

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

POLÍGRAFO COMPUTADORIZADO PARA SINAIS BIOMÉDICOS

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA A UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA

JULIBIO DAVID ARDIGO

FLORIANÓPOLIS, ABRIL DE 1994

POLÍGRAFO COMPUTADORIZADO PARA SINAIS BIOMÉDICOS**JULIBIO DAVID ARDIGO**

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
MESTRE EM ENGENHARIA
ESPECIALIDADE ENGENHARIA ELÉTRICA, E APROVADA EM SUA FORMA FINAL
PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

PROF. CARLOS INÁCIO ZANCHIN, M.Sc.

Orientador

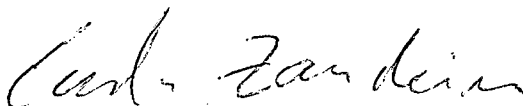
PROF. WALTER CELSO DE LIMA, ScD., L.D.

Co-Orientador

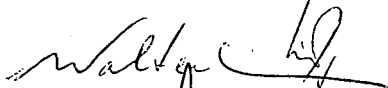
PROF. ROBERTO SALGADO, Ph.D.

Coordenador Da Pós-Graduação Eng. Elétrica

BANCA EXAMINADORA:

**PROF. CARLOS INÁCIO ZANCHIN, M.Sc.**

Presidente

**PROF. WALTER CELSO DE LIMA, ScD., L.D.**
PROF. RENATO GARCIA OJEDA, D.Sc.
PROF. RICARDO FELIPE CUSTÓDIO, M. Eng.

OFERECIMENTO

À minha família.

AGRADECIMENTOS

À CAPES.

Aos que me ajudaram diretamente na elaboração e execução deste trabalho.

Aos que, mesmo não podendo ajudar, permaneceram ao meu lado.

SUMÁRIO

OFERECIMENTO	iii
AGRADECIMENTOS.....	iv
SUMÁRIO.....	5
RESUMO	6
ABSTRACT	7
1. INTRODUÇÃO.....	8
1.1. DEFINIÇÃO, OBJETIVOS E JUSTIFICATIVA.....	8
1.2. DESCRIÇÃO DESTE TRABALHO.....	10
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	11
2.1. INTRODUÇÃO.....	11
2.2. REGISTRO DOS SINAIS NA FORMA GRÁFICA.....	11
2.3. ARMAZENAMENTO DE SINAIS NA FORMA DIGITAL.....	14
2.4. MONITORAÇÃO.....	15
2.5. PROCESSAMENTO DO SINAL ARMAZENADO	16
2.6. PRINCÍPIOS DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL.....	16
2.7. CARACTERIZAÇÃO E CAPTAÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS	17
2.8. CONCLUSÃO.....	19
3. ALTERNATIVAS DE IMPLEMENTAÇÃO DE UM POLÍGRAFO COMPUTADORIZADO.....	21
13.1. ETAPA ANALÓGICA	21
3.1.1. TOPOLOGIAS.....	22
3.1.2. ISOLAÇÃO GALVÂNICA	25
3.1.3. INTERFERÊNCIAS.....	26
3.2. ETAPA DIGITAL	27
3.2.1. SISTEMAS DEDICADOS	27
3.2.2. SISTEMAS CONECTADOS A UM MICROCOMPUTADOR	28
3.3. INTERFACE COM UM MICROCOMPUTADOR.....	30
4. SISTEMA IMPLEMENTADO	31
4.1. INTRODUÇÃO.....	31
4.2. DESCRIÇÃO DO "HARDWARE" DESENVOLVIDO	31
4.3. A ETAPA DE AQUISIÇÃO.....	32
4.4. O ESTÁGIO DE CONTROLE	34
4.5. A INTERFACE COM O PC	35
4.6. DESCRIÇÃO GERAL DO "SOFTWARE"	36
4.7. O "FIRMWARE"	37
4.8. O "SOFTWARE" NO IBM-PC COMPATIVEL	39
4.9. CONCLUSÃO.....	44
5. RESULTADOS	45
5.1. RESULTADOS OBTIDOS.....	45
5.2. ESTIMAÇÃO DOS ERROS.....	54
6. CONCLUSÃO	56
7. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	57
APÊNDICE.....	62

RESUMO

Este trabalho descreve um sistema computadorizado baseado em uma plataforma IBM-PC/AT compatível emulando um polígrafo para sinais biomédicos. Objetivou-se o projeto e desenvolvimento de um polígrafo computadorizado, como instrumento virtual, com a finalidade de adquirir, armazenar e monitorar sinais biomédicos. Para tal desenvolveu-se um "hardware" microprocessado para aquisição dos sinais e um "software" gerenciador do sistema com interface amigável ao usuário.

O sistema permite a aquisição de até oito canais com ganho e frequência de amostragem ajustável por "software", podendo os sinais serem captados por amplificadores de instrumentação com isolamento galvânica ou por estágios posteriores da cadeia de aquisição. Este sistema possibilita o registro gráfico, o armazenamento e a visualização "on line" das variáveis adquiridas ou de parte delas. Análises das características e correlação dos sinais podem ser realizados "off line" a partir dos dados adquiridos.

Neste trabalho realizou-se também um levantamento sobre várias formas possíveis de implementação deste instrumento e da aquisição de sinais biológicos, de forma a facilitar futuros projetos que venham a ser desenvolvidos no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica.

ABSTRACT

A computadorized system based on a IBM-PC/AT compatible emulating a polygraph for biomedical signals is described. The purpose is to project and develop a computadorized polygraph, as virtual instrument, which acquires, stores and displays biomedical signals. A micro controlled hardware for signal acquisition and a user friendly manager software was developed for implementation of the system proposed.

The system allows up to eight acquisition channels with gain and sample frequency controlled by software, having flexibility to use the input isolation instrumentation amplifiers or receiving the signals in a subsequent stage in the acquisition chain. This system allows graphics register, storage and on line displaying of the whole acquired signal or part of it. Analyses of signal characteristics and correlation can be done off line over the storage data.

A research about several forms of implementing a computadorized polygraph and biological signal acquisition systems is shown. This will help other projects that will be developed by the "Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica".

1. INTRODUÇÃO

1.1. DEFINIÇÃO, OBJETIVOS E JUSTIFICATIVA

Em medicina e biologia polígrafos são equipamentos que registram simultaneamente vários sinais biológicos na forma gráfica.

Normalmente o registro de sinais é feito em duas dimensões (amplitude e tempo). Contudo os sinais biomédicos são sinais de múltiplas variáveis. Para poder registrar estes sinais utiliza-se a técnica de adquirir vários sinais biomédicos no mesmo sistema biológico, ou de sistemas relacionados, através de um polígrafo.

A utilização destes equipamentos na área médica abrange tanto a área de pesquisa básica quanto a pesquisa e rotina clínica. Como exemplo de aplicação de polígrafos destaca-se o eletroencefalógrafo (EEG) que é um polígrafo com todos os canais dedicados à aquisição de sinais de mesma natureza. O polígrafo é também muito utilizado como instrumento básico na obtenção de dados analógicos de grandezas fisiológicas.

Objetiva-se neste trabalho projetar e desenvolver um polígrafo computadorizado para propósitos gerais, com a finalidade de adquirir, armazenar e monitorar sinais biomédicos usando um microcomputador pessoal tipo IBM-PC ou compatível. Para tal deve ser desenvolvido um "hardware" e um "software" gerenciador, que deve ter uma interface amigável de forma a facilitar sua utilização. Pode-se dizer, portanto, que é objetivo deste trabalho desenvolver um sistema que realize a aquisição e processamento de sinais utilizando um microcomputador para emular um instrumento, utilizando a filosofia de instrumentação virtual.

É também objetivo deste trabalho fazer uma pesquisa sobre várias formas possíveis de implementação deste instrumento e da aquisição de sinais biológicos, de forma a facilitar futuros projetos que venham a ser desenvolvidos no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFSC.

Algumas das justificativas para a execução deste trabalho é não ter-se encontrado equipamento com as características propostas neste trabalho sendo produzido no Brasil, no

pequeno leque de opções disponível no mercado a preço acessível, bem como as vantagens deste equipamento sobre o polígrafo eletromecânico. Abaixo estão listadas algumas destas vantagens:

- Armazenamento dos registros;
- Facilidade de comparação com outros exames;
- Inexistência de partes móveis;
- Facilidade de operação, por não usar tinta e penas;
- Melhor precisão;
- Melhor visualização do sinal (cada canal não está limitado a uma área no papel);

Outro ponto relevante é a necessidade existente no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFSC no domínio dos processos de aquisição de sinais biomédicos.

1.2. DESCRIÇÃO DESTE TRABALHO

Este trabalho está subdividido nos capítulos "revisão bibliográfica", "alternativas de implementação de um polígrafo computadorizado", "sistema implementado", "resultados" e "conclusões".

No capítulo "revisão bibliográfica" preocupou-se inicialmente em descrever a evolução tecnológica no registro de sinais na forma gráfica. Coerente com esta evolução são salientadas algumas características do armazenamento de sinais na forma digital, tipos de monitoração e processamento dos sinais armazenados. Para enfocar o polígrafo computadorizado são também analisados os conceitos de instrumentação virtual e algumas características de sinais biomédicos.

As topologias que podem ser adotadas para a implementação de um polígrafo computadorizado são abordados no capítulo "alternativas de implementação de um polígrafo computadorizado". Neste capítulo são abordados algumas variações metodológicas possíveis na implementação das etapas analógica e digital, onde são abordados cuidados a serem tomados em função do tipo de sinal que esta sendo adquirido.

O capítulo "sistema implementado" descreve a metodologia do sistema desenvolvido detalhando o "hardware" e o "software". Do circuito desenvolvido são descritos a etapa de aquisição, de controle e de interface com o microcomputador IBM-PC compatível. Já as várias etapas de programação são detalhadas em um programa para ser executado na placa desenvolvida e em outro a ser executado no microcomputador IBM-PC compatível.

Os resultados são descritos no capítulo "resultados", onde é abordado o erro estimado do sistema bem como seu funcionamento em situações reais.

Por fim é apresentado uma conclusão deste trabalho, com indicação de trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir deste estudo.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. INTRODUÇÃO

Este capítulo mostra a evolução tecnológica no registro de sinais na forma gráfica, algumas características do armazenamento de sinais na forma digital, tipos de monitoração e processamento dos sinais e algumas características de um instrumento virtual e de sinais biológicos. Por fim são salientadas algumas vantagens do polígrafo computadorizado sobre o convencional.

2.2. REGISTRO DOS SINAIS NA FORMA GRÁFICA

Fazendo uma retrospectiva do início dos registros de grandezas físicas e biológicas, obtidos de forma automática e que são mostradas graficamente, observa-se a evolução dos processos tecnológicos adotados.

Os registros de sinais sofreram uma evolução quanto aos meios de armazenamento e a forma como o sinal era armazenado, se analógico ou digital.

O papel foi utilizado como meio de armazenamento em um instrumento descrito pelo físico alemão Anselm Boetius de Boodt em 1609, este instrumento é uma modificação do pedômetro de Leonardo da Vinci (1452,1519). O instrumento utiliza uma agulha magnética que pressiona um papel toda vez que um deslocamento pré-definido é atingido. [1,2]

A madeira prestou-se para o registro de sinais de forma a identificar a velocidade de projéteis. Aproximadamente na metade do século dezoito, Papacino D'Antoni (1714,1786), general do exército da Sardenha, desenvolveu o pêndulo balístico. Este dispositivo constitui-se de um pêndulo que possui um estilete fixado a sua extremidade. Quando um projétil atinge o pêndulo este faz um pequeno sulco em uma superfície côncava de madeira. A velocidade pode ser determinada a partir do arco de circunferência registrado na madeira. [1,3]

D'Antoni descreveu um outro instrumento que utiliza o papel como meio de armazenamento sendo o registro feito por furos feitos por um projétil. Este instrumento é essencialmente um cilindro de papel que gira a uma velocidade angular constante. A velocidade de um projétil é determinada através da diferença angular dos furos causados pela entrada e saída do mesmo ao atravessar o cilindro. [1,3]

Novamente o papel foi utilizado como meio de armazenamento em instrumentos semelhantes entre si desenvolvidos por Sir Charles Wheatstone (1802,1875) e Abraham Louis Breguet (1804,1883), na primeira metade do século dezenove, para a medição da velocidade de projéteis, sendo agora sua superfície riscada por uma pena. O dispositivo consiste em um cilindro que dá uma volta em torno de seu eixo em um tempo determinado. Uma pena, fixada em um suporte eletromagnético, é mantida em equilíbrio por dois circuitos elétricos, sendo que um fio de um dos circuitos é colocado na "boca" da arma e um fio do outro circuito é colocado no alvo. Enquanto apenas um dos circuitos estiver interrompido obtém-se um traçado que permite o cálculo da velocidade linear do projétil. [1,3]

Registros feitos sobre uma superfície esfumaçada, para minimizar o atrito com a pena, foram utilizados em instrumentos desenvolvidos por Jean Marie Duhamel (1797,1872) em 1842, e mais tarde por Max Wertheim (1815,1861) em 1844. O método de registros gráficos em superfícies esfumaçadas foi uma técnica essencial para o estudo gráfico de fenômenos fisiológicos, não sofrendo nenhuma mudança drástica até o advento da eletrônica [1]. Esta técnica é utilizada no quimógrafo, desenvolvido por Carl Ludwig (1816,1895) em 1846. O sistema apenas adiciona uma coluna de Mercúrio ao cilindro de Breguet e a superfície esfumaçada de Duhamel e Wertheim. Em 1847 Carl Ludwig descreveu como obter registros gráficos da pressão sanguínea como uma variação da batida cardíaca de animais. [3,4]

A evolução na forma de armazenamento, do registro sobre superfícies esfumaçadas para registros a tinta em rolos de papel, foi obtida por Sir James Mackenzie (1853, 1925). Ele começou a registrar simultaneamente o pulso da artéria radial e da veia jugular em 1883. O registro é obtido canulando-se a veia e a artéria a cilindros fechados, com ar no seu interior, cujas membranas movimentam penas. Os registros foram inicialmente feitos sobre cilindros de papel

esfumaçado. Mackenzie desenvolveu em seguida um polígrafo a tinta capaz de fazer longos registros em rolos de papel. Com este equipamento ele mostrou o funcionamento das câmaras cardíacas e o significado de várias arritmias. O registro de sinais elétricos cerebrais (eletroencefalograma - EEG) através do crânio e do couro cabeludo intactos, utilizando um polígrafo, foram obtidos bem mais tarde por Hans Berger em 1924. [5]

O filme fotográfico também foi usado como meio armazenador por Willem Einthoven (1860,1927). Ele descreveu, em 1901, um galvanômetro capaz de registrar um eletrocardiograma. Este instrumento é composto de um fino filamento, sustentado eletromagneticamente, que desloca-se sobre um filme fotográfico. Este eletrocardiógrafo lhe valeu o prêmio Nobel em 1924. [5]

O papel térmico tem se prestado até hoje, tanto como meio de registro, em eletrocardiógrafos simples, bem como papel de impressoras.

Outro meio de armazenamento são as fitas magnéticas. Estas foram, e ainda são largamente utilizadas como meio de armazenamento de sinais, principalmente para tempos de aquisição muito longos.

Os meios de armazenamento descritos até o presente são, na sua maioria, para o registro de sinais analógicos, ou sistemas discretos rudimentares. Analisa-se no item posterior algumas características do armazenamento de sinais digitais.

Convém mencionar ainda nesta revisão bibliográfica, a existência no mercado sistemas computadortizados para aquisição de sinais, com armazenamento digital. Entretanto, quando a aplicação destes sistemas se destina a área biomédica, em geral, são equipamentos com o propósito de adquirir sinais específicos ou uma pequena gama de sinais, diferindo portanto do objetivo deste projeto.

2.3. ARMAZENAMENTO DE SINAIS NA FORMA DIGITAL

Antes de poder armazenar um sinal na forma digital deve-se analisar a conversão do sinal analógico para digital. Para que a conversão seja realizada é necessário um condicionamento do sinal de entrada que envolve basicamente amplificação e filtragem.

Existem várias técnicas para a implementação de um conversor analógico/digital (A/D), mas todas elas necessitam de amostragem, quantização e codificação. A amostragem se escolhe a partir da máxima frequência do sinal de entrada, já o número de bits utilizado na quantização bem como sua forma de implementação é escolhido a partir da distribuição de amplitude do sinal de entrada e da relação sinal/ruído desejada.

A resolução de um sinal na forma digital está relacionado com a quantização utilizada, podendo a quantização ser ou não ser linear.

Quando a representação digital será processada por um sistema digital opta-se, em geral, por um sistema de distribuição uniforme. Uma quantização linear atribui um mesmo peso para toda a faixa de amplitude, conforme a equação 0. [10]

$$\Delta = 2X_{\max}/2^B \quad (1)$$

onde: Δ = resolução do conversor;

X_{\max} = módulo da máxima amplitude do sinal analógico;

B = número de bits de quantização utilizado na conversão.

Deve ser observado que o número de bits deve ser escolhido de forma a, no mínimo, satisfazer a condição de que Δ seja superior ao erro da cadeia de condicionamento do sinal. [11]

Se for considerado que o processo de quantização envolve um ruído branco estacionário sem relação com o sinal de entrada pode-se deduzir a relação sinal/ruído, devido ao quantizador, como: [10]

$$\text{SNR}(\text{dB}) = 6B - 7.2 \quad (2)$$

Pela equação 1, nota-se que a relação sinal/ruído, relativo ao ruído de quantização, é incrementada em 6 dB a cada bit que é acrescentado a conversão analógico/digital. Esta relação, porém, assume que a faixa do quantizador é ajustada para a faixa pico a pico do sinal de entrada, mesmo que poucas amostras utilizem toda a escala. A relação sinal ruído, devido ao erro de quantização, pode ser incrementada sem o aumento do número de bits fazendo-se uso de uma quantização não linear.

A quantização não linear, escolhida em função do espectro de amplitude do sinal a adquirir, possibilita que se tenha toda a faixa de amplitude do sinal com um passo de quantização suficientemente pequeno para minimizar o ruído de quantização. As formas de quantização não linear mais conhecidas são a gaussiana, lei μ , laplaciana e gama. Uma forma de diminuir o número de bits é a utilização de um codificador adaptativo. Esta se adapta para a melhor SNR a cada número pré-definido de amostras do sinal de entrada.

Uma vez digitalizado o sinal, este pode ser armazenado em discos ou fitas magnéticas, em discos ópticos e em dispositivos de estado sólido. [13, 14, 15, 16]

2.4. MONITORAÇÃO

Os sinais registrados por polígrafos convencionais são facilmente visualizados no momento da aquisição, pois os registros estão sendo feitos sobre papel que também servirá para a análise posterior.

Os sinais adquiridos também podem ser monitorados através de um tubo de raios catódicos, estimulado linearmente. Este tipo de implementação é, em geral, efetuada quando tanto o sistema de monitoração como o de registro, se existir, são analógicos.

A monitoração dos sinais adquiridos por um polígrafo computadorizado envolve considerações adicionais. O sistema é responsável por três atividades fundamentais: a aquisição; o armazenamento; e a visualização do sinal. A monitoração do sinal tem um nível de prioridade inferior à aquisição e ao armazenamento do sinal e está sujeita a velocidade de processamento. Se

uma monitoração "on-line" completa for necessária o sistema deve ser especificado em função desta característica, o que pode resultar em um acréscimo no custo do sistema. Entretanto a visualização dos sinais "off-line" pode apresentar uma série de possibilidades, sem a necessidade de incremento no "hardware". [11, 17, 18, 12]

2.5. PROCESSAMENTO DO SINAL ARMAZENADO

O sinal armazenado na forma digital pode ser processado por programas comerciais de processamento de sinais, análise gráfica e estatística. Uma vez armazenado o sinal, pode-se proceder a elaboração de gráficos, proceder uma análise estatística. Enfim, todo o tratamento numérico e gráfico desejável.

Pode-se desenvolver "softwares" específicos, utilizados "off-line" pelo polígrafo computadorizado, que usem os dados armazenados para o auxílio ao diagnóstico, para o auxílio a formação de especialistas (ICAI - Sistema de Ensino Auxiliado por Computador), para a alimentação de um banco de dados de sinais fisiológicos, para a identificação de sistemas biológicos, entre outros. [19, 20]

2.6. PRINCÍPIOS DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL

É apropriado a abordagem deste tema devido ao polígrafo computadorizado proposto usar os princípios de instrumentação virtual.

Instrumentação virtual é o termo como ficou conhecido um sistema que realiza a aquisição e processamento de um sinal, através de um microcomputador, emulando um instrumento. Entre as principais características de um instrumento virtual está a habilidade de configuração do sistema sem alterações no "hardware" e na interface amigável de "software" que facilita sua utilização.

Pelo uso de "software" adequado, o usuário pode analisar e dispor da informação na forma que melhor lhe convier. Assim, por exemplo, dispondo dados de tensão elétrica num eixo e

varredura no tempo em outro, o instrumento virtual funciona como um osciloscópio. Pode-se analisar uma seqüência de dados utilizando a transformada de Fourier e apresentar a informação em amplitude como função da frequência, ou seja, como um analisador de espectro. [29]

O instrumento virtual adquire, e de forma digital, processa e armazena um sinal. O sinal é armazenado em arquivos com formato físico e lógico padrões, o que permite exportar estes dados para programas de processamento de sinais, de análise gráfica e estatística. Estes arquivos padrões são copiados para sistemas de armazenamento de dados secundários (disquetes, discos rígidos, etc), facilitando sua recuperação.

Observa-se que os instrumentos convencionais, em geral, não fornecem todas estas facilidades. Além destas, todos os periféricos do microcomputador (impressora, traçadores, etc), podem ser utilizados como recursos adicionais dentro do conjunto "instrumento virtual".

Um instrumento virtual é composto por dois subsistemas básicos. O "hardware" compõe a parte física do sistema e o "software" compõe a parte de programação. Os elementos de "hardware" são definidos visando basicamente a aquisição, o armazenamento e a apresentação dos sinais. Os elementos de "software" podem ser agrupados em "software" de aquisição, de controle, de tratamento de sinais, de apresentação gráfica e de análise estatística.

2.7. CARACTERIZAÇÃO E CAPTAÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS

Os sinais biomédicos são variáveis fisiológicas existentes nos seres vivos. Estes sinais podem ser obtidos de forma direta, bastando o uso de eletrodos para a sua detecção, ou pelo uso de um transdutor para obter-se um sinal elétrico correspondente.

Na tabela 1 estão descritos alguns sinais biomédicos e suas principais características. [6]

Medida desejada	Sensor utilizado	Valor típico (p-p)	Espectro de frequência Hz
Eletrocardiograma	Eletrodo de superfície	2 mV	0,05 - 80
Eletroencefalograma	Eletrodo de superfície	50 μ V	CC - 100
Eletromiograma	Eletrodo de superfície	1 mV	10 - 5000
Pressão arterial	Transdutor de pressão	120 mmHg(p)	CC - 20

Tabela 1

Quando os sinais são obtidos através de eletrodos deve-se levar em consideração que a condução de corrente no corpo humano é iônica. Necessita-se portanto, considerar a interface eletrodo/tecido na medição dos potenciais elétricos através de eletrodos.

Um problema característico na obtenção de sinais biomédicos através de eletrodos é o potencial de eletrodo. Este é um nível de tensão contínua, instável e imprevisível, fruto da interface eletrodo/tecido (eletrodo/eletrolito). Pode-se minimizá-lo pelo uso de eletrodos apropriados associados a pasta ou gel que melhorem a interface eletrodo/eletrolito. Uma boa escolha é o uso de eletrodos de prata recobertos com cloreto de prata, além do uso de gel. [6]

Como os equipamentos para a obtenção de sinais biomédicos podem estar conectados diretamente sobre o paciente, é necessário uma isolamento galvânica para proteger o paciente contra surtos de tensão, falha dos equipamentos ou mesmo correntes elétricas que poderiam fluir entre equipamentos diferentes através do paciente. Não é recomendável que correntes superiores a 10 μ A circulem diretamente através do coração, ou superiores a 300 μ A se aplicada na superfície de um braço ao outro. [6]

Devido às características dos sinais que se deseja adquirir é recomendável o uso de amplificadores de entrada diferencial, com alta rejeição a ruído ($CMRR \geq 100$ dB), com alta impedância de modo comum (≥ 10 M Ω), com uma impedância de modo diferencial capaz de descarregar os potenciais de eletrodo ($\cong 2$ M Ω), podendo a amplificação ser AC ou DC, o que depende de qual sinal se está adquirindo. [6]

Os sinais elétricos de origem biológica têm como base o potencial de ação produzido pela célula. A amplitude desse sinal é de aproximadamente 100 mV (p-p) e sua frequência máxima de

10 KHz. Os sinais a adquirir são a somatória de um ou mais potenciais de ação, e tratando-se de mais de uma célula os sinais são obtidos na região extracelular. Portanto pode-se afirmar que o potencial de ação representa o máximo valor em amplitude do sinal que será adquirido e de forma empírica pode-se estender este raciocínio para a frequência do sinal, apesar de que esta pode atingir um valor teórico de 20 KHz se houver convolução de sinais. Assim é apropriado que um polígrafo tenha uma resposta em frequência de DC a 10 KHz e escalas de amplitude de 100 μ V a 100 mV. [6]

2.8. CONCLUSÃO

A evolução da técnica de obtenção de registros gráficos ocorreu acompanhando a evolução da mecânica e da eletrônica. Mas observa-se que fazer uso apenas da eletrônica e mecânica apresenta, em geral, muitas limitações. Pode-se observar estas limitações analisando os polígrafos eletro-mecânicos. Estes são dispositivos de vários canais, que captam sinais elétricos e os registram em papel. Contém, em geral, um condicionamento simples de sinal em cada canal constando de amplificação e filtragem, e, comumente, não permitem identificar correlação entre sinais nem possuem tratamento mais sofisticado, como cálculo de médias, identificação de frequências típicas, integração, entre outros. Por registrar os dados obtidos em papel há a necessidade de um grande volume disponível para armazenamento dos mesmos e problemas quando a leitura destes dados para análise automatizada. Além destes problemas, estes equipamentos possuem uma mecânica precisa, o que os torna caros.

O polígrafo computadorizado contorna estas limitações e a popularização dos computadores em clínicas médicas torna cada vez mais viável a implementação de um polígrafo computadorizado nas mesmas.

Para visualizar melhor as vantagens de uma clínica estar equipada com este equipamento analisa-se o contraste entre um exame, através de um polígrafo convencional e em uma clínica equipada com um polígrafo computadorizado. Enquanto com um exame convencional os dados são armazenados somente em papel, criando problemas de armazenamento e posterior

tratamento, o exame feito através do polígrafo computadorizado, entre outras facilidades, possibilita: gravação em disco magnético, o que ocupa pequeno volume; maior exatidão no exame, por permitir uma visão ampliada do trecho desejado; facilidade de consultas a exames anteriores, visando a comparação; tratamento numérico.

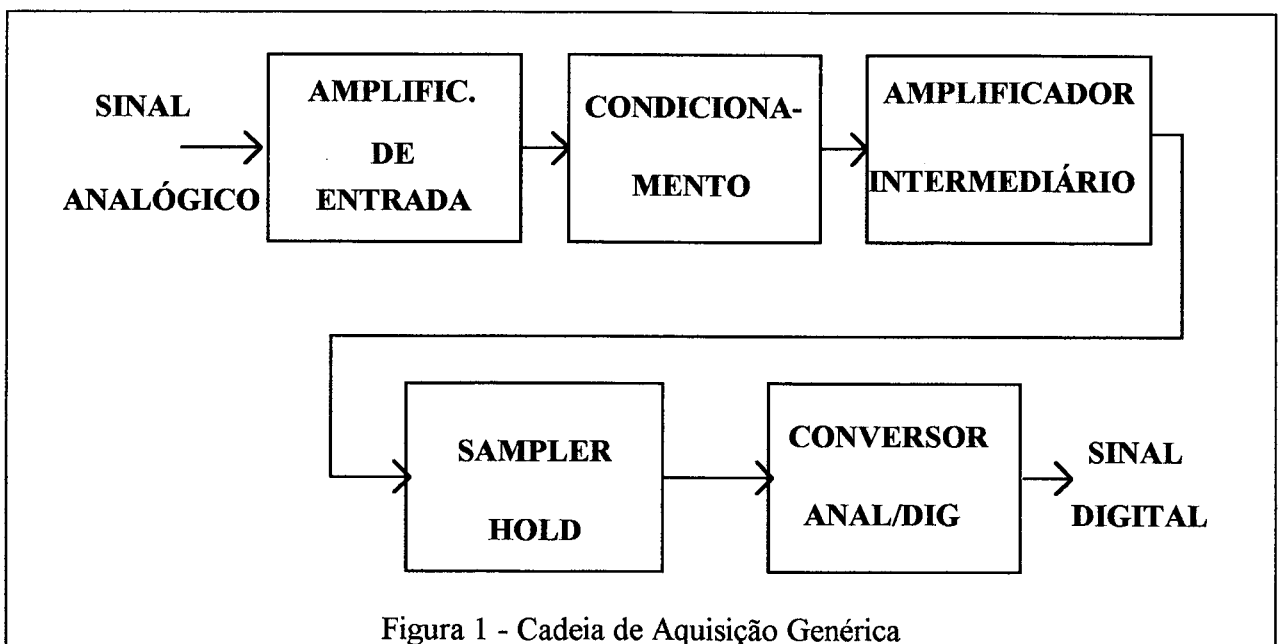
3. ALTERNATIVAS DE IMPLEMENTAÇÃO DE UM POLÍGRAFO COMPUTADORIZADO

Em todas os estágios que compõe este projeto existem várias maneiras possíveis de implementação. Objetiva-se neste capítulo salientar algumas variações possíveis de projeto bem como as características destas topologias.

A premissa do projetista é realizar o projeto de um sistema de aquisição de acordo com o tipo de sinal que deseja adquirir [9,11]. Sabendo-se que o sistema visa adquirir sinais biológicos as topologias apresentadas estarão orientadas para a aquisição deste tipo de sinal.

13.1. ETAPA ANALÓGICA

Uma cadeia de aquisição de sinais analógicos pode ser descrita, de forma simples, como um amplificador de entrada, um condicionador de sinais, um amplificador intermediário, um "sample/hold" e um conversor A/D (analógico/digital), como mostrado na figura 1.



Variações desta estrutura, bem como suas principais características são mostradas na seqüência deste capítulo. [9,11]

3.1.1. TOPOLOGIAS

Abaixo estão relacionados algumas das formas de implementação da etapa analógica, ou parte dela, bem como algumas características destas topologias.

A cadeia de aquisição, do amplificador de entrada ao conversor A/D, pode ser exclusiva para cada sinal adquirido ou parte dela pode ser comum a todos os sinais. A estrutura exclusiva para cada sinal além de possibilitar a aquisição de sinais de alta frequência possibilita uma amostragem simultânea. O principal problema desta estrutura é o seu custo. A figura 2 mostra uma configuração baseada nesta estrutura. [9,11]

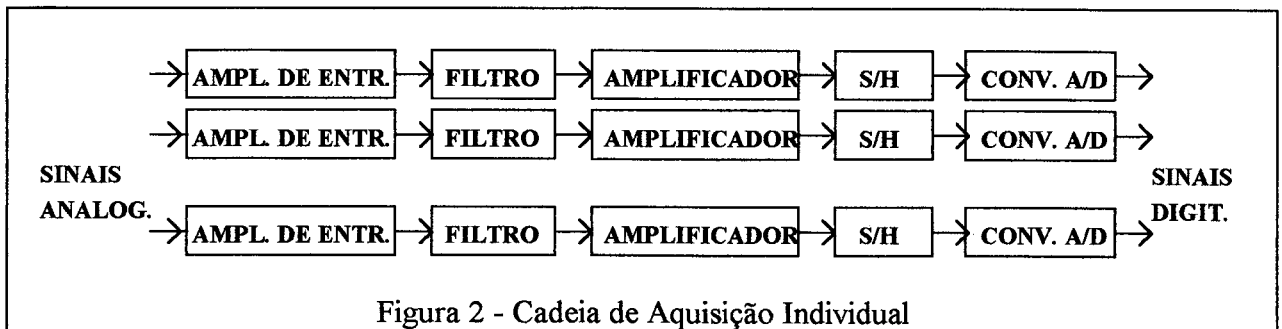


Figura 2 - Cadeia de Aquisição Individual

A depender do tipo de sinal que se deseja adquirir pode-se colocar um multiplexador em determinados pontos da cadeia de aquisição tornando parte do circuito comum a todos os sinais, diminuindo os custos de implementação. A figura 3 mostra uma das possibilidades. [9,11]

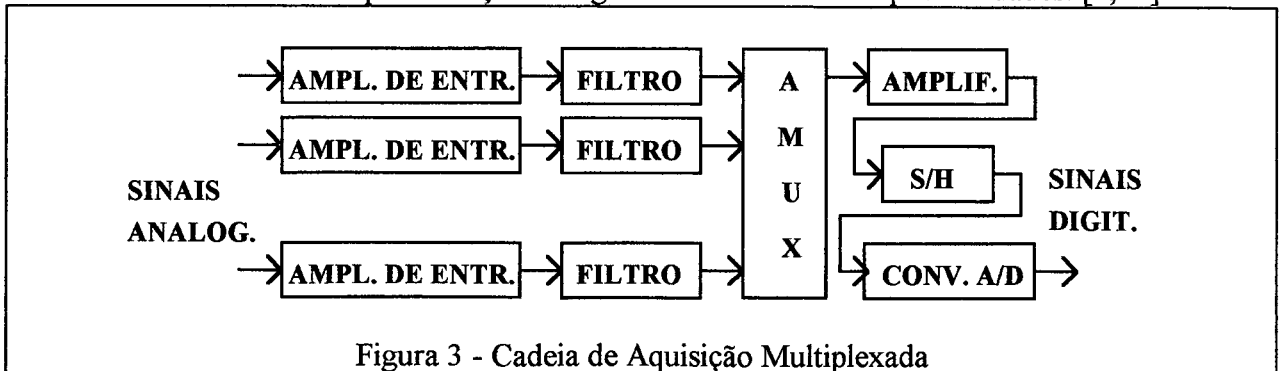


Figura 3 - Cadeia de Aquisição Multiplexada

Uma outra vantagem do sistema proposto na figura 3 é que o amplificador colocado após o multiplexador pode ser um amplificador de ganho programável por "software". Apesar das flexibilidades desta topologia e de seu baixo custo seu desempenho fica comprometido. O estágio comum limita a frequência máxima dos sinais de entrada, e mesmo se isto não for crítico em função dos sinais de entrada serem de baixa frequência, este estágio impõe uma defasagem no tempo na amostragem de um sinal em relação ao outro, o que diminui a semelhança com um sistema de amostragem simultânea. [11]

Como visto, o primeiro estágio de uma cadeia de aquisição é o amplificador de entrada. O circuito de entrada para aquisição de sinais bioelétricos é geralmente formado por um amplificador de instrumentação. Se, por outro lado, o sinal a ser adquirido apresenta nível de tensão elevado, por ser obtido na saída de um transdutor, pode ser usado amplificadores simples desde que os níveis de ruído sejam baixos. [9,28]

Encontra-se na bibliografia a descrição de um sistema de amplificação de sinais bioelétricos que utiliza como entrada uma matriz analógica comumente usada em telefonia, como mostrado na figura 4. Pode-se observar que o conjunto de matrizes além de facilitar a configuração dos eletrodos realiza a tarefa executada anteriormente pelo multiplexador, sendo toleráveis os erros introduzidos por esta estrutura. [20]

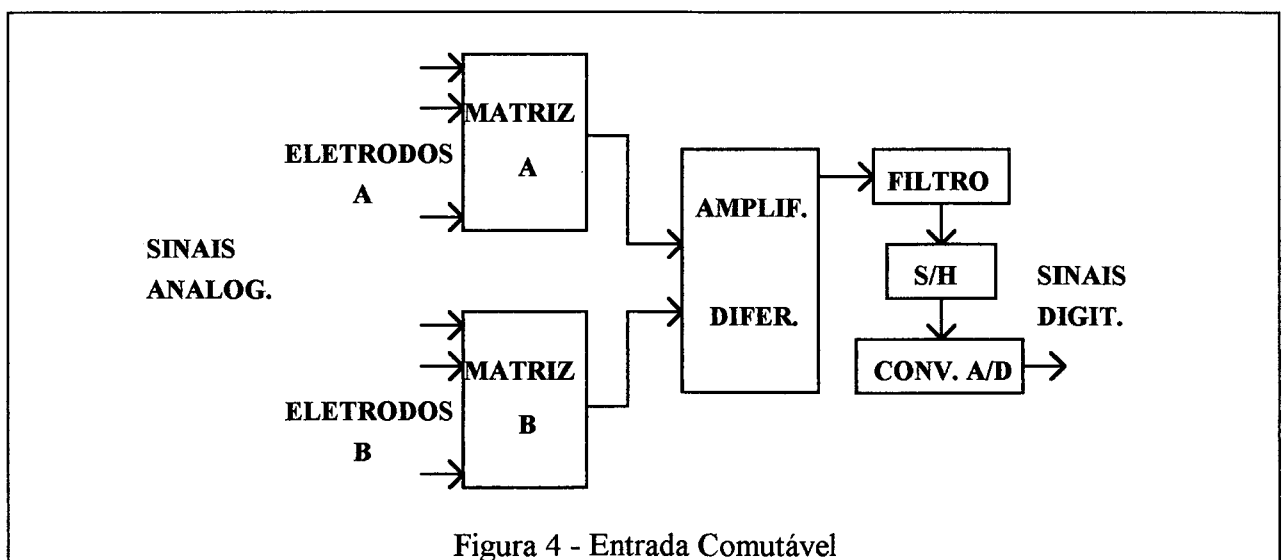
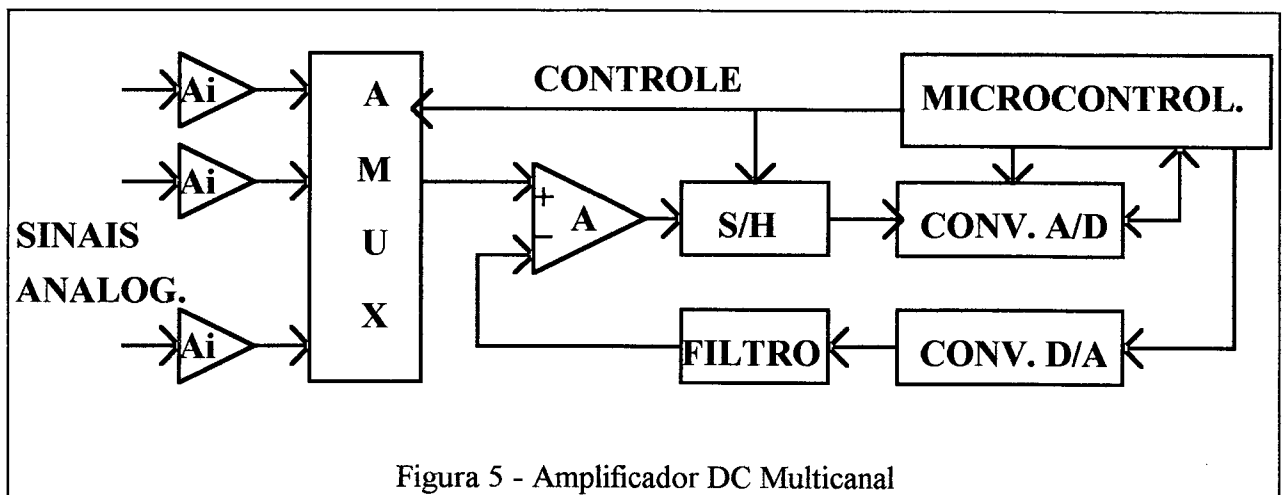


Figura 4 - Entrada Comutável

Uma outra estrutura proposta é o amplificador DC multicanal para sinais fisiológicos [23]. Nesta proposta *Dotsinsky et al.* afirmam que uma das vantagens da amplificação DC em relação a AC está na rápida resposta depois de grandes transientes. A necessidade de alto ganho combinado com a tensão de polarização do eletrodo dificulta a amplificação DC clássica. Devido a este fato *Dotsinsky et al.* propuseram o circuito mostrado na figura 5, onde um amplificador diferencial tem o sinal captado em sua entrada positiva e o nível DC em sua entrada negativa, resultando na obtenção do sinal desejado na saída do mesmo.



Este circuito revela que a polarização do eletrodo não fará saturar o amplificador A pois o nível DC aparecerá em sua entrada negativa, anulando seu efeito. Isto é possível pois o microprocessador determina através de um algoritmo específico o nível DC e o envia através do conversor digital analógico. Salienta-se que os ganhos dos amplificadores Ai devem ser baixos para que estes não se saturem.

Por outro lado *Pallas-Areny et al.* [24] propõem um amplificador AC de alta impedância para a amplificação de sinais bioelétricos. Como argumento para a amplificação AC salienta-se que esta evita a saturação DC devido aos potenciais de contato. Destaca-se ainda que o primeiro estágio desta configuração poderá ter alto ganho, melhorando a relação sinal/ruído, bem como evitando surtos de tensão, de origem DC, na saída de um multiplexador que possa estar conectado à saída de vários destes estágios. A alta impedância de entrada é necessária para

reduzir a influência da alta impedância da interface do eletrodo, bem como sua alta variabilidade. A alta impedância de entrada no modo diferencial minimiza o efeito de carga, e a alta impedância de entrada no modo comum reduz a tensão de modo diferencial resultante de sinais de modo comum.

3.1.2. ISOLAÇÃO GALVÂNICA

A isolação galvânica é necessária em equipamentos biomédicos para proteger o paciente contra surtos de tensão, falha dos equipamentos ou mesmo correntes que poderiam fluir entre equipamentos diferentes através do paciente.

O circuito deve ter uma alta impedância de entrada para proteger o paciente em caso de falha. Também é importante que este circuito não seja danificado pelo surto de tensão de um desfibrilador, pois a falha da indicação de que o paciente reagiu pode fazer o médico insistir no processo causando danos ao paciente. [8]

Uma das formas de se implementar a isolação galvânica é utilizar amplificadores de entrada isolada. Estes amplificadores consistem de dois circuitos separados, isolados eletricamente, onde o sinal é transferido por meios ópticos ou magnéticos. A utilização destes amplificadores acarreta a introdução de erros no sistema, além de encarecê-lo. [7, 8]

A isolação não precisa necessariamente ser feita na etapa de entrada. O circuito isolador pode ser deslocado na cadeia de aquisição de forma a diminuir os custos do projeto, pelo fato de ser colocado em um estágio comum a todos os sinais,. Uma destas possibilidades é fazer a isolação quando da transferência do sinal da placa de aquisição para o microcomputador. Se a comunicação for serial a isolação pode ser bem simples. [26]

Por último pode-se isolar o sistema completo. Porém deve-se lembrar que o estágio isolado possui uma fonte isolada. Uma fonte de grande potência que satisfaça todos os requisitos de segurança é de difícil implementação. Este problema pode ser resolvido pelo uso de baterias, mas requer que o sistema seja de uso descontínuo para que as baterias possam ser recarregadas.

3.1.3. INTERFERÊNCIAS

A captação de sinais bioelétricos está sujeita a várias interferências. Farse-á uma abordagem da origem do ruído e de algumas maneiras de minimizá-lo.

As interferências podem ser ocasionadas por correntes que fluem através do corpo humano, pois este apresenta uma capacitância em relação as linhas de força e outra em relação a terra, formando um circuito. Esta corrente pode gerar uma tensão de modo comum bem como de modo diferencial. Se for conectado um amplificador isolado ao paciente um circuito alternativo será formado pela capacitância deste amplificador e a terra, sendo que a corrente que flui por este caminho afeta a tensão de modo comum. Os fios, que conectam os amplificadores ao paciente, contribuem no acréscimo da capacitância em relação as linhas de alimentação aumentando as correntes mencionadas, portanto aumentando o ruído. [27,28]

Um método de minimizar as interferências mencionadas é diminuir a tensão de modo comum. Uma solução para este problema é aterrar a malha comum em uma das extremidades. Aterrar as duas extremidades também ocasionaria ruído, pois os terras poderiam ter tensões diferentes. Entretanto, a solução de aterrar a malha comum coloca o paciente em uma situação potencialmente insegura. Uma outra solução é deixar o circuito "flutuante", o que corresponde a não aterrar nenhuma das partes, inclusive a parte posterior ao circuito isolado, diminuindo assim a capacitância do amplificador de entrada com a terra, reduzindo portanto o ruído. Outra alternativa é colocar um "drive" que coloque o paciente no mesmo potencial comum do amplificador de entrada. [11,27,28]

Uma forma de eliminar as interferências oriundas de campos elétricos é colocar o paciente dentro de uma gaiola de Faraday. Como esta solução, por motivos óbvios, não é adotada, uma alternativa é blindar as fontes geradoras do ruído. [27]

O uso de amplificadores de entrada isolados que possuem fontes isoladas independentes com terras isolados entre si evita o ruído causado pela corrente induzida nos laços de terra, pois estes laços não existirão. Neste caso também é aconselhável que os eletrodos de terra sejam colocados o mais próximo possível dos pontos que se deseja adquirir o sinal, pois desta maneira

minimiza-se-á os efeitos da tensão resultante de correntes que circulam através do corpo humano. [6]

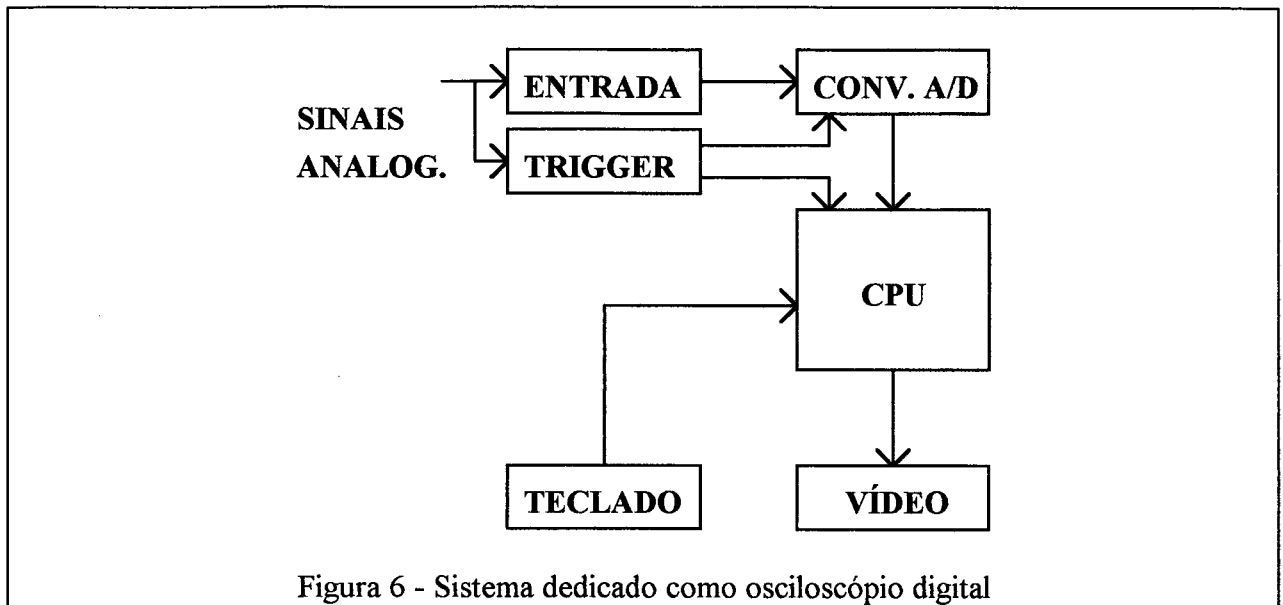
3.2. ETAPA DIGITAL

O projeto da etapa digital pode variar não apenas quanto as soluções possíveis para um dado problema, mas também quanto a forma escolhida para a implementação do polígrafo. Descreve-se a seguir algumas linhas de projeto que podem ser utilizadas na elaboração de um polígrafo computadorizado.

3.2.1. SISTEMAS DEDICADOS

Os sistemas dedicados são aqueles equipamentos onde todas as suas partes componentes são projetadas especificamente para o mesmo. O polígrafo computadorizado pode ser implementado utilizando esta filosofia, sendo que todo o sistema, quer a parte analógica quer o sistema computadorizado, deve ser projetado especificamente para esta função. Como desvantagem marcante desta filosofia de projeto está o custo final do equipamento, salvo se a produção for muito expressiva.

Como exemplo deste tipo de desenvolvimento tem-se a implementação descrita por *Blanc et al.* [22]. Um osciloscópio digital é implementado através de circuito dedicado. A etapa de entrada é caracterizada pela implementação de um "trigger" externo aliado a um conjunto de atenuadores e amplificadores. A etapa digital é composta pelo controle da aquisição, teclado, sistema de vídeo, entre outros. A figura 6 ilustra este dispositivo.



A principal desvantagem deste tipo de implementação é a necessidade de desenvolvimento de estágios já consagrados em computadores pessoais, bem como o desenvolvimento de "software" para um "hardware" não convencional. A seguir serão analisadas soluções para este problema.

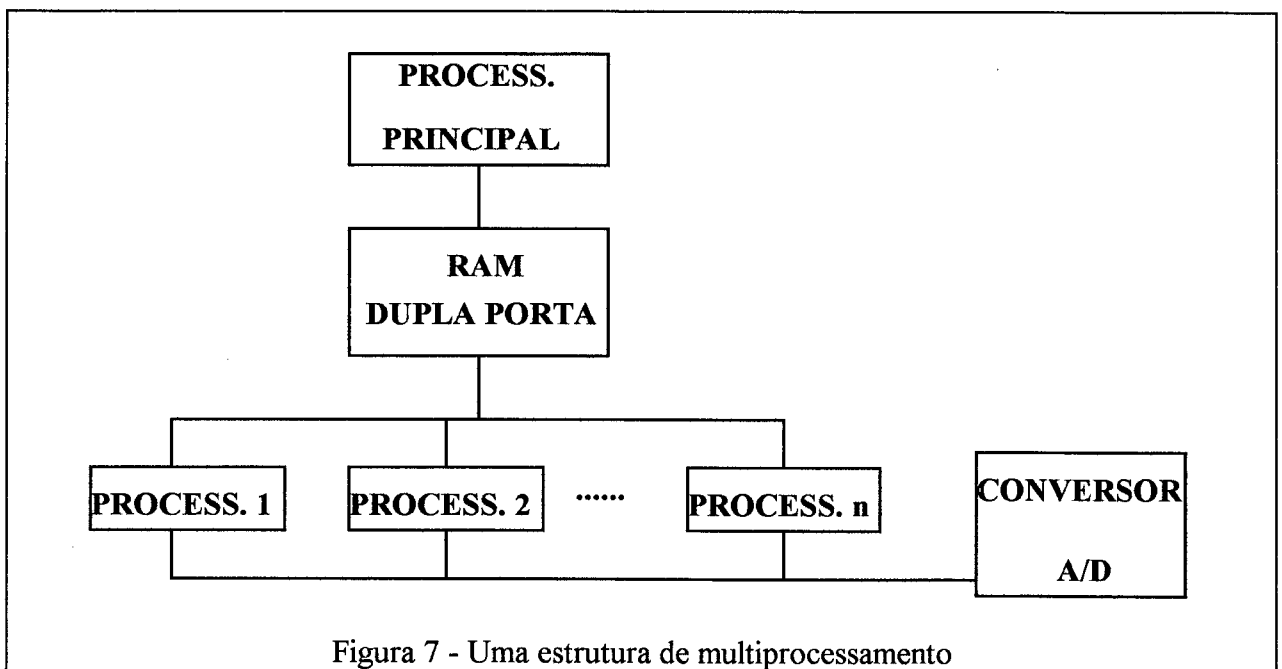
3.2.2. SISTEMAS CONECTADOS A UM MICROCOMPUTADOR

Ao utilizar-se uma plataforma padrão, tal como computadores pessoais, para o desenvolvimento de um polígrafo computadorizado resulta em uma série de facilidades de projeto. Entre as facilidades estão o baixo custo da plataforma, quando comparada com o custo do desenvolvimento de alguns estágios que teriam de ser desenvolvidos se o equipamento fosse totalmente dedicado, além da existência de "softwares" para computadores pessoais que podem ser aproveitados para uma série de tarefas. Entretanto, a depender da tarefa que se deseja executar e do tipo de sinal que se deseja adquirir, a velocidade de aquisição pode ser um fator limitante desta filosofia de projeto. [11,31]

O sistema de aquisição, que junto com o microcomputador compõe o polígrafo computadorizado, pode ser um sistema com processamento próprio ou ter apenas um controle digital do sistema de aquisição e transferência de dados. Os sistemas que não possuem

processamento próprio causam uma sobrecarga ao microcomputador IBM-PC compatível, limitando ainda mais o seu desempenho. Já a existência de processador próprio, além de dividir tarefas, aumenta em muito a flexibilidade de configuração do "hardware" de aquisição.[11, 32, 33, 34]

Com a necessidade de processamento "on-line" criaram-se técnicas de partilhamento de memória e multiprocessamento, conforme a figura 7. Esta arquitetura diminui o tempo de resposta do sistema permitindo uma alta taxa de transferência de dados do circuito de aquisição para o computador utilizado, bem como um tratamento digital externo.[35, 36, 37]



Como já visto, uma série de recursos ("hardware") são necessários para que um microcomputador IBM-PC compatível seja usado como plataforma para a aquisição de sinais. Quando além da aquisição e armazenamento um processamento pesado é exigido é conveniente lançar mão de placas DSP (processadores de sinais digitais). Mesmo que o processamento seja "off-line" pode ser conveniente o uso deste recurso, pois os DSP realizam o processamento de sinais de uma forma muito mais rápida.

Ao se aliar os DSPs aos microcomputadores, que são excelentes bases para desenvolvimento de "software", interface com o usuário e armazenamento dos dados, tem-se uma

excelente estação de trabalho para processamento digital de sinais, em especial para processamentos "on-line". [38]

3.3. INTERFACE COM UM MICROCOMPUTADOR

O sistema aquisição pode ser conectado diretamente no barramento do microcomputador IBM-PC compatível ou através de portas externas do mesmo. Esta característica aliada a arquitetura escolhida para implementação do sistema de aquisição são determinantes na escolha da interface de comunicação com o microcomputador.

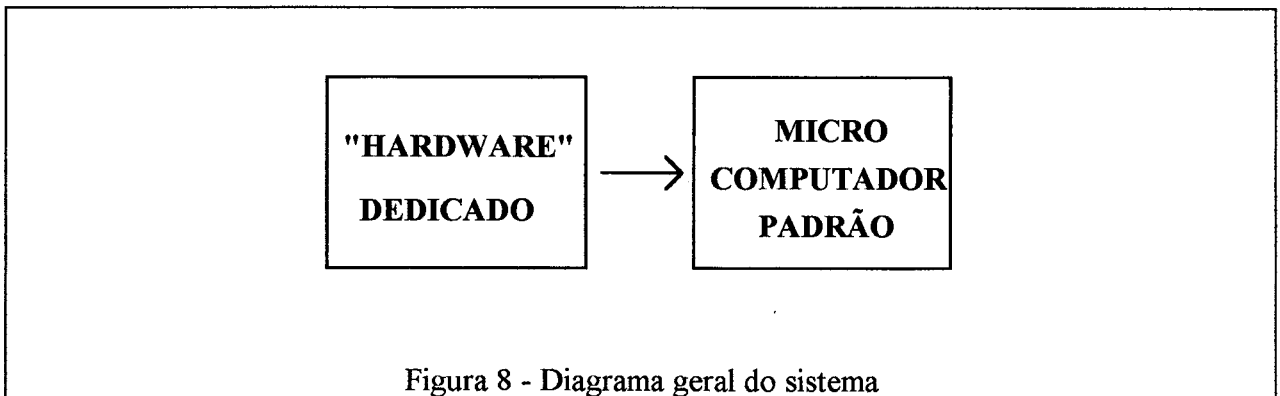
Considerando que o sistema de aquisição seja colocado externamente ao microcomputador, tem-se como principais meios de comunicação para a transferência de dados, entre os sistemas, as interfaces serial e paralela. Se a comunicação serial for adotada, o principal limitante será a máxima taxa de transferência do IBM-PC que é de 115.200 bps. Entretanto pode-se adotar a interface paralela como entrada de dados, ultrapassando em aproximadamente quatro vezes a velocidade de porta serial. Este é o meio mais propício para sinais biomédicos genéricos.[39]

Se o sistema estiver conectado ao barramento do microcomputador tem-se três modos principais de comunicação, "I/O" por "pooling" ou por interrupção, e acesso direto a memória (DMA). O sistema de "pooling" é o mais fácil de ser implementado e apresenta bons resultados quanto a velocidade de aquisição. Entretanto o sistema perde tempo em monitorar as portas. O sistema de interrupções é uma boa opção, pois só é executado quando o dado está disponível. Porém se é exigido velocidade de transmissão pode-se utilizar o acesso direto a memória, que tem como desvantagem os circuitos complementares necessários. É importante observar o barramento do microcomputador utilizado, pois o barramento ISA permite uma transferência máxima via barramento de 4 MB por segundo enquanto o EISA permite 33 MB no mesmo tempo. [11, 31, 40]

4. SISTEMA IMPLEMENTADO

4.1. INTRODUÇÃO

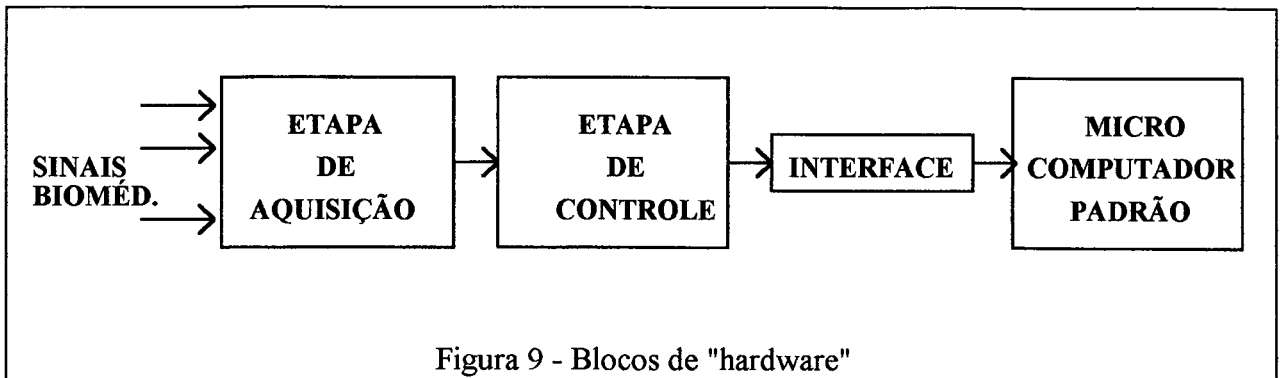
Optou-se por desenvolver um sistema composto por um "hardware" dedicado conectado a um microcomputador IBM-PC compatível. Esta escolha, como analisado no capítulo precedente, mostra-se ter uma boa relação custo/benefício, em função do uso de uma plataforma padrão, satisfazendo os critérios técnicos desejados para a implementação de um polígrafo computadorizado. Uma visão geral do sistema descrito é mostrado na figura 8, onde o sistema pode ser visto como um módulo adicional conectado a um microcomputador padrão.



Neste capítulo são apresentados os estágios do "hardware" desenvolvido para ser conectado ao microcomputador bem como os vários componentes de "software" para a implementação do sistema.

4.2. DESCRIÇÃO DO "HARDWARE" DESENVOLVIDO

O "hardware" adicionado ao microcomputador é um sistema de aquisição microcontrolado, cujo conjunto permite a emulação de um polígrafo. Na figura 9 mostra-se a solução adotada através de um estágio de aquisição, um outro de controle e um último de comunicação com o microcomputador.

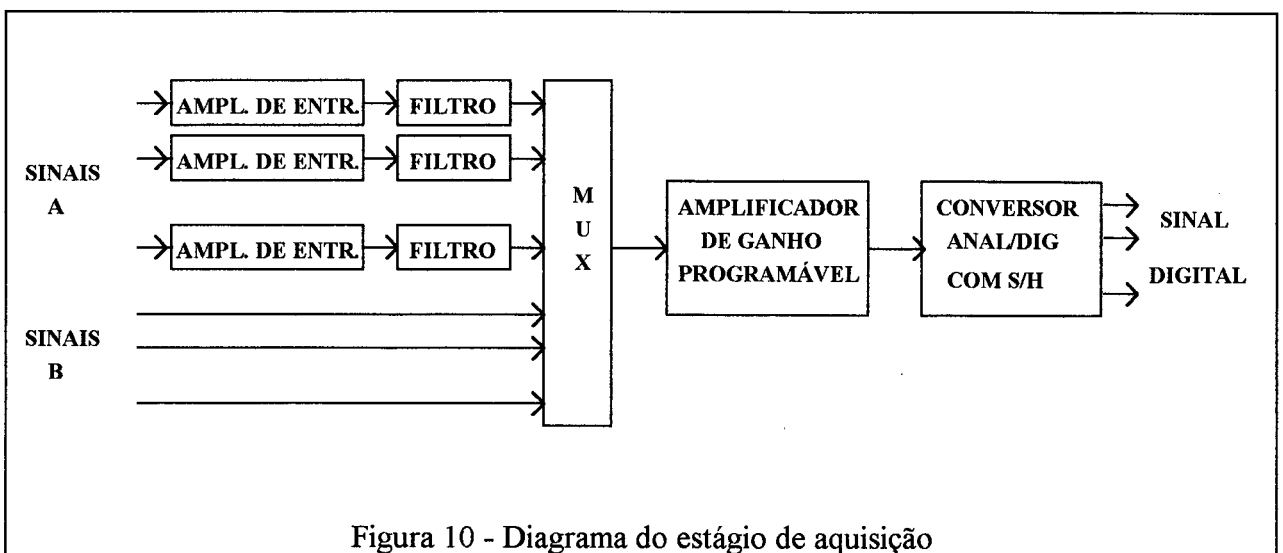


A implementação de cada estágio será abordada nos itens subsequentes deste capítulo, obedecendo o caminho percorrido pelo sinal.

4.3. A ETAPA DE AQUISIÇÃO

A etapa de aquisição consiste no condicionamento do sinal de entrada e na conversão do sinal de analógico para digital.

Devido as características dos sinais biomédicos, descritas e discutidas no capítulo 2, optou-se pela arquitetura da cadeia de aquisição descrita na figura 10.



Neste diagrama verifica-se que os sinais a serem adquiridos tem dois caminhos de entrada, que serão escolhidos a partir da natureza do sinal, bem como da existência ou não de tratamento prévio do sinal.

Os sinais denominados A são sinais elétricos de origem biológica que podem ser captados diretamente através de eletrodos. Estes sinais passam por uma primeira etapa de amplificação composta de um amplificador diferencial isolado, que além de amplificar o sinal tem por função garantir a isolação galvânica entre o paciente e o equipamento. O ganho deste estágio foi fixado em 100. Este valor foi escolhido para que a cadeia de aquisição não sature com o dobro do máximo valor de tensão de entrada, que é o potencial de ação da célula com valor aproximado de 100 mV. Na seqüência o sinal passa por um filtro passa-baixa para garantir que não haja recobrimento do espectro de frequências (efeito "aliasing") quando o sinal for amostrado.

Já os sinais chamados de B são sinais de saída de transdutores e/ou saídas de estágios de condicionamento externo. Assume-se que o nível de tensão destes sinais sejam mais elevados e que, neste caso, tanto a isolação galvânica como a filtragem ficam delegadas ao estágio externo.

A seqüência da cadeia de aquisição é comum a todos os sinais e tem como primeiro elemento o multiplexador. Este componente foi escolhido de forma a permitir entradas simples ou diferenciais, conforme programação por "software". Esta característica é desejável pois os sinais com condicionamento externo podem exigir entradas diferenciais do MUX e do amplificador que o segue para garantir imunidade a ruído.

Como já mencionado após o multiplexador tem-se um amplificador de ganho programável, cuja entrada pode ser configurada para ser simples ou diferencial. Este componente foi escolhido de forma a permitir variações de ganho de 1, 10, 100 e 1000. O componente escolhido possui um "settling time" que permite a seleção de ganho independente para cada canal quando do chaveamento do multiplexador, isto é possível em vista das máximas frequências utilizadas.

O último bloco desta cadeia constitui-se no conversor de sinais analógicos em digitais. O componente escolhido possui a facilidade de conter o "sampler/hold" embutido de forma a diminuir o número de componentes discretos. Salienta-se ainda que o mesmo é totalmente controlado por "software" podendo adquirir sinais com 8 ou 12 bits de resolução. Este componente, o ADS 774, realiza as tarefas de aquisição e conversão em 8 μ S o que teoricamente permitiria uma máxima frequência de amostragem de 125 KHz para um canal ou de

aproximadamente 15,6 KHz por canal se considerarmos 8 canais multiplexados. Como já comentado no capítulo 3, uma frequência de amostragem desta ordem é suficiente para a grande maioria das possíveis aplicações de um polígrafo computadorizado. Mesmo que uma taxa desta ordem não seja necessária esta é desejável para possibilitar que os sinais sejam amostrados com o menor tempo entre uma amostra e outra de forma a se aproximar de um sistema com amostragem simultânea.

4.4. O ESTÁGIO DE CONTROLE

Este estágio envolve desde o controle da etapa de aquisição até a transferência dos dados para o microcomputador IBM-PC compatível. O diagrama de blocos da figura 11 dá uma visão geral de como esta etapa foi concebida.

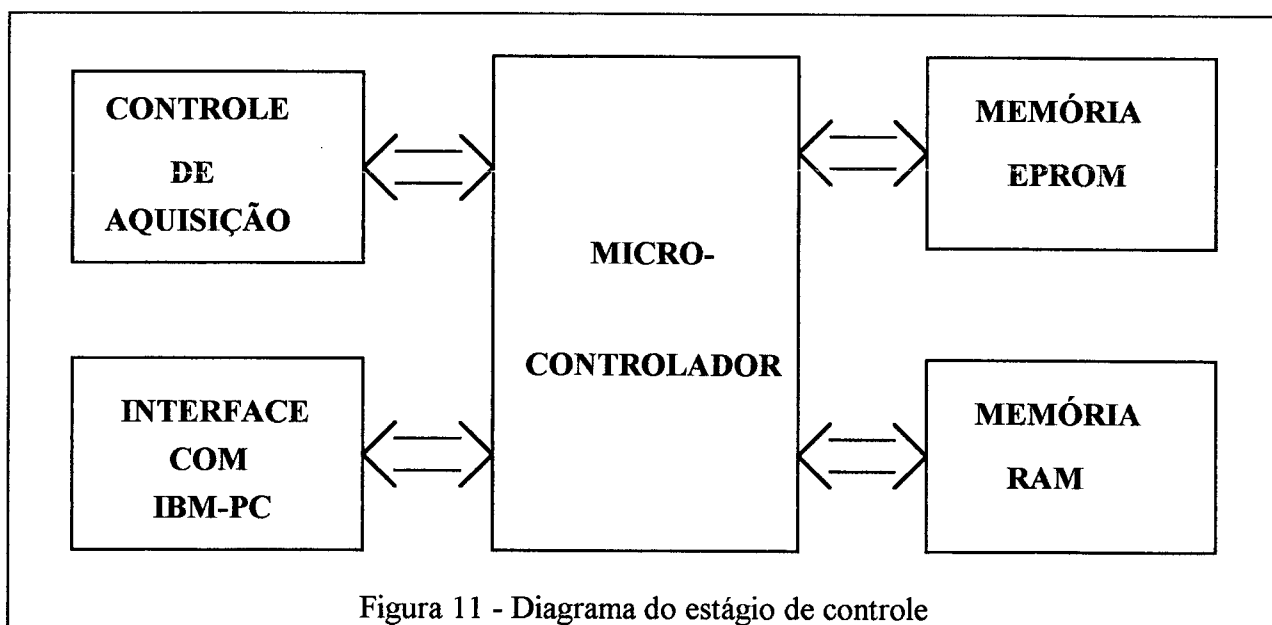


Figura 11 - Diagrama do estágio de controle

Conforme o diagrama como centro deste estágio tem-se um microcontrolador. No caso o 8031, que é um microprocessador de 8 "bits" da família 8051. Este processador foi escolhido porque além de atender as necessidades da aplicação tem baixo custo, fácil implementação e ferramentas de "software", como sistemas de desenvolvimento a preços acessíveis, para o desenvolvimento do "firmware", que é o programa residente.

O uso de um microcontrolador neste estágio acrescenta um importante grau de liberdade na forma como o sistema pode ser implementado, bem como na forma como o controle é exercido na etapa de aquisição, sendo estas vantagens mantidas e ampliadas na troca deste microcontrolador por um de gerações posteriores. Tem-se conectado ao microcontrolador duas memórias, sendo uma memória do tipo permanente (EPROM - "Erasable Programmable Read Only Memory") onde fica armazenado o programa residente e uma memória de acesso aleatório (RAM - "Read Aleatory Memory") utilizada para dados ou execução de programas carregados para esta memória. As memórias RAM e EPROM são endereçadas em um mesmo segmento de 64 Kbytes de memória. Isto permite que programas possam ser transferidos do microcomputador para a memória RAM e executados a partir desta memória, facilitando o teste de programas bem como a atualização dos mesmos. Esta flexibilidade tem, porém, o inconveniente de não fazer uso do seguimento de 64 Kbytes de memória destinados exclusivamente a dados.

Quanto aos componentes utilizados, o projeto permite o uso de memória EPROM do tipo 2716 ao tipo 27128 e RAM estática do tipo 6216 ao tipo 62128 sem alteração no "hardware".

O controle da cadeia de aquisição é feito como uma extensão da memória. O seguimento de 64 Kbytes de memória do microcontrolador é particionado em 8 seguimentos de 8 Kbytes. Além de memória, estes seguimentos podem endereçar circuitos de I/O ("Input/Output"). Estes circuitos podem ser conversores A/D, portas de comunicação com o PC, portas de controle da cadeia de aquisição e da transferência de dados ao PC. Para a realização desta tarefa são acrescentados alguns componentes tipo "buffers" e "latches".

4.5. A INTERFACE COM O PC

A interface com o microcomputador pode ser realizada de diversas formas. O uso do microcontrolador facilita que este sistema seja conectado na parte externa do microcomputador, através das portas paralelas ou seriais, ou internamente, diretamente no barramento do mesmo.

A interface mais simples de implementação utiliza a comunicação serial, visto que este microcontrolador já é dotado de uma UART ("universal asynchronous receiver/transmitter")

interna. Este tipo de interface tem como desvantagem a taxa máxima de transmissão. Utilizando-se uma taxa de 28800 b/s, que é a máxima taxa de transmissão possível utilizando-se um cristal de 11590 KHz, considerando um sinal de 12 bits e uma palavra de transmissão de 10 bits sendo 8 de informação, tornando necessário duas palavras para transmitir um único sinal, tem-se que o sinal transmitido poderá ser amostrado no máximo a uma frequência de 1440 Hz, para que a transmissão seja em tempo real e portanto não haja defasamento entre o sinal na placa de aquisição e o microcomputador. Se ainda considerar-se 8 canais tem-se a máxima taxa em 180 Hz.

Já a porta paralela apresenta um desempenho melhor quanto a taxa de transmissão, satisfazendo as necessidades para um sistema que aquisição sinais biológicos.

As alternativas de interfaceamento através do barramento do microcomputador IBM-PC compatível, que podem ser feitos através de "pooling", interrupção ou DMA, satisfazem com folga os requisitos de velocidade de transmissão, requerendo porém conexão no barramento do microcomputador e "hardware" adicional.

4.6. DESCRIÇÃO GERAL DO "SOFTWARE"

O "software" desenvolvido para o polígrafo computadorizado não pode ser encarado como um simples acessório ao sistema pois ele não apenas torna o sistema operacional, como é o fator que confere as vantagens em relação a um equipamento convencional.

Pode-se definir como tarefas básicas a serem executadas pelo programa, o gerenciamento da aquisição de dados, o armazenamento dos dados adquiridos e a visualização dos mesmos na tela do microcomputador, como mostrado no diagrama da figura 12.

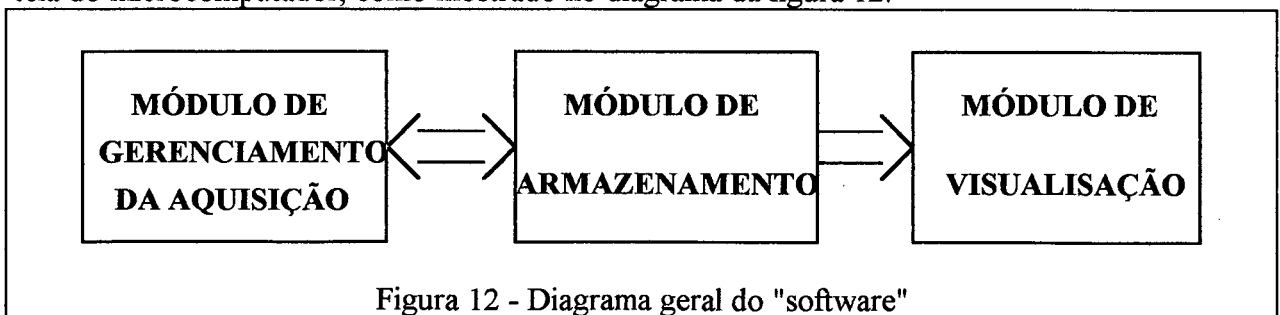
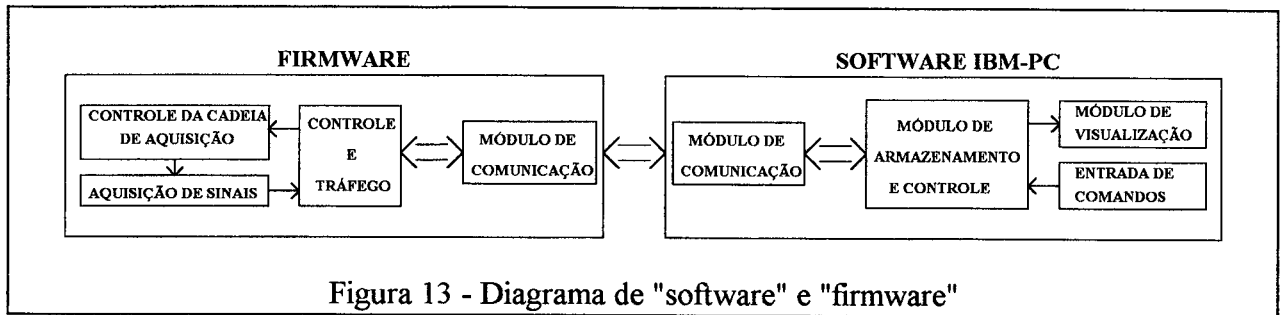


Figura 12 - Diagrama geral do "software"

Como foi desenvolvido um sistema microcontrolado, os programas desenvolvidos são divididos em dois grandes blocos, um a ser executado no microcomputador IBM-PC compatível e outro a ser executado no microcontrolador da placa desenvolvida para este sistema, que pode ser denominado de firmware. A figura 13 ilustra esta idéia.



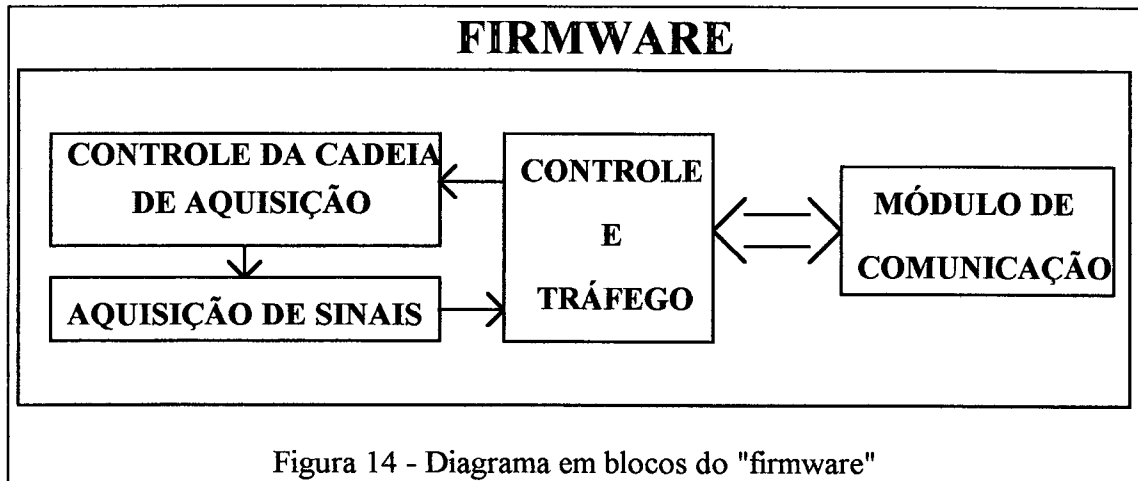
Este diagrama ilustra os diversos módulos, como por exemplo o módulo de comunicação entre estes dois subsistemas. Nos itens seguintes serão abordados cada bloco fundamental que compõe o programa.

Cabe acrescentar que todos os programas foram desenvolvidos usando-se a linguagem C. Esta linguagem é versátil, eficiente e apresenta, apesar de ser de alto nível, grande facilidade de manipulação de funções de "hardware".

4.7. O "FIRMWARE"

O "firmware" é o programa residente da placa desenvolvida para controlar o "hardware" dedicado. Foi desenvolvido um sistema operacional multitarefa não preemptivo que é executado na inicialização do sistema. Este programa é automaticamente ativado permitindo que programas sejam carregados e executados pelo microcontrolador do circuito dedicado. Por extensão todos os programas executados pelo microcontrolador serão considerados como "firmware", pois estes podem vir a ser colocados na memória permanente.

Na figura 14 tem-se uma visão geral do programa. Basicamente tem-se um controle do próprio "software", do tráfego interno dos dados, da aquisição dos sinais e da comunicação com o microcomputador.



Um visão mais detalhada do funcionamento deste programa é expressa na figura 15. Aqui vê-se com maior clareza a modularidade do "software" desenvolvido.

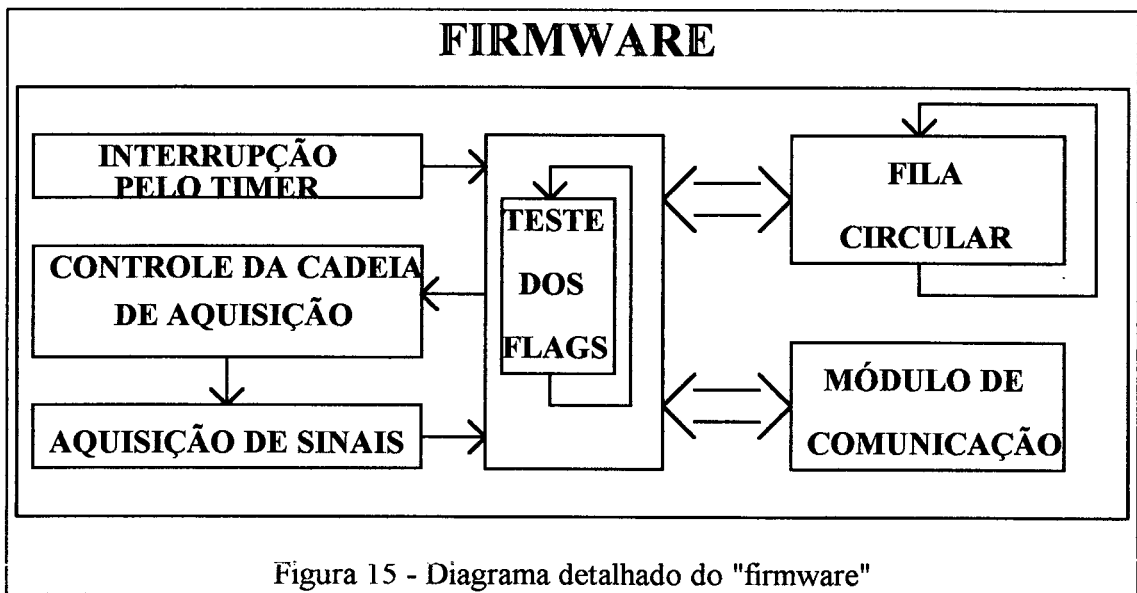
O módulo denominado *teste dos flags* compõe a parte central deste programa, sendo executada continuamente (em "loop") gerencia os comandos vindos do IBM-PC tais como: início e fim aquisição; transmissão de novos parâmetros para controle da cadeia de aquisição; trava e liberação para a transmissão dos dados.

Já o módulo *interrupção pelo timer* realiza sua tarefa com prioridade. Quando da inicialização do sistema a taxa de amostragem é programada no "timer" interno do microcontrolador, sendo que a partir da interrupção solicitada por este módulo é programada a cadeia de aquisição e o sinal é adquirido.

O *controle da cadeia de aquisição* é realizado de forma defasada no tempo. A primeira tarefa realizada por este módulo é reduzir o ganho do amplificador de ganho programável ao mínimo para evitar a possibilidade de saturação do mesmo. A seguir o canal é selecionado através da programação do multiplexador é selecionado o ganho do amplificador de ganho programável. O próximo passo envolve a *aquisição do sinal* pela ativação da conversão A/D e posterior leitura

do sinal. Este processo repete-se até que todos os canais programados sejam lidos sendo reinicializado a cada nova interrupção.

A medida que os sinais são adquiridos são enviados para uma *fila circular* tipo FIFO ("first in, first out"). Uma vez que o microcomputador IBM-PC compatível esteja pronto para receber estes dados eles são retirados da fila e enviados pela parte do programa denominada *módulo de comunicação*.

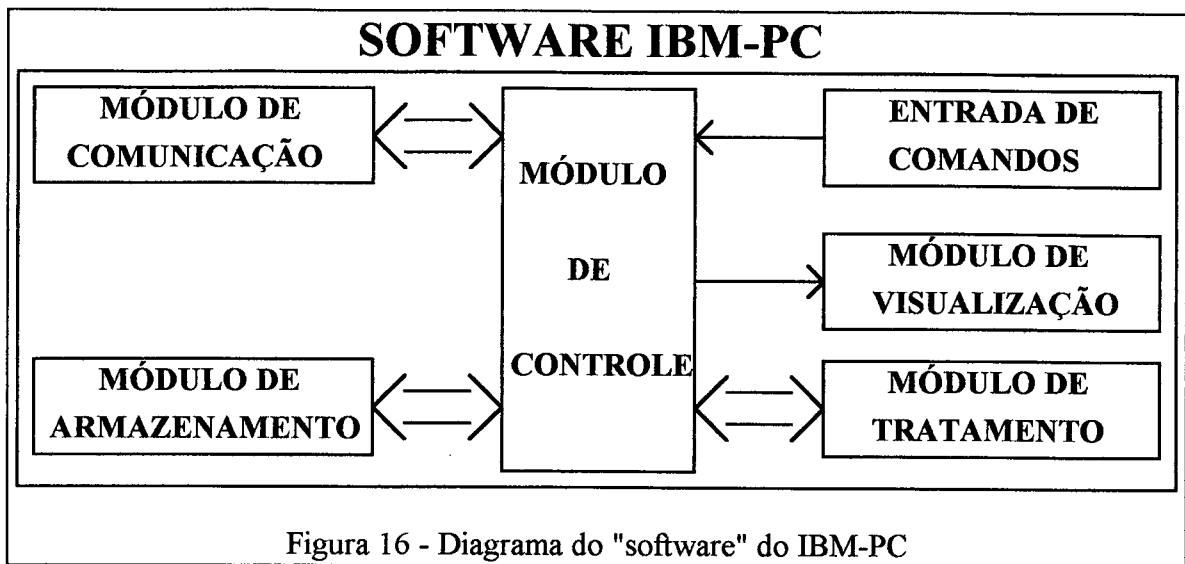


A maneira como este programa foi estruturado permite uma visão clara de funcionamento mesmo bem como torna fácil qualquer modificação que venha a tornar-se necessária.

4.8. O "SOFTWARE" NO IBM-PC COMPATÍVEL

O programa desenvolvido para ser executado no IBM-PC compatível é muito mais complexo que o "firmware". Por outro lado, apesar de ambos os programas terem sido desenvolvidos em linguagem C, a quantidade e qualidade das ferramentas de "software" disponíveis para este equipamento facilita a programação.

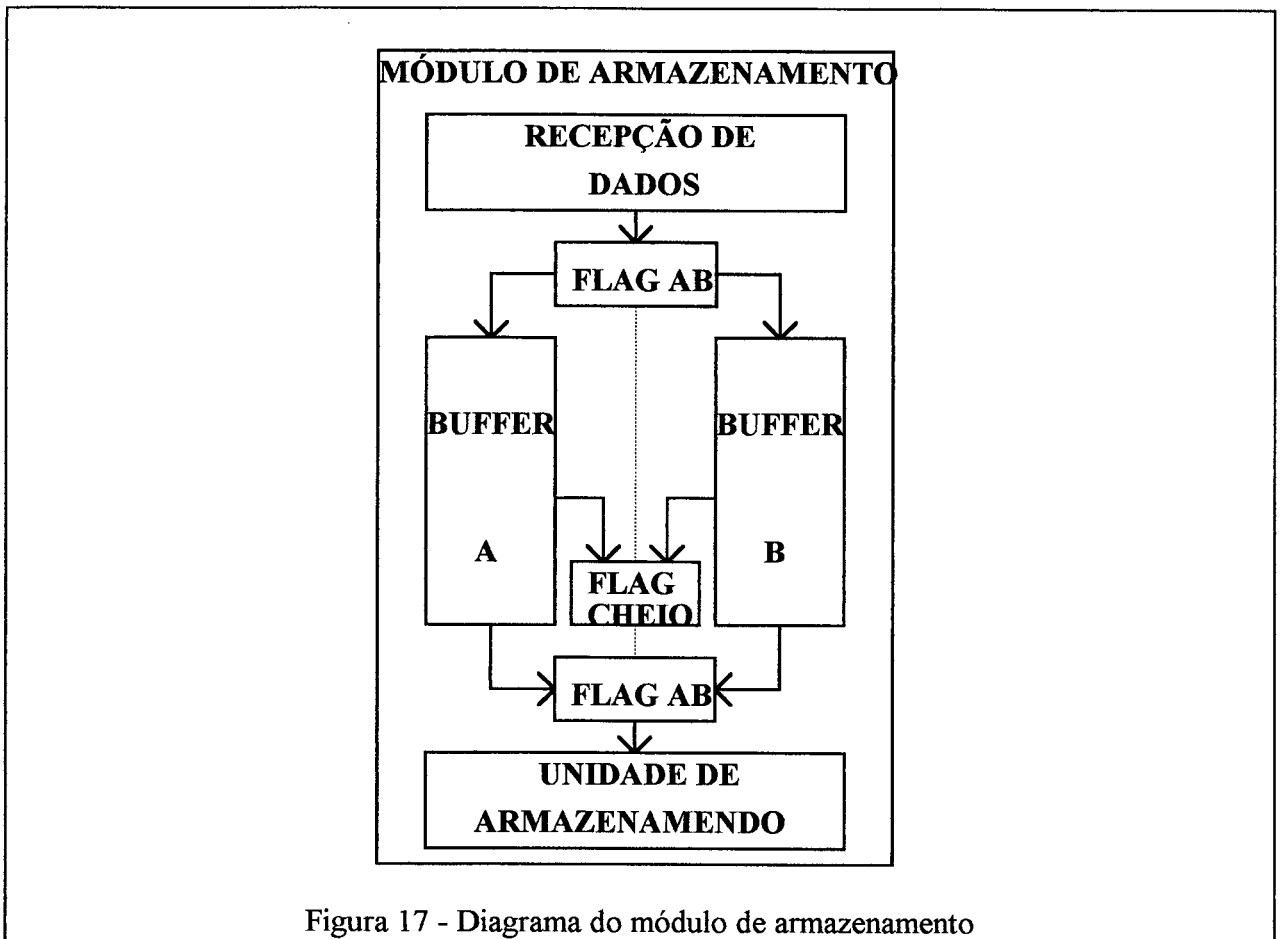
A figura 16 mostra, em diagrama de blocos, a estrutura básica do programa desenvolvido.



Neste diagrama vê-se que a parte principal deste programa é o *módulo de controle*. A exemplo da estrutura do "firmware", esta parte do programa é executada continuamente, ou em "loop", requisitando a execução de cada módulo específico, quando necessário. Sendo o núcleo do sistema multitarefa não preemptivo.

O *módulo de comunicação* está subdividido basicamente na transmissão de programa e comandos e na recepção de dados. A transmissão do programa que será executado na placa externa e da programação da cadeia de aquisição ocorrem ao inicializar-se o sistema. Uma série de comandos para o sistema são transmitidos no decorrer do processo. Portanto a transmissão fica restrita a inicialização do programa ou subordinada ao *módulo de controle* que gerencia a entrada de comandos. Já a recepção de dados é executada com prioridade, não estando subordinada ao *módulo de controle*. Esta parte do programa, apesar de transparente, tem o maior nível de prioridade e é requisitada por interrupção, quer serial, paralela ou de barramento, se o "hardware" dedicado suportar. Este nível de prioridade é necessário para que nenhum dado seja perdido. Para este propósito desenvolveu-se ainda um protocolo de comunicação que garante que o dado transmitido pelo microcontrolador seja recebido pelo microcomputador.

O armazenamento das informações é feito em disco rígido, sendo esta tarefa gerenciada pelo *módulo de armazenamento*. Para permitir a recepção dos dados o *módulo de armazenamento* foi estruturado conforme a figura 17.



Nesta estrutura vê-se que os dados recebidos são colocados em um de dois "buffers" na memória principal do microcomputador. Através do indicador *flag ab* os dados recebidos são colocados no "buffer" adequado. Quando há indicação de que o "buffer" está completo o *flag cheio* indica que este bloco deve ser transferido para memória secundária (gravado em arquivo) enquanto o *flag ab* indica o desvio do fluxo de dados para o outro "buffer". Desta forma os dados continuam a ser recebidos por uma parte da memória enquanto uma outra parte está sendo gravada.

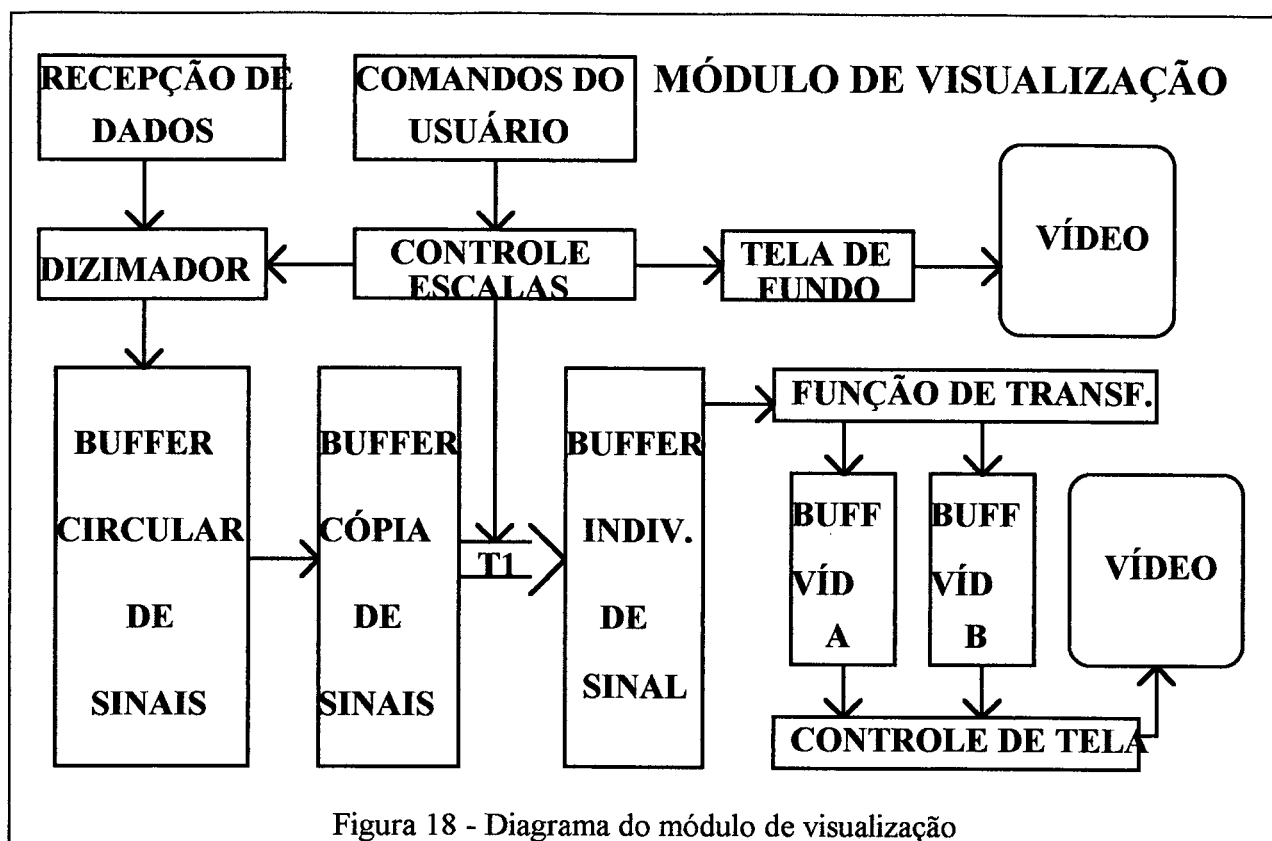
Cabe mencionar que o formato físico do arquivo é binário puro, sendo usado dois "bytes" para cada dado de doze "bits". O primeiro "byte" contém os quatro bits ("nibbles") menos significativos a esquerda, com o "nibble" da direita sendo usado como bandeira para indicação do canal analógico de aquisição. O segundo "byte" contém os oito "bits" mais significativos do dado.

Retornando a figura 16, vê-se o bloco *entrada de comandos*. Os comandos podem entrar no sistema de diversas maneiras. Existem os comandos de controle autônomos, que são aqueles enviados a placa desenvolvida para controle do fluxo de dados. Os comandos para configuração do sistema são enviados a partir de um arquivo de configuração pré-elaborado. Já os comandos desejados pelo operador do sistema tem sua entrada via teclado.

Quanto ao tratamento dos sinais, que é realizada pelo *módulo de tratamento*, pode ser executado em "tempo real" ou "off line", a partir dos dados armazenados. O tratamento em "tempo real" exige um grande poder de processamento, dificultando sua aplicação em plataformas convencionais. Já o tratamento dos sinais armazenados pode ser feito por um grande número de "softwares" existentes no mercado. Portanto foram desenvolvidos alguns tratamentos básicos na visualização do sinal "on line" e "off line", sendo que os tratamentos mais elaborados, como correlação e outros, a serem realizados "off line", foram deixados a cargo de "softwares" comerciais.

A visualização dos sinais adquiridos pode ser feita através do monitor de vídeo, da impressora ou de qualquer outro dispositivo de saída. O sistema foi desenvolvido para que os sinais sejam monitorados na tela do monitor de vídeo, em "background", "durante" a aquisição. Este objetivo é alcançado através do *módulo de visualização*, que é a parte do sistema que mais o caracteriza como um polígrafo computadorizado. O atraso entre a aquisição dos dados e sua visualização é portanto, dependente do microcomputador utilizado. Este módulo pode ser melhor visualizado na figura 18.

O programa foi desenvolvido de tal forma que a tela do computador assemelha-se a tela de um osciloscópio digital. Esta aparência foi adotada por ser uma melhor interface homem-máquina. Para isto temos inicialmente uma *tela de fundo* que contém uma grade de divisão e dados sobre a escala que esta sendo utilizada, bem como do(s) canal(is) que está(ão) sendo adquirido(s). Através do módulo *comandos do usuário*, o usuário do sistema pode solicitar uma mudança na escala e o módulo denominado *controle de escalas* altera a *tela de fundo* para as novas características desejadas.



Uma vez estando o sistema inicializado, os dados recebidos são então enviados ao *módulo de visualização* através de um *dizimador* de amostras. Este módulo torna-se ativo quando desejar-se observar na tela um período muito longo de aquisição. Novamente, vê-se a atuação do *controle de escalas* para comandar este processo. Quando o número de amostras não satisfizer o critério de Nyquist ficará descaracterizado o sinal mostrado na tela, tal como ocorre nos osciloscópios digitais.

Os sinais são então colocados em um *buffer circular de sinais*. Este cuidado é tomado pois é possível que, dependendo do número de canais monitorados e da frequência dos sinais, algumas amostras não sejam colocadas na tela, sendo importante que sejam preservadas as amostras mais recentes. A partir deste ponto faz-se uma cópia ordenada do "buffer" circular para o *buffer cópia de sinais*.

Até este estágio, todos os sinais são colocados em uma mesma área de memória. A partir do conversor *T1*, cada sinal será tratado individualmente, sendo que cada um dos canais mostrados simultaneamente na tela terá uma pequena região alocada de memória. O conversor *T1*

utiliza o *controle de escalas* para converter os dados do formato da saída do conversor A/D para valores inteiros correspondentes a amplitude do sinal. Estes valores são então armazenados no *buffer individual de sinal*.

Devido a existência de vários padrões para monitores de vídeo, providenciou-se uma maneira de tornar a informação disponível independente do padrão de vídeo utilizado. Os valores de amplitude do sinal e o número de amostras contidos no *buffer individual de sinal* passam por uma interpolação linear para adequarem ao tamanho dos "buffers" de vídeo, cujo tamanho é função do padrão de vídeo utilizado. Ao final deste processo o sinal é colocado no *buffer de vídeo A* ou *B*, alternadamente a cada vez que o *módulo de visualização* é chamado pelo *módulo de controle*.

Uma vez realizado este processo, o *módulo controle de tela* traçará o sinal na tela do vídeo. Para tal é utilizado o *buffer de vídeo A* e *B*, alternadamente, sendo que um dos "buffers" contém o sinal atualizado e o outro contém a parte do sinal que foi mostrado na tela. Sendo assim quando *módulo de visualização* é chamado o sinal mostrado na tela é gradativamente substituído por amostras mais recentes através de uma nova varredura.

4.9. CONCLUSÃO

A estrutura adotada permite, com pequenas variações no "hardware", grande flexibilidade. Por exemplo, pode executar amplificação AC ou DC ou ainda variar sua interface com o microcomputador IBM-PC compatível.

Salienta-se ainda que o projeto apresenta uma boa relação custo/benefício, atendendo além dos critérios mínimos para a aquisição de sinais biomédicos.

5. RESULTADOS

5.1. RESULTADOS OBTIDOS

Como resultados obtidos na implementação deste sistema são mostradas fotografias do protótipo montado, de sinais de entrada em alguns pontos da cadeia de aquisição, de sinais digitais de controle e da representação de sinais adquiridos na tela do polígrafo computadorizado, em tempo real*. No final deste item são feitos comentários a cerca das fotos e apresentadas as características técnicas da montagem.

*Osciloscópio utilizado: Marca - Tektronix; Modelo - 2201.

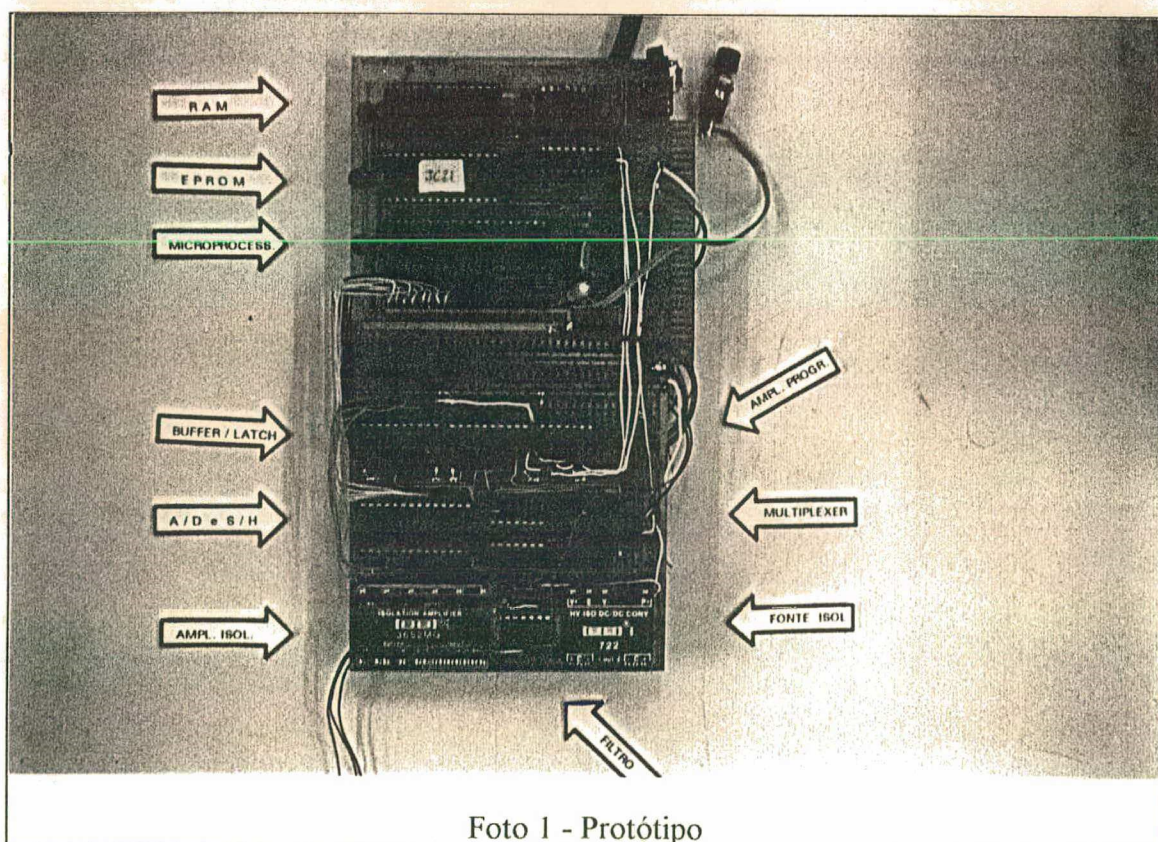


Foto 1 - Protótipo

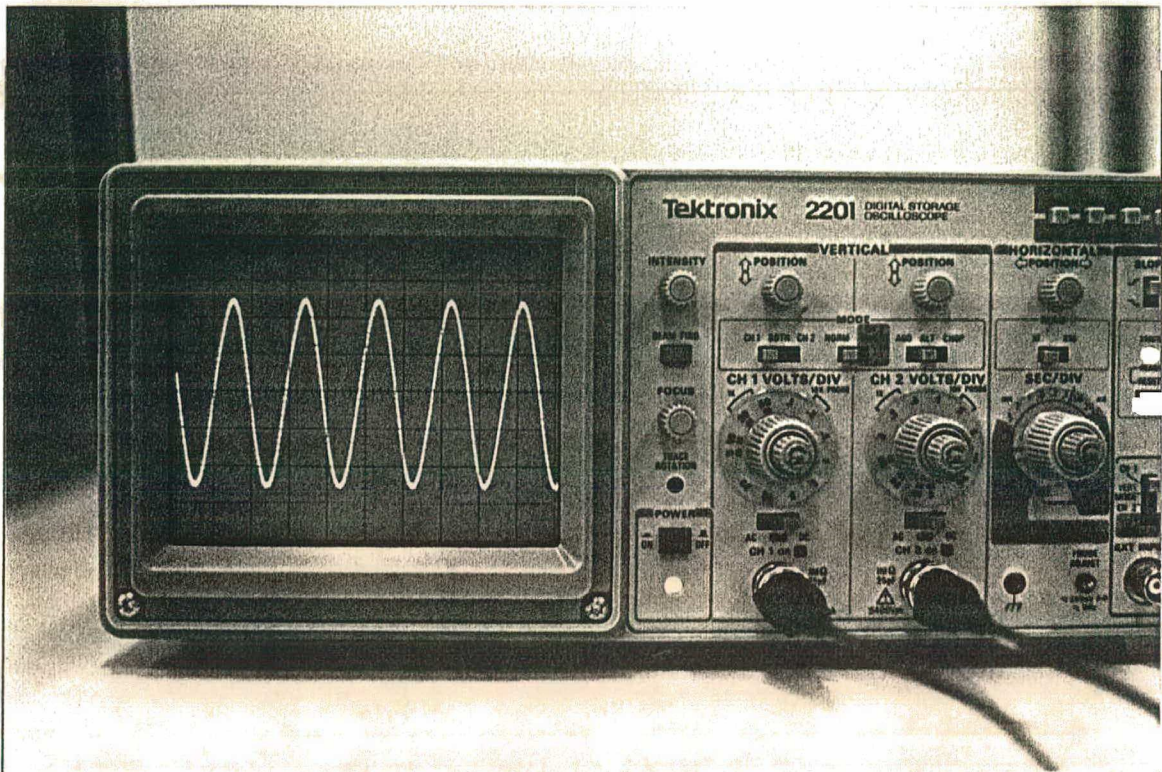


Foto 2 - Sinal Senoidal de Entrada (100 mVp-p / 10 Hz)
 Escala Vertical: 20 mV/div (1X Probe) Escala Horizontal: 50 mS/div

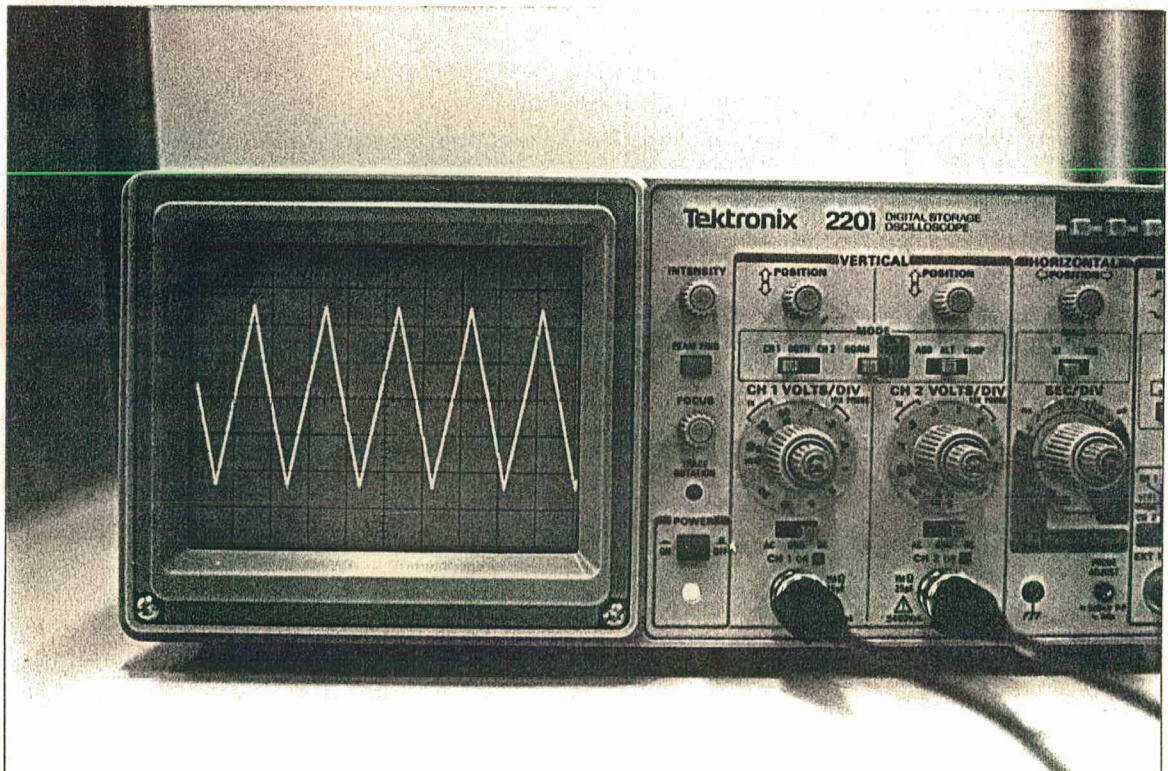


Foto 3 - Sinal Triangular de Entrada (100 mVp-p / 10 Hz)
 Escala Vertical: 20 mV/div (1X Probe) Escala Horizontal: 50 mS/div

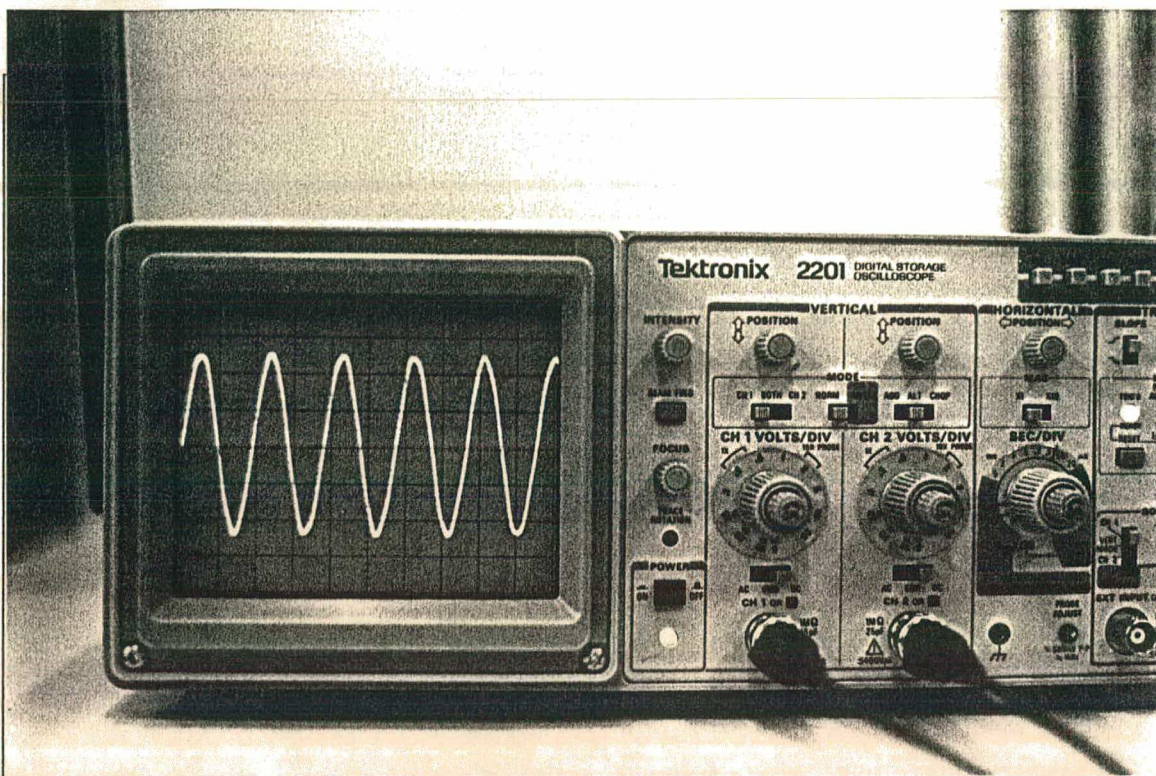


Foto 4 - Sinal Senoidal na Saída do Filtro
Escala Vertical: 2 V/div (10X Probe) Escala Horizontal: 50 mS/div

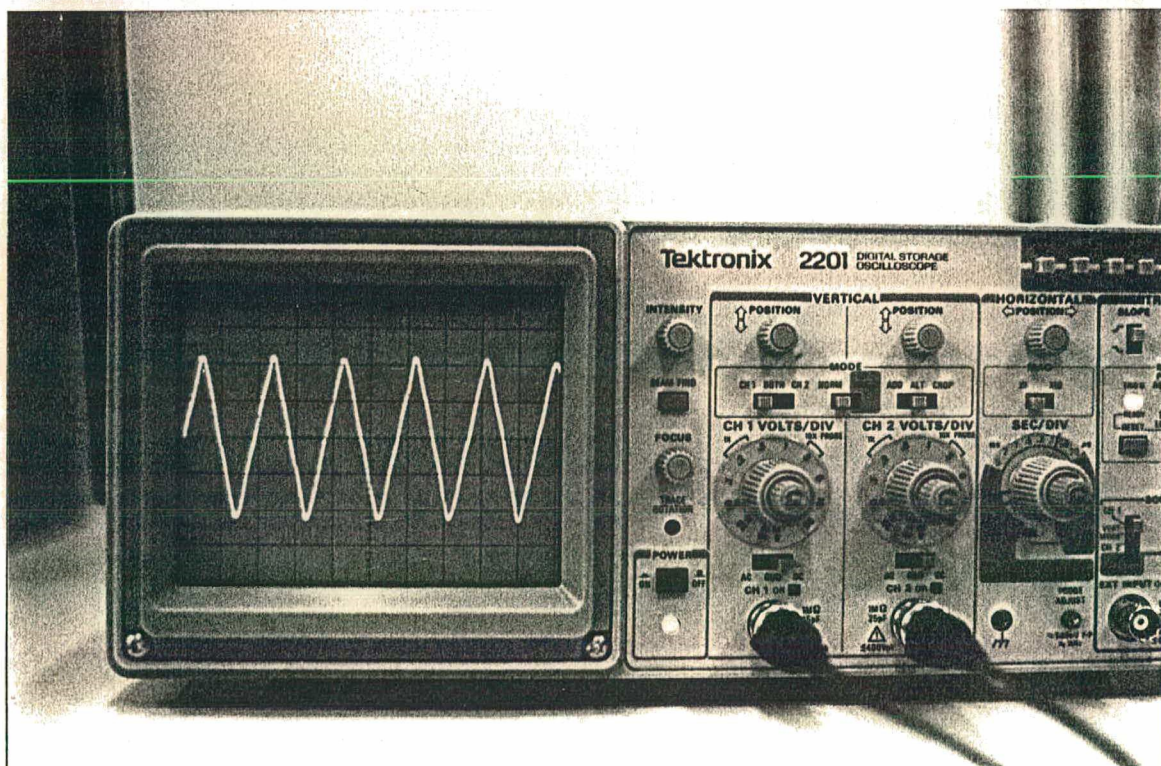


Foto 5 - Sinal Triangular na Saída do Filtro
Escala Vertical: 2 V/div (10X Probe) Escala Horizontal: 50 mS/div

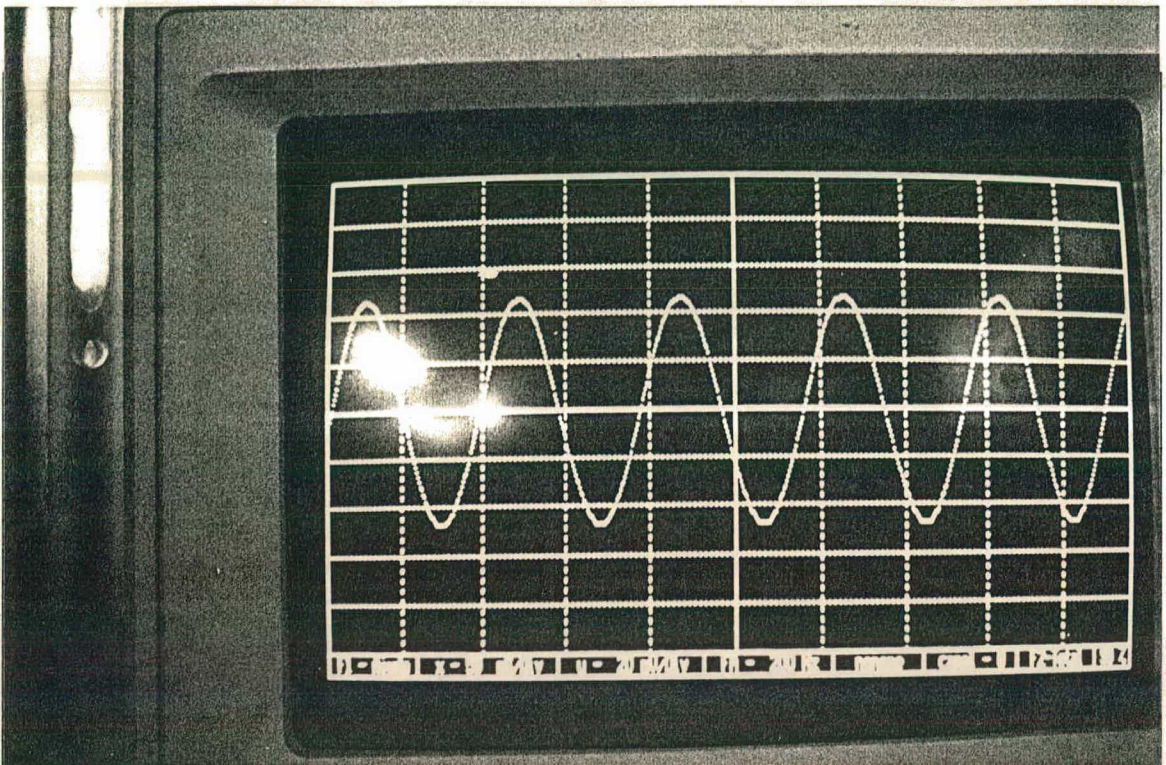


Foto 6 - Sinal Senoidal na Tela do Polígrafo Computadorizado
Escala Vertical: 20 mV/div Escala Horizontal: 50 mS/div

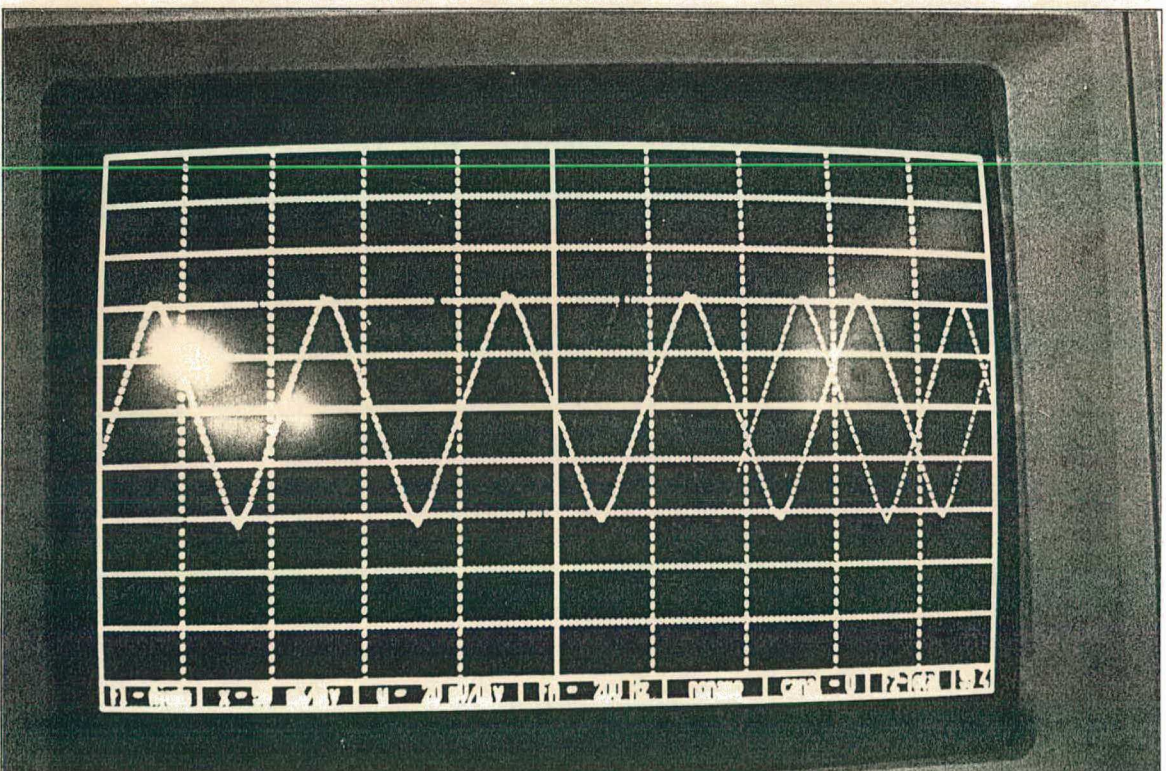


Foto 7 - Sinal Triangular na Tela do Polígrafo Computadorizado
Escala Vertical: 20 mV/div Escala Horizontal: 50 mS/div

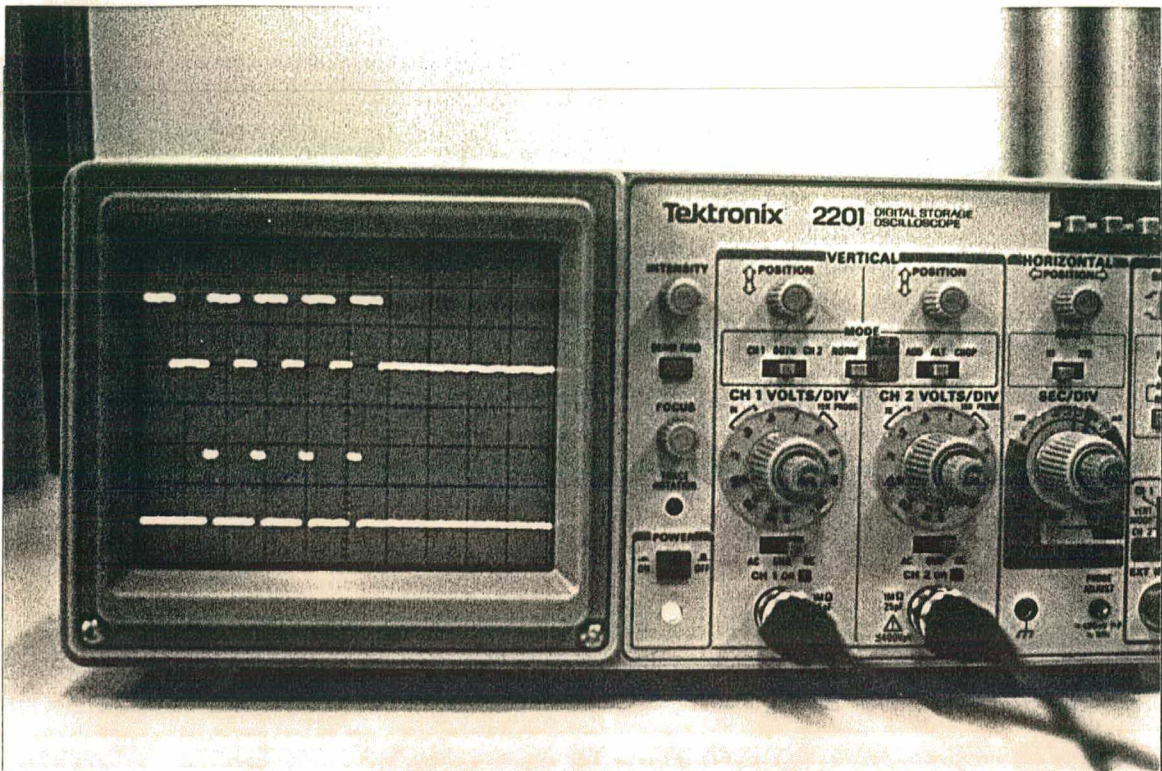


Foto 8A - Sinal de Controle de Leitura/-Conversão do ADS
 Foto 8B - Sinal de Controle de Leitura MSB/-LSB do ADS
 Escala Vertical: 2 V/div (10X Probe) Escala Horizontal: 0,1 mS/div

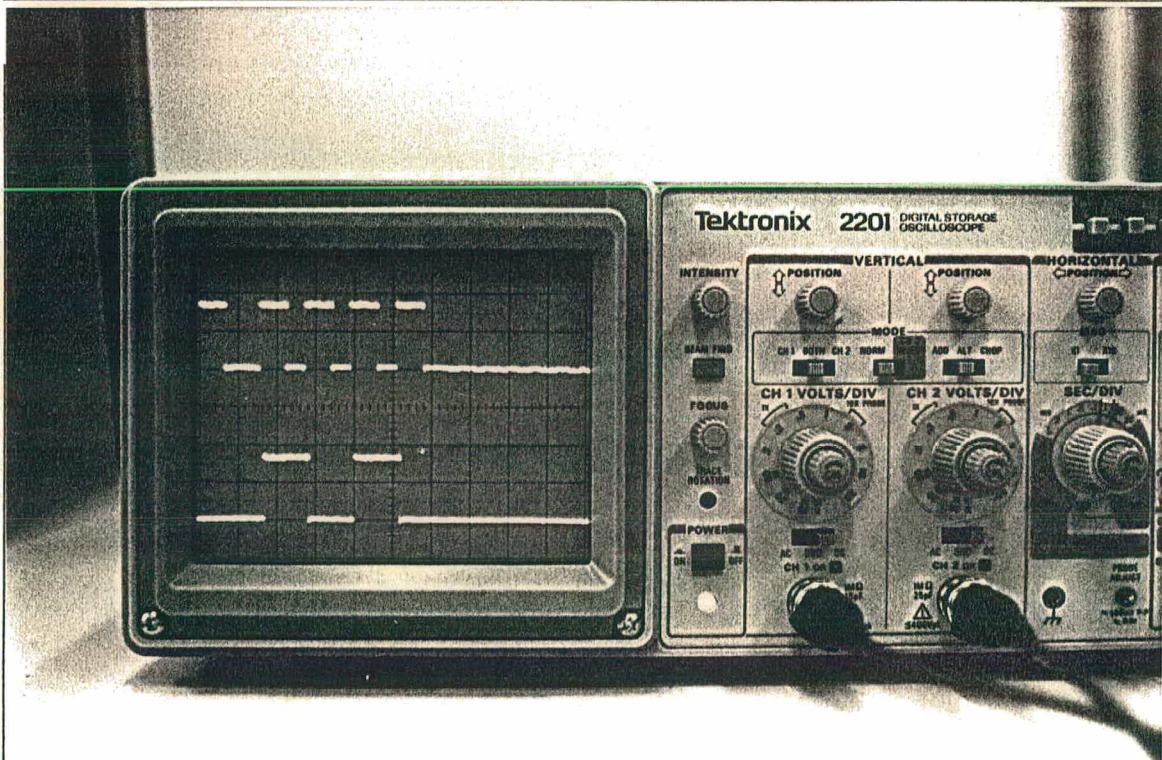


Foto 9A - Sinal de Controle de Leitura/-Conversão do ADS
 Foto 9B - Sinal A0 de Controle do Multiplexador (chaveando 4 canais)
 Escala Vertical: 2 V/div (10X Probe) Escala Horizontal: 0,1 mS/div

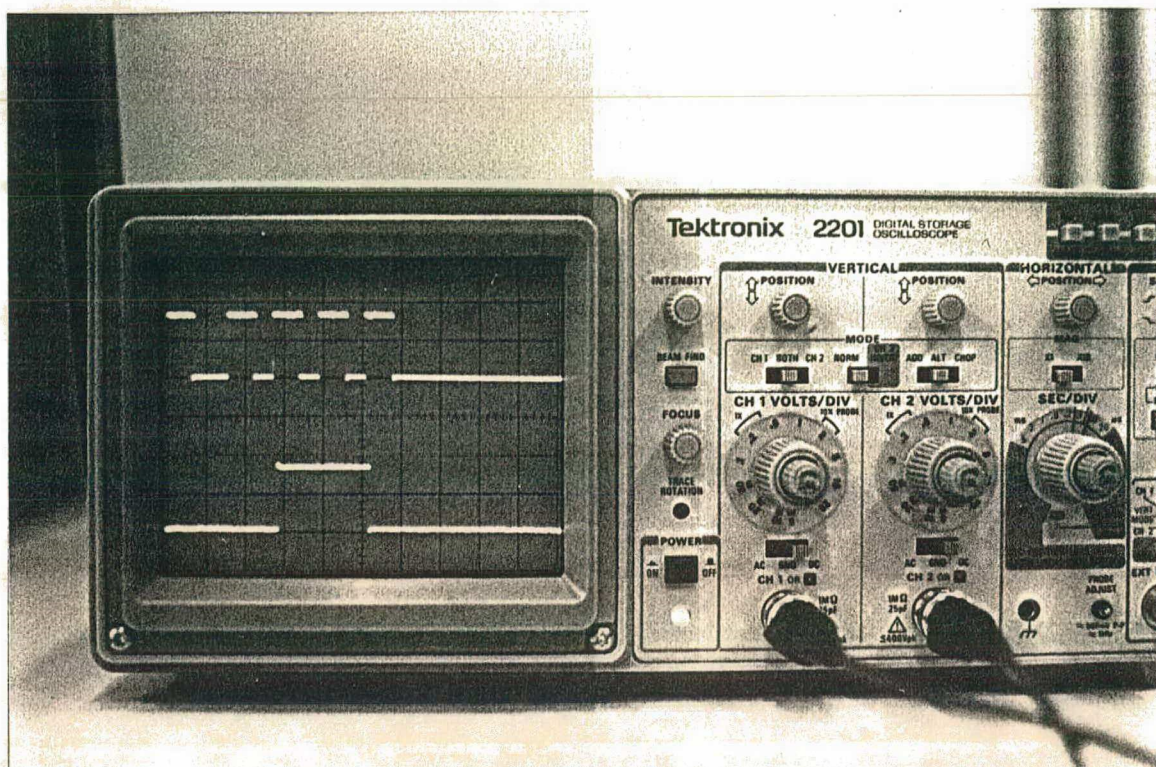


Foto 10A - Sinal de Controle de Leitura/-Conversão do ADS
 Foto 10B - Sinal A1 de Controle do Multiplexador (chaveando 4 canais)
 Escala Vertical: 2 V/div (10X Probe) Escala Horizontal: 0,1 mS/div

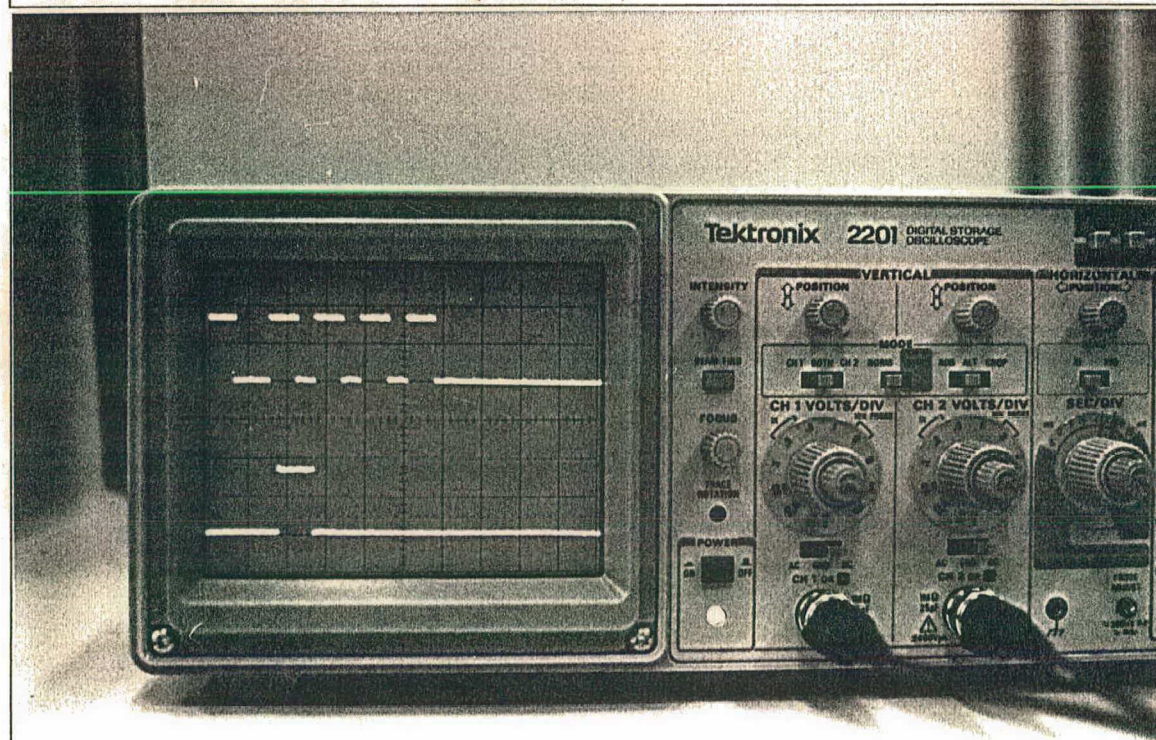


Foto 11A - Sinal de Controle de Leitura/-Conversão do ADS
 Foto 11B - Sinal A0 de Controle do Amplificador Programável (ganho de 10X)
 Escala Vertical: 2 V/div (10X Probe) Escala Horizontal: 0,1 mS/div

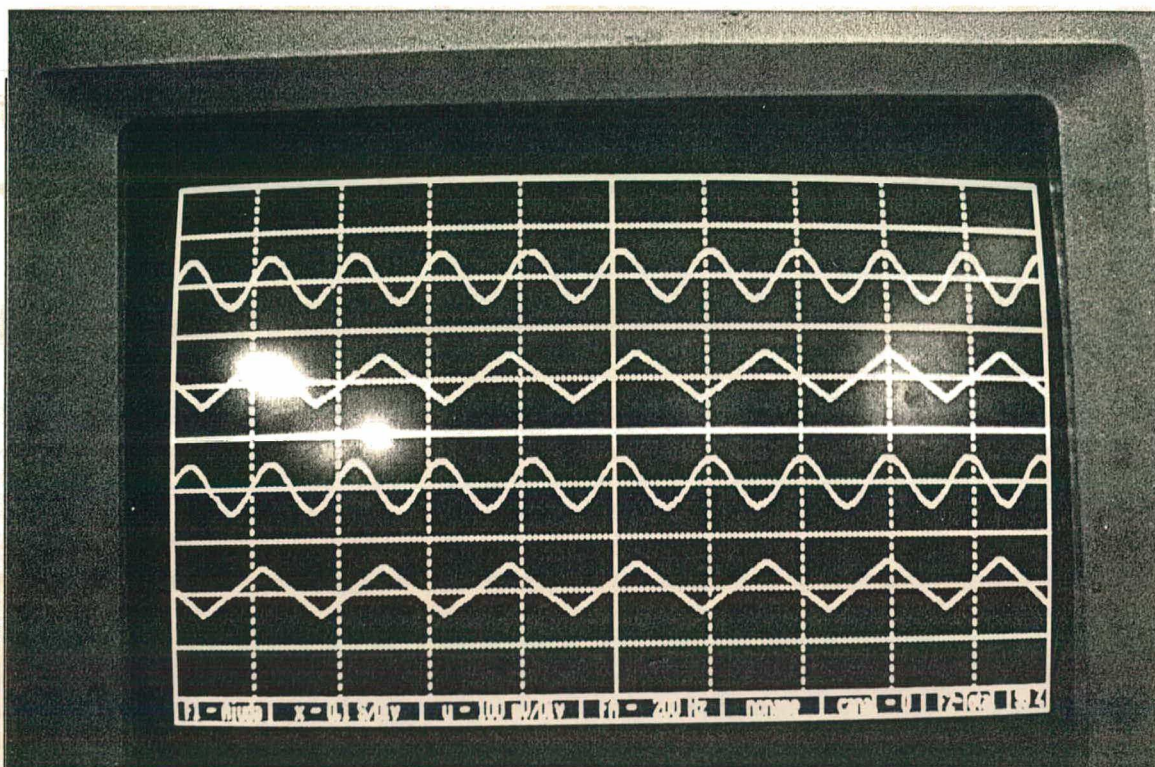


Foto 12 - Tela do Polígrafo Computadorizado Mostrando a Aquisição de quatro Sinais
Escala Vertical: 20 mV/div Escala Horizontal: 50 mS/div

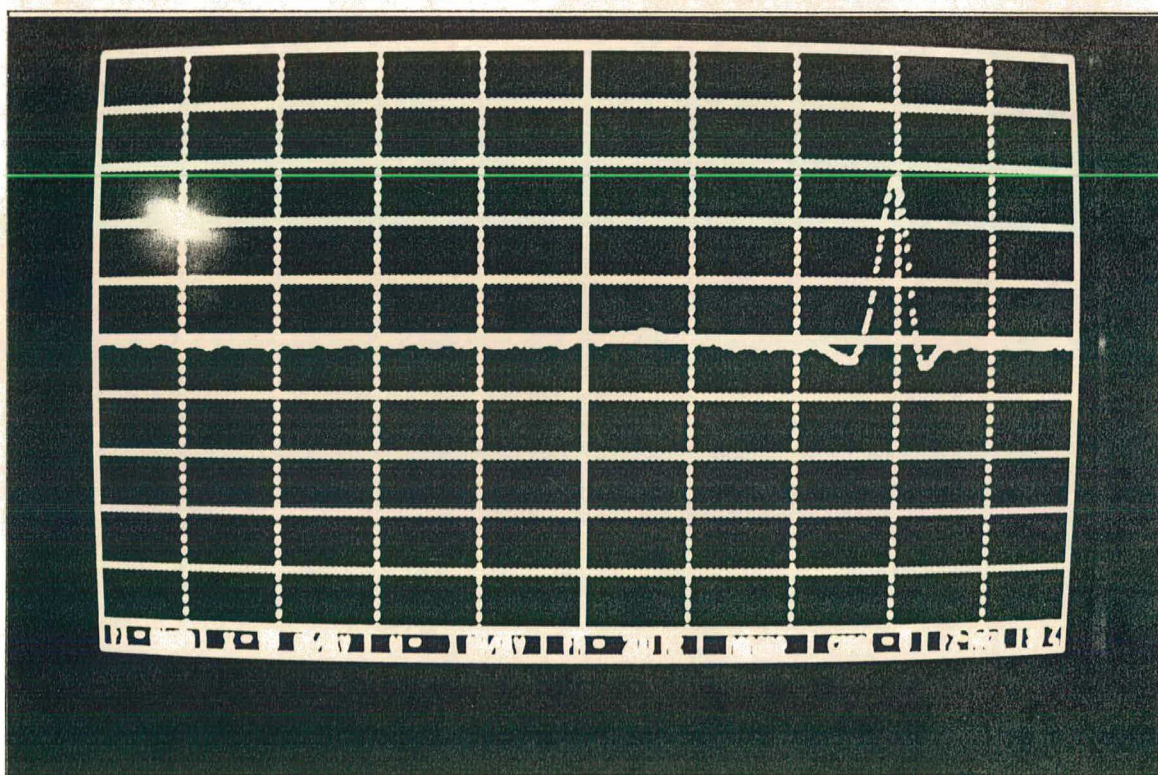


Foto 13 - Tela do Polígrafo Computadorizado Mostrando a Aquisição de um Sinal de ECG
Escala Vertical: 1 mV/div Escala Horizontal: 50 mS/div

A fotografia 1 mostra o protótipo implementado de forma a possibilitar a realização de alguns testes. Nesta fotografia vê-se alguns componentes descritos no capítulo anterior. Entre estes componentes pode-se observar as memórias RAM e EPROM, os "buffers" e "latches" e o microprocessador, que são os principais componentes da etapa digital de controle, bem como o amplificador isolador e sua fonte, o filtro passa baixa, o multiplexador, o amplificador de ganho programável e o conversor A/D com S/H (ADS) que constituem a cadeia de aquisição propriamente dita.

Este protótipo possui as seguintes características técnicas:

- escalas ajustáveis "on-line";
- escalas verticais: 10, 20, 50, 100, 200, 500 $\mu\text{v}/\text{div}$,
1, 2, 5, 10, 20, 50, e 100 mv/div ;
- escalas horizontais: 1, 2, 5, 10, 20, 50 ms/div ,
0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10 s/div ;
- possibilidade de visualização de um único canal na tela ou de todos os canais;
- frequência de amostragem programável por software (máx = 10 khz);
- ganho programável por software:
 - 1, 10, 100 e 1000 para sinais no MUX,
 - 100, 1000, 10000, 100000 para sinais no AI;
- filtro de nível dc programável por software;
- taxa máxima de aquisição para visualização em tempo real:
 - limitada a 1,44 KHz em função da máx. taxa de transmissão da serial 8031;
- número de canais - 8;
- tensão de isolamento - 5 kv - 10 seg.;
- frequência de operação dc* - 5khz;
 - * erro alto em dc
- erro com ai e filtro - 3,3 %
- erro a partir do amux - 0,3 %

As fotografias 2 e 3 mostram sinais testes que foram injetadas no sistema, uma onda senoidal e uma onda triangular, ambas de 100 mV de amplitude e 10 Hz de frequência. Os mesmos sinais podem ser observados após passarem pelo amplificador isolador, com ganho 100, e pelo filtro passa baixas por observar-se as fotografias 4 e 5. Nestas, é perceptível uma pequena atenuação na amplitude da onda triangular devido a filtragem das componentes de alta frequência. Por fim estes sinais podem ser vistos na tela do polígrafo computadorizado, durando a aquisição, através das fotos 6 e 7. Nestas observa-se uma boa reprodução dos sinais injetados, sendo a única deformação visível a que ocorre na onda triangular, pelo motivo já exposto.

Na seqüência de fotos 8, 9, 10, 11, tem-se uma série de sinais de controle para uma aquisição de quatro canais sendo seus ganhos programado para 1 a exceção do segundo canal com ganho 10. Na parte superior de todas as fotos aparece o sinal de controle de Leitura/Conversão do ADS (conversor A/D com S/H interno) como referência para os outros sinais, sendo que quando este sinal passa para o nível baixo inicia-se o processo de conversão e ao mudar para o nível alto pode ser lido o sinal convertido. Na foto 8, o sinal inferior indica que o Byte mais significativo da palavra de 12 bits será lido primeiro, pois assim que os dados ficam disponíveis para leitura este nível sobe, retornando ao patamar baixo a tempo de se ler a parte restante dos dados. Nas fotos 9 e 10 tem-se como sinais na parte inferior da tela, os sinais de controle do multiplexador, A0 e A1 respectivamente. Vê-se que estes sinais são comutados durante o processo de leitura do canal anterior para estabilização do componente. Já como sinal inferior da foto 11 tem-se o sinal A0 de controle de ganho do amplificador programável. O canal 2 foi programado com ganho 10, portanto durante a leitura do canal 1 o ganho do amplificador é programado de forma a permitir sua estabilização até o início da conversão do canal 2.

Obteve-se a fotografia 12 quando da aquisição de sinais em quatro canais. Esta mostra os sinais simultaneamente, durante a aquisição dos mesmos, na tela do polígrafo computadorizado, justificando sua denominação

Por fim tem-se na fotografia 13 a visualização da aquisição de um eletrocardiograma.

Os resultados obtidos, e aqui apresentados, mostra que o sistema desenvolvido pode vir a ser um produto comercial.

5.2. ESTIMAÇÃO DOS ERROS

O cálculo do erro da cadeia de aquisição dos sinais é realizado a partir da equação dos mínimos quadrados, conforme a equação 3, onde o erro total é a raiz quadrada da soma do quadrado do erro de cada elemento da cadeia de aquisição. [9]

$$E = \sqrt{E1^2 + E2^2 + \dots + En^2} \quad (3)$$

O cálculo do erro de cada componente é calculado pormenorizadamente no apêndice, sendo transcrito na tabela 1 a fim de calcular o erro total.

O resultado final é apresentado de duas formas: uma inclui o amplificador de isolamento e filtro, caso em que se está captando potenciais bioelétricos; e um para sinais obtidos através de transdutor. Deve ser observado também que os erros que podem ser corrigidos foram zerados, bem como não foram considerados os erros causados pela interface eletrodo/tecido biológico no paciente.

RESULTADOS

COMPONENTE	ERRO
AMPLIFICADOR ISOLADOR (AI)	3,10 %
FILTRO	0,20 %
MULTIPLEX	0,01 %
AMPL. GANHO PROGRAMÁVEL	0,11 %
CONVERSOR A / D	0,32 %
ERRO TOTAL COM AI	3,13 %
ERRO TOTAL SEM AI	0,33%

Tabela 1 - Erros

Analisando-se o erro vê-se que o mesmo é desprezável tratando-se de sinais biomédicos, onde a precisão, para aplicações de rotina, não tem a mesma conotação dada em tecnologia. Isto

é explicável, pelo fato de, na maioria dos casos a detecção de uma tendência é mais importante que um valor absoluto, que varia de indivíduo para indivíduo, pois o espalhamento biológico de variáveis fisiológicas consideradas normais é de 30 a 50%.

6. CONCLUSÃO

Este trabalho propôs o desenvolvimento de um polígrafo computadorizado com a finalidade de adquirir, armazenar e monitorar sinais biomédicos usando um microcomputador pessoal tipo IBM-PC ou compatível. Esta implementação propõe utilizar a filosofia de instrumentação virtual de forma a facilitar sua utilização.

Foi também colocado como objetivo deste trabalho fazer uma pesquisa sobre várias formas possíveis de implementação deste instrumento e da aquisição de sinais biológicos, de forma a facilitar futuros projetos que venham a ser desenvolvidos no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFSC.

Para se atingir este último objetivo, realizou-se uma pesquisa sobre várias formas de implementação do polígrafo computadorizado. O conteúdo pesquisado também é útil para aqueles que desejam saber mais sobre os problemas que se encontram na aquisição de sinais biológicos.

Observando-se o objetivo inicial deste trabalho, conseguiu-se obter um polígrafo computadorizado para obtenção de sinais biomédicos. Esta etapa foi alcançada pelo projeto e desenvolvimento de uma etapa de "hardware" e outra de "software" que compõem o sistema. Este sistema será de grande utilidade para o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, não apenas pela sua utilização, mas pelo domínio das técnicas de aquisição digital de sinais.

Por fim é importante salientar que a partir deste trabalho uma série de projetos pode ser almeçados. Abaixo estão listadas algumas destas possibilidades.

- tornar este um produto comercial, através de estudo ergonômico e design industrial;
- utilizar um microcontrolador mais evoluído tecnologicamente, 80196 por exemplo;
- preparar "softwares" personalizados para cada tipo de sinal biomédico;
- compactar os dados visando a otimização dos meios de transmissão e armazenamento;
- modificar a cadeia de aquisição, com a incorporação de filtragem controlada por "software";
- fazer a isolação galvânica apenas na etapa digital, com o objetivo de baixar os custos;
- adaptar o sistema para armazenar os dados digitais em fitas de video.

7. REVISÃO BIBLIOGRAFICA

- [1] HOFF, H. E., GUEDES L. A. *Graphic Record Before Carl Ludwig: An Historical Summary.* Arquivos Internacionais d'Histoire des Sciences, Paris, (?), 3-22, 1959.
- [2] HOFF, H. E., GUEDES L. A. *The Beginnings of Graphics Recording.* ISIS, 53(173):287-323, 1962.
- [3] HOFF, H. E., GUEDES L. A. *The Technological Background of Physiological Discovery: Ballistics and the Graphic Method.* Jornal of the History of Medicine and Allied Sciences, 15(4):345-363, 1960.
- [4] HOFF, H. E., GUEDES L. A. *Graphic Registration before Ludwig; The Antecedents of the Kymograph.* ISIS, 50(159):5-21, 1959.
- [5] HOWELL, J. D. *Early Perceptions of the Electrocardiogram: From Arrhythmia to Infartation.* Bull. Hist. Med., 58:83-98, 1984.
- [6] STRONG, PETER. Biophysical Measurements. cap: 15-20, Tectronix inc, 1970.
- [7] ZANCHIN, C.I., LIMA, W.C. de, REICHERT, F. *Amplificadores de aislación galvánica para equipos biomédicos.* VI Congreso Argentino de Bioingeniería, Tucuman, Argentina, 13-15 octubre, 1988, Anales pp: 39.
- [8] *Isolation Products.* BURR-BROWN integrated circuits data book, (33) 4:1-5
- [9] GARRET, P. H. Analog I/O Design Acquisition: Conversion: Recovery. Reston Publishing Company Inc, 1981.

- [10] RABINER, L.R., SCHAFER, R.W. Digital Processing of Speech Signals. Bell Laboratories Inc., 1978.
- [11] LEIBSON S. H. *Data-Acquisition System Design Demands Attention to Details*. EDN, 156-164, 18/06/1991
- [12] LIMA, W. C., ZANCHIN, C. I., GRISARD, N. *Sistema integrado de monitorização do trabalho de parto*. 5o. Seminário PADCT, 4o. Congresso de Automação - CONAI - São Paulo, 23-27 julho 1990.
- [13] FERNANDES, A. L., Lima, W. Celso de, Zanchin, C. I., Savi, H. *Memória secundária de baixo custo para PC*. Congresso Brasileiro de Informática Médica, Gramado, RS, 7-11 outubro 1990.
- [14] RODRIGUES, C. A., ZANCHIN, C. I., LIMA, W. C. de. *Gravador digital de instrumentação para sinais biológicos*. XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Ribeirão Preto, SP, 7-11 outubro 1990. *Revista Brasileira de Engenharia*, 7(1): 331-337.
- [15] RODRIGUES, C. A., ZANCHIN, C. I., LIMA, W. C. de. *Registrador multicanal de sinais biológicos utilizando VCR*. I Congresso Brasileiro de Instrumentação e Sistemas de Automação, São Paulo, maio 1991.
- [16] LIMA, W. C., RODRIGUES, C. A., ZANCHIN, C. I., AZEVEDO, F. M., BARRETO, J. M. *Um gravador digital para sinais biológicos*. V Congreso Latinoamericano de Control Automatico, La Habana, Cuba - 17 - 22 febrero 1992, *Anales Volumen 1*, pp: 121-124.

- [17] ARDIGO, J. D., LIMA, W. C. de, GOMEZ, R. V., ARRUDA, E. N., BAUER, M. R, SILVA, A. L. *Equipamento de biofeedback para terapia de náuseas e vômitos. I Congreso Argentino Conjunto de Bioingeniería y Física Médica - VIII Congreso Argentino de Bioingeniería*, Entre Rios, Argentina, 30 septiembre - 3 octubre 1992.
- [18] ARDIGO, J. D., LIMA, W. C. de, ARRUDA, E. N., BAUER, M. R, SILVA, A. L.. *Instrumentação de biofeedback para modificar funções fisiológicas. XIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Caxambu, MG, 20 - 24 novembro 1992.
- [19] NIEVOLA, J.C., LIMA, W.C de, BARRETO, J.M. *Qualitative simulation in an ICAI. IASTED International Conference - Applied Simulation and Modelling*, Santa Barbara, Califórnia, USA, november 13-15, 1989.
- [20] CARDENAS, A.A., LIMA, W.C. de, BARRETO, J.M., ZANCHIN, C.I. *Software para identificación de sistemas biológicos. III Simpósio Internacional de Ingeniería Biomedica*, Madrid, Espana, 7-9 octubre 1987, Anales pp: 647-650.
- [21] FERNANDES M., ROSELL, J., ARENY, P. A.. *Sistema de Amplificación Multicanal - aplicación a señales bioeléctricas. MUNDO ELECTRÓNICO*, 216:75-80, 4/1991
- [22] BLANC, D. E., DUODERO, G. L., GROSSE, C. A., PROFESSI, J. E. *Memoriscópio - Osciloscopio Digital Controlado por Computadora. REV. TELEGRAFICA - ELECTRONICA*, 75(885):910-929, 6/1987
- [23] DOTSINSKY, I. A., CHRISTOV I. I., DASKALOV I. K. *Multichannel DC Amplifier for a Microprocessor Electroencephalograph, MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING*, 5/1991.

- [24] PALLAS-ARENY, R., COLOMINAS J., ROSELL, J. *An improved Buffer for Bioelectric Signals*. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 36(4):490-493, 4/1989.
- [25] BANKMAN, I. N., GATH, I. *Chebyshev Filter Bank for Estimation of Frequency Band Powers in EEG*. MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING, 1/1991.
- [26] LIMA, M.A.D., GIANNELLA-NETO, A., SCHLINDWEIN, F. S. *Sistema de Aquisição de Sinais Biológicos Utilizando Técnicas Especiais de Isolação*. I FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, 131-133, 1992.
- [27] METTING VAN RIJN, A. C., PEPPER, A., GRIMBERGEN C. A. *High-Quality Recording of Bioelectric Events. Part 1 - Interference Reduction, Theory and Practice*. MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING, 9/1990.
- [28] PALLAS-ARENY, R. *Interference-Rejection Characteristics of Biopotential Amplifiers: A Comparative Analysis*. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 35(11):953-959, 11/1988
- [29] SANTORI, M. *An instrument that isn't really*. IEEE SPECTRUM, 8:36-39, 1990
- [30] FITZGERALD, K. *Instrumentation*. IEEE SPECTRUM, 26(1):47-49, 1988.
- [31] LÜCKE, A. H. H. *Computadores Pessoais para Automação de Laboratórios*. UFSC, 106-118, 1990.
- [32] SIMINI, F. *Proyecto de Equipos Biomedicos con Microprocesadores*. REVISTA BRASILEIRA DE ENGENHARIA, 3(2):5-16, 1986.

- [33] NADAL, J, PEREIRA, W. C. A., SCHLINDWEIN, F. S. *Recursos Úteis para o Desenvolvimento de Microcomputadores para Processamento de Sinais em Tempo Real*. REVISTA BRASILEIRA DE ENGENHARIA 4(2):137-14, 1987.
- [34] KLIMOV, V. M., MIKERIV, V. I., SAPOSHNIKOV, N. P., SITNIKOV, S. I. *Dual-Processor Data-Aquisition System Based on Personal Computer and Single-Board Microcomputer*. Plenum Publishing Corporation, 97-99, 1990
- [35] MORRISON, S. B., GIBSON, J. R., HOLMES, R. *A High Speed Data Acquisition System with a Dual Port RAM Microprocessor Interface*. Microprocessors & Microsystems, 15(3):155-159, 1991.
- [36] T. MARKIEWICZ, Y. LU., GRESS, J., KOCHOCKI, J., POIRIER, J. *A Multiprocessor controlled Data Acquisition System*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A307: 425-429, 1991
- [37] VAZ, F., SILVA, A. M., OLIVEIRA, P. G., TOMÉ, A. M. *Análise de EEG Assistida por um Computador num Ambiente de Neurofisiologia Clínica*. REVISTA BRASILEIRA DE ENGENHARIA, 6(2):401-409, 1989
- [38] SCHLINDWEIN, F. S., EVANS, D. H. *Processadores de Sinais Digitais - Descrição de um Laboratório de Processamento Digital de Sinais Equipado com DSPs para Aplicações em Engenharia Biomédica*. REVISTA BRASILEIRA DE ENGENHARIA, 7(1):79-84, 1990.
- [39] DOS SANTOS, P. C. F. *Interface Paralela*, PC Magazine Brasil, 136-140, 28/11/93
- [40] DOS SANTOS, P. C. F., SALVATO, C. E. R., SILVA, R. S. *EISA*. PC Magazine Brasil, 33-54, Agosto DE 1992.

APÊNDICE

CÁLCULO DOS ERROS DE CADA ETAPA DA CADEIA DE AQUISIÇÃO

A análise dos erros foi realizada prevendo-se sempre o pior caso, como por exemplo em alguns casos opta-se pelo EEG como sinal de entrada, que é pequeno em amplitude.

Como base para o cálculo do erro utilizou-se o manual do fabricante, o livro "Analog I/O Design Acquisition: Conversion: Recovery" [9] e a dissertação de mestrado (a ser defendida no GPEB - UFSC em agosto de 1994) "PROCAD - Programa de Cálculo de Erro em Aquisição Digital de Sinais", de Julio da Silva Dias.

ERROS DO AMPLIFICADOR ISOLADOR 3652 MG.

(BURR-BROW CORPORATION)

Características:

Ganho = $G = 100$ ($R_{G1} = R_{G2} = 5 \text{ K}\Omega$, metalfilm, 0,1 % de tolerância)

Desbalanceamento dos resistores $\Rightarrow \Delta R = 2 \cdot 0,0001 \cdot 5000 = 10 \Omega$

$Z_{\text{out}} = 90\Omega + 30\Omega$

$Z_{\text{in}} = 10^{11} \Omega$

$V_{\text{in}} = 0$ a $300 \mu\text{V}$ sinal de EEG

$V_{\text{out}} = 30 \text{ mV}$

$\Delta T = 40 \text{ }^\circ\text{C}$ (5 a $45 \text{ }^\circ\text{C}$)

A) Erro de ganho:

Do manual: $E \% = 1,5 \%$

B) Erro de linearidade do ganho:

Do manual, $E \% = 0,05 \%$

C) Erro de coeficiente de temperatura (CT) de ganho.

Do manual, $CT = 300 \text{ ppm} / ^\circ\text{C}$

Em percentagem:

$$E \% = 100 \cdot CT \cdot \Delta T / 1.10^6 \quad (\text{A1})$$

$$E \% = 100 \cdot 40 \cdot (300 / 1.000.000) = \underline{1,2 \%$$

Os resistores de ganho são de 0,1 % com um CT de aproximadamente 80 ppm / °C, logo

$$E \% = 100 \cdot 40 \cdot (80 / 1.000.000) = \underline{0,32 \%$$
 para cada resistor.

D) Erro de tensão de offset (V_{OS}).

O manual apresenta duas tensões de offset, uma de entrada e outra de saída.

$$V_{OS \text{ in}} = 5 \text{ mV}; \quad V_{OS \text{ out}} = 25 \text{ mV}$$

$$\text{Considerando:} \quad V_{\text{out max}} = V_{fs} = 30 \text{ mV}; \text{ e } G = 100$$

$$E_{\text{in}} \% = 100 \cdot (G \cdot V_{OS \text{ in}}) / V_{fs}; \quad (\text{A2})$$

$$E_{\text{in}} \% = 100 \cdot (100 \cdot 5 \cdot 10^{-3}) / 30 \cdot 10^{-3} = 1.666,66 \%$$

$$E_{\text{out}} \% = 100 \cdot (V_{OS \text{ out}}) / V_{fs}; \quad (\text{A3})$$

$$E_{\text{out}} \% = 100 \cdot (25 \cdot 10^{-3}) / 30 \cdot 10^{-3} = 83,33 \%$$

Este erro não será computado, pois há uma compensação por software que calcula o valor médio do sinal e o subtrai do sinal original.

E) Erro de CT de V_{OS} .

Do manual:

$$CT(V_{OS\ in}) = 50\ \mu V / ^\circ C; \text{ e } CT(V_{OS\ out}) = 900\ \mu V / ^\circ C;$$

$$E\ \% = 100 \cdot \Delta T \cdot (G \cdot CT(V_{OS\ in}) + CT(V_{OS\ out})) / V_{fs}; \quad (A4)$$

$$E\ \% = 100 \cdot 40 \cdot (100 \cdot 50 \cdot 10^{-6} + 900 \cdot 10^{-6}) / 30 \cdot 10^{-3} = 786,66\ \%$$

Isto leva a concluir que a variação da T° deve ser mínima. Supondo-se uma variação de $0,1\ ^\circ C$, ou seja um ambiente controlado:

$$E\ \% = 100 \cdot 1 \cdot (100 \cdot 50 \cdot 10^{-6} + 900 \cdot 10^{-6}) / 30 \cdot 10^{-3} = 1,96\ \%$$

Este erro também não será computado devido a correção por software.

F) Erro de CT de I_{OS} e I_b .

CT de I_b e de I_{OS} dobram para cada $10\ ^\circ C$, o que significa que se pode ter até $40\ pA$ na T° de $45\ ^\circ C$, se, a $25\ ^\circ$, tem-se $10\ pA$.

$$E\ \% = 100 \cdot G \cdot (I \cdot \Delta R) / V_{fs}; \quad (A5)$$

$$E\ \% = 100 \cdot 100 \cdot (40 \cdot 10^{-12} \cdot 10) / 30 \cdot 10^{-3} = 0,00013\ \% \quad \Rightarrow \quad \text{para } I_{OS}$$

$$E\ \% = 0,00013\ \% \quad \Rightarrow \quad \text{para } I_b$$

G) Erro de CMRR e IMRR.

Do manual:

CMRR = 80 dB (= 10000), para 60 Hz desbalanceado (5K Ω).

IMRR = 130 dB (= 3162277), para 60 Hz

Supondo um sinal de modo comum de 0,01 V_{ef}

$$E \% \text{ CMRR} = 100 \cdot G \cdot (V_{ef} / \text{CMRR}) / V_{fs}; \quad (\text{A6})$$

$$E \% \text{ CMRR} = 100 \cdot 100 \cdot (0,01 / 10000) / 30 \cdot 10^{-3} = 0,33 \%$$

Isto significa que o sinal de modo comum aos eletrodos deve ser o menor possível, por exemplo 0,01 V_{ef}. Isto exige cuidados especiais, como ausência de reatores ou indutores em geral próximo ao local de medida.

H) Erro de variação da fonte de alimentação.

H.1.) V_{os} .

Do manual:

$$\Delta V_{os \text{ in}} = 100 \mu\text{V} / \text{V}; \quad \Delta V_{os \text{ out}} = 500 \mu\text{V} / \text{V}.$$

O manual do C.I. 722 (fonte de tensão isolada - Burr Brown Corporation) informa que o "ripple" de saída típico (para I_{out} = 3 mA) é 15 mV. Este C.I. alimenta o estágio de entrada do amplificador. O estágio de saída é alimentado por dois C.I. s , 7812 e 7912, que são reguladores de tensão comerciais para +-12 V (no esquema aparece 15 V , mas a implementação é com 12 V). A variação destes últimos chega a 1%, ou seja, 0,12 V para cada C.I. Portanto pode-se aproximar o erro devido a variação nas fontes de alimentação do amplificador para:

$$E \% = 100 \cdot \Delta T \cdot (G \cdot \Delta V_{os \text{ in}} \cdot V_{\text{ripple -fonte}} + \Delta V_{os \text{ out}} \cdot \Delta V_{\text{fonte}}) / V_{fs}; \quad (A7)$$

$$E \% = 100 \cdot ((100 \cdot 100 \cdot 10^{-6} \cdot 15 \cdot 10^{-3} + 500 \cdot 10^{-6} \cdot 0,24 \text{ V}) / 30 \cdot 10^{-3}) = 0,9 \%$$

Este erro não será computado devido à correção por software.

H.2.) I_{os} e I_b.

O manual apresenta que ambas as correntes variam em torno de 1 pA / V .

$$E \% = 100 \cdot G \cdot (I \cdot \Delta R \cdot V_{\text{ripple -fonte}}) / V_{fs}; \quad (A8)$$

$$E \% = 100 \cdot 100 (1 \cdot 10^{-12} \cdot 10 \Omega \cdot 15 \cdot 10^{-3}) / 30 \cdot 10^{-3} = 0,00000005 \% \quad \text{para } I_b$$

$$E \% = 0,00000005 \% \quad \text{para } I_{os}$$

Este erro também não será computado, devido à correção por software.

I) Erro devido ao tempo de uso (envelhecimento).

Calculo do erro para o uso em um ano (aproximadamente 2.000 horas).

I.1.) Ganho .

O manual apresenta um erro de 0,05 % / 1.000 horas, logo,

$$E \% = \underline{0,1 \%}$$

I.2.) V_{os}

O manual apresenta uma variação de 100 μV / 1.000 horas para a entrada e 1mV / 1.000 horas para a saída.

$$E \% = 100 \cdot (200\mu\text{V} \cdot 100 + 2 \text{ mV}) / 30 \text{ mV} = 73,33 \%$$

Este erro não será computado no erro final porque existe uma compensação por software para eliminá-lo.

J) Erro de "settling time".

O tempo entre duas conversões sucessivas é muito superior à 400 μseg , tempo que o manual apresenta para o sinal acomodar-se com um erro inferior à 0,01 %, logo,

$$E \% = \underline{0,01 \%}$$

K) Erro de ruído.

O manual apresenta duas tabelas de ruído, uma para entrada e outra para saída.

O ruído total é obtido da equação $V_n^2(\text{RTO}) = (V_{n \text{ input}} \cdot G)^2 + V_{n \text{ output}}^2$

$$V_n^2 = \int_{f_a}^{f_b} G_e df \quad (\text{A9})$$

onde G_e = densidade espectral de potência

$$G_e = K_1^2 + K_2^2 / f \quad (\text{A10})$$

Faixa	Input
0,05 Hz à 100 Hz	8 μV pp
10 Hz à 10 KHz	5 μV ef

$$\int_{10}^{10000} K_1^2 df = (5 \cdot 10^{-6})^2 \longrightarrow K_1^2 = \frac{(5 \cdot 10^{-6})^2}{10^4 - 10} = 2,5 \cdot 10^{-15} V^2/Hz$$

$$\int_{0,05}^{100} \frac{k_2^2}{f} df = \left(\frac{8 \cdot 10^{-6}}{6,5} \right)^2 \longrightarrow k_2^2 = \frac{\left(\frac{8 \cdot 10^{-6}}{6,5} \right)^2}{\ln\left(\frac{100}{0,05}\right)} = 2 \cdot 10^{-13} \frac{V^2}{Hz}$$

O valor 6,5 é a conversão de V_{pp} para V_{ef} , segundo a curva gaussiana de 99 %.

O manual informa que a frequência de OdB é 15 KHz, portanto considerando-se que esta é a frequência de interesse para o cálculo do ruído.

$$V_{nim}^2 = \int_{0,05}^{15KHz} \left(K_1^2 + \frac{K_2^2}{f} \right) df = 2,5 \cdot 10^{-15} \cdot (15KHz - 0,05Hz) + 2 \cdot 10^{-13} (\ln(15KHz/0,05Hz)) = 4 \cdot 10^{-11} V^2$$

Veja-se agora o ruído na saída.

Faixa	output
0,05 a 100 Hz	50 μ V _{pp}
10 a 1 KHz	65 μ V _{ef}

$$\int_{10}^{1000} K_1^2 df = (65 \cdot 10^{-6})^2 \longrightarrow K_1^2 = \frac{(65 \cdot 10^{-6})^2}{10^3 - 10} = 4,26 \cdot 10^{-12} \frac{V^2}{Hz}$$

$$\int_{0,05}^{100} \frac{K_2^2}{f} df = \left(\frac{50 \cdot 10^{-6}}{6,5} \right)^2 \longrightarrow K_2^2 = \frac{\left(\frac{50 \cdot 10^{-6}}{6,5} \right)^2}{\ln(100/0,05)} = 7,78 \cdot 10^{-12} \frac{V^2}{Hz}$$

logo,

$$V_{noul}^2 = \int_{0,05}^{15KHz} \left(K_1^2 + \frac{K_2^2}{f} \right) df = 4,26 \cdot 10^{-12} (15KHz - 0,05Hz) + 7,78 \cdot 10^{-12} (\ln(15KHz/0,05)) = 6,4 \cdot 10^{-8} V^2$$

$$V_{ntotal}^2 = 4 \cdot 10^{-11} (100)^2 + 6,4 \cdot 10^{-8} = 4,64 \cdot 10^{-7} V^2$$

$$V_n \text{ total (RTO)} = 0,68 \text{ mV}$$

$$E \% = 100 \cdot 0,68 \text{ mV} / 30 \text{ mV} = 2,2 \%$$

O erro total do amplificador isolador é encontrado através da raiz quadrada da soma do quadrado de todos os erros sublinhados acima, obtendo-se :

$$E \% = 3,10 \%$$

ERRO DO FILTRO UAF 41 (BURR-BROW CORPORATION).

Utilizando dados do Garret [9] pg 111, adotar-se-á erro de 0,2 % para 0,6 fc.

ERROS DO MULTIPLEX MPC 801 (BURR-BROW CORPORATION).

A) Erro de transferência :

$$E \% = 100 \cdot R_{on} / R_L; \tag{A11}$$

$$R_{on} = 500 \text{ Ohms (típ.)}$$

$$R_L = 10 \text{ G Ohms para PGA 202 (Amplif.)}$$

$$R_s = 1\Omega \text{ (desprezível)}$$

$$E \% = 100 \cdot 500\Omega / 10 \text{ G}\Omega = 0,000005 \%$$

B) Erro de "Crosstalk" :

Pela curva "crosstalk" x frequência pode-se notar que, colocando simultaneamente um sinal com frequência até 800 Hz, em todos os canais desligados, ter-se-á um erro de "crosstalk" inferior a 0,0001 % no canal de interesse. Portanto :

$$E \% = \underline{0,0001} \%$$

C) Erro de corrente de fuga

$$E \% = 100 \cdot (R_{on} \cdot I_{fuga}) / V_{fs} \quad (A12)$$

$$R_s = 1\Omega \text{ (desprezível)}; \quad R_{on} = 500\Omega; \quad I_{fuga} = 20 \text{ nA}; \quad V_{fs} = 30 \text{ mV}.$$

$$E \% = 100 \cdot (500 \Omega \cdot 20 \times 10^{-9} \text{ A}) / 30 \text{ mV} \implies \quad E \% = \underline{0,33} \%$$

D) Erro de Ganho

$$\text{Valor de manual} \implies \quad E \% < \underline{0,0003} \%$$

E) Erro de tempo de acomodação do sinal de entrada.

São necessários mais de 800ns de espera entre a aplicação do sinal na entrada do canal e sua liberação na saída para que tenha-se um erro máximo de :

$$E \% = \underline{0,01} \% \quad \text{No projeto do polígrafo o tempo é muito maior que 800 ns.}$$

F) Erro de "drift" de temperatura de R_{on} e I_{fuga} .

Pelos gráficos do manual pode-se aproximar a variação de R_{on} em $1\Omega/^\circ\text{C}$ e a variação da corrente de fuga em $1\text{nA}/^\circ\text{C}$.

F.1) Erro de transferência .

$$E \% = 100 \cdot \Delta R_{on} / R_L = 100 \cdot (1\Omega/^\circ\text{C} \cdot 40^\circ\text{C}) / 10\text{G}\Omega \quad (\text{A13})$$

$$E \% = \underline{0,0000004 \%}$$

F.2) Erro de Ifuga.

$$E \% = 100 \cdot (\Delta R_{on} \cdot I_{fuga}) / V_{fs} \quad (\text{A14})$$

$$= 100 \cdot (1\Omega/^\circ\text{C} \cdot 40^\circ\text{C} \cdot 20 \text{ nA}) / 10 \text{ V}$$

$$E \% = \underline{0,000008 \%}$$

$$E \% = 100 \cdot (R_{on} \cdot \Delta I_{fuga}) / V_{fs} = 100 \cdot (500\Omega \cdot 1\text{nA} / ^\circ\text{C} \cdot 40^\circ\text{C}) / 10 \text{ V}$$

$$E \% = \underline{0,00020 \%}$$

ERRO TOTAL DO MULTIPLEX :

Raiz quadrada da soma dos quadrados de todos os erros

$$E \text{ total } = \underline{0,01 \%}$$

**ERROS DO AMPLIFICADOR DE GANHO PROGRAMAVEL - PGA 202.
(BURR-BROW CORPORATION)**

Para análise do erro do amplificador programável o ganho será considerado como 1000, que é o pior caso.

A) Erro de ganho:

$$E \% = \underline{0,1} \% \text{ (Típ.)}$$

B) Erro de linearidade do ganho:

$$E \% = \underline{0,01} \% \text{ (Típ.)}$$

C) Erro de coeficiente de temperatura (CT) de ganho.

$$10 \text{ ppm} / \text{oC}$$

$$E \% = 100 \cdot (10 / 1.000.000 \text{ }^{\circ}\text{C}) \cdot 40 \text{ }^{\circ}\text{C} = \underline{0,04} \%$$

D) Erro de tensão de "offset".

$$V_{os} = (0,3 + 3/G) \text{ mV RTI} \quad \text{(Típ.)}$$

$$E \% = 100 \cdot (V_{os} \cdot G) / V_{fs} = 100 \cdot (0,303 \text{ mV} \cdot 1000) / 10V$$

$$E \% = \underline{3,03} \%$$

E) Erro de CT de Vos.

$$\Delta V_{os} = (2 + 10 / G) \mu V / \text{oC RTI} \quad \text{Típ.}$$

$$E \% = 100 \cdot (\Delta V_{os} \cdot \Delta t^{\circ}) \cdot G / V_{fs} = 100 \cdot (2,01 \mu V / \text{oC} \cdot 40 \text{ }^{\circ}\text{C}) \cdot 1000 / 10 V$$

$$E \% = \underline{0,804 \%}$$

F) Erro de corrente de polarização.

$$Z_{\text{out}} (\text{MPC 801 - multiplex}) = 500\Omega$$

$$I_b = 10 \text{ pA Típ.}$$

$$E \% = 100 \cdot (R_{\text{on}} \cdot I_b) \cdot G / V_{\text{fs}} = 100 \cdot (500\Omega \cdot 10 \text{ pA}) \cdot 1000 / 10 \text{ V}$$

$$E \% = \underline{0,00005 \%}$$

G) Erro de CT de I_b .

$$\Delta I_b = 10 \text{ pA} / ^\circ\text{C Típ. Retirado da tabela (85 - 25 } ^\circ\text{C)}$$

$$E \% = 100 \cdot (R_{\text{on}} \cdot \Delta I_b \cdot \Delta t^\circ) \cdot G / V_{\text{fs}}$$

$$E \% = 100 \cdot (500\Omega \cdot 10 \text{ pA} / ^\circ\text{C} \cdot 40 ^\circ\text{C}) \cdot 1000 / 10 \text{ V}$$

$$E \% = \underline{0,002 \%}$$

H) Erro de corrente de "offset".

$$I_{\text{os}} = 5 \text{ pA Típ.}$$

$$E \% = 100 \cdot (R_{\text{on}} \cdot I_{\text{os}}) \cdot G / V_{\text{fs}} = 100 \cdot (500\Omega \cdot 5 \text{ pA}) \cdot 1000 / 10 \text{ V}$$

$$E \% = \underline{0,000025 \%}$$

I) Erro de CT de I_{os} .

$$\Delta I_{\text{os}} = 5,25 \text{ pA} / ^\circ\text{C Típ. retirado da tabela (85 - 25 } ^\circ\text{C)}$$

$$E \% = 100 \cdot (R_{\text{on}} \cdot \Delta I_{\text{os}} \cdot \Delta t^\circ) \cdot G / V_{\text{fs}}$$

$$E \% = 100 \cdot (500\Omega \cdot 5,25 \text{ pA} / ^\circ\text{C} \cdot 40 ^\circ\text{C}) \cdot 1000 / 10 \text{ V}$$

$$E \% = \underline{0,00105 \%}$$

J) Erro de CMRR .

Para:

$$G = 1000 \quad \text{-->} \quad 120 \text{ dB} \quad \text{-->} \quad 1.000.000$$

$$G = 100 \quad \text{-->} \quad 120 \text{ dB} \quad \text{-->} \quad 1.000.000$$

$$G = 10 \quad \text{-->} \quad 110 \text{ dB}$$

$$G = 1 \quad \text{-->} \quad 100 \text{ dB}$$

O pior caso é supor $G = 1000$.

Supondo um sinal de $1 V_{ef}$ comum aos dois terminais de entrada.

$$E \% = 100 \cdot (1V / CMRR) \cdot G / V_{fs}$$

$$E \% = 100 \cdot (1 V / 1.000.000) \cdot 1000 / 10 V$$

$$E \% = \underline{0,01} \%$$

K) Erro da fonte de alimentação:

Supor uma variação de até $0,1 V$ na fonte de alimentação DC.

$$\Delta V_{osef} = (10 + 250 / G) \mu V / V \quad \text{Típ.}$$

V_{osef} = tensão de "offset" eficaz que aparece na entrada devido à fonte de alimentação.

$$E \% = 100 \cdot (\Delta V_{osef} \cdot \Delta V_{fonte}) \cdot G / V_{fs}$$

$$E \% = 100 \cdot (10,25 \mu V / V \cdot 0,1V) \cdot 1000 / 10V$$

$$E \% = \underline{0,01} \%$$

L) Erro de tensão de ruído.

O manual apresenta dois gráficos de ruído versus frequência, um para entrada e outro para saída. Apresenta também uma equação para chegar-se a tensão de ruído RTI .

$$V_{n \text{ total}}^2 \text{ (RTI)} = V_{n \text{ input}}^2 + (V_{n \text{ output}} / G)^2$$

$$V_{n}^2 = \int_{f_a}^{f_b} G_e df; \quad G_e = \text{densidade espectral de potência de ruído.}$$

$$G_e = K_1^2 + K_2^2 / f$$

	input	output
$K_1 + k_2$	150 nV / $\sqrt{\text{Hz}}$	3000 nV / $\sqrt{\text{Hz}}$
k_1	12 nV / $\sqrt{\text{Hz}}$	400 nV / $\sqrt{\text{Hz}}$
K_2	138 nV / $\sqrt{\text{Hz}}$	2600 nV / $\sqrt{\text{Hz}}$

Os valores de K_1 e $K_1 + K_2$ foram obtidos dos gráficos de ruído do manual.

Supondo que o ganho é mantido constante em toda faixa de frequência de interesse e estipulando esta faixa de 0,1 Hz (f_a) à 100 KHz (f_b), conforme curva ganho x frequência, pode-se calcular o ruído.

Obten-se o valor de V_n na entrada.

$$V_{n \text{ input}}^2 = \int \{ (138 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}})^2 / f + (12 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}})^2 \} df = 0,26 \text{ pV}^2 + 0,014 \text{ nV}^2$$

$$V_{n \text{ input}}^2 = 0,014 \text{ nV}^2$$

Para obtenção do valor de V_n na saída .

$$V_{n \text{ output}}^2 = \int \{ (2600 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}})^2 / f + (400 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}})^2 \} df = 0,9 \text{ nV}^2 + 16 \text{ nV}^2$$

$$V_{n \text{ output}}^2 = 17 \text{ nV}^2$$

$$V_{n \text{ total}} \text{ (RTI)} = \sqrt{0,014 \text{ nV}^2 + 17 \text{ nV}^2 / 1000000} = 3,74 \mu\text{V}$$

$$E_{\text{ruído}} \text{ (RTO)} \% = 100 \cdot (V_{n \text{ total}} \text{ (RTI)}) \cdot G / V_{f_s}$$

$$E_{\text{ruído}} \text{ (RTO)} \% = 100 \cdot (3,74 \mu\text{V}) \cdot 1000 / 10 \text{ V}$$

$$E \% = \underline{0,037 \%}$$

M) Erro devido ao "settling time".

Para uma variação de 10 V na entrada ou uma mudança de ganho, é necessário um tempo maior que 10 μ seg para o sinal acomodar-se com um erro inferior a 0,01 %.

No projeto do polígrafo este tempo é respeitado, portanto pode-se admitir que o erro é :

$$E \% < \underline{0,01 \%}$$

N) Erro devido ao envelhecimento.

N.1) "Offset voltage".

$$G = 1000$$

$$\Delta V_{os} = 25\mu \text{ V / mês.}$$

Supondo 10 anos de uso -- 120 meses

$$E \% = 100 \cdot (25\mu\text{V / mês} \cdot 120 \text{ meses}) \cdot 1000 / 10\text{V}$$

$$E \% = 30 \%$$

Isto mostra a necessidade de ajuste de offset periódico.

Este erro não será somado aos demais, pois além da correção por software, considera-se que o offset aumenta continuamente, o que pode não ocorrer. Será mais coerente considerar que V_{os} aumentará e diminuirá na mesma proporção durante estes 120 meses.

ERRO TOTAL DO AMPLIFICADOR DE GANHO PROGRAMÁVEL .

$$\text{Erro \%} = \underline{3,13 \%}$$

ERROS DO CONVERSOR A/D ADS 774 JP (BURR-BROW CORPORATION).

Características:

conversor de aproximações sucessivas de 12 bits

configuração bipolar

possui "sample / hold" interno

entrada pode variar de - 10 V à + 10 V ($V_{fs} = 20 \text{ V}$)

a máxima frequência do sinal de entrada é 35 Hz

o filtro tem $f_c = 50 \text{ Hz}$ (UAF 41)

A) Erro de quantização:

$$V_q = 20\text{V} / 2^{12} = 4,88 \text{ mV} = 1 \text{ LSB}$$

O erro inerente de quantização é $1/2 \text{ LSB} = 2,44 \text{ mV}$

$$E \% = 100 \cdot 2,44 \text{ mV} / 20 \text{ V} = \underline{0,0122 \%}$$

B) Erro de linearidade diferencial:

Do manual, erro = 1 LSB

$$E \% = 100 \cdot 4,88 \text{ mV} / 20 \text{ V} = \underline{0,0244 \%}$$

C) Erro de "Offset" (desvio) . Configuração bipolar:

Do manual, erro = 10 LSB

$$10 \cdot 4,88 \text{ mV} = 48,8 \text{ mV}$$

$$E \% = 100 \cdot 48,8 \text{ mV} / 20 \text{ V} = \underline{0,244 \%}$$

Se a configuração fosse unipolar o desvio seria de 2 LSB e o $E \% = 0,0488 \%$

D) Erro de calibração (ganho);

Do manual,

$$E \% = \underline{0,25 \%}$$

E) Erro da ação de AC.

Relação Sinal / Ruído (S / N) = 72 dB

$$20 \cdot \log (S / N) = 72 \text{ , } N = S / 10^{3,6} = 0,005 \text{ V}$$

$$E \% = 100 \cdot 0,005 \text{ V} / 20 \text{ V} = \underline{0,026 \%}$$

F) Erro de CT (coeficiente de temperatura) de desvio:

Do manual, CT = 10 ppm / °C

$$E \% = 100 \cdot (10 / 1.000.000) \cdot 40 \text{ °C} = \underline{0,04 \%}$$

Será utilizada uma variação de 40 °C (de 5 °C à 45 °C)

G) CT de ganho:

Do manual, 45 ppm / °C

$$E \% = 100 \cdot (45 / 1.000.000) \cdot 70 \text{ } ^\circ\text{C} = \underline{0,2 \%}$$

H) CT de linearidade :

O manual não apresenta o coeficiente.

I) Erro de Z_{in} :

$$Z_{out} \text{ PGA } 202 = 0,5 \ \Omega , \quad Z_{in} \text{ ADS } 774 = 35 \text{ K}\Omega$$

$$V \text{ entrada no ADS} = (20 \text{ V} / 35,5 \text{ K}\Omega) \cdot 35 \text{ K}\Omega = 19,718 \text{ V}$$

$$\Delta V = 20 \text{ V} - 19,718 \text{ V} = 0,2816 \text{ V}$$

$$E \% = 0,2816 \text{ V} / 20 \text{ V} = 1,4 \%$$

Não computar-se-á este erro pois o conversor será calibrado e este erro será compensado.

ERRO TOTAL DO CONVERSOR ADS 774 JP (BURR-BROW CORPORATION).

$$\underline{\text{Erro \%} = 0,406 \%}$$

ERROS DA CADEIA

A partir dos erros individuais pode-se concluir o erro cometido pela cadeia de aquisição pelo método dos mínimos quadrados (equação A15).

$$E = \sqrt{E1^2 + E2^2 + \dots + En^2} \quad (A15)$$

O resultado final é apresentado de duas formas: uma inclui o amplificador de isolamento e filtro, caso em que se está captando potenciais bioelétricos; e um para sinais obtidos através de transdutor. Deve ser observado também que os erros que podem ser corrigidos foram zerados, bem como não foram considerados os erros causados pela interface eletrodo/tecido biológico no paciente.

COMPONENTE	ERRO
AMPLIFICADOR ISOLADOR (AI)	3,10 %
FILTRO	0,20 %
MULTIPLEX	0,01 %
AMPL. GANHO PROGRAMÁVEL	0,11 %
CONVERSOR A / D	0,32 %
ERRO TOTAL COM AI	3,13 %
ERRO TOTAL SEM AI	0,33%

Tabela A1 - Erros