

**AVALIAÇÃO DOS EFEITOS SOBRE OS ESTIMADORES
ELETROMIOGRÁFICOS DE DIVERSOS MÉTODOS DE
FILTRAGEM DA INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA**

LUÍS JÚLIO DE GUSMÃO ROCHA PEDROSO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**AVALIAÇÃO DOS EFEITOS SOBRE OS ESTIMADORES
ELETROMIOGRÁFICOS DE DIVERSOS MÉTODOS DE
FILTRAGEM DA INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA**

LUÍS JÚLIO DE GUSMÃO ROCHA PEDROSO

ORIENTADOR: ADSON FERREIRA DA ROCHA

COORIENTADOR: FABIANO ARAUJO SOARES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

BRASÍLIA/DF: MARÇO - 2013

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

**AVALIAÇÃO DOS EFEITOS SOBRE OS ESTIMADORES
ELETROMIOGRÁFICOS DE DIVERSOS MÉTODOS DE
FILTRAGEM DA INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA**

LUÍS JÚLIO DE GUSMÃO ROCHA PEDROSO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO SUBMETIDA AO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE
DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO
PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO
GRAU DE MESTRE.**

APROVADA POR:

**Prof. Adson Ferreira da Rocha, Doutor (ENE/UnB)
(Orientador)**

**Prof. Cristiano Jacques Miosso Doutor (FGA/UnB)
(Examinador Externo)**

**Prof.^a Janaina Goncalves Guimarães, Doutor (ENE/UnB)
(Examinador Interno)**

BRASÍLIA/DF, 04 DE MARÇO DE 2013

FICHA CATALOGRÁFICA

PEDROSO, LUÍS JÚLIO DE GUSMÃO ROCHA

Avaliação dos Efeitos Sobre os Estimadores Eletromiográficos de Diversos Métodos de Filtragem da Interferência da Rede Elétrica [Distrito Federal] 2013.

(ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia Elétrica, 2013).

Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1.Filtragem Sinais EMG

2.Interferência da Rede Elétrica

3.Efeitos Sobre Estimadores
Eletromiográficos

4.Comparação Filtros Bandstop

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

PEDROSO, L. J. G. R. (2013). Avaliação dos Efeitos Sobre os Estimadores Eletromiográficos de Diversos Métodos de Filtragem da Interferência da Rede Elétrica, Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGEE ou PPGEA 525/2013 DM, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Luís Júlio de Gusmão Rocha Pedroso.

TÍTULO: Avaliação dos Efeitos Sobre os Estimadores Eletromiográficos de Diversos Métodos de Filtragem da Interferência da Rede Elétrica.

GRAU: Mestre ANO: 2013

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

Luís Júlio de Gusmão Rocha Pedroso

DEDICATÓRIA

A todos aqueles a quem amo, especialmente a minha esposa Claudete que caminhou junto comigo e a minha mãe Ana que me deu a oportunidade da vida.

Em memória, a meu pai Vladimiro Rocha e a meu avó José Rocha, exemplos que forjaram o meu carácter.

Existe algo no universo mais maravilhoso do que a Paciência?! O próprio tempo não é a Paciência? E quem vence o tempo, senão a própria Paciência?! Você não vence o tempo. Nada vence o tempo, o tempo não para. Quem é capaz de fazer um bloqueio para o tempo, senão a Paciência?! Ela é o único elemento que vence o tempo. Se não se pode puxar o tempo para trás para segurar, Paciência...! Ela pode ficar na frente do tempo para ver o que ele vai fazer.

DR. CELSO CHARURI
Fundador e idealizador da PRÓ-VIDA

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao criador, por acreditar neste ser apesar das suas imperfeições.

Agradeço aos professores do Minter e em especial ao meu orientador Prof. Adson Ferreira Rocha por acreditar e pela sua paciência e dedicação.

Agradeço ao meu coorientador Prof. Fabiano Araujo Soares pela sua dedicação e ajuda com o material utilizado no desenvolvimento dos trabalhos.

Agradeço aos meus colegas de laboratório José Ferraz, Lauro Leucádio e Luciana Peixoto pelas horas de trabalho em coletivo e pelas palavras de incentivo nas longas noites de trabalho e estudo.

Agradeço aos colegas do IFMT pelo incentivo para fazer este mestrado.

E agradeço a CAPES pelo apoio financeiro e à UnB pela realização oportunida que nós deram ao oferecer este Mestrado Interinstitucional.

RESUMO

AVALIAÇÃO DOS EFEITOS SOBRE OS ESTIMADORES ELETROMIOGRÁFICOS DE DIVERSOS MÉTODOS DE FILTRAGEM DA INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA

Autor: Luís Júlio de Gusmão Rocha Pedroso

Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Co-Orientador: Fabiano Araujo Soares

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, Março de 2013

Os sinais eletromiográficos (EMG) estão cada vez mais a serem utilizados para diagnósticos clínicos, controle de próteses de membros superiores ou inferiores e auxílio e acompanhamento do treinamento de atletas profissionais. O sucesso do uso da eletromiografia de superfície (EMGs) nessas aplicações é fortemente influenciado pela qualidade das informações obtidas desses sinais que por sua vez sofrem influências do meio, majoritariamente, influências da rede elétrica de 60 Hz e seus harmônicos. Desta forma, o objetivo deste trabalho é avaliar os efeitos de diversos métodos de filtragem da interferência de 60 Hz e harmônicas provenientes da rede elétrica, sobre os estimadores eletromiográficos calculados com base em sinais eletromiográficos de superfície. Para isso, um sinal eletromiográfico sintético foi contaminado por diferentes sinais de interferência de 60 Hz, que foram em seguida, filtrados por filtros digitais do tipo FIR, IIR e adaptativos. Foram então calculados, para os sinais originais e para todos os sinais filtrados, os seguintes estimadores: valor quadrático médio (RMS), valor retificado médio (AVR), frequência média (MNF), frequência mediana (MDF) e velocidade de condução (CV). Para os resultados dos estimadores foi calculada a reta de regressão e feita a análise comparativa da influência dos filtros sobre o resultado dos estimadores através da comparação do coeficiente angular dessas retas em relação ao coeficiente angular das retas de controle, sinal sem ruído e com ruído, mas sem filtragem. Os valores obtidos demonstraram que não existe um filtro que possa ser aplicado com iguais resultados para todos os estimadores. Nos sinais com ruído *jitter* os estimadores apresentam inconsistência nos resultados, destacando a interferência do ruído jitter sobre os filtros e sobre os estimadores como

consequência da relação da largura de banda do *jitter* e do corte *notch* dos filtros. Apesar das limitações do estudo, os resultados apresentam potencial para auxiliar pesquisadores na tomada de decisão do uso ou não de filtros em sinais EMGs e, caso positivo, quais apresentam melhores resultados.

Palavras-chaves: eletromiografia de superfície, EMG-S, filtragem rejeita-faixa, interferência sobre estimadores.

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTS OF VARIOUS FILTERING METHODS ON THE ELECTROMYOGRAPHIC ESTIMATORS

Author: Luís Júlio de Gusmão Rocha Pedroso

Advisor: Adson Ferreira da Rocha

Second Advisor: Fabiano Araujo Soares

University of Brasilia (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica)

Brasilia, March 2013

The surface electromyographic signals (EMGs) are being used for clinical diagnosis, control of prosthetic arms or legs and assisting and monitoring the training of professional athletes. The successful use of surface electromyography (EMGs) in these kind of applications is strongly influenced by the quality of the information obtained from these signals that, in turn, suffer from environmental influences, mainly influences from the electrical grid of 60 Hz and its harmonics. Thus, the objective of this study is to evaluate the effects of various methods of filtering interference of 60 Hz and harmonics from the electrical grid, on electromyographic estimators calculated based on surface electromyographic signals. For this, a synthetic electromyographic signal has been contaminated by different 60 Hz interference signals, which were filtered by FIR type digital filters, IIR and adaptive. So, there were calculated for the original signals and for all filtered signals, the following estimators: root mean square (RMS), average rectified value (AVR), mean frequency (MNF), median frequency (MDF) and conduction velocity (CV). For the results of the estimators, we calculated the regression line and a comparative analysis was made of the influence the filters on the results of estimators by comparing the angular coefficient of these lines in relation to the angular coefficients of the lines of control signal, without noise and with noise, but without filtering. The values obtained demonstrate that there is no filter that can be applied with similar results for all estimators. In signals with noise jitter estimators have had inconsistent results, especially the interference noise jitter on the filters and on the estimators as a result of the relationship of jitter bandwidth jitter and notch cut filters. Despite the limitations of the study, the results

have potential to assist researchers in making the decision to use or not of filters in EMGs signals and, if so, which ones show better results.

Keywords: surface electromyography, EMG-S, BandStop filtering, interference with estimators.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Estrutura da dissertação.....	2
2	Fundamentação Teórica.....	3
2.1	ELETROMIOGRAFIA – HISTÓRICO DO USO	3
2.2	A GÊNESE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	4
2.3	APLICAÇÕES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	6
2.4	ESTIMADORES ELETROMIOGRÁFICOS	7
2.5	INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA NO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	8
3	MÉTODOS DE FILTRAGEM DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	12
3.1	ESTUDOS PARA REDUÇÃO DE RUÍDO DA REDE ELÉTRICA EM SINAIS BIOMÉDICOS	12
3.2	FILTROS DIGITAIS.....	15
3.3	Filtros FIR	18
3.4	Filtros IIR	19
3.5	Filtros Adaptativos	19
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
4.1	SINAL DE REFERÊNCIA USADO PARA OS TESTES.....	21
4.1.1	Sinal eletromiográfico sintético sem simulação de fadiga (SF)	21
4.1.2	Sinal eletromiográfico com presença de fadiga (CF)	25
4.2	GERAÇÃO DE SINAIS DE INTERFERÊNCIA DE 60HZ	30
4.2.1	Sinal de 60 hz fixa com harmônicos (CR).....	30
4.2.2	Sinal de 60 Hz com variação lenta da frequência (jitter) dos harmônicos (CJ) ..	31
4.3	Simulação do efeito dos sinais de interferência.....	32
4.4	FILTRAGEM COM DIVERSOS TIPOS DE FILTROS	34
4.4.1	Filtragem com filtro FIR	34
4.4.1.1	Janela Blackman (blackman).....	36
4.4.1.2	Janela Chebyshev (chebwin)	37
4.4.1.3	Janela Hamming (hamming)	39
4.4.1.4	Janela Hanning (hann)	40
4.4.1.5	Janela Kaiser (kaiser).....	41
4.4.1.6	Janela Retangular (rectwin).....	43
4.4.1.7	Janela Triangular (triang)	44

4.4.2	Filtragem com filtro IIR	45
4.4.2.1	Janela Chebyshev tipo I.....	46
4.4.2.2	Janela Chebyshev tipo II	47
4.4.2.3	Janela Butterworth.....	49
4.4.2.4	Janela Elliptic	50
4.4.3	Filtragem com filtro adaptativo.....	51
4.4.4	Tabelas do percentual de erros dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores.	53
4.4.4.1	Análise do erro porcentual dos coeficientes angulares para sinais SFCR... ..	53
4.4.4.2	Análise do erro porcentual dos coeficientes angulares para sinais SFCJ.... ..	54
4.4.4.3	Análise do erro porcentual dos coeficientes angulares para sinais CFCR. . ..	55
4.4.4.4	Análise do erro porcentual dos coeficientes angulares para sinais CFCJ.	56
4.4.5	Análise do filtro Adaptativo para interferências simples de 60Hz, sem harmônicas.	56
5	CONCLUSÃO	59
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62

ÍNDECE DE TABELAS

Tabela 4.1 - Valor médio dos 5 estimadores	25
Tabela 4.2 – Coeficiente angular das retas de regressão dos estimadores para os sinais sem ruído.....	30
Tabela 4.3 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Blackman.....	37
Tabela 4.4 -Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Chebwin	38
Tabela 4.5 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Hamming.....	39
Tabela 4.6 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Hann	41
Tabela 4.7 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Kaiser	42
Tabela 4.8 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Rectwin	44
Tabela 4.10 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Triang	45
Tabela 4.11 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Chebyshev Type I	47
Tabela 4.12 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Chebyshev Type II.....	48
Tabela 4.13 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Butterworth	50
Tabela 4.14 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Elliptic.....	51
Tabela 4.15 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro Adaptativo.....	52
Tabela 4.16 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga (sintético) com ruído sem <i>jitter</i> (SFCR) de 60Hz e harmônicos.	53
Tabela 4.17 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga (sintético) com ruído com <i>jitter</i> (SFCJ) de 60Hz e harmônicos.	54
Tabela 4.18 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga (natural) com ruído sem <i>jitter</i> (CFCR)) de 60Hz e harmônicos.	55
Tabela 4.19 – Percentual de erro dos coeficientes angular das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga (sintético) com ruído com <i>jitter</i> (CFCJ) de 60Hz e harmônicos.	56

Tabela 4.20 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga (sintético) com ruído sem *jitter* (SFCR)) de 60Hz... 57

Tabela 4.21 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga (sintético) com ruído com *jitter* (SFCJ)) de 60Hz.... 57

Tabela 4.22 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga (natural) com ruído sem *jitter* (CFCR)) de 60Hz. ... 58

Tabela 4.23 – Percentual de erro dos coeficientes angular das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga (sintético) com ruído com *jitter* (CFCJ) de 60Hz. 58

ÍNDECE DE FIGURAS

Figura 2.1- Processo de propagação da MUAP gerada nas fibras musculares e sua propagação partindo da zona de inervação em direção aos tendões. E a formação do sinal capturado pelo amplificador diferencial colocado na superfície da pele (Merletti, Parker, 2004).....	6
Figura 2.2 – Processo de captação de sinais EMG e EMGs, mostrando a indução capacitiva do campo elétrico da linha de força sobre a pele e eletrodos e a indução magnética da linha de força sobre o laço fechado formado pelo equipamento de captação, fios das conexões e corpo do paciente. (Webster, 1984, modificada).....	11
Figura 3.1 – Delimitadores das curvas do filtro passa-baixa (rejeita-alta).....	16
Figura 3.2 – Delimitadores das curvas do filtro passa-alta (rejeita-baixa).....	16
Figura 3.3 – Delimitadores das curvas do filtro passa-faixa.	17
Figura 3.4 – Delimitadores das curvas do filtro rejeita-faixa.	17
Figura 3.5 – Delimitadores das curvas do filtro <i>notch</i>	18
Figura 4.1 – Trechos dos sinais eletromiográficos sintéticos sem fadiga e sem presença de ruído. Os sinais correspondem aos canais 5(a), 6 (b) e 7 (c) da simulação. É possível observar que os sinais usados são sinais propagantes.	22
Figura 4.2 – Espectro de frequência dos sinais eletromiográficos sintéticos sem fadiga e sem presença de ruído. Os sinais correspondem aos canais 5 (a), 6 (b) e 7 (c) da simulação	23
Figura 4.3 – Gráfico do estimador ARV (a), RMS (b), MNF (c), MDF (d) do sinal sintético sem fadiga e sem presença de ruído, calculado com base no sinal do canal 5.....	24
Figura 4.4 - Gráfico do estimador CV do sinal sintético sem fadiga e sem presença de ruído, calculado com base nos sinais dos canais 5, 6 e 7.	24
Figura 4.5 - Trechos dos sinais eletromiográficos reais com presença de fadiga e sem presença ruído, descritos na seção 4.1.2. Os sinais correspondem aos canais 5(a), 6 (b) e 7 (c) de um sistema com 7 canais.....	26
Figura 4.6 – Trechos do espectro de frequência dos sinais eletromiográficos reais com presença de fadiga e sem presença de ruído. Os sinais correspondem aos canais 5 (a), 6 (b) e 7 (c) de um sistema com 7 canais.	27
Figuras 4.7 - Estimador ARV(a), RMS (b), MDF (c) e MNF (d) do sinal real com fadiga e sem presença de ruído, do canal 5, em função do tempo.	28
Figuras 4.8 - Estimador CV do conjunto formado pelos canais 5, 6 e 7.....	28
Figuras 4.9 – Reta de regressão dos estimadores ARV (a), RMS (b), MNF (c), MDF (d) e CV (e) do sinal real com fadiga e sem presença de ruído.	29
Figura 4.10 – Espectro do ruído fixo de 60 Hz e harmônicas (a) e do sinal real (com fadiga) contaminado pelo ruído (b).....	31
Figura 4.11 – Espectro do ruído de 60 Hz com <i>jitter</i> e harmônicas (a) e do sinal real (com fadiga) contaminado pelo ruído (b).	32
Figura 4.12 – Ferramenta do MatLab “fdatool” para projetar e analisar filtros FIR e IIR..	34

Figura 4.13 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Blackman.	36
Figura 4.14 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Blackman.	36
Figura 4.15 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Blackman.	37
Figura 4.16 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Chebyshev.	37
Figura 4.17 – Reta de regressão do MDF para Sinal SFCJ com 0,3 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev.....	38
Figura 4.18 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev.....	38
Figura 4.19 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Hamming.	39
Figura 4.20 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hamming.....	39
Figura 4.21 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hamming	39
Figura 4.22 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Hanning.40	
Figura 4.23 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hanning.....	40
Figura 4.24 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hanning.....	41
Figura 4.25 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Kaiser... 41	
Figura 4.26 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Kaiser.	42
Figura 4.27 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Kaiser.....	42
Figura 4.28 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Retangular.	43
Figura 4.29 – Reta de regressão do MNF para Sinal CFCJ com 0,5 mV de ruído do filtro de janela Retangular.....	43
Figura 4.30 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Retangular.....	43
Figura 4.31 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Triangular.	44
Figura 4.32 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,5 mV de ruído do filtro de janela Triangular.....	44
Figura 4.33 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Triangular.	45

Figura 4.34 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Chebyshev Tipo I.	46
Figura 4.35 – Reta de regressão do RMS para Sinal SFCJ com 0,5 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo I.	46
Figura 4.36 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo I.	47
Figura 4.37 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Chebyshev Tipo II.	47
Figura 4.38 – Reta de regressão do MNF para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo II.	48
Figura 4.39 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo II.	48
Figura 4.40 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Butterworth.	49
Figura 4.41 – Reta de regressão do MDF para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Butterworth.	49
Figura 4.42 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Butterworth.	49
Figura 4.43 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Elliptic.	50
Figura 4.44 – Reta de regressão do MNF para Sinal CFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Elliptic.	50
Figura 4.45 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Elliptic.	51
Figura 4.46 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído.	52
Figura 4.47 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído.	52
Figura 4.48 – Espectros do sinal ENGs SFCR e SFCJ após filtragem Butterworth.	55

ÍNDECE DE QUADROS

Quadro 4.1 – Cálculo dos estimadores RMS, ARV, MDF, MNF.....	33
Quadro 4.2 – Cálculo do estimador CV.....	33
Quadro 4.3 – Função filtro FIR janela Butterworth obtida com a ferramenta “fdatool”. ...	35

LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

ARV: Average rectified value (valor retificado médio)

CF: sinal eletromiográfico com presença de fadiga

CFCJ: sinal com fadiga com ruído com jitter

CFCR: sinal com fadiga com ruído básico

CJ: sinal de 60 Hz com variação lenta de frequência (*jitter*) dos harmônicos

CR: sinal de 60 Hz fixa com harmônicos

CV: Conduction velocity (velocidade de condução)

EMG-S: Sinais eletromiográficos de superfície

Fc: frequência fundamental de corte dos filtros

FIR: Finite Impulse Response (filtro de resposta finita ao impulso)

Hz Hertz

IIR: Infinite Impulse Response (filtro de resposta infinita ao impulso)

MDF: Median frequency (frequência mediana)

MNF: Mean frequency (frequência média)

MUAP: Motor unit action potential (potencial de ação de unidade motora)

mV: milivolts

RMS: Root Mean Square (valor quadrático médio)

SF: sinal eletromiográfico sintético sem simulação de fadiga

SFCJ: sinal sem fadiga com ruído com jitter

SFCR: sinal sem fadiga com ruído básico

1 INTRODUÇÃO

Os sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) têm se tornado cada vez mais, nas últimas décadas, uma importante ferramenta em estudos de biomecânica e em estudos do comportamento dos músculos em seres humanos. Novas técnicas de aquisição e de processamento têm aumentado a capacidade de uso desses sinais para o estudo, entre outros temas, dos padrões de ativação muscular, da fadiga muscular e da anatomia do músculo (DE LUCA, 1997).

Uma das etapas no uso dos EMG-S é a aquisição dos sinais durante atividades musculares. Entretanto, os pesquisadores que fazem uso desses sinais encontram, muito comumente, um problema: em muitos casos, ocorre a contaminação dos EMG-S por interferência vinda da rede elétrica. Em geral, essa interferência é de natureza senoidal, com a frequência, no caso do Brasil, de 60 Hz. Em alguns casos, observam-se também frequências múltiplas de 60 Hz (120 Hz, 180 Hz, 240 Hz etc.), que correspondem aos harmônicos do sinal fundamental de 60 Hz.

Quando ocorre essa interferência de 60 Hz, o que se recomenda é que o pesquisador procure melhorar o processo de captação, de forma a minimizar essa interferência. Para isso, ele pode verificar as conexões dos cabos e eletrodos, fazer uma melhor limpeza da pele, desligar máquinas ou equipamentos na proximidade do experimento e usar técnicas de blindagem, entre outras possibilidades. Entretanto, nem sempre se consegue eliminar totalmente essa interferência.

Nos casos em que os sinais foram afetados por interferência da rede elétrica, a única opção possível é a redução desta interferência por meio de filtros digitais. Entretanto, muitos pesquisadores de renome recomendam que esses filtros sejam usados com parcimônia, e apenas para casos em que a quantidade de interferência é pequena. A razão dessa recomendação é que a redução não é perfeita. E, mais importante, o filtro digital também afeta o próprio EMG-S original, afetando os resultados da pesquisa.

O objetivo desta pesquisa é estudar, de forma quantitativa a eficiência e os efeitos de diversos filtros digitais sobre os sinais eletromiográficos, com atenção particular para esses

efeitos sobre algumas das variáveis eletromiográficas mais utilizadas nas pesquisas que utilizam EMG-S: valor retificado médio (ARV), raiz quadrada do valor médio quadrático (RMS) frequência de potência mediana (FMD), frequência de potência média (FPM), velocidade de condução (VC). Será também estudado o efeito dos filtros sobre a inclinação das retas de regressão linear utilizadas para se sintetizar o comportamento dessas variáveis.

1.1 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O trabalho foi estruturado em 5 capítulos contando-se com esta introdução. No capítulo 2 temos a fundamentação teórica dos aspectos relacionados ao sinal eletromiográfico, estimadores aplicados e interferências elétricas sobre o sinal. O capítulo 3 abrange os métodos de filtragem focados neste trabalho. Que são aplicados para filtrar os sinais contaminados com diversos tipos e amplitudes de ruídos, após o qual são geradas tabelas comparativas com os ângulos das retas de regressão dos estimadores aplicados, a análise e validação dos resultados dos testes experimentais são apresentadas no capítulo 4. No capítulo 5 é apresentada a conclusão dessa análise.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ELETROMIOGRAFIA – HISTÓRICO DO USO

O interesse na relação entre músculos e eletricidade se iniciou desde o renascimento, e o tema teve avanço significativo com os experimentos realizados por Francesco Redi, Luigi Galvani e Alessandro Volta nos séculos XVII e XVIII, que enfocavam as relações entre o funcionamento do músculo e a eletricidade.

O primeiro cientista a estudar a eletromiografia foi Hans Piper, tendo, em 1912, utilizado eletrodos metálicos de superfície e um galvanômetro para observar os sinais eletromiográficos. Piper cunhou o termo “eletromiograma”. Os sinais observados por Piper apresentavam um aumento progressivo no período de suas oscilações durante atividades musculares do tipo isométricas (MERLETTI, PARKER, 2004).

Os sinais eletromiográficos foram observados pela primeira vez na tela de um osciloscópio em 1924, num experimento realizado por Gasser e Erlanger. Nas décadas seguintes, com a evolução tecnológica dos equipamentos eletromiográficos, houve crescimento das áreas de aplicação dos sinais eletromiográficos envolvendo as áreas da musculatura humana e análise de movimento, estudo de patologias e um avanço no entendimento da fisiologia muscular envolvendo parâmetros de fadiga, mialgias e disfunções (VENEZIANO, 2006)

Durante as décadas de 40 e 50, os pesquisadores Inman, Price, Floyd, George Whatmore entre outros e suas equipes foram responsáveis por inúmeras pesquisas com sinais eletromiográficos que envolveram desde análise de movimentos do sistema músculo-esquelético, formações de padrões de ativação até estudo de distúrbios emocionais e funcionais, entre outros. Durante os anos 60, a técnica de “*biofeedback*” despontou contando com os estudos de Basmajian (considerado o pai da EMGs) graças aos seus estudos focados nas unidades motoras. Mais tarde Elmer Green utilizou pela primeira vez EMGs para “*biofeedback*” baseando-se e implementando os estudos feitos por Basmajian (CRAM e KASMAN, 2011).

Descrições históricas mais detalhadas sobre a eletromiografia e a eletromiografia de

superfície podem ser encontradas em (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985).

2.2 A GÊNESE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Os sinais elétricos denominados biopotenciais são gerados nas membranas das células que compõem os diversos órgãos que constituem o corpo humano. Esses sinais podem fornecer informações importantes sobre o funcionamento desses órgãos. Alguns dos sinais mais conhecidos são o sinal eletromiográfico (ou eletromiograma) relacionado ao sistema músculo-esquelético, o sinal eletrocardiográfico (ou eletrocardiograma) relacionado ao coração, o sinal eletroencefalográfico (ou eletroencefalograma) relacionado ao cérebro, e o eletro-oculograma relacionado ao sistema motor dos olhos (CLANCY et al, 2002).

O elemento fundamental do sistema motor do ser humano é composto por um conjunto denominado Unidade Motora (MU). As Unidades Motoras são constituídas pelos conjuntos α -motoneurônios na medula espinhal (corpo celular e dendritos de um neurônio motor) e as fibras musculares inervadas pelos seus axônios por meio das placas motoras terminais. Os comandos provenientes do cérebro são encaminhados para as unidades motoras através do córtex motor primário via trato corticoespinhal.

A atividade muscular é resultante do funcionamento das unidades motoras. Os motoneurônios enviam comandos elétricos para as fibras musculares através dos axônios, que irão gerar uma onda de despolarização partindo das placas motoras (pontos de inervação) e se propagando até aos tendões (extremidades dos músculos e ponto de união entre o músculo e o esqueleto). Essa onda apresenta um espectro de frequência, com uma largura de banda tipicamente de 2 a 500 Hz com uma amplitude típica de milivolts para eletromiografia invasiva e de microvolts para eletromiografia de superfície (VENEZIANO, 2006).

O ser humano possui um número de Unidades Motoras que pode variar entre 100~1000 unidades, dependendo do músculo enervado. Essas Unidades Motoras têm capacidade de gerar força que pode variar em 100 ou mais vezes o vigor da contração muscular. O número de unidades motoras recrutadas e a frequência de suas descargas (que constituem os potenciais de ação) é que vão determinar o perfil da atividade elétrica dos músculos. A

membrana da fibra muscular esquelética é o centro dos fenômenos bioelétricos que constituem os sinais eletromiográficos. As características elétricas de tempo e amplitude desses sinais são consequência do comportamento dos canais iônicos da camada externa da membrana da fibra muscular, o sarcolema. Isso se aplica ao início, propagação e extinção dos potenciais de ação (GARCÍA et al, 2005; PIMENTA, 2010).

Em termos fisiológicos, todas as fibras musculares que constituem uma unidade motora são ativadas simultaneamente pelo seu α -motoneurônio através do conjunto, axônio e placas motoras terminais. Nesse instante é gerado um potencial de ação da unidade motora (MUAP) que pode ser detectada por eletrodos tipo agulha inseridos no músculo em contração. O tipo de eletrodo utilizado vai definir o número de fibras da Unidade motora que terá seus potenciais de ação: eletrodos de fibra única captam potenciais de ação de um pequeno número de fibras (1 a 3), eletrodos concêntricos captam potenciais de ação de um número moderado de fibras (15 a 20) e eletrodos monopolares captam potenciais de ação da grande maioria das fibras musculares pertencentes a unidade motora (MERLETTI, PARKER, 2004).

A gravação da atividade elétrica de um músculo por meio das técnicas de gravação intramuscular (técnica invasiva) permite analisar a fisiologia da unidade motora e detectar patologias no músculo. Vários grupos de pesquisa têm empreendido esforços significativos para tornar os sinais eletromiográficos de superfície tão úteis quanto os sinais medidos por métodos invasivos. Os sinais eletromiográficos de superfície são medidos na pele do sujeito e portanto, distante do local onde o sinal foi gerado. Com a distância, o volume condutor representado por diversas partes do corpo humano causa atenuação e distorção no sinal, fazendo com que ele tenha amplitude bem menor, seja distorcido, e seja o resultado de várias unidades motoras em vez de uma. Entretanto, os sinais eletromiográficos de superfície são medidos de forma não-invasiva e indolor, sendo, por isso, mais convenientes para o uso. Assim, esforços têm sido empreendidos para tornar efetiva a eletromiografia de superfície em diversas aplicações, entre as quais aquelas em que se usa o sinal eletromiográfico para se monitorar a ativação de músculos, a ocorrência de fadiga muscular e características anatômicas do músculo. Arranjos modernos de eletrodos de superfície têm permitido a evolução do uso de sinais eletromiográficos de superfície, permitindo novas aplicações como a medida da velocidade de condução média do potencial de ação das unidades motoras e a localização das zonas de inervação do músculo

e das zonas de tensão (MERLETTI e PARKER, 2004).

Os sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) são sinais coletados por meio de eletrodos colocados na superfície da pele e são constituídos por uma soma de potenciais de ação provenientes de unidades motoras vizinhas do local de captação, que sofrem distorções e atenuações que dependem da distância da MUAP ao local de captação (MARCHETTI e DUARTE, 2006; TALEBINEJAD et al, 2009).

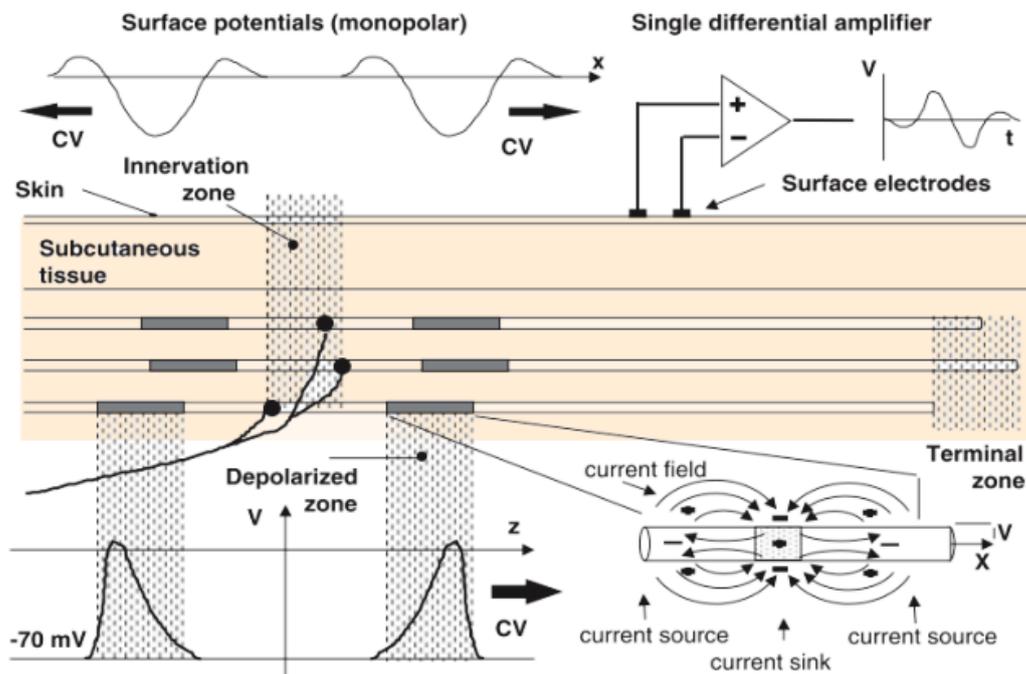


Figura 2.1- Processo de propagação da MUAP gerada nas fibras musculares e sua propagação partindo da zona de inervação em direção aos tendões. E a formação do sinal capturado pelo amplificador diferencial colocado na superfície da pele (Merletti, Parker, 2004).

2.3 APLICAÇÕES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

A Eletromiografia, e mais especificamente a Eletromiografia de Superfície (EMGs), por apresentar procedimentos de detecção mais simples e a não necessidade da presença de um médico, tem sido utilizada com destaque pela sua praticidade em estudos do sistema musculoesquelético. Também, por sua característica não invasiva tem ainda se mostrado adequada na aplicação em sistemas de controle de próteses dos membros superiores e inferiores, biomecânica e análise do movimento, ergonomia, ciências esportivas, diagnósticos em proctologia e ginecologia (CLANCY et al, 2002).

2.4 ESTIMADORES ELETROMIOGRÁFICOS

Em várias das aplicações dos sinais eletromiográficos, os sinais são captados e são processados, de forma a gerarem estimadores que possam ser usados na avaliação do comportamento do músculo. Em particular, em estudos relacionados à fadiga muscular é muito comum o uso das seguintes variáveis eletromiográficas: MNF, MDF, ARF, RMS e VC. Essas variáveis são discutidas a seguir.

Os dois estimadores mais utilizados para quantificar a intensidade do deslocamento espectral do sinal eletromiográfico são a Frequência Média (MNF – na língua inglesa, *Mean Frequency*) e a Frequência Mediana (MDF – *Median Frequency*). Em geral, o pesquisador escolhe um desses estimadores, mas, em alguns trabalhos, ambos são utilizados em conjunto, já que ambos têm vantagens e desvantagens – a MDF é menos sensível ao ruído e a MNF é mais sensível à fadiga e possui um desvio padrão menor (FERREIRA et al, 2010). As expressões para os estimadores são apresentadas nas equações (2.1) e (2.2) (FARINA, MERLETTI, 2000).

$$MNF = \frac{\sum_{i=1}^{fs/2} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{fs/2} P_i} \quad (2.1)$$

$$MDF = \sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (2.2)$$

sendo:

f_s – frequência de amostragem

f_i – frequência de ordem i

P_i – potência de ordem i

M – mais alta harmônica considerada

f_{med} - frequência mediana

Também é muito comum o uso de variáveis que são usadas como estimadores da amplitude do sinal eletromiográfico. As variáveis mais comumente usadas são o Valor

Médio Retificado (*ARV – Average Rectified Value*) e o Valor Quadrático Médio (*RMS – Root Mean Square*) (FERREIRA et al 2010; SOARES, 2007). As equações (2.3) e (2.4) mostram, respectivamente, as expressões usadas para o cálculo dessas variáveis (FARINA, MERLETTI, 2000).

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i| \quad (2.3)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i|^2} \quad (2.4)$$

sendo:

Y_i – amostras do sinal

N – número de amostras na época

O estimador utilizado para analisar casos de fadiga muscular é a velocidade de condução (CV). A velocidade de condução é a velocidade de propagação do pulso de despolarização deslocando-se ao longo da fibra muscular, essa velocidade pode variar entre as fibras dependendo de seu diâmetro e comprimento e apresentar valores típicos entre 3 m/s e 5 m/s com uma média de 4 m/s.

O algoritmo utilizado para o cálculo da velocidade de condução foi fornecido por Soares (2007), e se baseia no conceito da máxima verossimilhança, sendo uma modificação de um algoritmo desenvolvido por Farina (2001), que se basearam em outro algoritmo desenvolvido por McGill (1984). O algoritmo foi desenvolvido para indicar a velocidade média entre dois canais. Para mais detalhes deve ser consultado o trabalho de Soares (2007).

2.5 INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA NO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Em muitos casos, registros de sinais de biopotenciais, como o eletromiograma, o eletroencefalograma e o eletrocardiograma, apresentam alterações causadas por fatores como interferência induzida pela rede elétrica, potenciais de meia-célula e movimentação dos sensores.

Com relação à interferência oriunda da rede elétrica, o sinal contaminante, com frequência aproximada de 60 Hz, pode ser excessivamente intenso, podendo provocar erros nos estimadores eletromiográficos, causando erros na interpretação dos dados e erros de diagnóstico. Desse modo, torna-se necessário, além das medidas preventivas no momento da coleta dos sinais, a aplicação de um pré-processamento do sinal para a remoção dos sinais de interferência.

O ruído ou interferência de 60 Hz é normalmente definido como sendo um sinal indesejável, que se soma ao sinal medido. Em muitos casos, essa interferência pode causar grandes erros na análise de experimentos (VASEGHI, 2000). O ruído pode ter origem intrínseca ou extrínseca; ele sobrepõe-se ao sinal útil e pode mascarar a informação desejada. Em termos da eletromiografia, o sinal de 50/60 Hz, oriundo das linhas de força é um exemplo de ruído extrínseco e a quantidade de tecido entre os músculos e a superfície da pele onde se encontram os eletrodos, que afeta o sinal medido funcionando como um filtro espacial do sinal é um exemplo de ruído intrínseco (VASILESCU, 2005; DE LUCA, 1997).

As linhas do sistema de força AC de 127 V ou 220 V são responsáveis por distribuir a energia na faixa de 50/60 Hz, mas também distribuem os seus harmônicos e outros ruídos resultantes de comutações de diversas origens (motores, lâmpadas com reatores eletrônicos, "no break", aparelhos de telecomunicações) que se encontram ligados a esse sistema de alimentação. Temos ainda de considerar que essas linhas de força também fazem o papel de antenas captadoras de todo tipo de ondas eletromagnéticas e sua redistribuição pelo sistema (VASILESCU, 2005; CLANCY et al, 2002).

A maneira como ruído de natureza magnética é induzido no sistema de medição pode ocorrer por meio de campo magnético ou elétrico. No caso da indução magnética, um laço (N) se forma a partir dos condutores que conectam o paciente ao amplificador. Quando um campo magnético variável no tempo $\left(\frac{d\phi}{dt}\right)$ passa através do laço, uma tensão $e = N \frac{d\phi}{dt}$ é induzida na mesma. Para minimizar esse efeito diminui-se e isola-se o laço dos campos magnéticos para diminuir a indução.

Já no caso do campo elétrico, que é a forma predominante na interferência proveniente da rede elétrica, o efeito de indução de ruído é consequência da capacitância entre a linha de força e os eletrodos, que induz uma corrente de deslocamento nas derivações e no corpo do paciente. O acoplamento capacitivo, entre as linhas de força e os condutores dos eletrodos, através do campo elétrico, induzem uma corrente que flui através da pele criando uma tensão de ruído na frequência de 60 Hz que interfere nos circuitos amplificadores do sinal eletromiográfico de superfície. Uma das formas de se minimizar esse tipo de interferência é tornar a distância entre os fios que conectam o paciente ao amplificador a menor possível, de forma que as interferências induzidas nos dois fios captadores sejam aproximadamente iguais; então, utiliza-se um amplificador diferencial com alta razão de rejeição de modo comum (CMMR – *Common Mode Rejection Ratio*), de forma que a operação de diferença realizada pelo amplificador minimize a interferência. Outra forma de se diminuir a interferência é o uso de blindagem nos cabos, com o aterramento da blindagem. Também, fazer uma boa preparação da pele pode ajudar, pois diminui a impedância, melhorando a qualidade da medida; a razão da melhoria é que a diferença de impedância entre os cabos pode, em alguns casos, transformar sinais de modo comum em sinais de modo diferencial, prejudicando a ação do amplificador diferencial. Outro método muito utilizado é o do circuito da perna direita (*driven right leg*). Nesse circuito, os potenciais de dois ou mais eletrodos são medidos, e um circuito resistivo é utilizado para se obter a média entre esses potenciais, que corresponderá à diferença entre o sinal de modo comum e o potencial de referência do amplificador. Esses sinais são amplificados, e multiplicados e invertidos, e são injetados no paciente, formando, assim, um laço de realimentação negativa, que injeta ou retira cargas do paciente, trazendo o potencial do mesmo para um valor próximo do potencial de referência do amplificador diferencial, melhorando, assim a qualidade da medida.

A figura 2.2 ilustra o processo de captação de sinais, mostrando, também, a indução de interferência de 60 Hz.

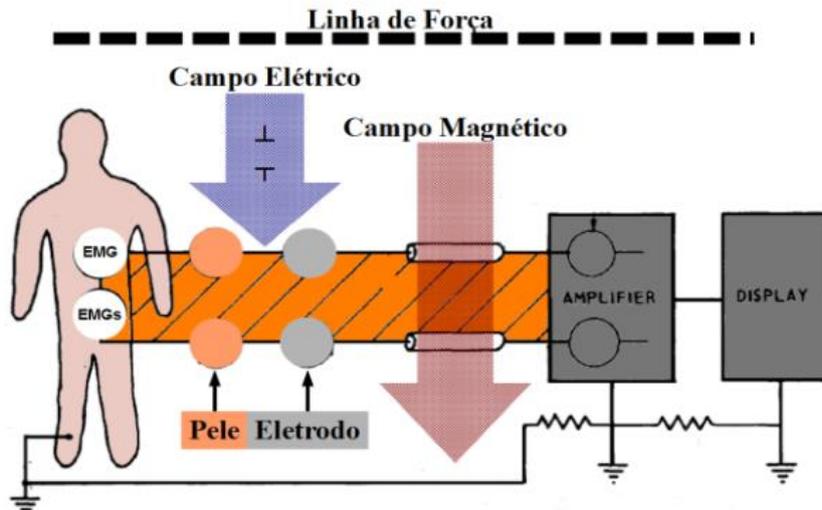


Figura 2.2 – Processo de captação de sinais EMG e EMGs, mostrando a indução capacitiva do campo elétrico da linha de força sobre a pele e eletrodos e a indução magnética da linha de força sobre o laço fechado formado pelo equipamento de captação, fios das conexões e corpo do paciente. (Webster, 1984, modificada).

Devido aos fatores explicitados anteriormente, é, muitas vezes, difícil obter sinais eletromiográficos de qualidade porque os sinais eletromiográficos, assim como os outros sinais de origem biológica, possuem baixa amplitude, tipicamente na grandeza de μV , sendo muito facilmente alterados por influências de origem elétrica ou magnética das linhas de força nos ambientes de medição, especialmente em ambientes hospitalares urbanos (MEWETT et al, 2001; CLANCY et al, 2002).

Em geral, quando há interferência de 60 Hz, o mais recomendável é procurar minimizar a sua interferência e captura junto com os sinais de biopotencial, usando-se os métodos descritos. Entretanto, em muitos casos, não é possível se eliminar totalmente o ruído, e, nesses casos, a única opção pode ser o uso de filtros digitais.

Pesquisadores experientes mencionam que o uso de filtros digitais deve ser evitado tanto quando possível, pois causam alterações nos sinais eletromiográficos, podendo influenciar os resultados da pesquisa. Mencionam que é possível usar filtragem quando o sinal de interferência é de pequena amplitude em relação ao sinal eletromiográfico. O objetivo de presente trabalho é avaliar quantitativamente o quanto os filtros causam problemas no sistema.

3 MÉTODOS DE FILTRAGEM DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

3.1 ESTUDOS PARA REDUÇÃO DE RUÍDO DA REDE ELÉTRICA EM SINAIS BIOMÉDICOS

Sinais biomédicos sempre são corrompidos, em diferentes níveis, por ruído e interferências no decurso da sua aquisição e armazenamento. Um dos principais problemas no processamento de dados biomédicos é a separação do sinal bioelétrico desejado (ECG, EMG, EEG, EOG) do ruído e da interferência.

Algumas das principais fontes de ruído estão associadas à natureza dos próprios componentes eletrônicos. Resistores e condutores geram ruído branco devido à componente aleatória do movimento dos elétrons no material. Semicondutores também apresentam componentes aleatórias de elétrons e lacunas. Além disso, conexões entre os componentes podem também gerar componentes significativas de ruído. Para minimizar esses tipos de ruídos são usadas diferentes técnicas, que incluem a escolha cuidadosa dos componentes eletrônicos e o projeto cuidadoso dos circuitos. Entre as ações empreendidas para se minimizar o ruído, algumas são descritas a seguir. Os ganhos dos estágios amplificadores são escolhidos de forma a minimizar o ruído, os componentes eletrônicos são escolhidos de forma criteriosa, e a banda passante do circuito é limitada ao essencial. Discussões detalhadas sobre ruído eletrônico e sobre as estratégias para minimizá-lo podem ser encontradas em SEDRA e SMITH (2007).

Os demais sinais de interferência possuem origens mais diversas, tais como, incluindo indução eletromagnética das fontes de energia e fontes de radiofrequência, ruídos provenientes do contato eletrodo pele e artefatos de movimento.

Outra fonte de imperfeição no sinal é a interferência elétrica e magnética. Nesta modalidade, sinais de outras fontes são induzidos no circuito, e se adicionam ao sinal fisiológico que está sendo medido. Essa interferência pode ocorrer por indução por campo elétrico ou por campo magnético. A fonte mais comum de interferência é o sinal senoidal de 50 ou 60 Hz usado na rede elétrica, que induz interferência nessa frequência, e nas frequências dos harmônicos. Outras fontes de interferência podem ser máquinas elétricas,

sistemas de comunicação e aparelhos elétricos e eletrônicos diversos.

Para se minimizar a interferência de campos elétricos, podem ser realizadas várias ações, tais como: a blindagem de cabos e de circuitos por materiais condutores ligados à terra ou a um potencial de referência; o uso de amplificadores diferenciais com alta razão de rejeição de modo comum, para redução de interferência de modo comum; o uso de cabos com mesmo comprimento e com posicionamento próximo um do outro; o uso do circuito da perna direita (*driven right leg*) e o aterramento adequado da rede elétrica.

A minimização da interferência de natureza magnética é mais difícil, já que é muito mais difícil a filtragem desse tipo de campo. Uma das ações que podem ajudar na minimização desse tipo de campo é a diminuição da área entre os cabos que conectam os eletrodos usados na captação de biopotenciais aos equipamentos de amplificação. Isso é feito, em geral, trançando-se e encurtando-se os fios o máximo possível. Assim, tipicamente os fios de captação em geral são trançados, para minimização de interferência magnética, e blindados, para minimização da corrente elétrica. Outra ação importante é se evitar o posicionamento do paciente e do aparelho em ambientes com forte atividade magnética.

O objetivo do presente trabalho é estudar apenas um desses tipos de interferência: a interferência de 50 ou 60 Hz advinda da rede elétrica. No caso do Brasil, a frequência dessa interferência é sempre de 60 Hz.

Em geral, recomenda-se que a pessoa responsável pela medição dos biopotenciais procure captar um sinal que seja o mais livre possível de interferência da rede elétrica. No caso dos sinais de Eletromiografia, foco do presente trabalho, essa interferência pode causar erros nas medidas realizadas, e deve ser evitada a todo custo. Mas, em muitos casos, mesmo com todo o esforço do responsável pela medida, é comum que não se consiga evitar totalmente essa interferência. E, nesse caso, pode ser que o último recurso disponível seja a filtragem digital desse sinal.

Especialistas recomendam que filtros digitais sejam usados com muita parcimônia, já que podem causar distorções no sinal, que podem ser acompanhadas por erros na análise Merletti (2004). Entretanto, o único trabalho que encontramos em que se procura quantificar o erro causado pelo uso de filtros foi o artigo de Mewett et al. (2001). No

presente trabalho, fazemos uma análise dos erros causados pelo uso de diversos tipos de filtros digitais, fazendo análises diferentes das apresentadas no referido trabalho. No restante da presente seção, apresentamos uma revisão bibliográfica de trabalhos relacionados a esse tema.

Entre as várias pesquisas para obtenção sem interferência de sinais biomédicos, as técnicas de filtragem dos ruídos provenientes da rede elétrica têm ocupado lugar de destaque na eletrocardiografia e na eletromiografia. A busca de uma filtragem ideal de sinais digitalizados, para redução do ruído com mínima alteração das características dos sinais desejados, tem demonstrado a superioridade dos filtros IIR, em diversas configurações e adaptações, sobre os filtros FIR (BENSADOUN, et al 1995; HAMILTON, 1996; LIN, et al 1998; ORTOLAN, et al 2003; SHULTSEVA, HAUER, 2008; CHANG, et al 2010 ; ZEINALI, et al 2012; PANDA, PATI, 2012; KAVYA, THULASIBAI, 2012). Estudos mais recentes apontam para filtros de Kalman como alternativas mais viáveis e não-dependentes de sinais de ruído detalhados (SANEI, et al 2012).

Com relação aos sinais eletromiográficos de superfície, os trabalhos têm avançado paralelamente com estudos comparativos entre filtros FIR e IIR, filtros adaptativos e procedimentos de interpolação de espectro. No trabalho de MEWETT et al (2001), investigou-se a eficácia de enfoques envolvendo técnicas de regressão e subtração e de interpolação de espectro. Esse estudo concluiu que o enfoque embasado em “regressão-subtração” parece ser mais promissor, mas não funciona bem, em alguns casos, com dados experimentais. O trabalho sugere que a causa mais provável é que a comparação com senóides puras, usada no método, não reduz, em alguns casos, a frequência fundamental e as harmônicas. O trabalho estudou também o desempenho do método embasado em interpolação do espectro. Esse método não é um método ideal, por não fazer distinção entre interferências periódicas e não periódicas, e o seu efeito resultante é o de um filtro de entalhe não linear que atenua o ruído em vez de removê-lo. Os resultados do trabalho indicam que o método não causa distorção de fase, e que pode vir a ser promissor em casos em que a gravação do sinal seja feita com baixo nível de ruído.

Estudos feitos com o filtro Laguerre por Malboubi, et al (2010) e Malboubi, Razzazi, (2010), consideraram a estabilidade em relação aos filtros IIR e sua baixa complexidade em relação aos filtros FIR, onde implementaram um filtro adaptativo Laguerre com uma

estratégia *fuzzy* para alterar dinamicamente o tamanho do passo e aumentando a eficiência do filtro, conseguiram nesse conjunto de trabalhos aumentar a relação sinal ruído (SNR) do sinal em 10 dB e eliminar eficientemente o ruído sem utilização de informação da linha de alimentação aliada a uma baixa carga computacional, “*Matching Pursuit*” (MP) utilizando “*Cosine Packet Matching Pursuit*” (CPMP) e “*Wavelet Packet Matching Pursuit*” (WPMP) (AKBAXRY, RABBANI, 2010) aplicando CPMP os componentes que são funções de cosseno são removidas, apresentando bons resultados sendo também útil para interferências que apresentem forma de cosseno. No segundo método, WPMP, interferência de ECG são removidas, podendo também ser aplicado a sinais poluídos por sinais de ECG.

3.2 FILTROS DIGITAIS

Esta seção apresenta uma breve discussão sobre filtros analógicos e digitais. Como a teoria de filtros analógicos e digitais é um tópico padrão e consolidado nos cursos de Engenharia Elétrica, o objetivo aqui não é apresentar uma teoria abrangente, e, sim, apresentar elementos básicos, contextualizando a discussão. Tratamentos mais detalhados podem ser encontrados em diversas referências (DINIZ et al, 2004; HAYKIN, VEEN, 2001).

Os dispositivos denominados filtros, que podem ser implementados tanto por *hardware* (analógicos e digitais) quanto no *software* (digitais), podem assumir duas funções básicas: restauração, quando assumem a função de corrigir ou reparar um sinal que sofreu distorção; separação, quando assume a função de limpar um sinal contaminado com alguma forma de ruído.

No processo de separação, o filtro ideal apresenta ganho unitário na faixa de frequência que se deseja deixar passar e ganho nulo na faixa de frequência que se deseja eliminar. Na prática, o que ocorre é que o ganho é igual ou menor que -3dB na banda de passagem e maior ou igual a -60dB na banda de rejeição, existindo uma região de transição gradual entre as duas faixas (BOYLESTAD, 2004). Dessa forma, é possível a construção de vários tipos de filtros:

- Filtros passa-baixa, com banda de condução de 0 Hz até a frequência de corte inferior

(W_0). Em geral, indica-se o limite da banda passante (na figura 3.1, indicado por W_0) e o limite da banda de rejeição (na figura 3.1, indicado por W_1). A região de transição se localiza entre essas duas faixas. A figura 3.1 ilustra a resposta em frequência de um filtro passa-baixa.

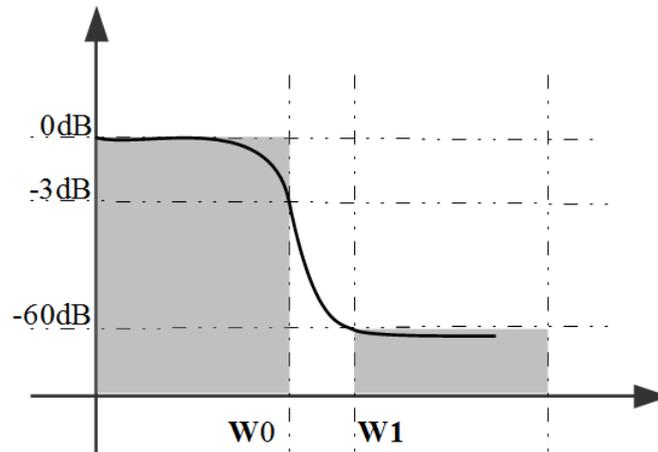


Figura 3.1 – Delimitadores das curvas do filtro passa-baixa (rejeita-alta).

- Filtro do tipo passa-alta, com banda de corte de 0 Hz até a frequência de corte inferior (W_0), banda de passagem da frequência de corte superior (W_1) até o infinito, e uma região de transição entre a duas bandas (figura 3.2).

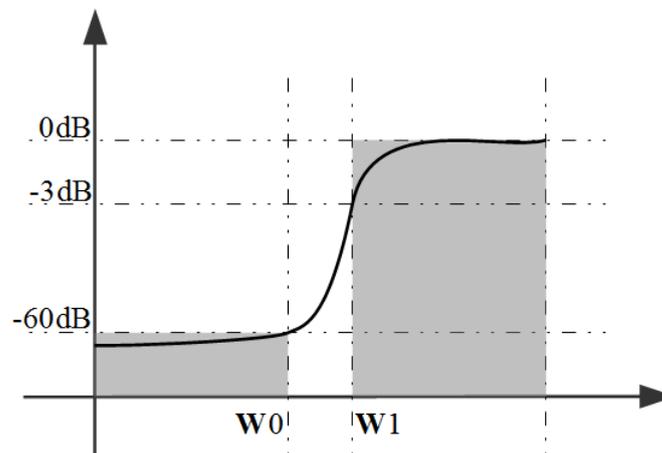


Figura 3.2 – Delimitadores das curvas do filtro passa-alta (rejeita-baixa).

- Filtro passa-faixa, com banda de corte de 0 Hz até a frequência de corte inferior (W_{0i}), banda de condução da frequência de corte inferior (W_{0s}) até a frequência de corte superior (W_{1i}) e banda de corte da frequência de corte superior (W_{1s}) até ao infinito (figura 3.3);

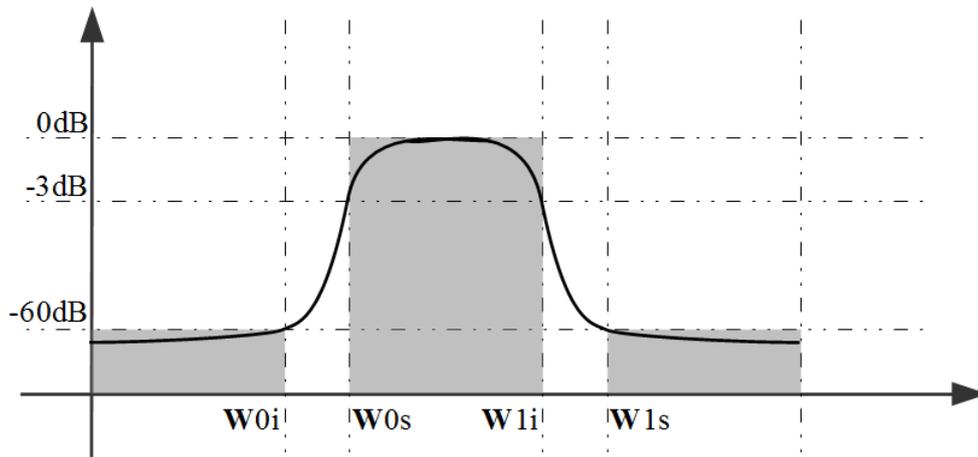


Figura 3.3 – Delimitadores das curvas do filtro passa-faixa.

- Filtro rejeita-faixa, com banda de condução de 0 Hz até a frequência de corte inferior (W_{0i}), banda de corte da frequência de corte inferior (W_{0s}) até a frequência de corte superior (W_{1i}) e banda de condução da frequência de corte superior (W_{1s}) até ao infinito (Figura 3.4).

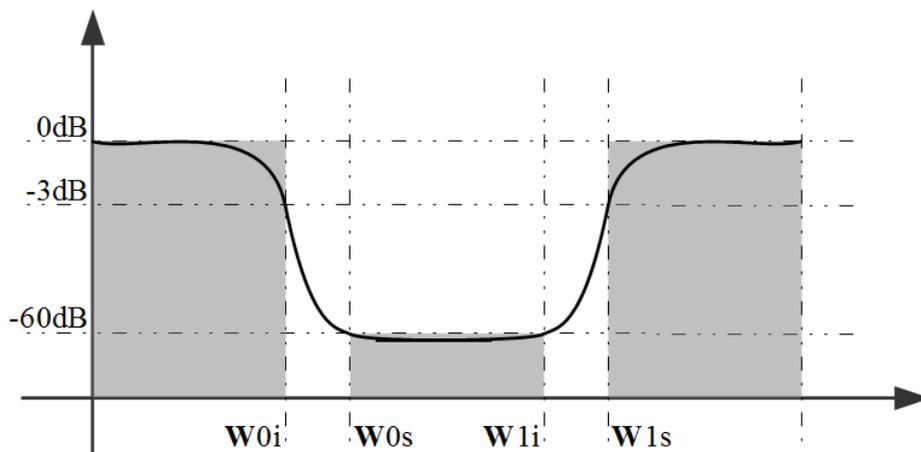


Figura 3.4 – Delimitadores das curvas do filtro rejeita-faixa.

- Filtro *notch*, que é um filtro rejeita-faixa em que a frequência alvo é uma frequência específica. Esse tipo de filtro é muito utilizado para a redução de interferência da rede elétrica, e será o tipo mais analisado no presente trabalho (Figura 3.5).

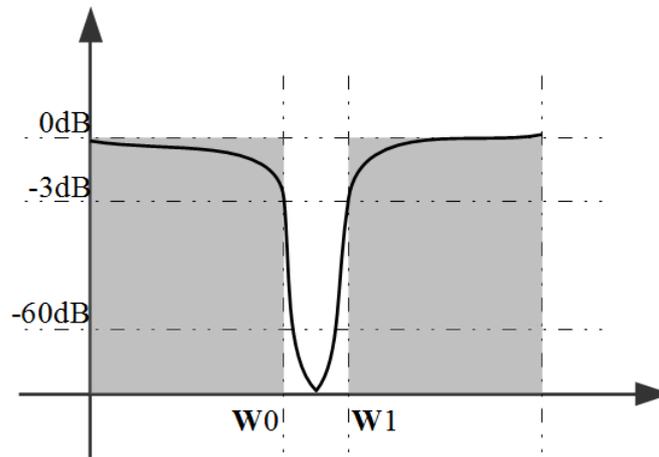


Figura 3.5 – Delimitadores das curvas do filtro *notch*.

Em algumas aplicações a redução da interferência de 60 Hz é feita por uma combinação dos filtros acima. Mas, entre esses filtros, o mais comum é o uso do filtro *notch*, mostrado na figura 3.5.

Os filtros discutidos anteriormente são denominados filtros analógicos. Na prática, não é recomendável o uso desses filtros na filtragem de sinais eletromiográficos, pois estes causam grande distorção de fase. O mais comum é o uso de filtros digitais.

Nos filtros digitais, a resposta em frequência não vai até o infinito, e, sim, até metade da frequência de amostragem. O teste do efeito de filtros digitais para redução de interferência da rede elétrica é o foco do presente trabalho.

Filtros digitais são comumente subdivididos em diversos subgrupos em função do modo de efetuar a filtragem. No presente trabalho, serão analisados três tipos: filtros FIR, filtros IIR e filtro adaptativo.

3.3 FILTROS FIR

Filtros de resposta finita ao impulso, FIR (*Finite Impulse Response*) têm uma resposta finita no tempo a um impulso unitário e correspondem a sistemas não recursivos, sendo sempre estáveis. E apresentam a seguinte função de transferência:

$$\frac{Y(Z)}{X(Z)} = \frac{\sum_{k=0}^M a_k Z^{(M+k)}}{Z^M} \quad (3.1)$$

Os filtros FIR, possuem vantagens e desvantagens quando comparados com os filtros IIR. A principal desvantagem está no fato de necessitar de uma ordem maior para atingir o mesmo nível de desempenho. Como vantagens, temos: poder ter a fase exatamente linear, os métodos de projeto são normalmente lineares, a implementação em *hardware* é eficiente e os transientes de inicialização tem duração finita.

3.4 FILTROS IIR

Em contraste, os filtros de resposta infinita ao impulso, IIR (*Infinite Impulse Response*) apresentam uma resposta infinita, em duração, a um mesmo impulso unitário e correspondem a sistemas recursivos, podendo ser sistemas instáveis. Para as mesmas especificações, em geral os filtros FIR apresentam ordem superior aos filtros IIR, isto é, necessitam de um número maior de operações aritméticas. Já em termos de efeitos de erros de quantificação, os filtros FIR são menos significativos que os filtros IIR.

$$\frac{Y(Z)}{X(Z)} = \frac{\sum_{k=0}^M a_k Z^{(M+k)}}{\sum_{j=0}^N b_j Z^{(M-j)}} \quad 3.2$$

3.5 FILTROS ADAPTATIVOS

Filtros adaptativos são filtros que têm os seus coeficientes ajustados de forma adaptativa em razão de objetivos ou condições que variam ao longo do tempo e representam um sinal de erro. Dentro das mais diversas aplicações se destacam a supressão ou modelização de componentes normalmente indesejáveis de um sinal, representadas por $x(n)$ e projetadas em um sinal $d(n)$, por meio de critérios estatísticos incidindo sobre o sinal de erro $e(n)$. A minimização do valor médio quadrático tem sido usado para ajustes do coeficiente do filtro

e otimização de seu desempenho por ser o critério mais prático, sendo assim o mais típico. Para variáveis de entrada estacionárias usa-se o critério de minimização do erro médio quadrático, sendo o filtro Wiener o filtro único e ótimo. O filtro de Kalman é mais eficiente e adequado, embora mais complexo, para entradas não estacionárias.

Os filtros adaptativos podem ser do tipo FIR ou tipo IIR. Quase sempre as estruturas FIR são as preferidas por estas serem intrinsecamente estáveis.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para se realizar este estudo, foram utilizados dois sinais eletromiográficos não contaminados por interferência de 60 Hz, sendo um sintético e sem a ocorrência de fadiga, e o outro, um sinal real, com a ocorrência de fadiga.

Testou-se o efeito de sinais de interferência da rede elétrica sobre as variáveis eletromiográficas e também o efeito do uso de diversos tipos de filtros sobre essas variáveis. Foram testados os efeitos de ruídos de diversos tipos e com diversos níveis de intensidade: interferência com frequência fixa e com variação lenta da frequência (*jitter*).

Testou-se o efeito dos ruídos descritos acima sobre as seguintes variáveis eletromiográficas: RMS, ARV, MNT, MDF e CV, para janelas de 250 ms. Para o sinal com fadiga, testou-se o efeito do ruído e da filtragem sobre os coeficientes angulares das retas de regressão que são usualmente usadas nos estudos de fadiga muscular.

Todo o desenvolvimento foi executado no ambiente MATLAB.

As seções seguintes apresentam o procedimento realizado.

4.1 SINAL DE REFERÊNCIA USADO PARA OS TESTES

4.1.1 Sinal eletromiográfico sintético sem simulação de fadiga (SF)

Um dos sinais de teste utilizados foi um sinal eletromiográfico de superfície simulado conforme descrito no artigo “*Automatic Tracking of Innervation Zones Using Image Processing Methods*” (SOARES, ET AL 2010). O sinal foi fornecido por Soares (2007). O sinal sintético foi criado com base em um músculo separado da superfície da pele por uma camada de gordura de 3 mm de espessura, constituído por 20 unidades motoras, cada uma delas constituída por um número aleatório de fibras musculares variando entre 50 e 500 fibras com 220 mm de comprimento. Foi utilizada uma taxa de amostragem de 2048 Hz gravadas em 15 canais (Soares, et al 2010). Na simulação, não foi incluído nenhum sinal de interferência de 60 Hz. Para os testes das variáveis eletromiográficas: ARV, RMS, MNF e MDF, foi utilizado o canal 5, e para o teste com a variável eletromiográfica CV foram utilizados os canais 5, 6 e 7.

Para esse sinal, foram calculados os estimadores ARV, RMS, MNF, MDF e CV com

janelas de 250 ms.

A figura 4.1 mostra um trecho dos sinais 5, 6 e 7, que são sinais eletromiográficos sintéticos, sem interferência. A figura 4.2 mostra os espectros de frequência dos sinais mostrados na Figura 4.1.

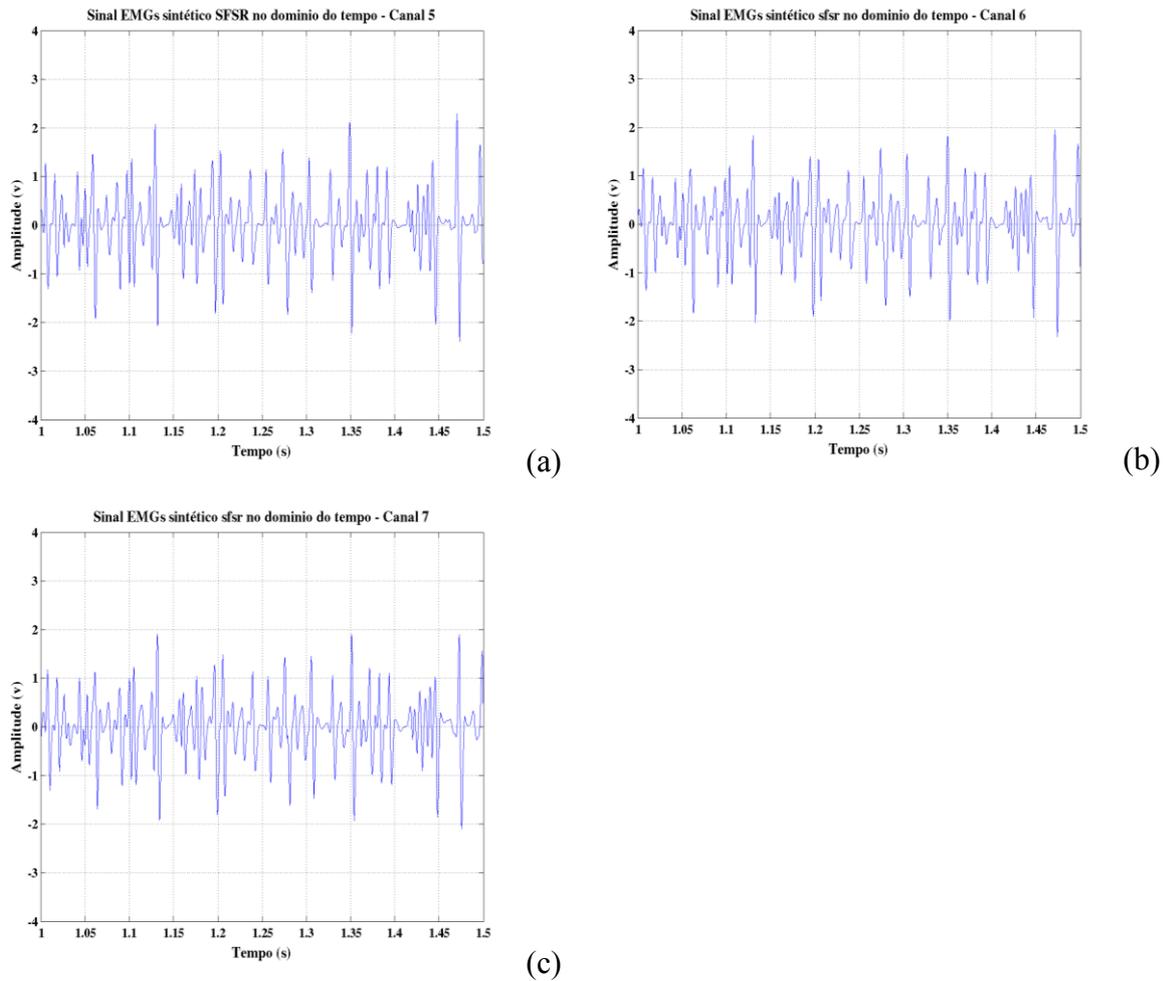
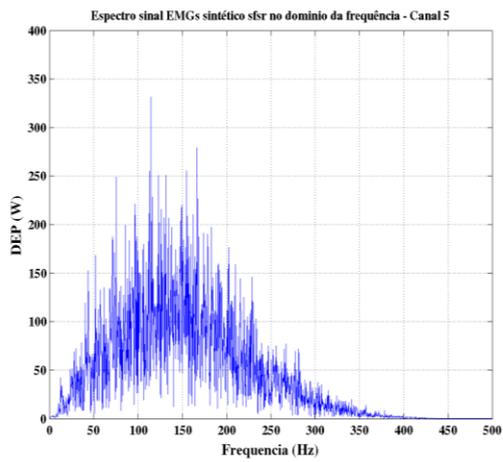
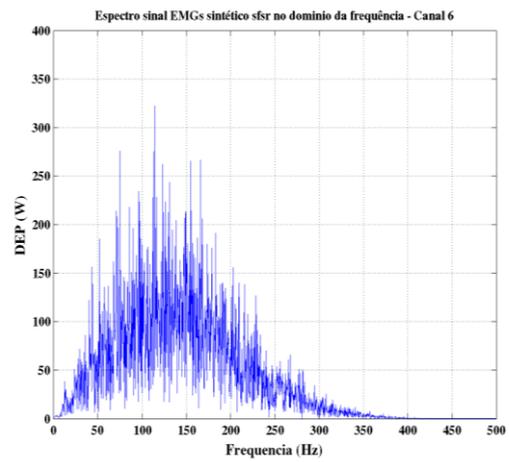


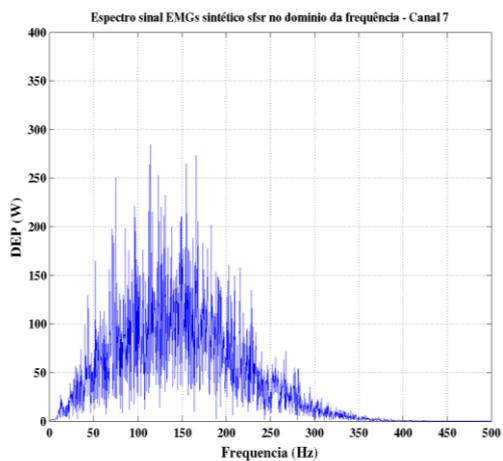
Figura 4.1 – Trechos dos sinais eletromiográficos sintéticos sem fadiga e sem presença de ruído. Os sinais correspondem aos canais 5(a), 6 (b) e 7 (c) da simulação. É possível observar que os sinais usados são sinais propagantes.



(a)



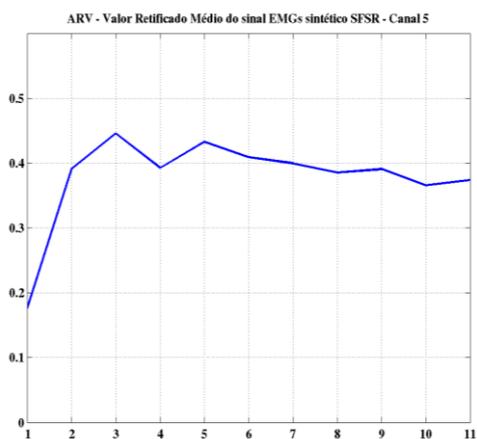
(b)



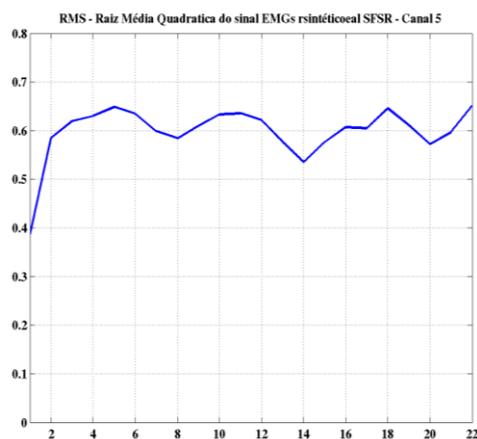
(c)

Figura 4.2 – Espectro de frequência dos sinais eletromiográficos sintéticos sem fadiga e sem presença de ruído. Os sinais correspondem aos canais 5 (a), 6 (b) e 7 (c) da simulação

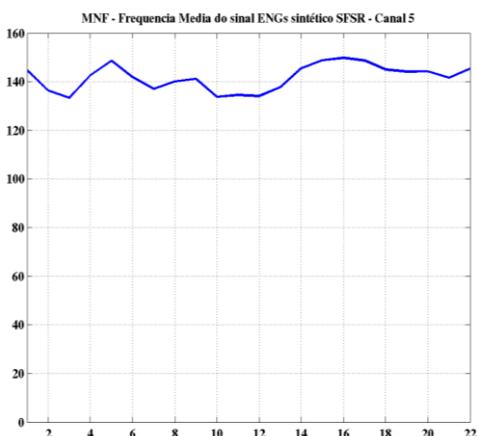
A figura 4.3, mostra, os gráficos dos estimadores ARV, RMS, MNF e MDF, calculados com base no sinal do canal 5.



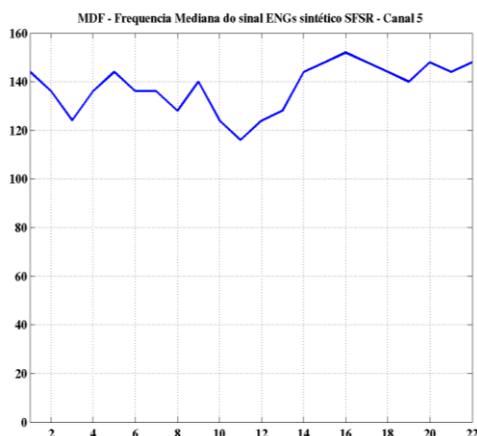
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.3 – Gráfico do estimador ARV (a), RMS (b), MNF (c), MDF (d) do sinal sintético sem fadiga e sem presença de ruído, calculado com base no sinal do canal 5.

A figura 4.4 mostra o gráfico da CV do sinal simulado, calculado com base nos canais 5, 6 e 7.

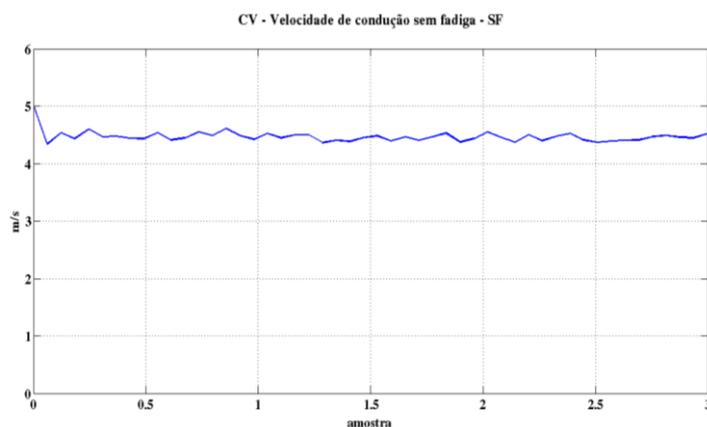


Figura 4.4 - Gráfico do estimador CV do sinal sintético sem fadiga e sem presença de ruído, calculado com base nos sinais dos canais 5, 6 e 7.

A média dos estimadores mostrados nas figuras 4.3 a 4.7 são mostrados na tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Valor médio dos 5 estimadores

Estimadores	Média Estimadores
Sinal sintético (sem fadiga)	
ARV	0,3780
MDF	137,8182
MNF	141,7467
RMS	0,5985
CV	4,5176

4.1.2 Sinal eletromiográfico com presença de fadiga (CF)

Para avaliar o efeito da interferência de 60 Hz nas inclinações das retas de regressão usadas para avaliar fadiga muscular, foi necessário o uso de um sinal em que ocorra fadiga. Foi escolhido um sinal do bíceps braquial em que ocorre fadiga muscular ao longo do tempo, com uma quantidade muito pequena (não observada) de interferência de 60 Hz. O sinal foi fornecido por Soares (2007). Para este sinal, foram calculados os mesmos estimadores descritos na seção 4.1.1, ao longo do tempo. Foram também determinadas as retas de regressão normalizadas para cada estimador, e calculados os coeficientes angulares para cada estimador. Para os testes das variáveis eletromiográficas ARV, RMS, MNF e MDF, foi utilizado o canal 5, e para o teste com a variável eletromiográfica CV foram utilizados os canais 5, 6 e 7.

Para esse sinal, foram calculados os estimadores ARV, RMS, MNF, MDF e CV com janelas de 250 ms.

Os gráficos dos estimadores foram plotados em função do tempo, ao longo de todo o período da medida. Os mesmos dados foram plotados ao longo dos 20 primeiros segundos. Neste período, as variáveis variam de forma aproximadamente linear. Para representar essa variação, cada variável foi aproximada por uma reta de regressão na forma $y=b+mx$, onde m é o coeficiente angular e b é a intersecção com o eixo y . Essas retas foram plotadas

juntamente como os 20 primeiros segundos de cada variável. Em seguida, todas as retas de regressão foram normalizadas dividindo-se todos os valores pelo valor b , de intersecção com o eixo x , de forma que cada variável pudesse ser representada por uma equação da reta na forma $y=1+mnx$, onde a intersecção com o eixo y é 1, e o coeficiente angular da equação normalizada é mn . Todas as retas de regressão normalizadas foram plotadas em um único gráfico, e, depois, apresentadas em forma de tabela.

Trechos dos sinais reais, com presença de fadiga muscular, descritos, são mostrados na figura 4.5. Os canais usados foram os canais 5, 6 e 7, em um sistema com 7 canais.

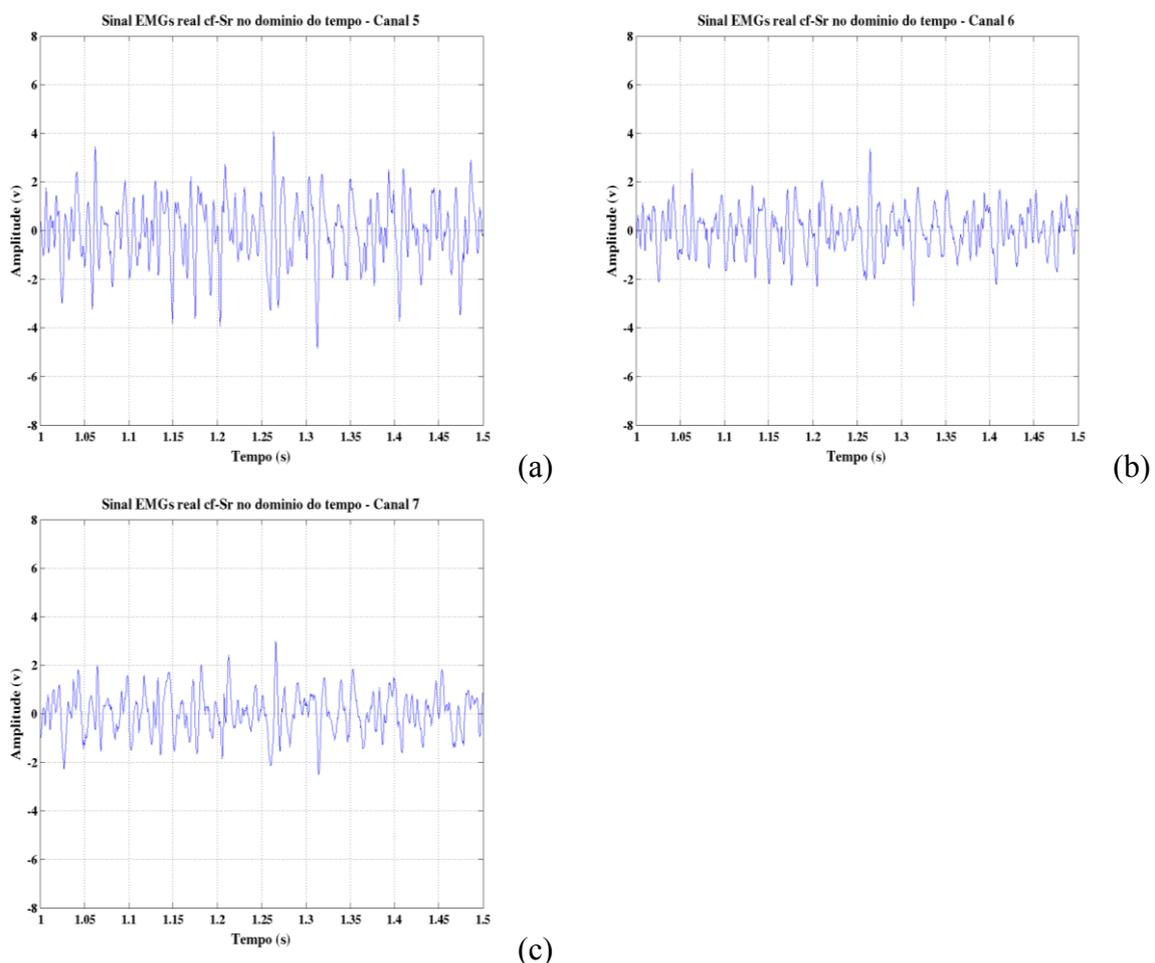
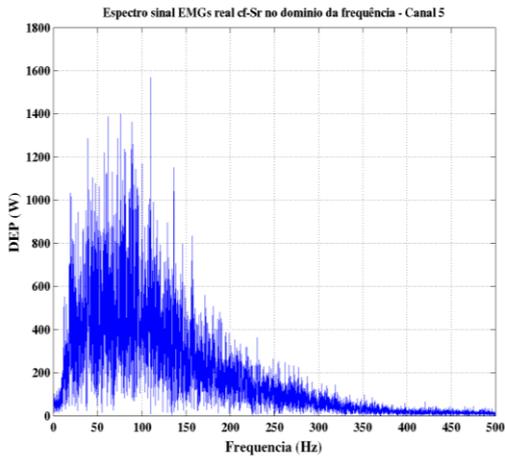
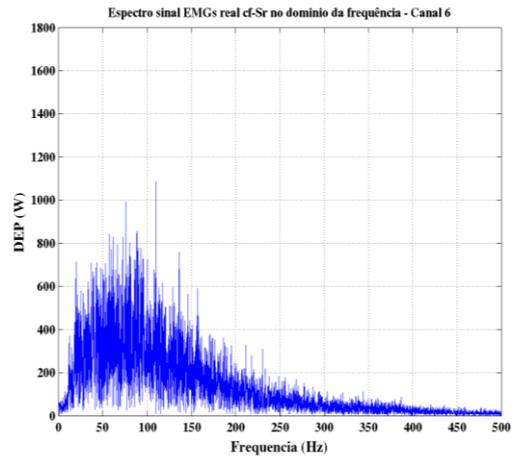


Figura 4.5 - Trechos dos sinais eletromiográficos reais com presença de fadiga e sem presença ruído, descritos na seção 4.1.2. Os sinais correspondem aos canais 5(a), 6 (b) e 7 (c) de um sistema com 7 canais.

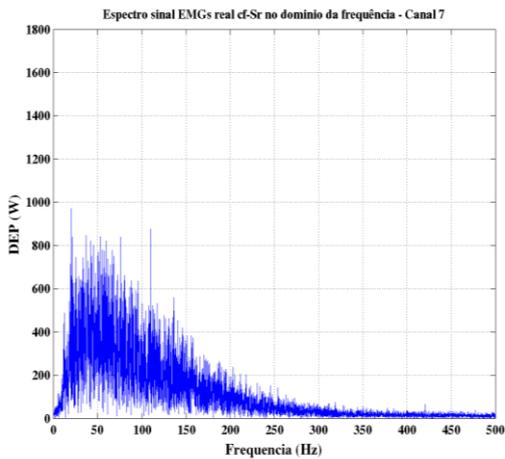
A figura 4.6 mostra os espectros dos sinais apresentados na figura 4.5. É possível observar, na figura, que a interferência de 60 Hz presente é muito pequena.



(a)



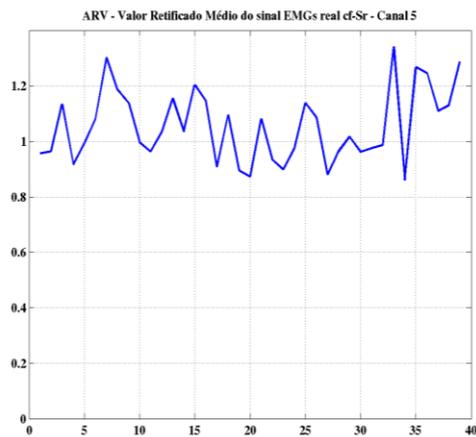
(b)



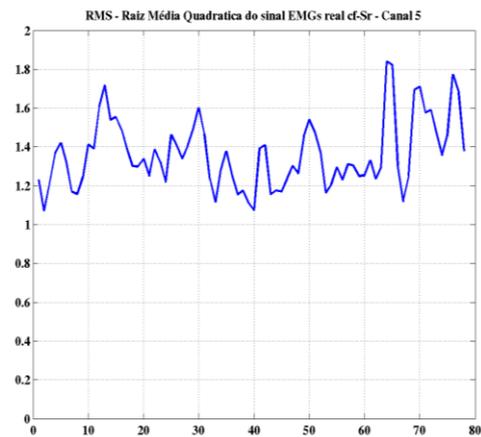
(c)

Figura 4.6 – Trechos do espectro de frequência dos sinais eletromiográficos reais com presença de fadiga e sem presença de ruído. Os sinais correspondem aos canais 5 (a), 6 (b) e 7 (c) de um sistema com 7 canais.

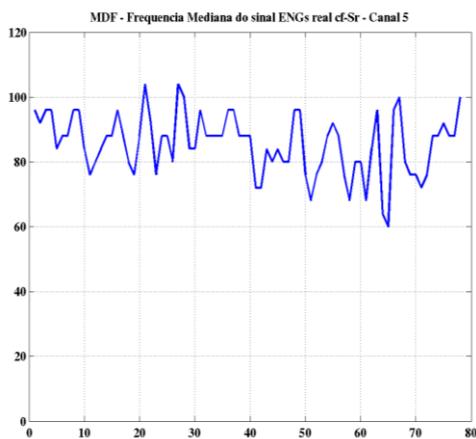
A figura 4.7 mostra, os gráficos, em função do tempo, dos estimadores ARV, RMS, MDF, MNF e a figura 4.8 mostra o gráfico do estimador CV. Os estimadores ARV, RMS, MDF, MNF foram calculados com base no canal 5, e o estimador CV foi calculado com base nos canais 5, 6 e 7.



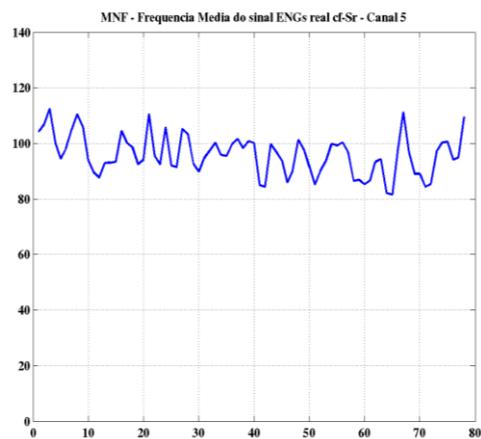
(a)



(b)

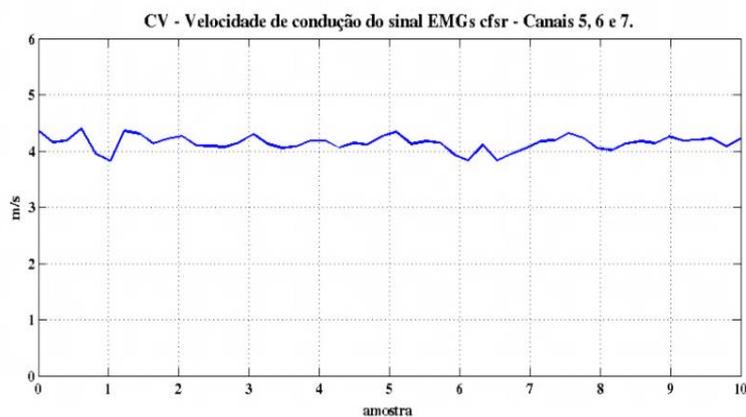


(c)



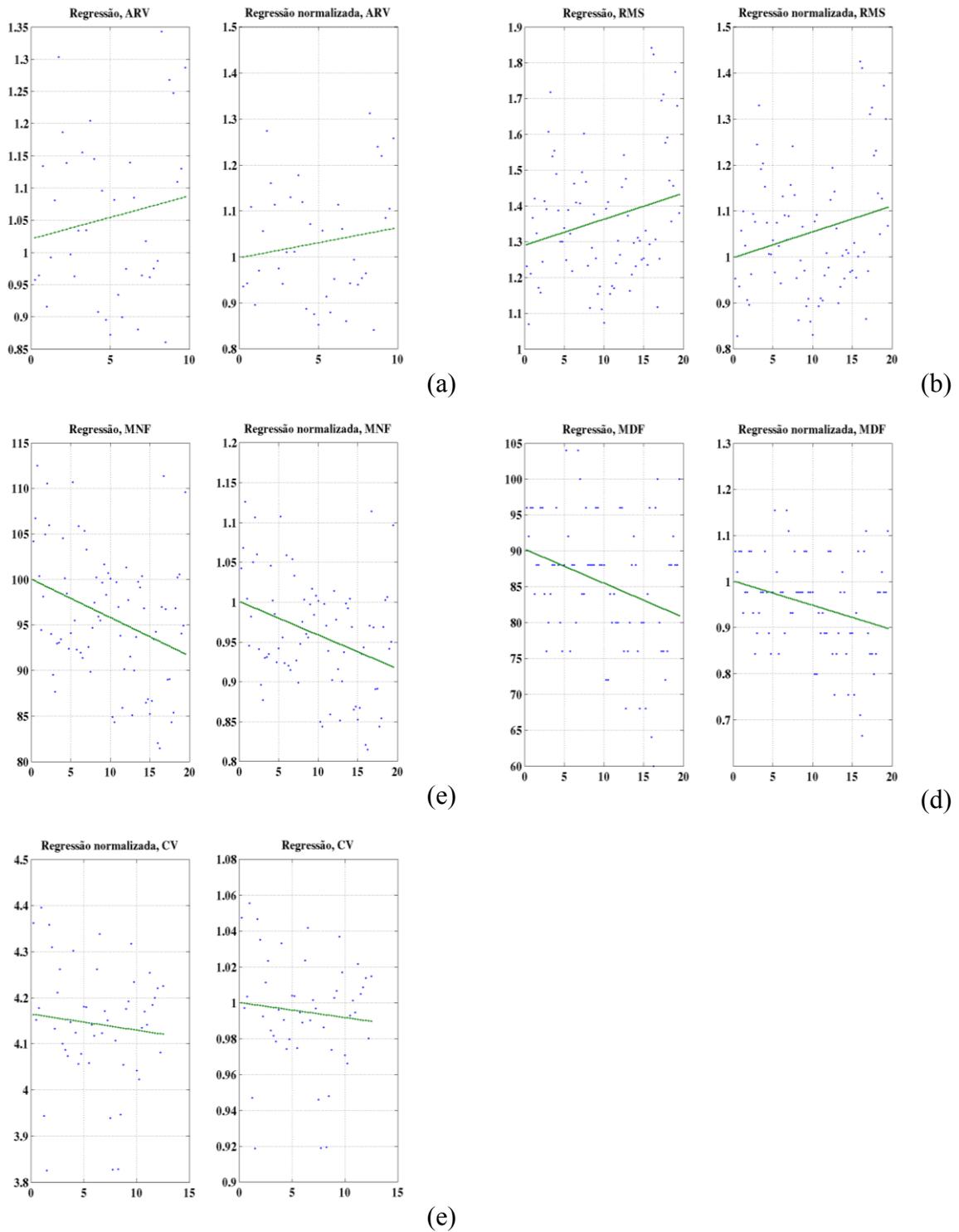
(d)

Figuras 4.7 - Estimador ARV(a), RMS (b), MDF (c) e MNF (d) do sinal real com fadiga e sem presença de ruído, do canal 5, em função do tempo.



Figuras 4.8 - Estimador CV do conjunto formado pelos canais 5, 6 e 7.

A figura 4.9 mostra as retas de regressão que melhor se ajustam aos dados da figura 4.7.



Figuras 4.9 – Retas de regressão dos estimadores ARV (a), RMS (b), MNF (c), MDF (d) e CV (e) do sinal real com fadiga e sem presença de ruído.

A Tabela 4.2 mostra os coeficientes angulares das retas de regressão dos 5 estimadores, para os sinais sem ruído.

Tabela 4.2 – Coeficiente angular das retas de regressão dos estimadores para os sinais sem ruído.

Estimadores	Coeficiente angular
ARV	0,07238
MDF	0,02011
MNF	0,00917
RMS	0,01495
CV	-0,00084

4.2 GERAÇÃO DE SINAIS DE INTERFERÊNCIA DE 60HZ

Foram gerados diversos sinais de ruído: com frequência fixa de 60 Hz mais harmônicas em 120, 180, 240, 300, 360, 420 e 480 Hz e com frequência de 60 Hz mais harmônicas em 120, 180, 240, 300, 360, 420 e 480 Hz com *jitter*, para serem adicionados aos dois sinais de teste.

Neste estudo estamos trabalhando com 6 tipos de sinais: SFSR – sem fadiga (sinal sintético) e sem ruído; SFCR – Sem Fadiga (sinal sintético) Com Ruído fixo; SFCJ – Sem Fadiga (sinal sintético) com ruído Com *Jitter*; CFSR – Com Fadiga (sinal real) e Sem Ruído; CFCR – Com Fadiga (sinal real) Com Ruído fixo; CFCJ – Com Fadiga (sinal real) com ruído Com *Jitter*;

4.2.1 Sinal de 60 hz fixa com harmônicos (CR)

Foi gerado um sinal que incluía, além da frequência fundamental de 60 Hz fixa, as harmônicas, em 120, 180, 240, 300, 360, 430 e 480 Hz, com a mesma amplitude, figura 4.10 (a). Foram realizadas simulações com senoides de amplitudes de 0,1 mV, 0,3 mV, 0,5 mV, figura 4.10 (b).

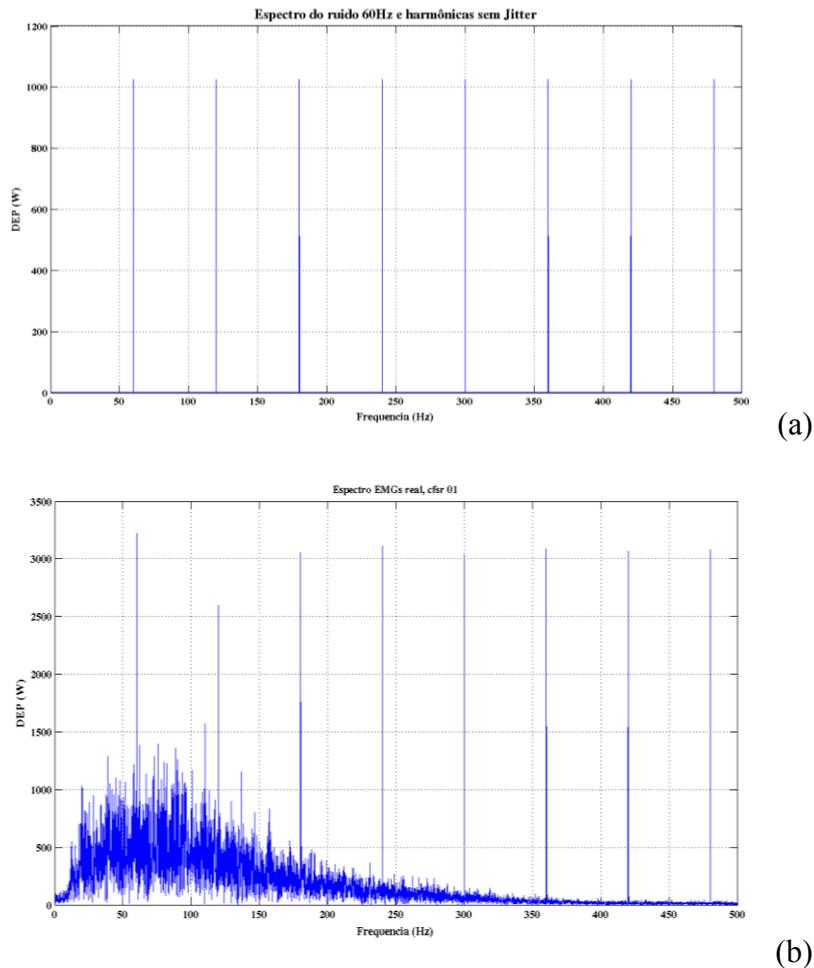
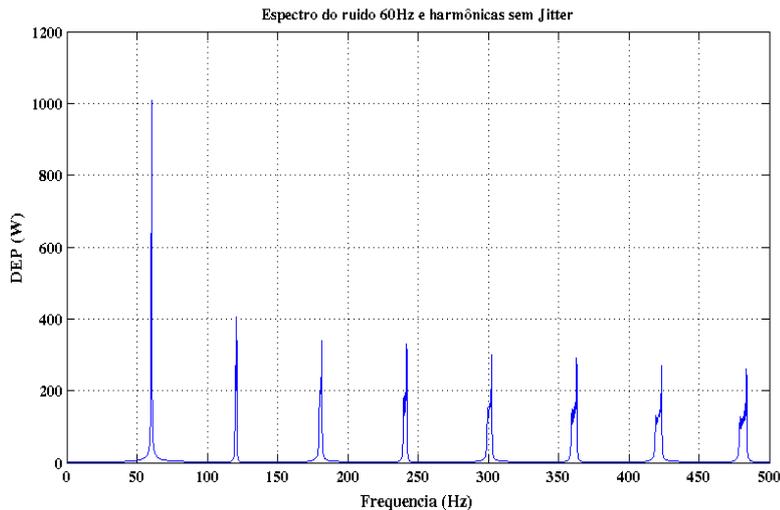


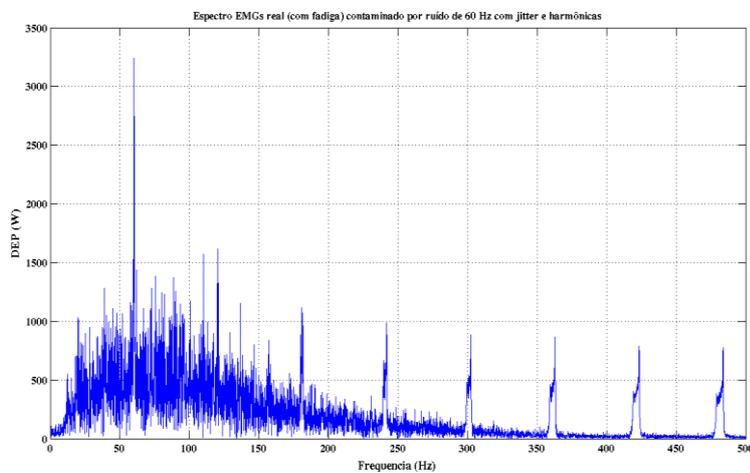
Figura 4.10 – Espectro do ruído fixo de 60 Hz e harmônicas (a) e do sinal real (com fadiga) contaminado pelo ruído (b).

4.2.2 Sinal de 60 Hz com variação lenta da frequência (*jitter*) dos harmônicos (CJ)

Como a frequência da rede elétrica nem sempre tem o valor preciso de 60 Hz, e nem sempre é fixa, para simular esse problema, foram gerados diversos sinais de interferência de 60 Hz e harmônicas em 120, 180, 240, 300, 360, 420 e 480 Hz, cuja frequência varia lentamente (*jitter*), figura 4.11 (a). Nesta simulação a frequência da senóide é composta por um fator constante de 60 Hz, e um fator menor, que varia também de forma senoidal, com frequência de 0,1 Hz. Para este sinal, foram gerados sinais com amplitudes de 0,1 mV, 0,3 mV e 0,5 mV, figura 4.11 (b).



(a)



(b)

Figura 4.11 – Espectro do ruído de 60 Hz com *jitter* e harmônicas (a) e do sinal real (com fadiga) contaminado pelo ruído (b).

4.3 SIMULAÇÃO DO EFEITO DOS SINAIS DE INTERFERÊNCIA

Para todos os sinais de interferência de frequência fixa que foram somados aos sinais de referência, foram calculados todos os estimadores citados na seção 4.1.1. Para os sinais contaminados com interferência, descritos na seção 4.1.2, foram calculadas as inclinações das retas de regressão para todos os casos simulados. O processo como um todo está representado nos fluxogramas abaixo, onde temos: no quadro 4.1 o processo para cálculo dos estimadores ARV, RMS, MDF e MNF, e no quadro 4.2 o processo para o cálculo do estimador CV.

Quadro 4.1 – Cálculo dos estimadores RMS, ARV, MDF, MNF.

Rotina principal	Rotinas auxiliares
1. Importação do sinal original e isolar o canal 5: (SF) Synthetic_NF_01.mat, (CF) DF011B05.sig.	
2. Contaminação do sinal isolado com os ruídos CR e CJ gerando sinais contaminados para filtragem.	Geração do sinal de ruído simples (CR) ou com <i>jitter</i> (CJ), com três níveis de amplitude (0,1 mV, 0,3 mV e 0,5 mV).
3. Filtrar os sinais contaminados.	Filtros FIR, IIR e Adaptativo do tipo “ <i>notch</i> ” aplicado à frequência fundamental e às harmônicas na sequência.
4. Cálculo dos estimadores.	Calcular os estimadores RMS, ARV, MNF e MDF e salvar valor da média dos estimadores.
5. Plotagem dos gráficos dos estimadores.	Exportação como imagens.
6. Cálculo da reta de regressão.	Salvar erro do coeficiente angular da reta de regressão
7. Plotagem do gráfico da reta de regressão.	Exportação como imagens.
8. Normalização da reta de regressão.	
9. Plotagem dos gráficos da reta de regressão normalizada.	Exportação como imagens.
Fim.	

Quadro 4.2 – Cálculo do estimador CV.

Rotina principal	Rotinas auxiliares
1. Importação do sinal original e isolar os canais 5, 6 e 7; (SF) Synthetic_NF_01.mat, (CF) DF011B05.SIG.	
2. Contaminação do sinal isolado com os ruídos CR e CJ gerando sinais contaminados para filtragem.	Geração do sinal de ruído simples (CR) ou com <i>jitter</i> (CJ), com três níveis de amplitude (0,1 mV, 0,3 mV e 0,5 mV).
3. Filtrar os sinais isolados.	Filtros FIR, IIR e Adaptativo do tipo “ <i>notch</i> ” aplicado à frequência fundamental e às harmônicas na sequência.
4. Recomposição dos sinais isolados e filtrados nos conjuntos “SinalSFCR567” e “SinalSFCJ567”.	
5. Cálculo do estimador CV.	
6. Plotagem dos gráficos da CV.	Exportação como imagem.
7. Gravação da média dos estimadores.	
8. Normalização da CV.	
9. Plotagem dos gráficos da CV normalizada.	Exportação como imagem.
Fim.	

4.4 FILTRAGEM COM DIVERSOS TIPOS DE FILTROS

Vários tipos de filtros foram utilizados para filtrar os diferentes sinais. Após a filtragem dos sinais contaminados por interferência de frequência fixa e harmônicos, descritos na seção 4.1.1, foram calculados todos os estimadores descritos na seção 4.2.1. Também, após a filtragem dos sinais contaminados por interferência de 60 Hz com variação lenta da frequência (*jitter*), foram calculadas as inclinações das retas normalizadas.

Todos esses resultados foram apresentados em tabelas ou gráficos, e estão apresentados no capítulo 4.3 desta dissertação, que foram implementados no MatLab[®] utilizando-se a ferramenta para projeto de filtros “*fdatool – Filter design & Analysis Tool*”, figura 4.12.

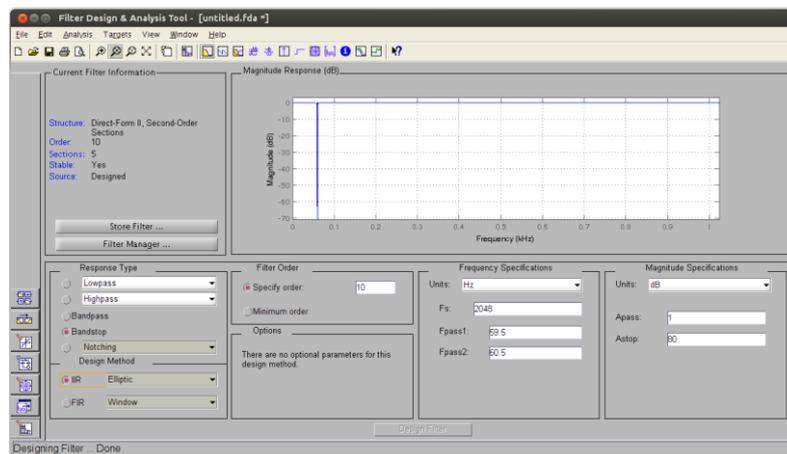


Figura 4.12 – Ferramenta do MatLab “fdatool” para projetar e analisar filtros FIR e IIR.

4.4.1 Filtragem com filtro FIR

Executaram-se sete filtros do tipo FIR com diferentes funções de janela: janela Blackman “*blackman*”, janela Chebyshev “*chebwin*”, janela Hamming “*hamming*”, janela Hanning “*hann*”, janela Kaiser “*kaiser*”, janela Retangular “*rectwin*”, janela Triangular “*triang*”.

A execução foi feita por meio da função “*fir1*”, que usa o método clássico da janela de fase linear, nos padrões passa-alta, passa-baixa, passa-banda e rejeita-faixa (*notch*). O padrão é o filtro estar normalizado de maneira a que a resposta de amplitude na frequência central da faixa de passagem é de 0 dB.

Os parâmetros aplicados para filtragem FIR com as janelas especificadas são descritos abaixo e também apresentamos um exemplo correspondente a janela butterworth no

quadro 4.3:

- frequência de amostragem, $F_s = 2048$ Hz,
- largura das janelas dos estimadores, janela = 512,
- ordem dos filtros FIR, $N = 10000$,
- frequência fundamental de corte dos filtros, $F_c = 60$ hz,
- largura de corte superior e inferior dos filtros, $l_{gc} = 0.5$ Hz.

Quadro 4.3 – Função filtro FIR janela Butterworth obtida com a ferramenta “fdatool”.

```
function Hd = M-file_Bandstop-Butterworth
%M-FILE_BANDSTOP-BUTTERWORTH Returns a discrete-time filter object.
% FIR Window Bandstop filter designed using the FIR1 function.
% All frequency values are in Hz.

Fs = 2048; % Sampling Frequency
N = 10000; % Order
Fc1 = 59.5; % First Cutoff Frequency
Fc2 = 60.5; % Second Cutoff Frequency
flag = 'scale'; % Sampling Flag

% Create the window vector for the design algorithm.
win = blackman(N+1);

% Calculate the coefficients using the FIR1 function.
b = fir1(N, [Fc1 Fc2]/(Fs/2), 'stop', win, flag);
Hd = dfilt.dffir(b);

% [EOF]
```

Para os sinais EMGs, nas combinações; SFCR Sem Fadiga (sinal sintético) Com Ruído básico; SFCJ Sem Fadiga (sinal sintético) com ruído Com *Jitter*; CFCR Com Fadiga (sinal real) Com Ruído básico; CFCJ Com Fadiga (sinal real) com ruído Com *Jitter*; foram filtrados por meio de filtro FIR, IIR e Adaptativo implementados com as janela descritas, os resultados obtidos são mostrados nos subitens abaixo.

Os sinais, e os respectivos espectros apresentados foram obtidos após a filtragem do EMGs sem presença e com presença de fadiga, contaminado com ruído fixo e com ruído *jitter*. Apresentamos, a seguir, os gráficos das retas de regressão dos estimadores ARV e CV.

Na sequência temos as tabelas com as médias dos estimadores, o coeficiente angular das retas de regressão e o porcentual de erro das retas de regressão (os resultados tiveram seus valores normalizados para análise das menores e maiores variações).

Concluimos o item 4.4 com uma análise dos resultados obtidos, enfocando os piores e melhores resultados na comparação com os valores equivalentes obtidos do sinal EMGs real sem contaminação de ruído.

4.4.1.1 Janela Blackman (blackman)

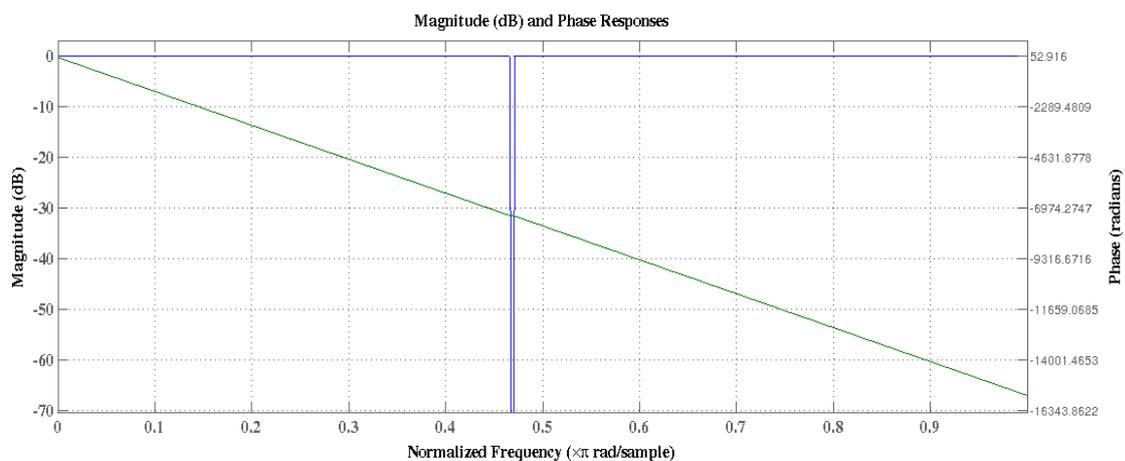


Figura 4.13 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Blackman.

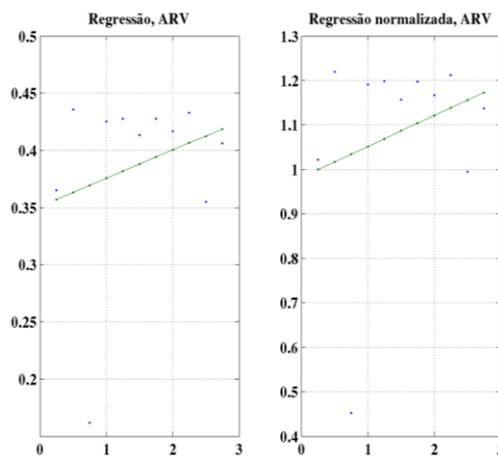


Figura 4.14 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Blackman.

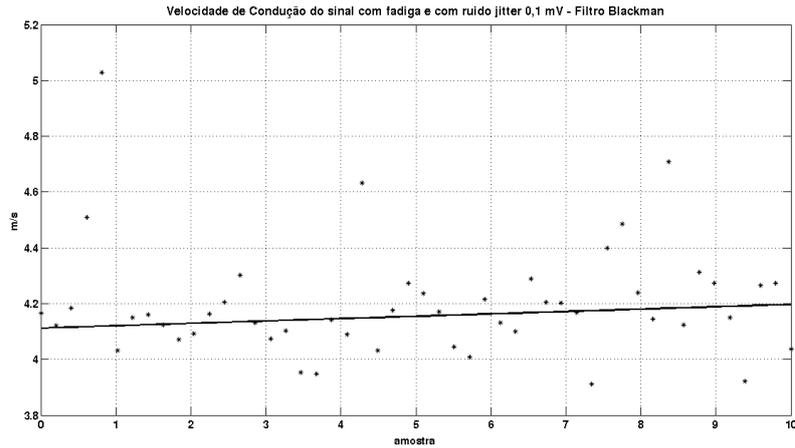


Figura 4.15 – Retas de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Blackman.

Tabela 4.3 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Blackman

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	-2,857	-33,882	-54,232	-89,549	-84,863	-88,306	-84,432
	0,3 mV	-55,293	-4,093	-64,139	-27,258	-89,795	-84,861	-85,087	-81,168
	0,5 mV	-73,344	-6,521	-78,167	37,258	-91,446	-84,859	-84,894	-75,116
MDF	0,1 mV	-43,555	-160,101	24,615	-64,129	-126,417	-103,852	-129,013	-104,188
	0,3 mV	-76,361	-160,101	-10,814	-58,971	-120,372	-103,852	-144,004	-100,900
	0,5 mV	-168,961	-156,195	-28,952	27,473	-113,691	-103,852	-143,474	-102,042
MNF	0,1 mV	-44,453	-113,897	-51,968	-87,279	-143,975	-91,412	-149,396	-86,929
	0,3 mV	-133,763	-115,989	-92,062	-48,716	-143,191	-91,414	-158,005	-63,718
	0,5 mV	-140,570	-117,495	-88,564	-22,623	-140,405	-91,416	-161,209	-27,787
RMS	0,1 mV	5,234	30,073	-22,186	-23,656	-61,790	-59,177	-56,511	-59,141
	0,3 mV	-24,282	31,646	-73,331	36,379	-64,862	-59,175	-52,837	-52,271
	0,5 mV	-49,307	32,980	-92,301	203,781	-70,792	-59,173	-56,936	-37,109
CV	0,1 mV	-100,000	-109,046	-100,000	10124,107	-100,000	-79,538	-100,000	-132,791
	0,3 mV	-100,000	-107,931	-100,000	6398,160	-100,000	-1015,044	-100,000	-300,215
	0,5 mV	-100,000	-105,386	-100,000	-100,000	-100,000	-1531,421	-100,000	-314,954

4.4.1.2 Janela Chebyshev (chebwin)

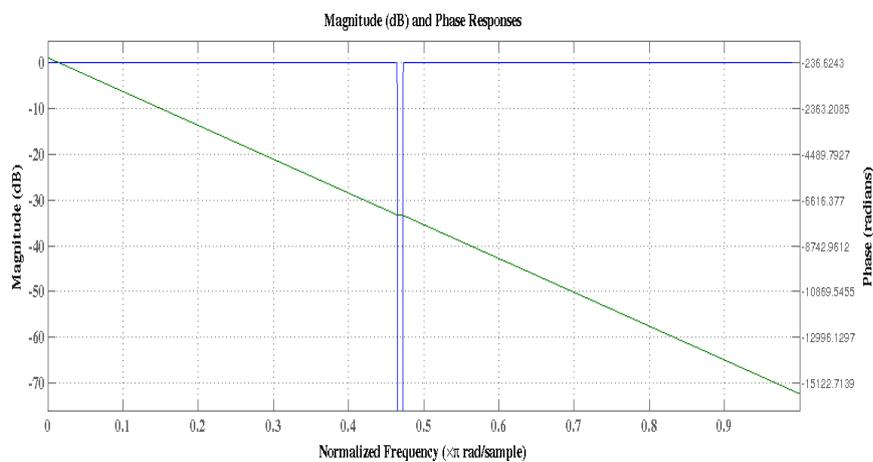


Figura 4.16 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Chebyshev.

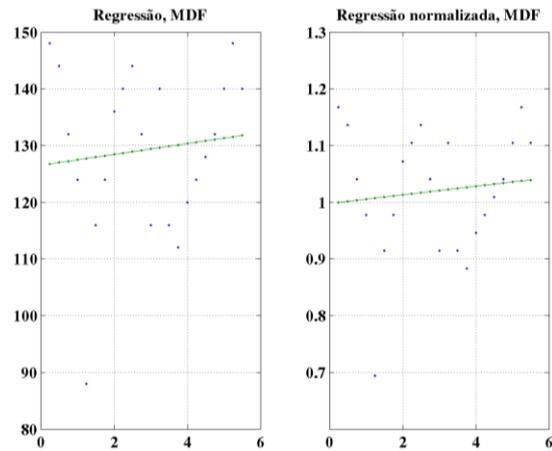


Figura 4.17 – Reta de regressão do MDF para Sinal SFCJ com 0,3 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev.

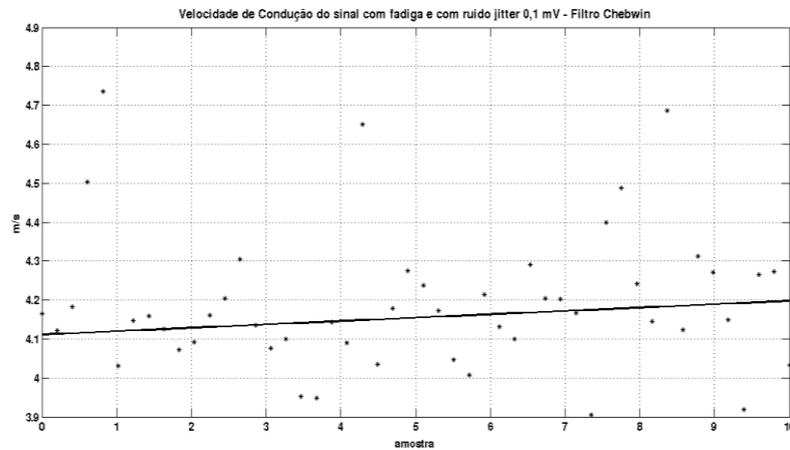


Figura 4.18 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev.

Tabela 4.4 -Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Chebwin

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	6,841	-33,882	-50,932	-89,549	-84,891	-88,306	-84,486
	0,3 mV	-55,293	6,584	-64,139	-37,586	-89,795	-84,880	-85,087	-81,385
	0,5 mV	-73,344	6,302	-78,167	23,794	-91,446	-84,869	-84,894	-75,677
MDF	0,1 mV	-43,555	-174,850	24,615	-64,129	-126,417	-103,996	-129,013	-103,753
	0,3 mV	-76,361	-174,850	-10,814	-62,723	-120,372	-103,996	-144,004	-100,900
	0,5 mV	-168,961	-174,850	-28,952	25,807	-113,691	-103,996	-143,474	-101,143
MNF	0,1 mV	-44,453	-124,941	-51,968	-86,024	-143,975	-91,410	-149,396	-86,740
	0,3 mV	-133,763	-125,042	-92,062	-48,968	-143,191	-91,422	-158,005	-62,460
	0,5 mV	-140,570	-125,130	-88,564	-28,788	-140,405	-91,434	-161,209	-24,491
RMS	0,1 mV	5,234	29,207	-22,186	-20,443	-61,790	-59,271	-56,511	-59,333
	0,3 mV	-24,282	29,314	-73,331	20,621	-64,862	-59,259	-52,837	-52,874
	0,5 mV	-49,307	29,417	-92,301	179,067	-70,792	-59,247	-56,936	-38,423
CV	0,1 mV	-100,000	-106,713	-100,000	10183,084	-100,000	-140,795	-100,000	-317,522
	0,3 mV	-100,000	-103,332	-100,000	6320,674	-100,000	-1263,992	-100,000	-317,029
	0,5 mV	-100,000	-59,563	-100,000	-100,000	-100,000	-1827,998	-100,000	-336,524

4.4.1.3 Janela Hamming (hamming)

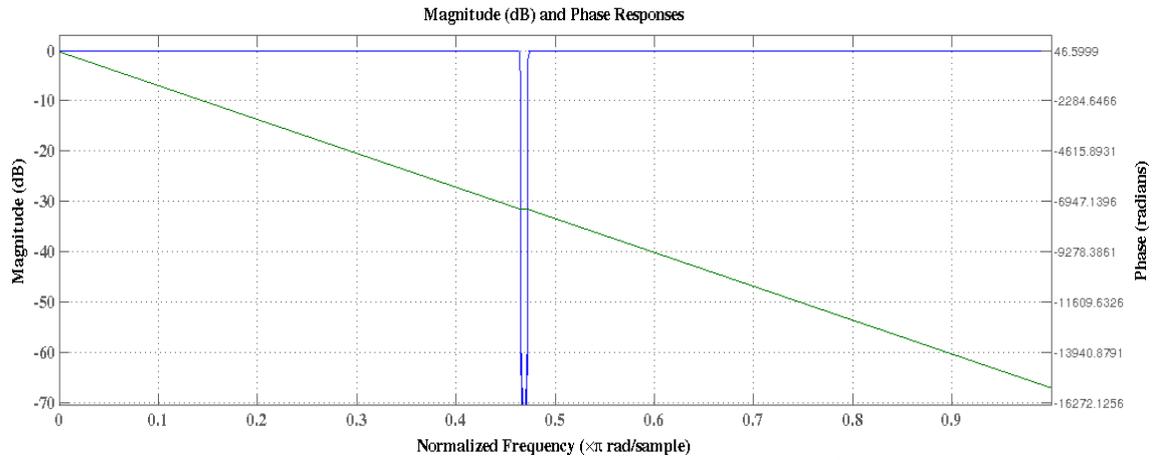


Figura 4.19 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Hamming.

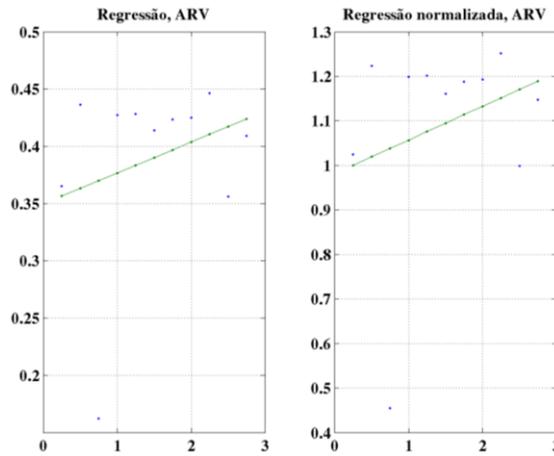


Figura 4.20 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hamming

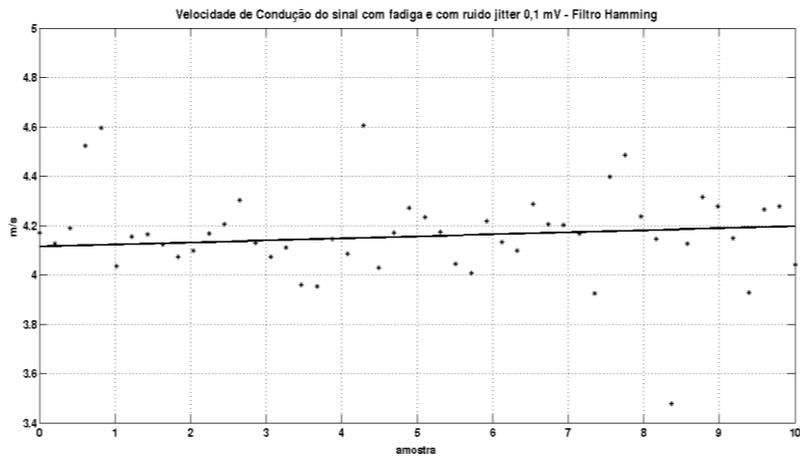


Figura 4.21 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hamming

Tabela 4.5 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular

para filtro FIR - Hamming

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	24,436	6,602	33,882	60,864	89,549	84,830	88,306	84,348
	0,3 mV	55,293	6,582	64,139	7,336	89,795	84,833	85,087	80,812
	0,5 mV	73,344	6,557	78,167	62,496	91,446	84,836	84,894	74,190
MDF	0,1 mV	43,555	175,053	24,615	71,392	126,417	103,861	129,013	103,459
	0,3 mV	76,361	175,053	10,814	25,085	120,372	103,861	144,004	100,958
	0,5 mV	168,961	175,053	28,952	83,917	113,691	103,861	143,474	105,097
MNF	0,1 mV	44,453	124,092	51,968	91,452	143,975	91,417	149,396	87,296
	0,3 mV	133,763	124,095	92,062	57,841	143,191	91,416	158,005	66,038
	0,5 mV	140,570	124,099	88,564	27,763	140,405	91,414	161,209	33,722
RMS	0,1 mV	5,234	29,342	22,186	29,723	61,790	59,038	56,511	58,801
	0,3 mV	24,282	29,318	73,331	66,347	64,862	59,039	52,837	51,176
	0,5 mV	49,307	29,294	92,301	249,356	70,792	59,040	56,936	34,776
CV	0,1 mV	100,000	112,538	100,000	10010,492	100,000	47,784	100,000	1,897
	0,3 mV	100,000	112,099	100,000	6453,170	100,000	771,064	100,000	264,311
	0,5 mV	100,000	111,590	100,000	11194,000	100,000	1050,949	100,000	7,492

4.4.1.4 Janela Hanning (hann)

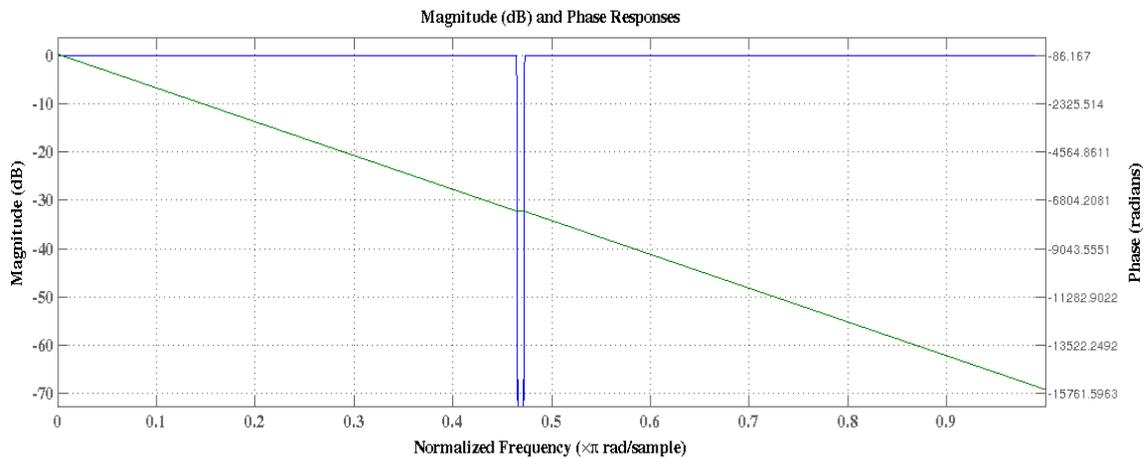


Figura 4.22 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Hanning.

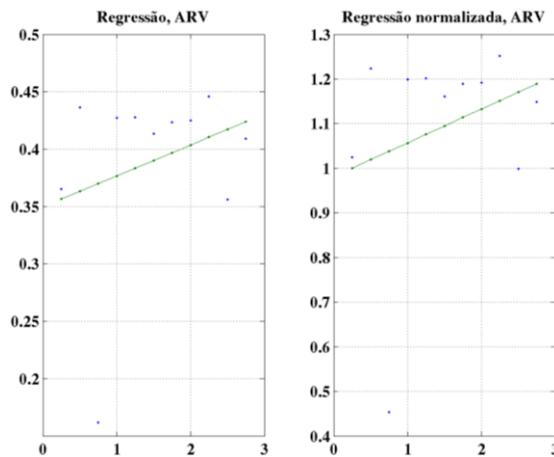


Figura 4.23 – Retas de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hanning.

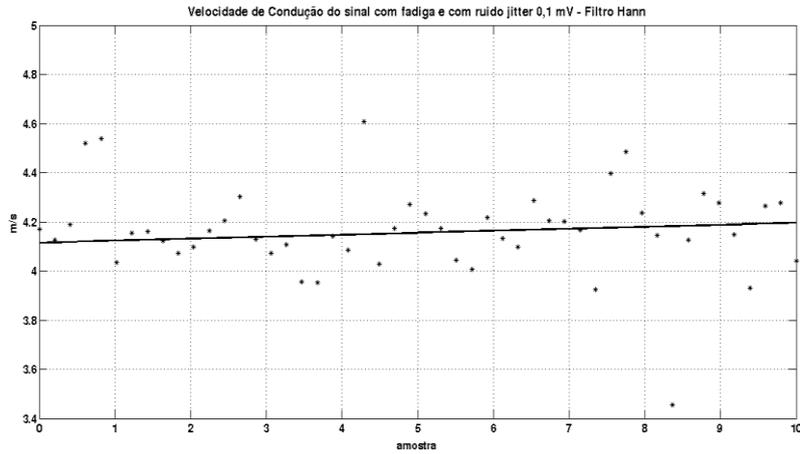


Figura 4.24 – Retas de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Hanning.

Tabela 4.6 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Hann

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	6,590	-33,882	-59,436	-89,549	-84,830	-88,306	-84,359
	0,3 mV	-55,293	6,664	-64,139	-11,620	-89,795	-84,832	-85,087	-80,880
	0,5 mV	-73,344	6,742	-78,167	57,287	-91,446	-84,835	-84,894	-74,383
MDF	0,1 mV	-43,555	-175,053	24,615	-67,884	-126,417	-103,861	-129,013	-104,197
	0,3 mV	-76,361	-175,053	-10,814	-30,156	-120,372	-103,035	-144,004	-101,467
	0,5 mV	-168,961	-175,053	-28,952	77,625	-113,691	-103,035	-143,474	-104,457
MNF	0,1 mV	-44,453	-124,209	-51,968	-89,956	-143,975	-91,407	-149,396	-87,203
	0,3 mV	-133,763	-124,198	-92,062	-52,678	-143,191	-91,404	-158,005	-65,527
	0,5 mV	-140,570	-124,185	-88,564	-21,167	-140,405	-91,401	-161,209	-32,496
RMS	0,1 mV	5,234	29,218	-22,186	-28,567	-61,790	-59,057	-56,511	-58,875
	0,3 mV	-24,282	29,204	-73,331	60,428	-64,862	-59,060	-52,837	-51,426
	0,5 mV	-49,307	29,190	-92,301	240,642	-70,792	-59,063	-56,936	-35,294
CV	0,1 mV	-100,000	-112,139	-100,000	10038,210	-100,000	36,462	-100,000	105,475
	0,3 mV	-100,000	-112,142	-100,000	6489,266	-100,000	-761,134	-100,000	-277,784
	0,5 mV	-100,000	-112,035	-100,000	10878,782	-100,000	-1062,879	-100,000	-240,437

4.4.1.5 Janela Kaiser (kaiser)

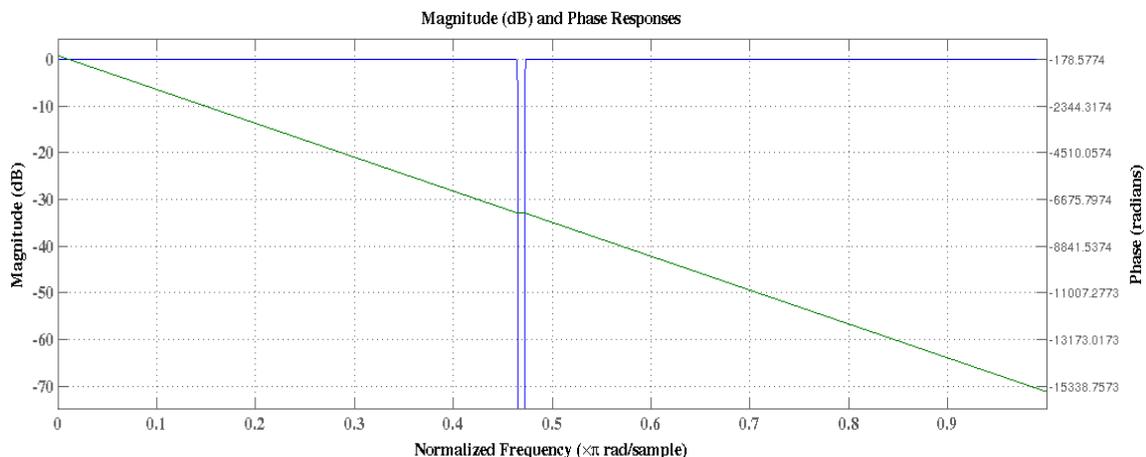


Figura 4.25 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Kaiser.

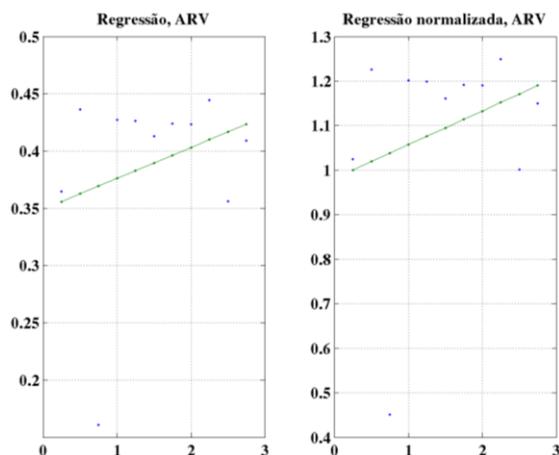


Figura 4.26 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Kaiser.

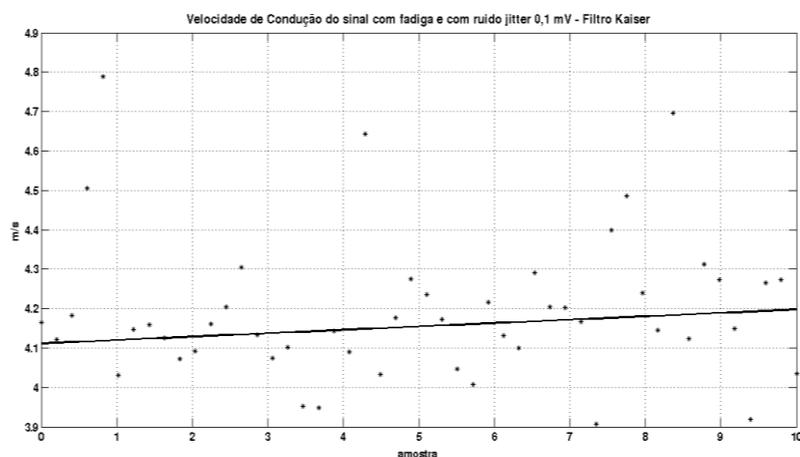


Figura 4.27 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Kaiser.

Tabela 4.7 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Kaiser

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	6,836	-33,882	-52,359	-89,549	-84,461	-88,306	-84,461
	0,3 mV	-55,293	6,705	-64,139	-33,215	-89,795	-81,290	-85,087	-81,290
	0,5 mV	-73,344	6,560	-78,167	29,634	-91,446	-75,425	-84,894	-75,425
MDF	0,1 mV	-43,555	-174,850	24,615	-64,129	-126,417	-103,753	-129,013	-103,753
	0,3 mV	-76,361	-174,850	-10,814	-63,758	-120,372	-100,900	-144,004	-100,900
	0,5 mV	-168,961	-174,850	-28,952	27,473	-113,691	-101,094	-143,474	-101,094
MNF	0,1 mV	-44,453	-124,825	-51,968	-86,487	-143,975	-86,822	-149,396	-86,822
	0,3 mV	-133,763	-124,875	-92,062	-48,401	-143,191	-63,005	-158,005	-63,005
	0,5 mV	-140,570	-124,922	-88,564	-25,284	-140,405	-25,923	-161,209	-25,923
RMS	0,1 mV	5,234	29,136	-22,186	-21,841	-61,790	-59,246	-56,511	-59,246
	0,3 mV	-24,282	29,191	-73,331	27,419	-64,862	-52,608	-52,837	-52,608
	0,5 mV	-49,307	29,245	-92,301	189,763	-70,792	-37,844	-56,936	-37,844
CV	0,1 mV	-100,000	-107,739	-100,000	10157,760	-100,000	-131,107	-100,000	-385,071
	0,3 mV	-100,000	-105,550	-100,000	6358,072	-100,000	-1112,242	-100,000	-309,254
	0,5 mV	-100,000	-100,895	-100,000	-100,000	-100,000	-1679,283	-100,000	-325,309

4.4.1.6 Janela Retangular (rectwin)

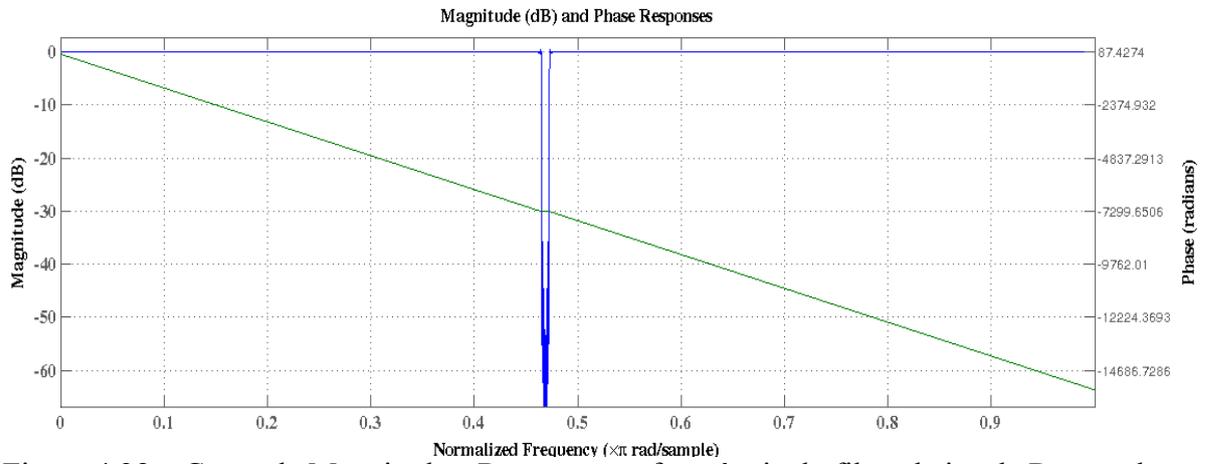


Figura 4.28 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Retangular.

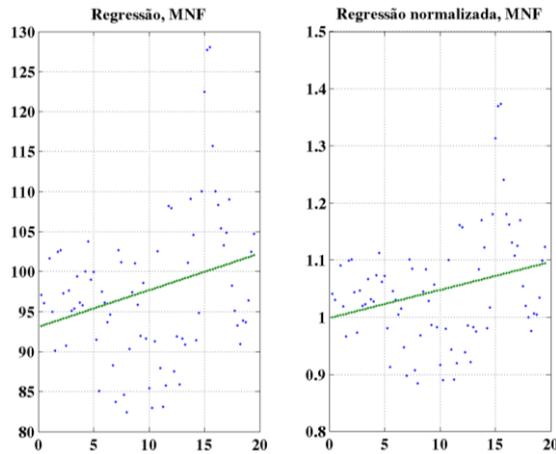


Figura 4.29 – Reta de regressão do MNF para Sinal CFCJ com 0,5 mV de ruído do filtro de janela Retangular.

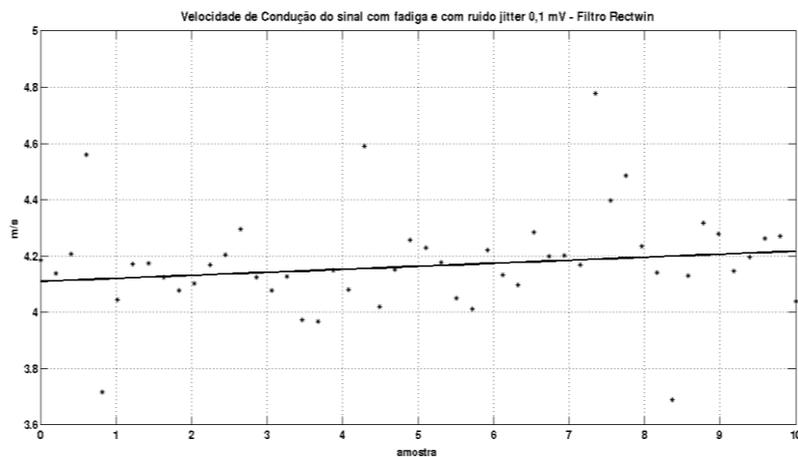


Figura 4.30 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Retangular.

Tabela 4.8 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Rectwin

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado						
ARV	0,1 mV	-24,436	6,468	-33,882	-79,579	-89,549	-84,792	-88,306	-84,202
	0,3 mV	-55,293	4,777	-64,139	37,894	-89,795	-84,802	-85,087	-80,262
	0,5 mV	-73,344	2,953	-78,167	115,008	-91,446	-84,814	-84,894	-72,794
MDF	0,1 mV	-43,555	-169,885	24,615	-98,316	-126,417	-104,968	-129,013	-104,587
	0,3 mV	-76,361	-167,055	-10,814	67,051	-120,372	-104,968	-144,004	-102,656
	0,5 mV	-168,961	-167,055	-28,952	276,306	-113,691	-104,968	-143,474	-105,889
MNF	0,1 mV	-44,453	-122,334	-51,968	-87,882	-143,975	-91,596	-149,396	-88,365
	0,3 mV	-133,763	-122,240	-92,062	-63,811	-143,191	-91,616	-158,005	-71,275
	0,5 mV	-140,570	-122,159	-88,564	-54,249	-140,405	-91,642	-161,209	-46,316
RMS	0,1 mV	5,234	30,943	-22,186	-45,909	-61,790	-58,780	-56,511	-57,886
	0,3 mV	-24,282	30,610	-73,331	139,652	-64,862	-58,752	-52,837	-48,484
	0,5 mV	-49,307	30,217	-92,301	347,084	-70,792	-58,728	-56,936	-29,810
CV	0,1 mV	-100,000	-114,803	-100,000	9724,009	-100,000	-324,926	-100,000	-328,467
	0,3 mV	-100,000	-102,970	-100,000	6483,641	-100,000	-519,737	-100,000	-591,510
	0,5 mV	-100,000	-88,104	-100,000	7581,356	-100,000	-751,618	-100,000	-270,717

4.4.1.7 Janela Triangular (triang)

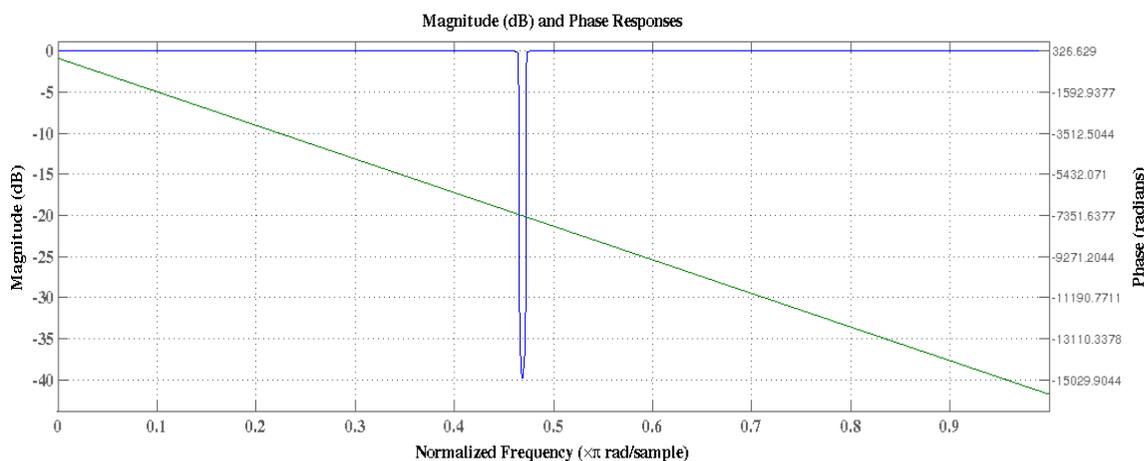


Figura 4.31 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Triangular.

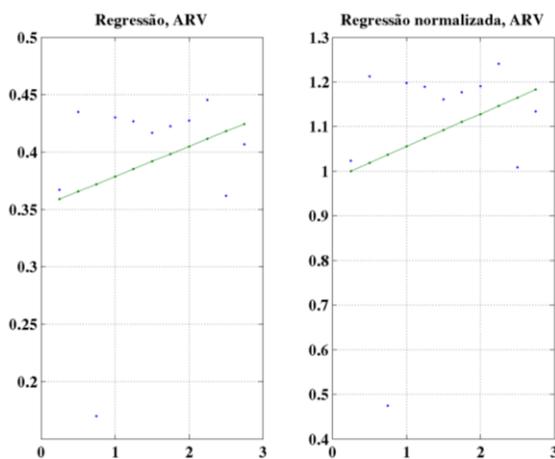


Figura 4.32 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,5 mV de ruído do filtro de janela Triangular.

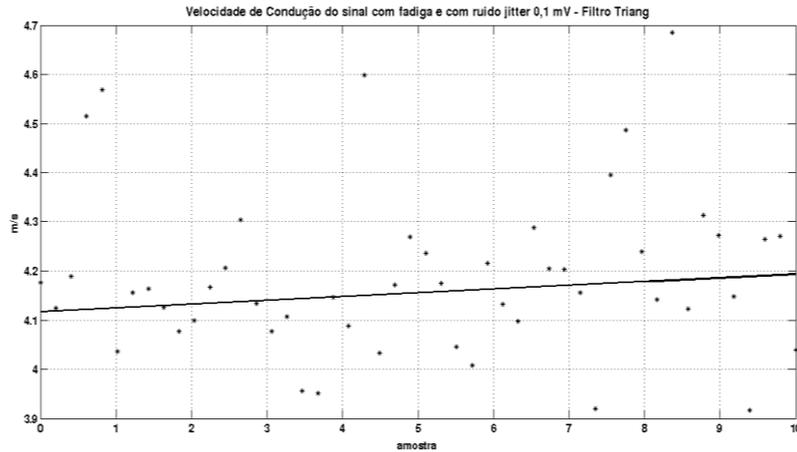


Figura 4.33 – Retas de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Triangular.

Tabela 4.10 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro FIR - Triang

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	6,555	-33,882	-55,111	-89,549	-84,882	-88,306	-84,462
	0,3 mV	-55,293	5,079	-64,139	-25,414	-89,795	-84,787	-85,087	-81,064
	0,5 mV	-73,344	2,936	-78,167	38,154	-91,446	-84,716	-84,894	-74,760
MDF	0,1 mV	-43,555	-174,850	24,615	-67,884	-126,417	-104,811	-129,013	-104,319
	0,3 mV	-76,361	-170,662	-10,814	-48,385	-120,372	-106,479	-144,004	-101,019
	0,5 mV	-168,961	-159,720	-28,952	52,665	-113,691	-106,772	-143,474	-103,111
MNF	0,1 mV	-44,453	-124,253	-51,968	-88,147	-143,975	-91,385	-149,396	-87,010
	0,3 mV	-133,763	-124,438	-92,062	-51,532	-143,191	-91,508	-158,005	-64,661
	0,5 mV	-140,570	-124,348	-88,564	-24,456	-140,405	-91,637	-161,209	-30,196
RMS	0,1 mV	5,234	30,834	-22,186	-22,669	-61,790	-59,322	-56,511	-59,237
	0,3 mV	-24,282	31,291	-73,331	35,655	-64,862	-59,245	-52,837	-51,986
	0,5 mV	-49,307	31,497	-92,301	201,330	-70,792	-59,180	-56,936	-36,198
CV	0,1 mV	-100,000	-97,397	-100,000	10035,928	-100,000	-163,428	-100,000	-70,632
	0,3 mV	-100,000	-51,276	-100,000	6059,559	-100,000	-1423,203	-100,000	-153,477
	0,5 mV	-100,000	22,557	-100,000	10330,919	-100,000	-1946,511	-100,000	52,490

4.4.2 Filtragem com filtro IIR

Foram executados 4 filtros do tipo IIR através da função de janela: janela Butterworth, janela Chebyshev tipo I, janela Chebyshev tipo II e janela Elliptic. A execução foi feita usando a ferramenta *fdatool*, que implementa os filtros por meio do conjunto de funções *fdesign* e *design*, com a primeira função especificando as características dos filtros e a segunda função projetando o filtro para o tipo de janela especificado.

Os parâmetros aplicados para filtragem IIR com as específicas janelas são:

- frequência de amostragem, $F_s = 2048$ Hz,
- largura das janelas dos estimadores, janela = 512,
- ordem dos filtros IIR, $N = 6$,

- frequência fundamental de corte dos filtros, $F_c = 60 \text{ Hz}$,
- largura de corte superior e inferior dos filtros, $\text{lgc} = 0.5 \text{ Hz}$.

4.4.2.1 Janela Chebyshev tipo I

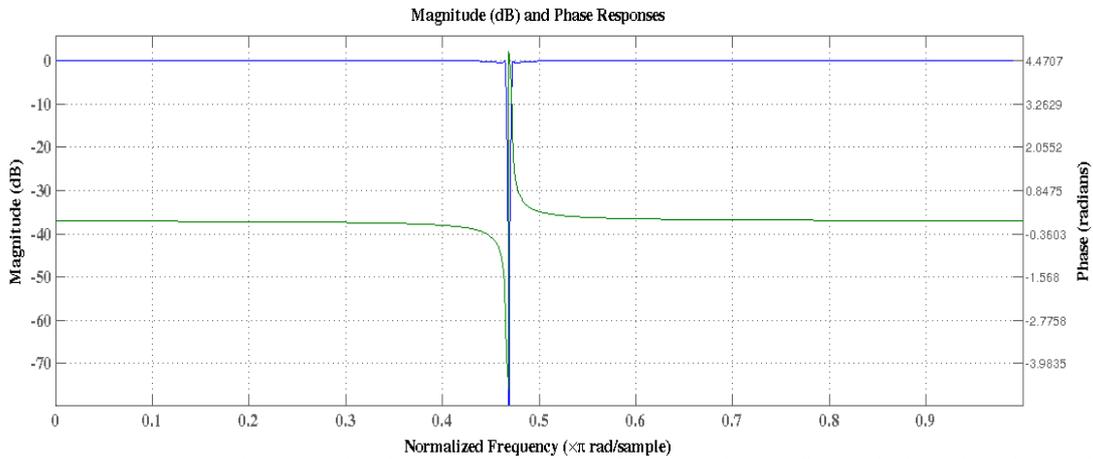


Figura 4.34 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Chebyshev Tipo I.

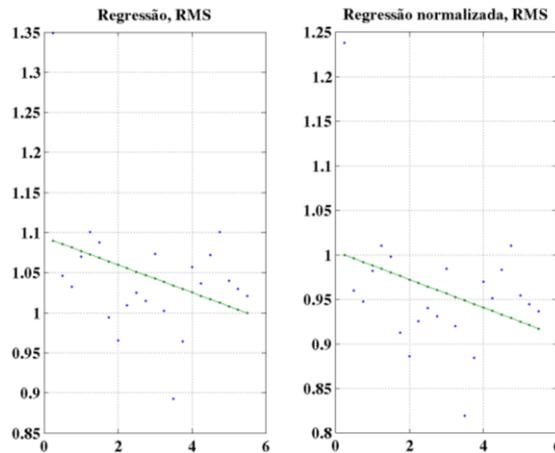


Figura 4.35 – Reta de regressão do RMS para Sinal SFCJ com 0,5 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo I.

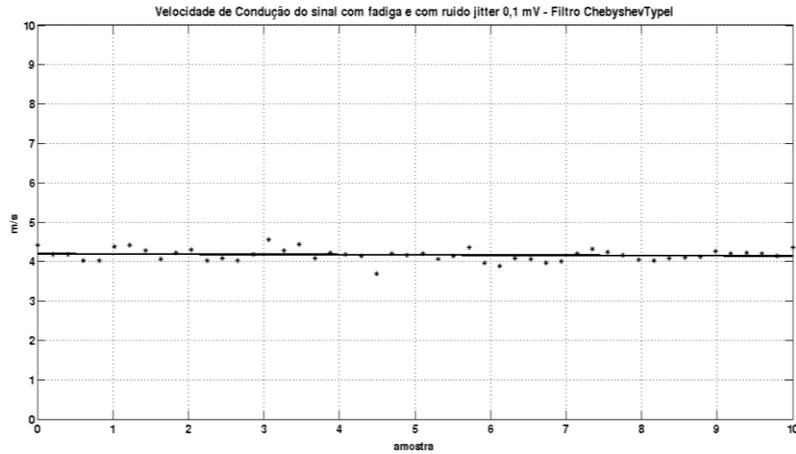


Figura 4.36 – Retas de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo I.

Tabela 4.11 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Chebyshev Type I

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	-14,046	-33,882	-74,226	-89,549	-89,670	-88,306	-90,669
	0,3 mV	-55,293	-13,636	-64,139	-44,976	-89,795	-89,670	-85,087	-102,729
	0,5 mV	-73,344	-13,278	-78,167	-8,693	-91,446	-89,670	-84,894	-122,011
MDF	0,1 mV	-43,555	-31,688	24,615	23,046	-126,417	-120,087	-129,013	-121,694
	0,3 mV	-76,361	-31,688	-10,814	162,638	-120,372	-120,087	-144,004	-135,219
	0,5 mV	-168,961	-31,688	-28,952	160,722	-113,691	-120,087	-143,474	-150,464
MNF	0,1 mV	-44,453	19,846	-51,968	68,311	-143,975	-148,445	-149,396	-162,960
	0,3 mV	-133,763	19,230	-92,062	44,680	-143,191	-148,445	-158,005	-247,030
	0,5 mV	-140,570	18,702	-88,564	-5,192	-140,405	-148,445	-161,209	-335,263
RMS	0,1 mV	5,234	-12,191	-22,186	-69,073	-61,790	-64,604	-56,511	-66,919
	0,3 mV	-24,282	-11,956	-73,331	-30,678	-64,862	-64,604	-52,837	-97,012
	0,5 mV	-49,307	-11,761	-92,301	5,023	-70,792	-64,604	-56,936	-146,008
CV	0,1 mV	-100,000	-80,657	-100,000	11580,493	-100,000	57,275	-100,000	-56,369
	0,3 mV	-100,000	-84,379	-100,000	4149,744	-100,000	9119,696	-100,000	-58,501
	0,5 mV	-100,000	-51,615	-100,000	3463,850	-100,000	9176,516	-100,000	-58,452

4.4.2.2 Janela Chebyshev tipo II

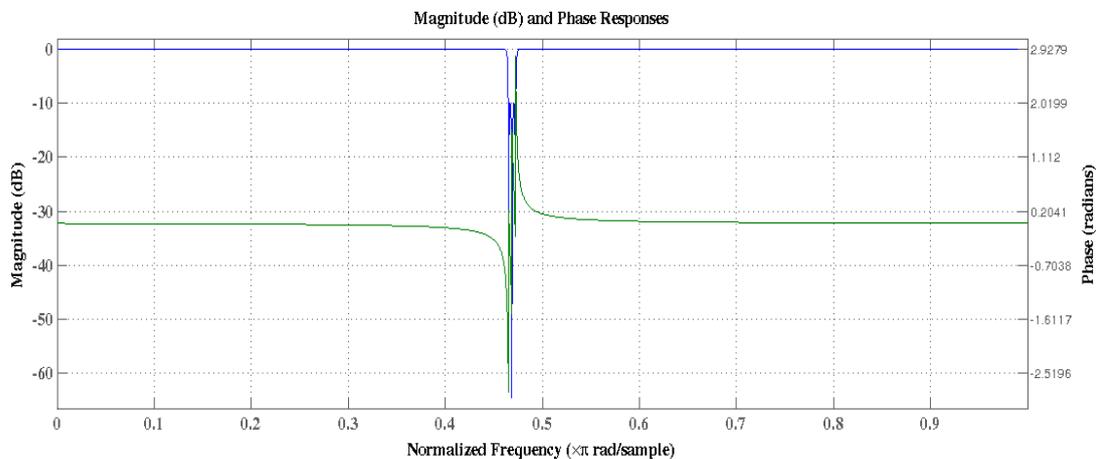


Figura 4.37 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Chebyshev Tipo II.

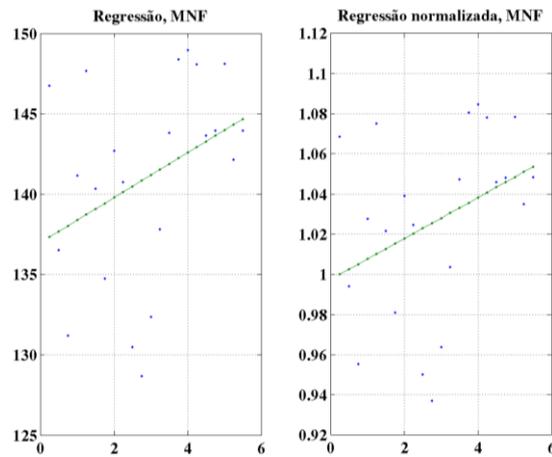


Figura 4.38 – Reta de regressão do MNF para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo II.

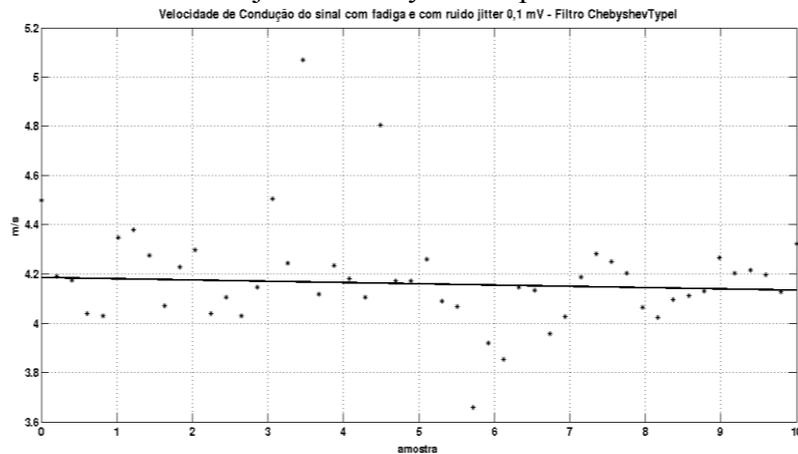


Figura 4.39 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Chebyshev Tipo II.

Tabela 4.12 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Chebyshev Type II

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	-24,526	-33,882	-98,256	-89,549	-91,042	-88,306	-91,160
	0,3 mV	-55,293	-24,395	-64,139	73,790	-89,795	-91,044	-85,087	-93,698
	0,5 mV	-73,344	-24,289	-78,167	170,186	-91,446	-91,046	-84,894	-97,937
MDF	0,1 mV	-43,555	-37,085	24,615	54,824	-126,417	-119,607	-129,013	-120,155
	0,3 mV	-76,361	-37,085	-10,814	468,233	-120,372	-119,607	-144,004	-115,756
	0,5 mV	-168,961	-37,085	-28,952	1000,460	-113,691	-119,607	-143,474	-116,321
MNF	0,1 mV	-44,453	11,536	-51,968	118,314	-143,975	-148,002	-149,396	-148,918
	0,3 mV	-133,763	11,643	-92,062	373,859	-143,191	-148,015	-158,005	-151,897
	0,5 mV	-140,570	11,816	-88,564	553,796	-140,405	-148,029	-161,209	-154,936
RMS	0,1 mV	5,234	-14,032	-22,186	-87,862	-61,790	-64,176	-56,511	-64,097
	0,3 mV	-24,282	-13,896	-73,331	197,701	-64,862	-64,174	-52,837	-68,814
	0,5 mV	-49,307	-13,793	-92,301	457,379	-70,792	-64,172	-56,936	-78,935
CV	0,1 mV	-100,000	-64,901	-100,000	11785,094	-100,000	184,147	-100,000	54,981
	0,3 mV	-100,000	-63,671	-100,000	5211,639	-100,000	10988,239	-100,000	55,165
	0,5 mV	-100,000	-59,563	-100,000	5032,823	-100,000	11063,817	-100,000	168,947

4.4.2.3 Janela Butterworth

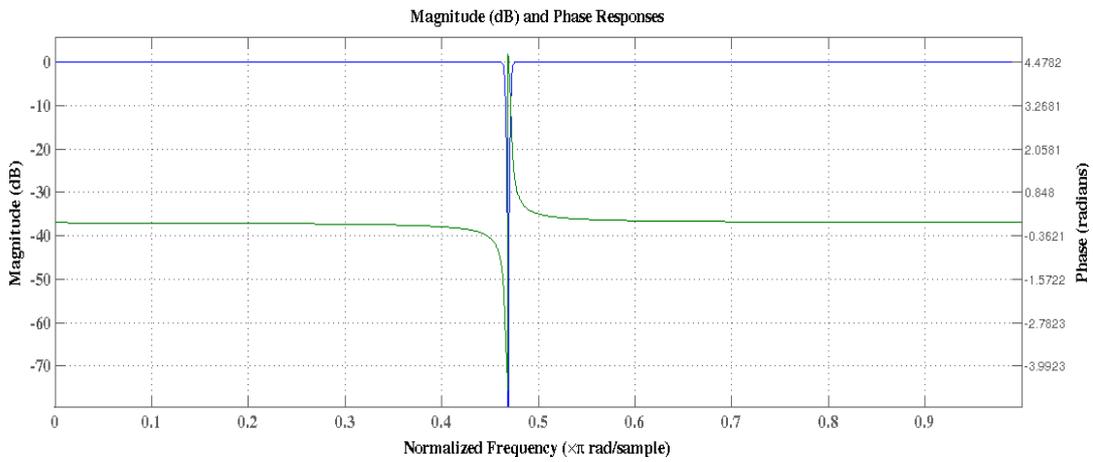


Figura 4.40 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Butterworth.

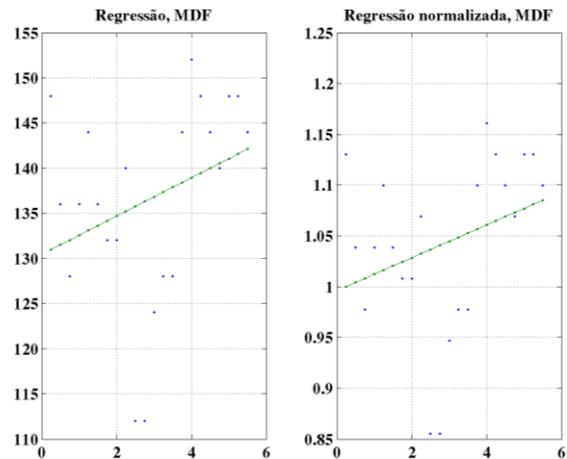


Figura 4.41 – Retas de regressão do MDF para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Butterworth.

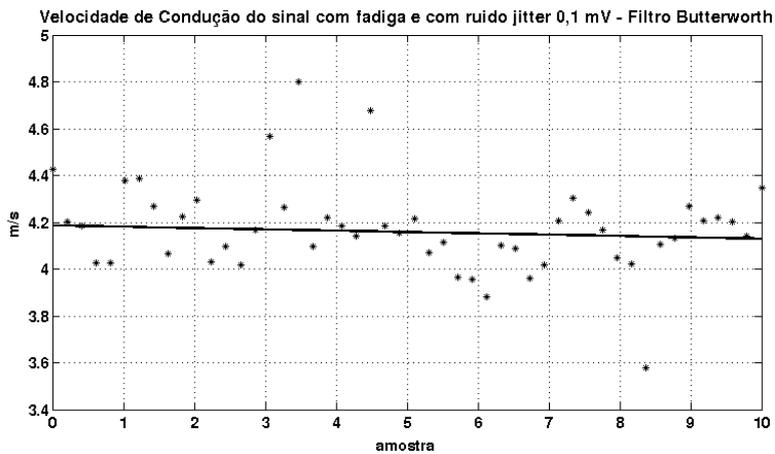


Figura 4.42 – Retas de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Butterworth.

Tabela 4.13 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Butterworth

Estimadores	Ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	-12,428	-33,882	-69,468	-89,549	-89,628	-88,306	-90,324
	0,3 mV	-55,293	-12,330	-64,139	-43,569	-89,795	-89,628	-85,087	-98,896
	0,5 mV	-73,344	-12,239	-78,167	-1,242	-91,446	-89,628	-84,894	-113,891
MDF	0,1 mV	-43,555	-19,062	24,615	17,097	-126,417	-121,761	-129,013	-121,524
	0,3 mV	-76,361	-19,062	-10,814	176,668	-120,372	-121,761	-144,004	-130,207
	0,5 mV	-168,961	-19,062	-28,952	149,711	-113,691	-121,761	-143,474	-137,196
MNF	0,1 mV	-44,453	20,522	-51,968	63,734	-143,975	-148,440	-149,396	-156,898
	0,3 mV	-133,763	20,364	-92,062	16,564	-143,191	-148,440	-158,005	-210,474
	0,5 mV	-140,570	20,210	-88,564	-55,547	-140,405	-148,440	-161,209	-278,600
RMS	0,1 mV	5,234	-9,665	-22,186	-59,821	-61,790	-64,483	-56,511	-65,945
	0,3 mV	-24,282	-9,617	-73,331	-16,678	-64,862	-64,483	-52,837	-86,622
	0,5 mV	-49,307	-9,571	-92,301	50,012	-70,792	-64,483	-56,936	-123,420
CV	0,1 mV	-100,000	-91,714	-100,000	11901,102	-100,000	228,167	-100,000	126,514
	0,3 mV	-100,000	-91,508	-100,000	4539,269	-100,000	10182,498	-100,000	126,492
	0,5 mV	-100,000	-90,830	-100,000	2660,666	-100,000	10310,699	-100,000	126,469

4.4.2.4 Janela Elliptic

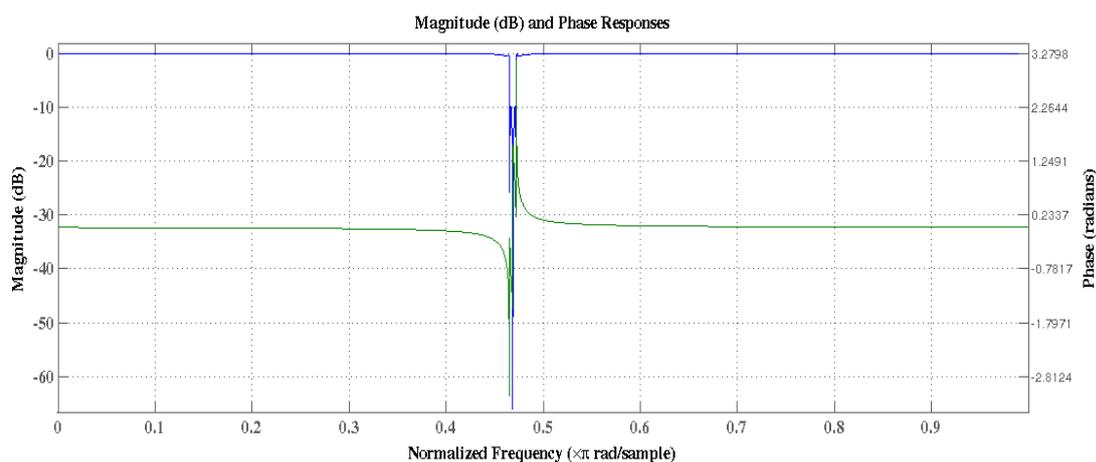


Figura 4.43 – Curva da Magnitude e Resposta em frequência do filtro de janela Elliptic.

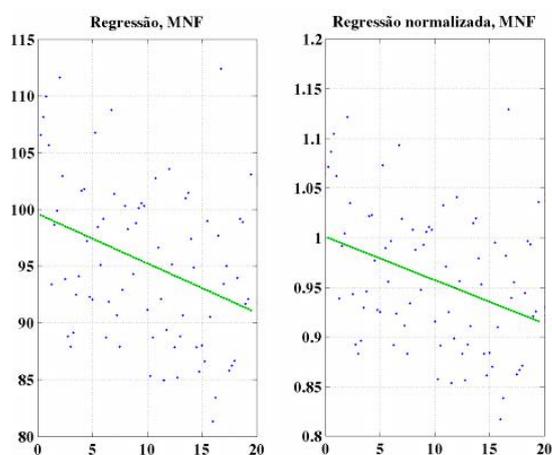


Figura 4.44 – Retas de regressão do MNF para Sinal CFCR com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Elliptic.

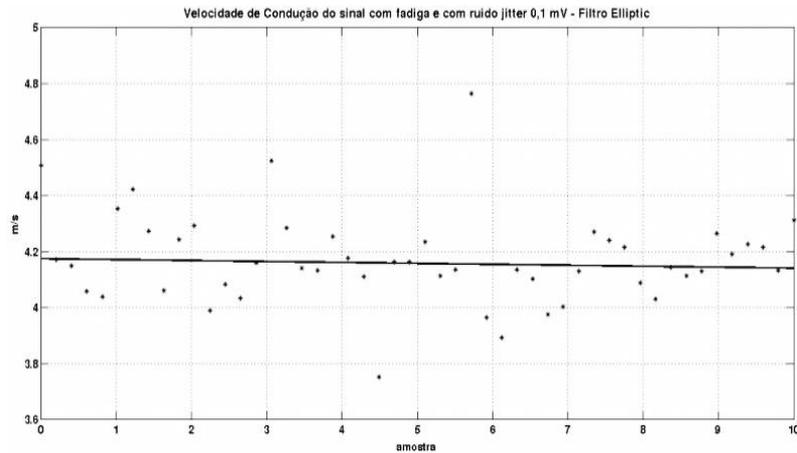


Figura 4.45 – Retas de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído do filtro de janela Elliptic.

Tabela 4.14 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro IIR - Elliptic

Estimadores	Nível ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	-30,362	-33,882	-99,543	-89,549	-90,755	-88,306	-91,626
	0,3 mV	-55,293	-28,877	-64,139	4,354	-89,795	-90,753	-85,087	-99,862
	0,5 mV	-73,344	-27,604	-78,167	50,574	-91,446	-90,752	-84,894	-113,153
MDF	0,1 mV	-43,555	-36,115	24,615	22,181	-126,417	-123,184	-129,013	-122,842
	0,3 mV	-76,361	-36,115	-10,814	220,736	-120,372	-123,184	-144,004	-125,834
	0,5 mV	-168,961	-36,380	-28,952	516,891	-113,691	-123,184	-143,474	-135,028
MNF	0,1 mV	-44,453	17,359	-51,968	65,426	-143,975	-147,681	-149,396	-156,651
	0,3 mV	-133,763	17,490	-92,062	113,059	-143,191	-147,679	-158,005	-210,292
	0,5 mV	-140,570	17,856	-88,564	199,740	-140,405	-147,678	-161,209	-274,437
RMS	0,1 mV	5,234	-24,452	-22,186	-98,401	-61,790	-64,667	-56,511	-66,303
	0,3 mV	-24,282	-24,225	-73,331	130,603	-64,862	-64,673	-52,837	-86,412
	0,5 mV	-49,307	-24,156	-92,301	259,206	-70,792	-64,679	-56,936	-120,937
CV	0,1 mV	-100,000	-72,581	-100,000	11933,880	-100,000	36,031	-100,000	-1,200
	0,3 mV	-100,000	-102,927	-100,000	11177,809	-100,000	9643,615	-100,000	41,117
	0,5 mV	-100,000	-125,836	-100,000	8159,104	-100,000	9538,114	-100,000	55,753

4.4.3 Filtragem com filtro adaptativo

Foi executado um filtros do tipo Adaptativo, numa estrutura IIR. Tendo como base o artigo “Digital Filters for ECG Signals” (Morata, 1977). Esse filtro foi fornecido pelo professor Fabiano Soares.

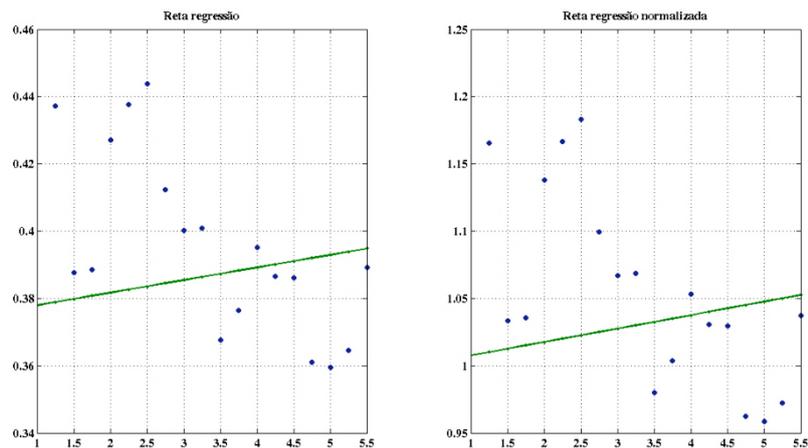


Figura 4.46 – Reta de regressão do ARV para Sinal SFCR com 0,1 mV de ruído.

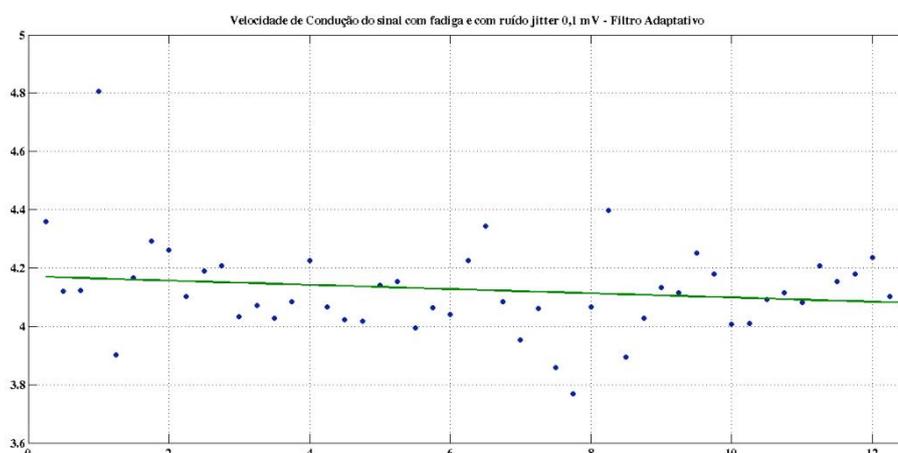


Figura 4.47 – Reta de regressão do CV para Sinal CFCJ com 0,1 mV de ruído.

Tabela 4.15 - Porcentagem de erro da inclinação da reta de regressão do coeficiente angular para filtro Adaptativo

Estimadores	Nível ruído	SFCR		SFCJ		CFCR		CFCJ	
		não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado	não filtrado	filtrado
ARV	0,1 mV	-24,436	-98,813	-33,882	-102,179	-89,549	-101,003	-88,306	-101,848
	0,3 mV	-55,293	-125,176	-64,139	-148,363	-89,795	-100,430	-85,087	-104,706
	0,5 mV	-73,344	-127,720	-78,167	-161,609	-91,446	-100,040	-84,894	-107,187
MDF	0,1 mV	-43,555	-228,823	24,615	-261,244	-126,417	-176,140	-129,013	-161,586
	0,3 mV	-76,361	-324,860	-10,814	-367,040	-120,372	-164,391	-144,004	-160,016
	0,5 mV	-168,961	-253,198	-28,952	-300,705	-113,691	-162,638	-143,474	-161,021
MNF	0,1 mV	-44,453	-443,851	-51,968	-465,940	-143,975	-201,398	-149,396	-205,297
	0,3 mV	-133,763	-429,694	-92,062	-527,847	-143,191	-203,941	-158,005	-191,071
	0,5 mV	-140,570	-389,084	-88,564	-406,924	-140,405	-195,858	-161,209	-182,986
RMS	0,1 mV	5,234	-85,478	-22,186	-129,211	-61,790	-119,830	-56,511	-123,489
	0,3 mV	-24,282	-343,019	-73,331	-465,600	-64,862	-121,768	-52,837	-139,563
	0,5 mV	-49,307	-408,935	-92,301	-603,784	-70,792	-123,480	-56,936	-155,821
CV	0,1 mV	-100,000	-100,000	-100,000	-100,000	-100,000	13142,117	-100,000	10175,499
	0,3 mV	-100,000	-100,000	-100,000	-100,000	-100,000	10964,088	-100,000	-11110,144
	0,5 mV	-100,000	-100,000	-100,000	-100,000	-100,000	-6405,642	-100,000	-100,000

4.4.4 Tabelas do percentual de erros dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores.

As tabelas a seguir apresentam os dados resultantes do cruzamento de três dados: estimadores, filtros e sinais com os diferentes tipos de ruído nas três amplitudes utilizadas. Os valores tabulados são o modulo dos valores obtidos, permitindo uma análise mais simplificada e quantitativa da alteração do índice de inclinação da reta de regressão dos estimadores. Para auxiliar na leitura das tabelas foi feito um sombreado de maneira que quanto mais escuro maior a alteração verificada.

As tabelas (4.16 a 4.19) com os percentuais de erros dos coeficientes angulares das retas de regressão obtida do cálculo dos estimadores para os quatro tipos de sinal (SFCR, SFCJ, CFR e CFJ) nas três amplitudes de ruído (0,1mV, 0,3mV e 0,5mV) permitem um comparativo direto do comportamento dos diversos filtros tendo como foco o coeficiente angular dos estimadores, proporcionando uma visão tanto geral como específica do comportamento dos filtros.

Há que destacar aqui o caso particular do filtro adaptativo que contrariando todas as expectativas apresentou péssimos resultados quando usado para filtrar sinais com harmônicas, o seu caso é analisado num subitem separado.

4.4.4.1 Análise do erro porcentual dos coeficientes angulares para sinais SFCR.

Tabela 4.16 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga, com ruído sem *jitter* (SFCR) de 60Hz e harmônicos.

SFCR	Ruído	Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Butterworth	Chebyshev I	Chebyshev II	Elliptic	Adaptativo
ARV	0,1 mV	24,44	2,86	6,84	6,60	6,59	6,84	6,47	6,56	12,43	14,05	24,53	30,36	98,81
	0,3 mV	55,29	4,09	6,58	6,58	6,66	6,71	4,78	5,08	12,33	13,64	24,40	28,88	125,18
	0,5 mV	73,34	6,52	6,30	6,56	6,74	6,56	2,95	2,94	12,24	13,28	24,29	27,60	127,72
MDF	0,1 mV	43,56	160,10	174,85	175,05	175,05	174,85	169,89	174,85	19,06	31,69	37,08	36,11	228,82
	0,3 mV	76,36	160,10	174,85	175,05	175,05	174,85	167,06	170,66	19,06	31,69	37,08	36,11	324,86
	0,5 mV	168,96	156,19	174,85	175,05	175,05	174,85	167,06	159,72	19,06	31,69	37,08	36,38	253,20
MNF	0,1 mV	44,45	113,90	124,94	124,09	124,21	124,82	122,33	124,25	20,52	19,85	11,54	17,36	443,85
	0,3 mV	133,76	115,99	125,04	124,10	124,20	124,88	122,24	124,44	20,36	19,23	11,64	17,49	429,69
	0,5 mV	140,57	117,50	125,13	124,10	124,19	124,92	122,16	124,35	20,21	18,70	11,82	17,86	389,08
RMS	0,1 mV	5,23	30,07	29,21	29,34	29,22	29,14	30,94	30,83	9,67	12,19	14,03	24,45	85,48
	0,3 mV	24,28	31,65	29,31	29,32	29,20	29,19	30,61	31,29	9,62	11,96	13,90	24,22	343,02
	0,5 mV	49,31	32,98	29,42	29,29	29,19	29,24	30,22	31,50	9,57	11,76	13,79	24,16	408,94
CV	0,1 mV	100,00	109,05	106,71	112,54	112,14	107,74	114,80	97,40	91,71	80,66	64,90	72,58	100,00
	0,3 mV	100,00	107,93	103,33	112,10	112,14	105,55	102,97	51,28	91,51	84,38	63,67	102,93	100,00
	0,5 mV	100,00	105,39	59,56	111,59	112,04	100,89	88,10	22,56	90,83	51,61	59,56	125,84	100,00

Para o sinal (SFCR) sem fadiga e com ruído (sem *jitter*), todos os filtros apresentam

(desconsiderando a relação direta entre filtros distintos) o mesmo comportamento consistente nos valores dos coeficientes angulares para os vários níveis de ruído em todos os estimadores, como pode ser observado em ambas as tabelas.

Fazendo uma análise comparativa do coeficiente angular obtido pelos filtros (Figura 4.3 (a), análise comparativa do conjunto de resultados para cada filtro isoladamente) todos os filtros apresentam melhor desempenho para os estimadores ARV e RMS, exceto o filtro adaptativo.

Fazendo uma análise comparativa tendo como enfoque os estimadores (figura 4.3 (b), análise comparativa do conjunto de resultados para cada estimador/nível separadamente) em relação ao coeficiente angular do sinal sem filtragem podemos observar, nos diversos estimadores: ARV e RMS uma considerável melhoria do coeficiente angular, apresentando os piores resultados os filtros do tipo IIR; MDF apresenta o melhor desempenho o sinal sem filtragem - exceto nos filtros IIR onde ouve uma ligeira melhora no coeficiente angular; CV apresenta genericamente margens de erro na faixa de 100% predominantemente nos filtros FIR.

4.4.4.2 Análise do erro porcentual dos coeficientes angulares para sinais SFCJ.

Tabela 4.17 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga, com ruído com *jitter* (SFCJ) de 60Hz e harmônicos.

SFCJ	Ruído	Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Butterworth	Chebyshev I	Chebyshev II	Elliptic	Adaptativo
ARV	0,1 mV	33,88	54,23	50,93	60,86	59,44	52,36	79,58	55,11	69,47	74,23	98,26	99,54	102,18
	0,3 mV	64,14	27,26	37,59	7,34	11,62	33,21	37,89	25,41	43,57	44,98	73,79	4,35	148,36
	0,5 mV	78,17	37,26	23,79	62,50	57,29	29,63	115,01	38,15	1,24	8,69	170,19	50,57	161,61
MDF	0,1 mV	24,61	64,13	64,13	71,39	67,88	64,13	98,32	67,88	17,10	23,05	54,82	22,18	261,24
	0,3 mV	10,81	58,97	62,72	25,08	30,16	63,76	67,05	48,38	176,67	162,64	468,23	220,74	367,04
	0,5 mV	28,95	27,47	25,81	83,92	77,62	27,47	276,31	52,66	149,71	160,72	1000,46	516,89	300,71
MNF	0,1 mV	51,97	87,28	86,02	91,45	89,96	86,49	87,88	88,15	63,73	68,31	118,31	65,43	465,94
	0,3 mV	92,06	48,72	48,97	57,84	52,68	48,40	63,81	51,53	16,56	44,68	373,86	113,06	527,85
	0,5 mV	88,56	22,62	28,79	27,76	21,17	25,28	54,25	24,46	55,55	5,19	553,80	199,74	406,92
RMS	0,1 mV	22,19	23,66	20,44	29,72	28,57	21,84	45,91	22,67	59,82	69,07	87,86	98,40	129,21
	0,3 mV	73,33	36,38	20,62	66,35	60,43	27,42	139,65	35,65	16,68	30,68	197,70	130,60	465,60
	0,5 mV	92,30	203,78	179,07	249,36	240,64	189,76	347,08	201,33	50,01	5,02	457,38	259,21	603,78
CV	0,1 mV	100,00	10124,11	10183,08	10010,49	10038,21	10157,76	9724,01	10035,93	11901,10	11580,49	11785,09	11933,88	100,00
	0,3 mV	100,00	6398,16	6320,67	6453,17	6489,27	6358,07	6483,64	6059,56	4539,27	4149,74	5211,64	11177,81	100,00
	0,5 mV	100,00	100,00	100,00	11194,00	10878,78	100,00	7581,36	10330,92	2660,67	3463,85	5032,82	8159,10	100,00

Com a presença de ruído com *jitter*, os resultados dos filtros passam a apresentar um comportamento inconsistente, sendo isso uma resultante das falhas na filtragem que ocorrem como consequência do fato da largura de banda da interferência ser superior ao entalhe do filtro, na Figura 4.48 isso pode ser constatado pela comparação do espectro da saída do filtro *Butterworth* para sinais sem e com *jitter*.

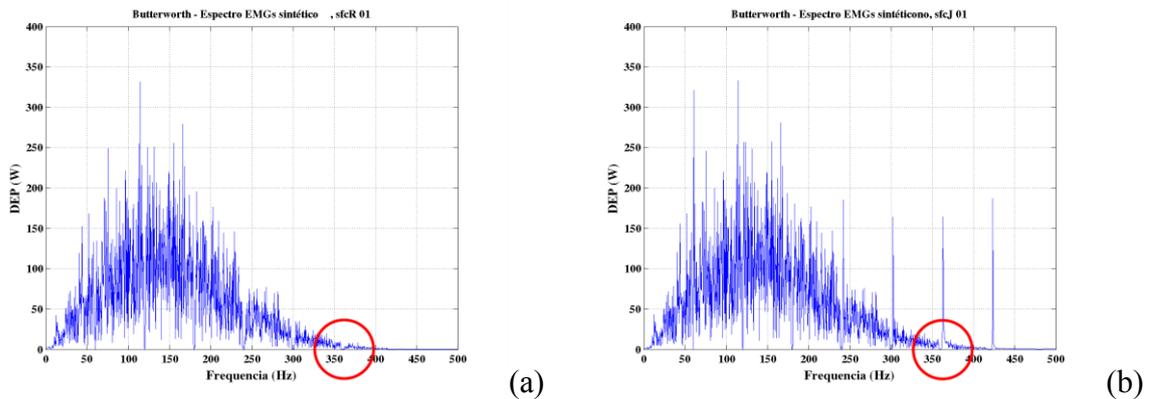


Figura 4.48 – Espectros do sinal ENGs SFCR e SFCJ após filtragem Bitterworth. (a) sinal com ruído sem *jitter*, (b) sinal com ruído com *jitter*.

Podemos observar que somente os estimadores ARV e MNF apresentaram melhoras significativas com a filtragem mesmo não apresentando uma consistência nos resultados. Os outros estimadores tiveram resultados predominantemente semelhantes ou piores que o sinal sem filtragem, sendo o pior caso registrado para a CV.

4.4.4.3 Análise do erro percentual dos coeficientes angulares para sinais CFCR.

Tabela 4.18 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga, com ruído sem *jitter* (CFCR)) de 60Hz e harmônicos.

CFCR	Ruído	Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Butterworth	Chebyshev I	Chebyshev II	Elliptic	Adaptativo
ARV	0,1 mV	15,57	67,40	67,09	67,76	67,76	71,84	68,18	67,19	14,70	14,24	0,94	2,23	111,09
	0,3 mV	12,86	67,42	67,21	67,73	67,74	106,91	68,08	68,24	14,70	14,24	0,95	2,26	104,76
	0,5 mV	5,40	67,44	67,33	67,69	67,71	171,77	67,94	69,03	14,70	14,24	0,98	2,27	100,44
MDF	0,1 mV	0,90	85,29	84,74	85,25	85,25	85,66	81,03	81,62	16,89	23,28	25,11	11,45	190,81
	0,3 mV	22,19	85,29	84,74	85,25	88,41	96,56	81,03	75,25	16,89	23,28	25,11	11,45	145,94
	0,5 mV	47,71	85,29	84,74	85,25	88,41	95,82	81,03	74,14	16,89	23,28	25,11	11,45	139,24
MNF	0,1 mV	4,27	118,70	118,70	118,68	118,71	128,69	118,29	118,75	5,45	5,46	4,49	3,79	120,73
	0,3 mV	5,98	118,69	118,67	118,69	118,71	180,53	118,25	118,48	5,45	5,46	4,52	3,79	126,26
	0,5 mV	12,04	118,69	118,65	118,69	118,72	261,26	118,19	118,21	5,45	5,46	4,55	3,79	108,67
RMS	0,1 mV	1,67	8,62	8,37	8,99	8,94	8,43	9,68	8,23	5,50	5,82	4,68	5,99	152,76
	0,3 mV	6,51	8,62	8,40	8,99	8,93	26,10	9,75	8,44	5,50	5,82	4,68	6,00	157,92
	0,5 mV	22,29	8,63	8,43	8,98	8,92	65,38	9,81	8,61	5,50	5,82	4,67	6,02	162,47
CV	0,1 mV	100,00	79,54	140,79	47,78	36,46	131,11	324,93	163,43	228,17	57,28	184,15	36,03	13142,12
	0,3 mV	100,00	1015,04	1263,99	771,06	761,13	1112,24	519,74	1423,20	10182,50	9119,70	10988,24	9643,61	10964,09
	0,5 mV	100,00	1531,42	1828,00	1050,95	1062,88	1679,28	751,62	1946,51	10310,70	9176,52	11063,82	9538,11	6405,64

Para o sinal do tipo CFCR, com fadiga e com ruído sem *jitter*, os filtros apresentam comportamento consistente nos diversos valores dos coeficientes angulares para os vários níveis de ruído na maioria dos estimadores, as exceções estão nos sinais sem filtragem e filtrado pelo filtro Kaiser, para todos os estimadores, e no estimador CV para todos os filtros.

Os filtros IIR apresentam resultados que além de serem consistente quando analisados para o mesmo estimador nos diversos níveis de ruído, são os possuem o menor erro nos coeficientes angulares.

4.4.4.4 Análise do erro porcentual dos coeficientes angulares para sinais CFCJ.

Tabela 4.19 – Percentual de erro dos coeficientes angular das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga, com ruído com *jitter* (CFCJ) de 60Hz e harmônicos.

CFCJ	Ruído	Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Butterworth	Chebyshev I	Chebyshev II	Elliptic	Adaptativo
ARV	0,1 mV	29,32	72,17	71,57	73,09	72,97	71,84	74,71	71,84	7,01	3,19	2,24	7,39	120,44
	0,3 mV	64,92	108,26	105,86	112,19	111,45	106,91	118,28	109,41	87,79	130,18	30,31	98,48	152,05
	0,5 mV	67,05	175,19	168,99	185,43	183,30	171,77	200,86	179,12	253,62	343,41	77,19	245,46	179,48
MDF	0,1 mV	10,81	84,01	85,66	86,79	83,97	85,66	82,48	83,51	17,79	17,14	23,02	12,76	135,22
	0,3 mV	68,07	96,56	96,56	96,34	94,40	96,56	89,85	96,11	15,37	34,51	39,82	1,33	129,23
	0,5 mV	66,05	92,20	95,63	80,53	82,98	95,82	77,51	88,12	42,07	92,74	37,66	33,79	133,06
MNF	0,1 mV	7,53	128,45	128,86	127,65	127,86	128,69	125,33	128,28	23,86	37,05	6,49	23,32	129,21
	0,3 mV	26,27	178,98	181,72	173,93	175,04	180,53	162,53	176,93	140,49	220,06	12,97	140,09	98,25
	0,5 mV	33,24	257,20	264,37	244,28	246,95	261,26	216,86	251,95	288,79	412,13	19,59	279,72	80,65
RMS	0,1 mV	15,71	8,72	8,20	9,62	9,42	8,43	12,05	8,46	9,39	11,98	4,47	10,34	162,50
	0,3 mV	25,49	26,99	25,39	29,91	29,24	26,10	37,07	27,75	64,40	92,05	17,02	63,85	205,27
	0,5 mV	14,58	67,34	63,84	73,54	72,16	65,38	86,76	69,76	162,32	222,42	43,95	155,71	248,52
CV	0,1 mV	100,00	132,79	317,52	1,90	105,48	385,07	328,47	70,63	126,51	56,37	54,98	1,20	10175,50
	0,3 mV	100,00	300,21	317,03	264,31	277,78	309,25	591,51	153,48	126,49	58,50	55,17	41,12	11110,14
	0,5 mV	100,00	314,95	336,52	7,49	240,44	325,31	270,72	52,49	126,47	58,45	126,47	55,75	100,00

Os filtros apresentaram, para os sinais com fadiga e ruído com *jitter*, comportamento muito semelhante ao apresentado para ruído sem *jitter*. Com destaque especial para o filtro Chebyshev Tipo II, que apresentou o melhor comportamento nestes dois casos.

4.4.5 Análise do filtro Adaptativo para interferências simples de 60Hz, sem harmônicas.

Neste item fazemos a análise comparativa do desempenho dos filtros trabalhando com ruído de 60Hz sem harmônicos, uma vez que o filtro Adaptativo não apresentou um bom desempenho por interferências causadas pelas harmônicas adjacentes há harmônica que estava sendo filtrada em cada passagem que o filtro fazia, levando a uma grande deturpação do sinal, resultados que podem ser observados nas tabelas 4.16 a 4.19. O mesmo não ocorre quando este filtro trabalha focado somente numa frequência sem a presença de harmônicas com valores significativos, como pode ser observado nas tabelas 4.20 a 4.21.

Tabela 4.20 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga, com ruído sem *jitter* (SFCR)) de 60Hz.

SFCR		Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Chebyshev I	Chebyshev II	Butterworth	Elliptic	Adaptativo
ARV	0,1 mV	48,84	170,75	165,55	177,12	176,83	167,94	178,48	171,82	44,65	40,89	44,19	37,82	32,95
	0,3 mV	90,41	152,74	139,81	173,96	172,74	145,64	173,39	153,96	65,66	51,40	53,42	56,99	57,59
	0,5 mV	103,10	136,64	112,60	170,46	168,14	122,90	165,78	137,00	93,50	62,92	63,71	79,00	52,75
MDF	0,1 mV	76,53	100,00	157,18	161,05	161,05	157,18	161,05	157,18	43,59	60,61	54,41	43,59	51,25
	0,3 mV	217,11	149,21	158,64	154,58	154,58	165,14	155,01	151,82	66,21	60,61	54,41	66,21	55,95
	0,5 mV	100,00	158,64	147,92	157,18	157,18	150,17	148,51	158,64	80,93	60,61	77,20	76,66	69,75
MNF	0,1 mV	34,20	99,67	100,11	98,82	98,89	99,93	97,98	99,97	48,21	49,44	48,77	50,16	51,52
	0,3 mV	7,93	100,89	101,08	99,30	99,45	101,07	96,86	101,44	41,25	47,19	46,06	44,48	32,80
	0,5 mV	20,30	101,09	100,07	99,72	99,94	100,66	95,58	101,77	31,64	44,46	42,68	36,82	14,10
RMS	0,1 mV	29,88	134,12	135,39	131,94	132,09	134,84	129,98	134,72	48,45	50,01	48,88	51,67	62,41
	0,3 mV	45,09	138,22	140,19	133,14	133,54	139,44	127,45	139,45	38,40	46,34	45,05	43,51	37,77
	0,5 mV	85,36	140,64	141,21	134,27	134,88	141,29	124,72	142,28	23,57	41,91	40,15	31,98	15,24
CV	0,1 mV	1422,43	798,27	1373,28	113,77	81,63	1139,43	94,91	1171,85	314,15	194,81	163,45	367,49	322,84
	0,3 mV	1501,33	2817,32	3362,55	303,94	530,68	3167,86	724,70	3879,19	3395,76	664,82	537,46	1389,55	301,61
	0,5 mV	1732,85	3764,45	4123,09	958,21	1357,68	3997,28	1814,12	4745,09	1394,15	3856,70	924,81	1392,70	62,35

O comportamento dos filtros do tipo FIR e IIR manteve o mesmo padrão visto na tabela 4.16, mas podemos constatar o bom desempenho do filtro adaptativo superado os demais em praticamente todos os sinais SFCR (Sem Fadiga Com Ruído), tendo uma pequena queda de desempenho no estimador MNF.

Tabela 4.21 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal sem fadiga, com ruído com *jitter* (SFCJ)) de 60Hz.

SFCR		Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Chebyshev I	Chebyshev II	Butterworth	Elliptic	Adaptativo
ARV	0,1 mV	32,14	94,71	91,40	100,60	100,10	92,78	106,04	104,36	57,90	6,66	16,11	84,52	37,34
	0,3 mV	59,19	0,45	13,34	23,21	21,80	7,43	39,21	26,70	379,82	158,73	255,93	423,64	95,36
	0,5 mV	74,64	43,55	64,96	8,30	10,54	55,77	16,67	5,21	695,59	352,48	516,72	770,43	115,47
MDF	0,1 mV	108,78	69,75	116,65	125,23	125,23	116,65	129,97	129,97	59,28	98,78	82,66	28,33	65,29
	0,3 mV	77,45	8,21	3,71	32,21	32,21	8,21	64,71	33,30	508,53	22,62	227,52	450,60	79,91
	0,5 mV	100,00	347,64	309,23	436,12	421,83	329,04	450,24	355,60	863,37	884,27	911,83	865,71	137,26
MNF	0,1 mV	46,23	89,68	88,54	91,58	91,47	89,03	92,80	92,23	67,25	41,84	49,85	78,22	52,77
	0,3 mV	29,76	84,88	77,71	96,08	95,49	80,82	102,52	96,15	208,60	126,75	169,60	221,28	16,62
	0,5 mV	37,14	102,58	91,27	119,55	118,67	96,23	129,14	118,41	318,95	244,49	293,98	330,87	10,88
RMS	0,1 mV	57,35	106,90	104,60	110,74	110,51	105,58	113,14	111,98	95,39	47,21	62,53	113,88	61,60
	0,3 mV	11,18	34,17	18,94	59,37	57,79	25,45	77,01	62,31	441,25	181,98	287,79	498,02	0,52
	0,5 mV	27,07	16,83	46,00	30,85	27,88	33,48	64,29	34,12	897,95	438,55	642,30	994,85	54,63
CV	0,1 mV	NaN	844,55	844,70	844,27	844,29	844,64	843,96	844,11	6219,30	6263,69	5555,33	3185,75	2900,18
	0,3 mV	NaN	859,52	860,70	857,37	857,58	860,20	855,22	856,40	6213,06	6172,48	NaN	4729,79	2972,47
	0,5 mV	NaN	912,91	914,91	908,18	908,98	914,16	899,25	901,41	6290,61	6291,72	6513,07	5302,52	2558,31

No sinal SFCJ (Sem Fadiga Com Jitter) desta tabela é constatado um comportamento semelhante ao da tabela equivalente com harmônicas 4.17, onde observamos o melhor desempenho dos filtros do tipo FIR e a influência do ruído do tipo *jitter* sobre o desempenho dos filtros.

Tabela 4.22 – Percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga, com ruído sem *jitter* (CFCR) de 60Hz.

CFCR	Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Chebyshev I	Chebyshev II	Butterworth	Elliptic	Adaptativo
0,1 mV	2,47	9,10	9,25	8,89	8,91	9,18	8,68	8,87	12,97	15,65	12,67	12,76	42,44
ARV 0,3 mV	12,67	9,60	10,06	8,99	9,03	9,85	8,53	9,41	12,98	15,66	12,67	13,00	32,12
0,5 mV	26,55	10,00	10,60	9,09	9,15	10,33	8,37	9,81	12,98	15,67	12,67	13,24	37,99
MDF 0,1 mV	1,80	85,96	86,99	84,46	84,60	86,53	82,94	85,53	3,39	13,52	1,18	5,65	40,04
0,3 mV	0,44	87,82	89,67	84,90	85,13	88,81	82,37	87,43	3,37	13,49	1,18	6,01	28,26
0,5 mV	2,88	89,30	92,68	85,31	85,67	91,07	81,75	89,03	3,35	13,46	1,18	6,38	37,12
MNF 0,1 mV	6,17	21,28	77,09	71,23	72,50	75,55	73,43	71,34	8,57	6,31	1,22	6,06	34,64
0,3 mV	35,64	79,18	76,80	71,23	72,59	75,78	78,92	79,80	8,57	6,31	1,22	6,06	22,01
0,5 mV	90,56	79,11	76,83	73,57	73,08	76,63	78,92	76,51	8,57	6,31	1,22	6,06	36,41
RMS 0,1 mV	4,49	85,50	85,67	85,26	85,29	85,59	84,96	85,25	8,99	6,98	9,67	8,71	25,70
0,3 mV	20,02	86,00	86,47	85,36	85,41	86,26	84,81	85,79	8,98	6,98	9,67	8,45	19,68
0,5 mV	39,21	86,41	87,08	85,45	85,52	86,78	84,65	86,23	8,97	6,98	9,67	8,18	21,27
CV 0,1 mV	16,86	91,00	1795,82	41,35	99,25	21726,91	64,55	61,53	21,48	5,07	6,20	7,95	65,04
0,3 mV	64,39	154,06	204,65	71,69	65,71	757,78	66,42	226,84	75,84	5,12	6,27	8,11	20,76
0,5 mV	91,37	2196,44	1,15	57,86	99,16	26,44	75,24	4,62	21,18	5,18	6,33	8,24	88,76

Constatamos aqui o melhor desempenho dos filtros do tipo IIR, de uma maneira geral, principalmente o bom desempenho do filtro Butterworth, ainda que para a variável MDF fique patente a não necessidade do processo de filtragem.

Os filtros FIR apresentaram como na tabela 4.18, o pior desempenho do conjunto.

Tabela 4.23 – Percentual de erro dos coeficientes angular das retas de regressão dos estimadores para o sinal com fadiga, com ruído com *jitter* (CFCJ) de 60Hz.

CFCJ	Sem Filtro	Blackman	Chebwin	Hamming	Hann	Kaiser	Rectwin	Triang	Chebyshev I	Chebyshev II	Butterworth	Elliptic	Adaptativo
0,1 mV	13,11	5,47	5,54	5,08	5,24	5,52	2,88	4,59	16,47	16,25	15,18	17,13	47,34
ARV 0,3 mV	30,02	6,22	5,97	5,96	6,26	6,12	1,69	3,50	55,61	51,85	54,04	63,31	52,85
0,5 mV	34,03	15,58	14,37	16,49	16,73	14,99	12,53	10,37	76,03	78,70	74,75	57,77	53,76
MDF 0,1 mV	23,15	83,99	84,31	83,13	83,38	84,18	79,66	82,56	6,07	24,57	8,90	20,22	55,46
0,3 mV	62,31	93,81	93,24	93,66	94,00	93,57	87,89	89,09	81,71	94,39	88,18	85,90	60,81
0,5 mV	86,77	115,35	112,12	119,85	119,48	113,69	120,81	107,07	7,07	40,48	21,27	62,85	62,29
MNF 0,1 mV	19,28	36,41	79,95	83,48	80,37	79,13	86,31	79,13	8,47	0,57	1,92	5,46	36,58
0,3 mV	30,29	87,17	87,17	86,88	86,88	87,17	99,91	89,55	53,41	58,33	62,32	70,70	47,84
0,5 mV	21,28	93,53	96,02	80,85	83,84	95,74	69,78	72,90	37,86	46,64	37,97	11,41	55,26
RMS 0,1 mV	10,59	80,17	80,29	79,69	79,88	80,25	77,26	79,22	7,09	7,40	8,62	6,75	26,47
0,3 mV	19,25	79,06	78,75	78,96	79,24	78,93	75,34	76,54	25,83	23,70	23,57	33,92	34,79
0,5 mV	12,43	86,60	85,42	87,71	87,84	86,01	85,95	82,34	87,27	87,76	87,39	90,62	38,20
CV 0,1 mV	16,16	22,58	27,19	7,37	83,71	550,71	89,80	615,44	27,93	7,37	6,31	1,23	47,88
0,3 mV	54,29	18,28	115,24	0,62	66,49	133,63	14,10	39,30	89,33	4,69	2,38	12,60	27,29
0,5 mV	14,42	42,45	132,83	71,29	16,74	243,78	16,85	19,66	68,33	4,11	1,04	18,02	39,28

Nos sinais com fadiga e presença de ruído com *jitter*, CFCJ (Com Fadiga Com *Jitter*), o desempenho foi menor do que da tabela 4.22 com uma sinalização clara da influência do *jitter* sobre o desempenho dos filtros, ficando patente neste caso, o cuidado na escolha dos filtros uma vez que em alguns casos o não uso dos mesmos apresenta melhores resultados.

5 CONCLUSÃO

Dentro do objetivo da pesquisa, que consistia em estudar de forma quantitativa e qualitativa a eficiência e os efeitos de diversos filtros digitais sobre os estimadores dos sinais eletromiográficos após a sua filtragem, através da comparação do coeficiente de inclinação da reta de regressão linear dos estimadores. Foram processados dois sinais eletromiográficos constituídos por um sinal sintético, sem fadiga (SF), e um sinal coletado, com fadiga (CF).

Os sinais eletromiográficos foram corrompidos por dois sinais de ruído, formados por um sinal de 60 Hz mais suas harmônicas (120Hz, 180Hz, 240Hz, 300Hz, 360hz, 420Hz e 480hz), formatados em ruído básico (CR) e em ruído com *jitter* (CJ). Desse modo trabalhamos a partir de 4 sinais compostos: sinal eletromiografico sem fadiga e com ruído básico (SFCR), sinal eletromiografico sem fadiga e com *jitter* (SFCJ), sinal eletromiografico com fadiga e com ruído básico (CFCR) e sinal eletromiográficos com fadiga e com *jitter* (CFCJ).

Após a formatação dos sinais, os mesmos foram passados pelo conjunto de filtros constituídos por: sete filtros FIR implementados por meio de janelas (Blackman, Chebyshev, Hamming, Hanning, Kaiser, Retangular, Triangular), quatro filtros IIR implementados por meio de janelas (Butterworth, Chebyshev tipo I, Chebyshev tipo II, Elliptic) e um filtro Adaptativo. Os sinais resultantes da filtragem tiveram o coeficiente angular das retas de regressão dos estimadores (ARV, MDF, MNF, RMS, CV) calculados. Como referência para cálculo do percentual de erro dos coeficientes angulares das retas de regressão dos estimadores, foram utilizados os sinais eletromiográficos sem interferências (SFSR, CFSR).

Os valores obtidos possibilitaram a elaboração das tabelas 4.16 a 4.19. Seus resultados demonstraram logo de início que não existe um filtro que possa ser aplicado com iguais resultados para todos os estimadores. Exceto para os sinais sem fadiga com *jitter* (SFCJ) os filtros do tipo FIR apresentaram de modo recorrente o pior desempenho. Em alguns casos o sinal sem filtragem apresentou melhores resultados do que após a filtragem, como para o estimador RMS nos sinais sem fadiga com ruído básico (SFCR) e com fadiga e ruído

básico (CFCR). Para os sinais sem fadiga com ruído básico (SFCR) e com fadiga com ruído básico (CFCR) os estimadores apresentaram consistência nos erros para os três níveis de ruído utilizados o que não ocorreu em nenhum caso quando o ruído era do tipo *jitter*.

Este último aspecto destacou a interferência do *jitter* sobre o funcionamento dos filtros e sobre o cálculo dos estimadores, uma vez que o sinal passa a apresentar uma interferência com largura de banda superior á largura de banda de corte dos filtros. Como consequência, temos uma filtragem imperfeita, como observado na figura 4.57, que interfere nos resultados dos estimadores.

Como pode ser observado nas tabelas de 4.16 a 4.19 o filtro Adaptativo, contrariando todas as expectativas, não apresentou bons resultados. Após diversos testes constatou-se que as harmônicas interferiam no funcionamento do filtro Adaptativo, apresentando este, o seu melhor desempenho em sinais sem harmônicas, o que nos levou a gerar um novo conjunto de sinais, constituídos pelos sinais EMGs mais a interferência de 60Hz com e sem *jitter*, mas sem harmônicas, esses sinais foram submetidos aos mesmos filtros, resultando em mais um conjunto de tabelas, como se observa em 4.20 a 4.23.

Nesse segundo conjunto de testes o filtro Adaptativo apresentou um aumento substancial no seu desempenho, mas ainda assim não se sobrepôs aos outros filtros. No que podemos considerar a pior situação para teste dos filtros, que é formada pelo conjunto de sinais com fadiga e ruído com *jitter* (CFCJ), o filtro Adaptativo apesar de não apresentar o melhor resultado apresentou o resultado com maior consistência.

No desenvolvimento deste trabalho podemos observar algumas limitações decorrente do elevado número de filtros digitais que podem ser aplicados ao processamento dos sinais EMGs, e da necessidade de efetuar os testes numa maior gama de sinais, para se poder chegar a uma indicação do filtro mais adequado para cada situação específica de análise aplicada nos estudos dos sinais EMGs. O que não pode ser coberto por este trabalho dadas as limitações de uma pesquisa em nível de mestrado.

Apesar de tais limitações o nosso estudo apresenta potencial para ser utilizado como parâmetro para tomada de decisões da aplicação ou não dos filtros nos sinais EMGs e caso positivo qual filtro apresenta o desempenho mais adequado ao estimador analisado.

Ao concluir nossas reflexões observamos a necessidade de efetuar a ampliação do universo de filtros utilizados e de um ajuste fino nos parâmetro dos filtros testados para obter o máximo desempenho possível de cada um. Foi notada a necessidade de se estudar maneiras alternativas de se filtrar as harmônicas dos sinais, uma vez que a técnica utilizada de passagens múltiplas do sinal pelo filtro para filtrar as harmônicas resultam em sucessivas e acumulativas deturpações do sinal; assim em projetos futuros poder-se-ia testar filtro de interpolação e filtros *wavelet*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Akbary, P., & Rabbani, H. (2010). Removing Power Line Interference And Ecg Signal From Emg Signal Using Matching Pursuit. *Ieee 10th International Conference On Signal Processing Proceedings*, 1741–1717. Doi:10.1109/Icosp.2010.5656716
- Basmajian, J. V.; DeLuca, C. J. (1985). *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bensadoun, Y., Novakov, E., Raouf, K. (1995). Multidimensional Adaptive Method For Cancelling Emg Signal From The Ecg Signal. *1995 Ieee-Embc And Cmbec*
- Boylestad, R.L. (2004). *Introdução à Análise de Circuitos*. Pearson Prentice Hall, 10ª Edição. ISBN 978-85-87918-18-5.
- Chang, C.-H., Ko, H.-J., & Chang, K.-M. (2010). Cancellation of high-frequency noise in ECG signals using adaptive filter without external reference. *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, (Bmei)*, 787–790. doi:10.1109/BMEI.2010.5639953
- Clancy, E.A., Morin, E.L., Merletti, R.. (2002) “Amostragem, de redução de ruído e as questões de amplitude de estimação em eletromiografia de superfície.” In *Jornal de Eletromiografia e Cinesiologia* 12, 1-16
- Cram, J.R., Kasman, G.S.(2011) . “THE Basics of Surface Electromyography ” In: *Cram’s Introduction to Surface Electromyography . Second Edition - Jones and Bartlett Publishers*
- De Luca, C.L., (1997). “The use of surface electromyography in biomechanics” In: *Journal of applied biomechanics, Human Kinetics Publishers, Inc.* 13, 135-163
- Diniz, P. S. R., Silva, E. A. B., Netto, S. L. (2004). *Processamento digital de sinais e análise de sistemas*. Porto Alegre: Bookman.
- Farina D.; Merletti R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10 (2000) 337–349
- Farina D.; Merletti R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Med. Biol. Eng. Comput.* v. 42 p. 432-445, 2001
- Ferreira, A.S.; Guimarães, F.S. e Silva, J.G. (2010) "Aspectos Metodológicos da Eletromiografia de Superfície: Considerações Sobre os Sinais e Processamentos para Estudo da Função Neuromuscular. *Rev. Bras. Cienc. Esporte, Campinas*, v. 31, n. 2, p. 11-30

- García, G.A., Okuno, R. e Akazawa, K. (2005) "A Decomposition Algorithm for Surface Electrode-Array Electromyogram" In: IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine July/August, 63-72
- Hamilton, P. S.(1996) A Comparison of Adaptive and Nonadaptive Filters for Reduction of Power Line Interference in the ECG. Comparison, A. (1996). A Comparison, 43(I), 105–109.
- Haykin. S., Venn, B. V. (2001). Sinais e sistemas. Porto Alegre: Bookman
- Kavya, G., & Thulasibai, V. (2012). Parabolic Filter for Removal of Powerline Interference in ECG Signal Using Periodogram Estimation Technique. 2012 International Conference on Advances in Computing and Communications, 106–109. doi:10.1109/ICACC.2012.23
- Lin, Y., Huang, H., & Chong, F. (1998). Adaptive cancellation of power-line interference from biopotential measurement. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286), 3(3), 1643–1644. doi:10.1109/IEMBS.1998.747222
- Luca, C.J., (2002) "Surface Electromyography: Detection and Recording", In: Published by DelSys Incorporated. All rights reserved.
- Malboubi, M., & Razzazi, F. (2010). Elimination of Power Line Noise from EMG Signals Using an Efficient Adaptive Laguerre Filter, 1(2), 49–52.
- Malboubi, M., Razzazi, F., Aliyari Sh., M., & Davari, A. (2010). Power line noise elimination from EMG signals using adaptive Laguerre filter with fuzzy step size. 2010 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME), 1–4. doi:10.1109/ICBME.2010.5704932
- McGill K. C.; Dorfman L. J. High-resolution alignment of sampled waveforms. IEEE Trans. Biom. Eng., v. 31, n. 6, p. 462-468, 1984
- Merletti, R., Parker, P. (2004) "Electromyography Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications" In: Published by John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey.
- Mewett, D. T., Nazeran, H., & Reynolds, K. J. (2001). Removing power line noise from recorded EMG. 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 3, 2190–2193. doi:10.1109/IEMBS.2001.1017205
- Ortolan, R. L., Mori, R. N., Pereira, R. R. J., Cabral, C. M. N., Pereira, J. C., & Cliquet, A.

- J. (2003). Evaluation of adaptive/nonadaptive filtering and wavelet transform techniques for noise reduction in EMG mobile acquisition equipment. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 11(1), 60–9. doi:10.1109/TNSRE.2003.810432
- Panda, R., & Pati, U. C. (2012). Removal of artifacts from electrocardiogram using digital filter. 2012 IEEE Students' Conference on Electrical, Electronics and Computer Science, 1–4. doi:10.1109/SCEECS.2012.6184767
- Pimenta, L.A.B. (2010) "O Efeito da Estimulação Elétrica Neuromuscular no Recrutamento das Unidades Motoras no Músculo Bíceps Braquial." In: (FM/UnB, Mestre, Ciências Médicas). Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Medicina. Departamento de Ciências Médicas.
- Sameni, R. (2012). A linear Kalman Notch Filter for Power-Line Interference Cancellation. The 16th CSI International Symposium on Artificial Intelligence and Signal Processing (AISP 2012), (Aisp), 604–610. doi:10.1109/AISP.2012.6313817
- Sedra A. S.; Smith K. C. (2007). *Microeletrônica*. 5. Ed. – São Paulo: Person Prentice Hall.
- Shultseva, O., & Hauer, J. (2008). Implementation of adaptive filters for ECG Data Processing. 2008 IEEE Region 8 International Conference on Computational Technologies in Electrical and Electronics Engineering, 206–209. doi:10.1109/SIBIRCON.2008.4602602
- Soares, F. A. (2007). Estudo do Comportamento das Variáveis Eletromiográficas ao Longo do Ciclo Menstrual In:Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia., Departamento de Engenharia Elétrica
- Soares, F.A., Andrade, M.M., Rocha, A.F., Merletti, R. (2010) "Automatic Tracking of Innervation Zones Using Image Processing Methods" In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010, Theme: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living, Vitoria, Brazil - 4-6 January 2010
- Talebinejad, M., Chan, A.D.C., Miri, A. e Dansereau, R.M. (2009). "Fractal analysis of surface electromyography signals: A novel power spectrum-based method" In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 840–850
- Vaseghi, S.V., (2000) "Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction", Second Edition, In: Published by John Wiley & Sons Ltd ISBNs: 0-471-62692-9
- Vasilescu G., (2005) "Electronic Noise and Interfering Signals Principles and Applications", In: Published by Springer-Verlag Berlin Heidelberg, ISBNs:3-540-

40741-3

- Webster, J.G. (1984). "Reducing Motion Artifacts and Interference in Biopotential Recording" In: *Ieee Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. Bme-31, No. 12
- Zeinali Zadeh, M. M., Niketeghad, S., & Amirfattahi, R. (2012). A PLL based adaptive power line interference filtering from ECG signals. *The 16th CSI International Symposium on Artificial Intelligence and Signal Processing (AISP 2012)*, (Aisp), 490–496. doi:10.1109/AISP.2012.6313797