

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ANÁLISE TEMPO - FREQUÊNCIA DE
SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS PARA A AVALIAÇÃO DE
FADIGA MUSCULAR EM CICLOERGÔMETRO**

MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE

ORIENTADOR: FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO

TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PPGENE.TD – 013/2006

BRASÍLIA/DF: NOVEMBRO – 2006

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

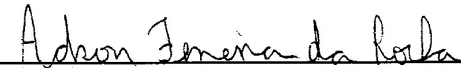
ANÁLISE TEMPO-FREQÜÊNCIA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS
DE SUPERFÍCIE PARA A AVALIAÇÃO DE FADIGA MUSCULAR EM
CICLOERGÔMETRO

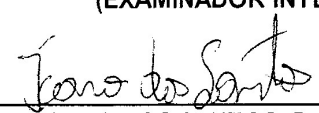
MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE

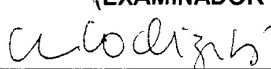
TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA
FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR.

APROVADA POR:


FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO, Dr., ENE/UnB
(ORIENTADOR)


ADSON FERREIRA DA ROCHA, Dr., ENE/UnB
(EXAMINADOR INTERNO)


ICARO DOS SANTOS, Dr., ENE/UnB
(EXAMINADOR INTERNO)


LUIS MOCHIZUKI, Dr., USP
(EXAMINADOR EXTERNO)


WILSON HENRIQUE VENEZIANO, Dr, UTFPR
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA, 22 DE NOVEMBRO DE 2006.

FICHA CATALOGRÁFICA

ANDRADE, MARCELINO MONTEIRO DE

Análise tempo-freqüência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro : [Distrito Federal] 2006.

xv, 103p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Doutor, Engenharia Elétrica, 2006).

Tese de Doutorado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica.

1.Fadiga Muscular

2.Análise de Fourier

3.Transformadas Wavelet

4.Eletromiografia de superfície

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

Andrade., M. M. (2006). Análise tempo-freqüência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DT – 013/2006, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 104p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Marcelino Monteiro de Andrade.

TÍTULO: Análise tempo-freqüência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro.

GRAU: Doutor

ANO: 2006

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese de doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa tese de doutorado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Marcelino Monteiro de Andrade
Sobradinho, Distrito Federal, Brasília.

**À minha mãe Anésia (em memória),
á minha esposa Elisângela e filhas Hannah e Ruth**

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores e mestres, Dr. Francisco Assis, Dr. Jake do Carmo e Dr. Adson da Rocha pela confiança, apoio, paciência e amizade.

Aos membros da banca examinadora, pela predisposição em analisar este trabalho e pelas sugestões recebidas.

Aos novos e antigos colegas que me apoiaram nessa jornada, em especial: Antônio Nunes, Bruno Macchiavello, Caio Holanda, Delvalho, Flávio Vidal, Milton Shintaku, Pedro Berger, Valdinar, Wilson Veneziano e muitos outros.

A família da minha esposa, em especial: senhor Manoel Pedrosa (em memória), dona Olindina, dona Socorro, senhor Daniel e suas filhas Danielle e Anna Karolina.

Finalmente, agradeço a todos os que direta ou indiretamente colaboraram na elaboração desta tese, com especial atenção aos excelentes mestres educadores e/ou pesquisadores que tive a oportunidade de conhecer.

RESUMO

ANÁLISE TEMPO FREQUÊNCIA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS PARA A AVALIAÇÃO DE FADIGA MUSCULAR EM CICLOERGÔMENTO

Autor: Marcelino Monteiro de Andrade

Orientador: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, novembro de 2006

Nesta Tese de Doutorado foi desenvolvida uma metodologia para a análise eletromiográfica do comportamento da fadiga muscular de sujeitos quando pedalando em um cicloergômetro. Nesse sentido, utilizou-se a eletromiografia de superfície e três protocolos de aquisição de sinais eletromiográficos. Também foram desenvolvidas quatro técnicas matemáticas de observação da fadiga muscular: a frequência de potencia mediana (FPMd), a raiz quadrática média (RMS), a mediana da curva de energia acumulada (MdCEA) e a raiz da área da curva de energia acumulada (RACEA). As duas primeiras técnicas (FPMd e RMS) são tradicionalmente aplicadas no estudo da fadiga em atividades isométricas. As técnicas MdCEA e RACEA são contribuições originais da tese, e foram implementadas no domínio da transformada Wavelet.

No primeiro protocolo investigado, carga crescente (inicial 150 w, com o aumento de 50 w a cada 30 s) e velocidade fixa (30 km/h). No segundo protocolo, carga constante (igual a 70% da carga final do primeiro protocolo) e velocidade crescente (inicial 30 km/h, com aumento de 3 km/h a cada 30 s). Considerando o terceiro protocolo, que possuía carga e velocidade constantes e alta intensidade (iguais a 70% dos valores finais dos dois primeiros protocolos), os seus resultados indicaram o mapeamento da fadiga muscular com as quatro técnicas aplicadas.

A FPMd indicou o deslocamento do espectro de potência do sinal eletromiográfico para as baixas frequências, e as técnicas RMS, MdCEA e RACEA indicaram o aumento na energia do sinal, essas condições são normalmente associadas ao processo de fadiga muscular.

ABSTRACT

TIME-FREQUENCY ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS FOR THE EVALUATION OF THE MUSCLE FATIGUE IN CYCLOERGOMETER

Author: Marcelino Monteiro de Andrade

Supervisor: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, November of 2006

In this doctoral thesis, a methodology for electromyographic analysis of the muscular fatigue behavior during an ergometer cycle was developed. Thus, surface electromyography was combined with three protocols of data acquisition. Four algorithms were developed to observe the muscle fatigue: Median Power Frequency (MPF), signal Root Mean Square (RMS), Median of the Accumulated Energy Curve (MAEC) and the square-Root of the area of the Accumulated Energy Curve (RAEC). The first two (RMS and MPF) are classical techniques commonly referenced in technical literature for the analysis of isometric electromyography signals. The other two techniques (MAEC and RAEC) were proposed this thesis and, they were based on the Wavelet transform domain.

In the first protocol, a constant velocity (30 km/h) and increasing load (starting at 150 w, with the increasing step of 50 w to each 30 s) were set. In the second protocol, which was specified a constant load (equal to 70% of the final load of the first protocol) and increasing velocity (starting at 30 km/h, with increasing step of 3 km/h to each 30 s). In the third, and the last protocol, it was implemented a constant load, constant velocity and high intensity (equal to 70% of the final values of the two first protocols). Experimental results were indicated a muscular fatigue behavior in the all four techniques.

The MPF indicated the displacement of the power spectrum of electromyographic signals to low frequencies and the RMS, MAEC and RACE indicated increases the energy of the signal. These conditions are also related with muscular fatigue.

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	1
1.1 - O PROBLEMA.....	2
1.2 - JUSTIFICATIVAS E CONTRIBUIÇÕES.....	2
1.3 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	4
2 – A ELETROMIOGRAFIA	6
2.1 – O SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	7
2.2 – A FADIGA MUSCULAR	12
2.2.1 - A eletromiografia de superfície e a fadiga muscular	13
2.2.2 – A eletromiografia de superfície e a fadiga muscular em cicloergômetro .	18
2.3 – A TRANSFORMADA WAVELET E SINAIS NÃO ESTACIONÁRIOS	23
3 – DESENVOLVIMENTO E PROPOSIÇÃO DA TESE.....	25
3.1 - PRIMEIRO ESTUDO DE REFERÊNCIA, O CASO ISOMÉTRICO.....	25
3.2 – SEGUNDO ESTUDO DE REFERÊNCIA, O CASO DINÂMICO	28
3.3 – A IDENTIFICAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR.....	32
3.3.1 – Hipóteses levantadas na tese.....	33
3.3.2 – Considerações complementares.....	35
4 - METODOLOGIA	37
4.1 – SUJEITOS, INSTRUMENTAÇÃO E PROTOCOLOS	37
4.1.1 – Protocolos de aquisição de sinais eletromiográficos.....	39
4.2 – SEGMENTAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	43
4.3 – DESCRIÇÃO DAS TÉCNICAS DE OBSERVAÇÃO DA FADIGA	44
4.3.1 – Técnicas implementadas no domínio da transformada Wavelet	45
4.4 – ANÁLISE ESTATÍSTICA E CONSIDERAÇÕES COMPLEMENTARES..	48
5 - RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	51
5.1 – PRIMEIRO PROTOCOLO DINÂMICO.....	51
5.2 – SEGUNDO PROTOCOLO DINÂMICO.....	58
5.3 – TERCEIRO PROTOCOLO DINÂMICO	65
5.4 – AVALIAÇÃO CONJUNTA DAS TÉCNICAS E PROTOCOLOS.....	71
6 – CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES.....	77

6.1 – SUGESTÃO DOS TRABALHOS A REALIZAR.....	79
APÊNDICES	87
A - O PROCESSO ESTOCÁSTICO	88
A.1 Processos Estocásticos Estacionários e Não-Estacionários.....	89
B - TRANSFORMADAS DE FOURIER E DE WAVELET.....	92
B.1 - PERIODOGRAMA DE FOURIER E DE WAVELET	94
C - REPRESENTAÇÃO BOXPLOT.....	96
D - VALORES DE t - SIGNIFICÂNCIA DE 0,05	99
E - PRINCIPAIS PROGRAMAS EM MATLAB.....	100

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd e do valor RMS em atividade física isométrica – primeiro protocolo de referência.....	28
Tabela 3.2 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd e do valor RMS em atividade física dinâmica da coxa direita - segundo protocolo de referencias.....	29
Tabela 4.1 - Características dos três protocolos de esforço muscular aplicados, quanto ao comportamento da velocidade e da carga.....	42
Tabela 5.1 - Inclinações das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS.....	56
Tabela 5.2 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA ^{67-100%} em atividade física dinâmica para cada sujeito (suj.) no segundo protocolo.....	63
Tabela.5.3 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA ^{67-100%} em atividade física dinâmica para cada sujeito (suj.) no terceiro protocolo.....	65
Tabela 5.4 - Índice de correlação de Pearson e parâmetro t de Student entre os resultados dos músculos vasto lateral (V.L.) e vasto medial (V.M.) para as inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA ^{67-100%} nos três protocolos. Primeiro protocolo: amostras de 01 à 09, segundo protocolo: amostras de 10 à 18 e terceiro protocolo: amostras de 19 à 27.....	74

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Unidade motora simples: medula espinhal, axônio, junção neuromuscular e fibras musculares (modificado – [37]).....	8
Figura 2.2 - Propagação do potencial de ação em ambas as direções ao longo da fibra muscular [39].	9
Figura 2.3 - Medida do potenciais de ação com eletrodos de superfície [41]	10
Figura 2.4 - Alteração do sinal eletromiográfico com a variação da localização do eletrodo. DEP é a densidade espectral de potência (modificado – [44]).....	10
Figura 2.5 - Sinal no tempo e na freqüência para o músculo bíceps braquial, com contração isométrica e utilizando o eletromiógrafo Bagnoli - 2 da Delsys.....	12
Figura 2.6 - Exemplo do espectro de potencia do início e do fim de um experimento com contração isométrica fatigante. A altura do espectro de potência foi normalizada. O comprimento do registro foi de 1.0 s e a largura da janela de 125 ms.....	15
Figura 2.7 - Efeito do nível de tensão sobre o FPMd no caso isométrico (modificado – [57]).	16
Figura 2.8 - Diagrama esquemático de fatores que afetam o sinal eletromiográfico por meio da eletromiografia de superfície. UM: unidade motora, MUAP: potenciais de ação da unidade motora (modificado – [44]).....	17
Figura 2.9 - Distribuição temporal da atividade muscular média em onze músculos dos membros inferiores durante um ciclo de pedalada em cicloergômetro. Abscissa – variação angular de 0 a 360 graus; Ordenadas - percentual da máxima atividade mioelétrica. (modificado – [60]).....	18
Figura 2.10 - Comparação da atividade mioelétrica de pico entre o ciclismo e uma caminhada em nível normal. GMa: Glúteo Máximo;GMe: Glúteo Médio; RF: Reto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; MH: Hamstring Medial; GM: Gastrocnêmio Medial; GL: Gastrocnêmio Lateral; So: Sóleo; TA: Tibial Anterior. (modificado – [60]).....	19
Figura 2.11 - Classificação dos resultados da FPMd encontrados para diferentes sujeitos em atividade realizada em cicloergômetro [9].....	20
Figura 2.12 - Retas representativas do CDE de sujeitos de diferentes resultados nos testes [12]....	21
Figura 2.13 - Planos da STFT e da Transformada Wavelet – [66].....	24
Figura 3.1 - FA: força aplicada pelo sujeito. (A) célula de força. (B) elásticos de tração com 60% da MCV [17].....	26
Figura 3.2 - Protocolo isométrico de avaliação do músculo bíceps braquial. Curvas do valor RMS e da FPMd normalizadas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de regressão linear.....	27

Figura 3.3 - Instrumentação do segundo protocolo (Carmo, 2003).....	29
Figura 3.4 - Protocolo dinâmico de análise do músculo vasto lateral da coxa direita. Curvas do valor RMS e da FPMd normalizadas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de regressão linear.....	30
Figura 3.5 - Protocolo dinâmico de análise do músculo vasto lateral da coxa direita. Curvas do valor RMS e da FPMd normalizadas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de aproximação polinomial de sexto grau.....	31
Figura 3.6 - (a) Protocolo isométrico de análise do músculo bíceps braquial. (b) protocolo dinâmico de análise do músculo vasto lateral. Curvas do valor RMS e da FPMd são normalizadas pelas respectivas amplitudes máximas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de regressão linear e de polinômio de 6 ^a ordem.....	33
Figura 4.1 - Eletromiografo Delsys, modelo Bagnoli – 2.....	37
Figura 4.2 - Painel frontal do sistema de digitalização de dados cinéticos e eletromiográficos.....	38
Figura 4.3 - (a) posição anatômica dos músculos vasto lateral e vasto medial (modificado [70]). (b) cicloergômetro utilizado nos testes.....	39
Figura 4.4 - Apresentação dos dados sincronizados do primeiro protocolo e com <i>offset</i> para melhor visualização.....	40
Figura 4.5 - Apresentação dos dados sincronizados do segundo protocolo e com <i>offset</i> para melhor visualização.....	41
Figura 4.6 - Apresentação dos dados sincronizados do terceiro protocolo e com <i>offset</i> para melhor visualização.....	42
Figura 4.7 - (a) Identificação do ângulo zero que representa o início do ciclo de pedalada. (b) Segmentação do sinal eletromiográfico em cada pedalada. (c) Sinal construído por meio da concatenação de janelas sucessivas. A seleção do sinal da pedalada foi realizada por meio de um <i>trigger</i> automático, instalado no cicloergômetro, que indicava o início de cada pedalada.....	43
Figura 4.8 - FPMd do sinal eletromiográfico com janela de 0,5 s.....	45
Figura 4.9 - Resposta normalizada do valor RMS e da FPMd em protocolo isométrico para o músculo bíceps braquial.....	45
Figura 4.10 - (a) Sinal eletromiográfico concatenado, (b) periodograma Wavelet do sinal eletromiográfico concatenado e (c) a curva CEA com a identificação da MdCEA.....	47
Figura 4.11 - Curva CEA com a identificação de áreas de aplicação da $RACEA = \sqrt[3]{ACEA}$. (modificado – [20]).....	47
Figura 4.12 - Diagrama de blocos das técnicas de aferição da fadiga muscular.....	50

Figura 5.1 - Primeiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	52
Figura 5.2 - Primeiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	53
Figura 5.3 - Primeiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	54
Figura 5.4 - Primeiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	55
Figura 5.5 - Gráfico <i>Boxplot</i> (apêndice C) da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para o primeiro protocolo e músculos vasto lateral e medial.....	56
Figura 5.6 - Segundo protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	59
Figura 5.7 - Segundo protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	60
Figura 5.8 - Segundo protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	61
Figura 5.9 - Segundo protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	62
Figura 5.10 - Gráfico <i>Boxplot</i> da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para o segundo protocolo e músculos vasto lateral e medial.....	63
Figura 5.11 - Terceiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	66
Figura 5.12 - Terceiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	67
Figura 5.13 - Terceiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	68

Figura 5.14 - Terceiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.....	69
Figura 5.15 - Gráfico <i>Boxplot</i> (apêndice C) da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para o terceiro protocolo e músculos vasto lateral e medial.....	70
Figura 5.16 – Gráfico <i>Boxplot</i> da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para os três protocolos e músculos vasto lateral e medial.....	73
Figura 5.17 - Inclinações das curvas de regressão linear dos parâmetros FPMd, RMS, MdCEA e RACEA ^{67-100%} dos nove sujeitos, associadas aos respectivos tempos de execução. F: feminino, M: masculino.....	75

LISTA DE ABREVIACÕES

CEA	Curva de energia acumulada
FPMd	Frequência de potência mediana
ISEK	International Society of Electromyography and Kinesiology
MdCEA	Mediana da curva de energia acumulada
MCV	Máxima contração voluntária
MUAP	Motor unit action potential (potenciais de ação da unidade motora)
RACEA	Raiz da área da curva de energia acumulada
RMS	Root mean square (raiz quadrática média)
STFT	Short Time Fourier Transform (transformada curta de Fourier)
UM	Unidade motora
VO2máx	Consumo máximo de oxigênio

1 - INTRODUÇÃO

Neste texto o autor apresenta a sua tese de doutorado desenvolvida no Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília. O objetivo do trabalho foi relacionar alterações em variáveis eletromiográficas à fadiga muscular localizada, por meio da extração de parâmetros objetivos que se vinculam aos aspectos da fadiga. As atividades físicas em estudo foram de natureza dinâmica, desenvolvidas em um cicloergômetro.

A fadiga muscular estudada neste trabalho foi descrita pelos autores DELUCA [1] e BONATO [2]. O primeiro caracterizou a fadiga muscular como um processo gradual dependente do tempo, no qual ocorre a manutenção da contração muscular sem a alteração da performance mecânica. Este processo inclui a alteração gradual dos sinais eletromiográficos. O segundo considera a fadiga do músculo como um fenômeno contínuo que se inicia quase que simultaneamente com as primeiras contrações musculares de uma atividade física.

A identificação da fadiga por meio da eletromiografia é normalmente observada pelas alterações na amplitude do sinal eletromiográfico ou pela variação de frequências encontradas no espectro de potência do sinal mioelétrico [3]. Um estudo pioneiro nesse sentido foi realizado por PIPER [4], que observou, no domínio do tempo, um aumento progressivo do período de oscilação do sinal eletromiográfico durante as atividades musculares isométricas. Isso é percebido no domínio das frequências, com o deslocamento para as baixas frequências do espectro de potência [5]. A fadiga muscular também pode ser observada pela medida direta da variação da velocidade de condução do potencial de ação na fibra muscular [6].

As alterações das características do sinal eletromiográfico nos domínios do tempo e da frequência decorrentes da fadiga muscular se devem a uma associação de fatores fisiológicos e biomecânicos que ocorrem nas unidades motoras. LINDSTROM e PETERSEN [7] atribuíram essas alterações ao aumento de sincronismo das unidades motoras, à diminuição na velocidade de condução dos potenciais de ação, ao recrutamento de novas unidades motoras e à alteração da forma dos potenciais de ação que ocorre no processo da fadiga muscular.

1.1 - O PROBLEMA

O sinal eletromiográfico obtido em contrações musculares dinâmicas possui características estocásticas não estacionárias que dificultam a identificação da fadiga muscular [8]. Diversos trabalhos avaliam esse tipo de contração em cicloergômetro [9-12]. Contudo, em estudos com contrações musculares dinâmicas, ainda não se observa uma metodologia que se igualasse ou superasse as técnicas no domínio da transformada de Fourier, quando aplicadas em sinais eletromiográficos originados de contrações isométricas [8].

Considerações de MERLETTI e PARKER [8] confirmam a não-estacionaridade dos sinais eletromiográficos originários de contrações dinâmicas, o que deteriora a estimativa numérica nas técnicas de modelagem matemática utilizadas na análise da fadiga muscular. Tais técnicas são frequentemente fundamentadas em processos clássicos, considerando propriedades invariantes no tempo. MERLETTI e PARKER [8] descrevem ainda que métodos recentes de análise tempo-freqüência em contrações dinâmicas têm sido propostos, e são principalmente baseados nas classes de distribuições tempo-freqüência de Cohen [11] e de Wavelets [13]. Assim, o problema central deste trabalho corresponde em identificar padrões eletromiográficos em sinais de natureza não estacionário, incluindo a proposição de novas técnicas de processamento do sinal eletromiográfico desenvolvidas no domínio da transformada Wavelet.

1.2 - JUSTIFICATIVAS E CONTRIBUIÇÕES

A variedade de protocolos e de métodos de avaliação do comportamento das variáveis eletromiográficas é grande, o que dificulta a comparação entre os resultados obtidos nos diferentes estudos [3]. Com isso, é importante que se empreenda esforço no sentido de desenvolver definições de padrões que permitam a referida comparação [8]. Infelizmente, diversas técnicas eletromiográficas têm sido restritas às contrações isométricas, sendo essa restrição conseqüência das limitações dos métodos utilizados na estimação espectral [11].

A identificação de uma assinatura eletromiográfica para a fadiga muscular em contrações dinâmicas corresponde a uma contribuição científica relevante, e pode promover aos profissionais que trabalham com a eletromiografia possíveis pesquisas científicas correlatas e/ou aplicações vinculadas.

Entre os estudos que podem ser motivados, encontram-se os que objetivam determinar os aspectos biológicos que sustentam a identificação do padrão eletromiográfico em um protocolo de esforço muscular dinâmico, o que contrapõe a outros protocolos nos quais o padrão não foi identificado [9, 10]. No campo do desporto, a fadiga muscular vem sendo amplamente estudada, uma vez que é um fator importantíssimo para orientação de atividades físicas mais eficientes. Um padrão eletromiográfico aplicado a esportistas pode ser utilizado para verificar seus desempenhos nos treinamentos, avaliando suas diferentes tolerâncias à fadiga muscular por meio de técnicas objetivas de aferição.

Soluções tecnológicas recentes vêm permitindo estudos promissores abordando a fadiga muscular com o uso de arranjos (*arrays*) de eletrodos [6]. Uma alternativa que permite a identificação de variáveis eletromiográficas que não podem ser obtidas com o uso de montagem bipolar (por exemplo, a identificação da velocidade de condução dos potenciais de ação na fibra muscular e a decomposição do sinal eletromiográfico). Contudo, os custos ainda tornam essa tecnologia pouco usual e a praticidade operacional não é comparável à eletromiográfica de superfície com montagem bipolar. Assim, o presente trabalho também pode ser justificado por propor um método simples e de grande viabilidade, concebido com a eletromiografia de superfície com eletrodos bipolares.

Operadores matemáticos clássicos implementados no domínio da frequência - como frequência de potência mediana (FPMd) - permitem observar a alteração nas altas e baixas frequências no decorrer da atividade muscular. Inúmeros trabalhos são encontrados descrevendo a progressiva diminuição da amplitude da FPMd em estudos envolvendo contrações isométricas de média e de alta intensidade [14, 5, 15-18]. CHRISTENSEN [15] afirmou ainda que, em contrações estáticas em processo fatigante, o valor da raiz média quadrática (RMS) do sinal eletromiográfico aumenta e o da FPMd sofre uma diminuição. Porém, em contrações dinâmicas a interpretação dessas variáveis tem sofrido questionamentos quanto à sua adequação.

No presente estudo foram aplicadas técnicas clássicas e desenvolvidas novas ferramentas de processamento do sinal eletromiográfico, sendo as novas baseadas no domínio das transformadas Wavelets. Nesse sentido, quatro técnicas de avaliação de fadiga foram implementadas, sendo duas delas clássicas - a FPMd e o valor RMS, e duas não clássicas - mediana da curva de energia acumulada (MdCEA) e raiz da área da curva de energia

acumulada (RACEA). As duas últimas técnicas são embasadas em processamento no domínio da transformada Wavelet e representam contribuições da presente tese [19, 20].

Por fim, foram utilizados testes bioestatísticos para avaliar os protocolos e as técnicas de observação do processo de fadiga muscular. Os resultados analisados estatisticamente e combinados com uma série de observações científicas possibilitaram a identificação de padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular por meio do método aplicado na pesquisa.

1.3 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

No desenvolvimento do trabalho, aspectos de instrumentação, biomecânica, fisiologia e processamento de sinais são tratados. A constante busca em atingir os objetivos propostos foi sustentada por uma fundamentação teórica focada na fadiga muscular e na série de experimentos realizados na Universidade de Brasília, abordando contrações musculares estáticas e dinâmicas. Os objetivos, as contribuições do trabalho, a solução proposta, o método empregado, os resultados, as discussões e as conclusões foram tratados no decorrer dos seis capítulos da tese.

No capítulo 1 foram apresentados o problema estudado, o objetivo, suas justificativas e contribuições, bem como o caráter original do trabalho em identificar padrões eletromiográficos em contrações dinâmicas por meio de uma metodologia própria. Adiciona-se ainda, o mapeamento do trabalho no campo de métodos e técnicas eletromiográficas.

O capítulo 2 apresenta o a revisão de literatura, com o histórico da eletromiografia e as principais idéias correntes associadas à fadiga muscular e à eletromiografia de superfície. Também foram tratados o processo de geração, a aquisição e as características físicas do sinal eletromiográfico. As motivações e a relevância da tese foram evidenciadas, assim como uma revisão bibliográfica de trabalhos em cicloergômetro. Também foram tratadas algumas tendências futuras e contemporâneas em eletromiografia (como o uso dos arranjos de eletrodos e a aplicação da transformada Wavelet). Adiciona-se também, uma breve descrição de importantes aspectos biológicos associados a fadiga muscular e a potencialidade do uso da transformada Wavelet no tratamento de sinais não estacionários.

No capítulo 3, foram apresentadas pesquisas prévias que contribuíram para a solução proposta na tese, com a exploração do problema em estudo baseado em dois experimentos realizados na Universidade de Brasília - um isométrico e um outro dinâmico. O final do terceiro capítulo corresponde à abordagem e à proposição da tese para resolver o problema identificado, com a apresentação das hipóteses da tese.

Considerando o capítulo 4, foram apresentadas as metodologias aplicadas, descrevendo em detalhes a instrumentação, os protocolos de aquisição de sinais, o processo de segmentação do sinal eletromiográfico e as quatro técnicas de processamento desenvolvidas (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA).

O capítulo 5 apresentou os resultados obtidos, com a comparação da solução proposta na tese com outros trabalhos descritos nos capítulos anteriores, mostrando que o trabalho atingiu o seu objetivo. São também relatadas as características associadas aos protocolos de aquisição de sinais eletromiográficos e as limitações das técnicas aplicadas no processamento digital.

Por fim, no sexto capítulo estão apresentadas as conclusões desta tese de doutorado, ressaltando as contribuições. Também são apresentados os trabalhos futuros que poderão dar continuidade ao que foi realizado.

Concluindo, fundamentado em métodos e técnicas da análise eletromiográfica, a tese aborda um procedimento concebido para a aquisição de sinais eletromiográficos e o seu processamento digital focado na fadiga muscular. Salienta-se que diversos resultados relativos à presente pesquisa encontram-se divulgados pelo autor em diferentes encontros científicos nacionais e internacionais, sendo todos os eventos científicos dotados de corpo revisor [16-20].

2 – A ELETROMIOGRAFIA

O italiano Francesco Redi foi o primeiro cientista a deduzir que o músculo de um tipo de peixe elétrico gerava eletricidade [21]. Isso foi observado mais tarde também por Walsh e Luigi Galvani. O primeiro demonstrou em 1773 que o tecido muscular da enguia podia produzir picos de eletricidade. O segundo, em 1790, demonstrou que descargas de eletricidade estática podiam provocar contrações musculares [22]. No século XX, o sinal eletromiográfico foi inicialmente estudado por H. Piper (1912) [4], utilizando o galvanômetro como instrumentação de investigação. Nos seus estudos, Piper observou um aumento progressivo do período de oscilação do sinal eletromiográfico durante as atividades musculares isométricas. Em 1924 Gasser e Erlanger realizaram experimento similar com o uso de um osciloscópio [23].

A construção do amplificador valvulado, e mais adiante dos amplificadores utilizando dispositivos de estado sólido, permitiu inúmeras descobertas fundamentais nas décadas seguintes [24-28]. Essas descobertas estabeleceram metodologias e introduziram a análise quantitativa, com medidas objetivas, do potencial de ação da unidade motora [8].

No final da década de setenta e início dos anos oitenta, o computador digital foi inserido como instrumentação no desenvolvimento de modelos do sinal eletromiográfico. Isso estabeleceu diversas pesquisas nesse campo, no qual os pioneiros foram Dimitrova e Lindstrom [29,30]. As descobertas nesse período contribuíram significativamente para o entendimento da biofísica do sinal eletromiográfico, e os modelos estabelecidos viabilizaram novas aplicações para a eletromiografia e um significativo desenvolvimento das técnicas correntes [8].

Em 1966 foi fundada por J. Basmajian, S. Carlsöö, B. Johnson, M. MacConaill, J. Pauly e L. Scheving a International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK), entidade internacional que organiza conferências, reuniões, simpósios e corresponde à sociedade central de profissionais que objetivam o desenvolvimento e o progresso no campo da eletromiografia. A proposta de um periódico que publicasse resultados de pesquisas em eletromiografia foi aprovada em 1988, o *Journal of Electromyography and Kinesiology*, sendo a primeira publicação emitida em 1991.

A eletromiografia é hoje tratada como uma ferramenta poderosa de modelagem do sistema neuro-músculo-esquelético. A informação coletada pela eletromiografia é geralmente agrupada em três categorias de estudo [31]: a relação entre o aspecto temporal do sinal eletromiográfico e o movimento anatômico; a relação entre o sinal eletromiográfico e a produção de força; a análise entre o sinal eletromiográfico e o músculo fadigado, objeto de estudo da tese. Os recentes avanços das técnicas de processamento de sinais eletromiográficos possibilitam o melhor entendimento da fisiologia muscular, dos parâmetros da fadiga, das disfunções e das mialgias [32].

Considerando a eletromiografia de superfície, tem-se um método de coleta de sinais seguro, não-invasivo e simples que propicia a quantificação da energia do músculo [33]. Uma outra característica importante, em especial quando a eletromiografia é baseada em eletrodos bipolares, corresponde à vasta literatura científica relacionada ao assunto e às recomendações internacionais já estabelecidas, como as propostas pelo *INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY AND KINESIOLOGY* [34]. Contudo, conhecidas limitações são associadas à eletromiografia de superfície, por exemplo o conjunto de ruídos descritos na próxima seção, o efeito *crosstalk* que corresponde à influência do sinal de um músculo sobre a gravação de outro músculo, ou ainda, a dificuldade relacionada à inexistência de uma padronização quanto à metodologia de análise dos sinais [35], o que dificulta a comparação de estudos efetuados por diferentes pesquisadores e a utilização clínica para diagnóstico.

2.1 – O SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Conforme descreveu WINTER [36], o sinal eletromiográfico é essencialmente o registro das atividades elétricas de um conjunto de unidades motoras ativas no mesmo instante. Essas unidades se compõem, individualmente, de uma célula do corno anterior, um axônio, suas junções neuromusculares e todas as fibras musculares inervadas por esse axônio. Na Figura 2.1 é apresentada uma unidade motora (UM) simples, que inicia no corno anterior da medula e termina em fibras musculares inervadas pelo neurônio motor.

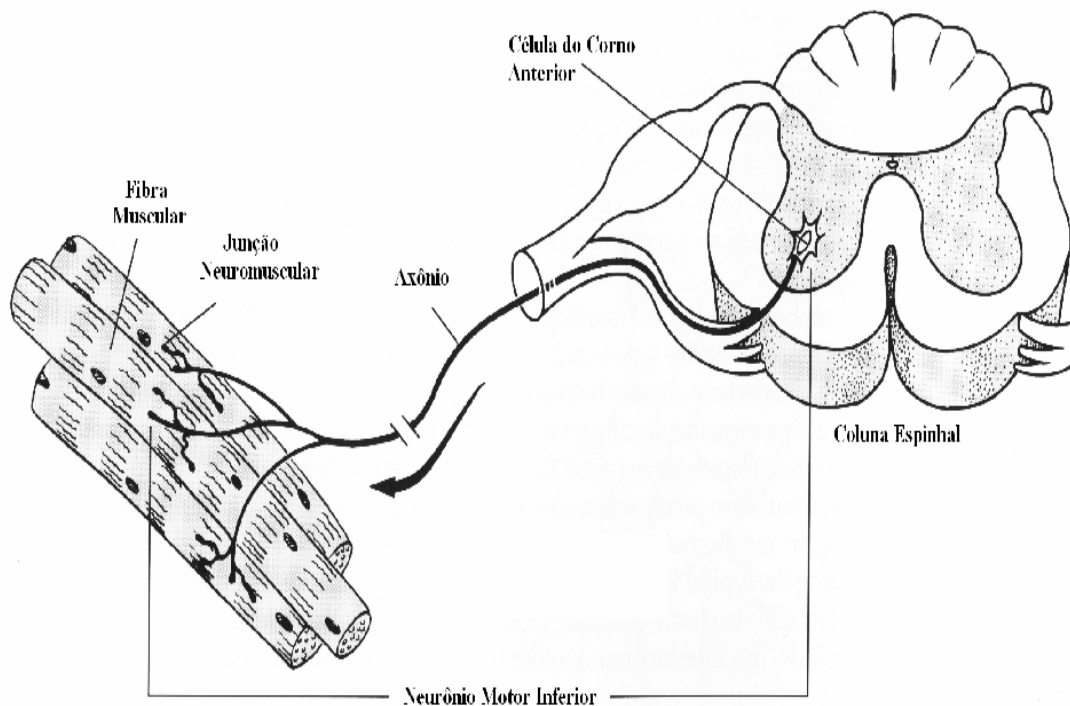


Figura 2. 1 - Unidade motora simples: medula espinhal, axônio, junção neuromuscular e fibras musculares (modificado – [37]).

Considerando a abstração de uma conexão individual entre o cérebro e o músculo esquelético, desde o córtex motor até a junção neuromuscular, simplificada, existem dois neurônios e uma sinapse. O primeiro é o neurônio motor superior e o segundo neurônio motor inferior, sendo que, é no corno anterior da medula que ocorre a sinapse entre esses dois neurônios motores. O axônio simples no processo de contração muscular conduz um impulso para todas as suas fibras musculares inervadas, fazendo com que essas se despolarizem, já que em repouso as fibras encontram-se polarizadas.

As despolarizações produzem atividades elétricas chamadas de potenciais de ação das unidades motoras, que podem ser eletricamente registrados pelo eletromiógrafo. Na despolarização a diferença de potencial na membrana celular da fibra é de aproximadamente +20 mV [38], com valor positivo na região intracelular comparado à região extracelular. A propagação do potencial de ação ao longo da fibra muscular induz potenciais distintos entre as regiões ativas e inativas sucessivas da fibra (Figura 2.2).

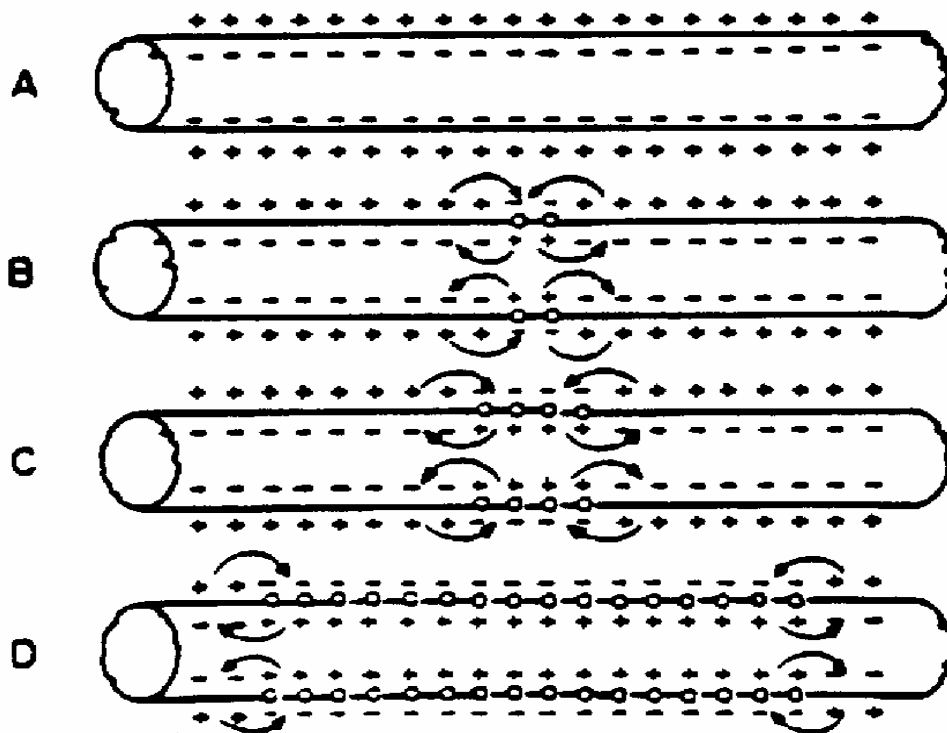


Figura 2. 2 - Propagação do potencial de ação em ambas as direções ao longo da fibra muscular [39].

O potencial de ação deflagrado no músculo eleva a concentração intracelular de Ca^{2+} e induz a contração muscular. Segundo SILBERNAGL e DESPOPOULOS [40], a contração muscular pode ser dos tipos isométrica (o comprimento do músculo permanece constante e a força pode variar), isotônica (a força permanece constante e o comprimento varia) ou, ainda, auxotônica (tanto o comprimento como a força sofrem variação). Nos casos isotônicos e auxotônicos temos contrações do tipo dinâmica, em virtude da variação do comprimento muscular.

A eletromiografia de superfície consiste no registro elétrico dos potenciais de ação captadas na superfície da pele, que são originários das despolarizações que ocorrem nas fibras musculares a partir das junções neuromusculares. Na Figura 2.3 tem-se a representação do processo de coleta do potencial de ação com a eletromiografia de superfície e eletrodos bipolares sobre uma fibra muscular isolada.

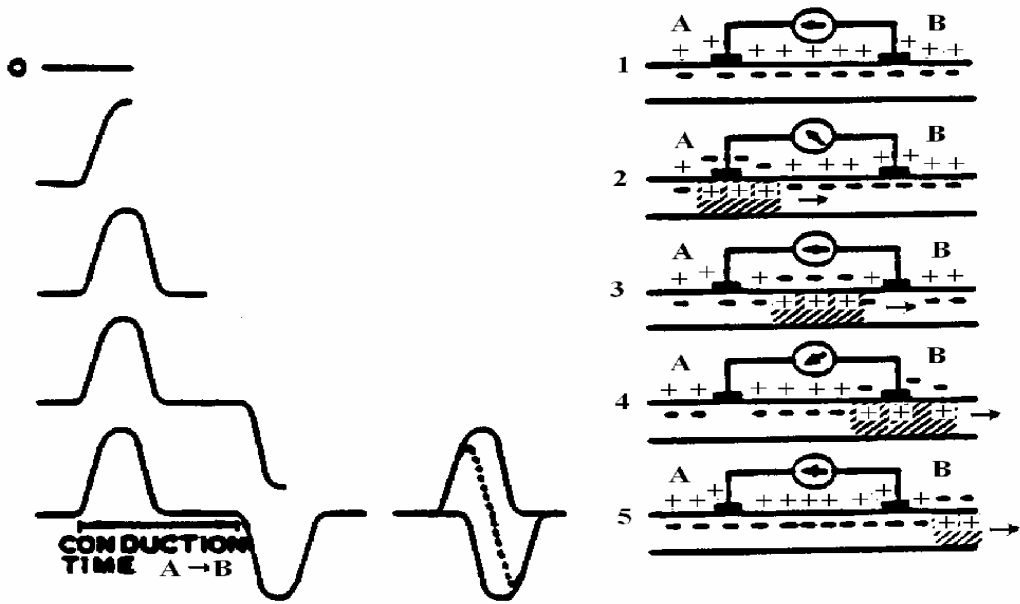


Figura 2. 3- Medida do potenciais de ação com eletrodos de superfície [41] .

WINTER [42] relatou que a atividade mioelétrica em análise por meio da eletromiografia é o somatório dos potenciais de ação de um grupo de unidades motoras, caracterizando assim, um sinal de natureza estocástica (APÊNDICE A) de alta complexidade. Associadas a esse sinal, a amplitude e a frequência são influenciadas principalmente pelo tamanho e número de fibras musculares ativas, tamanho e orientação do eletrodo com relação as fibras musculares ativas, e a distância entre as fibras ativas e o eletrodo de detecção [43, 44]. Na Figura 2.4 encontra-se exemplificado alterações nos domínios do tempo, e da frequência, do sinal eletromiográfico em função de mudanças de posição do eletrodo bipolar em relação ao músculo.

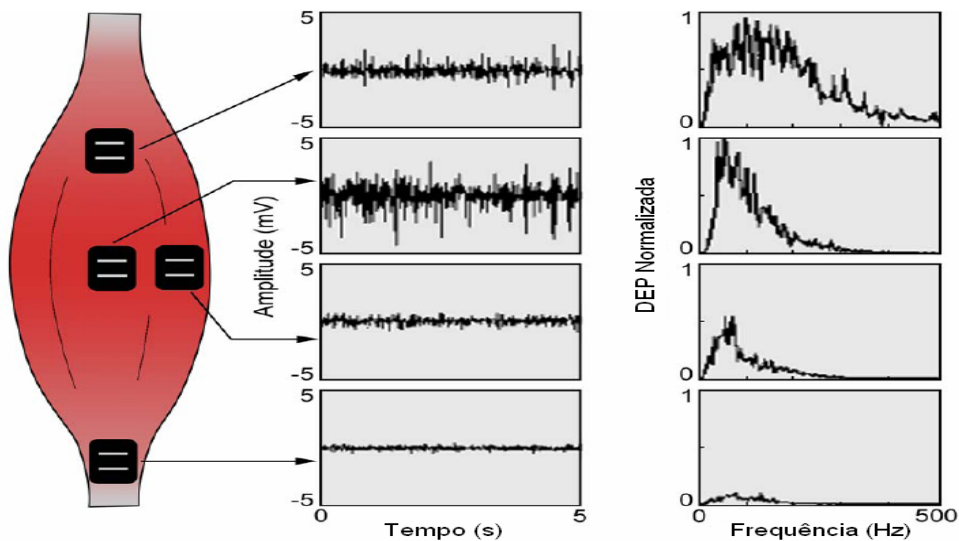


Figura 2. 4 - Alteração do sinal eletromiográfico com a variação da localização do eletrodo. DEP é a densidade espectral de potência (modificado – [44]).

A influência desses fatores torna difícil a definição de uma amplitude pico-a-pico e largura de banda do sinal eletromiográfico. O *Ad Hoc Committee of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* publicou valores típicos do sinal eletromiográfico de superfície com amplitudes no intervalo 0,01 a 5 mV e frequência no intervalo de 1 a 3000 Hz. Entretanto, outros valores dependendo do eletrodo em uso podem ser encontrados. Na tese foi utilizado o eletromiógrafo DELSYS, modelo Bagnoli - 2, que possibilita a medição no intervalo de 0 a 10 mV para a tensão pico-a-pico. A energia significativa do sinal fica confinada no intervalo de 20 a 450 Hz, estando a energia dominante entre 50 e 150 Hz. Complementando, é notório que o sinal eletromiográfico convive com diversos tipos de ruídos, entre os mais comuns se destacam [45]:

- a) Ruído relativo a componentes eletrônicos – É um ruído com grande largura de banda em frequência, sendo do tipo rosa ou branco e se soma ao sinal eletromiográfico. Sua minimização tradicional passa pelo processo de filtragem com filtro passa-baixas na largura do sinal eletromiográfico.
- b) Ruídos emanados do ambiente ou radiações eletromagnéticas - somam-se ao sinal eletromiográfico e possuem origem em fontes eletromagnéticas nas proximidades do local de coleta do sinal eletromiográfico. O ruído desta natureza mais comum é o de 60 Hz, oriundo da rede de alimentação e normalmente é minimizado pelo uso de um amplificador diferencial de entrada do eletromiógrafo.
- c) Ruído de Artefato de Movimento – é gerado pela movimentação relativa do eletrodo na pele e/ou dos cabos que conectam o eletrodo ao eletromiógrafo. Possuem frequências de até 20 Hz e podem ser minimizados por meio de um filtro passa-altas, com frequência de corte em 20 Hz.
- d) Ruído relativo a instabilidade do sinal - O sinal eletromiográfico é estocástico e representa determinadas características fisiológicas que torna a banda de frequência de 0 a 20 Hz inadequada para análise, podendo esta banda ser eliminada com um filtro passa altas com frequência de corte em 20 Hz.

A natureza do sinal eletromiográfico e dos ruídos mais comuns presentes no sinal implica na adoção de amplificadores diferenciais e de filtros passa banda. Normalmente, a banda

passante encontra-se entre 20 Hz a 500 Hz, podendo ser utilizados também um filtro Notch em 60 Hz, em último caso, uma vez que o sinal apresenta informações nessa frequência. A Figura 2.5 exemplifica um sinal típico coletado com o eletromiógrafo DELSYS, modelo Bagnoli – 2.

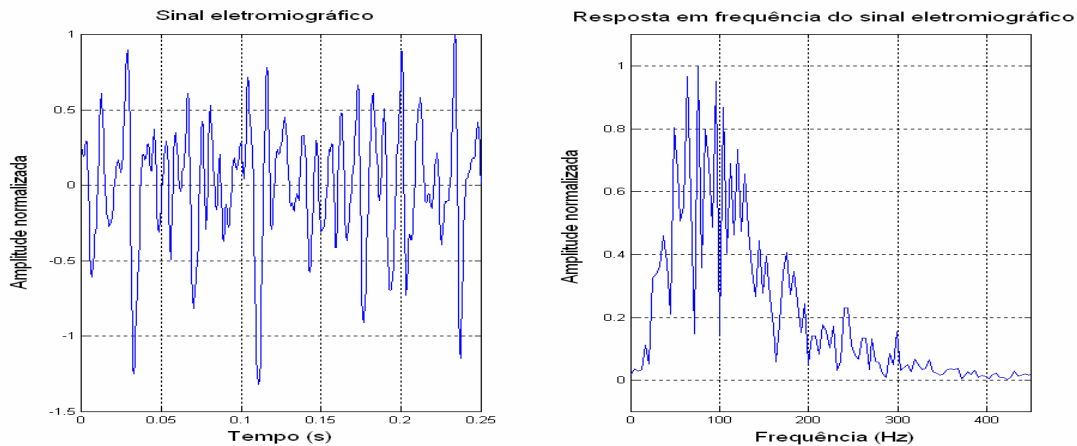


Figura 2. 5 - Sinal no tempo e na frequência para o músculo bíceps branquial, com contração isométrica e utilizando o eletromiógrafo Bagnoli - 2 da Delsys.

2.2 – A FADIGA MUSCULAR

A etiologia da fadiga muscular tem atraído o interesse dos investigadores há mais de um século. Contudo, os seus agentes definitivos permanecem ainda por identificar, sendo o estudo da fadiga muscular um dos tópicos centrais na investigação em fisiologia do exercício [46]. Conforme MAGLISCHO [47], as teorias acerca das causas da fadiga são sustentadas pelos seguintes aspectos: a depleção das reservas de trifosfato de adenosina (ATP) e fosfato de creatina (CP) musculares – velocidades reduzidas de liberação de energia do ATP, CP e glicogênio muscular, o que resulta num baixo pH muscular (fadiga é causada pelo acúmulo de ácido láctico, acidose) - e ainda, uma reduzida taxa do metabolismo anaeróbico, causado por baixos níveis de glicogênio muscular.

Complementado, MATHEWS e FOX [48] salientaram que o alto nível de acidez muscular provoca prejuízo na contração muscular e a baixa quantidade de glicogênio indica uma ausência de combustível para os músculos, implicando no processo de fadiga e resultando na interrupção do exercício ou em substancial diminuição de sua intensidade. Contudo, apesar da fadiga ser muitas vezes associada ao decréscimo do pH, a literatura é

relativamente controversa quanto a existência de uma relação direta entre a diminuição do pH intracelular e a diminuição da força muscular, assim como da influência do lactado e H^+ no processo fadiga muscular, com especial destaque, para a resultante do exercício de curta duração e de alta intensidade [46].

ARMSTRONG [49], *apud* LANZA [50], descreveram detalhes do comportamento mecânico e fisiológico que ocorrem nos músculos quando estão fadigados, como as deformações nos tecidos musculares, o aumento da pressão intramuscular, o deslocamento de íons, o aumento no fluxo sanguíneo e a excitação elétrica. E conforme relatou, essas alterações são conduzidas pelo sistema nervoso central, causando sensação de desconforto identificada como fadiga. Descreveu ainda, que ao longo da fadiga muscular uma dor aguda é desenvolvida, que pode ser medida subjetivamente e considerada como um sinal de perigo para uma possível lesão crônica.

Assim, somente um profundo entendimento fisiológico pode viabilizar respostas conclusivas sobre os princípios básicos da instalação da fadiga no músculo. O presente trabalho não busca essa abordagem, estando localizado em métodos e técnicas não invasivas, que possibilitem identificar padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular.

2.2.1 - A eletromiografia de superfície e a fadiga muscular

A eletromiografia é amplamente utilizada no estudo do comportamento neuromuscular, representando uma ferramenta muito valiosa nos campos das ciências médicas e biológicas, quando utilizada corretamente e identificadas as suas reais limitações. O campo de atuação em eletromiografia envolve diversas áreas do conhecimento humano, onde aspectos fisiológicos, biomecânicos, de instrumentação, de processamento de sinais e de abordagens clínicas são inerentes à sua natureza. Conforme GERLEMAN e COOK [31], relacionar o sinal eletromiográfico ao músculo fadigado corresponde a uma das três principais classes de investigação em eletromiografia. As outras duas são: revelar a relação entre o aspecto temporal do sinal eletromiográfico e o movimento anatômico e associar o sinal eletromiográfico à produção de força.

Contudo, o conceito de fadiga muscular não é único na comunidade científica. HAGBERG [51] define fadiga como o momento no qual o músculo não consegue mais manter a sua capacidade de suportar uma atividade exaustiva. Já considerando VOLLESTAD [52], ocorre a distinção da fadiga e da exaustão, definindo-a como a redução na capacidade máxima de gerar força ou potência, e exaustão corresponde ao ponto no qual a força requerida ou a intensidade do exercício não pode ser mais mantida.

Em sintonia com o estudo da tese, DELUCA [1] diferencia a fadiga muscular do ponto de falha ou quebra. A fadiga é descrita como um processo dependente do tempo (uma função temporal), que ocorre com a manutenção de substancial contração muscular e inalterada performance mecânica. O ponto de quebra ou falha foi definido com o ponto no qual a força muscular inicialmente gerada não pode mais ser mantida. Complementando a definição operacional da fadiga muscular assumida na tese, BONATO [2] associa a fadiga do músculo a um fenômeno contínuo que se inicia quase que simultaneamente à contração muscular.

CHAFFIN [53] descreveu o usual conceito de fadiga muscular localizada (FML), que se origina em uma região muscular definida, submetida a uma atividade física intensa. Ele mostrou que a ação muscular de baixa intensidade pode gerar a FML, e em contrações isométricas, em torno de 10% da máxima contração voluntária (MCV), são suficientes para gerar a fadiga.

A identificação de padrões associados à fadiga muscular localizada em atividades dinâmicas com o uso da eletromiografia de superfície corresponde a uma importante área de investigação em fisiologia do sistema motor. Nesse sentido, inúmeras técnicas e protocolos são estabelecidos abordando essa questão. Alguns autores se apóiam em técnicas clássicas [9, 10 e 15], outros em técnicas de aplicabilidade recente [11, 13, 12 e 54]. Complementa-se ainda que o avanço tecnológico tende a tornar comum o estudo das contrações musculares dinâmicas com a utilização de arrays de eletrodos [6].

Como exemplo de técnicas de aplicabilidade recente aplicada às contrações dinâmicas, MOLINARI [54] avaliaram os músculos vasto lateral e vasto medial em experimentos realizado com uma máquina isocinética, limitando a flexão do joelho entre 100° e 180°

graus e velocidade de 60°/s. Esses autores observaram o mapeamento da fadiga muscular com técnica baseada na transformada de Choi-Williams.

Pesquisas vêm confirmando assinaturas espectrais e temporais da fadiga muscular no decorrer das contrações musculares isométricas, que são as contrações conhecidas por não apresentarem modificação no comprimento do músculo. Conforme a Figura 2.6, a referida assinatura espectral encontra-se normalmente relacionada ao aumento da potência do sinal eletromiográfico nas baixas frequências quando comparadas às altas [5, 14].

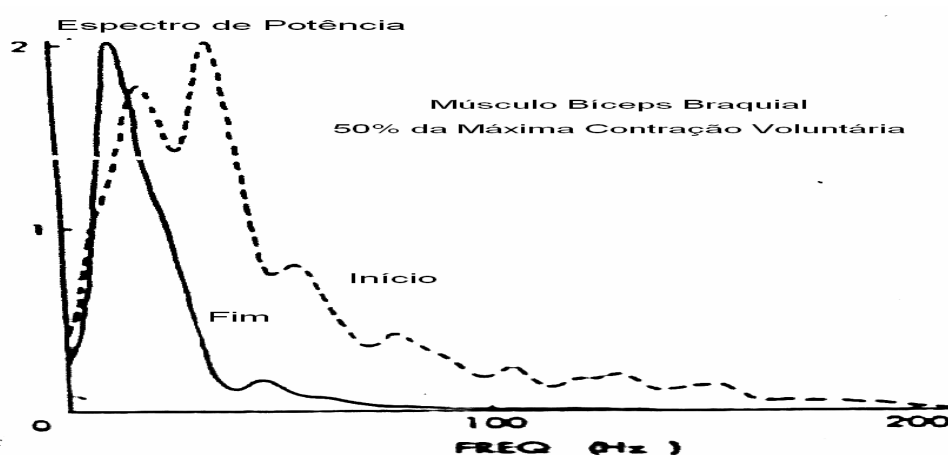


Figura 2. 6 – Exemplo do espectro de potencia do início e do fim de um experimento com contração isométrica fatigante. A altura do espectro de potência foi normalizada. O comprimento do registro foi de 1.0 s e a largura da janela de 125 ms (modificado – [55]).

Complementando, CHRISTENSEN [15] afirmaram ainda que o valor da raiz média quadrática (RMS) e da frequência de potência mediana (FPMd), dois conhecidos e clássicos observadores matemáticos de fadiga muscular, possuem valores crescente e decrescente, respectivamente, para contrações do tipo isométrica.

ERFANIAN [56] também afirmaram que com a instalação da fadiga muscular ocorre a elevação da amplitude do espectro de potência e o seu deslocamento para as baixas frequências. Esses autores sugerem que o aumento da amplitude do espectro ocorre devido ao recrutamento adicional das unidades motoras e/ou maior sincronização entre elas. Por outro lado, o deslocamento do espectro pode ocorrer devido a uma diminuição na taxa de disparo, mudanças na sincronização e diminuição da velocidade de condução. Na Figura 2.7 encontra-se exemplificado a variação da frequência mediana de um sinal eletromiográfico coletado em atividade isométrica em função da variação da carga.

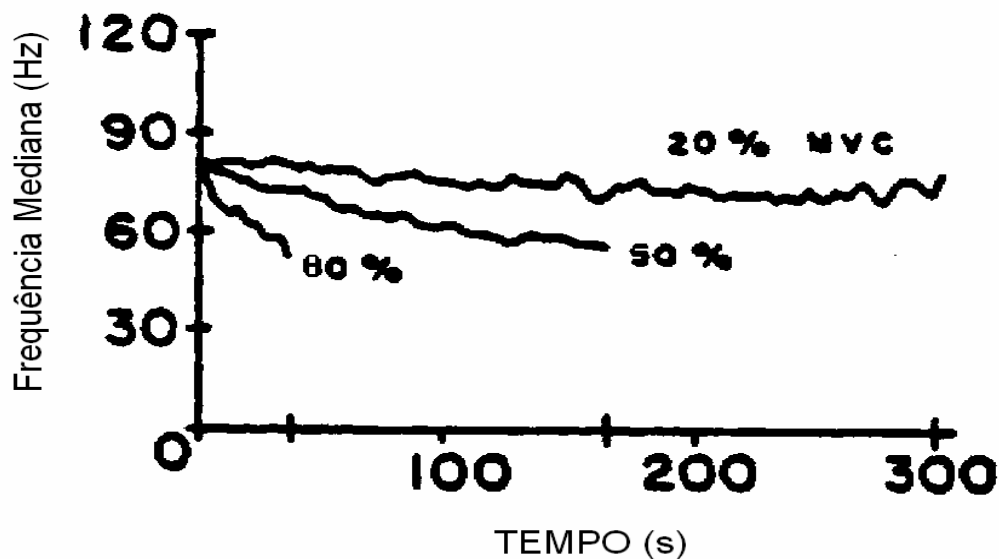


Figura 2. 7 - Efeito do nível de tensão sobre o FPMd no caso isométrico (modificado – [57]).

MORITANI, MURO e NAGATA [58] estudaram também o caso das contrações musculares isométricas em processo de fadiga muscular, estes pesquisadores aplicaram uma carga constante de 50 % da máxima contração voluntária a 20 sujeitos, e verificaram uma elevação do valor RMS. Esta resposta foi associada a um recrutamento maior de unidades motoras em processo de fadiga muscular.

É notório que os fundamentos determinantes para a alteração no espectro de frequência correspondem a uma associação de fatores fisiológicos que ocorrem no conjunto das unidades motoras no processo de fadiga muscular. LINDSTROM e PETERSEN [7] atribuem esse efeito ao resultado do aumento de sincronismo das unidades motoras, da alteração na velocidade de propagação dos potenciais de ação, do recrutamento de novas unidades motoras e da alteração da forma dos potenciais de ação que ocorre no processo de fadiga muscular.

Outros fatores também são tratados, como os apresentados por KADEFORS, ARVIDSSON e HERBERTS [59], que associam o deslocamento frequencial à alteração da pressão intramuscular. Na Figura 2.8 é apresentado um diagrama associado à eletromiografia de superfície proposto por DELUCA [44], onde se encontram relacionados diversos fatores (causativos, intermediários e determinísticos) que influenciam o comportamento do sinal eletromiográfico e da fadiga muscular.

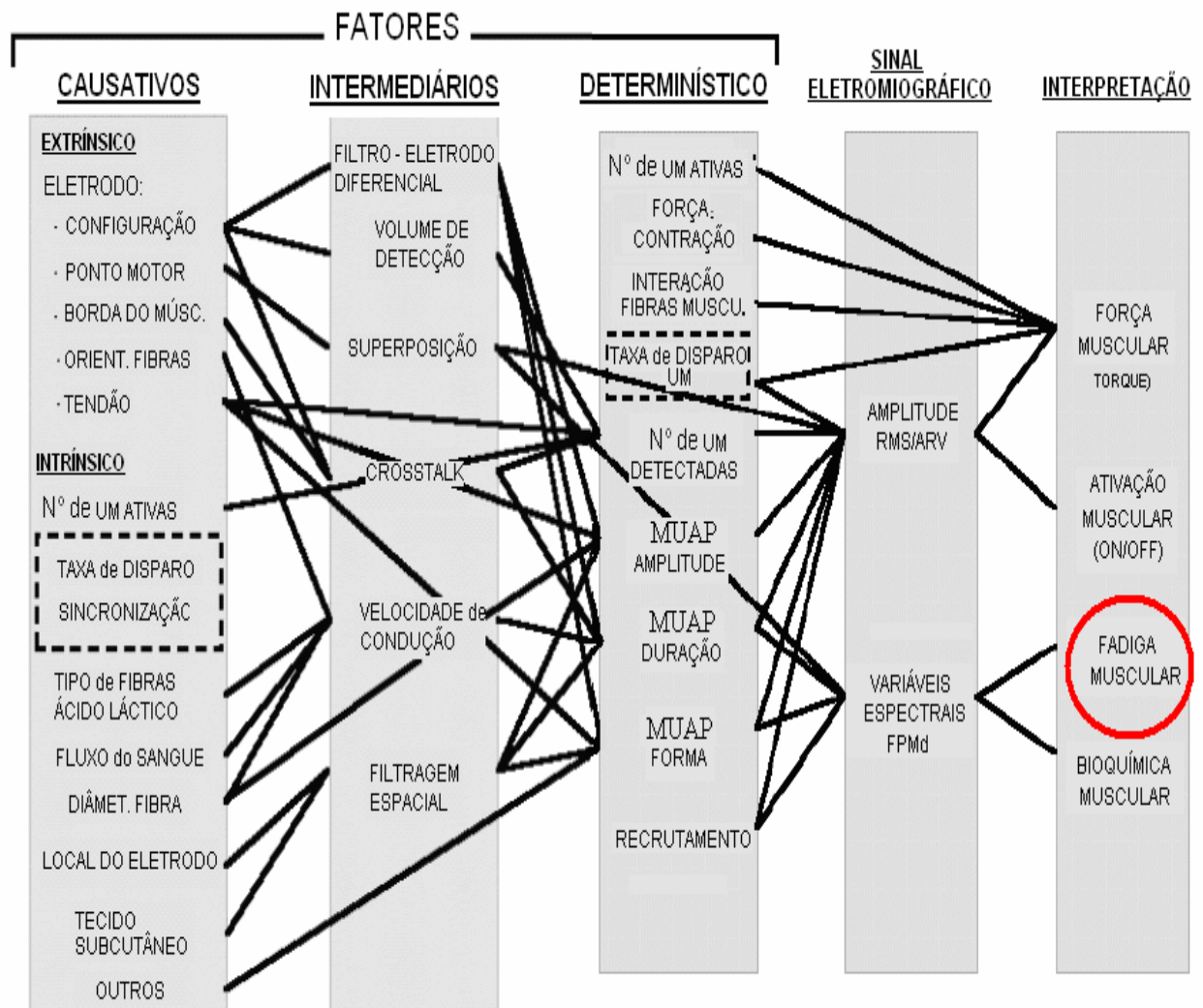


Figura 2. 8 – Diagrama esquemático de fatores que afetam o sinal eletromiográfico por meio da eletromiografia de superfície. UM: unidade motora, MUAP: potenciais de ação da unidade motora (modificado – [44])

Em contrações não isométricas, é naturalmente esperado que alguns dos fatores causativos, intermediários e determinísticos apresentados por DELUCA [44] revelem uma dinâmica que dificulta o reconhecimento de padrões. Nesse sentido, ainda não existe consenso na literatura científica associada a possibilidade de identificação de padrões eletromiográficos associados à fadiga em contrações dinâmicas, em especial, com o uso de técnicas clássicas. MERLETTI e PARKER [8] associam essas dificuldades com o uso de técnicas clássicas às altas não estacionaridade do sinal mioelétrico em atividades dinâmicas. BONATO [11] associou as não estacionaridade em atividades físicas dinâmicas às alterações no comprimento do músculo, na força aplicada e na alteração da posição do eletrodo em relação ao músculo.

2.2.2 – A eletromiografia de superfície e a fadiga muscular em cicloergômetro

ERICSON [60] estudou o comportamento do valor médio da atividade muscular medida por meio da eletromiográfica de onze músculos dos membros inferiores durante atividades físicas em cicloergômetro (120 W e 60 rpm). Os seus resultados indicam uma maior atividade mioelétrica associada aos músculos vasto lateral e vasto medial (Figura 2.9). Também foi observado um comportamento eletromiográfico similar entre esses dois músculos no ciclo completo de pedalada.

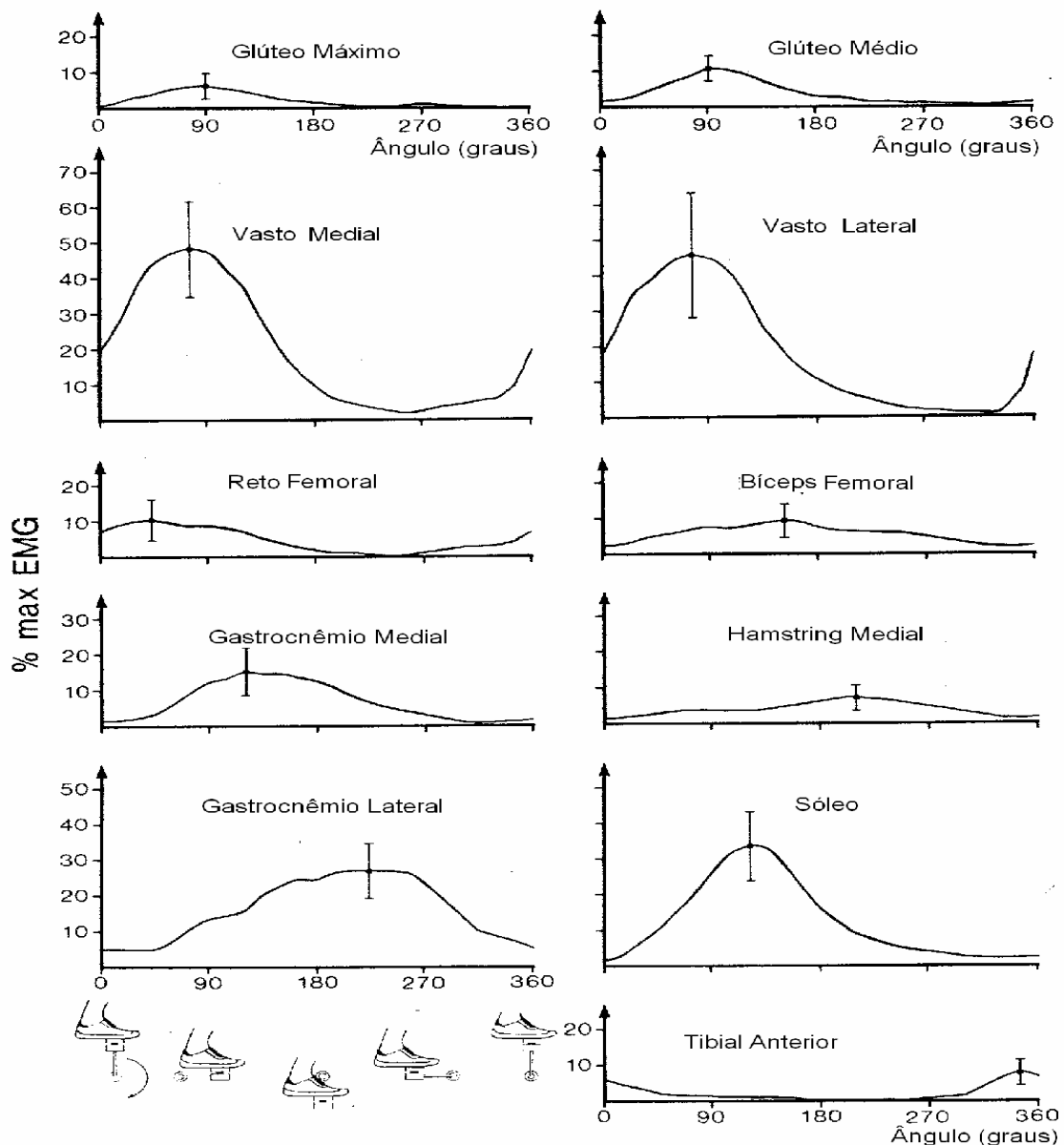


Figura 2.9 – Distribuição temporal da atividade muscular média em onze músculos dos membros inferiores durante um ciclo de pedalada em cicloergômetro. Abscissa – variação angular de 0 a 360 graus; Ordenadas - percentual da máxima atividade mioelétrica. (modificado – [60]).

ERICSON, NISELL e EKHOLM [61] compararam as atividades eletromiográficas de onze músculos dos membros inferiores nas atividades físicas do ciclismo e da caminhada (Figura 2.10). A média da atividade muscular de pico revelou que no ciclismo os músculos vasto lateral e vasto medial possuem um nível de atividade mioelétrica entre quatro ou cinco vezes maior que na caminhada.

Uma outra característica associada aos músculos vasto lateral e vasto medial corresponde as suas posições anatômicas e aos seus tamanhos, que permitem a instalação de eletrodos de coleta de sinais eletromiográficos com relativa facilidade. Salienta-se que a metodologia de investigação da fadiga adotada na tese foi desenvolvida sobre os músculos vasto lateral e vasto medial em cicloergômetro, sendo essa decisão provocada pelas viabilidades apresentadas - elevada atividade eletromiográfica em cicloergômetro, grande extensão muscular e posição de fácil instalação dos eletrodos – Como hipótese, obtendo na presente pesquisa resultados cientificamente relevantes, a extensão natural do trabalho consiste em avaliar outros músculos com o método proposto e com as devidas adaptações.

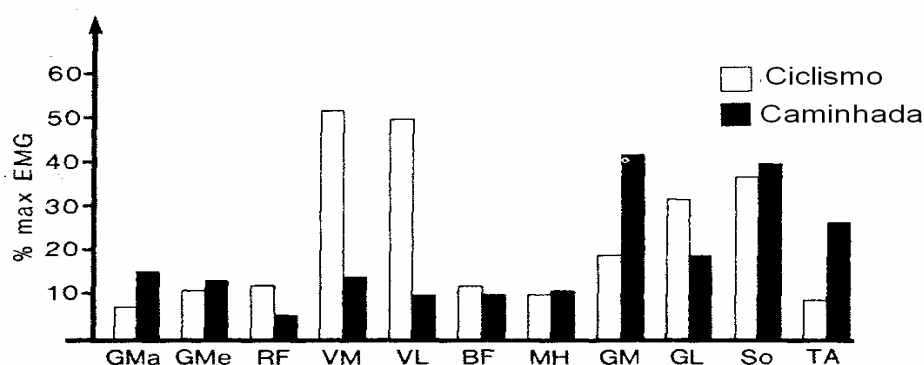


Figura 2. 10 – Comparação da atividade mioelétrica de pico entre o ciclismo e uma caminhada em nível normal. GMa: Glúteo Máximo;GMe: Glúteo Médio; RF: Reto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; MH: Hamstring Medial; GM: Gastrocnêmio Medial; GL: Gastrocnêmio Lateral; So: Sóleo; TA: Tibial Anterior. (modificado – [60]).

Um significativo estudo da fadiga muscular realizado por GAMET [9], com a participação de 40 sujeitos em testes de natureza dinâmica e eletromiografia de superfície, gerou uma classificação em quatro categorias do comportamento da FPMd. A Figura 2.11 apresenta as quatro classes encontradas, que foram espacialmente localizadas no gráfico, conforme a curva resultante: crescimento contínuo ao longo do teste, decrescimento contínuo ao longo do teste, decrescimento acompanhado de crescimento e crescimento acompanhado de decrescimento.

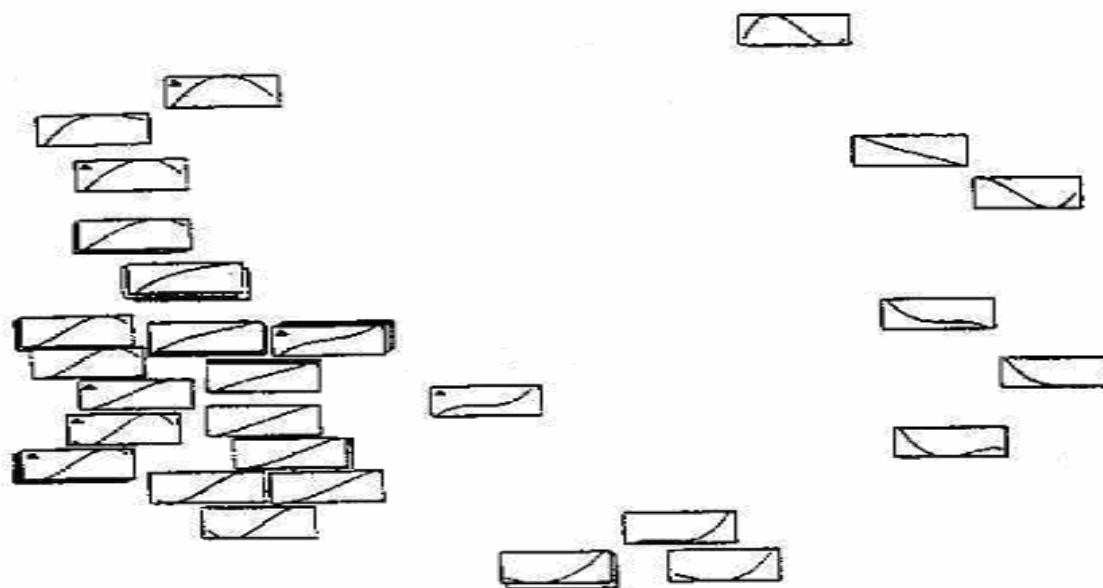


Figura 2. 11 - Classificação dos resultados da FPMd encontrados para diferentes sujeitos em atividade realizada em cicloergômetro [9]

O protocolo utilizado foi executado em cicloergômetro, com os sujeitos mantendo uma velocidade angular de 60 rpm, e carga crescente entre 20 a 100% da máxima potência aeróbica, previamente definida em teste anterior. A elevação da carga obedece ao percentual de 1% a cada 6 segundos, em um intervalo de tempo de 8 min. Os músculos em estudo foram o vasto lateral, vasto medial e reto femoral da perna direita e a potência total do sinal ao longo do experimento também foi analisada. Como conclusão, foi observado a ausência de um padrão para a FPMd e uma potencia total do sinal eletromiográfico crescente, sendo o valor crescente desse último parâmetro associado ao aumento da carga.

Em estudo apresentado por JANSEN [10] em contrações dinâmicas, com 12 sujeitos durante o pedalar em cicloergômetro, foram analisados os músculos vasto lateral e flexor digital superficial. No protocolo, os sujeitos foram orientados a pedalar entre 60-80 rpm. A carga aplicada foi crescente, sendo no início do teste elevada de 50 W a cada 3 min, e no final do teste elevada de 25 W a cada 3 min. A mudança dos passos de 50 W para 25 W foi estabelecida pela aproximação do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máx.}$), e segundo o autor isso foi feito para que os voluntários possam atingir o $VO_{2máx.}$. O experimento foi finalizado quando o limiar inferior de 60 rpm não pode mais ser estabelecido. Durante o pedalar, os sujeitos foram também orientados a manter uma contração isométrica de 30 % MCV em um *handgrip*, durante 10 segundos e a cada 3 minutos.

Em seus estudos, JANSEN [10] não observou uma associação entre o acúmulo do lactato e a elevação da amplitude dos coeficientes de energia do sinal nas baixas frequências. Por consequência, a simples aplicação de técnicas consagradas de constatação da fadiga muscular em protocolos isométricos (FPMd), não possibilitou a identificação do padrão eletromiográfico associado à fadiga muscular em atividade dinâmica.

Outro estudo foi apresentado por CARMO [12], no qual foram submetidos 14 sujeitos a contração de natureza dinâmica sobre bicicletas instaladas em um simulador de ciclismo. Uma velocidade inicial de partida, normalizada para os sujeitos foi determinada em testes preliminares, de forma que a atividade consistiu em aumentar a velocidade em 2 km/h a cada 1 minuto até a exaustão. O músculo em estudo foi o vasto lateral e entre os resultados do estudo foi observada a impossibilidade de mapear a fadiga muscular com técnicas clássicas de processamento, levando a adoção de processamento no domínio Wavelet. CARMO [12] apresentou um estimador de fadiga chamado de Coeficiente de Deslocamento Espectral (CDE), que leva em consideração tanto o deslocamento dos índices dos coeficientes espectrais de cada pedalada (k), como as alterações das energias desses coeficientes no decorrer da fadiga muscular ($\omega[r,k]$), onde r representa a pedalada.

$$D[r] = \sum_k \frac{(\omega[r, k])^2}{k} \quad (1.1)$$

No estudo de CARMO [12] foram observados padrões de respostas, retas sempre crescentes e com inclinações diferenciadas (Figura 2.12) que indicaram diferentes níveis de fadiga apresentadas pelos sujeitos.

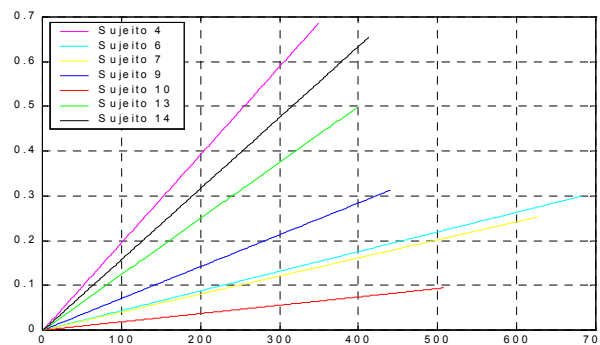


Figura 2. 12 - Retas representativas do CDE de sujeitos de diferentes resultados nos testes [12].

Considerações de MERLETTI e PARKER [8] confirmam o alto grau de não estacionaridade dos sinais eletromiográficos originários de contrações dinâmicas, o que dificulta a performance dos métodos de análise fundamentados em técnicas clássicas. Merletti e colaboradores complementaram ainda que métodos recentes de análise tempo-frequência da eletromiografia de superfície sobre as contrações dinâmicas têm sido propostos, e são principalmente baseadas nas classes de distribuições tempo-frequência de Cohen [11] e de Wavelets [13]. Conforme MERLETTI e PARKER [8], esses métodos apresentam melhores resultados que as técnicas clássicas, embora ainda os modelos criados não demonstraram avanços nas aplicações práticas.

Assim, considerando um estudo realizado por BONATO [62], no qual foi analisado o deslocamento da frequência mediana do sinal eletromiográfico do músculo paraespinal, foi relatado que para a mensuração da fadiga muscular localizada durante contrações dinâmicas faz-se necessário utilizar métodos para sinais não estacionários. Como sugestão, Bonato e seus colaboradores propõem a utilização da Classe de Transformada Cohen. Os autores observaram um deslocamento das componentes frequências para as baixas frequências. Contudo, foram identificadas duas componentes não estacionárias no sinal eletromiográfico durante as contrações isotônicas - uma relacionada com a biomecânica do exercício, gerada pela variação da força e da movimentação do músculo sobre o eletrodo - e uma segunda relacionada com o deslocamento para baixas frequências gerado pela fadiga.

Para minimizar a componente relativa à biomecânica do exercício, BONATO [62] aconselham a seleção de um único trecho em cada ciclo completo de execução, com a utilização de algumas amostras localizadas constantemente em uma parte de cada ciclo de execução da atividade com maior amplitude. Assim, o resultado final estaria mais relacionado com a segunda componente que indica fadiga. Complementando, BONATO [11] defenderam que quando o sinal eletromiográfico de superfície é obtido em condições dinâmicas, ele não pode ser considerado um sinal estocástico estacionário (APÊNDICE A), e os autores recomendam mais uma vez a Classe de Transformada Cohen. Assim, em um cenário de ampla investigação, que motivam novas pesquisas no sentido de identificar padrões extraídos do sinal eletromiográfico de superfície em contrações dinâmicas, é que foi desenvolvido o trabalho de tese proposto.

2.3 – A TRANSFORMADA WAVELET E SINAIS NÃO ESTACIONÁRIOS

A imensa maioria dos sinais estudados em engenharia e outras áreas do conhecimento, incluindo o sinal eletromiográfico, são de natureza estocástica (APÊNDICE A). O processamento inicial de sinais com uso de transformadas no espaço de Hilbert é, quase sempre, efetuado com o uso da Transformada de Fourier (APÊNDICE B). Esse fato origina-se no amplo domínio da transformada e na diversidade de técnicas consagradas de análise no campo de Fourier. Adiciona-se ainda, a importante contribuição de Cooley e Turkey [63], que desenvolveram algoritmos de cálculo rápido e permitiram o uso eficiente do computador digital e a sua consagração na maioria das aplicações práticas.

Tratando-se de sinais com comportamento estacionários (APÊNDICE B), a análise de Fourier é, quase sempre, adequada. Contudo, quando a não estacionaridade é inerente ao sinal, o tratamento clássico com a *Short Time Fourier Transform* (STFT) é o indicado, mesmo apresentando determinadas limitações. Assim, diversas implementações no domínio das transformadas Wavelet vêm sendo desenvolvidas como uma alternativa à análise de Fourier, podendo ser a transformada contínua de Wavelet (TCW) utilizada em substituição à transformada janelada de Fourier (STFT) no processamento digital de sinais [64]. A TCW no processamento do sinal eletromiográfico vem sendo adotada em virtude da melhor representação do sinal no domínio transformado de Wavelet, quando comparado a Fourier [13, 65].

A transformada janelada de Fourier possui uma janela fixa no domínio do tempo-freqüência, tornando difícil a captura simultânea das altas e baixas freqüências com uma resolução adequada. O aumento da janela no tempo melhora a resolução no domínio da freqüência, com a captura de mais componentes freqüenciais, mas diminui a resolução no domínio do tempo. Já a diminuição da largura da janela temporal permite uma representação mais detalhada no domínio do tempo, ideal para verificar não-estacionaridades, mas compromete a representação freqüencial.

Cabe salientar que, pelo Princípio da Incerteza, não se pode ganhar em resolução simultaneamente no domínio do tempo e da freqüência. Contudo, isso não impede que técnicas possuam uma maior resolução no tempo em detrimento da resolução em freqüência, e o contrário, em regiões de interesse. O efeito da multi-resolução e o suporte

finito das bases de Wavelets permitem uma representação diferenciada no domínio transformado. A representação tempo-freqüência da STFT e a tempo-escala da transformada contínua de Wavelet (TCW) podem ser observadas na Figura 2.13.

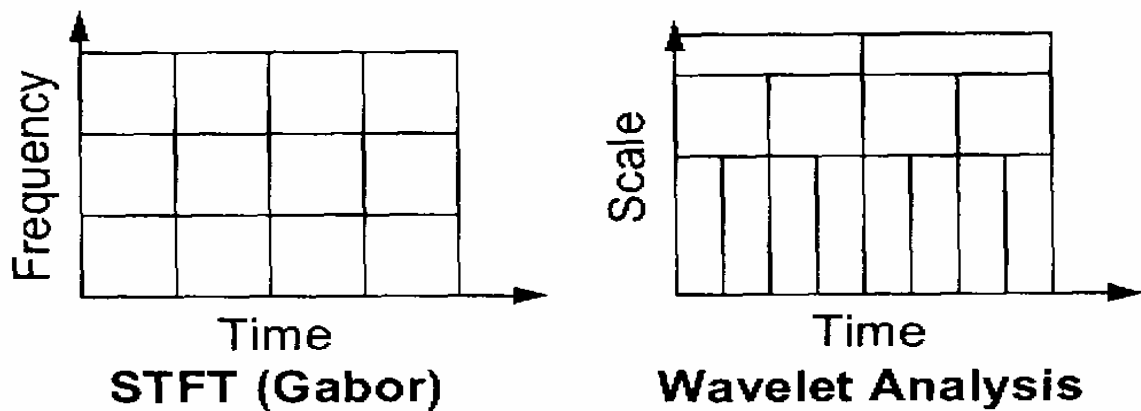


Figura 2. 13 – Planos da STFT e da Transformada Wavelet – [66]

Aplicadas aos sinais eletromiográficos, as transformadas Wavelet possuem a vantagem de em altas freqüências apresentarem uma boa resolução no tempo com uma fraca resolução na freqüência, ocorrendo o inverso nas baixas freqüências, ou seja, uma boa resolução na freqüência e uma deficiente resolução no tempo. Esta propriedade, que obedece ao princípio de Heisenberg, se mostra útil aos sinais eletromiográficos e outros sinais biológicos, que são sinais com componentes em alta freqüência de curta duração, combinados com componentes de longa duração em baixa freqüência. Resumidamente, tem-se a indicação que a energia dominante deste sinal encontra-se localizada nas suas freqüências mais baixas, onde ocorre uma maior resolução na freqüência. No caso do sinal eletromiográfico em estudo, a sua largura de banda é de 20 a 450 Hz, e a energia dominante compreende a faixa entre 50 e 150 Hz.

A análise de sinais com a transformada Wavelet vem se firmando como um caminho adequado em praticamente todas as áreas do conhecimento, tais como: medicina, oceanografia, geofísica, etc. Uma considerável coleção de trabalhos pode ser acessada via Internet, como nos sítios Wavelets Digest e da Mathsoft. Entretanto, o tratamento com Wavelets deve ser abordado como uma forma alternativa à abordagem clássica, pois apesar de serem conhecidas pelos matemáticos a algum tempo, as suas aplicações práticas são recentes, demonstrando que somente o tempo mostrará a real dimensão de sua eficácia [67].

3 – DESENVOLVIMENTO E PROPOSIÇÃO DA TESE

O presente capítulo aborda estudos prévios e considerações científicas que permitiram a concepção do método implementado na tese. Assim, no desenvolvimento do trabalho foi realizado o levantamento bibliográfico, abordando a fadiga muscular nas condições estática e dinâmica, e a participação e avaliação de pesquisas anteriores realizadas pelo Grupo de Processamento Digital de Sinais da Universidade de Brasília (GPDS/UnB). Em seguida, por meio das hipóteses levantadas e descritas neste capítulo, foi estabelecida uma metodologia de observação da fadiga muscular em atividade dinâmica (cicloergômetro), com a aplicação de técnicas clássicas e originais de processamento digital do sinal eletromiográfico.

Na seqüência são detalhadas as pesquisas prévias realizadas na Universidade de Brasília que conduziram para a proposição da tese. A primeira pesquisa foi baseada em protocolo de natureza isométrica, e procurou estudar o músculo bíceps braquial em condição de fadiga. A segunda possui a natureza dinâmica, e foi realizada em bicicletas instaladas em um simulador de ciclismo. A última seção deste capítulo corresponde à proposição da tese para a resolução do problema em estudo.

3.1 - PRIMEIRO ESTUDO DE REFERÊNCIA, O CASO ISOMÉTRICO

Participaram do estudo quatro sujeitos, todos gozando de saúde músculo-articular. A idade média foi de 28,3 anos e desvio padrão de 9,5 anos, com altura média de 1,75 m e desvio padrão de 4,08 cm e o peso médio de 690,90 N e desvio padrão de 64,26 N. O músculo em estudo foi o bíceps braquial do braço direito, no qual doze sinais eletromiográficos e doze sinais de contrações musculares submáximas a 60% da máxima contração voluntária (MCV) foram coletados dos sujeitos. A coleta dos sinais foi realizada em três dias, com intervalo de 48 horas entre os teste, e a instrumentação consistiu em uma célula de força, um eletromiógrafo (Figura 4.1) e um sistema de digitalização de sinais digitais de 12 bits, com frequência de amostragem de 2 kHz. Sempre se manteve a mesma posição dos eletrodos e o mesmo procedimento nos três dias de teste.

No primeiro dia da aplicação do protocolo de aquisição de sinais eletromiográficos foram registradas as MCV, com os sujeitos em pé e sempre mantendo a articulação do cotovelo

do braço direito em um ângulo de 90°. Após a identificação da MCV de cada sujeito, foi ajustada uma liga elástica que induzisse uma força igual a 60% da MCV quando submetido à tração isométrica pelo sujeito. A posição de coleta foi a mesma em que foram obtidos os sinais de MCV. Após a limpeza da pele do indivíduo com algodão e álcool, a distância entre a fossa bicipital e o acrômio do braço direito do sujeito foi verificada, e a um terço desta distância foi marcado, a partir da fossa, o local para a fixação dos eletrodos.

Por fim, foram simultaneamente registrados, para cada sujeito, a força e o sinal eletromiográfico. O indivíduo foi submetido a uma carga de 60% da MCV até que o mesmo evidenciasse o ponto de falha, ou seja, evidenciasse alteração da performance mecânica [1]. Esse procedimento foi aplicado aos quatro indivíduos durante os três dias de teste, o que permitiu a captura total de doze sinais eletromiográficos. Na Figura 3.1 é apresentado o posicionamento dos indivíduos durante o teste.

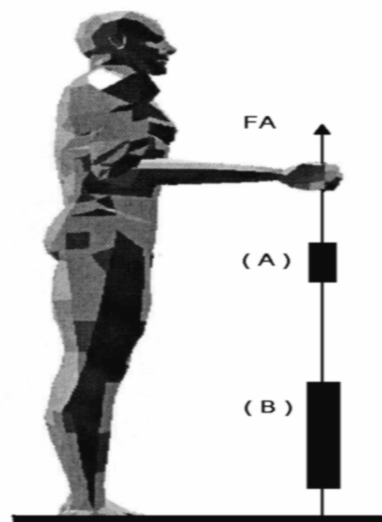


Figura 3. 1 – FA: força aplicada pelo sujeito. (A) célula de força. (B) elásticos de tração com 60% da MCV [17].

Entre as técnicas mais comumente aplicadas no processamento eletromiográfico encontram-se o valor RMS e a frequência de potência mediana FPMd. Como salientou CHRISTENSEN [15], em contrações estáticas ou isométricas, no processo de fadiga, o valor RMS aumenta e o da FPMd sofre uma diminuição. Considerando a Figura 3.2, são apresentados os sinais isométricos coletados nos três dias de teste dos quatro sujeitos avaliados. Os parâmetros FPMd e valor RMS foram normalizados na amplitude e esboçados simultaneamente para cada sujeito, adicionando as respectivas regressões lineares.

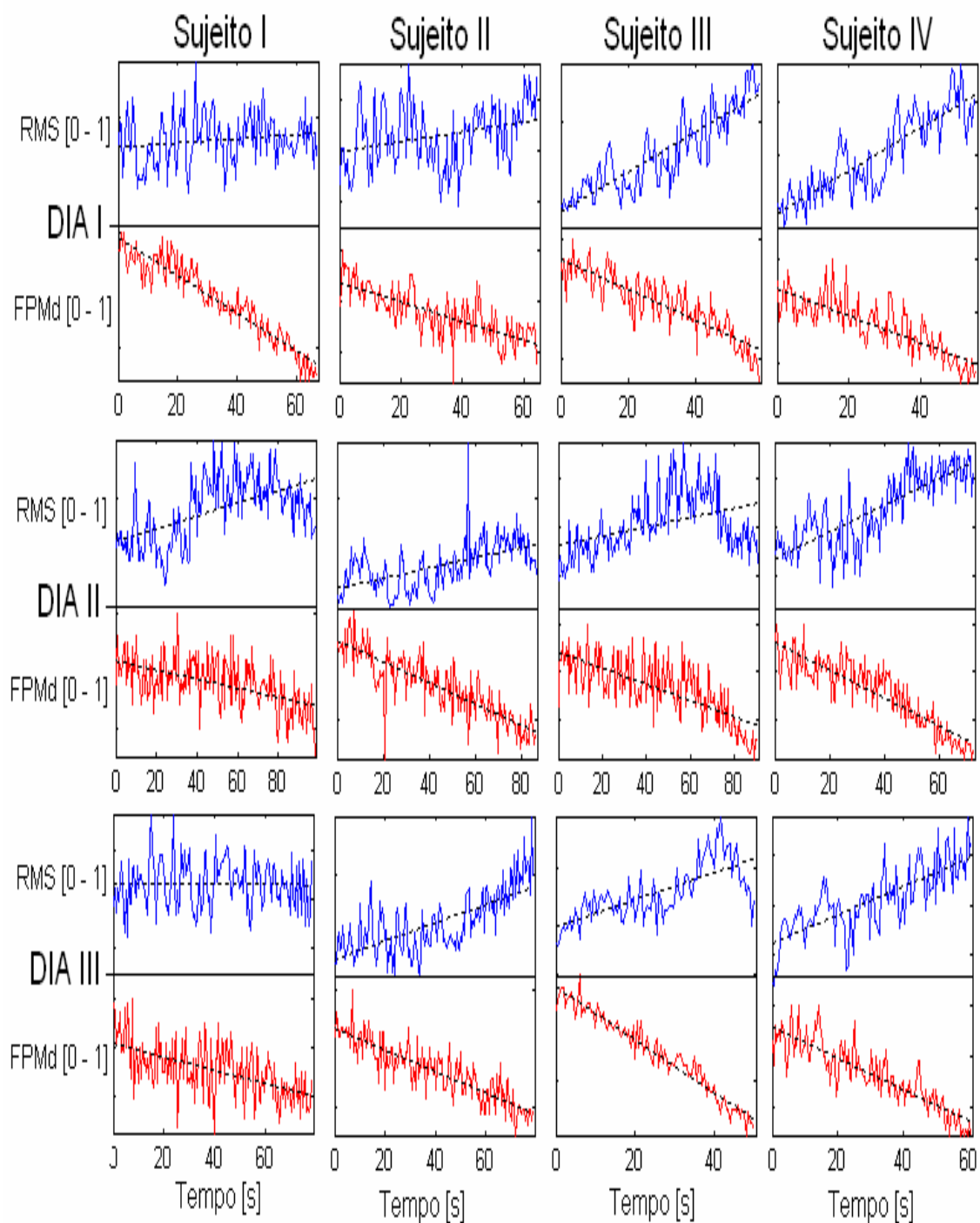


Figura 3. 2 - Protocolo isométrico de avaliação do músculo bíceps braquial. Curvas do valor RMS e da FPMd normalizadas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de regressão linear.

A análise estatística foi realizada sobre as inclinações dos parâmetros FPMd e RMS dos 12 sinais coletados, sendo indicado um comportamento gaussiano segundo o teste de Lilliefors e adotado o teste paramétrico. Assim, por meio das inclinações absolutas das regressões lineares desses dois parâmetros foi construída a Tabela 3.1.

Tabela 3. 1 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd e do valor RMS em atividade física isométrica – primeiro protocolo de referência.

#	DIA I		DIA II		DIA III	
sujeito	FPMd*10 ⁻³	RMS*10 ⁻³	FPMd*10 ⁻³	RMS*10 ⁻³	FPMd*10 ⁻³	RMS*10 ⁻³
I	-4,08	0,46	-0,99	1,39	-1,36	-0,06
II	-1,93	0,98	-2,38	1,15	-2,32	1,98
III	-3,24	4,21	-1,68	0,96	-6,24	3,21
IV	-2,59	4,13	-2,90	2,79	-3,12	2,82
#	FPMd ($\mu \pm \sigma$) = -2,74 \pm 1,40 e RMS ($\mu \pm \sigma$) = 2,00 \pm 1,41					

Considerando os resultados da Tabela 3.1 e definidas as seguintes hipóteses ($p < 0,05$): nula, as inclinações da FPMd e do valor RMS são iguais a zero – alternativa, as inclinações da FPMd e da RMS são, respectivamente, negativas e positivas. A consequente aceitação da hipótese alternativa com o teste *t* indicou o declínio da FPMd e o crescente aumento do valor RMS, evidenciando uma concordância com os posições de CHRISTENSEN [15], quando se estuda fadiga muscular em contrações isométricas.

3.2 – SEGUNDO ESTUDO DE REFERÊNCIA, O CASO DINÂMICO

O segundo protocolo de teste consistiu em submeter 14 sujeitos a contração de natureza dinâmica, sobre bicicletas instaladas em um simulador de ciclismo [12]. Uma velocidade inicial de partida normalizada para os sujeitos foi determinada em testes preliminares, de forma que a atividade consistiu em aumentar a velocidade em 2 km/h a cada 60 segundos, obtendo assim, um tempo efetivo de 3 a 6 minutos nos testes. A duração dos tempos dos experimentos buscou satisfazer o experimento de MEDBO e TABATA [68], que conclui que atividades físicas exaustivas em torno de 3 minutos induzem um maior acúmulo de ácido láctico. O músculo em estudo foi o vasto lateral da perna direita e esquerda, e os sinais eletromiográficos foram coletados por meio de um eletromiógrafo de superfície (Figura 4.1). Complementa-se que, o efeito da concentração do ácido láctico é classicamente associado à fadiga no músculo, contudo, e apesar das controvérsias, em trabalhos recentes esse efeito não se constitui mais como o principal fator, ou até mesmo como um fator, na indução de fadiga muscular [46].

No teste, a mudança de marcha na bicicleta foi permitida, sofisticando a relação de carga durante a atividade, já que cada sujeito alterou a marcha conforme a sua tolerância à fadiga. Na Figura 3.3 são apresentadas uma bicicleta utilizada no teste, acoplada ao simulador de ciclismo e um dos participantes do teste. Os posicionamentos dos eletrodos obedeceram às recomendações de ERICSON [61], sendo medidas as distâncias entre a porção lateral externa (PLE) da patela e a cabeça do fêmur (CF) das coxas direita e esquerda, respectivamente. Após tricotomia, realizou-se limpeza e abrasão da pele com álcool, e os eletrodos ativos foram então fixados em posições a um quinto da distância PLE e CF.

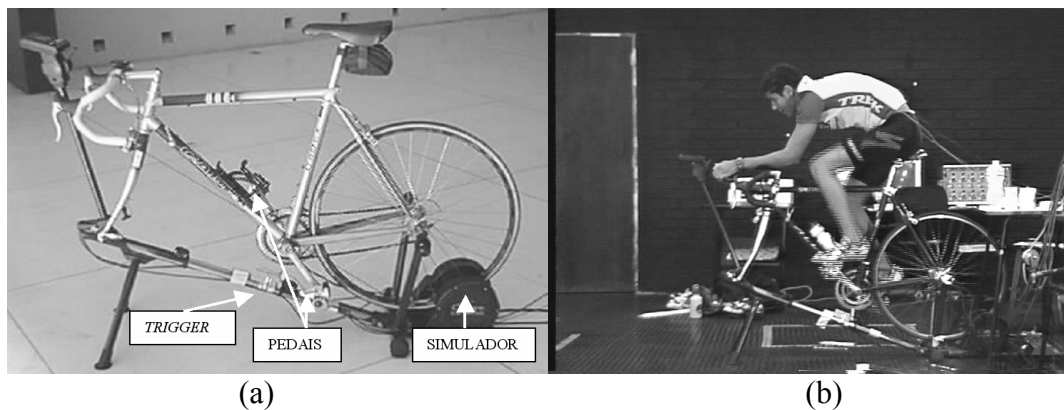


Figura 3. 3 - Instrumentação do segundo protocolo (Carmo, 2003).

Aleatoriamente, foram escolhidas no conjunto das 14 coletadas, 10 amostras de sinais eletromiográficos nesse segundo protocolo de referências. As suas respectivas inclinações foram aproximadas com a regressão linear e apresentadas na Tabela 3.2, exclusivamente, para a coxa direita. Os resultados para a coxa esquerda seguem um padrão similar.

Tabela 3. 2 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd e do valor RMS em atividade física dinâmica da coxa direita - segundo protocolo de referencias.

sujeito	FPMd *10 ⁻³	RMS *10 ⁻³
I	-0,50	2,41
II	-0,48	0,64
III	-3,51	3,00
IV	-0,42	5,70
V	-0,78	4,43
VI	2,21	-0,50
VII	0,08	-1,40
VIII	-1,22	2,34
IV	-0,43	4,09
X	-1,42	4,69
#	FPMd ($\mu \pm \sigma$) = -0,65 \pm 1,41 RMS ($\mu \pm \sigma$) = 2,54 \pm 2,34	

As Figuras 3.4 e 3.5 apresentam, respectivamente, as curvas da FPMd e do valor RMS, com as aproximações lineares e polinomial do sexto grau.

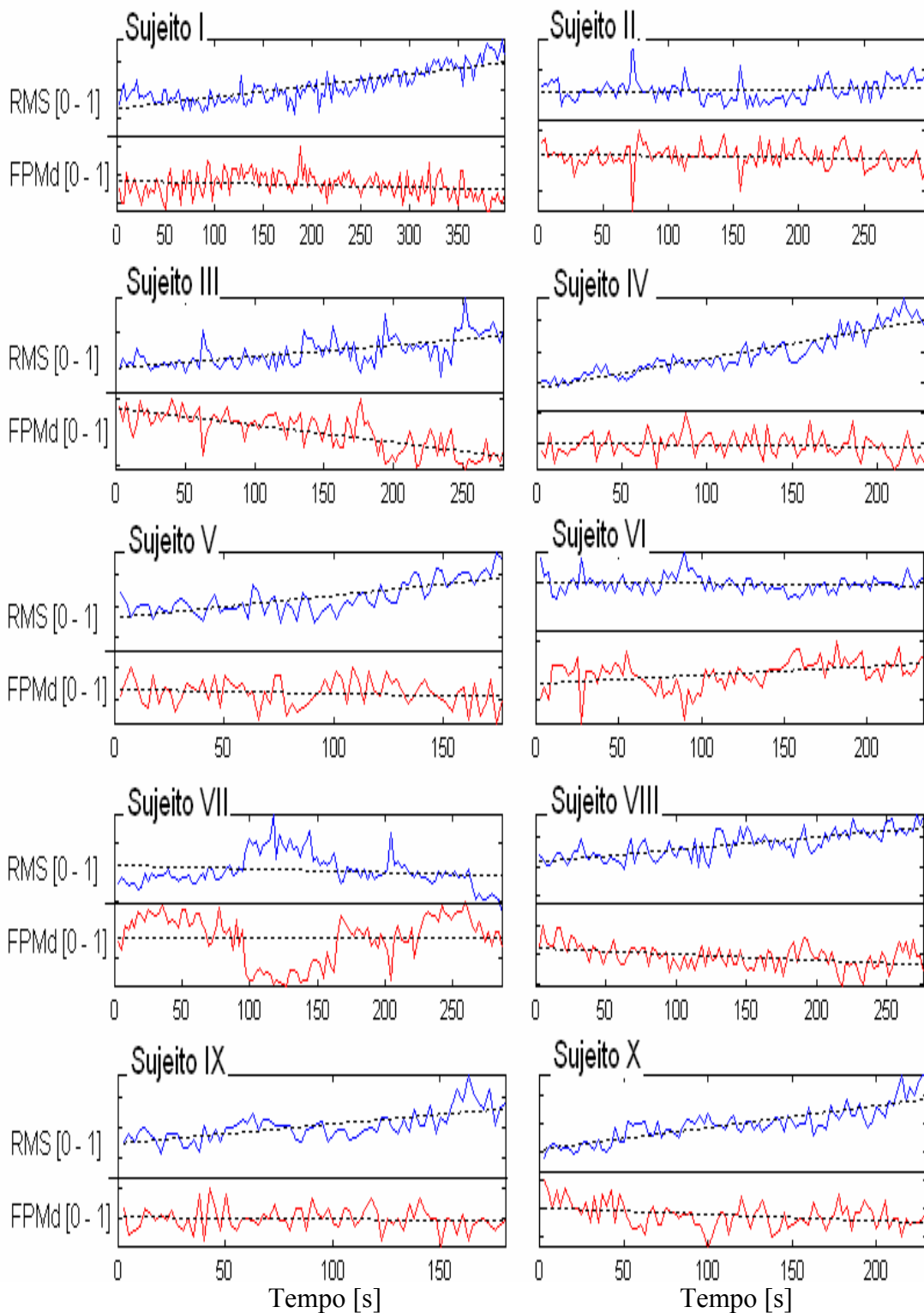


Figura 3. 4 - Protocolo dinâmico de análise do músculo vasto lateral da coxa direita. Curvas do valor RMS e da FPMd normalizadas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de regressão linear.

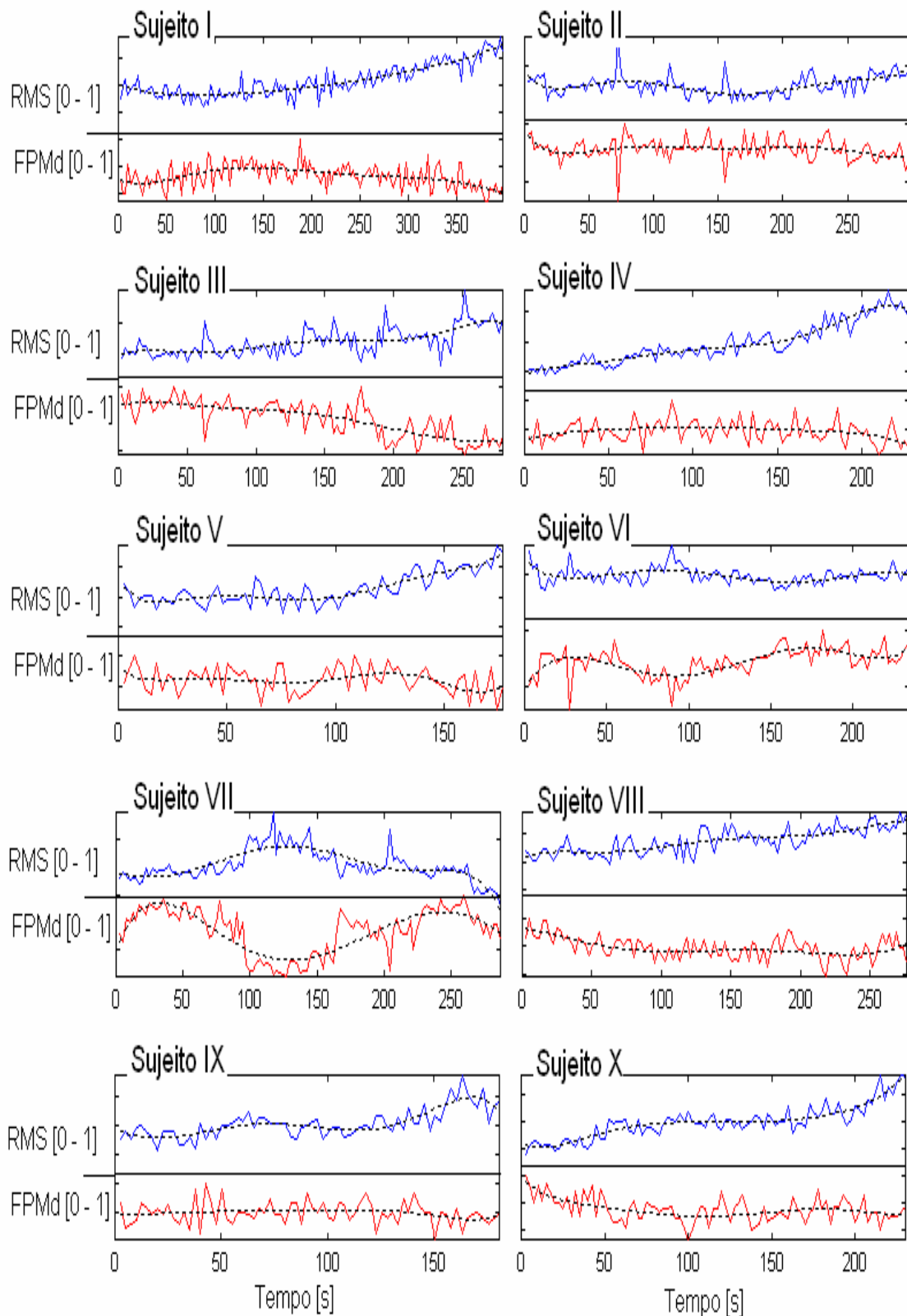


Figura 3. 5 - Protocolo dinâmico de análise do músculo vasto lateral da coxa direita. Curvas do valor RMS e da FPMd normalizadas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de aproximação polinomial de sexto grau.

Na análise estatística, foram considerados os resultados da Tabela 3.2 e as mesmas hipóteses do teste aplicado ao caso isométrico de referências. O resultado da aplicação do teste t ($p < 0.05$) na Tabela 3.2 não indicou uma inclinação negativa para a FPMd. Complementa-se que outros autores [9,10] também não identificaram um padrão para a FPMd em atividade física realizada em cicloergômetro.

Pesquisas vêm demonstrando que as técnicas tradicionalmente aplicadas ao ambiente isométrico não possuem uma eficiência garantida quando aplicadas em contrações dinâmicas [8]. Contudo, foi observada uma relação entre o valor RMS e a FPMd intra indivíduos nos resultados da Figura 3.5 que indica uma certa tendência em se manter a oposição das inclinações destas técnicas no decorrer do teste [18]. Uma simetria ideal não foi verificada, o que é relativamente esperado, já que se tratam de parâmetros matemáticos diferentes que avaliam aspectos fisiológicos comuns com especificidades próprias.

A importância da análise dos sinais desses dois protocolos descritos foi fundamental no desenvolvimento do método proposto na tese para identificar padrões eletromiográficos em contrações dinâmicas. O primeiro protocolo, o isométrico, elucidou dúvidas recorrentes associadas a esse tipo de contração e permitiu o desenvolvimento e a aplicação de novas técnicas implementadas no domínio Wavelet [17]. Ainda por meio do primeiro protocolo, os resultados gerados pelas novas técnicas foram comparados com os de técnicas clássicas (FPMd e RMS), em uma condição onde a identificação de padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular são razoavelmente conhecidos. O segundo protocolo, o dinâmico, permitiu verificar que existe uma certa relação entre o valor RMS e a FPMd, fato que induziu a concepção de três novos protocolos em cicloergômetro que objetivam explorar essa constatação.

3.3 – A IDENTIFICAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR

A identificação da fadiga muscular localizada por meio da eletromiografia ocorre normalmente pela observação de alterações na amplitude e no espectro de potência do sinal eletromiográfico [3], ou pela variação da velocidade de condução da fibra muscular [6]. Operadores matemáticos implementados no domínio da frequência, como a frequência de potência mediana (FPMd), permitem evidenciar a relação entre altas e baixas frequências durante a atividade muscular, sendo que são encontrados trabalhos descrevendo a

progressiva diminuição da amplitude da FPMd em contrações isométricas de média e de alta intensidade [5, 14 e 15]. Outro efeito observado é o aumento do valor da raiz média quadrática ou valor RMS do sinal eletromiográfico [15]. Entretanto, em estudos sobre as contrações musculares do tipo dinâmica e fatigante, essa tendência não é consensual [8-10,15].

3.3.1 – Hipóteses levantadas na tese

As características envolvidas no protocolo de teste dinâmico (secção 3.2) relacionam-se com às constatações de GAMET [9] e JANSEN [10], pois não levaram a um padrão entre sujeitos. A inclinação negativa da FPMd não foi confirmada no teste estatístico. Contudo, para os sinais eletromiográficos processados foi revelado uma certa oposição nas inclinações das curvas da FPMd e do valor RMS (Figuras 3.5 e 3.6). A Figura 3.6 apresenta um exemplo isométrico e dois dinâmicos evidenciando a simetria constatada entre a FPMd e o valor RMS.

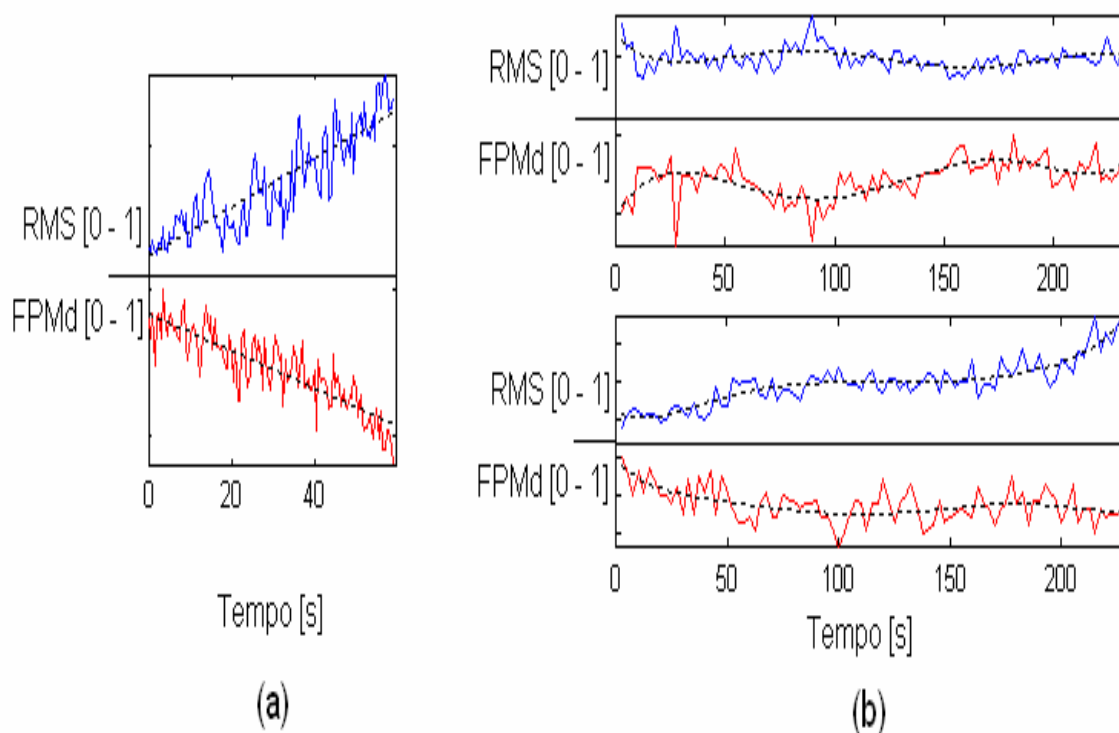


Figura 3. 6 - (a) Protocolo isométrico de análise do músculo bíceps braquial. (b) protocolo dinâmico de análise do músculo vasto lateral. Curvas do valor RMS e da FPMd são normalizadas pelas respectivas amplitudes máximas. Em tracejado têm-se as respectivas curvas de regressão linear e de polinômio de 6^a ordem.

Esse resultado provocou o seguinte questionamento - um protocolo dinâmico em cicloergômetro que apresente crescimento significativo do valor da RMS não implicaria valores decrescentes para a FPMd? Assim, convertendo esse questionamento em uma hipótese, foram idealizados três protocolos de teste para avaliar essa afirmação, que por consequência, possibilitaria a identificação de padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular em cicloergômetro.

Voltando às discussões do protocolo dinâmico de referência (seção 3.2), ficou razoavelmente claro que um método que refletisse o caso isométrico não poderia apresentar tantos graus de liberdade. No caso, tinham-se a velocidade variável e a possibilidade de mudança de marcha, o que certamente aumentava em muito a complexidade do comportamento da carga no protocolo. Um comportamento não previsível da carga aplicada ao sujeito é esperado, quando a alteração da marcha encontra-se sobre a responsabilidade do voluntário.

Complementando as discussões, o protocolo idealizado deveria possuir além do controle da carga e da velocidade, elevada intensidade para levar os sujeitos ao ponto de quebra em um período curto de tempo. Já que no caso isométrico, cargas maiores provocam maiores deflexões das técnicas de observação da fadiga muscular (Figura 2.7), o que por sua vez torna o processo menos sensível a possíveis ruídos.

Assim, foi proposto um conjunto de três protocolos de teste em cicloergômetro - o primeiro possuindo potência crescente, programada no cicloergômetro, e velocidade constante - o segundo com potência constante e velocidade variável - o terceiro com potência e velocidade constantes e normalizadas pelos dois primeiros testes. Como objeto geral, buscou-se garantir o valor RMS crescente, esperando como hipótese um simultâneo e efetivo decréscimo no valor da FPMd. A garantia do valor RMS crescente pode ser atingida com o gradual recrutamento de novas unidades motoras e o consequente aumento da energia do sinal. O recrutamento de unidades motoras pode ser oriundo do efetivo aumento da carga, ou ainda como desejado, ocasionada pelo processo de fadiga muscular em estudo [56, 58].

Paralelamente, foi também proposta a seguinte hipótese secundária – a avaliação do sinal eletromiográfico no domínio das transformadas Wavelet apresenta uma resposta mais

sensível ao fenômeno em estudo. Portanto, duas novas técnicas foram desenvolvidas no domínio das transformadas Wavelet, buscando evidenciar as potencialidades desse espaço transformado.

3.3.2 – Considerações complementares

O estudo de um protocolo dinâmico em cicloergômetro que reflita os padrões do caso isométrico não consiste em uma solução trivial, e a segmentação do sinal eletromiográfico durante a pedalada deve obedecer determinadas especificidades, como buscar garantir a coleta do sinal sempre em uma mesma região angular do ciclo de pedalada. Em contrações dinâmicas periódicas, a estratégia de analisar unicamente uma faixa fixa do sinal mioelétrico, em cada ciclo de execução, busca minimizar os efeitos de alterações no comprimento do músculo, da variação na força aplicada durante os diversos ciclos de pedaladas e da movimentação do eletrodo sobre a pele em relação ao músculo [11]. Conforme BONATO [11], esse procedimento é recomendado devido ao fato desses elementos biomecânicos não apresentarem relação com o processo de fadiga muscular.

Complementa-se que o processo é estocástico, não estacionário e a aproximação polinomial é muito sensível às pequenas discrepâncias locais. Por exemplo, qualquer ruído de artefato ocorrido durante a execução do experimento influencia no comportamento final da curva de maneira significativa, causando inflexões positivas e/ou negativas. Para minimizar o efeito local da aproximação matemática, optou-se por utilizar uma regressão linear onde a janela de observação representa todo o tempo de duração do experimento.

Conforme descrito por CHRISTENSEN [15], em condições isométricas a fadiga muscular é observada pelas inclinações negativa da curva de FPMd e positiva da curva do valor RMS. Assim, o teste de hipótese ($p < 0,05$) foi usado para verificar se as inclinações dos observadores de fadiga (FPMd, RMS) são diferentes de zero e, em seguida, verificou-se se as médias encontradas para as inclinações das técnicas obedecem ao padrão típico do caso isométrico em processo de fadiga muscular. Salienta-se que outras duas técnicas foram implementadas no domínio Wavelet, e foram chamadas de: mediana da curva de energia acumulada, MdCEA [19], e razão da área da curva de energia acumulada, RACEA [20]. Por fim, um teste estatístico similar ao aplicado nas técnicas clássicas (RMS e FPMd) foi

adotado para cada uma das técnicas não clássicas (MdCEA, RACEA) definidas no domínio da transformada Wavelet.

Identificar uma assinatura espectral da fadiga muscular em contrações dinâmicas representa uma contribuição que promove pesquisas científicas correlatas e possíveis aplicações vinculadas. Uma metodologia que permita observar essa assinatura com o uso de técnicas eletromiográficas certamente motivará a continuação dos estudos com a complementação dos experimentos com outros indicadores fisiológicos da fadiga, sendo isto necessário para o mapeamento preciso das bases biológicas que sustentam o padrão identificado. Conforme MERLETTI e PARKER [8], os modelos criados em eletromiografia em atividades dinâmicas ainda não demonstraram avanços nas aplicações práticas. Possivelmente, essa limitação esteja associada à inexistência de padrões eletromiográficos de ampla aceitação e/ou à deficiência quanto ao entendimento fisiológico que desencadeia o processo de fadiga.

Concluindo, buscou-se verificar por meio da metodologia concebida na tese e apresentada em detalhes no quarto capítulo, que, em determinadas condições de teste, os resultados obtidos por CHRISTENSEN [15] podem ser revelados em contrações de natureza não isométrica, representando a identificação de uma assinatura associada à fadiga muscular em contrações dinâmicas, que possui padrões similares aos obtidos em contrações isométricas. A abordagem da tese permitiu o levantamento de padrões eletromiográficos em atividade dinâmica, no caso o ciclismo, diferenciando os resultados das abordagens de outros trabalhos onde o padrão não foi constatado.

4 - METODOLOGIA

As motivações para o estudo das contrações de natureza dinâmica são elevadas, já que são essas as contrações inerentes à maioria das atividades físicas que realizamos. Assim, as hipóteses que foram apresentadas no capítulo anterior para observar a fadiga em condições dinâmicas são testadas pelas implementações descritas no presente capítulo. O movimento em cicloergômetro foi o estudado, com o estabelecimento de uma metodologia composta de três protocolos de aquisição de sinais e de quatro técnicas de observação da fadiga muscular localizada, duas clássicas (FPMd e RMS) e duas não clássicas (MdCEA e RACEA).

4.1 – SUJEITOS, INSTRUMENTAÇÃO E PROTOCOLOS

Participaram do estudo nove voluntários, sendo seis do sexo masculino e três do sexo feminino, todos jovens e saudáveis. A média das idades dos voluntários foi de $24,4 \pm 4,3$ anos (média \pm desvio padrão) e todos apresentavam índice de Quetelet, ou índice de massa corporal ($\text{Altura}/\text{Massa}^2$), definidos como normal segundo a WORLD HEALTH ORGANIZATION [69]. Antes do estudo, o laboratório, o equipamento e o protocolo foram descritos para os voluntários quando assinaram a declaração de consentimento.

A coleta dos sinais eletromiográficos foi efetuada por meio de um eletromiógrafo (Delsys, modelo Bagnoli-2, Boston, Estados Unidos). Este equipamento (Figura 4.1) apresenta eletrodos com pré-amplificação de 10 V/V e filtro passa-faixa de 20 Hz a 450 Hz.

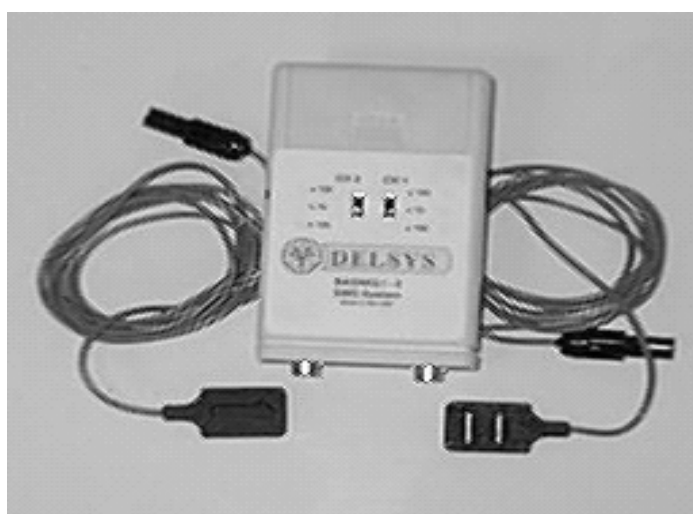


Figura 4. 1 - Eletromiógrafo Delsys, modelo Bagnoli – 2.

O ganho total aplicado ao sinal foi de 1000 V/V, sendo 10 V/V nos eletrodos ativos e 100 V/V no eletromiógrafo. Os eletrodos possuem dois contatos (Ag 99,9%), distanciados de 1 cm, que fazem interface direta com a pele por meio de uma área retangular de 1,0 cm x 0,1 cm em cada contato.

As informações obtidas pelo eletromiógrafo foram transferidas em tempo real para um computador, utilizando-se um sistema de digitalização de sinais biológicos de 12 bit (National Instruments, modelo PCI 6024E, Austin, Estados Unidos). A frequência de amostragem escolhida para todos os sinais foi a de 2,0 kHz [34]. Isto obedece com segurança o teorema amostragem de Nyquist para um sinal eletromiográfico com frequência superior em 450 Hz. O aplicativo utilizado na coleta dos sinais foi o LabView (Figura 4.2), e no processamento dos sinais foi adotado o aplicativo MatLab, versão 6.5.

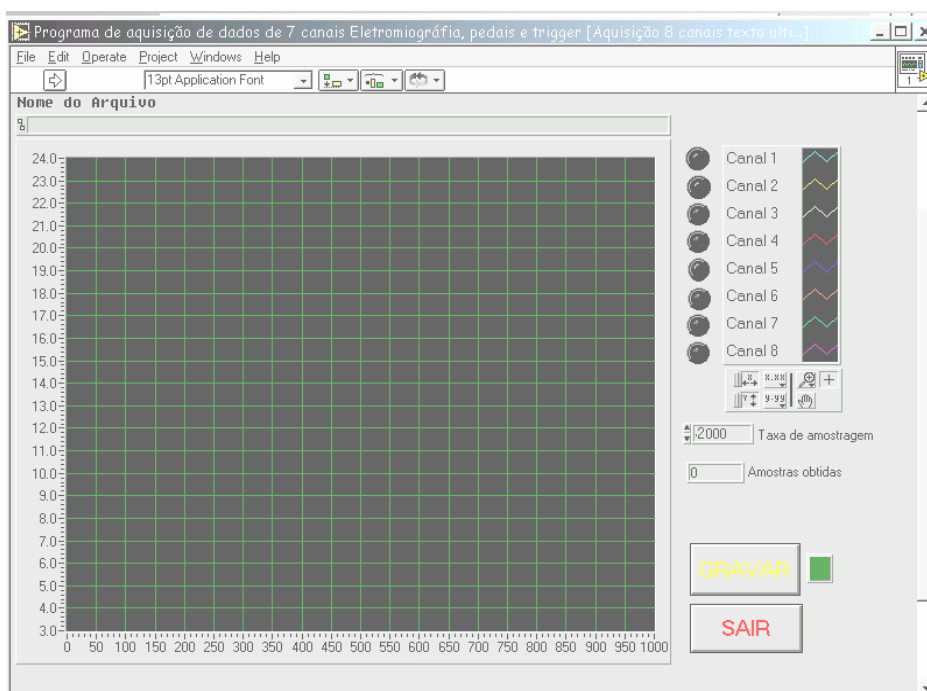


Figura 4. 2 - Painel frontal do sistema de digitalização de dados cinéticos e eletromiográficos.

Os músculos avaliados foram o vasto lateral e o vasto medial, sendo esses músculos dos membros inferiores provedores de elevadas atividades mioelétricas durante o ciclismo (Figura 2.9). Os posicionamentos dos eletrodos obedeceram às recomendações de ERICSON [60] e foram adotados padrões da *INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY AND KINESIOLOGY* (ISEK).

No posicionamento dos eletrodos, foram medidas as distâncias entre a porção lateral externa (PLE) da patela e a cabeça do fêmur (CF), e entre a porção lateral interna (PLI) da patela e a CF da coxa direita. Após tricotomia, realizou-se limpeza e abrasão da pele com álcool. Em posições a um quinto da distância PLE e CF e a um quarto da distância PLI e CF, a partir do joelho, os eletrodos ativos foram então colocados, respectivamente, para os músculos vasto lateral e vasto medial.

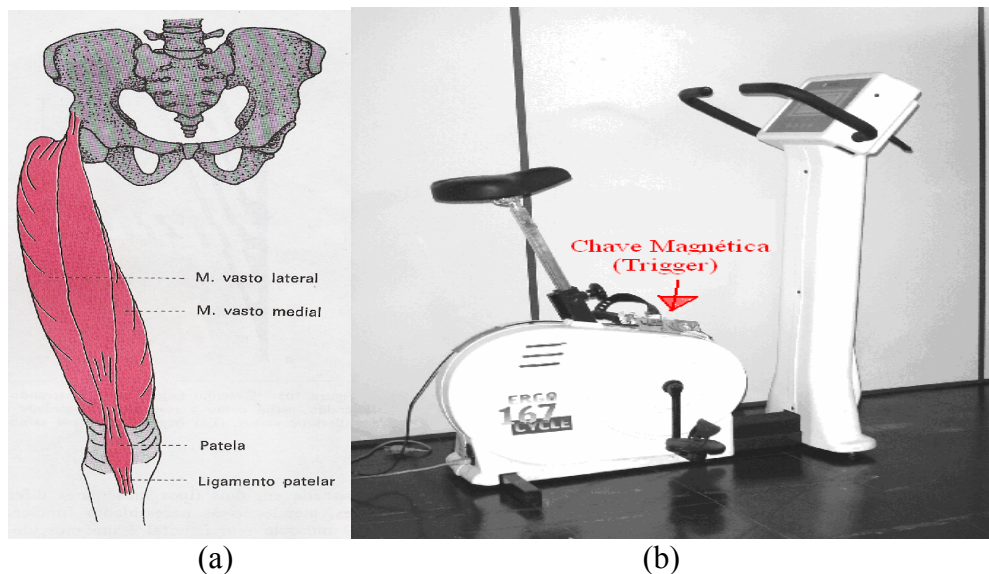


Figura 4.3 - (a) posição anatômica dos músculos vasto lateral e vasto medial (modificado [70]). (b) cicloergômetro utilizado nos testes.

Os protocolos foram implementados utilizando uma bicicleta ergométrica (Ergo-Fit, modelo *Ergo Cycle 167*, Pirmasens, Alemanha). O *trigger* consistiu em uma chave magnética, estando um ímã permanente instalado no pé de vela esquerdo do cicloergômetro e a uma chave magnética posicionada acima do eixo de interligação dos pés de vela (Figura 4.3b).

4.1.1 – Protocolos de aquisição de sinais eletromiográficos

Três protocolos de coleta de sinais eletromiográficos foram aplicados aos 9 sujeitos em avaliação, possibilitando a construção de um banco total de 54 sinais, com 27 amostras do músculo vasto lateral e 27 amostras do vasto medial. No primeiro protocolo usou-se velocidade constante e potência crescente, no segundo protocolo usou-se potência constante e velocidade crescente e no terceiro protocolo, potência e velocidade constantes. Cada sujeito realizou os experimentos em três dias distintos, com intervalos de 48 horas entre os protocolos.

O início do primeiro protocolo foi um período de aquecimento não superior a 4 min, com velocidade de 30 km/h e potência de 30 W. Em seguida, foi mantida velocidade fixa de 30 km/h e estabelecida uma potência inicial de 150 W, suportada com pouco esforço pelos sujeitos e que foi programada diretamente na instrumentação da bicicleta ergométrica. No decorrer do experimento, ocorreu a elevação progressiva de 50 W na potência, em períodos de 30 s, até a desistência do sujeito devido a fadiga. Na Figura 4.4 são mostrados um resultado típico dos dados coletados no primeiro protocolo proposto.

- a) sinal eletromiográfico do vasto lateral da perna direita;
- b) sinal eletromiográfico do vasto medial da perna direita;
- c) sinal do *trigger* automático instalado no pedal da bicicleta;
- d) sinal do *trigger* manual acionado a cada 30 segundos;

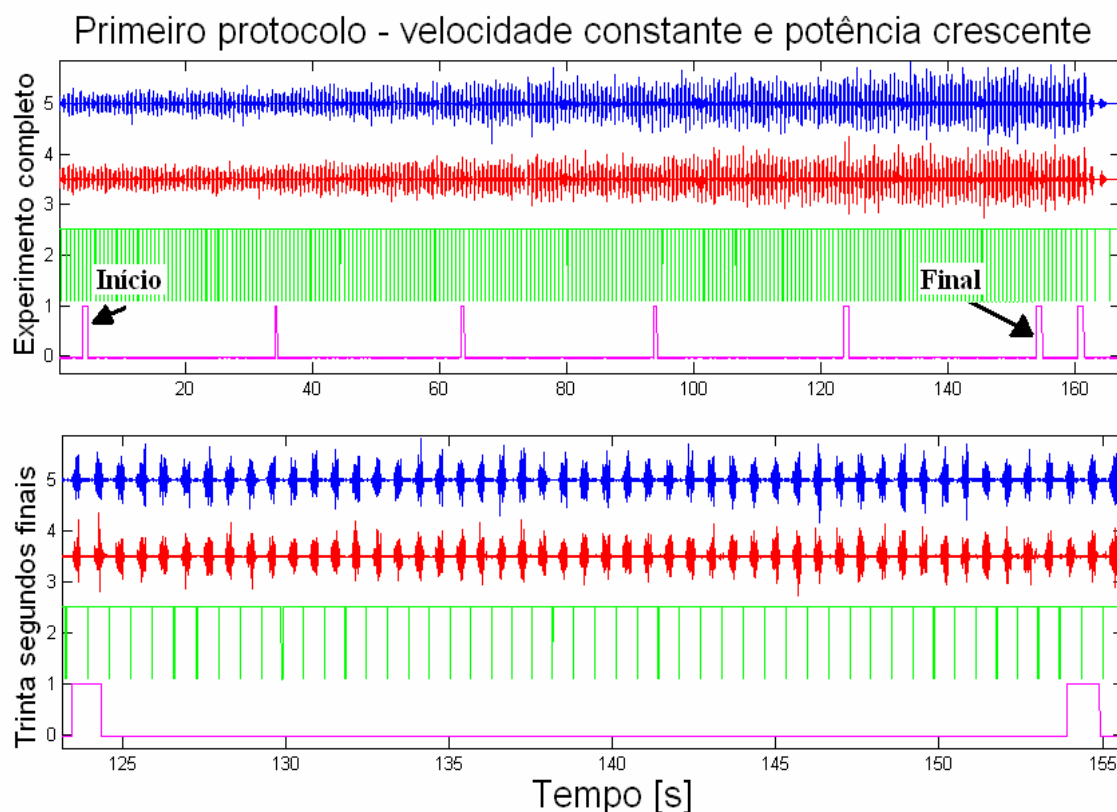


Figura 4. 4 - Apresentação dos dados sincronizados do primeiro protocolo e com *offset* para melhor visualização.

Para o segundo protocolo, foi inicialmente adotado o procedimento de aquecimento conforme o primeiro experimento, e estabelecida uma potência para cada sujeito igual a 70% da maior potência atingida no primeiro protocolo. O protocolo foi iniciado com velocidade 30 km/h e, a cada 30 s, os sujeitos foram orientados a elevar em 3 km/h a velocidade aplicada, até a desistência. Na Figura 4.5 são mostrados um resultado típico dos dados coletados no segundo protocolo proposto.

- a) sinal eletromiográfico do vasto lateral da perna direita;
- b) sinal eletromiográfico do vasto medial da perna direita;
- c) sinal do *trigger* automático instalado no pedal da bicicleta;
- d) sinal do *trigger* manual acionado a cada 30 segundos;

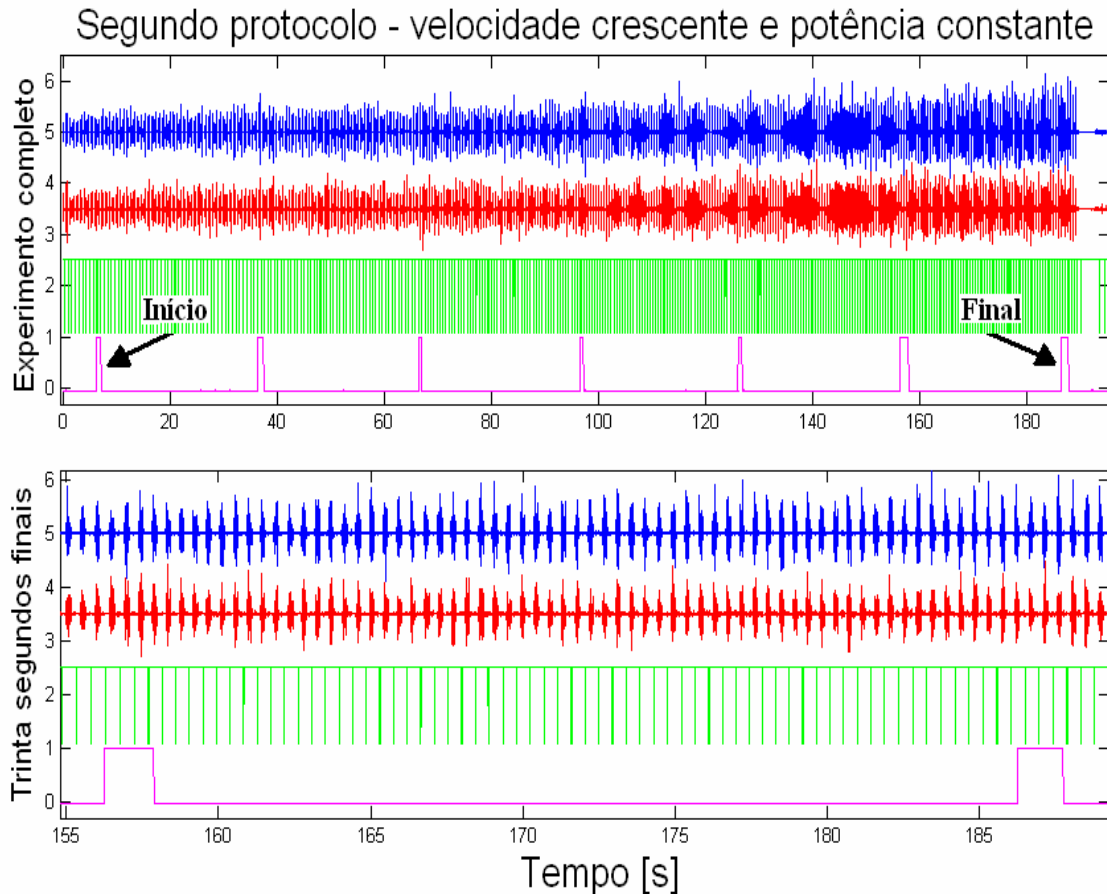


Figura 4. 5 - Apresentação dos dados sincronizados do segundo protocolo e com *offset* para melhor visualização.

No terceiro, após aquecimento, foi adotada a potência igual a 70% da maior potência atingida no primeiro dia de teste para cada sujeito, e velocidade fixa igual a 70% da maior velocidade atingida no segundo protocolo. Assim, definiu-se um protocolo de aquisição com potência e velocidade constantes e de alta intensidade, que terminou quando os sujeitos não possuíam mais capacidade de manter a performance física estabelecida. Na Figura 4.6 são mostrados um resultado típico dos dados coletados no terceiro protocolo proposto.

- a) sinal eletromiográfico do vasto lateral da perna direita;
- b) sinal eletromiográfico do vasto medial da perna direita;
- c) sinal do *trigger* automático instalado no pedal da bicicleta;
- d) sinal do *trigger* manual acionado a cada 30 segundos;

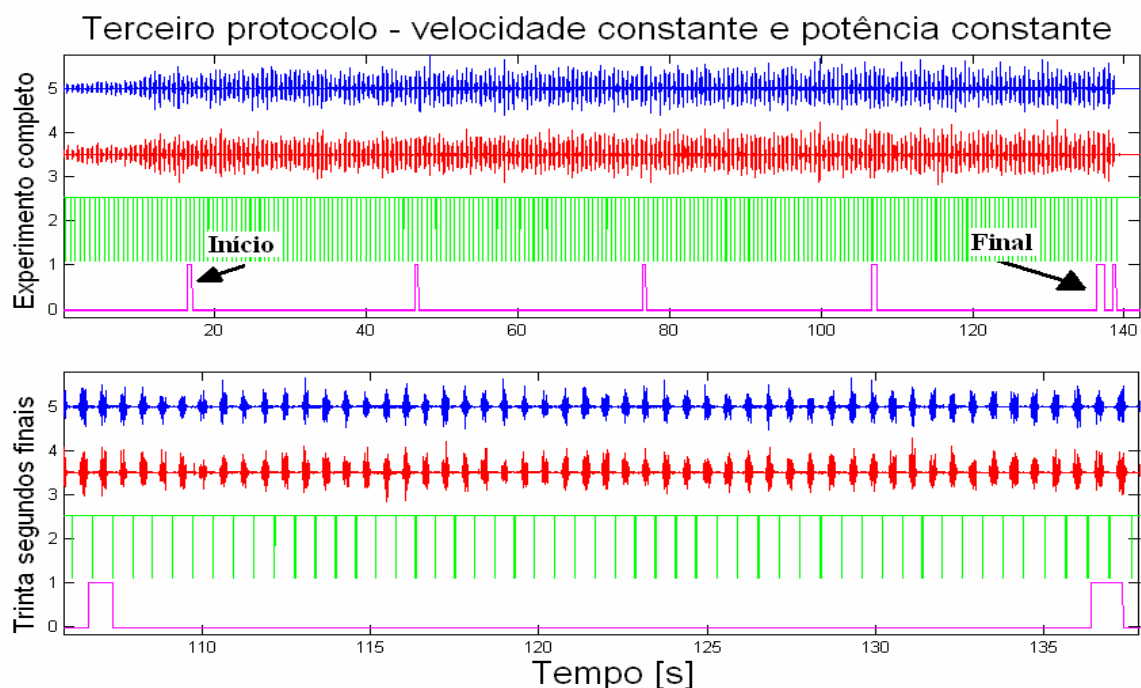


Figura 4. 6 - Apresentação dos dados sincronizados do terceiro protocolo e com *offset* para melhor visualização.

É importante salientar que os sinais apresentados nas Figura 4.4, 4.5 e 4.6 não apresentam qualquer processamento adicional, sendo compostos exclusivamente dos sinais coletados pela instrumentação. O sinal do *trigger* automático foi utilizado para segmentar o sinal eletromiográfico em cada pedalada e o do *trigger* manual para identificar o início e fim do experimento. A Tabela 4.1 resume as especificidades dos três protocolos de esforço muscular aplicado.

Tabela 4. 1 - Características dos três protocolos de esforço muscular aplicados, quanto ao comportamento da velocidade e da carga.

Protocolos		Características dos Protocolos			Tempos ($\mu \pm \sigma$)
		Natureza	Inicial	Passos	
1 ^o	Velocidade	Constante	30 Km/h	-	121,98 \pm 34,72
	Potência	Crescente, período de 30 s	150 W	50 W	
2 ^o	Velocidade	Crescente, período de 30 s	30 Km/h	3 Km/h	147,45 \pm 44,38
	Potência	Constante	70% da carga final do 1 ^o protocolo	-	
3 ^o	Velocidade	Constante	70% da velocidade final do 2 ^o protocolo	-	142,14 \pm 70,84
	Potência	Constante	70% da carga final do 1 ^o protocolo	-	

4.2 – SEGMENTAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

No procedimento de análise, o sinal é segmentado em janelas que correspondem a proporção de 20% do período de cada pedalada, abordando a região de atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral e medial em cada pedalada. Feito isso, os sinais correspondentes às janelas sucessivas são concatenados. Na Figura 4.7b, encontra-se a representação do processo de segmentação. Na Figura 4.7c, é esboçado o sinal eletromiográfico construído após a concatenação das janelas segmentadas.

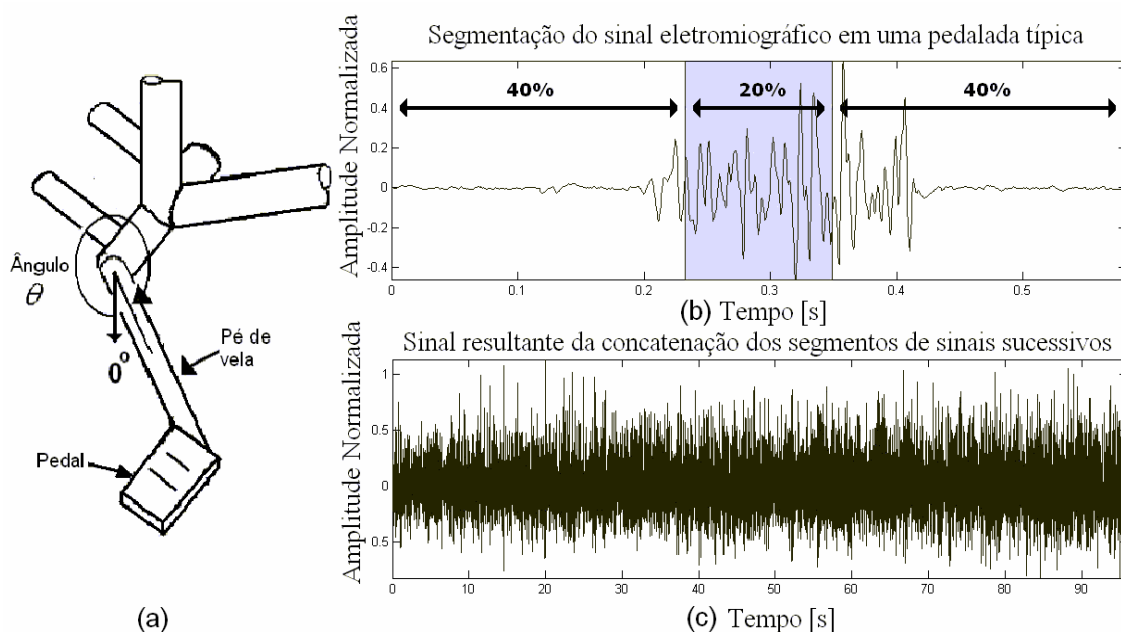


Figura 4. 7 - (a) Identificação do ângulo zero que representa o início do ciclo de pedalada. (b) Segmentação do sinal eletromiográfico em cada pedalada. (c) Sinal construído por meio da concatenação de janelas sucessivas. A seleção do sinal da pedalada foi realizada por meio de um *trigger* automático, instalado no cicloergômetro, que indicava o início de cada pedalada.

Os comportamentos não estacionários decorrentes de alterações no comprimento do músculo, da força aplicada durante os diversos ciclos de pedaladas e da alteração da posição do eletrodo em relação ao músculo, alteram a resposta tempo-frequência do sinal eletromiográfico. Em contrações dinâmicas, a estratégia de analisar unicamente uma posição fixa do sinal mioelétrico busca minimizar os efeitos desses fatores biomecânicos não correlacionados com o processo de fadiga muscular [11]. Finalmente, sobre o sinal resultante (Figura 4.7c), são aplicadas as técnicas de processamento digital eletromiográfico de observação do processo de fadiga em janelas sequenciais de 0,5 segundo.

4.3 – DESCRIÇÃO DAS TÉCNICAS DE OBSERVAÇÃO DA FADIGA

A primeira técnica representa um parâmetro que é comumente usado no estudo da fadiga muscular em contrações isométricas, sendo conhecida como raiz da média quadrática, ou valor RMS (Equação 4.1). Esse parâmetro é computado sobre cada janela temporal de observação do sinal eletromiográfico de superfície. O valor RMS de um sinal em tempo contínuo, $f(t)$, aplicado no intervalo $t_1 < t_j < t_2$, é definido por:

$$RMS (t_j) = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \cdot \int_{t_1}^{t_2} [f(t)]^2 dt} \quad (4.1)$$

O intervalo $t_1 < t_j < t_2$, define as janelas consecutivas de 500 ms descritas na secção 4.2.

A segunda técnica desenvolvida é conhecida como frequência de potência mediana (FPMd), e consiste em um clássico estimador de fadiga muscular, usual em contrações estáticas, que tem como base a transformada curta de Fourier. A FPMd é definida como a mediana do estimador clássico do espectro de potência (periodograma de Schuster - PS), correspondendo assim, à frequência que divide em áreas iguais de energia o periodograma do sinal eletromiográfico. A Equação 4.2 descreve matematicamente a FPMd.

$$\int_0^{FPMd} P(\omega) \cdot d\omega = \int_{FPMd}^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega = \frac{1}{2} \cdot \int_0^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega \quad (4.2)$$

onde $P(\omega)$ é o PS do sinal e ω a variável frequência. Uma outra medida espectral frequentemente utilizada é a Frequência de Potência Média, sendo que tanto a mediana como a média revelam uma estimacão similar para o deslocamento espectral. Na figura 4.8 é apresentado o periodograma de um sinal eletromiográfico típico, com a respectiva identificacão da FPMd.

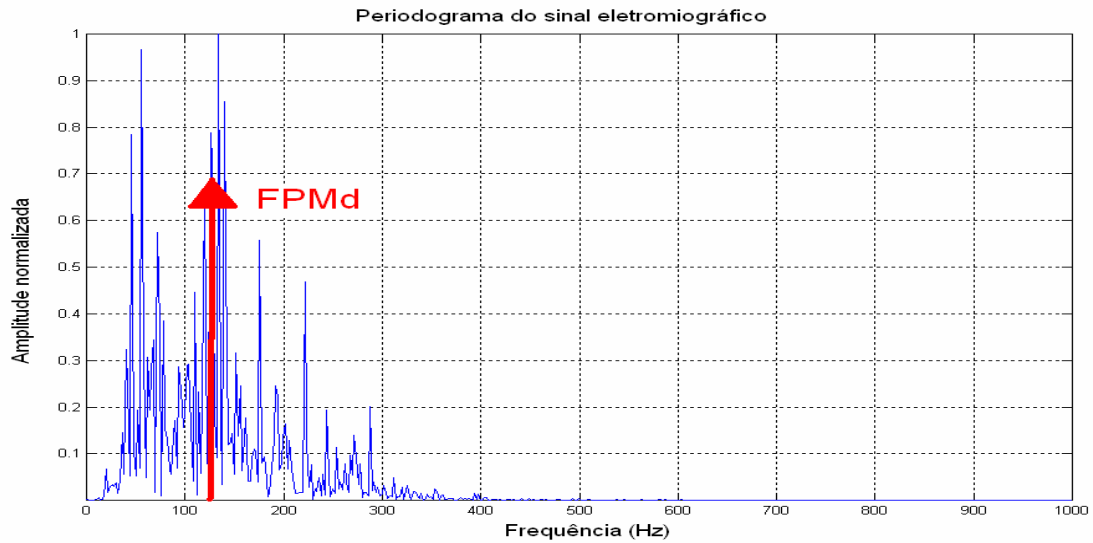


Figura 4. 8 - FPMd do sinal eletromiográfico com janela de 0,5 s.

Na Figura 4.9 está representado para o caso isométrico o deslocamento do FPMd no sentido das baixas frequências e a inclinação crescente do valor RMS

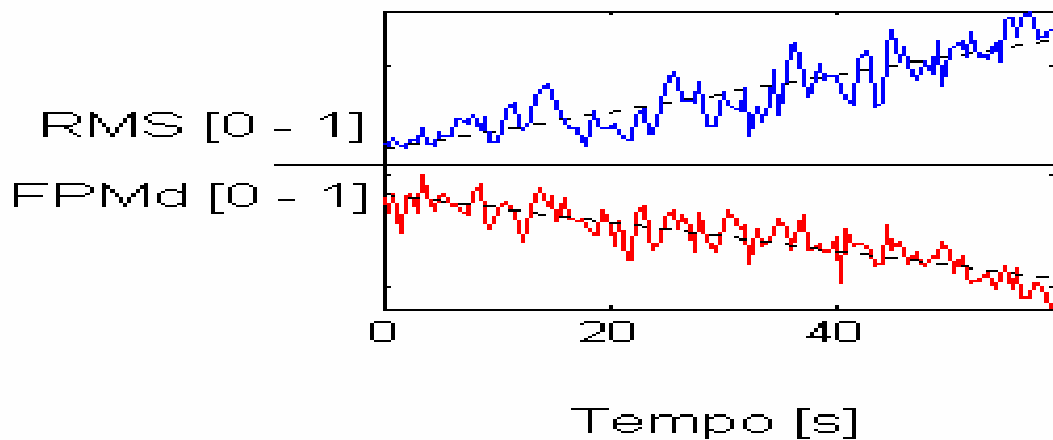


Figura 4. 9 - Resposta normalizada do valor RMS e da FPMd em protocolo isométrico para o músculo bíceps braquial

4.3.1 – Técnicas implementadas no domínio da transformada Wavelet

As demais técnicas de observação da fadiga foram implementadas no domínio da transformada Wavelet e correspondem a uma proposta não clássica de análise do sinal eletromiográfico. Estudos prévios conduziram à escolha da Transformada Contínua de Wavelet (TWC), Daubechies-4, como ferramenta de decomposição no espaço transformado [13, 71].

KARLSSON, YU E AKAY [13] mostraram que a TCW possui um desempenho estatístico superior à transformada curta de Fourier para a análise do sinal eletromiográfico. A transformada direta e o periodograma Wavelet são descritas por:

$$F(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int f(t) \cdot \omega\left(\frac{t - \tau}{s}\right) dt \quad (4.3)$$

$$P(s, \tau) = [F(s, \tau)]^2 \quad (4.4)$$

A dilatação e a translação são dadas por duas variáveis independentes, s e τ . As translações são necessárias porque as bases Wavelet possuem suporte finito no conjunto dos números reais.

A concepção das técnicas desenvolvidas no domínio Wavelet inicia-se com a aplicação da TCW em cada janela de 500 ms do sinal eletromiográfico concatenado. Na seqüência, determina-se o periodograma Wavelet (Figura 4.10b), similar ao periodograma de Schuster, e sua quantização em 100 níveis de amplitudes - Em seguida, é construída uma curva bidimensional que computa o número de vezes que cada amplitude ocorreu no periodograma normalizado em função das amplitudes dos coeficientes Wavelet, obtendo uma representação similar a um histograma. Então, multiplica-se o número de vezes que cada amplitude ocorreu pela sua respectiva amplitude, concebendo a curva de energia acumulada (CEA), conforme mostrado na Figura 4.10c e Equação 4.5.

$$CEA(k) = nk \cdot k \quad (4.5)$$

Onde, nk é o número de vezes que a amplitude k , definida no intervalo de 1 a 100, aparece no periodograma Wavelet. Finalmente, com a identificação do valor da mediana da CEA, obtém-se a primeira técnica Wavelet proposta, a mediana da curva de energia acumulada, denominada de MdCEA e apresentada na Figura 4.10c. A aplicação sucessiva dessa técnica em janelas seqüenciais de 500 ms dos sinais eletromiográficos concatenado permite verificar o balanço entre os coeficientes Wavelets de altas e de baixas energias no decorrer do exercício.

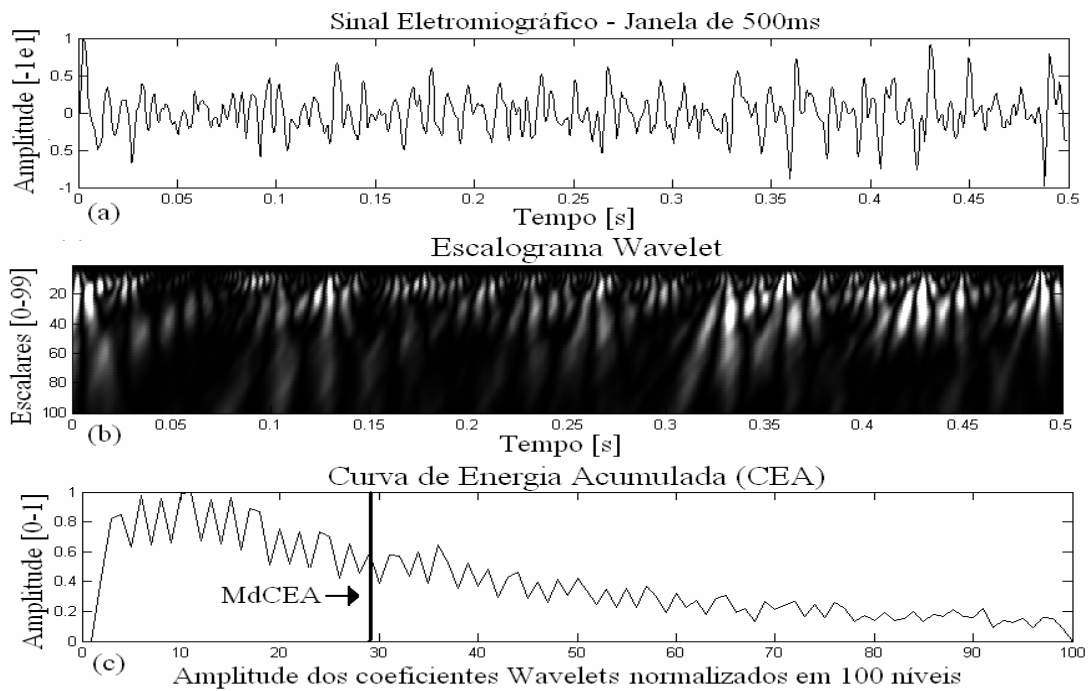


Figura 4. 10 - (a) Sinal eletromiográfico concatenado, (b) periodograma Wavelet do sinal eletromiográfico concatenado e (c) a curva CEA com a identificação da MdCEA [19].

A segunda técnica de observação da fadiga muscular desenvolvida no domínio da transformada Wavelet foi chamada de raiz quadrada da área da curva de energia acumulada (RACEA), e permite identificar no decorrer do experimento a alteração do valor da raiz quadrada de uma determinada área da curva CEA. Observa-se na Figura 4.11 que a maior área (área I) encontra-se associada aos coeficientes com menores amplitudes, e a menor área (área III) associa-se aos coeficientes com maiores amplitudes. Essa realidade mostrada pela curva CEA indica que a maior parcela da energia do sinal eletromiográfico encontra-se distribuída em coeficientes com pequenas amplitudes no domínio da transformada Wavelet, que são graficamente registrados pelas regiões mais escuras na Figura 4.10b.

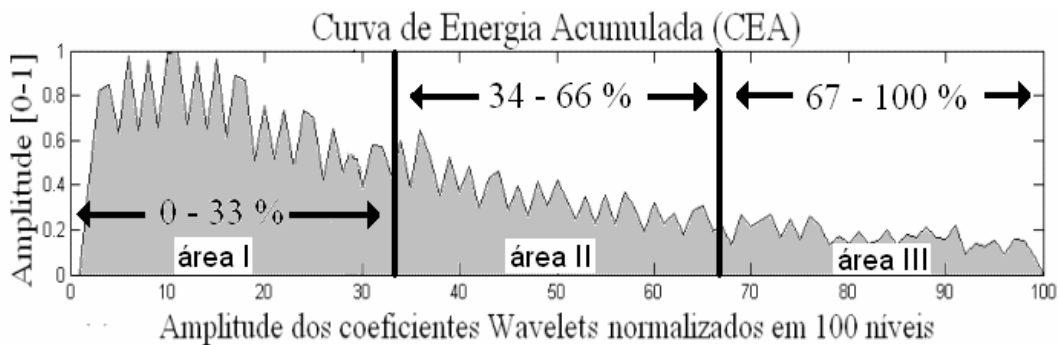


Figura 4. 11 - Curva CEA com a identificação de áreas de aplicação da $RACEA = \sqrt[3]{ACEA}$. (modificado - [20])

A área total da curva CEA e o volume do periodograma Wavelet quantizado apresentam o mesmo valor, indicando igual quantidade de energia. Em estudos prévios [20], a área abaixo da curva CEA foi subdividida em três áreas (I, II e III) associadas às amplitudes dos coeficientes Wavelets (Figura 4.11), e foram estudadas as variações das $RACEA^{0-33\%}$, $RACEA^{34-66\%}$ e $RACEA^{67-100\%}$ para janelas sucessivas de 500 ms do sinal eletromiográfico concatenado.

Uma das constatações do estudo foi observar uma ausência de variação significativa na amplitude da $RACEA^{0-33\%}$, ou seja, no decorrer do experimento, não ocorreu alteração significativa na raiz quadrada da área I. Essa realidade sugere que nesse nível de amplitude dos coeficientes Wavelet a relação sinal ruído não permite observar o fenômeno da fadiga. Assim, a transformada Wavelet revelou que foi pequeno o transporte da energia do sinal associado à fadiga nos coeficientes com menores amplitudes (0 – 33%), prevalecendo, em uma primeira análise, o ruído.

Contudo, considerando a $RACEA^{67-100\%}$ a elevação da energia do sinal eletromiográfico no decorrer do experimento foi constatada, sendo sua inclinação média superior ao valor das inclinações médias dos parâmetros RMS e $RACEA^{34-66\%}$. Assim, no presente trabalho optou-se em adotar somente a $RACEA^{67-100\%}$ na comparação com as outras três técnicas desenvolvidas (FPMd, RMS e MdCEA) para observar o processo de fadiga muscular. Complementa-se que a aplicação sucessiva da RACEA em janelas temporais sucessivas de sinais eletromiográficos permite verificar o efeito do recrutamento de novas unidades motoras em diferentes faixas de amplitude dos coeficientes Wavelet.

4.4 – ANÁLISE ESTATÍSTICA E CONSIDERAÇÕES COMPLEMENTARES

O processo é estocástico, não estacionário e a aproximação polinomial é muito sensível às pequenas discrepâncias locais. Por exemplo, qualquer ruído de artefato ocorrido durante a execução do experimento influencia no comportamento final da curva de maneira significativa, causando inflexões positivas e/ou negativas. Para minimizar o efeito local da aproximação matemática, optou-se por utilizar uma regressão linear onde a janela de observação corresponde a todo o tempo de duração do experimento, sendo o efeito local das não estacionaridades envolvidas no processo diluídas em todo o experimento.

Este procedimento foi aplicado para cada uma das curvas resultantes das técnicas FPMd, RMS, MdCEA e RACEA. Neste caso, possíveis ruídos e discrepâncias diversas ficam distribuídos segundo a norma quadrática sobre toda a janela de observação. Isto torna o processo mais imune aos fenômenos espúrios levando a uma pequena alteração na inclinação ou deslocamento vertical na reta de regressão linear. Por exemplo, com esta estratégia fica fácil verificar se existe um padrão no comportamento, de forma que a inclinação, negativa ou positiva, da reta de regressão linear pode ser associada ao fenômeno fisiológico estudado.

Uma análise bioestatística foi adotada no trabalho, com o intuito de avaliar os protocolos e as técnicas de estudo de fadiga muscular. Nesse sentido, foi aplicado um teste de hipótese para cada protocolo, testando o comportamento das inclinações das curvas de regressão linear das técnicas RMS, FPMd, MdCEA e RACEA, e verificando se ocorreu a observação do processo de fadiga muscular. Em protocolos com carga crescente, espera-se o aumento do estimador RMS em virtude do recrutamento de novas unidades motoras. Contudo, em condições isométricas a carga constante, a fadiga muscular é observada pela elevação da inclinação da curva do valor RMS, recrutamento de unidades motoras em função da fadiga, e pelo decréscimo da curva FPMd [15]. Assim, adotaram-se essas condições com referência para o teste estatístico (nível de significância de 5%) nos resultados dos três protocolos dinâmicos, processados com as quatro técnicas de análise eletromiográfica. Ou seja, foi definida a seguinte hipótese nula: H_0 = as inclinações da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA são iguais a zero nos três protocolos. Ocorrendo a negação da hipótese nula e uma análise dos resultados gráficos e tabelados, será possível observar quais são as tendências das variáveis eletromiográficas de fadiga. Caso as tendências observadas nos experimentos apresentem-se similaridades com caso isométrico em processo de fadiga, o método aplicado revelará a possibilidade da observação da fadiga em atividades dinâmicas.

Uma análise conjunta das técnicas foi realizada, com a aplicação da análise de variâncias para verificar a ocorrência de discrepâncias significativas entre o desempenho dos estimadores de fadiga e revelar a mais sensível ao fenômeno fisiológico da fadiga muscular. A técnica mais sensível pode ser interpretada como a que possui uma maior inclinação da reta de regressão linear, ou uma maior faixa dinâmica de avaliação. Como a FPMd possui uma inclinação negativa na reta de regressão linear, e os demais operadores possuem uma inclinação positiva, a análise de variância tenderá a indicar diferença

significativa. Logo, antes da aplicação do teste invertem-se as inclinações encontradas para FPMd, multiplicando-se os valores por (-1) e mantendo a intensidade da deflexão.

As quatro técnicas de análise de sinais implementadas nesta investigação, ilustradas em diagramas de blocos na Figura 4.2, objetivam verificar variações específicas e progressivas associadas ao sinal de eletromiografia durante a instalação do processo de fadiga. Neste sentido, a técnica FPMd busca verificar o deslocamento para as baixas frequências do espectro de potência [5, 14], o RMS revela o aumento progressivo da energia do sinal [15], a MdCEA mostra o aumento relativo da energia acumulada nos coeficientes Wavelet de maior energia quando comparados aos de baixa energia [19] e a RACEA^{67-100%} explicita o aumento progressivo da energia do sinal exclusivamente nas componentes Wavelet de maior intensidade [20], diferentemente do valor RMS que avalia esse aumento de energia sem diferenciar a localização da elevação.

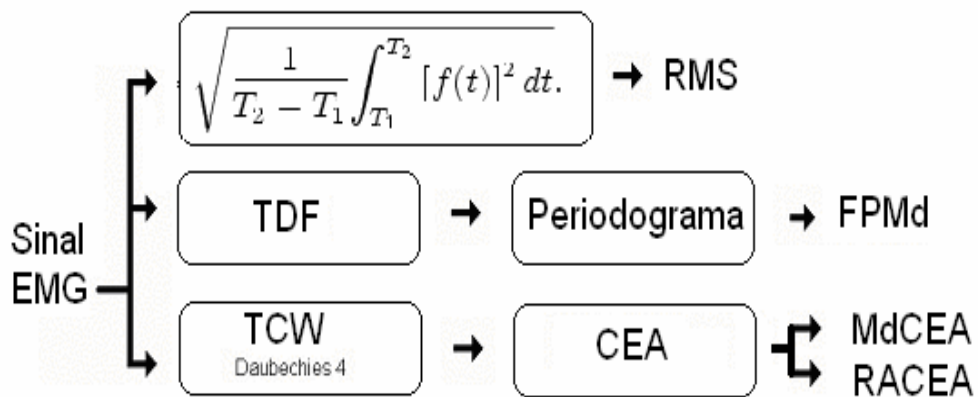


Figura 4. 12 - Diagrama de blocos das técnicas de aferição da fadiga muscular. TDF: Transformada Discreta de Fourier, TCW: Transformada Contínua de Wavelet.

A seguir serão apresentados e discutidos os dados obtidos, baseados na metodologia descrita no presente capítulo.

5 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

No presente capítulo, inicialmente são apresentados os resultados associados a cada protocolo de aquisição de sinais eletromiográficos e, na seqüência, as respectivas discussões. As observações levantadas indicaram que o terceiro protocolo (potência e velocidade constantes) apresentou resultados mais adequados, entre os três protocolos estudados, para a observação do processo fadiga muscular com a aplicação das quatro técnicas de observação da fadiga muscular.

Complementa-se que uma análise de correlação entre o comportamento dos músculos vasto lateral e vasto medial também foi realizada, e o capítulo finaliza com uma avaliação conjunta dos protocolos e o aprofundamento da análise do terceiro protocolo.

5.1 – PRIMEIRO PROTOCOLO DINÂMICO

Este protocolo possui potência crescente e velocidade constante, e as curvas das técnicas de processamento eletromiográfico podem ser observados nas Figuras 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4. Nas Figuras 5.1 e 5.2 são apresentados das técnicas clássicas (FPMd e RMS), e nas Figuras 5.3 e 5.4 as técnicas alternativas (MdCEA e RALCEA^{67-100%}). Considerando os músculos em estudo, nas Figuras 5.1 e 5.3 são apresentados os resultados para o músculo vasto lateral, e nas Figuras 5.2 e 5.4 os resultados para o vasto medial.

A Tabela 5.1 apresenta uma síntese para o primeiro protocolo experimental, onde são relacionados os valores absolutos das inclinações das curvas correspondentes às quatro técnicas de observação do processo de fadiga (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%}), normalizados na amplitude e interpolados com regressão linear.

Neste protocolo a carga sofre uma elevação de 50 W a cada 30 s, e a velocidade é fixa em 30 km/h. O teste termina quando os sujeito atingem o ponto de quebra descrito por DELUCA [1]. Cabe salientar que o processo de fadiga muscular está relacionado com as inclinações das curvas dos operadores matemáticos utilizados no trabalho, e testes estatísticos foram aplicados para verificar a ocorrência, ou não, de variação das inclinações das técnicas de observação da fadiga muscular.

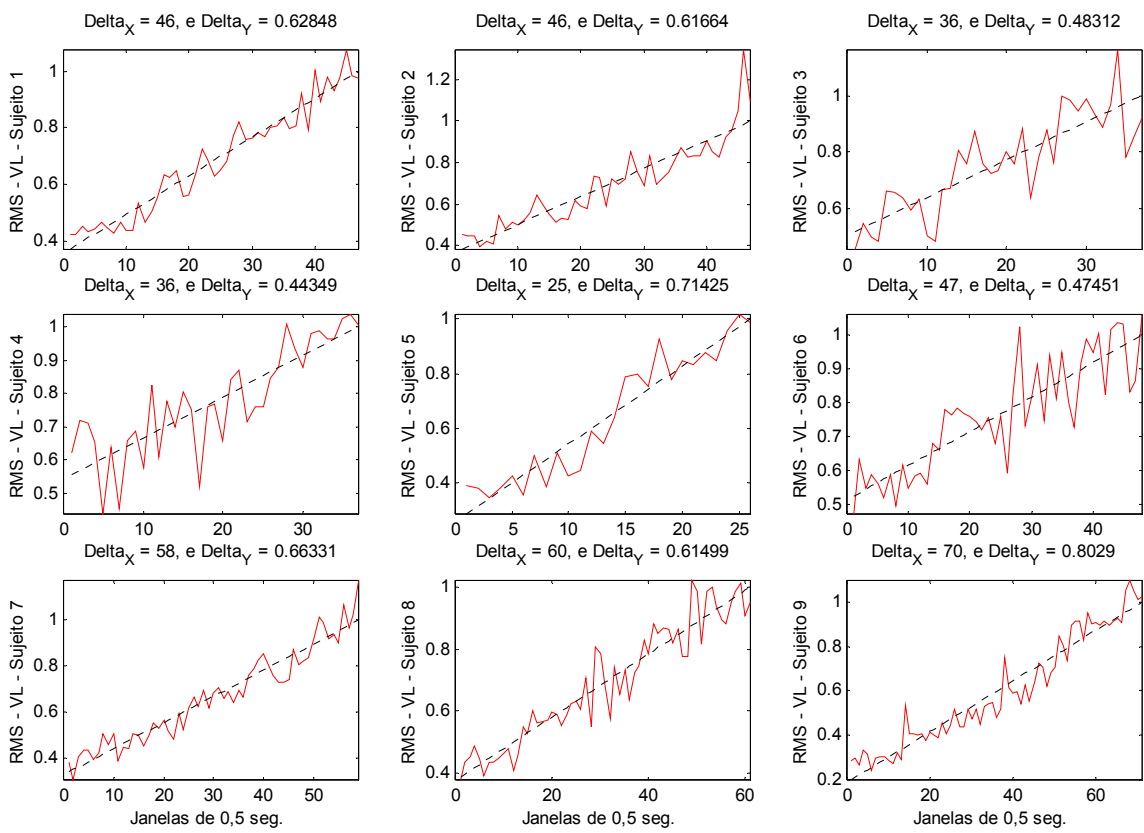
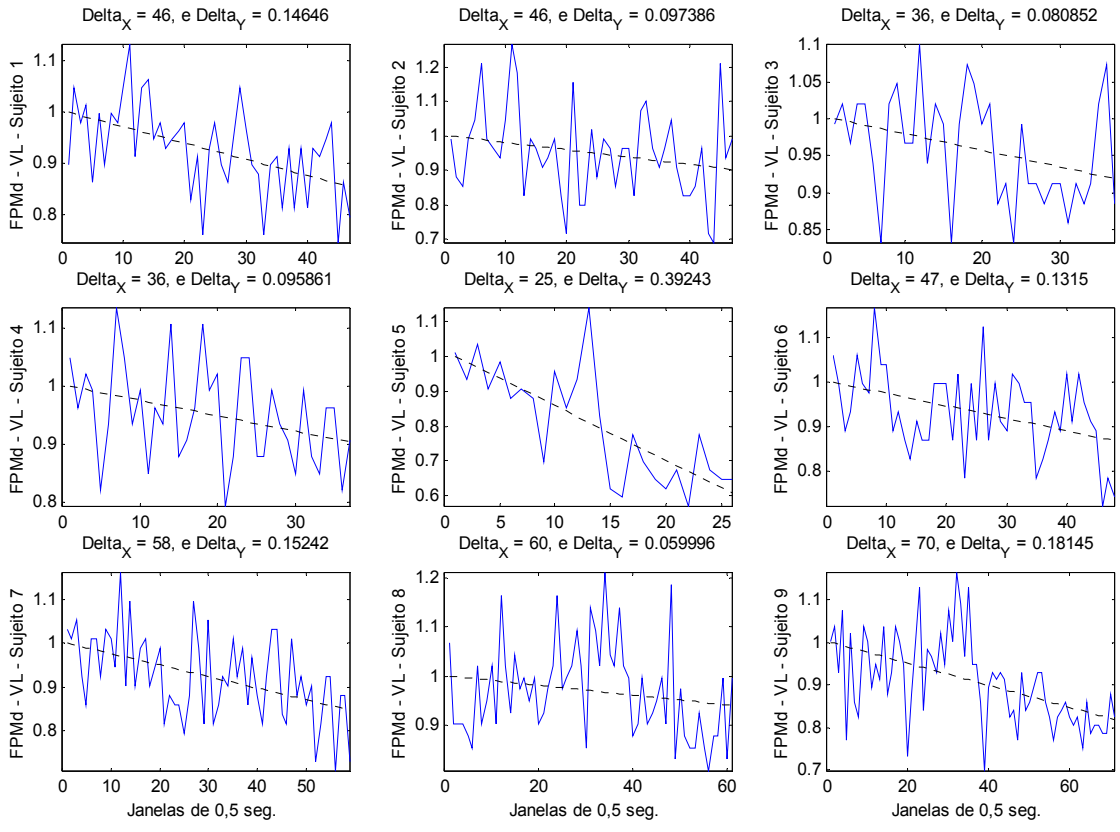


Figura 5. 1 - Primeiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milissegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

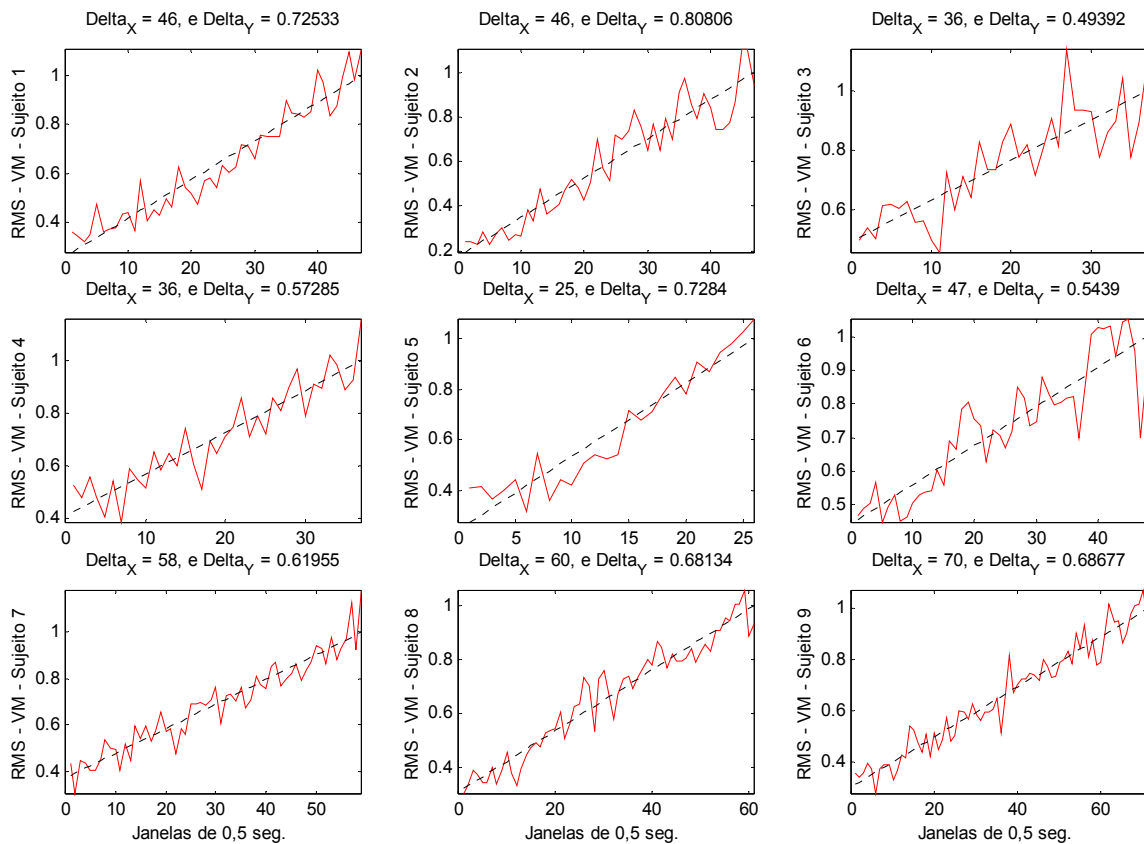
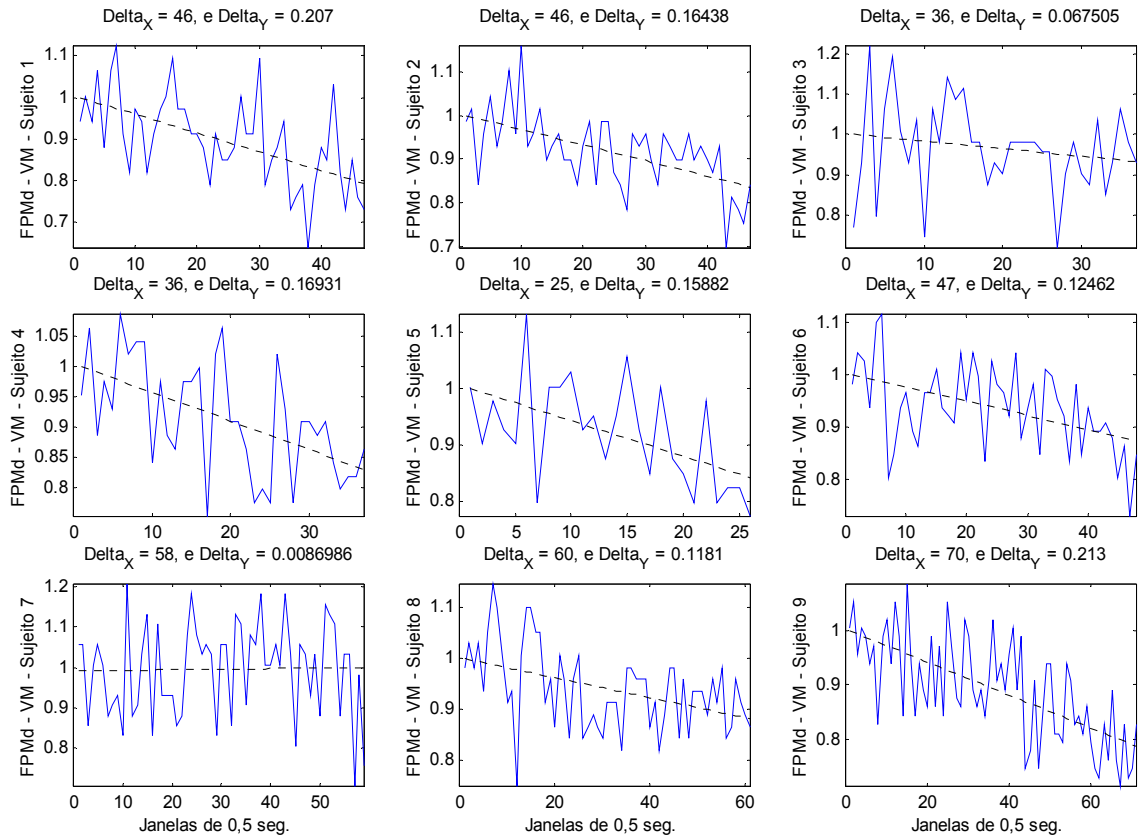


Figura 5. 2 - Primeiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milissegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

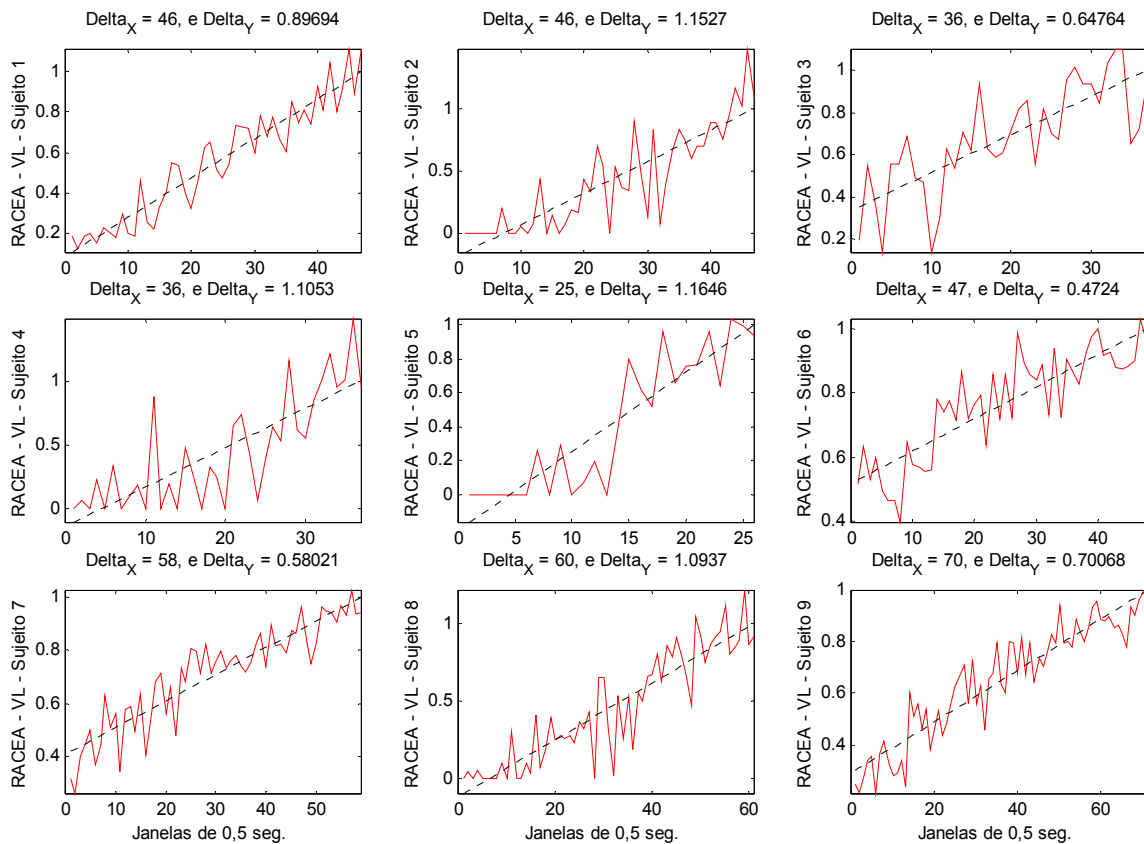
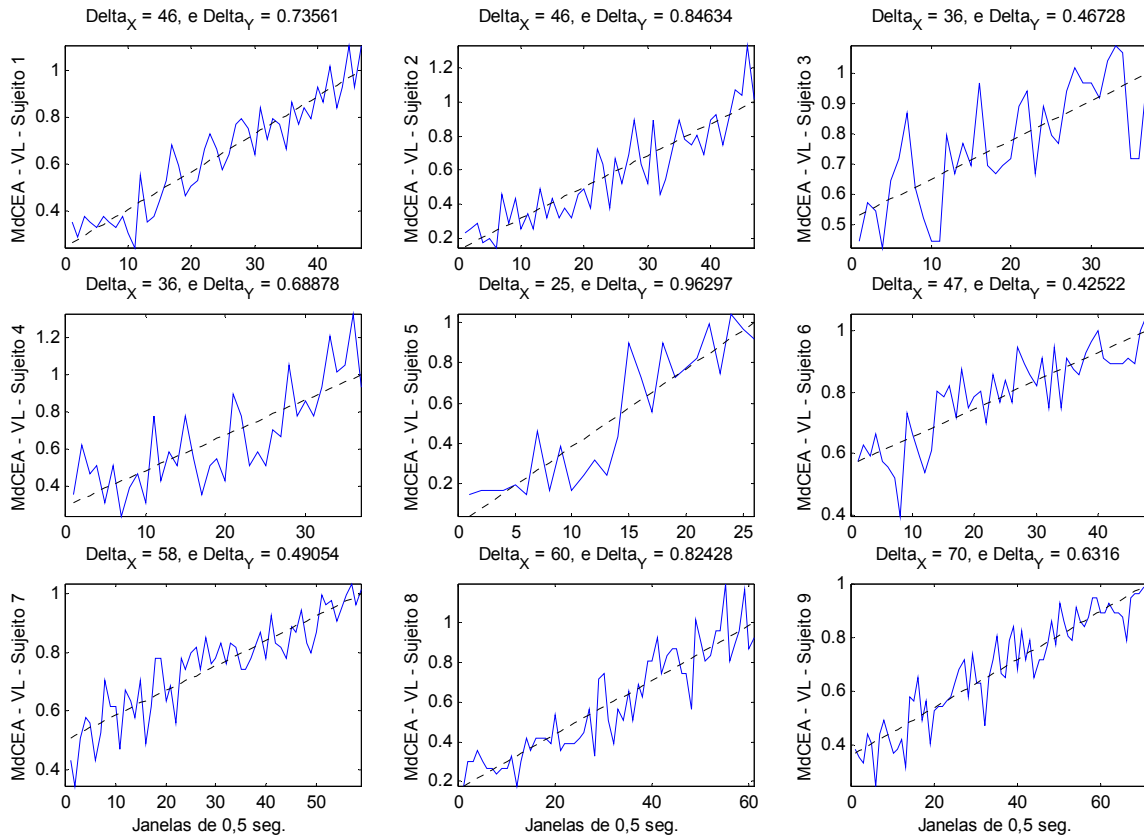


Figura 5. 3 - Primeiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

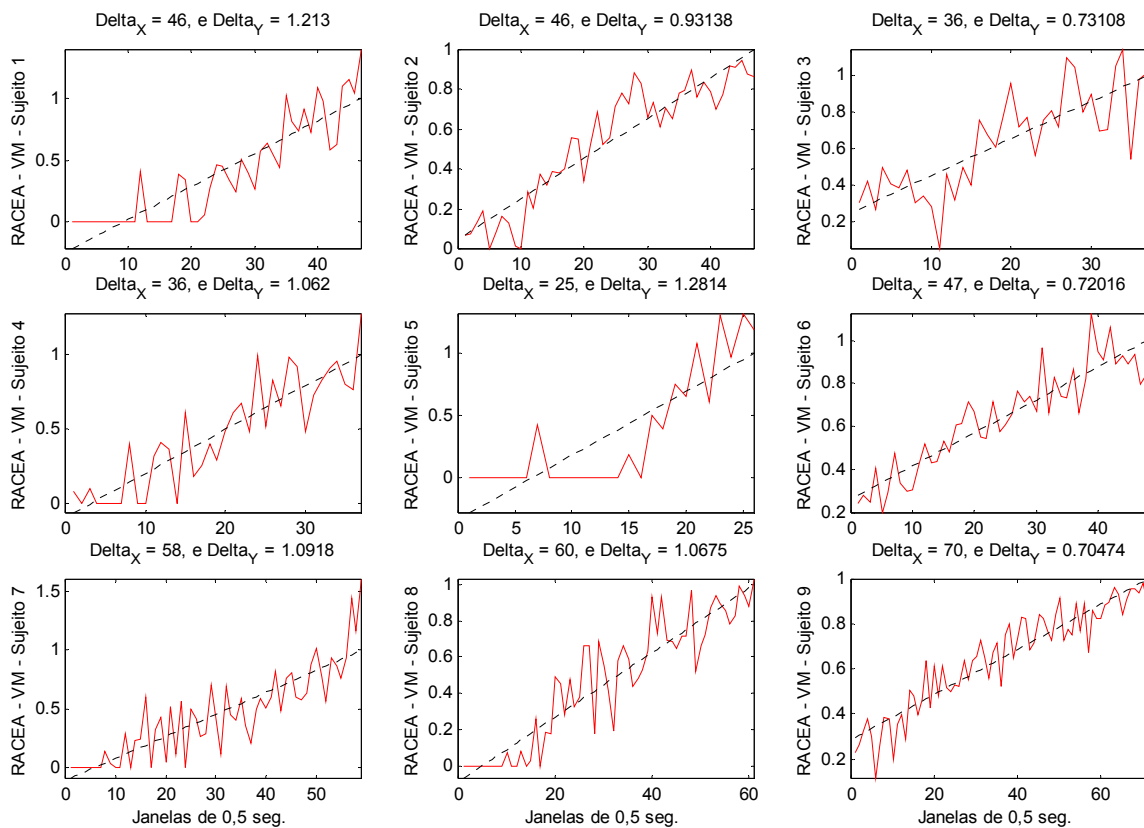
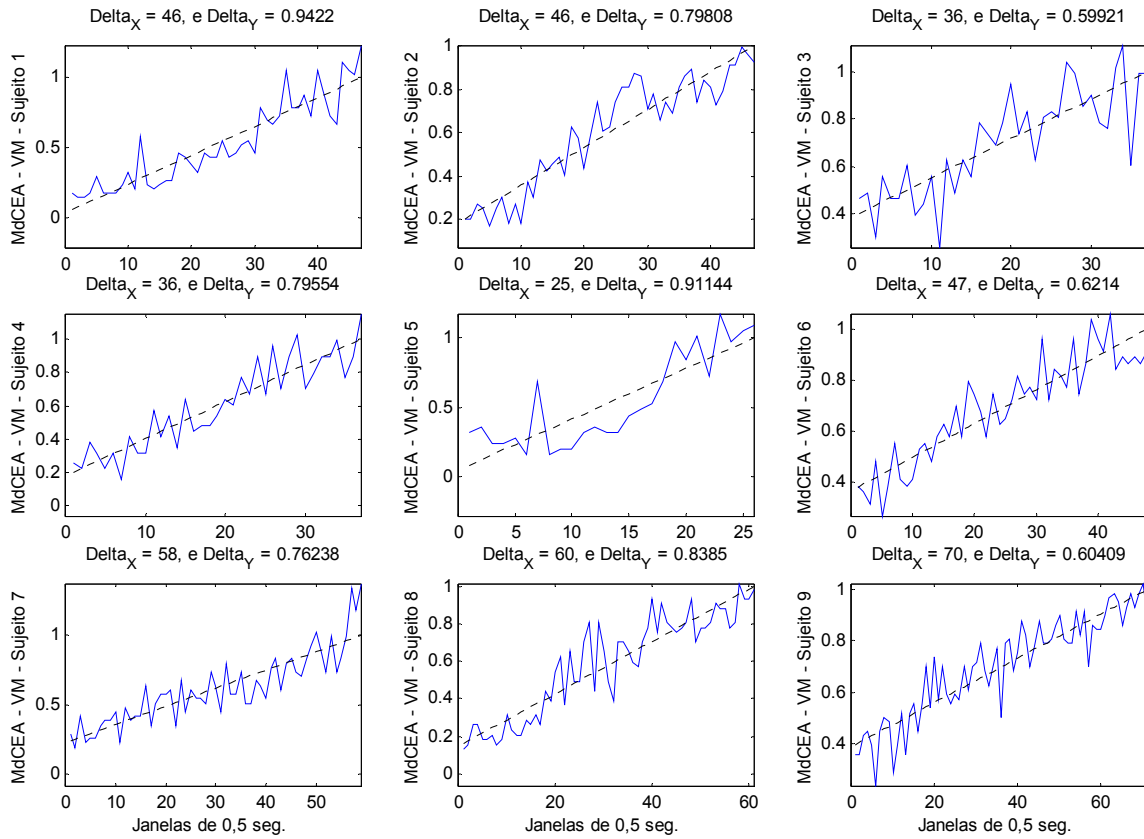


Figura 5. 4 - Primeiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

Tabela 5. 1 - Inclinações das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} em atividade física dinâmica para cada sujeito (suj.) no primeiro protocolo.

Suj.	Vasto Lateral				Vasto Medial			
	FPMd *10 ⁻³	RMS *10 ⁻³	MdCEA *10 ⁻³	RACEA *10 ⁻³	FPMd *10 ⁻³	RMS *10 ⁻³	MdCEA *10 ⁻³	RACEA *10 ⁻³
I	-3,18	13,66	15,99	19,50	-4,50	15,77	20,48	26,37
II	-2,12	13,41	18,40	25,06	-3,57	17,57	17,35	20,25
III	-2,25	13,42	12,98	17,99	-1,88	13,72	16,64	20,31
IV	-2,66	12,32	19,13	30,70	-4,70	15,91	22,10	29,50
V	-15,70	28,57	38,52	46,58	-6,35	29,14	36,46	51,26
VI	-2,80	10,10	9,05	10,05	-2,65	11,57	13,22	15,32
VII	-2,63	11,44	8,46	10,00	0,15	10,68	13,14	18,82
VIII	-1,00	10,25	13,74	18,23	-1,97	11,36	13,97	17,79
IX	-2,59	11,47	9,02	10,01	-3,04	9,81	8,63	10,07
#	FPMd ($\mu \pm \sigma$) = -3,52 \pm 3,35; RMS ($\mu \pm \sigma$) = 14,45 \pm 5,66; MdCEA ($\mu \pm \sigma$) = 17,07 \pm 8,48 e RALCEA ($\mu \pm \sigma$) = 22,10 \pm 11,65							

Objetivando uma representação conjunta dos resultados do primeiro protocolo aplicado, e das quatro técnicas de observação da fadiga em estudo, foi concebido na Figura 5.5.

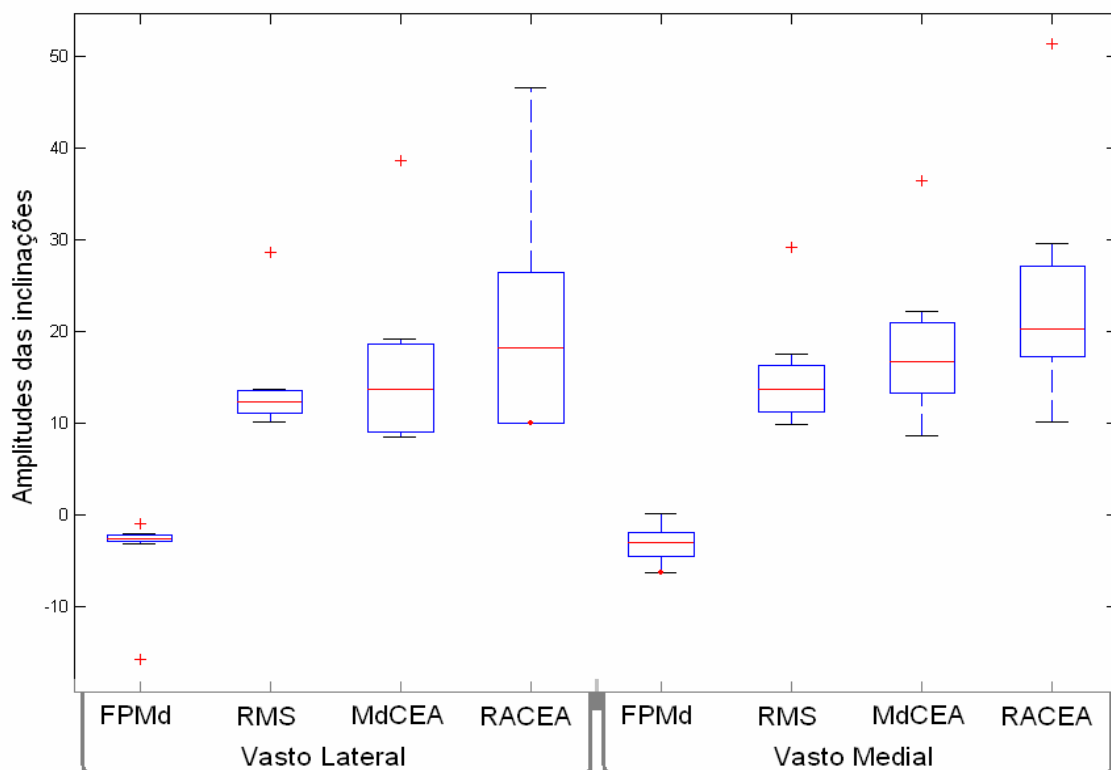


Figura 5. 5 - Gráfico *Boxplot* (APÊNDICE C) da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para o primeiro protocolo e músculos vasto lateral e medial.

A observação da Figura 5.5 e da Tabela 5.1 indica um maior valor médio e maior dispersão das técnicas não clássicas (MdCEA e RALCEA^{67-100%}) quando comparadas às técnicas clássicas (FPMd e RMS). Observa-se também, uma relação entre os resultados dos músculos vasto lateral e medial, revelando uma resposta eletromiográfica similar entre esses músculos nas técnicas de processamento adotadas.

Analisando a variável FPMd, testou-se, por meio do teste Lilliefors, se a distribuição dos dados para a FPMd é normal, de forma a avaliar a viabilidade do uso de testes paramétricos. Esse fato não foi confirmado para os dois músculos em estudo, então, optou-se por utilizar, um teste não paramétrico: o teste de Wilcoxon ($p < 0,05$). O resultado desse teste indicou que a inclinação do parâmetro FPMd é diferente de zero. Somando o fato que as Figuras 5.1 e 5.2 e Tabela 5.1 apresentam resultados para a técnica FPMd que indicam, na média, a existência de um deslocamento espectral da frequência de potência mediana para as baixas frequências. Tem-se uma resposta que esta de acordo com publicações que abordam contrações isométricas, na medida que ocorre o processo de fadiga muscular [5, 15, 16]. Isto sugere que ocorreu uma possível diminuição na taxa de disparo, mudanças na sincronização e diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação [56].

A abordagem, usando protocolo curto e de alta intensidade e com a análise de períodos específicos dos dados, se mostrou eficiente para se obter uma variação gradual para a FPMd. GAMET [9] e JANSEN [10] estudaram as atividades musculares em cicloergômetro por meio de protocolos de maior duração e não adotaram a regressão linear para aproximar o comportamento dos dados experimentais. Assim, possivelmente pelas diferenças mostradas entre os protocolos, os referidos pesquisadores não constatarem o deslocamento espectral consistente e progressivo da frequência de potência mediana.

As Figuras 5.3 e 5.4 ilustram os resultados para técnica MdCEA aplicadas sobre os sinais eletromiográficos obtidos a partir do primeiro protocolo, e indicam uma inclinação positiva em todas as curvas. Nesse sentido, fica caracterizado um aumento na distância entre componentes de maior energia quando comparados aos de baixa energia no domínio Wavelet. Considerando as figuras supracitadas e a técnica RALCEA^{67-100%}, observa-se o progressivo aumento da energia dos coeficientes Wavelet, localizado na faixa entre 67% e 100% das maiores amplitudes.

Contudo, um recrutamento de novas unidades motoras devido ao aumento da carga no primeiro protocolo, possivelmente, implicou em um conseqüente aumento de energia do sinal durante o experimento. Este processo acontece simultaneamente com a instalação da fadiga muscular e, conseqüentemente, faz com que os resultados das avaliações por meio das técnicas RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} não sejam conclusivos. Essas técnicas sofrem forte influência quando ocorre o aumento da energia do sinal eletromiográfico gerado pelo aumento da carga, e esse aumento de energia encapsula o aumento de energia do sinal associado ao processo de fadiga muscular. Por isso, optou-se em não avaliar estatisticamente as inclinações dessas variáveis eletromiográfica de fadiga.

5.2 – SEGUNDO PROTOCOLO DINÂMICO

Os parâmetros FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} podem ser observados nas Figuras 5.6, 5.7, 5.8 e 5.9. Como nos resultados do primeiro protocolo, optou-se em separar em figuras distintas as curvas das técnicas clássicas FPMd e RMS (Figuras 5.6 e 5.7) das alternativas, MdCEA e RALCEA^{67-100%}(Figuras 5.8 e 5.9). Também se optou em separar os resultados encontrados para o músculo vasto lateral (Figuras 5.6 e 5.8) dos encontrados para o vasto medial (Figuras 5.7 e 5.9).

A Tabela 5.2 apresenta um resumo para o segundo protocolo experimental, com a síntese dos valores absolutos das inclinações das curvas correspondentes às quatro técnicas de observação do processo de fadiga (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%}), normalizados na amplitude e interpolados com regressão linear.

O segundo protocolo possui potência constante e velocidade crescente, sendo a carga igual a 70% da carga final identificada no primeiro dia de teste, e a velocidade crescente em passos de 3 Km/h a cada 30 s. A velocidade inicial de todos os sujeito foi de 30 km/h. Cabe salientar que o processo de fadiga muscular está relacionado com as inclinações das curvas dos estimadores matemáticos utilizados no trabalho, e testes estatísticos foram aplicados para verificar a ocorrência, ou não, de variação das inclinações das técnicas de observação da fadiga muscular.

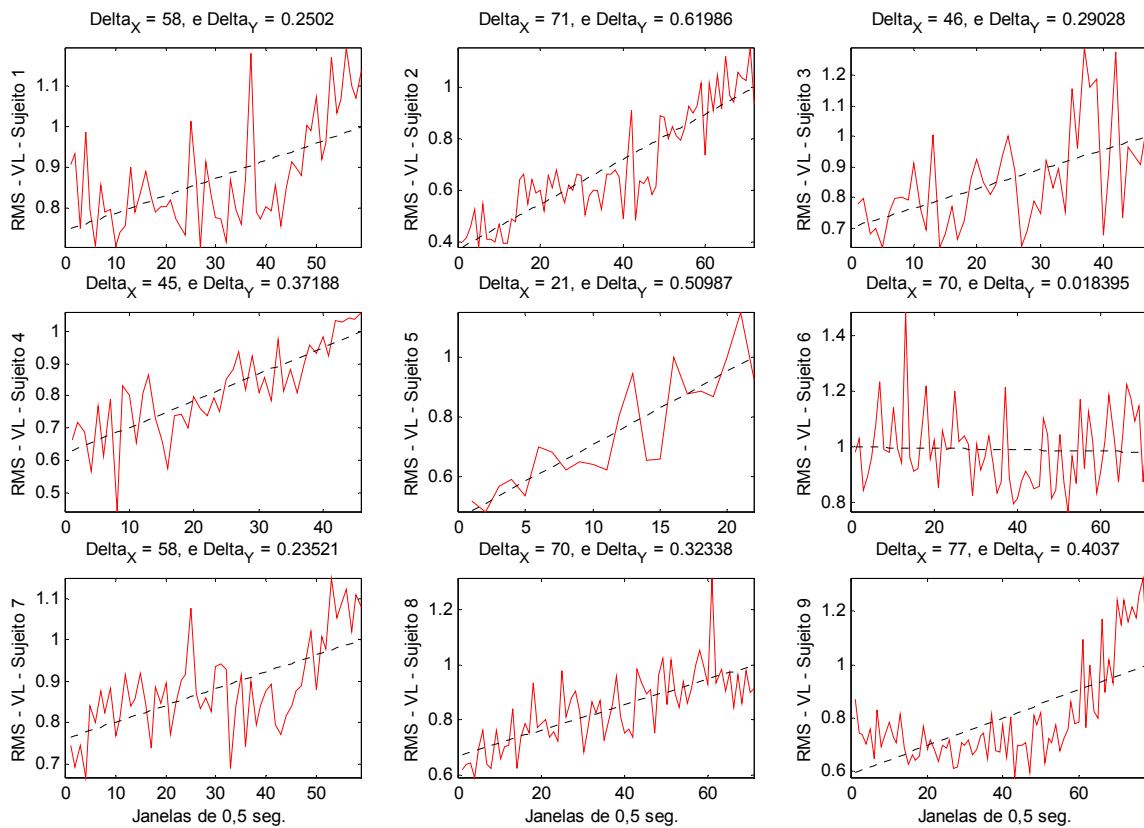
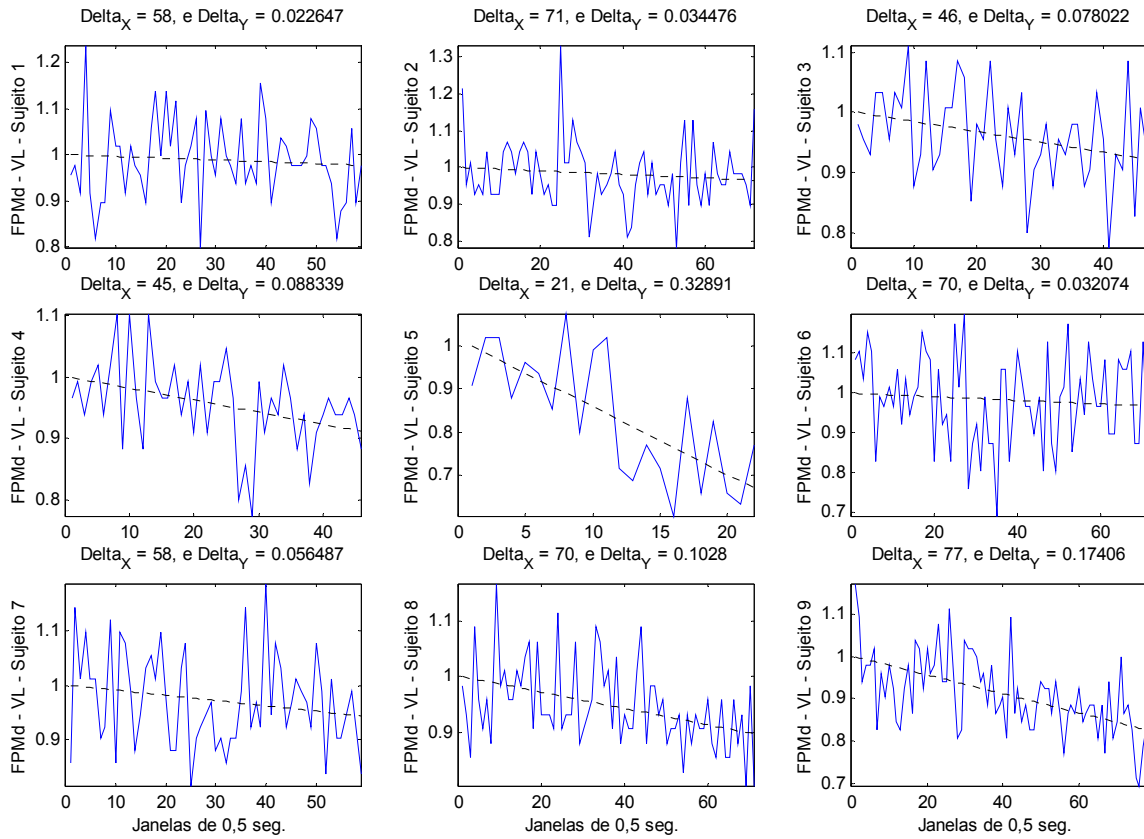


Figura 5. 6 - Segundo protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milissegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

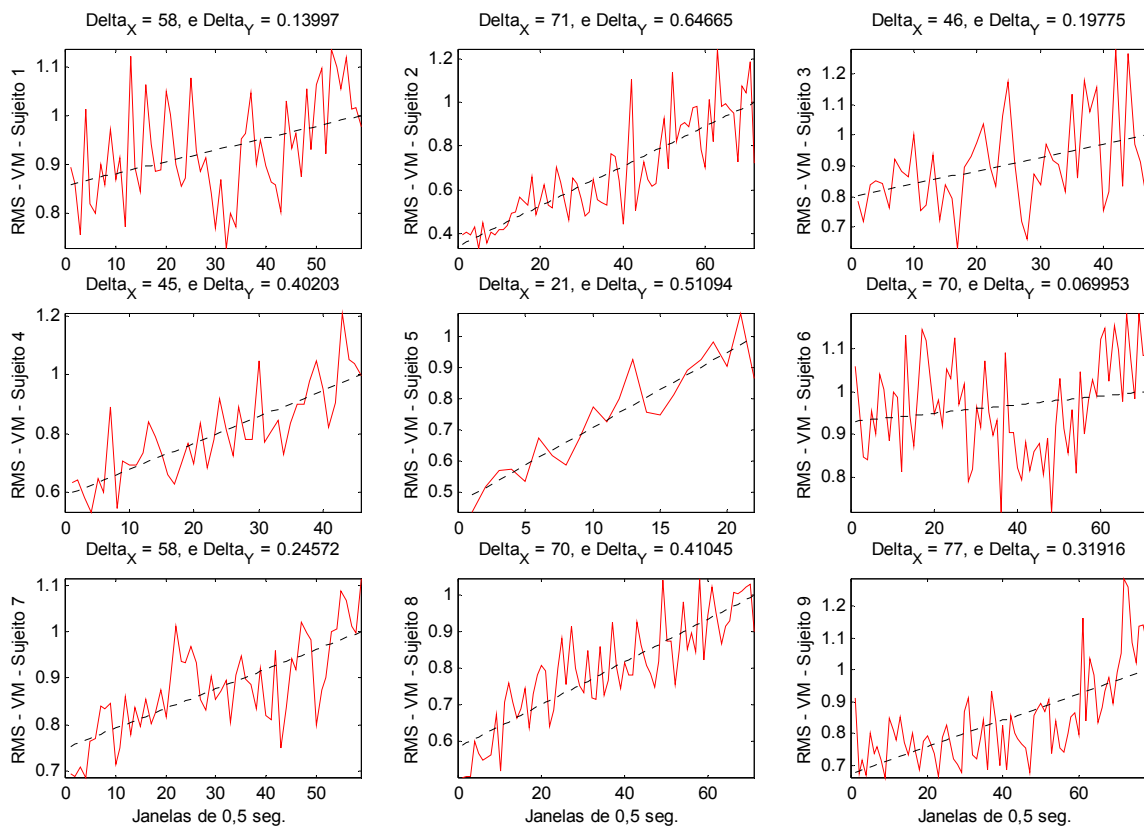
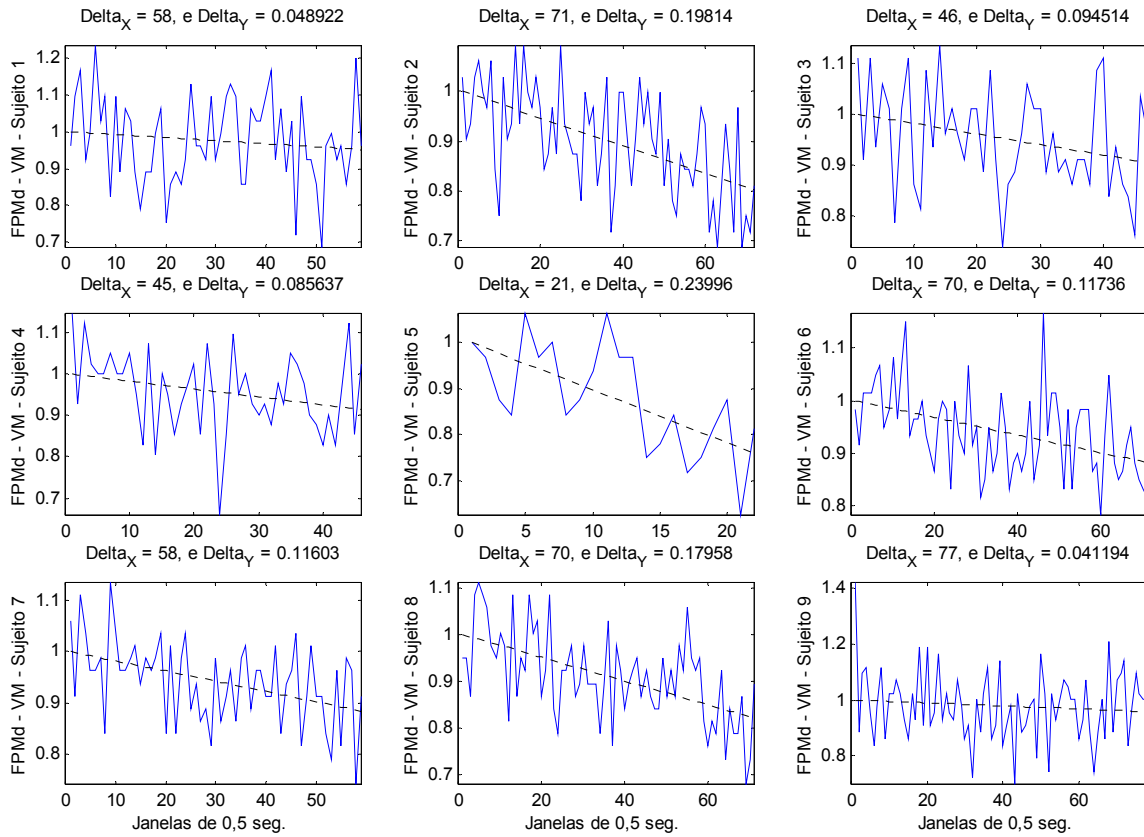


Figura 5. 7 - Segundo protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

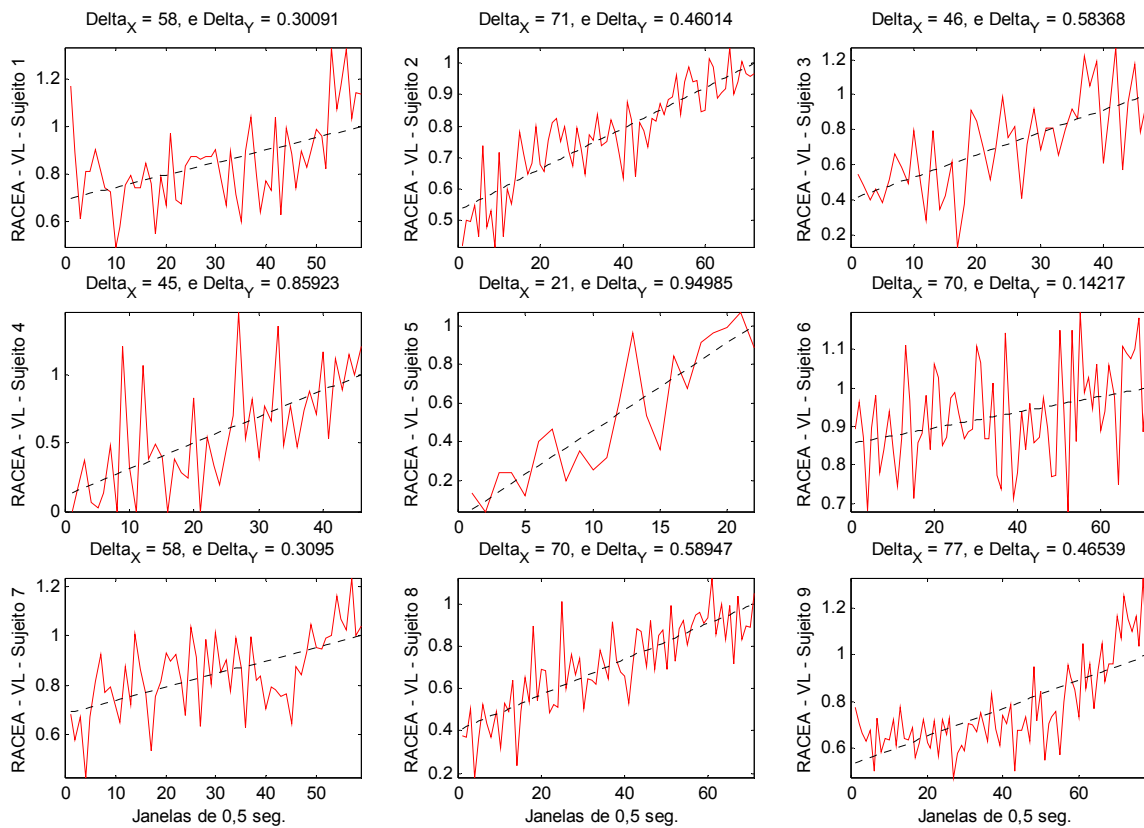
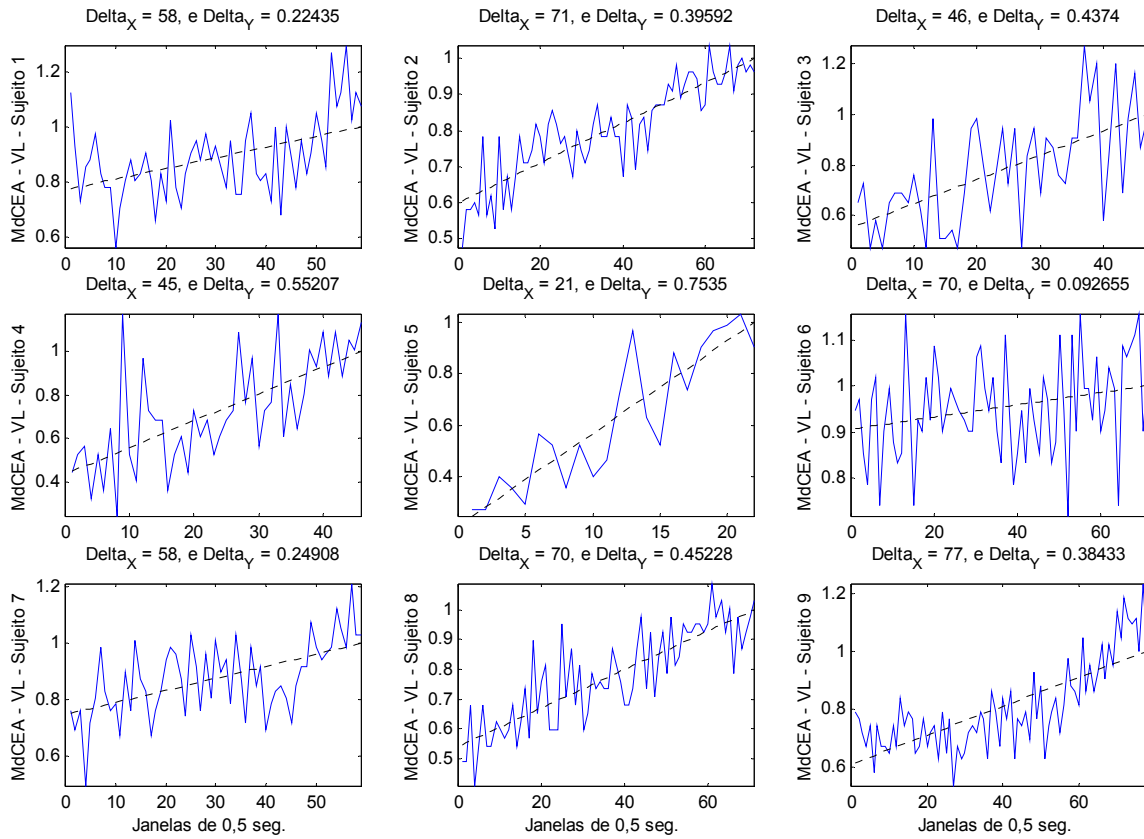


Figura 5. 8 - Segundo protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

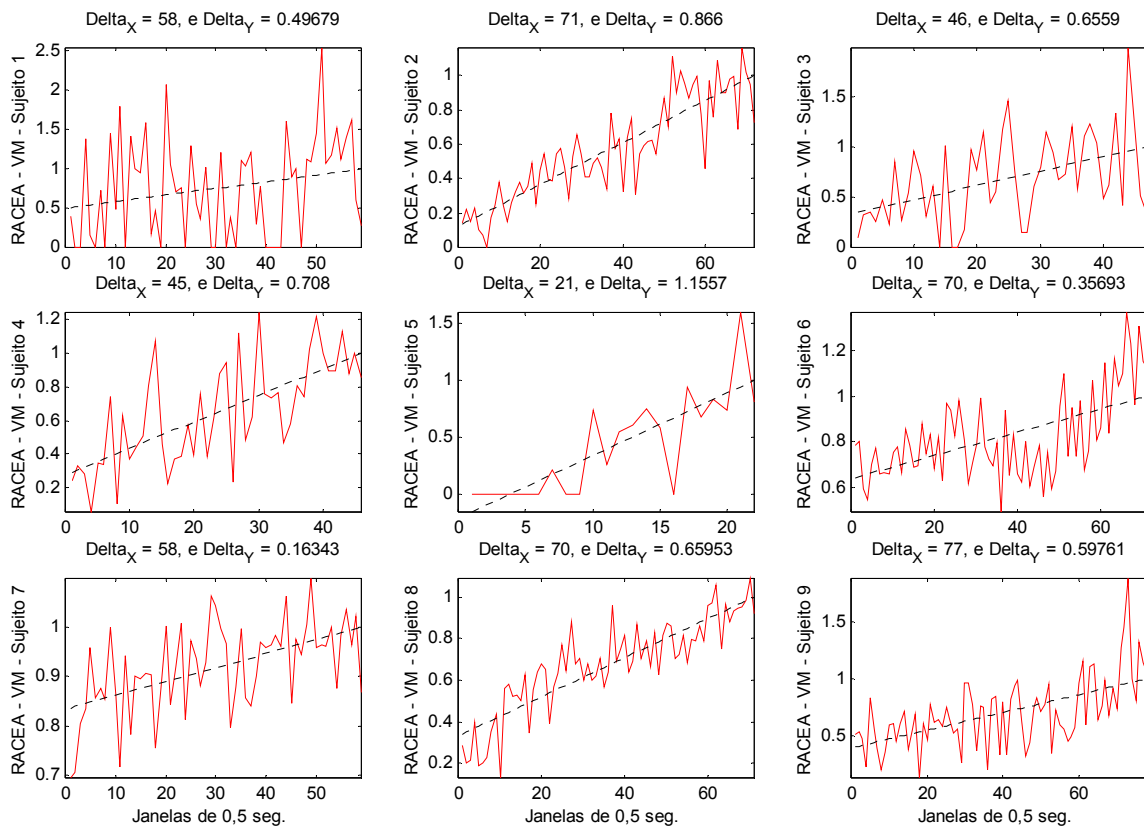
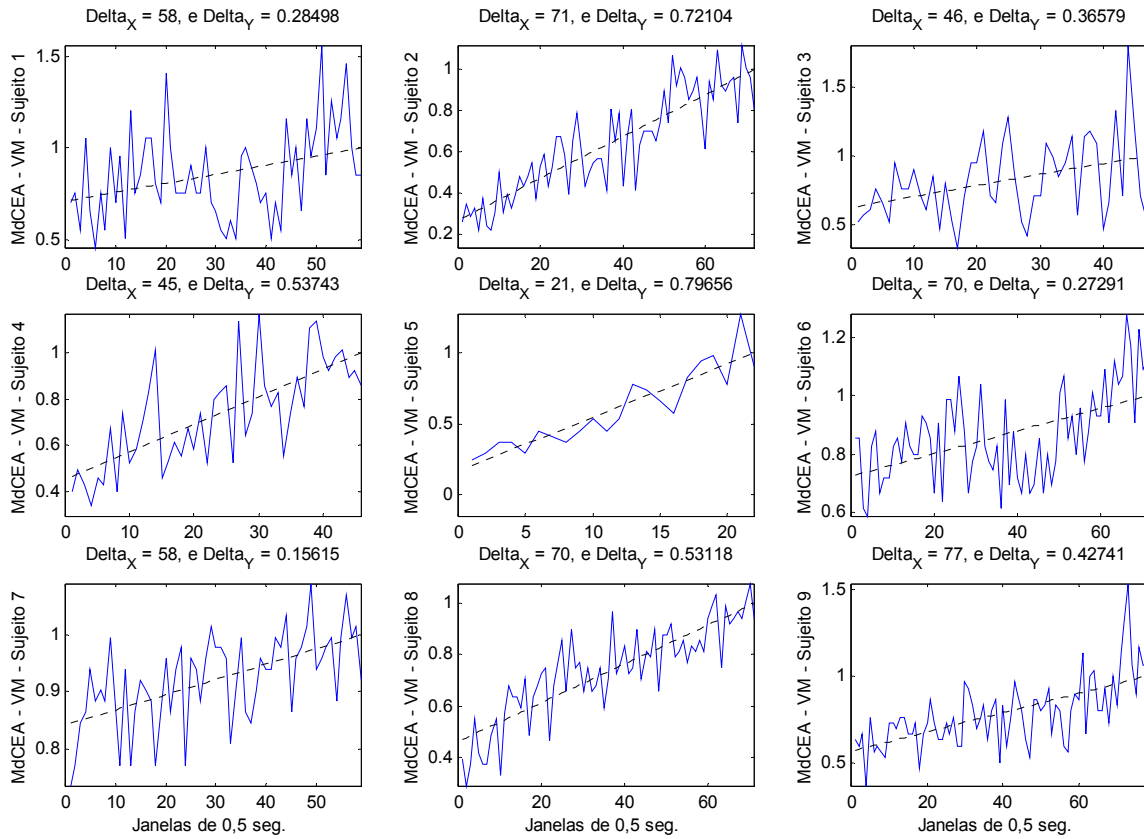


Figura 5. 9 - Segundo protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

Tabela 5. 2 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} em atividade física dinâmica para cada sujeito (suj.) no segundo protocolo.

Suj.	Vasto Lateral				Vasto Medial			
	FPMd *10 ⁻³	RMS *10 ⁻³	MdCEA *10 ⁻³	RACEA *10 ⁻³	FPMd *10 ⁻³	RMS *10 ⁻³	MdCEA *10 ⁻³	RACEA *10 ⁻³
I	-0,39	4,31	3,87	5,19	-0,84	2,41	4,91	8,57
II	-0,49	8,73	5,58	6,48	-2,79	9,11	10,16	12,20
III	-1,70	6,31	9,51	12,69	-2,05	4,30	7,95	14,26
IV	-1,96	8,26	12,27	19,09	-1,90	8,93	11,94	15,73
V	-15,66	24,28	35,88	45,23	-11,43	24,33	37,93	55,03
VI	-0,46	-0,26	1,32	2,03	-1,68	1,00	3,90	5,10
VII	-0,97	4,06	4,29	5,34	-2,00	4,24	2,69	2,82
VIII	-1,47	4,62	6,46	8,42	-2,57	5,86	7,59	9,42
IX	-2,26	5,24	4,99	6,04	-0,53	4,14	5,55	7,76
#	FPMd ($\mu \pm \sigma$) = -2,84 \pm 4,03; RMS ($\mu \pm \sigma$) = 7,22 \pm 6,73; MdCEA ($\mu \pm \sigma$) = 9,82 \pm 10,31 e RALCEA ($\mu \pm \sigma$) = 13,41 \pm 14,20							

Uma representação conjunta dos resultados do segundo protocolo pode ser observada no gráfico *boxplot* seguinte, Figura 5.10.

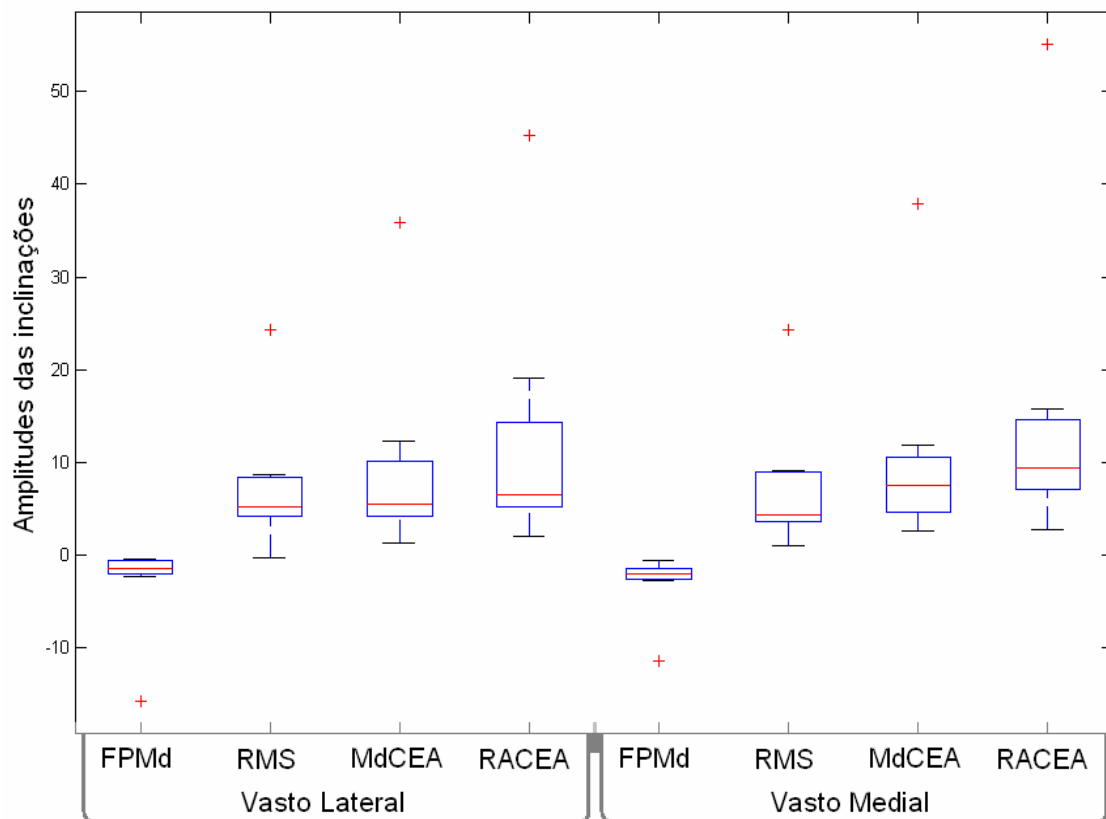


Figura 5. 10 - Gráfico *Boxplot* da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para o segundo protocolo e músculos vasto lateral e medial.

Como nos resultados do primeiro protocolo, foram verificados um maior valor médio e uma maior dispersão nas inclinações das curvas geradas pelas técnicas alternativas (Tabela 5.2 e Figura 5.10). Observa-se, também, uma relação entre os resultados dos músculos vasto lateral e medial, revelando uma resposta eletromiográfica similar desses músculos no segundo protocolo.

Analisando isoladamente a variável FPMd, testou-se, por meio do teste Lilliefors, se a distribuição dos dados para a FPMd é normal. Esse fato não foi confirmado. Então, optou-se por utilizar-se, um teste não paramétrico: o teste de Wilcoxon ($p < 0,05$). O resultado desse teste indicou que a inclinação do parâmetro FPMd é diferente de zero. Somando o fato que as Figuras 5.6 e 5.7 a Tabela 5.2 apresentam resultados para a técnica FPMd que indicam, na média, a existência de um deslocamento espectral da frequência de potência mediana para as baixas frequências. Tem-se, como no primeiro protocolo, uma resposta que está de acordo com publicações que abordam contrações isométricas, na medida que ocorre o processo de fadiga muscular [5, 15, 16]. A abordagem, usando protocolo curto e de alta intensidade e com a análise de períodos específicos dos dados, se mostrou novamente eficiente para se obter uma variação negativa gradual para a FPMd. Indicando que ocorreu uma possível diminuição na taxa de disparo, mudanças na sincronização e diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação [56].

Considerando os valores RMS, MdCEA e RACEA, o comportamento dinâmico da carga aplicada aos sujeitos em virtude da mudança na velocidade impõe limitações na análise do processo de fadiga, que impossibilitam diferenciar se o aumento da energia do sinal foi associado à fadiga ou associado à variação de carga. Complementando, uma característica inerente a esse protocolo é a sua maior complexidade no que se refere ao comportamento da carga aplicada pelos sujeitos. O aumento da velocidade ocorreu em intervalos específicos, e durante o período de acréscimo de velocidade também se tem um aumento da carga. O aumento da carga apresenta-se associada ao aumento do torque para satisfazer aos requisitos de alteração da velocidade exigida no protocolo. Esse comportamento dinâmico localizado nos períodos de elevação da velocidade é acompanhado pelo valor RMS, MdCEA e RACEA, o que implica em limitações na utilização dessas técnicas como observadores de fadiga.

Assim como no primeiro protocolo, as alterações dos parâmetros RMS, MdCEA e RACEA encontram-se fortemente associadas às mudanças na carga aplicada aos sujeitos, e a análise bioestatística não permitiria diferenciar se o aumento da energia do sinal foi originada pela fadiga ou pela variação da carga .

5.3 – TERCEIRO PROTOCOLO DINÂMICO

O terceiro protocolo experimental possui potência e velocidade constantes e iguais a 70 % das potências e velocidades identificadas nos dois primeiros testes. Os resultados podem ser observados nas Figuras 5.11, 5.12, 5.13 e 5.14. Assim como anteriormente, foram separados em gráficos distintos as curvas das técnicas clássicas, FPMd e RMS (Figuras 5.11 e 5.12), das técnicas alternativas, MdCEA e RALCEA (Figuras 5.13 e 5.14). Também se optou em separar os resultados encontrados para os músculos vasto lateral (Figuras 5.11 e 5.13) e vasto medial (Figuras 5.12 e 5.14). A Tabela 5.3 apresenta um resumo, onde são relacionados os valores das inclinações das curvas correspondentes às quatro técnicas de observação do processo de fadiga (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%}), normalizados na amplitude e interpolados com regressão linear.

Tabela 5. 3 - Inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} em atividade física dinâmica para cada sujeito (suj.) no terceiro protocolo.

Suj.	Vasto Lateral				Vasto Medial			
	FPMd *10 ⁻³	RMS *10 ⁻³	MdCEA *10 ⁻³	RACEA *10 ⁻³	FPMd *10 ⁻³	RMS *10 ⁻³	MdCEA *10 ⁻³	RACEA *10 ⁻³
I	-1,02	6,77	5,49	6,33	-1,79	9,89	14,91	22,80
II	-1,13	2,61	0,78	0,60	-0,70	0,60	2,23	2,59
III	-2,91	2,83	4,23	4,81	-3,15	2,88	5,82	6,75
IV	-3,75	9,16	16,75	24,29	-5,09	11,56	13,31	20,85
V	-14,42	26,15	29,97	35,15	-7,99	25,37	37,88	54,85
VI	-0,55	0,35	0,03	-0,12	0,28	0,72	0,75	0,88
VII	-1,26	3,29	1,39	1,21	0,41	2,64	2,96	4,34
VIII	-1,89	5,54	8,55	11,00	-0,90	4,59	5,30	10,71
IX	-2,94	4,75	4,12	4,54	-2,98	2,49	5,36	7,82
#	FPMd ($\mu \pm \sigma$) = -2,88 \pm 3,53; RMS ($\mu \pm \sigma$) = 6,79 \pm 7,60; MdCEA ($\mu \pm \sigma$) = 8,88 \pm 10,40 e RALCEA ($\mu \pm \sigma$) = 12,19 \pm 14,49							

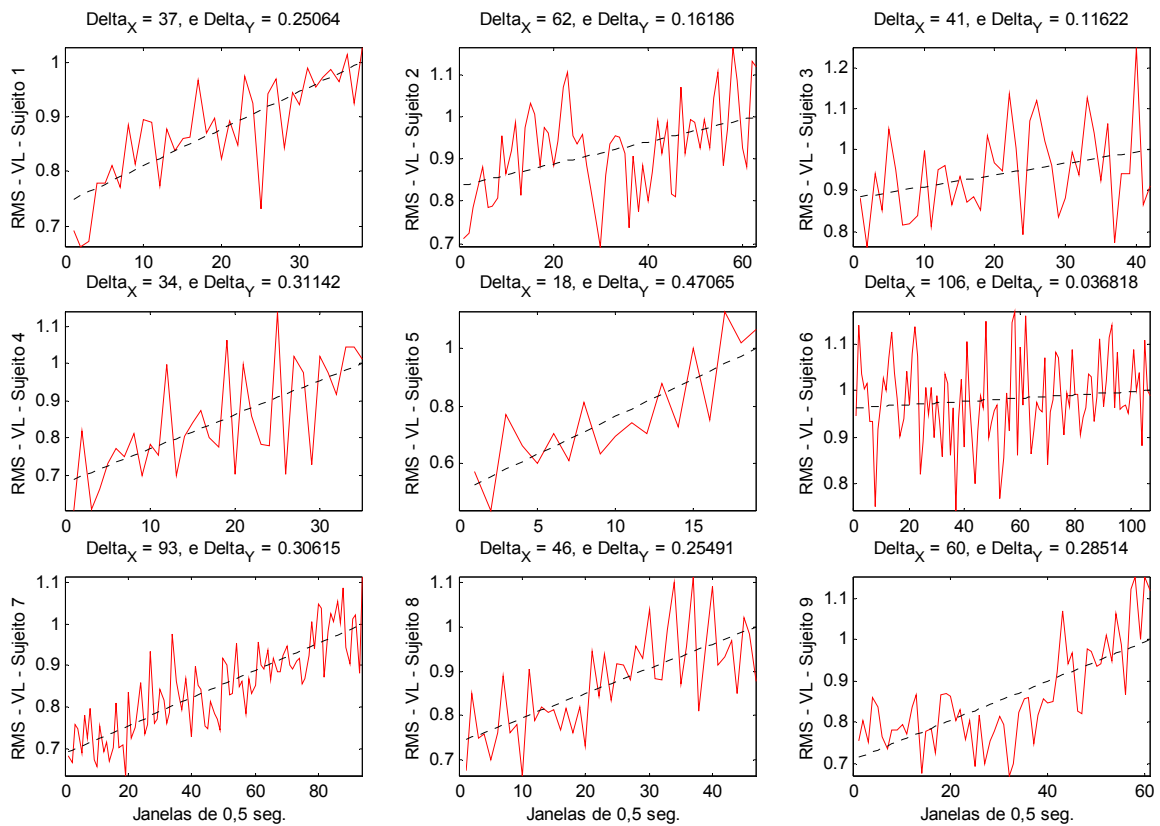
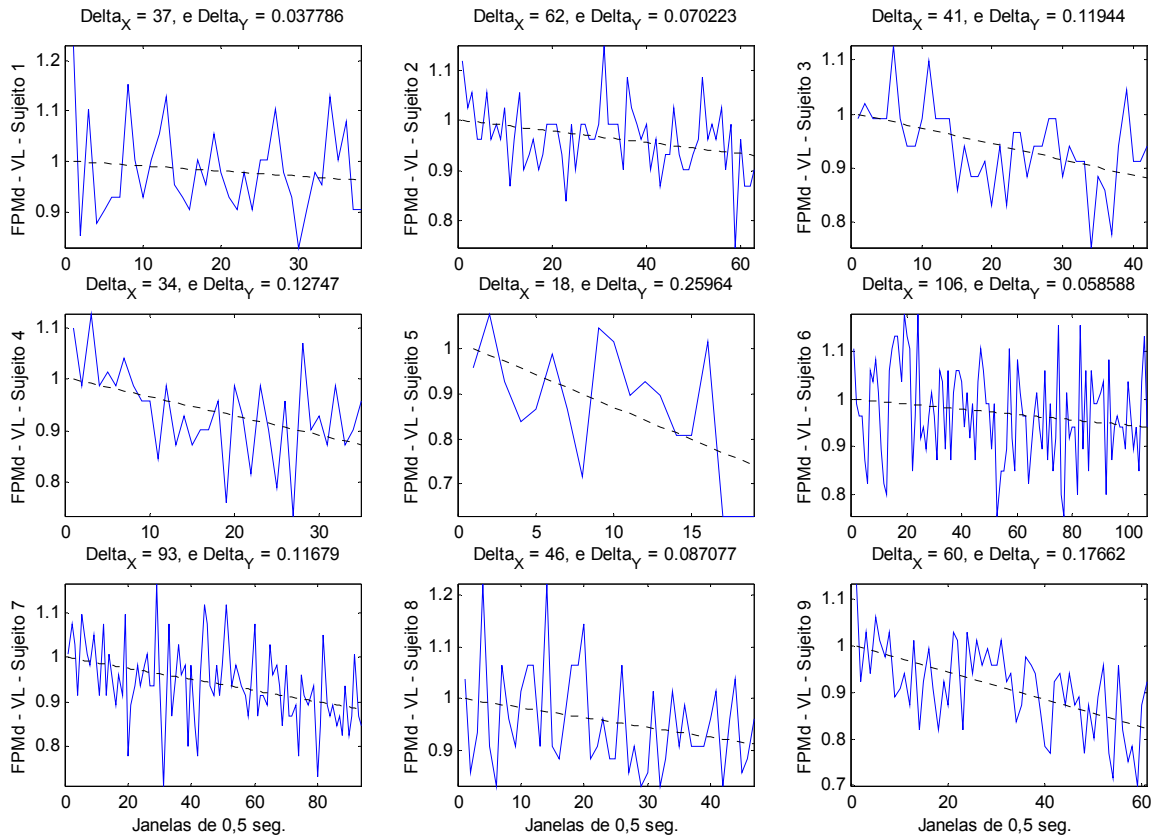


Figura 5. 11 - Terceiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milissegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

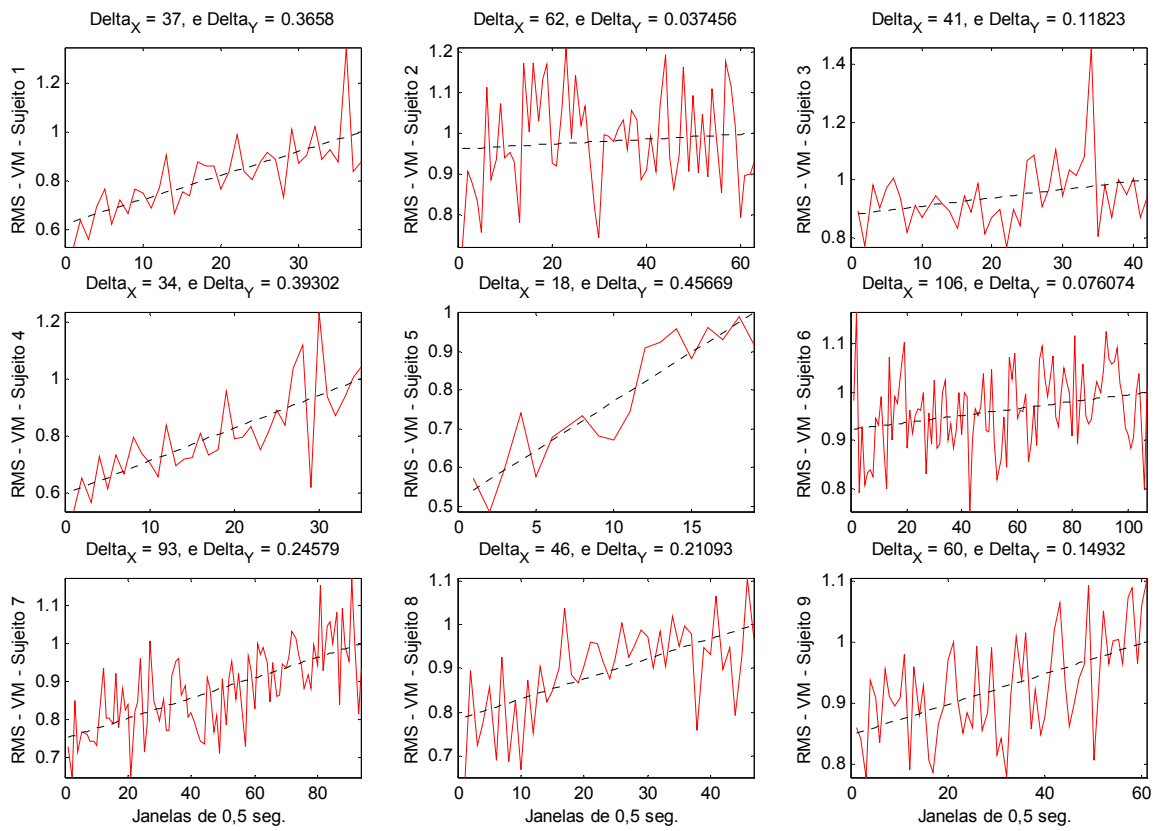
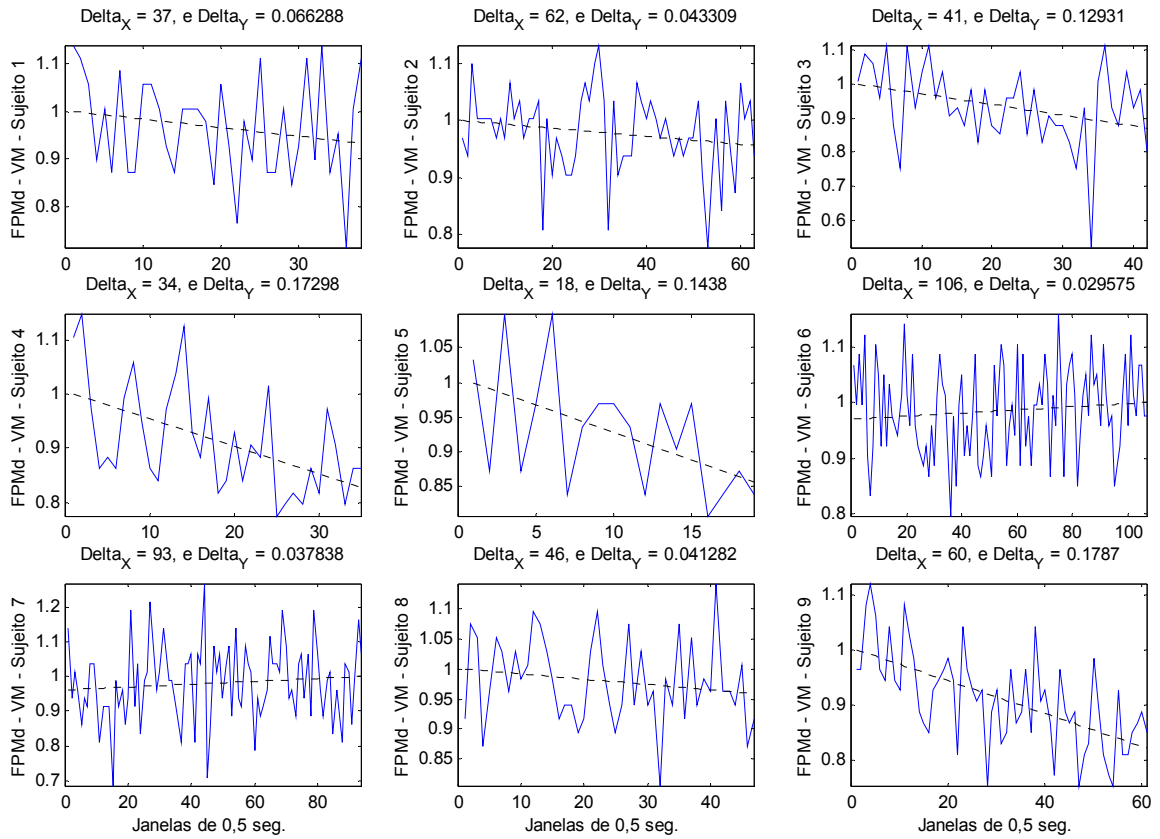


Figura 5. 12 - Terceiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: FPMd (azul) e RMS (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milissegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

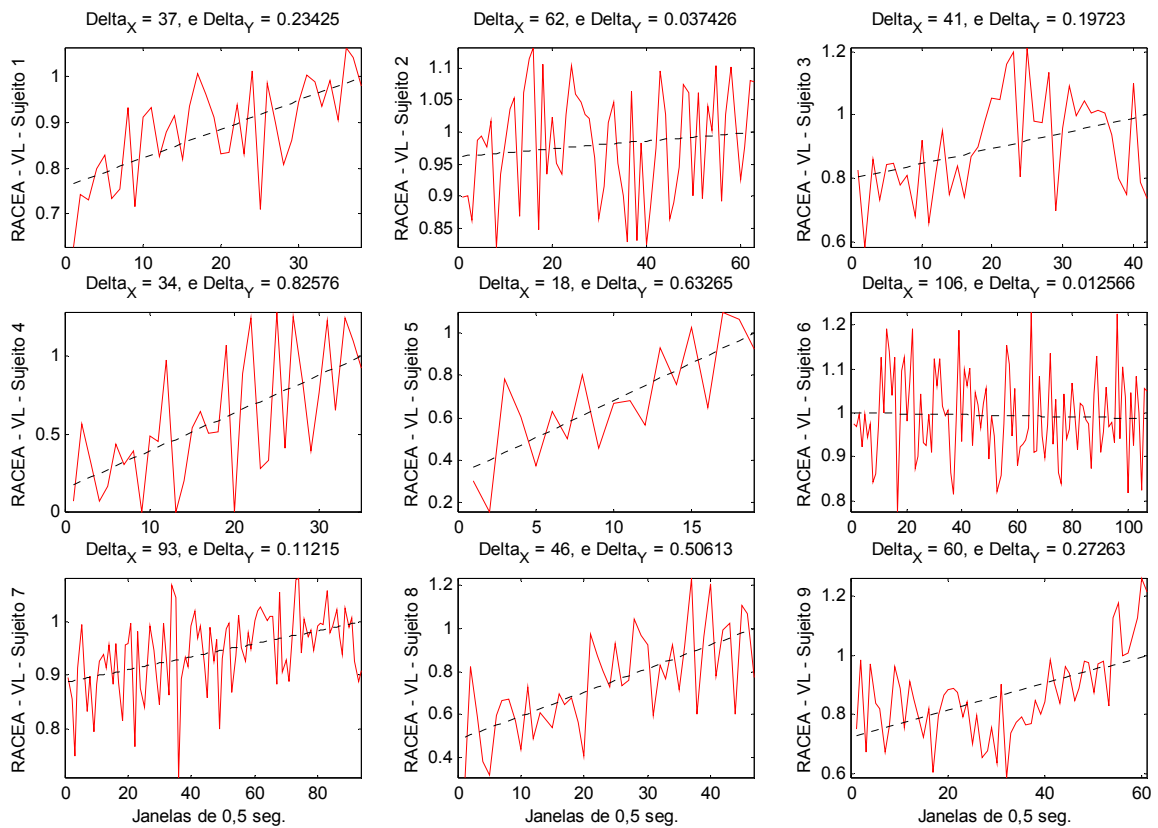
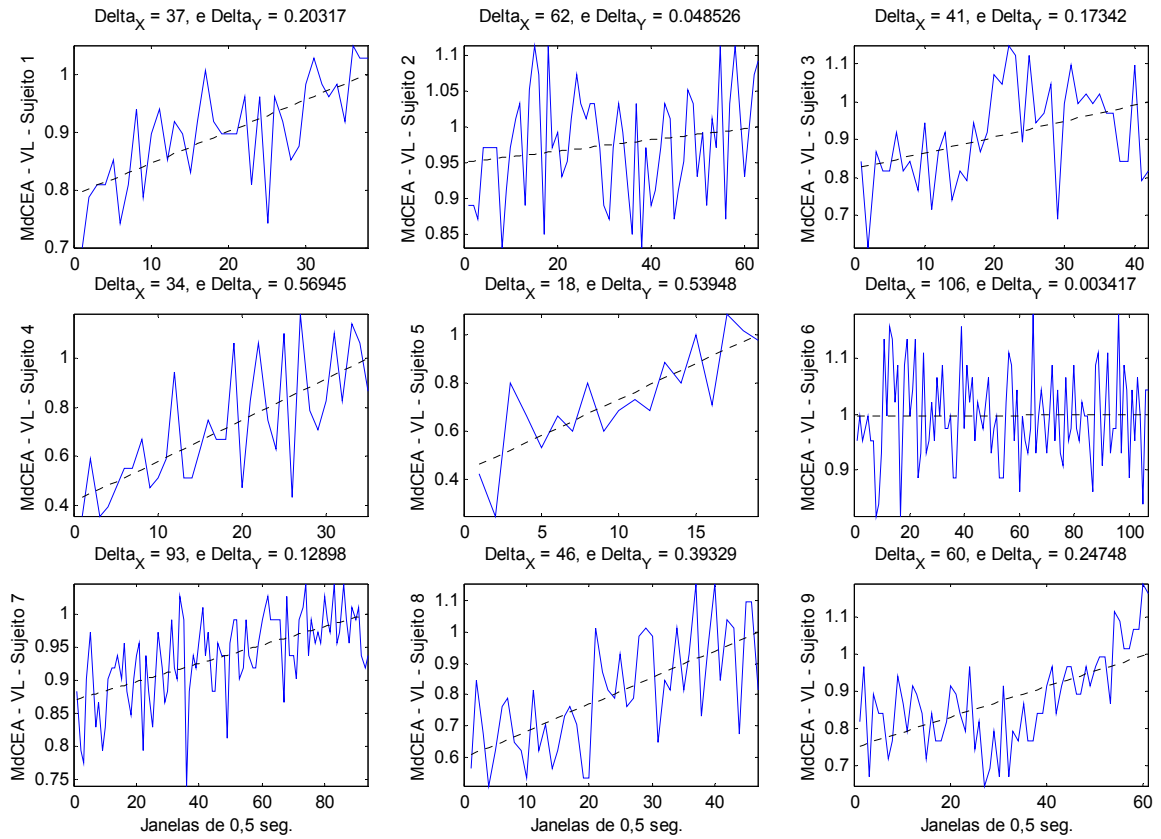


Figura 5. 13 - Terceiro protocolo e músculo vasto lateral (VL). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

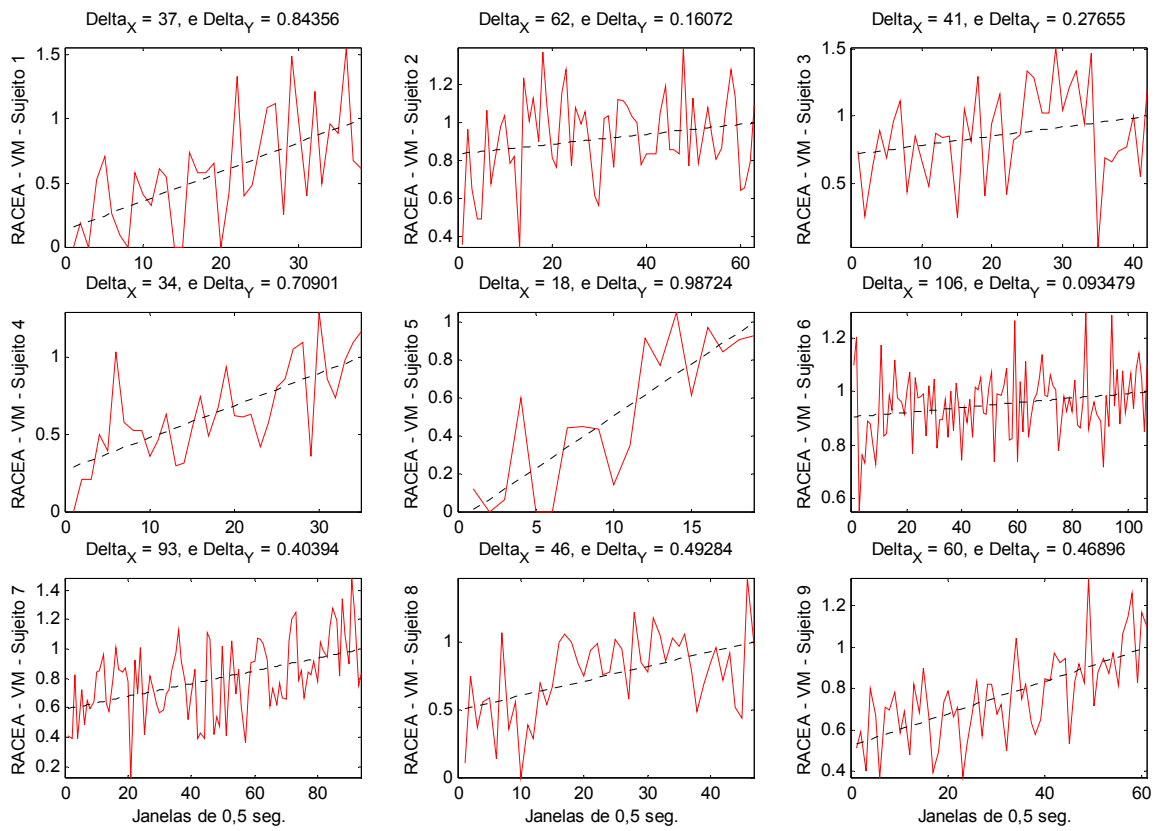
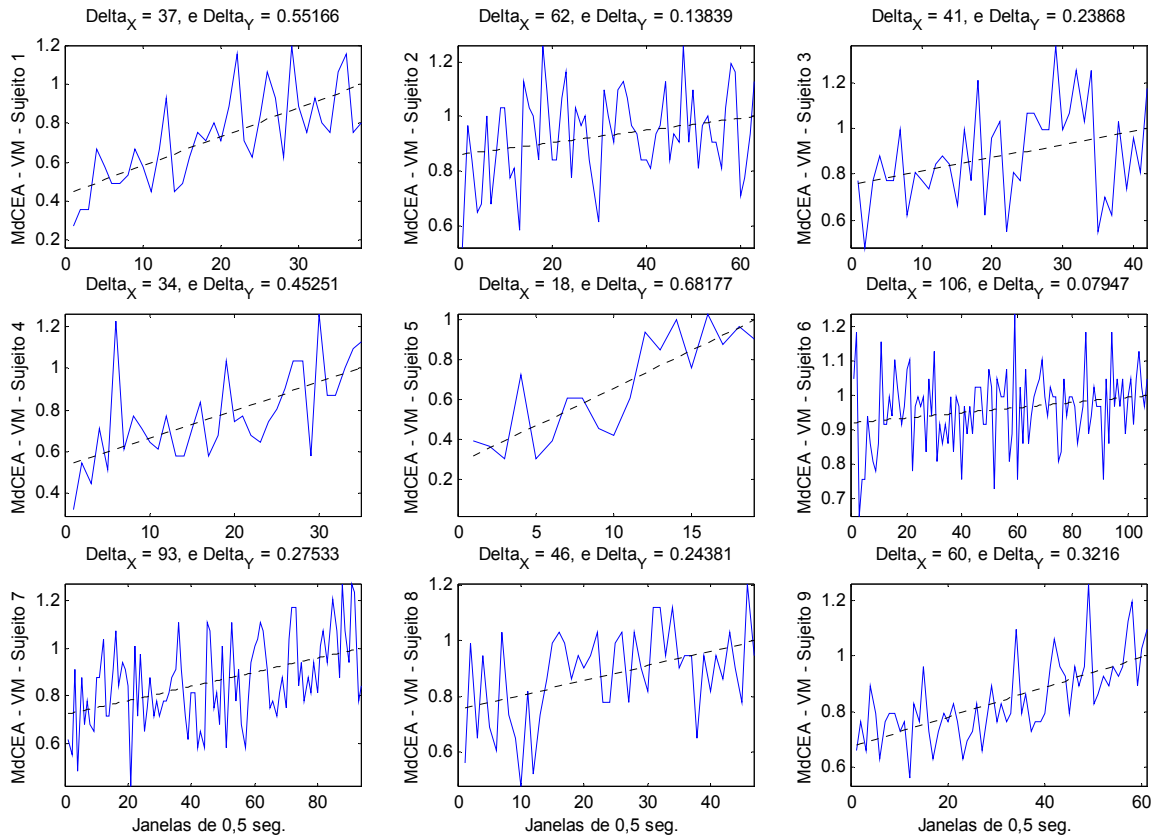


Figura 5. 14 - Terceiro protocolo e músculo vasto medial (VM). Nas ordenadas normalizadas: MdCEA (azul) e RACEA (vermelho). Nas abscissas: quantidade de janelas de 500 milisegundos processadas. Em tracejado têm-se as curvas de regressão linear.

Uma representação conjunta dos resultados do terceiro protocolo pode ser observada no gráfico *boxplot* na Figura 5.15.

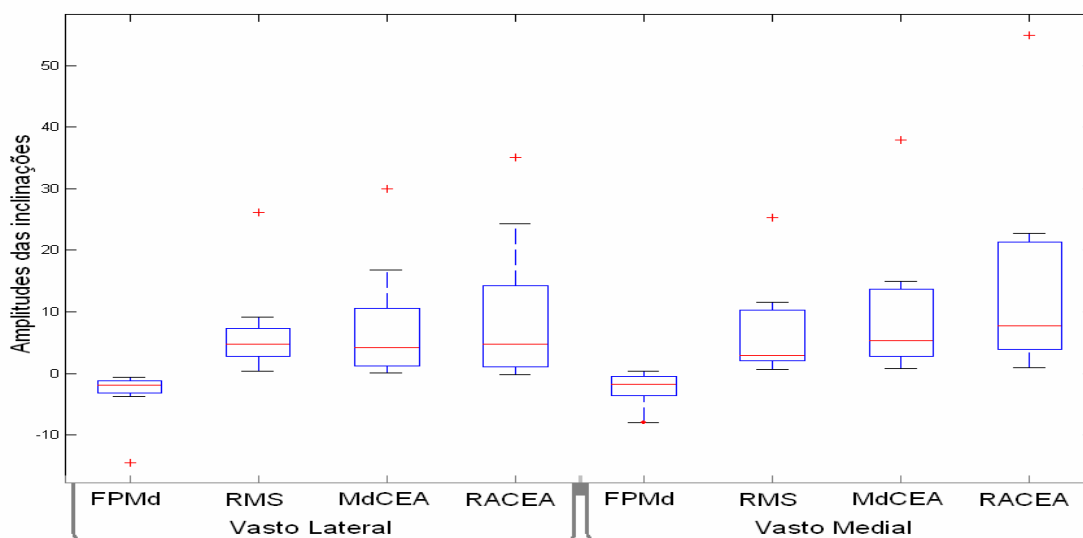


Figura 5. 15 - Gráfico *Boxplot* (APÊNDICE C) da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para o terceiro protocolo e músculos vasto lateral e medial.

Um maior valor médio e uma maior dispersão das técnicas alternativas quando comparadas às clássicas também foram observados, assim como, uma relação entre os resultados dos dois músculos em análise (Tabela 5.3 e Figura 5.15). O terceiro protocolo se apresentou adequado para a investigação da fadiga muscular localizada para as quatro técnicas adotadas.

Deve-se observar que na análise dos parâmetros RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} o comportamento do sinal eletromiográfico sobre a janela temporal de observação não está associado à variação de carga, e sim deve-se a fatores inerentes à fisiologia dos voluntários, no caso o processo de fadiga muscular. Os valores RMS e da RACEA^{67-100%} indicam a elevação da energia do sinal eletromiográfico no decorrer do experimento, sendo as inclinações médias da RACEA^{67-100%} superiores ao valor da inclinação média do parâmetro RMS (Tabela 5.3).

Visualmente, é possível observar na Tabela 5.3 e nas Figuras 5.11, 5.12, 5.13, 5.14 e 5.15 padrões claramente definidos: as amplitudes do valor RMS e dos parâmetros MdCEA RACEA aumentam e a FPMd decresce com o tempo, de forma aproximadamente linear. Para verificar se essas tendências são estatisticamente significativas, foram verificadas,

para cada sujeito e para cada um dos parâmetros, as inclinações das retas de regressão, e, para cada parâmetro, procurou-se verificar se a tendência de cada parâmetro é estatisticamente significativa. Para isso, para cada parâmetro, testou-se, por meio do teste Lilliefors, se a distribuição dos dados é normal, de forma a avaliar a viabilidade do uso de testes paramétricos.

Esse fato não foi confirmado para todos os estimadores das variáveis eletromiográficas. Então, optou-se por utilizar mais uma vez, para cada variável, um teste não paramétrico: o teste de Wilcoxon ($p < 0,05$). Os resultados desses testes indicaram que as inclinações dos parâmetros RMS, MdCEA e RACEA e FPMd são diferentes de zero. Complementa-se, que na Tabela 5.3 são indicados os valores médios das retas de regressão das quatro técnicas aplicadas e os músculos vasto lateral e medial, e observa-se que os parâmetros RMS, MdCEA e RACEA possuem uma tendência crescente e a FPMd uma tendência decrescente. Salienta-se ainda que o parâmetro RACEA apresentou uma inclinação com média superior às inclinações dos demais. Assim, o terceiro protocolo apresenta-se com o recomendado em experimento onde as quatro técnicas aplicadas forem adotadas.

5.4 – AVALIAÇÃO CONJUNTA DAS TÉCNICAS E PROTOCOLOS

O estimador do valor RMS revela somente a mudança da energia do sinal como um todo no domínio do tempo. Diferentemente, a RACEA permite observar em quais níveis de amplitude no domínio transformado de Wavelet ocorre uma alteração mais significativa da energia do sinal. Esses dois parâmetros avaliam o conjunto de fibras musculares ativas em determinado momento. Em estudos prévios aplicados ao sinal eletromiográfico, a faixa entre 67% e 100% das maiores amplitudes foi a escolhida, sendo a faixa entre 0% a 33% incapaz de revelar um aumento de energia [20]. Esta possibilidade permite analisar o aumento da energia do sinal eletromiográfico associado à fadiga em regiões de melhor relação sinal/ruído. Complementando, as técnicas RMS e RACEA aferem exatamente o mesmo parâmetro físico, a energia do sinal em estudo, e a distinção corresponde ao fato da RACEA^{67-100%} realiza essa medida de forma seletiva e menos sujeita a ruídos, pois atua somente nas componentes Wavelet de maior amplitude. Essa característica deve responder ao fato de que a RACEA^{67-100%} apresenta um valor médio sensivelmente maior que o RMS nos três protocolos.

Os parâmetros MdCEA e RACEA^{67-100%} aplicados ao sinal eletromiográfico sofrem conjuntamente forte influência da alteração da carga no decorrer do experimento. Porém não medem exatamente o mesmo parâmetro físico como as técnicas RACEA e o RMS. A MdCEA permite verificar o balanço entre os coeficientes Wavelets de altas e de baixas energias no decorrer do exercício. Diferentemente, a aplicação da RACEA em janelas temporais sucessivas do sinal eletromiográfico permite verificar a mudança da energia do sinal em diferentes faixas de amplitude dos coeficientes Wavelet. Assim, caso ocorresse o aumento da energia em todas as faixas de amplitudes dos coeficientes Wavelet, a RACEA apresentaria um valor crescente e a MdCEA não indicaria alteração. Contudo, não se percebem mudanças significativas nos coeficientes de baixa amplitude [20], estando a mudança localizada exclusivamente nos coeficientes de alta amplitude. Nestas condições, observadas no processo de fadiga, os parâmetros RACEA^{67-100%} e MdCEA apresentam uma esperada relação.

No primeiro protocolo os valores da RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} vinculam-se fortemente ao aumento da carga, impedindo o mapeamento adequado do processo de fadiga muscular com essas variáveis. No segundo protocolo, também, observa-se uma forte influência da variação da carga nas variáveis RMS, MdCEA e RACEA, sendo seus resultados não conclusivos em virtude da elevada sofisticação do comportamento da carga. Contudo, o terceiro protocolo se mostrou bem mais adequado, e foi evidenciado um comportamento padrão para as quatro técnicas que pode ser relacionado com o processo fisiológico da fadiga muscular, de forma similar ao caso das contrações isométricas em processo de fadiga. Pois como foi observado, ocorreram aumentos nas inclinações das variáveis RMS, MdCEA e RACEA, aproximadas com a regressão linear, o que indica um aumento no recrutamento de unidades motoras, e a ocorreu uma diminuição da FPMd, um indicativo de diminuição na velocidade de propagação do potencial de ação nas fibras musculares. Além disso, foi revelado que mesmo utilizando técnicas clássicas (RMS e FPMd), por muito identificadas como impróprias ao estudo do caso dinâmico [8], foi possível a observação da fadiga muscular.

A Figura 5.16 resume as respostas apresentadas nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3. Salienta-se que o primeiro teste apresentou as maiores inclinações médias positivas para o valor RMS, MdCEA e RALCEA^{67-100%}. E em conjunto, a FPMd foi a que apresentou maiores

inclinações negativas. Esse resultado reforça uma das hipóteses da tese, que vincula a oposição entre as inclinações da FPMd e RMS nas atividades físicas dinâmicas em cicloergômetro.

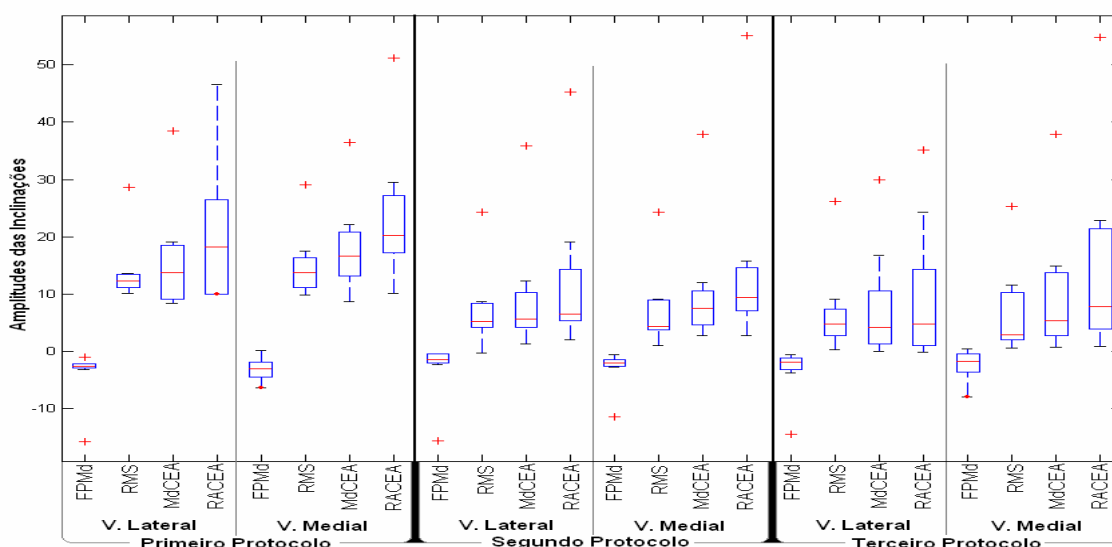


Figura 5. 16 – Gráfico *Boxplot* da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA, para os três protocolos e músculos vasto lateral e medial.

Uma primeira observação relacionada à Figura 5.16 diz respeito aos *outliers* (marcação +). Foi constatado que os *outliers* inferiores do parâmetro FPMd, e superiores dos parâmetros RMS, MdCEA e RACEA correspondem a um mesmo indivíduo. No caso, o sujeito identificado com o número “V” nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3. Os resultados relacionados ao referido indivíduo revelaram respostas mais intensas das técnicas aplicadas, sem contrariar as tendências esperadas para os referidos padrões de fadiga muscular. Por esse motivo, acreditou-se não ser necessário descartar essa amostra por um possível erro de execução, acreditando ser uma característica inerente à variável estudada.

Uma segunda observação extraída da Figura 5.16 corresponde ao acompanhamento da resposta dos observadores da fadiga para o músculo vasto lateral e medial em todos os protocolos. Salienta-se que não foi possível uma adequada verificação da fadiga muscular com todas as quatro técnicas implementadas nos dois primeiros protocolos, porém o comportamento dos dois músculos em estudo obedeceu também uma resposta característica (Figura 5.16). Nesse sentido, os resultados obtidos pelas quatro técnicas, nos três protocolos, foram reorganizados conforme a Tabela 5.4, e o coeficiente de correlação de Pearson foi calculado para verificar a intensidade da correlação entre as respostas dos músculos vasto lateral e medial, para cada uma das quatro técnicas implementadas.

Tabela 5. 4 – Índice de correlação de Pearson e parâmetro t de *Student* entre os resultados dos músculos vasto lateral (V.L.) e vasto medial (V.M.) para as inclinação das curvas, ajustadas com a regressão linear, da FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} nos três protocolos. Primeiro protocolo: amostras de 01 à 09, segundo protocolo: amostras de 10 à 18 e terceiro protocolo: amostras de 19 à 27.

Amostras	FPMd *10 ⁻³		RMS*10 ⁻³		MdCEA*10 ⁻³		RACEA*10 ⁻³	
	V.M.	V.L.	V.M.	V.L.	V.M.	V.L.	V.M.	V.L.
01	-3,18	-4,50	13,66	15,77	15,99	20,48	19,50	26,37
02	-2,12	-3,57	13,41	17,57	18,40	17,35	25,06	20,25
03	-2,25	-1,88	13,42	13,72	12,98	16,64	17,99	20,31
04	-2,66	-4,70	12,32	15,91	19,13	22,10	30,70	29,50
05	-15,70	-6,35	28,57	29,14	38,52	36,46	46,58	51,26
06	-2,80	-2,65	10,10	11,57	9,05	13,22	10,05	15,32
07	-2,63	0,15	11,44	10,68	8,46	13,14	10,00	18,82
08	-1,00	-1,97	10,25	11,36	13,74	13,97	18,23	17,79
09	-2,59	-3,04	11,47	9,81	9,02	8,63	10,01	10,07
10	-0,39	-0,84	4,31	2,41	3,87	4,91	5,19	8,57
11	-0,49	-2,79	8,73	9,11	5,58	10,16	6,48	12,20
12	-1,70	-2,05	6,31	4,30	9,51	7,95	12,69	14,26
13	-1,96	-1,90	8,26	8,93	12,27	11,94	19,09	15,73
14	-15,66	-11,43	24,28	24,33	35,88	37,93	45,23	55,03
15	-0,46	-1,68	-0,26	1,00	1,32	3,90	2,03	5,10
16	-0,97	-2,00	4,06	4,24	4,29	2,69	5,34	2,82
17	-1,47	-2,57	4,62	5,86	6,46	7,59	8,42	9,42
18	-2,26	-0,53	5,24	4,14	4,99	5,55	6,04	7,76
19	-1,02	-1,79	6,77	9,89	5,49	14,91	6,33	22,80
20	-1,13	-0,70	2,61	0,60	0,78	2,23	0,60	2,59
21	-2,91	-3,15	2,83	2,88	4,23	5,82	4,81	6,75
22	-3,75	-5,09	9,16	11,56	16,75	13,31	24,29	20,85
23	-14,42	-7,99	26,15	25,37	29,97	37,88	35,15	54,85
24	-0,55	0,28	0,35	0,72	0,03	0,75	-0,12	0,88
25	-1,26	0,41	3,29	2,64	1,39	2,96	1,21	4,34
26	-1,89	-0,90	5,54	4,59	8,55	5,30	11,00	10,71
27	-2,94	-2,98	4,75	2,49	4,12	5,36	4,54	7,82
Índice de Correlação (r)	0,84		0,98		0,96		0,93	
$t = \frac{r \cdot \sqrt{N-2}}{\sqrt{1-r^2}}$	7,74		24,62		17,14		12,65	

Aplicando o teste de t de *Student* ($p > 0,05$ e $N=27$) nos coeficientes de correlação apresentados na Tabela 5.4, verifica-se que os parâmetros t encontrados são maiores que o valor mínimo tabelado $t_{\text{mínimo}} = 2,06$ (APÊNDICE D), indicando assim, uma correlação entre os resultados dos músculos vasto lateral e vasto medial. Assim, verifica-se que as respostas desses dois músculos ao processo de fadiga, a carga aplicada ou a outros possíveis elementos biomecânicos podem ocorrer de forma similar. Isso reforça as observações de ERICSON [60] que revelaram uma atividade mioelétrica similar entre os músculos vasto medial e vasto lateral em cicloergômetro (Figuras 2.9 e 2.10). Essa similaridade na resposta deve ser consequência da disposição anatômica dos ventres musculares, que atuam com certa sincronia no ato de pedalar.

O terceiro protocolo foi o único que revelou a indicação do processo de fadiga por meio das quatro técnicas de observação (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA). Assim, optou-se em aplicar a análise de variância de Kruskal-Wallis (teste não paramétrico) para as quatro técnicas, e para os músculos vasto lateral e vasto medial (Tabela 5.4), e observar se existem diferenças significativas entre os resultados das técnicas desenvolvidas. Como a FPMd apresenta valores das inclinações negativas, multiplicou-se seus valores por (-1) para permitir a referida comparação. Os resultados dessa análise de variância não revelaram diferenças estatisticamente significativas. A aplicação da análise de variância de Kruskal-Wallis e a representação boxplot mostrada na Figura 5.15 mostram que há forte similaridade nos resultados para os músculos vasto lateral e vasto medial. Isto corrobora a observação de ERICSON [60], que encontrou respostas eletromiográficas similares entres esses dois músculos quando avaliou 11 músculos dos membros inferiores em cicloergômetro.

Na Figura 5.17, que representa as intensidades de deflexões das curvas FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} associadas aos tempos dos testes de cada sujeito, observa-se que existe uma tendência dos sujeitos que realizaram testes mais curtos apresentarem maiores inclinações nas curvas das técnicas de observação da fadiga muscular localizada, os três voluntários do sexo feminino se localizaram nesse grupo.

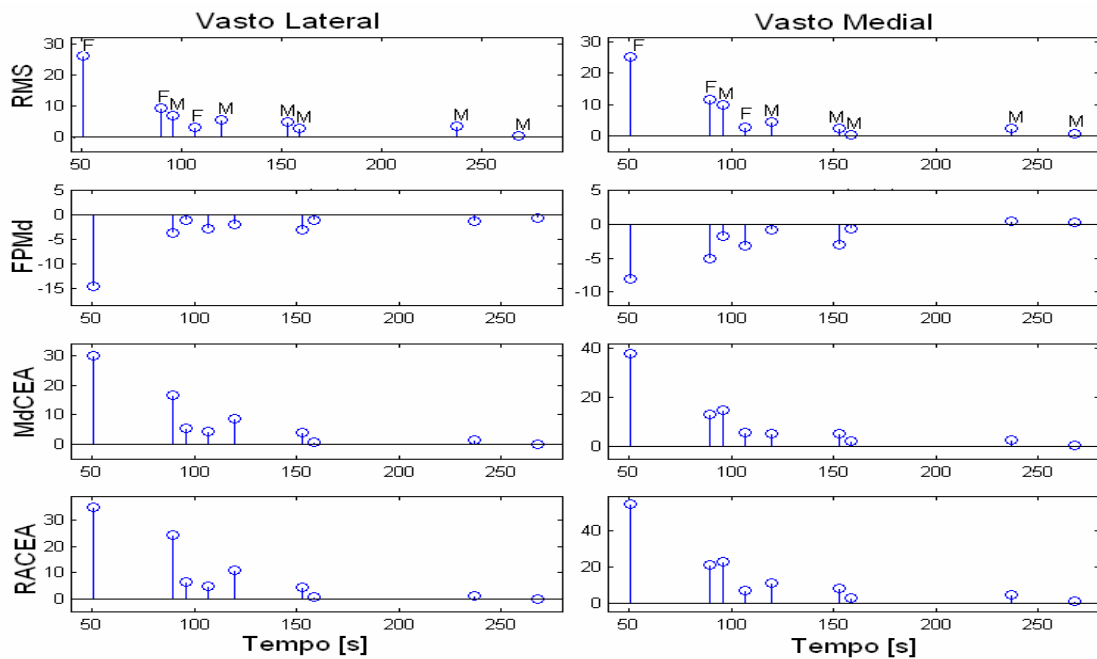


Figura 5. 17 - Inclinações das curvas de regressão linear dos parâmetros FPMd, RMS, MdCEA e RACEA^{67-100%} dos nove sujeitos, associadas aos respectivos tempos de execução. F: feminino, M: masculino.

A Figura 5.17 revela também uma similaridade entre os resultados dos músculos vasto lateral e vasto medial, indicando que a aplicação das técnicas de processamento em outros músculos envolvidos no protocolo poderá apresentar um padrão similar ao mostrado na tese para os músculos vasto lateral e vasto medial.

Contudo, uma outra observação baseada na Figura 5.17 corresponde ao seguinte raciocínio: se for adotada a interpretação de que os indivíduos que conseguiram se manter por menor tempo na atividade física apresentam pior condicionamento físico, é possível especular que há uma correlação entre a taxa de mudança das variáveis eletromiográficas e o condicionamento físico do sujeito. Entretanto, essa hipótese deve ser vista com bastante cautela, já que o tempo usado no protocolo é uma variável por demais simplista para avaliar o condicionamento físico. Mas esse leve indício pode indicar que pode ser interessante avaliar essa hipótese em trabalhos futuros. Salienta-se que um dos voluntários foi identificado com um *outlier* no boxplot de John Tukey (Figura 5). Contudo, foi o que teve o menor tempo de execução do protocolo entre os voluntários e as maiores inclinações dos operadores de fadiga.

Concluindo, no decorrer do presente capítulo foram apresentados resultados e discussões que mostraram como o padrão eletromiográfico associado à fadiga muscular em contrações dinâmicas (cicloergômetro) foi identificado pela metodologia aplicada. Os resultados indicam que os efeitos apresentados por LINDSTROM e PETERSEN [7], tais como: aumento de sincronismo das unidades motoras, alteração na velocidade de propagação dos potenciais de ação, o recrutamento de novas unidades motoras e alteração da forma dos potenciais de ação ocorreram e foram percebidos pelas técnicas de observação da fadiga muscular apresentadas na tese.

6 – CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

Os esforços no sentido de se desenvolver definições de padrões em eletromiografia de superfície resultam em contribuições que ocupam uma posição central nos trabalhos de pesquisadores e de outros profissionais que aplicam procedimentos eletromiográficos. Contudo, a diversidade de protocolos e de métodos de avaliação do comportamento das variáveis eletromiográficas é grande, e segundo VOLLESTAD [3] isto acarreta em dificuldade na comparação entre os resultados obtidos nos diferentes estudos. Assim, a presente pesquisa complementa os esforços vinculados para a identificação de padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular com um método de grande reprodutibilidade.

O trabalho consistiu no desenvolvimento e na aplicação de técnicas clássicas (FPMd e RMS) e não clássicas (MdCEA e RACEA) de processamento eletromiográfico para observação do processo fadiga em atividades dinâmicas. E como contribuição, foi apresentado um método que possibilitou a observação de determinados padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular localizada, em atividades físicas realizadas em um cicloergômetro. Três protocolos foram aplicados e foram avaliadas quatro técnicas de observação da fadiga muscular (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA) em condições dinâmicas distintas.

O primeiro protocolo (potência crescente e velocidade constante) verificou uma inclinação negativa do parâmetro FPMd, o que é normalmente aceito como um indicativo da observação da fadiga muscular localizada por meio da eletromiografia em contrações isométricas. Contudo, no que se refere às técnicas RMS, MdCEA e RACEA os resultados não foram conclusivo, já que o aumento da energia do sinal encontrou-se, possivelmente, vinculado ao recrutamento de novas unidades motoras que foram associadas ao aumento da potência programada no cicloergômetro. Este efeito não possibilitou observar com independência o recrutamento de unidades motoras vinculadas ao processo fadiga por meio das referidas técnicas. Complementa-se que no primeiro protocolo ocorreram as maiores inclinações positivas do valor RMS e maiores inclinações negativas da FPMd, o que confirma a hipótese da tendência de inclinações opostas entre esses dois parâmetros também no caso dinâmico.

No segundo protocolo (potência constante e velocidade crescente), a aplicação das técnicas RMS, MdCEA e RACEA também não possibilitou observar o processo fadiga. O comportamento da carga em virtude da mudança de velocidade impõe determinados efeitos, no qual têm-se picos de amplitude de carga nas mudanças de velocidade. Isto sofisticou o comportamento da carga e não permitiu avaliar o processo de fadiga com as técnicas RMS, MdCEA e RACEA. Considerando a FPMd, foi encontrado um deslocamento para as baixas frequências que indicou uma observação do processo fadiga, que possui similaridade com o caso das contrações musculares isométricas.

Tratando-se do terceiro protocolo (potência e velocidade constantes), tem-se um indicativo que a fadiga muscular foi observada pelas quatro variáveis eletromiográficas. O conhecido deslocamento para as baixas frequências do sinal eletromiográficos durante uma atividade física fatigante foi observada pela FPMd. Assim como, verificou-se por meio do valor RMS e RACEA^{67-100%} um aumento da energia do sinal eletromiográfico em um protocolo com carga constante. Esse aumento de energia encontra-se, normalmente, associado a um recrutamento de novas unidades motoras associado à fadiga muscular. Complementa-se ainda, que a técnica MdCEA permitiu observar o deslocamento da energia para os coeficientes da maior amplitude, fato anteriormente verificado para o caso isométrico em processo de fadiga [17].

As duas técnicas não clássicas propostas no trabalho (MdCEA e RACEA^{67-100%}) apresentaram inclinações médias maiores que as técnicas tradicionais (FPMd e RMS), e as especificidades dessas novas ferramentas as colocam como uma alternativa aos testes clássicos. A RACEA se apresenta como uma boa alternativa ao uso do valor RMS, já que possui a habilidade de operar somente nas amplitudes do domínio transformado de Wavelet que sofrem maior alteração durante o processo fadiga. Diferentemente do valor RMS, que não distingue faixas de energia na sua aplicação. Já considerando a MdCEA, um outro efeito ocasionado pelo processo fadiga foi identificado, pois percebeu-se com essa ferramenta que as mudanças na curva de energia do sinal eletromiográfico não ocorrem de forma uniforme no domínio transformado, sendo que durante o processo fadiga um aumento de energia nos coeficiente de maior amplitude foi observado [19].

Assim, os resultados experimentais da investigação da fadiga muscular em atividades físicas em cicloergômetro, com a metodologia aplicada, apontam no sentido da abordagem

com protocolos onde os parâmetros como a carga e a velocidade, ambas com elevada intensidade, sejam mantidas constantes durante todo o período de duração do experimento. Nestas condições, as quatro variáveis eletromiográficas de análise dos sinais de eletromiografia de superfície mostraram resultados coerentes com o fenômeno fisiológico da fadiga muscular. É notório que no primeiro e no segundo protocolos o processo fadiga ocorreu, e certamente foi o responsável pela diminuição da capacidade de força dos voluntários, porém limitações em técnicas aplicadas (RMS, MdCEA e RACEA) impediram a observação do processo fadiga.

Concluindo, complementa-se ainda, que independentemente do protocolo em estudo, observou-se significativa similaridade entre o comportamento das variáveis eletromiográficas para os músculos vasto lateral e vasto medial nos três protocolos. E tratando-se do terceiro protocolo, onde ocorreu a indicação da fadiga muscular com as quatro técnicas eletromiográficas aplicadas, foi estabelecida uma evidência, que deverá ser explorada com mais profundidade, onde sujeitos que apresentaram pior performance física segundo o tempo de execução dos testes apresentam maiores inclinações absolutas das variáveis eletromiográficas.

6.1 – SUGESTÃO DOS TRABALHOS A REALIZAR

O presente trabalho consistiu em estudar o comportamento dos músculos vasto lateral e vasto medial quando submetidos a contrações musculares dinâmicas de elevada intensidade. Assim, uma primeira sugestão para trabalhos futuros consistiria na aplicação dos conceitos e das técnicas apresentadas na tese em outros músculos da estrutura osteomuscular humana.

Um interessante estudo abordando a fadiga muscular poderia incluir o comportamento de músculos agonista e antagonista, com uma adaptação do método desenvolvido por HAMMOND [72]. Nesse método, a quantificação da co-contração é identificada por meio da divisão do valor RMS normalizado da atividade eletromiográfica produzida pelo músculo antagonista, pela soma dos valores RMS normalizados das atividades eletromiográficas do agonista e antagonista. No caso da fadiga muscular, poderia ser definida uma proporção que quantifica a fadiga da co-contração de forma similar ao

desenvolvimento apresentado de HAMMOND [72], com a utilização das técnicas não clássicas (MdCEA e RACEA) e dos protocolos apresentados na tese.

A eletroestimulação neuromuscular (EENM) é uma ferramenta terapêutica utilizada para restaurar funções motoras, e a prática fisioterápica demonstra que a utilização da EENM tem sido útil para recuperar a força muscular nos pacientes em reabilitação de condições patológicas que comprometem os seus movimentos. Nesse sentido, a aplicação da EENM, em conjunto com a análise da fadiga muscular por meio das variáveis eletromiográficas apresentadas na tese (MdCEA e RACEA), corresponde a um interessante trabalho de pesquisa que poderia auxiliar a prática fisioterápica.

Os experimentos foram idealizados e concebidos com uma instrumentação relativamente simples, e também comuns aos centros pesquisas de médio e grande porte que trabalham com eletromiografia de superfície. Contudo, a sofisticação da instrumentação e manutenção dos protocolos certamente possibilitará outras medidas que não foram possíveis com a instrumentação da solução adotadas. Como exemplo, o uso de arranjos de eletrodos em substituição ao eletrodo bipolar ampliará os números de variáveis eletromiográficas de observação do processo fadiga. Ou ainda, a instalação de sensores de força nos pedais permitiria avaliar com mais precisão as respostas dos dois primeiros protocolos que apresentaram carga variável e respostas menos conclusivas. Em especial, o segundo protocolo (velocidade variável e potência constante), que possui uma curva de carga mais sofisticada.

O conjunto de funções ortonormais definido no domínio da Transformada Wavelet Daubechies 4 foi adotado no trabalho. Outras bases Wavelet podem ser utilizadas para a construção da curva CEA, o que implicará em valores finais diferentes para as técnicas MdCEA e RACEA. Complementa-se que conjuntos de bases Wavelet originais também são possíveis de construção. Concluindo, essas observações claramente motivam a continuação dos estudos com os protocolos adotados. Contudo, somente a complementação dos experimentos com outros indicadores fisiológicos de fadiga possibilitará o mapeamento preciso das bases biológicas que levaram aos resultados mostrados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] DeLuca, C.J. (1984) “Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans”. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), 251-279.
- [2] Bonato, P., Gagliati, G., Knaflitz, M. (1996) “Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions”. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, v. 15, n. 6, p. 102-11.
- [3] Vollestad, N.K. (1997) “Measurement of Human Muscle Fatigue”. *Jou. Neuro. Meth.*, v. 74, n. 2, p. 219-27.
- [4] Piper, H. (1912) “*Elektrophysiologie Menschlicher Muskeln*“, Berlin: Springer Verlag.
- [5] DeLuca, C.J. (1979) “Physiology and Mathematics of Myoelectric Signal”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 26(6), 313-25.
- [6] Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R. (2004) “Assessment of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51 (8):1383-1393.
- [7] Lindstrom, L., and Petersen, I. (1983) “Power spectrum analysis of EMG signals and Its application”. In Desmedt JE (Ed): *Computer-Aided Eletromyogragy: Progress in Clinical Neurophysiology*. Basel, Switzerland, Karger, V.10,P. 5.
- [8] Merletti, R. and Parker, P.A. (2004) “*Electromyography, physiology, engineering, and noninvasive applications*”. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey.
- [9] Gamet D., Duchene, J., Garaponbar, C., and Goubel, F. (1993) “Surface Electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise”. *Jour. Appl. Physiol*, 74(6):2704-10.
- [10] Jansen R., Ament, W., Verkerke, G.J., and Hof, A.L. (1997) “Median power frequency of the surface electromyogram and blood lactate concentration in incremental cycle ergometry“. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 75(2):102-8.
- [11] Bonato P., Roy, S.H., Knaflitz, M., and DeLuca, C.J. (2001) “Time-frequency parameters of surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions”. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, 48(7):745-53.
- [12] Carmo, J. C. (2003) “Desenvolvimento de instrumentação dedicada e proposta de técnica de análise de fadiga em ciclistas utilizando transformada de Wavelets”. Tese de Doutorado em Ciências, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília.

- [13] Karlsson, S., Yu, J., and Akay, M. (2000) "Time-frequency analysis of myoelectric signal during dynamic contractions: A comparative study". *IEEE Trans BME* 47, 228-238.
- [14] Lindstrom, L., Magnusson, R. and Petersen, I. (1970) "Muscular Fatigue and Action Potential Conduction Velocity changes Studied With Frequency Analysis of EMG Signal". *Electromyography* 4:341-356.
- [15] Christense H., Sogaard, K., Jensen, B.R and et al. (1995) "Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions". *Jour. Electr. Kinesiol.*, 5(1):27-36.
- [16] Andrade, M.M., Carmo, J.C., Rocha, A.F., Veneziano, W.H. e Nascimento, F.A.O. (2004) "Comparison Between Fourier And Wavelet Transforms In EMG-Based Muscle Fatigue Analysis". In: *Xvth Congress Of The International Society Of Electrophysiology & Kinesiology*, Boston.
- [17] Andrade, M.M., Carmo, J.C., Rocha, A.F. e Nascimento, F.A.O. (2005a) "Novas Técnicas de Processamento do Sinal Eletromiográfico em Contrações Isométricas". In: *XI Congresso Brasileiro De Biomecânica*, João Pessoa.
- [18] Andrade, M.M., Carmo, J.C., Rocha, A.F. e Nascimento, F.A.O. (2005b) "Análise Comparativa da Frequência de Potencia Mediana e do Valor RMQ em Contrações Estáticas e Dinâmicas". In: *XI Congresso Brasileiro De Biomecânica*, João Pessoa.
- [19] Andrade, M.M., Carmo, J.C., Nascimento, F.A.O., Camapum, J.F., Santos, Í., Mochizuki, L. and Rocha, A.F. (2006a) "Evaluation of Techniques for the Study of Electromyographic Signals". In: *IEEE - The 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York.
- [20] Andrade, M.M., Carmo, J.C., Nascimento, F.A.O., Rocha, A.F. (2006b) "Análise no Domínio do Tempo e no Domínio da Transformada Wavelet da Fadiga Muscular Localizada em Cicloergômetro". In: *XII Congresso Brasileiro de Automática - XII CBA*, Salvador.
- [21] Redi, F. (1617). "Esperienze intorno a diverse cose naturali e particolarmente a quelle che ci sono portate dale Indie". Florence, Italy: p.47-51
- [22] Galvani, L., Green, R.M. (1953) "tradução do original em italiano. Commentary on the effect of electricity on muscular motion". Cambridge, MA.
- [23] Gasser, H. S., and Erlanger, J. (1924) "The compound nature of the action current of nerve as disclosed by the cathode ray oscillograph". *Am J Physiol* 70, 624-666.

- [24] Buchthal, F., Pinelli, P., and Rosenfalck, P. (1954)“ Action potential parameters in normal human muscle and their physiological determination“. *Acta Physiol Stand* 32, 219-229.
- [25] Buchthal, F., Guld, C., and Rosenfalck, P. (1954)“ Action potential parameters in normal human muscle and their dependence on physical variables“. *Acta Physiol Stand* 32, 200-215.
- [26] Gydikov, A., and Kosarov, D. (1972) “Volume conduction of the potential from separate motor units in human muscle”. *Electromyography* 12, 127-147.
- [27] Kugelberg, E. and Petersen, I.(1949) “Insertion activity in electromyography”. *J. Neurol Neurosur Psychiat* 12, 268.”
- [28] Stalberg, E., and Trontelj, J.V. (1979) “Single fibre electromyography”. Mirvalle Press, UK.
- [29] Dimitrova, N. (1974) “Model of the extracellular potential field of a single striated muscle fiber”. *Electromyog Clin Neurophysiol* 14, 53-66.
- [30] Lindstrom, L., and Magnusson, R. (1977) “Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications”. *Proc IEEE* 65, 653-662.
- [31] Gerleman, D. G., and Cook, T. M. (1989) “Instrumentation, in manual of surface electromyography for use in the occupational setting”. DHHS Publication, US, pp. 81-126.
- [32] Cram, J.R. (2003) “The History of Surface Electromyography”. In: *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, v. 28, n. 2.
- [33] Veneziano, W. H. (2006) “Estudo do Comportamento de Sinal Eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas”. Tese de Doutorado em Ciências, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília.
- [34] Merletti, R., Di Torino, P. (1999), “Standards for reporting EMG data”. *J. Elect. Kines*, v. 9, n. 1, p. III-IV.
- [35] Farina, D., Merletti R. (2000) “Comparasion of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions”. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 337-349.
- [36] Winter, D. A. (1979) “Biomechanics of human movement”. John Wilwey & Sons, New York, Chichester, Brisbane, Toronto.
- [37] SpaceLabs Medical (1993) “Electromyography / Electroencephalography (biophysical measurement series)”. Redmond: SpaceLabs Medical.

- [38] Robert, L. and Donald, H. (1989) “Anatomic and physiologic basis for surface electromyography, in manual of surface electromyography for use in the occupational setting”. DHHS Publication, US, pp. 81-126.
- [39] Guyton, A.C. (1981) “Textbook of Medical Physiology”. ed 6., Philadelphia, PA, WB, Saunders Co, Fig 10-2, p 110.
- [40] Silbernagl, S., and Despopoulos, A. (2003) “Fisiologia – texto e atlas”. 5^a ed, Porto Alegre, Artmed.
- [41] Gedes, L.A (1972) “Electrodes and the measurement of bioelectric events”. New York, NY, John Wiley & Sons Inc Fig 6-1, p. 252.
- [42] Winter, D.A. (1991) “The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological”. 2ed. University of Waterloo Press.
- [43] Weir, J.P., Mahoney, K.P., Haan, K.G., and Davis, A. (1999), “Influence of Electrode Orientation on Electromyographic Fatigue Indices of The Vastus Laterali”. *Journal of Exercise Physiology – ASEP*, 2(3): 15-22.
- [44] DeLuca, C.J (1997) “The Use of Surface Electromyography in Biomechanics”. In: *J. Applied Biomechanics*, v. 13, p. 135-163.
- [45] Morais, J.C.T. (2000) “Instrumentação para Análise da Biodinâmica do Movimento Humano”. In: Amadio, A.C. e Barbanti, V.J. “A Biomecânica do Movimento Humano e suas Relações Interdisciplinares”. S.P: Estação Liberdade: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, p.15-44.
- [46] Ascensão, A., Magalhães, J., Oliveira, J., Duarte, J.A., Soares, J. (2003) "Fisiologia da fadiga muscular - delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica". *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3: 108-123.
- [47] Maglischo, E. W. (1999) “Nadando ainda mais rápido”. 1 ed. Manole Ltda, SP.
- [48] Mathews, D.K., e Fox, E.L. (1976) “Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos”. 2 Ed., Inter-Americana, RJ.
- [49] Armstrong, T.J., Buckle, P., Fine, L.J., Hagberg, M., Jonsson, B., and Kilbom, A. (1993) “A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders,” *Scand J Work Environ Health* 19(2):73–84.
- [50] Lanza, M. K., “Effects of Tool Weight on Fatigue and Performance During Short Cycle Overhead Work Operations (1999)”. Thesis Master of Science, Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University.

- [51] Hagberg, M. (1981) "Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise". *Journal of applied. Physiology* 51(1), 1-7.
- [52] Vollestad, N. K (1988) "Biochemical Correlates of Fatigue". *European Journal of Applied Physiology*, 57, 336-347.
- [53] Chaffin, D.B. (1973) "Localized Muscle Fatigue - Definition and Measurement," *Journal of Occupational Medicine*, 15(4), 346-354.
- [54] Molinari F., Kanaflitz M., Bonato P., and Actis M.V., (2006) "Electrical manifestations of muscle fatigue during concentric and eccentric isokinetic knee flexion-extension movements". *IEEE Trans. on Biomed. Engineering*, vol. 53, no. 7.
- [55] Naeije M, Zorn H (1982) "Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fiber action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man". *Eur J App Physiol Occup Physiol* 1982;50 :23-33.
- [56] Erfanian, A., Chizeck, H.J., Hashemi, R.M. (1994) "Evoked EMG in electrically stimulated muscle and mechanisms of fatigue". *Engineering in Medicine and Biology Society*.
- [57] Basmajian J., and DeLuca, C.J. (1985) "Muscle alive: their functions revealed by electromyography". 5 ed. Baltimore: Williams & Wilkins.
- [58] Moritani, T., Muro, M. e Nagata A. (1986) "Intramuscular and surface eletromyogram changes during Muscle fatigue". *Jour. Appl. Physiol.*, v. 60, p. 1179-85
- [59] Kadefors, R., Arvidsson, A., and Herberts, P. (1983) "EMG data processing in ergonomics with emphasis on shoulder muscle load". In Desmedt JE (Ed): *Computer-Aided Eletromyogragy: Progress in Clinical Neurophysiology*. Basel, Switzerland, Karger, Vol. 10, P. 273-286.
- [60] Ericson, M. (1986) "On the Biomechanics of Cycling, a Study of Joint and Muscle Load During Exercise on the Bicycle Ergometer". *Jour. of Rehab. Medicine Supplement*, 16: 1-43.
- [61] Ericson MO, Nisell R, Ekholm J. (1986) "Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking". *Scand J Rehabil Med*. 1986;18(4):159-63.
- [62] Bonato P., Roy, S.H., Knaflitz, M., and DeLuca, C.J. (1997) "Localized muscle fatigue in back muscles: static vs dynamic contractions". *Proceedings – 19th International Conference*. Chicago, IL. USA: IEEE/EMBS.

- [63] Cooley, J.W., and Turkey, J.W.(1965) "An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series". *Mathematics of Computation*, 19, 297-301.
- [64] Polikar, R. (2005) "The Wavelet Tutorial". Internet site address: <http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTtutorial.html> - acessado em 30/03/2005.
- [65] Sparto, P.J., Parnianpour M., Barria E.A., and Jagadeesh J.M. (2000) "Wavelet and Short-Time Fourier Transform Analysis of Electromyography for Detection of Back Muscle Fatigue". *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 8(3):433-6
- [66] Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi J.M., (1997) "Wavelet toolbox for use with matlab: user's Guide". The MathWorks, Natick.
- [67] Morettin, P.A. (1999). "Ondas e ondaletas – da análise de Fourier à análise de ondaletas". Editora da Universidade de São Paulo, USP.
- [68] Medbo J.I., and Tabata, I. (1993) "Anaerobic energy release in working muscle during 30 s to 3 min of Exhausting Bicycling". *Jour. Appl. Physio*, 75(4):1654-60.
- [69] World Health Organization. (1995), "Physical Status: The Use And Interpretation of Anthropometry - Report of a WHO Expert Committee". WHO Technical Report Series 854. Geneva: WHO.
- [70] Weineck, J. (1990) "tradução do original em alemão. Anatomia Aplicada ao Esporte". Ed: Manole, São Paulo.
- [71] Berger, P.A., Nascimento, F. A. O., Carmo, J.C., Rocha, A.F. (2004) "Algoritmo para Compressão de Sinais de EMG Isotônicos Utilizando Redes Neurais Artificiais". In: *Anais do III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica*, João Pessoa, p. 1103-11, 22-25 Sept.
- [72] Hammond MC, Fitts SS, Kraft GH, Nutter PB, Trotte MJ, Robinson LM (1988) "Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation". *Arch Phys Med Rehabil* 69:348–351.
- [73] Gabor, D. (1946) "Theory of Communication." *Journal of Institution of Electrical Engineers*". 17(3): 429-457

APÊNDICES

A - O PROCESSO ESTOCÁSTICO

O resultado ζ de um experimento ao acaso pode ser descrito por um número X ou pelo conjunto de números $\{X_1, X_2, X_3, X_4, \dots, X_n\}$, e quando uma medida de probabilidade é determinada para cada um dos eventos do experimento, isto é, para o conjunto de resultados, esse número torna-se uma variável aleatória.

Considerando experimentos em que os resultados ζ são descritos por funções $X(t)$, onde t pode ser o tempo, se uma medida de probabilidade é determinada para o conjunto de tais resultados ζ , a função $X(t)$ constitui um processo estocástico.

A coleção de $X(t) = X(t; \zeta)$ para todos os possíveis resultados de um experimento é chamada de *ensemble* de um processo estocástico e o $X(t, \zeta) = X(t)$ para um particular resultado ζ é chamado de função amostra, realização ou trajetória de um processo. A definição formal de um processo estocástico é dada a seguir:

Definição: seja T um conjunto arbitrário. Um processo estocástico é uma família $\{X(t), t \in T\}$, tal que, para cada $t \in T$, $X(t)$ é uma variável aleatória.

Exemplo A.1: A figura A.1 apresenta um experimento, no qual o músculo bíceps braquial foi submetido a uma contração isométrica. O sinal foi coletado com frequência de amostragem de 2000 Hz, por um eletromiógrafo e um software de instrumentação instalado em um computador PC. Caso esse experimento fosse novamente realizado, um sinal similar seria encontrado, contudo não idêntico. Desta forma tem-se uma realização ou trajetória de um mesmo processo estocástico.

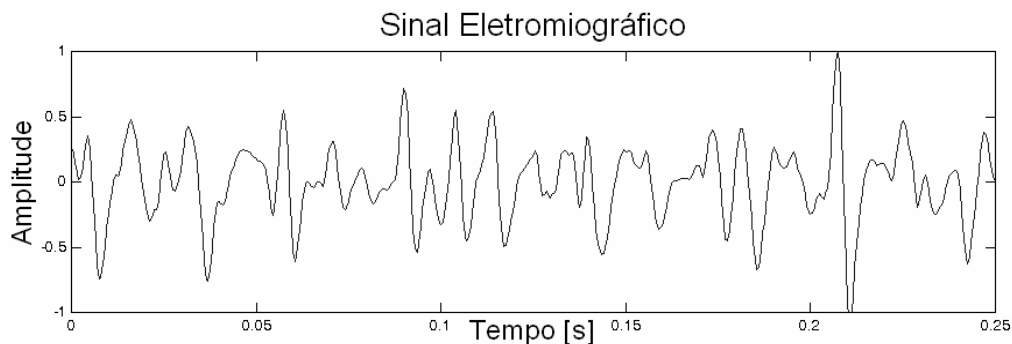


Fig. A.1 – Representação temporal do sinal eletromiográfico em contrações isométricas

A especificação de uma processo estocástico está associado ao conhecimento de todas as suas *distribuições finitas-dimensionais*, ou seja: dado $t_1, t_2, t_3, t_4, \dots, t_n$ elementos quaisquer de T , tem-se,

$$F(x_1, \dots, x_n; t_1, \dots, t_n) = P\{X(t_1) \leq x_1, \dots, X(t_n) \leq x_n\}, \text{ para todo } n \geq 1. \quad (\text{A.1})$$

Entretanto, identificar todas as *distribuições finitas-dimensionais* para cada variável aleatória $X(t)$ na prática é quase sempre muito difícil, o que orienta o estudo a certas características associadas à equação A.1, que sejam simples de calcular e de interpretar. Sendo assim, em geral o estudo fica restrito ao tratamento de momentos de baixa ordem, considerando os momentos de primeira e segunda ordem, tem-se:

Momento de primeira ordem ou função média,

$$\mu(t,1) = \mu(t) = E\{X(t)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} x \cdot f_x(x,t) dx \quad (\text{A.2})$$

onde, $f_x(x,t)$ é a função de densidade de probabilidade do sinal x em análise.

Momento de segunda ordem ou função de autocovariância,

$$\gamma(t_1, t_2) = E\{X(t_1), X(t_2)\} - E\{X(t_1)\} \cdot E\{X(t_2)\} \quad (\text{A.3})$$

em particular, quando $t_1 = t_2$ tem-se a variância de um processo estocástico.

$$\gamma(t,t) = \text{Var}\{X(t)\} = \sigma^2 = E\{X(t)^2\} - E\{X(t)\}^2 \quad (\text{A.4})$$

Um outro conceito importante é a definição de desvio padrão, que é concebido pela raiz quadrada da variância.

A.1 Processos Estocásticos Estacionários e Não-Estacionários

Um processo estocástico $X(t)$ é estacionário se o seu desenvolvimento no tempo não é influenciado pela escolha de uma origem dos tempos, ou seja, as características

probabilísticas de $X(t + \tau)$, para todo $\tau \in T$, são idênticas às de $X(t)$. A seguir tem-se a definição formal de um processo estritamente estacionário.

Definição: Um processo $\{X(t), t \in T\}$ é dito estritamente estacionário se todas as distribuições finito dimensionais permanecem as mesmas sob translações do tempo, ou seja,

$$F(x_1, \dots, x_n; t_1 + \tau, \dots, t_n + \tau) = F(x_1, \dots, x_n; t_1, \dots, t_n) \quad (\text{A.5})$$

para quaisquer t_1, \dots, t_n, τ de T .

Desta forma, as distribuições unidimensionais são invariantes sob translações do tempo; logo a média $\mu(t)$ e a variância $\sigma^2(t)$ são constantes, ou seja,

$$\bullet \quad E\{X(t)\} = \mu(t) = \mu, \quad \text{para todo } t \in T \quad (\text{A.6})$$

$$\bullet \quad \text{Var}\{X(t)\} = \sigma^2(t) = \sigma^2, \quad \text{para todo } t \in T \quad (\text{A.7})$$

Assumindo o processo $X(t) - \mu$, sem perda de generalidade, verifica-se que as distribuições bidimensionais dependem das diferenças de tempo. Desta forma, para $t_1, t_2 \in T$, $\gamma(t_1, t_2) = \gamma(t_1 + t, t_2 + t)$, e fazendo $t = -t_2$, tem-se:

$$\gamma(t_1, t_2) = \gamma(t_1 - t_2, 0) = E\{X(t_1 - t_2), X(0)\} = \text{Cov}\{X(t_1 - t_2), X(0)\} \quad (\text{A.8})$$

A covariância, apresentada na equação (8), é uma função de $|t_1 - t_2|$, e adotando $\tau = t_1 - t_2$, pode-se escrever a *função de autocovariância* de um processo estacionário estrito como:

$$\gamma(\tau) = \text{Cov}\{X(t + \tau), X(t)\} = \text{Cov}\{X(\tau), X(0)\} \quad (\text{A.9})$$

Definido o processo estacionário, direcionamos a atenção sobre os processos não-estacionários, que efetivamente são os de interesse nessa tese, pois os sinais eletromiográficos analisados são não-estacionários.

Em contrapartida aos processos estacionários, nos quais a média e a variância são constantes, os processos não-estacionários possuem essas medidas estatísticas como funções variáveis no tempo. Interpretando no domínio da Transformada de Fourier, é fácil verificar que esse efeito implica na alteração da representação freqüencial do processo com o decorrer do tempo.

A alteração freqüencial no tempo impõe à Transformada de Fourier uma severa restrição como ferramenta de análise de sinais não-estacionários. Entretanto, GABOR [73] introduziu uma técnica chamada *Short-Time Fourier Transform – STFT* que ameniza essa restrição e viabiliza a Transformada de Fourier como uma ferramenta de análise de sinais não-estacionários, por meio de uma representação tempo-freqüência, na qual um dado sinal $f(t)$ é submetido a um janelamento (Equação 10) por meio da função $g(t)$, que possui suporte finito no eixo dos reais e encontra-se centrada em t_0 .

$$f_g(t_0, t) = f(t) \cdot g(t - t_0) \quad (\text{A.10})$$

A Transformada de Fourier janelada é então calculada:

$$T_g[F(\omega, t_0)] = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot g(t - t_0) \cdot e^{-j\omega t} dt \quad (\text{A.11})$$

A transformada é definida para todos os valores de t_0 , fornecendo uma representação em tempo - freqüência de $f(t)$. Contudo, algumas limitações são inerentes a essa técnica, como a captura adequada das componentes de alta e baixa freqüência de um sinal com uma janela fixa. A Wavelet além de não possuir uma janela temporal fixa, foi implementada de forma a representar um sinal no domínio transformado em escala-tempo, similar a tempo-freqüência, de forma inerente a sua natureza.

B - TRANSFORMADAS DE FOURIER E DE WAVELET

É no espaço vetorial chamado de Hilbert que são definidas a transformada de Fourier e de Wavelet. Sendo assim, considerando inicialmente uma função f contida no espaço de Hilbert das funções quadraticamente integráveis $L_2(R)$, e estando a energia da função f limitada ao longo de todo o eixo dos reais, isto é:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)|^2 dt < \infty \quad (\text{B.1})$$

O produto escalar e a norma para o espaço $L_2(R)$ são dados por:

$$\langle f, \psi \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot \psi^*(t) dt < \infty \quad e \quad \|\psi\| = \sqrt{\langle \psi, \psi \rangle} \quad (\text{B.2})$$

O resultado do produto escalar entre f e ψ corresponde a operação de projeção de f sobre ψ . Assumindo um conjunto ortogonal e com norma unitária de funções $\psi_l(t)$, $l \in N$ no espaço $L_2(R)$, chamado de conjunto ortonormal, tem-se a equação B.3:

$$\langle \psi_m, \psi_n \rangle = \begin{cases} 0, & \text{para } m \neq n \\ 1, & \text{para } m = n \end{cases} \quad (\text{B.3})$$

A função f pode ser definida como uma expansão em série temporal ortonormal, representada por uma combinação linear de funções ortonormais de base $\psi_l(t)$, ponderadas pelas projeções de f sobre cada uma delas, isto é:

$$f(t) = \sum_l \langle f, \psi_l \rangle \cdot \psi_l(t) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} a_l \psi_l(t) \quad (\text{B.4})$$

onde $a_l = \langle f, \psi_l \rangle$ com $l \in N$, define a transformada da função f . Na Transformada de Fourier, pode-se constatar que as funções de base $\psi_l(t)$ são exponenciais complexas obtidas a partir de dilatações em frequência,

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot e^{-j\omega t} dt \quad (\text{B.5})$$

Essa abordagem implica que a função base $\psi_l(t)$ possui suporte igual a toda extensão do eixo real, isto é, cada função de base decai a zero somente nos limites $\mp\infty$. Contudo, se a função $\psi_l(t)$ possui suporte limitado, caindo a zero rapidamente, uma forma de cobrir todo o eixo dos reais é o uso de translações do tipo:

$$\psi_{j,k}(t) = \psi_j(t-k), \quad \text{com } j \text{ e } k \in N \quad (\text{B.6})$$

Associando dilatação e translação em um único protótipo de função de base, define-se a função Wavelet contínua ortonormal, onde a dilatação e a translação são dadas por duas variáveis independentes s e τ ,

$$\omega_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \omega\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (\text{B.7})$$

logo, a expansão em série de Wavelets e a transformada são definidas como:

$$f(t) = K \iint F(s, \tau) \cdot \omega\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \frac{ds d\tau}{s^2} \quad (\text{B.8})$$

$$F(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int f(t) \cdot \omega\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (\text{B.9})$$

A série discreta da transformada Wavelet pode ser obtida pela discretização das dilatações e translações. Assumindo dilatações binárias e translações diáticas, as funções de base Wavelet tomam-se:

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad (\text{B.10})$$

onde $s = 2^{-j}$ e $\tau = k \cdot 2^{-j}$. A série e a Transformada Wavelet Discreta (TWD) são então definidas respectivamente como:

$$f(t) = \sum_{j,k} \langle f, \psi_{j,k} \rangle \cdot 2^{j/2} \psi(2^j t - k) = \sum_{j,k} a_{j,k} \cdot \psi_{j,k}(t) \quad (\text{B.11})$$

$$a_{j,k} = \langle f(t), \psi_{j,k} \rangle = \int f(t) \cdot \psi_{j,k}(t) dt \quad (\text{B.12})$$

B.1 - PERIODOGRAMA DE FOURIER E DE WAVELET

As técnicas clássicas de processamento do sinal eletromiográfico definidas no domínio de Fourier utilizam normalmente como base o periodograma, que é o meio de estimação da função de densidade espectral ou simplesmente espectro das realizações de um processo estacionário $x(n)$.

Na definição do periodograma pode se utilizar a Transformada Discreta de Fourier (TDF, equação B.15), que representa uma versão amostrada em frequência da Transformada de Fourier em Tempo Discreto (TFTD, equação B.13), que por sua vez é definida por:

$$X(\omega) = \sum_n x(n) e^{-j\omega n} \quad (\text{B.13})$$

Utilizando a transformação:

$$X(k) = X(\omega) \Big|_{\omega=2\pi k/N} \quad (\text{B.14})$$

Com $k=1,2,\dots,N-1$. Define-se a Transformada Discreta de Fourier.

$$X(k) = \sum_n x(n) e^{-j\frac{2\pi}{N}nk} \quad (\text{B.15})$$

Considerando $\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$, o periodograma para todas as frequências ω_k é definido por:

$$I_k = |X(k)|^2 = \left| \sum_n x(n) e^{-j\omega_k n} \right|^2 \quad (\text{B.16})$$

Utilizando o periodograma em Fourier (figura B.1) é possível identificar a fadiga muscular em atividade isométrica, já que essa é caracterizada pelo deslocamento do espectro do sinal eletromiográfico para as baixas frequências [5, 14].

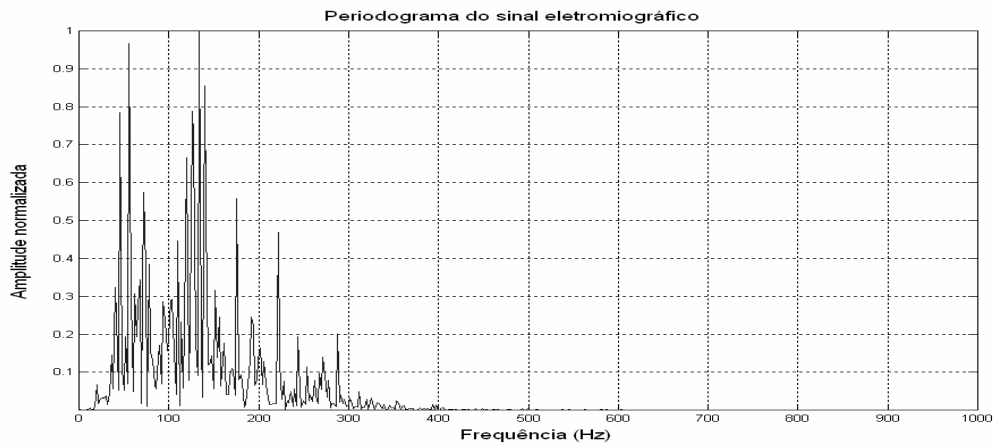


Figura B.1– Periodograma do sinal eletromiográfico para uma janela de 500 ms.

De forma similar a Fourier, utilizando a Transformada Wavelet defini-se o periodograma Wavelet (figura B.2c), que representa uma medida de energia do processo em cada coeficientes do espaço transformado (j,k) :

$$I_{j,k} = (d_{j,k})^2 = \left[\sum_{t=0}^{T-1} X_t \psi_{j,k}(t) \right]^2 \quad (B.17)$$

Os coeficientes Wavelets possuem uma localização no tempo e no escalar. Contudo, o escalar é identificado com uma unidade física análoga às frequências definidas no domínio de Fourier.

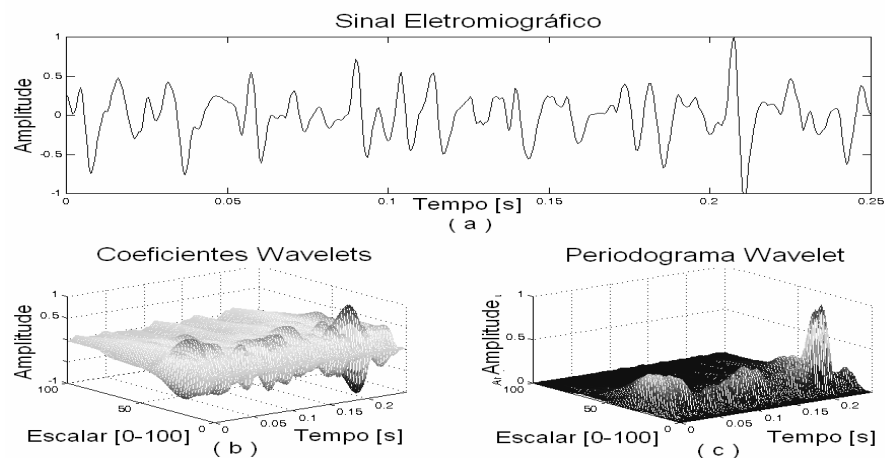


Figura B.2 – (a) EMG isométrico, (b) coeficientes Wavelets do EMG e (c) periodograma Wavelet do EMG.

C – REPRESENTAÇÃO BOXPLOT

O texto seguinte corresponde a descrição do gráfico boxplot, e foi transcrito da apostila do curso métodos estatísticos I, que encontra-se depositada no endereço internet <http://www.inf.ufsc.br/~borgatto/ci%eancias%20cont%e1beis/apostila%20completa.doc>, do curso ministrado na Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), no departamento de informática e estatística.

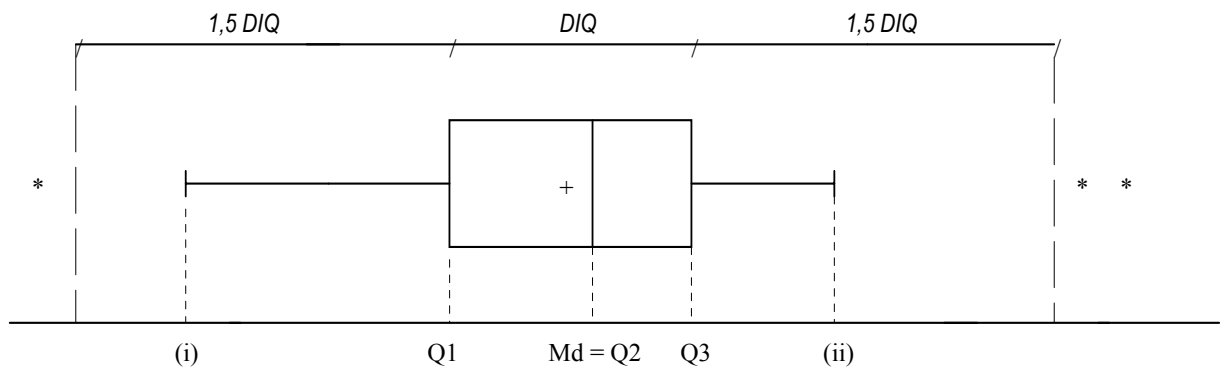
BOXPLOT

Um tipo de gráfico muito útil para a descrição de dados, visualização de sua variabilidade, comparação entre diferentes grupos é o gráfico em caixas, (*boxplot*). Foi introduzido pelo estatístico americano John Tukey em 1977.

Para a construção do *boxplot* obtêm-se primeiro as seguintes estatísticas, ou seja o resumo de cinco pontos: 1º quartil (Q_1), mediana (Q_2), 3º quartil (Q_3) e a distância interquartilica definida como $DIQ = Q_3 - Q_1$. O *boxplot* é obtido seguindo-se os seguintes passos:

1. reta são marcados o 1º quartil (Q_1), a mediana (Q_2) e o 3º quartil (Q_3).
2. dessa reta constrói-se um retângulo com limites iguais às posições do primeiro e terceiro quartis, cortado por um segmento de reta na posição relativa à mediana.
3. A partir dos limites do retângulo, traçam-se linhas até:
 - a) um extremo (valor máximo ou mínimo) ou
 - b) um valor correspondente a $1,5 DIQ$, se o extremo correspondente estiver a mais de DIQ do quartil respectivo.

Os pontos que são maiores do que $Q_3 + 1,5 DIQ$ ou menores do que $Q_1 - 1,5 DIQ$ são chamados de *pontos extremos (outliers)*. Existem símbolos especiais para representar no *boxplot* os pontos extremos. Um esquema de *boxplot* é apresentado na Figura abaixo:



O *boxplot* também fornece informações importantes sobre o comportamento do conjunto de dados, como simetria e variabilidade. Se a amplitude for muito maior que a distância interquartílica e a mediana estiver mais próxima do 1º quartil do que do 3º quartil, há fortes indicações de assimetria positiva e de grande dispersão das observações.

Observações atípicas (*outlier*)

É muito comum aparecerem entre os dados coletados, observações atípicas (*outliers*), isto é, valor muito grande ou muito pequeno em relação aos demais. Um conjunto de dados pode apresentar apenas um ou vários *outliers*.

Observações atípicas alteram enormemente as médias e variabilidade dos grupos a que pertencem e podem até mesmo distorcer as conclusões obtidas através de uma análise estatística padrão. Portanto, é de fundamental importância detectar e dar um tratamento adequado a elas. É bom fazer uma inspeção dos dados no início da análise estatística, através das técnicas descritivas de dados.

Causas do aparecimento de *outliers*

Dentre as possíveis causas do aparecimento de *outliers*, pode-se citar as seguintes:

- Leitura, anotação ou transcrição incorreta dos dados.
- Erro na execução do experimento ou na tomada da medida.
- Mudanças não controláveis nas condições experimentais ou dos elementos.

- Característica inerente à variável estudada (por exemplo, grande instabilidade do que está sendo medido).

Medidas a serem tomadas

Quando um *outlier* é detectado, duas medidas podem ser tomadas: abandoná-lo ou conservá-lo. Existem justificativas para cada uma dessas medidas e o tipo de análise pode variar, dependendo se o *outlier* foi ou não eliminado.

Um *outlier* deve ser eliminado da análise quando houver uma justificativa convincente para isto, por exemplo quando a observação é incorreta ou houve erro na execução do experimento ou na medida tomada. Após a eliminação do *outlier* pode-se fazer a análise estatística usando-se apenas as observações restantes, ou uma análise mais sofisticada, que foge ao nível deste texto.

Por outro lado, se nenhuma explicação pode ser dada à observação atípica, o *outlier* pode refletir uma característica do que está sendo estudado. Neste caso, tal observação deve ser incluída na análise e um tratamento especial deve ser dado aos dados. Por exemplo, pode-se usar uma ponderação da influência das observações ou alternativamente uma transformação (\sqrt{x} , $\log x$, etc.) da variável estudada.

D - VALORES DE t - SIGNIFICÂNCIA DE 0,05

gl	.05
1	12.706
2	4.303
3	3.182
4	2.776
5	2.571
6	2.447
7	2.365
8	2.306
9	2.262
10	2.228
11	2.201
12	2.179
13	2.160
14	2.145
15	2.131
16	2.120
17	2.110
18	2.101
19	2.093
20	2.086
21	2.080
22	2.074
23	2.069
24	2.064
25	2.060
26	2.056
27	2.052
28	2.048
29	2.045
30	2.042
40	2.021
60	2.000
120	1.980
∞	1.960

E – PRINCIPAIS PROGRAMAS EM MATLAB

B.1 – Corte pelo *trigger* manual e gravação dos sinais coletados (terceiro protocolo)

```
Clear;close all;clc
for k=[1 2 3 4 5 6 7 8 9]
if k==1
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos13
elseif k==2
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos23
elseif k==3
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos33
elseif k==4
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos43
elseif k==5
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos53
elseif k==6
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos63
elseif k==7
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos73
elseif k==8
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos83
elseif k==9
load c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\amos93
end
subplot(2,1,1)
if k>0
plot(TRIG)
end
subplot(2,1,2);plot(emg_L);[c r]=ginput(2);c=round(c);
emg_L=emg_L-mean(emg_L);emgl=emg_L(c(1):c(2));
emg_M=emg_M-mean(emg_M);emgm=emg_M(c(1):c(2));
if k>0
TG=TRIG(c(1):c(2));
end
tg=abs(trig(round(c(1):c(2))));tg(tg>16.6)=0;tg(tg>0)=1;
tg=diff(tg);tg(tg<0)=0;
if k==1
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a13 emgl emgm tg TG
elseif k==2
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a23 emgl emgm tg TG
elseif k==3
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a33 emgl emgm tg TG
elseif k==4
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a43 emgl emgm tg TG
elseif k==5
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a53 emgl emgm tg TG
elseif k==6
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a63 emgl emgm tg TG
elseif k==7
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a73 emgl emgm tg TG
elseif k==8
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a83 emgl emgm tg TG
elseif k==9
save c:\unb\Eletromiografia\Arquiv~3\progra~1\dados\a93 emgl emgm tg TG
end
clear
end
```

B.2 – Identificação dos parâmetros FPMd, RMS, MdCEA e RACEA (terceiro protocolo)

```
clear;clf;clc;close all
for k=[1 2 3 4 5 6 7 8 9]
dia=3;load(['a' int2str(k) int2str(dia)])
Ptg=find(tg);vel=1./(Ptg(2:length(Ptg))-Ptg(1:length(Ptg)-1));
vel=vel/max(vel);
MATRIZCEAm=zeros(length(Ptg),100);MATRIZCEAL=zeros(length(Ptg),100);
Hl=zeros(1,100);Hm=zeros(1,100);
emgl=emgl-mean(emgl);emgm=emgm-mean(emgm);EMGLT=0;EMGMT=0;

%segmentação 20% do ciclo de pedalada
for i=1:length(Ptg)-1
D=round((Ptg(i+1)-Ptg(i))/10);
EMGLaux=emgl(Ptg(i)+round(4*D):Ptg(i+1)-round(4*D));
EMGLT=[EMGLT; EMGLaux];
EMGMaux=emgm(Ptg(i)+round(4*D):Ptg(i+1)-round(4*D));
EMGMT=[EMGMT; EMGMaux];
end
D=1000;s=0
for i=1:D:length(EMGLT)-(D+1)
s=s+1;

%processamento vasto lateral (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA)
EMGL=EMGLT(i:i+D);
rmsl(s)=mean(EMGL.^2).^5;
fpml(s)=fpm(EMGL,2000);
cfl=cwt(EMGL,1:100,'db4').^2;
AUXHl=his(round(double(im2uint8(cfl)).*(99/255))));
Hl(1:length(AUXHl))=AUXHl;CEAl=Hl.*(0:99);
CEAl(100)=0;MATRIZCEAl(s,1:length(CEAl))=CEAl;
MCEAl(s)=median(CEAl);
RALCEAl(s)=(sum(CEAl(67:100))).^5;

%processamento vasto medial (FPMd, RMS, MdCEA e RACEA)
EMGM=EMGMT(i:i+D);
rmsm(s)=mean(EMGM.^2).^5;
fpmm(s)=fpm(EMGM,2000);
cfm=cwt(EMGM,1:100,'db4').^2;
AUXHm=his(round(double(im2uint8(cfm)).*(99/255))));
Hm(1:length(AUXHm))=AUXHm;CEAm=Hm.*(0:99);
CEAm(100)=0;MATRIZCEAm(s,1:length(CEAm))=CEAm;
MCEAm(s)=median(CEAm);
RALCEAm(s)=(sum(CEAm(67:100))).^5;

Hl=zeros(1,100);Hm=zeros(1,100);
clear cfl cfm CEAl CEAm EMGL EMGM AUXHl AUXHm
i/length(EMGLT)
clc
end

%salvando resultados para cada sujeito
save(['RESULT_' int2str(k) int2str(dia)], 'EMGLT', 'EMGMT','MATRIZCEAm',
'MATRIZCEAl', 'rmsm', 'rmsl', 'fpmm', 'fpml', 'RALCEAl', 'RALCEAm',
'MCEAm', 'MCEAl', 'vel')
clear
end
```

B.3 – Identificação dos parâmetros FPMd, RMS (protocolo dinâmico de referência)

```
clear;clf;clc;close all
for k= [1 2 3 4 5 9 10 7 12 14]
load(['a' int2str(k)])
tgd=(diff(tg));
tgd(tgd<.5)=0;
tgd(tgd>0)=1;
Ptg=find(tgd);
emgd=emgd-mean(emgd);
EMGDT=0;

%segmentação 20% do ciclo de pedalada
for i=1:length(Ptg)-1
D=round((Ptg(i+1)-Ptg(i))/10);
EMGDaux=emgd(Ptg(i):Ptg(i)+round(2*D));
EMGDT=[EMGDT; EMGDaux];
end
;s=0
for i=1:1000:length(EMGDT)-(1001)
s=s+1;
EMGD=EMGDT(i:i+1000);

%processamento vasto lateral (FPMd, RMS)
rmsd(s)=mean(EMGD.^2).^5;
fpm(s)=fpm(EMGD,2000);
cfD=cwt(EMGD,1:100,'db4').^2;
AUXHD=his(round(double(im2uint8(cfD)).*(99/255)));
HD(1:length(AUXHD))=AUXHD;
CEAD=HD.*(0:99);
CEAD(100)=0;
MATRIZCEAD(s,1:length(CEAD))=CEAD;
mdcead(s)=median(CEAD);
raced(s)=(sum(CEAD(67:100))).^5;
i/length(EMGDT)
clc
end
save(['RESULTTrabalhoFinal_' int2str(k)], 'rmsd',
'fpm','mdcead','raced')
clear
end
```

B.4 – Identificação dos parâmetros FPMd, RMS (protocolo isométrico de referência)

```
Clear;close all;clc
for k=[1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12]
if k==1
load a1;emg=a1;
elseif k==2;load a2;emg=a2;
elseif k==3;load a3;emg=a3;
elseif k==4;load a4;emg=a4;
elseif k==5;load a5;emg=a5;
elseif k==6;load a6;emg=a6;
elseif k==7;load a7;emg=a7;
elseif k==8;load a8;emg=a8;
elseif k==9;load a9;emg=a9;
elseif k==10;load a10;emg=a10;
elseif k==11;load a11;emg=a11;
elseif k==12;load a12;emg=a12;
end
emgc=emg-mean(emg);Cemg=length(emgc);n=0;
```

```

for i=1:1000:Cemg-1000
n=n+1;

%processamento vasto lateral (FPMd, RMS)
FPM(n)=fpm(emgc(i:i+1000),2000);
RMS(n)=mean(emgc(i:i+1000).^2).^2.5;i/Cemg
clc
end
FPM=FPM./max(FPM);RMS=RMS./max(RMS)+.75;
Tempo=length(emg)/2000;
t=0:Tempo/length(FPM):Tempo-Tempo/length(FPM);
subplot(3,4,k)
plot(t,FPM,'r');hold;plot(t,poly1(FPM),'k:');
plot(t,poly1(RMS),'k:');plot(t,RMS)
tab(k,1:2)=[max(diff(poly1(FPM))) max(diff(poly1(RMS)))]];
axis([0 Tempo min(FPM) max(RMS)]);pause(.1)
clear RMS FPM
end

```

B.5 – Função – Frequência de Potência Mediana

```

function fpm=fpm(sinal,fs)
[SINAL,f]=rf(sinal,fs);
SINAL(1)=0;
AREA1=sum(SINAL.^2)/2;
AREA2=0;
cont=0;
while AREA2<AREA1/2;
    cont=cont+1;
    AREA2=AREA2+SINAL(cont).^2;
end
fpm=f(cont);

```

B.6 – Função – Resposta em Frequência

```

function [SINAL,f]=rf(sinal,fs)
fn=fs/2;
f=(0:length(sinal)-1)*fs/length(sinal);
SINAL=abs(fft(sinal));
SINAL=SINAL;%/max(SINAL);

```

B.7 – Função – Histograma

```

function H=his(a)
a=double(a);ref=max(max(a));
for i=0:ref
H(i+1)=length(find(a==i));
end

```

B.8 – Função – Mediana

```

function n=median(a)
A=sum(a);n=0;Ar=0;
while Ar<A/2
    n=n+1;Ar=Ar+a(n);
end

```

“Os demais programas gerados objetivaram, prioritariamente, gerar as figuras apresentadas ao longo da tese”