

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

" DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ANÁLISE
DIGITAL DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS "

Autor : Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Orientador : Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior *OK*

Este exemplar corresponde à redação final da tese
entendida por *ANTÔNIO AUGUSTO FASOLO*
QUEVEDO, aprovada pela Comissão
Examinadora em *09 de Feb/1993*.
Alberto Cliquet Jr.
CLIQUET Jr., Ph. D. Orientador
Departamento de Engenharia Biomédica

Tese de mestrado apresentada à
Faculdade de Engenharia Elétri-
ca da UNICAMP em 09 de Feve-
reiro de 1993.

CAMPINAS

1993

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Antônio Oliveira Quevedo e Iliana Teresinha Fasolo Quevedo. Graças ao seu amor, apoio e compreensão, pude chegar ao ponto onde estou hoje.

Dedico também este trabalho aos meus amigos, que sempre me deram apoio para seguir em frente.

Gostaria também de agradecer ao Criador de todas as coisas, por me abençoar com inteligência, vontade e bom-senso.

AGRADECIMENTOS

O autor agradece aos funcionários do CEB (Centro de Engenharia Biomédica) da UNICAMP pelo seu auxílio na execução deste trabalho, bem como aos professores do DEB (Departamento de Engenharia Biomédica) da Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP, em especial os professores Eduardo Tavares Costa e Sérgio Santos Mühlen, pelas valiosas informações que contribuíram em muito para este trabalho.

O auxílio dos funcionários do serviço de fisioterapia do Hospital das Clínicas da UNICAMP também foi fundamental para o bom andamento do trabalho. Deve-se lembrar também que, sem a participação voluntária dos pacientes do programa de reabilitação do citado serviço, não seria possível a avaliação do sistema.

O "software" simulador de redes neurais utilizados foi gentilmente cedido pelo Prof. Dr. Renato M. E. Sabbatini, do Núcleo de Informática Biomédica da UNICAMP.

O autor também agradece às empresas Córdio-Sinal (Campinas) e Biomed (São Paulo) pela cessão de amostras de eletrodos de ECG de alta qualidade (Gel sólido e para "Holter"), os quais melhoraram em muito a qualidade do sistema desenvolvido.

O autor gostaria de deixar um agradecimento especial à FAPESP, pelo incentivo fornecido ao projeto e ao próprio autor.

SUMÁRIO

Resumo	i
Abstract	ii
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 2 - A ELETROMIOGRAFIA	6
2.1 - A unidade motora	6
2.2 - MUAPs e MUAPTs	8
2.3 - EMG de superfície	10
2.4 - Eletrodos invasivos	11
2.5 - Eletrodos de superfície	11
2.6 - Tratamento de eletrodos	13
2.7 - Aplicações	14
2.8 - Configurações de eletrodos	15
2.9 - Propriedade de filtro da configuração bipolar	18
2.10 - Eletrônica na detecção de sinais de EMG	20
2.11 - Localização dos eletrodos	24
CAPÍTULO 3 - O MODELO AUTOREGRESSIVO	26
CAPÍTULO 4 - MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 - Introdução	29
4.2 - Hardware do sistema	30
4.3 - Software para aquisição e arquivamento de dados	39
4.4 - Software para processamento do sinal	50
4.5 - Procedimento experimental	60
CAPÍTULO 5 - RESULTADOS	65
CAPÍTULO 6 - DISCUSSÃO	77

CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO E PROPOSTAS FUTURAS	80
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84
APÊNDICE 1 - ESQUEMA DO CONDICIONADOR ANALÓGICO	87
APÊNDICE 2 - LISTAGENS DOS PROGRAMAS	89

RESUMO

Na tentativa de se implementar métodos de controle de estimulação neuromuscular para a reabilitação de pacientes paraplégicos e tetraplégicos, o controle eletromiográfico surge como uma proposta bastante viável. Há, entretanto, a necessidade de se reconhecer os padrões de contração muscular que ocorrem imediatamente antes da execução do passo.

Para que se pudesse extrair parâmetros do sinal eletromiográfico de superfície e, a partir destes parâmetros, determinar os padrões desejados, desenvolveu-se um sistema de processamento digital para estes sinais. O sistema capta os sinais eletromiográficos na superfície da pele em vários instantes da marcha e os armazena em disquete. O sistema pode ler estes dados posteriormente e processá-los, utilizando-se de algoritmos especificados pelo usuário.

Para que tais funções sejam possíveis, o sistema é composto por um condicionador analógico de sinal, uma placa de conversão Analógico-Digital, um microcomputador e um "software" desenvolvido para gerenciar todo o sistema. Os algoritmos inicialmente utilizados para o processamento foram : Parâmetros do modelo Autoregressivo (AR), Variância do sinal e FFT.

Dois pacientes foram analisados com este sistema. O musculo tríceps braquial mostrou-se bastante promissor. Para a avaliação da viabilidade do controle eletromiográfico, utilizou-se uma rede neural na tentativa de se reconhecer os padrões. Nos testes, extraiu-se a variância do sinal e os parâmetros AR de ordem 4. Em um dos pacientes, a rede conseguiu reconhecer razoavelmente bem a intenção do paciente de executar um passo. No outro paciente, a falha no reconhecimento parece se dever a uma deficiência de inervação do músculo analisado.

O sistema mostrou-se bastante promissor no estudo de controle eletromiográfico de marcha, encontrando ainda aplicações em controle eletromiográfico de próteses. Além disto, verificou-se a existência de um padrão básico durante a contração do tríceps braquial, o qual estava alterado no paciente com deficiência de inervação. Assim, parece que o sistema também encontraria aplicações na área clínica, auxiliando no diagnóstico de doenças neuromusculares. Enfim, o sistema é uma ferramenta extremamente útil e flexível, podendo ter outros algoritmos de processamento implementados com facilidade.

ABSTRACT

In order to implement neuromuscular stimulation control methods for rehabilitation of paraplegic and tetraplegic patients, the electromyographic control arises as a viable proposal. However, there is the need for recognizing the muscular contraction patterns that happen just before the step performing.

In order to extract parameters of the surface electromyographic signal and, from these parameters, find the desired patterns, a digital processing system for these signals was developed. The system acquires the electromyographic signals on the skin surface in various instances during the gait cycle and stores them in floppy disks. The system also reads this data and processes it, using user-specified algorithms.

In order to make these functions possible, the system consists of an analogic signal conditioner, an Analogic-to-Digital converter, a microcomputer and a software which was developed to control the whole system. The initial algorithms which were used for the signal processing were : Autoregressive (AR) Model parameters, signal variance and FFT.

Two patients were analysed with this system. The brachial triceps muscle showed to be very promised. In order to evaluate the feasibility of the electromyographic control, a neural network was used in trying to recognize the patterns. For these tests, the signal variance and the order 4 AR parameters were extracted. For one of the patients, the network did recognize the step-performing intention of the patient. For the other patient, the fault seems to be a consequence of a innervation defficiency of the analized muscle.

The system seems to be very useful for gait electromyographic control studies, finding applications in the control of electromyographic prostheses. Besides that, it was noticed the existence of a basic pattern during the brachial triceps contraction, which was different to that of the patient with innervation defficiency. As such, it seems that the system could find applications also in the clinical area, helping in the neuromuscular diseases diagnose. Thus, the system is a very useful and flexible tool, that can have other signal processing algorithms easily implemented.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EEN) consiste no estímulo de nervos motores em pacientes portadores de lesão medular, a fim de se tentar restaurar os movimentos da região afetada pela lesão [1],[2],[3]. Trabalhos desenvolvidos no Departamento de Engenharia Biomédica (DEB) da Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp têm sido bem sucedidos na restauração de locomoção em pacientes paraplégicos completos e tetraplégicos incompletos, através da EEN. O processo de geração de estímulos não apresenta grandes dificuldades, sendo sua tecnologia totalmente dominada pelo departamento [4].

O domínio das técnicas de estimulação dos nervos motores, entretanto, não é suficiente para que a EEN possa ser utilizada além dos limites de um laboratório de pesquisa ou de um centro de reabilitação. Se quisermos tornar a EEN viável para utilização pelos pacientes no âmbito doméstico, ou mesmo no ambiente de trabalho, é necessário que haja estratégias de controle de estímulos bastante eficientes, de modo a evitar falhas e possíveis acidentes, bem como para tornar a locomoção de tais indivíduos eficiente em termos de esforço de membros superiores e gasto energético, além de sobrepujar os problemas de fadiga neuromuscular induzida pela estimulação artificial.

Vários trabalhos na área de controle de estimuladores vêm sendo desenvolvidos no DEB, cada qual com um objetivo específico aplicado à segurança ou ao conforto do paciente. Uma estratégia de controle bastante promissora é o controle eletromiográfico da marcha.

O controle eletromiográfico (CEM) consiste na captação de sinais elétricos gerados pela musculatura do paciente localizada acima do nível de lesão, ou seja, sob controle voluntário do paciente. Estes sinais apresentam padrões definidos, dependendo dos movimentos que o paciente executa na intenção de dar um passo. Assim, através de técnicas de reconhecimento de padrões, podemos prever a intenção do paciente e, assim, comandar o estímulo, de forma que este seja dado quando o paciente executar um movimento que só ocorra quando o paciente joga com o peso de seu corpo na intenção de executar o passo. É importante ressaltar que pretende-se detectar movimentos que ocorrem naturalmente nos instantes que precedem a execução do passo. Sendo assim, o controle da cadência dos passos por parte do indivíduo se torna mais próximo do natural, evitando assim o uso de controles mecânicos de difícil manuseio por parte dos indivíduos, em especial dos pacientes tetraplégicos.

Para que se possa implementar tal controle, entretanto, é necessário que se conheça os padrões de sinal eletromiográfico apresentados pelos músculos nos instantes desejados. O sinal eletromiográfico pode ser captado através de dois tipos de eletrodos : de agulha ou de superfície. Os eletrodos de agulha são inviáveis para esta aplicação, pois exigem perfurações que não podem ser executadas cada vez que o paciente deseja caminhar com o uso de EEN. O uso de eletrodos de superfície, portanto, é condição primordial na implementação do sistema.

O sinal captado pelos eletrodos de superfície, entretanto, apresenta a soma dos sinais gerados por todas as fibras musculares, alterados ainda pela influência dos tecidos adjacentes. Sendo assim, há uma grande necessidade de se utilizar processos refinados

de processamento de sinais. Foi feita uma tentativa no sentido de se controlar o estímulo através da comparação do sinal de EMG com um limiar [5], mas este sistema não se mostrou eficiente, pois alguns movimentos de tronco do indivíduo, os quais não possuíam qualquer relação com a intenção de se executar um passo, eram suficientes para que o sinal atingisse o limiar e ocorresse a geração do estímulo.

Para que se possa analisar o sinal de EMG de superfície de forma conveniente, surgiu a idéia de se criar um sistema de análise digital para tais sinais. Se os sinais de EMG forem analisados por este sistema, podemos determinar padrões que ocorrem nos instantes críticos da marcha, ou seja, quando da intenção de se dar um passo.

Vamos supor que possamos extrair dois parâmetros significativos do sinal de EMG, denominados P_x e P_y . Vamos também supor que foram feitas aquisições de P_x e P_y em duas situações : com o paciente em pé, mas parado, e com o paciente se movimentando na intenção de dar um passo. Podemos criar um espaço bidimensional com P_x e P_y e colocar nele os pontos obtidos. Assim, podemos definir o vetor (P_x, P_y) como um vetor de características. Na figura 1.1, temos uma representação do espaço com os pontos ("x" para paciente parado e "o" para paciente querendo andar) :

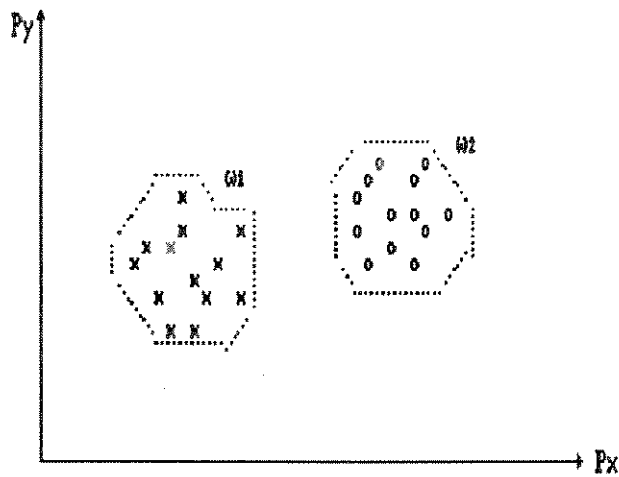


Figura 1.1 - Espaço bidimensional

Podemos constatar que, dentro do espaço bidimensional criado, há duas classes bem definidas, ω_1 e ω_2 , cada um contendo todos os pontos "x" ou todos os pontos "o". Em um sistema de controle por EMG, podemos analisar o sinal em tempo real e verificar em qual classe o seu vetor de características vai se situar. No instante em que o vetor de características se localizar dentro da classe ω_2 , ficará comprovada a intenção do paciente em executar um passo e, assim, o sistema poderá disparar o estímulo.

Fica clara a necessidade de se determinar o vetor de características mais apropriado para a análise, o qual será formado por alguns dos parâmetros que podemos extrair do sinal de EMG. Note que o espaço poderá ter mais que duas dimensões, mas deverá ser o menor possível, para facilidade de processamento, desde que a eficiência do sistema não seja prejudicada. Fica clara também a necessidade de se determinar as classes desejadas. Para executar estas duas funções, decidimos criar o sistema de análise digital, apresentado nesta tese.

O trabalho tem por objetivos a construção do sistema de análise digital de sinais de EMG e a confirmação da viabilidade do controle de estimuladores via EMG em pacientes. A análise do sinal não precisa ser em tempo real, já que o sistema não vai controlar estimuladores, mas tão somente extrair parâmetros do sinal. Este sinal, após digitalizado, deverá ser transferido para um microcomputador e a análise será implementada em "software", de modo a tornar o sistema bastante flexível e adaptável a qualquer necessidade.

CAPÍTULO 2 - A ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia (EMG) consiste na captação de sinais elétricos gerados pela contração de um determinado músculo. Define-se o sinal eletromiográfico (ou sinal mioelétrico) como o sinal total detectado por um eletrodo, consistindo da soma algébrica dos potenciais de ação das unidades motoras dentro do limite de abrangência do eletrodo [6].

2.1 - A unidade motora

Para que se possa entender melhor o significado desta definição, é necessário definir e caracterizar a unidade motora. Este termo é usado para descrever a menor unidade muscular controlável. A unidade motora consiste de um único motoneurônio alfa, suas junções neuromusculares e as fibras musculares inervadas por este motoneurônio (Fig. 2.1).

Se o motoneurônio é estimulado, todas as fibras de sua unidade (de 3 a 2000) se contraem quase simultaneamente. Numa contração muscular, embora esta pareça contínua, ocorre uma atividade assíncrona de várias unidades motoras, ou seja, constata-se uma multiplexagem no tempo entre as unidades. A força da contração é determinada pelo número de unidades motoras recrutadas, bem como pela frequência de recrutamento, ou seja, o número de vezes que uma determinada unidade é recrutada em cada segundo.

A contração das fibras de uma unidade não é totalmente simultânea, ocorrendo

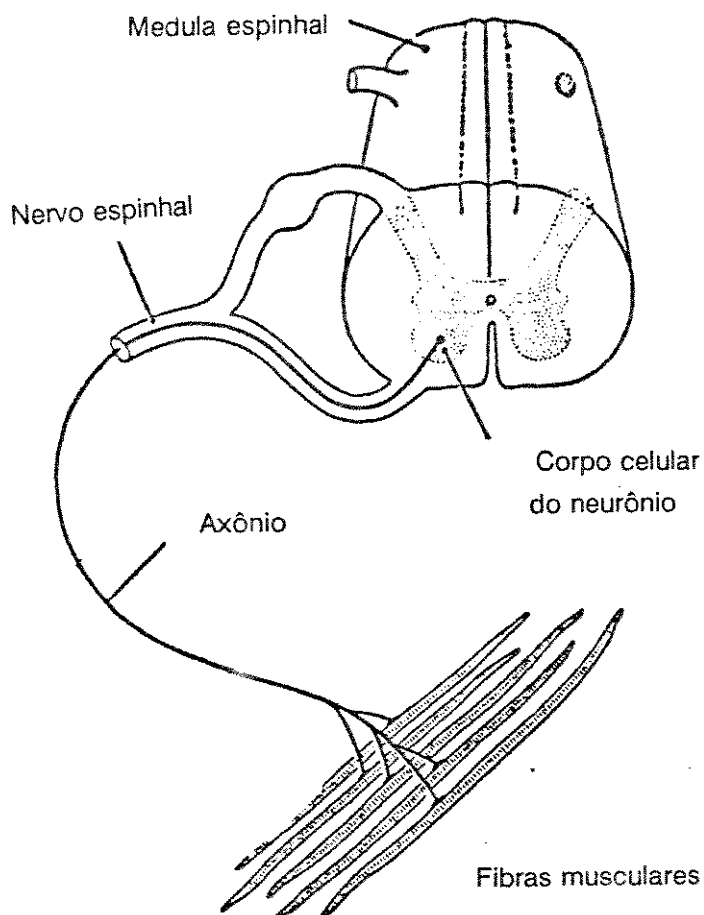


Figura 2.1 - Esquema de uma unidade motora. Modificado de Basmajian, 1955a [6]

pequenos atrasos entre as contrações. Há dois motivos para estes atrasos. Um deles é o atraso variável introduzido pelas diferenças de tempos de propagação do estímulo entre as diferentes ramificações do axônio do neurônio motor (é bom lembrar que o tempo de propagação de um potencial de ação em um axônio é diretamente proporcional a seu comprimento e inversamente proporcional a seu diâmetro). O outro atraso deve-se à natureza aleatória da descarga dos pacotes de acetilcolina nas junções neuromusculares.

O número de fibras musculares controladas por um único axônio varia bastante. Em geral, os músculos que controlam movimentos mais finos e delicados (como os

músculos do globo ocular) possuem poucas fibras musculares em cada unidade motora. Por outro lado, os músculos que executam movimentos mais amplos e que exigem mais força possuem unidades motoras bem maiores.

2.2 - MUAPs e MUAPTs

O potencial de ação propagado pelo axônio do motoneurônio ativa todas as junções neuromusculares deste neurônio. Quando a membrana pós-sináptica de uma fibra muscular é despolarizada, a despolarização se propaga em ambas as direções ao longo da fibra. A despolarização, acompanhada de um movimento de íons, gera um campo eletromagnético na vizinhança das fibras. Um eletrodo localizado dentro deste campo irá detectar um potencial elétrico. Este potencial é conhecido como **Potencial de Ação de Unidade Motora**, cuja sigla em inglês é **MUAP** (de "Motor Unit Action Potential"). Na figura 2.2, temos uma representação esquemática da geração do MUAP. Pode-se perceber que o potencial é resultado da soma algébrica dos potenciais de despolarização das n fibras da unidade captados pelo par de eletrodos.

A manifestação elétrica de um MUAP é acompanhada de um espasmo das fibras musculares. Para que se possa sustentar uma contração muscular por períodos maiores que o do espasmo, as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente. A seqüência resultante de MUAPs é denominada **Trem de Potenciais de Ação de Unidade Motora**, cuja sigla em inglês é **MUAPT** ("Motor Unit Action Potential Train"). A forma de onda de cada MUAP dentro do MUAPT permanece constante, desde que a relação geométrica entre os eletrodos e as fibras musculares ativas também permaneça constante,

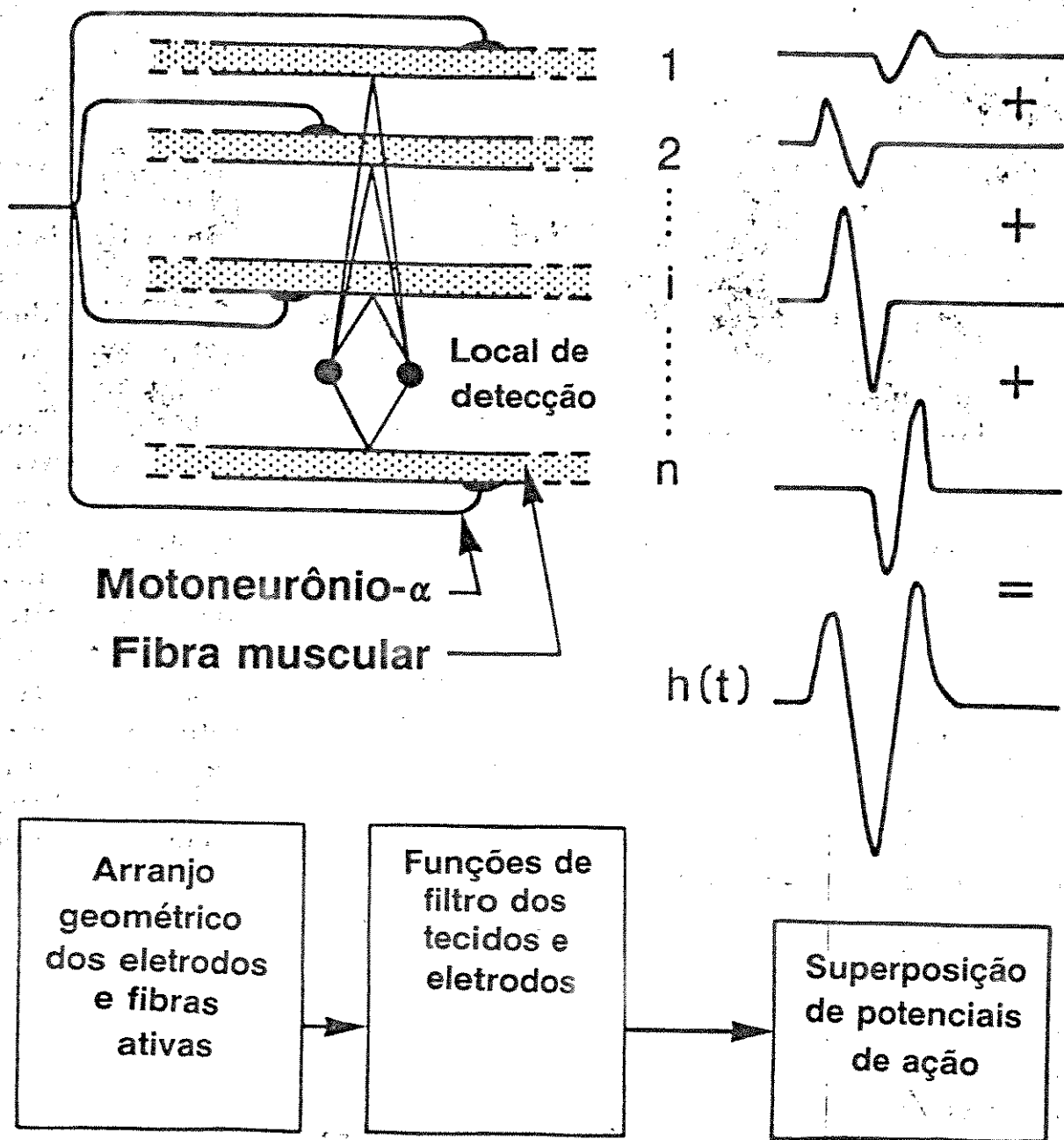


Figura 2.2 - Esquema da geração de um MUAP. Modificado de Basmajian, 1985 [6]

que as características dos eletrodos não se alterem e que não ocorram mudanças bioquímicas significativas no tecido muscular.

As fibras musculares de uma unidade motora estão distribuídas aleatoriamente através de uma subseção do músculo e entre elas estão fibras pertencentes a diferentes unidades. Acredita-se que uma porção qualquer do músculo pode conter fibras pertencentes a 20 ou até mesmo a 50 unidades motoras distintas. Assim, um MUAPT isolado somente pode ser observado quando somente as fibras de uma única unidade motora estiverem ativas na vizinhança dos eletrodos. Tal situação ocorre somente durante uma contração muscular muito fraca. Para contrações mais fortes, mais unidades na vizinhança dos eletrodos são recrutadas e vários MUAPTs serão detectados simultaneamente.

2.3 - EMG de superfície

Os campos elétricos gerados pelos MUAPTs se propagam pelos diversos tecidos. Se eletrodos forem colocados na superfície da pele, por sobre o músculo, estes captarão um sinal elétrico devido à propagação dos campos. Esta forma de detecção de sinais provenientes dos músculos em contração é denominada **Eletromiografia de Superfície**.

É óbvio que o sinal elétrico assim obtido consiste na soma algébrica de todas as influências dos MUAPTs sobre os eletrodos. Estas influências dependem tanto da distância de cada unidade motora aos eletrodos, bem como das propriedades de filtragem dos tecidos adjacentes. Assim, pode-se deduzir que a EMG de superfície somente pode ser utilizada como uma representação do comportamento do músculo sob análise como um todo, não sendo possível isolar MUAPTs deste sinal.

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos, é necessário um determinado aparato técnico, o qual possui algumas variações, dependendo do músculo a ser analisado e do tipo de sinal que se pretende obter.

2.4 - Eletrodos invasivos

O item que possui maior número de variantes no aparato técnico de EMG é o eletrodo. Para gravação de MUAPs e MUAPTs, se faz necessário o uso de eletrodos de agulha ou de fio, os quais são inseridos no músculo. Tais eletrodos são utilizados principalmente em clínica, sendo que os de fio são indicados para períodos longos. Tais eletrodos, embora permitam a aquisição de sinais que mostram o comportamento das unidades motoras em detalhes, possuem o inconveniente de serem invasivos e, muitas vezes, de introdução dolorosa.

2.5 - Eletrodos de superfície

Para a eletromiografia de superfície, existem eletrodos adequados, sendo basicamente divididos em dois grupos : os ativos e os passivos.

O eletrodo passivo consiste de uma superfície de detecção, a qual capta a corrente através da pele com sua interface eletrodo-pele. Em geral, utiliza-se eletrodos do tipo Ag-AgCl, juntamente com um gel contendo íons cloro. A corrente iônica que surge no gel é transformada em corrente elétrica no eletrodo [7]. Estes eletrodos são os mais utilizados, devido a sua alta confiabilidade e ao seu baixo custo, existindo até versões descartáveis. Para melhores resultados, pode-se remover a camada superficial da pele

(denominada camada córnea, por conter queratina) com leve abrasão. Tal procedimento é bem menos incômodo que o uso de eletrodos invasivos. Para assegurar um bom contato, é necessário que se mantenha uma certa pressão sobre o eletrodo, o que é garantido com cintas ou fitas adesivas. Neste último caso, em geral os eletrodos descartáveis já vem com um "pad" adesivo na própria estrutura.

A fim de se dispensar a preparação da pele e o uso de gel condutor, foram criados os eletrodos ativos, também denominados eletrodos "secos" [6], [7]. Tais eletrodos promovem seu acoplamento com a pele de forma resistiva ou capacitiva. No caso do acoplamento capacitivo, a superfície de detecção é coberta com uma fina camada de substância dielétrica (não-condutiva). Os eletrodos capacitivos, embora dispensem meios condutores, possuem um nível intrínseco de ruído muito alto. Além disto, tais eletrodos não mantêm suas características constantes ao longo do tempo, devido às influências da transpiração e da erosão da camada de dielétrico. Por estas razões, estes eletrodos ainda não são muito utilizados na prática.

Os eletrodos ativos possuem um circuito de amplificação encapsulado no próprio eletrodo, sendo a superfície de detecção muitas vezes criada no próprio circuito integrado.

As desvantagens dos eletrodos de superfície são duas : a limitação na análise de músculos superficiais e a impossibilidade de se utilizá-los para detectar sinais seletivamente de músculos pequenos. Neste último caso, os músculos adjacentes interferem no sinal captado. Tais limitações são desprezíveis nas seguintes situações :

- 1) Quando se necessita da representação do sinal de EMG correspondente a uma

parte substancial do músculo;

2) Em estudos de comportamento motor, quando o tempo de ativação e a magnitude do sinal contêm a informação desejada;

3) Em estudos psicofisiológicos de relaxamento geral de tensões, como nos estudos e terapias de "biofeedback";

4) Na detecção de sinais de EMG objetivando o controle de dispositivos artificiais, tais como próteses controladas mioeletricamente;

5) Em meios clínicos nos quais uma análise relativamente simples do envolvimento do músculo é necessária. Por exemplo, em avaliações fisioterápicas e em medicina esportiva;

6) Quando a atividade simultânea está sendo estudada em um grupo grande de músculos sob condições nas quais a palpação é impraticável. Por exemplo, em músculos dos membros inferiores durante a marcha;

7) Em estudos em crianças ou outros indivíduos os quais não aceitam a inserção de agulhas.

2.6 - Tratamento de eletrodos

Nos eletrodos mais comuns, há a necessidade de uma série de procedimentos práticos a serem realizados na colocação, de forma a se captar os sinais com o máximo de fidelidade possível.

Por questões de precisão nos resultados e de higiene, é hábito se limpar os eletrodos de agulha com álcool etílico 70%, a fim de remover os debris (partículas de pele, sangue coagulado, tecido muscular, etc.) que aderem na superfície de detecção.

Também pode-se fazer tal limpeza através de ultra-som.

Os eletrodos de superfície também devem ser mantidos limpos e, após o uso, todos os vestígios de gel condutor devem ser removidos, para evitar reações com a superfície de detecção. Obviamente, tal procedimento é desnecessário em eletrodos descartáveis.

Além da simples limpeza, há também a necessidade de esterilização dos eletrodos, em especial os do tipo invasivo, através de qualquer método utilizado para a esterilização de agulhas de injeção, ou seja : água fervente, vapor, autoclave, calor seco, etc. Não se recomenda o uso de banhos químicos, os quais podem alterar as características elétricas dos eletrodos. É necessário também garantir que as temperaturas utilizadas não danifiquem a isolação dos fios. Eletrodos de superfície dispensam esterilização, pois não são invasivos.

2.7 - Aplicações

A tabela 2.1 mostra as indicações para os diversos tipos de eletrodos. Pode-se ver que todos os tipos possuem aplicações importantes. A seleção de um tipo de eletrodo deve levar em conta as vantagens e desvantagens de cada tipo, as quais já foram aqui analisadas.

Tabela 2.1 - Indicações de eletrodos

Tipo	Indicações
Superf.	Relações tempo-força em sinais de EMG Estudos cinesiográficos em músculos superficiais Estudos neurofisiológicos em músculos superficiais Estudos psicofisiológicos Interfaces com dispositivos externos
Aguilha	Análise das características dos MUAPs Propriedades de controle das unidades motoras Eletromiografia clínica exploratória
Fio	Estudos cinesiográficos em músculos profundos Estudos neurofisiológicos em músculos profundos Estudos limitados a propriedades de unidade motora Procedimentos confortáveis de análise de músculos profundos

2.8 - Configurações de eletrodos

A atividade elétrica dentro de um músculo ou na superfície da pele exterior ao músculo pode ser facilmente monitorada pela colocação de um eletrodo com apenas uma superfície de detecção no local desejado e medindo o potencial elétrico neste ponto em relação a um eletrodo de referência, colocado em um ponto do paciente onde não ocorram sinais elétricos que interfiram na medida. Normalmente, utiliza-se um eletrodo de superfície como referência. Este arranjo é denominado **monopolar**, e ainda é utilizado em algumas situações, devido à sua simplicidade.

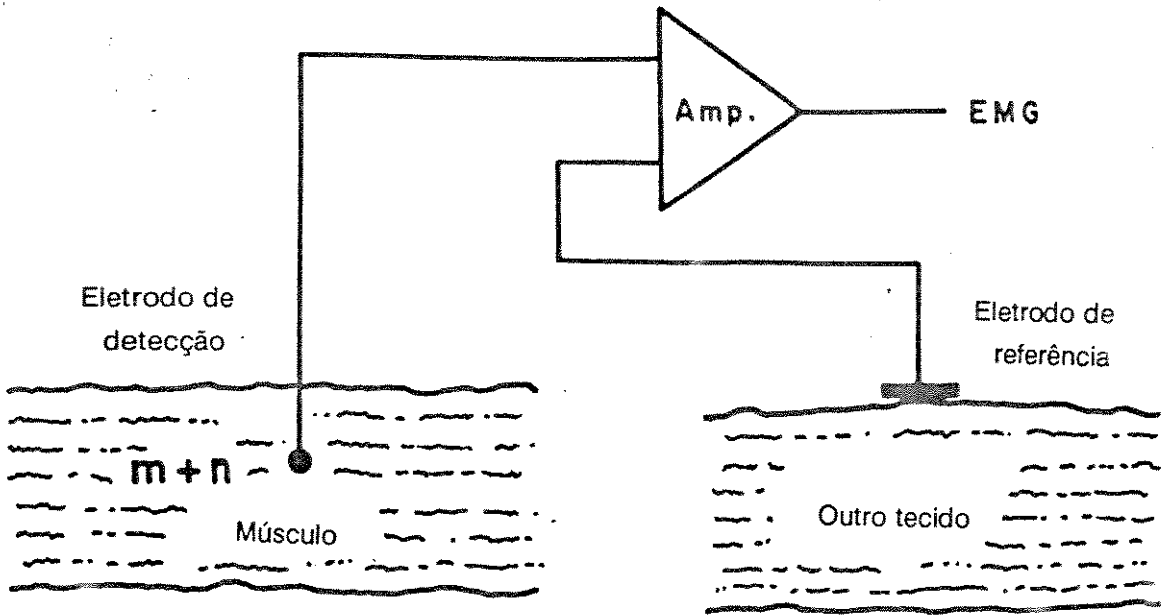
A configuração monopolar possui a desvantagem de detectar todos os sinais elétricos na vizinhança da superfície de detecção. Estão incluídos aqui os sinais indesejáveis provindos de outras fontes que não o músculo sob investigação, em especial a interferência de 60 Hz proveniente da rede elétrica.

A fim de superar tal limitação, costuma-se utilizar a configuração **bipolar**. Neste caso, duas superfícies de detecção são utilizadas para detectar dois potenciais no

músculo analisado, cada qual em relação ao eletrodo de referência já visto. Os dois sinais são introduzidos nas entradas de um amplificador diferencial, o qual amplifica a diferença entre os dois sinais. Desta forma, todos os sinais em "modo comum", ou seja, que surgem em ambas as superfícies de detecção com a mesma forma e intensidade, são eliminados. Os sinais de interesse, os quais são gerados no tecido muscular e emanam deste, são diferentes de uma superfície de detecção para outra, devido aos eventos eletroquímicos extremamente localizados que ocorrem nas fibras musculares durante a contração. O "ruído AC" originário de fontes externas, bem mais distantes dos eletrodos que a fonte dos sinais de interesse (interferência originária da rede elétrica ou dispositivos elétricos, por exemplo), bem como o "ruído DC" (em geral, devido aos potenciais de polarização que surgem na interface metal-eletrólito, conhecidos como potenciais de meia-célula [7]), são detectados por ambas as superfícies de detecção com formas de onda e intensidades idênticas, sendo assim eliminados na subtração entre sinais executada pelo amplificador.

Os amplificadores diferenciais reais não são capazes de neutralizar totalmente os sinais em modo comum. O ganho para sinais em modo comum, entretanto, é muito menor que o ganho para sinais em modo diferencial, sendo a relação entre os ganhos conhecida como **razão de rejeição em modo comum**. Este valor é uma boa medida da capacidade do amplificador para eliminar os sinais em modo comum.

DETECCÃO MONOPOLAR



DETECCÃO BIPOLAR

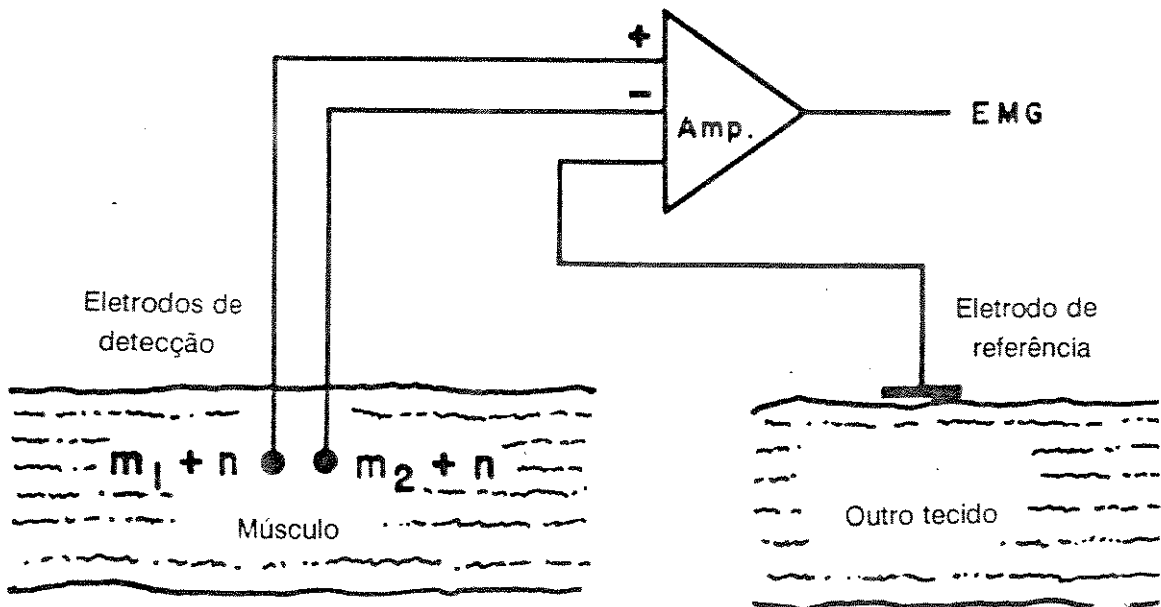


Figura 2.3 - Configurações de eletrodos. Modificado de Basmajian, 1985 [6]

2.9 - Propriedade de filtro da configuração bipolar

Uma propriedade importante da configuração bipolar de eletrodos é a atenuação de certas frequências que ocorre quando se utiliza amplificação diferencial.

Como já foi visto, os dois sinais de entrada são subtraídos um do outro e então a diferença é amplificada. Se as duas superfícies de detecção são colocadas paralelamente às fibras musculares, a onda do potencial de ação será detectada por uma superfície antes da outra. As diferenças de tempo serão função da velocidade de condução das fibras e da distância que separa as duas superfícies.

As componentes de frequência do sinal propagado cujo comprimento de onda seja igual à distância entre superfícies serão canceladas. Da mesma forma, as componentes cujo comprimento de onda seja igual a duas vezes a distancia entre superfícies serão amplificadas sem perda. A figura 2.4-A mostra os dois casos. Este padrão será repetido para os valores de frequência múltiplos aos citados anteriormente. Podemos determinar quantitativamente as frequências onde ocorre o cancelamento, bem como a amplificação sem perdas, através das equações 2.1 e 2.2.

$$f_{cancel} = \frac{nv}{d}, \quad n = 1, 2, 3 \dots \quad (2.1)$$

$$f_{amplif} = \frac{nv}{2d}, \quad n = 1, 3, 5, \dots \quad (2.2)$$

Onde v é a velocidade de condução ao longo das fibras musculares e d é a distância entre as superfícies de detecção.

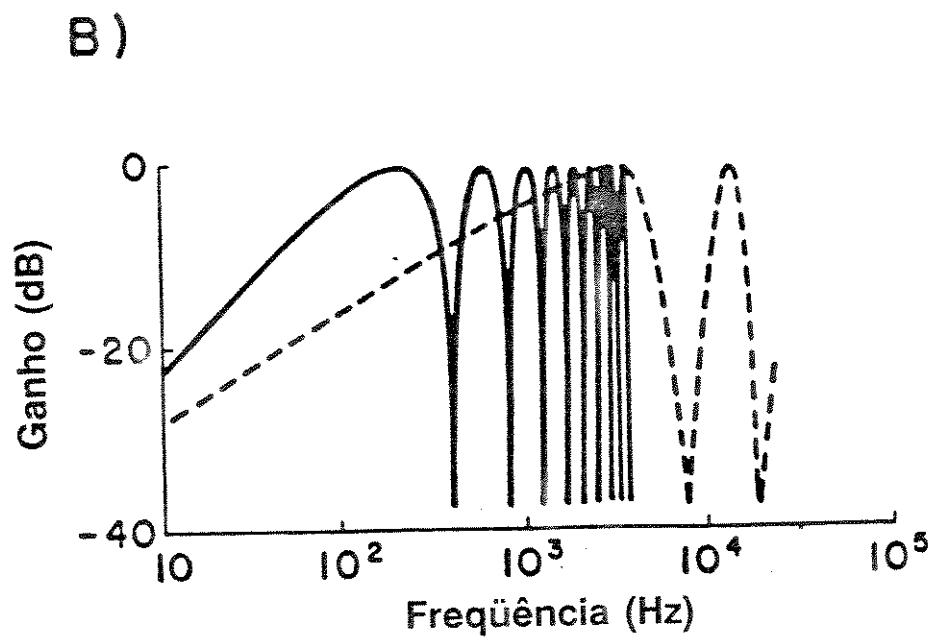
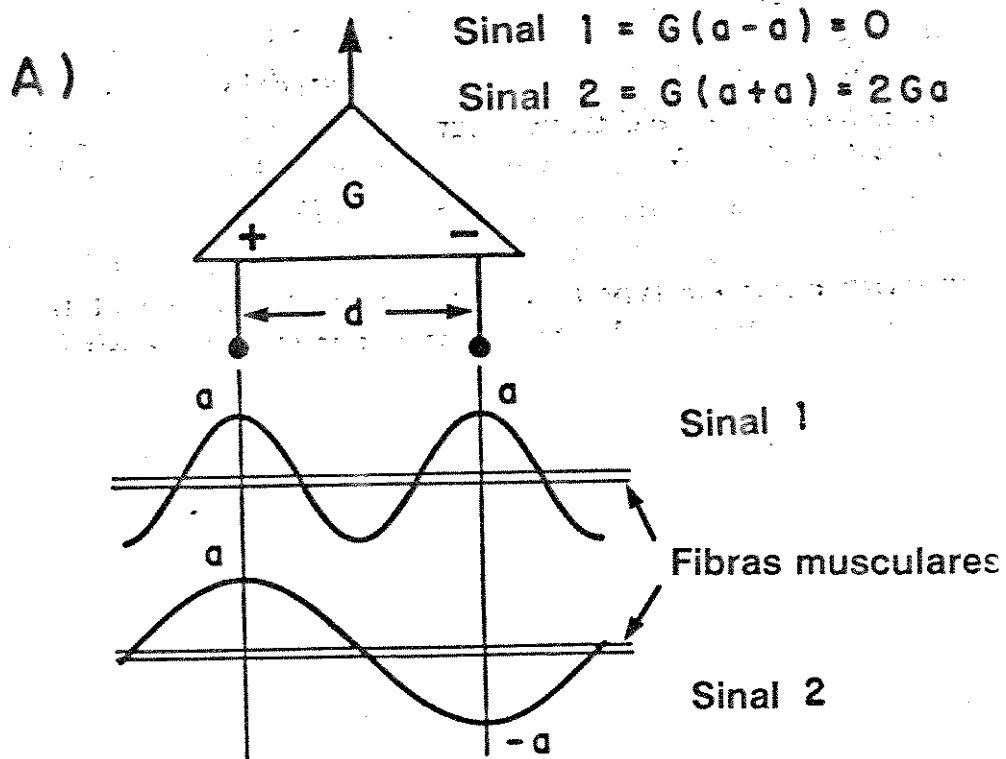


Figura 2.4 - Propriedade de filtragem da configuração bipolar. Modificado de Basmajian, 1985

Através de um modelo matemático, Lindstrom (1970) calculou a função de filtragem completa, cuja magnitude pode ser expressa pela equação 2.3.

$$R(\omega, d) = K \cdot \sin^2\left(\frac{\omega d}{2v}\right) \quad (2.3)$$

Onde K é um fator de escala. O gráfico da função esta na figura 2.4-B, para $d=1$ cm e $v=4$ m/s.

Este modelo foi feito supondo fibras modeladas como cilindros de comprimento infinito em um meio homogêneo, o que não corresponde à realidade, embora mostre uma tendência. Para eletrodos invasivos, a separação entre superfícies é muito pequena, o que faz com que a primeira frequência de atenuação seja muito alta. Para eletrodos de superfície, a função de filtragem do sinal obtido será a soma das funções individuais de cada fibra. Para uma quantidade de fibras muito grande, o que corresponde à realidade, as funções individuais se contrabalançam, de forma que a função resultante apresenta-se relativamente plana.

2.10 - Eletrônica na detecção de sinais de EMG

Devido ao fato de que a intensidade dos sinais eletromiográficos é muito pequena, torna-se necessário amplificar tais sinais para que se possa observá-los. A amplificação pode introduzir distorções no sinal, as quais devem ser evitadas. Para tanto, é necessário seguir alguns parâmetros para a seleção ou projeto do amplificador a ser utilizado. Os principais parâmetros a serem observados são :

- a) Características de ruído;
- b) Relação sinal-ruído;
- c) Ganho;
- d) Razão de rejeição de modo comum (CMRR);
- e) Impedância de entrada e corrente de polarização de entrada;
- f) Largura de banda.

Para facilidade de visualização, é interessante se referir à figura 2.3 e se utilizar dos seguintes termos:

G = Ganho do amplificador;

m = O sinal detectado desejado (EMG);

n = O sinal detectado indesejável (ruído).

O ruído pode ser definido como qualquer sinal indesejável que é detectado juntamente com o sinal desejado. O meio ao nosso redor está inundado por campos eletrostáticos e eletromagnéticos. Os campos eletrostáticos não interferem na eletromiografia, pois geram ruído DC, o qual normalmente é totalmente eliminado por filtragem e pela própria configuração bipolar. Os campos eletromagnéticos, por outro lado, são a principal fonte de ruído nos sinais de EMG. Eles têm sua origem na própria rede elétrica ou nos dispositivos a ela conectados (ruído de 50 ou 60 Hz), ou ainda nas emissões de rádio, televisão ou outras formas de comunicação através de ondas eletromagnéticas.

Além destes tipos de ruídos, há ainda aqueles gerados pelo próprio equipamento de detecção. São eles : o "ruído térmico" gerado nos eletrodos, proporcional à raiz

quadrada da resistência da superfície de detecção e que não pode ser eliminado, mas pode ser reduzido através de uma boa limpeza e de um bom contato dos eletrodos, e o ruído gerado no estágio de entrada do amplificador, o que depende muito do projeto deste. É importante o uso de amplificadores de baixo ruído.

Ainda há mais um tipo de ruído, conhecido como artefato de movimento. Este ruído pode ocorrer em dois locais : na interface eletrodo-tecido ou nos fios que conectam os eletrodos ao amplificador. Em ambos os casos, o próprio movimento dos tecidos do corpo provoca este ruído. Para reduzi-lo, deve-se utilizar eletrodos de boa qualidade e fios trançados, ou mesmo cabos blindados.

A relação sinal-ruído é simplesmente o resultado da divisão entre a intensidade do sinal desejado e a intensidade do ruído, geralmente expresso em decibéis (dB). Este fator talvez seja o fator mais importante a ser considerado, pois ele mede a qualidade do sinal. Para melhorar tal relação, deve-se reduzir o ruído de todas as formas possíveis.

Referindo-se à figura 2.3, pode-se descrever a amplificação do sinal detectado da seguinte forma :

Monopolar :

$$\text{Sinal amplificado} = G.(m+n) \quad (2.4)$$

Bipolar :

$$\text{Sinal amplificado} = G.[(m_1+n)-(m_2+n)] = G.(m_1-m_2) \quad (2.5)$$

Agora fica clara a vantagem da configuração bipolar. Idealmente falando, a

componente de ruído é removida. Nos amplificadores reais, o ruído não será cancelado totalmente por dois motivos. Em primeiro lugar, os amplificadores não podem executar uma subtração perfeita. A medida da qualidade de rejeição do ruído em modo comum já foi vista. Segundo, o ruído que alcança as duas entradas do amplificador diferencial não está necessariamente em modo comum. Isto é particularmente verdadeiro se o tecido na região dos eletrodos é anisotrópico, o que ocorre com os músculos.

Fica claro pelas equações 2.4 e 2.5 que a configuração bipolar exige ganhos maiores que a monopolar. Em ambos os casos, entretanto, os valores de ganho exigidos estão dentro da faixa obtida pelos amplificadores atuais.

Os erros no processo de subtração são causados por desbalanceamento de ganhos e não-linearidades nos estágios diferenciais de entrada. Como resultado, os sinais comuns a ambas as entradas não são cancelados completamente e produzem um erro indesejável na saída do amplificador. O CMRR é uma boa indicação da qualidade do amplificador neste aspecto e já foi definido anteriormente.

A impedância de entrada do amplificador, bem como sua corrente de polarização de entrada ("input bias current"), podem influenciar na amplitude e na forma de onda do sinal de EMG. A corrente de polarização de entrada pode ser definida como a corrente constante mínima necessária na entrada para manter o amplificador ativo. Em amplificadores reais, a impedância de entrada é finita e a corrente de polarização de entrada é não-nula, fluindo de dentro para fora do amplificador. Por este motivo, qualquer sinal cuja corrente seja menor que a corrente de polarização não será amplificado. Nos amplificadores atuais, esta corrente é consideravelmente pequena (<100 pA), não

oferecendo perigo algum aos tecidos onde os eletrodos são colocados. Para eletrodos de agulha com pequenas superfícies de detecção ($< 100 \mu\text{m}^2$), a densidade de corrente resultante pode ser suficiente para alterar a estrutura química da camada superficial do eletrodo.

O valor da impedância distribuída pela fonte de sinal de EMG, incluindo eletrodos, fica na faixa de 10^4 a $10^6 \Omega$ em 1kHz. Para minimizar distorções na forma de onda e atenuações da fonte de sinal devido à impedância de entrada, esta deve ser muito maior que a impedância distribuída na fonte. Recomenda-se uma impedância de entrada de pelo menos $10^{12} \Omega$ em paralelo com uma capacitância de, no máximo, 5pF [6].

Todos os amplificadores têm limitações de freqüências nas quais operam. Estas limitações são geralmente medidas pelo produto ganho-faixa. Em eletromiografia, os amplificadores que exibem o ganho necessário na faixa de freqüências necessária são amplamente disponíveis. Para se obter o produto ganho-faixa, basta multiplicar o ganho mínimo necessário pela maior freqüência presente no sinal.

Para uso em eletromiografia, é interessante eliminar as baixas freqüências (até 20 Hz), a fim de eliminar dois tipos de ruído presentes nesta faixa : a polarização DC dos eletrodos e os artefatos de movimento.

2.11 - Localização dos eletrodos

Para minimizar os artefatos de movimento e as distorções na forma de onda em EMG de superfície, normalmente aplica-se pressão sobre os eletrodos. Isto reduz o movimento relativo entre eletrodo e pele.

A posição dos eletrodos em relação ao músculo pode alterar o sinal detectado, dependendo do grau de estiramento do músculo. Para evitar tal problema, atualmente sugere-se a colocação de cada eletrodo no ponto médio entre o centro da zona de inervação e o tendão [6]. Em configurações bipolares, posiciona-se os eletrodos ativos nos dois pontos que seguem a regra acima, partindo-se do centro da zona da inervação em direção a ambos os tendões.

CAPÍTULO 3 - O MODELO AUTOREGRESSIVO

Desde o início do trabalho, o modelo autoregressivo (AR) para sinais discretos tem se mostrado bastante promissor para a finalidade proposta, conforme apresentado em um trabalho de Graupe [8]. Este capítulo tece algumas considerações teóricas sobre o modelo AR, bem como mostra o motivo pelo qual este modelo parece ser bastante promissor para este trabalho.

Inicialmente, admitamos que o sinal a ser analisado foi amostrado e, portanto, está representado por uma seqüência x_k , sendo $0 < k < M$. Uma forma de se representar um sinal discreto é através de séries temporais, ou seja, modelos os quais representam o sinal no tempo. Um destes modelos é o modelo AR, o qual pode ser representado da seguinte forma :

$$x_k = \sum_{l=1}^N a_l x_{k-l} \quad (3.1)$$

Onde os valores a_l são os parâmetros AR e N é a ordem do modelo. Isto significa que uma amostra de sinal pode ser representada aproximadamente por uma média ponderada das N amostras anteriores. Há outras formas de se representar o modelo AR [9], mas iremos nos ater a esta, devido a sua simplicidade e facilidade de compreensão.

Sabe-se que os sinais de EMG de superfície podem ser bem representados, pelo menos em trechos nos quais a atividade do músculo é relativamente constante, pelos

modelos de séries temporais [10]. É necessário, entretanto, mostrar que os parâmetros do modelo são uma boa representação da atividade muscular.

Imaginemos um sistema conforme a figura 3.1.

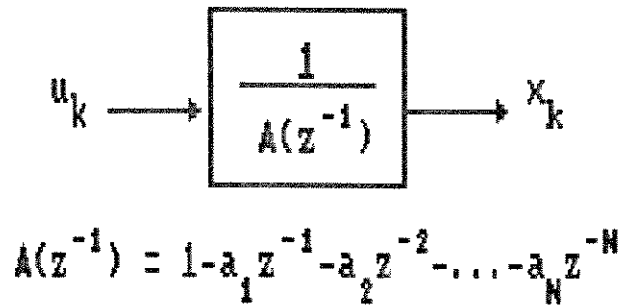


Figura 3.1 - Sistema AR

Onde x_k é o sinal discreto obtido e u_k é um ruído branco discreto.

Relembrando as noções de MUAPs e MUAPTs vistas no capítulo anterior, podemos fazer a analogia deste sistema com o que ocorre na contração muscular. O sinal x_k representa o sinal de EMG de superfície, o qual é gerado pelo recrutamento das unidades motoras dentro da zona de alcance dos eletrodos. O sinal u_k representa os impulsos de disparo das unidades motoras, via motoneurônios alfa. Para efeitos práticos, pode-se considerar os impulsos em si como um sinal aleatório. Este sinal passa por um sistema, cuja função de transferência depende, obviamente, da forma como as unidades motoras são recrutadas, bem como do seu número. Assim, o que seria um recrutamento aleatório de fibras musculares toma uma forma específica através de todo o sistema motor (córtex, cerebelo e medula). Podemos concluir, portanto, que a função de transferência do sistema se altera conforme o modo como o músculo se contrai. Como a função de transferência depende dos parâmetros AR do sinal x_k (a_1, a_2, \dots, a_N), fica claro que tais parâ-

metros são uma indicação da forma pela qual o músculo analisado está se contraindo. É claro que a análise de tal relação não é trivial, sendo necessários alguns métodos especiais, os quais serão discutidos posteriormente.

Para a extração dos parâmetros AR, existem alguns métodos. O mais utilizado é um algoritmo de mínimos quadrados, onde se monta um sistema de equações superdeterminado (i.e., um sistema com o número de equações maior que o número de variáveis) e se resolve tal sistema para que haja o menor erro quadrático possível. Há também métodos iterativos, os quais não passam de formas alternativas para a resolução do problema dos mínimos quadrados [9]. Recentemente, pesquisas têm sido feitas no sentido de se utilizar redes neurais para a extração de parâmetros AR [11].

CAPÍTULO 4 - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 - Introdução

Como foi dito no primeiro capítulo, há a necessidade de se analisar o sinal eletromiográfico de forma detalhada, extraíndo-se dele diversos parâmetros. Isto é necessário devido ao fato de que o sinal eletromiográfico de superfície é resultado da atividade de todas as fibras do músculo e, portanto, não podemos extrair sinais referentes à atividade de apenas uma fibra muscular.

Para que se possa efetuar uma análise exaustiva do sinal, a melhor opção é o uso de um sistema digital que faça a aquisição e conversão Analógico-Digital (A/D) do sinal e, posteriormente, execute processamento numérico de sinais. Assim, quando da criação do sistema de controle dedicado, poderemos utilizar conversão A/D do sinal e processamento numérico através de um microcontrolador.

Devido ao fato de que foram experimentados vários algoritmos de processamento numérico, o ideal é a utilização de um sistema digital para executar os cálculos que seja bastante poderoso e facilmente programável, de forma a que se possa facilmente implementar algoritmos os mais diversos, bem como adequar o sistema às necessidades do projeto. Desta maneira, foi idealizada uma estrutura para o sistema que satisfaz tais exigências.

O sistema é composto basicamente de quatro partes : um condicionador analógico de sinal, um conversor Analógico-Digital, um microcomputador tipo PC e um "software" de gerenciamento. Na figura 4.1, temos o diagrama de blocos do sistema.

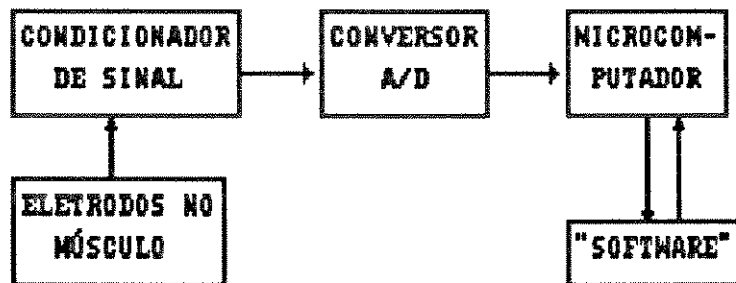


Figura 4.1 - Diagrama de blocos do sistema

Como podemos observar, o sinal é captado por eletrodos de superfície colocados por sobre o músculo e levado ao condicionador analógico. Este bloco amplifica e filtra o sinal, de forma a que este se adeque as características do conversor A/D. O conversor amostra o sinal, converte as amostras em valores numéricos digitais e transfere estes valores para o microcomputador. Este, com o auxílio do "software", irá processar o sinal de acordo com as necessidades do momento.

4.2 - Hardware do sistema

O "hardware" do sistema compreende os blocos do condicionador analógico de sinal e do conversor A/D. Não há necessidade de se entrar em detalhes sobre o microcomputador, já que este segue o padrão IBM PC-XT, bastante difundido nos laboratórios de pesquisa do país.

O condicionador de sinal tem a função de colher os débeis sinais de EMG, acrescidos de ruído elétrico ambiente, e entregá-los ao conversor A/D amplificados e sem ruído. O sinal de EMG de superfície possui tensões de pico da ordem de $50\mu\text{V}$

(microvolts) a 5mV (milivolts), na faixa de freqüências que vai de 1Hz a 10kHz [6],[10],[12]. Quanto à faixa de freqüências, sabemos que a energia do sinal se concentra principalmente até os 400 ou 500 Hz. Como a informação está concentrada nesta faixa, utilizaremos o limite máximo de 500 Hz, o que trará algumas vantagens, a serem discutidas posteriormente.

Os estágios do bloco condicionador estão representados na figura 4.2, na forma de diagrama de blocos. O diagrama esquemático do circuito, com todos os seus componentes e respectivos valores, está em anexo, no Apêndice I.

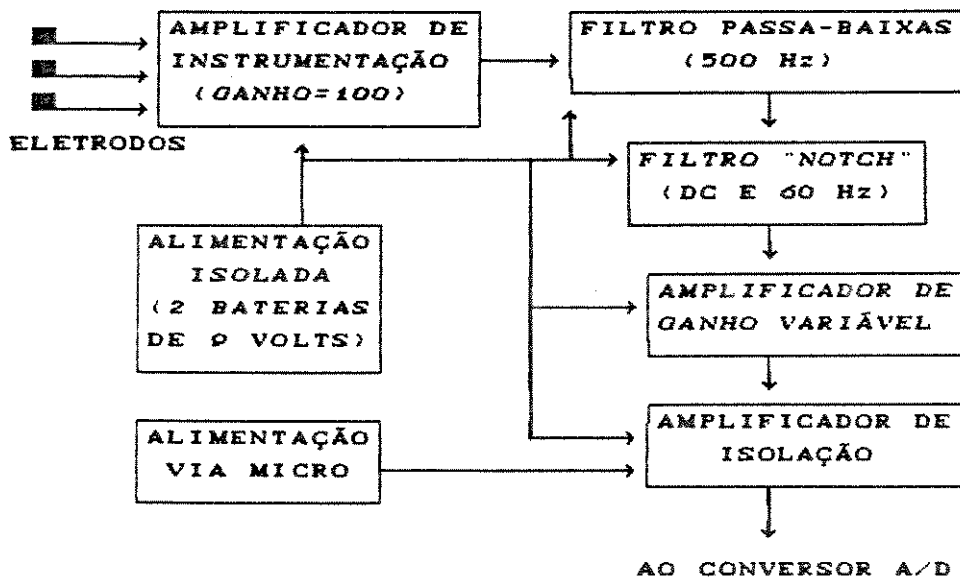


Figura 4.2 - Blocos do condicionador de sinal

O primeiro estágio é um amplificador de instrumentação com ganho fixo em 100. Optou-se por este tipo de amplificador por apresentar entrada diferencial e alta razão de rejeição em modo comum, bem como alta impedância de entrada. Estas características permitem um baixo nível de ruído na saída do estágio.

Como visto no capítulo 2, um amplificador com entrada diferencial amplifica a diferença de potencial entre suas entradas (o que no nosso sistema corresponde à diferença de potencial entre dois pontos ao longo das fibras do músculo), enquanto atenua sinais que estejam presentes nas duas entradas com a mesma intensidade (correspondentes ao ruído). A relação entre o fator de amplificação de sinais em modo diferencial e o fator de atenuação de sinais em modo comum é denominada **razão de rejeição em modo comum**, a qual é maior quanto mais o amplificador rejeitar o ruído em modo comum.

A alta impedância de entrada impede que o circuito sobrecarregue a fonte de sinal, ou seja, o músculo, eletricamente falando. Se a impedância de entrada do sistema fosse muito baixa, poderia haver uma atenuação na amplitude do sinal, o que inviabilizaria a medida.

O primeiro estágio foi implementado com um circuito integrado específico para esta finalidade, fabricado pela Burr-Brown, o INA102 [13]. Este componente foi escolhido pela sua precisão, pela sua alta razão de rejeição em modo comum (100 dB) e pela sua simplicidade de projeto. Praticamente, não há necessidade de componentes externos, bastando programar o ganho através de ligações entre pinos. Neste sistema, o componente está ligado de forma a fornecer ganho igual a 100, apresentando neste caso resposta em frequência plana até 1kHz, mais até que o necessário, portanto (figura 4.3). Este componente também apresenta a possibilidade de se ligar um trim-pot para se executar o ajuste de "offset", o que foi feito neste projeto.

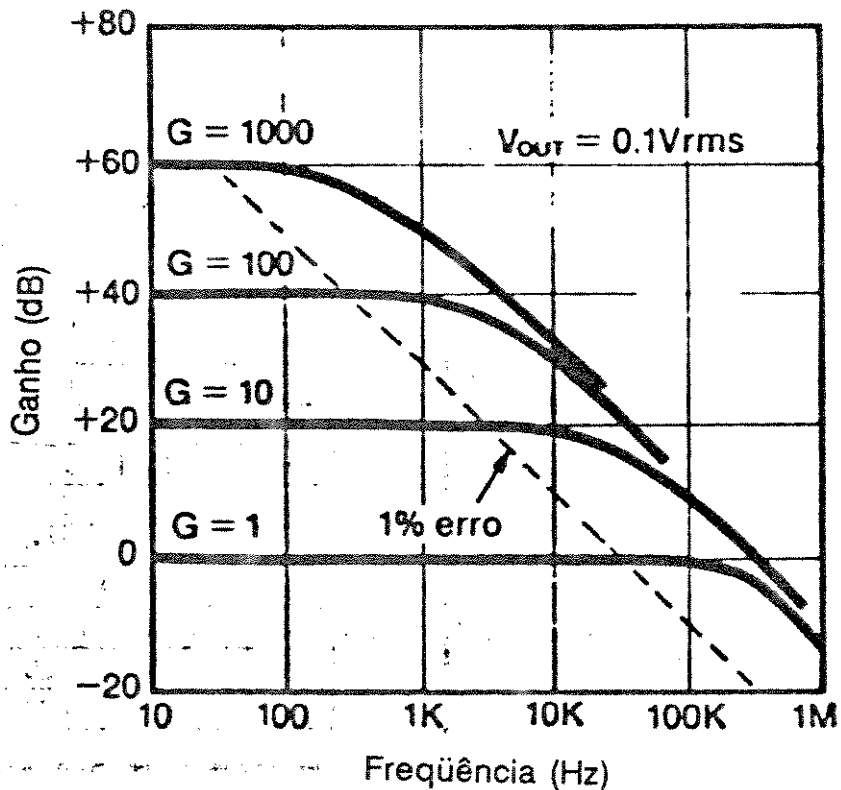


Figura 4.3 - Resposta em freqüência do INA 102

O sinal, já amplificado cem vezes, vai ao segundo estágio, o qual se constitui de um filtro passa-baixas tipo Butterworth de três polos com freqüência de corte em 500 Hz [14]. Este filtro suprime as componentes do sinal de freqüências superiores a 500 Hz, limitando a faixa do sinal. Esta filtragem é necessária para se evitar o fenômeno de "aliasing". O filtro foi implementado com um amplificador operacional contido no circuito integrado TL074, da Texas Instruments [15]. Este componente apresenta quatro amplificadores operacionais, dos quais um é usado no filtro passa-baixas. Os outros três amplificadores serão utilizados nos outros estágios.

Optou-se pelo filtro tipo Butterworth de três polos devido à sua banda de passa-

gem plana, o que evita distorções de amplitude do sinal, e ao seu corte razoavelmente abrupto, devido ao fato que o filtro possui três polos. Os filtros do tipo Chebyshev possuem corte mais abrupto, mas introduzem distorções de amplitude, devido às ondulações que surgem na banda de passagem (figura 4.4).

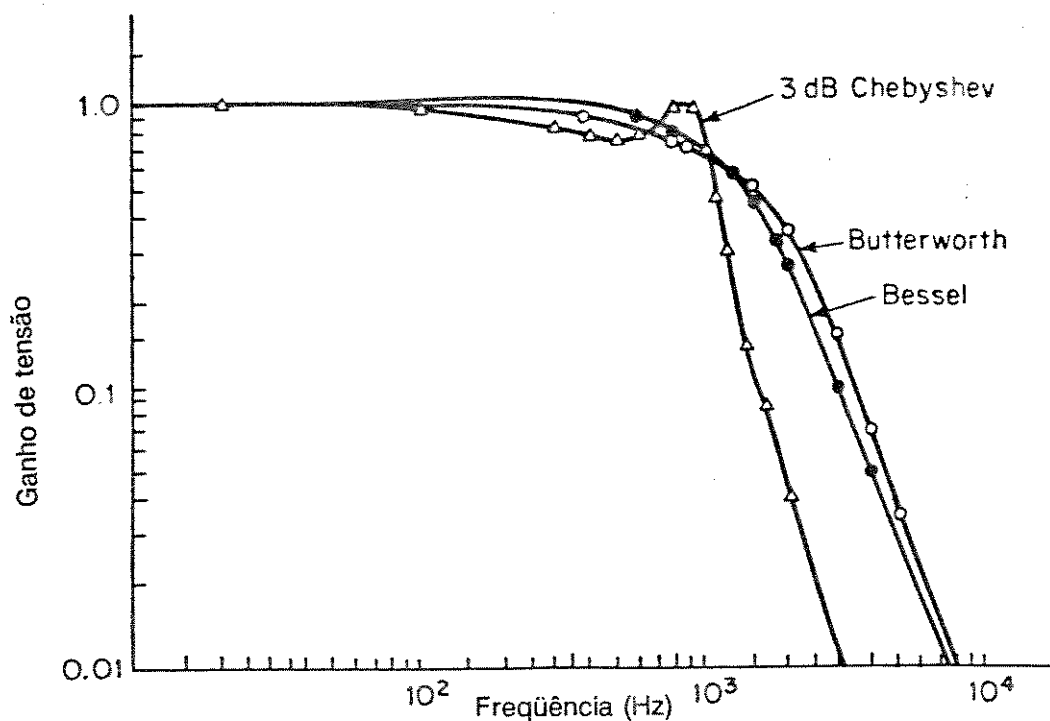


Figura 4.4 - Respostas em frequência dos Filtros Passa-Baixas de 3 polos

Após a eliminação das componentes acima de 500 Hz, o sinal passa por um filtro "notch" (rejeita-faixa) do tipo duplo-T, centrado em 60 Hz [14]. Este filtro é utilizado para se suprimir a interferência da rede elétrica, que é captada pelo corpo do paciente e pelos fios dos eletrodos. Este filtro conta com ajuste do fator Q, através de um trim-pot e utiliza dois amplificadores operacionais do TL074.

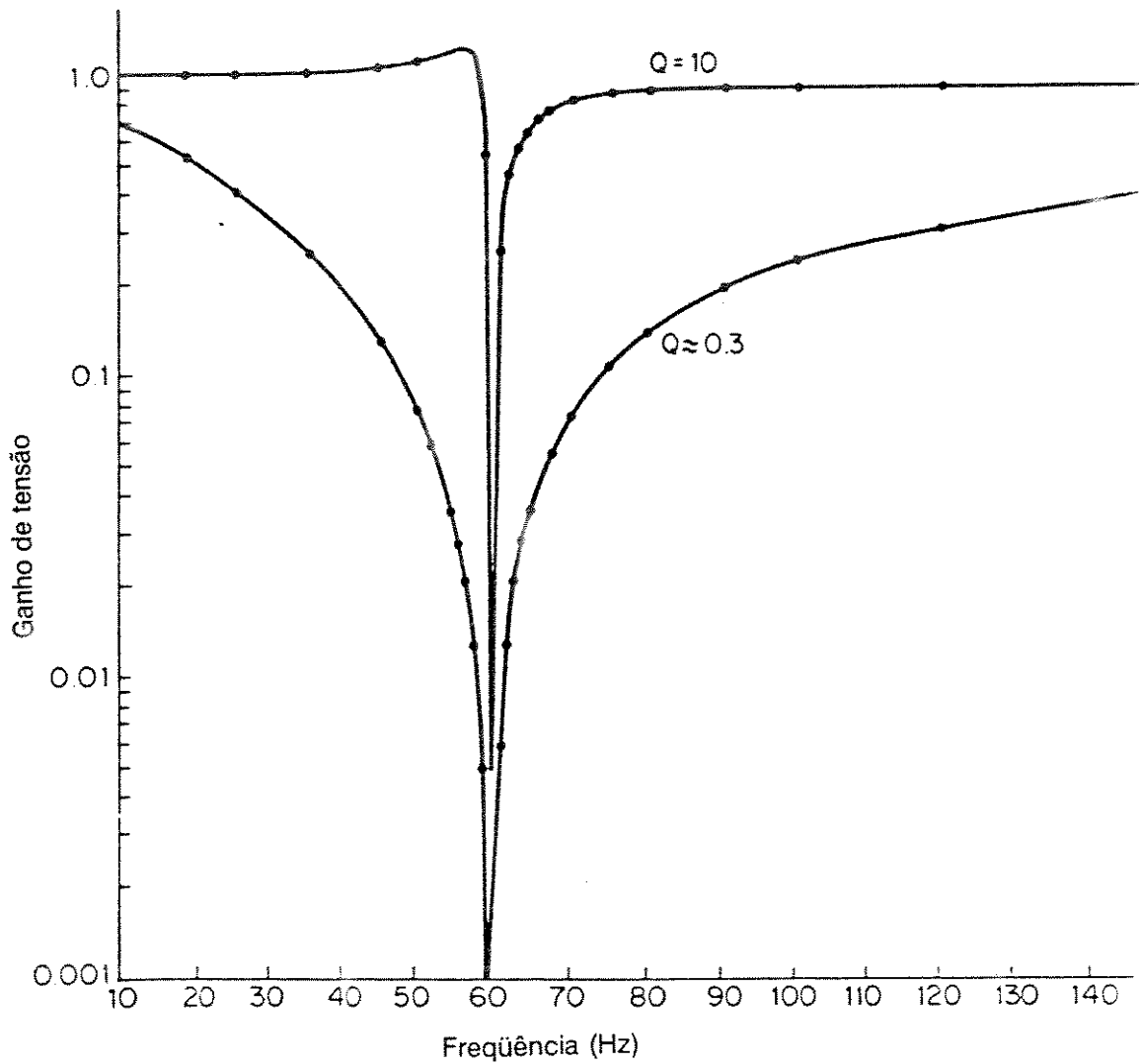


Figura 4.5 - Resposta em frequência do filtro "notch"

Fica claro que o filtro não só eliminará a interferência de 60 Hz gerada pela rede elétrica, mas também atenuará as componentes do sinal em torno da frequência de corte. Assim, o sinal processado possuirá esta distorção. Esta informação será importante para a construção do sistema de controle baseado nos parâmetros levantados com o uso do "hardware" aqui explicitado. Para que o sistema de controle reconheça os padrões, este

deverá apresentar, durante o condicionamento do sinal, uma distorção idêntica àquela aqui obtida. Como é de praxe o uso de um filtro "notch" de 60 Hz em estágios amplificadores sensíveis, podemos considerar que o sinal que servirá de controle para os estimuladores será idêntico ao adquirido aqui.

Após a amplificação inicial e filtragens, o sinal vai para o quarto estágio, o qual consiste de um amplificador inversor de ganho ajustável [14]. Pela nossa experiência anterior [5], verificamos que o nível de pico de sinal de EMG para nossos estudos se situa entre 100 μ V e 6 mV. Para que o sinal de saída tenha um pico de, no máximo, 3 V (faixa de tensões adequada para o conversor A/D, como veremos adiante), optamos por um ganho ajustável entre 500 e 20000. Como o primeiro estágio já possui ganho 100, o quarto estágio deverá ter ganho entre 5 e 200.

Optamos por seis ganhos selecionáveis : 500, 1000, 2000, 5000, 10000 e 20000. Para tanto, o amplificador inversor conta com os seguintes ganhos, selecionáveis por uma chave rotativa : 5, 10, 20, 50, 100 e 200. A chave rotativa seleciona o resistor de realimentação adequado para se obter o ganho desejado.

É importante lembrar que este bloco inverte a polaridade do sinal. Para compensar este fenômeno, outra inversão é realizada no primeiro bloco. Esta inversão consiste em simplesmente inverter a polaridade dos terminais de entrada, ou seja, a entrada não-inversora do bloco é ligada ao eletrodo "-" e a entrada inversora do bloco é ligada ao eletrodo "+".

O último bloco do condicionador consiste de um amplificador de isolamento. Este amplificador possui um estágio de entrada e um estágio de saída, cada qual com alimen-

tação independente e ambos eletricamente isolados entre si. Uma reprodução do sinal recebido na entrada é disponível na saída do bloco, mas a entrada se mantém isolada eletricamente do estágio de saída, bem como da respectiva alimentação, desde que a diferença de potencial entre a entrada e um dos terminais do estágio de saída não supere um valor determinado, denominado **tensão de isolamento**. Este estágio é necessário devido ao fato que o microcomputador, e também o conversor A/D ligado a ele, é alimentado pela rede elétrica. Por questões de segurança para o paciente, deve haver isolamento elétrica entre os terminais conectados a este e aos estágios do circuito alimentados pela rede elétrica.

Nesse bloco, foi utilizado um circuito integrado da BurrBrown, o ISO122P [13]. Este componente consiste de um amplificador de isolamento de ganho unitário, com tensão de isolamento mínima de 1500 Volts. As ligações neste componente se limitam às tensões de alimentação (fontes simétricas nos dois estágios) e aos terminais de entrada e saída, não havendo necessidade de componentes externos.

Na alimentação dos quatro primeiros blocos e no estágio de entrada do isolador, foi utilizada uma fonte simétrica de ± 9 Volts, composta de duas baterias comuns. Para a alimentação do estágio de saída do isolador, foi feita uma pequena placa de circuito impresso com um conector do tipo DB-9 fêmea, a qual é inserida em um "slot" livre do microcomputador e fornece ao conector as tensões da fonte simétrica de ± 12 Volts do micro.

O conversor A/D utilizado é um circuito pronto, constituindo-se de uma placa de expansão compatível com microcomputadores padrão IBM PC, comercializada pela Lynx

Tecnologia Ltda. com o nome de CAD 10/26. Esta placa consiste de um conversor Analógico/Digital e de um conversor Digital/Analógico. O conversor A/D é de 10 bits e apresenta 16 canais de entrada multiplexados automaticamente pela placa. A faixa de tensões de entrada é de -5.00 V a +4.99 V e a máxima freqüência de amostragem é de aproximadamente 40 kHz. A placa pode executar amostragem automática, sem a necessidade de circuitos de cadência externos, e utilizar o DMA do micro para a transferência dos dados digitais. A conexão das entradas de sinal analógico é feita através de um conector tipo DB-25 macho. Maiores detalhes sobre esta placa serão dados no próximo tópico.

Todos os blocos aqui citados, exceto obviamente a placa A/D e a placa fornecedora de alimentação de +12 V conectadas em "slots" do micro, foram implementados em uma placa de circuito impresso e o circuito com as baterias foi encapsulado em uma caixa Patola tipo PB112. No painel lateral da caixa, foram instaladas as chaves para seleção de ganho (rotativa de seis posições) e alimentação do circuito através das baterias. Em uma das laterais menores, foi instalado o conector fêmea padrão DIN de cinco pinos e uma alça para que se possa prender a caixa em um cinto utilizado pelo paciente. Da outra lateral menor, saem os fios para conexão do circuito ao micro : um cabo de três vias com conector DB-9 macho na ponta para conexão à placa de alimentação do estagio de saída do isolador e um cabo blindado com conector DB-25 fêmea na ponta para conexão à placa A/D.

Para a conexão dos eletrodos ao circuito, foi confeccionado um cabo específico. Utilizou-se um cabo blindado com dois condutores internos. Cada condutor é ligado a

um eletrodo ("+" e "-"), enquanto a malha é ligada ao eletrodo de referência ("T"). Estas ligações são feitas através de fios curtos com conectores de mola padrão para ECG na ponta. Na outra ponta do cabo, é ligado um conector macho padrão DIN de cinco pinos, o qual se encaixa perfeitamente no conector fêmea. Os condutores são ligados através destes conectores às respectivas entradas e a malha é ligada ao terra do circuito. A figura 4.6 mostra o condicionador pronto, sendo visíveis os cabos de conexão à placa A/D e à fonte via micro, bem como a chave de seleção de ganho e a alça de suporte.

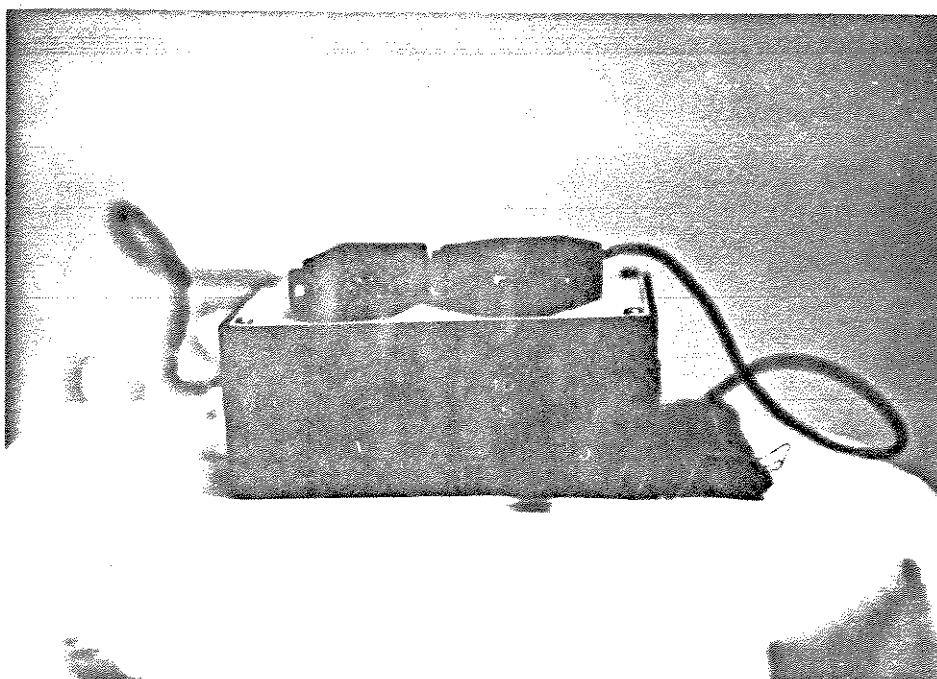


Figura 4.6 - Foto do condicionador de sinal

4.3 - Software para aquisição e arquivamento de dados

Estando de posse dos meios para condicionar o sinal eletromiográfico às exigências da placa A/D, faz-se necessária a preparação desta para a conversão A/D e transferência dos resultados para a memória RAM do micro. Parte desta preparação é feita por

"hardware" e parte, por "software" [16].

Os ajustes de "hardware" não são muitos e são determinados pelas posições de determinados "jumpers" e de um "dip-switch" para o endereço-base da placa. A referência [16] fornece todos os dados necessários para estes ajustes, que são os seguintes :

-Endereço-base = 2D0H (720 decimal)..... DP1 : 1, 3, 6 e 8 ligados

-Canais simples (não diferenciais)..... J4 : (2-3)

-Sample & Hold com ganho unitário..... J10 : sem ligações

-Auto-incremento de canal..... J8 : (1-2)

-Bytes de saída justificados à direita.. J14 : (1-2)

J15 : (1-2)

J13 : (1-1) a (10-10)

-Conversão em 10 bits (não em 8)..... J11 : (1-2)

-Canal 1 usado para DMA..... J2 : (1-6)

J3 : (1-6)

-ClockSys/4 ligado no contador 2..... J1 : (1-2)

-Contador 2 usado para operação DMA..... J6 : (2-9)

A primeira condição se refere ao endereço base para acesso à placa. A segunda, ao uso de 16 canais simples, e não 8 canais com entradas diferenciais. A terceira, ao uso de ganho 1 no Sample & Hold, o que faz com que a faixa de tensões de entrada fique entre -5.00 V e +4.99 V.

O auto-incremento de canal não é relevante em nosso caso, pois na programação da placa, podemos forçar a conversão A/D somente do canal 0, que é o canal utilizado neste sistema.

A justificação à direita dos bytes de saída refere-se à posição dos bits dentro dos bytes. A placa fornece, a cada conversão, dois bytes à memória do micro. Quando a justificação é à direita, o primeiro byte contém os oito bits menos significativos e o segundo, os dois bits mais significativos. Esta configuração é importante, pois desta forma o valor digital será transferido de maneira adequada ao DMA.

Usaremos conversão em 10 bits, para melhor resolução. A placa permite também a conversão em 8 bits.

Usaremos o canal 1 do DMA, pois o canal 0 é utilizado pelo micro para "refresh" de memória e os canais 2 e 3 são utilizados pelas unidades de disco.

As duas últimas condições se referem à aquisição e transferência automáticas. O contador 2 recebe o sinal de "clock" do micro, com sua frequência dividida por 4 ($\text{ClockSys}/4$) e o divide pelo valor carregado no mesmo. O resultado fornece a frequência de amostragem utilizada.

Em relação à programação da placa, foi utilizado o roteiro de programação para transferência por DMA, à página 56 da referência [16]. O fluxograma para programação da placa e disparo da aquisição automática de dados esta na figura 4.7.

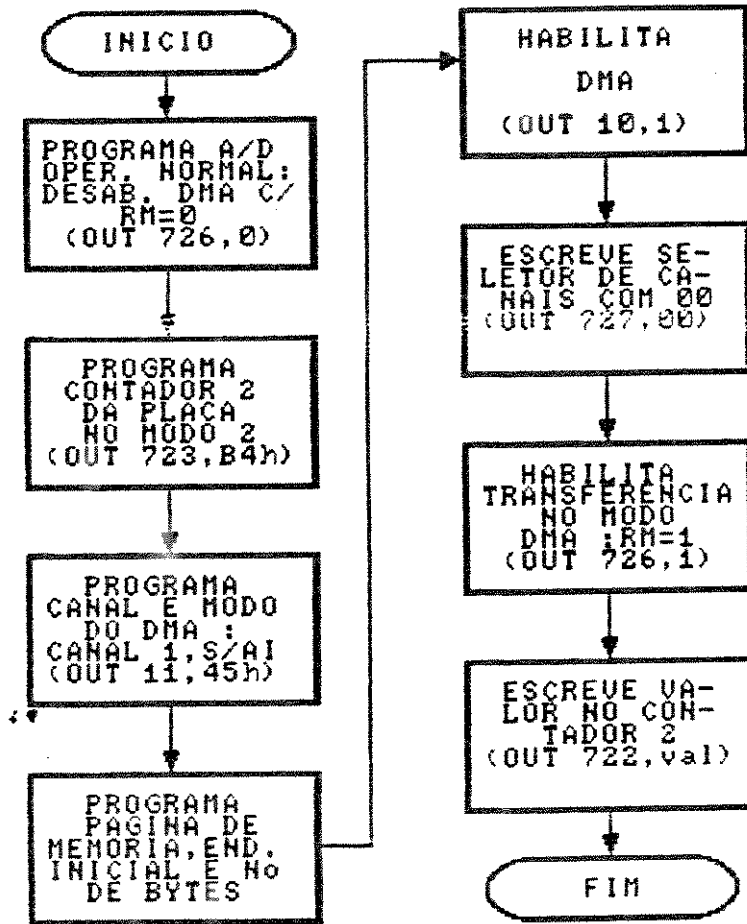


Figura 4.7 - Fluxograma para aquisição de dados

A seqüência de informações transmitidas ajusta a placa para fazer a aquisição via canal 1 do DMA ("Direct Memory Access", ou Acesso Direto à Memória), sem auto-inicialização, ou seja, ao término da transferência dos bytes, a aquisição é interrompida. O bloco de memória que irá receber as amostras é definido na programação do DMA, através de seus registradores de endereço inicial, de página e de número de bytes a serem transferidos.

O seletor de canais do conversor A/D é um registrador que armazena os nú-

meros do primeiro e do último canais a serem lidos, da seguinte forma : o LSB contém o número do primeiro canal e o MSB contém o número do último canal. A placa executa a multiplexagem dos canais automaticamente, ou seja, a cada amostra ela incrementa o canal a ser lido até o último especificado, quando retorna ao canal zero, desde que a placa esteja preparada para trabalhar com auto-incremento. Como iremos utilizar apenas o canal zero, basta colocarmos o valor 00h no seletor de canal, de forma a que o canal zero seja o primeiro e o último a ser lido.

O valor carregado no contador 2 define a frequência de amostragem através da seguinte equação :

$$f_{am} = \frac{f_{cl}}{4 \cdot cont} \quad (4.1)$$

Onde f_{am} é a frequência de amostragem, f_{cl} é a frequência de "clock" do micro e $cont$ é o valor carregado no contador 2. No presente sistema, a frequência de amostragem é de 1kHz, ou seja, o dobro da maior frequência presente no sinal a ser amostrado, de acordo, portanto, com o teorema de Nyquist. Como o microcomputador utilizado possui $f_{cl} = 10\text{MHz}$, temos que o valor a ser carregado no contador 2 será igual a :

$$cont = 2500 = 09C4h \text{ (hexadecimal)}$$

Ao se carregar o contador 2 com o valor adequado, a placa inicia imediatamente a aquisição e transferência de dados para a área de memória designada pela programação do DMA, transferindo um total de amostras também determinado pela programação do DMA, sendo importante lembrar que cada amostra exige dois bytes, de modo

que o valor a ser carregado no contador de bytes do DMA deve ser duas vezes o número de amostras.

A cada sessão de aquisição de dados, o sinal de EMG deve ser obtido em diversas situações de postura do paciente. Para que isto fosse possível, optou-se por uma estrutura de blocos na armazenagem de dados. O espaço de memória (o mesmo é válido para o arquivo em disco) reservado para receber os dados é dividido em blocos, todos com o mesmo tamanho. Cada bloco será preenchido com dados separadamente. Assim, o bloco 1 pode receber, por exemplo, o sinal provindo de um músculo estando o paciente em pé e parado. O bloco 2 pode receber o sinal do mesmo músculo no instante em que o paciente se movimenta para dar um passo com o pé direito, enquanto o bloco 3 pode receber um sinal idêntico, mas para o passo esquerdo.

A rotina completa de aquisição de dados deve indagar o usuário sobre a quantidade de blocos que deve ser utilizada, bem como sobre o tempo de duração de um bloco, ou seja, seu "tamanho". Este tempo pode ser dado em milissegundos, de forma que a correspondência com o tamanho da área do bloco seja imediata, já que o sistema adquire uma amostra a cada milissegundo.

O fluxograma da rotina completa de aquisição de dados está na figura 4.8. Podemos observar que a rotina programa o DMA em função do endereço inicial do "buffer" e do tamanho do bloco. Ela também faz com que o tamanho do bloco seja divisível por 4. Isto é importante para a rotina de gravação otimizada, a qual será explicada posteriormente.

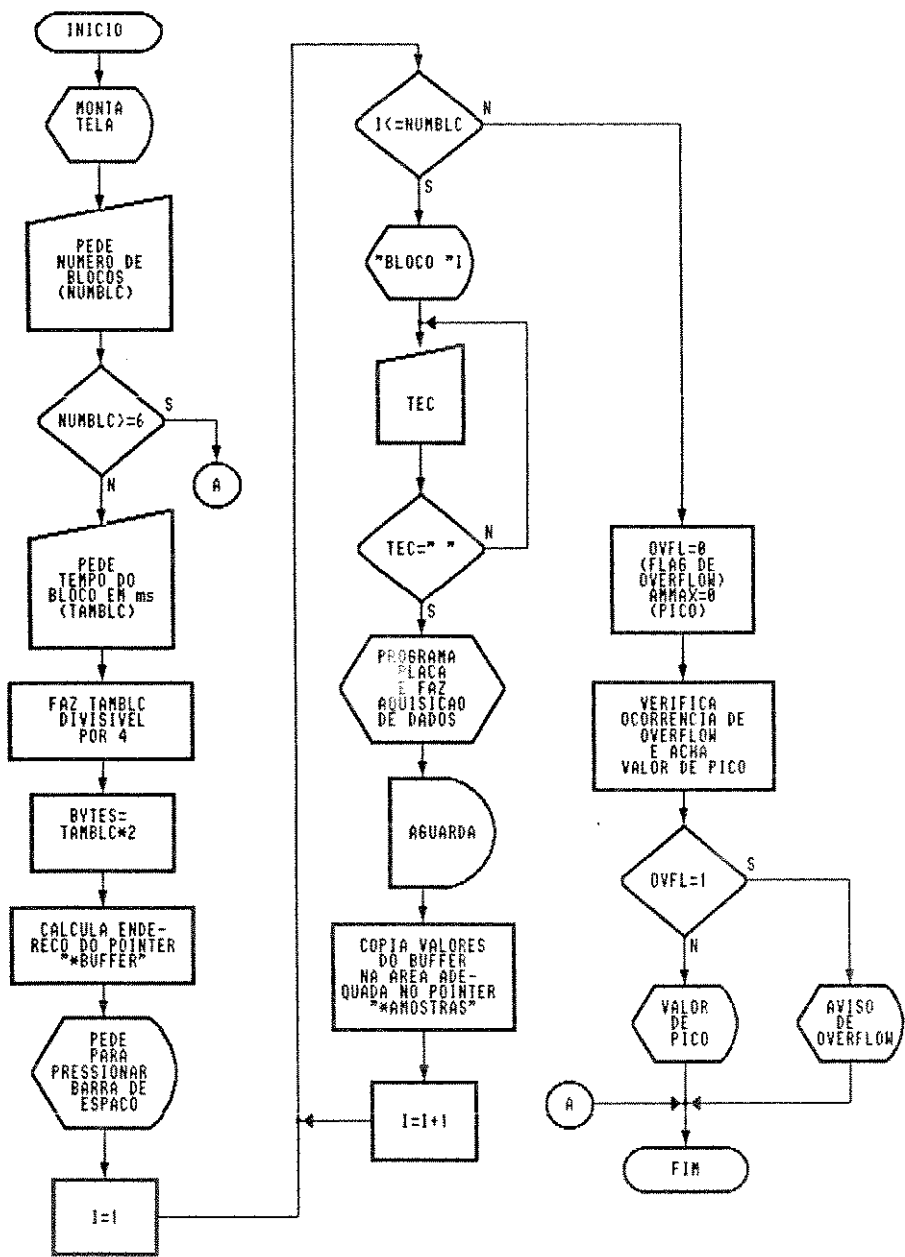


Figura 4.8 - Fluxograma da rotina de aquisição de dados

No final da aquisição do bloco, o conteúdo do "buffer" é copiado na área adequada do ponteiro "amostras". O atraso introduzido na rotina tem por objetivo dar tempo para que todo o bloco seja adquirido. O processo é repetido para cada bloco e, no final, a

área de memória alocada para o ponteiro "amostras" ficará da seguinte maneira (figura 4.9) :



Figura 4.9 - Estrutura do ponteiro "AMOSTRAS"

Por fim, a rotina verifica os valores das amostras e verifica a ocorrência de "overflow" (quando o nível do sinal supera 3 Volts), bem como verifica o valor de pico. Estes parâmetros auxiliam na escolha do ganho mais adequado para se trabalhar em um determinado músculo.

Devido ao fato de que cada amostra ocupa apenas 10 bits dos dois bytes reservados, podemos pensar em uma maneira de otimizar o espaço dos arquivos em disco que receberão os dados adquiridos. Cada conjunto de 4 amostras ocupa 40 bits, ou seja, o espaço de 5 bytes. Assim, podemos gravar cada conjunto de 4 amostras em 5 bytes, ao invés de 8. Desta forma, o arquivo fica com apenas 62.5% do espaço que ocuparia caso não houvesse otimização. Isto resulta em uma economia de 37.5% de espaço.

Para que se possa executar uma rotina de otimização de espaço deste tipo, é necessário que o número total de amostras seja divisível por quatro, já que iremos gravar as amostras em blocos de quatro. Isto é garantido pela própria rotina de aquisição de dados, como já foi visto.

Vamos supor que as amostras A, B, C e D vão ser gravadas em um bloco. A

figura 4.10 mostra a estrutura das amostras e a forma como elas serão gravadas.

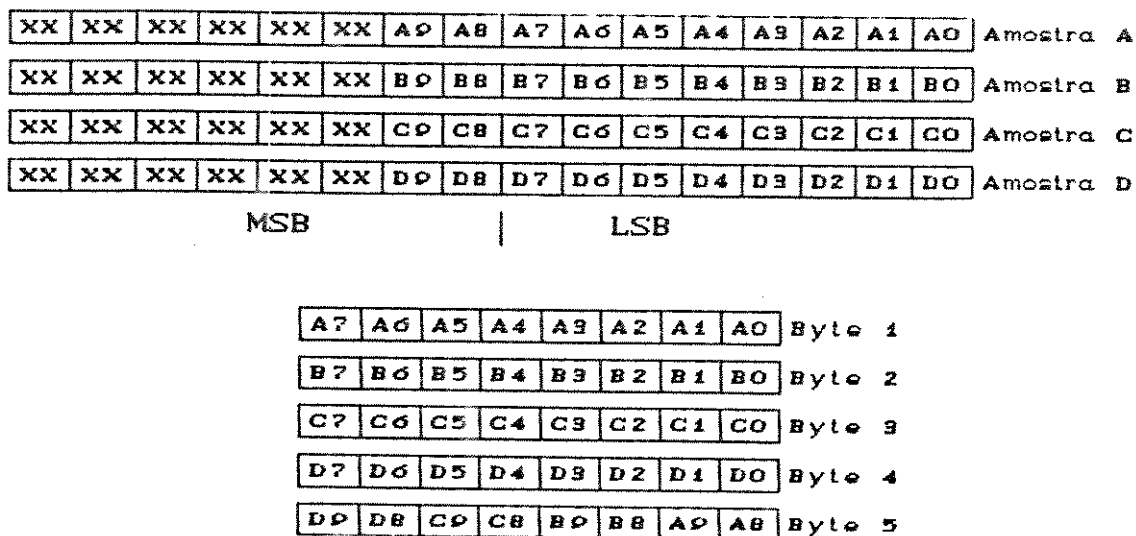


Figura 4.10 - Estrutura de gravação de um bloco de 4 amostras

Podemos observar que os quatro primeiros bytes contêm os LSB ("Least Significant Bytes", ou Bytes Menos Significativos) das amostras, enquanto o quinto byte contêm os dois bits validos dos MSB ("Most Significant Bytes", ou Bytes Mais Significativos) de cada uma das quatro amostras.

O fluxograma da rotina completa de gravação de dados com espaço otimizado está na figura 4.11.

A rotina pede ao usuário o nome do arquivo a ser criado para conter os dados. Para que se possa cancelar a opção de gravação de dados, a rotina testa se o nome digitado é "Fim", finalizando sua execução em caso positivo. Se um outro nome qualquer for digitado, a rotina abre um arquivo com o nome dado e grava os valores de "numblc"

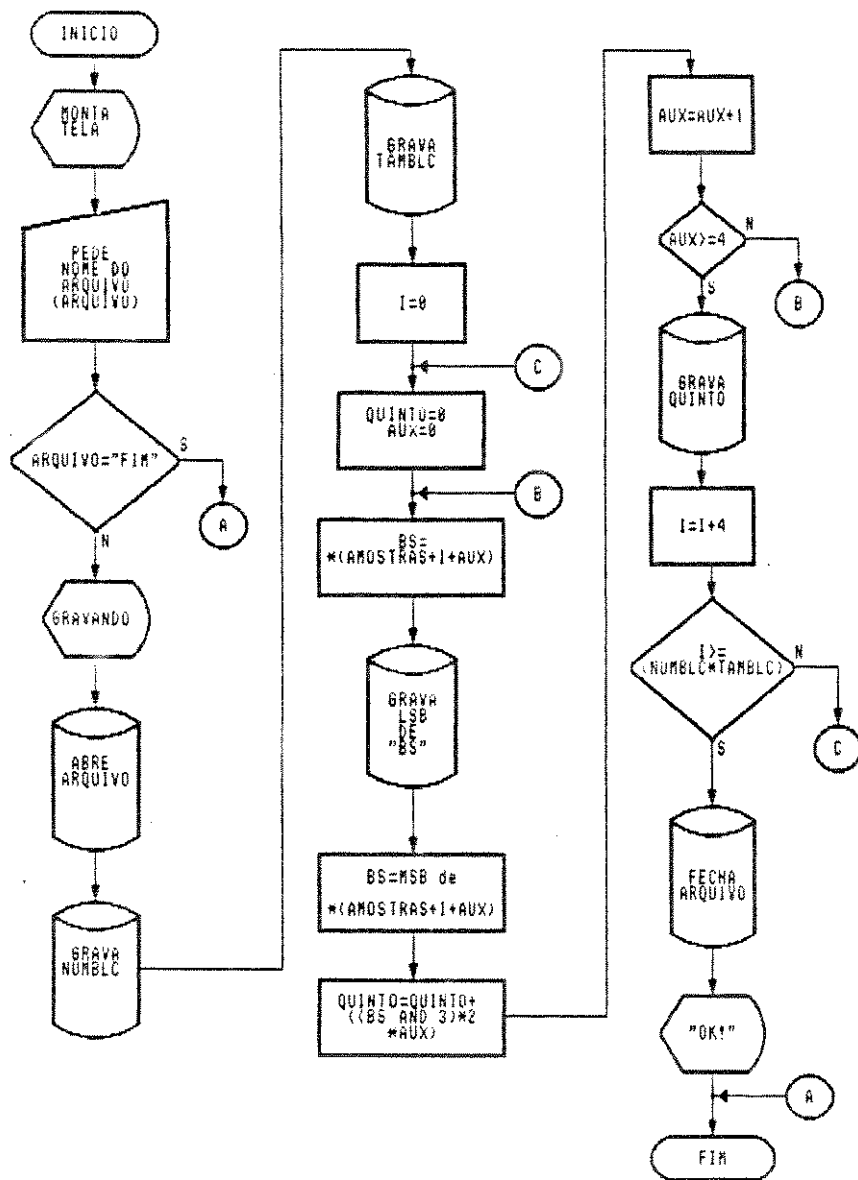


Figura 4.11 - Fluxograma da rotina de gravação de dados

e "tamblc", que correspondem ao numero de blocos e ao numero de amostras de cada bloco. A seguir, a rotina recebe uma amostra do bloco de quatro de cada vez, gravando seu LSB e já preparando o quinto byte (variável "quinto"), ou seja, colocando os dois bits válidos do MSB da amostra em seu respectivo lugar dentro da variável. Ao terminar o

procedimento com as quatro amostras, a rotina grava o quinto byte e parte para o próximo bloco, até terminar de gravar o conjunto total de amostras, quando então fecha o arquivo.

O fluxograma do programa principal está na figura 4.12.

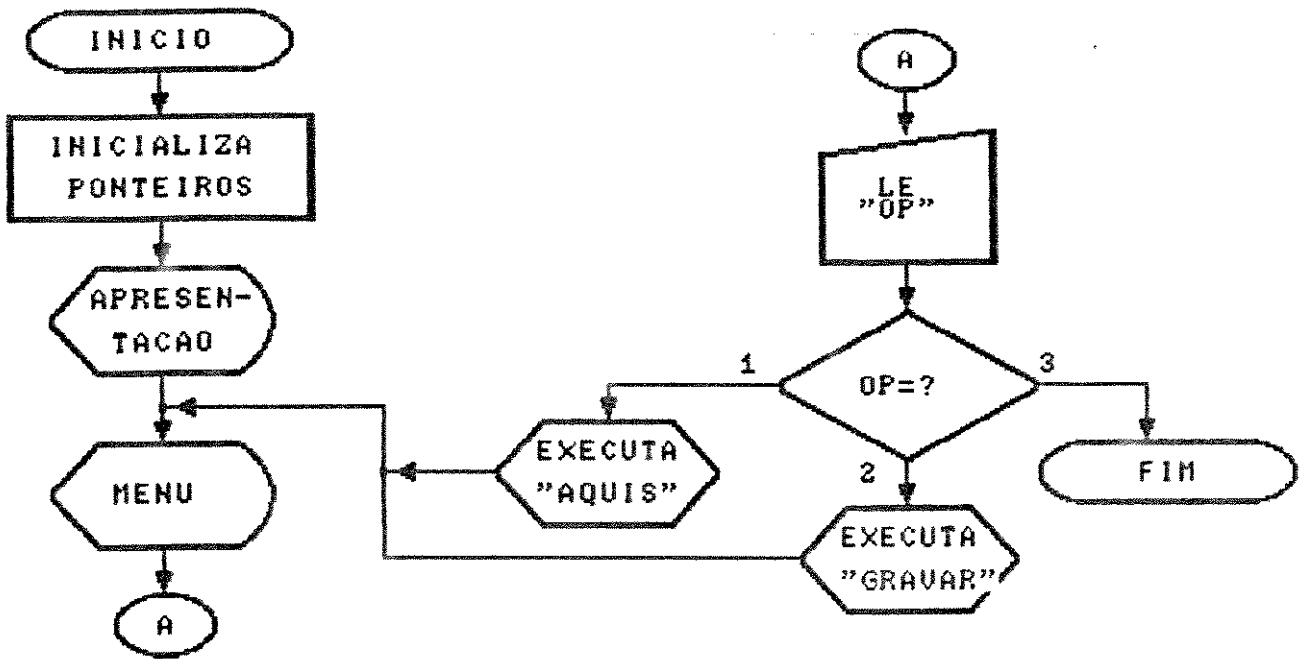


Figura 4.12 - Fluxograma do programa principal de aquisição

O programa principal inicializa os ponteiros que receberão as amostras e apresenta um "menu" com opções para aquisição e gravação de dados. Conforme a resposta do usuário, o programa aciona a rotina "aquis" (para aquisição de dados) ou "gravar" (para gravação de dados).

A placa A/D foi instalada em um microcomputador tipo PC-XT, configurada conforme as ligações de "jumpers" apresentadas. Todo o programa de aquisição e

gravação de dados foi implementado em linguagem Turbo-C, tendo sido testado e otimizado. A listagem do programa completo pode ser encontrada no Apêndice II.

A figura 4.13 mostra uma foto da tela do micro durante a aquisição. Pode-se ver a entrada do número de blocos e do tempo do bloco, bem como o bloco corrente.

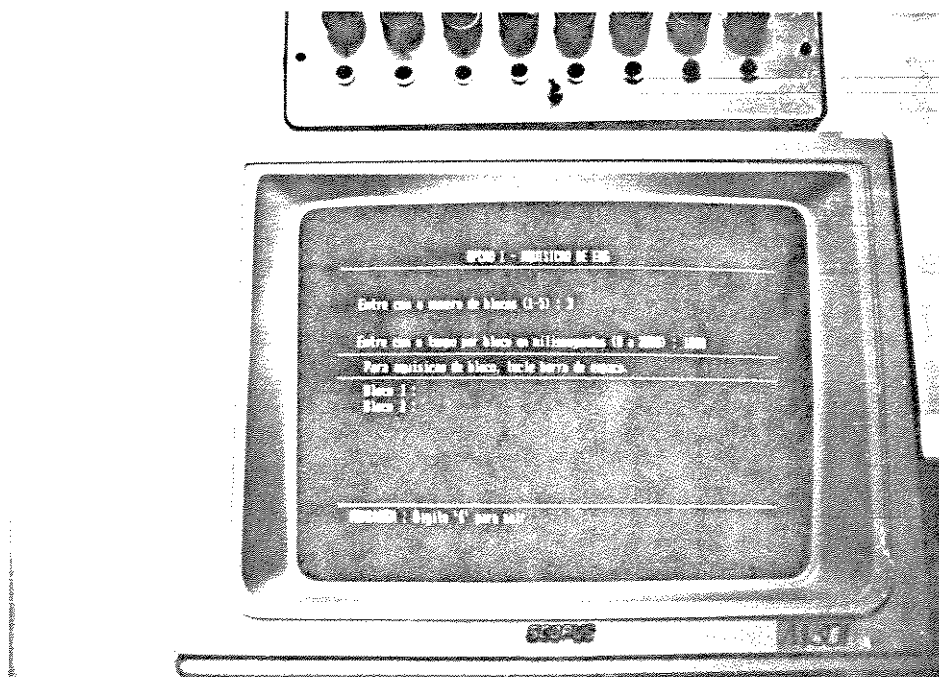


Figura 4.13 - Foto da tela do programa de aquisição

4.4 - Software para processamento do sinal

Foi feita uma opção por fazer o "software" de processamento dos dados separado do programa de aquisição de dados. Isto permite que o microcomputador que faz a aquisição de dados seja ocupado somente para esta função, enquanto pode-se utilizar um microcomputador mais rápido, como um PC-AT, para o processamento. Isto também elimina a necessidade de se implementar todo o "software" de processamento no disco rígido do microcomputador que é utilizado para aquisição.

O "software" de processamento foi dividido em duas partes. A primeira se encarrega de ler os arquivos gerados pelo programa de aquisição, decodificando os bytes do arquivo para a forma de amostras de dois bytes e permite a seleção de um trecho do sinal para ser processado. Esta parte do "software" gera então um arquivo contendo o trecho de sinal a ser processado para que a segunda parte do "software" possa lê-lo e processá-lo. Esta divisão foi feita para que se pudesse aproveitar melhor as capacidades de dois "softwares" comerciais : o Turbo-C e o MATLAB.

A primeira parte do sistema de processamento foi escrita em Turbo-C e se compõe de duas rotinas : uma lê os dados do arquivo, decodifica-os e os coloca na forma de amostras de dois bytes em uma área de memória reservada, acessível através de um "pointer". A outra parte apresenta o sinal de EMG na tela e permite a seleção de um trecho deste sinal para que se possa processar apenas o trecho de interesse. Após a seleção, a parcela desejada do sinal é gravada na forma de amostras expressas em valores "float" (ponto flutuante), para que possam ser lidas pelo MATLAB.

O fluxograma da rotina de leitura e conversão dos dados do arquivo está na figura 4.14.

A rotina pede o nome do arquivo e verifica se foi digitado "fim". Esta verificação é necessária para que se possa cancelar a rotina em caso de desistência, como na rotina de gravação de dados. Se for digitado um nome qualquer, a rotina abre o arquivo especificado e lê os valores das variáveis "numblc" e "tamblc", que correspondem, como já foi visto, ao número de blocos e ao tamanho de cada bloco. A seguir, as amostras são lidas e decodificadas em grupos de quatro, como foi feito na gravação dos dados.

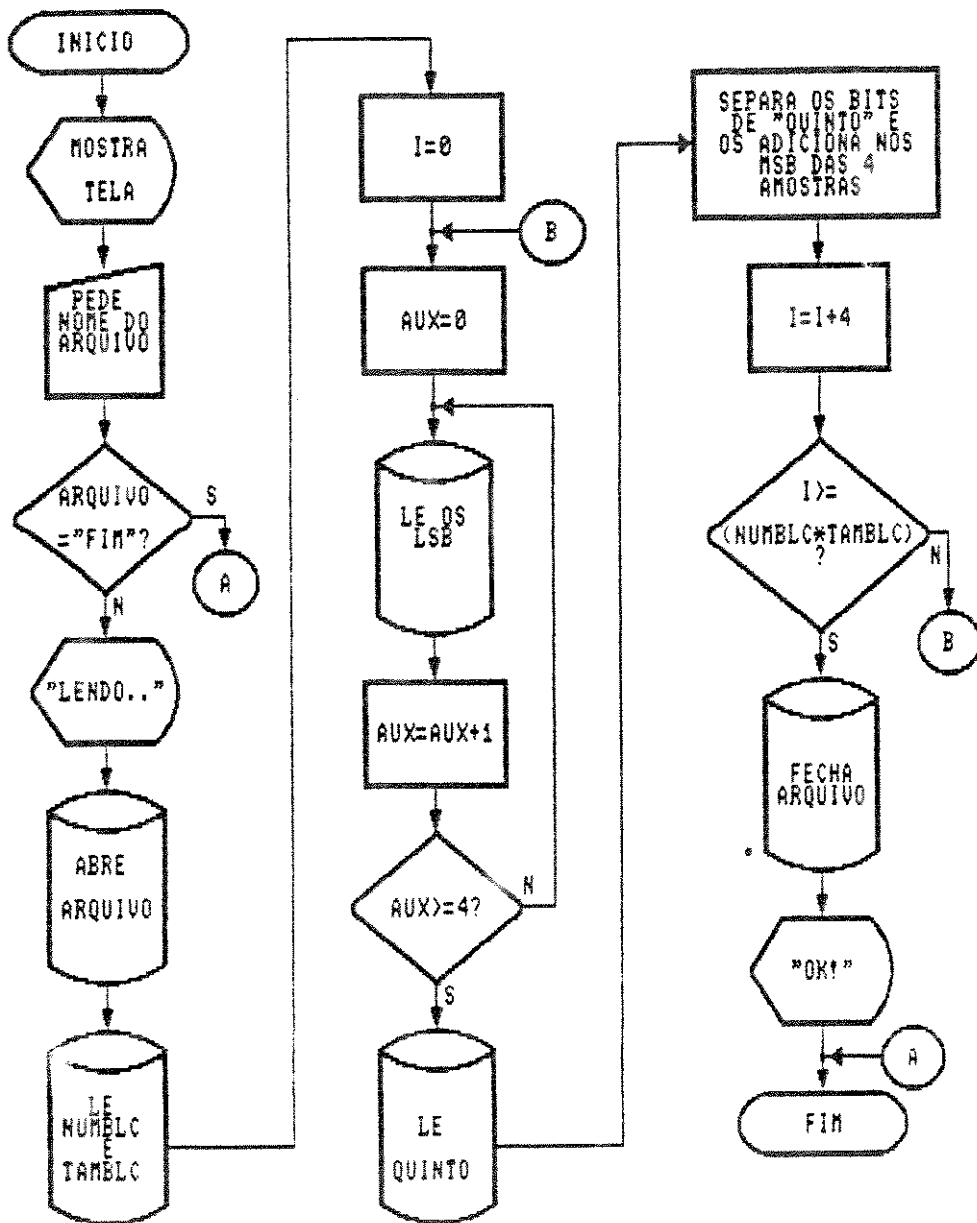


Figura 4.14 - Fluxograma da rotina de leitura de arquivo

Inicialmente, são lidos os LSBs das quatro amostras e, a seguir, é lido o quinto byte, o qual contém os MSBs das quatro amostras. Os bits correspondentes aos MSBs de cada amostra são devidamente alocados e, a seguir, a rotina passa para o próximo grupo de

amostras. Ao se acabarem as amostras, o arquivo é fechado.

A rotina de seleção do trecho de sinal a ser processado consiste no pedido do bloco a ser apresentado. A seguir, a rotina monta uma tela gráfica com os primeiros 500ms do sinal, como mostra a figura 4.15 :

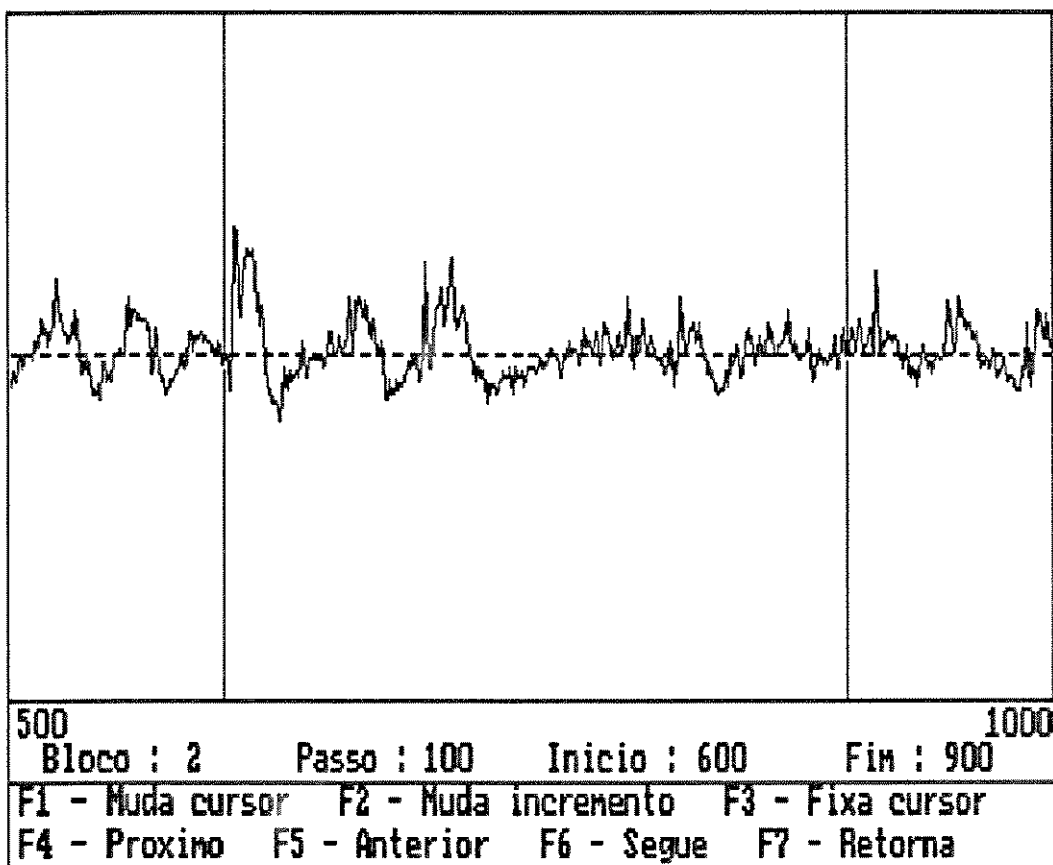


Figura 4.15 - Tela apresentada pela rotina de seleção de trecho

A rotina permite o uso de dois cursores para fixar o início e o final do trecho de sinal a ser processado. A tecla *F1* determina o cursor que está ativo no momento, alternando entre os dois. A tecla *F2* muda o "step", ou "salto" do cursor, ou seja, quantos milissegundos ele se desloca por toque das teclas com setas, alternando entre 1, 10 e 100 milissegundos. A tecla *F3* fixa o cursor corrente como início ou final (dependendo do

cursor) do trecho. A tecla *F4* redesenha a tela para apresentar o próximo trecho de 500ms, ou seja, se a tela apresentava o trecho de 0 a 500 ms, ao se pressionar a tecla *F4* a tela apresentará o trecho de 500 a 1000 ms. A tecla *F5* faz o contrário, ou seja, redesenha a tela para apresentar o trecho anterior. A tecla *F6* faz com que o trecho selecionado seja transformado em ponteiro "float" e gravado em forma de corrente binária no arquivo denominado "emgtemp", para posterior processamento. A tecla *F7* faz com que se retorne à tela na qual se pede o bloco a ser processado e as teclas de seta à direita e à esquerda movimentam o cursor.

A figura 4.16 mostra o fluxograma da rotina de seleção de trecho de sinal.

O programa principal é muito semelhante ao programa analisado na seção anterior, ou seja, ele inicializa os ponteiros e apresenta um menu com opções para leitura e processamento, acionando as rotinas adequadas para cada caso. O fluxograma do programa principal está na figura 4.17.

Para o processamento propriamente dito do sinal, foi utilizado o "software" "MATLAB", o qual possui poderosos recursos para análise e processamento de sinais digitais [18]. Optou-se por este "software" devido a sua flexibilidade e a sua grande quantidade de recursos, bem como pela sua simplicidade de operação. Para que os dados gravados no arquivo temporário possam ser lidos pelo MATLAB, se faz necessário o uso do aplicativo TRANSLATE, que converte dados de diversos formatos em dados próprios para o uso do MATLAB. Ao se chamar o TRANSLATE, digita-se o nome do arquivo a ser traduzido (neste caso, o "emgtemp") e, em seguida, o tipo de dado que este arquivo apresenta (neste caso, "binary stream", opção 4). A seguir, o aplicativo pede

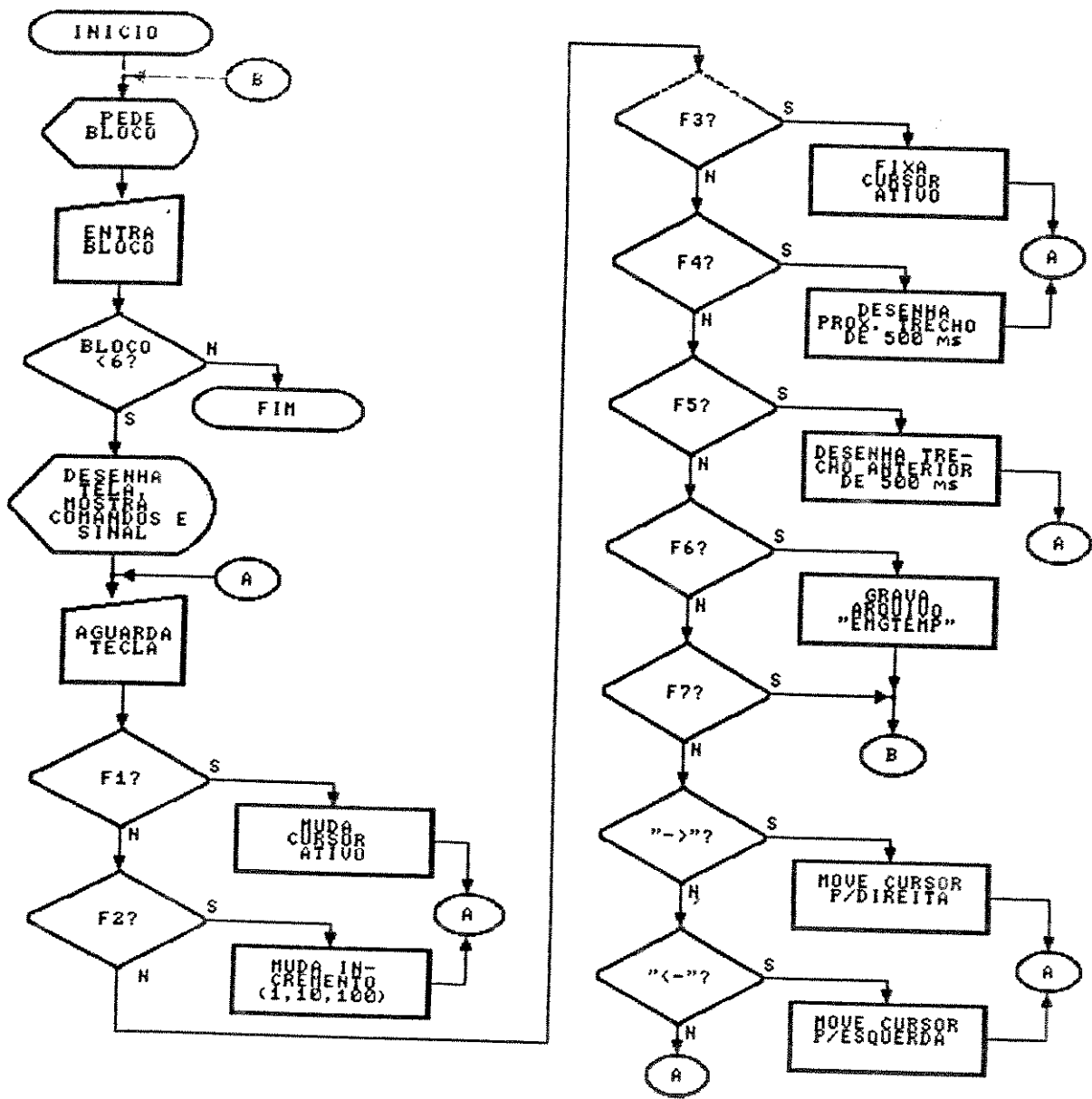


Figura 4.16 - Fluxograma da rotina de seleção de trecho

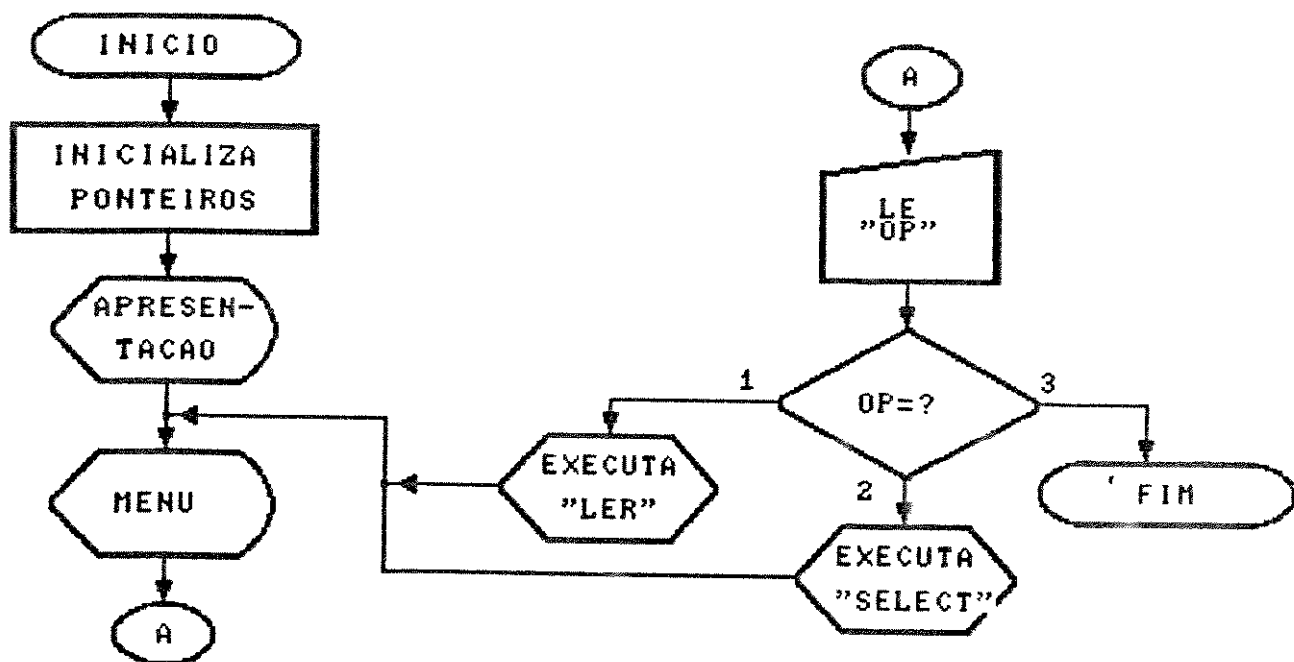


Figura 4.17 - Fluxograma do programa principal

o formato do arquivo de saída, o qual, neste caso, é o do próprio MATLAB (opção 2), o nome do arquivo de saída (bastando-se digitar <ENTER> para se utilizar o mesmo nome de entrada) e o nome da variável do MATLAB (bastando-se também se digitar <ENTER> para se utilizar o mesmo nome do arquivo de entrada).

Após o uso do TRANSLATE, já é possível tratar o sinal dentro do ambiente MATLAB. Para isto, basta inicializar o "software" e utilizar seus comandos. Os algoritmos podem ser utilizados diretamente, ou seja, basta digitar o algoritmo desejado com as especificações necessárias dentro do "prompt" do MATLAB. Para facilidade de uso do sistema, entretanto, optou-se por um programa completo. Este programa consiste em um arquivo tipo texto, apresentando uma seqüência de comandos do MATLAB na ordem em que eles devem ser executados (exatamente como um arquivo "batch" no DOS). Assim,

ao se entrar no MATLAB, basta digitar "process" (que é o nome do arquivo de texto neste caso) e o sistema se encarregará automaticamente de ler o arquivo de sinal, indagar o usuário sobre o algoritmo de processamento desejado e requerer os parâmetros necessários para o processamento, livrando assim o usuário da necessidade de se lembrar a sintaxe exata dos comandos do MATLAB.

Para se criar o programa de análise, foi necessário selecionar quais os algoritmos de processamento que seriam utilizados. Optou-se pelos parâmetros AR, pelos motivos expostos no capítulo 3, e pela variância do sinal, a qual costuma ser um parâmetro significativo na análise de sinais de EMG de superfície. Além dos algoritmos citados, foi também selecionada a FFT ("Fast Fourier Transform", ou Transformada Rápida de Fourier), a qual traz uma indicação da densidade espectral do sinal amostrado [17].

No MATLAB, os algoritmos para se executar os três procedimentos já estão prontos. Para se extrair os parâmetros AR, basta utilizar o comando *arx*, o qual calcula o modelo na forma :

$$A(q).x(t) = e(t) \quad (4.2)$$

Onde $e(t)$ é o erro. Para se converter esta forma na outra forma a ser utilizada, basta desprezar o parâmetro a_0 (o qual sempre vale 1) e inverter os sinais dos demais parâmetros. Para o cálculo, o algoritmo usa o método dos mínimos quadrados, montando o sistema sobredeterminado de equações (o número de equações é maior que o número de variáveis) na forma matricial e resolvendo-o através de operadores de divisão matricial

[18].

Para o cálculo da variância do sinal, utiliza-se o comando *cov*, o qual calcula a variância na forma convencional :

$$s^2 = \frac{n\sum x^2 - (\sum x)^2}{n(n-1)} \quad (4.3)$$

Para o cálculo da FFT, basta utilizar o comando *fft*, o qual se utiliza de algoritmos habituais para o cálculo [17].

O fluxograma do programa de análise de sinal em ambiente MATLAB está na figura 4.18.

O programa lê o trecho de sinal selecionado pelo programa anterior e transforma os valores lidos em volts. Para tanto, basta dividir o valor por 102, pois o valor 102 corresponde a 1 Volt.

A seguir, o programa apresenta um "menu" com as opções de processamento, além da opção de finalização. A primeira opção é a extração dos parâmetros AR, sendo que nesta condição, o programa solicita a ordem desejada para o modelo, apresentando em seguida os parâmetros AR na ordem correta.

A segunda opção é a extração da densidade espectral de frequência, através de FFT. Inicialmente, o programa solicita o tipo de janela desejado. A "janela" é uma função de forma semelhante à função gaussiana, ou seja, com valores próximos de zero nos extremos do domínio e valor de pico igual a 1, sendo a função simétrica [19]. O sinal é multiplicado pela janela, de forma que ocorra uma atenuação nos extremos, a fim de

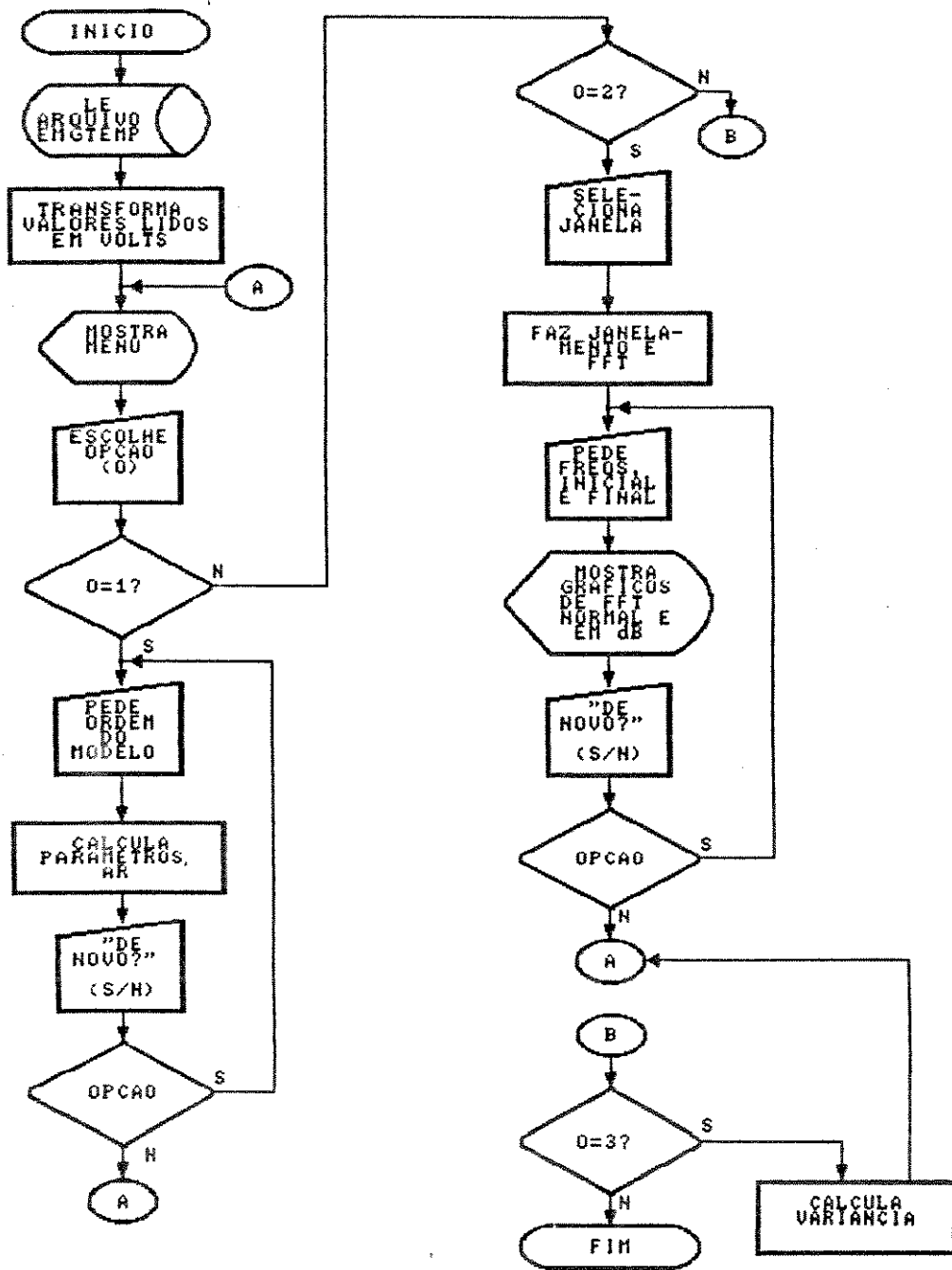


Figura 4.18 - Fluxograma do sistema de análise de sinais

evitar que a forma "truncada" do sinal original introduza componentes de freqüência

inexistentes no sinal original. Os tipos de janela utilizados no programa são : Hanning (Equação 4.4), Hamming (Equação 4.5) e Blackman (Equação 4.6).

$$w_k = 0.5 - 0.5\cos\left(\frac{2\pi k}{N-1}\right) \quad (4.4)$$

$$w_k = 0.54 - 0.46\cos\left(\frac{2\pi k}{N-1}\right) \quad (4.5)$$

$$w_k = 0.42 - 0.5\cos\left(\frac{2\pi k}{N-1}\right) \quad (4.6)$$

Obs : w_k é a k-ésima amostra da janela e N é o numero de amostras da janela, o qual deve ser igual ao número de amostras do sinal. A k-ésima amostra do sinal é multiplicada pela k-ésima amostra da janela [19].

A seguir, o programa mostra o sinal já multiplicado pela janela e calcula a FFT do sinal. A seguir, o programa pede as frequências inicial e final para exibição na tela, de forma a que se possa examinar um trecho do espectro com mais detalhes.

A terceira opção é a extração da variância do sinal, a qual pode ser definida pela equação já vista.

4.5 - Procedimento experimental

A fim de se analisar a viabilidade do uso de EMG no controle de estimuladores, decidimos por testar o sistema em dois pacientes com características bem diferentes. O paciente C. é paraplégico completo (nível T7, lesão ocasionada por ferimento de arma de fogo) e caminha com o auxílio de órtese HKAFO, andador geriátrico e um estimulador

de dois canais alternando os estímulos neuromusculares entre os músculos fibulares em ambas as pernas. O paciente D. é tetraplégico incompleto (nível C6, lesão ocasionada por acidente de trânsito há 5 anos) e caminha com o auxílio de órtese AFO na perna direita, muletas e um estimulador de dois canais alternando os estímulos neuromusculares entre os músculos quadríceps e fibular da perna direita.

Para que se pudesse ter um controle sobre os arquivos de EMG gerados pelo sistema, foi criada uma ficha para se anotar os dados referentes a um determinado arquivo. O "lay-out" da ficha está na figura 4.19.

Na figura, pode-se ver que a ficha possui campos para anotação do nome do arquivo, do nome do paciente, da data de teste, dos dispositivos utilizados (estimuladores, órteses, muletas, etc.), do tipo de eletrodo utilizado e do músculo analisado. Além disto, há espaço para se anotar o movimento executado durante a aquisição de cada bloco, bem como o ganho utilizado durante esta aquisição. Por fim, há espaço para um desenho mostrando a posição dos eletrodos.

O procedimento básico é o mesmo para todos os pacientes. Inicialmente, faz-se os preparativos normais para a marcha (colocação de órtese, ligação de estimuladores, etc.), de acordo com o que o paciente utiliza habitualmente. A seguir, aplica-se os eletrodos por sobre o músculo a ser analisado. Os eletrodos ativos são aplicados por sobre o músculo, ao longo das fibras, como visto no capítulo 2. O eletrodo de referência é aplicado a um ponto que não sofra influência do sinal do músculo sob análise.

ARQUIVOS DE EMG - REABILITAÇÃO	
Arquivo : _____	Paciente : _____
Data : __/__/__	Dispositivos : _____
Eletrodo : _____	Músculo : _____
Bloco 1 : _____	Ganho : _____
Bloco 2 : _____	Ganho : _____
Bloco 3 : _____	Ganho : _____
Bloco 4 : _____	Ganho : _____
Bloco 5 : _____	Ganho : _____
POSIÇÃO DOS ELETRODOS	

Figura 4.19 - Ficha de arquivo

O paciente executa seus passos através de comando manual, utilizando-se de chaves de pressão colocadas ao alcance de suas mãos. O experimentador acompanha a marcha do paciente, trazendo o microcomputador sobre um carrinho. Nos instantes a serem analisados (movimentos que antecedem um passo), o experimentador dispara a aquisição de um bloco. A figura 4.20 mostra uma fotografia de um experimento.



Figura 4.20 - Fotografia de experimento

A seguir, os sinais obtidos dos instantes "pré-passo", bem como de outros instantes de marcha, foram analisados na busca de padrões. O reconhecimento de padrões foi feito por redes neurais implementadas através de um "shell" para simulação das mesmas em microcomputadores PC. Este "shell" é denominado "NEURONET" e foi desenvolvido no Núcleo de Informática Biomédica (NIB) da Unicamp. De acordo com a referência [8], um sinal de EMG de superfície pode ser bem representado por um modelo AR de ordem 4 ou 5. Os parâmetros AR de ordem 4, bem como a variância, foram extraídos para cada amostra de duração igual a 100 milissegundos. As amostras de sinais

coletadas nos instantes que antecederiam o passo foram denominadas **exemplos**, enquanto as amostras coletadas em outros instantes quaisquer foram denominadas **contra-exemplos**.

Metade dos exemplos e metade dos contra-exemplos foram utilizados para o treinamento das redes neurais (conjunto de treinamento), enquanto a outra metade foi utilizada para se avaliar o reconhecimento de padrões (conjunto de teste). As redes neurais foram implementadas com 5 neurodos de entrada (um para cada parâmetro AR de ordem 4 e um para a variância) e dois neurodos de saída, sendo um para indicar o reconhecimento de um exemplo (denominado PASSO) e outro para indicar o reconhecimento de um contra-exemplo (denominado PARADO). As saídas destes neurodos assumiam valores entre 0 e 1, sendo considerado como padrão reconhecido aquele referente ao neurodo que assumia o maior valor. A soma dos valores dos dois neurodos de saída é sempre igual a 1.

Os parâmetros AR extraídos, bem como os resultados obtidos, serão apresentados e discutidos nos próximos capítulos.

CAPÍTULO 5 - RESULTADOS

Os primeiros dados coletados se referem ao comportamento do músculo tríceps braquial direito do paciente C. Foram selecionados 14 amostras de sinal coletadas nos instantes de deslocamento do peso do corpo para o braço direito (antecedendo o passo da perna esquerda - denominados aqui como **exemplos**) e mais 14 amostras de movimentos de manutenção de equilíbrio e em instantes de deslocamento do peso do corpo para o braço esquerdo (denominados aqui como **contra-exemplos**). Os instantes de deslocamento do peso para a direita (passo da perna esquerda) determinam os exemplos para todos os músculos e pacientes analisados. Na figura 5.1, podemos ver um sinal extraído quando do apoio sobre o braço direito. Pode-se perceber claramente que o sinal, que era fraco antes do deslocamento do peso do corpo, aumentou de intensidade, o que mostra que o tríceps entrou em ação a fim de manter o braço direito estendido quando o peso está sobre ele. No final do passo, quando o peso é deslocado para o outro lado, a intensidade do sinal do tríceps direito volta a diminuir.

SINAL TRICEPS C. :

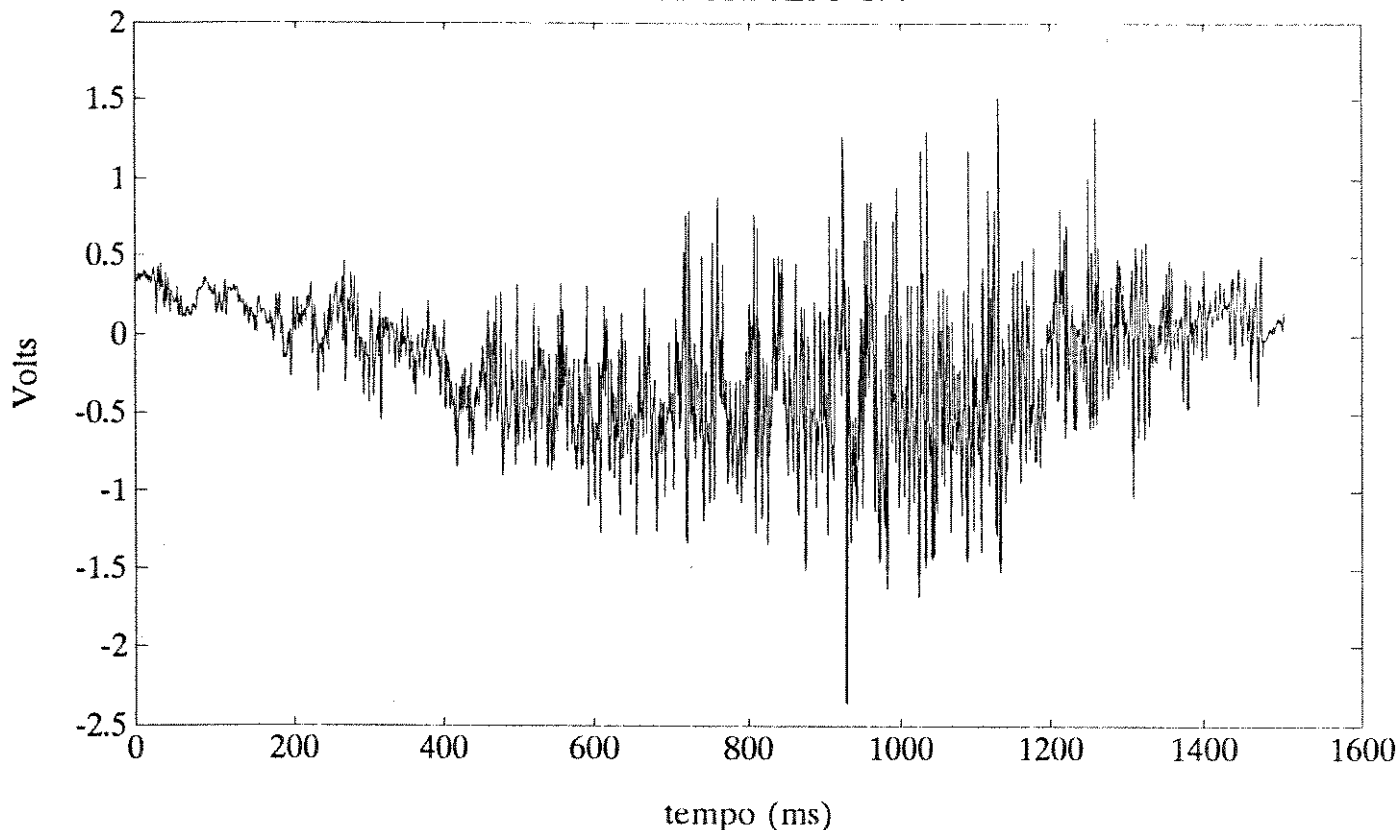


Figura 5.1 - Sinal do tríceps braquial direito - Paciente C.

Os parâmetros AR e a variância das amostras estão nas tabelas 5.1 (exemplos) e 5.2 (contra-exemplos). Os exemplos e os contra-exemplos de **A** até **G** foram utilizados como conjunto de treinamento e os exemplos e contra-exemplos de **H** até **N** foram utilizados como conjunto de teste. A rede neural possui 3 neuródos na camada intermediária e passou por 28000 ciclos de treinamento, possuindo um erro global de 0.31154. Os resultados para o conjunto de teste estão nas tabelas 5.3 (exemplos) e 5.4 (contra-exemplos), sendo SAÍDA o nome do neurodo que disparou e VALOR o valor apresentado por este neurodo.

Tabela 5.1 - Exemplos para músculo tríceps braquial - Paciente C.

Amostra	A1	A2	A3	A4	Var.
A	0.5633	-0.4033	0.4684	0.1657	0.2198
B	0.5941	-0.4358	0.4186	0.1414	0.0920
C	0.7721	-0.3816	0.3031	0.1736	0.0840
D	0.6459	-0.2284	0.3404	0.1543	0.1048
E	0.6222	-0.4278	0.2228	0.2437	0.2005
F	0.7733	-0.3493	0.3872	0.0616	0.0931
G	0.4123	-0.0909	0.2554	0.2148	0.2564
H	0.7867	-0.2882	0.0481	0.1817	0.0852
I	0.5824	-0.1875	0.3054	0.1657	0.0619
J	0.8488	-0.3604	0.3356	0.1868	0.1233
K	0.7713	-0.3425	0.2565	0.0998	0.1268
L	0.5987	-0.2083	0.4160	0.1279	0.0889
M	0.7443	-0.4342	0.4107	0.0851	0.1243
N	0.8974	-0.4141	0.0883	0.2247	0.1641

Tabela 5.2 - Contra-exemplos para músculo tríceps braquial - Paciente C.

Amostra	A1	A2	A3	A4	Var.
A	0.7689	-0.2763	0.3157	0.1785	0.0180
B	0.5601	-0.1916	0.4722	0.1497	0.0239
C	0.8224	-0.5170	0.4199	0.1226	0.1147
D	0.6599	-0.3185	0.2819	0.0699	0.3670
E	0.4277	-0.3436	0.3362	0.1458	0.0322
F	0.5359	-0.0657	0.0888	0.2941	0.0247
G	0.7390	-0.3095	0.3602	0.0446	0.0259
H	0.6019	-0.2702	0.3391	0.3387	0.0038
I	0.6484	-0.2568	0.2278	0.3723	0.0128
J	0.8463	-0.3467	0.2970	0.1283	0.0257
K	0.6448	-0.1982	0.2364	0.2215	0.0334
L	0.7545	-0.5503	0.2394	0.0120	0.1810
M	0.7564	-0.2000	0.1976	0.0215	0.0968
N	0.7835	-0.2980	0.2270	0.2270	0.0341

Tabela 5.3 - Classificação dos exemplos do tríceps braquial - Paciente C.

Amostra	Saída	Valor
H	Parado	0.6023
I	Passo	0.9442
J	Passo	0.9999
K	Parado	0.5150
L	Passo	0.9994
M	Parado	0.6249
N	Parado	0.9795

Tabela 5.4 - Classificação dos contra-exemplos do tríceps braquial - Paciente C.

Amostra	Saída	Valor
H	Parado	0.9997
I	Parado	0.9996
J	Parado	0.9920
K	Parado	0.9762
L	Parado	1.0000
M	Passo	0.7359
N	Parado	0.9674

Decidiu-se extrair os parâmetros AR em trechos de 100 milissegundos antes ou após aqueles utilizados nos exemplos H, K, M e N, ou seja, aqueles exemplos que não foram reconhecidos como tais, para ver se a rede poderia reconhecê-los como exemplos. Na tabela 5.5, temos os novos parâmetros para estas amostras e na tabela 5.6, temos os novos resultados de reconhecimento pela rede.

Tabela 5.5 - Novos parâmetros do tríceps braquial - Paciente C.

Amostra	a_1	a_2	a_3	a_4	Var.
H	0.7843	-0.2191	0.1071	0.2141	0.0492
K	0.7721	-0.3816	0.3031	0.1736	0.0840
M	0.7733	-0.3493	0.3872	0.0616	0.0931
N	0.7843	-0.2191	0.1071	0.2141	0.0487

Tabela 5.6 - Classificação dos novos exemplos do tríceps braquial - Paciente C.

Amostra	Saída	Valor
H	Passo	0.7140
K	Passo	0.9896
M	Passo	0.9751
N	Passo	0.6930

Outro músculo aparentemente promissor era o trapézio (parte superior). Foram coletados sinais deste músculo (lado direito) no paciente C. Nas figuras 5.2 e 5.3 podemos ver dois sinais coletados nos instantes precedentes ao passo. Não foram feitas extrações de parâmetros destes sinais, já que foi verificado que as contrações do trapézio não são exatamente sincronizadas com os passos. Isto será discutido no próximo capítulo.

SINAL 1 TRAPEZIO C. :

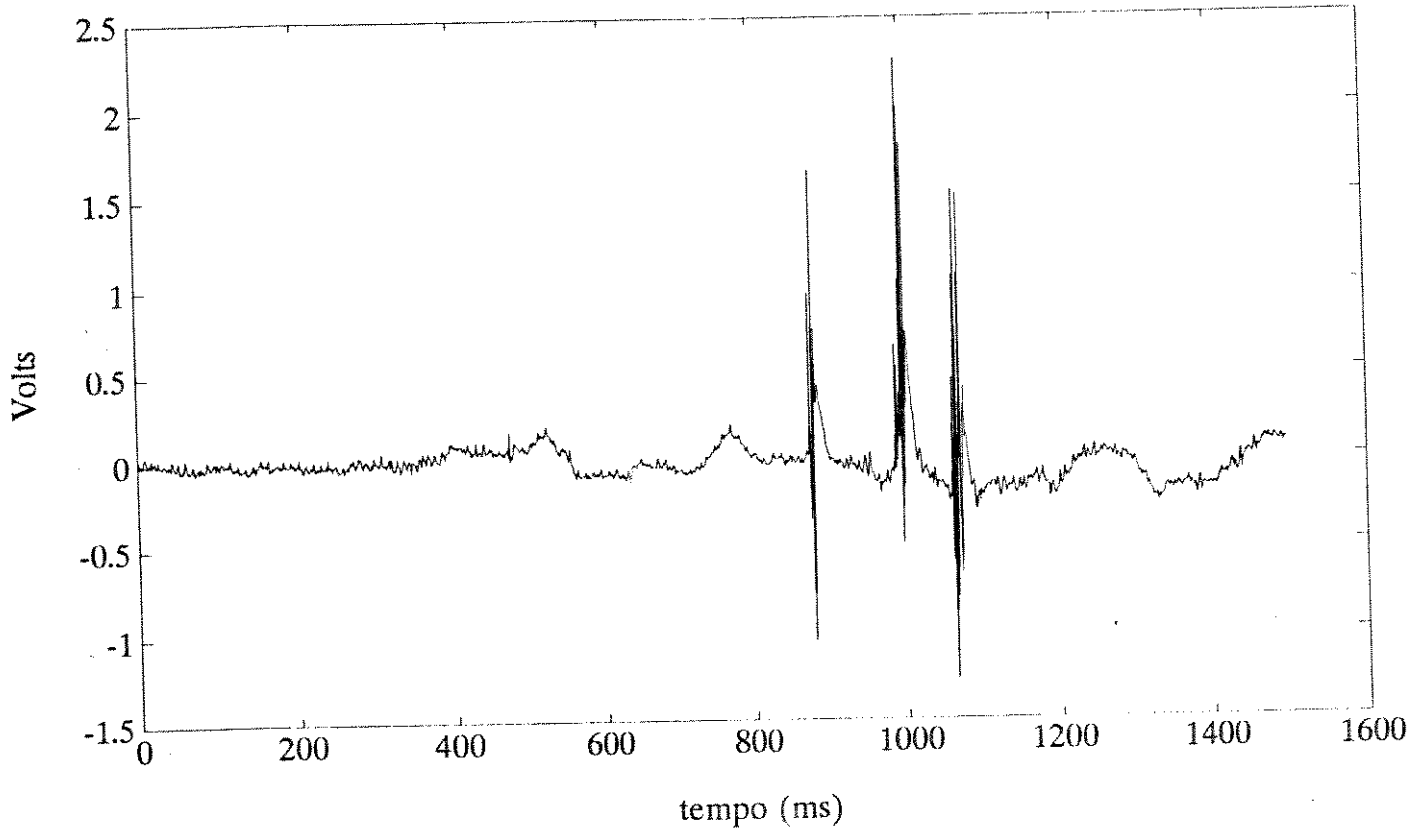


Figura 5.2 - Sinal 1 do trapézio direito - Paciente C.

Podemos verificar a inexistência de um sincronismo exato das contrações com as fases da marcha. Em um sinal, surgem três "pulsos" de curtíssima duração, enquanto que no outro teste, surgem apenas dois destes "pulsos".

SINAL 2 TRAPEZIO C. :

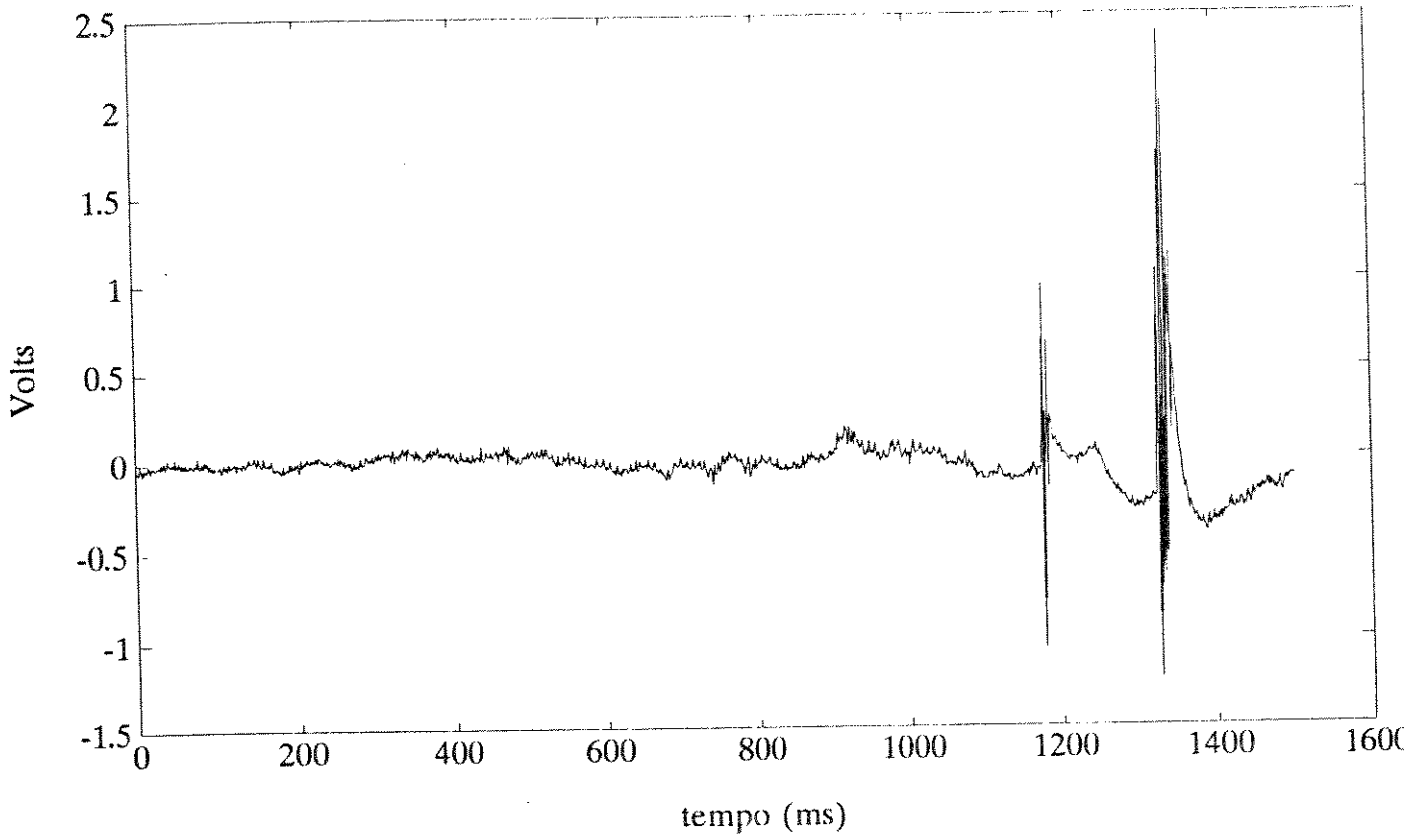


Figura 5.3 - Sinal 2 do trapézio direito - Paciente C.

Para o paciente D., decidiu-se coletar sinais do tríceps direito, a fim de comparar os resultados com os do paciente C. Na figura 5.4, podemos ver um sinal coletado quando do apoio sobre o braço direito. Foram coletados 10 exemplos e 10 contra-exemplos. Os parâmetros AR de ordem 4 e a variância para cada amostra estão nas tabelas 5.7 (exemplos) e 5.8 (contra-exemplos).

SINAL TRICEPS D. :

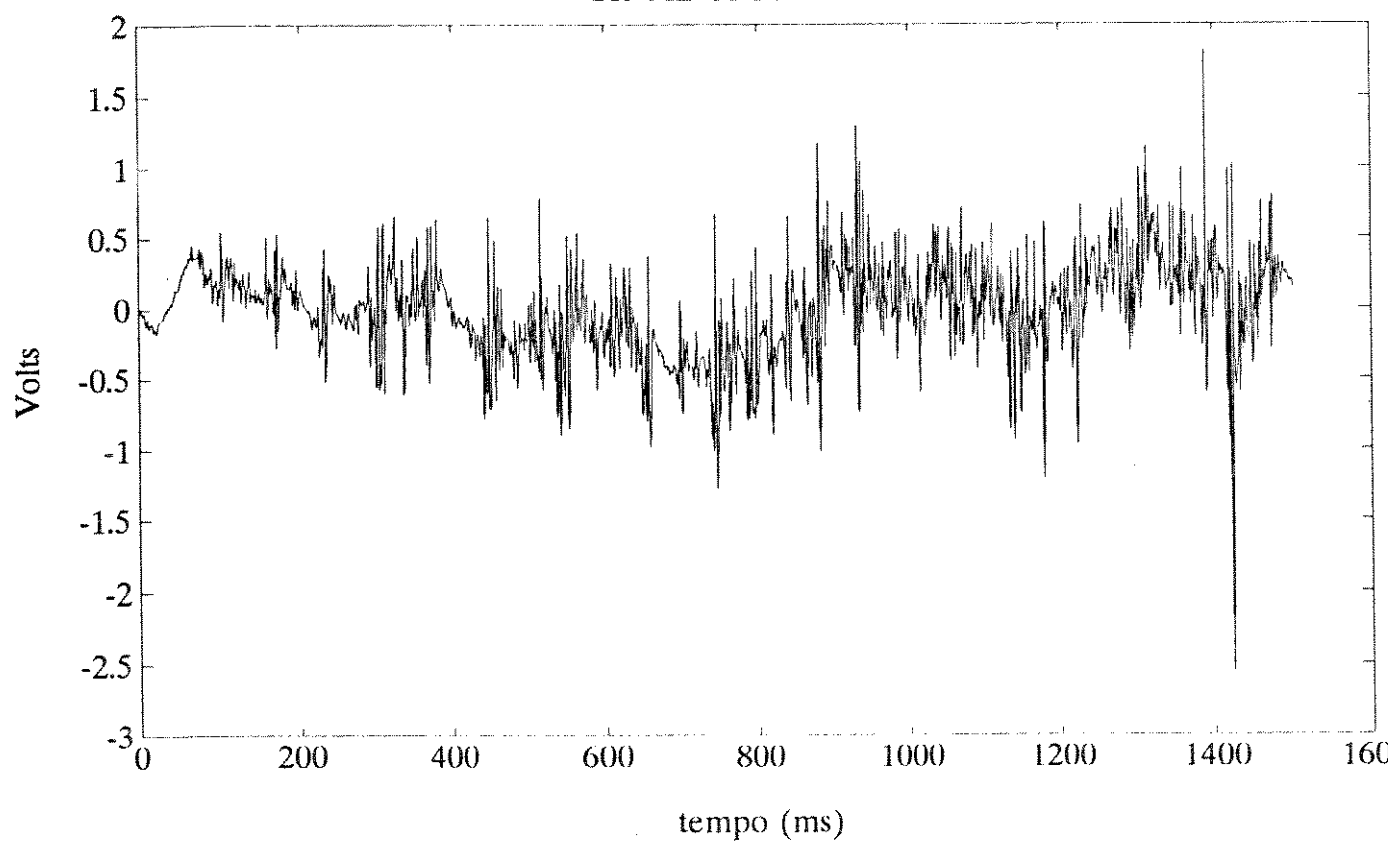


Figura 5.4 - Sinal do tríceps braquial direito - Paciente D.

Tabela 5.7 - Exemplos para músculo tríceps braquial - Paciente D.

Amostra	a_1	a_2	a_3	a_4	Var.
A	0.5154	-0.1990	0.1495	0.2364	0.0954
B	0.3441	-0.0679	0.2205	0.1837	0.2709
C	0.3037	-0.0177	0.0586	0.1508	0.0789
D	0.5209	-0.0024	0.1607	0.1007	0.0838
E	0.4076	-0.2067	0.0874	0.0924	0.1283
F	0.3960	-0.0383	0.1619	0.1428	0.2761
G	0.5441	-0.0967	0.1556	0.2251	0.0978
H	0.2825	-0.0833	0.3538	0.2471	0.0715
I	0.4226	-0.1319	0.1073	0.1680	0.3072
J	0.5756	-0.1871	0.1960	0.0022	0.0991

Tabela 5.8 - Contra-exemplos para músculo tríceps braquial - Paciente D.

Amostra	a_1	a_2	a_3	a_4	Var.
A	0.5016	-0.3487	0.1157	-0.0491	0.0584
B	0.2205	-0.5075	0.2701	-0.0890	0.0758
C	0.3450	-0.3709	-0.1142	-0.0456	0.2814
D	0.3389	-0.2821	-0.0596	0.1336	0.1713
E	0.4605	-0.3598	0.1450	-0.0406	0.1443
F	0.2172	-0.2416	0.1413	0.0412	0.0730
G	0.2818	-0.2419	-0.2005	-0.1233	0.0537
H	0.2627	-0.1269	0.1081	0.2091	0.0730
I	0.6758	-0.2822	0.0009	0.2404	0.1722
J	0.4680	-0.2282	0.3982	-0.0637	0.1410

Os exemplos e os contra-exemplos de **A** até **E** foram utilizados como conjunto de treinamento e os exemplos e contra-exemplos de **F** até **J** foram utilizados como conjunto de teste. A rede neural possui 4 neurodos na camada intermediária e passou por 1000 ciclos de treinamento, possuindo um erro global de 0.38175. Os resultados para o conjunto de teste estão nas tabelas 5.9 (exemplos) e 5.10 (contra-exemplos).

Tabela 5.9 - Classificação dos exemplos do tríceps braquial - Paciente D.

Amostra	Saída	Valor
F	Passo	0.9996
G	Passo	0.9998
H	Passo	0.9999
I	Passo	0.9982
J	Passo	0.9947

Tabela 5.10 - Classificação dos contra-exemplos do tríceps braquial - Paciente D.

Amostra	Saída	Valor
F	Parado	0.7527
G	Parado	0.9996
H	Passo	0.9965
I	Passo	0.9905
J	Passo	0.9948

As figuras 5.5 e 5.6 apresentam as densidades espectrais de dois trechos do mesmo sinal (tríceps braquial do paciente C., instantes antecedentes ao passo), deslocados entre si de 50 milissegundos, sendo a duração dos trechos de 100 milissegundos. A janela utilizada foi a Hanning.

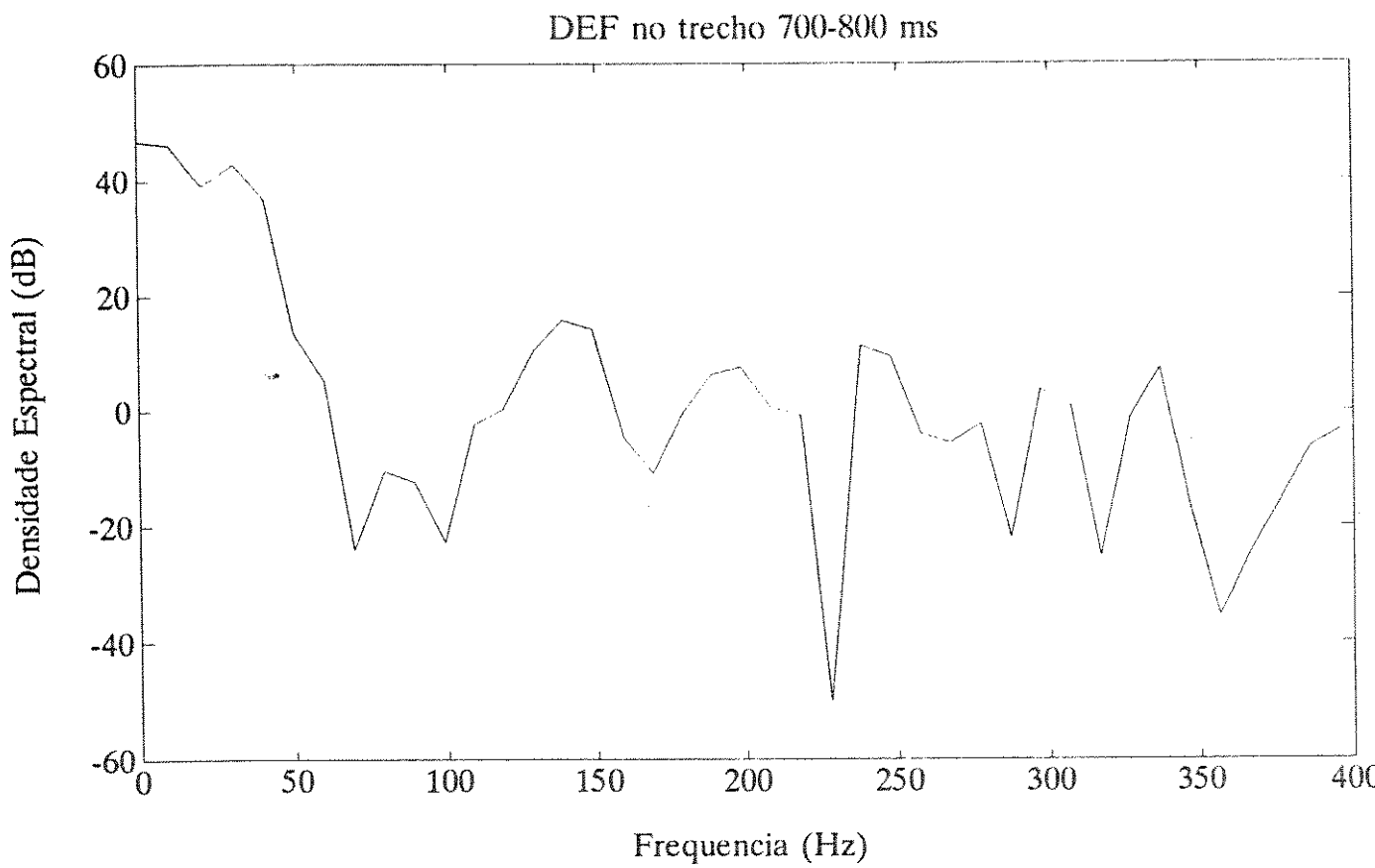


Figura 5.5 - Densidade espectral no trecho 700-800 ms

DEF no trecho 750-850 ms

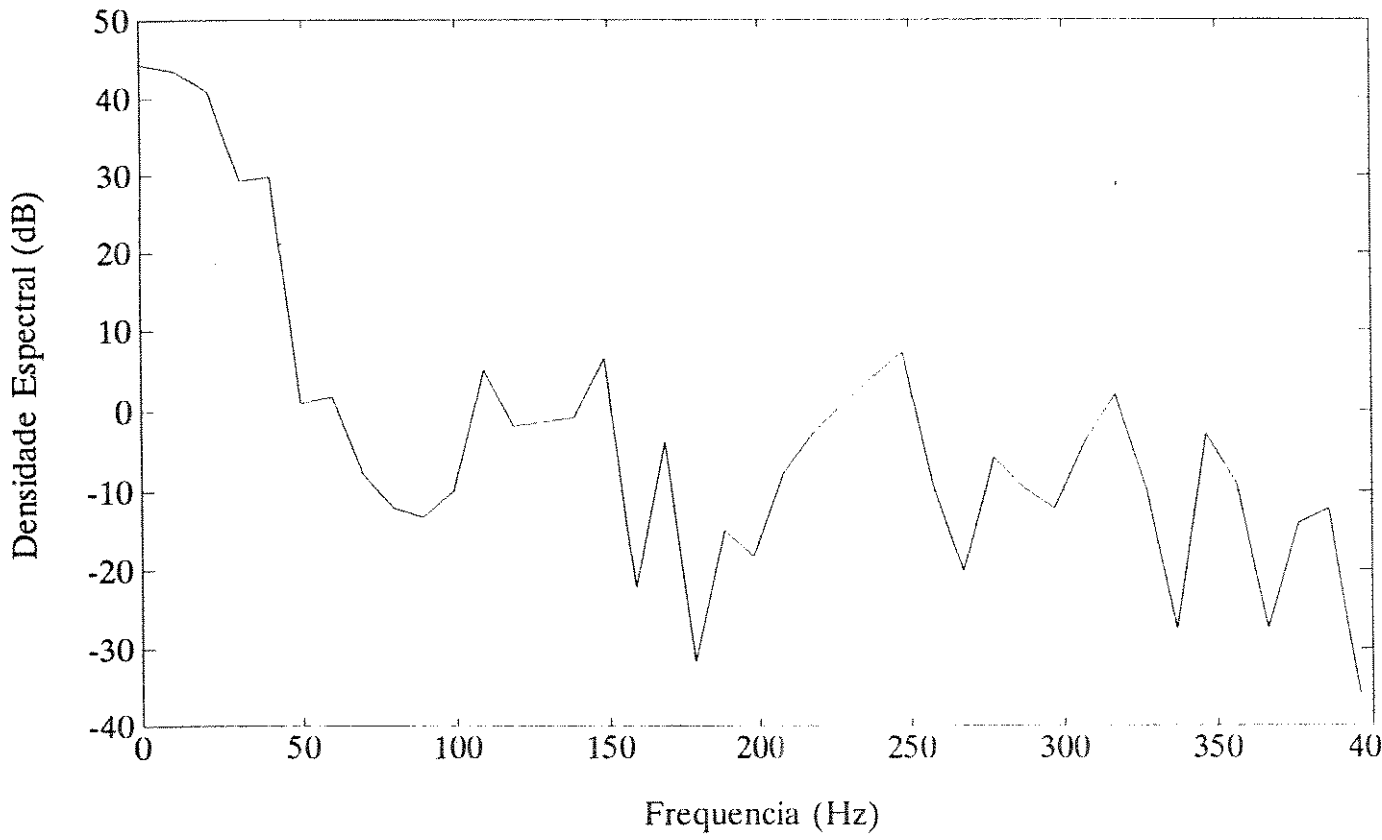


Figura 5.6 - Densidade espectral no trecho 750-850 ms

CAPÍTULO 6 - DISCUSSÃO

A operação do sistema completo é bastante simples e pode ser aprendida em alguns minutos, já que o usuário é orientado por menus. O único ponto fraco de toda a operação é a necessidade de se traduzir o arquivo temporário de dados a serem processados para linguagem MATLAB, mas mesmo esta operação é bastante simples.

Foram utilizados eletrodos para ECG, mais especificamente para uso com Holter, os quais suportam melhor a movimentação do paciente. Mesmo estes eletrodos, entretanto, começam a perder contato após cerca de 45 minutos de movimentação intensa do músculo.

Na parte de "hardware", o circuito condicionador funcionou a contento. Como se pode ver nas figuras de sinal de EMG, o nível de ruído se manteve em níveis bastante baixos, o que indica o bom funcionamento das etapas diferencial e de filtragem de 60 Hz.

Não houve necessidade de se testar o funcionamento adequado das rotinas do MATLAB, pois estas já fazem parte do pacote original e certamente já foram exaustivamente testadas.

A figura 5.1 mostrou um sinal coletado no tríceps braquial direito, cuja aquisição iniciou-se instantes antes do deslocamento do peso do corpo para a direita. Pode-se perceber claramente que o músculo, antes deste instante, apenas mantinha o tônus, iniciando uma contração vigorosa quando do deslocamento do peso. O mesmo pode ser visto na figura 5.4, para o paciente D.

A rede neural para o primeiro caso se comportou de forma razoável. Houve

somente um teste com resultado falso positivo, o qual é a única condição de risco para o paciente, pois isto significaria o disparo da seqüência de passo quando o paciente não estivesse preparado para isto. Mesmo assim, o paciente ainda teria o apoio das muletas ou do andador. Houve muitos resultados falsos negativos, mas isto não interferiria no funcionamento de um sistema "on-line", pois, como pôde-se notar pela tabela 5.6, a rede reconheceu a intenção de passo com amostras imediatamente anteriores ou posteriores às originalmente utilizadas. Um sistema "on-line" iria analisar todas as amostras e acabaria por reconhecer uma delas como válida, com um atraso de, no máximo, algumas centenas de milissegundos. Mesmo que isto não ocorresse, o paciente poderia retornar à posição de equilíbrio e tentar o passo novamente.

O músculo trapézio não parece ser promissor para este tipo de controle, pois, como visto nas figuras 5.2 e 5.3, o trapézio promove contrações bruscas e de curta duração, sem nenhum sincronismo visível com as fases da marcha. Parece que o trapézio, nos indivíduos que andam com muletas ou andadores, tem a função de estabilização lateral do tronco, promovendo contrações bruscas para recuperar o equilíbrio postural. Os tempos entre contrações nos sinais coletados variavam bastante, o que levou à conclusão da inexistência de relação direta com a cadência de marcha.

Para o paciente D., os testes com o tríceps braquial não foram muito promissores, já que ocorreram muitos resultados falsos positivos. Não se pode deixar de notar um fato bastante curioso : esta rede neural convergiu muito mais rapidamente que a anterior. Talvez outras configurações de redes ou o uso de modelos AR de ordem maior resolvam o problema dos falsos positivos. Devemos lembrar que o músculo tríceps braquial é

inervado pelos segmentos C6, C7 e C8 da medula. Como o paciente D. possui nível de lesão C6, conclui-se que ele não possui controle total sobre o músculo analisado, o que pode ter permitido o aparecimento do problema citado.

Nas figuras 5.5 e 5.6, podemos ver a diferença entre as densidades espectrais dos dois trechos do mesmo sinal, bem como a falta de resolução do gráfico. Isto se deve ao pequeno número de amostras utilizadas (100), bastante pequeno para ser aplicado em um algoritmo de FFT. Assim, verifica-se que a análise via FFT para um controle em tempo real não parece ser viável, sendo preferível o uso de modelo AR, o qual possui bastante precisão, mesmo com poucas amostras.

Pode-se notar também a existência de um padrão básico em todas as contrações de tríceps braquial analisadas, sejam elas exemplos ou contra-exemplos, no paciente C. ou no D. O parâmetro A1 é sempre positivo enquanto o parâmetro A2 é sempre negativo. Isto reflete a existência de um padrão básico de recrutamento de fibras, para todas as formas de contração do músculo em questão, para qualquer indivíduo. Provavelmente, cada músculo do corpo também terá um padrão básico. Podemos também verificar que, aparentemente, as patologias neuromusculares poderiam afetar o padrão básico.

De fato, podemos reparar que os parâmetros A3 e A4 das amostras do paciente C. são sempre positivos. No paciente D., algumas amostras possuem um destes dois valores, ou ambos, negativos. Este paciente possui parte da inervação do tríceps afetada, enquanto o paciente C. possui esta inervação intacta. Assim, parece que os parâmetros A3 e A4 estão refletindo a deficiência neurológica do paciente D.

CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO E PROPOSTAS FUTURAS

A meta básica deste trabalho, ou seja, a construção do sistema, foi alcançada a contento. O sistema já está em plena operação no setor de fisioterapia do Hospital das Clínicas da Unicamp. A operação do sistema para aquisição de dados é fácil e rápida e o processamento de sinal não oferece dificuldades.

O fato de se utilizar um "software" em ambiente MATLAB para o processamento dos sinais garante grande flexibilidade para o sistema. O ambiente de programação é excelente para a implementação de algoritmos de processamento digital de sinais. Qualquer usuário pode facilmente modificar os algoritmos já existentes ou mesmo acrescentar novos algoritmos para suprir suas necessidades.

Há a necessidade de se otimizar os eletrodos para o uso em EMG de superfície, já que os atualmente utilizados foram feitos originalmente para ECG. Não há necessidade de modificações na superfície de detecção, mas sim na forma de adesão do eletrodo na pele. Talvez o uso de cintas ou braçadeiras possa garantir um contato melhor.

Os testes de reconhecimento de padrões estão ainda no início, sendo ainda necessário testar modelos AR de ordens mais elevadas, bem como outras redes neurais no reconhecimento. O que importa no atual momento é que o método de controle eletromiográfico da marcha é viável e merece um estudo aprofundado. Para isto, o presente sistema será de grande valia.

Como visto, o músculo possui uma contração mais intensa na fase da marcha de interesse. Assim, um sistema em tempo real poderia inicialmente monitorar o músculo em busca de uma contração muscular intensa. Detectada esta condição, o sistema faria a extração dos parâmetros e o reconhecimento de padrões. Isto evitaria a necessidade de o sistema passar o tempo todo extraindo parâmetros, o que teria um custo computacional bastante elevado.

Quanto à extração dos parâmetros AR em tempo real, há trabalhos mostrando o uso de redes neurais de Hopfield para esta função [11]. O sistema aqui apresentado poderia ser de grande valia na geração de conjuntos de treinamento para tais redes, já que estas precisariam ser treinadas com sinais eletromiográficos e seus parâmetros correspondentes, os quais podem ser obtidos através do presente sistema.

No desenvolvimento de um sistema de controle, será necessário levar em conta o fator psicológico do paciente. É de se esperar uma certa sensação de desconforto pelo uso de eletrodos presos à pele e pelos fios que ligam estes eletrodos à unidade de controle. É também necessário se levar em conta o custo dos eletrodos, já que por questões de higiene estes devem ser, de preferência, do tipo descartável. Outros métodos de controle de marcha mais simples e, ao mesmo tempo, com margens de erro menores, estão sendo desenvolvidos no Departamento de Engenharia Biomédica da UNICAMP e, certamente, o paciente e o fisioterapeuta darão preferência a estes métodos.

Em alguns casos, entretanto, tais métodos poderão ser ineficientes, e nestes casos o controle eletromiográfico será de grande valia. Há também a possibilidade de se utilizar vários métodos de controle, numa integração de sensores diversos nas muletas,

nos calçados, nas órteses e, obviamente, nos músculos do tronco. Um sistema de controle deste tipo poderia utilizar lógica nebulosa ("fuzzy") para exercer o controle dos estímulos em função dos valores obtidos pelos sensores.

Deve-se sempre lembrar, entretanto, que o paciente pode desistir da reabilitação se a quantidade de sensores for muito grande. Para que isto não ocorra com o sistema eletromiográfico, há a necessidade de se utilizar eletrodos e fios bastante discretos, de forma que a estética não fique muito prejudicada.

No caso do músculo trapézio, uma aplicação possível para seu sinal seria a avaliação de um sistema de reabilitação sob o ponto de vista de gasto energético. Quanto menor o número de contrações feitas pelo trapézio, menor o esforço do paciente para manter o equilíbrio e, portanto, menor o seu cansaço e maior a eficiência do sistema.

Como foi visto, os parâmetros extraídos de todas as amostras refletiram um padrão básico de contração, o qual se alterou na presença de alterações neurológicas diretamente relacionadas com o músculo sob análise. Isto aponta para uma possibilidade de se pesquisar a alteração de tais padrões básicos na presença de patologias neuromusculares diversas. Este sistema, por sua flexibilidade e simplicidade de uso, pode ser um importante auxiliar para tal tipo de pesquisa.

De fato, os resultados mostraram a possibilidade de se diagnosticar doenças neuromusculares através de um exame simples de EMG de superfície, o qual é indolor. O contrário ocorre com os atuais exames clínicos, que são extremamente incômodos, senão dolorosos. A idéia de diagnóstico através de processamento de sinais de EMG de

superfície deve ser examinada com bastante carinho.

Enfim, o presente trabalho, apesar de inicialmente motivado pela possibilidade de construção de um controle eletromiográfico de marcha, se estende além desta aplicação, encontrando espaço em aplicações clínicas como diagnósticos de patologias neuromusculares e de deficiências posturais. O sistema também pode ser utilizado no treinamento de redes neurais para a extração de parâmetros diversos.

O sistema ainda pode ser utilizado na pesquisa de algoritmos de controle eletromiográfico para próteses ativas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDREWS, B.J.; BAJD, T.; "Hybrid orthoses for paraplegics". *Proc. (suppl.) 8th International Symposium on External Control of Human Extremities*, Yugoslavia, pp. 55-59, 1984.
2. CLIQUET JR., A.; "Paraplegic locomotion with neuromuscular electrical stimulation based systems - a feasibility study". **Ph.D. thesis**, University of Strathclyde, Glasgow, UK, 1988.
3. CLIQUET JR., A.; BAXENDALE, R.H.; ANDREWS, B.J.; "Paraplegic locomotion and its metabolic energy expenditure". In *Neuromuscular Stimulation*, ed. Rose, Jones & Vibova publisher, Demos, New York, cap.11, pp. 139-146, 1989.
4. CLIQUET JR., A.; "Paraplegic gait restoration through neuromuscular electrical stimulation based strategies". *Proc. 4th International Symposium on Biomedical Engineering*, Espanha, pp. 214-215, 1991.
5. QUEVEDO, A.A.F.; CLIQUET JR., A.; "A myoelectric control system for neuromuscular stimulation". *Proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. 16th International Conference on Medical and Biological Engineering*, Japan, p. 1209, 1991.

6. BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J.; "Muscles alive - their functions revealed by electromyography". 5ª Edição, Williams & Wilkins, U.S.A., pp. 10-72, 1985.

7. COBBOLD, R.S.C.; "Transducers for biomedical measurements". John Wiley & Sons, U.S.A., pp. 412-42, 1974.

8. GRAUPE, D.; "EMG pattern analysis for patient-responsive control of FES in paraplegics for walker-supported walking". *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, U.S.A., 36 (7) : 711-718, 1989.

9. COHEN, A.; "Biomedical signal processing". Vol. I - "Time and frequency domain analysis". 2ª Edição, CRC Press, U.S.A., pp. 81-95, 1988.

10. COHEN, A.; "Biomedical signal processing". Vol. II - "Compression and Automatic Recognition". 2ª Edição, CRC Press, U.S.A., pp. 120-21, 1988.

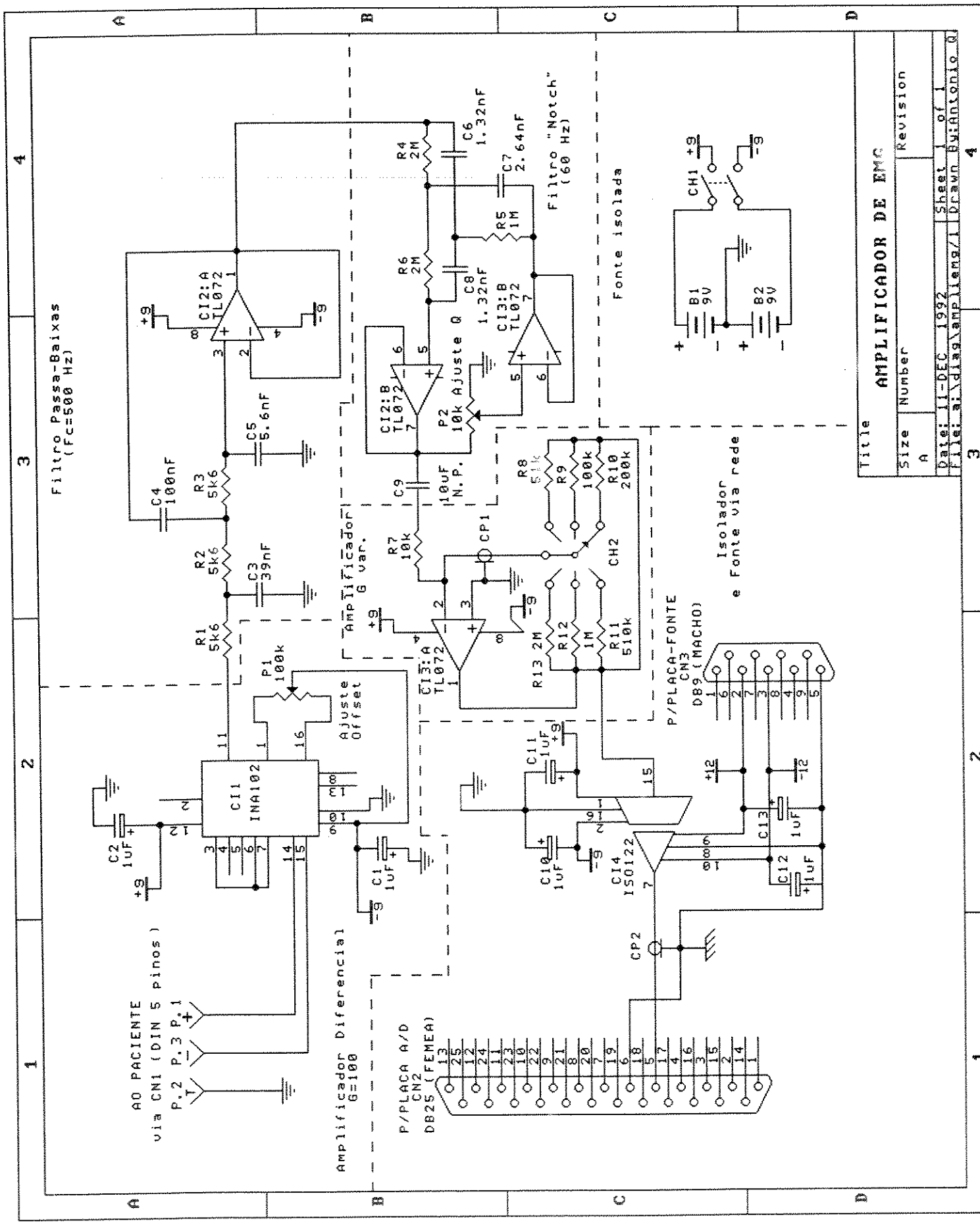
11. KELLY, M.F.; PARKER, P.A.; SCOTT, R.N.; "The application of neural networks to myoelectric signal analysis : A preliminary study". *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, U.S.A., 37 (3) : 221-29, 1990.

12. COHEN, B.A.; "Review of Acquisition and Analysis of the Electromyogram". *Journal of Clinical Engineering*, U.S.A., 2 (2) : 142-48, 1977.

13. Burr-Brown Integrated Circuits Data Book, Vol. 33, Burr-Brown Corp., U.S.A., 1989.
14. STOUT, D.F.; KAUFMAN, M.; "Handbook of operational amplifier circuit design", McGraw-Hill Inc., U.S.A., 1976.
15. Texas Instruments - The Linear Control Circuits Data Book, 2nd Edition, Texas Instruments Incorporated, U.S.A., 1980.
16. CAD 10/26 - Manual do Usuário e de Referência, Lynx Tecnologia Eletronica, Brasil, 1987.
17. OPPENHEIM, A.V.; SCHAFER, R.W.; "Digital signal processing". Prentice-Hall, U.S.A., pp. 284-320, 1975.
18. PC-MATLAB - Manual do Usuário, Mathworks Inc., U.S.A.
19. COHEN, A.; "Biomedical signal processing". Vol. II - "Compression and Automatic Recognition". 2 Edição, CRC Press, U.S.A., pp. 139-51, 1988.

APÊNCICE I :

DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO CONDICIONADOR DE SINAL



Title		AMPLIFICADOR DE EMC	
Size	Number	Revision	
A			
Date		Sheet	
11-DEC-1992		of 1	
File		Drawn	
119/AMPL/1992		BY: ANTONIO Q	

APÊNDICE II :
LISTAGENS DOS
PROGRAMAS

PROGRAMA AQUIS.C PARA USO NO TURBO-C (AQUISIÇÃO E GRAVAÇÃO DE SINAL)

```
=====
#include <stdlib.h>
#include <mem.h>
#include <stdio.h>
#include <alloc.h>
#include <dos.h>
#include <string.h>
#include <math.h>
#include <graphics.h>

#define LSB(x)      *((unsigned char *)&x)
#define MSB(x)     *((unsigned char *)&x+1)
#define PAGE(x)    *((unsigned char *)&x+2)

unsigned *buffer; /* ponteiros inteiros para buffer de aquisicao */
unsigned *amostras; /* e para lista completa de amostras */
unsigned tamblc,bytes; /* Tamanho do bloco e numero de bytes */
unsigned numblc; /* Numero de blocos */
int grdrv,grmd; /*Driver e modo graficos */
int xm,ym; /* x e y maximos */
unsigned char *op=" "; /* Opcao */
unsigned long end; /* Endereco do buffer */
char t=0; /* Le port de controle do DMA */
int ammax; /* Maior valor absoluto de amostra */
float amf; /* Maior valor absoluto de tensao */
unsigned i,aux; /* Contador e auxiliar inteiro */
unsigned char tec; /* Caracter do teclado */
unsigned char ovfl=0; /* Flag de overflow na aquisicao */
char arquivo[]=" "; /* Nome do arquivo */
FILE *fp; /* file pointer */
int cx,cy; /* Coordenadas x e y */

/* ----- Rotina de Apresentacao ----- */
void apresentacao(void)
{
grdrv=DETECT; /* Deteccao automatica */
initgraph(&grdrv,&grmd,""); /* Inicializacao */
xm=getmaxx();
ym=getmaxy(); /* Obtem os valores maximos de x e y */
moveto(0,(ym/2)); /* Coordenada inicial */
for ( cx = 0 ; cx < xm ; cx + + ) {
cy=(ym/2)+(ym/3)*(sin(cx*0.05)*cos(cx*0.4));
lineto(cx,cy); } /* Faz o desenho */
settextstyle(SANS_SERIF_FONT,HORIZ_DIR,1); /* Ajusta estilo de
texto */
outtextxy(20,1,"SISTEMA DE AQUISICAO DE EMG");
outtextxy(40,ym-20,"by Antonio A.F.Quevedo");
delay(2000); /* Fornece um atraso */
}
```

```

/*-----*/
/* Rotina de aquisicao de dados. Usa *buffer e armazena dados em
   *amostras. O no. de blocos e colocado em numblc e o no. de a-
   mostras por bloco e colocado em tamblc */
void aquis(void)
{
unsigned char cb[]="1"; /* Caractere ASCII equivalente ao numero do
bloco */
char *tex="          "; /* Ponteiro auxiliar para impressao
de variavel
   e conversao de int em float */
cleardevice();
settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,1); /* Ajusta estilo de texto
*/
outtextxy(180,10,"OPCAO 1 - AQUISICAO DE EMG");
line(1,20,xm,20); /* Titulo e linha */
outtextxy(30,40,"Entre com o numero de blocos (1-5) :   ");
line(1,170,xm,170);
outtextxy(20,174,"MENSAGEM : Digite '6' para sair");
gotoxy(42,6);
scanf("%u",&numblc); /* Entrada do numero de blocos */
if(numblc<=5) { /* Sai se for digitado "6" ou numero maior */
   outtextxy(30,64,"Entre com o tempo por bloco em milissegundos (0
a 2000) : ");
   gotoxy(63,9);
   scanf("%u",&tamblc); /* Entrada do tamanho do bloco */
   aux=tamblc-((tamblc/4)*4);
   if(aux!=0) tamblc=tamblc+4-aux;
   bytes=tamblc*2;
   line(1,75,xm,75);
   end=FP_OFF(buffer)+((long)FP_SEG(buffer)<<4);/*      Calculo      do
endereço do buffer */
   sound(800);
   delay(300);
   nosound();
   outtextxy(40,80,"Para aquisicao de bloco, tecle barra de
espaco.");
   line(1,90,xm,90);
   for(i=1;i<=numblc;i++,cb[0]++) /* Faz a aquisicao bloco a bloco */
   { outtextxy(40,85+10*i,"Bloco   :");
     outtextxy(90,85+10*i,&cb);
     outportb(726,0x0); /* Desabilita DMA */
     do { tec=getch(); }while(tec != ' '); /* Aguarda barra de espaco
*/
     outportb(723,0xb4); /* Contador 2 no modo 2 */
     outportb(11,0x45); /* Modo DMA */
     outportb(12,0x0); /* Sincroniza escrita */
     outportb(0x2,LSB(end)); /* LSB do Address Register */
     outportb(0x2,MSB(end)); /* MSB do Address Register */
     outportb(0x03,LSB(bytes)); /* LSB do Counter Register */
     outportb(0x03,MSB(bytes)); /* MSB do Counter Register */
     outportb(0x83,PAGE(end) & 0x0f); /* DMA page register */
     outportb(10,0x01); /* Request register */
     outportb(727,0x00); /* Seletor de canais */

```

```

    outportb(726,0x1); /* Habilita DMA */
    outportb(722,0xC4); /* Contador 2 (ou 79)*/
    outportb(722,0x09); /* Contador 2 */
    delay(tamblc*2+500);
    while((t & 2) < 2) {t=inportb(8);} /* Verificacao de final de
transferencia */
    outportb(726,0x0); /* Desabilita DMA */
    sound(1000);
    delay(200);
    nosound(); /* "Bip" */
    memcpy((amostras+(i-1)*tamblc),buffer,bytes); /* Copia o buffer
para a
                                area em amostras */
    }
    ovfl=0; /* Zera flag de overflow */
    ammax=0; /* Zera indicador de maior amostra */
    for(i=0;i<tamblc*numblc;i++) { *(amostras+i)=(*(amostras+i) &
0x03ff);
                                if(abs(*(amostras+i)-512)>ammax)
ammax=abs(*(amostras+i)-512);
                                if(*(amostras+i)>812 || *(amostras+i)<212)
ovfl=1;
                                }
    /* Faz ajuste de amostra e verifica ocorrencia de overflow */
    if (ovfl) { cleardevice();
                settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,2);
                outtextxy(30,10,"ATENCAO :");
                outtextxy(30,60,"OVERFLOW");
                sound(800);
                delay(1000);
                nosound();
                delay(2000);
            }
    else { cleardevice();
           outtextxy(30,10,"Valor de pico : ");
           itoa(ammax,tex,10);
           amf=atof(tex);
           amf=amf/102;
           ltoa(amf,tex,10);
           outtextxy(230,10,tex);
           delay(3000);
        }
    }
}

/*-----*
-----*/
/* Rotina de gravacao em arquivo com processo de otimizacao de
espaco */
void gravar(void)
{
    unsigned char quinto; /* Armazena o quinto byte do processo de
otimizacao */
    unsigned char bs; /* Byte separado de um inteiro */

```

```

cleardevice();
settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,1);
outtextxy(180,10,"OPCAO 2 - GRAVACAO DE DADOS");
line(1,20,xm,20); /* Titulo e linha */
outtextxy(30,48,"Entre com o nome do arquivo :           ");
line(1,170,xm,170);
outtextxy(20,174,"MENSAGEM : Para sair, digite 'fim'");
gotoxy(35,7);
scanf("%s",arquivo); /* Recebe nome do arquivo */
if(strcmp(arquivo,"fim") && strcmp(arquivo,"FIM")) { /* Sai se
"fim" */
    outtextxy(50,60,"Gravando...");
    fp=fopen(arquivo,"wb"); /* Abre arquivo binario para escrita */
    putw(numblc,fp); /* Grava numero de blocos */
    putw(tamblc,fp); /* Grava tamanho do bloco */
    for(i=0;i<(numblc*tamblc);i=i+4)
        { quinto=0;
          for(aux=0;aux<4;aux++) { bs=*(amostras+i+aux);
                                  putc(bs,fp); /* Separa e grava os LSB */
                                  bs=_rotr(*(amostras+i+aux),8); /* Separa o MSB
*/
                                  quinto=quinto+_rotr((bs & 3),aux*2);
                                  /* Monta o quinto byte do bloco */
                                  }
          putc(quinto,fp); /* Grava o quinto byte */
        }
    fclose(fp); /* Fecha arquivo */
    outtextxy(140,60,"OK!");
}
sound(900);
delay(400);
nosound(); /* "Bip" */
}

/*----- Programa principal -----*/
main()
{
    amostras=calloc(10000,2); /* Alocacao de memoria */
    buffer=calloc(2000,2);
    if (buffer==NULL || amostras==NULL) { printf("ERRO - Alocacao de
memoria");
                                        exit(1);}
    apresentacao();
    while(*op!=3) {
        cleardevice();
        settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,2); /* Ajusta estilo de texto
*/
        xm=getmaxx();
        ym=getmaxy(); /* Obtem os valores maximos de x e y */
        /* As instrucoes 'line' desenham a moldura */
        line(1,1,xm,1);
        line(1,25,xm,25);
        line(1,155,xm,155);
        line(1,185,xm,185);
    }
}

```

```
line(1,1,1,185);
line(xm,1,xm,185);
/* As instrucoes 'outtextxy' colocam o texto do menu */
outtextxy(120,5,"MENU PRINCIPAL :");
outtextxy(60,40,"1 - AQUISICAO");
outtextxy(60,75,"2 - GRAVACAO");
outtextxy(60,110,"3 - FIM");
outtextxy(60,165,"Entre com a opcao : ");
/* Recebe um numero de 1 a 3 pelo teclado */
while (*op<49 || *op>51) *op=getch();
outtextxy(380,165,op);
*op=*op-48;
sound(800);
delay(200);
nosound();
switch(*op) { case 1:aquis();break;
              case 2:gravar();break;
            }
}
closegraph();
}
```

PROGRAMA SELECT.C PARA USO NO TURBO-C (LEITURA E SELEÇÃO DE TRECHO DE SINAL)

```
=====
#include <stdlib.h>
#include <mem.h>
#include <stdio.h>
#include <string.h>
#include <math.h>
#include <graphics.h>

unsigned *amostras; /* Ponteiro inteiro para lista completa de
amostras */
unsigned tamblc,numblc; /* Tamanho do bloco e numero de blocos */
int grdrv,grmd; /*Driver e modo graficos */
int xm,ym; /* x e y maximos */
unsigned char *op=" "; /* Opcao */
unsigned i,aux; /* Contador e auxiliar inteiro */
unsigned ordem; /* Ordem do modelo AR */
unsigned char tec; /* Caracter do teclado */
char arquivo[]=" "; /* Nome do arquivo */
FILE *fp; /* file pointer */
int cx,cy; /* Coordenadas x e y */
unsigned size; /* Tamanho do trecho a ser processado */
float *s; /* Ponteiro com as amostras a serem processadas */

/* ----- Rotina de Apresentacao
-----*/
void apresentacao(void)
{
grdrv=DETECT; /* Deteccao automatica */
initgraph(&grdrv,&grmd,""); /* Inicializacao */
xm=getmaxx();
ym=getmaxy(); /* Obtem os valores maximos de x e y */
for (cx=0;cx<xm;cx=cx+5) { cy=(ym/2)+(ym/3)*sin(cx*0.05);
line(cx,cy,cx+4,cy); } /* Faz o desenho */
settextstyle(SANS_SERIF_FONT,HORIZ_DIR,1); /* Ajusta estilo de
texto */
outtextxy(20,1,"SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE EMG");
outtextxy(40,ym-20,"by Antonio A.F.Quevedo");
delay(2000); /* Fornece um atraso */
}

/*-----*/
/* Rotina de leitura de arquivo */
void ler(void)
{
unsigned char quinto; /* Quinto byte na otimizacao */
unsigned char bits; /* Contem os dois bits do MSB */
cleardevice();
settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,1);
outtextxy(180,10,"OPCAO 1 - LEITURA DE DADOS");
line(1,20,xm,20); /* Titulo e linha */

```

```

outtextxy(30,48,"Entre com o nome do arquivo :           ");
line(1,170,xm,170);
outtextxy(20,174,"MENSAGEM : Para sair, digite 'fim'");
gotoxy(35,7);
scanf("%s",arquivo); /* Recebe nome do arquivo */
if(strcmp(arquivo,"fim") && strcmp(arquivo,"FIM")) { /* Sai se
"fim" */
    outtextxy(50,60,"Lendo...");
    fp=fopen(arquivo,"rb"); /* Abre arquivo binario para leitura */
    numblc=getw(fp); /* Le numero de blocos */
    tamblc=getw(fp); /* Le tamanho do bloco */
    for(i=0;i<(numblc*tamblc);i=i+4)
        { for(aux=0;aux<4;aux++) *(amostras+i+aux)=getc(fp); /* Le os LSB
*/
        quinto=getc(fp); /* Le o char com os MSB */
        for(aux=0;aux<4;aux++)
            { bits=(_rotr(quinto,aux*2) & 3); /* Separa bits do MSB */
            *(amostras+i+aux)=*(amostras+i+aux)+_rotr(bits,8); /*
Adiciona MSB */
            }
        }
    fclose(fp);/* Fecha arquivo */
    outtextxy(120,60,"OK!");
}
sound(900);
delay(400);
nosound(); /* "Bip" */
}

/*-----*/
/* Rotina de inversao de pixels de linha vertical */
void invlinha(unsigned co)
{
    unsigned at;
    unsigned char pix;
    for(at=2;at<160;at++) { pix=getpixel(co,at);
        if(pix==0) putpixel(co,at,1); else
        putpixel(co,at,0);
        }
}

/*-----*/
/* Rotina de selecao de trecho a ser processado */
void select(void)
{
    unsigned blc; /* Bloco corrente */
    char in[]="0 ",fi[]=" 500"; /* Caracteres de escala de tempo */
    unsigned par=0; /* Numero do trecho de 500 ms */
    unsigned cursor[2]={0,500}; /* Posicoes dos cursores */
    unsigned char pos=0; /* Determina se e o cursor inicial ou final */
    unsigned incremento[3]={1,10,100}; /* Incremento do cursor */
    unsigned char fator=2; /* Determina incremento corrente */
    unsigned inicio=0,fim=500; /* Inicio e fim do bloco a ser
processado */
}

```

```

char *tex="          "; /* Ponteiro auxiliar para impressao de texto */
char *transf="          "; /* Auxiliar para transformar int em float */
bloco:cleardevice();
tec=1;
settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,1);
outtextxy(180,10,"OPCAO 2 - PROCESSAMENTO DE EMG");
line(1,20,xm,20); /* Titulo e linha */
outtextxy(30,40,"Entre com o bloco (1-5) :          ");
line(1,170,xm,170);
outtextxy(20,174,"MENSAGEM : Digite '6' para sair");
gotoxy(33,6);
scanf("%u",&blc); /* Entrada do bloco */
par=0;
cursor[0]=0;
cursor[1]=500;
pos=0;
fator=2;
inicio=0;
fim=500;
/* Desenho da tela */
if(blcl<=numblc) {
desenho:cleardevice();
line(71,1,572,1);
setlinestyle(DASHED_LINE,1,NORM_WIDTH);
line(71,80,572,80);
setlinestyle(SOLID_LINE,1,NORM_WIDTH);
line(71,160,572,160);
line(71,179,572,179);
line(71,199,572,199);
line(71,1,71,199);
line(572,1,572,199);
cursor[0]=0;
cursor[1]=500;
switch(par) { case 0:memcpy(in,"0          ",4);memcpy(fi,"
500",4);break;
case 1:memcpy(in,"500 ",4);memcpy(fi,"1000",4);break;
case 2:memcpy(in,"1000",4);memcpy(fi,"1500",4);break;
case 3:memcpy(in,"1500",4);memcpy(fi,"2000",4);break;
}
invlinha(72);
invlinha(571);
outtextxy(76,162,in);
outtextxy(540,162,fi);
outtextxy(88,170,"Bloco :          Passo :          Inicio :
Fim :");
outtextxy(77,180,"F1 - Muda cursor   F2 - Muda incremento   F3 -
Fixa cursor");
outtextxy(77,190,"F4 - Proximo   F5 - Anterior   F6 - Segue   F7
- Retorna ");
itoa(blcl,tex,10);
outtextxy(155,170,tex);
itoa(incremento[fator],tex,10);
outtextxy(270,170,tex);
itoa(inicio,tex,10);

```



```

outtextxy(400,170,tx);
itoa(fim,tx,10);
outtextxy(520,170,tx);
moveto(72,80);
for(i=0;i<500;i++) { cx=i+72;

cy=80-(((int)*(amostras+(par*500)+((bhc-1)*tamblc)+i)-512)/4);
        lineto(cx,cy);}
teclas:while(tec!=0) tec=getch();
tec=(getch()-58);
switch(tec)
{ case 1:if(pos==0) pos=1; else pos=0;goto teclas;break;
2:itoa(incremento[fator],tx,10);setcolor(0);outtextxy(270,170,te
x);
        setcolor(1);if(fator==2) fator=0; else fator++;
        itoa(incremento[fator],tx,10);outtextxy(270,170,tx);goto
teclas;break;
c a s e 3 : i f ( p o s = = 0 ) {
itoa(inicio,tx,10);setcolor(0);outtextxy(400,170,tx);
        inicio=(cursor[0]+500*par);itoa(inicio,tx,10);
        setcolor(1);outtextxy(400,170,tx); }
e l s e {
itoa(fim,tx,10);setcolor(0);outtextxy(520,170,tx);
        fim=(cursor[1]+500*par);itoa(fim,tx,10);
        setcolor(1);outtextxy(520,170,tx); };
        sound(700);delay(300);nosound();goto teclas;break;
case 4:if(par<(tamblc/500)-1) par++;goto desenho;break;
case 5:if(par>0) par--;goto desenho;break;
case 6:for(i=inicio;i<=fim;i++) {
        itoa(*(amostras+i+(bhc-1)*tamblc)-512,transf,10);
        *(s+i-inicio)=atof(transf); } ;size=fim-inicio+1;

fp=fopen("emgtemp","wb");fwrite(s,sizeof(float),size,fp);
        fclose(fp);break;
case 17:invlinha(cursor[pos]+72);
        if ( cursor [ pos ] >= incremento [ fator ] )
cursor[pos]-=incremento[fator];
        invlinha(cursor[pos]+72); goto teclas;break;
case 19:invlinha(cursor[pos]+72);
        if ( cursor [ pos ] <= 500 - incremento [ fator ] )
cursor[pos]+=incremento[fator];
        invlinha(cursor[pos]+72);goto teclas;break;
}
goto bloco;
}
}
/*----- Programa principal
-----*/
main()
{
amostras=malloc(20000);
s=malloc(2000*sizeof(float)); /* Alocação de memória */
if (amostras==NULL||s==NULL) { printf("ERRO - Alocação de memória");

```

```

                                exit(1);}

apresentacao();
while(*op!=3) {
cleardevice();
settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,2); /* Ajusta estilo de texto
*/
xm=getmaxx();
ym=getmaxy(); /* Obtem os valores maximos de x e y */
/* As instrucoes 'line' desenham a moldura */
line(1,1,xm,1);
line(1,25,xm,25);
line(1,155,xm,155);
line(1,185,xm,185);
line(1,1,1,185);
line(xm,1,xm,185);
/* As instrucoes 'outtextxy' colocam o texto do menu */
outtextxy(120,5,"MENU PRINCIPAL :");
outtextxy(60,40,"1 - LEITURA");
outtextxy(60,75,"2 - PROCESSAMENTO");
outtextxy(60,110,"3 - FIM");
outtextxy(60,165,"Entre com a opcao : ");
/* Recebe um numero de 1 a 3 pelo teclado */
while (*op<49 || *op>51) *op=getch();
outtextxy(380,165,op);
*op=*op-48;
sound(800);
delay(200);
nosound();
switch(*op) { case 1:ler();break;
              case 2:select();break;
            }
}
closegraph();
}

```

PROGRAMA PROCESS.M PARA USO NO MATLAB (ANALISE DO TRECHO SELECIONADO)

```
=====
load emgtemp
clc
echo off
emgtemp=emgtemp./102;
plot(emgtemp, '-r')
title('SINAL A SER PROCESSADO :')
xlabel('tempo (ms)')
ylabel('Volts')
pause
op=0;
while op~=4,
    t=1;
    op=input('Entre com a opcao : [1]-AR    [2]-FFT    [3]-Variancia
    [4]-Fim      : ');
    if op==1,
        while t==1,
            or=input('Entre com a ordem do modelo : ');
            th=arx(emgtemp,or);
            ar=polyform(th);
            ar=-ar(2:or+1);
            clc
            ('Valores de a1 ate an :')
            ar
            t=input('De novo ?    [0]-Nao    [1]-Sim    : ');
        end
    end
    if op==2,
        ja=input('Entre com o tipo de janela : [1]-Hanning [2]-Hamming
        [3]-Blackman : ');
        N=length(emgtemp);
        k=0:N-1;
        if ja==1,
            w=0.5*(1-cos(2*pi*k/(N-1)));
        end
        if ja==2,
            w=0.54-0.46*cos(2*pi*k/(N-1));
        end
        if ja==3,
            w=0.42-0.5*cos(2*pi*k/(N-1));
        end
        w=w';
        emgjan=w.*emgtemp;
        plot(emgjan, '-r')
        title('SINAL JANELADO')
        xlabel('tempo (ms)')
        ylabel('Volts')
        pause
        EMG=fft(emgjan);
        EMG=EMG(1:N/2);
    end
end
```

```

m=EMG.*conj(EMG);
mdb=10*log(m);
fs=(1000/N).*(0:N/2-1);
while t==1,
    in=input('Frequencia inicial : ');
    fi=input('Frequencia final : ');
    in=(in*N/1000)+1;
    fi=(fi*N/1000)+1;
    plot(fs(in:fi),m(in:fi),'-r')
    title('Densidade Espectral do sinal EMG')
    xlabel('Frequencia (Hz)')
    ylabel('DEF')
    grid
    pause
    plot(fs(in:fi),mdb(in:fi),'-g')
    title('Densidade espectral do sinal EMG (dB)')
    xlabel('Frequencia (Hz)')
    ylabel('DEF (dB)')
    grid
    pause
    t=input('De novo ?   [0]-Nao   [1]-Sim   : ');
end
end
if op==3,
    clc
    variancia=cov(emgtemp)
end
end;

```