

Universidade do Porto
Faculdade de Engenharia

**Aplicação de transformadas a contracções cíclicas dinâmicas
para aceder à fadiga muscular através do sinal mioeléctrico
de superfície.**

Realizado por:
Miguel Pais Matos Cunha

Orientador:
Professor Doutor Miguel Velhote Correia

Co-orientador
Professor Doutor João Paulo Vilas-Boas

Tese apresentada com vista à
obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica.

Março 2007

Agradecimentos

- ao Professor Doutor Miguel Velhote Correia pela condução exemplar durante todo o processo de realização deste trabalho, mas sobretudo pela compreensão e paciência para lidar com as dificuldades decorrentes da minha formação de base;

- ao Professor Doutor João Paulo Vilas-Boas pela disponibilidade manifestada ao longo de todo o tempo e pela autorização de utilização do Laboratório de Biomecânica do Desporto da FADE-UP e dos respectivos equipamentos;

- ao Professor Doutor José Soares pela autorização de utilização do Laboratório de Fisiologia do Desporto da FADE-UP e dos respectivos equipamentos;

- ao Mestre Eduardo Oliveira pela ajuda prestada durante a realização dos testes de consumo máximo de oxigénio;

- ao Engenheiro Pedro Gonçalves pelas dúvidas esclarecidas e pela ajuda prestada durante a recolha dos dados de electromiografia;

- ao Mestre Rui Moreira, pelos ensinamentos sobre a utilização do *software MatLab*;

- ao Professor José Santos e aos atletas Célio Sousa, Joaquim Sampaio, Tiago Machado e Virgílio Santos da Equipa de Ciclismo do Carvalhelhos-Boavista pela disponibilidade manifestada;

- ao Sr. Manuel Zeferino e aos atletas Afonso Azevedo, Bruno Lima e João Cabreira da Equipa de Ciclismo da Maia-Milaneza pela disponibilidade manifestada;

- e à minha esposa, Marilita, pelo incentivo e pelo tempo e atenção que lhe foi retirado.

Índice Geral

Agradecimentos	II
Índice Geral	III
Lista de Abreviaturas	V
Índice de Figuras	VI
Índice de Quadros	VIII
Resumo	IX
Abstract	X
1 – Introdução	1
2 – Revisão Bibliográfica	3
2.1 – Fadiga Muscular	3
2.1.1 – Definição e Manifestações Fisiológicas	3
2.1.2 – Etiologia	4
2.1.2.1 – Fadiga de Origem Central	4
2.1.2.2 – Fadiga de Origem Periférica	5
2.2 – Caracterização do Movimento de Pedalada	9
2.3 – EMG e Fadiga Muscular	11
2.4 – Processamento do Sinal de EMG	13
2.4.1 – Short-Time Fourier Transform (STFT)	15
2.4.1.1 – Estudos Já Realizados utilizando a STFT	16
2.4.2 – Wavelet Transform (WT)	17
2.4.2.1 – Estudos Já Realizados utilizando a CWT	19
2.4.3 – Wigner-Ville Distribution (WVD)	19
2.4.4 – Transformada de Classe Cohen e o Método do Kernel	21
2.4.4.1 – Estudos Já Realizados utilizando a Transformada de Classe Cohen (CWD)	25
2.4.5 – Cálculo da Frequência Mediana Instantânea e a Importância das Contracções Cíclicas	27
3 – Material e Métodos	30
3.1 – Caracterização da Amostra	30
3.2 – Procedimentos Metodológicos	30
3.3 – Material	31

3.4 – Processamento do sinal	32
4 – Apresentação e Discussão dos Resultados	34
4.1 – Análise dos Registos Mioeléctricos	34
4.2 – Comparação do Desempenho das Quatro Transformadas Aplicadas	42
4.3 – Análise da CWD Enquanto Indicador de Fadiga	47
5 – Conclusões	50
6 – Direcções Futuras	51
7 – Referências Bibliográficas	52

Lista de Abreviaturas

5-HT – Serotonina (5-hidroxitriptamina)
ADP – Adenosina-di-forfato
ATP – Adenosina-tri-fosfato
DFT – Transformada Discreta de *Fourier*
DWT – *Discrete Wavelet Transform*
CWD – *Choi-Williams Distribution*
CWT – *Continuous Wavelet Transform*
EMG – Electromiografia
IMDF – Frequência Mediana Instantânea
NADH – nicotinamida-adenina-dinucleótida-hidrogenada
Pi – Fosfato Inorgânico
PWVD – *Pseudo Wigner-Ville Distribution*
STFT – *Short-Time Fourier Transform*
SNC – Sistema Nervoso Central
SPWVD – *Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution*
TRP – Triptofano
WT – *Wavelet Transform*
WVD – *Wigner-Ville Distribution*

Índice de Figuras

Figura 1: <i>Wavelets</i> protótipo, respectivamente, <i>Gaussian Wavelet</i> e <i>Mexican Hat Wavelet</i>	18
Figura 2: <i>Kernel Choi-Williams</i>	24
Figura 3: Janela <i>Hanning</i>	32
Figura 4: <i>Morlet Wavelet</i>	33
Figura 5: Transformada SPWV, referente ao sujeito 6, ao músculo <i>tibialis anterior</i> e ao 6º e 7º momentos de recolha.	35
Figura 6: Transformada CWD, referente ao sujeito 1, ao músculo <i>gastracnemius caput mediale</i> e ao 6º momento de recolha.	35
Figura 7: Transformada CWD, referente ao sujeito 4, ao músculo <i>vastus lateralis</i> e ao 3º, 4º e 5º momentos de recolha.	37
Figura 8: Transformada CWD, referente ao sujeito 5, ao músculo <i>vastus lateralis</i> e ao 6º, 7º e 8º momentos de recolha.	37
Figura 9: Transformada CWD, referente ao sujeito 4, ao músculo <i>tibialis anterior</i> e ao 1º, 6º e 10º momentos de recolha.	39
Figura 10: Transformadas, respectivamente, CWD, SPWVD, STFT e CWT, referentes ao sujeito 4, ao músculo <i>gluteus maximus</i> e ao 8º momento de recolha.	42
Figura 11: Transformadas, respectivamente, CWD, SPWVD, STFT e CWT, referentes ao sujeito 7, ao músculo <i>vastus medialis</i> e ao 5º momento de recolha... ..	43
Figura 12: Transformada STFT, referente ao sujeito 2, ao músculo <i>tibialis anterior</i> e ao 3º momento de recolha.	45
Figura 13: Transformada STFT, referente ao sujeito 3, ao músculo <i>vastus medialis</i> e ao 4º momento de recolha.	45
Figura 14: Transformada CWD e SPWVD respectivamente, referente ao sujeito 1, ao músculo <i>gluteus maximus</i> e ao 3º momento de recolha.	46
Figura 15: Transformada CWD e SPWVD respectivamente, referente ao sujeito 2, ao músculo <i>vastus lateralis</i> e ao 6º momento de recolha.	46
Figura 16: Transformada CWD, referente ao sujeito 1, ao músculo <i>gluteus maximus</i> e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.	47
Figura 17: Transformada CWD, referente ao sujeito 2, ao músculo <i>vastus medialis</i> e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.	48

Figura 18: Transformada CWD, referente ao sujeito 4, ao músculo <i>gluteus maximus</i> e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.	48
Figura 19: Transformada CWD, referente ao sujeito 7, ao músculo <i>vastus medialis</i> e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.	48

Índice de Quadros

Quadro 1: Sequência de activação dos seis músculos considerados de acordo com o ângulo da pedaleira.	9
Quadro 2: Registos do sinal mioeléctrico por grupo muscular e por sujeito de acordo com a sua qualidade.	34
Quadro 3: Registos do sinal mioeléctrico por grupo muscular e por sujeito de acordo com a sua qualidade.	38
Quadro 4: Registos do sinal mioeléctrico por grupo muscular e por sujeito de acordo com a sua qualidade.	41

Resumo

Este trabalho situa-se no âmbito do estudo do sinal electromiográfico enquanto indicador de fadiga. Tem por principal objectivo comparar o desempenho de quatro transformadas distintas, Choi-Williams Distribution (CWD), Wigner-Ville Distribution (WVD), Short-Time Fourier Transform (STFT) e Wavelet Transform (WT) para se aceder à instalação da fadiga muscular em contracções cíclicas dinâmicas. Uma vez que em situações dinâmicas o sinal não se mantém estacionário, já que as frequências mudam continuamente ao longo do tempo, é necessário utilizar novas soluções que permitam o estudo de contracções dinâmicas, nas quais a força muscular e a posição dos segmentos corporais se modificam continuamente.

Sete ciclistas profissionais, provenientes de duas equipas, foram inicialmente sujeitos a um teste de consumo máximo de oxigénio para que posteriormente a carga fosse relativizada a cada um deles. O segundo teste foi constituído por uma avaliação electromiográfica da pedalada em cicloergómetro durante 30 minutos a 60% da carga máxima. Foram recolhidos sinais de electromiografia de três em três minutos dos seguintes grupos musculares: *gluteus maximus*, *vastus medialis*, *vastus lateralis*, *biceps femoris*, *gastrocnemius caput mediale* e *tibialis anterior*.

Os músculos que apresentaram um decréscimo na frequência de contracção foram o *gluteus maximus*, *vastus medialis* e o *vastus lateralis*. O registo dos restantes músculos foi muitas vezes imperceptível, ou apresentou grande variabilidade a nível do conteúdo de frequências. Das quatro transformadas analisadas, a CWD foi a que forneceu melhores resultados pois, para além de apresentar uma boa resolução no tempo e na frequência, eliminou a maioria dos termos cruzados e possibilitou a visualização da diminuição de frequência como resultado da instalação de um estado de fadiga.

Abstract

This work is in the extent of the study of the electromyographic signal as a fatigue index. It's main purpose is to evaluate the performance of four different transforms, Choi-Williams Distribution (CWD), Wigner-Ville Distribution (WVD), Short-Time Fourier Transform (STFT) e Wavelet Transform (WT), to access the instalation of a muscular fatigue state in cyclic dynamic contractions. Since in dynamic contractions the signal does not keep it stationarity, as the frequency content changes over time, it is necessary to use new solutions that allow the study of dynamic contractions in which muscular force and body segment position changes continuously.

The participants were seven professional cyclists from two teams. Firstly, they completed a maximum oxygen uptake test in order the load could be relative to each one of them. The second test was an electromyographic evaluation of the pedaling effort for 30 minutes at 60% of the maximum load. Every 3 minutes we collected the myoelectric signal of the following muscles: *gluteus maximus*, *vastus medialis*, *vastus lateralis*, *biceps femoris*, *gastracnemius caput mediale* and *tibialis anterior*.

The muscles that presented a frequency decrease were the *gluteus maximus*, *vastus medialis* and the *vastus lateralis*. The electromyogram of the remaining muscles presented great variability in the frequency content. Of the four transforms evaluated, CWD got the better results. This transform showed a good resolution both in time and frequency domains, reduced the cross terms and was able to track the shift in frequency to lower frequencies due to the instalation of a muscular fatigue state.

1 – Introdução

Desde os trabalhos pioneiros realizados por Du Bois e Duchenne no século XIX que a electromiografia (EMG) tem sido amplamente utilizada para estudar e caracterizar os movimentos humanos nas mais diversas situações. De acordo com Nigg e Herzog (1994), Du Bois Reymond (1818-1922) foi provavelmente o primeiro a descobrir e descrever que a contracção e a produção de força por parte do músculo esquelético estavam associados a sinais eléctricos com origem no próprio músculo, enquanto que Duchenne (1806-1875) foi o primeiro cientista a realizar uma investigação sistemática da função muscular usando a estimulação eléctrica.

Os primeiros estudos sobre a fadiga muscular que envolveram o processamento do sinal mioeléctrico foram realizados em contracções isométricas (Bonato e col., 2001 e Weir e col., 1998). Apesar da análise do sinal mioeléctrico recolhido em condições isométricas ter sido útil em numerosas aplicações, é necessário uma evolução de procedimentos e de ferramentas que permitam o processamento e análise do sinal em condições mais próximas das actividades quotidianas e que incluam movimento. Ou seja, são necessárias novas soluções que permitam o estudo de contracções dinâmicas nas quais a força muscular e a posição dos segmentos corporais se modifiquem ao longo do tempo.

É no âmbito do estudo do sinal electromiográfico, enquanto indicador de fadiga, que se situa este trabalho. Assim, o seu principal objectivo é a aplicação de quatro transformadas tempo-frequência a contracções cíclicas dinâmicas num contexto de índole desportivo. Em termos mais específicos pretende-se avaliar o desempenho de quatro transformadas de categorias diferentes para se aceder à instalação de um estado de fadiga durante a realização de um exercício de pedalada em cicloergómetro até à exaustão. Consequentemente, a sua motivação é alargar a aplicabilidade dos estudos do sinal mioeléctrico enquanto indicador de fadiga a contracções dinâmicas uma vez que estas predominam no contexto desportivo.

Este trabalho assume então particular importância uma vez que, tradicionalmente, o estudo do sinal electromiográfico enquanto indicador de fadiga tem estado associado a contracções musculares isométricas e isocinéticas.

Em termos estruturais, este trabalho encontra-se organizado em sete capítulos principais. No primeiro, Introdução, faz-se uma abordagem inicial à problemática em

questão, expõe-se o objectivo e o interesse do trabalho e faz-se uma breve antevisão do mesmo. No segundo capítulo, Revisão Bibliográfica, realiza-se uma análise ao estado actual do conhecimento neste domínio e procura-se justificar toda a implementação subsequente do trabalho. No terceiro capítulo, Material e Métodos, expõe-se toda a metodologia utilizada e o processamento dos dados efectuado. Já no quarto capítulo apresentam-se os dados recolhidos e faz-se uma discussão dos mesmos com base na literatura especializada consultada. No quinto capítulo destacam-se as principais conclusões retiradas da realização do trabalho. E, finalmente, no sexto capítulo, Direcções Futuras, referem-se as limitações que se foram deparando ao longo da realização deste trabalho, bem como possíveis formas de as solucionar.

2 – Revisão Bibliográfica

2.1 – Fadiga Muscular

2.1.1 – Definição e Manifestações Fisiológicas

A fadiga muscular é um fenómeno que se encontra associado à contracção muscular e que já vem sendo estudado há cerca de um século. De acordo com Ascensão e col. (2003) o volume de trabalhos publicados em torno desta temática parece conferir-lhe o estatuto de uma das áreas mais estudadas na fisiologia do exercício.

A capacidade para gerar movimento é uma característica de todos os animais, capacitando-os para o transporte de substâncias dentro do próprio corpo e para reagir apropriadamente a estímulos internos e externos. O músculo esquelético é o principal responsável pela génese do movimento animal e possui uma capacidade adaptativa que lhe permite reagir tanto a estímulos crónicos como a estímulos agudos. Segundo Enoka e Stuart (1992), o sistema neuromuscular quando submetido a um estímulo crónico (imobilização prolongada, treino ou envelhecimento) pode adaptar-se às exigências funcionais, quer em termos morfológicos, quer em termos funcionais. De um modo similar, pode também adaptar-se a alterações agudas associadas à actividade prolongada, das quais o fenómeno de fadiga é o mais conhecido.

Actualmente, a fadiga muscular é entendida como a incapacidade do músculo esquelético em gerar elevados níveis de força muscular, ou manter esses níveis no tempo (Ascensão e col., 2003), quer devido a uma diminuição do sinal de activação neurológico, ou a uma diminuição da funcionalidade das proteínas contrácteis (Maluf e Enoka 2005).

Para Enoka e Stuart (1992) e Davis e Bailey (1997), a fadiga é um conceito geral que implica uma diminuição da performance e que inclui tanto um aumento do esforço percebido para realizar uma determinada força, como uma eventual incapacidade para produzir essa força.

Segundo Ascensão e col. (2003) as manifestações de fadiga têm ainda sido associadas a um declínio da força muscular gerada durante e após exercícios máximos e sub-máximos; a uma incapacidade de manter uma determinada intensidade de exercício no tempo; a uma diminuição da velocidade de contracção; e a um aumento do tempo de relaxamento muscular.

2.1.2 – Etiologia

As causas da fadiga durante um exercício são numerosas e podem resultar de factores distintos desde os centros motores localizados no cérebro até à interacção da actina e da miosina na fibra muscular (Davis, 1995). Deste modo, o problema da fadiga apresenta-se complexo, pois pode resultar, tanto de alterações do próprio músculo esquelético (fadiga periférica), como de alterações da informação cerebral que chega ao músculo (fadiga central). Contudo, e apesar do crescente interesse sobre esta temática, que já se reporta há mais de um século, os agentes indutores de fadiga, bem como o seu mecanismos de actuação, ainda estão por identificar (Davis e Fitts, 2001 e Maluf e Enoka, 2005).

Deve-se ainda acrescentar que a causa e o grau de fadiga estão dependentes da duração, intensidade e natureza do exercício, da composição das fibras musculares, do nível de treino dos sujeitos, bem como de numerosos factores ambientais (Davis e Fitts, 2001 e Maluf e Enoka 2005).

2.1.2.1 – Fadiga de Origem Central

A fadiga central foi definida por Davis e Bailey (1997) como uma influência central negativa, mesmo tendo em conta os elevados índices de motivação do sujeito para a realização da tarefa proposta. Ou seja, mais objectivamente trata-se de uma força gerada através de uma contracção muscular voluntária que é inferior à produzida através de estimulação eléctrica.

De acordo com Davis e Bailey (1997), a diminuição da acção do Sistema Nervoso Central (SNC) sobre o motoneurónio pode resultar de:

- 1) uma redução dos impulsos descendentes córtico-espinais que chegam ao motoneurónio e/ou
- 2) uma diminuição da excitabilidade do motoneurónio devido a um *feedback* muscular.

As provas existentes parecem sugerir que o *feedback* inibitório é a hipótese mais plausível. Esta inibição das taxas de disparo dos motoneurónios poderá resultar de um mecanismo de *feedback* reflexo proveniente dos mecanorreceptores ou de terminações nervosas tipo III ou IV, que são sensíveis aos metabolitos musculares que se acumulam durante o exercício (Davis e Bailey, 1997).

Recentemente, o papel de alguns neurotransmissores, como a serotonina [5-hidroxitriptamina (5-HT)], a dopamina e a acetilcolina, tem sido alvo de variados estudos no sentido de se explicar a fadiga do SNC durante o exercício.

Blomstrand (2006) e Davis e Bailey (1997), referem que o aumento das concentrações de 5-HT cerebral diminui a função do SNC durante o exercício prolongado e, por conseguinte, diminui a performance motora. O aumento da síntese de 5-HT cerebral ocorre como resposta a um aumento das concentrações plasmáticas e cerebrais de triptofano (TRP), que é um aminoácido que estimula a síntese de 5-HT.

A dopamina foi o primeiro neurotransmissor a ser investigado no que diz respeito à fadiga central devido ao uso de anfetaminas por parte dos atletas para melhorar o desempenho (Davis e Bailey, 1997). O metabolismo da dopamina aumenta com o exercício físico no hipotálamo e em outras regiões cerebrais. Vários estudos em animais, citados por Davis e Bailey (1997), confirmam a importância do aumento das concentrações de dopamina quer no atraso do aparecimento da fadiga, quer na melhoria do desempenho, devido à sua capacidade em inibir a síntese de 5-HT cerebral.

A acetilcolina é o neurotransmissor mais onnipresente do corpo humano. Síntese, libertação e captação são processos fundamentais para a produção de força muscular. Tal como a 5-HT, a síntese de acetilcolina está dependente do seu precursor, a colina. Davis e Bailey (1997) referem que a fadiga durante exercício prolongado poderá ser iniciada por uma redução das concentrações de acetilcolinesterase, que leva consequentemente à depleção das concentrações de colina.

A fadiga do SNC durante o exercício, considerando qualquer uma das hipóteses enunciadas por Davis e Bailey (1997) e descritas anteriormente, leva a uma menor eficiência no seu funcionamento e, por conseguinte, a uma menor capacidade de gerar e transmitir impulsos. O que, por sua vez, vai causar uma diminuição na frequência de contracção muscular.

2.1.2.2 – Fadiga de Origem Periférica

A nível periférico, a fadiga muscular pode resultar de uma ou várias falhas a nível dos processos fisiológicos que vão desde a junção neuromuscular, à propagação do potencial de acção através da membrana do músculo e dos túbulos T, à libertação do cálcio do retículo sarco-plasmático, à ligação do cálcio à troponina C, às interacções entre a actina e a miosina durante o ciclo das pontes cruzadas e à recapturação do cálcio

pelo retículo sarco-plasmático através das bombas de cálcio adenosina-tri-fosfato (ATP) dependentes (Binder-Macleod e Russ, 1999). Todos estes mecanismos realçam a natureza complexa e multifactorial da fadiga. Contudo, Davis e Fitts (2001) assinalam que os principais locais de instalação de fadiga têm sede no próprio músculo e geralmente não envolvem os nervos periféricos ou a junção neuro-muscular.

ATP e fadiga

Os níveis celulares de ATP têm de ser mantidos para se evitar a fadiga uma vez que este substrato é a primeira fonte de energia para a produção de força pelas pontes cruzadas da miosina (Davis e Fitts 2001). O ATP é ainda necessário para o funcionamento da bomba de sódio e potássio, para a estabilização dos canais de libertação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático e para a recapturação do cálcio pelo retículo sarcoplasmático. Contudo, segundo Davis e Fitts (2001), é improvável que existam níveis extremamente baixos de ATP uma vez que: as análises realizadas sobre as concentrações, mais baixas, pós-fadiga de ATP revelam que estas ainda são cerca de 100 vezes mais elevadas do que a necessária para a total activação das pontes cruzadas; vários níveis de fadiga estão geralmente associados a concentrações equivalentes de ATP e fosfocreatina; e as concentrações celulares de ATP raramente decrescem para valores inferiores a 60 a 70% dos registados antes do exercício.

Green (2004) confirma que apesar de se verificarem limitações na produção de ATP, quer pela glicólise, quer pela fosforilação oxidativa, durante a actividade muscular voluntária intensa, este não parece ser um factor que diminua as concentrações de ATP.

Cálcio e fadiga

Aparentemente a instalação de fadiga envolve processos que acontecem depois da despolarização do sarcolema e da membrana dos túbulos-T.

Dado que as concentrações de cálcio nas fibras musculares são reguladas pelo retículo sarcoplasmático, é possível afirmar que este organelo está intimamente associado aos processos de contração e relaxamento muscular. Assim, qualquer alteração na sua funcionalidade poderá ter efeito sobre a produção de força muscular.

Segundo alguns autores (Allen e col., 1995, Green, 1995) as concentrações de cálcio no sarcoplasma diminuem com a fadiga. Esta redução da concentração de cálcio

com a actividade repetida está seguramente associada a uma diminuição da funcionalidade do retículo sarcoplasmático.

As alterações na recaptção do cálcio por parte do retículo sarcoplasmático também desempenham um papel fundamental na função contráctil. Assim, uma diminuição da recaptura de cálcio durante uma estimulação repetida também diminui a sua libertação devido a uma diminuição da concentração de cálcio nas cisternas terminais. Green (1995) refere que se verifica uma diminuição da recaptura de cálcio após um exercício intenso e prolongado, sendo esta diminuição devida a alterações da enzima Ca^{2+} -ATPase. Como esta enzima realiza o transporte activo dos iões em causa, a sua actuação está dependente de produtos resultantes da hidrólise do ATP. Deste modo elevadas concentrações de adenosina-di-forfato (ADP) e fosfato inorgânico (Pi) reduzem a actividade da Ca^{2+} -ATPase e, consequentemente, a recaptura do cálcio.

Finalmente, há a salientar que em exercícios contínuos com elevadas frequências de estimulação poderá haver uma diminuição da propagação do potencial de acção para o túbulo-T devido a uma redução do funcionamento da bomba de sódio e potássio, que leva à acumulação de Na^+ dentro da fibra muscular e K^+ fora e, consequentemente, a uma alteração do gradiente eléctrico da célula (Davis e Fitts, 2001). Se existe uma diminuição da magnitude do potencial de acção, a libertação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático não vai ser suficiente (Green, 1995).

Depleção energética e fadiga

A depleção de glicogénio muscular e hepático tem sido associada à instalação de fadiga em exercícios prolongados (Davis e Fitts 2001). Assim, estes autores sugerem que dietas ricas em hidratos de carbono, bem como a ingestão de bebidas com hidratos de carbono durante o exercício podem atrasar a fadiga uma vez que aumentam a disponibilidade destes nutrientes. Contudo, Davis e Fitts (2001), referem que o mecanismo através do qual a depleção de glicogénio causa fadiga ainda não é conhecido. Estes autores afirmam então que existe uma possibilidade de ser necessária uma certa quantidade de glicogénio muscular para haver uma produção de nicotinamida –adenina-dinucleótida-hidrogenada (NADH) e transporte de electrões; ou então, que o metabolismo do glicogénio seja necessário para a manutenção da oxidação das gorduras, uma vez que, possivelmente, alguns intermediários do ciclo de Krebs necessitam de um nível mínimo de metabolismo do glicogénio.

pH, Pi e fadiga

A acidose metabólica induzida pelo exercício físico tem sido referida como um possível agente indutor de fadiga, sobretudo em exercícios de curta duração e alta intensidade. A rápida dissociação do ácido láctico em lactato e H^+ , com consequente diminuição do pH, parece ser uma das principais causas de fadiga periférica.

Este ião, para além de inibir a actividade da ATPase actomiosínica e, consequentemente, a hidrólise do ATP, é ainda responsável pela (Davis e Fitts, 2001): inibição da fosfofrutoquinase e, consequentemente, da glicólise; competição com o cálcio pelos locais de ligação na troponina C; e inibição da ATPase do retículo sarcoplasmático, diminuindo a taxa de recaptação do cálcio e subseqüentemente a sua libertação

Contudo, Westerblad e col. (2002) afirmam que a acidose tem um efeito directo reduzido na produção de força isométrica, na velocidade de encurtamento muscular e na taxa de dissociação do glicogénio. Assim sendo, estes autores sugerem que a influência exercida pela acidose seja indirecta. Suportando as afirmações dos autores acima referidos, Allen (2004) refere que praticamente não se verificou alteração no nível de pH em repetidas contracções tetânicas.

Relativamente à acumulação de Pi, é de extrema importância conhecer-se a sua concentração em repouso, uma vez que parece existir uma relação linear entre a força e o logaritmo da concentração de Pi. Ou seja, pequenas alterações em concentrações relativamente baixas de Pi poderão induzir uma diminuição substancial de força. Allen e col. (1995) citam vários estudos que concluíram que as concentrações de Pi são mais elevadas em fibras lentas do que em fibras rápidas, o que sugere que o efeito do Pi durante a fadiga será mais elevado em fibras rápidas.

A concentração de Pi aumenta durante a contracção muscular e pode causar fadiga inibindo directamente a hidrólise do ATP, o que leva a uma diminuição da força máxima. Já Westerblad e col. (2002) referem que a acumulação de Pi pode reduzir o número de pontes cruzadas em exercícios em que é necessária uma elevada produção de força, comportando-se assim como um factor que pode induzir fadiga muscular.

A nível periférico a fadiga muscular manifesta-se no electromiograma devido à diminuição da funcionalidade do retículo sarcoplasmático. Ou seja, esta estrutura não é capaz de libertar e recaptar o cálcio com tanta rapidez pelo que o movimento de iões

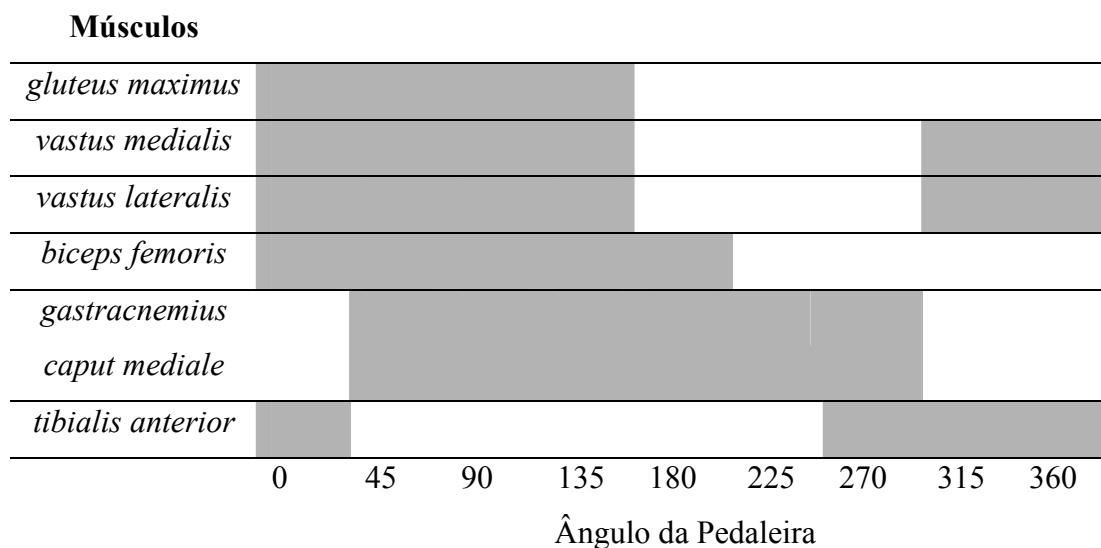
captado pelo electromiógrafo é menor, o que leva a uma diminuição na frequência de contração.

2.2 – Caracterização do Movimento de Pedalada

Em movimentos cíclicos e contínuos (corrida, natação e ciclismo) os padrões de activação muscular, obtidos através do sinal mioeléctrico, são repetidos no tempo se as condições de realização da tarefa forem constantes. No ciclismo, uma vez que a bicicleta constringe a acção do membro inferior, torna-se ainda mais fácil repetir estes padrões cinemáticos (Ryan e Gregor, 1992).

Um ciclo completo de pedalada compreende uma revolução de 360°, iniciando-se no ponto em que o pedal se encontra na posição mais elevada (*Top Dead Center*). A fase propulsiva corresponde aos primeiros 180° do movimento (primeiro e segundo quadrante) e é seguida pela fase de recuperação (180 a 360° - terceiro e quarto quadrante). Estas duas fases encontram-se separadas pelo ponto no qual o pedal se encontra na posição mais baixa (*Bottom Dead Center*).

No quadro 1 encontram-se resumidos os tempos de activação dos seis grupos musculares considerados.



Quadro 1: Sequência de activação dos seis músculos considerados de acordo com o ângulo da pedaleira.

Segundo Jorge e Hull (1986) e Ryan e Gregor (1992) o *gastracnemius caput mediale* está activo entre os 45° e os 270°, apresentado o seu pico de activação aos $106,9^\circ \pm 14,1^\circ$ e cuja actividade se prolonga pela fase de recuperação.

Por sua vez *tibialis anterior* tem o seu pico de activação no quarto quadrante do ciclo de pedalada aos $318,5^\circ \pm 65,7^\circ$. A sua actividade prolonga-se entre os 270° e os 45° [Ryan e Gregor (1992), Ericson e col. (1985) e Jorge e Hull (1986)]. Jorge e Hull (1986), constataram que a actividade do *gastracnemius caput mediale* começa alguns graus após o *tibialis anterior* ter terminado a sua actividade e que termina a sua actividade imediatamente antes do *tibialis anterior* entrar em acção, ou seja, estes músculos trabalham em regiões opostas do ciclo da pedalada.

Na região anterior da coxa, Ryan e Gregor (1992) constataram que o *vastus lateralis* e *vastus medialis* possuem uma actividade sincronizada, cujos picos de activação ocorrem aos $24,9^\circ \pm 27,6^\circ$ e $29,4^\circ \pm 25,8^\circ$ respectivamente. Estas porções musculares apresentam ainda padrões de activação relativamente imutáveis, daí que a sua variabilidade seja bastante reduzida. Estão activos entre os 315° e os 135° [Ryan e Gregor (1992) e Jorge e Hull (1986)]. Ericson e col. (1985) constataram que estas duas porções musculares da região anterior da coxa são de extrema importância para a propulsão no movimento de pedalada uma vez que o seu nível de activação foi bastante elevado.

Relativamente ao *biceps femoris*, Ryan e Gregor (1992) observaram dois padrões de actividade distintos. Num primeiro padrão este músculo apresentou um pico de actividade no início da fase propulsiva ($51,5^\circ \pm 36^\circ$), seguido de uma diminuição de actividade durante todo o restante ciclo da pedalada. No segundo padrão de actividade, o bicípite femural apresentou um pico de activação no final da fase propulsiva ($112,2^\circ \pm 18,2^\circ$), seguido de uma diminuição de actividade até a um mínimo durante a última metade da recuperação (270-360°). Jorge e Hull (1986) também observaram que este músculo possui um pico de actividade no segundo quadrante e que tem uma actividade muito reduzida no terceiro e quarto quadrante. Ericson e col. (1985) referiram que o *biceps femoris* apresentou uma actividade bastante reduzida apesar de estar activo durante um longo período do ciclo de pedalada.

Para o *gluteus maximus*, Ryan e Gregor (1992), observaram um pico de actividade durante a fase propulsiva aos $55,4^\circ \pm 12,7^\circ$. Esta actividade diminui para

valores mínimos após os 90°, mantendo-se assim até próximo dos 360°. Jorge e Hull (1986) constataram que este músculo está activo entre 0° e 110°. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por Ericson e col. (1985) que afirmam que este músculo está activo nos primeiros 180° do movimento, estando por isso em concordância com a sua função de extensor da anca.

2.3 – EMG e Fadiga Muscular

De acordo com Basmajian e De Luca (1985), a electromiografia (EMG) é o estudo da função muscular através da análise do sinal eléctrico produzido pelo músculo. De Luca (1997) refere que a electromiografia permite um acesso facilitado a processos fisiológicos que originam a produção de força e a génese do movimento por parte do músculo e que acompanham as inúmeras funções que nos permitem interagir com o mundo à nossa volta. O sinal mioeléctrico é então a manifestação eléctrica da activação neuromuscular associada ao músculo em contracção.

O sinal mioeléctrico é extremamente complexo e é afectado pelas propriedades anatómicas e fisiológicas do músculo, pelo esquema de controlo do sistema nervoso central e pela instrumentação utilizada para o detectar (Basmajian e De Luca 1985). Este sinal está dependente do tempo e resulta do somatório dos sinais das várias unidades motoras captadas pelos eléctrodos. No que se refere à amplitude, o sinal mioeléctrico adquire alternadamente valores positivos e negativos entre os 0,01 e os 5 mV. Relativamente à frequência, a gama de maior energia situa-se entre os 20 e os 500Hz. Finalmente o sinal mioeléctrico caracteriza-se pela não estacionaridade, ou seja, as suas características de amplitude e frequência não se mantêm ao longo do tempo, e pela arbitrariedade, o que significa que em contracções idênticas e com os mesmos constrangimentos o sinal não se repete.

A EMG de superfície possui várias aplicações que decorrem do tipo de processamento realizado sobre o sinal mioeléctrico. No domínio do tempo o processamento do sinal mioeléctrico é relativamente simples e permite retirar informação relativamente ao tempo de activação, duração das contracções musculares e sequência de activação muscular em tarefas mais complexas e nas quais estão envolvidos vários grupos musculares. Já no domínio das frequências o processamento do sinal mioeléctrico é bastante mais complexo e permite retirar informação relativamente à fadiga muscular.

Relativamente ao sinal mioeléctrico enquanto indicador de fadiga, tanto Weir e col. (1998) como De Luca (1997) referem que a modificação do sinal electromiográfico ao longo de uma contracção permite determinar o índice de fadiga e descrever o aparecimento de um estado de fadiga ao longo do tempo, enquanto os músculos estão envolvidos na tarefa em questão.

Frequência e amplitude do sinal mioeléctrico têm sido os parâmetros electromiográficos mais utilizados para estudar a fadiga muscular com o decorrer do exercício físico, uma vez que se constata que a frequência tende a desviar-se para valores mais reduzidos e a amplitude do sinal tende a aumentar.

De acordo com Bonato e col. (1996) a alteração espectral para frequências mais baixas verificada nestas contracções resulta de uma redução progressiva da velocidade de condução da fibra muscular e de variações na distribuição espacial da despolarização na fibra muscular. A amplitude do sinal electromiográfico tende a aumentar uma vez que com a instalação progressiva de um estado de fadiga são necessárias mais unidades motoras e/ou melhorar a sua sincronização para realizar a mesma tarefa (Potvin, 1997).

No entanto a maioria dos estudos sobre a fadiga muscular que envolveram o processamento do sinal mioeléctrico foram realizados em contracções isométricas, uma vez que o comprimento muscular, a velocidade do movimento e a força exercida se encontram controladas (Potvin, 1997). Esta abordagem inicial baseou-se no pressuposto de que o sinal mioeléctrico recolhido nestas condições pode ser considerado como um sinal estacionário e estocástico, com distribuição de amplitude gaussiana e média igual a zero (Basmajian e De Luca, 1985). Estes autores referem ainda que para este pressuposto ser válido é necessário que as janelas de observação tenham uma duração entre 0,5 e 2 segundos.

Nestas condições a frequência mediana ou a frequência média são utilizadas para constatar a alteração espectral resultante do processo de instalação de fadiga. Ou seja, o acesso à fadiga muscular localizada durante uma contracção é realizado através da medição da compressão do conteúdo das frequências do sinal electromiográfico para frequências mais baixas. A frequência mediana e a frequência média são usualmente estimadas através da aplicação da transformada discreta de *Fourier* (DFT).

Em situações dinâmicas não se pode assumir que o sinal se mantém estacionário, uma vez que as frequências mudam continuamente ao longo do tempo. A não estacionaridade do sinal depende da acumulação de metabolitos (não estacionaridade

lenta) e da biomecânica da tarefa realizada (não estacionaridade rápida). Verifica-se ainda que a frequência do sinal mioeléctrico pode sofrer alterações devido à variação do comprimento do músculo, variação da produção de força e deslocamento dos eléctrodos relativamente às fibras musculares activas. Karlsson e col. (2003) acrescentam ainda que devido à variação na produção de força e à variação no ângulo da articulação podem ainda existir alterações: no número de unidades motoras activas, nas taxas de disparo das unidades motoras, na geometria entre as fibras musculares activas e os eléctrodos, na geometria entre a zona de inervação e o tendão e no comprimento das fibras musculares. Assim sendo, o estudo das frequências do sinal mioeléctrico em condições dinâmicas deve utilizar métodos que sejam apropriados para o processamento de sinais não estacionários.

Deste modo, quando são aplicadas as técnicas clássicas de cálculo de frequência é necessário garantir a estacionaridade do sinal o que, para além de causar dificuldades, limita a aplicabilidade destes métodos a condições isométricas e de força constante. Assim, Bonato e col. (1996) referem que para se estender a aplicabilidade clínica dos estudos sobre fadiga muscular a áreas tão importantes e diversas como o desporto e a reabilitação médica é necessário adoptar técnicas de estimação espectral capazes de lidar com sinais não estacionários.

Karlsson e col. (2000) referem também que as alterações espectrais verificadas em sinais mioeléctricos estão relacionadas com a não estacionaridade do sinal e também com a variância intrínseca devido à natureza aleatória do sinal (descargas irregulares das unidades motoras activas). Acrescentam ainda que, assim sendo, a DFT, bem como outros métodos clássicos de processamento de sinal poderão não ser apropriados para a análise de sinais mioeléctricos em contracções dinâmicas.

2.4 – Processamento do Sinal de EMG

Uma análise de tempo-frequência é extremamente importante e rica no seu conteúdo uma vez que fornece informação relativamente às frequências existentes num dado sinal, bem como à sua localização temporal. De acordo com Cohen (1995) o objectivo de uma análise tempo-frequência é descrever a evolução temporal das frequências que compõem um determinado sinal, ou seja, é descrever a densidade da energia de um sinal simultaneamente no tempo e na frequência.

Existem vários procedimentos para se realizar uma análise tempo-frequência dos quais se destacam os referidos por Karlsson e col. (2000) e Cohen (1995): Choi-Williams Distribution (CWD), Wigner-Ville Distribution (WVD), e Short-Time Fourier Transform (STFT); e o referido por Karlsson e col. (2000): Wavelet Transform (WT).

Auger e col. (2005) classificam as análises tempo-frequência em duas categorias principais. A primeira, que engloba a STFT e a WT, é designada por decomposição atómica ou representação linear tempo-frequência, pois decompõe o sinal nos seus componentes elementares (átomos) que deverão estar bem localizados no tempo e na frequência, sendo, desta forma, transformadas lineares do sinal. A segunda, que engloba a CWD e a WVD, é designada por distribuição de energia uma vez que a energia do sinal é distribuída pelas variáveis tempo e frequência, sendo, deste modo, transformadas quadráticas do sinal.

Para esta segunda categoria de análises tempo-frequência parte-se do princípio que a energia do sinal pode ser deduzida quer a partir do quadrado do módulo do sinal propriamente dito, quer a partir do quadrado do módulo da sua transformada de *Fourier*,

$$E_x = \int |x(t)|^2 dt = \int |Xf|^2 dv$$

Desta forma, $|x(t)|^2$ e $|Xv|^2$, podem ser interpretadas como densidades de energia, respectivamente no tempo e na frequência. Assim sendo, segundo Auger e col. (2005), é com naturalidade que surge uma densidade conjunta entre tempo e frequência $\rho_x(t, v)$,

$$E_x = \iint \rho_x(t, f) dt dv$$

Estes autores referem ainda que as distribuições de energia devem possuir a seguinte propriedade:

$$\begin{aligned} \int \rho_x(t, f) dt &= |Xf|^2 \\ \int \rho_x(t, f) df &= |x(t)|^2 \end{aligned}$$

ou seja, quando se integra a densidade da energia tempo-frequência ao longo de uma das variáveis deve obter-se a densidade de energia na outra variável.

2.4.1 – Short-Time Fourier Transform (STFT)

Esta metodologia tem sido a mais amplamente utilizada ao longo dos tempos para o estudo de sinais não estacionários de origem biológica.

A ideia que suporta este método é extremamente simples e engenhosa. Consiste em dividir o sinal em pequenas porções de tempo sucessivas e realizar uma transformada de *Fourier* em cada uma das porções consideradas de forma a determinar a evolução das frequências ao longo do tempo. Deste modo pode-se assumir que nestas porções de tempo o sinal de EMG é estacionário. Deve-se contudo salientar que na STFT as propriedades do sinal a analisar são misturadas com as propriedades da janela de observação escolhida.

Para se estudar as propriedades dum sinal num tempo t , mantém-se o sinal nesse tempo e elimina-se o sinal nos outros tempos. Este procedimento é realizado através da multiplicação do sinal, por uma janela de análise, $h(t)$, centrada em t , para produzir o sinal modificado,

$$s_t(\tau) = s(\tau) h(\tau - t)$$

O sinal modificado é então função de dois tempos. Um tempo fixo para o qual se está a calcular a STFT, t , e o intervalo de tempo da janela, τ .

As características da janela de análise devem permitir que o sinal se mantenha inalterado na vizinhança de t e seja suprimido para tempos longe de t . Ou seja,

$$s_t(\tau) \sim \begin{cases} s(\tau) & \text{para } \tau \text{ perto de } t \\ 0 & \text{para } \tau \text{ afastado de } t \end{cases}$$

O espectro de tempo-frequência $S(t, f)$ da STFT é dado pela seguinte equação:

$$S(t, f) = 1/\sqrt{2\pi} \int e^{-j f \tau} s_t(\tau) d\tau = 1/\sqrt{2\pi} \int e^{-j f \tau} s(\tau) h(\tau - t) d\tau$$

No entanto, esta metodologia apresenta um problema que limita a sua aplicação em contracções dinâmicas. Segundo Bonato e col. (1996) quanto mais pequena for a porção de tempo considerada para análise, menor será a resolução da frequência na distribuição tempo-frequência. Estes autores consideram que a janela de tempo mínima

a observar é de 500 ms, o que demonstra que esta metodologia poderá não ser a mais indicada para processar sinais mioeléctricos de contracções dinâmicas, uma vez que na maioria dos casos a duração destes sinais é inferior a 500 ms. Cohen (1995) refere que quanto menor é a janela de tempo considerada maior é o desvio padrão da estimativa de frequência e, por conseguinte, mais difícil é determiná-la. Auger e col. (2005) suportam estas afirmações uma vez que referem que a STFT pode permitir, por um lado, uma boa resolução temporal desde que seja utilizada uma janela de análise $h(t)$ de curta duração, e por outro uma boa resolução em frequência quando se utiliza uma janela de análise $h(t)$ de longa duração.

2.4.1.1 – Estudos Já Realizados utilizando a STFT

MacIsaac e col. (2001) realizaram um estudo cujo principal objectivo foi verificar se a frequência média seria um indicador de fadiga robusto em contracções dinâmicas. Estes autores recolheram sinais de EMG do músculo *biceps brachii* numa tarefa cíclica de flexão e extensão da articulação do cotovelo. Foi utilizada uma STFT com janela de observação de 0,5 segundos. Os resultados revelam uma diminuição da frequência média na ordem dos 20% tanto em contracções isométricas como em contracções dinâmicas. Estes autores concluíram então que o cálculo da frequência média através do uso da STFT pode ser encarado como um indicador de fadiga uma vez que a transformada conseguiu detectar a diminuição da frequência, desde que a amplitude de movimento se mantenha constante.

Mais recentemente Clancy e col. (2005) realizaram um estudo cujo objectivo foi analisar o sinal mioeléctrico durante uma contracção cíclica de uma tarefa de agarrar um dinamómetro. Os sujeitos tiveram de agarrar e largar o dinamómetro durante 90 minutos. A cada 15 minutos havia uma paragem de 2 minutos para se recolher o sinal de EMG numa contracção padronizada. Foram recolhidos sinais de EMG do músculo *flexor digitorum superficialis* e do músculo *extensor carpi radialis*. Estes autores estimaram a frequência mediana e a frequência média utilizando a STFT e concluíram que as estimativas da frequência média são mais susceptíveis ao ruído do que as estimativas da frequência mediana e que as janelas de observação deverão ser o mais longas possível.

2.4.2 – Wavelet Transform (WT)

A teoria das *wavelets* foi desenvolvida recentemente, como uma alternativa de análise tempo-frequência de sinais não estacionários. Segundo Rioul e Vetterli (1991) a teoria das *wavelets* permite um enquadramento conjunto de numerosas técnicas que foram desenvolvidas de forma independente para variadas aplicações de processamento de sinal. De facto a teoria das *wavelets* abrange uma ampla área de aplicação uma vez que permite a análise tanto de situações contínuas como de situações discretas.

Particularizando, a Wavelet Transform (WT) apresenta um especial interesse na análise e processamento de sinais não estacionários uma vez que suprime as lacunas apresentadas pela STFT. Ou seja, enquanto que a STFT utiliza apenas uma única janela de análise, a WT utiliza janelas de pequena dimensão a frequências elevadas e janelas longas a frequências reduzidas, ultrapassando desta forma o problema da resolução, quer a nível temporal, quer a nível das frequências.

Em termos práticos a WT realiza uma decomposição do sinal numa série de funções de base, denominadas *wavelets*, que são obtidas através de dilatações e contracções (escala) de uma *wavelet* protótipo. A *wavelet* protótipo pode ser vista como um filtro passa-banda assim como as *wavelets* uma vez que são versões à escala da *wavelet* protótipo (Rioul e Vetterli, 1991).

Por outras palavras, Hostens e col. (2004) referem que a ideia básica da teoria das *wavelets* consiste em expressar um sinal como uma combinação linear de *wavelets* obtidas através de uma dilatação ou contracção de uma *wavelet* protótipo. Deste modo, a decomposição do sinal fornece um conjunto de coeficientes denominados coeficientes das *wavelets*. O sinal pode então ser reconstruído através de uma reconstrução linear das funções *wavelet* tendo em consideração os respectivos coeficientes.

Existem vários tipos de WT cuja escolha deve depender das características do sinal a ser processado e analisado. Quando o sinal a analisar é contínuo no tempo, os parâmetros do tempo e da escala deverão também ser contínuos, conduzindo à *Continuous Wavelet Transform* (CWT). Por oposição, quando a WT é definida para sinais discretos no tempo conduz à *Discrete Wavelet Transform* (DWT).

Uma vez que, através da literatura consultada, se verificou que no processamento de sinais mioeléctricos a CWT foi a metodologia mais utilizada, a apresentação subsequente apenas faz referência a esta transformada.

Quando é aplicado um factor de escala a uma função $f(t)$:

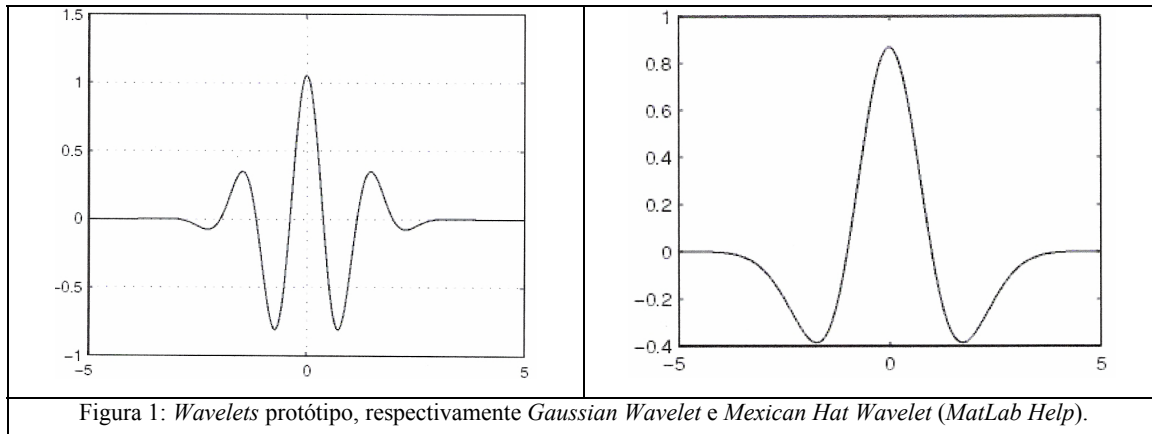
$$f(t) \rightarrow f(at), \text{ sendo } a > 0$$

Deste modo a CWT pode ser escrita da seguinte forma:

$$CWT_x(\tau, a) = 1/\sqrt{a} \int x(t) h^* [(t - \tau)/a] dt$$

Em que $a > 0$ representa o factor de escala e τ o atraso no tempo. Da equação anterior depreende-se que quando o factor de escala apresenta valores muito elevados ($a > 1$), a resposta impulsional do filtro $h^* [(t - \tau)/a]$ vai ser dispersa ao longo do tempo, analisando desta forma as baixas frequências. Da mesma forma, quando o factor de escala apresenta valores reduzidos ($a < 1$), a resposta impulsional do filtro $h^* [(t - \tau)/a]$ vai estar concentrada, o que a torna útil para a análise das componentes de alta frequência. Ou seja, tal como nos mapas geográficos, uma grande escala permite visões globais enquanto que uma escala pequena permite visões mais detalhadas.

A figura 1 apresenta duas das janelas mais conhecidas e utilizadas na análise tempo-frequência através da CWT.



Num estudo comparativo Karlsson e col. (2000) concluíram que a CWT foi a mais eficaz na análise relativamente às outras transformadas consideradas, que não necessita de nenhuma função de suavização mas que em termos computacionais se pode tornar ineficiente.

2.4.2.1 – Estudos Já Realizados utilizando a CWT

Houstens e col. (2004) desenvolveram um estudo em que um dos objectivos era validar a CWT na detecção de fadiga muscular por comparação com a STFT. Para tal os sujeitos que constituíram a amostra realizaram contracções dinâmicas cíclicas dos músculos flexores do cotovelo, com uma carga de 15% da contracção máxima voluntária isométrica, entre os 70 e os 110° e a uma velocidade de 33,33°/s. Foram recolhidos sinais de EMG do *biceps brachii*. Estes autores concluíram que, desde que seja escolhida a mesma janela temporal, a CWT e a STFT proporcionam a mesma quantidade de informação, uma vez que não foram encontradas diferenças significativas entre as duas técnicas.

Karlsson e col. (2003) realizaram um estudo piloto no qual os sujeitos da amostra tiveram que realizar cem extensões da articulação do joelho num dinamómetro isocinético. Cada ciclo demorava dois segundos, com um segundo de contracção activa e um segundo de contracção passiva. Foram recolhidos sinais de EMG dos músculos *vastus lateralis*, *vastus medialis* e *rectus femoris*. A frequência mediana instantânea foi calculada com base na CWT. Os resultados obtidos revelaram diferenças estatisticamente significativas para os três músculos em questão entre as três primeiras contracções e as últimas vinte.

2.4.3 – Wigner-Ville Distribution (WVD)

Esta metodologia foi a primeira tentativa para se realizar uma análise conjunta de tempo e frequência, tendo-se tornado uma das mais utilizadas.

O espectro de tempo-frequência $WV(t,f)$ da transformada de Wigner-Ville é dado pela seguinte equação:

$$WV(t,f) = \int s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi f\tau} d\tau$$

onde,

$s(t)$	realização do processo estocástico em consideração
$s^*(t)$	conjugado complexo
t	tempo
f	frequência
τ	atraso do tempo

De acordo com Auger e col. (2005), esta distribuição satisfaz um elevado número de propriedades matemáticas entre as quais se destacam o facto de apresentar sempre valores reais, de preservar as translações no tempo e na frequência e de ser possível integrar a densidade da energia tempo-frequência ao longo de uma das variáveis e obter-se a densidade de energia na outra variável.

Para se obter o espectro de tempo-frequência $WV(t,f)$ num dado tempo, t , é realizada uma multiplicação de uma porção do sinal imediatamente antes, com uma porção do sinal imediatamente a seguir. Sendo que a porção de tempo passada e a porção de tempo futuro são iguais. Segundo Cohen (1995) esta característica do espectro de tempo-frequência $WV(t,f)$ assume particular importância nomeadamente no que se refere ao ruído. Se se imaginar um sinal de duração finita com ruído presente apenas num pequeno período de tempo, ao realizar-se a transformada de Wigner-Ville o ruído vai estar presente num período de tempo bem mais alargado. Ou seja, vai haver uma disseminação do ruído no tempo.

Auger e col. (2005) corroboram estas afirmações, uma vez que ao aplicarem uma transformada Wigner-Ville a um sinal com efeito de doppler, demonstraram que apesar de os termos do sinal estarem bem localizados no plano tempo-frequência, existiam outros termos (termos de interferência) em localizações de tempo e frequência nas quais a energia deveria ser nula.

De acordo com Karlsson e col. (2000) para um sinal $s(t)$ com N pontos, a transformada de Wigner-Ville apresenta um espectro com N termos e $N(N - 1)/2$ termos de interferência. Estes termos de interferência são independentes da distância tempo-frequência entre os termos representados no espectro, o que, em algumas aplicações, pode levar à sobreposição do sinal com os termos de interferência. Daí que esta transformada não seja particularmente ajustada à análise de sinais com vários componentes.

Pseudo Wigner-Ville Distribution (PWVD)

A PWVD é dada pela seguinte equação:

$$PWV(t,f) = \int h(\tau) s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi f\tau} d\tau$$

em que, $h(\tau)$ é uma função que permite uma suavização na frequência relativamente à WVD. Desta forma os termos de interferência são atenuados na frequência quando se utiliza a PWVD em comparação com a WVD. Contudo, Auger e col. (2005) referem que esta melhoria na redução de termos de interferência é realizada à custa de perda de algumas propriedades matemáticas desejáveis e à custa da dispersão ao longo da frequência dos termos do sinal.

Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution (SPWVD)

A SPWVD é dada pela seguinte equação:

$$SPWV(t,f) = \int h(\tau) \int g(t - t') s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) dt e^{-j2\pi f\tau} d\tau$$

A evolução da SPWVD relativamente à PWVD prende-se com o facto de se introduzir uma janela de suavização no tempo, $g(t - t')$. No entanto deve-se ter em atenção que, quanto mais se suaviza no tempo e/ou na frequência menor é a resolução no tempo e/ou na frequência.

Auger e col. (2005) compararam o desempenho da WVD, da PWVD e da SPWVD utilizando um sinal composto por uma sinusóide complexa e por um gaussiano. Os resultados obtidos foram os seguintes: utilizando a WVD os termos do sinal aparecem bem localizados no plano tempo-frequência bem como os termos de interferência entre eles; utilizando a PWVD verifica-se uma degradação na resolução da frequência devido à aplicação da janela de suavização de frequência, $h(\tau)$, mas não se verifica uma atenuação relevante nos termos de interferência; e aplicando a SPWVD verifica-se uma redução total nos termos de interferência e uma perda de resolução ligeira no tempo.

2.4.4 – Transformada de Classe Cohen e o Método do Kernel

Esta metodologia para análises tempo/frequência é caracterizada por uma função auxiliar, o *kernel* (núcleo). As propriedades da distribuição tempo frequência são impostas pelos constrangimentos do *kernel*, deste modo, se se analisar o *kernel* é possível prever as propriedades da distribuição. Bonato e col. (1996) e Cohen (1995) confirmam que as características do *kernel* estão intimamente relacionadas com as propriedades da distribuição.

De acordo com Bonato e col. (2001) as transformadas de classe Cohen demonstraram a sua aplicabilidade no processamento de sinais mioeléctricos em contracções dinâmicas e têm recebido atenção considerável, particularmente no processamento de sinal biomédico. Bonato e col. (1996), Roy e col. (1998) e Balestra e col. (2001) concluíram que esta classe de transformadas é a mais adequada para o processamento de sinais mioeléctricos recolhidos em contracções dinâmicas pois permitem uma localização mais precisa da contracção muscular quer no tempo, quer na frequência. Esta conclusão é suportada pelo facto de terem sido testadas diferentes transformadas em diversos protocolos.

A Transformada de Classe Cohen

O espectro de tempo-frequência $S(t,f)$ da transformada de classe Cohen é dado pela seguinte equação:

$$S(t,f) = \int \int \int E \{ s(t' + \tau / 2) s^* (t' - \tau/2) \} g(\theta,\tau) e^{-j2\pi\theta(t'-t)} e^{-j2\pi f\tau} d\theta dt' d\tau$$

em que,

$E \{ \}$	operador de expectativa
$s(t)$	realização do processo estocástico em consideração
$s^*(t)$	conjugado complexo
t	tempo
f	frequência
τ	atraso do tempo
θ	atraso da frequência
t'	variável auxiliar
$g(\theta,\tau)$	<i>kernel</i> da transformada

Uma vez que o *kernel* $g(\theta,\tau)$ não depende de t nem de f , a distribuição resultante é invariante relativamente a alterações verificadas no tempo e na frequência. De acordo com Bonato e col. (2001) esta característica assume especial importância quando se efectua a correlação entre a representação tempo-frequência e os fenómenos físicos ou

fisiológicos, o que torna esta classe de transformadas particularmente eficaz para o estudo da fadiga muscular.

O Método do *Kernel*

Cohen (1995) refere três vantagens básicas que caracterizam as distribuições tempo-frequência que utilizam um *kernel*: primeira, é possível obter distribuições com as propriedades desejadas através dos constrangimentos impostos ao *kernel*; segunda, as propriedades da distribuição podem ser determinadas através de uma análise ao *kernel*; e terceira, dado um determinado *kernel* é relativamente fácil gerar uma distribuição.

Choi e Williams (1989) referem que um *kernel* eficaz para a representação tempo-frequência deve diminuir os efeitos dos termos cruzados de interferência ao mesmo tempo que induzem as propriedades desejadas que podem conferir validade à distribuição de tempo-frequência. Ou seja, os termos cruzados de interferência para além de causarem redundância na informação fazem com que a verdadeira energia da distribuição se dissipe no tempo e na frequência.

Cohen (1995) enumera três características que o *kernel* deve possuir: primeira, o *kernel* deve apenas adquirir valores reais; segunda, o *kernel* deve ter o valor da unidade na origem uma vez que este é o requisito para que se verifique a preservação total da energia e terceira, o *kernel* deve apresentar o valor de unidade ao longo dos eixos de θ e τ de forma a minimizar os termos cruzados e apresentar valores reduzidos quando se afasta destes eixos.

Existem vários tipos de *kernels* já desenvolvidos por diversos autores cujas características são as mais diversas. Um dos mais simples e mais utilizados é fazer $g(\theta, \tau) = 1$, sendo esta distribuição designada por Wigner-Ville. A distribuição de Wigner-Ville é especialmente utilizada para analisar sinais constituídos por um único componente. Contudo, não é suficientemente eficaz quando aplicada a sinais com vários componentes uma vez que a bilinearidade da transformada induz a presença de termos de interferência devido a produtos entre as componentes de frequência do próprio sinal (Bonato e col., 1996). Ou seja, os termos cruzados não se reduzem uma vez que não se verifica a diminuição do valor do *kernel* a medida que se afasta dos eixos de θ e τ .

Um outro *kernel* desenvolvido é o designado por Born-Jordan. A sua expressão é definida por $g(\theta, \tau) = \sin(\pi\theta\tau) / \pi\theta\tau$. Segundo Bonato e col. (2001) este *kernel* permite uma estimativa do espectro tempo-frequência que minimiza a variância média do ruído.

Quando se pretende analisar sinais mioeléctricos o *kernel* mais utilizado é o desenvolvido por Choi e Williams (1989), cuja designação deriva do nome dos autores. O seu *kernel* é definido por $g(\theta, \tau) = e^{-(2\pi\theta\tau)^2 / \sigma}$, apresentando uma redução nos termos de interferência (figura 2). Tem sido utilizado o valor de 1 para o parâmetro σ uma vez que provou ser o valor mais satisfatório para a análise de sinais mioeléctricos (Bonato e col., 1996; Karlsson e col., 2000; Knaflitz e Bonato, 1999; Roy e col., 1998 e Balestra e col., 2001).

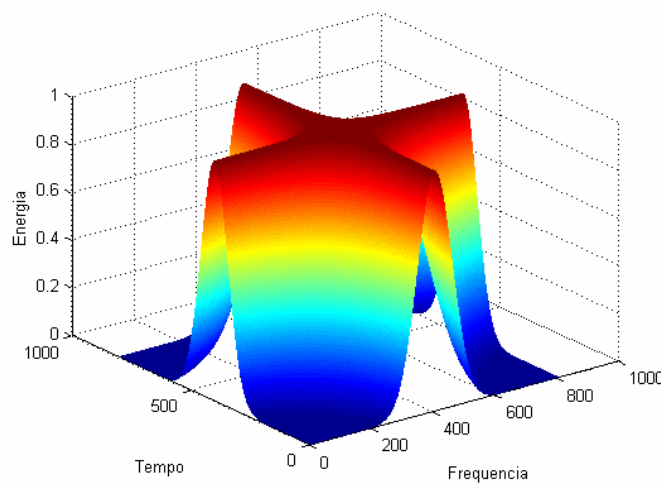


Figura 2: *Kernel Choi-Williams*.

Estes autores referem ainda que este *kernel* é o mais adequado para a análise de sinais mioeléctricos. A motivação para o desenvolvimento deste *kernel* exponencial prende-se com o desejo de se obter uma distribuição que não gere valores falsos, mas que os controle, e que preserve as propriedades relevantes, tais como as densidades marginais e a resolução.

Quando o valor de σ é muito elevado, o *kernel* Choi-Williams apresenta um valor muito próximo da unidade, tendo um comportamento muito próximo do Wigner-Ville. No entanto, quando são escolhidos valores baixos, o *kernel* fica com um pico na origem do plano θ, τ , que é geralmente designado por plano da função de ambiguidade. De acordo com Bonato e col. (1996,) em sinais que apresentam multicomponentes, os termos de interesse situam-se geralmente perto da origem do plano de ambiguidade enquanto que os termos cruzados estão dispersos longe da origem. Assim esta característica poderá suprimir os termos cruzados sem afectar as componentes

relevantes do sinal. Contudo, para cada sinal a localização da componente relevante e dos termos cruzados no plano de ambiguidade é diferente. Assim estes autores referem que a escolha dos parâmetros do *kernel* é especialmente importante e deve ser referenciada a cada sinal.

Ainda assim, Choi e Williams (1989) demonstraram que o valor de σ deverá estar num intervalo entre 0,1 e 10. Quanto maior for o valor de σ melhor será a resolução dos autotermos. Contudo, a redução dos termos cruzados é menos eficaz. Deste modo, o parâmetro σ funciona como controlo podendo ajustar a resolução dos autotermos e os efeitos dos termos cruzados de acordo com as características do sinal a ser analisado.

2.4.4.1 – Estudos Já Realizados Utilizando a Transformada de Classe Cohen (CWD)

Um dos estudos pioneiros nesta área foi o desenvolvido por Bonato e col. (1996) que teve por objectivo investigar a aplicabilidade da transformada de classe Cohen para aceder às propriedades estatísticas do sinal mioeléctrico em contracções dinâmicas de curta duração. Estes autores aplicaram a referida transformada em exercícios isocinéticos de contracção/extensão do joelho e extensões isométricas do joelho. Nas contracções isocinéticas foram recolhidos sinais do *rectus femoris*, durante seis ciclos a uma velocidade de 300° por segundo. Nas contracções isométricas foi pedido aos sujeitos que realizassem 10 contracções intermitentes de 400 ms com a perna a 60° de inclinação. Estes autores concluíram então que a Transformada de Classe Cohen com *kernel* Choi-Williams é a mais apropriada para estudar sinais mioeléctricos caracterizados por fortes não estacionaridades e que através da referida transformada é também possível determinar a compressão espectral verificada em contracções que induzem fadiga.

Um dos estudos mais recentes e mais importantes foi o realizado por Bonato e col. (2001). Estes autores recolheram sinais electromiográficos do primeiro músculo dorsal interósseo durante um exercício cíclico. A tarefa realizada pela amostra consistia em realizar repetidas abduções/aduções do dedo indicador. Foi utilizada uma Transformada de Classe Cohen com *kernel* Choi-Williams para se analisar o sinal e para aceder à compressão espectral, verificada durante o exercício, foi calculada a frequência mediana instantânea. Cada estimativa foi obtida através do cálculo do espectro tempo-

frequência e aplicando uma janela de 32 amostras. A quasi-cicloestacionaridade foi assumida tendo em consideração quatro repetições consecutivas. Deste modo cada valor da frequência mediana instantânea foi obtido através do cálculo da média de quatro estimativas, o que permitiu uma diminuição no desvio padrão. A escolha de uma tarefa cíclica e repetitiva permitiu assumir que factores como o comprimento muscular, a força exercida e o posicionamento dos eléctrodos tiveram o mesmo comportamento em cada repetição do exercício. Deste modo, Bonato e col. (2001) concluíram que este procedimento é bastante útil para quantificar a compressão espectral que resulta de contracções cíclicas dinâmicas fatigantes. Concluem ainda que este estudo poderá ajudar à extensão da aplicabilidade da análise espectral de sinais mioeléctricos a novas áreas.

Uma das aplicações do sinal electromiográfico enquanto indicador de fadiga é o estudo da função lombar. Neste âmbito foram realizados três estudos com especial interesse.

O primeiro, da autoria de Bonato e col. (1997), consistiu no levantamento cíclico de uma caixa durante o qual foi recolhido o sinal electromiográfico dos músculos *spinales*. Para o processamento do sinal foi utilizada a Transformada de Classe Cohen com o *kernel* exponencial de Choi-Williams. Os resultados obtidos revelam que houve um evidente deslocamento das componentes com mais energia para valores mais baixos do espectro de frequência. Estes autores concluíram que o processo de fadiga está dependente da tarefa em questão e que não se podem generalizar os resultados das contracções estáticas para as contracções dinâmicas.

O segundo estudo, realizado por Roy e col. (1998), teve por principal objectivo identificar se as alterações na frequência mediana instantânea produziam um padrão de fadiga. Os quatro sujeitos da amostra realizaram dois exercícios em dias diferentes. O primeiro exercício consistia numa extensão isométrica do tronco, enquanto que o segundo consistia num levantamento cíclico de uma caixa. Para o processamento do sinal foi utilizada a Transformada de Classe Cohen com o *kernel* exponencial de Choi-Williams. A nível das contracções estáticas os resultados obtidos revelam uma consistência nas alterações da frequência mediana. Em oposição, os resultados das contracções dinâmicas não descrevem nenhum padrão de comportamento, o que demonstra que o processo de fadiga é dependente da tarefa.

Finalmente o último estudo, de Knaflitz e Bonato (1999) consistiu também no levantamento cíclico de uma caixa, cujo peso correspondia a 10% de um levantamento máximo, previamente determinado. Foi realizada uma cadência de 12 levantamentos por minuto durante aproximadamente 3 minutos. Para o processamento do sinal foi utilizada a Transformada de Classe Cohen com o *kernel* exponencial de Choi-Williams. Os resultados obtidos demonstram que durante a realização do exercício houve uma redução da frequência média instantânea de cerca de 20%.

A nível desportivo, Balestra e col. (2001) realizaram um estudo no qual utilizaram também uma Transformada de Classe Cohen com o *kernel* de Choi-Williams. A amostra foi constituída apenas por um único sujeito, com uma lesão medular entre a quinta vértebra torácica e a terceira vértebra lombar, que realizou propulsões da sua cadeira de rodas a uma cadência constante durante 25 minutos. Neste período de tempo foram recolhidas cinco amostras de sinal de EMG, de sete músculos do tronco e do membro superior, com a duração de um minuto e separadas entre si por seis minutos. Estes autores constataram que apenas três dos sete músculos analisados apresentaram uma redução nos valores de frequência e concluíram que três dos quatro músculos responsáveis pela propulsão mantêm o seu padrão de activação.

2.4.5 – Cálculo da Frequência Mediana Instantânea e a Importância das Contracções Cíclicas

Quando se processam sinais não estacionários, como é o caso dos sinais electromiográficos recolhidos em contracções dinâmicas, não se deve calcular a frequência média nem a frequência mediana, mas sim a frequência média instantânea e a frequência mediana instantânea uma vez que estes parâmetros estatísticos variam ao longo da contracção. Contudo as frequências média e mediana instantâneas são extensões dos parâmetros definidos para a situação estacionária e, por conseguinte, a sua interpretação fisiológica é similar. A frequência mediana pode ser definida como a frequência que divide em duas metades iguais o espectro unilateral da densidade da energia. Deste modo, este parâmetro pode ser redefinido para frequência mediana instantânea (IMDF) através da substituição do espectro unilateral da densidade da energia pelo espectro de tempo-frequência $S(t,f)$. O que conduz à seguinte fórmula:

$$\int_0^{IMDF(t)} S(t, f) df = \int_{IMDF(t)}^{\infty} S(t, f) df$$

De acordo com Bonato e col. (2001) é preferível a utilização da frequência mediana instantânea relativamente à frequência média instantânea devido ao seu menor erro de estimação.

A estimativa da frequência mediana instantânea não é um processo simples. Primeiro porque este processo deve ser insensível às variações repentinas na relação sinal-ruído, uma vez que quando o músculo exerce mais força a relação sinal-ruído aumenta proporcionalmente. Segundo porque existem variações muito rápidas no conteúdo de frequências do sinal causadas pelas alterações na força produzida, no comprimento muscular e no posicionamento dos eléctrodos relativamente às fibras musculares activas. Assim sendo, Bonato e col. (1997) referem que é preferível que a técnica de estimativa da frequência mediana instantânea produza erros que sejam independentes do espectro de tempo-frequência.

Foi recentemente desenvolvida uma estratégia (Bonato e col. 2001) com o objectivo de aumentar a sensibilidade da estimativa do espectro de tempo-frequência às alterações espectrais que resultam da fadiga muscular durante contracções dinâmicas. Estes autores propõem um procedimento baseado nos seguintes pontos:

- 1 – apenas é analisada uma parte limitada do sinal mioeléctrico recolhido correspondente a uma porção do ciclo de contracção.
- 2 – os parâmetros instantâneos de tempo-frequência são calculados a partir da média obtida em alguns ciclos consecutivos, uma vez que o sinal mioeléctrico pode ser considerado como quasi-cicloestacionário.

O primeiro ponto tem por objectivo reduzir o efeito dos factores biomecânicos não relacionados com a fadiga que podem modificar a estimativa de tempo-frequência. O segundo ponto origina uma descida significativa no desvio padrão das estimativas que afecta a estimativa de tempo-frequência. Ou seja, esta estratégia consiste em analisar porções idênticas do sinal mioeléctrico durante as quais o efeito da força muscular, comprimento muscular e movimento dos eléctrodos relativamente às fibras activas é assumido como sendo o mesmo em todos os ciclos. A assumption de que estes factores são invariantes para a mesma porção do ciclo permite concluir que a compressão espectral resultante do processo de fadiga está intimamente relacionada

com as alterações verificadas no espectro de tempo-frequência do sinal mioeléctrico analisado em cada ciclo. Por outro lado a assumption de que as alterações no conteúdo de frequências do sinal mioeléctrico são negligenciáveis entre os vários ciclos leva a que o cálculo da média reduza a variabilidade da frequência mediana instantânea.

Deste modo, quando é escolhida uma porção específica do ciclo de actividade e comparado o conteúdo de frequências do sinal de sucessivas porções do ciclo, a alteração resultante no espectro deverá ser relativamente independente da biomecânica da tarefa e, por conseguinte, mais associada à fadiga.

A fadiga muscular é um fenómeno inerente à contração muscular. No entanto, as suas causas podem ser variadas e podem resultar de mecanismos distintos, desde o cérebro até à fibra muscular. Não obstante, as manifestações fisiológicas encontram-se bem determinadas, entre as quais se destacam a diminuição da velocidade de contração muscular e o aumento de tempo de relaxamento muscular. São então estas duas manifestações fisiológicas que permitem o uso da EMG enquanto indicador da fadiga muscular, pois originam uma diminuição na frequência do sinal mioeléctrico. Contudo, o sinal mioeléctrico não é estacionário o que obriga a um processamento no domínio da frequência diferente da habitual transformada de *Fourier*. Das quatro possíveis metodologias apresentadas, pertencentes a duas categorias distintas, a CWD e a SPWVD foram as que apresentaram características mais propícias à sua aplicação em sinais mioeléctricos pelo que se espera que o seu desempenho seja favorável.

3 – Material e Métodos

3.1 – Caracterização da Amostra

A amostra utilizada para a realização deste estudo foi constituída por sete ciclistas profissionais. As suas idades situavam-se entre os 20 e os 35 anos de idade com uma média e desvio padrão de $25,1 \pm 5,70$ anos. No que se refere às suas características antropométricas estes ciclistas apresentavam um peso de $68,8 \pm 5,81$ Kg e uma altura de $1,79 \pm 0,03$ m.

Relativamente ao nível de treino, dado que estes sete ciclistas pertenciam a duas equipas profissionais, constatou-se que treinam em média 3 a 4 horas por dia, cerca de 6 dias por semana, não sendo aqui contabilizado o período competitivo.

3.2 – Procedimentos Metodológicos

Os elementos da amostra deslocaram-se às instalações da FADE-UP por duas ocasiões. Na primeira realizaram um teste de consumo máximo de oxigénio (VO_2 máx) no Laboratório de Fisiologia do Desporto enquanto que na segunda realizaram uma avaliação electromiográfica da pedalada no Laboratório de Biomecânica do Desporto.

O teste para determinar o VO_2 máx foi idêntico para cada sujeito. Consistiu num aquecimento de 2 minutos a uma carga inferior a 100W, seguido de 2 minutos a 100w com posterior incremento de 50W por cada dois minutos até à exaustão (Marsh e Martin, 1995). A frequência de pedalada situava-se entre as 50 a 60 rotações por minuto (rpm), tendo os sujeitos acesso a esta informação através de um visor.

O segundo teste foi precedido de uma cuidada preparação dos sujeitos para que os erros e as interferências na recolha dos dados fossem mínimos. Assim, para a colocação dos eléctrodos utilizaram-se algumas técnicas regularmente descritas na literatura. Deste modo, os eléctrodos foram colocados no seio muscular, de forma a que as superfícies de contacto estivessem alinhadas longitudinalmente com o alinhamento esperado das fibras musculares. O local de colocação foi previamente rapado de pelos e limpo com álcool para que a camada de células mortas à superfície da pele fosse retirada de forma a reduzir a impedância. Realizou-se então a electromiografia dos seguintes grupos musculares: *gluteus maximus*, *vastus medialis*, *vastus lateralis*, *biceps femoris*, *gastracnemius caput mediale* e *tibialis anterior*.

O teste propriamente dito iniciou-se com um aquecimento de 1 minuto a uma carga à escolha do sujeito, mas inferior a 100W. Os sujeitos pedalarão então durante 30 minutos, com uma carga correspondente a 60% do seu VO_2 máx, a uma frequência de pedalada situada entre as 50 e as 70 rpm. As recolhas de dados foram realizadas de 3 em 3 minutos. Deste modo, no final dos 30 minutos de pedalada cada sujeito tinha sido avaliado em 10 momentos.

Os dois testes realizaram-se com uma semana de intervalo, pois no primeiro pretendia-se determinar o VO_2 máximo através de um protocolo máximo, contínuo e gradual até à exaustão. Protocolo este que induz elevados níveis de fadiga e que, portanto, exige um tempo de recuperação alargado. O motivo de se ter escolhido uma semana de intervalo prende-se com o facto de a disponibilidade dos sujeitos ser restrita e também de não se querer prejudicar o seu treino regular. No entanto, parece-nos que este tempo também não é excessivo já que numa semana não há tempo para haver grandes alterações a nível dos valores de VO_2 máximo uma vez que os sujeitos se encontravam no seu período de férias.

3.3 – Material

No teste de consumo máximo de oxigénio foi utilizado um cicloergómetro da marca *Monark*, modelo 829E – *Ergomedic*, com controlo de carga por fricção. O oxímetro utilizado foi o modelo *Metalyzer 3B* da marca *Cortex Biophysik*, com o respectivo *software MetaSoft* versão 2.6.

Na avaliação biomecânica foram utilizados diversos instrumentos, para além do cicloergómetro já descrito anteriormente.

O electromiógrafo utilizado foi desenvolvido pelo Laboratório de Biomecânica da FADE-UP. Este aparelho foi projectado tendo em consideração as indicações de Basmajian e De Luca (1985), apresentando uma impedância de entrada superior a $10^{10}\Omega$ em paralelo com um condensador de $2 \times 10^{-12}\text{F}$, um ganho de 1100, um factor de rejeição de modo comum superior a 90dB e uma banda de passagem entre 1 e 2000Hz (Carvalho e col., 1999).

O conversor A/D utilizado foi o modelo MP100 de 16 *bits* da *Biopac Systems Inc*, com *input* de 10V e *SNR* de 90dB. A aquisição dos dados provenientes de electromiografia foi realizada a uma frequência de 1000Hz.

No que diz respeito ao *software* para o processamento dos dados, foi utilizado, primeiro, o *AcqKnowledge* III, versão 3.2 para o MP100WSW da *Biopac Systems Inc* e, de seguida, o *MatLab*, versão 6.5.0. 180913a Release 13 da *The MathWorks, Inc*.

3.4 – Processamento do sinal

O processamento do sinal mioeléctrico recolhido foi realizado em dois momentos. No primeiro momento foi utilizado o *software AcqKnowledge* III para se remover a componente de corrente contínua através do cálculo da média da totalidade do sinal e respectiva subtracção ao sinal original. Este *software* permitiu ainda a aplicação de uma filtragem passa-banda de, 20 a 500Hz, com uma janela *Hanning* cujo intuito foi atenuar o ruído restante. A escolha deste tipo de janela baseou-se no facto de apresentar uma franja lateral bastante reduzida, conforme ilustra a figura 3.

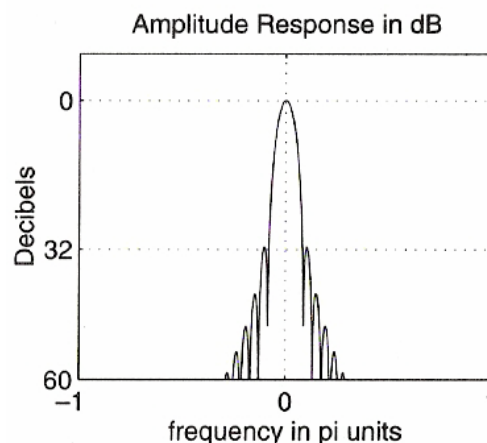


Figura 3: Janela *Hanning*. (Adaptado de Ingle e Proakis, 2000).

Finalmente realizou-se uma suavização do sinal também com o objectivo de se atenuar o ruído. Esta suavização foi realizada através do valor médio do sinal e com um factor de suavização de 3 amostras.

No segundo momento foi utilizado o *software MatLab*. A todos os sinais mioeléctricos recolhidos foram aplicadas as seguintes transformadas: CWD, SPWVD, STFT e CWT. A CWD, SPWVD e STFT foram desenvolvidas pelo *Centre National de la Recherche Scientifique* (1996) e estão incluídas na respectiva *Time-Frequency Toolbox*. A CWT encontra-se já desenvolvida na *Wavelet Toolbox* que, por sua vez, já é parte integrante da versão do *software MatLab* referido anteriormente. Para o cálculo da

CWT foi escolhida como *wavelet* protótipo a *Morlet Wavelet* (figura 4) que apresenta a seguinte expressão:

$$\text{morl}(x) = \exp(-x^2/2) * \cos(5x)$$

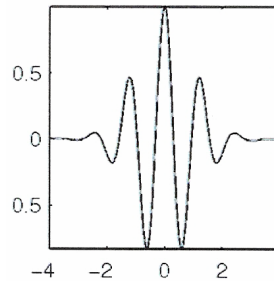


Figura 4: *Morlet Wavelet (MatLab Help)*.

Relativamente às escalas utilizadas para o cálculo da CWT foram eleitas 10. Tanto a escolha da *wavelet* de referência como o número de escalas a utilizar prende-se com o facto de se ter verificado, através da literatura consultada, que estes eram os parâmetros mais utilizados.

4 – Apresentação e Discussão de Resultados

4.1 – Análise dos Registos Mioeléctricos

Foi registado o sinal mioeléctrico dos seis músculos referidos anteriormente de cada um dos sete sujeitos que compunham a amostra, o que perfaz um total de 42 registos. Destes 42 registos foram processados apenas 39, uma vez que no traçado de interferência dos restantes três registos mioeléctricos não se conseguia distinguir o tempo de activação e o tempo de relaxamento muscular. Os três registos que não foram processados foram os seguintes: sujeito 1 (*tibialis anterior*), sujeito 4 (*biceps femoris*) e sujeito 6 (*gastracnemius caput mediale*).

Dos 39 registos processados, encontram-se discriminados no quadro seguinte aqueles cuja qualidade foi considerada reduzida.

	<i>gluteus maximus</i>	<i>gastracnemius caput mediale</i>	<i>biceps femoris</i>	<i>tibialis anterior</i>	<i>vastus lateralis</i>	<i>vastus medialis</i>
Sujeito 1						
Sujeito 2						
Sujeito 3						
Sujeito 4						
Sujeito 5						
Sujeito 6						
Sujeito 7						

Quadro 2: Registos do sinal mioeléctrico por grupo muscular e por sujeito. A cinzento encontram-se os registos mioeléctricos que não foram processados. A vermelho encontram-se os registos mioeléctricos cuja qualidade foi considerada reduzida.

O critério para considerar os registos mioeléctricos com qualidade reduzida baseou-se em dois pressupostos. O primeiro reporta-se à variabilidade a nível das frequências apresentadas, ou seja, estes registos apresentavam muita variabilidade do valor da frequência de contracção para contracção, o que não parece estar correcto do ponto de vista fisiológico, pois era de esperar uma estabilidade ou uma diminuição gradual ao longo do tempo. Esta variabilidade foi observada maioritariamente no *biceps femoris* e no *tibialis anterior*. O segundo critério refere-se ao nível de ruído presente na representação tempo-frequência, pois algumas representações apresentavam um nível de

ruído tal que não permitia distinguir-se a contracção muscular propriamente dita do ruído de fundo. Esta situação verificou-se sobretudo no músculo *gastrocnemius caput mediale*.

As figuras 5 e 6 constituem-se como dois exemplos típicos de registos que foram classificados como sendo de qualidade reduzida.

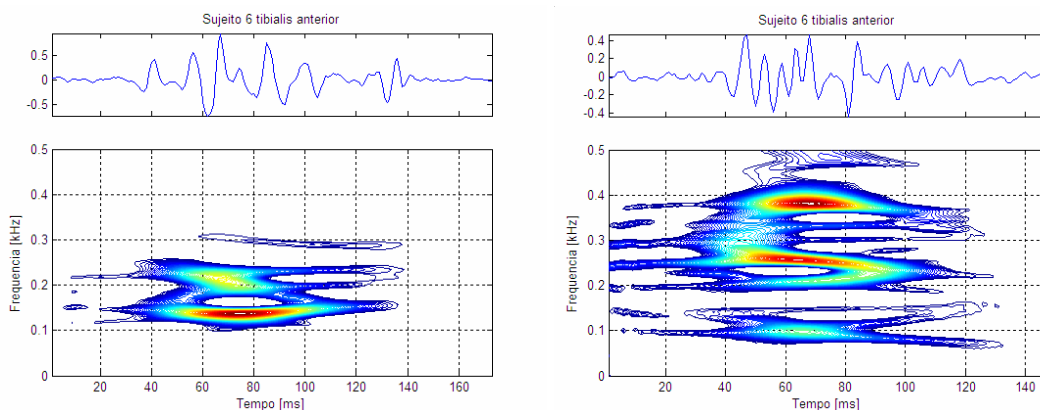


Figura 5: Transformada SPWV, referente ao sujeito 6, ao músculo *tibialis anterior* e ao 6º e 7º momentos de recolha.

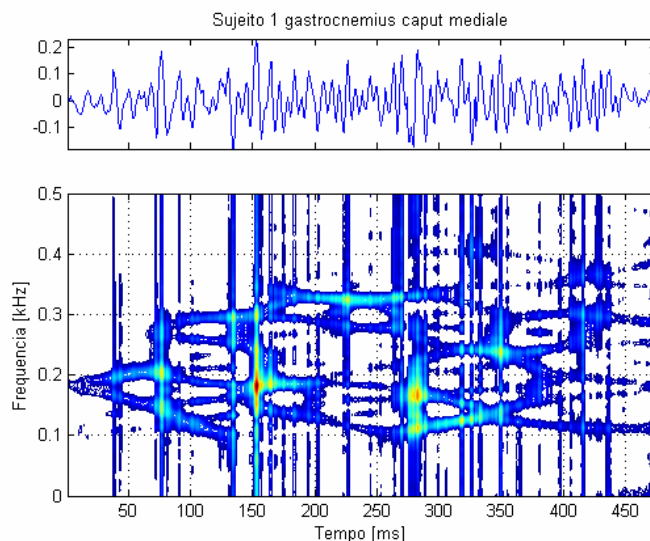


Figura 6: Transformada CWD, referente ao sujeito 1, ao músculo *gastrocnemius caput mediale* e ao 6º momento de recolha.

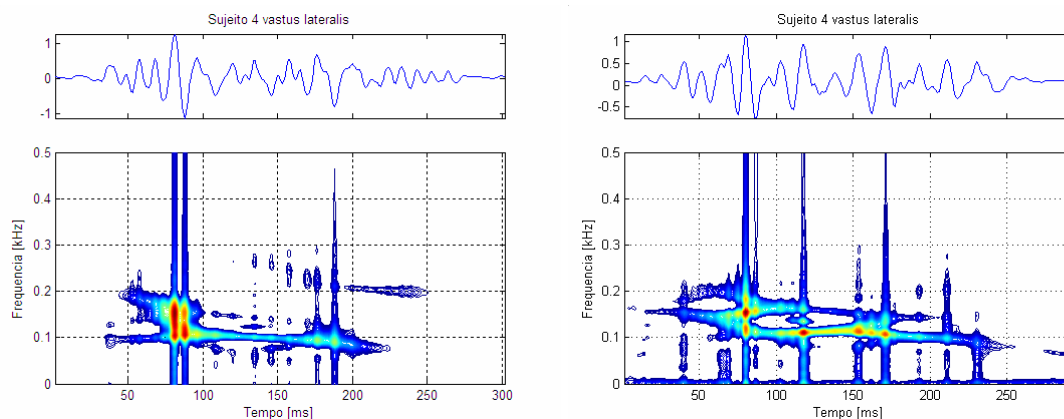
A figura 5 ilustra com clareza o primeiro pressuposto do critério de classificação dos registos mioeléctricos, uma vez que em momentos de recolha consecutivos se verifica um aumento da frequência do sinal. Este aumento da frequência não deve estar correcto pois de um momento para o outro decorreram três minutos e, portanto, o músculo deveria estar mais fatigado, apresentando uma redução de frequência ou,

quando muito, uma estabilidade. A figura 6 reporta-se ao segundo pressuposto pois contém um elevado nível de ruído que não permite distinguir a frequência a que se realiza a contracção muscular.

Pelo Quadro 1 pode-se constatar que o músculo *gastracnemius caput mediale* não apresenta nenhum registo considerado de qualidade, pois verifica-se um elevado nível de ruído nos registos de praticamente todos os sujeitos analisados. Esta falta de qualidade verificada nos registos pode ser explicada pelo facto de os sujeitos que compõem a amostra não utilizarem este músculo na realização do movimento da pedalada. Ou seja, não se registou o sinal mioeléctrico porque o músculo não estava a ser utilizado e registou-se o ruído ambiente e possivelmente alguns artefactos de movimento. Tendo em conta a posição anatómica deste músculo, a sua principal função é realizar a flexão plantar. Assim, é possível afirmar que os sujeitos que compõem esta amostra apresentam uma deficiente técnica de pedalada pois por não utilizarem o músculo *gastracnemius caput mediale* obrigam a que o pedal esteja numa posição paralela ao solo em todo o ciclo da pedalada, quando este deveria oscilar em torno do seu eixo.

Dos restantes 30 registos, cuja qualidade foi considerada elevada, é de salientar que foi extremamente difícil encontrar um padrão de contracção tempo-frequência. Isto é, entre os dez momentos de observação a nível de cada grupo muscular de cada um dos sujeitos que compunham a amostra, as semelhanças na distribuição de energia nas representações tempo-frequência foram muito reduzidas.

As figuras 7 e 8, que representam três momentos consecutivos do mesmo grupo muscular em dois sujeitos, ilustram o facto referido no parágrafo anterior.



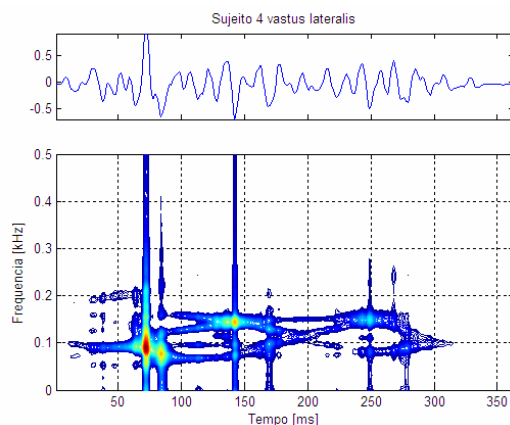


Figura 7: Transformada CWD, referente ao sujeito 4, ao músculo *vastus lateralis* e ao 3º, 4º e 5º momentos de recolha.

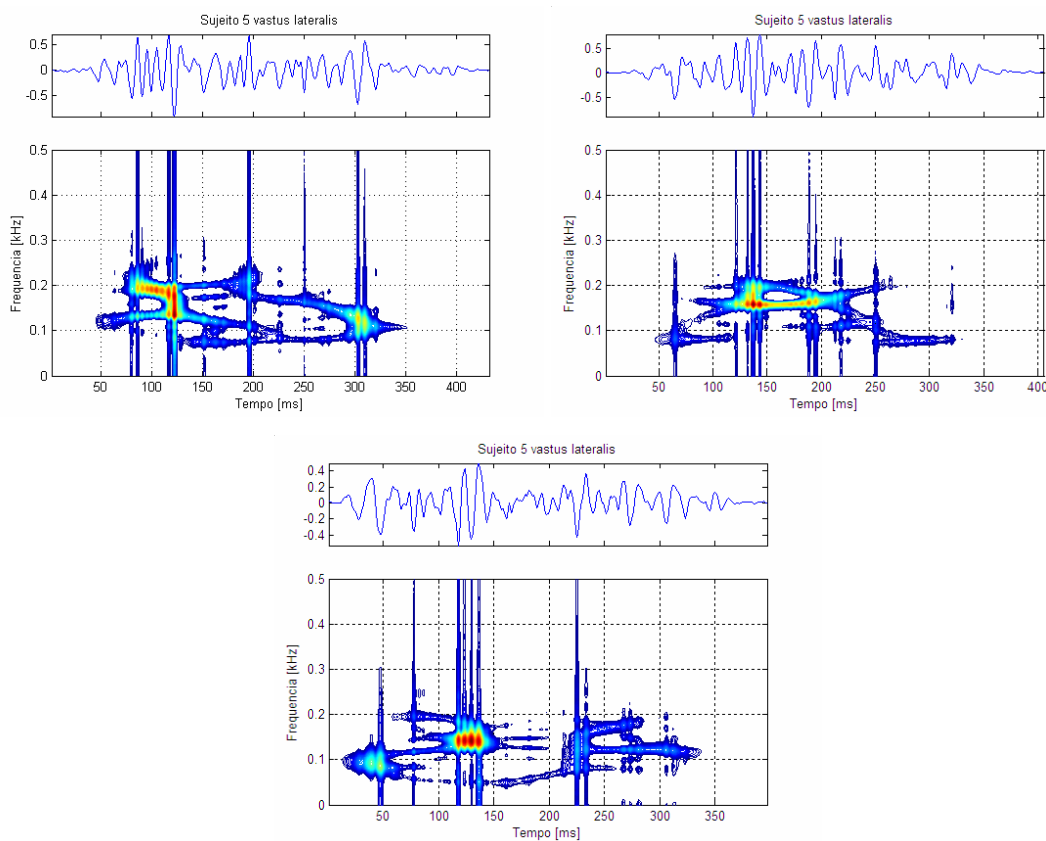


Figura 8: Transformada CWD, referente ao sujeito 5, ao músculo *vastus lateralis* e ao 5º, 6º e 7º momentos de recolha.

Através da análise da figura 7 pode constatar-se que o 3º e o 5º momento de recolha possuem um padrão de contracção tempo-frequência muito semelhante, pois apresentam uma zona de maior energia, bem definida, no início da contracção. Em oposição encontra-se o quarto momento já que apresenta a energia distribuída ao longo do tempo segundo uma linha paralela ao respectivo eixo.

Relativamente à figura 8 verifica-se praticamente o mesmo comportamento que no figura 3; ou seja, em dois momentos a contracção encontra-se bem definida no tempo e no outro momento encontra-se dispersa.

Bonato e col. (1996) demonstram existir um padrão tempo-frequência nas contracções que estudarm, contudo, tal como foi referido anteriormente, este estudo foi realizado em condições isocinéticas. O movimento analisado, flexão e extensão da articulação do joelho, foi caracterizado por fortes acelerações e desacelerações, pelo que estes autores afirmaram e demonstraram que estas características do movimento estavam bem representadas nas distribuições tempo-frequência, levando à existência de um padrão.

No presente estudo não se verificou a existência de um padrão na representação tempo-frequência, por duas ordens de razões. Primeiro, porque foi deixado ao critério dos sujeitos a velocidade de pedalada. Os sujeitos podiam inclusivamente alterar a velocidade de pedalada entre os vários momentos de observação, o que levou a que as contracções musculares apresentassem tempos de contracção distintos. Segundo, porque o movimento de pedalada é um movimento suave e sem variações bruscas de velocidade de rotação. Deste modo, não se verificaram as fortes acelerações e desacelerações presentes no estudo de Bonato e col (1996).

O quadro que se segue, para além de discriminar os registos cuja qualidade foi considerada reduzida, faz também referência aos registos nos quais a frequência de contracção se manteve estável.

	<i>gluteus maximus</i>	<i>gastracnemius caput mediale</i>	<i>biceps femoris</i>	<i>tibialis anterior</i>	<i>vastus lateralis</i>	<i>vastus medialis</i>
Sujeito 1						
Sujeito 2						
Sujeito 3						
Sujeito 4						
Sujeito 5						
Sujeito 6						
Sujeito 7						

Quadro 3: Registos do sinal mioeléctrico por grupo muscular e por sujeito. A cinzento encontram-se os registos mioeléctricos que não foram processados. A vermelho encontram-se os registos mioeléctricos cuja qualidade foi

considerada reduzida. A azul encontram-se os registos mioeléctricos nos quais a frequência de contracção se manteve estável.

No quadro 3 encontram-se destacados a azul os registos mioeléctricos nos quais se constatou que a frequência de contracção se manteve praticamente inalterável ao longo dos dez momentos considerados. Ou seja, nos dez registos tempo-frequência de cada músculo, a zona de maior energia manteve a sua localização relativamente ao eixo das frequências, não se verificando, conforme era de esperar, uma diminuição na frequência de contracção.

A figura seguinte é um exemplo característico da situação anteriormente descrita.

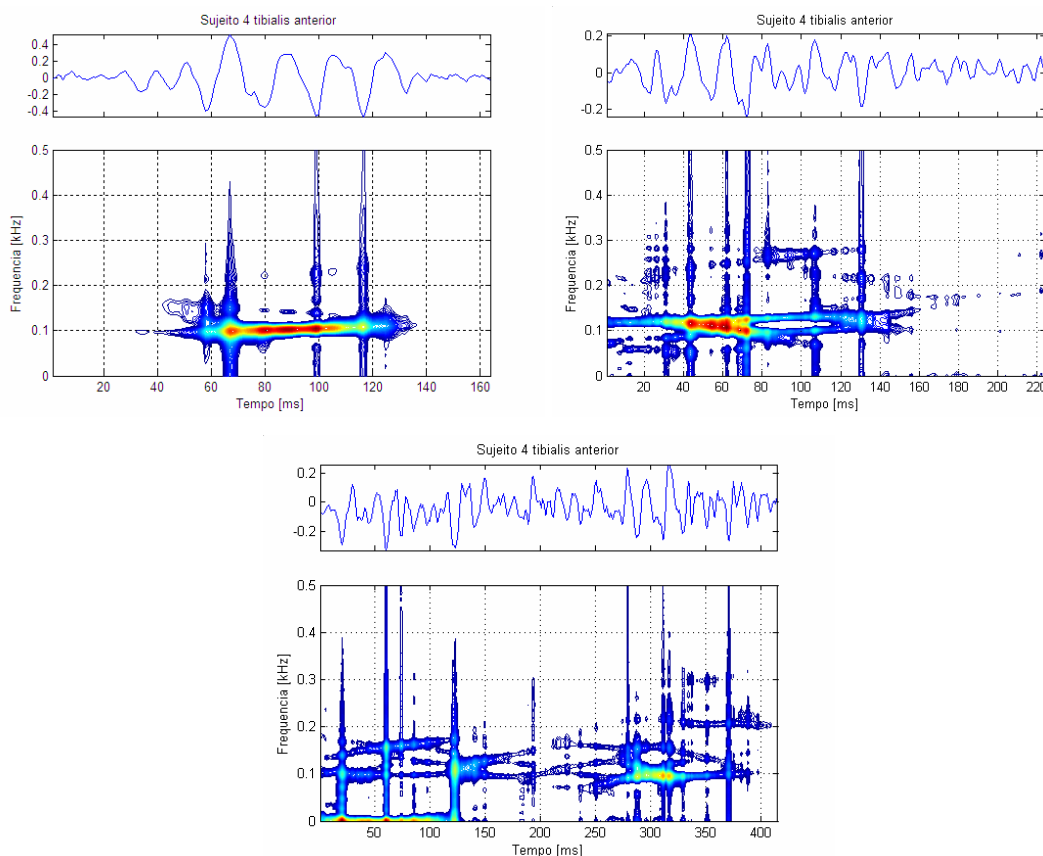


Figura 9: Transformada CWD, referente ao sujeito 4, ao músculo *tibialis anterior* e ao 1º, 6º e 10º momentos de recolha.

Através da análise da figura 9 pode-se constatar que para o músculo *tibialis anterior* do sujeito 4 a frequência de contracção se manteve constante e na ordem dos 100 Hz ao longo dos trinta minutos que demorou o exercício de pedalada.

Recorrendo ao quadro 3 pode-se verificar que os músculos *biceps femoris* e *tibialis anterior* foram os que apresentaram mais registos destacados às três cores, ou

seja, para além do *gastracnemius caput mediale*, estes dois músculos foram dos menos utilizados pelos sujeitos que compunham a amostra. No que se refere ao *tibialis anterior*, este resultado já era de esperar, uma vez que é o antagonista do *gastracnemius caput mediale*, isto é, realiza a extensão plantar. Como já foi referido anteriormente, os sujeitos que compõem esta amostra poderão não utilizar este músculo na realização do movimento da pedalada. Com efeito, ao não utilizarem o *gastracnemius caput mediale* para realizarem a flexão plantar, também não têm necessidade de utilizar o *tibialis anterior* para realizarem a extensão plantar. Num dos mais exaustivos estudos sobre a sequência de activação muscular no movimento de pedalada, Ryan e Gregor (1992), afirmam que os músculos que envolvem a articulação do tornozelo, *gastracnemius caput mediale e tibialis anterior*, não são os que produzem um maior momento de força. No entanto são extremamente importantes para transmitir a fluidez do movimento ao pedal e à bicicleta.

Relativamente ao *biceps femoris* os resultados obtidos causaram alguma estranheza pois este grupo muscular, por ser biarticular, deveria ser muito mais solicitado. O *biceps femoris* encontra-se na parte posterior da coxa, estando inserido a nível proximal no íliaco e a nível distal na tibia. Assim sendo, pode assumir a dupla função de extensor da coxa e flexor da perna. No entanto, tanto Ryan e Gregor (1992) como Jorge e Hull (1986), afirmam que este grupo muscular apresenta um pico de actividade na fase final da propulsão no ciclo da pedalada e uma actividade residual durante a fase de recuperação.

Uma outra explicação possível para estes três músculos (*biceps femoris, gastracnemius caput mediale e tibialis anterior*) terem apresentado resultados pouco ou nada satisfatórios relativamente à sua actividade e não terem apresentado um decréscimo na frequência de contracção prende-se com a função que podem desempenhar durante o ciclo da pedalada. No seu estudo sobre activação muscular e fadiga no movimento de propulsão de uma cadeira de rodas, Balestra e col. (2001), demonstraram que três dos sete músculos analisados apresentavam uma actividade praticamente contínua sem se notarem grandes diferenças a nível da amplitude do sinal entre o tempo de activação e o tempo de repouso. Estes autores concluíram então que estes músculos possuíam uma activação tónica, sendo a sua principal função a estabilização da articulação do ombro. Para o presente estudo pode-se então inferir que o músculo *biceps femoris* teve uma função de estabilização das duas articulações que

atravessa, uma vez que o cicloergómetro utilizado não era a bicicleta na qual os atletas costumam treinar e competir e cujas dimensões estão adaptadas às suas medidas antropométricas. Relativamente aos músculos *gastracnemi* *caput mediale e tibialis anterior* pode-se inferir que a sua principal função foi a de estabilização da articulação do tornozelo e de manutenção do pé em contacto com o pedal já que, mais uma vez, o cicloergómetro utilizado não possuía pedais de encaixe que permitem uma relação mais harmoniosa e fluida entre o atleta e a bicicleta.

O quadro seguinte discrimina todos os grupos musculares de cada sujeito que compôs a amostra pela qualidade do registo que apresentaram.

	<i>gluteus maximus</i>	<i>gastracnemi</i> <i>caput mediale</i>	<i>biceps femoris</i>	<i>tibialis anterior</i>	<i>vastus lateralis</i>	<i>vastus medialis</i>
Sujeito 1						
Sujeito 2						
Sujeito 3						
Sujeito 4						
Sujeito 5						
Sujeito 6						
Sujeito 7						

Quadro 4: Registos do sinal mioeléctrico por grupo muscular e por sujeito. A cinzento encontram-se os registos mioeléctricos que não foram processados. A vermelho encontram-se os registos mioeléctricos cuja qualidade foi considerada reduzida. A azul encontram-se os registos mioeléctricos nos quais a frequência ed contracção se manteve estável. A verde encontram-se os registos mioeléctricos nos quais se verificou uma redução na frequência de contracção.

A verde encontram-se agora destacados, no quadro 4, os registos mioeléctricos cuja qualidade foi considerada elevada uma vez que apresentaram uma redução na frequência de contracção ao longo dos dez momentos de observação considerados.

Observando o quadro 4 pode-se então afirmar que os grupos musculares que apresentaram uma redução na frequência de contracção foram *gluteus maximus vastus medialis e o vastus lateralis*. Esta redução de frequência verificada permite também afirmar que estes músculos estiveram mais sujeitos a uma situação de fadiga. Deste modo é possível inferir que estes grupos musculares foram os mais activos durante o ciclo de pedalada, sendo os mais intervenientes na propulsão.

4.2 – Comparação do Desempenho das Quatro Transformadas Aplicadas

Tal como foi referido no capítulo anterior, foram aplicadas as transformadas CWD, SPWVD, STFT e CWT a todos os registos mioeléctricos descritos no quadro 4 com excepção dos três grupos musculares destacados a cinzento. Por uma questão de qualidade do registo, já discutida anteriormente, a apresentação e discussão dos resultados subsequente fará apenas referência aos registos de qualidade elevada e destacados a verde no quadro 4.

Também conforme foi referido no capítulo 2.3, as quatro transformadas utilizadas pertencem a duas classes distintas com características de cálculo diferentes, pelo que as suas figuras de saída apresentam também características diferentes.

Através das figuras 10 e 11 é possível verificar as diferenças a nível de visualização gráfica das quatro transformadas utilizadas.

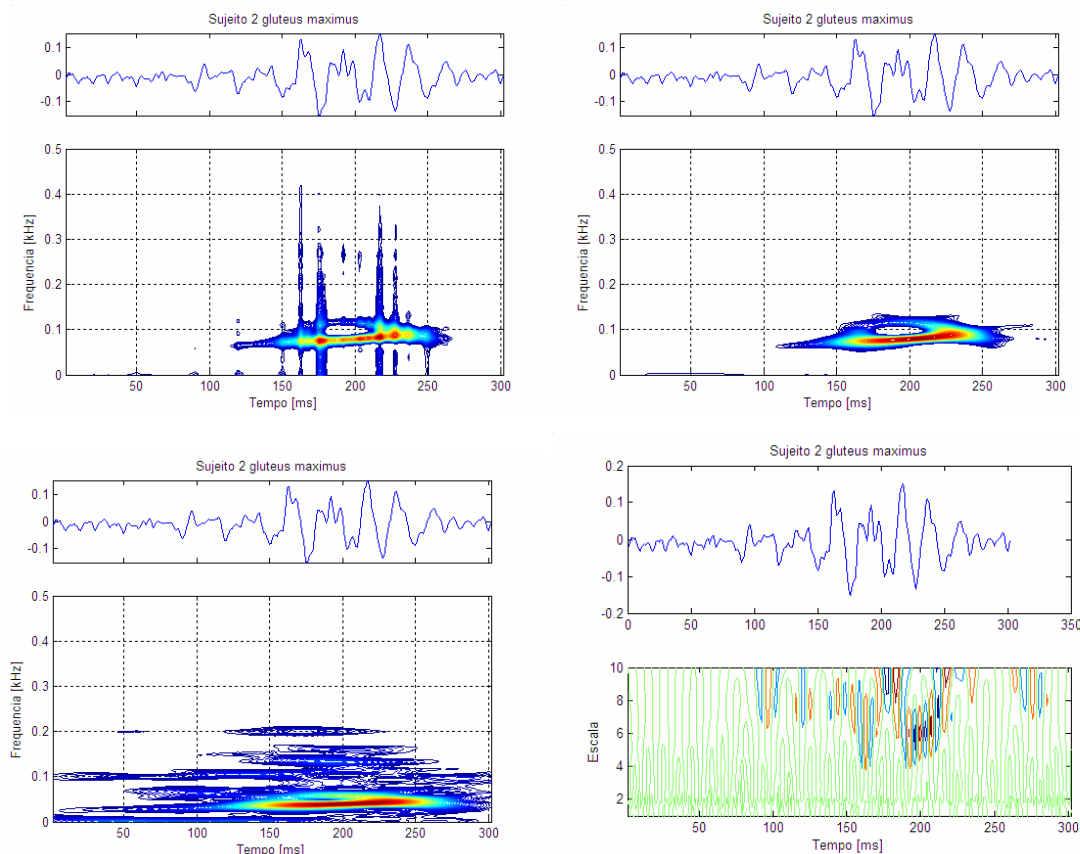


Figura 10: Transformadas, respectivamente, CWD, SPWVD, STFT e CWT, referentes ao sujeito 2, ao músculo *gluteus maximus* e ao 8º momento de recolha.

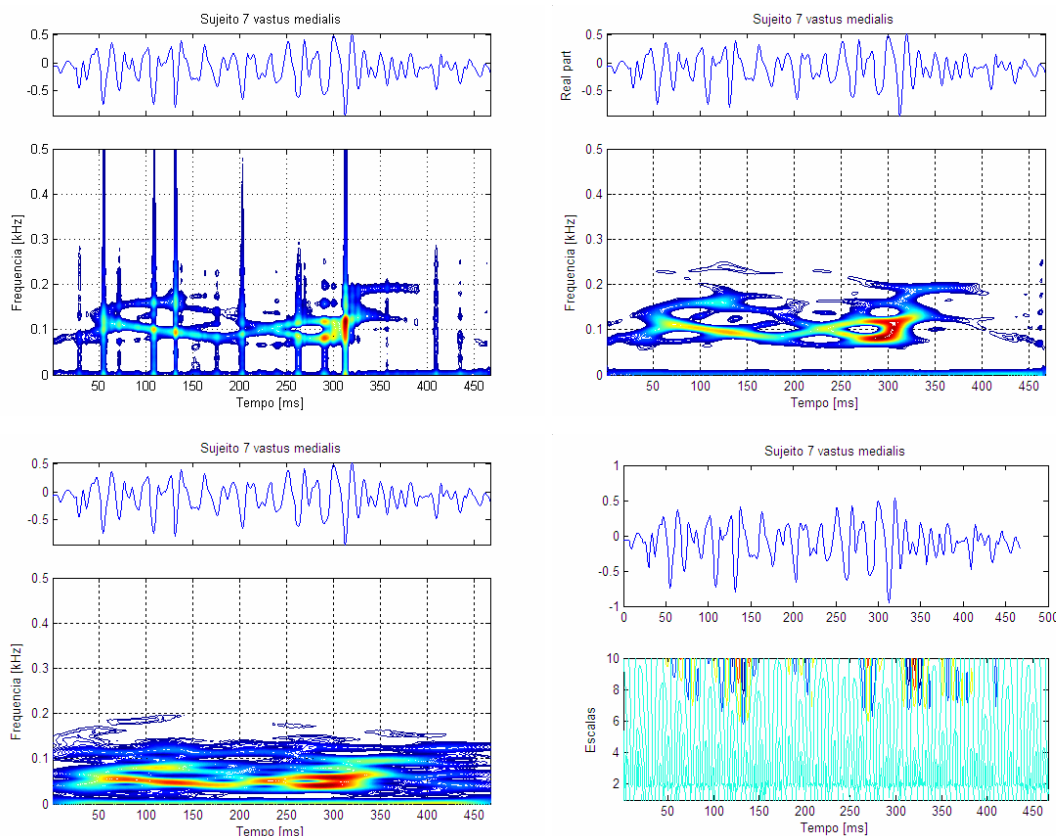


Figura 11: Transformadas, respectivamente, CWD, SPWVD, STFT e CWT, referentes ao sujeito 7, ao músculo *vastus medialis* e ao 5º momento de recolha.

Através da análise das figuras 10 e 11 pode-se facilmente observar que a CWT apresenta uma saída gráfica totalmente diferente das restantes três transformadas utilizadas. Com efeito, pode-se considerar a CWT mais como uma representação tempo-escala e não tanto como uma representação tempo-frequência, como as restantes três transformadas. Desta forma constatou-se que é mais fácil observar uma figura tempo-frequência do que uma figura tempo-escala uma vez que as duas grandezas fundamentais para a análise do sinal mioeléctrico enquanto indicador de fadiga, tempo e frequência, encontram-se, respectivamente, ao longo dos eixos X e Y.

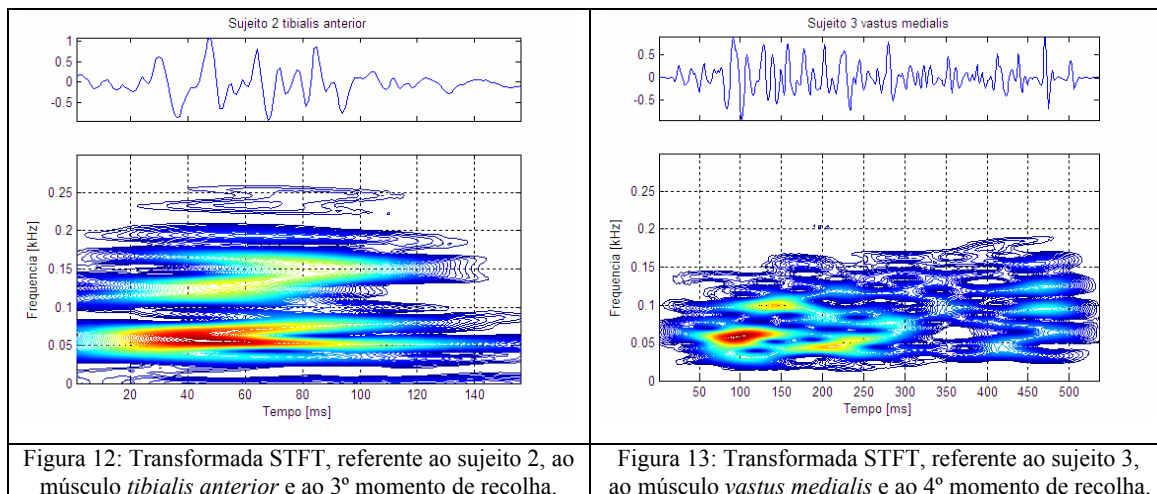
Não obstante, a CWT permitiu o estudo da fadiga muscular, já que se verificou uma diminuição na frequência de contracção ao longo do tempo. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por Houstens e col. (2004) e por Karlsson e col. (2000), que afirmam que a CWT é um meio fiável para se estudar a fadiga muscular recorrendo a um registo mioeléctrico. Contudo a CWT apresenta duas limitações que assumem especial importância. A primeira reporta-se ao número de escalas a utilizar, pois quanto mais escalas se considerarem melhor vai ser a resolução ao nível da frequência. No

entanto, um aumento exagerado do número de escalas leva a uma ineficiência a nível computacional, já que requer muito mais tempo de processamento. A segunda limitação refere-se à correspondência entre a escala e a frequência. Isto é, uma escala engloba um determinado intervalo de frequências, o que leva a que não seja imediata e fácil a leitura de uma figura tempo-escala, pois uma escala contém várias frequências.

As figuras 10 e 11 permitem ainda constatar que as representações tempo-frequência da CWD, da SPWVD e da STFT são extremamente parecidas, quer a nível da distribuição da frequência, quer a nível da distribuição do tempo. No entanto, uma análise mais atenta permite verificar que a estimativa de frequência da STFT é cerca de metade das estimativas de frequência da CWD e da SPWVD. Este resultado causou-nos alguma confusão pelo que decidimos testar estas três transformadas com uma série de sinais sinusoidais com frequências constantes e variáveis, mas conhecidas. Os resultados obtidos nestes testes revelaram que a estimativa correcta era a da STFT e que a CWD e a SPWVD estimavam frequências do dobro do valor. Desta forma concluímos que deverá existir um erro no programa utilizado. Não obstante, este desempenho menos correcto da CWD e da SPWVD, não impede a sua aplicação e pode até potenciar os seus resultados, uma vez que se torna mais fácil seguir a diminuição de frequência ao longo do tempo.

Apesar das representações tempo-frequência das transformadas CWD, SPWVD e STFT serem bastante similares, as suas características intrínsecas afectaram o seu desempenho conforme se pode comprovar pelas figuras 10 e 11.

Relativamente à STFT verificou-se a existência de um grande número de termos indesejáveis à volta das zonas de maior energia que representavam a contracção muscular. No entanto, quer a resolução a nível da frequência, quer a resolução a nível do tempo foram bastante aceitáveis. Tal como referiram Bonato e col. (1996) a duração mínima da janela de observação, definida no ponto 2.3.1 como $h(t)$, deve ser de 500 ms sob pena de se diminuir a resolução a nível da frequência. Através das figuras 12 e 13 pode comprovar-se a importância da janela de observação na resolução da frequência e no número de termos indesejados.



O programa utilizado para o cálculo da STFT que faz parte da *Time-Frequency Toolbox* estipula por defeito uma janela de observação, $h(t)$, com a duração de um quarto do tempo total do sinal analisado. Desta forma, quanto mais longa for a contracção (figura 13) melhor vai ser o desempenho da STFT. Por oposição, a figura 12 demonstra que numa contracção de curta duração, na ordem dos 140 ms, apresenta um maior número de termos indesejados e uma menor resolução a nível da frequência. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por Clancy e col. (2005), uma vez que estes autores afirmam que para a análise da frequência a janela de observação deve ser o mais longa possível.

Constata-se que o desempenho da CWD e da SPWVD é bastante similar, o que parece correcto uma vez que estas duas transformadas pertencem à mesma classe de transformadas quadráticas do sinal. Mas a semelhança entre estas duas transformadas é ainda mais acentuada, pois se considerarmos o núcleo da CWD igual a 1 obtemos a WVD. Mais ainda, a SPWVD apenas difere da WVD porque apresenta duas janelas de suavização, uma no tempo e outra na frequência.

Auger e col. (2005) analisaram o desempenho da SPWVD e verificaram que não apresentava termos de interferência, mas que perdia resolução no tempo e na frequência. Estes resultados podem ser comprovados no presente estudo quando se comparam os desempenhos da SPWVD e da CWD (figuras 14 e 15).

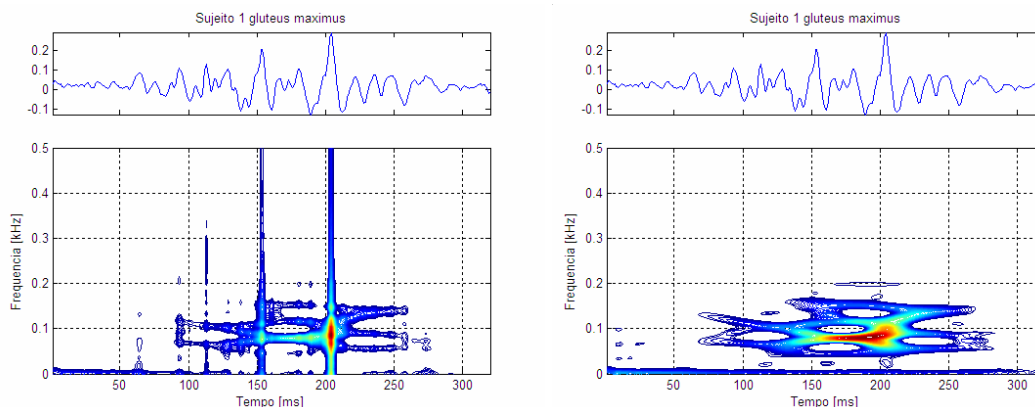


Figura 14: Transformada CWD e SPWVD respectivamente, referente ao sujeito 1, ao músculo *gluteus maximus* e ao 3º momento de recolha.

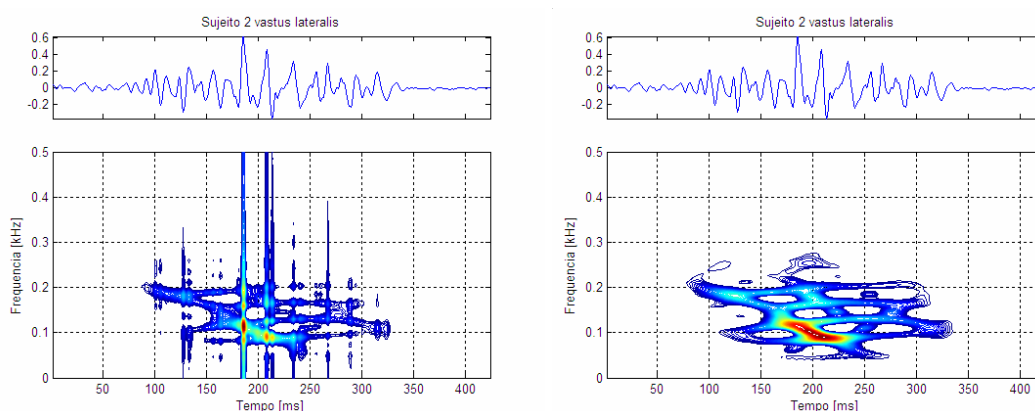


Figura 15: Transformada CWD e SPWVD respectivamente, referente ao sujeito 2, ao músculo *vastus lateralis* e ao 6º momento de recolha.

Através da análise das figuras 14 e 15 pode-se comprovar que a SPWVD apresenta menos termos de interferência do que a CWD, mas que a nível da resolução no tempo e na frequência apresenta uma degradação, ou seja, as zonas de maior energia e que representam a contracção muscular propriamente dita encontram-se mais dispersas nos eixos correspondentes às duas grandezas. Estes resultados são então corroborados pelos resultados obtidos por Auger e col. (2005).

No seu estudo pioneiro, que comparou o desempenho de diversas transformadas, Bonato e col. (1996) demonstraram que a CWD foi a que permitiu uma localização mais precisa no domínio do tempo e no domínio da frequência e a que melhor identificou a compressão a nível da frequência resultante da instalação de um estado de fadiga, concluindo assim que esta transformada é a mais eficaz no processamento de sinais mioeléctricos. Este estudo foi realizado em condições isocinéticas. Mais recentemente Bonato e col. (2001) desenvolveram um estudo mais exaustivo sobre a CWD e corroboraram os resultados obtidos anteriormente, mas desta vez foram realizadas

contracções cíclicas dinâmicas que envolveram um só músculo. Finalmente, Bonato e col. (2002) aplicaram a CWD a um movimento caracterizado por contracções cíclicas dinâmicas de vários músculos, tendo verificado também uma diminuição a nível da frequência de contracção. Nestes três estudos sequenciais no tempo os autores vão aumentando a complexidade do movimento. No entanto, os resultados obtidos demonstram sempre que a CWD é a transformada mais eficaz para o processamento de sinais mioeléctricos enquanto indicadores de fadiga. No presente estudo verificaram-se exactamente os mesmos resultados, a CWD, para além de possibilitar uma leitura imediata da figura, revelou-se bastante eficiente no processamento dos sinais, demonstrou uma resolução satisfatória no domínio do tempo e da frequência e conseguiu seguir a diminuição de frequência resultante da instalação de um estado de fadiga.

4.3 – Análise da CWD Enquanto Indicador de Fadiga

Conforme foi referido anteriormente a CWD provou ser a transformada mais adequada ao processamento de sinais mioeléctricos pelo que a análise subsequente relativamente à indicação de fadiga fará apenas referência a esta transformada. Mais ainda, serão apenas analisados os músculos destacados a verde no quadro 4.

As figuras seguintes (16, 17, 18, 19) constituem-se como exemplos típicos do desempenho da CWD enquanto indicador de fadiga.

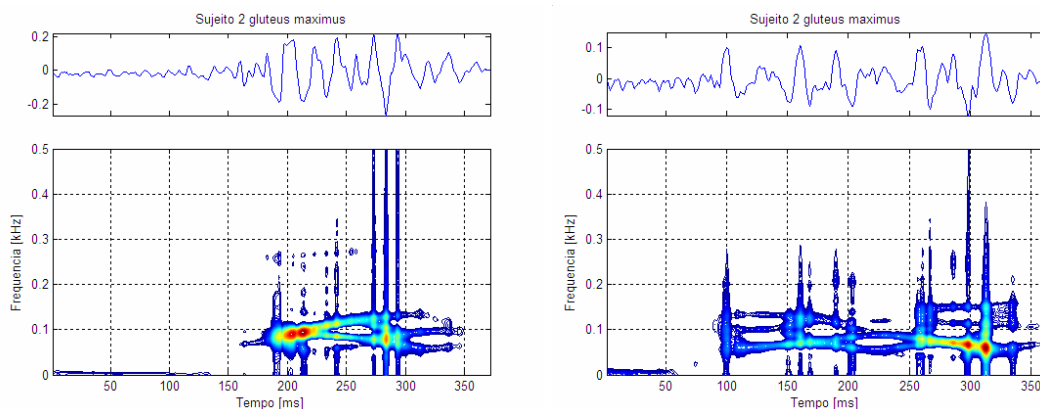


Figura 16: Transformada CWD, referente ao sujeito 2, ao músculo *gluteus maximus* e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.

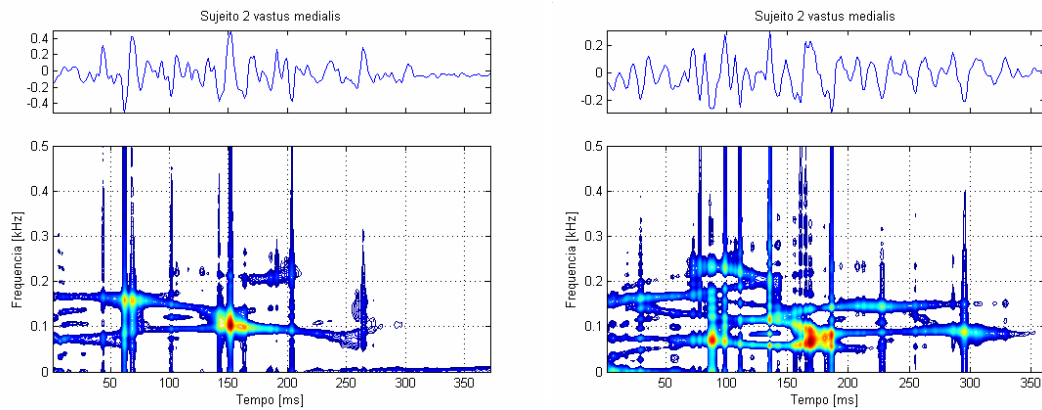


Figura 17: Transformada CWD, referente ao sujeito 2, ao músculo *vastus medialis* e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.

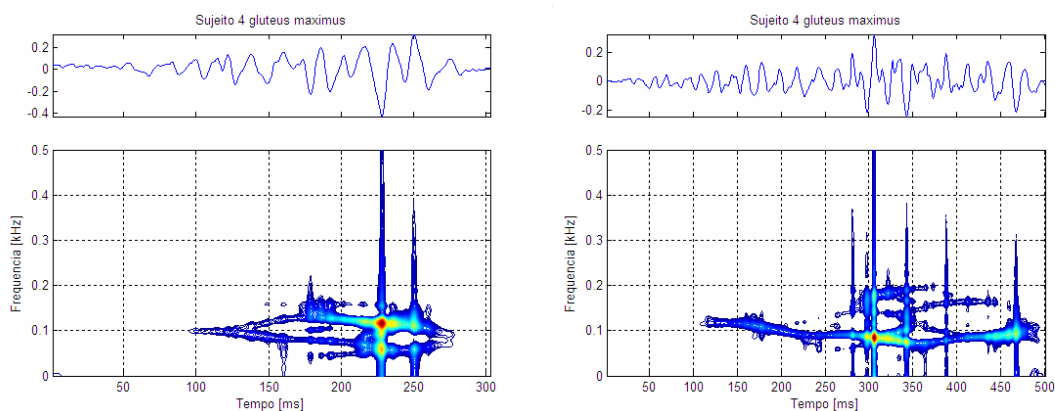


Figura 18: Transformada CWD, referente ao sujeito 4, ao músculo *gluteus maximus* e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.

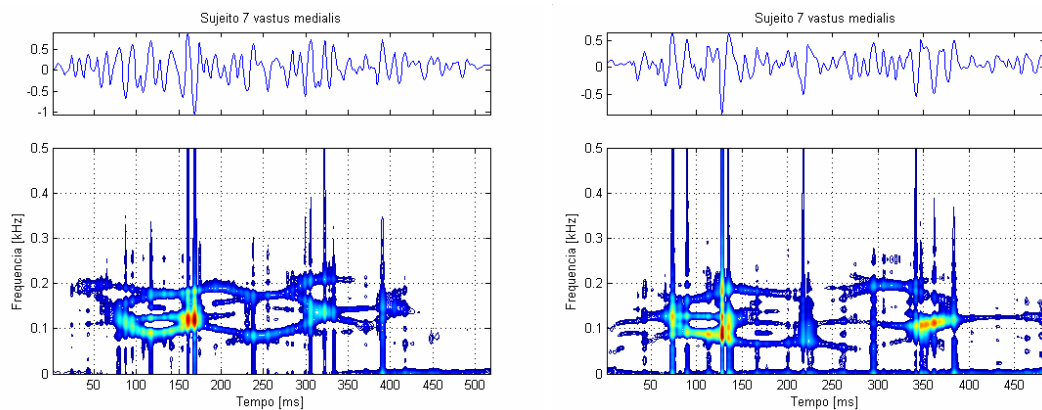


Figura 19: Transformada CWD, referente ao sujeito 7, ao músculo *vastus medialis* e ao 1º e 10º momento de recolha, respectivamente.

As figuras anteriores mostram que, utilizando a CWD, é possível identificar a alteração da frequência de contracção muscular para frequências mais baixas que resulta de uma redução progressiva da velocidade de condução da fibra muscular. Em todos os

23 grupos musculares destacados a verde no quadro 4 foi identificada esta alteração de frequência.

Analisando novamente o quadro 4 verifica-se que os registos dos 7 sujeitos que compunham a amostra destacados a verde referem-se, na sua maioria, a três músculos: *gluteus maximus*, *vastus medialis*, *vastus lateralis*. Pelas suas posições anatómicas e inserções ósseas, a principal função do *gluteus maximus* é a extensão da coxa e a principal função do *vastus medialis* e do *vastus lateralis* é a extensão da perna. Assim, estes músculos estão activos durante a fase descendente do pedal, tendo, por isso, uma função muito importante na propulsão. Por serem músculos propulsores é natural que sejam os que mais estão sujeitos à instalação de um estado de fadiga e que, portanto, sejam os que apresentam uma diminuição da frequência de contracção muscular.

Seria de esperar que todos os músculos analisados fossem propulsivos e que, por consequência, apresentassem uma diminuição na frequência de contracção. Contudo, por razões de ordem ergonómica já referidas anteriormente, tal não se verificou, pelo que se pode inferir que a bicicleta e a relação do atleta com esta é de extrema importância no sentido de se maximizar a eficiência de pedalada e de manutenção da coordenação do movimento durante todo o ciclo.

5 – Conclusões

A realização deste trabalho permitiu retirar conclusões relativamente a dois aspectos que consideramos de crucial importância. O primeiro, que se revê no principal objectivo do trabalho, prende-se com o desempenho das quatro transformadas utilizadas. O segundo reporta-se à relação entre o atleta e o cicloergómetro utilizado.

Relativamente à consecução do principal objectivo do trabalho verificamos que a CWD foi, das quatro transformadas aplicadas, a que melhores resultados apresentou, o que nos permite concluir que esta transformada é a mais indicada para o processamento de sinais mioeléctricos em condições dinâmicas. Estas conclusões vêm corroborar três estudos sequenciais no tempo (descritos anteriormente) nos quais os autores vão aumentando a complexidade do movimento, demonstrando sempre que a CWD é a transformada mais eficaz para o processamento de sinais mioeléctricos enquanto indicadores de fadiga.

Relativamente à relação do atleta com o cicloergómetro utilizado verificamos que é de extrema importância para a manutenção de um movimento de pedalada fluído, eficiente e coordenado. O facto de apenas se verificarem registos de elevada qualidade em três dos seis músculos analisados leva-nos a concluir que o cicloergómetro utilizado pode não ter sido o mais adequado, tendo levado os atletas a alterar a biomecânica do movimento. As razões para esta alteração da biomecânica do movimento prendem-se com o facto de estes atletas pedalarem cerca de 30000km por época competitiva e, portanto, estarem muito mais habituados à sua própria bicicleta que é construída tendo em consideração as suas dimensões antropométricas.

6 – Direcções Futuras

Para que a qualidade deste estudo, bem como a precisão dos resultados obtidos pudessem ser melhorados, são aqui apresentadas algumas alterações que se foram revelando ao longo da realização do mesmo.

Em primeiro lugar, tanto para o teste de consumo máximo de oxigénio, como para a avaliação biomecânica subsequente deveria ter sido utilizado um cicloergómetro que permitisse a adaptação da respectiva bicicleta dos atletas que compunham a amostra, de forma a maximizar a realidade do movimento.

Para facilitar o processamento do sinal mioeléctrico deveria ter sido solicitado aos atletas que, durante a avaliação biomecânica, pedalassem sempre à mesma velocidade para que as contracções musculares tivessem a mesma duração nos dez momentos de recolha considerados. Também pela mesma razão deveriam ter sido consideradas porções da contracção muscular mais curtas.

Relativamente à CWT, poder-se-ia tentar melhorar o seu desempenho utilizando uma outra *wavelet* protótipo. A figura de saída desta transformada podia também ser melhorada se fosse possível estabelecer uma relação entre escala e frequência einverter a figura.

Finalmente, não foi possível calcular a frequência mediana instantânea de cada um dos dez momentos de recolha dos músculos cujos registos foram considerados de elevada qualidade por imperativos de ordem temporal. Este cálculo da frequência mediana instantânea traria mais validade aos resultados pois poder-se-ia constituir como um factor de comparação mais objectivo.

7 – Referências Bibliográficas

Allen, D., Lännegren, J. e Westerblad, H. (1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology*, 80: 497 – 527.

Allen, D. (2004). Skeletal muscle function: role of ionic changes in fatigue, damage and disease. *Clin. Exp. Pharmacol. Physiol.* 31(8): 485 – 493.

Ascensão, A., Magalhães, J., Oliveira, J., Duarte, J. e Soares, J. (2003). Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3(1): 108 – 123.

Auger, F., Flandrin, P., Gonçalves, P. e Lemoine, O. (2005). *Time-Frequency Toolbox Tutorial*. Centre National de la Recherche Scientifique (France) e Rice University (USA).

Balestra, G., Frassinelli, S., Knaflitz, M. e Molinari, F. (2001). Time-Frequency Analysis of Surface Myoelectric Signals During Athletic Movement. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 20(6): 106 – 115.

Basmajian, J. e De Luca C. (1985). *Muscles alive: Their function revealed by electromyography*, 5^a ed. Williams & Wilkins, Baltimore.

Blomstrand, E. (2006). A role for branched-chain amino acids in reducing central fatigue. *Journal Nutr.*, 136(2): 544S – 547S.

Bonato, P., Gagliati, G. e Knaflitz, M. (1996). Analysis of Myoelectric Signals Recorded During Dynamic Contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 15: 102 – 111.

Bonato, P., Roy, S., Knaflitz, M. e De Luca, C. (1997). Localized Muscle Fatigue in Back Muscles: Static Vs Dynamic Contractions. *Proceedings – 19th International Conference – IEEE/EMBS*.

Bonato, P., Roy, 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*, 48(7): 745 – 753.

Bonato, P., Croce, U. e Roy, H. (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*, 10(1): 28 – 47.

Carvalho, J. M., Gonçalves, P., Sousa, F., Conceição, F. e Vilas-Boas, J. P. (1999). Eléctrodos activos para EMG diferencial de superfície em contexto desportivo (resumo). Livro de resumos do 1º Congresso Internacional de Ciências do Desporto, Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física, Universidade do Porto.

Clancy, E., Farina, D. e Merletti, R. (2005). Cross-comparison of time and frequency domain methods for monitoring the myoelectric signal during a cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15: 256 – 265.

Cohen, L. (1995). *Time-Frequency Analysis*, Prentice-Hall PTR, Upper Saddle River.

Choi, H. e Williams, W. (1989). Improved Time-Frequency Representation of Multicomponent Signals Using Exponential Kernels. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 37(6): 862 – 871.

Davis, M. e Bailey, S. (1997). Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(1): 45 – 57.

Davis, M. e Fitts, R. (2001). *Mechanisms of muscle fatigue*, in *ACSM's Resource Manual – Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. P. Darcy ed., Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore.

Davis, M. (1995). Central and peripheral factors in fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 13: S49 - S53.

De Luca, C. J. (1997). *The use of electromyography in biomechanics*. Wartenweiler Memorial Lecture, The International Society for Biomechanics. Delsys.

Enoka, R. e Stuart, D. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72(5): 1631 – 1648.

Ericson, M., Nisell, R., Arborelius, U. e Ekholm, J. (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine*, 17: 53 – 61.

Green, H. J. (1995). *Metabolic determinants of activity induced muscular fatigue*, in Exercise Metabolism, M. Hargreaves ed., Human Kinetics, Champaign, IL: 251 – 256.

Green, H. J. (2004). Mechanisms and Management of Fatigue in Health and Disease: Symposium Introduction. *Canadian Journal of Appl. Physiology*, 29(3): 264 – 273.

Hostens, I., Seghers, J., Spaepen, A. e Ramon, H. (2004). Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Bracioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14: 205 – 215.

Ingle, V. K. e Proakis, J. G (2000). *Digital Signal Processing using MatLab*. Brooks/Cole Thomson Learning.

Jorge, M. e Hull, M. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, 19(9): 683 – 694.

Karlsson, S., Yu, J. e Akay, M. (2000). Time-Frequency of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(2): 228 – 238.

Karlsson, J. S., Östlund, N., Larsson, B. e Gerdle, B. (2003). An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift on the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13: 461 – 468.

- Knaflitz, M. e Bonato, P. (1999). Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9: 337 – 350.
- MacIsaac, D., Parker, P. E Scott, R. (2001). The short time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11: 439 – 449.
- Maluf, K. S. e Enoka, R. M. (2005). Task failure during fatiguing contractions performed by humans. *Journal of Appl. Physiology*, 99: 389 – 396.
- Marsh, A. P. e Martin, P. E. (1995). The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(2): 217 – 225.
- McKenna, M. (1992). The roles of ionic processes in muscular fatigue during intense exercise. *Sports Medicine*, 13(2): 134 – 145.
- Nigg, B. M. e Herzog, W. (1994). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons, Ltd, West Sussex.
- Potvin, J. (1997) Effects of kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied. Physiology*, 82(1): 144 – 151.
- Rioul, O. e Vetterli, M. (1991). Wavelets and signal processing. *IEEE Signal Processing Magazine*, Oct.: 14 – 38.
- Roy, S., Bonato, P. e Knaflitz, M. (1998). EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8: 233 – 245.

Ryan, M. E Gregor, R. (1992) EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, (2)2: 69 – 80.

Weir, J., Loyd, B., Tussing, A., Green, M. e Robel, J. (1998). Reliability of electromyographic fatigue curves. *Journal of Exercise Physiology online*, 1(3).

Westerblad, H., Allen, D. e Lännergren, J. (2002). Muscle fatigue: Lactid acid or inorganic phosphate the major cause? *News Physiol. Sci.* 17: 17 – 21.