

**FERRAMENTA COMPUTACIONAL GRÁFICA  
PARA ESTIMAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS  
DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE  
SUPERFÍCIE MULTICANAL**

**LAURO LEOCÁDIO DA ROSA**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM  
ENGENHARIA ELÉTRICA**

**MINTER UnB/IFMT**

**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

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

**FERRAMENTA COMPUTACIONAL GRÁFICA PARA  
ESTIMAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DE SINAIS DE  
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE MULTICANAL**

**LAURO LEOCÁDIO DA ROSA  
ORIENTADOR: PROF. ADSONF. DA ROCHA  
COORIENTADOR: PROF. FABIANO ARAÚJO SOARES**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA  
PUBLICAÇÃO: PGEA.DM-524/2013  
BRASÍLIA/DF: MARÇO – 2013**

# DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

## **FERRAMENTA COMPUTACIONAL GRÁFICA PARA ESTIMAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE MULTICANAL**

**LAURO LEOCÁDIO DA ROSA**

Dissertação submetida como requisito parcial para obtenção  
do grau de Mestre em Engenharia Elétrica

### **Banca Examinadora**

Prof. Adson F. da Rocha, UnB/ENE (Orientador)

Prof. Fabiano Soares Araújo Soares, UnB/ENE (Coorientador)

Prof.<sup>a</sup> Janaína Gonçalves Guimarães, UnB  
(Membro interno)

Prof. Cristiano Jaques Miosso, UnB  
(Membro externo)

Prof.<sup>a</sup> Suellen Vaz Nasser, UnB  
(Membro suplente)

## FICHA CATALOGRÁFICA

ROSA, LAURO LEOCÁDIO DA  
FERRAMENTA COMPUTACIONAL GRÁFICA PARA ESTIMAÇÃO DE  
CARACTERÍSTICAS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE  
MULTICANAL

[Distrito Federal] 2013.

75 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia Elétrica, 2013).

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

Departamento de Engenharia Elétrica.

Mestrado Interinstitucional UnB/IFMT

1. Eletromiografia

3. Biomecânica

I. ENE/FT/UnB

2. Multicanal

4. EMG

II. Título (série)

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ROSA, L.L. FERRAMENTA COMPUTACIONAL GRÁFICA PARA ESTIMAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE MULTICANAL, publicação PGEA.DM-524/2013, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 96 p, 2013.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Lauro Leocádio da Rosa

TÍTULO: Ferramenta Computacional Gráfica para Estimação de Características de sinais de eletromiografia de superfície multicanal.

GRAU: Mestre ANO: 2013

E concedida a Universidade de Brasília permissão para reproduzir copias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais copias 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.



LAURO LEOCÁDIO DA ROSA

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO,  
CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE MATO  
GROSSO - IFMT  
CAMPUS CUIABÁ  
DEPTO DA ÁREA DE ELETROELETRÔNICA  
Rua Prof.<sup>a</sup> Zulmira Canavarros, 95  
Centro – 78005-200 - Cuiabá – MT

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB  
CAMPUS DARCY RIBEIRO  
FACULDADE DE TECNOLOGIA – FT  
DEPARTAMENTO DE ENG.ELÉTRICA  
BRASÍLIA – DF CEP: 70910-900

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus pela oportunidade e pela presença ao longo desta e de outras experiências e aprendizados.

Agradeço à UnB, ao IFMT e à CAPES por propiciar o desenvolvimento desse trabalho.

Agradeço ao meu orientador Prof. Adson Ferreira da Rocha e ao meu Coorientador Prof. Fabiano Araújo Soares, pela disposição, dedicação, otimismo, auxílio e fomentação de busca que proporcionaram.

Agradeço ao Prof. Cristiano Jaques Miosso pela contribuição e disposição nos apontamentos e contribuições.

Agradeço à Doutoranda Luciana Roberta Tenório Peixoto, pelo bom ânimo e companheirismo.

Agradeço ao Doutorando Jorge Andrés CormaneAngarita, pelas dicas e apontamentos em momentos cruciais.

Agradeço aos colegas de mestrado pela união e pelo incentivo em especial ao Luis Júlio Pedroso Gusmão, ao José Augusto Ferraz e ao Edelson Silva Duarte.

Agradeço aos colegas do Departamento de Eletroeletrônica do IFMT, por garantirem a minha estadia em Brasília por quatro meses, ministrando as aulas que cabiam a mim.

Agradeço à minha Família, em especial, à minha esposa Sirlei Salete Piasecki, às minhas filhas Ingrid Laura Piasecki Rosa e Iara Piasecki Rosa e ao meu filho Natan Leocádio da Rosa, pelo incentivo, pela paciência, pela colaboração, pela confiança e pelas orações.

Agradeço aos Professores que nos ministraram as aulas do Mestrado sempre com muita qualidade, entusiasmo e dedicação.

Agradeço aos meus alunos e ex-alunos pelo incentivo e pela colaboração.

Agradeço a todos que direta ou indiretamente colaboraram com esta jornada, que é afluyente de novos desafios.

*Lauro Leocádio da Rosa*

**Dedicatória**

A todos pelo apoio incondicional.

***Minhas imperfeições e fracassos são como uma  
bênção de Deus, assim como meus sucessos  
e meus talentos, e eu coloco ambos a seus pés.***

***Mahatma Gandhi***

## **RESUMO**

### **FERRAMENTA COMPUTACIONAL GRÁFICA PARA ESTIMAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE MULTICANAL**

**Autor: Lauro Leocádio da Rosa**

**Orientador: Prof. Adson F. da Rocha**

**Coorientador: Prof. Fabiano Araújo Soares**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PGEA)**

**Brasília, Março de 2013**

A literatura científica na área da eletromiografia de superfície (S-EMG) vem se aprofundando recentemente e expõe as potencialidades da S-EMG na análise e investigação de problemas neuromotores, doenças e outros aspectos referentes à estrutura neuromuscular, através da análise de características obtidas por estimadores aplicados aos sinais de eletrodos multicanais. Apesar do uso cada vez mais difundido da S-EMG, não se verifica um aumento proporcional da quantidade de ferramentas computacionais disponíveis para profissionais que não tenham experiência específica de programação e de métodos matemáticos relacionados aos estimadores.

Nesse contexto, esse trabalho propõe o desenvolvimento de uma ferramenta computacional com interface gráfica que possa ser utilizada por qualquer profissional que atue na análise de sinais de S-EMG, a partir de sinais coletados por uma matriz de eletrodos, disponibilizando recursos gráficos para a visualização do sinal no domínio do tempo e da frequência, da velocidade de condução (CV), raiz quadrática média (RMS), valor retificado médio (ARV), frequência mediana (MDF), frequência média (MNF), coeficiente de correlação (CC) e força.

Foi aplicado um estudo de caso, no qual foram realizadas 2 etapas: A primeira foi realizada com a contribuição de 40 indivíduos dos quais se extraíram sinais de S-EMG, com uma matriz de 64 canais e tempo total da coleta de 90 segundos. Desses sinais escolhidos foram extraídos, utilizando-se a ferramenta desenvolvida, os estimadores

ARV, CV, MDF, MNF e RMS, e em seguida, foi aplicado um teste de análise de variância nos estimadores de tal forma a verificar se os sinais pertencentes a um mesmo indivíduo são estatisticamente iguais.

A segunda etapa constituiu-se de verificar a capacidade de interpretação de gráficos, gerados pela ferramenta desenvolvida, de estimadores junto a 10 voluntários. Observou-se que o programa permitiu a aplicação de todos os estimadores necessários para o caso particular sem necessidade de manipular as equações previamente implementadas. Isso sugere que a ferramenta gráfica desenvolvida pode ser utilizada por profissionais sem treinamento em programação e na matemática por trás das características extraídas do S-EMG.

E, ao possuir apenas rotinas de código aberto, a ferramenta desenvolvida torna-se atrativa tanto para se acrescentar novos recursos quanto para a sua ampla utilização em quaisquer estudos acadêmicos e científicos sobre S-EMG.

Palavras-chave: eletromiografia, matriz de eletrodos, ferramenta computacional.

## **ABSTRACT**

### **COMPUTER GRAPHICS TOOL FOR ESTIMATION OF CHARACTERISTICS OF SIGNS MULTI SURFACE ELECTROMYOGRAPHY**

**Author: Lauro Leocádio Rosa**

**SciVerse. Adson F. da Rocha**

**Coorientador: Prof. Fabiano Araújo Soares**

**Graduate Program in Systems Engineering Electronics and Automation (PGEA)**

**Brasília, March 2013**

The scientific literature in the area of surface electromyography (S-EMG) has recently deepened and exposing the potential of S-EMG analysis and investigation of neuromotor problems, diseases and other aspects of neuromuscular structure, by analyzing characteristics obtained by estimators applied to signals from multichannel electrodes. Despite the increasingly widespread use of S-EMG, there is not a proportional increase in the amount of computational tools available to professionals who have specific experience of programming and mathematical methods related to estimators.

In this context, this work proposes the development of a computational tool with graphical user interface that can be used by any professional acting on the analysis of S-EMG signals from signals collected by an array of electrodes, providing graphics capabilities for viewing signal in the time domain and frequency, conduction velocity (CV), root mean square (RMS), average rectified value (ARV), median frequency (MDF), mean frequency (MNF), correlation coefficient (CC) and strength.

We applied a case study, in which we performed two steps: The first was carried out with contributions from 40 individuals of which were extracted S-EMG signals, with an array of 64 channels and the total collection time of 90 seconds. Chosen such signals were extracted, using a tool developed, the estimators ARV, CV, MDF, MNF and RMS, and then a test was applied in the analysis of variance estimators such as to check whether the signals belonging to a same individual are statistically equal.

The second step was to verify the ability of interpreting graphs generated by the tool developed estimators with 10 volunteers. It was observed that the application program has all the

estimators needed for the particular case without manipulating the equations previously implemented. This suggests that the graphical tool developed can be used by professionals without training in programming and mathematics behind the features extracted from the S-EMG.

And, just to have routines open source tool developed to become attractive both to add new features and to their extensive use in any scientific and academic studies on S-EMG.

## SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>v</b>
<b>RESUMO</b> .....	Erro! Indicador não definido.
<b>ABSTRACT</b> .....	Erro! Indicador não definido.
<b>SUMÁRIO</b> .....	<b>x</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>xv</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1.1 – Geral</b> .....	<b>3</b>
<b>1.1.2 – Específicos</b> .....	<b>3</b>
<b>2- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>5</b>
<b>2.1 – História da Eletromiografia</b> .....	<b>5</b>
<b>2.3 - Potencial de ação das unidades motoras</b> .....	<b>8</b>
<b>2.4 – Sinal eletromiográfico</b> .....	<b>9</b>
<b>2.5 – Fatores que influenciam na característica do sinal de S-EMG</b> .....	<b>9</b>
<b>2.6 - Coleta de EMG</b> .....	<b>11</b>
<b>2.6.2 - Métodos de coleta de EMG</b> .....	<b>12</b>
<b>2.10 – Os equipamentos de S-EMG</b> .....	<b>19</b>
<b>2.11 – O processamento das informações de um sinal de EMG</b> .....	<b>20</b>
<b>2.11.1 - Janelas de tempo</b> .....	<b>22</b>
<b>2.11.2 – Estimadores no domínio do tempo</b> .....	<b>22</b>
<b>2.11.3 - Estimadores no domínio da frequência</b> .....	<b>22</b>
<b>2.12 – Velocidade de condução</b> .....	<b>22</b>
<b>2.13 – Força</b> .....	<b>24</b>
<b>2.14 – Fadiga muscular</b> .....	<b>24</b>
<b>2.15 – Desafios atuais e perspectivas futuras</b> .....	<b>25</b>
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>30</b>
<b>3.2.1 – RMS (Root Mean Square)</b> .....	<b>30</b>
<b>3.2.2 - ARV (Average Rectified Value)</b> .....	<b>30</b>
<b>3.2.3 – MNF (Mean Frequency)</b> .....	<b>31</b>
<b>3.2.4 – MDF (Median Frequency)</b> .....	<b>31</b>

3.2.5 – CV (Conduction Velocity) .....	31
3.2.6 – CC (Correlation Coefficient ) .....	33
3.2.7 – Eletrodo e pele .....	33
3.2.8 – Número de amostras .....	34
3.2.9 – Janela de tempo.....	35
3. 2.10 – S-EMG e Força.....	35
3. 2.11 – Sinais monopulares e diferenciais simples .....	35
3.3 – Características desejáveis da ferramenta desenvolvida .....	36
3.4 – A FERRAMENTA DESENVOLVIDA.....	36
3.4.1 – O ponto de partida .....	36
3.4.2- A Concepção.....	37
3.4.3 – Sinais utilizados na apresentação da ferramenta desenvolvida.....	37
3.4.4 – O fluxo de processamento .....	39
3.4.5 – A dinâmica da Ferramenta desenvolvida .....	43
3.5 – AVALIAÇÃO DA FERRAMENTA DESENVOLVIDA .....	53
3.5.1 – OS SINAIS UTILIZADOS.....	53
3.5.2 – A OBTENÇÃO DOS ESTIMADORES.....	55
3.5.3 – TESTE DE NORMALIDADE .....	55
3.5.4 – PRIMEIRO TESTE DE ANÁLISE DE VARIÂNCIA .....	55
3.5.7 – MÉTODO IDENTIFICAÇÃO DE IMAGENS.....	58
3.6 – ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS .....	59
4 - RESULTADOS OBTIDOS .....	60
5. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	61
6 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	63
7 - APÊNDICES.....	69
APÊNDICE A – Código-fonte da Ferramenta i – Programa Principal.....	69
APÊNDICE B – Exemplo de Protocolo experimental .....	70
APÊNDICE C - MÉTODO UTILIZANDO ANOVA.....	72
APÊNDICE D- IDENTIFICAÇÃO DE IMAGENS.....	73
APÊNDICE E - TESTE DE NORMALIDADE .....	74
APÊNDICE F - TESTE DE ANOVA.....	82

## **LISTA DE TABELAS**

<b>Tabela 3.1 – Sub-rotinas constantes no bloco D da Figura 3.6.....</b>	<b>40</b>
<b>Tabela 3.2 – Sub-rotinas constantes no bloco F da Figura 3.7 .....</b>	<b>41</b>
<b>Tabela 3.3 – Sub-rotinas constantes no Bloco E da Figura 3.8 .....</b>	<b>42</b>
<b>Tabela 3.4 - Características gerais dos sinais utilizados .....</b>	<b>56</b>
<b>Tabela 3.5 – Resultado do teste de identificação das imagens.....</b>	<b>58</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Diagrama simplificado do sistema motor e da unidade motora.....	7
Figura 2.2: Detalhe da musculatura estriada esquelética, evidenciando a fibra muscular e a unidade de contração muscular (sarcômero).....	8
Figura 2.3: Motoneurônios e as inervações das fibras musculares formando a unidade motora.....	8
Figura 2.4: Alguns elementos que influenciam o sinal de S-EMG.....	10
Figura 2.5: Conjunto típico apresentado na tela computador mostrando as mudanças no sinal EMG bruto .....	11
Figura 2.6: Tipos de eletrodos .....	12
Figura 2.7: Matrizes de eletrodos de superfície não-invasivos.....	13
Figura 2.8: Circuito equivalente da interface eletrodo-pele .....	14
Figura 2.9: Esquema de aquisição de sinais eletromiográficos .....	14
Figura 2.10: a) detecção monopolar e bipolar .....	15
Figura 2.11: Mapa topológico da amplitude de um S-EMG do músculo trapézio superior durante uma contração isométrica.....	17
Figura 2.12: (a) Potencial de ação da unidade motora; (b) distribuição do ARV com interpolação espacial entre os canais em indivíduo com caimbra .....	18
Figura 2.13: Amplificador EMG a partir de 16 até 128 canais + 8 entradas auxiliares .....	19
Figura 2.14: Amplificador de canais biomecânicos MISO II, versão 3.0.....	20
Figura 2.15: Modelo equivalente de uma secção de comprimento de uma fibra muscular .....	23
Figura 2.16: Exemplos de matrizes de eletrodos de superfície.....	28
Figura 2.17: Interpolação do Mapa de RMS .....	28
Figura 2.18: Exemplos de sondas retais .....	29
Figura 3.1: Resposta em frequência do filtro passa-baixas simples diferencial. ....	32
Figura 3.2: Tela gráfica da Ferramenta base do desenvolvimento da nova Ferramenta.....	37
Figura 3.3: Exemplo de um sinal diferencial típico no domínio do tempo.....	38
Figura 3.4: Exemplo de um sinal diferencial típico no domínio da frequência de S-EMG.....	38
Figura 3.5: Diagrama mostra a composição de blocos de sub-rotinas e suas relações com o programa principal. ....	39

<b>Figura 3.7: Fluxo para a configuração principal do processamento da ferramenta desenvolvida. ....</b>	<b>41</b>
<b>Figura 3.8: Relação entre o processamento dos estimadores e blocos anexos. ....</b>	<b>42</b>
<b>Figura 3.6: Primeira tela disponível ao usuário, para as configurações iniciais. ...</b>	<b>44</b>
<b>Figura 3.7: Primeira disponível ao usuário, disponibilizando a escolha da distância inter-eletrodos e o número de amostras. ....</b>	<b>44</b>
<b>Figura 3.9: Interfaces gráficas.....</b>	<b>45</b>
<b>Figura 3.10: Sequência da configuração preliminar .....</b>	<b>46</b>
<b>Figura 3.11: Gráfico topológico instantâneo mostrando os valores do RMS.....</b>	<b>47</b>
<b>Figura 3.12: Mapa topológico comparando os valores do ARV do sinal, para os diversos intervalos. ....</b>	<b>48</b>
<b>Figura 3.13: Gráfico topológico instantâneo mostrando os valores do MNF. ....</b>	<b>48</b>
<b>Figura 3.14: Mapa topológico comparando os valores do MDF .....</b>	<b>49</b>
<b>Figura 3.15: Mostra os canais selecionados para estudo e os diversos estimadores e tipos gráficos. ....</b>	<b>49</b>
<b>Figura 3.16: Mostra o RMS dos canais 13 a 24 ao longo do tempo .....</b>	<b>50</b>
<b>Figura 3.17: Mostra o RMS dos canais 13 a 24 com as respectivas retas de regressão.....</b>	<b>50</b>
<b>Figura 3.18: Mostra o MNF dos canais selecionados em quadros de 0.5 segundo. .</b>	<b>51</b>
<b>Figura 3.19: Mostra o MDF dos canais selecionados de forma escalonada. ....</b>	<b>52</b>
<b>Figura 3.20: Velocidade de condução e reta de regressão .....</b>	<b>52</b>
<b>Figura 3.21: Coeficiente de correlação com o valor de 70% em vermelho como limite de aceitação de correlação.....</b>	<b>53</b>
<b>Figura 3.22: Posicionamento da matriz de eletrodos em relação às fibras musculares na coleta dos sinais e S-EMG. ....</b>	<b>54</b>
<b>Figura 3.23: Recortes realizados em cada um dos sinais. ....</b>	<b>54</b>
<b>Figura 3.24: Arquivos recortados e reagrupados .....</b>	<b>55</b>
<b>Fig. 3.25: Teste de ANOVA realizado com todos os elementos da matriz mdf_1_anova.mat .....</b>	<b>57</b>
<b>Fig. 3.26: Teste de ANOVA realizado entre os elementos das colunas 3, 4, 5, 6 e 7 da matriz arv_1_anova.mat.....</b>	<b>57</b>
<b>Fig. 3.27: Teste de ANOVA realizado entre os elementos da coluna 1 e 2 da matriz arv_1_anova.mat .....</b>	<b>58</b>
<b>Figura 7.1: Posicionamento de voluntário durante aquisição .....</b>	<b>70</b>

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

ARV (AverageRectifiedValue) -Valor retificado médio

BBS (blind source separation)- Separação na fonte desconhecida

CC (CorrelationCoefficient ) – Coeficiente de correlação

CMRR (Common ModeRejectionRatio) – Relação de Rejeição de Modo Comum

CV (ConductionVelocity) – Velocidade de condução

DD (Double Differential) –Duplo diferencial

ECG - Eletrocardiograma

EEG – Eletroencefalograma

Fig. - Figura

S-EMG - Eletromiografia de superfície

FS (Samplingfrequency) - Frequência de amostragem

HDsEMG (High DensitySurfaceElectromyogram) – Eletromiografia de superfície de alta densidade

ICA (IndependentComponentAnalysis) – Análise de componente Independente

IED (Inter ElectrodeDistance) – Distância inter-eletrodos

MDF (MedianFrequency) - frequência mediana

MLE (MaximumLikelihoodEstimator) - Estimador de máxima verossimilhança

MNF (MeanFrequency) - frequência média

MU (Motor Unit)- Unidade motora

MUAP (Motor Unit ActionPotential) – Potencial de ação da unidade motora

MUAPT (Motor Unit ActionPotentialTrain) – Trem de Potenciais de ação da unidade motora

MVC (Maximal VoluntaryContraction) - Máxima contração voluntária

PCA (Principal ComponentAnalysis) – Análise de Componente Principal

RMS (Root Mean Square) - Raiz quadrática média

SD (Single Differential) – Diferencial simples

Tab. - Tabela

VR (Virtual Reference) – Referência Virtual

# 1. INTRODUÇÃO

Entender os sinais de eletromiografia (*electromyography*, ou EMG) implica na compreensão do sistema muscular e do fenômeno de formação dos sinais bioelétricos originados no músculo. Implica também a compreensão de como mecanismos específicos e fenômenos influenciam esses sinais, como a fadiga, e permitem a sua identificação e descrição. (MORITANI, STEGEMAN e MERLETTI, 2004)

Em toda a literatura correlata, a utilização da eletromiografia em estudos fisiológicos, clínicos e desportivos, é vasta. A utilização de EMG para a análise do comportamento de vários músculos, assim como suas estratégias de recrutamento, no processo de reabilitação é de extrema importância. (VEIGA, 2007)

NINDL (*apud* BORIN *et al*, 2006) cita como exemplo a eletromiografia cinesiológica, que tem grande relevância e eficácia não só nos estudos dos estímulos e respostas musculares, como também em qualquer alteração frente a atividades específicas, sejam elas ocasionadas pela exigência esportiva ou patológica. Tem também a capacidade de determinar o início e o fim da atividade muscular em um exercício específico e seu nível de resposta em relação ao esforço e a posição que melhor ativa o músculo deste exercício, visando estabelecer metas e objetivos a serem alcançados em um programa de fortalecimento ou reabilitação, adequando o exercício para cada indivíduo.

Outro ponto relevante do uso da eletromiografia é a sua utilização como *feedback* em algumas terapias, como apresentado nos estudos de ENOKA (2012) relacionando fadiga e cansaço e, em outro estudo a importância do controle mioelétrico na reabilitação. (JIANG *et al*.2010)

Os estimadores dos sinais eletromiográficos são cada vez mais utilizados por inúmeros pesquisadores, engenheiros e fisiologistas, porém no dia-a-dia, esses profissionais não dispõem de uma ferramenta com código-fonte aberto, modular com recursos completos para análises e manipulação de estimadores que ofereçam ao mesmo tempo agilidade, simplicidade, flexibilidade e recursos operacionais intuitivos.

Pesquisadores em fisiologia do exercício, reabilitação e ergonomia, provavelmente não precisam de detalhes matemáticos em seus trabalhos, porém podem considerar úteis este estudo em suas aplicações. Na área clínica, a literatura utiliza roteiros com processamentos sequenciais objetivando melhorar a qualidade e a relevância da informação obtida, (FERREIRA, GUIMARÃES e SILVA, 2010), porém os diversos sistemas comerciais disponíveis são herméticos, não deixando claro como e quais as condições estabelecidas para o cálculo dos estimadores. A consequência dessas observações é que o desenvolvimento de novas aplicações e até mesmo o uso mais democratizado das técnicas já conhecidas fica limitado.

Um sinal eletromiográfico pode ser captado através de dois métodos distintos de captação, a eletromiografia invasiva, na qual são utilizados eletrodos internamente nos músculos do indivíduo estudado e o outro método

é a eletromiografia de superfície (S-EMG, do inglês *surfaceelectromyography*), cuja captação dos sinais se dá através de eletrodos colocados na pele do indivíduo.

A eletromiografia de superfície tem sido cada vez mais utilizada pelos pesquisadores e, a cada estudo descortina novos trabalhos, aplicações e desafios, permanecendo como um campo amplo a ser explorado. Esta perspectiva foi determinante para que o S-EMG fosse o foco deste trabalho.

Ainda que o uso do S-EMG seja amplo, é necessário considerar algumas limitações e aproximações, seja nas estimativas, variações e duração das janelas temporais do sinal, sejam os estimadores utilizados, sejam os aspectos metodológicos, interferem no resultado final da variável estudada. Apresentando-se, neste contexto, como um desafio utilizar processamento digital para obter resultados que contemplem o nível de detalhamento requerido, o grau de informação objetivado, a reprodutibilidade da aplicação, a confiabilidade necessária para descrever as características da anatomia de cada indivíduo, o sistema de detecção, a geometria muscular, as propriedades elétricas do tecido e as propriedades da membrana. Com a mesma importância, os aspectos característicos do sinal obtido são fundamentais, sob pena de se obter estimadores imprecisos e interpretações fisiológicas equivocadas, como atesta MERLETTI *et al.*(2010) em seus estudos.

Inserido neste contexto, este trabalho trata do desenvolvimento de uma ferramenta computacional para a análise de sinais eletromiográficos de superfície multicanal e bidimensional construída através do MATLAB 7.10. A confecção dessa ferramenta tem a pretensão de fornecer um meio de análise que venha a oferecer uma boa alternativa de estudos destes sinais, dispondo de vários recursos que buscam atender aos anseios acima elencados. O desenvolvimento desta ferramenta computacional tem como ponto de partida o programa desenvolvido na dissertação de mestrado “ESTUDO DO COMPORTAMENTO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS AO LONGO DO CICLO MENSTRUAL”, [SOARES, 2007]. Que foi desenvolvida para análise dos principais estimadores de S-EMG para sinais multicanais unidimensionais.

A nova ferramenta desenvolvida mantém a modularidade inicial, bem como o código-fonte aberto, e tem como característica principal a disponibilização ao usuário de gráficos 2-D de sinais multicanais de uma matriz de eletrodos de até 5x13. Esses sinais podem ser estudados graficamente através dos estimadores: velocidade de condução (CV), valor eficaz (RMS), valor retificado médio (ARV), frequência mediana (MDF), e frequência média (MNF), e também o sinal de entrada no domínio do tempo e da frequência, e do coeficiente de correlação entre canais e força.

Ao utilizar esta nova ferramenta, o usuário tem à disposição vários recursos que o auxiliarão nos seus estudos, como: opção de utilizar sinal monopolar ou diferencial; a indicação do valor da distância inter-eletrodos; a indicação do número de amostras; a escolha do tamanho da janela de tempo; a seleção de eletrodos individuais ou por vetor uni ou bidimensional; a apresentação dos vários estimadores em paralelo de modo a facilitar a comparação; opções para os estimadores de gráficos do sinal inteiro; a possibilidades de utilizar vários e diferentes de gráficos; comandos com valores padrão; a escolha do canal inicial e do número

de canais a serem calculados e mostrados graficamente; a apresentação gráfica da velocidade de correção com ou sem regressão; a facilidade de comparar as várias telas gráficas; entre outros recursos.

Com o intuito de averiguar a usabilidade da ferramenta desenvolvida, foi realizado um conjunto de ações para provar ou refutar a hipótese de que sinais de um mesmo sujeito quando coletados com eletrodos paralelos às fibras musculares, tem características similares entre si.

## **1.1– Objetivos**

### **1.1.1 – Geral**

Desenvolver uma ferramenta computacional para a análise de sinais de eletromiografia de superfície multicanal, bidimensional, na qual os profissionais, das áreas correlatas que a utilizarão, tenham um ambiente flexível, ágil, simples, que contemple os principais estimadores adotados em S-EMG e que contenha ferramental gráfico para análise e comparação dos estimadores de um sinal eletromiográfico de superfície, bem como tenha código aberto.

### **1.1.2 – Específicos**

Desenvolver uma ferramenta moderna que disponibilize informações gráficas dos sinais de uma matriz 2-D de 5x13 eletrodos. Partindo inicialmente da ferramenta para análise de vetores 1-D de eletrodos publicada em [SOARES 2007] e mantendo as suas características quanto a ser um software aberto, modularizado e que trabalhe os principais e mais utilizados estimadores em S-EMG com recursos gráficos e utilização intuitiva, construído através do MATLAB 7.10.

Apresentar uma ferramenta com a qual os profissionais, que utilizam o sinal eletromiográfico de superfície(S-EMG), possam trabalhar sem se preocupar com as questões matemáticas e concentrem-se nos resultados gráficos obtidos dos sinais de S-EMG e seus diversos estimadores disponíveis. Assim como permitir que os recursos matemáticos sejam acessíveis para usuários que desejarem esse tipo de informação.

## **1.2 – Estrutura da dissertação**

Esta dissertação desenvolveu-se com uma REVISÃO BIBLIOGRÁFICA, no capítulo 2, que inicialmente faz um embasamento no desenvolvimento histórico da eletromiografia começando com Herófilos (300 a.C.) chegando à atualidade. O trabalho segue com o capítulo 3. MATERIAIS E MÉTODOS, onde são discutidas a fisiologia do músculo esquelético, as características do sinal eletromiográfico, os métodos de coleta de EMG, o S-EMG clássico e as novas técnicas estudadas com ênfase na eletromiografia de superfície de alta densidade (HD-EMG, do inglês High DensitySurfaceElectromyogram), a diversidade de aplicações na área

de eletromiografia de superfície, os equipamentos de aquisição de sinal de EMG e suas características, os estimadores utilizados no processamentos dos sinais e seu detalhamento técnico, a força e sua relação com o EMG, a fadiga muscular e encerra a revisão com uma discussão sobre os desafios a serem transpostos e quais caminhos que a eletromiografia percorrerá no futuro próximo.

No capítulo 3, MATERIAIS E MÉTODOS, a discussão centraliza-se na maneira como o trabalho de pesquisa se desenvolveu e aos assuntos relacionados a ele. O hardware e o ambiente computacional onde os trabalhos foram realizados, as definições matemáticas dos estimadores ARV, RMS, MDF, MNF, CV, o coeficiente de correlação, a complexidade da interface eletrodo-gel-pele, o número de amostras, a janela de tempo, a relação entre a força e o S-EMG, os aspectos fisiológicos dos músculos, as considerações sobre os sinais monopolar e diferencial, as características buscadas da ferramenta desenvolvida, as questões de concepção da nova ferramenta, a explicação sobre a construção da ferramenta do ponto de vista estrutural e da dinâmica do fluxo, são pormenorizados neste capítulo. Neste capítulo também é descrito e apresentado os resultados do estudo utilizado para verificação da usabilidade da ferramenta desenvolvida na análise da hipótese de que sinais coletados a partir de eletrodos locados paralelamente às fibras musculares apresentam características similares.

No capítulo 4, RESULTADOS OBTIDOS, a análise do estudo das hipóteses levantadas no capítulo 3 é base para a discussão da usabilidade e desempenho da ferramenta desenvolvida e resultados obtidos nos métodos desenvolvidos.

E por último, no capítulo 5, CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS, é apresentada a visão do geral desenvolvimento do trabalho e as possibilidades de melhorias e expansão deste para uma nova etapa de desenvolvimento.

## 2- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Esta Revisão Bibliográfica apresenta primeiramente o desenvolvimento da eletromiografia ao longo da história, em seguida faz uma breve revisão nas características gerais dos músculos e os mecanismos do movimento. A sequência desta revisão foca os aspectos ligados aos potenciais de ação da unidade motora e as características e particularidades de um sinal de eletromiografia de superfície. A partir deste ponto, a revisão é feita nos métodos de coleta do sinal de S-EMG e na análise destes métodos. Na sequência são apresentados os equipamentos requeridos e suas características na coleta do sinal de S-EMG. A revisão segue com a discussão do processamento das informações do S-EMG, através dos estimadores, da velocidade de condução, além da força e da fadiga muscular. Para encerrar, é proposta uma discussão sobre os desafios que vão desde a eletromiografia de superfície clássica, passando pelos estudos atuais de HD-EMG e a previsão, em um futuro próximo, dos desafios a serem vencidos.

### 2.1 – História da Eletromiografia

Os primeiros estudos sobre músculos, foram realizados da área da anatomia por Herófilos, em torno de 300 a.C., que criou uma sistematização para dissecação, identificando vários órgãos como tendões e nervos, inclusive atribuindo a sensibilidade ao nervo. Outra conclusão dos seus estudos foi que a inteligência é atribuída ao cérebro, e não ao coração como acreditava Aristóteles. Erasistratis, discípulo de Herófilos, chegou à conclusão que o músculo era um órgão de contração (IZQUIERDO, 2008).

A contração muscular e a eletricidade somente foram relacionadas em 1791, pelo médico italiano, Luigi Galvani. Em 1849, estudos de Emil du Bois-Raymond referem-se à associação da contração muscular voluntária com um sinal elétrico. Em 1860, o francês Duchenne, utilizando músculos intactos, realizou a eletroestimulação. Um galvanômetro sequencial foi utilizado pela primeira vez na detecção de sinais de eletromiografia por H. Piper, em 1910. Erlanger e Gasser, em 1922, demonstraram a existência de vários tipos de fibras nervosas, através de um osciloscópio de tubo de raios catódicos, classificando-as de acordo com sua velocidade. Gasser, em 1944, foi agraciado com o Prêmio Nobel de Medicina e Fisiologia, por pesquisas em fibras nervosas (VENEZIANO, 2006).

O neurologista norte-americano Herbert Henri Jasper, 1906-1999, durante os anos 1970 dedicou-se aos estudos do cérebro e do comportamento, destaca-se aqui a criação do primeiro eletromiógrafo e do eletrodo de agulha unipolar. Derek Ernest Denny-Brown professor, clínico e investigador da Nova Zelândia (1952) co-autor do livro, "*Reflex Activity of the Spinal Cord*". Outro personagem que se destaca na história é o Sr. John V. Basmajian, que foi um cientista canadense. Conhecido por seu trabalho na ciência da reabilitação, especificamente na área de eletromiografia fundou o ISEK, em 1965, onde trabalhou pela criação da padronização do uso e relato da Eletromiografia. Compilou a informação conhecida até então sobre Eletromiografia. provavelmente a personalidade mais influente na história recente de eletromiografia Carlo J.

De Luca, engenheiro eletricitista, pesquisador e PHD pela Queens University, destaca-se como um dos grande ícones da atualidade. Ele Chamou a atenção para as falhas de compreensão do sinal eletromiográfico e as suas limitações. De Luca também foi autor de inúmeras publicações desta área (LAPESE, 2012).

Os Professores Roberto Merletti, PhD e Carlo J. De Luca, PhD são, atualmente, dois dos maiores ícones da eletromiografia de superfície no mundo, contribuindo muito na pesquisa com eletrodos multicanaís para a análise da velocidade de condução além de estimadores no domínio do tempo e da frequência.

## 2.2 – Os Músculos e o mecanismo do movimento

Músculos são estruturas contráteis, que tem papel fundamental no movimento que executamos durante uma atividade motora. As células que compõem os músculos, denominadas fibras musculares, são alongadas e apresentam grande desenvolvimento da função contratilidade (BIOMANIA, 2012).

As fibras musculares classificam-se, com base nas suas propriedades fisiológicas, em: tipo I, que tem contração lenta, fibras do tipo IIa, cuja característica é ter contração rápida e resistência à fadiga e tipo IIb, caracterizada por ter contração rápida e ser fatigável (SALOMONI, 2008).

O tecido muscular, de acordo com as características morfológicas e funcionais, nos mamíferos, pode ser classificado em três tipos: muscular estriado ou esquelético, muscular estriado cardíaco e muscular liso (BIOMANIA, 2012).

Este trabalho centra-se no tecido muscular esquelético. Este tecido é formado por células alongadas, de forma cilíndrica, multinucleadas, cujo diâmetro varia de 10 a 120 micrômetros (mm) e, em vários casos, estendem-se em todo o comprimento de um músculo (40 cm). O nome estriado deriva do aspecto das estriações transversais microscópicas. Enquanto que o nome de músculo esquelético porque está geralmente inserido em ossos e é responsável pelos movimentos articulares (BIOMANIA, 2012).

O movimento, causado pela ação do músculo estriado esquelético, inicia-se com a sua programação no córtex pré-motor, na área motora suplementar e outras áreas associadas do córtex. Essa informação trafega pelos neurônios motores do tronco cerebral e da medula espinhal. A atividade muscular decorre diretamente do controle cortical através da ligação entre o trato corticoespinhal e os alfa-motoneurônios (MORITANI T., STEGEMAN D. e MERLETTI, 2004).

Uma unidade motora (MU, do inglês *motor unit*) é constituída por um alfa-motoneurônio na medula espinhal e as fibras musculares inervada (Fig. 2.1). O alfa-motoneurônio é o ponto final do somatório de todos os descendentes e reflexos da entrada. A corrente induzida na rede de membranas neste motoneurônio pelos

vários locais de inervação sináptica determina a descarga padrão da unidade motora e, portanto, a atividade da MU (MORITANI T., STEGEMAN D. e MERLETTI, 2004).

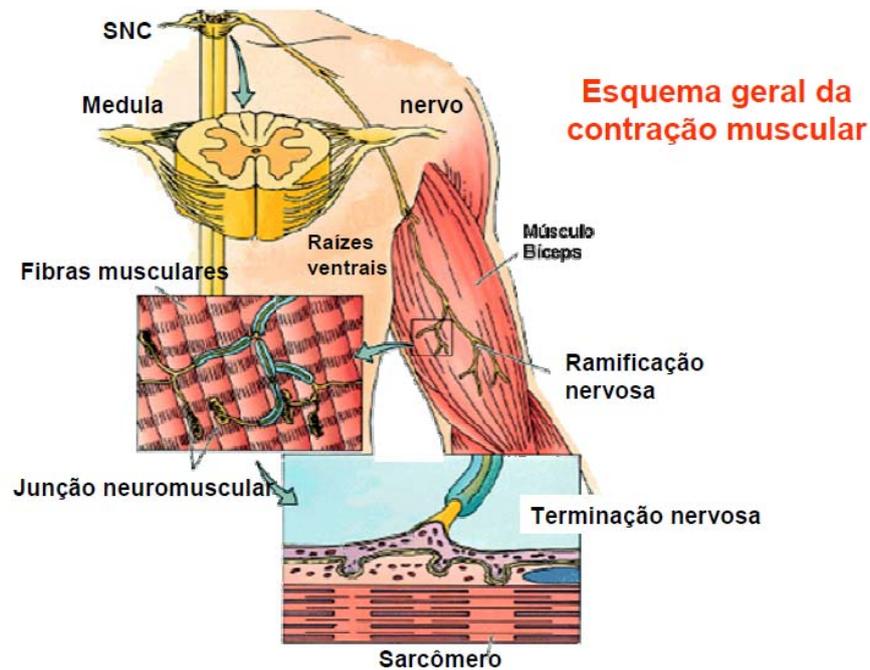


Figura 2.1: Diagrama simplificado do sistema motor e da unidade motora. (retirada de UNESP, 2013).

Centenas de fibras musculares constituem cada uma das unidades motoras. As fibras musculares são formadas por miofibrilas dispostas paralelamente ao seu eixo longitudinal. As proteínas actina, miosina, tropomiosina e titina constituem as miofibrilas e tem uma organização de modo a formar uma estrutura ou unidade funcional com a capacidade de contração, chamada de sarcômero. A membrana celular do músculo ao ser estimulada por um potencial de ação, fazem com que as miofibrilas se contraíam, desencadeando o processo de contração muscular (DANTAS, 2008).

A Fig. (2.2) mostra os detalhes da fibra muscular e a unidade de contração muscular.

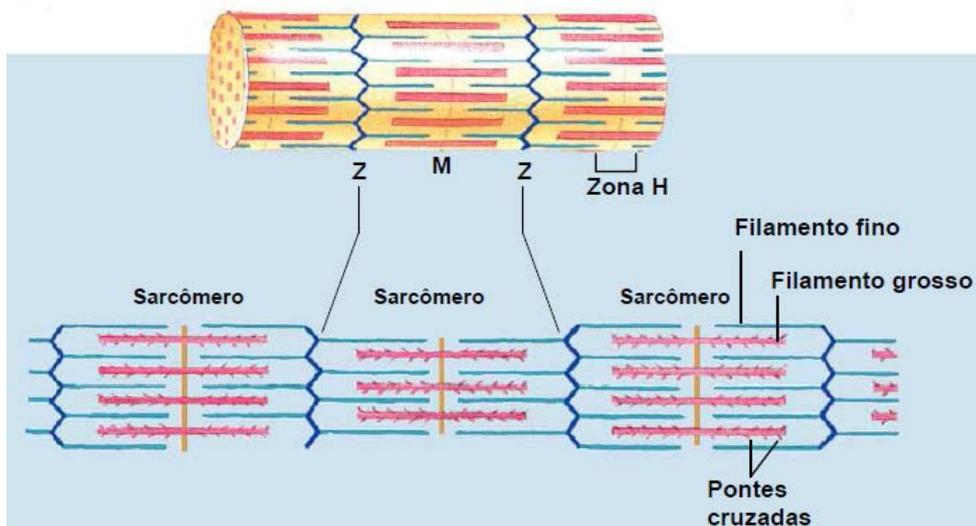


Figura 2.2: Detalhe da musculatura estriada esquelética, evidenciando a fibra muscular e a unidade de contração muscular (sarcômero). (Retirada de UNESP, 2013).

### 2.3 - Potencial de ação das unidades motoras

Em relação aos processos dos potenciais de ação da unidade motora (MUAP, do inglês motor unit action potential) KAMEN e CALDWELL (*apud* ALMEIDA, 2010, p. 23) afirmam que ocorre uma soma dos potenciais de ação das fibras musculares inervadas por um único motoneurônio alfa e então produzem o potencial de ação da unidade motora. Os potenciais de ação das unidades motoras se somam para produzir o sinal de S-EMG.

A Fig. (2.3) mostra os potenciais de ação de cada fibra e a soma das MAUP's.

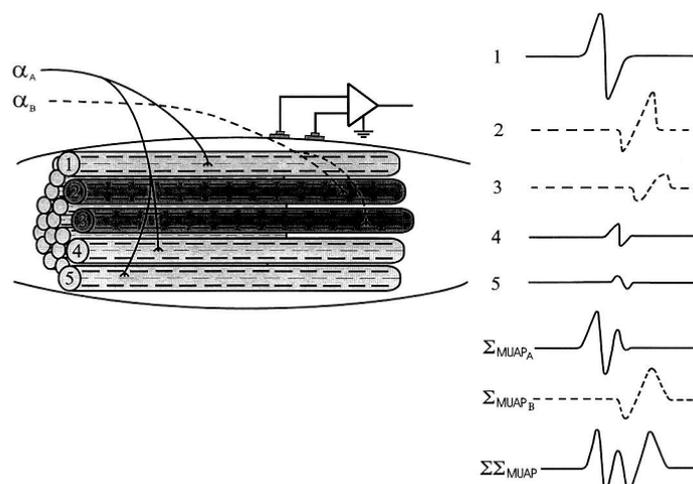


Figura 2.3: O motoneurônio  $\alpha_A$  inerva as fibras musculares 1, 4 e 5 formando a unidade motora A, e o motoneurônio  $\alpha_B$  inerva as fibras musculares 2 e 3 formando a unidade motora B. O potencial de ação gerado em cada fibra muscular está representado pelas curvas de 1 a 5. Os

MUAPA e MUAPB são os somatórios dos potenciais de ação das fibras 1, 4 e 5, e das fibras 2 e 3, respectivamente. O sinal de S-EMG é o somatório dos potenciais de MUAPA e MUAPB (ALMEIDA, 2010).

Existem, de acordo com KANDEL (*apud* ALMEIDA, 2010, p. 9), duas formas diferentes nas quais o sistema nervoso gradua a força de contração dos músculos esqueléticos. A primeira ocorre através da variação do número de unidades motoras que serão ativadas, processo chamado de recrutamento. A outra forma é através da variação da frequência de disparo dos potenciais de ação pelo motoneurônio, mecanismo é chamado de modulação de frequência.

## 2.4 – Sinaleletromiográfico

O sinal EMG é uma representação do potencial do campo elétrico gerado pela despolarização da membrana externa da fibra muscular (sarcolema). Sua detecção envolve o uso de eletrodos de superfície ou intramuscular que são colocados a uma certa distância das fontes. (MERLETTI e PARKER, 2004). O sinal obtido é o somatório dos potenciais de ação da região abrangida pelos eletrodos (MORITANI T., STEGEMAN D. e MERLETTI, 2004).

A geração do sinal de EMG ocorre pela atividade elétrica das fibras musculares ativas durante uma contração. As fontes do sinal são, portanto, localizadas na zona de despolarização das fibras musculares. Quando se faz a captação do sinal de EMG através de eletrodo de superfície, há entre o eletrodo e a fonte do sinal um conjunto de tecido muscular, gordura, e pele, que formam um volume, denominado de volume condutor que, atuam como filtro espacial passa-baixa na distribuição do potencial (MORITANI T., STEGEMAN D. e MERLETTI, 2004).

De acordo com SOUZA *et al.* (*apud* BRONZINO, 2006, p. 1), um sinal de EMG possui níveis de tensão muito baixos, variando entre 1  $\mu$ V e 100 mV, com alta fonte de impedância e com ruídos e sinais de interferência em altos níveis. As propriedades das camadas epiteliais e a interface eletrodo-pele também afetam os sinal de S-EMG, apresentando componentes frequências desde DC até cerca de 500 Hz, com concentração maior na faixa de 50 a 150 Hz. Da mesma forma, as amplitudes máximas deste sinal variam entre 50  $\mu$ V e 5mV.

É importante salientar que estas variações dos sinais de S-EMG ocorrem de acordo com o tipo de músculo analisado, o nível de contração muscular, e também o tipo e a localização dos eletrodos utilizados.

## 2.5 – Fatores que influenciam na característica do sinal de S-EMG

ALMEIDA (2010) em seus estudos explica que muitos são os fatores que afetam as características do sinal de S-EMG: a) o diâmetro e o número de fibras musculares, b) o tecido e a interface eletrodo-pele, c) o condicionamento do sinal, d) o número de unidades motoras ativas, e) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, f) a velocidade de condução, g) o fluxo sanguíneo no músculo, h) distância

intereletrodos, i) a relação tipo de fibra e sua localização e j) a taxa de disparo das unidades motoras. Estes fatores são apresentados de forma esquemática na Fig.(2.4).

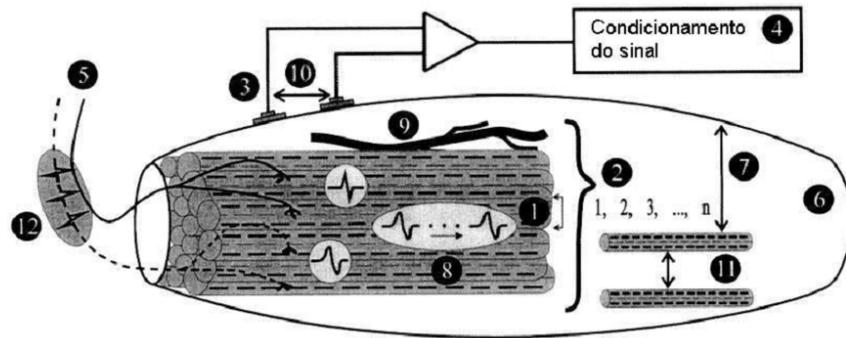


Figura 2.4: Alguns elementos que influenciam o sinal de S-EMG: (1) o diâmetro da fibra muscular, (2) o número de fibras musculares, (3) a interface eletrodo-pele, (4) o condicionamento do sinal, (5) o número de unidades motoras ativas, (6) o tecido, (7) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, (8) a velocidade de condução, (9) o fluxo sanguíneo no músculo, (10) a distância inter-eletrodos, (11) a relação tipo de fibra e sua localização, (12) taxa de disparo das unidades motoras (Extraído de KAMEN e CALDWELL (*apud* ALMEIDA, 2010, p. 21).

A fig.(2.4) representa um conjunto típico de S-EMG adquirido em conjunto com a curva de força correspondente durante uma contração muscular isométrica. Os dados de frequência espectral de potência de S-EMG também são mostrados. Pode ser facilmente visto que a atividade de S-EMG aumenta progressivamente assim como a função da força gerada, sugerindo um recrutamento de MU gradual e modulação da frequência de disparo ocorrendo, de modo a corresponder à demanda da força requerida. Assim, o aumento na amplitude do S-EMG pode representar recrutamento MU e/ou MU disparos de modulação de frequência enquanto que o aumento da frequência média do espectro de potências pode representar, pelo menos em parte, o recrutamento adicional de MU's com limite superficial elevado que provavelmente possuem grandes picos afiados afetando bandas de alta frequência do espectro de potência EMG de superfície (MORITANI T., MURO M., e NAGATA A., 1986)

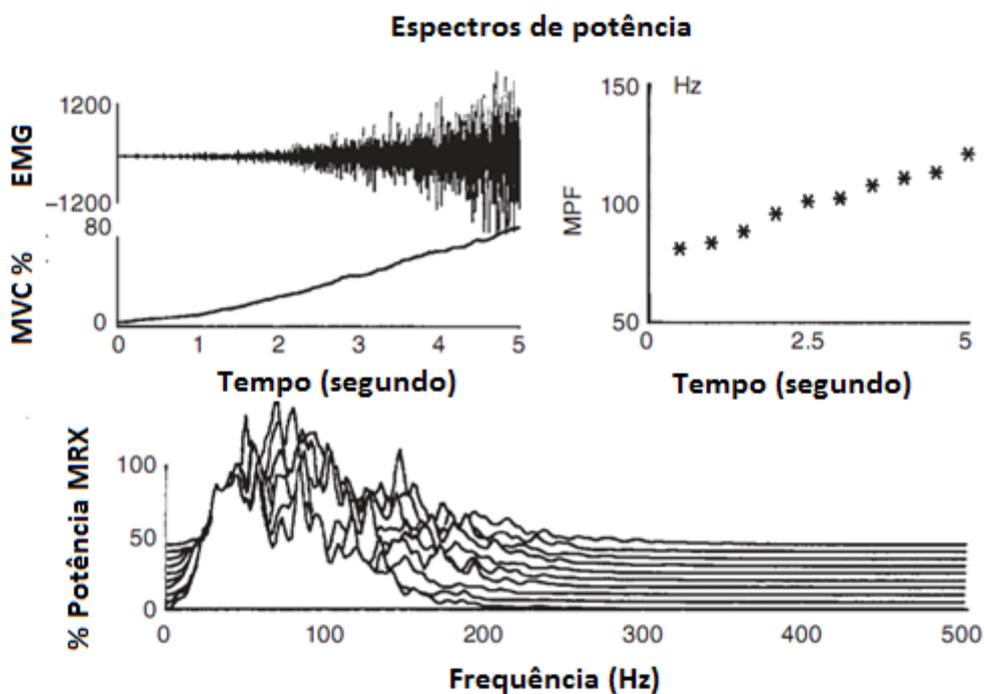


Figura 2.5: Conjunto típico apresentado na tela computador mostrando as mudanças no sinal EMG bruto gravado a partir do músculo bíceps braquial e o espectro de potência correspondente frequência durante linearmente força variando de ação muscular isométrica (Modificado de MERLETTI e PARKER, 2004)

## 2.6 - Coleta de EMG

### 2.6.1 – Protocolo experimental

Um sinal de S-EMG necessita de ter um Protocolo Experimental sólido para que variáveis aleatórias e indesejáveis sejam eliminadas (SOARES, 2007), garantindo uma aquisição que obedeça aos critérios de repetitividade e que ofereçam as melhores condições de trabalho para o pesquisador e conseqüentemente não seja um entrave ao desenvolvimento das análises a serem realizadas.

É apresentado no APÊNDICE B um Protocolo como forma de exemplificar os procedimentos adotados para a aquisição de S-EMG.

## 2.6.2 - Métodos de coleta de EMG

Os principais métodos de coleta do sinal eletromiográfico são o método invasivo, que requer a utilização de agulhas e/ou microelétrodos, é o método rotineiramente empregado na prática clínica, mas causa dor e desconforto ao paciente (VENEZIANO, 2006).



Figura 2.6: a) eletrodos de agulha para utilização na aquisição do método invasivo (retirado e modificado de [www.casaengineering.com/instr.htm](http://www.casaengineering.com/instr.htm)) e b) Eletrodo para utilização no método não invasivo (MIOTEC, 2012).

O outro método de coleta, o chamado eletromiografia de superfície (S-EMG), cuja característica principal é a aquisição dos sinais através de eletrodos metálicos, *e.g.* Ag/AgCl. O seu grande diferencial, em relação ao primeiro método, é que outros profissionais da área, além de médicos podem realiza-lo. Fisioterapeutas e profissionais da área desportiva tem se utilizado desse método. A desvantagem desse método é que é de difícil emprego quando utilizado na extração de parâmetros com o objetivo clínico. Se comparado com o conhecimento já atingido na eletrocardiografia, o S-EMG ainda é insipiente, apesar de haverem diversos grupos de pesquisadores no mundo trabalhando no seu aprimoramento. Apesar desse contexto, a eletromiografia de superfície tem características favoráveis, pois é um método seguro, não-invasivo e de fácil aplicação na quantificação da energia do músculo. As alterações da energia, por exemplo, desde o músculo em repouso até o movimento são possíveis de se observar, assim como, através de cadeias de sensores, é possível observar como certos músculos realizam tarefas diferentes (VENEZIANO, 2006).

A fig.(2.6) mostra eletrodo a) para o método invasivo e b) para o método não invasivo. Enquanto que a fig.(2.7) mostra exemplos de matrizes de eletrodos para o método não invasivo.

Em seu estudo, VENEZIANO (2006), com intuito de reforçar o uso da eletromiografia, lança exemplos onde esclarece que é possível verificar se um exercício está ativando um músculo-alvo ou se há a sua substituição por outro músculo. Em outra aplicação, a informação obtida do sinal eletromiográfico pode ser fornecida ao paciente como uma realimentação, a fim de ensiná-lo a relaxar ou a contrair melhor um músculo sob tratamento fisioterápico.

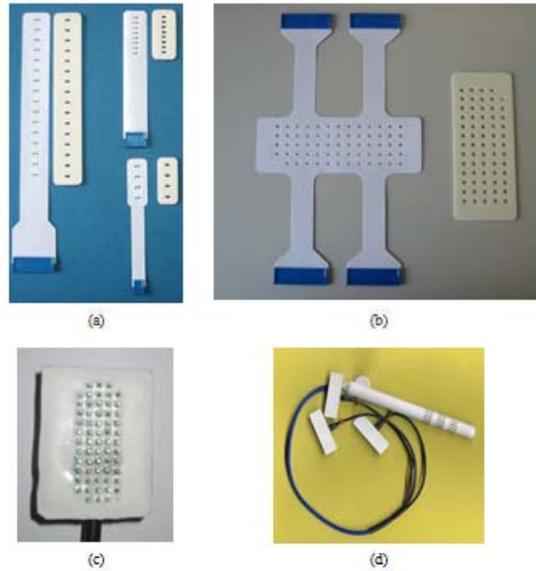


Figura 2.7: Matrizes de eletrodos de superfície não-invasivos utilizados no projeto DEMUSE da LISiNBioengineering Center: a) matrizes adesivas lineares, b) matriz adesiva 2-D de 64 eletrodos de superfície com distância inter-eletrodo de 8 mm, c) matriz 2D de eletrodos de superfície com entre eletrodos distância de 3,5 mm e d) sonda anal cilíndrica com três matrizes circulares de 16 eletrodos cada (retirado de LISIN, 2012).

## 2.7 – Volume condutor e *Crosstalk*

Toda geração de potencial de ação intracelular origina um campo elétrico no espaço circundante. Desta maneira o potencial gerado por uma MU pode ser detectado mesmo em locais distantes da geração. Porém os tecidos biológicos que separam a geração do potencial de ação e os eletrodos de captação do sinal, conhecido como volume condutor, afetam fortemente as características desse sinal adquirido, constituindo um efeito de um filtro passa-baixa sobre o sinal EMG. Já no caso de gravações intramusculares o efeito dos tecidos entre os eletrodos e as fibras musculares é relativamente pequeno, devido à proximidade dos eletrodos de gravação para as fontes (MORITANI T., STEGEMAN D. e MERLETTI R., 2004).

No S-EMG, outra dificuldade na obtenção do sinal, é a ocorrência de *crosstalk*, que é o sinal detectado próximo a um músculo, porém gerado por outro músculo. O fenômeno está presente exclusivamente nas gravações de superfície, quando a distância dos pontos de detecção das fontes podem ser relevantes e similares para as diferentes fontes. O *crosstalk* é devido às propriedades de condução no volume condutor, em combinação com as propriedades da fonte, e é uma das mais importantes fontes de erro na interpretação de sinais de EMG de superfície. Isso ocorre porque os sinais de *crosstalk* podem ser confundidos com os sinais do músculo sob análise, que assim podem ser considerados ativos quando na verdade não estão (FARINA e MERLETTI, 2004).

## 2.8 – Eletrodos e S-EMG

O posicionamento correto dos eletrodos e a captura do sinal são dificuldades a mais na aquisição do sinal, (VENEZIANO, 2006), pois os diferentes pontos de aquisição faz com que ocorram alterações tanto na amplitude quanto no espectro de potência do sinal eletromiográfico (COSTA, 2008).

A área onde o eletrodo tem contato com a pele é bastante complexa. Essa região é o primeiro bloco de um sistema de detecção de sinal bioelétrico originado do músculo. A complexidade existe devido a diferentes portadores de cargas envolvidos no meio (elétrons no metal e íons no gel e na pele). (MERLETTI *et al*, 2010). Na fig. (2.8) MERLETTI *et al*. mostram um modelo que sintetiza as características da impedância desta região.

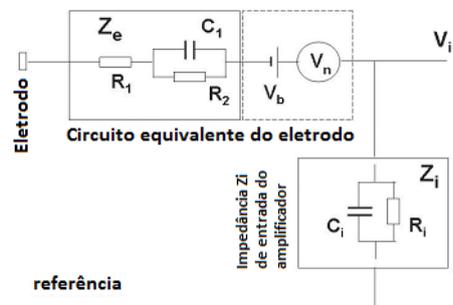


Figura 2.8: Circuito equivalente da interface eletrodo-pele (retirado e modificado de MERLETTI *et al.*, 2010).

A Figura(2.9) mostra o esquema de ligação para diversas formas de aquisição de sinal de S-EMG com canais diferenciais simples, diferenciação dupla (DD1 e DD2) para os estimadores RMS (do inglês *Root Mean Square*), ARV (do inglês *AverageRetifiedValue*), MNF (do inglês *MeanFrequency*) e MDF (*MedianFrequency*).

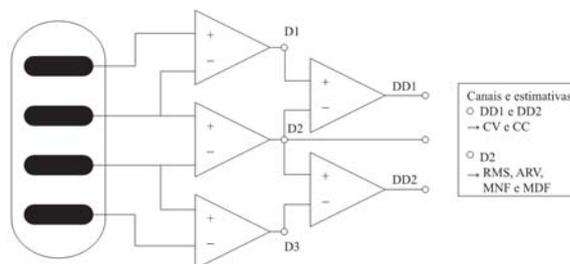


Figura 2.9: Esquema de aquisição de sinais eletromiográficos com canais diferenciais simples (D1, D2 e D3), com diferenciação dupla (DD1 e DD2) e para os estimadores de variáveis eletromiográficas (Retirado de SCHWARTZ, 2011, p. 33).

## 2.9 – Sinais de S-EMG mono-canal e multi-canal

Kleine *et al.* (*apud* MERLETTI *et al.*(2007, p. 255) esclarecem que na aquisição dos sinais de S-EMG pelo menos dois eletrodos são necessários, um para referência e outro para aquisição, ou pode-se utilizar um conjunto de eletrodos, aumentando a superfície de aquisição e, conseqüentemente as informações fornecidas pela aquisição. Matrizes de eletrodos com alta densidade têm sido aplicadas cada vez mais, fornecendo informações sobre uma ampla área de um músculo, contribuindo sobremaneira nos estudos de espaço e tempo requeridos nos recrutamentos de MU's.

A utilização de eletrodos multicanais para a detecção de S-EMG de um único músculo, fez com que fosse possível o estudo das características de MU's individuais. Os eletrodos multicanais podem ser aplicados na estimação da CV das fibras musculares, assim como na avaliação das características das MU's individuais (GAZZONI, 2010).

As cadeias de eletrodos podem ser dispostas de várias formas, como apresentado na fig. (2.10).

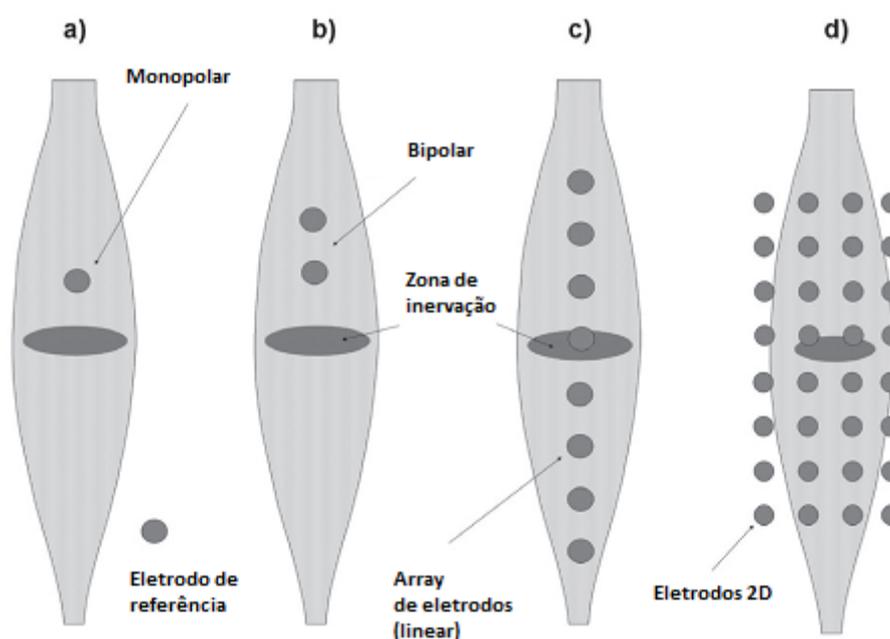


Figura 2.10: a) detecção monopolar tradicional com respeito a uma referência remota tomado como potencial zero (referência). b) detecção bipolar (ou diferencial - SD) ao longo da direção da fibra. c) detecção linear (unidimensional, 1-D array) pode ser obtida pela ponderação adequada e acrescentando sinais dos eletrodos adjacentes. d) matriz de eletrodos bidimensional (2-D ou HD-EMG) proporcionando uma imagem da distribuição espacial de potencial (Retirado e modificado de MERLETTI *et al.* (2010, p.311)).

MERLETTI *et al.* (2010, p. 310), em relação à Fig. (2.10), detalha que a figura mostra a evolução de um canal EMG monopolar ou bipolar, detectando o sinal de um local da pele, para arranjos lineares e para HDsEMG que detectam a imagem da distribuição de potencial sobre a superfície da pele coberta pela matriz. O eletrodo ligado em modo diferencial, com eletrodos alinhados à direção da fibra, fornece uma elevada rejeição de sinais de modo comum e permite a fácil identificação de zonas de inervação. O sinal duplo diferencial é a diferença de sinais a partir de canais diferenciais adjacentes e é particularmente adequado para a estimativa da velocidade de condução da fibra muscular. Tanto o modo diferencial como o modo de detecção duplo diferencial introduzem filtros espaciais que são amplamente descritos em muitos manuscritos e livros. Estes filtros espaciais são desejáveis para atenuar componentes não propagantes de origem fisiológica ou de origem externa, tal como os que são efeitos devidos a efeitos de fim de fibra, fontes remotas e interferências na linha de alimentação, que estão presentes nos sinais monopulares. Essas configurações implicam em perda de informações que podem ser relevantes para determinadas aplicações.

Nas faixas de frequência entre 0 e 20 Hz, devido a artefatos de movimento e instabilidade da interface eletrodo-pele, ocorrem muitas vezes variações não desejadas e lentas de potenciais, são os potenciais de meia célula. Um filtro passa alta, com uma frequência de corte na gama de 15 a 20 Hz, deve ser inserido para minimizar os seus efeitos, o que também exclui informações relevantes sobre taxas de disparo de unidades motoras ativas em algumas aplicações (MERLETTI R. e HERMENS H. J., 2004).

As matrizes multicanais de eletrodos foram usadas em várias pesquisas como a de GAZZONI (2010) relacionando o HDsEMG com a ergonomia, as aplicações clínicas de EMG multicanais estudadas por CHEN (1997), os estudos da força e da fadiga através de eletrodos multicanais KLEINE (2000), os estudos de FARINA e MERLETTI (2008) entre outros. O estudo de FARINA e MERLETTI (2008) é mostrado na Fig. 2.11 que ilustra um mapa topológico da amplitude de um S-EMG do músculo trapézio superior durante uma contração isométrica.

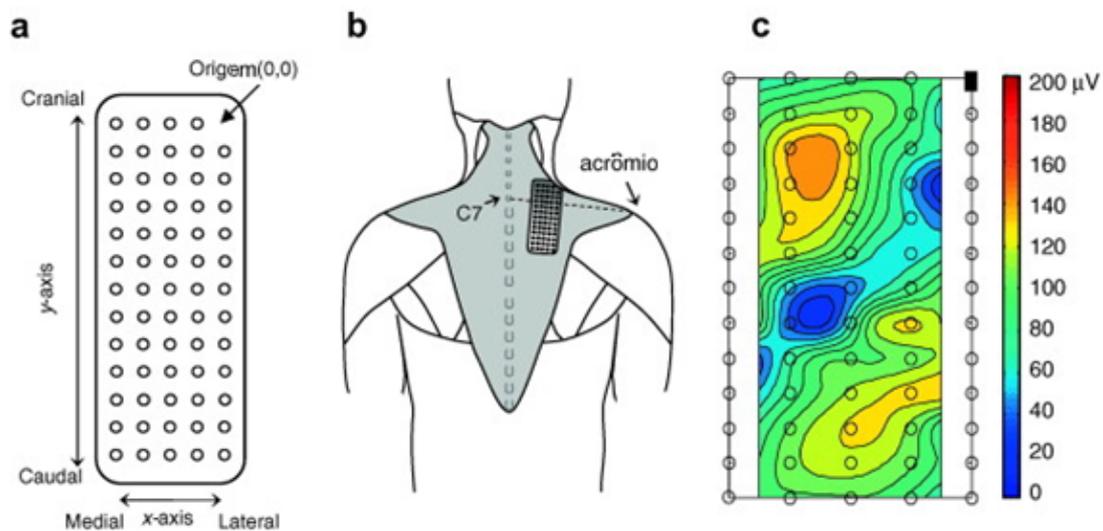


Figura 2.11: (a) Representação esquemática de uma rede de eletrodos com a indicação dos eixos coordenados e à origem para definir a posição do eletrodo. (b) A matriz de eletrodos S-EMG foi colocada sobre o músculo superior direito trapézio. (c) mapa topográfico (por um fator de interpolação 8) do RMS (integrado ao longo de um intervalo de 1 s) gravado durante abdução do ombro, a 20% da força de contração máxima voluntária. Os círculos no mapaEMG indicam a posição dos eléctrodos (retirado e modificado de FARINA e MERLETTI, 2008, com permissão de FALLA e FARINA (2008)).

Em outro estudo MERLETTI *et al.* (2009) explica que nos últimos dez anos a atividade de investigação vem movendo-se para a gravação de S-EMG com sistemas com matrizes 2-D, os chamados HD-EMG sinais de eletromiografia multicanais de alta densidade. Na Fig. 2.12 são apresentados dois exemplos de sinais de S-EMG detectados a partir de bíceps braquial e os músculo adutor do hálux com matrizes bidimensionais de eletrodos. Matrizes de eletrodos mono e bidimensionais representam apenas algumas das configurações possíveis para um sistema de eletrodos.

O S-EMG tem uma vasta área de atuação para avaliar contrações voluntárias ou provocadas eletricamente. Os métodos ditos “tradicional” são baseados em um conjunto de poucos eletrodos (de dois a quatro) por músculo, para detecção de sinais, utilizando de 1 a 3 canais em modo bipolar ou diferencial simples (SD, do inglês *single differential*) ou duplo diferencial (DD, do inglês *doubledifferential*). Essas aplicações consistem na análise do movimento, principalmente na análise do desenvolvimento do sinal e estudos das manifestações mioelétricas de fadiga muscular, principalmente em ambientes de laboratório de pesquisa. (MERLETTI *et al.*, 2010).

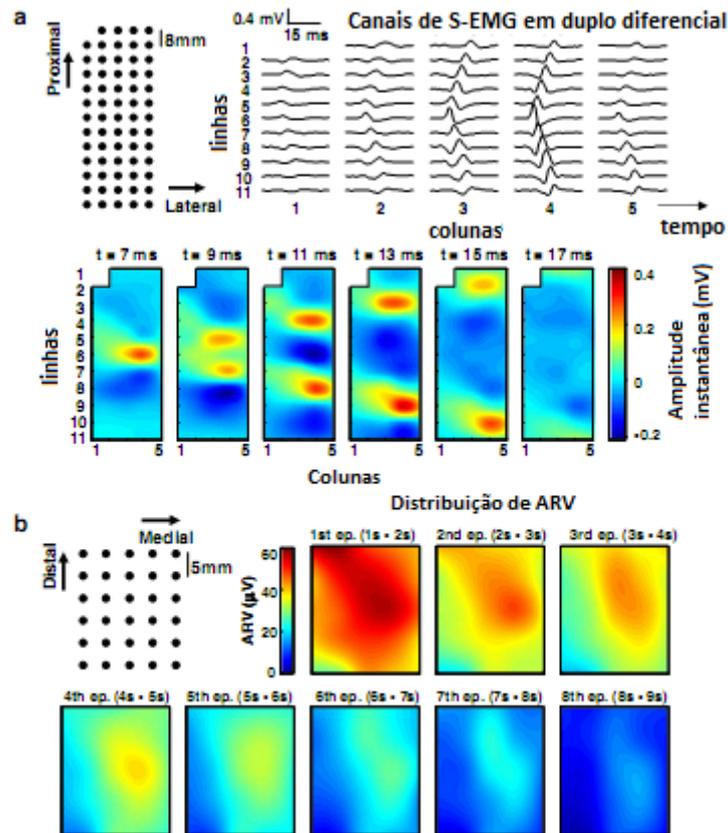


Figura 2.12: (a) Exemplo de um único potencial de ação da unidade motora (MUAP) detectado com uma matriz de eléctrodos durante uma contração isométrica do músculo bíceps com 20% da força máxima; (b) distribuição do ARV com interpolação espacial entre os canais. A câimbra desenvolvida em uma grande área do músculo, em seguida, diminuiu em tamanho e intensidade até desaparecer após cerca de 8 a 10 s (retirado e modificado de MERLETTI *et al.*, 2009).

Podemos citar várias aplicações do sinal eletromiográfico de superfície na análise da atividade elétrica provocada na contração muscular como: na neurologia funcional (KHEZRI *et al.*, 2009), na análise de postura (MERLETTI, 2004), na reabilitação de movimentos e funções musculares (SARMIENTO, 2011), na ergonomia e na biomecânica (BARROS, 2005), na análise de movimentos (CASALE, 2004), na reabilitação esportiva (PEREIRA, 2009), no diagnóstico de doenças neuromusculares (ALMEIDA, 2009), entre outras aplicações. Apesar das diversas aplicações de S-EMG terem resultados promissores, elas ainda não podem ser consideradas técnicas de rotina. Será necessário trabalho adicional para confirmar essas técnicas, aperfeiçoar a metodologia aplicada e resolver as controvérsias e desacordos ainda existentes (MERLETTI *et al.*, 2010).

Em seu artigo, Jiang *et al.* mostram a aplicação prática do EMG de superfície que tem sido utilizada para estimar a força muscular em várias aplicações. Em particular, a identificação de tarefas motoras de atividade

muscular pode ser utilizada para prever os movimentos, mesmo em pacientes que não conseguem realizar a tarefa. Por exemplo, a atividade de EMG dos músculos remanescentes de amputação para prever os movimentos desejados, comandar próteses e outros dispositivos de reabilitação neuromuscular(JIANG *et al.*, 2010).

## 2.10 – Os equipamentos de S-EMG

O equipamento que realiza a coleta dos sinais dos músculos é o eletromiógrafo. É constituído de eletrodos para aquisição do sinal de EMG, que pode ser invasivo ou de superfície, circuitos de condicionamento de registros, como amplificadores, filtros, isolamentos, entre outros, e circuitos de saída de sinal, por exemplo, alto-falante, impressora, uma saída para a tela de um monitor de vídeo, entre outros. Os circuitos de condicionamento de registros podem ter ou não capacidade de armazenamento. E os sinais adquiridos podem ser armazenados e/ou processados em outros equipamentos (SOARES, 2007).

Os eletromiógrafos podem ser encontrados com variações de tipos e marcas, inclusive os móveis, que tem a capacidade de armazenar os sinais coletados e também fornecê-los para outros dispositivos de saída (SOARES, 2007).

A fig.(2.13) mostra o Eletromiógrafo EMG USB, fabricado pela OT Bioelettronica, de superfície que permite a aquisição de sinais gerados pelos músculos durante contrações voluntárias ou eletricamente induzida, registrados por diferentes tipos de sistemas de elétrodos de superfície. Ele foi projetado para adquirir sinais EMG, por meio de matrizes de eletrodos até 128 eletrodos, ou um *array* linear / circular de eletrodos. A partir do painel frontal é possível selecionar um ganho diferente para cada matriz. Ele foi projetado em conformidade com as normas europeias para instrumentação biomédica.



Figura 2.13: Amplificador EMG a partir de 16 até 128 canais + 8 entradas auxiliares, fabricado pela OT Bioelettronica. (Retirado de OTBIOELETTRONICA, 2012).

Os eletrodos do eletromiógrafo da OT Bioelettronica, por exemplo, quando dispostos sobre a pele do músculo a ser estudado, adquirem os sinais de S-EMG que são amplificados, filtrados e condicionados pelo eletromiógrafo. O eletromiógrafo envia então o sinal para um computador que os armazena em forma de arquivos com a extensão SIG (SOARES, 2007).

No circuito de amplificação de S-EMG o CMRR (razão de rejeição de modo comum) deve ser alto, uma vez que a diferença de potencial entre a referência e o sujeito estudado é de apenas alguns volts. Valor este algumas centenas de vezes maior que o sinal de S-EMG. Outra característica importante é que o circuito de amplificação de S-EMG deve ter uma impedância 100 ou 1000 vezes maior que a impedância máxima esperada entre a junção pele/eletrodo de entrada, com o intuito de evitar divisores de tensão. Impedâncias típicas são de 100 M $\Omega$  ou 1000 M $\Omega$  também são importantes para os circuitos de amplificação. E não menos importante, é a utilização de componentes com baixo nível de ruídos de instrumentação e, bem como, a presença de filtros (SOARES, 2007).

Para capturar o sinal da força exercida por um sujeito, pode ser utilizado um amplificador de canais biomecânico. Este instrumento captura também outras variáveis biomecânicas como ângulos de contração biomecânica, torque e pressão. A Fig. (2.14) mostra um amplificador de canais biomecânicos MISO II – OT Bioelettronica.



Figura 2.14: Amplificador de canais biomecânicos MISO II, versão 3.0 – OT Bioelettronica (Retirado de OT BIOELETTRONICA, 2012).

## 2.11 – O processamento das informações de um sinal de EMG

O sinal EMG de superfície detectado durante uma contração muscular voluntária é a realização de um processo estocástico não-estacionário. Qualquer variável do sinal, calculada sobre um dado intervalo de tempo, é intrinsecamente uma estimativa do valor real com uma variância associada e que também dependem do comprimento da janela e do estimador utilizado. Uma característica específica do sinal pode, de fato, ser indicada por um número de estimadores diferentes (FARINA e MERLETTI, 2000).

A atividade elétrica das fibras musculares ativas durante a contração geram o EMG. As fontes do sinal são, portanto, localizadas na zona de despolarização das fibras musculares (FARINA e MERLETTI, 2004). Os estimadores, os quais são extensamente utilizados para a análise destes sinais podem ser divididos em dois grupos. No primeiro grupo, estimadores que atuam no domínio da amplitude, são o valor médio retificado (ARV, do inglês *AverageRectifiedValue*) e o valor eficaz (RMS, do inglês *Root Mean Square*). E no segundo grupo, estimadores que atuam no domínio da frequência, são as chamadas frequências características, que são a frequência mediana (MDF, do inglês *MedianFrequency*) e a frequência média (MNF, do inglês *MeanFrequency*)

A análise e a interpretação do sinal de S-EMG, quando são utilizados estimadores no domínio do tempo, sofrem grande variabilidade mesmo quando são aplicados em um mesmo sujeito, entre sujeitos diferentes, em músculos diferentes e em protocolos diferentes (ARAÚJO, 2000), uma vez que a posição do eletrodo, a interface eletrodo-pele entre outros fatores são determinantes nas aquisições (KAMEN e CALDWELL, 1996)

Um estudo recente (NUSSBAUM, 2001) observou a variabilidade percentual dos valores RMS, frequência mediana e média de sinais de S-EMG medidos em testes estáticos (contração isométrica) e dinâmicos (contração isotônica) dos músculos deltóide médio, deltóide anterior, infra-espinhal, e trapézio superior.

Para ilustrar a afirmação um estudo (NUSSBAUM, 2001), foi observado que, a variabilidade dos estimadores ARV, RMS, MNF e MDF do sinal de S-EMG do músculo trapézio superior, houve variabilidade dos parâmetros no domínio do tempo e da frequência causada fortemente pela influenciada de diferentes posicionamentos de eletrodos. E em outro estudo (FORTI, 2005) conclui que o posicionamento alteram substancialmente as variáveis estudadas.

Os estimadores ARV, RMS, MDF e MNF podem ser utilizados para monitorizar a atividade muscular, porém recomendam a padronização no posicionamento dos eletrodos. Esta padronização deve minimizar a variabilidade dos parâmetros estudados, permitindo a comparação entre diferentes estudos (KAMEN e CALDWELL, 1996).

Com o intuito de minimizar esta variabilidade no posicionamento dos eletrodos, foi criado, entre 1996 e 1999, o Projeto SENIAM, *Surfaceelectromyography for the non-invasiveassessmentofmuscles* (Eletromiografia de superfície para avaliação não-invasiva de músculos), de iniciativa da União Européia, tem a finalidade de prover a padronização da metodologia de uso de eletromiografia. A partir de estudos, foi criada, então, pela primeira vez, uma proposta com recomendações e orientações para o posicionamento de eletrodos de superfície para 27 diferentes músculos. Um dos objetivos específicos do Projeto SENIAM foi a seleção de influência das distâncias intereletrodos específicas para diferentes músculos no comportamento do sinal de S-EMG nos domínios do tempo e da frequência. A padronização de colocação de eletrodos sugerida pelo SENIAM tem possibilitado que haja uma homogeneização na utilização da S-EMG (SILVA *et al.* 2008).

### **2.11.1 -Janelas de tempo**

No capítulo 3 do livro editado por Merletti e Parker, Stashuk *et al.* esclarecem que quanto ao período da janela, em condições estacionárias, deve ter um período mínimo entre 250 e 500ms. Épocas mais curtas que 250 ms levam alta variância e imperfeições nos estimadores. E sobreposição de janelas não trazem benefícios significativos à medida que aumenta a carga computacional requerida (CLANCY E. A., FARINA D. e FILLIGOI G., 2004).

### **2.11.2 – Estimadores no domínio do tempo**

O valor médio retificado (ARV) e o valor eficaz (RMS) são os estimadores mais utilizados quando se analisa um sinal de EMG no domínio do tempo, em função da facilidade promovida pelos avanços tecnológicos para o seu cálculo e também visto que não são necessários pré-processamentos (ALMEIDA, 2010).

O RMS é um estimador mais robusto que o ARV se a distribuição de amplitude do sinal é Gaussiana. Enquanto que o ARV seria melhor, no caso de distribuição Laplaciana. Em qualquer caso, essa diferença é mínima e não é relevante para aplicações práticas (FARINA e MERLETTI, 2000).

### **2.11.3 - Estimadores no domínio da frequência**

Na instrumentação clínica, FARINA e MERLETTI (2000) apontam que a frequência mediana (MNF), por ter um procedimento computacional simples, por causa da sua baixa sensibilidade ao ruído (em especial os de alta frequência) e também por ter associada a possibilidade de redução do desvio padrão, é o parâmetro de frequência mais indicado para a análise do sinal de EMG se comparado à frequência mediana (MDF), o qual pode ser mais afetado pelos efeitos da fadiga. Kamen e Caldwell, (ano *apud* ALMEIDA, 2010, p. 19 e 27) completam o raciocínio acrescentando que a possibilidade de redução do desvio padrão torna a frequência mediana o parâmetro de frequência mais indicado para a análise do sinal de EMG. Os estimadores no domínio da frequência bem representam os processos fisiológicos associados à excitação das unidades motoras.

Os estimadores no domínio da frequência representam bem o processo fisiológico das unidades motoras. Ao ser recrutada, uma unidade motora gera vários potenciais de ação de amplitude, forma e características de frequência específicas, e formando um trem de potenciais específico para cada unidade motora. Pode-se afirmar, então, que o conteúdo de frequência do sinal de S-EMG está relacionado ao número de unidades motoras envolvidas no recrutamento, bem como à sua excitação (KAMEN, CALDWELL, 1996).

### **2.12 – Velocidade de condução**

O fluxo de corrente transmembranar na parte da frente da despolarização do potencial de ação, como indicado na Fig.(2.15), na direção que faz com que a tensão de membrana para se aproximar e atravessar o limiar para a excitação. Como consequência da ação move potenciais para a esquerda, com uma velocidade,

que depende do diâmetro da fibra e cujo intervalo entre 3m/s, e de 5m/s com uma média de cerca de 4 m/s. Esta velocidade de propagação é referida como a velocidade de condução (CV, do inglês *conduction velocity*) e está relacionada com as propriedades da membrana. Tais propriedades, que são refletidas pelo potencial de ação das fibras musculares, são diferentes em diferentes tipos de fibra (MORITANI T., STEGEMAN D. e MERLETTI R., 2004).

Pode ser visto na Fig.(2.15) um modelo de uma secção de comprimento  $\Delta x$  de uma fibra muscular mostrando a membrana (M), o sistema tubular (TS), o espaço extracelular (EC), o espaço intracelular (IC). O circuito elétrico equivalente de um trecho de sarcolema e T-sistema é descrito como uma resistência não-linear e um capacitor. A condutância de um túbulo é  $G_L$  e é a corrente  $I_T$  que passa nele através da resistência de acesso  $R_S$ . A tensão transmembranar  $V$  é a diferença entre as tensões locais extracelulares e intracelulares  $V_E$  e  $V_I$  enquanto  $V_T$  é o potencial tubular.  $R_i$  e  $R_e$  são as resistências intra e extracelulares de ligação para a próxima secção (retirado de MERLETTI e PARKER, 2004)

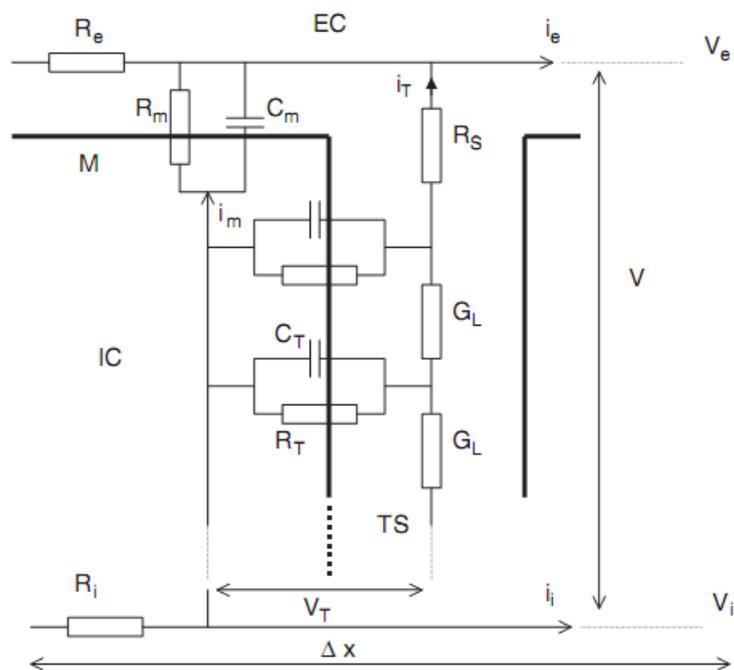


Figura 2.15: Modelo equivalente de uma secção de comprimento de uma fibra muscular (retirado de MERLETTI e PARKER, 2004).

Farina ressalta, em seu estudo que a velocidade de condução pode ser alterada em consequência de patologias assim como em um determinado exercício físico, pode indicar o tipo de fibra muscular recrutada (FARINA *et al.*, 2004; FALLA e FARINA, 2005; FARINA *et al.*, 2007 *apud* PEREIRA, 2009, p. 23). Em diversas neuropatias, como: Distrofia Muscular de Duchenne, Polimiosite, Doença de McCardle, Esclerose

Lateral Amiotrófica, e outras, causam alterações na velocidade de condução das fibras musculares (ALMEIDA, 2010).

### **2.13 – Força**

Um músculo é composto de milhões de unidades motoras que ao se contraírem, proporcionam a força de um músculo. A intensidade da força depende do número de suas unidades motoras constituintes que se contraem e das unidades motoras que se contraem simultaneamente ou alternativamente. Depois de serem estimuladas, as fibras musculares têm um período refratário, intervalo muito breve no qual não respondem a um segundo estímulo, enquanto perdurar a contração correspondente ao primeiro. A superposição da segunda contração sobre a primeira, provoca um efeito chamado somação, que é o esgotamento superior ao normal da fibra muscular. Logo após a estimulação muscular inicia-se a propagação de um potencial de ação do músculo, seguido de alterações na estrutura das proteínas contráteis: actina e miosina (BIOMANIA, 2012).

A eletromiografia é o estudo da função muscular através da detecção do sinal elétrico que os músculos emanam (Basmajian e De Luca, 1985). Ela provê fácil acesso aos processos fisiológicos responsáveis pela geração da força muscular e pela produção do movimento (De Luca, 1997).

### **2.14 – Fadiga muscular**

A definição de fadiga muscular é muito complexa, não única e controversa. Em linguagem comum, a fadiga pode ser descrita como um sentimento ou sensação de fraqueza ou dor muscular ou um decréscimo de performance, a sua quantificação ou medição não é uma tarefa fácil (MERLETTI R, RAINOLDI A. e FARINA D., 2004).

Não há uma unidade de medida que meça a fadiga em si. Para se determinar o nível de fadiga, é preciso lançar mão de definição de índices, observando-se a evolução, durante o tempo de contração de grandezas mensuráveis como força, velocidade angular ou variáveis associadas ao sinal de S-EMG (MERLETTI R, RAINOLDI A. e FARINA D., 2004).

Através da S-EMG pode-se estudar *in vivo* as manifestações da fadiga em um determinado músculo. Porém é preciso considerar os mecanismos fisiológicos e biomecânicos subjacentes ao potencial de ação. Além dos fatores anatômicos e geométricos ligados aos eletrodos, os fatores fisiológicos afetam uma aquisição e interpretação dos sinais de S-EMG: a) a velocidade de condução (b) a distribuição das fibras musculares (c) o número de unidades motoras, o tamanho e as características histológicas de cada unidade motora (d) o fluxo sanguíneo e a temperatura muscular, (e) a taxa de produção de metabolitos, o pH intramuscular, a cinética de alguns íons em torno da membrana celular, (f) os níveis e o tipo de contração (voluntária, induzida por eletroestimulação, concêntrica e excêntrica) e (g) o *crosstalk* (ASCENSÃO et al., 2003).

A fadiga muscular, em relação à origem, pode ser central ou periférica. Quando a origem da fadiga é central traduz-se numa falha voluntária ou involuntária na condução do impulso e, por consequência, a redução do número de unidades motoras ativas e a diminuição da frequência de disparo dos motoneurônios. A fadiga de origem periférica é classificada em fadiga de baixa frequência (FBF) e fadiga de alta frequência (FAF). A FBF caracteriza-se (a) por uma acentuada diminuição da força gerada pelas fibras quando estimuladas a baixas frequências (10-30 Hz), (b) por uma lenta recuperação da força e (c) pela efetiva demora da sua manifestação. Enquanto que a FAF caracteriza-se (a) pela diminuição da força durante períodos de estimulação de alta frequência (50-100 Hz) revertendo o quadro quando da diminuição da estimulação, (b) pela diminuição da força acompanhada pela amplitude e duração do potencial de ação e (c) pela diminuição da força em função do aumento das concentrações de Na<sup>+</sup> intracelulares e K<sup>+</sup> extracelulares, recuperando-se tão logo ocorra a homeostasia iônica (ASCENSÃO et al, 2003).

A fadiga se manifesta no sistema neuromuscular (o córtex motor, o mecanismo excitatório, as estratégias de controle de motoneurônios espinhais (superiores) e de motoneurônios alfa (inferiores), as propriedades de condução de motoneurônios, a transmissão neuromuscular, as propriedades de excitabilidade e de condução do sarcolema, o acoplamento excitação-contração, o fornecimento de energia metabólica e os mecanismos de contração. Todos esses fatores afetam direta ou indiretamente a forma do sinal de EMG, que são muito difíceis de decifrar, especialmente porque as informações obtidas a partir do sinal S-EMG são relacionadas a um grande grupo de MU's (MERLETTI R, RAINOLDI A. e FARINA D., 2004).

### **2.15 – Desafios atuais e perspectivas futuras**

Em muitos artigos técnicos atuais algumas questões marginais são pouco abordadas ou mesmo não são abordadas no que tange aos sinais de S-EMG, inclusive várias delas insolúveis e atualmente sob investigações que representam desafios importantes para o futuro próximo com a utilização cada vez mais presentes nos estudos dos profissionais de áreas afins: (a) Os arranjos 2-D fornecem a evolução no tempo de imagem “instantânea” de uma distribuição de potenciais de superfície. Quadros sucessivos de amplitudes de S-EMG, quer instantâneos ou médios, geram filmes de atividade neuromuscular. Por sua vez, isto implica na amostragem adequada das imagens no tempo e no espaço, uma questão frequentemente negligenciada ou subestimada em aplicações práticas; (b) Os desenvolvimentos recentes na S-EMG, realizados em muitas áreas, preocupam-se com o projeto de matrizes de eletrodos, a miniaturização de circuitos eletrônicos, a solução de problemas de processamento, a técnica e a interpretação sobre os sinais adquiridos com matrizes 2-D com os eletrodos de alta densidade. Estes problemas são muito mais graves do que os encontrados no clássico par de eletrodos; (c) A eletromiografia de superfície está evoluindo para uma técnica baseada em imagem. Neste contexto é preciso analisar as técnicas aplicadas à aquisição de S-EMG clássica bem como na HDsEMG para os desafios técnicos a serem estudados, minimizados e/ou

superados; (d) A interface eletrodo-pele é crítica, pois é muito complexa e tem na variação da impedância o maior desafio. Muitos pesquisadores mencionam este problema, porém não mencionam o tamanho do eletrodo nem a frequência utilizada nas medições, tornando impossível comparar resultados. A falta de preparação adequada da pele, necessária para reduzir a impedância da interface eletrodo-gel-pele e o desequilíbrio entre as impedâncias entre dois eletrodos através da remoção do óleo do corpo e camadas de pele morta. O uso de eletrodos feitos com forma diferentes e materiais diferentes tem sido testados, por exemplo, NASICON (material cerâmico) e eletrodos secos com a capacidade de penetrarem a camada mais superficial de pele tem sido estudados como possível minimização dos problemas de impedância; (e) A estabilidade eletromecânica do eletrodo em contato com a pele também é uma questão importante na detecção de S-EMG uma vez que a perda momentânea de contato, ou grandes alterações de impedância, induzem ruídos na detecção do sinal. Estes acontecimentos podem ser causados pela ação da aceleração e da inércia dos fios ao puxar os eletrodos. O gel condutor deve limitar esses ruídos, proporcionando uma ligação flexível entre a pele e o eletrodo; (f) A necessidade de remoção de interferências e ruídos. Considerando ainda que a maior frequência temporal de S-EMG é de cerca de 400 Hz e a propagação da velocidade é próxima de 4 m/s, a maior frequência espacial de interesse é de 100 ciclos/m e da frequência de amostragem espacial deve ser maior que 200 amostras/m, o que significa um IED de menos de 5 mm. Porém este valor raramente é utilizado e na maioria das aplicações o IED é de 8 ou 10 mm, enquanto que os pares de eletrodos individuais têm geralmente um IED de 10 mm a 20 mm; (g) As limitações da técnica de referência virtual (VR), empregada em sinais monopolares para superar o problema gerado pela incapacidade do amplificador diferencial de rejeitar a diferença de potencial presente no modo comum e o eletrodo de referência; (h) A separação de componentes de propagantes (velocidade de condução) e não-propagantes (crosstalk e o efeito de "fim-de-fibra"); (i) A identificação da localização automática da atividade muscular através e da zona de inervação através de um conjunto linear e uma matriz bidimensional de eletrodos para aquisição de S-EMG; (j) A colocação de estágios de amplificação, eletrodos ativos, sensores baseados em acoplamento capacitivo, filtros analógicos notch são pesquisados como soluções para minimizar os ruídos de sinais de nível baixo, causados por capacitâncias parasitas entre controles digitais e analógicos de canais e circuitos multiplexador; (k) A questão da remoção de interferências eletromagnéticas causada por sinais eletromagnéticos do ambiente é tratada por alguns métodos básicos de hardware como o terra virtual e outros. Muito frequentemente essas técnicas são insuficientes porque a interferência é muito forte ou diferente em diferentes canais. Existem também muitas técnicas de *software*, aplicáveis *on-line* ou *off-line*, as quais estão disponíveis nas literaturas e podem ser aplicadas a um sinal único ou para uma matriz de sinais; (l) As técnicas de interpolação de canais

através de métodos estatísticos quando ocorrem falhas na aquisição de S-EMG a partir de matrizes de eletrodos de grande dimensão; (m) A reconstrução de um sinal monopolar a partir de um sinal diferencial, observando-se a utilização de amplificadores de alta performance (com alto CMRR) e, em qualquer dado instante de tempo, o valor médio da transmembrana da corrente ao longo de todo o comprimento de uma fibra de apoio um potencial de ação seja zero; (n) A utilização de HDsEMG na obtenção da velocidade de condução e na localização da zona de inervação, uma vez que esta técnica permite a utilização de técnicas de processamento de imagem. A técnica chamada Watershed é um exemplo de uma ferramenta para a segmentação automática de imagens HDsEMG; (o) As várias limitações e restrições na técnica de decomposição de S-EMG multicanal. Por exemplo o algoritmo BBS (do inglês *blindsourceseparation*) é utilizado na decomposição de S-EMG multicanal somente tem bons resultados em níveis moderados de contração (até 50% de MVC); (p) A decomposição simultânea adquirida através de EMG intramuscular e S-EMG multicanal tem sido usadas para a validação de decomposição de S-EMG. Duas razões reforçam essa técnica: Em primeiro lugar, muitas técnicas de decomposição experimentalmente validadas existem para EMG intramuscular e foram consideradas confiáveis e precisas durante várias décadas. E em segundo, o acordo entre duas técnicas de decomposição independentes aplicadas a dois conjuntos de gravações de EMG diferentes, adquiridas simultaneamente, é comumente considerada uma indicação direta de precisão, uma vez que é muito improvável obter os mesmos erros são feitos por ambos os métodos. É também muito pouco provável que ambas as técnicas detectem exatamente o mesmo subconjunto de MU's ativas; e (q) Avaliar a contribuição de um músculo especificamente na composição de uma força total de um grupo muscular é bastante atraente, porém é impossível para a maioria das articulações do corpo humano, pois as variáveis acessíveis são apenas a força total do conjunto e os sinais de EMG dos músculos individuais. A atividade de pesquisa no campo dos sinais de S-EMG multicanal está se desenvolvendo rapidamente, em contínuo progresso e com métodos cada vez mais sofisticados para extração de informação confiável de HDsEMG para proporcionar ferramentas objetivas para a análise da função muscular e do seu desempenho. Várias soluções estão sendo investigadas para cada problema levantado. De qualquer forma os desafios estão presentes e precisam ser considerados e suplantados nessa caminhada (MERLETTI et al., 2010).

A Figura (2.16) mostra alguns exemplos de sistemas de detecção multicanal. Muitos outros exemplos existem, desenvolvidos em muitos laboratórios, implementados em pano, borracha de silicone flexível e outros materiais. As novas técnicas de eletrônicos impressos são muito promissoras e provavelmente em breve surgirá à produção de eletrodos impressos em jato de tinta.

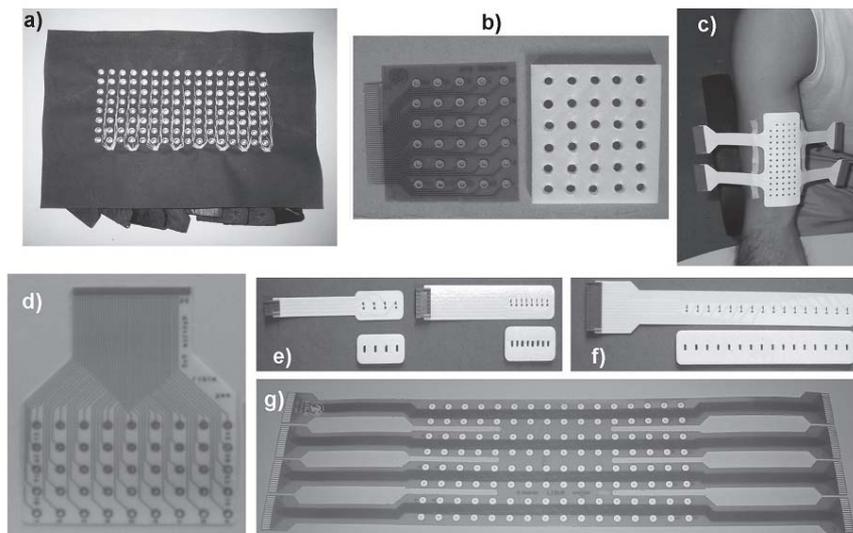


Figura 2.16: Exemplos de matrizes de eletrodos de superfície. a) Matriz de ilhós de prata revestidos em tecido. Gel condutor é injetado para os ilhós, b) de circuito impresso flexível com eletrodos 5x6. O circuito é aplicado à pele com uma espuma com duplo adesivo cuja cavidades são preenchidas com gel condutor através de furos nos eléctrodos, c) matriz de tela eléctrodos impresso em mylar, aplicada com uma espuma adesiva dupla em um músculo bíceps braquial, d) outra matriz implementada em circuito impresso flexível. e) e f) matrizes lineares em tela com eletrodos impressos em mylar, g) matriz de eletrodos impressa e flexível com 128 eletrodos que podem se dobrar em duas direções (retirado e modificado de MERLETTI *et al.*, 2010).

A figura (2.17) mostra a transformação resultante do processo de interpolação do mapa de S-EMG para recuperação do sinal com mau contato em a) e o resultado em b).

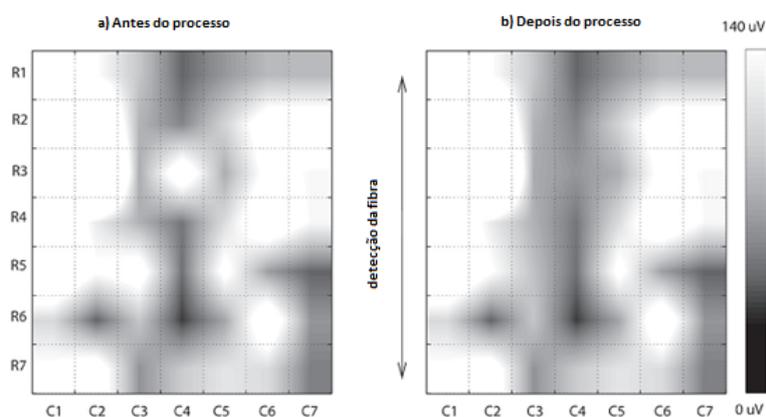


Figura 2.17: Interpolação do Mapa de RMS calculado para um janela de 60-ms, acima dos bíceps Muscular braquial durante contração isométrica flexão do cotovelo em MVC 10% antes (esquerda) e depois (à direita). O eixo x e eixo y são, respectivamente, linhas e colunas de matriz.

O quadro original tem problemas de mau contato (R3-C4 e R5-C3) (retirado e modificado de MERLETTI *et al.*, 2010).

Em outro artigo, MERLETTI *et al.* (2010a) mostram os recentes progressos em pesquisas com aplicações clínicas, onde o HDsEMG é cada vez mais utilizado, como por exemplo na sonda para o esfíncter retal na Fig. (2.18) para o estudo incontinência anal e nas lesões relacionadas ao parto (MERLETTI *et al.*, 2010a).

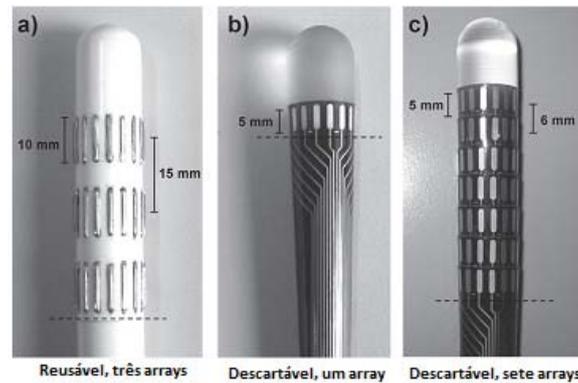


Figura 2.18: Exemplos de sondas retais para a investigação do esfíncter anal externo. a) sondas reusáveis com três conjuntos de eletrodos EMG. b) A sonda descartável com uma matriz. c) A sonda descartável com sete matrizes. (retirado e modificado de MERLETTI *et al.*, 2010a).

Taian, Merletti e Mesin, em seu artigo, propõem e validam um método para a identificação automática de variações locais de atividade EMG de superfície com uma matriz bidimensional de eletrodos. Inicialmente, a geração de imagens em escala a partir da superfície S-EMG está delineada. Em seguida, imagens de EMG são segmentadas com o algoritmo *watershed*, proposto por Vincent e Soile (1991), e então aplicam o método para o segmento sinais experimentais gravados do músculogastrocnêmio (Taian, Merletti e Mesin, 2010).

JIANG *et al.* (2010) afirmam que saber quais função que um sinal de EMG em relação a um órgão amputado é a base para o controle de dispositivos externos em uma variedade de aplicações em neuroreabilitação, como exemplo o controle de próteses, reabilitação de funções perdidas ou comprometidas, ou a reativação de sistema de *biofeedback*. A limitação para alcançar estes patamares é a tecnológica, no que tange à gravação e processamento dos sinais e posterior utilização destas rotinas, assim como as tecnologias de interface (JIANG *et al.*, 2010).

Em outro estudo FARINA e MERLETTI, 2008, mostram uma aplicação do HDsEMG no músculo superior direito trapézio. A figura (2.11) mostra os detalhes do trabalho e os mapas 2-D adquiridos.

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.1 - Equipamentos e programas utilizados

Para o desenvolvimento da ferramenta foi utilizado um *notebook* marca Philco modelo 14118 com, as seguintes características: processador Intel Pentium Dual-Core T 2390 1.86 GHz, 4096 GB RAM, HD de 320 GB, tela LCD TFT de 14.1'' e resolução 1200x800 pixels.

O sistema operacional utilizado foi o Windows 7 Professional de 32 bits e o ambiente de programação onde realizou-se o desenvolvimento do programa foi o MATLAB 7.10 da MathWorks.

### 3.2 - Medição do S-EMG

A observação pura e simples deste sinal de EMG, não trás informações objetivas. Para que se possa fazer uma análise mais profunda do sinal obtido, tanto do ponto de vista quantitativo como qualitativo, faz-se necessário o emprego do processamento deste sinal elétrico. Na literatura são vários os estimadores sugeridos. Porém os que são apresentados, na sequência, são os que hoje são os mais requisitados.

#### 3.2.1 –RMS (*Root Mean Square*)

É definido como a raiz quadrada da média da amplitude do sinal, resulta em um valor associado à amplitude do sinal no intervalo analisado. O valor RMS é calculado da seguinte forma:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (3.1)$$

onde  $x_i$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal de S-EMG e  $N$  é o número de amostras da janela considerada para a análise (FARINA e MERLETTI, 2000).

Atualmente, o RMS é um dos mais utilizados estimadores de amplitude do sinal, assim como o valor retificado médio do sinal (ARV).

#### 3.2.2 - ARV (*Average Rectified Value*)

É o valor retificado médio de um sinal, ou seja, é a média de seu valor absoluto.

$$\text{ARV} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i| \quad (3.2)$$

onde  $x_i$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal de S-EMG e  $N$  é o número de amostras da janela considerada para a análise (FARINA e MERLETTI, 2000).

### 3.2.3 – MNF (*MeanFrequency*)

O espectro de frequência do sinal, importante na sua análise pode ser discriminado, pelo método matemático da Transformada de Fourier. O MNF é a frequência média de uma janela do sinal. É expressa pela equação:

$$MNF = \frac{\sum_{i=0}^M I_i * f_i}{\sum_{i=0}^M I_i} \quad (3.3)$$

Onde

$MNF$  = frequência média

$M$  = número de caixas de frequência no espectro

$f_i$  = frequência do espectro

$I_i$  = Intensidade (escala dB) do espectro

### 3.2.4 – MDF (*MedianFrequency*)

Também é um estimador de frequência, assim como o MNF. É a frequência mediana de um sinal, ou seja, é a frequência que satisfaz a equação

$$\sum_{i=1}^{f_{mediana}} P_i = \sum_{i=f_{mediana}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (3.4)$$

Onde  $P_i$  é a  $i$ -ésima linha do espectro de potência do sinal de S-EMG e  $M$  é o maior harmônico considerado (FARINA e MERLETTI, 2000).

### 3.2.5 – CV (*ConductionVelocity*)

Foi utilizado o método da máxima verossimilhança, proposto por Farina, na estimação da velocidade de condução média dos sinais de S-EMG. A partir de dois a  $n$  canais observa-se as variações ao longo do tempo da velocidade de condução. Com o objetivo de destacar os picos do sinal, foi utilizado um filtro passa-baixas, de acordo com a equação 3.5.

$$y[n] = x[n + 1 - x[n - 1]] \quad (3.5)$$

onde  $x[k]$  corresponde à  $k$ -ésima amostra do sinal original e  $y[k]$  à  $k$ -ésima amostra do sinal filtrado. E sua resposta em frequência é mostrada na Fig.(3.1).

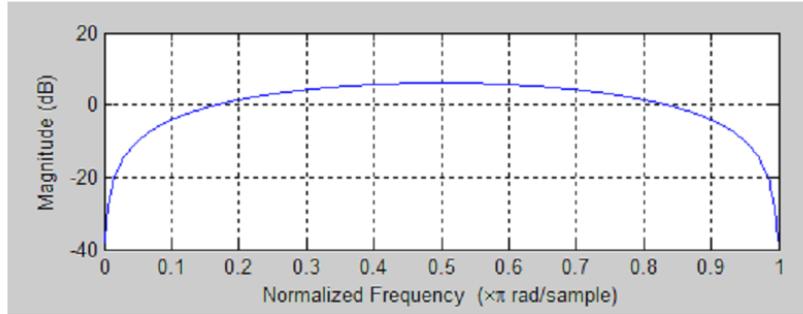


Figura 3.1: Resposta em frequência do filtro passa-baixas simples diferencial (retirado de SOARES, 2007).

O sinal foi modelado matematicamente no caso ideal, isto é, os sinais detectados por diferentes eletrodos seriam apenas versões atrasadas uns dos outros.

A equação para a forma discreta, é:

$$\bar{s}[n] = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^k y_k [n + (i - 1)\theta] \quad (3.6)$$

onde  $\theta$  é o desvio de fase (atraso) e  $\bar{s}[n]$  é a medida do sinal.

Assumindo-se que a propagação do sinal de S-EMG é constante no intervalo calculado, e uma vez conhecendo-se a distância inter-eletrodo, calcula-se o atraso, e também a velocidade de condução. O estimador de máxima verossimilhança (MLE - *Maximum Likelihood Estimator*) pode, então ser definido como o valor do atraso que minimiza o erro quadrático médio de todos os sinais com relação ao sinal de base, que é a média de todos os demais sinais sincronizados. É dado pela soma dos erros quadráticos individuais.

$$e_{MLE}^2 = \sum_{K=1}^K e_K^2 \quad (3.7)$$

A soma dos erros quadráticos individuais é o erro quadrático médio, conforme mostra a equação 3.7.

onde:

$$e_k^2 = \sum_{n=1}^n \left( \left( y_k[n] \frac{1}{k-1} \right) \sum_{i=1, i \neq k}^k y_m[n + (i - k)\theta] \right)^2 \quad (3.8)$$

onde N é o número total de amostras do sinal.

$$e_k^2 = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^{N/2} \left( \frac{1}{k-1} \sum_{i=1, i \neq k}^K Y_i[n] e^{\frac{j2\pi(i-k)\theta}{N}} - Y_k[n] \right)^2 \quad (3.9)$$

A minimização do erro quadrático médio no domínio do tempo limita a exatidão no MLE em função do período de amostragem, sendo necessária uma interpolação para maior exatidão. Transportando-se a equação para o domínio da frequência, evita-se o problema da inexatidão, (MACGILL; DORFMAN, 1984). O atraso  $\theta$  se torna uma variável contínua no domínio da frequência, fazendo com que não mais haja limite de exatidão. Utilizando-se o método de Newton, encontra-se o ponto de mínimo, quando da derivada de primeira ordem se torna zero, encontra-se o valor de  $\theta$ . Assim, tem-se:

$$e_k^2 = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^{\frac{N}{2}} \left( \frac{1}{K-1} \sum_{Ki=1, i \neq k}^K Y_i[n] e^{\frac{j2\pi(i-k)\theta}{N}} - Y_k[n] \right)^2 \quad (3.10)$$

Utilizando-se o valor  $\theta$  que minimiza a função erro e a distância intereletrodos, calcula-se a velocidade de condução (SOARES, 2007).

### 3.2.6 – CC (*Correlation Coefficient*)

Para o cálculo do coeficiente de correlação é recomendável que os sinais de S-EMG entre canais consecutivos abaixo de 70%, os sinais com presença de alto nível de interferência de 60 Hz, e os sinais que apresentem, visualmente, em seu espectro, componentes de 60 Hz com amplitude uma vez e meia maior que a máxima amplitude do espectro do sinal, sejam descartados.

Para o cálculo do coeficiente de correlação (CC) é utilizada a equação 3.11.

$$CC = \frac{n \sum xy - (\sum x)(\sum y)}{\sqrt{[n \sum x^2 - (\sum x)^2][n \sum y^2 - (\sum y)^2]}} \quad (3.11)$$

Onde:

CC: Coeficiente de correlação (varia de 1 à -1)

n: número de amostras na janela selecionada

xy: são as amostras dos sinais para a correlação

### 3.2.7 – Eletrodo e pele

A literatura nos ensina que o ideal seria que o eletrodo fosse apenas um ponto conectado a um voltímetro e com impedância infinita. Isso infelizmente não é possível. Assim, os eletrodos merecem uma atenção, pois a quantidade de eletrodos por vetor, a distância entre eles, o seu formato e a interface pele-gel condutor-eletrodo são fatores que influenciam na aquisição e no estudo dos sinais.

O estudo com superfícies matriciais multicanais tem evoluído rapidamente. A Ferramenta desenvolvida proporciona ao usuário vários tipos de configurações da matriz de eletrodos. Os arranjos disponíveis são: números de vetores podendo ser de um a cinco, enquanto que os eletrodos dispostos nesses vetores podem ter as opções quatro, oito, treze e dezesseis. Valores estes os mais utilizados comercialmente e que são configuráveis na ferramenta desenvolvida.

A distância entre eletrodos tem significativa importância porque determina grandes variações no resultado dos estimadores. Obtêm-se resultados muito diferentes quando não se mantém um padrão no estudo desenvolvido, dificultando a repetitividade do experimento (MERLETTI *et al.*, 2010). A Ferramenta desenvolvida solicita ao usuário que seja indicado através de uma caixa de texto a distância entre os eletrodos, pois existem vários tipos de eletrodos e matrizes de eletrodos com diferentes distâncias entre eletrodos. O valor padrão da ferramenta é 0.005 m, ou seja, 5 milímetros.

Eletrodos e pele são intermediados, normalmente, por um gel condutor, com o intuito de aumentar a superfície de contato. A aquisição do sinal de S-EMG, fica sujeita à variação da impedância equivalente dessa superfície, assim com da densidade de corrente e frequência utilizada para a medição. Estes fatores estão diretamente ligados ao formato do eletrodo e sua área (FARINA, MERLETTI e STEGEMAN, 2004).

A interface pele-gel-eletrodo pode variar significativamente tanto a aquisição do S-EMG quanto seu estudo. Pois, dependendo do tratamento realizado na pré-aquisição da região trabalhada a gordura da pele, a descamação natural e os pelos influenciam diretamente na impedância equivalente dessa interface (MERLETTI *et al.*, 2010).

### 3.2.8 – Número de amostras

O sinal de S-EMG ao ser digitalizado oferece inúmeras vantagens no seu processamento, flexibilizando o seu estudo, porém este pode ser modificado dependendo da resolução adotada. O tempo de resolução do equipamento EMG é geralmente baseado em 512 ou 1024 pontos por varrimento, e este é constante na maioria dos casos. Com 1024 pontos por varredura, um tempo de varredura de 100ms significa uma resolução de tempo de 100/1024ms (isto é, próximo de 100 s). Isto implica uma frequência de amostragem de 10 kHz, que, de acordo com o teorema de Nyquist, que define taxa de amostragem de pelo menos duas vezes a maior frequência de interesse, de acordo com a equação 3.12, significa uma frequência superior limitadora dos sinais gravados em 5kHz (TRONTELJ, JABRE e MIHELIN, 2004).

$$FS \geq 2 * B \tag{3.12}$$

De acordo com o equipamento utilizado para a aquisição, a frequência de amostragem utilizada varia geralmente de 1024 a 4096 Hz, atualmente. Na Ferramenta desenvolvida o valor padrão da taxa de amostragem é 2048 Hz. Porém o usuário pode alterá-lo, tornando os seu estudo flexível também nesse aspecto.

### **3.2.9 – Janela de tempo**

Os disparos do MUAP podem ocorrer a partir de três comportamentos temporais diferentes. O comportamento vinculado trata-se de trens de disparos vinculados com uma nítida relação do intervalo, essencialmente constante entre si, por exemplo, de um MUAP de longa duração. O comportamento exclusivo ocorre quando a diferença absoluta entre os tempos de disparo de qualquer MUAP's cada dois selecionados de um trem diferente nunca é inferior a uma quantidade limite. E no comportamento sincronizado os MUAPT's, que se comportam entre o vinculado e o exclusivo, podem representar uma tendência biológica real de MU's tem disparo com comportamentos dependentes. Em qualquer dos casos apresentados, os disparos não ultrapassam o tempo de 25 ms. Portanto, uma janela de tempo com duração 25 ms é suficiente para que se consiga analisar as durações e os disparos das MUAP's, assim como as suas relações de redundância e interdependência, sem prejuízo aos estudos, baseando-se em conceitos da teoria de informação mútua (STASHUK, FARINA e SOGAARD, 2004).

### **3. 2.10 – S-EMG e Força**

Além do sinal de S-EMG, com certa frequência, se adquire variáveis biomecânicas, entre elas, o nível de força da contração e o ângulo do movimento. Essa aquisição pode ser realizada através do equipamento denominado MISO II com sensores como células de carga (para força) e goniômetros (para ângulo). Esses sinais podem ser armazenados para posterior processamento.

Para o estudo desses sinais, a máxima contração voluntária (MVC) e o percentual de MVC (%MVC) são usados para garantir um esforço isométrico. Não é aconselhável utilização de uma força alvo fixa, devido a variabilidade de força entre cada indivíduo. Assim, para cada sujeito é necessário obter essas informações.

### **3. 2.11 – Sinais monopulares e diferenciais simples**

A configuração monopolar e diferencial são as utilizadas na ferramenta desenvolvida. Esses métodos foram adotados por serem os métodos mais comuns de aquisição de sinal de S-EMG.

O fator gerador da diferença entre os sinais monopulares e diferenciais encontra-se na forma de aquisição. Na aquisição de sinal monopolar, menos utilizada por captar todo o ruído da vizinhança da área de coleta, cada canal é analisado a partir de uma referência, enquanto que um sinal diferencial simples é a diferença entre dois sinais provenientes de eletrodos adjacentes.

A aquisição diferencial simples é amplamente mais utilizada por ser menos sensível aos ruídos eletromagnéticos e por atenuar o efeito de fim de fibra do MUAP.

Para a determinação da velocidade de condução de sinais monopolares há a necessidade de se comparar o atraso entre sinais de eletrodos adjacentes com distância entre eletrodos conhecida. O resultado desta estimativa de atraso é a base para o cálculo da velocidade de condução.

### **3.3 – Características desejáveis da ferramenta desenvolvida**

A ferramenta desenvolvida para o estudo de S-EMG tem o propósito de oferecer ao usuário, profissional da área, alternativas para alterar valores dos diversos parâmetros que compõem os estudos dos estimadores utilizados e fornecer gráficos com estilos variados, compondo um ambiente onde se possam comparar os resultados apresentados. Essa flexibilidade torna esta ferramenta um bom instrumento para as pesquisas que envolvam os estimadores tanto em sinais monocanais quanto multicanais para matrizes de até 5x13 eletrodos, sem preocupação direta com aspectos matemáticos e computacionais.

O uso de botões, checkbox, caixas de texto pré-preenchidas e recursos de preenchimento de vários checkbox's em poucos cliques, a possibilidade de comparar e manipular várias telas gráficas e reconfigurar os estimadores diminui a digitação e torna a manipulação do programa ágil e simples.

A sequência de preenchimento dos parâmetros necessários à configuração deve ter uma lógica que facilite o entendimento na manipulação do programa, bem como os textos das caixas de diálogo e as explicações dos gráficos, devem ser diretas e objetivas de forma que seu uso seja intuitivo.

### **3.4 – A FERRAMENTA DESENVOLVIDA**

A Ferramenta tem código aberto, desenvolvida no MATLAB 7.10, tem o propósito de ser uma ferramenta de trabalho cotidiana na análise de sinais eletromiográficos adquiridos e organizados em forma matricial em um arquivo com extensão .mat já previamente adquiridos por eletromiógrafos, observando os protocolos de coleta.

#### **3.4.1 – O ponto de partida**

A base inicial, a partir da qual o programa desenvolveu-se, foi o programa, também aberto, feito no MATLAB 7.4, para processamento de sinais S-EMG, por MSC. Fabiano Araújo Soares e Sauro Salomoni [SOARES 2007. SALOMONI 2008], na ocasião de desenvolvimento dos trabalhos de mestrado em 2007 e 2008, na UnB, ambos os trabalhos foram orientados pelo Professor DR. Adson Ferreira da Rocha. Esta ferramenta apesar de ser aberta e acessível, ela não contempla matrizes de eletrodos (vetores 2-D) e não avalia através de mapas topográficos que são muito úteis para análise 2-D desses sinais. A Figura (3.2) mostra a tela gráfica da Ferramenta desenvolvida por esses pesquisadores.

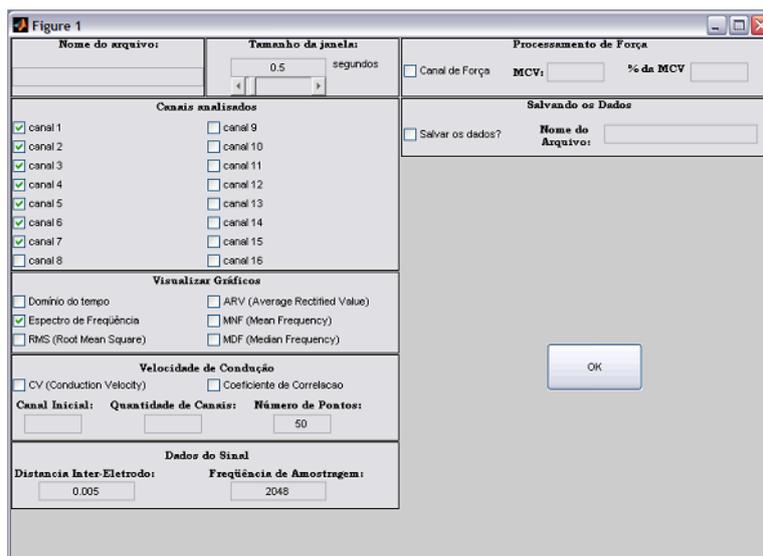


Figura 3.2: Tela gráfica da Ferramenta base do desenvolvimento da nova Ferramenta.

### 3.4.2- A Concepção

A ideia principal no desenvolvimento da nova ferramenta é proporcionar ao usuário a análise de sinais 2-D, com eletrodos dispostos em uma matriz de até 5x13, muito utilizada atualmente e ampliando as opções gráficas para facilitar o estudo e análise dos sinais de S-EMG, proporcionando uma fácil manipulação e comparação entre sinais e ainda, mantendo a sua condição de programa de código aberto e modularização para futuras melhorias e atualizações, mantendo como linguagem de programação o MatLab que é amplamente utilizado pelos pesquisadores.

### 3.4.3 – Sinais utilizados na apresentação da ferramenta desenvolvida

Com o intuito de melhor exprimir o funcionamento da Ferramenta, foi utilizado um sinal eletromiográfico de superfície diferencial sintético, produzido por MERLETTI e FARINA, arquivo SigMatSD01.mat, um sinal cuja característica é uma matriz <59x10240 double>, em todos os exemplos, gráficos e ilustrações.

As Figuras (3.3 e 3.4) mostram o sinal de um canal ampliado do arquivo SigMatSD01.mat no domínio do tempo e da frequência respectivamente.

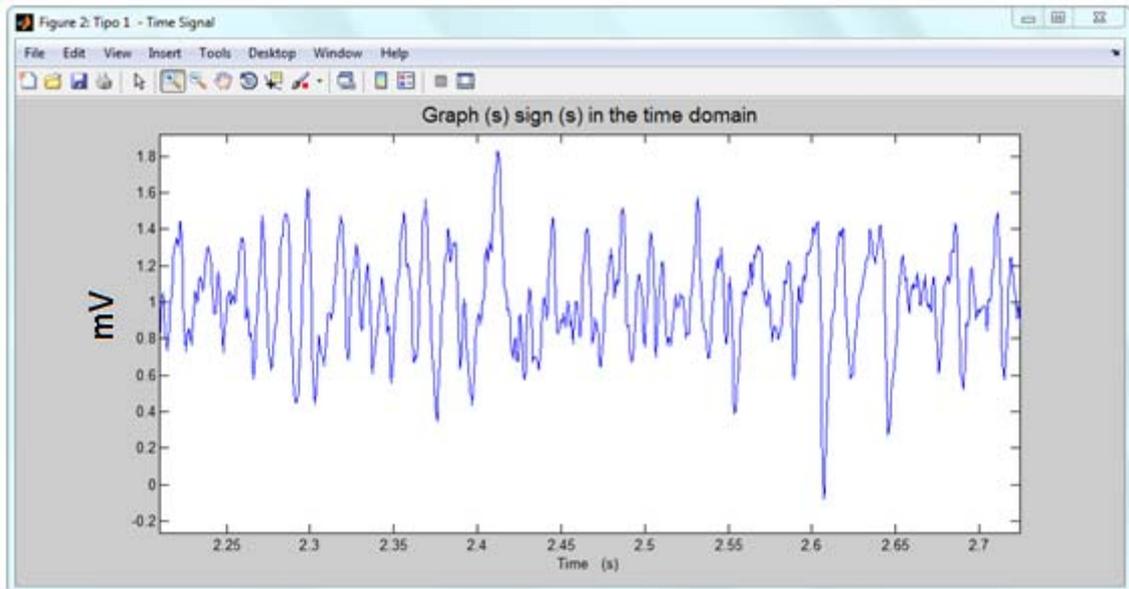


Figura 3.3: Exemplo de um sinal diferencial típico no domínio do tempo de S-EMG ampliado, onde a amplitude está em milivolts, variando em segundos.

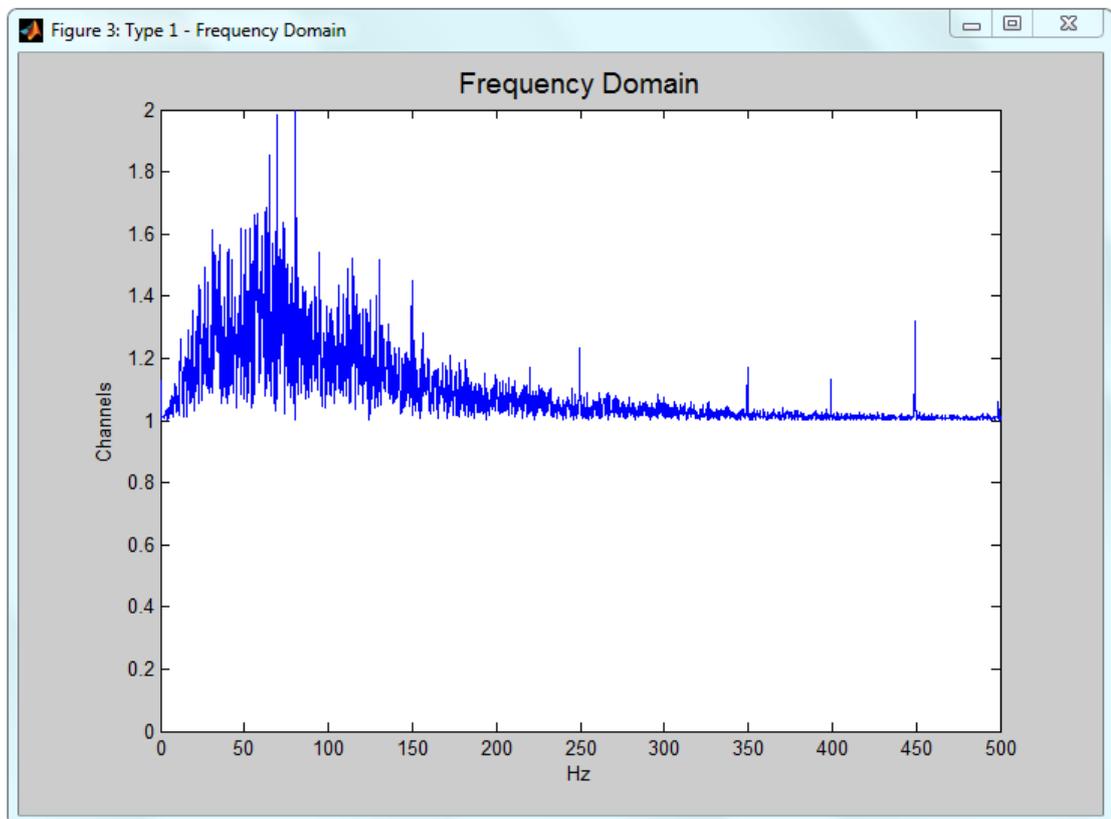


Figura 3.4: Exemplo de um sinal diferencial típico no domínio da frequência de S-EMG, onde a amplitude está em milivolts.

### 3.4.4 – O fluxo de processamento

O desenvolvimento do algoritmo partiu de um programa fonte desenvolvido no MATLAB 7.10, cuja tela principal encontra-se na Fig. (3.2).

A Ferramenta desenvolvida é modularizada e composta de acordo com o diagrama de composição dos blocos, os quais são apresentados na Figura 3.5 e as suas inter-relações, de acordo com o código-fonte desenvolvido.

O bloco A é o primeiro a receber informações do usuário, ele abre a tela inicial com a função de captar as informações ligadas ao arquivo do sinal de S-EMG que serão processadas e chamar as sub-rotinas específicas: monopolar ou bipolar, distância entre eletrodos, número de amostras, MVC, percentual do MVC, nome do arquivo .mat, tamanho da janela de tempo, nome do arquivo a ser salvo. Essas informações são armazenadas e então utilizadas para processamento no bloco B. Todos os botões OK para chamar as sub-rotinas do bloco D utilizam o comando CALLBACK. O comando UICONTROL foi bastante utilizado para criar e configurar os botões, os checkbox, as caixas de texto e os frames. Para ativar e preencher as caixas de texto e para buscar informações delas foram utilizados, nas sub-rotinas referentes aos blocos A e D, através dos comandos SET e GET.

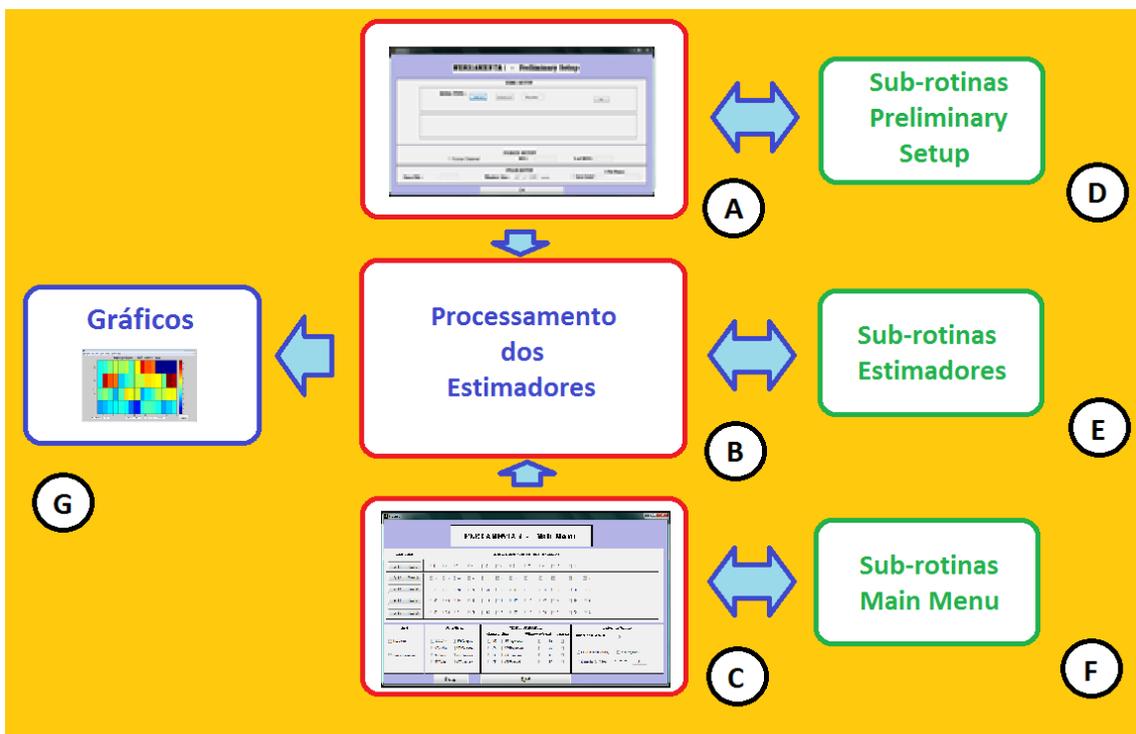


Figura 3.5: Diagrama mostra a composição de blocos de sub-rotinas e suas relações com o programa principal. A) Conjunto onde as configurações preliminares são realizadas; B) Bloco onde se realiza o processamento das informações e os gráficos são configurados; C) Parte do

programa principal onde são realizadas/alteradas as características dos gráficos; D) Bloco com sub-rotinas auxiliares ao bloco A; E) Conjunto de sub-rotinas onde são executados os processamentos dos sinais; F) Bloco com sub-rotinas auxiliares ao bloco C e G) Conjunto de telas para a análise e estudos dos usuários.

Somente quando o *pushbutton* OK principal for clicado, as alterações serão armazenadas e o programa principal sai do loop, Bloco A da figura 3.6, implantado pelos comandos da estrutura

```

If isempty (varargin)
    ...
Comandos do Bloco A
    ...
end

```

As principais sub-rotinas que compõem o bloco D são apresentadas na tabela 3.1, onde as suas funções são explicadas.

Tabela 3.1 – Sub-rotinas constantes no bloco D da Fig.(3.6)

<b>Sub-rotinas – Bloco D</b>	<b>Descrição</b>
del_frame_16, del_frame_17, del_frame_18, del_frame_19,	Inserção e retirada de frames da tela inicial Preliminary Setup
delfig100	Ocultar a figura 100
mono, bi, nch_4	Inserção ou retirada de texto de caixa de texto da tela inicial Preliminary Setup

A sequência do fluxo do processamento ocorre com a disponibilização da tela do bloco C, onde ocorrem as configurações principais, mostrada na Fig. (3.7). Ao realizar as configurações principais, o programa utiliza-se das sub-rotinas do bloco F, através de comandos de callback chamando as suas sub-rotinas.

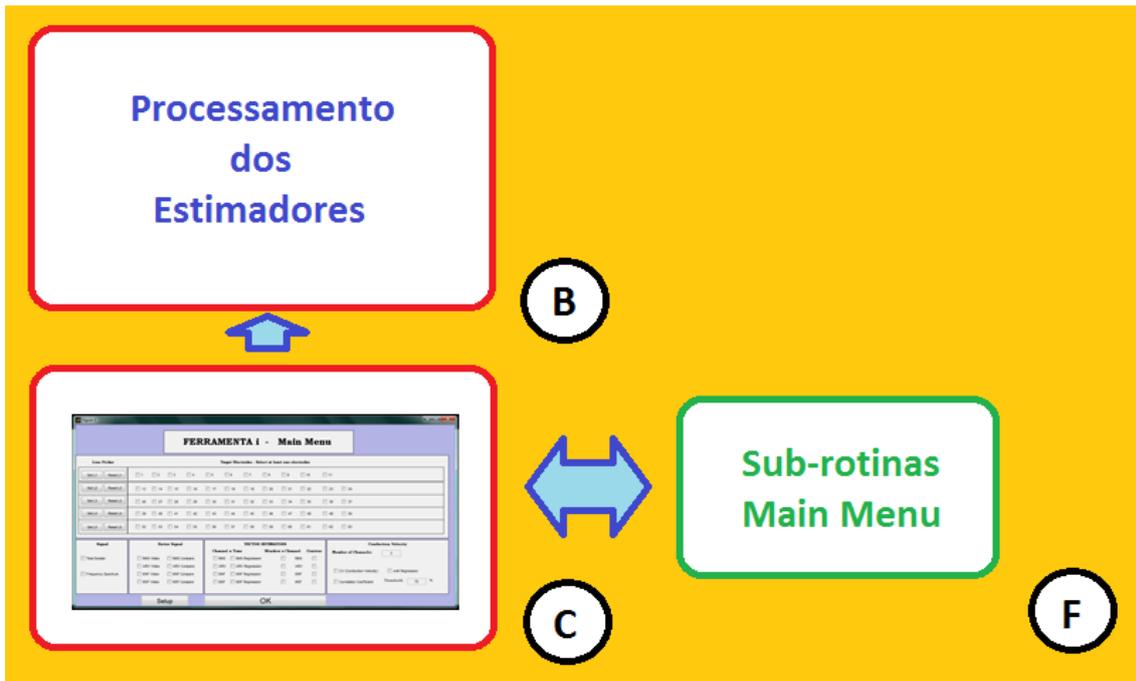


Figura 3.7: Fluxo para a configuração principal do processamento da ferramenta desenvolvida.

O bloco C tem a função de realizar a interface com o usuário. Já o bloco F, são mostrados na Tab.(3.2), as sub-rotinas `set_vector` podem ser ativadas, através do *pushbutton* correspondente, com o intuito de selecionar todos os *checkbox* dos eletrodos ao mesmo tempo, Bloco C. Da mesma forma as sub-rotinas `reset_vector` podem ser ativadas, através do *pushbutton* correspondente, para retirar dos *checkbox* dos eletrodos selecionados, Bloco C.

Caso o usuário opte por clicar no *pushbutton* SETUP, a sub-rotina `newsetup` será acionada e o fluxo do processamento retornará ao início do programa, no Bloco A, Fig. (3.5). E caso o usuário opte por clicar no *pushbutton* OK, o fluxo dará continuidade ao fluxo do processamento no Bloco B, Fig. (3.7), e como consequência, as alterações serão armazenadas. Nos dois casos, o fluxo do programa sai do loop implantado pelos comandos da estrutura

```

If isempty (varargin)
...
Comandos do Bloco C
...
end

```

As principais sub-rotinas que compõem o bloco F, Fig.(3.7), são apresentadas na tabela 3.2, onde as suas funções são explicadas.

Tabela 3.2 – Sub-rotinas constantes no bloco F da Fig.(3.7).

Sub-rotina bloco F	Descrição
set_vector_1, set_vector_2, set_vector_3, set_vector_4, set_vector_5,  reset_vector_1, reset_vector_2, reset_vector_3, reset_vector_4, reset_vector_5,	Atuam na seleção (set) e retirada de seleção (reset) dos <i>checkbox</i> dos vetores do Bloco B, Fig.(3.6).
Newsetup	Faz com que o fluxo retorne ao início do programa para recomençar a configuração preliminar, Fig.(3.5), e deleta as configurações já realizadas.

Uma vez vencidas as etapas de configuração preliminar e principal da ferramenta, parte-se para o processamento dos sinais de S-EMG.

No bloco B é onde ocorrem os processamentos das informações coletadas nos bloco A e C. O fluxo do programa segue o programa principal e desvia para as sub-rotinas ativadas, em função das escolhas dos blocos anteriores. No Bloco E, Fig.(3.8), é que são realizados todos os cálculos dos estimadores. Na Tab.(3.3), são mostradas as principais sub-rotinas e suas funções que compõem o Bloco E.

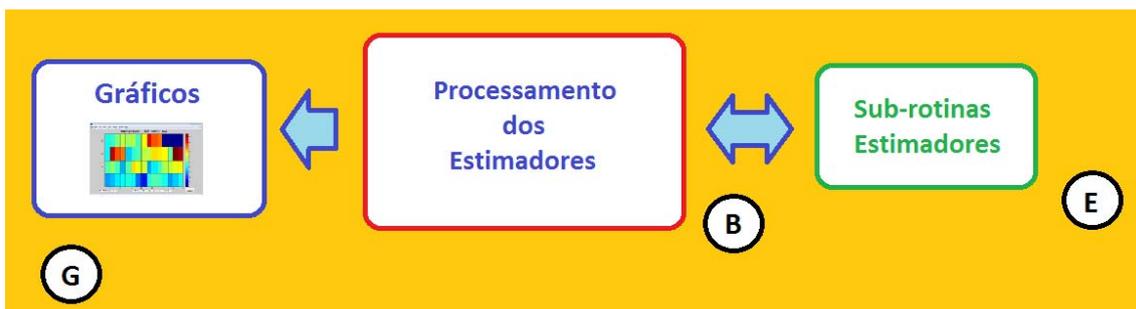


Figura 3.8: Relação entre o processamento dos estimadores e blocos anexos.

Tabela 3.3 – Sub-rotinas constantes no Bloco E da Fig.(3.8)

Sub-rotina - Bloco E	Descrição
arv, correlação, mnf, mdf, rms, vc, velocidade , xcorr_coeff	Fazem o cálculo dos estimadores, são chamadas pelo programa principal ou por outras sub-rotinas

arv_full_1, arv_full_last , arv_full_next	Atuam na navegação das páginas do ARV do sinal inteiro mostrado em sobreposições de janelas
arv_full_subplot	Atua no ARV para apresenta-lo em janelas lado a lado
mdf_slider_1, mdf_full_1, mdf_full_last , mdf_full_next	Atuam na navegação das páginas do MDF do sinal inteiro mostrado em sobreposições de janelas
mdf_full_subplot	Atua no MDF para apresenta-lo em janelas lado a lado
mnf_slider_1, mnf_full_1, mnf_full_last, mnf_full_next	Atuam na navegação das páginas do MNF do sinal inteiro mostrado em sobreposições de janelas
mnf_full_subplot	Atua no MDF para apresenta-lo em janelas lado a lado
rms_slider , rms_full_1, rms_full_last, rms_full_next,	Atuam na navegação das páginas do RMS do sinal inteiro mostrado em sobreposições de janelas
rms_full_subplot	Atua no RMS para apresenta-lo em janelas lado a lado

Ainda na Fig.(3.7), após os cálculos realizados pelas sub-rotinas do Bloco E, o fluxo do processamento retorna ao programa principal, Bloco B. A construção gráfica é realizada no programa principal em quase todos os casos. Nesta parte do programa destacam-se as estruturas condicionais, chamadas de função e comandos de configuração de figuras gráficas.

O usuário tem exposto no monitor os gráficos solicitados, bloco G. Estes, somente serão apagados se o usuário o fizer. Caso contrário ficam disponíveis para estudos, observações, análises, comparações e armazenamentos.

Mesmo após a parte gráfica do programa mostrada nas figuras ter sido encerradas, continuam disponíveis ao usuário as telas do Bloco A e C para alteração e realização de novo processo de produção de gráficos, sem que os anteriores sejam apagados.

Como a Ferramenta desenvolvida é um programa experimental, não foi gerado um arquivo executável, portanto para sair do programa o usuário deve agir de duas maneiras: ou fecham todas as telas abertas ou encerra-se o MATLAB.

### 3.4.5 – A dinâmica da Ferramenta desenvolvida

Ao abrir a ferramenta, o usuário tem à disposição a tela mostrada na Fig.(3.6). No bloco de opções SIGNAL TYPE, através dos botões **bipolar** e **monopolar**, o usuário seleciona qual o tipo de sinal será estudado. Para continuar a configuração preliminar o usuário clica no botão **OK**.

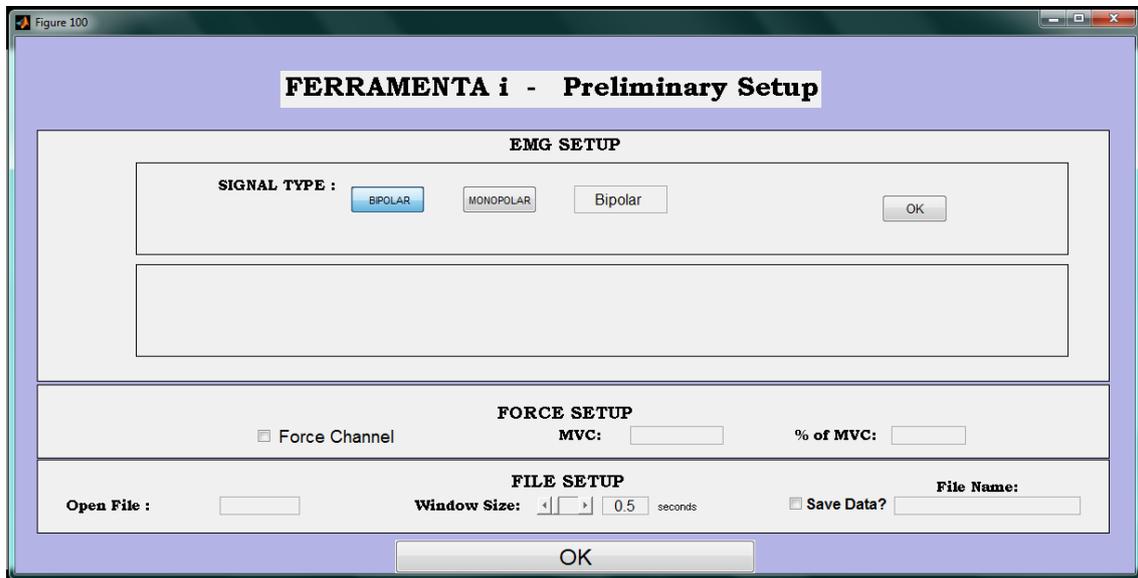


Figura 3.6: Primeira tela disponível ao usuário, para as configurações iniciais.

Na Figura (3.7),o usuário, no bloco **SIGNAL DATA**, digita os valores da distância inter-eletrodos, em metros, e também o número de amostras. Foram colocados inicialmente, como sugestão os valores 0.005 m (em *Inter-Electrode*)e 2048 Hz (em *Sample Rating*), por serem valores muito utilizados.

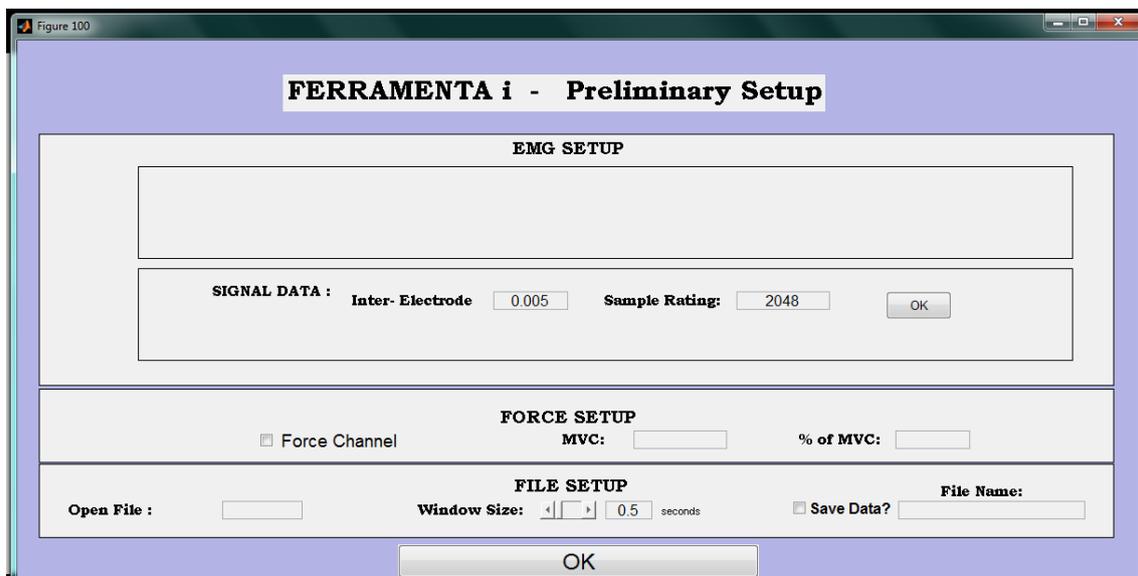
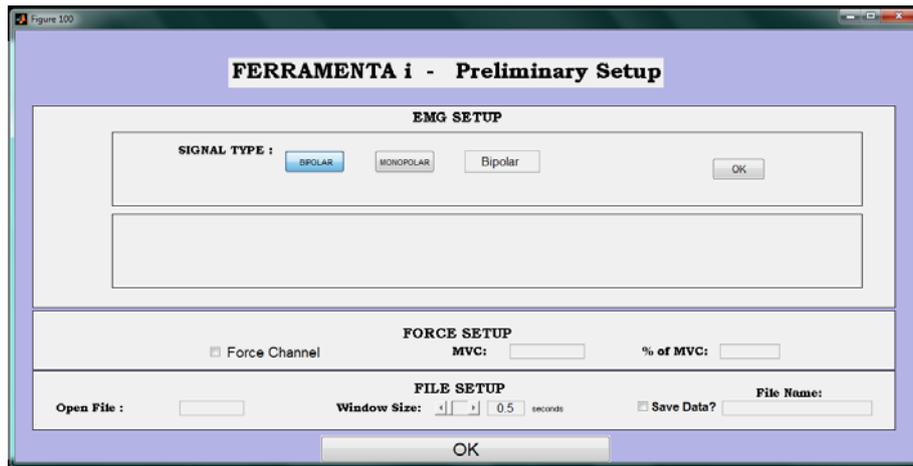


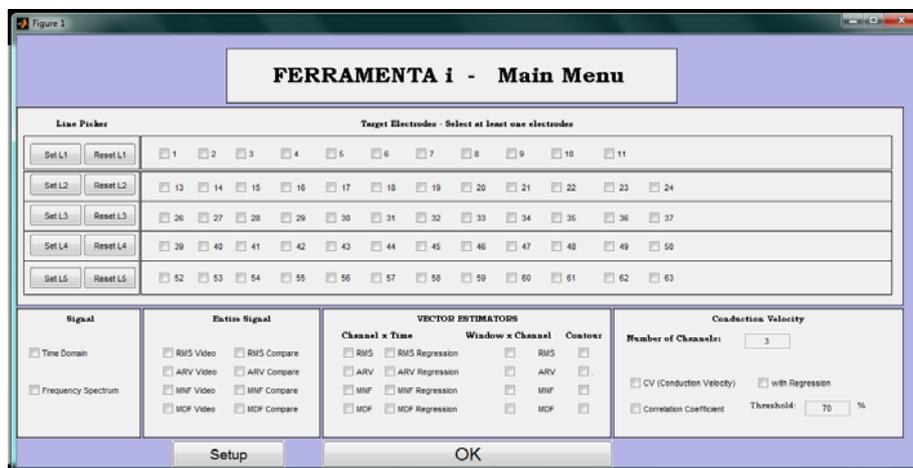
Figura 3.7: Primeira disponível ao usuário, disponibilizando a escolha da distância inter-eletrodos e o número de amostras.

Após todo um trabalho de planejamento, estudo, discussão, retrabalho de construção, consertos, aprimoramentos, mudanças, alterações, inserções, supressões, melhorias e inúmeras versões, o programa apresenta-se com o formato, organização e recursos apresentados na sequência. Salienta-se, porém que, apesar da proposta ser a criação de uma ferramenta de trabalho, este programa não é uma versão definitiva.

A interface com o usuário divide-se em duas partes, a primeira voltada para a configuração, ou seja, para o usuário definir vários parâmetros do sinal em si (Fig.(3.9.a)). E a segunda (Fig.(3.9.b)) voltada à manipulação do sinal e obtenção dos resultados.



(a)



(b)

Figura 3.9: Interfaces gráficas onde o usuário especificará as informações do sinal a ser trabalhado: (a) Ambiente de configuração preliminar, (b) Ambiente de manipulação do sinal.

Na primeira tela disponível ao usuário (Fig. 3.9.a), existem três blocos distintos para configuração: **EMGSETUP**, **FORCE SETUP** e **FILE SETUP**. No **EMG SETUP**, o usuário pode escolher qual o tipo de sinal (bipolar ou monopolar), com default para bipolar. Após clicar no botão **OK**, o usuário tem acesso à segunda configuração do bloco **EMG SETUP**,

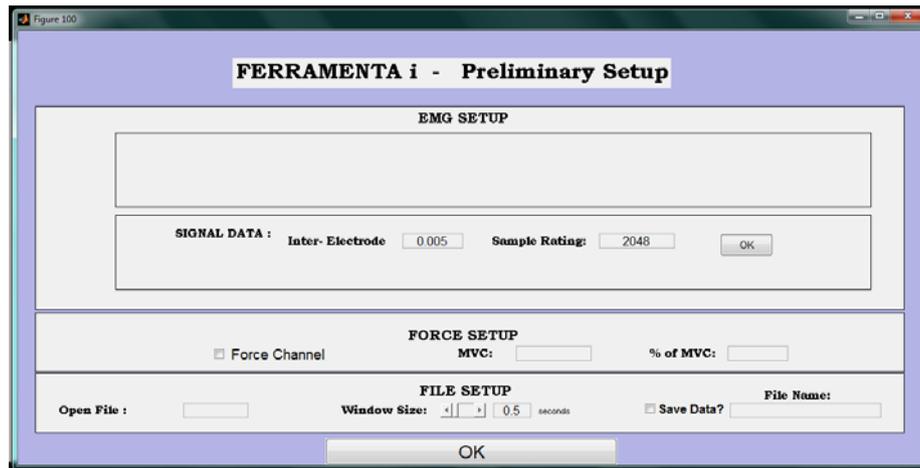


Figura 3.10: Sequência da configuração preliminar. Escolha da distância inter-eletrodos, da quantidade de amostras, a força, a **MVC**, o **% de MVC**, o nome do arquivo de trabalho, o tamanho da janela e o nome do arquivo a ser salvo.

Ainda no bloco **EMG SETUP**, temos na Fig.(3.10), **SIGNAL DATA** onde o usuário digita duas informações: **Inter-Electrode**, caixa de texto, cujo default é 0.005 m, relativa à distância entre os eletrodos e, **SAMPLE RATING** que é uma informação da frequência de amostragem **FS**, cujo default é 2048. Ambas as informações relativas à coleta dos sinais de S-EMG. Novamente o usuário clica em **OK** e termina a primeira parte da configuração.

Na Figura (3.10) encontra-se também o bloco denominado **FORCE SETUP**, nesta área, o usuário indicará que trabalhará com sinais de força, no *checkboxForce Channel*, selecionando-a. Assim procedendo, necessita preencher as caixas de texto com os valores da máxima contração voluntária (**MVC**) e o valor percentual utilizado para os estudos de MVC.

Ainda na Figura (3.10) temos a terceira parte da configuração preliminar **FILE SETUP**, área onde deve ser colocado o nome do arquivo, com extensão .mat, a ser trabalhado (caixa de texto **Open File**); o *sliderWindowSize*, onde através do comando deslizante se escolhe o tamanho da janela de tempo que se quer estudar. E, por último o usuário deverá clicar *checkboxSave Data* se pretende salvar os resultados dos estudos, de tal forma que na caixa de texto, ao lado torna-se necessária à inclusão do nome do arquivo resultado dos estudos a serem realizados.

Para encerrar a configuração dos itens da primeira tela, o usuário deve clicar no botão **OK** localizado na parte de baixo da Fig.(3.10). Assim procedendo, o usuário passa a ter acesso à tela da Fig.(3.9.b), onde ocorrerão as escolhas dos estudos, propriamente ditos, do menu principal (MAIN MENU).

Na Figura (3.9.b) encontram-se, na parte de cima e à esquerda, os botões do bloco **LinePicker** que servem para selecionar(botões **Set**) ou retirar a seleção (botões **Reset**) dos eletrodos de cada um dos vetores correspondentes de forma independente. Os eletrodos de cada vetor, locados no bloco **Target**

**Electrode** também podem ser selecionados um à um, bem como ter as suas seleções retiradas, bastando para isso que o usuário clique no *checkbox* correspondente.

A maior disposição possível de eletrodos a serem selecionados correspondem a uma matriz com o primeiro vetor sendo de 12 eletrodos e os demais vetores com 13 eletrodos, na configuração monopolar. Se a escolha for para o estudo de um sinal bipolar, a configuração dos eletrodos passa a ser de 11 eletrodos no primeiro vetor e de 12 eletrodos para os demais, de acordo com a Fig.(3.9.b).

No bloco Signal, Fig.(3.9.b), existem duas opções para o usuário. No primeiro *checkbox*, **Time Domain**, o usuário ao selecioná-lo, obterá o sinal inteiro dos sinais dos eletrodos selecionados anteriormente. O outro *checkbox* é **Frequency Spectrum**, que fornecerá um gráfico do espectro de frequências dos sinais nos eletrodos selecionados. Se não houverem eletrodos selecionados, obviamente não haverá gráficos.

A análise dos estimadores RMS, ARV, MNF e MDF, relativos ao sinal inteiro são disponibilizados ao usuário no bloco **EntireSignal**, Fig.(3.13), com duas possibilidades de visualização, onde na primeira com forma de **VIDEO**, no qual o usuário pode analisar quadro a quadro, com intervalo entre telas de 2 segundos, e uma segunda opção, **COMPARE**, na qual pequenas janelas são dispostas lado a lado, para uma visualização geral do sinal em quadros. As Figuras (3.11 a 3.15) mostram exemplos dos gráficos destes estimadores.

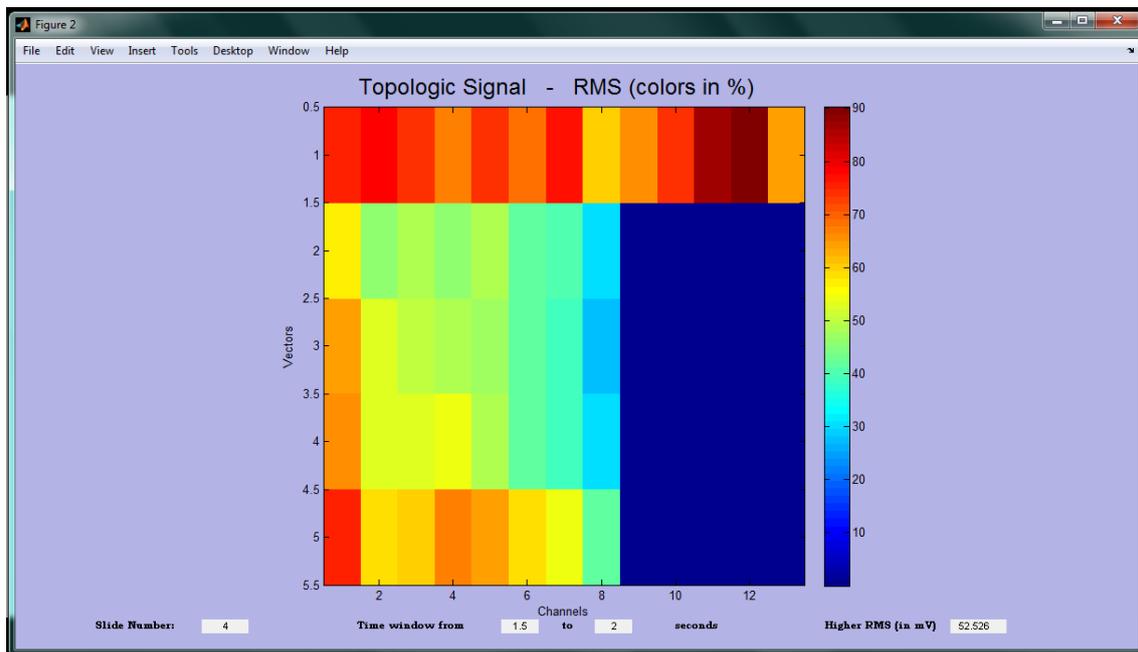


Figura 3.11: Gráfico topológico instantâneo mostrando os valores do RMS do sinal em vídeo, para o intervalo de 1,5 a 2,0 segundos.

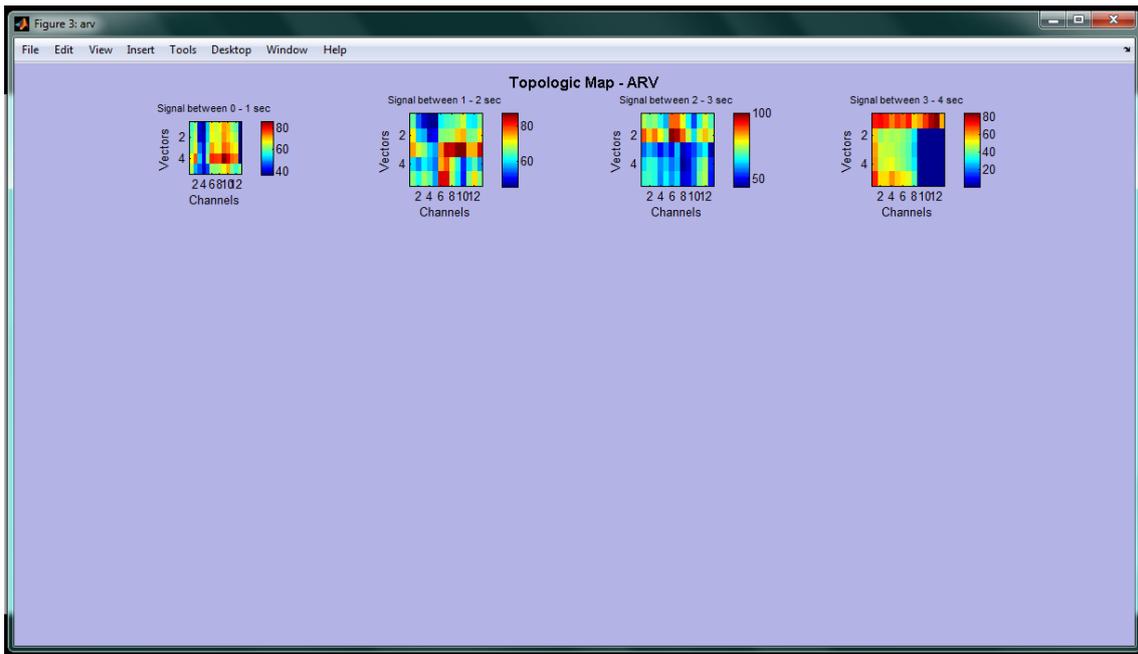


Figura 3.12: Mapa topológico comparando os valores do ARV do sinal, para os diversos intervalos.

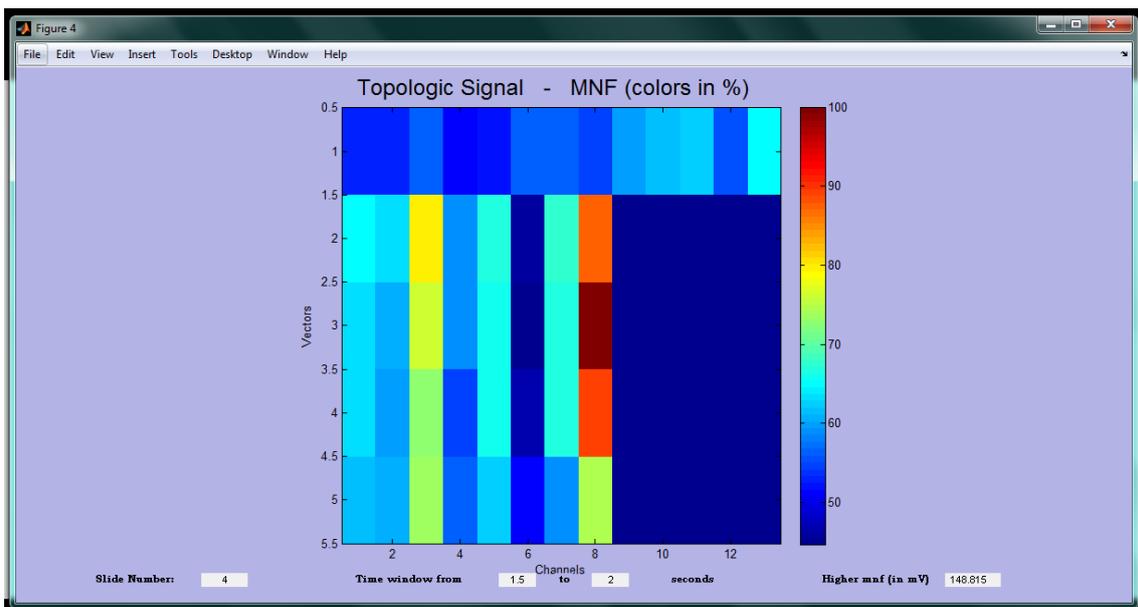


Figura 3.13: Gráfico topológico instantâneo mostrando os valores do MNF do sinal em vídeo, para o intervalo de 1,5 a 2,0 segundos.

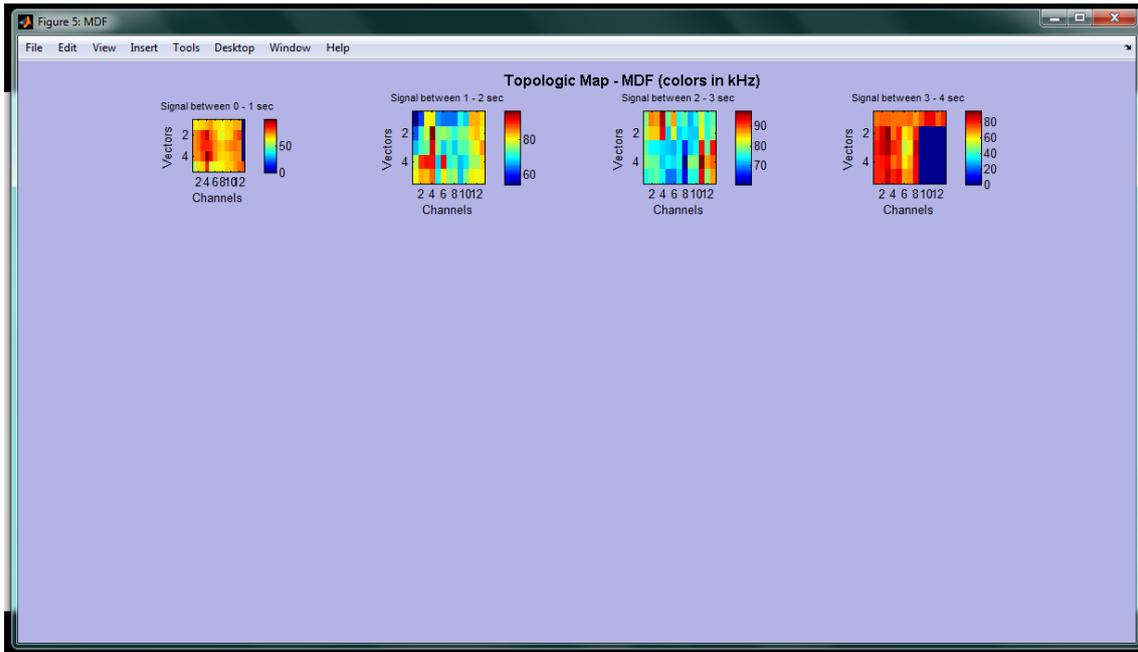


Figura 3.14: Mapa topológico comparando os valores do MDF do sinal, para os diversos intervalos.

A Figura (3.15) mostra um estudo típico, onde está selecionado o segundo vetor inteiro e no bloco VETOR ESTIMATORS, os estimadores RMS, ARV Regression( do tipo Channel x Time) e MNF e MDF (do tipo Window x Channel). No bloco *Conduction Velocity* o numero de canais é 3 e estão selecionadas a velocidade de condução com as respectivas retas de regressão e o coeficiente de correlação com limite de 70%. Ao clicar no botão **OK**, os gráficos das Fig.(3.16 a 3.19) são apresentados.

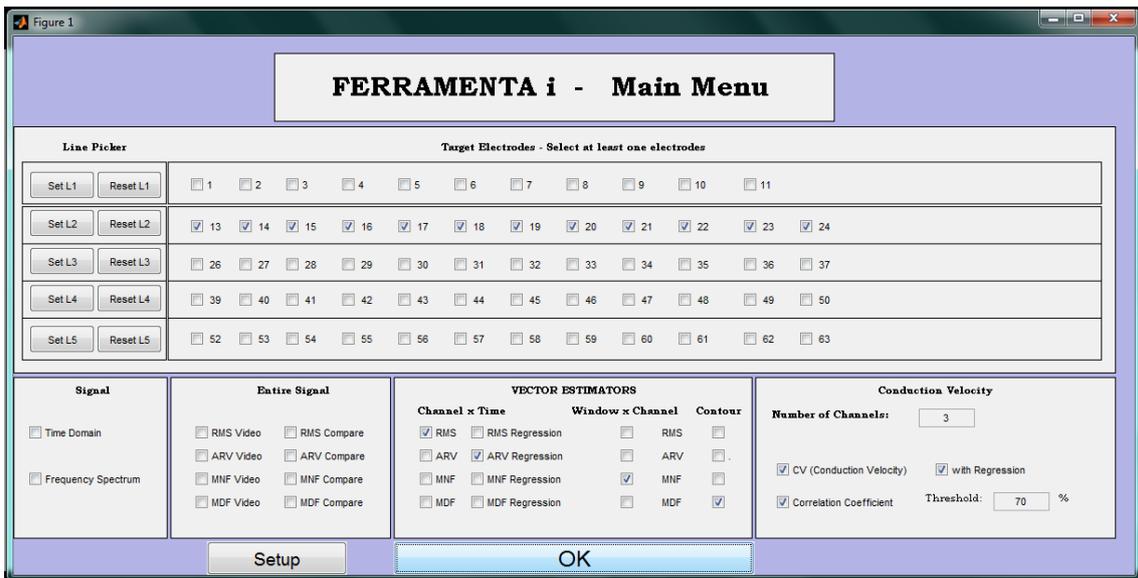


Figura 3.15: Canais selecionados para estudo e os diversos estimadores e tipos gráficos.

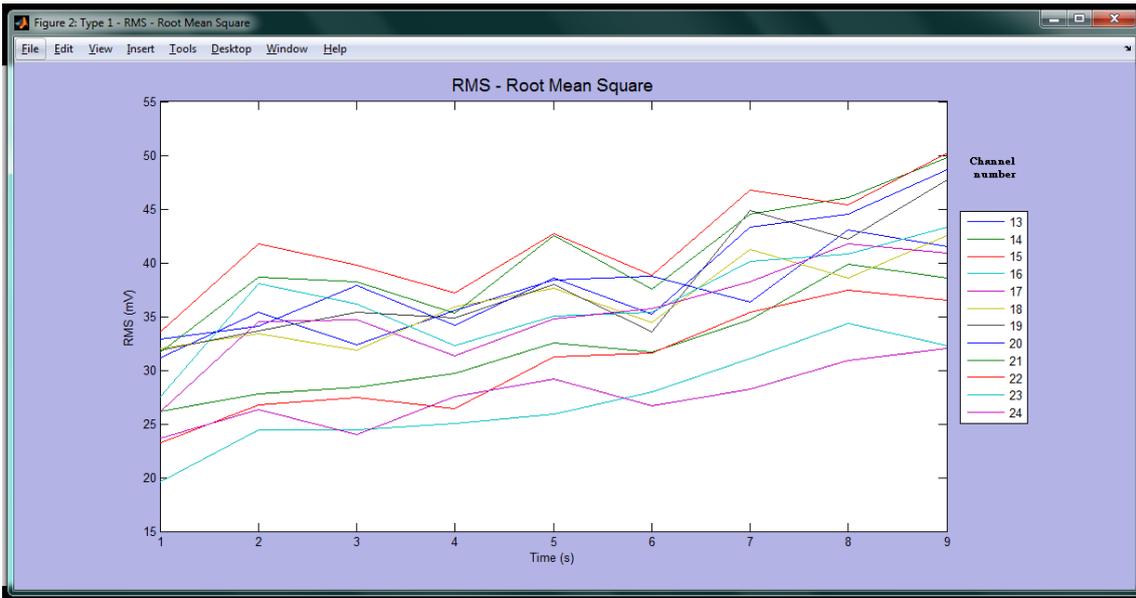


Figura 3.16: RMS dos canais 13 a 24 ao longo do tempo.

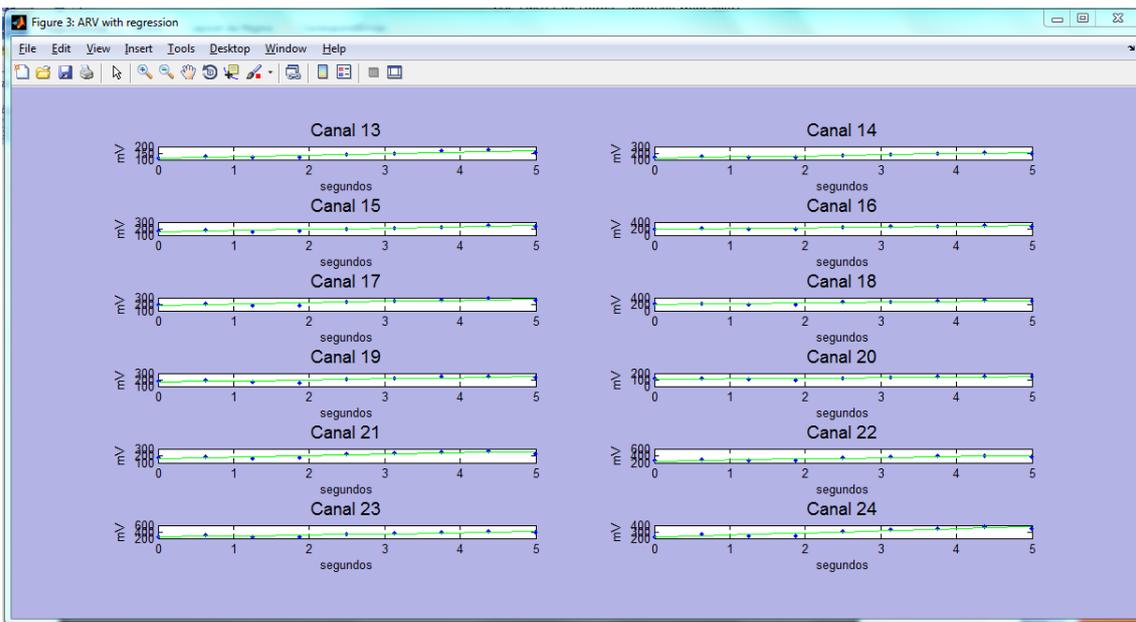


Figura 3.17: RMS dos canais 13 a 24 com as respectivas retas de regressão.

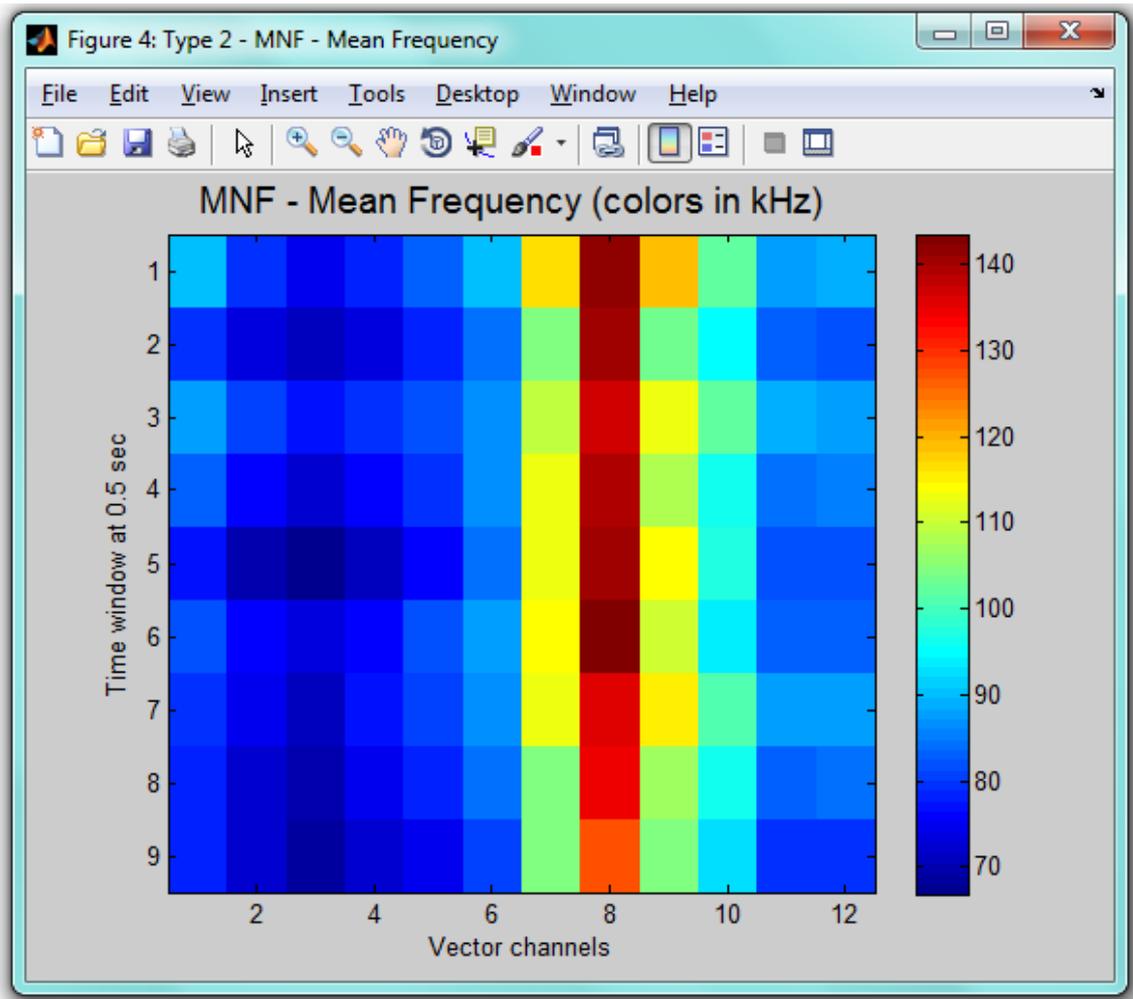


Figura 3.18: MNF dos canais selecionados em quadros de 0.5 segundo.

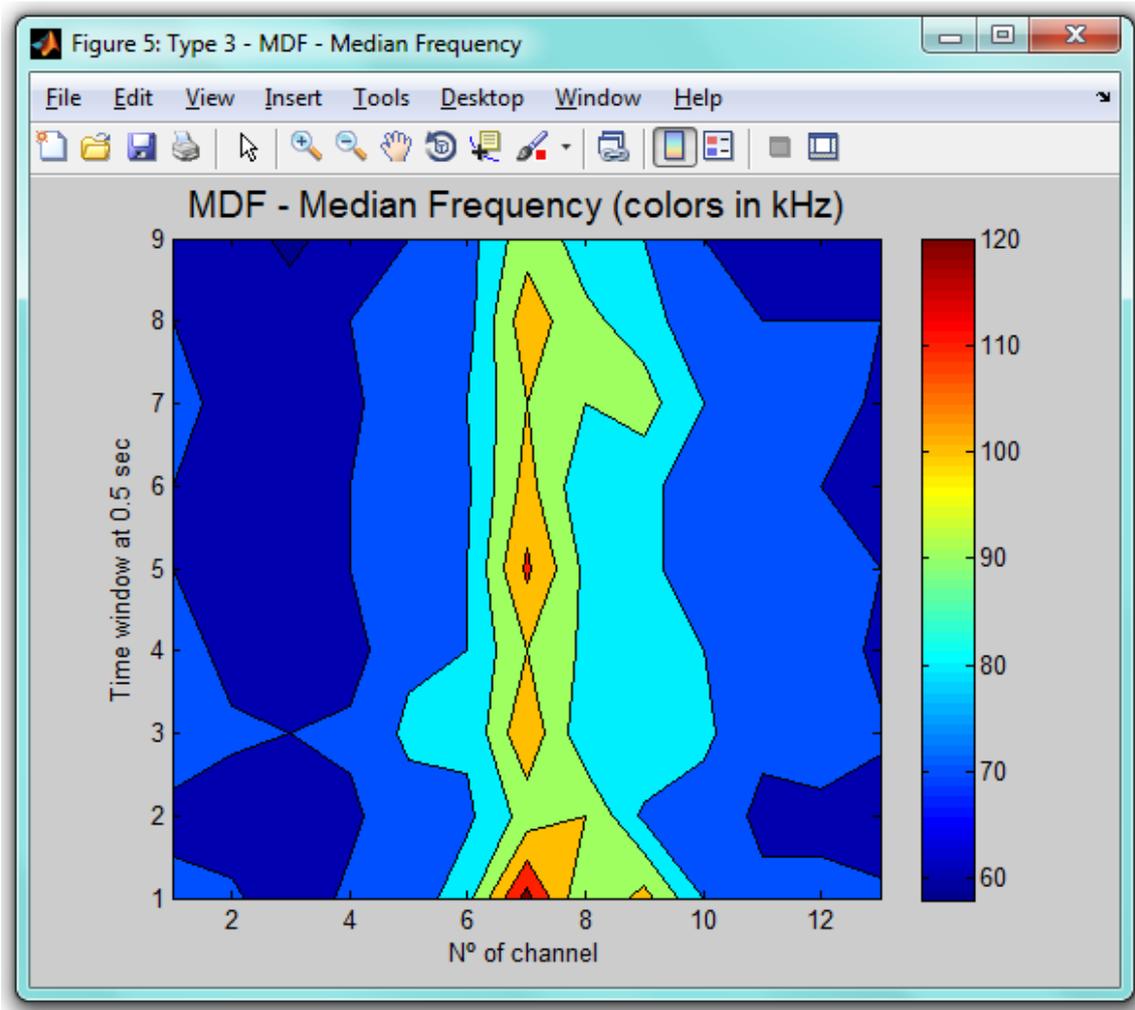


Figura 3.19: MDF dos canais selecionados de forma escalonada.

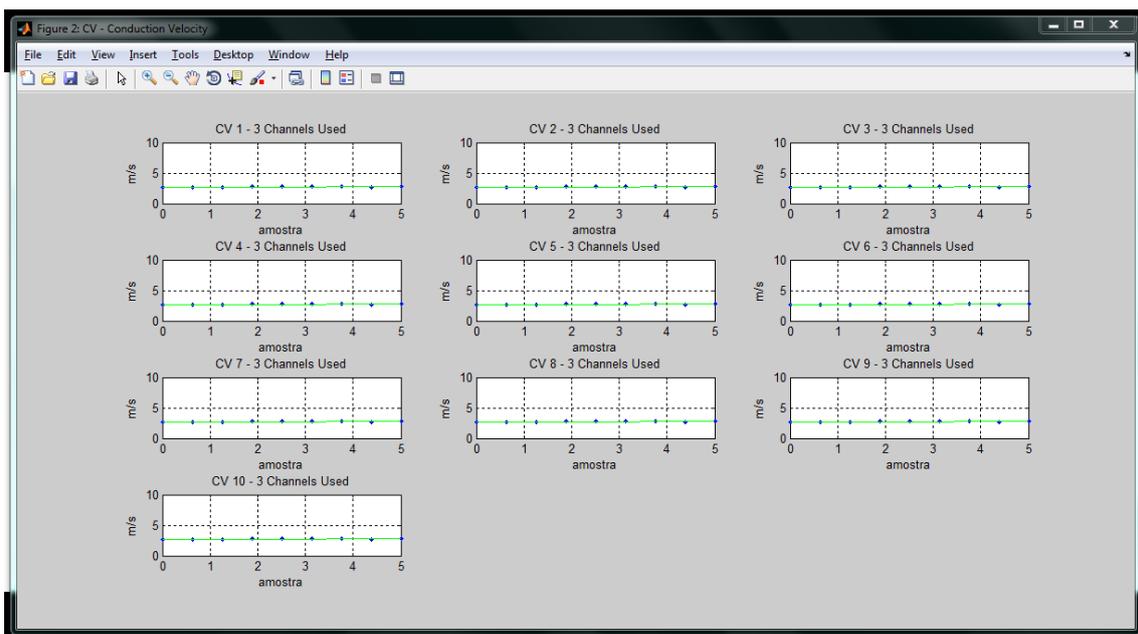


Figura 3.20: Velocidade de condução e reta de regressão.

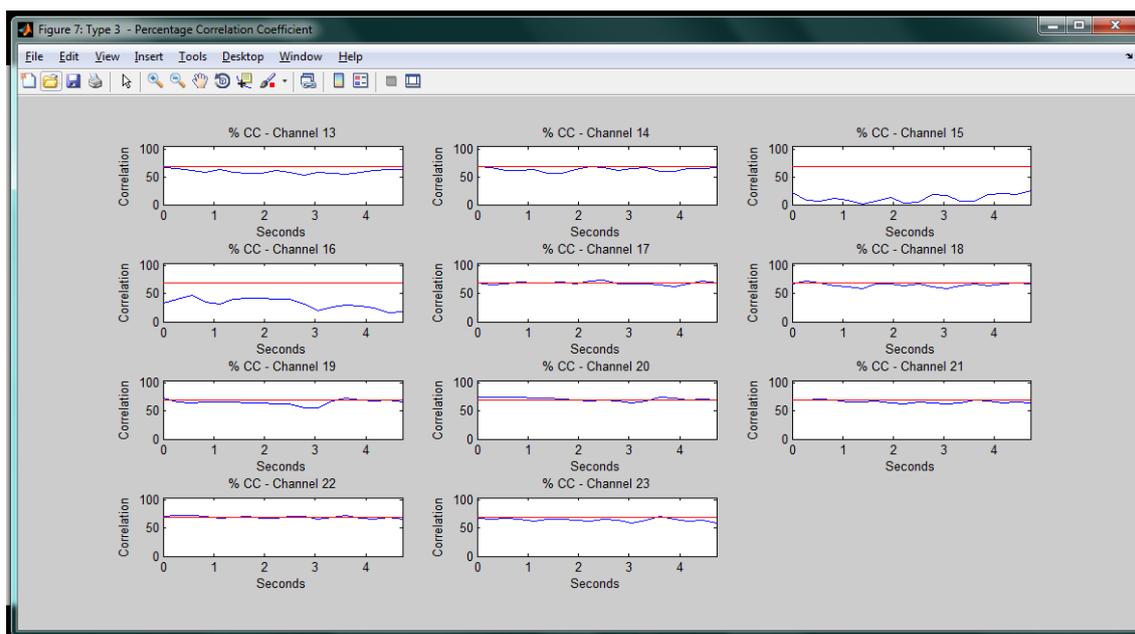


Figura 3.21: Coeficiente de correlação com o valor de 70% em vermelho como limite de aceitação de correlação.

### 3.5 – AVALIAÇÃO DA FERRAMENTA DESENVOLVIDA

Com o objetivo de obter uma verificação dos resultados obtidos da ferramenta desenvolvida, foi realizada uma análise de estimadores ARV, CV, MDF, MNF e RMS produzidos a partir de sinais processados pela ferramenta desenvolvida. E, para tanto, foram realizados três testes. O primeiro consistiu do teste de análise da variância (ANOVA), precedendo-o foi realizado o teste de normalidade para garantir as condições básicas para a sua aplicação. E o segundo foi um teste de identificação de imagens para indivíduos não treinados.

#### 3.5.1 – OS SINAIS UTILIZADOS

Foram utilizados, inicialmente, 40 sinais adquiridos junto de sujeitos masculinos e femininos nas dependências do Grupo de Processamentos Digital de Sinais (GPDS),SG-11, do Laboratório do Departamento de Engenharia Elétrica da UnB, através dos equipamentos já mencionados no Capítulo 2.

Cada um dos sinais coletados foi realizado através de matriz de eletrodos utilizada foi de 5x13 e a forma de aquisição em diferencial simples. O tempo de coleta é de 90 segundos.

Os 40 sinais foram coletados com a matriz de eletrodos posta de maneira que os vetores ficassem paralelos às fibras musculares, conforme Fig.(3.22). Desta forma, podemos propor a hipótese de que os estimadores extraídos de canais adjacentes ao longo de um mesmo vetor são estatisticamente semelhantes.

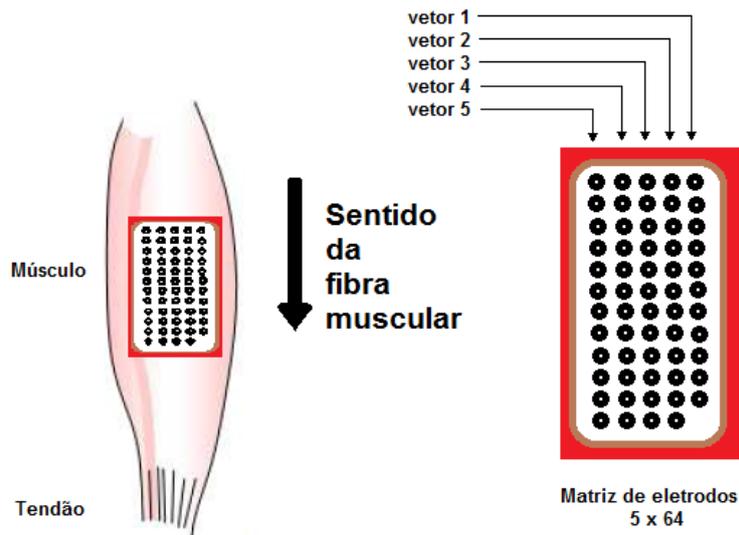


Figura 3.22: Posicionamento da matriz de eletrodos em relação às fibras musculares na coleta dos sinais e S-EMG.

Antes da realização dos testes de avaliação, como procedimento preparatório, foram realizadas as seguintes ações: a) Somente os sete primeiros vetores de cada sinal foram utilizados e b) Destes, somente três pedaços de sinais, cada um de três segundos, foram utilizados: b1) Os 3 primeiros segundos da aquisição, b2) Os 3 segundos no meio do sinal e b3) Os 3 segundos finais da aquisição e c) As janelas de tempo foram de 3 segundos, o número de amostras é de 2048. A Figura (3.23) mostra os recortes realizados em cada um dos 40 sinais para a sequência dos trabalhos.

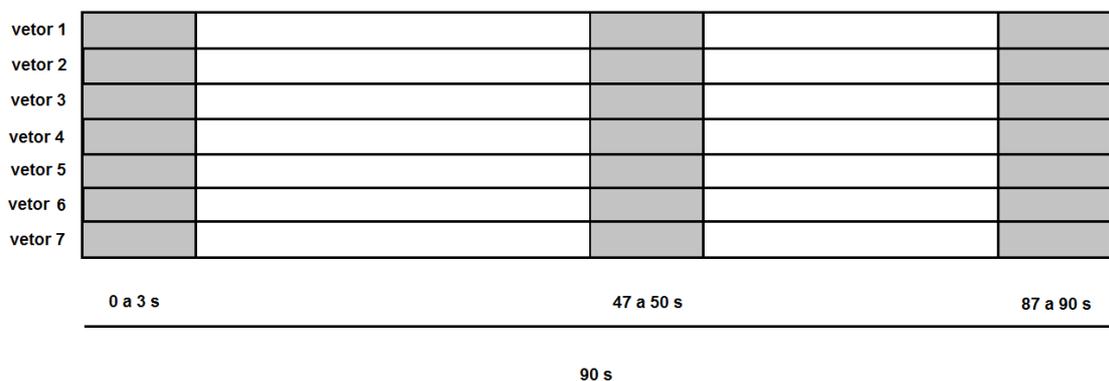


Figura 3.23: Recortes realizados em cada um dos sinais. Cada um dos 40 sinais foram recortados os sete primeiros vetores e três partes de 3 segundos

O sinal obtido de cada sujeito foi, então, subdividido em três partes. Desta forma, para a realização dos testes foram obtidos 120 sinais.

### 3.5.2 – A OBTENÇÃO DOS ESTIMADORES

Através da utilização da ferramenta desenvolvida, foram calculados e salvos em arquivo com extensão .xls os estimadores ARV, CV, MDF, MNF e RMS, com janela de tempo de 3 segundos, número de amostras 2048 e distância intereletrodos de 5 milímetros. Cada uma das 120 matrizes calculadas tem o tamanho de 1 x 7.

Foram reagrupadas as 120 matrizes, de maneira que ao final tivessem 15 matrizes, organizadas por estimador e por região de origem onde foi recortado o sinal. O resultado é apresentado na Fig. (3.24).

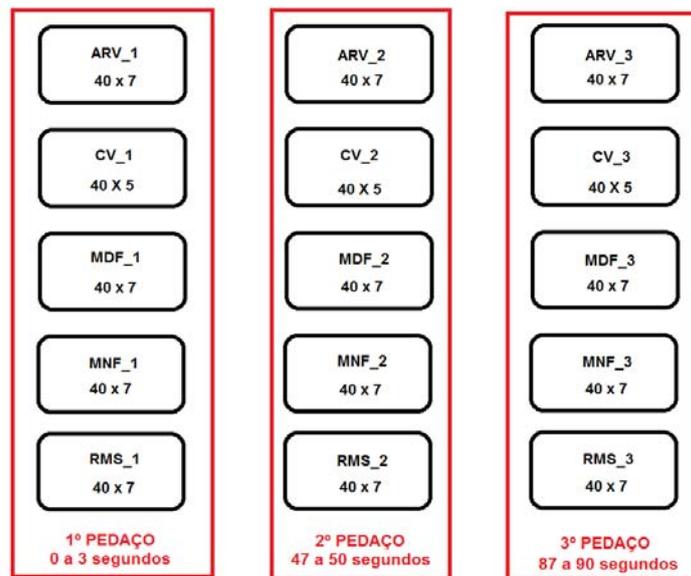


Figura 3.24: Arquivos recortados e reagrupados para o desenvolvimento do método de avaliação.

### 3.5.3 – TESTE DE NORMALIDADE

O teste de normalidade foi realizado como premissa de que os estimadores obtidos devem ser normais para a realização do teste de análise de variância. Para se alcançar esta condição os estimadores, representados na Fig. 3.23, receberam dois tratamentos: 1) Foram normalizados por vetor e 2) Foram colocados NaN em cada valor dos estimadores que se apresentaram como resultado não normal. Desta forma foi garantida a normalidade dos estimadores. Os resultados obtidos são mostrados no APÊNDICE F.

Através de algoritmo implementado no MatLab, foram excluídos os NaN de cada matriz de estimadores representada na Fig. (3.24), assim obtivemos apenas os valores normalizados para a sequência dos trabalhos.

### 3.5.4 – PRIMEIRO TESTE DE ANÁLISE DE VARIÂNCIA

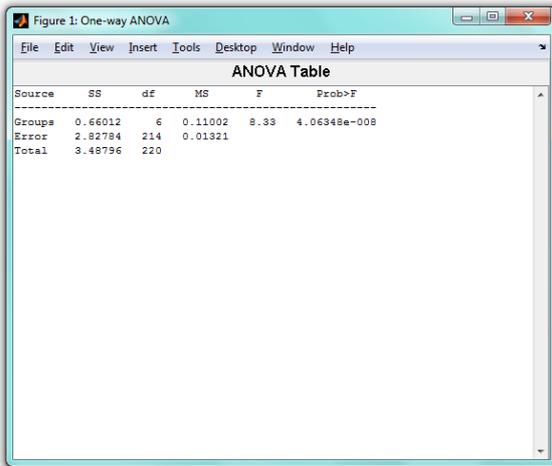
Uma vez assegurada a normalidade dos estimadores ARV, RMS, MDF, MNF e CV, foi realizada através do método de análise de variância (ANOVA) a avaliação estatística dos dados obtidos.

Para realizar o procedimento de averiguação foram utilizados os dados obtidos através do teste de normalidade referidos no item 3.5.3. As informações relativas aos dados utilizados na realização do teste de ANOVA são os apresentados na Tab. (3.4).

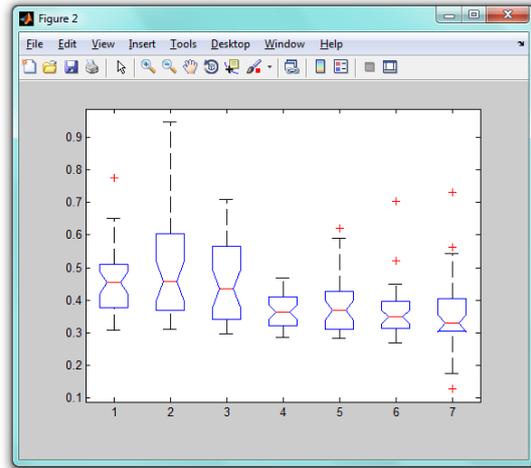
Tabela 3.4 - Características gerais das matrizes de estimadores utilizados no teste de ANOVA

ORIGEM DO SINAL	NOME DOS ARQUIVOS RESULTANTES DOS ESTIMADORES	TAMANHO DA MATRIZ RESULTANTE
1º pedaço 7 primeiros vetores (0 a 3 segundos)	arv_1_anova.mat rms_1_anova.mat mdf_1_anova.mat mmf_1_anova.mat	40 x 7
	cv_1_anova.mat	40 x 5
2º pedaço 7 primeiros vetores (47 a 50 segundos)	arv_2_anova.mat rms_2_anova.mat mdf_2_anova.mat mmf_2_anova.mat	40 x 7
	cv_2_anova.mat	40 x 5
3º pedaço 7 primeiros vetores (87 a 90 segundos)	arv_3_anova.mat ams_3_anova.mat mdf_3_anova.mat mmf_3_anova.mat	40 x 7
	cv_3_anova.mat	40 x 5

O teste de análise de variância, realizado através de algoritmo desenvolvido com os recursos do MatLab, apresentou para cada matriz analisada, as Fig. (3.25 a 3.27), nas quais as figuras com índice (a), apresentam: *source* é a fonte de variabilidade, SS é a soma dos quadrados, df é o grau de liberdade, MS é o quadrado médio para cada fonte, F é a relação entre os quadrados médios e p é o valor derivado do cdf de F, as figuras com índice (b) apresentam o resultado no *boxplot* e as figuras com índice (c) apresentam o resultado do teste de múltipla comparação:



(a)



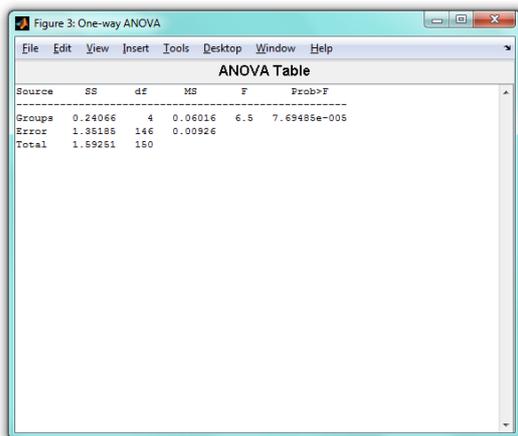
(b)

Fig. 3.25: Teste de ANOVA realizado com todos os elementos da matriz `mdf_1_anova.mat`

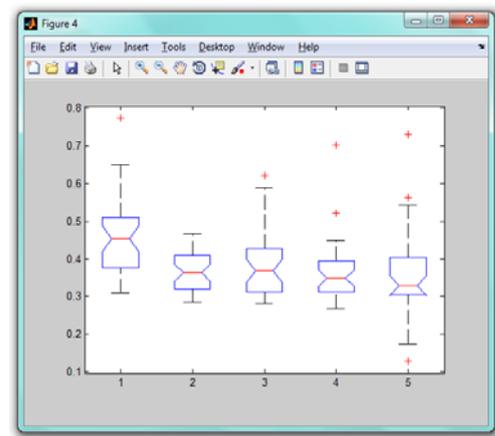
Ao se observar o resultado do teste de ANOVA, Fig. (3.25(a)), o p-valor refuta a hipótese nula de que os estimadores são provenientes de sinais com a mesma média.

No *boxplot* apresentado na Fig. (3.25(b)) a significativa variabilidade entre os sinais reforçam essa tese.

Desta forma, foi necessário buscar se houve, entre os sinais dos sujeitos, grupos onde se pode considerar que sejam estatisticamente iguais. Na Figura (3.26), após observação, foram excluídos do teste de ANOVA as colunas 2 e 3 para análise. Os resultados mostram que os sinais dos inter-sujeitos para o grupo remanescente que o teste de ANOVA não refutou a hipótese nula de que os estimadores são provenientes de sinais com a mesma média. Resultado que é reforçado pelos *boxplot*.



(a)



(b)

Fig. 3.26: Teste de ANOVA realizado entre os elementos das colunas 3, 4, 5, 6 e 7 da matriz `arv_1_anova.mat`

Para arrematar a análise de arv\_1\_anova.mat, foi realizado o teste de ANOVA somente com as colunas 2 e 3. O resultado é apresentado na Fig. (3.27), no qual se pode observar que tanto o p valor quanto o boxplot sugerem que estes sinais são estatisticamente iguais.

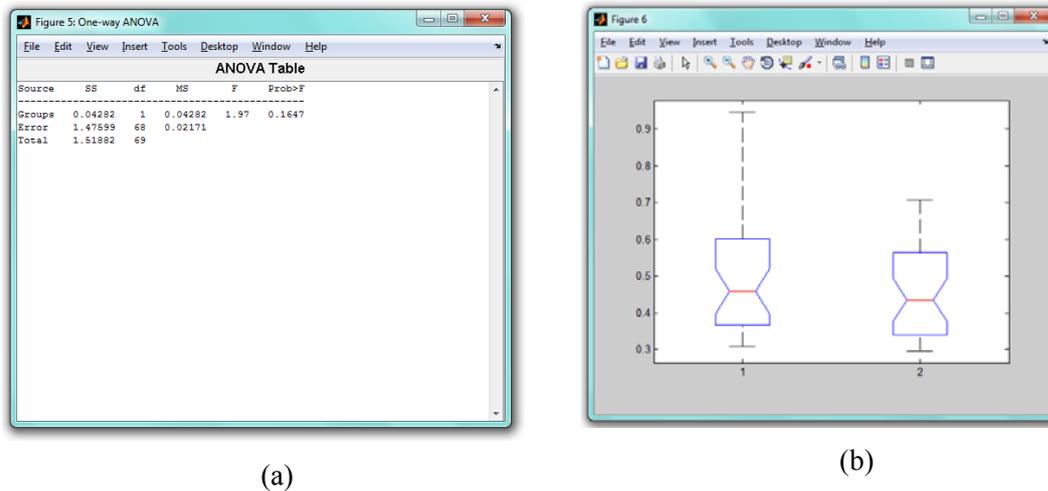


Fig. 3.27: Teste de ANOVA realizado entre os elementos da coluna 1 e 2 da matriz arv\_1\_anova.mat

A mesma análise foi realizada nas matrizes dos demais estimadores referidos na Fig. (3.24). Os resultados do teste de ANOVA podem ser observados no APÊNDICEF. Uma análise geral dos resultados obtidos aponta que, para este estudo de caso, não é possível afirmar que os sinais adjacentes dos indivíduos são estatisticamente iguais.

### 3.5.7 – MÉTODO IDENTIFICAÇÃO DE IMAGENS

No terceiro método, descrito no APÊNDICE D, a hipótese levantada é de um usuário comum não treinado pode, com instruções gerais, identificar corretamente os pontos relevantes dos gráficos dos estimadores confeccionados pela ferramenta desenvolvida a partir da extração de estimadores.

Neste método foram utilizados 10 sujeitos que realizaram individualmente um rápido treinamento para se familiarizarem com a Ferramenta desenvolvida. Imediatamente realizou-se o teste de identificação das imagens dos gráficos. Os resultados obtidos estão apresentados na Tab.(3.5).

Tabela 3.5 – Resultado do teste de identificação das imagens dos gráficos.

SUJEITO	ARV	RMS	MDF	MNF
1	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
2	ERROU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
3	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU

4	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
5	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
6	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
7	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
8	ACERTOU	ERROU	ACERTOU	ACERTOU
9	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
10	ERROU	ACERTOU	ACERTOU	ACERTOU
Percentual de erro				7,50%

### 3.6 – ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS

No teste de normalidade, realizado a partir das matrizes dos estimadores de cada pedaço dos sinais coletados e descrito no item 3.5.2, foram necessários que alguns valores dos estimadores fossem substituídos por NaN para que se garantisse a normalidade. Após esse procedimento pôde-se garantir que os dados utilizados para o teste de ANOVA são normais. Na sequência dos trabalhos os NaN foram excluídos das matrizes.

Os testes de ANOVA realizados nas matrizes dos estimadores referidos na Fig. (3.24), sugerem que a hipótese de que os estimadores extraídos dos sinais coletados, conforme a Fig. 3.22, dos 40 sujeitos, pode ser refutada, uma vez que não foi possível estabelecer que os valores obtidos são estatisticamente iguais.

É possível apontar alguns pontos críticos que podem ter contribuído com as conclusões aqui relatadas: a) o diâmetro e o número de fibras musculares, b) o tecido e a interface eletrodo-pele, c) o condicionamento do sinal, d) o número de unidades motoras ativas, e) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, f) a velocidade de condução, g) o fluxo sanguíneo no músculo, h) distância intereletrodos, i) a relação tipo de fibra e sua localização e j) a taxa de disparo das unidades motoras, Outra possibilidade que pode ter contribuído nas conclusões desse estudo de caso é forma a qual a hipótese foi construída.

No segundo teste, 10 sujeitos que se dispuseram a receber um rápido treinamento sobre os gráficos apresentados e suas características. Os resultados foram de um erro de 7,50%. Apontando que a leitura e interpretação dos gráficos gerados pela ferramenta desenvolvida, a partir da extração de estimadores de sinais de S-EMG, foi satisfatória.

Salienta-se, porém que, a ferramenta desenvolvida foi de grande valia tanto para o estudo de caso quanto para o teste de identificação de imagem, fornecendo todas as informações necessárias para a proposta de trabalho levantada.

## 4 - RESULTADOS OBTIDOS

A ferramenta desenvolvida por ter código aberto, por ser modular, disponibilizar variedade de gráficos dos estimadores mais utilizados nas pesquisas atuais levantadas (ARV, CV, MNF, MDF, RMS, CC, CV e força), por dispensar conhecimentos em programação, dispensar conhecimentos matemáticos na extração dos estimadores, por considerar os diversos parâmetros para a construção gráfica (por exemplo: tamanho de janela, frequência de amostragem, IED, MVC, tipo de sinal, tamanho da matriz, entre outros), por proporcionar um ambiente gráfico variado e com possibilidade de comparações no domínio do tempo e da frequência, torna-se um instrumento que pode se tornar útil no lide diário dos profissionais que atuam com S-EMG. O modo intuitivo das formas de escolhas dos estimadores, das características dos sinais e a qualidade dos gráficos apresentados são preponderantes na fidelização desta ferramenta. Assim como versatilidade de manipulação e comparação das várias telas e a rapidez e simplicidade com que as informações são disponibilizadas fazem da ferramenta proposta um instrumento para os profissionais que atuam com S-EMG.

A utilização de matrizes multicanais para estudo dos sinais é um avanço importante em relação ao ponto de partida, pois agrega qualidade ao programa, ao mesmo tempo que tem direção convergente com inúmeros pesquisadores.

O perfil alvo do usuário que utiliza a ferramenta desenvolvida é aquele profissional que trabalha com sinais de S-EMG, que é conhecedor dos seus conceitos, das suas características e pormenores. Não cabendo, portanto a necessidade de definição da origem dos recursos disponíveis e seus princípios teóricos.

As características do programa, bem como os recursos constantes nele, dispõem um conjunto que propicia ao profissional que atua com sinais de S-EMG uma fácil adesão à sua utilização como ferramenta cotidiana valiosa.

A avaliação da ferramenta desenvolvida no estudo de caso realizado e no teste de identificação de imagem fortaleceu a idéia de que ela pode ser bastante útil.

O próximo passo na avaliação dessa ferramenta deve ser o seu uso, por parte de profissionais da área de S-EMG, para que os estudos ganhem a contribuição de quem está em campo mais efetivamente e que, via de regra, não trabalha com programação e nem com as manipulações matemáticas utilizadas em S-EMG.

Reforça-se a idéia de que a ferramenta desenvolvida não é um projeto pronto e acabado. Pelo contrário, apenas foi incorporada mais uma etapa de sua evolução de muitas que ainda virão.

## 5. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

A ferramenta gráfica desenvolvida extrai, dos sinais de eletromiografia de superfície, as características mais utilizadas na literatura e nas pesquisas atualmente: velocidade de condução (CV), valor eficaz (RMS), valor retificado médio (ARV), frequência mediana (MDF), e frequência média (MNF), e também o sinal de entrada no domínio do tempo e da frequência, e do coeficiente de correlação entre canais e força. Estas características são amplamente as mais utilizadas na literatura levantada.

A não exigência de conhecimento de programação ou dos equacionamentos necessários para a manipulação dos estimadores utilizados torna essa ferramenta interessante principalmente para os profissionais das áreas afins à eletromiografia de superfície

Para a geração dos gráficos são necessárias algumas informações prévias como tamanho de janela, frequência de amostragem, IED, MVC, tipo de sinal, tamanho da matriz, e outros. Estas informações, além de contribuir para a especificação de dados do trabalho realizados, fazem com que o acervo gráfico seja customizado de acordo com as características específicas que o usuário da ferramenta desenvolvida necessite.

Com o intuito de avaliar a usabilidade da ferramenta gráfica desenvolvida, foi realizado um estudo de caso no qual foram coletados sinais de S-EMG, de maneira que os vetores dos eletrodos ficassem paralelos às fibras musculares do músculo bíceps braquial, de 40 indivíduos sem distinção quanto a sexo, idade, profissão ou qualquer outra característica. A seguir, foi realizada a extração dos estimadores ARV, CV, MDF, MNF e RMS utilizando-se a ferramenta desenvolvida. A hipótese estudada propôs que os estimadores obtidos de eletrodo adjacentes pertencentes a um mesmo indivíduo, são estatisticamente iguais. Para essa análise foi utilizado o teste de análise de variância (ANOVA). O estudo de caso mostrou que a hipótese foi refutada, porém a ferramenta desenvolvida atendeu às necessidades demandadas.

Outra forma de avaliar a relevância e utilização da ferramenta desenvolvida foi a implementação do teste de identificação de imagem, realizado com 10 voluntários, no qual obteve-se um percentual de 7,5% de erro. Este pequeno percentual de erro demonstra que a grande maioria dos sujeitos testados conseguiu interpretar os gráficos, apesar de não terem conhecimento específico de S-EMG.

Destaca-se que a ferramenta desenvolvida forneceu todas as características necessárias tanto para o estudo de caso quanto do teste de identificação de imagem, não sendo necessária nenhuma nova programação ou adequação. Isso sugere que um profissional da área de saúde (da fisiologia, medicina, educação física etc) sem conhecimento de programação pode utilizar a ferramenta desenvolvida para o trabalho com S-EMG.

A ferramenta desenvolvida permite ainda o cálculo de várias características não utilizadas no estudo de caso. Isto se deve ao fato de que a ferramenta desenvolvida seja completa, contemplando as variáveis utilizadas em

estudos bem diversos. Entretanto, os algoritmos utilizados são validados na literatura e a forma de utilização na ferramenta gráfica é similar às variáveis testadas diretamente.

Há que salientar que a ferramenta desenvolvida não está concluída, nem é esse o intuito deste trabalho, pelo contrário, várias são as possibilidades de expansão, por exemplo como: inserir mais opções de matrizes, além de matrizes de até 5 x 13, possibilitando também o estudo de matrizes com maior tamanho; incorporar ao *software* é a possibilidade de trabalhar também com sinal duplo diferencial, pois além de ser uma técnica já dominada, inúmeras pesquisas estão trabalhando com ela; incluir um módulo de decomposição para que se possa proporcionar estudos nessa área, que ainda tem muito a ser estudada; análise de imagem para detecção de zonas de inervação é importante porque vários artigos relatam esta questão como crucial na padronização e comparação de estudos; alternativa para a exclusão automática de sinais ruidosos é uma inclusão importante, pois com a utilização cada vez mais frequente de matrizes multicanais 2-D, mais o pesquisador deparar-se-á com sinais adquiridos com ruídos; opção de inserção de filtros para eliminação ou minimização dos diferentes ruídos do sinal.

Outra sugestão é em que uma próxima etapa do estudo da ferramenta desenvolvida sejam implementados testes, por profissionais de saúde sem experiência específica em programação e sem conhecimento específico da matemática por trás dos estimadores e das características abordadas, para averiguar a sua usabilidade e fomentar novas melhorias e adaptações afim de atender aos anseios do porvir.

Salienta-se, por fim, o fato da ferramenta gráfica desenvolvida utilizar apenas rotinas de código aberto, assim como a interface aqui desenvolvida tem também seu código fonte disponibilizado. Trata-se, portanto, de uma ferramenta gratuita e pronta para ser utilizada e ampliada em quaisquer estudos acadêmicos e científicos sobre S-EMG.

## 6 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALKAN A., GÜNAY M. Identification of EMG signals using discriminant analysis and SVM classifier. Kahramanmaraş Sutcu Imam University, Department of Electrical & Electronics Engineering, Kahramanmaraş, Turkey.(2012)
- ALMEIDA, C. A. P., SOUZA, M. N., PINO, A. V.. Análise do sinal de EMG nos domínios do tempo e da frequência para a extração de parâmetro de baixa variabilidade inter indivíduos. In: Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, v. 1, n. 1. 2008.
- ALMEIDA(b), C. A. Pereira. Investigação de Parâmetros Espectrais do EMG Aplicáveis à Terapia por Biofeedback. Rio de Janeiro: UFRJ / COPPE, 2010. VIII., 2010.
- ALMEIDA(c) F. L. Eletromiografia de superfície dos músculos masseter e temporal em sujeitos com bruxismo. Dissertação de Mestrado em Distúrbios da Comunicação Humana. Universidade Federal de Santa Maria. (2009)
- ANDREASSEN E ARENDT-NIELSEN L. Muscle fiber conduction velocity in motor unit of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter . J Physiol 391: 561-571. 1987.
- ARAÚJO, R. C., DUARTE, M., AMADIO, A. C. On the inter and intrasubject variability of the electromyographic signal in isometric contractions, Electromyography and clinical neurophysiology, v. 40, n. 4, pp. 225-229. 2000.
- ASCENSÃO A. J., MAGALHÃES J., OLIVEIRA J., DUARTE J. e SOARES J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física. Universidade do Porto, Portugal. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, 2003, vol. 3, nº 1 [108–123]. 2003
- BARROS K. R. Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional. Dissertação de Mestrado em Ciências. Faculdade de engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia mestre em Ciências (2005).
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. Muscle alive: their function revealed by electromyography. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, p. 561. 1985.
- BIOMANIA. Disponível em: <http://www.biomania.com.br/bio/conteudo.asp?cod=1195>. Acesso em 22 de julho de 2012.
- BORIN, S. H; Guirro , R.R. de J.; VANUCCI M.; FALLEIROS R.; PALAURO V. Análise da atividade eletromiográfica dos músculos extensores da perna de jogadoras de voleibol feminino. In: Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício - Volume 5 Número 1. 2006.

- BRONZINO J. D. The Biomedical Engineering HandBook. Boca Raton: CRC Press LLC Second Edition, 2000.
- CASALE R., FARINA D., MERLETTI R., RAINOLDI A. Myoelectric manifestations of fatigue during exposure to hypobaric hypoxia for 12 days. *MuscleNerve* 30: 618–625, 2004. (2004)
- COSTA, M.V.C. Compressão de Sinais de Eletromiografia Explorando Correlação Bidimensional. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica. Publicação PPGENE.DM 333 A/08, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF. 2008.
- CLANCY E. A., FARINA D. e FILLIGOI G. SINGLE-CHANNEL TECHNIQUES FOR INFORMATION EXTRACTION FROM THE SURFACE EMG SIGNAL. In: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board. Cap. 6, p. 133-168. 2004.
- DANTAS, A. Rodrigues. Sistema de Quantificação mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro RJ. 2008.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, n. 2, p. 135-163. 1997.
- ELFVING, B., LILJEQUIST, D., DEDERING, A., *et al.* Recovery of electromyograph median frequency after lumbar muscle fatigue analysed using an exponential time dependence model. *European journal of applied physiology*, v. 88, n. 1-2, pp. 85-93. 2002.
- ENOKA Roger M. Muscle fatigue – from motor units to clinical symptoms. Department of Integrative Physiology, University of Colorado, Boulder, CO 80309-0354, USA. *Journal of Biomechanics* 45 (2012) 427–433. 2012
- FALA D e FARINA D. Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. *Pain* 116: 138-145. 2004.
- FARINA, D., MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 10, n. 5, pp. 337-349. 2000.
- FARINA, D., MERLETTI, R e STEGEMAN D.F. Biophysics of generation of EMG signals. *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. IEEE Press. 2004
- FARINA D., POZZO M., MERLO, BOTTIN A e MERLETTI R. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. *IEEE Trans Biomed Eng* 51: 1383-1393. 2004.

- FARINA D, FERGUSON R A, MACALUSO A, e DE VITO G. Correlation of the average muscle fiber conduction velocity measured during cycling exercise with myosin heavy chain composition, lactate threshold, e VO<sub>2</sub> max. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17: 292-400. 2007.
- FARINA D. e MERLETTI R. BIOPHYSICS OF THE GENERATION OF EMG SIGNALS. In: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board. Cap. 4, p. 81-105. 2004.
- FERRAZ J.A. ESTUDO DE PARÂMETROS ASSOCIADOS A SINAIS DE FORÇA VARIÁVEL DURANTE A REALIZAÇÃO DE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS CONDUZINDO A FADIGA MUSCULAR. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília-UnB. 2012.
- FERREIRA A. de Sá; GUIMARÃES F. Silva; SILVA J. Guilherme. Aspectos Metodológicos da Eletromiografia de Superfície Considerações Sobre os Sinais e Processamentos para Estudo da Função Neuromuscular. in: *Rev. Bras. Cienc. Esporte, Campinas/SP*, v. 31, n. 2, p. 11-30, 2010.
- FORTI F., Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração. Universidade Metodista de Piracicaba. Dissertação de Mestrado em Fisioterapia. 2005.
- GAZZONI, Marco. Multichannel Surface Electromyography in ergonomics: Potentialities and Limits. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries* 20 (4) 255–271 (2010) © 2010 Wiley Periodicals, Inc. LISiN, Department of Electronics, Politecnico di Torino, Italy. 2010.
- GUIZZO, J. Atlas Visual, São Paulo: Editora Ática, 1995.
- IZQUIERDO, M. Redin. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Buenos Aires; Madrid: Ed. Medica Panamericana, 2008.
- JIANG N., FALLA D., D'AVELLA A., GRAIMANN B.. Myoelectric Control in Neurorehabilitation. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 38(4):381–391 (2010)
- KAMEN, G., CALDWELL, G. E. Physiology and Interpretation of the Electromyogram., *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 13, n. 5, pp. 366-384. 1996.
- KANDEL, E. R.. Fundamentos da Neurociência e do Comportamento, Guanabara Koogan. 2000.
- KHEZRI M., JAHED M. An exploratory study to design a novel hand movement identification system. Department of Electrical Engineering, Biomedical Engineering Group, Sharif University of Technology, Tehran, Iran. (2009)
- KLEINE, B.U., VAN DIJK, J. P., LAPATKI, B. G., ZWARTS M. J. e STEGEMAN, D. F. Using two-dimensional spatial information in decomposition of surface EMG signals. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(5), 535–548. 2007.

- KLEINE(b) B., SCHUMANN N., STEGEMAN D. F., SCHOLLE H. Surface EMG mapping of the human trapezius muscle: the topography of monopolar and bipolar surface EMG amplitude and spectrum parameters at varied forces and in fatigue. In: *Clinical Neurophysiology*, 111 (2000) 686±693. (2000)
- LAPESE. Breve Histórico Sobre Eletromiografia. Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia do Sistema Estomatognático. USP, Departamento de Odontologia Restauradora. [Acesso em 2012 Abril 14]. Disponível em: <http://www.forp.usp.br/restauradora/oclusao/lapese/Html/Eletromiografia.htm>
- LISIN. Disponível em: [www.lisin.polito.it/DEMUSE](http://www.lisin.polito.it/DEMUSE). Acesso em 22 de julho de 2012.
- MASUDA T; KISUKA T.; ZHE JY; YAMADA H; SAITOU K; SADOYAMA T, *et al.* Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. *J Electromyography Kinesiology*, 2001.
- MERLETTI, R. AVENTAGGIATO M., BOTTER A., HOLOBAR A., MARATEB H., TAIAN V.. *Advances in Surface EMG: Recent Progress in Detection and Processing Techniques*. Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN), Department of Electronics, Politecnico di Torino, Italy; Department of Internal Medicine, Università di Torino, Italy. 2010.
- MERLETTI, R., A. BOTTER, C. CESCO, M. A. MINETTO, e TAIAN M.M. VIEIRA. *Advances in Surface EMG: Recent Progress in Clinical Research Applications*. Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN), Department of Electronics, Politecnico di Torino, Italy; Department of Internal Medicine, Università di Torino, Italy. 2010a.
- MERLETTI e DE LUCA CJ. *New techniques in surface electromyography*. In: *Computer aided electromyography and experts systems*. Amsterdam: Elsevier Science. 1989.
- MERLETTI R., FARINA D., GAZZONI M., SCHIERONI M. P. Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *John Wiley & Sons, Inc. Muscle Nerve* 25: 65–76, 2002. (2004)
- MERLETTI, R e HERMENS H. J. DETECTION AND CONDITIONING OF THE SURFACE EMG SIGNAL. In: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board. Cap 5, p.107-131 2004.
- MERLETTI R., HOLOBAR A., FARINA D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Volume 18, Issue 6, December 2008, Pages 879–890. ISEK Congress Keynote Lecture. (2008).
- MERLETTI, R.; M. AVENTAGGIATO; A. BOTTER; A. HOLOBAR; H. MARATEB & Taian MORITANI T., STEGEMAN D. e MERLETTI R. BASIC PHYSIOLOGY AND BIOPHYSICS OF EMG SIGNAL GENERATION. In: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board. Cap. 1, p. 1-25. 2004.

- MERLETTI R, RAINOLDI A. e FARINA D. MYOELECTRIC MANIFESTATIONS OF MUSCLE FATIGUE. In: Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board. Cap. 6, p. 233-258. 2004.
- MERLETTI, R.; PARKER, P.A.. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board, 2004.
- MERLO A., Farina D. e Merletti R. A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50(3), 316–323. 2003.
- MORITANI T. ,STEGEMAN D. e MERLETTI R. Basic physiology and biophysics of EMG signal generation. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board, 2004.
- MIOTEC. <http://www.miotec.com.br>. Acessoem 22 de julho de 2012.
- NINDL, B. C.; KRAEMER W.J.; DAVER D.R. ;PETERS J.L.; MARX J.O., HACKAN J.T.; LOOMIS G.A. LH secretion and testosterone concentrations are blunted after resistance exercise in men. J ApplPhysiol;91:1251-1258 b. 2001.
- OT BIOELETTRONICA. Disponível em <http://www.otbioelettronica.it/> .Acessoem 22 de julho de 2012.
- NUSSBAUM, M. A., 2001, "Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity", European journal of applied physiology, v. 85, n. 3-4, pp. 299-309.
- PEREIRA, M. C.. Relação de parâmetros eletromiográficos com a transição aeróbica-anaeróbica. Universidade de Brasília. Faculdade de Educação Física. Dissertação apresentada à Faculdade da universidade de Brasília, como requisito parcial paraa obtenção do grau de Mestre em Educação Física. 2009.
- VIEIRA M.M. Advances in Surface EMG: Recent Progress in Detection and Processing Techniques. Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN), Department of Electronics, Politecnico di Torino, Italy; Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Slovenia. 2010a.
- SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; NASCIMENTO F.A.O.; VENEZIANO,W.H.; ROCHA, A.F. da Algoritmo de Máxima Verossimilhança para a Estimação da Velocidade de Condução Média de Sinais Eletromiográficos de Superfície CLAIB 2007, IFMBE Proceedings v. 18, p. 1049–1053, 2007
- SARMIENTO J. F., BENEVIDES A. B., MOREIRA M. H., ELIAS A., BASTOS T. F., SILVA I. V., PELEGRINA C. C. Comparative Muscle Study Fatigue with S-EMG signals during the Isotonic and Isometric Tasks for Diagnostics Purposes 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston, Massachusetts USA, August 30 - September 3, 2011. (2011)

- SILVA, G.T. da, *et al.*. Influência da distância intereletrodos no domínio do tempo do sinal de EMG de superfície em contrações isotônicas do músculo bíceps braquial. In: Revista eletrônica da Escola de Educação Física e Desportos – UFRJ. Volume 4, número 2. Julho/Dezembro de 2008.
- SOARES, F. A.. Estudo do Comportamento das Variáveis Eletromiográficas ao Longo do Ciclo Menstrual. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, publicação PPGENE.DM4318/07, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF. 2007.
- SOUZA, V. Ribeiro; M. A. da S. e Souza; Jesus F. A. Romero,. CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS. In: Anais do 12º Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA – XII ENCITA / 2006. Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, SP, 2006.
- SCHWARTZ Fabiano Peruzzo; N. F. Oliveira; CELES M. Bottaro, R. Souza. Arquitetura para o processamento integrado de sinais biomecânicos e eletromiográficos. In: Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. Volume 27, Número 1, p. 24-38. 2011.
- STASHUK D. W., FARINA D. e SOGAARD K. Decomposition of intramuscular EMG signals Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board, 2004.
- UNESP. <http://dc429.4shared.com/doc/KOHvOW8f/preview.html>. Acesso em 22 de março de 2013.
- VEIGA, P. H. Altran. Análise eletromiográfica como base para o Tratamento das luxações recidivas da patela. In: Fisioterapia em Movimento, Curitiba, v. 20, n. 1, p. 11-16. 2007
- VENEZIANO, Wilson Henrique. Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, publicação PPGENE.DM-009/06, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, DF. 2006.
- TAIAN V., MERLETTI R. e MESIN L.. Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. In: Journal of Biomechanics, 43 (2010) 2149–2158. (2010).
- TRONTELJ J.V., JABRE J. e MIHENIN M. Needle and wire detection techniques. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. Hoboken, NJ: IEEE Press Editorial Board, 2004.
- ZHOU, P., RYMER, W. Z.. Can standard surface EMG processing parameters be used to estimate motor unit global firing rate?, Journal of neural engineering, v. 1, n. 2. pp. 99-110. 2004.

## **7 - APÊNDICES**

### **APÊNDICE A – Código Fonte da Ferramenta desenvolvida**

Como parte integrante desta dissertação encontra-se, apensado, um CD com todos os arquivos referentes ao Código Fonte utilizados na Ferramenta desenvolvida.

**APÊNDICE B – Exemplo de Protocolo experimental**  
**O protocolo Experimental para aquisição de S-EMG**

1 – O sujeito senta-se em uma cadeira com suporte para o braço. Esse suporte para o braço permite o movimento apenas vertical;



Figura 7.1: Posicionamento de voluntário durante aquisição (retirado de FERRAZ, 2012)

2 - É pedido ao sujeito que execute a sua máxima contração voluntária. Forte incentivo verbal é utilizado;

3 - O sujeito descansa por 30 minutos;

4 – A matriz 5x13 é posicionada sobre o bíceps com os vetores de 13 eletrodos paralelos às fibras motoras;

5 - É pedido para o voluntário executar uma contração a 75% da MCV (máxima contração voluntária), o esforço é executado até que o voluntário não possa mais sustentá-lo;

6 - Após descanso de 15 minutos o esforço é repetido (75% da MVC até a exaustão);

7 - A matriz é retirada do braço do sujeito e o voluntário é dispensado;

8 - Os equipamentos são guardados.

## **APÊNDICE C - MÉTODO UTILIZANDO ANOVA**

1º Método:

### **ANÁLISE DE VARIÂNCIA (ANOVA)**

Com intuito de aquilatar o desempenho da ferramenta, foi aplicado um método para avaliação utilizando a análise de variância (ANOVA).

O método e sua descrição compõem-se das seguintes etapas:

#### **TESTE DE ANOVA**

Comparar os estimadores (ARV, RMS, MDF, MNF e CV) dos diferentes vetores de aquisição (V1 a V7) para o mesmo sujeito.

Avaliar o desempenho: Determinar se existe variabilidade inter-sujeito (mesmo sujeito), diferentes vetores, mesmo estimador.

## **APÊNDICE- IDENTIFICAÇÃO DE IMAGENS**

3º Método:

### **IDENTIFICAÇÃO DE IMAGENS**

Fazer um estudo com as imagens dos diferentes estimadores (ARV, RMS, MDF e MNF) pedindo para diferentes pessoas não treinadas, identificarem as imagens, após uma breve explicação de como fazer essa identificação. Verificar se essas pessoas estimaram corretamente a posição das imagens ou não.

Analisar o percentual de acerto.

## APÊNDICE E - TESTE DE NORMALIDADE

Os resultados dos testes de normalidade, preparatórios para a realização do Teste de Análise de Variância, são apresentados a seguir, onde:

Número de sinais utilizados: 40

Legenda:

n - canais normais

cnn - canais não normais

pn - p normais

pnn - p não normais

Arquiveresultante: arv\_1\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.0532    0.0577    0.0571    0.1017    0.0548    0.5000    0.0581  
  
pnn =  
    []
```

Mdf\_1\_anova

```
cn =  
    []  
  
cnn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
pn =  
    []  
  
pnn =  
    0.0010    0.0082    0.0022    0.0015    0.0019    0.0010    0.0024  
    |
```

Arquiverosultante: mnf\_1\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.2767    0.0647    0.0843    0.2185    0.1794    0.1010    0.0809  
  
pnn =  
    []
```

Arquiverosultante: rms\_1\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.2436    0.0668    0.1589    0.5000    0.1523    0.1849    0.1684  
  
pnn =  
    []
```

Arquivorestante: cv\_1\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.0836    0.0836    0.0836    0.0879    0.0619  
  
pnn =  
    []
```

Arquiverosultante: arv\_2\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.0552    0.0774    0.1420    0.0631    0.2264    0.1002    0.0915  
  
pnn =  
    []
```

Arquiverosultante: mdf\_1\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.3566    0.0515    0.1231    0.2937    0.1507    0.1521    0.1125  
  
pnn =  
    []
```

Arquiverosultante: mnf\_2\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.0553    0.0719    0.0643    0.3421    0.1873    0.4022    0.1934  
  
pnn =  
    []
```

Arquiveresultante: rms\_2\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.3608    0.1521    0.1187    0.0515    0.0924    0.1192    0.5000  
  
pnn =  
    []
```

Arquiveresultante: cv\_2\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.2608    0.0516    0.0643    0.0684    0.0527  
  
pnn =  
    []
```

Arquivoresultante: arv\_3\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.1075    0.2793    0.0739    0.0662    0.2044    0.1652    0.0509  
  
pnn =  
    []
```

Arquivoresultante: mdf\_3\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.2855    0.1745    0.2125    0.3350    0.1475    0.0724    0.5000  
  
pnn =  
    []
```

Arquiveresultante: mnf\_3\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.5000    0.0905    0.5000    0.1337    0.3637    0.1151    0.5000  
  
pnn =  
    []
```

Arquiveresultante: rms\_3\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5    6    7  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.1818    0.5000    0.0546    0.0621    0.1597    0.3206    0.0511  
  
pnn =  
    []
```

Arquiveresultante: cv\_3\_anova.mat

```
cn =  
    1    2    3    4    5  
  
cnn =  
    []  
  
pn =  
    0.0545    0.0570    0.0564    0.0557    0.0562  
  
pnn =  
    []
```

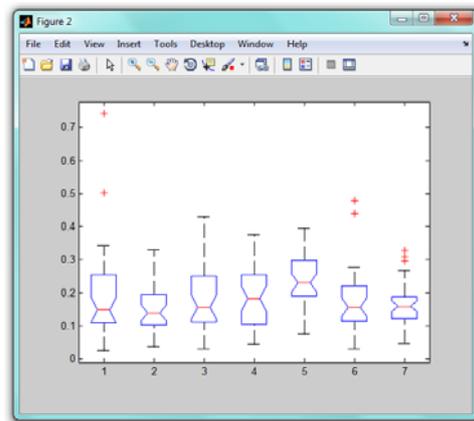
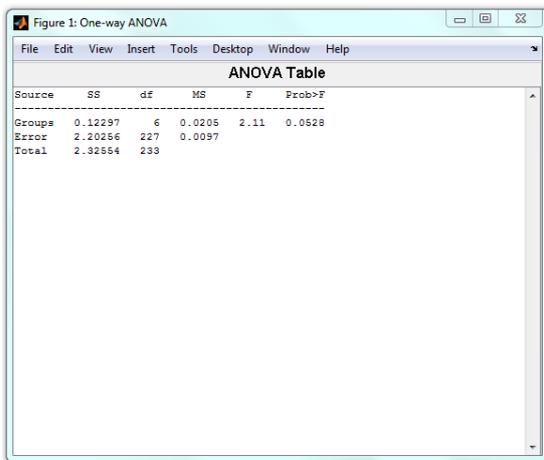
## APÊNDICE F - TESTE DE ANOVA

Os resultados do teste de ANOVA são apresentados a seguir:

---

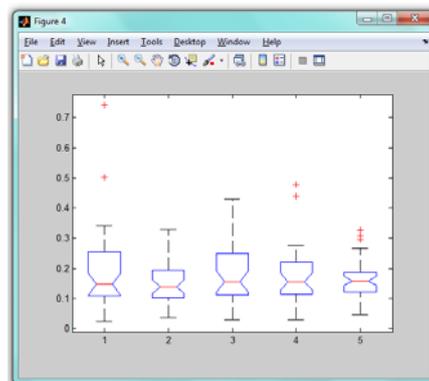
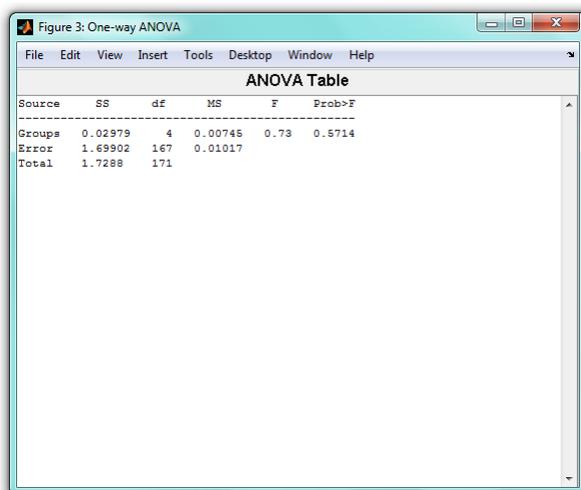
Para todos os elementos:

arv\_1



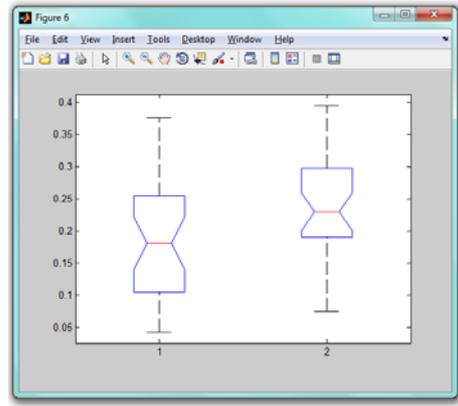
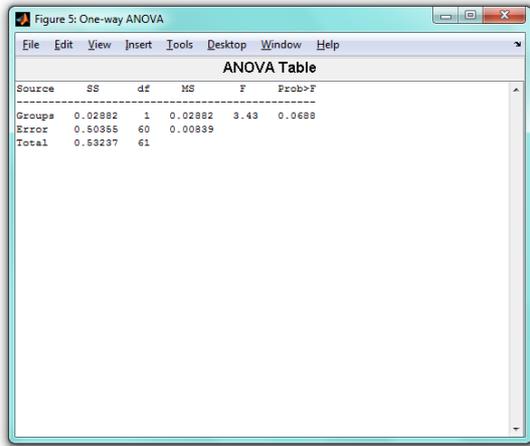
Excluindo os elementos 4 e 5

arv\_1



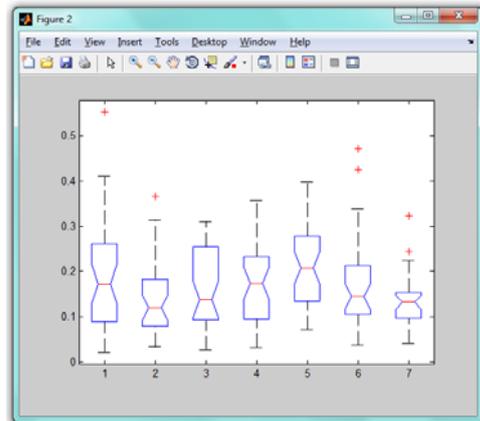
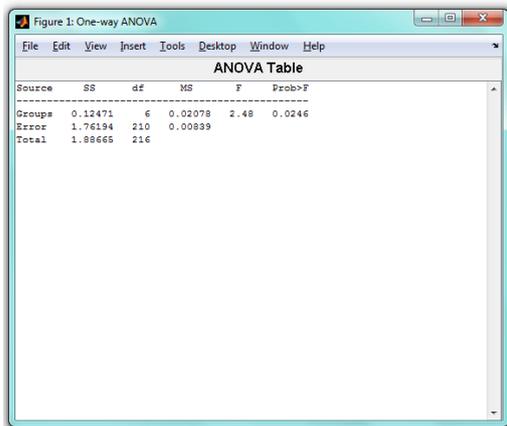
Entre os elementos 4 e 5

arv\_1



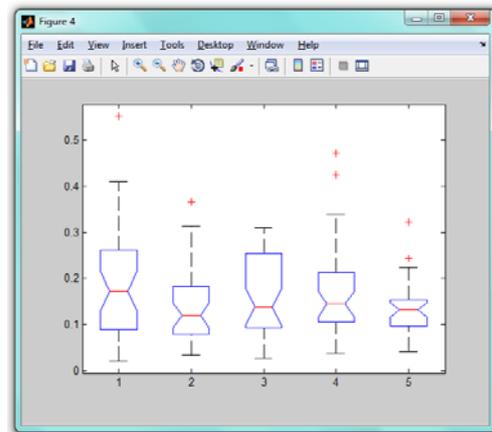
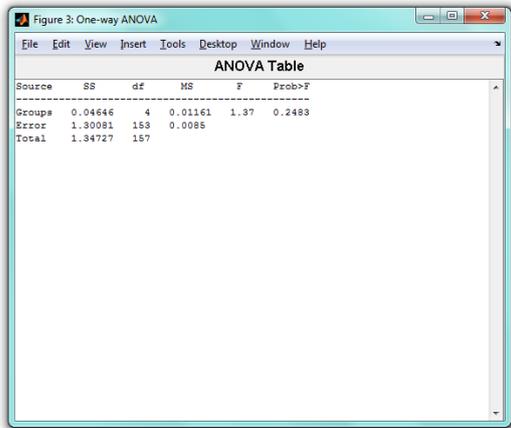
Para todos os elementos:

arv\_2



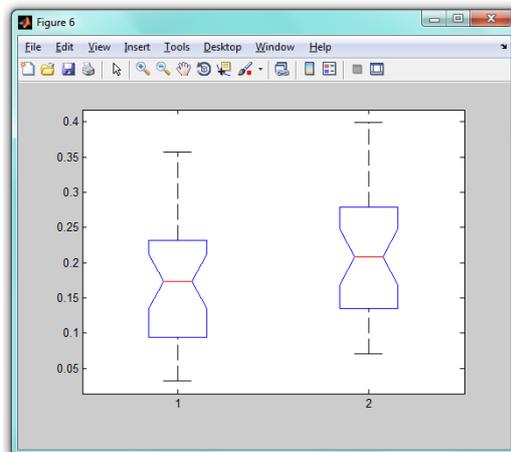
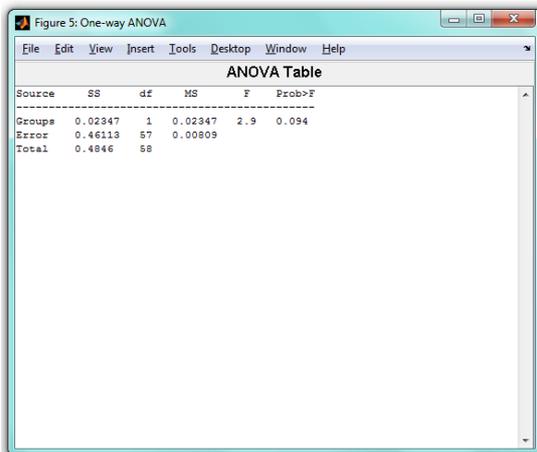
Excluindo os elementos 4 e 5

arv\_2



Entre os elementos 4 e 5

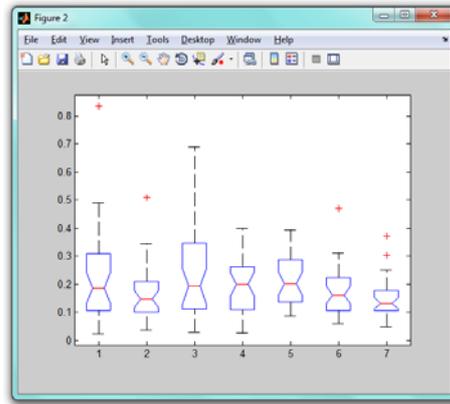
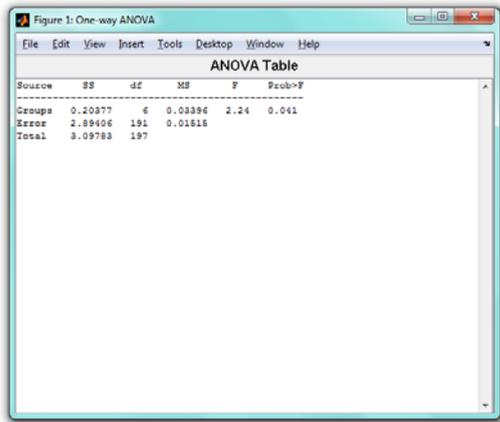
arv\_2



---

Para todos os elementos:

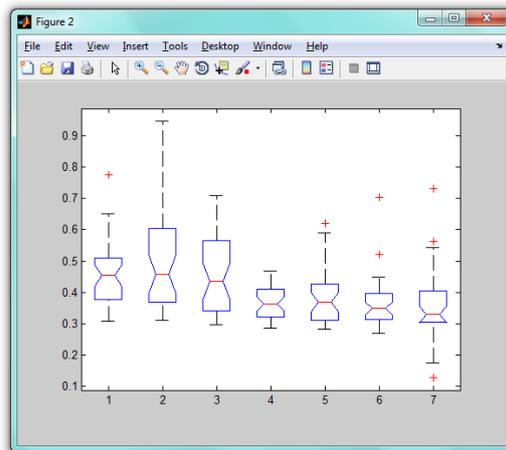
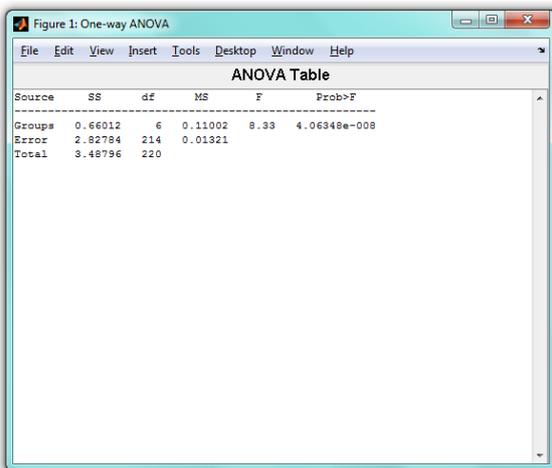
arv\_3



---

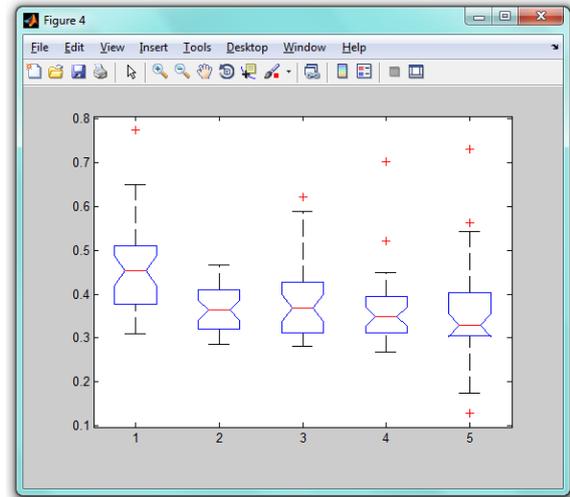
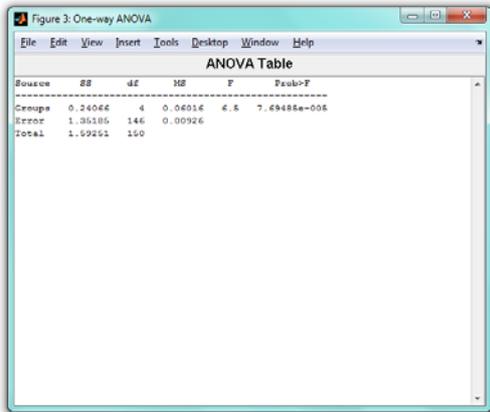
Para todos os elementos:

mdf\_1



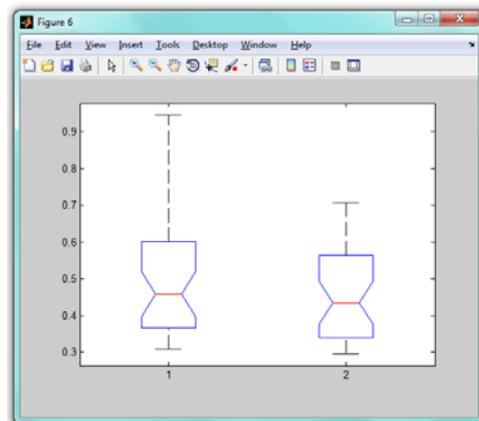
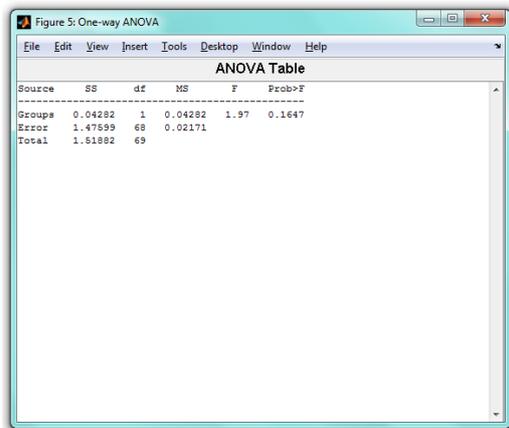
Excluindo os elementos 1, 4, 5, 6 e 7

mdf\_1



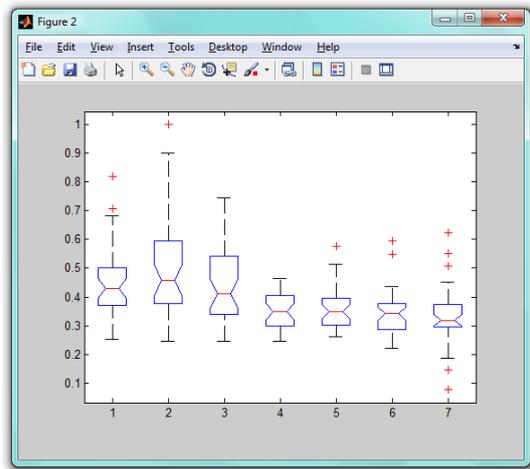
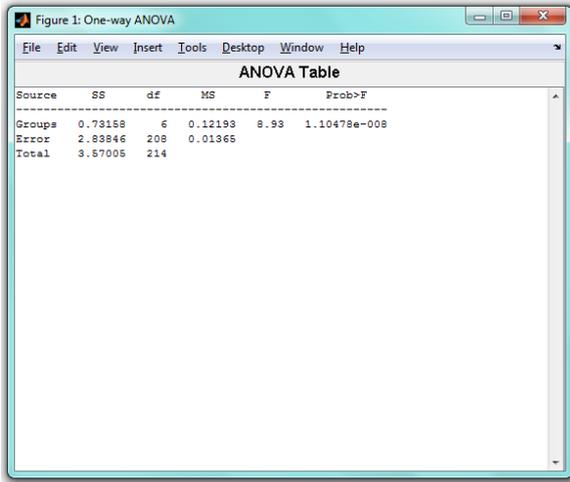
Entre os elementos 2e 3

mdf\_1



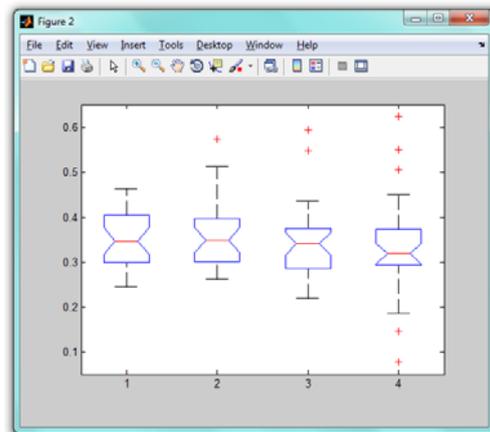
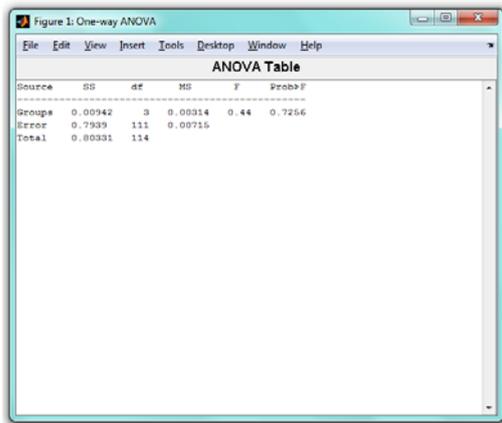
Para todos os elementos:

mdf\_2



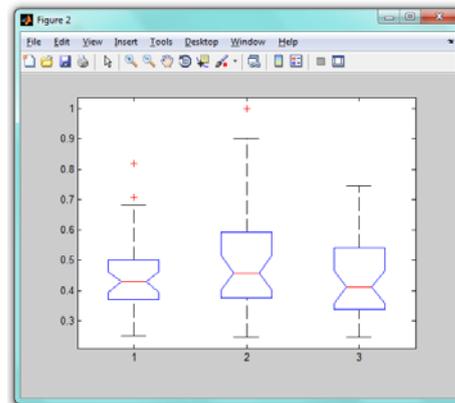
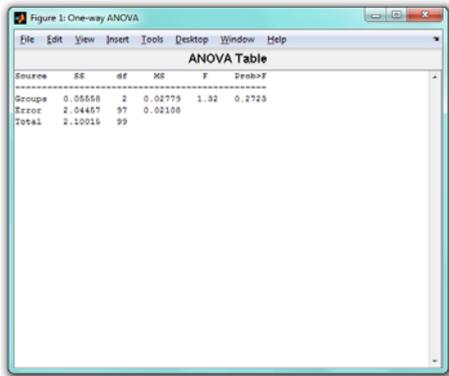
Excluindo os elementos 1, 2e 3

mdf\_2



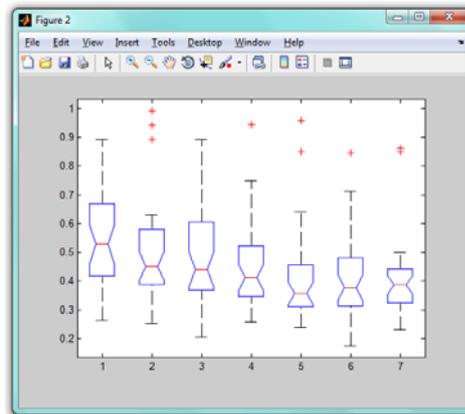
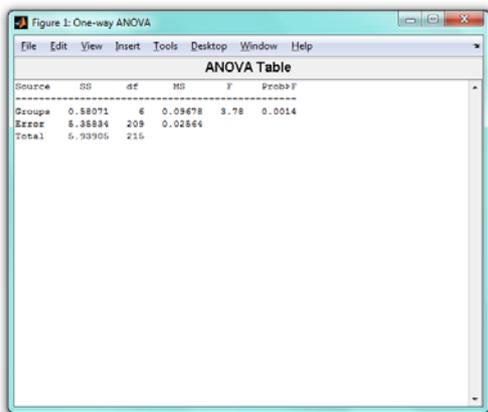
Entre os elementos 1, 2 e 3

mdf\_2



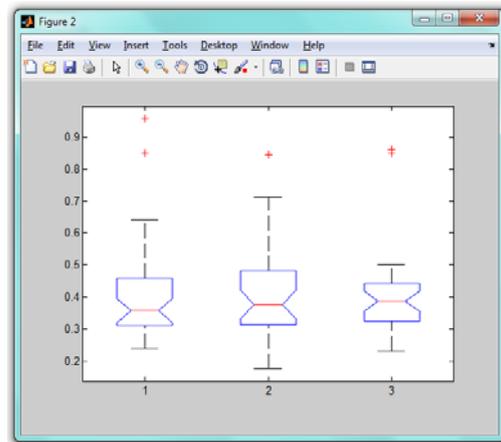
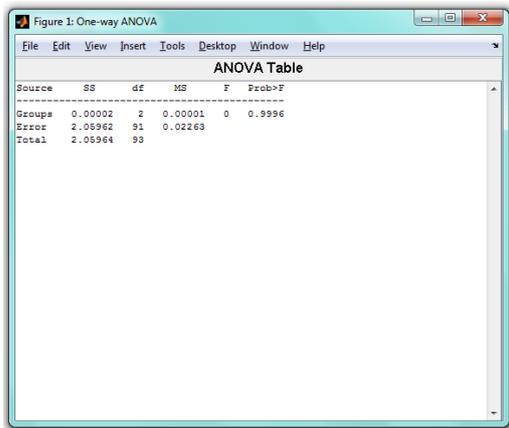
Para todos os elementos:

mdf\_3



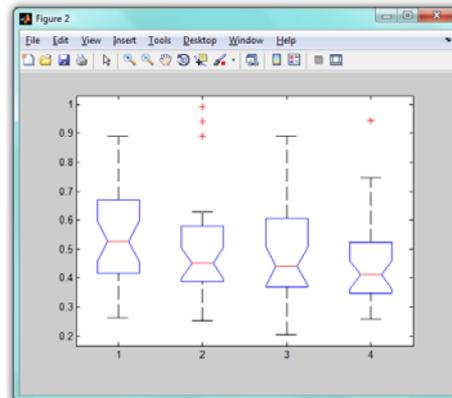
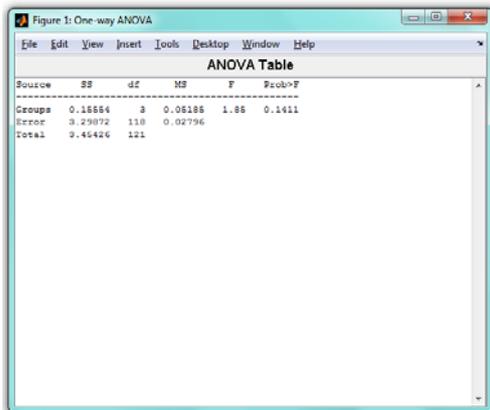
Excluindo os elementos 1,2, 3 e 4

mdf\_3



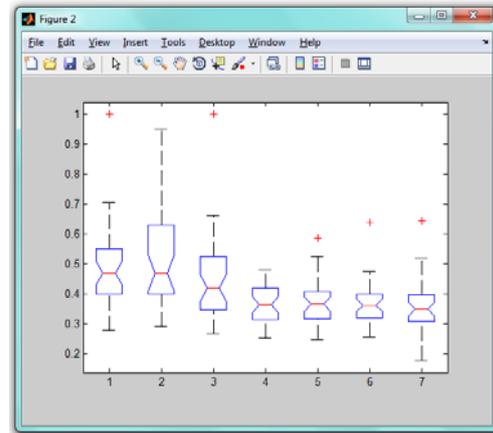
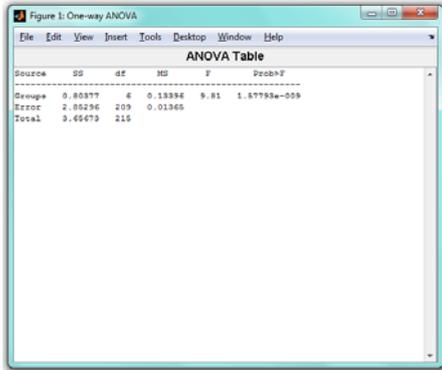
Entre os elementos 1,2,3 e 4

mdf\_3



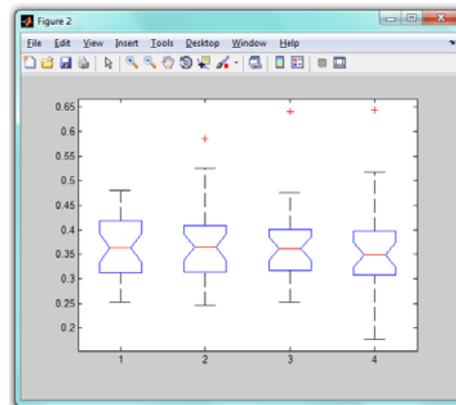
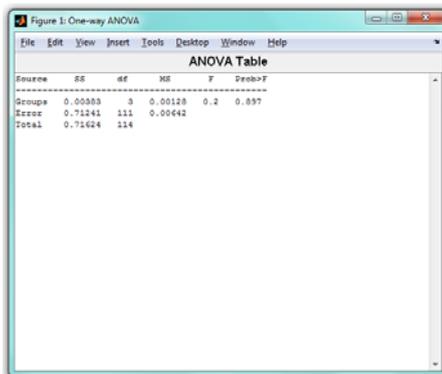
Para todos os elementos:

mnf\_1



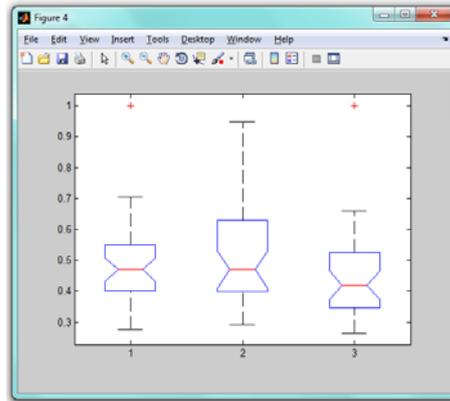
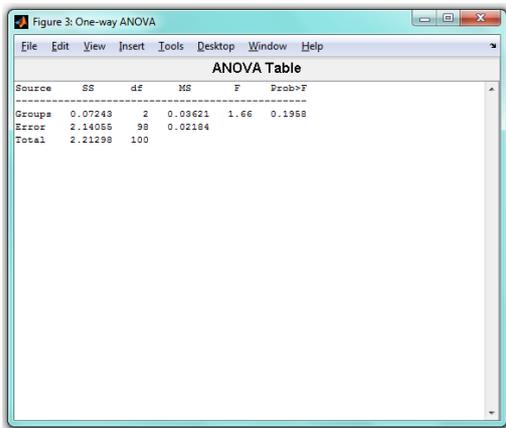
Excluindo os elementos 1,2,3

mnf\_1



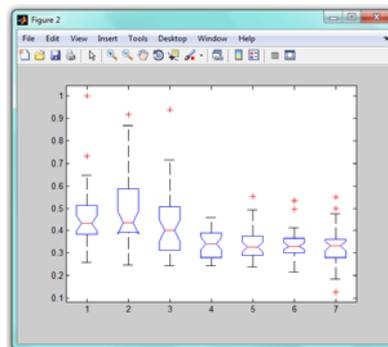
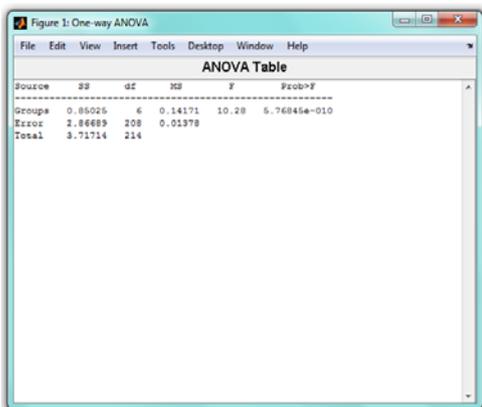
Entre os elementos 1,2 e 3

mnf\_1



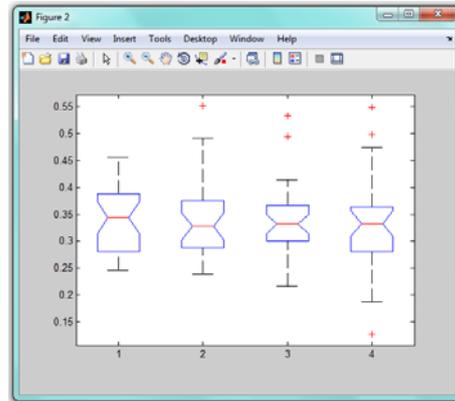
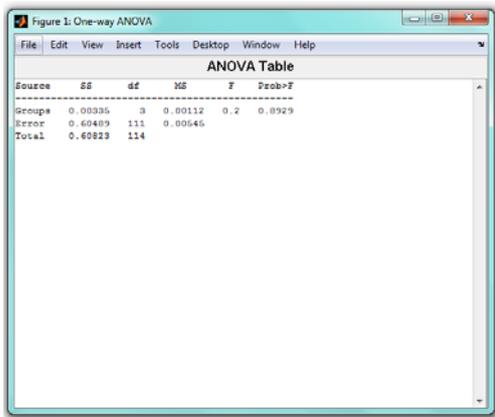
Para todos os elementos:

mnf\_2



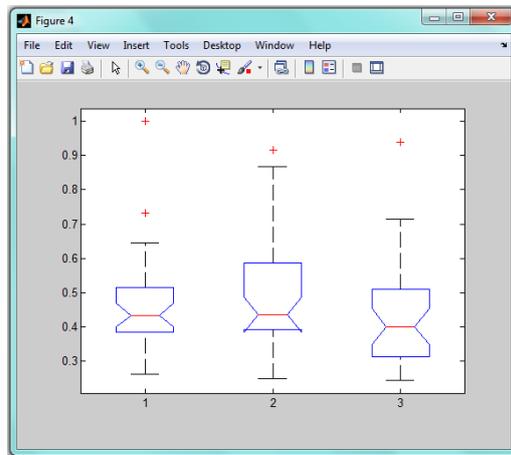
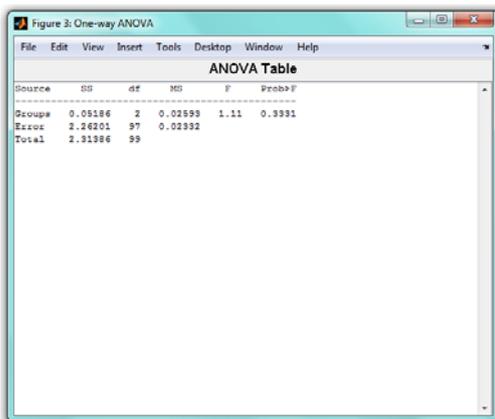
Excluindo os elementos 1,2 e 3

mnf\_2



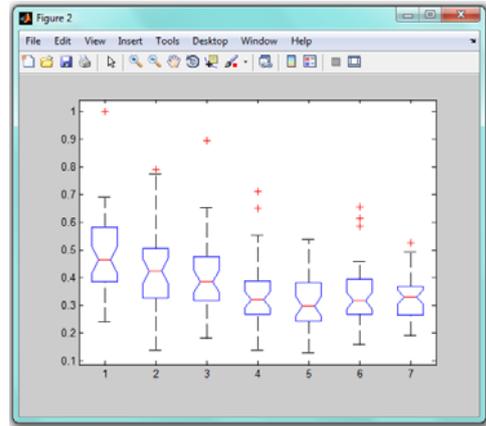
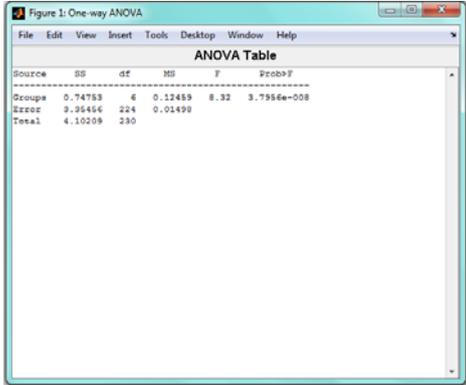
Entre os elementos 1,2 e 3

mnf\_2



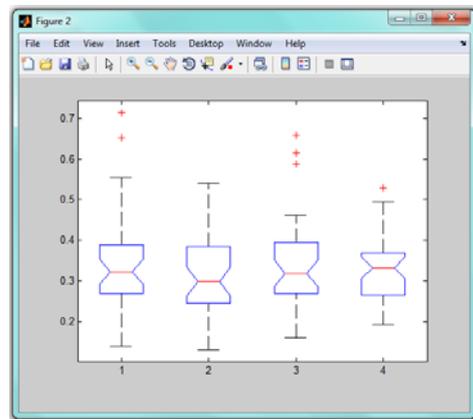
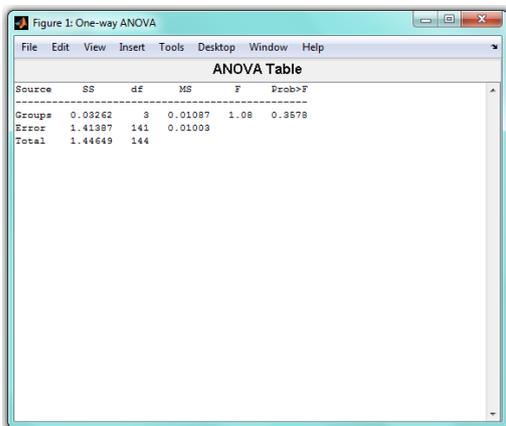
Para todos os elementos:

mnf\_3



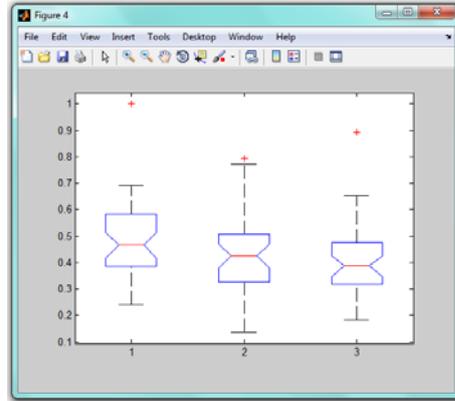
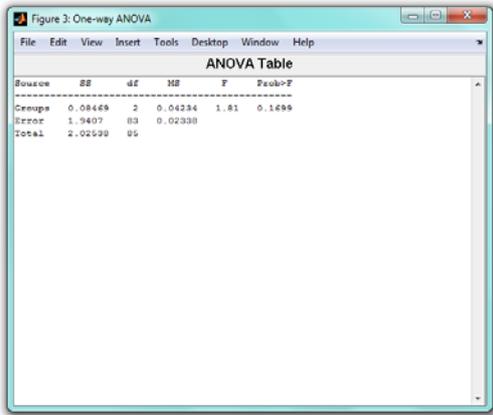
Excluindo os elementos 1, 2 e 3

mnf\_3



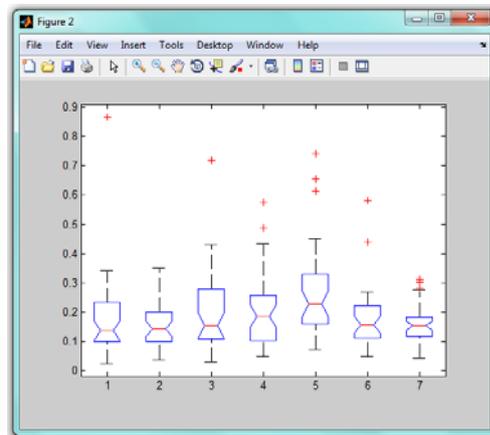
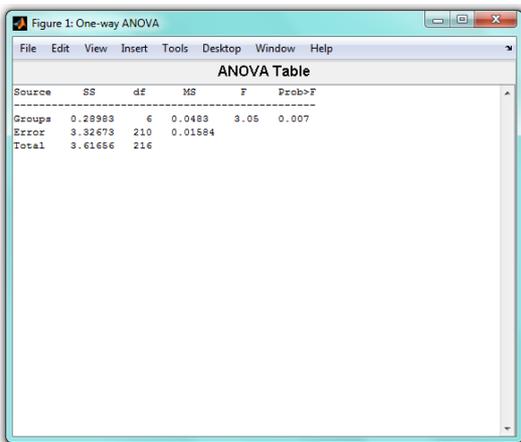
Entre os elementos 4 e 5

mnf\_3



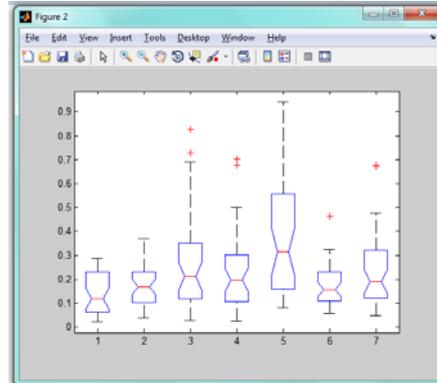
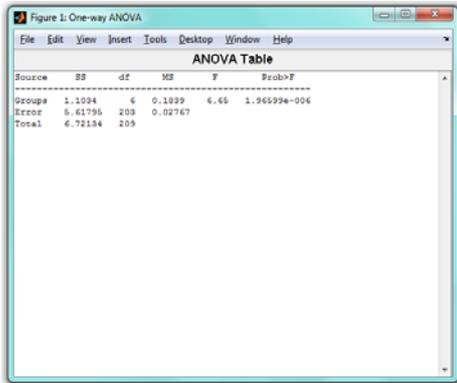
Para todos os elementos:

rms\_1



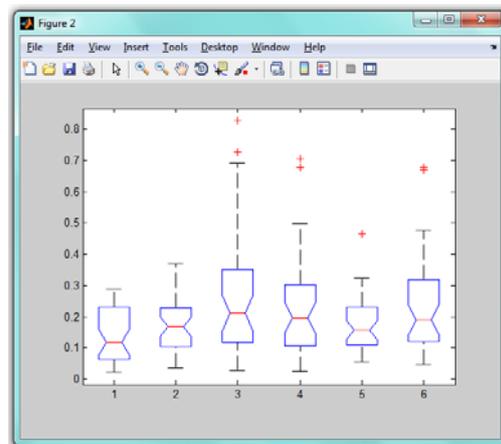
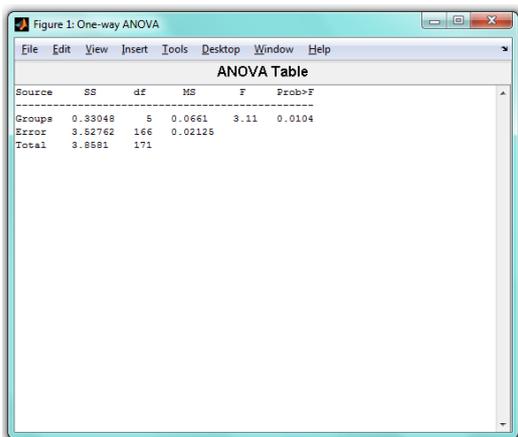
Para todos os elementos:

rms\_2



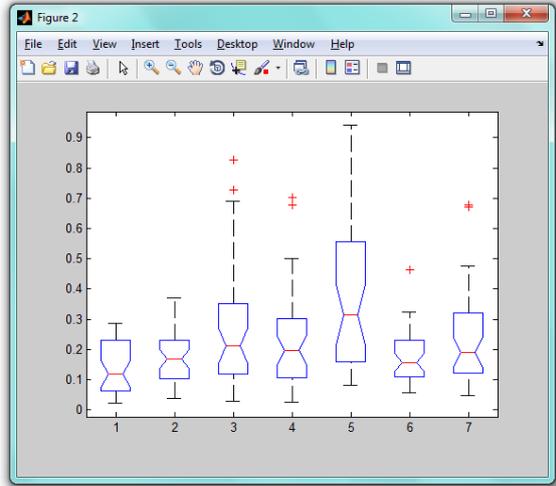
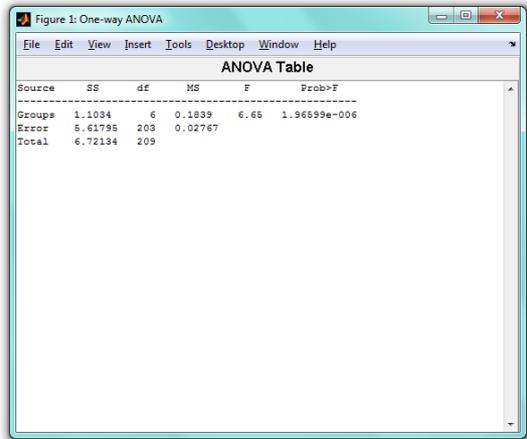
Excluindo o elemento 5

rms\_2



Para todos os elementos:

rms\_3



Excluindo os elementos 3 e 5

rms\_3

