

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP
FACULDADE DE ENGENHARIA ELETRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMEDICA

Título: SISTEMA PARA SIMULAÇÃO DE ECG/ARRITMIAS CARDÍACAS
PARA ENSINO E TREINAMENTO DE PESSOAL

Autor: Antonio de Assis Bento Ribeiro

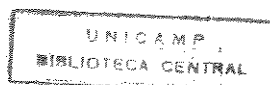
Orientador: Profa. Dra. Maria Adélia Collier Farias

Este exemplar correponde à redação final da tese
defendida por Antonio de Assis Bento
Ribeiro pela Comissão
Julgadora em 12 / 12 / 1991.
Kauê Adélia Collier Farias
Orientador

Tese Apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica da
UNICAMP como Parte dos Requisitos para Obtenção do Grau
de Mestre em Engenharia Elétrica.

92.23124/B²

Novembro - 1991



Dedico este trabalho aos
meus pais e irmãos; e em
especial a Emilia, pelo
incentivo e carinho.

Quero agradecer às pessoas que muito contribuíram para minha formação durante o curso de mestrado: Profa. Dra. Maria Adélia Collier Farias (minha orientadora), Profs. Drs. Saide J. Calil, José W. M. Bassani, Alberto Cliquet Jr., Eduardo Tavares Costa, Sérgio Santos Muhlen, Wang Binseng, Profa. Vera L. S. N. Button, Engs. Alexandre H. Hermini, Ícaro F. Bellentani, aos técnicos em eletrônica Márcio T. Watoniki e Eugênio C. Carrara, e a secretária Marcia.

Agradeço em especial a Samuel Euzédice de Lucena, a quem devo ótimas sugestões na elaboração desta dissertação, e também a todos meus amigos do Centro de Engenharia Biomédica.

Agradecimento especial à CAPES pela concessão de bolsa de estudos.

O ensino do reconhecimento e classificação dos diversos padrões anormais do eletrocardiograma é uma tarefa que geralmente demanda tempo considerável, em parte devido a falta de instrumentos adequados. Portanto, para suprir a carência de simuladores de ECG para fins didáticos, no Brasil, desenvolveu-se um programa em linguagem C, SIMULA, para computador pessoal compatível com a linha IBM-PC-XT que permite visualização dinâmica no monitor de vídeo de qualquer arritmia cardíaca. Os ECG's das arritmias estão gravados em disco rígido e podem ser obtidos de qualquer uma das seguintes fontes : fita magnética, mesa digitalizadora, e teclado. O sistema permite interação com o usuário, facilitando e acelerando a aprendizagem do tema.

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO II - ELETROCARDIOGRAFIA BÁSICA.....	3
CARACTERÍSTICAS FISIOLÓGICAS DO MÚSCULO CARDÍACO.....	3
TECIDO NODAL.....	4
NÓDULO SINO-ATRIAL.....	4
NÓDULO ATRIOVENTRICULAR.....	5
TECIDO DE PURKINJE.....	5
TECIDO MUSCULAR COMUM.....	6
ORIGEM DO BATIMENTO CARDÍACO.....	6
CARACTERÍSTICAS DO POTENCIAL DE AÇÃO SINUSAL.....	7
POTENCIAL DE AÇÃO VENTRICULAR.....	9
CONDUTIVIDADE DO MÚSCULO CARDÍACO.....	10
CONDUÇÃO NO MÚSCULO ATRIAL.....	11
CONDUÇÃO NO MÚSCULO ATRIOVENTRICULAR.....	12
CONDUTIVIDADE NO SISTEMA DE PURKINJE.....	13
CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	14
RELAÇÃO ENTRE POTENCIAL DE AÇÃO E O ECG.....	16
O ELETROCARDIOGRAMA.....	17
RITMO NORMAL E ARRITMIAS.....	21
CAPÍTULO III - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	25
INTRODUÇÃO.....	25
SIMULADORES DE ECG.....	26
CAPÍTULO IV - DESCRIÇÃO DO PROJETO.....	34
INTRODUÇÃO.....	34
APRESENTAÇÃO DO SISTEMA SIMULA.....	35

TIPOS DE SIMULAÇÃO.....	36
ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DO TECLADO.....	37
ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DA MESA DIGITALIZADORA...	40
ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DO GRAVADOR.....	45
GRAVANDO RITMOS NA BIBLIOTECA.....	48
A ESTRUTURA DE GRAVAÇÃO.....	50
HIERARQUIA DA BIBLIOTECA.....	51
LENDO RITMOS DA BIBLIOTECA.....	53
IMPRIMINDO RITMOS.....	55
SAINDO DO SISTEMA.....	56
 CAPÍTULO V - RESULTADOS.....	 57
INTRODUÇÃO.....	57
BIBLIOTECA DE RITMOS.....	59
 CAPÍTULO VI - CONCLUSÕES	 89
 APÊNDICE A - B-SPLINE.....	 92
APÊNDICE B - MESA DIGITALIZADORA.....	98
APÊNDICE C - PLACA CONVERSORA CAD10/26.....	100
BIBLIOGRAFIA.....	104

Segundo dados da Organização Mundial de Saúde as cardiopatias são a terceira "causa mortis" no Brasil e no mundo. Uma fração considerável das cardiopatias são constituídas pelas arritmias cardíacas, que se diagnosticadas e tratadas pronta e adequadamente, podem reduzir drasticamente os índices de morte atuais.

O diagnóstico de arritmias é feito basicamente a partir dos registros eletrocardiográficos e da história clínica do indivíduo. Apesar da importância e complexidade do tema, tradicionalmente as escolas de medicina têm dedicado apenas algumas aulas do curso de cardiologia à análise do ECG, devido principalmente ao tempo demasiadamente longo necessário à sua aprendizagem pelo método convencional (estudo de registros de livros-textos).

Entretanto, com o advento de computadores pessoais de baixo custo e grande capacidade de processamento, tornou-se possível o ensino de temas complexos e extensos, como por exemplo a eletrocardiografia, de maneira extremamente atraente, dinâmica, individual, fácil e num tempo exíguo (esta área é genericamente chamada de CAI : "Computer Aided Instruction").

O objetivo deste trabalho é desenvolver um programa para computadores compatíveis com o IBM-PC-XT para treinamento e reconhecimento de arritmias cardíacas, que possa servir de ferramenta auxiliar ao ensino de ECG nas escolas médicas e afins. O programa permite : visualizar ECG na tela do computador de forma fácil e rápida; anexar novos ritmos à biblioteca padrão através do teclado, mesa digitalizadora, ou gravador de instrumentação; e também o registro do ECG na impressora gráfica. O programa é de fácil utilização, sendo todo orientado por mensagens que ajudam o usuário

na execução de cada opção.

Esta dissertação está organizada em seis capítulos. No capítulo I, Introdução, descreve-se a importância, o objetivo e estrutura da tese. No capítulo II, Eletrocardiografia Básica, apresenta-se alguns conceitos básicos de eletrocardiografia. No capítulo III, Revisão Bibliográfica, relata-se alguns tipos de simuladores de ECG para fins didáticos. No capítulo IV, Projeto, descreve-se em detalhes o programa para simular o ECG, SIMULA. No capítulo V, Resultados, exhibe-se os vários ECG anexados na biblioteca através dos métodos teclado, mesa digitalizadora, gravador, e alguns comentários sobre cada ritmo. No capítulo VI, Conclusões, expõe-se tópicos advindos do desenvolvimento deste trabalho, discute-se sua importância e faz-se algumas sugestões de melhoria.

Anexado a esta tese encontra-se disponível o Manual de Operação, o qual é uma ferramenta auxiliar para a utilização do programa Simula.

2.1 CARACTERÍSTICAS FISIOLÓGICAS DO MÚSCULO CARDÍACO

A função do coração é bombear sangue através do sistema circulatório para todos os tecidos do corpo. Para realizar este trabalho com eficiência, a sequência de excitação-contração deve ser realizada de forma ordenada e coordenada, seguindo um padrão de eventos que inicia-se nos átrios e termina nos ventrículos. As propriedades fisiológicas do músculo cardíaco determinam esta sequência de eventos, desde a geração de impulsos no nódulo sinusal até a contração dos ventrículos.

O músculo cardíaco é essencialmente formado por três tipos de tecido: tecido nodal, tecido de Purkinje, e músculo comum. As propriedades de cada tecido determinam as atividades funcionais do coração, que são: auto-ritmicidade, condutividade e contratilidade. Essas características estão desenvolvidas em graus diferentes em cada região do músculo cardíaco. O tecido nodal é o responsável, em condições normais, pela auto-ritmicidade do coração, possuindo pouca atividade contrátil e baixa condutividade. Já as células de Purkinje se especializaram na rápida condução do impulso elétrico do tecido nodal para os ventrículos, apresentam pouca capacidade contrátil e, em condições normais, não funcionam como marca-passo. Na musculatura comum, a contratilidade está bastante desenvolvida, possuindo o mais alto grau contrátil dos tecidos; porém, a condutividade é menor do que na rede de Purkinje, e praticamente não há auto-ritmicidade (Guyton, 1988).

2.1.1 TECIDO NODAL

O tecido nodal está presente em duas regiões: nódulo sinoatrial e nódulo atrioventricular.

2.1.1.1 NÓDULO SINODIAL

Compreendido entre a veia cava superior e o átrio direito, o nódulo sinoatrial é o marca-passo natural do coração, e os ritmos aí originados são denominados "ritmos sinusais" (Figura 2.1).

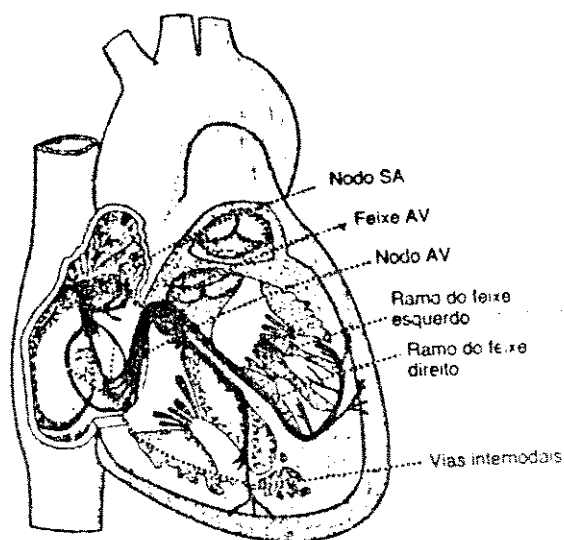


Figura 2.1 O nódulo sinusal e o sistema de condução cardíaco (Guyton, 1988).

As células desta região, delgadas e fusiformes, são menores do que as do músculo cardíaco comum, possuem relativamente pouca miofibrila e estão envolvidas por tecido conjuntivo. As fibras nervosas simpáticas e parassimpáticas estão em íntima

associação com o nóculo sinoatrial, predominando a influência das primeiras. Essas enervações modulam, porém não controlam, os ritmos sinusais (Mountcastle, 1978).

2.1.1.2 NÓDULO ATRIOVENTRICULAR

O nóculo atrioventricular localiza-se na região subendocárdica do átrio direito, junto à desembocadura do seio coronário, na porção inferior do septo interatrial (Mountcastle, 1978). O nóculo AV tem a função de marca-passo secundário, contém fibras semelhantes àquelas observadas no nóculo sinoatrial, e é capaz de assumir a geração de impulsos elétricos, quando a atividade do nóculo sinusal é deprimida. Os ritmos desta região são denominados ritmos nodais, ou juncionais. Similarmente ao nóculo sinoatrial, há terminações parassimpáticas e simpáticas enervando esta área.

2.1.2 TECIDO DE PURKINJE

Como citado anteriormente, este tecido é especializado na condução rápida dos impulsos originados no nóculo sinusal para os ventrículos. As fibras de Purkinje têm diâmetro grande, da ordem 50 a 70 μm (Mountcastle, 1978), comparada com fibras musculares cardíacas, o que de certa forma determina a maior velocidade de propagação do impulso elétrico. Essas fibras se ramificam sobre o endocárdio e penetram na musculatura ventricular, transmitindo o impulso dos átrios para o ventrículos.

2.1.3 TECIDO MUSCULAR COMUM

As células musculares cardíacas apresentam algumas propriedades dos músculos esqueléticos e algumas dos músculos lisos (Mountcastle, 1978). As fibras contêm miofibrilas, com um padrão de estriação cruzada semelhante a do músculo esquelético, possuindo tanto a miosina quanto a actina. Entretanto, a intervalos irregulares ao longo do comprimento, há bandas transversais, chamadas discos intercalares. No interior dessas estruturas existem junções de membranas, que mantêm as células reunidas, e junções espaçadas que possibilitam transmitir o potencial de ação de uma para outra célula, semelhante à musculatura lisa. Os neurônios simpáticos predominam nas terminações do músculo cardíaco, exercendo importante papel no controle da força contrátil dos ventrículos.

2.2 ORIGEM DO BATIMENTO CARDÍACO

Todas as células do miocárdio são capazes de desenvolver atividade de marca-passo. Em condições normais as células do nódulo sinoatrial (SA) estabelecem a frequência cardíaca em aproximadamente setenta batimentos por minuto (homem, adulto, em repouso), constituindo o marca-passo natural do coração. Essas células exercem esta função porque possuem rápida despolarização diastólica e o mais baixo potencial de repouso dentre todas as células do miocárdio, conforme análise no próximo parágrafo.

2.2.1. CARACTERÍSTICAS DO POTENCIAL DE AÇÃO SINUSAL

O potencial de ação do nódulo sinusal é bastante diferente daqueles apresentados em outras partes do coração. A Figura 2.2 exibe os diversos padrões de potencial de ação (PA) no músculo cardíaco.

A despolarização da membrana celular ocorre quando a permeabilidade a íons de sódio aumenta e ao potássio diminui. Durante a diástole, período de relaxação do músculo cardíaco, as

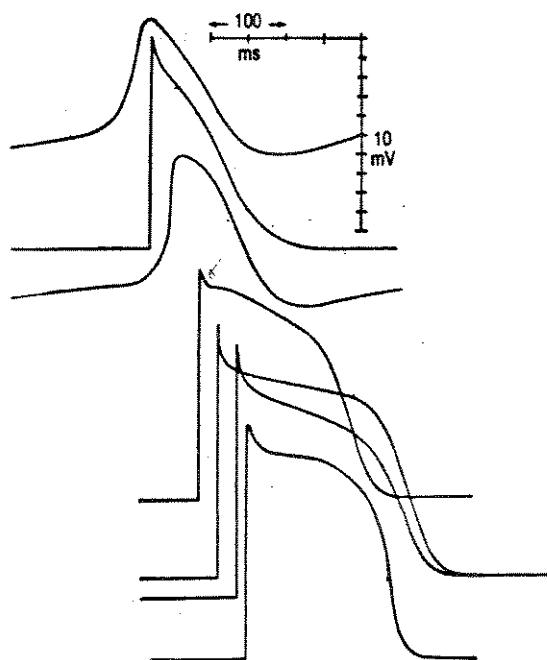


Figura 2.2 Potencial de ação nas regiões (de cima para baixo) : nodo SA, músculo atrial, nodo AV, feixe de His, fibra de Purkinje em tensão falso, fibra terminal de Purkinje e fibra muscular ventricular (Mountcastle, 1978).

células do nódulo SA apresentam uma condutância ao sódio muito elevada, comparada com as demais células do miocárdio, e neste período a condutância ao potássio declina lentamente, sendo que nas outras células permanece constante (Mountcastle, 1978). Devido a esses fatores, o potencial da membrana tenderá a estabilizar-se mais próximo do potencial do sódio que do potássio. Nestas condições, a membrana se despolariza rapidamente, e associado ao baixo potencial de repouso, atinge o limiar de disparo facilmente, gerando um novo PA, conforme mostra a Figura 2.3. Dessa forma, as células do nódulo sinusal apresentam a auto-ritmicidade, característica de grande importância para o desempenho correto do coração.

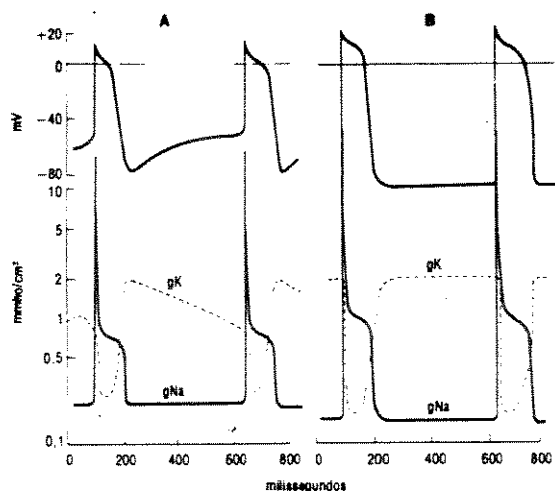


Figura 2.3 Diagrama esquemático das condutâncias ao sódio e potássio (g_{Na} e g_K). A, fibra do nódulo sinusal; B, fibra ventricular do coração de coelho. Nota-se que a condutância diastólica de "repouso" é mais elevada no nodo SA que na fibra ventricular (Mountcastle, 1978).

2.2.2 POTENCIAL DE AÇÃO VENTRICULAR

O potencial de ação do músculo cardíaco é mostrado na Figura 2.4. Observa-se cinco fase distintas de correntes iônicas, fases de 0-4. A seguir analisa-se o desencadeamento de cada fase.

Quando ocorre uma despolarização da membrana da célula, devido ao estímulo excitatório externo, há um aumento da permeabilidade da membrana ao íon sódio. Ativa-se os canais rápidos de sódio, o potencial da membrana em fração de milisegundos atinge o pico máximo da tensão, fase 0 na Figura 2.4. Em seguida, esses canais são rapidamente desativados, ocorrendo uma repolarização parcial.

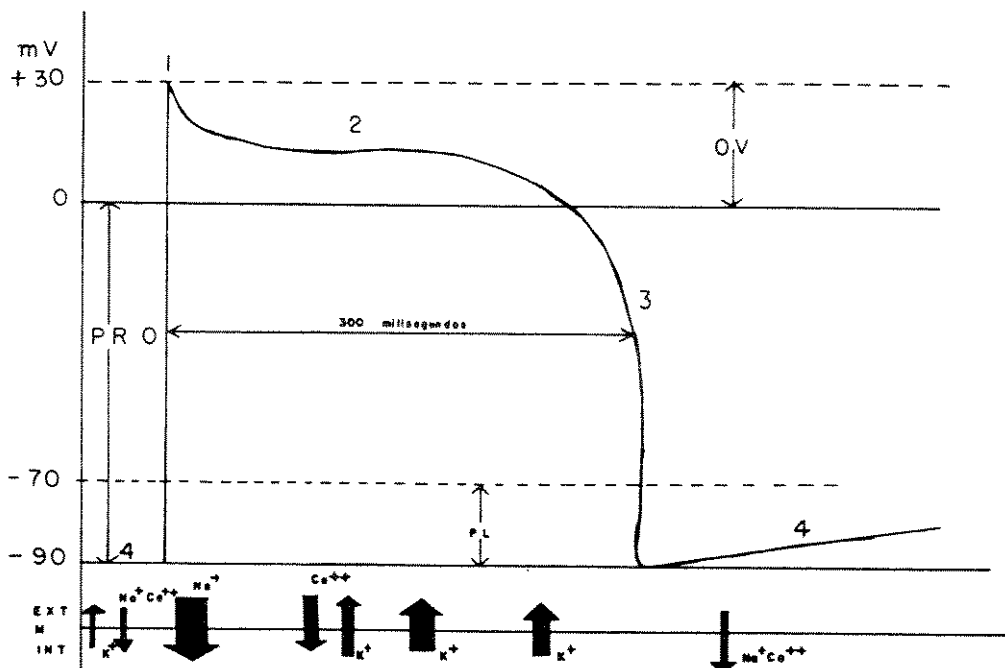


Figura 2.4 Potencial de ação e correntes iônicas no ventrículo. FL, potencial limiar; FR, potencial de repouso. Largura das setas proporcional ao valor das correntes iônicas (Germiniani, 1990).

Este movimento é ativado pelos canais de íons cloro e potássio, influxo de íons cloro e efluxo de potássio, fase 1. Posteriormente temos a fase 2, denominada platô, ou despolarização sustentada. Sob o comando dos íons sódio e cálcio, o potencial da membrana aproxima-se do repouso lentamente. Ambos os íons utilizam canais lentos para penetrarem na célula. No final desta fase a célula inicia o retorno à condição de repouso existente antes da ação do estímulo excitatório. Ativa-se os canais de potássio, surgindo uma corrente repolarizante devido ao efluxo de potássio. O potencial da membrana retorna para cerca de -90 mv. Finalmente, a última fase do PA, denominada despolarização diastólica espontânea, fase 4, resulta da interação complexa entre correntes orientadas para o interior, influxo de sódio, e para o exterior, efluxo de potássio, durante a diástole. A despolarização diastólica é mais importante para as células do nódulo sinusal, conforme parágrafo anterior (Berminiani, 1990 ; Mountcastle, 1978).

2.3 CONDUTIVIDADE DO MÚSCULO CARDÍACO

Semelhante à descrição ocorrida para o potencial de ação, pode-se fazer o mesmo para a velocidade de condução do impulso elétrico. A partir do nódulo sinoatrial até os ventrículos, a condutividade adquire valores diferentes. Na região do marca-passo ela é baixa, em torno de 0.05 m/s, no nódulo atrioventricular sofre uma pequena diminuição atingindo 0.02 m/s, já no sistema de Purkinje é onde atinge o valor máximo, de 1.5 a

4.0 m/s , voltando a reduzir-se para 0.3 a 0.4 m/s nos ventrículos. A Figura 2.5 mostra o sistema de condução cardíaco.

2.3.1 CONDUÇÃO NO MÚSCULO ATRIAL

A condução da atividade elétrica dentro do nódulo sinusal é lenta, da ordem de 0.05 m/s, uma característica provavelmente relacionada com o baixo potencial de repouso e despolarização diastólica rápida das células desta região (Mountcastle, 1978). O impulso acelera-se a medida que aproxima-se da musculatura atrial, onde desenvolve velocidade de 1 m/s.

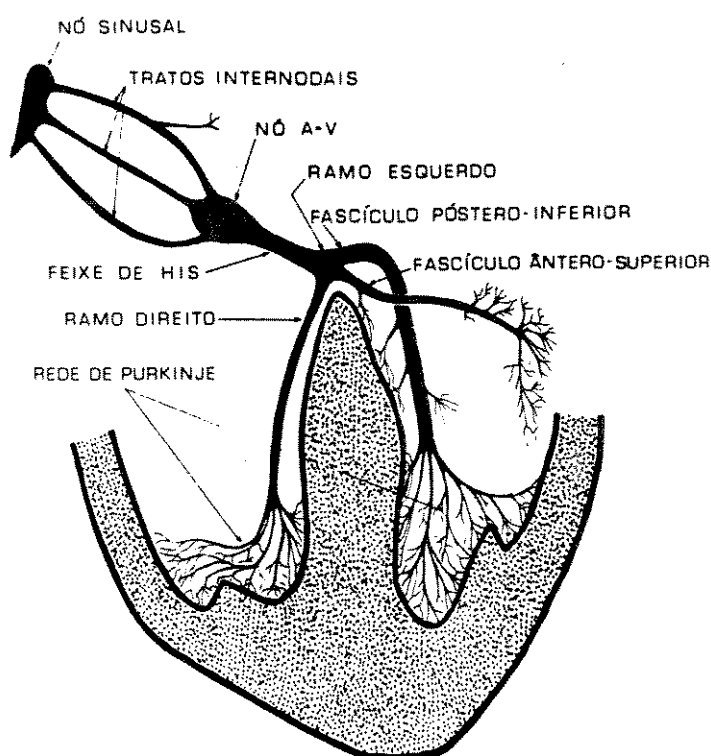


Figura 2.5 Sistema de condução cardíaco (Germiniani, 1990).

2.3.2 CONDUÇÃO NO NÓDULO ATRIOVENTRICULAR

O nódulo AV desempenha papel importante na transmissão do impulso elétrico dos átrios para os ventrículos. Neste local ocorre um atraso na propagação dos potenciais de ação, fazendo com que a sístole atrial se complete antes que os ventrículos sejam excitados. Basicamente duas causas explicam este fenômeno. A primeira é o menor potencial de repouso registrado nesta região. Similar as células do nódulo sinusal, ocorre o bloqueio dos canais rápidos de sódio, e os potenciais de ação são desencadeados pelos canais de cálcio-sódio, resultando em lento desenvolvimento do próprio potencial de ação. Conseqüentemente cada segmento da fibra excita de forma lenta o segmento seguinte, ocasionando uma lentidão da condução (Guyton, 1988). A outra causa é o menor diâmetro encontrado nas células juncionais e nodais, fazendo com que a condução diminua ao longo do comprimento da fibra (Figura 2.6).

Além de retardar a transmissão do impulso oriundo dos átrios para os ventrículos, o nódulo AV possui outras importantes funções. Quando o nódulo sinusal é deprimido, o nódulo AV assume o controle da geração de impulsos elétricos, geralmente a uma frequência menor do que a sinusal. O nódulo AV também é importante no controle da direção dos impulsos. Em condições normais a condução é anterógrada (átrios-ventrículos), ocorrendo a retrógrada somente em casos patológicos. Além da limitação em direção, frequências muito elevadas são bloqueadas, impedindo-as de atingir os

ventrículos.

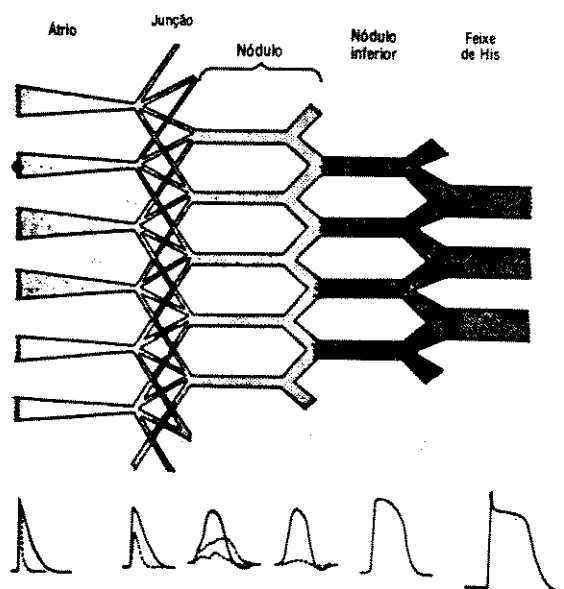


Figura 2.6 Diagrama das relações entre as fibras no átrio, no nódu- lo AV e no feixe de His do coração dos mamíferos, em baixo potencial de ação nas fibras (Mountcastle, 1978).

2.3.3 CONDUTIVIDADE NO SISTEMA DE PURKINJE

Ultrapassando o nódu- lo AV e o feixe de His, a velocidade de condução dos impulsos aumenta. Se antes era em torno de 0.02 a 0.05 m/s, nas fibras de Purkinje atinge velocidade entre 1.5 a 4.0 m/s (Mountcastle, 1978). As fibras de Purkinje têm diâmetros

grandes, maiores até que as do músculo cardíaco, o que explica a maior propagação dos impulsos. Também nesta área ocorre o aumento do número de nexos sucessivos entre células, que facilita a transmissão do impulso. Nesses nexos, os íons são transmitidos de uma célula à seguinte com facilidade, aumentando a velocidade de transmissão. As células de Purkinje se espalham sobre todo o septo interventricular, possuindo dois ramos, o ramo esquerdo e o direito, terminando nas fibras musculares. O tempo de condução do impulso do nóculo AV até as terminações musculares é da ordem de 0.03 s, mostrando a rapidez da transmissão do impulso. Tal rapidez faz com que todo o ventrículo seja contraído de forma síncrona, produzindo uma força contrátil muito maior caso não houvesse a sincronização.

2.4 CONTRAÇÃO MUSCULAR

O impulso elétrico, potencial de ação propagado, após percorrer o sistema de condução, o feixe de His e as fibras de Purkinje, atinge os ventrículos. As fibras de Purkinje conduzem o impulso rapidamente, produzindo uma ativação rápida e síncrona nos elementos contráteis dos ventrículos, como consequência gera-se uma força contrátil que impulsiona o sangue para o sistema circulatório. A Figura 2.7 exibe a sequência de excitação-contração do músculo papilar isolado de gato. Pode-se observar o prolongamento do período refratário efetivo. Em virtude deste prolongamento, cuja duração é maior do que o necessário para atingir o pico máximo da tensão, não é possível tetanizar o músculo cardíaco.

Embora o mecanismo de acoplamento excitação-contração em músculo cardíaco não esteja completamente esclarecido, sabe-se que o íon cálcio desempenha papel importante neste fenômeno. Dados experimentais comprovaram que a contração muscular cardíaca associa-se ao influxo do íon cálcio, assim como depende da concentração externa deste íon.

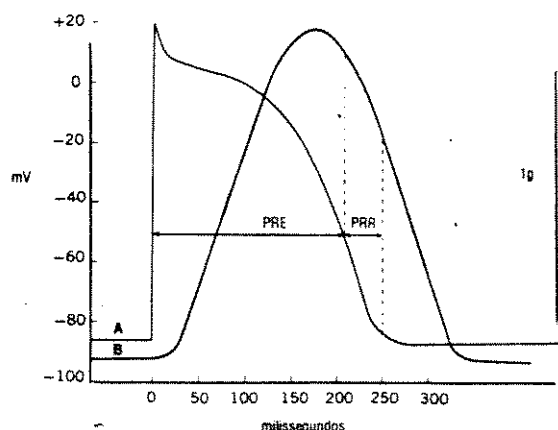


Figura 2.7 Potencial de ação da membrana (A) e a tensão isométrica (B) do músculo papilar isolado de gato. Atinge-se o pico máximo de tensão antes do fim do período refratário efetivo (PRE). PRR, período refratário relativo (Mountcastle, 1978).

A Figura 2.7 mostra o potencial de ação ventricular e a tensão isométrica da fibra do músculo papilar de gato. Durante a despolarização, a concentração interna de íons cálcio aumenta devido ao influxo de íons cálcio e, indiretamente pela entrada de íons sódio que libera íons cálcio do retículo sarcoplasmático. No platô os íons cálcio retornam ao retículo sarcoplasmático; entretanto, a concentração interna continua elevada em função do influxo de íon cálcio. Neste instante a contração eleva-se tendendo para o valor máximo. Com o início da repolarização

rápida, a concentração interna do íon cálcio reduz-se, em virtude do efluxo ativo do íon cálcio e da recombinação local. A concentração interna continua decrescendo até atingir o nível que se torna incompatível com a existência da contração, resultando o período de relaxação muscular.

2.5 RELAÇÃO ENTRE POTENCIAL DE AÇÃO E O ELETROCARDIOGRAMA

Durante a propagação do PA através do músculo cardíaco correntes iônicas axiais e transversais circulam pelas células. A medida que a onda de excitação se espalha, o potencial da membrana alterna de polaridade; na despolarização o exterior é mais positivo que o interior, e na repolarização ocorre o inverso. Esta sequência de alternância de polaridade foi comparada a um dipolo elétrico, região negativa precedida de positiva. De acordo com a teoria eletromagnética, cargas elétricas geram campo elétrico, que produz potencial. Colocando-se dois eletrodos sobre a superfície do corpo, pode-se registrar uma diferença de potencial devido ao movimento iônico nas células. Denomina-se eletrocardiograma (ECG) esta diferença de potencial. A Figura 2.8 exhibe a relação entre o PA celular e o eletrocardiograma unipolar (obtem-se o ECG unipolar colocando um eletrodo na superfície externa do coração, eletrodo de captação, e outro no potencial nulo, eletrodo indiferente). Embora haja uma relação entre o ECG e o PA, há diferenças conceituais entre ambos. O PA é o registro elétrico da diferença de voltagem entre o exterior e interior da célula, já o ECG é o

registro da diferença de voltagem entre regiões excitadas e não excitadas do coração.

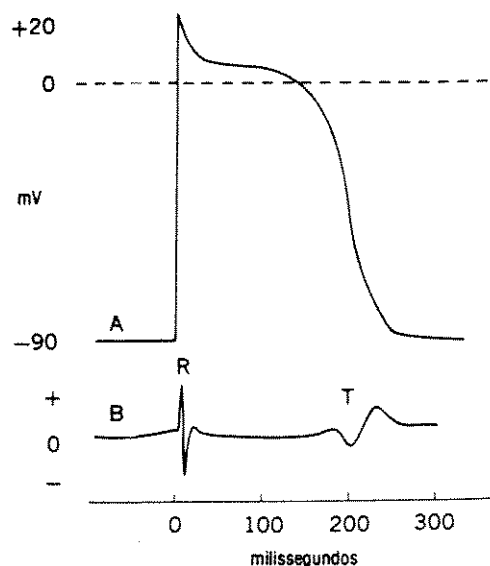


Figura 2.8 Relação entre potencial de ação da membrana (A) e o eletrocardiograma unipolar (B). Onda R, despolarização da membrana; T, repolarização (Mounicastle, 1978).

2.6 O ELETROCARDIOGRAMA

Conforme citado no parágrafo anterior, o ECG é o registro da diferença de tensão entre dois pontos na região do campo elétrico gerado pelas correntes iônicas dos PAs. Denomina-se derivação eletrocardiográfica os dois pontos de captação do campo elétrico. O número de derivações possíveis é infinito, contudo padronizaram-se alguns tipos de derivações.

As derivações de extremidades, bipolares, utilizam os braços e as pernas como ponto de captação (quadro 2.1 e Figura 2.9a). Entretanto, em muitas aplicações deseja-se medir o potencial absoluto num ponto. Nestes casos usa-se a derivação unipolar. Um dos eletrodos, explorador, é colocado no ponto de

interesse, braço direito, ou braço esquerdo, ou perna, e outro, eletrodo de referência, a uma grande distância do explorador. Na prática coloca-se o eletrodo de referência no terminal central de Wilson (Figura 2.10). O potencial captado pelas derivações unipolares, VL, braço esquerdo, VR, braço direito, VF, perna, são de baixa intensidade. A modificação apresentada na Figura 2.10 resulta na ampliação do valor destas derivações em 50 %; obtém-se então as unipolares aumentadas aVL, aVR, aVF (Figura 2.9b).

$$aVL = 1.5 VL$$

$$aVR = 1.5 VR$$

$$aVF = 1.5 VF$$

Outras derivações unipolares de grande importância são as precordiais. Neste tipo de derivação posiciona-se o eletrodo de captação sobre o tórax e o de referência no terminal central de Wilson. As precordiais registram o comportamento do campo elétrico cardíaco no plano horizontal, sendo designadas de V1 a V6 (Figura 2.9c). As derivações V1 e V2, por estarem sobre o lado direito do coração, são as precordiais direitas, V5 e V6 precordiais esquerdas, e V3 e V4 localizam-se sobre o septo intraventricular (Dubin, 1974).

Quadro 2.1 Derivações de extremidades

Derivação	Terminal positivo	Terminal negativo
I	Braço esquerdo	Braço direito
II	Perna	Braço direito
III	Perna	Braço esquerdo

A eletrocardiografia é uma técnica importante no diagnóstico de anomalias funcionais do coração. Distúrbios do ritmo normal, causado por vários fatores, tais como ativação de outro marca-passo, condução anormal, ou anomalia da função ventricular, podem ser reconhecidos no ECG. Utilizando-se das derivações, o especialista procura identificar a fonte geradora da anomalia no ECG. Entretanto muitas condições patológicas distintas produzem os mesmos ECG transformando a interpretação de anormalidades cardíacas uma tarefa empírica e subjetiva. Além disso, em determinados casos o traçado normal do ECG pode esconder uma anormalidade grave, por exemplo o estado alterado de uma válvula cardíaca. No próximo parágrafo analisa-se alguns ritmos anormais.

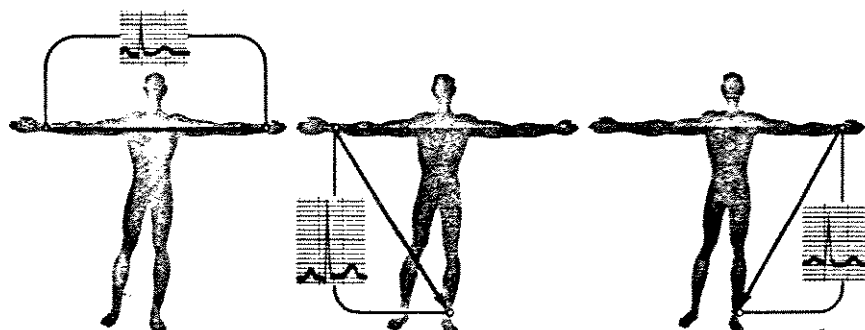


Figura 2.9-a Derivações bipolares (Netter, 1978).

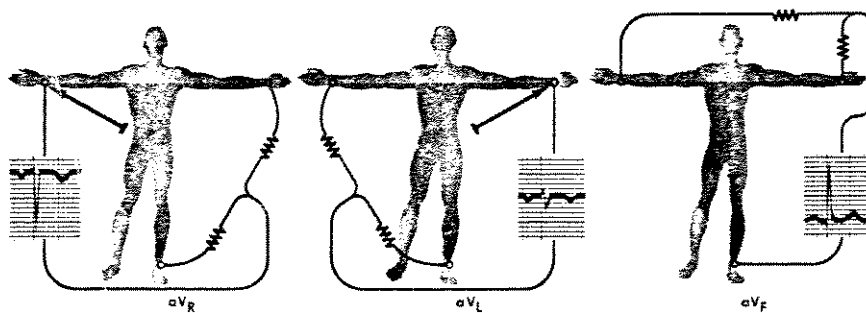


Figura 2.9-b Derivações unipolares aumentadas (Netter, 1978).

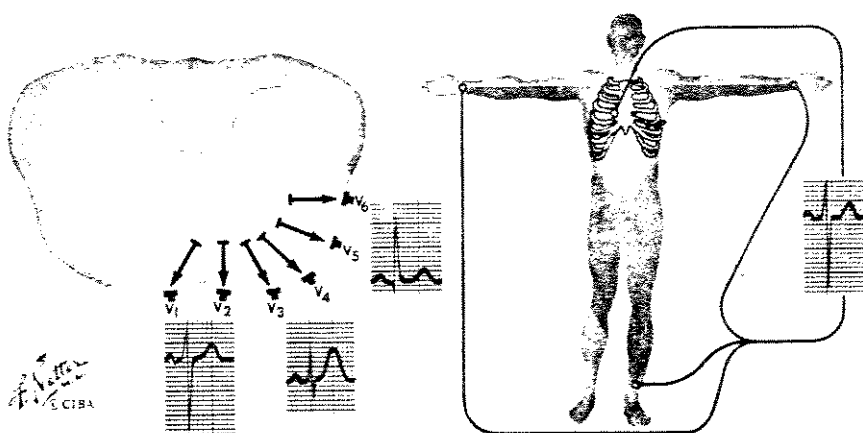


Figura 2.9-c Derivações pré-cordiais (Netter, 1978).

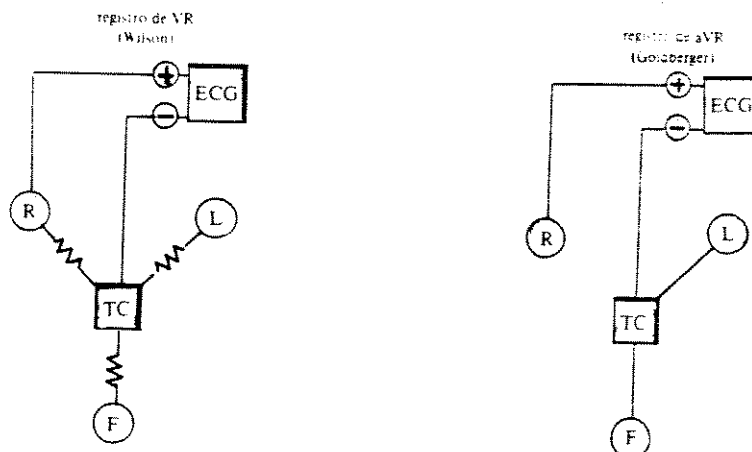


Figura 2.10 Terminal central de Wilson e o modificado (Enéas, 1987).

2.7 RITMO NORMAL E ARRITMIAS

O estímulo normal que ativa o coração origina-se no nódulo sinusal, atravessa o sistema de condução até fazer contrair os ventrículos. A Figura 2.11 mostra o ECG normal de um adulto. Inicialmente o estímulo despolariza as células da musculatura atrial, resultando no aparecimento da primeira onda no ECG, denominada de onda P, cuja duração é de aproximadamente 0.10s e amplitude 0.2 mV. Após a onda P, ocorre um período isoelétrico, conhecido como segmento P-R; neste intervalo o impulso atravessa o sistema de condução até atingir a musculatura ventricular. Nos ventrículos as células do miocárdio são despolarizadas sincronicamente produzindo a maior onda do ECG, o complexo QRS, de duração aproximada de 0.08 segundos. Pelo fato da repolarização atrial acontecer no mesmo instante da ativação ventricular, e possuir menor amplitude, não se consegue observá-la no ECG. Depois da

rápida ativação ventricular, complexo QRS, acontece o segundo período isoelétrico no ECG. Denominado de segmento S-T, este período precede a recuperação ventricular. Ao contrário da despolarização, a repolarização ventricular é um fenômeno assíncrono. A forma assimétrica da onda de repolarização, onda T, reflete este fato. Em casos de recuperação prolongada observa-se o aparecimento da onda U. O intervalo Q-T mede a atividade ventricular, despolarização e repolarização, e encontra-se na faixa de 0.20 a 0.35s. A frequência normal do ECG para adulto, em repouso, é da ordem de setenta batimentos por minuto (BPM).

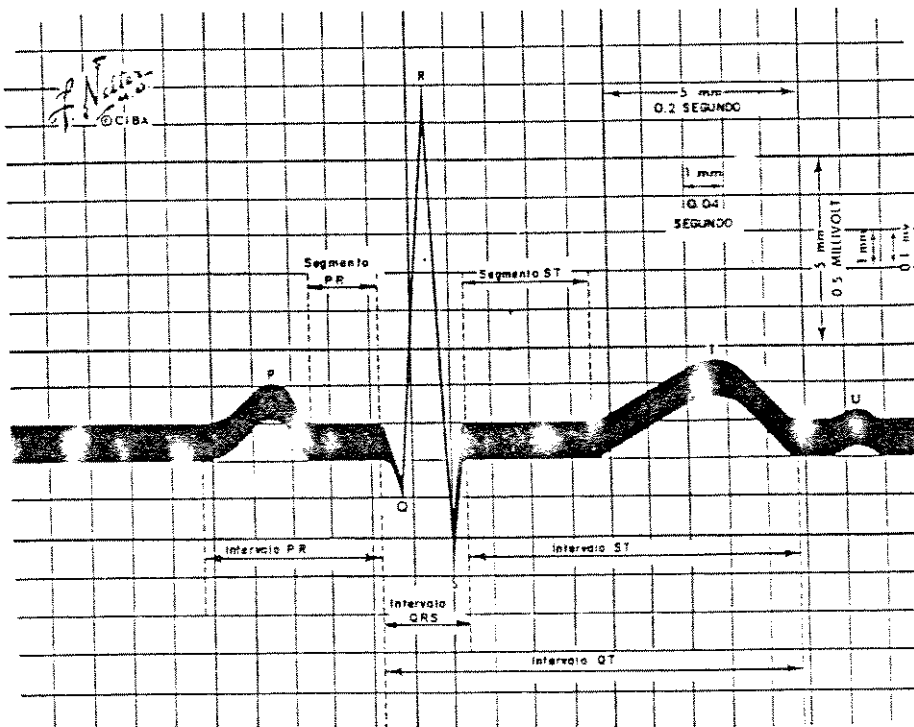


Figura 2.11 ECG normal de um adulto (Netter, 1978).

Apesar do nódulo sinusal ser a fonte primária de impulsos no coração, outras partes do mesmo, dependendo das condições, podem exercer esta função, foco ectópico. As extensas ramificações das fibras e das interconexões dos vários feixes musculares, associado com as diferentes células com períodos refratários variados, criam

as condições perigosas para o surgimento de foco ectópico (Mountcastle, 1978). A alteração na forma e/ou ritmo do traçado eletrocardiográfico normal constitui-se uma arritmia. Como introdução à classificação genérica das arritmias, sem aprofundar nas gêneses e nos traçados, tema abordado no capítulo quatro, apresenta-se os principais grupos ectópicos e suas características.

Arritmia atrial. Podem ser geradas nos átrios ou no nódulo sinusal. O ECG normalmente apresenta a presença de onda P, as vezes com alteração de forma ou tamanho, QRS normal e frequência cardíaca alterada. A frequência cardíaca varia, podendo estar reduzida, bradicardia, abaixo de 60 BPM; ou elevada, taquicardia, acima de 100 BPM. As principais arritmias desta categoria são : bradicardia sinusal; taquicardia sinusal ou atrial; bloqueio sino-atrial, flutter e fibrilação atrial; extra-sístoles atriais ou sinusais; e escapes atriais.

Arritmia do nodo AV. Localiza-se em algum ponto do tecido AV. A geração do impulso pode ser passiva ou ativa. No processo ativo ocorre um aumento anormal da formação de impulsos do AV. Nesta classe de arritmias estão a extra-sístole e a taquicardia juncional. O modo passivo é uma resposta nodal à ausência do impulso do nodo SA, escape juncional. Além do distúrbio na formação do impulso, têm-se o de condução. Nesta classe enquadra-se os bloqueios: do primeiro grau, do segundo grau, do terceiro grau, e bloqueio total. As características desta arritmia são a ausência ou inversão da onda P, complexo QRS normal, e frequência entre 45 a 70 BPM.

Arritmia Ventricular. Neste tipo de arritmia o foco ectópico localiza-se nos ventrículos, mais precisamente nos ramos do feixe de His (Mountcastle, 1978). A frequência cardíaca em geral, situa-se entre 30-40 BPM, mas pode ocorrer situações emergenciais em que atinge 150-250 BPM. A arritmia ventricular, similarmente a do nódulo AV pode ser gerada por processo ativo ou passivo. No primeiro caso o ventrículo gera um impulso independente da ocorrência do impulso sinusal. Nesta classe de arritmia encontram-se a extra-sístole (a mais frequente das ventriculares), taquicardia, flutter e fibrilação. O processo passivo ocorre quando o nódulo AV bloqueia a condução do impulso, então o ventrículo assume o comando como forma de compensar a ausência de ritmo, escape ventricular. O ECG deste grupo de arritmia mostra um QRS alargado e bizarro, não apresenta onda P, e normalmente é de frequência baixa.

3.1 INTRODUÇÃO

O diagnóstico de determinadas anomalias do coração através da análise do ECG é uma prática comum, importante, e trabalhosa na rotina clínica. A habilidade para identificar uma arritmia com rapidez e segurança requer um longo período de aprendizagem. Os sistemas tutoriais, "Computer-Aided-Instruction", CAI, tem como objetivo fornecer ferramentas computacionais para acelerar o aprendizado e são empregados para ensinar o reconhecimento de arritmias cardíacas. Oriundo dos sistemas CAD e CAE, o CAI só recentemente passou a ser uma ferramenta importante no aprendizado. O alto custo dos computadores nas décadas anteriores impedia-os de serem deslocados para a prática tutorial; além disso, a baixa interatividade entre o usuário e a máquina afastava os estudantes de medicina (Abdulla, 1984). Entretanto, com o rápido desenvolvimento da informática, os preços dos computadores declinaram, permitindo empregá-los na prática educativa. Os programas tornaram-se mais interativos e os usuários podiam manipulá-los sem ter conhecimento específico de determinada linguagem.

Os sistemas tutoriais para ensinar o reconhecimento de ECG podem ser classificados em dois tipos. O primeiro são aqueles que utilizam dados anatômicos e fisiológicos do coração em modelos matemáticos, para arranjo e interligação das fibras cardíacas a fim de descrever os mecanismos de geração do ECG e de várias arritmias cardíacas (Malik, 1985; Millane, 1983). No segundo tipo, no qual este trabalho se insere, o ECG é gerado a partir de vários tipos de entrada (teclado, mouse e outros periféricos), de forma a criar uma

biblioteca de ritmos. Atráves do módulo de aferição, o usuário pode aprender sobre os traçados do ECG. Simuladores desta classe são os apresentados por Golding(1986), Schwid(1988), Fukushima (1984) e Byron(1984).

3.2 SIMULADORES DE ECG

Fukushima et al. (1984) desenvolveram um sistema tutorial, CAESAR, para ensinar o reconhecimento de arritmias. Utilizaram um minicomputador NEAC 3200 e programaram na linguagem Assembly. O CAESAR divide-se em dois módulos. No módulo 1, processo direto, obtém-se o ECG através da entrada de vários parâmetros fisiológicos do coração. A simulação do ECG baseia-se no modelamento de cinco centros de marca-passo: nóculo sinusal, átrio, nóculo átrio-ventricular, feixe de His e ventrículo. Além disso,

```

PARAMETER MATRIX TO BE INPUT----

```

	1 SLOPE (MU/SEC)	2 THR-P (MU)	3 REF-P (MSEC)	4 CDT-A (MSEC)	5 CDT-R (MSEC)
1 SINUS	00045	-00040	00030	00004	00000
2 ATRIUM	00030	-00050	00030	00008	00004
3 A-U N	00025	-00040	00030	00004	00008
4 HIS	00020	-00058	00030	00006	00004
5 UENT	00015	-00060	00030	00000	00006

DO YOU CHANGE ANY PARAMETER ?----INPUT Y OR N ; Y
 INPUT PARAMETER NO. AND ITS VALUE
 IF YOU INPUT '...', YOU CAN CHANGE ANOTHR PARAMETER
 IF YOU INPUT '...', YOU CAN SIMULATE ECG.

21-----90,
 33-----60,,

	1 SLOPE (MU/SEC)	2 THR-P (MU)	3 REF-P (MSEC)	4 CDT-A (MSEC)	5 CDT-R (MSEC)
1 SINUS	00045	-00040	00030	00004	00000
2 ATRIUM	00030	-00050	00030	00008	00004
3 A-U N	00025	-00040	00030	00004	00008
4 HIS	00020	-00058	00030	00006	00004
5 UENT	00015	-00060	00030	00000	00006

Figura 3.1 Entrada de dados no sistema CAESAR (Fukushima,1984).

são necessários quatro caminhos bidirecionais ligando os centros. Para cada marca-passo têm-se cinco parâmetros: inclinação do potencial de ação na fase 4, fase diastólica; o potencial de repouso da membrana; o período refratário; e os tempos de condução retrôgrado e anterôgrado. A Figura 3.1 mostra uma entrada típica do sistema. Após a entrada desses dados, o sistema exibe os PAs nos centros de marca-passo e o ECG, conforme Figura 3.2. A simulação da arritmia pode ser executada alterando-se os parâmetros acima; contudo o usuário deve conhecer como a arritmia modifica os parâmetros. No módulo 2, processo inverso, através do ECG o usuário procura descobrir qual o centro ectópico que está ativo. O CAESAR possui uma biblioteca com os 18 ritmos mostrados na Tabela 3.1. Através da escolha aleatória, o programa exibe a arritmia e o usuário procura identificá-la. Para ambos os módulos existem rotinas de aferição. Os autores constataram sensível evolução no aprendizado de arritmias nos estudantes de medicina, após a utilização do programa.

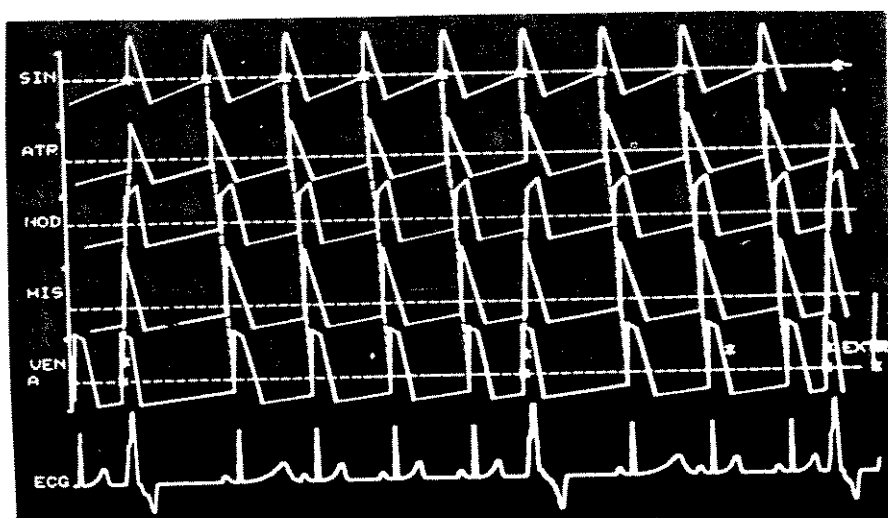


Figura 3.2 Potenciais de ação e ECG simulado (Fukushima,1984).

TABELA 3.1 Arritmias simuladas por Fukushima et al.

- 1 - Ritmo sinusal normal
- 2 - Taquicardia sinusal
- 3 - Bradicardia sinusal
- 4 - Arritmia sinusal
- 5 - Taquicardia atrial paroxística
- 6 - Batimento atrial prematuro
- 7 - Taquicardia nodal paroxística
- 8 - Ritmo nodal
- 9 - Taquicardia ventricular
- 10 - Ritmo ideoventricular
- 11 - Batimento ventricular prematuro
- 12 - Escape ventricular
- 13 - Bloqueio sino-atrial
- 14 - Prolongamento de PQ
- 15 - Bloqueio AV de segundo grau (Wenckebach)
- 16 - Bloqueio AV de segundo grau (Mobitz-II)
- 17 - Bloqueio AV completo (Escape nodal)
- 18 - Bloqueio AV completo (Escape ventricular)

O sistema desenvolvido por Thomas e Bowyer (1986) simula o ECG através de um conjunto pré-definido de elementos de ondas: onda P, segmento P-R, complexo QRS, segmento Q-T, onda T, e ocasionalmente onda U. Cada elemento de onda é dividido em sub-elementos, de forma a permitir simular os diversos ritmos

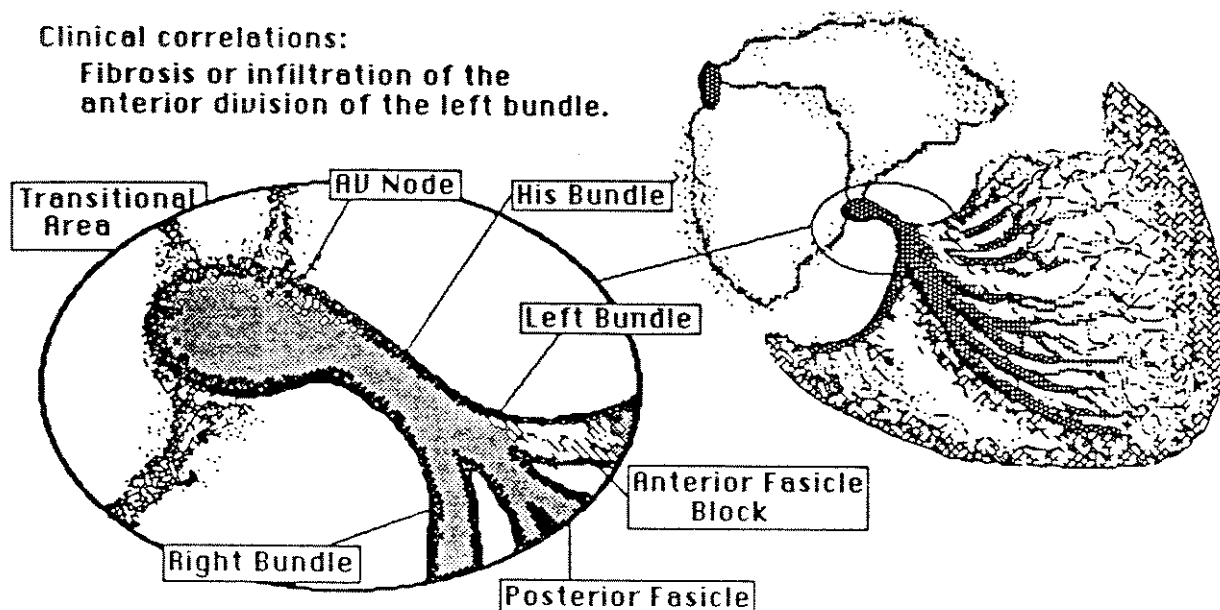
cardíacos. Por exemplo, para a onda P têm-se a onda normal, a invertida, e a aumentada. De maneira análoga, faz-se o mesmo para os demais elementos. Atráves deste conjunto de fragmentos de ondas o usuário pode montar o ritmo desejado. A Figura 3.3 mostra a tela padrão de um ECG simulado pelo programa. Nela verifica-se três derivações, I, II e VI, além da alteração no sistema de condução e o critério de diagnóstico. Desenvolveu-se o programa no computador Macintosh, utilizando os aplicativos gráficos MacPoint e MacDraw. Os autores utilizaram o programa para o treinamento em ECG para estudantes de medicina e residentes, e constataram boa receptividade assim como aceleração no aprendizado.

Utilizando-se de método similar ao dos autores Thomas e Bowyer, Golding (1986) desenvolveu um programa tutorial para ensinar o reconhecimento de ECG. Empregou a linguagem Basic no computador Apple IIe de 64K de RAM e dois drivers de 5 1/4 polegadas. Para construir a biblioteca de ritmos, utilizou o programa Mousepoint (Apple computer, 1983). Através do Mousepoint o autor criou um sub-conjunto de ondas P, P-R, QRS, S-T e T. Associadas de forma adequada, Golding pôde simular 22 ritmos (Tabela 3.2). A Figura 3.4 mostra um ritmo simulado. Juntamente com o ECG têm-se um texto elucidativo sobre o ritmo, cujo conteúdo pode ser alterado pelo usuário. Devido o computador possuir pouca memória, e cada tela de ECG consumir 8K, Golding empregou o programa "Complete Graphics Package" para compactar as telas gráficas. O programa permite não só a visualização do ritmo como também a aferição do aprendizado. Na aferição o computador escolhe aleatoriamente um

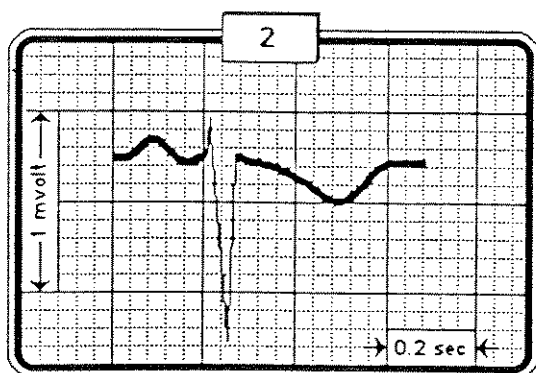
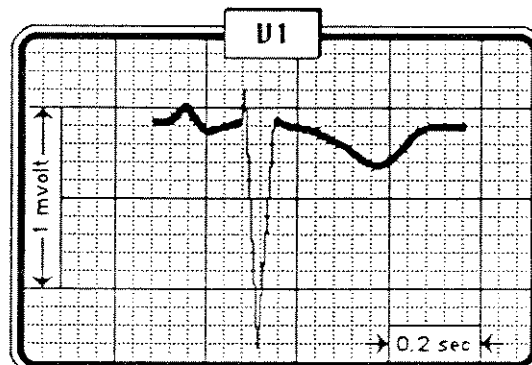
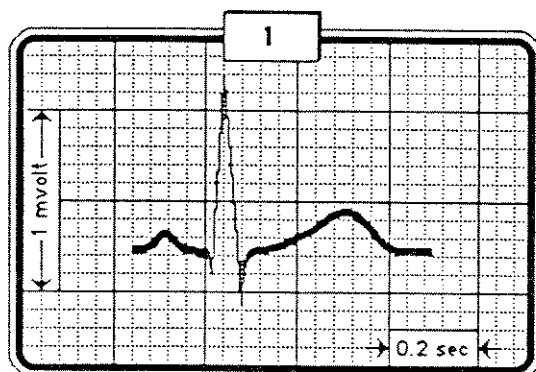
Left Anterior Hemiblock (LAH):

Clinical correlations:

Fibrosis or infiltration of the anterior division of the left bundle.



ECG diagnostic criteria:



- (1) Normal QRS width, QRS < 0.12
- (2) Marked left axis deviation, QRS frontal axis from -45° to -90°
S-wave > R-wave in lead 2

Figura 3.3 Tela padrão do programa desenvolvido por Thomas e Bowyer.

ritmo e o exibe na tela. O estudante possui duas chances para identificar a arritmia. Após a resposta, o computador mostra o nome da arritmia e o texto. Esta rotina persiste até o estudante resolver abandoná-la, quando então exibe-se a percentagem de acertos. O programa foi utilizado experimentalmente na Case Western Reserve University, onde revelou ser uma ótima ferramenta para o aprendizado do ECG.

TABELA 3.2 Arritmias simuladas por Golding.

1- Ritmos sinusais	Ritmo sinusal normal
	Bradi-taqui sinusal
	Arritmia sinusal
	Pausa sinusal
2 - Ritmos atriais	Batimento atrial prematuro
	Taquicardia atrial paroxística
	Fenômeno de reentrada
	Flutter atrial
	Fibrilação atrial
3 - Ritmos juncionais	Ritmo juncional
	Batimento nodal prematuro
	Escape juncional
	Taquicardia supraventricular
4 - Bloqueios AV	Bloqueio de primeiro grau
	Bloqueio de segundo grau tipo I
	Bloqueio de segundo grau tipo II
	Bloqueio de terceiro grau

5 - Ritmos ventriculares

Contração ventricular prematura

Escape ventricular

Taquicardia ventricular

Flutter ventricular

Fibrilação ventricular

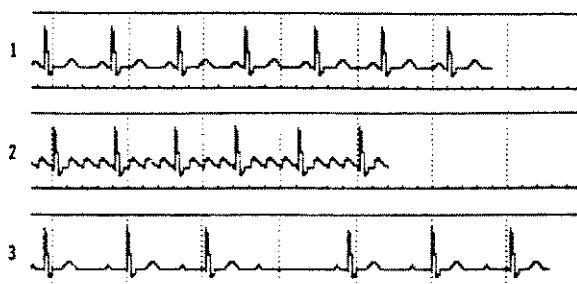


Figura 3.4 Ritmo normal (1) Flutter atrial (2) Bloqueio do segundo grau tipo I (Golding, 1980).

Schwid (1988) desenvolveu um simulador de ECG para treinamento em situações emergenciais durante a anestesia geral. Empregou-se um computador compatível com IBM-PC AT-286 equipado com co-processador 80287 e uma placa conversora digital-analógica. Duas saídas analógicas estão disponíveis no sistema, para simular derivações II e V5. O programa foi escrito em Turbo-Pascal versão 3.0. Através da frequência cardíaca, do tipo de ritmo e do segmento S-T, pode-se simular ritmos, principalmente os que alteram a onda T. Para construir um ritmo, o programa divide-o em 62 segmentos, sendo que cada grupo de segmentos representa um trecho do ECG. Cada grupo é modelado por uma expressão matemática. Os vinte e quatro segmentos iniciais representam o trecho PQRS. Em

seguida, três segmentos modelam o S-T. Os próximos vinte segmentos são para a onda T, e o restante para o T-P. As Figuras 3.5a e 3.5b mostram dois ritmos simulados pelo autor.

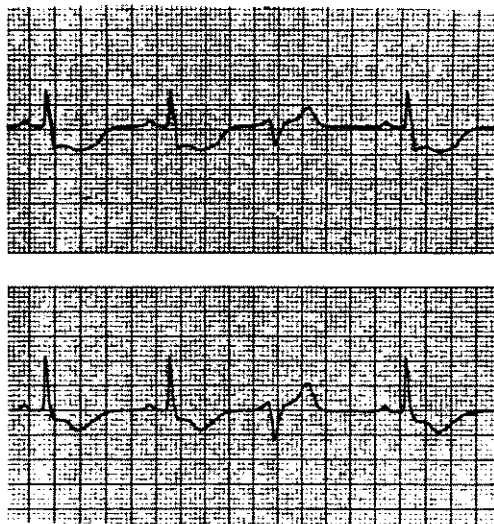


Figura 3.5a Ritmo normal com contração ventricular prematura nas derivações V5 e II (Schwid,1988).

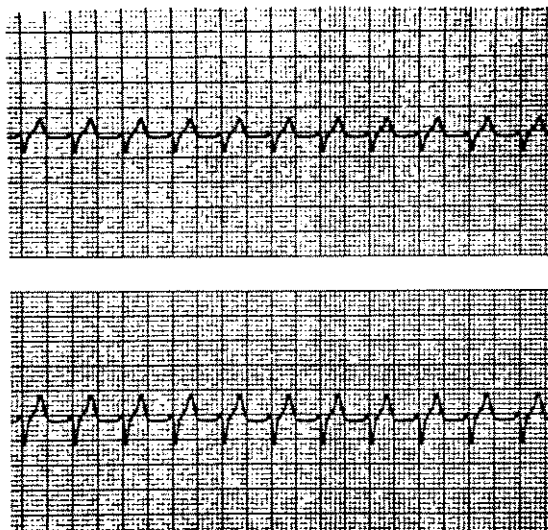


Figura 3.5b Taquicardia ventricular nas derivações V5 e II (Schwid,1988).

4.1 INTRODUÇÃO

O SIMULA é um "software" para ensino do reconhecimento e classificação das arritmias através da apresentação de traçados eletrocardiográficos na tela do computador. Desenvolveu-se o programa na linguagem C, e utilizou-se um computador compatível com o padrão IBM-PC-XT. A escolha pela linguagem C baseou-se em três fatores : portabilidade, flexibilidade, e facilidade de acesso ao "hardware". Esses parâmetros estão melhor disponíveis na linguagem C do que nas outras encontradas no mercado. O compilador C utilizado foi o Turbo-C da Borland International. O "software" tem como ambiente os computadores compatíveis com o padrão IBM-PC-XT. A opção por este computador deveu-se a disponibilidade desta máquina nas escolas médicas e hospitais. A configuração básica do computador deve conter os seguintes itens : memória RAM de 640 Kbytes, um disco flexível de 5 1/4 de polegadas, um disco rígido de 30 Mbytes, uma placa gráfica CGA (640x200) e monitor de média resolução. Para que o usuário possa utilizar todos os recursos disponíveis no SIMULA, deve-se acrescentar os seguintes periféricos : mesa digitalizadora, impressora gráfica, placa conversora A/D de oito canais, e um gravador de instrumentação. A Figura 4.1 mostra a configuração completa do sistema SIMULA. A seguir descreve-se o "software" em detalhes, através da exposição de telas que aparecem no decorrer da execução do programa.

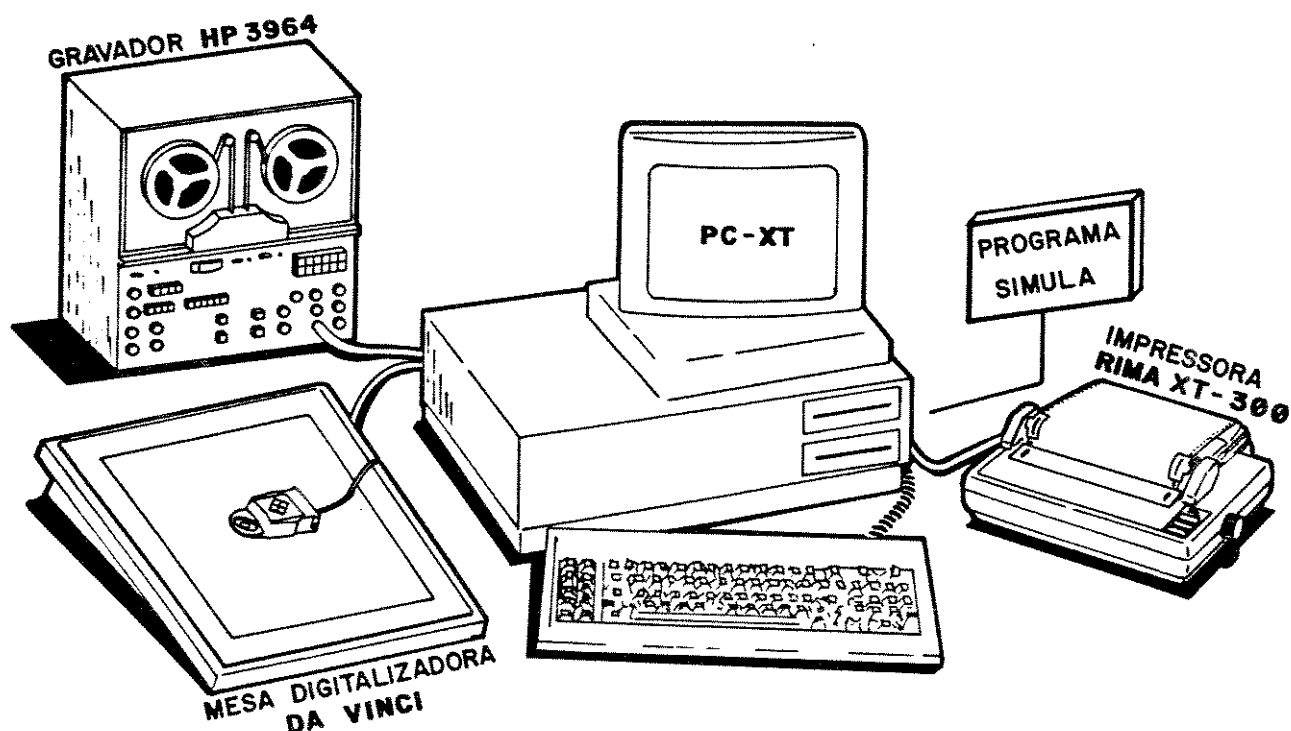


Figura 4.1 Configuração completa do sistema SIMULA.

4.2 APRESENTAÇÃO DO SISTEMA SIMULA

Na abertura do SIMULA a tela exibida é a da Figura 4.2. Nota-se no topo as opções principais do sistema: Programa, Lê, Imprime e Saída. Para auxiliar o usuário no manuseio do

programa acrescentou-se a janela Ajuda, cujo conteúdo informa os recursos disponíveis da opção em curso. A mensagem localizada no rodapé da janela principal informa como se procede para mudar de opção. Outras janelas aparecem no decorrer do programa as quais serão adequadamente analisadas.

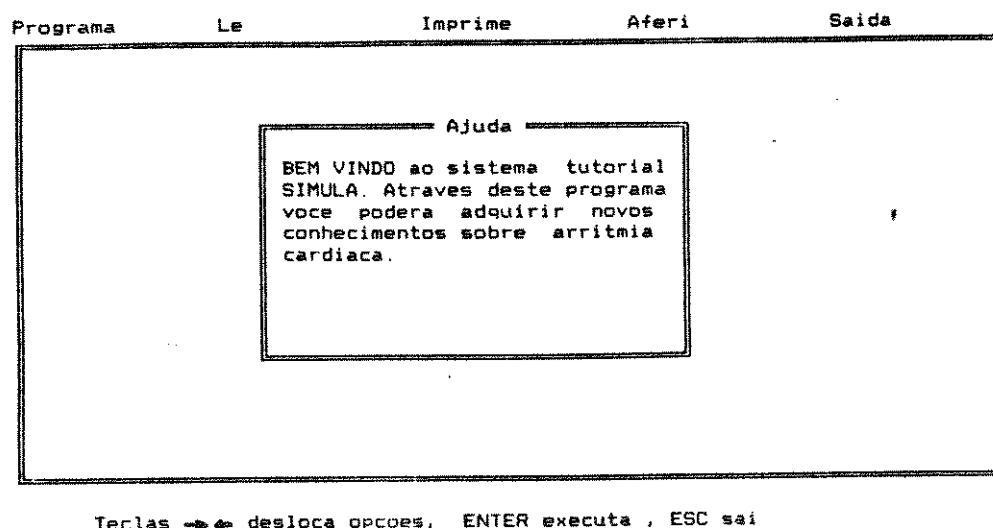


Figura 4.2 Tela inicial do programa.

4.3 TIPOS DE SIMULAÇÃO

Uma das características do SIMULA é permitir a entrada de dados por diversos tipos de periféricos. Através da opção Programa, conforme Figura 4.3, aparece uma nova janela contendo as seguintes entradas : Teclado, Mesa digitalizadora, Gravador. Na opção Teclado, método de segmentação, o usuário divide o ECG a ser simulado em pequenos segmentos, onde o valor da amplitude e tempo são dados de entrada, e após o término deste processo o programa plota o ECG na tela. Na opção Mesa digitalizadora utiliza-se o cursor da mesa para desenhar o ECG que simultaneamente aparece na

tela. O Último recurso disponível faz uso do gravador de instrumentação. Neste método o programa adquire ECGs previamente gravados e exibe-os na tela, o usuário então seleciona os trechos que deseja.

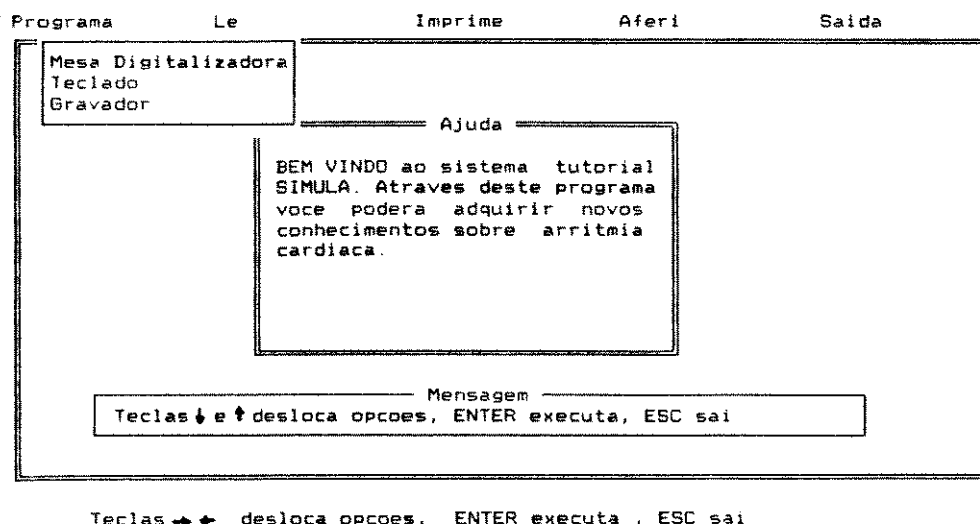


Figura 4.3 Tela de opção Programa

Examinando a Figura 4.3 observa-se o acréscimo de mais uma janela. O conteúdo da janela Mensagem informa ao usuário como proceder dentro desta opção. Acionando-se a tecla "Enter", a opção sobre a qual a tarjeta negra encontra-se é executada. Cada rotina dos próximos parágrafos são executadas desta forma.

4.3.1 ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DO TECLADO

A opção de simulação que utiliza o teclado como entrada de dados não necessita de periféricos extras ao computador, entretanto é a mais trabalhosa. Inicialmente o usuário deve dividir o ECG a ser colocado na biblioteca em segmentos, conforme a Figura 4.4 e Tabela 4.1. O número de segmentos é o primeiro dado a ser fornecido pelo usuário, o valor mínimo é quatro (4) e

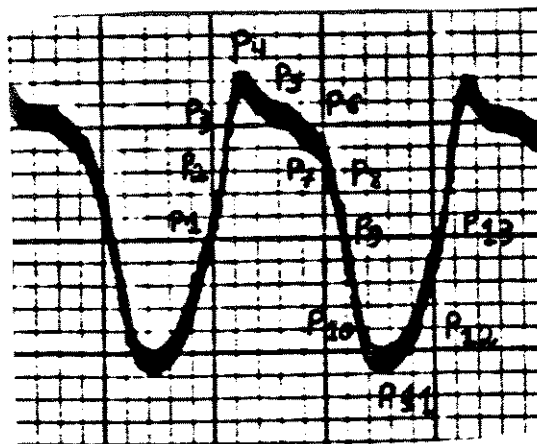


Figura 4.4 Segmentação do ECG.

Tabela 4.1

PONTO	TEMPO	AMPLI.
P1	0.0	0.0
P2	0.8	3.0
P3	1.0	5.0
P4	1.5	7.0
P5	2.5	5.0
P6	3.0	4.5
P7	4.0	4.0
P8	5.0	4.8
P9	6.0	0.0
P10	7.0	-4.0
P11	8.0	-5.0
P12	9.0	-4.0
P13	10.0	0.0

e o máximo é trinta (30). Após a entrada do número de segmentos, deve-se introduzir para cada segmento o tempo e a amplitude (Figura 4.5). Ao término deste processo, pode-se optar por Corri-

Segmentação

Segmentos

T(ms)	A(mv)	T(ms)	A(mv)	T(ms)	A(mv)
0.0	0.0	8.0	-5.0		
0.8	3.0	9.0	-4.0		
1.0	5.0	10.0	0.0		
1.5	7.0				
2.5	5.0				
3.0	4.5				
4.0	4.0				
5.0	4.8				
6.0	0.0				
7.0	-4.0				

HELP

Com a opção CORRIGE podemos mudar tabela ao lado.

A opção EXECUTA plota ECG de acordo com a tabela.

Com a opção SAIDA podemos voltar a tela anterior.

OPÇÕES

1-Corrige
2-Executa
3-Saida

Figura 4.5a - Entrada de dados na opção teclado.

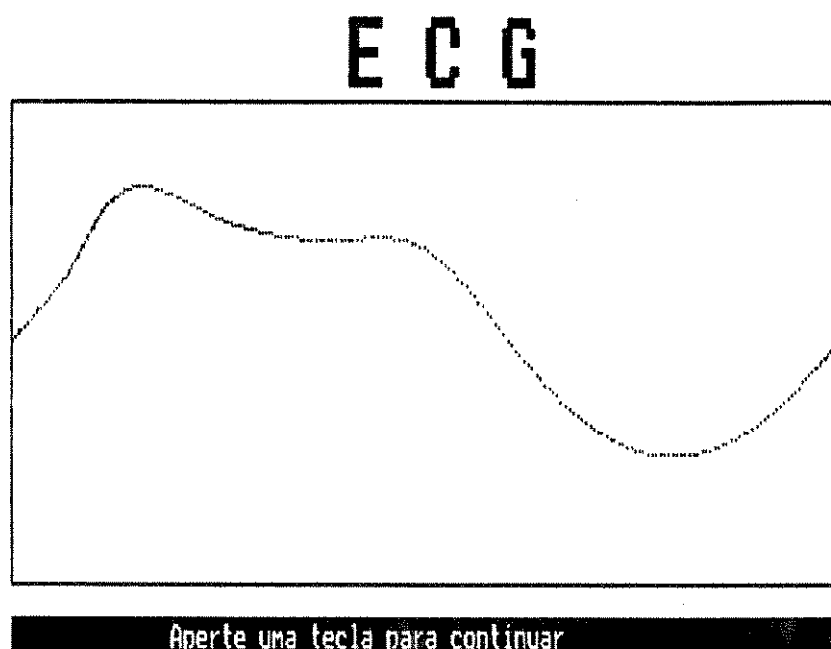


Figura 4.5b - saída após a interpolação b-spline..

gir, Executar ou Reinicializar. Caso ocorra erro na entrada de dados, através da opção Corrigir pode-se alterá-lo. Se escolher Executar, o programa então exibe o ECG interpolado pelo método b-spline (Apêndice A). Realizado esta etapa, o ritmo pode ser anexado à biblioteca. O programa lê a opção de entrada. Se a resposta for afirmativa o usuário deve fornecer a frequência do

ritmo. Então surge a tela padrão contendo o ritmo na frequência estipulada (Figura 4.6). O critério para efetuar a gravação segue o padrão descrito no parágrafo 4.6.

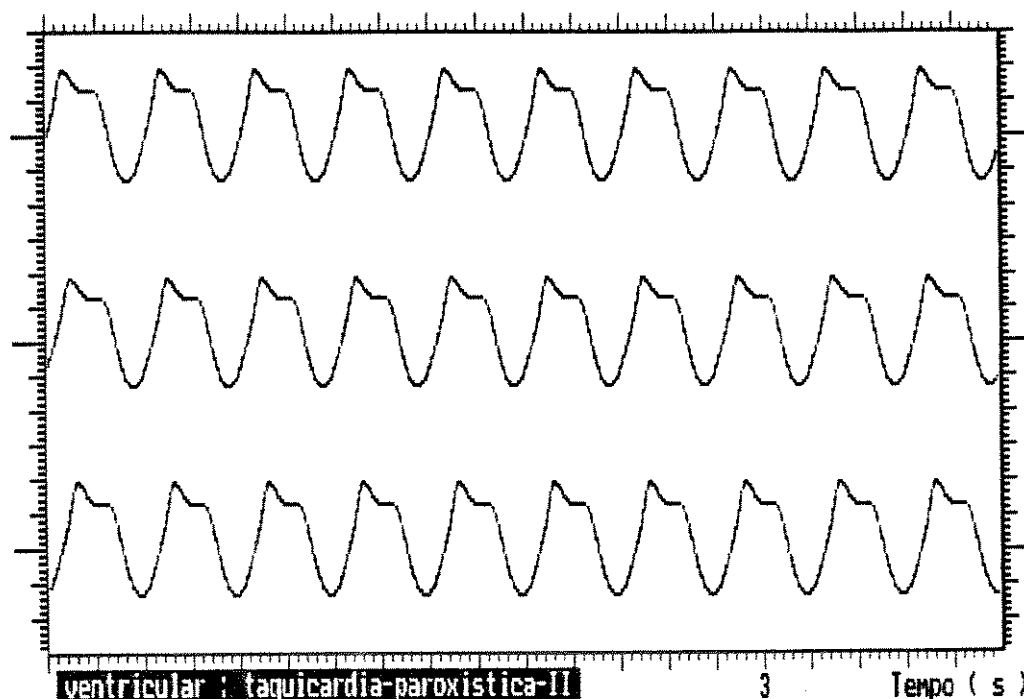


Figura 4.6 Ritmo simulado pela opção teclado. Taquicardia ventricular paroxística II (Dubin, 1974).

4.3.2 ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DA MESA DIGITALIZADORA

Para permitir a entrada de dados via mesa digitalizadora empregou-se a mesa "Da Vinci" da Digigraf. A comunicação entre a mesa e o computador se faz via porta serial assíncrona, sendo o cursor o elemento de ligação. Através de chaves embutidas na mesa

pode-se programar o tipo de comunicação entre o sistema e a mesa digitalizadora. Os valores permitidos e os utilizados pelo programa se encontram no Apêndice B.

A comunicação entre a mesa e computador se faz através do envio de uma informação constituída de treze bytes com o seguinte padrão :

XXXX - posição X do cursor
YYYY - posição Y do cursor
T - tecla acionada: 1,2,3,4
CR - carriage return
LF - line feed.

O fluxograma da Figura 4.7 mostra como é realizada a leitura de dados da mesa. Conforme citado acima, o tamanho da informação é de treze bytes, sendo representado no fluxograma pela variável TAM. Os bytes a serem lidos são armazenados no vetor VET, e a variável I conta o número de bytes lidos. Inicialmente deve-se programar a mesa para sincronizar a comunicação com o computador. Realiza-se esta etapa na rotina Programa Mesa. Em seguida executá-se a leitura de uma informação, um byte, enviado pela mesa. Esta informação, se for correta, indica que a mesa possui um segundo byte, agora um dado sobre a posição do cursor. Então deve-se efetuar a leitura deste dado, rotina Le Dado. Incrementa-se o contador de bytes lido, e se ainda não atingiu treze o processo reinicializa-se, caso contrário encerra-se a rotina de leitura da mesa, estando na variável VET as coordenadas da posição do cursor.

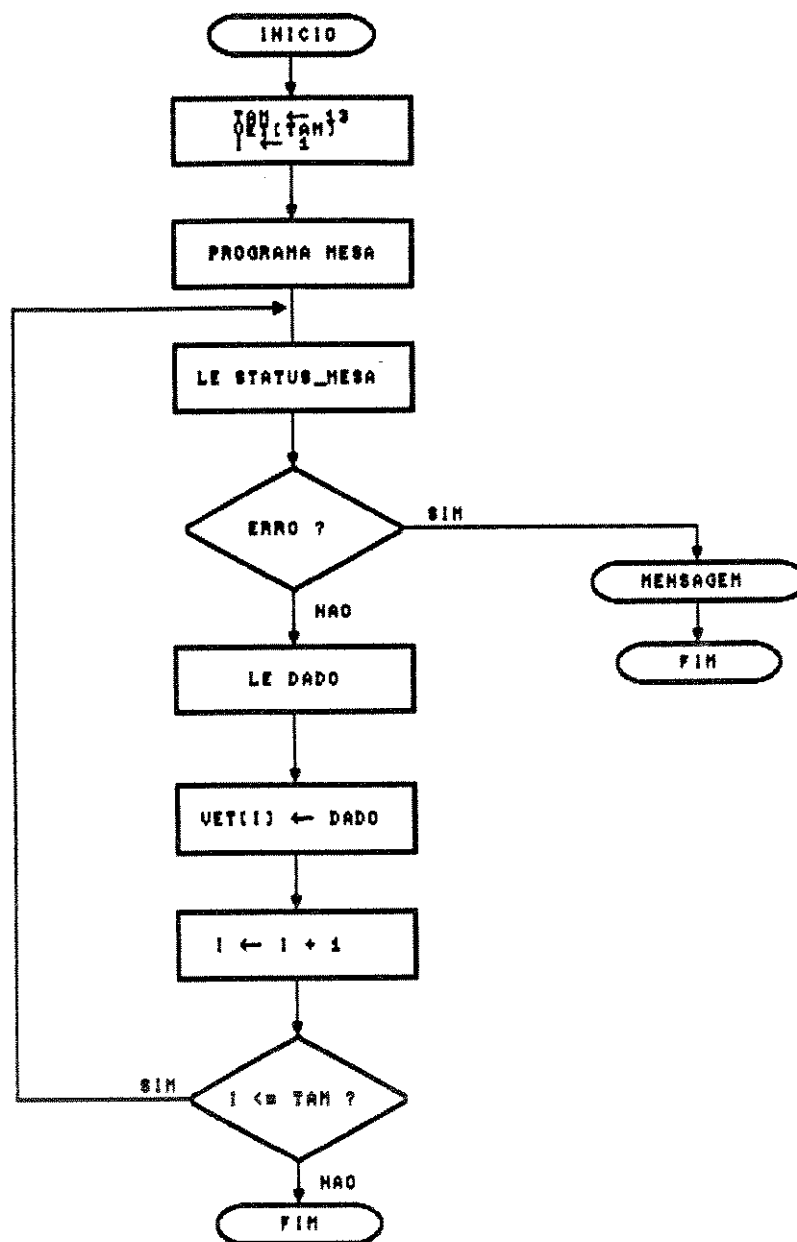
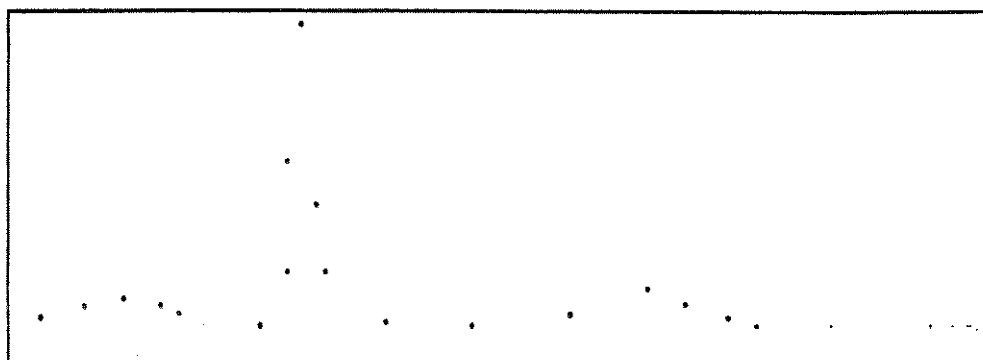


Figura 4.7 Fluxograma de aquisição de dados da mesa digitalizadora Da Vinci.

O programa SIMULA enquanto estiver na opção mesa digitalizadora fica executando o fluxograma acima até que uma tecla seja acionada. Inicialmente o usuário deve fixar o ECG a ser simulado

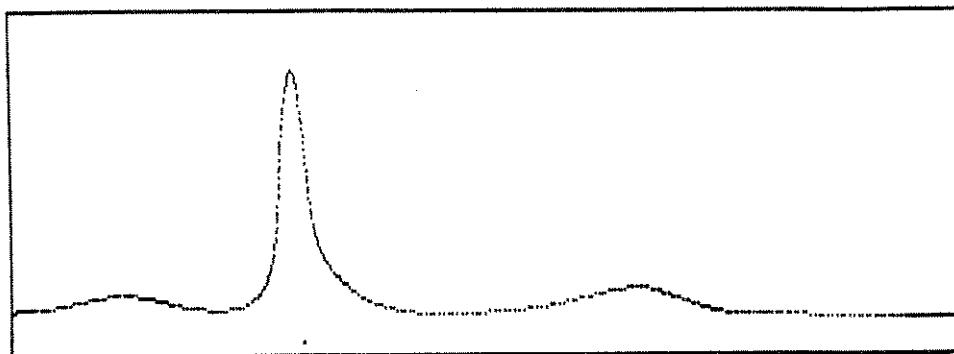
sobre a mesa, e acionar a tecla 3 para entrar na rotina de ampliação. Nesta opção adapta-se as coordenadas máximas e mínimas do ECG à tela do computador. Após a adaptação das coordenadas pode-se desenhar o ECG. Para tanto, aciona-se a tecla 1 do cursor da mesa. Neste ponto aparece uma nova tela com as seguintes opções : Tecla 1, Plota; Tecla 2, Ajuste; Tecla 3, Apaga; Tecla 4, Saída. Para cada Tecla 1 acionada um ponto é registrado na tela. Dessa forma, pode-se percorrer o ECG com o cursor e nos pontos de maior detalhes acionar a tecla 1 (Figura 4.8). Realizada esta etapa, ao



TELA : 1-plota 2-ajuste 3-saida

Figura 4.8 Entrada de dados via mesa digitalizadora.

acionar a tecla 2 o programa interpola os pontos através do método b-spline (Apêndice A). Na Figura 4.9 mostra-se o resultado após a



Acione alguma tecla para continuar

Figura 4.9 Interpolação pelo método b-spline da Figura 4.8.

interpolação. No final da interpolação, novamente surge a mensagem de anexar o ritmo à biblioteca. O procedimento para tal segue o mesmo padrão do método do teclado (Figura 4.10).



Figura 4.10 Ritmo simulado pela mesa digitalizadora.

4.3.3 ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DE GRAVADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

A última opção de entrada para o SIMULA é a que utiliza o gravador de instrumentação HP-3964 de quatro canais. Além do gravador, é necessário a placa conversora CAD10/26 (Lynx, 1987) para efetuar a conversão dos dados analógicos do gravador para o microcomputador. O "software" então adquire continuamente dados do gravador e os exibe na tela do computador. O usuário, através das teclas expandidas F1 e F2, pode parar a aquisição (F1) ou sair desta rotina (F2). Quando aciona-se a tecla F1, aparece na tela a Figura 4.11.

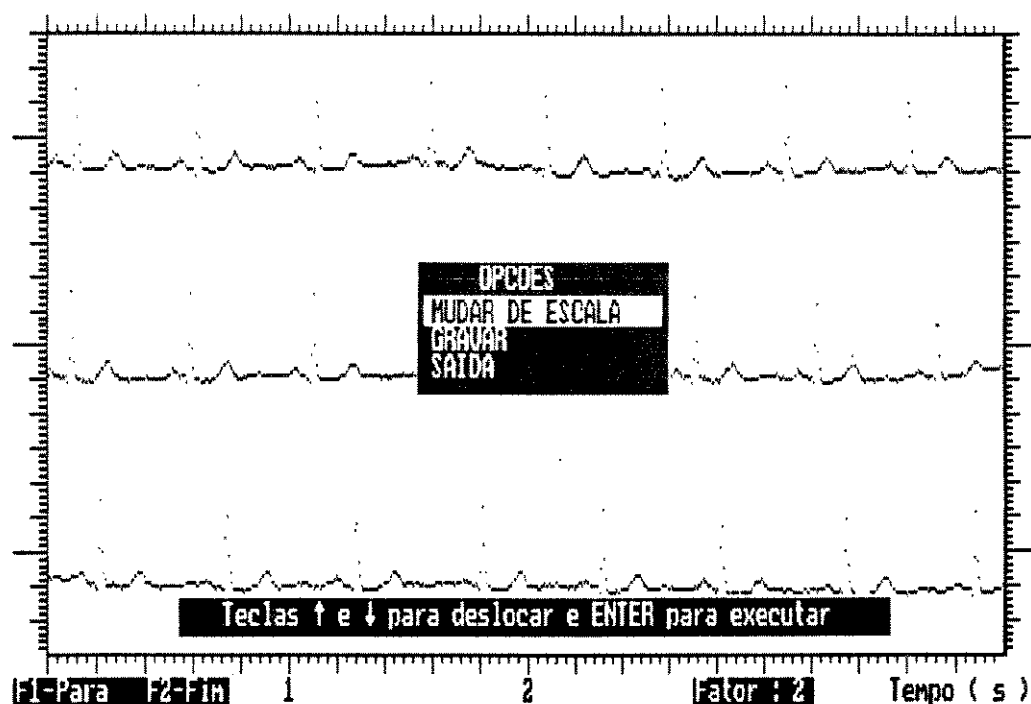


Figura 4.11 Tela após acionar a tecla F1 na opção gravador.

A placa conversora CAD10/26 permite várias opções de configuração através da programação por "hardware" e "software". Dentre os parâmetros programáveis estão o número de canais de entrada, o tipo do canal (diferencial ou não), taxa de amostragem, e a forma de transferência de dados (DMA ou interrupção). No Apêndice C têm-se as principais características da placa, assim como alguns tipos de programação. Neste projeto utilizou-se apenas um canal no modo não diferencial com sinal de entrada entre -5.00 a 4.99 V, taxa de amostragem de 200 dados/s, e transferência de dados através da DMA. O fluxograma para aquisição de dados é mostrado na Figura 4.12. O número de pontos adquiridos para cada trecho amostrado foi de 1800.

A taxa de amostragem utilizada foi de 200 hz. Este valor foi escolhido levando em consideração dois fatores. O primeiro baseia-se no fato de que o espectro do sinal ECG está concentrado na faixa de 0-20 Hertz (Samuel, 1989) e, de acordo com o teorema de Nyquist, uma taxa de amostragem de 40 hz seria o suficiente para reconstruir o sinal. Contudo, para assegurar uma reconstituição mais precisa, utilizou-se a frequência de 200 Hz. O segundo fator foi a adequação da tela à velocidade do ECG de 50 mm/s. Para obter a taxa de amostragem adequada deve-se inicializar o CI-8253, temporizador, da placa conversora com valor dado pela fórmula :

$$N = (\text{intervalo} * \text{freq_sist}) / 4 \quad (\text{Lynx}, 1987).$$

onde : N - valor a ser carregado no CI-8253

intervalo - inverso da taxa de amostragem

freq_sist - frequência do "clock" do computador.

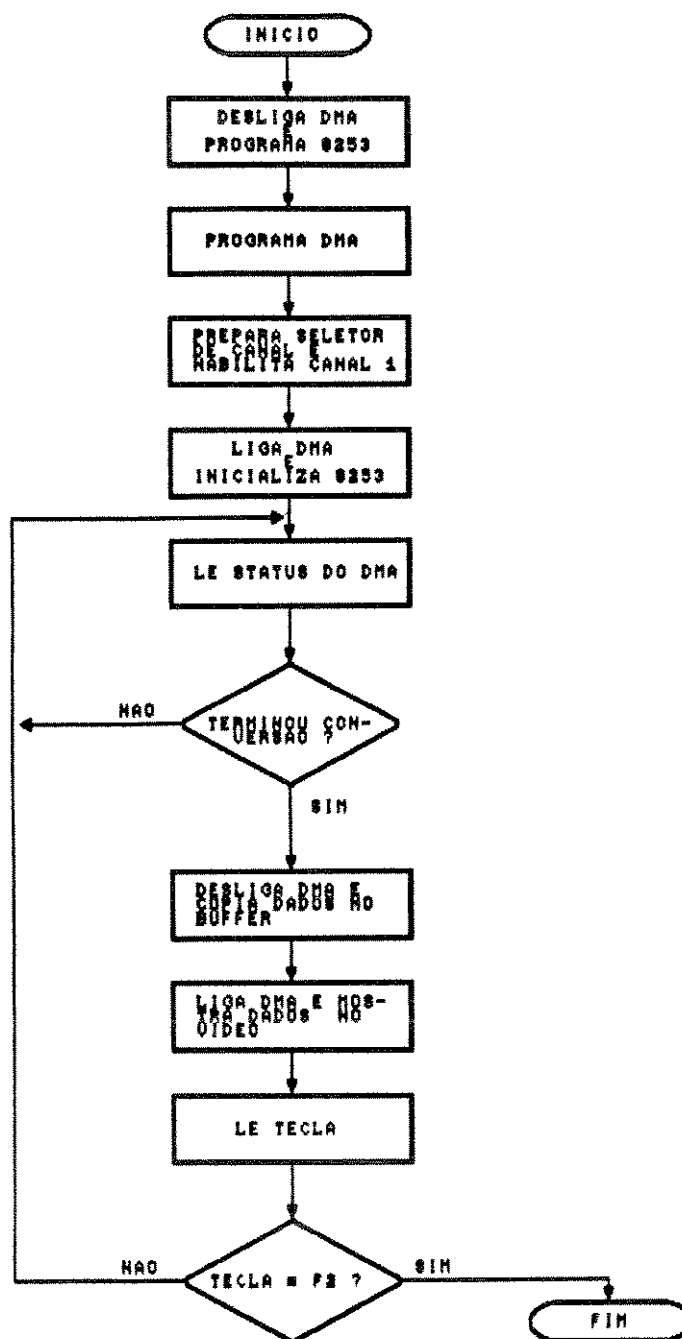


Figura 4.12 Fluxograma para aquisição de dados através da placa conversora CAD10/26 (Lynx,1987).

Na Figura 4.13 exibe-se um ritmo adquirido pelo programa.

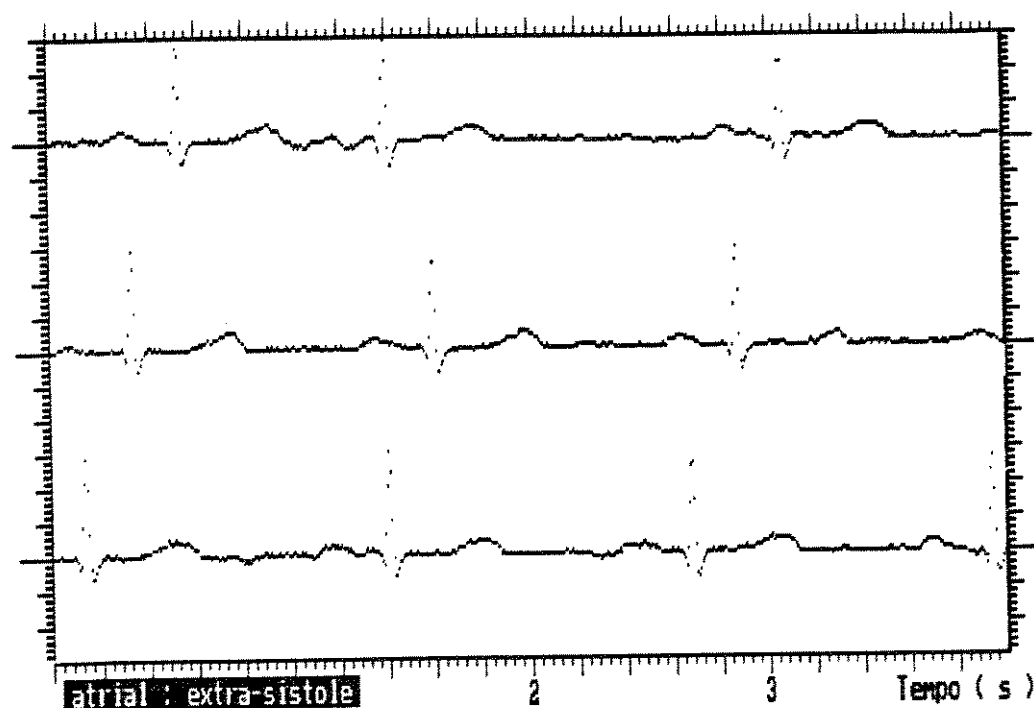


Figura 4.18 Ritmo adquirido pela opção gravador.

4.4 GRAVANDO RITMOS NA BIBLIOTECA

4.4.1 INTRODUÇÃO

Após o término da simulação do ECG através dos métodos Teclado, Mesa e Gravador, pode-se anexar o novo ritmo à biblioteca. No final de cada um desses métodos o programa permite ao usuário incorporar o novo ritmo ou retornar para a tela inicial (Figura 4.2). Diferentemente de outras opções do programa, a opção de gravar não consta no "menu" principal, contudo foi incorporada no final

de cada tipo de simulação para facilitar o manuseio pelo usuário. Quando deseja-se anexar um novo ECG surge a tela da Figura 4.14. Pode-se notar três campos: classe, sub-classe, e texto. O nome classe diz respeito ao local da arritmia, por exemplo atrial. Já a sub-classe diferencia que tipo de arritmia atrial. E o campo texto reserva-se para o usuário preenchê-lo com informações sobre o ritmo, tal como o critério de diagnóstico. A biblioteca de ECG's foi elaborada de acordo com a proposta de classificação de arritmias de Chung (1984). Nos próximos parágrafos aborda-se com mais abrangência a construção da biblioteca.

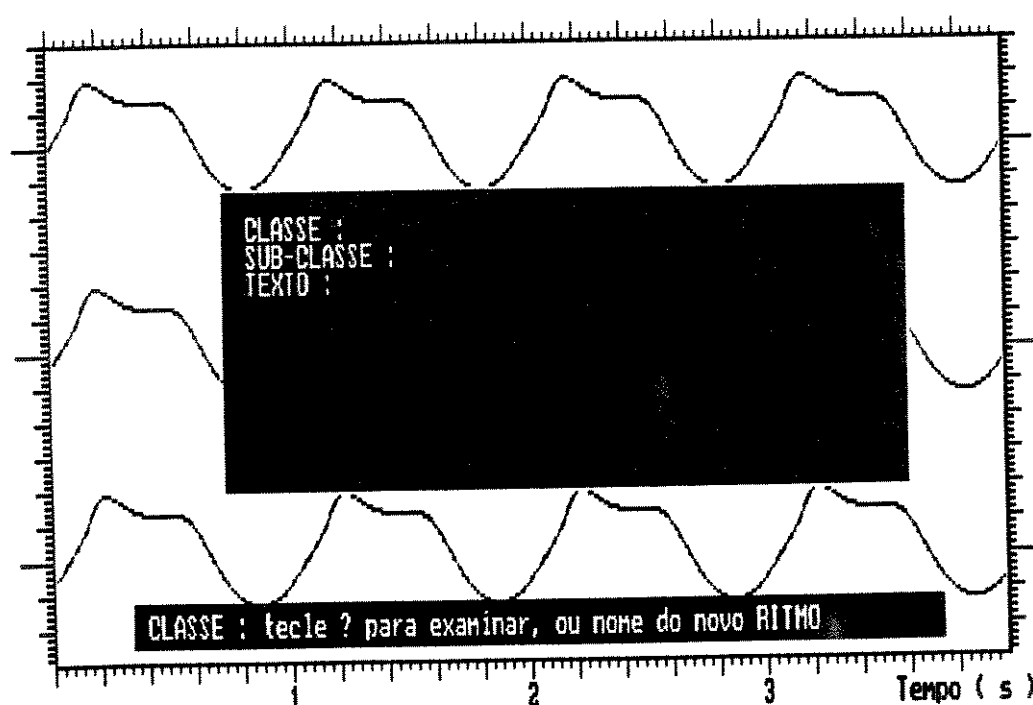


Figura 4.14 Tela para gravar ECG na biblioteca.

4.4.2 A ESTRUTURA DE GRAVAÇÃO

A estrutura que contém dados para gravar o ECG constitui-se de quatro campos: classe, sub-classe, texto e tela gráfica. Para os campos classe e sub-classe foram reservados 32 bytes, permitindo nomes de até 32 letras. O campo texto comporta 400 bytes (400 letras) para o usuário entrar com informações sobre o ritmo atual. A tela gráfica é a que consome mais bytes no total de 13800. O total de bytes gasto para cada ECG gravado é portanto :

Classe	:	32	bytes
Sub-classe	:	32	bytes
Texto	:	400	bytes
Tela gráfica	:	13800	bytes
Total	:	14264	bytes

Observa-se então que em função do consumo considerável de espaço em disco para gravar um ritmo, deve-se dar preferência pelo armazenamento em disco rígido invés do disco flexível. Para uma biblioteca de 25 ritmos (número razoável para um banco de dados de ECG's), têm-se o seguinte gasto em bytes :

$$\text{bytes-gastos} = 25 * 14264 = 356600 \text{ bytes.}$$

4.4.3 HIERARQUIA DA BIBLIOTECA

Conforme observou-se no parágrafo anterior, o consumo de espaço em disco pela biblioteca é considerável. Assim, ao construir a biblioteca de ECG's, procurou-se viabilizar um método de acesso que utilize o mínimo possível de dados. Então ao contrário de manipular um arquivo único que contém todos os ritmos, foi elaborado um método de acesso seletivo, evitando-se o manuseio de grandes quantidades de informação. O método consiste no seguinte : quando insere-se um novo ritmo, por exemplo Classe atrial e Sub-classe fibrilação, realiza-se uma busca no arquivo Classe.dic para verificar a existência do nome atrial. Se atrial não existe, ele é anexado ao arquivo Classe.dic. Caso contrário, abre-se um novo arquivo, Sub_classe.dic, e através da chave Sub_classe, fibrilação, realiza-se uma nova busca. Se a chave Sub_classe não existe então o arquivo de ECG da classe correspondente (atrial) é aberto e o ritmo é gravado. Se entretanto o ritmo já existir no arquivo Sub_classe.dic, o programa envia uma mensagem que encontrou o ritmo e sai da rotina gravar. Dessa forma, antes de manipular com arquivos de ECG, de grandes armazenamentos em bytes, pesquisa-se os arquivos de extensão dic (.dic), que são pequenos e de fácil manipulação. O fluxograma da Figura 4.15 mostra o procedimento descrito acima.

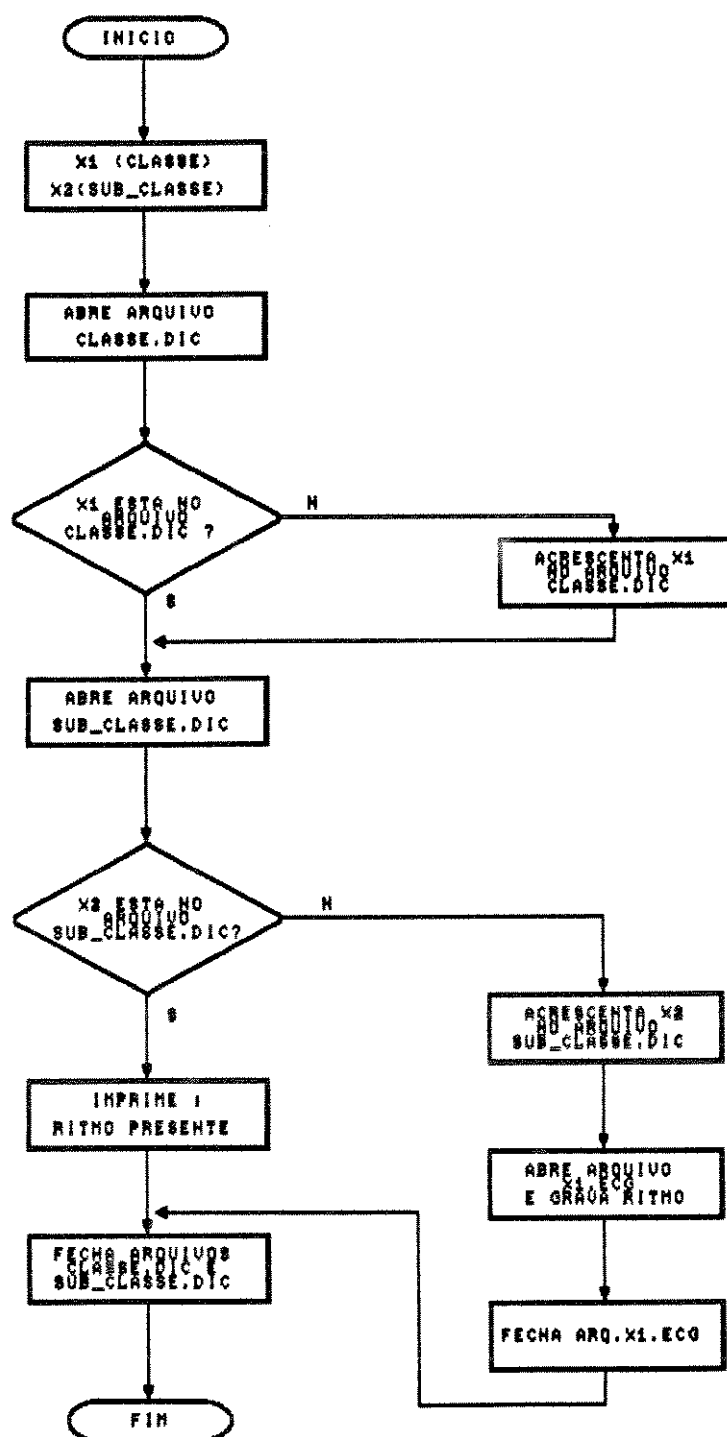


Figura 4.13 Fluxograma para gravar ritmo na biblioteca.

4.5 LENDO RITMOS DA BIBLIOTECA

Através da opção Lê, conforme mostrado na Figura 4.2, pode-se verificar ritmos presentes na biblioteca. Quando escolhe-se a opção Lê surge na tela do computador a Figura 4.16a, que é similar àquela apresentada na opção gravar. As entradas classe e sub-classe possuem o mesmo significado da rotina gravar. Se digitar o sinal "?" na entrada classe ou sub-classe o programa lista os elementos contidos neste campo. Após digitar-se os dois campos e se o ritmo se encontra na biblioteca, o mesmo é exibido na tela do computador conforme a sequência das Figuras 4.16 a,b,c.



Figura 4.16a Opção leitura, escolha de classe.

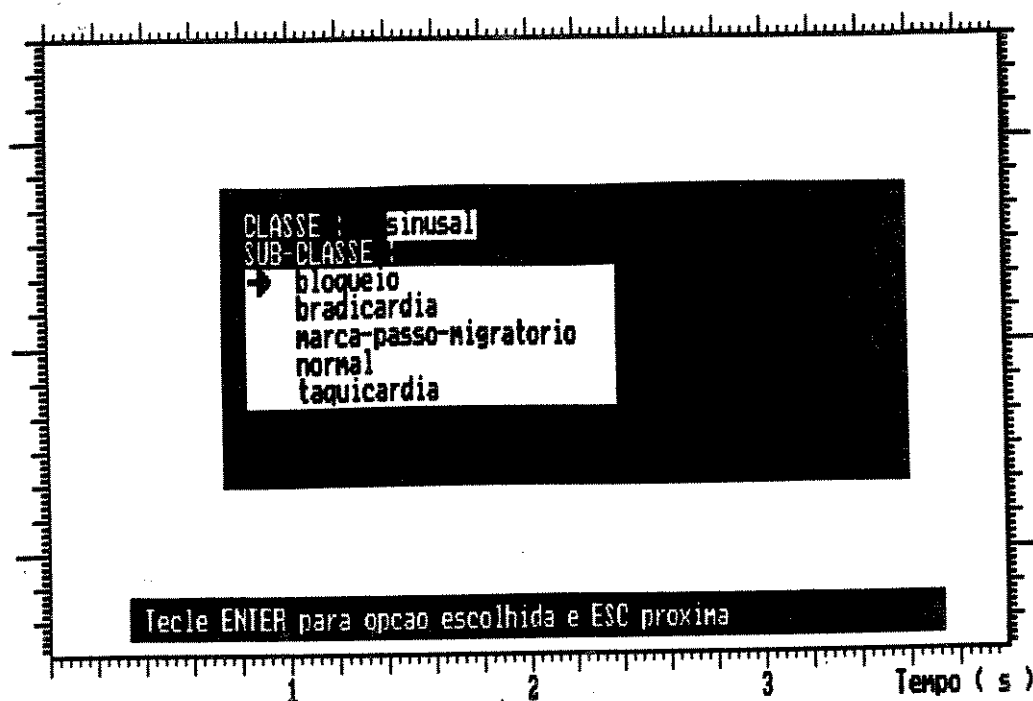


Figura 4.16 b - Opção leitura, escolha de sub-classe.

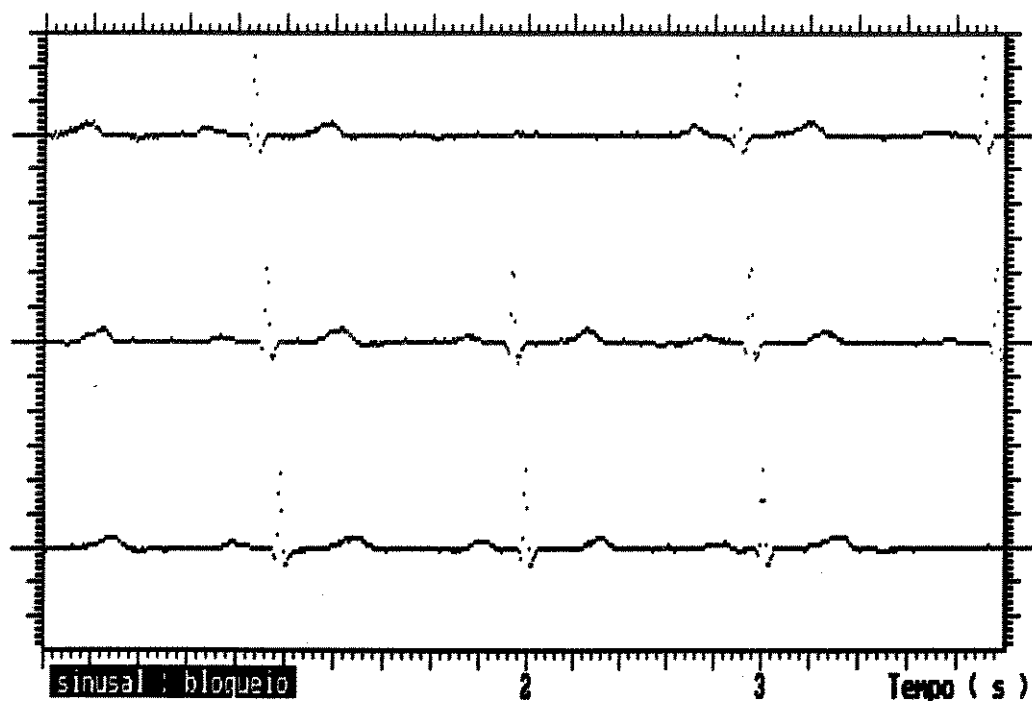


Figura 4.16 c - Opção Leitura, ritmo escolhido.

4.6 IMPRIMINDO RITMOS

Assim como pode-se exibir o ritmo na tela do computador, também o sistema permite enviá-lo para a impressora gráfica. Para tal, basta escolher a opção *Imprime* da tela inicial (Figura 4.2). O roteiro para imprimir o ECG na impressora é similar ao apresentado na opção *Lê*. Inicialmente o programa solicita a entrada da Classe do ECG, depois a Sub-classe. Se o ritmo está presente na biblioteca então antes de enviá-lo para a impressora o mesmo é exibido na tela. Na impressão do ECG consta os campos preenchidos quando o ritmo foi anexado a biblioteca, que são: Classe, Sub_classe, Texto. Na Figura 4.17 mostra-se um ritmo registrado na impressora RIMA XT-300.

RITMO SIMULADO

CLASSE : Juncional
SUBCLASSE : normal
TEXTO :
Ritmo regular 60 bpm com onda P invertida e QRS normal

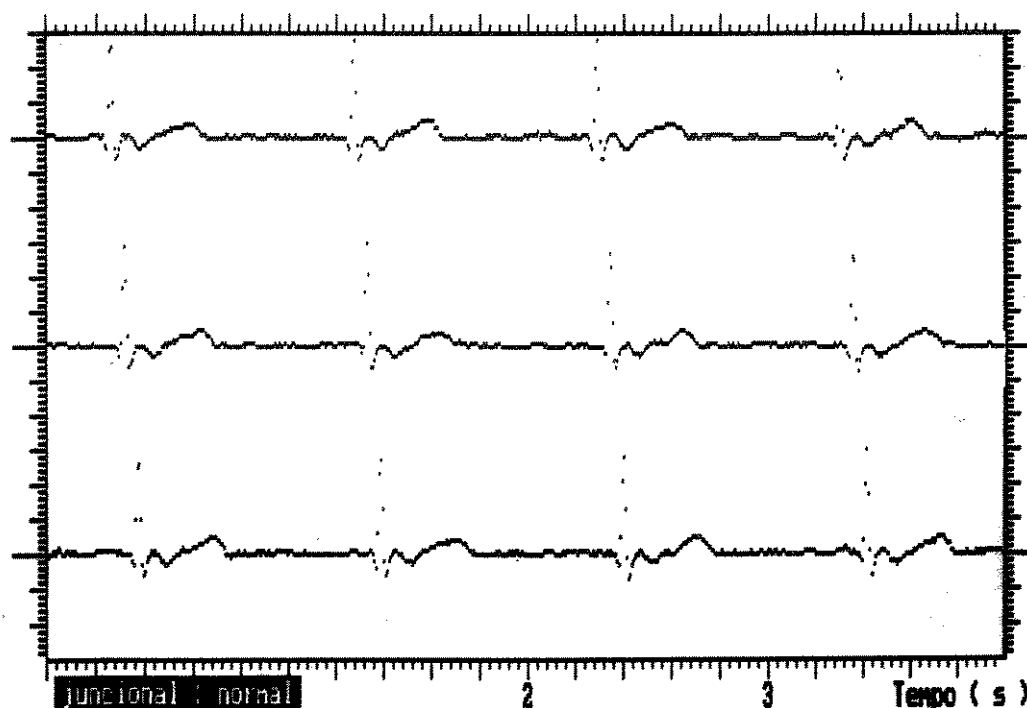


Figura 4.17 Impressão de um ECG da biblioteca.

4.7 SAINDO DO PROGRAMA SIMULA

Através da opção Saída (Figura 4.2), o usuário pode retornar para o sistema operacional. No próximo capítulo mostra-se alguns dos ritmos anexados à biblioteca utilizando os vários métodos de simulação apresentados neste capítulo.

5.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo procura-se mostrar os diversos ritmos simulados através dos métodos anteriormente expostos. A classificação das arritmias seguiu o modelo apresentado por Chung(1984), que dividiu as arritmias em duas categorias: I - formação anormal do impulso, II - condução anormal do impulso.

No coração normal os impulsos cardíacos originários do nódu-
lo sinusal, denominado marca-passo primário, espalham-se através
dos átrios até atingir o nódu-
lo A-V (no ECG corresponde a onda P).
Em seguida, percorrem o feixe de His e as fibras de Purkinje e
atingem os ventrículos quase simultaneamente, produzindo uma onda
de curta duração e de grande amplitude (no ECG corresponde ao com-
plexo QRS). Após a despolarização dos ventrículos, ocorre a repola-
zação dos mesmos, de forma assíncrona, gerando a onda T.

Os cinco principais itens para definição de normalidade do
ECG e a seguinte :

- 1) onda P de origem sinusal (eixo médio normal)
- 2) intervalo P-R normal e constante (0.12 a 0.20 s)
- 3) onda P constante em cada derivação
- 4) frequência entre 60 a 100 BPM
- 5) intervalo P-P ou R-R constante.

A Figura 5.1 mostra um ritmo normal. Quando por algum motivo
o impulso não se forma de maneira descrita acima, ou seja o foco
do impulso não é o nódu-
lo sinusal, pode-se enquadrar o ritmo na
categoria de formação anormal do impulso. Na segunda categoria,

condução anormal, as vias de condução do impulso encontram-se alteradas. Este fenômeno pode ocorrer em qualquer parte do coração, porém o mais comum é o bloqueio A-V.

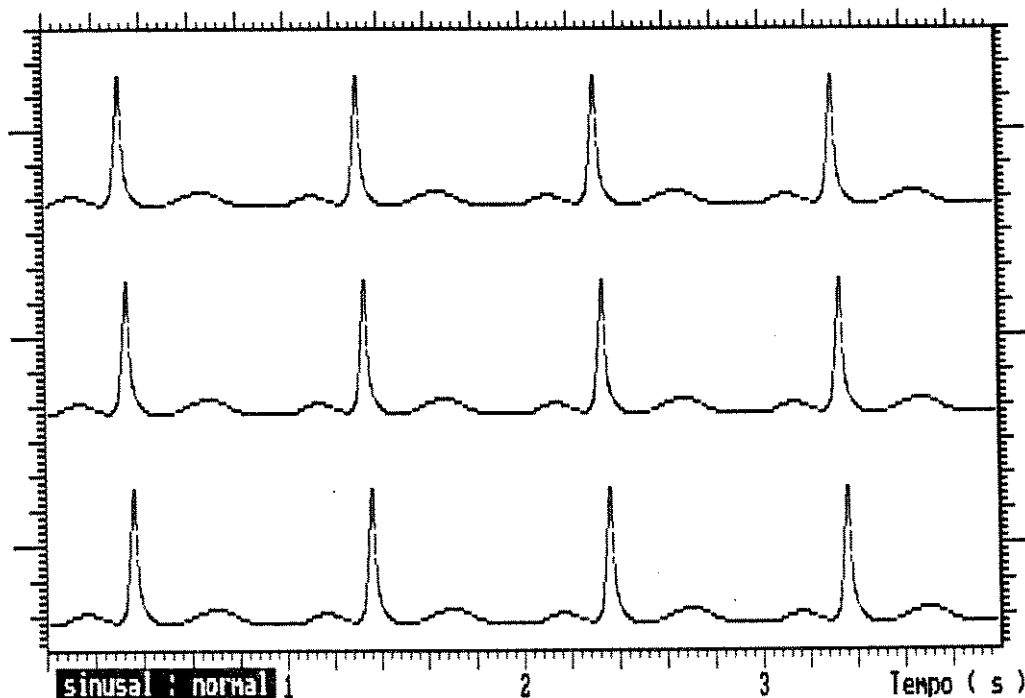


Figura 3.1 Ritmo sinusal normal (60 BPM).

A seguir são exibidas as arritmias presentes na biblioteca. Para cada ritmo têm-se um comentário sobre a arritmia e o critério de diagnóstico de acordo com o estabelecido por Chung (1984). Todos os ritmos aqui apresentados são na derivação II. Os ritmos foram adquiridos através da opção gravador, tendo utilizado o Simulador GDIA (L&M,1990) como fonte de entrada.

5.2 BIBLIOTECA DE RITMOS

Conforme citado anteriormente, os ritmos podem ser classificados, conforme a proposta de Chung (1984), em duas grandes categorias : distúrbios na formação do impulso e distúrbios na condução.

5.2.1 - DISTÚRBIOS NA FORMAÇÃO DO IMPULSO

5.2.1.1 - DISTÚRBIOS NA FORMAÇÃO DO IMPULSO SINUSAL

Quando algum dos cinco critérios (ver parágrafo anterior) para onda P normal não é satisfeito têm-se uma arritmia do nóculo sinusal. Vários fatores são responsáveis pela alteração do ritmo normal sendo os mais importantes :

- a) aumento no tônus vagal : produz bradicardia e, no extremo, bloqueio sinusal
- b) estado emocional : impulsos do córtex cerebral influenciam os cardioinibidores (bradicardia) e cardioaceleradores (taquicardia)
- c) exercício físico : produz vasodilatação periférica aumentando o retorno venoso e como consequência o aumento da frequência cardíaca
- d) idade : a frequência cardíaca é maior no recém-nascido e vai tornando-se menor a medida que se desenvolve
- e) temperatura : aumento da temperatura ambiente produz aumento na frequência cardíaca
- f) estado metabólico : frequência cardíaca aumenta quando aumenta-se a taxa metabólica. Hipertiroidismo provoca taquicardia e hipotiroidismo, bradicardia.

BRADICARDIA SINUSAL

COMENTÁRIOS : A bradicardia sinusal apresenta frequência abaixo de 60 BPM, normalmente entre 45 a 59, estando frequentemente relacionada com arritmia sinusal.

- DIAGNÓSTICOS :**
- 1) onda P no eixo normal
 - 2) intervalo P-R normal (0.12 a 0.20)
 - 3) onda P nas três derivações
 - 4) frequência abaixo de 60 BPM
 - 5) intervalo R-R ou P-P regular.

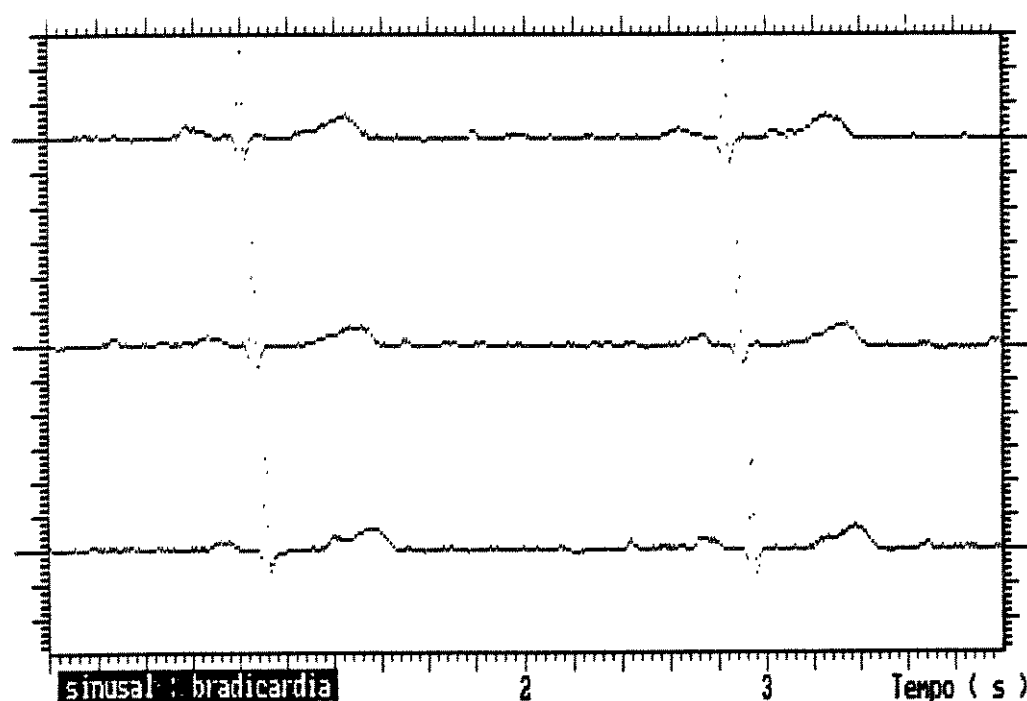


Figura 3.2 Bradicardia sinusal (30 BPM).

TAQUICARDIA SINUSAL

COMENTÁRIOS : Apresenta frequência cardíaca entre 101-160 BPM.

Várias alterações podem ocorrer no ECG, sendo as principais:

- a) diminuição do intervalo P-R, e aumento da amplitude de P
- b) ondas T mais planas, ou em picos e invertidas
- c) redução do segmento S-T.

DIAGNÓSTICOS : 1) eixo médio normal

2) constante intervalo P-R (0.12 a 0.20)

3) onda P presente em cada derivação

4) frequência cardíaca entre 101 e 160 BPM

5) intervalo P-P regular ou suavemente irregular.

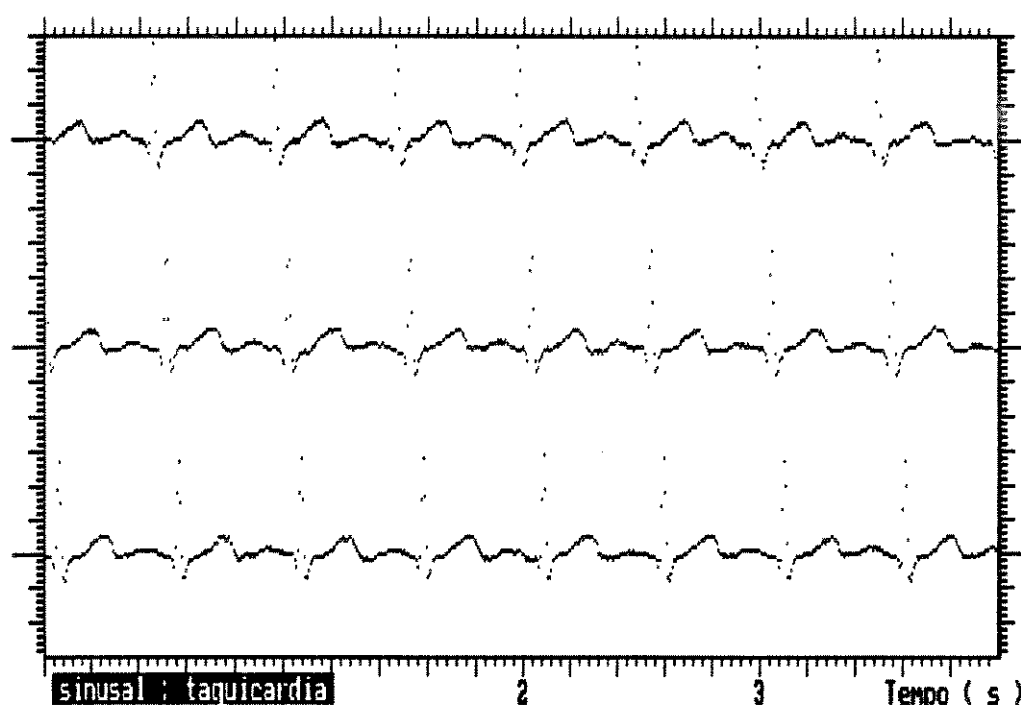


Figura 5.3 Taquicardia sinusal (120 BPM).

MARCA-PASSO MIGRATÓRIO

COMENTÁRIOS : Marca-passo migratório é um ritmo variável causado por mudanças de posição do comando do ritmo cardíaco. Caracteriza-se por ondas P de forma variável.

DIAGNÓSTICOS : 1) atividade de marca-passo varia de foco para foco

2) ritmo resultante é irregular e não existe padrão de ritmo fixo

3) as ondas P do marca-passo migratório são de formas diferentes, pois a atividade do marca-passo muda de localização (Dubin, 1974).

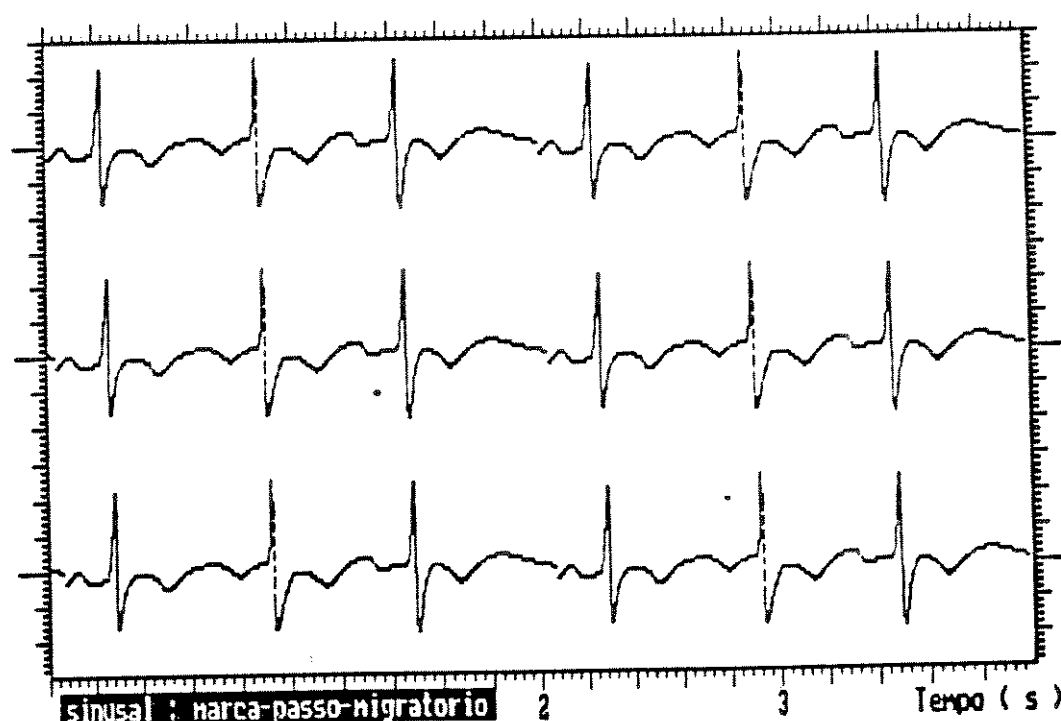


Figura 5.4 Marca-passo migratório sinusai.

5.2.1.2 - DISTÚRBIOS NA FORMAÇÃO DOS IMPULSOS ECTÓPICOS

Há basicamente duas classes : passivos e ativos.

I - IMPULSOS PASSIVOS

Quando o impulso sinusal falha, ou não atravessa o nódulo A-V, ou diminui a taxa de batimento, então outras partes do coração geram impulsos no intuito de controlar o batimento cardíaco. Inicialmente o nódulo A-V procura controlar o ritmo cardíaco gerando um impulso, escape A-V. Entretanto, pode ocorrer que nem mesmo o nódulo A-V consiga produzir um impulso. Neste caso, os ventrículos podem assumir o comando do coração, gerando um escape ventricular. Uma das principais características dos ritmos passivos é apresentar frequência cardíaca abaixo do ritmo normal (60 bpm). A seguir mostra-se os principais ritmos desta classe.

ESCAPE ATRIAL

COMENTÁRIOS : Um escape atrial ocorre após falha do nódulo sinusal em produzir impulsos. Neste tipo de arritmia a onda P em geral se apresenta bifásica e com intervalo R-R menor que no ritmo normal.

DIAGNÓSTICOS :

- 1) ocorre após ausência ou bloqueio do RS
- 2) frequência abaixo de 60 BPM
- 3) onda P anormal
- 4) complexo QRS normal.

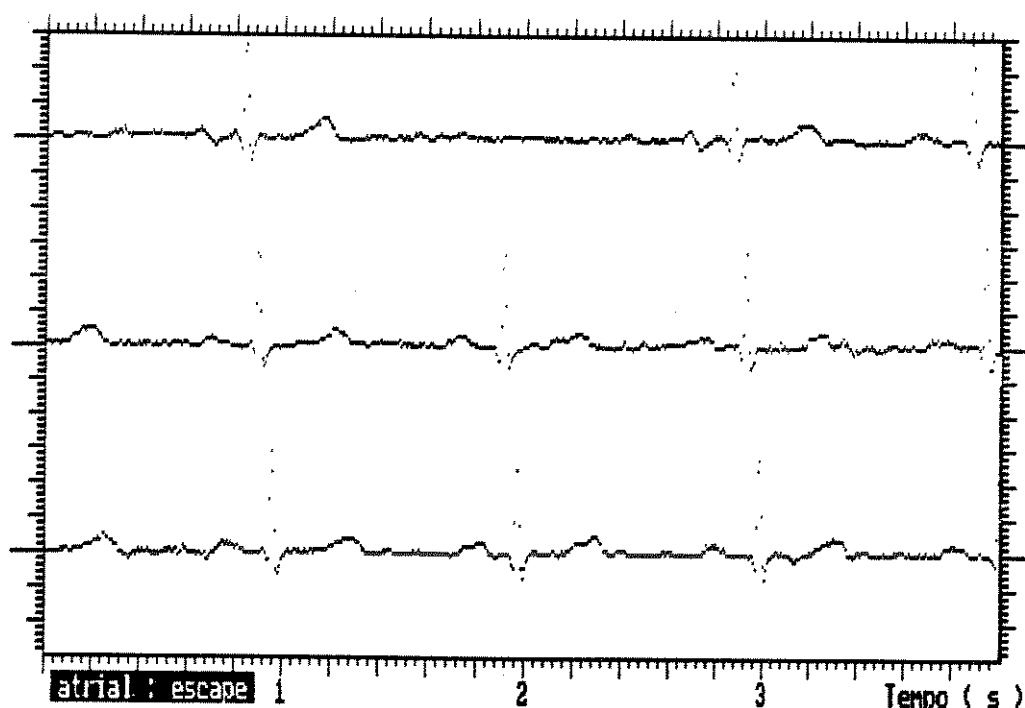


Figura 3.3 Escape atrial.

ESCAPE JUNCIONAL

COMENTÁRIOS : As bases para desenvolvimento do escape juncional são as mesmas para o escape atrial.

DIAGNÓSTICOS : 1) ocorre após o bloqueio ou falha do ritmo sinusal, ou em presença de bradicardia atrial

2) onda P ausente ou invertida, dependendo da localização do foco ectópico

3) complexo QRS similar ao ritmo normal

4) frequência entre 45 a 60 BPM.

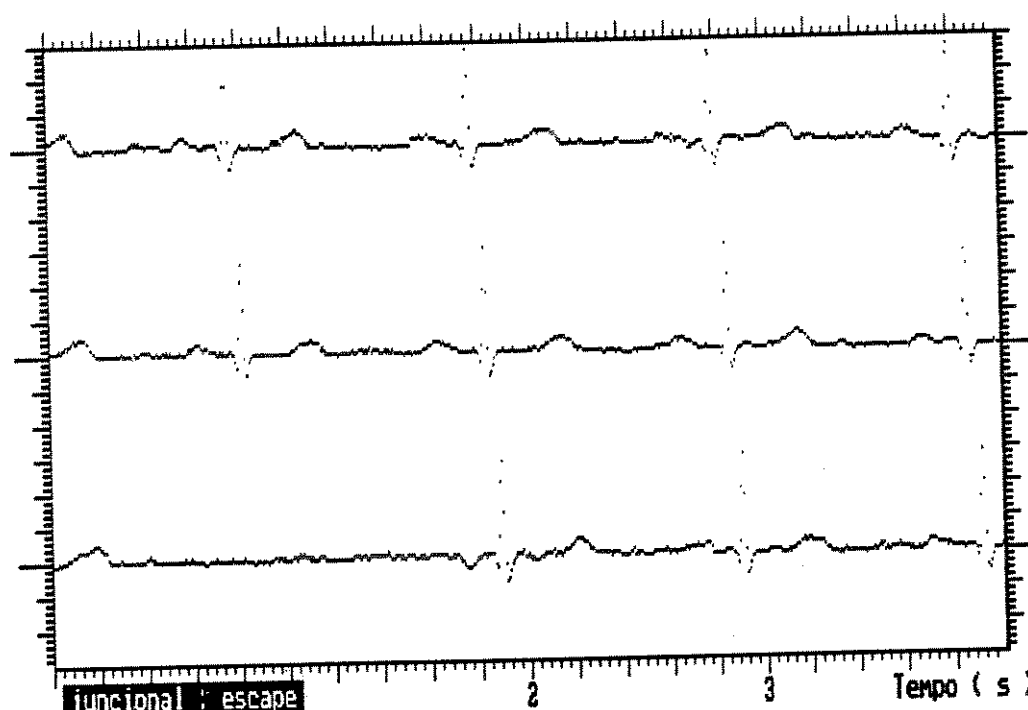


Figura 5.6 Escape juncional.

ESCAPE VENTRICULAR

COMENTÁRIOS : Ocorre um escape ventricular quando há falha na atividade dos nós sinusal e A-V, ou quando há um grau acentuado de bloqueio, de forma que nenhum impulso sinusal atinge os ventrículos.

DIAGNÓSTICOS : 1) QRS alargados (acima de 0.16s) e entalhados, após longa pausa não precedida de onda P

2) frequência cardíaca entre 30 a 40 BPM.

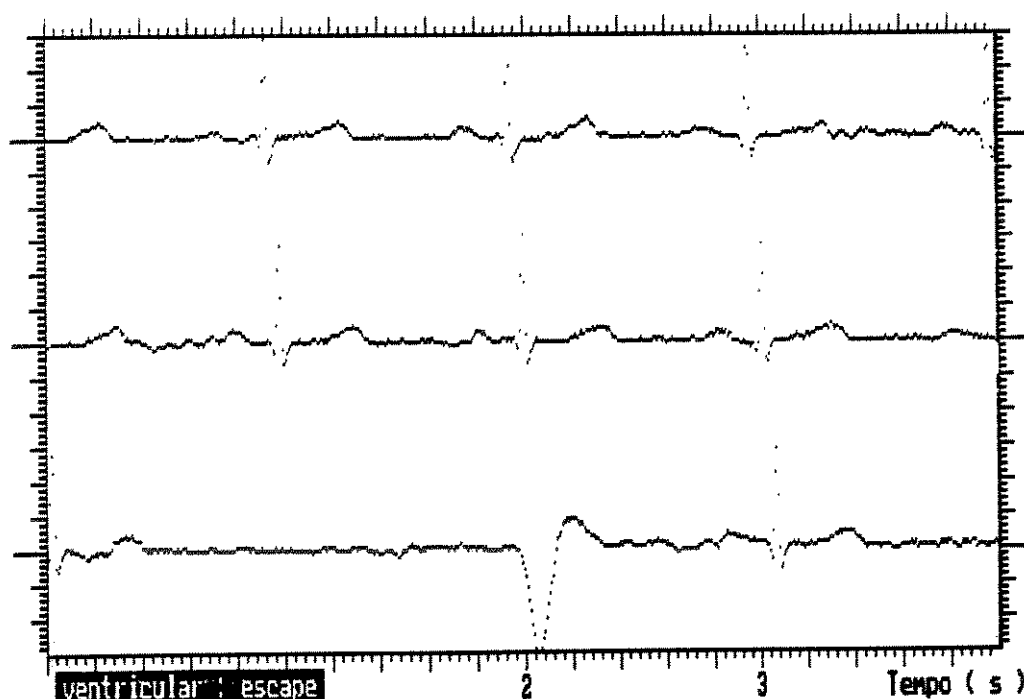


Figura 3.7 Escape ventricular.

II - IMPULSOS ATIVOS

A formação do impulso ectópico ativo faz-se em função do aumento da excitabilidade do foco ectópico. A origem deste foco pode ser nos átrios, na junção A-V ou nos ventrículos, e de forma bastante rara pode-se encontrar no feixe de His e nos ramos direito e esquerdo. A seguir estão as principais arritmias deste grupo.

A - ORIGEM NOS ÁTRIOS

BATIMENTO ATRIAL PREMATURO

COMENTÁRIOS : O foco ectópico localiza-se em algum lugar do átrio. O impulso gerado espalha-se em direção ao nódulo sinusal e A-V, resultando em onda P diferente da normal.

DIAGNÓSTICOS : 1) onda P aparece prematuramente no ciclo cardíaco, com forma diferente daquela do nódulo sinusal, podendo ser bifásica ou invertida

2) intervalo P-R prolongado

3) QRS normal

4) pausa pós-batimento atrial geralmente não é compensatória.

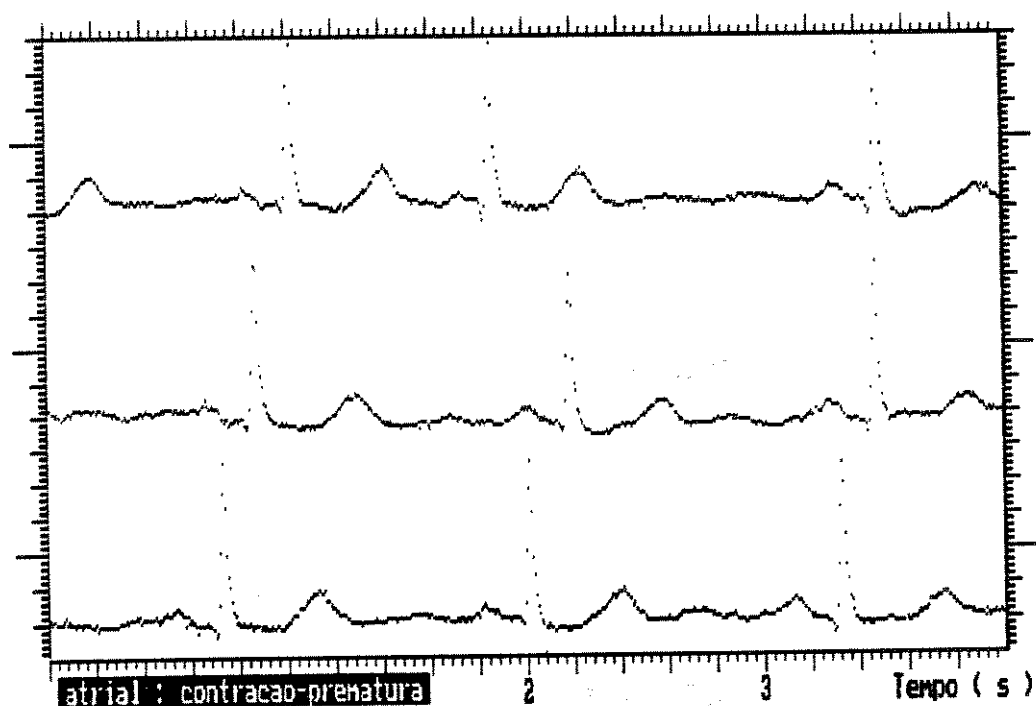


Figura 5.8 Batimento atrial prematuro.

TAQUICARDIA ATRIAL PAROXÍSTICA

COMENTÁRIOS : A taquicardia atrial paroxística caracteriza-se pela sequência de extras-sístoles atriais em rápida sucessão, com início e fim bruscos.

- DIAGNÓSTICOS :**
- 1) ondas P diferentes das sinusais
 - 2) QRS normal
 - 3) frequência entre 150 a 250 BPM
 - 4) intervalos P-P ou R-R regulares.

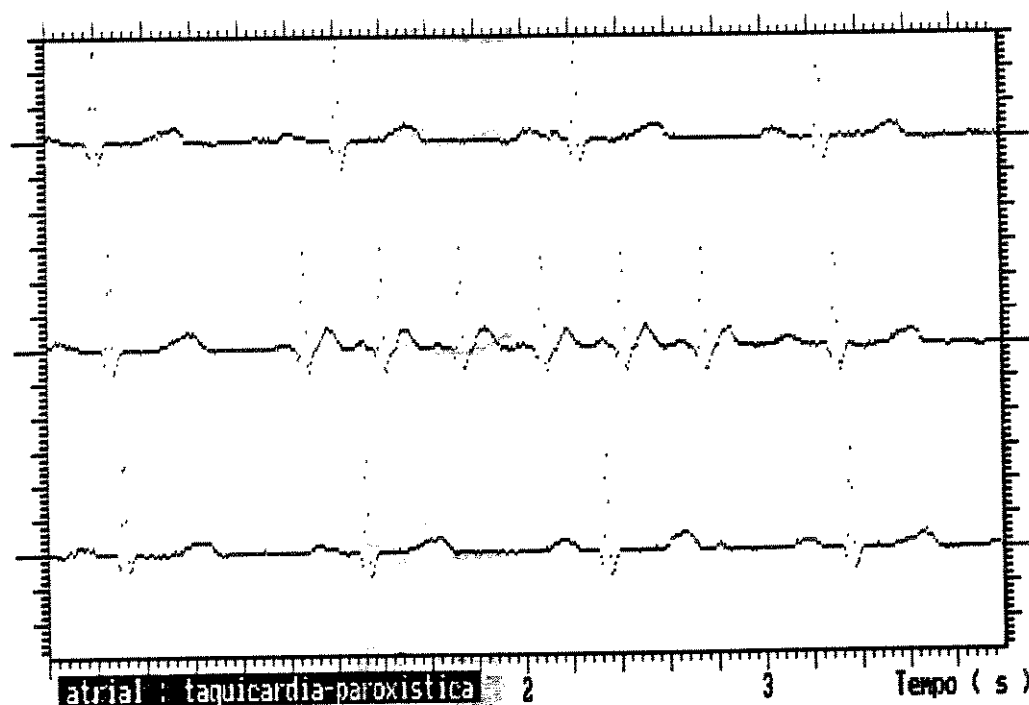


Figura 3.9 Taquicardia atrial paroxística.

FLUTTER ATRIAL

COMENTÁRIOS : Arritmia pouco frequente porém importante no aspecto clínico, por ocorrer normalmente em pacientes portadores de cardiopatias.

DIAGNÓSTICOS : 1) ausência de onda P

2) presença de ondas sinusais, denominadas de dente-de-serra, substituindo as ondas P, de ocorrência regular.

3) frequência cardíaca entre 250 a 350 BPM

4) ciclo ventricular pode ser regular, apresentado relação A-V 2:1, ou 3:1 etc...

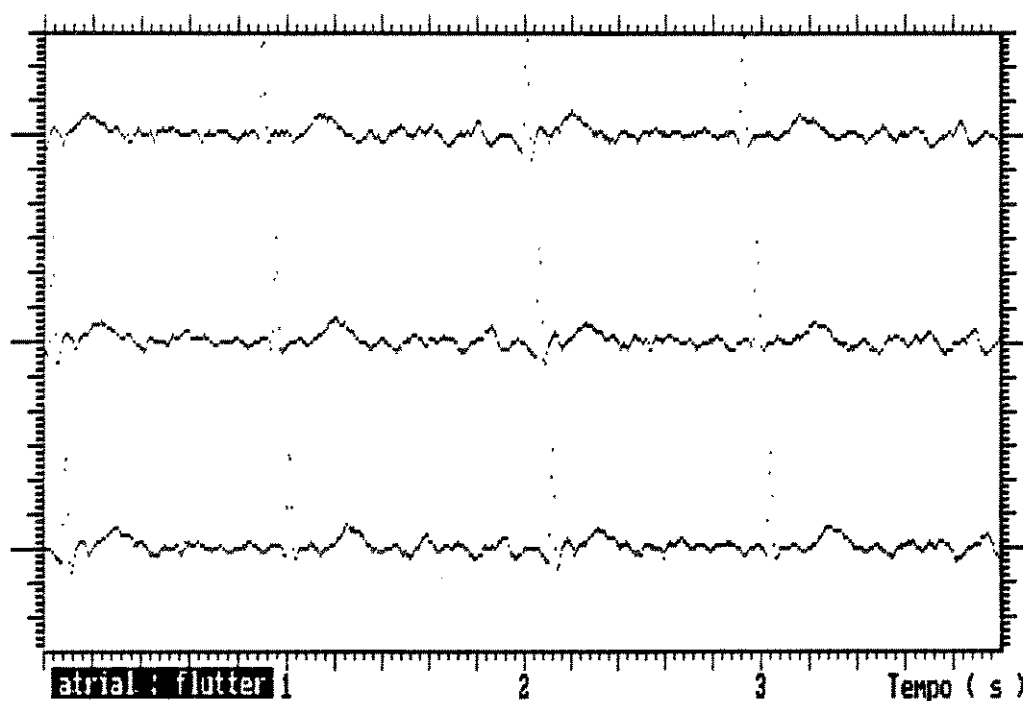


Figura 5.10 Flutter atrial.

FIBRILAÇÃO ATRIAL

COMENTÁRIOS : Arritmia comum na prática clínica, também está relacionada com doenças graves do coração, apresentado frequência cardíaca entre 300 a 600 BPM.

DIAGNÓSTICOS : 1) ausência de ondas P

2) presença de ondulações irregulares, denominadas de ondas f, que substituem as ondas P

3) irregularidade nos ciclos ventriculares, intervalo R-R irregular

4) frequência cardíaca entre 300 a 600 BPM.

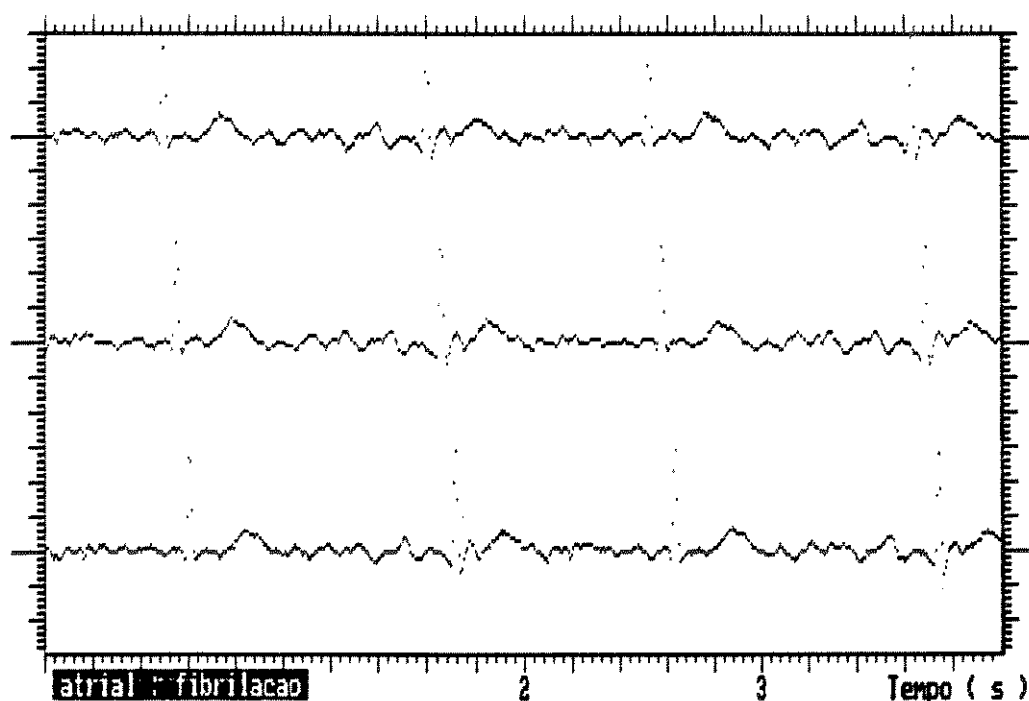


Figura 5.11 Fibrilação atrial.

B - ORIGEM NA JUNÇÃO A-V

EXTRA-SÍSTOLE JUNCIONAL

COMENTÁRIOS : Apresenta foco ectópico no nódulo A-V , com condução de impulsos no sentido retrógrado e/ou anterógrado.

DIAGNÓSTICOS : 1) ondas P ausentes, ou quando presentes normalmente invertidas nas derivações II, III e aVF

2) QRS prematuro no ECG podendo estar normal ou com forma aberrante

3) pausa pós-extra-sístole normalmente não compensatória.

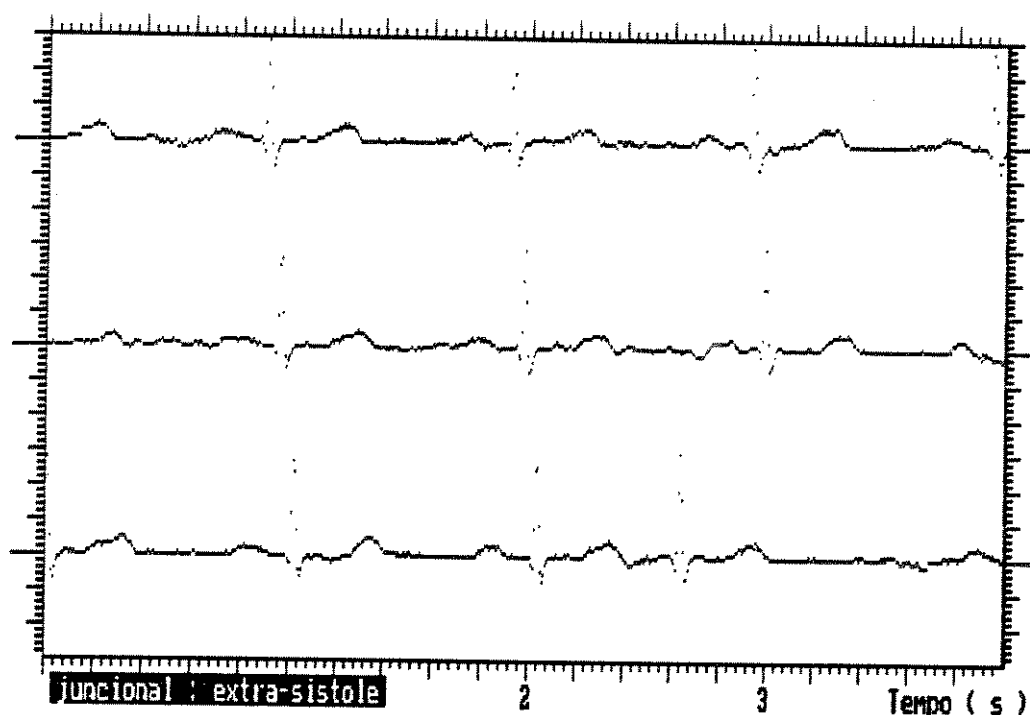


Figura 5.12 Extra-sístole juncional.

TAQUICARDIA JUNCIONAL

COMENTÁRIOS : Caracteriza-se pela presença de um foco ectópico no nóculo A-V. A frequência cardíaca situa-se entre 150 a 250 BPM.

DIAGNÓSTICOS : 1) ausência de onda P, ou quando presente normalmente invertida

2) QRS normal.

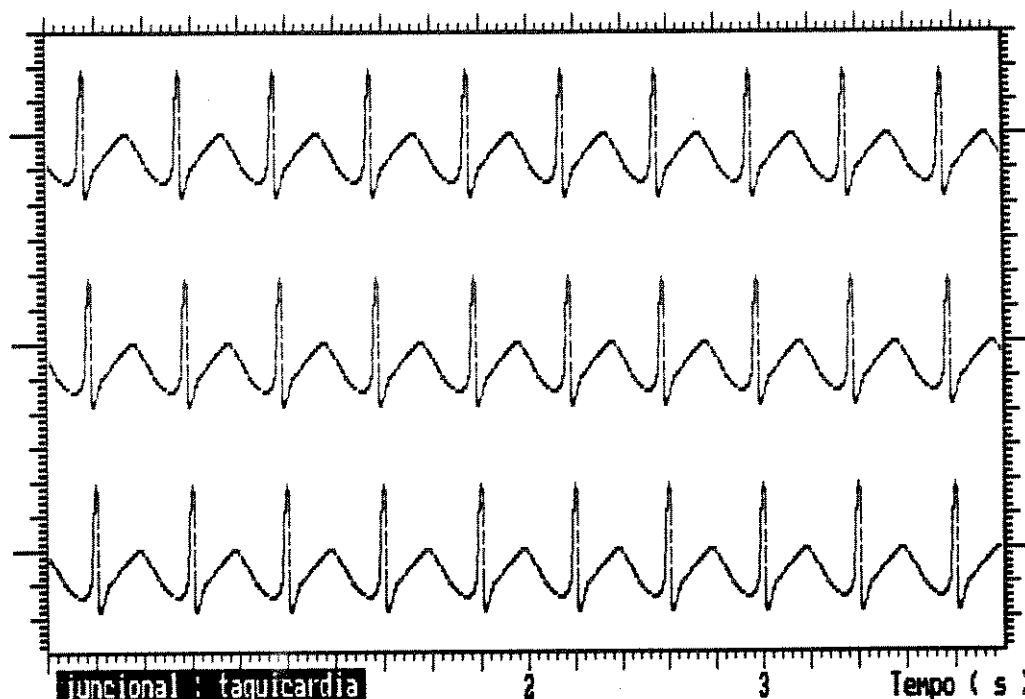


Figura 5.12 Taquicardia juncional.

C - ORIGEM NOS VENTRÍCULOS

BATIMENTO VENTRICULAR PREMATURO FOCO BASAL

COMENTÁRIOS : Ritmo bastante comum na clínica. Ocorre um batimento precoce no ECG normalmente com QRS anormal, alargado e bizarro.

DIAGNÓSTICOS : 1) QRS's precoces, entalhados, com duração de 0.12 s ou mais, geralmente não precedido de onda P

2) pausa pós-extra-sistólica compensatória

3) foco ectópico localizado na parte basal dos ventrículos.

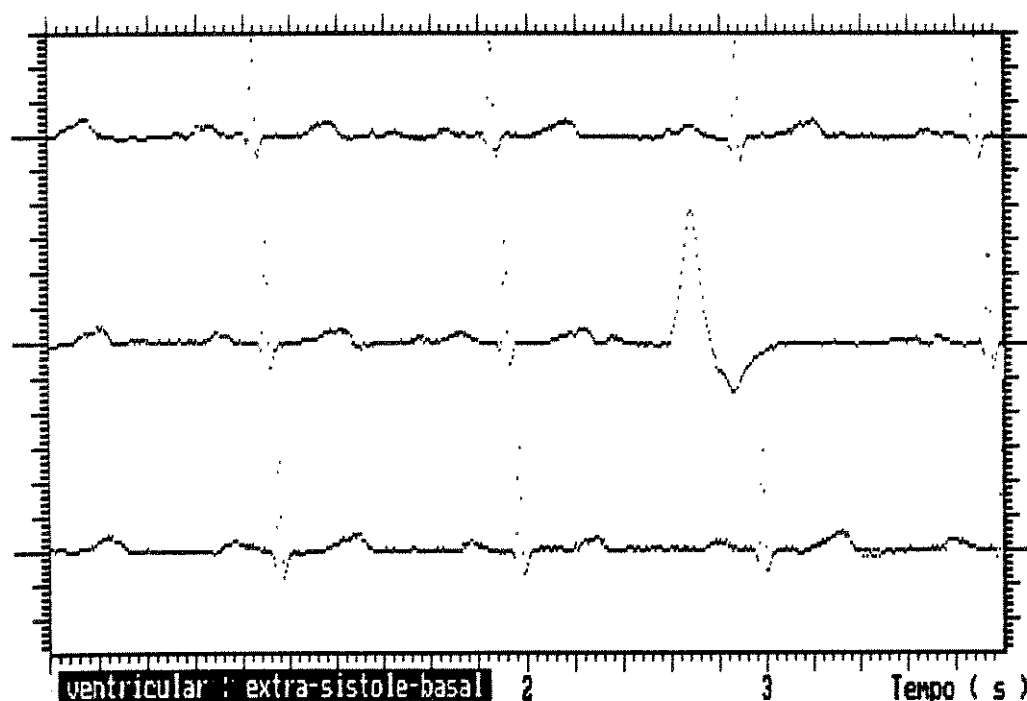


Figura 5.14 Batimento ventricular prematuro de foco basal.

BATIMENTO VENTRICULAR PREMATURO (FOCO APICAL)

COMENTÁRIOS : Arritmia ventricular cujo foco ectópico localiza-se na região apical dos ventrículos. Similar ao ritmo anterior o QRS ocorre precoce no ECG.

DIAGNÓSTICOS : 1) critérios similares ao anterior somente variando a localização do foco ectópico.

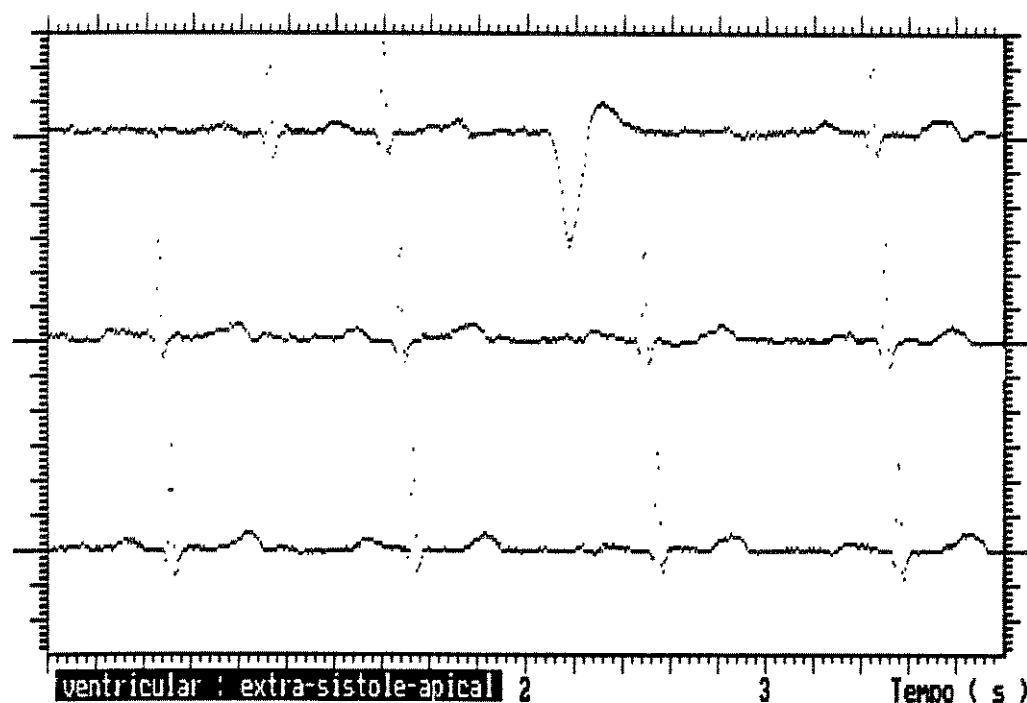


Figura 5.15 Batimento ventricular prematuro (foco apical).

BATIMENTO VENTRICULAR PREMATURO : FENÔMENO R SOBRE T

COMENTÁRIOS : Uma extra-sístole ventricular inseri-se no ritmo sinusal normal. A onda R da extra-sístole cai sobre a onda T do batimento normal que a precede. Esta arritmia é bastante maligna pois a mesma induz a ocorrência de fibrilação ventricular.

DIAGNÓSTICOS : 1) extra-sístole ventricular com onda R sobre a onda T do ritmo precedente

2) pausa pós-extra-sistólica é compensatória

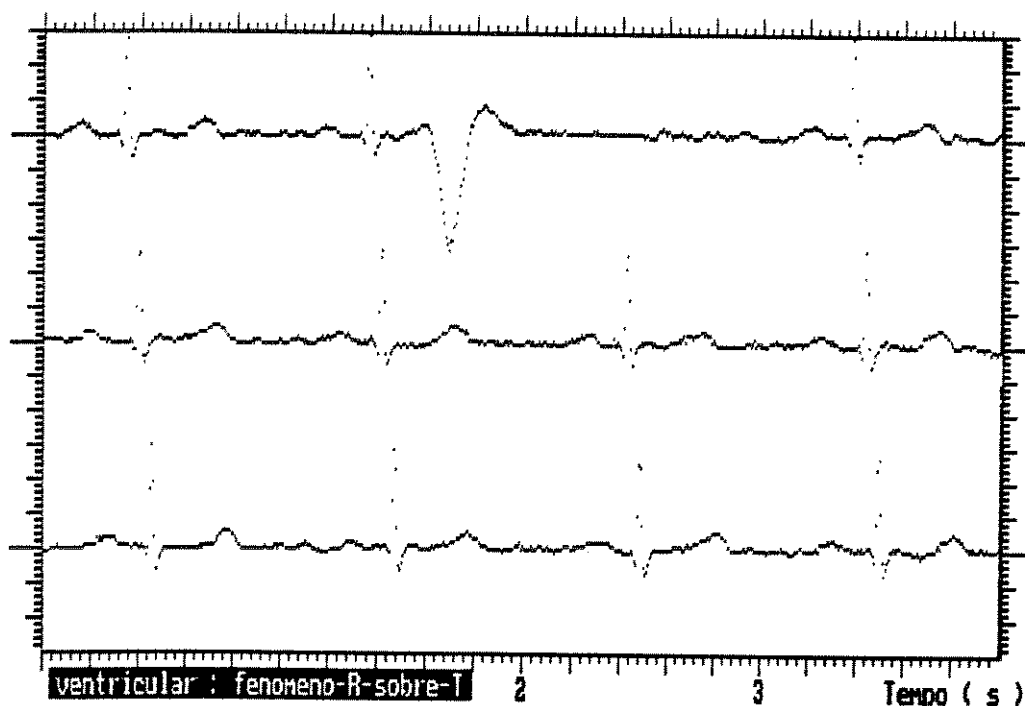


Figura 5.18 Extra-sístole ventricular com fenômeno R-sobre-T.

BATIMENTOS VENTRICULARES PREMATUROS MULTIFOCAIS

COMENTÁRIOS : Uma sequência de várias extras-sístoles ventriculares é inserida no ritmo sinusal normal. As ESV multifocais se devem a focos ectópicos ventriculares múltiplos.

DIAGNÓSTICOS : 1) ocorrência de várias extra-sístoles ventriculares distintas

2) QRS das ESV são largos e distintos.

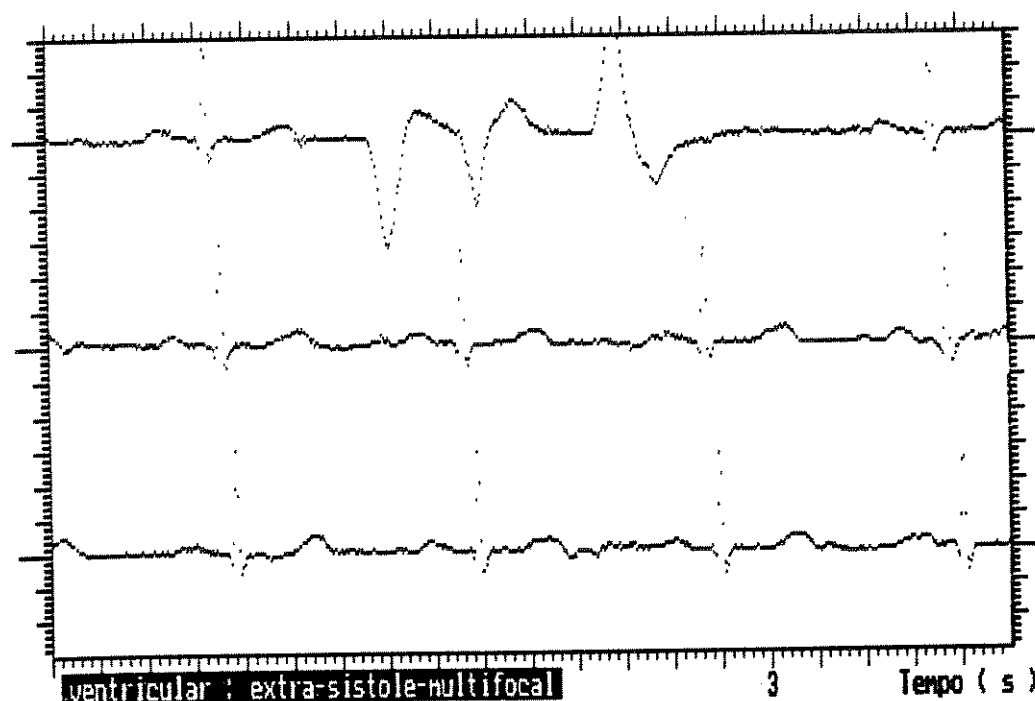


Figura 5.17 Batimento ventricular prematuro multifocal.

TAQUICARDIA VENTRICULAR

COMENTÁRIOS : Ritmo unifocal regular e rápido com origem nos ventrículos. Na maioria das vezes encontrada em cardiopatas.

DIAGNÓSTICOS :

- 1) ausência de ondas P
- 2) QRS largo (0.12 ou mais), de forma bizarra
- 3) frequência entre 70 a 250 BPM.

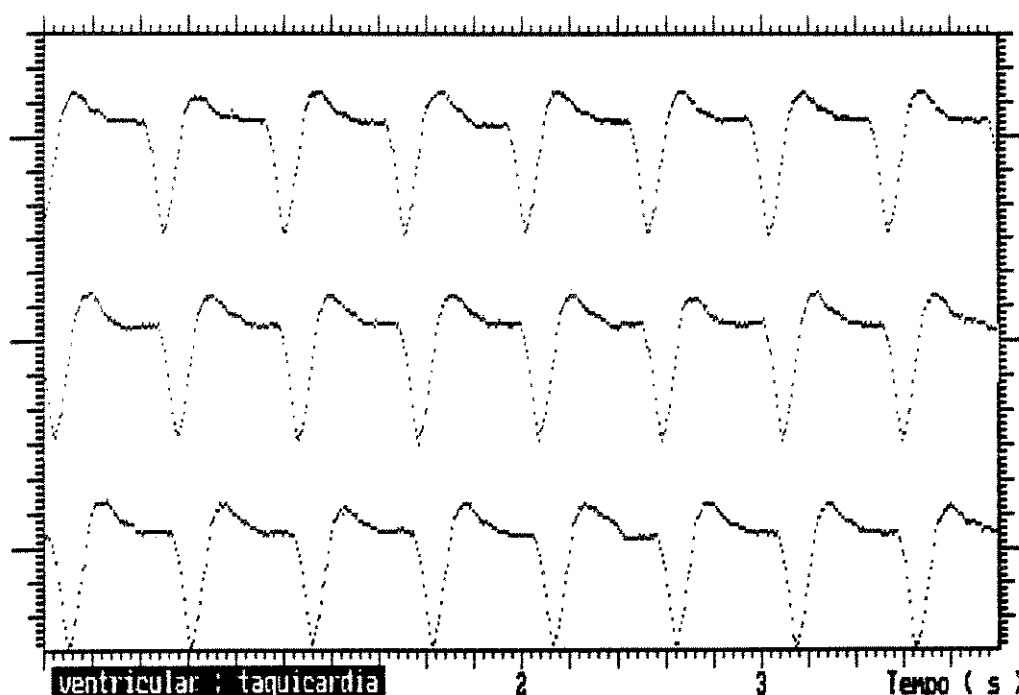


Figura 5.18 Taquicardia ventricular.

TAQUICARDIA VENTRICULAR NÃO SUSTENTADA

COMENTÁRIOS : Uma salva de extras-sístoles ventriculares geralmente unifocais inseri-se no ritmo normal , constituindo-se uma taquicardia ventricular não sustentada.

DIAGNÓSTICOS : 1) complexos QRS alargados (0.156s ou mais) e bizarros

2) ausência de ondas P

3) ocorrência de uma salva de extras-sístoles

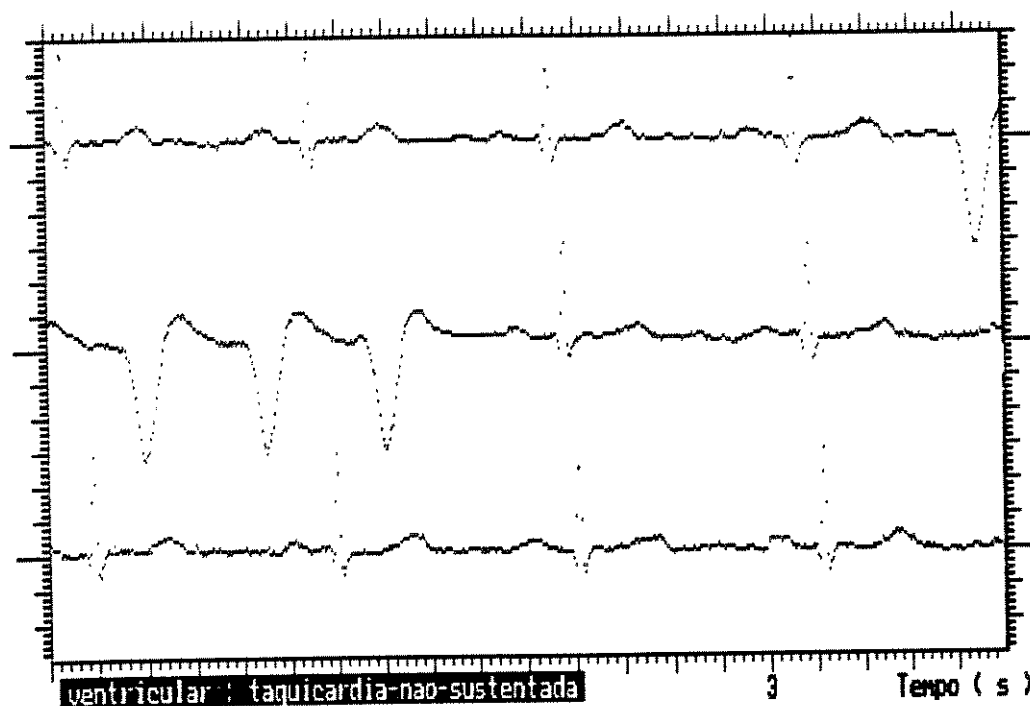


Figura 5.19 Taquicardia ventricular não-sustentada

TAQUICARDIA VENTRICULAR NÃO SUSTENTADA COM
BATIMENTO DE FUSÃO

COMENTÁRIOS : Produz-se a taquicardia não sustentada com batimento de fusão quando uma extra-sístole ocorre tardiamente na diástole, ou seja no momento próximo da ocorrência do batimento sinusal.

DIAGNÓSTICOS : 1) onda P anterior ao QRS extra-sistólico possui intervalo P-R curto (0.12 ou menor)

2) QRS do batimento de fusão com morfologia intermediária entre os estímulos sinusal e extra-sistólico

3) QRS's alargados e bizarros.

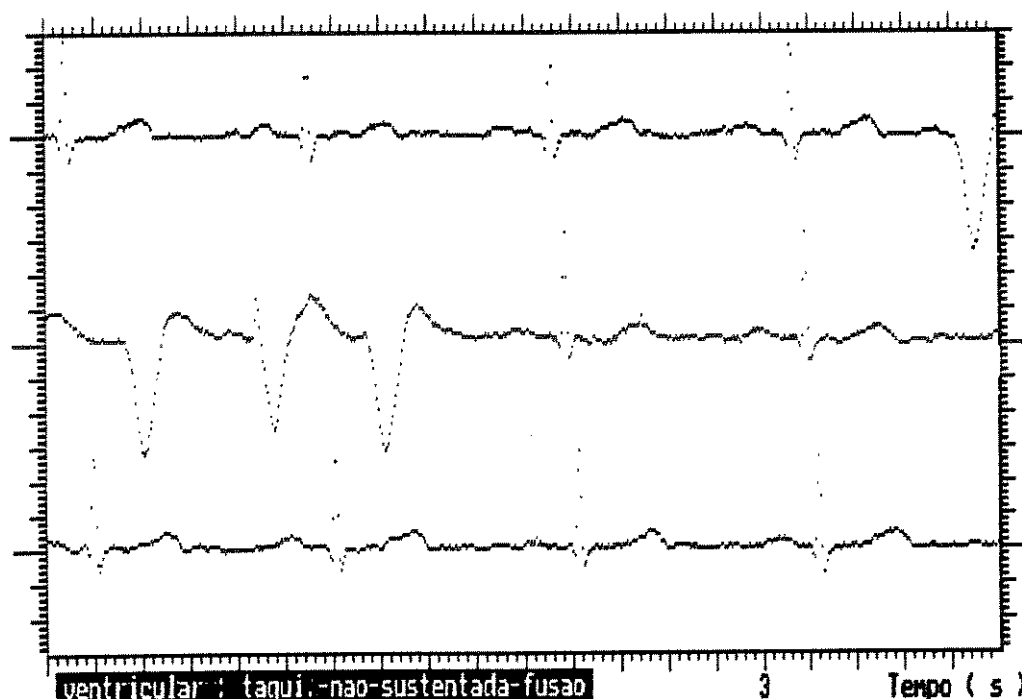


Figura 5.20 Taquicardia ventricular não sustentada com batimento de fusão.

TAQUICARDIA VENTRICULAR NÃO-SUSTENTADA COM
BATIMENTO DE CAPTURA

COMENTÁRIOS : Tem-se uma taquicardia ventricular não-sustentada com batimento de captura quando uma extra-sístole atravessa o nóculo A-V no sentido retrógrado e estimula os átrios.

DIAGNÓSTICOS : 1) Um batimento normal encontra-se inserido nas extras-sístoles ventriculares

2) ondas P normalmente invertidas nas derivações II, III, e aVF

3) complexo QRS extra-sistólico.

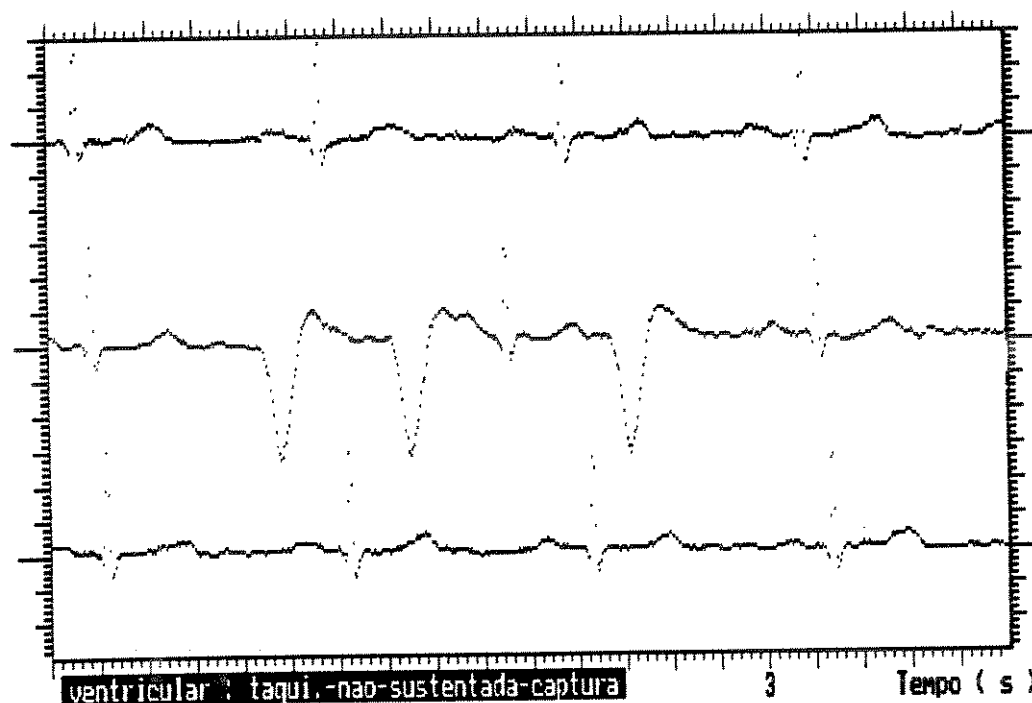


Figura 3.21 Taquicardia ventricular não-sustentada com batimento de captura.

FLUTTER VENTRICULAR

COMENTÁRIOS : Juntamente com a fibrilação ventricular é uma das mais graves arritmias do coração humano, o flutter ventricular normalmente coexiste com fibrilação ventricular, sendo raro encontrá-la na forma pura.

DIAGNÓSTICOS : 1) complexos QRS e ondas T impossíveis de serem distinguíveis

2) ritmo regular e rápido formado por ondulações senoidais

3) frequência cardíaca entre 150 a 250 BPM.

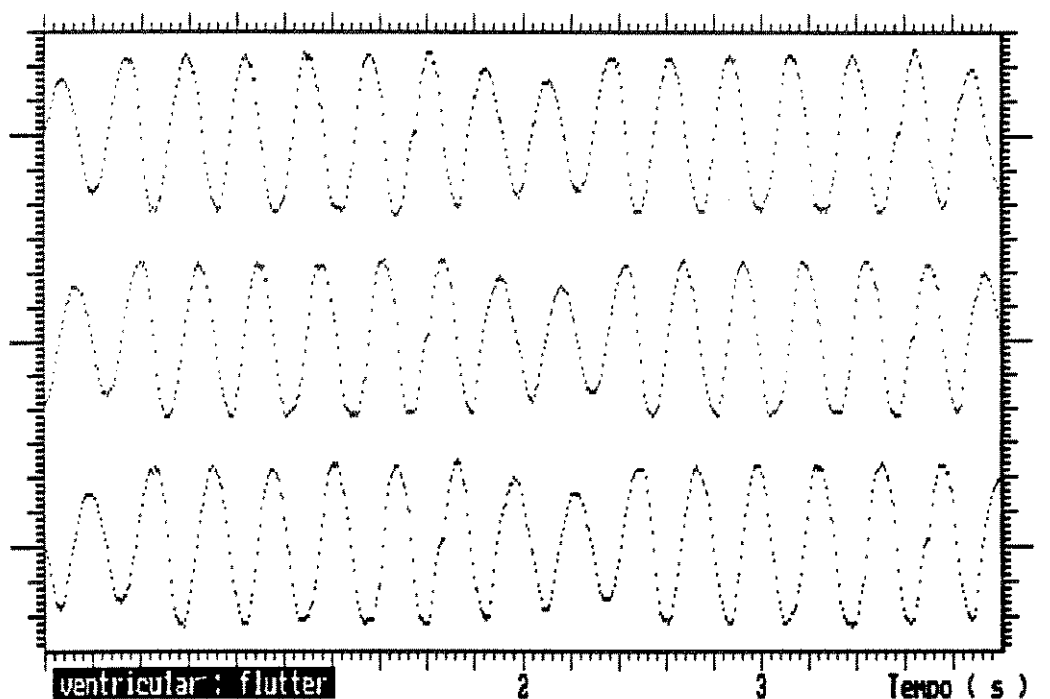


Figura 5.22 Flutter ventricular.

FIBRILAÇÃO VENTRICULAR

COMENTÁRIOS : A fibrilação ventricular é o resultado da atividade caótica dos ventrículos, onde cada fragmento dos ventrículos ativa-se em diferentes estágios com perda total de coordenação mecânica, dessa forma reduzindo a eficiência contrátil.

DIAGNÓSTICOS : 1) deflexões caóticas e irregulares sem identificação das ondas P, QRS, e T.

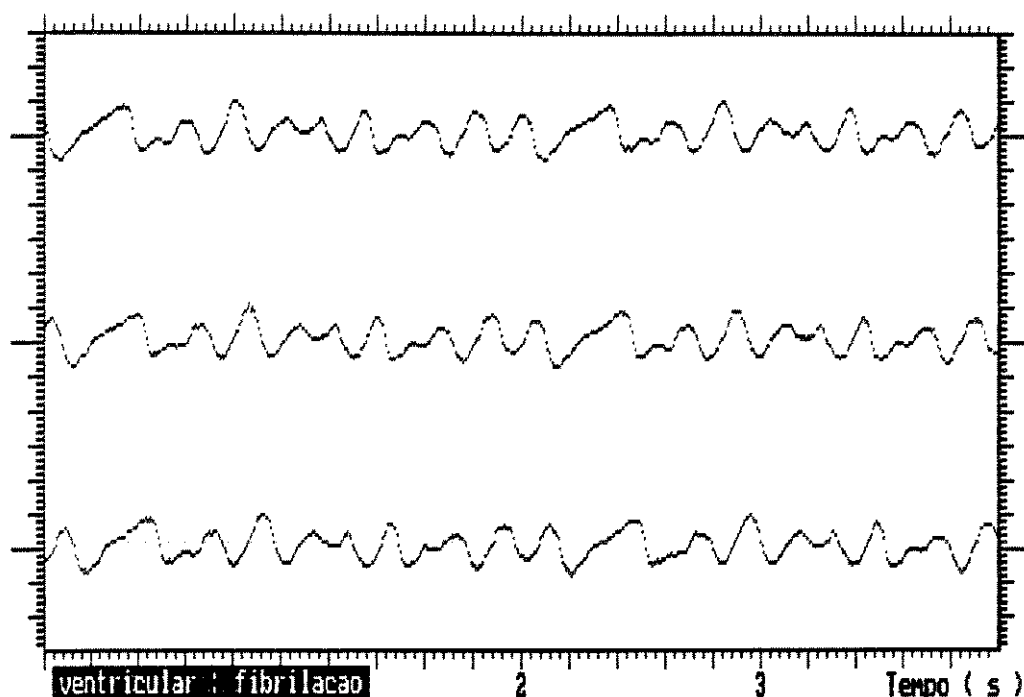


Figura 5.28 Fibrilação ventricular.

5.5.2 - DISTÚRBIOS NA CONDUÇÃO DO IMPULSO

O distúrbio na condução pode ocorrer em qualquer lugar do coração. Se ocorrer na junção sino-atrial têm-se o bloqueio S-A, nos átrios denomina-se intra-atrial; entretanto, o mais comum é o bloqueio A-V de variados graus. O bloqueio A-V pode ser dividido em três grandes grupos : bloqueio do primeiro grau, segundo e terceiro grau. Quando o bloqueio existe a nível dos ventrículos denomina-se intraventricular, que pode ser dividido em bloqueio do ramo direito, esquerdo, e hemibloqueio.

A - BLOQUEIO SINO-ATRIAL

MOBITZ TIPO II

COMENTÁRIOS : O marca-passo primário pára temporariamente por pelo menos um ciclo, mas retorna a atividade normal com o mesmo ritmo de antes do bloqueio.

DIAGNÓSTICOS : 1) intervalo P-P que inclui o bloqueio é um múltiplo do intervalo P-P normal.

2) Onda P normal

3) QRS normal.

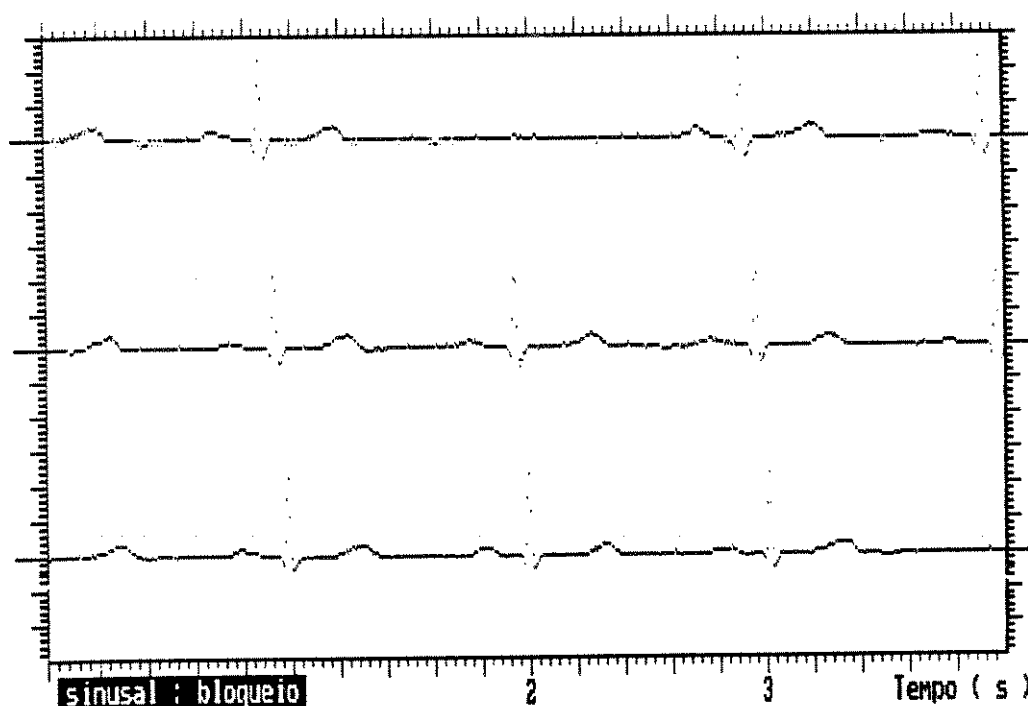


Figura 3.24 Bloqueio sino-atrial Mobitz II.

B - BLOQUEIO ÁTRIO-VENTRICULAR

BLOQUEIO DO PRIMEIRO GRAU

COMENTÁRIOS : A causa mais comum do bloqueio A-V do primeiro grau é o prolongamento do período refratário relativo na junção A-V, com consequente alteração no intervalo P-R.

DIAGNÓSTICOS : 1) ritmo regular, com frequência entre 60 e 100 BPM.

2) onda P normal

3) intervalo P-R prolongado (acima de 0.20s)

4) QRS normal.

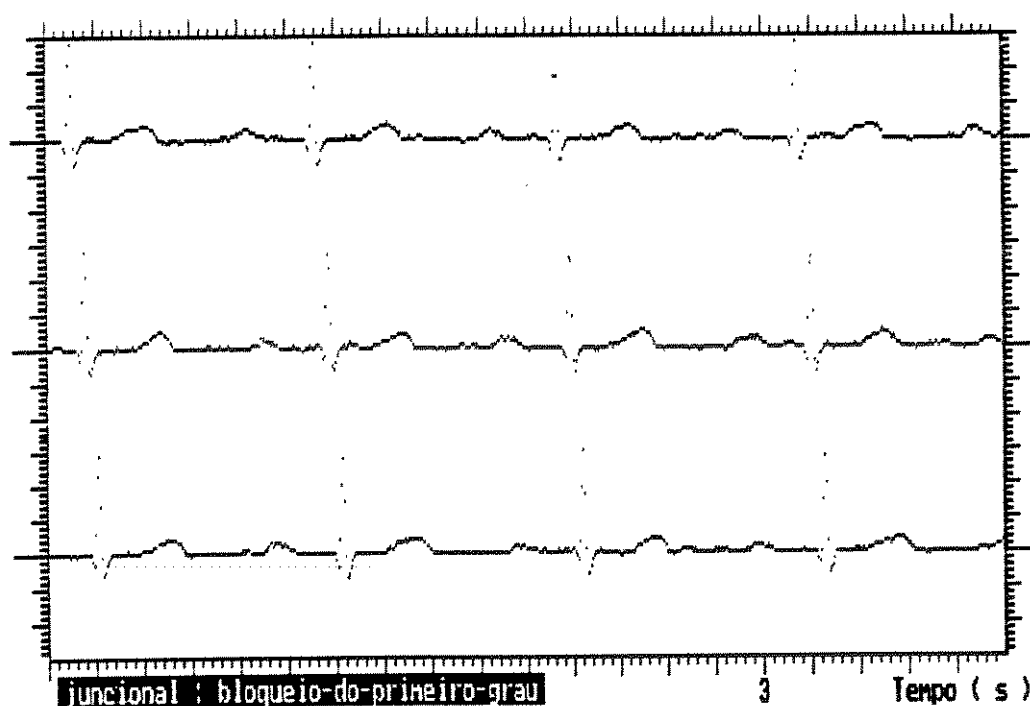


Figura 5.25 Bloqueio A-V do primeiro grau.

BLOQUEIO A-V DO SEGUNDO GRAU 2:1 TIPO II

COMENTÁRIOS : Ocorre bloqueio do segundo grau quando impulsos do nóculo sinusal são incapazes de atingir os ventrículos por deficiência na junção A-V. No tipo II não ocorre prolongamento progressivo do intervalo P-R.

DIAGNÓSTICOS :

- 1) ritmo regular lento
- 2) onda P normal
- 3) intervalo P-R prolongado
- 4) QRS normal
- 5) bloqueio da onda P não produz contração ventricular.

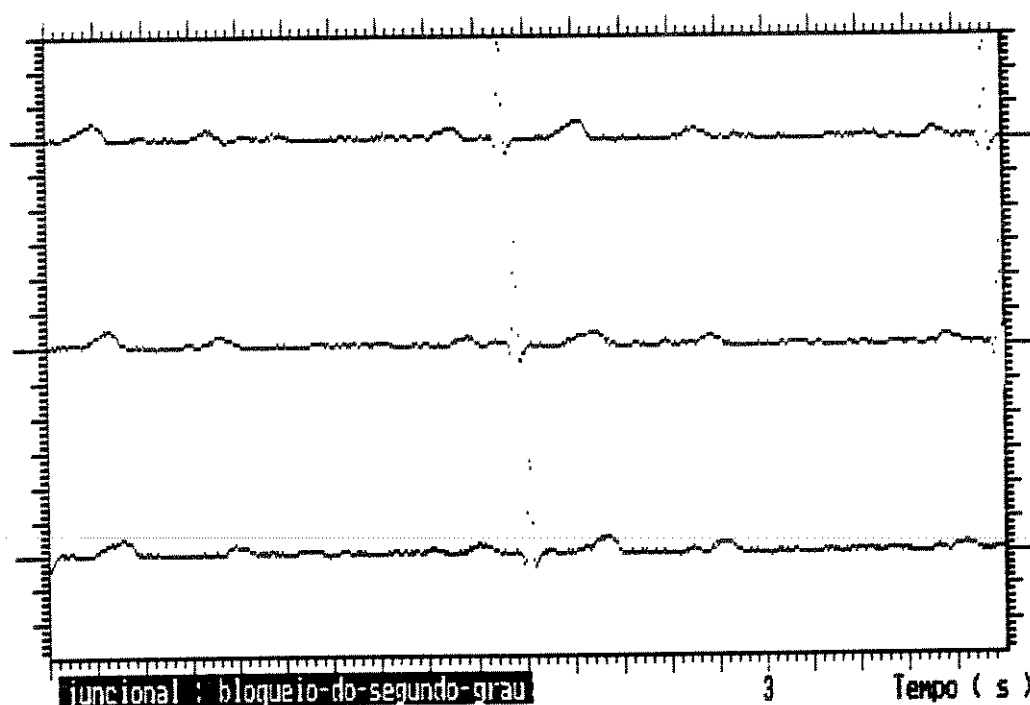


Figura 5.26 Bloqueio A-V do segundo grau tipo II.

BLOQUEIO A-V TOTAL (TERCEIRO GRAU)

COMENTÁRIOS : Caracteriza-se pela incapacidade total dos estímulos atriais de atingir os ventrículos, dessa forma cada setor possui seu marca-passo próprio, criando uma dissociação total entre átrios e ventrículos.

- DIAGNÓSTICOS :**
- 1) ritmo regular e lento
 - 2) onda P normal
 - 3) ritmo atrial e ventricular independentes
 - 4) QRS largo bizarro.

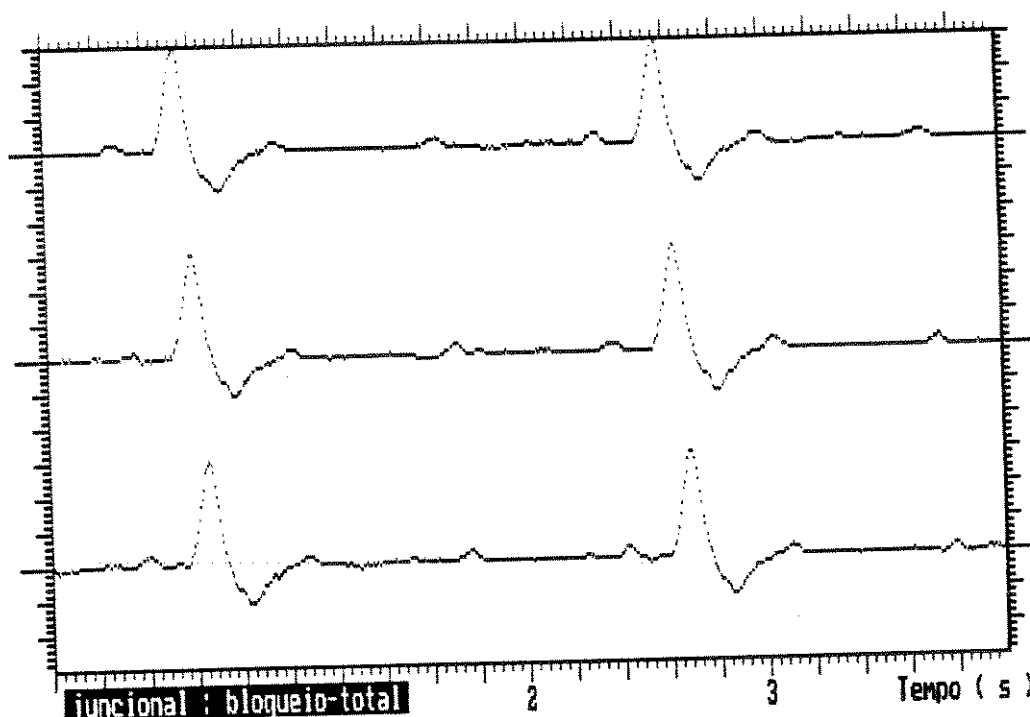


Figura 5.27 Bloqueio A-V total.

Desenvolveu-se neste trabalho um sistema, denominado SIMULA, para auxílio à aprendizagem das arritmias cardíacas utilizando-se um computador compatível com a linha IBM-PC-XT.

O sistema SIMULA apresenta no vídeo ou em impressora gráfica o eletrocardiograma (ECG) da arritmia escolhida pelo usuário. Seleciona-se a arritmia, pelo teclado, com ajuda de janelas auto-explicativas. As arritmias estão agrupadas em classes e sub-classes, de acordo com o critério de Chung.

Na configuração atual, o SIMULA possui 22 ritmos na sua biblioteca básica. Esta biblioteca pode ser expandida "ilimitadamente" pelo usuário pelos seguintes meios: teclado, mesa digitalizadora e gravador de instrumentação. Deixou-se ao critério do usuário, professor ou aluno, a anexação de mais arritmias à biblioteca.

Ficou claro durante o desenvolvimento que a resolução gráfica do monitor de vídeo padrão CGA é inadequada para a visualização de detalhes importantes no ritmo do ECG, pois não é possível medir precisamente parâmetros como duração e amplitude das ondas e intervalos. No entanto, a modularidade e flexibilidade do SIMULA lhe permite adaptar-se facilmente a monitores de maior resolução (padrão VGA, por exemplo).

A baixa resolução do monitor padrão CGA também inviabilizou a inclusão do recurso de sorteio aleatório de ritmo, normalmente presente nestas ferramentas, para que o usuário tente reconhecê-lo dentro de algumas tentativas. Porém, a rotina que promove este recurso é facilmente implementada se houver disponibilidade de moni-

tor de alta resolução.

A técnica de interpolação polinomial, b-spline, tão eficientemente utilizada nos métodos "teclado" e "mesa digitalizadora" para geração de ECG, não foi empregada para suavizar os traçados adquiridos do gravador de instrumentação porque preferiu-se manter intactos os ECG's de pacientes reais. A taxa de amostragem empregada neste método, 200 Hz, é suficiente para obter-se boa qualidade dos traçados.

Os testes relatados no capítulo IV e V mostram que a anexação de novos ritmos, bem como a utilização do sistema em campo, é bastante facilitado pelo emprego da técnica de ajuda por janela ("user's friendly"). Acredita-se que um usuário da área médica, sem conhecimento prévio sobre computadores, possa utilizar plenamente os recursos do SIMULA após uma breve introdução ao sistema.

O uso do computador para auxiliar na aprendizagem e nos mais diversos temas, e em particular, no ensino da eletrocardiografia, é um fato concreto nas escolas dos países desenvolvidos.

No Brasil, há grande carência das ferramentas de CAI para a eletrocardiografia, não havendo notícia de nenhum sistema disponível nos bancos de dados especializados, não obstante a relevância do tema. Acredita-se que isto se deve à falta de recursos humanos especializados nesta área, aos minguados recursos destinados à aquisição de ferramentas de ensino (e à educação em geral), e, também à resistência dos educadores em adotar novas técnicas oriundas de áreas interdisciplinares.

A disponibilidade cada vez crescente de computadores de maior capacidade de processamento, em particular na UNICAMP as estações

de trabalho SUN, permite vislumbrar a possibilidade de adaptar o SIMULA ao processamento multiusuário. Nesta nova realidade vários usuários poderão simultaneamente utilizar os recursos do sistema SIMULA.

A necessidade de se fazer ajuste em curvas é um tópico bastante importante na computação gráfica. O problema a ser resolvido consiste em construir uma curva que passe por determinados pontos de forma suave. O método B-spline é com certeza um dos que apresenta o melhor desempenho, além de ser de fácil implementação (Ammeraal, 1986). O método B-spline consiste em ajustar cada quatro pontos através de um polinômio do terceiro grau, de tal forma que a curva de ajuste passe pelo primeiro e pelo último ponto. Na figura A.1 mostra-se a interpolação com B-spline.

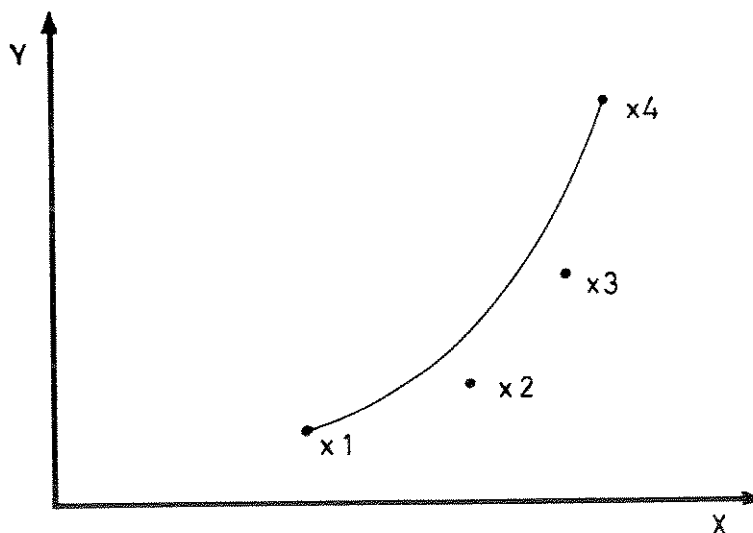


Figura A.1- Ajuste através do método B-spline no plano xy.

Expressa-se a curva de ajuste através de funções paramétricas $x(t)$ e $y(t)$. Para se obter um grau elevado de regularidade, o método B-spline estabelece que as funções $x(t)$ e $y(t)$, e as derivadas primeira e segunda, sejam contínuas no ponto onde

dois segmentos consecutivos se encontram (Ammeraal, 1986).

Sejam os pontos:

$$P_0(x_0, y_0)$$

$$P_1(x_1, y_1)$$

.

.

.

$$P_n(x_n, y_n).$$

A curva B-spline que passe por dois pontos consecutivos P_i e P_{i+1} , pode ser expressa, em termos de $x(t)$ e $y(t)$, onde t varia de 0 até 1 :

$$x(t) = ((a_2 * t + a_3) * t + a_1) * t + a_0$$

$$y(t) = ((b_2 * t + b_3) * t + b_1) * t + b_0 \quad (\text{Eqs.1}).$$

Onde os coeficientes são obtidos através de :

$$a_2 = (-x_{i-1} + 3x_i - 3x_{i+1} + x_{i+2}) / 6$$

$$a_3 = (x_{i-1} - 2x_i + x_{i+1}) / 2$$

$$a_1 = (-x_{i-1} + x_{i+1}) / 2$$

$$a_0 = (x_{i-1} + 4x_i + x_{i+1}) / 6 \quad (\text{Eqs.2}).$$

De forma similar pode-se obter os parâmetros b_2, b_3, b_1, b_0 , através de $y_{i-1}, y_i, y_{i+1}, y_{i+2}$.

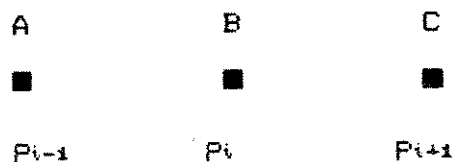
Pode-se calcular o valor de x , para os pontos $t=0$ e $t=1$, através das equações 1 e 2 :

$$x(0) = a_0 = (x_{i-1} + 4x_i + x_{i+1}) / 6$$

$$x(1) = a_2 + a_2 + a_1 + a_0 = (x_i + 4x_{i+1} + x_{i+2}) / 6.$$

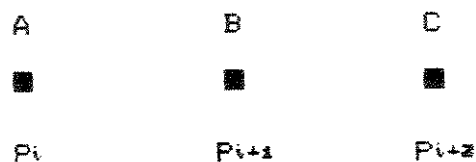
Observar-se que o valor $x(1)$ não depende somente da coordenada x_i mas também dos pontos x_{i+1} e x_{i+2} . Forma similar tem-se para o ponto $x(0)$. Para os três pontos consecutivos A, B, C pode-se calcular o valor da coordenada x no ponto B para dois eventos distintos $t=0$ e $t=1$, conforme abaixo :

a) $t=0$



$$x(0) = (x_{i-1} + 4x_i + x_{i+1}) / 6 = (x_A + 4x_B + x_C) / 6$$

b) $t=1$



$$x(1) = (x_i + 4x_{i+1} + x_{i+2}) / 6 = (x_A + 4x_B + x_C) / 6.$$

Nota-se que as coordenadas são iguais. Análise similar pode ser realizada com as derivadas primeira e segunda e chega-se à conclusão que são contínuas em cada junção de segmentos. Esta

propriedade do método B-spline torna a curva de ajuste bastante suave. Na listagem da próxima página tem-se o trecho do programa que implementa o ajuste com o método B-spline.

```

/*-----
NOME      : b_spline_key
FUNCAO    : faz ajuste de pontos mesa/teclado com B-spline
ENTRADA   : nada
SAIDA     : nada
*/-----

```

```

void b_spline_key( void )

```

```

{
    float    x[4];           /* abscissa = tempo */
    float    y[4];           /* ordenada = amplitude */
    float    a0,a1,a2,a3;    /* parametros tempo para B-spline */
    float    b0,b1,b2,b3;    /* parametros ampli. para B-spline */
    float    X;
    float    Y;
    float    t;
    int       i,j;
    int       Ni               /* numero de interpolacao */

    /*----- a partir do inicio da lista -----
    p = inicio_key;
    do {
        q = p->prox;
        i = 0;

        do {
            /*----- processa de quatro em quatro pontos -----
            x[i] = p->x;
            y[i] = p->y;
            i++;
            p = p->prox;

        } while( i<4 && p!= fim_key );

        /*----- saida quando fim da lista -----
        if( p== fim_key ) return(0);

        /*----- calcula as componentes do vetor ajuste -----
        a3 = (-x[0] + 3 * ( x[1] - x[2] ) + x[3] )/6.0;
        b3 = (-y[0] + 3 * ( y[1] - y[2] ) + y[3] )/6.0;

        a2 = ( x[0] - 2 * x[1] + x[2] )/2.0;
        b2 = ( y[0] - 2 * y[1] + y[2] )/2.0;

        a1 = ( x[2] - x[0] )/2.0;
        b1 = ( y[2] - y[0] )/2.0;
    }

```

```
a0 = ( x[0] + 4 * x[1] + x[2] )/6.0;  
b0 = ( y[0] + 4 * y[1] + y[2] )/6.0;
```

```
/*----- p/ cada grupo de quatro pontos, aproxima por N -----*/
```

```
N = 20;  
for( j=0 ; j <= N ; j++) {  
    t = (float) j / (float) N;  
    x = (( a3*t + a2 ) * t + a1 ) * t + a0;  
    y = (( b3*t + b2 ) * t + b1 ) * t + b0;  
    putpixel(X,Y,WHITE);  
}
```

```
p = q;
```

```
} while(1);
```

```
}
```

Pode-se selecionar as características operacionais da mesa digitalizadora através de oito micro chaves ("dip switches") localizadas na parte inferior externa da caixa da mesa (Digigraf, 1987).

As funções programáveis pela mesa são :

ds1,ds2 : seleciona o modo de operação

off off	-	contínuo
on off	-	ponto a ponto
off on	-	chaveado
on on	-	não usado

escolhido : ponto a ponto.

Neste modo a mesa envia um par de coordenadas e o código de tecla, para cada tecla acionada.

ds3,ds4 : seleciona a taxa de digitalização

off off	-	50 pares digitalizados/seg.
on off	-	20 pares digitalizados/seg.
off on	-	10 pares digitalizados/seg.
on on	-	5 pares digitalizados/seg.

escolhido : No modo ponto a ponto esta opção não possui efeito.

ds5, ds6 : seleciona velocidade de comunicação

off on - 9600 bits/seg.

on off - 4800 bits/seg.

off on - 2400 bits/seg.

on on - 1200 bits/seg.

escolhido : 9600 bits/seg.

ds7 : seleciona a forma dos dados transmitidos

off - binário

on - ASCII

escolhido : ASCII

ds8 : seleciona sistema de medidas

off - decimal

on - polegadas

escolhido : decimal.

A placa conversora analógica digital da Lynx (1987) possui vários elementos funcionais, a saber :

- conversor digital-analógico
- conversor analógico-digital
- temporizadores
- circuito de suporte à interrupção
- circuito de suporte ao acesso direto à memória.

C.1 CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS

As principais características elétricas são :

1) Multiplexador analógico :

- número de canais 16 independentes (8 diferenças)
- tempo de chaveamento 3 μ s
- impedância de entrada 10.2 k Ω $\pm$ 1%
- tensões de entrada -5.00 a +4.99 (ganho unitário)
-2.50 a +2.49 (ganho 2)
- taxa de subida do sinal
de entrada p/ canal 4 V/ μ s.

2) Conversor analógico-digital

- resolução 10 bits
- precisão relativa $\pm$ 1 BmS

- tempo de conversão 20 μ s.

3) "Sample & hold"

- tempo de abertura 35 ns (entrada de 20 Vpp)
- tempo de aquisição 3 μ s.

4) Temporizador/contador

- número de contadores 3 independentes
- número max. de contagem 65.536 (16 bits)
- frequência max. contagem 2 Mhz.

C.2 TIPOS DE PROGRAMAÇÃO

Através de "jump's" localizados na placa pode-se programá-la de várias formas de acordo com a necessidade de cada projeto. A seguir mostra-se alguns dos parâmetros programáveis e os utilizados pelo programa.

1) Multiplexador analógico

- entrada não diferencial

----- entrada diferencial

escolhido : Entrada não diferencial.

2) Seletor de canal

escolheu-se apenas o canal zero dentre os 16 possíveis.

3) "Sample & hold"

- ganho unitário
- ganho 2

escolhido : ganho unitário com tensão de entrada entre -5.00 a 4.99.

4) Timer

O timer do 8253 pode operar em 6 modos. Escolheu-se o modo 2 que gera uma onda quadrada cuja frequência é igual a frequência do contador dividido por N, sendo N o valor a ser carregado no 8253.

5) Disparo da conversão A/D

Possui vários modos de disparar a conversão A/D. O modo utilizado foi o 5, que permite a conversão automática de dados via DMA.

6) Acesso direto à memória

Utilizou-se o DMA para efetuar a leitura de dados do

conversor A/D e transferi-lo para a memória sem interferência do microcomputador.

BIBLIOGRAFIA

Abdulla M.A., Watkins, L. O., Henke, J. S., Martin, J. F.,
(1984), "Usefulness of computer-assisted instruction
for medical education", The American journal of car-
diology, vol. 54, n.10, pp 905-907.

Ammeraal, L.(1986), "Programming principles in computer
Graphics", John Wiley & Sons Limited, Great Britain.

Carneiro, E. F. (1987), "O eletrocardiograma 10 anos depois",
Livraria Editora Enéas F. C. LTDA, Rio de Janeiro.

Chung, E.K. (1989), "Principles of cardiac arrhythmias",
4th edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland,
USA.

Digigraf Tecnologia Eletrônica (1987), Mesa digitalizadora
Da Vinci , São Paulo.Brasil.

Dubin, D. (1974), "Interpretação rápida do ECG", Editora de
Publicações Científicas LTDA., Rio de Janeiro.

Fukushima M. et al. (1984), "Computer-assisted education
system for arrhythmia", Computer and biomedical
research, vol. 17, pp 376-388.

Germiniani, H. (1970), "Diagnóstico e terapêutica das arritmias cardíacas", Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

Golding, J. (1986), "Cardiac rhythms and arrhythmias : a teaching program", Computer methods and programs in biomedicine, vol. 23, pp 331-336.

Guyton, A. C. (1988), "Tratado de Fisiologia Médica", Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

L&M Sistemas Eletrônicos (1990), "Manual do Simulador Goia", Campinas, São Paulo.

Lucena, S. E. (1989), "Um simulador de ECG/Arritmias Cardíacas", Tese de Mestrado, Unicamp, Campinas, SP.

Lynx Tecnologia Eletrônica (1987), "CAD10/26 manual do usuário e de referência", São Paulo, Brasil.

Malik, M., Cochrane, T., Canm, J. A. (1986), "Computer simulation of cardiac rhythm and artificial pacemakers using ten-element heart model", Computer and biomedical research, vol. 19, pp 237-253.

Millane, R. P. (1983), "Modeling cardiac conduction to assist in determining arrhythmia mechanisms", Computer methods and programs in Biomedicine, vol 19, pp 230-235.

Mountcastle, V. B. (1978), "Fisiologia médica", Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

Netter, F. H. (1978), "The CIBA Collection of medical illustrations : Heart ", vol. 5, Ciba Pharmaceutical Company.

Selkurt, E.E. (1989), "Fisiologia", Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

Schiwid, A. H. (1988), "Eletrocardiogram simulation using a personal computer", Computer and biomedical research, vol. 21 , pp 562-569.

Thomas, R. A., Bowyer, A. F. (1986), "Development of electrocardiographic teaching materials using an MC 68000-based, interactive graphics microcomputer", Computer methods and programs in Biomedicine, vol. 22, pp 87-91.

1.0 INTRODUÇÃO

Este manual acompanha a tese "Sistema para simulação de ECG/arritmias cardíacas para ensino e treinamento de pessoal". Este manual ensina como utilizar o sistema SIMULA de forma fácil e interativa. O software roda num computador IBM-PC-X1 com configuração mínima de 640k bytes de RAM e uma unidade de disco flexível de 5 1/4 de polegadas com 360k bytes. No disco que contém o programa têm-se os seguintes arquivos :

SIMULA.EXE

SIMULA.HLP.

Para executar o programa o usuário deve digitar :

A>SIMULA

Nas próximas sessões deste manual ensina-se como utilizar o programa SIMULA.

9223486/30



1.1 APRESENTAÇÃO DO SISTEMA SIMULA

Na abertura do SIMULA a tela exibida é a da Figura 1.1. Nota-se no topo as opções principais do sistema: Programa, Lê, Imprime e Saída. Para auxiliar o usuário no manuseio do programa acrescentou-se a janela Ajuda, cujo conteúdo informa os recursos disponíveis da opção em curso. A mensagem localizada no rodapé da janela principal informa como se procede para mudar de opção. Outras janelas aparecem no decorrer do programa as quais serão adequadamente analisadas.

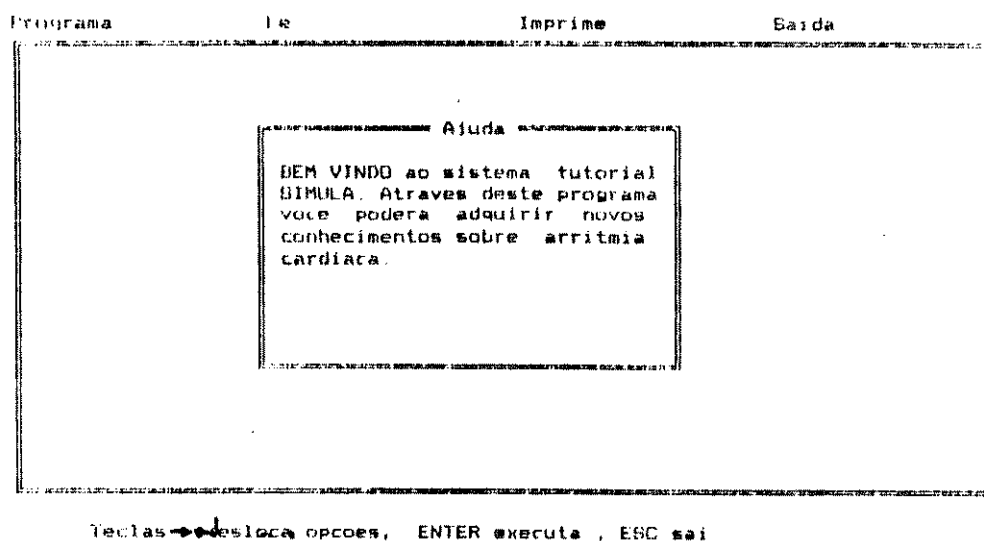


Figura 1.1 Tela inicial do programa.

1.2 TIPOS DE SIMULAÇÃO

Uma das características do SIMULA é permitir a entrada de dados por diversos tipos de periféricos. Através da opção Programa, conforme Figura 1.2, aparece uma nova janela contendo

as seguintes entradas : Teclado, Mesa digitalizadora, Gravador. Na opção Teclado, método de segmentação, o usuário divide o ECG a ser simulado em pequenos segmentos, onde o valor da amplitude e tempo são dados de entrada, e após o término deste processo o programa plota o ECG na tela. Na opção Mesa digitalizadora utiliza-se o cursor da mesa para desenhar o ECG que simultaneamente aparece na tela. O último recurso disponível faz uso do gravador de instrumentação. Neste método o programa adquire ECGs previamente gravados e exibe-os na tela, o usuário então seleciona os trechos que deseja.

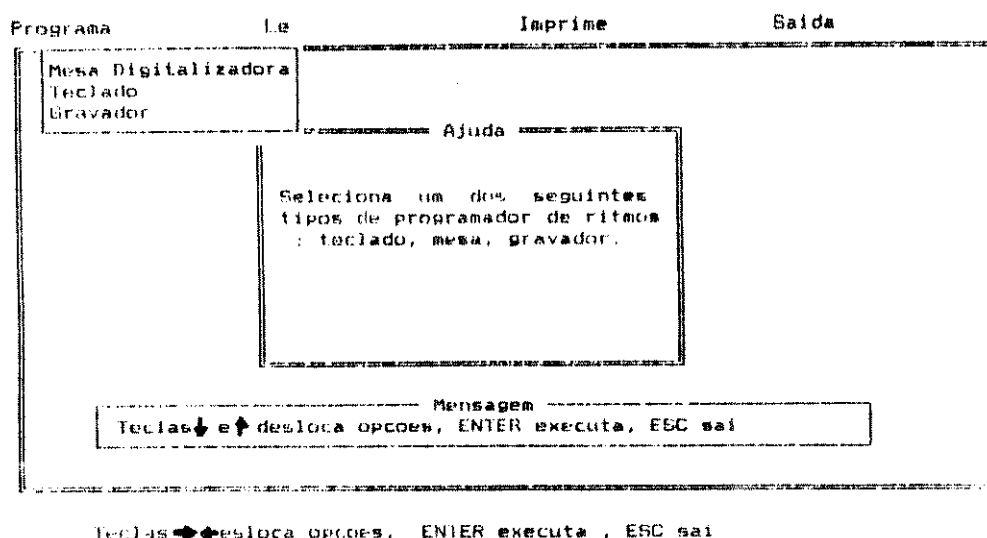


Figura 1.2 Tela da opção Programa

Examinando a Figura 1.2 observa-se o acréscimo de mais uma janela. O conteúdo da janela Mensagem informa ao usuário como proceder dentro desta opção. Acionando-se a tecla "Enter", a opção sobre a qual a tarjeta negra encontra-se é executada. Cada rotina dos próximos parágrafos são executadas desta forma.

1.2.1 ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DO TECLADO

A opção de simulação que utiliza o teclado como entrada de dados não necessita de periféricos extras ao computador, entretanto é a mais trabalhosa. Inicialmente o usuário deve dividir o ECG a ser colocado na biblioteca em segmentos, conforme a Figura 1.3 e Tabela 1.1. O número de segmentos é o primeiro dado a ser fornecido pelo usuário, o valor mínimo é quatro (4) e

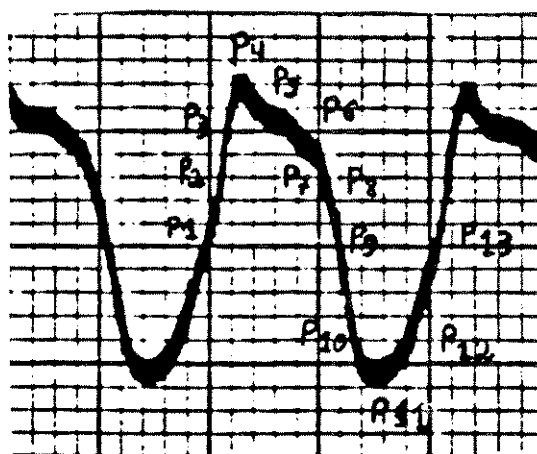


Figura 1.3 Segmentação do ECG.

Tabela 4.1

PONTO	TEMPO	AMPLI.
P1	0.0	0.0
P2	0.8	3.0
P3	1.0	5.0
P4	1.5	7.0
P5	2.5	5.0
P6	3.0	4.5
P7	4.0	4.0
P8	5.0	4.8
P9	6.0	0.0
P10	7.0	-4.0
P11	8.0	-5.0
P12	9.0	-4.0
P13	10.0	0.0

Figura 1.4 Tela inicial da opção teclado.

Figura 1.3 - Entrada de dados na opção teclado.

Caso ocorra erro na entrada de dados, através da opção **Corrigir** pode-se alterá-lo. A Figura 1.6 mostra a tela para con-

nigir. Pode-se observar na janela Help a forma de se utilizar esta rotina. As teclas F1 à F4 são as teclas expandidas do teclado do IBM-PC padrão. Após a execução desta rotina pode-se retornar a tela anterior acionando F4.

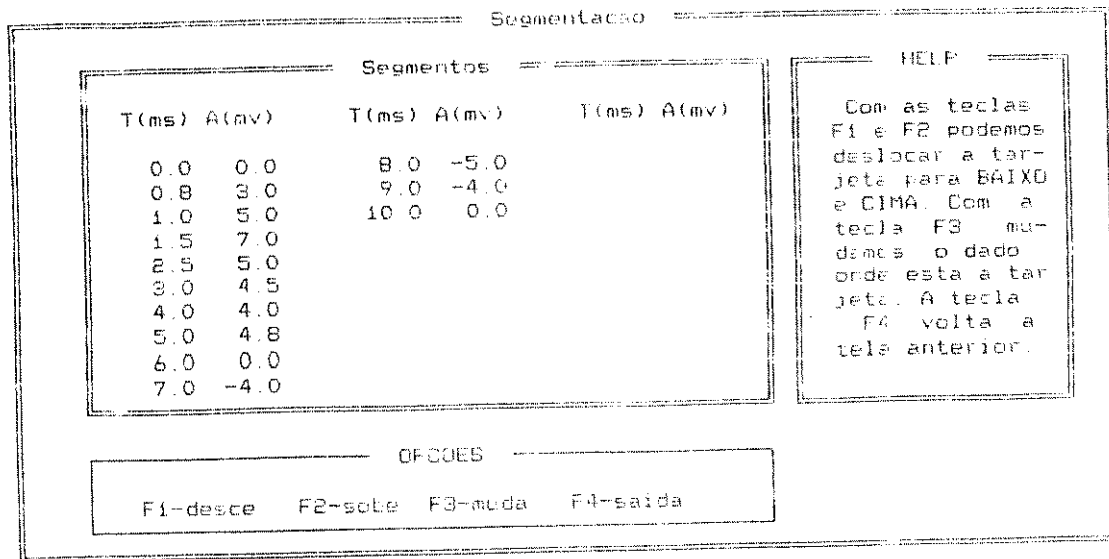
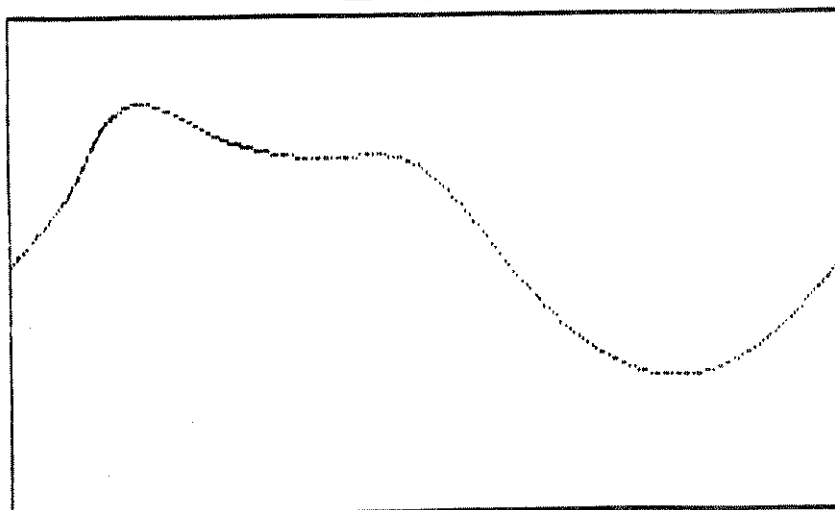


Figura 1.6 Tela Corrigir.

Retornado a tela da Figura 1.5, o usuário pode optar pela rotina Executa. Nesta opção o programa então exibe o ECG interpolado pelo método b-spline. Na Figura 1.7 têm-se o resultado da interpolação do ECG introduzido conforme a Tabela 1.1. Realizado esta etapa, o ritmo pode ser visualizado no vídeo em várias frequências. O limite mínimo é 30 e máximo 400 BPM, conforme Figura 1.8a. Após a escolha da frequência, uma nova tela surge no vídeo, Figura 1.8b, com a opção do ritmo ser anexado ou não a

ECG



Aperte uma tecla para continuar

Figura 1.7 Saída após a interpolação b-splina.

biblioteca. Se a resposta for afirmativa o usuário pode anexar o ritmo na biblioteca conforme o critério do parágrafo 1.6.

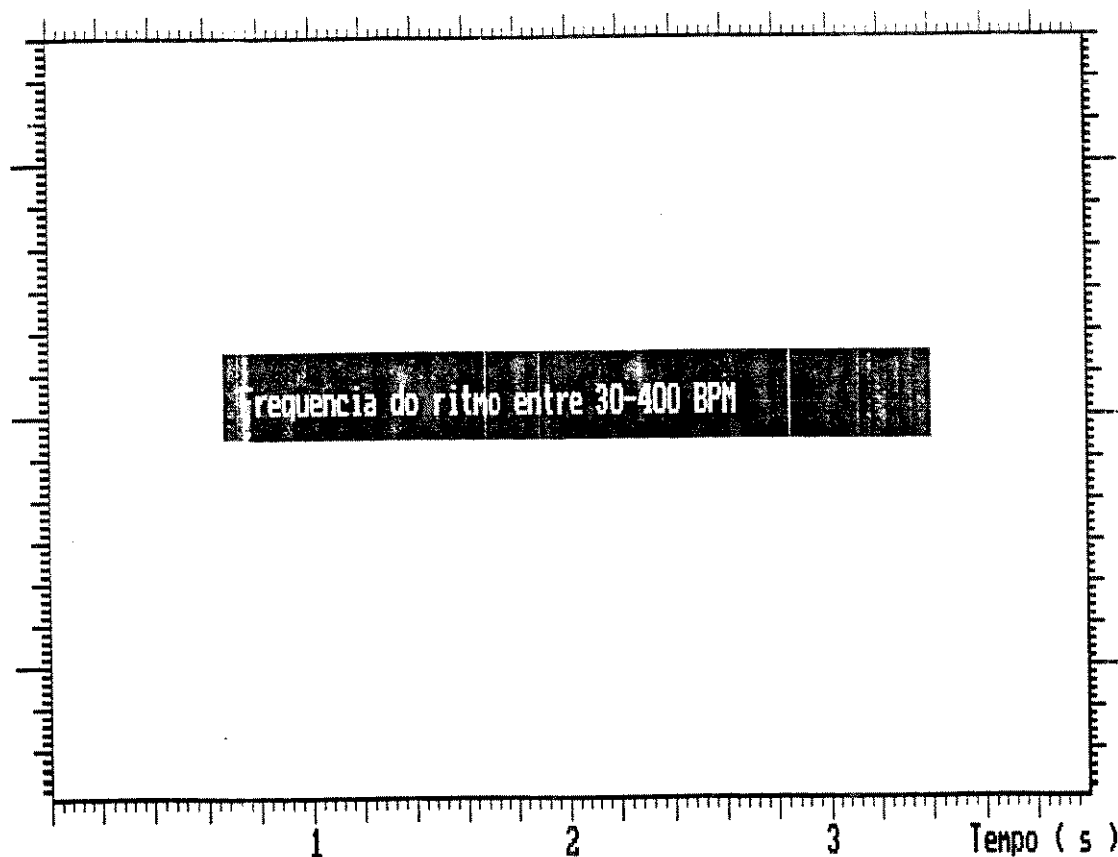


Figura 1.8a Definição da frequência do ECG.

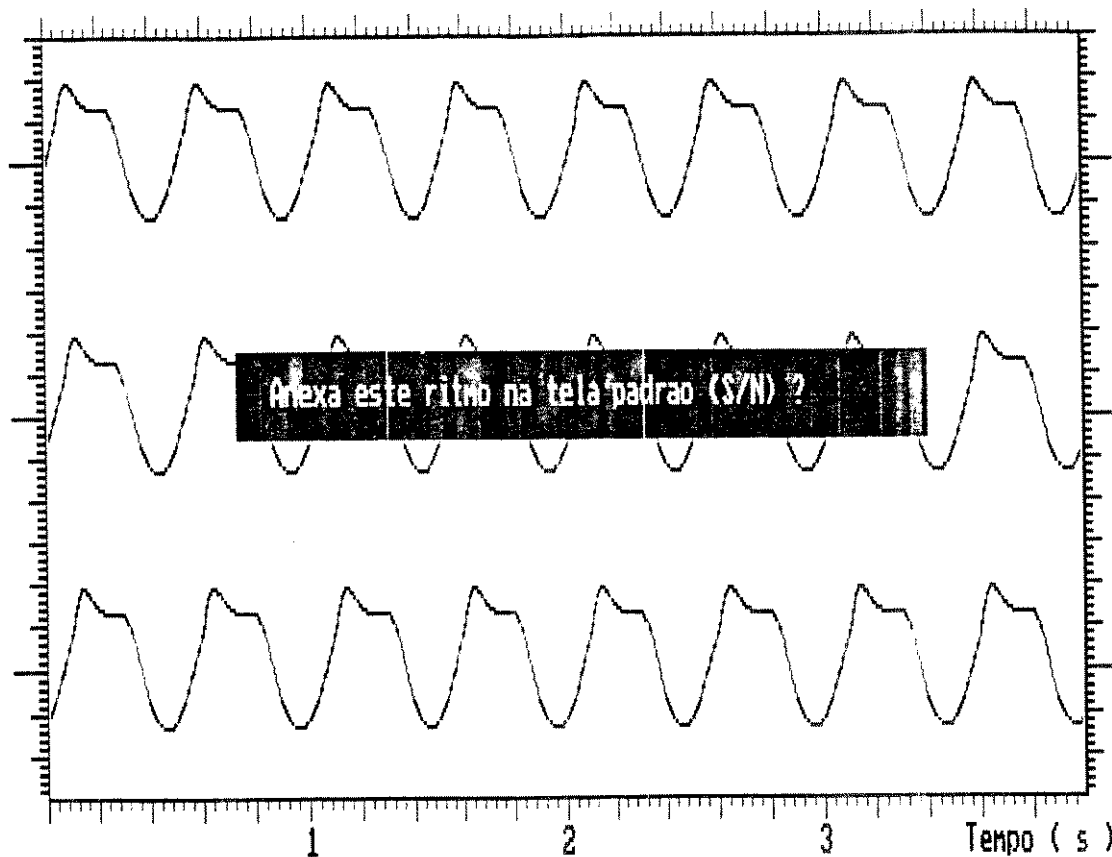


Figura 1.8b - Resultado após a escolha da frequência.

A Figura 1.9 mostra o resultado final da anexação do ritmo da Figura 1.4 na biblioteca através do método do teclado.

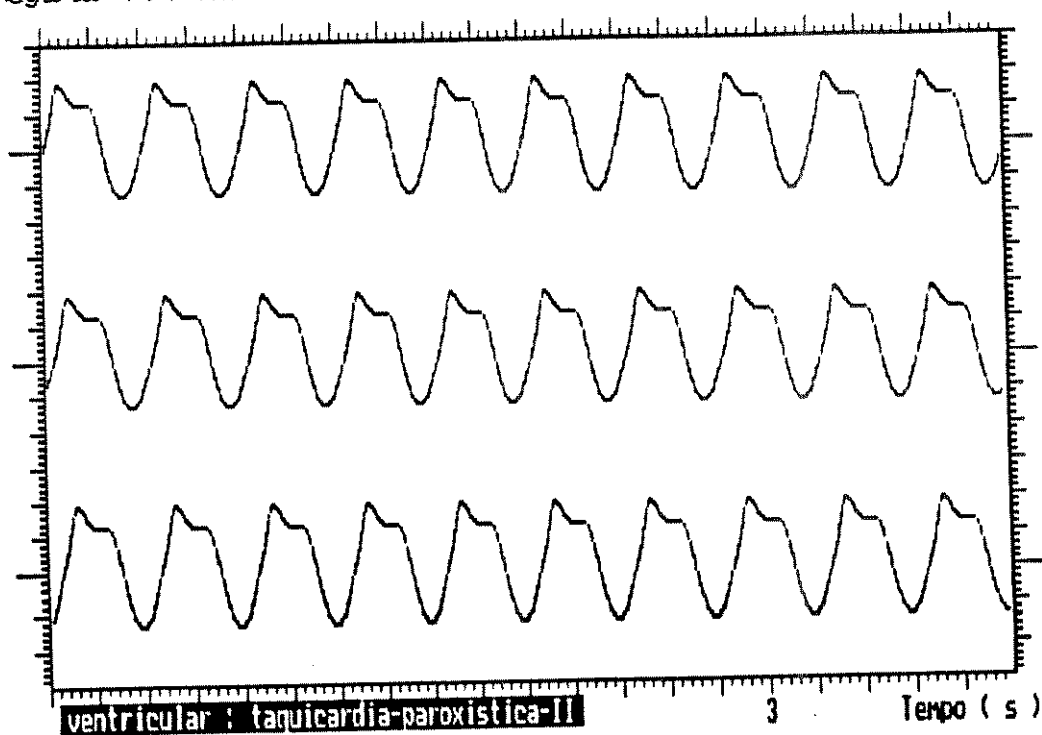


Figura 1.9 Ritmo simulado pela opção teclado. Taquicardia ventricular paroxística II (Dubin, 1974).

Após anexar ou não a arritmia na biblioteca, pode-se sair da rotina teclado. O procedimento para sair desta rotina e escolher na Figura 1.5 a opção 3, neste instante irá aparecer a Figura 1.10. O usuário se desejar sair deve responder com a letra S ou A, retornando assim para a tela da Figura 1.1.

Segmentacao

Segmentos

T(ms)	A(mv)	T(ms)	A(mv)	T(ms)	A(mv)
0.0	0.0	8.0	-5.0		
0.8	3.0	9.0	-4.0		
1.0	5.0	10.0	0.0		
1.5	7.0				
2.5	5.0				
3.0	4.5				
4.0	4.0				
5.0	4.8				
6.0	0.0				
7.0	-4.0				

HELP

Com a opção CORRIGE podemos mudar tabela ao lado.

A opção EXECUTA plota ECG de acordo com a tabela.

Com a opção SALVA podemos voltar a tela anterior.

OPÇÕES

Continuar ou Sair (C/S) ?

Figura 1.10 Saída da rotina teclado.

1.2.2 ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DA MESA DIGITALIZADORA

Através da opção Programa pode-se empregar a Mesa Digitalizadora para simular o ECG. A comunicação entre a mesa e o computador se faz através da porta serial. Portanto antes de utilizar esta opção deve-se programar a mesa para ficar compatível com a configuração do computador. No Apêndice A têm-se a forma de realizar esta etapa. Para executar esta opção deve-se ir na tela da Figura 1.2 e escolher Mesa Digitalizadora. Em seguida irá surgir a tela da Figura 1.11. O usuário deve escolher entre a mesa Da Vinci e Renoir. A sequência aqui apresentada será para a mesa Da Vinci, sendo a mesma para Renoir. Não ocorrendo nenhum erro surgirá a

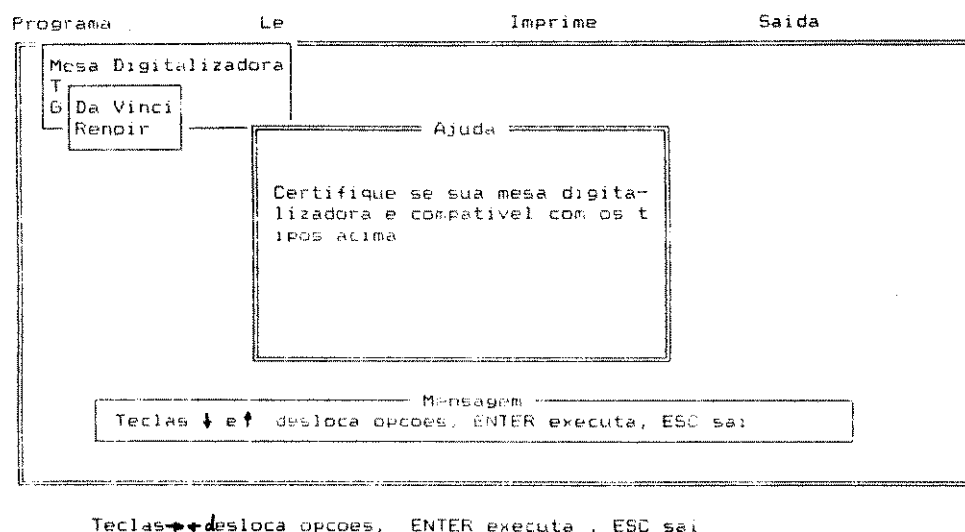
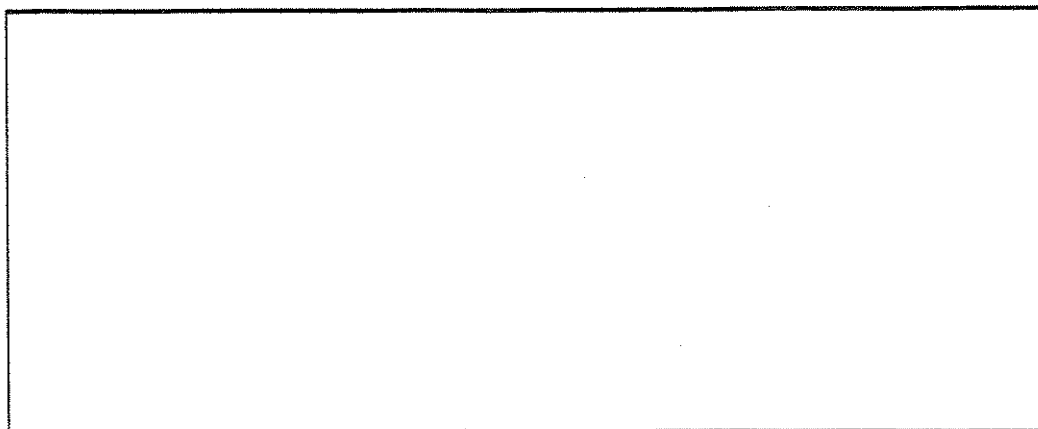


Figura 1.11 Tela para opção mesa digitalizadora.

tela da Figura 1.12. Através das teclas do cursor pode-se escolher uma das quatro opções. Inicialmente o usuário deve fixar o ECG a

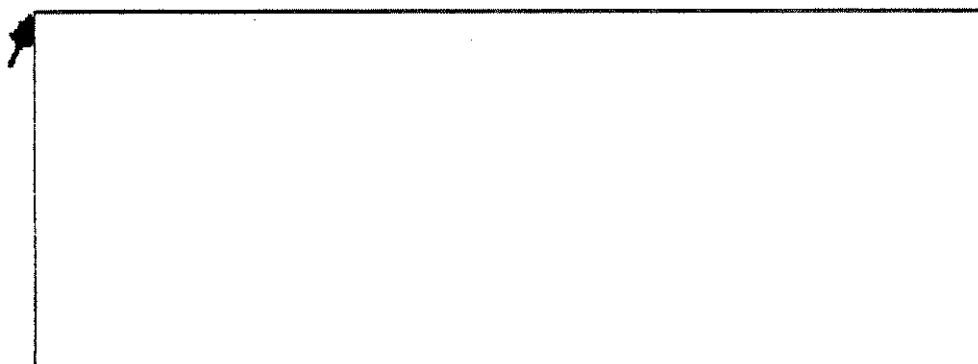


MENU PRINCIPAL: 1-desenha 2-apaga 3-amplia 4-saida

Figura 1.12 Menu Principal de opção mesa.

ser simulado sobre a mesa, e acionar a tecla 3 para entrar na rotina de ampliação. Nesta opção adapta-se as coordenadas máximas e mínimas do ECG à tela do computador. A sequência das Figuras 1.13a e 1.13b mostra o procedimento correto desta rotina. Após a

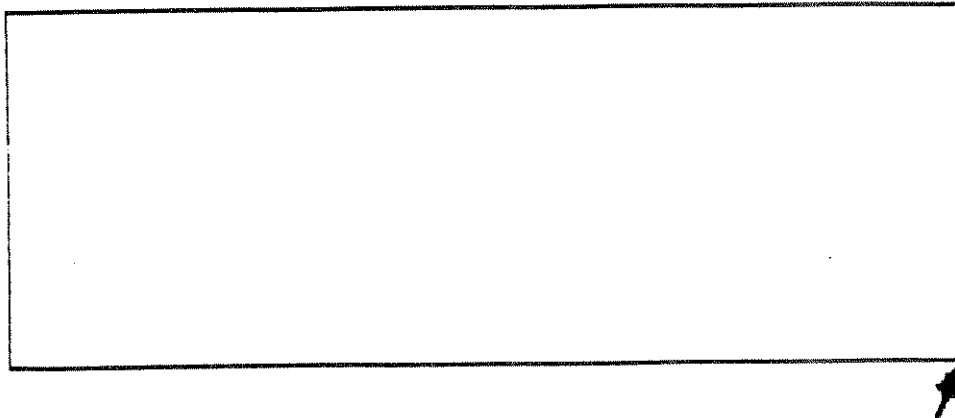
ALTERA FATOR DE ESCALA DA MESA



Posicione cursor no canto esquerdo-cima e aperte TECLA 1

Figura 1.13a Adaptação da coordenada superior esquerda.

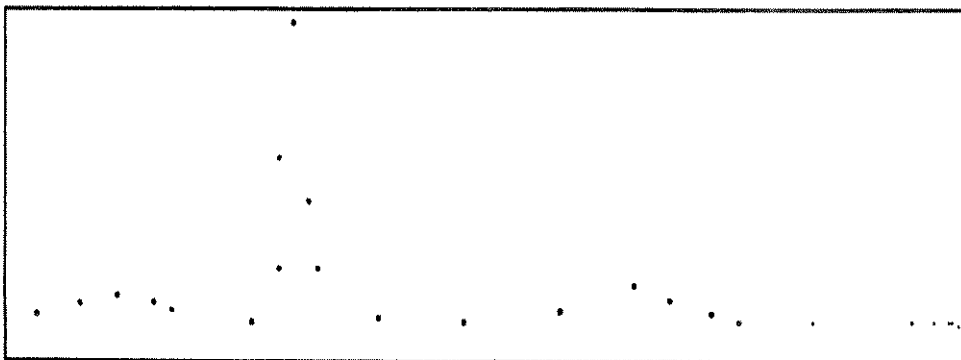
ALTERA FATOR DE ESCALA DA MESA



Posicione cursor no canto direito-baixo e aperte TECLA 1

Figura 1.13b Adaptação da coordenada inferior-direita.

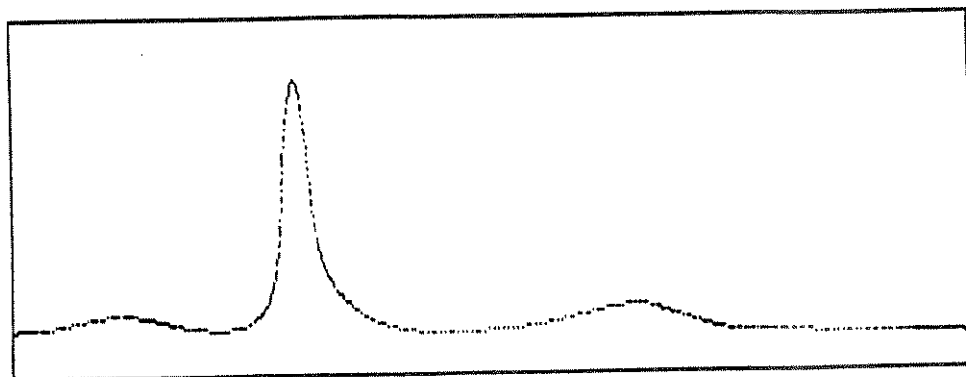
adaptação das coordenadas pode-se desenhar o ECG. Para tanto, aciona-se a tecla 1 do cursor da mesa. Neste ponto aparece uma nova tela com as seguintes opções : Tecla 1, Plota; Tecla 2, Ajuste; Tecla 3, Apaga; Tecla 4, Saída. Para cada Tecla 1 acionada um ponto é registrado na tela. Dessa forma, pode-se percorrer o ECG com o cursor e nos pontos de maior detalhes acionar a tecla 1, Figura 1.14. O programa não limita o número de pontos,



TELA : 1-plota 2-ajuste 3-saida

Figura 1.14 Entrada de dados via mesa digitalizadora.

sendo o limite a capacidade de memória do computador. Realizada esta etapa, ao acionar a tecla 2 o programa interpola os pontos através do método b-spline. Na Figura 1.15 mostra-se o resultado após a interpolação. No final da interpolação, novamente surge a mensagem de anexar o ritmo à biblioteca. O procedimento para tal segue o mesmo padrão do método do teclado, Figura 1.16.



Acione alguma tecla para continuar

Figura 1.15 Interpolação pelo método b-spline.

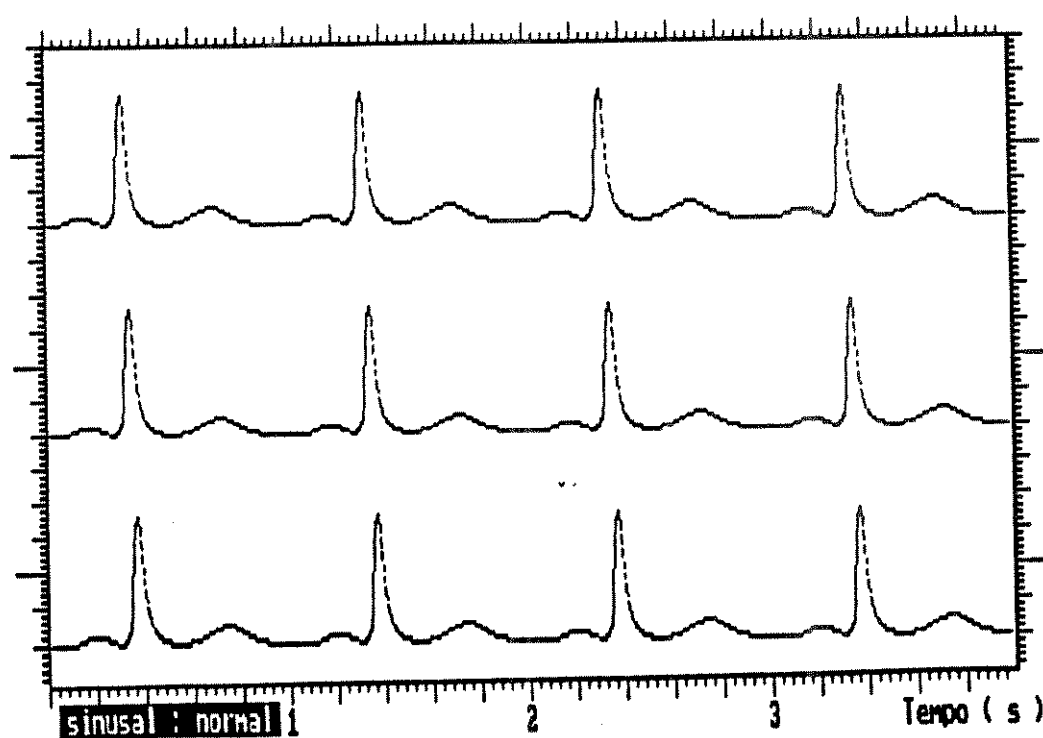


Figura 1.16 Ritmo simulado pela mesa digitalizadora.

1.2.3 ENTRADA DE DADOS ATRAVÉS DE GRAVADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

A última opção de entrada para o SIMULA é a que utiliza o gravador de instrumentação HP-3964 de quatro canais. Além do gravador, é necessário a placa conversora CAD10/26 (Lynx, 1987) para efetuar a conversão dos dados analógicos do gravador para o microcomputador. O "software" então adquire continuamente dados do gravador e os exibe na tela do computador. O usuário, através das teclas expandidas F1 e F2, pode parar a aquisição (F1) ou sair desta rotina (F2). Quando a opção F1 é escolhida, pode-se gravar o ritmo na biblioteca ou alterar a escala de amplitude, conforme mostra a Figura 1.17. Quando deseja-se alterar a amplitude do

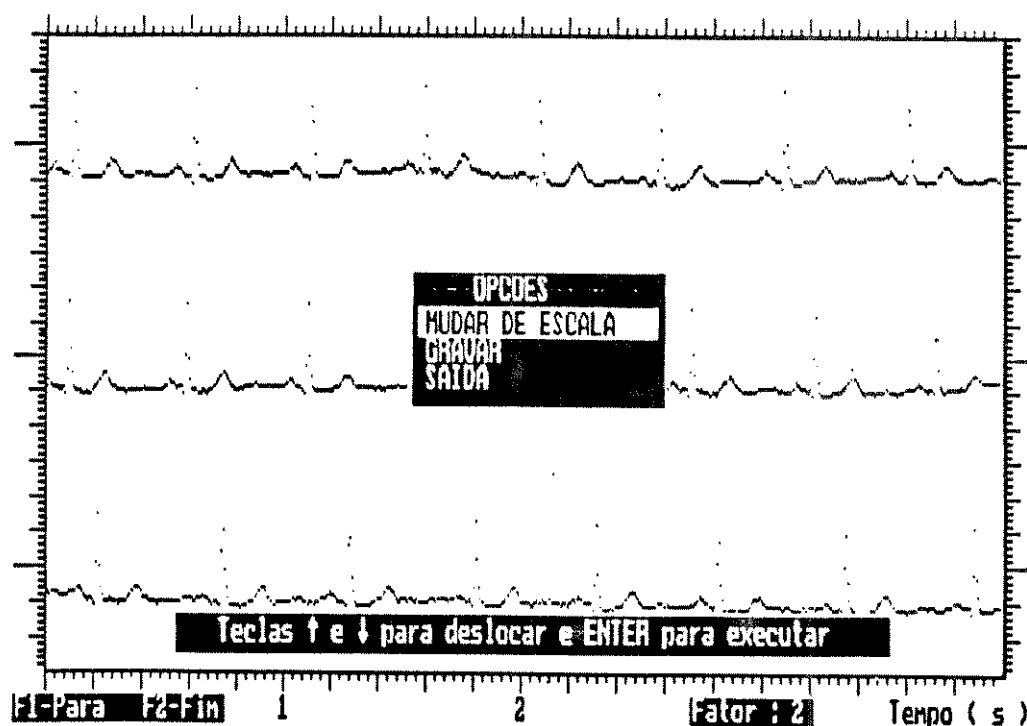


Figura 1.17 Tela após acionar a tecla F1 na opção gravador.

signal de saída, surge na tela a Figura 1.18. O fator ganho varia de 1 a 9, sendo que o valor utilizado é mostrado na tela (fator 2 da Figura 1.17).

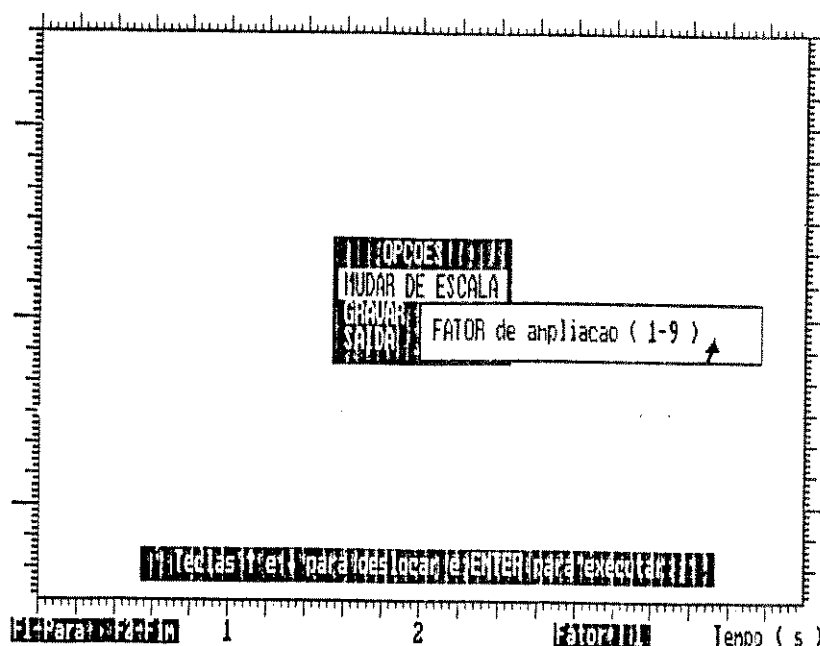


Figura 1.18 Alteração da escala do sinal de entrada.

A placa conversora CAD10/26 permite várias opções de configuração através da programação por "hardware" e "software". Dentre os parâmetros programáveis estão o número de canais de entrada, o tipo do canal (diferencial ou não), taxa de amostragem, e a forma de transferência de dados (DMA ou interrupção). No Apêndice B têm-se as principais características da placa, assim como alguns tipos de programação. Neste projeto utilizou-se apenas um canal no modo não diferencial com sinal de entrada entre -5.00 a 4.99 V, taxa de amostragem de 200 dados/s, e transferência de dados através da DMA. O número de pontos adquiridos para cada

trecho amostrado foi de 1800.

A taxa de amostragem utilizada foi de 200 hz. Este valor foi escolhido levando em consideração dois fatores. O primeiro baseia-se no fato de que o espectro do sinal ECG está concentrado na faixa de 0-20 Hertz (ver Tese) e, de acordo com o teorema de Nyquist, uma taxa de amostragem de 40 hz seria o suficiente para reconstruir o sinal. Contudo, para assegurar uma reconstituição mais precisa, utilizou-se a frequência de 200 Hz. O segundo fator foi a adequação da tela à velocidade padrão do ECG de 50 mm/s.

Na Figura 1.19 exibe-se um ritmo adquirido pelo programa, através da opção gravador.

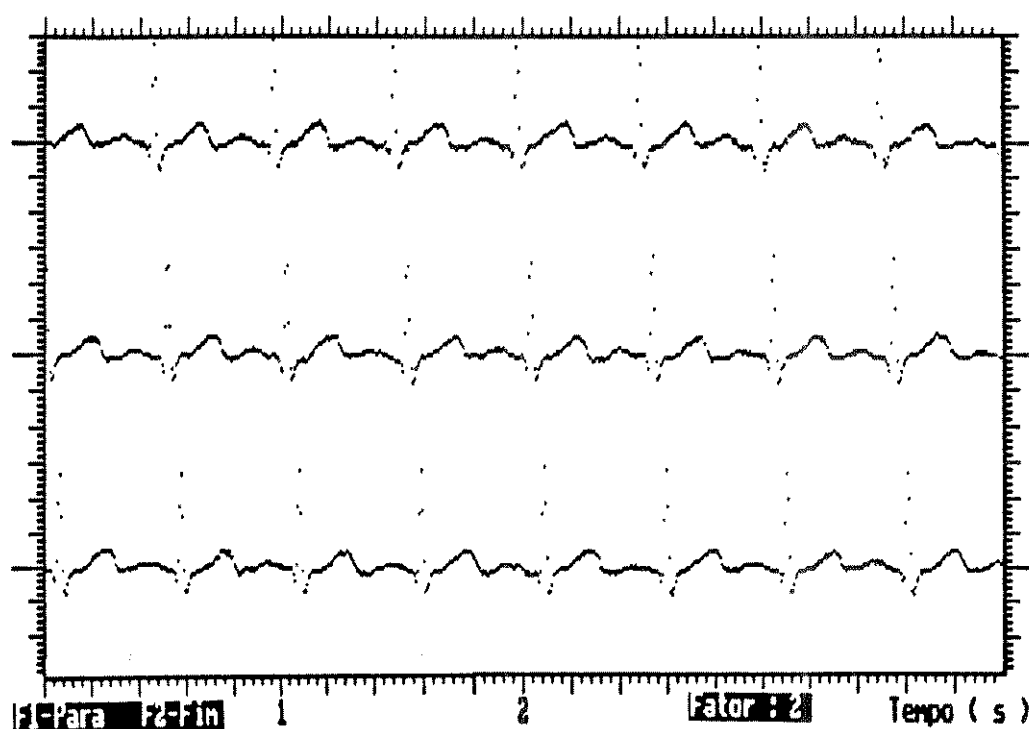


Figura 1.19 Ritmo adquirido pela opção gravador.

1.3 GRAVANDO RITMOS NA BIBLIOTECA

Após o término da simulação do ECG através dos métodos Teclado, Mesa e Gravador, pode-se anexar o novo ritmo à biblioteca. No final de cada um desses métodos o programa permite ao usuário incorporar o novo ritmo ou retornar para a tela inicial (Figura 1.1). Diferentemente de outras opções do programa, a opção de gravar não consta no "menu" principal, contudo foi incorporada no final de cada tipo de simulação para facilitar o manuseio pelo usuário. Quando deseja-se anexar um novo ECG surge a tela da Figura 1.20. Pode-se notar três campos: classe, sub-classe, e texto. O nome classe diz respeito ao local da arritmia, por exemplo atrial. Já a sub-classe diferencia que tipo de arritmia atrial. E o campo texto reserva-se para o usuário preenchê-lo com informações sobre o ritmo, tal como o critério de diagnóstico. A biblioteca de ECG's foi elaborada de acordo com a proposta de classificação de arritmias de Chung(ver tese).

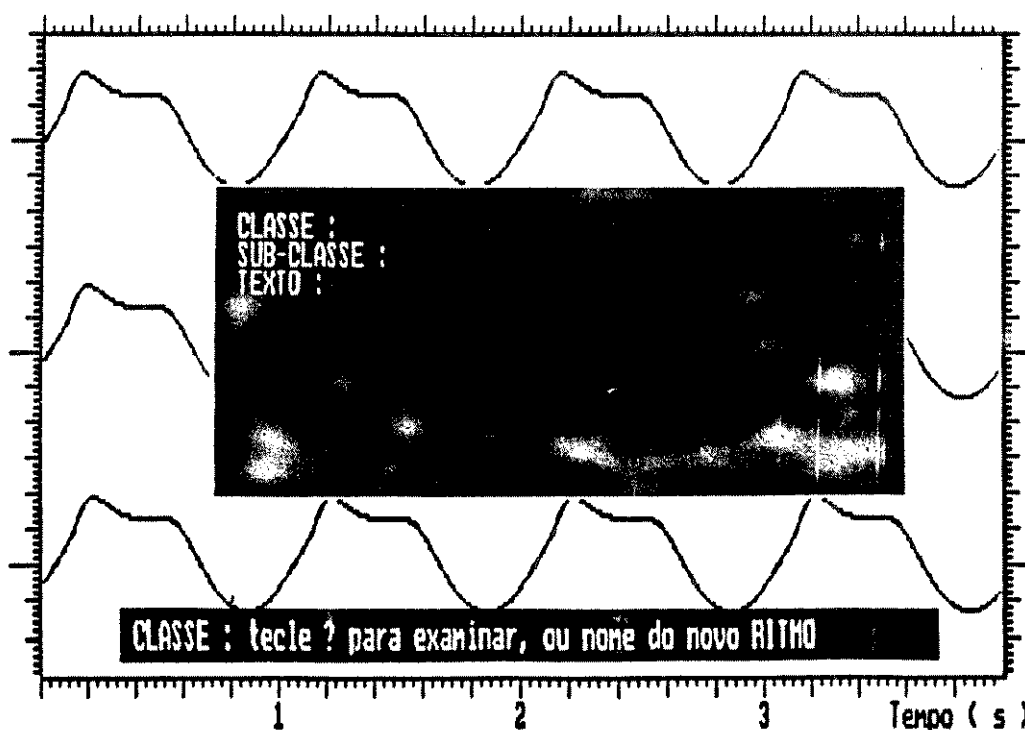


Figura 1.20 Tela para gravar ECG na biblioteca.

1.4 LENDO RITMOS DA BIBLIOTECA

Através da opção Lê, conforme mostrado na Figura 1.1, pode-se verificar ritmos presentes na biblioteca. Quando escolhe-se a opção Lê surge na tela do computador a Figura 1.21a, que é similar àquela apresentada na opção gravar. As entradas classe e sub-classe possuem o mesmo significado da rotina gravar. Se digitar o sinal "?" na entrada classe ou sub-classe o programa lista os elementos contidos neste campo. Após digitar-se os dois campos e se o ritmo se encontra na biblioteca, o mesmo é exibido na tela do computador conforme a sequência das Figuras 1.21 a,b,c.



Figura 1.21a Opção leitura, escolha de classe.

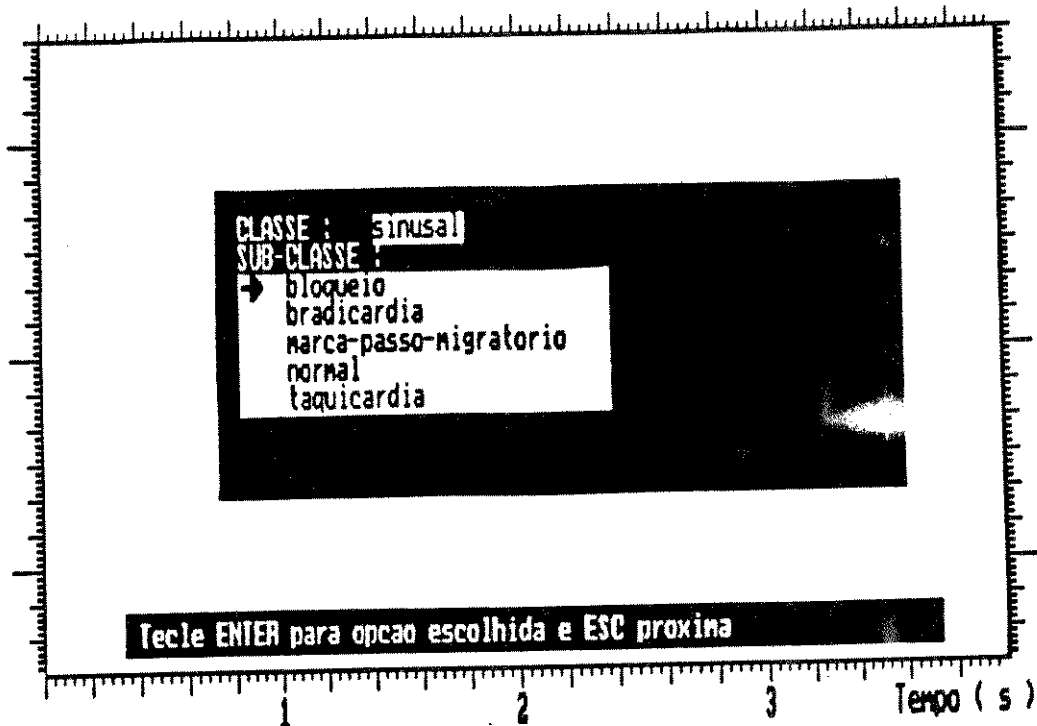


Figura 1.21 b - Opção leitura, escolha de sub-classe.

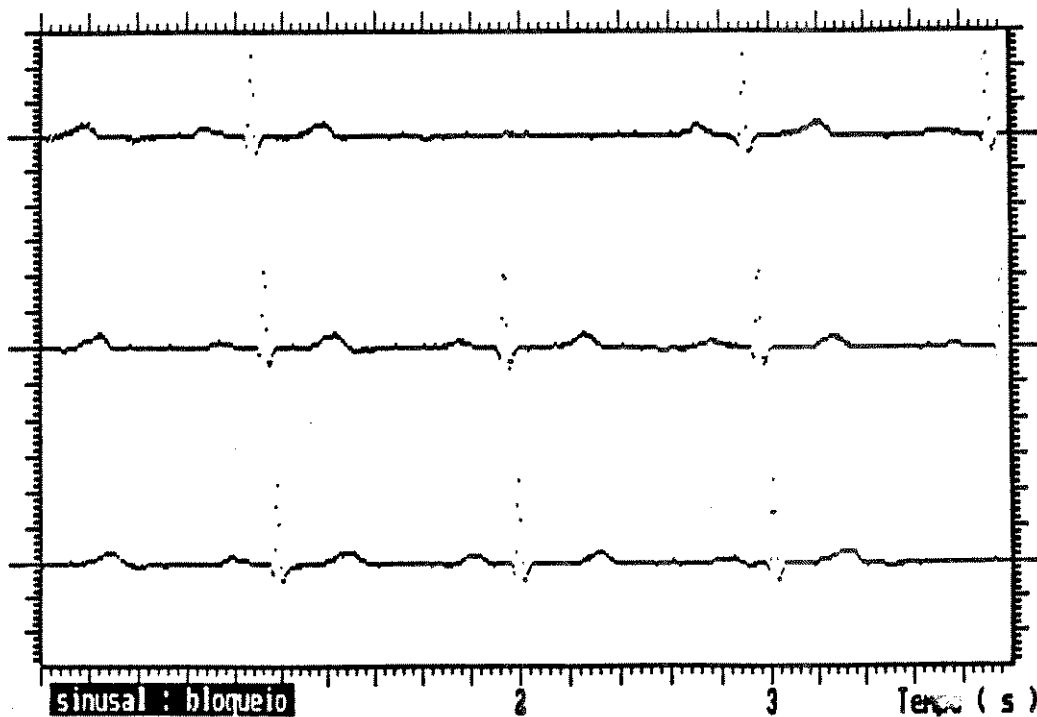


Figura 1.21 c - Opção Leitura, ritmo escolhido.

1.4 IMPRIMINDO RITMOS

Assim como pode-se exibir o ritmo na tela do computador, também o sistema permite enviá-lo para a impressora gráfica. Para tal, basta escolher a opção Imprime da tela inicial (Figura 1.1). Em seguida surgirá a tela da Figura 1.22.

O roteiro para imprimir o ECG na impressora é similar ao apresentado na opção Lê. Inicialmente o programa solicita a entrada da Classe do ECG, depois a Sub-classe. Se o ritmo está presente na biblioteca então antes de enviá-lo para a impressora o mesmo é exibido na tela. Na impressão do ECG consta os campos preenchidos quando o ritmo foi anexado a biblioteca, que são: Classe, Sub-classe, Texto. Na Figura 1.23 mostra-se um ritmo registrado na impressora RIMA XT-300.

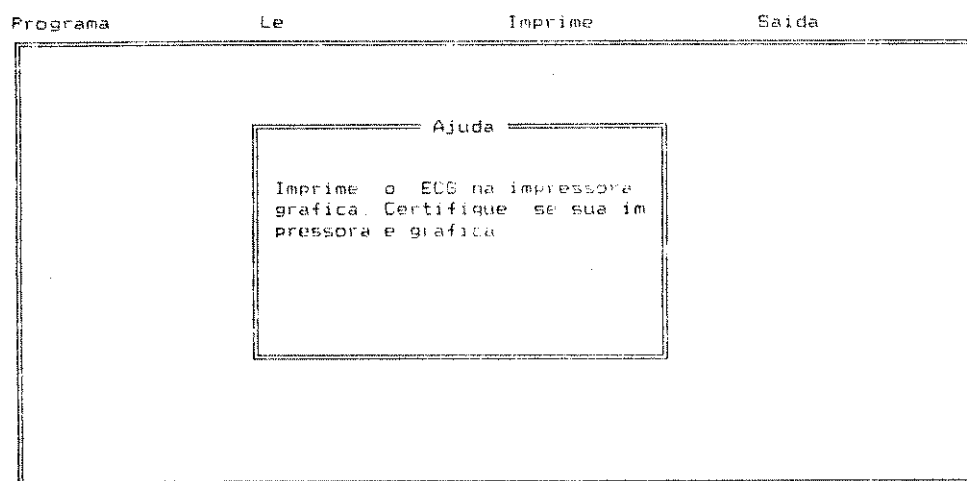


Figura 1.22 Tela da opção imprime.

RITMO SIMULADO

CLASSE : Juncional
SUBCLASSE : normal
TEXTO :
Ritmo regular 60 bpm com onda P invertida e QRS normal

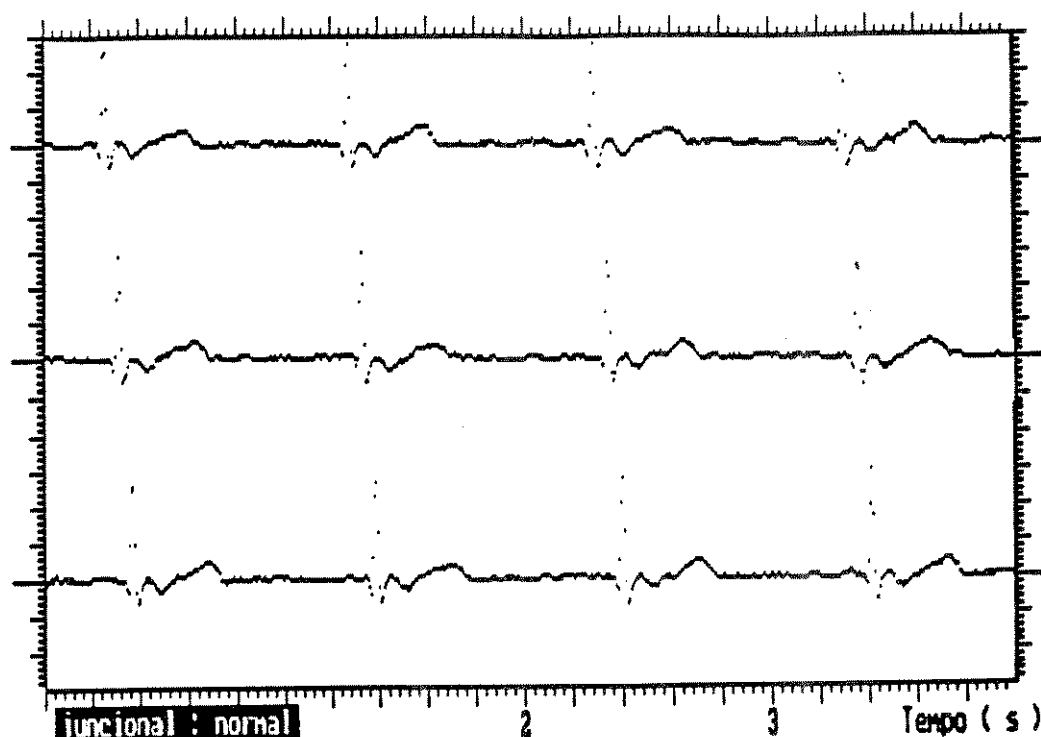


Figura 1.23 Impressão de um ECG da biblioteca.

1.5 SAINDO DO PROGRAMA SIMULA

Através da opção Saída (Figura 1.24), o usuário pode retornar para o sistema operacional. Neste ponto o programa Simula encerra sua execução e passa o controle para o sistema operacional corrente.

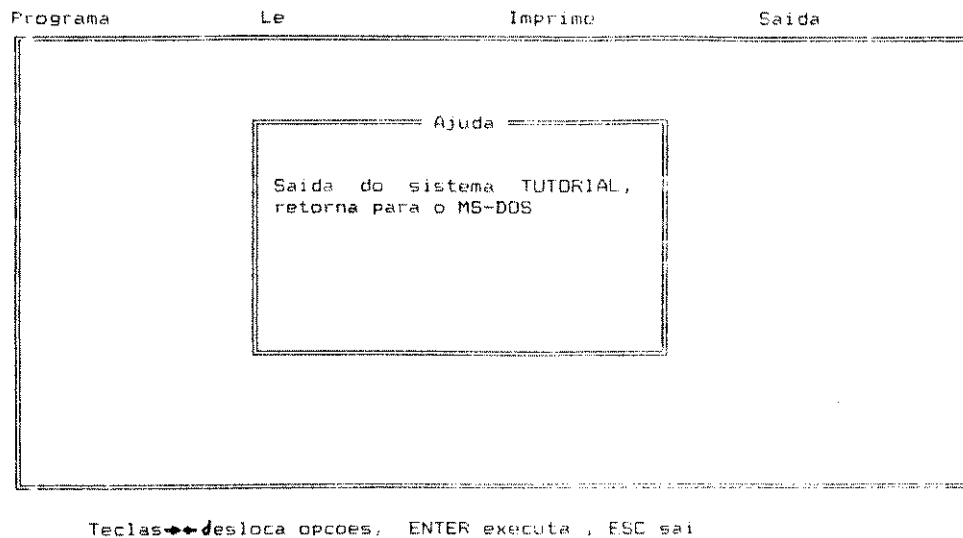


Figure 1.24 Saida do sistema Simula.

Pode-se selecionar as características operacionais da mesa digitalizadora através de oito micro chaves ("dip switches") localizadas na parte inferior externa da caixa da mesa.

As funções programáveis pela mesa são :

ds1,ds2 : seleciona o modo de operação

off off	-	contínuo
on off	-	ponto a ponto
off on	-	chaveado
on on	-	não usado

escolhido : ponto a ponto.

Neste modo a mesa envia um par de coordenadas e o código de tecla, para cada tecla acionada.

ds3,ds4 : seleciona a taxa de digitalização

off off	-	50 pares digitalizados/seg.
on off	-	20 pares digitalizados/seg.
off on	-	10 pares digitalizados/seg.
on on	-	5 pares digitalizados/seg.

escolhido : No modo ponto a ponto esta opção não possui efeito.

ds5, ds6 : seleciona velocidade de comunicação

off on - 9600 bits/seg.

on off - 4800 bits/seg.

off on - 2400 bits/seg.

on on - 1200 bits/seg.

escolhido : 9600 bits/seg.

ds7 : seleciona a forma dos dados transmitidos

off - binário

on - ASCII

escolhido : ASCII

ds8 : seleciona sistema de medidas

off - decimal

on - polegadas

escolhido : decimal.

A placa conversora analógica digital da Lynx (1987) possui vários elementos funcionais, a saber :

- conversor digital-analógico
- conversor analógico-digital
- temporizadores
- circuito de suporte à interrupção
- circuito de suporte ao acesso direto à memória.

C.1 CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS

As principais características elétricas são :

1) Multiplexador analógico :

- número de canais 16 independentes (8 diferenças)
- tempo de chaveamento $3 \mu s$
- impedância de entrada $10.2 k\Omega \pm 1\%$
- tensões de entrada -5.00 a $+4.99$ (ganho unitário)
 -2.50 a $+2.49$ (ganho 2)
- taxa de subida do sinal
de entrada p/ canal $4 V/\mu s$.

2) Conversor analógico-digital

- resolução 10 bits
- precisão relativa ± 1 BmS

- tempo de conversão 20 μ s.

3) "Sample & hold"

- tempo de abertura 35 ns (entrada de 20 Vpp)
- tempo de aquisição 3 μ s.

4) Temporizador/contador

- número de contadores 3 independentes
- número max. de contagem 65.536 (16 bits)
- frequência max. contagem 2 Mhz.

C.2 TIPOS DE PROGRAMAÇÃO

Através de "jump's" localizados na placa pode-se programá-la de várias formas de acordo com a necessidade de cada projeto. A seguir mostra-se alguns dos parâmetros programáveis e os utilizados pelo programa.

1) Multiplexador analógico

- entrada não diferencial
- entrada diferencial

escolhido : Entrada não diferencial.

2) Seletor de canal

escolheu-se apenas o canal zero dentre os 16 possíveis.

3) "Sample & hold"

- ganho unitário

- ganho 2

escolhido : ganho unitário com tensão de entrada entre -5.00 a 4.99.

4) Timer

O timer do 8253 pode operar em 6 modos. Escolheu-se o modo 2 que gera uma onda quadrada cuja frequência é igual a frequência do contador dividido por N, sendo N o valor a ser carregado no 8253.

5) Disparo da conversão A/D

Possui vários modos de disparar a conversão A/D. O modo utilizado foi o 5, que permite a conversão automática de dados via DMA.

6) Acesso direto à memória

Utilizou-se o DMA para efetuar a leitura de dados do

conversor A/D e transferi-lo para a memória sem interferência do microcomputador.