

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

SIMULADOR DE SINAIS DE ECG E SOM CARDÍACO
BASEADO EM MICROPROCESSADOR

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

RENATO GARCIA OJEDA

FLORIANÓPOLIS, JUNHO - 1986

SIMULADOR DE SINAIS DE ECG E SOM CARDÍACO
BASEADO EM MICROPROCESSADOR

CANDIDATO: RENATO GARCIA OJEDA

Esta dissertação foi julgada para obtenção do título
- MESTRE EM ENGENHARIA - Especialidade Engenharia Elétrica e
aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação.



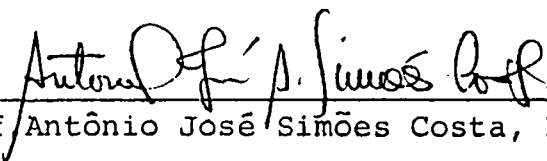
Prof. Walter Celso de Lima, DR.

ORIENTADOR




Prof. Carlos Inácio Zanchin, M.Sc.

CO-ORIENTADOR



Prof. Antônio José Simões Costa, Ph.D.

BANCA EXAMINADORA:



Prof. Walter Celso de Lima, DR.

PRESIDENTE



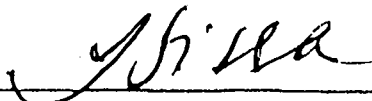
Prof. Carlos Inácio Zanchin, M.Sc.



Prof. Rui Seara, DR.



Prof. Luiz Rocha, DR.



Prof. Antonio Sbissa, DR.

Aos meus pais

À Lilian

À Flávio Maurício

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Santa Catarina e à Universidade de Magallanes (Chile), pelo apoio financeiro.

Aos Professores Walter Celso de Lima e Carlos Inácio Zanchin pela valiosa ajuda prestada na orientação deste trabalho.

A todos que colaboraram para tornar possível a realização deste trabalho, em particular ao Dr. Antonio Sbissa e o Professor Rui Seara.

A B S T R A C T

A microprocessor controlled system, aimed at the training of cardiologists in the practice of sound, phonocardiography and identification of ECG signals, was developed and implemented. The system has two independent modules; the data acquisition module and the generation module, and allows the user to simulate typical heart disease signals at different frequencies and to change the standard signals by software. The data acquisition module allows the creation of digital files of ECG and standard cardiac sounds which are processed by an APPLE compatible microcomputer and stored in an EPROM. By using these data files, the generator module based on a 8085-A microprocessor generates the standard signals allowing the user to choose the kinds and shapes of signal to be generated. The said signals can be picked up from an oscilloscope or register output and an audio output.

RESUMO

Apresenta-se um sistema controlado pelo microprocessador 8085-A de 8 bits, que permite a geração de sinais de Eletrocardiografia (ECG), e Som Cardíaco orientado para aplicações na área de ensino.

O sistema é composto de dois módulos independentes:

- a- Módulo de Aquisição dos sinais
- b- Módulo de Geração dos sinais

Para a aquisição desenvolveu-se um sistema controlado por um microcomputador tipo Apple II-plus, que permite a criação dos arquivos digitais dos sinais a gerar pelo módulo gerador, os quais são gravados em memória EPROM.

O módulo gerador, a partir dos arquivos em EPROM, gera os sinais sob o controle do microprocessador 8085-A, possibilitando ao usuário através de chaves digitais definir as características do sinal a gerar controlando amplitude, frequência e outras características do sinal.

Todo este sistema foi desenvolvido utilizando uma configuração que apresente baixo custo e fácil manipulação pelo usuário.

Por ter utilidade imediata o protótipo possui maior ênfase na apresentação de sinais de som cardíaco, existindo arquivos para sons atriais, sopros sistólicos, regurgitação mitral, do primeiro e segundo som; terceiro som, etc. Em sinais de ECG pode gerar-se sinal normal, ritmos anormais, isquemia, taquicardia, bradicardias, etc., existindo a possibilidade de ampliar o

número de arquivos e modificações no programa monitor, para a geração de outras cardiopatias.

Este sistema é de grande utilidade na prática de auscultação e diagnóstico através de eletrocardiografia.

S U M Á R I O

<u>CAPÍTULO I</u> - INTRODUÇÃO.....	01
1.1 - Introdução.....	02
1.2 - Revisão da Literatura.....	05
<u>CAPÍTULO II</u> - METODOLOGIA	08
2.1 - Descrição do Sistema Cardiovascular.....	09
2.1.1 - Som Cardíaco.....	11
2.1.2 - Eletrocardiografia (ECG).....	14
2.2 - Anteprojeto do Simulador.....	19
2.2.1 - Freqüência de Amostragem.....	20
2.2.2 - Filtros de Limitação de Faixa.....	21
2.2.3 - Conversores A/D e D/A.....	21
2.2.4 - Amplificador de Entrada.....	21
2.2.5 - Sistema de Amostragem e Retenção.....	22
2.2.6 - Relógio de Tempo Real.....	23
2.2.7 - Comunicação Usuário-Sistema.....	23
2.2.8 - Memórias de Programas e Dados.....	23
2.2.9 - Software de Controle.....	24
<u>CAPÍTULO III</u> - DESENVOLVIMENTO.....	25
3.1 - Método de Aquisição de Sinais Cardíacos.....	26
3.1.1 - Gravadores de Fitas Magnéticas.....	26
3.1.2 - Amplificador de Entrada.....	28
3.1.3 - Filtro "Antialiasing".....	30
3.1.4 - Sistema de Amostragem e Retenção.....	36
3.1.5 - Conversor Analógico-Digital.....	39
3.1.6 - Portas E/S e Temporizador.....	40
3.1.7 - Software do Sistema de Aquisição.....	41

3.1.8 - Programa da VIA 6522.....	43
3.1.9 - Controle do Conversor ADC 0816	45
3.2 - Método de Geração de Sinais Cardíacos.....	45
3.2.1 - Microprocessador do Controle.....	47
3.2.2 - Portas E/S e Temporizador.....	47
3.2.3 - Sistema de Condicionamento de Sinal.....	48
3.2.4 - Software do Sistema Gerador.....	48
3.2.5 - Definição de Endereços.....	51
3.2.6 - Estrutura do Programador Monitor.....	53
3.2.7 - Capacidade de Memória do Sistema.....	53
3.2.8 - Estrutura dos Arquivos de Dados.....	54
3.2.9 - Controle da Geração.....	55
3.2.10- Sistema de Saída.....	57
3.2.11- Interrupções do 8085-A.....	58
3.2.12- Programação da PPI 8155.....	58
<u>CAPÍTULO IV</u> - APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS.....	61
4.1 - Sinais de Som Cardíaco.....	62
4.2 - Sinais de ECG.....	66
<u>CAPÍTULO V</u> - CONCLUSÕES.....	70
5.1 - Conclusões.....	71
5.2 - Trabalhos Futuros.....	73
APÊNDICES.....	74
APÊNDICE A - MANUAL DE UTILIZAÇÃO DO SISTEMA.....	75
A1 - Aquisição de Sinais de ECG e Som Cardíaco.	75
A2 - Geração dos Sinais de ECG e Som Cardíaco.	76
A3 - Descrição dos Painéis.....	77

APÊNDICE B - SOFTWARE DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO.....	79
B1 - Programa de Controle em BASIC.....	79
B2 - Programa Assembly de Gravação/Leitura de EPROM 2716.....	85
B3 - Rotina Assembly de Transferência/Verifica- ção de Blocos.....	88
B4 - Rotina Assembly de Geração de Sinal.....	39
B5 - Rotina Assembly de Aquisição de Dados.....	92
APÊNDICE C - PROGRAMA MONITOR DO GERADOR.....	95
APÊNDICE D - DESCRIÇÃO DOS CIRCUITOS DO SISTEMA GERADOR.....	106
D1 - Bloco Digital do Sistema Gerador.....	106
D2 - Bloco Analógico do Sistema Gerador.....	110
APÊNDICE E - DESCRIÇÃO DOS CIRCUITOS DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO.....	113
APÊNDICE F - DESCRIÇÃO DO CIRCUITO DA FONTE DE POLARIZAÇÃO DO EQUIPAMENTO.....	118
APÊNDICE G - EXPANSÃO DE MEMÓRIA.....	119
BIBLIOGRAFIA.....	120

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

1.1 - INTRODUÇÃO

A partir de 1970 com a colocação no mercado do primeiro microprocessador, o campo de aplicação deste circuito integrado programável vem abrangendo todas as áreas da engenharia. Na área de engenharia biomédica, atualmente, grande parte da instrumentação está sendo voltada ao uso do microprocessador por sua grande flexibilidade e desempenho confiável.

Uma das áreas da engenharia biomédica que apresenta um maior número de aplicações do microprocessador é a especialidade de Cardiologia, especialmente em aquisição e processamento do sinal cardíaco (ECG).

Atualmente existem monitores cardíacos, detetores de arritmias, sistemas de codificação e detecção de sinais de ECG, sistemas de compressão de dados de ECG., etc. Na área de ensino pouca coisa tem-se desenvolvido para facilitar a prática de cardiologia, especialmente no diagnóstico através de ECG e som cardíaco.

Nesta área, utiliza-se manuais com sinais padrões ou fitas magnéticas gravadas com diferentes cardiopatias, ambos métodos com resultados apenas aceitáveis, além de apresentar como limitação a impossibilidade de variar as características desses sinais. No caso das fitas magnéticas, apresentam o problema de ter acesso sequencial que impede uma rápida busca do sinal desejado.

Em sistemas digitais apresentam-se várias soluções, como gravações de ECG digitalizadas e gravadas em discos, que podem ser acessadas através de um microcomputador. Esta solução apresenta custo elevado em equipamento, além de uma capacidade de armazenamento de dados considerável, já que os arquivos gerados são

de períodos correspondentes a vários segundos de sinal de ECG não existindo a possibilidade de variar suas características.

Uma solução bastante econômica e que tende eliminar as desvantagens dos outros métodos, foi apresentada por Chen [4], permitindo obter um equipamento controlado por microprocessador, de custo médio. Baseado nesta solução foi desenvolvido um equipamento com fins didáticos que gera o sinal de ECG e além disso gera o sinal de som cardíaco possibilitando a prática do diagnóstico de cardiopatias. O sistema é de baixo custo, apresentando características que permitem a variação de algumas propriedades dos sinais padrões das cardiopatias básicas, podendo gerar arritmias e cardiopatias com frequência variável. Antes de realizar o simulador, foi necessário o projeto e execução de um sistema de aquisição de dados. Este possibilita a criação dos arquivos de dados correspondentes a cardiopatias básicas, as quais serão geradas pelo simulador. O sistema de aquisição é controlado por um microcomputador tipo Apple II+, e o simulador é desenvolvido em torno do microprocessador de 8 bits 8085-A.

A apresentação escrita deste trabalho foi dividida em 5 capítulos. Na introdução, correspondente ao capítulo I; inclui-se uma revisão da literatura existente na área na qual o trabalho é desenvolvido.

No capítulo II apresenta-se a metodologia do projeto, começando por uma análise geral do sistema cardiovascular para definir os parâmetros importantes dos sinais a serem processados. A seguir se faz uma descrição geral dos componentes que deverão constituir os sistemas de aquisição e o gerador.

No capítulo III se faz o estudo e implementação dos sistemas de aquisição e geração, considerando componentes de baixo custo e acessíveis no mercado brasileiro.

Finalmente nos capítulos IV e V se apresentam os resultados obtidos com os sistemas e as conclusões finais, respectivamente.

Nos apêndices incluem-se o manual de utilização dos sistemas, descrição dos circuitos finais e o "software" utilizado na aquisição e na geração.

1.2 - Revisão da Literatura

Duas publicações recentes são a base deste trabalho. O trabalho feito por Beyar e Palty [2] em 1984, referente ao espectro do som cardíaco, permitiu implementar o sistema de som do simulador com componentes de baixo custo. Já na área de ECG; Chen e Tompkins [4] em 1982 apresentou o método de arquivos de ECG para a geração com controle de microprocessador.

Básicamente o método utilizado para a estrutura dos arquivos, consiste da aquisição de um ciclo de um sinal de ECG e o Som real, característico de algumas cardiopatias, processar digitalmente e armazenar em EPROM para ser gerado sob o controle de um microprocessador.

Na atualidade os métodos existentes são muito variados, e para comparação efetuaremos uma análise geral, tendo em consideração que o objetivo é um sistema orientado ao ensino, de baixo custo e de fácil manipulação.

1.2.1 - Métodos de ECG

Nós podemos dividi-los em dois grupos:

- a) Métodos gerais
- b) Métodos digitais

Nos métodos gerais temos os manuais para interpretação de ECG [25] os quais são amplamente realizados, por seu baixo custo, mas apresentam a desvantagem de não permitir modificações.

Já nos métodos digitais existem métodos com gravações de períodos longos de sinal, gravados em disco e posteriormente gerados sob o controle de um microcomputador, com desvantagem de ser de um custo mais elevado. Outro método novo apresentado em 1985 [21], consiste em trabalhar com segmentos do sinal de ECG, (onda P, onda T, complexo QRS), e mediante um software criar o sinal característico de alguma cardiopatia. As vantagens são sua versatilidade de criar formas de sinal, mas o método de criação e utilização é complexo, além de precisar de um equipamento mais completo e de custo mais elevado, que o método por nós utilizado.

1.2.2 - Métodos de Som Cardíaco

Na área digital não existem equipamentos para gerar som cardíaco, e os métodos utilizados na prática de auscultação ou fonocardiografia são de tipo analógico.

Existem, por exemplo, fonocardio-simuladores criados a partir de um gerador de ruído branco, e através de filtragem, obtêm-se os componentes do som que adicionados simulam as características de algum som representativo de cardiopatias. Ele possui as vantagens de permitir controlar todas as características do som, mas em forma analógica; não sendo nosso objetivo atual.

Outro método amplamente utilizado são os cursos de auscultação gravados em discos [18]; os quais não apresentam a possibilidade de modificações.

Após uma análise geral e dado nosso objetivo, optamos pelo método digital que na atualidade combina uma boa relação de custo/desempenho.

Para finalizar um texto excelente que inclui todas as condições básicas deste projeto [23], permitiu definir as estruturas do hardware do sistema.

CAPÍTULO II

METODOLOGIA

2.1 - Descrição do Sistema Cardiovascular

Como o equipamento pretende gerar sinais de ECG e de som cardíaco faz-se necessário uma revisão das características básicas destes sinais e sua procedência.

Em geral para se fazer um diagnóstico de cardiopatia são necessários quatro métodos clínicos de investigação do sistema cardiovascular: história clínica do paciente, exame clínico, electrocardiograma e exames complementares. Analisar-se-á somente a parte do exame clínico correspondente à auscultação e à electrocardiografia.

O coração pode ser considerado como uma bomba de duas etapas fisicamente ligadas em paralelo, porém com circulação de sangue em série através dessas etapas. O lado direito do coração é a bomba que fornece o sangue aos pulmões para oxigenação e o esquerdo é o encarregado de proporcionar sangue ao resto do corpo. A trajetória de circulação do fluxo sanguíneo é feita pelo sistema circulatório pulmonar, e os nutrientes e oxigênio para o corpo são fornecidos através do sistema circulatório sistêmico.

Do ponto de vista da engenharia, o sistema circulatório sistêmico é um circuito de alta resistência e com um grande gradiente de pressão entre as artérias e as veias. Por isto a bomba constituída pelo lado esquerdo do coração pode ser considerada como uma bomba de pressão.

O sistema circulatório pulmonar, ao contrário, possui uma pequena diferença de pressão entre as veias e as artérias, com baixa resistência ao fluxo, podendo o lado direito do coração ser considerado como uma bomba de volume. Logo o lado esquerdo apre-

senta uma constituição muscular mais forte que o direito, devido à maior necessidade de pressão do sistema circulatório. Contudo, o volume de sangue fornecido por ambos lados, num intervalo de tempo suficientemente longo, deve ser o mesmo.

O ciclo de bombeio do coração é dividido em duas partes: sístole e diástole. A sístole é definida como o período de contração dos músculos do coração (o músculo ventricular) cada vez que o sangue é impulsionado dentro da artéria pulmonar e aorta. Diástole é o período de dilatação da cavidade cardíaca para se encher de sangue.

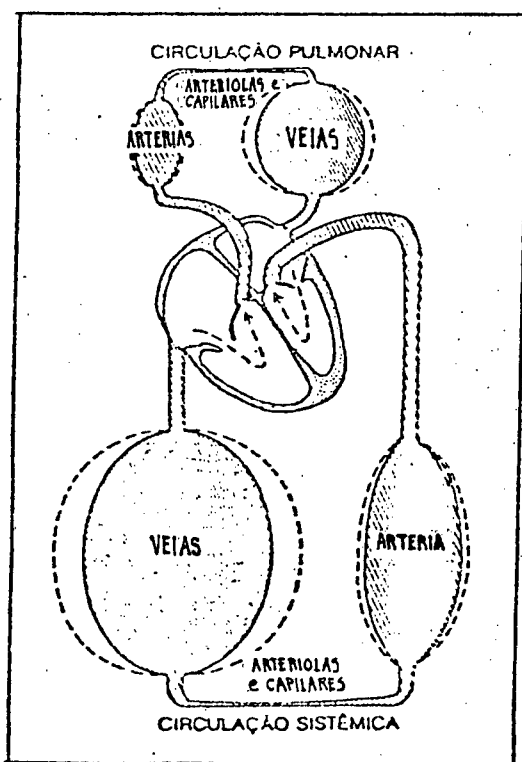


FIGURA 2.1 - Sistema Cardiovascular

Uma vez que o sangue foi bombeado dentro de sistema arterial, o coração se relaxa, a pressão dentro da cavidade diminui, as válvulas da saída se fecham e, num período curto de tempo as

válvulas de entrada se reabrem para outra diástole e reinicia o círculo cardíaco. Todo este processo é refletido tanto no sinal de som cardíaco como no sinal de ECG, possibilitando a detecção de anomalias no ciclo normal. Na Figura 2.1 se apresenta a estrutura geral do sistema cardiovascular.

2.1.1 - Som Cardíaco

Por séculos os médicos utilizam como ajuda ao diagnóstico de alguns tipos de desordens cardíacas o som e vibrações associadas com o batimento cardíaco. A técnica de ouvir o som produzido por órgãos do corpo é denominada auscultação, e a obtenção gráfica dos sinais do som cardíaco é conhecida por fonocardiografia. O médico aprende a reconhecer o som cardíaco e mudanças que possam ser associadas a vários tipos de desordens cardiovasculares. Como todo diagnóstico este processo é subjetivo e a quantidade de informação obtida através dele dependerá da experiência e da capacidade de ouvir do médico.

Com cada batimento, o coração normal produz dois sons diferentes que são audíveis através de um estetoscópio, os quais se conhecem como "*tum-tac*". O "*tum*" é causado pelo fechamento das válvulas atrioventriculares permitindo que o fluxo de sangue flua desde o atrium aos ventrículos, mas não no sentido oposto. Normalmente isto é denominado de primeiro som cardíaco que ocorre aproximadamente junto com o complexo QRS dos sinais de um eletrocardiograma (ECG), antes da sístole ventricular.

O "*tac*", denominado segundo som cardíaco é causado pelo fechamento da válvula semilunar, a qual injeta o sangue dentro do sistema pulmonar. Esta válvula se fecha no fim do sístole,

antes que as válvulas atrioventriculares se reabram. O segundo som acontece perto do fim da onda T do ECG.

Geralmente em jovens é possível ouvir um terceiro som que ocorre entre 0,1 a 0,2 segundos após o segundo som cardíaco. Este som é atribuído à pressão sanguínea do atrium sobre os ventrículos que produz turbulência e vibrações das paredes dos ventrículos. A Fig.2.2, a seguir, apresenta a relação dos sinais de som com respeito a um eletrocardiograma e sinais de pressão.

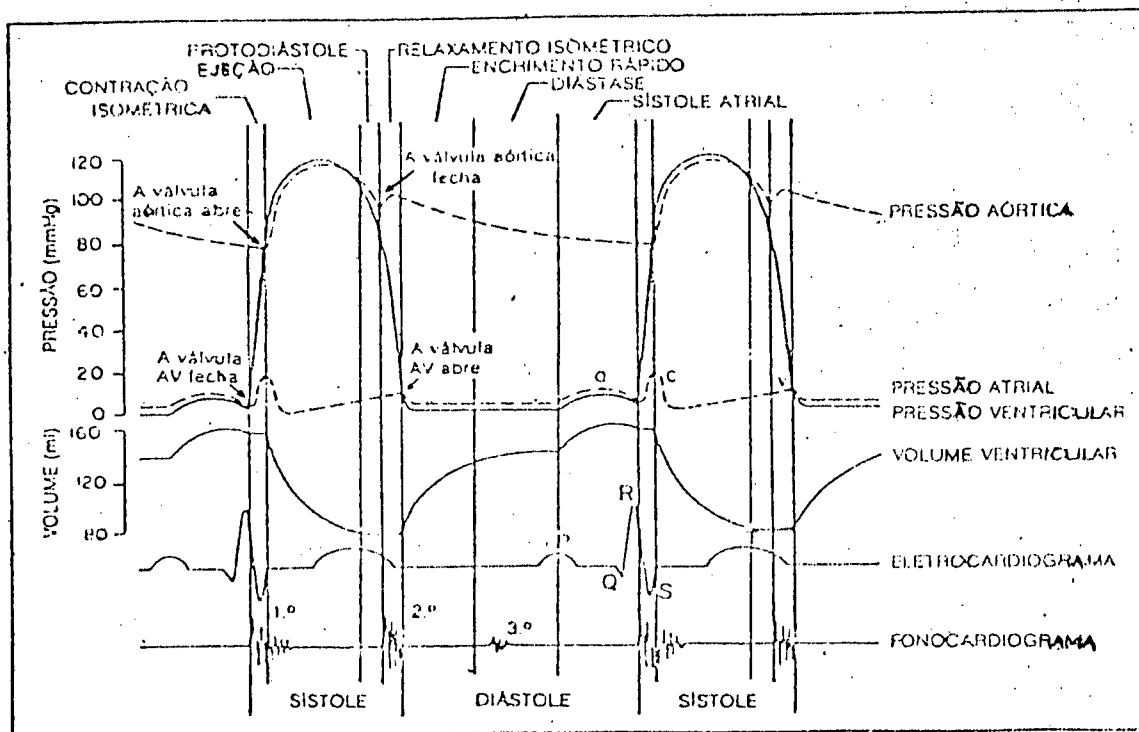


FIGURA 2.2 - Relações entre os sinais de som cardíaco e sinais de ECG e pressão.

Os sopros (sons anormais) podem acontecer entre os sons normais, e são causados pelo fechamento ou abertura imprópria das válvulas (ver figura 2.3).

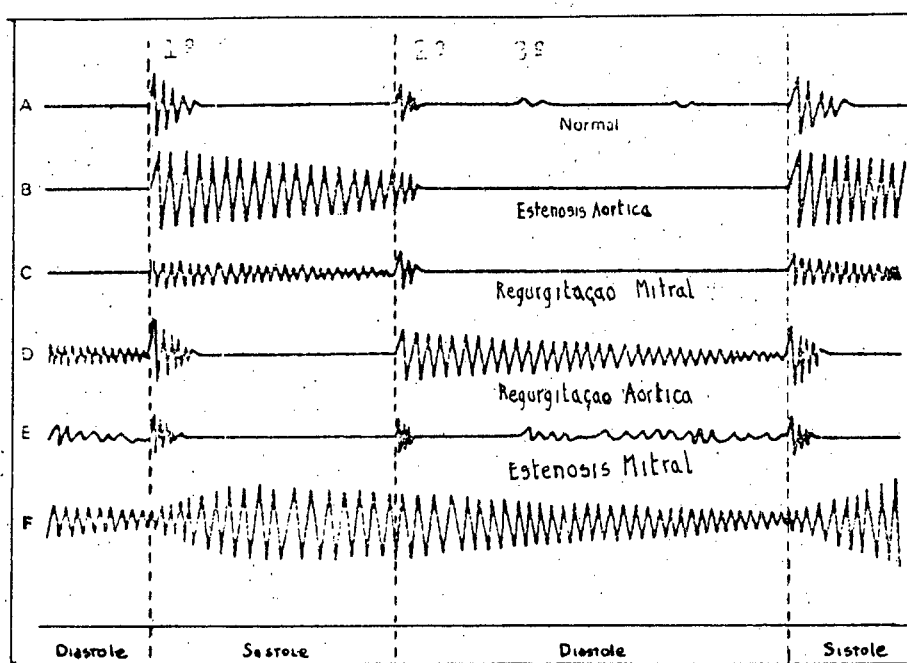


FIGURA 2.3 - Sons cardíacos normais e anormais.

O espectro de frequência de cada som é diferente. Para o primeiro som cardíaco a faixa de energia máxima encontra-se entre 30 e 46 Hz com vários sons abaixo da faixa audível. O segundo som é geralmente de tom mais elevado, com energia máxima entre 40 e 70 Hz e o terceiro é uma vibração débil com a maior energia perto de 30 Hz, ao contrário, os sopros produzem tons altos que no caso de regurgitação podem possuir energia na faixa de 100 a 600 Hz.

No diagnóstico, as técnicas de auscultação e fonocardiografia não são as únicas utilizadas, existem também outras como vibrocardiografia, balistocardiografia, etc., mas para este trabalho só são de interesse a auscultação e fonocardiografia no que se refere a técnicas de diagnóstico por som cardíaco.

Bayar [2] em 1981 apresentou um trabalho de análise de sinais de som cardíaco no qual limita a faixa de energia máxima para estes sinais entre 20 a 400 Hz para uma representação aceitá

vel, porém sendo ótima uma faixa até 1 KHz. Como o sistema proposto deve ser de baixo custo, uma faixa muito ampla de frequência implica na utilização de muita memória para o armazenamento dos arquivos de dados. Por isto optou-se pela faixa menor aceitável, entre 20 e 400 Hz, no tratamento dos sinais de som cardíaco.

2.1.2 - Eletrocardiografia (ECG)

O ECG é uma representação gráfica das tensões variáveis no tempo produzidas pelo miocárdio durante o ciclo cardíaco. A forma básica de um eletrocardiograma normal é apresentada na fig.2.4.

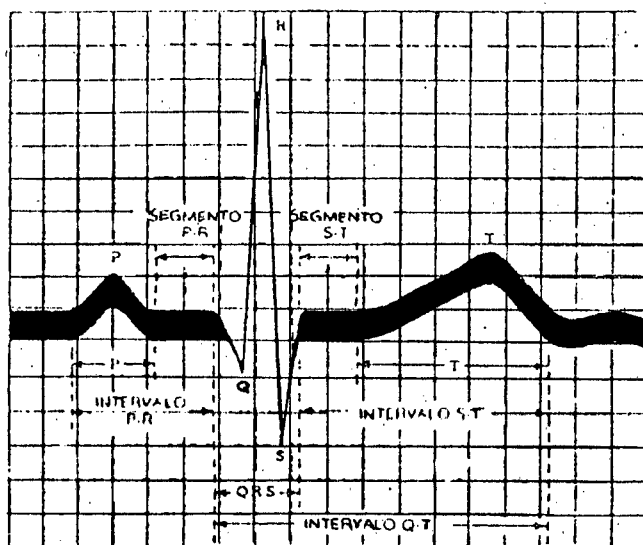


FIGURA 2.4 - Detalhe de um eletrocardiograma normal.

As ondas P, QRS e T representam a despolarização e repolarização elétrica rítmica do miocárdio associada às contrações do atrium e dos ventrículos. O eletrocardiograma é utilizado no diagnóstico de várias doenças e condições de funcionamento do coração. Para o clínico, a forma e duração de cada característica do ECG é

significativa, observando criticamente, intervalos de tempo, polaridade e amplitudes para se obter um diagnóstico.

Alguns valores máximos para amplitudes e duração dos parâmetros do ECG normal são:

Amplitude : onda P 0,25 mv (na derivação D₂)
 onda R 1,5 mv (habitualmente em V₅ e V₆)
 onda Q 25% da onda R
 onda T 0,1 a 0,5 mv

Duração : Intervalo P-R 0,12 a 0,2 segundos
 Intervalo Q-T 0,35 a 0,44 segundos
 Intervalo S-T 0,05 a 0,15 segundos
 Intervalo QRS até 0,11 segundos
 Duração onda P até 0,11 segundos

Para seu diagnóstico, inicialmente o cardiologista observa a média da frequência, que situada entre 60 a 100 batimentos por batimentos por minuto é considerada normal. Uma média menor é denominada bradicardia e uma maior taquicardia. Em condições patológicas, podem ocorrer várias mudanças no ECG, incluindo mudanças das magnitudes de uma ou mais características, variação na duração dos intervalos das ondas, etc.

a.) Componentes Individuais de ECG.

ONDA P :

Representa a despolarização atrial. No eletrocardiograma normal é a pequena deflexão inicial de

cada ciclo cardíaco. Duração normal até 0,11 segundos e amplitude até 0,25 mv.

COMPLEXO QRS:

Representa as rápidas deflexões produzidas durante a despolarização dos ventrículos. A deflexão ascendente é a onda R. Qualquer deflexão descendente que precede à onda R é a onda Q, a qualquer deflexão descendente que se suceda à onda R é chamada onda S. Duração normal até 0,11 segundos e amplitude não maior de 2,0 mv nas derivações V₅ e V₆; habitualmente.

SEGMENTO ST:

Quando se completa a despolarização ventricular, cessa toda atividade elétrica dentro do coração e durante esse período, o eletrocardiograma mostra uma linha reta. O segmento ST começa ao término do onda S e continua até o início da onda T. O segmento ST normal, geralmente não está mais do que 0,05 mv acima ou abaixo da linha isoeletrica em qualquer derivação.

ONDA T :

No coração humano, a repolarização ventricular ocorre na mesma seqüência que a despolarização. A onda T do ECG representa a repolarização ventricular e é, normalmente, positiva naquelas derivações em que o complexo QRS é predominantemente positivo.

b.) Registro de Eletrocardiograma

Em eletrocardiografia, a amplitude, polaridade e duração das características do ECG, dependem em grande medida da localização dos eletrodos no corpo do paciente. A localização básica de eletrodos é no braço direito, braço esquerdo e perna esquerda, além de várias localizações do peito denominadas posições precordiais. Geralmente o eletrodo de referência, a terra, é colocada na perna direita. Cada conjunto de localizações dos eletrodos é denominado uma derivação as quais se apresentam na figura 2.5.

c.) Especificações para Instrumentos de ECG

Para a aplicação presente os parâmetros importantes que permitiram definir algumas características do sistema simulador são as definidas pelo CEAHA ("Committee on Electrocardiography of the American Heart Association").

Resposta de Frequência:

A resposta dos instrumentos deve ser plana entre 0,14 a 25 Hz, e pode ter variação de $\pm 0,5$ dB. Para um sinal senoidal de entrada de 100Hz a atenuação não deve ser superior a 3 dB.

A impedância de saída deve ser menor do que 100 Ω para uma plana escala de ± 1 volts.

Logo os parâmetros importantes são: a faixa de frequência definida a-3 dB sendo de 100 Hz, que será a faixa a ser utilizada no projeto dos filtros do sistema; e a magnitude máxima da saída que definirá o ganho ou atenuação no sistema.

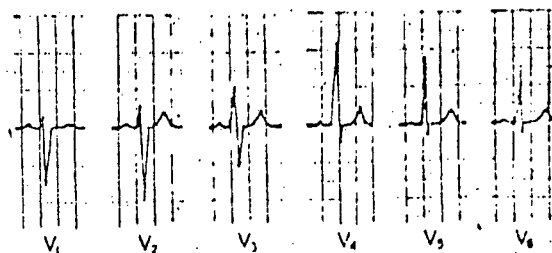
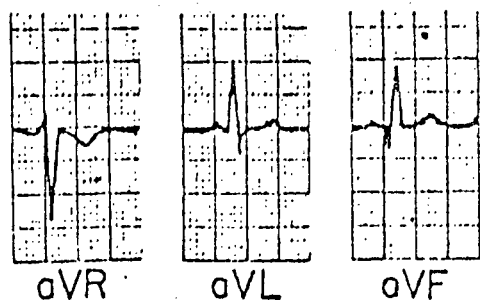
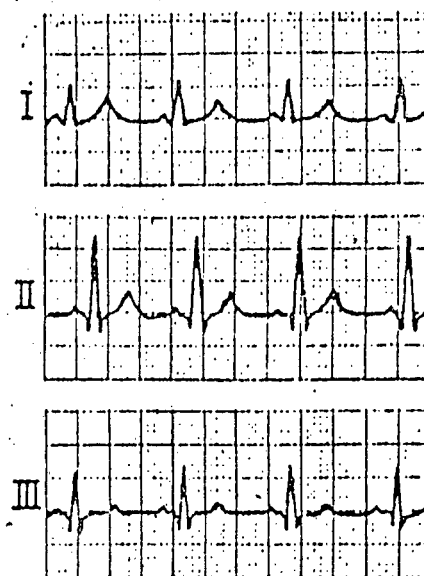
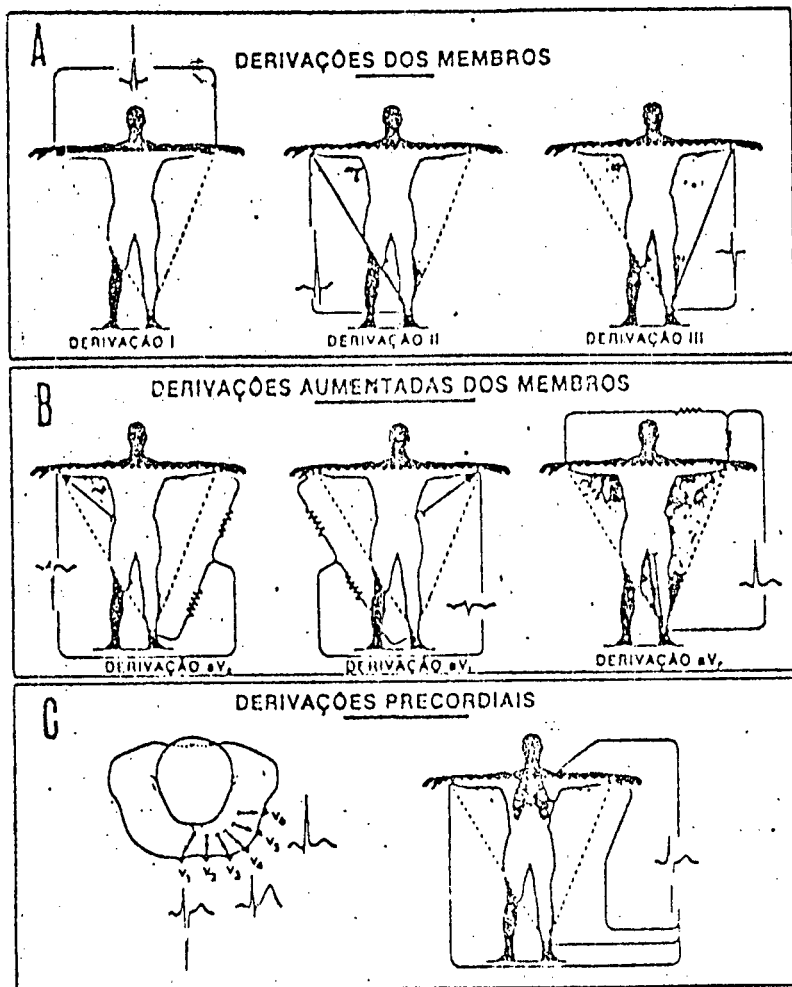


FIGURA 2.5 - Derivações do ECG.

2.2 - Método do Anteprojeto do Simulador

Com a diminuição de custo dos circuitos integrados é possível propor um sistema gerador de sinais cardíacos (ECG) em conjunto com sinal de som, tudo controlado por um microprocessador 8085A. Este sistema pode ter o uso da memória otimizado, pois é baseado em arquivos de sinais de ECG e som cardíaco, armazenando somente as características principais e gerando por software a sua complementação (linha de isopotencial).

A estrutura básica do sistema, composta por dois subsistemas independentes, é apresentada na fig. 2.6.

a) Subsistema de aquisição:

É encarregado de efetuar a aquisição dos sinais analógicos e efetuar a digitalização, além de criar os arquivos correspondentes aos sinais característicos de algum tipo de cardiopatia e armazenar em EPROM.

b) Subsistema gerador:

Este subsistema é autônomo. Depois da criação dos arquivos estes são armazenados em EPROM, as quais introduzidas no sistema gerador, possibilitam a geração dos sinais, com a facilidade do usuário escolher o tipo, frequência e o controle de geração.

O trabalho de montagem do equipamento foi desenvolvido em torno de um microcomputador APPLE II-plus compatível, que serviu como base para o sistema de aquisição e pré-processamento dos sinais.

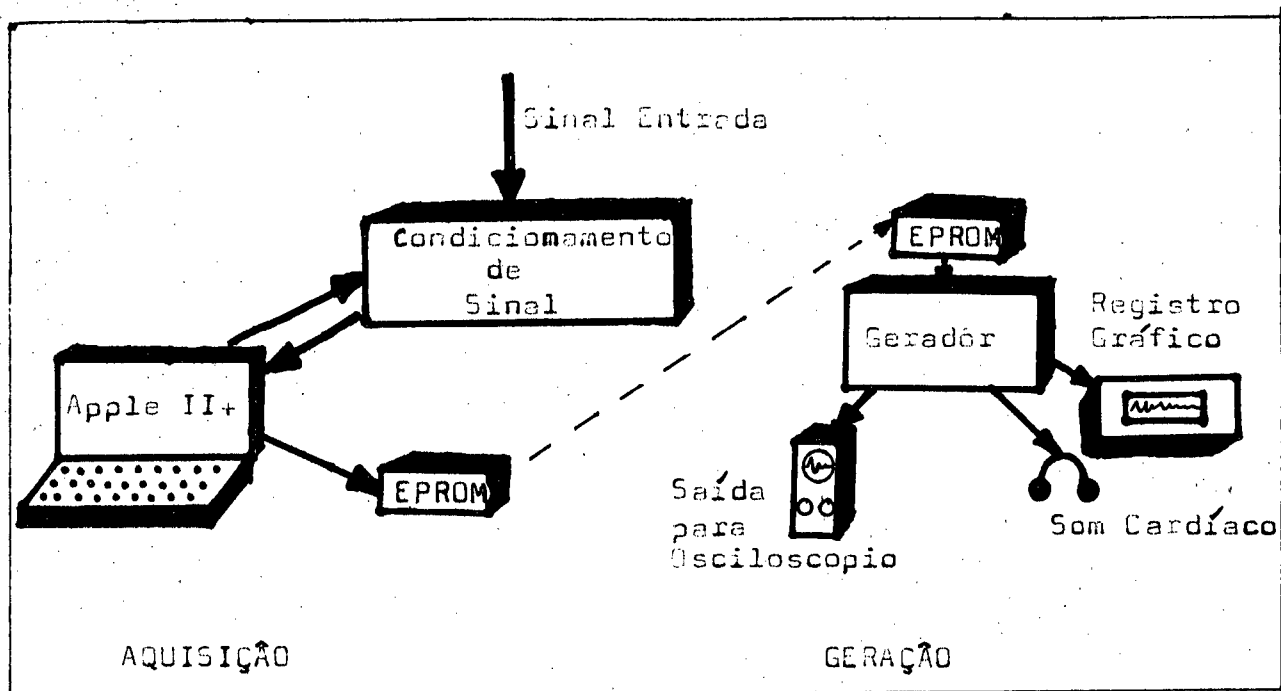


FIGURA 2.6 - Diagrama do Sistema

2.2.1 - Frequência de Amostragem

Considerando os sinais que o sistema deve gerar, a aquisição efetua-se a uma frequência de amostragem adequada ao espectro do ECG e som cardíaco.

Considerando o que foi exposto na descrição do sistema cardiovascular; por [2], [6], [9] e o teorema de amostragem tem-se:

$$\text{ECG: } f_{\text{máx.}} = 100 \text{ Hz} \quad (2.1)$$

$$f_{\text{amost.}} \geq 200 \text{ Hz} \quad (2.2)$$

$$\text{SOM: } f_{\text{máx.}} = 400 \text{ Hz} \quad (2.3)$$

$$f_{\text{amost.}} \geq 800 \text{ Hz} \quad (2.4)$$

Em consequência do som como espectro limitante e escolhendo uma frequência não muito alta que implique uma grande capacidade de memória, optou-se por uma frequência de amostragem de 1 KHz.

2.2.2 - Filtros de Limitação de Faixa

Para evitar erros por "aliasing" é preciso limitar as faixas dos sinais aos valores máximos de 100 e 400 Hz para ECG e Som respectivamente. Logo existem dois filtros independentes, para cada sinal, que permitem condicionar os sinais para amostragem e geração.

2.2.3 - Conversores de Dados A/D e D/A.

Por economia no custo do sistema os conversores A/D de entrada e D/A de saída possuem 8 bits de resolução, apresentando uma boa representação dos níveis de sinal. É conveniente lembrar que o número ótimo de bits para tratamento de sinais de ECG, é estimado em 12 bits [16], que para o projeto presente implica num aumento considerável no custo, sem apresentar uma melhora substancial para a aplicação prevista.

2.2.4 - Amplificação de Entrada

Considerando o conversor A/D de entrada ADC 0816 com faixa 0-5 volts e lembrando que a saída dos eletrocardiogramas apresentam uma amplitude de ± 1 volts de sinal de ECG pré-amplificados, pode-se definir os ganhos apropriados para obter a faixa do conversor, além de se necessitar deslocar o nível do sinal para

obter s3 sinais unipolares na entrada do conversor. Logo 3 necess3rio um amplificador e um deslocador de n3veis.

2.2.5 - Sistema de Amostragem - Reten33o

Geralmente os conversores possuem uma faixa pequena de frequ3ncia de entrada quando atuam em convers3o A/D direta. Por isto 3 necess3rio a utiliza33o de sistemas de amostragem e reten33o para manter o sinal de magnitude fixa durante o tempo de convers3o.

No sistema de aquisi33o 3 necess3rio um sistema destes na entrada para possibilitar uma amostragem a 1 KHz. Para o caso de um conversor A/D tipo ADC 0816 a frequ3ncia m3xima fica definida por:

$$F_{\text{m3x}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 2^n \cdot T} \text{ Hertz} \quad (2.5)$$

onde:

n = N3mero de bits do conversor = 8

T = Tempo de convers3o ± 100 µseg (ADC0816) com rel3gio de 640 KHz

Logo:

$$F_{\text{m3x}} = 6,21 \text{ Hz}$$

No caso da convers3o D/A tamb3m 3 necess3rio um sistema de amostragem e reten33o mas 3 poss3vel a utiliza33o de registros com mem3ria para efetuar este processo.

2.2.6 - Relógio de Tempo Real

Nos dois sistemas, aquisição e geração, deve-se proporcionar uma base de tempo que fixe a frequência de amostragem e a frequência de geração dos dados, respectivamente. Este sistema, independente do tempo dos demais componentes do sistema, atua sobre o sistema de aquisição, controlando o tempo de amostragem e retenção e, na geração através de uma interrupção do microprocessador. Esta base de tempo é obtida por divisão do relógio do sistema para se obter a frequência apropriada, no caso presente uma onda quadrada de 1 KHz.

2.2.7 - Comunicação Usuário/Sistema

Para a transferência de dados são necessárias vias de comunicação entre o usuário e o sistema. No caso da aquisição, isto pode se realizar através de um programa em BASIC utilizando o microcomputador para comandar todo o processo de aquisição. Para a geração com a utilização de portas de entrada/saída, o usuário poderá transferir os dados necessários para definir as condições nas quais o microprocessador controla a geração dos sinais.

Para a geração estima-se que com 3 portas (duas de entrada de dados para definir características do sinal, e uma saída para indicar os estados dos processos) é possível configurar o meio de comunicação com o usuário.

2.2.8 - Memórias

É importante definir a capacidade de memória apropriada ao sistema. No caso da aquisição esta é considerável, lembrando

que com uma frequência de amostragem de 1 KHz, 1 segundo de amostragem equivale a 1000 bytes de memória de dados, além da memória de programa. Logo a memória mínima do computador para efetuar o processamento é estimada em 12 Kbytes. Já no caso dos arquivos a gerar, por teste efetuados estimou-se apropriado para armazenar as características mais importantes dos sinais:

Sinal de ECG \longrightarrow máx 512 bytes

Sinais de som \longrightarrow máx 512 bytes

Com isto é preciso 1 Kbyte para cada arquivo de sinal e para evitar um "lay out" excessivo, a capacidade de memória do gerador estima-se em 10 Kbytes para arquivos e programas de controle, além de uma pequena memória de armazenamento temporário de dados, deixando a possibilidade de expansão do número de arquivos de sinais.

2.2.9 - Software

Finalmente os programas que controlam a operação do sistema estão compostos de rotinas em linguagem de máquina para possibilitar um processamento rápido, dentro da faixa limitada pela frequência de amostragem.

Para a aquisição, além do programa em Basic as rotinas em linguagem de máquina são em "assembly" de microprocessador 6502, componentes do microcomputador APPLE-compatível, e na geração com a utilização do microprocessador 8085-A, as rotinas do programa monitor estão em "assembly" correspondente a este microprocessador.

C A P Í T U L O I I I

DESENVOLVIMENTO

3.1 - MÉTODO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS CARDÍACOS

Para a criação dos arquivos do simulador de ECG e som cardíaco, é necessário um sistema de aquisição e processamento dos sinais, que possibilite a criação e armazenamento de arquivos digitais dos sinais reais em EPROM, os quais representam as características mais importantes de cardiopatias básicas.

O sistema desenvolvido em torno de um microcomputador Apple II+ compatível, apresenta uma configuração da figura 3.1.

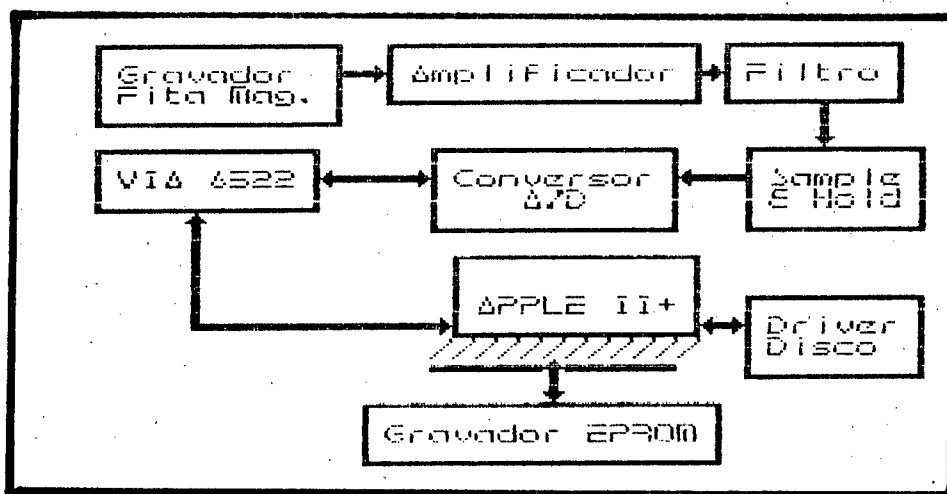


FIGURA 3.1 - Diagrama de blocos do sistema de aquisição.

Analisando a estrutura do sistema tem-se:

3.1.1 - Gravador de Fita Magnética

Inicialmente os sinais reais são gravados em fita magnética para posteriormente serem digitalizados e processados. Para a escolha do gravador apropriado deve-se lembrar que existem dois

métodos de gravação em fita magnética:

- Gravação Direta.
- Gravação Indireta em Frequência Modulada - FM

Na maneira de gravação direta, o sinal de entrada é algebricamente adicionado a um sinal de polarização "bias" de alta frequência (de aproximadamente 100 KHz) e introduzido diretamente ao amplificador que fornece a corrente necessária ao cabeçote do gravador. Neste, o sinal é transformado em variações de fluxo magnético que modifica o magnetismo residual da fita magnética. Este modo de gravação apresenta duas desvantagens: resposta em baixa frequência limitada a sinais com espectro de frequência superior a 30 Hz e baixa estabilidade de frequência na saída, que para a aplicação presente só possibilita a gravação dos sinais de som cardíaco. O modo direto é o utilizado na maioria dos gravadores de áudio.

O método FM é utilizado nos gravadores de instrumentação nos quais o sinal de entrada é aplicado a um modulador. Depois a portadora modulada em frequência é aplicada ao amplificador para produzir a corrente necessária no cabeçote do gravador. Utilizando este modo é possível a gravação de baixa frequência, até CC, possibilitando a gravação dos sinais de ECG.

Conclue-se que a escolha mais apropriada é de um gravador FM, em modo indireto para os sinais de ECG e som, podendo ser utilizado o método direto só para sinais de som cardíaco.

3.1.2 - Amplificador de Entrada

O amplificador de entrada é encarregado de condicionar os níveis de sinal de forma de obter a faixa apropriada ao sistema de conversão análogo-digital. A etapa amplificadora consiste num amplificador, não inversor com ganho programável e um amplificador não inversor atuando como deslocador de nível. Para fixar as características deste subsistema é necessário conhecer as limitações do conversor A/D.

Considerando um conversor A/D 0816 com faixa de entrada unipolar e magnitude de 0 a 5 volts, o sistema de acondicionamento de sinal deve possuir as características:

- Valor máximo de saída 5 volts.
- Saída unipolar
- Valor mínimo de saída 0 volts
- Ganho ajustável à faixa do conversor.

O controle do ganho é feito através do microcomputador que define o ganho dependendo do nível de entrada acondicionando-a à faixa do conversor A/D. Para isto se escolhe 3 ganhos possíveis que pelas magnitudes esperadas permitem manter o sinal dentro da faixa máxima possível, limitado pelo conversor A/D. Estes ganhos são 1, 2 e 4 o que facilita o controle digital por ser potências de 2.

Na figura 3.2 apresenta-se o esquema inicial.

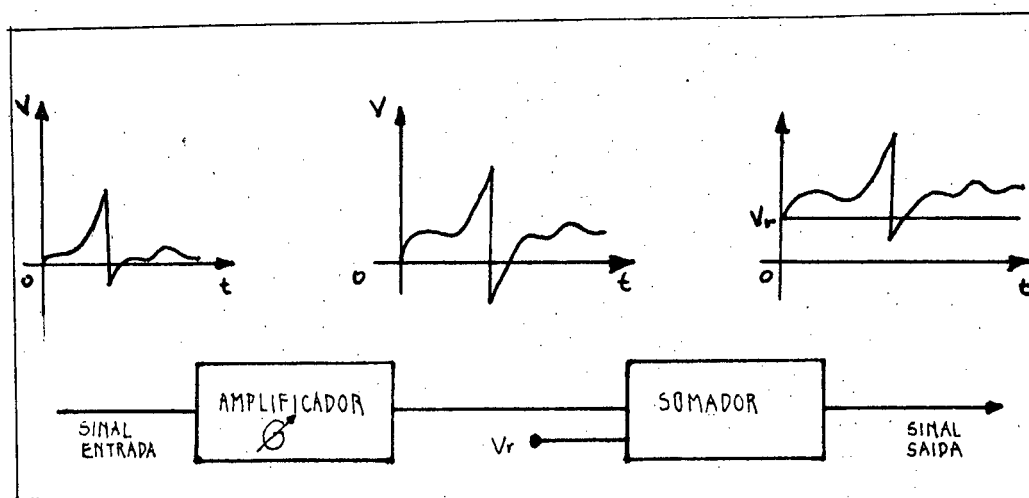


FIGURA 3.2 - Diagrama de blocos do sistema de condicionamento de sinal na entrada.

A impedância de entrada do sistema se considera como de $10\text{ K}\Omega$, que é um valor apropriado para a maioria dos gravadores. Com isto o sistema fica definido só adicionando um nível de deslocamento de metade da escala do conversor A/D para permitir a entrada de sinais bipolares simétricos máximos de $\pm 2,5$ volts de pico.

O sistema final é o apresentado na figura 3.3 na qual as chaves escolhidas são as CD 4016.

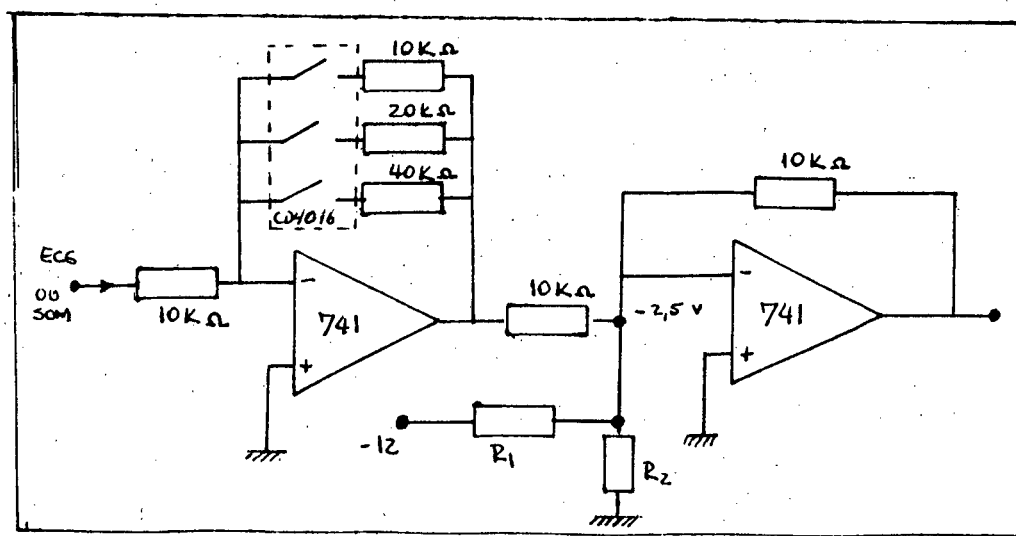


FIGURA 3.3 - Sistema de acondicionamento de sinal.

Um dos problemas a considerar nesta configuração é o funcionamento das chaves em modo bipolar. Estas chaves apresentam a desvantagem, no modo bipolar, de necessitar de sinais bipolares para o controle liga-desliga. A solução foi adicionar um circuito MC 1488, que permite a conversão dos sinais TTL de controle provenientes do computador, nos sinais bipolares apropriados para comandar as chaves em modo bipolar.

O sistema utilizado é apresentado na figura 3.4 no qual são adicionados diodos zener para limitar as saídas a níveis apropriados.

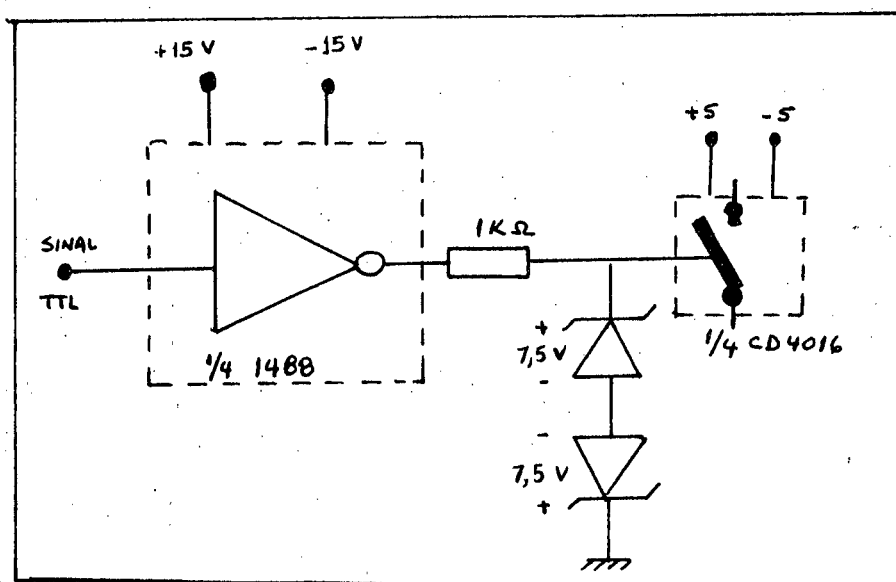


FIGURA 3.4 - Transformação TTL para bipolar.

3.1.3 - Filtro "Antialiasing"

Como parte integrante do sistema de condicionamento de sinal é importante a adição de um filtro "antialiasing", antes de efetuar a conversão A/D, para limitar a faixa de frequência de sinal dentro dos limites definidos por suas características. Isto

é, ECG em 100 Hz e som cardíaco em 400 Hz de frequência de corte superior.

Analisando os tipos de filtros existentes o filtro "Butterworth" é o mais apropriado pelas características de resposta com máxima planura na sua faixa passante. A partir disto só falta definir a ordem apropriada para os filtros com 100 e 400 Hz de frequência de corte.

Em primeiro lugar, como já se definiu o ganho na etapa anterior escolhe-se uma configuração de filtro com ganho unitário, de forma a não modificar a amplitude dentro da faixa passante.

Para a escolha da ordem deve-se ter em consideração a resolução mínima do conversor A/D. Com o A/D 0816 tem-se 8 bits o que implica para uma faixa de 5 volts de entrada numa resolução mínima de:

$$\text{Resolução: } \frac{V_{\max}}{2^n} = \frac{5}{2^8} = 20\text{mV} \quad (3.1)$$

De [10] tem-se que a ordem do filtro é dada por:

$$n = \frac{\text{Log} \left[\frac{10^{0,1 A_{\min} - 1}}{10^{0,1 A_{\max} - 1}} \right]}{2 \cdot \log \left[\frac{f_r}{f_c} \right]} \quad (3.2)$$

Onde:

n = Ordem do filtro

A_{\max} = Atenuação na faixa passante. (Na freq. de corte f_c).

$$A_{\max} = 3\text{dB}.$$

A_{\min} = Atenuação na faixa rejeição. (Obtido para freq. de rejeição $f_r = 500$ Hz).

f_r = Frequência de rejeição máxima

f_c = Frequência de corte

Para uma rejeição tal que a tensão produzida a 500 Hz seja inferior a um bit de resolução tem-se:

$$A_{\min} = 256 = 48,16 \text{ dB}$$

Assim a ordem mínima do filtro fica definida por:

$$n = \frac{\log \left[\frac{10^{0,1 \times 48,16} - 1}{10^{0,1 \times 3} - 1} \right]}{2 \cdot \log (500 / 100)} = \frac{\log \left[\frac{10^{4,816} - 1}{10^{0,3} - 1} \right]}{2 \cdot \log (5)} \quad (3.3)$$

$$n = 3,446 ; \text{ ordem adotada} = 4$$

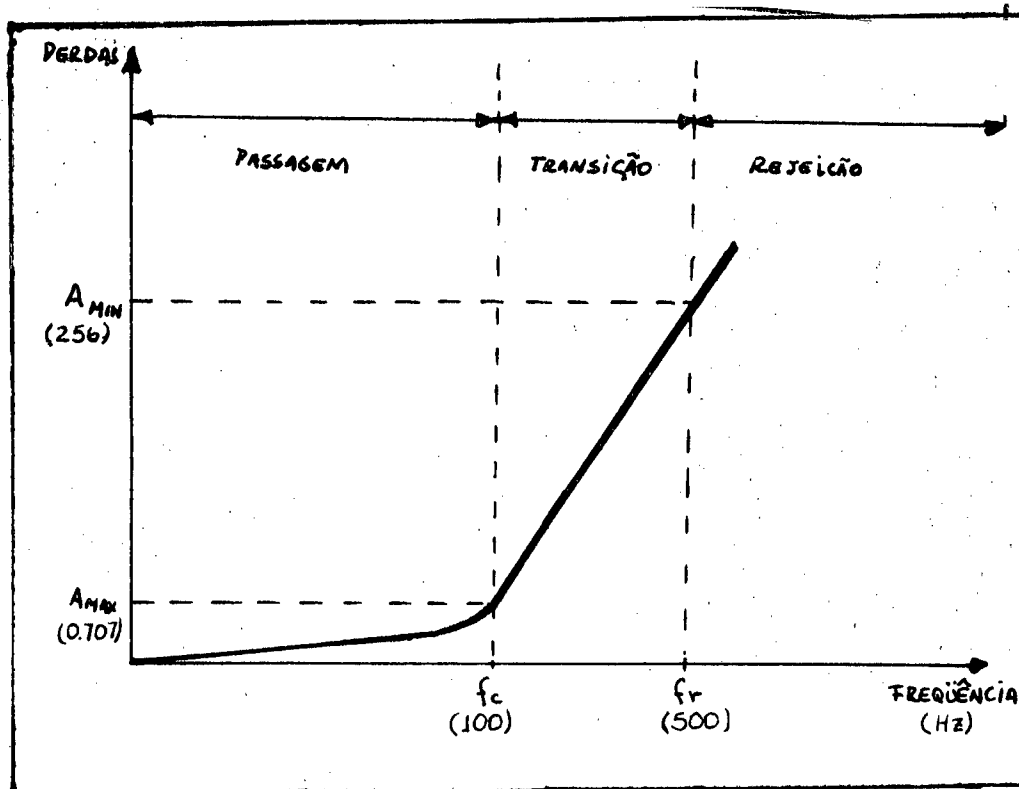


FIGURA 3.5 - Determinação da ordem do filtro

A configuração de um filtro "Butterworth" pode ser definida a partir da seguinte Tabela 3.1, com a estrutura da Fig.3.6.

TABELA 3.1 - Determinação de parâmetros do filtro ordem 4 ; ganho 1

Parâmetros	Etapa 1	Etapa 2
R1	2,661 K	1,048
R2	9,521 K	4,048
R3	00	00
R4	0	0
C1	0,01C	0,5C
C	C	C

Onde:

$$K = \frac{100}{f_c C (\mu F)}$$

Logo, definindo o capacitor de realimentação, é possível definir a frequência de corte e os outros parâmetros do filtro.

Para os componentes é recomendável a utilização de elementos de baixa tolerância para obter boa definição da frequência da corte. No caso dos resistores menor de 5% e capacitores de baixa perda do tipo "Mylar" ou poliestireno.

Para o sinal de som cardíaco utilizando o mesmo procedimento, tem-se para $f_r = 2$ KHz (1/2 década superior)

$$n = 1,4636 ; \text{ ordem adotada } n = 2$$

De [10] tem-se para filtro "Butterworth" de ordem 2, (estrutura da figura 3.7).

TABELA 3.2 - Filtro "Butterworth" ordem 2, ganho 1

Parâmetros	Etapa 1
R1	1,422K
R2	5,399K
R3	∞
R4	\emptyset
C1	0,33C
C	C

Onde: (3.4)

$$K = \frac{100}{f_c \cdot C(\mu F)}$$

Nas figuras 3.6 e 3.7 se apresentam as estruturas finais dos filtros com os parâmetros determinados pelas equações apresentadas nas Tabelas 3.1 e 3.2 com resistores de 1% de tolerância.

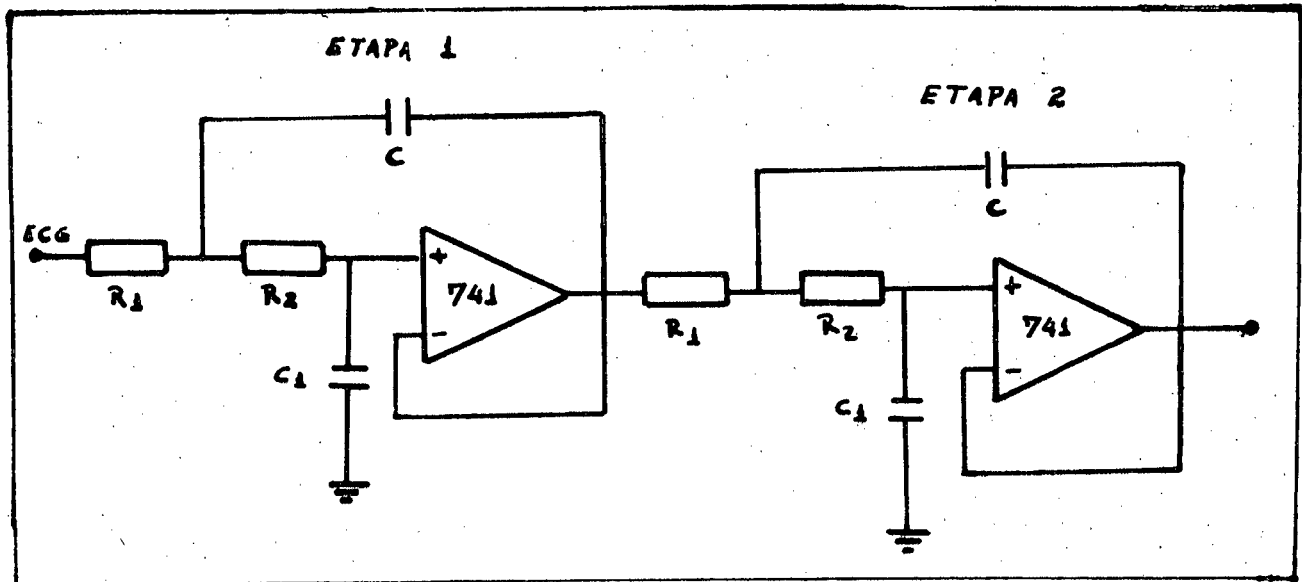


FIGURA 3.6 - Filtro "Butterworth" de ordem 4 para ECG

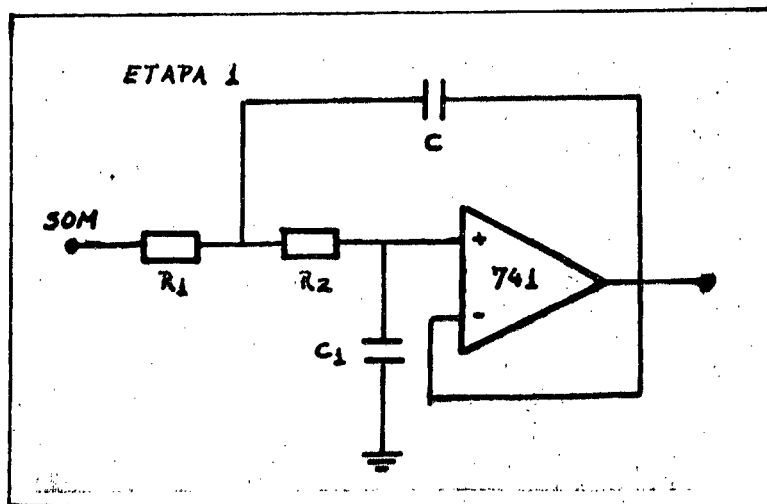
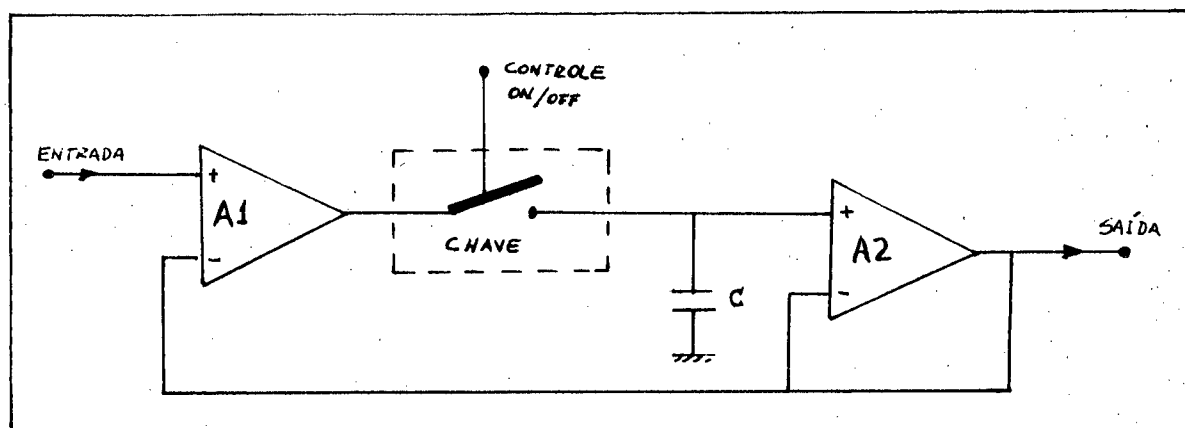


FIGURA 3.7 - Filtro "Butterworth" de ordem 2 para som cardíaco.

3.1.4 - Circuito de Amostragem e Retenção

Utilizando a configuração de figura 3.8 pode-se ampliar a faixa de frequência do conversor que, como foi apresentada anteriormente só permite uma frequência máxima de 6,21 Hz em conversão direta.



A1: Amplificador de entrada

A2: Amplificador de saída

FIGURA 3.8 - Circuito de Amostragem e retenção (S/H)

As condições que se devem respeitar em todo sistema de amostragem e retenção são:

- Capacitor de baixa perda para evitar variação na amostra;
- Amplificador de entrada com corrente de saída apropriada para carga rápida do capacitor na amostragem;
- Amplificador de saída com alta impedância de entrada para evitar variação da amostra na retenção.

Por isto geralmente os amplificadores utilizados em sistemas de amostragem e retenção são com entradas FET. Como a frequên-

cia de amostragem é de 1 KHz, considerar-se-á 500 μ seg para amostragem e 500 μ seg para retenção.

Escolhendo um amplificador operacional CA 3140 com entrada FET, os parâmetros para definir o capacitor são:

- Tempo entre amostras = 1 μ seg
- Tensão de saída máxima = $V_{o\text{máx}}$ = 5 volts
- Tensão de saída mínima = $V_{o\text{min}}$ = 0 volts
- Corrente de saída máxima = I_{max} = 10mA
- Resistência de chave (ON)máx = R_{DS} = 1 K Ω
- Capacidade da chave: C_{GC} = 4 pF
- Resistência (OFF) mínima de chave: R_{ds} = $1,5 \times 10^{11} \Omega$
- Resistência carga mínima: R_{l} = 2 Ω
- Resistência do capacitor(típica): R_{C} = 10^{15}
- Resistência de entrada do amplificador: R_{ic} = $1,5 \times 10^{12} \Omega$
- Variação permitida da amostra $V_{\text{s}} < 0,001$ volts

De [9] tem-se

$$C \geq \frac{T_2}{R \cdot \ln \left[\frac{V_{\text{omax}}}{(V_{\text{omax}} - V_{\text{s}})} \right]} \quad (3.5)$$

$$R = R_{\text{ic}} // R_{\text{ds}} // R_{\text{l}}$$

$$C \geq 37,17 \text{ pf} \quad ; \quad \text{com } T_2 = 500 \text{ } \mu\text{seg}$$

Logo o tempo mínimo de carga do capacitor fica:

$$\frac{1}{2 \cdot f_a} \geq T_{c\text{mín}} \geq 7 R_{Ds} \cdot C \quad (3.6)$$

Com o tempo máximo é de 500 μseg definido por 1/2 da frequência de amostragem

$$500 \mu\text{seg} \geq 7 R_{ds} \cdot C \quad (3.7)$$

$$C \leq \frac{500 \times 10^{-6}}{7 \times 1 \times 10^3} = 7,14 \times 10^{-8} \quad (3.8)$$

$$714 \times 10^{-6} \geq C > 37,16 \times 10^{-12} \quad (3.9)$$

Logo considerar-se-á $C = 0,22 \times 10^{-6} \mu\text{F}$, para obter o circuito da figura 3.9 o que define um tempo de carga do capacitor igual a:

$$T_c = \frac{C [V_o (\text{max}) - V_o (\text{min})]}{I_{\text{omax}}} \quad (3.10)$$

Com $I_{\text{omax}} = 10\text{mA}$

$$T_c = \frac{0,22 \times 10^{-6} (5)}{10^{-4}} = 110 \mu\text{seg} \quad (3.11)$$

Assim $T_c < 500 \mu\text{seg}$

Na figura 3.9, apresenta-se o circuito final, onde são adicionadas duas redes. A composta de dois diodos de sinal tipo 1N914 em anti-paralelo limita a saturação do amplificador A1 na retenção e a rede RC efetua a compensação em frequência da malha formada por A1 e A2.

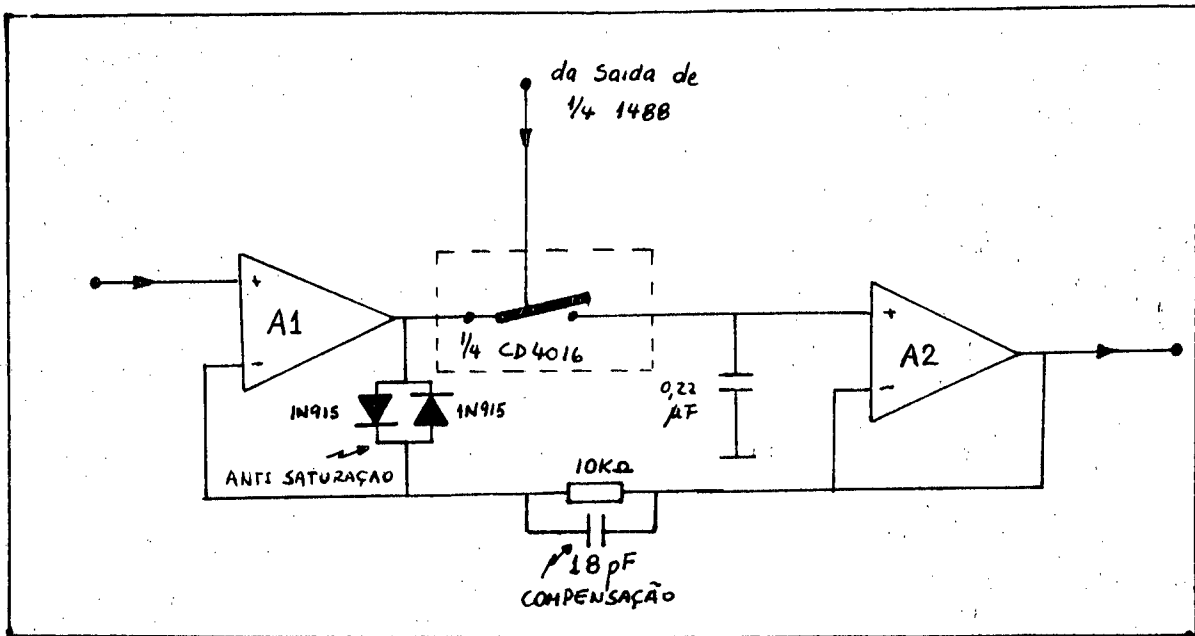


FIGURA 3.9 - Circuito de Amostragem e Retenção

3.1.5 Conversor Analógico - Digital

O conversor escolhido foi o ADC 0816 em razão da adaptação ao microcomputador usado.

Para o controle do conversor é utilizado o "slot" 5 do APPLE, utilizando a frequência de 1 MHz como relógio do sistema que possui uma configuração similar à da fig. 3.10.

A frequência de amostragem, fixada para utilização ótima da memória é limitada pelo sinal de som cardíaco, pois seu espectro de 400 Hz exige uma frequência de amostragem de 800 Hz. A escolha de 1 KHz para frequência de amostragem satisfaz tanto ao sinal de som quanto ao do ECG, já que:

$$f_{\text{amostragem}} \geq 2 \cdot f_{\text{m\u00e1xima de sinal}} \quad (3.12)$$

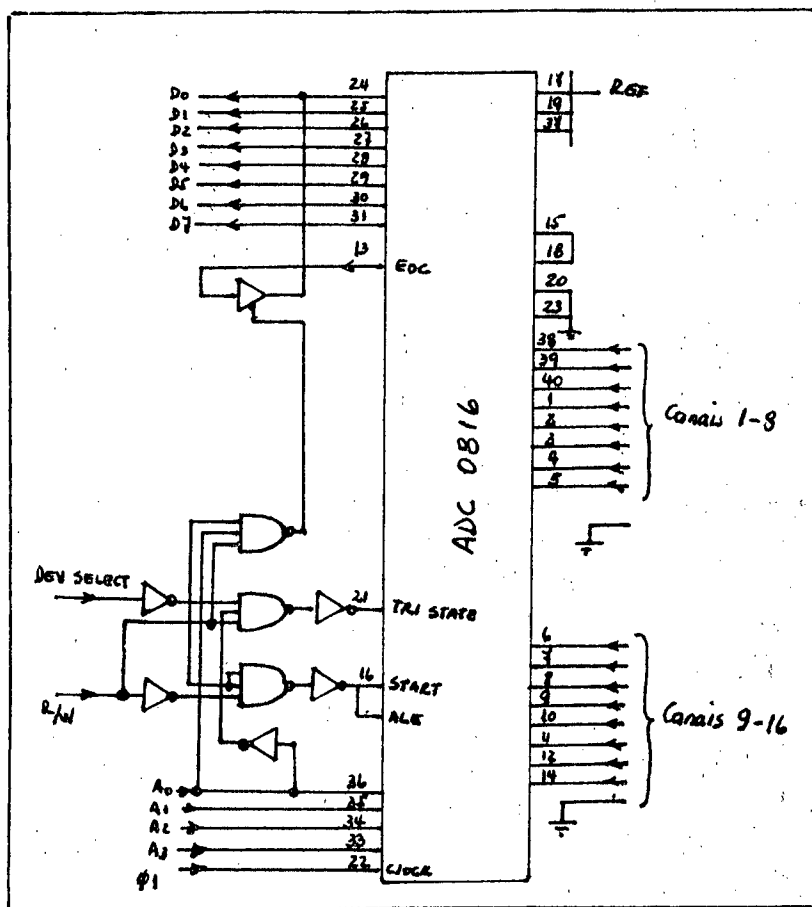


FIGURA 3.10 - Conversor Anal\u00f3gico - Digital.

3.1.6 - Portas E/S e Temporizador

Para efetuar a aquisi\u00e7\u00e3o necessitar-se-\u00e1 de um temporizador que sincronize o sistema, gerando a frequ\u00eancia de amostragem, externamente ao computador. Em outras palavras, implementando um rel\u00f3gio em tempo real. Para isto utilizar-se-\u00e1 uma VIA ("Versatile Interface Adapter") tipo 6522, a qual al\u00e9m do temporizador program\u00e1vel, possui duas portas E/S que possibilitam o controle das chaves do amplificador program\u00e1vel e o sistema de amostragem-reten\u00e7\u00e3o.

Todo o controle e programa\u00e7\u00e3o das portas e o temporizador \u00e9 feito por rotinas em "assembly", existindo um programa em lin-

quagem BASIC de tipo conversacional, para o usuário controlar o processo de aquisição.

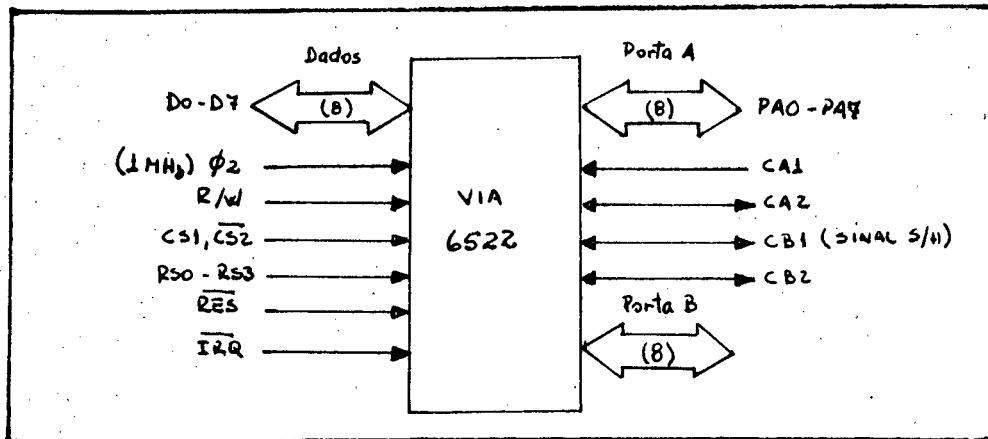


FIGURA 3.11 - VIA 6522

3.1.7 - Software do Sistema de Aquisição

O software de controle possui as seguintes operações:

- Determinação de ganho;
- Aquisição de dados;
- Gráfico e criação de arquivos;
- Gravar arquivos em discos;
- Transferência e verificação de blocos;
- Impressão de gráfico de dados;
- Geração de sinal de teste.

DETERMINAÇÃO DE GANHO

Rotina em linguagem "assembly" que efetua a aquisição durante um período de tempo definido, que permite determinar o valor máximo e mínimo do sinal nesse segmento, e fixa o ganho do amplificador de entrada (Apêndice B).

AQUISIÇÃO DE DADOS.

Efetua a aquisição de dados durante um período de tempo definido.

GRÁFICO E CRIAÇÃO DE ARQUIVOS.

Efetua o gráfico dos dados no vídeo e permite a escolha de segmentos para a criação de arquivos, além da introdução de "flags", indicadores de início e fim do QRS, fim do bloco, etc.

GRAVAR EM DISCOS.

Operação normal do DOS só que se pode fixar a localização do arquivo.

TRANSFERÊNCIA E VERIFICAÇÃO DE BLOCOS DE DADOS.

Rotina "assembly", que utiliza subrotinas do monitor do sistema para reordenar arquivos e adaptá-los em blocos para gravação em EPROM.

IMPRESSÃO DE GRÁFICOS DE DADOS.

Possibilita a obtenção de gráficos dos arquivos de dados na impressora.

GERAÇÃO DE SINAIS DE TESTE.

Rotina em "assembly" que possibilita através da porta A da VIA, comandar um conversor D/A para testar os arquivos processados.

Todas as listagens dos programas e rotinas estão no apêndice B.

3.1.8 - Programação da VIA 6522

O controle do sistema de condicionamento de sinal é feito através da VIA 6522. Ela permite a programação do ganho no amplificador de entrada, através da porta B da VIA 1 da interface controladora de periféricos ligada no slot 7 do microcomputador APPLE II+, além de gerar a frequência de amostragem. Esta interface possui duas VIA 6522 das quais só é utilizada a VIA 1.

Da porta B os bits utilizados são:

bit 7 = PB7: saída da frequência de amostragem de
1 KHz

bit 2 = PB2: controle de ganho: G= 4 (Ø - deslig.)

bit 1 = PB1: " " " : G= 2

bit Ø = PBØ: " " " : G= 1

a) Programação da porta B de saída.

Utilizando o slot 7 os endereços importantes da VIA 1 são:

Porta B : C7Ø7 H

Programação porta B: C7Ø2 H

Partida Timer : C7Ø5 H

Timer LSB : C7Ø6 H

Timer MSB : C7Ø7 H

Interrupções (CBI) : C7ØD H

- Dados de programação da porta B:

FF H → C7Ø2 H

- b) Programação do Timer para onda quadrada de 1 KHz com saída no bit 7 da porta B:

F4 H → C706 H

01 H → C707 e C705 H

- c) Programação da Interrupção "CBI" na transição 0 → 1.

A interrupção "CBI" é utilizada para obter a informação de fim da amostragem. Na figura 3.12 apresenta-se o diagrama de tempo do sinal de controle de interrupção "CBI"

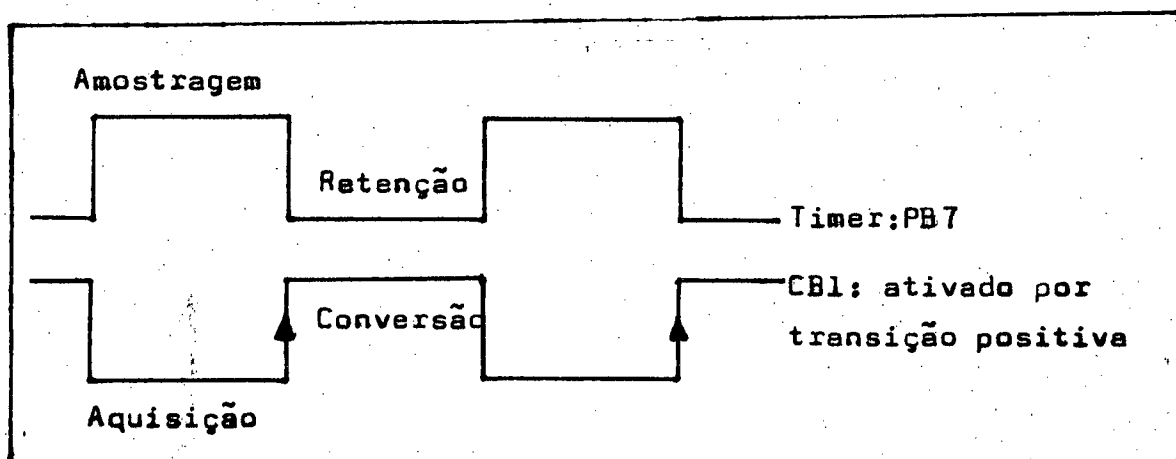


FIGURA 3.12 - Interrupção CBI da VIA 6522.

A rotina assembly de controle de aquisição testa a interrupção "CBI", e na transição positiva do sinal de controle, ela ativa a interface do conversor A/D para o início de conversão; seu byte de programação é:

10 H → C70C H

Para geração a rotina correspondente utiliza a mesma configuração da VIA só que a saída de dados é feita através da porta A.

3.1.9 - Controle do Conversor ADC0816.

A rotina "assembly" para controle de aquisição apresenta da no apêndice B5, comanda a placa do conversor ligada ao slot 5 do microcomputador APPLE II+.

Para sua ativação, a rotina deve acessar o endereço C0D0 hexadecimal. Este endereço com o dado 00 H, ativa o canal 1 do ADC0816 e inicia a conversão. Logo a programação é:

00 H → C0D0 H

3.2 - Sistema Gerador de Sinais Cardíacos

Com o sistema de aquisição desenvolvido para a criação do arquivo é possível agora estruturar um sistema gerador que controla a simulação de sinais de ECG e Som cardíaco a partir do arquivo armazenado.

Basicamente o gerador deve possuir as seguintes características:

- Sistema autônomo;
- Permitir variação da frequência
- Apresentar uma comunicação simples com o usuário;
- Ser de um custo baixo.

Para cumprir estas condições o sistema desenvolve-se em torno de um microprocessador de 8 bits 8085 A que possui um custo bastante baixo.

A conversão D/A é de 8 bits otimizando rendimento e custo, e a comunicação com o usuário se realiza através de chaves

digitais com saída BCD que a partir de um código numérico permite a obtenção de sinal com as características desejadas.

Com estas características o sistema precisará de:

- Microprocessador de controle;
- Portas de entrada/saída;
- Temporizador;
- Memória RAM para pilha e variáveis;
- Sistema de condicionamento de sinal;
- Conversor D/A;
- Memória EPROM para arquivos.

Na figura 3.13 apresenta-se a estrutura em diagrama de blocos do gerador de sinais.

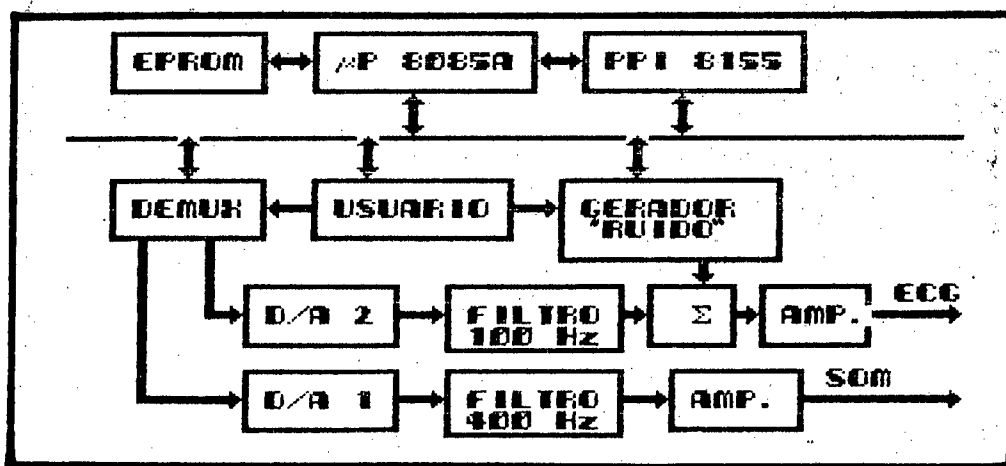


FIGURA 3.13 - Gerador de sinais de ECG e Som cardíaco
Diagrama de bloco.

3.2.1 - Microprocessador de Controle

O microprocessador escolhido (8085 A) atua com um cristal de 6,144 MHz, o que gera uma frequência de relógio interno de 3,071 MHz.

O 8085-A comandado por um programa monitor em "assembly" armazenado em EPROM, é o encarregado de controlar toda a geração dos sinais de ECG e som cardíaco.

3.2.2 - Portas de Entrada/Saída

Para minimizar o sistema a escolha da PPI (Interface Programável de Periféricos) 8155, proporciona além de três portas de entrada/saída (2 de oito bits e uma de seis bits), possui um temporizador programável e uma memória de leitura/escrita, RAM com 256 bytes.

Com a 8155, é possível estabelecer a frequência de geração através do temporizador programável para obter a frequência de 1 KHz apropriada para a saída dos sinais, ao dividir a frequência de relógio do sistema de 3,071 MHz.

Os 256 bytes de RAM possibilitam a criação de uma pilha para o sistema, além de permitir o armazenamento temporário de dados necessários para a geração.

Finalmente as três portas de entrada/saída, possibilitam a comunicação com o usuário. Duas delas são portas de entrada que permitem ao usuário definir as características do sinal a gerar, e a terceira porta de 6 bits é utilizada pelo sistema como saída de indicadores de estado do sistema, por exemplo, ocorrência

de QRS, inicialização do sistema, etc.

3.2.3 - Sistema de Condicionamento de Sinal

O sistema condicionador de saída está composto das seguintes etapas:

- Conversores digital analógico;
- Filtro de saída;
- Amplificadores e atenuadores.

Os conversores digital analógico tipo LM0800 de 8 bits são precedidos por registros de 8 bits tipo 74LS273 que substituem o sistema de amostragem-retenção da entrada efetuando a amostragem e retenção em sincronismo com o relógio de tempo real gerado pelo temporizador da 8155 e ativado por um decodificador de endereços.

O sistema apresenta na saída filtros idênticos, tipo "Butterworth", aos apresentados no sistema de aquisição para a eliminação do ruído de conversão e limitação da faixa da frequência correspondente a cada sinal.

Na saída ambos sinais são demultiplexados, cada um com seu próprio sistema de condicionamento.

Também existem amplificadores e atenuador que possibilitam a variação de amplitude dos sinais e um gerador de onda senoidal de 60 Hz que permite a adição de "ruído" em amplitude variável ao sinal de ECG.

3.2.4 - Software do Gerador

O monitor do sistema permite com os dados de entrada do usuário definir as características do sinal, como a frequência car

díaca e o tipo de cardiopatia desejada.

Para isto o sistema supõe que os arquivos de sinal estão composto de 4 componentes, ou seja:

- Arquivo de ECG;
- Arquivo do primeiro som cardíaco;
- Arquivo do segundo som cardíaco.

Tudo isto dentro de uma faixa de 1 K byte de memória EPROM, cujo endereço de início está contido numa tabela de endereços.

O procedimento do monitor segue os seguintes passos:

1. - Leitura dos dados das características colocadas pelo usuário;
2. - Definir número de bytes a gerar em função da frequência cardíaca desejada;
3. - Definir endereços de início do arquivo de sinal desejado;
4. - Gerar o sinal.

O sistema está sincronizado pelo temporizador da 8155 que atua sobre a interrupção RST 7,5 do 8085-A a um intervalo de 1 ms. Podendo-se através da interrupção RST 5,5 reajustar as características do sinal, as quais só serão válidas no final da geração de um arquivo, o que possibilita a saída contínua de sinais.

TABELA 3.3 - Tabela de endereços para segmento de 2 k bytes

	A ₁₅	A ₁₄	A ₁₃	A ₁₂	A ₁₁	A ₁₀	A ₉	A ₈	A ₇	A ₆	A ₅	A ₄	A ₃	A ₂	A ₁	A ₀	0000 H
2K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	07FF H
4K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0FFF H
6K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	17FF H
8K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1FFF H
10K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	27FF H
12K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2FFF H
14K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	37FF H
16K	∅	∅	∅	∅	∅	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3FFF H

Com isto tem-se a seguinte distribuição de endereços.

TABELA 3.4 - Distribuição de Endereços.

Periférico	Endereços
EPROM 1	0000H - 07FFH
EPROM 2	0800H - 0FFFH
EPROM 3	1000H - 17FFH
EPROM 4	1800H - 1FFFH
EPROM 5	2000H - 2FFFH
D/A SOM	28H
RAM	3000H - 30FFH
D/A ECG	38H

Para minimizar a utilização de memória dos arquivos o nível isopotencial do sinal é gerado por software.

Na Tabela 3.5 apresenta-se o número de bytes apropriados para gerar as frequências cardíacas reais.

3.2.5 - Definição de Endereços

Utilizando o decodificador 74LS138 para gerar os pulsos de ativação dos periféricos do microprocessador, se obtém a Tabela 3.3 para segmento de 2 K bytes.

TABELA 3.5 - Número de byte para frequências cardíacas a frequência de 1 KHz de geração.

Frequência Cardíaca (ppm)	Nº de Byte (Decimal)	Nº de Byte (Hexadecimal)	Arquivo
40	1667	0683	8306
50	1205	04B5	B504
60	1000	03E8	E803
70	862	035E	5E03
80	752	02F0	F002
90	667	029B	9B02
100	603	025B	5B02
110	547	0223	2302
120	500	01F4	F401
130	463	01CF	CF01
140	435	01B3	B301
150	400	0190	9001
160	376	0178	7801
170	353	0161	6101
180	333	014D	4D01
190	316	013C	3C01

Tipo: define o tipo de sinal a gerar.

TABELA 3.6 - Endereços dos Sinais

TIPO	ENDEREÇOS HEXADECIMAL	ENDEREÇOS DECIMAL
0	0400H 0FFFH	1024 - 2047
1	0800H 0BFFH	2048 - 3071
2	0C00H 0FFFH	3072 - 4095
3	1000H 13FFH	4096 - 5119
4	1400H 17FFH	5120 - 6143
5	1800H 1BFFH	6144 - 7167
6	1C00H 1FFFH	7168 - 8191
7	2000H 23FFH	8192 - 9215
8	2400H 27FFH	9216 - 10239
9	IDEM AO TIPO 0	

Cada arquivo de endereços para um sinal possui a seguinte estrutura de oito bytes.

Byte 1 : LSB do endereço do sinal do ECG ;

Byte 2 : MSB do endereço do sinal do ECG ;

Byte 3 : LSB do endereço do sinal do som 1;

Byte 4 : MSB do endereço do sinal do som 1;

Byte 5 : LSB do endereço do sinal do som 2;

Byte 6 : MSB do endereço do sinal do som 2;

Byte 7 : LIVRE;

Byte 8 : LIVRE.

A escolha de 8 bytes corresponde a uma potência de 2 que facilita o acesso ao arquivo.

A configuração do sistema é apresentada no apêndice C.

3.2.6 - Estrutura do Monitor

O monitor reside no primeiro Kbyte de memória só de leitura com a seguinte distribuição:

- Rotina de controle;
- Tabela de números de bytes de frequência;
- Tabela de endereços.

ROTINA DE CONTROLE

A listagem das rotinas são apresentadas no Apêndice C com seus correspondentes comentários.

TABELA DE NÚMEROS DE BYTES DE FREQUÊNCIA

Apresentados na Tabela 3.5, reside no endereço 0200H - 021FH e fica definida pela variável "INFC", possibilitando frequências entre 40 a 160 batimentos por minuto.

TABELA DE ENDEREÇOS DE ARQUIVOS

Cada endereço de arquivo fica definido pelos seguintes parâmetros de controle e tipo de sinal:

Controle: define a forma de gerar o sinal em relação à frequência cardíaca.

3.2.7 - Capacidade de Memória

O sistema apresenta uma estrutura para 10 Kbytes, das quais 1 Kbyte corresponde ao monitor. Esta capacidade supõe-se

ótima com respeito ao custo do sistema existindo a possibilidade de troca dos últimos 2 Kbytes, através de sistema tipo cartucho o que permite a ampliação dos tipos de sinais a gerar sem afetar a estrutura do sistema.

3.2.8 - Estrutura dos Arquivos de Dados dos Sinais

A estrutura dos arquivos utilizada é a seguinte e deve ser mantida em todos os arquivos.

Primeiro byte : LSB do comprimento de byte do arq.;

Segundo byte : MSB do comprimento de byte do arq.;

Terceiro byte : Primeiro dado da sinal;

Último byte : 00H; indica fim do arquivo.

INDICADORES ("FLAGS").

São pontos que devem ser introduzidos no arquivo para indicar condições importantes dos sinais de ECG. Para os arquivos de som cardíaco só é necessário o indicador de fim de arquivo.

EFH : Indica início do QRS;

FFH : Indica fim do QRS;

01H : Indica começo do som 1;

02H : Indica começo do som 2 e som 3.

Para todos os arquivos:

00H : Indica fim do arquivo.

COMPRIMENTO MÁXIMO DOS ARQUIVOS.

São reservados os seguintes números de bytes:

ECG - 512 byte máximo;

SOM - 256 byte máximo;

SOM 2 e 3 - 256 byte máximo.

3.2.9 - Controle da Geração

O equipamento apresenta a possibilidade de controlar a geração dos sinais, através dos seguintes controles de chaves digitais.

a) FREQUÊNCIA:

Define a frequência cardíaca em pulsos por minuto desejado pelo usuário. O indicador só apresenta um dígito com multiplicador por 10 permitindo gerar frequências desde 40 até 200 batimentos por minuto. As frequências acima de 100 batimentos por minuto são obtidas em combinação com a variável "CONTROLE".

b) CONTROLE:

Possibilita a modificação da frequência cardíaca e a frequência de geração.

TABELA 3.7 - Variável "CONTROLE" de geração

CONTROLE	FUNÇÃO
Ø	Frequências Normais
1	Frequencia Cardíaca + 100
2	Freq. cardíaca normal; Freq.Geração por 10
3	Freq. cardíaca +100; Freq. geração por 10

c) TIPO:

Define o arquivo a gerar, existindo 9 arquivos disponíveis, sendo o último possível de trocar.

d) PROGRAMA:

Permite a modificação das características dos sinais gerados.

TABELA 3.8 - Variável "PROGRAMA" de geração

PROGRAMA	FUNÇÃO
Ø	Normal
1	Inverte Onda P
2	Elimina Onda P
3	Elimina 1 ciclo
4	Elimina QRS
5	Elimina Onda P
6	Inverte Onda T
7	Normal
8	Normal
9	Geração de Som

No programa 9, se apresenta a possibilidade de gerar diferentes som cardíaco utilizando o sinal de ECG como sincronismo. Nesta alternativa tem-se 10 sinais de som cardíaco, cuja escolha é feita através do parâmetro "TIPO". Ver melhor descrição na apresentação de resultados.

Outra alternativa interessante é a possibilidade de acoplar um módulo de 16 Kbytes de expansão de memória, para ampliar o número de sinais. Para utilizar a ampliação é só utilizar um dos

seguintes códigos no parâmetro "CONTROLE".

TABELA 3.9 - Variável "CONTROLE" de geração na expansão de memória

CONTROLE	FUNÇÃO
4	Normal (EXP)
5	+ 100 (EXP)
6	x 10 (EXP)
7	+ 100/x10 (EXP)

Os demais parâmetros apresentam a mesma operação do sistema sem expansão.

3.2.10 - Sistema de Saída

Sinal de ECG.

No sinal de ECG o sistema de saída, apresenta um amplificador somador que possibilita a adição de níveis variáveis de ruído de 60 Hz. Os circuitos são apresentados no apêndice D.

Sinal de Som.

O sinal de som possibilita a saída para osciloscópio ou registrador gráfico similar ao sinal de ECG. Adicionalmente há uma saída de áudio através de um amplificador LM380 em uma cápsula de fone, na qual pode ser ligado um estetoscópio, ou uma saída de maior potência.

3.2.11 - Interrupções do Microprocessador 8085 - A

O 8085-A é o controlador do sistema de geração no qual são utilizadas as seguintes interrupções:

- a) RST 7.5 : é utilizada para efetuar o controle em tempo real através do timer da PPI 8155. Esta interrupção é encarregada de gerar os dados e uma frequência de 1 KHz ou 10 KHz dependendo da frequência de geração escolhida.
- b) RST 6.5 : ativa uma rotina de calibração que gera uma onda quadrada de 1 volt de amplitude, equivalente a 1 mV real.
- c) RST 5.5 : Esta rotina efetua a leitura das condições de geração existentes nas chaves digitais, seja para início de geração ou modificações nos sinais.

Na Figura 3.14 apresenta-se a arquitetura geral do processador 8085-A.

3.2.12 - Programação da PPI 8155

Na Figura 3.15 apresenta-se a estrutura da PPI 8155, utilizada para o controle da entrada/saída de dados. As portas A e B são utilizadas para a entrada dos dados das chaves digitais; e a porta C para saída dos indicadores:

bit 0 : indicador de QRS

bit 1 : indicador de frequência cardíaca + 100

bit 2 : indicador de frequência de geração de 10KHz

A programação do timer para obter a frequência de geração apropriada, é similar ao efetuado para o timer da VIA 6522 só que agora o relógio do sistema é de 3,072 MHz. Os divisores são:

- Para 1 KHz ; divisor = 3072
- Para 10 KHz; divisor = 307,2

Os endereços de programação são apresentados no apêndice C no início da rotina do monitor.

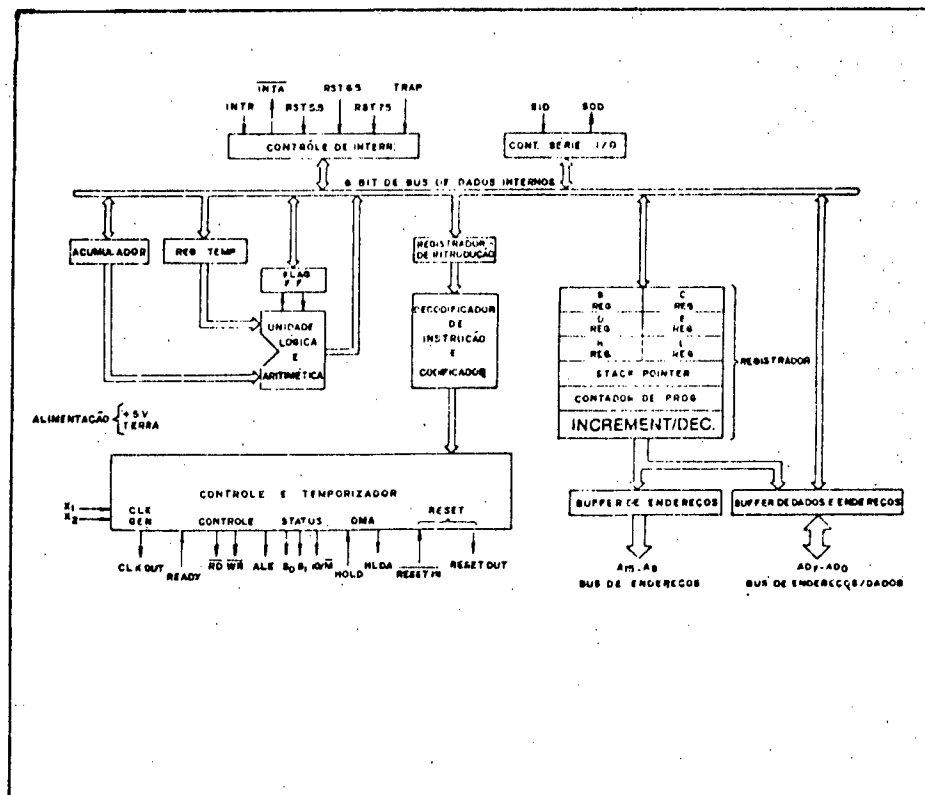


FIGURA 3.14 - Arquitetura do microprocessador 8085-A.

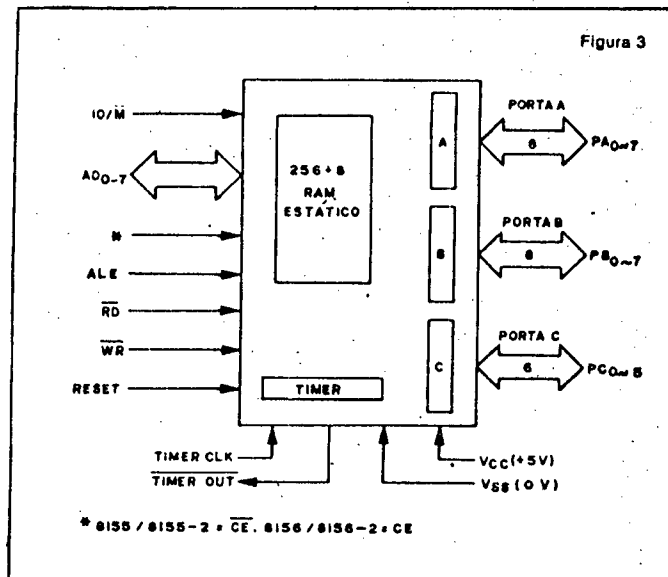


FIGURA 3.15 - Interface Programável. PPI 8155

C A P Í T U L O I V

APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS

4.1 - Sinais de Som Cardíaco

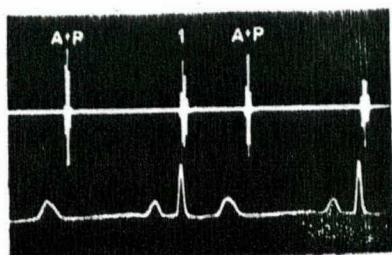
Na configuração atual do simulador, tem-se maior número de arquivos de som cardíaco. O som pode apresentar variações que não sejam observadas no sinal de ECG. Por isto o sistema apresenta uma série de arquivos de som, com o mesmo sinal normal de ECG utilizado para sincronismo.

Esta possibilidade pode ser ativada escolhendo o programa 9, na chave digital de programa. Nela tem-se os seguintes sons dependendo do parâmetro "tipo", como apresenta-se na Tabela 4.1.

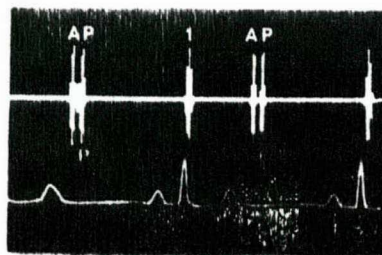
TABELA 4.1 - Sinais de som cardíaco no programa 9

TIPO	FUNÇÃO
Ø	Som 1/Som 2 simples
1	Som 1 simples/Som 2 duplo
2	Som 1 duplo/Som 2 simples
3	Som 1/Som 2/Som 3; simples
4	Som atrial/Som 1/Som 2; simples
5	Som atrial/Som 1/Som 2/Som 3; simples
6	Som 1 simples/sopro estenôsis aórtica/Som 2 simples
7	Som 1 simples/regurgitação mitral/Som 2 simples
8	Idem Ø
9	Idem Ø

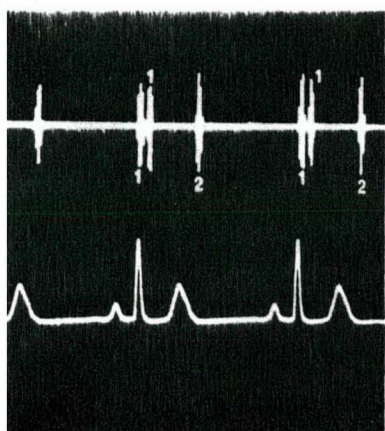
Na Figura 4.1 apresenta-se o gráfico dos sinais padrões para programa 9 na geração de som; com ECG normal. Estes sinais podem ser gerados com amplitude e frequência variável.



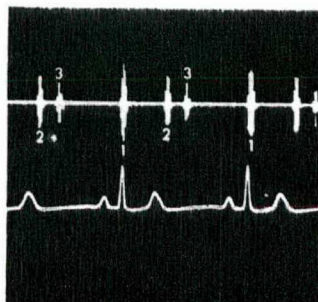
a.- TIPO 0/8/9



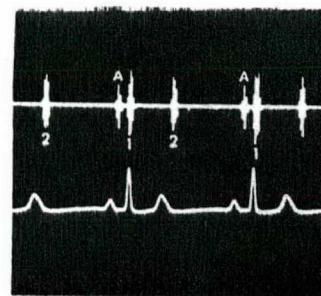
b.- TIPO 1



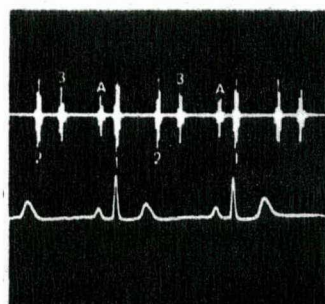
c.- TIPO 2



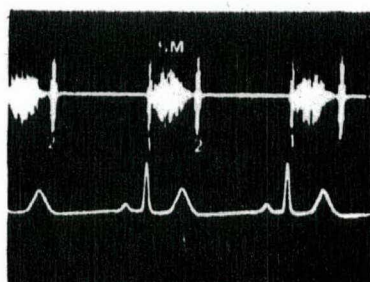
d.- TIPO 3



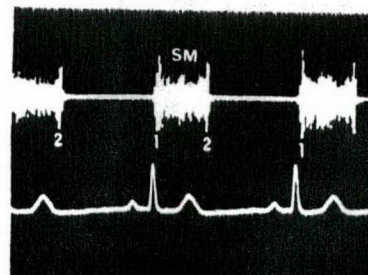
e.- TIPO 4



f.- TIPO 5



g.- TIPO 6



h.- TIPO 7

FIGURA 4.1 - Padrões de som cardíaco |18|

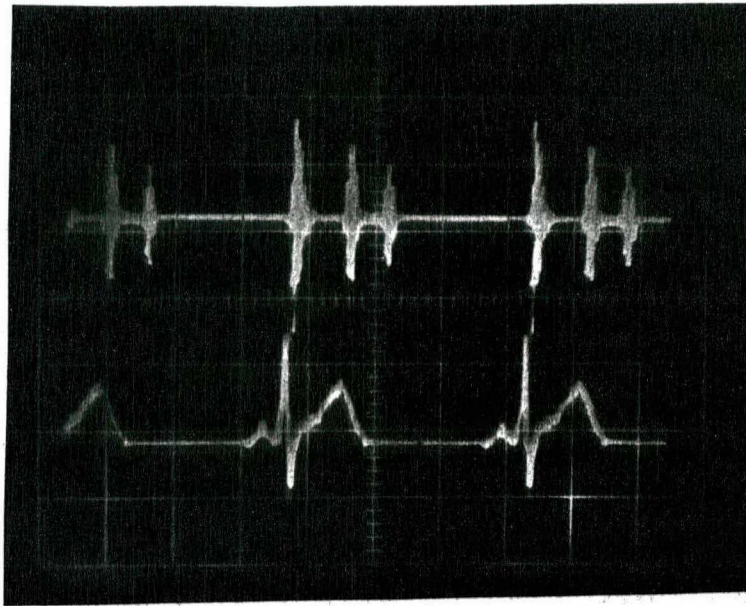


FIGURA 4.2 - Geração de 1º, 2º e 3º sons cardíacos

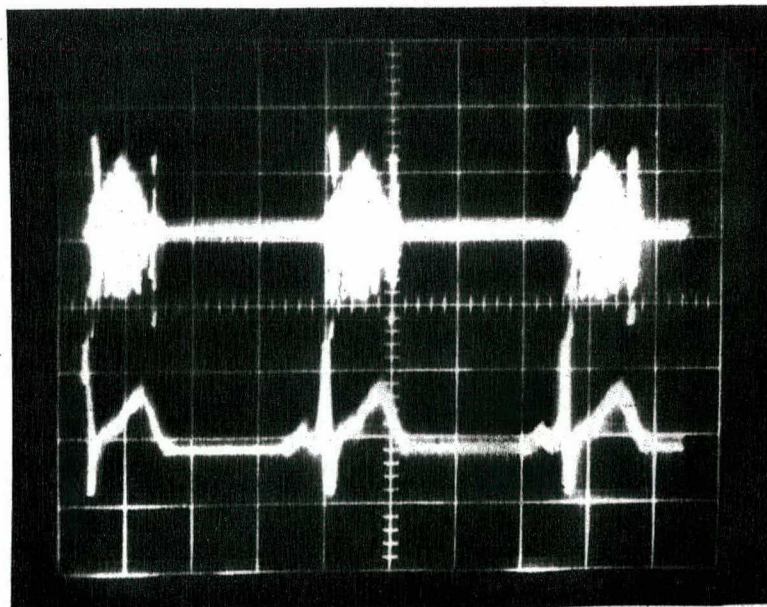


FIGURA 4.3 - Geração de sons cardíacos com sopro;
(Estenosis Aortica)

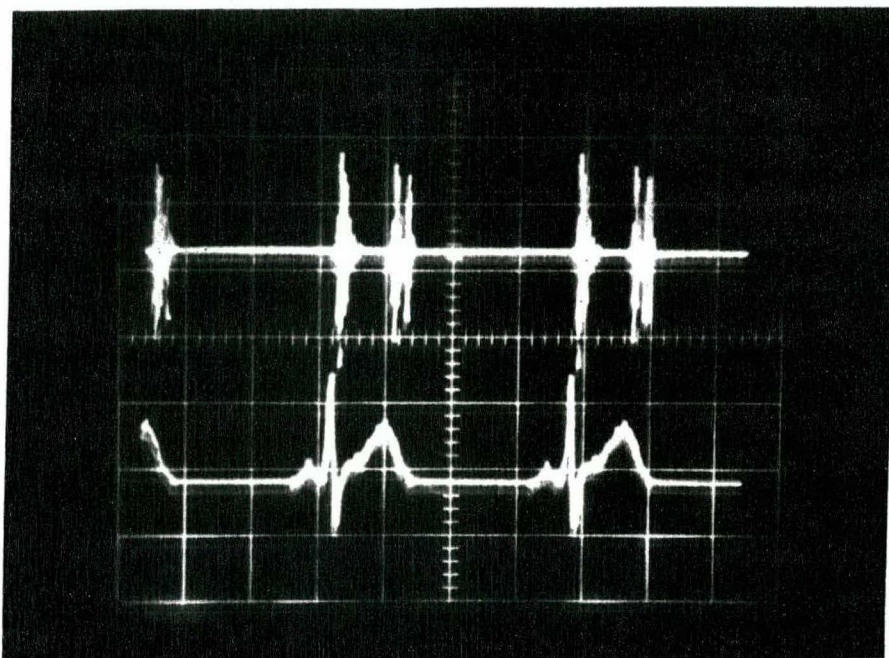


FIGURA 4.4 -- Segundo som cardíaco duplo

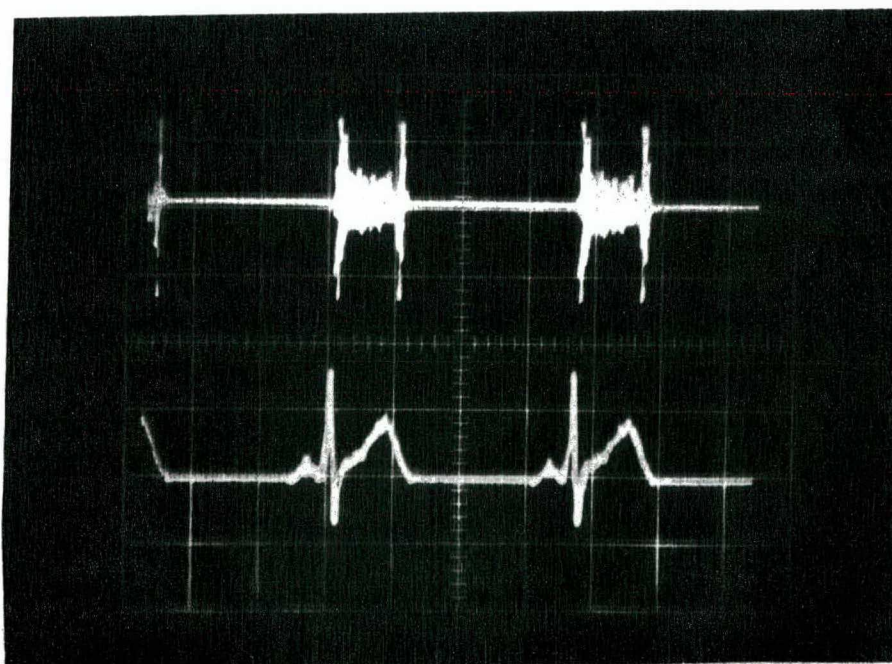


FIGURA 4.5 - Geração de sons cardíacos com sopro,
(Regurgitação Mitral)

4.2 - Sinais de ECG

O sistema simulador nesta primeira etapa, apresenta um número reduzido de sinais de ECG. Porém estes sinais em número de quatro, são possíveis de modificar para criar outras cardiopatias.

Ativando o programa 3 pode-se eliminar um ciclo simulando arritmias; ou eliminar o QRS e a onda T. gerando ECG característicos de bloqueio atrioventricular de segundo grau (programa 4). O sistema apresenta a possibilidade de ampliação de sua capacidade de memória para adicionar arquivos de sinais de ECG para outras simulações. Alguns destes sinais e suas modificações são apresentadas nas figuras a seguir, obtidas através de fotografias de sinais gerados pelo equipamento desenvolvido.

Com estes resultados obtidos, cumpre-se os objetivos do projeto inicial de criar um sistema simulador de sinais de ECG e Som cardíaco para a área de ensino.

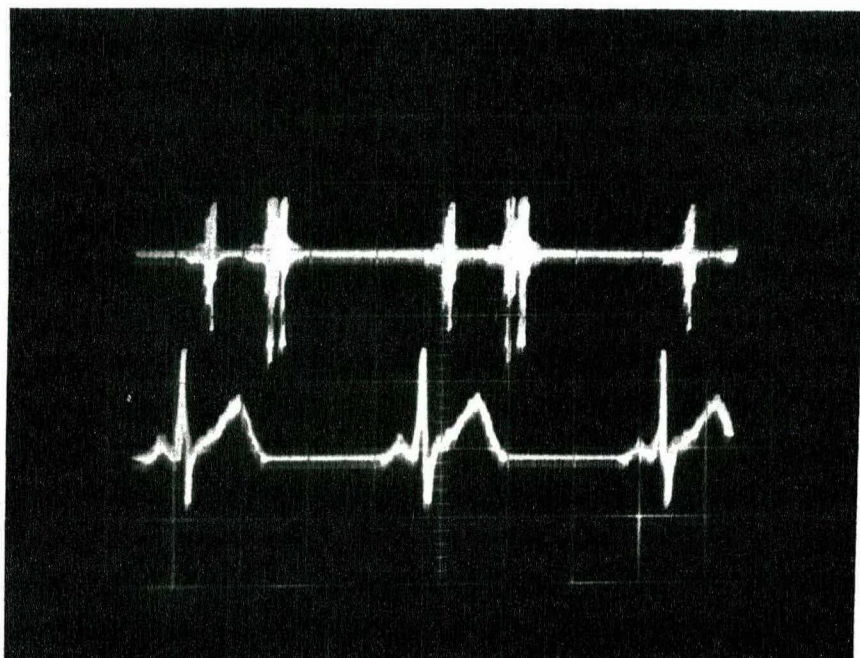


FIGURA 4.6 Sinal normal de ECG, tipo 0

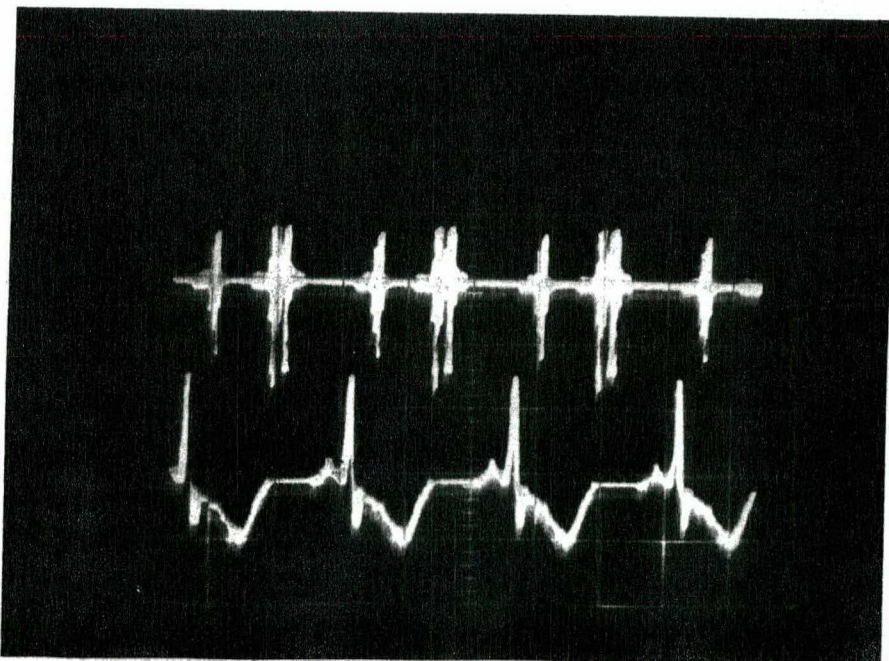


FIGURA 4.7 - ECG com onda T invertida, tipo 0
programa 5,90 ppm, (Isquemia).

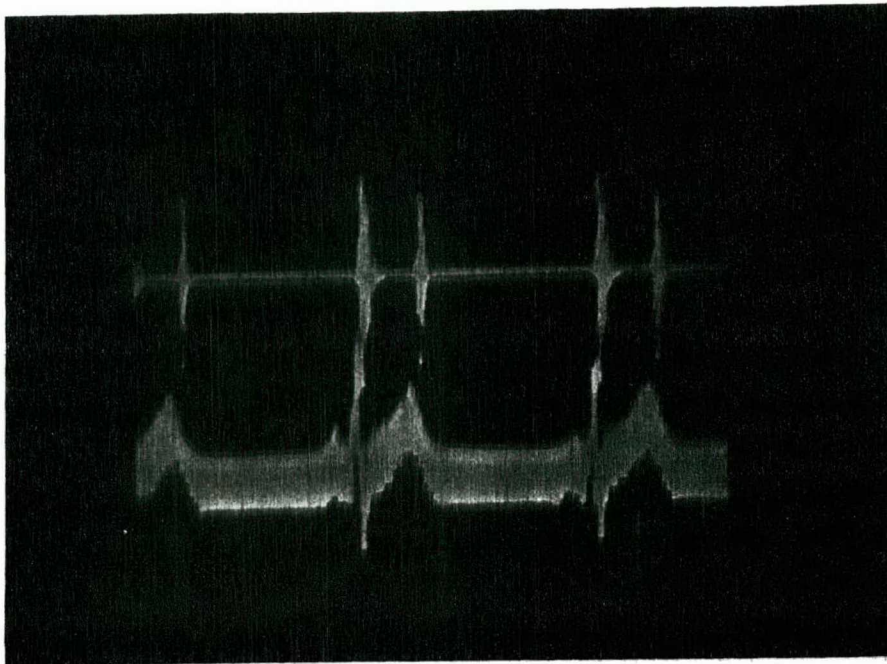


FIGURA 4.8 - ECG normal, tipo \emptyset , com ruído de 60 Hz.

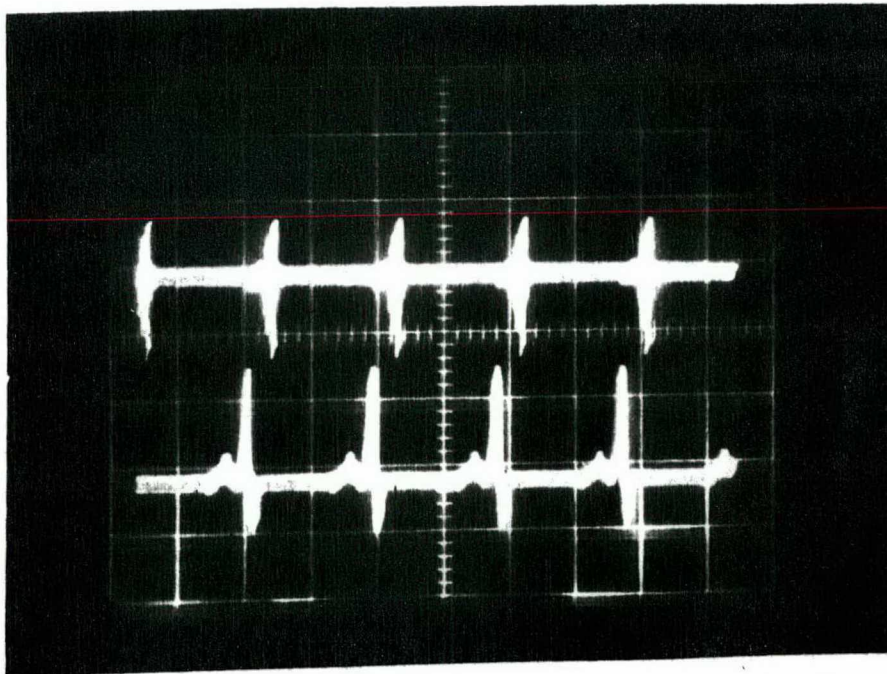


FIGURA 4.9 - ECG tipo \emptyset com onda T eliminada, programa 6; (enfisema).

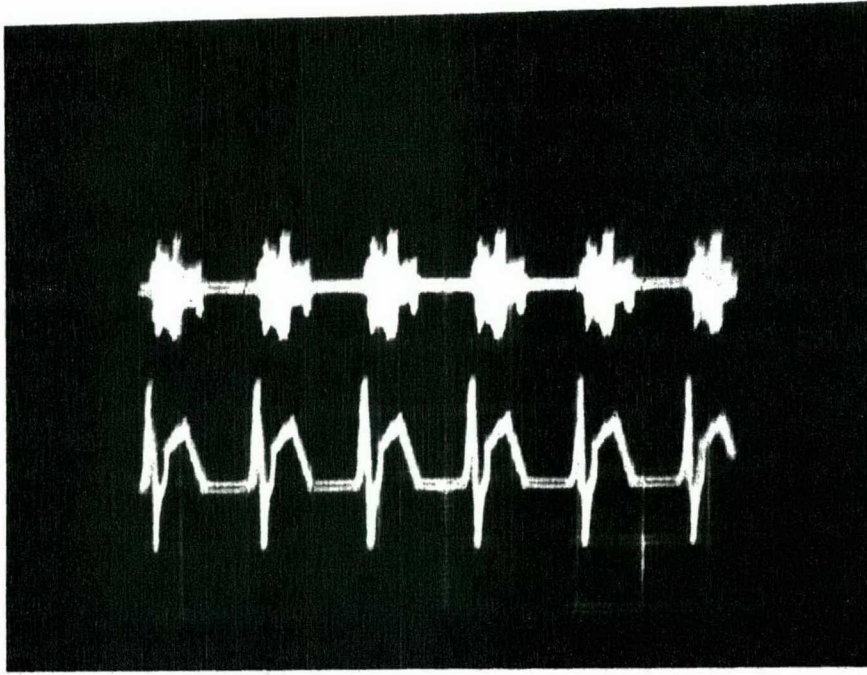


FIGURA 4.10 - ECG sem onda P, tipo 2, programa 2,
(Taquicardia Atrial)

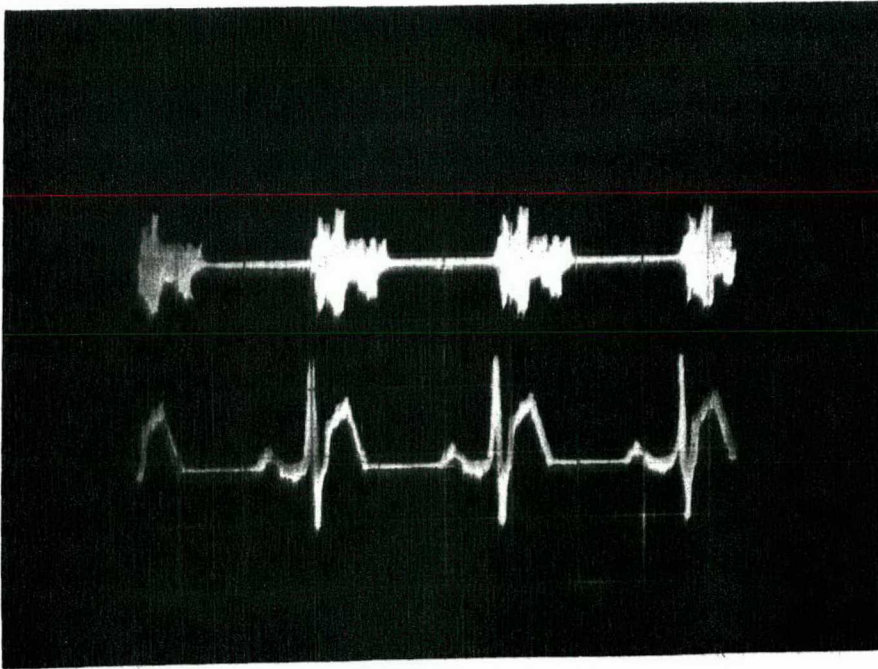


FIGURA 4.11 - ECG tipo 2, programa Ø,
(Hipertrofia ventricular).

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

5.1 - CONCLUSÕES

- a.- O sistema desenvolvido cumpre com as condições impostas pelo projeto inicial, apresentando uma boa geração dos sinais de ECG e Som cardíaco, para os fins de ensino previsto.
- b.- Dada a versatilidade de um sistema programável ele pode ser ampliado para gerar outras cardiopatias de interesse.
- c.- O custo do sistema é relativamente baixo em comparação a outros sistemas existentes para os mesmos fins. Tem a vantagem adicional da programação o que, em geral, não ocorre com os outros sistemas.
- d.- Na geração de som cardíaco verificou-se que com faixa de frequência até 400 Hz, pode obter-se uma boa recuperação dos sinais de som.
- e.- Na geração dos sinais fica a possibilidade de modificar o programa monitor do gerador, com a finalidade de ampliar a flexibilidade de geração.
- f.- A limitação em 10 KHz da frequência de geração deve-se à opção por componente de baixo custo.
- g.- O sistema de aquisição desenvolvido para o Simulador, pode ser aplicado a qualquer sinal com banda limitada de 100Hz (entrada ECG); ou 400 Hz (entrada Som).

- h.- As modificações efetuadas pelo usuário nas características do sinal gerado, são aceitas pelo sistema no final de cada ciclo de sinal gerado, evitando truncamentos no sinal.
- i.- A frequência máxima de geração, fica limitada pelo número de bytes do arquivo digital do sinal. Para um arquivo de 512 bytes, só é possível gerar ECG de 120 pulsos por minuto. Ver Tabela 3.5 na página 51.
- j.- Cada arquivo de ECG possui um Som cardíaco associado, o qual se modifica ao modificar o ECG através de algum programa do sistema.

5.2 - Trabalhos Futuros

- a.- Com a estrutura apresentada pode realizar-se a geração de outros sinais biológicos, só modificando os filtros limitadores de faixa de frequência e a frequência de geração.
- b.- O sistema pode ser utilizado na calibração de sistemas de eletrocardiografia ou qualquer equipamento similar.
- c.- Pela característica de ser um sistema programável, podem criarse cardiopatias diversas, que poderiam ser utilizadas para o diagnóstico automático por comparação.

APÊNDICES

APÊNDICE A

MANUAL DE UTILIZAÇÃO DO SISTEMA

A1. - AQUISIÇÃO DE SINAL DE ECG OU SOM CARDÍACO

PAINEL POSTERIOR

- 1.- Desligar o aparelho e o microcomputador
- 2.- Ligar o conector de saída de sinal e socket da porta B da VIA 6522, no painel posterior do aparelho, aos conectores do conversor A/D (canal 1 e terra); e porta B da VIA 1 dos periféricos correspondentes do computador APPLE II+, ((10) (8) do painel posterior).

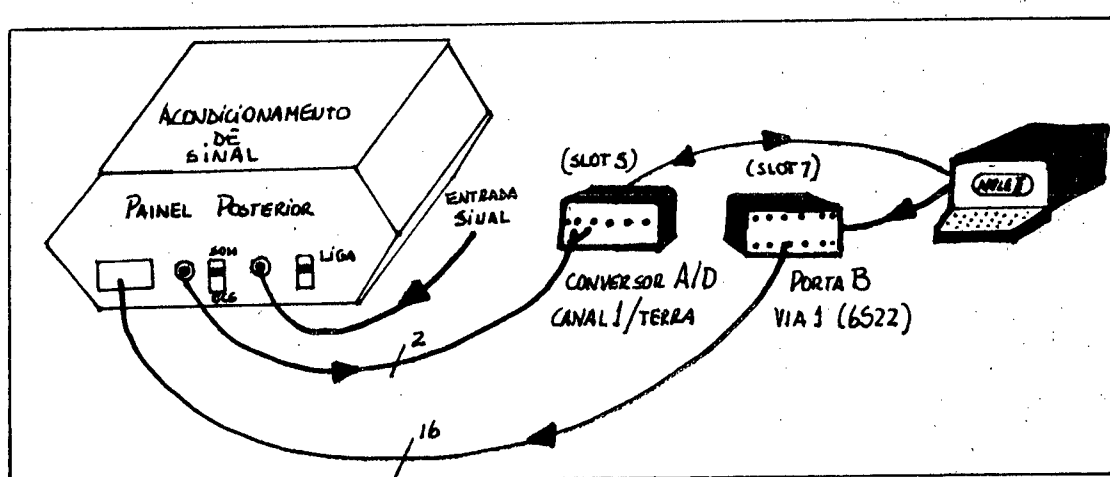


FIGURA A1 - Ligação do sistema de aquisição

- 3.- Escolher o tipo de sinal para aquisição com a chave SOM/ ECG (6)
- 4.- Fixar a chave Liga/Desliga para ligar o sistema de aquisição (7)
- 5.- Ligar o sinal de entrada no conector de entrada no painel (9)
- 6.- Ligar o microcomputador e o aparelho
- 7.- Carregar o programa de controle de aquisição em BASIC.

"RUN BASICON"

- 8.- Ligue o sinal de entrada
- 9.- Escolha a alternativa apropriada no MENU
 - 9.1 Determina ganho
 - 9.2 Efetue aquisição
- 10.- Efetue a gravação dos dados em disco
- 11.- Finalmente pode escolher qualquer alternativa apresentada no MENU do programa.

A2. - GERAÇÃO DE SINAIS DE ECG E SOM

PAINEL FRONTAL

- 1.- Ligue o aparelho
- 2.- Efetue um reset do sistema (12)
- 3.- Escolher as características de sinal, programando as chaves digitais.
- 4.- Para início de geração aperte o botão de início (10)
- 5.- Se desejar trocar as características, re programe as chaves e realize outro início (botão 10)
- 6.- Para saída de calibração (1 mV/1V) aperte o botão reset(12) e logo o botão "CALIB" (11).

NOTA: Para sair de calibração e voltar a geração efetue RESET.

O ajuste das amplitudes dos sinais efetua-se através dos potenciômetros, para ECG, Som e Audio. Para adição de ruído de 60 Hz a amplitude é controlada pelo potenciometro respectivo.

A3. - DESCRIÇÃO DOS PAINÉIS

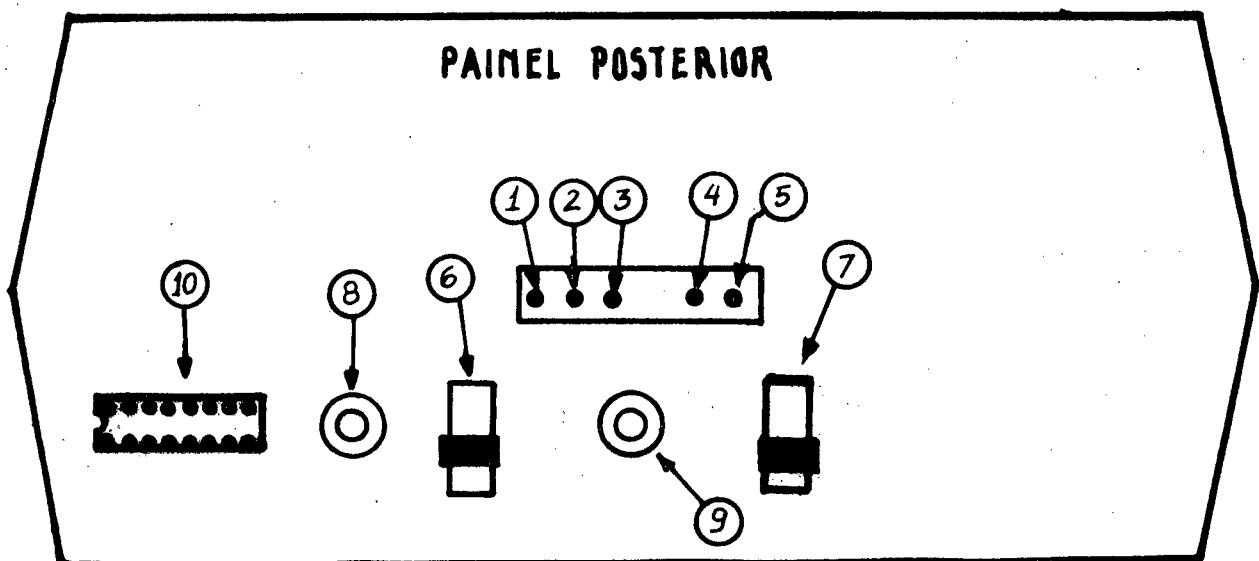
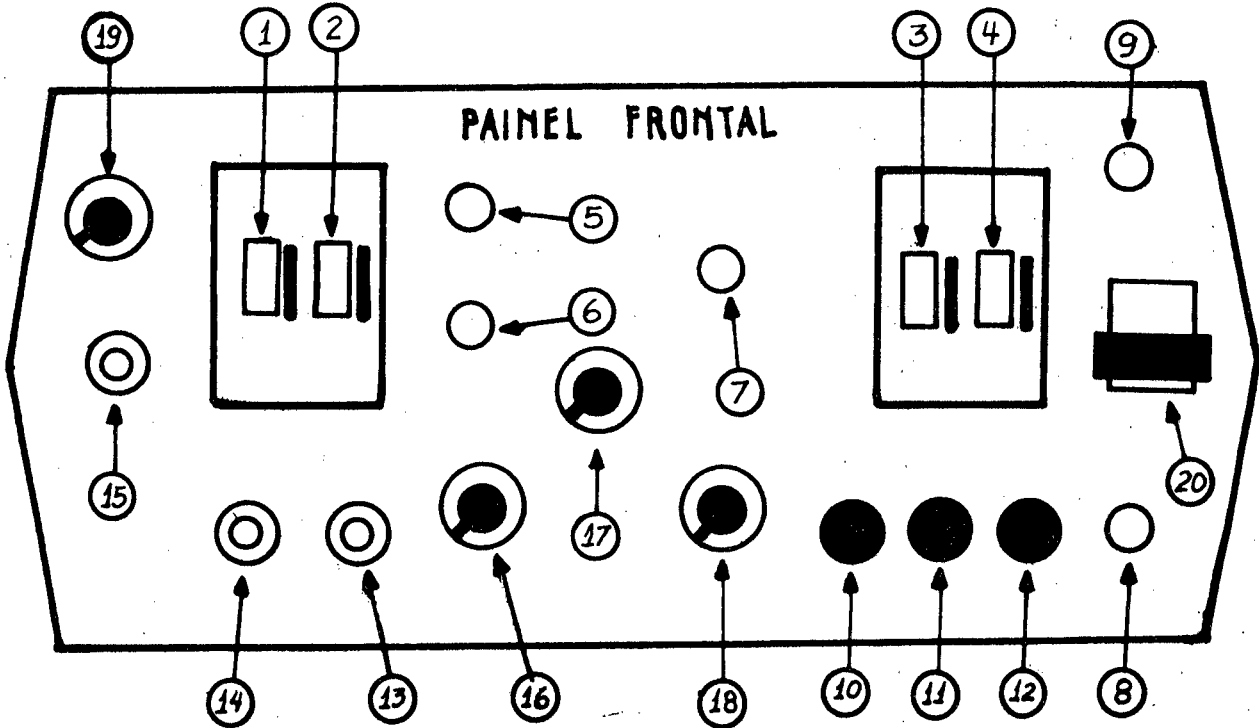
FRONTAL: CONTROLE DE GERAÇÃO

- 1.- Chave digital de ajuste do parâmetro "Controle"
- 2.- Chave digital de ajuste da frequência cardíaca
- 3.- Chave digital de ajuste do parâmetro "Programa"
- 4.- Chave digital de ajuste do parâmetro "Tipo"
- 5.- LED indicador de frequência cardíaca por 1Ø
- 6.- LED indicador de frequência cardíaca +1ØØ
- 7.- LED indicador de ocorrência de complexo QRS
- 8.- LED indicador de sistema ligado
- 9.- LED indicador de frequência de geração por 1Ø
- 10.- Botão de calibração de nível de saída (1mV/1V)
- 11.- Botão de ajuste/partida
- 12.- Botão de reset do sistema gerador
- 13.- Saída de sinal de ECG com "rúido" de 60 Hz
- 14.- Saída da sinal de Som cardíaco
- 15.- Saída de Áudio (Som cardíaco)
- 16.- Ajuste amplitude do sinal de ECG
- 17.- Ajuste amplitude do sinal de Som
- 18.- Ajuste de amplitude do "ruído" de 60 Hz
- 19.- Ajuste de volume de áudio
- 20.- Chave de seleção de frequência de corte dos filtros de saída.

POSTERIOR: AQUISIÇÃO E POLARIZAÇÃO

- 1.- Polarização +15 volts
- 2.- Polarização Terra
- 3.- Polarização -15 volts
- 4.- Polarização Terra
- 5.- Polarização +5 volts

- 6.- Chave seletora de sinal de entrada ECG/Som
- 7.- Chave liga/desliga polarização do sistema de aquisição
- 8.- Saída do sinal condicionada para o conversor A/D
- 9.- Entrada do sinal de ECG ou Som
- 10.- Conetor dos sinais de controle da porta de saída B; (VIA 6522)



APÊNDICE B - SOFTWARE DO SISTEMA DE AQUISIÇÃOB1 - PROGRAMA DE CONTROLE EM BASIC

```

1  HINEM: 8192
5  PRINT : POKE 50944,255: POKE 50944,6
10 REM *****
15 REM *****
20 REM *** PROGRAMA DE CONTROLE PARA ***
25 REM *** AQUISICAO DE DADOS ***
30 REM *****
35 REM *** COMPOSICAO DO SISTEMA ***
40 REM ***** C A/D: FENDA 6 ***
45 REM ***** VIA FENDA 7 ***
50 REM *****
55 REM *****
60 REM *** PROGRAMADOR : ***
65 REM ***** RENATO GARCIA OJEDA ***
70 REM ***** P.G. EEL 1986 UFSC ***
75 REM *****
80 REM *****
100 REM
105 REM
110 REM *****
115 REM *** M E N U ***
120 REM *****
125 REM
130 HOME : VTAB 2: HTAB 18: PRINT "M E N U"
135 VTAB 4: HTAB 10: INVERSE : PRINT "ESCOLHA UMA OPCAO": NORMAL
140 VTAB 6: HTAB 10: PRINT "1 =GRAVAR DADOS NO DISCO"
145 PRINT : HTAB 10: PRINT "2 =GRAFICO E CRIACAO DE ARQ."
150 PRINT : HTAB 10: PRINT "3 =IMPRIMIR GRAFICO"
155 PRINT : HTAB 10: PRINT "4 =INICIO DE AQUISICAO"
160 PRINT : HTAB 10: PRINT "5 =TRANSFERIR BLOCOS"
165 PRINT : HTAB 10: PRINT "6 =CATALOGO DISQUETTE"
170 PRINT : HTAB 10: PRINT "7 =LER/GRAVAR ARQUIVO NA EPROM"
175 PRINT : HTAB 10: PRINT "8 =GERAR SINAL"
180 PRINT : HTAB 10: PRINT "9 =FIM DO PROGRAMA"
182 PRINT : HTAB 10: INPUT "OPCAO =":W#:W = VAL (W#): IF W < 0 OR W
> 9 THEN 100
185 B = FRE (0):XI = 8448:XF = 16384:G = 1
190 ON W GOSUB 300,400,600,800,900,1000,3000,4000
195 IF W = 9 THEN END
200 GOTO 100
300 HOME : INPUT "DESEJA GRAVAR OS DADOS ? (S/N)=":C#
310 REM *****
315 REM *** GRAVAR DADOS DO ARQUIVO ***
320 REM *****
325 REM
340 IF C# = "N" THEN RETURN
345 PRINT : INPUT "NOME DO ARQUIVO=?":C#
350 PRINT "ENDERECO INICIAL, NUM DE BYTES ;EM DECIMAL =": INPUT A,L
355 PRINT : PRINT CHR# (4):"BSAVE";0#;"A";A;"L";L
360 PRINT : PRINT "ARQUIVO ";0#;" GRAVADO NO DISCO"
365 PRINT : INVERSE : PRINT "<CR> PARA MENU": GET C#: NORMAL : RETURN

```

```

400 REM
405 REM
410 REM *****
415 REM *** GRAFICO DOS DADOS ***
420 REM *****
430 HOME : INPUT "DESEJA O GRAFICO DOS DADOS ? (S/N)=";C$
435 IF C$ = "N" THEN RETURN
440 R = 0: PRINT : INPUT "O ARQUIVO ESTA EM DISCO ? (S/N)=";C$: IF C$
= "N" THEN GOTO 460
450 PRINT : INPUT "NOME DO ARQUIVO=?";C$
455 PRINT CHR$ (4);"BLOAD";C$;"A#2100"
460 PRINT : INPUT "ESCALA EIXO X ,PASSO:(KX+P)? (K,P)=";K,P;Y = 1
470 HOME : HGR2 : HCOLOR= 3:S = 1:X = XI:N = 500 * K / (P + 1)
480 FOR J = 0 TO 240 / K
485 IF S = 0 THEN GOTO 505
490 HPLOT 1,0 TO 1,160: HPLT 1,80 * Y TO 240,80 * Y
495 FOR I = 0 TO 240 STEP N: HPLT 1,85 * Y TO 1,75 * Y: NEXT I
500 FOR I = 0 TO 160 / Y STEP 16: HPLT 0,I * Y TO 3,Y * I: NEXT I
505 X = X + P: IF X > XF THEN GET C$: GOTO 525
510 V = 160 * Y * (1 - FEEK (X) / 255)
515 HPLT K * J,V:S = 0: NEXT J: GET C$
525 TEXT : HOME : INPUT "DESEJA IMPRIMIR ULTIMO GRAFICO ? (S/N)=";C$
530 IF C$ = "S" THEN GOSUB 600
535 PRINT : INPUT "DESEJA CRIAR ARQUIVO ? (S/N)=";C$: IF C$ = "S" THE
N GOSUB 2000
536 PRINT : INPUT "DESEJA MENU PRINCIPAL ? (S/N) = ";C$: IF C$ = "S"
THEN GOTO 100
540 PRINT : INPUT "DESEJA OUTRA ESCALA PARA O GRAFICO ? (S/N)=";C$
545 IF C$ = "S" THEN X = XI: GOTO 460
550 IF X > XF GOTO 560
555 HOME :S = 1: HGR2 : HCOLOR= 3:XI = X: GOTO 470
560 IF R = 1 THEN GOTO 2260
565 RETURN
600 REM
605 REM *****
610 REM *** IMPRESSAO DA GRAFICO ***
615 REM *****
620 REM
625 HOME : INPUT "DESEJA IMPRIMIR O GRAFICO ? (S/N)=";C$: IF C$ = "N"
THEN RETURN
630 PRINT : PRINT "DADOS PARA IMPRESSAO : "
635 PRINT : INPUT "NOME DO ARQUIVO=?";Q$
640 PRINT CHR$ (4);"PR#1"
645 PRINT : PRINT "GRAFICO DO ARQUIVO ";Q$
650 PRINT : PRINT "PARAMETROS : X=";K;" PASSO=";P;" Y=";Y;" GANHO=
";G
655 PRINT : PRINT " ESCALA :X";" 0,5 SEG/DIV"
660 PRINT : PRINT " : Y";Y;" .5 VOLTS*DIV."
665 PRINT CHR$ (9);"G2": PRINT CHR$ (4);"PR#0": RETURN
805 REM
810 REM *****
815 REM *** AQUISICAO DE DADOS ***
820 REM *****
840 HOME : INPUT "DESEJA AQUISICAO ? (S/N)=";C$: IF C$ = "N" THEN 100

845 HOME : HTAB 05: VTAB 10: INVERSE : PRINT "CARREGANDO PROGRAMA....
..AGUARDE": NORMAL
850 PRINT : PRINT CHR$ (4)"RUN AQUISICAO"

```

```

900 REM
905 REM *****
910 REM *** TRANSFERENCIA DE BLOCOS ***
915 REM *****
920 HOME : PRINT : INPUT "DESEJA TRANSFERIR BLOCOS ? (S/N)=";C$: IF C
$ = "N" THEN RETURN
925 HOME : INPUT "ENDERECO INICIAL DO BLOCO=";EI$
930 PRINT : INPUT "ENDERECO FINAL DO BLOCO=";EF$
935 PRINT : INPUT "ENDERECO INICIAL DA TRANSFERENCIA=";ET$
940 PRINT : INPUT "DADOS EM DECIMAL OU HEXADECIMAL ?(D/H)=";D$
942 IF D$ < > "D" AND D$ < > "H" THEN 940
945 IF D$ = "D" THEN EI = VAL (EI$);EF = VAL (EF$);ET = VAL (ET$):
GOTO 955
950 M$ = EI$: GOSUB 6000:EI = AC:M$ = EF$: GOSUB 6000:EF = AC:M$ = ET$
: GOSUB 6000:ET = AC
955 V = EI: GOSUB 5000: POKE 235,Z: POKE 236,T
960 V = EF: GOSUB 5000: POKE 237,Z: POKE 238,T
965 V = ET: GOSUB 5000: POKE 250,Z: POKE 251,T
970 PRINT : PRINT CHR$ (4)"BLUADTRANVER": CALL 769: CALL 808
975 HOME : INPUT "DESEJA TRANSFERIR DE NOVO O BLOCO? (S/N)=";C$
980 IF C$ = "S" THEN GOTO 955
985 PRINT : INPUT "DESEJA TRANSFERIR OUTRO BLOCO? (S/N)";C$
990 IF C$ = "S" THEN GOTO 925
995 RETURN
1000 PRINT : PRINT CHR$ (4)"CATALOG": GET C$: GOTO 100
2000 REM
2005 REM
2010 REM *****
2015 REM *** CRIACAO DE ARQUIVOS ***
2020 REM *****
2050 T = 0:XF = X:JI = J
2055 J = 0:X = XI + P - 1
2060 HOME : VTAB 2: HTAB 18: PRINT "M E N U SECUNDARIO"
2065 VTAB 4: HTAB 10: INVERSE : PRINT "ESCOLHA UMA OPCAO": NORMAL
2070 VTAB 6: HTAB 10: PRINT "1 =GRAFICO DOS DADOS"
2075 PRINT : HTAB 10: PRINT "2 =CRIACAO DE ARQUIVOS"
2080 PRINT : HTAB 10: PRINT "3 =INTRODUCAO DE FLAGS"
2085 PRINT : HTAB 10: PRINT "4 =MENU PRINCIPAL"
2090 INPUT W$:W = VAL (W$): IF W < 0 OR W > 4 THEN 2055
2095 ON W GOSUB 400,2100,2260,100: GOTO 2055
2100 TEXT : HOME : HTAB 10: PRINT "<1>=INICIO DO ARQUIVO"
2105 HTAB 10: PRINT "<F>=FIM DO ARQUIVO"
2110 PRINT : PRINT "CONTROLE DO CURSOR ": PRINT : PRINT : PRINT "
<--- = RETROCESSO": PRINT " ---> = AVANCO": PRINT : PRINT : PR
INT "<CR> PARA INICIO": GET C$
2115 R = 1: POKE - 16304,0: POKE - 16297,0: POKE - 16299,0
2120 PRINT
2125 IF K * J < = 0 THEN J = 0:X = XI + P - 1
2130 IF X > XF THEN 2200
2135 V = 160 * Y * (1 - PEEK (X) / 255)
2140 B = V
2145 IF V < 10 THEN B = V + 10
2150 HPLOT K * J,B TO K * J,B - 10: HCOLOR= 0
2155 HPLOT K * J,B TO K * J,B - 10:Z = PEEK (- 16384): HCOLOR= 3
2160 HPLOT K * J,V
2165 POKE - 16368,0
2170 A = PEEK (49200):Z = Z - 128
2175 IF Z = 21 THEN J = J + 1:X = X + P:H = 0

```

```

2180 IF Z = 8 THEN J = J - 1: X = X - P: H = 1
2185 IF Z = 70 THEN A1 = X: GOTO 2200
2190 IF Z = 73 THEN A2 = X: JI = J
2195 GOTO 2120
2200 IF T = 1 THEN RETURN
2205 N = A1: GOSUB 7000: A1$ = A$
2210 N = A2: GOSUB 7000: A2$ = A$
2215 BY = A1 - A2: HPLOT K * JI, 85 TO K * JI, 160
2220 HPLOT K * J, 85 TO K * J, 160
2225 TEXT : HOML : BY = A1 - A2: FL = 60000 / BY
2230 PRINT : PRINT "ARQ. INICIA EM X="; A2; "D= "; A2$; "H"
2235 PRINT : PRINT "          TERMINA EM X="; A1; "D= "; A1$; "H"
2240 PRINT : PRINT "NUMERO DE BYTES ="; BY: PRINT : PRINT "FREQ. CARDI
ACA="; FC
2245 PRINT : PRINT "DESEJA CRIAR OUTRO ARQUIVO (S/N)?": INPUT C$: IF
C$ = "N" THEN 2260
2250 POKE - 16304, 0: POKE - 16297, 0: POKE - 16299, 0
2255 HCOLOR= 0: HPLOT K * JI, 160 TO K * JI, 85: HPLOT K * J, 160 TO K *
J, 85: GOTO 2000
2260 AI = A2 - 22: AF = A1 + 20: L = AF - AI
2265 HOME : R = 0 INPUT " DESEJA FLAG ? (S/N)=" C$: IF C$ = "N" THEN G
OTO 2360
2270 IF T = 1 GOTO 2315
2275 PRINT : INVERSE : PRINT "<CR> PARA CONTINUAR": GET C$
2280 IF V < 10 THEN B = V + 10
2285 NORMAL
2290 AI = A2 - 22: AF = A1 + 20: L = AF - AI
2295 V = BY: GOSUB 5000: POKE A2 - 2, Z: POKE A2 - 1, T
2300 FOR I = 1 TO 19: POKE AI + I, 128: NEXT I
2305 FOR I = 1 TO 10: POKE AI + I, 128: POKE AI + I + 10, 00: NEXT I
2310 HOME
2315 PRINT : PRINT "INTRODUCAO DE FLAG": PRINT "  01=INICIO SOM1"
2320 PRINT "  02=INICIO SOM 2": PRINT " 254=INICIO DE QRS": PRINT " 2
55=FIM DE QRS ": PRINT : INPUT "FLAG ="; FL
2325 HOME : PRINT "DEFINA PONTO NO GRAFICO COM <F>": PRINT : PRINT "<
CR> PARA CONTINUAR": GET C$: T = 1
2330 J = JI: X = A2 + 1: GOSUB 2110
2335 POKE A1, FL: TEXT : HOME : INPUT "DESEJA INTRODUCIR OUTRO FLAG ?
(S/N)="; C$: IF C$ = "S" THEN X = XF: GOTO 2315
2340 HOME : PRINT "<CR> PARA APRESENTACAO DO ARQUIVO FINAL"
2345 PRINT : PRINT "LOGO DE VERIFICAR GRAFICO FACA <CR> PARA CONTINUA
R": GET C$
2350 POKE - 16304, 0: POKE - 16297, 0: POKE - 16299, 0
2355 GET C$: TEXT : HOME
2360 T = 0: PRINT : PRINT "DESEJA GRAVAR O ARQUIVO (S/N)?": INPUT C$:
IF C$ = "N" THEN 2055
2365 PRINT : PRINT "NOME DO ARQUIVO=?": INPUT C$
2370 PRINT : PRINT CHR$ (4) "BSAVE"; C$; ", A"; AI; ", L"; L
2375 GOTO 100
3000 REM
3005 REM
3010 REM
3015 REM *****
3020 REM *** GRAVACAO EM EPROM ***
3025 REM *****
3030 PRINT : PRINT CHR$ (4) "RUNGEF"
4000 REM
4005 REM
4010 REM *****
4015 REM *** GERACAO DE SINAL ***
4020 REM *****
4025 HOME
4050 HOME : VTAB 12: HTAB 5: INVERSE : FLASH : PRINT "GERANDO SINAL N
A PORTA A DA VIA (1)": NORMAL
4055 PRINT CHR$ (4) "BLOAD GERA": CALL B192: RETURN
4060 A$ = "": B$ = "0": HOME

```

```

10 REM *****
11 REM **CONTROLE DE AQUISICAO ****
12 REM *****
100 HIMEM: 8192
110 PRINT : POKE 50946,255: POKE 50944,6
120 PRINT : PRINT CHR$ (4)"BLOADCONTROL(A$2000),A$2000"
130 HOME : VTAB 2: HTAB 12: PRINT "M E N U  SECUNDARIO"
140 VTAB 4: HTAB 10: INVERSE : PRINT "ESCOLHA UMA OPCAO": NORMAL
150 VTAB 6: HTAB 10: PRINT "1 =DETERMINAR GANHO"
160 PRINT : HTAB 10: PRINT "2 =AQUISICAO DE DADOS "
165 PRINT : HTAB 10: PRINT "3 =GRAVAR DADOS EM DISCO"
170 PRINT : HTAB 10: PRINT "4 =RETORNO MENU PRINCIPAL"
180 PRINT : HTAB 10: INPUT "OPCAO =";W$:W = VAL (W$): IF W < 0 OR W
> 4 THEN 130
190 B = FRE (0):XI = 8448:XF = 16384:G = 1
200 ON W GOSUB 320,230,600,220
210 IF W = 3 THEN 220
215 GOTO 130
220 PRINT : PRINT CHR$ (4)"RUN BASICON"
230 REM *****
231 REM **AQUISICAO DE DADOS *****
232 REM *****
240 PRINT
250 IF Z = 1 THEN GOTO 270
260 HOME : PRINT : INPUT "DESEJA AQUISICAO(S/N)?";C$: IF C$ = "N" THE
N RETURN
270 HOME : HTAB 8: VTAB 15: INVERSE : PRINT "AQUISICAO EM ANDAMENTO .
..AGUARDE": CALL 8192: NORMAL
275 PRINT : IF Z = 1 THEN RETURN
280 PRINT : PRINT "AQUISICAO COMPLETADA "
290 PRINT : INPUT "DESEJA OUTRA AQUISICAO (S/N)?";C$: IF C$ = "S" TH
EN GOTO 270
310 PRINT : INVERSE : PRINT "<CR> PARA MENU": GET C$: NORMAL : RETURN

320 REM *****
321 REM **DETERMINAR GANHO *****
322 REM *****
330 Z = 1
350 GOSUB 230: HOME
360 PRINT : PRINT "DETERMINANDO GANHO"
370 A = 5 * ( PEEK (8346) - 127) / 255
380 B = 5 * ( PEEK (8347) - 127) / 255
390 PRINT : PRINT "VALOR MAXIMO DA ENTRADA=";A;" VOLTS"
400 PRINT : PRINT "VALOR MINIMO DA ENTRADA=";B;" VOLTS"
410 IF A > = 2.5 OR B < = - 2.5 THEN GOTO 500
420 G = 4:K = 3
430 IF A * G > = 2.5 OR B * G < = - 2.5 THEN G = 2:K = 5
440 IF A * G > = 2.5 OR B * G < = - 2.5 THEN G = 1:K = 6
450 PRINT : PRINT "O GANHO MAXIMO ESTIMADO E G=";G
460 PRINT : PRINT "<CR> PARA MENU"
470 POKE 50944,K
480 GET C$:Z = 0
490 RETURN
500 PRINT : PRINT "CUIDADO A ENTRADA PODE ESTAR FORA DA FAIXA DE +-2.
5 VOLTS": GOTO 450
600 REM *****
601 REM **GRAVACAO DE ARQUIVOS*****
602 REM *****
605 HOME : PRINT : INPUT "DESEJA GRAVAR DADOS DA AQUISICAO (S/N)?";C$

610 IF C$ = "N" THEN 130
620 PRINT : INPUT "NOME PARA O ARQUIVO=";Q$
630 PRINT : PRINT CHR$ (4);"BSAVE";Q$;"",A8448,L7000"
640 PRINT : PRINT "ARQUIVO ";Q$;" GRAVADO EM DISCO"
650 PRINT : PRINT "<CR> PARA MENU": GET C$: GOTO 130

```

```

1  REM *****
2  REM **GRAVACAO DE EPROM *****
3  REM *****
10 PRINT : PRINT CHR$(4)"BLOADEPROM,A$4000"
100 HOME : VTAB 2: HTAB 12: PRINT "M E N U  SECUNDARIO"
135 VTAB 4: HTAB 10: INVERSE : PRINT "ESCOLHA UMA OPCAO": NORMAL
140 VTAB 6: HTAB 10: PRINT "1 =LER EPROM"
145 PRINT : HTAB 10: PRINT "2 =GRAVAR EPROM"
150 PRINT : HTAB 10: PRINT "3 =VERIFICAR EPROM "
155 PRINT : HTAB 10: PRINT "4 =RETORNO MENU PRINCIPAL
182 INPUT "OPCAO=";W$:W = VAL (W$): IF W < 0 OR W > 4 THEN 100
185 B = FRE (0):XI = 8448:XF = 16384:G = 1
190 ON W GOSUB 3070,3000,900,800
200 GOTO 100
800 PRINT : PRINT CHR$(4)"RUNBASICON"
900 REM *****
901 REM **VERIFICAR GRAVACAO *****
902 REM *****
903 HOME
920 PRINT : PRINT "DESEJA VERIFICAR EPROM ?(S/N)": INPUT C$: IF C$ =
"N" THEN RETURN
922 POKE 112,7: CALL 16384: REM LER EPROM
925 HOME : PRINT "ENDERECO INICIAL DO BLOCO= 3000H":EI$ = "3000"
930 PRINT : PRINT "ENDERECO FINAL DO BLOCO= 3800H":EF$ = "3800"
935 PRINT : PRINT "ENDERECO INICIAL DA VERIFICACAO = 2000H":ET$ = "20
00"
940 D$ = "H"
945 IF D$ = "D" THEN EI = VAL (EI$):EF = VAL (EF$):ET = VAL (ET$):
GOTO 955
950 M$ = EI$: GOSUB 6000:EI = AC:M$ = EF$: GOSUB 6000:EF = AC:M$ = ET$
: GOSUB 6000:ET = AC
955 V = EI: GOSUB 5000: POKE 235,Z: POKE 236,T
960 V = EF: GOSUB 5000: POKE 237,Z: POKE 238,T
965 V = ET: GOSUB 5000: POKE 250,Z: POKE 251,T
970 PRINT : PRINT CHR$(4)"BLOADTRANVER": CALL 808
990 PRINT : PRINT "<CR> PARA MENU": GET C$: GOTO 100
995 RETURN
3000 REM *****
3001 REM **GRAVAR EPROM *****
3002 REM *****
3010 HOME : PRINT : INPUT "DESEJA GRAVAR EPROM (S/N)?";C$: IF C$ = "N
" THEN GOTO 100
3015 HOME : INPUT "NUMERO DA FENDA DA VIA? (1-7):F=";F
3020 IF F < 1 OR F > 7 THEN GOTO 3015
3025 PRINT : INPUT "DADOS EM 2000 (S/N)? ";C$: IF C$ = "S" THEN GOTO
3040
3030 PRINT : INPUT "NOME DO ARQ. NO DISCO (S/N)? ";Q$
3035 PRINT CHR$(4)"BLOAD";Q$;"",A$2000"
3040 PRINT
3045 INPUT "INSIRA A EPROM NO GRAVADOR ,OK? (S/N)";C$
3050 IF C$ = "N" THEN GOTO 3045
3055 PRINT : INPUT "PRONTO PARA GRAVAR EPROM (S/N)?";C$: IF C$ = "N"
THEN RETURN
3060 VTAB 15: INVERSE : PRINT "GRAVARDO EPROM :DADOS EM $2000. AGUARD
E": NORMAL
3065 POKE 112,F: CALL 16477: RETURN
3070 HOME : PRINT : INPUT "DESEJA LER EPROM (S/N)?";C$: IF C$ = "N" T
HEN RETURN
3080 POKE 112,7: CALL 16384: REM LEITURA
3085 PRINT : PRINT "LEITURA FEITA": PRINT : PRINT "<CR> PARA MENU": G
ET C$: GOTO 100
4000 REM
4025 HOME : VTAB 12: HTAB 5: INVERSE : FLASH : PRINT "GERANDO SINAL N
A PORTA A DA VIA (1)": NORMAL
4040 PRINT CHR$(4)"BLOAD GERA": CALL 8192: RETURN
4055 A$ = "":B$ = "O": HOME

```

B₂ - PROGRAMA "ASSEMBLY" DE GRAVAÇÃO/LEITURA DE EPROM 2716

SOURCE FILE: EPROM

```

0000:          1 ; *****
0000:          2 ; **--CONTROLE DO GRAV.EPROM-----**
0000:          3 ; **--SISTEMA UTILIZA VIA 6522----**
0000:          4 ; *DADOS ENTRADA:FENDA 6522----**
0000:          5 ; *****
0000:          6 ; *****
0000:          7 ; **
0000:          8 ; **
0000:          9 ; **
0000:         10 ; **--PROGRAMADOR:                ***
0000:         11 ; **---RENATO GARCIA OJEDA-----**
0000:         12 ; **---PGEEL.UFSC-----1985-----**
0000:         13 ; *****
----- NEXT OBJECT FILE NAME IS EPROM.OBJ0
4000:         14          ORG  $4000
4000:         15 ; *****
4000:         16 ; *
4000:         17 ; *****
4000:         18 ; **--ROTINA DE LEITURA EPROM ***
4000:         19 ; *****
4000:         20 ;
4000:         21 ; LEE DADOS DE EPROM E ARMAZENA EM 3000H-3800H
4000:         22 ;
4000:20 D5 40 23 S0:      JSR  SF;DEFINE FENDA DA VIA
4003:A9 FF 24          LDA  #$FF;
4005:85 77 25          STA  $77
4007:A9 00 26          LDA  #$00
4009:A0 80 27          LDY  #$80
400B:91 71 28          STA  ($71),Y;PORTA B VIA2=00
400D:C8 29          INY
400E:91 71 30          STA  ($71),Y;PORTA A VIA2=00
4010:A0 03 31          LDY  #$03
4012:91 71 32          STA  ($71),Y;PORTA A VIA1=ENTRADA
4014:A0 00 33          LDY  #$00
4016:A9 0B 34          LDA  #$0B
4018:91 71 35          STA  ($71),Y;PORTA B VIA1=0B
401A:A9 FF 36          LDA  #$FF
401C:A0 82 37          LDY  #$82
401E:91 71 38          STA  ($71),Y;PORTA B VIA2=SAIDA
4020:C8 39          INY
4021:91 71 40          STA  ($71),Y;PORTA A VIA2=SAIDA
4023:A0 02 41          LDY  #$02
4025:91 71 42          STA  ($71),Y;PORTA B VIA1=SAIDA
4027:A9 30 43          LDA  #$30;DEFINE ARMAZEM DE DADOS 3000H
4029:85 74 44          STA  $74
402B:A9 00 45          LDA  #$00
402D:85 73 46          STA  $73
402F:A0 01 47 S1:      LDY  #$01
4031:B1 71 48          LDA  ($71),Y;DADO AO ACUMULADOR
4033:C9 FF 49          CMP  #$FF
4035:F0 02 50          BEQ  S2

```



```

4037:85 77      51      STA  $77
4039:A0 00      52 S2:    LDY  #$00
403B:91 73      53      STA  ($73),Y; DADO EPROM AO ARMAZEM
403D:E6 73      54      INC  $73
403F:A5 73      55      LDA  $73; INCREMENTA ARMAZEM
4041:A0 81      56      LDY  #$81
4043:91 71      57      STA  ($71),Y
4045:C9 00      58      CMP  #$00
4047:D0 E6      59      BNE  S1
4049:E6 74      60      INC  $74
404B:A5 74      61      LDA  $74
404D:E9 30      62      SBC  #$30
404F:88        63      DEY
4050:91 71      64      STA($71),Y
4052:C9 08      65      CMP  #$08; COMPARA FIM DE 2K BYTES
4054:D0 D9      66      BNE  S1
4056:A9 0F      67      LDA  #$0F
4058:A0 00      68      LDY  #$00
405A:91 71      69      STA  ($71),Y
405C:60        70      RTS
405D:          71 ; *****
405D:          72 ; ---ROTINA GRAVAR EPROM--- ***
405D:          73 ; *****
405D:          74 ;
405D:          75 ;GRAVA DADOS EM 2000H-2800H EM EPROM
405D:          76 ;
405D:          77 ;
405D:20 D5 40    78      JSR  SF; DEFINE FENDA DA VIA
4060:A9 20      79      LDA  #$20; INICIO DADOS 2000H
4062:85 74      80      STA  $74
4064:A9 00      81      LDA  #$00
4066:85 73      82      STA  $73
4068:A0 80      83      LDY  #$80; PORTA B VIA2=00
406A:91 71      84      STA  ($71),Y
406C:C8        85      INY
406D:91 71      86      STA  ($71),Y; PORTA A VIA2=00
406F:A8        87      TAY
4070:A9 02      88      LDA  #$02
4072:91 71      89      STA  ($71),Y
4074:A8        90      TAY
4075:A9 FF      91      LDA  #$FF
4077:91 71      92      STA  ($71),Y; INICIALIZA PORTAS COMO SAIDA
4079:C8        93      INY
407A:91 71      94      STA  ($71),Y
407C:A0 82      95      LDY  #$82
407E:91 71      96      STA  ($71),Y
4080:C8        97      INY
4081:91 71      98      STA  ($71),Y
4083:A0 00      99 S5:    LDY  #$00
4085:B1 73     100     LDA  ($73),Y; CARREGA DADO A GRAVAR
4087:C9 FF     101     CMP  #$FF; DADO=FF NAO GRAVA
4089:F0 22     102     BEQ  S3
408B:A0 01     103     LDY  #$01

```

```

408D:91 71      104      STA  ($71),Y;DADO A PORTA A VIA1
408F:A0 00      105      LDY  #$00;PORTA B VIA1=03
4091:A9 03      106      LDA  #$03
4093:91 71      107      STA  ($71),Y
4095:A9 80      108      LDA  #$80
4097:85 75      109      STA  $75;CARREGA RETARDO=EE80H
4099:A9 EE      110      LDA  #$EE
409B:85 76      111      STA  $76
409D:E6 75      112 S4:    INC  $75
409F:A5 75      113      LDA  $75
40A1:D0 FA      114      BNE  S4
40A3:E6 76      115      INC  $76
40A5:A5 76      116      LDA  $76
40A7:D0 F4      117      BNE  S4
40A9:A9 02      118      LDA  #$02
40AB:91 71      119      STA  ($71),Y;PORTA B VIA1=00
40AD:E6 73      120 S3:    INC  $73
40AF:A5 73      121      LDA  $73
40B1:A0 81      122      LDY  #$81
40B3:91 71      123      STA  ($71),Y;PORTA B VIA2=CONTADOR DE DADOS
40B5:C9 00      124      CMP  #$00
40B7:D0 CA      125      BNE  S5
40B9:E6 74      126      INC  $74
40BB:A5 74      127      LDA  $74
40BD:A0 80      128      LDY  #$80
40BF:E9 20      129      SBC  #$20
40C1:91 71      130      STA  ($71),Y
40C3:C9 08      131      CMP  #$08
40C5:D0 BC      132      BNE  S5;COMPARA FIM 2K BYTES
40C7:A0 00      133      LDY  #$00
40C9:A9 0F      134      LDA  #$0F
40CB:91 71      135      STA  ($71),Y
40CD:98      136      TYA
40CE:A0 03      137      LDY  #$03
40D0:91 71      138      STA  ($71),Y
40D2:4C 00 40   139      JMP  S0
40D5:          140 *
40D5:          141 ;
40D5:          142 ; *****
40D5:          143 ; ***--ROTINA DEFINE FENDA-- ***
40D5:          144 ; *****
40D5:          145 ; NUMERO DE FENDA EM 70H
40D5:          146 ;
40D5:          147 ;
40D5:A5 70      148 SF:    LDA  $70;CARREGA NUMERO DE FENDA
40D7:09 C0      149      ORA  #$C0;DEF. ENDEREÇO DE FENDA
40D9:85 72      150      STA  $72;ARMAZENA ENDEREÇO
40DB:A9 00      151      LDA  #$00
40DD:85 71      152      STA  $71
40DF:60      153      RTS
40E0:          154 *
40E0:          155 *
40E0:          156 *
40E0:          157 ; *****
40E0:          158 ; *****

```

*** SUCCESSFUL ASSEMBLY: NO ERRORS

B3 - ROTINA "ASSEMBLY" DE TRANSFERÊNCIA/VERIFICAÇÃO DE BLOCOS

SOURCE FILE: TRAVE

```

0000:      1 *****
0000:      2 **--ROTINA. DE. TRANSFERENCIA. E. ---**
0000:      3 **--COMPARACAO. DE. BLOCOS. -----**
0000:      4 **--UTILIZA. ROTINAS. DO. MONITOR---**
0000:      5 *****
0000:      6 **--DADOS. DE. ENTRADA:-----**
0000:      7 **BLOCO. A. TRANSFERIR. OU. VERIF. --**
0000:      8 **--INICIO=(EB, EC)-----**
0000:      9 **--FIM=(ED, EE)-----**
0000:     10 **INICIO. DE. TRANSFER. OU. VERIF---**
0000:     11 **--INICIO=(FA, FB)-----**
0000:     12 *****
0000:     13 *****
0000:     14 *****
0000:     15 *****

----- NEXT OBJECT FILE NAME IS TRAVE.OBJ0
0300:      16          ORG    $0300
0300:      17 *****
0300:      18 *****
0300:A2 00      19          LDX    #$00          ;TRANSFERENCIA
0302:A5 EC      20 S2:      LDA    $EC
0304:85 3D      21          STA    $3D
0306:A5 EB      22          LDA    $EB
0308:85 3C      23          STA    $3C
030A:A5 EE      24          LDA    $EE
030C:85 3F      25          STA    $3F
030E:A5 ED      26          LDA    $ED
0310:85 3E      27          STA    $3E
0312:A5 FB      28          LDA    $FB
0314:85 43      29          STA    $43
0316:A5 FA      30          LDA    $FA
0318:85 42      31          STA    $42
031A:A0 00      32          LDY    #$00
031C:E0 01      33          CPX    #$01
031E:F0 03      34          BEQ    S1
0320:4C 2C FE    35          JMP    $FE2C          ;MOVER DO MONITOR
0323:4C 36 FE    36 S1:      JMP    $FE36          ;VERIFI DO MONITOR
0326:A2 01      37          LDX    #$01          ;VERIFICACAO
0328:4C 02 03    38          JMP    S2

```

*** SUCCESSFUL ASSEMBLY: NO ERRORS

B4 - ROTINA "ASSEMBLY" DE GERAÇÃO DE SINAL

SOURCE FILE: GERAR

```

0000:      1 *****
0000:      2 *...PROGRAMA DE CONTROLE PARA...*
0000:      3 *.....GERACAO DA SINAL PORTA A *
0000:      4 *.....DA VIA 1.....*
0000:      5 *****
0000:      6 *...COMPOSICAO DO SISTEMA:   *
0000:      7 *.....VIA 6522; FENDA 7   *
0000:      8 *.....C D/A 0800; PORTA A ...*
0000:      9 *****
0000:     10 *****..... 1985.....*****
0000:     11 *****
0000:     12 *POSGRADUACAO ENG.ELETRICA UFSC *
0000:     13 *.....RENATO GARCIA OJEDA.....*
0000:     14 *****
0000:     15 *
0000:     16 *
0000:     17 *
----- NEXT OBJECT FILE NAME IS GERAR
2000:     18          ORG  $2000
2000:     19 *
2000:     20 *
2000:     21 *
2000:     22 *****
2000:     23 *.....SALVAR REGISTROS.....*
2000:     24 *****
2000:     25 *
2000:     26 *
2000:     27 *
2000:8D FD 20     28          STA  $20FD
2003:8E FE 20     29          STX  $20FE
2006:8C FF 20     30          STY  $20FF
2009:08         31          PHP
200A:         32 *
200A:         33 *
200A:         34 *
200A:         35 *****
200A:         36 *...INICIALIZACAO DO SISTEMA....*
200A:         37 *****
200A:         38 *
200A:         39 *
200A:         40 *
200A:A2 00     41 SAO:      LDX  #$00          ;REG. INDICE
200C:A9 00     42          LDA  #$00          ;LSB DO INICIO ARMAZEM
200E:85 0A     43          STA  $0A          ;
2010:A9 21     44          LDA  #$21          ;MSB DO INICIO ARMAZEM
2012:85 08     45          STA  $08          ;
2014:A9 00     46          LDA  #$00          ;LSB DO FINAL ARMAZEM
2016:8D FB 20  47          STA  $20FB          ;
2019:A9 40     48          LDA  #$40          ;MSB DO FINAL DE ARMAZEM
201B:8D FC 20  49          STA  $20FC          ;
201E:         50 *
201E:         51 *
201E:         52 *

```

```

2011: 57 *****
201E: 58 ***** INICIALIZACAO DA VILA 5522...
202E: 59 *****
201E: 56 *
2011: 57 1
201E: 58 *
201E:05 FF 59 LDA #0FF
2020:02 02 07 60 STA #C702 ;PORTA B SAIDA
2023:0D 03 07 61 STA #C703 ;PORTA A SAIDA
2025:07 00 62 LDH #C00 ;MUDAR MODU CONTINUO
2027:00 00 63 SHL #C70B ;TIMER 1 MODO CONTINUO
202B:09 04 64 LDA #0F4 ;
202D:0D 05 07 65 STA #C706 ;LSB NO LATCH TIMER 1
2030:09 01 66 LDH #001 ;
2032:0D 07 07 67 STA #C707 ;MSB NO LATCH TIMER 1
2035:0D 05 07 68 STA #C705 ;INICIO DA CONTA DO TIMER ;SAIDA F5
2038: 69 *
203B: 70 *
203E: 71 *
2041: 72 *****
2050: 73 ***** INICIO DE GERACAO.....*
2058: 74 *****
205B: 75 *
205E: 76 *
2061: 77 *
2064:01 00 78 LDH #C70D ;CARREGA REG. DE INTERRUPTOES
206B:05 10 79 GHL #00 ;TESTA FINAL DE SAMPLE
206D:00 17 80 DEC SAI
206E:00 00 07 81 LDA #C700 ;APAGA FLAG DE CB1
2072:01 00 82 LDH #00A,X ;CARREGA DADO
2074:0D 01 07 83 STA #C701 ;DADO A CONVERSOR D/A
2077: 84
207E: 85 *****
207F: 86 ***** INICIO DE TRATAMENTO DE DADOS.....*
2082: 87 *****
2085: 88 *
2088: 89 *
208B: 90 *
208E:05 00 91 LDH #00
2092:0F 00 92 LDH #00
2095:04 06 93 GTH #00 ;INCREMENTA ARMAZEM LSB
209F:10 04 94 GHT SAI ;COMPARA COM ZERO
204E:04 0B 95 LDH #00B
203C:0B 96 TDB ;INCREMENTA ARMAZEM MSB
201E:04 0B 97 SHL #0B
205E:04 0C 98 LDH #00FC
2058:05 0B 99 CMP #007
205B:0D 0B 100 BNE SAI
205A:10 0E 101 LDH #00E
206C: 102 *

```

```

2050:          103 *
2050:          104 *
2050:          105 *****
2050:          106 *.....ROUTINA DE RETORNO.....*
2050:          107 *****
2050:          108 *
2050:          109 *
2050:          110 *
2050:AD FD 20 111      LDA  $20FD      ;RETORNA ACUMULADOR
2051:AE FE 20 112      LDY  $20FE      ;RET.  X
2052:AC FF 20 113      LDY  $20FF      ;RET.  Y
2053:2B          114      PLP          ;RET. STATUS
2054:60          115      RTS          ;RET A PROGRAMA BASIC
2057:          116 *
2057:          117 *
2067:          118 *
2067:          119 *****

```

```

*** SUCCESSFUL ASSEMBLY: NO ERRORS

```

B5 - ROTINA "ASSEMBLY" DE AQUISIÇÃO DE DADOS

SOURCE FILE: CONTROL1

```

0000:          1 *****
0000:          2 *...PROGRAMA DE CONTROLE PARA...*
0000:          3 *...AQUISICAO DE DADOS;COM O...*
0000:          4 *...UC;MICROPLUS (APPLE II+)...*
0000:          5 *****
0000:          6 *...COMPOSICAO DO SISTEMA:      *
0000:          7 *...VIA 6522;FENDA 7...*
0000:          8 *...C A/D 0816;FENDA 5...*
0000:          9 *****
0000:         10 *****1985...*****
0000:         11 *****
0000:         12 *POSERADUACAO ENG.ELETRICA UFSC *
0000:         13 *...RENATO GARCIA OJEDA  *
0000:         14 *****
0000:         15 *
0000:         16 *
0000:         17 *
----- NEXT OBJECT FILE NAME IS CONTROL
2000:         18          ORG $2000
2000:         19 *
2000:         20 *
2000:         21 *
2000:         22 *****
2000:         23 *...SALVAR REGISTROS...*
2000:         24 *****
2000:         25 *
2000:         26 *
2000:         27 *
2000:8D FD 20          28          STA $20FD
2003:8E FE 20          29          STX $20FE
2006:8C FF 20          30          STY $20FF
2009:0B                31          PHP
200A:         32 *
200A:         33 *
200A:         34 *
200A:         35 *****
200A:         36 *...INICIALIZACAO DE MAX.;E MIN...*
200A:         37 *****
200A:         38 *
200A:         39 *
200A:         40 *
200A:A9 FF          41          LDA #$FF          ;MIN. INICIAL
200C:8D 9B 20        42          STA $209B          ;ARMAZENA MINIMO
200F:A9 00          43          LDA #$00          ;MAX. INICIAL
2011:8D 9A 20        44          STA $209A          ;ARMAZENA MAXIMO
2014:         45 *

```

```

2014: 47 *
2014: 48 *****
2014: 49 *...INICIALIZACAO DO SISTEMA...*
2014: 50 *****
2014: 51 *
2014: 52 *
2014: 53 *
2014:A2 00 54 LDX #000 ;REG. INDICE
2016:A9 00 55 LDA #000 ;LSB DO INICIO ARMAZEM
2018:85 0A 56 STA $0A ;
201A:A9 21 57 LDA #021 ;MSB DO INICIO ARMAZEM
201C:85 0B 58 STA $0B ;
201E:A9 00 59 LDA #000 ;LSB DO FINAL ARMAZEM
2020:8D FB 20 60 STA $20FB ;
2023:A9 40 61 LDA #040 ;MSB DO FINAL DE ARMAZEM
2025:8D FC 20 62 STA $20FC ;
2028: 63 *
2028: 64 *
2028: 65 *
2028: 66 *****
2028: 67 *...INICIALIZACAO DA VIA 6522...*
2028: 68 *****
2028: 69 *
2028: 70 *
2028: 71 *
2028:A9 FF 72 LDA #$FF
202A:8D 02 C7 73 STA $C702 ;PORTA B SAIDA
202D:8D 03 C7 74 STA $C703 ;PORTA A SAIDA
2030:A9 C0 75 LDA #0C0 ;TIMER1 MODO CONTINUO
2032:8D 0B C7 76 STA $C70B ;TIMER 1 MODO CONTINUO
2035:A9 10 77 LDA #010H ;CBI ATIVO SUBIDA
2037:8D 0C C7 78 STA $C70C
2039:A9 F4 79 LDA #$F4
203C:8D 06 C7 80 STA $C706 ;LSB NO LATCH TIMER 1
203E:A9 01 81 LDA #01
2041:8D 07 C7 82 STA $C707 ;MSB NO LATCH TIMER 1
2044:8D 05 C7 83 STA $C705 ;INICIO DA CONTA DO TIMER :SAIDA
FB7
2047: 84 *
2047: 85 *
2047: 86 *
2047: 87 *****
2047: 88 *...INICIO DE AQUISICAO...*
2047: 89 *****
2047: 90 *
2047: 91 *
2047: 92 *
2047:AD 0D C7 93 SA1: LDA $C70D ;CARREGA REG. DE INTERRUPTOES
204A:29 10 94 AND #010 ;TESTA FINAL DE SAMPLE
204C:F0 F9 95 BEQ SA1
204E:AD 00 C7 96 LDA $C700 ;APAGA FLAG DE CBI
2051:A9 00 97 LDA #000
2053:8D D0 C0 98 STA $C0D0 ;ATIVA CANAL1 E START
2056:EA 99 NOP
2057:EA 100 NOP
2058:EA 101 NOP
2059:AD D1 C0 102 SA2: LDA $C0D1
205C:29 01 103 AND #001 ;TESTA FIM DE CONVERSACAO
205E:F0 F9 104 BEQ SA2
2060:AD D0 C0 105 LDA $C0D0 ;CARREGA DADO
2063: 106 *
2063: 107 *
2063: 108 *
2063: 109 *****
2063: 110 *...DETERMINACAO DE MAX. E MIN...*
2063: 111 *****

```



```

205E:CD 9A 20 113      CMP  $209A      ;COMPARA MAX.
2061:30 03          114      BMI  SA3
2063:8D 9A 20 115      STA  $209A      ;TROCA O MAXIMO
2066:CD 9B 20 116 SA3:  CMP  $209B      ;COMPARA COM MINIMO
2069:10 03          117      BPL  SA4
206B:8D 9B 20 118      STA  $209B      ;TROCA O MINIMO
206E:EA           119 SA4:  NOP
206F:           120 *
206F:           121 *
206F:           122 *
206F:           123 *****
206F:           124 *.....ARMAZENAMENTO DE DADOS.....*
206F:           125 *****
206F:           126 *
206F:           127 *
206F:           128 *
206F:91 0A          129      STA  ($0A,X)    ;DADO NO ARMAZEM
2071:A4 0A          130      LDY  $0A
2073:C8           131      INY                ;INCREMENTA ARMAZEM LSB
2074:84 0A          132      STY  $0A
2076:D0 CA          133      BNE  SA1          ;COMPARA COM ZERO
2078:A4 0B          134      LDY  $0B
207A:C8           135      INY                ;INCREMENTA ARMAZEM MSB
207B:84 0B          136      STY  $0B
207D:AD FC 20 137      LDA  $20FC
2080:C5 0B          138      CMP  $0B
2082:D0 BE          139      BNE  SA1
2084:           140 *
2084:           141 *
2084:           142 *
2084:           143 *****
2084:           144 *.....ROTINA DE RETORNO.....*
2084:           145 *****
2084:           146 *
2084:           147 *
2084:           148 *
2084:AD FD 20 149      LDA  $20FD      ;RETORNA ACUMULADOR
2087:AE FE 20 150      LDX  $20FE      ;RET. X
208A:AC FF 20 151      LDY  $20FF      ;RET. Y
208D:28           152      PLP                ;RET. STATUS
208E:60           153      RTS                ;RET A PROGRAMA BASIC
208F:           154 *
208F:           155 *
208F:           156 *
208F:           157 *****

```

*** SUCCESSFUL ASSEMBLY: NO ERRORS

APÊNDICE C - PROGRAMA MONITOR DO GERADOR

```

; *****
; *** PROGRAMA MONITOR DO GERADOR DE ECG E SOM ***
; *****
; *****
; *** PROGRAMADOR: ***
; *** RENATO GARCIA OJEDA ***
; *****
; *** UFSC - 1985 ***
; *****
;
;
; *****
; DEFINICAO DE ENDEREÇOS E VARIÁVEIS *
; *****
30F0 = STACK EQU 30F0H ; INICIO PILHA
3020 = INFC EQU 3020H ; FREQUENCIA DE ENTRADA
3001 = NBLSB EQU 3001H ; LSB NUMERO DE BYTE A GERAR
3002 = NBMSB EQU 3002H ; MSB " " " "
3003 = ONDAT EQU 3003H ; MODIFICACAO ONDA T
3004 = QRS EQU 3004H ; MODIFICACAO QRS
3005 = ARQCOL EQU 3005H ; LSB COMPRIMENTO DO ARQUIVO
3006 = ARQCOM EQU 3006H ; MSB " " " "
3008 = SCEM EQU 3008H ; NUMERO BYTE GERAR +100
3009 = PROGRA EQU 3009H ; DEFINE PROGRAMA
3010 = TIPS EQU 3010H ; TIPO DE SINAL A GERAR
3011 = ECGL EQU 3011H ; LSB ENDERECO SINAL ECG
3012 = ECGM EQU 3012H ; MSB " " " "
3013 = SOM1L EQU 3013H ; LSB ENDERECO DA SINAL SOM 1
3014 = SOM1H EQU 3014H ; MSB " " " "
3015 = SOM2L EQU 3015H ; LSB ENDERECO DA SINAL SOM 2
3016 = SOM2H EQU 3016H ; MSB " " " "
300C = FLAGC EQU 300CH ; CONTROLE DE LEDS QRS, +100
300A = NB EQU 300AH ; NUM BYTES GERAR AUXILIAR
300B = NBM EQU 300BH ; " " " " MSB
300E = CONTA EQU 300EH ; VALOR DO CONTADOR
300F = CONTRO EQU 300FH ; CONTROLE DE GERACAO
3007 = PRO EQU 3007H ; CONTROLE AUXILIAR
3017 = ECGLA EQU 3017H ; ECG AUXILIAR
3018 = ECGMA EQU 3018H ; IDEM
3019 = FSOM EQU 3019H ; FLAG SOM
0031 = PORTA EQU 31H ; ENDERECO PORTA A 8155
0032 = PORTB EQU 32H ; PORTA B 8155
0033 = PORTC EQU 33H ; PORTA C 8155
0030 = RCONT EQU 30H ; REGISTRO CONTROLE 8155
0034 = TIMLS EQU 34H ; LSB DO TEMPORIZADOR DA 8155
0035 = TIMMB EQU 35H ; MSB " " " "
0028 = DASOM EQU 28H ; ENDERECO CONVERSOR SOM
0038 = DAECG EQU 38H ; ENDERECO CONVERSOR ECG
0020 = ARQ1 EQU 20H ; LSB TABELA DE SINAIS
0070 = TABPRO EQU 70H ; LSB TABELA DE PROGRAMAS
0000 = TABFL EQU 00H ; LSB TABELA FREQUENCIA
0003 = TABFM EQU 03H ; MSB TABELA FREQUENCIA NORMAL
000C = TABCEM EQU 0CH ; MSB TABELA FREQUENCIA +100
0008 = ARQPL EQU 08H ; ENDERECO BEAT PREMATURO
0009 = ARQPM EQU 09H ; " " " "

```

```

*****
***      INICIO DO PROGRAMA DE CONTROLE      ***
*****

```

```

*****
: ROTINAS DE RESET E INTERRUPTOES *
*****

```

```

0000      ORG      00H      ; RESET
0000 31F030  LXI      SP,STACK; DEFINE STACK DO SISTEMA
0003 3EFE    MVI      A,0FEH  ; PROGRAMAR O TIMER
0005 D334    OUT      TIMLS
0007 3E40    MVI      A,04BH  ; ONDA CUADRADA
0009 D335    OUT      TIMMH
000B 3ECC    MVI      A,0CCH  ; PROGRAMAR PORTAS DA 8155
000D D330    OUT      RCONT
000F 3EB0    MVI      A,80H  ; GERA ISOPOTENCIAL
0011 4F      MOV      C,A
0012 D328    OUT      DASOM
0014 00      NOP
0015 00      NOP
0016 00      NOP
0017 D338    OUT      DAECG
0019 00      NOP
001A 00      NOP
001B 00      NOP
001C 3E0C    MVI      A,0CH  ; ATIVA RST5.5 AJUSTE;RST6.5 C
001E 30      DB      30H  ; SIM
001F FB      EI
0020 00      NOP
0021 C32000  E1:     JMP      E1      ; ESPERA INTERRUPTAO RST 5.5

002C      ORG      20H      ; RST 5.5 PARTIDA/AJUSTE
002C C1      POP      B
002D C34000  JMP      AJUSTE

0034      ORG      34H      ; RST 6.5; CALIBRACAO
0034 C1      POP      B
0035 C31902  JMP      CALIB

003C      ORG      30H      ; RST 7.5 , RELOGIO TEMPO REAL
003C C1      POP      B
003D C35F01  JMP      INTER

```

```

; *****
; ROTINAS DE CONTROLE *
; *****

```

0040

ORG 40H

```

; *****
; ENTRADA DE DADOS DAS CHAVES DIGITAIS *
; *****

```

```

0040 DB31          AJUSTE: IN      PORTA  ;ENTRADA FREQUENCIA CARDIACA
0042 2F           CMA
0043 47           MOV      B,A
0044 E60F        ANI      0FH
0046 322030      STA      INFC  ;ARMAZENA DADO DE FREQUENCIA
0049 CDF801      CALL     ROT1
004C 320F30      STA      CONTRO ;ARMAZENA CONTROLE DE GERACAO
004F DB32        IN      PORTB  ;ENTRADA DE TIPO SINAL DESEJA
0051 2F           CMA
0052 47           MOV      B,A
0053 E60F        ANI      0FH
0055 321030      STA      TIPS   ;ARMAZENA TIPO DE SINAL A GER
0058 CDF801      CALL     ROT1
005B 320930      STA      PROGRA ;ARMAZENA PROGRAMA DE GERACAO
005E 320730      STA      PRO    ;AUXILIAR
0061 AF          XRA      A      ;INICIALIZA VARIAVEIS
0062 320430      STA      QRS
0065 320330      STA      ONDAT
0068 320E30      STA      CONTA
006B 321930      STA      FSOM
006E 310C30      STA      FLAGC
0071 3E03        MVI      A,03H  ;INICIALIZAR MSB DAS SINAIS
0073 321230      STA      ECGM
0076 321430      STA      SOM1H
0079 321630      STA      SOM2H

```

```

; *****
; DEFINICAO DE BYTE A GERAR PARA FREQUENCIA DESEJADA *
; *****

```

```

007C 210130      FRECAR: LXI      H,NBLSB
007F 0602        MVI      B,02H
0081 3A0F30      LDA      CONTRO
0084 E601        ANI      01H   ;COMPARA CONTROLE 1,3,5,7
0086 C2A400      JNZ     CEM    ;FREQUENCIA +100
0089 3A2030      LDA      INFC  ;CARREGA DADO DE FREQUENCIA
008C D604        SUI      04H   ;LIMITE MIN. FREQUENCIA 40 P
008E D29300      JNC     OK
0091 3E00        MVI      A,00H  ;F DESEJADA<40 GERA 40 PPM
0093 07          OK:   RLC
0094 C600        ADI      TABFL  ;GERA ENDERECO TAB. FREQUENC
0096 5F          LOOP1: MOV     E,A
0097 1603        MVI      D,TABFM ;IDEM MSB
0099 1A          LOOP2: LDAX   D
009A 77          MOV     M,A
009B 13          INX     D
009C 23          INX     H
009D 05          DCR     B
009E C29900      JNZ     LOOP2
00A1 C3B700      JMP     TIPO
00A4 3A0C30      CEM:   LDA      FLAGC ;ATIVA LED FREQUENCIA +100
00A7 F602        ORI      02H
00A9 320C30      STA      FLAGC
00AC D333        OUT     PORTC
00AE 3A2030      LDA      INFC
00B1 07          RLC
00B2 C60C        ADI      TABCEM ;LSB DA TABELA + 100
00B4 C39600      JMP     LOOP1

```

```

; *****
; DEFINICAO DE ENDERECO DO ARQUIVO DE SINAL DESEJADA * 98
; *****

```

```

00B7 3A0F30          TIPO:   LDA      CONTR0 ; DEFINE TIPO DE SINAL A GERAR
00BA FE02           CPI      02H   ; COMPARA PARA FREQ. x 10
00BC CAC400         JZ       TIM      ;
00BF FE03           CPI      03H   ;
00C1 C2C700         JNZ      TIP1   ;
00C4 CD0002         TIM:    CALL   TIMER  ; MODIFICA FREQUENCIA GERACAO
00C7 3A1030         TIP1:   LDA      TIPS   ;
00CA C620           ADI      AR01   ; DEFINE SINAL A GERAR
00CC 321130         STA      ECGL   ; ARMAZENA ENDERECO SINAL ECG
00CF 2A1130         LHL D   ECGL   ;
00D2 7E            MOV      A, M    ;
00D3 321230         STA      ECGM   ; ENDERECO MSB
00D6 C602           ADI      02H   ;
00D8 321430         STA      SOM1H  ; ARMAZENA ENDERECO SINAL SOM 1
00DB C601           ADI      01H   ;
00DD 321630         STA      SOM2H  ; IDEM SOM 2
00E0 AF            XRA      A       ; ZERAR ACUMULADOR
00E1 321130         STA      ECGL   ;
00E4 321330         STA      SOM1L  ;
00E7 321530         STA      SOM2L  ;
00EA 3A0730         LDA      PRO    ; GERACAO DE SONS ?
00ED FE09           CPI      09H   ;
00EF CCBC03         CZ       GESOM  ;

```

```

; *****
; GERACAO DE DADOS DE SAIDA AOS CONVERSORES D/A *
; *****

```

```

00F2 2A0130         GERAR:  LHL D   NBL SB ; NUMERO BYTES GERAR
00F5 220A30         SHL D   NB      ; AUXILIAR
00F8 2A1130         LHL D   ECGL   ; CARREGA ENDERECO ARQUIVO GERAR
00FB 3A0730         LDA      PRO    ;
00FE FE09           CPI      09H   ; PROGRAMA GERAR SOM
0100 C20601         JNZ      NOR    ;
0103 210004         LXI      H, 0400H ;
0106 7E            MOV      A, M    ;
0107 320530         STA      ARQCOL ; CARREGA COMPRIMENTO ARQUIVO
010A 23            INX      H      ;
010B 7E            MOV      A, M    ;
010C 320630         STA      ARQCOM ;
010F 111930         LXI      D, FSOM ;
0112 23            LOOP3: INX      H      ;
0113 7E            MOV      A, M    ; CARREGA DADO DO ARQUIVO
0114 4F            MOV      C, A    ;
0115 3A0730         LDA      PRO    ; DEFINE PROGRAMA DE GERACAO
0118 FE00           CPI      00    ;
011A CA2001         JZ       FLAGS  ;

```

```

; DEFINIR PROGRAMA DE GERACAO

```

```

011D C33E02         JMP      DEFFRO ;
0120 79            FLAGS:  MOV      A, C    ; RECUPERA DADO

```

```

; IDENTIFICA FLAG DOS ARQUIVOS

```

```

0121 FEFE           CPI      0FEH  ; INICIO DE QRS ?
0123 CA7B01         JZ       QRSH   ;
0126 FEFF           CPI      0FFH  ; FIM DA QRS ?
0128 CA8F01         JZ       QRSL   ;
012B FE01           CPI      01H   ; MAX. R E INICIO DE SOM1
012D C23B01         JNZ      LOOP4  ;
0130 3A1330         LDA      SOM1L  ;
0133 5F            MOV      E, A    ;
0134 3A1430         LDA      SOM1H  ;
0137 57            MOV      D, A    ;
0138 C31201         JMP      LOOP3  ;
013B FE02         LOOP4:  CPI      02H   ; FINAL T INICIO SOM2

```

```

013D C24B01      JNZ      LOOP5
0140 3A1530      LDA      SOM2L
0143 5F          MOV      E,A
0144 3A1630      LDA      SOM2H
0147 57          MOV      D,A
014B C31201      JMP      LOOP3
014B FE00        LOOPS:   CPI      00H
014D CAA301      JZ       FIMDAD ;FIM DO ARQ. ECG
0150 CD5601      CALL    SAIDA
0153 C31201      JMP      LOOP3

```

```

;
; *****
; ROTINA DE ESPERA DE INTERRUPCAO *
; *****

```

```

015A 3E1B        SAIDA:   MVI      A,1BH ;ATIVA RST 7.5
015B 30          DB       30H
0159 79          MOV      A,C
015C FB          EI
015D 00          E2:     NOP
015C C35B01      JMP      E2 ;ESPERA INTERRUPCAO 7.5
015F D33B        INTER:  OUT      DAECG ;SAIDA SINAL ECG AO D/A
0161 00          NOP
0162 00          NOP
0163 00          NOP
0164 CD6901      CALL    SOM
0167 F3          DI
016E C9          RET

```

```

; *****
; SAIDA DE SINAL DE SOM CARDIACO *
; *****

```

```

0169 1A          SOM:    LDAX     D
016A FE00        CPI      00H ;FIM DO ARQUIVO DE SOM
016C C27401      JNZ     OUTSOM
016C 3E30        MVI     A,00H
0171 C37501      JMP     SOUTT
0174 13          OUTSOM: INX     D
0175 D32B        SOUTT:  OUT     DASOM ;SAIDA SINAL SOM AO D/A
0177 00          NOP
0178 00          NOP
0179 00          NOP
017A C9          RET

```

```

; *****
; ATIVACAO E DESATIVACAO DO LED INDICADOR DE QRS *
; *****

```

```

017B F5          QRSH:   PUSH    PSW
017C 3A0C30      LDA     FLAGC
017F F601        ORI     01 ;LED QRS
0181 320C30      STA     FLAGC
0184 D333        OUT     PORTC ;ATIVA LED QRS
0186 3EFE        MVI     A,0FEH
0188 320430      STA     QRS ;INICIO DE QRS
018B F1          POP     PSW
018C C31201      JNP     LOOP3

```

```

018F F5          QRSL:   PUSH    PSW
0190 3A0C30      LDA     FLAGC
0193 E6FE        ANI     0FEH ;VERIFICAR COMPARACAO
0195 320C30      STA     FLAGC
0198 D333        OUT     PORTC ;DESATIVA LED QRS
019A 3EFF        MVI     A,0FFH
019C 320330      STA     ONDAT ;FIM QRS
019F F1          POP     PSW
01A0 C31201      JMP     LOOP3

```

```

;*****
;TESTE DE FIM DE DADOS DO ARQUIVO EM GERACAO *
;*****

```

```

01A3 E5          FIMDAD: PUSH      H
01A4 D5          PUSH      D
01A5 2A0530     LHL D      ARQCOL ; NUMERO DE BYTES DO ARQUIVO E
01A8 EB          XCHG
01A9 2A0A30     LHL D      NB ; NUMERO DE BYTES A GERAR
01AC 7C          MOV       A,H
01AD BA          CMP       D
01AE D4CD01     JC        FIM ; D > H
01B1 7D          MOV       A,L
01B2 BB          CMP       E
01B3 D4B901     JC        F5
01B6 C2BE01     JNZ      F1 ; L <> E
01B9 7C          F5:      MOV       A,H
01BA BA          CMP       D
01BB C4CD01     JZ        FIM ; NB = ARQCOM
01BE 2B          F1:      DCX      H
01BF 220A30     SHLD     NB ; DECREMENTA O NUM. BYTES
01C2 3E80     MVI      A,80H
01C4 4F          MOV       C,A
01C5 D1          POP      D
01C6 E1          POP      H
01C7 CD5601     CALL    SAIDA
01CA C3A301     JMP     FIMDAD
01CD D1          FIM:     POP      D
01CE E1          POP      H
01CF 3E0E     MVI      A,0EH
01D1 30          DB      30H ; SIM
01D2 FB          EI
01D3 06FF     MVI      B,0FFH ; RETARDO
01D5 05          RET1:   DCR      B
01D6 C2D501     JNZ      RET1
01D9 3A0930     LDA     PROGRA
01DC 320730     STA     PRO ; REATIVA PROGRAMA
01DF FE03     CPI     03
01E1 C2F200     JNZ      GERAR
01E4 FE04     CPI     04
01E6 C2F200     JNZ      GERAR
01E9 3A0E30     LDA     CONTA
01EC FE00     CPI     00
01EE CAF200     JZ       GERAR
01F1 3D          DCR      A
01F2 320E30     STA     CONTA
01F5 C3F200     JMP     GERAR

01FB 7B          ROT1:   MOV     A,B
01F9 E6F0     ANI     0F0H
01FB 0F          RRC
01FC 0F          RRC
01FD 0F          RRC
01FE 0F          RRC
01FF C9          RET

```

```

; *****
; MODIFICA FREQUENCIA DO RELOGIO DE TEMPO REAL *
; *****

```

```

0200 F5          TIMER:  PUSH   PSW          ;MODIFICA FREQ. GERACAO (*10
0201 3E1F          MVI     A,1FH        ;MODIFICA TIMER
0203 D334          OUT     TIMLS
0205 3E40          MVI     A,40H
0207 D335          OUT     TIMME
0209 CECC          MVI     A,0CCH
020B D330          OUT     RCONT
020D 300C30        LDA     FLAGC      ;ATIVA LED *10
0210 F004          ORI     04H
0212 300C30        STA     FLAGC
0215 D333          OUT     PORTC
0217 F1           POP     PSW
0218 C9           RET

```

```

; *****
; ROTINA DE CALIBRACAO *
; *****

```

```

0219 3E9A          CALIB:  MVI     A,154      ;GERAR 1 MILIVOLT
021B D338          CAE:   OUT     DAEC6
021D 00           NOP
021E D32B          OUT     DASOM      ;SAIDA DOS SINAIS
0220 00           NOP
0221 CD3202        CALL    RET2
0224 3E80          MVI     A,80H
0226 D33B          OUT     DAEC6
0228 00           NOP
0229 D32B          OUT     DASOM
022B 00           NOP
022C CD3202        CALL    RET2
022E C31902        JMP     CALIB
0232 F5           RET2:  PUSH   PSW
0233 01FF01        LXI     B,01FFH
0236 0B           AUX:   DCX     B
0237 7B           MOV     A,B
0238 B1           ORA     C
0239 C23602        JNZ    AUX
023C F1           POP     PSW
023D C9           RET

```

```

; *****
; DEFINICAO DO PROGRAMA DE GERACAO *
; *****

```

```

023E FE01          DEFPRO: CPI     01
0240 CA102        JZ     INVP      ;INVERTE ONDA P
0243 FE02          CPI     02
0245 CAAD02        JZ     ELIP      ;ELIMINA ONDA P
0248 FE03          CPI     03
024A CAB802        JZ     ELISIN    ;ELIMINA 1 CICLO
024D FE04          CPI     04
024F CACD02        JZ     ELIQRS    ;ELIMINA QRS
0252 FE05          CPI     05
0254 CAE602        JZ     INVT      ;INVERTE ONDA T
0257 FE06          CPI     06
0259 CA7303        JZ     ELIT      ;ELIMINA ONDA T
025C FE07          CPI     07
025E CA0603        JZ     BEATP     ;BEAT PREM.
0261 FE08          CPI     08
0263 CA0903        JZ     RR        ;REDUCE R-R
0266 FE09          CPI     09
0268 C32001        JMP     FLAGS     ;GERACAO DE SOM ;ECG REFERENC

```



```

; *****
; ROTINA DE INVERSAO DE SINAL GERADA *
; *****

```

```

026D 79          INV:  MOV    A,C      ; ROTINA DE INVERSAO
026C FE03       CPI    03        ; DADO EM REGISTRO C
026E 08         RC      ; RETORNO SEM DADO = FLAG SONS
026F FE80       CPI    80H      ; RETORNO SEM DADO= ISOPOTENCI
0271 C8         RZ      ; SEM DADO NEGATIVO
0272 DA7A02     JC      I1       ; INVERTE DADO POSITIVO
0275 3EFF       MVI    A,0FFH
0277 91         SUB    C
0278 4F         MOV    C,A
0279 C9         RET
027A 3E80       I1:  MVI    A,80H
027C 91         SUB    C
027D C680       ADI    80H      ; INVERTE DADO NEGATIVO
027F 4F         MOV    C,A
0280 C9         RET

```

```

; *****
; CONTADOR DE QUATRO EVENTOS *
; *****

```

```

0281 3E05       CONT: MVI    A,05H  ; INICIA CONTA DE 4 CICLOS
0283 320E30     STA    CONTA
0286 C9         RET

```

```

; *****
; ROTINA DE REINICIO DO CONTADOR *
; *****

```

```

0287 3A0E30     INICON: LDA    CONTA  ; REINICIA CONTADOR
028A FE00       CPI    00
028C C0E102     CZ      CONT
028F C9         RET

```

```

; *****
; ROTINA VERIFICA FIM DO PROGRAMA DE GEREAÇÃO *
; *****

```

```

0290 3E00       FIMPRO: MVI    A,00   ; ZERAR VARIAVEIS
0292 320E30     STA    CONTA
0295 320430     STA    QRS
0298 320330     STA    ONDAT
029B 320730     STA    PRO      ; GEREAÇÃO NORMAL
029E C32001     JMP    FLAGS  ; RETORNA AO PROGRAMA PRINCIPAL

```

```

; *****
; ROTINA INVERSAO DE ONDA P , PROGRAMA 1 *
; *****

```

```

02A1 79          INVP:  MOV    A,C      ; INVERTE ONDA P
02A2 FEFE       CPI    0FEH    ; COMPARA INICIO QRS
02A4 CA9002     JZ      FIMPRO
02A7 CD6B02     CALL   INV      ; INVERTE ONDA P
02AA C32001     JMP    FLAGS  ; RETORNO

```

```

; *****
; ROTINA ELIMINA ONDA P , PROGRAMA 2 *
; *****
02AD 79          ELIP:  MOV    A,C      ;ELIMINA ONDA P
02AE FEFE          CPI    0FEH     ;COMPARA INICIO QRS
02B0 CA9002       JZ     FIMPRO
02B3 0E80         MVI    C,80H    ;GERAR ISOPOTENCIAL
02B5 C32001       JMP    FLAGS   ;RETORNO
; *****
; ROTINA ELIMINA 1 CICLO DE SINAL , PROGRAMA 3 *
; *****
02B8 CD8702       ELISIN: CALL   INICON  ;CONTROLE CONTADOR
02BB FE01         CPI    01      ;COMPARA FIM 4 CICLOS SINAL
02BD C22001       JNZ    FLAGS   ;GERA SINAL NORMAL
02C0 79          MOV    A,C
02C1 FE00         CPI    00      ;COMPARA FIM ARQUIVO
02C3 CA9002       JZ     FIMPRO
02C6 0E80         MVI    C,80H    ;GERA ISOPOTENCIAL
02C8 C32001       JMP    FLAGS   ;RETORNO
; *****
; ROTINA ELIMINA COMPLEXO QRS , PROGRAMA 4 *
; *****
02CB 3A0430       ELIQRS: LDA    QRS      ;ELIMINA QRS
02CE FEFE          CPI    0FEH     ;COMPARA INICIO QRS
02D0 C22001       JNZ    FLAGS   ;GERA SINAL NORMAL
02D3 CD8702       CALL   INICON
02D6 FE01         CPI    01      ;COMPARA FIM DE 4 CICLOS
02D8 C22001       JNZ    FLAGS   ;SINAL NORMAL
02DB 79          MOV    A,C
02DC FEFF         CPI    0FFH     ;COMPARA FIM QRS
02DE CA9002       JZ     FIMPRO
02E1 0E80         MVI    C,80H    ;GERA ISOPOTENCIAL
02E3 C32001       JMP    FLAGS   ;RETORNO
; *****
; ROTINA INVERTE ONDA T , PROGRAMA 5 *
; *****
02E6 3A0330       INVT:  LDA    ONDAT   ;INVERTE ONDA T
02E9 FEFF         CPI    0FFH     ;COMPARA FIM QRS
02EB C22001       JNZ    FLAGS
02EE 79          MOV    A,C
02EF FE00         CPI    00H
02F1 CA9002       JZ     FIMPRO
02F4 CD6B02       CALL   INV
02F7 C32001       JMP    FLAGS

```

```

*****
*** TABELA DE NUMERO DE BYTES POR FREQUENCIA ***
*****

```

```

0300,-          ORG 0300H
; NORMAL :
0300 8306D504E8 DB 83H,06H,0B5H,04H,0E8H,03H,5EH,03H,0F0H
0309 029B02    DB 02H,9BH,02H
; + 100 :
030C 5E022302F4 DB 5EH,02H,23H,02H,0F4H,01H,0CFH,01H,0B3H
0315 019001    DB 01H,90H,01H
0318 780161014D DB 78H,01H,61H,01H,4DH,01H,3CH,01H

```

```

*****
*** TABELA DE ENDEREÇOS DOS SINAIS ***
*****

```

```

0320          ORG 0320H
; TIP1 : SINAIS DE ECG NOS ENDEREÇOS 0400H-17FFH
0320 04000C1014 DB 04H,08H,0CH,10H,14H,04H,04H,04H,04H,04H
032B          ORG 032BH
; SSOM: SINAIS DE SOM NOS ENDEREÇOS. 1800H-27FFH
032B 00180019 DB 00H,18H,00H,19H
032F 001A001B00 DB 00H,1AH,00H,1BH,00H,1CH,00H,1DH,00H
033B 1E001F0020 DB 1EH,00H,1FH,00H,20H,00H,21H,00H,22H,00H,23H
0343 0024002500 DB 00H,24H,00H,25H,00H,26H,00H,27H,00,18H,00,19H
034F 00180019 DB 00,18H,00,19H
; TIP2: TIPO DE SINAIS NA EXPANSÃO DE MEMÓRIA
0353          DS 20H

```

```

*****
; ROTINA ELIMINA ONDA T, PROGRAMA 6 *
*****

```

```

0373 3A0330    ELIT: LDA      ONDAT   ;ELIMINA ONDA T
0376 FEFF      CPI      0FFH   ;COMPARA FIM DE QRS
0378 C22001    JNZ     FLAGS
037E 79        MOV     A,C
037C FE00      CPI      00
037E CA9002    JZ      FIMPRO
0381 0E00      MVI     C,00H
0383 C32001    JMP     FLAGS

```

```

; *****
; ROTINA GERACAO BEAT PREMATURO , PROGRAMA 7 *
; *****
0386 CD8702      BEATP:  CALL    INICON  ; GERACAO BEAT PREMATURO
0389 FE01        CPI      01      ; FIM DE 4 EVENTOS
038B C22001      JNZ      FLAGS
038E 3A1130      LDA      ECGL    ; SALVA ARQ. NORMAL
0391 321730      STA      ECGLA
0394 3A1230      LDA      ECGM
0397 321830      STA      ECGMA
039A 3E08        MVI      A,ARQFL
039C 321130      STA      ECGL
039F 3E09        MVI      A,ARQFM
03A1 321230      STA      ECGM
03A4 79         MOV      A,C
03A5 FE00        CPI      00
03A7 C22001      JNZ      FLAGS ; FIM ARQUIVO
03AA 3A1730      LDA      ECGLA ; VOLTA ARQ. NORMAL
03AD 321130      STA      ECGL
03B0 3A1830      LDA      ECGMA
03B3 321230      STA      ECGM
03B6 C39002      JMP      FIMPRO

```

```
03B9 C32001
```

```
RR:      JMP      FLAGS
```

```

; *****
; ROTINA DE GERACAO DE SOM CARDIACO , PROGRAMA 9 * :::
; *****

```

```

03BC 3E03      GESOM:  MVI      A,03H
03BE 321430      STA      SOM1H
03C1 3A1030      LDA      TIPS    ; TIPO DE SINAL A GERAR
03C4 07        RLC
03C5 07        RLC    ; MULTIPLICA POR 4
03C6 C62B      ADI      2BH
03C8 321330      STA      SOM1L  ; ARMAZENA END. SOM1
03CB 2A1330      LHL     SOM1L
03CE 7E        MOV      A,M
03CF 321330      STA      SOM1L  ; SOM1
03D2 23        INX
03D3 7E        MOV      A,M
03D4 321430      STA      SOM1H
03D7 23        INX
03D8 7E        MOV      A,M
03D9 321530      STA      SOM2L  ; SOM2
03DC 23        INX
03DD 7E        MOV      A,M
03DE 321630      STA      SOM2H
03E1 C9        RET      ; GERAR O SINAL

```

```

; *****

```

APÊNDICE D - DESCRIÇÃO DOS CIRCUITOS DO SISTEMA GERADOR

D1 - BLOCO DIGITAL DO SISTEMA GERADOR

RELAÇÃO DOS COMPONENTES

R1; R2; R7 até R24 = 10 K Ω

R3 = 50 K Ω

R4 ; R5; R6 = 1 K Ω

C1 = 10 pF

C2 = 1 μ F, eletrolítico

C3 = 100 μ F, eletrolítico

K1 = Cristal 6,144 MHz

J1 = Conector saída dos sinais digitais de ECG e Som cardíaco

J2 = Conector entrada dos dados das chaves digitais

J3 = Polarização; reset; saída aos LED indicadores

J4 = Entrada das interrupções RST 5.5 e RST 6.5. (Ajuste e Calibração)

IC1= Microprocessador 8085-A de 8 bits

IC2= Inversor : 74LS04

IC3= IC11; IC12 = Registros "latch": 74LS273

IC4= Interface programável (PPI): 8255

IC5= Decodificador de endereços: 74LS138

IC6 até IC10 = Memórias EPROM: 2716

Vários:

Conectores; socket CI para Wire Wrap: placa universal; cabos.

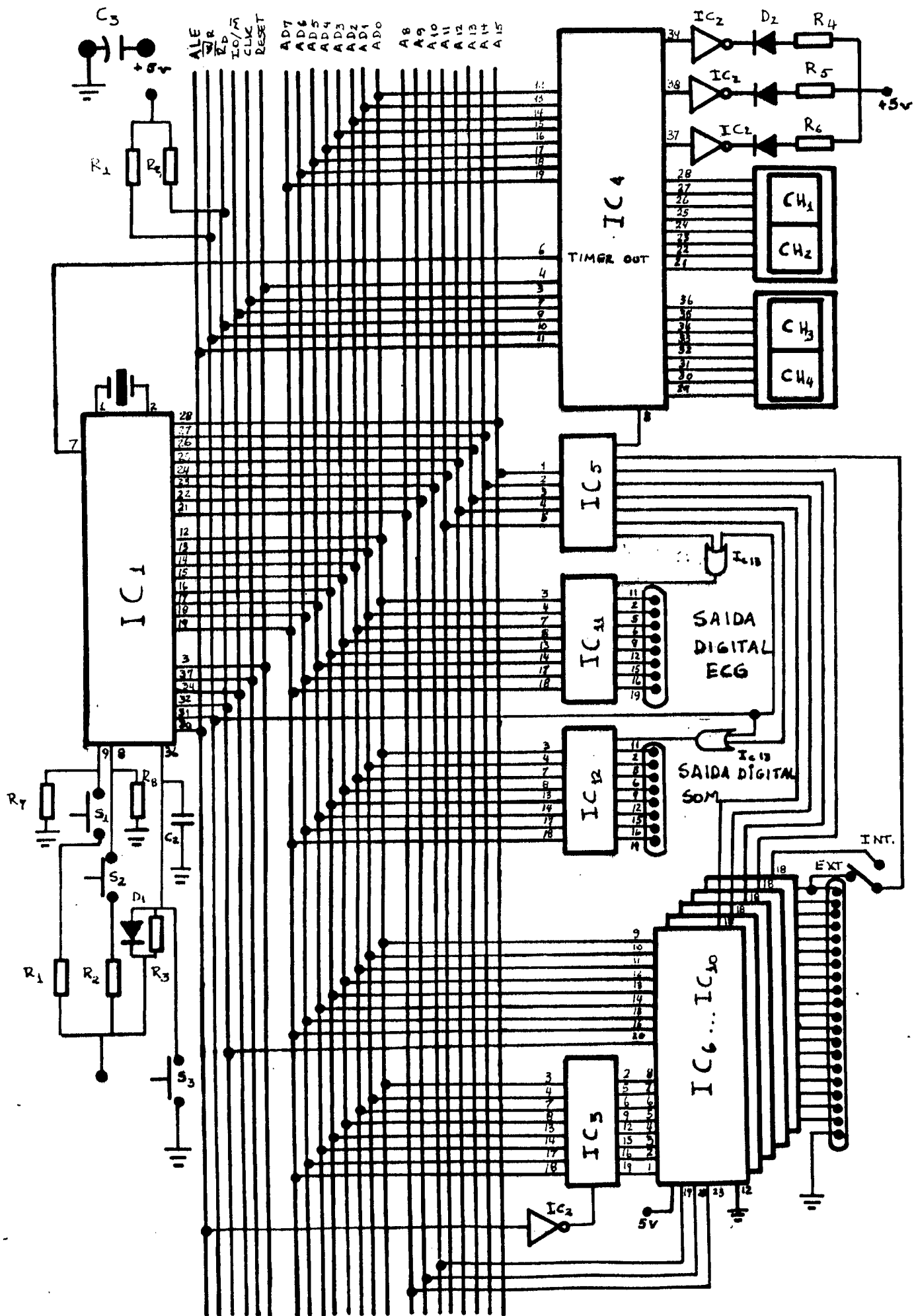


FIGURA D1 - Esquema do Bloco Digital do Gerador.

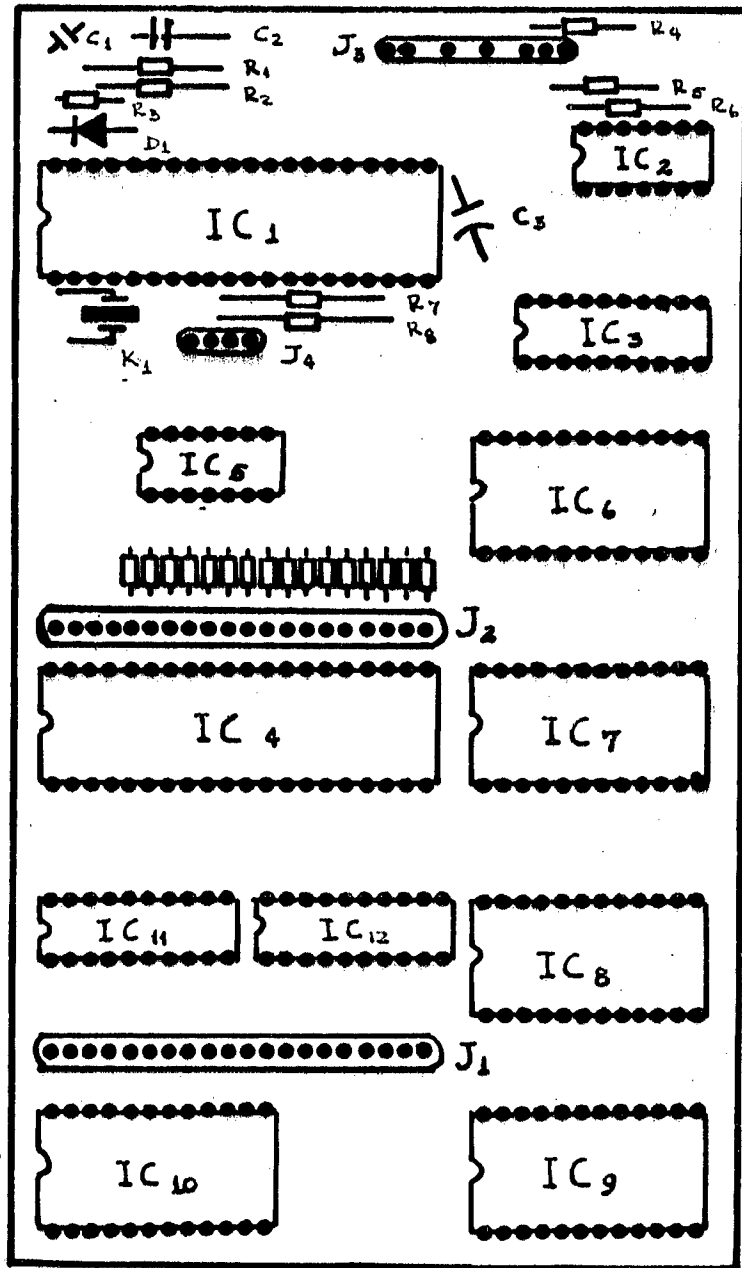


FIGURA D2 - Distribuição de Componentes do Bloco Digital.

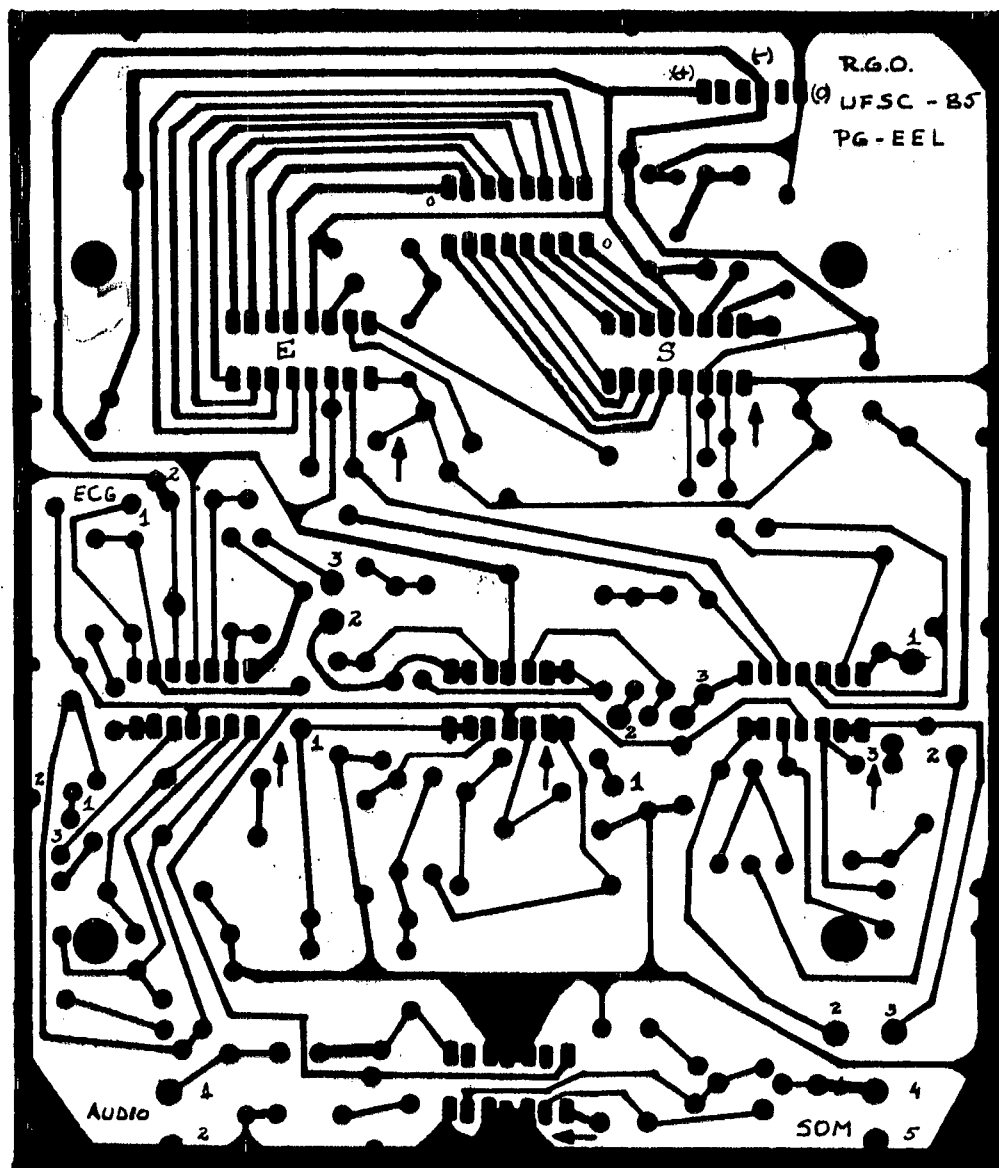


FIGURA D3 - Placa de Circuito Impresso do Bloco Analógico

D2 - BLOCO ANALÓGICO DO SISTEMA GERADOR

RELAÇÃO DE COMPONENTES

Resistores em kilo ohm

R1 = 2,5

R2 até R10 = 2,7

R11 = 2,49

R12 = 9,53

R13 = 53,5

R14 = 240

R15 = 7,5

R16 = 27,7

R17 = 0,267

R18 = 0,953

R19 = 5,36

R20 = 24

R21 = 5,34

R22 = 20

R23 até R27 = 15

R28 = 10

R29 = 0,0022

R30;R31;R33 2 120

R34 = 100

Diodos:

D1 até D4 = Zener 5,1 Volts

Potenciômetros:

Rp1 até Rp5 = 10 K Ω Controle volume = 2 M Ω

Capacitores em microfaradios

C1;C3;C4;C6;C10;C16;C21= 01,

C2;C5;C7;C8;C13;C15 = 0,01

C11 = 0,015

C12;C23 = 0,047

C17;C19;C20 = 0,0022

C18 = 0,0068

C22 = 470 ; eletrolítico

C24 = 0,47

CF = 100 ; eletrolítico

C = 10 pF ; ceramica

Circuitos Integrados:

DA1;DA2 = Conversor D/A : DAC0800

CI1;CI2 CI3= Amp. Op.: LM324

CI4 = Amp Áudio : LM380

Vários: Chaves DPDT; LEDs; socket

CI; conectores; cabos.

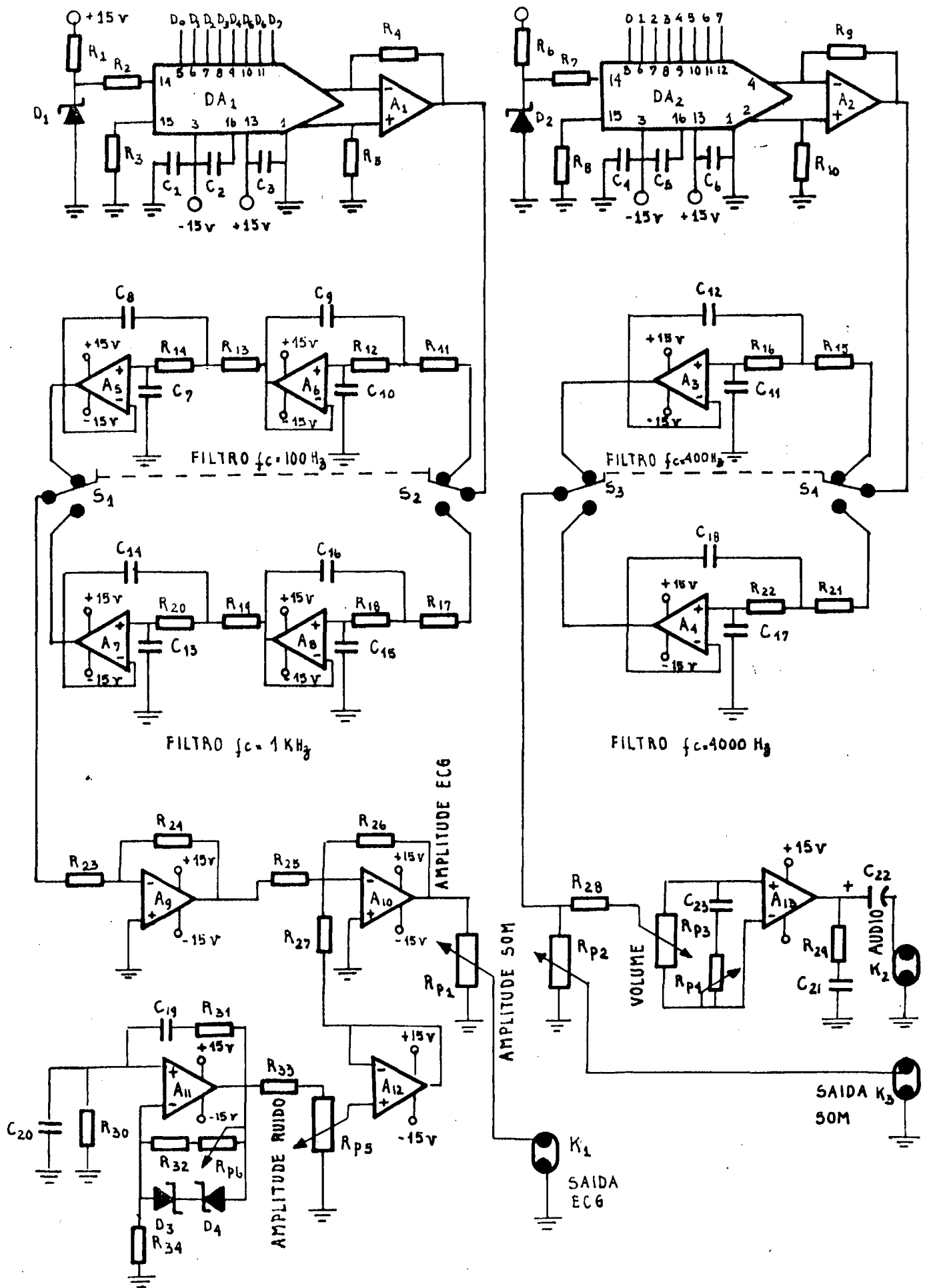


FIGURA D4 - Esquema do Bloco Analógico do Gerador.

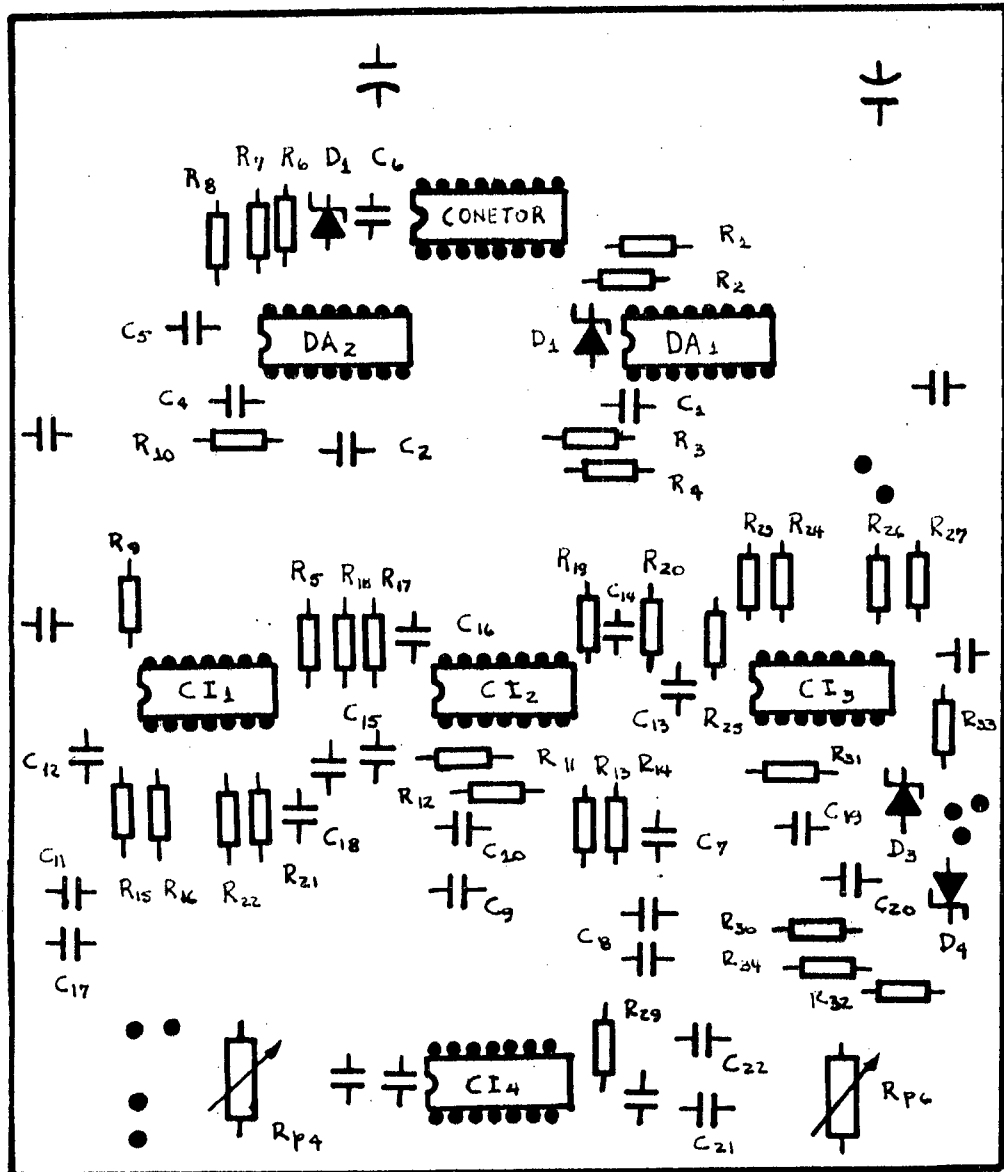


FIGURA D5 - Distribuição de Componentes do Bloco Analógico.

APÊNDICE E - DESCRIÇÃO DOS CIRCUITOS DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

RELAÇÃO DE COMPONENTES

Resistores em kilo ohm

R1 = 2,5

R2 = 9,53

R3 = 53

R4 = 240

R5 = 1,4

R6 = 5,4

R7; R8 = 10

R9; R10 = 20

R5; R18 = 5

R12; R19; R20 = 1,2

R13M R14 = 7,15

R15; R16; R17 = 15

R21 ; R22 = 2,2

R23; R24; R25; R26 = 1,72

Diodos:

D1; D2 = Zener 4,7 volts

D3; D4 = Zener 5,1 volts

D5; D6 = sinal tipo IN94

D7 até D16 = Zener 7,5 volts

Vários:

Chaves DPDT; Conectores; Socket CI.

Capacitores em microfaradios

C1 = 1,0

C2 = 0,1

C3 = 0,02

C4 = 0,01

C5 = 0,047

C6 = 0,015

C7 = 0,022

CF = 100

C = 10 pF

Circuitos Integrados

IC1 até IC5 = Amp.Op.: 741

IC6; IC8 = Amp.Op.FET: CA3140

IC7 = chave digital: CD4016

IC9 = Driver: MCL488

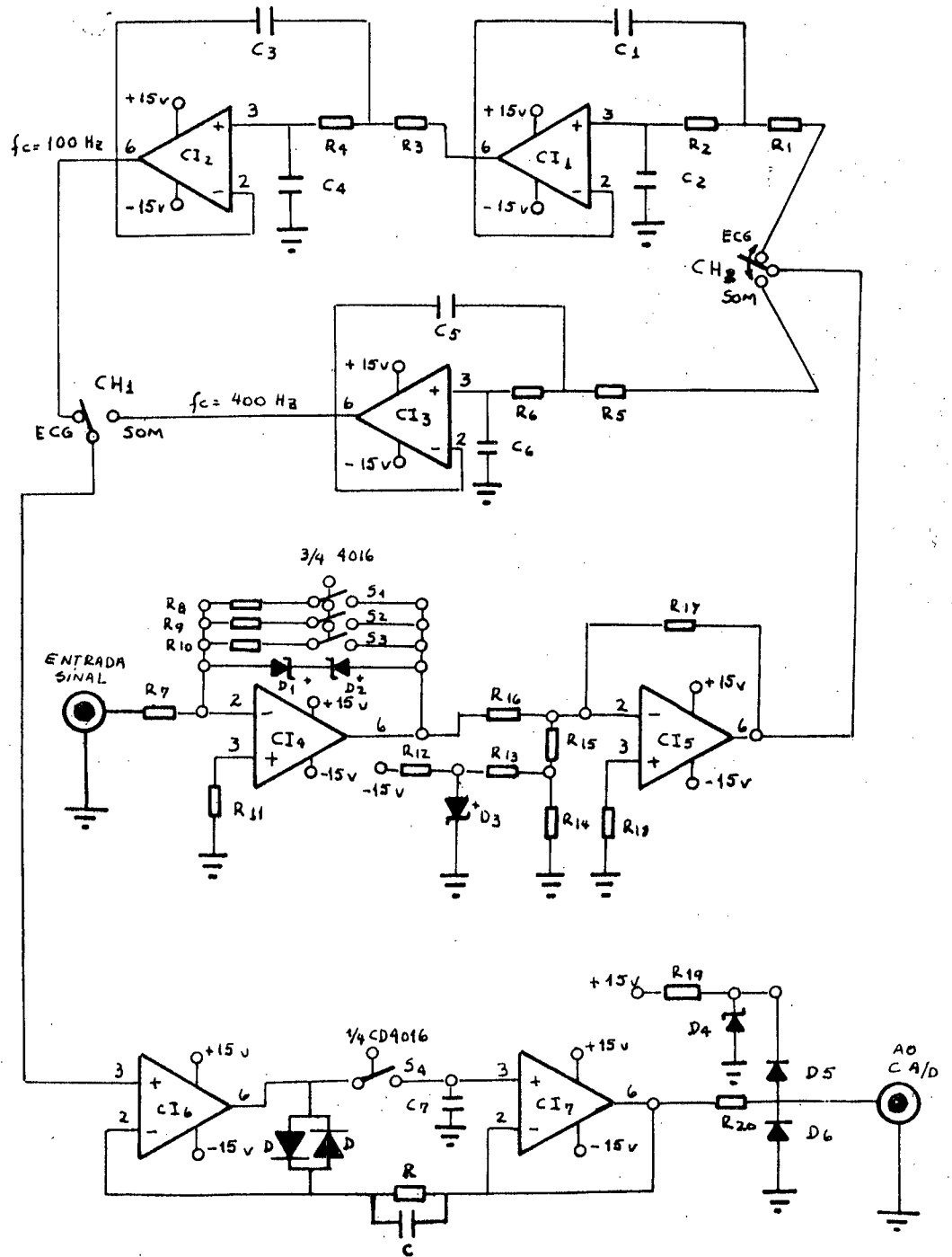


FIGURA E1 - Bloco de Aquisição.

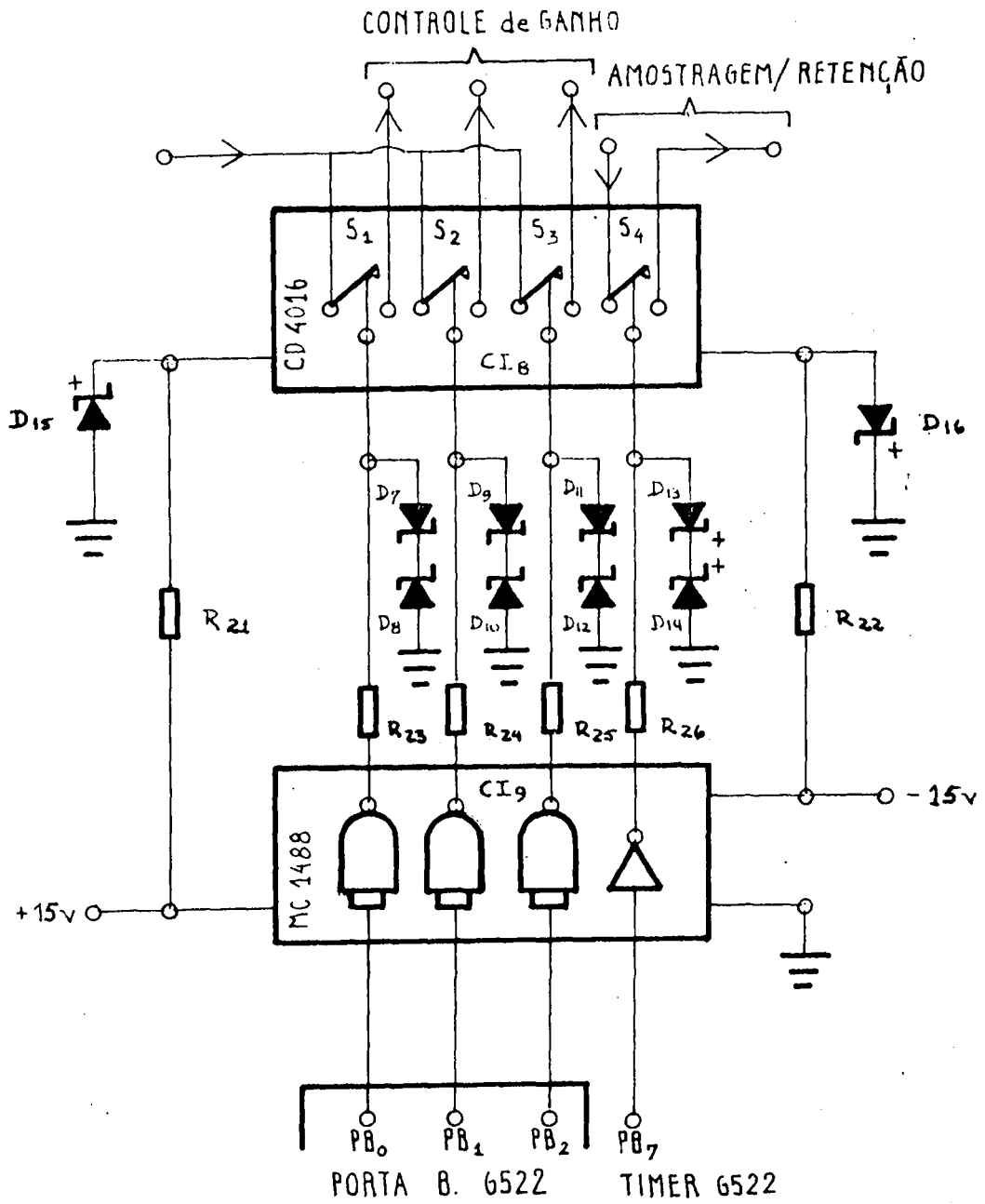


FIGURA E2 - Controle das Chaves Analógicas.

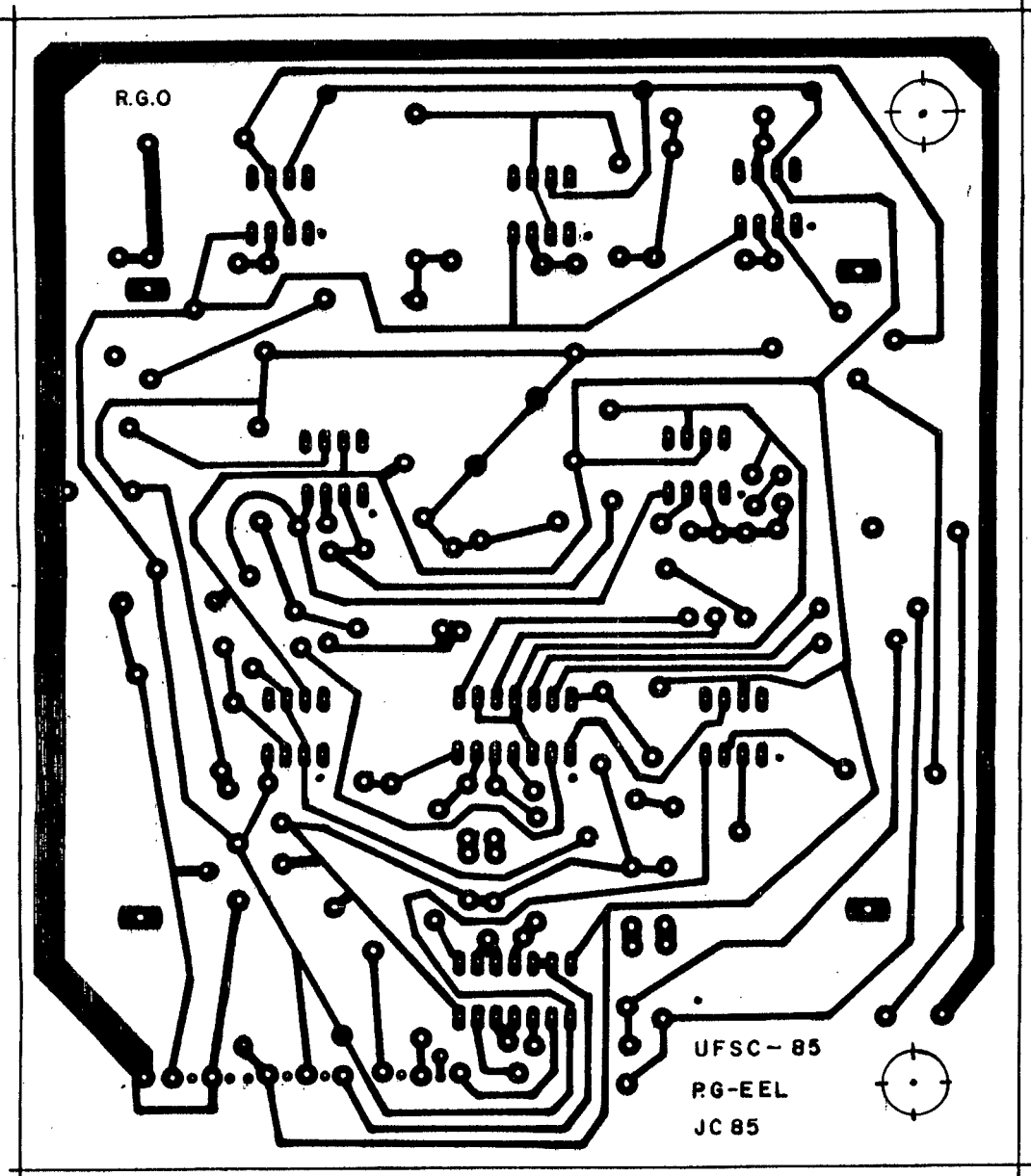


FIGURA E3 - Placa de Circuito Impresso do Bloco de Aquisição.

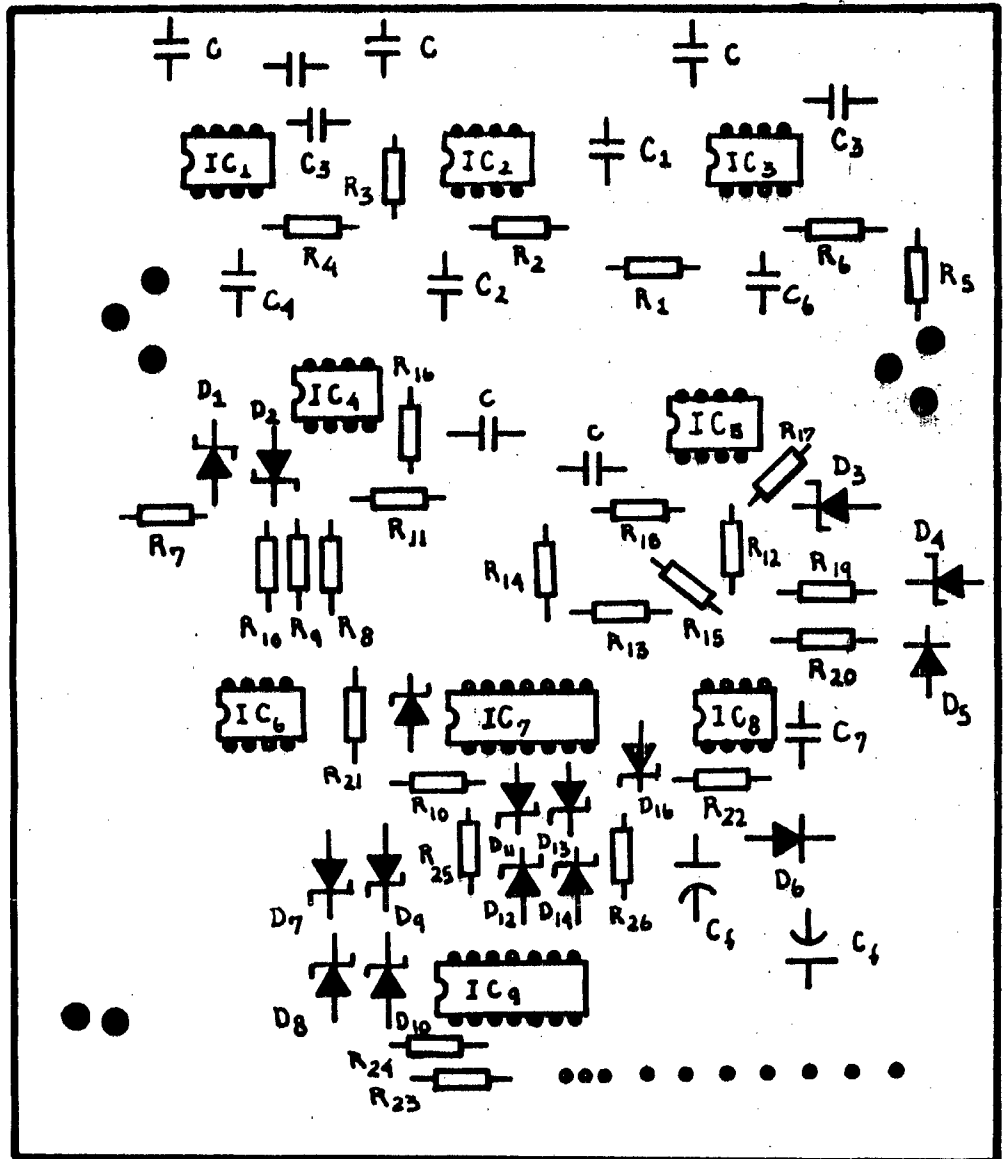


FIGURA E4 - Distribuição de Componentes do Bloco de Aquisição.

APÊNDICE F - DESCRIÇÃO DO CIRCUITO DA FONTE DE POLARIZAÇÃO DO SISTEMA

RELAÇÃO DE COMPONENTES

D1 até D11	: Diodo rectificador tipo IN4004 ou similar
C1 ; C2	: Capacitor eletrolítico 1000 uF / 16 volts
C3	: Capacitor eletrolítico 2200 uF / 16 volts
C5;C6;C7	: Capacitor eletrolítico 1 uF / 16 volts
C4;C8; C9	: Capacitor eletrolítico 10 uF / 16 volts
F1 ; F2	: Fusível 0,8 A
F3	: Fusível 0,5 A
C11	: Regulador positivo 15 volts com dissipador. (7815)
C12	: Regulador negativo 15 volts com dissipador. (7915)
C13	: Regulador positivo 5 volts com dissipador. (7805)
Transformador:	220/16-0-16 (1 A) ; 9 (0,7 A) volts
Vários	: Porta fusível

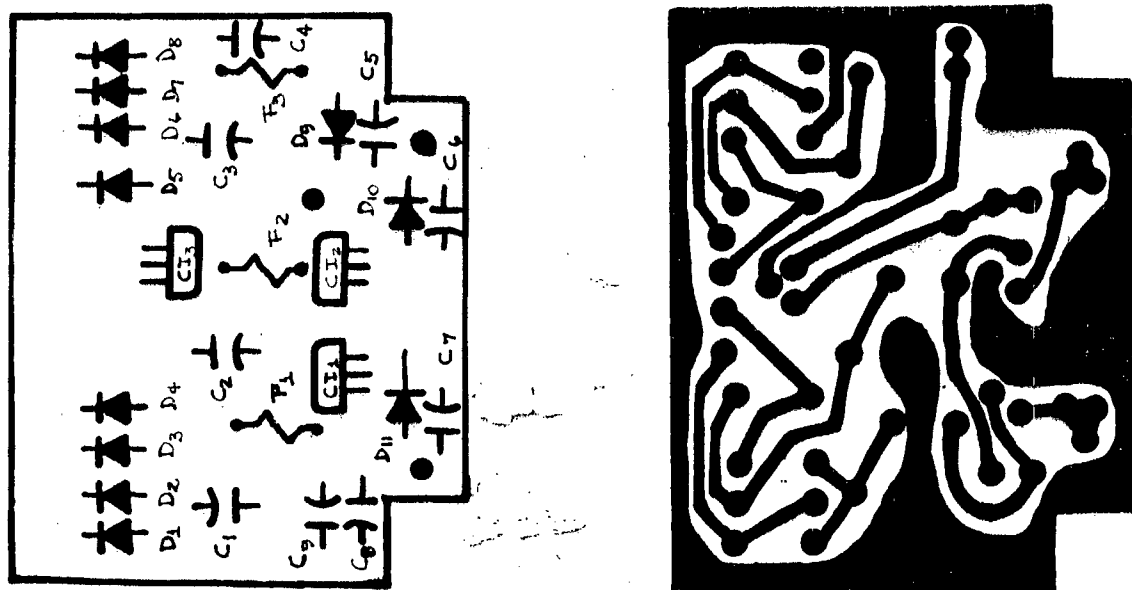


FIGURA F1 - Distribuição dos Componentes e Placa de Impresso.

APÊNDICE G - EXPANSÃO DE MEMÓRIA

Para expandir a memória do sistema e obter maior número de sinais a gerar, é necessário um módulo externo com um decodificador 74LS138 para gerar os pulsos de seleção das memórias EPROM tipo 2716.

Para isto ligue um conector apropriado ao conector "EXP" no módulo digital do sistema e efetue a seguinte ligação externa.

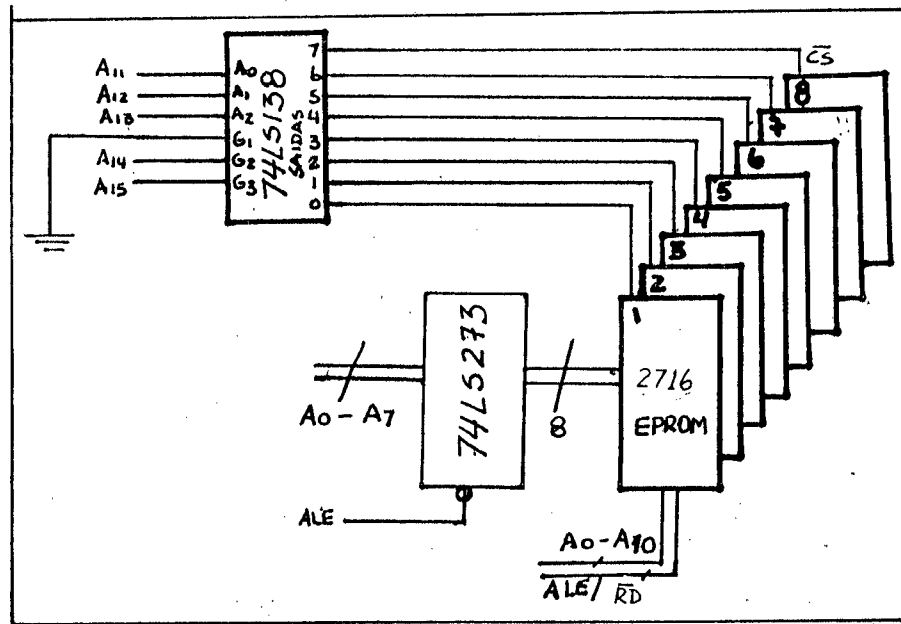


FIGURA G1 - Expansão de 16 Kbyte de memória.

Finalmente ligue as EPROM ao bus de dados, endereços e controle do 8085 A.

BIBLIOGRAFIA

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

- (1) ANALOG DEVICES; "Analog-Digital Conversion Handbook". Norwood, Analog Device, 1972.
- (2) BAYAR, R & PALTY, Y. "Heart-Sound Processing by Average And Variance Calculation". IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME 31, nº 9, 1984; pp. 591-596.
- (3) CAHILL, S.J. & Mc CLURE, G. "A Microcomputer Based Heart Rate Variability Monitor". IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME 30, nº 2, 1983; pp.87-93.
- (4) CHEN, S. & TOMPKINS, W.J. "Programable Electrocardiogram Simulator". IEEE Northeast Bioengineering Conference. 1982; pp 66-68.
- (5) CIARCIA, S. "Construa seu próprio Microcomputador - Z80 ". São Paulo, McGraw-Hill, 1984.
- (6) CROMWELL, L. "Biomedical Instrumentation & Measurement". New Jersey, Prentice-Hall, 1977.
- (7) DUBOVY, J. "Introduction to Biomedical Electronic". New York, McGraw-Hill, 1978.
- (8) FLEMING, J.S. & BRAIMBRIDGE, M.V. "Conceitos Básicos em Cardiologia". São Paulo, Organização Andrei Editora, 1980.

- (9) GARRET, H. "Analog I/O Design Acquisition: Conversion: Recovery". Virginia. Reston Publishing Company, 1981.
- (10) HILBURN, J.L. & JOHNSON, D.E. "Rapid Practical Design of Active Filters". New York, John Wiley & Sons. 1975.
- (11) INTEL. "MCS-80/85 Family User's Manual". 1979.
- (12) MANZONI, P. & PINCIROLI, F. "Electrocardiogram as a Basic Instrument for Developing Effective Personal Computing in Cardiology". IEEE Proc. Vol 129, no 5, 1972. pp. 340-351.
- (13) METTER, H. "HEART-the Ciba Collection of Medical Illustration". New York, Ciba, 1978.
- (14) NATIONAL SEMICONDUCTOR. "Audio Handbook". 1979.
- (15) NATIONAL SEMICONDUCTOR. "Linear Databook". 1978.
- (16) OFFNER, F. "Bioelectric Potential-their Source, Recording and Significance". IEEE Trans. Biomed, Eng., Vol. BME 31, no 12, 1984. pp. 863-868.
- (17) PAHLM, O. & WERNER, O. "Compact Digital Storage of ECGs". Computer Programs in Biomedicine Vol. 9, 1979, pp. 293-300.
- (18) RAVIN, A. "Cardiac Auscultation an Audio Presentation". Merck & Co., Inc 1968.
- (19) ROCKWELL. "Databook". 1984.

- (20) ROMPELMAN, O & JANSSEN, R.J. "Use of Phase Spectral Information in Assessment of Frequency Contents of ECG Waveforms".
IEEE Proc. Vol. 129, nº 9, 1982, pp.679-683.
- (21) SANCHEZ, R. & GARCIA, M. & ARANCIBIA, M. "Diseño y Ensayo de um Simulador de la Señal Electrocardiografica de Arritmias Cardiacas". IV Congresso Chileno de Ing. Electrica; Santiago, 1985.
- (22) STOUT, D.F. "Handbook of Operational Amplifier Circuit Design".
New York, McGraw-Hill, 1976.
- (23) TITUS, C.A. & TITUS, J.A. & LARSEN, D.G. "Microcomputer-Analog Converter Software and Hardware Interfacing". Indianapolis, Howard W. Sams & Cia, 1978.
- (24) TITUS, C.A. & TITUS, J.A. & LARSEN, D.G. "8085-A Cookbook".
Indianapolis, Howard W. Sams & Cia, 1981.
- (25) TOMPKINS, W.J. & WEBSTER, J.G. "Design of Microcomputer - Based Medical Instrumentation". New Jersey, Prentice-Hall, 1981.
- (26) VISCONTI, A.F. "Microprocessador 8080/8085 Hardware", Vol.1,
São Paulo, Livro Erica Editora Ltda, 1981.
- (27) WARTK, J. "Interpretação do Eletrocardiograma". Rio de Janeiro, Editora Interamericana Ltda, 1976.

- (28) WEBTER, J.G. "Medical Instrumentation-Application and Design". Boston, Houghton mifflin Company, 1977.
- (29) WOOLLONS D.J. & ENGLISH, M.J. "Signal Processing for Recovery of Cardiac Conducting Systems Activity". IEEE Proc. Vol. 129, n^o 9, 1982. pp. 684-692.