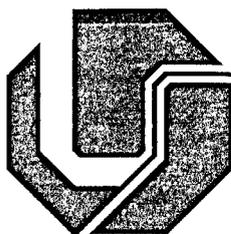


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

SISBI/UFU



1000228453



UMA PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA
DETERMINAÇÃO DE ENVELOPE DE ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA

Ana Paula Rodrigues de Souza

Abril

2005

177
01:62
50837
110/250

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**Uma Proposta de Metodologia para a Determinação de Envelope
de Atividade Eletromiográfica**

Ana Paula Rodrigues de Souza

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Prof. Luciano Vieira Lima, Dr.

Orientador

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD.

Co- Orientador

Prof. Gilberto Carrijo, Dr.

Coordenador do Curso de Pós-Graduação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

UMA PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA
DETERMINAÇÃO DE ENVELOPE DE ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA

Ana Paula Rodrigues de Souza¹

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores descrita logo abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca examinadora:

Prof. Luciano Vieira Lima, Dr. Orientador (UFU)

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD. Co-Orientador (UFU)

Prof. Adriano Alves Pereira, Dr. (UFU)

Prof. Pedro José Abrão, Dr. (CEFET-GO)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Biblioteca
SISBI/UFU
D 228453

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborado pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

S729p Souza, Ana Paula Rodrigues de, 1975-
Uma proposta de metodologia para a determinação de envelope de atividade eletromiográfica / Ana Paula Rodrigues de Souza. – Uberlândia, 2005.
86f. : il.
Orientador: Luciano Vieira Lima.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Inclui bibliografia.
1. Engenharia Elétrica - Teses. 2. Eletromiografia - Teses. 3. Engenharia biomédica - Teses. I. Lima, Luciano Vieira. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CDU: 621.3(043.3)

¹ A bolsa de estudo para esta pesquisa foi concedida pela CAPES, Brasil.

Dedicatória

Senhor Deus,
Luz que ilumina meus caminhos,
Fé que sustenta meus pensamentos,
Força que me permite buscar meus ideais,
que meus desafios sejam novo estímulo,
e que minhas vitórias sejam
sempre Tuas...

Aos meus queridos pais, Moacyr e Maria Léa, pelo apoio e incentivo aos meus estudos, que fizeram das realizações dos filhos, a sua própria felicidade.

Ao meu esposo, Julio Cesar, meu grande amor, pelo apoio, pela solidariedade, pelo consolo nos momentos de angústia, pelo incentivo nos momentos de incerteza.

À minha filha, Mariana, razão da minha vida, pela compreensão por cada momento roubado de nossa convivência para concretização deste meu pequeno ideal...

Aos meus irmãos, Julio, Patrícia, Cássia e Luciana, partes de minha vida, sempre presentes em minhas realizações, minha admiração, amor e carinho.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Luciano Vieira Lima, a quem tive a honra de ter como orientador, amigo, e mestre, e cujo exemplo jamais esquecerei.

A quem sou profundamente grata por todo estímulo e confiança.

Ao Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares, co-orientador deste trabalho, minha admiração, confiança e carinho, pelo exemplo de competência e integridade, pela atitude paciente e amiga com meu espírito de aprendiz.

Ao Prof. Dr. Adriano Alves Pereira pelo exemplo e amizade durante a convivência no laboratório.

Aos meus cunhados, Hortência, Iti, Roberto, João Paulo, Juliana e Luciana, pelo carinho e amizade.

Aos meus sobrinhos, Rafael, Carolina, Beatriz, Eduardo, Gustavo, Lucas, Marcos Vinicius, Ana Luisa e Ana Flávia, sempre presentes em meus pensamentos.

Aos meus sogros, Julio Cesar e Maria Alice, minha gratidão e carinho.

À minha irmã, Patrícia, pela valiosa colaboração, sempre solícita e verdadeira amiga, obrigada pelas horas dedicadas.

A todos os meus amigos e amigas que tive a honra de conhecer graças a este trabalho, em especial os integrantes do Biolab: Adeilson , Ailton, Ângela, Cristiano, Eduardo Manso, Eduardo Naves, Eduardo Silva, Fábio, Flávia, Guilherme, Gláucia, Joaquim, José Geraldo, Karina, Kety, Kheline, Letícia, Lilian, Marcelle, Marlice, Rogério, Sandra, Sérgio, Selma, Suzi, Thiago Caparelli, Virgílio, Wilton e aos alunos de iniciação científica, Éder, Jeovane, Márcio, Pedro, Saulo, Tiago Barros e Thiago Finotti, pela ajuda nos momentos de trabalho sério, assim como pelos momentos de descontração e alegria.

À secretária da pós-graduação, Marli, que com grande carinho, sempre executou seu trabalho, pronta a ajudar.

Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica (FEELT-UFU) que sempre estiveram dispostos a colaborar

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

À CAPES, pelo auxílio financeiro fornecido no período da realização deste trabalho.

RESUMO

Souza, A. P. R. Uma proposta de metodologia para determinação de envelope de atividade eletromiográfica, FEELT-UFU, Uberlândia - Brasil, 2005.

As informações extraídas do sinal eletromiográfico fornecem subsídios para análises da atividade muscular. Na literatura são apresentadas várias metodologias para tais análises. Porém, a maior parte daqueles métodos, ao tratar, por exemplo, contrações dinâmicas, não se destaca adequadamente a janela de sinal, ou seja, a porção do sinal coletado que contém a contração propriamente dita. Assim, os resultados podem se referir não apenas à atividade eletromiográfica, mas também à períodos de repouso sujeitos ou instabilidade. Desta forma, este trabalho propõe um método capaz de determinar automaticamente um envelope de atividade EMG em um sinal previamente colhido. O método permite então o conhecimento dos instantes de tempo referentes ao início e ao fim da contração muscular propriamente dita. Para o modelo utiliza critérios estatísticos baseados na determinação de um limiar de variação do sinal equivalente à três desvio padrão da intensidade média do sinal total.

Os resultados obtidos mostram que a técnica descrita foi capaz de detectar corretamente envelopes de atividades EMG mesmo em condições não ideais, com a presença de ruídos de artefatos.

Palavras Chave

Eletromiografia, janelamento, limiar e detecção de atividade muscular

ABSTRACT

Souza, A. P. R. A Statistical Method for Electromyographic Envelope Determination. FEELT-UFU, Uberlândia - Brasil, 2005.

The information extracted from electromyographic signals can provide researchers with a number of useful information to study muscle activity. Various techniques can be found in the literature to perform such analyses. However, most of them, when dealing with dynamic contractions, for instance, do not take adequate care when highlighting the correct window of the collected signal. Hence, the results may refer not only to the muscle contraction but also to other parts of the collected signal that may contain inactivity or artifact noise.

This work presents a method to automatically detect the EMG envelope. In so doing it is possible to find out the correct time when the contraction begins and ends. The proposed technique is based on statistical analyses of the raw signal. To locate the boundaries of the EMG envelope, the computational algorithm searches for points where the signal reaches, at least, three standard deviations with regard to the average of the whole data.

The results have shown that the method can correctly detect EMG envelopes even on very noise conditions.

Keywords

Electromyography, windowing, threshold, EMG activity.

ÍNDICE

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	15
CAPÍTULO 1.....	16
INTRODUÇÃO	16
1.1 INTRODUÇÃO	16
1.2 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO.....	18
1.3 OBJETIVO	18
1.3.1 METAS.....	19
1.4 ESTRUTURA DESTA DISSERTAÇÃO.....	19
CAPITULO 2.....	21
ELETROMIOGRAFIA.....	21
2.1 - INTRODUÇÃO	21
2.2 – NEURÔNIO	22
2.3 – POTENCIAL DE AÇÃO	23
2.3.1 – <i>Propagação do Potencial de Ação</i>	24
2.4 – <i>Unidade Motora</i>	25
2.5 – MÚSCULO	28
2.6 – CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	30
2.7 – TIPOS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	31
2.8 - O SINAL ELETROMIOGRÁFICO (EMG).....	32
2.8.1 - <i>Características do sinal EMG</i>	33
2.8.2 - <i>Detecção dos sinais EMG</i>	33

2.8.3 - <i>Condicionamento de Sinais</i>	36
2.8.4 - <i>Digitalização do Sinal</i>	37
2.9 - CONCLUSÃO	38
CAPITULO 3	39
DETECÇÃO DE ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS	39
3.2 - MÉTODOS DE DETECÇÃO DE ATIVIDADES EMG	40
3.2.1 - <i>Métodos Tradicionais</i>	40
3.3 - OS PRINCIPAIS MÉTODOS AUTOMÁTICOS UTILIZADOS PARA A DETECÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA	41
3.5- CONCLUSÃO	47
CAPÍTULO 4	48
PROPOSTA E DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO	48
4.1 INTRODUÇÃO	48
4.2 PROJETO E DESENVOLVIMENTO	48
4.2.1 - <i>Leitura do Sinal</i>	51
4.2.2 - <i>Filtragem Digital do Sinal</i>	52
4.2.3 - <i>Retificação do Sinal</i>	54
4.2.4 - <i>Histograma do Sinal</i>	55
4.2.5 - <i>Localização da atividade muscular</i>	57
4.3 APLICATIVO COMPUTACIONAL	59
4.3.1 - <i>Passos de utilização do software</i>	60
4.4 CONCLUSÃO	65
CAPÍTULO 5	66
DETECÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA	66

TESTES E RESULTADOS OBTIDOS 66

5.1- INTRODUÇÃO 66

5.2 – METODOLOGIA EXPERIMENTAL 67

5.3 – RESULTADOS OBTIDOS 68

5.4 – CONCLUSÕES 75

CAPÍTULO 6..... 76

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS..... 76

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 78

Lista de Figuras

FIGURA 2.1- NEURÔNIO MOTOR.	22
FIGURA 2.2 - VARIAÇÃO DA TENSÃO NA MEMBRANA CELULAR NERVOSA DURANTE O POTENCIAL DE AÇÃO.	24
FIGURA 2.3- UNIDADE MOTORA.....	25
FIGURA 2.4 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA GERAÇÃO DE UM MUAP	26
FIGURA 2.5 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA GERAÇÃO DE UM MUAPT.....	27
FIGURA 2.6 – ESTRUTURA DO MÚSCULO ESQUELÉTICO.....	29
FIGURA 2.7 - CONSTITUIÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES ESQUELÉTICAS (BELTRAMINI, 1999). .	30
FIGURA 2.8 – SINAL EMG.....	33
FIGURA 2.9 – EXEMPLO DE ELETRODOS DE SUPERFÍCIE PARA CAPTAÇÃO DO SINAL EMG. (A) PASSIVOS;(B) ATIVOS (SIMPLES DIFERENCIAL E DUPLO DIFERENCIAL) (SÁ, 2004).....	34
FIGURA 2.10 - EXEMPLO DE ELETRODOS INTRAMUSCULARES PARA CAPTAÇÃO DO SINAL EMG (SÁ, 2004).	34
FIGURA 2.11 - EXEMPLO DE POSICIONAMENTO DE ELETRODOS.	35
FIGURA 2.12 - CONFIGURAÇÃO DE UM AMPLIFICADOR DIFERENCIAL.	36
FIGURA 3.1- ARQUITETURA DO SISTEMA PROPOSTO POR SOARES (2003).....	46
FIGURA 4.1 – ELETROMIÓGRAFO – MYOSYSTEM.	50
FIGURA 4.2- DIAGRAMA DO SISTEMA PROPOSTO.	51
FIGURA 4.3- LEITURA E PLOTAGEM DOS SINAIS PUROS.....	52
FIGURA 4.4 – EXEMPLO DO CONTEÚDO ESPECTRAL DE UM SINAL DURANTE UMA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA.....	53
FIGURA 4.5 – SINAL EMG SEM FILTRAR COM SEU CONTEÚDO ESPECTRAL.	53
FIGURA 4.6 – SINAL EMG FILTRADO COM SEU CONTEÚDO ESPECTRAL.	54
FIGURA 4.7- SINAL EMG FILTRADO E RETIFICADO.....	55

FIGURA 4.8- HISTOGRAMA DO SINAL EMG FILTRADO.....	55
FIGURA 4.9- HISTOGRAMA COM 1 E 2 DESVIO PADRÃO.....	56
FIGURA 4.10- HISTOGRAMA DO SINAL RETIFICADO.....	57
FIGURA 4.11- EXEMPLO DA MOVIMENTAÇÃO DA JANELA DE BUSCA.....	58
FIGURA 4.12- INTERFACE PRINCIPAL DO PROGRAMA.....	60
FIGURA 4.13 – ATRIBUIÇÃO DE VALORES PARA OS PARÂMETROS.....	61
FIGURA 4.14 – LEITURA DE ARQUIVO.....	61
FIGURA 4.15 – ARQUIVOS PARA LEITURA DO SINAL.....	62
FIGURA 4.16 – DADOS DO SINAL DE ENTRADA.....	63
FIGURA 4.17 – LOCALIZAÇÃO DE INICIO E FIM DA PRIMEIRA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	64
FIGURA 4.18 – LOCALIZAÇÃO DE INICIO E FIM DA PRIMEIRA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	64
FIGURA 4.19 – LOCALIZAÇÃO DE INICIO E FIM DA SEGUNDA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	64
FIGURA 4.20- TELA INDICANDO FIM DA PESQUISA.....	65
FIGURA 5.1- ENTRADA DE DADOS PARA EXPERIMENTOS.....	67
FIGURA 5.2- PROCESSAMENTO DE TODA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA.....	68
FIGURA 5.3 – EXPERIMENTO DE LOCALIZAÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA NO SINAL DO MOVIMENTO DE FLEXÃO DO COTOVELO (LOCALIZAÇÃO DA PRIMEIRA CONTRAÇÃO) E AMPLIAÇÃO DOS CURSORES INICIO E FIM.....	69
FIGURA 5.4- EXPERIMENTO DE LOCALIZAÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA NO SINAL FLEXÃO DO COTOVELO (LOCALIZAÇÃO DA SEGUNDA CONTRAÇÃO).....	70
FIGURA 5.5- REPRESENTAÇÃO DE UM SINAL ELETROMIOGRÁFICO COM QUATRO CONTRAÇÕES MUSCULARES.....	71
FIGURA 5.6- DADOS ESTATÍSTICOS DO UM SINAL ELETROMIOGRÁFICO COM QUATRO CONTRAÇÕES MUSCULARES.....	71

FIGURA 5.7- EXPERIMENTO DE LOCALIZAÇÃO DA PRIMEIRA CONTRAÇÃO MUSCULAR E OS DADOS ESTATÍSTICOS REFERENTES AO INTERVALO MUSCULAR.....	72
FIGURA 5.8- EXPERIMENTO DE LOCALIZAÇÃO DA SEGUNDA CONTRAÇÃO MUSCULAR E OS SEUS REFERIDOS DADOS ESTATÍSTICOS.....	72
FIGURA 5.9- EXPERIMENTO DE LOCALIZAÇÃO DA TERCEIRA CONTRAÇÃO MUSCULAR E OS SEUS REFERIDOS DADOS ESTATÍSTICOS.....	73
FIGURA 5.10- EXPERIMENTO DE LOCALIZAÇÃO DA QUARTA CONTRAÇÃO MUSCULAR E OS REFERIDOS DADOS ESTATÍSTICOS.....	73
FIGURA 5.11- DETECÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA COM FATOR MULTIPLICATIVO IGUAL A 2.	74
FIGURA 5.12 – DETECÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA COM FATOR MULTIPLICATIVO IGUAL A 3.	74
FIGURA 5.13- DETECÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA COM FATOR MULTIPLICATIVO IGUAL A 4.	74

Lista de Abreviaturas e Siglas

RMS – Root Mean Square (raiz quadrada média).

SNR – Signal Noise Ratio (Razão Sinal Ruído).

MUAP – Motor Unit Action Potential (Potencial de Ação da Unidade Motora).

MUAPT – Motor Unit Action Potential Train (Trem de Potenciais de Ação da Unidade Motora).

ADC – Analog-to-Digital Converter (Conversor Analógico-Digital).

GLR – Generalized Likelihood Ratio (Razão de Probabilidade Generalizada).

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 Introdução

A função muscular e os processos fisiológicos envolvidos na atividade muscular têm sido largamente estudados por médicos, dentistas, fisioterapeutas e profissionais esportivos, com intuito de diagnosticar, prevenir e tratar lesões e/ou disfunções ligadas a contração muscular.

Registra-se na literatura que o interesse do homem em estudar e entender o mecanismo do movimento humano, através de sua fisiologia e anatomia, vem de longa data.

No século 16, Leonardo da Vinci dedicou grande parte de seus estudos de anatomia humana, na observação e análise da função muscular (NULAND, 2001). Mas foi no final do século 18 que Luigi Galvani, engenheiro eletricitista publicou suas experiências sobre eletricidade animal, baseadas no princípio segundo o qual um músculo esquelético quando estimulado eletricamente, se contrai. Por outro lado, este produz corrente elétrica quando contraído voluntariamente. Estas experiências e estudos sobre contração muscular deram início à Neurofisiologia, mas somente ganharam destaque no século 20, com o desenvolvimento de novos métodos e novas tecnologias para captar e registrar os sinais elétricos (BASMAJIAN, 1976).

O mérito no desenvolvimento de novas técnicas, como a eletromiografia, para captar e registrar os potenciais elétricos gerados pelo músculo, quando em atividade muscular, se

deve aos fisiologistas ingleses e norte-americano Adrian, Bronk e D. Denny-Brown. (BASMAJIAN, 1976).

Esses potenciais elétricos são denominados sinais elétricos ou eletromiográficos (EMG) e são amplamente utilizado como um meio para se ter acesso aos processos fisiológicos envolvidos na produção de movimentos.

As informações extraídas do sinal EMG fornecem subsídios para a análise da atividade muscular. Vários métodos foram gerados para se analisar sinais EMG, tendo como base o conhecimento visual ou automático do início e fim da contração muscular, onde se determinam as atividades eletromiográficas do sinal EMG, evitando que informações desnecessárias existentes no sinal sejam processadas inutilmente, ou, na pior das hipóteses, acarretando erros na análise (ANDRADE, 2000).

De posse do conhecimento do *burst*, do sinal isolado, ficou possível proceder-se várias análises dos sinais EMG, a saber:

- Avaliação de postura e movimento (HODGES; BUI, 1996);
- Controle ou monitoramento dos movimentos rítmicos, como a caminhada, a mastigação ou respiração (ABBINK; VAN DER BILD; VAN DER GLAS, 1998);
- Controle de coordenação motora, na identificação de diferentes ações executadas simultaneamente pelo mesmo músculo (STAUDE, WOLF, 1999);
- Auxílio de usuários de próteses de mãos artificiais, no controle do movimento (MICERA; VANNOZZI; SABATINI, 2001);

O conhecimento preciso dos *bursts* de EMG é de relevante interesse para os processos e métodos citados, bem como para viabilização de novos desenvolvimentos. Assim, é importante que se busquem cada vez mais novos processos computacionais automáticos que permitam uma detecção precisa de tais *bursts*, de forma a facilitar seu uso por profissionais da

área médica que possuam pouco conhecimento e fluência no desenvolvimento de programas computacionais aplicativos e em tratamento e análise de sinais digitalizados.

1.2 Justificativa do trabalho

Apesar de existirem vários métodos para detecção de pacotes de EMG, alguns apresentam resultados não satisfatórios quanto à precisão de captura do início e fim das atividades EMG, oriundos, por exemplo, de valores padronizados de média e desvio padrão aplicados a sinais muitas vezes com características não padronizadas. Tais métodos, quando trabalhados com sinais padrões simulados, apresentam resultados excelentes, mas, aplicados a sinais reais muitas vezes não atendem as expectativas a eles depositadas.

Assim, justifica-se um estudo dos aspectos fisiológicos do sinal EMG, bem como o estudo dos métodos de detecção de atividade muscular (apresentados nos capítulos seguintes), como finalidade de fornecimento de subsídios para uma proposta de um modelo matemático para detecção automática do início e do fim da atividade muscular.

1.3 Objetivo

O presente estudo tem como objetivo específico o que segue:

- Determinar um valor para o limiar mínimo de início de atividade muscular, utilizando critérios estatísticos baseado na distribuição de amplitudes do sinal (Curva de Gauss);
- Determinar o tamanho da janela de busca melhorando a precisão;
- Levantar parâmetros estatísticos (média, desvio padrão) efetivos que permitam a detecção fiel do início e fim de atividades musculares através de arquivos com sinais reais de eletromiografia;

- Projetar e implementar um algoritmo computacional que identifique automaticamente os *bursts* desejados;
- Projetar e implementar uma interface homem-máquina para monitoramento e detecção dos pacotes de EMG.

1.3.1 Metas

Para se atingir os objetivos propostos, apresenta-se neste trabalho o desenvolvimento de um software para detecção automática de início e fim da atividade muscular, obedecendo os seguintes estágios:

- 1º estágio** Leitura dos sinais eletromiográficos, a partir de arquivos contendo os dados de aquisição;
- 2º estágio** Submissão do sinal a um filtro pra eliminação das frequências fora da banda do sinal, ou que não sejam relevantes para posteriores análises;
- 3º estágio** Retificação do sinal;
- 4º estágio** Cálculo do histograma;
- 5º estágio** Cálculo da média e do desvio padrão do sinal;
- 6º estágio** Cálculo do limiar e determinação do tamanho da janela de busca, obtendo-se o critério para a determinação objetiva do *burst*.

1.4 Estrutura desta dissertação

A estratégia escolhida para atingir os objetivos descritos, está relatada em cada um dos capítulos deste trabalho. Estruturalmente este texto será dividido da seguinte forma:

- Capítulo 1: apresentação da motivação, dos objetivos e da estrutura do trabalho;
- Capítulo 2: apresentação das bases teóricas;

- Capítulo 3: estado da arte;
- Capítulo 4: apresentação da proposta, especificação e desenvolvimento de um aplicativo para detecção de atividade eletromiográfica;
- Capítulo 5: avaliação do aplicativo proposto no Capítulo 4 e apresentação dos resultados coletados com sinais eletromiográficos reais;
- Capítulo 6: conclusões finais e sugestões para trabalhos futuros que poderão ser realizados a partir do presente estudo.

Capítulo 2

ELETROMIOGRAFIA

2.1 - Introdução

A Eletromiografia é uma técnica que permite o estudo do processo de contração muscular através da captação do chamado sinal Mioelétrico (ME) ou sinal Eletromiográfico (EMG), que por sua vez é uma manifestação de uma atividade neuromuscular associada a uma contração muscular, proveniente dos potenciais de ação que percorrem as diversas fibras musculares (DE LUCA, 1997). Esta encontra aplicações clínicas nas áreas de Anatomia, Reabilitação, Fisioterapia, Esportes, Educação Física, Medicina, Odontologia, Fonoaudiologia, dentre outras.

O equipamento que detecta e processa o sinal EMG, é denominado Eletromiógrafo. Trata-se de um instrumento de apoio para o diagnóstico de patologias neuromusculares, auxiliando os profissionais que atuam nestas áreas (CLARYS; LEWILLIE, 1992).

Segundo o autor, atualmente, além das análises clínicas, o sinal EMG pode ser utilizado para outros fins, como por exemplo, no controle de equipamentos utilizados em engenharia de reabilitação.

Este capítulo tem por finalidade analisar a origem do sinal EMG, bem como suas principais características, no processo de contração muscular, incluindo a fisiologia das partes envolvidas e a geração dos potenciais de ação musculares, que somados representam o

EMG. Serão mencionadas também as formas de detecção, condicionamento e processamento deste sinal, detalhando suas aplicações.

2.2 – Neurônio

É a célula nervosa delimitada por uma membrana celular semipermeável, responsável pela capacidade dessa célula de transmitir informações (ORTOLAN, 2002).

O neurônio apresenta constituição morfológica dividida em três porções com funções distintas: o corpo celular ou soma, os dendritos e o axônio (SCHMIDT, 2003).

O corpo celular é a porção que contém citoplasma, núcleo e organelas. Em um neurônio motor que comanda diretamente a contração das fibras musculares, o corpo celular está entre os dendritos e o axônio. Já nos neurônios sensoriais localiza-se discretamente a margem do axônio (Figura 2.1) (BELTRAMINI, 1999).

Os dendritos são processos celulares, tipicamente curtos e altamente ramificados de maneira a oferecer amplas áreas de contato para recepção de informação. Estas são especializadas em

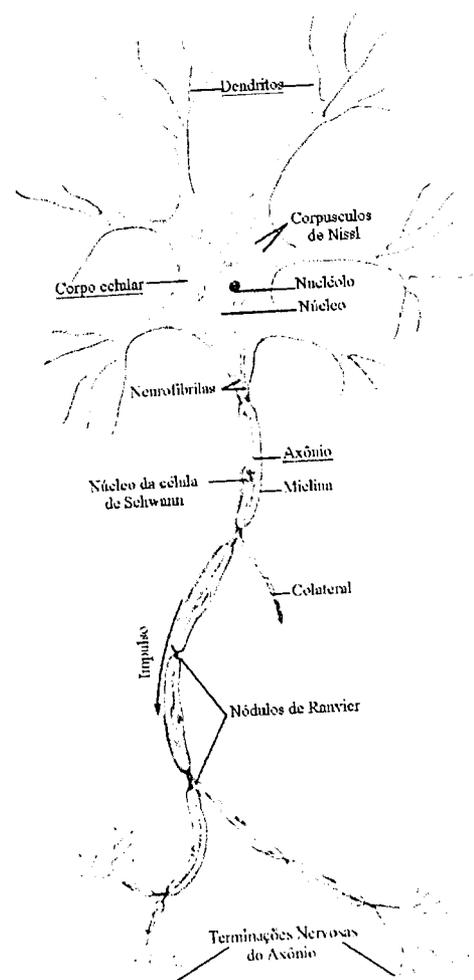


Figura 2.1- Neurônio motor.

receber informações e enviar estímulos para o corpo celular. Os impulsos nervosos são conduzidos do corpo celular para outros neurônios ou glândulas através do axônio. Este em sua extremidade ramifica-se formando os seus terminais, que contêm microestruturas chamadas botões sinápticos. Quando estas estruturas recebem um impulso nervoso liberam neurotransmissores, que são substâncias químicas que transmitem sinais para outro (GUYTON, 1992; GUYTON; HALL, 2002).

2.3 – Potencial de ação

O potencial de ação pode ser definido como uma reação eletroquímica responsável pela condução dos sinais nervosos nos neurônios, podendo ser descrito como variações muito rápidas dos potenciais externo e interno da membrana da célula nervosa. As sucessivas fases do potencial de ação, segundo GUYTON (1992), são as seguintes:

- **Repouso:** A membrana celular neural é relativamente impermeável aos íons de Sódio (Na^+). Em contrapartida é bastante permeável aos íons de Potássio (K^+). Dada a alta concentração de K^+ no interior da membrana, estes íons difundem-se para o exterior, provocando a passagem de cargas positivas para fora da fibra, mas deixando muitos íons protéicos no seu interior. Desta forma, em repouso a membrana gera um potencial de membrana negativo, da ordem de -70 mV no interior da fibra.
- **Despolarização:** Algum estímulo, de qualquer natureza (químico, elétrico, térmico ou mecânico), pode aumentar subitamente a permeabilidade da membrana aos íons Na^+ iniciando o potencial de ação. Estes íons movem-se rapidamente para o interior da célula, carregando cargas positivas, o que produz a positividade nesta região dentro do neurônio.
- **Repolarização:** Após a total despolarização desta área da célula, a membrana torna-se novamente impermeável ao Sódio (Na^+), embora continue permeável ao potássio

(K⁺). Em virtude da alta concentração de íons positivos no interior da célula nervosa, grandes quantidades do íon potássio (K⁺) voltam a se difundir para o meio externo, tornando esta região no interior da célula nervosa novamente negativa. Nesta situação o neurônio torna-se novamente apto a transmitir um novo impulso nervoso.

Na figura 2.2 (ORTOLAN, 2002) está representada a variação da tensão de uma membrana nervosa durante o potencial de ação, indicando as três fases:

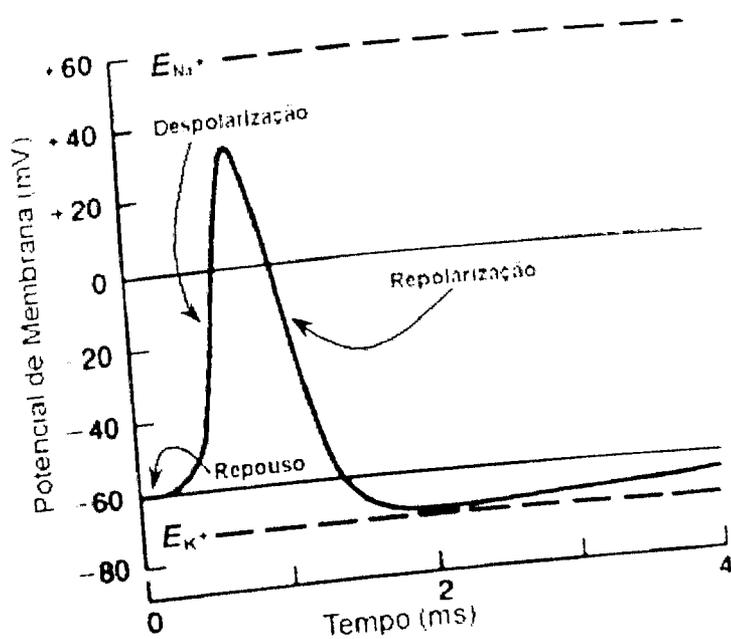


Figura 2.2 - Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação.

2.3.1 – Propagação do Potencial de Ação

Enquanto a fibra nervosa permanecer sem estímulo, nenhum potencial de ação ocorre no nervo normal. Contudo, a partir de um estímulo inicial mecânico, físico e/ou eletroquímico a membrana nervosa responde com um potencial de ação, que se difunde para as regiões próximas provocando ali outro potencial de ação e, assim, sucessivamente causando a propagação de uma onda não atenuada com uma velocidade de até 150 ms. Após a ocorrência do potencial de ação, durante alguns milissegundos, a membrana fica incapaz de

gerar outro potencial de ação, independente da intensidade da despolarização imposta. Este intervalo de tempo é chamado de período refratário (FOSS; KETEVIAN, 2000)

2.4 – Unidade Motora

A unidade motora é o termo utilizado para descrever a menor unidade muscular controlável (Figura 2.3). É constituída por um neurônio motor localizado no corno anterior da medula espinhal, seu axônio, suas junções neuromusculares, e todas as fibras musculares innervadas por este axônio (BELTRAMINI, 1999).

Cada neurônio inerva um conjunto de fibras musculares, de modo que não é possível ativar voluntariamente uma única fibra muscular, já que o mesmo impulso que a ordena, também ordena outras fibras musculares. A unidade motora é, portanto, a menor unidade funcional do sistema neuromuscular, e objeto principal de estudo da eletromiografia.

Cada músculo, dependendo de suas características e funções, possui diferentes proporções de unidades motoras.

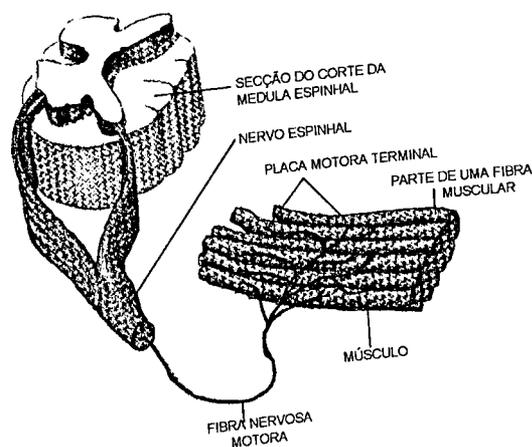


Figura 2.3- Unidade Motora.

O corpo celular de um neurônio vai funcionar como um capacitor, ele vai acumulando certa carga elétrica, até chegar a aproximadamente 20 a 30 mV. Quando chegar nessa voltagem ele manda o sinal através do axônio. Esse potencial, que é o estímulo, é

chamado de potencial de ação. Quando um neurônio motor envia um potencial de ação, todas as fibras musculares da sua unidade motora são estimuladas.

No entanto, não são estimuladas simultaneamente ocorrendo pequenos atrasos entre as contrações. Há dois motivos para estes atrasos: um deles ocorre por causa dos diferentes tempos de propagação das várias ramificações do axônio do neurônio motor; outra situação, que defasa os potenciais de ação musculares, está relacionada à natureza aleatória das descargas de acetilcolina nas junções neuromusculares (GUYTON, 1992).

O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação nas n fibras de uma unidade motora é chamado de Potencial de Ação da Unidade Motora (*Motor Unit Action Potential - MUAP*) (FARINA et al, 2003).

A Figura 2.4 (BASMAJIAN ; DE LUCA, 1985) é uma representação esquemática da geração do MUAP representada por $h(t)$.

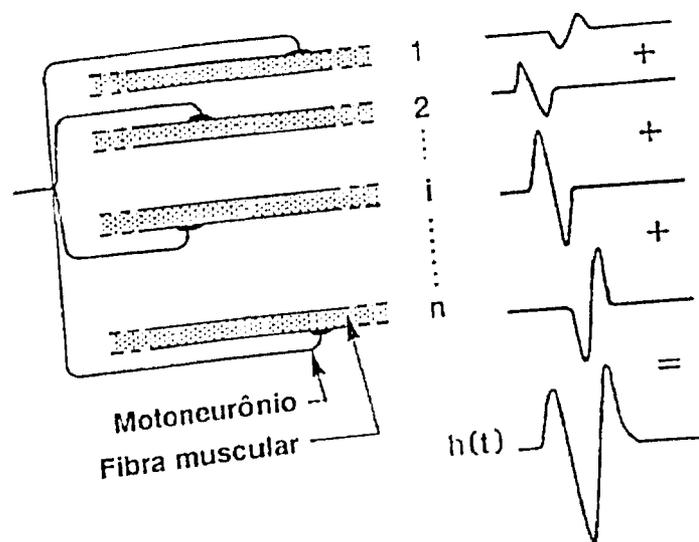


Figura 2.4 - Representação esquemática da geração de um MUAP .

A duração de um MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms com amplitudes na faixa de 100 μ V a 2 mV e banda de frequência de 5 Hz a 10 kHz. O MUAP é usado clinicamente

para detecção de miopatias, lesões neurogênicas e outras desordens musculares (SCHMIDT, 2003).

Pelo fato do MUAP ter um período relativamente pequeno (2 a 10 ms), as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar uma contração muscular por períodos maiores. Esta seqüência de MUAPs é denominada Trem de Potenciais de Ação da Unidade Motora (*Motor Unit Action Potential Train-MUAPT*) (Figura 2.5).

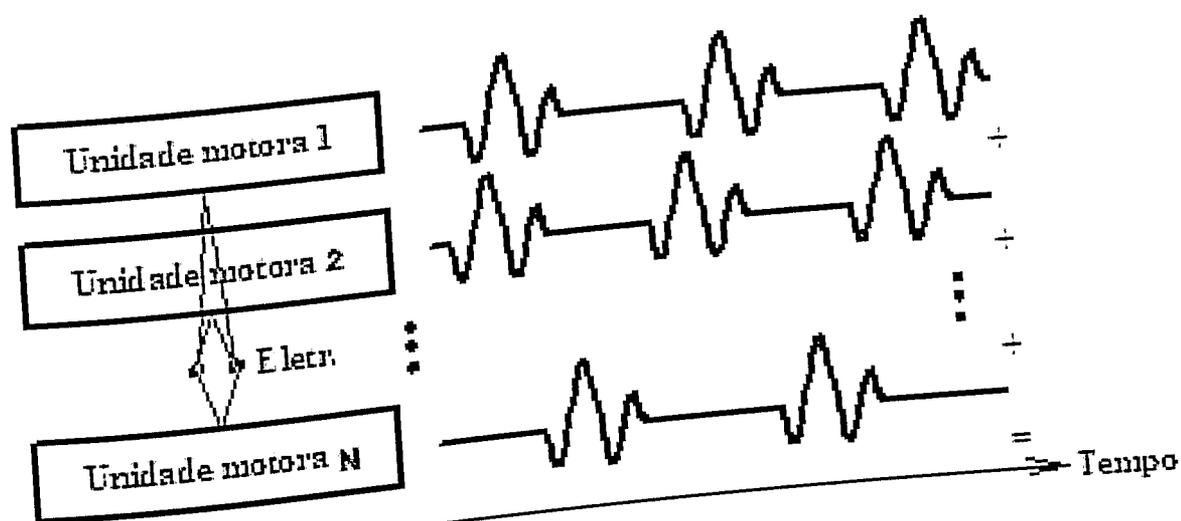


Figura 2.5 - Representação esquemática da geração de um MUAPT.

Os MUAPTs de cada unidade motora são diferentes devido às variações nas seqüências de acionamento de cada unidade e as diferentes características dos MUAPs de cada unidade.

Como os músculos contêm fibras musculares de várias unidades motoras, a captação de um MUAPT isolado só pode ser obtida se forem recrutadas apenas as fibras de uma única unidade motora na vizinhança do eletrodo. Esta situação só ocorre em contrações musculares muito fracas (STEGEMAN ; LINSSSEN, 1992).

2.5 – Músculo

É um tecido especializado para contração, operando como "motor" do corpo, produzindo forças mecânicas que tornam possíveis as diversas atividades tais como a locomoção, manipulação de objetos, circulação de sangue, propulsão de alimentos através do tubo digestivo entre outros.

As células musculares são longas e estreitas sendo chamadas de fibras. As fibras musculares estão arranjadas em camadas, geralmente rodeadas por tecido conjuntivo constituindo os músculos. Estes, histologicamente, são constituídos por três tipos de tecido muscular: esquelético, liso e cardíaco (BELTRAMINI, 1999).

Abordaremos somente o músculo esquelético devido este ser o foco de nossa pesquisa.

2.5.1 – Músculo Esquelético

Ligado aos ossos, contraem-se voluntariamente, permitindo todos os movimentos do corpo humano. Possui uma aparência "listrada", com listras escuras e claras ou estriações, sendo também chamado de músculo estriado (BELTRAMINI, 1999). É composto por vários fascículos (feixes) musculares, e estes são formados por células chamadas de fibras musculares, que possuem a forma de um cilindro com diâmetros variando entre 10 e 80 μm . Cada fibra é constituída por centenas de miofibrilas, núcleos celulares e pelo retículo sarcoplasmático, envoltos em uma membrana plasmática chamada de sarcolema (Figura 2.6) (BELTRAMINI, 1999).

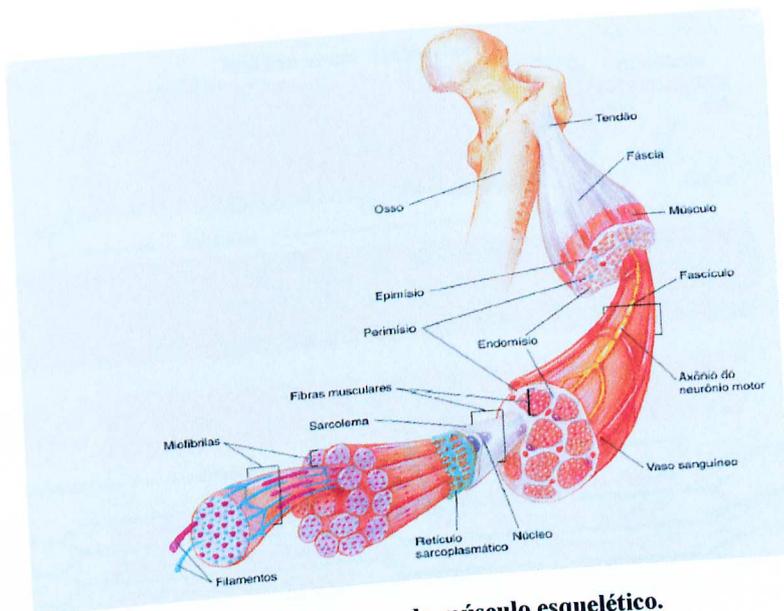


Figura 2.6 – Estrutura do músculo esquelético.

O retículo sarcoplasmático, por sua vez, armazena grande concentração de íons de cálcio (Ca^{++}) e tem como função liberar estes íons durante o processo de contração muscular (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2000).

As miofibrilas são compostas miofilamentos, que são constituídos por filamentos grossos, que são as proteínas de miosina, também chamada de banda A (anisotrópica), sendo esta a faixa escura. Os filamentos mais finos, a actina, são denominadas de banda I ou isotrópica sendo estas as faixas claras. Os filamentos de actina e miosina estão dispostos ao longo da fibra muscular e se sobrepõe conforme indicado na Figura 2.7 (GUYTON; HALL, 2002).

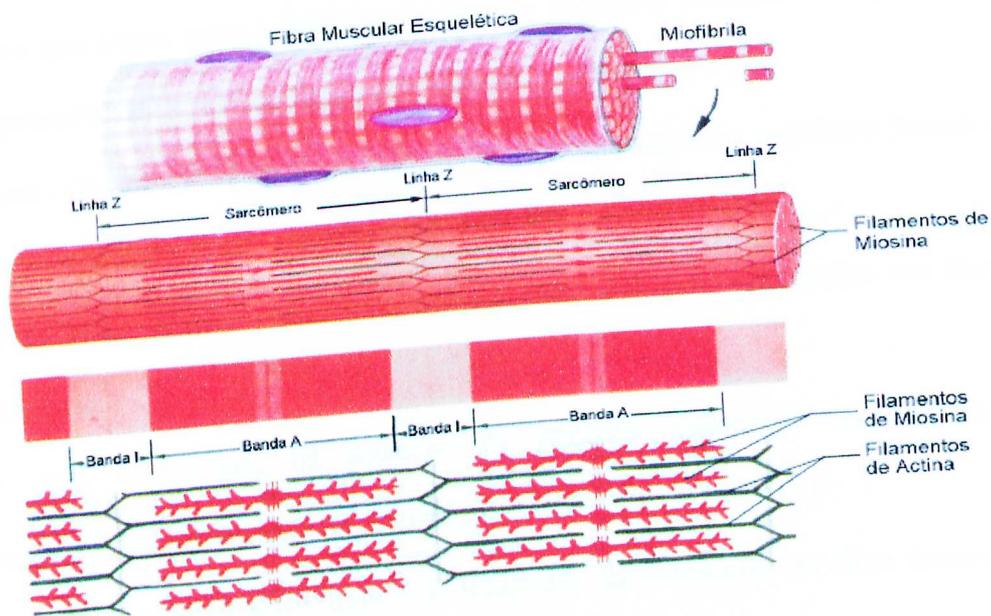


Figura 2.7 - Constituição das fibras musculares esqueléticas (Beltramini, 1999).

As fibras musculares esqueléticas são usualmente classificadas, de acordo com suas diferenças estruturais e funcionais em (GUYTON; HALL, 2002):

- a) Fibras de contração rápida: tipo II, brancas, sendo organizadas para potência, velocidade, para contrações rápidas que necessitam de potência elevada, podendo suportar trabalhos de segundos a um minuto.
- b) Fibras de contração lenta: tipo I, ou ainda, vermelhas, são organizadas para resistência, para gerar energia aeróbica, permite força de contração prolongada por muitos minutos ou horas.

2.6 – Contração Muscular

A contração muscular é provocada pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior da fibra muscular. O deslizamento dos filamentos é provocado pelo potencial de ação e como já observado, é resultante da mudança no potencial

de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular. O registro dos padrões de potenciais de ação é realizado pela Eletromiografia.

Segundo Guyton (1992) pode-se representar fisiologicamente a seqüência funcional do processo de contração do músculo esquelético, da seguinte maneira:

- Um potencial de ação percorre um axônio motor até suas terminações nas fibras musculares;
- Em cada terminação, há secreção de pequena quantidade da substância neurotransmissora, chamada de acetilcolina;
- Esta substância atua sobre uma área localizada da membrana da fibra muscular. Possui um mecanismo que abre os canais protéicos que permite a entrada de íons de sódio, produzindo assim um potencial de ação na fibra muscular;
- O potencial de ação se propaga ao longo da membrana da fibra muscular; despolarizando a membrana da fibra muscular e penetrando profundamente na interior dessa fibra. Isto faz com que o retículo sarcoplasmático libere grande quantidade de íons cálcio que ficam armazenadas no interior das miofibrilas;
- Os íons de cálcio geram forças atrativas entre os filamentos de actina e miosina, fazendo com que deslizem um em direção ao outro, o que constitui o processo contrátil;

Após uma fração de segundos, os íons cálcio são bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático, onde permanecem armazenados até que ocorra novo potencial de ação muscular, termina a contração muscular.

2.7 – Tipos de contração muscular

Durante os movimentos realizados pelos grupos de músculos podem ocorrer contração do tipo isométrica ou isotônica (GUYTON, 1992):

- a) **Isométrica:** Também chamada de estática ou de sustentação, não provoca movimento ou deslocamento articular, o músculo exerce um trabalho estático. Tem como característica baixo consumo calórico, média duração e a energia utilizada durante esta contração é dissipada sob a forma de calor. Em virtude disso, apresenta rápido ganho de força. Um exemplo é o trabalho realizado pelo músculo bíceps braquial ao segurar uma carga pesada com os cotovelos em flexão.
- b) **Isotônica:** Conhecida por contração dinâmica, provoca movimento ou deslocamento articular. Tem como característica alto consumo calórico e rápida duração. Divide-se em dois tipos: *Concêntrica (Fase positiva do movimento)* - neste tipo de contração o músculo realiza um movimento com aproximação de suas inserções (encurtamento) provocando aceleração; e *Excêntrica (Fase negativa do movimento)* - ao realizar o movimento o músculo alonga-se, ou seja, as inserções se afastam provocando desaceleração.
- c) **Isocinética:** é um tipo de contração na qual utiliza-se um equipamento especial. É diferenciada da isotônica, porque combina também as características da contração isométrica proporcionando uma sobrecarga muscular com velocidade (e.g treinamento com pesos). Teoricamente, desse tipo torna possível ativar o maior número de unidades motoras e sobrecarregar sistematicamente os músculos com suas capacidades de produção de força durante o movimento, até mesmo nos ângulos articulares relativamente “mais fracos” (FISIOWEB, 2004).

2.8 - O sinal Eletromiográfico (EMG)

O sinal EMG é resultante da junção de vários potenciais de ação gerados pelas fibras musculares, quando estas são excitadas por neurônios motores. A Figura 2.8 é uma representação do sinal EMG.

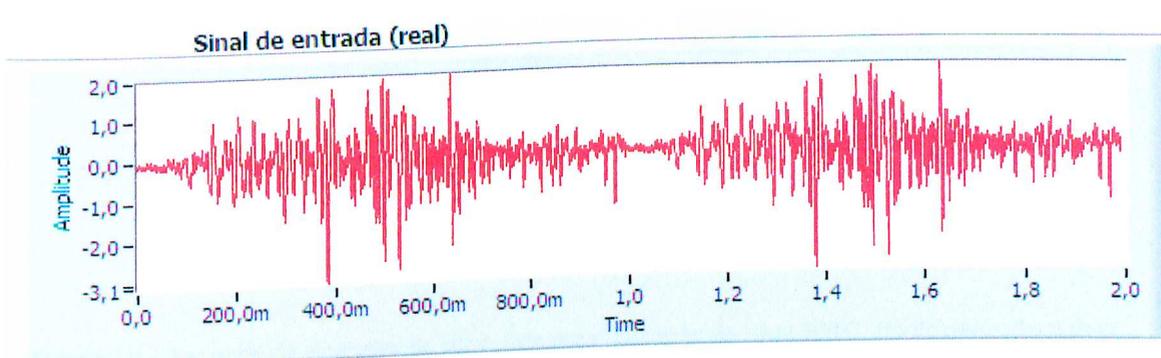


Figura 2.8 – Sinal EMG.

2.8.1 - Características do sinal EMG

O sinal EMG é de natureza estocástica (randômica) e pode ser representado por uma função de natureza Gaussiana. A amplitude do sinal pode variar de 0 a 10 mV (pico a pico) ou de 0 a 15 mV (RMS- *Root Mean Square*²). A maior parte da energia útil do sinal é limitada na faixa de frequência compreendida entre 0 a 500 Hz, com energia dominante na faixa entre 50-150 Hz. (DE LUCA, 2002).

2.8.2 - Detecção dos sinais EMG

A detecção dos sinais EMG é feita através de eletrodos. O tipo de eletrodo utilizado depende do tipo de músculo a ser estudado. Para músculos grandes e superficiais, são utilizados eletrodos de superfície (Figura 2.9), e para músculos pequenos e superficiais, ou situados entre ou abaixo de outros músculos, pode ser utilizado eletrodos intramusculares (Figura 2.10) (TÜRKER, 1993).

² Valor RMS: valor alternado (com sinal na região negativa e positiva) cuja potência aplicada a uma determinada carga produziria o mesmo efeito (aquecimento) que o produzido por um valor contínuo. Como não se calcula o valor médio de um sinal alternado (que quase sempre é zero), utiliza-se o valor RMS para se ter a noção de potência fornecida ou contida em um sinal deste tipo, como, por exemplo, um sinal EMG.

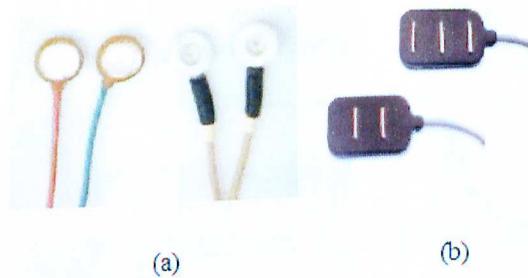


Figura 2.9 – Exemplo de eletrodos de superfície para captação do sinal EMG. (a) Passivos;(b) Ativos (simples diferencial e duplo diferencial) (Sá, 2004).

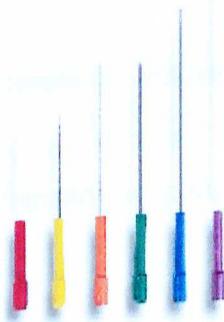


Figura 2.10 - Exemplo de eletrodos intramusculares para captação do sinal EMG (Sá, 2004).

Além da seleção do tipo de eletrodo adequado, deve-se considerar ainda seu posicionamento na área de interesse. O mau posicionamento dos eletrodos pode implicar na obtenção de sinais que não representem a realidade, podendo provocar, dessa forma, avaliações errôneas. Segundo De Luca (1997), a amplitude e espectro de frequência do sinal de EMG são afetados pela localização dos eletrodos (Figura 2.11) em relação à zona de inervação (eletrodo acima), a junção de miotendínea (eletrodo abaixo) e a extremidade lateral do músculo (eletrodo no meio direito). O local preferido está no meio do músculo entre a zona de inervação e a junção de miotendínea. Nesta localização o sinal EMG com maior amplitude é detectado.

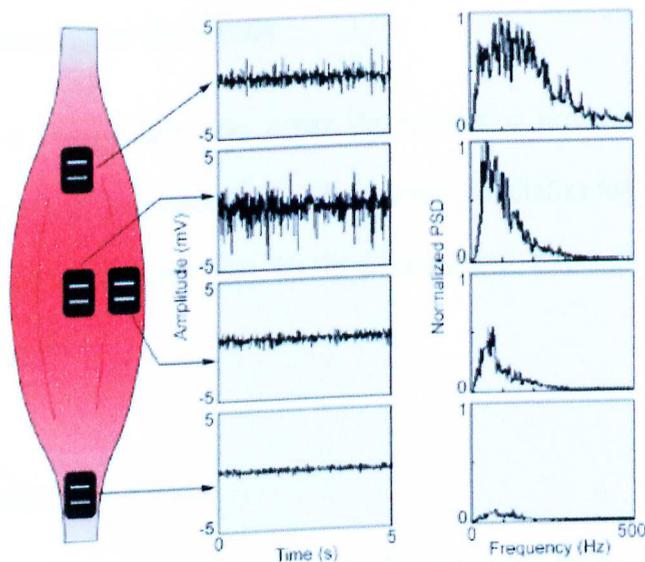


Figura 2.11 - Exemplo de posicionamento de eletrodos.

Alguns cuidados a serem tomados no posicionamento dos eletrodos (DE LUCA, 1997):

- O fenômeno de *cross-talk*³ devido a proximidade entre os músculos pode ser minimizado selecionando o tamanho adequado dos eletrodos e a separação ideal entre eles;
- É preferível a escolha de áreas que não obstruam a visão ou a movimentação;
- Sempre que possível, os eletrodos devem ser posicionados paralelamente às fibras, maximizando dessa forma a sensibilidade e a seletividade;
- É preferível a escolha de regiões de fácil localização, ou seja, que possuam boas referências anatômicas, para facilitar o posicionamento dos eletrodos durante os experimentos.

³ Cross-Talk: Uma perturbação, causada por interferência eletromagnética, ao longo de um circuito.

2.8.3 - Condicionamento de Sinais

Para que o computador seja capaz de receber e processar os sinais elétricos analógicos, eles devem ser propriamente condicionados e digitalizados.

O processo de condicionamento dos sinais é composto basicamente pelas etapas de amplificação e filtragem.

2.8.3.1 - Amplificação

Na etapa de amplificação, além de amplificar o sinal, devem-se eliminar os ruídos. Para isto, o sinal detectado em dois pontos é subtraído e sua diferença amplificada (Figura 2.12). Como resultado desta amplificação, chamada de **amplificação diferencial**, qualquer sinal “comum” nos pontos de detecção será removido e sinais distintos serão diferencialmente amplificados (DE LUCA, 2002). Qualquer sinal que se origine longe dos pontos de detecção, aparecera como um sinal comum, enquanto que sinais próximos a superfície de detecção serão distintos, portanto serão amplificados.

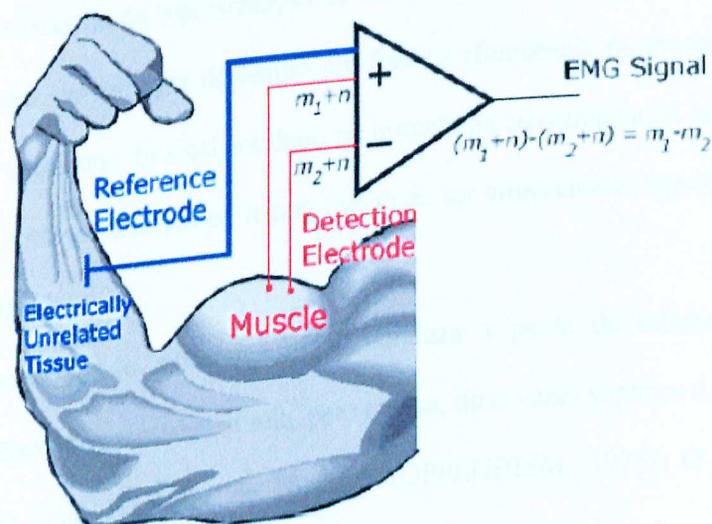


Figura 2.12 - Configuração de um amplificador diferencial.

2.8.3.2 - Filtragem

O filtro deve ser projetado levando-se em consideração a maior parte da energia do sinal EMG que está compreendida na faixa de 20 a 500 Hz. Além de limitar a faixa do sinal para análise, o filtro tem ainda o papel de eliminar ruídos e evitar o efeito *aliasing*⁴ sobre o sinal.

2.8.4 - Digitalização do Sinal

Com a evolução dos métodos de processamento digital, tornou-se necessária, para que os dados sejam lidos pelo microcomputador, a transformação do sinal mioelétrico que é contínuo em sinal discreto. A transformação de sinais contínuos em discretos é realizada por digitalização. O processo de digitalização de um sinal analógico é realizado por um dispositivo conhecido como um Conversor Analógico-Digital (*Analog-to-Digital Converter* - ADC). Este dispositivo é um componente comum de produtos eletrônicos modernos e o seu uso é altamente variado e difundido; é importante que cada aplicação seja avaliada considerando as vantagens e limitações do ADC especificado (DE LUCA, 2002).

A digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma seqüência de amostras, selecionadas em espaços de tempo pré-fixados (frequência de amostragem). Cada amostra traduz a amplitude do sinal contínuo no instante da amostragem. A seqüência de amostras constitui um sinal discreto no tempo que pode ser armazenado, reproduzido e processado de forma digital.

Para que o processo de amostragem não conduza a perda de informação, é necessário que a frequência de amostragem seja, pelo menos, duas vezes superior à máxima frequência presente no sinal (Teorema de Nyquist) (OPPENHEIM, 1975). O registro

⁴ Aliasing: Refere-se aos sinais de "sombra" que parece existirem quando a taxa de frequência não é suficientemente grande. Para evitar deve-se filtrar o sinal eliminando as altas frequências.

eletromiográfico caracteriza-se normalmente, por uma frequência máxima em torno de 500 Hz. A taxa de amostragem deverá ser, portanto, de pelo menos 1000 Hz. A opção de uma taxa de amostragem de 2000 Hz garante uma margem de segurança adequada, para se analisar atividades musculares.

2.9 – Conclusão

Na elaboração da metodologia proposta no presente estudo, sentiu-se a necessidade de compreender todos os eventos envolvidos na geração do sinal EMG. Com isso a análise e o estudo das características do sinal EMG, a fisiologia do processo de contração muscular, o mecanismo de geração dos potenciais de ação, sua captação e representação gráfica, fundamentaram a construção deste capítulo. Ampliando também nosso entendimento quando a importância da aplicabilidade deste sinal como uma ferramenta de diagnóstico, avaliação, documentação científica nas diversas áreas da saúde, além de auxiliar no controle de métodos, técnicas e equipamentos na reabilitação de pacientes, assim como, na proposição de processos de tratamento.

No próximo capítulo serão apresentados os métodos existentes na literatura para detecção de início e fim de contração muscular.

Capítulo 3

DETECÇÃO DE ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS

3.1 – Introdução

Este capítulo tem como finalidade apresentar os principais métodos estatísticos existentes para determinação de início e fim da atividade eletromiográfica e suas aplicações mais relevantes.

A determinação das informações contidas no sinal EMG é fundamental para apoio ao diagnóstico de diversas patologias, bem como, são de suma importância para o controle de próteses artificiais, de onde, a partir do EMG, se pode determinar a intenção do tipo de movimento que os usuários desejam executar (MICERA et al, 2001). Assim, antes de iniciar a avaliação dos movimentos ou patologias, é necessário que se implementem sistemas e métodos que permitam determinar os *bursts* (início e fim de atividades eletromiográficas) de EMG contidos em um determinado sinal, o qual é o objetivo específico desta dissertação.

Neste capítulo destacaremos os principais métodos de detecção automática da atividade eletromiográfica, que subsidiaram a elaboração da metodologia aplicada no presente estudo.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

3.2 - Métodos de detecção de atividades EMG

Para que se possam extrair as informações do sinal EMG, um dos métodos mais utilizados é a detecção de intervalos de contração muscular (*bursts* de EMG). Neste método, a utilização de técnicas de janelamento (ABBINK; VAN DER BILT; VAN DER GLAS, 1998) (BONATO; D'ALESSIO; KNAFLITZ, 1998) (SOARES et al, 2003) é fundamental para a exclusão de informações desnecessárias, permitindo uma determinação mais precisa do início e fim das atividades eletromiográficas (ANDRADE, 2000).

3.2.1 - Métodos Tradicionais

Alguns métodos referentes à técnica de detecção do início e fim da contração muscular, foram propostos na literatura, apresentando suas vantagens e desvantagens. A técnica de detecção em que esses métodos se baseiam é na determinação visual por um especialista humano ou pela determinação automática dada por um modelo matemático computacional.

3.2.1.1 - Método visual

O método visual é baseado na habilidade e experiência de um especialista, pela análise do registro do sinal visualizado na janela de um aplicativo computacional.

Assim, o especialista detecta visualmente o início e fim da atividade eletromiográfica para posterior análise computacional ou humana (STAUDE; WOLF, 1999).

Este método de detecção pode não ser o mais preciso e o mais rápido, mas, mesmo assim, atende aos profissionais, onde o tempo e os valores não são fatores determinantes, ou necessários. Nos casos onde se necessita de uma resposta em tempo real, e/ou, com precisão, este método não é o indicado (MICERA et al, 2001).

3.2.1.2 - Método automático

A utilização do método automático vem crescendo nos últimos 20 anos e, cada vez mais, vêm ganhando adeptos em virtude da obtenção de valores com maior velocidade e precisão.

Para a detecção dos *bursts* de EMG, o método automático pode se basear no cálculo da média e do desvio padrão dos pontos do sinal digitalizado. Para tanto, utiliza-se a técnica de janelamento do sinal para detecção do início e fim da atividade eletromiográfica que atenda os requisitos da média e do desvio padrão pré-ajustados e pré-calculados pelo próprio sistema, inclusive este método foi implementado no presente estudo.

3.3 – Os principais métodos automáticos utilizados para a detecção de atividade eletromiográfica

I- Em 1998, foi proposto por Bonato, D'Alessio e Knaflitz (BONATO; D'ALESSIO; KNAFLITZ, 1998) um método cujo objetivo foi de apresentar um duplo limiar para detecção da contração muscular, desenvolvido para análise de caminhada. Este método utiliza três parâmetros fundamentais:

1. a probabilidade de falso alarme (P_{fa});
2. probabilidade de detecção (P_d);
3. tempo de resolução.

Neste estudo, os autores primeiramente desenvolveram um algoritmo e descreveram diferentes estratégias para selecionar os parâmetros, e assim o desenvolvimento do procedimento proposto é avaliado por médias de simulações computadorizadas, e finalmente

eles relataram um exemplo para aplicação dos sinais mioelétricos registrados durante a caminhada.

Estatisticamente o detector de duplo limiar utilizado neste estudo, apresentou resultados satisfatórios em relação ao detector de um único limiar. A caracterização do detector de duplo limiar proposto demonstrou-se viável e apresentou resultados possíveis de padronização de parâmetros de janelamento, desvio padrão e erros percentuais.

Os resultados demonstraram que este método de detecção é satisfatório em várias linhas de pesquisas aplicadas, bem como na prática clínica.

II- Abbink, Van Der Bilt e Van Der Glas em 1998, propuseram um método de detecção automática do início e fim da atividade eletromiográfica para movimentos musculares rítmicos. Neste método, o limiar do sinal EMG é calculado de modo que as amplitudes do sinal excedem este valor, indicando a atividade eletromiográfica.

O limiar é determinado utilizando critérios estatísticos baseados na distribuição de amplitude do sinal EMG. Este método foi aplicado em músculos de mastigação, os sinais apresentados possuem uma boa relação sinal/ruído.

Este método pode ser utilizado para alguns sinais EMG, contendo *bursts* cíclicos, podendo ser aplicados em estudos de movimentos rítmicos, tais como: mastigação, caminhada e respiração.

Concluíram os autores que um método automático de detecção de *burst* EMG possui a vantagem de que uma grande quantidade de dados EMG podem ser facilmente e objetivamente processados.

III- Um outro método apresentado na literatura que estima o início da contração muscular através de sinais EMG foi proposto por Micera et al (1998), chamado de teste de Razão de Probabilidade Generalizada (*Generalized Likelihood Ratio- GLR*).

O algoritmo proposto pelos autores, demonstra ser razoavelmente preciso, mesmo para baixos níveis de atividade EMG.

Este estudo lida com pesquisas clínicas para o controle de próteses, onde as seguintes tarefas baseadas nos sinais EMG processados ocorrem:

- a) a identificação exata do instante em que o músculo passa do estado relaxado para o estado contraído (início de detecção);
- b) características de extração baseadas nos sinais segmentados (*burst*);
- c) classificação de padrões.

Como citado por Micera et al (1998), as pesquisas envolvendo os métodos computacionais para a determinação do início da atividade EMG, mostraram que o algoritmo básico, envolvendo a identificação do ponto onde a média de um número específico de amostras, excede a linha do nível de contração por um número específico de desvio padrão (em torno do valor da média mais três vezes o desvio padrão).

O critério principal de muitos métodos é que a potência relativa do sinal EMG de um músculo contraído é muito maior do que a potência de um sinal EMG quando o mesmo músculo está relaxado. Algumas variantes do mesmo princípio são registrados para análise de movimentos de membros artificiais.

Micera et al (1998) mostraram as considerações de dois métodos diferentes: o algoritmo A e B, aplicados no processamento dos controles baseados em EMG para membros artificiais. O algoritmo A primeiramente estima a média μ_0 e o desvio padrão σ_0 do sinal EMG quando o músculo está relaxado (acredita-se que o início da contração ocorre quando três amostras consecutivas são maiores do que o nível do limiar dependendo de μ_0 e σ_0).

Somente quando o desvio padrão σ_1 do músculo contraído é significativamente maior do que σ_0 , a detecção subentendida pode ser mantida com limites aceitáveis. O procedimento do algoritmo B se baseia no cálculo do tempo integral do sinal EMG retificado sobre a janela de amostras e depois comparado com um limiar escolhido.

Quando a relação $\rho = \sigma_1 / \sigma_0$ é próxima de um, a degradação do desempenho de ambos os algoritmos A e B motiva uma busca por métodos estatísticos mais sofisticados. Micera et al (1998) supõem que a detecção do início da contração é um problema de hipótese testada, e propõe como solução o uso do teste Razão de Probabilidade Generalizada (GLR).

Concluíram os autores que os experimentos de simulação no computador junto com os resultados de processamento de sinais reais EMG, provaram que os métodos convencionais para detecção de início de contração muscular são razoavelmente precisos quando a diferença entre a potência do sinal EMG no estado relaxado e contraído são relevantes. O teste GLR proposto tem um bom desempenho, mesmo em condições críticas onde a atividade muscular é insignificante.

IV- O método proposto por Merlo, Farina e Merletti (2003) propõem um método baseado na identificação de potenciais de ação de uma única unidade motora de sinais EMG de superfície com o uso da transformada *Wavelet*.

Segundo Merlo, Farina e Merletti (2003), a comparação com os diferentes métodos depende fortemente do modelo de sinal utilizado. A avaliação de desempenho deve ser baseada em uma discussão preliminar do modo de simulação de sinais EMG de superfície.

Um modelo fenomenológico, gerando um sinal estocástico, é baseado no modelo físico e fisiológico do músculo. Por exemplo, o desempenho do método de Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) apresenta-se com um desempenho pior do que os registrados previamente por outros modelos de sinais.

Para instantes de ativação e desativação, os sinais sintéticos utilizados são quase determinísticos (somação de poucas MUPS).

Nos sinais experimentais representativos onde a relação sinal ruído (*Signal-Noise Ratio* –SNR) é alto, a técnica atual e o método de dois limiares proposto por Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) apresentam-se de um modo similar, mas a comparação pode ser apenas qualitativa. O método baseado no envelope parece, ao contrário, não adequado para sinais com pequenos *bursts* contínuos.

O método proposto por Merlo, Farina e Merletti (2003), para detecção de início e fim de atividade muscular oferece um desempenho adequado para aplicações clínicas e é completamente automático sem qualquer intervenção de um operador.

VI – Soares et al em 2003 utilizou um método de detecção de início de contração muscular aplicado em próteses mioelétricas controladas por um sistema de reconhecimento de padrão EMG baseado em redes neurais. Uma das maiores dificuldades enfrentadas por aqueles que utilizam próteses é o grande esforço mental necessário durante os primeiros estágios de treinamento. Quando se trabalha com próteses mioelétricas este esforço aumenta drasticamente, principalmente durante os primeiros meses de fixação.

Neste sentido, os autores decidiram desenvolver um mecanismo para ajudar os pacientes durante o estágio de aprendizagem, desenvolvendo melhores estratégias para o controle mioelétrico e uma melhor técnica para se utilizar nos meses iniciais. Isto envolve não somente um desenvolvimento de melhores métodos para detecção e processamento do sinal EMG, mas também novos meios para conseguir com que o paciente utilize a prótese fixada no seu corpo.

O sistema é baseado em um *hardware* e *software* para detectar e processar sinais eletromiográficos (EMG). Os autores focam o uso de sinais EMG de superfície de um ponto

de corte para controlar quatro funções diferentes de uma prótese de membro superior (controle mioelétrico).

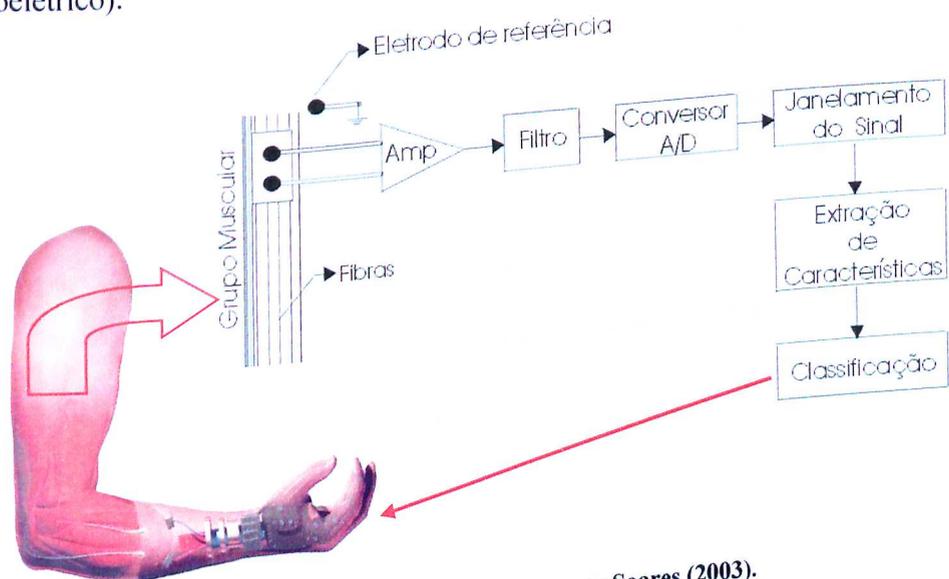


Figura 3.1- Arquitetura do sistema proposto por Soares (2003).

A figura 3.1 mostra a organização e o fluxograma de informações no sistema responsável para gerar os sinais de controle. O sinal EMG detectado por eletrodos de superfície é amplificado e filtrado antes da aquisição de dados. O processamento do sinal EMG é uma tarefa extremamente difícil. Quando se trabalha com esse tipo de sinal, deve-se lembrar que o processo estocástico não tem uma regra formal de formação e sua forma varia frequentemente. Soares et al (2003) propõem aplicar uma metodologia sistemática para extrair características apropriadas (e corrente) do sinal para que se possa utilizá-los nas entradas para redes neurais artificiais, onde os resultados podem então ser utilizados para decidir qual a função será realizada por uma prótese.

O sinal adquirido pode conter áreas de inatividade e é importante descobrir exatamente quando a atividade EMG começou. Isto é alcançado no começo da atividade EMG usando o método de janelamento (neste caso uma janela retangular) para extrair a porção corrente (janela de 200ms). A estratégia dos autores de descobrir os limites da atividade EMG é baseada no valor de limite para a variância do sinal.

V- Em 2004, Xu e Adler propõem um método aperfeiçoado baseado no método de Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) utilizando o detector de duplo limiar. Para os autores, o método de Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) é complexo e computacionalmente caro, necessitando de uma limpeza do sinal.

O método utilizado por Xu e Adler (2004) tem uma sensibilidade maior para detectar o início da atividade EMG. Além disso, o processamento de limpeza do sinal EMG é evitado, reduzindo significativamente o tempo computacional.

3.5- Conclusão

Neste capítulo foram descritos alguns dos principais métodos para detecção de início e fim de atividade eletromiográfica, com suas vantagens, limitações, complexidade e aplicabilidade na pesquisa e na prática. O conhecimento e análise destes métodos contribuíram sobremaneira para um entendimento seguro das metodologias a serem aplicadas em Eletromiografia, fornecendo assim, subsídios importantes para a elaboração do método aplicado no presente trabalho. No próximo capítulo será apresentado o projeto desta dissertação e seu desenvolvimento.

BRUNO

Capítulo 4

PROPOSTA E DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO

4.1 Introdução

Este capítulo tem como objetivo apresentar o projeto, a metodologia e a técnica utilizada para o desenvolvimento de um sistema para detecção de início e fim de atividade eletromiográfica (pacotes de atividades eletromiográficas).

4.2 Projeto e desenvolvimento

Nos capítulos anteriores foram feitos os levantamentos dos métodos e ferramentas matemáticas utilizadas atualmente para detecção de atividades eletromiográficas e outros sinais biológicos. De posse de tais conhecimentos, pretende-se implementar um sistema que possibilite:

- Calibração dos parâmetros de análise e detecção dos pacotes de sinais EMG: valor do limiar e tamanho da janela de análise;
- Manipulação e análise de sinais reais, coletados via eletromiógrafo (Figura 4.1) com as seguintes características, apresentadas por Andrade (2000):

Sistema de acomodação de sinais:

- ✓ Aquisição simultânea de até oito canais diferenciais;
- ✓ Terra comum a todos os canais;
- ✓ Filtros com faixa de passagem de 20 Hz a 1 kHz;
- ✓ Três estágios de amplificação, sendo que o primeiro pode fornecer ganhos de 1, 2 ou 5, o segundo de 8, 10, 22 ou 39, e o terceiro 10, 100 ou 1000, possibilitando assim um ganho mínimo de 100 vezes e o máximo de 410 mil vezes;
- ✓ Isolação óptica - 1,5 kV (RMS) a 60 Hz – entre o circuito eletrônico e o estágio que fica em contato com o paciente;
- ✓ Impedância de entrada dos canais: 10 Ohms em modo diferencial;
- ✓ CMRR: 93 dB a 60 Hz.



Figura 4.1 – Eletromiógrafo – Myosystem.

Sistema de amostragem e conversão dos sinais

Foi utilizada uma placa de aquisição de dados CIO-DAS 16/330 da *Computer Board*, com as seguintes características:

- ✓ Conversor A/D de 12 bits;
 - ✓ Configurações de entrada para 16 canais *single-ended* ou 8 canais diferenciais;
 - ✓ Amplificador de ganho programável: 1, 2, 4 ou 8 vezes;
 - ✓ Taxa máxima de aquisição de 330 KHZ;
 - ✓ Buffer FIFO com capacidade de 1024 amostras;
 - ✓ Faixa de entrada de -10 V a + 10 V.
- Configuração dos parâmetros para a análise:
 - ✓ Limiar e o tamanho da janela para análise;
 - ✓ Filtro passa faixa digital;
 - Apresentação dos resultados através de gráficos e dados estatísticos;

O diagrama a seguir apresenta os blocos computacionais dedicados à detecção do *bursts* de EMG, desde a leitura do arquivo contendo o sinal digitalizado até a visualização na interface do programa, dos respectivos *bursts* detectados pelo sistema.

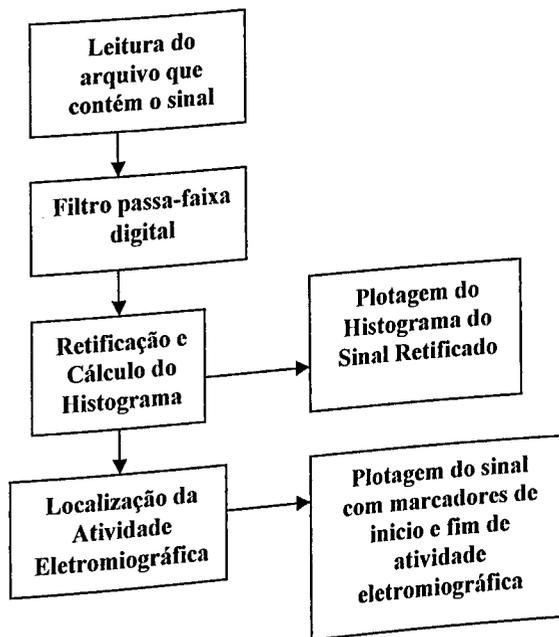


Figura 4.2- Diagrama do Sistema Proposto.

A seguir, serão discriminados os blocos apresentados no diagrama da figura 4.2, bem como as técnicas utilizadas para a implementação das mesmas:

4.2.1 - Leitura do Sinal

Para a leitura dos sinais eletromiográficos foi utilizado um programa implementado em *LabView* (*LabVIEW User Manual, G Programming Reference Manual*), que abre um arquivo contendo os dados de aquisição: frequência, número de canais, número de amostras por canal e os valores das amostras.

A figura 4.3 mostra um exemplo sinal EMG antes da filtragem, com frequência de amostragem igual a 2000 Hz.

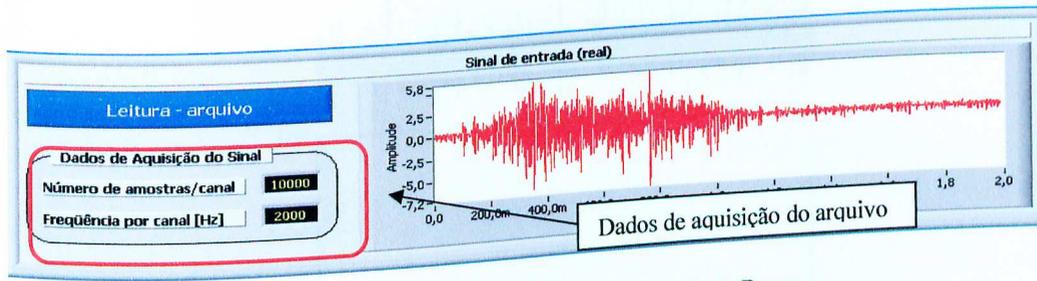


Figura 4.3- Leitura e Plotagem dos Sinais Puros.

4.2.2 - Filtragem Digital do Sinal

No sinal EMG, os filtros podem ser utilizados para eliminar componentes de frequência que não pertencem ao sinal, ou ainda, componentes que não são relevantes para determinada análise.

A técnica para a filtragem digital consiste em submeter o sinal a um filtro que elimine as frequências acima e abaixo de determinados valores (filtro passa-faixa). A escolha da faixa de filtragem varia com o espectro do sinal a ser analisado.

No estudo em tela desejamos conhecer os instantes iniciais e finais de um processo de contração muscular através do sinal EMG coletado. Para tanto, podemos observar que as frequências mais baixas do espectro (entre 20 Hz e 250 Hz) (DE LUCA, 1997) conforme mostra o gráfico do conteúdo espectral de um sinal EMG, sinalizado na Figura 4.4 (DE LUCA, 2002).

BIBLIOTECA

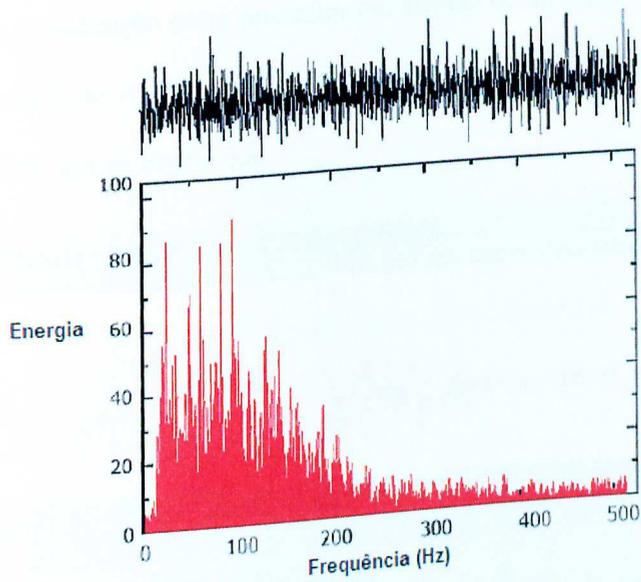


Figura 4.4 – Exemplo do conteúdo espectral de um sinal durante uma contração isométrica.

Assim, decidiu-se eliminar as componentes de frequências acima de 250 Hz, na tentativa de melhorar o processo de detecção do início e fim da atividade eletromiográfica (Figura 4.5).

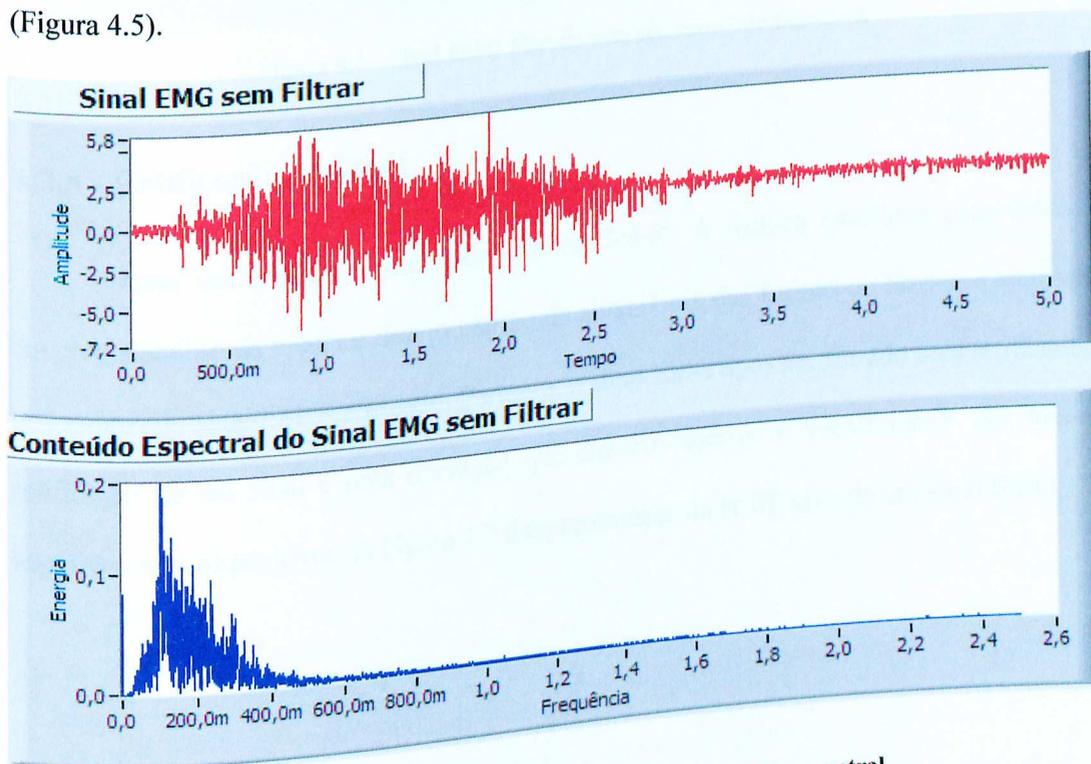


Figura 4.5 – Sinal EMG sem filtrar com seu conteúdo espectral.

BIBLIOTECA

Após a realização deste procedimento através da aplicação de um filtro passa-faixa digital *Butterworth* de 10 pólos sintonizado em 20 Hz e 250 Hz, obteve-se o seguinte sinal e seu espectro ilustrado na Figura 4.6.

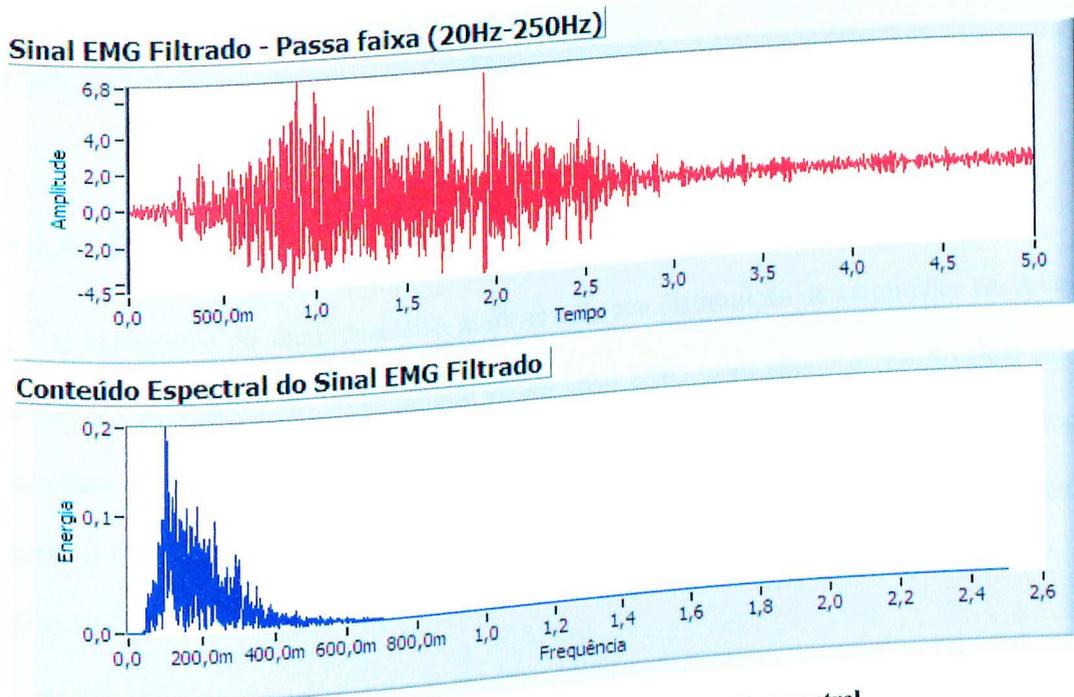


Figura 4.6 – Sinal EMG filtrado com seu conteúdo espectral.

4.2.3 - Retificação do Sinal

Uma vez filtrado o sinal devemos retificá-lo. A técnica escolhida para detecção envolve a análise da média e desvio padrão do sinal. Uma das formas de fazê-lo é analisar o histograma do sinal EMG retificado. Portanto, o sinal EMG após ser filtrado será retificado, a retificação de um sinal é uma operação que envolve apenas o “rebatimento” dos valores negativos para os positivos. A Figura 4.7 é representação da retificação de um sinal EMG.

A representação gráfica do histograma do sinal EMG tem uma similaridade muito próxima da Curva Gaussiana, que pode ser verificada na Figura 4.9. (BUSSAB; MORETTIN, 1987).

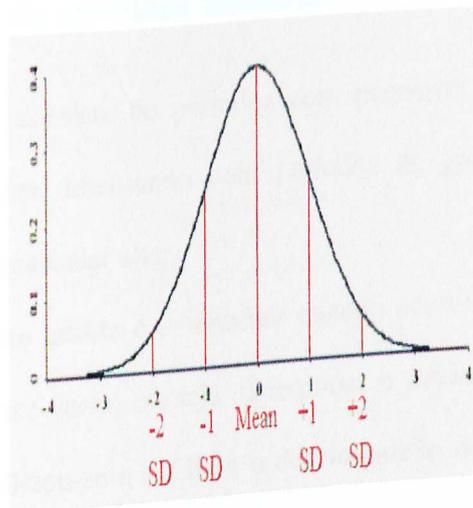


Figura 4.9- Histograma com 1 e 2 desvio padrão.

4.2.4.1 - Determinação da média e do desvio padrão

- **Média (μ)** – A média, conforme Figura 4.10, é localizada no ponto, onde ocorre o valor máximo;
- **Desvio padrão (σ)** – Para se determinar o desvio padrão, calcula-se a área do histograma correspondente a 68% do sinal, tendo como ponto central da área o ponto μ (o valor médio). O valor 0,68 determinado equivale ao valor da média mais o desvio padrão. Assim, basta subtrair este valor do valor da média para se obter o desvio padrão (ABBINK; VAN DER BILT; VAN DER GLAS, 1998).

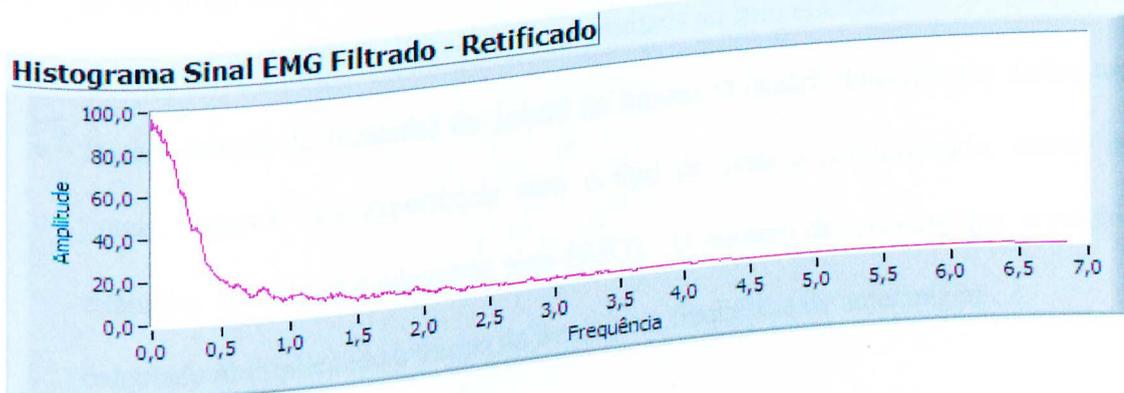


Figura 4.10- Histograma do Sinal Retificado.

4.2.5 – Localização da atividade muscular

O sinal EMG consiste de períodos com pequenas amplitudes que indicam uma atividade muscular baixa, alternando com períodos de grandes amplitudes (*burst*), que indicam uma atividade muscular alta.

O objetivo deste estudo é determinar quando ocorre a transição de baixa para alta atividade muscular e vice-versa, ou seja, determinar o início e fim da contração muscular. Para esta finalidade, utilizou-se a média e o desvio padrão do sinal para calcular um limiar que a partir do qual o sinal passa a ser considerado uma atividade muscular, para tal foi desenvolvido um software que localiza esta atividade automaticamente.

4.2.5.1 – Metodologia do Projeto

Para a determinação dos *bursts*, se faz necessário a seguinte seqüência:

- **Determinação do limiar:** O valor do limiar é calculado como sendo a média (μ) mais um fator multiplicativo (f_m) vezes o desvio padrão (σ) ($\mu + f_m * \sigma$). A média é determinada como sendo o valor máximo do histograma. O fator multiplicativo é definido pelo usuário conforme levantamento empíricos, variando de 2 a 4. Como exemplo ilustrativo, se tivermos $f_m = 1$, isto significa que o limiar permite uma análise de 68 % do sinal. Tendo $f_m = 3$, o limiar permite uma análise de 99% do sinal. A determinação do desvio padrão já foi apresentada no item anterior.
- **Determinação do tamanho da janela de busca:** O usuário inicialmente define uma janela, segundo sua experiência com o tipo de sinal a ser analisado, como, por exemplo: 10ms (valor adequado para EMG). O número de amostras por segundo é calculado multiplicando o tempo da janela pela freqüência de amostragem.

4.2.5.2 - Início da Atividade Muscular

Calcula-se a média dos valores que se encontram dentro da janela e se compara com o limiar. Se a média da janela de busca for menor que o limiar, a procura continua. Feito isto, move-se a janela de busca um índice para frente do *array* do sinal de entrada (Figura 4.11). O processo continua, até que seja alcançada uma a média cujo valor seja maior que o limiar. Este é o ponto onde inicia a atividade muscular.

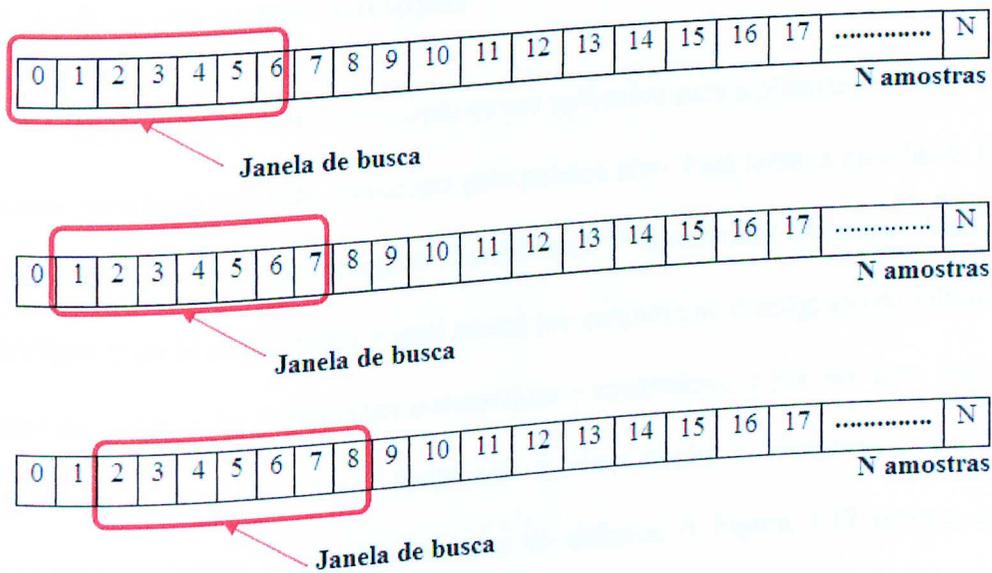


Figura 4.11- Exemplo da movimentação da janela de busca

Ao se encontrar em um janela um valor de média maior que o limiar, isto indica que nesta janela existe uma atividade muscular. O que ocorre é que esta atividade pode ter começado em qualquer ponto desta janela. Desta forma, adota-se que a mesma ocorreu na metade desta janela, e, desta forma, gera-se um erro de avaliação de início de atividade de no máximo metade do valor do tamanho da janela atual (no presente caso: 5ms).

4.2.5.3 - Fim da Atividade Muscular

O fim da atividade muscular se dá ao encontrar, em uma janela, uma média inferior ao limiar. Feito isto, o pacote de atividade é reconhecido e o processo de busca finalizado. O ponto de fim de atividade, pelo mesmo motivo citado na busca de início de atividade, é considerado no meio da janela.

4.3 Aplicativo computacional

Optou-se pelo desenvolvimento de um aplicativo para a plataforma Windows devido a mesma ser a mais utilizada atualmente pelo público alvo. Para tanto, a escolha da linguagem de programação recaiu na linguagem *LabView* (G Programming Reference Manual, 1998) (LabVIEW User Manual, 2000), a qual possui um conjunto de consagrado de bibliotecas para análise de sinais e de ferramentas matemáticas e estatísticas, e por ser uma linguagem de programação totalmente visual, facilitando a visualização e manutenção das rotinas e minimizando o tempo de desenvolvimento do sistema. A Figura 4.12 mostra a interface projetada, conforme etapas e itens descritos anteriormente neste capítulo.

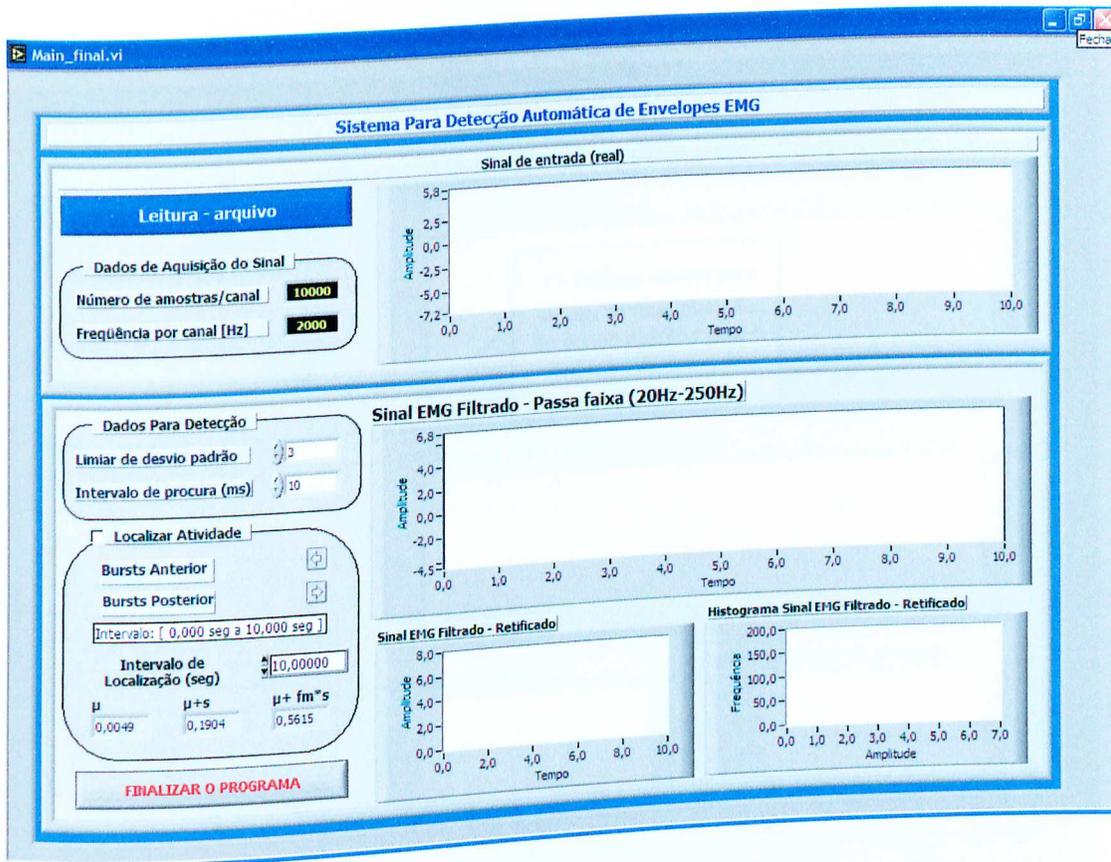


Figura 4.12– Interface Principal do Programa.

4.3.1 - Passos de utilização do software

Inicialmente, o usuário deverá atribuir valores para o fator de multiplicação e para o tamanho da janela de busca. O valor do fator de multiplicação está limitado entre 2 a 4, e o tamanho de janela de busca está limitado entre 5 a 100 ms.

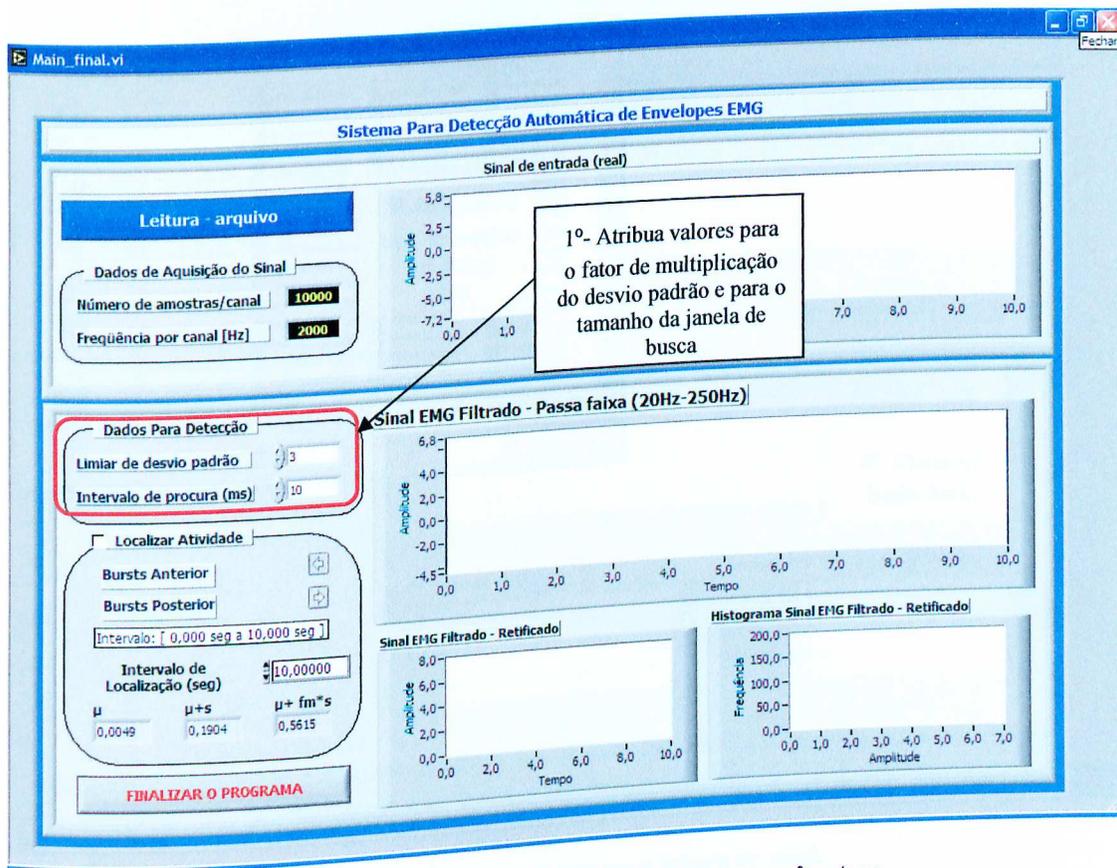


Figura 4.13 – Atribuição de valores para os parâmetros.

Assim que usuário atribuir valores para os parâmetros, deverá então clicar no botão

Leitura-arquivo.

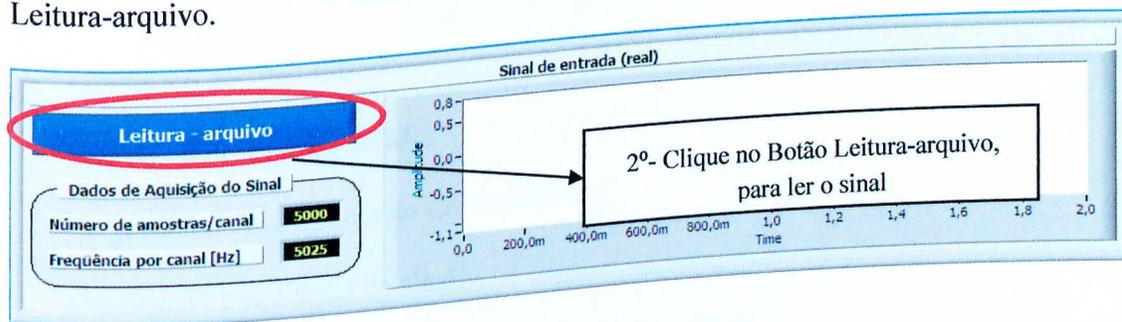


Figura 4.14 – Leitura de arquivo.

Em seguida, selecionar o sinal que deseja analisar.

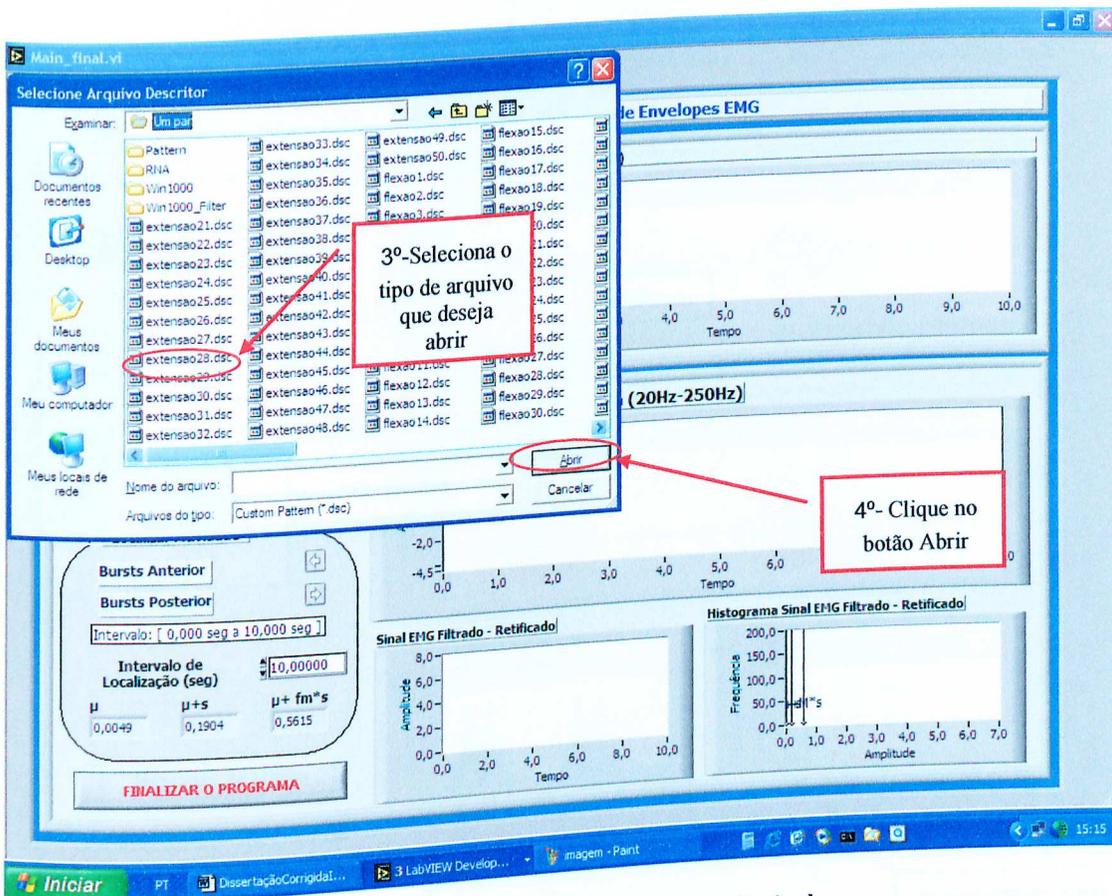


Figura 4.15 – Arquivos para leitura do sinal.

Após a leitura do sinal o programa plota na tela inicial (Figura 4.16):

- o gráfico do sinal de entrada;
- o gráfico do sinal filtrado;
- o gráfico do sinal retificado;
- o gráfico do histograma do sinal retificado;
- os dados de aquisição do sinal;
- os valores temporais do início e fim do sinal de entrada.

Figura 4.17 – Localização de início e fim da primeira contração muscular.

Através dos botões Bursts Anterior e Bursts Posterior, pode-se percorrer com os cursores, para frente e para trás, no sinal, permitindo a detecção do início e fim da contração muscular.

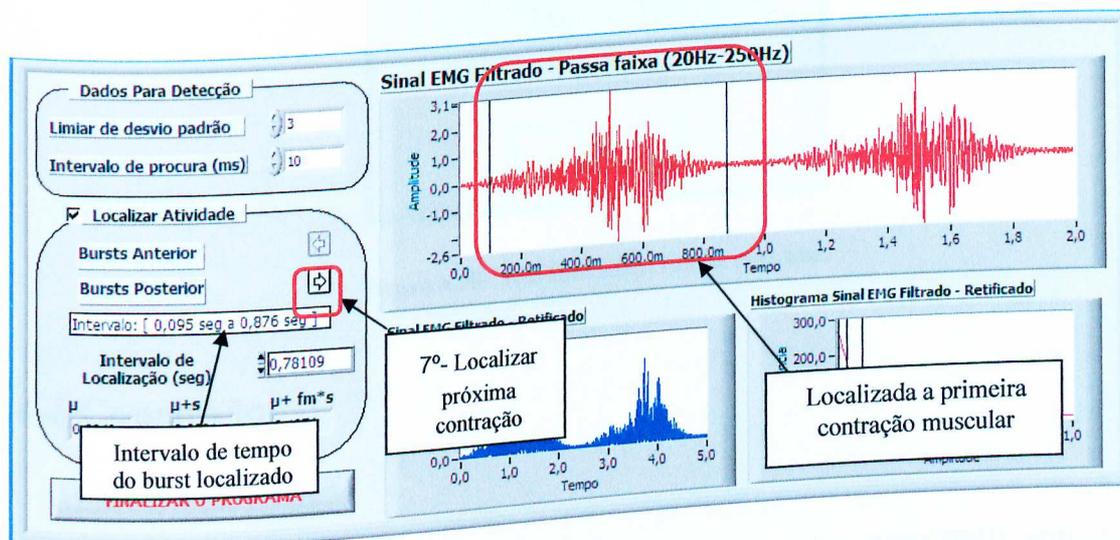


Figura 4.18 – Localização de início e fim da primeira contração muscular.

Após a primeira localização o usuário poderá obter a segunda contração muscular.

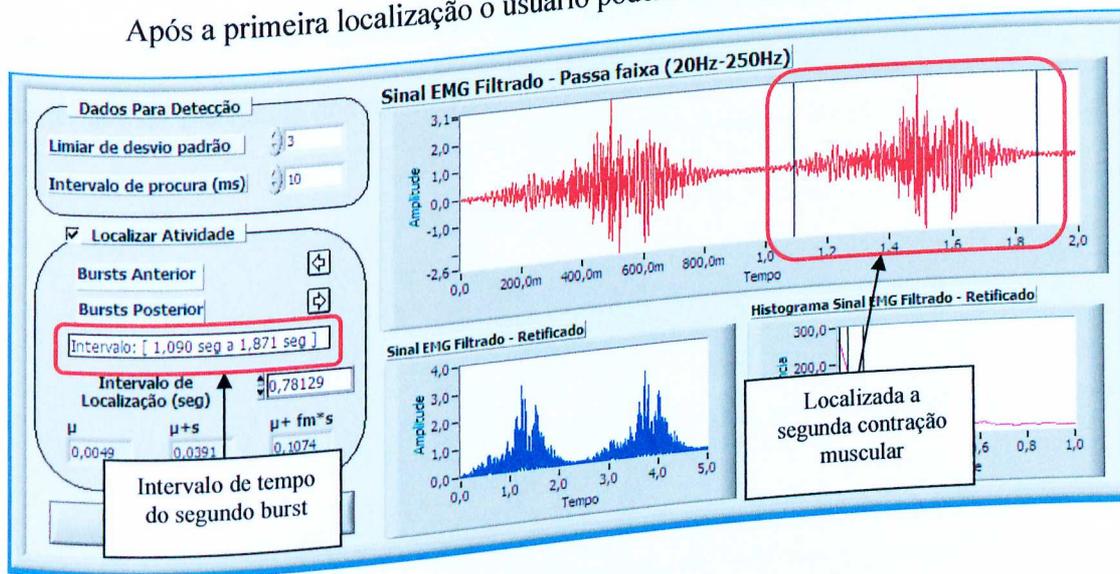


Figura 4.19 – Localização de início e fim da segunda contração muscular.

Ao terminar a procura pelos *bursts* do sinal, o programa retorna a tela mostrada na Figura 4.20, quando, então, o usuário deverá clicar em OK para finalizar o programa.

Clicando nos botões Burst Anterior ou Burst Posterior (na sub-janela Localizar Atividade) o usuário poderá rever as detecções já realizadas.

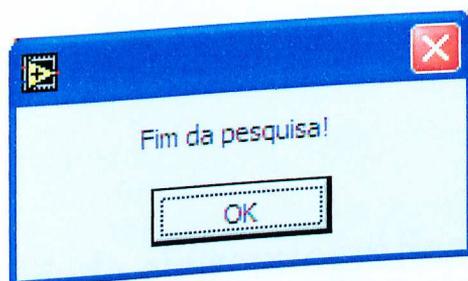


Figura 4.20- Tela indicando fim da pesquisa.

4.4 Conclusão

Conforme pôde ser observado, o processo de detecção de pacotes EMG, utilizando a interface projetada e implementada, é simples e aderente ao usuário de tais sistemas. No próximo capítulo serão apresentados alguns estudos de casos para comprovar a eficácia do sistema e da fidelidade dos resultados.

Capítulo 5

Detecção de atividade eletromiográfica testes e resultados obtidos

5.1- Introdução

Após o desenvolvimento das etapas do projeto, foram avaliados os registros dos sinais EMG obtidos do trabalho de Andrade (2000), através da utilização de um Eletromiógrafo desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil, discriminado no capítulo 4.

Segundo Andrade (2000), a metodologia utilizada foi dividir os movimentos em dois sub-grupos Isométricos e Isotônicos. Para cada um deles foram utilizadas duas configurações de posicionamento de eletrodos.

- 5 pares, distribuídos sobre os grupos musculares bíceps e tríceps (SOUZA, 1998);
- 1 par situado sobre o plexo braquial.

Os itens que se seguem descrevem a metodologia experimental adotada e os resultados obtidos, com o objetivo de avaliar e validar o aplicativo desenvolvido.

5.2 – Metodologia Experimental

Após os sinais EMG serem detectados e adquiridos pelo Eletromiógrafo, implementou-se o método descrito no Capítulo 4 para determinação do início e fim da atividade eletromiográfica. Os parâmetros definidos para o mesmo foram:

- O tamanho da janela de busca adotada para varredura foi de 10 ms a partir do início do sinal armazenado;
- Para determinação do limiar, o valor para o fator multiplicativo (fm) foi igual a 3, ou seja, $média + fm * desvio\ padrão$.

A figura 5.1 mostra a etapa de configuração dos parâmetros utilizados para realização dos testes.

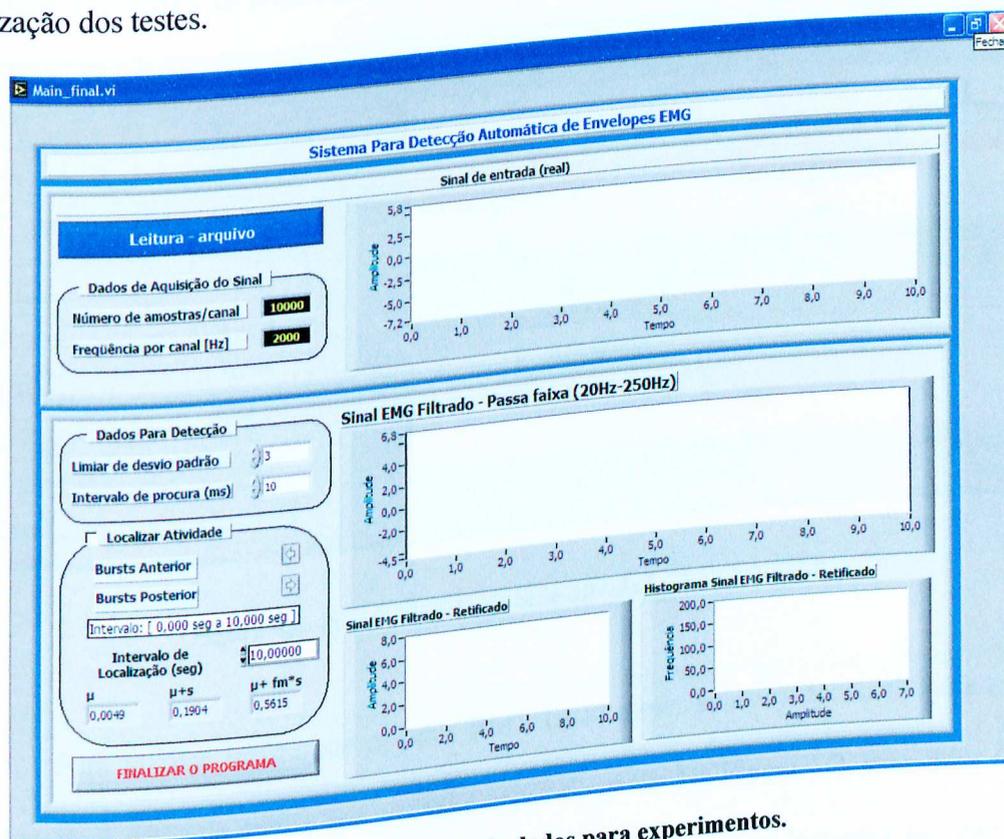


Figura 5.1- Entrada de dados para experimentos.

Deve-se ressaltar que o foco do trabalho esteve na detecção dos pacotes de EMG, não sendo de interesse deste trabalho o diagnóstico e a comprovação da eficácia de tratamentos de patologias associadas à contração muscular, uma vez que isto deve ser feito apenas por profissionais especializados na área.

5.3 – Resultados Obtidos

Embora vários testes tenham sido realizados para se verificar a comprovar o desempenho do algoritmo de detecção de atividade eletromiográfica proposto, optou-se pela apresentação de apenas alguns casos suficientes para a validação desejada.

A figura 5.2 mostra o resultado do processamento de toda a atividade eletromiográfica do sinal adquirido a partir de um movimento flexão do cotovelo, com os intervalos de atividade muscular e os intervalos de silêncio do sinal.

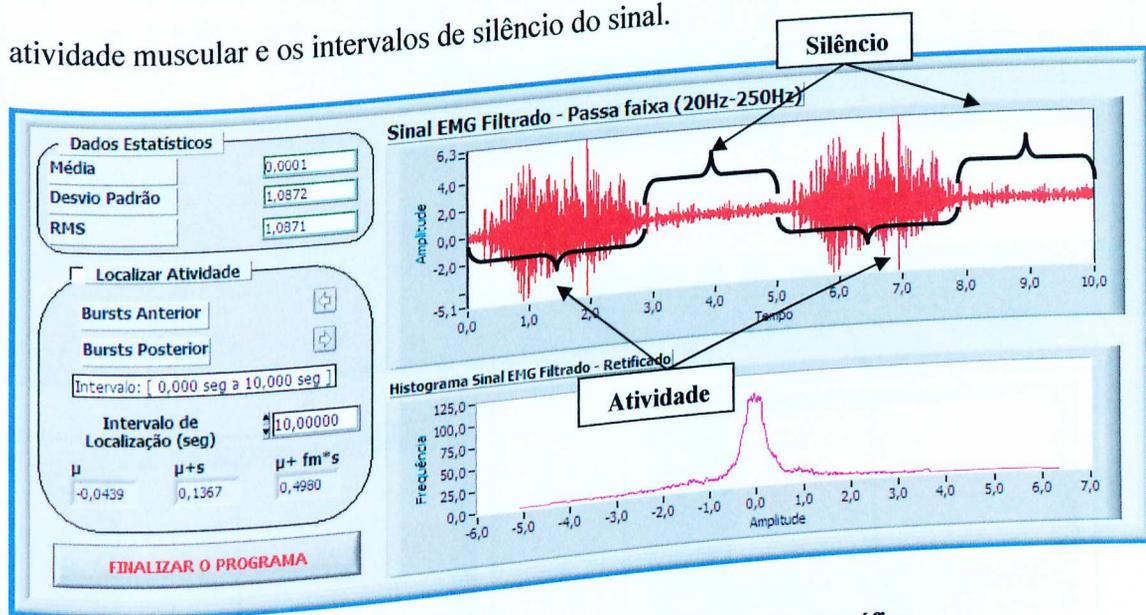


Figura 5.2- Processamento de toda atividade eletromiográfica.

Para análise utilizamos o valor RMS (*root mean square*) do sinal, pois este está relacionado à potência média que o sinal é capaz de gerar. Na Figura 5.2, este valor é igual a 1,8130, e reflete não apenas as duas contrações, mas também os instantes em que não há

atividade muscular, ou seja, o valor RMS lido não representa o valor RMS das contrações e, portanto, pode levar o usuário à conclusões errôneas a respeito do processo como um todo.

Nota-se que quando localizada a primeira atividade muscular, observa-se que o valor RMS aumenta devido a estar-se analisando uma parte do sinal que contém uma contração muscular, ou seja, no caso do sinal completo, o valor RMS levava em conta as contrações (energia alta) e as regiões de repouso (silêncio-energia baixa ou nula).

Ampliando as posições em que se encontra os cursores inicio e fim, a Figura 5.3 mostra a resposta esperada para detecção do primeiro intervalo de localização. A curva que representa o histograma do sinal, também mostra uma boa linearidade, com o valor da média próximo de zero.

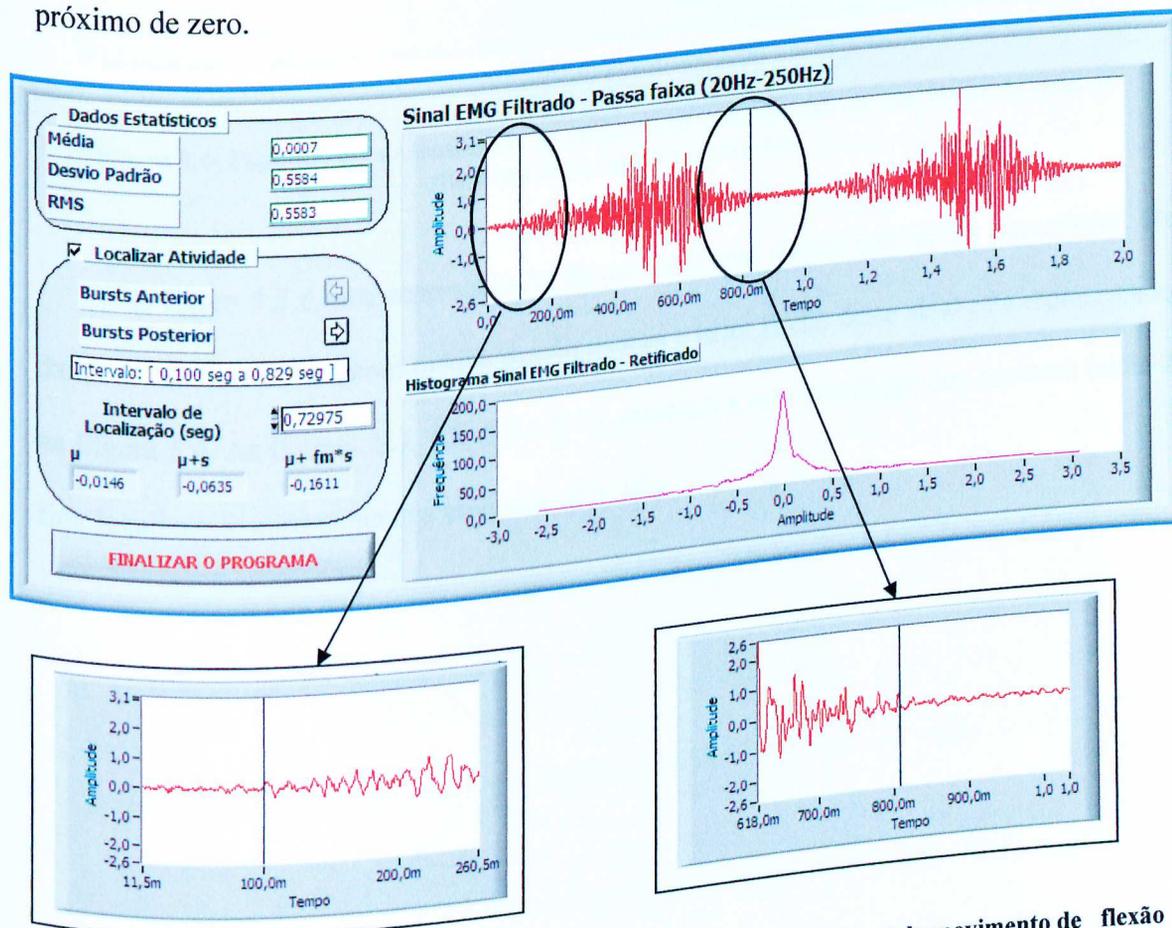


Figura 5.3 – Experimento de localização de atividade eletromiográfica no sinal do movimento de flexão do cotovelo (localização da primeira contração) e ampliação dos cursores inicio e fim.

A figura 5.4 mostra o resultado da segunda localização da atividade eletromiográfica do mesmo sinal apresentado anteriormente. Da mesma forma, o intervalo de localização reflete a resposta esperada para o experimento.

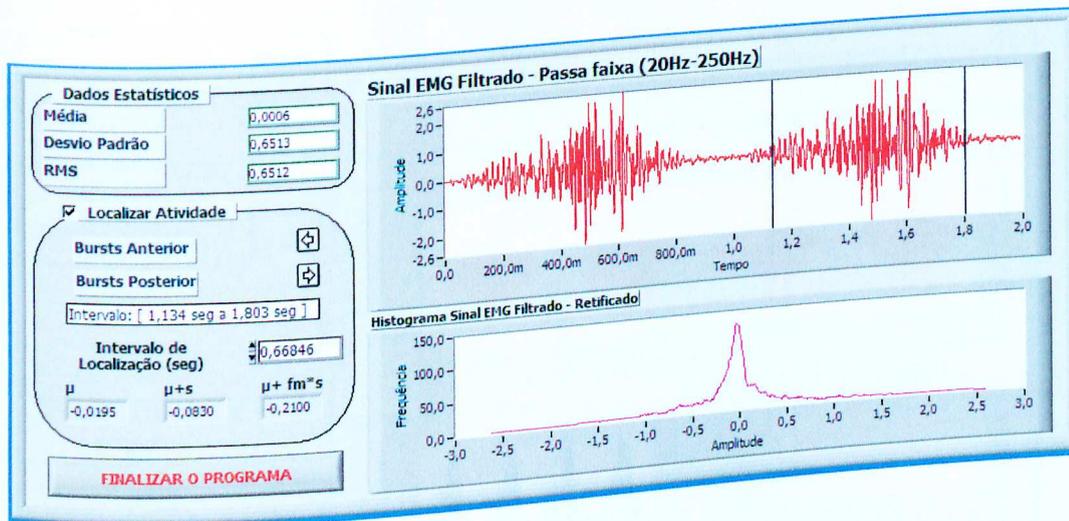


Figura 5.4- Experimento de localização de atividade eletromiográfica no sinal flexão do cotovelo (localização da segunda contração).

A figura 5.5 é uma representação de um sinal com quatro contrações musculares. Os dados estatísticos, tais como: média, desvio padrão e valor RMS, deste sinal esta representado na Figura 5.6. As figuras 5.7, 5.8, 5.9 e 5.10, mostram a movimentação dos cursores inicio e fim, localizando corretamente a atividade muscular.

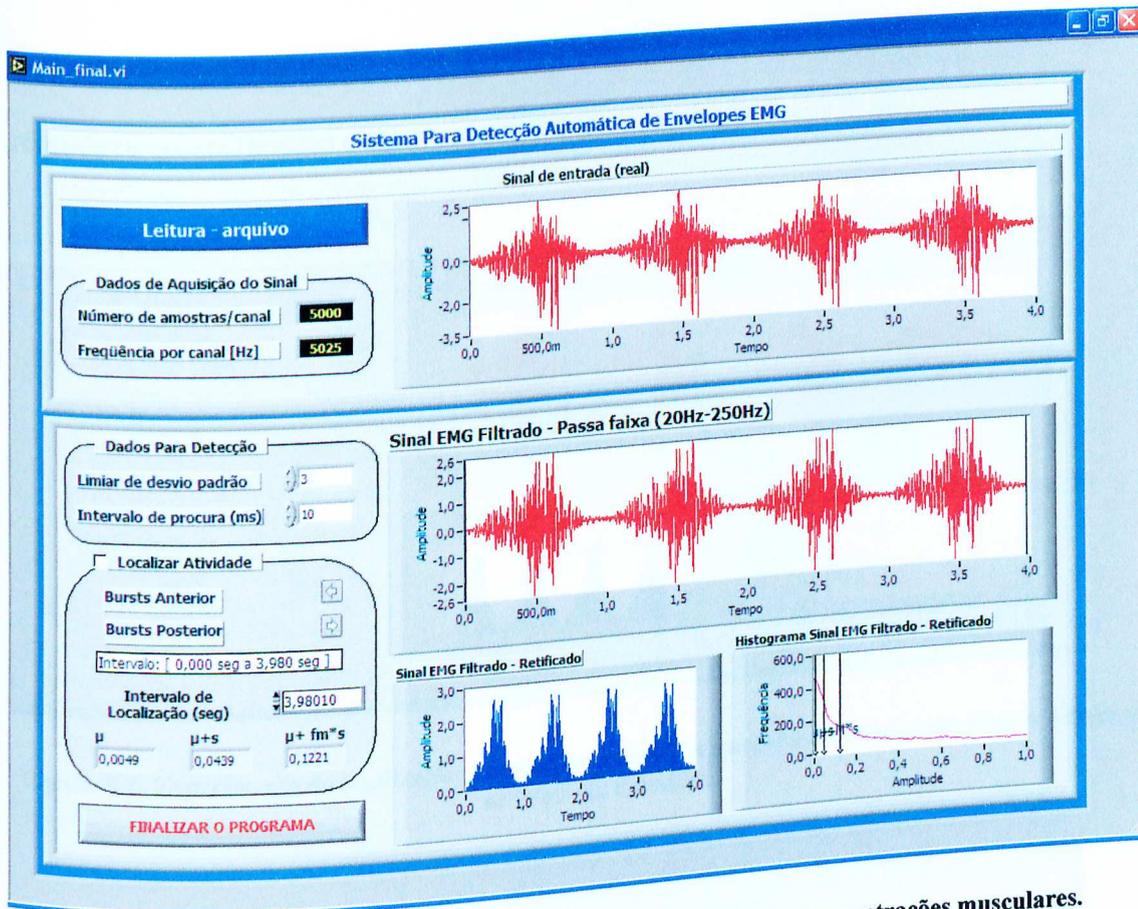


Figura 5.5- Representação de um sinal eletromiográfico com quatro contrações musculares.

A figura 5.6 mostra com mais detalhes os valores estatísticos extraídos do sinal.

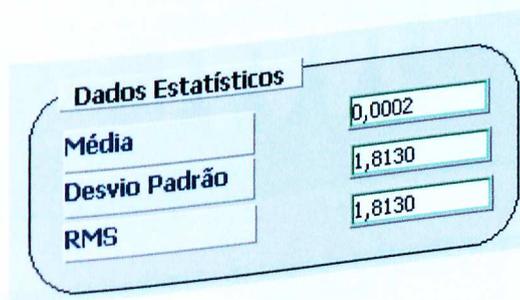


Figura 5.6- Dados estatísticos do um sinal eletromiográfico com quatro contrações musculares.

As figuras 5.7, 5.8, 5.9 e 5.10, mostram a movimentação dos cursores início e fim, localizando corretamente a atividade muscular, com respectivos histogramas e valores estatísticos. Observe que, como os pacotes EMG são os mesmos, os dados estatísticos de cada pacote localizado pelo sistema são os mesmos. Isto foi feito para que se possa verificar que o

sistema, para cada pacote específico, sempre retornará os mesmos resultados, ou seja, pode-se reproduzir o experimento e obter sempre o mesmo resultado.

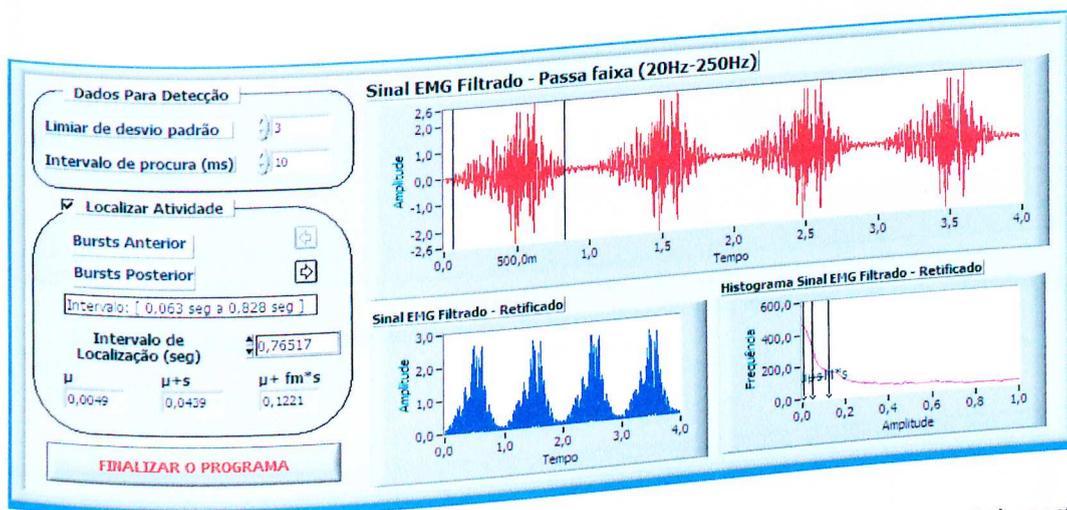


Figura 5.7- Experimento de localização da primeira contração muscular e os dados estatísticos referentes ao intervalo muscular.

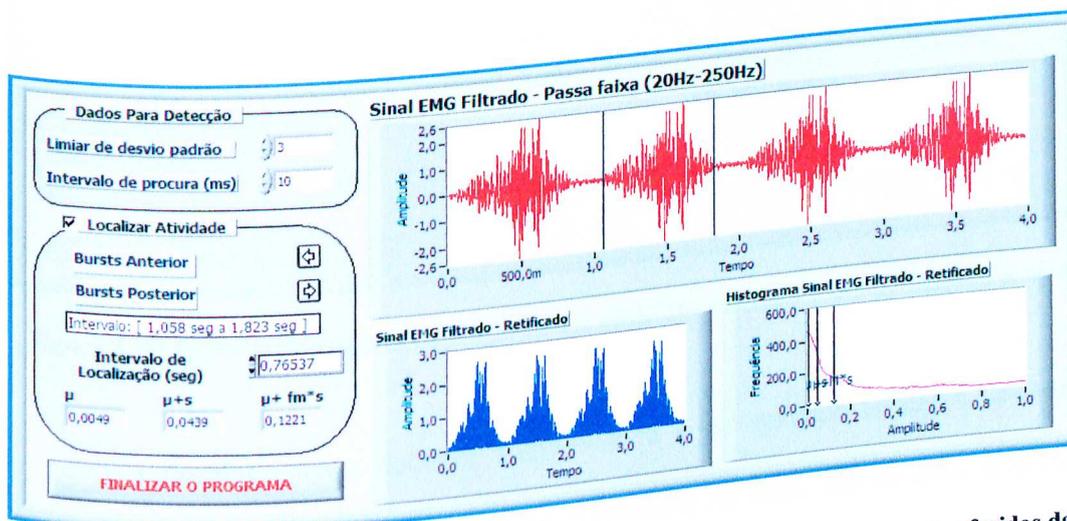


Figura 5.8- Experimento de localização da segunda contração muscular e os seus referidos dados estatísticos.

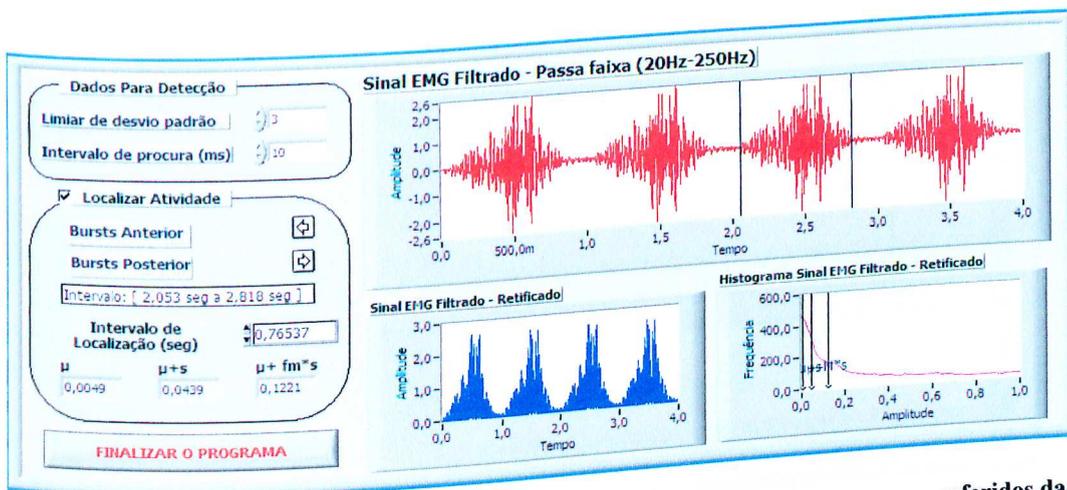


Figura 5.9- Experimento de localização da terceira contração muscular e os seus referidos dados estatísticos.

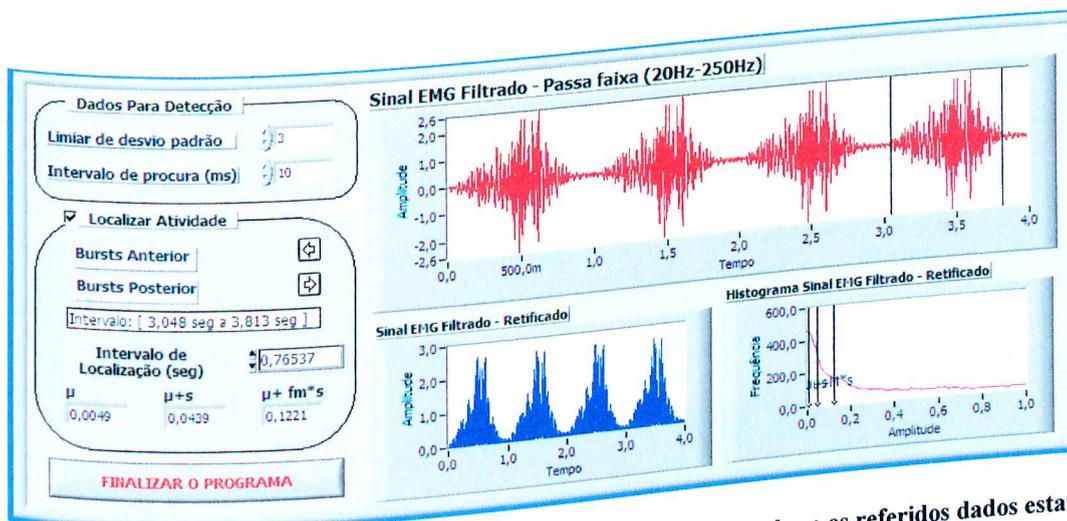


Figura 5.10- Experimento de localização da quarta contração muscular e os referidos dados estatísticos.

A escolha correta do fator multiplicativo a ser aplicado ao desvio padrão, assim como o tamanho do janelamento de busca (varredura) no sinal, são de suma importância no resultado final da análise, onde pode-se notar nos exemplos anteriores e nos das figuras 5.11, 5.12 e 5.13 a seguir, onde o valor RMS do sinal varia sensivelmente, o qual nos dá a noção do valor da potência do sinal analisado.

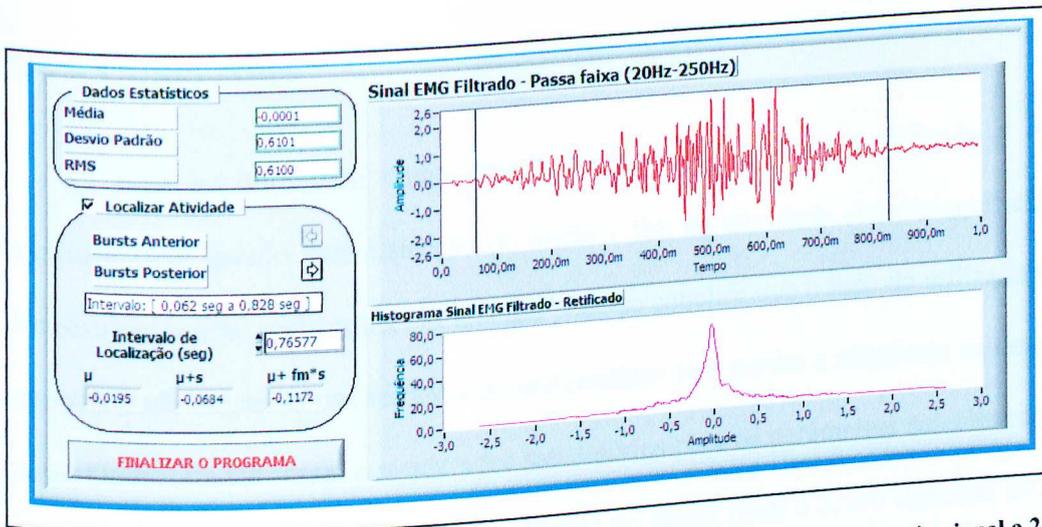


Figura 5.11- Detecção de atividade eletromiográfica com fator multiplicativo igual a 2.

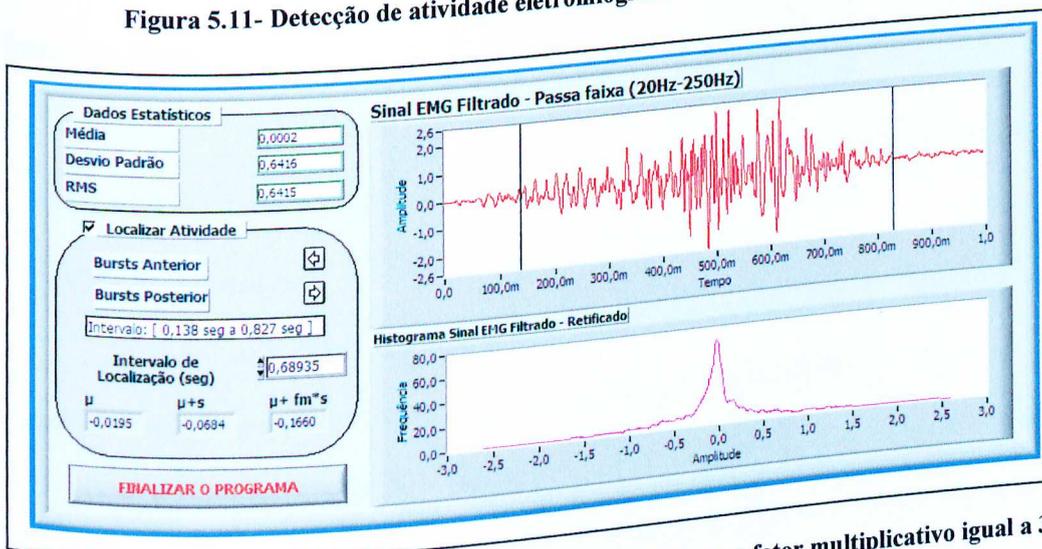


Figura 5.12 – Detecção de atividade eletromiográfica com fator multiplicativo igual a 3.

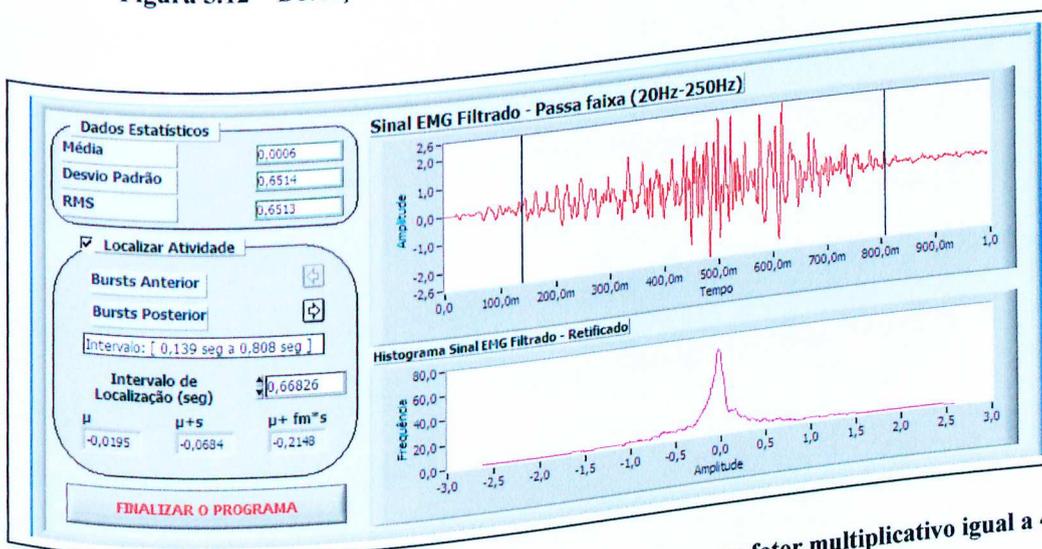


Figura 5.13- Detecção de atividade eletromiográfica com fator multiplicativo igual a 4.

5.4 – Conclusões

Este capítulo teve como objetivo validar a metodologia utilizada e o sistema computacional gerado para detecção do início e fim da atividade eletromiográfica. Através dos resultados aqui registrados nas tabelas, pôde-se concluir que o método utilizado diminui a complexidade existente nas ferramentas matemáticas sem perder a eficiência na detecção dos *burst*. Os resultados foram considerados satisfatórios para os parâmetros selecionados, para o valor do fator multiplicativo para determinação do limiar igual a 3, e o tamanho de janela de busca de 10 ms.

Capítulo 6

Conclusões e trabalhos futuros

6.1 Conclusões gerais

Este trabalho resultou no desenvolvimento de um método estatístico para localização automática de envelopes no sinal EMG filtrado.

O método se mostrou eficiente e simples de ser implementado, bem como a interface projetada e implementada ficou simples e intuitiva de ser manuseada.

Para utilizar o sistema, basta ao usuário atribuir valores para os parâmetros de detecção de início e fim de atividade eletromiográfica e clicar nos botões de localização de início e fim de *burst*.

O sistema mostrou ser capaz de detectar *bursts* mesmo com sinais com múltiplas contrações musculares (pacotes de sinais EMG seguidos ou não de regiões de silêncio).

Observa-se, também, pelas análises dos valores RMS obtidos nos pacotes EMG detectados pelo sistema, que os valores adotados para o janelamento e o fator multiplicativo são adequados e fundamentais para uma boa detecção do sinal, apresentando uma correta noção da potência real disponível nos sinais EMG.

Os objetivos propostos pelo sistema foram alcançados, pela proposta e implementação de um método estatístico para a obtenção de envelopes do sinal EMG. Através

da aplicação do sistema a diversos sinais, sejam pacotes mistos ou sinais isolados, pode-se comprovar visualmente, ou por análise de especialistas na área, sua validação.

6.2 Trabalhos futuros

Com o objetivo de desenvolver um sistema para localização automática de atividades eletromiográficas, sugere-se como trabalhos futuros, os seguintes tópicos:

- Busca de novas técnicas de detecção para comparar com o modelo proposto;
- Implementação em um sistema de coleta de sinais EMG;
- Avaliações clínicas sob várias condições de uso:
 - níveis de ruídos variados;
 - avaliação de grupos musculares com pequenas amplitudes de sinais;
 - etc.
- Avaliar janelas de busca menores que 10 ms para processamento rápidos de contração.

Referências Bibliográficas

ABBINK, J.H.; VAN DER BILT, A.;VAN DER GLAS, H.W., **Detection of onset and termination of muscle activity in surface electromyograms.** Journal of Oral Rehabilitation, 1998, pp. 366-369.

ALLISON, T.G.; **Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact.** Journal of Electromyography and Kinesiology, 13 ed. 2003. pp. 209-216.

ANDRADE, A.O. **Metodologia para classificação de sinais EMG no controle de membros artificiais .** Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)- Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia. Janeiro. 2000.

BANG, H.B.; HODGES, P.W.; **A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography.** Elestorencephalography and clinical Neurophysiology. 1996.pp.511-519.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography.** 5 ed. Willians & Wilkins.1985.

BASMAJIAN, J.V. **Electro-fisiologia de la accion muscular.** Buenos Aires, Argentina. Editorial Médica, Panamericana-SA, 1976.

BELTRAMINI, L.M. **Elementos de Histologia e Anatomo-fisiologia Humana**.1999.
Disponível em: <<http://biologia.ifqsc.sc.usp.br/cap5/MUSCULAR.html>>. Acesso em:
19 dez 2004.

BONATO, P.;D'ALESSIO, T.; KNAFLITZ,M. **A Statistical Method for the
Measurement of Muscle Ativation Intervals form surface Myoelectric Signal
During Gait**. IEEE Transactions on biomedical engineering. vol.45. n.3.mar 1998.

BUSSAB, W.O.; MORETTIN, P. A. **Estatística Básica**. Atual Editora. São Paulo.
4. ed., 1987.

CLARYS, J.P.P.; LEWILLIE, L. **Clinical and kinesiological electromyography by Le
Dr. Duchenne (De Boulogne)**. In: CAPOZZO, A.; MARCHETTI, M.; TOSI, V.
Biolocomotion: a century of research using moving pictures. Roma, Promograph, p.89-
114. 1992.

DE LUCA, C. J. **Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals** IEEE
Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-29, N^o. 6, June 1979, pp. 313-325.

DE LUCA, C. J. **Surface Electromyography: Detection and Recording**. Delsys Inc.,
2002. Disponível em: <www.delsys.com/emg.shtml>. Acesso em: 03 jul 2004.

DE LUCA, C. J. **The Use of Surface Electromyography in Biomechanics**.
Neuromuscular Research Center and Biomedical Engineering Dept. and Neurology
Dept., Boston University, Delsys Inc., 1997. Disponível em:
<www.delsys.com/emg.shtml>. Acesso em: 03 jul 2004.

FISIOWEB, 2004.- Site especializado em Fisioterapia. Disponível em:
<www.fisioweb.com.br>. Acesso em 16 jan 2005.

FOSS, M. L.; KETEYIAN, S.J. Fox – Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte. 6 ed. Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan, 2000.

G Programming Reference Manual. National Instruments. Texas, USA. 1998.

GUYTON, A. C. Fisiologia Humana e Mecanismos das Doenças Quinta Edição, W. B. Saunders Company, Philadelphia – PA – USA, 1991.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Tratado de Fisiologia Médica Nono Edição, W. B. Saunders Company, Philadelphia – PA – USA, 1996.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. Biologia celular e molecular. 7 ed. Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan, 2000.

KHALIL, M.; Uterine EMG Analysis: A Dynamic Approach for change Detection and Classification. IEEE Transactions on biomedical engineering. vol47.n.6, jun.2000.

LabVIEW User Manual. National Instruments Corporate Headquarters. Texas, USA. 2000

MERLETTI, R.; CONTE, L.L.; AVINGNONE, E.; GUGLIELMINOTTI, P.; Modeling of surface myoelectric Signals- Part I: Model Implementation. IEEE Transactions

on biomedical engineering. vol. 46. n.7. jul . 1999.

MERLETTI, R.; SERGE, H.R.; KUPA,E.; ROATTA,S.; GRANATA,A.;**Modeling of surface myoelectric Signals- Part II: Model Implementation.** IEEE Transactions on biomedical engineering. vol. 46. n.7. jul . 1999.

MERLO,A.; FARINA,D.;MERLETTI,R.;**A Fast and Reliable Technique for Muscle Activity Detection From Surface EMG Signals.** IEEE Transactions on biomedical engineering, vol.50. n.3.mar 2003.

MICERA, S.; SABATINI, A. M.; DARIO, P. **An Algorithm for detecting the onset of muscle contraction. By EMG signal processing.** Medical Engineering & Physics. 1998.

MICERA, S. ; VANNOZZI, G.; SABATINI, A . M. **Improving detection of muscle activation intervals.** Medical Engineering & Physics. 2001.

NULAND, S.B. Leonardo da Vinci. Rio de Janeiro, Objetiva, 2001.

OPPENHEIM, A. V. **Digital Signal Processing.** Englewood Cliffs: Prentice Hall. 1975

ORTOLAN, R. L. **Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação.** São Carlos, 2002. 113p.

Dissertação (Mestrado) - Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. Disponível em:

www.sel.eesc.sc.usp.br/labciber/ortolan. Acesso em 04 jan 2005.

PAPIVANOV, D. **Computer Detection of EMG Edges for Synchronization of movement related Brain Potentials.** *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol.64. pp171

SOARES, A.B.; VEIGA, A.C. P.; ANDRADE, A.O.; PEREIRA, A.C.; BARBAR, J.S.; **Functional Languages in Signal Processing Applied to Prosthetic Limb Control.** *SAMS*, 2002, vol.42, 2002, pp1377-1389.

SOARES, A.; ANDRADE, A.; LAMOUNIER E.; CARRIJO, R.; **The Development of a Virtual Myoelectric Prosthesis Controlled by an EMG Pattern Recognition System Based on Neural Networks.** *Journal of Intelligence Information Systems*, vol 21:2, 2003. pp 127-141.

STAUDE, G; WOLF, W.. **Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals.** *Medical Engineering & Physics* 21, 1999.

STEGEMAN, D.F.; BOLK, H.J.; HERMES, H.J.; ROELEVELD, K.; **Surface EMG models: properties and applications.** *Journal of electromyography and Kinesiology*. 2000. pp 313-326.

STEGEMAN D.; LINSSEN W. H. J. P.: **Muscle Fiber Action Potential Changes and Surface EMG: A Simulation Study.** *Journal Electromuography and Kinesiology*, 1992, 2: 130-140.

TÜRKER, K.S. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues.

Physical Therapy. Out 1993. pp 698-710.

XU, L.; ADLER.A.; An Improved Method for Muscle Activation Detection During

Gait. Canadian Conference on Eletrical and Computer Engineering, vol.1.2-5. mar

2005.pp 357-360.