



TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**INTERFACE GRÁFICA DE USUÁRIO
PARA A ANÁLISE MULTIDIMENSIONAL
DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE
DE ALTA DENSIDADE (HD-EMG) EM MATLAB**

Artur Bontempo Lima

Brasília, julho de 2013

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**INTERFACE GRÁFICA DE USUÁRIO
PARA A ANÁLISE MULTIDIMENSIONAL
DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE
DE ALTA DENSIDADE (HD-EMG) EM MATLAB**

Artur Bontempo Lima

*Relatório submetido ao Departamento de Engenharia
Elétrica como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro Eletricista*

Banca Examinadora

Joao Luiz Azevedo de Carvalho, ENE/UnB
Orientador

Fabiano Araujo Soares, FGA/UnB
Examinador externo

Valdinar de Araújo Rocha Júnior, ANP/DPF
Examinador externo

Dedicatória

Dedico este trabalho à toda minha família, colegas de curso e amigos. Dedico, também, à Lorrainy pela paciência e compreensão.

Artur Bontempo Lima

Agradecimentos

Agradeço à Deus pelo dia de hoje. Ao professor João Luiz pela orientação. Aos meus pais pela formação que me deram e pelo grande carinho. À minha avó, Idelma, pelos ensinamentos tão valiosos. Aos meus grandes amigos, Pedro e Fabricio, pelos momentos de alegria. À minha irmã, Roberta, pelo carinho e à Lorrainy pelos três anos mais especiais da minha vida.

Artur Bontempo Lima

RESUMO

O presente trabalho detalha a criação de uma interface gráfica, feita no MATLAB, que tem como objetivo auxiliar na análise multidimensional da fadiga muscular. O estudo da fadiga muscular é feito por meio de quatro estimadores básicos, que são obtidos a partir de uma técnica chamada de eletromiografia (EMG, sigla em inglês), que usa arranjos de eletrodos para gravar os sinais neuromusculares relacionados às contrações musculares. No caso da análise multidimensional da fadiga, é usado uma matriz de eletrodos a fim de gravar a propagação da fadiga tanto no sentido paralelo quanto perpendicular às fibras musculares. Os resultados do EMG são vistos usando mapas topológicos, formados pelos coeficientes angulares das regressões lineares feitas dos sinais de cada eletrodo. A interface permite uma boa visualização da propagação da fadiga pelo músculo, porque permite a criação de até quatro mapas topológicos por estimador, além de permitir o pré-processamento dos sinais.

ABSTRACT

This monograph show the creation of a graphical interface, done in MATLAB, which aims to assist in the multidimensional analysis of muscle fatigue. The study of muscle fatigue is done using four basic estimators, which are derived from a technique called electromyography, which uses arrays of electrodes to record the fates neuromuscular related to muscle contractions. In the case of multidimensional fatigue analysis, a matrix of electrodes is used to record the propagation of fatigue in both the direction, parallel and perpendicular to the muscle fibers. The results of EMG are represented by topological maps, formed by the slopes of the linear regressions from signals from each electrode. The interface allows a good visualization of the spread of the muscle fatigue, because it allows the creation of up to four topological maps estimator, besides allowing the pre-processing of signals.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	OBJETIVOS DO PROJETO	2
1.3	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	2
2	ELETROMIOGRAFIA	3
2.1	HISTÓRIA DA ELETROMIOGRAFIA	3
2.2	FORMAÇÃO DO SINAL DE EMG	4
2.2.1	CONTROLE DO SISTEMA NERVOSO	4
2.2.2	CONTRAÇÃO NAS FIBRAS MUSCULARES E SINAL DE EMG	5
2.2.3	APLICAÇÃO DA EMG	6
2.3	TIPOS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR	7
2.4	TIPOS DE EMG	7
2.4.1	EMG DE AGULHA	7
2.4.2	EMG DE SUPERFÍCIE (S-EMG)	9
3	ANÁLISE MULTIDIMENSIONAL DA FADIGA MUSCULAR	11
3.1	INTRODUÇÃO	11
3.2	A FADIGA	11
3.3	ESTUDO DA FADIGA USANDO O S-EMG	12
3.4	ESTIMADORES DA FADIGA	13
3.4.1	ESTIMADORES DE AMPLITUDE	13
3.4.2	ESTIMADORES DE FREQUÊNCIA	13
3.5	ANÁLISE MULTIDIMENSIONAL DA FADIGA	14
3.5.1	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	14
3.5.2	PROCESSAMENTO DOS SINAIS	16
3.5.3	ANÁLISE	17
4	INTERFACE GRÁFICA DE USUÁRIO	18
4.1	INTRODUÇÃO	18
4.2	DESENVOLVIMENTO DE UMA GUI	19
4.2.1	ANÁLISE	19
4.2.2	PROJETO	19

4.2.3	CONSTRUÇÃO	21
4.3	CONSTRUÇÃO DE GUI NO MATLAB	21
4.3.1	GUIDE.....	21
4.3.2	INTEGRAÇÃO DO GUIDE COM A PROGRAMAÇÃO.....	22
4.3.3	ELEMENTOS DO GUIDE E SUAS PROPRIEDADES	23
4.3.4	FUNÇÕES DE PROGRAMAÇÃO	25
5	INTERFACE	27
5.1	DESCRIÇÃO DA INTERFACE	27
5.2	TELA DE PRÉ-PROCESSAMENTO DOS SINAIS.....	27
5.2.1	ABERTURA E MONTAGEM DOS SINAIS.....	28
5.2.2	EDIÇÃO DO SINAL.....	29
5.3	TELA DE ANÁLISE	32
5.3.1	CONSTRUÇÃO DOS MAPAS TOPOLÓGICOS	32
5.3.2	GRÁFICOS DOS ESTIMADORES	33
6	RESULTADOS E ANÁLISE	35
6.1	INTRODUÇÃO	35
6.2	RESULTADO SEM EDIÇÃO	35
6.3	RESULTADO COM EDIÇÃO.....	37
6.3.1	CORTANDO TRECHOS DOS SINAIS.....	37
6.3.2	DIMINUINDO O NÚMERO DE MAPAS	38
6.3.3	SOBREPONDO JANELAS.....	39
6.3.4	ANÁLISE.....	41
7	CONCLUSÕES	42
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	43
	ANEXOS.....	45
I	DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD	46

LISTA DE FIGURAS

2.1	Esquemático simplificado do controle motor (a); e (b) desenho de uma MU. Modificado de [1].	5
2.2	Detalhe de uma fibra muscular. Modificado de [2].	6
2.3	Três ilustrações, representando: (a) contração isométrica; (b) isotônica excêntrica ; e (c) isotônica concêntrica. Modificado de [3].	7
2.4	Cinco tipos de eletrodos de agulha, com detalhe no tamanho e formato dos eletrodos e na área de gravação de cada um: (a) eletrodo de fibra única; (b) eletrodo concêntrico; (c) eletrodo monopolar; (d) macro eletrodo; Reproduzido de [4].	8
2.5	Exemplo de tipos eletrodos de S-EMG de alguns fabricantes. Reproduzido de [5].	9
2.6	(a) vetor de 8 eletrodos com IED de 5 mm; e (b) matriz de 64 eletrodos com IED de 8 mm. Modificado de [6].	10
3.1	Teste isométrico com 50% da contração voluntária máxima (MVC, da sigla em inglês) durante 150 segundos. Modificado de [7].	12
3.2	Detalhe do posicionamento do braço para aquisição de dados. Reproduzido de [8].	14
3.3	Local de fixação da matriz de eletrodos no bíceps. Modificado de [8].	15
3.4	Configuração diferencial do EMG. Modificado de [9].	15
3.5	Aproximação por retas dos estimadores de fadiga. Modificado de [8].	16
3.6	Mapas topológicos dos estimadores de amplitude:(a) ARV; e (b) RMS. Reproduzido de [8].	17
3.7	Mapas topológicos dos estimadores de frequência: (a) MDF; e (b) MNF. Reproduzido de [8].	17
4.1	Protótipo da tela inicial da interface	20
4.2	Protótipo da tela final da interface	21
4.3	Interface inicial do GUIDE, com o nome dos seus campos.	22
4.4	Exemplo do conteúdo da handles.	23
4.5	Exemplo do uso conjunto dos dois tipos de caixa de texto.	24
4.6	(a) Quatro caixas de seleção com duas selecionadas e duas não; e (b) dois botões de opção desmarcados.	24
4.7	Exemplo de inspetor de propriedade de um elemento de controle.	25
5.1	Interface de edição do sinais. Os sinais já foram abertos e editados pelo usuário.	28
5.2	Janela de busca de arquivo da interface.	28

5.3	Detalhe de três sinais gravados nas posições (3,1), (3,2) e (3,3) da matriz de eletrodos de 64 eletrodos.....	29
5.4	Ferramenta de corte selecionada.	30
5.5	Interface de edição com alguns canais excluídos.	31
5.6	Tela de análise que mostra os resultados dos sinais editados na Figura 5.1.	32
5.7	Mapas topológicos apresentados na tela de análise.....	33
5.8	Gráficos com os valores dos estimadores, com as retas da regressões lineares de cada janela: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.	34
6.1	Mapas topológicos dos sinais sem edição.	36
6.2	Valores caculados dos estimadores, juntamente com as retas de regressão linear. São postos os gráficos de três canais: (10,2),(2,3) e (6,4): (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.	36
6.3	Mapas topológicos dos sinais com os 5 segundos iniciais e os 7 segundos finais cortados.	37
6.4	Valores calculados dos estimadores, juntamente c com as retas de regressão linear para o caso de corte dos 5 segundos iniciais e dos 7 segundos finais: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.	38
6.5	Mapas topológicos dos sinais quando o número de mapas por estimador é reduzido para dois.	39
6.6	Valores caculados dos estimadores juntamente com as retas de regressão linear para o caso de redução do número de mapas por estimador para dois: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.....	39
6.7	Mapas topológicos dos sinais para o caso de sobreposição de 3 segundos entre janelas.	40
6.8	Valores caculados dos estimadores, juntamente com as retas de regressão linear calculados para o caso de sobreposição de 3 segundos entre janelas: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.	41

LISTA DE ABREVIACOES

ARV	<i>Average rectified value</i> (Valor médio retificado)
GUI	<i>Graphic user interface</i> (Interface gráfica de usuário)
GUIDE	<i>Graphical user interface development environment</i> (Ambiente de desenvolvimento de interface gráfica de usuário)
EMG	<i>Electromyography</i> (Eletromiografia)
HD-EMG	<i>High density electromyography</i> (Eletromiografia de alta densidade)
MDF	<i>Median frequency</i> (Frequência mediana)
MNF	<i>Mean frequency</i> (Frequência média)
MUAP	<i>Motor unit action potential</i> (Potencial de ao da unidade motora)
MUAPT	<i>Motor unit action potential trains</i> (Trem de potenciais de ao da unidade motora)
MVC	<i>Maximal voluntary contraction</i> (Máxima contração voluntária)
RMS	<i>Root mean square</i> (Valor eficaz)
S-EMG	<i>Surface electromyography</i> (Eletromiografia de superfície)
SENIAM	<i>Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles</i> (Eletromiografia de superfície para a avaliação muscular não invasiva)

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

A eletromiografia (EMG) é o registro dos sinais neuromusculares que são gerados pela contração muscular ou por estímulos elétricos externos. Existem diversas aplicações para a eletromiografia, algumas delas são: a avaliação e tratamento de doenças neuromusculares; o mapeamento do sistema neuromuscular; e o estudo dos movimentos do corpo humano.

As duas primeiras aplicações são feitas por meio da chamada eletromiografia de agulha, que consiste na inserção de uma agulha contendo eletrodos dentro da pele de um indivíduo e posicionando-a dentro do tecido muscular. Esta é uma técnica com uma baixa relação sinal-ruído (SNR, da sigla em inglês), porém um tanto incômoda.

Para o estudo dos movimentos do corpo humanos, são usados eletrodos que são posicionados na superfície da pele. Por isso, recebe o nome de eletromiografia de superfície (S-EMG, da sigla em inglês). Por meio dessa se pode avaliar a relação entre as reações fisiológicas do sistema muscular de um indivíduo para determinado movimento. Entre as reações fisiológicas que acontecem devido aos movimentos do corpo humano está a fadiga muscular, que desperta grande interesse tanto na medicina quanto na engenharia. Uma das formas de se avaliar a fadiga é por meio de testes isométricos (aqueles que mantêm os músculos estaticamente contraídos) e pelo uso de estimadores, que possuem uma correlação com a fadiga.

A eletromiografia de alta densidade (HD-EMG, da sigla em inglês) é uma técnica recente, do início do século 21, que possibilita resultados mais completos na avaliação da fadiga. Por meio de uma matriz de eletrodos é possível gravar os sinais em duas dimensões, tanto no sentido paralelo quanto no sentido perpendicular às fibras musculares. Usando o HD-EMG, é possível observar a propagação da fadiga espacialmente e temporalmente sobre a superfície do músculo. Essa abordagem é chamada de análise multidimensional da fadiga muscular. A avaliação da fadiga, tanto espacialmente quanto temporalmente, é feita por meio de mapas topológicos que são construídos para cada estimador (esses mapas serão melhor detalhados no decorrer desse trabalho).

Um revés dessa técnica é que, como a matriz possui um grande número de eletrodos, cobrindo

uma grande área muscular, as condições de gravação de cada eletrodo não serão as mesmas (e.g. distância do eletrodo em relação ao músculo, condução da pele, etc.). Essa diferença na condição de gravação dos eletrodos tem uma influência direta na construção dos resultados; portanto, é necessário um pré-processamento dos sinais gravados, a fim de mitigar o efeito dessas diferenças. O pré-processamento pode ser feito por meio da exclusão de alguns trechos dos sinais ou até de todo um canal, além de outros meios que serão propostos em capítulos futuros.

As funcionalidades de pré-processamento e processamento são implementadas usando alguma linguagem de programação. Porém, esse modo é muito dispendioso e demorado, uma vez que a edição dos sinais é feita rondando um código de programação, que possui todos os parâmetros das funcionalidades pré-definidos e qualquer mudança que se deseje fazer, é necessário alterar trechos do código e depois roda-lo novamente. Além disso, nessa implementação é necessário que a pessoa tenha algum conhecimento de linguagem de programação, afim de que possa executar as funcionalidade de pré-processamento e processamento. Uma forma de otimizar o processo como um todo, além de facilitar o uso dessas funcionalidades, é por meio de uma interface gráfica de usuário. Portanto, este trabalho pretende criar uma interface gráfica que permita o pré-processamentos dos sinais captados usando a matriz de eletrodos de forma mais rápida e simples e, posteriormente, construir os mapas topológicos, usados na análise da propagação da fadiga pelo músculo.

1.2 Objetivos do projeto

Este trabalho tem por objetivo propor e criar uma ferramenta dinâmica, capaz de realizar a análise multidimensional da fadiga muscular usando o HD-EMG, como também servir como ferramenta de ensino do tema para turmas de engenharia.

1.3 Apresentação do manuscrito

No capítulo 2 é feita uma revisão bibliográfica a respeito da eletromiografia: o seu surgimento e desenvolvimento; a fisiologia relacionada aos sinais captados pelos eletrodos; os tipos de EMG. No capítulo 3, é feita uma revisão bibliográfica sobre a fadiga muscular. O capítulo 4 mostra a metodologia usada na construção de uma interface gráfica. Em seguida, no capítulo 5, é descrita toda a interface criada juntamente com as suas ferramentas. Os resultados usando a interface descrita no capítulo 5, são mostrados e discutidos no capítulo 6, seguido das conclusões no capítulo 7. Os anexos trazem a descrição do conteúdo do CD e uma cópia do mesmo, anexada ao trabalho.

Capítulo 2

Eletromiografia

2.1 História da eletromiografia

A história da eletromiografia está muito ligada à descoberta da eletricidade e no desenvolvimento de ferramentas capazes de medi-la. Entretanto, pode-se dizer que sua origem se deu na renascença, momento em que os cientistas se interessaram pelo mapeamento dos músculos no corpo humano e no estudo de suas funções [10, 6].

Na metade do século 17 o físico italiano Francesco Redi (1626 – 1697) percebeu que a eletricidade produzida pela arraia tinha origem em um de seus músculos. A partir desse trabalho, vários estudos com peixes elétricos foram feitos. Em especial, em 1773, um cientista amador inglês, John Walsh (1726 – 1795), conseguiu demonstrar que o tecido muscular de um tipo de peixe elétrico era capaz de produzir eletricidade [10, 11].

Estimulado pelo trabalho de Walsh, Luigi Galvani (1737 – 1798), um físico italiano, realizou, no final do século 18, vários experimentos usando estímulos elétricos em animais, os quais evidenciaram a correlação entre eletricidade e contrações. A chamada “eletricidade animal” foi o nome dado por ele para caracterizar a força que ativava os músculos [10]. Galvani foi duramente criticado por Alessandro Volta (1745 – 1827), que na época era muito popular devido à invenção da pilha elétrica. Segundo Volta, a eletricidade medida por Galvani não era produzida pelos músculos, mas sim pelo simples contato do metal, usado nos experimentos de Galvani, no tecido. Por causa da grande popularidade de Volta, o trabalho de Galvani foi esquecido por cerca de quatro décadas [10].

No século 19 a técnica de se usar estímulos elétricos no estudo dos músculos se tornou ainda mais popular. Dessa popularidade, surgiu o galvanômetro, instrumento que era capaz de medir eletricidade e atividade muscular. Foi graças a esse invento que, em 1838, o físico toscano Carlo Maria Giovanni Matteucci (1811 – 1868), demonstrou claramente a relação entre eletricidade e contração muscular, o que confirmou a teoria de Galvani [10].

No início do século 20, o neurofisiologista alemão Hans Piper (1877 – 1915) desenvolveu o primeiro eletrodo que foi usado na detecção dos sinais elétricos dos músculos. Nas décadas de 30

a 50 foram feitos vários estudos sobre o comportamento dos músculos. A partir daí, na década de 60 a eletromiografia de superfície passou a ser usada em tratamentos de distúrbios musculares [12, 10].

Com o número crescente de trabalhos usando o sinal de EMG, surgiu a necessidade de se criar uma padronização na aquisição e análise de sinais, para que fosse possível garantir a credibilidade desses estudos. Em 1997, um grupo de pesquisadores europeus criou projeto chamado “Eletromiografia para a Avaliação não Invasiva dos Músculos” (SENIAM, da sigla em inglês). Este grupo publicou diversas recomendações acerca do posicionamento de eletrodos sob os músculos e de quais os melhores tipos de eletrodos para capturar os sinais [6, 13].

2.2 Formação do sinal de EMG

A origem dos sinais de EMG está na despolarização de fibras musculares que são excitadas pelo sistema nervoso central (SNC), que tem o papel de controlar as contrações musculares. Esse estímulo do SNC ocorre por meio de impulsos nervosos que são transmitidos via neurônios até as fibras musculares.

2.2.1 Controle do sistema nervoso

O controle motor feito pelo SNC pode ser dividido hierarquicamente em três níveis: o primeiro nível, que é o mais simples, é formado pelos reflexos espinais, que estão associados com sobrevivência, portanto são ações sem controle voluntário; no segundo nível, nota-se a ativação de algumas partes do cérebro, como por exemplo, o cerebelo, que é responsável pelo equilíbrio; no último nível, que é o mais complexo, estão os movimentos inteiramente premeditados que são controlados por diversas regiões do córtex cerebral [2]. Neste trabalho, o foco está no movimento de terceiro nível do controle motor; portanto, este será mais detalhado nos parágrafos seguintes.

A origem dos impulsos neurais dos movimentos inteiramente premeditados está na própria percepção do movimento. Essa percepção é feita no lóbulo frontal do córtex, onde o córtex premotor é responsável por organizar as partes do corpo que terão parte no movimento. Uma vez que é feita esta organização, é necessário se criar rotinas neurais que traduzam o movimento pretendido. Essas rotinas são criadas em centros de programação motora localizados no encéfalo. É função da área motora suplementar, que integra o córtex premotor, solicitar os programas neurais adequados nos diferentes centros de programação motora e passá-los para o córtex motor primário. No córtex motor primário esses programas neurais são passados via internurônios até a medula espinal [14, 1, 2]. Na medula espinal, esses impulsos são passados aos neurônios motor alfa, que fazem a conexão com as fibras musculares via a junção neuro-muscular. Cada neurônio motor alfa é responsável pela conexão de várias fibras musculares, portanto o seu axônio possui várias ramificações [6]. Na Figura 2.1a, pode-se observar um esquemático simplificado da conexão feita pelos neurônios, ligando o cérebro à medula espinal e, finalmente, aos músculos.

Chama-se unidade motora (MU, sigla em inglês) o conjunto de um neurônio motor alfa com as

fibras diretamente ligadas a ele (Figura 2.1b). O MU é um conceito importante quando se fala de EMG. Dependendo do objetivo da EMG, pode-se estudar o comportamento de uma única unidade motora, como também pode ser estudado como acontece o recrutamento de novas unidades em esforços musculares continuados. Dependendo do tipo de musculatura, a MU pode ter um número bastante variado de fibras musculares. Enquanto que para movimentos mais complexos o número de fibras inervadas por um motoneurônio é reduzido — como, por exemplo, os músculos oculomotores (responsáveis pela movimentação dos olhos), que possuem cerca de dez fibras por unidade motora —, para movimentos mais rudimentares — como caminhar —, o número de fibras pode passar de mil por unidade motora [15, 1].

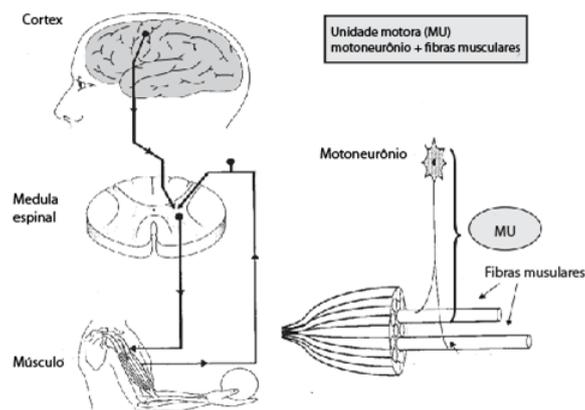


Figura 2.1: Esquemático simplificado do controle motor (a); e (b) desenho de uma MU. Modificado de [1].

2.2.2 Contração nas fibras musculares e sinal de EMG

O potencial de ação, ao ser transmitido para as fibras musculares, faz com que seja liberado acetilcolina (ACh) na junção neuro-muscular. A acetilcolina é um neurotransmissor que possibilita a transmissão do potencial de ação nas fibras musculares via sarcolema e tubos transversos (Figura 2.2). Ao passar para os tubos transversos, o potencial de ação causa a despolarização do retículo sarcoplasmático (Figura 2.2), que é responsável pela regulação do fluxo de íons de cálcio no tecido muscular. Com a despolarização, os íons de cálcio são liberados no sarcoplasma, e acabam se unindo aos filamentos de actina, o que causa a contração das fibras [2, 6].

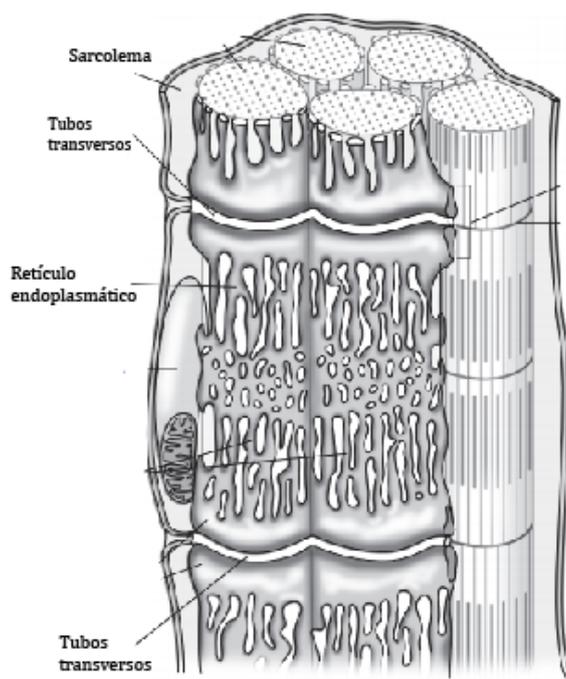


Figura 2.2: Detalhe de uma fibra muscular. Modificado de [2].

O processo que se dá desde a liberação da acetilcolina até a propagação do potencial de ação por toda a fibra muscular é chamado de potencial de ação da unidade motora (MUAP, da sigla em inglês). O mesmo MUAP que passa numa das fibras de um MU, passa nas demais fibras da mesma unidade, a diferença está no instante em que ele acontece em cada uma. Essa diferença está relacionada com diferenças nos tamanhos das ramificações dos motoneurônios que ligam as fibras da MU, com também na diferença de espessura das próprias fibras. Para se manter as fibras contraídas por um determinado período, é necessário que se mantenham os íons de cálcio unidos aos filamentos de actina, portanto os retículos sarcoplasmáticos devem se manter despolarizados. Por isso, são transmitidos uma série de potenciais de ação para a fibra. Para essa série de MUAP's é dado o nome de trem de potenciais de ação da unidade motora (MUAPT, da sigla em inglês) [6]. O sinal que é captado pelos eletrodos de EMG é formado pela soma de vários MUAP's de várias MU's.

2.2.3 Aplicação da EMG

Existem dois tipos principais de sinais de EMG: um é chamado de EMG clínico (ou EMG de diagnóstico) e o outro é chamado de EMG de cineologia. A diferença entre os dois está principalmente na forma de aquisição dos sinais [16].

No EMG clínico os sinais são gerados a partir de estímulos elétricos externos que possibilitam a construção de determinadas condições musculares [17]. O EMG clínico é muito usado por fisioterapeutas e neurologistas no estudo dos efeitos de lesões musculares, como na perda de nervos musculares (chamada desinervação) e na regeneração destes (chamada reinervação), como tam-

bém em estudos de doenças que afetam diretamente as fibras musculares (miopatias) e doenças relacionadas à junção neuromuscular (*myasthnia gravis*)[4, 16].

Por outro lado, o EMG de cineologia procura conhecer e estudar os processos do corpo humano que acontecem devido às contrações naturais dos músculos, como a fadiga muscular. Além do estudo da fadiga muscular, na área da ergonomia usa-se o EMG de cineologia para se avaliar a postura de trabalhadores em seus ambientes de trabalho e no planejamento de objetos, como cadeiras, que melhoram a postura [17, 16].

2.3 Tipos de contração muscular

Os sinais neuromusculares obtidos na EMG de cineologia são gerados em testes que envolvem diversos tipos de contração muscular. Os testes mais comuns são definidos de acordo com variações no tamanho da musculatura 2.3.

Teste isométrico – Nesse teste (Figura 2.3a), procura-se manter a musculatura contraída numa posição estática, sem nenhuma alteração no seu comprimento, por determinado período. Ao passar do tempo, a tensão gerada aumenta significativamente.

Teste isotônico – Esse teste (Figuras 2.3b e 2.3c) envolve a movimentação de parte do corpo, mais precisamente aquela envolvida diretamente com a musculatura que se deseja estudar (ex.: movimentação do braço para se estudar o bíceps). Esta movimentação, em geral, é feita sustentando algum tipo de peso e em ciclos simples de pouca duração, que se repetem várias vezes. Durante esses ciclos, o tamanho da musculatura pode diminuir em relação ao tamanho original (contração concêntrica, Figura 2.3c) ou aumentar (contração excêntrica, Figura 2.3b).

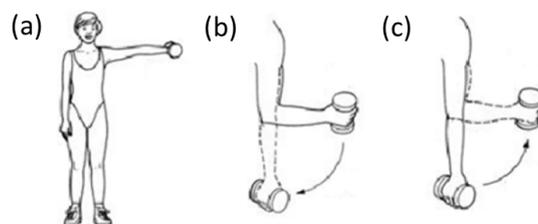


Figura 2.3: Três ilustrações, representando: (a) contração isométrica; (b) isotônica excêntrica ; e (c) isotônica concêntrica. Modificado de [3].

2.4 Tipos de EMG

2.4.1 EMG de agulha

A EMG de agulha é uma técnica invasiva para obtenção dos sinais neuromusculares. De forma simples, esta técnica consiste na introdução de uma agulha na pele do paciente, que é posicionada

o mais perto possível da região muscular que se deseja avaliar, para garantir a gravação do sinal com o menor ruído possível.

A aplicação da EMG de agulha pode ser demonstrada detalhando a dinâmica do sistema neuromuscular. Uma unidade motora é composta por vários tipos de fibras musculares, que estão entrelaçadas com outras fibras de outras unidades motoras, criando um mosaico bastante complexo. Além disso, o sistema nervoso sofre constantes mudanças, como por exemplo, em lesões musculares e doenças musculares. Nesses dois casos, pode ocorrer a perda de neurônios, que podem vir a ser substituídos por neurônios de outras MU's. Com essa substituição, a MU do respectivo neurônio aumenta a sua área ocupada e o número de fibras que a compõem. Esse tipo de mudança faz com que uma mesma MU se espalhe de forma mais desordenada e que aumente a variedade de tipos de fibra na sua composição. As mudanças no tamanho das MU's e na sua estrutura são estudadas usando o EMG de agulha [4]. Assim, concluir que o uso principal da EMG de agulha está na área clínica.

Existem vários tipos de agulhas que podem ser usadas para se capturar os sinais. A diferença básica entre elas é o tamanho e a posição da chamada área de gravação, local onde se encontra o eletrodo que capta o sinal elétrico. De modo geral, quanto menor a área que se deseja cobrir, menor deve ser a área de gravação da agulha, enquanto que, para áreas maiores, maior a área de gravação da agulha. A Figura 2.4 mostra quatro tipos de eletrodos de agulhas: de fibra única, concêntrico, monopolar e macro [4].

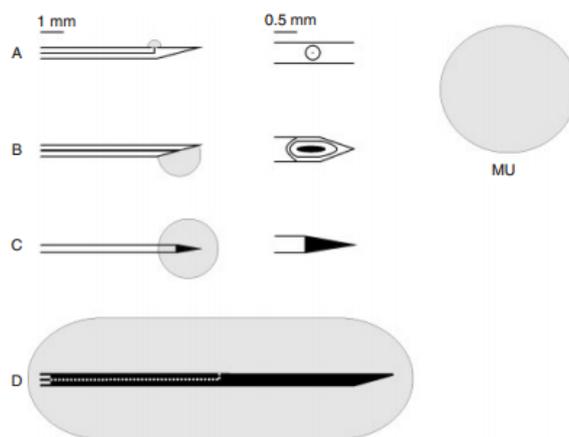


Figura 2.4: Cinco tipos de eletrodos de agulha, com detalhe no tamanho e formato dos eletrodos e na área de gravação de cada um: (a) eletrodo de fibra única; (b) eletrodo concêntrico; (c) eletrodo monopolar; (d) macro eletrodo; Reproduzido de [4].

2.4.1.1 Vantagens e desvantagens do EMG de agulha

Entre as vantagens de se usar a EMG de agulha, pode-se destacar: (i) a seletividade na avaliação dos sinais de EMG, podendo isolar o potencial de ação de uma única unidade motora; (ii) pouca interferência, tanto de fatores externos quanto internos; e (iii) a precisão na detecção de mudanças na estrutura muscular das unidades motoras [4]. Por outro lado, entre as desvantagens do uso da

EMG de agulha, tem-se: (i) a dor causada pela introdução da agulha na pele; e (ii) a limitação dos movimentos [4, 5].

2.4.2 EMG de superfície (S-EMG)

A S-EMG é provavelmente a mais usada em estudos relacionados à cineologia e em alguns estudos clínicos. Por ser um método não invasivo, esta facilita a movimentação corporal. Assim, é possível se estudar o comportamento muscular em movimentos mais complexos, como por exemplo, caminhar e correr.

Existem diversos tipos de eletrodos usados na S-EMG (Figura 2.5). A começar pela camada de contato com a pele, esta pode ser feita de diversos materiais, como o cloreto de prata (AgCl), a prata (Ag) e o ouro (Au), onde cada um desses materiais possui uma condutividade diferente. Como nos eletrodos de agulha, existem eletrodos com tamanhos diferentes, que são escolhidos dependendo do número de MU's que se deseja estudar. A distancia entre eletrodos, chamada de distancia inter-eletrodo (IED, da sigla em inglês), é outro fator que influencia no tamanho da área de gravação. Como exemplo, para gravação dos sinais dos músculos faciais (que são formados por poucas fibras musculares por MU), para que o sinal gravado seja mais seletivo, são usados, geralmente, eletrodos de 0,5 cm de diâmetro e IED de 1 cm. Por outro lado, para músculos do trapézio superior, que possuem um número maior de fibras musculares por MU, usando eletrodos com 1 cm de diâmetro e IED de 2 cm se garante a mesma seletividade [13, 5].

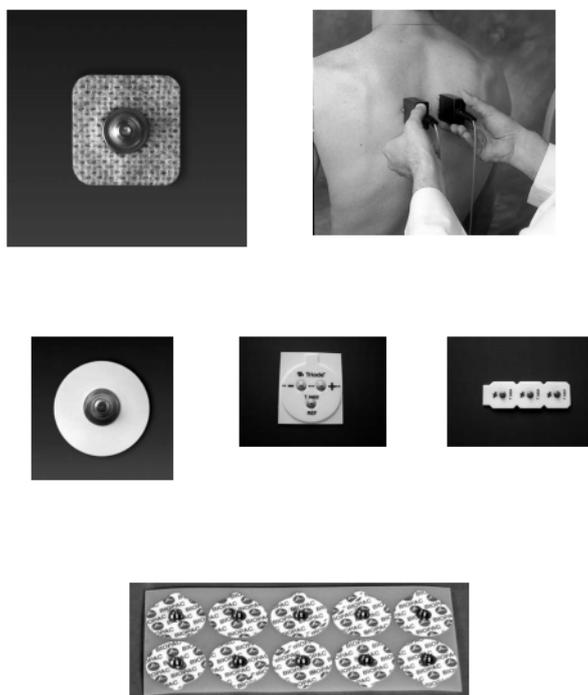


Figura 2.5: Exemplo de tipos eletrodos de S-EMG de alguns fabricantes. Reproduzido de [5].

Os eletrodos podem ser usados em pares, em linhas ou em matrizes. Os primeiros estudos

usando S-EMG foram feitos com um único par de eletrodos, que possibilitava gravar os MUAP's de uma ou mais MU. Usando vários eletrodos pareados em uma mesma linha (Figura 2.6.b), é possível se gravar o mesmo MUAP em diferentes partes do músculo. Portanto, é possível calcular a velocidade de propagação deste. A matriz de eletrodos (Figura 2.6.a) é um arranjo mais recente, muito usado na decomposição do sinal do EMG, como também no estudo da propagação dos MUAP's no sentido perpendicular às fibras musculares [8]. A aquisição com a matriz de eletrodos, quando é usada para estudar os sinais musculares tanto no sentido paralelo quanto perpendicular à fibra muscular, é chamada de EMG de alta densidade (HD-EMG, da sigla em inglês)[6, 8].

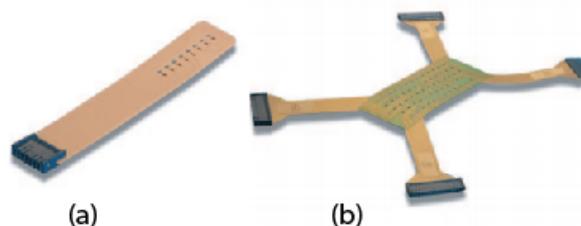


Figura 2.6: (a) vetor de 8 eletrodos com IED de 5 mm; e (b) matriz de 64 eletrodos com IED de 8 mm. Modificado de [6].

Entre as vantagens da S-EMG se pode citar: (i) a liberdade de movimentação do corpo, o que permite gravar o sinal em movimentos mais complexos; (ii) o fato de ser um método não invasivo, portanto não causa qualquer tipo de dor e não deixa marcas; (iii) permite uma visão mais ampla do movimento como um todo, desde o momento de repouso até o momento final do movimento; (iv) usando eletrodos em zonas de aquisição distintas é possível avaliar o papel de partes distintas do músculo no movimento; e (v) ao se usar uma matriz de eletrodos, é possível fazer a decomposição do sinal e observar o comportamento do músculo como um todo, além de conhecer a velocidade de condução [5].

Por outro lado, entre as desvantagens da S-EMG está: (i) a limitação dos instrumentos usados na captação do sinal, uma vez que, pela complexidade do sistema neuromuscular, não é possível mapear o processo como um todo; (ii) a incerteza que se tem em relação a qual grupo de músculos foi ativado para realizar determinado movimento, uma vez que cada movimento pode ser feito por mais de um grupo de músculos; e (iii) o *cross-talk*, que é uma interferência de outras MU's no sinal do grupo muscular que se deseja estudar [5].

Capítulo 3

Análise multidimensional da fadiga muscular

3.1 Introdução

Antes de falar a respeito da abordagem multidimensional no estudo da fadiga muscular, é importante que esteja claro o conceito geral de fadiga e como que ela pode ser mensurada. Portanto, esse capítulo começa discutindo dois conceitos aceitos a respeito da fadiga (o primeiro na área médica e o segundo na engenharia). Uma vez definido o conceito geral de fadiga, passa-se para a manifestação dessa nos músculos do corpo humano (fadiga muscular). Por fim, é apresentado um resumo do trabalho desenvolvido por Mendonça *et al.* (2012), [8], que trata a respeito da análise multidimensional da fadiga muscular, que é a referência principal para a construção da interface proposta neste trabalho.

3.2 A fadiga

A fadiga é um conceito presente em muitas áreas do conhecimento e que não possui uma definição única. Na área médica, a fadiga é muito usada no estudo clínico dos músculos. Nessa área a definição mais aceita de fadiga é a impossibilidade de continuar realizando uma determinada tarefa [7, 18]. Por outro lado, na engenharia, entende-se a fadiga como um processo, que pode levar ou não à impossibilidade da execução da tarefa. Portanto, o que na área médica é chamado de fadiga, na engenharia é chamado de ponto de falha ou ruptura. O processo de fadiga pode ser entendido com uma série de eventos internos ou externos, que podem acontecer simultaneamente ou não e que podem ocorrer por vários minutos ou em questão de segundos [18].

No corpo humano, o processo da fadiga está associado às contrações musculares, que podem acontecer da simples sustentação corporal, como também da sustentação de objetos em geral (e.g. um livro ou uma mochila). A chamada fadiga muscular está associada com diversas reações metabólicas no próprio músculo (como o acúmulo de ácido láctico) e à velocidade de condução dos

impulsos nervosos desde o cérebro até os músculos [18].

A Figura 3.1 exemplifica a ideia da fadiga como um processo contínuo, que é o conceito adotado neste trabalho. Ela mostra um processo de contração muscular em que é mantida uma força constante até determinado ponto, que é chamado de ponto de ruptura. Entretanto, pode-se notar que, nesse período de força constante, a frequência média do espectro de Fourier no sinal de EMG decresce abruptamente. Essa mudança já caracteriza um dos processos da fadiga pelo músculo [7]. Nota-se que, no momento imediatamente posterior ao ponto de ruptura, a frequência média chega a um limite, e se mantém constante até o fim da contração.

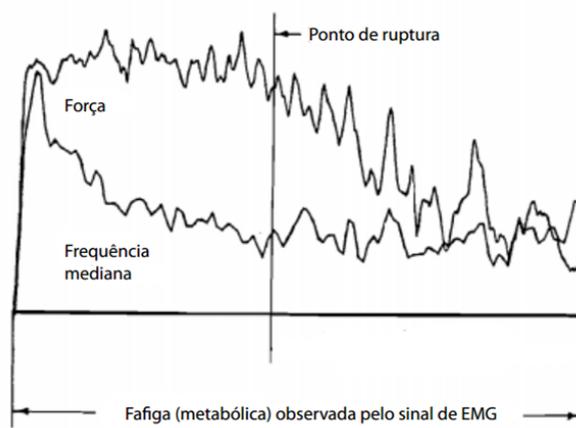


Figura 3.1: Teste isométrico com 50% da contração voluntária máxima (MVC, da sigla em inglês) durante 150 segundos. Modificado de [7].

3.3 Estudo da fadiga usando o S-EMG

No capítulo anterior, foram discutidos dois campos de aplicação da EMG: clínico e de cineologia. A fadiga muscular trata-se de um caso de estudo cineológico, uma vez que a preocupação principal está em avaliar a contração muscular decorrente de estímulos naturais do sistema nervoso central. Todavia, esse tipo de avaliação para o estudo da fadiga é bem difícil, visto que, pela complexidade do sistema neuromuscular, não é possível avaliar todos os eventos que contribuem no processo da fadiga muscular [19].

Uma forma de diminuir o número de eventos envolvidos, a fim de simplificar a avaliação da fadiga, pode ser feito por meio de avaliações usando testes isométricos. Entre alguns trabalhos acadêmicos que usam esse tipo de teste na avaliação da fadiga muscular, tem-se: Minning *et al.* (2007), [20], que fazem uma avaliação da fadiga do músculo do ombro, Soares *et al.* (2011), [21], que usam o teste isométrico para avaliar os estimadores de EMG ao longo do ciclo menstrual e Mendonça *et al.* (2012), [8], que fazem uma análise multidimensional da fadiga do bíceps.

3.4 Estimadores da fadiga

A fadiga não é uma grandeza física, portanto, para se fazer a sua avaliação é necessário definir alguns estimadores baseados em grandezas físicas existentes [18]. Merletti *et al.* (2004), [18], citam o torque, a potência e a velocidade angular da articulação como grandezas físicas possíveis na avaliação da fadiga, além de grandezas relacionadas às unidades motoras, como a velocidade de condução.

Em casos de avaliação da fadiga muscular por meio de testes isométricos usando a S-EMG, é comum o uso de estimadores de amplitude e de frequência. Os estimadores de amplitude mais comuns são: o ARV (*average rectified value*) e o RMS (*root mean square value*), enquanto que os estimadores de frequência mais comuns são: o MDF (*median frequency*) e o MNF (*mean frequency*) [18, 21, 22, 8].

3.4.1 Estimadores de amplitude

O cálculo dos valores de ARV e RMS usando as amostras da n -ésima janela do sinal podem ser feitos, respectivamente, da seguinte forma.

$$\text{ARV}(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x[n + (m-1)N]| \quad (3.1)$$

$$\text{RMS}(m) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x[n + (m-1)N]|^2} \quad (3.2)$$

onde m é o índice da janela, N é o número total de amostras da janela e $x[n]$ é o sinal de S-EMG.

3.4.2 Estimadores de frequência

A MDF é a frequência que divide o espectro de potência em duas partes com energia igual, enquanto que a MNF é a frequência média do espectro de potência. Para o cálculo desses dois estimadores, é necessário calcular a transformada de Fourier dos valores das amostras da n -ésima janela: $X_m(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n + (m-1)N] e^{-j \frac{2\pi}{L} kn}$ para $k = 0, 1, \dots, L-1$, onde L é o número total de termos no domínio de Fourier. Após este processo, os valores de MDF e MNF podem ser obtidos, respectivamente, das equações 3.3 e 3.4.

$$\text{MDF}(m) = \frac{f_s}{L} \arg \min_l \left\{ \sum_{k=1}^l |X_m(k)|^2 - \sum_{k=l+1}^{\frac{L}{2}-1} |X_m(k)|^2 \right\} \quad (3.3)$$

$$\text{MNF}(m) = \frac{f_s \sum_{k=1}^{\frac{L}{2}-1} k |X_m(k)|^2}{L \sum_{k=1}^{\frac{L}{2}-1} |X_m(k)|^2} \quad (3.4)$$

onde f_s é a frequência de amostragem.

3.5 Análise multidimensional da fadiga

Mendonça *et al.* (2012), [8], propõem uma abordagem multidimensional da fadiga pelo músculo, partindo do pressuposto que a propagação da fadiga não acontece uniformemente pelo músculo e nem linearmente no tempo. Pela importância desse trabalho na construção da interface proposta neste manuscrito, que será descrita no próximo capítulo, no restante deste capítulo será feito um resumo dessa referência.

3.5.1 Protocolo experimental

No seu trabalho, Mendonça *et al.* (2012),[8], realizaram testes usando EMG de superfície em um grupo de quatro sujeitos, sendo que dois eram praticantes regulares de alguma atividade física e os outros dois não eram.

Cada sujeito foi submetido a um teste isométrico de 75 % da MVC. Em cada teste, o sujeito era acomodado em uma cadeira, com um suporte acolchoado para um dos braços (Figuras 3.2 e 3.3), de modo que este impedisse a movimentação do ombro e da cintura escapular. Uma vez acomodado, era feita uma MVC isométrica de 5 segundos, segurando uma alça ligada a uma célula de carga. Durante os 15 minutos seguintes, era afixado uma matriz de 64 eletrodos, de 5 linhas e 13 colunas, sobre a região do bíceps, de modo que a maior dimensão da matriz ficasse paralela às fibras musculares (Figura 3.2) [8]. Para a gravação dos sinais, foi pedido que cada sujeito sustentasse a célula de carga até a exaustão. Ao concluir a tarefa, era feita uma pausa de 15 minutos e, então, o teste era refeito [8].

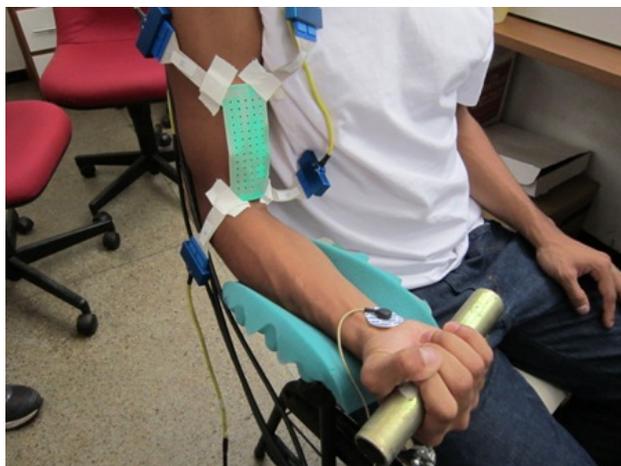


Figura 3.2: Detalhe do posicionamento do braço para aquisição de dados. Reproduzido de [8].

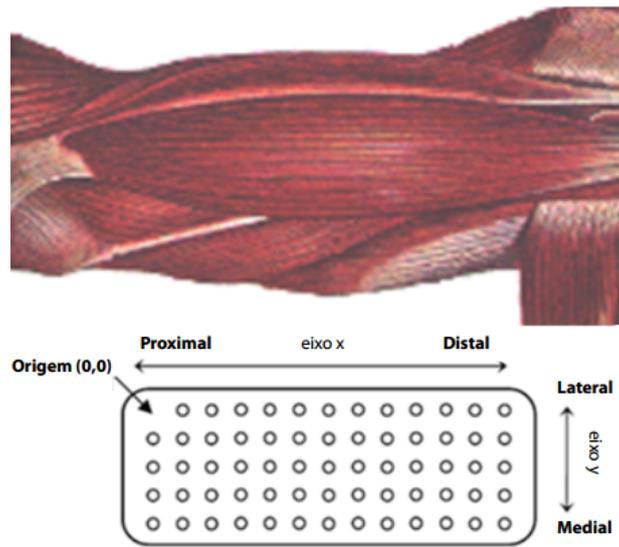


Figura 3.3: Local de fixação da matriz de eletrodos no bíceps. Modificado de [8].

A taxa de aquisição de dados foi de 2048 Hz. A configuração escolhida para o processamento de sinais foi a diferencial, que faz uma comparação entre sinais de eletrodos adjacentes (Figura 3.4) [8].

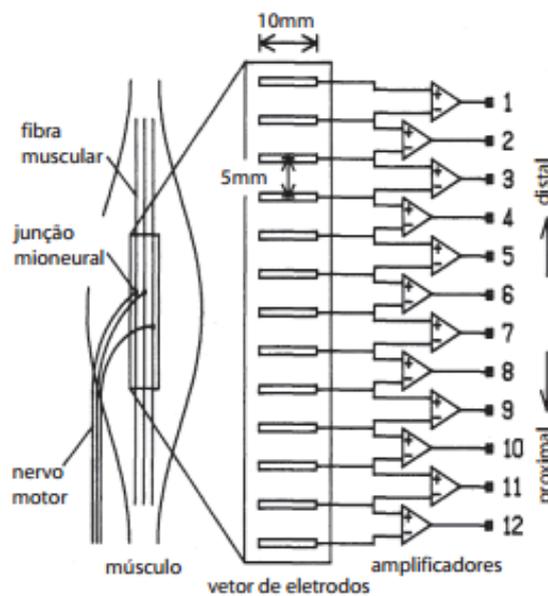


Figura 3.4: Configuração diferencial do EMG. Modificado de [9].

A comparação entre eletrodos vizinhos é feita de modo contínuo entre elétrodos de mesma linha ou não. No caso do último eletrodo de uma linha, a comparação é feita entre o último eletrodo de uma linha com o primeiro eletrodo da linha seguinte. No caso da matriz usada, são gerados quatro sinais com eletrodos de linhas diferentes, como mostra a Figura 3.3. Para efeito da análise feita, somente os sinais referentes à comparação de eletrodos de mesma linha foram considerados.

3.5.2 Processamento dos sinais

No processamento dos sinais, como foi mencionado anteriormente, foram desconsiderados os quatro sinais captados entre eletrodos de linhas diferentes, além dos sinais captados nos primeiro 3 segundos e nos últimos 10 segundos dos testes feitos [8].

Os sinais resultantes foram divididos em trechos de 250 ms. Para cada um desses trechos foram calculados os quatro estimadores da fadiga muscular (ARV, RMS, MDF e MNF). Deste cálculo foram geradas mais quatro matrizes, uma para cada estimador, com o mesmo número de linhas, porem com o número de colunas reduzido, já que cada coluna representava 250 ms [8].

Cada linha dessas novas matrizes foi dividida em três grupos de 80 amostras, o que representa 20 segundos de teste. Para cada grupo foi feita uma regressão linear da forma, $y = ax + b$, sendo a e b , respectivamente, os coeficientes angular e linear.

A Figura 3.5 mostra o sinal dos quatro estimadores de alguns canais, juntamente com as retas construídas a partir dos coeficientes calculados nas regressões lineares.

A quantificação dos estimadores pode ser feita pela variação dos coeficientes angulares das retas estimadas. Para possibilitar a comparação entre diferentes canais, é feita uma normalização da equação da regressão linear da forma, $y' = \frac{100}{b}y = 100(\frac{ax}{b} + 1)$. Com isso a unidade passa para %/s.

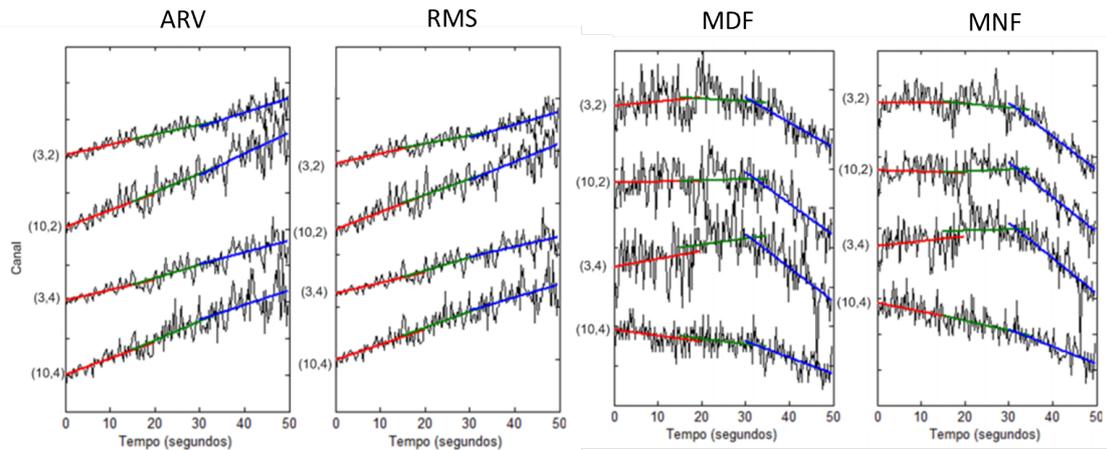


Figura 3.5: Aproximação por retas dos estimadores de fadiga. Modificado de [8].

Dessa normalização, foi feito o mapeamento dos canais usando os coeficientes normalizados para cada estimador nos três trechos de tempo. Optou-se pelo mapeamento com tons de cinza, portanto cada mapa era formado por uma matriz de 5 linhas e 12 colunas, com cada posição preenchida por um quadrado com um determinado nível de cinza. Os canais considerados ruidosos tiveram seus respectivos quadrados hachurados. Foram usadas duas escalas: uma para os estimadores de amplitude e outra para os de frequência. Para os estimadores de amplitude o intervalo da escala foi de -1 %/s (cor preta) até 1 %/s (cor branca) e para os estimadores de frequência o intervalo da escala foi de $-0,5$ %/s (cor branca) até $0,5$ %/s (cor preta). Os mapas são mostrados nas Figuras

3.6 e 3.7 [8].

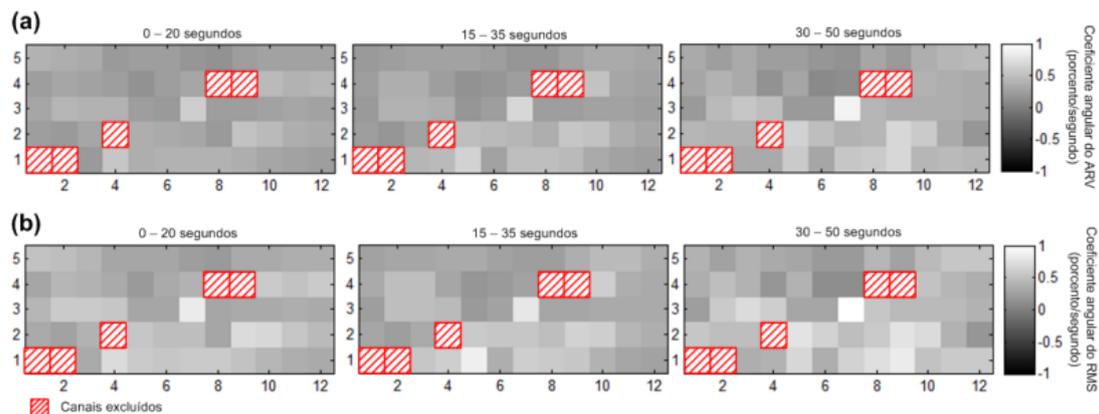


Figura 3.6: Mapas topológicos dos estimadores de amplitude:(a) ARV; e (b) RMS. Reproduzido de [8].

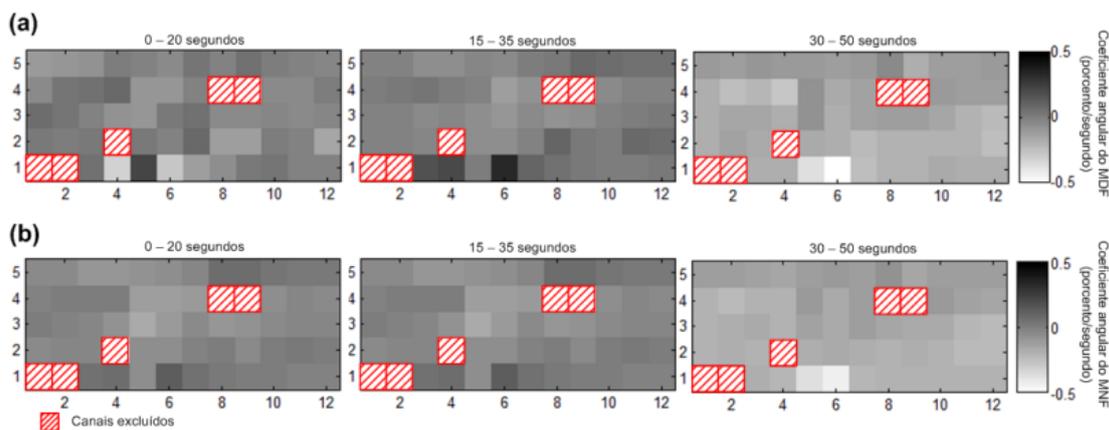


Figura 3.7: Mapas topológicos dos estimadores de frequência: (a) MDF; e (b) MNF. Reproduzido de [8].

3.5.3 Análise

Na discussão feita por Mendonça *et al.* (2012), [8], acerca dos mapas das Figuras 3.6 e 3.7, notou-se a redução da frequência tanto no sentido paralelo quanto no longitudinal às fibras musculares. Uma possível causa para essa redução é a difusão do ácido láctico para as fibras adjacentes.

Por outro lado não se notou a mesma variação para os estimadores de amplitude. Nesses estimadores se percebeu uma variação temporal no processo da fadiga. Mendonça *et al.* (2012), justificam este comportamento dizendo que, mesmo até o ponto de exaustão, o sujeito do referido teste não chegou ao máximo do recrutamento muscular, ou seja, ao término do teste ainda existiam MU's que não tinham sido recrutadas ou não tinham chegado ao limite do seu desempenho [8].

Capítulo 4

Interface gráfica de usuário

4.1 Introdução

A comunicação foi uma das primeiras necessidades humanas e teve um papel importante no desenvolvimento e sobrevivência da espécie, pois possibilitou que o homem vivesse em grupo. As formas mais antigas de comunicação foram por meio de gestos, movimentos e ruídos, que eram entendidos apenas pelos membros de um mesmo grupo. Essas formas eram muito dispendiosas, uma vez que não era possível descrever com detalhamento suficiente lugares e animais. Os sons que eram feitos não passavam de rosnados, roncos e guinchos. Com o passar do tempo, os sons passaram a ter mais variações, o que permitiu a construção de palavras, facilitando a comunicação em grupo. Surgiram, então, as primeiras línguas, compreendidas por um grupo maior de pessoas. O estágio posterior à construção da língua foi com a criação de símbolos grafados em superfícies como de pedras e que representavam as palavras [23].

Nos tempos modernos, a evolução da comunicação passou para um novo estágio, a partir da invenção do computador no século 20. A chamada interação homem-computador se traduz em um novo tipo de comunicação, a qual não se limita mais entre pessoas, mas entre elas e objetos (máquinas). Para este novo tipo de comunicação, foram criadas as linguagens de programação (ex.: Fortran, Pascal, C, C++). A partir dessa nova linguagem, foi possível a construção de recursos que poderiam ser usados por qualquer tipo de pessoa, mesmo sem nenhum conhecimento a respeito de linguagem de programação. Como exemplos, tem-se os editores de texto (ex.: Microsoft Word) e os navegadores para se acessar a Internet (ex.: Mozilla Firefox) [23].

Os editores de texto e os navegadores de Internet nada mais são que interfaces gráficas eletrônicas que possibilitam a interação do homem com os seus recursos. O nome interface gráfica de usuário (GUI, da sigla em inglês) é dado a qualquer recurso gráfico que possibilita algum tipo de interação com o homem. Usando o editor de texto como exemplo, a interação neste caso acontece quando o usuário, ao pressionar alguma tecla, faz com que a letra associada a essa tecla seja apresentada na tela do editor.

De acordo com Galitz (2012), [23], a interface de usuário pode ser resumida em dois processos básicos: uma entrada (*input*) e uma saída (*output*). O *input* é feito usando os recursos disponíveis

de interação com a interface gráfica. Existem uma grande variedade de recursos que podem ser usados para que haja esta interação, seja por botões, voz, tato, entre vários outros. Uma vez que o usuário, por meio dos recursos disponíveis de interação, cria um *input*, este deve ser processado pela interface, que por sua vez gera uma resposta própria para o respectivo *input*. A esta resposta é dada o nome de *output* que, assim como no *input*, pode ser apresentado usando vários tipos de recursos.

Na parte pedagógica, a GUI possibilita um série de vantagens frente a métodos convencionais (e.g. lápis e papel). Entre elas, Depcik e Assanis (2005), [24], citam: (i) a abordagem visual, que facilita a compreensão do que se está trabalhando; (ii) a possibilidade de se ver o processo como um todo; (iii) a facilidade de demonstrar processos e a correlação com as suas variáveis; (iv) o retorno (*feedback*) quase instantâneo; (v) o ambiente mais interessante para o aluno; e (vi) o possível despertar de interesse de pessoas que não estão inseridas diretamente no contexto.

4.2 Desenvolvimento de uma GUI

Para a construção de uma GUI usando algum tipo de linguagem de programação, não basta conhecer os comandos e saber construir as funções de programação. Outros fatores devem ser levados em conta, como os objetivos da interface, os recursos de interação que serão disponibilizados e ,principalmente, o público alvo da interface. Todos esses fatores estão incluídos em três regras básicas para o desenvolvimento de um ambiente GUI: a análise, o projeto e a construção [25].

4.2.1 Análise

A análise é um processo preliminar, em que são avaliados a necessidade de se construir uma interface gráfica, os objetivos desejados, os recursos disponíveis e qual será o público alvo da aplicação. A necessidade de se construir a interface está relacionada com fatores econômicos ou não, que justificam o seu desenvolvimento. Os recursos disponíveis dizem respeito à possibilidade de se criar a interface pretendida por meio dos recursos tecnológicos disponíveis. Por fim, a avaliação de qual será o público alvo é importante para limitar o que será incluído na interface. Por exemplo, uma interface usada em uma aula de ensino fundamental não será adequada em uma aula de faculdade. Estabelecer o público alvo está bastante relacionado com os objetivos desejados [25].

4.2.2 Projeto

O projeto é a etapa intermediária, em que é discutido como a interface será montada. Procura-se definir quais serão os elementos gráficos da interface e os recursos de *input* e *output*. A princípio, na etapa de projeto, deve-se levar em conta três considerações básicas: do usuário, cognitivas e físicas [25].

As considerações do usuário retomam o que é feito na análise: deve-se sempre ter em mente

para quem se está desenvolvendo o programa. Nas considerações cognitivas, deve-se avaliar a habilidade de aprendizado das pessoas, visto o que é passado para elas, ou seja, qual é o mínimo de informação necessária para que elas possam compreender e usar o programa da melhor forma possível. Marchand e Hollanf (2003), [25], citam algumas considerações cognitivas importantes como: (i) nunca passar muitas informações de uma vez e nem fazer com que o usuário tenha que memorizar muitas informações num período curto; (ii) as funções e operações devem estar dispostas de forma lógica e no contexto adequado; e (iii) quando possível, usar formas comuns ao usuário, como botões e janelas. Nas considerações físicas, leva-se em consideração a acessibilidade do programa, ou seja, deve-se garantir que os meios de interação com a interface possam ser utilizados por qualquer usuário e, também, que a resposta do programa seja acessível ao mesmo. Deve-se pensar em formas de interação e resposta que sejam mais usuais, a fim evitar confusões e garantir o aprendizado.

Depois de se ter pensado em como o interface será construída, levando em conta os três aspectos discutidos no parágrafo anterior, faz-se um protótipo do programa. O protótipo é um esboço simples da aparência final do programa, que pode ser feito no próprio papel ou em algum *software* específico de desenho [25]. As Figuras 4.1 e 4.2 mostram o protótipo da interface, que será detalhada no capítulo 5, feito no papel. A primeira imagem mostra a tela inicial da interface, onde se encontram alguns botões, com nomes que sugerem as suas funcionalidades, eixos com vários gráficos, alguns campos de texto com instruções de uso e outros de *input*. A segunda imagem mostra a aparência da tela final da interface, que é formada por vários eixos com seus respectivos gráficos. Esses dois desenhos já dão uma boa ideia de como será a interface, tanto no aspecto gráfico quanto no aspecto funcional.

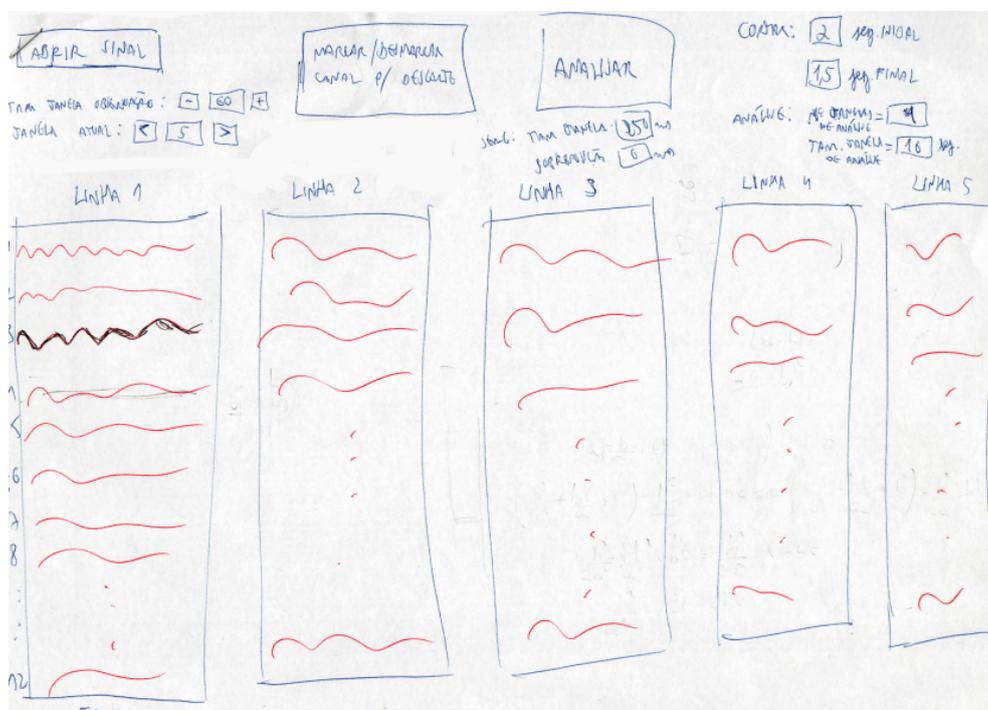


Figura 4.1: Protótipo da tela inicial da interface

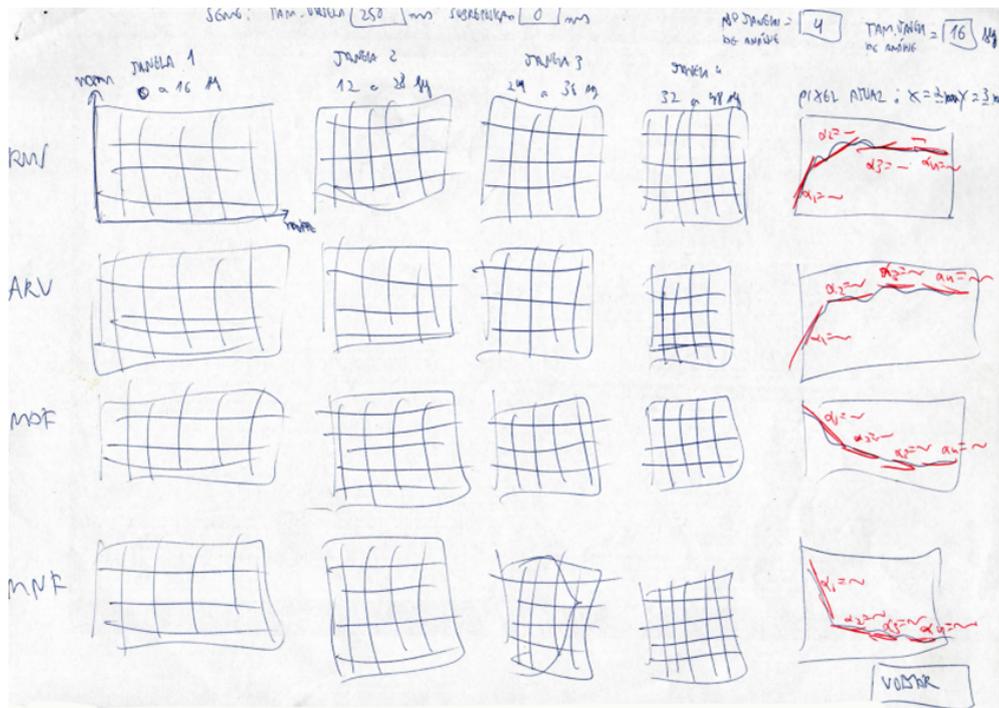


Figura 4.2: Protótipo da tela final da interface

4.2.3 Construção

Por fim, a construção é uma etapa puramente técnica, em que, usando determinada linguagem de programação, implementa-se a interface planejada nas duas etapas anteriores.

4.3 Construção de GUI no MATLAB

No MATLAB, existem duas técnicas de desenvolvimento de um ambiente GUI: a primeira é em baixo nível; e a segunda em alto nível. No desenvolvimento em baixo nível, o GUI é criado sem nenhum recurso visual, portanto a criação e posicionamento de todos os elementos que compõem a interface, bem como as suas funcionalidades são feitos usando apenas linhas de código de programação. Já para o desenvolvimento em alto nível, o MATLAB disponibiliza um editor visual chamado ambiente de desenvolvimento de GUI (GUIDE, da sigla em inglês), que ajuda o programador a criar e posicionar elementos sem se preocupar com o código de programação [25]. Neste trabalho, o desenvolvimento da interface foi feito em alto nível. Portanto no restante desta sessão, serão detalhados as utilidades do GUIDE e em como este é usado para criar a interface gráfica.

4.3.1 GUIDE

O GUIDE possui uma interface muito semelhante a de programas simples de desenho, como o Paint Brush, em que existe uma área de *layout*, onde são adicionados os elementos da interface,

e uma paleta de ferramentas (Figura 4.3). A paleta de ferramentas é formada por recursos básicos do MATLAB como os eixos de construção de gráficos e recursos de interação com o usuário como botões, caixas de texto, listas de opções, entre outros. A Figura 4.3 mostra a interface inicial do GUIDE, com o nome de todos os seus campos. Além da área de *layout* e da paleta de ferramentas, na parte inferior existem três campos que mostram, respectivamente, o nome do elemento selecionado na área de *layout*, o posicionamento do cursor do mouse e a posição do objeto selecionado.

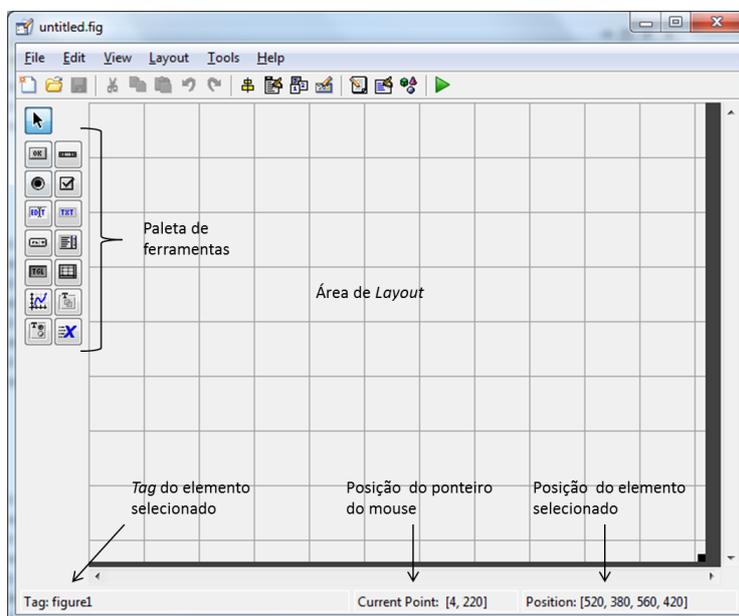


Figura 4.3: Interface inicial do GUIDE, com o nome dos seus campos.

4.3.2 Integração do GUIDE com a programação

Como foi dito anteriormente, quando o programador opta desenvolver uma GUI em alto nível, não precisa se preocupar com algumas partes da programação. Essas partes incluem o *layout* da interface, a inicialização da interface e a definição das funções que geram eventos.

Para guardar o *layout* da interface, o GUIDE gera um arquivo *.fig*, onde é criado todos os elementos adicionados na área de *layout* do GUIDE, usando dimensionamento e posição, entre outras propriedades. Para as duas outras partes da programação, inicialização da interface e definição das funções de cada elemento, o GUIDE gera um arquivo de programação *.m*. Este arquivo começa com a definição de uma função, com o mesmo nome do arquivo de inicialização da interface, salvo no GUIDE. Esta função permite que, ao se abrir a interface, já possa acontecer eventos. No caso dos elementos, as funções que criam os seus respectivos eventos são chamadas de *Callback's*, que serão detalhadas posteriormente. Apenas os elementos que permitem interação com o usuário (e.g. caixas de diálogo e botões) possuem este tipo de função [26].

Além destes dois arquivos, o GUIDE cria uma variável chamada **handles**. Esta variável armazena a estrutura de todos os elementos contidos na interface e, a partir dela, se pode acessar

qualquer uma das propriedades de todos os elementos. Ela é comum para todos os elementos e, portanto, pode ser acessada em todos as *CallBack's*. O uso da `handles` é muito comum quando se deseja obter alguma propriedade de um elemento, dentro do *CallBack* de outro elemento. A Figura 4.4 mostra o conteúdo da `handles` de uma interface. Pode-se ver que para cada elemento temos um nome (chamado de *tag*, discutido na próxima sessão), seguido de um número de referência do elemento.

```
handles =  
  
    figure1: 173.0020  
    intDur: 253.0020  
    text5: 252.0020  
    tamJ: 251.0020  
    text4: 250.0020  
    nJanelas: 249.0020  
    butAnalizar: 248.0020  
    butCortar: 247.0020
```

Figura 4.4: Exemplo do conteúdo da `handles`.

4.3.3 Elementos do GUIDE e suas propriedades

Os recursos de interação com o usuário são chamados de `uicontrol`. Este é composto por todos os elementos que produzem eventos no programa, chamados elementos de controle, como as caixas de texto editáveis e não editáveis, as caixas de seleção e os botões. A seguir, é detalhado cada um desses elementos.

4.3.3.1 Caixas de texto

A caixa de texto editável é um elemento que tem a função de receber os *input's* do usuário e passa-los ao programa. As entradas possíveis para este tipo de elemento são caracteres (letras, números, etc.).

Por outro lado, a caixa de texto não editável é bem semelhante à caixa editável, entretanto, ela não recebe nenhuma informação do usuário. Tem a função apenas de instrução da interface em geral e de alguns dos seus elementos.

As caixas de texto editáveis geralmente estão acompanhadas de caixas de texto não editável, que, neste caso servem para orientar o usuário de quais os possíveis *input's* que ele poderá passar. A Figura 4.5 mostra um caso em que estes dois elementos são usados conjuntamente. O texto na parte superior, corresponde à caixa de texto não editável, e diz o significado da informação que será passada e logo depois a faixa de valores possíveis (de 22 até 31) enquanto que, na caixa de texto editável (caixa de baixo) o usuário já entrou com o valor 22. A caixa de texto editável pode ser inicializada vazia ou com um texto ou valor inicial.

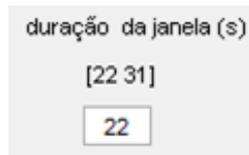


Figura 4.5: Exemplo do uso conjunto dos dois tipos de caixa de texto.

4.3.3.2 Botões

Os botões são responsáveis pelo acionamento de eventos da interface. A ação associada a algum botão subentende que alguma interação do usuário já foi feita e, portanto, é neste momento em que o programa deve recolher os *input's* do usuário, processá-los e gerar algum *output*.

4.3.3.3 Botões de opção e caixas de seleção

Estes dois elementos se resumem em uma área (circular ou quadrada) que, quando o usuário clica com o ponteiro do mouse sobre eles, ocorre alguma mudança no desenho desta área, para passar a ideia de seleção. Como se pode concluir, a função dos dois é simplesmente de seleção. A diferença entre eles está na forma que pode ser feita esta seleção. Para o caso de várias caixas de seleção, geralmente, é possível selecionar mais de uma caixa, enquanto que, num grupo de botões de opção, a seleção é unitária, portanto, ao se selecionar um botão e depois outro, o primeiro será desmarcado automaticamente. A Figura 5.5 mostra estes dois elementos.

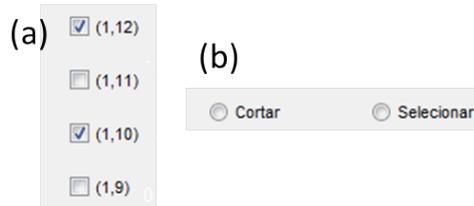


Figura 4.6: (a) Quatro caixas de seleção com duas selecionadas e duas não; e (b) dois botões de opção desmarcados.

4.3.3.4 Propriedades de controle

Todos os elementos de controle recém tratados possuem uma série de propriedades chamadas de propriedades de controle, que podem ser editadas na etapa de construção da interface. Essas propriedades são acessadas a partir de uma janela chamada de inspetor de propriedade (Figura 4.7). Algumas das propriedades comuns dos elementos de controle são: o posicionamento, a cor de fundo, entre outras.

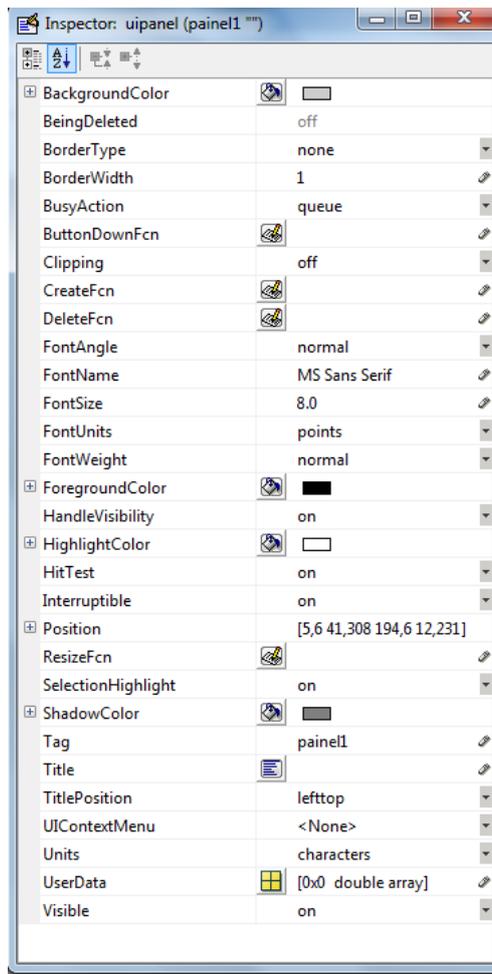


Figura 4.7: Exemplo de inspetor de propriedade de um elemento de controle.

Uma das propriedades comuns a todos os elementos de controle e que tem uma grande importância na parte de programação é o **Tag**. Este tem a função de nomear todos os elementos que são adicionados no área de *layout* do GUIDE. O nome dado possibilita ao programador, juntamente com a `handles` (que foi estudada anteriormente), acessar as propriedades de cada elemento. Para tanto, basta usar a forma `handles.nome_tag` numa função `get()`, que serve para acessar as propriedades dos elementos, ou para listar todas as propriedades do respectivo elemento. Como exemplo do uso do **Tag**, a caixa de texto editável armazena o texto inserido pelo usuário dentro de uma propriedade chamada de **String**, portanto, através do nome `tag` desta caixa de texto editável, o programa pode acessar esta propriedade e retirar o texto inserido.

4.3.4 Funções de programação

4.3.4.1 Função *CallBack*

Como mencionado anteriormente, a função *CallBack* é própria de todos os elementos de controle adicionados no área de *layout* do GUIDE e é criada automaticamente no arquivo de programação M.

Todo `Callback` criado recebe três variáveis: `hObject`, `eventdata` e `handles`. A primeira variável, `hObject`, armazena as propriedades do elemento vinculado ao respectivo *Callback*. A variável `eventdata` foi reservada para uma versão futura do MATLAB; por isso, ela não tem uma definição certa. A variável `handles`, conforme discutido anteriormente, guarda a estrutura da interface.

4.3.4.2 `ButtonDownFcn`

O `ButtonDownFcn` é função acionada a partir de um gatilho que pode ser colocado, por exemplo, num eixo contendo um gráfico. O gatilho cobre toda a área do elemento em questão; portanto, ao se clicar com o botão esquerdo do mouse em qualquer parte do elemento com gatilho, este será disparado e a função `ButtonDownFcn` será acionada.

Esta função pode ser vista como uma alternativa ao uso de botões, já que também pode desencadear eventos da interface. A vantagem desta função está na possibilidade da interface usar as informações da posição que foi selecionada para criar uma resposta específica, o que não seria possível se fosse usado um botão.

Capítulo 5

Interface

5.1 Descrição da interface

A interface foi construída com o intuito de servir como ferramenta na análise multidimensional da fadiga muscular usando a matriz de 64 eletrodos e que fosse acessível às pessoas com nenhum conhecimento prévio de alguma linguagem de programação. Na parte de pré-processamento foi pensado em formas de visualização dos sinais de EMG e em algumas ferramentas de edição destes, bem como em elementos gráficos comuns de interação com o usuário (e.g. botões, caixas de texto, etc.) para que essas ferramentas fossem acessadas na interface. Na parte da análise foi pensado em como construir os mapas topológicos, proposto em [8], e em outros recursos para a análise dos sinais.

Para a implementação desta ferramenta, foram criadas duas telas: uma de pré-processamento e outra de análise dos sinais. A tela de pré-processamento teve as funções de abrir os sinais e editá-los. Portanto, foi preciso criar uma forma de visualizar todos os e ferramentas para a edição destes. Outra necessidade desta tela era que, a medida que os sinais fossem editados, os gráficos desses sinais dispostos na tela deveriam ser atualizados. As funcionalidades desta interface foram: abertura de sinais; visualização dos sinais de todos os canais; visualização individual dos sinais e algumas ferramentas de edição. A segunda tela teve o papel de apresentar o resultado obtido a partir da edição realizada na primeira tela. Assim, são montados os mapas topológicos para os quatro estimadores.

5.2 Tela de pré-processamento dos sinais

Esta tela (Figura 5.1) está dividida em três funcionalidades básicas: a abertura e montagem dos sinais; a edição dos sinais; e a determinação do número de mapas topológicos por estimador.

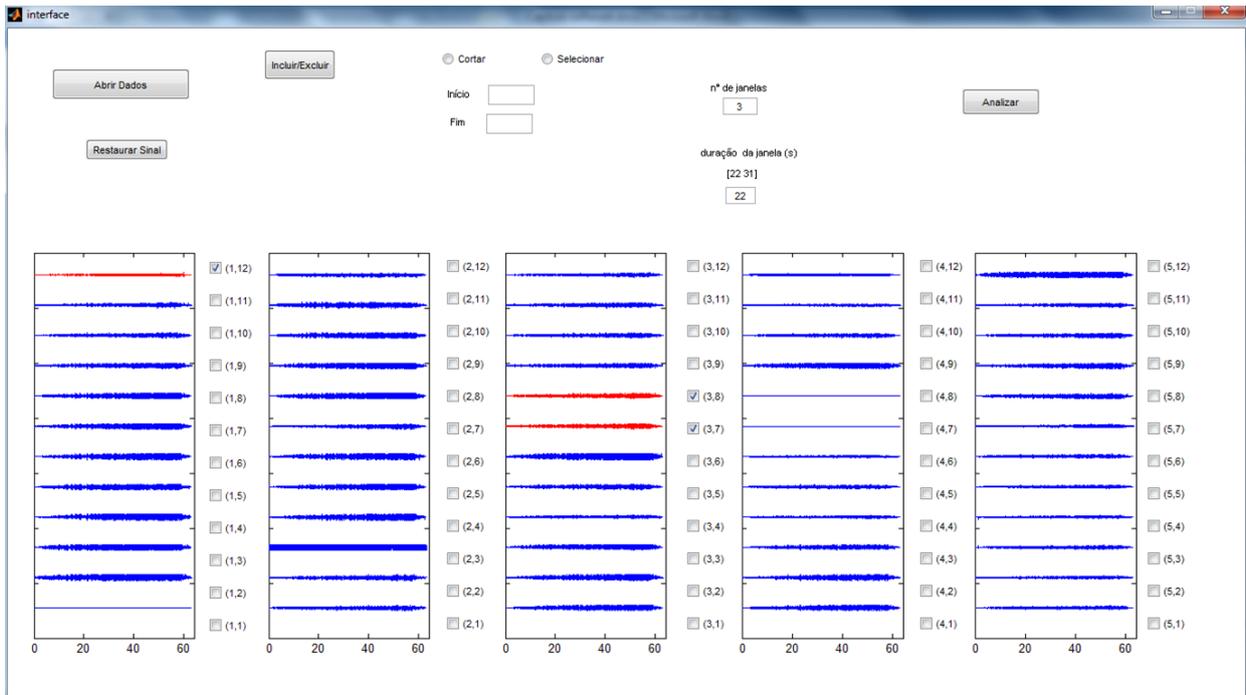


Figura 5.1: Interface de edição do sinais. Os sinais já foram abertos e editados pelo usuário.

5.2.1 Abertura e montagem dos sinais

A utilização da tela de pré-processamento começa pela abertura do arquivo em que foram gravados os sinais obtidos nos testes descritos em [8]. Este arquivo é salvo na extensão .mat, que é compatível com o MATLAB. No arquivo, estão salvos os dados obtidos em forma de matriz, um vetor de tempo do experimento, a taxa de amostragem e o número de linhas da matriz de dados (que representa o número de sinais gravados). Na interface, a abertura deste arquivo é feita pelo acionamento do botão “Abrir Dados”, que abre uma janela de pesquisa de arquivos (Figura 5.2).

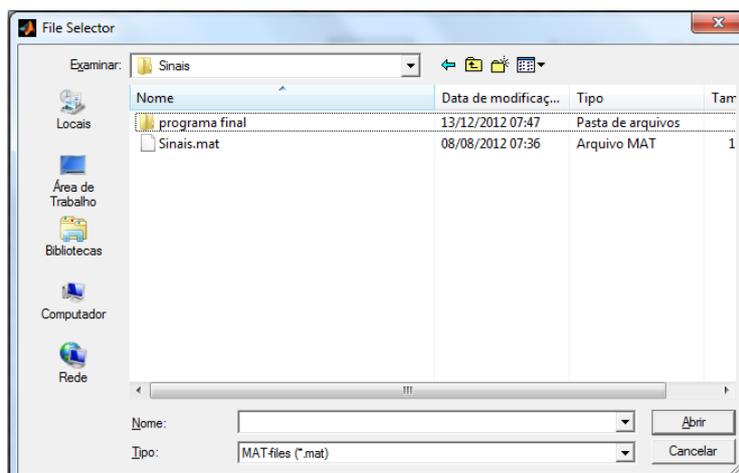


Figura 5.2: Janela de busca de arquivo da interface.

Como a interface foi projetada para os sinais obtidos pela matriz de 64 eletrodos, com 5 linhas e 13 colunas, ao se abrir o arquivo desejado, os sinais são mostrados em cinco eixos, doze em cada um, enfileirados horizontalmente na parte inferior da interface, a fim de simular a disposição física dos eletrodos na matriz (Figura 5.1). A ordem dos sinais segue o sentido de baixo para cima, da esquerda para a direita.

5.2.2 Edição do sinal

Após a abertura e montagem dos sinais, começa a parte de edição destes. Para a edição direta dos sinais existem duas ferramentas possíveis: corte e seleção de trechos dos sinais e exclusão e inclusão de canais. Com o uso destas ferramentas os sinais mostrados na tela são atualizados.

5.2.2.1 Corte e seleção

A ferramenta de corte e seleção possibilita ao usuário excluir trechos iniciais e (ou) finais dos sinais. Essa funcionalidade é muito útil, porque, em muitas aquisições costuma-se verificar muitos efeitos transitórios nas partes iniciais e finais do teste. Esse efeito gerado no início do teste acontece, geralmente, por causa da movimentação de acomodação do voluntário devido ao desconforto da posição de teste ou pelo início da aquisição dos sinais sem que o voluntário comece o esforço. Os dois casos causam uma influência direta nos sinais medidos. Por outro lado, na parte final do teste, o erro gerado está mais associado à interrupção do teste, uma vez que o trecho ruidoso compreende um tempo a mais de aquisição em que o voluntário já interrompeu o esforço físico ou não consegue mais realizá-lo de forma adequada.

A Figura 5.4 mostra um gráfico mostra em detalhe três sinais vizinhos adquiridos de uma mesma linha da matriz eletrodos usada em [8]. Pode-se notar que, nestes três sinais os efeitos transitórios do começo e do final da aquisição estão bem evidenciados. No trecho inicial, ve-se que leva alguns segundos até que aconteça alguma variação perceptível nos sinais e, no trecho final, nota-se um queda repentina da amplitude dos sinais após 60 segundos do início da aquisição.

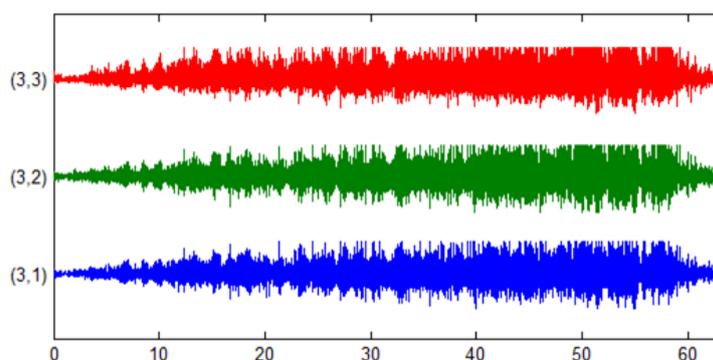


Figura 5.3: Detalhe de três sinais gravados nas posições (3,1), (3,2) e (3,3) da matriz de eletrodos de 64 eletrodos.

Para se usar essa funcionalidade, o usuário deve seguir alguns passos. Primeiro, ele deve

escolher entre cortar e selecionar trechos do sinal, para isso existem dois botões de opção, “Cortar” e “Selecionar”. Uma vez selecionado a opção desejada, existem duas caixas de texto editável em que coloca-se, respectivamente, o corte inicial e final (para a opção de corte) e trecho inicial e final (para a opção de selecionar). No caso em que a escolha for a opção “Cortar”, essas duas caixas são inicializadas com valor igual à zero, enquanto que para o caso que a opção escolhida for a “Selecionar” a primeira caixa é inicializado com zero e a segunda com o tempo total dos sinais. O corte ou seleção dos sinais é feito pelo acionamento do botão ao lado das caixas de texto editável, que se torna visível ao usuário no momento que este seleciona um dos botões de seleção. A Figura a funcionalidade de corte e seleção com a opção “Cortar” selecionada.



Figura 5.4: Ferramenta de corte selecionada.

O efeito no resultado final da análise usando-se essa funcionalidade será mostrado no capítulo 6.

5.2.2.2 Exclusão e inclusão de canais

Em eletromiografia de superfície, é usado um gel condutor para melhorar os sinais captados pelos eletrodos. Entretanto, pode acontecer de o gel não ter sido passado suficientemente em toda a área de aquisição e, com isso, a captação do sinal pelo eletrodo pode ser prejudicada. Neste caso, não basta excluir trechos do sinal, pois, para determinado(s) canal(is), a obtenção do sinal como um todo foi prejudicada. Por isso, a ferramenta de exclusão deve ser usada para marcar esses canais, de modo que estes possam ser devidamente excluídos do resultado final, para que estes não prejudiquem a análise final da fadiga muscular.

Na abertura de um sinal, todos os canais estão incluídos na análise. Para excluir alguns deles, é necessário alguma forma de selecionar os mesmos. Para tanto, a interface apresenta, para cada sinal, uma caixa de seleção. A exclusão dos sinais cujas respectivas caixas de seleção estão marcadas acontece quando o usuário aciona o botão “Incluir/Excluir”.

A diferenciação dos canais excluídos dos remanescentes é feita por meio da diferenciação de cores. Para os canais que serão usados na análise, a cor de seus respectivos sinais é azul, enquanto que os canais excluídos possuem seus sinais apresentados na cor vermelha.

Da mesma forma que a interface permite excluir alguns canais, ela também permite o processo inverso. Assim, alguns canais que foram excluídos podem voltar a ser usados no resultado final da interface. Ao se excluir um canal, a respectiva caixa de seleção se mantém selecionada e, para que este mesmo canal seja reincluído, basta que o usuário desmarque a caixa de seleção e acione o botão “Incluir/Excluir”.

A Figura 5.5 mostra um caso em que três canais foram excluídos: (2,3), (4,7) e (4,8). Nota-se

que as caixas de seleção desses canais continuam marcadas, exceto pela caixa de seleção do canal (4,7), que foi desmarcado pelo usuário. Além disso, nota-se que a caixa de seleção do canal (3,12) foi marcada, portanto caso o usuário volte a acionar o botão “Incluir/Excluir”, o canal (4,7) será reincluído (com a cor do sinal passando para azul) e o canal (3,12) será excluído (tornando a cor do sinal vermelha).

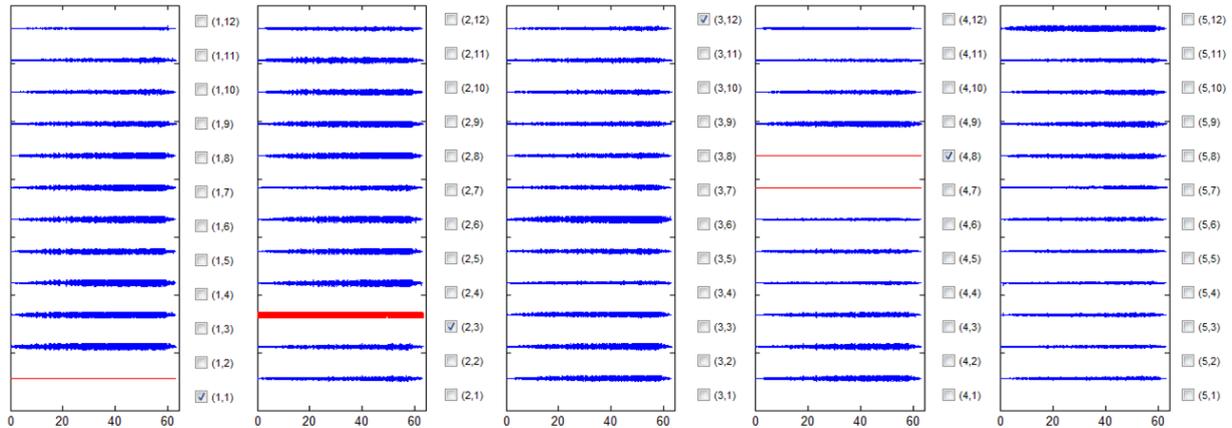


Figura 5.5: Interface de edição com alguns canais excluídos.

5.2.2.3 Definição do número de mapas topológicos por estimador

Na última etapa da interface de edição, o usuário deve definir dois parâmetros: o número de mapas topológicos por estimador e o tamanho da janela que é usada para a construção de cada mapa.

Ao definir o número de mapas topológicos por estimador, o usuário divide o sinal em trechos de tempo iguais que serão usados para montar os mapas. A interface permite que o usuário possa escolher de um até quatro mapas por estimador, garantindo a menor sobreposição possível entre mapas.

Já o comprimento da janela de cada mapa é um parâmetro complementar ao anterior. Ao se escolher o número de mapas de cada estimador, a interface automaticamente define como comprimento da janela o seu valor mínimo, ou seja, o valor que garante a menor sobreposição dos mapas, usando todas as amostras do sinal. O cálculo desse valor mínimo é resultado da razão entre o número total de amostras do sinal editado e o número de mapas escolhido, arredondado para o maior valor inteiro. Além de calcular o comprimento mínimo da janela, a interface também calcula o seu possível comprimento máximo. Este valor é tirado da razão entre o número total de amostras do sinal e o número de mapas escolhido menos um, arredondado para menor o valor inteiro. Do cálculo dos dois extremos para comprimento da janela, a interface indica para o usuário, por meio de uma caixa de texto não editável, a faixa de valores possíveis para o comprimento da janela.

5.3 Tela de análise

Depois de completar as três etapas da tela de pré-processamento o processamento dos sinais editados é feito pelo acionamento do botão “Analisar”. Deste botão, abre-se a tela de análise contendo os resultados dos sinais editados (Figura 5.6).

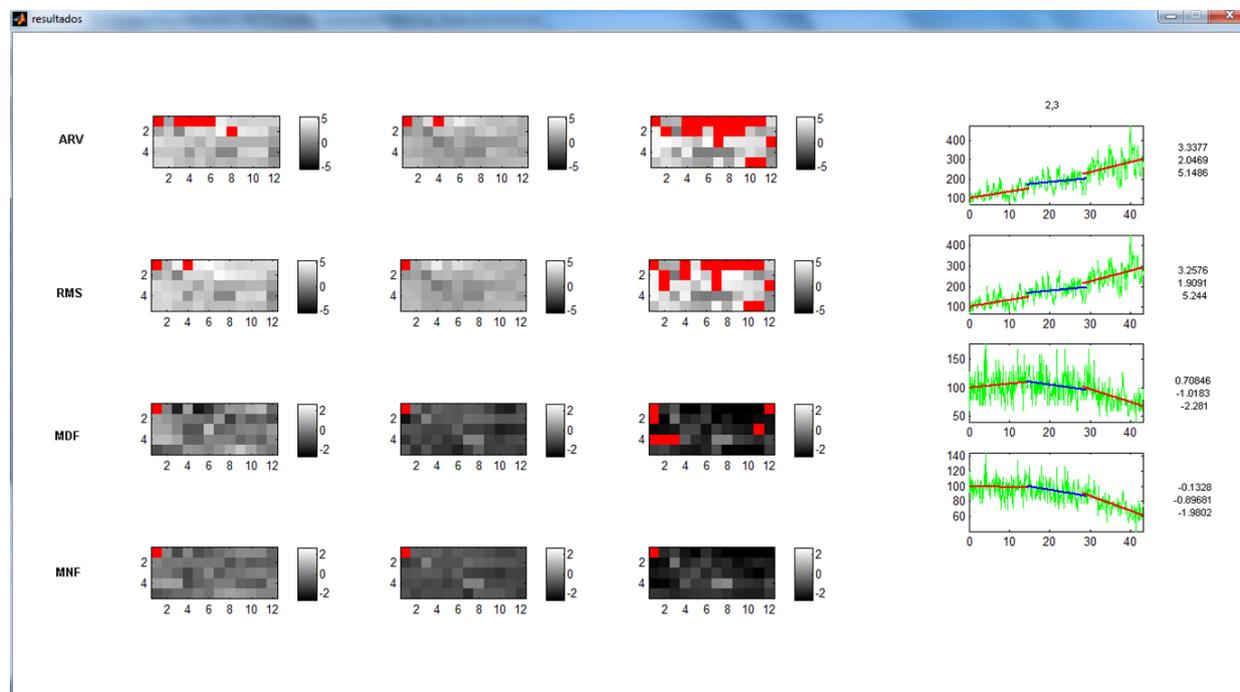


Figura 5.6: Tela de análise que mostra os resultados dos sinais editados na Figura 5.1.

Nessa tela são mostrados inicialmente os mapas topológicos para os quatro estimadores, construídos da mesma forma que em [8]. Os mapas estão disposto em quatro linhas, com até quarto mapas em cada uma, em que cada uma representa um dos estimadores (Figura 5.7).

Além dos mapas, a interface disponibiliza uma funcionalidade mais interativa, que ajuda na análise dos mapas. Essa funcionalidade permite que o usuário possa visualizar os valores dos estimadores calculados em cada canal juntamente com as retas geradas com os coeficientes calculados das regressões lineares de cada janela.

5.3.1 Construção dos mapas topológicos

Os mapas foram construídos usando a mesma unidade usada em [8] (%/s). Optou-se pela construção de duas escalas distintas: uma para os estimadores de amplitude e outra para os de frequência 5.7.

Essas escalas foram construídas de tal forma que cobrissem o maior número de coeficientes calculados e que valores de coeficientes que fossem muito distantes dos demais ficassem de fora. Para determinar quais amostras deveriam ser consideradas exorbitantes foram usadas duas equações

estatísticas que definem, a partir do cálculo dos primeiro e terceiro quartis de um grupo amostral, quais os limites máximo e mínimo para os valores aceitáveis de um grupo amostral. Estas duas fórmulas são mostradas a seguir [27].

$$LimiteSuperior = Q_3 + \frac{3}{4}(Q_3 - Q_1) \quad (5.1)$$

$$LimiteInferior = Q_1 - \frac{3}{4}(Q_3 - Q_1) \quad (5.2)$$

onde: Q_3 é o terceiro quartil do grupo amostral e Q_1 é o primeiro quartil do mesmo grupo.

Do cálculo desses dois limites, optou-se pelo maior valor, em módulo, para ser o limite das escalas dos mapas topológicos.

Todos os coeficientes acima dos limites da escala foram excluídos automaticamente pela interface, além daqueles que já tinham sido excluídos na tela de pré-processamento. Os canais em vermelho são todos os canais excluídos 5.7.

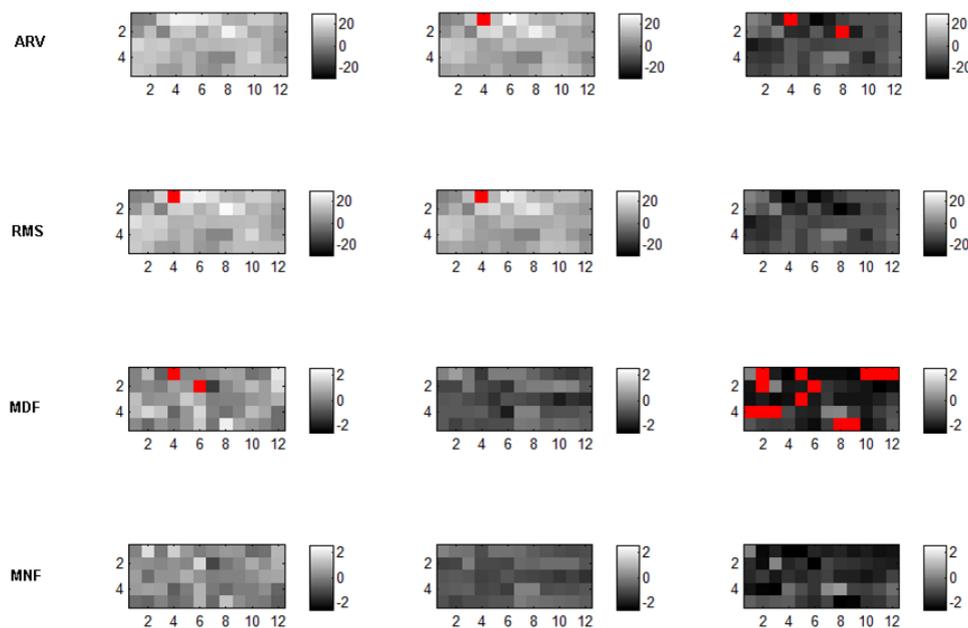


Figura 5.7: Mapas topológicos apresentados na tela de análise.

5.3.2 Gráficos dos estimadores

Os gráficos que mostram os valores dos estimadores calculados de cada canal é feito a partir da seleção do canal pelo usuário. Essa seleção é feita por meio de gatilhos colocados em cada um dos mapas. Ao se clicar com o botão direito do mouse sobre um destes mapas, o gatilho desse mapa é disparado acionando a função *ButtonDownFnc*, que habilita a função *ginput()*. Essa função grava a posição selecionada pelo clique do mouse, portanto para selecionar o canal é necessário mais um clique do mouse. Da seleção do canal, a interface monta quatro gráficos, um para cada estimador, com os valores dos estimadores e suas retas de regressão (Figura 5.8).

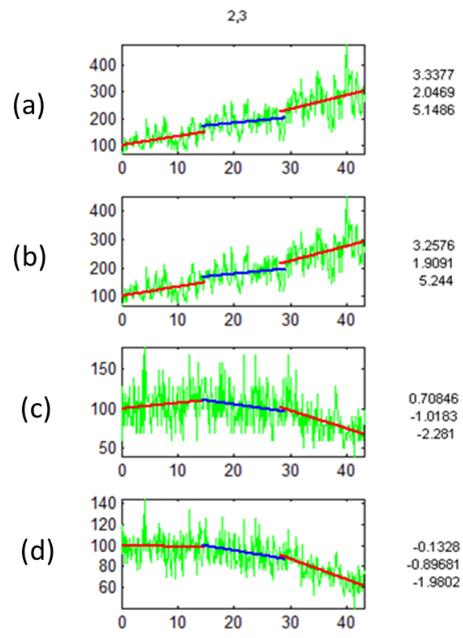


Figura 5.8: Gráficos com os valores dos estimadores, com as retas da regressões lineares de cada janela: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.

Capítulo 6

Resultados e análise

6.1 Introdução

Este capítulo procura demonstrar a relevância dos recursos de edição criados na interface de edição para a construção dos resultados. Para isso, são feitas diversas simulações de resultados que são analisadas e comparadas entre si. A primeira simulação, que serviu de base de comparação das demais, é o caso em que os sinais gravados não sofrem qualquer modificação. Este caso é importante porque, pela sua análise, mostra-se a necessidade do pré-processamento dos sinais. Para os demais casos, são propostas uma ou mais modificações usando os recursos da interface de edição.

Em cada situação, o resultado é mostrado por meio dos mapas topológicos gerados e dos gráficos dos valores calculados para os estimadores, juntamente com as retas gradadas usando os coeficientes calculados das regressões lineares de três canais distintos, escolhidos de forma a cobrir todo comprimento da matriz (um canal do início da matriz, um do meio e outro do final).

6.2 Resultado sem edição

Neste caso, optou-se pela construção de três mapas topológicos por estimador, com o tamanho da janela igual a 22 segundos, o que gera uma pequena sobreposição entre as mesmas. Os resultados para os sinais sem qualquer modificação são mostrados nas Figuras 6.1 e 6.2.

Pela Figura 6.1, que mostra os mapas topológicos gerados, nota-se que quase não existe variações dos estimadores entre o primeiro e o segundo mapa topológico. Por outro lado, observa-se uma grande variação desses dois com o terceiro em todos os estimadores, especialmente nos estimadores de amplitude (as duas primeiras linhas), em que pode notar que a maioria dos coeficientes passa para valores negativos próximos ao limite inferior da escala.

A variação repentina vista na Figura 6.1 é confirmada pela Figura 6.2. Nela, observa-se claramente que, nos gráficos dos estimadores de amplitude (duas primeiras linhas), ocorre uma queda repentina nos últimos trechos desses gráficos. Além disso, nota-se que os gráficos dos estimado-

res possuem uma variação muito grande em relação ao valor inicial, ultrapassando os 1000 % no primeiro gráfico do canal (2,3). Já para os gráficos dos estimadores de frequência (duas últimas linhas), esta variação chega um pouco mais que 50 %.

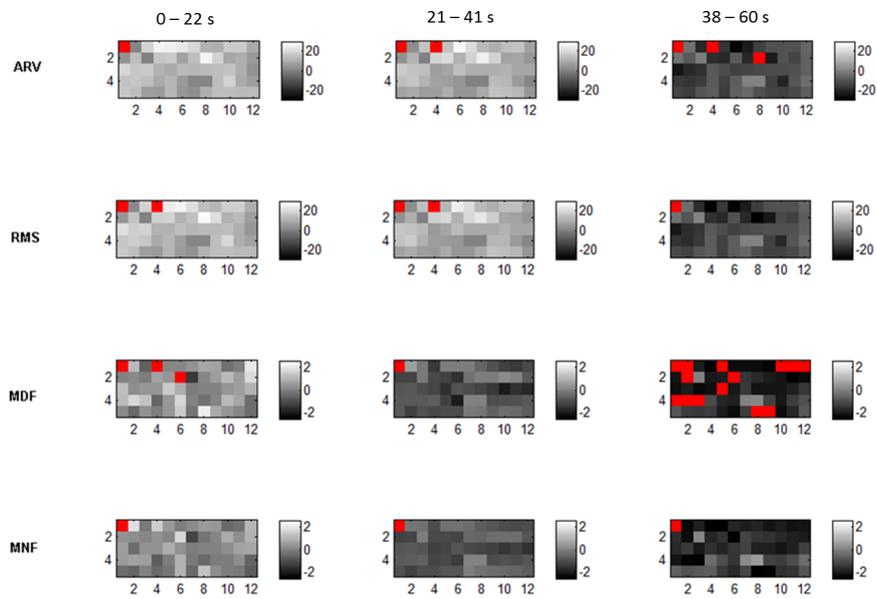


Figura 6.1: Mapas topológicos dos sinais sem edição.

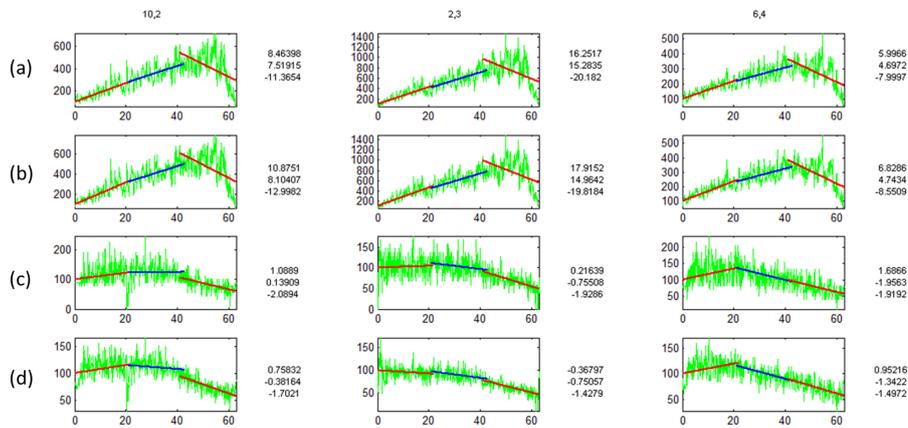


Figura 6.2: Valores calculados dos estimadores, juntamente com as retas de regressão linear. São postos os gráficos de três canais: (10,2),(2,3) e (6,4): (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.

6.3 Resultado com edição

6.3.1 Cortando trechos dos sinais

A ferramenta de corte e seleção pode ser usada para minimizar os efeitos dos trechos iniciais e finais dos sinais, lembrando o que foi discutido no capítulo anterior.

Optou-se pelo corte dos 5 segundos iniciais e dos 7 segundos finais dos sinais, mantendo-se os três mapas topológicos por estimador. O tamanho das janelas passou de 22 para 18 segundos, mantendo uma pequena sobreposição entre as mesmas. As Figuras 6.3 e 6.4 mostram os resultados para este caso.

À primeira vista, os mapas já apresentam um aspecto bem diferente do que foi visto no primeiro caso (Figura 6.3). Os três mapas dos estimadores de amplitude estão com valores basicamente constantes e menores do que os observados no caso anterior. A diminuição dos valores dos estimadores de amplitude fez com que a escala usada diminuísse de $[-20,20]$ para $[-5,5]$ e com isso notou-se um número maior de canais excluídos. Por outro lado, os mapas dos estimadores de frequência não tiveram tanta mudança, mantiveram a mesma escala e a mudança gradual. A diferença foi apenas com relação ao primeiro mapa que ficou um pouco mais escuro o que representa coeficientes negativos.

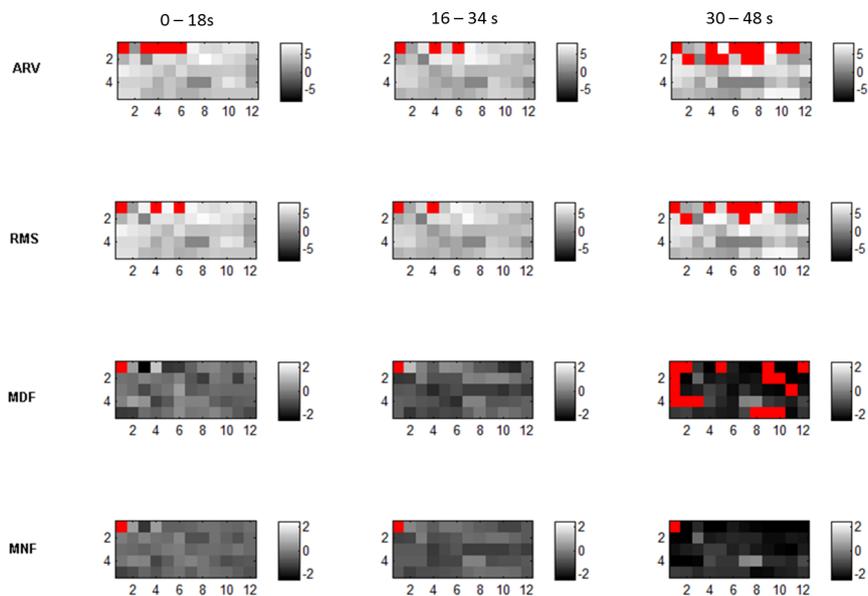


Figura 6.3: Mapas topológicos dos sinais com os 5 segundos iniciais e os 7 segundos finais cortados.

Na Figura 6.4 pode-se confirmar o fato de que os coeficientes dos estimadores de amplitude não sofrem grandes mudanças, como também, que os valores dos estimadores chegam no máximo a 600 % do valor inicial, o que representa uma redução de 40 % quando se compara com o caso

sem nenhuma edição.

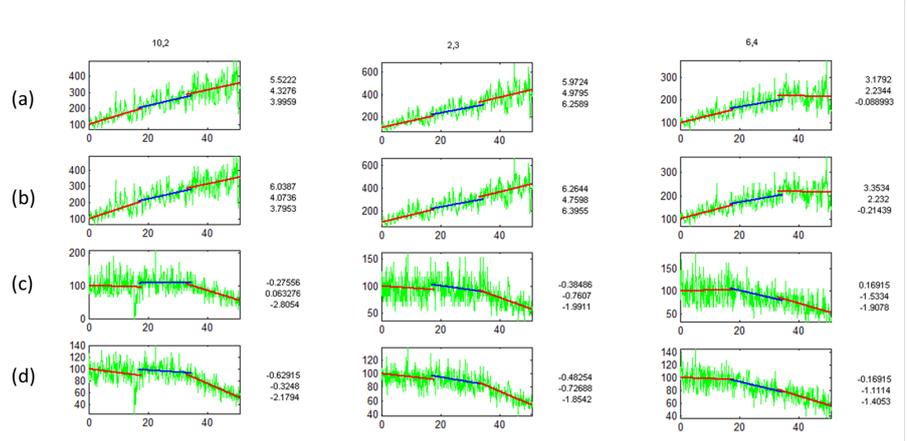


Figura 6.4: Valores calculados dos estimadores, juntamente com as retas de regressão linear para o caso de corte dos 5 segundos iniciais e dos 7 segundos finais: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.

6.3.2 Diminuindo o número de mapas

Outra possibilidade de edição que influencia diretamente nos resultados finais é o número de mapas topológicos por estimador. Neste caso, o número de mapas por estimador é reduzido para dois. O tamanho das janelas, conseqüentemente, cresceu de 18 para 26 segundos, mantendo-se o mesmo corte do caso anterior. Este caso é bastante interessante em situações que os sinais possuem variações repentinas, já que, como a janela é maior, o cálculo da regressão linear é menos influenciado por estas. As Figuras 6.5 e 6.6 mostram os resultados desta situação.

Na Figura 6.5, percebe-se que a redução no número de mapas fez com que a escala calculada aumentasse para $[-10,10]$, o que mostra que os valores dos coeficientes foram maiores que na situação com o corte e três mapas por estimador. O valor desses coeficientes, vistos na Figura 6.6, passaram dos 8 %/s no primeiro gráfico do canal (2,3), enquanto que no caso anterior o máximo não passou dos 6,5 %/s.

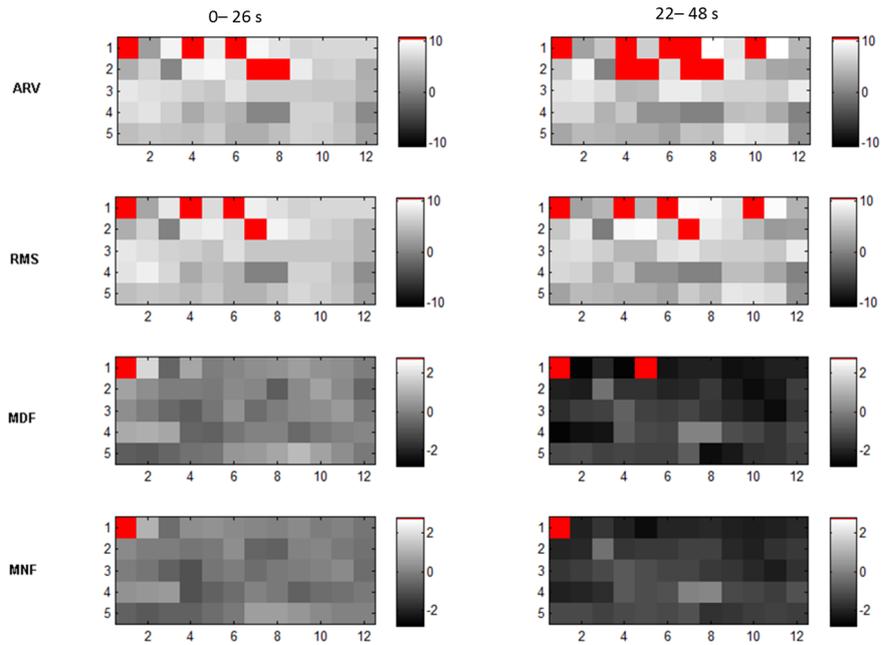


Figura 6.5: Mapas topológicos dos sinais quando o número de mapas por estimador é reduzido para dois.

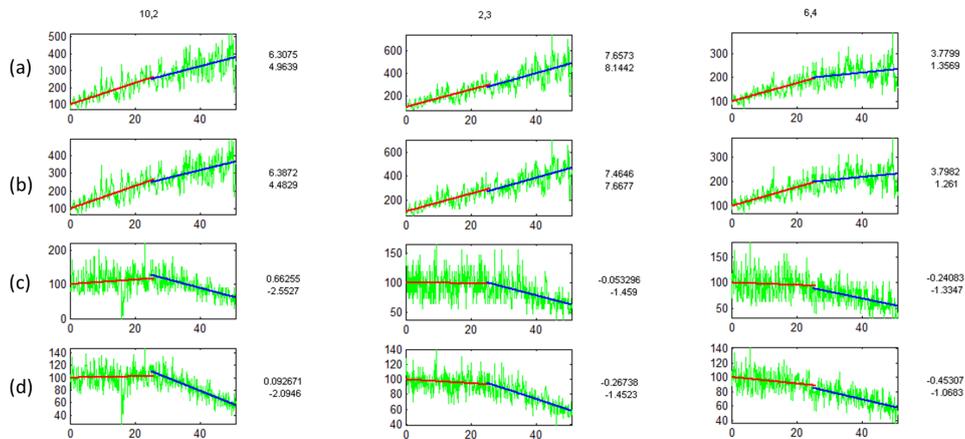


Figura 6.6: Valores calculados dos estimadores juntamente com as retas de regressão linear para o caso de redução do número de mapas por estimador para dois: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.

6.3.3 Sobrepondo janelas

A sobreposição de janelas pode ser usada com o intuito de deixar a variação dos coeficientes mais suave, uma vez que o trecho final de uma janela é o começo da seguinte. Neste caso voltou-se para os três mapas por estimador, mantendo o mesmo corte dos dois casos anteriores e com

sobreposição de 3 segundos, além da pequena sobreposição que já existia. O tamanho das janelas passou de 18 para 21 segundos. Os resultados são mostrados nas Figuras 6.7 e 6.8.

Ao se observar a Figura 6.7, que mostra os mapas topológicos desta situação, pode-se dizer que, de todos os outros casos com três mapas por estimador, este foi no que os mapas dos estimadores de amplitude sofreram o mínimo de mudança, o que era um fato esperado. Observa-se que se teve mais canais excluídos em comparação à Figura 6.3, o que pode ser explicado por meio do aumento do tamanho da janela. Com relação aos mapas de frequência, observou-se uma suavização na da coloração do segundo para o terceiro mapa nos dois estimadores.

Na Figura 6.8 observa-se nos gráficos dos estimadores de amplitude dos canais (10,3) e (2,3) que as retas das regressões lineares dos mesmo estimador tiveram coeficientes angulares muito parecidos, com variações menores que 1.

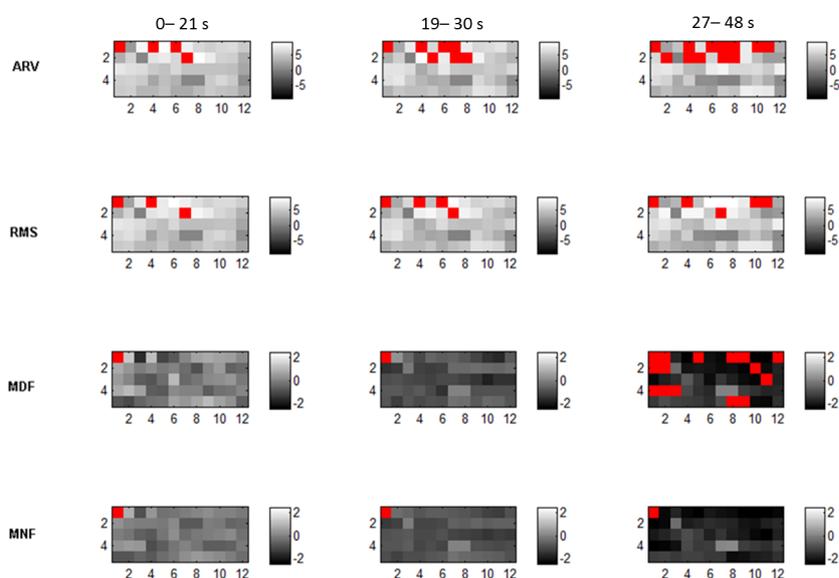


Figura 6.7: Mapas topológicos dos sinais para o caso de sobreposição de 3 segundos entre janelas.

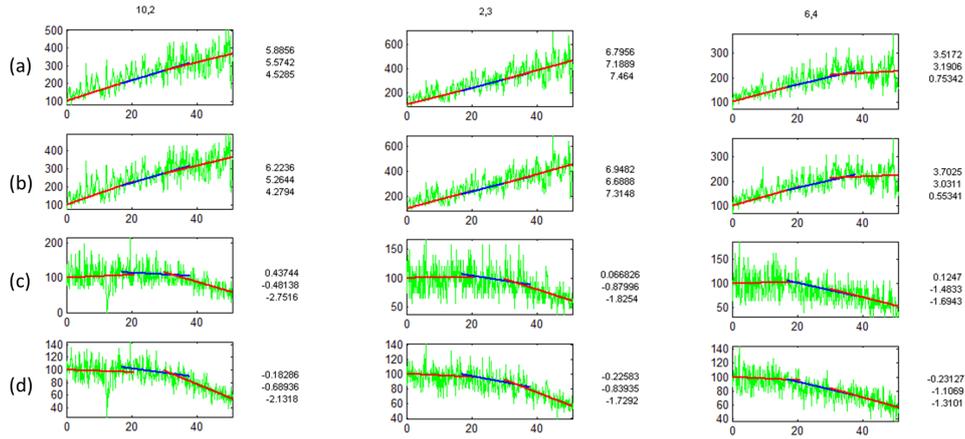


Figura 6.8: Valores calculados dos estimadores, juntamente com as retas de regressão linear calculados para o caso de sobreposição de 3 segundos entre janelas: (a) ARV; (b) RMS; (c) MDF; e (d) MNF.

6.3.4 Análise

Pela análise feita nas simulações realizadas, pode-se dizer que todos os recursos disponibilizados pela interface causam um efeito direto nos resultados finais dos quatro estimadores usados e que essa influencia é mais perceptível nos estimadores de amplitude. Notou-se também que as funcionalidades responderam de forma satisfatória aos comandos dados e que o tempo de processamento dos sinais foi pequeno, o que mostra uma boa qualidade do algoritmo empregado na implementação da interface. Portanto a interface pode ser vista como uma ferramenta útil no pré-processamento e processamento dos sinais de forma simples e rápida.

Capítulo 7

Conclusões

Neste trabalho, foi construída uma interface, usando o editor de ambientes gráficos do MATLAB (GUIDE), capaz de fazer o pré-processamento e o processamento dos sinais obtidos em testes isométricos do bíceps, usando uma matriz de eletrodos contendo 64 eletrodos dispostos em cinco linhas.

O pré-processamento consistiu na construção de uma interface que possibilitava a abertura dos sinais experimentais e a sua montagem na interface de modo a facilitar a visualização dos sinais; a edição direta dos sinais usando as ferramentas de corte e seleção e a de exclusão e inclusão de canais; a escolha do número de mapas topológicos por estimador, juntamente com o tamanho de cada janela.

O processamento dos sinais consistiu na criação de uma segunda interface, na qual inicialmente foram mostrados os mapas topológicos para cada estimador. Além da apresentação desses mapas, a interface possibilitou que o usuário pudesse selecionar qualquer um dos canais diretamente nos mapas para poder visualizar quatro gráficos que mostravam os valores dos estimadores calculados juntamente com as retas formadas pelos coeficientes calculados em suas regressões lineares.

Para trabalhos futuros, propõe-se a criação de novas funcionalidades de edição dos sinais como uma funcionalidade de corte e seleção individual dos sinais, como também o corte de trechos intermediários dos mesmos; e um modo de visualizar os sinais de grupos de canais. Para a tela de análise, propõe-se utilizar o conceito de janelas deslizantes, a fim de possibilitar uma melhor análise da propagação da fadiga pelo músculo. Além disso, propõe-se testar a interface com profissionais da área de saúde que que trabalham no estudo da fadiga muscular, afim de avaliar a interface criada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] MORITANI, T.; STEGEMAN, D.; MERLETTI, R. Basic physiology and biophysics of emg signal generation. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. (Ed.). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. [S.l.]: Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- [2] CRAM, J. R.; KASMAN, G. S. Anatomy and physiology. In: CRISWELL, E. (Ed.). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. [S.l.]: Jones and Bartlett Publishers, 2011.
- [3] Muscle contraction. Acesso em 04 Jul. 2013. Disponível em: <<http://www.answers.com/topic/muscle-contraction>>.
- [4] TRONTELJ, J. V.; JABRE, J.; MIHELIN, M. Needle and wire detection techniques. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. (Ed.). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. [S.l.]: Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- [5] CRAM, J. R.; KASMAN, G. S. Electrodes and site selection strategies. In: CRISWELL, E. (Ed.). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. [S.l.]: Jones and Bartlett Publishers, 2011.
- [6] SOARES, F. A. *Processamento de sinais eletromiográficos utilizando técnicas de processamento de imagens*. Doutorado — Univesidade de Brasília, Março 2013.
- [7] BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. [S.l.]: Williams & Wilkins, 1985. 201-222 p.
- [8] MENDONÇA, G. M. Q.; SOARES, F. A.; CARVALHO, J. L. A. Análise multidimensional da fadiga muscular por meio de eletromiografia de superfície de alta densidade. In: . [S.l.: s.n.], 2012.
- [9] MASUDA, T.; MIYANO, H.; SADOYAMA, T. The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 32, p. 36–42, 1985.
- [10] CRAM, J. R.; KASMAN, G. S. Introduction. In: CRISWELL, E. (Ed.). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. [S.l.]: Jones and Bartlett Publishers, 2011.
- [11] John Walsh. Acesso em 26 Jun. 2013. Disponível em: <<http://neuroportraits.eu/portrait/john-walsh>>.

- [12] PIPER, H. E. *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*. [S.l.]: Springer-Verlag, 1912.
- [13] SENIAM. Acesso em 01 Jul. 2013. Disponível em: <www.seniam.org/>.
- [14] CORREIA, P. P. Regulação do movimento nos andares superiores do SNC. In: CORREIA, P. P. (Ed.). *Aparelho Locomotor: Função Neuromuscular e Adaptações à Atividade Física*. [S.l.]: Fmh Edições, 2012. v. 2.
- [15] CORREIA, P. P. Coordenação neuromuscular. In: CORREIA, P. P. (Ed.). *Aparelho Locomotor: Função Neuromuscular e Adaptações à Atividade Física*. [S.l.]: Fmh Edições, 2012. v. 2.
- [16] Electromyography Fundamentals. Acesso em 01 Jul. 2013. Disponível em: <<http://educ.ubc.ca/faculty/sanderson/courses/HKIN563/pdf/EMGfundamentals.pdf>>.
- [17] KONRAD, P. *ABC of EMG: a Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. [S.l.]: EUA: Noraxon INC, 2005.
- [18] MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D. Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. (Ed.). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. [S.l.]: Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- [19] VIITASALO, J. H. T.; KOMI, P. V. Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 32, p. 111–121, 1977.
- [20] MINNING, S. et al. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, p. 153–159, 2007.
- [21] SOARES, F. A. et al. On the behavior of surface electromyographic variables during the menstrual cycle. *Physiol. Meas.*, v. 32, p. 543–557, 2011.
- [22] CLANCY, E. A.; FARINA, D.; FILLIGOI, G. Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. (Ed.). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. [S.l.]: Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- [23] GALITZ, W. O. *The Essential Guide to User Interface Design*. [S.l.]: John Wiley and Sons, Inc., 2002.
- [24] DEPCIK, C.; ASSANIS, D. N. Graphical user interfaces in an engineering educational environment. *Wiley Periodicals*, v. 13, p. 48–59, 2005.
- [25] MARCHAND, P.; HOLLAND, O. T. *Graphics and GUIs with MATLAB*. [S.l.]: Chapman & Hall/CRC, 2003.
- [26] THE MATHWORKS INC. *MATLAB: Getting started guide*. [S.l.: s.n.], 2011.
- [27] What are outliers in the data? Acesso em 04 Jul. 2013. Disponível em: <<http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/prc/section1/prc16.htm>>.

ANEXOS

I. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD

No CD que encontra-se anexado a este trabalho estão os arquivos desenvolvidos no MATLAB usados para construção da interface.

MATLAB

`interface.fig`: arquivo desenvolvido para criar os elementos da tela de pré-processamento.

`interface.m`: arquivo desenvolvido para criar todas as funções dos elementos da tela de pré-processamento. É o arquivo inicial da interface.

`figura.fig`: arquivo desenvolvido para criar tela de visualização individual dos sinais.

`figura.m`: arquivo desenvolvido para criar a função da visualização individual dos sinais.

`resultados.fig`: arquivo desenvolvido para criar os elementos da tela de análise.

`resultados.m`: arquivo desenvolvido para criar todas as funções dos elementos da tela de análise.

`Sinais.mat`: arquivo usado para simular os resultados vistos no capítulo 6. O arquivo contém os sinais obtidos experimentalmente usando a matriz de 64 eletrodos colocada sobre o bíceps.