

**UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA**

**CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA**

FISIÓGRAFO DIGITAL

Rogério da Silva Oliveira

Campina Grande - PB
Dezembro - 1994

Rogério da Silva Oliveira

FISIÓGRAFO DIGITAL

SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS FISIOLÓGICOS EM IBM-PC®.


Dissertação apresentada à Coordenação dos Cursos de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal da Paraíba, em cumprimento às exigências para obtenção do grau de Mestre.

Área de concentração : Processamento da informação / Instrumentação Eletrônica.

Gurdip Singh Deep, Ph.D.
Orientador

Raimundo Carlos Silvério Freire, Dr.
Orientador

Campina Grande
Dezembro - 1994





048f Oliveira, Rogério da Silva.
Fisiógrafo digital : sistema de aquisição e processamento de sinais fisiológicos em IBM-PC / Rogério da Silva Oliveira. - Campina Grande, 1994.
69 f.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal da Paraíba, Centro de Ciências e Tecnologia, 1994.

Referências.

"Orientação : Prof. Dr. Gurdip Singh Deep, Prof. Dr. Raimundo Carlos Silvério Freire".

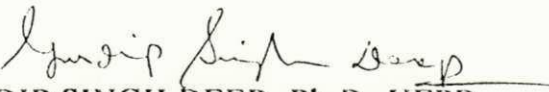
1. Processamento de Sinais Fisiológicos. 2. Fisiógrafo Digital. 3. IBM-PC. 4. Dissertação - Engenharia Elétrica. I. Deep, Gurdip Singh. II. Freire, Raimundo Carlos Silvério. III. Universidade Federal da Paraíba - Campina Grande (PB). IV. Título

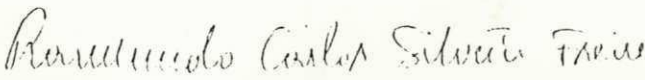
CDU 621.391(043)

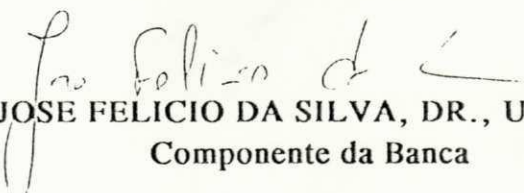
FISIOGRAFO DIGITAL: SISTEMA DE AQUISICAO E PROCESSAMENTO DE SINAIS
FISIOLOGICOS EM IBM-PC

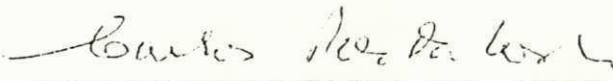
ROGERIO DA SILVA OLIVEIRA

Dissertacao Aprovada em 28.12.1994


GURDIP SINGH DEEP, Ph.D, UFPB
Orientador


RAIMUNDO CARLOS SILVERIO FREIRE, Dr., UFPB
Orientador


JOSE FELICIO DA SILVA, DR., UFPB
Componente da Banca


CARLOS PERES COSTA, DR., UFPE
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB
Dezembro - 1994

Dedico os eventuais triunfos deste trabalho a meus pais, que souberam através dos anos doar uma parte de suas vidas com paciência e sabedoria, permitindo e incentivando minhas “invenções”.

Rogério Oliveira.

AGRADECIMENTOS

Com satisfação torno público o meu agradecimento aos que fizeram contribuições significantes à elaboração deste trabalho, de forma direta ou indireta.

Aos professores Gurdip Singh Deep e Raimundo Carlos Silvério Freire pela orientação e apoio dedicado ao longo deste trabalho.

Ao professor Carlos Peres da Costa, pelo incentivo, pela paciência e pela transmissão dos conhecimentos em Engenharia Biomédica.

Não posso deixar de registrar meus sinceros agradecimentos a inúmeros colegas de trabalho no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e amigos que participaram das discussões técnicas e não técnicas que provoquei e que suportaram pacientemente: Eng. Aléssio Barros, Eng. Evilacy César, Prof. Antônio Marcus, Prof. Giovanni Barreto e Prof. Ilton Barbacena.

ABSTRACT

This dissertation presents various aspects of a system for the acquisition and processing of physiological signals, the "Fisiógrafo Digital". This apparatus has a modular structure and consists of a microcomputer, signal conditioning modules and the control program. The control program commands the acquisition, storage, processing and visualisation of the physiological signals. Different techniques for the acquisition and storage of these signals with an IBM-PC[®] compatible microcomputer are described. The software has been written in the modular form to enable quick and relatively easy modifications. The user interface is friendly and the commands are issued by Pop-up type menus.

Key Word: 1) Biomedical. 2) Biomedical Instrumentation. 3) Electrocardiogram.

RESUMO

Apresenta-se neste trabalho um sistema de aquisição e processamento de sinais fisiológicos, o Fisiógrafo Digital. Este equipamento possui uma estrutura modular, formada por um microcomputador, um programa de controle e de módulos condicionadores de sinais. O programa de controle faz a aquisição, visualização, armazenamento e processamento digital do sinal. Descreve-se técnicas de gravação dos dados no computador e uma técnica de aquisição de dados em tempo real no IBM-PC®. O programa foi implementado de forma estruturada permitindo novas implementações. A interface homem-máquina é feita de forma gráfica e os comandos são chamados através de menus tipo “pop-up”.

ÍNDICE

INTRODUÇÃO.....	1
1. CONSIDERAÇÕES GERAIS	6
1.1 "HARDWARE" DE UM FISIÓGRAFO DIGITAL	10
2. INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA	12
2.1 VARIÁVEIS FISIOLÓGICAS.....	12
2.2 POTENCIAIS BIOELÉTRICOS.....	16
2.2.1 Eletrocardiograma - (ECG).....	16
2.2.2 Eletroencefalograma - (EEG).....	18
2.2.3 Eletromiograma - (EMG).....	18
2.2.4 Eletroretinograma - (ERG).....	18
2.3 BLOCOS FUNCIONAIS DE UM INSTRUMENTO BIOMÉDICO.....	19
2.3.1 TRANSDUTOR.....	19
2.3.2 CONDICIONADOR DE SINAIS.....	19
2.3.3 DISPOSITIVO DE APRESENTAÇÃO.....	20
3. FISIÓGRAFO	22
3.1 AQUISIÇÃO DOS DADOS.....	24
3.2 TRANSFERÊNCIA DE DADOS.....	25
3.2.1 Transferência de Dados Programada.....	26
3.2.2 Transferência de Dados Através de Interrupção.....	27
3.2.3 Transferência de dado por acesso direto a memória (DMA).....	28
3.2.4 Transferência de dados por memória compartilhada.....	29
3.3 MARCAÇÃO DO TEMPO NO IBM-PC®.....	29
3.3.1 Marcação do Tempo com Processador Externo.....	30
3.3.2 Marcação do Tempo Usando a Estrutura do IBM-PC®.....	31
4. PROGRAMA DE CONTROLE.....	37
4.1 CONTROLE DA TAREFA DE AQUISIÇÃO.....	38

4.2 GERENCIAMENTO DO ARMAZENAMENTO DOS DADOS	42
4.3 CONTROLE DA EDIÇÃO	44
4.4 PROCESSAMENTO DO SINAL	44
4.5 INTERFACE HOMEM-MÁQUINA	47
5. HARDWARE.	51
5.1 INTERFACE ELÉTRICA	52
5.2 ISOLAMENTO GALVÂNICO	53
5.2.1 <i>Isolamento do Sinal</i>	54
5.2.2 <i>Isolamento da Fonte de Alimentação</i>	55
5.2.3 <i>Isolamento do Circuito Para Toque Acidental</i>	55
5.3 CONDICIONADORES DE SINAIS	56
CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
APÊNDICE A: PROGRAMA EXEMPLO PARA UTILIZAÇÃO DE ROTINAS EM TEMPO REAL.....	61
APÊNDICE B: SINTAXE DO ARQUIVO DE FILTROS FILTROS.TXT.....	63
APÊNDICE C: FORMATO DE GRAVAÇÃO ".FIS"	65
APÊNDICE D: FILTRO NOTCH DIGITAL FIR DE SEGUNDA ORDEM.....	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	68

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

FIGURA 2.1: DIAGRAMAS EM BLOCOS DE UM FISIÓGRAFO ANALÓGICO	7
FIGURA 2.2: DIAGRAMAS EM BLOCOS DE UM FISIÓGRAFO DIGITAL	10
TABELA 3.1: PARÂMETROS FISIOLÓGICOS E MÉDICOS.	14
FIGURA 3.1: ECG TÍPICO.....	17
FIGURA 3.2: DIAGRAMA DE BLOCO DE UM INSTRUMENTO MÉDICO TÍPICO.....	20
FIGURA 4.1: FISIÓGRAFO, UMA UNIDADE PORTÁTIL DE AQUISIÇÃO DE DADOS.....	23
FIGURA 4.2: UNIDADE DE AQUISIÇÃO ACOPLADA A UM MICROCOMPUTADOR.	24
FIGURA 4.3: PARTE DA ESTRUTURA DO IBM-PC®	31
FIGURA 4.4: ATENDIMENTO DA ROTINA DE INTERRUPÇÃO:.....	34
FIGURA 4.5: ARMAZENAMENTO COM BUFFER INTERMEDIÁRIO.	36
FIGURA 5.1: ESTRUTURA DA BIBLIOTECA DO FISIÓGRAFO DIGITAL.....	38
FIGURA 5.2: ÁRVORE DE NAVEGAÇÃO DOS MENUS	40
FIGURA 5.3: TELA DO SISTEMA : MENU MEDIÇÃO	41
FIGURA 5.4: TELA DO SISTEMA COM DUAS JANELAS ABERTAS.	50
FIGURA 6.1: HARDWARE DO FISIÓGRAFO DIGITAL.....	52
FIGURA D.1: ILUSTRAÇÃO DO MÉTODO DE POSICIONAMENTO DO POLOS-ZEROS NO CÍRCULO UNITÁRIO.	66

INTRODUÇÃO.

"Uma das maiores conquistas deste século foi, sem dúvida, a obtenção de meios eficientes para atender à demanda vertiginosamente crescente de informações em todas as áreas da atividade humana. Esses meios, que vêm sendo incorporados progressivamente à vivência atual, passaram a constituir, em vários campos, elemento rotineiro e essencial, integrante da atividade normal"¹.

Com o avanço da micro-eletrônica e da informática, o computador popularizou-se, atuando em quase todas as áreas do conhecimento. Ele substituiu com vantagem a mão-de-obra humana em tarefas de comparação e operação sobre grandes volumes de dados padronizados, sem sofrer interrupções, interferências ou fadigas. Seu uso inteligente e adequado permitiu uma redução considerável das atividades rotineiras humanas mecanizadas, liberando-a para tarefas mais nobres às suas características multidimensionais.

O progresso da medicina, cujo campo de observação e de aplicação é o próprio homem no que se refere à sua integridade física e mental, está intrinsecamente ligado aos

¹TAVARES, BRENILDO M. Computadores em medicina e tratamento intensivo. Volume VI da biblioteca Temas de Tratamento intensivo e choque do mesmo autor. Rio de Janeiro : Secretaria de Serviços de Médicos, 1976.

problemas de saúde pública populacional. O uso do computador em muitos ramos da medicina pode torná-la mais eficiente, beneficiando assim uma maior parte da população.

Os computadores começaram a ser usados principalmente nos grandes hospitais, na área administrativa e gerencial. Entretanto, o interesse comunitário na informatização não se limitou só a informação e a administração hospitalar, expandiu-se também principalmente para necessidades do paciente e do interesse médico, destacando-se em unidades de tratamento intensivo, de exames clínicos computadorizados, de ajuste terapêutico e ordem de medicação. Essas aplicações vêm sempre em benefício direto do paciente, devido a tomada de decisões mais rápidas e adequadas encurtando assim, períodos médios de tratamento e de internação.

Indiretamente, os novos métodos beneficiam o paciente pela liberação de mão-de-obra altamente especializada, desvinculando a enfermagem de atividades burocráticas alheias às suas funções, portanto, a informatização longe de desumanizar as atividades médicas e paramédicas, oferece uma oportunidade única de reintegração da mão-de-obra especializada nas suas funções verdadeiras, abrindo campo para o desempenho de suas tarefas específicas junto ao paciente e para o seu aperfeiçoamento técnico progressivo. Todavia, a nova tecnologia só poderá ser aproveitada à medida em que o pessoal em atividade médica e paramédica familiarize-se com a lógica, recursos e os resultados da automação computadorizada.

A avaliação do problema de auxílio na tomada de decisões em prática clínica, deve considerar os dois principais métodos presentes e em uso. O primeiro método é empregado quando um médico observa os sintomas do paciente e compara com dados colhidos em um ponto determinado no tempo, através do conhecimento adquirido na prática clínica ou através de escritos provenientes de relatórios, conferências, livros texto ou trabalhos científicos publicados em congressos ou periódicos especializados. O segundo, baseia-se na hipótese de que haja um diagnóstico predefinido, que é comparado com os sintomas observados no paciente concomitante com sinais e testes, adicionando uma outra dimensão à

análise, que está especificamente relacionado com as alterações dinâmicas do quadro clínico. O prontuário médico computadorizado pode auxiliar em ambos os métodos, e principalmente no segundo por organizar e manter dados médicos para pacientes individualizados, durante longos períodos de tempo e sob forma de arquivos cumulativos [1].

Uma outra área que é beneficiada pela informatização, é o auxílio a diagnósticos que com métodos matemáticos e estatísticos utilizados como indicadores de previsão de doenças e de saúde proporcionam condições ao médico de avaliar sintomas, sinais e testes dentro de um quadro clínico.

O uso do computador na pesquisa clínica vem se tornando indispensável como ferramenta de trabalho, pela sua capacidade de manipular grandes quantidades de dados e pela investigação de novos sintomas ou comparações com casos registrados.

Outra área em que o computador está dando uma grande contribuição é a instrumentação biomédica, pois além da análise de dados obtidos pelos equipamentos, a construção de equipamentos computadorizados dão uma nova dimensão aos equipamentos, quando comparados aos equivalentes convencionais.

Um sistema de instrumentação computadorizado é capaz de realizar novas tarefas, impossíveis de serem realizadas por equipamentos analógicos ou muito onerosas quando realizado por estes. Eles podem ser mais confiáveis e com a adição de novos recursos para o auxílio a análise e ao diagnóstico, reduzem o trabalho do profissional em manipular dados meramente matemáticos ou estatísticos.

O instrumento digital pode ser utilizado para monitorar pacientes e ser programado para disparar um alarme quando uma das condições programadas de anomalias ocorrer, bem como efetuar novos tipos de medidas a partir de técnicas de processamento digital de sinais, as quais podem ser difíceis de serem efetuadas por equipamentos analógicos.

Na pesquisa realizada por [2] as vantagens mais citadas pelos médicos sobre um sistema computadorizado num ambiente ambulatorial e na UTI foram:

- catalogação de pacientes;
- facilidade de acesso aos fichários e prontuários;
- capacidade de análise estatística;
- comparação de diversos tratamentos padronizados;
- análise prognóstica;
- análise da tríade custos/benefícios/respostas clínicas nas condutas médicas;
- auxílio nas prescrições, pois estas se tornam mais rápidas e legíveis;
- realização de trabalhos científicos;
- agilidade do atendimento médico e diminuição da burocracia;
- rapidez na busca de dados sobre as informações dos pacientes e condutas;
- agilização e maior eficiência nas tarefas desenvolvidas em emergências;
- facilidade de manipulação de normas de condutas e valores de exames, dietas, interações medicamentosas e farmácia, e;
- auxílio no diagnóstico em UTI; na monitorização dos sinais vitais, possibilidade de alertar o médico quando houver situações de anomalias nos sinais monitorados.

Atualmente, os médicos estão utilizando computadores para: cadastro de pacientes, redação de textos, emissão de laudos e exames, administração de clínicas, cálculos estatísticos e numéricos, elaboração de gráficos e “slides” para aulas e congressos e, pesquisa bibliográfica “on-line” [2].

O objetivo geral deste trabalho é de apresentar considerações de projeto referentes a construção de um sistema digital de aquisição e suporte para análise de sinais fisiológicos humanos, denominado Fisiógrafo digital. Sendo mais específico, os objetivos são: Apresentar considerações de projeto de um sistema modular, em que a configuração montada possa compatibilizar as necessidades do usuário com a sua disponibilidade de

investimento, os transdutores devem ser isolados galvanicamente da rede elétrica, o sistema deve ser acoplável a um computador compatível com IBM-PC®, tenha uma interface homem-máquina amigável, e possua ferramentas para auxiliar a análise e diagnóstico.

Este texto foi organizado da forma seguinte: no capítulo 1 tem-se uma explanação da instrumentação biomédica com instrumentos digitais, no capítulo 2, apresenta-se as características dos fisiógrafos analógicos e digitais bem como comparações entre eles, e também a motivação para o desenvolvimento deste trabalho, que é a implementação de um fisiógrafo digital; no capítulo 3 são apresentados alguns conceitos de instrumentação biomédica; no capítulo 4 discute-se a gravação de dados e formas de marcação de tempo em IBM-PC®; No capítulo 5 descreve-se o programa de controle do Fisiógrafo digital, mostrando-se as sub-rotinas do processo de aquisição, processamento do sinal e da interface homem-máquina; finalmente no capítulo 6, discute-se o "Hardware", citando-se a interface elétrica e o isolamento do circuito, para proteção do paciente.

FISIÓGRAFOS ANALÓGICOS E DIGITAIS.

A rigor, todo equipamento médico de medição pode ser considerado um fisiógrafo. A palavra fisiógrafo significa um equipamento destinado a medir e representar variáveis fisiológicas. O termo fisiógrafo na instrumentação eletrônica é usado para designar um equipamento capaz de medir e registrar no mínimo uma variável fisiológica que possa ser convertida para uma representação elétrica.

O fisiógrafo é um equipamento modular, cuja estrutura básica é composta por um gabinete, dotado de no mínimo um dispositivo de apresentação, geralmente um monitor de vídeo e/ou um registrador de papel, e um conjunto de módulos condicionadores de sinais elétricos.

O diagrama em blocos de um fisiógrafo clássico é mostrado na figura 1.1. Neste, todos os blocos funcionais são analógicos, desde os transdutores até os dispositivos de apresentação e armazenagem.

A forma de armazenamento da informação de um sistema puramente analógico constitui um dos seus principais problemas: ou porque é feita de forma laboriosa ou porque

existe dificuldade de recuperar os dados para serem usados em um processamento automático do sinal. Num sistema de processamento analógico de sinais, as duas formas de armazenamento normalmente mais utilizadas são a gravação dos dados em meio magnético e em fita de papel.

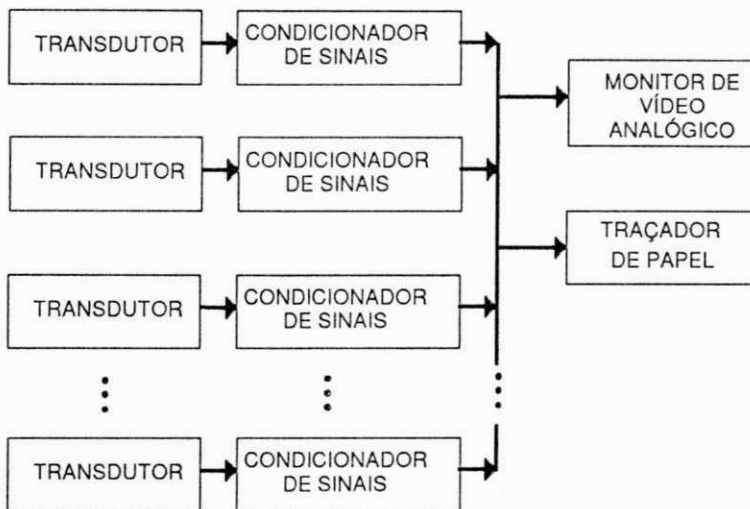


Figura 1.1 Diagramas em blocos de um fisiógrafo analógico.

A gravação analógica em fita magnética é pouco utilizada para o armazenamento das informações devido ao elevado custo principalmente para pequenos usuários, também devido a exigência de equipamentos dedicados para recuperação das informações e principalmente para visualização sob forma gráfica.

Já a gravação em fita de papel é normalmente utilizada nos fisiógrafos analógicos devido ao menor custo do papel e porque a interpretação dos dados é feita através de inspeção visual pelo clínico ou pelo pesquisador, sem a necessidade de um equipamento adicional.

A gravação analógica apresenta grandes inconvenientes, no caso da gravação em fita magnética, tem-se uma dificuldade de extrair os dados necessários para a análise e diagnóstico a partir das informações gravadas, e a extração dos dados gravados em fitas de

papel é trabalhosa e sujeita a fadigas oriundas do operador humano, pois, geralmente os parâmetros são obtidos manualmente através de inspeção visual.

O fisiógrafo digital proposto neste trabalho visa eliminar alguns desses problemas associados ao fisiógrafo analógico, supracitado. O fisiógrafo digital proposto pode substituir o analógico em todas as suas funções, além de realizar outras que só são possíveis na prática por causa das vantagens que o processamento digital oferece.

No fisiógrafo digital a maioria dos blocos funcionais é implementado com circuitos lógicos digitais, exceto os transdutores e condicionadores de sinais.

As vantagens do processamento digital sobre o processamento analógico são muitas, dentre elas pode-se citar:

- imunidade a ruído;
- pouca influência do envelhecimento dos componentes;
- versatilidade pois, mudando-se somente o programa de controle pode-se adaptar o equipamento para novas tarefas;
- facilidade de alteração dinâmica de parâmetros;
- melhor gerenciamento das informações armazenadas e;
- possibilidade de implementação de sistemas de grande complexidade.

Como desvantagens tem-se:

- erro de quantização, e;
- custo do armazenamento das informações em meio magnético maior do que em folhas de papel.

Foi feito um levantamento bibliográfico sobre o processamento de sinais biomédicos, constatando-se que havia uma grande quantidade de trabalhos publicados, que usavam aspectos e técnicas os mais diversos, para este processamento. Observou-se ainda a quase inexistência de: 1- propostas de estruturas com sistemas abertos que incluam estas

técnicas; 2- sistemas com interface voltada para o usuário com biblioteca de programas, em que se possa ter várias rotinas e técnicas englobadas à sua disposição, para que ele possa fazer mudanças.

Com um fisiógrafo digital caminha-se para atender a necessidade emergente da interação entre os sistemas de medição, análise e emissão de relatórios, que tem aumentado hoje em dia, em que se exigem respostas mais rápidas e mais confiáveis, por parte dos profissionais da área [2].

O diagrama de blocos da figura 1.2 mostra o fisiógrafo digital apresentado neste trabalho, no qual:

- Os transdutores são analógicos e os condicionadores de sinais são analógicos. Alguns condicionadores são dotados de controle digital de parâmetros, tais como: ganho, "offset" e seleção de características de filtragem, permitindo assim ajustes e calibrações automáticas. Estes controles são feitos através de chaves e botões em fisiógrafos analógicos;
- O bloco processador inclui o "hardware" e o "software" do fisiógrafo digital e é nele que se faz o processamento e o gerenciamento dos recursos do instrumento;
- A memória digital compreende tanto a memória volátil quanto os periféricos de armazenamento magnéticos na forma digital, que podem ser: discos flexíveis, disco rígido e fitas magnéticas;
- Como monitor de vídeo podem ser usados tanto um tubo de raios catódicos como um "display" de cristal líquido, e;
- A impressora requerida deve ter capacidade de imprimir gráficos.

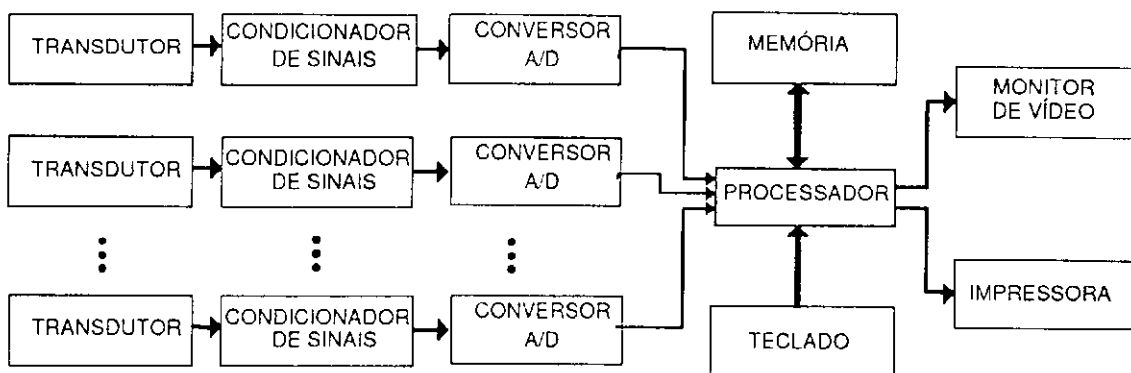


Figura 1.2 Diagramas em blocos de um fisiógrafo digital.

1.1 "Hardware" de um fisiógrafo Digital.

Os transdutores de sinais fisiológicos são, em sua grande maioria essencialmente analógicos, exigindo que os condicionadores de sinais respectivos sejam analógicos, pelo menos no que se refere a amplificação de sinais de pequenas amplitudes.

Para efetuar a interface entre o ambiente analógico com o digital são utilizados conversores A/D (analógico para digital). A partir de então, todo o processamento, armazenamento e apresentação dos sinais fisiológicos digitalizados pode ser feito por um computador pessoal. A escolha de um computador pessoal do tipo IBM-PC[®] ou compatível é justificada porque este tipo atualmente apresenta um parque instalado maior, e é mais fácil de encontrá-lo tanto num ambiente de uma universidade quanto de uma clínica.

O computador em conjunto com uma impressora e uma unidade de armazenamento em disco magnético substitui com vantagem o monitor de vídeo analógico e o registrador de papel. Além disso, tem-se a redução do custo final do fisiógrafo digital, já que é utilizado um computador comercial para substituir os instrumentos mais caros. Este custo é ainda menor se o usuário já possuir um computador em suas instalações, que não precisa ficar dedicado ao sistema, podendo executar outras tarefas enquanto não estiver sendo utilizado como fisiógrafo digital.

A vantagem mais significativa do uso de um computador é a substituição do registrador de papel por uma impressora gráfica e discos magnéticos digitais. A gravação dos sinais em papel contínuo no registrador de papel apresenta certos desconfortos, dependendo do método de pesquisa, para o gerenciamento das informações, um deles é que as anotações que o operador/médico queira fazer no papel são sempre feitas de forma manual, e as vezes estas anotações devem ser feitas em tempo real, ou seja, durante a aquisição.

Outro inconveniente relaciona-se com o armazenamento e gerenciamento das informações gravadas em folhas de papel, que com o passar do tempo e o acúmulo de muitas informações, torna-se uma tarefa tediosa. Com o armazenamento das informações em meio magnético (disco rígido ou disquete) a tarefa do gerenciamento das informações pode ser feita por programas dedicados.

O usuário não precisa armazenar todos os dados adquiridos, pois geralmente existe um período de observação e teste do sistema, no qual são feitos ajustes dos condicionadores de sinal até que o sinal apresente-se estável. Logo após, armazena-se uma parte das amostras do sinal, um período do sinal que seja representativo do sinal como um todo.

Em outros casos, principalmente em sinais periódicos, é necessário observar um sinal fisiológico por muito tempo, necessitando-se armazenar apenas amostras do sinal nos intervalos de tempo em que ocorrem anormalidades, ou seja, nos intervalos de tempo em que o sinal fisiológico foi diferente de um padrão preestabelecido como normal. Na gravação em papel, precisa-se registrar todo o período de observação e, depois de analisado, guardar somente os intervalos de interesse ou de anomalias e uma amostra que represente o sinal como um todo.

Capítulo II

INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA.

O termo instrumento tem significado muito abrangente, mas basicamente, instrumento significa uma ferramenta ou implemento designado para desempenhar uma determinada tarefa. Um dispositivo utilizado para medição de alguma grandeza física mensurável também é chamado de instrumento. O termo instrumento também especifica um grupo de instrumentos empregados num objetivo particular ou para uma determinada função, num sentido mais próximo de ferramenta.

Neste trabalho o termo instrumento e instrumentação é usado no sentido restrito da instrumentação biomédica, ou seja, referem-se a equipamentos eletro-eletrônicos com a finalidade de medir e monitorar variáveis fisiológicas.

2.1 Variáveis Fisiológicas.

O termo variável é tido como algum parâmetro mensurável que pode ter seu valor variando com o tempo. A variável associada com um processo fisiológico de um organismo biológico é denominada de variável fisiológica, exemplos: temperatura do corpo, pressão arterial e atividade elétrica do coração.

O termo variáveis fisiológicas é restringido aqui a variáveis físicas de interesse biomédico e que podem ser medidas por intermédio de transdutores elétricos, que convertem informações físicas para informações de caráter elétricos. Como estas variáveis mensuráveis estão associadas a uma ou mais funções e processos de um organismo vivo, seu nome é determinado pelo processo, entre eles, os potenciais bioelétricos (ECG, EEG e EMG), a pressão sanguínea, volume, fluxo e pressão respiratória, som do coração, temperatura do corpo, etc., todos são variáveis fisiológicas associadas ao processo como um todo [3].

Para que se possa conhecer o princípio de funcionamento de alguns equipamentos médicos ou avaliar seus resultados, é necessário que se conheça a fonte fisiológica destes sinais e seu relacionamento com funções do organismo. O projeto dos elementos que integram um instrumento médico são influenciados principalmente pelo parâmetro e pela faixa de frequência do sinal a ser medido.

A tabela 2.1 esboça algumas variáveis fisiológicas citando o transdutor mais usado e, a ordem de grandeza com a faixa de frequência mais utilizada para se medir o sinal referente a variável fisiológica. A ordem de grandeza e frequência apresentadas são as mais utilizadas, significando que estes valores variam de acordo com o objetivo da medição.

A classificação de instrumentos biomédicos pode ser feita sob quatro pontos de vista diferentes [4]: De acordo com a grandeza medida, tais como pressão, fluxo ou temperatura; Quanto ao princípio do transdutor, que pode ser resistivo, indutivo, capacitivo, ultra-sônico ou eletroquímico; Segundo o sistema fisiológico de interesse, como o cardiovascular, pulmonar, nervoso ou sistema endócrino; e de acordo com a especialidade clínica médica, como pediatria, obstetria, cardiologia ou radiologia.

Tabela 2.1: Parâmetros fisiológicos e médicos [4].

Parâmetro ou técnica de medição	Faixa principal de medida do parâmetro	Faixa de freq. do sinal, Hz	Transdutor ou método padrão
Balístocardiografia (BCG)	0-7 mg 0-100 μ m	dc-40 dc-40	Acelerômetro, extensômetro Deslocamento(LVDT)
Pressão da bexiga	1-100 cmH ₂ O	dc-10	Manômetro a extensômetro
Fluxo sanguíneo	1-300 ml/s	dc-20	Fluxímetro(eletromagnético ou ultrasônico)
Pressão sangüínea (arterial) Direta (Venoso) Indireta	10-400 mm Hg 25-400 mm Hg 0-50 mm Hg	dc-50	Manômetro a extensômetro
PO ₂	30-100 mm Hg	dc-2	Eletrodo específico, volumétrico ou manométrico
PCO ₂	40-100 mm Hg		
PN ₂	1-3 mm Hg		
PCO	0,1-0,4 mm Hg		
PH do sangue	6,8-7,8 Unid. PH	dc-2	Eletrodo específico
Débito cardíaco	4-25 litros/min	dc-20	Diluição de corantes, fluxímetro
Eletrocardiografia (ECG)	0,5-4 mV	0,01-250	Eletrodos superficiais
Eletroencefalografia (EEG)	5-300 μ V	dc-150	Eletrodos
Eletrocorticografia e atividade cerebral	10-5000 μ V	dc-150	Eletrodos implantados ou superfície do cérebro
Eletrogastrografia	10-100 μ V 0,5-80 mV	dc-1	Eletrodos na superfície da pele
Eletromiografia (EMG)	0,1-5mV	dc-10K	Eletrodos de agulha
Potencial do olho (EOG)	50-3500 μ V	dc-50	Eletrodos de contato
Potencial do olho (ERG)	0-900 μ V	dc-50	Eletrodos de contato
Resposta Galvânica da pele (GSR)	1-500 K Ω	0,01-1	Eletrodos cutâneos
PH Gástrico	3-13 unid. pH	dc-1	Eletrodo de pH, eletrodo de Sb
Pressão Gastrointestinal	0-100 cm H ₂ O	dc-10	Manômetro a extensômetro
Força gastrointestinal	1-50 g	dc-1	Sistema de deslocamento, LVDT
Potencial nervoso	0,01-3 mV	dc-10K	Eletrodos de superfície ou agulha
Fonocardiografia (PCG)	Faixa dinâmica 80 dB, limiar em torno de 10 ⁻⁴ Pa	5-2000	Microfone
Pletismografia (mudança de volume)	Varia de acordo com o órgão medido	dc-30	Câmara volumétrica ou mudança de impedância
Pneumotacografia	0-600 litros/min	dc-40	Capacete pneumotacográfico ou mudança de impedância
Taxa respiratória	2-50 bat./min	0,1-10	Extensômetro no peito, impedância ou termistor nasal
Volume periódico	50-1000 ml/bat.	0,1-10	
Temperatura do corpo	32-40°C	dc-0,1	Termistor, termopar, semicondutor

A medição ou monitorização de uma variável fisiológica é necessária no diagnóstico de uma patologia ou para monitorar um processo em um tratamento. Em alguns casos, valores medidos são comparados com valores tidos como normais, estabelecidos por sociedades médicas, para extração de parâmetros e para formar o diagnóstico [3].

Algumas variáveis fisiológicas, como peso e temperatura do corpo, variam lentamente com o tempo, então a taxa de amostragem do sinal pode ser baixa, onde os intervalos de tempo entre as medições são considerados com valores constantes sem perdas para o processo de medição. Já outras variáveis fisiológicas, como a atividade elétrica do músculo, apresentam uma variação mais rápida, o que exige que a taxa de amostragem seja maior, ou seja, o intervalo entre as medições devem ser menor. A taxa de amostragem pode ser da ordem de 10 kHz, no caso de atividades musculares rápidas (Eletromiograma) e o sinal de voz.

Certas variáveis fisiológicas apresentam um comportamento periódico, e não é necessário armazenar o sinal durante todo o intervalo de medição. É importante armazenar um intervalo de tempo que é repetitivo (ou período) e representativo de todo o sinal, e assumir que todo o sinal medido é representado por este período armazenado. Neste caso, a informação é útil quando apresentada de forma gráfica para uma análise qualitativa por inspeção visual e os parâmetros quantitativos são também extraídos graficamente.

Em outros casos, as informações clinicamente importante ocorrem aleatoriamente num sinal tido como periódico, e uma dada variável fisiológica deve ser gravada sobre um longo período de tempo para que possa ser detectado eventos de anormalidade onde a variação do sinal medido em relação a um período do sinal considerado "normal" é significativo, só então esta informação sobre anormalidade deve ser armazenada para uma análise clínica posterior.

2.2 Potenciais Bioelétricos

Certos sistemas fisiológicos na execução de suas funções geram seus próprios sinais elétricos de comando, que levam consigo informações sobre o processo em questão. Estes sinais são chamados de potenciais bioelétricos e são associados com a condução do impulso nervoso, atividade cerebral, batimento cardíaco ou atividade muscular [4]. Estes fenômenos incluem o Eletrocardiograma (ECG), Eletroencefalograma (EEG), Eletroneurograma (ENG), Eletromiograma (EMG) e, Eletroretinograma (ERG).

Pode-se efetuar as medições dos potenciais de ação de alguns tipos de células, mas estas medições são difíceis, pois requerem elementos precisos e de pequenas dimensões para medir o potencial de uma célula específica. A forma mais comum é medir o biopotencial resultante de um grande número de biopotenciais de ação combinado e que aparecem na superfície do corpo, ou um ou mais eletrodos implantados no músculo, nervo ou alguma parte do cérebro. Através do uso de eletrodos (transdutores que convertem potenciais iônicos em potencial elétrico), estes sinais podem ser medidos e apresentados de uma forma mais cômoda para instrumentos eletrônicos.

A descrição da teoria e origem dos biopotenciais foge ao escopo deste trabalho. A seguir, são discutidos os potenciais e a apresentação dos métodos de medição dos potenciais de ações mais significativos.

2.2.1 Eletrocardiograma - (ECG).

O Eletrocardiograma, abreviado por ECG (“Electrocardiogram”) ou EKG (“Elektrokardiogramm”), é o registro de forma gráfica do biopotencial de ação gerado pelos músculos do coração. No modelo usado, o coração consiste num dipolo elétrico localizado próximo do centro do tórax.

O potencial elétrico gerado pelo coração está presente em todo o corpo e na sua superfície. Potenciais diferentes são determinados pela colocação de eletrodos na superfície do corpo (do paciente) e medindo a tensão entre eles. A figura 2.1 mostra um sinal típico de um ECG.

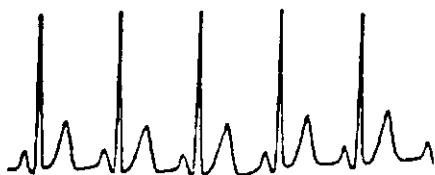


Figura 2.1 ECG típico

Se dois eletrodos estão localizados em diferentes linhas equipotenciais do campo elétrico do coração, existe uma diferença de potencial não nula entre eles. Diferentes pares de eletrodos localizados em regiões distintas, produzem resultados diferentes mas dependentes do campo elétrico espacial do coração. Com uma análise vetorial se determina a localização espacial temporal do vetor elétrico do coração.

Para uma padronização de avaliações clínicas, as posições dos eletrodos são denominadas de derivações [5].

O sinal do ECG apresenta um comportamento periódico. A amplitude do sinal é da ordem de 1 mV e a faixa de frequência mais utilizada clinicamente é de 0.01 a 150 Hz. A razão de utilizar esta limitação da frequência inferior é para minimizar a interferência dos músculos do pulmão no registro do ECG.

O estudo de arritmias cardíacas ou funcionamento anormal do coração em relação a um padrão previamente considerado normal é feito de duas formas. A primeira é o armazenamento de um período do sinal que seja mais representativo para todo o sinal, e a partir de então se compara graficamente (através da extração de parâmetros gráficos e temporais) o sinal deste período com o padrão considerado normal.

A outra forma consiste em detectar períodos de anormalidades, que diferem com o período do sinal considerado como normal. Os diagnósticos são determinados a partir das anomalias encontradas.

2.2.2 Eletroencefalograma - (EEG).

O eletroencefalograma, abreviado por EEG, é o registro gráfico do potencial de ação gerado pela atividade neuronal do cérebro. O EEG é obtido a partir do efeito combinado do potencial de ação de várias células do corpo e fibras nervosas na vizinhança dos eletrodos de medição.

O sinal de EEG apresenta uma grande diversificação quanto a sua forma, pois depende muito do tipo de eletrodo utilizado, a posição da localização deles e a atividade exercida pelo paciente, como dormindo, pensando, mexendo um músculo, etc.

A amplitude do sinal de EEG varia de 5 a 330 μV .

2.2.3 Eletromiograma - (EMG).

O Eletromiograma, abreviado por EMG, é o potencial bioelétrico associado com a atividade muscular. O potencial de uma fibra muscular é da ordem de 20 - 2000 μV , com uma duração de 3 a 15 ms (dependendo do músculo).

2.2.4 Eletroretinograma - (ERG)

Quando a retina é estimulada com um breve brilho de luz, uma seqüência temporal de mudanças características de potencial podem ser medidas entre um eletrodo de

exploração colocado na superfície interna da retina ou da córnea e um eletrodo de referência. O registro deste potencial é denominado de Eletroretinograma (ERG).

2.3 Blocos funcionais de um instrumento biomédico.

Independente da simplicidade ou complexidade, todo instrumento médico para medida de variáveis fisiológicas pode ser dividido em três elementos básicos: um transdutor, um condicionador de sinais e um dispositivo para apresentação das informações (Figura 2.2). Em alguns instrumentos estes elementos são facilmente identificáveis, se bem que em outros estes blocos estão implícitos [3].

2.3.1 Transdutor.

O transdutor é a parte do instrumento que é capaz de detectar a presença e quantificar a grandeza fisiológica que está sendo medida. Ele converte uma grandeza fisiológica numa grandeza elétrica, onde a relação entre as grandezas é conhecida através de um fator de conversão.

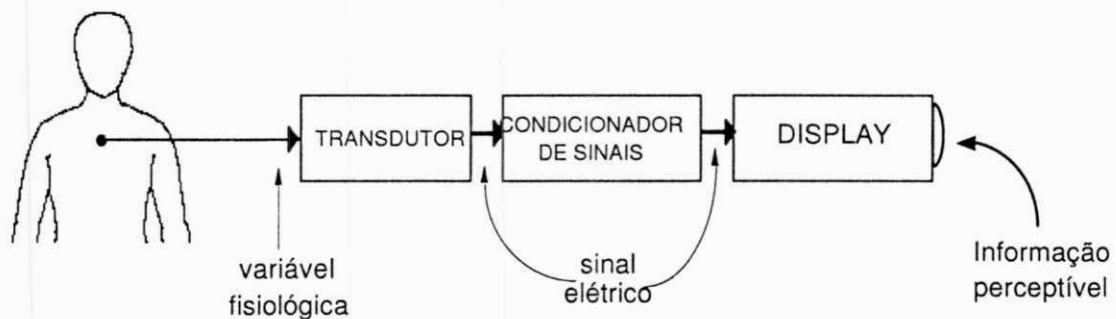


Figura 2.2 Diagrama de bloco de um instrumento médico típico.

2.3.2 Condicionador de Sinais.

Em muitos casos o sinal elétrico produzido pelo transdutor deve ser modificado para que seja utilizado apropriadamente pelo dispositivo de apresentação, estas modificações são feitas na forma do sinal.

Os sinais elétricos produzidos por muitos transdutores geralmente são muito pequenos e precisam ser amplificados. Em outros casos, a grandeza elétrica que está relacionada com a variável fisiológica em questão é diferente da grandeza elétrica requerida pelo instrumento de apresentação, sendo necessário um outro processo de conversão.

Outras operações também precisam ser feitas, como: a redução de interferências, ruídos e compensação da deriva térmica. Em outros casos, necessita-se de uma linearização da relação entre a grandeza elétrica na saída do transdutor e a variável fisiológica em questão.

Num sentido mais geral, o condicionador de sinais compatibiliza a informação de saída do transdutor com a forma e o nível da energia requerida pelo dispositivo de apresentação.

2.3.3 Dispositivo de Apresentação.

O resultado da medida de uma variável fisiológica deve ser apresentado de forma a que possa ser visualizado por um ser humano em seus aspectos quantitativo e/ou qualitativo. O equipamento que realiza esta função, como o próprio nome diz, chama-se dispositivo de apresentação.

A apresentação das informações pode ser feita de forma numérica ou gráfica, discreta ou contínua e, permanente ou temporária. A melhor forma de apresentação da informação vai depender da medição em questão e do objetivo desejado pelo usuário.

Dependendo da análise a ser efetuada, se é desejado a apresentação de um parâmetro extraído do sinal em questão ou o resultado de um processamento complexo do sinal, ou mesmo o erro entre o sinal medido e um padrão preestabelecido considerado normal.

As formas mais comuns de apresentação da informação são por monitores de vídeo, registro em papel e por “displays” dedicados (p. ex. galvanômetro, “display” de “LED’s”).

Capítulo III

REGISTRO E ARMAZENAMENTO DOS DADOS.

No início deste trabalho, a idéia era de projetar e implementar uma unidade portátil de aquisição e gravação de sinais fisiológicos humanos, com memória digital e capacidade de armazenar dados pelo menos durante 24 horas, um equipamento similar a um analógico, denominado “Holter”.

O sistema de aquisição portátil seria dotado da capacidade de transferência de dados para uma unidade de *armazenamento de massa*, também com capacidade de efetuar pré processamento, como detecção de anomalias e compactação de dados, poderia receber informações do paciente, por exemplo, o instante em que o paciente efetua as refeições, repouso, ou esforço, o controle da aquisição dos dados iria incluir o tempo de amostragem, filtragem e controle dos condicionadores.

Esta configuração teve limitações de ordem prática para sua implementação, principalmente no que tange ao dimensionamento da memória de armazenamento dos dados. Por exemplo, para a aquisição de um sinal em uma derivação do Eletrocardiograma, a uma taxa de amostragem de 200 Hz, com 8 bits de resolução, durante 24 horas, são necessários

16,5 Mbytes. Como é proposto a implementação de oito canais de aquisição de dados, o uso das memórias semicondutoras que estão atualmente disponíveis no mercado torna difícil a construção de uma unidade portátil de aquisição de dados, onde esta portabilidade tem compromisso com as dimensões físicas, peso e consumo de energia.

Em seguida foi proposto utilizar um microcomputador tipo IBM-PC® para efetuar o armazenamento e processamento dos dados, e os dados seriam condicionados e digitalizados através de um módulo de aquisição de dados, acoplado a este microcomputador conforme mostra a figura 3.1.



Figura 3.1 Fisiógrafo, uma unidade portátil de aquisição de dados.

A unidade de aquisição seria dotada de uma unidade de processamento digital, como um microcontrolador, para dividir a tarefa de processamento dos dados com o microcomputador.

Para que a unidade de aquisição possa ser ligada com facilidade a qualquer computador compatível com IBM-PC®, é preferível que ela seja acoplada ao microcomputador através de uma de suas portas de comunicação (Figura 3.2). Neste caso temos duas opções, porta de comunicação paralela e serial. A porta de comunicação paralela teria vantagem na velocidade de transferência dos dados, mas devido a implementação que alguns fabricantes de computadores compatíveis com o IBM-PC® fizeram, de implementar a

porta paralela apenas como saída, o que limitou seu uso apenas para impressoras, ficando descartado a ligação desta porta como porta de comunicação para unidade remota.

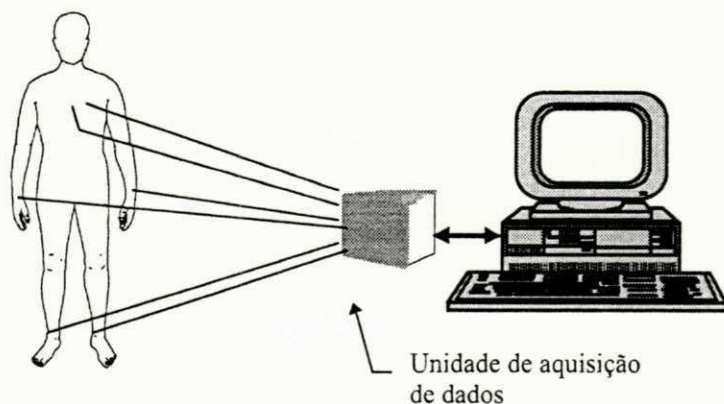


Figura 3.2 Unidade de aquisição acoplada a um microcomputador.

A porta de comunicação serial apresenta um fluxo bidirecional de dados, mas na linha do IBM-PC® esta porta apresenta uma limitação de velocidade, da ordem 19200 BPS (usando a BIOS), embora este valor possa ser elevado com a programação direta do circuito de comunicação da porta, pode-se perder na compatibilidade, pois implementações diferentes de "Hardware" pode trazer resultados diferentes.

A seguir são discutidos considerações relativas a aquisição dos dados, e algumas técnicas de transferências de dados aplicáveis a microcomputadores.

3.1 Aquisição dos dados.

Para que se possa gravar dados digitais correspondentes a um sinal analógico, estes devem ser digitalizados. O processo de digitalização consiste em efetuar uma amostragem e uma quantização do sinal analógico. A amostragem consiste num armazenamento temporal da amplitude do sinal, em que se admite que a amplitude é constante, e a quantização é uma representação digital para esta amplitude.

O processo de amostragem e quantização é feito periodicamente, a intervalos constantes para que o processamento do sinal seja feito de forma mais simples.

O processo de digitalização de um sinal em suma consiste no armazenamento da informação sob forma digital da energia do sinal a intervalos de tempo discretos. Para que o processo seja reversível são armazenadas informações sobre a amplitude da energia em cada intervalo de tempo e o tempo da amostra, considerando que a amplitude é constante para cada intervalo de amostragem.

Para simplificar o processo e reduzir a quantidade de informações necessárias para armazenar o sinal digitalizado, mantém-se constante os intervalos de amostragem se é quantizado para uma representação digital apenas a amplitude. O tempo de duração das amostras é armazenado uma vez, valendo para todo o intervalo de digitalização.

A taxa de amostragem ou frequência deve ser a menor possível para reduzir a quantidade de informação requerida para representar um certo sinal analógico, mas deve ser suficientemente alta para que o sinal analógico seja representado com um mínimo de distorção. Pelo teorema da amostragem, essa taxa deve ser de, no mínimo, duas vezes a máxima componente de frequência do sinal analógico de interesse.

3.2 Transferência de dados.

Geralmente, as placas conversoras A/D compatíveis com o barramento do IBM-PC[®] não possuem sistemas de armazenamento do sinal amostrado, e mantém o valor da última conversão até que a próxima seja efetuada. Para taxas de amostragem menores do que 1 KHz, esta é uma tarefa suportável pela maioria dos microcomputadores pessoais de hoje (PC-AT286 e posteriores), e a maioria dos sinais biomédicos pode ser amostrados dentro desta faixa de taxa de amostragem.

Para um sistema de aquisição digital de dados, é requerido processamentos “on-line”, o que faz com que um computador, dotado de uma CPU, não fique só dedicado a tarefa de armazenamento dos dados e que, também divida seu tempo com o processamento digital do sinal, e a tarefa da transferência de dados, considerada secundária, vai se tornando dispendiosa do ponto de vista de consumo de tarefas da CPU, a medida que se exige mais processamento da CPU, especialmente quando a taxa de amostragem é elevada.

Existem quatro métodos para transferência de dados entre a placa conversora A/D e a memória do microcomputador, a serem considerados:

- Transferência de dados programada.
- Transferência de dados por interrupção.
- Transferência de dado por acesso direto a memória (DMA)
- Transferência de dados por memória compartilhada.

3.2.1 Transferência de Dados Programada.

A transferência de dados programada, também conhecida como I/O programada, é a mais simples. O método consiste em: 1-) faz-se um pedido de conversão ao conversor A/D, 2-) espera-se que esta seja feita, 3-) lê-se o valor da amostra do sinal e 4-) transfere-se os dados do conversor A/D para memória.

O método da transferência de dados programada possui um desempenho razoável, podendo-se obter uma taxa de transferência de até 20 KHz, sem haver perdas de amostras, com um PC-AT-386, e conversor de 16 μ s [6].

A maior desvantagem do método da transferência programada de dados é que o programa principal tem que ficar monitorando constantemente o estado do conversor A/D para determinar quando uma nova amostra está disponível. Conseqüentemente, quando a

aquisição e gravação de uma amostra do sinal está sendo feita, há dificuldades no uso do computador para outras tarefas. Isto é importante porque, para muitas aplicações é essencial a capacidade de executar outras tarefas enquanto faz-se a aquisição de um sinal, como escrever dados no disco, responder a uma tecla pressionada no teclado, ou atualizar a tela.

3.2.2 Transferência de Dados Através de Interrupção.

Para melhorar a transferência dos dados programada é necessário evitar que se fique constantemente monitorando o conversor A/D. Portanto é requerido do computador um mecanismo que faça determinadas tarefas quando for solicitada.

Uma das características dos microcomputadores modernos é a capacidade de aceitar *interrupção por "Hardware"*. Com este método vários dispositivos periféricos podem solicitar serviços. A execução corrente do programa é temporariamente interrompida e o controle é transferido para a rotina que atende as tarefas do dispositivo periférico que solicitou interrupção. Interrupções de "Hardware" são implementadas na família IBM-PC® com o "Intel 8259A" Controlador de interrupção programável que suporta até oito linhas independentes de pedidos de interrupção (IRQ0...IRQ7)² no "bus" de expansão do PC. Estas linhas podem ser conectadas ao circuito do dispositivo periférico e usada para invocar alguns dos canais de interrupção.

Muitas das linhas de interrupção são usadas para os subsistemas internos do computador, como a IRQ0 que é usada para o relógio em tempo real do MS-DOS®, IRQ1 para o teclado, além de outros canais que são ocupados com o disco rígido, o DMA, portas paralelas e seriais. IRQ5 e IRQ7 são mais prováveis de estarem disponíveis, porque foram reservadas inicialmente para dispositivos pouco usados, como portas de comunicação extras.

² IRQ1, IRQ2, ..., IRQ7 são linhas de pedidos de interrupção no barramento do IBM-PC®.

Paga-se um preço por utilizar interrupções. Quando uma interrupção ocorre, a rotina de interrupção deve preservar o estado da execução do programa corrente para que seja restaurado depois. Conseqüentemente o conteúdo de alguns registros da CPU usados na rotina de atendimento a interrupção devem ser armazenados em algum lugar para depois serem restaurados para o programa principal no fim do atendimento a interrupção. Esta tarefa adicional de salvamento e recuperação de dados a cada atendimento da interrupção aumenta o tempo consumido para tratar cada amostra do conversor A/D. Este procedimento limita a taxa máxima da transferência de dados, em torno de 12,5 KHz (para um PC-AT-386 25 MHz), mas esta taxa é dependente da velocidade da CPU, do desempenho da arquitetura do computador e do tempo de conversão do conversor A/D.

3.2.3 Transferência de dado por acesso direto a memória (DMA)

Parte do problema com ambos os métodos descritos acima, é que a transferência dos dados entre o conversor A/D e a memória do microcomputador ocorre em dois estágios, primeiro há uma transferência do conversor A/D para um registro da CPU e no segundo uma transferência do registrador da CPU para memória. O desempenho de algum método de transferência que usa a CPU provavelmente sofre com o tempo relativamente longo gasto para executar uma série de instruções, cada uma da ordem de 1 μ s. A memória RAM pode ser lida ou escrita em aproximadamente 0,1-0,2 μ s. O método de *acesso direto a memória* (DMA) evita um problema do método anterior, pela transferência direta dos dados do dispositivo periférico para a memória do computador.

A família de computadores IBM-PC® já possui em sua arquitetura uma estrutura de transferência de dados DMA, todos IBM-PC® tem pelo menos um *Controlador de DMA programável Intel 8237* e IBM-PC® baseados no 80286 e 80386 contem dois controladores de DMA.

As vantagens do uso de transferências de dados DMA é diminuída pela dificuldade extra de se programar o controlador de DMA. Em comparação com o método de solicitação de interrupção, a transferência através de DMA é mais eficiente para altas taxas de amostragens, acima de 5 KHz, mas para baixas taxas de amostragens o desempenho se equivalem, A transferência de dados através de interrupções é limitada a 30 KHz, enquanto a transferência por DMA pode se estender até 150 KHz, e pode chegar até a 1 MHz, usando o “burst mode” com barramento “EISA-A2000” [6].

3.2.4 Transferência de dados por memória compartilhada.

A transferência máxima de dados com o método do DMA é limitada sobretudo pela velocidade de transferência de dados através do “bus” de expansão. Para computadores PC padrão é limitado em torno de 250 KHz. Para conseguir ultrapassar esse limite, tem-se que evitar o “bus” de expansão do PC, para isso pode-se utilizar uma memória RAM com *porta dupla*, e como o nome sugere, pode-se ler e escrever em duas fontes separadas. Esta técnica consegue taxas de amostragem tão altas quanto 1 MHz e não é necessária para sinais fisiológicos, já que é de ordem bem superior as máximas componentes de frequência dos sinais fisiológicos [6].

3.3 Marcação do Tempo no IBM-PC®.

O processo de digitalização do sinal consiste em se quantizar porções de energia do sinal no decorrer do tempo, e para simplificar, mantém-se constante o intervalo entre amostras, então a energia do sinal será representada pela amplitude do sinal em cada amostra. Se o intervalo entre amostras não for constante, para se reconstituir ou processar o sinal é necessário saber a amplitude de cada amostra e o intervalo entre as amostras, portanto é muito mais informações do que se manter constante o intervalo entre amostras,

onde só se armazena uma vez o valor do intervalo entre as amostras e fica válido para todo o período de aquisição.

Para se fazer a digitalização de um sinal a taxa constante é preciso que se tenha um marcador de tempo ou relógio.

A arquitetura do computador IBM-PC® não apresenta de forma explícita para o usuário uma estrutura de processamento em tempo real.

Mas existem duas maneiras de se obter uma marcação ou sincronismo de tempo com o IBM-PC®.

- Marcação do Tempo com Processador Externo.
- Marcação do Tempo Usando a Estrutura do IBM-PC®.

3.3.1 Marcação do Tempo com Processador Externo.

A Aquisição dos dados é feita com um sistema com um processador externo independente do processador principal do microcomputador, com um sistema de marcação/sincronismo em tempo real, e a transferência dos dados para o microcomputador pode ser feita por uma das portas de entrada ou qualquer outra técnica de transferência.

A primeira é com a utilização de uma placa no "slot" de expansão do computador, que tenha um gerador de pulsos de frequência constante e que possa solicitar interrupção, a intervalos de tempo constantes através das linhas de pedido de interrupção (IRQ3 - IRQ7), com o gerenciamento do controlador de interrupção 8259 [7].

Atualmente, com o crescente uso de periféricos no IBM-PC® com, placas controladoras de disco, "mouse", portas de comunicação, de rede, etc., mesmo com a duplicação do número de canais com o IBM-PC-AT, os canais de interrupção quase sempre

estão ocupados, especialmente nas configurações com muitos periféricos, e as interrupções utilizadas não são bem documentadas.

Neste caso, exige-se do instalador um certo conhecimento do “Hardware” e a configuração dos outros periféricos já instalados no computador, isto para barramento EISA - IBM-PC®.

3.3.2 Marcação do Tempo Usando a Estrutura do IBM-PC®.

Uma outra maneira de se marcar tempo é a de se aproveitar de uma estrutura já existente no computador, sem a necessidade de se adicionar “Hardware”.

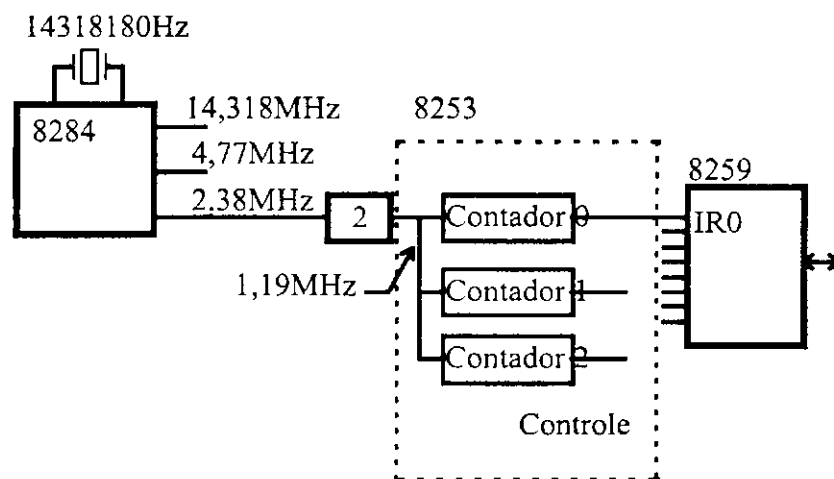


Figura 3.3 Parte da estrutura do IBM-PC®.

O IBM-PC® possui uma estrutura em tempo real projetada para os subsistemas internos, transparente para o usuário de alto nível (figura 3.3). A estrutura de tempo real foi projetada para atualizar um relógio interno, que marca a hora e data do sistema, ela é formada por um contador programável 8253 (ou 8254) e um controlador de interrupção programável, 8259.

O contador 8253 gera um pedido de interrupção ao controlador de interrupção 8259 a cada 54,9 ms, este então desvia o fluxo normal do programa para uma rotina que atualiza o relógio do sistema.

O contador programável 8253 possui 3 contadores independentes, o contador 0 está ligado diretamente a entrada IR0³ do controlador de interrupção 8259. O contador 1 é ligado ao controlador de DMA programável 8237 e o contador 2 é utilizado para controlar o alto-falante e o controlador de cassete (p/ IBM-PC[®] e IBM-PC-XT).

O processo para determinar o intervalo de interrupção é o seguinte: O gerador de relógio 8284 tem ligado a ele um cristal de 14.318.180 Hz (IBM-PC-XT), e tem uma saída (PCLK - "clock" de periférico) que é a frequência do cristal dividida por seis, depois passa por um divisor por dois e é entregue ao 8253 pulsos com frequência de 1.193.181,6 Hz [7].

Por questão de compatibilidade e padronização, os computadores posteriores e compatíveis com o IBM-PC-XT, o 8253 sempre recebe esta frequência de 1,19 MHz.

Na inicialização do sistema operacional, o "Latch Register" do contador 0 do 8253, é armazenado com um valor de 65535, e é programado para trabalhar no modo 3 [7]. O que resulta na saída deste uma onda quadrada de 54,9 ms. Ainda na inicialização do sistema operacional, o vetor de interrupção para interrupção solicitada no pino IR0, é mapeada como número 8, e está nos endereços de 20H - 23H, que contem um "JUMP" para rotina de tratamento do relógio em tempo real.

O 8259 está logicamente ligado nos endereços de I/O 20H e 21H. Para programá-lo deve-se determinar o valor do contador 0 do 8253;

$$\text{valor_contador} = \frac{1193181,66}{\text{freq_interrupção}}$$

³ IR0, IR2, ..., IR7 são nomes dos pinos do controlador de interrupção programável 8259

Como o contador é de 16 bits, a frequência mínima é limitada a 18,2 Hz, mas este valor pode ser reduzido com o uso de chamadas a sub-rotinas com outros contadores auxiliares. A maior frequência de amostragem não chega a 1,19 MHz, devido ao tempo gasto para atender a interrupção com o empilhamento dos registradores, executar tarefas, retornar da interrupção, executar tarefas e ainda fazer tarefas do programa principal. Este valor é obtido experimentalmente e, quando se atende uma interrupção, inibe-se o atendimento de outras para evitar estouro da pilha (muitas chamadas de interrupção ocupam toda área reservada para a pilha). Com uma frequência elevada de interrupção, pode-se perder pedidos, conforme pode ser visto na figura 3.4.

Para utilizar o mecanismo de interrupção em tempo real, deve-se levar em conta que o tempo gasto pela rotina de atendimento deve ser a menor possível, que pode ser reduzido com funções de atendimento a interrupções que manipule alguns “flags”.

O depuramento da função que é chamada por interrupção é complicado, porque geralmente os depuradores trabalham com interrupções, e quando é efetuada uma interrupção no programa principal, todas as interrupções são desabilitadas, o que impossibilita o funcionamento correto do programa depurador. A depuração deve ser feita através de “flags”.

A função que atende a interrupção não pode receber parâmetros de forma usual, pois uma chamada de uma interrupção é feita por “Hardware”, e automaticamente são empilhados os registradores e o “*flag Register*”. É aconselhável utilizar variáveis globais para passagem de parâmetros, bem como as variáveis de trabalho da sub-rotina. A função deve ser encerrada com um IRET e não com RET.

Deve-se ter cuidado com chamadas dentro da rotina de tratamento da interrupção que façam chamadas ao DOS, já que isto é feito por interrupções de Software, e o DOS não é reentrante, salvo raras exceções [8]. Uma atenção especial deve ser dada as operações matemáticas que invocam o co-processador aritmético, pois “handshake” entre co-

processador aritmético e o processador principal é feito por interrupção e espera-se o sinal do `wait` [8].

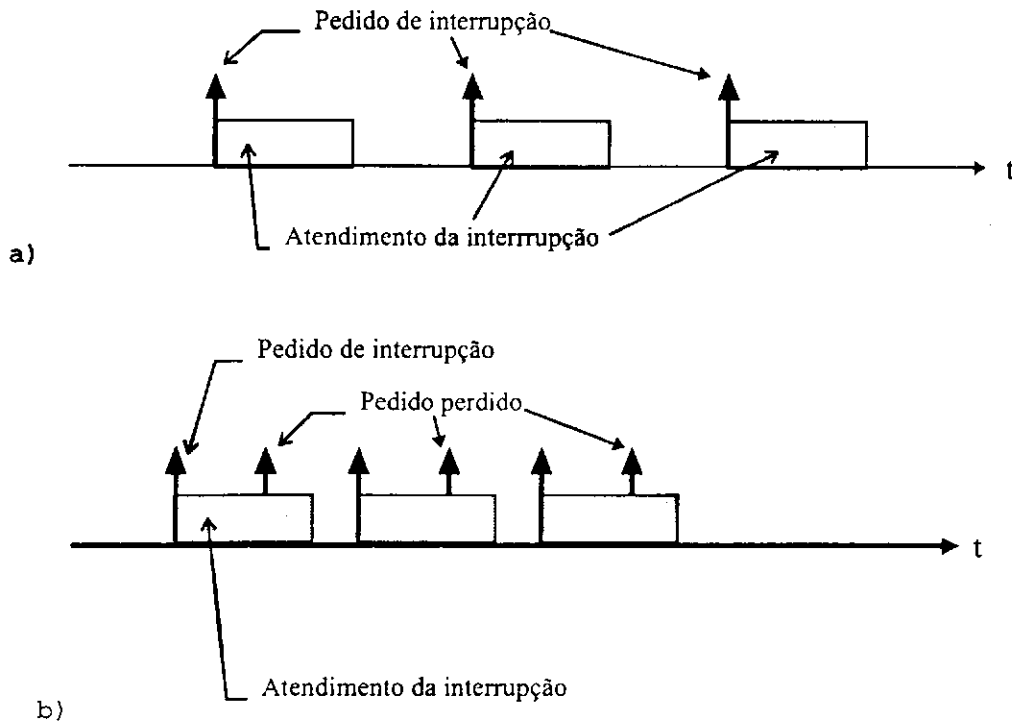


Figura 3.4: Atendimento da rotina de interrupção: a) Tempo de atendimento satisfatório, b) Tempo de atendimento a interrupção muito lento.

Nenhuma rotina normal do programa pode invocar a rotina de tratamento de interrupção, a não ser que se trate adequadamente o retorno do `IRET`.

O algoritmo para tratamento, com estrutura de proteção, da interrupção é mostrado no apêndice A.

Para o armazenamento dos dados, pode-se optar por várias formas, ou diretamente na área da memória do MS-DOS® (640K), na EMS⁴, na XMS⁵ ou no disco magnético, para

⁴ Expanded Memory System

⁵ Extended Memory System

tanto, a rotina de interrupção e captura dos dados terá que ser capaz de armazenar os dados adquiridos em um destes locais.

Uma maneira de minimizar estes problemas é utilizar um “buffer” intermediário de aquisição, no qual a rotina de atendimento a interrupção e leitura dos dados da entrada de dados sempre armazena numa área de trabalho (“buffer” intermediário) sem precisar detalhar os procedimentos para armazenar em diferentes meios. Toda comunicação entre a rotina de interrupção e o programa principal é feita por “flags”, com isto tem-se duas rotinas que podem trabalhar simulando tempo real.

A estrutura do “buffer” intermediário tornou-se necessária nos instantes em que o programa principal efetua tarefas longas mas não freqüentes, como processar regiões da tela, acesso a arquivo, etc. Esta estrutura possibilita escrever rotinas em tempo real sob um sistema operacional mono-usuário e mono-tarefa.

A figura 3.5 ilustra melhor a estrutura usada.

Para o armazenamento em disco, em tempo real, dos pontos adquiridos, a melhor estrutura é com dois “buffers”, para que se compatibilize os tempos de acesso ao disco. Estes têm um tempo pequeno de acesso entre blocos, mas o tempo gasto para mover a cabeça de gravação entre trilhas de gravação é grande. Outro cuidado que se deve ter é com arquivos no DOS deixados abertos, sem atualizar a FAT (“File Allocation Table”) do disco. Portanto, é aconselhável gravar arquivos em blocos, e para tanto é melhor utilizar um sistema de armazenamento em disco por blocos, em alguns sistemas de computadores é possível encontrar este mecanismo já disponível, com o nome de “*cache*” de disco.

O protótipo apresentou funcionamento irregular quando foi executado sob o WINDOWS[®], devido a sua forma de implementação. Na implementação da arquitetura em tempo real no IBM-PC[®] considerou-se que se estava utilizando apenas o sistema operacional MS-DOS[®], que é um sistema mono-usuário e mono-tarefa, e um programa que

está rodando sob o MS-DOS[®] dispõe de todo tempo do microprocessador (restringido apenas pelo atendimento das interrupções).

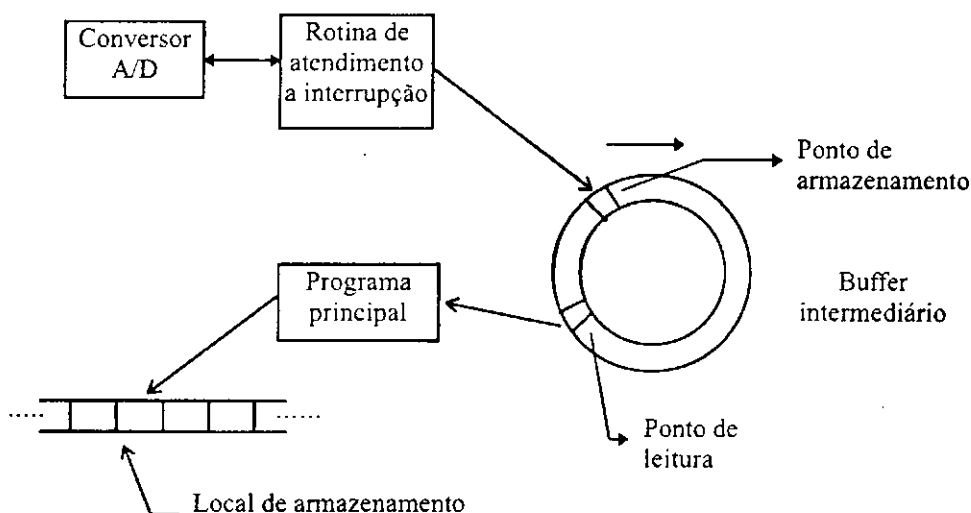


Figura 3.5 Armazenamento com buffer intermediário.

Sob o WINDOWS[®] o programa dispõe apenas de uma fatia do tempo do processador, onde é feita um processamento multi-tarefa em cima de um "Hardware" mono-tarefa (no caso do IBM-PC[®]). E a filosofia para que se obtenha um desempenho satisfatório a tempo-real, sob um sistema operacional multi-tarefa, é diferente. Em vez de insistir que o próprio computador faça a marcação do tempo, pode-se optar por usar "Hardware" adicional para efetuar esta tarefa.

Outro problema encontrado na execução de tarefas em tempo real foi com o uso de redes, o tempo com a manipulação de arquivos via rede depende da velocidade da rede e do seu tráfego de dados.

Capítulo IV

PROGRAMA DE CONTROLE.

O programa de controle do fisiógrafo tem a função de comandar e supervisionar o sistema, entre as funções, tem-se: controlar o processo de aquisição, gerenciar o armazenamento dos dados, apresentar os resultados de forma gráfica para o usuário e, efetuar o processamento do sinal digitalizado.

O programa de controle foi desenvolvido em linguagem “C”, projetado de forma estruturada, com rotinas documentadas no programa fonte, e com pequena interdependência entre si, ou seja, rotinas são mais autônomas, o que facilita o usuário no trabalho de alterar ou acrescentar novas rotinas ao sistema.

A figura 4.1 apresenta a estrutura da biblioteca do Fisiógrafo Digital. Esta figura esboça como as rotinas do sistema estão conectadas. A interface Homem-Máquina se conecta a *árvore de menu*, contendo são sub-rotinas acionadas através de menus tipo “pop-up”, Estas por sua vez pode acessar as *Rotinas de Interface*, *Rotinas em tempo-real*, *Controle de Arquivo* e *Funções Matemáticas*. As *Rotinas de Interface* são a base da interface do sistema, é nelas onde estão as definições da interface Homem-Máquina.

Interface Homem-máquina				
Árvore de Menus				
Rotinas do Interface		Rotinas em tempo-real	Controle de Arquivo	Funções Matemáticas
Menus Pop-Up				
Editor de Sentenças				
Drive Gráfico				
Sistema Operacional				

Figura 4.1 Estrutura da biblioteca do Fisiógrafo Digital.

A chamada as funções é feita através de menus hierárquicos. A árvore de navegação dos menus é esboçada na figura 4.2. Por exemplo, para acessar a função *FFT* deve-se a partir do menu principal chamar a função *Ferramentas*, e depois a função *FFT*.

4.1 Controle da Tarefa de aquisição.

O usuário pode controlar o processo de aquisição através do menu MEDIÇÃO (figura 4.3).

O sistema apresenta estrutura para suportar vários conversores A/D (rotinas implementadas no código fonte), cabendo ao usuário indicar através do menu qual é o conversor que vai ser utilizado (desde que esteja instalado o controlador do conversor A/D) e programar suas condições de inicialização, como endereço de I/O da placa, canal de medição, porta de comunicação ou outras variáveis.

A escolha do valor da taxa de amostragem é limitada ao tempo de conversão do conversor A/D e ao tempo gasto pelo sistema para tratar cada amostra e armazená-la, isto para um canal. Para digitalização de mais de um canal, deve-se levar em conta o tempo de seleção e conversão de cada canal.

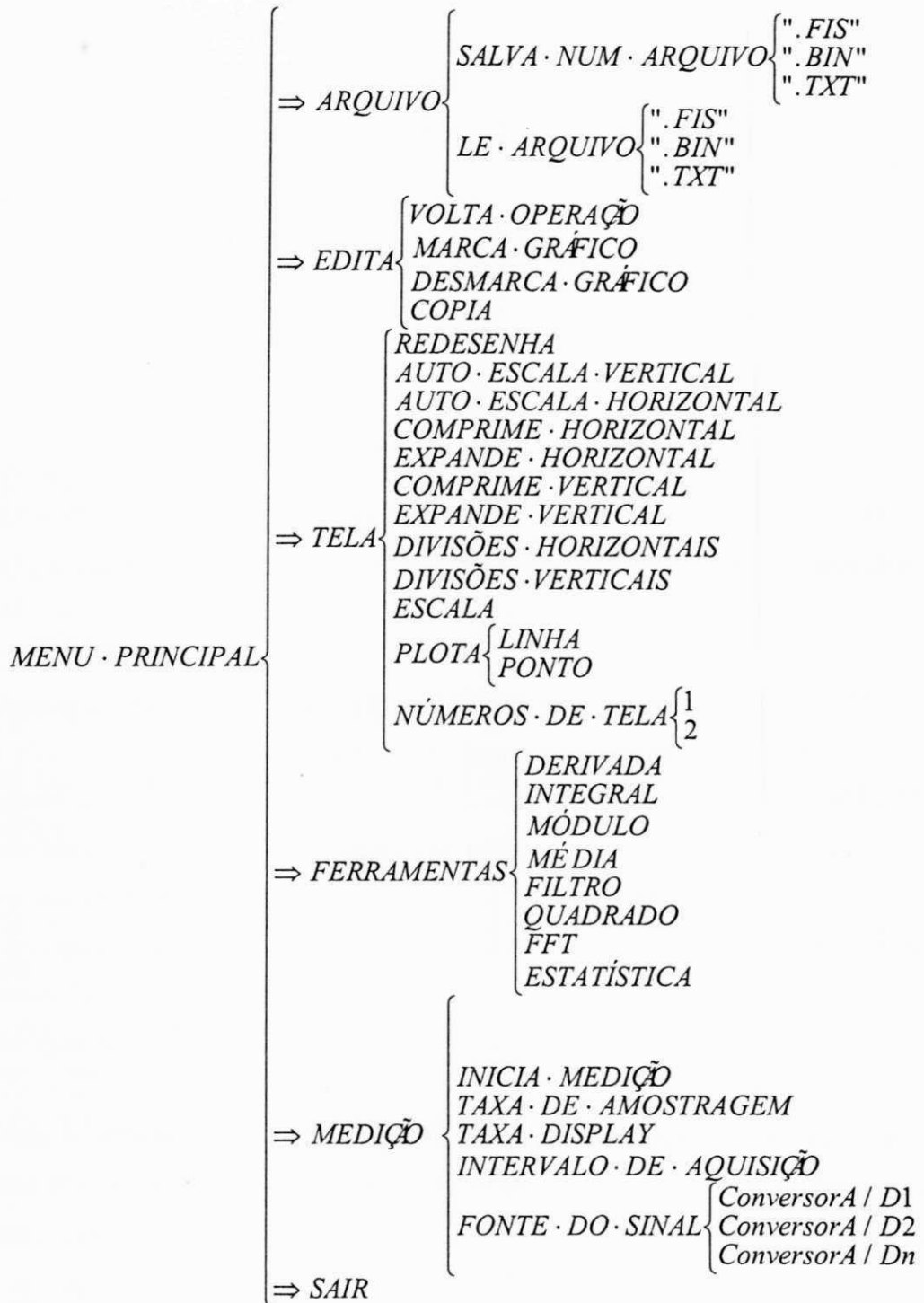


Figura 4.2: Árvore de navegação dos menus.

O valor máximo da taxa de amostragem é limitado pelo tempo de conversão do conversor A/D instalado, pelo sistema de marcação em tempo real do computador. Para um computador IBM-AT-286 25 MHz, tipicamente o menor tempo entre amostras é da ordem de 80 μ s (sem considerar o tempo de conversão do conversor A/D).

Um outro controle disponível para o usuário é o tempo máximo de duração da digitalização, ou seja, a quantidade de amostras digitalizadas e armazenadas.

O usuário dispõe de um controle denominado TAXA DISPLAY, que é um número inteiro que relaciona a quantidade entre amostras digitalizadas pelo conversor A/D (amostragem real) e o número de pontos apresentados na tela (amostragem virtual), por exemplo, se a TAXA DISPLAY tiver valor igual a 10, a cada 10 pontos digitalizados e armazenados pelo conversor A/D, apenas um ponto será apresentado na tela.

Esta técnica é útil porque durante a aquisição pode ser desejado que um esboço do sinal que está sendo amostrado e digitalizado seja apresentado na tela. Com a cada novo ponto plotado na tela, os pontos anteriormente plotados são deslocados horizontalmente, de forma semelhante a empregada num registrador de papel. E se cada ponto digitalizado for plotado na tela com esta técnica de deslocamento, a frequência de digitalização é limitada a uns 200 Hz, para uma movimentação dos pontos da tela envolvendo técnica simples de movimentação de pontos. O tempo, gasto para deslocar pontos no vídeo, pode ser reduzido com a utilização de técnicas especializadas em deslocamento de memória de vídeo.

Foram implementadas rotinas para efetuar deslocamentos de memória diretamente na memória dos controladores de vídeo, os controladores testados foram HÉRCULES® e CGA®, para um PC-AT-386 25 MHz foi possível trabalhar com frequências de amostragem em torno de 500 Hz em controladores de vídeo HÉRCULES®, para amostragens e plotagem em tempo real.

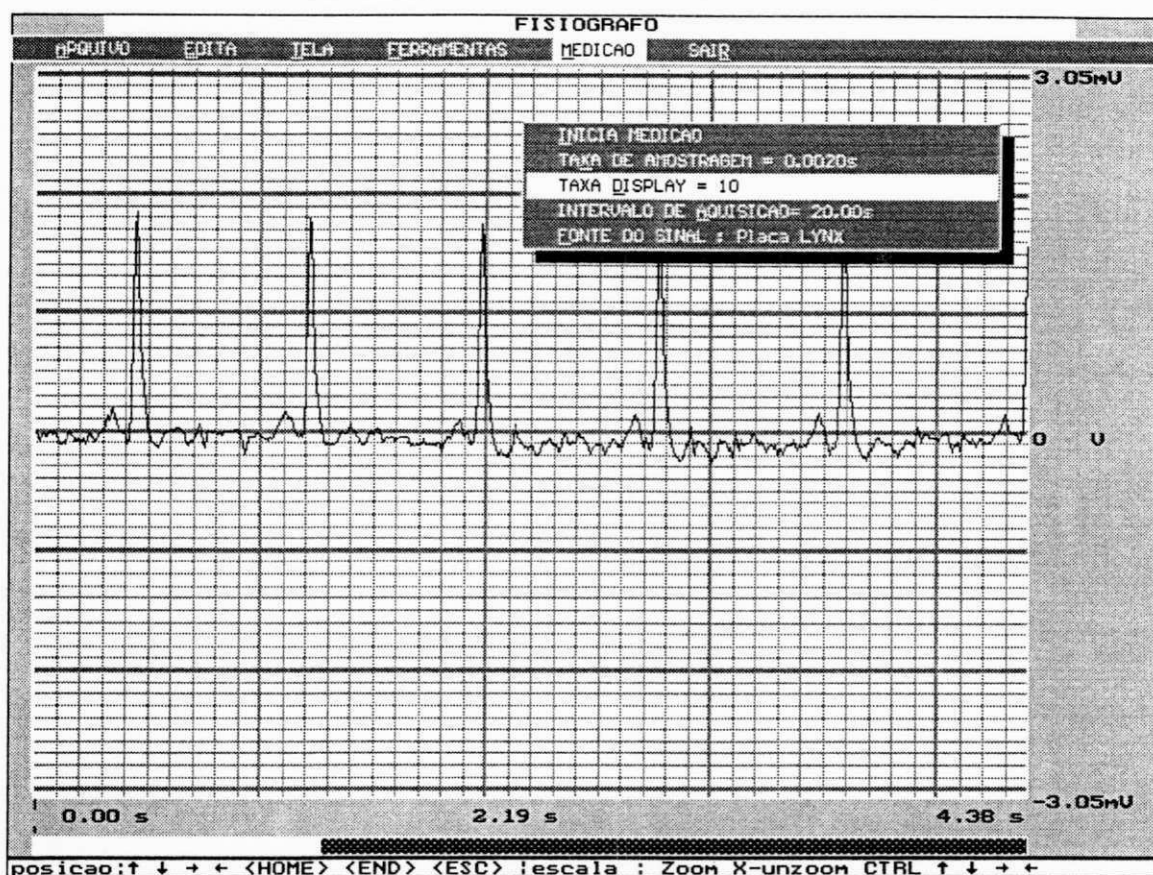


Figura 4.3 Tela do sistema: *Menu medição*.

Se os pontos na tela do computador forem plotados a uma taxa menor do que a taxa de aquisição (amostragem e digitalização) dos dados, o tempo gasto na manipulação dos pontos na tela será reduzido.

O valor ótimo para a TAXA DISPLAY é obtido experimentalmente e, depende do valor da taxa de amostragem do sinal utilizada e da velocidade do controlador de vídeo do computador. O valor da TAXA DISPLAY deve ser tal que permita que as aquisições sejam feitas, a uma determinada taxa de amostragem, e que o "buffer" intermediário não estoure (taxa de entrada de dados maior do que a taxa de saída), mas este valor não pode ser muito grande porque se perderá qualidade na visualização dos pontos adquiridos (teorema da amostragem).

O usuário também escolhe o valor para o *fator de escala*, que é a relação entre um bit (1 LSB) e uma unidade da medida em questão (Ex. 1 LSB = 2 mV), e também seleciona o nome da unidade em questão (Ex. "Volt", "mmHg").

A janela de monitoração do sinal simula um registrador de papel, onde os pontos são colocados em uma coluna fixa e as amostras anteriores são deslocadas horizontalmente. Esta forma de apresentação gráfica é similar a que o usuário está acostumado a ver.

O sistema só começa a armazenar os dados quando o usuário solicita, permitindo que faça ajustes no sistema analógico como: colocação dos eletrodos, ajuste do ganho, chaveamento das derivações, ajuste do "off-set", ou mesmo simplesmente monitorar o sinal, conforme a necessidade. O início da gravação é solicitado com o pressionamento da tecla 'G'.

4.2 Gerenciamento do armazenamento dos dados.

Para o armazenamento do sinal digitalizado, o usuário interage com o sistema operacional através de rotinas de gravação e leitura dos arquivos de dados.

Para o registro e armazenamento dos dados o usuário dispõe de três formatos de gravação de arquivos. O primeiro formato para gravação do conjunto de pontos armazenados na memória volátil do computador é o formato ".TXT", que é um formato gravado em código ASCII, com uma amostra gravada em cada linha, este formato é útil quando se deseja analisar alguns pontos isolados do sistema ou transferir os pontos para um programa matemático para análises, como o MATLAB®.

A segunda opção é o formato ".BIN", neste formato os dados são gravados em binário, este formato tem uma maior taxa de transferência entre a memória RAM e o disco rígido do que no formato texto, e também o tamanho do arquivo é menor.

A terceira opção é o formato “.FIS”, que é a opção “default” do sistema do Fisiógrafo Digital, é um formato particular. No formato “.FIS”, o início do arquivo de dados tem um cabeçalho, este cabeçalho armazena informações inerentes ao conjunto de dados que está armazenado naquele arquivo, como: a taxa de amostragem, o número de dados armazenados, a data da aquisição, informações sobre o conversor A/D e, parâmetros de apresentação na tela usados pelo último usuário.

Armazenar as informações de apresentação de um conjunto de pontos na tela é uma característica solicitada pela interface homem-máquina, para que quando estes pontos forem carregados novamente para o sistema, a sua forma de visualização seja a mesma da anterior, sem que o usuário fique sempre personalizando.

A estrutura de implementação dos arquivos tipo “.FIS” é mostrado no apêndice C.

Como o sistema apresenta estrutura receptiva a expansão, foi previsto que o formato do arquivo “.FIS” pode mudar, para tanto muda-se a versão do arquivo, mas o sistema possui as rotinas para ler os formatos de versões anteriores automaticamente.

O método de leitura de um arquivo é o seguinte; primeiro se analisa a extensão do nome do arquivo, ao ser identificado o formato de gravação, e então a rotina adequada é chamada, caso contrário, pede-se ao usuário a indicação do tipo do formato. No caso do formato “.FIS”, é lido primeiramente o cabeçalho, a procura de um “FLAG” e do número da versão do formato. Cada versão é tratada por uma rotina específica, porque cada uma apresenta formatos particulares de dados, ou seja, tem-se versões que armazena dados no formato em ponto flutuante, e outras em formato inteiro de oito bits, a qual é usada em arquivos compactados.

4.3 Controle da Edição dos dados.

Para o controle da edição dos dados, além de comandos similares aos editores de texto, tem-se disponível para o usuário uma função que retorna ao estado anterior antes de uma operação matemática no sinal. Esta opção é útil porque o usuário pode desfazer uma operação, caso ele tenha chamado uma operação errada ou efetuar um teste numa determinada operação.

Uma outra função útil para edição dos gráficos, é a possibilidade de marcação de um determinado trecho do conjunto de pontos e, enquanto o bloco estiver marcado, todas as operações matemáticas chamadas são efetuadas em relação a este bloco. Pode-se salvar apenas o bloco marcado e descartar o resto do conjunto de pontos, isto é útil em aquisições de longo prazo, de sinais repetitivos, e que se deseja armazenar apenas um trecho de repetição.

4.4 Processamento do Sinal.

O processamento de um sinal digitalizado ou de uma seqüência de amostras é feito através do relacionamento entre a seqüência numérica de entrada e a de saída, sendo a função do sistema relacionada com sua *transformada Z*. Na implementação de um processador digital de sinais, a relação entre a entrada e a saída é convertida para um algoritmo computacional. A implementação de sistemas discretizados no tempo é mais convenientemente feita por uma equação diferença linear de coeficientes constantes, na qual só são feitas as operações básicas de adição, atraso e multiplicação por uma constante. O algoritmo computacional para implementação do filtro é definido por uma estrutura ou rede consistindo de uma interconexão destas operações básicas. A função do sistema é mostrada na equação 4.1.

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k Z^{-k}}{1 - \sum_{k=1}^N a_k Z^{-k}} = \frac{Y(Z)}{X(Z)} \quad (4.1)$$

A equação diferença relacionando a seqüência de entrada e de saída, é dada por:

$$y(n) = \sum_{k=1}^N a_k y(n-k) + \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) \quad (4.2)$$

Para o processamento do sinal digitalizado e armazenado no sistema, o usuário tem disponível algumas operações matemáticas.

A obtenção da derivada digital (opção DERIVADA) é feita por aproximação, porque o sistema discretizado é limitado em freqüência [9]. Os processos mais utilizados são: a derivada de dois pontos e a derivada de três pontos [10].

Na derivada de dois pontos, a derivada é obtida pela determinação da tangente entre duas amostras consecutivas, a equação diferença é mostrada em 4.3

$$y(nT) = \frac{x(nT) - x(nT - T)}{T} \quad (4.3)$$

A equação de derivada de três pontos é:

$$Y(nT) = \frac{x(nT) - x(nT - 2T)}{2T} \quad (4.4)$$

Para o cálculo da integral (opção INTEGRAL), existem vários métodos de aproximação da integral, entre eles: por soma retangular, por soma trapezoidal e pela regra de Simpsom. As equações diferenças estão mostradas em 4.5, 4.6 e 4.7:

Integral por soma retangular:

$$y(nT) = y(nT - T) + Tx(nT - T) \quad (4.5)$$

Integração por soma trapezoidal:

$$y(nT) = y(nT) + \frac{T}{2}[x(nT) + x(nT - T)] \quad (4.6)$$

Regra de Simpson:

$$y(nT) = y(nT - 2T) + \frac{T}{3}(x(nT) + 4x(nT - T) + x(nT - 2T)) \quad (4.7)$$

A operação MEDIA é calculada da seguinte forma: o valor de cada ponto corresponde a média das últimas η amostras, onde η é o valor fornecido pelo usuário.

A operação QUADRADO converte aritmeticamente o valor de cada amostra para o seu quadrado ($x(n) = x(n)^2$).

A operação FFT converte o conjunto de pontos no domínio da frequência para sua transformada de Fourier e calcula as componentes espectrais do sinal, apresentando o módulo.

A opção ESTATÍSTICA apresenta informações sobre o conjunto de pontos armazenados na memória do computador, como: tempo de amostragem, data da conversão, informações sobre o A/D, unidade utilizada para conversão (Volt, mmHg, °C), filtros utilizados, anotações feitas pelo usuário.

O processamento do sinal através de um filtro digital é feito através da opção FILTRO.

Como a estrutura de um filtro digital é basicamente constante, salvo os aperfeiçoamentos feitos para aumentar a eficiência computacional, o processo de escolha do filtro consiste em fornecer os coeficientes (a_k e b_k), pressupondo que a taxa de amostragem é constante para todo período de aquisição.

Para implementação dos filtros no sistema do Fisiógrafo digital, se poderia ter optado por colocar todos os filtros (coeficientes) disponíveis para o usuário no próprio código do programa. Entretanto, além do aumento do tamanho do código, as opções de escolha dos filtros estariam limitadas àquelas colocadas na implementação do sistema e o usuário só poderia escolher entre aqueles já definidos pelo programador.

A implementação da escolha dos filtros a ser utilizados no fisiógrafo digital é feito através de um arquivo tipo texto, disponível para o usuário. Com esta forma o usuário poderá adicionar filtros ao sistema, fornecendo os coeficientes do filtro no arquivo "*FILTROS.TXT*". A descrição da sintaxe deste arquivo é mostrada no Apêndice B.

4.5 Interface Homem-Máquina.

A interface homem-máquina é um dos principais fatores que influenciam tanto no incentivo do uso, bem como no uso correto de um "software" [11]. O programa deve atender dois objetivos distintos mas interdependentes: o do aumento da confiabilidade e eficiência e o caminho em direção ao aperfeiçoamento da interface homem-máquina.

O usuário é uma face crítica da interface homem-máquina, sendo diversificado, exigente e apresentando atitudes variáveis no tempo. A diversificação de usuários é muito grande, variando de uma enfermeira que irá apenas observar a frequência cardíaca de um paciente, passando por um médico que irá registrar e analisar dados de um paciente e chegando a um técnico do sistema que irá efetuar operação e manutenção no sistema. Um mesmo usuário também pode mudar suas atitudes, diante do sistema, com o tempo, ou pelo

próprio aprendizado da operação ou por necessidades de obter resultados distintos, por exemplo, pode ser que em determinados instantes o usuário queira informações superficiais, em outro instante ele deseja informações mais detalhadas.

A linguagem em que o usuário deseja se comunicar com a máquina é a que mais se aproxime da utilizada no seu cotidiano. Alguns usuários aceitam com paciência as limitações da máquina, outros não são tão pacientes, e exigem respostas rápidas da máquina para tarefas supostamente simples.

Na implementação do sistema do Fisiógrafo digital tomou-se cuidado nas linhas gerais para que a interface homem-máquina apresentasse uma estrutura coerente e “amigável”. Alguns pontos são destacados, como:

- As mensagens informativas são sempre apresentadas na mesma região, no canto inferior da tela;
- As áreas de edição de literais é sempre colocada no meio da tela, e são visíveis apenas durante a edição dos valores, e;
- Mensagens de erro são colocadas no meio da tela, acompanhadas de aviso sonoro.

As funções são chamadas por menus tipo “pop-up”, montados hierarquicamente. A escolha das opções pode ser feita por movimentação da barra que aparece em destaque, pressionando-se a tecla <ENTER>, ou digitando-se a letra em destaque na opção através do teclado.

Os gráficos aparecem numa região fixa reservada para eles. Nesta área os gráficos são apresentados sobre uma grade (opcional) reticulada similar ao papel utilizado normalmente para gravar sinais de um traçador de papel.

Na região inferior da tela aparecem alguns comandos, relativos ao contexto, que o usuário pode utilizar, ou seja, são apresentados os comandos que o usuário tem a sua disposição em um determinado ponto dentro da interface.

Numa região logo abaixo da região do gráfico, tem uma “barra de rolamento”. Esta “barra” apresenta de forma visual como a porção do conjunto de pontos visualizado na tela se encontra em relação ao total de pontos armazenados para um determinado arquivo, a sua largura informa a quantidade de pontos relativos mostrados na tela.

Para o controle da apresentação gráfica do conjunto de pontos armazenados, o usuário dispõe de um conjunto de opções: deslocamento vertical, deslocamento horizontal, compressão e expansão da escala horizontal e vertical e número de divisões horizontais.

Tem-se disponível a opção AUTO ESCALA VERTICAL, que redimensiona a escala vertical e o “off-set” para que todos os pontos possam ser visualizados na tela. E a função AUTO ESCALA HORIZONTAL faz de forma similar para escala horizontal.

A figura 4.4 mostra uma das telas do sistema.

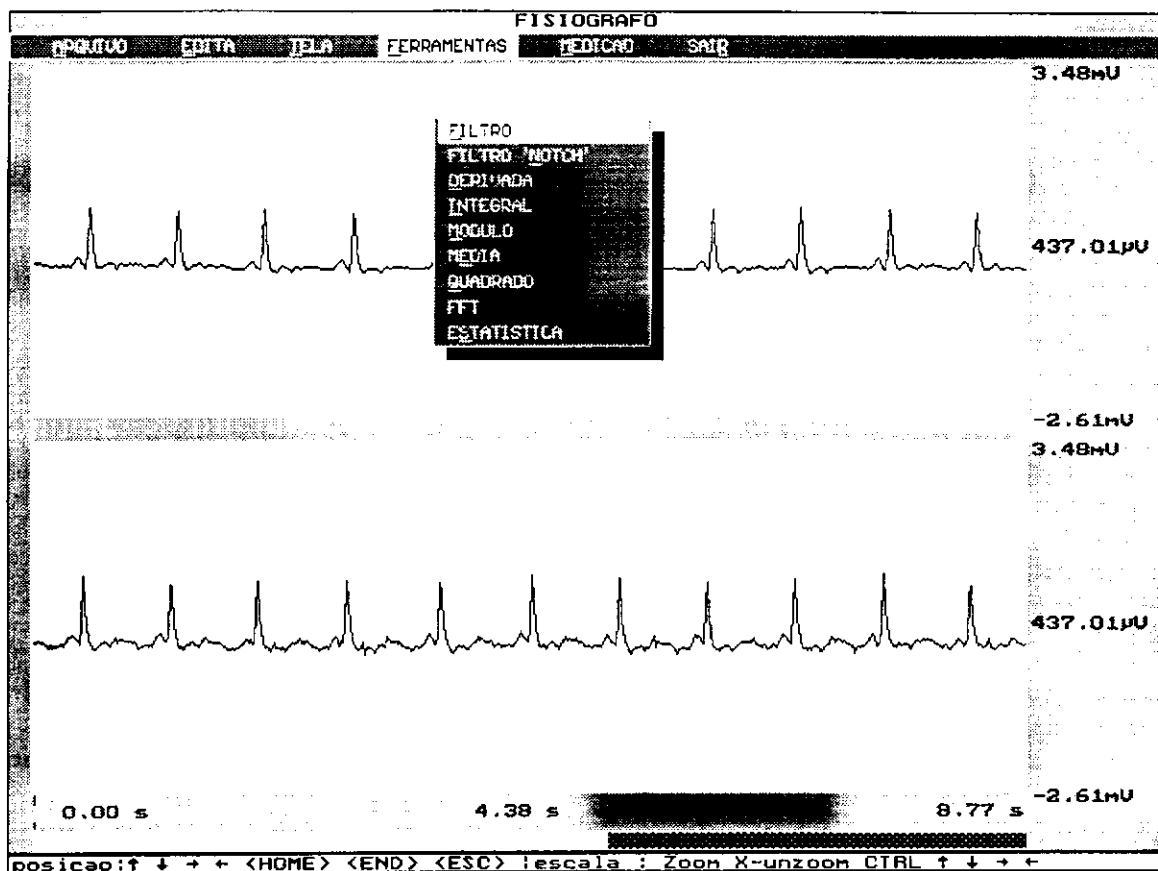


Figura 4.4: Tela do sistema com duas janelas abertas.

Capítulo V

“HARDWARE”

O “Hardware” do Fisiógrafo Digital é constituído por um computador, uma impressora e uma unidade condicionadora. A figura 5.1 esboça a disposição destes itens.

O computador utilizado no sistema pode ser qualquer microcomputador compatível com o IBM-PC-AT, equipado com coprocessador aritmético, um monitor tipo VGA, EGA ou Hércules®, e um conversor A/D. A impressora deve ter capacidade para imprimir gráficos.

A unidade de aquisição é formada por um conversor A/D, podendo ser uma placa instalada dentro do microcomputador, e condicionadores de sinais que efetuam a interface elétrica entre o Fisiógrafo Digital e os transdutores.

A seguir, são feitas considerações acerca da interface elétrica entre os condicionadores de sinais e a questão da isolação galvânica entre os equipamentos.

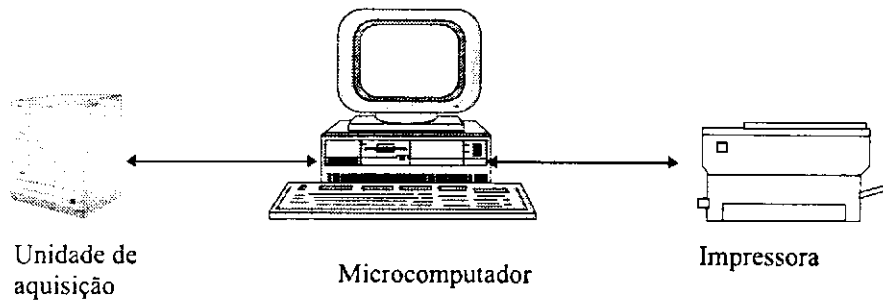


Figura 5.1: Hardware do Fisiógrafo Digital.

5.1 Interface Elétrica.

A interface elétrica nos fisiógrafos analógicos ou instrumentos de medição médica, no ponto da ligação entre os módulos condicionadores e o barramento do sistema (conjunto de entradas que ligam os módulos condicionadores de sinais aos dispositivos de apresentação) é geralmente definida para sinais CA como⁶:

- nível CC : 0 Volts;
- amplitude CA : 1 Volt de pico a pico;
- impedância : 1 K Ω ;
- com proteção na entrada.

A proteção na entrada é projetada com duas finalidades, a de proteger o circuito do equipamento em questão e a outra é para evitar que a presença de correntes surgidas pela malha formada pelo equipamento e outro agente externo percorram o paciente e provoque danos aos tecidos ou seja fatal.

Em equipamentos destinados a monitoração de pacientes, uma maior atenção deve ser dada para o uso concomitante de “desfibriladores”, e a entrada deve prever no mínimo picos de tensões da ordem de 3500V.

⁶. Definição encontrada nas especificações técnicas da maioria dos equipamentos de instrumentação médica que apresentam pontos de interconexão entre outros equipamentos.

Para a segurança do paciente é necessário que nenhum equipamento faça com que uma corrente elétrica passe através do mesmo, onde o valor desta corrente que é considerado perigosa depende do local no corpo em que é percorrido, que pode ser da ordem de $5\mu\text{A}$ [4].

Para evitar que correntes perigosas passem através do paciente, deve-se além de garantir que o processo de medição em questão não introduza esta corrente perigosa, também deve-se evitar as correntes que possam surgir no paciente por intermédio do equipamento.

As correntes danosas provocadas pelos equipamentos conectados ao paciente, podem ter várias origens, a mais comum é através da rede de alimentação de energia elétrica, que apresenta um dos pólos conectado a terra e na qual a maioria dos equipamentos estão ligados.

Um procedimento para prevenir o aparecimento de correntes perigosas é o aterramento do chassi dos instrumentos, no intuito de evitar que apresentem uma diferença de potencial entre seus terminais e o conseqüente surgimento de uma corrente de fuga através do paciente.

Uma outra medida tomada é o isolamento galvânico entre o transdutor e a rede de alimentação de energia.

5.2 Isolamento Galvânico.

Para o isolamento galvânico entre a rede de alimentação e o paciente existem três pontos que devem ser considerados; isolamento do sinal; isolamento da fonte de alimentação dos circuitos do equipamento e o isolamento do circuito para toque acidental.

5.2.1 Isolamento do Sinal.

O isolamento do sinal é geralmente feito de três formas; por ondas eletromagnéticas, por transformadores e por acoplamento óptico.

O isolamento galvânico do sinal, entre o condicionador e o circuito principal, proveniente do paciente feito por ondas eletromagnéticas tem como elemento principal um par transmissor-receptor. O sinal fisiológico obtido pelo transdutor passa pelo condicionador de sinal para então ser levado a um transmissor onde é modulado. O sinal é recebido por um receptor que esteja no raio de alcance do transmissor e sintonizado com este. Na saída do receptor são acoplados os equipamentos de apresentação e armazenamento dos sinais.

O uso de ondas eletromagnéticas é mais útil na telemetria, mas o custo do par transmissor - receptor não é justificado para o uso em pequenas distâncias para isolar galvanicamente dois circuitos, onde todo o conjunto pode estar encerrado dentro de um mesmo gabinete.

As outras duas formas de isolamento, transformador e por isolador óptico, utilizadas para o isolamento galvânico são semelhantes no uso, diferindo na forma da energia intermediária utilizada para o isolamento. Pode ser utilizado modulador para condicionar a faixa de frequência do sinal de interesse e o isolador.

Uma vantagem deste isolador é que geralmente são confeccionados de forma tal que a interferência do meio externo é bem menor do que se fosse utilizado ondas eletromagnéticas.

O isolador óptico tem vantagem sobre o transformador quando se quer transferir apenas a informação de um lado para outro do circuito, onde se exige um mínimo de

energia, e o isolador óptico ocupa um menor espaço físico e pode isolar uma tensão mais elevada a um custo menor do que um transformador.

5.2.2 Isolamento da Fonte de Alimentação.

A fonte de alimentação deve apresentar um bom isolamento entre a rede elétrica de alimentação e a tensão de alimentação dos circuitos do Fisiógrafo digital. Este isolamento é exigido principalmente porque a maioria dos equipamentos conectados ao paciente estão conectados a mesma rede de alimentação. Havendo uma falha no aterramento ou qualquer outro fenômeno que provoque a passagem de uma corrente elétrica através do paciente, poderá, além de perturbar as medições, também pode provocar distúrbios danosos ao paciente.

Para sistemas digitais, com o "Hardware" de aquisição independente do computador principal e da comunicação entre eles, a melhor opção é utilizar acopladores ópticos através de comunicação serial, isolando as linhas de comunicação entre o "Hardware" de aquisição e o computador.

A isolação do sinal já digitalizado apresenta-se mais vantajoso do que no método convencional, onde os sinais são isolados logo na sua forma analógica. Para se trabalhar com acopladores ópticos com sinais analógicos deve-se ter cuidado no projeto para diminuir o efeito da não linearidade e a limitação da faixa dinâmica de manipulação dos acopladores, isto pressupondo-se que o acoplador é constituído por um LED e um foto-diodo, mas às vezes é exigido o uso de pares de modulador-demodulador.

5.2.3 Isolamento do Circuito Para Toque Acidental.

Toque acidental é conceituado como qualquer contato efetuado por uma determinada pessoa num paciente ou num equipamento médico, com a possibilidade de

haver um circuito fechado. Exemplo: Uma enfermeira toca no paciente e pode haver a formação de um circuito fechado envolvendo o paciente, a enfermeira, o equipamento conectado ao paciente e a terra. A amplitude da corrente que percorre esta malha fechada poderá perturbar a medição, ou mesmo ser perigosa e até fatal para o paciente, ou mesmo a enfermeira [4].

Outra situação que pode ocorrer é quando uma pessoa toca na caixa de um equipamento e com isto apareça uma corrente no paciente proveniente do circuito fechado formado pela pessoa, o equipamento, o paciente e a terra.

Para reduzir o risco de acidentes com correntes elétricas provocados por toque acidental deve-se isolar galvanicamente todas as partes do equipamento que entram em contato com o paciente, utilizar material isolante para revestir o equipamento e os botões de comando que são acessíveis ao operador, além de aterrá-los.

5.3 Condicionadores de sinais.

Para que a entrada do Fisiógrafo digital possa aceitar a maioria dos módulos condicionadores e transdutores de sinais existentes no mercado, é desejável que a interface elétrica das entradas analógicas sejam “padronizadas”. Como o Fisiógrafo digital aceita vários conversores A/D, é necessário que para cada entrada utilizada do conversor A/D tenha um circuito que compatibilize sua faixa de tensão com a interface elétrica padronizada (1 V_{pp} - 1 K Ω).

Por questão de segurança, a entrada do conversor A/D deve ser isolada galvanicamente do circuito elétrico do computador. Para a maioria dos conversores, o método que mais se aplica na isolação é isoladores ópticos usados juntamente com moduladores para isolar a tensão analógica do sinal, ou seja, o isolamento galvânico é feito antes do sinal passar pelo conversor.

Caso a aquisição dos sinais esteja sendo feita com um equipamento digital, independente do computador, como um circuito com um microcontrolador e conversor A/D, e ele esteja passando para o computador o sinal já digitalizado através de uma porta de comunicação, o isolamento do circuito pode ser feito com opto-acopladores na interface de comunicação digital.

CONSIDERAÇÕES FINAIS.

Como nos fisiógrafos analógicos, o fisiógrafo digital apresenta uma característica modular, com a capacidade de acrescentar e intercambiar módulos de aquisições de sinais.

O processamento digital oferece facilidades que são difíceis de ser feitas com um sistema analógico. Uma delas é a capacidade de atenuar o ruído da rede elétrica sem degradar muito o sinal, porque é utilizada uma filtragem mais seletiva a um custo menor do que o equivalente analógico.

A forma da implementação dos filtros digitais permite que o usuário adicione novos filtros ou novas equações diferenças no intuito de efetuar novos processamentos, através de um arquivo do sistema em formato texto.

Com o fisiógrafo digital, o pesquisador da área de fisiologia poderá usar mais rapidamente os resultados de pesquisas mais recentes, referentes ao processamento de sinais fisiológicos e também experimentar e desenvolver novas técnicas.

A forma de implementação do programa do fisiógrafo digital em bibliotecas com funções em forma de objeto, facilita a implementação de novas funções e melhoramentos no seu desempenho.

Desenvolvimentos Futuros.

Para desenvolvimentos futuros, o sistema fornece uma plataforma para implementações que facilita o desenvolvimento de novas funções, fazendo com que o projetista se concentre mais nas tarefas em si do que no tratamento da interface e estrutura de apoio as rotinas.

Sugestões para continuidade do trabalho.

A interface homem-máquina precisa ser melhorada com: 1) inclusão de demonstrações do funcionamento do sistema para usuários inexperientes com ele. 2) Implementação de rotinas para imprimir os dados e uma impressão em tempo real, do sinal que esta sendo digitalizado.

O protótipo foi implementado para adquirir apenas um canal por vez, mas o programa foi estruturado para trabalhar com objetos chamados “janelas”, onde cada uma pode receber um canal de dados, e como sugestão tem-se a expansão do número destas janelas dentro do fisiógrafo digital.

Ainda no protótipo, os vetores foram implementados na “memória baixa” do sistema IBM-PC[®]/IBM-DOS[®] (Abaixo de 1 Mb), é desejável que os vetores possam ser armazenados na memória RAM acima de 1 Mb, para tanto a rotina deve ter capacidade de manipular a memória superior através da XMS⁷ ou EMS⁸.

⁷XMS : Extended Memory Specification

⁸EMS : Expanded Memory Specification

Uma outra característica desejada para o software é a de compactação dos dados, no intuito de melhor aproveitar o investimento feito na compra dos meios de armazenamento.

Projetar uma estrutura de marcação em tempo-real que funcione adequadamente sob o WINDOWS®.

A interface homem-máquina deverá ser melhorada, com o uso de ícones e que a sua operação seja mais intuitiva, a melhor opção atualmente é implementar uma versão para WINDOWS®.

Desenvolver rotinas para imprimir resultados na impressora.

Implementar rotinas que façam processamento digital durante a amostragem do sinal, entre elas, redução do ruído da rede elétrica e funções de alarme.

Apêndice A

Programa exemplo para utilização de rotinas em tempo real.

```
//*****
//                               Rotina de monitoracao em tempo real *
//*****

#define CLOCK(14318180L / 12.0L)// Pulso para o 8254
#define INTTIMER 0x08          // Numero da interrupcao do relógio
#define END8254 0x40           // Endereco do timer
#define END8259 0x20           // Endereco do gerenciador de interrupcao
#define ENDMASC 0x21           // Endereco da mascara de interrupcao
#define EOI 0x20               // Flag de fim de interrupcao
#define MASC_BUFFER 0xFF

void static (interrupt *_original_int_08)(void);

void inicia_int_08 (void (interrupt *ap_funcao_int)(void));
void desliga_int_08(void);
void interrupt int_08(void);

//*****
//                               INICIA_INT_08*
//*****
// Inicializa os parametros para o ativamento da funcao de interrupcao,
// ponteiro da funcao e fornecido atraves de ap_funcao_int
//
void inicia_int_08 (void (interrupt *ap_funcao_int)(void))

{ static saida_perigosa = 1;

  contador = CLOCK * tempo_amostra;
  disable();
  outportb( END8254, contador & 0x00FF); //Programa o contador 0 do 8254
  outportb( END8254, (contador >> 8) & 0x00FF);
  _original_int_08 = getvect( INTTIMER);
  enable();
  _mascara = inportb( ENDMASC);          // Le mascara de interrupcoes
  outportb( ENDMASC, _mascara & 0xFE); // Habilita IRQ0
  setvect( INTTIMER, ap_funcao_int);    // Desvia a interrupcao do
                                         // relógio

  if ( saida_perigosa)
  { saida_perigosa = 0;
    atexit( desliga_int_08); // forca a chamada da funcao de
  }                          // desativacao do mecanismo de interrupcao
                             // caso o programa seja abortado
}

//*****
//                               DESLIGA_INT_08
//*****
// Desativa a chamada a interrupcao 8
```



```
void desliga_int_08( void)
{ outportb(END8254, 0xFF);
  outportb(END8254, 0xFF);
  setvect( INTTIMER, _original_int_08); /* Restaura o relógio do PC */
  outportb(ENDMASC, _mascara);
  outportb(END8259, EOI);
}

//*****
//                               INT_08
//*****
void interrupt int_08(void)
{outportb( ENDMASC , (_mascara|0x01));    // Desabilita IRQ0
                                           // (interrupcao 08)

  {
  ...
  } Aqui deve ser colocada a rotina do usuario
  {
  ...
  }

  outportb( ENDMASC, _mascara&0xFE);      // Habilita IRQ0
  outportb(END8259,EOI);                  // limpa o registrador de interrupcoes
}
```

Apêndice B

Sintaxe do arquivo de filtros FILTROS.TXT

O arquivo "FILTRO.TXT" é utilizado para armazenar os coeficientes dos filtros digitais utilizados no sistema do Fisiógrafo, este arquivo é acessível ao usuário para que este possa alterar e adicionar filtros do sistema.

Os comando inseridos neste arquivo serão interpretados por um interpretador em tempo de execução. E a sintaxe é a seguinte:

- Os comandos são sempre iniciados por uma barra (Caracter '/') na coluna 1.
- As linha que não tiverem '/' (Barra) na coluna 1, serão consideradas comentários
- /1 /2 /3 /4 ⇒ Iniciam a definição de um filtro, onde:
- /1 ⇒ É um filtro passa baixa
- /2 ⇒ É um filtro passa alta
- /3 ⇒ É um filtro passa faixa
- /4 ⇒ É um filtro rejeita faixa
- /0 ⇒ Encerra a definição do filtro
- /n ⇒ segue um numero que indica a ordem do filtro
- /a ⇒ segue uma lista de coeficientes, em ordem crescente dos índices, a0 a1 a2 a3 ...
- /b ⇒ segue uma lista de coeficientes, em ordem crescente dos índices, b0 b1 b2 b3 ...
- /f ⇒ segue um ou dois valores que determinam as frequências de corte em radianos, relativos a frequência de amostragem ($0 \leq f_c \leq 0.5$). Onde 1.0 é a frequência de amostragem, e só se pode especificar até a metade da frequência de amostragem, devido ao teorema da amostragem.
- /s ⇒ segue uma string de informações sobre o filtro.
- Os itens dos coeficientes a e b podem ser colocados em mais de uma linha desde que seja iniciado com seu respectivo comando, /a ou /b. a seqüência é a mesma, ou seja, do menor índice para o maior.
- A notação dos números é a americana, ou seja, o separador dos números decimais é o ponto (.).
- Se não for fornecido os coeficientes ak da equação diferença, o filtro será considerado FIR(resposta finita), e que computacionalmente é mais rápido.

- Devem ser fornecidos N+1 coeficientes, onde N é a ordem do filtro.

Caso falte algum item obrigatório ou especificação repetida, será detectado um erro e indicado o número da linha.

Exemplo:

Filtro passa-baixa de ordem 50, FIR.

```
/1 Filtro passa-baixa
/n 50
/f 0.010000
/s Hamming
/b 0.002891 0.003028 0.003427 0.004082 0.004985 0.006123 0.007478
/b 0.009030 0.010756 0.012628 0.014617 0.016693 0.018822 0.020971
/b 0.023106 0.025192 0.027197 0.029088 0.030836 0.032411 0.033790
/b 0.034950 0.035872 0.036541 0.036947 0.037083 0.036947 0.036541
/b 0.035872 0.034950 0.033790 0.032411 0.030836 0.029088 0.027197
/b 0.025192 0.023106 0.020971 0.018822 0.016693 0.014617 0.012628
/b 0.010756 0.009030 0.007478 0.006123 0.004985 0.004082 0.003427
/b 0.003028 0.002891
/0
```

Filtro passa-faixa

```
/3 Filtro passa-faixa
/n 8 Ordem 8
/f 0.2 0.3 Faixa de passagem de 20 a 30% da frequência de amostragem
/s Yulewalk
/a 1.0000 0.0000 2.2748 0.0000 2.2605 0.0000 1.1053
/a 0.0000 0.2304
/b 0.0237 0.0000 -0.0198 0.0000 0.0239 0.0000 -0.0194
/b 0.0000 0.0236
/0
```

Apêndice C

Formato de gravação ".FIS"

```
#define VERSAO_ATUAL 001
#define FLAG_ARQ '#' // O flag de identificação são dois destes
caracteres no início do arquivo

//estrutura de identificação de arquivo

typedef struct{char marca1; // Dois caracteres que funcionam com flag
                char marca2;
                unsigned versao; //versao da estrutura usada para
arquivo
                } tipo_ident_arq;
// Estrutura de arquivo atual conhecida como global, as versoes
anteriores
// so são conhecidas dentro das respectivas subfuncao de leitura

typedef struct {tipo_ident_arq id_arq;
                size_t num_pontos; // pontos armazenados
                time_t tempo; //hora do inicio
                int maximo_ad; // valores do AD
                int offset_ad;
                float t_amostra; // tempo de amostragem
                float volt_ponto; // pontos por unidade vertical
                int estilo_plot;
                char unidade[5];
                } tipo_cabeca_arquivo;

// O conjunto de pontos é gravado, após o armazenamento da estrutura
acima, no formato binário.
```

Filtro NOTCH digital FIR de segunda ordem

A simplicidade do método do posicionamento dos polos-zeros no círculo unitário traz muitas vantagens para o projeto de filtros notch [FERDJALLAH]. Para o projeto de um filtro FIR, os zeros de um filtro são colocados no círculo unitário nas posições equivalentes a frequência a ser rejeitada ω_0 . Para um sinal amostrado a uma frequência ω_s , os zeros são determinados por:

$$z_{1,2} = \cos(\beta_0) \pm j \sin(\beta_0) \quad (D.1)$$

onde o ângulo β_0 é dado por:

$$\beta_0 = \left[\frac{\omega_0}{\omega_s} \right] 2\pi = \omega_0 \Delta T \quad (D.2)$$

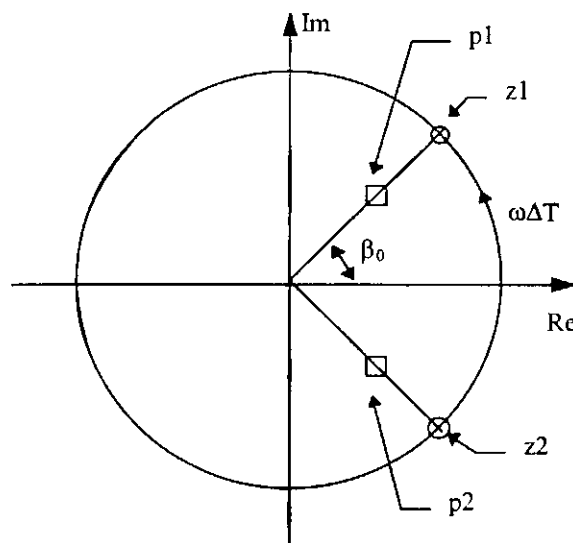


Figura D.1 Ilustração do método de posicionamento dos polos-zeros no círculo unitário.

A função de transferência do filtro FIR de segunda ordem é dada por:

$$H(z) = (z - z_1)(z - z_2) \quad (D.3)$$

Substituindo a expressão para os z_i 's e dividindo por z^2 para fazer um filtro causal, a função de transferência é reduzida para:

$$H(z) = (1 - 2 \cos(\beta_0)z^{-1} + z^{-2}) \quad (\text{D.4})$$

Fazendo uma comparação para forma canônica com um filtro FIR de segunda ordem, os coeficientes do filtro podem ser identificados por:

$$a_0 = 1, \quad a_1 = -2\cos(\beta_0), \quad a_2 = 1 \quad (\text{D.5})$$

A fórmula não recursiva no domínio do tempo pode ser deduzida para:

$$y(n) = a_0x(n) + a_1x(n-1) + a_2x(n-2) \quad (\text{D.6})$$

A largura de faixa e o fator de qualidade, que determinam o corte de um filtro "notch", são calculados analiticamente pela determinação para qual a amplitude da função de transferência do filtro é reduzida para -3dB e é dado por [FERDJALLAH]:

$$BW = \frac{1}{\sqrt{2}|\text{sen}(\beta_0)|} \text{rad}, \text{ e} \quad (\text{D.7})$$

$$Q = \omega_0 \sqrt{2}|\text{sen}(\beta_0)|. \quad (\text{D.8})$$

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] TAVARES, BRENILDO M. *Computadores em medicina e tratamento intensivo*. Volume VI da biblioteca Temas de Tratamento intensivo e choque do mesmo autor. Rio de Janeiro: Secretaria de Serviços de Médicos, 1976.
- [2] MENDES, J.L., GUERRA, C.A.U., OLIVEIRA, R.S. e FREIRE, R.C.S. *Perfil do médico diante da informática*. Congresso Interno de Iniciação Científica. João Pessoa: UFPB, 1994.
- [3] CROMWELL, ARDITH, WEIBELL, PFEIFER, STEELF, LABOK. *Medical Instrumentation for Health Care*. New Jersey, Prentice-Hall, 1976. ISBN 0-13-572602-6.
- [4] WEBSTER, J.G., Editor. *Medical Instrumentation - Application and Design*. Boston: Houghton Company, 1978. ISBN 0-395-25411-6.
- [5] GUYTON, Arthur C. *Tratado de Fisiologia Médica*. 8ª ed. Guanabara Koogan, 1992.
- [6] DEMPSTER, Jonh. *Computer Analysis of Electrophysiological Signals*. London: Academic Press, 1993.
- [7] IBM - *Technical Reference Personal Computers Hardware Reference Library*, 1983.
- [8] GOMES, C.A.P. e BARBOSA, A. C. *Caixa de ferramentas*. São Paulo: Érica, 1990.
- [9] OPPENHEIN, A.V. e SCHAFER, R.N. *Digital Signal Processing*. New Jersey: Prentice-Hall, 1975.

-
- [10] SILVA, George Azevedo. Estudo de algoritmos aplicados a análise automática de electrocardiograma. Dissertação de mestrado. São José dos Campos, SP: ITA, Setembro de 1991.
- [11] SHENEIDERMAN, Ben. Designing the user interface: strategies for effective Human-computer Interaction. Addison-Wesley Publishing Company, 1987.