

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por Adson Ferreira da Rocha
e aprovada pela Comissão
Julgadora em 10 / 09 / 1991.

Maria Adelia Collier Farias
Orientador

DESENVOLVIMENTO DE UMA UNIDADE PROCESSADORA PARA UM
MONITOR DE ARRITMIAS CARDÍACAS E PRESSÃO ARTERIAL
PARA USO EM UNIDADES DE TERAPIA INTENSIVA

ADSON FERREIRA DA ROCHA

Orientadora: Profa. Dra. Maria Adelia Collier Farias†

Co-orientador: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa†

Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Engenharia Elétrica da
Universidade Estadual de Campinas

- Setembro 1991 -

PP. 911.0092



Este trabalho é dedicado a

SANDRA E CECÍLIA

Também dedico este trabalho

a meus pais

EDSON e RIVA

a meus irmãos

RIDSON, RIVANE E RIVIANE

e à minha prima

ISA CLÁUDIA

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Profa. Dra. Maria Adella Collier Farias, pela paciência e orientação durante todas as fases deste trabalho.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa, pela orientação no período de redação da dissertação.

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica da UNICAMP, José Wilson Magalhães Bassani, Salde Jorge Calil, Wang Binseng, Sérgio Santos Muhlen, Alberto Ciliquet Jr., e Vera Lúcia Nantes da Silveira Button, que contribuíram significativamente para a minha formação durante o curso de mestrado.

Aos professores da Universidade de Brasília, Antônio Marcos Lima Araújo e Eurice de Souza, pelo auxílio na elaboração dos gráficos, e José Camargo da Costa por suas valiosas sugestões.

Ao Eng. Alexandre Henrique Hermini, Responsável pela Área de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp, pelo constante apoio, boa vontade, e pelas sugestões, sempre oportunas, que foram de grande importância para o andamento deste trabalho.

Aos técnicos Eugênio Carrara e Márcio Watoniki, pelo auxílio prestado durante a fase de montagem e teste da Unidade Processadora.

Um agradecimento muito especial a Adilson Sakahi Ohfugi, pela velha amizade e pelo companheirismo durante os anos passados em Campinas.

A Samuel Euzédice de Lucena, a quem devo ótimas sugestões, e

também discussões sempre estimulantes.

A Analdo de Oliveira Monteiro, que desenvolveu a Unidade de Acondicionamento, e também contribuiu com muitas sugestões para a Unidade Processadora.

A meus amigos do Departamento de Engenharia Biomédica, Giselda, Juliana, Raimes, Jean, Marcelo, Paulo Caruso, Percy, Antônio, Jefferson, Humberto, Pepe, Belisário, François, Paulo, Carla, Rosemário, e Josué pela constante troca de idéias, pelas sugestões técnicas que por várias vezes me forneceram, e principalmente pela amizade e por tornarem a convivência no CEB sempre agradável.

A meus amigos do Centro de Engenharia Biomédica, Rita, Rosângela, Ícaro, Luzia, Márcia e Ellene pelo apoio em diversas fases deste trabalho.

A meus amigos de Campinas, Hsieh, Marcus, Kênia, Marconi, Conceição, Marie, Humberto, Rui, Josué, Paulo Minoru, Sônia, Célia, Cláudia, Cristina, Paulo, Margarete, José Leandro, Regina, Lorençon e Dona Marta pela amizade e pela agradável convivência em Campinas.

Ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília, que sempre me ofereceu facilidades para que pudesse concluir este trabalho.

Ao CnPq e à FINEP, que forneceram o suporte financeiro para este trabalho.

RESUMO

Neste trabalho apresenta-se o projeto e a construção de uma Unidade Processadora de um Monitor de Arritmias e Pressão Arterial Para Uso em Unidades de Terapia Intensiva. O instrumento é baseado no microprocessador Z80A, e acopla-se a uma Unidade de Acondicionamento que capta e amplifica os sinais de eletrocardiograma (ECG) e pressão arterial e determina o instante de ocorrência da onda R do ECG.

A Unidade Processadora fornece a frequência cardíaca, e procura detectar as seguintes arritmias cardíacas: bradicardia, taquicardia, assístolia, fibrilação ventricular, falha de batimento, extra-sístoles ventriculares, fenômeno R-sobre-T, bigemínismo, extra-sístoles acopladas, extra-sístoles ventriculares interpoladas e extra-sístoles atriais. A detecção das arritmias é feita apenas com base no comportamento dos intervalos entre sucessivas ondas R (intervalos R-R).

Também são fornecidos os seguintes dados relativos à pressão arterial: pressão sistólica, pressão diastólica, pressão média e pressão média durante a sístole.

A simplicidade e o baixo custo do monitor o tornam apropriado para uso em hospitais de pequeno porte que não têm condição de investir na aquisição de unidades mais sofisticadas.

ÍNDICE

Capítulo 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1. A Necessidade da Monitoração Automática de Arritmias Cardíacas	1
1.2. O Monitor de Arritmias e Pressão Baseado em Microprocessador	4
1.3. Estrutura da Dissertação	6
Capítulo 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
2.1. Introdução	7
2.2. A Análise Automática de Arritmias Cardíacas	8
2.3. A Análise Automática da Pressão Arterial	15
2.4. Métodos Utilizados Pela Unidade Desenvolvida Para a Análise Automática do ECG e da Pressão Arterial	18
2.4.1. Método Utilizado Para o Processamento do ECG	18
2.4.2. Métodos Para Análise do Sinal de Pressão Arterial Utilizados na Unidade Processadora	30
Capítulo 3 - O MONITOR DE ARRITMIAS E PRESSÃO ARTERIAL	37
3.1. Características Básicas	37
3.2. Descrição do Funcionamento do Monitor	43
3.3. Descrição do "Hardware" do Monitor	49
3.4. Descrição do "Software" do Monitor	69
Capítulo 4 - TESTES COM A UNIDADE PROCESSADORA	79
4.1. Testes de Bancada	79
4.1.1. Testes da Rotina de Detecção de Arritmias com um Emulador	79
4.1.2. Testes da Rotina de Detecção de Arritmias com o Simulador de Intervalos R-R	81
4.1.3. Testes da Rotina de Detecção de Arritmias com o Simulador de Arritmias	84
4.1.4. Testes de Aferição da Medida da Frequência Cardíaca	93
4.1.5. Testes de Aferição da Placa de Aquisição dos Sinais de ECG e Pressão Arterial	93
4.1.6. Testes de Aferição da Determinação da Determinação dos Parâmetros da	

Pressão Arterial	96
4.3. Testes com um Banco de Dados	98
Capítulo 5 - CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES PARA TRABA- LHOS FUTUROS	108
BIBLIOGRAFIA	105
Apêndice A.1 - DESCRIÇÃO DA MONTAGEM DO MONITOR	108
Apêndice A.2 - INSTRUMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES COM O MONITOR	113
Apêndice A.3 - FLUXOGRAMAS DAS PRINCIPAIS ROTINAS	126
Apêndice A.4 - LISTAGEM DO PROGRAMA DE CONTROLE DO SIMULADOR DE INTERVALOS R-R, ECG E PRESSÃO ARTERIAL	132

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1) A NECESSIDADE DA MONITORAÇÃO AUTOMÁTICA DE ARRITMIAS CARDÍACAS

As doenças do coração são um dos maiores problemas de saúde enfrentados pelo homem moderno, sendo frequentemente causa de morte ou de danos muitas vezes irreversíveis. O principal mecanismo responsável por morte devida a problemas no coração é a denominada "fibrilação ventricular". Trata-se de um mecanismo no qual o sistema de controle dos batimentos cardíacos é danificado, evitando que o coração se contraia ritmicamente e a função circulatória seja executada normalmente, causando a morte em poucos minutos.

Até meados deste século a medicina não dispunha de meios realmente efetivos para detectar a possibilidade de ocorrência de fibrilação ventricular ou para revertê-la. Este panorama modificou-se radicalmente na segunda metade do século graças a alguns importantes desenvolvimentos. Em 1947 foi demonstrado que a fibrilação ventricular pode ser revertida através de um choque elétrico aplicado ao músculo cardíaco (Beck et alii, 1947). Posteriormente foi demonstrado que um forte choque aplicado na superfície do peito também poderia reverter a fibrilação (Zoll et alii, 1956). Estes processos ficaram conhecidos como "desfibrilação".

Outro desenvolvimento importante foi a chamada "massagem

cardíaca externa", que consiste da compressão rítmica da parte inferior do esterno. Este processo permite que algum sangue flua para órgãos vitais como o cérebro e o coração, até que a desfibrilação possa ser efetivada.

O desenvolvimento destes processos fizeram com que a prática da ressuscitação cardíaca se tornasse viável, e levaram à criação e proliferação das chamadas "unidades coronarianas", que procuravam oferecer facilidades para a monitoração contínua do ECG, podendo detectar a ocorrência de fibrilação ventricular e possibilitar, se necessário, a rápida aplicação da ressuscitação cardíaca. Estas unidades eram operadas por pessoas treinadas em reconhecimento de arritmias e ressuscitação cardíaca (Schluter, 1981).

Com o tempo foi-se observando que a fibrilação ventricular era frequentemente precedida por arritmias menos graves como, por exemplo, as extra-sístoles. Tais arritmias são, por isso, chamadas muitas vezes de "arritmias premonitórias" (Brydon, 1976). Com isso, outra linha de ação começou a crescer: a tendência à monitoração profilática de tais arritmias, acompanhada de tratamento com medicamentos, quando necessário. Há fortes evidências de que este procedimento reduz a mortalidade entre pacientes internados com infarto (Lown et alii, 1968).

Os primeiros sistemas para monitoração de arritmias em Unidades Coronarianas usavam grandes telas de ECG e possuíam um dispositivo rudimentar para a medida de taxas cardíacas, que podiam acionar um alarme caso determinado limite fosse ultrapassado. Já foi observado que o acompanhamento de arritmias premonitórias na tela era feita por pessoas treinadas para isso.

Alguns trabalhos (Romhilt et alii, 1973; Vetter e Julian, 1975; Lindsay e Bruckner, 1975), entretanto, mostraram que a observação contínua feita por pessoas em uma tela de monitor não é prática para detectar eventos cardíacos importantes, mas de ocorrência rara. Estes trabalhos mostraram que uma porcentagem razoável de extra-sístoles esporádicas não eram observadas.

Devido a este fato, com o tempo foram surgindo e se proliferando aparelhos que realizavam a monitoração automática de arritmias cardíacas, sendo que muitos deles utilizavam um computador. A monitoração feita por tais aparelhos pode apresentar várias vantagens sobre as técnicas convencionais de monitoração: 1) a elaboração de algoritmos sofisticados pode reduzir o número de falsos alarmes devidos a artefatos; 2) oferece uma forma mais eficiente e menos cansativa para a detecção de eventos raros; e 3) muitas vezes uma documentação apropriada pode ser fornecida, de forma a facilitar o acompanhamento do tratamento (Schluter, 1981).

Em geral os sistemas de identificação automática de arritmias utilizados em Unidades Coronarianas são sistemas "on-line" (processados em tempo real). Existem também os sistemas automáticos "off-line" (cujo processamento é posterior à aquisição do dado). O sistema "off-line" que tem tido maior utilização é a monitoração proposta por Holter (Holter, 1961). Nesta técnica, o paciente carrega um sistema de gravação (alimentado por bateria) durante várias horas. Durante este período é feita a gravação, em fita magnética, do ECG do paciente. A fita é posteriormente analisada por técnicos especializados, que usam instrumentos visuais e auditivos que

apresentam a gravação em uma velocidade maior. Posteriormente, amostras de trechos de ECG e sumários estatísticos são fornecidos ao médico. Alguns sistemas usam computadores para auxiliar no processo de busca, fornecendo assim, análises mais consistentes e relatórios mais detalhados.

A monitoração Holter, entretanto, não é das mais apropriadas para uso em Unidades de Terapia Intensiva, pois os resultados só se tornam disponíveis, no mínimo, um dia após a gravação ter sido terminada. Isto faz com que as decisões clínicas sejam tomadas muito depois da arritmia ter ocorrido. Assim, quando o fator tempo de resposta do médico ao problema for um fator importante, a monitoração automática "on-line" é mais apropriada que a monitoração Holter.

O objetivo desta dissertação é descrever uma unidade processadora de um monitor "on-line", para uso em Unidades de Terapia Intensiva, desenvolvido nos Laboratórios da Área de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP.

1.2) O MONITOR DE ARRITMIAS E PRESSÃO BASEADO EM MICROPROCESSADOR

Apesar de sua comprovada importância, os monitores automáticos ainda não são utilizados por muitos hospitais brasileiros. Possivelmente uma das causas é que o uso de tais aparelhos não é ainda muito difundido entre a classe médica. Além disso, o custo dos mesmos é muitas vezes proibitivo para os hospitais, pois os monitores são, em geral, unidades caras.

O objetivo deste trabalho de mestrado foi o desenvolvimento de uma Unidade Processadora de um monitor automático de arritmias

cardíacas e pressão arterial de apenas um leito, para utilização em Unidades de Terapia Intensiva cujo custo possibilitasse sua aquisição por hospitais de pequeno porte.

Os monitores automáticos para uso em Unidades de Terapia Intensiva são, em geral, para vários pacientes. Um monitor para apenas um leito tem, obviamente, uma menor utilidade que os monitores para vários leitos. Esta limitação, entretanto, pode muitas vezes ser proveitosa. Há uma relativa dificuldade em instalar os monitores multipacientes e mudá-los de localização. Além disso, há o problema da manutenção, pois quando um monitor vai para a manutenção vários leitos perdem a possibilidade de monitoração. Esta dificuldade não ocorre no caso dos monitores de apenas um leito, pois um monitor em funcionamento pode substituir um defeituoso enquanto este recebe manutenção.

A Unidade Processadora descrita nesta dissertação funciona em conjunto com uma Unidade de Acondicionamento que capta e amplifica os sinais do Eletrocardiograma e da Pressão Arterial, e também realiza, através de um circuito analógico, a detecção do complexo QRS (mais especificamente, da onda R). A partir dos pulsos indicadores de ocorrência de onda R, a Unidade Processadora realiza a detecção e classificação automática de algumas arritmias cardíacas, e emite um alarme sonoro quando são detectadas algumas arritmias que tradicionalmente são consideradas muito perigosas, trazendo perigo imediato à vida do paciente. A Unidade realiza também a digitalização e leitura dos sinais de pressão e ECG recebidos. Com os dados digitalizados do ECG a Unidade pode controlar um registrador de pena, de tal forma a permitir que o mesmo registre em papel o traçado do

eletrocardiograma nos momentos anteriores à detecção das arritmias. Com os dados digitalizados da pressão arterial a Unidade faz uma análise da mesma, fornecendo medidas úteis à avaliação do estado do paciente.

1.3) A ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

No capítulo 2 são discutidos os fundamentos teóricos para a construção do aparelho. Neste capítulo procura-se situar o monitor descrito no contexto geral da monitoração automática de arritmias cardíacas e da pressão arterial, e em seguida discutir os métodos utilizados pelo mesmo para a análise do ECG e do sinal de pressão arterial. É discutido o método de detecção de arritmias cardíacas utilizado pelo monitor e, em seguida, o método para análise do sinal de pressão arterial.

No capítulo 3 é feita a descrição do aparelho desenvolvido. O "hardware" e o "software" desenvolvidos são descritos de maneira sucinta. No Centro de Engenharia Biomédica pode ser encontrado um relatório com a descrição completa do aparelho (Rocha, 1991).

No capítulo 4 são descritos os testes feitos para se avaliar o desempenho do instrumento.

O capítulo 5 traz a conclusão do trabalho e sugestões para o melhoramento do mesmo. São dadas também sugestões para futuros trabalhos na mesma linha.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1) INTRODUÇÃO

O objetivo deste capítulo é situar o aparelho desenvolvido (o monitor de arritmias e pressão) dentro do contexto geral da monitoração automática de arritmias cardíacas e da pressão arterial, e discutir os métodos de análise do ECG e da pressão arterial utilizados pelo mesmo.

Primeiramente é traçado um rápido histórico da monitoração automática de arritmias cardíacas. Em seguida faz-se uma discussão sobre o sinal de pressão arterial. Finalmente são discutidos especificamente os métodos utilizados no aparelho desenvolvido para realizar a análise de ECG e pressão arterial.

Não se fará aqui uma revisão bibliográfica exaustiva da monitoração automática de arritmias cardíacas e dos parâmetros de pressão arterial, já que estes são temas muito extensos. Para se ter uma boa visão sobre a monitoração automática de arritmias cardíacas, pode-se consultar alguns bons artigos de revisão sobre o assunto (Thomas et alii, 1979, Feldman, 1977, e Thakor, 1984), e a tese de Schluter (1981), que faz uma revisão exaustiva da bibliografia até o ano de 1981. Uma descrição de alguns métodos de análise da pressão arterial pode ser encontrada em Tompkins e Webster (1981).

2.2) A ANÁLISE AUTOMÁTICA DE ARRITMIAS CARDÍACAS

O coração é o órgão fundamental do sistema circulatório. Sua função é fazer com que o sangue flua por este sistema, e possa realizar as funções relativas ao mesmo (para maiores detalhes ver Burton, 1977). A figura 2.2.1 ilustra o funcionamento básico do sistema circulatório.

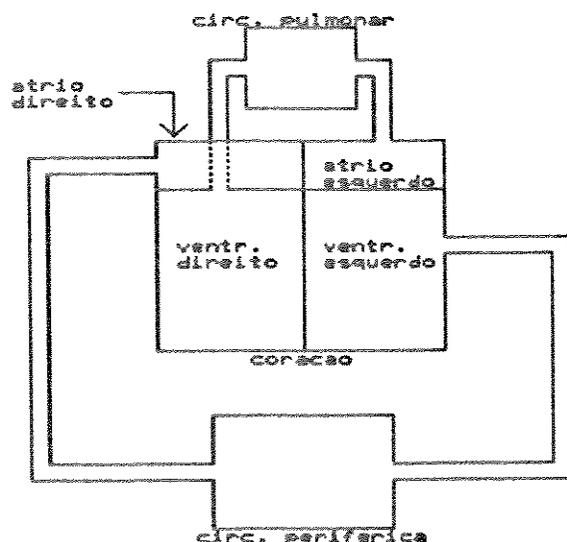


Fig. 2.2.1 - Diagrama simplificado do sistema circulatório

No diagrama mostrado há duas partes principais: o coração e o leito vascular. O coração normal se divide em quatro câmaras: os átrios esquerdo e direito, e os ventrículos esquerdo e direito. O caminho percorrido pelo sangue é o seguinte: o sangue venoso entra no átrio direito e depois no ventrículo direito através da válvula tricúspide. Quando o ventrículo direito se contrai o sangue é bombeado para a artéria pulmonar através da válvula pulmonar. No pulmão o sangue se torna arterial e segue para o átrio esquerdo através da veia pulmonar e, em seguida, para o ventrículo esquerdo através da válvula mitral. Quando o

ventrículo esquerdo se contrai o sangue é bombeado para a artéria aorta através da válvula aórtica. Depois de percorrer partes do sistema periférico o sangue se torna novamente venoso e vai para o átrio direito, completando assim o ciclo.

O processo de bombeamento é muito simples. O coração funciona como duas bombas de dois tempos operando quase que simultaneamente em corações normais. As contrações simultâneas dos ventrículos forçam o sangue através de dois sistemas vasculares bastante elásticos (o sistema circulatório pulmonar e o periférico), e é a energia elástica acumulada no leito vascular que permite que os ventrículos se encham novamente durante a fase de relaxamento do músculo cardíaco.

Assim, a ação do coração é, de uma forma simplificada, a de se contrair e se relaxar ritmicamente. Esta ação mecânica é iniciada e sincronizada por eventos elétricos. Estes eventos elétricos causam o surgimento de campos elétricos que podem ser captados na superfície da pele. O efeito do campo elétrico se reflete na superfície do corpo como uma distribuição de potencial variante no tempo. Desta forma, se for medida a diferença de potencial entre dois pontos ela é, em geral, não nula e variável no tempo. Esta é uma técnica denominada "Eletrocardiografia". Uma discussão muito mais detalhada sobre este fenômeno pode ser encontrada em Lucena (1989).

Na Eletrocardiografia, são detectadas as diferenças de potencial entre alguns pontos padronizados do corpo humano, e se procura avaliar o estado funcional do coração através destas diferenças. O traçado destas diferenças de potencial em relação ao tempo é chamado "Eletrocardiograma" (ou ECG).

Desde o surgimento do ECG a relação entre muitas doenças do coração e as alterações no traçado do mesmo têm sido exaustivamente estudadas. Hoje um médico consegue extrair muitas informações sobre o estado funcional do coração apenas pela observação do traçado do mesmo. A figura 2.2.2 mostra um traçado típico do ECG de um coração normal.

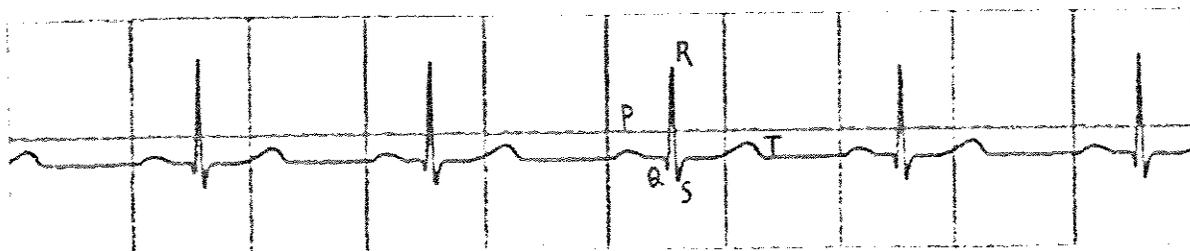


Fig. 2.2.2 - Traçado típico do ECG para um coração normal. Escalas: horizontal: 0,5 s/divisão, vertical: 1 mV/divisão (gerado por um simulador de ECG).

O traçado da figura 2.2.2 mostra alguns eventos que ocorrem em quase todos os traçados normais. O evento assinalado na figura como onda P corresponde ao evento elétrico responsável pela contração dos átrios. O evento assinalado como complexo QRS é composto de três eventos menores, as ondas Q, R e S, e corresponde ao evento elétrico responsável pela contração dos ventrículos, apesar da repolarização dos átrios ser mascarada pela despolarização dos ventrículos. O evento assinalado como onda T corresponde ao evento elétrico relacionado à repolarização dos ventrículos. Estes eventos podem ter suas características alteradas de várias formas, caso o coração sofra de determinadas doenças. Uma discussão bastante detalhada sobre a relação entre estas alterações do ECG e as arritmias cardíacas pode ser encontrada em Carneiro (1987).

O aparelho que detecta o sinal eletrocardiográfico é denominado "eletrocardiógrafo". O primeiro eletrocardiógrafo foi utilizado por Einthoven quando, em 1893, usou um galvanômetro para captar o ECG (Faria, 1990). Com o desenvolvimento da eletrônica os sistemas eletrocardiográficos foram evoluindo, e o complexo sistema utilizado por Einthoven foi sendo substituído por dispositivos mais práticos como, por exemplo, os amplificadores diferenciais. Além disso, surgiram os osciloscópios e registradores, que facilitaram a visualização do ECG, bem como o seu registro. Paralelamente à evolução técnica dos aparelhos, a Eletrocardiografia também se desenvolveu muito no sentido clínico. Este desenvolvimento (em grande parte em bases empíricas) permitiu uma caracterização razoavelmente consistente do comportamento do ECG e sua relação com as doenças do coração.

Quando a Engenharia Biomédica começou a se desenvolver, nos anos 50, os engenheiros juntaram-se aos médicos no combate às chamadas "doenças isquêmicas do coração", que eram (e ainda são) uma das maiores causas de morte no mundo. Seus esforços foram auxiliados pela evolução do computador, que se tornou uma ferramenta básica para o processamento automático de sinais (Thomas et alii, 1979). O bom conhecimento da relação entre o eletrocardiograma e as doenças cardíacas permitiu que fossem desenvolvidos algoritmos computacionais para a análise automática do ECG.

Duas importantes publicações no início da década de 60 relatam avanços que tiveram grande influência sobre os esforços posteriores na análise automática do ECG (Day, 1963, e Holter,

1961). A primeira relata que o tratamento em uma Unidade Coronariana Especializada permitiu uma redução dramática na mortalidade de pacientes internados sofrendo de infartes do miocárdio. Depois disso, as Unidades Coronarianas (UCs) proliferaram-se rapidamente, e a procura de formas de se melhorar a monitoração do ECG passou a ter uma enorme ênfase. Uma das formas mais pesquisadas para se realizar esta tarefa foi a análise automática com auxílio de computador.

Vários fatores contribuíram para o aparecimento da análise do ECG por computador antes do fim da década de 60 (Schluter, 1981): a insatisfação dos operadores de UCs com a monitoração do ECG em um osciloscópio e com os alarmes que soavam simplesmente de acordo com a taxa cardíaca, o aparecimento de minicomputadores práticos e o desenvolvimento de técnicas de processamento de sinais biológicos. Além disso, os sistemas computadorizados também ofereciam a possibilidade de uma coleta de dados que permitia o fornecimento posterior de histogramas úteis no tratamento clínico de arritmias. Em geral os primeiros sistemas realizavam o processamento do sinal digital de ECG em tempo real ("on-line"), pois tais sistemas funcionavam geralmente em unidades coronarianas, onde o resultado do processamento do sinal deve, muitas vezes, estar rapidamente disponível ao médico ou enfermeiro para que o mesmo possa tomar decisões clínicas.

Outra publicação importante no início da década de 60 foi a de Holter (Holter, 1961) que descreveu um método para estudos do coração que permitia a gravação do ECG por um longo período (10 horas, e posteriormente 24 horas) em pacientes tanto em condições ambulatoriais, quanto em suas atividades cotidianas. O aparelho

que realizava as gravações era um gravador magnético portátil alimentado a bateria. Esta técnica possibilita (pois ainda é muito utilizada) que o médico possa realizar o diagnóstico do paciente com base na observação do ECG captado durante suas atividades cotidianas, e não apenas no consultório.

Inicialmente, a análise destas gravações analógicas era facilitada por um sistema analógico que provia auxílio visual e auditivo para um operador, que analisava a gravação em uma velocidade de 60 ou 120 vezes a velocidade de gravação. A informação obtida por este tipo de sistema, apesar de ser adequada para muitas aplicações clínicas usuais, era (e ainda é) pouco quantitativa para estudos mais precisos. Assim, no começo da década de 70, as técnicas computacionais usadas inicialmente para a análise automática de ritmos cardíacos foram estendidas para a análise de alta velocidade das gravações Holter.

Os dois tipos de monitoração descritos até agora (monitoração em tempo real e análise de alta velocidade de gravações Holter) possuem muitos fatores em comum. Eles podem analisar um grande número de complexos QRS (mais de 100000 por dia) de forma a detectar seqüências de batimentos arrítmicos clinicamente importantes. De fato, muitas das técnicas de análise de sinais aplicadas em um tipo de monitoração podem ser aplicadas em outro, e vice-versa, com a diferença de que os sistemas de monitoração "on-line" apresentam algumas dificuldades adicionais, já que o processamento é feito em tempo real. A partir deste ponto será dado um enfoque maior apenas à análise automática "on-line", já que o sistema descrito nesta dissertação

é deste tipo.

Inicialmente a análise automática em tempo real era feita com sistemas de processamento analógico. As limitações das possibilidades de processamento de sinais com sistemas analógicos faziam com que os recursos oferecidos por estes sistemas não fossem muito poderosos, e a tendência foi dos mesmos serem abandonados com o passar do tempo. Uma outra tendência foi o uso de minicomputadores que utilizavam técnicas de processamento digital de sinais para analisar o ECG; mas como os minicomputadores eram caros, geralmente tais sistemas também eram bastante caros. Com o surgimento dos microprocessadores, tornou-se viável a implementação de monitores automáticos "on-line" muito mais baratos. Atualmente há um número enorme de monitores automáticos, baseados em microprocessador, descritos na literatura especializada (vide, e.g., Walters, 1976; Schluter, 1981; Mahoudeaux et alii, 1981; Pande et alii, 1985)

Diferentemente dos sistemas baseados em minicomputadores, nos primeiros sistemas baseados em microprocessadores a análise do ECG não podia ser feita diretamente com técnicas de processamento digital de sinais, pois os microprocessadores não tinham velocidade suficiente para tal. O que se fazia então era a implementação de sistemas híbridos que realizavam, através de "hardware" analógico, algum pré-processamento que executasse tarefas que normalmente exigiriam muito tempo do microprocessador (por exemplo, a detecção do complexo QRS), e utilizavam o mesmo para realizar tarefas compatíveis com a sua velocidade de processamento (por exemplo, a determinação da frequência cardíaca, ou a caracterização do comportamento do ritmo cardíaco

ao longo do tempo). Com o desenvolvimento dos microprocessadores os mesmos foram ficando cada vez mais rápidos, e o uso de técnicas de processamento digital de sinais passou a ser preferido também no caso dos sistemas baseados em microprocessador. Muitos sistemas com esta característica são descritos nas referências já citadas.

Dessa forma, pode-se fazer uma divisão dos monitores que utilizam microprocessadores em dois grupos: um que processa o ECG unicamente com técnicas de processamento digital de sinais, e outro que realiza também algum processamento analógico. O monitor descrito no capítulo 3 desta dissertação pertence ao segundo grupo. Ele utiliza um circuito analógico que detecta o complexo QRS e, com base nos intervalos entre os sucessivos complexos, detecta arritmias cardíacas. Este método é menos confiável do que os métodos que utilizam simplesmente técnicas de processamento digital de sinais, mas simplifica o "software" de detecção de arritmias. A seção 2.4.1 discute os métodos utilizados pelo monitor desenvolvido para analisar o ECG.

2.3) A ANÁLISE AUTOMÁTICA DA PRESSÃO ARTERIAL

Quando o coração se contrai ocorre o bombeamento do sangue para o sistema circulatório. A ação de bombeamento está obviamente associada ao surgimento de uma pressão que impulsiona o sangue através dos vasos. Caso um cateter com um sensor de pressão seja inserido em uma artéria, esta pressão pode ser medida.

A figura 3.2.1 mostra uma forma de onda típica da pressão

arterial, e o seu sincronismo com o sinal normal de ECG. Na mesma figura são mostrados alguns eventos importantes. O ponto que corresponde ao valor mínimo da onda de pressão (a), que ocorre um pouco antes do complexo QRS, é normalmente conhecido como pressão diastólica. Algum tempo após a ocorrência do complexo QRS ocorre a contração dos ventrículos e a pressão arterial sobe rapidamente, em um período denominado "sístole", e após algum tempo começa a decair. O ponto máximo alcançado durante a sístole é denominado pressão sistólica (b).

Um outro parâmetro que é bastante utilizado clinicamente é a pressão média, que é simplesmente o valor médio da pressão durante todo o ciclo, e é o valor normalmente lido nos manômetros de mercúrio tradicionais.

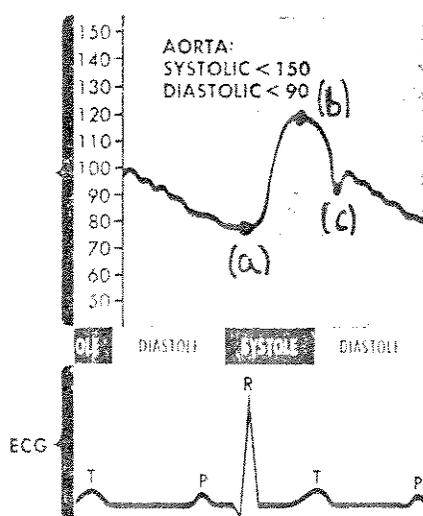


Fig. 2.3.1 - A pressão arterial na aorta, e sua relação temporal com o ECG. De Netter (1978).

O ponto (c) representa o denominado nó dicrotótico, e é o

ponto em que a válvula aórtica se fecha. Este ponto será utilizado pelo monitor já citado para determinar um parâmetro que é fornecido por alguns sistemas de monitoração de Unidades Coronarianas tradicionais, que é a pressão média durante a sístole. Trata-se do valor médio da pressão arterial desde o início da sístole até o instante de ocorrência do nó dicrotíco.

Os primeiros instrumentos para a medida da pressão arterial eram rudimentares para os padrões atuais. Como o processo para a medição da pressão era mecânico (ou hidráulico), a inércia do sistema dificultava a obtenção do pulso de pressão. Os dispositivos mais comuns eram (e talvez ainda sejam) os manômetros de mercúrio, e estes permitiam apenas a medida da pressão média.

A eletrônica possibilitou a criação de aparelhos que conseguem registrar o sinal de pressão com uma boa precisão. Sensores de força ("Strain-gauges") permitem que a pressão seja medida, e amplificadores e registradores permitem que a mesma seja registrada em papel ou mostrada em uma tela de osciloscópio ou de computador.

Assim como no caso do ECG, a evolução dos computadores digitais permitiu o desenvolvimento da análise automática do sinal de pressão arterial, por meio de técnicas de processamento digital de sinal. De fato, um processamento desta natureza é feito por vários monitores de Unidades Coronarianas (por exemplo, a MEDDARS, 1981). Alguns destes métodos são revisados no livro de Tompkins e Webster (1981).

2.4) MÉTODOS UTILIZADOS PELA UNIDADE DESENVOLVIDA PARA A ANÁLISE AUTOMÁTICA DO ECG E DA PRESSÃO ARTERIAL

A Unidade Processadora desenvolvida funciona em conjunto com uma outra unidade : A Unidade de Acondicionamento (Monteiro, 1987), que realiza a detecção e a amplificação dos sinais de ECG e pressão arterial, e detecta o complexo QRS através de operações analógicas, fornecendo um pulso monoestável que indica a ocorrência do mesmo. A seguir são descritos os métodos pelos quais a Unidade Processadora processa estes sinais.

2.4.1) MÉTODO UTILIZADO PARA O PROCESSAMENTO DO ECG

A Unidade Processadora é capaz de fornecer a frequência cardíaca e procura detectar algumas arritmias.

A frequência cardíaca é calculada com base no valor médio dos oito últimos intervalos R-R (intervalo entre duas ondas R consecutivas). O método mais simples para se fazer este cálculo é o de se calcular a média dos oito intervalos e, a partir desta, calcular a frequência cardíaca. Este método, entretanto, não é muito eficiente para o sistema em questão, pois as operações aritméticas são todas realizadas por um microprocessador de 8 bits (o Z-80A), e provoca, durante a sua execução, alguns erros devidos a truncamento numérico. Infelizmente não havia tempo de processamento disponível para a realização de operações aritméticas mais elaboradas que evitassem o erro de truncamento. Para evitá-lo, optou-se por um método mais rápido que utiliza busca em tabela. O método é descrito em detalhe no relatório

descritivo da Unidade Processadora (Rocha, 1991).

O método de detecção de arritmias cardíacas utilizado se baseia, em sua maior parte, no trabalho de Abenstein (in Webster e Tompkins, 1981). Neste trabalho, é descrito um aparelho que detecta analogicamente a ocorrência do complexo QRS (mais especificamente a onda R), e tenta relacionar a sequência de ondas R no tempo com a ocorrência de arritmias. O aparelho descrito neste trabalho, na verdade, não era utilizado em Unidades de Terapia Intensiva, e sim, em um aparelho portátil que realizava a detecção de arritmias. Quando a detecção ocorresse, o aparelho permitia a transmissão por telefone do sinal digitalizado de ECG para um computador central (um PDP-11), que realizava uma análise mais sofisticada. O algoritmo utilizado pela unidade portátil foi adaptado no presente trabalho para o monitor para uso em Unidades de Terapia Intensiva (UTI).

As arritmias que o algoritmo procura detectar são as seguintes:

1. Bradicardia
2. Taquicardia
3. Assístole ou fibrilação ventricular
4. Falha de batimento
5. Extra-sístoles (ventriculares)
6. Fenômeno R-sobre-T
7. Bigeminismo
8. Extra-sístoles acopladas
9. Extra-sístoles ventriculares interpoladas
10. Extra-sístoles atriais

O método de detecção de arritmias utiliza como parâmetro unicamente os intervalos de tempo entre dois pulsos indicadores de onda R fornecidos pela Unidade de Acondicionamento (intervalos R-R). O procedimento consiste em fazer uma associação entre a arritmia e o comportamento típico dos intervalos R-R associados a ela. A seguir é feita uma descrição de como as arritmias são detectadas pelo monitor.

Para a descrição do algoritmo são definidas as seguintes variáveis:

$RR(t)$ = último intervalo R-R

$RR(t-1)$ = penúltimo intervalo R-R

$AR(t)$ = média dos 8 últimos intervalos R-R

As figuras correspondentes às arritmias detectadas estão colocadas no fim desta seção para facilitar a leitura do texto.

A figura 2.4.1.1 mostra o ritmo sinusal normal e, logo abaixo, qual seria a forma dos pulsos indicadores da ocorrência de onda R associados a este traçado. O monitor considera o ritmo como normal se nenhuma das condições que caracterizam arritmia for detectada.

A figura 2.4.1.2 mostra dois exemplos de taquicardia (sinusal e ventricular), e logo abaixo os pulsos de onda R associados. Neste caso, uma taquicardia é detectada sempre que a média dos oito últimos intervalos ($AR(t)$) for menor ou igual a 0,5 segundos, o que corresponde a uma frequência maior ou igual a 120 batimentos por minuto. Escrevendo este critério em forma de equação tem-se:

$$AR(t) < 0,5 \text{ s}$$

Vale observar que o monitor não diferencia taquicardia ventricular de taquicardia sinusal, já que leva em conta apenas o ritmo e não a forma do complexo QRS.

A figura 2.4.1.3 mostra dois exemplos de bradicardia (bradicardia sinusal e ritmo idioventricular), e logo abaixo os pulsos de onda R associados. Uma bradicardia é detectada sempre que a média dos oito últimos intervalos ($AR(t)$) for maior ou igual a 1,2 segundos, o que corresponde a uma frequência menor ou igual a 50 batimentos por minuto. Escrevendo este critério em forma de equação tem-se:

$$AR(t) > 1,2 \text{ s}$$

A figura 2.4.1.4 mostra um exemplo de assistolia e um de fibrilação ventricular. Nestes casos não ocorre a detecção de onda R, e o monitor identifica estes fenômenos como "parada cardíaca". Uma parada é detectada sempre que o último intervalo R-R for maior ou igual a 5s:

$$RR(t) > 5 \text{ s}$$

A figura 2.4.1.5 mostra um exemplo de falha de batimento. Esta arritmia se caracteriza por uma falha momentânea do nódulo sinusal em sua função de disparar um estímulo, e pelo fato de não ter sido gerado nenhum batimento de escape até o momento da ocorrência do próximo batimento. Esta arritmia é detectada pelo monitor sempre que o último intervalo RR for maior que 1,9 vezes o intervalo médio dos oito batimentos anteriores. Utilizando a notação convencional, tem-se que uma falha de batimento será detectada sempre que:

$$RR(t) > 1,9 * AR(t)$$

Dois exemplos de extra-sístole ventricular (apical e basal)

são mostrados na figura 2.4.1.6. A caracterização é feita com base no fato de que a maioria das extra-sístoles ventriculares é prematura e seguida de uma pausa compensatória completa. Assim, o monitor detectará uma extra-sístole ventricular sempre que houver um intervalo R-R que seja significativamente menor que a média dos oito últimos intervalos R-R, e que este intervalo seja seguido por uma pausa compensatória, de tal forma que a média destes dois últimos intervalos seja aproximadamente igual à média dos oito últimos batimentos (pausa compensatória completa):

$$RR(t) < 0,9 * AR(t-2)$$

$$RR(t-1) + RR(t) \cong 2 * AR(t-2)$$

O método para detectar extra-sístoles é, na verdade, um tanto simplista, já que não leva em conta alterações da forma do complexo QRS para a caracterização das mesmas. Além disso, a definição do que pode ser considerado prematuridade não é muito fácil, pois um valor muito baixo pode provocar a perda de muitas extra-sístoles, e um valor muito próximo da unidade pode fazer com que uma simples arritmia sinusal seja captada como batimento prematuro (o valor escolhido foi 0,9). Outro fato a ser relevado é que em um pequeno número de extra-sístoles ventriculares a pausa compensatória pode não ser completa. Isto fará com que o algoritmo a classifique erroneamente como extra-sístole atrial (que será descrita posteriormente).

Um traçado típico para o fenômeno R-sobre-T é mostrado na figura 2.4.1.7. Esta arritmia é um caso especial de extra-sístole ventricular, na qual o batimento é tão prematuro que a nova onda R ocorre no mesmo momento em que está ocorrendo a onda T do

batimento anterior. Esta última característica torna o fenômeno R-sobre-T mais perigoso do que a extra-sístole comum. A partir da observação de ondas típicas de fenômeno R-sobre-T (como na figura 2.4.1.7) escolheu-se para caracterizar a prematuridade o valor de um terço da média dos oito últimos intervalos RR(t). No fenômeno R sobre T o batimento prematuro também é seguido por uma pausa compensatória completa. A fórmula para a caracterização desta arritmia é, portanto:

$$RR(t-1) = (0,33) * AR(t-2)$$

$$RR(t-1) + RR(t) \cong 2 * AR(t-2)$$

A figura 2.4.1.8 mostra um exemplo de traçado de bigeminismo. O bigeminismo é uma sequência sustentada de extra-sístoles ventriculares. Para detectá-lo basta, então, detectar pelo menos duas destas extra-sístoles repetidas. A fórmula para caracterização desta arritmia é, então:

$$RR(t-3) < 0,9 * AR(t-4)$$

$$RR(t-1) < 0,9 * AR(t-4)$$

$$RR(t-3) + RR(t-2) \cong 2 * AR(t-4)$$

$$RR(t-1) + RR(t) \cong 2 * AR(t-4)$$

A figura 2.4.1.9 mostra um traçado com extra-sístoles acopladas ("couplets"). Nesta arritmia ocorrem duas contrações ventriculares prematuras seguidas, sem pausa compensatória. Após as duas contrações prematuras ocorrerem, o ritmo sinusal volta ao normal. Neste caso, a soma dos três intervalos entre as extra-sístoles e os batimentos normais é igual a dois intervalos médios entre complexos QRS normais:

$$RR(t-2) < 0,9 * AR(t-3)$$

$$RR(t-1) < 0,9 * AR(t-3)$$

$$RR(t-2) + RR(t-1) + RR(t) \cong 2 * AR(t-3)$$

A extra-sístole ventricular interpolada é caracterizada por um batimento prematuro não seguido de uma pausa compensatória. O ritmo atrial continua sendo obedecido como se não houvesse acontecido a extra-sístole, como pode ser visto na fig. 2.4.1.10. Assim, o algoritmo para detecção desta arritmia deve implementar as seguintes equações:

$$RR(t-1) < 0,9 * AR(t-2)$$

$$RR(t-1) + RR(t) \cong AR(t-2)$$

Finalmente, tem-se na figura 2.4.1.11 um exemplo de extra-sístole atrial. Nesta arritmia o foco ectópico se encontra no átrio, e o complexo QRS é normal, porém prematuro. Após a extra-sístole há, na maioria dos casos, uma pausa compensatória incompleta, de forma que a soma dos dois últimos intervalos é menor que a soma de dois intervalos sinusais normais. A caracterização matemática da arritmia fica, então:

$$RR(t-1) < 0,9 * AR(t-2)$$

$$AR(t-2) < RR(t-1) + RR(t) < 2 * AR(t-2)$$

Na verdade, algumas extra-sístoles atriais podem apresentar pausa compensatória completa. Se isto ocorrer, o algoritmo a classificará como extra-sístole ventricular.

Neste ponto, é importante fazer um comentário sobre as limitações deste algoritmo. Já foi citado que o fato do algoritmo levar em conta apenas o ritmo o torna um tanto simplista na caracterização de algumas arritmias. Além disso, algumas arritmias em que não ocorrem alterações no ritmo, mas só na forma do complexo QRS, não poderão ser detectadas (por exemplo,

batimentos de fusão, e alguns tipos de distúrbios de condução). Isto, contudo, não inutiliza o algoritmo, já que as arritmias mais graves (como a taquicardia, a bradicardia e a fibrilação ventricular) são, em princípio, detectadas, e algumas arritmias menos graves podem ser detectadas com uma boa percentagem de acertos. Uma das limitações mais sérias deste algoritmo é que o mesmo é totalmente dependente do bom funcionamento do circuito detector de onda R; se o mesmo falhar muito frequentemente todo o funcionamento do algoritmo fica comprometido.

Cumprе observar que os parâmetros utilizados para caracterizar as arritmias não são valores padronizados, podendo variar de médico para médico, ou até para um mesmo médico, de acordo com o paciente. Assim, um médico pode definir que uma frequência acima de 120 batimentos por minuto (BPM) caracteriza uma taquicardia, e para outro o valor de 130 batimentos é melhor. Desta forma, é importante que o monitor permita que o médico ou enfermeiro possa redefinir os parâmetros de acordo com a necessidade. De fato o monitor desenvolvido (ver capítulo seguinte) permite que quase todos estes parâmetros sejam redefinidos por meio de um teclado no painel. A seção 3.1.1.1 (cap. 3) contém um resumo com os parâmetros reprogramáveis.

Ao detectar uma arritmia, o monitor aciona um alarme luminoso e, para algumas arritmias tradicionalmente consideradas mais perigosas, um alarme sonoro. Para algumas arritmias o alarme sonoro só é acionado quando a mesma é detectada com uma frequência que a torna perigosa. Por exemplo, o alarme luminoso sempre é acionado quando ocorre a detecção de extra-sístole ventricular, mas o alarme sonoro só é acionado quando a detecção

ocorrer mais que 10 vezes por minuto. O mesmo ocorre para as extra-sístoles ventriculares interpoladas e com os batimentos ventriculares prematuros. A seção 3.1.1.1 (cap. 3) contém indicações dos tipos de alarme acionados para cada arritmia.

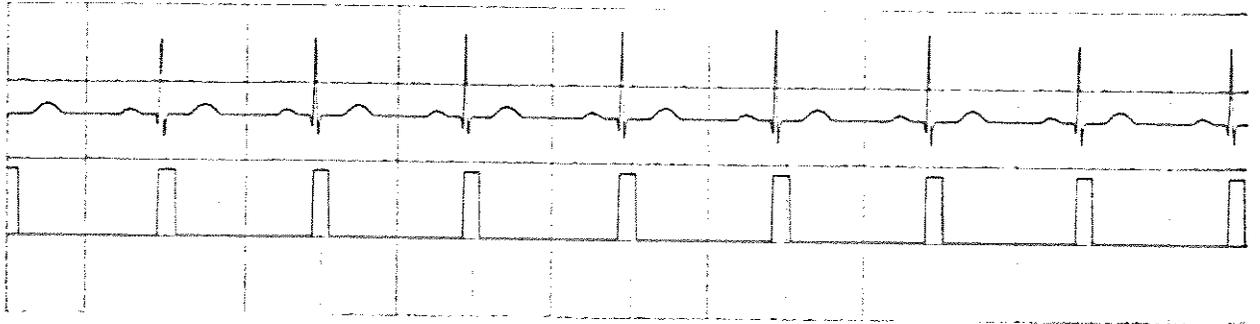


Fig. 2.4.1.1 - Ritmo sinusal normal acompanhado do respectivo pulso de detecção de onda R. (Todos os traçados de ECG desta seção foram extraídos do simulador de Arritmias cardíacas descrito no apêndice A.2. As escalas são sempre de 1 mV/divisão na vertical e 0,5 s/divisão na horizontal).

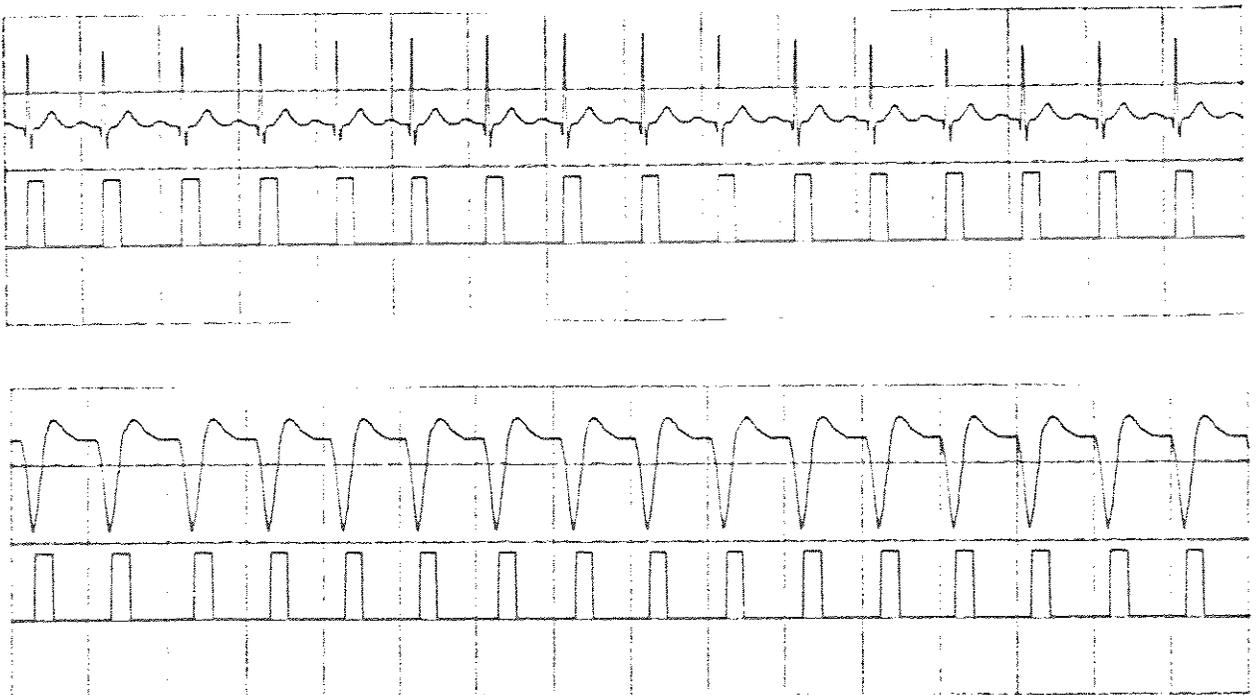


Fig. 2.4.1.2 - Taquicardia sinusal e ventricular

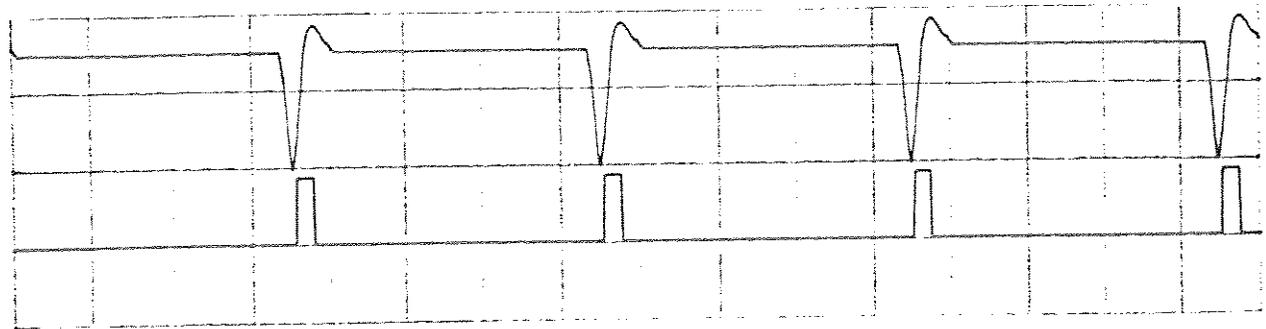
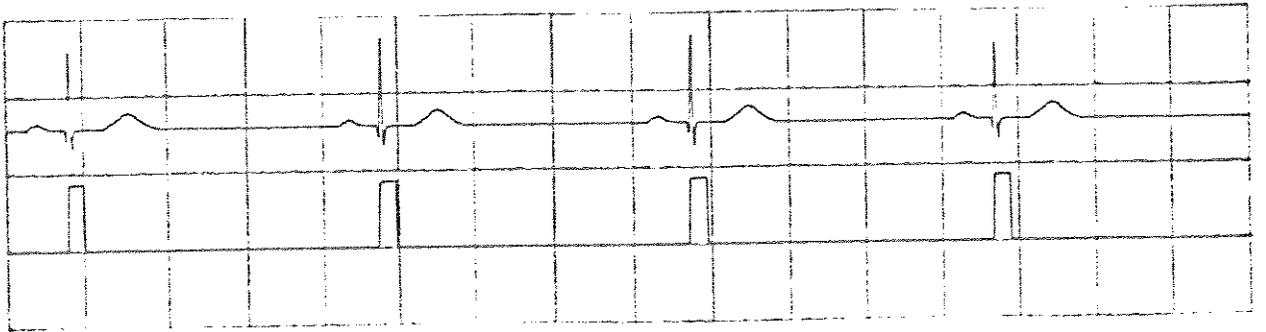


Fig. 2.4.1.3 - Bradicardia sinusal e ventricular

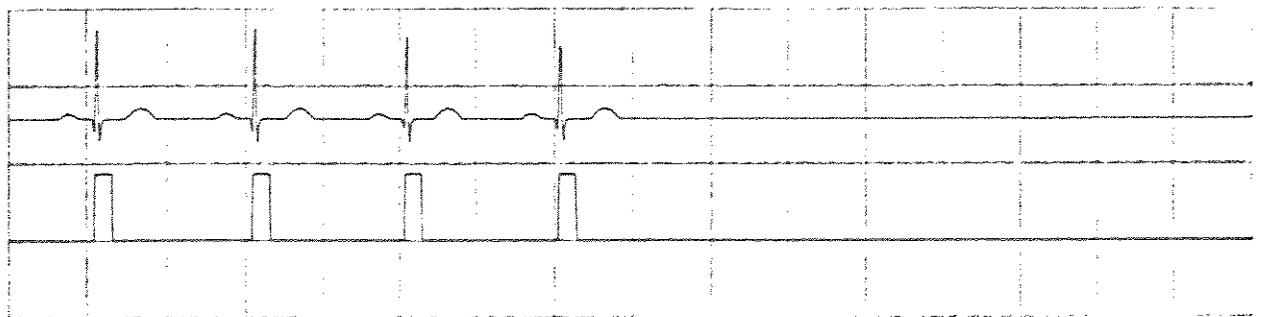
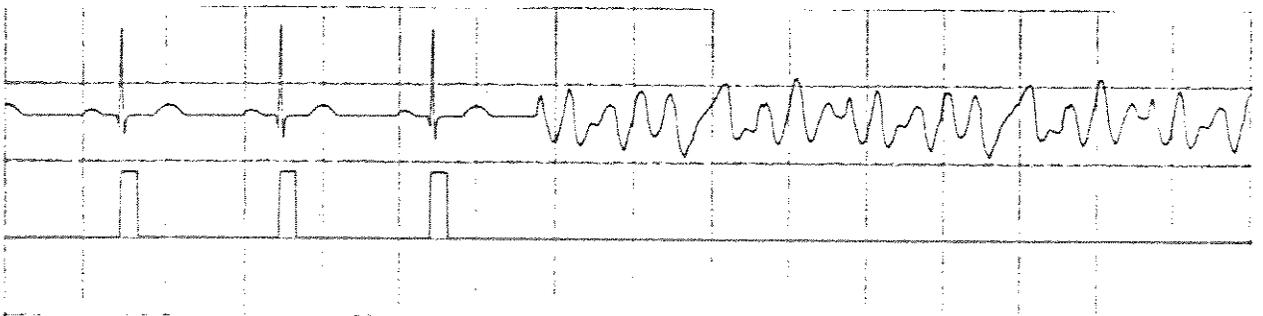


Fig. 2.4.1.4 - Fibrilhação ventricular e assístolia

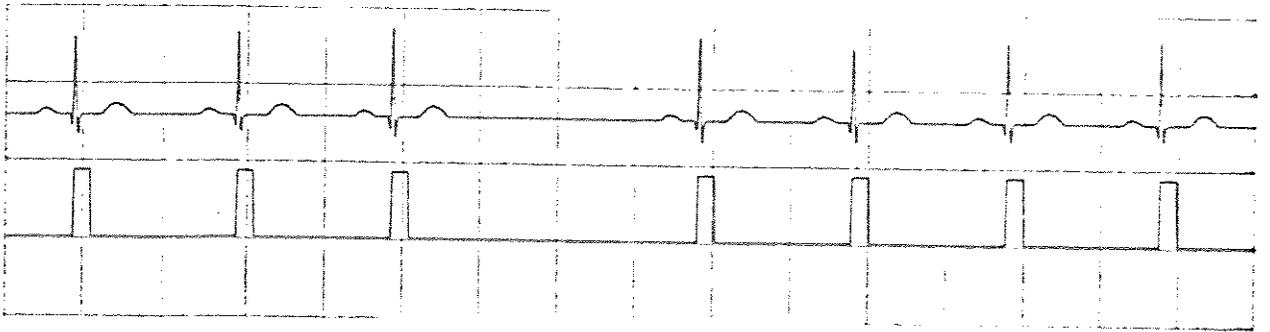


Fig. 2.4.1.5 - Salto de batimento

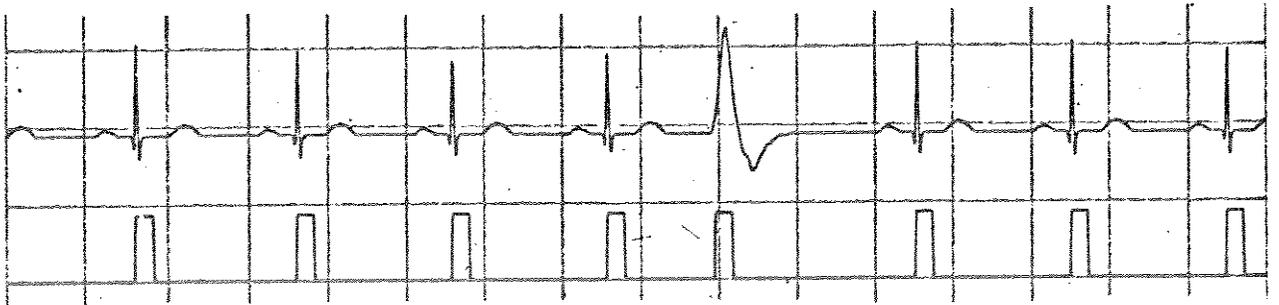
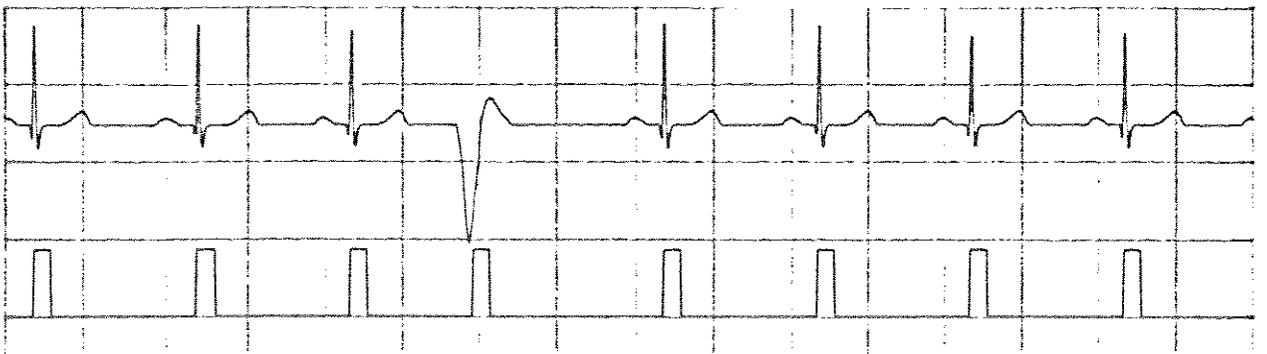


Fig. 2.4.1.6 - Extra-sístoles ventriculares apical e basal

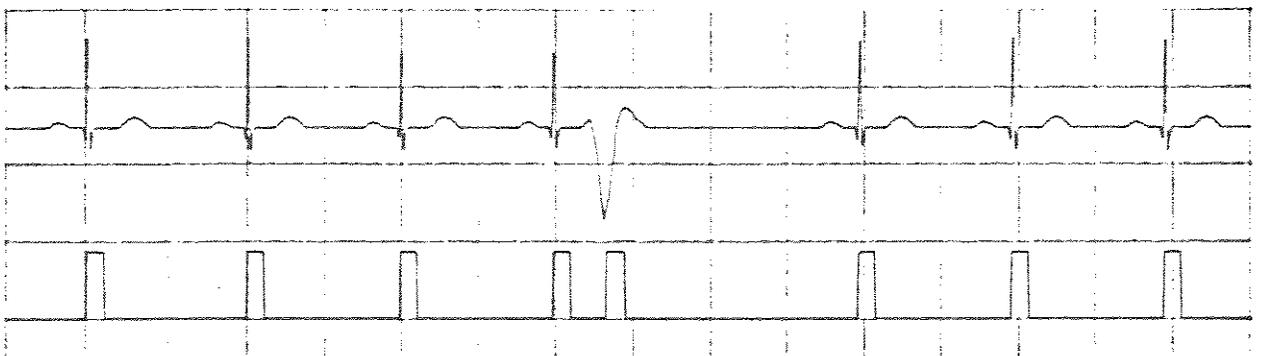


Fig. 2.4.1.7 - Fenômeno R sobre T

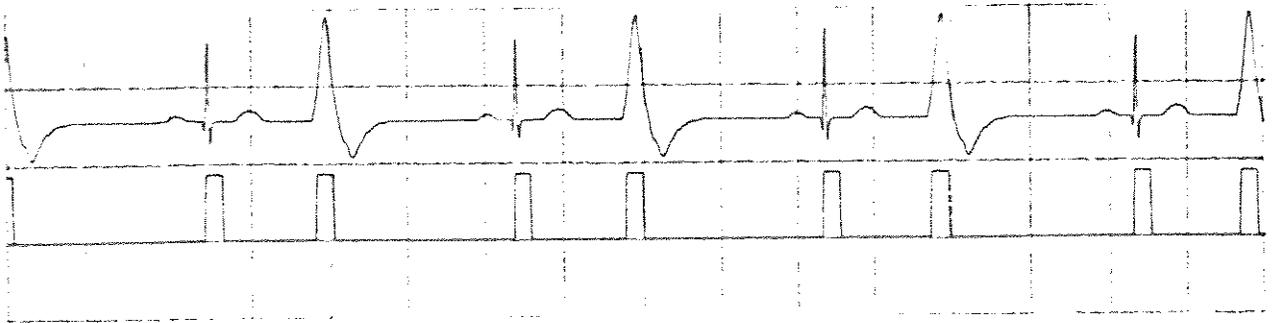


Fig. 2.4.1.8 - Bigeminismo

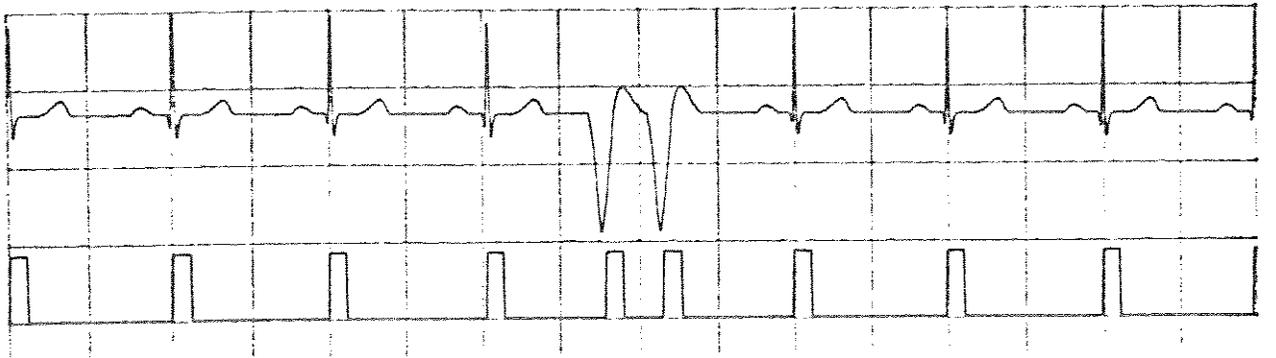


Fig. 2.4.1.9 - Extra-sístoles acopladas

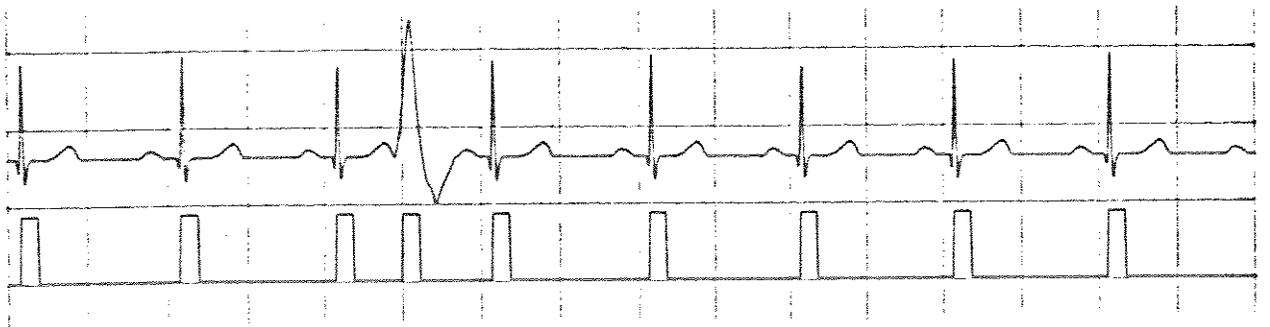


Fig. 2.4.1.10 - Extra-sístole ventricular interpolada

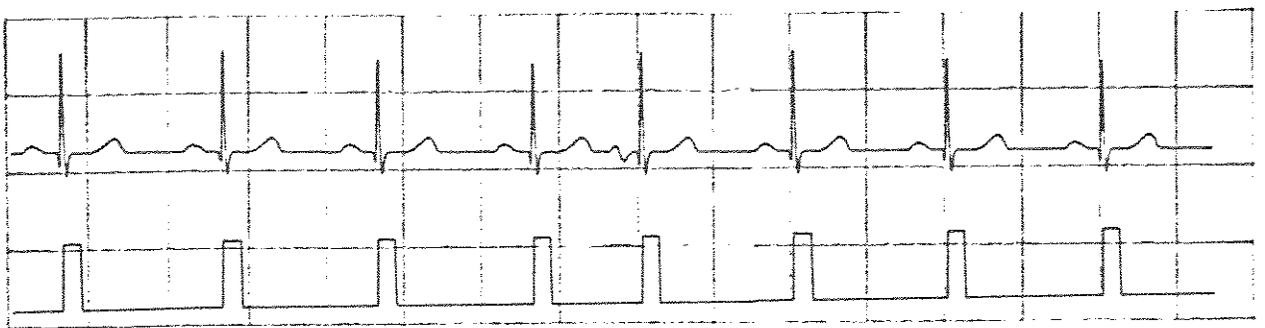


Fig. 2.4.1.11 - Extra-sístole atrial

2.4.2) MÉTODOS PARA ANÁLISE DO SINAL DE PRESSÃO ARTERIAL UTILIZADOS NA UNIDADE PROCESSADORA

Na seção 2.3 foram descritos os parâmetros da pressão arterial que são detectados pela Unidade Processadora. A seguir são descritos os métodos computacionais que foram utilizados no monitor para se obter tais parâmetros.

Para a determinação dos parâmetros importantes do sinal de pressão, o mesmo é digitalizado com uma quantização de 8 bits e adquirido pelo microprocessador a uma taxa de amostragem de 200 Hz. O pulso indicador de ocorrência de onda R é utilizado como referência temporal para o cálculo dos parâmetros.

A pressão sistólica é determinada procurando-se o valor máximo da onda de pressão desde a ocorrência de uma onda R até a ocorrência da próxima. O instante em que ocorre este evento também é determinado, pois é utilizado no algoritmo para determinação do nó dicrótico.

A pressão diastólica é determinada procurando-se o valor mínimo da onda de pressão desde a ocorrência de uma onda R até a ocorrência da próxima. O momento em que ocorre este evento também é determinado.

A pressão média é determinada calculando-se a média de todas as amostras desde a ocorrência de uma onda R até a ocorrência da próxima (usando integração retangular). Isto é feito somando-se todas as áreas dos retângulos correspondentes às amostras dentro do intervalo citado, e dividindo-se a soma pelo número de amostras utilizadas.

A pressão média durante a sístole é determinada calculando-

se a média de todas as amostras desde a ocorrência do complexo QRS até a ocorrência do nó dicrotíco. Para a determinação do instante de ocorrência do nó dicrotíco é utilizado um algoritmo usado pela MEDDARS série 300 (MEDDARS, 1981), cujo manual faz referência a um trabalho desenvolvido pelo Dr. D. W. Stauffer, que, por sua vez, é baseado num trabalho desenvolvido anteriormente pelo Dr. Homer Warner. Infelizmente não se conseguiu localizar tais trabalhos. O algoritmo é descrito a seguir.

Calcula-se ponto a ponto o valor da seguinte função:

$$F_a = -P_a(n-6) + P_a(n-3) + P_a(n-2) - P_a(n-1) - 2 P_a(n) \\ - P_a(n+1) + P_a(n+2) + P_a(n+4) + P_a(n+6)$$

Onde:

F_a = valor desta função no instante "n".

P_a = valor da amostra de pressão neste mesmo instante.

Determina-se, em seguida, o valor máximo da função e o momento em que este valor ocorre em um intervalo que se inicia 30 milissegundos antes da ocorrência da pressão sistólica e termina 30 milissegundos antes da ocorrência da onda R seguinte. O instante em que ocorre este valor máximo é bastante próximo do instante de ocorrência do nó dicrotíco. Em seguida, faz-se uma busca fina do valor mínimo da própria onda de pressão, desde um instante que se inicia 30 milissegundos antes do instante em que F_a é máximo, até este último instante.

O fundamento do método é procurar com boa aproximação um trecho muito próximo ao nó dicrotíco. A partir deste local

procura-se o valor mínimo da onda nas proximidades deste trecho. Como a procura se dá em uma região muito próxima do nó dicrótico, a possibilidade de erro, devido à detecção de mínimos locais provocados por ruídos de digitalização, é diminuída.

A equação da função F_a é a de um filtro digital que procura acentuar a região do nó dicrótico através de uma operação que corresponde aproximadamente a um filtro derivador de primeira ordem. Este filtro é bastante conveniente para implementação em tempo real com microcomputadores, pois todos os seus coeficientes são 1 ou 2. Assim, nenhuma operação demorada de multiplicação é feita (a multiplicação por dois é feita simplesmente com um deslocamento do número binário para a esquerda). Em geral equações mais adequadas podem ser obtidas em filtros digitais com coeficientes não inteiros, já que se tem maior flexibilidade para o projeto. Mostrar-se-á entretanto que, apesar de sua simplicidade, o filtro serve perfeitamente à aplicação em questão.

A figura 2.4.2.1 mostra a resposta em frequência do filtro. Pode-se observar que tal resposta é bastante conveniente para ressaltar o nó dicrótico pois, da faixa de 0 a 10 Hz, o gráfico tem uma subida de 20 dB por década, o que caracteriza um comportamento de derivada primeira devido a um zero na origem. Até 20 Hz o gráfico continua tendo um efeito aproximadamente derivativo, apesar do mesmo não ser mais linear neste trecho. Em frequências superiores a 20 Hz o filtro não tem comportamento derivativo, mas este fato não tem muita influência na operação de ressaltar o nó dicrótico, pois a maior parte da informação da onda está entre as frequências de 0 e 20 Hz. A figura 2.4.2.2 mostra claramente esta última afirmação. Nela podem ser vistos

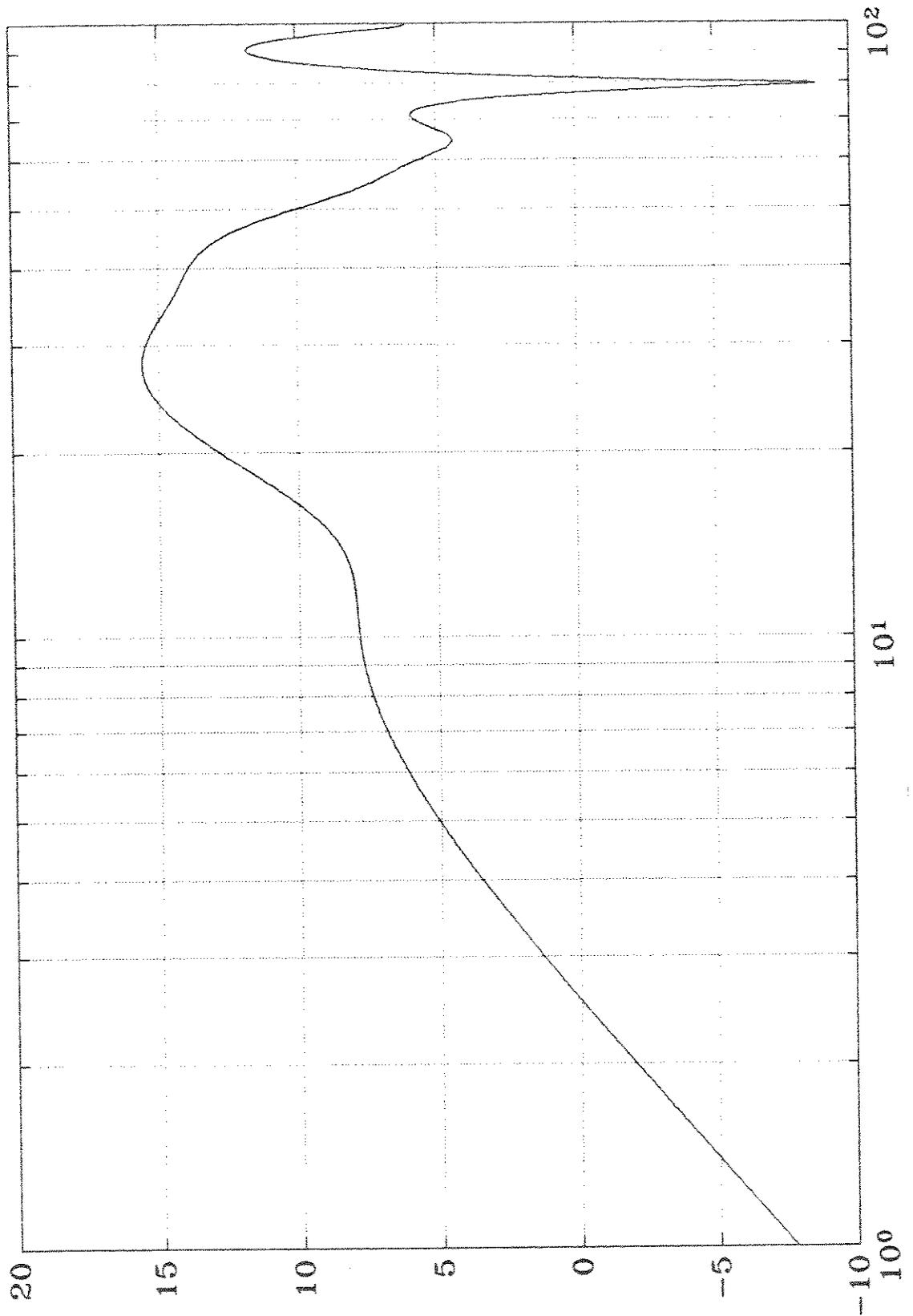


Fig. 2.4.2.1 - Resposta em frequência do filtro utilizado

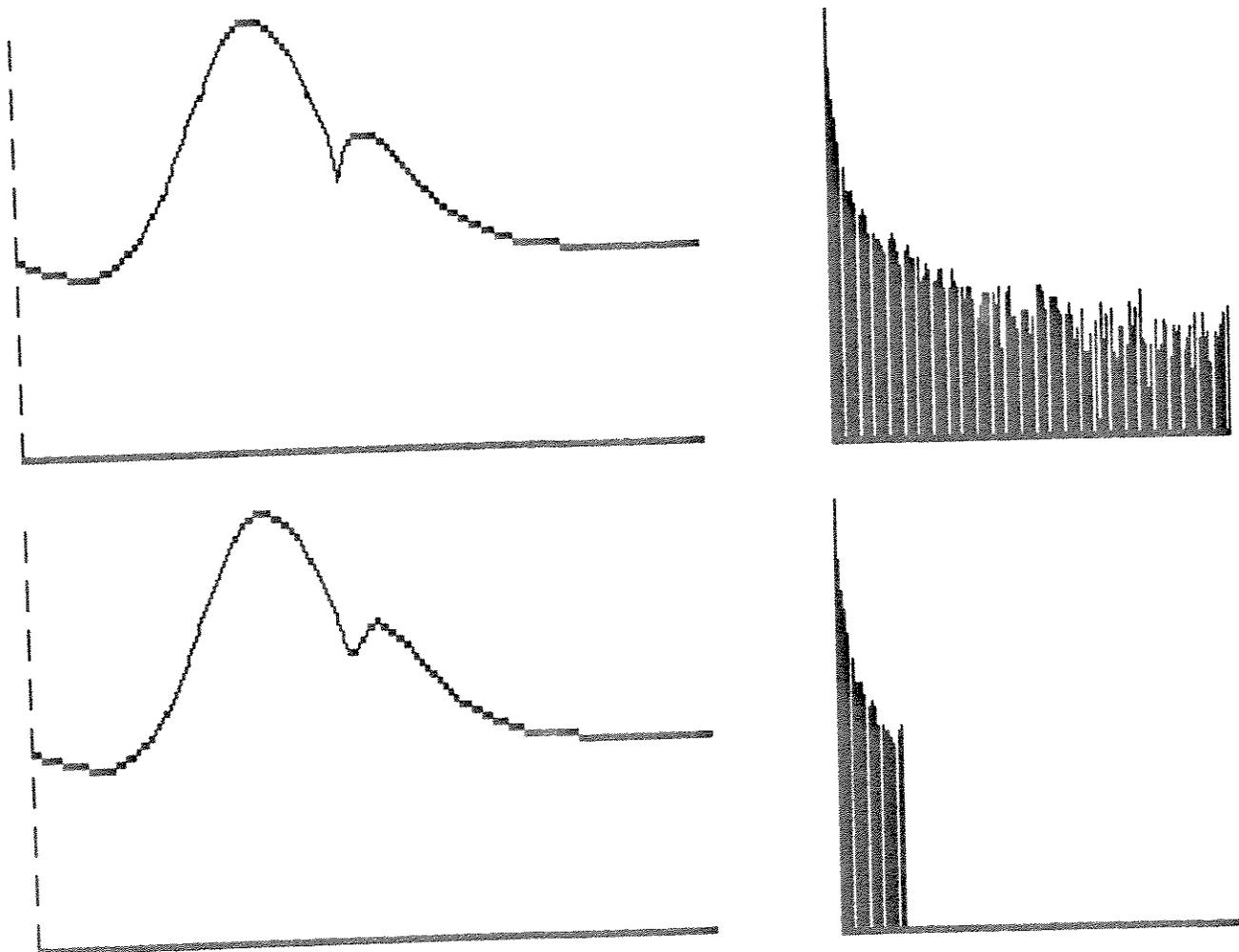


Fig. 2.4.2.2 - Acima: sinal de pressão digitalizado e seu espectro. Abaixo: sinal de pressão filtrado por um filtro passa-baixas quase ideal (de ordem 128) e seu espectro ($R_c = 20$ Hz)

uma forma de onda de pressão digitalizada, e seu respectivo espectro e, logo abaixo, uma forma de onda processada por um filtro passa-baixas digital quase ideal (de ordem 128), e seu espectro. Pode-se observar que a forma de onda de pressão e, em especial, a região do nó dicrótico, não foram significativamente alterados.

Uma característica interessante do comportamento deste filtro, quando utilizado com uma frequência de amostragem de 200 Hz (como é feito no MEDDARS e no monitor aqui descrito) é que o filtro provoca uma considerável atenuação na frequência de 80 Hz.

A figura 2.4.2.3 mostra uma simulação do comportamento do filtro para a frequência de amostragem de 200 Hz. Pode-se observar que o mesmo ressalta o nó dicrótico satisfatoriamente.

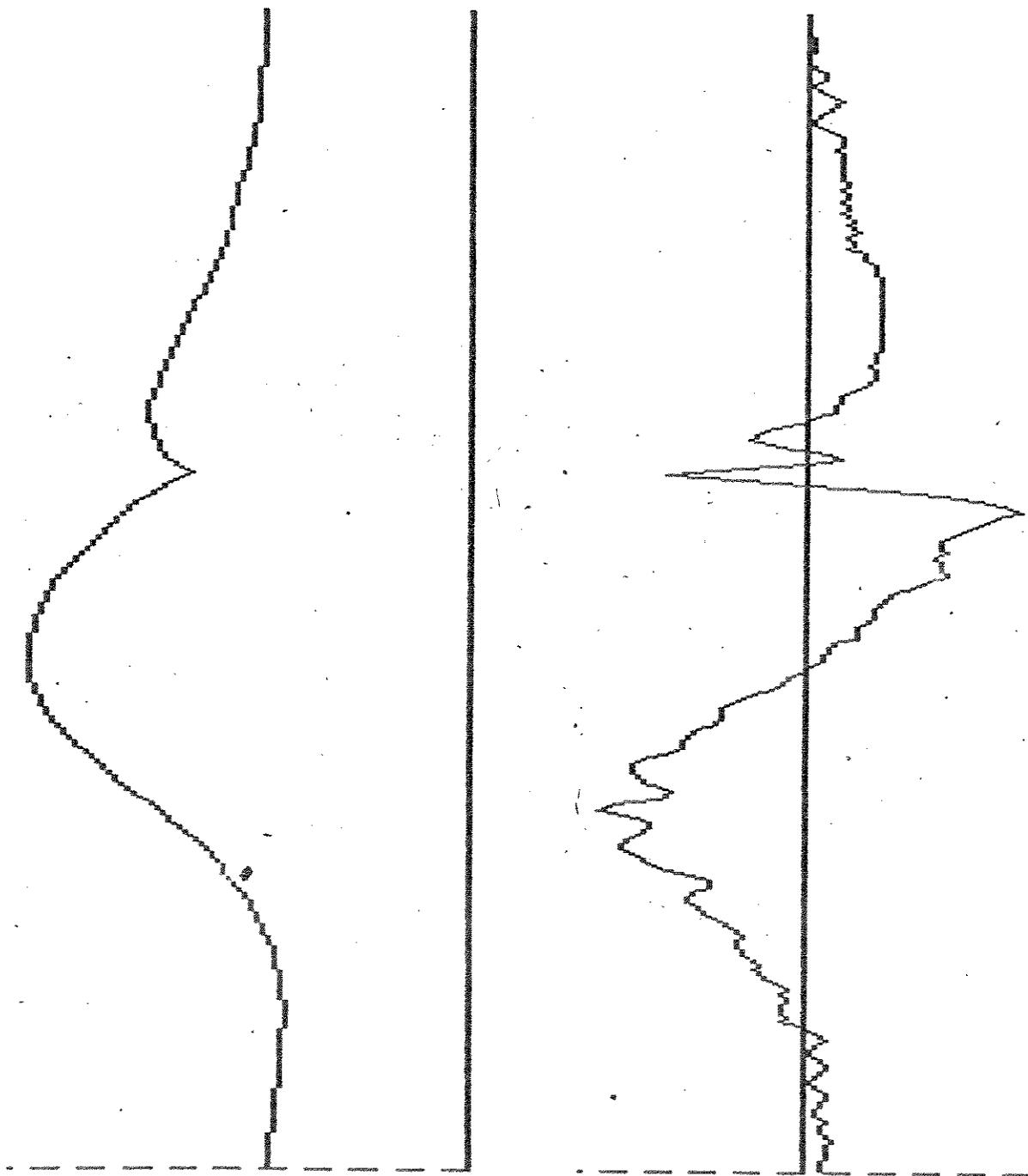


Fig. 2.4.2.4 - Simulação do comportamento do filtro: o sinal original e o mesmo após filtragem do mesmo la função F_a .

CAPÍTULO 3

O MONITOR DE ARRITMIAS E PRESSÃO ARTERIAL

3.1. CARACTERÍSTICAS BÁSICAS

O monitor de arritmias cardíacas e pressão arterial é composto de duas unidades: A Unidade de Acondicionamento dos Sinais de Eletrocardiograma (ECG) e Pressão Arterial, e a Unidade Processadora. Ambas foram desenvolvidas nos Laboratórios da Área de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica (CEB) da Universidade Estadual de Campinas.

O objetivo deste capítulo é descrever a Unidade Processadora. A Unidade de Acondicionamento está em fase de testes, e é objeto de outra dissertação de mestrado. Para simplificar a linguagem, a Unidade Processadora será referida neste capítulo simplesmente como "Monitor".

Uma descrição mais detalhada da Unidade Processadora pode ser encontrada no "Relatório: Unidade Processadora de um Monitor de Arritmias Cardíacas e Pressão Arterial, Baseada em Microprocessador", que se encontra disponível no CEB (Rocha, 1991).

O Monitor recebe da Unidade de Acondicionamento os sinais de ECG e pressão arterial, e um sinal digital que indica a ocorrência da onda R no ECG (que doravante será chamado simplesmente de "pulso de onda R"). Um diagrama simplificado da interligação entre as duas unidades é mostrado na fig. 3.1.1. A partir da análise dos sinais recebidos da Unidade de Acondicionamento, o Monitor fornece as informações obtidas do

processamento destes sinais.

Nos próximos itens são descritas separadamente as análises feitas para os sinais de ECG e de pressão arterial.

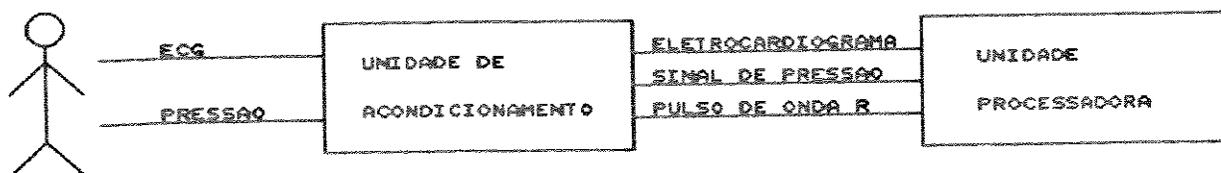


Fig. 3.1.1 - Diagrama representando a utilização da Unidade de condicionamento e da Unidade Processadora.

3.1.1) PROCESSAMENTO DO ELETROCARDIOGRAMA

O Monitor é capaz de fazer uma análise simplificada do eletrocardiograma, realizando a detecção de algumas arritmias cardíacas e a determinação da frequência cardíaca.

Para a análise das arritmias cardíacas, o monitor utiliza apenas os intervalos R-R (intervalos de tempo entre a ocorrência de duas ondas R consecutivas), obtidos através do pulso de onda R vindo da Unidade de Acondicionamento.

As arritmias detectadas pelo monitor são as seguintes:

1. Bradicardia
2. Taquicardia
3. Assístolia ou fibrilação ventricular
4. Falha de batimento
5. Extra-sístoles (ventriculares)
6. Fenômeno R-sobre-T

7. Bigeminismo
8. Extra-sístoles acopladas
9. Extra-sístoles ventriculares interpoladas
10. Extra-sístoles atriais

O algoritmo utilizado foi descrito no capítulo 2. Na seção 3.1.1.1 é dado um resumo do algoritmo com alguns detalhes adicionais.

O monitor indica através de uma matriz de "LEDs" a ocorrência de cada uma destas arritmias. As arritmias consideradas muito perigosas acionam simultaneamente um alarme sonoro.

A frequência cardíaca é também fornecida, através de um "display" de 4 dígitos (7 segmentos), com a precisão de 1 batimento por minuto, em uma faixa de 1 a 255 batimentos por minuto.

Outra característica útil é que um registrador de pena pode ser acionado sempre que uma arritmia for detectada, possibilitando assim, um registro em papel do traçado arritmico sem exigir o gasto excessivo de papel.

3.1.1.1) RESUMO DO ALGORITMO DE DETECÇÃO DE ARRITMIAS

A seguir é feita uma definição completa do algoritmo já descrito no capítulo 2, com indicação dos parâmetros utilizados, e dos que são reprogramáveis. Ao lado de cada arritmia é representado o comportamento típico do pulso de onda R associado à mesma (denotado por a:). Acima deste ritmo aparece uma representação análoga de um ritmo sinusal normal de 60 batimentos por minuto (denotada por n:).

a) Bradicardia: n: ! ! ! ! !
 AR(t) > 1,2 seg a: ! ! ! ! !
 - O parâmetro 1,2 seg é reprogramável
 - São acionados os alarmes sonoro e luminoso

b) Taquicardia: n: ! ! ! ! !
 AR(t) < 0,5 seg a: ! ! ! ! !
 - O parâmetro 0,5 seg
 - São acionados os alarmes sonoro e luminoso

c) Assistolia e fibrilação ventricular:
 RR(t) > 5 seg n: ! ! ! ! !
 a: ! ! ! ! !
 - O parâmetro 5 seg é reprogramável
 - São acionados os alarmes sonoro e luminoso

d) Falha de batimento: n: ! ! ! ! !
 RR(t) > 1,9 * AR(t-1) a: ! ! ! ! !
 - O parâmetro 1,9 seg é reprogramável
 - São acionados os alarmes sonoro e luminoso

e) Extra-sístoles ventriculares n: ! ! ! ! !
 RR(t) < 0,9 * AR(t-2) a: ! ! ! ! !
 RR(t-1) + RR(t) ≅ 2 * AR(t-2)
 - O parâmetro 0,9 é reprogramável
 - é acionado o alarme luminoso
 - Se a arritmia ocorrer mais que dez vezes em um minuto (TAXA > 10/min), o alarme sonoro também é acionado.

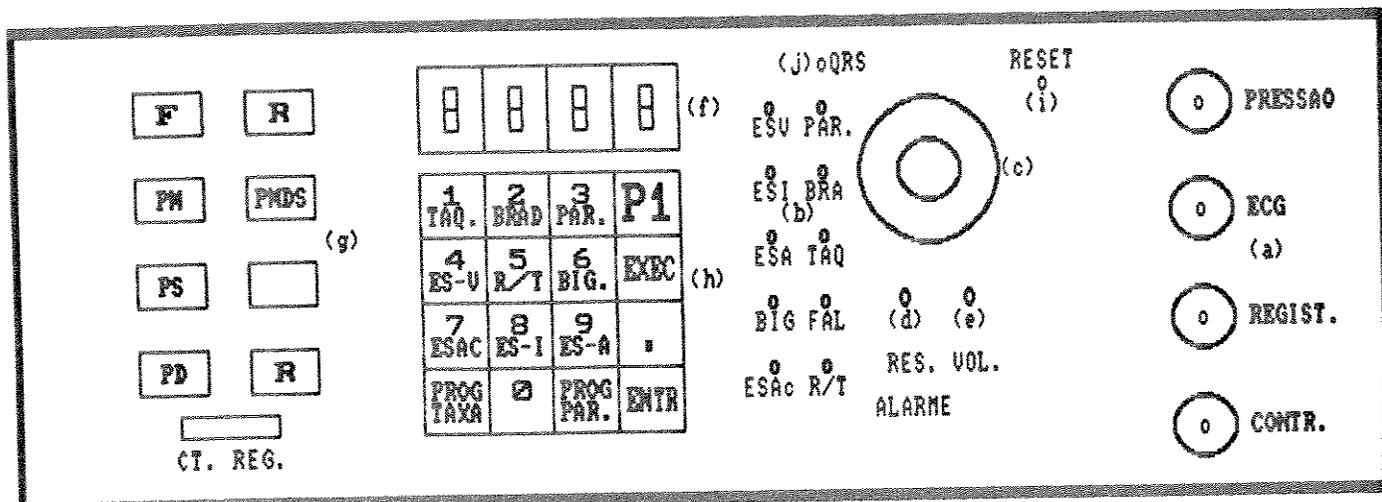
3.2) DESCRIÇÃO DO FUNCIONAMENTO DO MONITOR

Nesta seção é feita uma descrição geral do funcionamento do aparelho do ponto de vista do usuário.

As figuras 3.2.1 e 3.2.2 mostram desenhos representativos dos painéis dianteiro e trazeiro do instrumento. A alimentação do instrumento é feita pelo painel trazeiro. As tensões de alimentação são de +5V, +12V e -12V. O pulso indicador de complexo QRS vindo da Unidade de Acondicionamento também entra pelo painel trazeiro, por meio de um conector DB9.

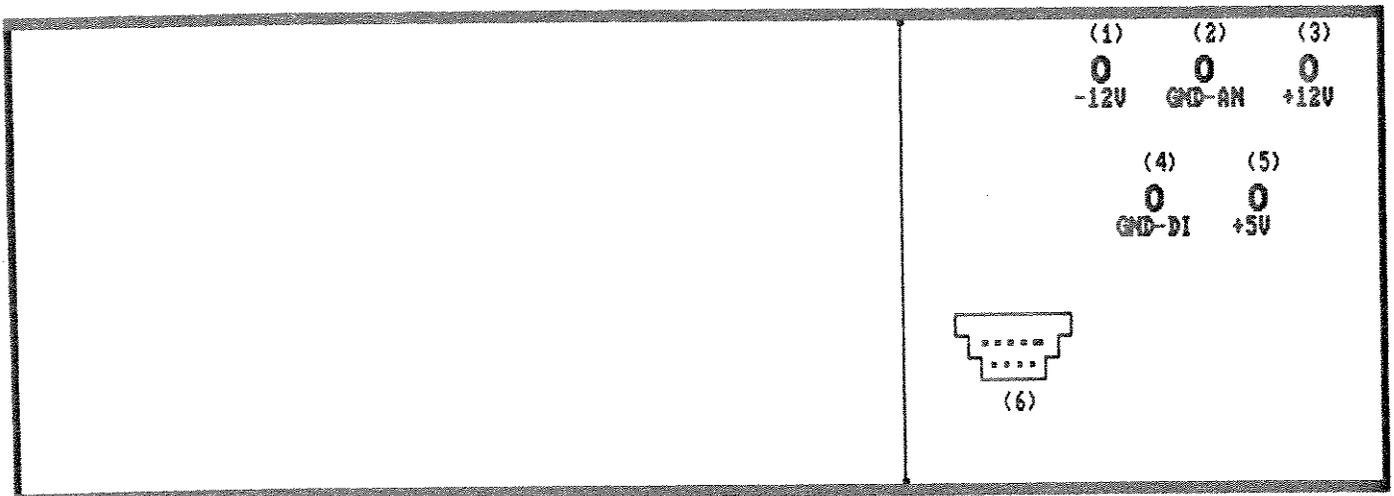
No painel dianteiro entram por meio de conectores tipo BNC os sinais de ECG e pressão arterial, vindos também da Unidade de Acondicionamento. No mesmo painel existem ainda dois outros conectores tipo BNC. Um fornece um sinal analógico que corresponde a uma cópia analógica atrasada no tempo (4 segundos) do sinal de ECG adquirido. Sua função é fornecer o sinal de ECG a um registrador de pena toda vez que uma arritmia for detectada. O outro conector fornece um sinal digital que controla o acionamento ou não do dispositivo de movimentação do papel do registrador (o nível lógico 1 indica que o registrador deve ser acionado).

Também está disponível no painel dianteiro uma matriz de diodos emissores de luz ("LEDs"), mostrada em detalhe na figura 3.2.3. Cada "LED" desta matriz indica a ocorrência de uma arritmia. As arritmias que tradicionalmente são consideradas mais perigosas, e que apresentam perigo imediato à vida são indicadas por "LEDs" vermelhos, e as menos perigosas por "LEDs" verdes. Um "LED" adicional indica a ocorrência de complexo QRS.



- (a) Conectores BNC:
- Entrada do sinal analógico de ECG
 - Entrada do sinal analógico de Pressão
 - Saída do sinal analógico do ECG, p/ reg. de pena
 - Controle liga/desliga para o registrador
- (b) Matriz de LEDs:
- Bradicardia
 - Taquicardia
 - Parada
 - Falha de Batimento
 - Extra sístoles ventriculares
 - Fenômeno R sobre T
 - Bigeminismo
 - Extra-sístoles acopladas
 - Extra-sístoles ventriculares interpoladas
 - Extra-sístoles atriais
- (c) Alto-falante
- (d) Controle tipo liga/volume do alto-falante
- (e) "RESET" do alarme
- (f) Display
- (g) Teclado de seleção do dado do Display:
- Pressão sistólica
 - Pressão diastólica
 - Pressão média
 - Pressão média durante a sístole
 - Frequência cardíaca
 - Botões de requisição de reprogramação
 - Botão para ligar ou desligar o processo de acionamento de um registrador de pena
- (h) Teclado de reprogramação dos parâmetros
- (i) RESET do microcomputador
- (j) LED de indicação de ocorrência de complexo QRS

Fig. 3.2.1 - Painel frontal do monitor



- (a) Conectores fêmea, tipo banana - Tensões de alimentação
- (1) -12 V
 - (2) Terra analógico
 - (3) +12 V
 - (4) +5 V
 - (5) Terra digital
- (b) Conector DB9
- Pulso de Onda R
 - Terra Analógico
- * Detalhe do conector:

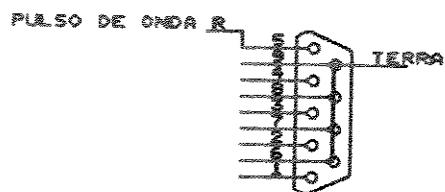


Fig. 3.2.2 - Painel trazeiro do monitor

Ao lado da matriz de LEDs encontra-se um alto-falante. Toda vez que uma arritmia grave é detectada o mesmo é acionado, gerando um tom de 800 Hz modulado por uma onda quadrada de período 1,25 segundos. A duração do alarme após a detecção de cada arritmia é definida em uma tabela guardada na memória, e pode ser facilmente modificada. O volume do alarme pode ser controlado ou desligado pelo controle (potenciômetro) ao lado do alto-falante. Um botão para inibir o alarme (RESET do alarme) também está disponível no painel. Se ele for acionado enquanto o alarme estiver soando, fará com que o mesmo silencie, mas não evitará que ele seja acionado novamente caso uma nova arritmia seja detectada.

Um "display" formado por quatro matrizes de sete segmentos pode mostrar os valores instantâneos dos seguintes parâmetros: frequência cardíaca, pressão sistólica, pressão diastólica, pressão média e pressão média durante a sístole. O dado a ser mostrado é selecionado pelo "teclado de seleção", que será descrito posteriormente. Os valores numéricos máximos mostrados são de 255 BPM para frequência, e 255 mmHg para pressão, e os mínimos são de 10 BPM e 0 mmHg. O display também auxilia na reprogramação dos parâmetros, mostrando mensagens alfa-numéricas úteis durante a reprogramação via teclado de reprogramação (o teclado de reprogramação será descrito posteriormente).

O teclado de seleção (mostrado na figura 3.2.4) seleciona que parâmetro deve ser mostrado no "display" (frequência cardíaca (F), pressão sistólica (PS), pressão diastólica (PD), pressão média (PM) ou pressão média durante a sístole (PMDS)). Um par de

o R/T o parada
 o falha o bradi.
 o E/S-A o taqui.
 o couplet o E/S-V
 o bigem. o E/S-I

Fig. 3.2.3 - Detalhe da matriz de LEDs

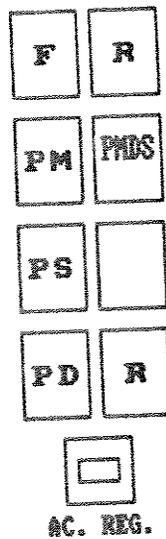


Fig. 3.2.4 - Detalhe do teclado de seleção

1	2	3	F1
TAQUI	BRADI	PARADA	
4	5	6	EXECUTA
E/S-V	R/T	BIG	
7	8	9	.
COUPLET	E/S-I	E/S-A	
PROG	0	PROG	ENTRA
TAXA	FALHA	PARAM.	

Fig. 3.2.5 - Detalhe do teclado de reprogramação.

teclas adicionais permite que o usuário interrompa o processamento normal dos dados, e entre no modo de reprogramação, onde se pode alterar os parâmetros usados na detecção de arritmias. Esta interrupção é feita por duas teclas para evitar que o usuário interrompa acidentalmente o processamento ao tocar em apenas uma tecla. Uma outra tecla permite inibir ou não o acionamento do registrador de pena. Existe ainda uma tecla adicional, reservado para aplicações futuras. Todos as teclas são do tipo contato momentâneo normalmente aberto, com exceção da tecla de inibição do acionamento do registrador, que possui duas posições estáveis (ligado e desligado).

O teclado de reprogramação (ver em detalhe na figura 3.2.5) permite que o usuário redefina os parâmetros utilizados no algoritmo de detecção de arritmias. Para entrar no modo de reprogramação o usuário deve apertar simultaneamente as duas teclas (R) de requisição de reprogramação do teclado de seleção. O teclado permite redefinir os seguintes parâmetros: taxas mínima e máxima para detecção de taquicardia e bradicardia, tempo mínimo para detecção de parada cardíaca, e porcentagem de prematuridade para caracterização de extra-sístoles. Em algumas arritmias, o algoritmo de detecção aciona o alarme sonoro apenas se a mesma ocorrer mais de um certo número de vezes por minuto. O teclado de reprogramação também permite que esta taxa seja reprogramada.

Uma tecla para reinicialização do microcomputador (RESET) permite ao usuário reinicializar a operação do mesmo. Quando acionada, esta tecla faz com que o computador perca todos os dados adquiridos anteriormente, inclusive a reprogramação de parâmetros.

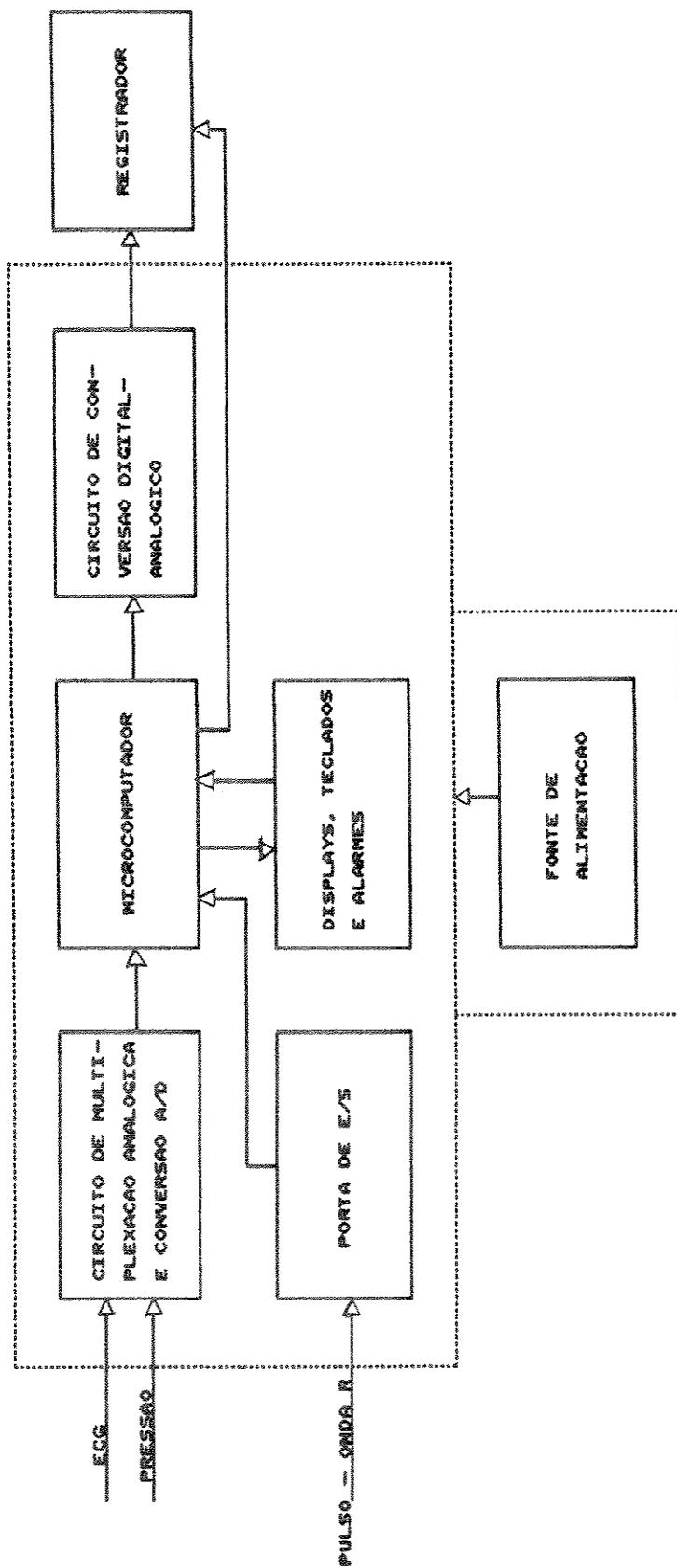
3.3) DESCRIÇÃO DO "HARDWARE" DO MONITOR

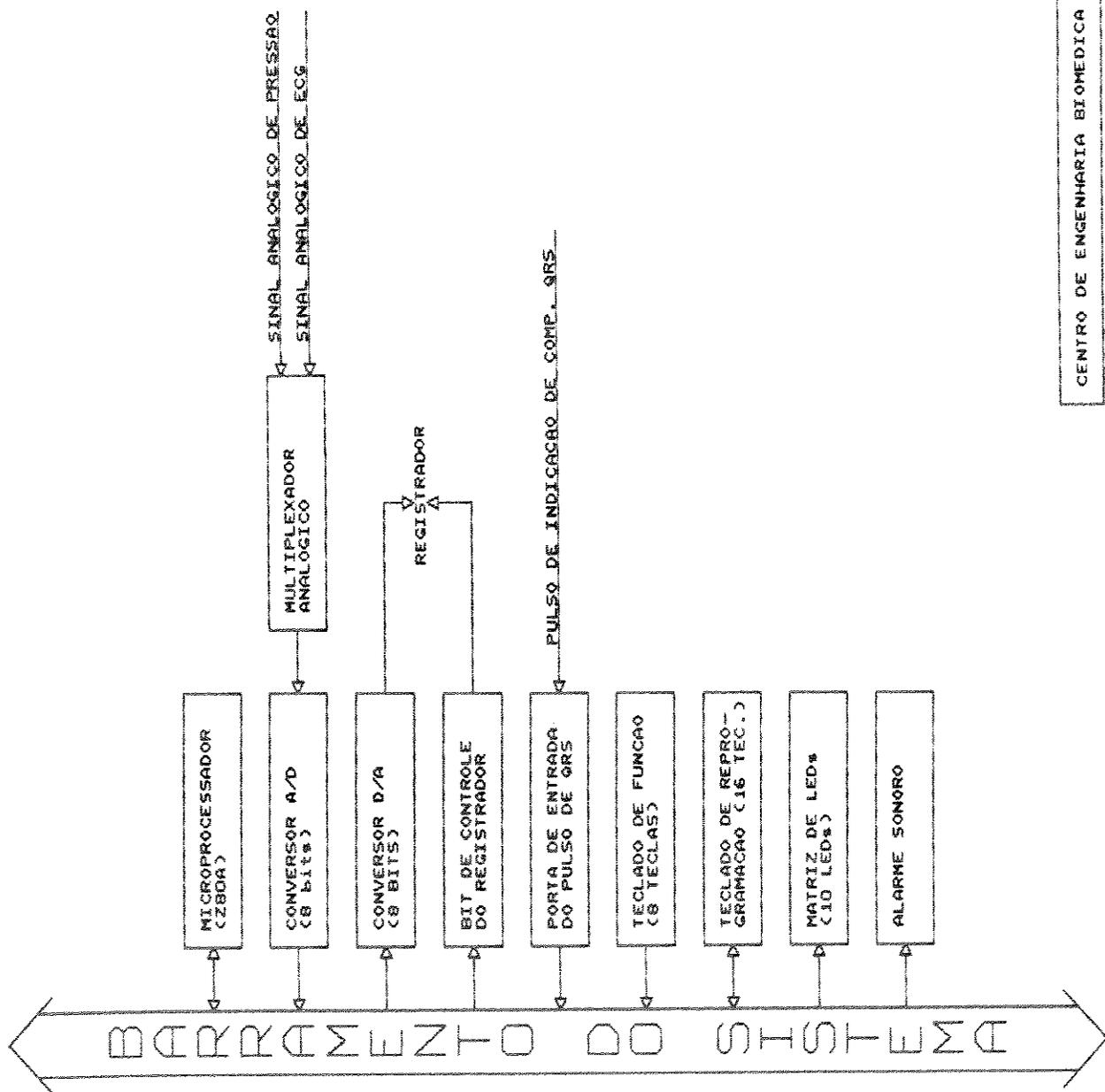
Para tornar a descrição do "Hardware" mais clara, optou-se por fazê-la do geral para o particular. Primeiramente (seção 3.3.1) faz-se uma descrição global do monitor através de diagramas de blocos, e a partir desta descreve-se mais detalhadamente o "Hardware" do sistema (seção 3.3.2). No Apêndice A.1 é feita a descrição da montagem implementada. No mesmo apêndice é descrito o circuito utilizado na fonte de alimentação do sistema.

3.3.1) UMA VISÃO GLOBAL DO MONITOR

A figura 3.3.1.1 mostra um diagrama em blocos simplificado do monitor. O instrumento contém seis seções básicas: microcomputador dedicado, circuito de multiplexação analógica e conversão A/D, porta de entrada para o pulso indicador de onda R, painéis e teclados, circuito de conversão D/A, e fonte de alimentação. Esta divisão é apenas funcional, e não tem estrita relação com a forma como os circuitos foram implementados.

Para uma descrição um pouco mais detalhada será usada a figura 3.3.1.2. que também faz uma divisão do instrumento em blocos, mas agora ressaltando a sua ligação com o barramento do sistema. A forma de comunicação entre o microcomputador e os blocos periféricos é a de "Entrada e Saída Programada" (Polling), e todo o processo de controle do barramento é realizado pelo microcomputador. Desta forma, o microcomputador deve, além de realizar as operações de análise dos sinais de ECG e pressão,





monitorar todos os blocos periféricos. A seguir é feita uma descrição sucinta de cada um destes blocos.

a) Microprocessador

É o bloco responsável pelo controle de todo o instrumento, bem como pelo processamento dos sinais adquiridos pelo mesmo.

b) Multiplexador Analógico e Conversor A/D

Os dados analógicos de ECG e pressão arterial são convertidos para a forma digital pelo bloco "conversor A/D", a uma frequência de 200 Hz e com uma precisão de 8 bits. Um mesmo conversor A/D é utilizado para digitalizar os dois sinais. Há, portanto, a necessidade da multiplexação no tempo dos dois sinais. Esta é a tarefa do bloco "multiplexador".

c) Conversor D/A

Toda vez que uma arritmia é detectada o monitor é capaz de acionar um registrador de pena, que terá como sinal de entrada o sinal vindo do bloco conversor D/A. Os dados enviados para o conversor D/A são uma cópia do ECG a partir de 4 segundos antes da detecção do ECG até o momento em que cessa a arritmia.

d) Bit de Controle do Registrador

Este bloco é simplesmente um registrador que contém um bit que ligará ou desligará o registrador de pena acoplado ao monitor.

d) Porta de Entrada do Pulso Indicador de Onda R

Este bloco consta de uma porta de três estados (um bit de uma porta de entrada e saída da interface paralela programável 8255) e permite a leitura pelo microprocessador do estado do pulso de indicação de ocorrência de onda R.

e) Teclado de Seleção do Display

A função deste bloco é seleccionar o dado que será mostrado no display (ver item 3.2).

f) Teclado de Reprogramação dos Parâmetros

A função deste teclado é permitir a redefinição dos parâmetros utilizados para a caracterização das arritmias (ver item 3.3).

g) Matriz de "LEDs" e alarme

Este bloco contém 10 LEDs que indicam a última arritmia que foi detectada. O alarme sonoro também acionado quando uma arritmia mais grave é detectada (ver 3.2). No item 3.3.2.5 serão dados maiores detalhes.

3.3.2) Descrição Detalhada do "Hardware" do Monitor

Como o diagrama completo do mesmo é muito grande, este foi dividido em várias partes. A figura 3.3.2.1 mostra um diagrama global do circuito, contendo os diversos blocos em que o mesmo foi dividido, bem como as conexões entre os blocos (as únicas conexões não representadas são as das fontes de alimentação). As

divisões foram escolhidas de forma a simplificar o desenho, e não formam necessariamente blocos funcionais. Os blocos são os seguintes:

- U.C.P : figura 3.3.2.2
- Circuitos de E/S - 1 : figura 3.3.2.3
- Circuitos de E/S - 2 : figura 3.3.2.4
- Circuitos de E/S - 3 : figura 3.3.2.5
- Circuitos de E/S - 4 : figura 3.3.2.6

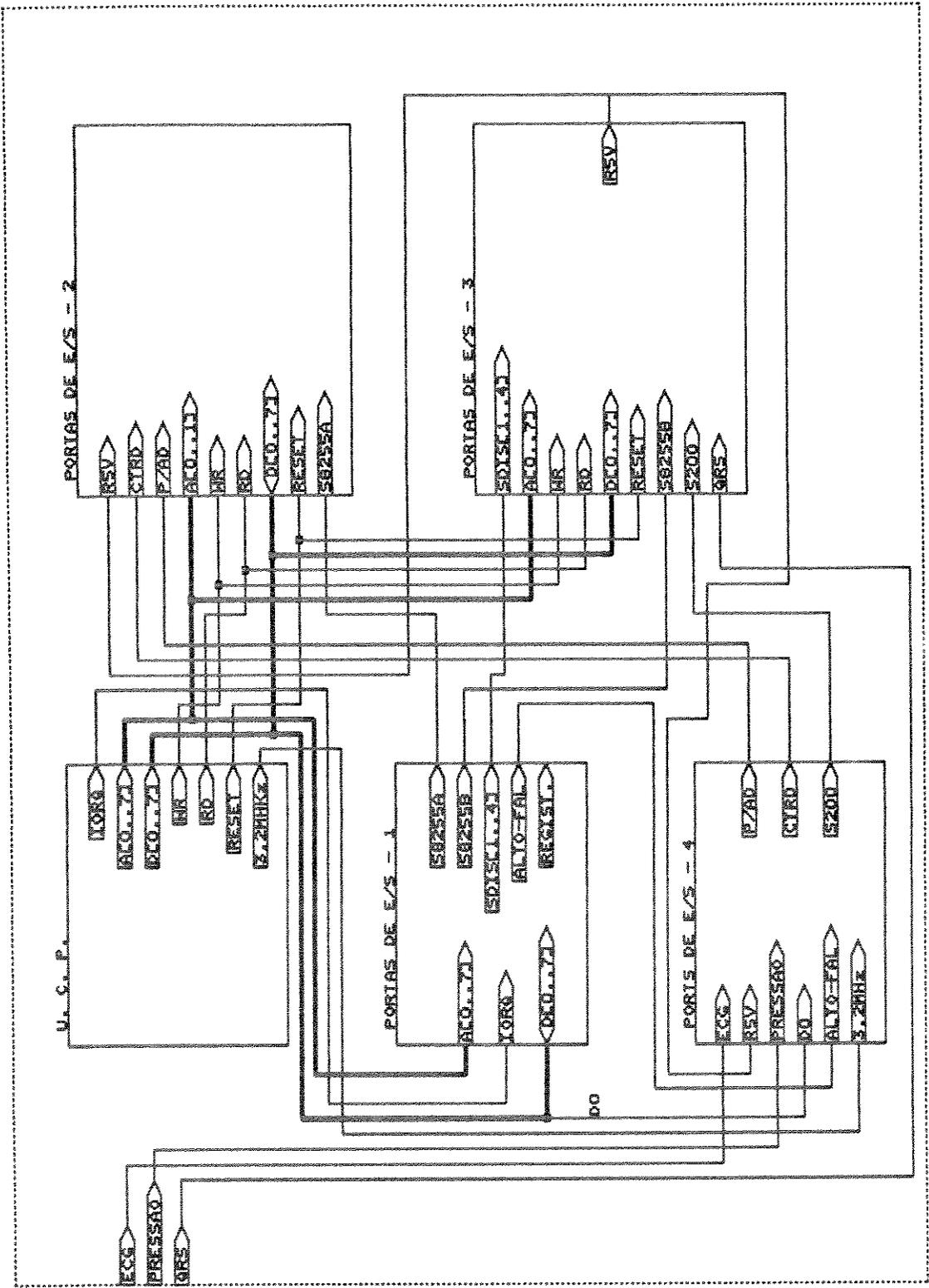
Nas subseções a seguir cada bloco é descrito em detalhe.

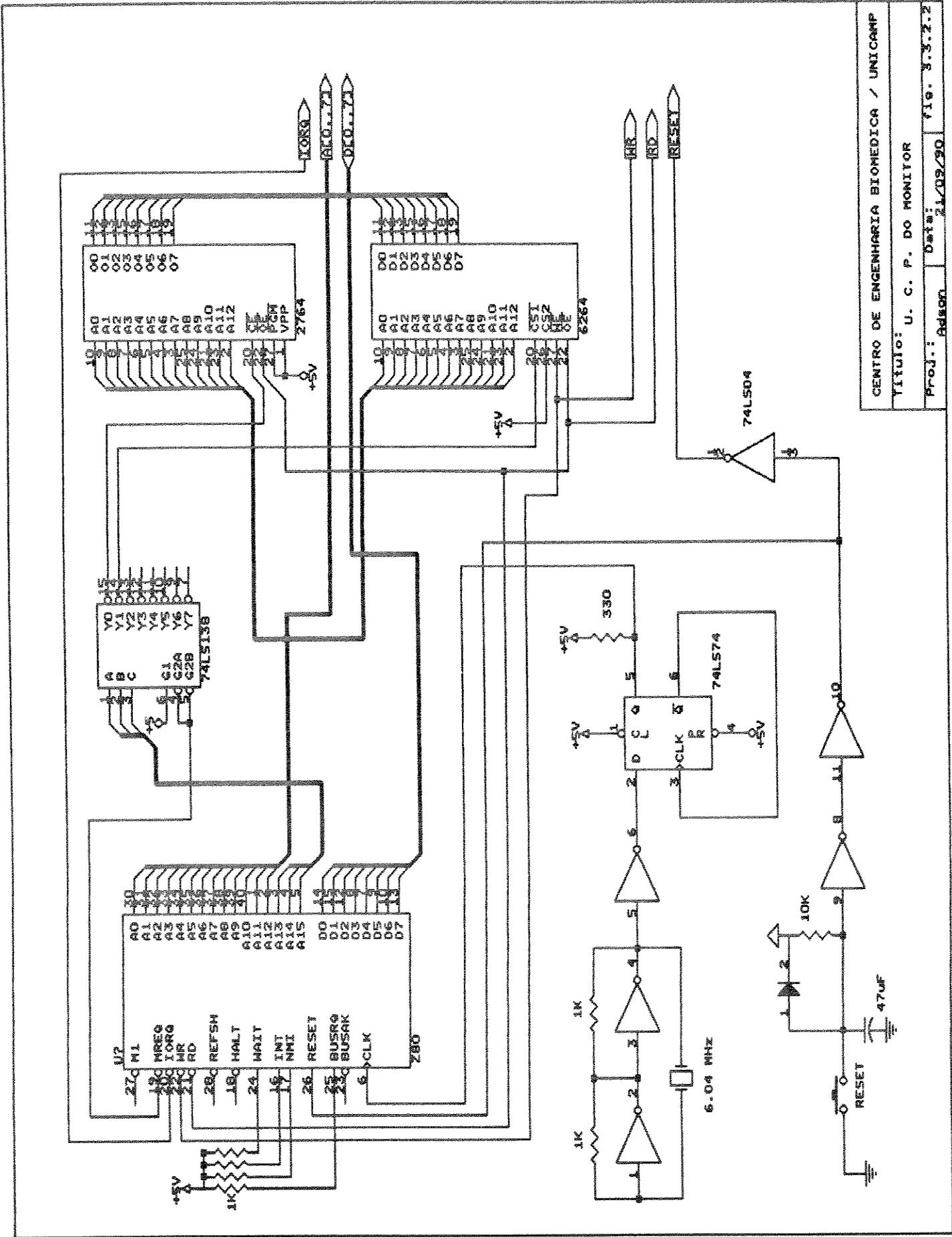
3.3.2.1) U.C.P.

Este bloco (fig. 3.3.2.2) contém o microcomputador dedicado que controla todo o sistema. O microprocessador utilizado é o Z80A. A escolha do Z80 deveu-se ao fato do CEB apresentar condições muito apropriadas para o desenvolvimento de microcomputadores que utilizam o microprocessador Z80 (a mais importante é a disponibilidade de um emulador para o mesmo). Como o microcomputador construído funciona em 3,07 MHz, utilizou-se o modelo Z80A, que pode funcionar em frequências de até 4 MHz.

O circuito de reinício ("RESET") é o circuito padrão sugerido no manual do fabricante. O circuito de relógio ("clock") também é padrão. A frequência de 3.07 MHz foi escolhida porque a partir de algumas divisões simples pode-se obter uma frequência de 200 Hz (frequência de amostragem dos sinais).

Para a decodificação das memórias somente de leitura (EPROM)





CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA / UNICAMP
 TITULO: U. C. P. DO MONITOR
 Proj.: Adson
 Data: 21/09/90
 fig. 3.3.2.2

e de leitura e escrita (RAM) foi utilizado um decodificador 74LS138, que situa a memória EPROM nos endereços entre 0 e 1FFFH e a memória RAM entre 2000H e 3FFFH. Todos os circuitos integrados da família TTL empregados no sistema foram do tipo "LS", o que evitou a necessidade de se utilizar reforçadores ("buffers") para os barramentos do microprocessador.

A memória EPROM utilizada foi do tipo 2764, que possui 8 Kbytes, e a RAM utilizada foi do tipo 6264, que é estática, e possui 8 Kbytes.

3.3.2.2) CIRCUITOS DE E/S - 1

A fig. 3.3.2.3 mostra vários circuitos independentes. O primeiro é o circuito decodificador formado por um decodificador integrado de 2 para 4 do tipo 74LS139 mais duas portas "nand" adicionais. Este circuito decodifica os endereços ocupados por duas interfaces de entrada/saída (E/S) programáveis do tipo 8255 que, com suas seis portas de E/S, formam quase todo o conjunto de registradores e de portas de entrada necessários ao circuito. A interface 8255A ocupa os endereços de 00H a 03H, e a 8255B os endereços de 04H a 07H. O decodificador 74LS139 também seleciona os endereços do controlador do alarme sonoro (endereço 0CH) e do circuito selecionador de display (endereço 0BH), que será explicado a seguir.

O circuito selecionador de display seleciona a matriz que deve estar funcionando. O conjunto de quatro matrizes de sete segmentos funciona pelo sistema de varredura, ou seja, cada matriz deve ser acionada de cada vez, um grande número de vezes

por minuto (100 vezes). O "Latch" 74LS174 guarda a palavra que seleciona a matriz que deve ser acionada. Todo o processo de varredura do display é controlado por "software". Este processo será descrito mais adiante com maiores detalhes, na descrição do "display" feita no item 3.3.2.4 (Circuitos de E/S - 3).

O último circuito deste bloco é o do acionador do registrador de pena. Trata-se de um registrador que armazena o bit 0 na condição "desligado" e o bit 1 na posição "ligado". Para a decodificação desta porta é utilizada a outra metade do decodificador duplo 74LS139. O endereço resultante da decodificação é CDH.

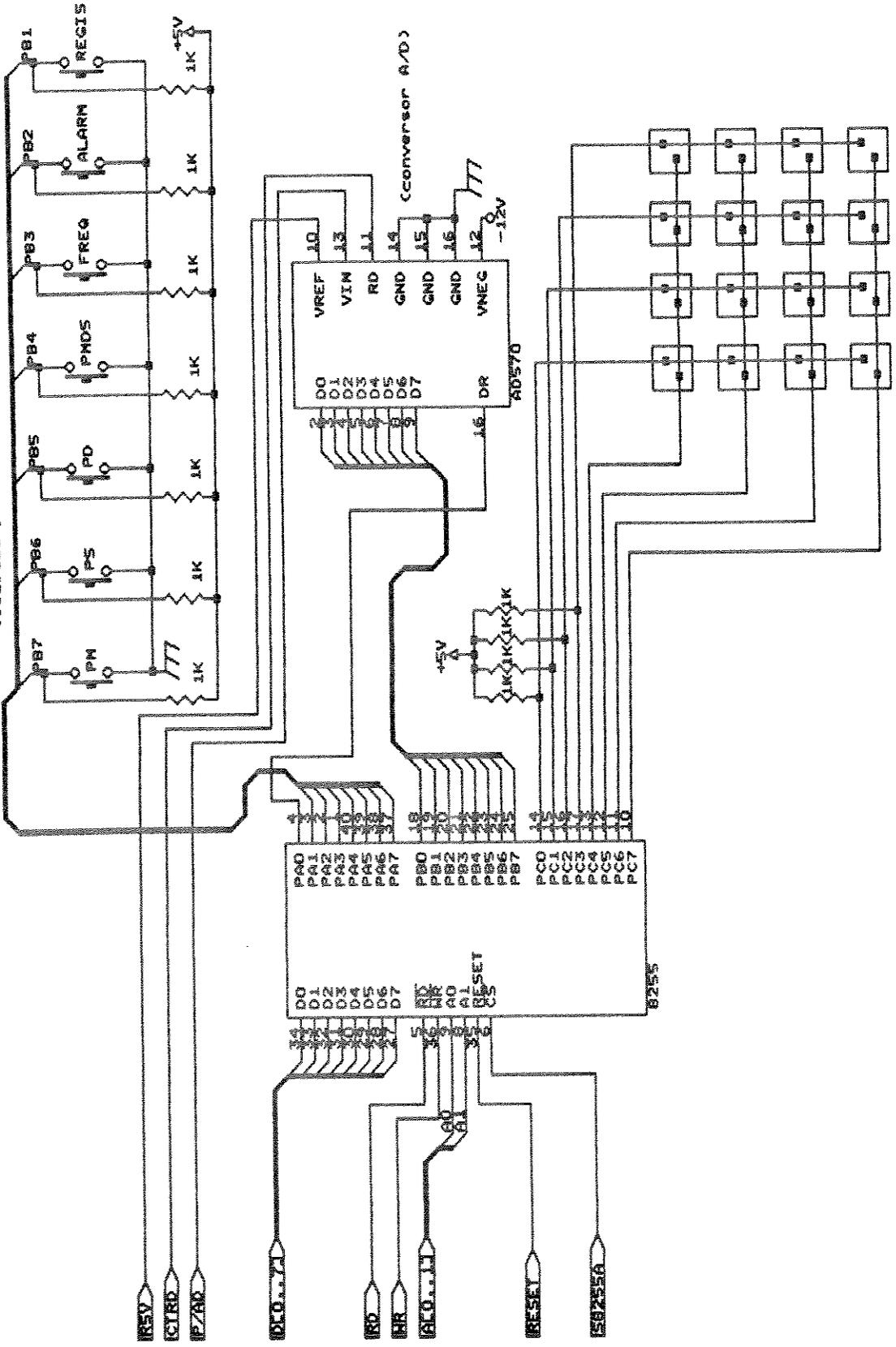
3.3.2.3) CIRCUITOS DE E/S - 2

Esta seção (fig. 3.3.2.4) contém três circuitos: o teclado de seleção, o conversor A/D, e o teclado de reprogramação. Os três circuitos utilizam as portas da primeira 8255 (8255A). As portas A e B são utilizadas como portas de entrada, e a porta C é programada como metade de entrada e metade de saída (palavra de controle da 8255A: 93H)

O teclado de seleção utiliza a porta "A". O valor lido em todos os bits da porta têm sempre um nível lógico "1", a não ser que alguma tecla seja acionada. Apenas o bit PAD não é utilizado pelo teclado; ele é utilizado para a leitura do sinal de fim de conversão do conversor A/D ($\overline{\text{DROUT}}$), que é utilizado pelo programa para sincronizar a digitalização dos sinais.

O conversor A/D utiliza a porta B. Para a conversão foi utilizado o conversor monolítico por aproximações sucessivas

(teclado p/ selecionar funcao do display)



(teclado p/ redefinicao de parametros)

AD570, fabricado pela Analog Devices. Este conversor é relativamente rápido, pois tem um tempo de conversão máximo de 25 microssegundos. Poderia ter sido usado um conversor bem mais lento (e mais barato). A sua escolha se deveu ao fato do mesmo estar disponível à época da implementação do sistema. O sinal analógico a ser convertido e o sinal de início de conversão vêm de outra figura. O sinal de início de conversão será discutido em maiores detalhes na seção 3.3.2.5, durante a descrição do funcionamento do multiplexador analógico.

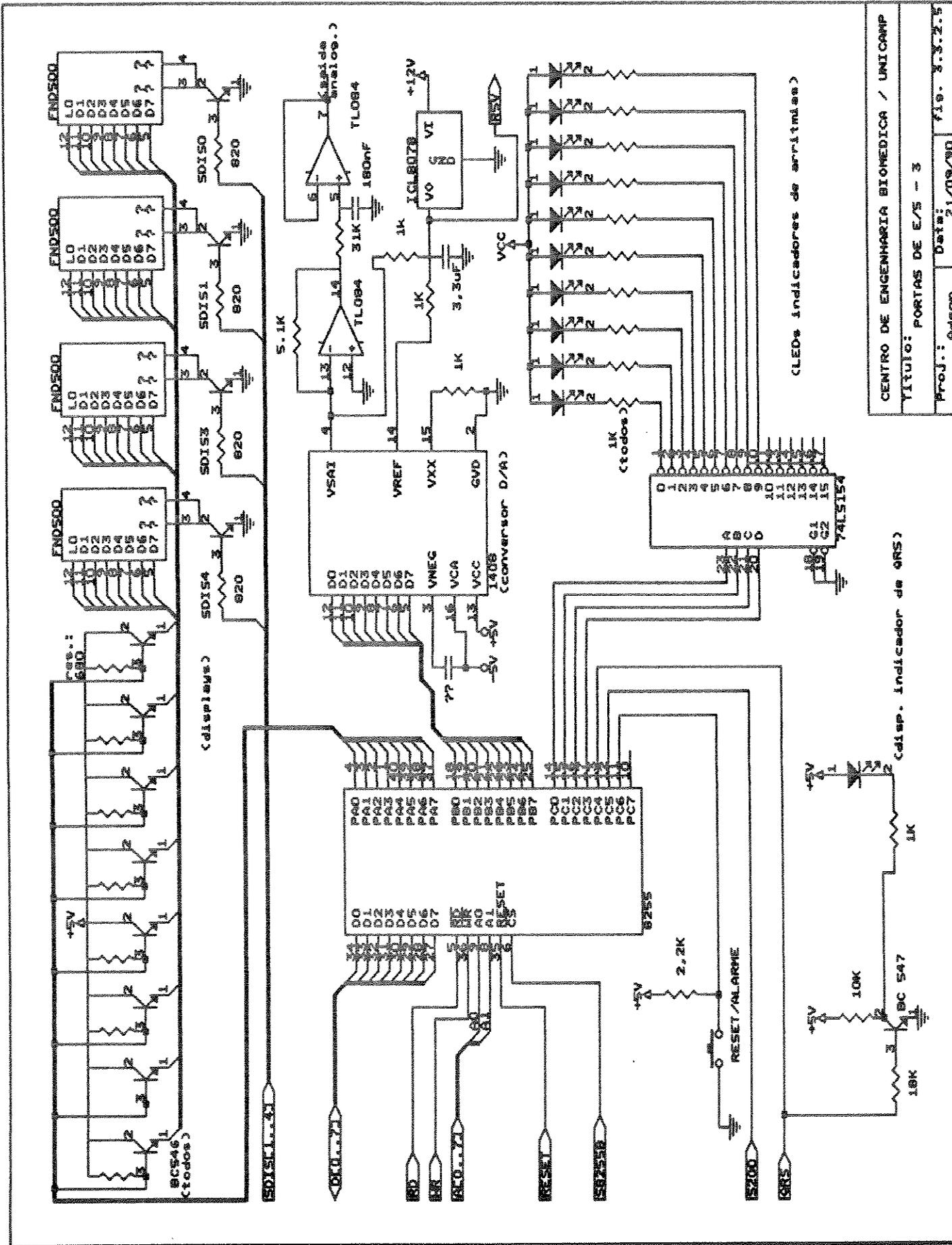
O teclado de reprogramação de parâmetros utiliza a porta C. Nesta porta a metade menos significativa dos bits é programada como entrada, e a metade mais significativa é programada como saída. O teclado pode ser visto como uma matriz de contatos entre colunas e linhas. A metade mais significativa da porta C é ligada às linhas, e a metade menos significativa da porta C, às colunas. O método utilizado para sua leitura é o de varredura por "software". A seguir é feita uma descrição do processo. O programa coloca inicialmente a palavra binária 1110B na metade mais significativa da porta (coloca "0" somente na primeira linha); depois, o programa lê o conteúdo da metade menos significativa da porta. Se o conteúdo de todos os bits for "1" significa que nenhuma tecla nesta linha está sendo pressionada, pois a metade de entrada da porta contém resistores elevadores ("pull-up"). Caso algum bit seja "0", a tecla correspondente a este bit deve estar sendo pressionada e é, portanto, prontamente identificada pelo programa. O processo é repetido sequencialmente para todas as linhas.

3.3.2.4) CIRCUITOS DE E/S - 3

A fig. 3.3.2.5 mostra três circuitos: o circuito de controle das matrizes de sete segmentos, o circuito do conversor D/A e o circuito da matriz de LEDs. Estes circuitos utilizam as três portas da segunda 8255 (8255B). As portas A e B são utilizadas como saídas. A porta C tem sua metade menos significativa programada como saída, e sua metade mais significativa programada como entrada (Palavra de controle da 8255B: 88H).

O circuito de controle do "display" utiliza a porta A, que é decodificada com o endereço 02H, e é denominada DISP1. Nesta porta fica armazenado o valor, codificado em código de sete segmentos, do caracter a ser mostrado na matriz. Para aumentar a capacidade de corrente da porta são utilizados oito transistores. Na verdade, somente uma matriz de 7 segmentos pode ser acionada de cada vez, o que exige que o programa realize uma varredura nas mesmas. A palavra que seleciona a matriz acionada é SDIS[1..4] (seção 3.3.2.2). O processo de varredura é descrito a seguir: é colocado o valor 1000B na palavra de controle SDIS[1..4], selecionando assim a primeira matriz e em seguida é colocado na porta DISP1 o valor que deve ser escrito na matriz. O processo é repetido, então para as outras matrizes. Para obter um brilho razoável, é necessária uma frequência de re-acionamento superior a 60 Hz para cada matriz. No sistema desenvolvido esta frequência é de 100 Hz.

O conversor D/A utiliza a porta B. O circuito integrado utilizado foi o conversor D/A de 8 bits MC1408 fabricado pela Motorola. Foi utilizada uma configuração unipolar com tensão



Cadisp. indicador de QRS

(LEDS indicadores de aritmias)

máxima de saída de 5,1 volts. Esta tensão é devida ao resistor de 5,1 kilo-ohms na malha de realimentação do amplificador operacional na saída do conversor D/A, e pode ser facilmente mudada com a simples troca deste resistor. Esta facilidade de modificação é necessária pois, dependendo do registrador a ser acoplado ao monitor, o nível máximo de saída deve ser ajustado. Como referência de tensão foi utilizada um circuito monolítico ICL8078-500JCTV (de 5,0 V), da Intersil.

A metade menos significativa da porta C é utilizada para acionar a matriz de LEDs. Esta saída pode assumir os valores válidos de 0 a 9. Estes valores são decodificados por um decodificador de 4 para 16 (74LS154), que aciona o LED apropriado. Para se apagar todos os LEDs da matriz basta realizar uma instrução de saída com um número entre 10 e 15, já que não existem LEDs para estes números.

A metade mais significativa da porta C é utilizada para monitorar alguns bits utilizados pelo monitor. O bit PC4 monitora o pulso indicador de onda R. O bit PC5 verifica se o dado a ser digitalizado pelo conversor A/D é de pressão ou de ECG (este sinal será discutido mais adiante). O bit PC6 verifica se o botão do "RESET" do alarme está ou não sendo acionado. O bit PC7 não é utilizado.

O último circuito mostrado na figura não utiliza a interface 8255. Este circuito simplesmente aproveita o sinal de indicação de ocorrência de onda R para acionar um LED no painel, permitindo ao usuário acompanhar os instantes de ocorrência do complexo QRS.

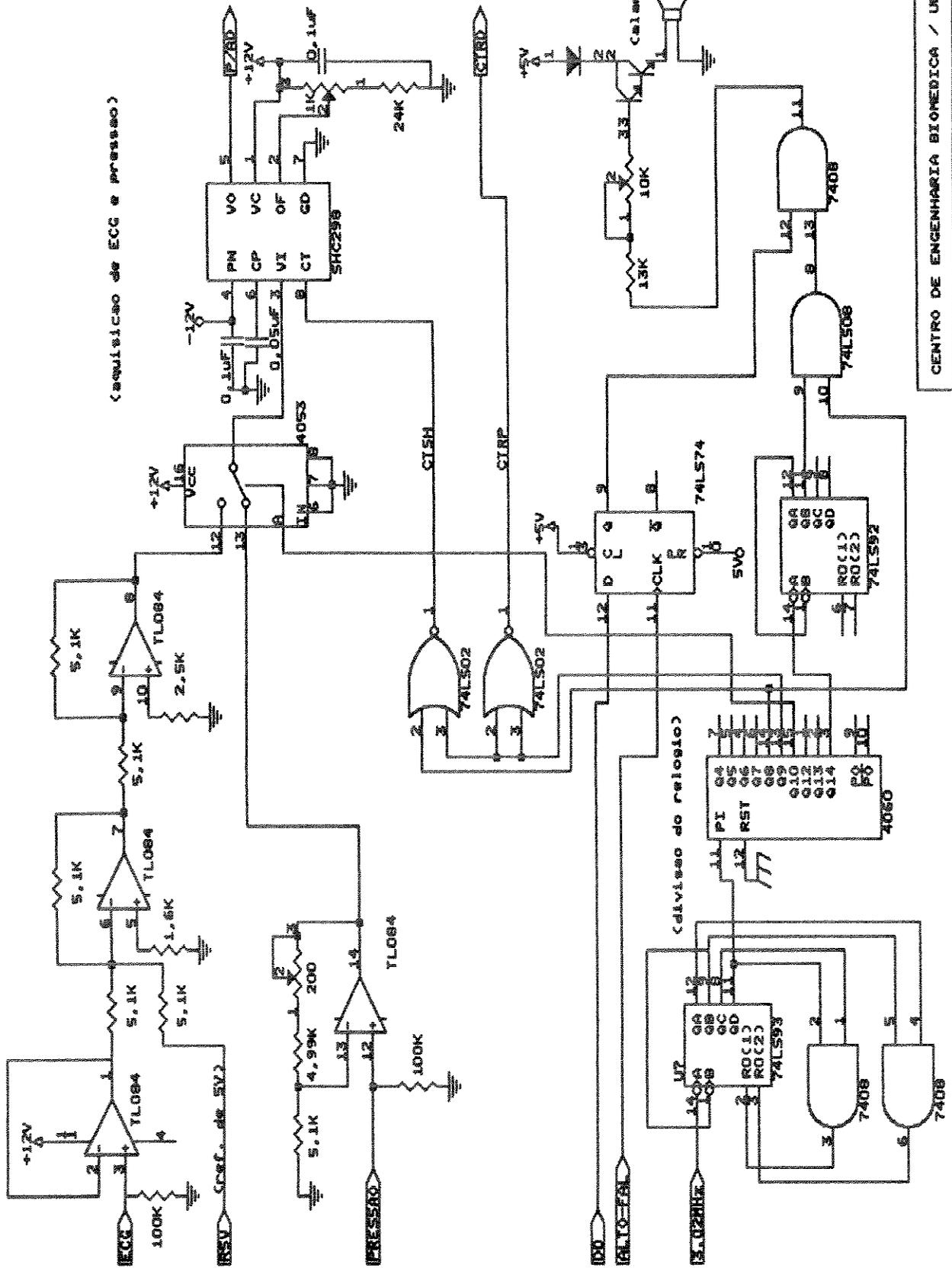
3.3.2.5) CIRCUITOS DE E/S - 4

A fig. 3.3.2.6 contém dois circuitos. Um deles realiza sucessivas divisões do relógio de 3,07 MHz do microprocessador, gerando sinais que são utilizados para controlar a digitalização dos sinais analógicos, e para acionar o alto-falante. O outro prepara os sinais para serem corretamente digitalizados pelo conversor A/D.

O circuito de divisões sucessivas é descrito a seguir. Primeiramente um contador do tipo 74LS93, acompanhado de duas portas AND realiza a divisão da frequência de 3,072 MHz por 15, gerando uma frequência de 204.800 Hz. O sinal resultante desta divisão vai então para a entrada de um contador (CD4060), que divide a sua frequência por sucessivas potências de dois, gerando sinais com frequências de 51.200; 12.800; 6.400; 3.200; 1.600; 800; 400; 200; 50; 25 e 12,5Hz.

A frequência de 800 Hz é utilizada para gerar a onda quadrada que aciona alarme sonoro. A frequência de 12,5 Hz é dividida por 10, através de um divisor 74LS92, gerando assim um sinal com frequência de 1.25 Hz, que é utilizado como envoltória para o tom de 800 Hz. Para gerar o tom final, as frequências de 800 Hz e 1.25 Hz entram em uma porta AND. O sinal elétrico para o alarme sonoro é ilustrado na figura 3.3.2.6.1.

Um circuito adicional permite que o alarme seja ligado ou desligado pelo programa. No item 3.3.2.2 foi citado um sinal para controle do alarme sonoro. Este sinal controla um "flip-flop" do tipo 74LS74 que tem a função de ligar ou desligar o alarme. A saída deste "flip-flop" é ligada a uma porta AND; desta forma,



(aquisição de ECG e pressão)

(divisão do relógio)

caso a saída do flip-flop seja 0, o alarme estará desabilitado. Resumindo, para ligar o alarme, o programa deve escrever o dado "1" na porta de acionamento do alarme, e para desligá-lo, deve escrever "0" nesta mesma porta. O tom de saída em nível TTL é reforçado por um transistor NPN tipo "Darlington" Tip 120.



Fig. 3.3.2.6.1 - Sinal elétrico para o alarme sonoro.

O circuito de preparação do sinal para a conversão A/D consiste de circuitos analógicos para adaptar o nível dos sinais ao conversor A/D, um multiplexador analógico, um circuito de amostragem e retenção ("sample-and-hold"), e um circuito lógico para controle da temporização destes circuitos.

O circuito analógico tem duas partes: o amplificador de ECG e o amplificador do sinal de pressão. O amplificador de ECG apenas acrescenta um nível de 5 volts ao sinal vindo da Unidade de Acondicionamento, de forma a torná-lo unipolar. Isto é necessário, já que o conversor A/D é utilizado em configuração unipolar. O sinal de pressão vindo da Unidade de Acondicionamento é amplificado por um fator dois, de forma a adaptar o nível do sinal ao fator de calibração do conversor A/D.

O multiplexador analógico (CD4053) seleciona qual dos dois sinais (ECG ou pressão) estará disponível na entrada do conversor A/D. A chave é controlada por um sinal de 200 Hz vindo do circuito de controle de temporização. Isto será detalhado

posteriormente.

O último estágio antes da digitalização é o circuito de amostragem e retenção, que mantém o dado a ser convertido estável até o final da conversão. As operações de amostragem e retenção são controladas pelo sinal CTSH.

Os sinais de frequência 200, 400 e 800 Hz são utilizados para gerar os sinais de controle dos circuitos de multiplexação analógica, amostragem e retenção, e conversão A/D. Os sinais de controle são os seguintes: o multiplexador analógico é controlado pelo sinal de 200 Hz gerado pelo CD4060 (já citado), o circuito de amostragem e retenção é controlado pelo sinal CTSH, e o conversor A/D é controlado pelo sinal CTRD (ambos os sinais podem ser vistos na figura na figura 3.3.2.7.1, que mostra um diagrama de tempo que esclarece a relação entre estes sinais). Quando o sinal de 200 Hz for "0", estará sendo feita a conversão do dado de pressão, e quando for "1" estará sendo feita a conversão do dado de ECG. Em cada um destes ciclos de conversão os sinais CTRD e CTSH repetem o mesmo comportamento: no primeiro quarto de ciclo de conversão o circuito de amostragem e retenção amostra o dado, e a partir do segundo quarto de ciclo ele retém o mesmo. Exatamente no início do terceiro quarto de ciclo, o conversor A/D inicia a conversão do dado, e a termina apenas 25 microssegundos depois.

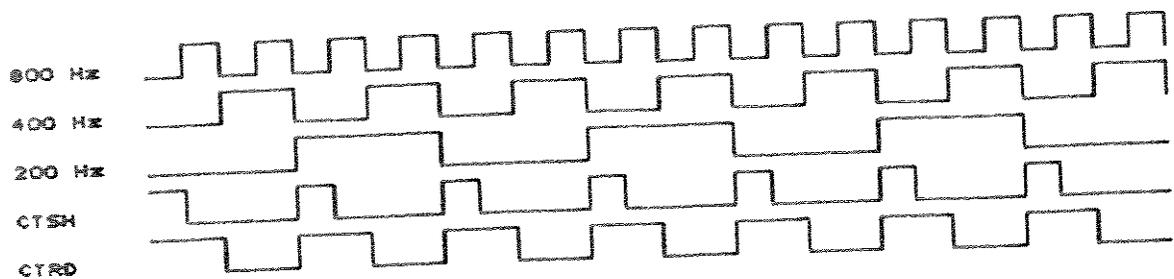


Fig. 3.3.2.7.1 - Diagrama de tempo dos sinais de controle do circuito conversor.

3.4) DESCRIÇÃO DO "SOFTWARE" DO MONITOR

Para controlar o monitor foi desenvolvido um programa. Como o programa é muito complexo e extenso, este capítulo faz apenas uma descrição geral e sucinta do mesmo. Uma descrição bastante detalhada pode ser encontrado no Manual Técnico da Unidade Processadora (Rocha, 1991).

O programa foi desenvolvido na linguagem "Assembly" do microprocessador Z80. Uma importante ferramenta para o desenvolvimento e depuração do mesmo foi o emulador "Universal Development Laboratory", da ORION Instruments, que é descrito no Apêndice A.2. A linguagem "Assembly" foi escolhida devido à grande quantidade de tarefas realizadas pelo microprocessador, e à grande velocidade requerida para a execução destas tarefas.

O objetivo do programa controlador é realizar o controle de todos os periféricos do Monitor, e realizar a detecção de arritmias, o cálculo da frequência cardíaca, e a determinação dos parâmetros da pressão arterial.

O monitor foi desenvolvido de forma a ter o "hardware" o mais simples possível, compensando esta simplicidade com uma maior elaboração do "software". Esta filosofia torna o tempo de desenvolvimento do instrumento maior, e dificulta a modificação posterior do software, mas o torna, em contrapartida, menos suscetível a defeitos de hardware, torna o custo do material para sua construção menor, e o sistema como um todo mais flexível.

Para que o aparelho funcione convenientemente, o microcomputador dedicado Z80 deve realizar em tempo real as seguintes tarefas:

- Executar o algoritmo de detecção de arritmias.
- Realizar os cálculos dos parâmetros de pressão arterial.
- Controlar a aquisição dos dados de ECG e pressão.
- Monitorar o bit indicador de onda R.
- Realizar a varredura do "display".
- Monitorar os teclados de seleção.
- Controlar o conversor D/A, e o bit que liga ou desliga o registrador acoplado ao monitor.
- Ligar ou desligar o alto-falante, e monitorar a tecla de "RESET" do mesmo.
- Acionar a matriz de LEDs indicadores de arritmias.

Além destas tarefas, o computador realiza, quando está no modo de reprogramação, o controle do teclado de redefinição de parâmetros.

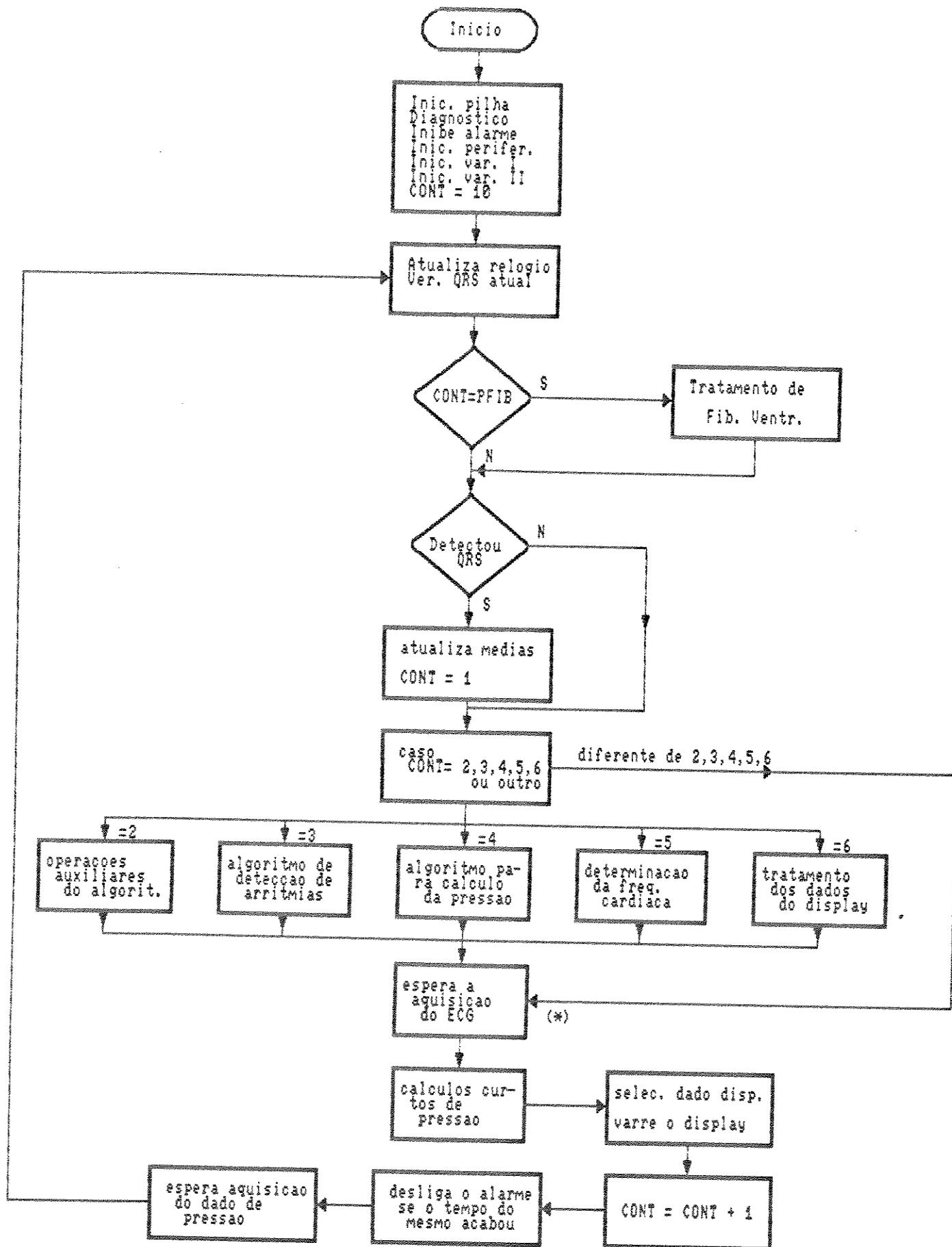
Como o sistema opera em tempo real, todas as tarefas citadas têm um tempo limite para sua execução. O programa deve, então, ter uma estrutura que organize a execução destas tarefas de forma

a permitir que todas sejam executadas em tempo hábil. A estrutura utilizada para o programa deve também permitir fácil desenvolvimento, e melhoramento posterior.

Muitas vezes não é possível, em sistemas em tempo real como este, obter uma organização completamente clara, estruturada e modular, já que isto geralmente causa uma perda de velocidade. Procurou-se, entretanto, na medida do possível, modularizar o programa causando um mínimo de perda de velocidade.

O programa contém um laço principal (endereço LQRS do programa) que fica sendo executado continuamente. Dentro deste laço são chamadas de forma convenientemente sincronizadas todas as subrotinas do programa. Todas as subrotinas possuem variáveis de entrada e saída e, sempre que alguma é chamada, as variáveis de entrada da mesma devem ser carregadas com os valores devidos. Após a execução das subrotinas as variáveis de saída contém os resultados obtidos.

A figura 3.4.1.1 mostra o fluxograma do laço principal. Dois eventos sincronizam o funcionamento deste laço: as aquisições dos dados digitalizados de ECG e de pressão arterial (estes eventos são assinalados no fluxograma com um asterisco). A ocorrência destes eventos se dá a uma frequência de 400 Hz, mas como eles são convertidos alternadamente, a frequência de digitalização de cada um é de 200 Hz. O funcionamento deste sincronismo é descrito em detalhe a seguir: supondo que o fluxo do programa esteja no bloco de "espera da aquisição do dado de pressão" o programa fica parado em um laço, mas monitorando os sinais de fim de conversão do conversor A/D e o bit que indica se o dado é de pressão ou de ECG. Quando estes bits indicam o fim da conversão, o dado



(*)
Fig. 3.4.1.1 - Laço principal do programa

convertido é lido pelo microprocessador, e guardado em memória, e o programa segue seu fluxo, voltando ao começo do laço principal. A primeira metade das tarefas do mesmo é executada de uma forma sequencial, até que o fluxo do programa chegue ao bloco de "aquisição do dado de ECG". Neste bloco um processo análogo à espera realizada pelo bloco de aquisição da pressão arterial ocorre, só que o dado adquirido agora é de ECG. Após o final da conversão o dado digitalizado é guardado em memória, e o programa segue seu fluxo. A segunda metade da tarefa é então realizada sequencialmente, até que o fluxo do programa chegue novamente ao bloco de "aquisição do sinal de pressão", completanto assim um ciclo que se repete continuamente. Todas as tarefas são executadas entre uma conversão e outra, e o tempo de execução de cada um dos dois grupos de tarefas é de, no máximo, 1/400 segundo.

A seguir é feita uma descrição sucinta do fluxo do programa e, em especial, das tarefas realizadas pelo laço principal.

Primeiramente são feitas algumas inicializações básicas: carregar o ponteiro da pilha, inicializar as portas de entrada e saída das interfaces 8255 A e B, inicializar alguns periféricos (display, alarme, teclado de seleção, conversor D/A e matriz de LEDs). Depois é feita a inicialização de algumas variáveis utilizadas pelo programa. Feito isto o computador começa a executar o laço principal.

A variável mais importante do programa é a variável CONT (contador), que conta o tempo desde a ocorrência do último pulso de onda R até o instante atual. Além de sua importância para o algoritmo, ela é usada para dividir as tarefas de forma a

permitir a execução das mesmas em tempo real.

A primeira ação dentro do laço principal é atualizar uma rotina que simula o funcionamento de um relógio. Esta rotina é utilizada para verificar se alguma arritmia foi detectada mais de um certo número de vezes por minuto, e acionar um alarme, se necessário.

O microprocessador verifica, então, se ocorreu um novo pulso de onda R. O início de um pulso é detectado sempre que o valor anterior do bit for zero, e o valor atual for 1. Se não for detectado início de pulso, o programa segue seu fluxo sem nenhuma alteração. Caso tenha sido detectado o início do mesmo, a rotina que atualiza as médias será acionada. A primeira função realizada por esta rotina é ler o valor do intervalo RR, contido na variável CONT, e armazená-lo na memória de forma conveniente. Como são necessários sempre os oito últimos intervalos, os oito últimos valores do ciclo anterior são deslocados de uma posição na memória, sendo que o oitavo valor se perde, e o novo intervalo R-R ocupará o local do primeiro intervalo da tabela, de forma que a tabela atualizada contará novamente com os oito últimos intervalos. A próxima tarefa da rotina é calcular a média dos oito últimos intervalos RR, e armazenar a média de uma forma similar à que é utilizada para os últimos intervalos R-R, com a única diferença de que somente os últimos cinco ciclos são mantidos. A rotina também re-inicializa o contador (CONT = 0). Os intervalos RR lidos são padronizados para o valor 200 equivaler a 1 segundo, ou seja, cada incremento na variável CONT corresponde a 1/200 segundo.

A rotina MEDIA também aciona a rotina para cálculo da

frequência cardíaca (FREQCA), que será descrita posteriormente. Outra função é a de controlar o tempo em que o alarme ficará ligado a partir da ocorrência de alguma arritmia. Quando uma arritmia é detectada um contador é inicializado com um valor pré-definido na memória EPROM. A cada novo complexo QRS este contador é decrementado, e quando o contador chega a zero, o alarme é desativado. A quantidade de intervalos QRS durante as quais o alarme permanece ligado pode ser alterada, bastando para isso alterar uma tabela na EPROM, que contém esta quantidade para cada arritmia.

A rotina MEDIA só é executada quando o valor do contador (CONT) é zero. Nas passagens subsequentes pelo laço principal o contador (CONT) assumirá os valores 1, 2, 3, 4, 5, e 6.

Se o contador for 2, a rotina CALCM é acionada. Esta rotina simplesmente realiza algumas operações de multiplicação necessárias ao algoritmo de detecção de arritmias (como, por exemplo, a multiplicação do último intervalo por 0,9, cujo resultado é utilizado para a caracterização de prematuridade).

Se o contador for 3, a rotina de detecção de arritmias cardíacas é acionada. Esta rotina realiza a detecção das arritmias com base nos oito últimos intervalos R-R, e nas médias dos mesmos, como já foi explicado na seção 2.4.1. O Apêndice A.3 contém um fluxograma auto-explicativo mostrando a forma como a rotina foi implementada.

Se o contador for 4, a rotina para cálculo dos parâmetros da pressão arterial é acionada. Esta rotina utiliza dados que foram pré-processados por outra rotina (a rotina para cálculos rápidos de pressão, que será mencionada em breve), e determina os

seguintes parâmetros: pressão sistólica, pressão diastólica, pressão média e pressão média durante a sístole. Esta rotina é descrita na seção 3.4.3.

Se o contador for 5, a rotina FREQCA é acionada. Esta rotina determina a frequência cardíaca a partir da última média dos oito últimos intervalos R-R.

Finalmente, se o contador for 6, uma rotina que transforma os dados de pressão e da frequência cardíaca para uma forma em que possam ser mostrados em display. Esta rotina tem como entrada os dados a serem mostrados no display. Estes dados (números binários) são convertidos em quatro bytes representando números BCD codificados em sete segmentos. Todos os parâmetros que podem aparecer no display, caso selecionados, são convertidos para sete segmentos: pressão sistólica, pressão diastólica, pressão média e pressão média durante a sístole.

Quando o contador não está entre zero e seis, nenhuma destas rotinas é executada, e o fluxo do programa segue normalmente. Todas as demais rotinas descritas a seguir são sempre executadas, independentemente do valor do contador.

A próxima rotina realiza a aquisição do dado digitalizado do eletrocardiograma. A rotina permanece em "loop" e monitorando o "bit" de final de conversão do conversor A/D. Quando a conversão estiver pronta a aquisição é feita, o dado é armazenado, e o programa continua seu fluxo. Esta rotina tem como função adicional a de controlar o armazenamento do ECG dos últimos 4 segundos de sinal de ECG para permitir o registro do mesmo, quando ocorrer uma arritmia.

A próxima rotina executada é a rotina CPRES (rotina para

"cálculos curtos" de pressão), que realiza a cada ciclo alguns cálculos que posteriormente são utilizados pela rotina para determinação dos parâmetros de pressão (já mencionada). Mais especificamente, a rotina realiza a cada ciclo a procura dos valores máximo e mínimo da onda de pressão, a soma de todas as amostras (que depois possibilita o cálculo das pressões média e média durante a sístole), e o cálculo ponto a ponto da função $Fa(n)$ que auxilia na determinação do nó dicrótico (como descrito no item 2.4.2). Fluxogramas auto-explicativos das duas rotinas podem ser encontrados no Apêndice A.3.

A rotina de seleção do dado que aciona o display vem em seguida. O dado a ser mostrado no display depende do teclado de seleção. A rotina verifica se alguma tecla do mesmo está acionada. Se nenhuma tecla estiver acionada, o dado mostrado atualmente no "display" continua a ser mostrado. Se a tecla acionada for a mesma que está sendo mostrada, o dado no "display" permanece inalterado. Se a tecla acionada for diferente o dado mostrado passará a ser aquele correspondente a esta tecla. Esta rotina controla também uma chave e uma tecla que não são de controle do "display". A primeira é uma chave que habilita ou desabilita a função que permite o controle de um registrador de pena: se a chave estiver ligada, a rotina que aciona o registrador é acionada, e o processo ocorre normalmente; se a mesma estiver desligada, a rotina não é chamada, e a operação não ocorre. Outra função controlada pelo teclado de seleção é a requisição do modo de reprogramação de parâmetros, que será descrito posteriormente.

A próxima rotina realiza a varredura das matrizes de sete

segmentos. A cada vez que o laço principal é executado uma nova matriz é acionada com o seu respectivo dado.

A próxima ação é o incremento do contador (CONT) que é realizado, preparando a rotina para recomeçar um novo ciclo. Por fim é executada a rotina RESAR, que verifica se a tecla de reinicialização do alarme está acionada e, se estiver, desliga o alarme. Mesmo depois de desligar o alarme, a rotina não impede que o mesmo soe novamente, caso uma nova arritmia seja detectada. Para desligar completamente o alarme deve-se utilizar a chave liga/desliga/volume do mesmo.

Este ciclo é repetido perpetuamente, a não ser que o usuário solicite o modo de reprogramação. Neste caso o aparelho deixará de executar todas as tarefas descritas, e se dedicará completamente à tarefa de redefinição dos parâmetros. O modo de redefinição de parâmetros permite que o usuário redefina os parâmetros para detecção de arritmias, conforme descrito na seção 2.4.4.

Vale repetir, novamente, que uma descrição muito mais detalhada do programa, bem como a listagem do mesmo, podem ser encontradas no relatório já citado (Rocha, 1991).

CAPÍTULO 4

TESTES COM A UNIDADE PROCESSADORA

Este capítulo trata da avaliação da Unidade Processadora. Nele são descritos os métodos utilizados para se avaliar o desempenho da mesma e os resultados dos testes. Os testes realizados são divididos em dois tipos: os testes de bancada e os testes com eletrocardiogramas reais. Os eletrocardiogramas reais foram obtidos de um banco de dados (MIT - BIH, 1980) contendo várias horas de traçados eletrocardiográficos. Infelizmente não houve a possibilidade de se fazer testes com pacientes, pois a Unidade de Acondicionamento ainda está em fase de desenvolvimento, não estando em condições apropriadas para tais testes.

Durante os testes foram utilizados alguns aparelhos. Dois entre estes aparelhos foram desenvolvidos especialmente para se testar a Unidade Processadora. O apêndice A.2 traz uma descrição dos dois aparelhos desenvolvidos para o teste, bem como de outros aparelhos, disponíveis nos laboratórios da Área de Engenharia Médica, que também foram utilizados.

4.1) TESTES DE BANCADA

4.1.1) TESTES DA ROTINA DE DETECÇÃO DE ARRITMIAS COM O EMULADOR

Todo o programa do monitor foi testado exaustivamente com o auxílio do emulador Universal Development Laboratory, fabricado pela Orion Instruments, que é descrito no Apêndice A.2. Dois

tipos de testes foram feitos: a execução passo a passo de todo o programa, e o acompanhamento do mesmo em tempo real.

Para a execução passo a passo utilizou-se o emulador em sua forma mais simples, que permite que o programa seja executado instrução por instrução, permitindo ao usuário acompanhar o que acontece com os registradores internos do microprocessador, bem como com o conteúdo da memória RAM. Dada a sua importância, atenção especial foi dada à rotina responsável pela identificação de arritmias. Foram testados todos os caminhos possíveis que o fluxo da rotina pode percorrer. Evidentemente, é impossível checar todas as combinações possíveis de bifurcações no fluxo do programa, devido ao grande número das mesmas. Isto, entretanto, não invalida o procedimento como teste preliminar.

A outra forma de teste utilizou o emulador em um modo específico de funcionamento denominado "captação de traços". Neste modo, o analisador contido no emulador é capaz de captar todos os passos do programa, mas com o mesmo em movimento, e não passo a passo, como foi feito anteriormente. Este recurso permitiu a captação de certos tipos de erros muito difíceis de detectar com a execução passo-a-passo, e possibilitou a correção dos mesmos.

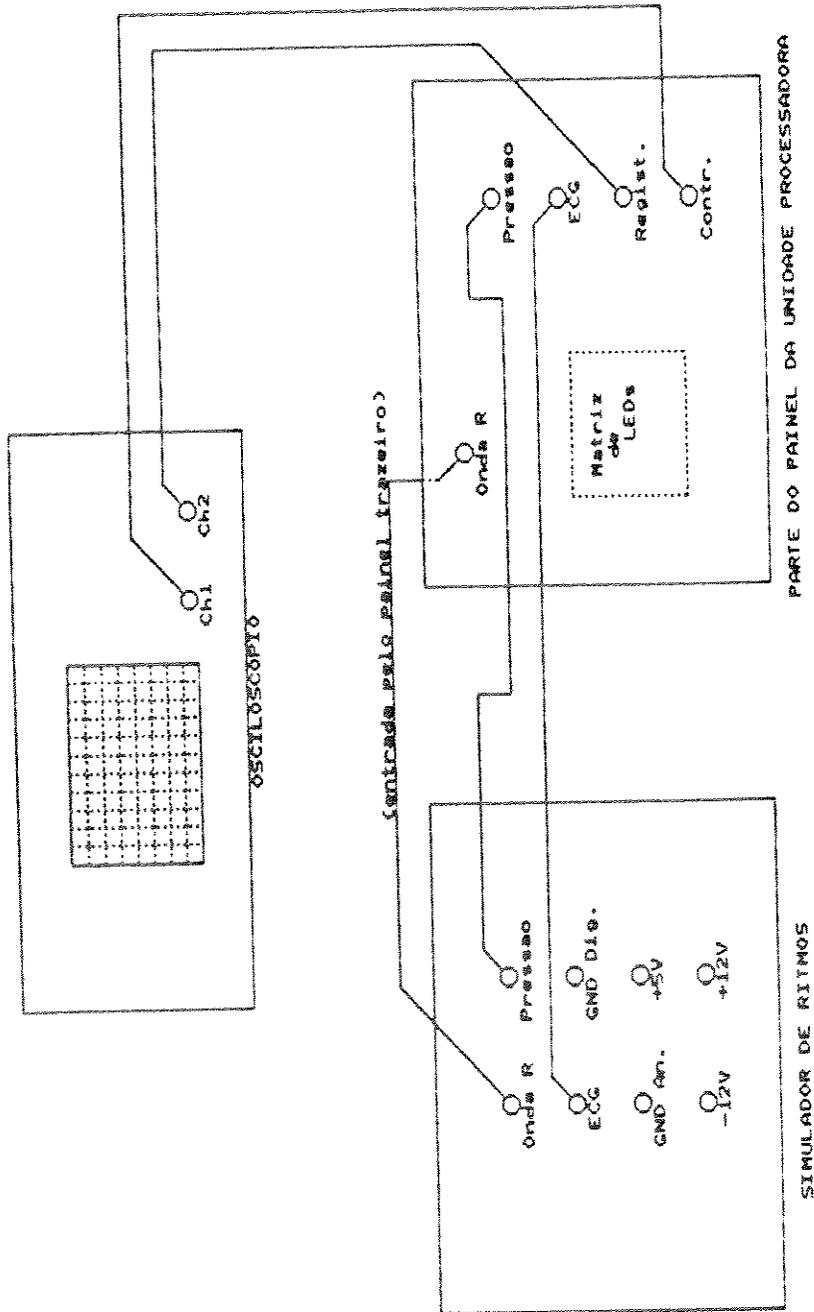
A impossibilidade de se percorrer todos os caminhos possíveis faz com que os testes descritos não garantam a infalibilidade do programa. Mesmo assim, eles mostram que a possibilidade de erro é bastante reduzida. Infelizmente é muito difícil quantificar esta possibilidade. O mais simples é completar a validação do programa, submetendo-o a testes exaustivos, com o maior número de arritmias possível.

Vale observar neste ponto, que os testes descritos nesta seção apenas garantem que o algoritmo proposto está sendo executado sem erros. Tais testes não permitem fazer afirmações sobre a eficácia do algoritmo na detecção de arritmias.

4.1.2) TESTES DA ROTINA DE DETECÇÃO DE ARRITMIAS COM O SIMULADOR DE INTERVALOS R-R

Outros testes preliminares foram feitos com o auxílio de um simulador de sinais desenvolvido especificamente para se testar a Unidade Processadora. Ele simula os sinais recebidos pela Unidade Processadora da Unidade de Acondicionamento: os pulsos indicadores de detecção de onda R, o ECG e o sinal de pressão arterial. Uma descrição detalhada deste simulador é feita no Apêndice A.2. Com o simulador gerou-se várias sequências de intervalos R-R correspondentes a vários tipos de arritmias, e observou-se o resultado indicado pelo monitor. A montagem utilizada é ilustrada na figura 4.1.2.1.

A seguir é explicada a metodologia do teste. Primeiramente gravava-se uma EPROM para o simulador de pulsos de onda R com uma sequência de arritmias, intercaladas por ritmo normal. A figura 4.1.2.2 mostra um exemplo típico de tabela de ritmos. Nesta tabela cada número representa a duração de um intervalo R-R, e uma unidade corresponde a 1/200 segundos. Desta forma, o valor 200 corresponde a 1 segundo, 300 corresponde a 1,5 segundo, e assim por diante (Apêndice A.2). Primeiramente a tabela apresenta um trecho com um ritmo normal de 60 b.p.m.. Em seguida ocorre uma extra-sístole, voltando depois ao ritmo normal. O teste foi feito



PARTE DO PAINEL DA UNIDADE PROCESSADORA

SIMULADOR DE RITMOS

OSCILÓSCÓPIO

<u>Sentida pelo painel lateral.</u>

1 s	<-	200 \	
		200	
		200	
		200	ritmo normal
		200	
		200	
		200 /	
0,8 s	<-	160 \	extra-sístole ventricular
1,2 s	<-	240 /	
		200 \	
		200	
		200	
		200	ritmo normal
		200	
		200	
		200 /	
1,1 s	<-	220 \	
1,2 s	<-	240	
1,3 s	<-	260	
1,4 s	<-	280	
1,5 s	<-	300	taquicardia
1,6 s	<-	320	
1,7 s	<-	340	
1,7 s	<-	340	
1,5 s	<-	300	
1,3 s	<-	260 /	
		200 \	
		200	
		200	
		200	ritmo normal
		200	
		200	
		200 /	

Fig. 4.1.2.2 - Exemplo de tabela com intervalos R-R típica simulador de ritmos.

sempre da mesma maneira: ritmos normais intercalados com arritmias. Um exemplo é o teste da detecção de extra-sístole ventricular. Foram geradas extra-sístoles com índice de prematuridade de 0,885; 0,890; 0,895; 0,900; 0,905; 0,910 e 0,915. Somente as extra-sístoles com índice menor que 0,900 foram detectadas. Testes semelhantes foram feitos com todos os tipos de arritmias, e apresentaram resultados satisfatórios.

A rotina de reprogramação de parâmetros também foi testada exaustivamente para cada arritmia. Um exemplo de teste é o realizado para a taquicardia. Nele, usava-se o simulador de intervalos R-R para simular um ritmo com frequência de 120 batimentos por minuto. O parâmetro que indica a frequência a partir do qual a taquicardia era detectada era então alterado por meio do teclado de reprogramação, e era feita a observação do resultado. Foram feitas reprogramações para 118, 119, 120, 121, e 122 batimentos por minuto, e observou-se que a taquicardia só foi detectada para frequências maiores que 120 batimentos por minuto. Testes similares foram feitos para as outras arritmias, e apresentaram resultados também satisfatórios.

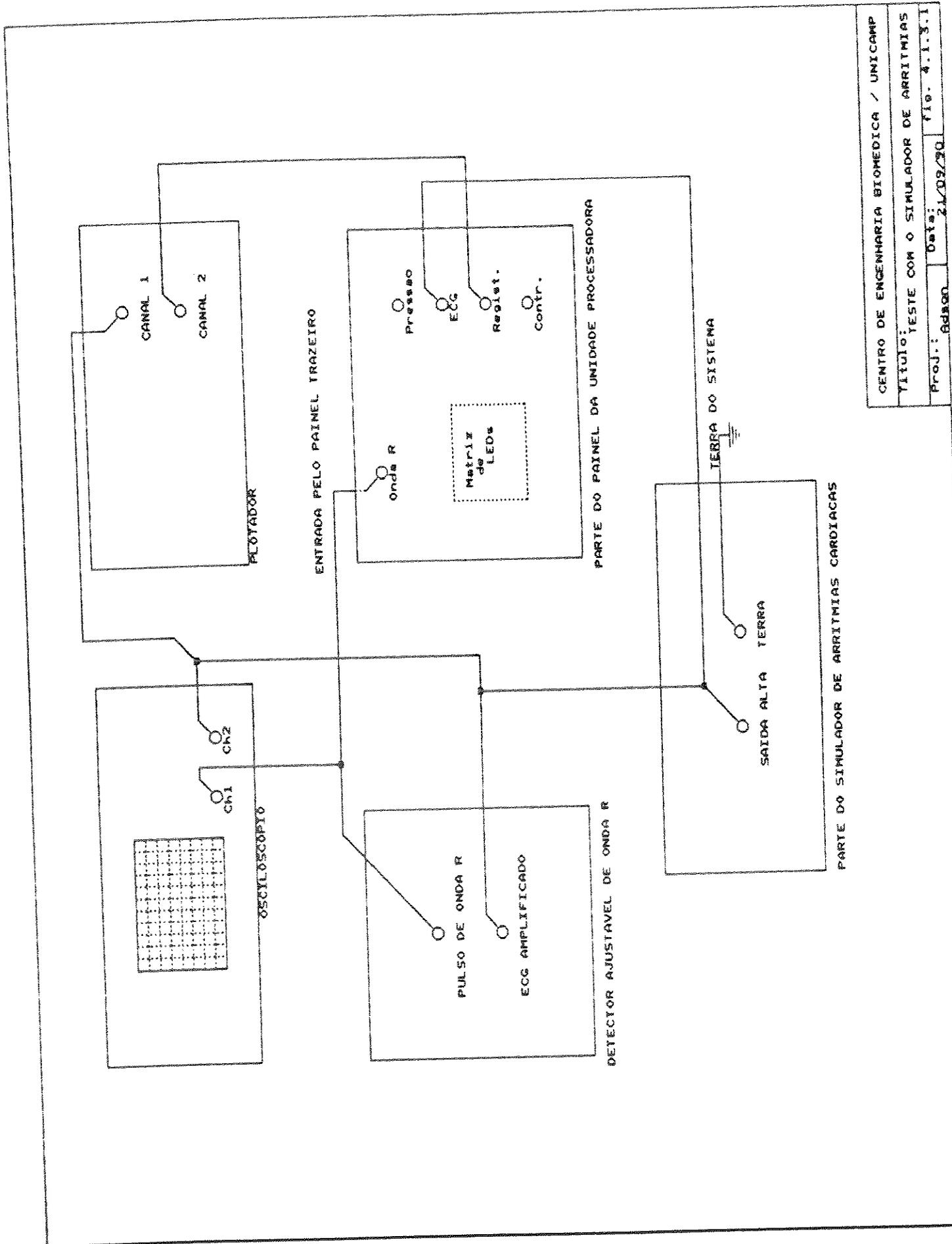
4.1.3) TESTES DA ROTINA DE DETECÇÃO DE ARRITMIAS COM O SIMULADOR DE ARRITMIAS

O próximo teste utilizou um simulador de arritmias cardíacas (também descrito no Apêndice A.2), um osciloscópio digital e um detector ajustável de onda R. O detector ajustável foi utilizado para garantir que a detecção da onda R nunca falhasse, evitando assim, que este tipo de falha influenciasse no teste da Unidade

Processadora. O Apêndice A.2 descreve o detector ajustável, bem como o modo como o mesmo é utilizado.

Este teste procurou avaliar a rotina de detecção de arritmias. A montagem realizada é esquematizada na figura 4.1.3.1. Neste esquema a saída alta do simulador (1mV/V, ou seja, 1 volt corresponde a um milivolt medido no eletrodo - ver Apêndice A.2) era ligada ao detector ajustável de onda R e à entrada de ECG amplificado da Unidade Processadora. Um pulso indicador de onda R gerado pelo detector ajustável entra pela respectiva entrada na Unidade Processadora. Um osciloscópio digital (Tektronix, modelo 2430) foi utilizado para acompanhar o ECG, e um registrador (HP, modelo 7090A) estava disponível para quando se quisesse tirar uma cópia do resultado dos testes. Desta forma, consegue-se simular qual seria o funcionamento da Unidade Processadora caso ela fosse interligada à Unidade de Acondicionamento.

Para cada arritmia do simulador foi anotada a indicação da Unidade Processadora e foi feito o traçado com o resultado da mesma. Para facilitar as cópias com o registrador alterou-se ligeiramente o programa da Unidade Processadora de forma que, quando uma arritmia não estiver sendo detectada, o sinal analógico que aciona o registrador de pena fique em um nível de tensão zero e, quando uma arritmia é detectada o mesmo comece a apresentar a cópia do ECG, mas com uma tensão com um nível DC de 2,5 V. Quando o monitor estiver funcionando normalmente, a tensão DC na saída será sempre 2,5 V, mesmo quando não estiver sendo registrada uma arritmia. Este recurso foi utilizado para evitar a necessidade do registro de um traçado



CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA / UNICAMP
 TITULO: TESTE COM O SIMULADOR DE ARRITMIAS
 Proj.: Admgo Data: 21/02/90 fls. 4.1.3.1

indicando se o registrador está acionado ou não. O traçado da figura 4.1.3.2 mostra o exemplo de um resultado. Nesta figura mostra-se o traçado do ECG e o resultado da saída analógica para o registrador de pena. O traçado em questão é de uma extrasístole ventricular. Antes da arritmia ser detectada, o nível deste sinal é zero. Assim que a mesma é detectada, o LED indicador de arritmias acende, o sinal vai para o nível de 2,5 V, e o ECG começa a ser registrado desde um momento que vai de 4 segundos antes da arritmia ser detectada até o momento em que a mesma se encerra.

A seguir são comentados alguns dos resultados obtidos com estes testes.

A figura 4.1.3.3 mostra um traçado normal. O algoritmo funcionou corretamente, já que não foi detectada nenhuma arritmia.

As figuras 4.1.3.4 e 4.1.3.5 mostram, respectivamente, exemplos de taquicardia sinusal e bradicardia sinusal. Ambas as arritmias foram detectadas e classificadas corretamente. As figuras 4.1.3.6 e 4.1.3.7 mostram, respectivamente, exemplos de taquicardia ventricular e ritmo idioventricular, que também foram classificadas simplesmente como taquicardia e bradicardia, que eram as classificações esperadas, já que o algoritmo não consegue diferenciar se estas arritmias são sinusais ou ventriculares.

A figura 4.1.3.8 mostra um traçado com fibrilação ventricular, que foi classificada corretamente como parada (o monitor detecta como parada qualquer arritmia onde o complexo QRS esteja ausente como, por exemplo, a fibrilação, flutter ventricular, e a assistolia).

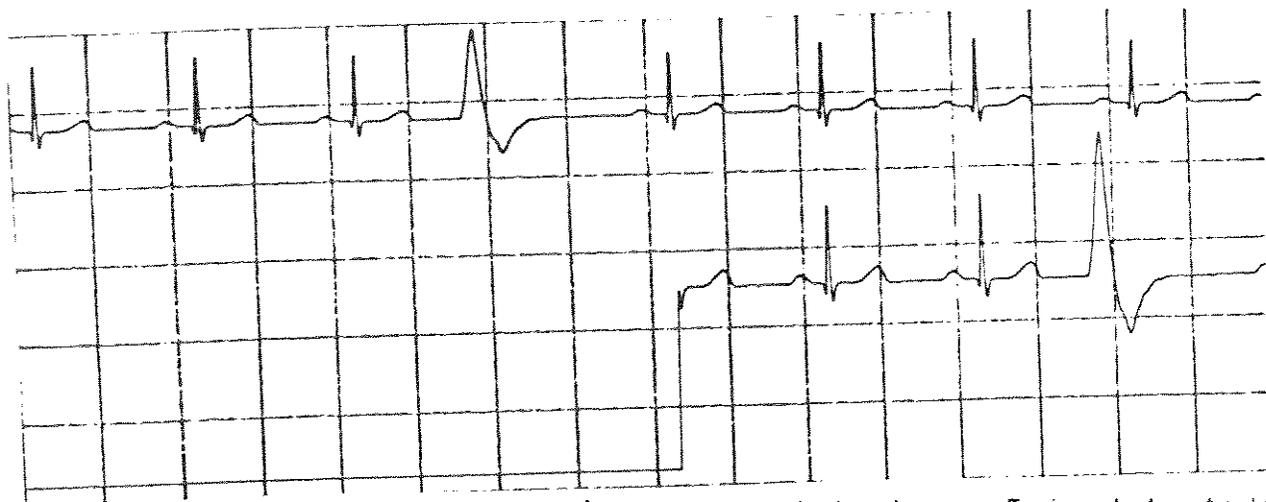


Fig. 4.1.3.2 - Extra-sístole ventricular. Foi detectada Extra-sístole, e o momento da indicação é indicado pela súbita subida da linha de base de 0 V para 2,5 V. Escalas: horizontal: 0,5 s/div., vertical: 1 mV/divisão.

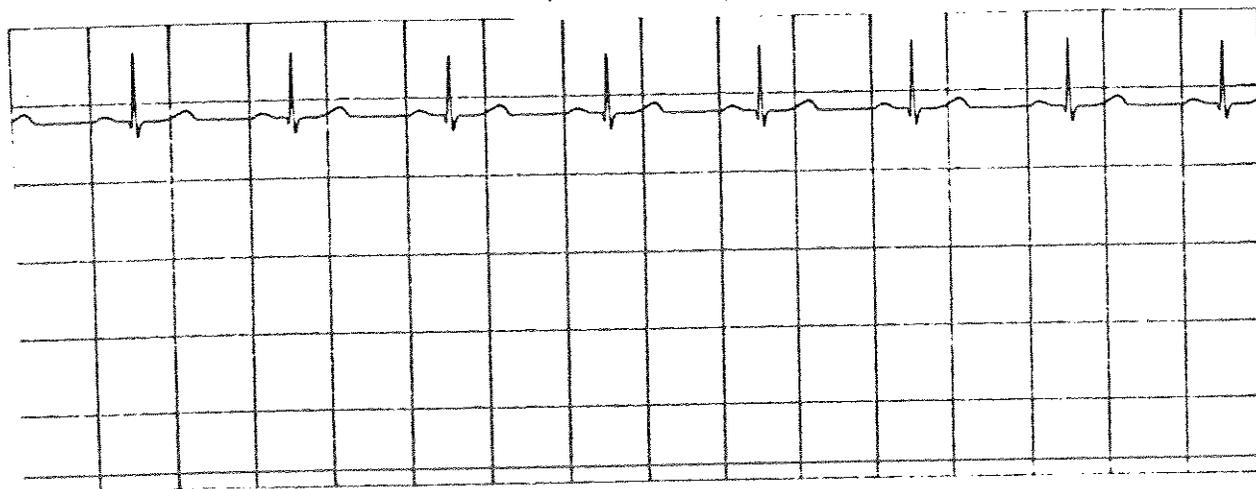


Fig. 4.1.3.3 - Traçado : ritmo sinusal normal
Classificação do monitor: normal

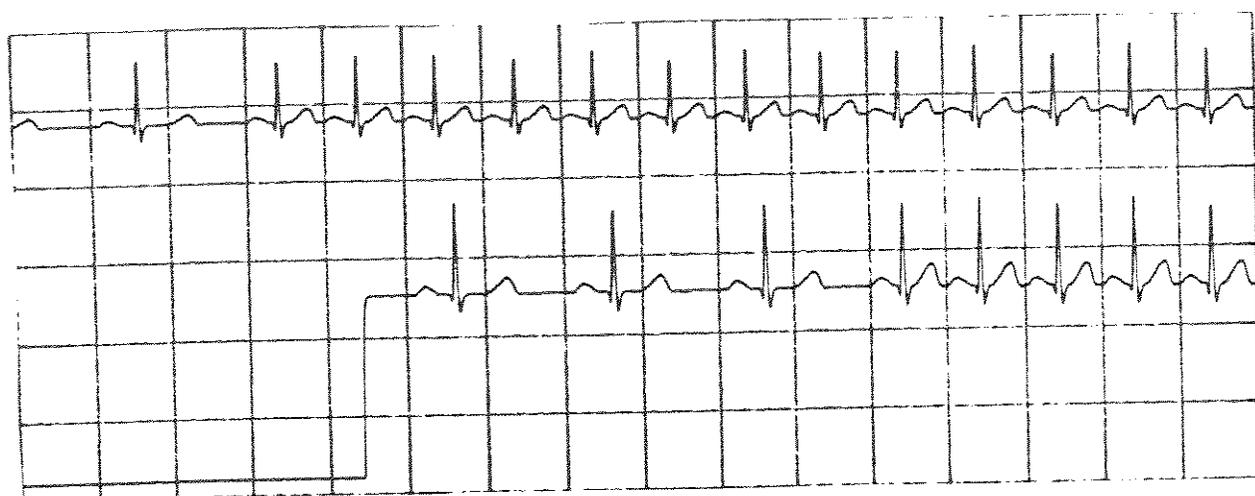


Fig. 4.1.3.4 - Traçado : taquicardia sinusal
Classificação : taquicardia

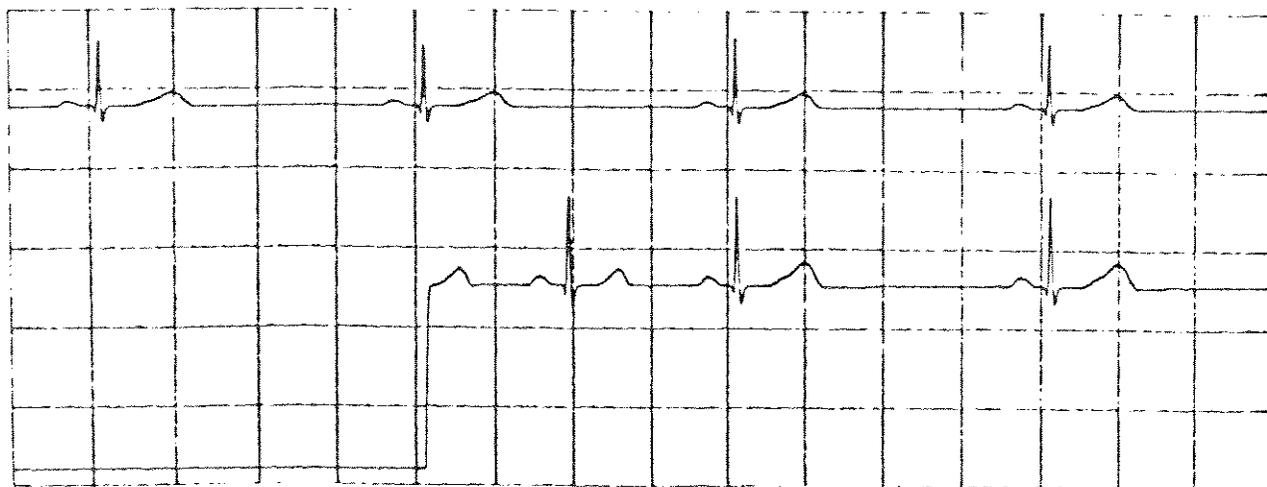


Fig. 4.1.3.5 - Traçado : bradicardia sinusal
Classificação : bradicardia sinusal

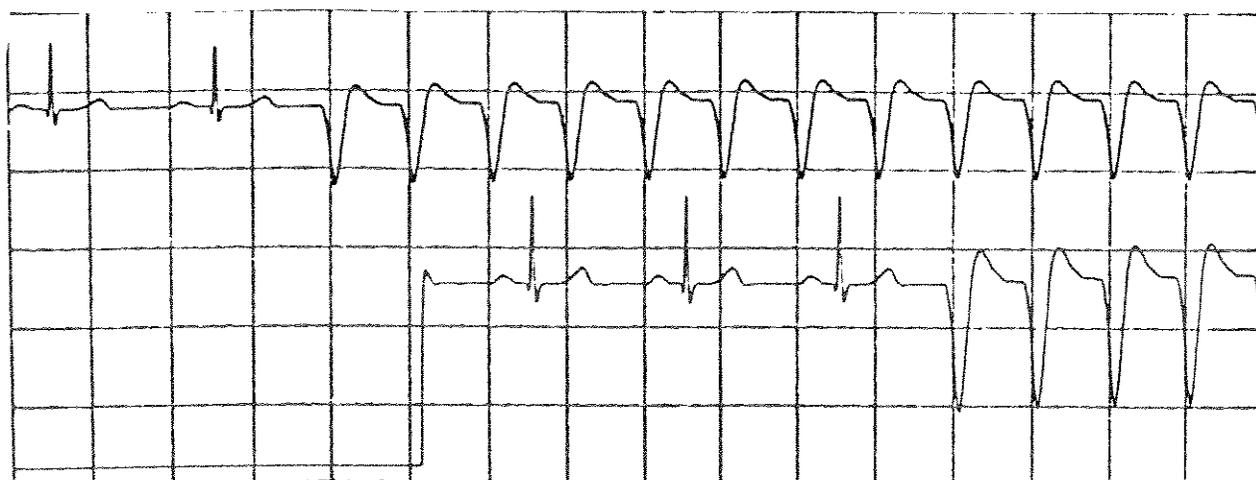


Fig. 4.1.3.6 - Traçado : taquicardia ventricular
Classificação : taquicardia

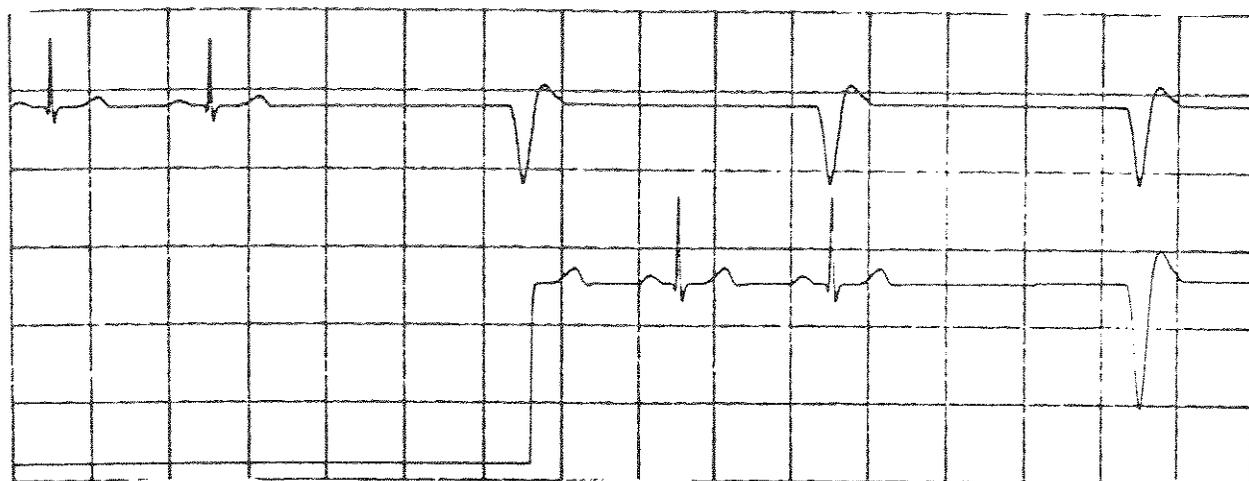


Fig. 4.1.3.7 - Traçado : ritmo idioventricular
Classificação : bradicardia

Um exemplo de ritmo comandado por marca-passo ventricular é mostrado na figura 4.1.3.9. Neste caso, o complexo QRS é completamente anômalo, mas o monitor classifica o traçado como normal, já que o ritmo da ocorrência dos complexos QRS se comporta como no ritmo sinusal normal.

Um exemplo com extra-sístole ventricular é mostrado na figura 4.1.3.2. Esta arritmia foi detectada corretamente. Um exemplo de fenômeno R-sobre-T é mostrado na figura 4.1.3.10. Esta arritmia foi detectada erroneamente pelo aparelho como extra-sístole ventricular. A razão disso é que, neste caso, o valor de um terço da média foi muito pequeno como critério de prematuridade para a caracterização do fenômeno R sobre T. De fato, quando se modificou este parâmetro para 0,3 o fenômeno R sobre T foi corretamente classificado.

A figura 4.1.3.11 mostra uma extra-sístole interpolada que foi detectada corretamente.

Um batimento de escape ventricular é mostrado na figura 4.1.3.12. Este evento foi detectado como falha de batimento. Esta classificação foi devida ao fato de que o batimento de escape ocorreu em um instante tal que o comportamento do complexo QRS no tempo foi similar ao comportamento associado à falha de batimento.

Finalmente, a figura 4.1.3.13 mostra um exemplo de traçado no qual ocorre uma falha de batimento, que foi classificada corretamente.

No relatório descritivo da Unidade Processadora (Rocha, 1991) podem ser encontrados todos os testes realizados com o simulador (num total de 35).

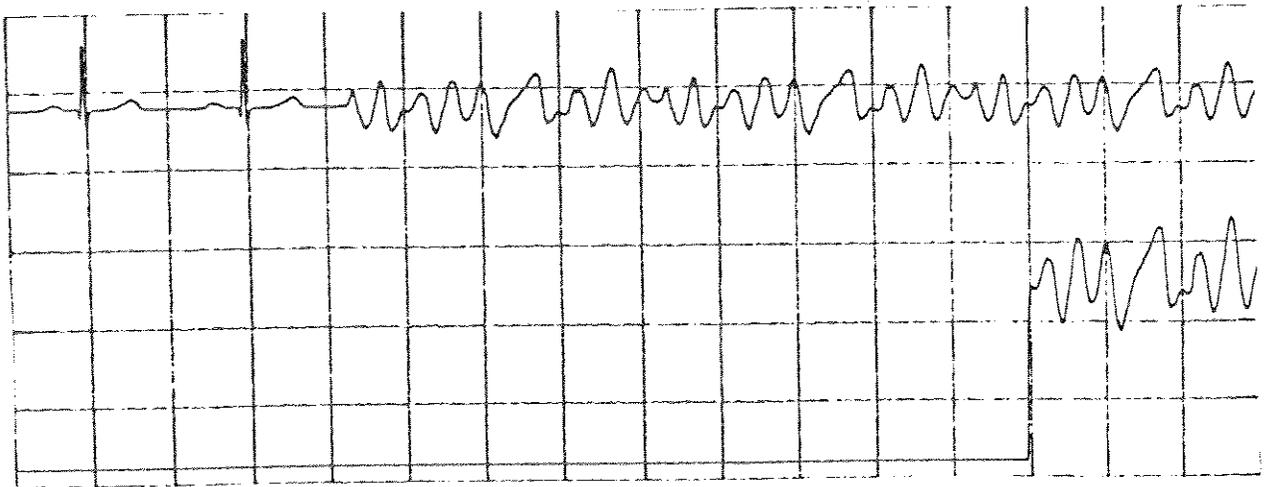


Fig. 4.1.3.8 - Traçado : fibrilação ventricular
Classificação : parada

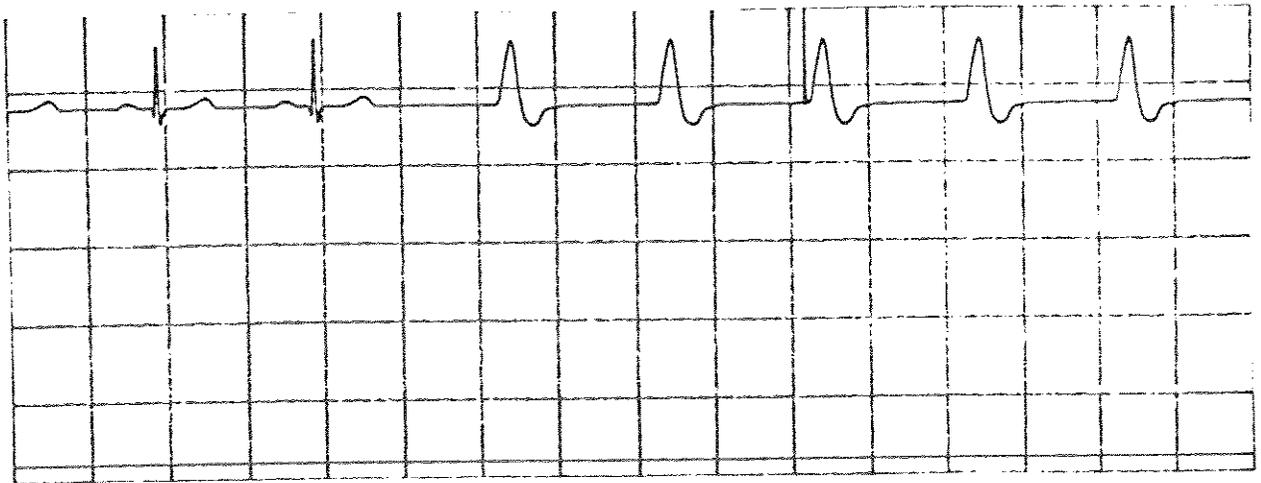


Fig. 4.1.3.9 - Traçado : ritmo controlado por marca-passo
ventricular
Classificação : normal

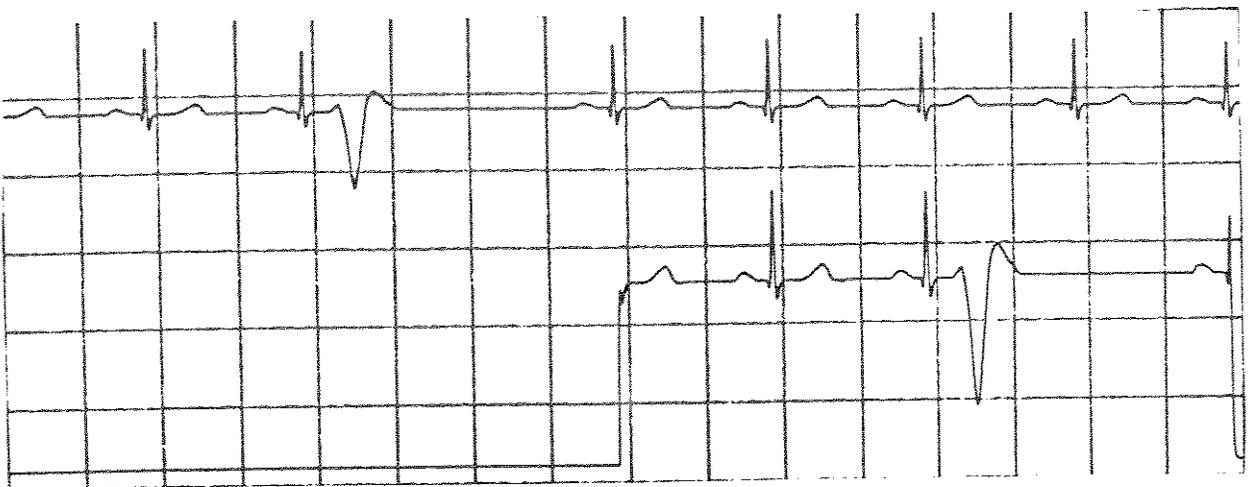


Fig. 4.1.3.10 - Traçado : fenômeno R sobre T
Classificação : extra-sístole ventricular

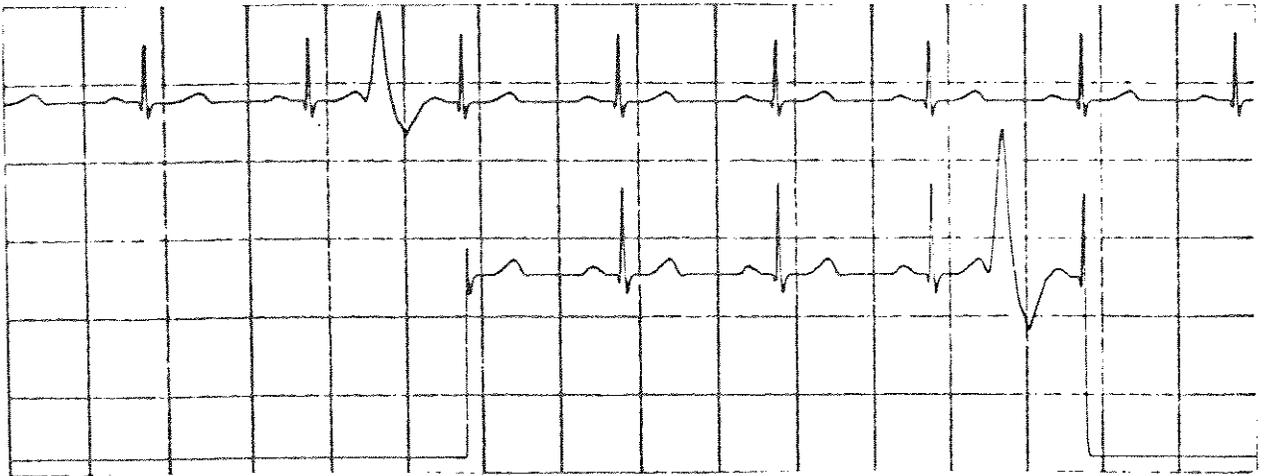


Fig. 4.1.3.11 - Traçado : extra-sístole interpolada
 Classificação : extra-sístole interpolada

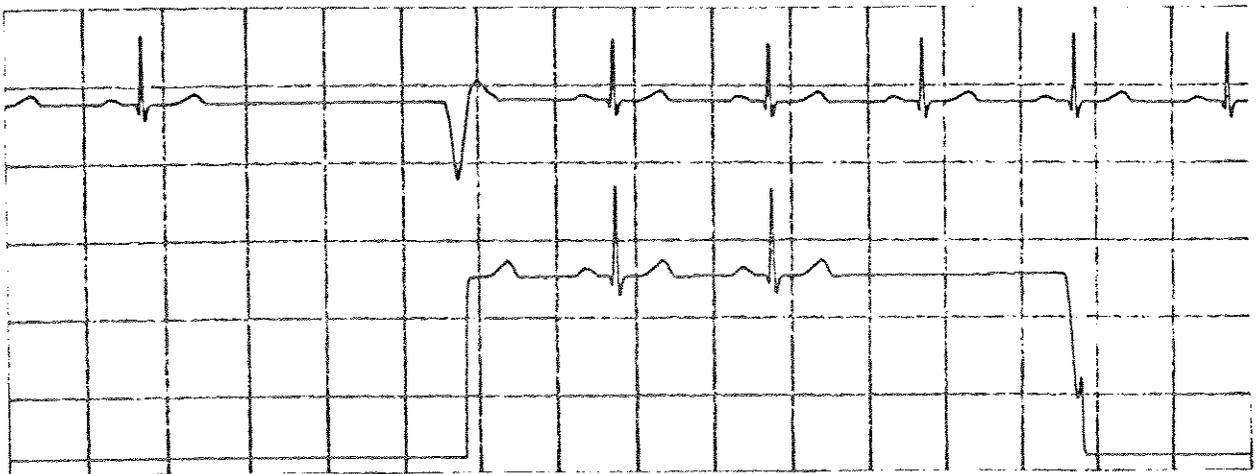


Fig. 4.1.3.12 - Traçado : batimento de escape
 Classificação : falha de batimento

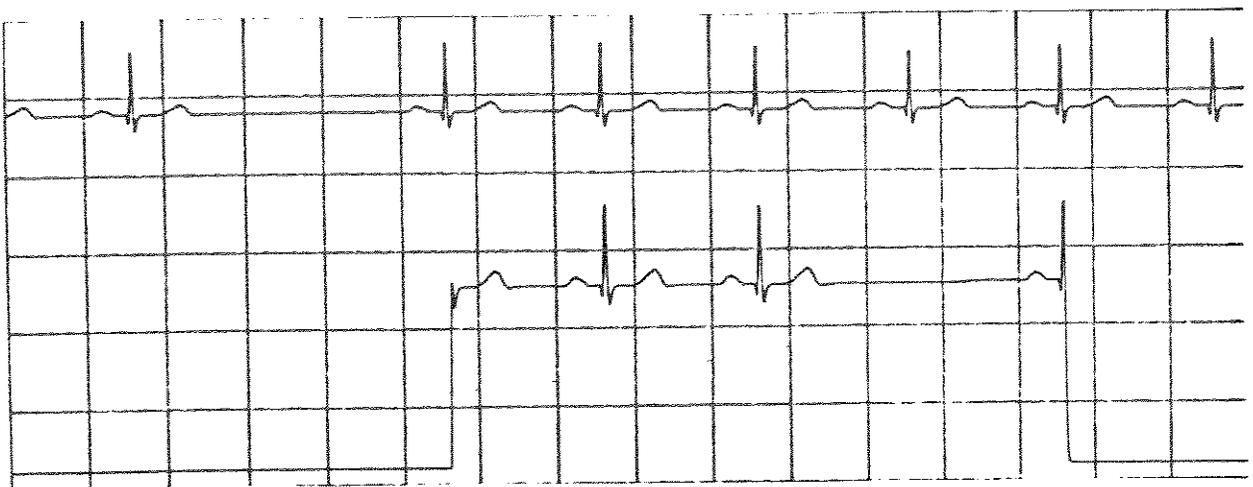


Fig. 4.1.3.13 - Traçado : falha de batimento
 Classificação : falha de batimento

4.1.4) TESTES DE AFERIÇÃO DA MEDIDA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Para se avaliar a precisão da medida da frequência cardíaca realizada pelo monitor, utilizou-se o simulador de intervalos R-R. O procedimento adotado é descrito a seguir. Primeiramente se gravou na EPROM do simulador intervalos R-R iguais agrupados de 10 em 10, sendo que a cada 10 intervalos a frequência aumentava um pouco. Foi feita uma tabela com o cálculo teórico de qual é a frequência real gerada (o que é possível, já que o simulador tem uma precisão muito grande), e anotou-se ao lado o resultado indicado pela Unidade Processadora.

A figura 4.1.4.1 mostra um gráfico que indica o resultado esperado versus o resultado medido. Pode-se observar no gráfico que a precisão realmente é muito boa. Em Rocha (1991) é mostrada a tabela com os valores plotados no gráfico. Nela pode-se ver que a precisão é de 1 batimento por minuto (BPM), desde as frequências de 10 BPM até 255 BPM.

4.1.5) TESTES DE AFERIÇÃO DA PLACA DE AQUISIÇÃO DOS SINAIS DE ECG E PRESSÃO ARTERIAL

Foram feitas algumas medidas para avaliar a precisão do circuito de aquisição dos sinais de ECG e de pressão arterial. O procedimento foi colocar em cada um dos circuitos os valores de 0 volt, e depois algum valor diferente de zero e, em cada caso, observar, com o auxílio do Emulador, os valores que foram lidos do conversor e escritos na memória.

Para o amplificador de pressão obteve-se as seguintes

MEDIDA DA FREQUENCIA CARDIACA

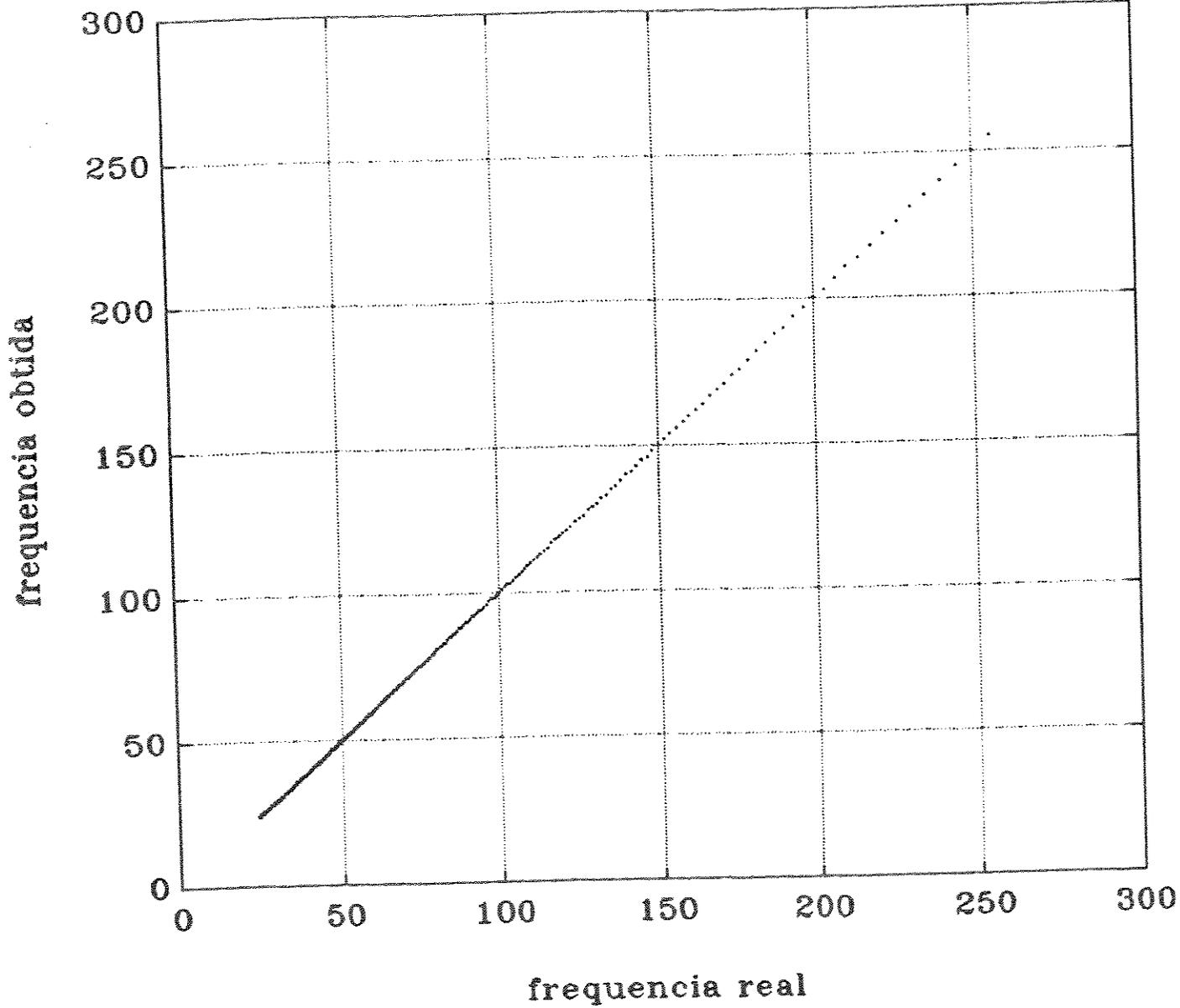


Fig. 4.1.4.1 - gráfico: frequência real x frequência medida

medidas :

a) Para $V_i = 0$ Volt:

Leitura esperada : 0

Resultado lido na memória : 00, 00, 00, ...

Conclusão : não houve um erro apreciável de off-set.

b) Para $V_i = 4,00$ Volts :

Leitura esperada : $200 (= \text{tensão/fundo de escala} * 256 = 4,00 / 5.1 * 256)$.

Resultado lido na memória : 200.

Conclusão : Não houve erro apreciável na medida.

Para o amplificador de ECG temos:

a) Para $V_i = 0$ V

Leitura esperada : 127 (pois há um deslocamento de nível DC de 2.55 Volts para que se possa usar o conversor unipolar para digitalizar o sinal bipolar do ECG).

Resultado lido : 126.

Conclusão : Houve um pequeno erro de off-set de 0,02 Volts (= $1 / 256 * 5,1$).

b) Para $V_i = 3.41$ V

Leitura esperada : 171 (= tensão/fundo de escala
 $\times 256 = 3.41 / 5.1 \times 256$).

Resultado lido na memória: 174.

Conclusão : houve um erro de 1,7%.

De uma forma geral os erros medidos foram pequenos, especialmente para o sinal de pressão. O erro na aquisição do eletrocardiograma foi um pouco maior que o erro normalmente aceito para um conversor de 8 bits. Este erro pode ser diminuído através da calibração do aparelho pelos potenciômetros disponíveis.

4.1.6) TESTES DE AFERIÇÃO DA DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DA PRESSÃO ARTERIAL

Foram encontradas algumas dificuldades para se realizar testes com as medidas dos parâmetros de pressão arterial realizados pela Unidade Processadora. A principal dificuldade foi devida ao fato da Unidade de Acondicionamento ainda estar em fase de desenvolvimento. Além disso, não se dispunha, no Centro de Engenharia Biomédica, de nenhum aparelho preciso de medição dos parâmetros da pressão arterial, que pudesse ser utilizado para comparação com as medidas da Unidade Processadora. Por isso optou-se por realizar testes em bancada utilizando apenas o simulador de intervalos R-R descrito no apêndice A.2, e com apenas um exemplo de onda de pressão. De qualquer forma as medidas descritas na seção 4.1.5 dão uma ideia da precisão do

circuito.

Para o teste utilizou-se uma forma de onda simulada que, levando em conta o fator de calibração do transdutor da Unidade de Acondicionamento, tem os seguintes valores:

- a) Pressão sistólica = 190
- b) Pressão diastólica = 80
- c) Pressão média = 121
- d) Pressão média durante a sístole = 132

Estes valores não são usuais em um paciente comum. Optou-se por utilizar uma onda com os mesmos, pois com ela pode-se testar o algoritmo quando o mesmo está funcionando em uma faixa mais ampla que o normal (de 80 mmHg a 190 mmHg). Os valores reais que deveriam ter sido obtidos foram medidos manualmente a partir de um gráfico traçado com o registrador HP 7090A. As pressões média e média durante a sístole foram calculadas pela leitura dos pontos do gráfico, e posterior cálculo da integral pela regra de Simpson.

Os valores indicados pelo instrumento para esta onda foram os seguintes:

- a) Pressão sistólica = 191
- b) Pressão diastólica = 80
- c) Pressão média = 121
- d) Pressão média durante a sístole = 130

Pode-se notar que os erros foram muito pequenos para estas medidas. A única medida que apresentou um erro apreciável (1,6 %) foi a medida da pressão média durante a sístole. As causas desta

diferença podem ser duas: a imprecisão na determinação do resultado teórico, que foi determinado graficamente, ou a imprecisão no algoritmo de determinação do nó dicrotíco.

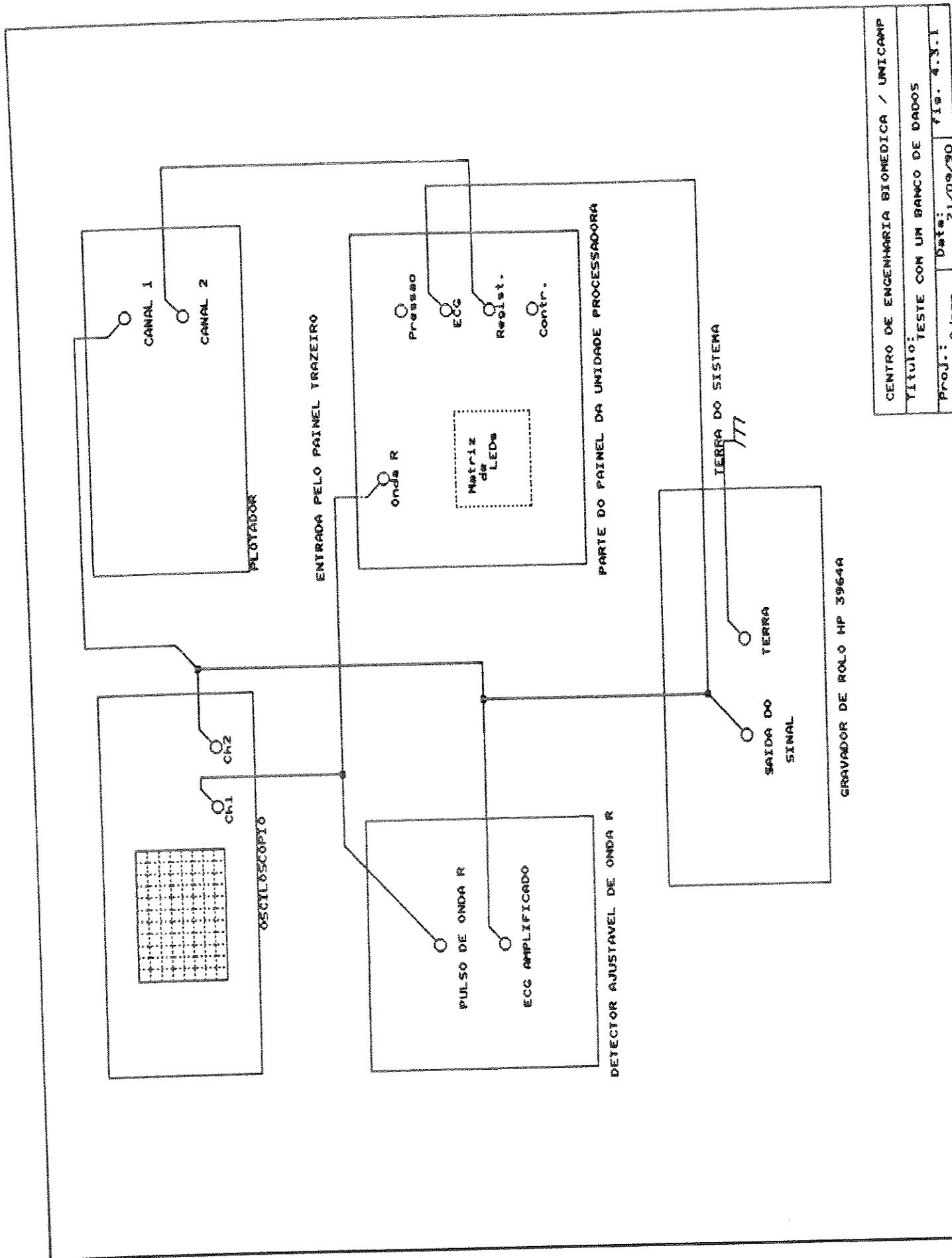
4.3) TESTES COM UM BANCO DE DADOS

Para a realização de testes com eletrocardiogramas reais utilizou-se um banco de dados (MIT - BIH, 1980) que contém gravações de várias horas de traçados de ECG, e contém o diagnóstico da arritmia.

Infelizmente não se conseguiu ler e interpretar o canal da fita que continha o diagnóstico. Por isso, utilizou-se para os testes apenas aqueles traçados que constavam no manual do banco de dados que continham o respectivo diagnóstico.

A figura 4.3.1 mostra a montagem feita para este teste. A montagem é análoga àquela feita com o simulador, mas com o gravador com as fitas no lugar do simulador. Como o nível do sinal gravado no banco de dados era de 1mV/V (1 Volt corresponde a um mV medido no eletrodo), há compatibilidade entre esta situação, e a situação em que o amplificador da Unidade de Acondicionamento é usado. A figura 4.3.2 mostra um exemplo de resultado.

De um modo geral, pode-se dizer que os resultados obtidos foram similares aos feitos com o simulador de arritmias. Arritmias que apresentam apenas variação morfológica, sem variação de ritmo geralmente não são detectadas. Nos testes com um maior número de arritmias foi possível verificar algumas características adicionais do algoritmo de detecção de arritmias.



CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA / UNICAMP
 TITULO: TESTE COM UM BANCO DE DADOS
 Proj.: Adilson Date: 21/02/90 Fig. 4.3.1

Algumas destas características são descritas a seguir.

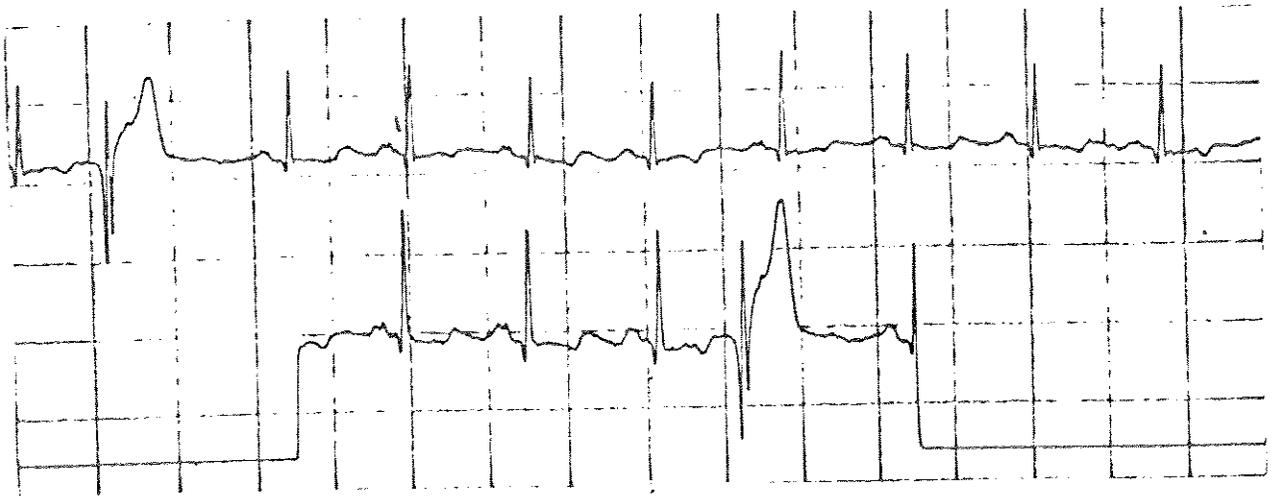


Fig. 4.3.2 - Classificação real: Extra-sístole ventricular
Classificação do monitor: Extra-sístole ventricular.

A figura 4.3.3 mostra um traçado em que o circuito de detecção classificou um artefato como onda R, e o algoritmo o classificou o mesmo como extra-sístole atrial. Este exemplo mostra como o circuito depende de forma crítica do detector de complexos QRS.

A figura 4.3.4 mostra um traçado de extra-sístole atrial que foi detectado corretamente.

A figura 4.3.5 mostra um exemplo com extra-sístoles multifocais. O algoritmo detectou esta arritmia como extra-sístole atrial. Observou-se que, em geral, o algoritmo tem uma forte tendência para classificar arritmias com batimentos prematuros como extra-sístole atrial. Isto se dá porque o critério para extra-sístole atrial é bem mais abrangente que os demais: quando um batimento prematuro é detectado, o algoritmo classifica a arritmia de acordo com o comportamento da pausa

compensatória. sendo assim, normalmente a arritmia pode ser extra-sístole ventricular, atrial, interpolada ou extra-sístoles acopladas. Dentre estas, a arritmia que possui o critério mais abrangente é a extra-sístole atrial. Este fato pode provocar a classificação errônea de vários ritmos complexos, mas o fato de existir uma arritmia com critério mais abrangente garante que, em geral, as arritmias que apresentam batimentos prematuros sempre sejam captadas, embora possam ser erradamente classificadas.

Como último exemplo, tem-se na figura 4.3.6 um exemplo de bigeminismo, que foi detectado corretamente.

O manual do Instrumento (Rocha, 1991) contém todos os demais testes (num total de 66) realizados com o banco de dados.



Fig. 4.3.3 - Traçado : artefato
Classificação : extra-sístole atrial

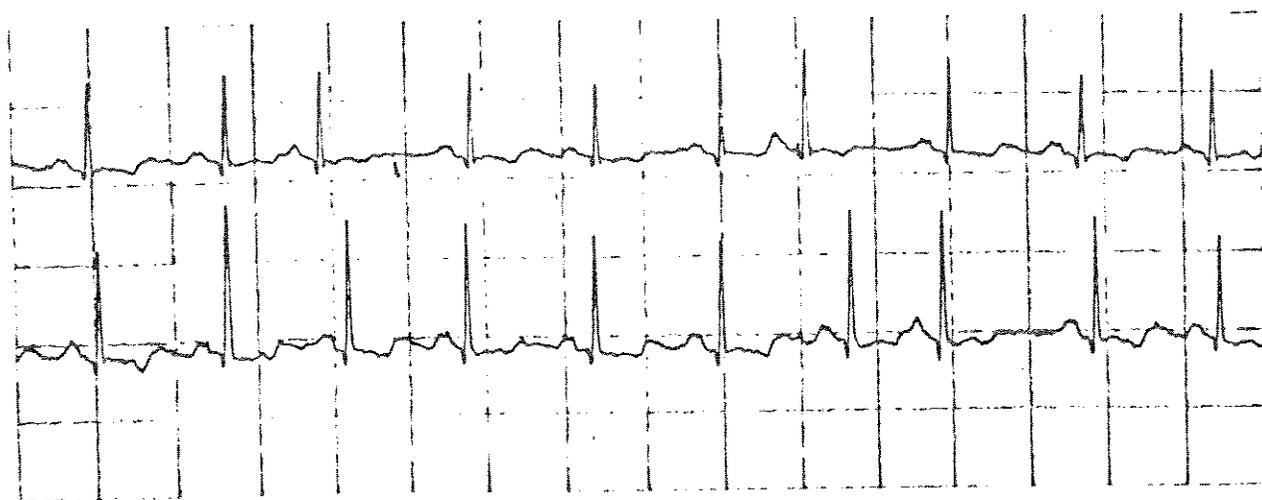


Fig. 4.3.4 - Traçado : extra-sístole atrial
Classificação : extra-sístole atrial

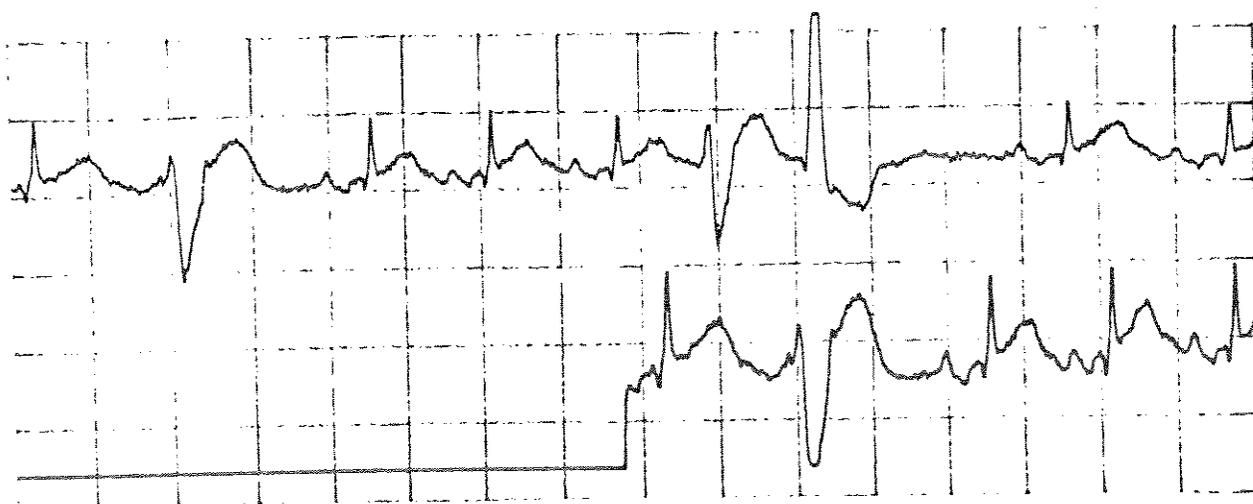


Fig. 4.3.5 - Traçado : extra-sístoles multifocais
Classificação : extra-sístole atrial

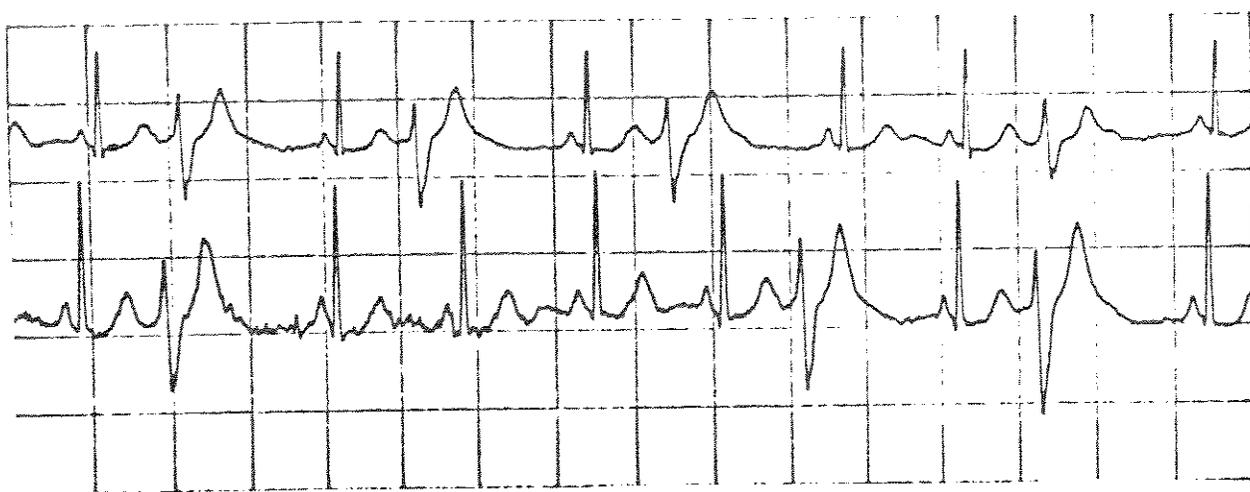


Fig. 4.3.6 - Traçado : bigeminismo
Classificação : bigeminismo

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

Os testes realizados com o protótipo mostraram que os objetivos propostos no início do projeto foram atingidos. Todas as funções que foram inicialmente propostas são efetivamente realizadas pelo aparelho.

A Unidade Processadora (UP) determina, com uma precisão de 1 batimento por minuto, a frequência cardíaca, de uma faixa que vai de 10 a 255 batimentos por minuto. Além disso, a Unidade também detecta as seguintes arritmias cardíacas: bradicardia, taquicardia, assístolia, fibrilação ventricular, salto de batimento, extra-sístoles ventriculares, fenômeno R-sobre-T, bigeminismo, extra-sístoles acopladas, extra-sístoles ventriculares interpoladas e extra-sístoles atriais. A detecção das arritmias é feita apenas com base no comportamento dos intervalos entre sucessivas ondas R (intervalos R-R). Além disso, a UP também fornece os seguintes dados relativos à pressão arterial: pressão sistólica, pressão diastólica, pressão média e pressão média durante a sístole. A UP indica as arritmias por meio de um alarme luminoso, e para algumas arritmias aciona um alarme sonoro. Os parâmetros utilizados para caracterização de arritmias podem ser modificados através de um teclado. Um registrador de pena pode ser acoplado à Unidade, de forma a permitir que os traçados das arritmias sejam registrados em papel (iniciando 4 segundos antes da ocorrência da arritmia e terminando com a volta do ritmo cardíaco normal).

Fez-se uma estimativa do custo do material utilizado na construção do aparelho, e chegou-se ao valor de US\$ 600,00. Neste valor não está incluído o custo relacionado ao desenvolvimento do mesmo. Este custo pode diminuir bastante se o projeto for industrializado, já que os componentes não serão comprados no varejo. Além disso, seriam dispensados vários componentes que só são necessários na montagem do protótipo (por exemplo, os soquetes de "wire-wrap"). O uso de outro tipo de gabinete ao invés do "rack" utilizado pode também diminuir bastante o custo.

Uma comparação do custo da Unidade Processadora com aparelhos similares é difícil, já que unidades com as mesmas características não são muito comuns (devido ao fato do monitor desenvolvido monitorar um único leito). Algumas unidades similares são relatadas na literatura, mas a maioria delas sob a forma de protótipo, o que dificulta uma comparação de custo. Informações sobre algumas unidades que realizam análise de arritmias cardíacas e pressão arterial são mais facilmente encontráveis para o caso de unidades mais sofisticadas, e bem mais caras (geralmente multi-pacientes), de forma que não faz sentido se fazer comparação do custo destas com o custo da unidade desenvolvida. De qualquer forma, foi realizada uma pesquisa de preços que encontrou unidades com custo entre entre US\$ 4.000,00 e 15.000,00.

Possivelmente, a maior crítica a ser feita ao monitor desenvolvido é a sua filosofia de funcionamento (a detecção analógica do complexo QRS e a análise do ECG exclusivamente com base no ritmo). Com o nível de desenvolvimento atual dos microprocessadores, e com o crescente desenvolvimento das

técnicas de processamento digital de sinais é possível conseguir-se analisadores mais poderosos que se baseiem também na análise digital do ECG.

A filosofia adotada para o presente projeto foi a que melhor se adequava à realidade do país na época do seu início (1983- início do projeto FINEP no. 43.83.0868.00). Naquela época, os microprocessadores mais rápidos eram bem mais caros, e não eram facilmente adquiridos no Brasil.

Acredita-se, com base na experiência adquirida pelo autor, que é viável se desenvolver um analisador de arritmias que utilize o processamento digital do ECG (com um pré-processamento analógico apenas de amplificação e filtragem). Entretanto, o desenvolvimento do "software" para este tipo de monitor seria muito mais trabalhoso, por exigir técnicas de reconhecimento de padrão.

Salienta-se que, além do desenvolvimento do instrumento aqui apresentado, foi ainda projetado e construído um simulador de arritmias, de onda de pressão arterial, e de pulsos de detecção de onda R. Este simulador também foi construído com base no microprocessador Z-80 e partes analógicas de interfaceamento.

A Unidade Processadora foi tema de uma publicação em congresso (Rocha e Farias, 1990).

BIBLIOGRAFIA

- ABENSTEIN, J. P. (1981)
"A Detailed Design Example - Ambulatory ECG Monitoring", in
Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, Eds. W. J.
Tompkins e J. G. Webster, Prentice-Hall, New Jersey, p. 390-462.
- BECK, C. S. (1947)
"Ventricular Fibrillation of Long Duration Abolished by
Electric Shock", Journal of the American Medical Association,
vol. 135, p. 985-986.
- BRYDON, J. (1976)
"Automatic Monitoring of Cardiac Arrhythmias", in IEE
Medical Electronics Monographs 18-22, p. 27-41, Eds. F. E. Hill
and B. W. Watson, Peter Peregrinus Ltd., London, England.
- BURTON, A. C. (1965)
Physiology and Biophysics of de Circulation - an
Introductory Text, Year Book Medical Publishers Incorporated,
London, Canada.
- CARNEIRO, E. F. (1987)
O Eletrocardiograma - 10 Anos Depois, Livraria Eneas Ferrei-
ra Carneiro, Rio de Janeiro, Brasil.
- DAY, H. W. (1963)
"An Intensive Coronary Care Area", Diseases of the Chest,
vol. 44, p. 423-427.
- FARIA Jr., N. F. (1990)
Eletrocardiografia Computadorizada: Aquisição, Monitoração e
Análise, Tese de Mestrado, Departamento de Engenharia Elétrica,
UnB, Brasília, Brasil.
- FELDMAN, G. L.; HUBELBANK, M. (1977)
"Cardiovascular Monitoring in the Coronary Care Unity",
Medical Instrumentation, vol. 11 n. 5, p. 288-292, September-
October,
- HOLTER, N. J. (1960)
"New Method For Heart Studies", Science, vol. 134, p. 1214-
1220, October.
- LINDSAY, J.; BRUCKNER, N. V. (1975)
"Conventional Coronary Care Unit Monitoring", Journal of the
American Medical Association, vol. 232, p. 51-53.
- LOWN, B. ; KLEIN M. D.; HERSHBERG, P. I. (1968)
"Coronary and Precoronary Care", American Journal of Medicine,
vol. 46, p. 705-724.

- LUCENA, S. E. (1989)
 "Um Simulador de ECG/Arritmias Cardíacas" Tese de Mestrado,
 Faculdade de Engenharia Elétrica, UNICAMP, Campinas, SP.
- MAHOUDEAUX, P. M.; MOREAU, C.; MOREAU, D. (1981)
 "Simple Microprocessor-Based System for on-line E. C. G.
 Arrhythmia Analysis", Medical & Biological Engineering &
 Computing, 19, p. 497-500, July.
- MEDDARS (anônimo) (1981)
 MEDDARS, Series 300 Software Handbook, 2nd. ed., march,
 Electronics for Medicine, HONEYWELL Inc. New York.
- MONTEIRO, A. O. (1985)
 Relatório número 3 - FUNCAMP, Programa Integrado de Pesquisa
 Científica, Desenvolvimento Tecnológico e Formação de Recursos
 Humanos em Engenharia Biomédica - Fase II, Centro de Engenharia
 Biomédica da UNICAMP, março.
- MIT-BIH (1982)
 MIT-BIH Arrhythmia Database - Tape Directory and Format
 Specification, Massachusetts Institute of Technology Biomedical
 Center for Clinical Instrumentation, October.
- NETTER, F. H. (1978)
 The Ciba Collection of Medical Illustrations, vol. 5, Edited
 by Fredrick F. Yonkman.
- PANDE, V. N.; VERMA, H. K.; MUKHOPADHYAY, P. (1985)
 "Bedside ECG Monitor Using a Microprocessor", Medical &
 Biological Engineering & Computing, 23, p. 487-492, September.
- ROCHA, A. F.; FARIAS, M. A. C. (1990)
 "Analisador do Eletrocardiograma e da Pressão Arterial
 Baseado em Microprocessador", VII Congresso Argentino de
 Bioingeniería, Cordoba, Argentina, novembro.
- ROCHA, A. F. (1991)
 "Relatório: Unidade Processadora de um Monitor de Arritmias
 Cardíacas e Pressão Arterial, Baseada em Microprocessador",
 Relatório Departamental, DEB-FEE; UNICAMP, Campinas.
- ROMHILT, D. W.; BLOOMFIELD, S. S.; CHOU, T.; FOWLER, B. O. (1973)
 "Unreliability of Conventional Electrocardiographic
 Monitoring for Arrhythmia Detection in Coronary Care Units",
 American Journal of Cardiology, vol. 31, pp. 457-461.
- SCHLUTER, P. S. (1981)
 The Design and Evaluation of a Bedside Cardiac Arrhythmia
 Monitor, PhD Thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- THAKOR, N. V.; WEBSTER, J. G. (1981)
 "Optimal QRS Filter and Detector", Anais do VII Congresso
 Brasileiro de Engenharia Biomédica", Rio de Janeiro, RJ.

- THAKOR, N. V. (1984)
"From Holter Monitors to Automatic Defibrillators",
Developments in Ambulatory Arrhythmia Monitoring", IEEE, vol.
BME-31, n. 12, December.
- THOMAS Jr., L. J.; CLARK, K. W.; MEAD, C. N.; RIPLEY, K. L.;
SPENNER, B. F.; OLIVER Jr., G. C. (1979)
"Automated Cardiac Dysrhythmia Analysis", Proceedings of
the IEEE, vol. 67, n. 9, p. 1322-1337, September.
- TOMPKINS, W. J.; WEBSTER, J. G. (1981)
Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation,
Prentice-Hall, New Jersey.
- VETTER, N. J.; JULIAN, D. G. (1975)
"Comparison of Arrhythmia Computer and Conventional
Monitoring in the Coronary Care Unit", The Lancet, v. 9, n. 24,
p. 1151-1154.
- WALTERS, J. B. (1976)
"A Microprocessor-Based Arrhythmia Monitor for Ambulatory
Subjects", Report n. BMEC TR 004, Biomedical Engineering Center
For Clinical Instrumentation, MIT, Cambridge, MA.
- ZOLL, P. M.; LINENTHAL, A. J.; GIBSON, W.; PAUL M. H.; NORMAN,
L. R. (1956)
"Termination of Ventricular Fibrillation in Man by Externally
Applied Electric Countershock", New England Journal of Medicine,
vol. 254, p. 727-732.

Apêndice A.1

DESCRIÇÃO DA MONTAGEM DO MONITOR

Neste apêndice é feita uma descrição mais detalhada da montagem realizada. Primeiramente é feita uma descrição geral do gabinete, e da localização dos circuitos no mesmo, e em seguida, a descrição das duas placas montadas (a placa que contém o computador dedicado, e a que contém o circuito de multiplexação e conversão A/D). Também é feita uma descrição da fonte de alimentação utilizada.

A.1.1. A MONTAGEM

Para a montagem da Unidade Processadora foi utilizado um gabinete tipo "rack" com dimensões de 43,3 x 27,1 x 13,3 cm. O gabinete dispõe de 25 trilhas-guia para placas, e os respectivos furos para a fixação de conectores fêmea.

A Unidade consiste de duas placas: a placa de digitalização dos sinais analógicos de pressão arterial e ECG, e a placa com o microcomputador dedicado. Desta forma foram utilizadas apenas duas das trilhas para colocação de placas. A placa com o microcomputador foi colocada na terceira trilha, da direita para a esquerda, olhando para o painel frontal, e a placa de aquisição foi colocada na nona trilha.

A figura A.1.1.1 mostra uma representação esquemática com a posição das placas. Na figura a parte trazeira do gabinete é mostrada. Nesta figura são ressaltadas as posições das placas.

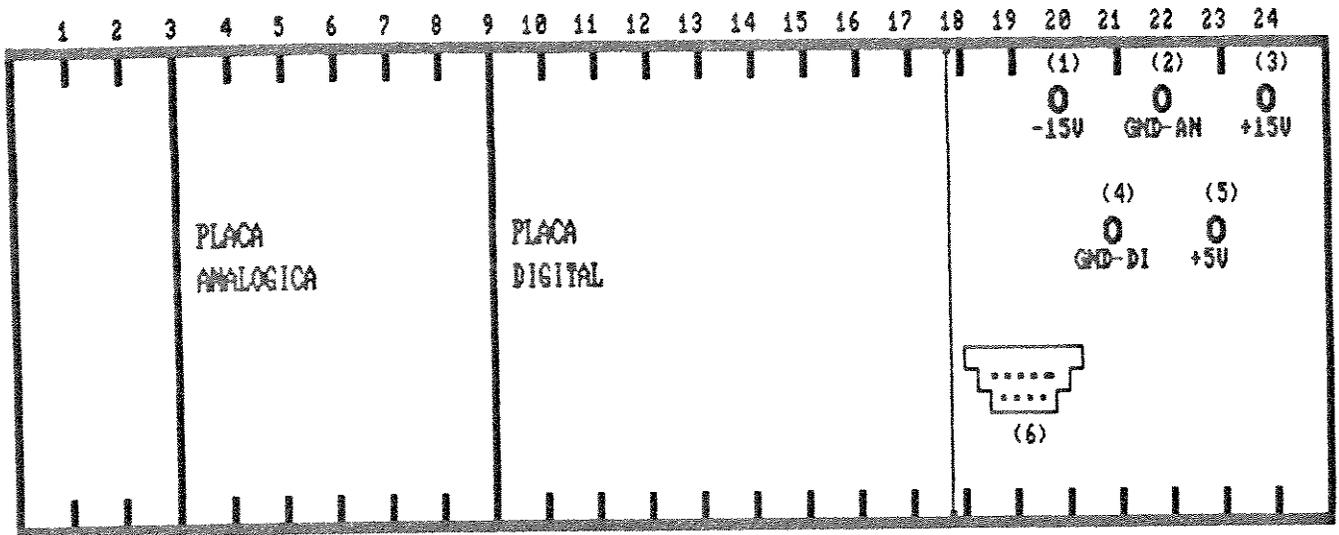


Fig. A.1.1.1 : posicao das placas no "rack"
o painel visto por tras

As conexões entre as placas são realizadas por meio de fios de "wire-wrap" pela parte traseira dos conectores. A figura A.1.1.2 mostra um diagrama com as ligações entre as duas placas.

Os painéis frontal e traseiro podem ser vistos nas figuras 3.2.1 e 3.2.2 (ver capítulo 3). Nas figuras podem ser vistos os locais de entrada dos sinais que chegam da Unidade de Acondicionamento.

A placa com o microcomputador dedicado foi montada com a técnica de wire-wrapping. A disposição dos componentes na mesma pode ser vista na figura A.1.2.1.

A placa digitalizadora foi montada em circuito impresso. A disposição dos componentes pode ser vista na figura A.1.2.2.

O relatório descritivo do aparelho (Rocha, 1991) contém maiores detalhes sobre a montagem.

A.1.3) A FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Para alimentar o aparelho foi utilizada uma fonte de alimentação externa desenvolvida, especialmente para o mesmo, pelos técnicos do Laboratório de Engenharia Médica. A figura A.1.3.1 mostra o diagrama esquemático da fonte.

CONECTORES

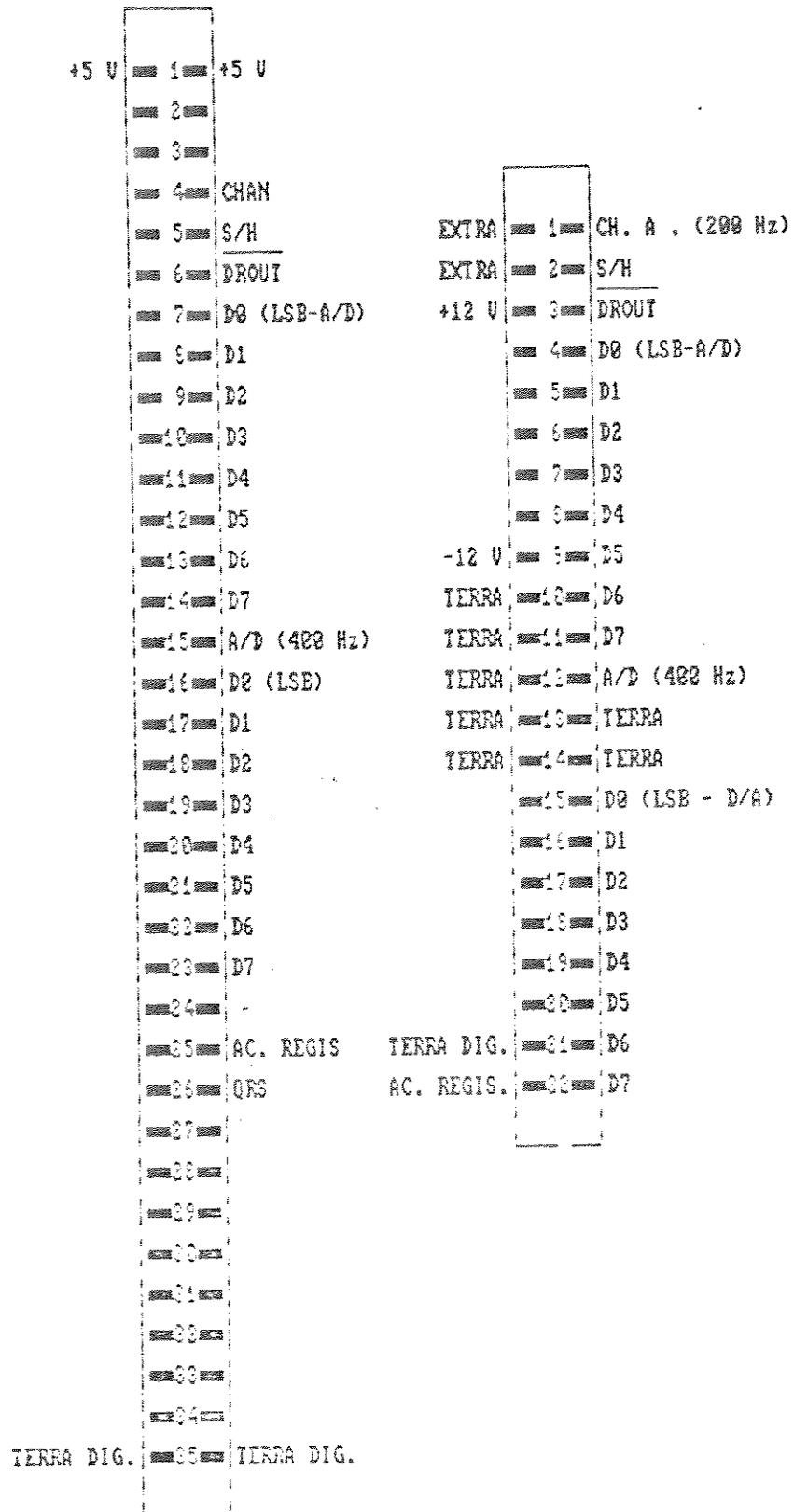


Fig. A.1.1.2 - Ligação entre as placas digital e de aquisição (conectores traseiros)

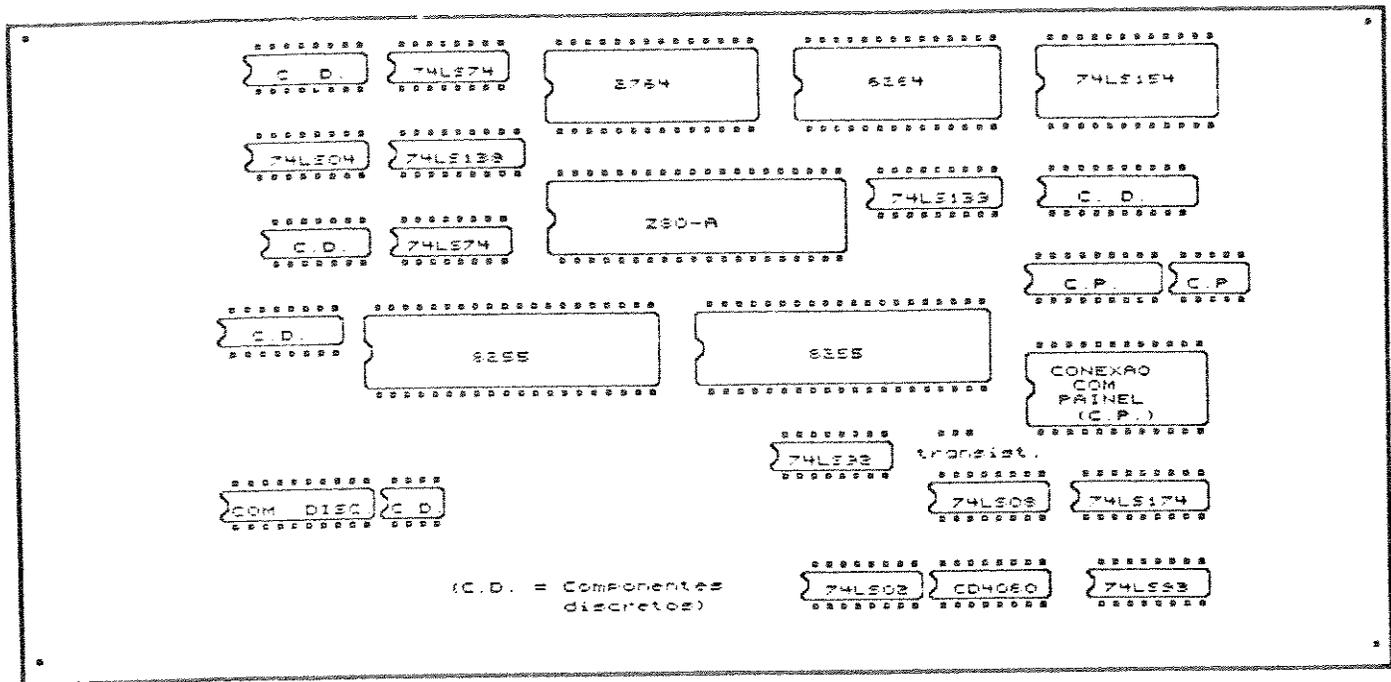


Fig. A.1.2.1 : Disposição dos componentes na placa processadora

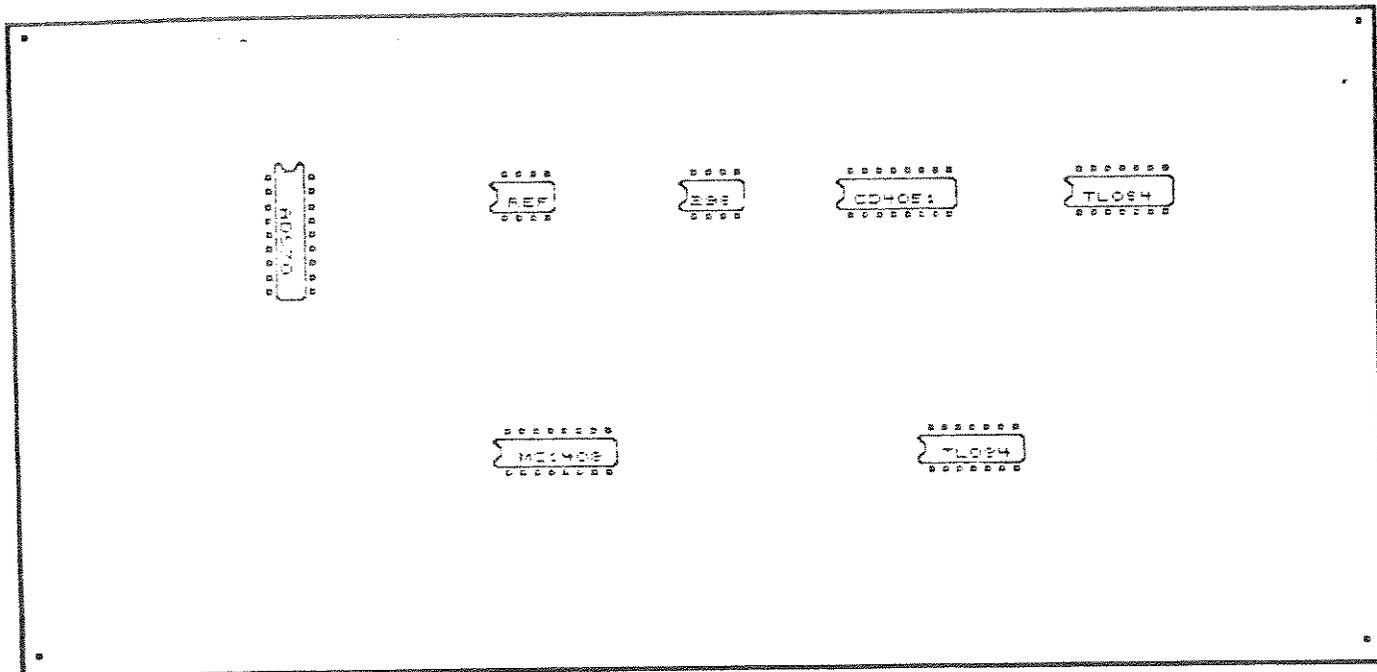
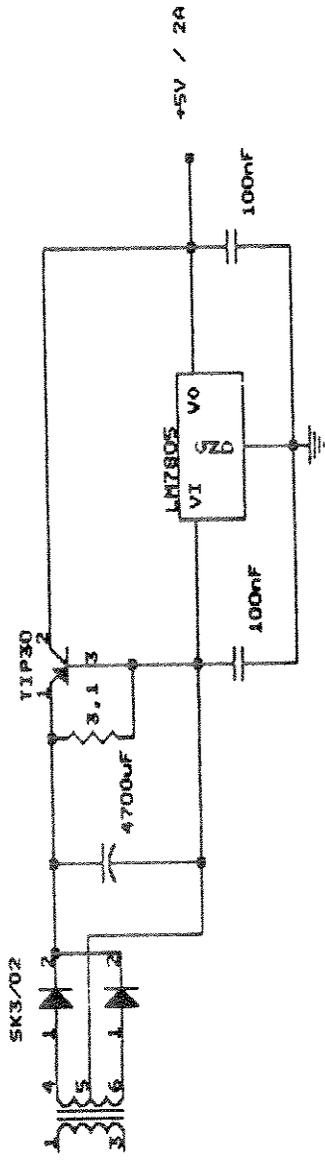
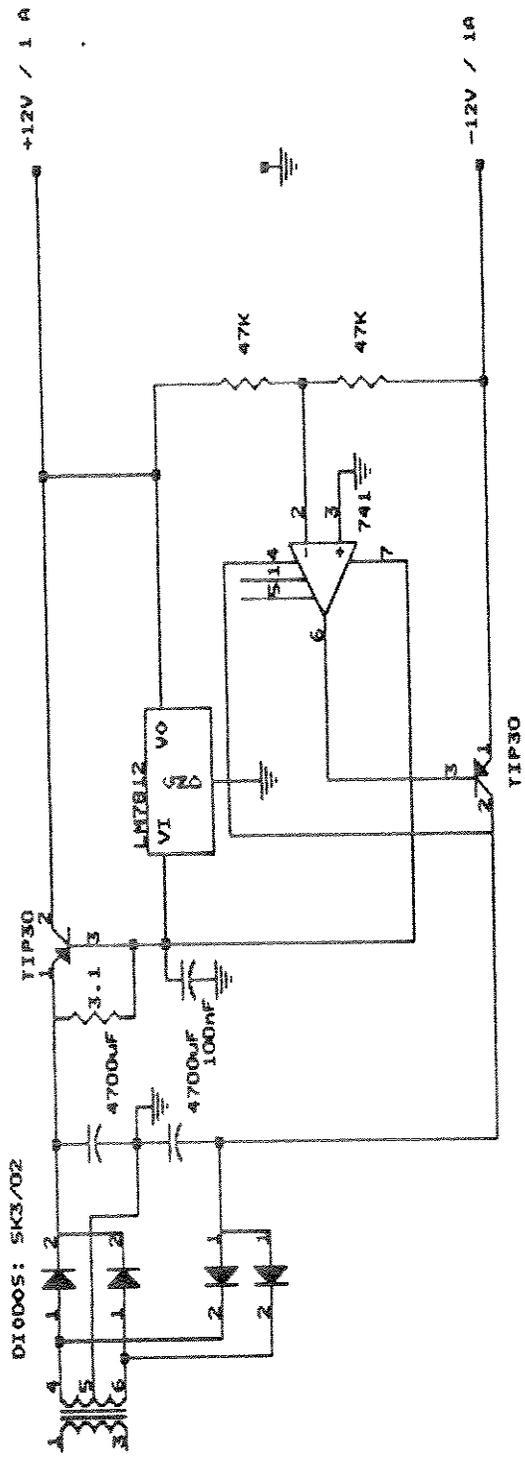


Fig. A.1.2.2 : disposição dos componentes na placa de aquisição



CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA / UNICAMP
 TITULO: FONTE DO MONITOR
 Proj.: L.E.M. Date: 21/02/90 Fig. A.1.3.1

APÊNDICE A.2

INSTRUMENTOS UTILIZADOS NOS TESTES COM O MONITOR

Este apêndice descreve os instrumentos utilizados nos testes com a Unidade Processadora e, em alguns casos, a forma como foram utilizados. Dois destes instrumentos foram desenvolvidos especificamente para os testes e, por isso, são descritos em detalhes. Os demais são instrumentos de uso geral, e são descritos superficialmente, ou apenas citados.

A.2.1) SIMULADOR DE PULSOS DE ONDA R, ECG E PRESSÃO ARTERIAL

Para auxiliar nos testes do monitor foi desenvolvido um instrumento, baseado no microprocessador Z80, que simula os pulsos de onda R e os sinais de ECG e pressão arterial vindos da Unidade de Acondicionamento. Ele permitiu que o monitor fosse avaliado de uma forma bastante eficiente.

A função mais importante desempenhada pelo simulador é a geração de pulsos de indicação de onda R, em nível TTL, com duração de 200 ms, e com intervalos entre os mesmos (simulando os intervalos R-R) definidos por tabela. A tabela pode conter até 120 intervalos R-R, sendo que cada intervalo gerado tem um erro menor que 1 milissegundo. Esta precisão se deve ao fato do intervalo ser obtido pela divisão da frequência de um relógio a cristal, controlada pelo microprocessador. A tabela é gravada na memória EPROM do microcomputador, e para modificá-la basta modificar seu conteúdo. O apêndice A.4 contém uma listagem

do programa em linguagem assembly do microprocessador Z-80, gravado em memória EPROM, que controla o Simulador. A tabela de intervalos R-R pode ser vista no final da listagem.

Apesar do simulador ser extremamente preciso na definição do intervalo gerado, ele apenas pode gerar um número finito de intervalos R-R. O intervalo definido na tabela funciona da forma explicada a seguir: um número 1 na tabela representa um intervalo de $1/200$ segundos, o número 2 representa um intervalo de $2/200$ segundos, e assim por diante. Desta forma o gerador pode gerar apenas múltiplos de $1/200$ segundos. Mesmo assim, o gerador é suficientemente preciso para avallar o monitor pois, apesar do número de possíveis valores ser limitado, estes valores possíveis têm uma precisão muito grande.

Além dos pulsos indicadores de onda R, o simulador gera também duas formas de onda que tentam simular o ECG e o sinal de pressão arterial, que são sincronizadas com o pulso de onda R, de forma a simular o sincronismo real entre estes eventos. Na verdade, no caso do sinal de ECG, a forma de onda simulada não é de muito boa qualidade, e tenta apenas imitar de forma grosseira alguns eventos importantes do ECG. De qualquer forma, a única função deste sinal é testar a saída opcional para registrador de pena, e não tem muita importância o fato do mesmo não reproduzir uma onda real. Vale observar que a onda de ECG é gerada a partir da leitura em uma tabela de uma forma de onda digitalizada (em 8 bits). Assim, pode-se obter uma forma de onda de melhor qualidade, bastando para isto digitalizar com mais cuidado uma forma de onda real de ECG.

A fig. A.2.1.1 mostra um exemplo de intervalos R-R

simulados, com suas respectivas formas de onda de ECG e pressão associadas. Nota-se, nos exemplos, que a onda P não aparece. Isto se deve ao fato da mesma não ser muito importante para os testes realizados. Optou-se por não se perder muito tempo com a implementação de uma onda mais real, já que esta não era muito importante para os testes do monitor.

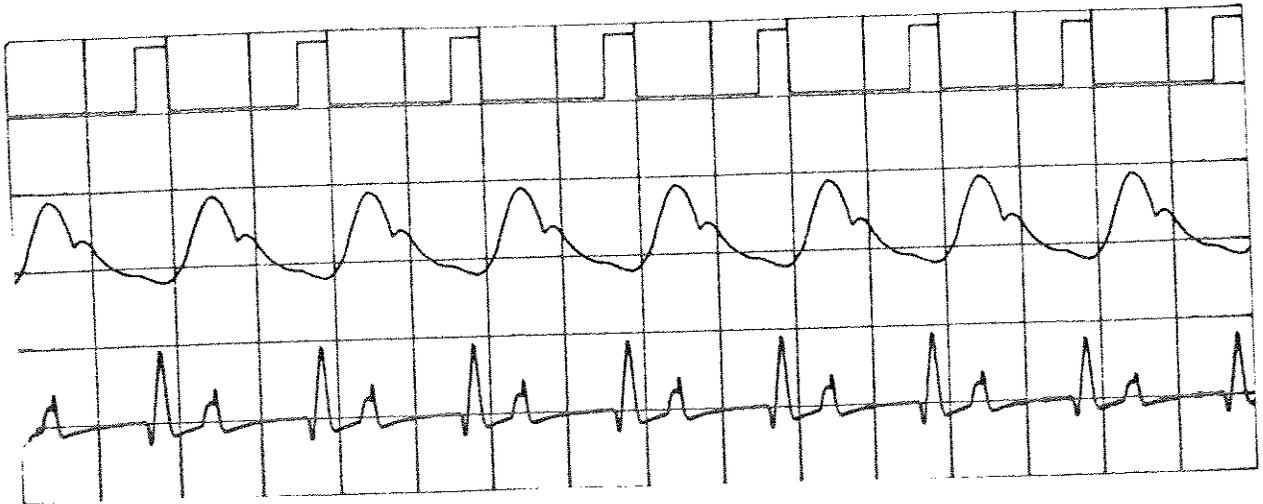


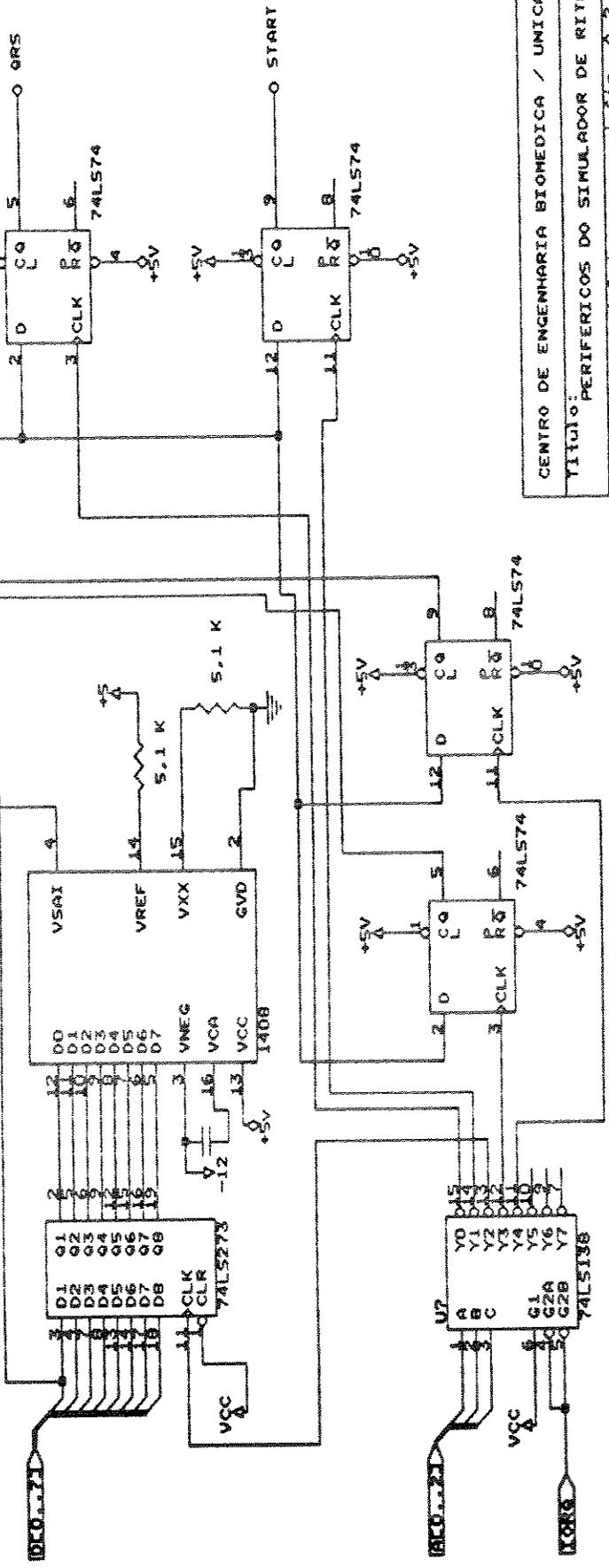
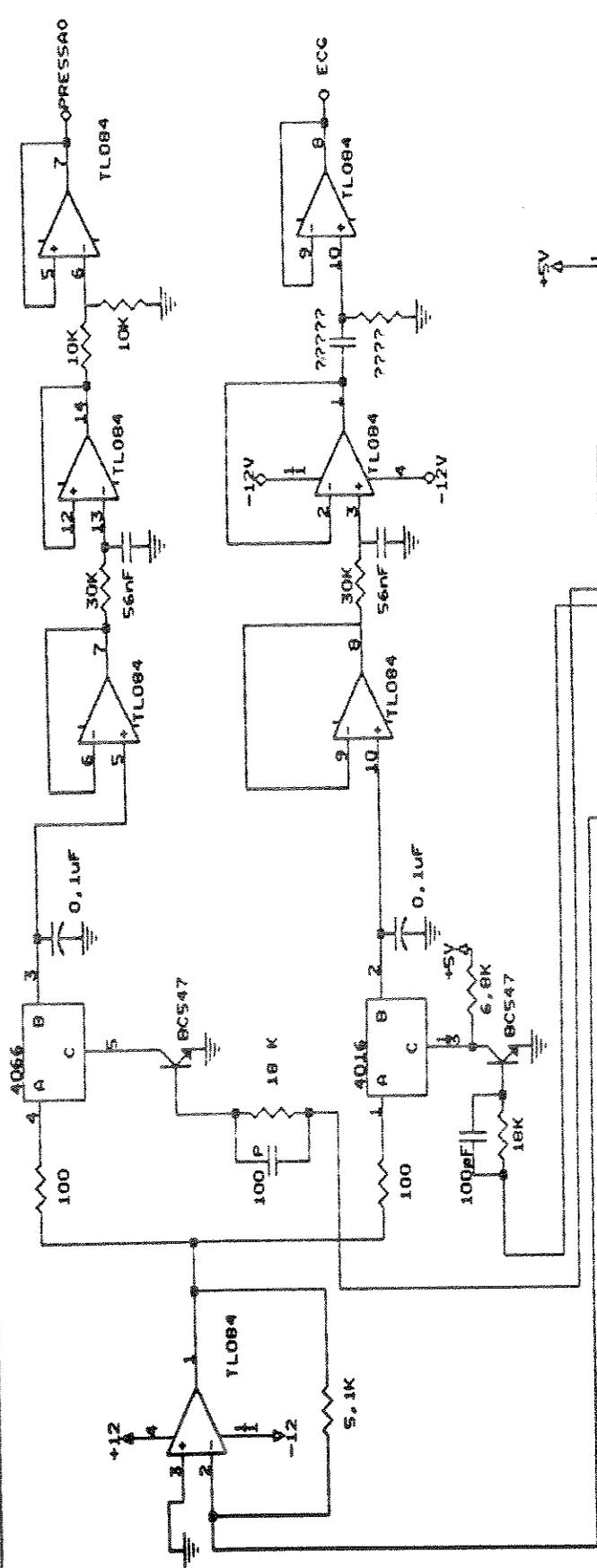
fig. A.2.1.1 - Exemplo de sinais gerados pelo simulador de pulsos de onda R.

O sinal de pressão é de melhor qualidade, e realmente procura imitar um sinal real de pressão arterial. A calibração do sinal gerado é igual à do sinal que viria da unidade de acondicionamento. Desta forma a aferição do cálculo dos parâmetros para a onda de pressão pode ser feita sem a necessidade de um paciente ou de um banco de dados de pressão arterial. O nível de calibração da onda de pressão gerada é de 50 mV/mmHg e, no caso da forma de onda mostrada no exemplo, a pressão mínima é de 82 mmHg e a pressão máxima é de 196 mmHg. Estes valores não são muito usuais, mas foram utilizados para permitir um teste da medida dos parâmetros de pressão com uma

faixa maior. De qualquer forma, estes valores podem também ser facilmente modificados.

A fig. A.2.1.2 mostra a Unidade Central de Processamento do simulador. Ela consiste de um computador Z-80 típico, com circuitos de relógio e de inicialização (RESET), circuito de decodificação de memória (74LS138), memória EPROM de 2 Kilobytes (2716) e memória RAM estática de 2 Kilobytes (6116). O programa, com as tabelas de intervalos R-R, e sinais digitalizados de ECG e pressão estão todos contidos na memória EPROM. A função da memória RAM é a de armazenar algumas variáveis auxiliares durante a execução do programa simulador.

A fig. A.2.1.3 mostra os dispositivos de saída do simulador. O circuito integrado 74LS138 realiza a decodificação das portas de E/S. A porta 1 (porta QRS - endereço 00H) é um flip-flop tipo D (74LS74), que é usado para simular o pulso de 200 milissegundos da Unidade de Acondicionamento. Para gerar o pulso o programa escreve no flip-flop o dado "1" e, após 200 milissegundos, o dado "0". A porta 2 (START - endereço 01H) gera uma onda quadrada de frequência 400 Hz, que foi usada durante o período de desenvolvimento para simular o sinal de início de conversão do conversor A/D da Unidade Processadora. A porta 3 (endereço 02H) é composta por um circuito integrado 74LS273, que contém oito flip-flops tipo D, e armazena o dado que é apresentado ao conversor D/A (que é o MC1408, fabricado pela Motorola). As portas 4 (P1 - endereço 03H) e 5 (P2 - endereço 04H) controlam duas chaves analógicas, que permitem que dois sinais analógicos sejam gerados com apenas um conversor D/A. Para isto, o programa sincroniza as duas portas e o conversor D/A de uma forma conveniente. Os sinais



CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA / UNICAMP
 Título: PERIFERICOS DO SIMULADOR DE RITMOS
 Proj.: Adilson Date: 21/02/90 Fig. A.2.1.3

convertidos são filtrados por filtros passa-baixas, de forma a serem suavizados. O sinal de ECG também passa por um filtro passa-altas, de forma a ter o seu nível DC retirado. O sinal de pressão arterial também é atenuado por um divisor resistivo, de forma a ter um nível de tensão compatível com o sinal de pressão captado pela Unidade de Acondicionamento.

A.2.2) DETECTOR AJUSTÁVEL DE COMPLEXO QRS

Para testar a detecção de arritmias com dados de ECG reais (e não pulsos simulados), foi necessário desenvolver um detector de onda R. Uma escolha possível era utilizar-se o detector de onda R da Unidade de Acondicionamento. Isto entretanto causaria uma dificuldade: o que estaria sendo avaliado seria o conjunto "Unidade de Acondicionamento" mais "Unidade Processadora", e não apenas a "Unidade Processadora". Se o detector falhasse, poderia afetar o resultado do conjunto, impedindo a avaliação de apenas a Unidade Processadora. O ideal seria conseguir para o teste um circuito detector que não falhasse.

Optou-se então por construir um circuito ajustável para a detecção de complexo QRS. Este circuito é bem mais simples que o circuito da Unidade de Acondicionamento mas, por ser ajustável, foi mais útil na avaliação isolada da Unidade Processadora. O detector da unidade de acondicionamento é automático e não tem pontos de ajuste. Isto o torna conveniente para o uso clínico, já que ele dispensa calibrações. Entretanto, devido a esta generalidade, ele pode falhar em algumas arritmias, prejudicando, assim, a avaliação da Unidade Processadora.

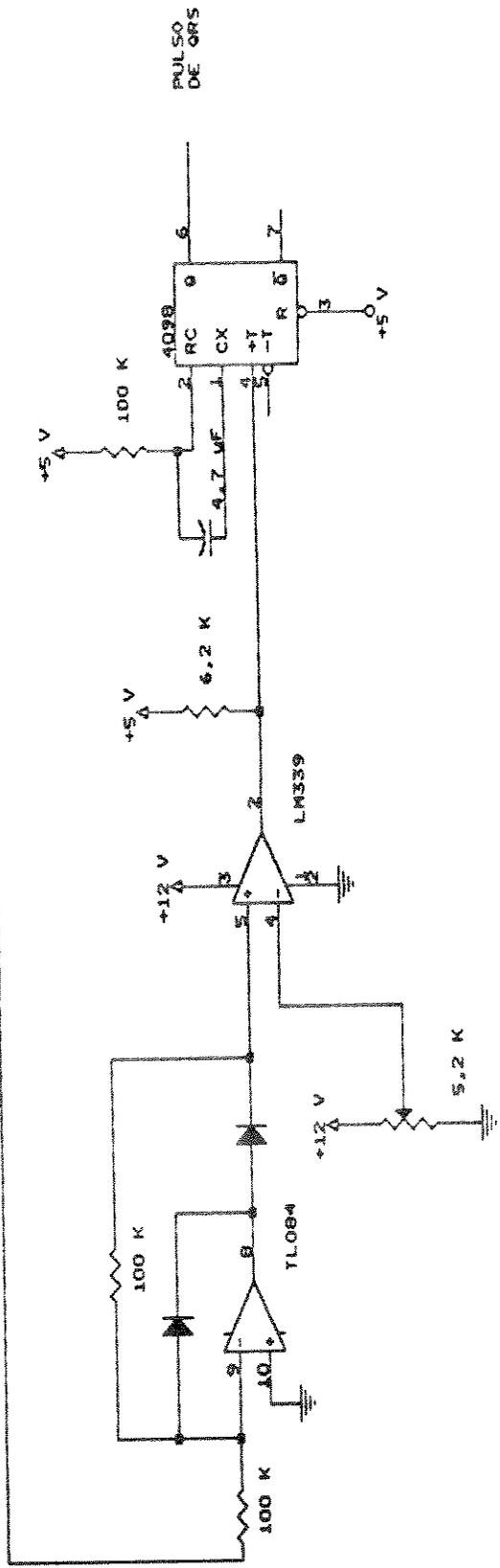
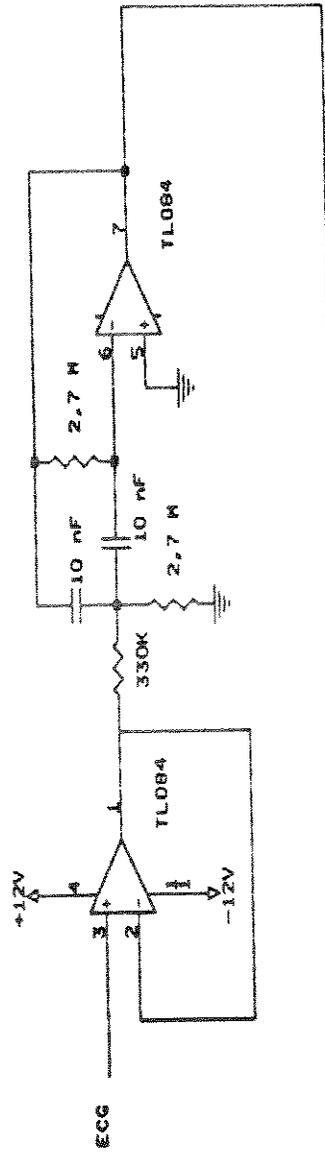
Durante os testes com o simulador e com a base de dados utilizou-se, portanto, o circuito ajustável. O procedimento adotado é descrito a seguir:

- a) Escolher o trecho de arritmias a ser detectado
- b) Verificar, através de um osciloscópio digital, se a detecção da onda R está sendo realizada corretamente.
- c) Se a detecção não estiver correta, reajustar o detector e voltar ao item "a".
- d) Depois de ajustado o detector para o trecho em questão, testar a detecção da arritmia.

A figura A.2.2.1 mostra o esquema do detector ajustável de complexo QRS. Ele é composto por um amplificador de ganho unitário ("buffer"), um filtro passa-faixa de segunda ordem, um retificador, um comparador e um multivibrador monoestável.

A função do "buffer" é evitar que a impedância de saída do dispositivo de onde vem o sinal de ECG interfira na posição dos pólos do filtro passa-faixa. No caso deste monitor, o sinal vem do amplificador de ECG da Unidade de Acondicionamento. Este sinal vem da saída de um amplificador operacional em configuração inversora. Como esta configuração tem impedância de saída muito alta, este "buffer" na entrada pode ser dispensado sem problemas para o desempenho do circuito.

O filtro passa-faixas procura acentuar as frequências do complexo QRS, atenuando as demais. Utilizou-se, para este filtro, uma frequência central de 17 Hz, e um fator de qualidade de 4. Estes valores foram sugeridos em um trabalho de Thakor e Webster (1981).



CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA / UNICAMP
 Titulo: DETECTOR AJUSTAVEL DE COMPL. QRS
 Proj.: Adson
 Data: 21/09/80
 Flo. A.2.2.1

O circuito retificador torna o sinal unipolar, preparando-o para ser comparado com uma tensão positiva fixa (na verdade, ajustável). A deflexão do sinal de ECG se dá com tensão negativa. A figura A.2.2.2 mostra uma forma de onda de ECG, a saída do filtro passa-faixas e a forma de onda de saída do retificador.

O circuito comparador realiza a comparação do sinal obtido na saída do retificador com um nível fixo de tensão, disparando um pulso monoestável de 200 ms sempre que o valor da tensão na saída do retificador for maior que o nível de tensão fixo. O circuito monoestável é projetado de forma que um pulso não possa ser novamente disparado enquanto um pulso anterior ainda estiver ativo. Isso evita falsos disparos logo após a detecção do complexo QRS. O nível de tensão usado na comparação pode ser ajustado por um potenciômetro, de forma a garantir a perfeita detecção do complexo QRS. A figura A.2.2.3 mostra um exemplo com o nível de tensão superposto ao sinal retificado, e os sinais de saída do comparador e do monoestável.



fig. A.2.2.2 - O ECG, e o mesmo filtrado por um filtro passa-faixas com $F_c=17$ Hz, e $Q=4$, e o sinal retificado

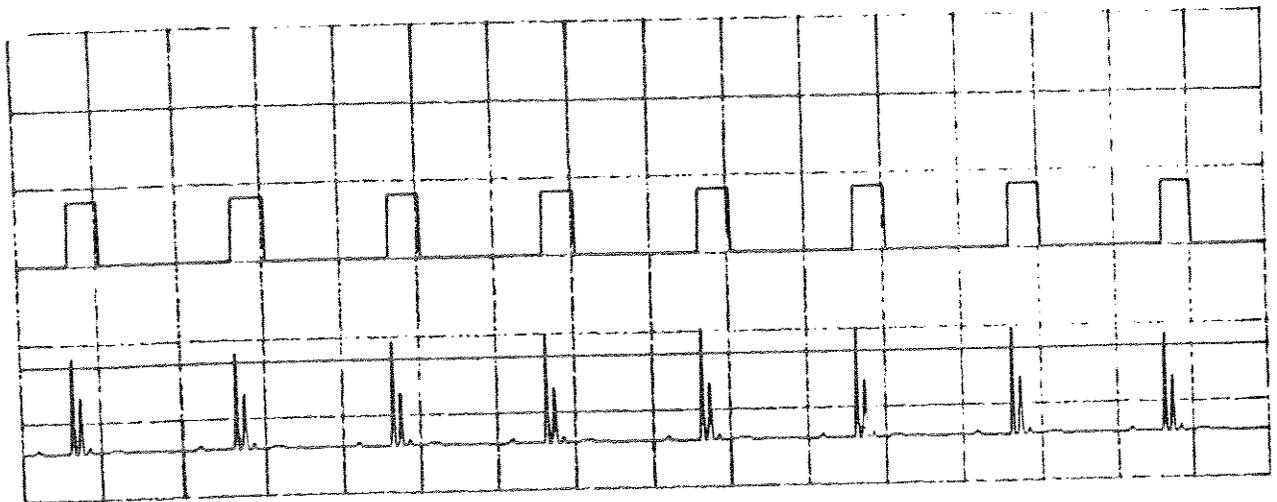


fig. A.2.2.3 - O sinal retificado superposto ao nível de comparação. E a saída do multivibrador monoestável.

A.2.3) EMULADOR "UNIVERSAL DEVELOPMENT LABORATORY"

O Emulador "Universal Development Laboratory" da ORION Instruments, instalado no Laboratório de Microcomputadores da Área de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica, foi um instrumento de vital importância tanto no desenvolvimento quanto no teste do monitor. Sem o auxílio do mesmo seria muito difícil adotar a filosofia de simplificar o "hardware" o máximo possível, compensando esta simplicidade com uma maior elaboração do "software".

Além disso, o emulador funciona como um depurador muito conveniente, que possibilita o acompanhamento do fluxo do programa. Esta característica permitiu que se fizesse uma validação preliminar bastante proveitosa do programa. Sua utilização é explicada no Manual de Usuários do Emulador (UNILAB II, 1986).

A.2.4) SIMULADOR DE ARRITMIAS CARDÍACAS

Para os primeiros testes com arritmias reais foi utilizado o simulador de arritmias cardíacas desenvolvido no Centro de Engenharia Biomédica (Lucena, 1989). O aparelho simula sinais de ECG com amplitudes da ordem de grandeza de sinais reais, e foi de grande valia, permitindo uma avaliação sistemática do monitor.

A.2.5) BASE DE DADOS DE ARRITMIAS CARDÍACAS

Também foi usado para testes com o monitor o banco de dados do "MIT-arrhythmia database" (MIT-BIH, 1980), que contém várias horas de ECG com vários tipos de arritmias gravadas. Também estão contidas no banco de dados os diagnósticos dos traçados apresentados, feitos por uma equipe médica. Este banco de dados permitiu uma avaliação do monitor com uma maior variedade de arritmias.

A.2.6) OUTROS EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Foram também utilizados alguns equipamentos auxiliares, que são enumerados a seguir.

Um registrador HP7090A, foi utilizado para se obter uma cópia em papel dos traçados e dos resultados indicados pela Unidade Processadora.

Em todos os testes foi usado um osciloscópio digital Tektronix, modelo 2430, que possibilitava a monitoração do resultados.

Um microcomputador PC-compatível foi utilizado tanto no desenvolvimento, quanto nos testes, tanto para editar os programas em linguagem Assembly, quanto para controlar o emulador.

Para os testes com as fitas do banco de dados utilizou-se um gravador de rolo da Hewlett Packard, modelo 3664A.

Apêndice A.3

FLUXOGRAMAS DE ALGUMAS ROTINAS

Este Apêndice mostra alguns fluxogramas que foram referenciados no capítulo 3. Os fluxogramas apresentados são para a detecção de arritmias cardíacas, e análise da pressão arterial.

A figura A.3.1 mostra o fluxograma da rotina de detecção de arritmias cardíacas. A implementação do algoritmo de detecção de arritmias é a mesma implementação feita no trabalho de Abenstein (Tompkins e Webster, 1981), adaptada ao microprocessador Z80 e ao ambiente do sistema desenvolvido.

O algoritmo (rotina ALGOR) é chamado a partir do laço principal sempre que o contador (CONT) tiver o valor três. Na verdade, a rotina CALCM já terá feito alguns cálculos preliminares para uso da rotina ALGOR, principalmente as multiplicações necessárias ao algoritmo.

O fluxograma é bastante parecido com o implementado por Abenstein. Algumas modificações foram necessárias, pois o algoritmo foi concebido originalmente para uso em um aparelho portátil no qual o algoritmo parava de funcionar sempre que uma arritmia grave era detectada, e os dados eram transmitidos a um computador central, por meio de telefone, para que o mesmo procedesse a análise do ritmo. Assim, algumas modificações foram feitas de forma a fazer com que o algoritmo continuasse funcionando, mesmo que uma arritmia grave fosse detectada.

O fluxograma mostrado apresenta os parâmetros "default"

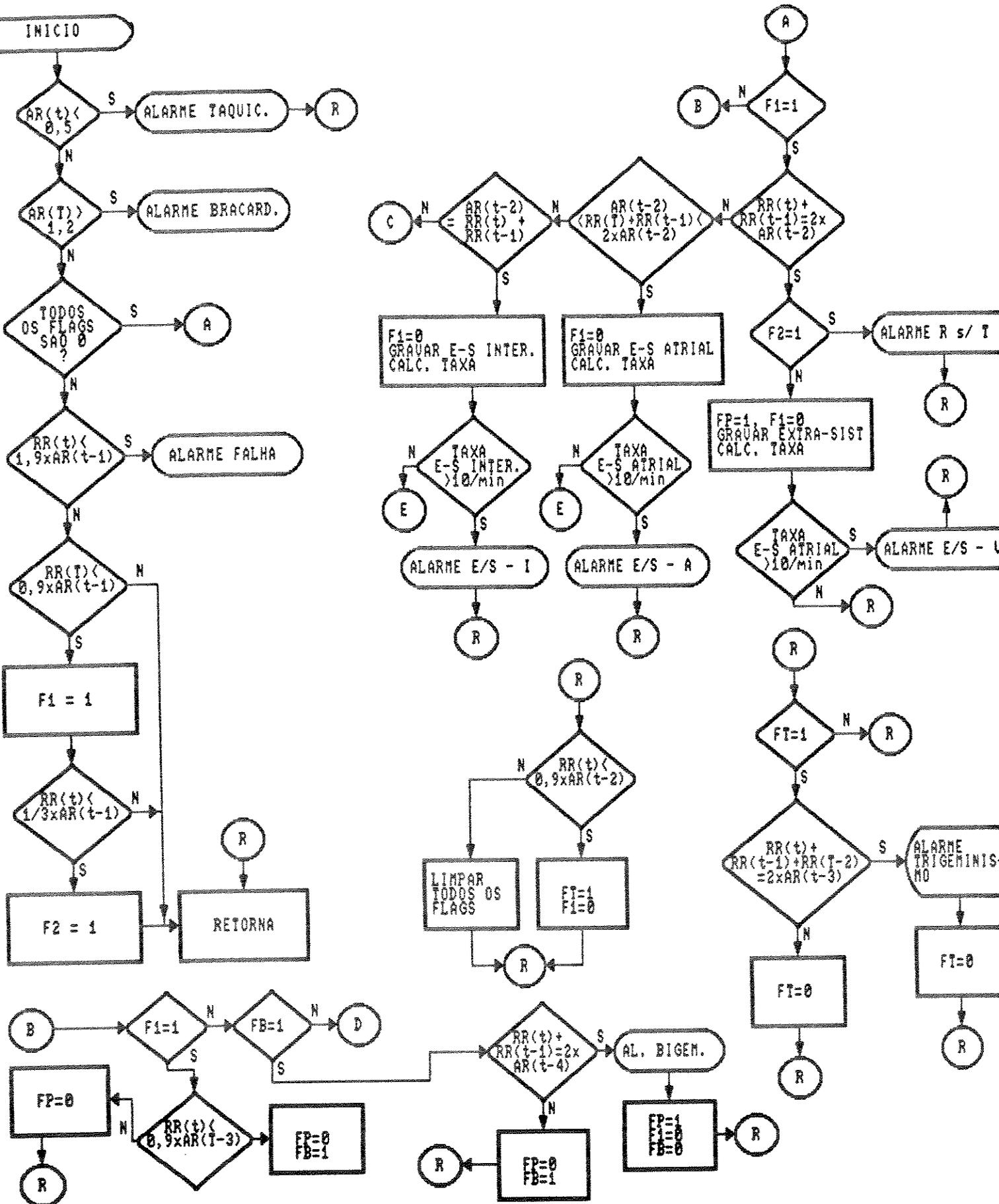


Fig. A.3.1: retina de detecção de arritmias

(iniciais) utilizados para a detecção de arritmias. Posteriormente será descrita uma rotina que permite ao usuário modificar estes parâmetros através de teclado. A seção 3.1.1.1 (ver capítulo 3) traz uma lista dos parâmetros reprogramáveis.

Além das variáveis RR(t) e AR(t) descritas na seção 2.4.1 (cap. 2) algumas variáveis importantes, utilizadas no algoritmo como indicadores ("flags") são descritas a seguir:

F1 - Indica que o último intervalo R-R foi prematuro.

F2 - O último intervalo R-R foi prematuro e ocorreu em um intervalo menor que 1/3 do intervalo R-R médio.

FP - Os dois últimos batimentos foram identificados como uma extra-sístole ventricular.

FB - O último intervalo foi prematuro, e ocorreu imediatamente após uma extra-sístole ventricular.

FT - Os últimos dois intervalos foram prematuros.

A.3.2) DESCRIÇÃO DAS ROTINAS PARA DETERMINAÇÃO DE PARÂMETROS DA PRESSÃO ARTERIAL

Duas rotinas realizam a determinação dos parâmetros extraídos do sinal digitalizado de pressão, sendo que uma delas (a rotina de "cálculos curtos") realiza operações rápidas, a cada ciclo do laço principal, de forma a fazer um pré-processamento para a outra rotina (a rotina de "cálculos longos"), que realiza a determinação final dos parâmetros.

A figura A.3.2.1 mostra um fluxograma da rotina para cálculos curtos, e a figura A.3.2.2 mostra um fluxograma da rotina para cálculos longos. Como já foi mencionado

anteriormente, a rotina CPRES prepara alguns parâmetros para que a rotina LPRES realize os cálculos finais. Ao longo de um ciclo completo, a rotina CPRES já obtém os seguintes parâmetros: valor máximo da pressão dentro do intervalo entre duas ondas R (pressão sistólica), valor mínimo da pressão dentro do mesmo intervalo, soma de todas as amostras do intervalo, número de amostras do intervalo (que corresponde à duração do mesmo), e os instantes em que ocorreram os valores máximo e mínimo. A rotina realiza também o cálculo ponto a ponto da função Fa, e ao final do ciclo, obtém o valor máximo da função e o instante em que este valor máximo ocorreu.

A rotina LPRES, mostrada na figura A.3.2.2, realiza alguns cálculos utilizando os parâmetros obtidos por CPRES. Primeramente, a rotina realiza a divisão do valor contido na variável PRAAC (soma de todas as amostras de pressão) pelo número de amostras utilizadas no intervalo (duração), de forma a obter a pressão média. Os valores máximo e mínimo já foram determinados na rotina CPRES.

Em seguida, é determinado o intervalo entre a ocorrência da onda R e a ocorrência do nó dicrotótico, e é feita a soma de todas as amostras de Fa neste intervalo. É feita, então, a divisão da soma das amostras pelo intervalo, obtendo-se assim a pressão média durante a sístole.

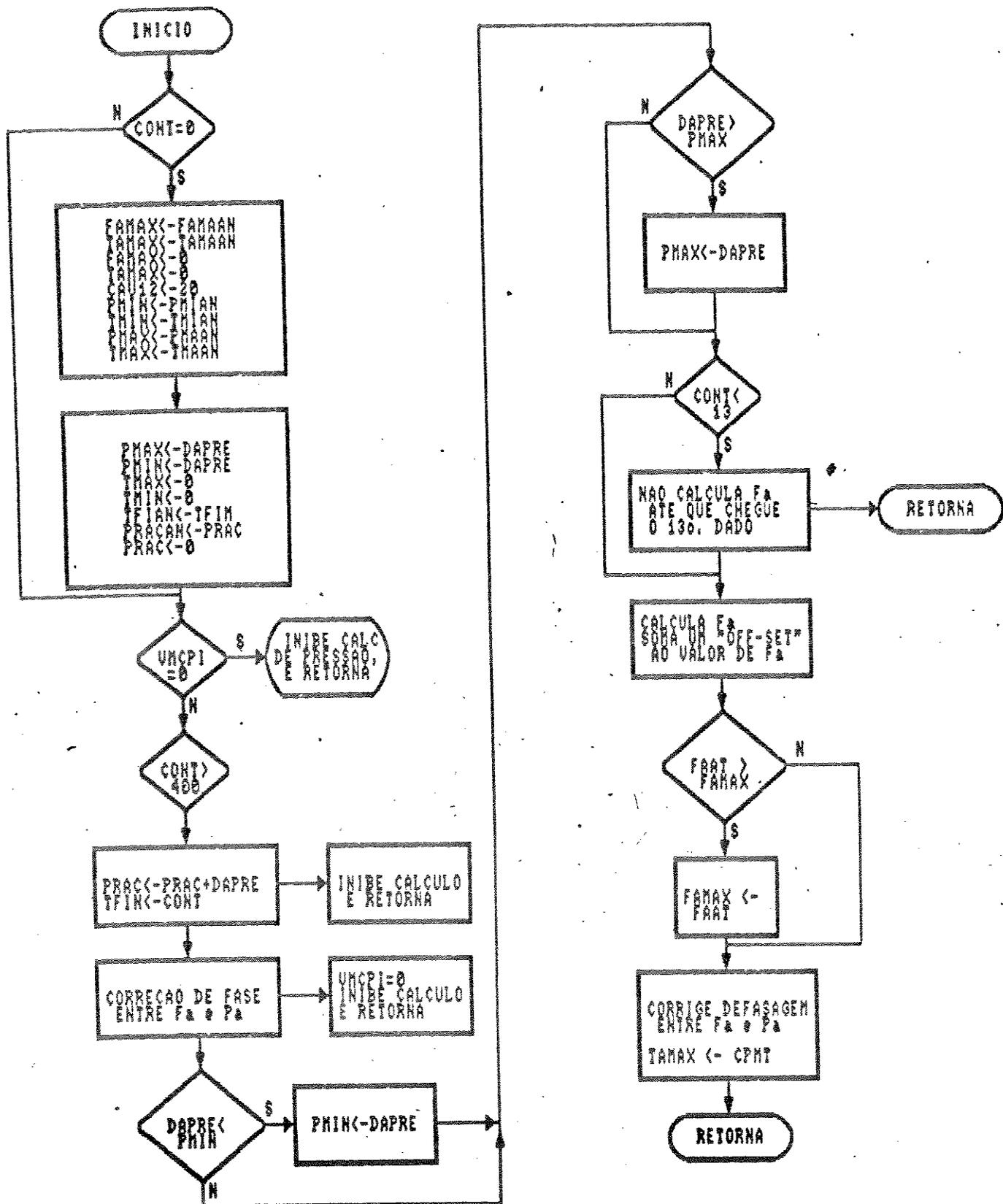


fig. A.3.2.1 - Fluxograma da rotina CPRES

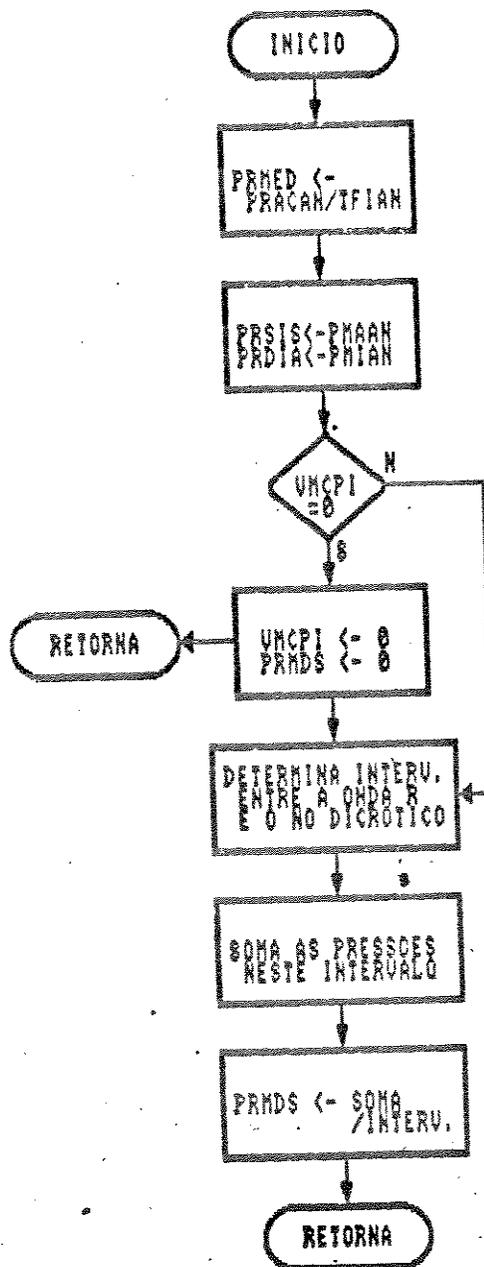


fig. A.3.2.2 - fluxograma da rotina LPRES

Apêndice A.4

LISTAGEM DO PROGRAMA DE CONTROLE DO SIMULADOR DE
INTERVALOR R-R, ECG E PRESSÃO ARTERIAL

```

=====
Programa simulador
Escrito por Adson Ferreira da Rocha
Maio, 1989
=====

```

```

Este programa controla o simulador programavel de ritmos
... cardiacos que e' utilizado nos testes do "Monitor de
... arritmias e pressao baseado em microprocessador".
O simulador simula a parte de deteccao de QRS do
... detector de arritmias cardiacas, gerando pulsos que cor-
... ponderiam aos pulsos de deteccao de complexo QRS. Os in-
... tervalos R-R podem ser escritos na tabela de intervalos
... R-R gravada na EPROM.
Tambem e' simulada uma forma de onda que tenta simular a pres-
... sao arterial.
E' gerada tambem uma imitacao grosseira da forma de onda de
... ECG.
Os tres sinais gerados sao sincronizados entre si.

```

```

$ ALLPUBLIC

```

```

; inicio do programa

```

```

; mapa de variaveis:

```

```

=====inicio=====
DEFSEG DEFCODE, START=0
SEG DEFCODE
STTOP: EQU 0FFFH ;topo da pilha
FSTAR: EQU 13 ;tamanho do pulso de START
FREAD: EQU 14 ;tamanho do pulso de READY
TQRS: EQU 40 ;tamanho do pulso de QRS
PGPRE: EQU 05 ;pagina da tabela de ECG
PGECG: EQU 06 ;pagina da tabela de pressao
=====fim=====

```

```

; portas de E/S:

```

```

=====inicio=====
DEFSEG IOSEG1, CLASS=IOSPACE, START=0
SEG IOSEG1,
QRS: DS 1 ;pulso de QRS (saida)
START: DS 1 ;sinal de inicio de conversao (saida)
DAC: DS 1 ;conversor D/A (saida)
P1: DS 1 ;controle do S/H 1
P2: DS 1 ;controle do S/H 2
=====fim=====

```

```

; programa principal:

```

```

=====inicio=====
DEFSEG ZEROCODE, START=0

```

```

SEG      ZEROCODE
RES:     JP      PRINC
ORG      80H
PRINC:   LD      SP,STTOP ;inicializa pilha
         LD      A,1      ;desabilita os S/H
         OUT     (P1),A   ;...
         OUT     (P2),A   ;...
         LD      A,0      ;zera o conversor D/A
         OUT     (DAC),A  ;...
LOOP1:   LD      HL,0400H ;marca inicio da tabela
         LD      (PTAB),HL ;...
LOOP2:   LD      HL,0      ;zera apontador de tabela de forma de onda
         LD      (VTAB),HL ;...
         LD      HL,(PTAB) ;inicia leitura de novo dado
         LD      A,(HL)   ;...
         LD      E,A      ;...
         INC     HL       ;...
         LD      (PTAB),HL ;...
         LD      A,(HL)   ;...
         LD      D,A      ;...
         LD      HL,265   ;... calculo do incremento INTAB
         LD      (INTAB),HL ;...
         LD      (INRR),DE ;...
         LD      BC,0     ;...
         LD      (CONT),BC ;...
         LD      A,1      ;seta pulso de QRS
         OUT     (QRS),A  ;...
LOOP3:   LD      BC,(INTAB) ;controle da saída do sinal de ECG
         LD      HL,(VTAB) ;...
         ADD     HL,BC     ;...
         LD      (VTAB),HL ;...
         LD      L,H       ;...
         LD      H,PGECC  ;...
         LD      A,(HL)   ;...
         OUT     (DAC),A  ;aciona o D/A
         NOP     ;compensacao de tempo
         NOP     ;...
         LD      A,0      ;...
         OUT     (P1),A   ;o S/H 1 adquire
         CALL    ESPER    ;...
         LD      A,1      ;...
         OUT     (P1),A   ;o S/H 1 retém
         LD      H,PGPRE  ;controle do sinal de pressao
         NOP     ;...
         NOP     ;...
         LD      A,(HL)   ;...
         OUT     (DAC),A  ;aciona o D/A
         LD      A,0      ;o S/H 1 adquire
         OUT     (P2),A   ;...
         CALL    ESPER    ;espera a aquisicao
         LD      A,1      ;o S/H 1 retém
         OUT     (P2),A   ;...
         LD      HL,(CONT) ;se CONT=0, segue direto
         LD      BC,0     ;... se cont<>0 executa rotina de compensacao

```

```

XOR    A           :...   de tempo
SBC    HL,BC       :...   "
JP     Z,0001      :...   "
NOP    :...   :compensacao de tempo
NOP    :...   "
LD     A,B         :...   "
LD     A,11        :...   "
LD     A,11        :...   "
COIU:  DEC    A     :...   "
      JP     NZ,COIU :...   "
0001:  LD     BC,(CONT) :se contador = TQRS, reseta pulso de QRS
      LD     A,C       :... caso contrario, continua
      CP     A,TQRS    :...   "
      JP     NZ,ESP3   :...   "
      LD     A,D       :...   "
      OUT    (QRS),A   :...   "
      JP     CONT3     :...   "
ESP3:  LD     A,D       :...   Instrucoes inocuas, so de compensacao
      JP     ENR1      :..... de tempo
ENR1:  JP     CONT3     :...   "
CONT3: NOP         :...   "
      LD     C,4       :...   "
PPPP:  NOP         :...   Instrucoes para temporizacao
      LD     B,97      :...   "
1111:  DEC    B        :...   "
      NOP         :...   "
      NOP         :...   "
      JP     NZ,1111   :...   "
      NOP         :...   "
      NOP         :...   "
      DEC    C         :...   "
      JP     NZ,PPPP   :...   "
      LD     A,B       :...   "
      LD     A,B       :...   "
      LD     A,18      :...   "
      LD     A,14      :...   "
TURU:  DEC    A         :Instrucoes para atualizacao do ponteiro
      JP     NZ,TURU   :... da tabela
      LD     A,B       :...   "
      LD     A,B       :...   "
      LD     DE,(INRR) :...   "
      LD     BC,(CONT) :...   "
      INC    BC        :testa se o Int. RR chegou ao fim
      LD     (CONT),BC :...   "
      LD     HL,(PTAB) :...   "
      LD     (GUARD),HL :volta a LOOP3, se a contagem nao
      LD     H,B       :... terminou, caso contrario,
      LD     L,C       :... segue direto
      XOR    A         :...   "
      SBC    HL,DE     :...   "
      LD     HL,(GUARD) :...   "
      JP     NZ,LOOP3  :se nao, volta a LOOP3
      INC    HL        :se sim, prepara para ler outro RR

```

```

LD      (PTAB),HL :
LD      A,L       :...      "
CP      A,240     :...testa se a tabela terminou
JP      NZ,LOOP2  :...se nao, le o proximo RR (em LOOP2)
JP      LOOP1     :se sim, reinicia tabela (em LOOP1)
ESPER:  NOP       :rotina de espera para o S/H
LD      A,10      :...      "
DDK:    DEC      A       :...      "
NOP     :...      "
JP      NZ,DDK    :...      "
RET     :...      "
;=====fim=====

```

```

;      tabela de intervalos RR:
;=====inicio=====
;      - A tabela contem bytes duplos, com o LSB primeiro
;      - 1 s corresponde a 200
;      - A leitura vai de 0 a 120, e volta a 0 de forma ciclica
;

```

```

ORG     0400H      :inicio em 0400H
D0:     DB        200,0
D1:     DB        200,0
D2:     DB        200,0
D3:     DB        200,0
D4:     DB        200,0
D5:     DB        200,0
D6:     DB        200,0
D7:     DB        200,0
D8:     DB        200,0
D9:     DB        200,0
D10:    DB        100,0
D11:    DB        44,1
D12:    DB        100,0
D13:    DB        44,1
D14:    DB        200,0
D15:    DB        200,0
D16:    DB        200,0
D17:    DB        200,0
D18:    DB        200,0
D19:    DB        200,0
D20:    DB        200,0
D21:    DB        200,0
D22:    DB        200,0
D23:    DB        90,2
D24:    DB        200,0
D25:    DB        200,0
D26:    DB        200,0
D27:    DB        200,0
D28:    DB        200,0
D29:    DB        200,0
D30:    DB        200,0
D31:    DB        200,0
D32:    DB        200,0
D33:    DB        200,0

```

D34:	DB	100,0
D35:	DB	98,0
D36:	DB	200,0
D37:	DB	200,0
D38:	DB	200,0
D39:	DB	200,0
D40:	DB	200,0
D41:	DB	200,0
D42:	DB	200,0
D43:	DB	200,0
D44:	DB	200,0
D45:	DB	100,0
D46:	DB	44,1
D47:	DB	200,0
D48:	DB	200,0
D49:	DB	200,0
D50:	DB	200,0
D51:	DB	50,0
D52:	DB	50,0
D53:	DB	50,0
D54:	DB	50,0
D55:	DB	50,0
D56:	DB	50,0
D57:	DB	50,0
D58:	DB	50,0
D59:	DB	200,0
D60:	DB	200,0
D61:	DB	200,0
D62:	DB	200,0
D63:	DB	200,0
D64:	DB	200,0
D65:	DB	200,0
D66:	DB	100,0
D67:	DB	44,1
D68:	DB	200,0
D69:	DB	200,0
D70:	DB	200,0
D71:	DB	200,0
D72:	DB	200,0
D73:	DB	200,0
D74:	DB	200,0
D75:	DB	200,0
D76:	DB	200,0
D77:	DB	100,0
D78:	DB	150,0
D79:	DB	200,0
D80:	DB	200,0
D81:	DB	200,0
D82:	DB	200,0
D83:	DB	200,0
D84:	DB	200,0
D85:	DB	200,0
D86:	DB	200,0
D87:	DB	200,0
D88:	DB	200,0

D89:	DB	50,0
D90:	DB	94,1
D91:	DB	200,0
D92:	DB	200,0
D93:	DB	200,0
D94:	DB	200,0
D95:	DB	200,0
D96:	DB	200,0
D97:	DB	200,0
D98:	DB	200,0
D99:	DB	200,0
D100:	DB	200,0
D101:	DB	100,0
D102:	DB	100,0
D103:	DB	100,0
D104:	DB	200,0
D105:	DB	200,0
D106:	DB	200,0
D107:	DB	200,0
D108:	DB	200,0
D109:	DB	200,0
D110:	DB	200,0
D111:	DB	200,0
D112:	DB	50,1
D113:	DB	50,1
D114:	DB	50,1
D115:	DB	50,1
D116:	DB	50,1
D117:	DB	50,1
D118:	DB	50,1
D119:	DB	50,1
D120:	DB	50,1
D121:	DB	200,0
D122:	DB	200,0
D123:	DB	200,0
D124:	DB	200,0

=====film=====

; tabelas de formas de onda:

;=====inicio=====

; A) forma de onda do ECG

	ORG	0500H
E0:	DB	67,66,66,66,65,65,65,64,64,64
E10:	DB	83,83,83,83,83,82,82,82,82,82
E20:	DB	61,61,61,61,61,60,60,60,60,60
E30:	DB	61,61,62,62,62,63,63,64,64,65
E40:	DB	66,67,68,69,70,71,72,73,75,77
E50:	DB	79,80,81,83,85,86,88,91,94,97
E60:	DB	100,102,103,106,110,112,114,116,118,120
E70:	DB	121,124,127,129,131,133,135,137,138,139
E80:	DB	140,141,142,143,144,144,145,145,145,145
E90:	DB	144,144,144,143,142,142,141,140,139,138
E100:	DB	137,136,135,134,132,130,128,126,124,121

```

E110:  DB      120,118,116,114,112,110,107,104,101,96
E120:  DB      92,95,99,101,103,104,105,105,105,106
E130:  DB      106,106,106,105,105,104,104,103,102,101
E140:  DB      100,99,98,97,96,95,94,93,92,91
E150:  DB      90,89,88,87,86,85,84,83,82,81
E160:  DB      80,80,79,79,78,78,77,77,76,76
E170:  DB      75,75,74,74,73,73,72,72,72,71
E180:  DB      70,70,70,70,70,70,69,69,69,69
E190:  DB      68,68,68,68,68,68,68,68,68,68
E200:  DB      68,68,68,68,67,67,67,67,67,67
E210:  DB      67,67,67,67,67,67,67,67,67,67
E220:  DB      67,67,67,67,67,67,67,67,67,67
E230:  DB      67,67,67,67,67,67,67,67,67,67
E240:  DB      67,67,67,67,67,67,67,67,67,67
E250:  DB      67,67,67,67,67,67,67,67,67,67
;=====fim=====

```

```

; forma de onda de pressao
;=====inicio=====

```

```

      ORG      0600H
R0     DB      100,95,90,85,79,85,90,95,100,105
R10    DB      110,115,120,125,130,135,140,145,150,145
R20    DB      140,135,130,125,120,115,110,105,100,100
R30    DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R40    DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R50    DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R60    DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R70    DB      100,105,109,112,113,113,114,114,114,115
R80    DB      115,115,115,115,114,114,144,113,133,112
R90    DB      109,105,100,100,100,100,100,100,100,100
R100   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R110   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R120   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R130   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R140   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R150   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R160   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R170   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R180   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R190   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R200   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R210   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R220   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R230   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R240   DB      100,100,100,100,100,100,100,100,100,100
R250   DB      100,100,100,100,100
;=====fim=====

```

```

;=====inicio=====
      ORG      0900H
GUARD: DS      2      ;variavel auxiliar
PTAB:  DS      2      ;apontador da tabela

```

```

INRR:   DS      2      ;intervalo RR
CONT:   DS      2      ;contador de temporizacao do intervalo
VTAB:   DS      2      ;apontador da tabela de forma de ondad
INTAB:  DS      2      ;incremento da tabela de forma de onda
;=====fim=====

;      area de pilha
;=====inicio=====
      ORG      0F00H
STACK:  DS      255
;=====fim=====

      END          ;fim do programa

```