

Desenvolvimento de um software para aquisição
e tratamento de sinais eletromiográficos:
Implementação e resultados

Daniela Silveira dos Santos

Dissertação apresentada ao
Instituto de Física de São
Carlos, da Universidade de São
Paulo, para obtenção do título
de mestre em Ciências: Física
Aplicada.

Orientador: Prof. Dr. José Alberto Giacometti 

São Carlos – 2004

USP/IFSC/SBI



8-2-001623

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA
INFORMAÇÃO

Dos Santos, Daniela Silveira

“Desenvolvimento de um software para aquisição e tratamento de sinais eletromiográficos: implementação e resultados”
Daniela Silveira dos Santos – São Carlos, 2004

Dissertação (Mestrado) – Área de Física da Universidade de São Paulo,
2004 - Páginas: 131

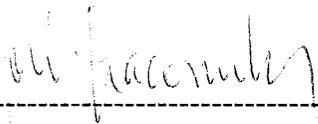
Orientador: Prof. Dr. José Alberto Giacometti

1. Eletromiografia; FFT.

I. Título

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE
MESTRADO DE DANIELA SILVEIRA DOS SÂNTOS APRESENTADA AO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS, UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO,
EM 25-10-2004.

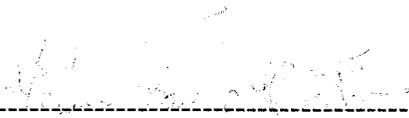
COMISSÃO JULGADORA:



Prof. Dr. José Alberto Giacometti (Orientador e Presidente) - UNESP



Profa. Dra. Tânia de Fátima Salvini – UFSCar



Dr. Mateus José Martins – IFSC/USP

Dedicatória

À Nossa Senhora Aparecida e aos
meus pais, José Rubens e Eni,
dedico este trabalho.

Agradecimentos

Manifesto minha gratidão a todas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para a concretização deste trabalho. Cabem nesse momento os devidos agradecimentos como reconhecimento de suas valiosas colaborações. Em especial, agradeço:

Ao professor Dr. José Alberto Giacometti, meu orientador, pela presteza, amizade e orientação;

Ao Dr. Célio, que muito contribuiu neste trabalho, pela dedicação e paciência;

Ao professor Dr. Rúben de Faria Negrão Filho pela presteza e disponibilização dos equipamentos

Ao amigo Fábio Micolis do Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano, pela ajuda que me deu nas questões ligadas a eletromiografia;

À Maria José dos Santos Wisniewski, pelo apoio, carinho, incentivo, amizade e hospitalidade, por ter me recebido na sua casa durante o desenvolvimento deste trabalho;

Às amigas Monise, Silvinha, Joana, Francine e Daniela, que me acolheram em suas casas, pela amizade e pelos incentivos;

À CAPES, pelo apoio financeiro.

Sumário	página
ÍNDICE DE FIGURAS	v
RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
Capítulo 1	2
INTRODUÇÃO	2
Capítulo 2	4
ELETROMIOGRAFIA (EMG)	4
2.1. Bases da Função Muscular	6
2.1.1. Unidade Motora	6
2.1.2. Potenciais de Ação dos Músculos	8
2.2. Despolarização	9
2.3. A Origem dos Sinais Eletromiográficos	10
2.4. O Sinal Eletromiográfico	12
Capítulo 3	15
PROCESSAMENTO DE SINAIS ELÉTRICOS	15
3.1. Processamento no Domínio Temporal	17
3.1.1. Remoção da Componente DC	17
3.1.2. Retificação do Sinal	17
3.1.3. Valor Médio	19
3.1.4. Autocorrelação	20
3.1.5. Função Densidade de Probabilidade	20
3.1.6. Valor eficaz	22
3.1.7. Valor de Pico	23
3.1.8. Normalização no Tempo	23
3.1.9. Normalização em Amplitude	24
3.1.10. Integral do Sinal	25
3.1.11. Função de Correlação Cruzada	25
3.2. Processamento no Domínio da Frequência	25
3.2.1. Transformada Rápida de Fourier (FFT)	26
3.2.2. Frequência Média	28
3.2.3. Frequência Mediana	29
3.2.4. Moda da Frequência	29
3.2.5. Filtragem	29
3.2.6. Janelamento	30
3.2.7. Média Móvel	30
Capítulo 4	31
AQUISIÇÃO DE SINAIS - INSTRUMENTAÇÃO	31
4.1. Eletrodos	31
4.1.1. Eletrodos de Superfície	32
4.1.2. Eletrodos em Forma de Agulha	34
4.1.3. Eletrodos em Forma de Fio	34
4.2. Amplificadores	35

4.2.1.	Características do Ruído e Razão Sinal-Ruído	37
4.2.2.	Ganho e Largura de Banda	37
4.2.3.	Razão de Rejeição de Modo Comum (CMRR)	38
4.2.4.	Impedância de Entrada e Corrente de Linha	38
4.3.	Sistema de Aquisição	39
4.3.1.	Eletrodos e amplificação	40
4.3.2.	Condicionador de Sinais	41
4.3.3.	Placa de Aquisição	43
Capítulo 5		45
DESCRIZAÇÃO DA IMPLEMENTAÇÃO		45
Capítulo 6		55
RESULTADOS		55
6.1.	Descrição do Experimento	56
6.1.1.	Voluntários	56
6.1.2.	Materiais Utilizados	56
6.1.3.	Procedimentos de Coleta	58
6.1.4.	Tratamento dos Sinais	61
6.2.	Sinais Coletados	61
6.3.	Sinais Analisados	64
6.4.	Janelamentos Implementados	65
Capítulo 7		67
DISCUSSÃO		67
Capítulo 8		70
CONCLUSÃO		70
REFERÊNCIAS		72
ANEXO I LISTAGEM DO PROGRAMA		75
I.A.1.	Projeto EMG.vbp	75
I.A.1.1.	Frame Principal (EMGFr.frm)	75
I.A.1.2.	Frame de Configuração (InstrumentoDlg.frm)	95
I.A.1.3.	Frame de Informação (Info.frm)	100
I.A.1.4.	Módulo da Placa (Placa.bas)	101
I.A.2.	Projeto GraficoActX (Grafico.vbp)	106
I.A.2.1.	User Control Grafico (Grafico.ctl)	106
ANEXO II LISTAGEM DO ARQUIVO DO MATLAB		121
II.A.1.	EmgFFT.m	121
APÊNDICE.A. TERMO DE CONSENTIMENTO		1

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2-1 Unidade Motora de um músculo.....	7
Figura 2-2 Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. Adaptado de De Lucca (1979).....	9
Figura 2-3 Propagação dos potenciais de ação nas duas direções ao longo da fibra.....	11
Figura 2-4. Representação esquemática da geração do SME. Modelo fisiológico e instrumentação.....	12
Figura 3-1. Sinal com amplitudes positivas e negativas.....	18
Figura 3-2. Sinal com retificação de meia onda.....	18
Figura 3-3. Sinal com retificação de onda completa.....	18
Figura 3-4. Função seno com ruído.....	21
Figura 3-5. Função completamente aleatória.....	21
Figura 3-6. Função densidade de probabilidade para o seno "bem comportado".....	21
Figura 3-7. Função densidade de probabilidade para o seno com ruído (quase determinística).....	22
Figura 3-8. Função densidade de probabilidade para uma função completamente aleatória.....	22
Figura 3-9. Valor de pico e pico a pico de um sinal senoidal.....	23
Figura 3-10. Butterflies de radix-2 e radix-4.....	27
Figura 4-1. Amplificador monopolar.....	35
Figura 4-2. Amplificador diferencial.....	36
Figura 4-3. Amplificação diferencial dupla.....	36
Figura 4-4 Fotografia mostrando o eletrodo ativo de superfície.....	40
Figura 4-5. Amplificação diferencial, onde n representa o ruído do sistema e do ambiente e $(m_1 - m_2)$ o SME resultante.....	41
Figura 4-6 Condicionador de Sinais.....	42
Figura 5-1. Janela principal do aplicativo: menu do aplicativo, barra de ferramentas e barra de "status" (estado atual). São mostrados três gráficos: sinal adquirido/lido, a transformada rápida de Fourier (FFT), e a frequência mediana.....	48
Figura 5-2. Janela de configuração do sistema (formulário AQS).....	53
Figura 5-3. Aviso de Calibração.....	54
Figura 6-1. Eletrodo bipolar ativo de superfície.....	57
Figura 6-2. Posicionamento do Indivíduo.....	59
Figura 6-3. Colocação do Eletrodo.....	59
Figura 6-4. Posicionamento do Eletrodo.....	60
Figura 6-5. Primeira Coleta.....	61
Figura 6-6. Segunda Coleta.....	62
Figura 6-7. Exemplo de sinal de repouso.....	63
Figura 6-8. Exemplo do espectro de potência de um sinal de repouso.....	63
Figura 6-9. Exemplo de espectro de potência de atividade eletromiográfica.....	63
Figura 6-10. Sinal 1 analisado do arquivo.....	64
Figura 6-11. Janelamentos Retangular, Triangular, Hanning, Hamming, Chebyshev e Kaiser.....	66

RESUMO

A partir do espectro de frequência do sinal eletromiográfico pode-se calcular a frequência mediana, a frequência média e a moda da frequência, podendo se avaliar a fadiga muscular de um indivíduo. Atualmente as análises miográficas, do Depto de Fisioterapia da UNESP – Presidente Prudente, a coleta das medidas e a análise dos resultados são feitas em sistemas separados, isto é, há um sistema para aquisição dos sinais miográficos e outro para análise dos dados, em computadores diferentes. Isto causa problemas pois o indivíduo é submetido ao exercício e somente depois do exercício concluído o sinal é analisado. Com a intenção de melhorar a análise dos sinais miográficos foi desenvolvido um programa computacional no qual os cálculos de FFT e o tratamento do sinal são feitos simultaneamente à aquisição, isto é, em tempo real. A grande vantagem é a possibilidade de se corrigir possíveis erros durante a aquisição devidos à eletrodos mal posicionados, ruídos, evitar o cansaço excessivo do paciente ou até detectar um possível processo de lesão musculara antes que este ocorra. O aplicativo foi implementado em linguagem Visual Basic e rotinas do Matlab, encontra-se em funcionamento e os resultados práticos são discutidos neste trabalho.

ABSTRACT

From the frequency spectrum of a electromiographic signal the frequency mediana, the mean frequency and the frequency modal can be calculated. Using such parameters the muscular fading of a patient can be evaluated, for instance, using the FFT procedure. In the Phisiotherapy Department of Unesp at Presidente Prudente, experimental data are collected and analyzed using two separated systems. The data corresponding to the electro miographic signal are measured in the first step and then transferred and analyzed in another computer. This procedure is not straightforward since the patient is submitted to a given exercise and only after finishing it the data could be analyzed. Aiming to improve the analysis of the electromiographic signals a software was developed allowing the FFT calculations and the signal analysis to be performed during the data acquisition. The advantage is the possibility to adjust and correct the experimental procedure during the acquisition. Effects of electrodes malpositioning on the patient, electrical noise and excessive fatigue of the patient or even it is possible to detect a muscular lesion during the exercise. The software was developed in the Visual Basic language and using Matlab routines, it is now running and practical results are discussed in this work.

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

O sinal eletromiográfico (EMG) representa a atividade elétrica do músculo em contração. Esse sinal pode ser capturado através de equipamentos eletrônicos, como eletrodos, condicionadores de sinais, placas de aquisição A/D e um programa computacional.

Para o estudo da atividade motora (PORTNEY, L 1993) se faz necessário alguns tratamentos e cálculos com o sinal eletromiográfico. O sinal pode ser analisado quantitativamente pela sua amplitude (domínio de tempo) ou no domínio da frequência. A análise no domínio da frequência, feita pelo cálculo da Transformada Rápida de Fourier (FFT) do sinal, é muito usada na área na qual se estuda a fadiga muscular, analisando o deslocamento da frequência de disparo ou de despolarização das unidades motoras que, com o aparecimento da fadiga, disparam em frequências mais baixas.

Para o estudo da fadiga muitas vezes é necessário o cálculo da frequência mediana, definida como o valor que divide o espectro de potência em duas regiões contendo a mesma energia cada uma. Através da frequência mediana é possível verificar a alteração da velocidade de condução das fibras musculares em contração, sendo este o melhor parâmetro para avaliar o fenômeno da fadiga.

Os programas existentes no mercado fazem apenas a coleta de dados e os tratamentos e as análises dos sinais são feitas posteriormente em outras rotinas e após

a coleta ter terminado. O intuito do presente trabalho é apresentar um aplicativo que faça a aquisição, os tratamentos e as análises necessárias nos sinais para que se possa ver o fenômeno da fadiga ocorrendo em tempo real durante a coleta.

Os assuntos tratados neste trabalho estão distribuídos da seguinte forma: no Capítulo 2 é feita uma introdução à eletromiografia com um breve histórico e a apresentação de tópicos necessários para o entendimento do estudo dos sinais eletromiográficos e uma revisão bibliográfica de sinais eletromiográficos. No Capítulo 3 é feita uma introdução sobre processamento de sinais elétricos no domínio temporal e da frequência. No Capítulo 4 é apresentada a instrumentação usada para a aquisição dos sinais eletromiográficos. No Capítulo 5 é apresentada e discutida a implementação do programa desenvolvido bem como suas bibliotecas. No Capítulo 6 são apresentados os resultados obtidos com o programa e uma discussão dos tipos de janelamentos implementados no programa. No Capítulo 7 é apresentada uma discussão geral do trabalho e no Capítulo 8 as conclusões.

Capítulo 2

ELETROMIOGRAFIA (EMG)

Luigi Galvani, em 1791, foi o primeiro a apresentar relatos sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos estabelecendo uma conexão entre a eletricidade e a contração muscular quando despolarizou os músculos da perna de uma rã tocando-as com uma vareta metálica. Em 1838, Carlo Matteucci utilizou um galvanômetro para provar que as correntes elétricas não eram originárias de dentro dos músculos. Em 1849, o francês DuBois-Raymond conseguiu detectar o sinal elétrico emanado dos músculos humanos usando um aparelho rudimentar com eletrodos de superfície construídos a partir de fio metálico e mata-borrão submerso em salina.

Embora co-relacionados, a eletromiografia progrediu a uma taxa muito mais lenta do que a estimulação elétrica. Uma explicação poderia ser o uso de estimulação por parte de charlatões que citavam-na como sendo a cura miraculosa para numerosas doenças. Só no início do século XX, com o desenvolvimento da instrumentação elétrica/eletrônica, é que o registro do sinal mioelétrico se tornou confiável, sendo o trabalho de Inman et al (1944) o marco inicial desta fase. Os amplificadores permitiram a detecção de sinais eletromiográficos resultando em sua aplicação clínica. A introdução de eletrodos em forma de agulha, em 1929, aumentou a aplicação de EMG na comunidade clínica permitindo a observação da atividade da unidade motora. A melhor qualidade e a disponibilidade de aparelhagem permitiu o

uso da eletromiografia em cinesiologia, ortopedia, neurologia e medicina de reabilitação.

Eletromiografia é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração. Ela apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, para reeducação da ação muscular (biofeedback eletromiográfico); na anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos (Amadio 1996).

Na biomecânica, a utilização da eletromiografia tem como propósitos fundamentais: (a) servir como indicador de estresse muscular; (b) ser um identificador de padrões de movimentos e (c) identificar parâmetros de controle do sistema nervoso. No contexto deste trabalho utiliza-se a eletromiografia como parâmetro biomecânico para indicar os processos relacionados ao controle do sistema nervoso (padrão de ativação muscular) e a fadiga do músculo analisado (AMADIO, 1996).

Este tópico merece uma atenção especial, pois se trata de uma ferramenta que ainda apresenta metodologias de aplicação e principalmente de tratamento muito controversas (MOHAMED et al., 2002; ONISHI et al., 1999; MORITANI, 1978; BROWN & STEIN, 1974; LIPPOLD, 1952; LAWRENCE & DeLUCA, 1983). É importante dizer que a EMG é um indicativo indireto que reflete os acontecimentos fisiológicos do músculo, acontecimentos estes que são extremamente individualizados (PERREIRA & AZEVEDO, 2002; ALMEIDA, 1997).

Nos esportes, o exame de eletromiografia permite ajustar os equipamentos de musculação indicando as melhores posições para se trabalhar um determinado

músculo; verificar as melhores técnicas de exercícios; de acordo com um caminhar normal, comparar se um indivíduo está ou não com uma falha mecânica na execução do movimento; e analisar o deslocamento da frequência de disparo das fibras musculares que, com o aparecimento da fadiga, disparam em mais baixas frequências. Diagnosticando qual é o ponto de fadiga da pessoa, pode-se aproveitar o máximo da sua capacidade.

Na fisioterapia a eletromiografia é uma das ferramentas que podem ser usadas antes de uma cirurgia para detectar qual músculo está com problemas ou como ferramenta de pesquisa para avaliar qual o melhor método terapêutico a ser desenvolvido. Na medicina o exame é conhecido como eletro-neuromiografia e tem função de descobrir lesões nos nervos.

2.1. Bases da Função Muscular

O sinal eletromiográfico (EMG) representa a atividade elétrica do músculo em contração (AMADIO, 1996). Os sinais EMGs são afetados pelas propriedades musculares anatômicas e fisiológicas, pelo esquema de controle do sistema nervoso periférico e pela instrumentação utilizada para coleta do sinal. Entretanto, é importante entender as bases da função muscular para que se registre adequadamente o sinal EMG.

2.1.1. Unidade Motora

A unidade motora é a menor unidade muscular funcional. Ela consiste de um motoneurônio- α e as fibras musculares que ele inerva (Figura 2-1) (DeLUCA, 1979).

O neurônio motor- α ou motoneurônio é uma estrutura neural cujo corpo celular localiza-se no corno anterior da medula espinhal e liga-se às fibras musculares através de seus axônios, de diâmetro relativamente grandes, e ramos terminais. A junção do axônio e a fibra muscular, denominado junção neuromuscular ou placa motora, está geralmente localizada na região medial das fibras musculares formando o ponto motor.

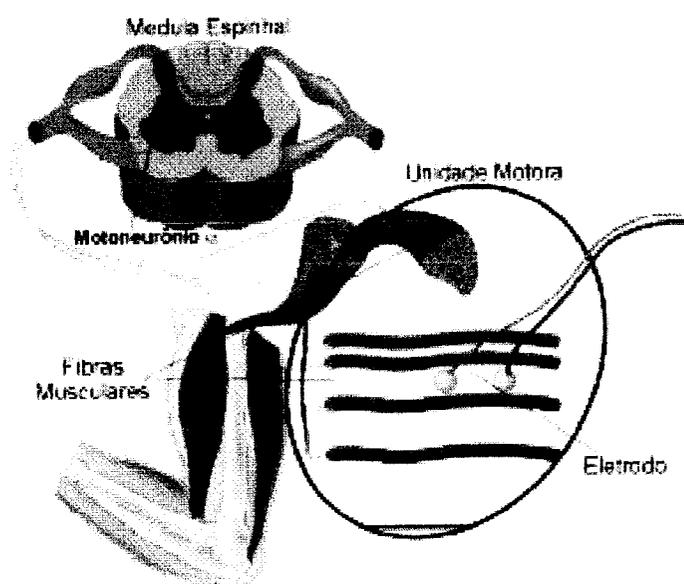


Figura 2-1 Unidade Motora de um músculo.

O número de fibras em uma unidade motora pode variar de 3 a 2000. Os músculos que controlam os movimentos finos e de ajuste tem o menor número de fibras musculares por unidade motora (menos que 10), enquanto os músculos maiores que controlam as ações comuns, como o movimento da marcha, têm centenas.

2.1.2. Potenciais de Ação dos Músculos

O potencial de ação é um potencial elétrico resultado da despolarização do axônio e da alteração das cargas iônicas em membranas e que ativa todas as fibras musculares de uma unidade motora (KRNJEVIC, 1958; PATON, 1967).

O potencial de ação da unidade motora (PAUM) consiste da soma espacial-temporal dos potenciais de ação de cada fibra muscular individual (Figura 2-2). A amplitude dos potenciais de ação individual varia de acordo com o diâmetro da fibra muscular, distância entre a fibra ativa e o local de detecção, e com as propriedades do eletrodo, enquanto que a duração dos potenciais é inversamente relacionada à velocidade de condução da fibra muscular. A forma da onda do PAUM depende dos eletrodos utilizados, da sua localização com respeito às fibras musculares, das propriedades eletroquímicas do tecido conjuntivo e muscular, e do equipamento de registro (DeLUCA, 1979).

As unidades motoras disparam os potenciais de ação aleatoriamente e com diferentes taxas, cada uma tendo sua própria amplitude, duração e forma de onda. Pode haver alguma sincronização: existe a tendência de uma unidade motora descarregar, quase, ou simultaneamente a outra em uma dada unidade motora. Uma vez que as fibras musculares estão localizadas dentro de uma dada área de registro, o sinal EMG é a soma algébrica de todos os sinais detectados. Isto dificulta a interpretação do sinal EMG, já que estão envolvidos potenciais de ação com amplitude, duração e tempo variados.

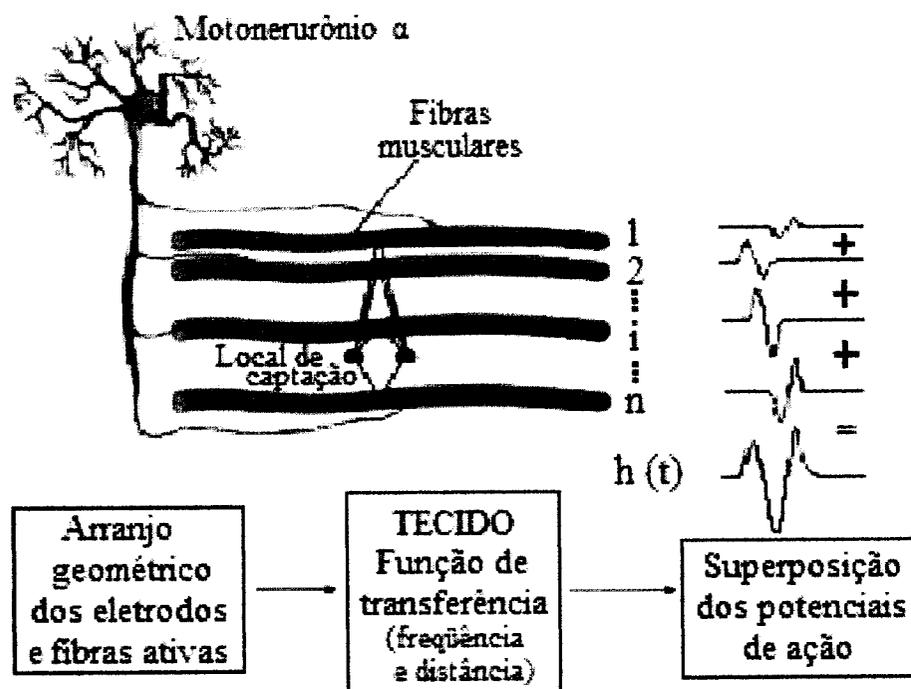


Figura 2-2 Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. Adaptado de De Lucca (1979).

É essencial lembrar que muitos parâmetros podem alterar as características do sinal EMG, tanto fisiológicos quanto relacionados à aparelhagem utilizada para aquisição do sinal. Parâmetros fisiológicos, tais como o recrutamento da unidade motora, tecido adiposo envolvendo o músculo, temperatura muscular, área de secção transversal, e comprimento, podem afetar significativamente a magnitude e o conteúdo do sinal, assim como o tipo de eletrodo, tamanho, localização e outros parâmetros relacionados à instrumentação.

2.2. Despolarização

A fibra muscular transforma a energia química, gerada pela troca de íons através da membrana celular, em energia elétrica, a qual é transformada em energia

mecânica utilizada na contração. No estado de repouso, as células musculares estão eletricamente polarizadas (-90 mV), estando o seu interior negativamente carregado em relação ao seu exterior. Esta polaridade elétrica é mantida por bombas da membrana, que asseguram a distribuição apropriada dos íons (potássio, sódio, cloro e cálcio).

As células podem perder seu potencial negativo interno em um processo chamadas despolarização. Quando a membrana recebe o potencial de ação, subitamente, torna-se muito permeável aos íons de sódio, ficando assim carregada positivamente. A despolarização se propaga de célula em célula, produzindo uma onda de despolarização que é transmitida por toda fibra. Esta onda de despolarização representa um fluxo de eletricidade, uma corrente elétrica, podendo ser detectada por eletrodos. Poucos décimos de milésimos de segundos após a membrana ter ficado altamente permeável aos íons de sódio, os canais de sódio se fecham e os canais de potássio se abrem. Em seguida a rápida difusão de íons potássio para o exterior restabelece o potencial normal negativo de repouso da membrana. Isto é chamado de re-polarização da membrana.

2.3. A Origem dos Sinais Eletromiográficos

Um potencial de ação passa pelo axônio do neurônio-motor e ativa todas as fibras musculares da unidade motora. A membrana pós-sináptica é despolarizada e o sinal propaga nas duas direções ao longo da fibra muscular (Figura 2-3). Isto gera movimento iônico através da membrana celular do músculo e produz um campo eletromagnético. Este campo pode ser detectado através de um eletrodo posicionado próximo às fibras musculares ativadas e a forma de onda resultante é denominada de

potencial de ação da unidade motora (PAUM). Um eletrodo metálico localizado neste campo irá detectar uma diferença de potencial em relação ao potencial de ação. Estes potenciais dependem da posição e da direção de captação pelo eletrodo em relação à orientação das fibras (GEDES, 1972).

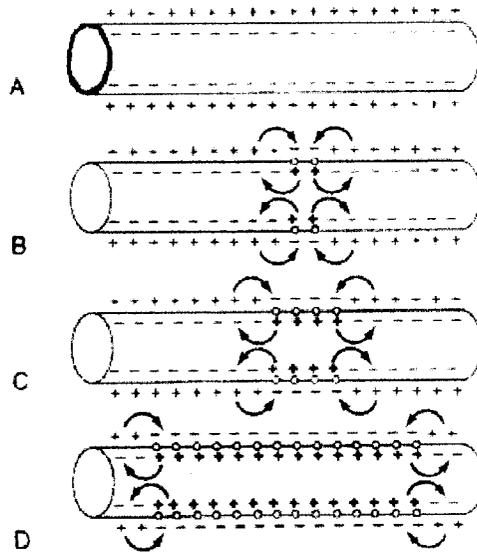


Figura 2-3 Propagação dos potenciais de ação nas duas direções ao longo da fibra.

Os potenciais de ação das fibras musculares não são eventos individuais distinguíveis. As despolarizações da fibra muscular de uma unidade motora se sobrepõem no tempo e o sinal resultante constituirá uma superposição espaço-temporal das contribuições dos potenciais de ação individuais das fibras (DeLUCA, 1979). Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso enviará uma seqüência destes potenciais para que as unidades motoras sejam repetitivamente ativadas, resultando em um trem de potenciais. O sinal mioelétrico (SME) ou eletromiográfico (EMG) será a somatória destes trens das várias unidades motoras envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular (Figura 2-4).

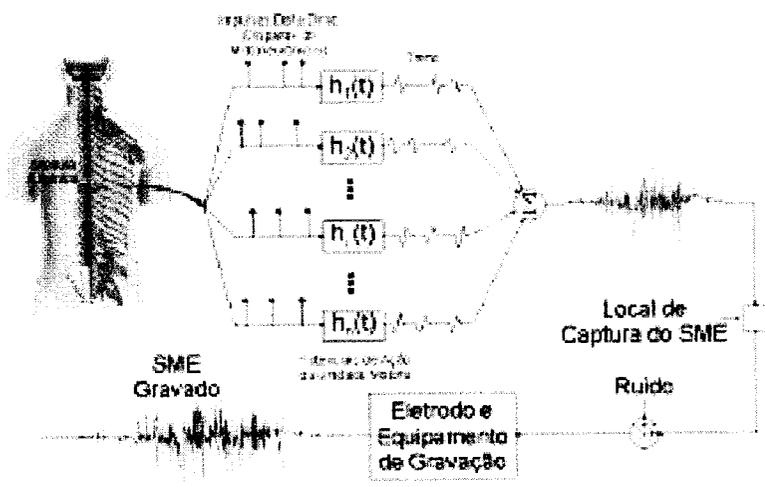


Figura 2-4. Representação esquemática da geração do SME. Modelo fisiológico e instrumentação.

2.4. O Sinal Eletromiográfico

O sinal eletromiográfico (EMG) pode ser tratado eletronicamente ou digitalmente para quantificá-lo. O sinal resultante pode ser registrado pelo osciloscópio, gravadores ou computadores. Os dados amostrados por computador podem ser digitalmente filtrados e processados de modo a permitir análise adicional.

Uma vez que o sinal EMG foi adquirido, há muitas técnicas de processamento que podem ser utilizadas para avaliá-lo. Os sinais podem ser analisados quantitativamente pela suas amplitudes (domínio de tempo) ou no domínio da frequência. A frequência é digitalmente analisada utilizando a Transformada Rápida de Fourier (FFT) pela qual gera-se a densidade espectral de potência e a potência espectral do sinal; já na análise do domínio de tempo é feita a retificação do sinal, considerando somente desvios positivos do sinal.

Assim como a amplitude do sinal mioelétrico é afetada pelo nível de atividade, o conteúdo de frequência também é. Os fatores que afetam a frequência

incluem propriedades de filtragem do tecido e do sistema, assim como a velocidade de condução que é uma função da fibra muscular e nível de fadiga. Segundo Stulen & De Luca (1981), a análise da amplitude do sinal eletromiográfico é imprópria para medir a velocidade da fibra muscular, pois a amplitude varia com o tipo de eletrodo e a colocação do mesmo, comprometendo a análise.

Lindstron (1970) revelou que a redução da velocidade de condução do potencial de ação ao longo da fibra muscular causa uma alteração no espectro de frequência do sinal de EMG. Basmajian e Deluca (1985) relataram que existe uma relação entre a velocidade de condução das fibras musculares com seu diâmetro e pH intramuscular. Sendo assim, é possível inferir que a velocidade de condução das fibras musculares diminui, pois mais lactato se acumula no músculo, diminuindo seu pH, e conseqüentemente, a excitabilidade da membrana diminui, reduzindo a velocidade de contração das fibras musculares.

Através da densidade espectral de potência (DEP) do sinal de EMG, que mede a distribuição da amplitude do sinal no domínio das frequências, podem-se obter várias variáveis que refletem o mecanismo descrito por Lindrinston (1970). Stulen & De Luca (1981) mostraram que a frequência mediana, definida como o valor que divide o espectro em duas regiões contendo a mesma energia, fornece uma estimativa confiável, consistente e não-tendenciosa do espectro de frequência por se tratar do centro geométrico da DEP, é a frequência característica que é mais sensível às variações tanto às altas quanto às baixas frequências. Geralmente a frequência média, definida como a média aritmética de todas as frequências presentes no espectro ponderadas por sua amplitude, e a frequência mediana mostram a alteração da velocidade de condução das fibras musculares em contração. A frequência

mediana é o parâmetro de frequência que melhor permite avaliar este fenômeno. A moda da frequência é a menos utilizada, pois a variância do espectro influenciará fortemente na precisão da estimativa da moda. Este fato foi confirmado empiricamente por Schweitzer et al. (1979) e determinado por Stulen & De Luca (1981), que encontraram que o coeficiente de variação para a moda da frequência foi cinco vezes maior que a frequência média para o sinal EMG.

Segundo Piper (1912), as componentes dos sinais para diferentes frequências do sinal EMG de superfície diminuem quando uma contração é sustentada. Cobb & Forbes (1923) e Basmajian & De Luca (1985), notaram esta alteração de frequência em direção a baixas frequências com a fadiga, e também observaram muitas vezes um aumento consistente do sinal EMG registrado com eletrodos de superfície.

A fim de avaliar o espectro de frequência do sinal eletromiográfico, foram feitos vários estudos experimentais. Os autores desses estudos puderam concluir que o espectro de frequência do sinal eletromiográfico é uma ferramenta importante para analisar o processo de fadiga muscular porque foi mostrado que o sinal exibe mudanças antes que ocorra qualquer modificação de força, sendo assim um indicativo do início da fadiga muscular (DeLUCA, 1997).

Capítulo 3

PROCESSAMENTO DE SINAIS ELÉTRICOS

Neste capítulo faremos uma revisão resumida do processamento de sinais elétricos tendo como objetivo disponibilizar neste texto uma referência aos termos e as técnicas mais usadas. O texto apresentado é básico e o julgamos ser útil para o leitor que não esteja familiarizado com o tema e que queira iniciar-se na área, como pesquisadores da área de interesse desta dissertação, a fisioterapia.

Segundo Lippmann Junior, L. et al 1994, o termo “Processamento Digital de Sinais” (DSP) refere-se à implementação de algoritmos em sistemas digitais visando processar um conjunto de dados ou sinais. Esta técnica fornece todas as vantagens associadas ao processo numérico tradicional, quais sejam: velocidade, precisão, elevada imunidade ao ruído, grande faixa dinâmica e flexibilidade, possibilitando assim a criação de sofisticados sistemas com elevada confiabilidade.

Um sistema de processamento digital de sinais adquire os dados do domínio analógico através de um conversor analógico/digital (A/D) e os devolve ao domínio analógico para que as informações seja acessadas pelo ser humano. O processamento propriamente dito é realizado pela unidade computacional composta por circuitos digitais e programas computacionais (*software*).

Para Mucheroni & Cruviel, 1994, “o crescimento da computação e da eletrônica tem produzido um especial impacto no Processamento Digital de Sinais”. Poderosas técnicas de DSPs são freqüentemente usadas na análise e síntese de sinais

em muitas áreas tais como: engenharia, medicina e física. Muitos sinais podem ser analisados e a sua manipulação para síntese ou análise destes sinais é entendida aqui como técnicas DSP. Muitos fabricantes passaram a produzir microprocessadores programáveis específicos este propósito, chamado de microprocessadores DSP. O uso destes processadores ligados a um servidor (*host*), com entradas e saídas analógicas, estão em franco processo.

Por sinais discretos no tempo, entende-se como um conjunto particular de instantes nos quais o sinal é medido. Esses sinais podem ser divididos em duas categorias: sinais de dados digitalizados, que são valores de amplitudes de sinais contínuos; e sinais digitais cujas amplitudes são quantificadas em bits. Entretanto, na prática, as expressões sinais digitalizados e sinais digitais discretos no tempo são usados indiscriminadamente. O uso de sinais discretos pode possibilitar análises de sinais das mais variadas formas, por exemplo: voltagens, pressão, temperatura ou intensidade de luz. O sinal pode também ser temporal, por exemplo, temperaturas tomadas em intervalos regulares do tempo.

Um sinal é amostrado, por um conversor analógico/digital (A/D) e então processado por uma técnica DSP. Se o sistema necessita de saída o sinal analógico é restabelecido por um conversor digital/analógico (D/A) e alguns atuadores (filtros elétricos, motores de passo, atuadores hidráulicos, e outros) respondendo ao sistema analisado.

Dois tipos de processamentos são normalmente utilizados na investigação de um sinal: processamento ou conjunto de técnicas no domínio temporal, quando se está interessado na análise da amplitude com base no tempo, e processamento ou conjunto de técnicas no domínio da frequência.

3.1. Processamento no Domínio Temporal

No processamento do sinal com base no tempo, utiliza-se um conjunto de processos de transformação de curvas que visam caracterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo de amostragem.

A análise no domínio do tempo do sinal de EMG, permite principalmente a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo servir como referencia para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas. Este método permite ainda que relações entre força e atividade elétrica muscular possam ser observadas, apesar de ser uma vertente ainda controversa na literatura científica que aborda o assunto (MOHAMED et al., 2002; ONISHI et al., 1999).

3.1.1. Remoção da Componente DC

Muitas vezes o sinal apresenta uma componente contínua que provoca um deslocamento da linha de base do sinal. Esta componente contínua é um sinal comum que não tem qualquer relação com o sinal que se deseja analisar. Uma maneira fácil de remover esta componente é calcular a média de todos os pontos amostrados, e deslocar a curva a partir deste resultado.

3.1.2. Retificação do Sinal

A retificação da curva é uma operação normalmente utilizada de forma a permitir a posterior integração do sinal, já que uma curva com valores positivos e negativos poderia ter uma média igual a zero.

Existem duas formas de retificar um sinal: eliminar os valores negativos (retificação de meia onda, como mostrado na Figura 3-2), ou inverter-se os valores negativos adicionando-se aos positivos (retificação de onda completa, como mostrado na Figura 3-3). A retificação de onda completa tem a vantagem de conservar a energia do sinal.

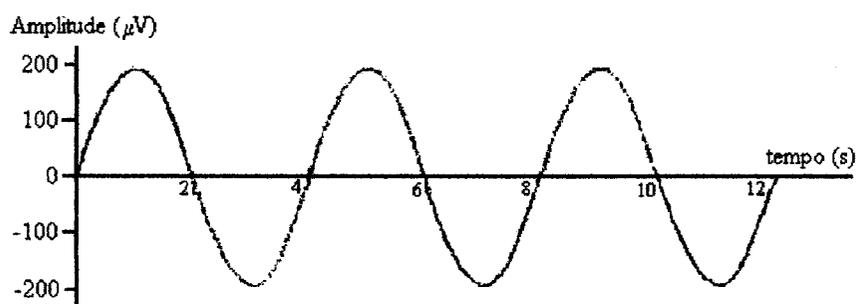


Figura 3-1. Sinal com amplitudes positivas e negativas.

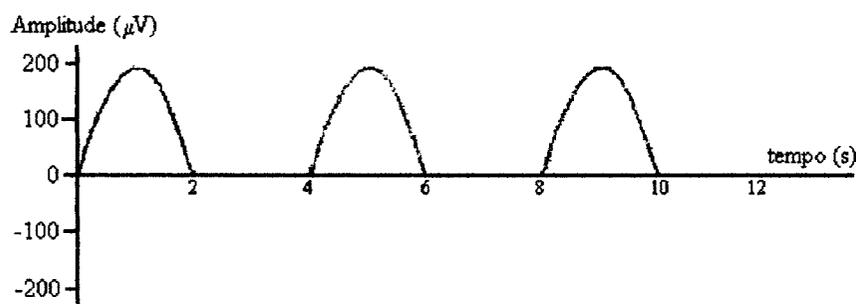


Figura 3-2. Sinal com retificação de meia onda.

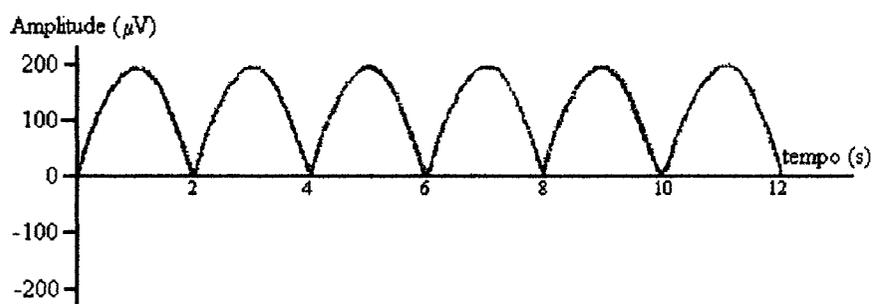


Figura 3-3. Sinal com retificação de onda completa.

3.1.3. Valor Médio

Antes da definição de valor médio é necessário apresentar uma explicação sobre os tipos de dados existentes. Os dados que representam um fenômeno físico podem ser classificados em determinísticos ou aleatórios.

Determinístico é aquele que pode ser escrito através de uma expressão matemática. Há, na prática, muitos fenômenos que produzem dados representáveis com suficiente precisão por relações matemáticas explícitas. Exemplos destes fenômenos podem ser: a vibração produzida por um motor desbalanceado, a curva de resfriamento de um termopar, a carga/descarga de um capacitor em um circuito elétrico, e outros. Por exemplo, no caso de um sistema massa-mola, o deslocamento em função do tempo está perfeitamente definido pela expressão:

$$x(t) = X e^{-at} \cos \omega t \quad \text{Equação 1}$$

Os sinais aleatórios não podem ser escritos por uma função matemática explícita. Para caracterizá-los é necessário conhecer as “histórias temporais” que seriam possíveis de ocorrerem. Há necessidade de uma descrição probabilística ou estatística. Uma “história em função do tempo” é chamada de registro ou evento, e é observado sobre um intervalo de tempo finito. Um processo aleatório é caracterizado por um conjunto de parâmetros estatísticos. Três destes parâmetros são: valor médio, função de autocorrelação e função densidade de probabilidade.

O valor médio de uma função é definido como:

$$\bar{x} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt \quad \text{Equação 2}$$

A média, por si só, não dá informações suficientes para diferenciar fenômenos que podem ser completamente diferentes em sua variação no tempo, porém podem possuir o mesmo valor médio.

3.1.4. Autocorrelação

A autocorrelação descreve a dependência dos valores em um tempo, t , em relação aos valores em outro tempo, $t + \tau$. Matematicamente é definida como:

$$R_x(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t+\tau) dt \quad \text{Equação 3}$$

A principal aplicação da função de autocorrelação é estabelecer a influência dos valores em um tempo sobre os valores do fenômeno no tempo futuro. Para dados determinísticos a autocorrelação tem um valor característico enquanto que nos processos aleatórios ela tem valor nulo.

3.1.5. Função Densidade de Probabilidade

A função densidade de probabilidade descreve a probabilidade de que as amplitudes tenham um valor dentro de um dado intervalo de tempo. Para visualizar o significado prático da função densidade de probabilidade considere-se três funções distintas: uma função seno “bem comportada”, uma função seno com ruído (Figura 3-4) e um sinal completamente aleatório (Figura 3-5). Assume-se, por facilidade, que todos esses processos possuem média zero.

A função densidade probabilidade para cada exemplo é mostrada na Figura 3-6, Figura 3-7 e Figura 3-8. A principal aplicação da função densidade de probabilidade é estabelecer a descrição probabilística dos valores instantâneos do

processo. Pode ser usada também para identificação de funções determinísticas e aleatórias.

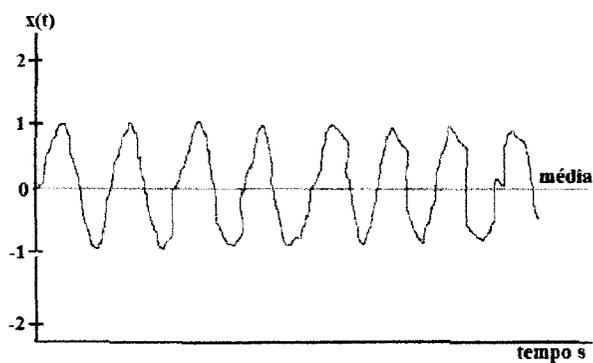


Figura 3-4. Função seno com ruído.

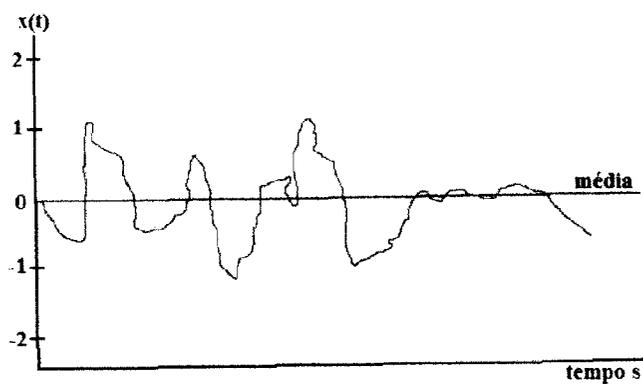


Figura 3-5. Função completamente aleatória.

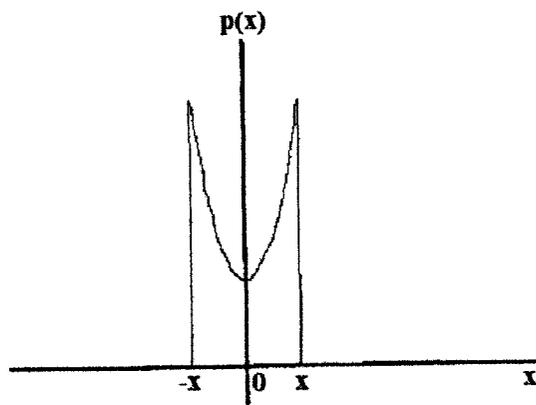


Figura 3-6. Função densidade de probabilidade para o seno "bem comportado".

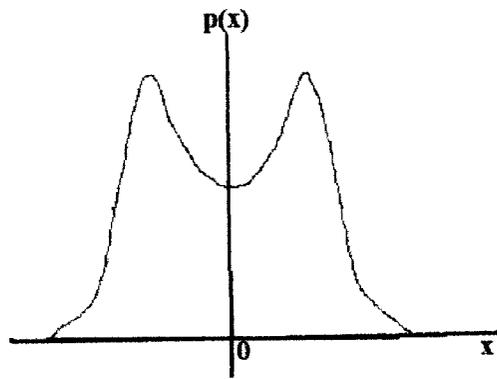


Figura 3-7. Função densidade de probabilidade para o seno com ruído (quase determinística).

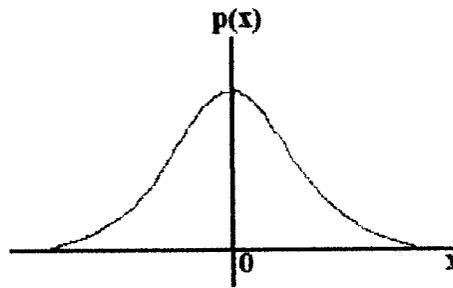


Figura 3-8. Função densidade de probabilidade para uma função completamente aleatória.

3.1.6. Valor eficaz

O valor eficaz (RMS, abreviação do inglês “root-mean-square”), corresponde ao sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia. Matematicamente é definido como a raiz quadrada da média dos quadrados instantâneos do sinal:

$$\text{Valor}(RMS) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt} \quad \text{Equação 4}$$

onde $x(t)$ é o sinal variante no tempo e T é o período de duração do sinal.

3.1.7. Valor de Pico

Valor de pico avalia a amplitude de um sinal, normalmente periódico. Ele corresponde ao maior valor positivo da função. Por analogia a diferença entre o maior valor negativo e o maior positivo é denominada de valor de pico a pico. Para sinais periódicos o menor e o maior valor da função, repetem-se a cada ciclo. No caso do sinal EMG a curva atinge um pico máximo em apenas um ponto, o mesmo acontecendo com o ponto mínimo. O valor de pico pode ser utilizado como parâmetro para normalização da amplitude de um sinal.

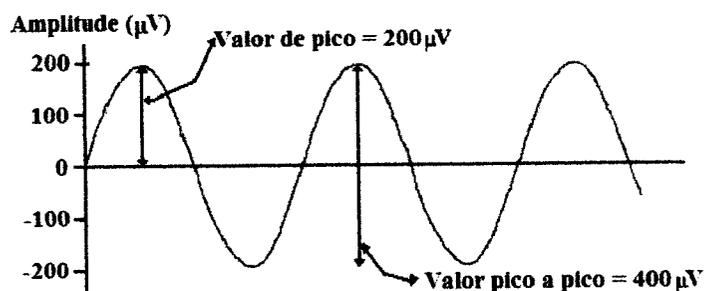


Figura 3-9. Valor de pico e pico a pico de um sinal senoidal.

3.1.8. Normalização no Tempo

Um dos problemas que surge ao se comparar sinais é relacionado com as diferenças na duração de vários sinais que se pretende comparar. Normalizar no tempo significa transformar, de uma forma equilibrada e sem alterar a estrutura do sinal, os sinais de durações diferentes em sinais com o mesmo número de amostras (pontos). Tal processo pode ser feito, por exemplo, tomando como referência o sinal que contém o menor número de amostras. A aplicação de um algoritmo que determine, em função da duração de cada sinal, o número de amostras a ser retirado

de forma intervalada, reduz todos os sinais ao número de amostras do mais curto, sem alterar a sua forma.

A normalização no tempo é muito aplicada em sinais amostrados de um exercício isométrico, onde a duração de cada contração, mesmo que ritmada, não é a mesma. Essa normalização pode ser feita também se interpolando pontos experimentais na curva amostrada de forma possuir um múltiplo inteiro de pontos experimentais da curva com menor número de pontos. Após a interpolação, faz-se a média de pontos adjacentes e cada média resultará em um novo ponto experimental.

3.1.9. Normalização em Amplitude

Quando o sinal apresenta grande variabilidade o valor absoluto da sua intensidade fornece pouca informação ou é difícil de ser analisado. Uma das formas de contornar esta limitação é a normalização em amplitude das curvas. Esta técnica consiste na transformação dos valores absolutos de amplitude, das diferentes curvas que se pretende comparar, em valores relativos a um sinal de referência considerado como 100 %.

As técnicas de normalização permitem a comparação dos valores de sinais obtidos em condições diferentes ou em momentos diferentes. No caso do sinal EMG existem várias formas de fixar o valor de referência de 100 %, por exemplo: do EMG da contração isométrica voluntária máxima, de uma contração sub-máxima, pelo maior pico de atividade encontrado nas várias repetições que se pretende comparar, pelo valor média do EMG retificado, pelo valor do sinal em repouso, entre outras.

3.1.10. Integral do Sinal

A interpretação matemática do conceito de integral consiste na determinação da área delimitada pela curva do sinal. No caso do EMG, para que o resultado da integração não seja zero, deve-se usar o sinal retificado. Através da integração do sinal de EMG obtém-se um resultado que é proporcional ao número de impulsos elétricos.

3.1.11. Função de Correlação Cruzada

A função de correlação cruzada de dois eventos, descreve a dependência geral de um em relação ao outro. Matematicamente é definida como:

$$R_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y(t+\tau) d\tau \quad \text{Equação 5}$$

onde:

- $R_{xy}(\tau)$ é a função de correlação cruzada de $x(t)$ em relação a $y(t)$.
- $x(t)$ é a primeira função variante no tempo.
- $y(t)$ é a segunda função variante no tempo.
- T é o tempo máximo de avaliação entre os dois sinais.
- τ é a amplitude da variação temporal.

3.2. Processamento no Domínio da Freqüência

Segundo De Lucca, uma das maneiras de analisar um sistema linearmente não variante no tempo é através da resposta em freqüência. A noção mais importante na

análise em frequências vem do fato que qualquer função pode ser decomposta em conjuntos de funções senoidais (ou cossenoidais) de amplitudes e fases apropriadas (séries de Fourier). Assim, pode-se “decompor” uma função em frequências e suas amplitudes, possibilitando sua análise ou síntese, e este processo é denominado de transformada de Fourier. Podem-se construir sinais perfeitamente periódicos a partir da composição de ondas senoidais. Este raciocínio é bem pouco intuitivo, pois é difícil imaginar que se pode obter uma reta a partir de funções senoidais.

3.2.1. Transformada Rápida de Fourier (FFT)

O uso da transformada rápida de Fourier (FFT) tem se apresentado como uma ferramenta muito útil no processamento de sinais tanto os de forma unidimensional e bidimensional, proporcionando uma adequada separação das componentes de frequência do sinal e essa separação é mostrada pelo espectro de Fourier (OPPENHEIM, 1975). Sem pretender uma apresentação completa de FFT, é feita agora uma apresentação de seus aspectos.

O algoritmo de FFT foi introduzido por Cooley e Tukey, em 1965, como um algoritmo para o cálculo rápido da Transformada Discreta de Fourier (DFT). A DFT pode ser representada pela fórmula:

$$A_m = \sum_{n=0}^{N-1} a_n w_N^{nm}$$

Equação 6

A_m , a_n e w_N são valores complexos e $w_N^{nm} = e^{-i\frac{2\pi}{N}nm}$, $m = 0 \dots N-1$, $i = \sqrt{-1}$

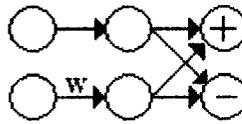


Figura 3-10. Butterflies de radix-2 e radix-4.

Se o sinal possuir N pontos, a quantidade de produtos complexos necessários para o cálculo dos N pontos de sua transformada é N^2 (contando-se também os produtos triviais por 1 e -1). A quantidade de produtos envolvida pode ser diminuída se fizermos a seguinte separação:

$$A_m = \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} a_{2k} w_N^{2km} + \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} a_{2k+1} w_N^{(2k+1)m} \quad \text{Equação 7}$$

e como $w_N^{2k} = w_{\frac{N}{2}}^k$, ficamos com:

$$A_m = \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} a_{2k} w_{\frac{N}{2}}^{km} + w_N^m \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} a_{2k+1} w_{\frac{N}{2}}^{km} \quad \text{Equação 8}$$

Isto é, a DFT de N pontos pode ser calculada à partir de duas DFT de $\frac{N}{2}$ pontos, mais um conjunto de N produtos. Este processo pode ser sucessivamente repetido, até chegarmos numa DFT de dois pontos, que pode ser calculado com um produto complexo.

Assim, o número total de produtos complexos necessários é representado por:

$$\frac{N}{2} \log_2 N \quad \text{Equação 9}$$

Esta operação é a base do algoritmo de FFT chamado base-2 ou radix-2, pois as divisões foram sempre realizadas aos pares. Obviamente o número N deve ser uma

potência de 2, para que a divisão possa ser realizada até as DFT de dois pontos. Se a divisão é realizada em conjuntos de n , o algoritmo é chamado FFT radix- n .

Butterflies é o nome dado à operação básica da FFT, que pode ser representada como na Figura 3-10. O número de butterflies executado para o algoritmo radix-2 é de $\frac{N}{2} \log_2 N$ enquanto que para o de radix-4 é de $\frac{N}{4} \log_4 N$. Cada butterfly de radix-2 envolve duas somas/subtrações e um produto complexo. Já cada butterfly de radix-4 envolve, desde que feito um agrupamento correto, oito somas/subtrações e três produtos complexos. O fator determinante é o número de produtos complexos, pois cada produto complexo se traduz por quatro produtos reais, uma soma real e uma subtração real, enquanto que as somas e subtrações complexas envolvem apenas duas operações reais de mesmo tipo. Assim, contando apenas o número de produtos temos: um total de $\frac{N}{2} \log_2 N$ produtos complexos para o algoritmo radix-2 e de $3 \frac{N}{4} \log_4 N$ para o algoritmo de radix-4, o que demonstra a superioridade desde último.

Substituindo valores numéricos para um processo FFT de 256 pontos, serão necessários 1024 produtos complexos no algoritmo radix-2 e 768 no algoritmo de radix-4.

3.2.2. Freqüência Média

Corresponde à média aritmética de todas as freqüências presentes no espectro ponderadas por suas amplitudes, traduzindo simplesmente o ponto médio da densidade espectral de potência. Pode ser utilizada como parâmetro indicador de compressão espectral.

3.2.3. Freqüência Mediana

Define-se a freqüência mediana como o valor da freqüência que divide o espectro em duas regiões contendo a mesma energia. A freqüência mediana é o parâmetro mais adequado para detectar a compressão espectral produzida pela fadiga muscular localizada.

3.2.4. Moda da Freqüência

Moda da freqüência define-se como a freqüência em que o espectro atinge o seu valor mais alto, ou seja, é a freqüência de pico do espectro.

3.2.5. Filtragem

A técnica digital de filtragem consiste em submeter uma curva a um filtro que suprima as oscilações de freqüência acima e abaixo de determinados valores. A escolha desses valores varia com fatores relacionados com os objetivos do estudo, a tarefa estudada ou as condições metodológicas. Assim sendo, filtrar significa mudar as amplitudes relativas de determinadas componentes de freqüência (ou ainda eliminá-las) presentes em um sinal. Um sistema bastante conhecido que efetua este tipo de tratamento é o equipamento de áudio. Nestes sistemas a etapa de filtragem permite ao ouvinte fazer alterações relativas nas amplitudes das componentes de baixa e de alta freqüência, nos controles de graves e agudos respectivamente.

Um filtro ideal é aquele que permite a passagem daquelas componentes de freqüência desejadas, e rejeita completamente as demais.

Pela simplicidade e facilidade de implementação os filtros mais usados são os filtros Butterworth e Chebyshev. Estes filtros são implementados em termos de equações diferenciais, e quanto maior a ordem da equação, mais próximo de um filtro ideal serão os resultados.

3.2.6. Janelamento

Uma forma de reduzir a variabilidade que caracteriza o sinal consiste em eliminar as variações muito bruscas dos valores de amplitude do sinal bruto. Isto pode ser feito calculando-se os valores médios de pequenos intervalos de tempo (janelas). Uma escolha importante, de que depende a amplitude da filtragem efetuada, é o tamanho da janela de onde se retira a média. Quanto menor for este intervalo de tempo, menos suavizada e mais parecida com a curva original fica a curva resultante.

3.2.7. Média Móvel

A fim de obter uma média que varie constantemente no tempo e que seja, portanto mais representativa das alterações do sinal no tempo, utiliza-se uma técnica de média móvel, ou seja, uma “janela móvel” que percorre toda a curva progressivamente. Considere-se um exemplo de janela com cinco amostras. Esta janela calcula a média das amostras 1-5, depois das janelas 2-6, 3-7 e assim sucessivamente.

Capítulo 4

AQUISIÇÃO DE SINAIS - INSTRUMENTAÇÃO

A aquisição de sinais é utilizada em atividades que necessitam parametrizar as variáveis analógicas de um sistema, em laboratório ou em campo. A faixa de frequência de interesse varia de área para área, desde frequências muito baixas (0,1 Hz) até frequências muito altas (centenas de KHz).

As especificações de cada sistema de aquisição de sinais dependem da situação particular do usuário. Entre as necessidades mais comuns aos usuários estão:

- coletar e armazenar o sinal a uma taxa pré-determinada;
- monitorar sinais para a tomada de decisões durante o ensaio;
- gerar um sinal analógico variante no tempo.

Todo sistema de eletromiografia é constituído de eletrodos, amplificadores, filtros e um aparelho de aquisição. A seguir serão descritos os elementos componentes de um eletromiógrafo.

4.1. Eletrodos

Um eletrodo é um dispositivo ou unidade através da qual uma corrente elétrica entra ou sai do eletrólito do corpo; isto é, o eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de coleta. Os eletrodos devem ser relativamente inofensivos para o indivíduo e próximos o suficiente dos músculos a fim de captar a corrente

gerada pelo movimento iônico resultante da contração muscular. A área da interface tecido-eletrodo é considerada a superfície de detecção. Essa interface comporta-se como um filtro passa-alto, cujas características dependem do tipo de eletrodo e eletrólito utilizados. A impedância do eletrodo, ganho e largura de banda são todos uma função do tamanho de superfície de detecção, tratamento de eletrólito, tipo de material e localização do eletrodo.

É possível classificar os eletrodos através de duas qualidades diferentes: contato com o corpo, isto é, se é invasivo (eletrodos de agulha ou de fio) ou não-invasivo (eletrodos de superfície); e a presença (ativo) ou ausência (passivo) de eletrônica de pré-amplificação local. Os eletrodos ativos tendem a serem mais resistentes à interferência eletromagnética, porque um nível alto de sinal está presente (a partir do sujeito para a interface) no caminho do sinal mais distante.

4.1.1. Eletrodos de Superfície

Os eletrodos de superfície são aderidos à pele (não-invasivo) e usados em associação com um gel salino ou uma pasta que deve ser um eletrólito (Ag-AgCl ou qualquer combinação metal/gel que não tenha uma reação eletrolítica é suficiente). Estes eletrodos podem ser monopolares, bipolares ou multipolares, e são mantidos aderidos à pele através do uso de tiras adesivas e colares.

A impedância da interface pele-eletrodo depende do local da pele escolhido, do tempo desde a aplicação, e da preparação do local (como limpeza da pele). A impedância dos eletrodos de superfície é reduzida através da remoção das células mortas da pele e óleos raspando-se levemente a pele no local escolhido. Outro fator de influência é o estado de equilíbrio químico na interface metal-eletrólito. Uma

alteração no equilíbrio pode estabelecer um potencial de polarização que contaminará o sinal EMG. Estes desequilíbrios podem ser causados pelas flutuações de temperatura, acúmulo de suor, mudanças na concentração eletrolítica, movimento relativo do metal em relação à pele, e a quantidade de corrente fluindo através do eletrodo.

Os eletrodos de superfície podem ser encontrados no mercado em duas formas: descartáveis e re-adequáveis. Eletrodos descartáveis são comuns e facilmente obtidos. Eletrodos re-adequáveis também estão disponíveis, mas é importante limpá-los adequadamente depois do uso para remover qualquer gel condutor e prevenir a formação de uma camada oxidada.

Os eletrodos têm uma área razoavelmente grande de detecção e assim podem detectar sinais de muitas unidades motoras, sendo assim, mais úteis para os estudos que requerem sinais eletromiográficos de uma parte substancial do músculo. Por exemplo, nos estudos de função motora onde o tempo de ativação e a magnitude do sinal são importantes, no relaxamento total e estudos de tensão (biofeedback), estudar a utilização de EMG para controlar aparelhos externos, e analisar a relação de atividade de um grande grupo de músculos. No entanto, esses eletrodos apresentam algumas desvantagens, como limitações de uso para músculos de superfície, não são suficientemente seletivos para músculos pequenos na proximidade de outros músculos, estando propensos a captar atividade de músculo vizinho, artefato de movimento e flutuações de pressão de contato.

4.1.2. Eletrodos em Forma de Agulha

Eletrodos em forma de agulha são inseridos no músculo através da pele. Há vários tipos, tais com os monopolares, bipolares e multipolares, como os de superfície.

Uma vez que os eletrodos em forma de agulha são invasivos, eles requerem mais cuidados. A pequena área de detecção dos eletrodos em forma de agulha faz eles serem interessantes para o estudo das unidades motoras individuais. Eles também podem ser facilmente reposicionados durante o uso para focar unidades diferentes. No entanto, a inserção e presença destes eletrodos podem causar dor considerável, especialmente depois de contrações fortes. Por isso, esses eletrodos geralmente não se encaixam em estudos biomédicos, em crianças ou naqueles que tem medo de agulhas.

Os eletrodos em forma de agulha são mais apropriados para estudos de eletromiografia clínica exploratória e propriedades de controle de unidades motoras, tais como taxa de frequência de disparo e recrutamento, por exemplo.

4.1.3. Eletrodos em Forma de Fio

Os eletrodos em forma de fio utilizam fios isolados, inerte, flexível, de pequeno diâmetro que é inserido no músculo. Os fios podem ser de ligas de prata, platina ou níquel-cromo. Estes fios (normalmente dois) são inseridos no músculo através de uma agulha, a qual é retirada uma vez que os fios estão na posição correta. Como os fios são finos, eles ficam relativamente indolores quando se retira a agulha. Estes eletrodos são interessantes para os estudos biomecânicos. Mas como

apresentam uma área de detecção ligeiramente maior, eles são menos seletivos. Eletrodos em forma de fio também podem tender a se deslocar depois da inserção, durante as primeiras contrações.

Eletrodos em forma de fio são úteis para cinesiologia e neurologia dos músculos profundos, e estudos limitados referentes às propriedades das unidades motoras.

4.2. Amplificadores

Quando se amplifica os sinais eletromiográficos o primeiro interesse é a configuração dos eletrodos e o do amplificador. Na configuração monopolar (Figura 4-1) é necessário a colocação de um eletrodo de detecção para registrar a atividade elétrica do músculo. O potencial elétrico neste ponto é medido em relação a um eletrodo de “referência” localizado dentro de uma área eletricamente estática ou não relacionada ao ponto de detecção. Uma desvantagem é que esta configuração capta qualquer sinal dentro das proximidades da área de detecção, inclusive as áreas não pretendidas, que não são do músculo desejado.

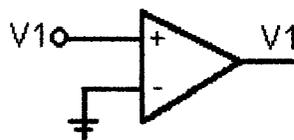


Figura 4-1. Amplificador monopolar

Na configuração bipolar (Figura 4-2) são medidos dois potenciais ou uma diferença de potencial (DDP) entre os eletrodos de detecção ou em relação ao

eletrodo de referência. A configuração bipolar serve como um filtro passa-banda cuja largura de banda é a área de captação, devido a impedância do eletrodo.

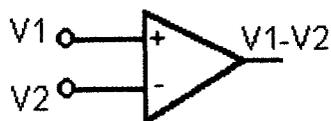


Figura 4-2. Amplificador diferencial.

A configuração diferencial dupla (Figura 4-3) registra dois sinais bipolares utilizando dois amplificadores diferenciais. Os dois sinais resultantes são então realimentados para um terceiro amplificador diferencial. Nesta configuração, um dos eletrodos pode ser o eletrodo de referência (V3 por exemplo). Este sistema é mais sensível que os anteriores e portanto a amplitude do sinal não precisa ser muito grande.

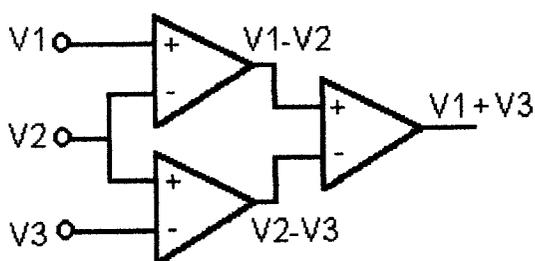


Figura 4-3. Amplificação diferencial dupla

Para compreender como o amplificador modifica as características do sinal, os seguintes pontos devem ser entendidos: características do ruído, razão sinal-ruído, ganho, razão de rejeição de modo comum, impedância de entrada, corrente de linha de entrada e largura de banda.

4.2.1. Características do Ruído e Razão Sinal-Ruído

Ruído é qualquer sinal não desejado que é detectado junto com o sinal a ser determinado. O ruído pode resultar de fontes distantes, tais como condutores de corrente elétrica e de tensão do laboratório e potenciais de polarização da junção eletrolítica metálica ou músculos vizinhos. A detecção bipolar fornece um método para remover o ruído, desde que o sinal de ruído seja idêntico nos dois eletrodos.

A qualidade do sinal amplificado é medida pela razão sinal-ruído. Quanto mais alta a razão, maior a redução de ruído. O amplificador deve ser posicionado o mais próximo possível dos eletrodos (eletrodos ativos) para reduzir o comprimento dos cabos condutores e reduzir a contaminação do sinal. Outra forma redução de ruído, além do uso de configuração bipolar, é fornecer uma interface de troca clorídrica reversível com o metal e com eletrodos Ag/AgCl no caso dos eletrodos de superfície.

4.2.2. Ganho e Largura de Banda

Ganho é a amplificação aplicada ao sinal. Visto que todos os amplificadores têm limites no alcance de operação das frequências, os amplificadores utilizados em eletromiografia são essencialmente filtros com ganho. A banda de frequências para operação é designada a largura de banda do amplificador. Os sinais dentro desta frequência passam com atenuação mínima, enquanto aqueles do lado de fora são suprimidos ou eliminados, sendo útil na eliminação de ruídos.

A frequência de corte do filtro estabilizador de linha de base deveria ser alto o suficiente para rejeitar o artefato de movimento de baixa frequência, e baixa o

suficiente para atenuar o sinal ao mínimo praticável. Para um indivíduo saudável essas frequências são de 20 Hz a 500 Hz para eletrodos de superfície, e de 20 Hz a 1 KHz para eletrodos de fio e agulha.

4.2.3. Razão de Rejeição de Modo Comum (CMRR)

A razão de rejeição de modo comum (*Common Mode Rejection Ratio* – CMRR) é a medida da habilidade de um amplificador diferencial para eliminar o sinal de modo comum, isto é, uma medição da divergência de um amplificador ideal. Sinais de modo comum são aqueles detectados pelos dois eletrodos; originam-se de fontes distantes dos dois eletrodos, tais como linha de força e músculos distantes, e não são de interesse.

Quanto maior o CMRR melhor o cancelamento de sinais de modo comuns. O CMRR deveria ser maior que 10.000 (80 dB), isto é, a diferença de voltagem entre o registro e os eletrodos de referência deveria ser amplificada 10000 vezes mais que a voltagem comum nos dois eletrodos. A falha de redução completa de ruído em detecção bipolar, portanto, resulta ou da subtração imperfeita (CMRR mais baixa) ou sinal do ruído não sendo modo comum.

4.2.4. Impedância de Entrada e Corrente de Linha

Todos os tipos de matéria oferecem resistência à transmissão de corrente elétrica e os tecidos biológicos não são exceção. A impedância elétrica do tecido muscular é dependente da frequência, da distância entre as fontes e os aparelhos de detecção e altamente dependente da direção, ou anisotrópico. Por essa razão, a impedância do tecido muscular é menor para sinais de baixa frequência e maior para

sinais de alta frequência. O tecido muscular também serve como um filtro dependente da distância, com maior atenuação na medida que a aparelhagem de detecção separa-se da fonte.

O corpo tem uma condutância alta devido às concentrações de íons movimentando-se livremente. Os tecidos, entretanto, fazem com que a resistência varie de 100 a 1000 Ω , e pode ser considerada uma fonte de impedância. A impedância será menor para elementos de fio e de agulha do que para eletrodos de superfície, visto que a pele é penetrada com os primeiros. Devido a baixa amplitude do sinal os amplificadores precisam ter impedância de entrada alta (10 a 100 M Ω).

A corrente de linha de entrada é a corrente constante mínima necessária para manter o amplificador ativo. A maioria das correntes de linha de entrada está na ordem de 50 pA.

4.3. Sistema de Aquisição

A seguir são descritos, em detalhes, os instrumentos de aquisição utilizados no laboratório de fisioterapia aplicada ao movimento humano da Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente – UNESP. O sistema de aquisição é constituído por eletrodos, amplificadores, um aparelho condicionador de sinais e uma placa de aquisição (conversor Analógico-Digital e Digital-Analógico AD-DA) conectado a um microcomputador.

4.3.1. Eletrodos e amplificação

Para a aquisição do sinal de EMG, que é composto por baixas amplitudes, e afim de minimizar o ruído do sinal é utilizado um eletrodo bipolar ativo de superfície, constituído de duas barras de Ag/AgCl de 10 mm de comprimento por 1 mm de largura cada, posicionados paralelamente e separadas entre si em 10 mm, sendo encapsuladas num molde retangular de poliuretano (Figura 4-4). O eletrodo possui no encapsulamento um circuito pré amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (Common mode rejection ratio) maior que 80 dB e impedância de $10^{12} \Omega$.

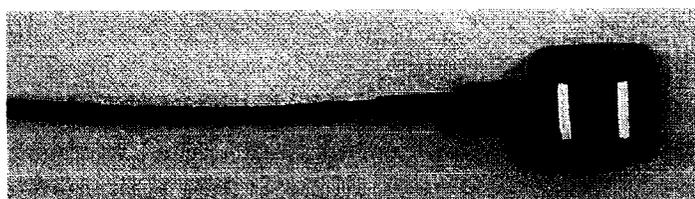


Figura 4-4 Fotografia mostrando o eletrodo ativo de superfície.

Na Figura 4-5 é mostrado o diagrama esquemático de um amplificador diferencial. A melhor localização do eletrodo é entre o ponto motor e o tendão de inserção do músculo, e as barras de captação do eletrodo devem estar perpendiculares às fibras musculares. Como é utilizado um amplificador diferencial faz-se necessário o uso de um eletrodo de referência. Este eletrodo deve ter uma área de cerca de aproximadamente 4 cm^2 e estar localizado em uma região sem músculos para não interferir na aquisição.

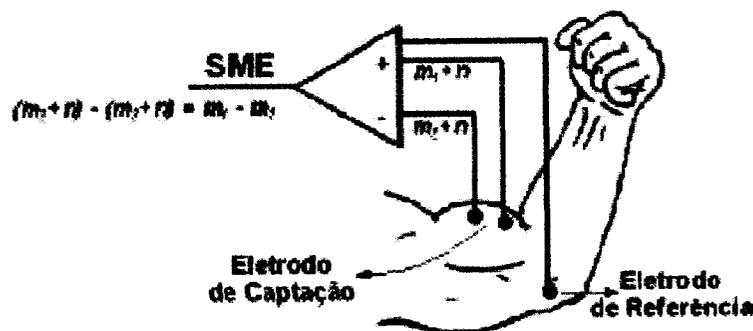


Figura 4-5. Amplificação diferencial, onde n representa o ruído do sistema e do ambiente e $(m_1 - m_2)$ o SME resultante.

Independente do tipo de eletrodo utilizado, sua posição afeta a qualidade do sinal. No eletrodo de superfície a forma do potencial de ação é suscetível aos efeitos de posição e pressão. Os eletrodos são colocados em uma região cuja posição corresponde à metade da distância entre o centro da zona de inervação e o tendão distal.

4.3.2. Condicionador de Sinais

Os sinais provenientes do eletrodo são captados em um módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000-V2 (Figura 3.3), da marca Lynx. O MCS 1000-V2 é um módulo com 16 canais independentes para condicionamento de sinais analógicos. Cada canal pode ser configurado por meio de um dispositivo (dip de oito impedâncias) para permitir a conexão de sinais provenientes de:

- termopares;
- termo resistências;
- sensores em ponte completa, $\frac{1}{2}$ ponte, $\frac{1}{4}$ de ponte como extensômetros, células de carga, transdutores de pressão e acelerômetros;
- sensores potenciométricos como de posição linear, posição angular, nível e volume;

- transmissores com saída de corrente 4 - 20 mA/0-20 mA;
- sensores de corrente por efeito Hall.

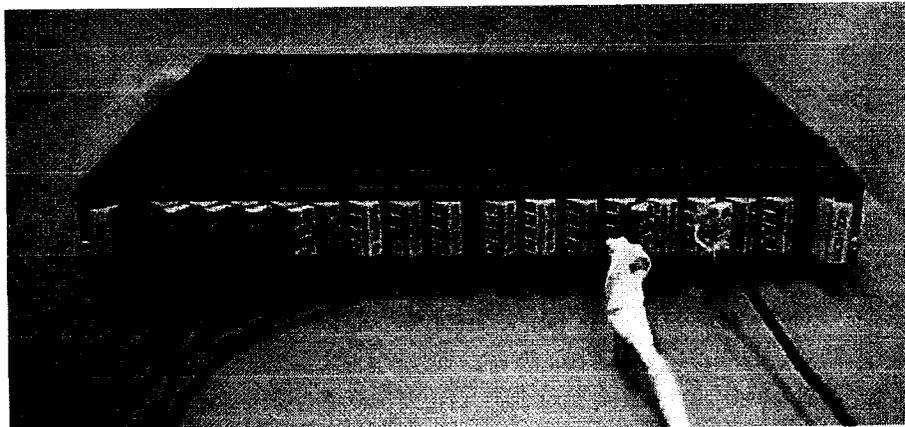


Figura 4-6 Condicionador de Sinais

Cada canal condicionador de sinais possui:

- amplificador de instrumentação na entrada com cinco faixas de ganho selecionados por grampos (*jumper*s);
- ajuste contínuo do ganho por *trimpot*;
- ajuste contínuo do zero de saída por *trimpot*;
- filtro passa-baixas de segunda ordem, configuráveis por *jumper*s.

Para alimentação dos sensores, o módulo possui quatro fontes com saída regulada, configurável no modo tensão ou corrente. A tensão de saída pode ser selecionada entre 10, 0/7, 50/5, 00/2,50 volts. Quando configurada para saída de corrente, o valor de corrente é definido por meio de uma resistência que pode ser alterada pelo usuário conforme a aplicação. Cada fonte serve quatro canais de entrada analógica.

O módulo condicionador possui um medidor de temperatura para sensores termopares, possibilitando sua compensação de junta fria por meio de programação nas aplicações em que estes são utilizados. O sinal de saída deste medidor pode

substituir o sinal da saída do primeiro canal (canal 0) no acesso as entradas do conversor A/D. Esta substituição é configurada por meio de *jumpers*.

Um dos canais é calibrado para receber os sinais de EMG.

4.3.3. Placa de Aquisição

Todos os sinais analógicos são digitalizados através de uma placa de conversão de sinal (AD-DA) modelo CAD 12/36 da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, de 12 bits de resolução. As principais características dessa placa são:

- Conversor A/D de 12 bits de resolução;
- 16 entradas analógicas simples ou 8 diferenciais multiplexadas;
 - Tensão de entrada máxima: +/- 15 volts;
 - Faixa operacional: 8 faixas programáveis (0 a 10 V, -10 a 10 V, 0 a 5 V, -5 a 5 V, 0 a 2 V, -2 a 2 V, 0 a 0,1 V e -0,1 a 0,1 V);
 - Impedância de entrada: 100 K Ω ;
 - Capacitância de entrada: 100 pF;
 - Possibilidade de, com o auxílio de circuitos externos, realizar amostragem simultânea de até 16 canais;
- Suporte para interrupções;
- Base de tempo interna (2 MHz), com 3 contadores/temporizadores de 16 bits;
- Características do amostrador:
 - Tempo de abertura de amostragem: 25 ns;
 - Fluxo de conversão máximo em disparo por timer = 58.800 amo/s;
 - Tempo de conversão mínimo = 17,0 μ s;
 - Tempo de conversão máximo = 28,5 μ s.
- Características de transferência:
 - Conversor auto-calibrado
 - Resolução: 12 bits
 - Precisão: $\pm \frac{1}{2}$ BmS (Bit menos significativo) - típico

- Erro de linearidade: $\pm \frac{1}{4}$ BmS (típico)
 - Linearidade diferencial: $\pm \frac{1}{4}$ BmS
- Até 4 saídas analógicas ou outras expansões;
 - 16 entradas e/ou saídas digitais;
 - Sequência de leitura e ganhos programáveis através de memória de canais;
 - Aquisição em “*Burst*” propiciada por buffer (FIFO) de 16 posições;
 - Suporte para DMA (*Direct Memory Access*: Acesso Direto à Memória), permitindo a velocidade máxima de coleta de sinais independentemente da velocidade da CPU (Unidade Central de Processamento) do microcomputador.

A CAD12/36 também fornece uma base de tempo com temporizadores e suporte para interrupção, permitindo desenvolver programas com coleta em tempo real, além de entradas e saídas analógicas e entradas e saídas digitais. A CAD12/36 utiliza um amplificador de instrumentação, que possibilitaria uma alta impedância (maior que 10^9 ohms). No entanto, os sinais das entradas analógicas são aplicados sobre resistores (de precisão, cujo valor nominal é de $100K\Omega \pm 1\%$) ligados entre pinos do conector de entrada e a malha de terra analógico. A função principal desses resistores é reduzir as impedâncias de entrada dos amplificadores com o objetivo de minimizar o ruído causado por interferências e evitar a saturação destes quando algum canal estiver em aberto.

Capítulo 5

DESCRIÇÃO DA IMPLEMENTAÇÃO

O sistema de aquisição e tratamento de dados foi implementado utilizando-se as linguagens de programação Visual Basic 6.0 (VB) como base para a programação, e o Matlab 6.5 para os cálculos mais complexos no tratamento dos sinais adquiridos. A dificuldade deste sistema era tornar o programa (ou aplicativo) auto-executável, ou seja, independente das ferramentas com as quais ele foi elaborado, o VB e o Matlab, isto é, o aplicativo não deve depender dos compiladores instalados no microcomputador onde ele é executado. Dentre as opções disponíveis, que permitiam esta independência dos compiladores, a construção de uma DLL (*Dynamic Link Library* – Biblioteca de Conexão Dinâmica) mostrou-se a melhor solução, pois não somente o sistema operacional Windows, mas também os aplicativos que são executados no ambiente Windows, são compatíveis e utilizam este tipo de biblioteca.

A DLL foi elaborada dentro do ambiente do Matlab, contendo todas as variáveis, funções e procedimentos necessários ao tratamento dos sinais, com destaque para a transformada rápida de Fourier (FFT) e os filtros de ruídos (passa-baixa e passa-banda). A construção da DLL foi possível somente devido ao uso do Construtor de Objetos COM do Matlab (*Matlab COM Builder*). O *MATLAB COM Builder* é uma extensão do compilador do MATLAB que habilita o usuário a converter automaticamente aplicações do MATLAB em objetos COM (*Component Object Model*). Os programadores podem facilmente modelar aplicações no

MATLAB e converter para objetos COM prontos para o uso, os quais podem ser imediatamente integrados em compiladores baseadas em objetos COM como, por exemplo, o VB. O restante do trabalho, desde a aquisição, passando pelo tratamento dos sinais e até a apresentação dos resultados é feito no ambiente do VB.

Para utilizar este tipo de interfaceamento é necessário primeiramente construir as funções no MATLAB, isto é, arquivos com extensão M, ou Arquivos-M. Em seguida utiliza-se a interface gráfica do construtor COM do MATLAB para gerar a DLL. O construtor COM do MATLAB é carregado digitando-se o comando *comtool* na janela de comando do MATLAB, a *command window*. A janela do construtor COM é iniciada e nesta fase é necessário atribuir-se o nome do novo componente (ou objeto) e das classes que o compõem, ou de um componente pré-existente para que este seja atualizado. Em cada classe serão incluídos os Arquivos-M, nos quais as funções do MATLAB foram construídas. Finalmente a DLL e seus componentes podem ser compiladas, gerando uma série de arquivos que serão incorporados ao aplicativo principal, no VB, quando este for compilado e o aplicativo executável for criado.

Foi atribuído à DLL usada no EMG o nome *MatlabDLL*. Este nome também é atribuído ao objeto COM (ou componente, no VB) que é carregado na elaboração e execução da aplicação no VB. É imprescindível incluir este componente na lista de componentes do VB antes de qualquer operação. A este objeto foi acrescentada uma única classe denominada funções composta de um Arquivo-, o *emgfft*. O *emgfft* possui 5 parâmetros obrigatórios de entrada (*Y* - Vetor de dados, *TAqs* - Taxa de aquisição em Hz, *Jan* - Tipo de janelamento, *F60Hz* - Atenuação do filtro de 60 Hz em dB, *F20a500Hz* - Atenuação do filtro de banda passante 20-500 Hz, em dB) e

retorna quatro parâmetros (*FFTY* - Vetor intensidade do FFT, *FMed* - Frequência mediana, *FYE* - Valor eficaz do sinal, *FX* - Vetor frequência em Hz). Somente a leitura do *FFTY* é obrigatório, definido pelo *NPar* - número de parâmetros retornado. A linha do programa que acessa a função do matlab é mostrada abaixo:

```
Matlab.emgfft NPar, FFTY, FMed, FYE, FX, Y, TAqs, Jan, F60Hz, F20a500Hz
```

A variável *Matlab* é um objeto ao qual é atribuído as variáveis, funções e procedimentos da DLL, *MatlabDLL*.

Para incluir a DLL no VB cria-se um projeto padrão EXE e inclui-se a DLL nas referências ao projeto, no caso denominada *MatlabDLL 1.0 Type Library*. Além disso, é necessário incluir o objeto *Common Controls 6.0 da Microsoft*, necessário para fazer a comunicação com a DLL criada, e o componente criado na lista de componentes do VB.

No formulário principal inclui-se, na declaração de variáveis, o comando:

```
Dim MATLAB As MatlabDLL.Funcoes
```

E a criação da nova variável é feita acrescentando-se o comando na inicialização do programa, isto é:

```
Private Sub Form_Load() → Procedimento de inicialização do programa
...
Set Matlab = New MatlabDLL.funcoes → Cria a conexão com a MatlabDLL
...
End Sub
```

Existem algumas limitações na passagem e leitura dos parâmetros. As variáveis de passagem têm que ser do tipo *Double* (tipo real com precisão de 32 bits) e de leitura do tipo *Variant* (aceita qualquer variável desde que dimensionada

adequadamente). A passagem de valores não pode ser direta, somente através de variáveis previamente definidas.

Nas rotinas feitas no Visual Basic foi usada uma estrutura dividida em três formulários (EMGFr.frm, IntrumentoDlg.frm e Info.frm) e um módulo (Placa.bas).

No formulário principal (EMGFr.frm) são apresentadas as principais funções do aplicativo como o menu de comandos, a barra de ferramentas, a barra de estado do programa (ou barra de *status*) e os gráficos dos sinal lido ou adquirido, da FFT do sinal e da frequência mediana, ilustrado na Figura 5-1.

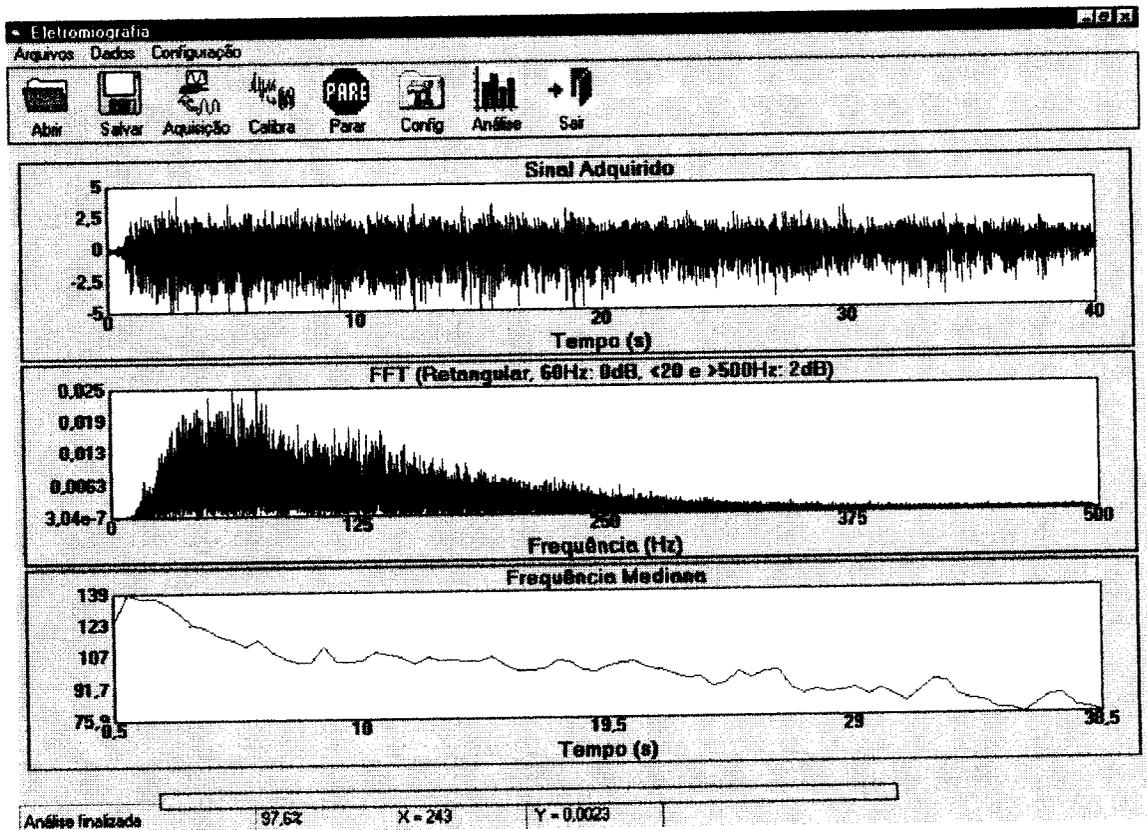


Figura 5-1. Janela principal do aplicativo: menu do aplicativo, barra de ferramentas e barra de "status" (estado atual). São mostrados três gráficos: sinal adquirido/lido, a transformada rápida de Fourier (FFT), e a frequência mediana.

Neste formulário também são feitas as comunicações com a placa de aquisição de dados e os cálculos com os dados como o FFT, a frequência média e a integral do FFT do sinal.

Os botões da barra de ferramentas do aplicativo (Figura 5-1) são os controles principais. O botão, ao ser pressionado, chama a função associada ao comando do menu do programa, isto é:

```
Private Sub Ferramentas_ButtonClick(ByVal Button As MSComctlLib.Button)
    Select Case Button.Index
        Case 1: AbrirMenu_Click           ' Abre Arquivo para Tratamento e Análise
        Case 2: SalvarMenu_Click         ' Grava Arquivo
        Case 3: AquisicaoMenu_Click      ' Aquisição
        Case 4: CalibraMenu_Click       ' Calibração
        Case 5: PararProcesso_Click     ' Parar o processo em execução
        Case 6: ConfigMenu_Click        ' Configuração da aquisição
        Case 7: AnaliseArquivo_Click    ' Analisa arquivos de dados
        Case 8: SairMenu_Click          ' Sair do Programa
    End Select
End Sub
```

A variável *Button.Index* carrega a informação do número do botão pressionado. Ao executar o procedimento, o valor de *Button.Index* determinará qual *Case* será chamado. Se *Case 1*, então será chamado o comando do menu *AbrirMenu_Click*.

Os comandos do menu são:

AbrirMenu_Click : este procedimento permite ao usuário a escolha de um arquivo de dados em uma interface de armazenamento. Qualquer arquivo composto de duas colunas, tempo e intensidade, pode ser lido.

SalvarMenu_Click : este procedimento permite ao usuário a escolha dos dados a serem gravados (dados e/ou FFT e frequência mediana), o nome e o local do arquivo. O arquivo de dados é gravado com extensão *.dat*, o FFT com *.fft* e a frequência mediana com *.fme*.

AquisicaoMenu_Click : este procedimento permite ao usuário fazer uma aquisição de dados com os parâmetros de controle definidos previamente no formulário AQS (InstrumentoDlg.frm). Este procedimento chama a sub-rotina para inicialização da placa e para calibração, caso não estejam ativas. Se estes procedimentos já foram realizados, inicializa a aquisição e tratamento simultâneo dos dados, isto é, o cálculo da FFT da frequência mediana da parcela de dados adquiridos (normalmente 1000 pontos em 1 segundo ou 1000 Hz). A aquisição é feita com o uso de um temporizador (*timer*) pelo aplicativo, pois o módulo de programação da placa não possui uma função de interrupção de aplicativos. Desta forma, é necessário fazer uma verificação temporizada dos dados adquiridos e enviados para o “*buffer*” ou vetor de espera da placa. A verificação é feita a cada 200 ms e os dados adquiridos neste intervalo de tempo são transferidos para um vetor de dados do aplicativo (nomeado YT, no aplicativo). Quando é transferido ao vetor o número de pontos correspondente uma taxa de aquisição, isto é, 1 s de tempo, o procedimento executa a análise espectral e os processos de construção/atualização dos gráficos;

CalibraMenu_Click : este procedimento permite ao usuário executar o procedimento de calibração, isto é, com o eletrodo colocado em uma posição sem atividade elétrica muscular é feita a aquisição por um tempo determinado. Este valor será subtraído dos dados a serem adquiridos.

ConfigMenu_Click : este procedimento permite ao usuário configurar a aquisição através da mudança dos valores das variáveis descritas no formulário AQS (Figura 5-2). Os parâmetros mais relevantes para a aquisição são:

- **Interrupção de hardware (IRQ)** – Interrupção do sistema operacional para transmissão de dados automaticamente da placa de aquisição para o

aplicativo. O valor selecionado está entre 1 e 15, excluindo-se aqueles utilizados pelo sistema operacional ou outros aplicativos/equipamentos;

- **Endereço da placa** – é o endereço atribuído à placa com o qual o aplicativo e o sistema operacional consegue encontrar e se comunicar com a placa;
- **Canais Ativos** – são os canais (de 1 a 16) ou entradas analógicas fornecidas pela placa. O número de canais depende do número de sinais ou outras informações que se deseja adquirir. O aumento do número de canais diminui a taxa efetiva de conversão, por canal, do sinal analógico adquirido;
- **Ganho dos Canais** – é o ganho ou amplificação do sinal adquirido antes da conversão analógico-digital;
- **Taxa de aquisição** – é a frequência de amostragem, em Hz, ou o número de pontos por segundo;
- **Tempo de aquisição** – é o tempo total da amostragem. O tempo de aquisição está associado ao tempo de monitoramento do exercício físico do paciente durante a eletromiografia. O número de pontos adquiridos será a taxa de aquisição vezes o tempo de aquisição.
- **Tempo varredura dados** – é o tempo de varredura dos dados quando se faz a análise do arquivo ou dos dados adquiridos. O vetor de dados é dividido em pacotes definidos por esta variável. Cada pacote corresponde a metade dos dados do pacote imediatamente anterior e metade do próximo pacote, isto é, há a superposição de metade dos dados do pacote.

Cada pacote corresponderá, após o cálculo da FFT, em um ponto no gráfico da frequência mediana;

- **Filtros** – o usuário poderá ligar ou desligar os filtros rejeita banda (59-61 Hz) e o filtro passa banda (20 a 500 Hz), além de escolher a atenuação, em dB, de cada filtro. A banda passante dos filtros tem uma atenuação de 2 dB e a rejeitada de 2 a 45 dB. Para a construção dos filtros utilizou-se o filtro baseado no modelo de Chebyshev de segunda ordem. Este filtro apresentou, para o intervalo de frequências e para as atenuações pretendidas, uma forma retangular bem definida e a região de transição entre a banda passante e a rejeitada é de aproximadamente 1 Hz.
- **Janelamento** : o usuário pode escolher um tipo de janelamento para melhorar a resolução temporal ou em frequência da FFT. Se o usuário preferir alta resolução espectral pode-se usar o janelamento de Hanning, por exemplo, ou se preferir melhorar a resolução no tempo, pode escolher o janelamento do tipo Kaiser, cujos parâmetros foram ajustados para resultar nesse efeito;
- **Tempo de calibração** : é o tempo de aquisição para determinação do vetor de calibração, que será subtraído dos dados.

Configuração da Placa

Amostragem		Comunicação	
Taxa de Aquisição (ptos/s):	1000	Endereço da placa:	380
Tempo de Aquisição (s):	20	Interrupção (IRQ):	3
Tempo varredura dados (s):	1	Canal Ativo	
Filtragem		<input checked="" type="radio"/> 01 <input type="radio"/> 02 <input type="radio"/> 03 <input type="radio"/> 04 <input type="radio"/> 05 <input type="radio"/> 06 <input type="radio"/> 07 <input type="radio"/> 08 <input type="radio"/> 09 <input type="radio"/> 10 <input type="radio"/> 11 <input type="radio"/> 12 <input type="radio"/> 13 <input type="radio"/> 14 <input type="radio"/> 15	
Filtros	Atenuação (dB)	Ganho: -5 a 5 volts	
<input checked="" type="checkbox"/> Rejeita 59 a 61 Hz	25	Calibração	
<input checked="" type="checkbox"/> Passa 20 a 500 Hz	35	Tempo (s): 20	
Janelamento		<input type="button" value="Aplicar"/>	
<input type="radio"/> Sem Janela	<input type="radio"/> Hamming		
<input type="radio"/> Retangular	<input type="radio"/> Chebyshev		
<input type="radio"/> Triangular	<input type="radio"/> Kaiser		
<input checked="" type="radio"/> Hanning			

Figura 5-2. Janela de configuração do sistema (formulário AQS).

AnaliseArquivo_Click : este procedimento permite ao usuário fazer a análise espectral (FFT) e o cálculo da frequência mediana de todo o vetor de dados, gravado em disco ou adquirido. Este procedimento divide o vetor em pequenos pacotes (definido pela variável *tempo de varredura dados*, do formulário AQS -Figura 5-2).

PararProcesso_Click : este procedimento permite ao usuário interromper o processo em execução de aquisição ou análise do arquivo.

SairMenu_Click : este procedimento permite ao usuário finalizar todos os processos em execução e abandonar o programa.

Para auxiliar o usuário durante a execução do aplicativo é apresentado, sempre que necessário, um formulário fornecendo informações ao usuário e, em algumas situações, pedindo ao usuário a definição de uma resposta à pergunta

apresentada. Na Figura 5-3 é apresentado um exemplo no qual o aplicativo pergunta sobre os procedimentos de calibração:

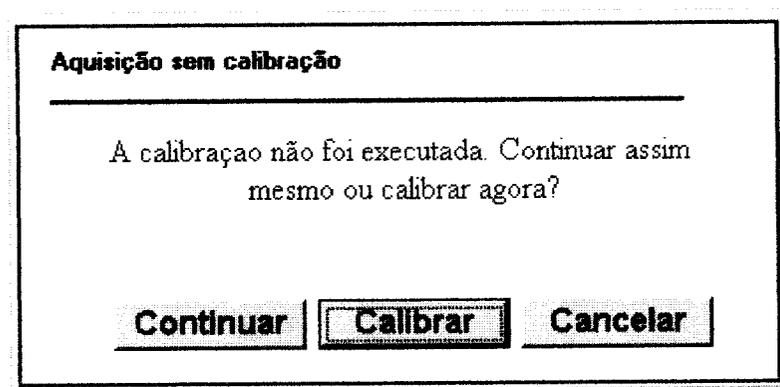


Figura 5-3. Aviso de Calibração.

No módulo Placa (Placa.bas) estão os procedimentos e funções úteis utilizadas no aplicativo como as funções de comunicação com o *driver* e de acesso aos dados adquiridos em tempo real, as declarações de constantes referentes a configuração padrão das placas e declarações das primitivas do *driver* VAD36D.VXD acessados pela DLL da placa.

Informações mais detalhadas com relação ao aplicativo e o código do programa estão listadas no Anexo 1.

A implementação do aplicativo foi feita no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano, do Departamento de Fisioterapia da UNESP de Presidente Prudente.

Capítulo 6

RESULTADOS

No sistema de análises miográficas da Lynx, existente no Depto de Fisioterapia da UNESP de Presidente Prudente, as medidas e as análises dos dados são feitas em sistemas separados. Há um sistema para aquisição dos sinais miográficos e os dados obtidos são analisados em outro computador. A aquisição dos sinais é feita através do aplicativo AqDados 5, da Lynx, fabricante da placa e do módulo de aquisição. O computador do sistema Lynx é de baixa velocidade e os dados são gravados no mesmo computador. Posteriormente, num outro computador mais rápido o tratamento do sinal é feito usando uma rotina feita em MatLab. Somente após esta análise se pode avaliar os parâmetros de interesse da coleta de dados, por exemplo, o cálculo da frequência mediana. As dificuldades desse sistema são a impossibilidade de se corrigir possíveis erros durante a aquisição, tais como: eletrodos mal posicionados, ruídos indesejáveis, outros problemas durante a aquisição, etc..

Com a intenção de se melhorar a análise dos sinais miográficos foi desenvolvido um programa computacional no qual os cálculos de FFT e o tratamento do sinal são feitos simultaneamente à coleta de dados do exercício. A grande vantagem é o acompanhamento em tempo real do experimento com o paciente.

6.1. Descrição do Experimento

6.1.1. Voluntários

Para o teste do programa de aquisição e análise desenvolvido neste trabalho foram requisitados dois voluntários, os quais preencheram o Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Científica (Anexo III) no dia da coleta de dados, quando também receberam orientações verbais sobre os procedimentos que seriam realizados. Os voluntários foram submetidos ao teste de fadiga muscular, durante o qual é captada a atividade elétrica através da EMG do músculo biceps braquial do lado dominante. O exercício usado foi o de contração voluntária de força máxima sustentada (exercício isométrico).

6.1.2. Materiais Utilizados

Para a realização da coleta dos dados, foi utilizado os equipamentos de aquisição de sinais do sistema da Lynx (placa de aquisição A/D e o módulo de condicionamento). Utilizou-se um eletrodo bipolar ativo de superfície, mostrado na Figura 6-1, composto de duas barras paralelas de prata pura de 10 mm de comprimento por 1 mm de largura cada e separadas entre si em 10 mm, sendo encapsuladas num molde retangular de poliuretano (20 mm de largura, 33 mm de comprimento e 5 mm de espessura). Como já foi mostrado o eletrodo possui junto ao encapsulamento um circuito pré-amplificador com ganho de 20 ($\pm 20\%$), CMRR (“*common mode rejection ratio*”) > 80 dB (veja mais detalhes na seção 4.3.1).

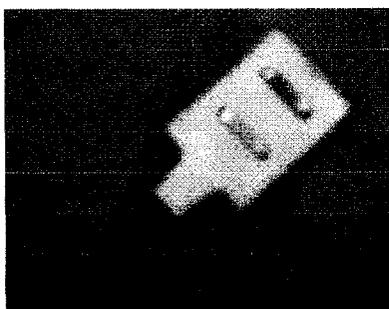


Figura 6-1. Eletrodo bipolar ativo de superfície

O eletrodo foi conectado ao módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000 – V2, da Lynx, com 16 canais de entrada como mostrado na Figura 4-6. No condicionador, os sinais analógicos são filtrados com faixa de frequência de corte de 20 Hz a 500 Hz através de filtro analógico (tipo *Butterworth*, de dois pólos) e amplificados para um ganho final de 1000 vezes. Usou-se a placa de conversão de sinal analógico para digital (A/D) modelo CAD 12/36 da Lynx de 12 bits de resolução, com 16 entradas analógicas, suporte DMA (*Direct Memory Access*), como descrito em mais detalhe na seção 4.3.2 A placa de aquisição, descrita na seção 4.3.3, foi inserida num microcomputador *Pentium* 233 MHz com 124 MB de memória RAM. Neste micro foi instalada a versão executável do aplicativo desenvolvido nesta dissertação.

Por dificuldades técnicas não houve a possibilidade de instalar o aplicativo e a placa num micro de alta velocidade. O uso do micro computador obsoleto limitou muito as possibilidades do aplicativo no processamento dos sinais a serem realizados.

6.1.3. Procedimentos de Coleta

No momento da captação dos sinais eletromiográficos, procurou-se manter o ambiente tão silencioso quanto possível para evitar interferências na coleta. Portanto, apenas orientações e estimulações verbais foram utilizadas para que o indivíduo executasse os testes.

O programa de aquisição de dados foi configurado da seguinte forma: o canal de entrada foi habilitado apenas o canal 1 para o eletrodo de EMG, o canal 0 ficou ligado ao terra, o ajuste da frequência de amostragem da placa para aquisição dos sinais foi estabelecida para 1000 amostragens por segundo, a escolha do tempo de ensaio foi de 40 segundos para as coletas do teste. Antes do início da coleta foi feita uma aquisição exploratória com o eletrodo em curto circuito (ligado ao terra) para a calibração do sistema.

Como mostra a Figura 6-2 o indivíduo foi colocado na posição sentado na cadeira, com o quadril e o joelho flexionados em 90° , o cotovelo flexionado a 75° e o antebraço em supinação total, estando o braço paralelo ao plano sagital. A mão segura um puxador acoplado a uma faixa, que por sua vez, é fixada a um gancho no chão. Nesta posição, o indivíduo é orientado a realizar flexão isométrica do cotovelo

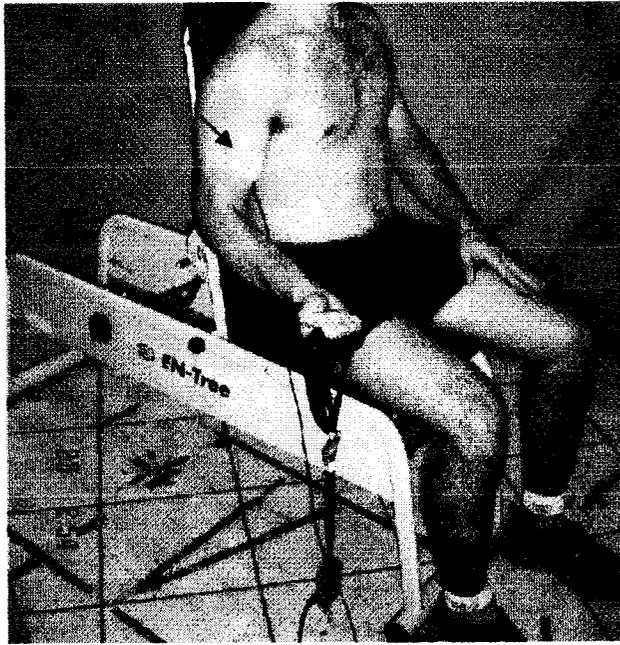


Figura 6-2. Posicionamento do Indivíduo.

Antes da fixação do eletrodo foi feita uma tricotomia e a limpeza do local e do eletrodo utilizando algodão e álcool para diminuir a resistência da pele e melhorar as condições de acoplamento. No ato da colocação, as superfícies de detecção dos eletrodos são orientadas de forma a cruzarem perpendicularmente a extensão das fibras musculares (DE LUCA, 1997). A fixação dos eletrodos foi feita com fita adesiva para evitar deslocamentos durante as contrações isométricas.

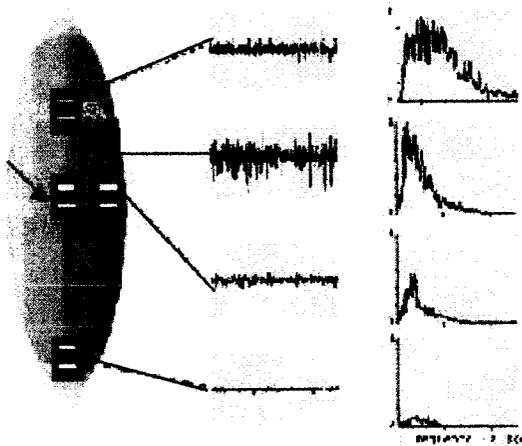


Figura 6-3. Colocação do Eletrodo.

Obedecendo às normas da comunidade européia (SENIAM - *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*, propostas no último Congresso do ISEK, Áustria/2002) para posicionamento dos eletrodos no bíceps, eles foram colocados no terço inferior da linha entre o acrômio e a fossa ulnar, como mostrado na Figura 6-4.

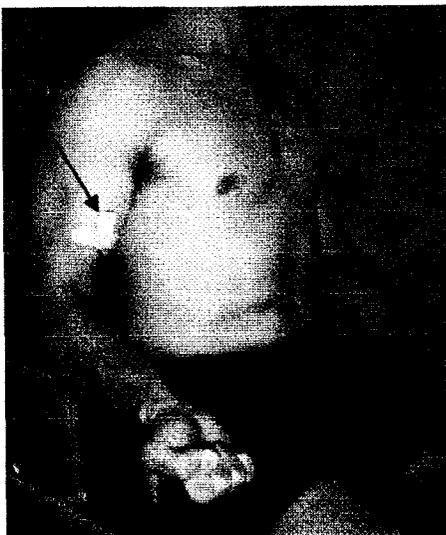


Figura 6-4. Posicionamento do Eletrodo.

Após a fixação dos eletrodos foi verificada a qualidade de captação do sinal gerado pelos eletrodos, com o paciente permanecendo em repouso e na posição de coleta. O sinal obtido é considerado adequado quando na posição de repouso não ultrapassar os valores entre -50 e $50 \mu\text{V}$ (ruído elétrico) e não está fora da linha de base durante a coleta.

6.1.4. Tratamento dos Sinais

Para o tratamento dos sinais foi usado o janelamento do tipo retangular para o cálculo da FFT e um filtro digital passa-faixa de 20 a 500Hz, com atenuação de 10 dB.

6.2. Sinais Coletados

Os sinais da Figura 6-5 e da Figura 6-6 foram coletados de um voluntário do sexo masculino conforme as descrições detalhadas no item anterior. Na primeira e na segunda coleta o indivíduo foi orientado a fazer uma contração máxima voluntária.

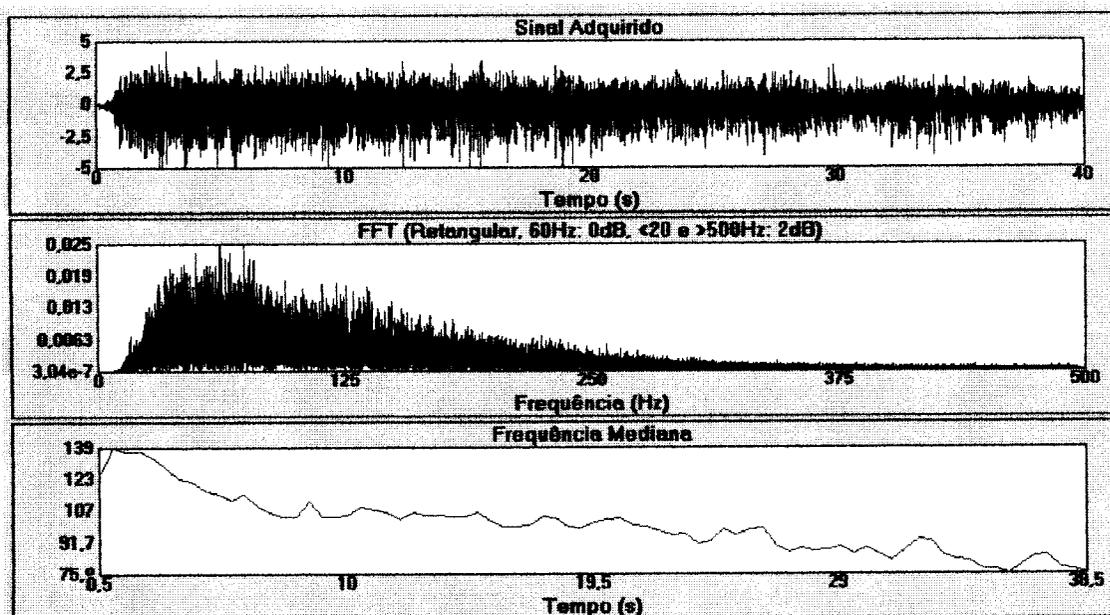


Figura 6-5. Primeira Coleta.

O primeiro gráfico mostra o sinal eletromiográfico adquirido na primeira coleta durante 40 segundos e o segundo gráfico mostra o espectro de potência dado pela FFT deste sinal. O cálculo da FFT foi feito com janelamento retangular de 1

segundo e filtro passa-faixa de 20Hz a 500Hz com 2 dB de atenuação. O terceiro gráfico mostra as frequências medianas deste sinal.

A Figura 6-6 correspondente a segunda coleta mostra no primeiro gráfico o início da contração que ocorre em 12,5 s. No terceiro gráfico podemos ver como a frequência mediana se comporta no estado de repouso (do início da aquisição até aproximadamente 12,5 segundos) e durante a atividade eletromiográfica (dos 12,5 segundos até o final da aquisição).

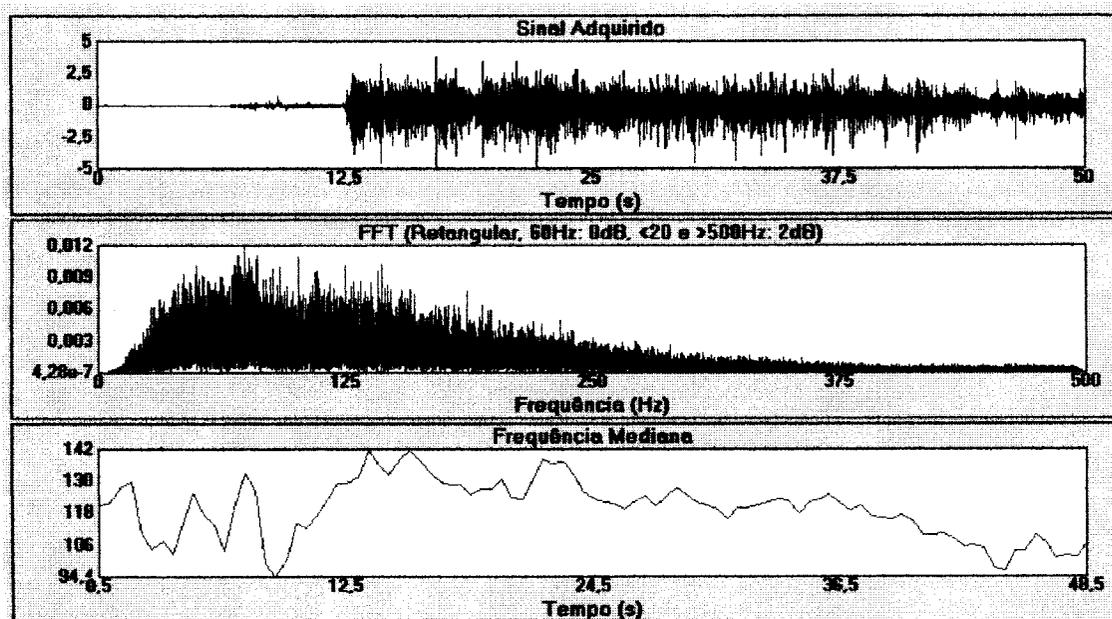


Figura 6-6. Segunda Coleta

No aplicativo desenvolvido também é possível verificar se o sinal é ruído/repouso ou atividade eletromiográfica através da análise visual da forma do espectro de potência do sinal que está sendo adquirido, pois segundo a literatura há um padrão na forma do espectro de potência do sinal eletromiográfico.

Um exemplo de espectro de potência de uma coleta com os eletrodos soltos no ambiente (não fixados no paciente) é mostrado na Figura 6-7 e Figura 6-8. No

primeiro gráfico da Figura 6-7 é mostrado o sinal coletado e no segundo o correspondente espectro de potência. Na Figura 6-8 é mostrado o espectro de potência do sinal todo desta mesma coleta, a qual foi feita durante 20 segundos. Pode-se notar uma grande diferença de padrões de formato do espectro de FFT comparando a Figura 6-8, de sinal de repouso, com a Figura 6-9, onde é mostrado o gráfico do espectro de potência de um sinal eletromiográfico adquirido durante 10 segundos de contração isométrica.

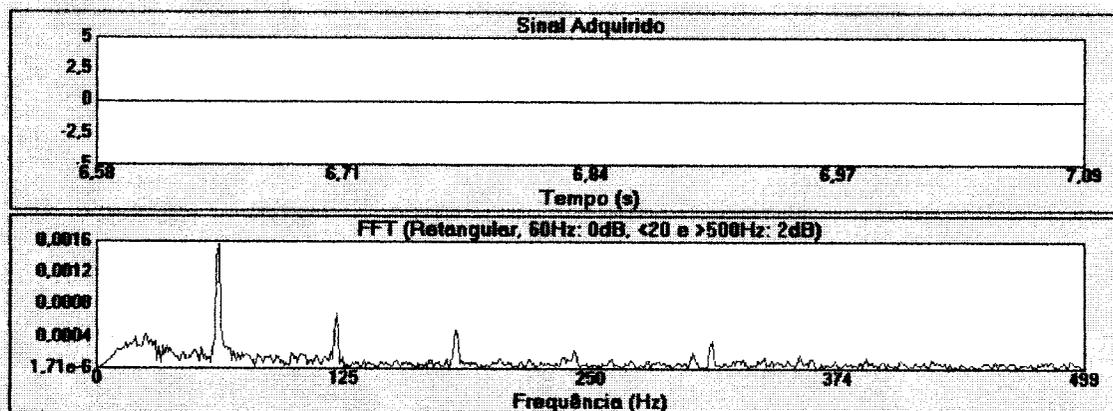


Figura 6-7. Exemplo de sinal de repouso.

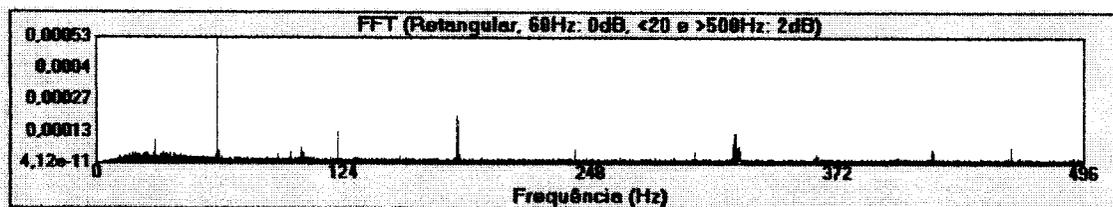


Figura 6-8. Exemplo do espectro de potência de um sinal de repouso

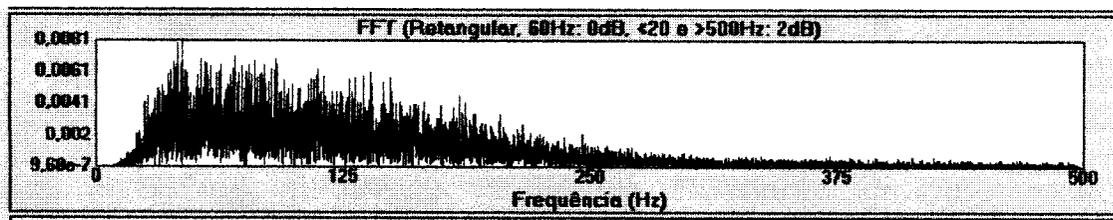


Figura 6-9. Exemplo de espectro de potência de atividade eletromiográfica.

6.3. Sinais Analisados

Para se comprovar a eficiência do aplicativo desenvolvido neste trabalho, foram analisados quatro arquivos de sinais coletados do mesmo indivíduo. Usamos como referência para a comparação a análise feita usando a rotina no MatLab atualmente utilizada no laboratório. Os quatro arquivos são de sinais coletados em 30 segundos de contração isométrica a 80% da força máxima voluntária.

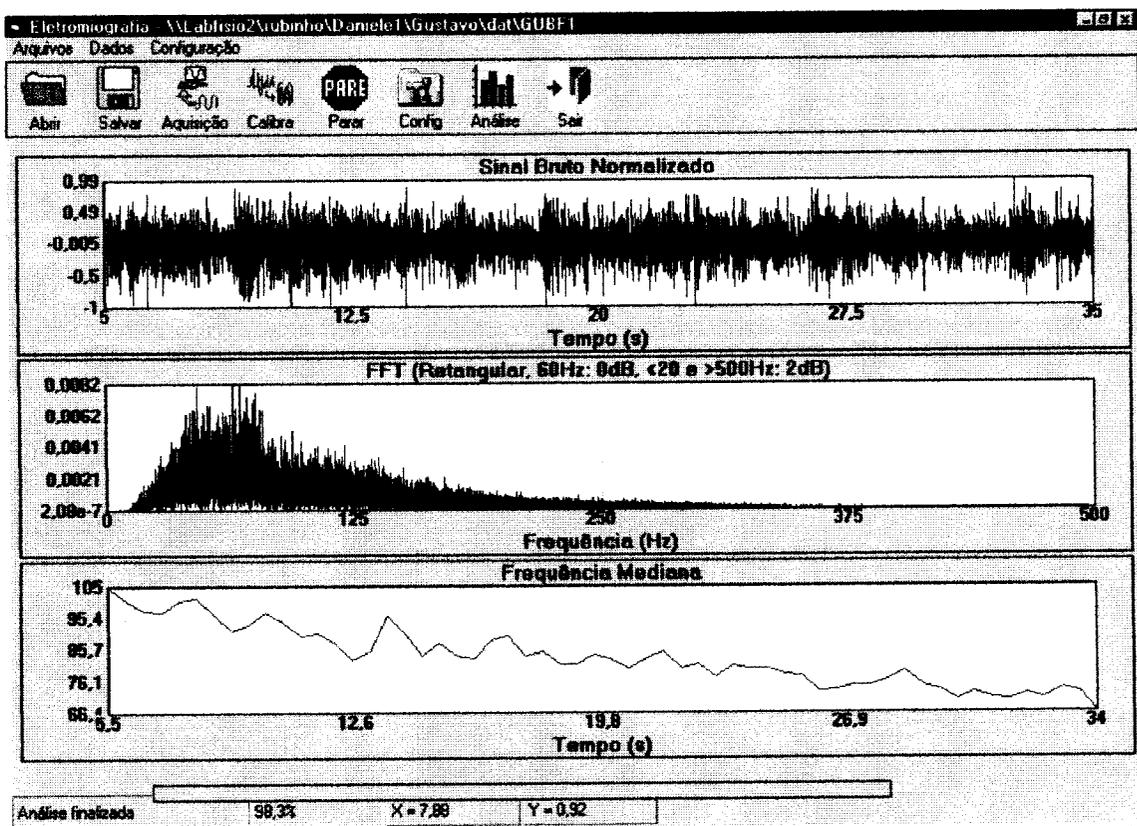


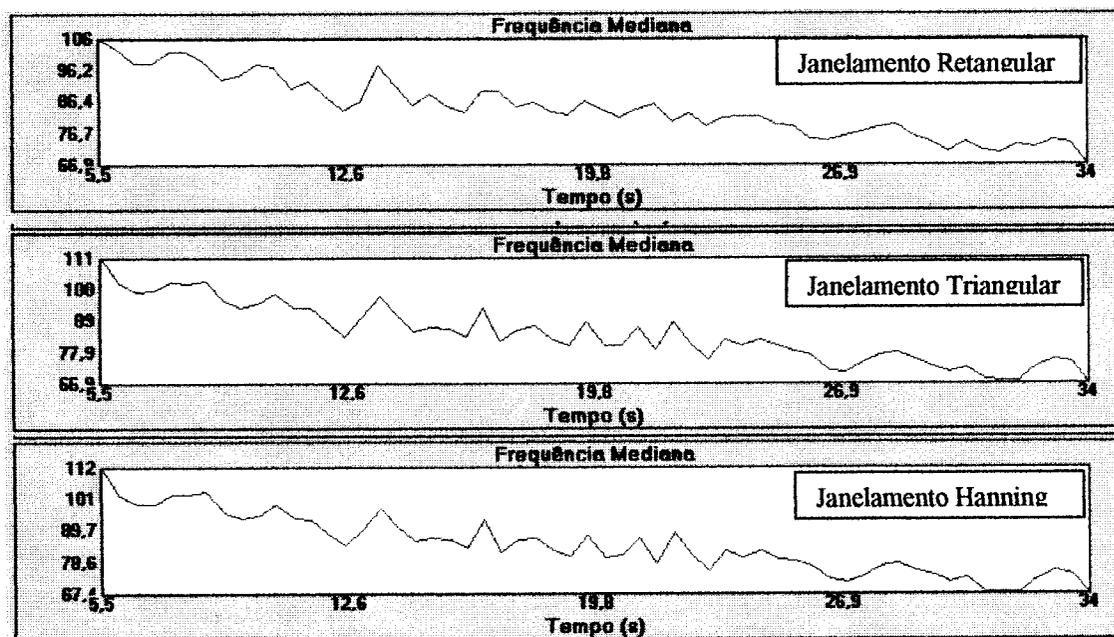
Figura 6-10. Sinal 1 analisado do arquivo

Comparando-se os dados das análises feitas na rotina do MatLab e no aplicativo desenvolvido neste trabalho, os valores obtidos nos gráficos e nos coeficientes de inclinação das frequências medianas deram muito próximos nas duas análises, comprovando a sua eficiência.

6.4. Janelamentos Implementados

Afim de se verificar qual o melhor tipo de janelamento a ser aplicado no cálculo da FFT para as análises dos sinais eletromiográficos, foi feita uma comparação dos tipos de janelamento implementados no programa desenvolvido neste trabalho.

O sinal usado para a comparação foi um sinal coletado durante trinta segundos do mesmo indivíduo citado no início desta sessão. Na Figura 6-11, é mostrado os diferentes janelamentos aplicados ao mesmo sinal, onde podemos ver as mudanças que eles causam nas frequências medianas.



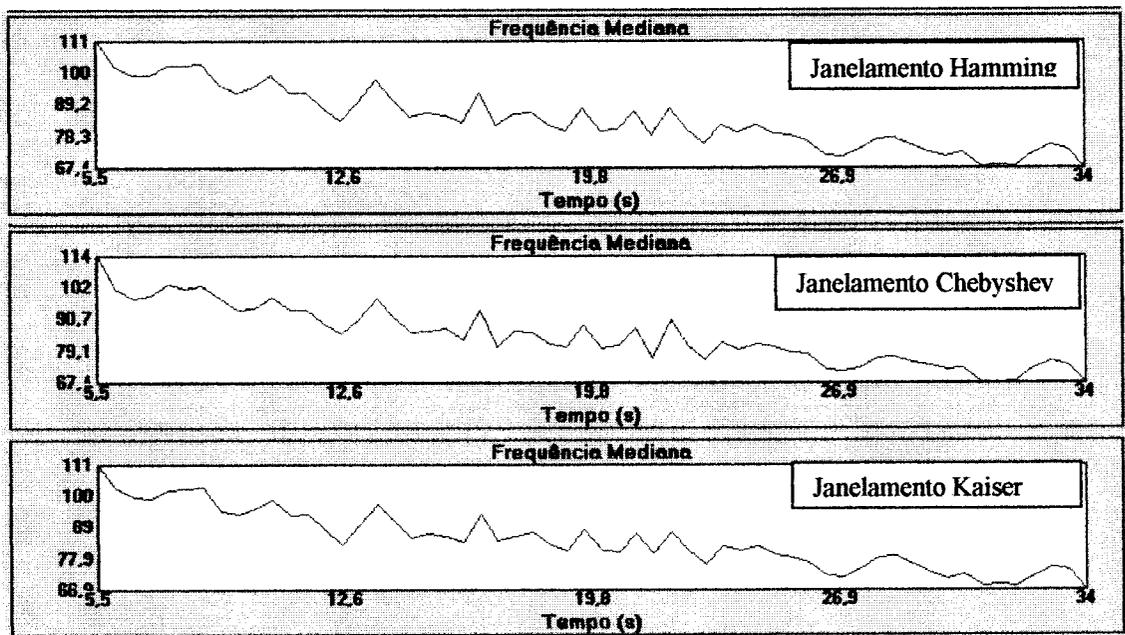


Figura 6-11. Janelamentos Retangular, Triangular, Hanning, Hamming, Chebyshev e Kaiser.

Nota-se que houve uma pequena variação nos limites da frequência mediana, com um pequeno aumento no limite superior, com destaque para o janelamento do tipo chebyshev (114 Hz) em relação à opção sem janelamento ou retangular. O limite inferior permaneceu o mesmo. Com relação à forma, o gráfico é bastante semelhante em todos os tipos de janelamento. Isto demonstra que nesta análise não se pode concluir qual o melhor janelamento.

Capítulo 7

DISCUSSÃO

Como foi mencionado anteriormente, no laboratório da Fisioterapia da Unesp de Presidente Prudente, a coleta dos sinais eletromiográficos era feito separadamente da análise e tratamento do sinal. Para o processamento dos sinais dispõem-se no laboratório de um aplicativo, com rotinas feitas em MatLab, o qual possui quase todas as funções necessárias para a análise dos sinais eletromiográficos.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um aplicativo que permitisse a análise do sinal eletromiográfico em tempo real, isto é, simultaneamente com a coleta dos sinais. A dificuldade no desenvolvimento do novo aplicativo era tornar o programa auto-executável, ou seja, independente das ferramentas com as quais ele foi elaborado. O programa para aquisição dos sinais foi implementado utilizando-se a linguagem de programação *Visual Basic 6.0 (VB)* como base para a programação de controle da placa de aquisição A/D da Lynx. Para o processamento dos sinais utilizou-se o MatLab 6.5 usando como ponto de partida para escrever o programa as rotinas do aplicativo em MatLab já existente no laboratório. O VB foi utilizado devido à inexistência de uma biblioteca de controle da placa para o MatLab (*drivers*) e pela simplicidade que a programação em VB fornece. O MatLab foi usado para os cálculos da FFT devido principalmente à sua velocidade e a falta de uma rotina rápida para fazer o FFT em VB.

Por dificuldades técnicas cuja solução ainda desconhecemos, não houve a possibilidade de instalar o aplicativo e a placa de aquisição A/D num micro de alta velocidade, isto é, usar uma base computacional com velocidade de processamento da ordem de GHz. O uso de um micro computador obsoleto limitou muito o processamento dos sinais a serem realizados dentro do aplicativo desenvolvido. Devido o tempo de processamento do sinal ser longo só foi possível implementar neste micro a rotina para calcular a frequência mediana do sinal. Outra dificuldade encontrada foi a falta de disponibilidade do sistema de coleta de sinais eletromiográficos da Lynx existente no laboratório de Fisioterapia, uma vez que é único equipamento existente no laboratório e que tem uso intenso por parte dos alunos de graduação e pós-graduação.

A falta de compatibilidade do MatLab, principalmente do compilador *MatLab com Buidar*, com alguns sistemas e computadores causou também problemas. Somente no computador onde foi implementado o aplicativo é que foi possível gerar uma DLL compatível com o VB. Também foi tentada a solução de se gerar um auto-executável para distribuição da DLL em outros computadores, também obtivemos erros na instalação desse executável. Por serem estes problemas de complexidade técnica incerta, optou-se por manter o programa executável, por enquanto, no microcomputador em que ele foi compilado e gerado o executável.

Com relação à análise comparativa entre os sinais adquiridos pelo programa anterior e o atualmente implantado, pode-se inferir que os resultados por nós obtidos são semelhantes e confiáveis. Saliente-se que houve um ganho considerável para o usuário do aplicativo que passou a ter a análise simultânea à aquisição do sinal, além da facilidade de interromper a aquisição caso haja um erro ou ruídos indesejáveis no

processo. Sugiro o uso mais aprofundado do aplicativo em problemas de fisioterapia para verificar, por exemplo, se é possível identificar o ponto de fadiga, por análise visual e/ou pelos parâmetros calculadas pelo aplicativo.

É sugerido para complementação deste, implementar no aplicativo os cálculos de outros parâmetros dos sinais, por exemplo, a variação (ou derivada) da frequência mediana e a sua correlação com o processo de fadiga muscular. Outros aperfeiçoamentos poderão ser implementados no aplicativo tal como a coleta simultânea de vários sinais eletromiográficos. Estes melhoramentos são propostos como atividade futura e serão viáveis com o uso de um microcomputador de alto desempenho e uma placa de aquisição A/D com taxas de aquisição da ordem de 100 *Ksamples* por segundo.

Capítulo 8

CONCLUSÃO

O projeto de elaboração de um aplicativo para a coleta e análise de dados eletromiográficos foi bem sucedido dentro dos objetivos propostos. O sistema já foi implementado e está em funcionamento no laboratório do Departamento de Fisioterapia, da Unesp de Presidente Prudente. O aplicativo foi desenvolvido usando a programação feita em Visual Basic e MatLab. Essa união permitiu a flexibilidade desejada para o desenvolvimento do programa para a aquisição, tratamento dos sinais e visualização dos resultados na tela do computador.

O procedimento para a coleta dos sinais eletromiográficos usados no novo aplicativo é semelhante ao que vinha sendo feito pelo sistema comercial da empresa Lynx. A contribuição é o desenvolvimento de uma nova ferramenta de trabalho para os fisioterapeutas no estudo de exercícios. Com o novo aplicativo fica aberta aos usuários a possibilidade de interpretação em tempo real dos sinais eletromiográficos obtidos durante exercícios físicos de pacientes. Também deve ser destacada a grande facilidade de interrupção do processo de coleta dos sinais em casos em que haja problemas logo no início do exercício do paciente. Salienta-se também que os resultados obtidos com o novo aplicativo são equivalentes aos obtidos com os programas já existentes no laboratório do Depto de Fisioterapia, obviamente, obtidos agora em tempo real do exercício físico do paciente.

Para a utilização prática serão necessários melhoramentos no aplicativo e no sistema experimental para aquisição do sinal eletromiográfico. Ficam como sugestões para trabalhos futuros: a) migração para uma placa de aquisição mais rápida, com *drivers* atualizados e maior flexibilidade de operação, b) eliminação de filtros analógicos e conseqüentemente a introdução do uso de filtros digitais nos sinais para se obter maior flexibilidade na análise dos sinais, c) uso de computador de maior performance para se poder disponibilizar, em tempo real, de diferentes parâmetros dos sinais eletromiográficos e, d) implementação de análise de sinais de outros tipos de exercícios físicos.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, M. A. F. **Filtragem Digital de Sinais Biomédicos**. 116 p. Tese de Mestrado, PGEEL, UFSC, Florianópolis, Brasil. 1997.
- AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo, Laboratório de Biomecânica / EEFUSP, 1996. 162p.
- AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J (orgs.). **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo, Estação liberdade, 2000, 262p.
- BROWN, M.S.H.; STEIN, B.R. **The relation between the surface electromyogram and muscular force**. *Journal of Physiology*. __, 549-569. 1974.
- COBB, S., FORBES, A. **Electromyographic studies of muscle fatigue in man**. *Am J. Physiol*, Bethesda, v.65, p.234-251, 1923. Apud Basmajian, J.V., De Luca, C.J. Op. Cit Ref. 1.
- COOLEY, J. W.; TUKEY, J. W. **An algorithm for machine computation of complex Fourier series**. *Mathematics of Computation*, 19, 1965.
- CURRIER, D. P. **Measurement of Muscle fatigue**. *Phys Ther*, Alexandria, v.49, n.7, p.724-730, July 1969.
- DE LUCA, C. J. **The use of surface electromyography in biomechanics**. *J Appl Biomech*, Champaign, v.13, n.2, p.135-163, 1997.
- DE LUCA, C. J., BASMAJIAN, J.V. **Muscle alive: Their function a revealed by electromyography**. 5.ed. Baltimore: Willians & Welkins, 1985. 561p.
- EASON, R.G. **Electromyographic study of local and generalized muscular impairment**. *J Appl Physiol*, Bethesda, v.15, p.479-482, 1960.
- FUMIE ETO, R.; TRAVIESSO, G.; SLAETS, J. **Análise de paralelização de um algoritmo de FFT bidimensional em uma rede de transputers**. *Workshop sobre Computação de Alto Desempenho para Processamento de sinais*, p 54-62. IFSC – USP, 1994.
- GEDES, L. A. **Electrodes and the Measurement of Bioelectric Events**. New York: Wiley, 1972.
- KRNJEVIC, K., MILEDI, R. **Failure of Neuromuscular Propagation in Rats**, *Journal of Physiology*. London, 140, 440-461. 1958.

INMAN, V.T., SAUNDERS, J.B.C., ABBOTT, L.C. **Observations on the function of the shoulder joint.** J Bone Surg, v.26, p.1-30, 1944.

LAWRENCE, J.H.; DE LUCA, C.J. **Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles.** Journal of Applied Physiology. 54(6), 1653 – 1659. 1983.

LINDSTRÖN, L.; KADEFORS, R.; PETERSEN, I. **Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studies with frequency analysis of EMG signals.** Electromyography. v.10, p.341-356, 1970.

LIPPMANN JUNIOR, L.; SUZIM, A. A. **Um Ambiente para aplicações com DSP.** Workshop sobre Computação de Alto Desempenho para Processamento de sinais, p 46-49. IFSC – USP, 1994.

LIPPOLD, O.C.J. **The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension.** Journal of Physiology. v.7, p. 492-499, 1952.

LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA. **CAD12/36 - Manual do usuário e de referência.** P.1-14. Versão de agosto de 1997.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. **Clinical Biomechanics.** 17, 569-579. 2002.

MORITANI, T.; HERBERT, A. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. **American Journal of Physical Medicine.** 57:6, 263-277. 1978.

MUCHERONI, M. L.; CRUVINEL, P. E. **Introdução ao Processamento d Sinais.** Workshop sobre Computação de Alto Desempenho para Processamento de sinais, p 214-229. IFSC – USP, 1994.

ONISHI, H.; YAGI, R.; MOMOSE, K.; IHASHI, K.; HANDA, Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** 10, 59-67. 1999.

OPPENHEIM, A. V.; SHAFER, R. **Digital Signal processing.** Prentice – Hall, 1975.

PALLA, S., ASH JR, M.M. **Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles.** Arch Oral Bio, Oxford, v.26, n.4, p.287-295, 1981.

PATON, W. D. M.; WAUD, D. R. The Margin of Safety of Neuromuscular Transmission, **Journal of Physiology.**, London, 191, 59-60. 1967.

PEREIRA, M.C.V.; AZEVEDO, F.M. Análise para um ajanelamento adequado para sinais bioelétricos. In: XVIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, São José dos Campos, 2002. Cd-rom.

PORTNEY, L. **Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa.** In: Sullivan, O.S., Schmittz, J.T. Fisioterapia – avaliação e tratamento. São Paulo: Manoele, 1993. Cap.10, p.183-223.

STULEN, F.B., DE LUCA, C.J. **Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity.** IEEE Trans Biomed Eng, New York, v.28, n.7, p.515-523, July 1981.

ANEXO I LISTAGEM DO PROGRAMA

I.A.1. Projeto EMG.vbp

I.A.1.1. Frame Principal (EMGFr.frm)

'Declaração de Variáveis

Dim Matlab As MatlabDLL.Funções	'comunicação com as funções do Matlab
Dim XT() As Double	'vetor tempo
Dim YT() As Double	'vetor intensidade
Dim YCal(2300) As Double	'vetor de calibração
Dim Nptos As Long	'numero de ptos do vetor aux
Dim NptosT As Long	'numero de ptos do vetor inteiro
Dim AqsIndex As Long	'controle do número de pontos adquiridos
Dim AdqDados As Boolean	'controle da aquisicao
Dim Calibrado As Boolean	'variável de controle de calibração
Dim PlacaIniciada As Boolean	'controle de inicialização da placa

'Carrega o formulário principal

```
Private Sub Form_Load()  
    Set Matlab = New MatlabDLL.Funções 'Cria a conexao com a MatlabDLL  
    Load AQS 'Inicializa o formulario AQS para inicializacao de variáveis  
    Load Info  
  
    Calibrado = False  
    PlacaIniciada = False  
    AdqDados = False  
    AqsIndex = 0  
    NptosT = 0
```

End Sub

'Saída do Formulário

Private Sub Form_Unload(Cancel As Integer)

 If PlacaIniciada Then VAD36D_W32_Close 'FinalizaDriver

End Sub

'Parâmetros de inicializacao do formulário principal: Verifica a presença e inicializa a placa A/D

Private Sub Form_Initialize()

 Dim i As Long

 Dim exedir As String

 Dim xcal(2300) As Double

 EMGFr.Show 'mostra o frame principal

 exedir = CurDir("") 'determina o diretório onde está o emg.exe e os icones

 On Error GoTo sem_icons

 For i = 1 To 8

 MenuIconList.ListImages.Add i, "", LoadPicture(exedir & "\ico" & i & ".ico")

 Next i

 Ferramentas.ImageList = MenuIconList

 For i = 1 To 8

 Ferramentas.Buttons(i).Image = i

 Next i

sem_icons:

 For i = 0 To 2300 'Zera os vetores de calibracao

 xcal(i) = i

 YCal(i) = 0

 Next i

'Desenha as escalas, cores e tamanho do gráfico

```

EMGFr.WindowState = 2
For i = 0 To 2
    With Graph(i)
        .Top = 1000 + i * (EMGFr.ScaleHeight / 3 - 550)
        .Width = EMGFr.ScaleWidth - 200
        .Height = EMGFr.ScaleHeight / 3 - 600
        .Left = 100
        .TituloGraf = "Gráfico " & CStr(i + 1)
        .LegendaGraf = "Tempo (s)"
        .SetAreaColor = EMGFr.BackColor
        .SetGraphColor = &H80000009
        .SetGridColor = &H80C0FF
        .SetLegendColor = &H0&
        .Nptos = 0
        .XValues = xcal
        .YValues = YCal
        .Plot
    End With
Next i
End Sub

```

'Resize dos gráficos

```

Private Sub Form_Resize()
    Dim i As Byte
    For i = 0 To 2
        With Graph(i)
            .Top = 1000 + i * (EMGFr.ScaleHeight / 3 - 550)
            .Width = EMGFr.ScaleWidth - 200
            .Height = EMGFr.ScaleHeight / 3 - 600
            .Left = 100
            .Plot
        End With
    Next i
End Sub

```

```
Next i
End Sub
```

'Funções dos Botões do Menu

```
Private Sub Ferramentas_ButtonClick(ByVal Button As MSComctlLib.Button)
    Select Case Button.Index
        Case 1: AbrirMenu_Click      ' Abre Arquivo para Tratamento e Análise
        Case 2: SavarMenu_Click      ' Grava Arquivo
        Case 3: AquisicaoMenu_Click   ' Aquisicao
        Case 4: CalibraMenu_Click    ' Calibracao
        Case 5: PararProcesso_Click
        Case 6: ConfigMenu_Click     ' Instrumento setup
        Case 7: AnaliseArquivo_Click ' Analisa arquivos gravados
        Case 8: SairMenu_Click       ' Sair do Programa
    End Select
End Sub
```

'Função Abrir Arquivo do Menu

```
Private Sub AbrirMenu_Click()
    Dim i As Long
    Dim maximo As Double
    Dim aux As String
    Dim X() As Double
    Dim Y() As Double

    Arquivo.ShowOpen 'Abre diálogo para abrir arquivo

    If Arquivo.FileName <> "" Then
        Open Arquivo.FileName For Input As #1      'Abre arquivo e joga num vetor
        StatusBar.Panels(1).Text = "Lendo o arquivo"
        On Error GoTo Fim
        aux = "Erro de leitura dos dados"
    End If
End Sub
```

```

i = 0
maximo = 0
ReDim X(100000)
ReDim Y(100000)

Do While Not EOF(1)
    i = i + 1
    Input #1, X(i - 1), Y(i - 1)
    If Abs(Y(i - 1)) > maximo Then maximo = Abs(Y(i - 1))
Loop
Close #1

NptosT = i
aux = "Erro de redimensionamento do vetor"
ReDim YT(NptosT)
ReDim XT(NptosT)

For i = 0 To NptosT    'Normaliza pelo ponto máximo
    XT(i) = X(i)
    YT(i) = Y(i) / maximo
Next i

For i = 0 To 9
    Y(i) = 0
Next i

With Graph(1)
    .Nptos = 10
    .YValues = Y
    .Y_Scale 0, 0
    .X_Scale 0, 0
    .Plot
End With

```

With Graph(2)

```
.Nptos = 10  
.YValues = Y  
.Y_Scale 0, 0  
.X_Scale 0, 0  
.Plot
```

End With

For i = 2 To 4: Ferramentas.Buttons(i).Enabled = True: Next i

AquisicaoMenu.Enabled = True

CalibraMenu.Enabled = True

EMGFr.Caption = "Eletromiografia - " & Arquivo.FileName

aux = "Erro na execucao do Gráfico"

With Graph(0)

```
.TituloGraf = "Sinal Bruto Normalizado"  
.Nptos = NptosT  
.XValues = XT  
.YValues = YT  
.Y_Scale 0, 0  
.X_Scale 0, 0  
.Plot
```

End With

aux = "Arquivo OK"

End If

AnaliseArquivo_Click

Fim:

StatusBar.Panels(1).Text = aux

End Sub

Botão Parar

```

Private Sub PararProcesso_Click()
    If PlacaIniciada Then VAD36D_StopAcquisition
    AcqTimer.Enabled = False
    StatusBar.Panels(1).Text = "Aquisição interrompida..."
End Sub

```

'Função Salvar Arquivo do Menu

```

Private Sub SavarMenu_Click()
    Dim i As Long
    Dim X As Variant
    Dim Y As Variant
    Dim s1, s2 As String
    Info.Atributos "Salvamento de dados", "Deseja salvar os dados da FFT e da
Frequência Mediana? Os dados serão salvos com extensão (.FFT) e (.FME)",
"Todos", "Só dados", "Cancelar"
    Info.Show vbModal
    If Not Info.opcao = "Cancelar" Then
        Arquivo.ShowSave
        If Arquivo.FileName <> "" Then
            Open Arquivo.FileName For Output As #1
            X = Graph(0).XValues
            Y = Graph(0).YValues
            For i = 0 To Graph(0).Nptos - 1
                s1 = Str(CSng(X(i)))
                s1 = Space(15 - Len(s1)) + s1
                s2 = Str(CSng(Y(i)))
                s2 = Space(15 - Len(s2)) + s2
                Print #1, s1 + s2
            Next i
            Close #1
            If Info.opcao = "Todos" Then
                Arq = Mid(Arquivo.FileName, 1, Len(Arquivo.FileName) - 3)

```

```

Open Arq & "FFT" For Output As #1
X = Graph(1).XValues
Y = Graph(1).YValues
For i = 0 To Graph(1).Nptos - 1
    s1 = Str(CSng(X(i)))
    s1 = Space(15 - Len(s1)) + s1
    s2 = Str(CSng(Y(i)))
    s2 = Space(15 - Len(s2)) + s2
    Print #1, s1 + s2
Next i
Close #1

Open Arq & "FME" For Output As #1
X = Graph(2).XValues
Y = Graph(2).YValues
For i = 0 To Graph(2).Nptos - 1
    s1 = Str(CSng(X(i)))
    s1 = Space(15 - Len(s1)) + s1
    s2 = Str(CSng(Y(i)))
    s2 = Space(15 - Len(s2)) + s2
    Print #1, s1 + s2
Next i
Close #1

End If
End If
End If
End Sub

```

Botão Analisar

```

Private Sub AnaliseArquivo_Click()
    Dim FXaux As Variant    'Vetor frequencia
    Dim FXMediana As Variant 'Frequencia mediana
    Dim FYaux As Variant    'Vetor FFT
    Dim FYRms As Variant    'Valor Eficaz

```

Dim FY2()

Dim Janela As Long

Dim X() As Double

Dim Y() As Double

If NptosT < 1 Then Exit Sub

StatusBar.Panels(1).Text = "Calculando FFT do sinal"

Matlab.emgfft 4, FYaux, FXMediana, FYRms, FXaux, YT(), AQS.TaxaAquisicao,
AQS.TipoJanela, AQS.FiltroRejeita60Hz, AQS.FiltroPassa20a500Hz

ReDim X(NptosT)

ReDim Y(NptosT)

For i = 0 To NptosT

 Y(i) = FYaux(1, i + 1)

 X(i) = FXaux(1, i + 1)

Next i

With Graph(1)

 .TituloGraf = "FFT (" & AQS.Janela(AQS.TipoJanela).Caption & ", 60Hz: " &
AQS.FiltroRejeita60Hz & "dB" & ", <20 e >500Hz: " & AQS.FiltroPassa20a500Hz
& "dB)" 'Titulo do 2º gráfico

 .LegendaGraf = "Frequência (Hz)" 'Legenda do 2º gráfico

 .Nptos = NptosT

 .XValues = X

 .YValues = Y

 .X_Scale 0, 0

 .Y_Scale 0, 0

 .Plot

End With

With Graph(2)

 .TituloGraf = "Frequência Mediana" 'Titulo do 3º gráfico

```

.LegendaGraf = "Tempo (s)" 'Legenda do 3º gráfico
.XValues = XT
.Nptos = -1
End With

StatusBar.Panels(1).Text = "Calculando a FreqMed"

Janela = AQS.TaxaAquisicao * AQS.TempoJanela
Nptos = 0
ReDim FY2(Janela)
While Nptos + Janela <= NptosT
  For i = 0 To Janela - 1
    FY2(i) = YT(i + Nptos)
  Next i
  Nptos = Nptos + Janela / 2
  Matlab.emgfft 4, FYaux, FXMediana, FYRms, FXaux, FY2(),
AQS.TaxaAquisicao, AQS.TipoJanela, AQS.FiltroRejeita60Hz,
AQS.FiltroPassa20a500Hz
  Graph(2).AddXYValues XT(Nptos), FXMediana
  StatusBar.Panels(2).Text = OutStr(100 * (Nptos / NptosT)) & "%"
Wend

With Graph(2)
  .X_Scale 0, 0
  .Y_Scale 0, 0
  .Plot
End With

StatusBar.Panels(1).Text = "Análise finalizada"
StatusBar.Panels(2).Text = ""
End Sub

```

'Função Configuracao do Menu

Private Sub ConfigMenu_Click()

 AQS.Show vbModal 'Abre diálogo de configuração da placa

End Sub

'Função Aquisicao do Menu

Private Sub AquisicaoMenu_Click()

 If Not PlacaIniciada Then IniciaPlaca

 If Not Calibrado And PlacaIniciada Then 'Verifica se o sinal está calibrado

 Info.Atributos "Aquisição sem calibração", "A calibração não foi executada.

Continuar assim mesmo ou calibrar agora?", "Continuar", "Calibrar", "Cancelar"

 Info.Show vbModal

 Select Case Info.opcao

 Case "Calibrar": CalibraMenu_Click

 Case "Continuar": Calibrado = True

 Case "Cancelar": Exit Sub

 End Select

 End If

 If Calibrado And PlacaIniciada Then

 StatusBar.Panels(1).Text = "Adquirindo dados..."

 AdquireDados (AQS.TempoAquisicao) 'Inicia aquisição

 End If

End Sub

'Função Calibra do Menu

Private Sub CalibraMenu_Click()

 Calibrado = False

 If Not PlacaIniciada Then IniciaPlaca

```
    If PlacaIniciada Then AdquireDadosCalibracao (AQS.TempoCalibracao)
End Sub
```

'Inicia a placa de aquisicao

```
Private Sub IniciaPlaca()
```

```
Dim BaseAddr As Integer
```

```
Dim IRQ As Byte
```

```
Do
```

```
    BaseAddr = AQS.Endereco
```

```
    IRQ = AQS.IRQ
```

```
    PlacaIniciada = VAD36D_W32_Open
```

```
    PlacaIniciada = VAD36D_InitCard(BaseAddrD, IRQ)
```

```
    If PlacaIniciada = 0 Then
```

```
        Info.Atributos "Sem comunicação com a placa A/D", "Verifique se o endereço  
<" & CStr(AQS.Endereco) & "> e IRQ <" & CStr(AQS.IRQ) & "> estão corretos.  
Clique em configurar para alterar e tente novamente.", "Configurar", "Comunicar",  
"Cancelar"
```

```
        Info.Show vbModal, Me
```

```
        If Info.opcao = "Configurar" Then
```

```
            AQS.Show vbModal ' Configura a placa A/D
```

```
        End If
```

```
        StatusBar.Panels(1).Text = "Placa A/D não iniciada"
```

```
    Else
```

```
        StatusBar.Panels(1).Text = "Pronto para aquisição"
```

```
    End If
```

```
    Loop Until (PlacaIniciada = 1) Or (Info.opcao = "Cancelar")
```

```
End Sub
```

'Inicia a aquisição dos dados

```
Private Sub AdquireDados(Tempo As Double) ' Inicia a aquisicao dos dados
```

```
Dim i As Long
Dim Indice As Long
Dim FXaux As Variant 'Vetor frequencia
Dim FXMediana As Variant 'Frequencia mediana
Dim FYaux As Variant 'Vetor FFT
Dim FYRms As Variant 'Valor Eficaz
Dim FY2()
Dim FX2()
Dim PtosADQ As Long
```

```
PtosADQ = AQS.TaxaAquisicao * Tempo
```

```
ReDim YT(PtosADQ)
```

```
ReDim XT(PtosADQ)
```

```
AcqTimer.Interval = 200
```

```
Call VAD36D_ClearCM ' Limpa a memória e canais
```

```
VAD36D_WriteCM AQS.CanalAtivo, AQS.GanhoCanais ' Faixa em +/- 5.0 V
```

```
VAD36D_SetGain AQS.GanhoCanais 'cBi5v0
```

```
StatusBar.Panels(1).Text = "Adquirindo..."
```

```
Graph(1).Show
```

```
Graph(2).Show
```

```
With Graph(0)
```

```
.TituloGraf = "Sinal Adquirido"
```

```
.LegendaGraf = "Tempo (s)"
```

```
.X_Scale PtosADQ, 0
```

```
.Y_Scale 5, -5
```

```
.Plot
```

```
End With
```

```
With Graph(1)
```

```
.TituloGraf = "FFT (" & AQS.Janela(AQS.TipoJanela).Caption & ", 60Hz: " &
AQS.FiltroRejeita60Hz & "dB" & ", <20 e >500Hz: " & AQS.FiltroPassa20a500Hz
& "dB)" 'Titulo do 2º gráfico
```

```
.LegendaGraf = "Frequência (Hz)" 'Legenda do 2º gráfico
```

```
.X_Scale 500, 0
```

```
.Y_Scale 5, 0
```

```
.Plot
```

```
End With
```

```
With Graph(2)
```

```
.TituloGraf = "Frequência Mediana"
```

```
.X_Scale Tempo, 0
```

```
.Y_Scale 1, 0
```

```
.Plot
```

```
.Nptos = 0
```

```
End With
```

```
AcqTimer.Enabled = True
```

```
i = VAD36D_StartAcquisition(AQS.TaxaAquisicao, AQS.TaxaAquisicao *
```

```
Tempo)
```

```
Indice = 1
```

```
AqsIndex = 0
```

```
ReDim FY2(511)
```

```
ReDim FX2(511)
```

```
AdqDados = True
```

```
While Indice > 0
```

```
StatusBar.Panels(2).Text = AqsIndex & "/" & PtosADQ
```

```
If Int(AqsIndex / AQS.TaxaAquisicao) = Indice Then 'Executa a leitura dos
dados
```

```
Indice = Indice + 1
```

```
For i = 0 To 511
```

```
FY2(i) = YT(AqsIndex + i - 512)
```

```
FX2(i) = XT(AqsIndex + i - 512)
```

```
Next i
```

```
Matlab.emgfft 4, FYaux, FXMediana, FYRms, FXaux, FY2(),  
AQS.TaxaAquisicao, AQS.TipoJanela, AQS.FiltroRejeita60Hz,  
AQS.FiltroPassa20a500Hz
```

```
With Graph(0)
```

```
.Nptos = 512
```

```
.YValues = FY2
```

```
.XValues = FX2
```

```
.X_Scale FX2(511), FX2(0)
```

```
.Y_Scale 5, -5
```

```
.Plot
```

```
End With
```

```
For i = 0 To 511
```

```
FX2(i) = FYaux(1, i + 1)
```

```
FX2(i) = FXaux(1, i + 1)
```

```
Next i
```

```
With Graph(1)
```

```
.Nptos = 512
```

```
.XValues = FX2
```

```
.YValues = FY2
```

```
.Y_Scale 0, 0
```

```
.X_Scale FX2(511), FX2(0)
```

```
.Plot
```

```
End With
```

```
Graph(2).Point_Plot Indice - 1, ((AqsIndex - AQS.TaxaAquisicao / 2) /  
PtosADQ) * Tempo, FXMediana
```

```

End If
i = DoEvents
If (AqsIndex >= PtosADQ Or AdqDados = False) Then Indice = 0
NptosT = AqsIndex
Wend

```

```
StatusBar.Panels(1).Text = "Aquisicao finalizada"
```

```
With Graph(0)
```

```
.Nptos = NptosT
```

```
.YValues = YT
```

```
.XValues = XT
```

```
.X_Scale 0, 0
```

```
.Y_Scale 5, -5
```

```
.Plot
```

```
End With
```

```
AnaliseArquivo_Click
```

```
End Sub
```

'Adquire dados para a calibração

```
Private Sub AdquireDadosCalibracao(Tempo As Double) 'Inicia a calibração
```

```
Dim i As Long
```

```
Dim Indice As Long
```

```
Dim FY2()
```

```
Dim PtosADQ As Long
```

```
PtosADQ = AQS.TaxaAquisicao * Tempo
```

```
ReDim YT(PtosADQ)
```

```
ReDim XT(PtosADQ)
```

```
AcqTimer.Interval = 200
```

```
Call VAD36D_ClearCM 'Limpa a memória e canais
```

```
'===== Programa memória de canais =====  
VAD36D_WriteCM AQS.CanalAtivo, AQS.GanhoCanais ' cBi5v0 ' Faixa em  
+/- 5.0 V
```

```
VAD36D_SetGain AQS.GanhoCanais 'cBi5v0 Mudei aqui....  
Graph(1).Hide  
Graph(2).Hide  
StatusBar.Panels(1).Text = "Calibrando..."
```

```
With Graph(0)  
.TituloGraf = "Sinal de Calibracao" 'Titulo do 2º gráfico  
.LegendaGraf = "Tempo" 'Legenda do 2º gráfico  
.X_Scale AQS.TaxaAquisicao, 0  
.Y_Scale 5, -5  
.Plot  
End With
```

```
ReDim FY2(2300)  
For i = 0 To 2299  
FY2(i) = 0  
YCal(i) = 0  
Next i
```

```
AcqTimer.Enabled = True  
i = VAD36D_StartAcquisition(AQS.TaxaAquisicao, AQS.TaxaAquisicao *  
Tempo)
```

```
Indice = 1  
AqsIndex = 0  
AdqDados = 0
```

```

AdqDados = True
While Indice > 0
    StatusBar.Panels(2).Text = AqsIndex & "/" & PtosADQ
    If Int(AqsIndex / AQS.TaxaAquisicao) = Indice Then
        Indice = Indice + 1
        For i = 0 To AQS.TaxaAquisicao
            FY2(i) = FY2(i) + YT(AqsIndex - AQS.TaxaAquisicao + i) / Tempo
        Next i
        With Graph(0)
            .Nptos = AQS.TaxaAquisicao
            .YValues = FY2
            .Plot True
        End With
    End If
    i = DoEvents
    If (AqsIndex >= PtosADQ Or AdqDados = False) Then Indice = 0
Wend

For i = 0 To AQS.TaxaAquisicao
    YCal(i) = FY2(i)
Next i

With Graph(0)
    .Nptos = AQS.TaxaAquisicao
    .YValues = YCal
    .Y_Scale 0, 0
    .X_Scale 0, 0
    .Plot
End With

Ferramentas.Buttons.Item(4).Caption = "Recalibra"
CalibraMenu.Caption = "Recalibra"

```

```
StatusBar.Panels(1).Text = "Sistema calibrado"  
Calibrado = 1  
End Sub
```

'Timer - FFT e Filtragem do Sinal pelo MatLab

```
Private Sub AcqTimer_Timer()
```

```
Dim ieStatus As Byte
```

```
Dim i As Long
```

```
Dim LocalBuffer As TpBufArray
```

```
Dim nSampRead As Long
```

```
Dim iAmsEns As Long
```

```
nSampRead = 0
```

```
VAD36D_GetSamples ieStatus, iAmsEns, nSampRead, 8192, LocalBuffer
```

```
If nSampRead > 0 Then
```

```
For i = 0 To nSampRead - 1
```

```
YT(AqsIndex + i) = LocalBuffer.Dados(i) * 5# / 32768# - YCal(i)
```

```
XT(AqsIndex + i) = (AqsIndex + i) / AQS.TaxaAquisicao
```

```
Next i
```

```
AqsIndex = AqsIndex + nSampRead
```

```
Else
```

```
AcqTimer.Enabled = False
```

```
AdqDados = False
```

```
VAD36D_StopAcquisition
```

```
End If
```

```
End Sub
```

'Retorna o valor do ponto sob o mouse no gráfico

```
Private Sub Graph_MouseMove(Index As Integer, ByVal PosicaoX As Double,  
ByVal PosicaoY As Double)
```

```
StatusBar.Panels(3).Text = "X = " & OutStr(PosicaoX)
StatusBar.Panels(4).Text = "Y = " & OutStr(PosicaoY)
End Sub
```

'Função Sair do EMG do Menu

```
Private Sub SairMenu_Click()
    Unload EMGFr
End Sub
```

```
Private Function OutStr(value As Variant) As String
```

```
    Dim aux As Integer
```

```
    Dim St As String
```

```
    Dim fator As Double
```

```
    If value <> 0 Then
```

```
        aux = Fix(Log(Abs(value)) / Log(10))
```

```
    Else
```

```
        OutStr = "0"
```

```
        Exit Function
```

```
    End If
```

```
    If Abs(aux) < 5 Then
```

```
        If Abs(value) < 1 Then
```

```
            fator = 10 ^ (-2 + aux)
```

```
            St = CStr(CInt(value / fator) * fator)
```

```
        Else
```

```
            If Abs(value) < 10 Then
```

```
                St = CStr(CInt(value * 100) / 100)
```

```
            Else
```

```
                If Abs(value) < 100 Then
```

```
                    St = CStr(CInt(value * 10) / 10)
```

```
                Else
```

```
                    St = CStr(Round(value))
```

```
                End If
```

```

    End If
End If
Else
    If aux < 0 Then
        fator = 10 ^ (aux - 3)
        St = CStr(Round(value / fator) / 100) & "e" & CStr(aux - 1)
    Else
        fator = 10 ^ (aux - 2)
        St = CStr(Round(value / fator) / 100) & "e+" & CStr(aux)
    End If
End If
OutStr = St
End Function

```

I.A.1.2. Frame de Configuração (InstrumentoDlg.frm)

'Declaração de variáveis

Option Explicit

Public TaxaAquisicao As Double

Public TempoJanela As Long

Public GanhoCanais As Long

Public TempoAquisicao As Long

Public Endereco As String

Public IRQ As Integer

Public TipoJanela As Double

Public FiltroRejeita60Hz As Double

Public FiltroPassa20a500Hz As Double

Public TempoCalibracao As Double

Public CanalAtivo As Byte

'Escolha do Canal

Private Sub Canal_Click(Index As Integer)

```
CanalAtivo = Index + 1  
End Sub
```

Escolha do Endereço da placa

```
Private Sub enderecoL_Validate(Cancel As Boolean)  
Endereco = enderecoL.Text  
End Sub
```

Carrega formulário

```
Private Sub Form_Load()  
Dim i, j As Byte  
For i = 1 To 5  
TaxaAqs.AddItem CStr(500 * i)  
Next i  
TaxaAqs.Text = "1000"  
TaxaAquisicao = 1000  
TempoJanelamento.Text = "1"  
TempoJanela = 1  
TempoAqs.Text = "20"  
TempoAquisicao = "20"  
  
GanhoL.AddItem "-10 a 10"  
GanhoL.AddItem "0 a 10"  
GanhoL.AddItem "-5 a 5"  
GanhoL.AddItem "0 a 5"  
GanhoL.AddItem "-2 a 2"  
GanhoL.AddItem "0 a 2"  
GanhoL.Text = "-5 a 5"  
GanhoCanais = cBi5v0  
  
enderecoL.AddItem "380"  
enderecoL.AddItem "780"
```

```
enderecoL.AddItem "2D0"  
enderecoL.AddItem "300"  
enderecoL.AddItem "310"  
enderecoL.AddItem "6D0"  
enderecoL.AddItem "700"  
enderecoL.AddItem "710"  
Endereco = "380"
```

```
IRQL.AddItem "3"  
IRQL.AddItem "5"  
IRQL.AddItem "7"  
IRQL.AddItem "9"  
IRQ = 5
```

```
For i = 0 To 1  
  Filtro(i).value = 0  
  FiltroAtn(i).AddItem "2"  
  For j = 1 To 8  
    FiltroAtn(i).AddItem CStr(5 * j)  
  Next j  
  FiltroAtn(i).Text = "2"  
  FiltroAtn(i).Enabled = False  
Next i  
FiltroRejeita60Hz = 0  
FiltroPassa20a500Hz = 0
```

```
Janela(0).value = True  
TipoJanela = 0  
TempoCalibracao = 20  
TempoCal.Text = "20"  
Canal(0).value = 1  
CanalAtivo = 1
```

End Sub

'Validação das mudanças da configuração

Private Sub Filtro_Click(Index As Integer)

FiltroAtn(Index).Enabled = Filtro(Index).value

Select Case Index

Case 0: FiltroRejeita60Hz = CDb1(Filtro(Index).value) *

CDbl(FiltroAtn(Index).Text)

Case 1: FiltroPassa20a500Hz = CDb1(Filtro(Index).value) *

CDbl(FiltroAtn(Index).Text)

End Select

End Sub

'Escolha do Filtro

Private Sub FiltroAtn_Validate(Index As Integer, Cancel As Boolean)

Filtro_Click (Index)

End Sub

'Escolha do Ganho

Private Sub GanhoL_Validate(Cancel As Boolean)

Select Case GanhoL.ListIndex

Case 0: GanhoCanais = cBi10v0

Case 1: GanhoCanais = cUni10v0

Case 2: GanhoCanais = cBi5v0

Case 3: GanhoCanais = cUni5v0

Case 4: GanhoCanais = cBi2v0

Case 5: GanhoCanais = cUni2v0

End Select

End Sub

'Escolha do IRQ

Private Sub IRQL_Validate(Cancel As Boolean)

```
IRQ = IRQL.Text
```

```
End Sub
```

Escolha do Janelamento

```
Private Sub Janela_Click(Index As Integer)
```

```
    TipoJanela = CDbI(Index)
```

```
End Sub
```

Botão OK

```
Private Sub OKButton_Click()
```

```
    AQS.Hide
```

```
End Sub
```

Escolha da taxa de aquisição

```
Private Sub TaxaAqs_Change()
```

```
    TaxaAquisicao = TaxaAqs.Text
```

```
End Sub
```

Escolha do tempo de aquisição

```
Private Sub TempoAqs_Validate(Cancel As Boolean)
```

```
    TempoAquisicao = TempoAqs.Text
```

```
End Sub
```

Escolha do tempo de calibração

```
Private Sub TempoCal_Validate(Cancel As Boolean)
```

```
    TempoCalibracao = TempoCal
```

```
End Sub
```

Escolha do tamanho da janela (tempo janelamento)

```
Private Sub TempoJanelamento_Validate(Cancel As Boolean)
```

```
    TempoJanela = TempoJanelamento.Text
```

```
End Sub
```

I.A.1.3. Frame de Informação (Info.frm)

'Este formulário é geral para várias mensagens

'Faz uma caixa de diálogo conforme escolha

Option Explicit

Public opcao As String

Private Sub Form_Activate()

Info.Top = EMGFr.Top + 1000

Info.Left = EMGFr.Left + EMGFr.Width / 2 - Info.Width / 2

End Sub

Private Sub Botao1_Click()

opcao = Botao1.Caption

Hide

End Sub

Private Sub Botao2_Click()

opcao = Botao2.Caption

Hide

End Sub

Private Sub Botao3_Click()

opcao = Botao3.Caption

Hide

End Sub

Public Sub Atributos(InfoTitulo As String, InfoMensagem As String, TxtBtn1 As String, TxtBtn2 As String, TxtBtn3 As String)

Titulo.Caption = InfoTitulo

```

Mensagem.Caption = InfoMensagem
If TxtBtn1 <> "" Then
    Botao1.Caption = TxtBtn1
    Botao1.Visible = True
Else
    Botao1.Visible = False
End If
If TxtBtn2 <> "" Then
    Botao2.Caption = TxtBtn2
    Botao2.Visible = True
Else
    Botao2.Visible = False
End If
If TxtBtn3 <> "" Then
    Botao3.Caption = TxtBtn3
    Botao3.Visible = True
Else
    Botao3.Visible = False
End If
End Sub

```

I.A.1.4. Módulo da Placa (Placa.bas)

'Declaração de constantes

'----- Constantes referentes a configuração padrão das placas -----

Public Const sbaCAD = &H380 'Endereço base padrão da CAD12/36

Public Const sirCAD = 5 'Interrupção padrão da CAD12/36

'----- ieXXXX: Interrupt error status -----

Public Const ieNoError = 0 'Nenhum erro

Public Const ieNoErrorStr = "Fim da Aquisição."

```

Public Const ieIntOverrun = 1      ' Overrun de interrupção
Public Const ieIntOverrunStr = "Interrupt overrun!"
Public Const ieAD_Error = 2      ' Error no conversor A/D
Public Const ieAD_ErrorStr = "Erro no A/D";"
Public Const ieBufOverrun = 3    ' Overflow no buffer de aquisição
Public Const ieBufOverrunStr = "Buffer overrun!"
Public Const ieVPICD_Error = 4   ' VPICD can't virtualize IRQ
Public Const ieVPICD_ErrorStr = "VPICD error!"
Public Const ieEndAcquisition = 5 ' Fim da aquisição
Public Const ieEndAcquisitionStr = "Fim da Aquisição!"
Public Const ieDriver = 100     ' Erro de acesso ao driver
Public Const ieDriverStr = "Erro de acesso ao driver!"
Public Const ieAcqStop = 101    ' Aquisição não está ativa
Public Const ieAcqStopStr = "Fim da Aquisição pelo usuário!"
Public Const ieBufSize = 102    ' Dimensão errada do buffer
Public Const ieBufSizeStr = "Dimensão errada do buffer!"
Public Const ieNoIdentifyStr = "Erro na Aquisição não identificado!"

```

'----- Códigos de ganho das entrada A/D da CAD12/36 -----'

```

Public Const cBi10v0 = &HF0      ' -10.0 a 10.0 V
Public Const cUni10v0 = &H70     ' 0.0 a 10.0 V
Public Const cBi5v0 = &HE0      ' -5.0 a 5.0 V
Public Const cUni5v0 = &H60     ' 0.0 a 5.0 V
Public Const cBi2v0 = &HD0      ' -2.0 a 2.0 V
Public Const cUni2v0 = &H50     ' 0.0 a 2.0 V

```

'Declaração de Tipos

```

Type TpBufArray      ' Buffer de transferência de dados
  Dados(0 To 8191) As Integer
End Type

```

```

Type DadosVetor

```

Pto(0 To 8191) As Single
End Type

'Primitivas do driver VAD36D.VXD acessados pela DLL

'----- Carrega o driver VxD VAD36D.VXD -----

Declare Function VAD36D_W32_Open Lib "VAD36D.DLL" () As Boolean

'----- Fecha o driver VxD VAD36D.VXD -----

Declare Sub VAD36D_W32_Close Lib "VAD36D.DLL" ()

'----- Devolve a versão do VAD36D: MSB: versão; LSB: revisão -----

Declare Function VAD36D_GetVersion Lib "VAD36D.DLL" () As Integer

'----- Inicia a placa A/D CAD12/36 -----

Declare Function VAD36D_InitCard Lib "VAD36D.DLL" _

(ByVal AbaCard As Integer, ByVal AIntNo As Byte) As Boolean

'----- Programa o ganho de entrada da CAD12/36 -----

Declare Sub VAD36D_SetGain Lib "VAD36D.DLL" (ByVal GainCode As Byte)

'----- Lê canal de entrada analógica -----

Declare Function VAD36D_ReadAI Lib "VAD36D.DLL" _

(ByVal Channel As Byte, value As Integer) As Boolean

'----- Leitura das portas P0 e P1 de entrada digital da CAD12/36 -----

Declare Function VAD36D_ReadDI Lib "VAD36D.DLL" () As Integer

'----- Retorna último valor escritos nas portas P0 e P1 da CAD12/36 -----

Declare Function VAD36D_ReadDO Lib "VAD36D.DLL" () As Integer

'----- Escreve nas ports P0 e P1 de saída digital da CAD12/36 -----

Declare Sub VAD36D_WriteDO Lib "VAD36D.DLL" (ByVal value As Integer)

```

'----- Programa o Timer da CAD12/36 -----
Declare Sub VAD36D_ProgTimer Lib "VAD36D.DLL" _
    (ByVal Channel As Byte, ByVal Mode As Byte, Count As Integer)

'----- Escreve no port P0 demsaída digital da CAD12/36 -----
Declare Function VAD36D_ReadTimer Lib "VAD36D.DLL" _
    (ByVal Channel As Byte) As Integer

'----- Limpa a memória de canais -----
Declare Sub VAD36D_ClearCM Lib "VAD36D.DLL" ()

'----- Programa memória de canais virtual -----
Declare Sub VAD36D_WriteCM Lib "VAD36D.DLL" _
    (ByVal Channel As Byte, ByVal GainCode As Byte)

'----- Inicia aquisição por interrupção -----
Declare Function VAD36D_StartAcquisition Lib "VAD36D.DLL" _
    (ByVal AFreqAq As Single, ByVal AnSamples As Long) As Boolean

'----- Encerra aquisição por interrupção -----
Declare Sub VAD36D_StopAcquisition Lib "VAD36D.DLL" ()

'----- Prepara a aquisição por interrupção -----
Declare Function VAD36D_GetSamples Lib "VAD36D.DLL" _
    (ErrorCode As Byte, iSample As Long, nSampRead As Long, _
    ByVal BufSize As Long, UserBuffer As TpBufArray) As Boolean

Sub Main()
    Set fMainForm = New EMGFr
    fMainForm.Show

```

End Sub

'Outras funções

Public Function DecodeError(error As Integer) As String

 Select Case error

 Case ieNoError: DecodeError = ieNoErrorStr

 Case ieIntOverrun: DecodeError = ieIntOverrunStr

 Case ieAD_Error: DecodeError = ieAD_ErrorStr

 Case ieBufOverrun: DecodeError = ieBufOverrunStr

 Case ieVPICD_Error: DecodeError = ieVPICD_ErrorStr

 Case ieEndAcquisition: DecodeError = ieEndAcquisitionStr

 Case ieDriver: DecodeError = ieDriverStr

 Case ieAcqStop: DecodeError = ieAcqStopStr

 Case ieBufSize: DecodeError = ieBufSizeStr

 Case Else

 DecodeError = ieNoIdentifyStr

 End Select

End Function

Public Function OutStr(value As Variant) As String

 Dim aux As Integer

 Dim St As String

 If Abs(value) <> 0 Then aux = Fix(Log(Abs(value)) / Log(10))

 St = CStr(value)

 Select Case aux

 Case -1: St = Format\$(value, "0.00")

 Case -2: St = Format\$(value, "0.000")

 Case -3: St = Format\$(value, "0.0000")

 Case -4: St = Format\$(value, "0.00000")

 Case 0: St = Format\$(value, "0.0")

 Case 1: St = Format\$(value, "##")

 Case 2: St = Format\$(value, "####")

```

Case 3: St = Format$(value, "#####")
Case Else:
  If aux < -4 Then St = Format$(value / (10 ^ aux), "0.00") + "e" + CStr(aux)
  If aux > 3 Then St = Format$(value, "00000")
End Select
OutStr = St
End Function

```

I.A.2. Projeto GraficoActX (Grafico.vbp)

' O Grafico.vbp faz os controles do gráfico, como: o controle do tamanho, da posição, das cores, das legendas, dos títulos e das escalas dos gráficos.

I.A.2.1. User Control Grafico (Grafico.ctl)

' Declaração de variáveis

```

Private Ptos As Long
Private X As Variant
Private Y As Variant
Private Yx As Double
Private Ym As Double
Private Xx As Double
Private Xm As Double
Private FazEscala As Boolean
Private FazGrade As Boolean
Private LineColor As Long
Private GraphColor As Long
Private GridColor As Long
Private LegendColor As Long
Private AreaColor As Long
Public Event DbClick()

```

Public Event MouseMove(ByVal PosicaoX As Double, ByVal PosicaoY As Double)

Public Property Let YValues(YVal As Variant)

Y = YVal

End Property

Public Property Get YValues() As Variant

YValues = Y

End Property

Public Property Let XValues(XVal As Variant)

X = XVal

End Property

Public Property Get XValues() As Variant

XValues = X

End Property

Public Property Get nptos() As Long

nptos = Ptos

End Property

Public Property Let nptos(nptos As Long)

Ptos = nptos

End Property

Public Property Let DoGrid(DoG As Boolean)

FazGrade = DoG

End Property

Public Property Let ChangeLineColor(NewLineColor As Long)

LineColor = NewLineColor

End Property

Public Property Let SetGraphColor(NewGraphColor As Long)

 GraphColor = NewGraphColor

 Graf.BackColor = GraphColor

End Property

Public Property Let SetGridColor(NewGridColor As Long)

 GridColor = NewGridColor

End Property

Public Property Let SetLegendColor(NewLegendColor As Long)

Dim i As Long

 LegendColor = NewLegendColor

 For i = 0 To 4

 XLb(i).ForeColor = LegendColor

 Ylb(i).ForeColor = LegendColor

 Next i

 Titulo.ForeColor = LegendColor

 Legenda.ForeColor = LegendColor

End Property

Public Property Let SetAreaColor(NewAreaColor As Long)

Dim i As Byte

 AreaColor = NewAreaColor

 UserControl.BackColor = AreaColor

 For i = 0 To 4

 XLb(i).BackColor = AreaColor

 Ylb(i).BackColor = AreaColor

 Next i

 Titulo.BackColor = AreaColor

 Legenda.BackColor = AreaColor

End Property

Public Property Let TituloGraf(Tit As String) ' Título do gráfico

Titulo.Caption = Tit

End Property

Public Property Let LegendaGraf(Leg As String) ' Legenda do eixo x do gráfico

Legenda.Caption = Leg

End Property

Public Property Get GetXmax() As Double

GetXmax = Xx

End Property

Public Property Get GetXmin() As Double

GetXmin = Xm

End Property

Public Property Get GetYmax() As Double

GetYmax = Yx

End Property

Public Property Get GetYmin() As Double

GetYmin = Ym

End Property

Public Sub AddXYValues(ByVal Xvalue As Variant, ByVal Yvalue As Variant)

Ptos = Ptos + 1

Y(Ptos) = Yvalue

X(Ptos) = Xvalue

End Sub

```
Public Sub Y_Scale(ByVal Y_Max As Double, ByVal Y_Min As Double)
```

```
    Yx = Y_Max
```

```
    Ym = Y_Min
```

```
    If Yx = 0 And Ym = 0 Then VectorLimits Ptos, Y, Yx, Ym
```

```
    FazEscala = True
```

```
End Sub
```

```
Public Sub X_Scale(ByVal X_Max As Double, ByVal X_Min As Double)
```

```
    Xx = X_Max
```

```
    Xm = X_Min
```

```
    If Xx = 0 And Xm = 0 Then VectorLimits Ptos, X, Xx, Xm
```

```
    FazEscala = True
```

```
End Sub
```

```
Private Sub OK_Click()
```

```
    LimitesFrm.Visible = False
```

```
    If LimitesFrm.Tag = 0 Then
```

```
        Xx = CDBl(MaxTB.Text)
```

```
        Xm = CDBl(MinTB.Text)
```

```
    Else
```

```
        Yx = CDBl(MaxTB.Text)
```

```
        Ym = CDBl(MinTB.Text)
```

```
    End If
```

```
    FazEscala = True
```

```
    FazGrade = True
```

```
    Plot
```

```
End Sub
```

```
Private Sub UserControl_Initialize()
```

```
    Dim i As Byte
```

```
    Dim V(10) As Double
```

```
LegendColor = &H0&  
GridColor = &H80C0FF  
GraphColor = &H0&  
LineColor = &HFF  
AreaColor = UserControl.BackColor
```

```
For i = 0 To 9
```

```
    V(i) = i
```

```
Next i
```

```
X = V
```

```
Y = V
```

```
Mx = 0
```

```
My = 0
```

```
Yx = 10
```

```
Ym = 0
```

```
Xx = 10
```

```
Xm = 0
```

```
Ptos = 10
```

```
For i = 0 To 4
```

```
    XLb(i).BackColor = AreaColor
```

```
    XLb(i).ForeColor = LegendColor
```

```
    XLb(i).Caption = i
```

```
    Ylb(i).BackColor = AreaColor
```

```
    Ylb(i).ForeColor = LegendColor
```

```
    Ylb(i).Caption = 10 * i
```

```
    Ylb(i).Left = Graf.Left - 63
```

```
Next i
```

```
With Titulo
```

```
    .BackColor = AreaColor
```

```
.ForeColor = LegendColor
.Top = 1
.Width = Graf.Width
.Left = Graf.Left
.Caption = "Grafico XY"
End With
```

With Legenda

```
.BackColor = AreaColor
.ForeColor = LegendColor
.Top = UserControl.ScaleHeight - 25
.Width = Graf.Width
.Left = Graf.Left 'centraliza a legenda
.Caption = "X"
End With
```

```
Graf.BackColor = GraphColor
```

```
UserControl_Resize
```

```
End Sub
```

```
Private Sub UserControl_Resize()
```

```
'recalcula o tamanho do gráfico qdo o usuário mexe no tamanho
```

```
If UserControl.ScaleHeight < 200 Then
    UserControl.ScaleHeight = 200
End If
If UserControl.ScaleWidth < 200 Then
    UserControl.ScaleWidth = 200
End If
```

With Graf

.Top = 40 ' Top do gráfico

.Left = 60

.Height = UserControl.ScaleHeight - 115 'altura do gráfico

.Width = UserControl.ScaleWidth - 85 'largura do gráfico

End With

LimitesFrm.Top = UserControl.ScaleHeight / 2 - LimitesFrm.Height / 2

LimitesFrm.Left = UserControl.ScaleWidth / 2 - LimitesFrm.Width / 2

Titulo.Top = 1

Titulo.Top = 1

Titulo.Width = Graf.Width

Titulo.Left = Graf.Left

Legenda.Top = Graf.Top + Graf.Height + 35

Legenda.Width = Graf.Width

Legenda.Left = Graf.Left 'centraliza a legenda

For i = 0 To 4

Ylb(i).Left = Graf.Left - 63

XLb(i).Top = Graf.Top + Graf.Height + 1

Next i

FazEscala = True

FazGrade = True

Plot

End Sub

Public Sub Plot(Optional MantemLegenda As Boolean)

Dim j As Long

If MantemLegenda Then

FazEscala = False

Else

FazEscala = True

End If

If Yx = 0 And Ym = 0 Then VectorLimits Ptos, Y, Yx, Ym

If Xx = 0 And Xm = 0 Then VectorLimits Ptos, X, Xx, Xm

Graf.Cls 'Limpa os gráficos anteriores

Graf.Scale (Xm, Yx)-(Xx, Ym)

If FazGrade Then MakeGrid ' Faz as linhas de grade

If FazEscala Then

MakeScale ' Se doscale é verdadeiro, faz ou atualiza escala

FazEscala = False

End If

Graf.DrawStyle = 0

Graf.PSet (X(0), Y(0)), LineColor

For j = 0 To Ptos - 1

Graf.Line -(X(j), Y(j)), LineColor

Next j

End Sub

```
Public Sub Point_Plot(ByVal Ponto As Long, ByVal Xvalue As Double, ByVal  
Yvalue As Double)
```

```
Dim refazgrafico As Boolean
```

```
refazgrafico = False
```

```
If Ponto > Ptos Then Ptos = Ptos + 1
```

```
X(PTos) = Xvalue
```

```
Y(PTos) = Yvalue
```

```
If Xvalue > Xx Then
```

```
    Xx = Xvalue
```

```
    refazgrafico = True
```

```
End If
```

```
If Xvalue < Xm Then
```

```
    Xm = Xvalue
```

```
    refazgrafico = True
```

```
End If
```

```
If (Yvalue > Yx) Then
```

```
    Yx = Yvalue
```

```
    refazgrafico = True
```

```
End If
```

```
If (Yvalue < Ym) Then
```

```
    Ym = Yvalue
```

```
    refazgrafico = True
```

```
End If
```

```
If refazgrafico Then
```

```

Graf.Cls 'Limpa os gráficos anteriores
Graf.Scale (Xm, Yx)-(Xx, Ym)
MakeGrid
MakeScale
Graf.DrawWidth = 3
For i = 0 To Ptos - 1
    Graf.PSet (X(i), Y(i)), LineColor
Next i
End If
Graf.DrawWidth = 3
Graf.PSet (X(Ptos), Y(Ptos)), LineColor
Graf.DrawWidth = 1

End Sub

```

```

Private Sub MakeGrid() 'faz as grid lines
Dim gi As Double

    gi = (Yx - Ym) / 4
    Graf.DrawStyle = 2
    Graf.Line (Xm, Ym + gi)-(Xx, Ym + gi), GridColor
    Graf.Line (Xm, Ym + 2 * gi)-(Xx, Ym + 2 * gi), GridColor
    Graf.Line (Xm, Ym + 3 * gi)-(Xx, Ym + 3 * gi), GridColor
    gi = (Xx - Xm) / 4
    Graf.Line (Xm + gi, Ym)-(Xm + gi, Yx), GridColor
    Graf.Line (Xm + 2 * gi, Ym)-(Xm + 2 * gi, Yx), GridColor
    Graf.Line (Xm + 3 * gi, Ym)-(Xm + 3 * gi, Yx), GridColor

End Sub

```

```

Private Sub MakeScale()
Dim i As Long

```

Dim T, L, H, W As Long

Dim aux As String

T = Graf.Top - 10

H = Graf.Height - 1

L = Graf.Left

W = Graf.Width - 1

For i = 0 To 4

' escala Y

Ylb(i).Left = L - 63

Ylb(i).Top = T + i * (H / 4) - 7

Ylb(i).Caption = OutStr(Yx - i * (Yx - Ym) / 4)

' escala X

XLb(i).Caption = OutStr(Xm + i * (Xx - Xm) / 4)

XLb(i).Top = T + H + 10

XLb(i).Left = L + i * (W / 4) - XLb(i).Width / 2

Next i

End Sub

Private Sub VectorLimits(nptos As Long, V As Variant, ByRef Vmax, ByRef Vmin)

Dim i As Long

Dim aux As String

Vmax = -1E+30

Vmin = 1E+30

For i = 0 To nptos - 1

If V(i) > Vmax Then Vmax = V(i)

If V(i) < Vmin Then Vmin = V(i)

Next i

aux = OutStr(Vmax)

```
Vmax = CDbI(aux)
aux = OutStr(Vmin)
Vmin = CDbI(aux)
If Vmax = Vmin Then
    Vmax = Vmin + 0.01
    Vmin = Vmin - 0.01
End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub XLb_DblClick(Index As Integer)
```

```
    LimitesFrm.Visible = True
    LimitesFrm.Caption = "Escala X"
    LimitesFrm.Tag = 0
    MaxTB.Text = OutStr(Xx)
    MinTB.Text = OutStr(Xm)
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Ylb_DblClick(Index As Integer)
```

```
    LimitesFrm.Visible = True
    LimitesFrm.Caption = "Escala Y"
    LimitesFrm.Tag = 1
    MaxTB.Text = OutStr(Yx)
    MinTB.Text = OutStr(Ym)
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Graf_MouseMove(Button As Integer, Shift As Integer, X As Single, Y
As Single)
```

```
    RaiseEvent MouseMove(X, Y)
```

```
End Sub
```

```
Public Sub Hide()
```

```
Dim i As Byte
For i = 0 To 4
    XLb(i).Visible = False
    Ylb(i).Visible = False
Next i
Titulo.Visible = False
Legenda.Visible = False
Graf.Visible = False
UserControl.BorderStyle = 0
End Sub
```

```
Public Sub Show()
```

```
Dim i As Byte
For i = 0 To 4
    XLb(i).Visible = True
    Ylb(i).Visible = True
Next i
Titulo.Visible = True
Legenda.Visible = True
Graf.Visible = True
UserControl.BorderStyle = 1
End Sub
```

```
Private Function OutStr(value As Variant) As String
```

```
Dim aux As Integer
```

```
Dim St As String
```

```
Dim fator As Double
```

```
If value <> 0 Then
```

```
    aux = Fix(Log(Abs(value)) / Log(10))
```

```
Else
```

```
    OutStr = "0"
```

```
Exit Function
```

```

End If
If Abs(aux) < 5 Then
  If Abs(value) < 1 Then
    fator = 10 ^ (-2 + aux)
    St = CStr(CInt(value / fator) * fator)
  Else
    If Abs(value) < 10 Then
      St = CStr(CInt(value * 100) / 100)
    Else
      If Abs(value) < 100 Then
        St = CStr(CInt(value * 10) / 10)
      Else
        St = CStr(Round(value))
      End If
    End If
  End If
End If
Else
  If aux < 0 Then
    fator = 10 ^ (aux - 3)
    St = CStr(Round(value / fator) / 100) & "e" & CStr(aux - 1)
  Else
    fator = 10 ^ (aux - 2)
    St = CStr(Round(value / fator) / 100) & "e+" & CStr(aux)
  End If
End If
OutStr = St
End Function

```

ANEXO II LISTAGEM DO ARQUIVO DO MATLAB

II.A.1. EmgFFT.m

```
function [YF,wmediana,YRMS,w] =  
EmgFFT(Y,TaxaAmostragem,Janela,Filtro60Hz,FiltroPassaBanda)  
  
    f=Y';                                %Faz a transposta do vetor do VB  
    N=length(f);                          %Atribui a N o comprimento do  
vetor f  
  
    T=1/TaxaAmostragem;                   % Período em segundos  
    switch num2str(Janela)                 %Escolha do tipo de janelamento  
    case '1'  
        window = boxcar(N);  
    case '2'  
        window = triang(N);  
    case '3'  
        window = hanning(N);  
    case '4'  
        window = hamming(N);  
    case '5'  
        window = chebwin(N,70);  
    case '6'  
        window = kaiser(N,4);  
    otherwise  
        window=ones(N,1);                 %Sem janelamento - vetor unitario  
    end
```

```

if (Filtro60Hz>0)                                % Filtro de 60Hz  Rp=banda passante
e Rs=banda retida
    Wp = [59 61]/500; Ws = [58 62]/500;
    Rp = 1; Rs = Filtro60Hz;                      %atenuacao em decibéis
    [n,Wn] = cheb2ord(Wp,Ws,Rp,Rs);
    [b,a] = cheby2(n,Rs,Wn,'stop');
    f=filter(b,a,f);
end;

if (FiltroPassaBanda>0)                          % Filtro de banda passante de 20 a 499
Hz Rp=banda passante e Rs=banda retida
    Wp = [20 495]/500; Ws = [17 499]/500;
    Rp = 1; Rs = FiltroPassaBanda;                %atenuacao em decibéis
    [n,Wn] = cheb1ord(Wp,Ws,Rp,Rs);
    [b,a] = cheby1(n,Rp,Wn);
    f=filter(b,a,f);
end;

YF=fft(window.*f, 2*N);                          %Calcula a FFT de f, duplica o vetor
pois o fft e simetrico
YF=YF(1:N);                                       %Limita o vetor a primeira metade do
vetor do FFT
w=(0:N-1)/(2*N*T);                               %Calcula o vetor de frequencias
YF=abs(YF)/N;                                     %Calcula o valor absoluto do vetor
YRMS=sqrt(sum(YF))/N;                             %Calcula a potencia RMS

area = cumsum(YF);                               %Integra o espectro de potencias
area = area/max(area);                           %Normalização em funcao da area total

YF=YF';

for k = 1:length(area)

```

```

if area(k) >= 0.05;           % retirando o 5th de 'area'
    inf = k;                 % inf é o ponto do 5th percentil
    break;
end
end

for k = 1:length(area)
if area(k) >= 0.95           % retirando o 95th percentil de 'area'
    sup = k;                 % sup é o ponto do 95th percentil
    break;
end
end

areamed = area(inf:sup);

areatot = areamed(length(areamed)); % O último elemento da Soma
Cumulativa identifica a área total sob a curva de PSD

for fm = 1:length(areamed), % buscamos o 50th percentil
if areamed(fm) >= 0.5*areatot
    break
end
end

wmediana=w(fm+inf);        %Frequencia mediana - divide o
espectro em duas areas iguais

```

APÊNDICE.A. TERMO DE CONSENTIMENTO

Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Científica

ANÁLISE DA FADIGA MUSCULAR ATRAVÉS DA ELETROMIOGRAFIA

Nome do voluntário: _____
Telefone para contato: _____

As informações contidas nesta folha, fornecida por DANIELA SILVEIRA DOS SANTOS, têm por objetivo firmar acordo escrito com o voluntário que participa da pesquisa, autorizando sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos a que irá se submeter.

- 1) Os voluntários não serão submetidos a riscos durante o período experimental, pois serão apenas submetidos a teste de esforço físico para músculo isolado. Os equipamentos que serão utilizados (eletrodos ativos e célula de carga) não oferecem qualquer possibilidade de risco, pois o método é não invasivo.
- 2) O voluntário pode fazer qualquer pergunta ou esclarecimento de dúvidas a respeito dos procedimentos e outros assuntos relacionados com a pesquisa.
- 3) O voluntário tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.
- 4) Os procedimentos foram elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à resolução n. 196, de 10 de outubro de 1996, Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde – Brasília – DF.
- 5) Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.
- 6) A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da FCT/UNESP, Departamento de Fisioterapia, localizado à Rua Roberto Simonsen, 305 – Presidente Prudente – SP.

Eu, _____, após a leitura e compreensão destas informações, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confiro que recebi cópia deste consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.
Obs.: não assine este termo se ainda houver dúvida a respeito.

Presidente Prudente, _____ de _____ de 2004.

Assinatura