

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
ESCOLA DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

RAMON DE FREITAS ELIAS CAMPOS

**DESENVOLVIMENTO DE FERRAMENTA DE COMPARAÇÃO DE
TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS PARA DETERMINAR
FADIGA MUSCULAR POR MEIO DO SINAL EMG**

Goiânia

2012

RAMON DE FREITAS ELIAS CAMPOS

**DESENVOLVIMENTO DE FERRAMENTA DE COMPARAÇÃO DE
TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS PARA DETERMINAR
FADIGA MUSCULAR POR MEIO DO SINAL EMG**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia de Computação da Universidade Federal de Goiás, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Dr. Marcus Fraga Vieira

Goiânia

2012

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
GPT/BC/UFG**

C198d Campos, Ramon de Freitas Elias.
Desenvolvimento de ferramenta de comparação de técnicas de processamento de sinais para determinar fadiga muscular por meio do sinal emg [manuscrito] / Ramon de Freitas Elias Campos. - 2012.
120 f. : il., figs, tabs.

Orientador: Prof. Dr. Marcus Fraga Vieira.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Goiás, Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e Computação, 2012.

Bibliografia.

Inclui lista de figuras, siglas e tabelas.

Apêndice.

1. Sinal eletromiográfico - Análise. 2. Fadiga muscular. 3. Regressão linear. I. Título.

CDU: 612.766.1

AGRADECIMENTOS

À Deus pela coragem, iluminação, força e determinação concebida.

Aos meus pais Manoel Campos e Margeri Campos, que foram, e sempre serão meus verdadeiros heróis. À minha avó Cícera Leão pelo inestimável carinho e zelo. Aos meus irmãos Soraya, Sinara, Rommel e Renan, pelo auxílio, apoio e esforço empenhado em mais essa conquista.

Aos colegas do Vapt Vupt – Central do Servidor, que acompanharam e torceram pelo bom desenvolvimento desta pesquisa.

Aos amigos e pesquisadores do LaBioEng: Adriana, Célio, Evlyn, Fábio, Fernanda Lisboa, Fernanda Nora, Fernando, Ivan, Juliano, Luciana, Marlei, Renata, Sarah, Viviane, Wilson, e todos os demais pelos momentos de aprendizagem, compartilhamento e diversão.

Ao pessoal da secretaria de Pós Graduação, em especial à Dulce e João.

Ao amigo Marco Aurélio, pelo convite para iniciar minhas pesquisas no LaBioEng.

Ao amigo Renato, que com muito esforço e dedicação também conquistou seu título.

Aos integrantes do grupo de Biomedicina da *National Instruments*, em especial ao moderador ZhijunGu e ao Michel.

Ao professor Mestre Antonio Carlos Duarte Ricciotti, que de Rondônia auxiliou no desenvolvimento desse estudo.

Aos professores Doutor Rodrigo Lemos e Doutor Antônio Baleeiro, pela oportunidade de ingressar no Programa de Mestrado.

Ao professor Doutor Marcus Fraga Vieira, pelo voto de confiança, paciência e orientação deste trabalho.

Especialmente à Gabriela, amor da minha vida, com quem compartilho todos os momentos de alegria da minha vida. À pequenina Clarice, nossa filha.

*Se não puder se destacar pelo talento,
vença pelo esforço.*

Dave Weinbaum

RESUMO

Este trabalho propõe o desenvolvimento de uma ferramenta computacional para realizar a análise do sinal eletromiográfico (EMG) por meio de técnicas de processamento de sinais a fim de detectar fadiga muscular. Com aprovação do Comitê de Ética da Universidade Federal de Goiás, foram captados os sinais eletromiográfico do bíceps braquial do braço dominante de 10 voluntários, que não apresentavam histórico de problemas musculares. O protocolo consistiu na obtenção do valor de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) com o voluntário sentado, pés em contato com o chão e o antebraço em ângulo de 90° em relação ao tronco, realizando três repetições de contração máxima, contra uma superfície fixa e rígida, durante 5 segundos, intercaladas por um período de 5 minutos em repouso. O valor da CIVM, representando 100% da força máxima exercida, foi determinado por meio da média aritmética dos maiores valores de cada amostra. Para análise de contração estática, o voluntário realizou uma nova contração com carga de 60% da CIVM durante 30 segundos, ou até onde suportasse. Na análise de contração dinâmica, foi utilizado um eletrogoniômetro para medição do ângulo do antebraço que, ao carregar uma carga com 60% da CIVM, realizou manobra de flexão, alcançando ângulo de 70°, e manobra de extensão, atingindo ângulo de 130° do antebraço em relação ao tronco. Cada manobra (flexão e extensão) foi realizada em 1,5 segundos, durante um período de 30 segundos ou enquanto suportasse, totalizando no máximo de 10 flexões e 10 extensões. Foram adotadas para análise do sinal EMG no domínio do tempo as técnicas de cálculo do valor quadrático médio (RMS) e transformada wavelet contínua (TWC). Para análise no domínio da frequência foram adotados os valores médios e medianos obtidos pelas técnicas de transformada rápida de Fourier (FFT), o estimador espectral de Welch, o filtro autorregressivo de média móvel (ARMA) e as transformadas wavelets analíticas (TWA). Utilizando uma janela de 250 ms foram obtidos os gráficos contendo a regressão linear de todas as técnicas. A inclinação positiva da reta de regressão, para o domínio do tempo, e inclinação negativa, para o domínio da frequência, indica o processo de fadiga muscular. A utilização da transformada wavelet, em grandes escalas, apresenta valor mais significativo de indícios de fadiga muscular quando comparada às técnicas padrões RMS e FFT. O método estatístico utilizado foi a ANOVA de um fator, com o $P < 0,05$. Apenas na contração dinâmica no domínio da frequência obteve um $P < 0,05$. Aplicada a análise *post hoc* do teste de Tukey foram

identificadas, das técnicas comparadas duas a duas, quais apresentaram um grau de variância maior que 5%. Ainda no trabalho é sugerido o desenvolvimento de equipamento de coleta de sinais EMG sem fio, o aperfeiçoamento da ferramenta desenvolvida para detecção de potenciais de ativação de unidade motora (MUAP), o controle de próteses de reabilitação, e a sincronização com outros sistemas de coleta de dados.

Palavras-chaves: EMG, fadiga muscular, regressão linear, RMS, FFT, Welch, ARMA, wavelet.

ABSTRACT

This study aimed to development of a computational tool for electromyographic signal (EMG) analysis by signal processing techniques to determine muscular fatigue. With Ethics Committee of Federal University of Goiás approve were recorded from the dominant biceps brachii of 10 volunteers, that did not ever had muscular disease. The protocol consisted on get the maximal voluntary isometric contraction (MVIC) from the volunteer seated, floor contact with the feet, and forearm in 90 degree, doing three maximal voluntary contraction against a rigid and fixed surface, by five seconds, with a five resting minutes between each acquisition. The MVIC values were obtained by arithmetical mean from the three greater values of each contraction. In statistical analysis the volunteer sustained a load of 60% MVIC for 30 seconds, or while they supported. For dynamical analysis was used a electrogoniometer tied in forearm to measure the angle and a 60% MVIC load for 30 seconds measured, achieved angle of 70° until 130°, and return to 70°. Each flexion was did in 1,5 seconds, or while volunteer support. To analyze the signal in time domain were used Root main square (RMS) values and Continuous wavelet transform (CWT). To analyze in frequency domain were adopted the values of mean and median from Fast Fourier Transform (FFT), Welch spectral estimator, auto regressive moving average (ARMA) filter, and analytic wavelet transform (AWT). Linear regressions were obtained using a window of 250 ms for all techniques. Slopes with positive values, in time domain, and slopes with negative values, in frequency domain, indicate muscular fatigue. Using high scales of wavelet transform shows great results while compared with default techniques, like RMS and FFT. ANOVA one way were adopted as statistical method of analysis, with $P < 0,05$. Only in dynamic contraction, on frequency domain, had P value $< 0,05$. Tukey test were applied to identify which techniques had variance great than 5%. Is suggested as future works development of a wireless system to acquire EMG signals, improvement in the software to motor unit action potentials (MUAP) detection, prosthesis control, and synchronization with others systems of data collection.

Keywords: EMG, muscular fatigue, linear regression, RMS, FFT, Welch, ARMA, wavelet.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Músculo estriado composto por fibras musculares (adaptado de TORTORA; NIELSEN, 2012).	20
Figura 2 - Unidade motora (adaptado de WATERBURY, 2007).....	21
Figura 3 - Unidade motora das fibras tipo I (slow), II-a e II-b (FF). A. Contração muscular. B. Força produzida. C. Fadigabilidade (adaptado de KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000).	22
Figura 4 - Composição da fibra muscular. A) Fibra muscular composta por miofibrilas. B) Miofibrilas são compostas por unidades cilíndricas denominadas sarcômeros, separadas pelos discos Z. C) Filamentos finos (actina) e grossos (miosina) (adaptado de KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000).....	23
Figura 5 - A. Contração da fibra muscular. B. Estiramento da fibra muscular (adaptado de CIÊNCIA ESTRANHA, 2011).	24
Figura 6 - Contração Estática (adaptado de CK, 2011).....	25
Figura 7 - Ao levantar a carga, é realizada a flexão e o músculo bíceps braquial realiza contração concêntrica. Ao abaixar a carga, é realizada a extensão e o músculo realiza contração excêntrica. (adaptado de CK, 2011).	26
Figura 8 - Transformada de Fourier de Curto Tempo – STFT (adaptado de NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2011d).....	32
Figura 9 - Famílias de wavelets (adaptado de GRAPS, 2004).	39
Figura 10 - Dilatação a e translação b do sinal wavelet (adaptado de NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2005).....	40
Figura 11 - À esquerda, representação em duas dimensões do espectrograma/escalograma. À direita, a representação em 3 dimensões (adaptado de NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2011e).....	41
Figura 12 - Posicionamento do voluntário para coleta do sinal EMGS.....	45
Figura 13 - Tela de coleta do EMGS durante contração isométrica máxima, com duração de 5 segundos.....	46
Figura 14 - Tela de captura do sinal EMG para contração estática de 60% da CIVM.	47
Figura 15 - Eletrogoniômetro afixado ao membro superior com fitas de velcro.....	48
Figura 16 - Tela de captura do sinal EMG para contração dinâmica, com indicadores do ângulo máximo (130° - 7V) e mínimo (70° - 4V) a ser executado.....	49

Figura 17 - À esquerda, o eletrodo diferencial ativo de superfície. À direita, a interface de Ag/AgCl descartável.	50
Figura 18 - Eletrogoniômetro da EMGSystem do Brasil.	51
Figura 19 - Condicionador de sinais da EMGSystem do Brasil.	51
Figura 20 - Conversor A/D USB-6218 da National Instruments.	52
Figura 21 - LabView 2010 da <i>National Instruments</i>	53
Figura 22 - Regressão linear dos valores RMS durante uma contração isométrica em 60% da carga máxima, com duração de 30 segundos. A reta apresenta inclinação positiva indicando fadiga muscular. A linha fina com pontos representa os valores RMS no respectivo instante de tempo e a linha grossa representa a reta de regressão linear.	56
Figura 23 - Regressão linear dos valores de frequência mediana em uma contração isométrica em 60% da carga máxima, com duração de 30 segundos. A linha fina com pontos representa os valores medianos da frequência a cada 250 ms e a linha grossa representa a reta de regressão linear.	57
Figura 24 - Sinal EMG em linha fina (vermelha) e valor RMS sem pós-processamento em linha grossa (preta).	59
Figura 25 - Gráficos da regressão linear do valor RMS. A linha fina com pontos representa os valores RMS no respectivo instante de tempo e a linha grossa em azul representa a reta de regressão linear. (a) Escala 4; (b) Escala 8; (c) Escala 16; (d) Escala 32; (e) Escala 64; (f) Escala 128.	60
Figura 26 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração estática no domínio do tempo. As técnicas atendem à hipótese de igualdade.	62
Figura 27 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido pela FFT.	63
Figura 28 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido com o filtro ARMA.	63
Figura 29 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido pelo estimador espectral de Welch.	64
Figura 30 - Escalograma wavelet em escala 128. No instante entre 10,75 e 11 segundos há registro de elevada energia entre as escalas 40 e 60.	64
Figura 31 - Espectrograma wavelet em escala 128. A faixa de frequências está entre 0 e 200 Hz.	65
Figura 32 - Espectro de potência da wavelet em escala 128, obtido a partir do escalograma da Figura 30.	65

Figura 33 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido com o a transformada wavelet analítica em escala 128.....	66
Figura 34 - Devido à baixa resolução das escalas houve a invalidação dos valores de regressão linear. (a) Escala 4; (b) Escala 8; (c) Escala 16; (d) Escala 32.....	66
Figura 35 – No gráfico superior, espectrograma da TWA e, no gráfico inferior, o espectro de frequência obtido de uma senóide pura de frequência 200 Hz.....	67
Figura 36 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração estática no domínio da frequência. As técnicas atendem à hipótese de igualdade.....	69
Figura 37 - Sinal EMG, em linha fina e vermelha, e valor RMS, em linha grossa e preta, da atividade de contração dinâmica. Em momentos de contração é apresentada grande atividade muscular.	70
Figura 38 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração dinâmica no domínio do tempo. As técnicas atendem à hipótese de igualdade.....	72
Figura 39 - Na linha grossa vermelha, regressão linear, e, na linha preta fina marcações dos valores médios no domínio da frequência.....	73
Figura 40 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração dinâmica no domínio da frequência. As hipóteses de igualdade são rejeitadas entre as técnicas 9-2, 7-4, 9-4, e 9-6.....	75
Figura 41 - Variação de média maior que 5% entre as amostras 7-3 e 8-3.	82
Figura 42 - Tela de captura da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).....	93
Figura 43 - Diagrama de blocos da tela de coleta da contração voluntária isométrica máxima (CIVM).	94
Figura 44 - Tela de captura da atividade de 30 segundos com valor de 60% da CIVM.	95
Figura 45 - Possibilidade de realizar a aquisição em tempo real ou por meio da leitura de arquivo.....	95
Figura 46 - Parte do diagrama de blocos da tela de captura de contração com 60% da CIVM durante 30 segundos.....	96
Figura 47 - Tela de aquisição do sinal EMG e medição do ângulo da contração dinâmica.....	96
Figura 48 - Diagrama de blocos da coleta do sinal EMG e registro do eletrogoniômetro.	97
Figura 49 - Análise do valor RMS em contração estática apresentado no quadro superior.	97

Figura 50 - Caixa de seleção para opção de salvar, ou não, os valores obtidos pela regressão linear.....	98
Figura 51 - Diagrama de blocos da tela de análise do sinal RMS.....	98
Figura 52 - Tela de análise do valor RMS por meio da Transformada Wavelet Contínua (TWC), com utilização da wavelet mãe coif3.	99
Figura 53 - Diagrama de blocos da tela de análise do valor RMS por meio da TWC.	99
Figura 54 - Análise da regressão linear por meio dos valores da frequência mediana utilizando FFT.....	100
Figura 55 - Resultados da regressão linear entre o tempo de 0 a 10 e 10 a 20 segundos da atividade.	101
Figura 56 - Diagrama de blocos da tela de análise de regressão linear por meio da FFT.....	101
Figura 57 - Diagrama de blocos da análise pelo filtro ARMA.	102
Figura 58 - Tela de validação da extração do espectro de frequência por meio da TWA.	103
Figura 59 - Diagrama de blocos da aplicação de validação da obtenção do espectro de frequência pela TWA.....	103
Figura 60 - Análise da regressão linear utilizando a TWA.....	104
Figura 61 - Diagrama de blocos da tela de regressão linear utilizando TWA.....	104
Figura 62 - Tela de leitura do arquivo dos valores de regressão linear e obtenção do valor médio e desvio padrão.	105
Figura 63 - Diagrama de blocos da leitura do arquivo e cálculo do valor médio e desvio padrão.....	106
Figura 64 - Diagrama de blocos do cálculo da frequência média (MPF).....	107
Figura 65 - Diagrama de blocos do cálculo da frequência mediana (MDF).....	107
Figura 66 - Diagrama de bloco do cálculo da regressão linear.	108
Figura 67 - Diagrama de bloco da divisão do sinal e do tempo para os instantes de 0 a 10, 10 a 20 e 20 a 30 segundos de atividade.....	108
Figura 68 - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	120

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Técnicas de análise no domínio do tempo.....	58
Tabela 2 - Técnicas de análise no domínio da frequência.	58
Tabela 3 - Inclinação das retas de regressão linear na análise no domínio do tempo. Análise total da atividade (0 a 30 segundos).....	59
Tabela 4 - Resultado da ANOVA um fator, com fator $P < 0,05$, para contração estática no domínio do tempo.	61
Tabela 5 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise total da atividade (0 a 30 segundos).	68
Tabela 6 - Resultado da ANOVA, com fato $P < 0,05$, para contração estática no domínio da frequência.....	68
Tabela 7 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio do tempo em contração dinâmica. Análise total da atividade (0 a 30 segundos).....	70
Tabela 8 - Resultado da ANOVA, com fator $P < 0,05$, para contração dinâmica no domínio do tempo.....	71
Tabela 9 - Inclinação das retas de regressão linear da análise no domínio da frequência. Análise o intervalo total da atividade (0 a 30 segundos).....	73
Tabela 10 - Resultado da ANOVA um fator, com $P < 0,05$, para contração dinâmica no domínio da frequência.....	74
Tabela 11 - A inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio do tempo. Análise da atividade entre 0 e 10 segundos, 10 e 20 segundos, 20 e 30 segundos.....	76
Tabela 12 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise da atividade entre 0 e 10 segundos.	77
Tabela 13 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise da atividade entre 10 e 20 segundos.	77
Tabela 14 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise da atividade entre 20 e 30 segundos.	77
Tabela 15 - Inclinação das retas de regressão linear ($\mu\text{V/s}$) da análise no domínio do tempo. Análise da atividade em 0 a 10 segundos, 10 a 20 segundos, e 20 a 30 segundos.....	78
Tabela 16 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência (Hz/s). Análise da atividade entre 0 e 10 segundos.....	79

Tabela 17 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência (Hz/s). Análise da atividade entre 10 e 20 segundos.....	79
Tabela 18 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência (Hz/s). Análise da atividade entre 20 e 30 segundos.....	80
Tabela 19 - Valores médios, em $\mu\text{V/s}$, para contrações estáticas e dinâmicas no domínio do tempos.....	81
Tabela 20 - Valores da regressão linear da frequência média para contrações estáticas e dinâmicas.....	83
Tabela 21 - Valores da regressão linear da frequência mediana para contrações estáticas e dinâmicas.....	84
Tabela 22 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.....	109
Tabela 23 – Cálculo ANOVA um fator.....	109
Tabela 24 - Teste de TUKEY.....	110
Tabela 25 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.....	111
Tabela 26 – Cálculo da ANOVA um fator.....	111
Tabela 27 - Teste de Tukey.....	112
Tabela 28 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.....	112
Tabela 29 - Cálculo da ANOVA um fator.....	113
Tabela 30 - Teste de TUKEY.....	114
Tabela 31 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.....	116
Tabela 32 - Cálculo ANOVA. P-Valor menor que 0,05.....	116
Tabela 33 - Teste de Tukey. Constatada variação menor que 0,05 para P-Valor para as amostras 7-4, 6-5, 7-5 e 8-5.....	117

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADP	Adenosina Difosfato
AR	Auto Regressivo
ARMA	Auto Regressivo de Média Móvel
ATP	Adenosina Trifosfato
BPM	Batidas por Minuto
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
CT	<i>Critical Torque</i>
CVM	Contração Voluntária Máxima
DEP	Densidade Espectral de Potência
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiografia
EMGFT	<i>Electromyographic Fatigue Threshold</i>
EMGS	Eletromiografia de Superfície
FF	<i>Fast Fatigable</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FR	<i>Fast Fatigue-Resistant</i>
HSD	<i>Honestly Significant Difference</i>
IMP	<i>Intramuscular Pressure</i>
LMS	<i>Least Mean Square</i>
MA	Média ajustável
MLP	<i>Multi Layer Perceptron</i>
MUAP	<i>Motor Unit Action Potential</i>
PSD	<i>Power Spectral Density</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SDF	<i>Spectral Distribution Function</i>
STFT	<i>Short Time Fourier Transform</i>
TFTD	Transformada de Fourier de Tempo Discreto
TWA	Transformada Wavelet Analítica
TWC	Transformada Wavelet Contínua
TWD	Transformada Wavelet Discreta
UM	Unidade Motora
VL	Vasto lateral

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	OBJETIVOS	18
3	REVISÃO DE LITERATURA	19
3.1	Fisiologia Muscular	19
3.1.1	<i>Características do Sinal Eletromiográfico de Superfície</i>	22
3.2	Contração Muscular	23
3.3	Técnicas de Processamento de Sinais para Determinação da Fadiga Muscular	26
3.3.1	<i>RMS</i>	26
3.3.2	<i>Frequência Média</i>	28
3.3.3	<i>Frequência Mediana</i>	29
3.3.4	<i>Transformada de Fourier</i>	30
3.3.5	<i>Estimação Espectral</i>	32
3.3.6	<i>Transformada Wavelets</i>	38
4	MATERIAIS E MÉTODOS	44
4.1	Protocolo	44
4.1.1	<i>Contração Estática</i>	46
4.1.2	<i>Contração Dinâmica</i>	47
4.2	Instrumentação	50
4.2.1	<i>Eletrodos</i>	50
4.2.2	<i>Eletrogoniômetro</i>	50
4.2.3	<i>Condicionador de Sinais</i>	51
4.2.4	<i>Conversor A/D</i>	52
4.2.5	<i>Computador</i>	52
4.2.6	<i>Softwares</i>	53
4.3	Análise dos Dados	53
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	56
5.1	Contração Estática	58
5.1.1	<i>Domínio do Tempo</i>	58
5.1.2	<i>Domínio da Frequência</i>	62
5.2	Contração Dinâmica	69
5.2.1	<i>Domínio do tempo</i>	69
5.2.2	<i>Domínio da Frequência</i>	72

5.3 Análise Fracionada do Tempo de Atividade.....	75
5.4 Contração Estática X Contração Dinâmica.....	80
6 CONCLUSÃO.....	85
REFERÊNCIAS.....	87
APÊNDICE.....	92
ANEXO	119

1 INTRODUÇÃO

A análise de fadiga muscular utilizando o sinal eletromiográfico (EMG) vem sendo amplamente estudada desde os anos 80, graças às facilidades que o avanço na área da computação tem proporcionado (GERBER *et al.*, 1984). Utilizando técnicas de processamento de sinais é possível analisar o avanço/melhora de algumas patologias, realizar tratamentos para reabilitação e prevenção de lesões neuromusculares, análise de força, treinamento de atletas, entre outros benefícios (DA SILVA; GONÇALVES, 2003).

Atualmente não é recomendada a utilização de eletrodos invasivos, também denominados eletrodos de agulha, sendo adotados os eletrodos de superfície e os vetores de eletrodos. Os eletrodos de agulha apresentam melhores respostas quando comparados com os eletrodos de superfície, devido sua proximidade às fibras musculares, a ausência de superfícies de isolamento, como a camada da pele e gordura, e menor interferência de outros músculos (*crosstalk*). Mas devido ao avanço das técnicas metodológicas e computacionais, os eletrodos de superfície fornecem resultados bastante precisos, sem causar desconforto, ou eventual lesão.

Seguindo as mesmas tendências, este projeto tem como objetivo desenvolver uma ferramenta computacional para realizar a análise do sinal EMG de superfície (EMGS) na detecção de fadiga muscular, utilizando técnicas clássicas, como a raiz quadrática média (RMS), transformada de Fourier e o estimador espectral de Welch, e outras modernas, como os filtros de média móvel autorregressiva (ARMA) e as transformadas wavelet.

Para tanto, esta dissertação está dividida em seis capítulos. O primeiro introduz o leitor ao conteúdo geral e apresenta a estrutura desenvolvida na dissertação. No segundo capítulo são apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos deste estudo. O capítulo três apresenta os conteúdos de revisão bibliográfica para entendimento inicial do tema desenvolvido. Dessa forma, são abordadas as características da fisiologia muscular envolvidas no processo de atividade física, as informações obtidas por um sinal eletromiográfico de superfície e os tipos de contrações musculares existentes. Aborda-se, também, o conceito matemático das técnicas utilizadas neste trabalho, do valor RMS, dos valores de frequência média e mediana, da Transformada de Fourier, do estimador espectral de Welch, dos filtros ARMA e da transformada wavelets, assim como as referências aos estudos já desenvolvidos na literatura.

São apresentados no quarto capítulo os materiais e métodos utilizados para o desenvolvimento deste estudo, o qual se divide em três importantes premissas: a descrição do protocolo adotado para determinação do valor da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e das atividades de contração estática e dinâmica; informação de toda instrumentação utilizada no Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica para proceder com a coleta de um sinal EMG; e a adoção da regressão linear e análise estatística como técnicas para análise dos dados.

No capítulo cinco são apresentados os resultados e as discussões das análises de regressão linear, tanto para contração estática quanto para contração dinâmica, indicando quais técnicas apresentaram os melhores e piores resultados, e os resultados das análises estatísticas fornecidas pelo método ANOVA de um fator, e a análise *post hoc* de comparação entre variáveis dados pelo teste Tukey, para as condições de contração estática e dinâmica.

O último capítulo expõe as conclusões do estudo, focando nos pontos positivos e na superação dos desafios lançados. São propostas sugestões para melhorias e novas possibilidades de atualizações, acreditando na viabilidade de melhores resultados serem alcançados.

2 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo desenvolver uma ferramenta computacional capaz de realizar a análise de técnicas de processamento de sinais para determinação de fadiga muscular por meio do sinal EMG de superfície.

O objetivo geral proposto neste trabalho pode ser dividido nos seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver uma ferramenta computacional para realizar aquisição e análise do sinal EMG.
- Utilizar algumas das variadas técnicas de determinação da fadiga muscular.
- Comparar os resultados obtidos pela utilização das variadas técnicas, indicando quais apresentam melhores resultados para detecção da fadiga muscular.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta uma breve introdução à fisiologia neuromuscular, demonstrando os tipos e características das fibras musculares de contração voluntária, bem como as características do sinal eletromiográfico de superfície (EMGS).

São detalhadas as etapas da atividade muscular quanto à ativação e desativação de suas fibras, e as diferenças quanto à contração estática, ou isométrica, e dinâmica, ou isotônica.

Também são demonstrados os conceitos matemáticos e as referências aos estudos que utilizaram as respectivas técnicas para determinação de fadiga muscular. As análises do sinal EMG no domínio do tempo foram feitas utilizando os valores da raiz quadrática média (RMS) sem processamento (sinal bruto) e em seis escalas (4, 8, 16, 32, 64 e 128) de transformada wavelet. No domínio da frequência, a análise do sinal foi feita com o cálculo dos valores de frequência média e mediana utilizando a transformada rápida de Fourier (FFT), a estimação espectral com métodos paramétricos (moderna) e não-paramétricos (clássica), e transformadas wavelets.

3.1 Fisiologia Muscular

O sinal eletromiográfico, ou eletromiograma, é o registro da atividade elétrica de um ou vários músculos. Os movimentos voluntários são realizados pelos músculos esqueléticos, também denominados estriados (Figura 1), e estes se fixam nos ossos ou em cartilagens. Uma fibra muscular esquelética típica de um mamífero é cilíndrica, possui diâmetro entre 50 a 100 μm , e comprimento entre 2 a 6 cm. Um músculo pode ser composto por milhares de fibras dispostas em paralelo, e nos músculos longos as fibras são dispostas em série (KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000).

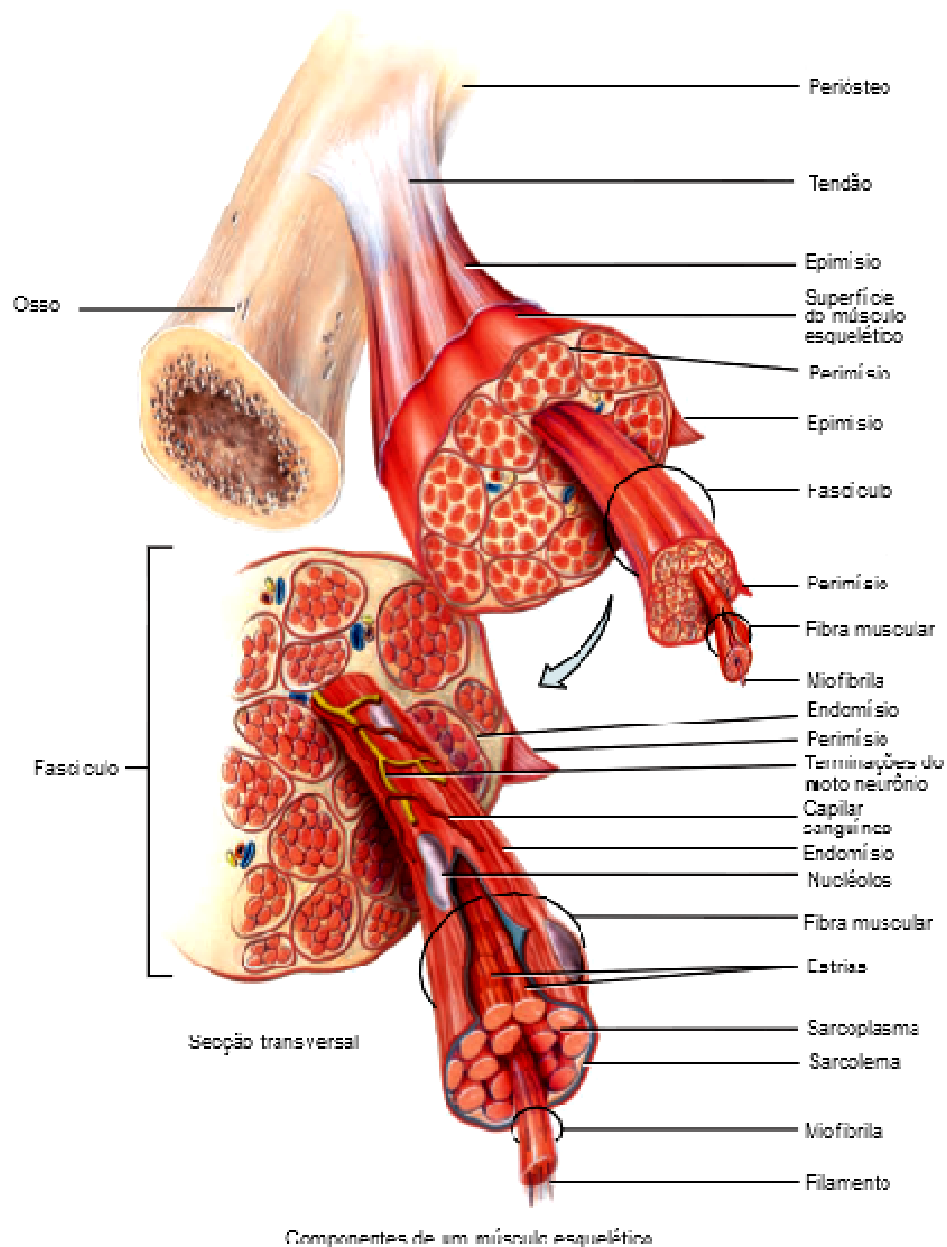


Figura 1 - Músculo estriado composto por fibras musculares (adaptado de TORTORA; NIELSEN, 2012).

As fibras musculares podem se contrair, distender, e retornar ao seu tamanho original. Cada músculo é inervado e controlado por centenas de neurônios motores e cada fibra muscular é inervada apenas por um neurônio motor, mas cada neurônio motor pode inervar várias fibras de um músculo. O conjunto formado pelo neurônio motor e as fibras musculares inervadas por ele é denominado unidade motora (UM) (KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000), conforme apresentado na Figura 2.

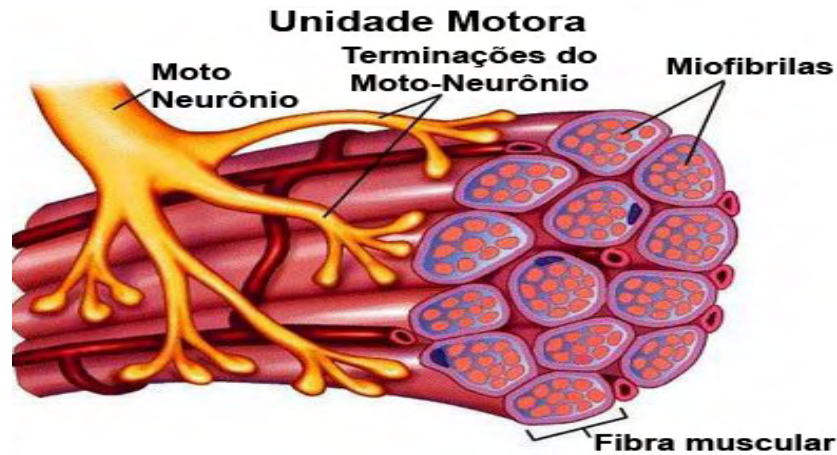


Figura 2 - Unidade motora (adaptado de WATERBURY, 2007).

Os músculos que controlam movimentos finos, que exigem força precisa e baixa, têm menor número de fibras musculares por UM, geralmente menos que 10 fibras por UM, enquanto músculos que controlam grandes movimentos e exigem muita força, podem conter de 100 a 1000 fibras por UM (RASH, 2002).

Quanto às características de contração, as fibras podem ser classificadas em três tipos (Figura 3). Nos músculos vermelhos, o tipo mais comum de fibra é a de contração lenta, também denominada fibra do tipo I. A força produzida por esse tipo de fibra aumenta e diminui de maneira relativamente lenta em relação à resposta de estímulos (potenciais de ações) dos neurônios motores. Músculos compostos de fibras do tipo I podem produzir pequena quantidade de tensão por longos períodos, sem haver queda de força (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

As fibras de contração mais rápidas são do tipo II. A força produzida aumenta e diminui rapidamente e é maior que a produzida pela fibra do tipo I. Devido às características de processos metabólicos e de resistência à fadiga, as fibras do tipo II possuem duas subcategorias: as fibras resistentes à fadiga (*Fast Fatigue-Resistant – FR*), do tipo II-a, e as fibras de fadiga rápida (*Fast Fatigable – FF*), do tipo II-b.

As fibras do tipo II-b utilizam catabolismo anaeróbico para a produção de força. Elas possuem armazenamento de glicogênio, que participa na produção de energia para a fosforilação da Adenosina Difosfato (ADP). Esse processo químico, no entanto, converte o glicogênio em ácido lático, que gera limitações para a continuidade de produção de força – fadiga muscular. Esse tipo de fibra demora muitas horas para sua recuperação total (KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000).

Já as fibras do tipo II-a possuem características de rápida contração e capacidade de catabolismo aeróbico, sendo resistente à fadiga por vários minutos (KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000).

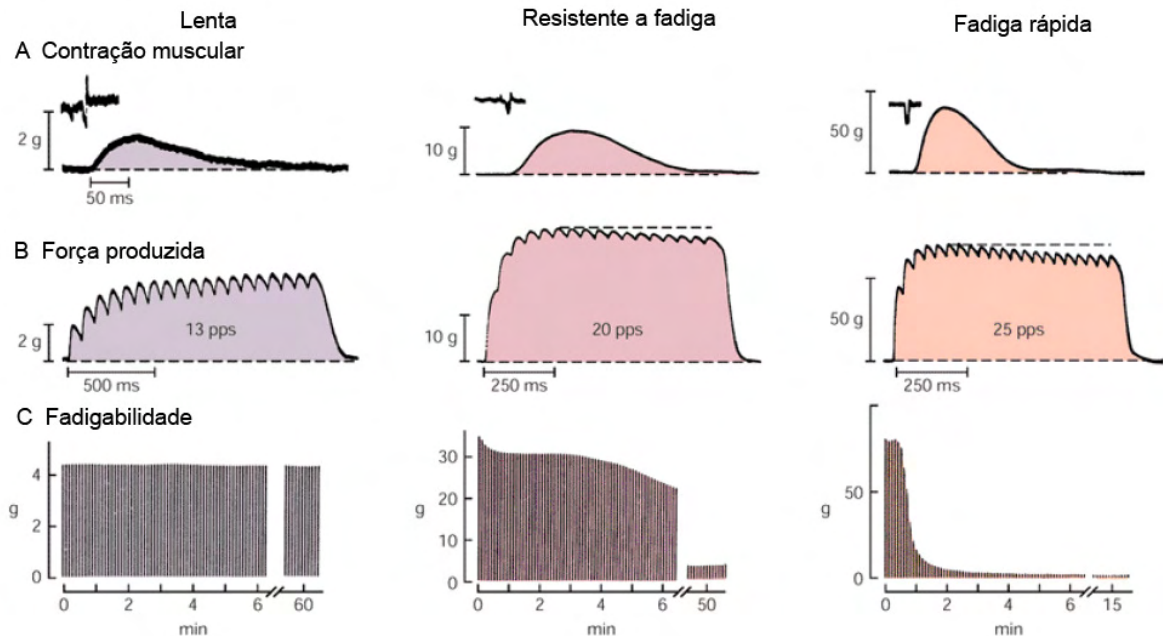


Figura 3 - Unidade motora das fibras tipo I (slow), II-a e II-b (FF). A. Contração muscular. B. Força produzida. C. Fadigabilidade (adaptado de KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000).

3.1.1 Características do Sinal Eletromiográfico de Superfície

A eletromiografia de superfície (EMGS) consiste no registro da atividade elétrica neuromuscular, de forma não invasiva, utilizando eletrodos que são posicionados sobre a pele.

A utilização de eletrodos de superfície viabiliza o desenvolvimento de estudos de análise de tempo *versus* força do sinal EMG, análise do movimento (cinesiologia), estudos neurofisiológicos, psicofisiológicos e combinação com outros equipamentos eletromecânicos (DE LUCA, 2006).

O sinal eletromiográfico de superfície, mesmo sendo um evento estocástico (aleatório), apresenta algumas características específicas, como o valor de tensão (amplitude) entre a faixa de 0 a 10 mV, que exige, dessa forma, a necessidade de amplificação do sinal (KLEISSEN *et al.*, 1998). O espectro de frequência do sinal EMGS está presente entre 0 e 500 Hz, com dominância na faixa de 50 a 150 Hz (DE LUCA, 2003); (ENOKA, 2000).

3.2 Contração Muscular

As fibras musculares são compostas por miofibrilas, sendo estas formadas por unidades cilíndricas repetidas longitudinalmente, denominadas sarcômeros (Figura 4-B). Entre cada sarcômero existe uma membrana, denominada disco Z, e dentro estão as proteínas contráteis, também denominadas miofilamentos. Fixos aos discos Z estão os filamentos finos, compostos por um par de actina polimerizada, e também em menor quantidade as proteínas tropomiosina e troponina. Os filamentos finos são descontínuos na porção central do sarcômero, onde estão os filamentos grossos, compostos principalmente pelo conjunto entrelaçado de aproximadamente 250 moléculas de miosina, conforme apresentado na Figura 4.

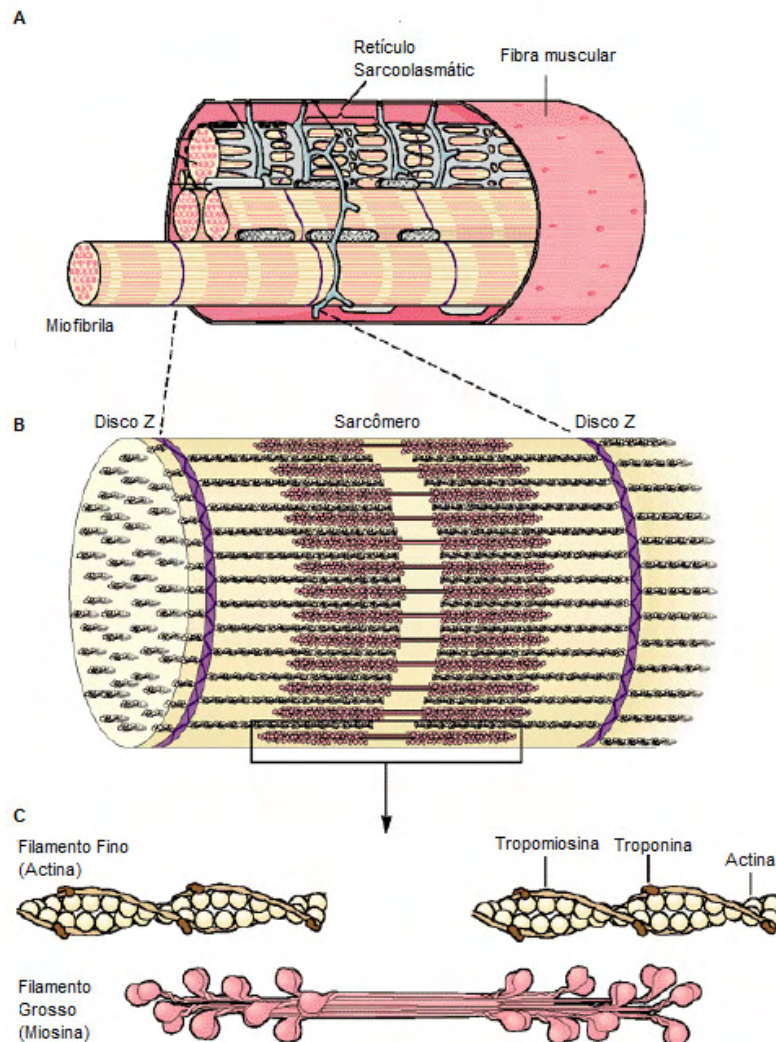


Figura 4 - Composição da fibra muscular. A) Fibra muscular composta por miofibrilas. B) Miofibrilas são compostas por unidades cilíndricas denominadas sarcômeros, separadas pelos discos Z. C) Filamentos finos (actina) e grossos (miosina) (adaptado de KANDEL;SCHWARTZ; JESSEL, 2000).

Quando a fibra muscular é ativada, o íon Ca^{2++} é liberado pelo retículo sacroplasmático. O íon se liga às moléculas de tropomiosina, o que causa uma alteração na disposição do filamento fino, de modo que as moléculas de miosina entram em contato com as moléculas de actina, formando assim a ponte cruzada. As moléculas de miosina sofrem rotação, exercendo forças longitudinais que atraem os filamentos finos aos grossos, encurtando as fibras musculares. Ao final da ativação da fibra, a molécula de adenosina trifosfato (ATP) se liga às moléculas de miosina, havendo a liberação de energia química com a hidrólise da ATP, acarretando na desfosforilação (liberação de íon fósforo) da molécula de ATP, tornando-se molécula de adenosina difosfato (ADP). Neste momento, é desfeita a ponte cruzada e a fibra retorna ao comprimento de repouso. Esquemáticamente, são apresentadas na Figura 5 a contração e o estiramento da fibra muscular (pela contração do músculo antagonista).

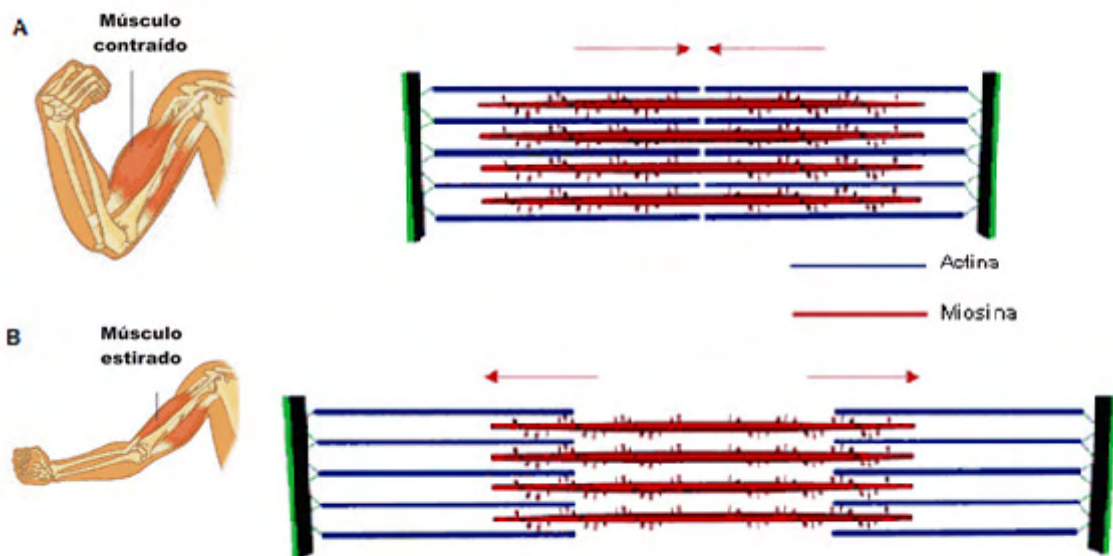


Figura 5 - A. Contração da fibra muscular. B. Estiramento da fibra muscular (adaptado de CIÊNCIA ESTRANHA, 2011).

A força produzida pelos músculos pode então ser: estática, também denominada isométrica, quando há produção de força sem alteração no comprimento das fibras musculares (exercida contra uma resistência fixa), resultando no aumento do tônus e da tensão muscular; ou força dinâmica, também denominada isotônica, quando há a alteração no comprimento das fibras

musculares, provocando uma aproximação ou afastamento dos segmentos musculares próximos (DOMINGUES, 2011).

Sendo assim, a contração estática (exercício estático) ocorre sem deslocamento aparente, possui baixo consumo calórico e média duração e a energia gasta durante essa contração é dissipada sob a forma de calor, uma vez que essas características apresentam rápido ganho de força (CK, 2011). A Figura 6 ilustra a contração estática do músculo bíceps braquial ao sustentar uma carga.

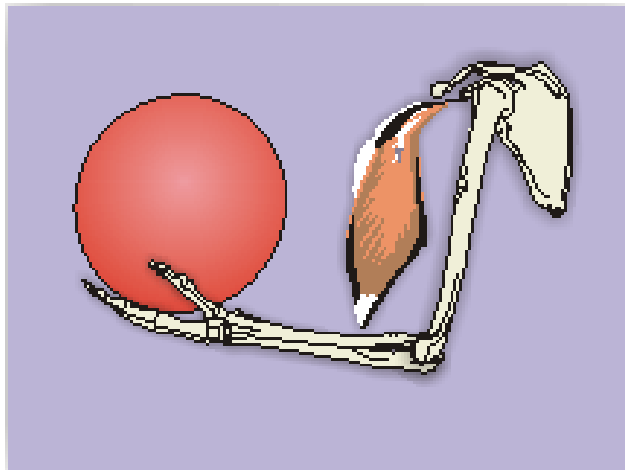


Figura 6 - Contração Estática (adaptado de CK, 2011).

A contração dinâmica é a contração muscular que provoca um movimento articular, podendo ser concêntrica, quando há a aproximação dos segmentos, e contração excêntrica, movimento em que há o afastamento (alongamento) dos segmentos (CK, 2011; DOMINGUES, 2011). A Figura 7 representa uma contração dinâmica do bíceps braquial ao realizar a flexão e extensão do bíceps braquial, sustentando uma carga.

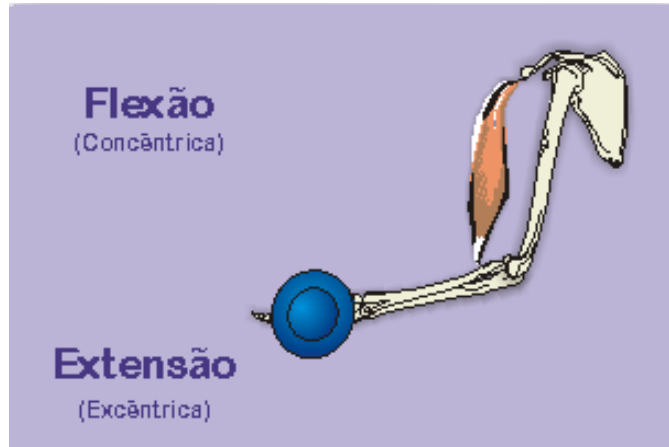


Figura 7 - Ao levantar a carga, é realizada a flexão e o músculo bíceps braquial realiza contração concêntrica. Ao abaixar a carga, é realizada a extensão e o músculo realiza contração excêntrica. (adaptado de CK, 2011).

O processo de fadiga muscular em atividades dinâmicas é mais demorado quando comparado a uma atividade de contração estática com mesma carga. Isso ocorre devido às alterações dos processos fisiológicos decorrentes da irrigação sanguínea para o músculo, que promove a disponibilidade de substratos metabólicos, oxigênio, a diminuição da concentração de lactato, alternância entre a ativação dos músculos e unidades motoras, a propagação do estímulo, os impulsos eferentes, o acoplamento excitação/contração, entre outros (ENOKA, 2000).

Outras variáveis que também podem influenciar na atividade física são o nível de motivação, a estratégia neural, a intensidade e duração da atividade muscular, a velocidade de contração e a continuidade de sustentação de uma contração (DA SILVA;FRAGA; GONÇALVES, 2008).

3.3 Técnicas de Processamento de Sinais para Determinação da Fadiga Muscular

3.3.1 RMS

O valor eficaz, ou raiz quadrática média, ou ainda RMS (*root mean square*) é uma medida estatística da magnitude de uma quantidade variável. Seu valor é obtido pela raiz quadrada da média dos quadrados de seus valores instantâneos, ou também pela raiz quadrada do valor quadrático médio temporal. Para um sinal discreto V_i é utilizada a equação (1):

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N V_i^2} \quad (1)$$

onde V_i é o valor de uma amostra de um sinal discreto, e N é o número de amostras desse sinal. Já para um sinal contínuo $V(t)$ seu valor é obtido por meio da equação (2):

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{(t2-t1)} \int_{t1}^{t2} V^2(t) dt} \quad (2)$$

em que $t2-t1$ é o tempo de integração ou de medição.

No *Labview*, o valor RMS é calculado conforme a equação (1), apenas alterando a referência temporal inicial de $i=1$ para $i=0$ e a referência final de N para $N-1$ (NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2010b).

Para análise do sinal EMG durante contrações estáticas, notou-se que o valor RMS aumenta com o passar do tempo. Esse efeito ocorre ao longo do exercício, baseado no princípio de que a fadiga neuromuscular induz a redução da velocidade de condução do potencial de ação muscular e o aumento da sincronização da ativação muscular, com conseqüente perda de força, que pode ser compensada pelo recrutamento de unidades motoras adicionais. Desse modo, a força produzida se mantém constante, acarretando o incremento na amplitude do sinal EMG (BOUILLARD; GUÉVEL; HUG, 2010).

No estudo desenvolvido por DA SILVA; GONÇALVES (2003), após a determinação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), foi realizada a comparação entre o protocolo de exaustão e o exercício de 1 minuto de duração, ambos com cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da CIVM, para analisar o processo de fadiga muscular através da resposta eletromiográfica do músculo vasto lateral (VL). Para análise dos resultados, foi realizada a regressão linear entre os valores RMS e o número de coletas, de modo que foi verificado um predomínio de correlações positivas em ambos os protocolos, caracterizando o desenvolvimento da fadiga muscular.

Em CRENSHAW *et al*, (1997) realizou-se a análise de alteração de pressão intramuscular (*Intramuscular Pressure* - IMP) e eletromiográfica do músculo vasto lateral (VL) durante contrações isométricas com cargas de 25% e 70% da CIVM. No processamento dos valores RMS foi notado que houve acréscimo durante as contrações, sendo mais bem observado quando utilizada a carga de 25% da CIVM.

A análise de regressão linear apresentou correlação positiva do sinal RMS, sendo mais evidente também na contração de 25% da CIVM.

Na pesquisa proposta por BOUILLARD;GUÉVEL; HUG (2010) foi feita a análise eletromiográfica do músculo primeiro interósseo dorsal nas cargas de 20%, 25%, 30%, 40%, 50% e 60% da contração isométrica voluntária máxima, com o objetivo de determinar um limiar de fadiga (EMGFT) por meio do valor RMS. Quando a regressão linear entre a força aplicada e a inclinação da reta de regressão apresentasse significância superior a 0,05, ou quando a determinação do coeficiente de ajuste entre força e inclinação fosse maior que 0,85, e o erro padrão do EMGFT estivesse abaixo de 5%, seria determinado um limiar de fadiga. Como resultado, notou-se a inviabilidade de determinar o limiar de fadiga (EMGFT) por meio do valor RMS.

3.3.2 Frequência Média

A frequência média, ou valor médio da frequência do sinal, é calculada com a soma de todos os valores de frequência do sinal EMG janelado dividida pela quantidade de valores, conforme a equação (3) (NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2011a):

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} x_i \quad (3)$$

onde μ é a média aritmética, e n é o número de amostras da série x_i . Desta forma, a média caracteriza-se como o valor para o qual mais se concentram os dados da distribuição.

Em (HENDRIX *et al.*, 2009), foram utilizadas as técnicas de determinação de limiares de fadiga muscular apresentadas por Devries (1982), Malek (2005), Miller (2004), Perry (2001), Wagner e Housh (1993) e Weir (1997) por meio da análise no domínio da frequência, sendo verificada a validade desse método observando-se os valores médios da frequência. Outras técnicas realizavam apenas a análise do sinal EMG no domínio do tempo. Tanto o limiar de fadiga no domínio do tempo, quanto no domínio da frequência representam o nível de torque máximo que pode ser mantido sem evidência de fadiga neuromuscular.

No trabalho de BOUILLARD;GUÉVEL; HUG (2010) foram comparadas as técnicas de limiar de fadiga dos valores RMS e valores médios da frequência, ambos

do sinal EMG. De 37 voluntários analisados, 27 apresentaram características válidas de fadiga muscular no domínio da frequência. Verificou-se que o limiar de fadiga no domínio da frequência ocorria a uma redução de 17,6% (com variação de 5,2%) da CIVM, para 19 dentre os 37 voluntários.

Na comparação entre os sinais eletromiográficos captados de maneira intramuscular e o de superfície, trabalho desenvolvido por GYUTAE *et al.* (2007), percebeu-se que os valores RMS apresentaram taxas de alterações semelhantes. Já os valores médios da frequência apresentaram diferenças entre a análise intramuscular e a de superfície. Os valores captados de maneira intramuscular apresentaram taxas de alterações menores que os captados na superfície e, mesmo assim, o índice de medição de fadiga muscular apresentou correlação entre ambos.

O torque crítico (*critical torque* - CT) e o limiar de fadiga da frequência média do espectro de potência podem descrever o nível máximo de torque de contração isométrica sem promover a fadiga. Com base no valor do nível máximo de torque, HENDRIX *et al.* (2009) determinaram o limiar de fadiga, correlacionando valores da frequência média e torque crítico dos músculos vastos laterais durante extensão isométrica da perna. O limiar de fadiga foi definido como a intercessão do eixo Y do gráfico entre o torque isométrico e o coeficiente angular da reta (inclinação) de regressão linear da frequência média (frequência média X tempo). Pode-se notar que não houve diferença entre o valor de torque crítico e a frequência média.

3.3.3 Frequência Mediana

Mediana é o valor que separa um conjunto total de valores possíveis em grupos com os 50% inferiores e os 50% superiores à mediana. A análise de valor mediano apresenta resultados com maior qualidade em relação ao sinal original, quando comparada à análise de valor médio.

Considerando s como sequência ordenada do sinal x , a mediana, conforme apresentada em NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION (2011b), é calculada por meio da equação (4), se a quantidade de elementos do sinal for ímpar:

$$\text{mediana} = s_i \tag{4}$$

e caso tenha elementos em quantidade par, através da equação (5) :

$$\text{mediana} = \frac{s_{k-1} + s_k}{2} \quad (5)$$

onde n é o número de elementos do sinal x , $i = \frac{n-1}{2}$, e $k = \frac{n}{2}$.

O estudo de KAWANO *et al.* (2008) teve como objetivo comparar a fadiga entre grupo de indivíduos, um com e outro sem dor lombar, e correlacionar a fadiga com o ângulo de flexão anterior de tronco. Utilizou-se dos valores da frequência mediana (frequência que divide o espectro de potência em duas regiões com a mesma energia), calculado para cada 2,5 segundos de intervalo registrado. A regressão linear simples foi utilizada para determinar a taxa de mudança da frequência mediana em função do tempo. Foi obtido o coeficiente angular da reta (inclinação em Hz/s) dos músculos analisados. As inclinações evidenciaram a ocorrência de fadiga muscular quando apresentaram valores negativos. As correlações entre a fadiga e o ângulo de flexão anterior de tronco mostraram-se de fracas a moderadas (valores entre $r = -0,58$ a $0,51$). Estes dados indicam que ambos os grupos fadigam. Entretanto, o grupo com lombalgia apresentou maior fadiga. Além disso, não se pode prever a fadiga por meio do ângulo de flexão anterior do tronco.

LO CONTE; MERLETTI (1996) propuseram novas alternativas de compressão de estimação espectral, comparando valores médios e medianos da densidade espectral do sinal EMG utilizando eletrodos de superfícies. Quatro coeficientes de escala foram utilizados: normalização da frequência média (frequência média / frequência mediana); normalização da frequência mediana (frequência mediana / frequência média); o coeficiente angular da reta (*slope*) da regressão linear; e o valor médio da razão entre os valores de saída/entrada. Concluíram que os estimadores com o coeficiente angular da reta e a razão entre os valores de saída/entrada foram afetados por erros numéricos, decorrentes da acumulação das funções de potência.

3.3.4 Transformada de Fourier

A Transformada de Fourier é uma das técnicas de análise de sinais amplamente utilizada e aplicada em diversas áreas, como análise espectral, filtros digitais, imagens médicas, análise numérica, instrumentação e comunicação. É um método matemático para transformação de um sinal no domínio do tempo para o

domínio da frequência, por meio de decomposição de senóides de diferentes frequências (KILBY; HOSSEINI, 2004).

A Transformada de Fourier $F(\omega)$ para um sinal de entrada no domínio do tempo $x(t)$ é definida conforme equação (6), onde ω é a frequência angular definida por $\omega = 2\pi f$, e f a frequência do sinal de entrada.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (6)$$

Por meio desta equação é obtida informação de frequência, amplitude e fase de cada senóide necessária na reconstrução do sinal. É uma transformação linear do domínio do tempo para frequência.

A Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* – FFT) é a aplicação prática para o cálculo da Transformada Discreta de Fourier (*Discrete Fourier Transform* – DFT). A FFT realiza o mapeamento de sequências discretas no tempo em discretas na frequência, sendo o método mais utilizado para obtenção do espectro de frequência de EMGS. A equação (7) apresenta sua formulação matemática.

$$F(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j2\pi k n / N} \quad (7)$$

para $k = 0, 1, 2, \dots, N - 1$, $x[n]$ é o sinal de entrada, $F(k)$ é a DFT, $2\pi k$ é a frequência angular para um sinal de entrada de frequência k , e N é o número de amostras.

No *LabView*, o espectro de frequência de um sinal é obtido por meio da Transformada de Fourier para intervalos curtos de tempo (*Short Time Fourier Transform* - STFT) (NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2011d). Por padrão, esta transformada utiliza a janela deslizante de Hanning com sobreposição de 75%, com tamanho de 512 pontos por segundo, para percorrer o sinal. Em cada janela é então aplicada a Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* - FFT), conforme ilustrado na Figura 8.

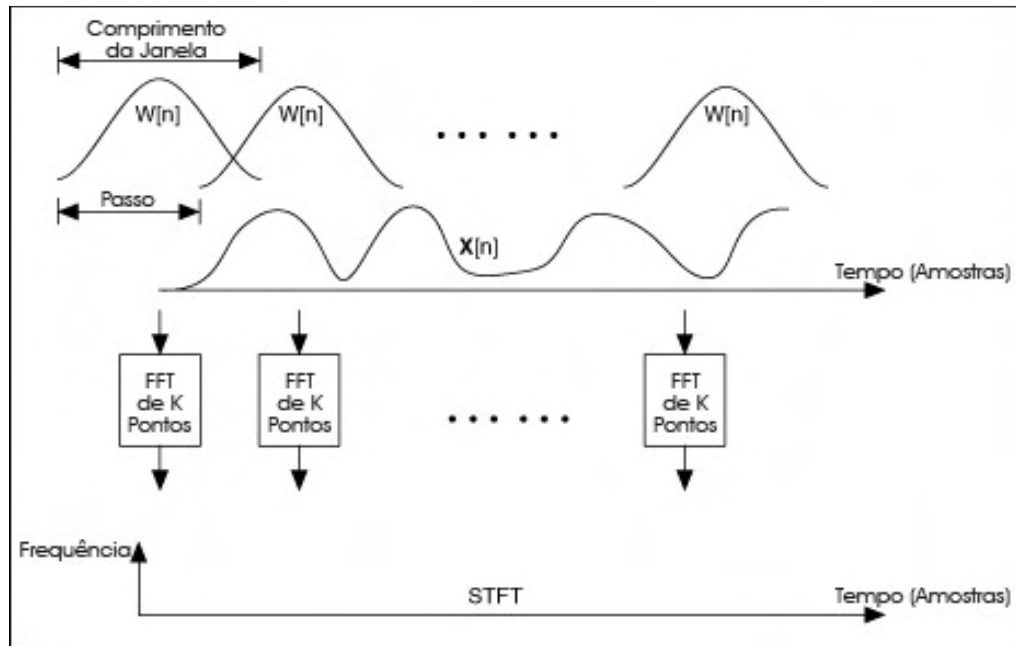


Figura 8 - Transformada de Fourier de Curto Tempo – STFT (adaptado de NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2011d).

3.3.5 Estimação Espectral

A estimação espectral consiste em determinar um estimador da densidade espectral de potência (DEP). A densidade espectral de potência representa a potência contida em um sinal em uma faixa de frequência (ITIKI; NASCIMENTO, 2007).

Nos métodos clássicos de estimação espectral podemos encontrar duas definições da DEP. Na primeira definição, a densidade espectral de potência é vista como a Transformada de Fourier de Tempo Discreto (TFTD) da sequência de autocorrelação $\{r_{xx}(m)\}$, segundo a equação (8) do teorema de Wiener-Kinchin:

$$P_{xx}(e^{j\omega}) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} r_{xx}(m)e^{-j\omega m} \quad (8)$$

em que , $r_{xx}(m) = E\{x^*(n)x(n+m)\}$

A segunda definição é a razão entre o valor médio quadrático da TFTD do sinal e o número ímpar de N de amostras do sinal, conforme a equação (9):

$$P_{xx}(e^{j\omega}) = \lim_{N \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{N} \left| \sum_{n=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} x(n)e^{-j\omega n} \right|^2 \right\} \quad (9)$$

3.3.5.1 Método Não Paramétrico (Clássico)

O método não paramétrico analisado no presente estudo foi o estimador espectral de Welch.

O estimador espectral de Welch é semelhante ao método de periodograma, sendo o sinal $\{x(n)\}$ dividido em K elementos de M amostras. Os segmentos são denotados por $\{x_L(n)\}$ e são definidos como na equação (10):

$$x_L(n) = x(n - M + ML) \quad (10)$$

para $n=0,1,\dots,(M-1)$ e $L=1,2,\dots,K$.

Cada segmento é multiplicado pela janela $\{y(n)\}$ de comprimento M . Logo os periodogramas do janelamento são divididos pela constante de normalização U , conforme a equação (11):

$$J_M^L(w) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_L(n) y(n) e^{-jwn} \right|^2 \quad (11)$$

para $L=1,2,\dots,K$, e para o fator de normalização, apresentado na equação (12):

$$U = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} y^2(m) \quad (12)$$

Em seguida, calcula-se a média dos periodogramas, que fornece o estimador espectral, conforme equação (13):

$$W_{xx}^y(x) = \frac{1}{K} \sum_{L=1}^K J_M^L(w) \quad (13)$$

Em sua implementação no *LabView*, a estimação espectral de potência da série temporal é realizada em 3 fases: inicialmente o sinal original é dividido em segmentos; em seguida é aplicado o janelamento com o método do periodograma em cada segmento do sinal com sobreposição de 20%; resultando na média das estimações espectrais de potência de cada segmento.

O resultado apresentado pelo método de Welch possui menor variância e maior suavização que o método de periodograma.

MERLETTI;BALESTRA; KNAFLITZ (1989) realizaram a comparação espectral dos valores de frequência média e mediana do sinal EMG de superfície, analisando o efeito de duração dos segmentos, do janelamento do sinal, do nível de sobreposição das janelas, da suavização do sinal, dos procedimentos de interpolação e dos algoritmos de estimação espectral utilizados. Foram utilizadas as

janelas Retangular, Hanning e Papoulis e comparados os resultados entre o espectro de frequência obtido pela FFT e pelo método de Welch. Observaram que o coeficiente de variação aumenta à medida que diminui-se a duração da janela. A utilização do método de Welch apresentou resultados equivalentes à análise do espectro obtido pela FFT, porém, com utilização de menor carga computacional.

MELLO *et al.* (2008) avaliaram parâmetros do sinal de eletromiografia (EMG) no domínio do tempo e da frequência. Em diferentes ações musculares isométricas, em dois níveis de força (10% e 50% da contração voluntária máxima), compararam a atividade muscular quando realizado um exercício dissipativo, no qual a contração voluntária é realizada contra um fio inextensível, e no conservativo, no qual a mesma carga é sustentada segurando um peso. Observou-se que, na maioria dos casos, a atividade muscular foi significativamente maior na ação dissipativa e a frequência de estimulação foi maior na ação conservativa. No domínio do tempo calculou-se os valores RMS e no domínio da frequência foi aplicada a Transformada Discreta de Fourier, utilizando o método de Welch para determinar a Densidade Espectral de Potência (*Power Spectrum Density* - PSD). Foram analisadas 3 faixas de frequências (20-40 Hz, 40-60 Hz, e 60-80 Hz). O valor da PDS foi obtido por meio da integral normalizada do espectro de potência, a função de distribuição espectral (*Spectral Density Function* - SDF), sendo utilizada como ferramenta de análise complementar, permitindo visualizar a distribuição acumulada do sinal em função da frequência. Tal estudo permitiu identificar que a maior diferença significativa entre os exercícios dissipativo e conservativo ocorre na faixa de frequência entre 40 e 60 Hz.

3.3.5.2 Método Paramétrico (Moderno)

A análise espectral paramétrica considera que, para um processo estocástico, o sinal pode ser associado à saída de um sistema linear cuja entrada há ruído branco (ITIKI; NASCIMENTO, 2007).

Para a estimação espectral paramétrica do sinal EMG, foi adotado o modelo autorregressivo com média móvel (ARMA), uma combinação entre o sistema autorregressivo (AR), e o sistema de média móvel (*Moving Average* - MA) (LOWERY; O'MALLEY). A função de transferência é apresentada na equação (14):

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{\sum_{k=0}^q b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (14)$$

Os parâmetros do filtro ARMA são os polos $a_k (k=1,2,3,\dots,p)$, valores que tornam o denominador $A(z)$ igual a zero, resultando em valores infinitos para o sistema $H(z)$, e os zeros $b_k (k=1,2,3,\dots,q)$, valores que tornam o numerador $B(z)$ igual a zero, resultando nas raízes da equação do sistema $H(z)$. Caso $B(z)=1$ então $H(z) = \frac{1}{A(z)}$, e, desse modo, o sinal de saída $x(n)$ é denominado de processo autoregressivo de ordem p [AR(p)]. Ademais, se $A(z)=1$ então $H(z)=B(z)$, e o sinal de saída $x(n)$ é denominado de processo de média móvel de ordem q [MA(q)].

Os filtros AR resultam em equações lineares simples e, por esse motivo, são amplamente utilizados, enquanto os modelos MA necessitam de muitos coeficientes para realizar a estimação espectral (SHIROTA; ITIKI, 2006).

O filtro ARMA considera que o sinal s_j , onde j é o instante de tempo, possa ser representado por meio de uma série temporal randômica n_j . A modelagem do sinal fica conforme a equação (15):

$$s_j = -\sum_{k=1}^p a_k s_{j-k} + \sum_{k=1}^q b_k n_{j-k} + n_j \quad (15)$$

onde n_j é o ruído branco do processo. Os parâmetros a_k e b_k são calculados pelo método de *Burg e Levinson* (BARIŞÇI, 2008).

Identificados os parâmetros do filtro ARMA, o espectro de potência do sinal s_j é calculado conforme a equação (16):

$$P_s(\omega) = \frac{\sigma^2 \left| 1 + \sum_{k=1}^q b_k \exp(-i\omega k) \right|^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k \exp(-i\omega k) \right|^2} \quad (16)$$

onde σ^2 é a variância do ruído branco, $i = \sqrt{-1}$, e ω é a frequência angular.

Com o sinal de entrada x_j é realizada a estimação do sinal de saída do filtro ARMA y_j , como apresentado na equação (17):

$$y_j = \sum_{k=1}^p a_{kj} x_{j-k} + \sum_{k=1}^q b_{kj} e_{j-k} \quad (17)$$

em que e_j é o erro estimado conforme a equação (18):

$$e_j = x_j - y_j \quad (18)$$

Após a convergência dos parâmetros do filtro ARMA, o espectro de potência do sinal x_j pode ser estimado.

A configuração utilizada no *LabView* para a determinação dos coeficientes do filtro ARMA adota o método de Yule-Walker, que realiza os cálculos dos coeficientes AR e MA de maneira separada, por meio da matriz de autocorrelação.

O método Yule-Walker, também designado método de autocorrelação, é baseado na solução de um sistema por meio das funções de autocorrelação (FAC) e funções de autocorrelação parciais (FACP). O desenvolvimento matemático do método Yule-Walker é descrito conforme GONÇALVES (2007).

A função de autocorrelação pode ser obtida pela transformada Z inversa de $P_{XX}(z)$, conforme equação (19):

$$P_{XX}(z).A(z) = H^* \left(\frac{1}{z^*} \right).B(z).\sigma^2 \quad (19)$$

Aplicando a transformada Z inversa, é possível obter a equação (20):

$$\sum_{l=0}^p a_l . r_{XX}[k-l] = \sigma^2 . \sum_{l=0}^q b_l . h_{l-k}^* \quad (20)$$

ao adotar a causalidade, $h_k = 0$ para $k < 0$, e ao isolar o termo $r_{XX}[k]$ (quando $l = 0$), tem como resultado a equação (21):

$$r_{XX}[k] = -\sum_{l=1}^p a_l . r_{XX}[k-l] + \sigma^2 . \sum_{l=0}^{q-k} b_{l+k} . h_l^* , \text{ para } 0 \leq k \leq q \quad (21)$$

$$r_{XX}[k] = -\sum_{l=1}^p a_l . r_{XX}[k-l] , \text{ para } (q+1) \leq k$$

Ao aplicarmos $b_l = \delta_l$ ao termo $r_{XX}[k]$ resulta na equação (22):

$$\sigma^2 . \sum_{l=0}^{q-k} h_l^* . \delta_{l+k} = \sigma^2 . h_{-k}^* \quad (22)$$

se $h_{-k}^* = 0$ para $k > 0$, apresenta a equação (23):

$$h_0^* = [\lim_{z \rightarrow \infty} H(z)^*] = 1 \quad (23)$$

Assim para o modelo AR(p) fica a equação (24)

$$r_{XX}[k] = -\sum_{l=1}^p a_l \cdot r_{XX}[k-l], \text{ para } k > 0 \quad (24)$$

$$r_{XX}[k] = -\sum_{l=1}^p a_l \cdot r_{XX}[-l] + \sigma^2, \text{ para } k = 0$$

A equação Yule-Walker descrita na forma matricial é apresentada na equação (25):

$$\begin{bmatrix} r_{XX}[0] & r_{XX}[-1] & \dots & r_{XX}[-(p-1)] \\ r_{XX}[1] & r_{XX}[0] & \dots & r_{XX}[-(p-2)] \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ r_{XX}[p-1] & r_{XX}[p-2] & \dots & r_{XX}[0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \dots \\ a_p \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} r_{XX}[1] \\ r_{XX}[2] \\ \dots \\ r_{XX}[p] \end{bmatrix} \quad (25)$$

A matriz quadrada ($p \times p$) de valores de autocorrelação é designada por matriz de autocorrelação (R_{XX}), viabilizando a resolução da matriz de autocorrelação por métodos computacionalmente eficientes, como o algoritmo de *Levinson-Durbin*.

Para um modelo MA(q), a relação entre a função de autocorrelação e os parâmetros do modelo são dados pela equação (26):

$$r_{XX}[k] = \sigma^2 \cdot \sum_{i=k}^q b_i \cdot h_{i-k}^*, \text{ para } 0 \leq k \leq q \quad (26)$$

$$r_{XX}[k] = 0, \text{ para } k > q$$

Tendo em vista a aplicação do algoritmo de *Levinson-Durbin*, a solução das equações de Yule-Walker pode ser expressa em termos da minimização da potência do erro preditivo (representado por $\hat{\rho}$), conforme equação (27):

$$\hat{\rho} = \frac{1}{N} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \left| x_n + \sum_{k=1}^p a_k \cdot x_{n-k} \right|^2 \quad (27)$$

onde para $n < 0$ e $n > N$, x_n toma o valor zero.

A estimativa da variância do ruído branco $\hat{\sigma}^2$ é apresentada na equação (28):

$$\hat{\sigma}^2 = \hat{\rho}_{\min} = r_{XX}[0] + \sum_{k=1}^p \hat{a}_k \cdot r_{XX}[-k] \quad (28)$$

e é definida no último passo do algoritmo recursivo, conforme equação (29):

$$\sigma^2 = \hat{r}_{xx}[0] + \prod_{i=1}^p \left(1 - \left| \hat{k}_i \right|^2 \right) \quad (29)$$

No estudo de FERREIRA *et al.* (2005) foi realizado o reconhecimento de padrões de sinais EMG para controle de prótese de perna. Foram utilizados os algoritmos de cálculo dos coeficientes de um modelo autorregressivo (AR) e autorregressivo com média móvel (ARMA), ambos de ordem 6, dos sinais EMG captados do músculo vasto lateral e seu antagonista para a estimação de amplitude. Foi captado também o valor do ângulo do joelho por meio de um eletrogoniômetro. O valor do erro mínimo quadrático foi obtido pelo critério dos Mínimos Quadrados Recursivos (*Recursive Least Square* - RLS). Calculados os coeficientes, estes foram utilizados como entrada de uma rede neural artificial formada por *perceptrons* em múltiplas camadas (*Multi Layer Perceptron* - MLP), sendo utilizado como método de treino o algoritmo *Levenberg-Marquadt*. O sinal de saída da rede foi utilizado para estimação de uma informação para controle da prótese. O controle da prótese aconteceu a partir de valores do ângulo do joelho. O reconhecimento do ângulo do joelho com maior verossimilhança se deu com o modelo AR, provavelmente pelo motivo do modelo ARMA apresentar mais coeficientes e, desse modo, as redes serem treinadas mais lentamente.

BARIŞÇI (2008) utilizou o modelo autorregressivo de média móvel adaptativo (A-ARMA) para realizar a análise em frequência do sinal EMG da região do nervo ulnar. Este modelo apresenta respostas em frequência com picos e vales pontiagudos. Obteve-se como resultado a análise do sinal EMG em tempo-frequência, curvas do espectro de frequência (histograma), e amplitude do sinal. Por meio da forma do sinal, da frequência, e do comprimento do potencial de ação da unidade motora (MUAP, *Motor Unit Action Potential*), obtido pelo sinal EMG, foi possível determinar propriedades para diagnóstico de doenças neuromusculares. O modelo A-ARMA apresentou melhor desempenho que o simples janelamento do sinal (método não-paramétrico). Também foi observado que quanto menor a ordem do modelo, mais suavizado também foi o espectro de frequência obtido.

3.3.6 Transformada Wavelets

Wavelets são funções utilizadas para realizar decomposição de sinais KILBY; HOSSEINI (2004). Assim como a transformada de Fourier realiza a decomposição

de sinais por meio de várias senóides, a transformada wavelets decompõe o sinal através da família das wavelets, também conhecida como wavelets mãe (OZKAYA; DURAK, 2007), (VON TSCHARNER, 2002). Diferentes das senóides, que são simétricas, suaves e regulares, as wavelets podem ser simétricas ou assimétricas, suaves ou bruscas, regulares ou irregulares (KOCYIGIT; KORÜREK, 2003). Devido a essas características, as transformadas wavelets vem ganhando espaço frente à transformada de Fourier, pois esta última pressupõe que o sinal seja estacionário, e em situações de atividade muscular repetitiva ou não constante essa estacionaridade não pode ser assumida (RANNIGER; AKIN, 1997).

Alguns exemplos de wavelets são apresentados na Figura 9 (NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2005).

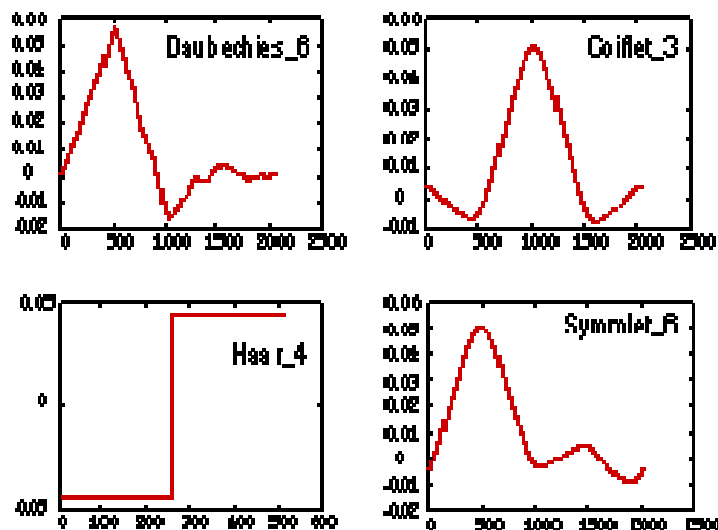


Figura 9 - Famílias de wavelets (adaptado de GRAPS, 2004).

Para realizar a análise de diferentes tipos de sinais, pode-se utilizar a wavelet que melhor se adequar ao sinal a ser analisado.

O sinal wavelet, ou também conhecido como wavelet mãe, pode sofrer dilatações e translações (Figura 10). Na dilatação (eixo das ordenadas), também denominada escala, a amplitude do sinal é alterada, enquanto que a translação (eixo das abscissas) é referente à duração da wavelet. Assim, quanto maior a escala, melhores são as informações a respeito da frequência do sinal analisado e, quanto maior o valor da translação, melhor será a informação sobre o domínio do tempo.

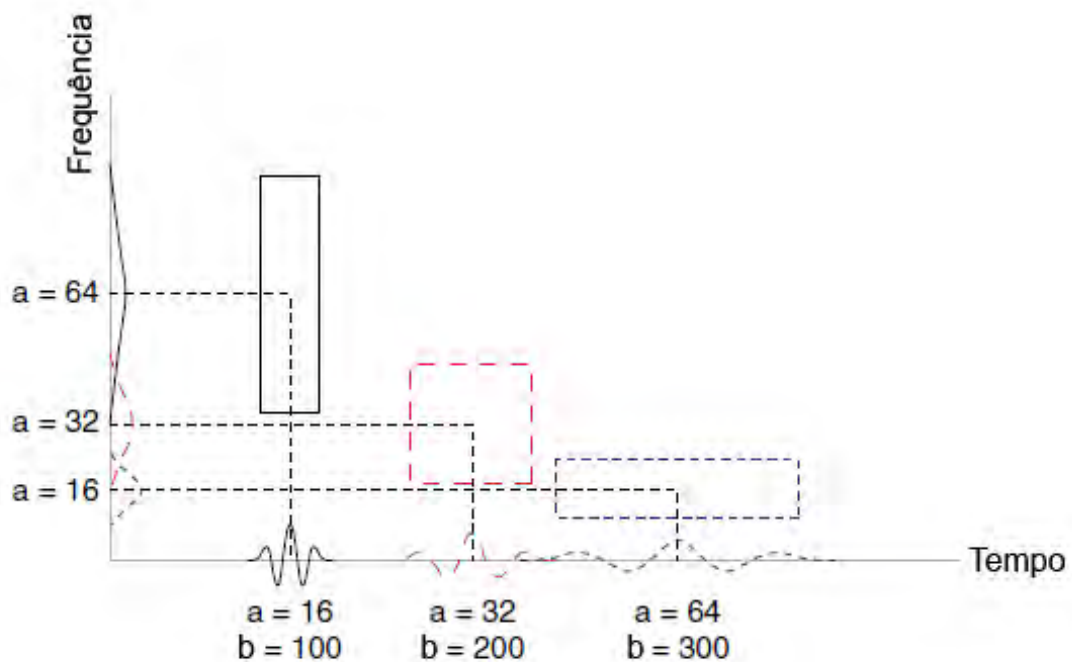


Figura 10 - Dilatação a e translação b do sinal wavelet (adaptado de NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2005).

Os dados são representados via superposição de versões dilatadas e transladadas da wavelet mãe pré-especificada.

A transformada wavelet contínua (TWC) de um sinal $x(t)$, com relação à wavelet mãe $g(t)$ é definida conforme a equação (30):

$$TWC(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) g\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (30)$$

em que a é o fator de escala e b o fator de translação.

Um coeficiente $TWC(a,b)$, em uma dada escala e fator de translação, representa o quão bem o sinal original $x(t)$ e a wavelet mãe dilatada/transladada se assemelham. Assim, o conjunto de todos os coeficientes $TWC(a,b)$, associados com um dado sinal $x(t)$, é a representação wavelet do sinal com respeito à wavelet mãe $g(t)$ (REIS; SILVA, 2004).

A transformada wavelet analítica (TWA) é um tipo de TWC utilizada para obter informações sobre a magnitude e a fase de um sinal no domínio tempo-escala ou tempo-frequência. Por isso, recebe a denominação analítica, porque o valor do espectro de potência obtido pela wavelet em frequências negativas é igual à zero. Os coeficientes resultantes da TWA são números complexos e mensuram a

similaridade entre o sinal analisado e a wavelet (NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2010a).

Podem ser obtidos os gráficos referentes à escala utilizada, o escalograma, ou à frequência do sinal, o espectrograma. São representações de três dimensões. No escalograma, o tempo está representado no eixo X, o valor da escala no eixo Y e a energia do sinal no eixo Z. No espectrograma, o tempo está representado no eixo X, a frequência no eixo Y e a amplitude do sinal no eixo Z.

Tanto no escalograma, quanto no espectrograma, a amplitude do valor da coordenada Z, seja energia ou amplitude, é identificada pela tabela de cores, de modo que, quanto mais quente a cor (laranja, vermelha), maior será seu valor. Conseqüentemente, quanto mais fria for a cor (azul, branca), menor sua intensidade.

A Figura 11 apresenta a visualização em duas dimensões à esquerda e em três dimensões à direita, de um escalograma/espectrograma obtido no LabView.

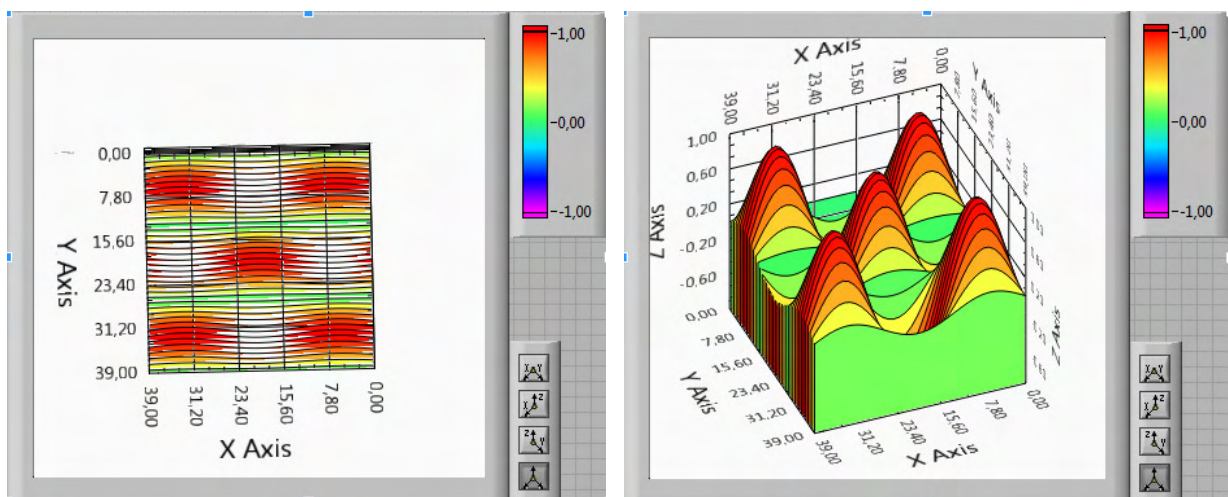


Figura 11 - À esquerda, representação em duas dimensões do espectrograma/escalograma. À direita, a representação em 3 dimensões (adaptado de NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2011e).

A transformada wavelet discreta (TWD) utiliza o artifício de realizar translações e dilatações da wavelet mãe em posições especiais baseadas em potência de 2. A transformada é definida conforme a equação (31):

$$TWD(m, k) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \sum_n x(n) g\left(\frac{k - nb_0 a_0^m}{a_0^m}\right) \quad (31)$$

onde a e b são, além de fatores de escala e translação, funções do parâmetro inteiro m , e k é uma variável inteira que se refere a uma dada amostra no sinal de entrada.

No *LabView* estão disponíveis a utilização das wavelets mãe ortogonais (Haar, Daubechies, Coiflets e Symmlets) e as biortogonais (FBI, biortogonal) (CLARK, 2005). Para a transformada wavelet analítica é utilizada como wavelet mãe a wavelet Morlet.

Em sua dissertação de mestrado, RICCIOTTI (2006) realizou análise de sinais EMG utilizando transformadas wavelet como método de estimação de características do sinal. A metodologia aplicada foi o estudo da envoltória de potência e o envoltório do espectro de potência agregada, que foram estimadas a partir da distribuição de energia de um sinal, baseado na potência dos coeficientes wavelets. A distribuição de energia é exibida sob a forma de espectrograma wavelet ou de escalograma wavelet. Foi aplicada a TWC em sinais EMG captados do músculo reto femoral, de um músculo flexor do punho e do músculo primeiro interósseo dorsal. O uso da TWC foi bem sucedido na extração do conteúdo espectral do sinal (tempo-frequência), sendo verificado o espectro de potência e a energia do sinal ao longo do tempo, que apresentaram características semelhantes às reportadas pela literatura.

RANNIGER; AKIN (1997) utilizaram um sinal EMG captado por eletrodos de superfície, com finalidade de detectar fadiga muscular causada por circunstâncias fisiológicas e patológicas. Adotou-se a análise espectral do sinal EMG, valores de frequência média, através das transformadas wavelets, ao invés de utilizar transformada de Fourier, que pressupõe estacionariedade do sinal (em situações de atividade muscular repetitiva ou não constante essa estacionariedade não pode ser assumida). O sinal EMG foi captado de um músculo flexor do punho com carga de 40% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) por 20 segundos.

Em SPARTO *et al*, (1999) foi realizada a análise de fadiga dos músculos latíssimo do dorso na região T9, multífidus (erector da espinha) na região medial a 3 cm da L3 e na região lateral a 9 cm da L3 durante a execução dinâmica e repetitiva de extensão do tronco, com cargas de 35% e 70% da CIVM, em séries de 5 e 10 repetições por minuto. Foram utilizadas as técnicas de transformada STFT e TWC, adotando como wavelet mãe a *Daubechies 6* (db6) em seis escalas (4, 8, 16, 32, 64 e 128). Quanto menor o valor da escala, maior é o valor de frequência analisada. Os valores obtidos foram correlacionados com o torque de inclinação do tronco. Para a

construção dos gráficos de regressão linear a cada 1 segundo foram utilizados os valores RMS da TWC em suas escalas e os valores de frequência mediana obtidos pela STFT. Como resultado, foi possível notar que os valores RMS das escalas 32 e 64, correspondentes às frequências de 44 a 87 Hz, apresentaram inclinação positiva, enquanto que nas escalas 4 e 8, correspondentes às frequências de 105 e 349, houve inclinação negativa. É fácil entender o resultado, pois, durante a realização da atividade, as altas frequências diminuem enquanto ocorre uma elevação das frequências mais baixas (escala de coeficientes 32 e 64), indicando assim a fadiga muscular. Tanto a SFTF quanto a TWC apresentaram valores válidos para detectar fadiga muscular, exceto em atividades com baixa taxa de esforço.

O pesquisador e professor Vinzenz von Tschärner vem realizando estudos utilizando wavelets, com objetivo de desenvolver a análise de tempo-frequência de sinais mioelétricos, ainda que estes não levem a resultados satisfatórios quanto aos eventos simultâneos no tempo e frequência (VON TSCHARNER, 2000). Tschärner realiza também análise de tempo-frequência da intensidade da série temporal, utilizando filtros wavelets não lineares para extração dos aspectos de frequência do sinal. A análise de padrões de intensidade do EMG é realizada verificando o estado de fadiga-média durante a atividade de pedalada (VON TSCHARNER; GOEPFERT, 2003).

Em VON TSCHARNER (2009) foi constatado que os potenciais de ação deslocam-se para frequências mais altas durante o aumento da velocidade de condução da unidade motora. Deste modo, uma baixa velocidade de condução da unidade motora mantinha a frequência de 170 Hz, enquanto uma alta velocidade de condução apresentava frequências mais altas.

Os sinais eletromiográficos, captados especialmente na região do tronco, apresentam o fenômeno de *cross-talking* de ruídos dos espectros do sinal do eletrocardiograma (ECG). Utilizando transformadas wavelets, realizando a aquisição do sinal EMG tanto quanto do ECG, foi possível eliminar o ruído sem interferir nos valores de baixas frequências do sinal EMG (VON TSCHARNER; GOEPFERT, 2003), (VON TSCHARNER;ESKOFIER; FEDEROLF, 2011).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado no Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica (LaBioEng), localizado na Faculdade de Educação Física (FEF) da Universidade Federal de Goiás (UFG), no período de 2010 a 2012, com aprovação do Comitê de Ética da Universidade Federal de Goiás, protocolo número 359/11 (Anexo I). Foram coletados os sinais eletromiográficos do músculo bíceps braquial de 10 voluntários, sendo 5 homens e 5 mulheres, entre 18 e 45 anos de idade, escolhidos aleatoriamente na FEF UFG, sem histórico de lesões osteomusculares e que não utilizavam medicamentos que alterassem o sistema neuromuscular há pelo menos um ano. Os dados coletados foram salvos no servidor de repositório e banco de dados do LaBioEng para pesquisas futuras.

4.1 Protocolo

O protocolo foi dividido em duas etapas, a primeira para a análise de fadiga muscular de contração estática e a segunda para análise de contração dinâmica. Para determinar a força máxima exercida pelo voluntário foi executado o procedimento descrito abaixo.

O voluntário permaneceu sentado sobre um banco de madeira, com regulagem de altura, de forma que seus pés ficassem em contato com o chão, com os joelhos flexionados em ângulo de 90°, o tronco a 90° em relação às coxas, e os braços rentes ao corpo. O antebraço dominante ficou flexionado também a 90° em relação ao tronco.

O voluntário com a mão dominante aplicou força para cima sob uma superfície plana, fixa e imóvel, exercendo força dissipativa (contração) (MELLO *et al.*, 2008). A Figura 12 exemplifica o processo.

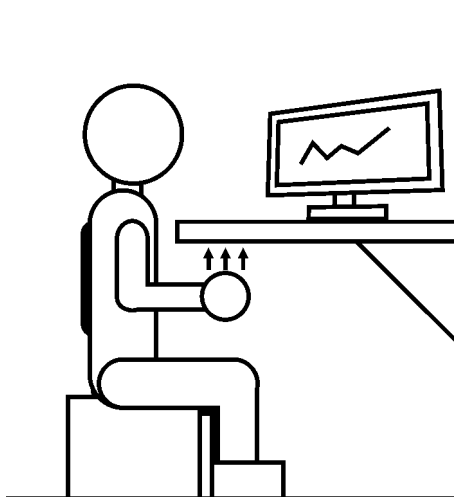


Figura 12 - Posicionamento do voluntário para coleta do sinal EMGS.

Conforme procedimento recomendado em *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (HERMENS *et al.*, 2000), foi realizada a assepsia da pele sobre o músculo bíceps braquial do braço dominante do voluntário com álcool. Em seguida foi aplicado gel condutor e afixados os eletrodos de superfície na posição média do músculo bíceps braquial, com espaçamento de 2 cm entre cada eletrodo.

Pelo teorema de Nyquist, a frequência de amostragem deve ser pelo menos duas vezes o valor da maior frequência que se deseja registrar (HAYKIN; MOHER, 2008). Logo, tendo 500 Hz como a maior frequência do sinal EMGS, a frequência de amostragem mínima adotada deve ser de 1000 Hz.

Para remover a frequência de 60 Hz e suas harmônicas, introduzida pela rede elétrica, foi utilizado um filtro rejeita faixa, com frequência de corte em 60 Hz, *Butterworth* de quarta ordem. O procedimento contou com três Contrações Isométricas Voluntárias Máximas (CIVM), com duração de cinco segundos, com intervalos de cinco minutos de repouso e intercaladas com período de repouso de cinco minutos. Obteve-se por meio da média aritmética dos maiores valores de cada coleta o valor normalizado, o qual representa a contração isométrica voluntária máxima.

A Figura 13 mostra a tela de coleta do EMGs durante a contração isométrica máxima da ferramenta desenvolvida em LabView. A tela de coleta exibe o sinal em captura, o cronômetro de tempo de execução da atividade, a indicação do local e nome do arquivo armazenado durante a coleta, a possibilidade de ajuste da frequência de amostragem, o tamanho do número de amostras (*buffer*) a ser

atualizado no gráfico e o tempo de captura do sinal EMG. Foi utilizado para a coleta a frequência de amostragem de 2 kHz, e o número de amostras para atualização da tela de 100 pontos.

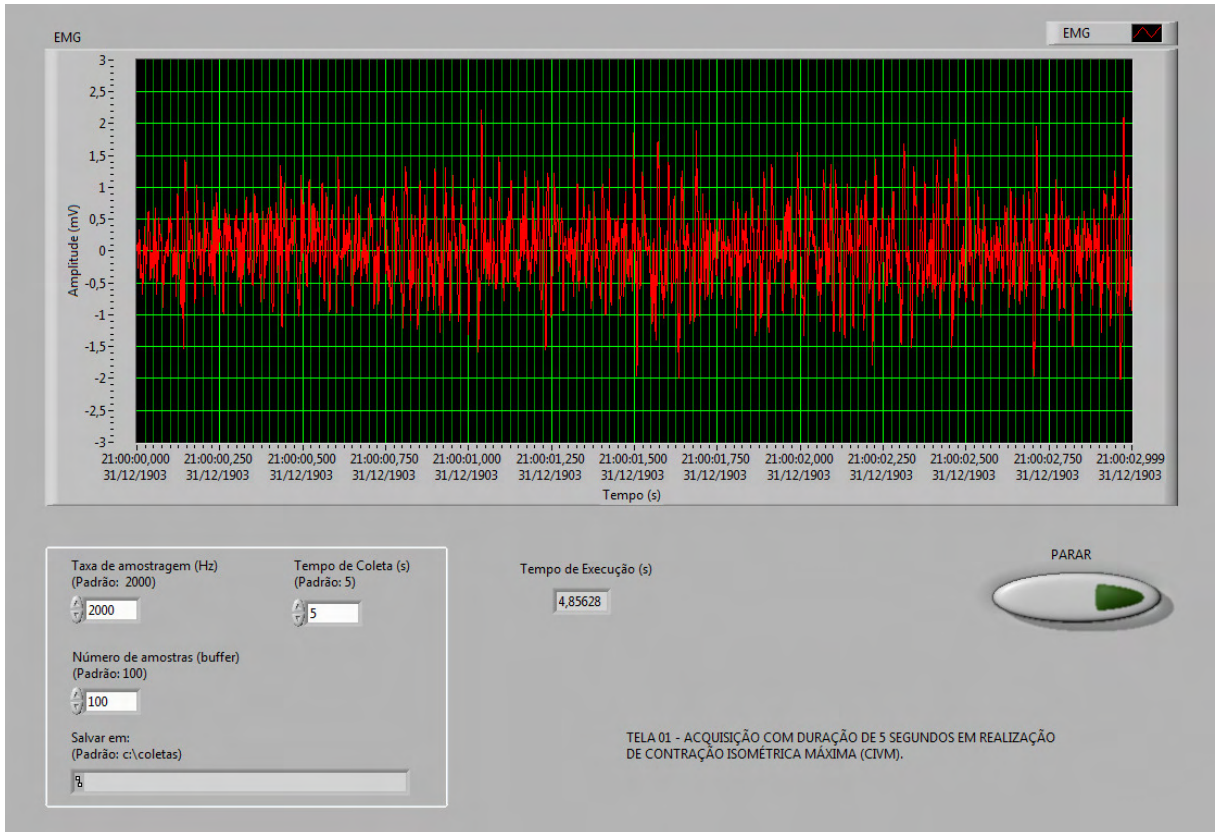


Figura 13 - Tela de coleta do EMGS durante contração isométrica máxima, com duração de 5 segundos.

O sinal coletado foi gravado em documento de texto sem formatação em duas colunas - a primeira o tempo e a segunda o sinal - viabilizando o pós-processamento em várias ferramentas computacionais (BRYAN, 1998), (KARLSSON; NYSTROM, 1995).

4.1.1 Contração Estática

Após a determinação da CIVM, uma nova contração foi realizada, com 60% da CIVM, com margem de erro de 10% para mais ou menos, com duração de 30 segundos, ou enquanto o voluntário suportasse.

Na tela para este procedimento (Figura 14), são mostradas na coluna à esquerda o sinal das três contrações isométricas máximas de cinco segundos de duração, ao lado, o respectivo valor máximo de cada sinal. No painel central é apresentado o sinal EMG, em tempo real ou da leitura de arquivo, da coleta de 60%

da CIVM. Acima do painel central há uma caixa de seleção para escolha de leitura do sinal em tempo real ou leitura de arquivo. Abaixo do painel central estão as informações do valor da normalização da CIVM (100%), o valor correspondente à 60% da CIVM, e o valor RMS da atividade em coleta, além das configurações da frequência de amostragem e do tempo de captura do sinal EMG. À direita da tela, é apresentado um contêiner, o qual indica a porcentagem da força/carga que está sendo exercida.

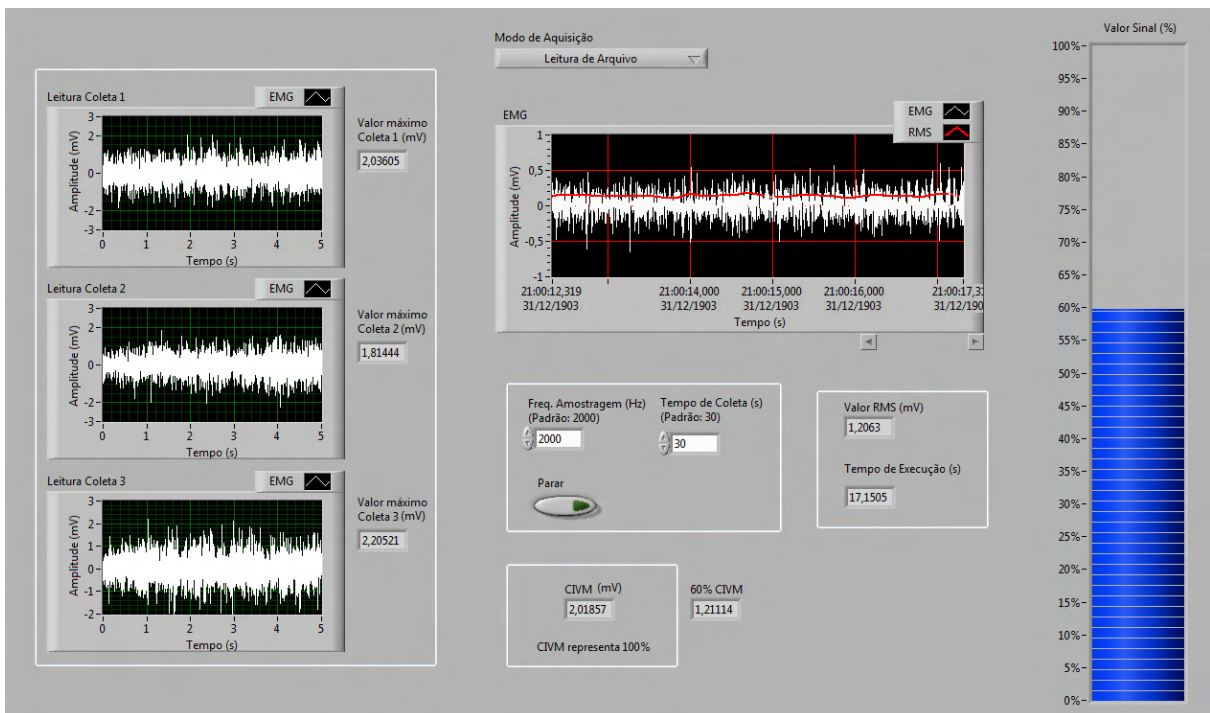


Figura 14 - Tela de captura do sinal EMG para contração estática de 60% da CIVM.

Semelhante à tela de captura da contração isométrica máxima do sinal EMG, as informações foram salvas em documento de texto sem formatação em duas colunas: o tempo da coleta e o sinal coletado.

4.1.2 Contração Dinâmica

Para análise da contração dinâmica foi utilizado um eletrogoniômetro calibrado em 0V para 0°, 5V para 90°, e 10V para 180° para aferir o ângulo da junta do cotovelo. Desta maneira o voluntário recebia informação visual quanto ao ângulo da articulação do cotovelo durante o movimento executado (flexão e extensão do cotovelo). O eletrogoniômetro foi afixado ao membro superior utilizando fitas de velcro, conforme apresentado na Figura 15.



Figura 15 - Eletrogoniômetro afixado ao membro superior com fitas de velcro.

O voluntário, com o antebraço posicionado em 90° em relação ao braço, segurando cargas (anilhas) que foram incrementadas até representarem 60% da CIVM. Em seguida, iniciou a atividade com o ângulo entre o braço e antebraço em 130° (7V), realizando flexão até atingir o ângulo de 70° (4V), e extensão para retornar ao ângulo de 130° (7V).

Cada movimento de flexão e extensão foi realizado em 1,5 segundos, durante um período de 30 segundos ou enquanto o voluntário suportasse, totalizando no máximo de 10 flexões e 10 extensões. Para manter o ritmo da atividade foi utilizado um metrônomo configurado a 40 Batidas Por Minuto (BPM), correspondendo a 1,5

batida por segundo e, conseqüentemente, informando o instante de alternância entre o movimento de flexão e extensão.

Semelhante à tela de captura do sinal na atividade de contração estática, na tela de captura do sinal em contração dinâmica (Figura 16) à esquerda são carregadas as informações das 3 contrações isométricas máximas e os respectivos valores máximos de cada contração. No painel central, é apresentado o gráfico com escala entre 3V e 9V e os indicativos do valor máximo (7V) e mínimo (4V) do ângulo do cotovelo a ser atingido durante a atividade. Acima do painel central, está a caixa de seleção para coleta em tempo real ou leitura de arquivo. Abaixo do painel central, estão os controles de configuração da taxa de amostragem, tempo de captura do sinal EMG, além dos valores do valor CIVM normalizado, o valor correspondente a 60% da CIVM e valor RMS da atividade realizada. À direita da tela, está o contêiner que indica a carga sendo exercida em porcentagem da CIVM. (Figura 16).

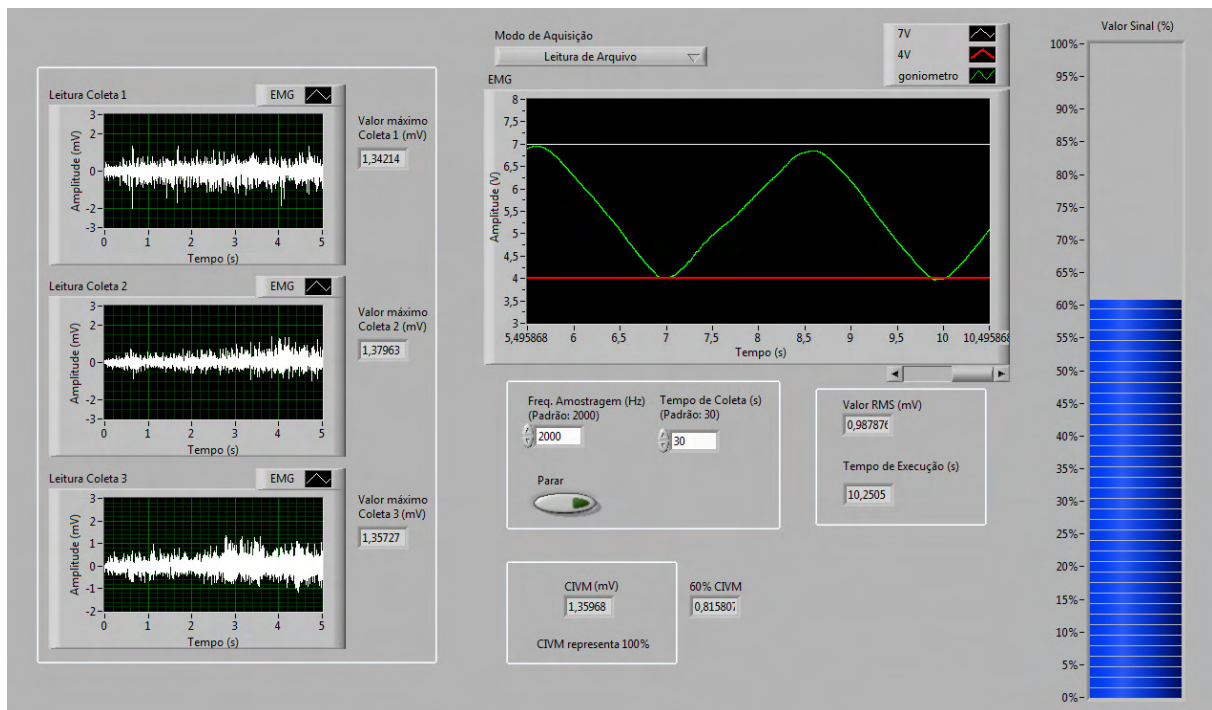


Figura 16 - Tela de captura do sinal EMG para contração dinâmica, com indicadores do ângulo máximo (130° - 7V) e mínimo (70° - 4V) a ser executado.

De maneira semelhante às informações salvas na contração estática, as informações foram armazenadas em documento de texto sem formatação em três colunas: o tempo de coleta, o sinal EMG, e o ângulo do cotovelo obtido pelo eletrogoniômetro.

4.2 Instrumentação

No procedimento de captação dos sinais EMG foram utilizados eletrodos diferenciais de superfície (EMGS), um eletrogoniômetro, um condicionador de sinais, todos da EMGSystem do Brasil, e um equipamento de conversão A/D da *National Instruments*, modelo USB-6218.

4.2.1 Eletrodos

Foram utilizados eletrodos de superfície diferenciais ativos da EMGSystem do Brasil, com interface descartável de Ag/AgCl com 0,8 cm de diâmetro (Figura 17). Um eletrodo de referência, também denominado terra, foi utilizado com objetivo de remover o ruído de 60 Hz, advindo da rede elétrica (KONRAD, 2005). Os eletrodos realizam a amplificação do sinal em 20 vezes, com uma razão de rejeição modo comum de 90 dB.



Figura 17 - À esquerda, o eletrodo diferencial ativo de superfície. À direita, a interface de Ag/AgCl descartável.

4.2.2 Eletrogoniômetro

Um eletrogoniômetro, baseado em potenciômetro rotacional da EMGSystem do Brasil foi utilizado para captar o ângulo da articulação do cotovelo (Figura 18).



Figura 18 - Eletrogoniômetro da EMGSystem do Brasil.

4.2.3 Condicionador de Sinais

O sistema de condicionamento de sinal utilizado foi o EMGSystem do Brasil, com 16 canais de entrada (Figura 19).



Figura 19 - Condicionador de sinais da EMGSystem do Brasil.

A realização do condicionamento do sinal se dá através de um filtro passa faixa, com frequência de corte inferior em 20 Hz e frequência de corte superior em 500 Hz. Esta filtragem realiza a eliminação de ruídos fora do espectro de frequência do sinal eletromiográfico (HAYKIN, 2004).

Após o condicionamento, o equipamento realiza a amplificação do sinal em até 100 vezes. Computando-se a amplificação dos eletrodos e do condicionador de sinal, é possível uma amplificação total do sinal EMG em até 2000 vezes.

4.2.4 Conversor A/D

O equipamento utilizado para a digitalização do sinal foi o USB-6218, da *National Instruments* (Figura 20). Este equipamento possui 32 portas de entradas analógicas e 8 portas de saída digital. Todas as portas possuem resolução de 16 bits. As portas analógicas possuem taxa de amostragem de até 250 mil amostras por segundo, com capacidade de leitura de tensão máxima entre -10 V e 10 V. As portas de saída digital possuem tensão de saída entre 0 V e 3.8 V e utiliza lógica TTL (NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2011c).

O conversor foi conectado ao condicionador de sinais por meio de uma borneira, fornecida pela EMGSystem do Brasil, utilizando cabos coaxiais. A comunicação do conversor com o computador se deu através de porta USB.



Figura 20 - Conversor A/D USB-6218 da National Instruments.

4.2.5 Computador

Para realizar o processamento dos sinais EMGS coletados foi utilizado um computador com processador Intel Core i7 de 2,67 GHz, 4 GB de memória RAM DDR3, sistema operacional *Windows 7 Ultimate 64 bits* (Microsoft), com placa de vídeo *GeForce GT 240* (NVIDIA), disponível para estudo e pesquisa no próprio LaBioEng.

4.2.6 Softwares

O software adotado para realizar o processamento do sinal EMG foi o *LabView* 2010 (Figura 21), versão 10.0, 32 bits, juntamente com os pacotes *Advanced Signal Processing Toolkit* 2010 e o *Biomedical Startup Kit* 3.0.1, todos da *National Instruments*.

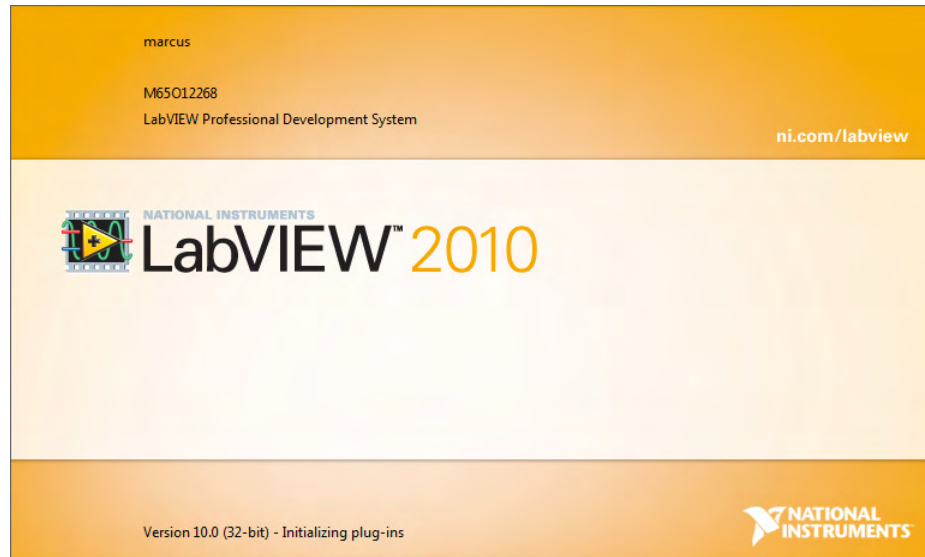


Figura 21 - LabView 2010 da *National Instruments*.

Para realizar a análise estatística, ANOVA de um fator e teste de Tukey da diferença honestamente significativa (*honestly significant difference* - HSD), foi utilizado o pacote de cálculos de estatística *Action*. O sistema *Action* foi desenvolvido sob plataforma R, um dos sistemas de estatística mais utilizados atualmente (ESTATCAMP, 2011). É uma ferramenta que se integra ao editor de planilhas eletrônicas Microsoft Excel, na forma de suplemento, o que torna sua utilização fácil e ágil para cálculo de análises estatísticas. É um software livre, utilizável sob os termos da Licença Pública Geral GNU.

4.3 Análise dos Dados

Para a análise dos dados, foi adotada a técnica de regressão linear em cada uma das cinco técnicas aplicadas, visando distinguir qual das técnicas melhor indicaria a presença de fadiga muscular e em qual situação: isométrica ou dinâmica.

A regressão linear constitui uma tentativa de estabelecer uma equação matemática linear (linha reta) que estabeleça uma relação entre duas variáveis. Da mesma forma que a média é utilizada para resumir uma variável aleatória, a reta de

regressão é usada para resumir a estimativa linear entre duas variáveis aleatórias (LAPPONI, 2005).

A equação de regressão é utilizada para estimação de uma variável com base em valores conhecidos de outra, explicar valores de uma variável em termos de outra, confirmando assim uma relação causa-efeito entre duas variáveis, predizendo valores futuros de uma variável.

Executa-se a regressão linear por meio do método iterativo dos mínimos quadrados e do método de *Levenberg-Marquardt*, de maneira a aproximar a linha de regressão aos dados apresentados (NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, 2008). A equação é descrita conforme a equação (32):

$$Y[i] = ax[i] + b \quad (32)$$

onde x é a referência do instante de tempo, a é o coeficiente angular (inclinação) da reta, e b é onde a reta cruza com o eixo das ordenadas, e Y é o valor da escala no dado instante de tempo. Os valores de a e b são calculados para alcançar a melhor adequação com relação aos valores apresentados em x e Y .

A regressão linear foi realizada em partes da atividade e considerando-a na sua totalidade. Dividindo a atividade em partes, foi analisada a regressão linear entre o instante de tempo de 0 a 10 segundos, 10 a 20 segundos, e 20 a 30 segundos. Considerando sua totalidade, contabilizou-se o tempo total da atividade, entre 0 e 30 segundos.

A reta de regressão linear foi obtida utilizando o software *LabView*, versão 2010, da *National Instruments*, por meio do qual realizou-se a análise do sinal EMG tanto no domínio do tempo, por meio do valor RMS bruto e das escalas da transformada wavelet, quanto no domínio da frequência, por meio dos valores de frequência média e mediana, usando a transformada de Fourier, do estimador espectral de Welch, do filtro ARMA, e da transformada wavelet.

O sinal EMG foi suavizado aplicando-se o filtro *Butterworth* passa banda de quarta ordem, com frequências de corte entre 20 e 500 *Hertz*, a cada janela de 250 milissegundos do sinal. Para cada janela, um valor foi computado (valor RMS, frequência média, frequência mediana), de modo que, ao final de 30 segundos de coleta de dados, obteve-se 120 pontos de valores para serem processados.

Utilizando os valores da inclinação da reta de regressão da atividade com duração completa, entre 0 e 30 segundos, de todos os 10 voluntários, foi aplicado o

teste ANOVA de um fator, com $\alpha < 0,05$, como método estatístico para análise de variância entre as técnicas de determinação da fadiga, no domínio do tempo e no domínio da frequência, para contrações estáticas e dinâmicas. O teste de comparação múltipla (*post hoc*) utilizado foi o teste de Tukey da diferença honestamente significativa (*honestly significant difference* - HSD), adotado para indicar, testando todas as combinações dois a dois, quais dos pares de grupos diferem, ao apresentarem um P-valor maior que 5%.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

No domínio do tempo, a fadiga é verificada quando a reta da regressão linear apresenta inclinação positiva (MILANEZI;GONÇALVES; CARDOSO, 2010), (CASTRO;CARDOSO; GONÇALVES, 2010), indicando que as fibras de contração rápida (fibras do tipo II) já estão diminuindo a sua intensidade de ativação, restando, neste momento, maior quantidade de fibras de contração lenta (fibras tipo I) (GYUTAE *et al.*, 2007), conforme apresentado na Figura 22.

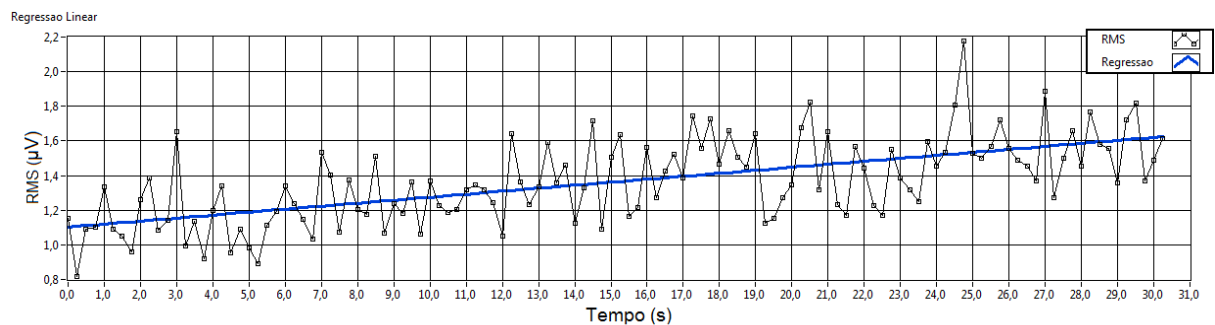


Figura 22 - Regressão linear dos valores RMS durante uma contração isométrica em 60% da carga máxima, com duração de 30 segundos. A reta apresenta inclinação positiva indicando fadiga muscular. A linha fina com pontos representa os valores RMS no respectivo instante de tempo e a linha grossa representa a reta de regressão linear.

Semelhante ao trabalho de SPARTO *et al.* (1999) e WEIDERPASS *et al.* (2011), foram adotadas 6 escalas distintas (4, 8, 16, 32, 64 e 128), para observação de faixas de frequências distintas, como método para análise do valor RMS do sinal EMG.

Não há definição quanto qual wavelet mãe a ser adotada para análise de sinais eletromiográficos. RICCIOTTI (2006) indica que as wavelets mães mais empregadas para detecção de potenciais de ação de unidades motoras (*Motor Unit Action Potentials* - MUAPS) são a *Daubechies* de ordem 4 (db4), *Coiflet* de ordem 4 (coif4) e *Symlet* de ordem 5 (sym5). Na ferramenta desenvolvida há a possibilidade de selecionar diversas wavelets mãe, e para auxiliar na escolha da wavelet mãe, foram realizados testes de decomposição e reconstrução do sinal EMG com as wavelets db4, coif3, coif4, e sym5. Foi então calculado o erro médio quadrático, método que calcula a similaridade entre o sinal EMG e o sinal reconstruído, sendo utilizada a *Coiflet* de ordem 3 (coif3) para os estudos aqui apresentados.

Para que a interpretação do gráfico indique fadiga muscular, a análise de regressão linear no domínio da frequência apresenta inclinação negativa (DANTAS *et al.*, 2010). Com o decorrer do esforço ao longo do tempo, nota-se que a frequência do sinal desloca-se de valores médios para frequências menores (PEREIRA, 2010). Este fator ocorre devido à diminuição da frequência da taxa de disparo das fibras de contrações rápidas (fibras do tipo II), que, devido a reações metabólicas (concentração de ácido lático, concentração de íon potássio, alteração do pH, etc.), tornam-se fadigadas, restando somente atividade das fibras de contração lentas (fibras tipo I). A Figura 23 apresenta a regressão linear dos valores de frequência mediana.

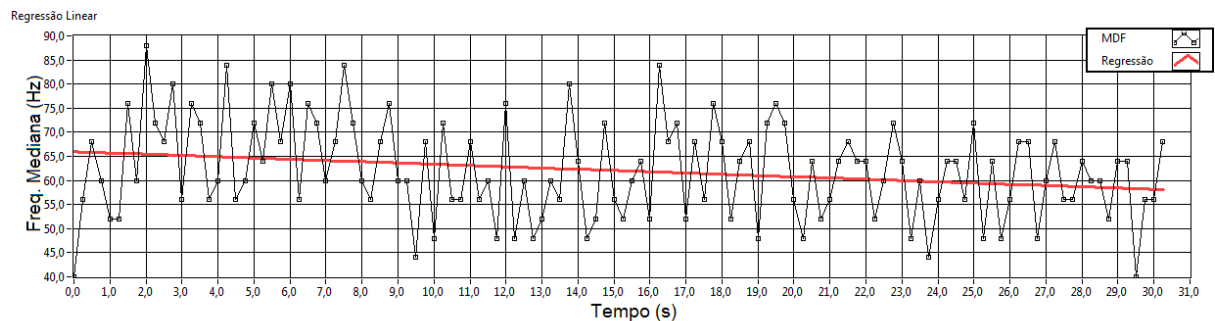


Figura 23 - Regressão linear dos valores de frequência mediana em uma contração isométrica em 60% da carga máxima, com duração de 30 segundos. A linha fina com pontos representa os valores medianos da frequência a cada 250 ms e a linha grossa representa a reta de regressão linear .

Para análise estatística da variância entre as técnicas empregadas foi adotada a ANOVA de um fator e do teste de Tukey, conforme apresentadas as tabelas a seguir. A Tabela 1 representa as técnicas de análise no domínio do tempo utilizadas neste projeto.

Tabela 1 - Técnicas de análise no domínio do tempo.

TÉCNICA	
1	RMS
2	WAVELET-04
3	WAVELET-08
4	WAVELET-16
5	WAVELET-32
6	WAVELET-64
7	WAVELET-128

A Tabela 2 representa as técnicas de análise no domínio da frequência.

Tabela 2 - Técnicas de análise no domínio da frequência.

TÉCNICA	
1	MÉDIA-FFT
2	MEDIANA-FFT
3	MÉDIA-ARMA
4	MEDIANA-ARMA
5	MÉDIA-WELCH
6	MEDIANA-WELCH
7	MÉDIA-WAVELET-64
8	MEDIANA-WAVELET-64
9	MÉDIA-WAVELET-128
10	MEDIANA-WAVELET-128

5.1 Contração Estática

5.1.1 Domínio do Tempo

É apresentada na Tabela 3 a média e o desvio padrão, em microvolts por segundo, da inclinação das retas de regressão linear de dez amostras de contração estática, ao longo da atividade completa (0 a 30 segundos), obtidas por meio do valor RMS sem pós-processamento e das seis escalas da TWC.

Tabela 3 - Inclinação das retas de regressão linear na análise no domínio do tempo.
Análise total da atividade (0 a 30 segundos).

TÉCNICA	MÉDIA ($\mu\text{V/s}$)
<i>RMS</i>	$3,199 \pm 7,08$
<i>Wavelet escala 4</i>	$-0,275 \pm 1,53$
<i>Wavelet escala 8</i>	$0,717 \pm 2,70$
<i>Wavelet escala 16</i>	$-2,867 \pm 5,89$
<i>Wavelet escala 32</i>	$-0,308 \pm 13,38$
<i>Wavelet escala 64</i>	$17,537 \pm 17,48$
<i>Wavelet escala 128</i>	$6,560 \pm 50,12$

Valores expressos em média \pm desvio padrão.

A Figura 24 apresenta o sinal EMG, em linha fina e vermelha, e o valor RMS, em linha grossa e preta.

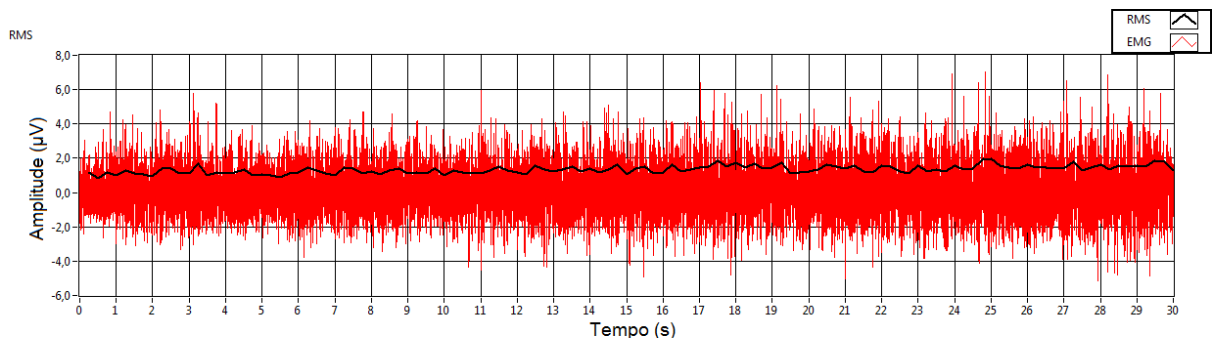


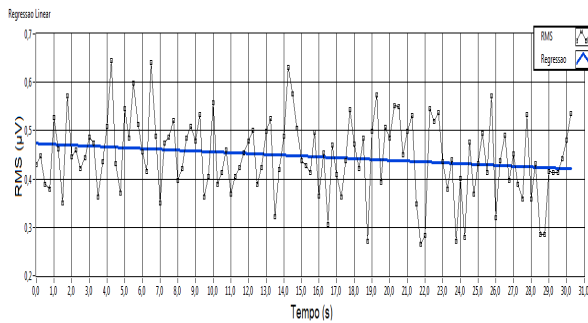
Figura 24 - Sinal EMG em linha fina (vermelha) e valor RMS sem pós-processamento em linha grossa (preta).

O alto valor do desvio padrão apresentado pode ser justificado pelo fato da porcentagem de carga adotada não ter sido suficiente para promover o processo de fadiga (DA SILVA; GONÇALVES, 2003).

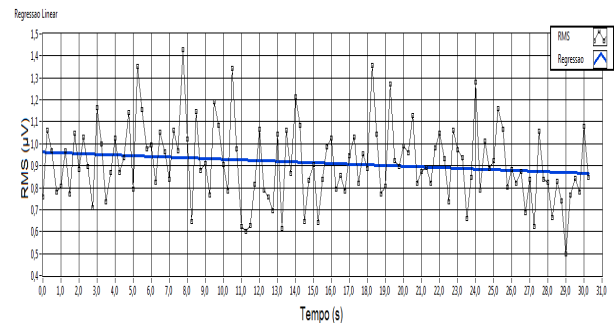
A convolução entre o sinal EMG e a wavelet mãe resulta nos coeficientes wavelets, que representam o grau de similaridade entre ambos em uma dada escala e posição no tempo (SPARTO *et al.*, 1999). Por meio dos coeficientes é possível proceder à reconstrução do sinal.

Conforme reportado em SPARTO *et al.* (1999) e (2000), utilizando a TWC, a inclinação da reta de regressão do valor RMS foi negativa em baixas escalas (altas

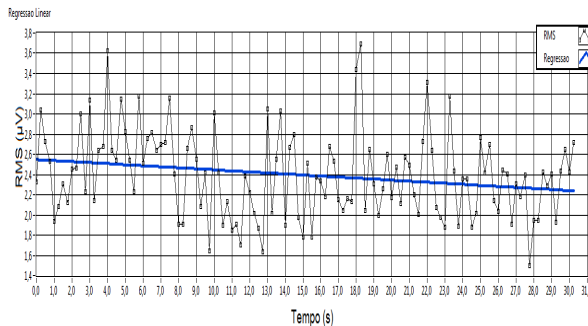
frequências), muito pequena na escala intermediária e em altas escalas (baixas frequências), conforme apresentado na Figura 25.



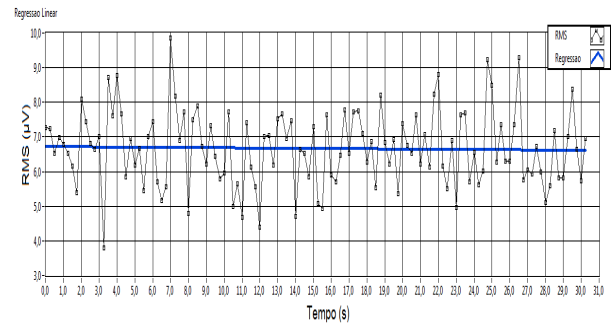
(a)



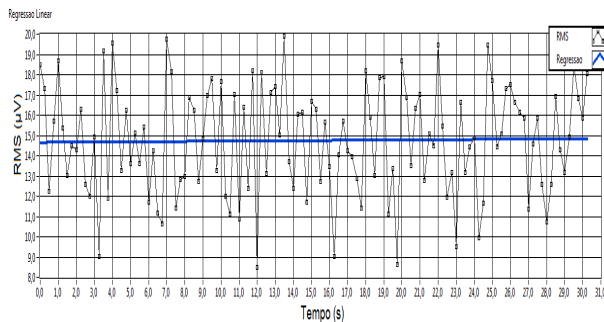
(b)



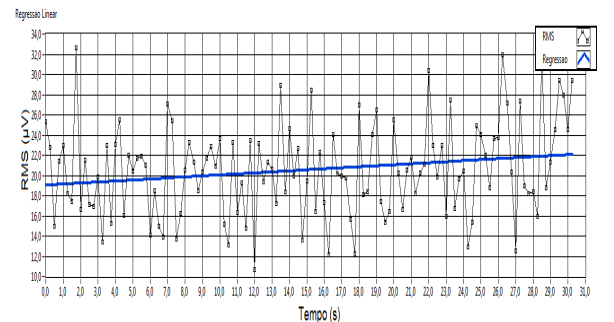
(c)



(d)



(e)



(f)

Figura 25 - Gráficos da regressão linear do valor RMS. A linha fina com pontos representa os valores RMS no respectivo instante de tempo e a linha grossa em azul representa a reta de regressão linear. (a) Escala 4; (b) Escala 8; (c) Escala 16; (d) Escala 32; (e) Escala 64; (f) Escala 128

Por meio dos valores obtidos, as técnicas RMS, TWC em escala 64 e TWC em escala 128 apresentaram inclinação positiva, conforme resultados de SPARTO *et al.* (2000), HOSTENS *et al.* (2004), KUMAR;PATH; BRADLEY (2003). Os

resultados da TWC em escala 64 foram os que apresentaram a maior média das retas de regressão linear e o único que, ao subtrair o desvio padrão do valor da média, manteve valor positivo, demonstrando ser a técnica que melhor sobressaiu na detecção da fadiga muscular.

Foi aplicado o teste ANOVA para os valores da inclinação da reta de regressão linear em contração estática, observando o domínio do tempo. Os resultados do teste são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Resultado da ANOVA um fator, com fator $P < 0,05$, para contração estática no domínio do tempo.

Fonte da variação	G.L.	Soma Quad	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
<i>Fator</i>	6	29,3327	4,888783	1,106808444	0,368508071
<i>Resíduos</i>	63	278,2716	4,417009		

Os resultados da ANOVA apresentaram um P-valor maior que o fator 0,05, validando a hipótese de igualdade das médias, caracterizando que a média dos níveis (técnicas) são estatisticamente iguais.

Em sequência, foi aplicada a técnica de análise *post hoc* teste de Tukey, verificando a existência, ou não, de diferença significativa entre os resultados obtidos, conforme Figura 26.

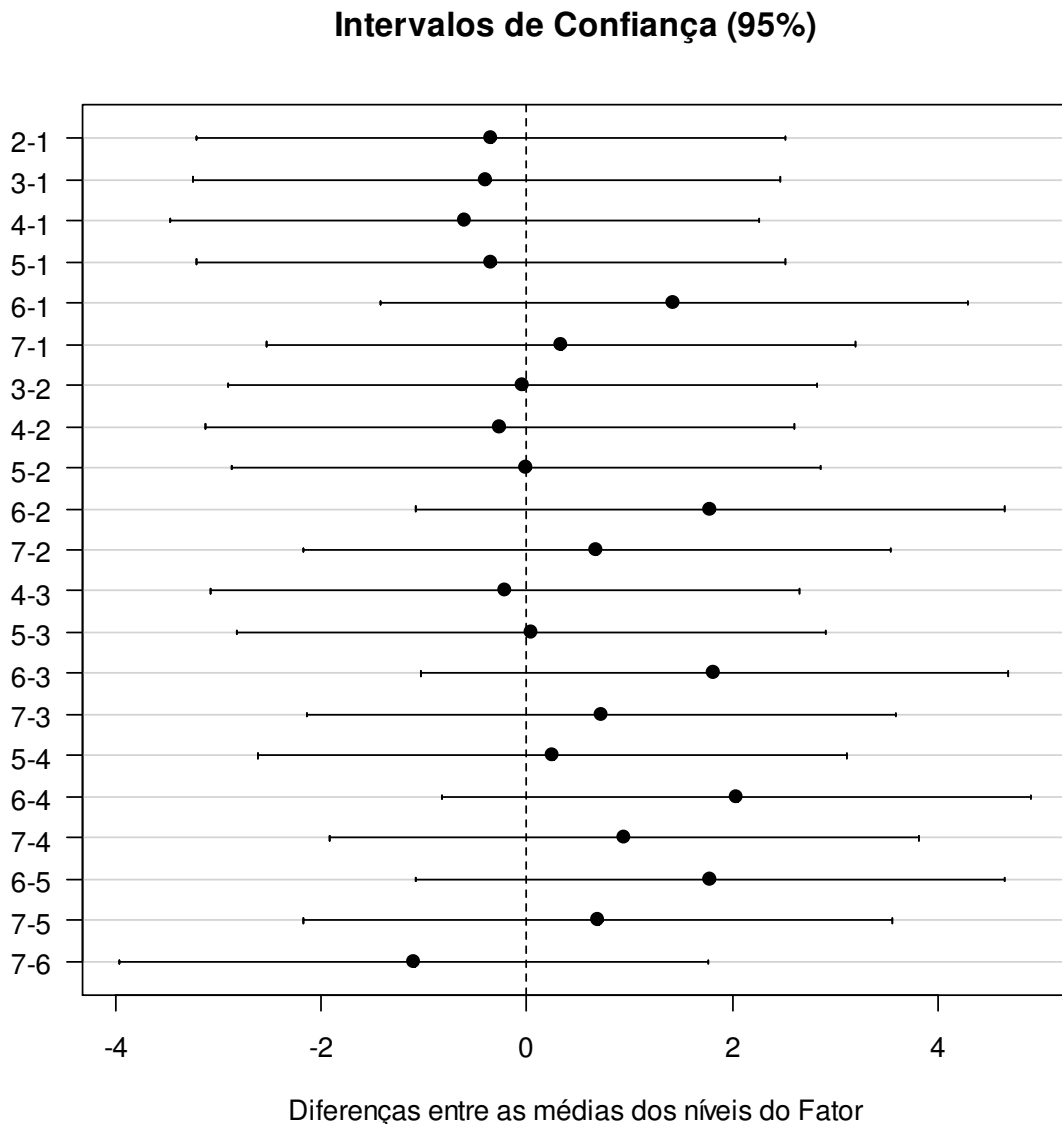


Figura 26 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração estática no domínio do tempo. As técnicas atendem à hipótese de igualdade.

Por apresentar resultados de nível de significância menor que 0,05 (intervalo de confiança de 95%) entre as técnicas, estas atenderam à hipótese de igualdade.

5.1.2 Domínio da Frequência

Na análise no domínio da frequência, a diferença entre a FFT, o Filtro ARMA, o estimador espectral de Welch e a transformada Wavelet é aparente quando observado o espectro de frequência do sinal. Na Figura 27, é mostrado o espectro do sinal obtido pela FFT.

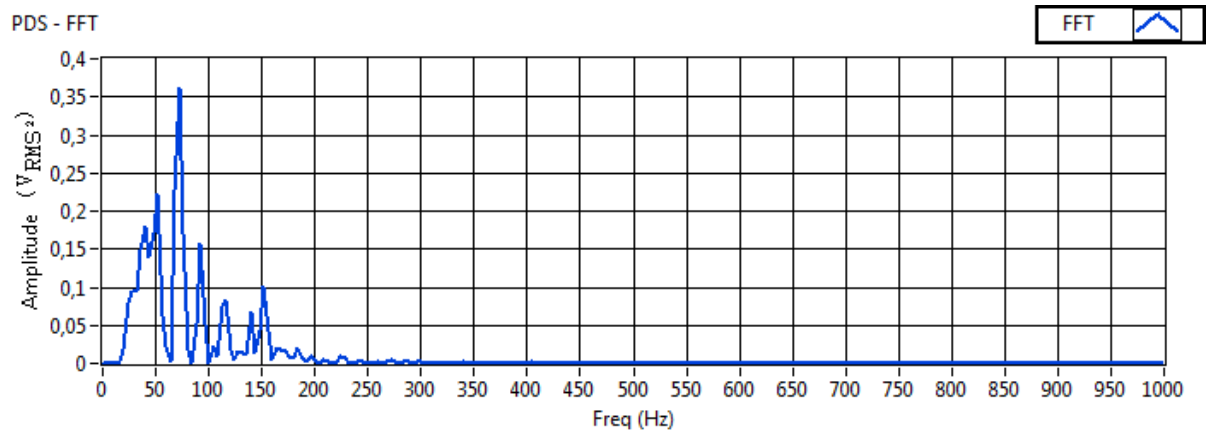


Figura 27 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido pela FFT.

O espectro do sinal obtido com o filtro ARMA é apresentado na Figura 28. Nota-se que o espectro é suavizado, assemelhando-se a uma curva de distribuição Gaussiana e possui valores elevados de amplitude.

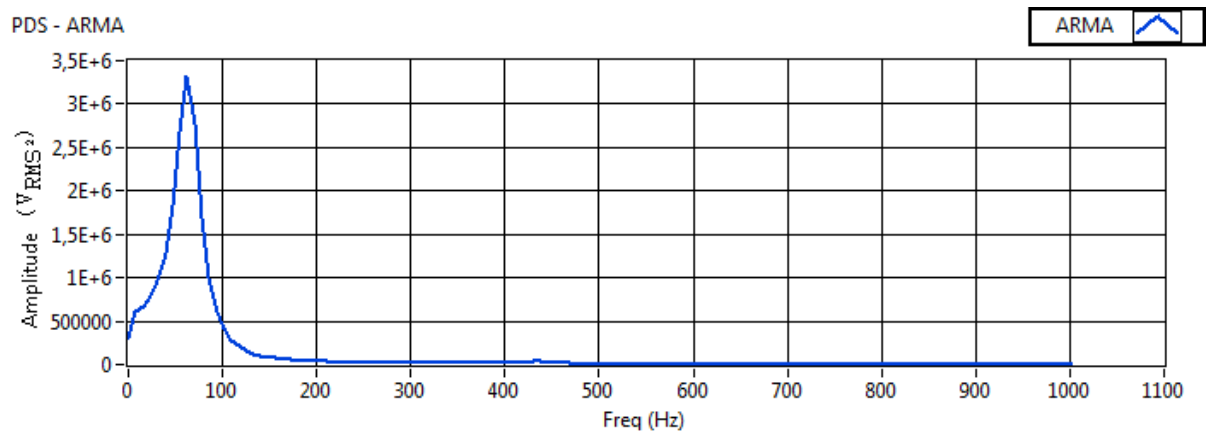


Figura 28 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido com o filtro ARMA.

Utilizando o estimador espectral de Welch foi obtido o espectro de frequência apresentado na Figura 29.

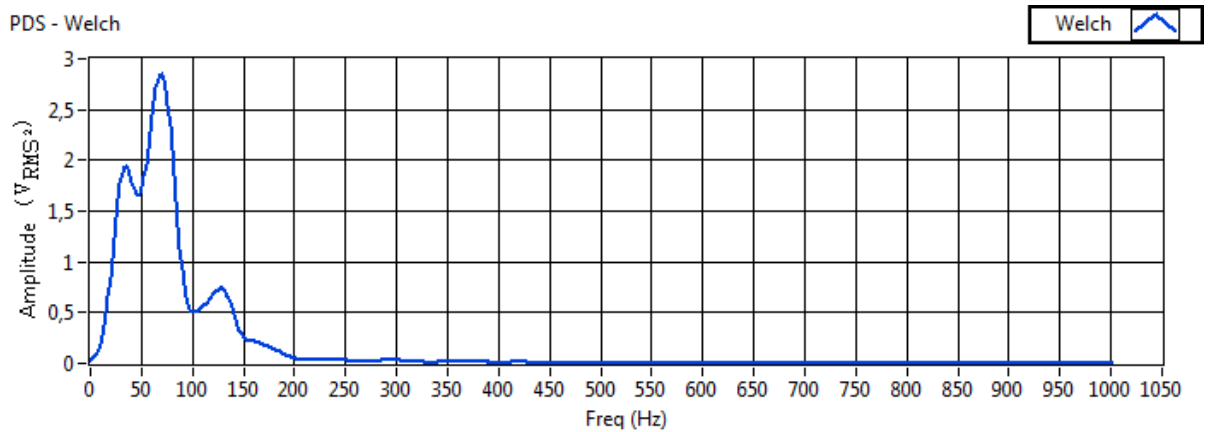


Figura 29 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido pelo estimador espectral de Welch.

Utilizando a transformada wavelet analítica foi obtido o escalograma (Figura 30) e o espectrograma (Figura 31) do sinal.

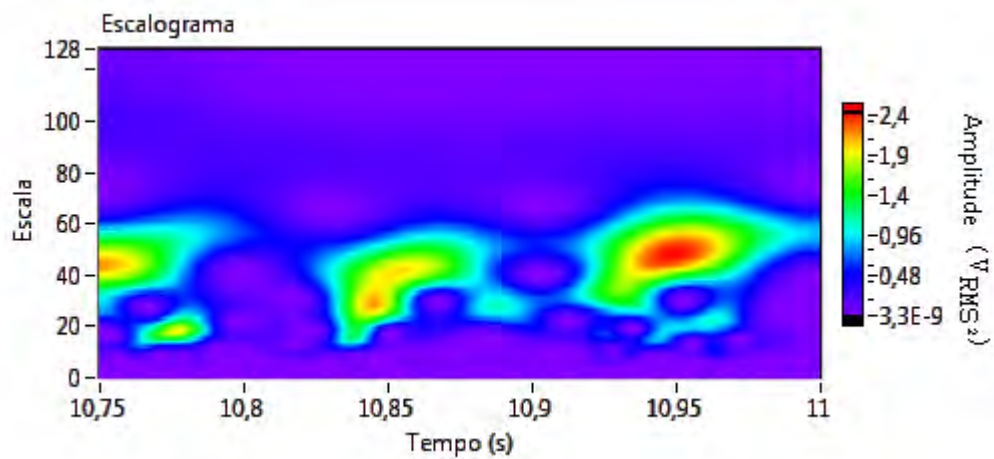


Figura 30 - Escalograma wavelet em escala 128. No instante entre 10,75 e 11 segundos há registro de elevada energia entre as escalas 40 e 60.

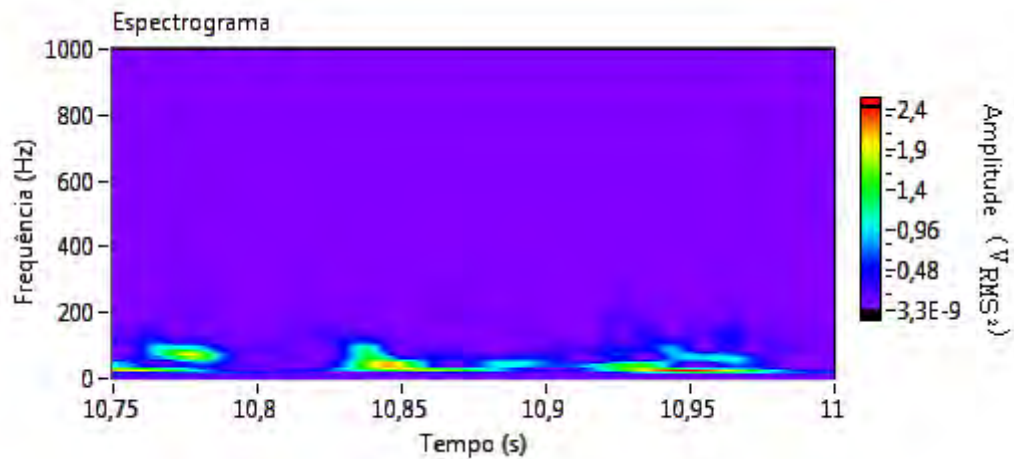


Figura 31 - Espectrograma wavelet em escala 128. A faixa de frequências está entre 0 e 200 Hz.

A visualização da energia ou amplitude do valor da escala pode ser obtida por meio do cálculo do espectro de potência. O espectro de potencia da wavelet é o somatório do quadrado dos coeficientes da TWD (RICCIOTTI, 2006) apresentado na Figura 32.

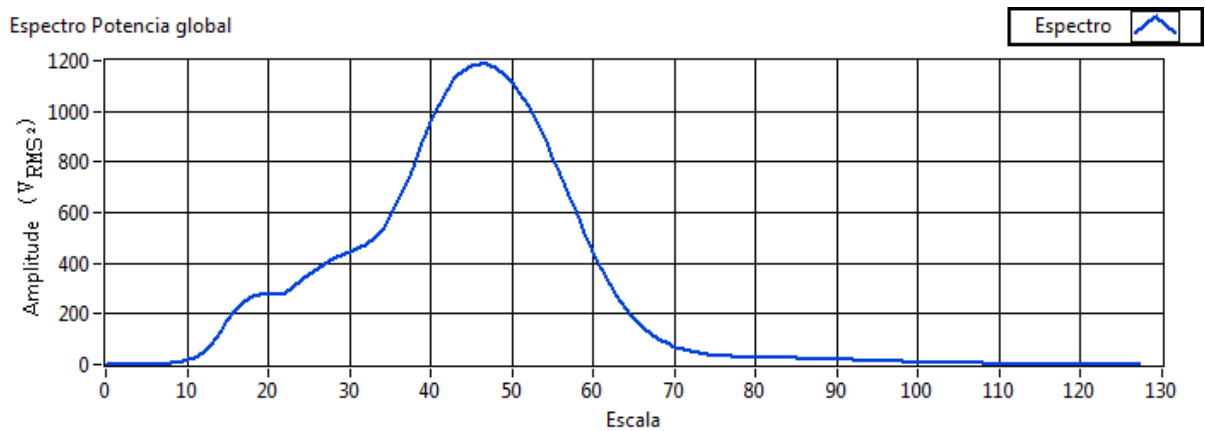


Figura 32 - Espectro de potência da wavelet em escala 128, obtido a partir do escalograma da Figura 30.

O espectro de frequência do sinal EMG foi obtido por meio do espectrograma wavelet, apresentado na Figura 33.

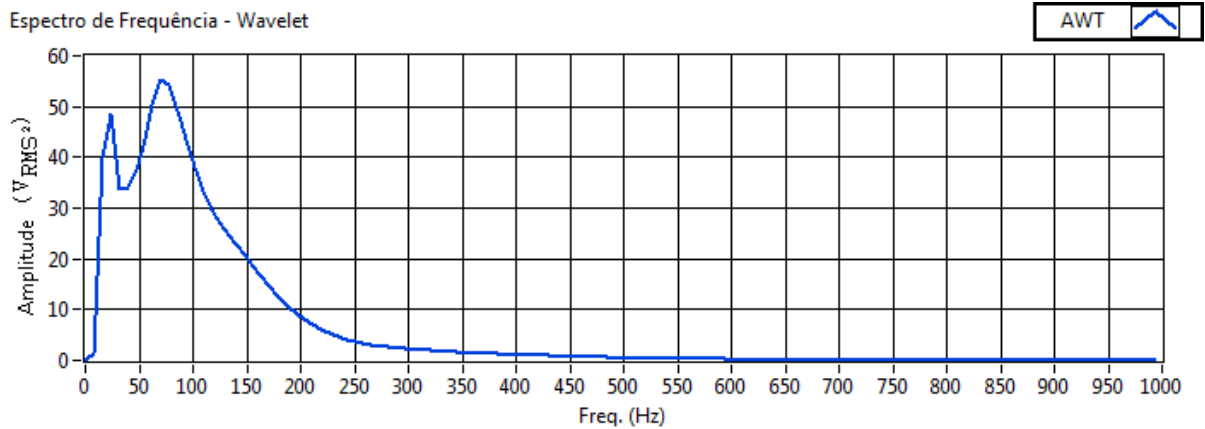


Figura 33 - Espectro de frequência do sinal EMG obtido com o a transformada wavelet analítica em escala 128.

Ao utilizar a TWA em baixas e médias escalas (4, 8, 16, e 32) o gráfico do espectrograma do sinal apresentou baixa resolução (Figura 34), o que comprometeu a obtenção do espectro de frequência do sinal e invalidou a análise de regressão linear. Foram analisados, portanto, valores de escala 64 e 128.

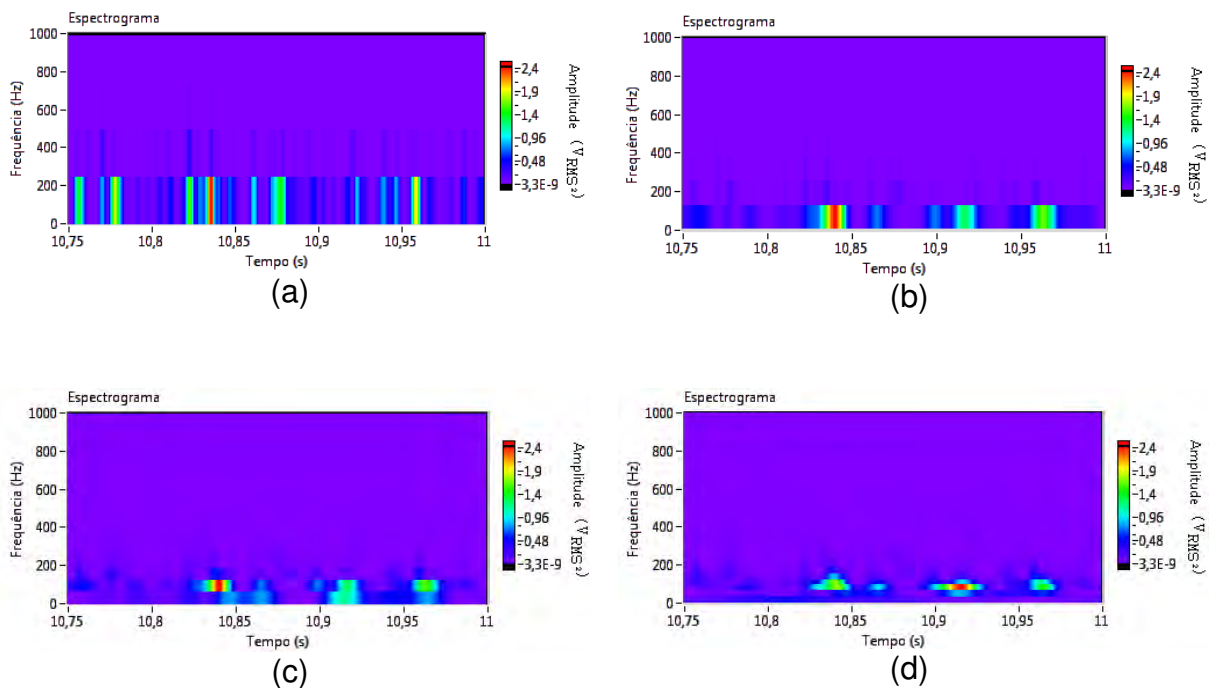


Figura 34 - Devido à baixa resolução das escalas houve a invalidação dos valores de regressão linear. (a) Escala 4; (b) Escala 8; (c) Escala 16; (d) Escala 32.

Para validação da técnica de extração do espectro de frequência a partir do gráfico de espectrograma foi utilizado um sinal padrão (senoidal) em várias

frequências e, conforme esperado, foram obtidas respostas padrão, com a indicação da frequência desse sinal. A Figura 35 apresenta o espectrograma e o espectro de frequência de um sinal formado por uma senóide com frequência de 200 Hz.

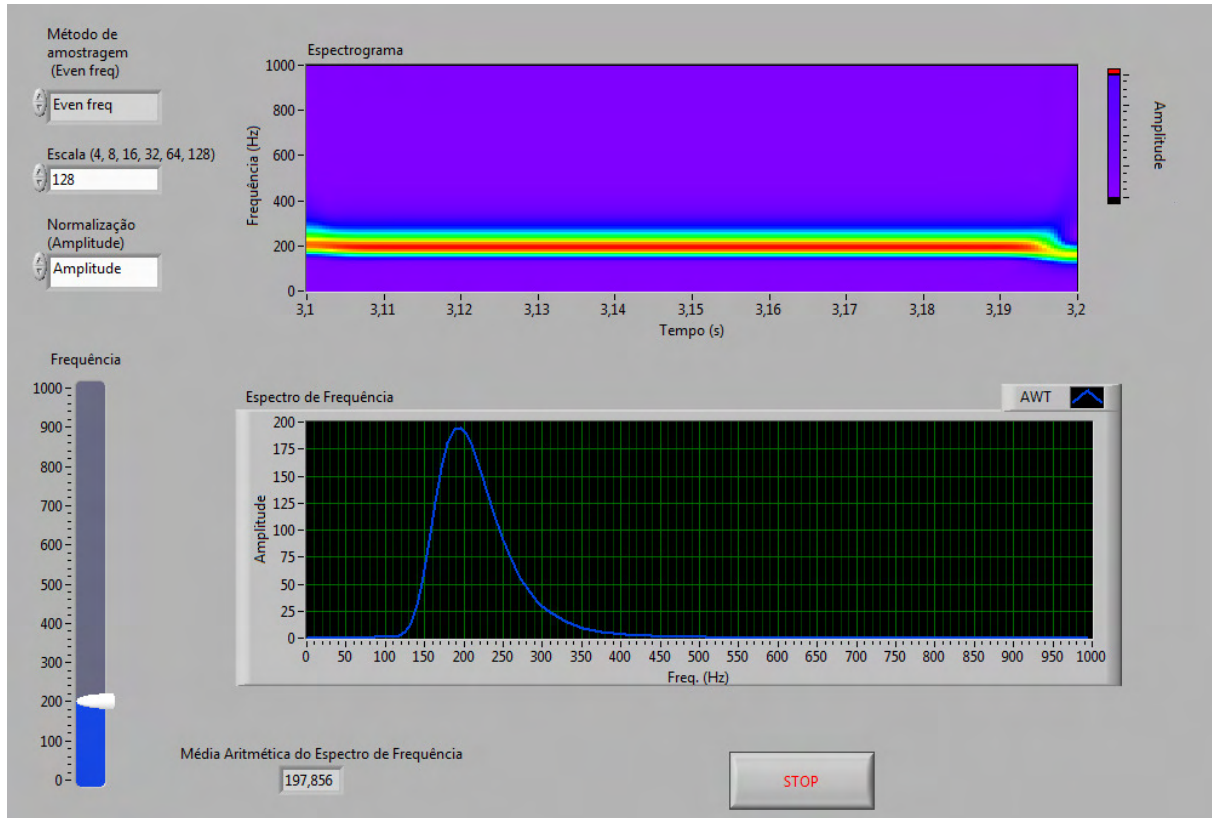


Figura 35 – No gráfico superior, espectrograma da TWA e, no gráfico inferior, o espectro de frequência obtido de uma senóide pura de frequência 200 Hz.

A Tabela 5 apresenta os valores médios e desvios padrão da inclinação das retas de regressão linear, correspondente às frequências média e mediana, obtidas pela utilização da FFT, Filtro ARMA, estimador espectral de Welch e transformada Wavelet, na realização da atividade total.

Tabela 5 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise total da atividade (0 a 30 segundos).

Técnica/Frequência	MÉDIA (Hz/s)	MEDIANA (Hz/s)
<i>FFT</i>	-0,197±0,15	-0,162±0,14
<i>ARMA</i>	-0,178±0,32	-0,130±0,30
<i>WELCH</i>	-0,190±0,17	-0,159±0,16
<i>TWA 64</i>	-0,588±1,01	-0,295±0,25
<i>TWA 128</i>	-0,335±0,32	-0,310±0,24

Valores expressos em média ± desvio padrão.

Os valores obtidos pela frequência média da TWA em escala 64 apresentaram maior inclinação negativa, porém, alto valor de desvio padrão. A amostra que apresentou maior concentração de valores de inclinação negativa, considerando o valor de desvio padrão, foi obtida pela frequência mediana da TWA em escala 128. Já a utilização do filtro ARMA, analisando valores de frequência mediana, obteve o menor valor de inclinação.

O resultado da Tabela 6 foi obtido por meio do teste ANOVA para a atividade de contração estática no domínio da frequência.

Tabela 6 - Resultado da ANOVA, com fator $P < 0,05$, para contração estática no domínio da frequência.

Fonte da variação	G.L.	Soma Quad	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
<i>Fator</i>	9	1,6587563	0,184306256	1,187184331	0,312915932
<i>Resíduos</i>	90	13,97218829	0,155246537		

Semelhante ao resultado da análise no domínio do tempo, o resultado de P-valor foi maior que 0,05, indicando igualdade entre as médias dos níveis entre as 10 análises utilizadas. Portanto, todas as técnicas possuem, estatisticamente, alto grau de semelhança nos resultados.

O resultado do teste Tukey é apresentado na Figura 36.

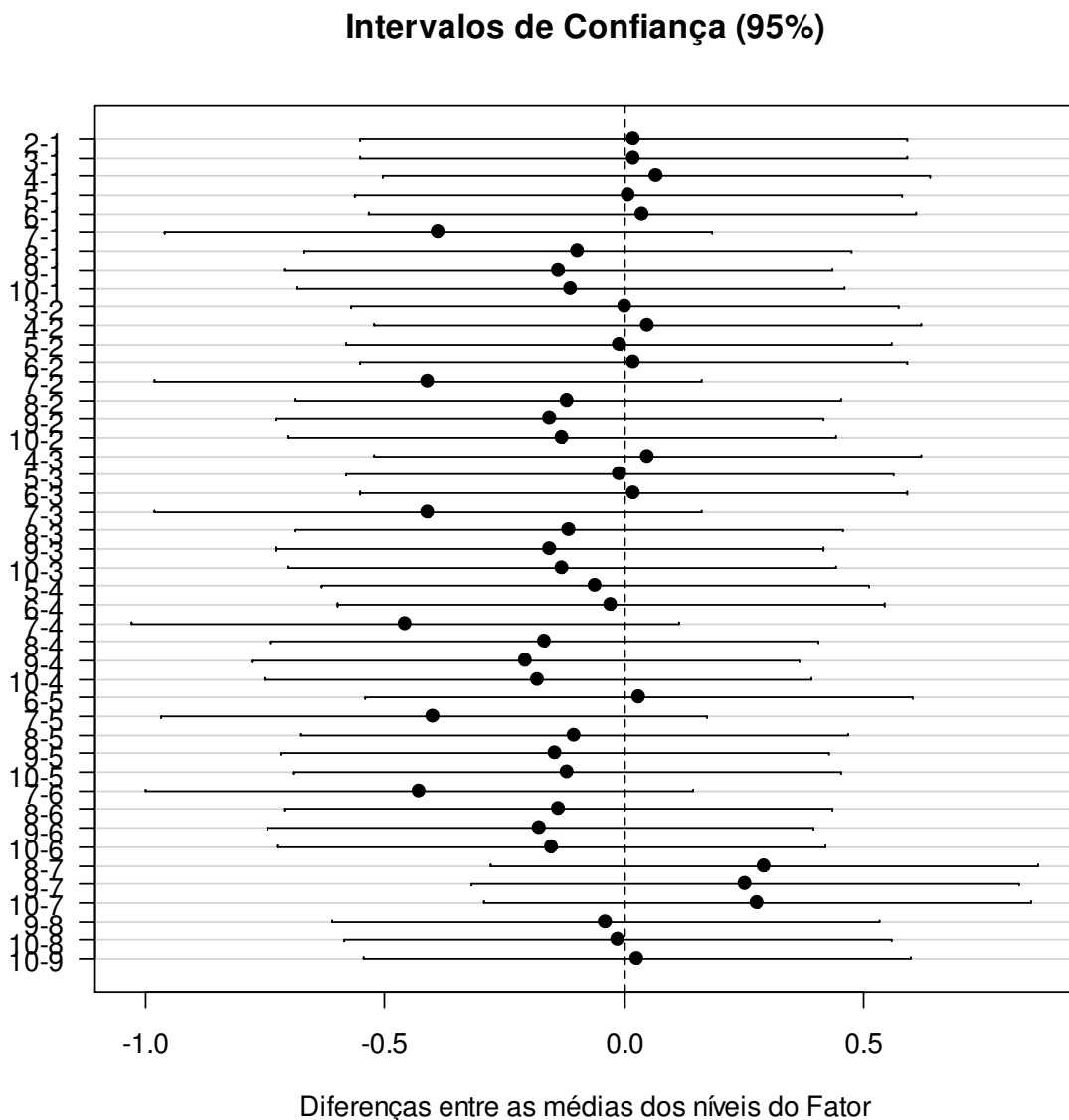


Figura 36 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração estática no domínio da frequência. As técnicas atendem à hipótese de igualdade.

No teste de comparação entre as técnicas não foi notado nível de significância menor que 0,05, de modo que atendem à hipótese de igualdade, com intervalo de confiança de 95%.

5.2 Contração Dinâmica

5.2.1 Domínio do tempo

Na atividade de contração dinâmica, o sinal EMG evidenciou os momentos de contração e relaxamento muscular. A ritmicidade da atividade foi controlada

utilizando um metrônomo. A Figura 37 apresenta o sinal EMG e o valor RMS da atividade de contração dinâmica.

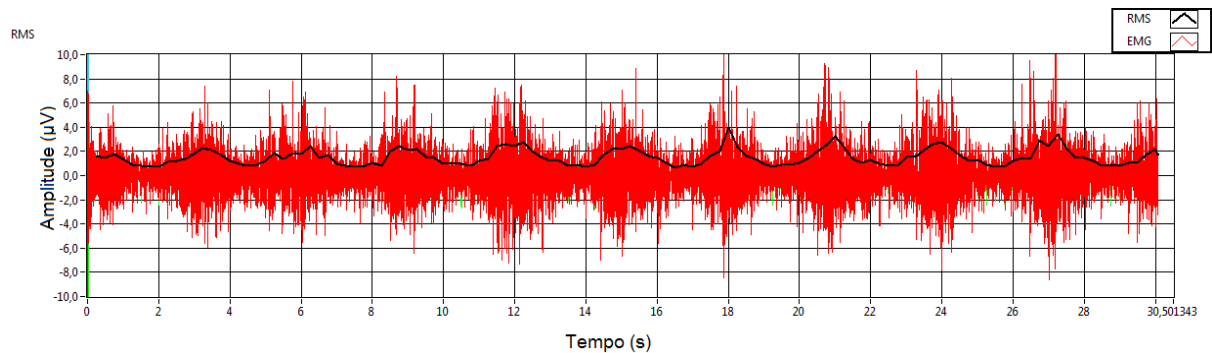


Figura 37 - Sinal EMG, em linha fina e vermelha, e valor RMS, em linha grossa e preta, da atividade de contração dinâmica. Em momentos de contração é apresentada grande atividade muscular.

A Tabela 7 apresenta a média e desvio padrão, em microvolts/segundo, da inclinação das retas de regressão linear da atividade de contração dinâmica, ao longo da atividade completa (0 a 30 segundos), obtidas por meio do valor RMS sem pós-processamento, e das seis escalas da TWC.

Tabela 7 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio do tempo em contração dinâmica. Análise total da atividade (0 a 30 segundos).

TÉCNICA	MÉDIA ($\mu\text{V/s}$)
<i>RMS</i>	21,669 \pm 30,12
<i>Wavelet escala 4</i>	-0,482 \pm 0,90
<i>Wavelet escala 8</i>	0,531 \pm 1,79
<i>Wavelet escala 16</i>	1,319 \pm 4,22
<i>Wavelet escala 32</i>	8,132 \pm 16,85
<i>Wavelet escala 64</i>	10,075 \pm 36,17
<i>Wavelet escala 128</i>	8,771 \pm 66,09

Valores expressos em média \pm desvio padrão.

Nota-se que todos os valores de desvio padrão da inclinação das retas de regressão linear foram muito maiores que a média delas, o que caracteriza a grande dispersão de valores obtidos, e o valor da carga ou o tempo da atividade, podem não terem sido suficiente para desencadear o processo de fadiga muscular.

As técnicas que apresentaram regressão linear positiva com maior grau de inclinação foram RMS, wavelet escala 64, wavelet escala 32 e wavelet escala 128. Conforme notado na contração dinâmica, as wavelets de baixas escalas (escala 4, 8 e 16) apresentaram inclinação negativa ou inclinação muito reduzida.

Além da análise RMS, que já é amplamente adotada pela literatura, a utilização da TWC em escala 64, 32 e 128 apresentaram resultados consistentes na detecção de fadiga por meio do sinal EMG no domínio do tempo.

Os resultados da ANOVA apresentados da Tabela 8 indicam um P-valor maior que 0,05, que, estatisticamente, indica que a média dos níveis apresentados entre as técnicas utilizadas foram iguais.

Tabela 8 - Resultado da ANOVA, com fator $P < 0,05$, para contração dinâmica no domínio do tempo.

<i>Fonte da variação</i>	<i>G.L.</i>	<i>Soma Quad</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
<i>Fator</i>	6	35,90244	5,983741	0,607892	0,723038
<i>Resíduos</i>	63	620,1362	9,843432		

Aplicado o teste Tukey, verificou-se que não houve diferença significativa entre os resultados obtidos, conforme apresentado na Figura 38. Atenderam, portanto, à hipótese de igualdade, apontado inicialmente no teste ANOVA.

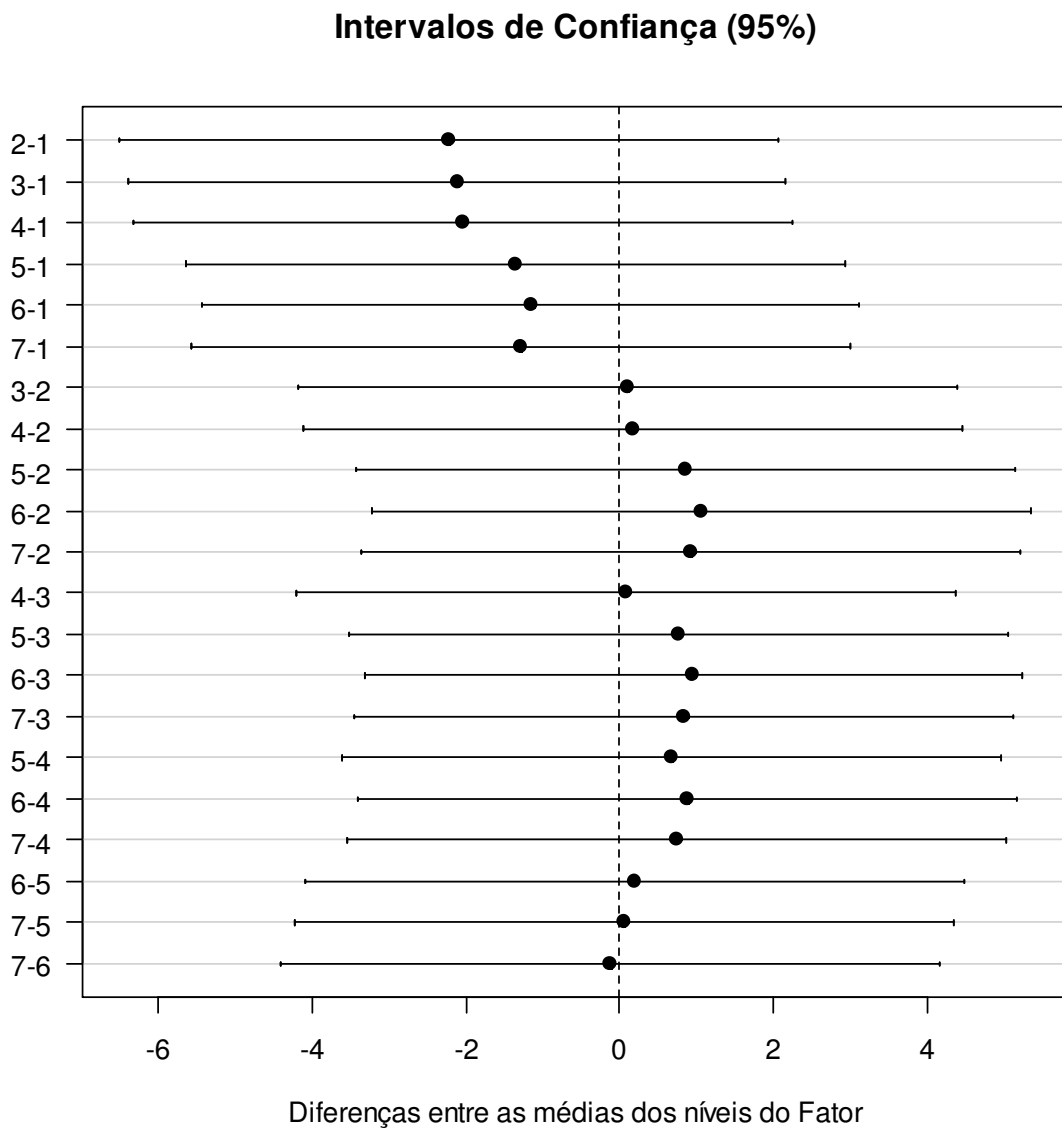


Figura 38 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração dinâmica no domínio do tempo. As técnicas atendem à hipótese de igualdade.

5.2.2 Domínio da Frequência

No domínio da frequência também ficou bastante evidente a execução do protocolo de contração dinâmica, conforme apresentado na Figura 39.

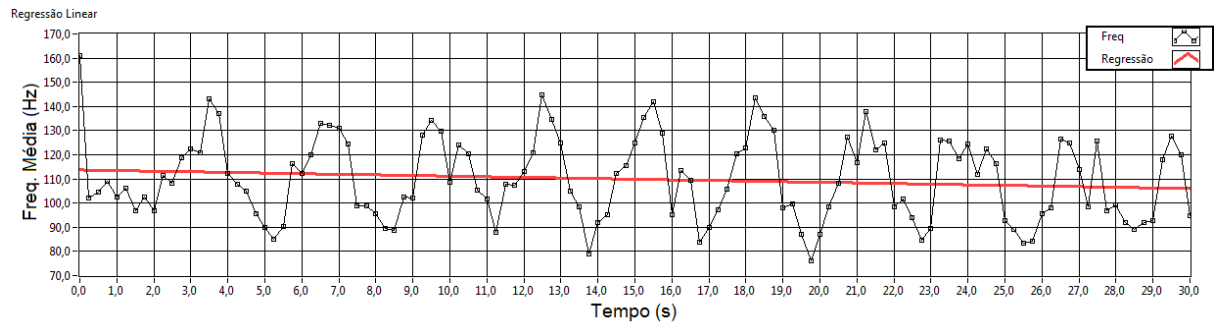


Figura 39 - Na linha grossa vermelha, regressão linear, e, na linha preta fina marcações dos valores médios no domínio da frequência.

Foram obtidos os índices de maior valor negativo, considerando a média e desvio padrão da inclinação das retas de regressão linear, nas análises de frequência média utilizando as transformadas wavelets de escala 64 e 128. O pior valor da média e desvio padrão da inclinação das retas de regressão linear ocorreu na análise de frequência mediana com filtro ARMA. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 - Inclinação das retas de regressão linear da análise no domínio da frequência. Análise total da atividade (0 a 30 segundos).

Técnica/Frequência	MÉDIA (Hz/s)	MEDIANA (Hz/s)
<i>FFT</i>	-0,082±0,10	-0,054±0,12
<i>ARMA</i>	-0,089±0,19	-0,024±0,23
<i>WELCH</i>	-0,081±0,10	-0,057±0,11
<i>TWA 64</i>	-0,310±0,19	-0,195±0,20
<i>TWA 128</i>	-0,330±0,21	-0,206±0,19

Valores expressos em média \pm desvio padrão.

A técnica de FFT, seja na obtenção de valores de frequência média ou mediana do sinal EMG, é predominantemente adotada para a análise de fadiga muscular, talvez por ser uma técnica de baixo a médio custo computacional. Apesar disso, esta técnica apresentou baixos níveis de inclinação da reta de regressão linear, diferente da técnica TWA em escala 64 e 128, tanto para valores de frequência média e mediana.

A análise estatística da ANOVA, neste cenário, apresentou P-valor menor que o fator 0,05, indicando que as médias dos níveis são diferentes. Esse resultado é apresentado na Tabela 10.

Tabela 10 - Resultado da ANOVA um fator, com $P < 0,05$, para contração dinâmica no domínio da frequência.

Fonte da variação	G.L.	Soma Quad	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
<i>Fator</i>	9	1,094388902	0,121598767	3,881540334	0,000343482
<i>Resíduos</i>	90	2,819470644	0,031327452		

O teste de hipóteses de Tukey indicou diferenças entre as médias de 4 técnicas. Na comparação entre frequência mediana da FFT e frequência média da transformada wavelet em escala 128 (técnicas 9 e 2), frequência mediana do filtro ARMA e frequência média da transformada wavelet em escala 64 (técnicas 7 e 4), frequência mediana do filtro ARMA e frequência média da transformada wavelet em escala 128 (técnicas 9 e 4) e frequência mediana do estimador espectral de Welch e frequência média da transformada wavelet em escala 128 (técnicas 9 e 6) foram obtidos índices de P-valor menor que 0,05, confirmando que as hipóteses de igualdade são rejeitadas entre as técnicas 9-2, 7-4, 9-4, e 9-6. Na Figura 40, são apresentados os resultados do teste Tukey.

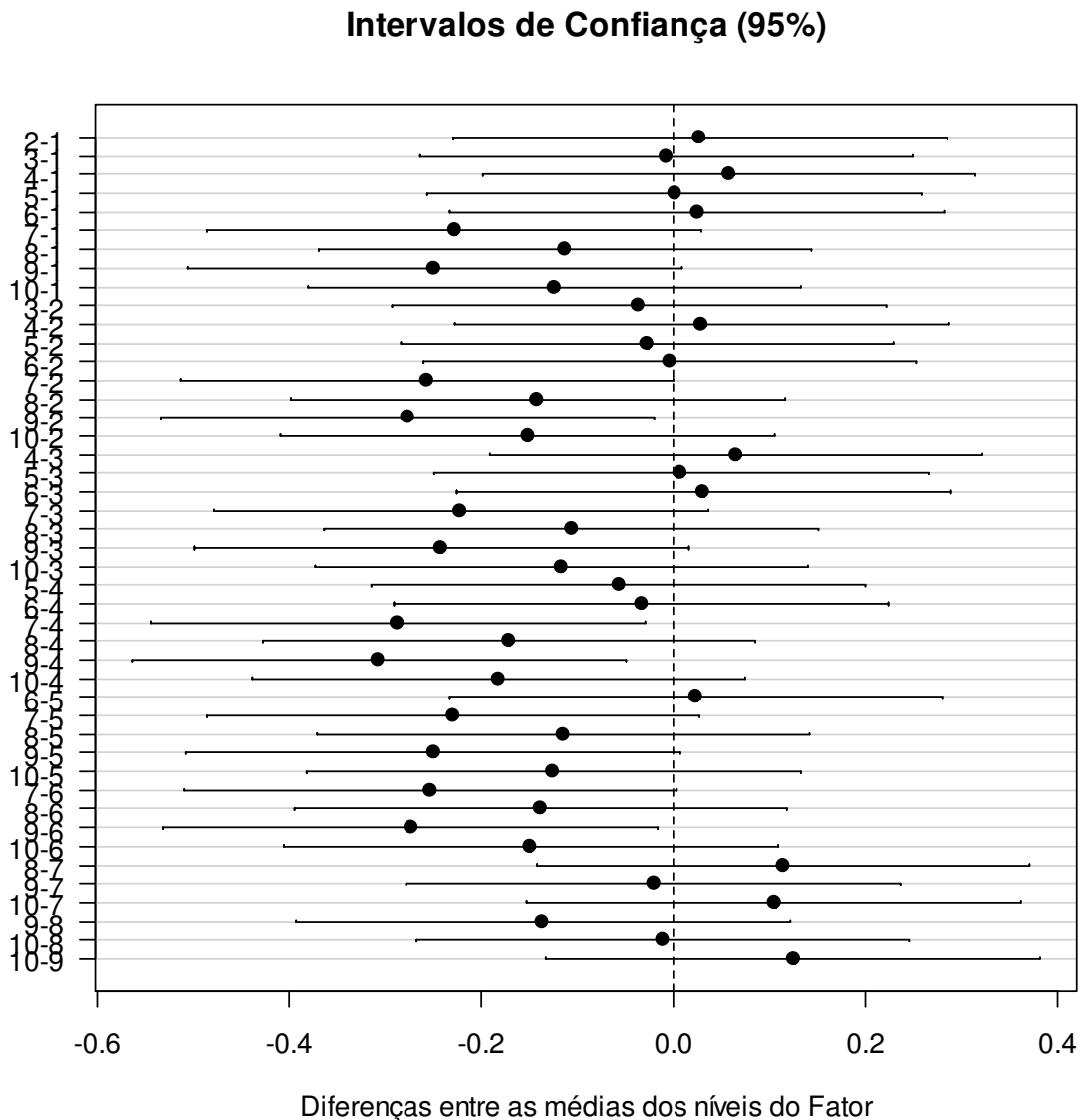


Figura 40 - Teste Tukey entre as retas de regressão linear de contração dinâmica no domínio da frequência. As hipóteses de igualdade são rejeitadas entre as técnicas 9-2, 7-4, 9-4, e 9-6.

5.3 Análise Fracionada do Tempo de Atividade

Com objetivo de acompanhar o progresso, ou não, do processo de fadiga muscular, foram observadas ao longo da atividade de 30 segundos, fracionada em três intervalos iguais de 11 segundos (0 a 10, 10 a 20 e 20 a 30 segundos), as informações de valores médios e desvio padrão (em $\mu\text{V/s}$), para o domínio do tempo, e valores de frequência média e mediana em (Hz/s), e os respectivos desvios padrões, no domínio da frequência.

É apresentada a seguir, na Tabela 11, a média e desvio padrão da análise de trechos da atividade de contração estática no domínio do tempo, entre 0 e 10 segundos, 10 e 20 segundos e 20 a 30 segundos.

Tabela 11 - A inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio do tempo. Análise da atividade entre 0 e 10 segundos, 10 e 20 segundos, 20 e 30 segundos.

TÉCNICA	0 a 10 s ($\mu\text{V/s}$)	10 a 20 s ($\mu\text{V/s}$)	20 a 30 s ($\mu\text{V/s}$)
<i>RMS</i>	21,486±32,07	-0,412±15,48	3,514±9,57
<i>Wavelet escala 4</i>	-1,207±10,49	2,127±2,65	2,292±6,57
<i>Wavelet escala 8</i>	-0,523±9,41	0,744±8,37	4,088±12,91
<i>Wavelet escala 16</i>	-9,788±20,53	3,509±23,62	0,617±16,61
<i>Wavelet escala 32</i>	11,261±67,28	1,899±57,21	-26,102±43,95
<i>Wavelet escala 64</i>	-7,029±104,39	30,359±199,76	-0,272±120,32
<i>Wavelet escala 128</i>	-62,640±174,71	-1,02±211,93	53,100±241,54

Valores expressos em média \pm desvio padrão.

Devido à característica estocástica, ou seja, aleatória, do sinal EMG, notou-se que ao menos em um dos três trechos a média apresentou alternância entre valores positivos e negativos. Esta informação também permite inferir que o tempo da atividade, assim como a carga utilizada, também é um fator importante para os protocolos de estudo de fadiga muscular.

Na Tabela 12, Tabela 13 e Tabela 14 são apresentados os valores médios e desvios padrões, em Hertz/segundo, da inclinação das retas de regressão linear, referentes à atividade entre 0 e 10, 10 e 20, e 20 a 30 segundos, respectivamente, em análise no domínio da frequência, para atividade de contração estática.

Tabela 12 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise da atividade entre 0 e 10 segundos.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>
<i>FFT</i>	-0,258±0,30	-0,291±0,60
<i>ARMA</i>	-0,172±0,96	-0,084±0,87
<i>WELCH</i>	-0,240±0,32	-0,207±0,52
<i>TWA 64</i>	-2,836±7,67	-0,705±0,44
<i>TWA 128</i>	-0,619±0,84	-0,701±0,55

Valores expressos em média ± desvio padrão.

Tabela 13 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise da atividade entre 10 e 20 segundos.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>
<i>FFT</i>	-0,088±0,50	0,047±0,80
<i>ARMA</i>	-0,321±1,00	-0,046±1,70
<i>WELCH</i>	-0,190±0,51	-0,095±0,64
<i>TWA 64</i>	-0,402±0,60	-0,376±0,78
<i>TWA 128</i>	-0,415±0,60	-0,351±0,72

Valores expressos em média ± desvio padrão.

Tabela 14 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência. Análise da atividade entre 20 e 30 segundos.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>
<i>FFT</i>	-0,214±0,47	-0,105±0,52
<i>ARMA</i>	0,079±0,72	-0,083±0,74
<i>WELCH</i>	-0,205±0,41	-0,213±0,56
<i>TWA 64</i>	-0,290±0,47	-0,450±0,75
<i>TWA 128</i>	-0,293±0,48	-0,261±0,59

Diferente da análise de contração estática no domínio do tempo, a grande maioria das técnicas adotadas, exceto os valores de frequência mediana usando a FFT (linha 1 da Tabela 13) e frequência média usando o filtro ARMA (linha 2 da

Tabela 14), apresentaram valores positivos quanto à inclinação da reta de regressão linear.

As transformadas wavelets analíticas (TWA) apresentaram, durante as três etapas da atividade, os valores mais acentuados de inclinação negativa quando comparada com as demais técnicas. Contudo notou-se com o decorrer da atividade de contração estática que o valor da inclinação tenha diminuindo, indicando dessa forma, que a perda de recrutamento das fibras de contração rápida ocorreu de maneira mais intensa no primeiro terço da atividade.

A Tabela 15 mostra a média e desvio padrões, em microvolt/segundo, da inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio do tempo, para a atividade de contração dinâmica nos intervalos entre 0 a 10, 10 a 20, e 20 a 30 segundos.

Tabela 15 - Inclinação das retas de regressão linear ($\mu\text{V/s}$) da análise no domínio do tempo. Análise da atividade em 0 a 10 segundos, 10 a 20 segundos, e 20 a 30 segundos.

TÉCNICA	0 a 10 s ($\mu\text{V/s}$)	10 a 20 s ($\mu\text{V/s}$)	20 a 30 s ($\mu\text{V/s}$)
<i>RMS</i>	34,706±60,37	19,637±34,48	28,865±47,09
<i>Wavelet escala 4</i>	2,870±6,69	-1,112±8,18	-0,216±5,01
<i>Wavelet escala 8</i>	11,831±7,51	-1,013±9,95	-2,499±10,70
<i>Wavelet escala 16</i>	13,967±17,20	-5,819±27,95	9,616±27,89
<i>Wavelet escala 32</i>	36,977±37,08	-4,763±69,61	66,264±67,28
<i>Wavelet escala 64</i>	104,484±175,09	0,316±212,93	133,029±177,22
<i>Wavelet escala 128</i>	41,148±174,92	-49,203±299,61	150,121±319,62

Valores expressos em média \pm desvio padrão.

Registrou-se que apenas as técnicas de análise RMS (linha 1 da Tabela 15) e a transformada wavelet em escala 64 (linha 6 da Tabela 15) apresentaram o mesmo padrão de inclinação positiva da reta de regressão linear, sendo a inclinação da transformada wavelet em maior intensidade nos instantes iniciais (de 0 a 10s) e nos instantes finais da atividade (20 a 30s). É notória a constatação dos grandes valores de desvio padrão, de modo que a variabilidade possa estar relacionada com a

circulação sanguínea sobre o músculo em atividade, que realiza a diminuição da produção de ácido láctico, este responsável pelo processo de fadiga muscular (HOSTENS *et al.*, 2004).

Na Tabela 16, Tabela 17 e Tabela 18, são apresentadas as médias e desvio padrão, em Hertz/segundo, da inclinação das retas de regressão linear, no domínio da frequência, para os intervalos entre 0 a 10 segundos, 10 a 20 segundo, e 20 a 30 segundos, respectivamente, de atividade de contração dinâmica.

Tabela 16 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência (Hz/s). Análise da atividade entre 0 e 10 segundos.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>
<i>FFT</i>	0,008±0,61	-0,020±0,74
<i>ARMA</i>	0,389±0,89	0,507±0,90
<i>WELCH</i>	0,259±0,48	0,355±0,61
<i>TWA 64</i>	-0,881±0,65	-0,115±0,76
<i>TWA 128</i>	-0,982±0,55	-0,290±0,54

Tabela 17 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência (Hz/s). Análise da atividade entre 10 e 20 segundos.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>
<i>FFT</i>	-0,198±0,45	-0,268±0,57
<i>ARMA</i>	-0,115±0,91	-0,001±1,23
<i>WELCH</i>	-0,086±0,30	-0,164±0,30
<i>TWA 64</i>	-0,187±0,55	-0,205±0,62
<i>TWA 128</i>	-0,181±0,54	-0,175±0,76

Tabela 18 - Inclinação das retas de regressão linear em análise no domínio da frequência (Hz/s). Análise da atividade entre 20 e 30 segundos.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>
<i>FFT</i>	-0,294±0,47	-0,231±0,61
<i>ARMA</i>	-0,129±0,69	-0,150±0,81
<i>WELCH</i>	-0,279±0,39	-0,188±0,48
<i>TWA 64</i>	-0,247±0,65	-0,172±0,66
<i>TWA 128</i>	-0,341±0,64	-0,295±0,63

A técnica de FFT da frequência média apresentou aumento gradativo da inclinação negativa da reta de regressão linear. O mesmo comportamento foi observado para as técnicas ARMA e WELCH, tanto para valores de frequência média quanto para frequência mediana. As transformadas wavelets apresentaram nos três momentos valores de inclinação negativa para a reta de regressão, tanto para frequências médias quanto medianas, porém, no período intermediário da atividade (Tabela 17) o grau de inclinação reduziu, mas voltando a aumentar no último período (Tabela 18) da atividade.

5.4 Contração Estática X Contração Dinâmica

A fim de comparar os resultados obtidos entre as atividades de contração estática e dinâmica, foi aplicado o teste ANOVA de um fator, com $P < 0,05$, constatando a hipótese de igualdade, ou não, da variância das amostras.

Para comparação dos valores da contração estática e dinâmica no domínio do tempo foi utilizada a Tabela 19.

Tabela 19 - Valores médios, em $\mu\text{V/s}$, para contrações estáticas e dinâmicas no domínio do tempos.

TÉCNICA	MÉDIA ($\mu\text{V/s}$)	
	ESTÁTICA	DINÂMICA
<i>RMS</i>	3,199 \pm 7,08	21,669 \pm 30,12
<i>Wavelet escala 4</i>	-0,275 \pm 1,53	-0,482 \pm 0,90
<i>Wavelet escala 8</i>	0,717 \pm 2,70	0,531 \pm 1,79
<i>Wavelet escala 16</i>	-2,867 \pm 5,89	1,319 \pm 4,22
<i>Wavelet escala 32</i>	-0,308 \pm 13,38	8,132 \pm 16,85
<i>Wavelet escala 64</i>	17,537 \pm 17,48	10,075 \pm 36,17
<i>Wavelet escala 128</i>	6,560 \pm 50,12	8,771 \pm 66,09

Valores expressos em média \pm desvio padrão.

O resultado para o teste ANOVA para a técnica de análise RMS apresentou P-valor de 0,58. Para a transformada wavelet em escala 8 foi obtido um P-valor de 0,21. A transformada wavelet em escala 16 apresentou P-valor de 0,32. Para a transformada wavelet em escala 32 o P-valor foi de 0,79. O P-valor obtido para a transformada wavelet em escala 64 foi de 0,12. E para a escala 128 da transformada wavelet foi obtido o P-valor de 0,78.

Exceto para a transformada wavelet na escala 4, que obteve um P-valor de 0,03, as demais atenderam a hipótese de igualdade. Esse resultado indica que há valores de médias que apresentam variação acima de 5%. A Figura 41 apresenta o gráfico, indicando essa variação entre os valores da amostra 3 e 7, e da amostra 3 e 8.

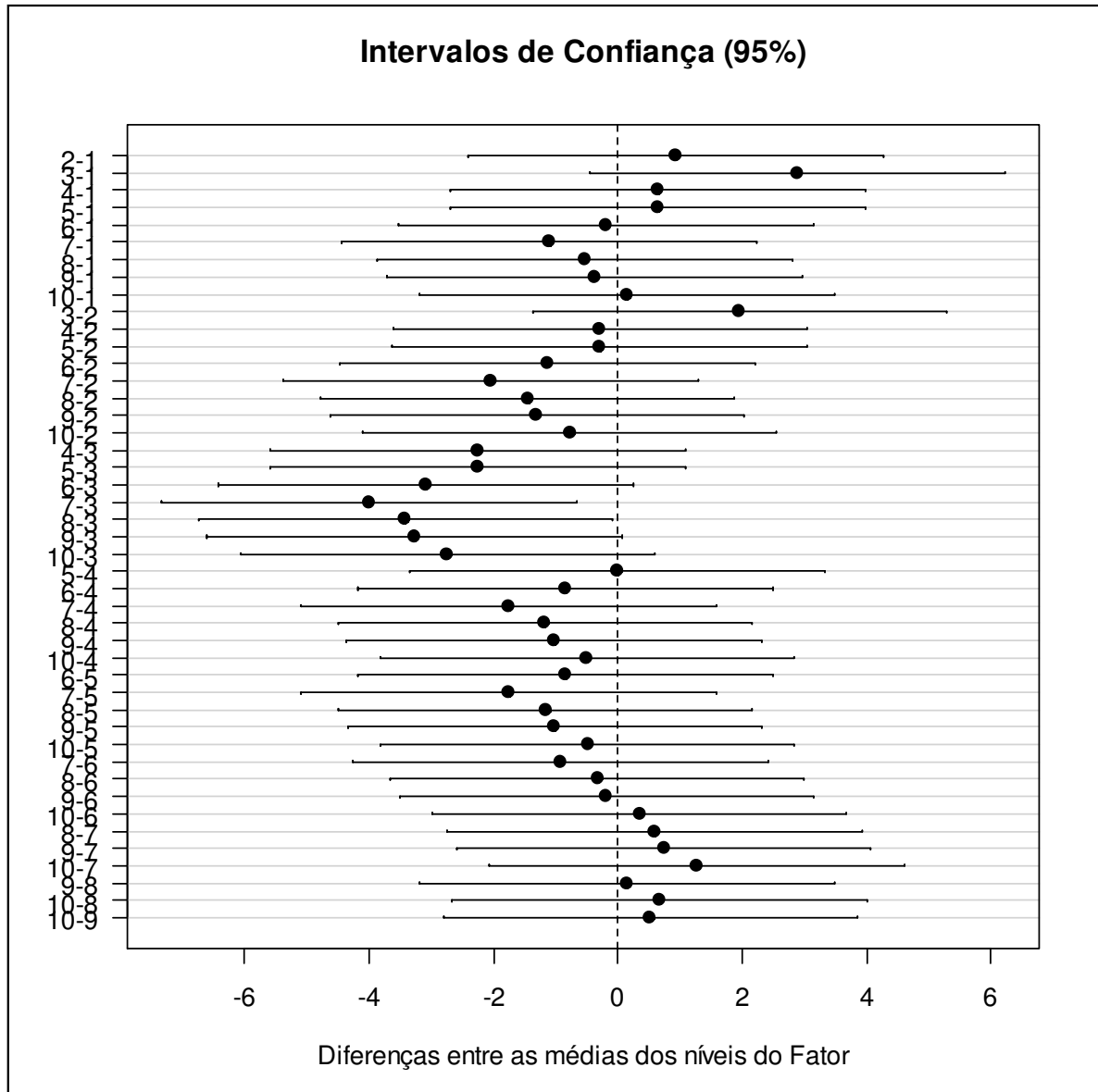


Figura 41 - Variação de média maior que 5% entre as amostras 7-3 e 8-3.

A transformada wavelet em escala 32 foi a técnica que apresentou melhor resultado quanto à variabilidade dos valores (alto P-valor). Seguida pela transformada wavelet em escala 128, RMS, transformadas wavelets em escala 16, 8 e 64. Sendo rejeitada a hipótese de igualdade para a transformada wavelet em escala 4.

A análise estatística das atividades estáticas e dinâmicas no domínio da frequência foi dividida em duas etapas. A primeira comparou os valores da regressão linear para frequências médias (Hz/s), e a segunda para os valores de frequência mediana (Hz/s).

A Tabela 20 apresenta os valores da regressão linear da frequência média para contração estática e dinâmica.

Tabela 20 - Valores da regressão linear da frequência média para contrações estáticas e dinâmicas.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>	<i>MÉDIA (Hz/s)</i>
	<i>ESTÁTICA</i>	<i>DINÂMICA</i>
<i>FFT</i>	-0,197±0,15	-0,082±0,10
<i>ARMA</i>	-0,178±0,32	-0,089±0,19
<i>WELCH</i>	-0,190±0,17	-0,081±0,10
<i>TWA 64</i>	-0,588±1,01	-0,310±0,19
<i>TWA 128</i>	-0,335±0,32	-0,330±0,21

Valores expressos em média ± desvio padrão.

A análise da ANOVA para os valores da FFT resultou um P-valor de 0,32. Para o filtro ARMA foi obtido um P-valor de 0,12. O resultado para o estimador espectral de Welch obteve P-valor de 0,36. A utilização da transformada wavelet em escala 64 resultou em um P-valor de 0,55. E a transformada wavelet em escala 128 atingiu um P-valor de 0,45. Deste modo, todas as técnicas utilizadas, para ambas atividades, atenderam a hipótese de igualdade, com o P-valor superior a 5%.

Nota-se que a transformada wavelet em escala 64, ao obter o maior resultado de P-valor, foi a técnica que apresentou as médias mais correspondentes quando comparadas as atividades estáticas e dinâmicas. De maneira geral, todos atenderam a variância de 0,05, mas dentre as técnicas analisadas, o filtro ARMA foi o que apresentou pior resultado.

Os valores da regressão linear para as frequências medianas para contrações estáticas e dinâmicas são apresentadas na Tabela 21.

Tabela 21 - Valores da regressão linear da frequência mediana para contrações estáticas e dinâmicas.

<i>Técnica/Frequência</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>	<i>MEDIANA (Hz/s)</i>
	<i>ESTÁTICA</i>	<i>DINÂMICA</i>
<i>FFT</i>	-0,162±0,14	-0,054±0,12
<i>ARMA</i>	-0,130±0,30	-0,024±0,23
<i>WELCH</i>	-0,159±0,16	-0,057±0,11
<i>TWA 64</i>	-0,295±0,25	-0,195±0,20
<i>TWA 128</i>	-0,310±0,24	-0,206±0,19

Valores expressos em média \pm desvio padrão.

Como resultado para a ANOVA, o P-valor obtido para a FFT foi de 0,52. O filtro ARMA apresentou um P-valor de 0,12. O estimador espectral de Welch obteve um P-valor de 0,43. A transformada wavelet em escala 64 resultou no P-valor de 0,36. E a transformada wavelet em escala 128 alcançou um P-valor de 0,32. Conforme análise dos valores para frequência média, os resultados da frequência mediana também atendem à hipótese de igualdade, ao apresentar resultados entre todas as técnicas superiores a 0,05.

Para análise dos valores de frequência mediana, a técnica de FFT apresentou o maior índice para o P-valor. Todas as técnicas atenderam a variância de 0,05, porém, novamente o filtro ARMA apresentou os piores resultados.

6 CONCLUSÃO

Este estudo analisou aspectos envolvidos nas técnicas de processamento de sinais digitais utilizando as técnicas de Transformada de Fourier, RMS, filtros ARMA, estimador espectral de Welch e Transformada wavelet para a extração de características do sinal EMG de superfície.

Foi adotada como plataforma de desenvolvimento a ferramenta LabView, linguagem amplamente utilizada no meio industrial por ser robusta e com capacidade de processar grande quantidade de informações, diferentemente da ferramenta MatLab, que é mais voltada para o meio acadêmico.

As técnicas utilizadas para realização das análises dos sinais EMG são aquelas apresentadas na revisão literária, com foco na utilização das transformadas wavelets, que vêm sendo adotada também em outras áreas de estudo, como decomposição e reconstrução de imagens, compressão de imagens, redução de ruídos e análise de sinais. As transformadas wavelets possuem características de janela variável, análise de comportamentos não estacionários e a análise em domínios de tempo-frequência ou tempo-escala.

Na análise de domínio do tempo os resultados da transformada wavelet contínua (TWC) foram semelhantes aos encontrados na literatura, como SPARTO *et al.* (1999), KILBY; HOSSEINI (2004), MELLO *et al.* (2008), MILANEZI; GONÇALVES; CARDOSO (2010), apresentando, nas atividades de contração estática (Tabela 3) e dinâmica (Tabela 7), valores de inclinação da reta de regressão linear negativa em baixas escalas, praticamente sem inclinação em escalas intermediárias, e valores de inclinação positiva em altas escalas. Estes resultados são semelhantes àqueles encontrados na análise RMS, conforme linhas 1, 6 e 7 das Tabela 3 e Tabela 7.

No domínio da frequência, a utilização da transformada wavelet analítica (TWA), também em altas escalas, apresentaram valores negativos da inclinação da reta de regressão linear, tanto na contração estática quanto na dinâmica, sendo, contudo, mais evidente na atividade de contração estática (linhas 4 e 5 da Tabela 5), semelhantes aos resultados reportados na literatura, como em RANNIGER; AKIN (1997), VON TSCHARNER (2002), KILBY; HOSSEINI (2004), RICCIOTTI (2006), KAWANO *et al.* (2008), HENDRIX *et al.* (2009), DANTAS *et al.* (2010). Foram encontrados valores mais expressivos da TWA em relação à FFT, porém com resultados semelhantes, conforme apresentado na linha 1 da Tabela 5 para a

atividade de contração estática, e linhas 1, 4 e 5 da Tabela 9 para a contração dinâmica.

Como a utilização do RMS e FFT são adotados como padrão para análise do sinal EMG de superfície, é constatada que a utilização das transformadas wavelets também podem ser aplicadas no processamento de sinais EMG. Para as contrações estáticas no domínio do tempo, as transformadas wavelet em escala 64, 32 e 128 apresentaram os melhores resultados, respectivamente, enquanto para contrações dinâmicas, também no domínio do tempo, as técnicas com melhores resultados foram a RMS e a transformada wavelet em escala 64. Para contrações estáticas no domínio da frequência os melhores resultados ficaram com as transformadas wavelets em escala 64 e 128, respectivamente, enquanto que, nas contrações dinâmicas, a transformada wavelet em escala 128, em escala 64, e a própria FFT apresentaram-se como as melhores alternativas, respectivamente, para as análises de fadiga muscular.

Para dar continuidade a este estudo são propostas:

- Implementação de equipamento para coleta de sinais biológicos com comunicação sem fio, como, por exemplo, a utilização de microprocessador Arduino com o módulo XBee, de comunicação Bluetooth. Desse modo, viabilizaria a coleta do sinal EMG em situações dinâmicas mais complexas, não restringindo o movimento dos indivíduos de coleta;
- Sincronização entre o sistema de análise do sinal EMG com outros sistemas, como plataforma de força, câmeras de rastreamento de imagens, auxiliando nas pesquisas em reabilitação, treinamento de força, análise do movimento, entre outros;
- Aperfeiçoamento da ferramenta desenvolvida para detecção de MUAPs (Potencial de Ação da Unidade Motora), o que auxiliaria no diagnóstico de disfunções neuromusculares e miopatologias;
- Desenvolvimento do sistema de controle de próteses de reabilitação de amputados, utilizando resultados da envoltória de potência, obtido por meio das transformadas wavelets. Esta técnica apresentou resultados mais precisos quando comparado com o RMS.

REFERÊNCIAS

BARIŞÇI, N. The Adaptive ARMA Analysis of EMG Signals. **Journal of Medical Systems**, v. 32, Fevereiro 2008.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography** Williams & Wilkins, 1985.

BOUILLARD, K.; GUÉVEL, A.; HUG, F. The electromyographic fatigue threshold is not a valid tool to assess muscle function. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v., p. 7, 2010.

BRYAN, A. Electromyography: recording methods and signal processing techniques. **Current Anaesthesia & Critical Care**, v., 1998.

CASTRO, A.; CARDOSO, A. C.; GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfico de corredores. *Congresso de Iniciação Científica*. Rio Claro: UNESP, 2010.

CIÊNCIA ESTRANHA. 2011. Disponível em:<<http://cienciaestranha.blogspot.com/2009/07/histologia-histologia-do-gregohydton.html>>. Acesso em: 24/11/2011.

CK, INDÚSTRIA E COMÉRCIO DE APARELHOS ELETROMEDICINAIS LTDA. 2011. Disponível em:<<http://www.ck.com.br/materias/119-isotonia-e-isometria.html>>. Acesso em: 24/11/2011.

CLARK, C. L. *LabVIEW Digital Signal Processing*. McGraw-Hill, 2005.

CRENSHAW, A. G. *et al.* Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicator during low vs high level isometric contractions to fatigue. **Acta Physiol Scand**, v., p. 8, 1997.

DA SILVA, S. R. D.; FRAGA, C. H. W.; GONÇALVES, M. **Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão**. 2008. (2008).

DA SILVA, S. R. D.; GONÇALVES, M. Comparação de Protocolos para Verificação da Fadiga Muscular pela Eletromiografia de Superfície. *Motriz. Revista de Educação Física*. v. 9. n. 1: UNESP, 2003.

DANTAS, J. L. *et al.* Fourier and Wavelet Spectral Analysis of EMG signals in Isometric and Dynamic Maximal Effort Exercise. *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Buenos Aires2010.

DE LUCA, CARLO. *Electromyography Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*: John Wiley & Sons, Inc., 2006.

DE LUCA, G. Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition. Rev.2.1, March 2003, 2003.

DOMINGUES, MARLOS RODRIGUES. 2011. Disponível em:<<http://www.vetorial.net/~coriolis/power.htm>>. Acesso em: 24/11/2011.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2ed. ed. São Paulo: Manole, 2000.

ESTATCAMP. Portal Action. 2011. Disponível em:<Erro! A referência de hiperlink não é válida.>. Acesso em: 23/01/2012.

FERREIRA, R. U. *et al.* Reconhecimento de padrões de sinais de EMG para controle de prótese de perna. **XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNIA**, v., p. 5, 2005.

GERBER, A. *et al.* A New Framework and Computer Program for Quantitative EMG Signal Analysis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-31, p. 857, 1984.

GONÇALVES, A. C. *Processamento Digital de Sinais*. UFPR, 2007.

GRAPS, A. What do Some Wavelets Look Like? , 2004. Disponível em:<http://www.amara.com/IEEEwave/IW_see_wave.html>. Acesso em: 28/09/2011.

GYUTAE, K. *et al.* Correlation of muscle fatigue indices between intramuscular and surface EMG signals. **SoutheastCon, 2007. Proceedings. IEEE**, v., 2007.

HAYKIN, S. **Sistemas de comunicação: analógicos e digitais**. Bookman, 2004.

HAYKIN, S.; MOHER, M. **Introdução aos sistemas de comunicação**. 2. ed.: Bookman, 2008.

HENDRIX, C. R. *et al.* A new EMG frequency-based fatigue threshold test. **Journal of Neuroscience Methods**, v., 2009.

HERMENS, H. J. *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v., 2000.

HOSTENS, I. *et al.* Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v., p. 205-215, 2004.

ITIKI, C.; NASCIMENTO, V.H. **Apostila de Processamento de Sinais de Tempos Discreto**. São Paulo: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2007.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. **Principles of Neural Science**. 4. ed. Nova Iorque: McGraw-Hill, 2000.

KARLSSON, S.; NYSTROM, L. Real-time system for EMG signal analysis of static and dynamic contractions. In: Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference, 20-23 Sep 1995. 1995. p.1347-1348 vol.2.

KAWANO, M. M. *et al.* Comparação da Fadiga Eletromiográfica dos Músculos Paraespinhais e da Cinemática Angular da Coluna entre Indivíduos com e sem Dor Lombar. **Revista Brasileira de Medicina no Esporte**, v. 14, p. 6, 2008.

KILBY, J.; HOSSEINI, H. G. Wavelet Analysis of Surface Electromyography Signals. *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. San Francisco, CA, USA2004. Cap. 384. p. 4.

KLEISSEN, R. F. M. *et al.* Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. **Gait and Posture**, v., 1998.

KOCYIGIT, Y.; KORÜREK, M. EMG signal classification using Wavelet transform and Fuzzy clustering algorithms. **International Conference on Electrical and Electronics Engineering Papers**, v., 2003.

KONRAD, P. *The ABC of EMG*. 2005.

KUMAR, D. K.; PATH, N. D.; BRADLEY, A. Wavelet Analysis of Surface Electromyography to Determine Muscle Fatigue. **IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING**, v. 11, 2003.

LAPPONI, JUAN CARLOS. **Estatística usando Excel**. Elsevier Campus, 2005. (Revista e Atualizada).

LO CONTE, L. R.; MERLETTI, R. Estimating EMG spectral compression: Comparison of four indices. *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Amsterdam1996.

LOWERY, M. M.; O'MALLEY, M. J. Analysis and simulation of changes in EMG amplitude during high-level fatiguing contractions. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 50, n. 9, p. 1052-62, Sep 2003.

MELLO, E. M. *et al.* Parâmetros Eletromiográficos em Ações Isométricas Submáximas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v., p. 8, 2008.

MERLETTI, R.; BALESTRA, G.; KNAFLITZ, M. Effect of FFT based algorithms on estimation of myoelectric signal spectral parameters. In: SOCIETY, I. E. I. M. B. (Ed.). *11th ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE* 1989.

MILANEZI, F. C.; GONÇALVES, M.; CARDOSO, A. C. Determinação de limiar de fadiga eletromiográfico em protocolo incremental de corrida em esteira em jovens adultos fisicamente ativos. In: UNESP (Ed.). *Conferência de Iniciação Científica*. Rio Claro2010.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. LabVIEW Wavelet Analysis Tools User Manual. 2005.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. Linear Fit VI. 2008. Disponível em:<http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361E-01/gmath/linear_fit/>. Acesso em: 10/08/2011.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. Analytic Wavelet Transform (Advanced Signal Processing Toolkit). 2010a. Disponível em:<http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371419D-01/lvasptconcepts/wa_awt/>. Acesso em: 19/04/2011.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. RMS VI. 2010b. Disponível em:<<http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361G-01/gmath/rms/>>. Acesso em: 10/04/2011.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. Mean VI. 2011a. Disponível em:<<http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361H-01/gmath/mean/>>. Acesso em: 10/05/2011.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. Median VI. 2011b. Disponível em:<<http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361H-01/gmath/median/>>. Acesso em: 22/04/2011.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. NI USB-6218. 2011c. Disponível em:<<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/203484>>. Acesso em: 05/06/2011.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. STFT Spectrograms VI. 2011d. Disponível em:<http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361E-01/lvanls/stft_spectrogram_core/>. Acesso em: 27/05/2011.

NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. Visualizing Data with the LabVIEW Math Plots. 2011e. Disponível em:<<http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/9388>>. Acesso em: 10/11/2011.

OZKAYA, U.; DURAK, L. A Wavelet Transform-Based Analysis of Surface EMG Signals. In: Signal Processing and Communications Applications, 2007. SIU 2007. IEEE 15th, 11-13 June 2007. 2007. p.1-4.

PEREIRA, G. R. *Análise da Fadiga Muscular por meio de duas Transformadas Tempo-Frequência*. (2010). (Mestrado) - COPPE, UFRJ, Rio de Janeiro, 2010.

PODER DAS MÃOS, GRUPO CORPORAL CLÍNICA DE MASSOTERAPIA. O Corpo Humano. 2009. Disponível em:<http://www.poderdasmaos.com/site/?p=Sistema_Muscular_-_1517690>. Acesso em: 15/05/2011.

RANNIGER, CLAUDIA U.; AKIN, DAVID L. EMG Mean Power Frequency Determination Using Wavelet Analysis. **Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS**, v. 19, p. 1589-1592, 1997.

RASH, G. S. Electromyography fundamentals. Gait and Clinical Movement Analysis Society. 2002. Disponível em:<Erro! A referência de hiperlink não é válida.>. Acesso em: 17/05/2011.

REIS, AGNALDO J. ROCHA; SILVA, ALEXANDRE P. ALVES DA. Aplicação da transformada Wavelet discreta na previsão de carga a curto prazo via redes neurais. *Revista Controle & Automação*. v. 152004. Cap. 101.

RICCIOTTI, ANTÔNIO CARLOS DUARTE. *Utilização de wavelets no processamento de sinais EMG*. (2006). (Mestrado), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2006.

SHIROTA, C.; ITIKI, C. Modelagem ARMA na classificação de sinais de EMG de agulha. *Reunião Anual da Sociedade Brasileira para o Progresso da Ciência*. Florianópolis, SC2006.

SPARTO, P. J. *et al.* Wavelet Analysis of Electromyography For Back Muscle Fatigue Detection During Isokinetic Constant-Torque Exertions. **SPINE**, v. 24, 1999.

_____. Wavelet and Short-Time Fourier Transform Analysis of Electromyography for Detection of Back Muscle Fatigue. **IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING**, v. 8, 2000.

TORTORA, GERARD J.; NIELSEN, MARK T. **Principles of Human Anatomy**. 12th. ed.: John Wiley & Sons, Inc, 2012.

VON TSCHARNER, V. Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v., 2000.

VON TSCHARNER, V. Time–frequency and principal-component methods for the analysis of EMG recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, 2002.

VON TSCHARNER, V. Spherical classification of wavelet transformed EMG intensity patterns. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, 2009.

VON TSCHARNER, V.; ESKOFIER, B.; FEDEROLF, P. Removal of the electrocardiogram signal from surface EMG recordings using non-linearly scaled wavelets. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, 2011.

VON TSCHARNER, V.; GOEPFERT, B. Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, 2003.

WEIDERPASS, H. A. *et al.* Comparison between some time-frequency analysis methods on electromyography (EMG) signal. In: TAVARES, J. M.; JORGE, R. N. (Ed.). *Computational Vision and Medical Image Processing*, 2011.

APÊNDICE

APÊNCIDE A – Telas e Código Fonte da Ferramenta desenvolvida

São apresentadas as telas e os respectivos códigos fontes da ferramenta desenvolvida em LabView 2010. Na Figura 42 é apresentada a tela de coleta do sinal EMG para a atividade de 5 segundos em contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Na Figura 43 é apresentado o diagrama de blocos referentes à esta tela.

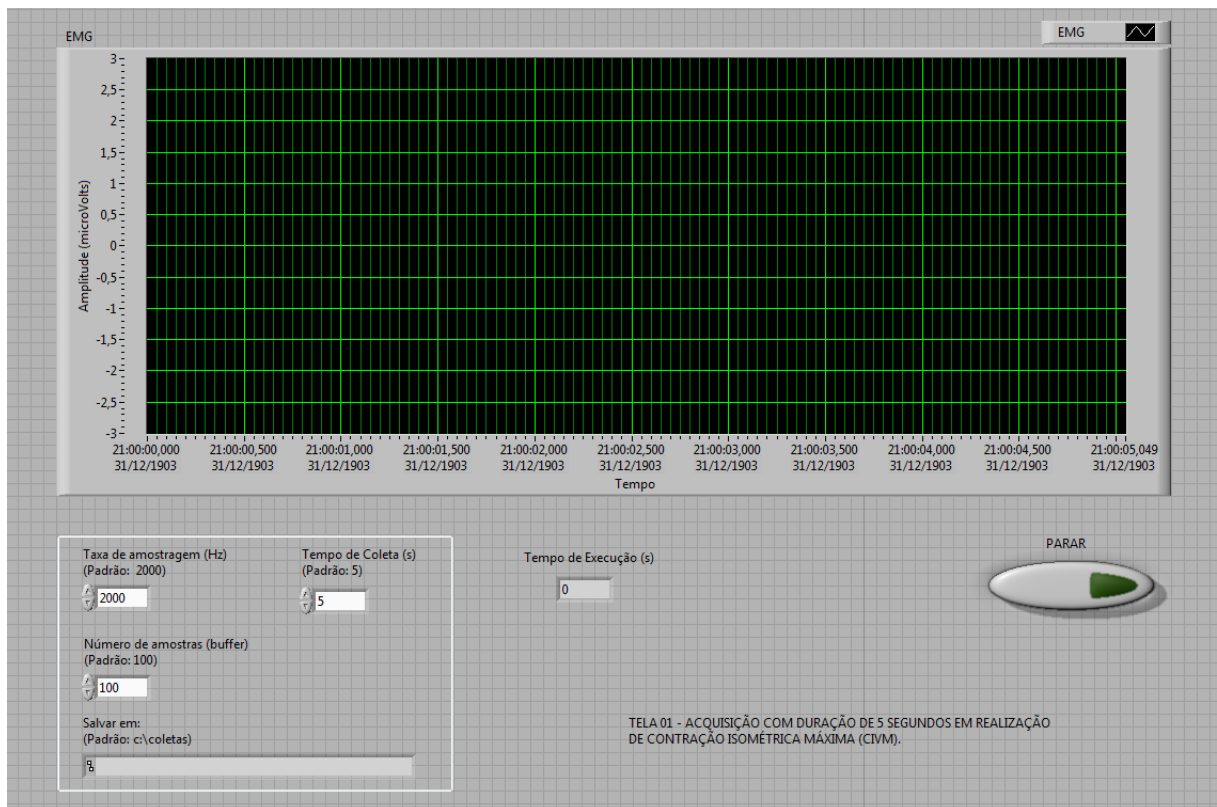


Figura 42 - Tela de captura da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

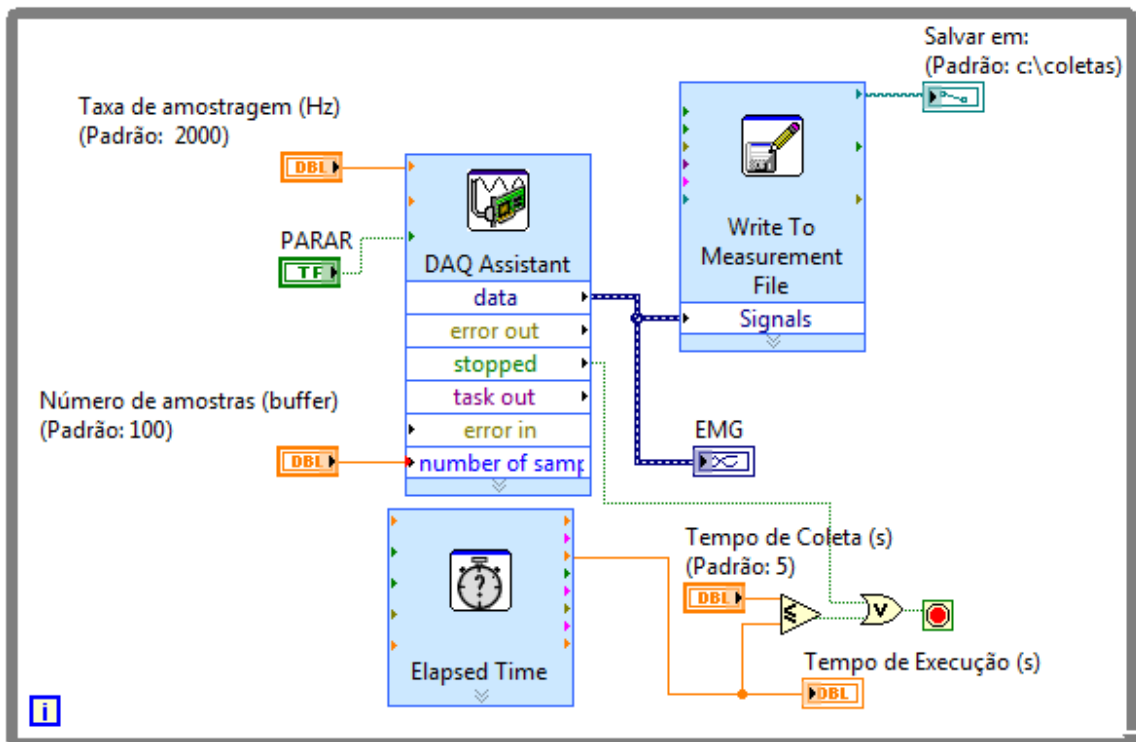


Figura 43 - Diagrama de blocos da tela de coleta da contração voluntária isométrica máxima (CIVM).

Na Figura 44 é apresentada a tela de leitura de três CIVM e nova coleta do sinal EMG pelo período de 30 segundos com 60% da CIVM em contração estática. Ao lado direito da tela é apresentado o container que apresenta a porcentagem, em relação às CIVM, qual nível de força está sendo exercida. A Figura 45 apresenta o detalhe da possibilidade de proceder com a coleta em tempo real, ou por meio da leitura do sinal EMG já coletado. O diagrama de blocos dessa tela é apresentado na Figura 46.

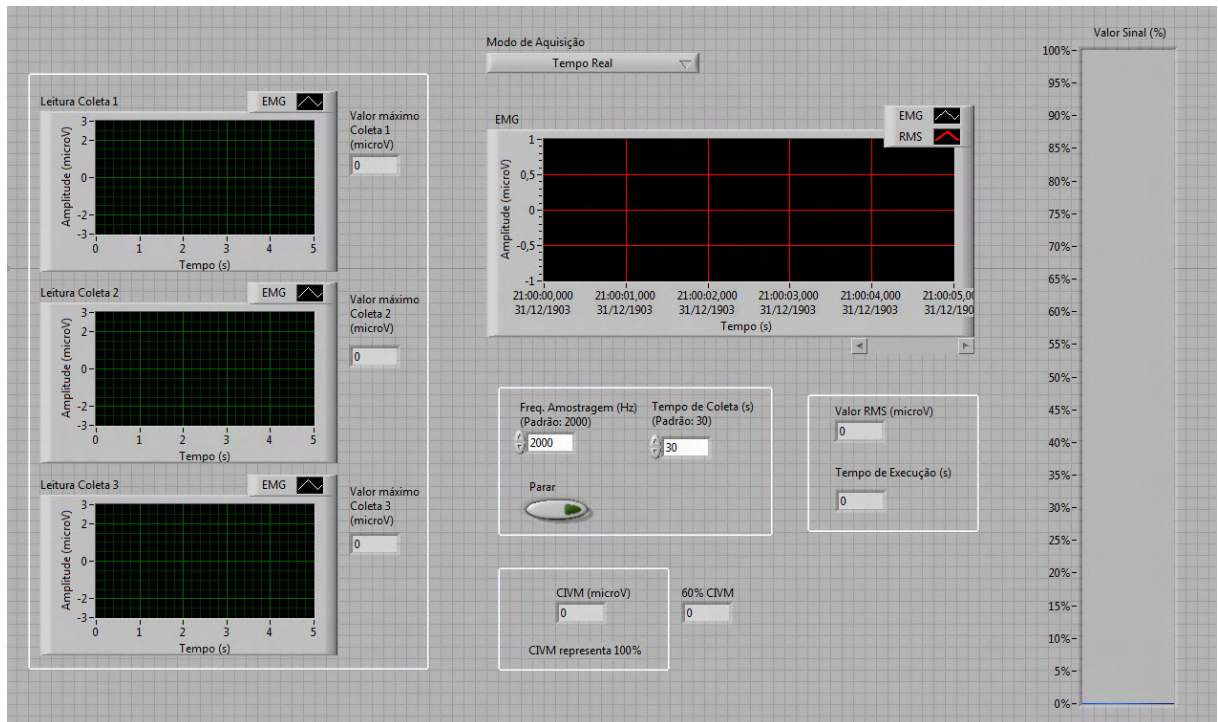


Figura 44 - Tela de captura da atividade de 30 segundos com valor de 60% da CIVM.

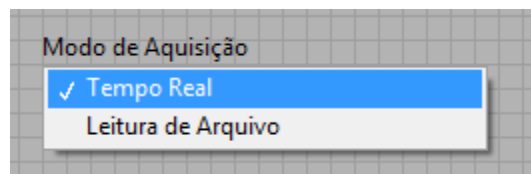


Figura 45 - Possibilidade de realizar a aquisição em tempo real ou por meio da leitura de arquivo.

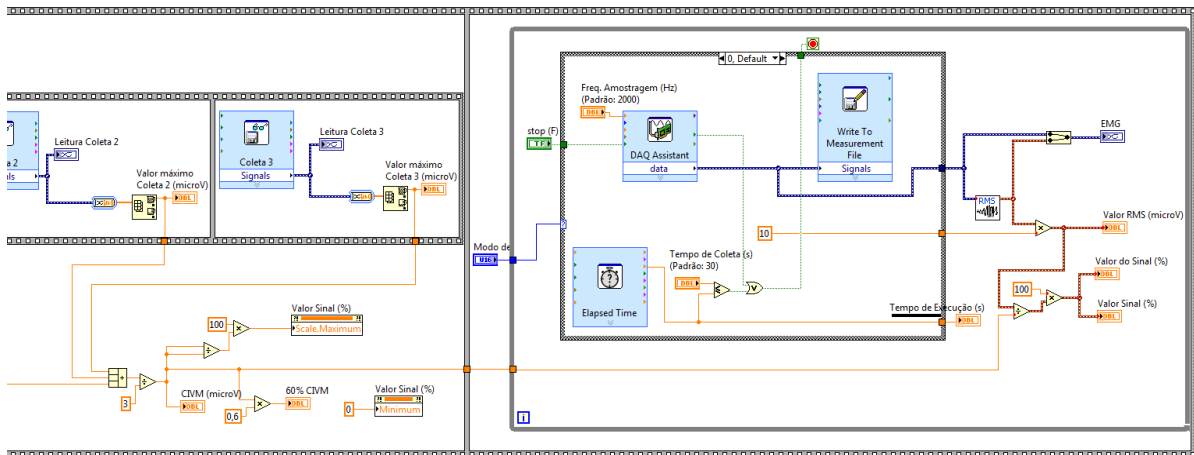


Figura 46 - Parte do diagrama de blocos da tela de captura de contração com 60% da CIVM durante 30 segundos.

A Figura 47 mostra a tela de captura da contração dinâmica com duração de 30 segundos e 60% da CIVM. Na Figura 48 apresenta o diagrama de blocos da captura do sinal EMG e os valores medidos pelo eletrogoniômetro.

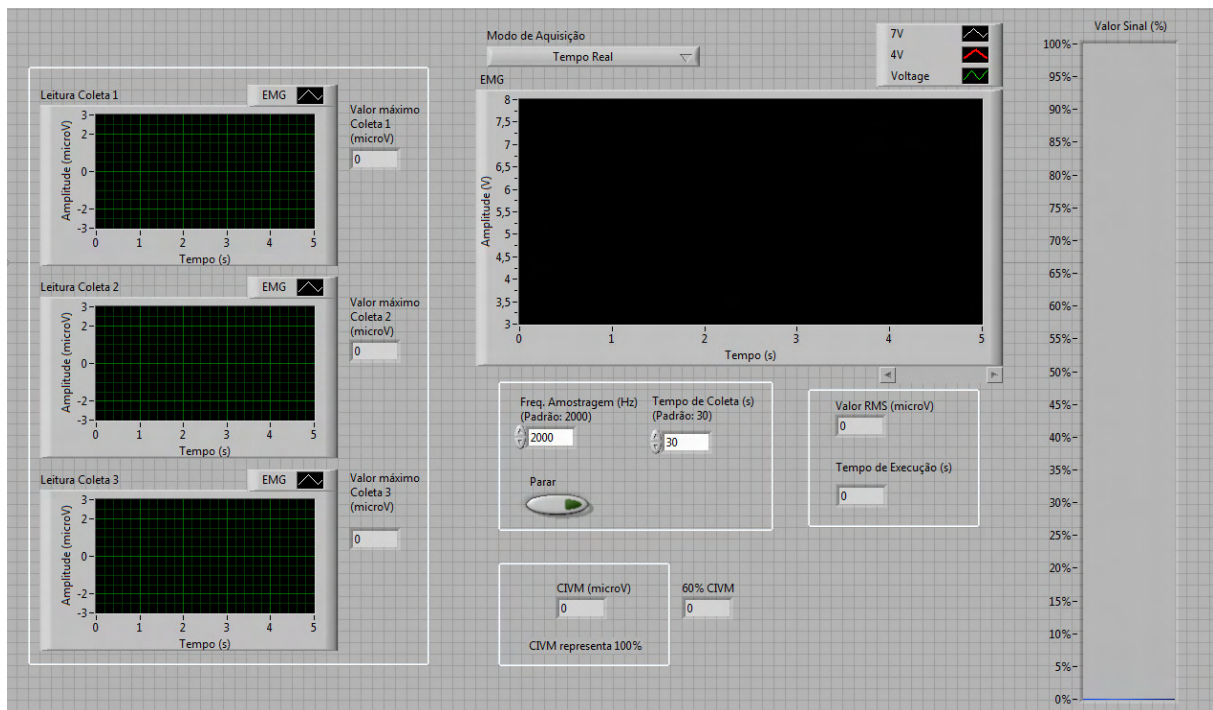


Figura 47 - Tela de aquisição do sinal EMG e medição do ângulo da contração dinâmica.

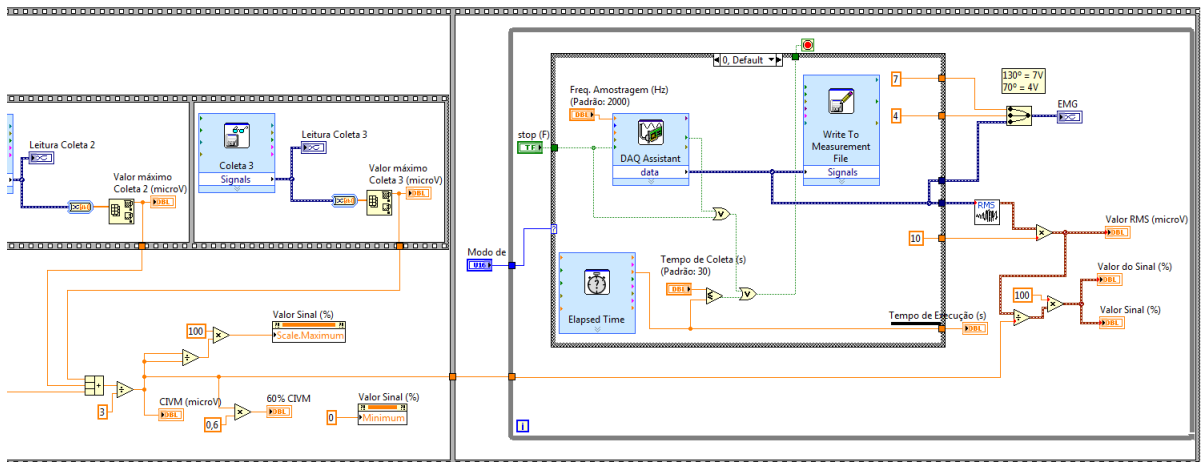


Figura 48 - Diagrama de blocos da coleta do sinal EMG e registro do eletrogoniômetro.

Para análise no domínio do tempo os valores da regressão linear pelo RMS, seja para contração estática ou dinâmica, é apresentada na Figura 49. No quadro superior é apresentado o sinal EMG (em vermelho) e o valor RMS (em branco), e no quadro inferior o valor da regressão linear dos valores RMS. Existe a caixa de seleção para salvar, ou não, os valores obtidos pela regressão linear, conforme Figura 50. O diagrama de blocos referente à esta tela é mostrada na Figura 51.



Figura 49 - Análise do valor RMS em contração estática apresentado no quadro superior.

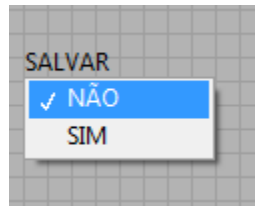


Figura 50 - Caixa de seleção para opção de salvar, ou não, os valores obtidos pela regressão linear.

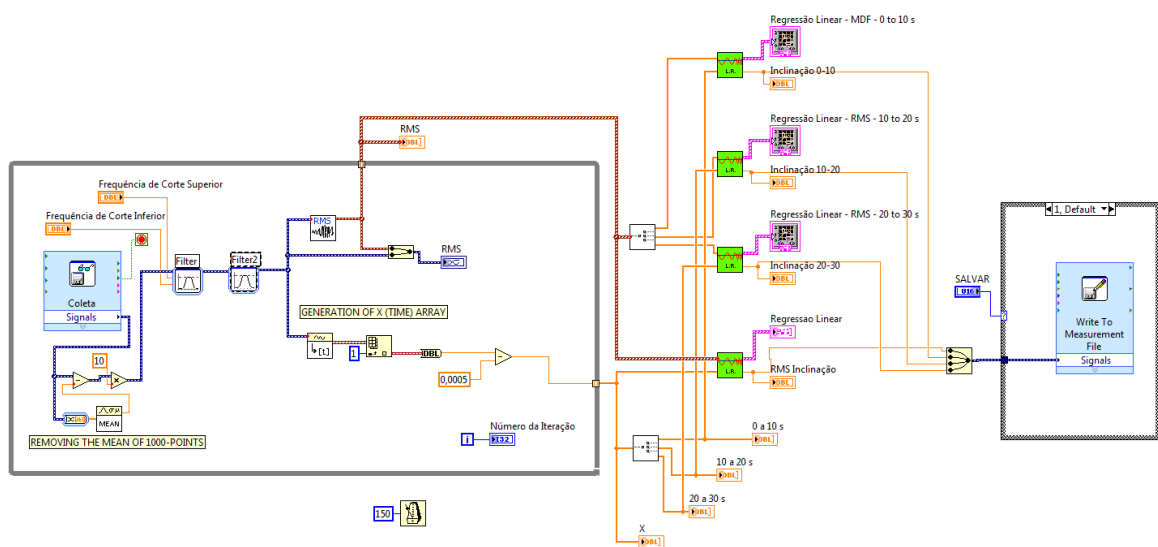


Figura 51 - Diagrama de blocos da tela de análise do sinal RMS.

A análise utilizando a Transformada Wavelet Contínua (TWC), por meio da wavelet mãe Coiflet 3 e seis escalas (4, 8, 16, 32, 64 e 128), é apresentada na Figura 52. Seu respectivo diagrama de blocos é mostrado na Figura 53.

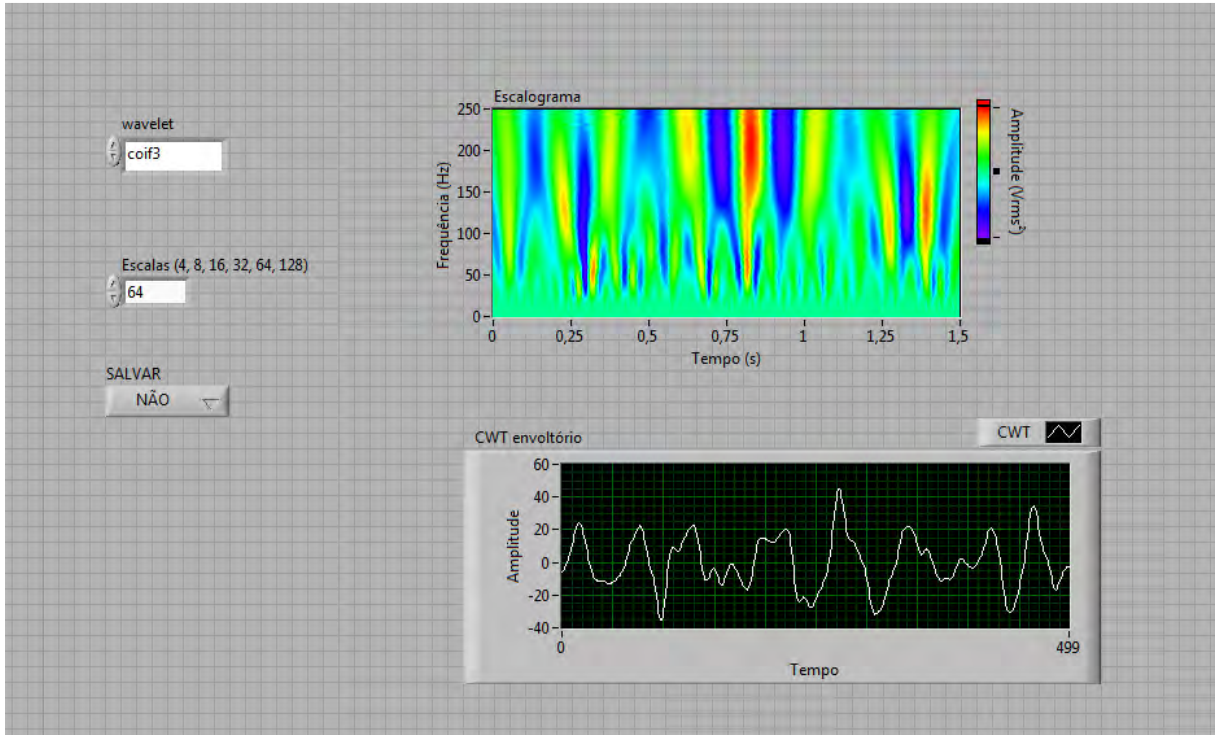


Figura 52 - Tela de análise do valor RMS por meio da Transformada Wavelet Contínua (TWC), com utilização da wavelet mãe coif3.

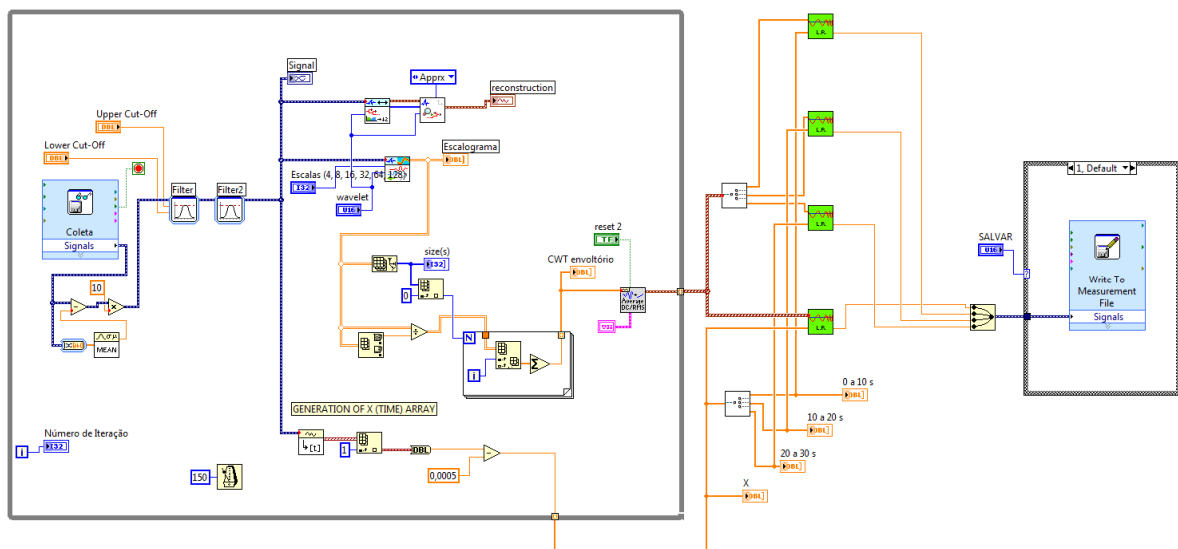


Figura 53 - Diagrama de blocos da tela de análise do valor RMS por meio da TWC.

No domínio da frequência foram analisados os valores de frequência média e mediana, por meio das técnicas da Transformada Rápida de Fourier (FFT), filtro ARMA, estimador espectral de Welch e Transformada Wavelet Analítica (TWA) em escalas 64 e 128. A Figura 54 apresenta a tela da análise de regressão linear dos

valores de frequência mediana obtida por meio da FFT. A Figura 55 mostra que na mesma tela é apresentado os gráficos de regressão linear com o tempo fracionado da atividade (0 a 10, 10 a 20, e 20 a 30 segundos da atividade) Na Figura 56 é apresentado o diagrama de blocos da respectiva tela.

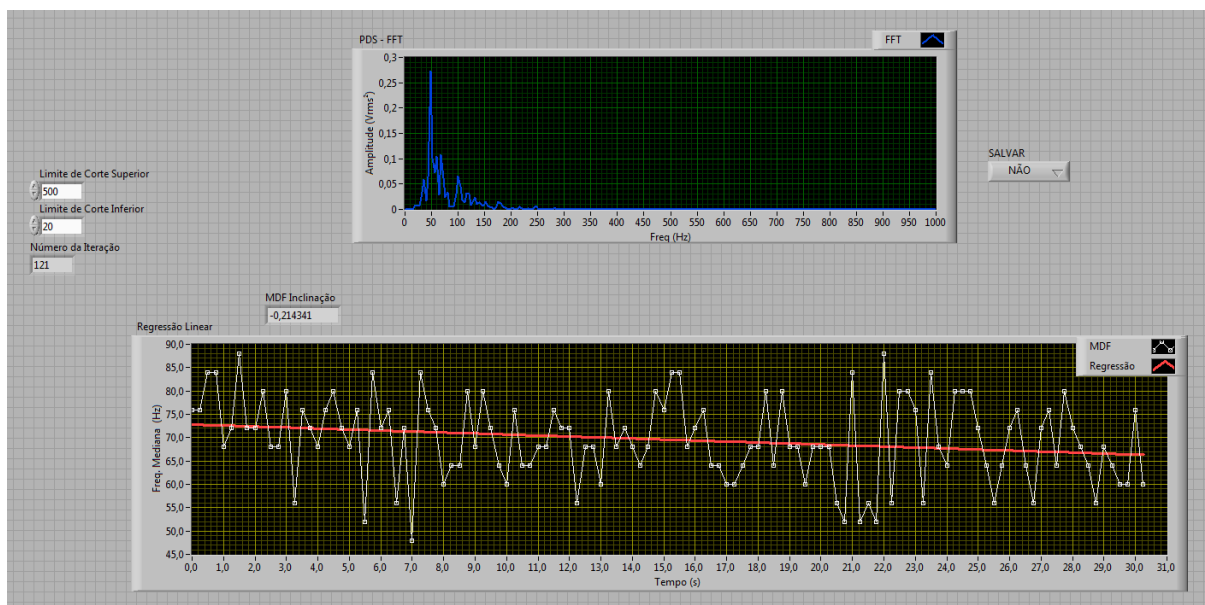


Figura 54 - Análise da regressão linear por meio dos valores da frequência mediana utilizando FFT.

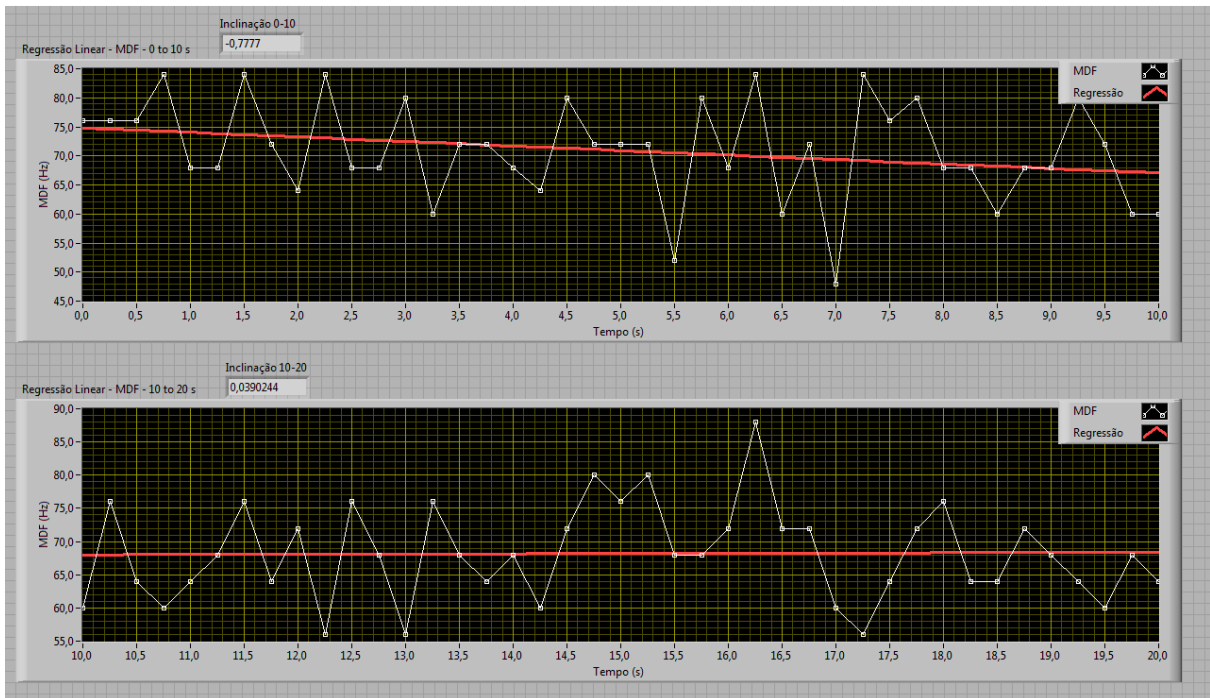


Figura 55 - Resultados da regressão linear entre o tempo de 0 a 10 e 10 a 20 segundos da atividade.

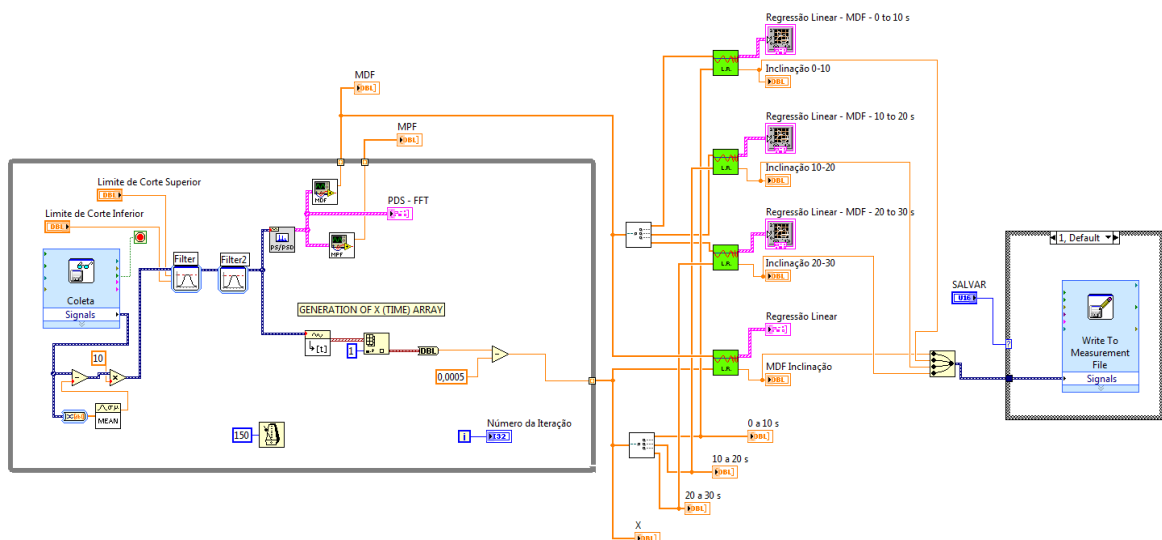


Figura 56 - Diagrama de blocos da tela de análise de regressão linear por meio da FFT.

Para as técnicas de estimador espectral de Welch e filtro ARMA apenas foi alterado o bloco (caixa) referente à técnica utilizada, conforme Figura 57 apresenta análise por meio do filtro ARMA. Os respectivos blocos estão disponíveis no LabView.

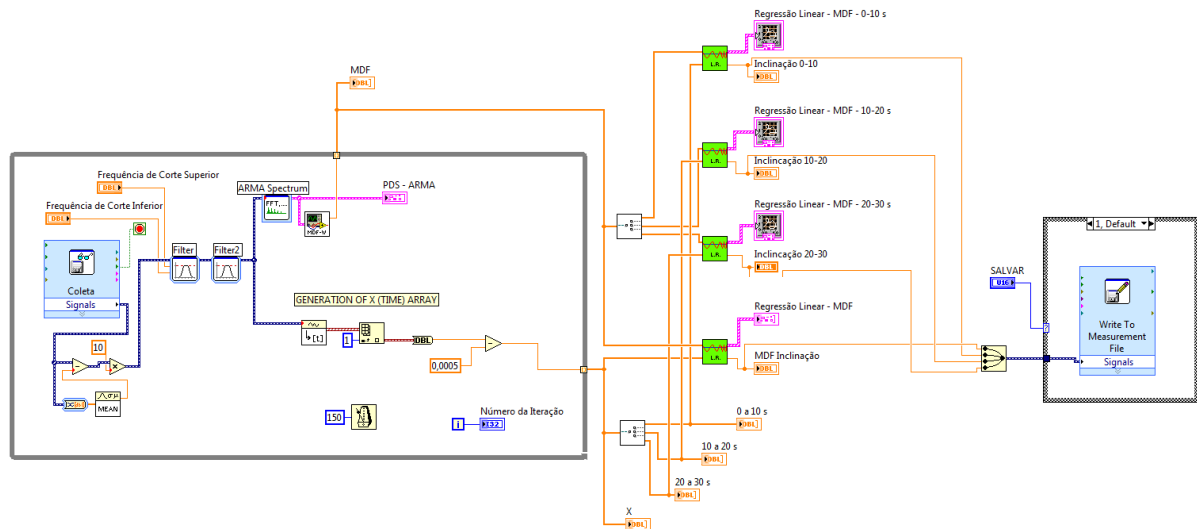


Figura 57 - Diagrama de blocos da análise pelo filtro ARMA.

Para validar o método de análise por meio da Transformada Wavelet Analítica (TWA) foi criada a parte uma ferramenta para validar sua usabilidade. Foi utilizado então um sinal senoidal e por meio do escalograma TWA foi obtida a envoltória de frequência do sinal. Na Figura 58 é apresenta a tela de validação da obtenção do espectro de frequência por meio da TWA. Na Figura 59 é mostrado o código fonte referente à essa aplicação.

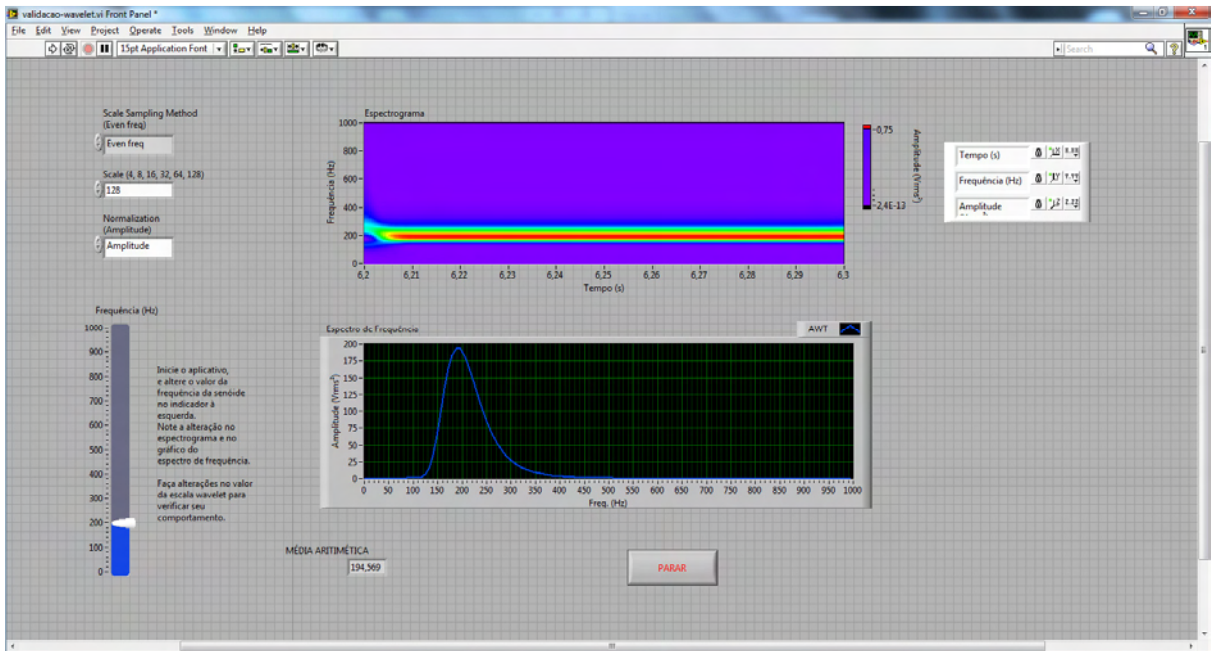


Figura 58 - Tela de validação da extração do espectro de frequência por meio da TWA.

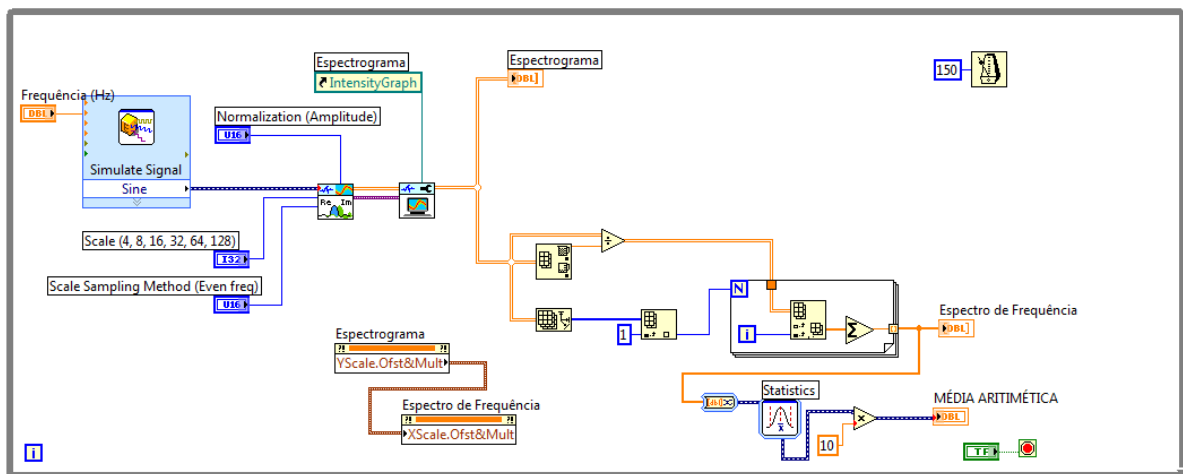


Figura 59 - Diagrama de blocos da aplicação de validação da obtenção do espectro de frequência pela TWA.

A tela para análise de regressão linear por meio da TWA é apresentada na Figura 60. O diagrama de bloco é apresentado na Figura 61.

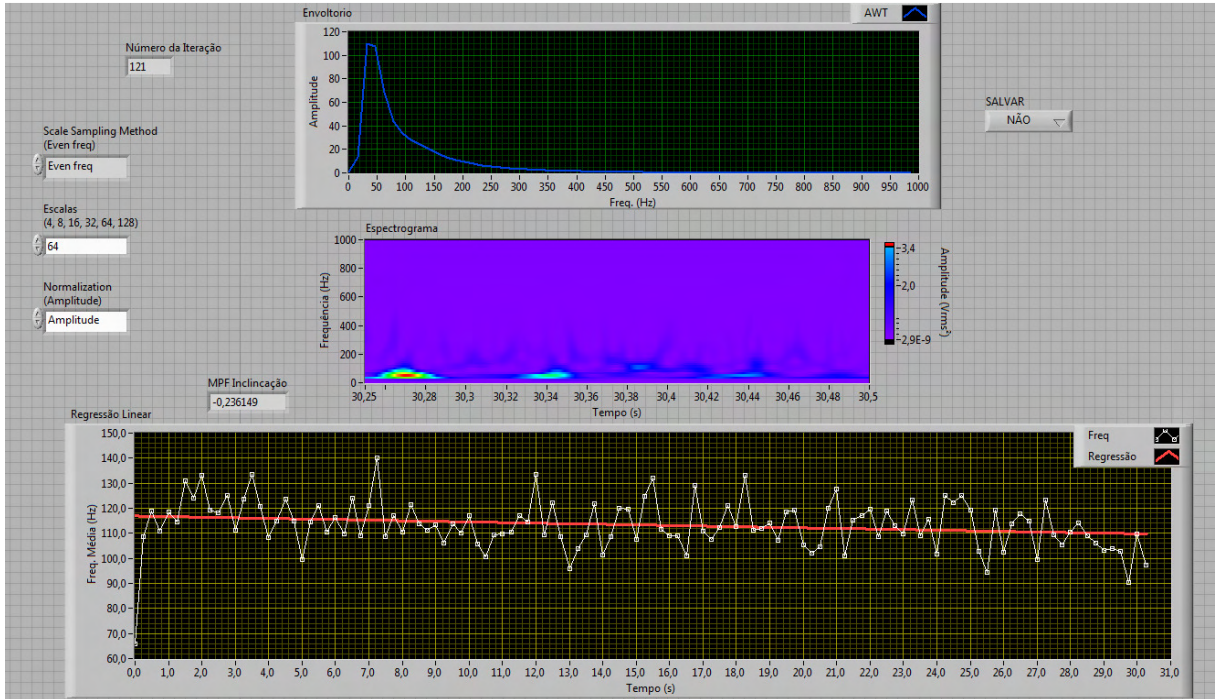


Figura 60 - Análise da regressão linear utilizando a TWA.

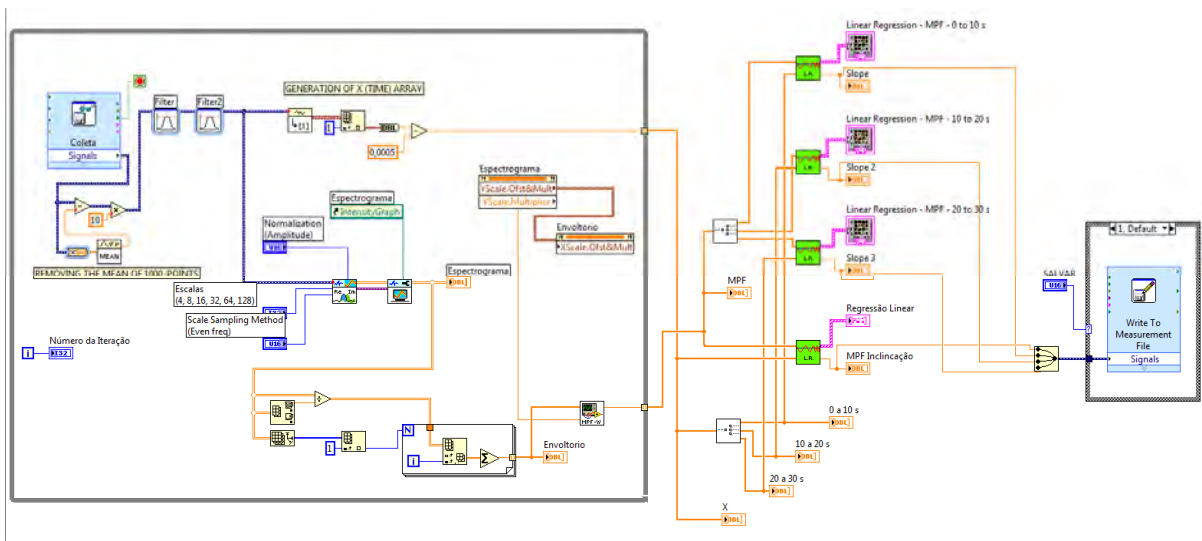


Figura 61 - Diagrama de blocos da tela de regressão linear utilizando TWA.

Para o cálculo da média e desvio padrão dos valores de regressão linear dos 10 voluntário foi desenvolvido, também em LabView, a ferramenta para leitura dos valores salvos, e cálculo, da atividade completa (0 a 30 segundos) e da atividade fracionada (0 a 10, 10 a 20 e 20 a 30 segundos). Na Figura 62 é apresenta a tela do programa, e na Figura 63 o diagrama de blocos.

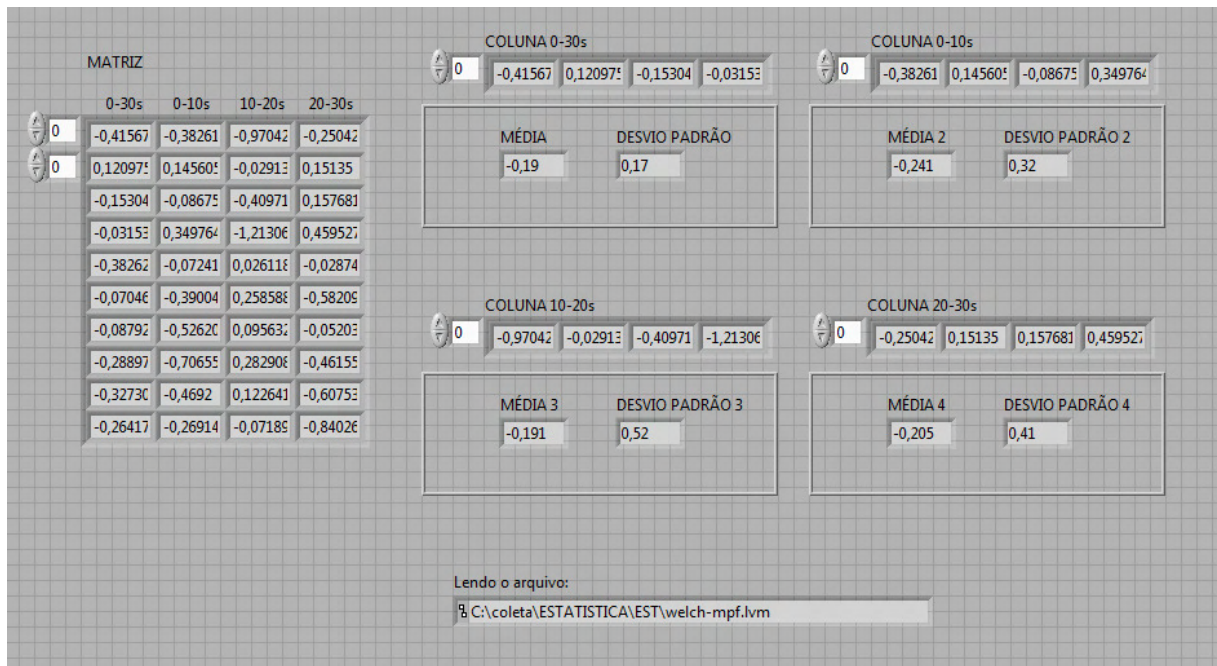


Figura 62 - Tela de leitura do arquivo dos valores de regressão linear e obtenção do valor médio e desvio padrão.

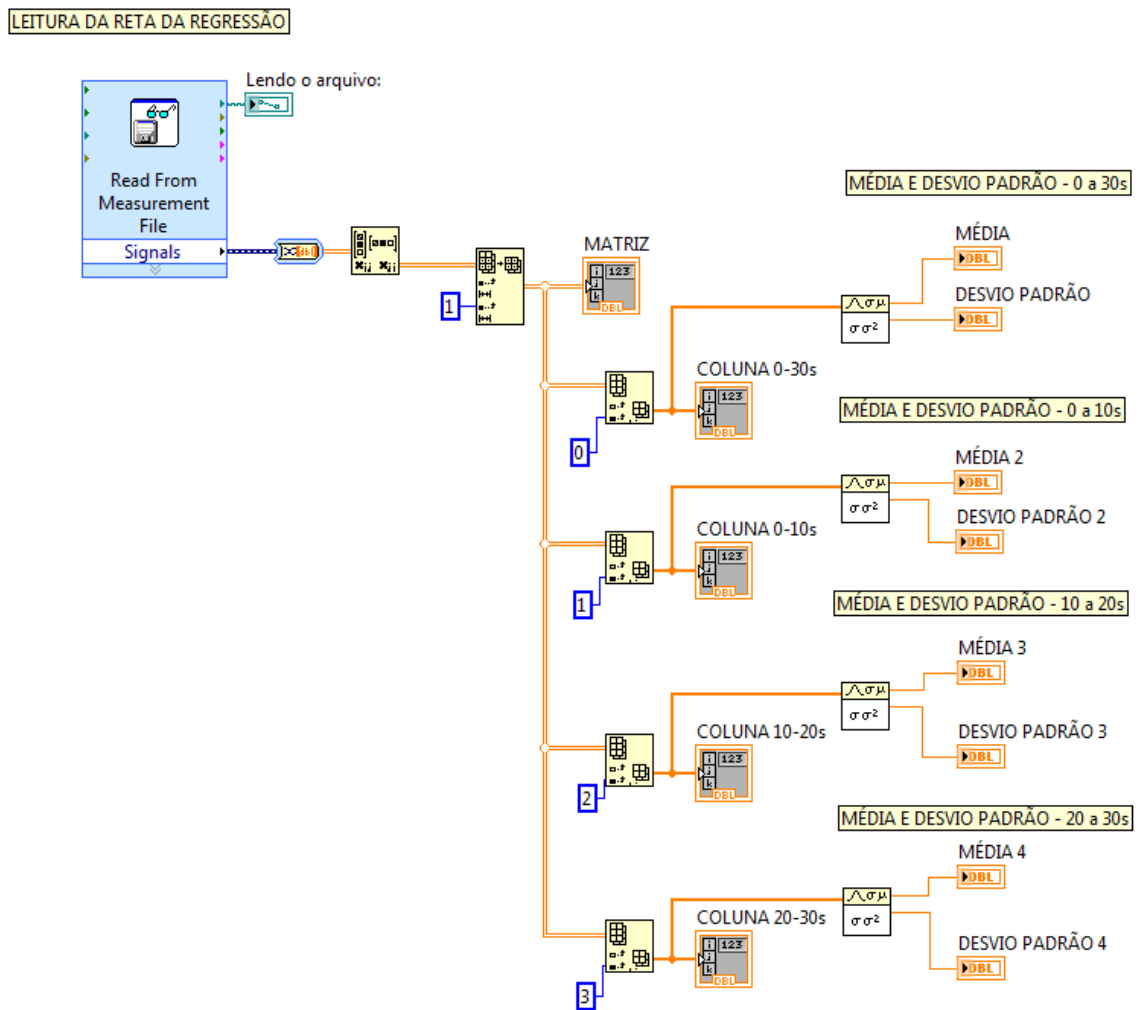


Figura 63 - Diagrama de blocos da leitura do arquivo e cálculo do valor médio e desvio padrão.

Foi necessário a implementação de blocos (caixas) para obtenção dos valores de frequência média e mediana, estas que viabilizaram a análise da regressão linear para o domínio da frequência. A Figura 64 apresenta o digrama de blocos do cálculo da frequência média, e a Figura 65 o diagrama de blocos para o cálculo dos valores de frequência mediana.

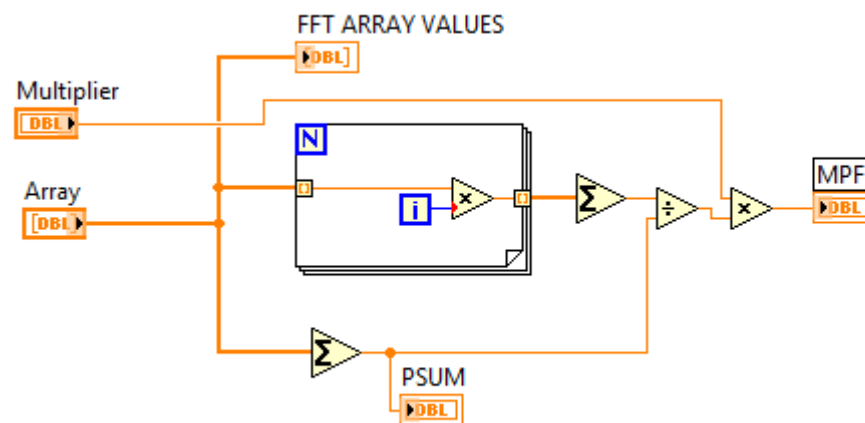


Figura 64 - Diagrama de blocos do cálculo da frequência média (MPF).

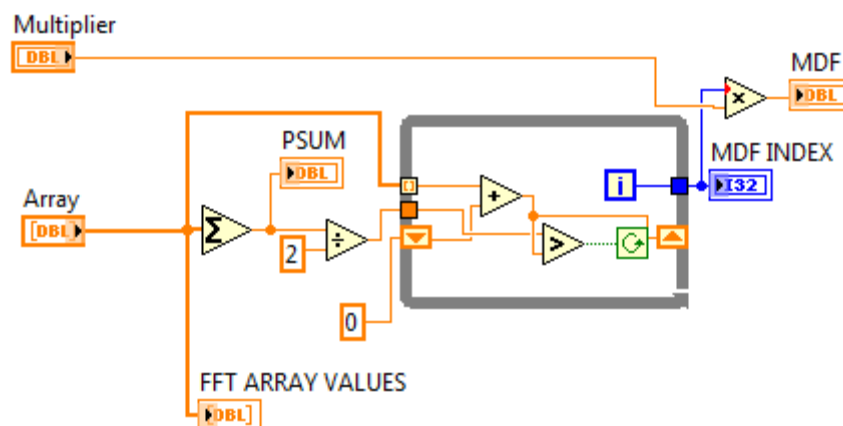


Figura 65 - Diagrama de blocos do cálculo da frequência mediana (MDF).

Para reduzir a complexidade do código, também foi desenvolvido o bloco de regressão linear, o qual possui como entrada o Sinal EMG, e a escala do Tempo, resultado no valor da inclinação e o gráfico da regressão, conforme Figura 66. Para a análise da atividade em intervalos fracionados, foi agrupado um bloco de funções para a divisão do sinal e do tempo, conforme Figura 67.

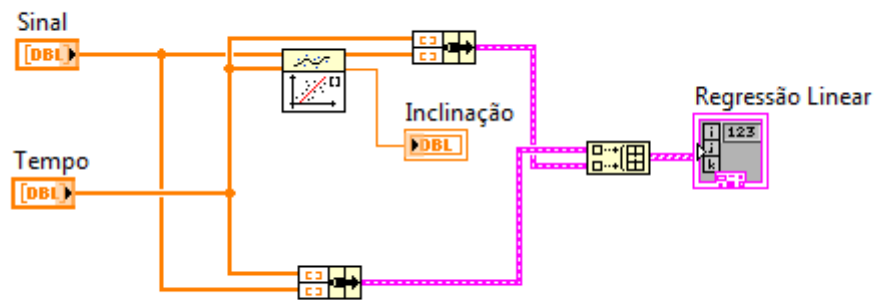


Figura 66 - Diagrama de bloco do cálculo da regressão linear.

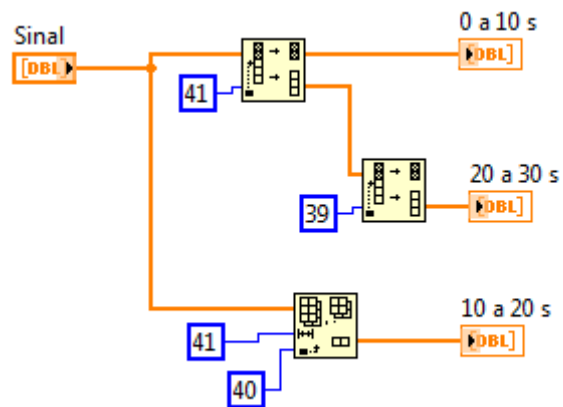


Figura 67 - Diagrama de bloco da divisão do sinal e do tempo para os instantes de 0 a 10, 10 a 20 e 20 a 30 segundos de atividade.

APÊNDICE B – Tabelas das Coletas, ANOVA e teste Tukey

A seguir são apresentadas as tabelas com os valores da regressão linear utilizadas para os cálculos estatísticos da ANOVA e teste de Tukey. A Tabela 22 apresenta os valores da regressão linear para os 10 voluntários em análise no domínio do tempo em contração estática.

Tabela 22 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.

TÉCNICA	VOLUNTÁRIOS									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>RMS</i>	-0,001654	-0,005184	0,001796	0,001016	-0,001689	-0,00337	0,013615	0,004352	0,015704	0,007411
<i>WAVELET-04</i>	-0,001156	0,002846	-0,000411	-0,001851	-0,000347	-0,00022	0,001562	0,000326	-0,00174	-0,00177
<i>WAVELET-08</i>	-0,000345	0,005548	-0,000368	-0,001031	0,000469	-0,0029	0,000397	-0,00153	-0,00318	-0,00423
<i>WAVELET-16</i>	-0,00682	0,005111	0,005287	-0,004756	-0,0121	-0,00153	0,001558	-0,00353	-0,01025	-0,00164
<i>WAVELET-32</i>	-0,011639	0,021275	0,01363	-0,015637	-0,01894	0,011326	0,004574	-0,00785	-0,00355	0,003723
<i>WAVELET-64</i>	0,039514	0,030236	0,045947	-0,008642	0,007648	0,015563	0,010055	0,026828	0,006237	0,001991
<i>WAVELET-128</i>	0,014996	0,03426	0,045086	-0,014248	-0,017158	0,012549	-0,09272	-0,01575	0,100541	-0,00196

A Tabela 23 apresenta os valores obtidos nos cálculo estatístico da ANOVA um fator.

Tabela 23 – Cálculo ANOVA um fator.

	G.L.	Soma Quad	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
<i>Fator</i>	6	0,00293327	0,000488878	1,106808444	0,368508071
<i>Resíduos</i>	63	0,027827157	0,000441701		

Os cálculos para o Teste de Tukey são apresentados na Tabela 24.

Tabela 24 - Teste de TUKEY.

<i>Níveis</i>	<i>Centro</i>	<i>Limite.Inferior</i>	<i>Limite.Superior</i>	<i>P.Valor</i>
2-1	-0,0034748	-0,032100277	0,025150677	0,999782735
3-1	-0,0039165	-0,032541977	0,024708977	0,999565823
4-1	-0,0060668	-0,034692277	0,022558677	0,994920721
5-1	-0,0035081	-0,032133577	0,025117377	0,999770359
6-1	0,0143382	-0,014287277	0,042963677	0,728596975
7-1	0,0033606	-0,025264877	0,031986077	0,999821112
3-2	-0,0004417	-0,029067177	0,028183777	0,999999999
4-2	-0,002592	-0,031217477	0,026033477	0,999960954
5-2	-3,33E-05	-0,028658777	0,028592177	1
6-2	0,017813	-0,010812477	0,046438477	0,491050781
7-2	0,0068354	-0,021790077	0,035460877	0,990365665
4-3	-0,0021503	-0,030775777	0,026475177	0,999987059
5-3	0,0004084	-0,028217077	0,029033877	0,999999999
6-3	0,0182547	-0,010370777	0,046880177	0,461040121
7-3	0,0072771	-0,021348377	0,035902577	0,986617234
5-4	0,0025587	-0,026066777	0,031184177	0,99996382
6-4	0,020405	-0,008220477	0,049030477	0,325765368
7-4	0,0094274	-0,019198077	0,038052877	0,951472407
6-5	0,0178463	-0,010779177	0,046471777	0,488770711
7-5	0,0068687	-0,021756777	0,035494177	0,990114828
7-6	-0,0109776	-0,039603077	0,017647877	0,903420576

Todos os valores do cálculo do P-Valor muito acima do fator 0,05, atendendo à hipótese de igualdade.

Ainda no domínio do tempo é apresentado a seguir a Tabela 25, com os dados da regressão linear para contração dinâmica.

Tabela 25 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.

TÉCNICA	VOLUNTÁRIOS									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>RMS</i>	0,090692	0,003969	0,00447	0,003186	0,009657	0,00225	0,006022	0,027448	0,008755	0,060241
<i>WAVELET-04</i>	0,001218	0,000397	-0,000646	-0,002165	-0,000125	-0,00073	-0,00048	-0,00111	-0,00025	-0,00094
<i>WAVELET-08</i>	0,002474	-0,001506	0,001515	0,001954	0,000326	-0,00055	-0,00205	-0,0014	0,002757	0,001791
<i>WAVELET-16</i>	-0,001491	0,000887	0,007601	0,002321	0,00423	0,002578	-0,00221	-0,0074	0,001734	0,00495
<i>WAVELET-32</i>	0,010078	0,003648	0,025093	0,024	0,022977	0,013365	0,004445	-0,02964	-0,00788	0,015232
<i>WAVELET-64</i>	0,015682	-0,028129	0,076934	-0,053986	0,047234	0,013356	-0,00294	0,020072	0,003049	0,009488
<i>WAVELET-128</i>	-0,000309	-0,021041	0,107699	-0,119107	0,063701	0,078064	-0,04199	0,009091	0,035724	-0,02412

Os valores do cálculo da ANOVA são apresentados na Tabela 26.

Tabela 26 – Cálculo da ANOVA um fator.

	G.L.	Soma Quad	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
<i>Fator</i>	6	0,003590244	0,000598374	0,607891742	0,723037648
<i>Resíduos</i>	63	0,062013619	0,000984343		

Em seguida é apresentada a Tabela 27 mostrando os resultados do teste de Tukey. Nota-se que nenhum resultado para P-Valor foi inferior ao fator 0,05.

Tabela 27 - Teste de Tukey.

<i>Níveis</i>	<i>Centro</i>	<i>Limite.Inferior</i>	<i>Limite.Superior</i>	<i>P.Valor</i>
2-1	-0,0221518	-0,064884649	0,020581049	0,696041233
3-1	-0,021138	-0,063870849	0,021594849	0,73990518
4-1	-0,0203497	-0,063082549	0,022383149	0,77229398
5-1	-0,0135369	-0,056269749	0,029195949	0,959665526
6-1	-0,0115932	-0,054326049	0,031139649	0,981292265
7-1	-0,0128971	-0,055629949	0,029835749	0,968110586
3-2	0,0010138	-0,041719049	0,043746649	0,999999987
4-2	0,0018021	-0,040930749	0,044534949	0,999999585
5-2	0,0086149	-0,034117949	0,051347749	0,996134871
6-2	0,0105586	-0,032174249	0,053291449	0,988466214
7-2	0,0092547	-0,033478149	0,051987549	0,994288418
4-3	0,0007883	-0,041944549	0,043521149	0,999999997
5-3	0,0076011	-0,035131749	0,050333949	0,998069596
6-3	0,0095448	-0,033188049	0,052277649	0,993253647
7-3	0,0082409	-0,034491949	0,050973749	0,996973303
5-4	0,0068128	-0,035920049	0,049545649	0,998958764
6-4	0,0087565	-0,033976349	0,051489349	0,995773673
7-4	0,0074526	-0,035280249	0,050185449	0,99827172
6-5	0,0019437	-0,040789149	0,044676549	0,999999347
7-5	0,0006398	-0,042093049	0,043372649	0,999999999
7-6	-0,0013039	-0,044036749	0,041428949	0,99999994

Para a análise no domínio da frequência inicialmente são apresentadas as tabelas relacionadas à atividade de contração estática. Na Tabela 28 são mostrados os valores de regressão linear dos 10 voluntários.

Tabela 28 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.

VOLUNTÁRIOS										
TÉCNICA	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>MEDIA-FFT</i>	-0,393188	0,04322	-0,12001	-0,076807	-0,425955	-0,12511	-0,11126	-0,19412	-0,35955	-0,21331
<i>MEDIA-ARMA</i>	-0,508498	0,222458	0,004959	0,155088	-0,766435	-0,11629	2,44E-05	-0,36623	0,01022	-0,42104
<i>MEDIA-WELCH</i>	-0,415675	0,120975	-0,153045	-0,031532	-0,382627	-0,07046	-0,08793	-0,28897	-0,32731	-0,26418
<i>MEDIA-64-WAVELET</i>	-3,364345	0,327652	-0,232784	-0,163588	-0,644514	-0,18197	-0,16477	-0,34119	-0,60903	-0,50499
<i>MEDIA-128-WAVELET</i>	-0,810905	0,314587	-0,232342	-0,173597	-0,632142	-0,18364	-0,17105	-0,34026	-0,6169	-0,50571
<i>MEDIANA-FFT</i>	-0,436612	0,026013	-0,16258	0,009675	-0,279531	-0,1031	-0,19827	-0,21434	-0,30729	-0,11817
<i>MEDIANA-ARMA</i>	-0,402009	0,093351	0,063404	0,294304	-0,697552	-0,14054	0,002065	-0,33964	0,128977	-0,30484
<i>MEDIANA-WELCH</i>	-0,38546	0,116999	-0,197261	0,068258	-0,301429	-0,0942	-0,08119	-0,2872	-0,24998	-0,18317
<i>MEDIANA-64-WAV</i>	-0,616902	0,123711	-0,169147	-0,141679	-0,661512	-0,07456	-0,19889	-0,21748	-0,51901	-0,48266
<i>MEDIANA-128-WAV</i>	-0,690839	0,144983	-0,219953	-0,226562	-0,63549	-0,19548	-0,16801	-0,29544	-0,39932	-0,41471

Os cálculos da ANOVA de um fator para os valores apresentados anteriormente resulta na Tabela 29.

Tabela 29 - Cálculo da ANOVA um fator.

	G.L.	Soma Quad	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
<i>Fator</i>	9	1,6587563	0,184306256	1,187184331	0,312915932
<i>Resíduos</i>	90	13,97218829	0,155246537		

Após o cálculo ANOVA, a Tabela 30 apresenta os resultados dos cálculos do teste de Tukey. Nota-se que não há valores para P-Valor menor que 0,05;

Tabela 30 - Teste de TUKEY.

<i>Níveis</i>	<i>Centro</i>	<i>Limite.Inferior</i>	<i>Limite.Superior</i>	<i>P.Valor</i>
2-1	0,019035038	-0,552659417	0,590729493	1
3-1	0,0075341	-0,564160355	0,579228555	1
4-1	-0,3903442	-0,962038655	0,181350255	0,454329832
5-1	-0,1375879	-0,709282355	0,434106555	0,998697676
6-1	0,0191886	-0,552505855	0,590883055	1
7-1	0,0673609	-0,504333555	0,639055355	0,999996721
8-1	0,0381452	-0,533549255	0,609839655	0,999999978
9-1	-0,0982027	-0,669897155	0,473491755	0,999916844
10-1	-0,112474	-0,684168455	0,459220455	0,999742978
3-2	-0,011500938	-0,583195393	0,560193517	1
4-2	-0,409379238	-0,981073693	0,162315217	0,384705136
5-2	-0,156622938	-0,728317393	0,415071517	0,996464514
6-2	0,000153562	-0,571540893	0,571848017	1
7-2	0,048325862	-0,523368593	0,620020317	0,999999823
8-2	0,019110162	-0,552584293	0,590804617	1
9-2	-0,117237738	-0,688932193	0,454456717	0,999638978
10-2	-0,131509038	-0,703203493	0,440185417	0,99908889
4-3	-0,3978783	-0,969572755	0,173816155	0,426242294
5-3	-0,145122	-0,716816455	0,426572455	0,998026267
6-3	0,0116545	-0,560039955	0,583348955	1
7-3	0,0598268	-0,511867655	0,631521255	0,999998838
8-3	0,0306111	-0,541083355	0,602305555	0,999999997
9-3	-0,1057368	-0,677431255	0,465957655	0,999845763
10-3	-0,1200081	-0,691702555	0,451686355	0,999563392
5-4	0,2527563	-0,318938155	0,824450755	0,912957434
6-4	0,4095328	-0,162161655	0,981227255	0,384162898

7-4	0,4577051	-0,113989355	1,029399555	0,234223437
8-4	0,4284894	-0,143205055	1,000183855	0,320112856
9-4	0,2921415	-0,279552955	0,863835955	0,815434961
10-4	0,2778702	-0,293824255	0,849564655	0,855620742
6-5	0,1567765	-0,414917955	0,728470955	0,996438282
7-5	0,2049488	-0,366745655	0,776643255	0,976009584
8-5	0,1757331	-0,395961355	0,747427555	0,991732913
9-5	0,0393852	-0,532309255	0,611079655	0,999999971
10-5	0,0251139	-0,546580555	0,596808355	0,999999999
7-6	0,0481723	-0,523522155	0,619866755	0,999999828
8-6	0,0189566	-0,552737855	0,590651055	1
9-6	-0,1173913	-0,689085755	0,454303155	0,999635102
10-6	-0,1316626	-0,703357055	0,440031855	0,999080396
8-7	-0,0292157	-0,600910155	0,542478755	0,999999998
9-7	-0,1655636	-0,737258055	0,406130855	0,994648487
10-7	-0,1798349	-0,751529355	0,391859555	0,990247242
9-8	-0,1363479	-0,708042355	0,435346555	0,998787216
10-8	-0,1506192	-0,722313655	0,421075255	0,997372738
10-9	-0,0142713	-0,585965755	0,557423155	1

Continuando a análise estatística no domínio da frequência, são apresentados a seguir os resultados da atividade de contração dinâmica. A Tabela 31 apresenta os valores da regressão linear obtidos pelos 10 voluntários em todas as técnicas utilizadas.

Tabela 31 - Valores da inclinação da reta de regressão linear.

TÉCNICA	VOLUNTÁRIOS									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>MEDIA-FFT</i>	-0,224134	0,044161	-0,050483	0,018995	-0,17056	-0,06539	-0,0021	-0,28276	-0,08825	-0,00579
<i>MEDIA-ARMA</i>	-0,235856	-0,039823	-0,03742	0,347643	-0,293959	-0,04985	0,040683	-0,32091	-0,16928	-0,13752
<i>MEDIA-WELCH</i>	-0,191316	0,043277	-0,037832	-0,006821	-0,155405	-0,06184	-0,01418	-0,27238	-0,12384	0,007277
<i>MEDIA-64-WAVELET</i>	-0,647315	-0,045126	-0,137072	-0,357459	-0,576373	-0,24139	-0,19354	-0,46977	-0,19002	-0,24602
<i>MEDIA-128-WAVELET</i>	-0,776599	-0,054723	-0,155339	-0,365324	-0,574035	-0,23864	-0,20761	-0,46792	-0,21089	-0,25532
<i>MEDIANA-FFT</i>	-0,133315	0,059504	-0,109904	0,083458	-0,06384	-0,00672	0,008563	-0,30836	-0,16919	0,097006
<i>MEDIANA-ARMA</i>	-0,031966	-0,001694	-0,07007	0,517164	-0,143104	0,024345	0,115161	-0,43799	-0,09124	-0,12342
<i>MEDIANA-WELCH</i>	-0,001799	0,019211	-0,053399	0,085894	-0,096955	-0,04382	-0,01508	-0,31865	-0,19058	0,038316
<i>MEDIANA-64-WAV</i>	-0,555904	0,008468	-0,007198	-0,394171	-0,378082	-0,17486	0,051653	-0,29595	-0,20704	9,28E-12
<i>MEDIANA-128-WAV</i>	-0,520128	0,059486	-0,025826	-0,391631	-0,353526	-0,18354	-0,08531	-0,35416	-0,12765	-0,0743

No cálculo da ANOVA de um fator, apresentado na Tabela 32, obteve um P-Valor menor que 0,05, indicando assim, que a hipótese de igualdade entre as técnicas utilizadas não é atendida.

Tabela 32 - Cálculo ANOVA. P-Valor menor que 0,05.

	G.L.	Soma Quad	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
<i>Fator</i>	9	1,094388902	0,121598767	3,881540334	0,000343482
<i>Resíduos</i>	90	2,819470644	0,031327452		

No cálculo do teste de Tukey, apresentado na Tabela 33, é identificado que os P-Valores menores que 0,05 foi identificados entre as amostras 7-4, 6-5, 7-5, e 8-5.

Tabela 33 - Teste de Tukey. Constatada variação menor que 0,05 para P-Valor para as amostras 7-4, 6-5, 7-5 e 8-5.

<i>Níveis</i>	<i>Centro</i>	<i>Limite.Inferior</i>	<i>Limite.Superior</i>	<i>P.Valor</i>
2-1	-0,0069975	-0,263809642	0,249814642	1
3-1	0,0013249	-0,255487242	0,258137042	1
4-1	-0,2277773	-0,484589442	0,029034842	0,127430457
5-1	-0,2480085	-0,504820642	0,008803642	0,067428103
6-1	0,028351	-0,228461142	0,285163142	0,999998144
7-1	0,0583497	-0,198462442	0,315161842	0,999174314
8-1	0,0249447	-0,231867442	0,281756842	0,999999397
9-1	-0,1126765	-0,369488642	0,144135642	0,916628018
10-1	-0,1230281	-0,379840242	0,133784042	0,865907929
3-2	0,0083224	-0,248489742	0,265134542	1
4-2	-0,2207798	-0,477591942	0,036032342	0,156052547
5-2	-0,241011	-0,497823142	0,015801142	0,084727113
6-2	0,0353485	-0,221463642	0,292160642	0,999987389
7-2	0,0653472	-0,191464942	0,322159342	0,99798929
8-2	0,0319422	-0,224869942	0,288754342	0,99999475
9-2	-0,105679	-0,362491142	0,151133142	0,942623062
10-2	-0,1160306	-0,372842742	0,140781542	0,901815324
4-3	-0,2291022	-0,485914342	0,027709942	0,122505786
5-3	-0,2493334	-0,506145542	0,007478742	0,064513875
6-3	0,0270261	-0,229786042	0,283838242	0,999998779
7-3	0,0570248	-0,199787342	0,313836942	0,99931288
8-3	0,0236198	-0,233192342	0,280431942	0,999999627
9-3	-0,1140014	-0,370813542	0,142810742	0,910962171
10-3	-0,124353	-0,381165142	0,132459142	0,858354936

5-4	-0,0202312	-0,277043342	0,236580942	0,999999905
6-4	0,2561283	-0,000683842	0,512940442	0,051198311
7-4	0,286127	0,029314858	0,542939142	0,016936904
8-4	0,252722	-0,004090142	0,509534142	0,057543734
9-4	0,1151008	-0,141711342	0,371912942	0,906077145
10-4	0,1047492	-0,152062942	0,361561342	0,945594451
6-5	0,2763595	0,019547358	0,533171642	0,024637148
7-5	0,3063582	0,049546058	0,563170342	0,007481352
8-5	0,2729532	0,016141058	0,529765342	0,027986987
9-5	0,135332	-0,121480142	0,392144142	0,787107316
10-5	0,1249804	-0,131831742	0,381792542	0,854696091
7-6	0,0299987	-0,226813442	0,286810842	0,999996959
8-6	-0,0034063	-0,260218442	0,253405842	1
9-6	-0,1410275	-0,397839642	0,115784642	0,744732551
10-6	-0,1513791	-0,408191242	0,105433042	0,660717754
8-7	-0,033405	-0,290217142	0,223407142	0,99999226
9-7	-0,1710262	-0,427838342	0,085785942	0,490981272
10-7	-0,1813778	-0,438189942	0,075434342	0,404747656
9-8	-0,1376212	-0,394433342	0,119190942	0,770470081
10-8	-0,1479728	-0,404784942	0,108839342	0,68916523
10-9	-0,0103516	-0,267163742	0,246460542	1

ANEXO



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Goiânia, 21 de maio de 2012.

PARECER CONSUBSTANCIADO
Protocolo nº 359/11

I. IDENTIFICAÇÃO:

Título do projeto: *Estudo da Inicialização da Marcha em Pacientes Portadores da Doença de Parkinson*

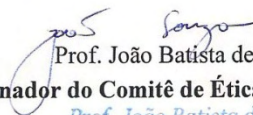
Pesquisador Responsável: Fernanda Grazielle da Silva

Pesquisadora Participante: Ivan Silveira de Avelar/FEF; Marcus Fraga Vieira/FEF; Paula Hentschel Lobo da Costa/DEFMH-UFSCar; Isabel de Camargo N. Sacco/Depto. DEFOFITO-FM-UFSP.

Local de realização: Faculdade de Farmácia/FF-UFV

Informamos que o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás, após análise das adequações solicitadas, **Aprovou**, em 21 de maio de 2012, o projeto acima referido, e o mesmo foi considerado em acordo com os princípios éticos vigentes.

O pesquisador responsável deverá encaminhar ao CEP/UFV, relatórios da pesquisa, encerramento, conclusão(ões) e publicação(ões) de acordo com as recomendações da Resolução 196/96.


Prof. João Batista de Souza

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa/CEP

Prof. João Batista de Souza
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação/UFV

Comitê de Ética em Pesquisa/CEP
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação/PRPPG-UFV, Caixa Postal: 131, Prédio da Reitoria, Piso 1,
Campus Samambaia (Campus II) - CEP:74001-970, Goiânia – Goiás, Fone: (55-62) 3521-1215.
Email: cep.prppg.ufv@gmail.com

Figura 68 - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.