

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Este exemplar corresponde à versão final da tese
defendida por Giselda Alves Pontes da Silva

Julgadora em 03 06 1991

Orientador

REGISTRADOR DIGITAL DE ARRITMIAS CARDÍACAS - REDAC

Autora : Giselda Alves Pontes da Silva *~*
Orientador : Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani *~*
Co-Orientador : Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa *~*

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

1991

Este trabalho é dedicado a meus pais

JÚLIO e OTACÍLIA,

e a RICARDO GUIMARÃES

a quem devo um agradecimento muito especial.

AGRADECIMENTOS

AGRADEÇO:

à minha família, em especial aos meus pais, pela dedicação e incentivo durante todos estes anos.

a Ricardo Guimarães Borba pela grande ajuda na execução deste trabalho, sugestões e incentivos.

ao Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani por todos os ensinamentos, orientação e amizade, que foram indispensáveis durante estes anos, e em especial pela oportunidade de aperfeiçoamento profissional.

ao Dr. Cláudio Pinho pela especial colaboração na escolha e acompanhamento dos pacientes, por todos os ensinamentos e pela sua amizade.

ao Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa, pelo importante acompanhamento durante a fase final deste trabalho, pelo incentivo, sugestões e revisões de texto.

aos demais professores do Departamento de Engenharia Biomédica que contribuíram para minha formação nestes últimos três anos, e aos técnicos e amigos do Centro de Engenharia Biomédica.

a Adson Ferreira da Rocha por todas as sugestões técnicas e por sua amizade, e a Juliana de Andrade Janene por sua amizade e colaboração na fase de testes do instrumento desenvolvido.

aos demais amigos, não citados nominalmente, mas que me apoiaram e me incentivaram durante a realização deste trabalho.

ao CNPq pela concessão da bolsa de estudos recebida durante o mestrado.

RESUMO

A monitoração contínua do eletrocardiograma (ECG) é largamente utilizada na avaliação clínica da atividade elétrica do coração de indivíduos sadios ou pacientes cardíacos em suas atividades diárias, sendo útil no diagnóstico de arritmias cardíacas, no acompanhamento de sintomas, tais como palpitações e síncope, nos tratamentos com drogas, ou com implantes de marcapassos artificiais.

No Brasil, os altos custos referentes à monitoração contínua de pacientes, com a utilização do Sistema Holter, limitam a avaliação de suspeitas de arritmias cardíacas a uma pequena parcela da população.

Neste presente trabalho, apresenta-se um sistema portátil de baixo custo para quantificação de arritmias cardíacas por períodos prolongados (aproximadamente 15 horas). O instrumento é baseado no microcontrolador 80C31 (Intel) com 8 Kbytes de memória EPROM e implementação adicional de 2 Kbytes de memória RAM. O amplificador de instrumentação INA102 (produzido pela Burr-Brown) foi utilizado para amplificação do ECG. Um grupo de arritmias (extra-sístole ventricular, extra-sístole ventricular interpolada, extra-sístole atrial, bradicardia e taquicardia) são detectadas através da análise de ritmo do ECG (intervalos RR), codificadas e armazenadas em memória para posterior quantificação. O instrumento pode ser conectado a um computador para transferência de dados, ou a uma impressora paralela para geração de relatório final. Foram realizados testes em bancada e com pacientes. Os resultados demonstraram que o instrumento desenvolvido pode ser utilizado como ferramenta de auxílio ao diagnóstico cardíaco e pode ser colocado à disposição de uma parcela maior da população brasileira.

ABSTRACT

Continuous monitoring of the eletrocardiogram (ECG) has been widely used in the clinical evaluation of the electrical activity of the heart muscle of individuals with or without organic heart disease in their daily activities. This is useful in the diagnosis of arrhythmias and symptoms like palpitations and syncope, and in the follow up of patients under treatment with antiarrhythmic drugs, or even patients with an implanted pacemaker.

The high costs related to the continuous monitoring of patients, using Holter System, limit its use to a small percentage of individuals in Brazil.

In this work, a low-cost portable microprocessor-based instrument designed for long-term (about 15 hours) cardiac arrhythmia detection and storing is described. The instrument is based on the INTEL 80C31 microcontroller with 8 Kbytes EPROM and additional 2 Kbytes RAM. Burr-Brown INA102 amplifier was used for ECG amplification. A group of arrhythmias are detected, codified and stored. The instrument may be connected to a computer for data transfer, or to a parallel printer for printing a final report. Tests were performed in laboratory and with patients. Results have shown that the developed instrument can be used as an auxilliary tool in the diagnosis of cardiac arrhythmias, being able to be used by a greater portion of the brazilian population.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	5
2.1. O Potencial de Ação Cardíaco.....	5
2.2. Auto-ritmicidade das Células Cardíacas - Localização do Marcapasso..	7
2.3. A Ativação do Coração e o Eletrocardiograma.....	8
2.4. Gênese das Arritmias Cardíacas.....	10
2.5. Parâmetros de Análise do ECG.....	11
2.6. O Algoritmo de Análise de Arritmias e os Distúrbios do Ritmo.....	12
2.6.1. O Ritmo Sinusal Normal e Suas Alterações.....	13
2.6.2. Extra-Sístoles.....	15
2.6.2.1. Extra-Sístoles Ventriculares Isoladas.....	15
2.6.2.2. Bigeminismo e Trigeminismo.....	17
2.6.2.3. Extra-Sístoles Ventriculares Interpoladas.....	17
2.6.2.4. Fenômeno R-sobre-T.....	18
2.6.2.5. Extra-Sístoles Atriais.....	19
2.6.3. Batimento Perdido (<i>Skipped Beat</i>).....	20
CAPÍTULO 3 - O SISTEMA REDAC.....	21
3.1. Descrição Geral do Sistema.....	21
3.1.1. O Hardware Básico do REDAC.....	21
3.1.1.1. O Circuito de Captação do Sinal de ECG.....	22
3.1.1.2. O Circuito Detector de QRS.....	24
3.1.1.3. Os Circuitos de Detecção de Falha de Conexão dos Eletrodos e de Subtensão de Bateria.....	29
3.1.1.4. A Unidade Central de Processamento.....	32
3.1.2. O Software do REDAC.....	39
3.1.3. Características Técnicas do REDAC.....	48

CAPÍTULO 4 - TESTES DO EQUIPAMENTO.....	50
4.1. Testes de Bancada.....	50
4.1.1. Testes do Hardware.....	50
4.1.1.1. Testes do Circuito Analógico com um Simulador de ECG.....	50
4.1.1.2. Testes do Circuito Analógico com um Banco de Dados de Arritmias.....	54
4.1.1.3. Testes do Circuito do Microprocessador.....	55
4.1.2. Testes do Software.....	55
4.1.3. Testes do Sistema REDAC.....	56
4.2. Testes Clínicos.....	61
4.2.1. Seleção dos Pacientes.....	61
4.2.2. Procedimentos de Testes.....	61
CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO E CONCLUSÕES.....	67
5.1. Discussão.....	67
5.2. Recomendações para Trabalhos Futuros.....	69
5.3. Conclusões.....	70
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	71
APÊNDICE A - PROGRAMA CLASSIFICADOR DE ARRITMIAS CARDÍACAS NO PC.....	75
APÊNDICE B - TRAÇADOS ELETROCARDIOGRÁFICOS.....	81
APÊNDICE C - RELATÓRIOS DOS SISTEMAS HOLTER E REDAC.....	95

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

A monitoração contínua da atividade elétrica do coração é uma técnica amplamente utilizada em clínica cardíaca, como auxílio à avaliação de indivíduos ou pacientes cardíacos em suas atividades rotineiras (Milei et alli, 1987; Takada et alli, 1989). Para este fim, já foram desenvolvidos vários tipos de equipamentos (Winkle, 1987), sendo que os principais tipos são: (a) registradores contínuos que gravam o ECG em fita magnética durante 24 horas para posterior análise (Holter, 1961; Morganroth, 1985); (b) registradores intermitentes que amostram o ECG periodicamente (Winkle, 1987); (c) registradores ambulatoriais; (d) registradores que gravam vários parâmetros (intervalos R-R, frequência respiratória e temperatura corporal); (e) variados tipos de dispositivos de registro e transmissão de dados de ECG via telefone (Peter et alli, 1973; Zipes e Rowlands, 1988); (f) registradores da atividade cardíaca através do esôfago (Arzbaecher, 1978); e (g) registradores baseados em microprocessador (Thakor, 1984; Dotsinsky et alli, 1985; Banta et alli, 1985; Pande et alli, 1985). Destes, apenas os registradores intermitentes utilizam memória digital para armazenamento de ECG, provavelmente devido à grande quantidade de memória requerida para amostrar durante longos períodos o sinal eletrocardiográfico (durante 24 horas, numa taxa de 200 Hz, seriam necessários aproximadamente 18 milhões de bytes). Os registradores baseados em microprocessador possibilitam uma análise automática das arritmias cardíacas (Doue e Vallance, 1985), sendo desnecessário o armazenamento dos sinais eletrocardiográficos durante todo o período de monitoração.

A avaliação e o acompanhamento clínico de pacientes assintomáticos possibilitam a identificação de arritmias não esperadas (Brotsky et alli, 1977; Leite, 1986). Deste modo, pode-se melhorar a avaliação de risco em inúmeras patologias como a doença coronária com infarto recente (Moss et alli, 1977; Bigger et alli, 1984), a hipertrofia ventricular (Maron et alli, 1981), a cardiopatia congênita e o prolapso mitral (Winkle et alli, 1975) entre outras (vide e.g. Winkle, 1987). Além disso, a monitoração do ECG por longos períodos é importante no acompanhamento de tratamento com drogas (Harrison et alli, 1978; Morganroth, 1988) ou mesmo após implante de marcapasso artificial (Furman e Escher, 1975). Aparentemente, não há um tipo de equipamento de registro adequado a todos os casos. Deve-se escolher o modo de registro e o equipamento a ser empregado, de acordo com os sintomas eventualmente apresentados pelos pacientes e a presença ou não de cardiopatias (Rinkenberger et alli, 1988).

Do ponto de vista clínico quantitativo, verifica-se que alguns tipos de arritmias, especialmente as extra-sístoles ventriculares, são comumente observadas tanto em indivíduos sem cardiopatia detectável morfológicamente quanto em pacientes cardíacos. A classificação mais aceita para quantificação da ocorrência desta arritmia foi definida por Lown e Wolf (1971), que se baseia numa graduação das arritmias, conforme apresentado na tabela 1.1. Uma dificuldade observada é, por exemplo, a impossibilidade de determinação da prevalência de certas arritmias em um grupo populacional, devido à classificação do indivíduo ou paciente de acordo com o mais alto grau atingido (Winkle, 1980; Surawicz, 1989). Hoje em dia, aceita-se que indivíduos considerados normais podem apresentar um elevado número de extra-sístoles ventriculares (Brotsky et alli, 1977; Bjerregaard, 1984), tornando-se importante a delimitação de um número de extra-sístoles (mais que 50 extra-

sístoles/24 horas, bigeminadas ou multifocais - Leite, 1986) acima do qual considera-se que o indivíduo apresenta "extra-sístolia freqüente (AF)", merecendo atenção médica especial. Há dados na literatura indicando que indivíduos com AF podem não apresentar sintomas de cardiopatia (Montagne et alli, 1983). Outros, no entanto, relatam o fato de que inúmeras cardiopatias são associadas à incidência de elevado número de extra-sístoles (Kapoor et alli, 1987). Conclui-se desta análise pelo menos uma observação importante: há necessidade clara de intensificar uma pesquisa detalhada sobre o assunto.

Tabela 1.1. Graduação das extra-sístoles segundo Lown e Wolf(1971)

GRAU	OBSERVAÇÃO
0	Ausência de atividade extra-sistólica
1	Extra-Sístoles isoladas
2	Extra-Sístoles freqüentes ($> 1/\text{min}$ ou $30/\text{h}$)
3	Extra-Sístoles multifocais
4	a) Couplets b) Salva de extra-sístoles

No Brasil, os altos custos referentes à monitoração contínua de pacientes com a utilização do Sistema *Holter* (neste caso, o ECG é gravado em fita magnética durante 24 horas, para posterior análise visual ou processamento por meio de computador) limitam a avaliação de suspeitas de arritmias cardíacas a uma pequena parcela da população brasileira.

No presente trabalho, foi desenvolvido o REDAC (Registrador Digital de Arritmias Cardíacas) que é um instrumento portátil de baixo custo para registro digital e quantificação de arritmias cardíacas (e.g. extra-

sístoles ventriculares interpoladas ou não, extra-sístoles atriais e o fenômeno R-S-T) por períodos prolongados. O instrumento é baseado no microcontrolador 80C31 (INTEL) com 8 Kbytes de EPROM e implementação adicional de 2 Kbytes de RAM. O amplificador INA102 (Burr-Brown) foi utilizado para amplificação do ECG. A classificação de arritmias é realizada segundo o algoritmo desenvolvido por Abenstein (Tompkins e Webster, 1981) que se baseia na análise do ritmo (intervalos RR) do ECG.

Esta dissertação está organizada em 5 capítulos. No capítulo 1 (Introdução) são descritos a importância, o objetivo e a estrutura da tese. No capítulo 2 (Fundamentos Teóricos), é apresentada uma revisão sucinta da eletrofisiologia do coração, bem como a apresentação do método de análise para classificação de arritmias. O capítulo 3 (O Sistema REDAC) contém a descrição do projeto do registrador proposto. No capítulo 4 (Testes do Equipamento), é apresentada a metodologia de testes e os resultados obtidos. No capítulo 5 (Discussão e Conclusões), são discutidos os resultados apresentados no capítulo 4, o custo e as aplicações do instrumento desenvolvido, além da apresentação de algumas sugestões para futuros trabalhos.

CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. O Potencial de Ação Cardíaco

O coração deve manter a circulação de modo que um suprimento adequado de sangue sob pressão suficiente seja distribuído a todos os tecidos do corpo. Esta função é executada eficientemente se um padrão sequencial de ativação elétrica e contração mecânica coordenada é produzido dos átrios para os ventrículos.

A onda de ativação elétrica que precede a contração do músculo cardíaco apresenta como elemento básico o *potencial de ação*, que pode ser visualizado através de gravações intracelulares obtidas com microeletrodos (Figura 2.1).

Esta técnica possibilita a gravação da diferença de potencial existente entre os meios intra e extracelulares. Verifica-se, em estado de repouso elétrico, uma diferença de potencial, denominada *potencial de repouso*, entre o interior da célula, que é negativo, e o exterior da célula, que é positivo, numa faixa entre -50 a -95 milivolts.

Quando uma corrente de despolarização atravessa a membrana, inicia-se um processo de mudança de polaridade a partir do potencial de repouso, para um valor positivo de aproximadamente 20 milivolts em relação ao fluido extracelular. Num intervalo de tempo variável (de acordo com o tipo de célula cardíaca) o potencial volta à linha de base, conforme pode ser visualizado no gráfico ilustrado na Figura 2.1.

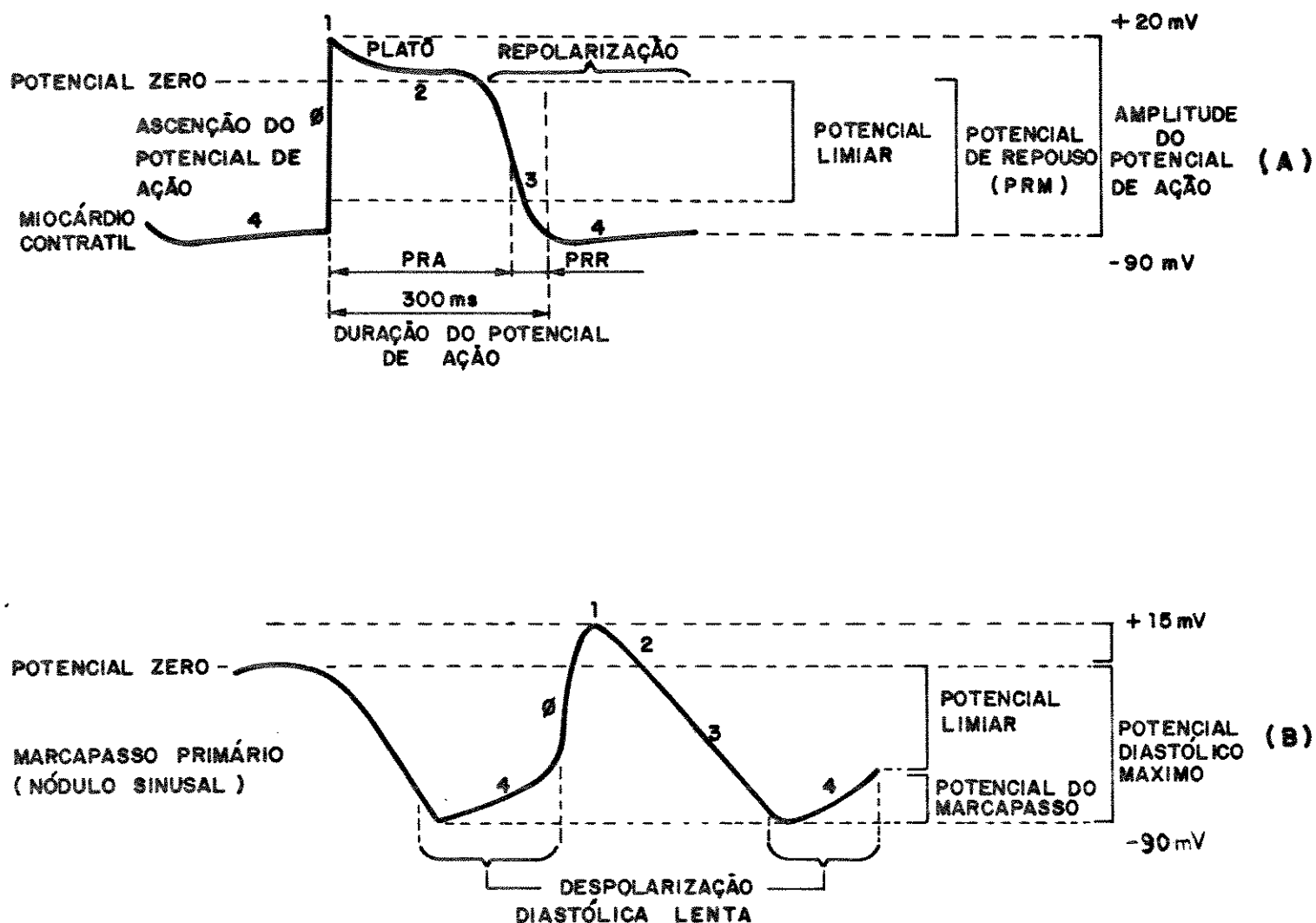


Figura 2.1. Potencial de Ação Cardíaco. A) Potencial de Ação de uma célula atrial ou ventricular típica. B) Potencial de Ação das células do sistema especializado de condução, como o nódulo SA ou o sistema His-Purkinje. (PRA = Período Refratário Absoluto; PRR = Período Refratário Relativo; PL = Potencial Limiar; PRM = Potencial de Repouso da Membrana; 0, 1, 2, 3 e 4: Fases do Potencial de Ação).

Cinco fases diferentes são verificadas no potencial de ação das células musculares cardíacas (Figura 2.1). A Fase 0 corresponde a uma despolarização inicial rápida. As Fases 1 a 3 correspondem ao processo de repolarização: fase 1, repolarização rápida precoce, deslocamento da curva em

direção à linha de potencial zero; fase 2, relativa estabilização em torno da linha de potencial zero, denominada como *platô* do potencial de ação; fase 3, repolarização rápida que corresponde à volta do potencial de membrana ao seu valor de repouso. A Fase 4 é o potencial transmembrânico obtido entre potenciais de ação durante a diástole elétrica (para células atriais ou ventriculares típicas, este corresponderia ao potencial de repouso).

Durante o platô, a célula é absolutamente refratária à excitação, não produzindo potencial de ação. Na fase 3, a célula torna-se relativamente refratária, podendo ou não ser produzido um potencial de ação de pequena amplitude, de acordo com a intensidade da corrente de despolarização.

2.2. Auto-ritmicidade das Células Cardíacas - Localização do Marcapasso

As células cardíacas podem ser divididas em 2 grupos: células automáticas e células não automáticas. As primeiras são capazes de iniciar espontaneamente a atividade elétrica, enquanto as outras são comandadas por ativação externa. Células cardíacas especializadas (células de marcapasso) apresentam grande número de células automáticas. Já células musculares atriais e ventriculares, sob condições normais, não são automáticas.

Particularmente, em células marcapasso, não é observado potencial de repouso, e sim a ocorrência de despolarizações espontâneas lentas após a completa repolarização da atividade elétrica precedente (Figura 2.1.B). Neste caso, a deflagração do potencial de ação ocorre quando um processo de despolarização lento faz o potencial transmembrânico atingir o potencial limiar (PL), durante a fase 4 do potencial de ação.

2.3. A Ativação do Coração e o Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) reflete a sequência de despolarização e de repolarização do miocárdio (Figura 2.2). Normalmente, a onda de despolarização elétrica originada no marcapasso primário (nódulo Sino-Atrial ou Sinusal - SA) atravessa a junção sinusal e espalha-se pelos átrios através dos chamados feixes internodais, atingindo o único ponto de condução elétrica entre átrios e ventrículos, o nódulo Atrio-Ventricular (AV). Este processo de despolarização elétrica corresponderia, no registro eletrocardiográfico, à chamada onda P. Um atraso é introduzido na transmissão da onda de despolarização através do nódulo AV, possibilitando a contração atrial antes que os ventrículos comecem a se contrair. Após o nódulo AV, a onda de despolarização elétrica se espalha nos ventrículos através de um sistema de condução especializado, que consiste do feixe de His e de seus ramos direito e esquerdo e das fibras de Purkinje. O processo de despolarização dos ventrículos corresponde ao complexo QRS do registro eletrocardiográfico. Tal complexo é seguido por uma variação de potencial mais lenta (repolarização ventricular), a chamada onda T.

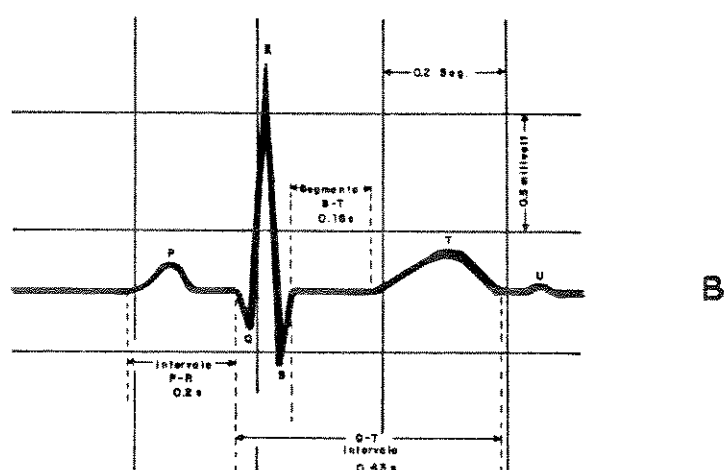
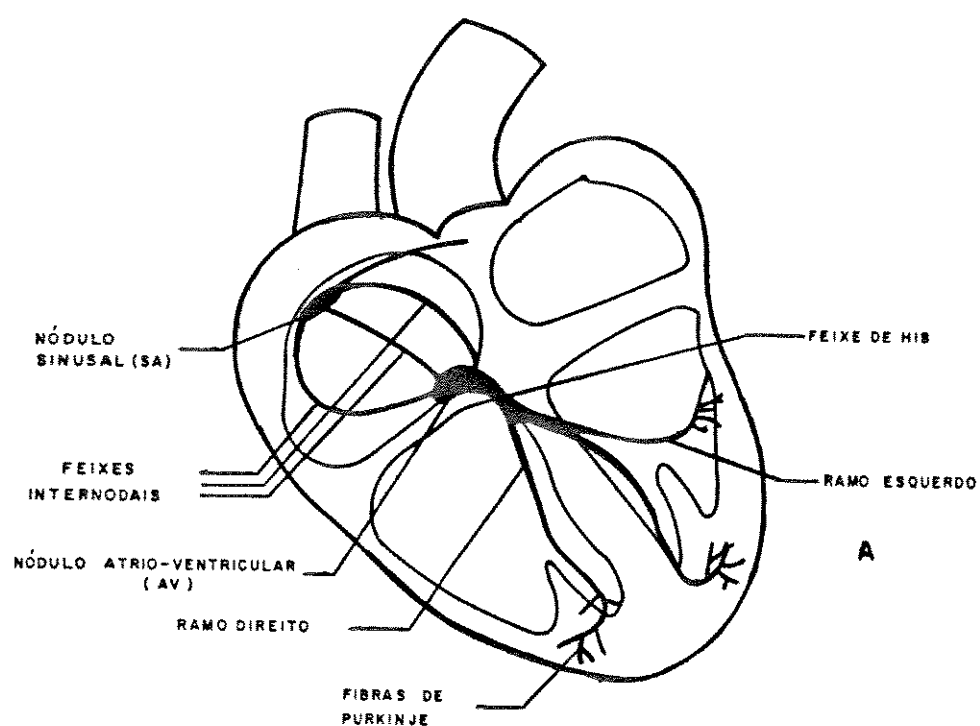


Figura 2.2. A) Corte ilustrativo de um coração humano mostrando as câmaras cardíacas e a distribuição dos tecidos especializados; B) Sinal eletrocardiográfico (ECG) típico.

As atividades elétricas do nódulo SA e do feixe de His não são registradas no ECG de superfície, e a repolarização dos átrios é camuflada pelo complexo QRS. O segmento ST, que tem início no fim do complexo QRS e termina no início da onda T, corresponde ao platô do potencial de ação ventricular.

2.4. Gênese das Arritmias Cardíacas

Em condições patológicas, a atividade coordenada do coração pode ser modificada em graus variados, com a geração de condições fisiológicas que predisõem o músculo cardíaco à atividade assíncrona, de forma que as células em diferentes regiões do coração poderão apresentar variações em seus períodos refratários, condutividade e velocidade de repolarização. Desta maneira, o ritmo sinusal poderá ser perturbado e favorecer o desenvolvimento de novo ritmo oriundo de áreas com atividade elétrica exacerbada. Daí são observadas as arritmias cardíacas, que refletem distúrbios no processo de ativação elétrica e/ou de sua condução em qualquer região do coração. Algumas arritmias causam muito pouca alteração hemodinâmica, enquanto outras podem por a vida em risco ou mesmo serem fatais, como no caso da fibrilação ventricular, que reflete um ritmo caótico sem bombeamento efetivo de sangue pelo coração.

As arritmias cardíacas podem ser classificadas de várias formas, mas geralmente são subdivididas em três principais categorias: 1) devido a *alterações na formação do processo de ativação elétrica*, por exemplo: contrações prematuras (extra-sístoles), fibrilação e flutter, taquicardias paroxísticas; 2) devido a *alterações na condução da atividade elétrica*, por exemplo: bloqueio SA, bloqueio AV, bloqueio intra-ventricular; e 3) devido a *alterações mistas*, por exemplo: taquicardia atrial paroxística com bloqueio AV, fibrilação atrial com bloqueio AV total.

2.5. Parâmetros de Análise do ECG

O estudo da forma e regularidade do ritmo do ECG constitui um método de diagnóstico das condições do coração (Doue e Vallance, 1985). As irregularidades observadas na forma (morfologia) do complexo PQRST e na temporização (ritmo) do ECG (referente a um complexo PQRST ou entre complexos sucessivos) (Thomas et alli, 1979) refletem, respectivamente, anormalidades no músculo cardíaco e no sistema de condução (Figura 2.3).

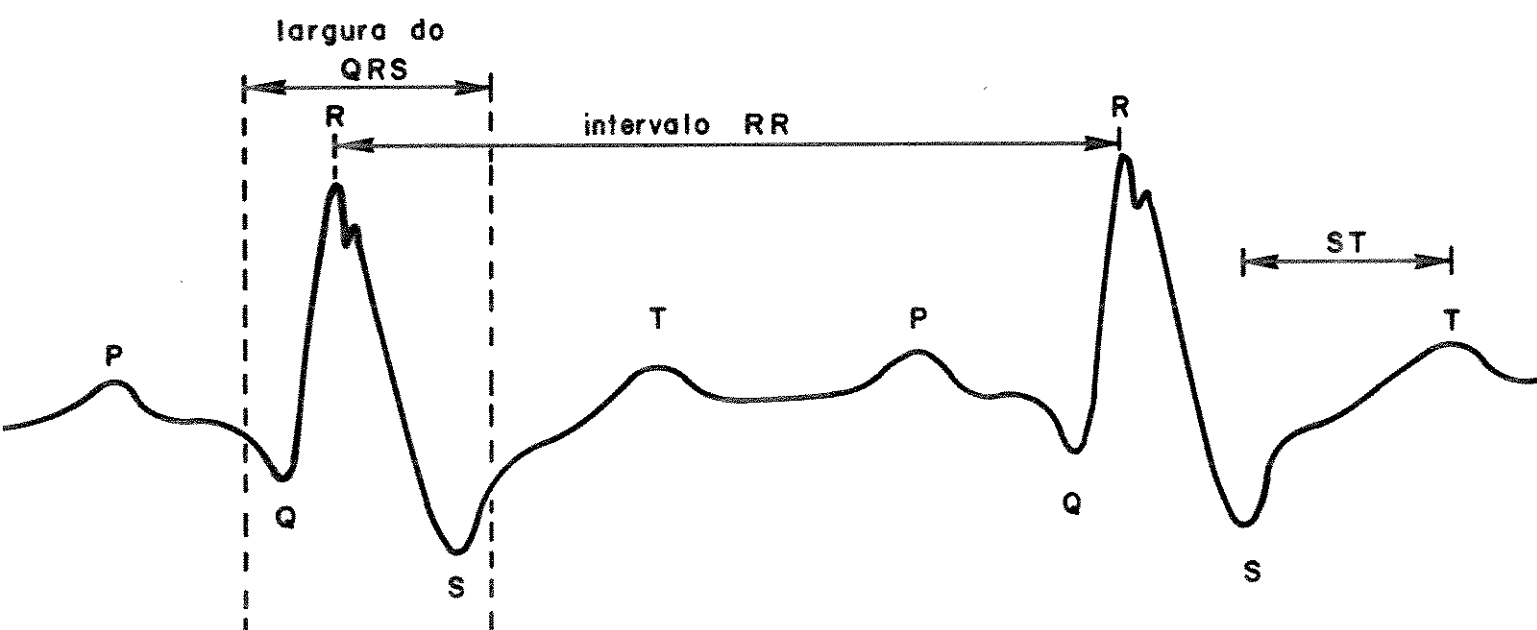


Figura 2.3. Forma de onda típica do ECG com dois batimentos consecutivos, ilustrando alguns parâmetros mensuráveis. O programa de classificação de arritmias de Abenstein (Tompkins e Webster, 1981) apresenta como parâmetro básico de análise o intervalo RR.

Um exame eletrocardiográfico contínuo típico, com vinte e quatro horas de duração, contém, certamente, mais de 100.000 ciclos cardíacos armazenados em fita magnética (Mandel, 1988). A avaliação clínica destes

registros é realizada por pessoal médico especializado, auxiliado com sistemas de análise automáticos ou semi-automáticos. Ao final da avaliação, os achados eletrocardiográficos são correlacionados com os sintomas anotados em um diário que o paciente leva consigo durante a gravação.

Vários algoritmos já foram desenvolvidos para a análise do ECG monitorado por longos períodos, e consistem num compromisso entre a experiência médica e definições matemáticas que são analisadas com auxílio de computador. No presente trabalho, a classificação de arritmias se baseia no algoritmo desenvolvido por Abenstein (Tompkins e Webster, 1981) que realiza a análise do ritmo (intervalos RR) do ECG, permitindo a classificação de taquicardia e bradicardia extremas, como também das chamadas arritmias premonitórias (extra-sístole atrial, extra-sístole ventricular, extra-sístole ventricular interpolada e fenômeno R-s-T (Brydon, 1976) - ver descrição detalhada na seção 2.6.2) e batimento perdido. O algoritmo não foi implementado em sua forma original, segundo solicitação do corpo clínico do Departamento de Arritmias do HC-UNICAMP. Para a detecção de bradicardia e taquicardia foram definidas faixas de frequência cardíaca. Outro ponto a ser considerado é relacionado à classificação de bigeminismo e trigeminismo, que neste trabalho são classificados como extra-sístoles ventriculares isoladas. Para um melhor entendimento do algoritmo escolhido, segue a descrição resumida das arritmias por ele analisadas e as correspondentes definições matemáticas.

2.6. O Algoritmo de Análise de Arritmias e os Distúrbios do Ritmo

O intervalo RR é o parâmetro básico de análise do ECG no algoritmo de classificação de arritmias implementado. Duas variáveis são utilizadas, RR e AR, onde RR é o intervalo RR e AR é a média de oito intervalos RR. RR_t é o último intervalo RR calculado, RR_{t-1} o intervalo anterior, e assim por diante.

AR_t é a média dos oito últimos intervalos incluindo RR_t , AR_{t-1} é a média dos oito intervalos anteriores, e assim por diante. Na tabela 2.1, são mostradas as condições matemáticas necessárias à identificação das arritmias bem como os códigos gerados pelo *software* referentes às arritmias detectadas.

Tabela 2.1. Relações matemáticas referentes à classificação de arritmias. RR_t é o último intervalo RR, RR_{t-1} é o anterior, etc. AR_t é a média de oito intervalos incluindo o intervalo RR_t , AR_{t-1} é a média anterior.

Arritmias	Condições Básicas	Códigos
Bradicardia	$AR_t > 1,2 \text{ s}$	A
Taquicardia	$AR_t < 0,5 \text{ s}$	B
Extra-Sístole Ventricular	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2})$, e $RR_{t-1} + RR_t \approx 2(AR_{t-2})$	C
Extra-Sístole Ventricular Interpolada	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2})$, e $RR_{t-1} + RR_t \approx AR_{t-2}$	D
Extra-Sístole Atrial	$RR_{t-1} < 0,9(AR_{t-2})$, e $AR_{t-2} < RR_{t-1} + RR_t < 2(AR_{t-2})$	E
R-sobre-T	$RR_{t-1} < 0,33(AR_{t-2})$, e $RR_{t-1} + RR_t \approx 2(AR_{t-2})$	F
Batimento Perdido	$RR_t > 1,9(AR_{t-1})$	I

2.6.1. O Ritmo Sinusal Normal e Suas Alterações

O ritmo cardíaco que se origina no marcapasso primário (nódulo SA) é denominado *ritmo sinusal*. A frequência do ritmo sinusal é influenciada por mecanismos cardio-inibitórios (sistema vagal) e cardio-aceleratórios (sistema simpático), mediadores químicos (acetilcolina), exercícios (físicos ou

mentais), várias drogas, doenças cardíacas e não cardíacas, temperaturas corporal e ambiental.

A frequência cardíaca estabelecida pelo ritmo sinusal é normalmente de 60 a 100 batimentos por minuto (BPM). Este ritmo é conhecido como o *ritmo sinusal normal* (Figura 2.4.A). Diz-se que está presente *bradicardia* (Figura 2.4.B), quando a frequência cardíaca é reduzida de forma que AR_t é maior que 1,2s (50 batimentos/minuto). *Taquicardia* (Figura 2.4.c) consiste numa elevação da frequência cardíaca, de forma que AR_t é menor que 0,5s (120 batimentos/minuto).

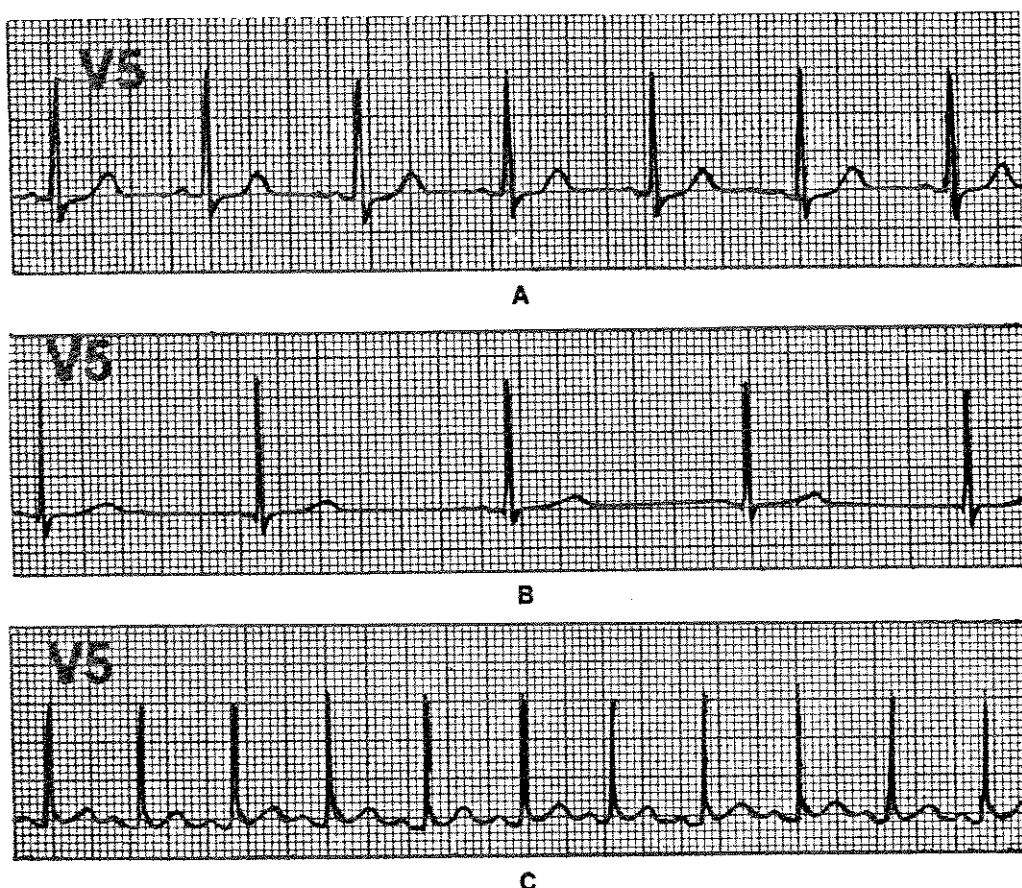


Figura 2.4. A) Ritmo Sinusal Normal a uma frequência de 79 Bpm; B) Bradicardia Sinusal a uma frequência de 50 Bpm; C) Taquicardia Sinusal a uma frequência de 125 Bpm. Bradicardia e Taquicardia sinusais serão classificadas, segundo o algoritmo, como Bradicardia e Taquicardia extremas. [De Johnson/Swartz, 1988.]

2.6.2. Extra-Sístoles

As extra-sístoles originam-se em regiões do coração fora do nódulo SA (marcapassos ectópicos), que competem ou até mesmo assumem o papel principal da excitação cardíaca. Estas atividades ectópicas podem se originar nos átrios, na junção AV, nos ventrículos, e no sistema de condução.

As extra-sístoles são observadas em quase todos os indivíduos em suas atividades diárias, mesmo naqueles sem aparente comprometimento cardíaco, especialmente após a ingestão excessiva de café ou chá, com o tabagismo ou *stress* emocional (Chung, 1988). Por outro lado, a ocorrência freqüente desta arritmia, particularmente de origem polimórfica (multifocal), quase sempre é indicativa de doença orgânica cardíaca e/ou de intoxicação por drogas (Chung, 1988).

2.6.2.1. Extra-Sístoles Ventriculares Isoladas

Uma extra-sístole ventricular (Figura 2.5) expressa, habitualmente, uma sequência de despolarização por vias distintas daquelas normalmente seguidas por uma ativação supraventricular (de origem atrial ou juncional). Sua presença é indicada se o complexo QRS é prematuro (batimento prematuro) e seguido por uma pausa compensatória completa. A primeira dificuldade encontrada para classificação de uma extra-sístole ventricular, utilizando-se apenas a análise de ritmo, consiste na diferenciação de um batimento prematuro de uma *arritmia sinusal* (neste caso, os ciclos PQRSST se inscrevem com discretas irregularidades, que são, na maioria das vezes, relacionadas ao ciclo respiratório) (Figura 2.6). O algoritmo define que, se um intervalo RR é menor que 0,9 vezes AR, verifica-se a ocorrência de um batimento prematuro. Segue-se a verificação da presença ou não de uma pausa compensatória completa (a soma dos intervalos pré e pós-atividade ectópica é

igual à soma de dois ciclos sinusais normais ou, segundo o algoritmo proposto por Abenstein (Tompkins e Webster, 1981), é aproximadamente igual a duas vezes AR). O limiar de prematuridade como também os limites da janela determinante de pausa compensatória completa (aproximadamente igual a duas vezes AR) podem ser facilmente ajustados com pequenas mudanças na implementação do algoritmo.

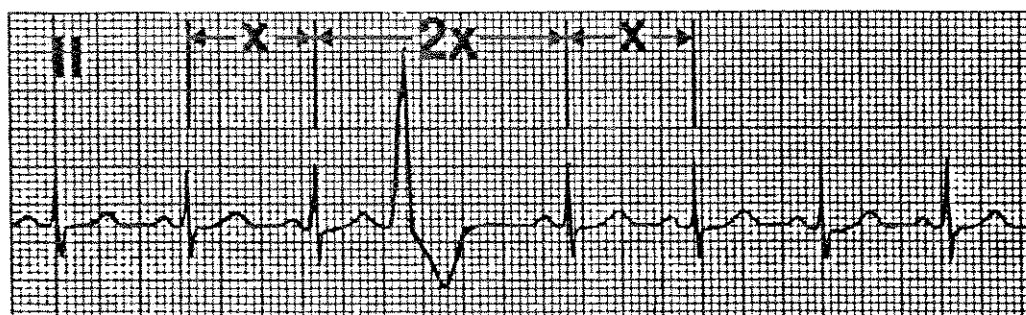


Figura 2.5. Extra-Sístole Ventricular. O intervalo anterior e posterior à extra-sístole ventricular está assinalado com "x". Observar que o intervalo que contém a extra-sístole ventricular corresponde exatamente a 2"x", ou seja, duas vezes o intervalo normal. [De Johnson/Swartz, 1988.]

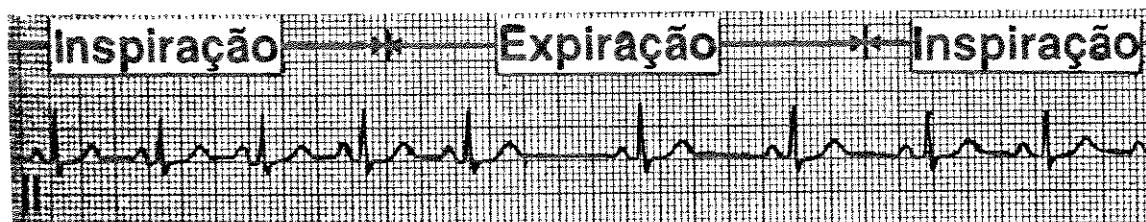


Figura 2.6. Arritmia Sinusal. Observar como os intervalos RR se inscrevem com certa irregularidade, apresentando durante a expiração valores maiores que o normal. Estes valores serão acumulados em forma de média (AR), levando a possíveis falsas classificações de batimentos prematuros. [De Johnson/Swartz, 1988.]

2.6.2.2. Bigeminismo e Trigeminismo

Em caso de *Bigeminismo* tem-se, a cada atividade sinusal, a presença de uma extra-sístole ventricular. O *Trigeminismo* caracteriza-se pela presença de uma extra-sístole ventricular a cada duas atividades elétricas sinusais (Figura 2.7).

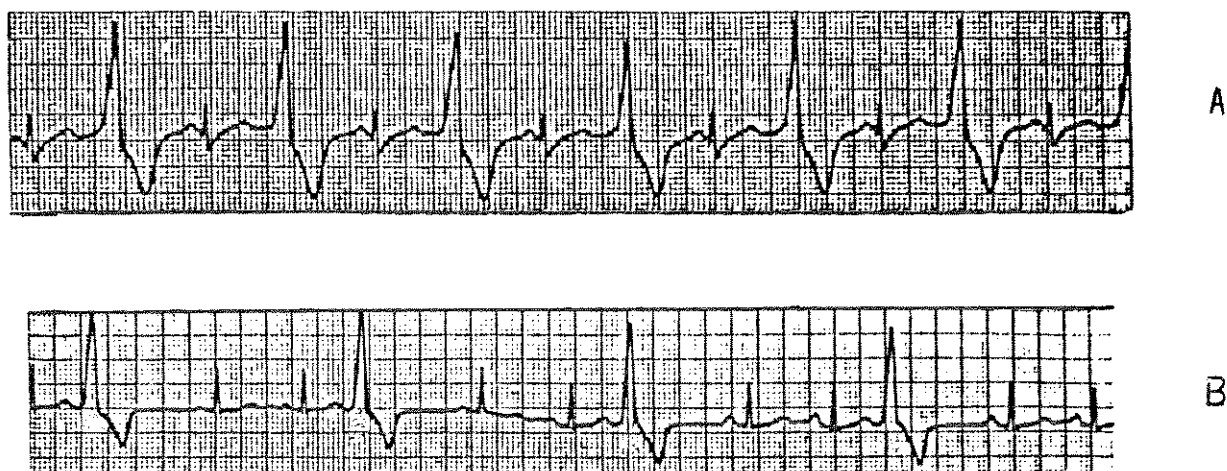


Figura 2.7. A) A alternância de um batimento sinusal e uma extra-sístole ventricular é denominada Bigeminismo; B) Ilustração de Trigeminismo, que consiste em uma extra-sístole ventricular intercalada com dois batimentos sinusais. [De Chung, 1988.]

2.6.2.3. Extra-Sístoles Ventriculares Interpoladas

As extra-sístoles ventriculares interpoladas (Figura 2.8) caracterizam a ocorrência de uma extra-sístole ventricular não seguida por

pausa compensatória (a soma dos intervalos pré e pós-atividade ectópica é aproximadamente igual a um ciclo sinusal normal, ou mais precisamente, a AR).

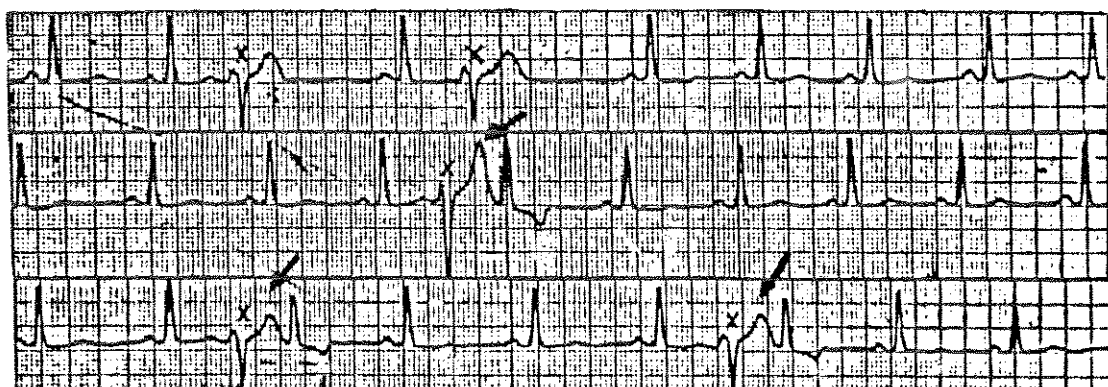


Figura 2.8. Extra-Sístole Ventricular Interpolada. Notar que as extra-sístoles ventriculares interpoladas não perturbam o ritmo sinusal de base, sendo a distância RR constante e independente de haver ou não tal extra-sístole entre dois complexos QRS. As flechas indicam as ocorrências das extra-sístoles ventriculares interpoladas. [De Chung, 1988.]

2.6.2.4. Fenômeno R-sobre-T

As extra-sístoles ventriculares podem ser consideradas benignas ou potencialmente perigosas na dependência do seu período de acoplamento (intervalo de tempo que decorre entre duas ondas R). Quando precoces, maior será o déficit hemodinâmico, e grande a probabilidade de incidir no chamado período vulnerável (durante a repolarização ventricular), que corresponde ao vértice da onda T. Neste caso, existe grande risco de desenvolvimento de taquicardia ventricular (sucessão de 3 ou mais extra-sístoles ventriculares, produzindo uma frequência ventricular alta) ou fibrilação ventricular (ritmo

ventricular não coordenado incapaz de produzir ação bombeadora efetiva). Esta precocidade caracteriza o *fenômeno R-sobre-T*.

Através da análise do ritmo do ECG, verifica-se a ocorrência da onda T dentro do primeiro $1/3$ do intervalo RR. Desta maneira, segundo o algoritmo de Abenstein (Tompkins e Webster, 1981), o fenômeno R-sobre-T será indicado quando RR for menor que $1/3$ de AR, seguido por uma pausa compensatória completa.

2.6.2.5. Extra-Sístoles Atriais

Uma extra-sístole atrial (Figura 2.9) caracteriza-se pela presença de um batimento prematuro seguido por uma pausa compensatória incompleta (a soma dos intervalos pré e pós-atividade ectópica é menor que a soma de dois ciclos sinusais normais, ou seja, menor que aproximadamente duas vezes AR).

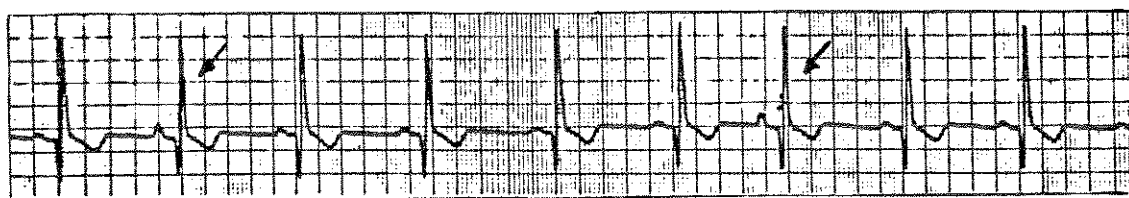


Figura 2.9. Extra-Sístole Atrial. Observar que a configuração da onda P é diferente das ondas P sinusais. [De Chung, 1988.]

2.6.3. Batimento Perdido (*Skipped Beat*)

Distúrbios de condução podem ocorrer em qualquer região do coração em forma de bloqueios. Se um bloqueio cardíaco está presente na junção SA é denominado *bloqueio SA*. Se presente nos átrios é denominado *bloqueio atrial*. Se o bloqueio atrasa ou impede a transmissão da onda de despolarização dos átrios para os ventrículos verificam-se os bloqueios átrio-ventriculares.

De acordo com o algoritmo proposto por Abenstein (Tompkins e Webster, 1981), atraso ou ausência de batimento são classificados como *batimento perdido* (Figura 2.10), que é detectado pela verificação de um RR maior que 1,9 vezes AR, exceto quando precedido por um batimento prematuro.

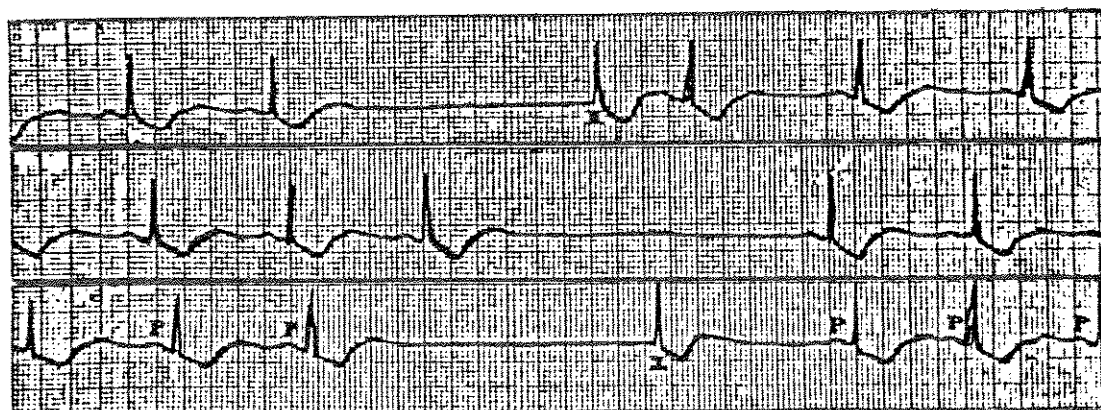


Figura 2.10. A figura ilustra um Bloqueio Sinusal. O algoritmo indicará neste caso a ocorrência de um Batimento Perdido. [De Chung, 1988.]

CAPÍTULO 3 - O SISTEMA REDAC

3.1. Descrição Geral do Sistema

Para atingir os objetivos do presente trabalho foi desenvolvido um sistema baseado em microcontrolador denominado REDAC (Registrador Digital de Arritmias Cardíacas), que permite a monitoração do ECG e a classificação de arritmias segundo a análise de ritmo (intervalos RR). O projeto do sistema apresenta como primeiro requisito o de ser alimentado a baterias e operar por longos períodos. O hardware foi selecionado visando compactação e baixo consumo dos circuitos.

3.1.1. O Hardware Básico do REDAC

O sistema portátil para detecção de arritmias é constituído pelos seguintes módulos: (1) captação de ECG; (2) detecção de complexos QRS; (3) detecção de subtensão de bateria e falha na conexão dos eletrodos; (4) unidade central de processamento; (5) interfaceamento serial e paralelo para comunicação externa. O diagrama de blocos do sistema desenvolvido é apresentado na Figura 3.1.

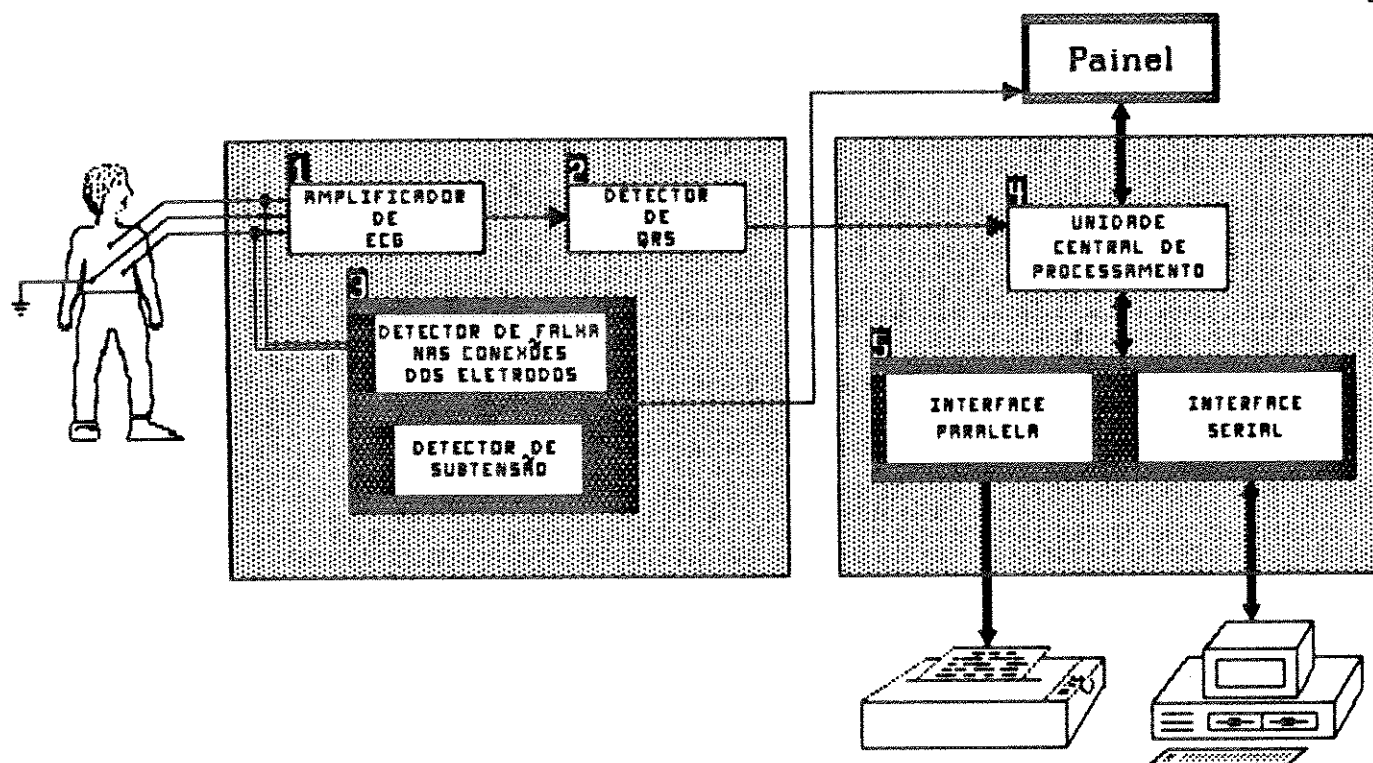
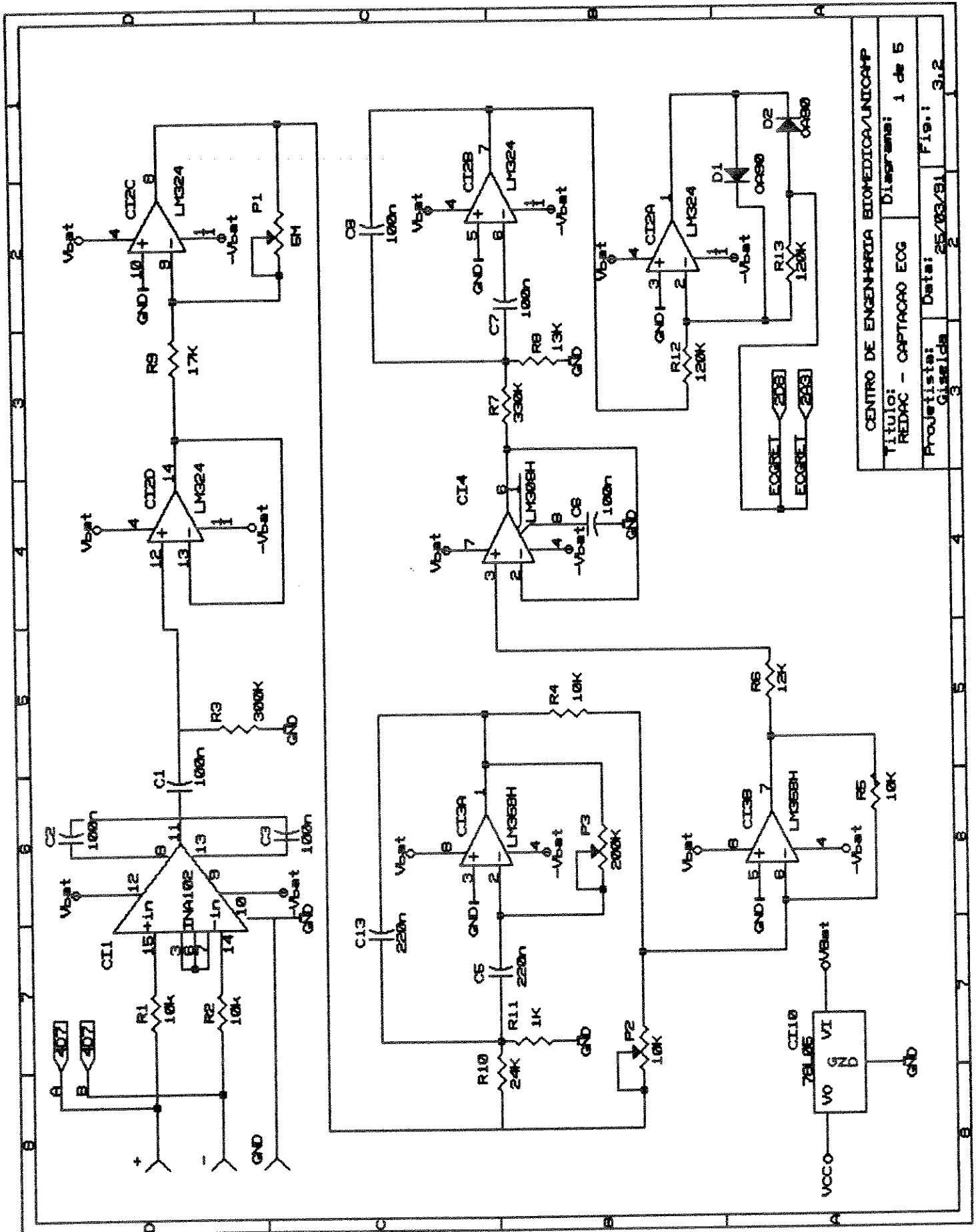


Figura 3.1. Diagrama de blocos do Registrador Digital de Arritmias Cardíacas (REDAC).

3.1.1.1. O Circuito de Captação do Sinal de ECG

O paciente é conectado ao sistema por meio de um circuito de condicionamento do sinal de ECG (Figura 3.2). Este circuito consiste dos estágios de amplificação e filtragem. No estágio inicial foi utilizado o amplificador de instrumentação INA102 (produzido pela Burr-Brown), de baixo consumo (750uA), alta rejeição de modo comum (CMRR > 90dB) e alta impedância de entrada ($10^{10} \Omega$). O INA102 (CI1) foi configurado para o ganho fixo de 100, o que garante uma resposta plana em frequências de até 1kHz e um CMRR de 100dB em frequências de até 100Hz. Segue-se um estágio para eliminação da tensão de *offset* (filtro passa-alta com frequência de corte em 5Hz) e um circuito de amplificação adicional que permite possíveis ajustes na sensibilidade do instrumento aos níveis de ECG captado. A distorção introduzida pelo filtro passa-alta no sinal de ECG não prejudica o desempenho do sistema. Dentro do

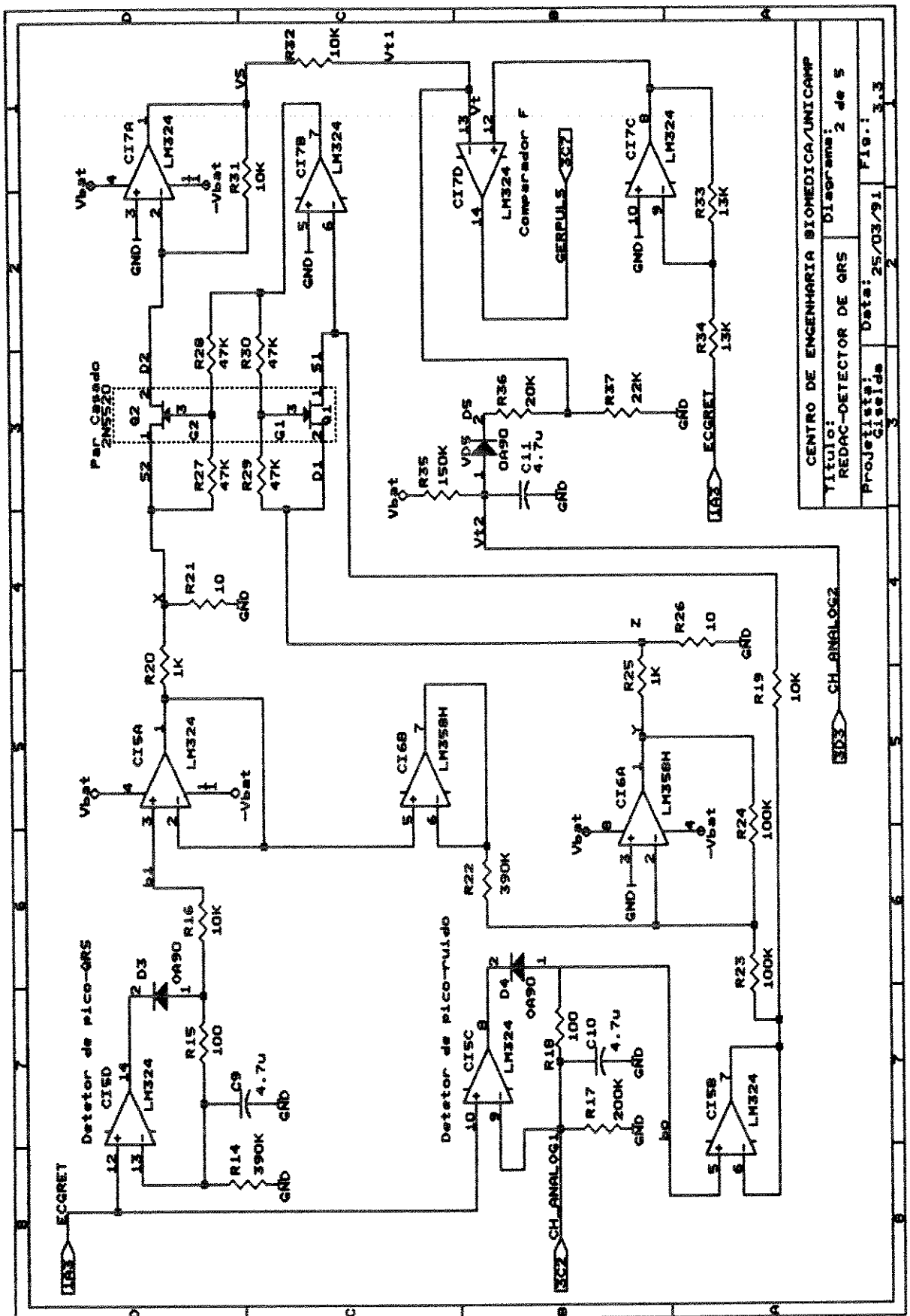


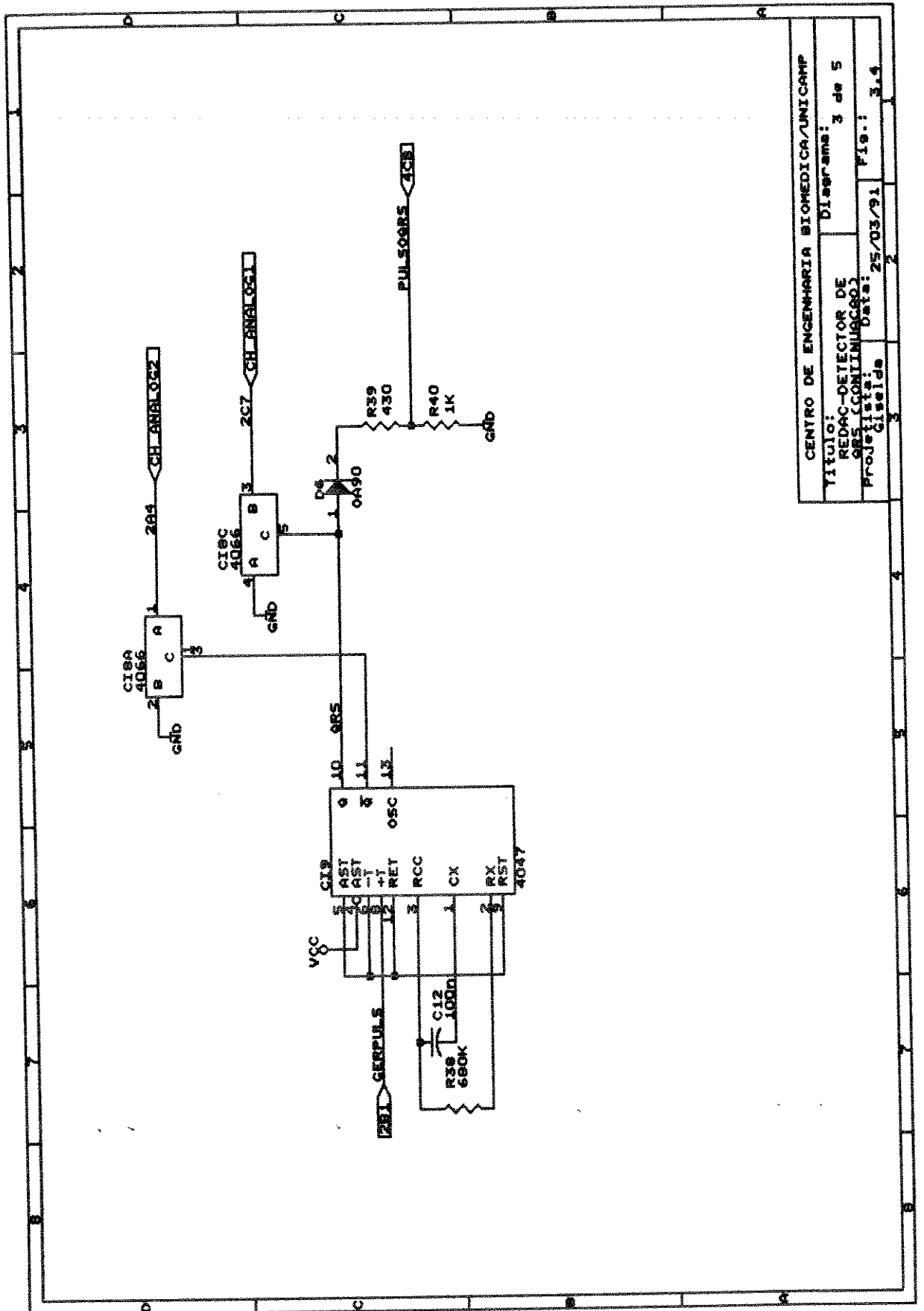
objetivo deste trabalho não se faz necessária a presença de um sinal de boa qualidade visual.

Na Figura 3.2, ainda estão ilustrados um filtro *notch* (60Hz) e um circuito para rejeição de espículas de marcapasso, consistindo no amplificador operacional LM308 (CI4) configurado como seguidor de tensão, onde é feita a limitação do *slew-rate* conectando-se um capacitor de 100nF em seus terminais de compensação em frequência. Segue-se um filtro de QRS (filtro passa-banda), especificado conforme recomendado por Thakor et alli (1983) (frequência central de 17Hz e $Q=4$), de modo a enfatizar o complexo QRS, maximizando a relação sinal(QRS)/ruído (EMG, artefato de movimento, ondas T). O retificador de onda completa observado em seguida fornece um sinal de saída de polaridade única. Este sinal será comparado com o sinal de saída do circuito de controle automático de limiar.

3.1.1.2. O Circuito Detector de QRS

O circuito detector de QRS gera em sua saída um pulso em nível TTL (este sinal está disponível no painel frontal do REDAC), quando um complexo QRS é detectado no ECG. A detecção de um complexo QRS consiste em etapas de filtragem e retificação seguidas por uma etapa de detecção não-linear. A técnica de detecção não-linear baseia-se no conhecimento da distribuição da amplitude do sinal de QRS, assim como na distribuição da amplitude do ruído, conforme sugerido por Thakor et alli (1983). O circuito de detecção não-linear está ilustrado nas Figuras 3.3 e 3.4, e é constituído basicamente por um circuito detector de nível (detector de pico negativo), um circuito para cálculo de limiar de comparação e um comparador.





CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA/UNICAMP			
Título:	Diagrama:	3 de 5	
Redac-Detector de QRS (Continuado)			
Projeto:	Data:	25/03/91	Fila: 3.5
Elabora:			

Na verdade, são dois os detectores de pico negativo. Um detecta o pico de ruído, indicado por b_0 (2B7), e o outro o pico do complexo QRS, indicado por b_1 (2D6). Este último detector será ressetado durante a ocorrência do pulso de sincronismo com o QRS, gerado pelo monoestável 4047.

Os sinais b_0 e b_1 são aplicados às entradas de um circuito multiplicador/divisor, que utiliza o par casado JFET 2N5520 (Q_1 e Q_2) como resistores controlados por tensão (Monteiro, 1985). A tensão Z (2B4) estabelece a tensão entre dreno e fonte (V_{ds}) de Q_1 . Esta tensão deve garantir a operação do JFet na região linear (os sinais b_1 e Y (2B5) são atenuados de forma que a queda de tensão através do 2N5520 seja inferior a 100mV, o que garante uma operação na faixa linear). Assim, tem-se que a corrente I_0 , que flui através de Q_1 equivale a

$$I_0 = b_0/R_{19} \quad (1)$$

O amplificador operacional LM324 (CI7B) faz com que a tensão de porta (*gate*) estabeleça a resistência R entre dreno e fonte para Q_1 e Q_2 de

$$R = Z/I_0 \quad (2)$$

Substituindo a equação (1) em (2) obtém-se

$$R = Z.R_{19}/b_0 \quad (3)$$

Por outro lado, a corrente que flui através de Q_2 é dada pela equação (4)

$$I_1 = -X/R \quad (4)$$

Substituindo a expressão (3) em (4) obtém-se,

$$I_1 = -X.b_0/(R_{19}.Z) \quad (5)$$

A saída do segundo amplificador operacional LM324 (CI7A) é

$$V_s = R_{31}.X.b_0/(R_{19}.Z) \quad (6)$$

Substituindo em (6) as expressões (7) e (8), referentes a X e Z, obtém-se a equação final do limiar de comparação V_{t1} :

$$X = b_1.R_{21}/(R_{20}+R_{21}) \quad (7)$$

$$Z = R_{26}.Y/(R_{25}+R_{26}) \quad (8)$$

$$\text{e } Y = b_0(R_{24}/R_{23}), \text{ como } R_{24} = R_{23}, Y = b_0 \quad (9)$$

Substituindo (9) em (8) tem-se a equação final para Z e V_{t1} ,

$$Z = R_{26}.b_0/(R_{25}+R_{26}) \quad (10)$$

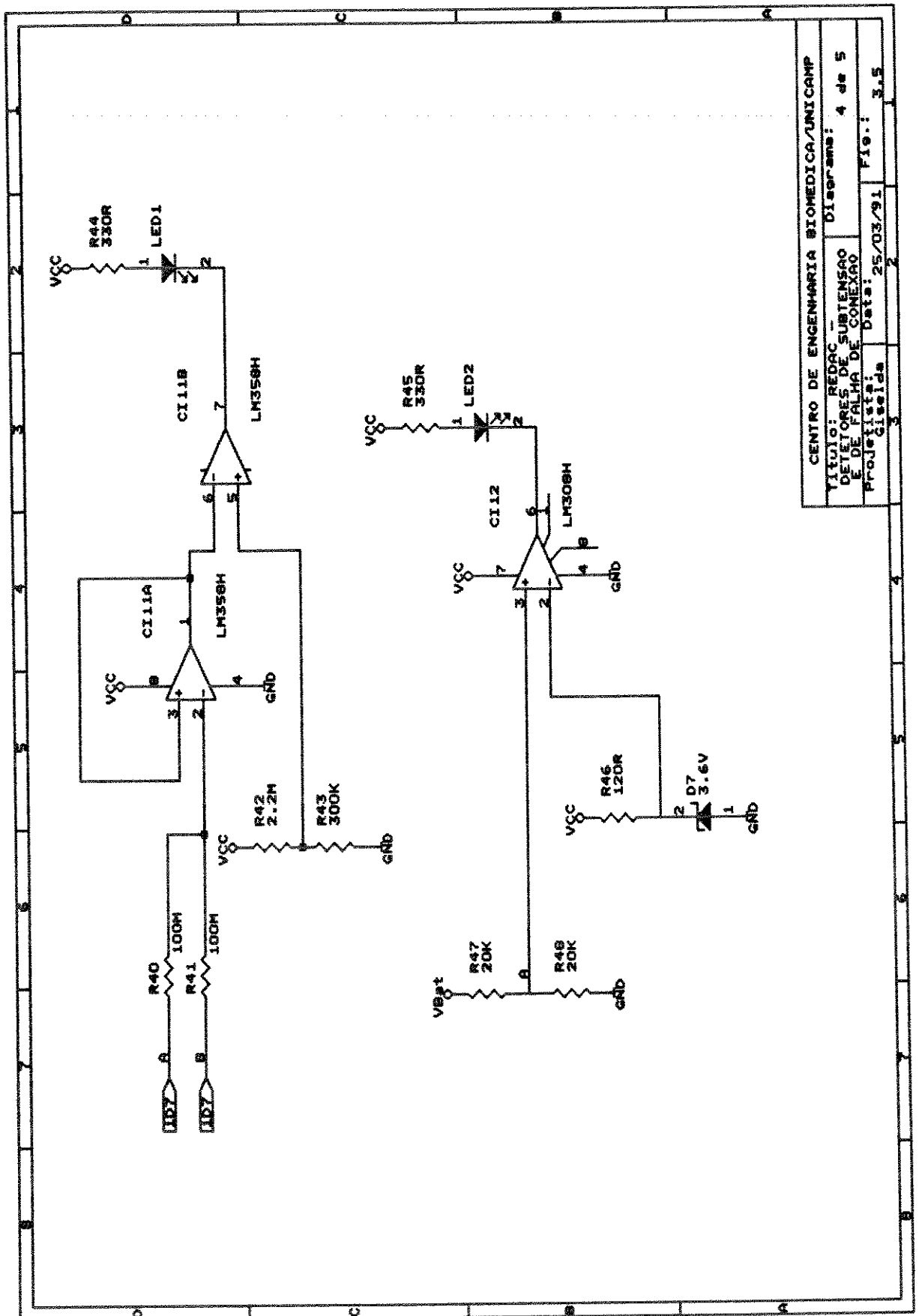
$$V_{t1} = (R_{13}/R_{19}) \{ (b_1.b_0)/[(R_{24}/R_{23})b_0 + (R_{24}/R_{22})b_1] \} \quad (11)$$

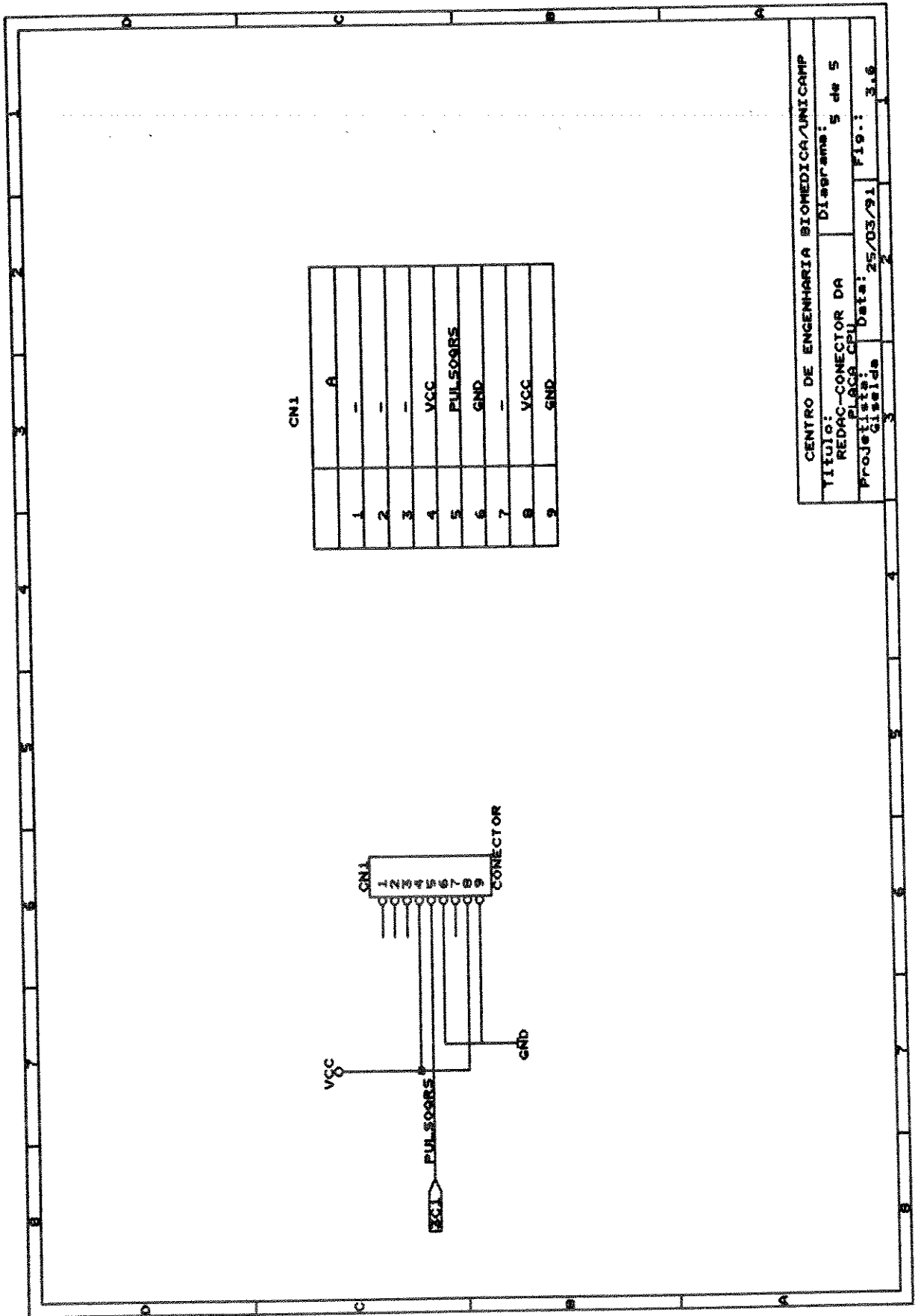
O limiar de comparação V_t é igual a V_{t1} quando V_{t1} é maior que aproximadamente $(V_{t2}-V_{D5})/2$, e igual a este último valor no caso inverso. V_{t2} define um limiar mínimo com decaimento exponencial, que mantém um limiar definido durante o pulso de QRS (neste instante a saída da chave analógica (CI8C) é aterrada e conseqüentemente o sinal b_0 também o é). O comparador F (CI7D) compara ECGRET (sinal de saída do circuito de retificação) com V_t e aciona o monoestável 4047 (CI9) quando ECGRET é maior que V_t . A saída do monoestável produz um pulso de sincronismo com largura de aproximadamente 180 ms (para prevenção contra falsos disparos durante o período de latência), que interrompe a CPU durante a transição de nível para alto. A rotina de tratamento desta interrupção calcula o intervalo de tempo entre as ondas R detectadas (intervalo RR). Com esta informação, a análise das arritmias pode ser iniciada.

3.1.1.3. Os Circuitos de Detecção de Falha de Conexão dos Eletrodos e de Subtensão de Bateria

Ocorrendo falha na conexão dos eletrodos (falha de colocação dos eletrodos ou de ligação entre eletrodos e cabo), um circuito sinaliza o problema através de um *led* ao portador do sistema (Figura 3.5). Outro circuito detecta níveis de subtensão das baterias, também sinalizando o problema através de um *led* (LED2). O circuito de detecção de subtensão de bateria consiste no amplificador operacional LM308 (CI12) utilizado como comparador. Um diodo zener (D7) é conectado à entrada inversora, estabelecendo um limiar de comparação fixo igual a V_z (3,6V). Conectada à entrada não-inversora está a tensão da bateria (9V) dividida por um fator igual a dois. Quando a tensão da bateria se encontra no intervalo 9V - 7,1V, a saída do comparador é V_{cc} e o *led* permanece apagado. Para tensões da bateria inferiores a 7,1V, a tensão A (4B7) apresentará níveis inferiores a V_z , levando a saída do operacional para o nível 0 e conseqüentemente acionando o *led*.

O circuito de detecção de falha de conexão dos eletrodos é também apresentado na Figura 3.5. Um dos amplificadores operacionais do integrado LM358 (CI11A) foi conectado como um seguidor de tensão, o que estabelece uma alta impedância ao circuito de polarização. O outro amplificador (CI11B) é conectado como um comparador, sendo sua entrada não-inversora conectada a um nível fixo igual a 0,6V em relação ao terra. Ocorrendo falha na conexão dos eletrodos, a corrente de polarização do CI11A flui através dos resistores de 100M Ω (R_{40} e R_{41}). Falhando uma conexão, a tensão presente na entrada inversora do comparador é de aproximadamente 0,8V. Se as duas conexões falharem a entrada inversora do comparador atinge a tensão de alimentação do amplificador. Nestes dois casos, a saída do comparador é 0V, acionando o *led* (LED1). Se não é verificada falha de conexão, a corrente de polarização do





CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA/UNICAMP

Título: REDAC-CONECTOR DA PLACA CPU Diagrama: 5 de 5

Projetista: Giselda Data: 25/03/91 Pág.: 3.6

seguidor de tensão flui através do corpo do portador do instrumento, e a entrada inversora do comparador atinge a tensão de 0,4V. Neste caso, a saída do amplificador é 5V, não acionando o *led*. A Figura 3.6 ilustra como a placa analógica do REDAC está conectada à placa de CPU do sistema (conector CN1).

3.1.1.4. A Unidade Central de Processamento

A Figura 3.7 ilustra com mais detalhes a unidade central de processamento (Figura 3.1 - bloco 4). Esta unidade pode ser dividida nas

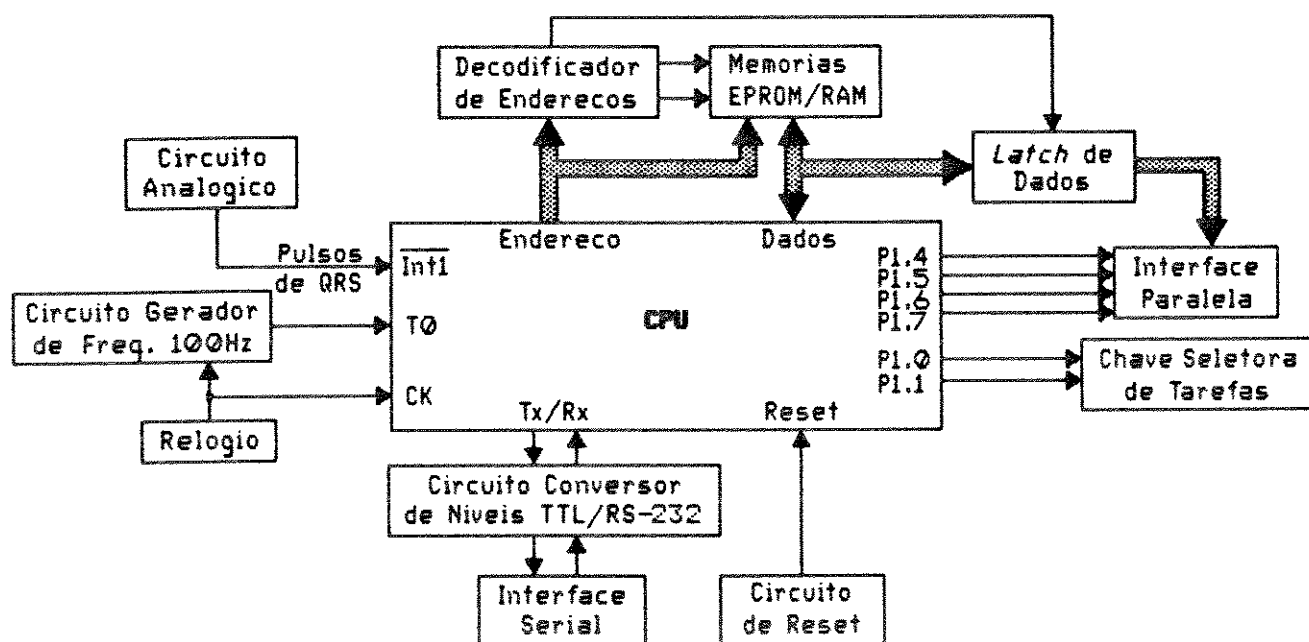
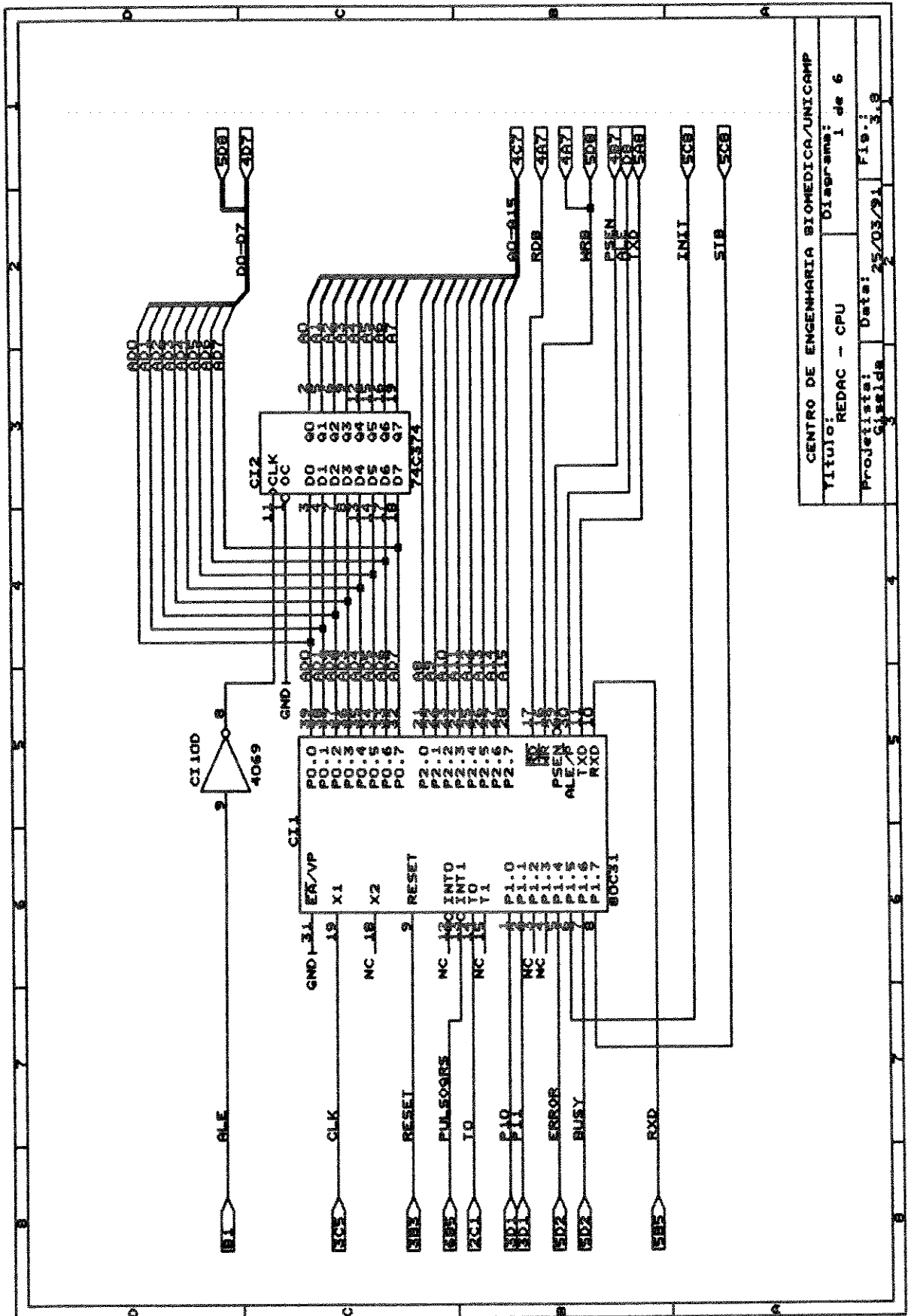
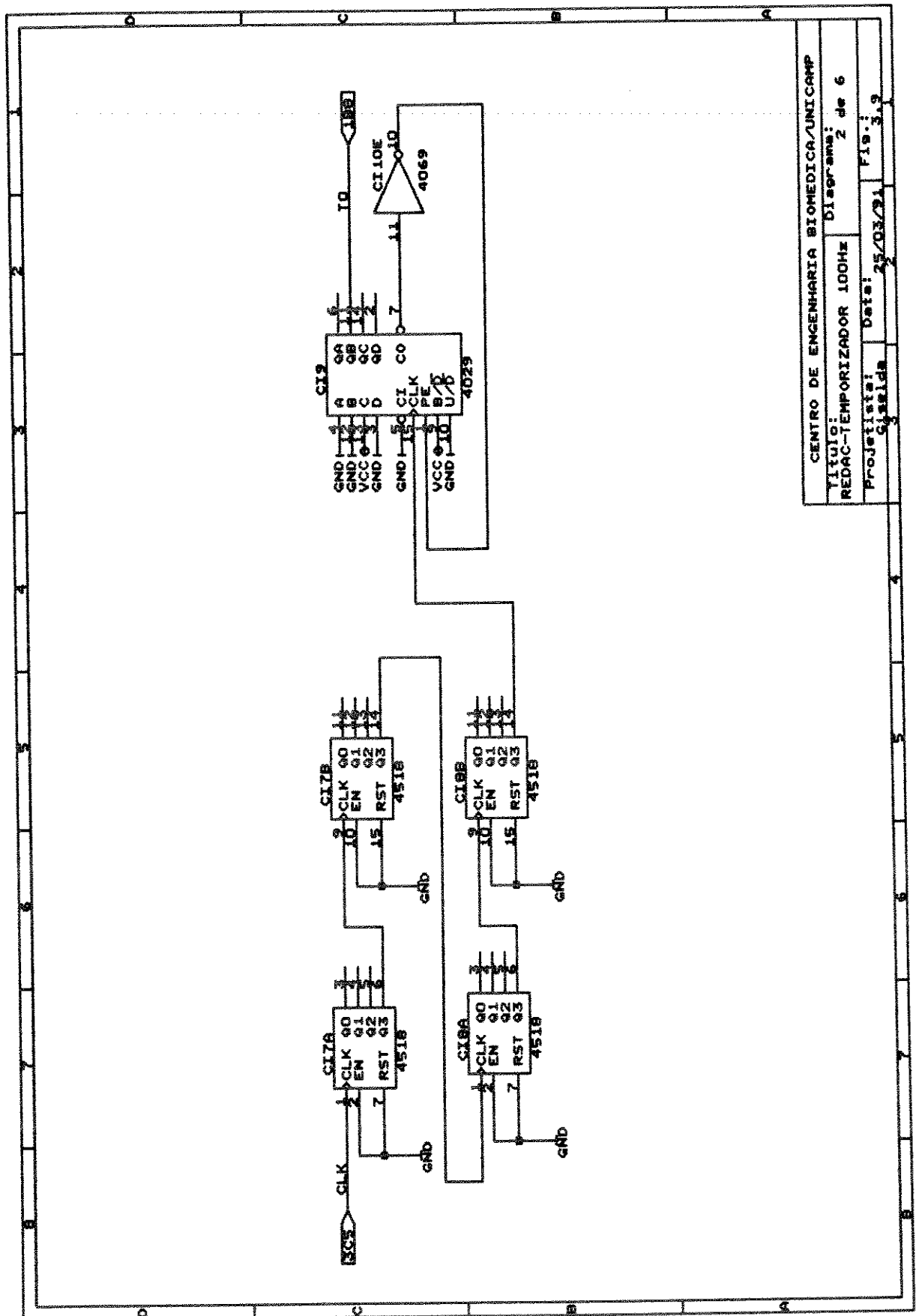


Figura 3.7. Unidade Central de Processamento.

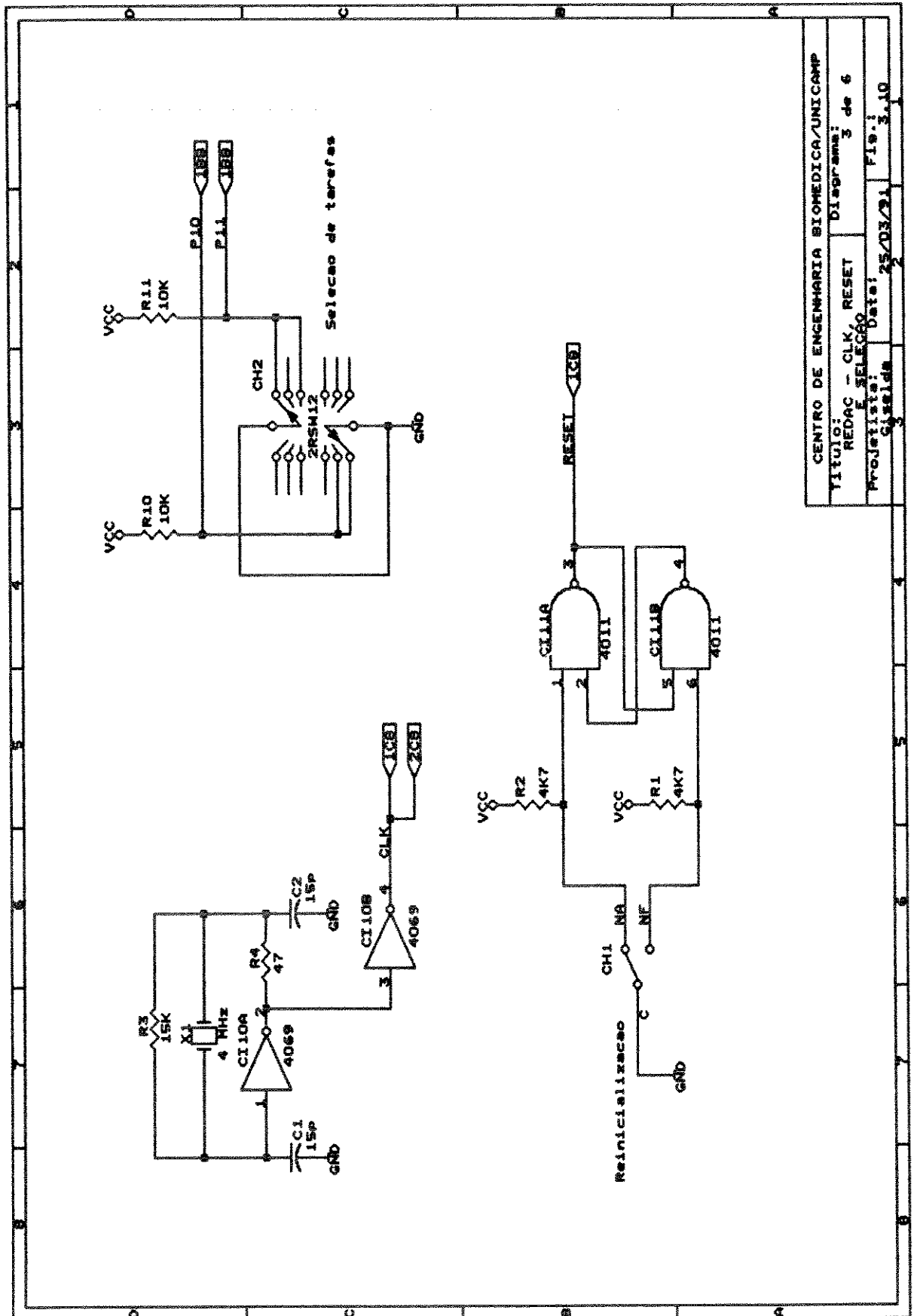
seguintes partes: 1) CPU, 2) Bloco de memória e 3) Bloco de interfaces. O bloco CPU (Figuras 3.8, 3.9 e 3.10) apresenta o microcontrolador 80C31 (INTEL), um *latch* (74C374) para multiplexação do barramento de endereços menos significativos e dados, um circuito divisor de frequência para obtenção de 100 Hz, e circuitos de relógio, inicialização do sistema e seleção de tarefas,



CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA/UNICAMP			
Título: REDAC - CPU		Diagrama: 1 de 6	
Projetista: Guedes	Data: 25/03/91	Fig.: 3.9	



CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA/UNICAMP			
Título:	Diagrama:	2 de 6	
REDAC-TEMPORIZADOR 100Hz			
Projetista:	Data:	25/03/91	Fis.: 3.9
Assista:			

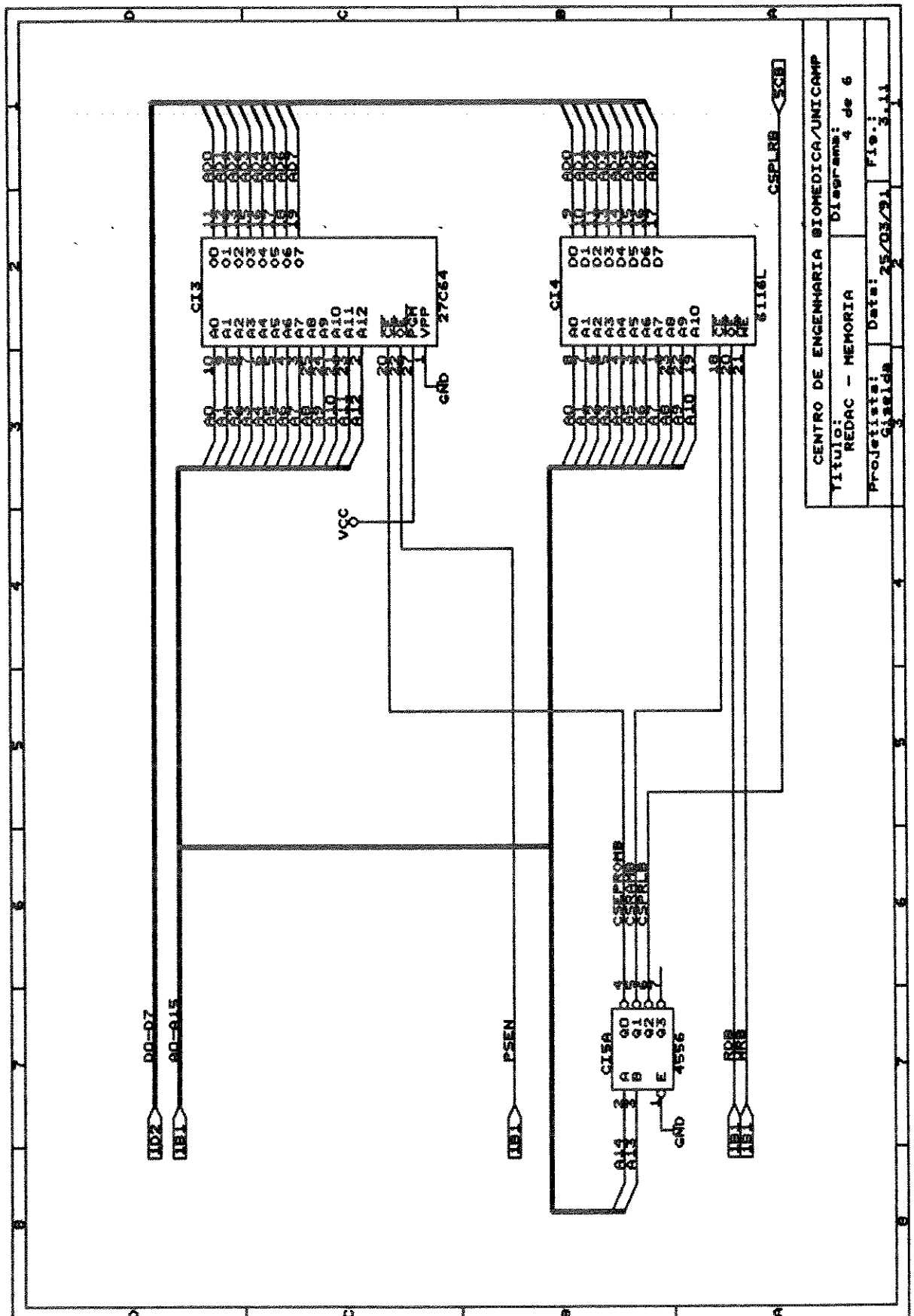


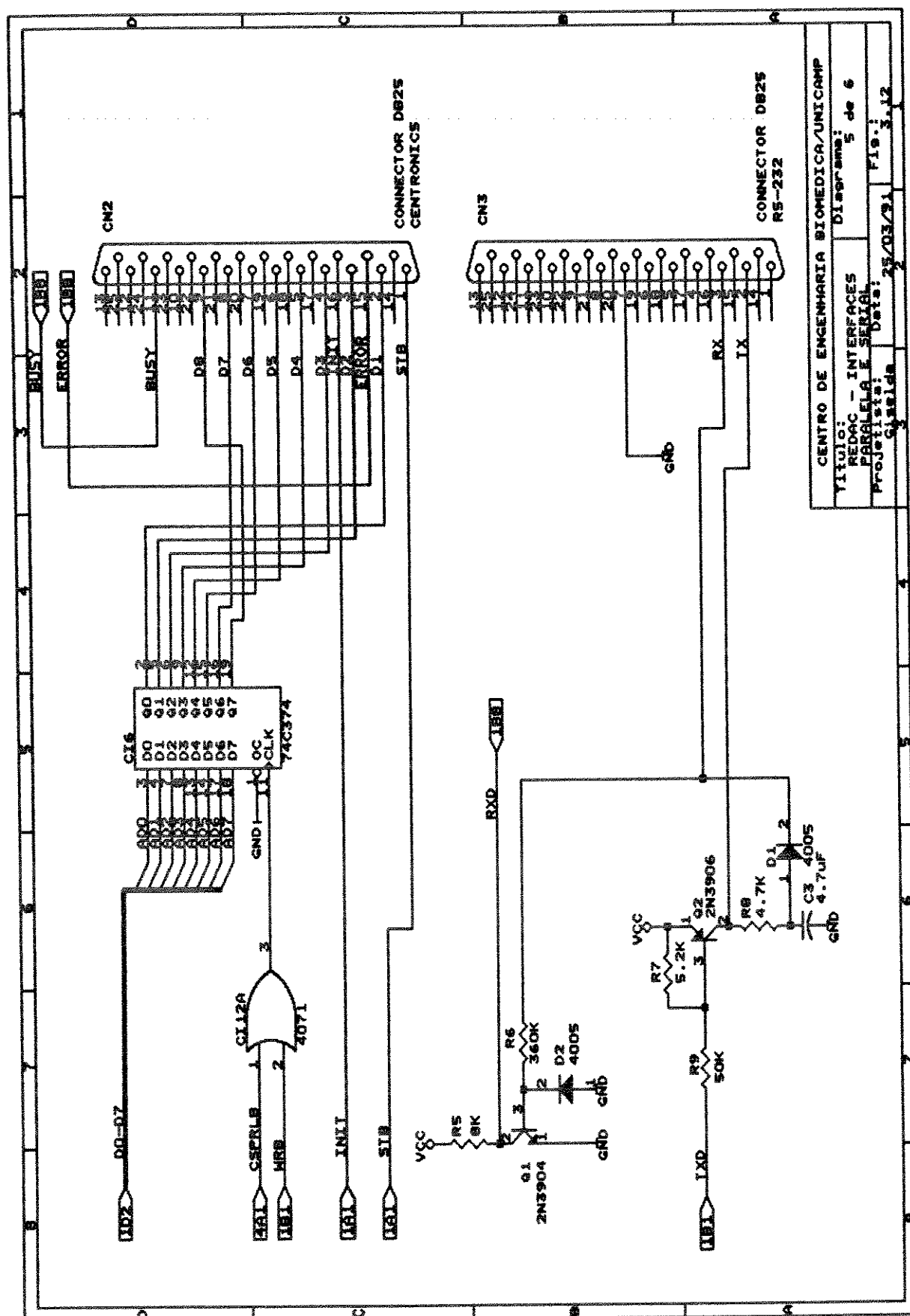
CENTRO DE ENGENHARIA BIOMEDICA/UNICAMP			
Título:	REDAC - CLK, RESET E SELEÇÃO	Diagrama:	3 de 6
Projetista:	Gláucia	Data:	25/03/91
Classificação:	2	Fls.:	3,10

que são descritos a seguir. O 80C31 (CI1) contém, além de um microprocessador central (CPU) de 8 bits, 4 portas de 8 bits para comunicação externa, 2 contadores de 16 bits, circuito de temporização interno, canal de comunicação serial *full-duplex*, 5 linhas de interrupção, memória de dados interna de 256 bytes e instruções poderosas para operações aritméticas (Boyet e Katz, 1982; Ciarcia, 1988). O consumo do integrado na frequência de trabalho escolhida (4MHz) é menor que 10mA, em modo ativo, sendo a velocidade de processamento adequada à análise em tempo real do ECG monitorado. O circuito divisor de frequência é baseado nos integrados 4518 e 4029 (CI7 e CI8), configurados para efetuar uma divisão sobre a frequência de relógio do microcontrolador (4MHz), de um fator equivalente a 40.000. O sinal gerado é utilizado no controle de um dos contadores internos do 80C31 (*timer 1*), para determinação dos intervalos de tempo entre complexos QRS (intervalos RR). Para a reinicialização do sistema pelo usuário encontra-se disponível, numa das laterais do REDAC, uma chave de pressão (CH1). No pino 9 da CPU (RESET) há nível alto permanente. Ao ser pressionada a chave, é colocado nível baixo neste pino, levando assim o apontador de programa (PC) para a posição 0000H, reiniciando o sistema. A leitura da chave de seleção de tarefas (CH2) é realizada através dos pinos 0 e 1 da porta 1 do microcontrolador. As tarefas desempenhadas pelo sistema são descritas na seção 3.1.2.

O bloco de memória (Figura 3.11) contém um decodificador de endereço 4556 (CI5A), 8 Kbytes de memória EPROM 27C64 (CI3) para os programas residentes, 2 Kbytes de memória RAM 6116L (CI4) para armazenamento de códigos referentes às arritmias detectadas, à passagem dos períodos de tempo e ao número de intervalos processados.

O bloco de interfaces (Figura 3.12) contém, para o interfaceamento paralelo, um *latch* 74C374 (CI6) de dados (endereço mapeado em memória = 4000H)





e sinais de controle determinados pelos bits 4, 5, 6 e 7 da porta 3 do microcontrolador, para envio dos sinais INIT e STROBE e leitura dos sinais ERROR e BUSY, utilizados na transmissão de dados para um impressora paralela. A interface RS232C foi implementada com a interface serial do 80C31, compatibilizando a sua saída TTL para os níveis -8V e 5V (os níveis de sinal da interface RS232C vão de -3V a -15V para representar o nível lógico 1, e de +3V a +15V para representar o nível lógico 0; Ciarcia, 1984) com o circuito apresentado na Figura 3.12. A interface paralela possibilita ao usuário a conexão do REDAC a uma impressora paralela (padrão Centronics), para liberação de relatórios referentes às sessões de monitoração. A interface serial (RS232C) permite que o usuário transfira os dados armazenados na memória RAM durante a monitoração de pacientes, para um (micro)computador.

Quando o sinal proveniente do circuito detector de QRS interrompe a CPU do 80C31, é acionada uma rotina para cálculo e análise dos intervalos RR. Esta rotina aciona um dos contadores de 16 bits do microcontrolador, programado para a função de contador, para determinação do intervalo RR. Nesta função o contador é incrementado em resposta à transição de um sinal de controle externo no pino 14 (T0) da CPU. Assim, o contador é incrementado a cada 10ms. Os intervalos RR determinados são armazenados na RAM interna (configurada como memória circular de 24 bytes), juntamente com a utilização de dois bancos de registradores, para o cálculo de médias e comparações necessárias à execução do algoritmo de classificação de arritmias.

3.1.2. O Software do REDAC

A Figura 3.13 ilustra o fluxograma do *software* de controle desenvolvido para o REDAC (a descrição de todas as rotinas implementadas é feita de maneira detalhada em Silva, 1991). Por meio de uma chave de quatro

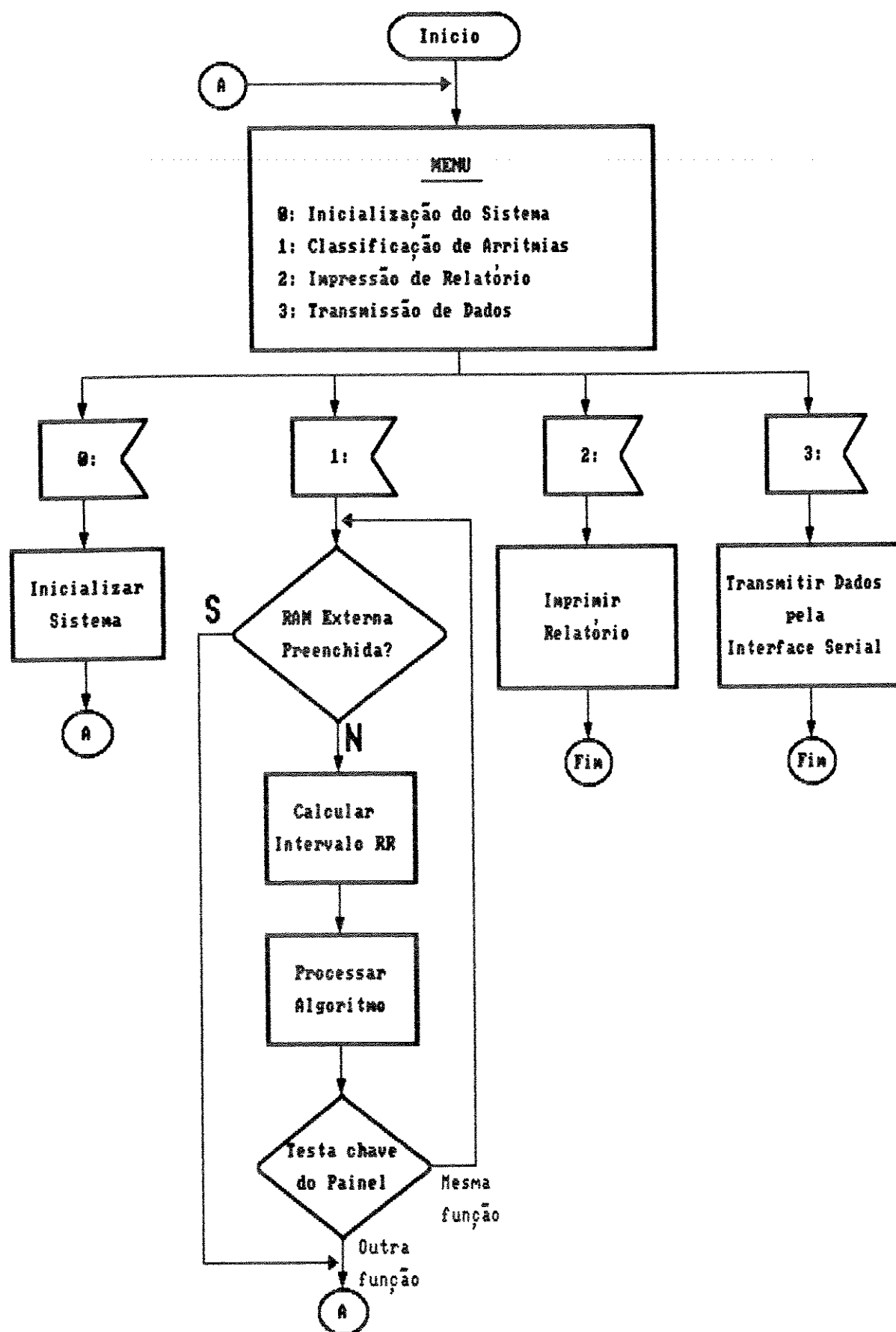


Figura 3.13 - O Software REDAC

pólos localizada no painel do instrumento (CH2), pode ser definida uma tarefa a ser executada pelo sistema. O *software* é dividido em 4 módulos, visando facilitar prováveis modificações ou ajustes.

O módulo 1 (*Rotina de Inicialização do Sistema*) é acessado posicionando-se a chave de seleção do painel em 0. Neste estado, o microcontrolador é inicializado (declaração de variáveis, definição de área de memória para interrupção, memória de trabalho e de armazenamento de dados) sem acionamento da etapa de classificação de arritmias, possibilitando ajustes de sensibilidade das etapas de captação e detecção de QRS aos níveis do ECG captado. Após a inicialização, o programa volta ao menu principal e fica monitorando as chaves do painel.

Selecionando-se o *Módulo de Classificação de Arritmias* (chave do painel na posição 1) é acionada a etapa de cálculo dos intervalos RR e processamento do algoritmo de classificação de arritmias. A classificação de arritmias baseia-se na análise do ritmo (intervalos RR) do ECG, como explicado no capítulo 2. O algoritmo estabelece um compromisso entre a experiência clínica e relações matemáticas adequadas para uma classificação quantitativa de eventos. Uma vez acionado este módulo, são armazenados na memória circular os primeiros 8 intervalos RR necessários ao cálculo da média inicial. A partir deste instante, o sistema torna-se sensível a qualquer mudança nos intervalos RR e a mudanças na média dos intervalos. A classificação de arritmias se processará até a seleção de outra rotina ou até o total preenchimento da RAM externa, que apresenta uma capacidade de 2 Kbytes. Nestes dois últimos casos, o usuário poderá optar pela liberação de relatório através de impressora paralela ou transmissão serial dos dados através da interface RS232C. O algoritmo é simples mas adequado, porque requer pequena quantidade de memória no processo de classificação de arritmias, possibilitando a detecção das

chamadas arritmias premonitórias (extra-sístoles ventriculares interpoladas ou não, fenômeno R-s-T, extra-sístoles atriais) (Brydon, 1976), o que já seria suficiente para um diagnóstico preliminar de grande importância na monitoração por grandes períodos, além da detecção de bradicardia, taquicardia e batimento perdido.

O algoritmo não foi implementado na sua forma original. De acordo com solicitação do corpo clínico do Departamento de Arritmias do HC-UNICAMP, foram realizadas algumas modificações. Para a detecção de bradicardia e taquicardia extremas foram definidas faixas de frequência cardíaca, como segue: A *Bradicardia* é caracterizada por dois limites, o código de classificação é A para frequências entre 30 a 50 BPM, e B para frequências abaixo de 30 BPM; para a classificação de *Taquicardia* determinou-se o código C para frequências entre 110 a 140 BPM, e o código D para frequências acima de 140 BPM. Outro ponto a ser considerado é relacionado à classificação de bigeminismo e trigeminismo, que neste trabalho são classificados como extra-sístoles ventriculares isoladas. Por outro lado, foi implementada a classificação das arritmias denominadas Couplet (código G) e Triplet (código H), que consistem, respectivamente, numa sucessão de dois e três batimentos prematuros. Desta maneira, a nova tabela modificada em relação à mostrada no capítulo 2 é apresentada com os novos códigos de representação da classificação de arritmias (Tabela 3.1).

Tabela 3.1. Códigos Referentes às Arritmias Classificadas pelo REDAC.

Arritmias	Códigos
Bradicardia - De 30 a 50 Bpm	A
Maior que 30 Bpm	B
Taquicardia - De 110 a 140 Bpm	C
Maior que 140 Bpm	D
Extra-Sístole Ventricular	E
Extra-Sístole Ventricular Interpolada	F
Couplet	G
Triplet	H
Extra-Sístole Atrial	I
Fenômeno R-S-T	J
Batimento Perdido (> 2,0 seg)	K

O *Módulo de Interfaceamento Paralelo* (chave do painel na posição 2) permite a impressão em relatório dos principais parâmetros referentes ao período de monitoração (tipo e quantificação de arritmias, marcação da passagem dos períodos, número de intervalos processados, intervalos RR máximo e mínimo em milissegundos). Ao final da rotina, o controle do programa volta ao menu principal. A Figura 3.14 ilustra o tipo de relatório fornecido pelo REDAC. Além de um histórico com os dados do paciente, o relatório apresenta as arritmias em ordem de ocorrência a cada período de monitoração. Como complemento do relatório, é impresso um sumário com os principais parâmetros monitorados (número total de complexos QRS detectados, médias máxima e mínima (AR) durante todo o período de monitoração, e a quantificação de arritmias ventriculares). O formato do relatório pode ser facilmente adaptado às necessidades da equipe interessada.

Registrador Digital de Arritmias Cardíacas - REDAC

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica
Departamento de Engenharia Biomédica

Nome:

Código:

Sexo:

Idade:

Medicamentos:

Indicações:

Data:

Períodos - Arritmias Detectadas (em sequência)

010. E E J E E E J J E J E E E E E

020. E E J E E E

030. E E E J E E J E

040. E J J E E E

Figura 3.14. (A) Página inicial do relatório fornecido pelo REDAC

Legendas

Bradicardia - A: 30 a 50 Bpm
 B: < que 30 Bpm
Taquicardia - C: 110 a 140 Bpm
 D: > que 140 Bpm
PVC - E
PVCi - F
Couplet - G
Triplet - H
APB - I
Fen. R-s-T - J
Batimento Perdido (>2,5s) - K

Sumário

No. total de complexos QRS: 3315

Intervalo RR: Max. - 1640
 Min. - 150

Total de A. Ventriculares - acopladas: 00
 isoladas: 36

Figura 3.14. (B) Página final do relatório fornecido.

O acionamento do *Módulo de Interfaceamento Serial* (chave na posição 3) permite o estabelecimento de comunicação entre o REDAC e um microcomputador tipo IBM-PC para transferência dos dados armazenados durante o período de monitoração. Foi utilizada a interface serial do microcontrolador configurada em 1200 baud, 1 bit de *start*, 8 bits de dados, 1 *stopbit* e sem paridade. A taxa de transmissão foi gerada em um dos contadores de 16 bits (*timer 0*), configurado para operação no modo *timer* (neste caso o contador é incrementado a cada ciclo de máquina). O programa de comunicação desenvolvido em microcomputador PC foi escrito em linguagem C para ambiente MS-DOS e, estabelece comunicação com o REDAC, armazenando os dados recebidos em arquivo cujo nome é determinado pelo usuário. O sistema PC poderá dessa forma ser utilizado para formação de um banco de dados, possibilitando análises estatísticas posteriores, bem como um acompanhamento detalhado de cada paciente.

A Figura 3.15 ilustra o fluxograma referente ao programa de comunicação serial. O programa desenvolvido utiliza uma função de serviço do BIOS (a função INT 14H), que possibilita enviar e receber dados através da porta serial (COM1) na maioria das máquinas. A rotina foi implementada em linguagem C, que permite o acesso direto aos registradores da CPU do microprocessador do PC, através da utilização das chamadas pseudo-variáveis (uma pseudo-variável é simplesmente um identificador correspondente a um dado registrador, podendo este ser manipulado como uma variável qualquer) e, conseqüentemente, da utilização das funções do BIOS.

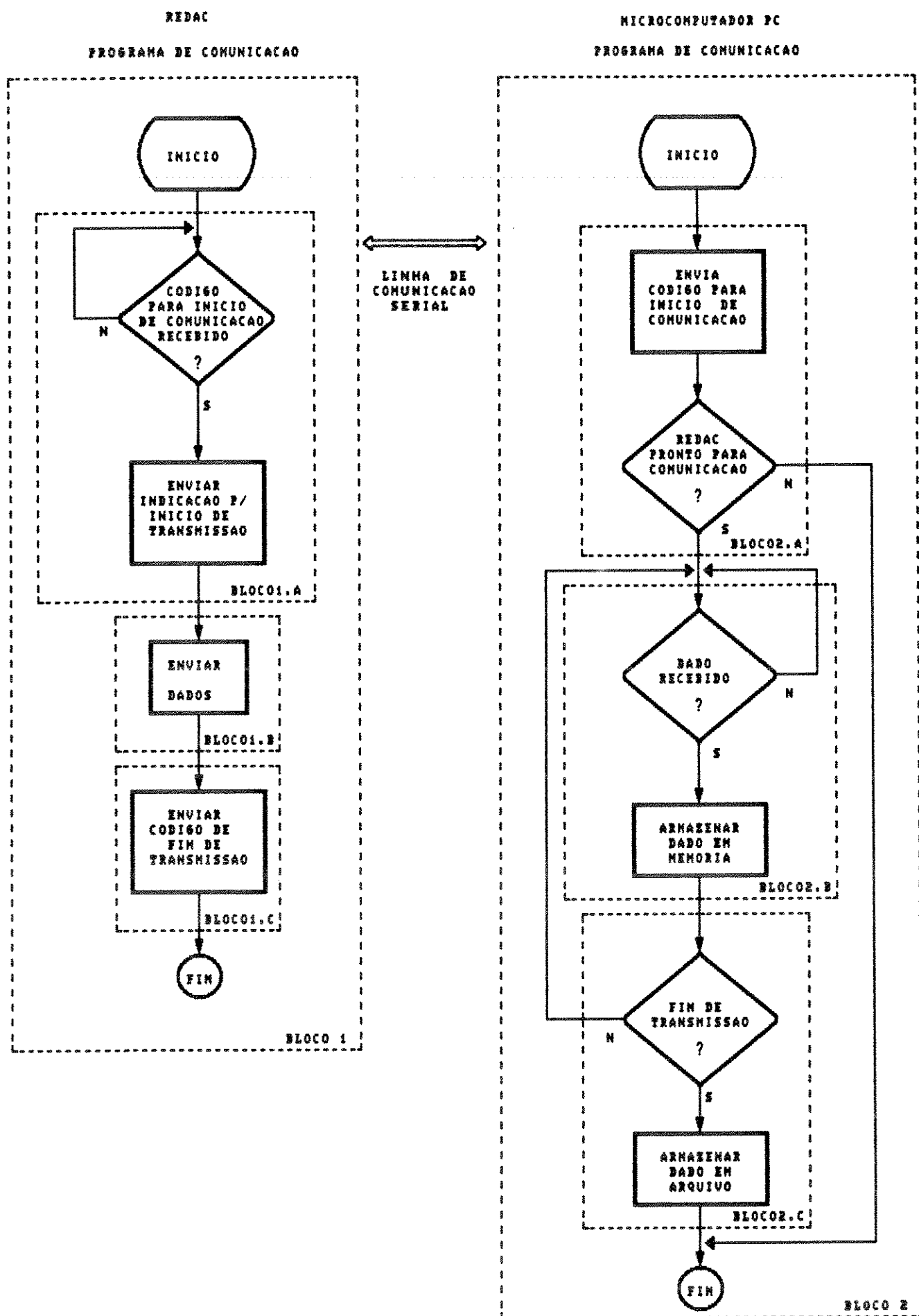


Figura 3.15 - Fluxograma Referente a Rotina de Comunicacao Entre REDAC E Microcomputador PC.

Para verificar o estabelecimento ou não da comunicação serial entre o REDAC e o PC, é enviado pelo PC um código sinalizando início de comunicação. Sendo confirmado pelo REDAC, é enviado um código de início de transmissão de dados (bloco 2.A - 1.A). Recebendo o código referente ao início de transmissão de dados, o PC passará a realizar através da função de serviço INT 14H a leitura dos dados, e os armazenará temporariamente em memória no formato de *array* de caracteres (bloco 1.B - 2.B). Este armazenamento temporário em memória será realizado até a sinalização pelo REDAC de fim de transmissão, seguindo-se o armazenamento definitivo em um arquivo de dados em disco (rígido ou flexível) pelo PC (bloco 1.C - 2.C).

Apesar do programa ter sido feito para microcomputador tipo IBM-PC (XT /AT), qualquer outro (micro)computador que tenha uma interface serial padrão RS232C poderá ser acoplado ao REDAC. O programa a ser implementado deverá apresentar as seguintes regras (ver descrição do funcionamento do programa para o PC acima): 1) programação da porta serial: 1200 baud, 1 *startbit*, 1 *stopbit*, sem paridade, 8 bits de dados; 2) conexão dos fios Tx-Rx-Terra (3 fios); 3) envio de código *InicieTx* pelo microcomputador; 4) recebimento de código *FimTx* para fim de transmissão. Os códigos *InicieTx* e *FimTx* estão referenciados em Silva (1991).

3.1.3. Características Técnicas do REDAC

A Tabela 3.2 apresenta as principais características técnicas do protótipo desenvolvido.

Tabela 3.2. Características técnicas do REDAC

Características Gerais	
Dimensões	12 x 17,5 x 4,5 cm ³
Peso Aproximado	700g (incluindo baterias)
Tipo de Alimentação	Duas baterias alcalinas (9V)
Tempo de Monitoração	15 horas
Microprocessador	
Tipo	Microcontrolador Intel 80C31
Velocidade	4 MHz
Amplificador de ECG	
Tipo	INA 102 (Burr-Brown)
CMRR	100 dB
Detector de QRS	
Tipo	Detector analógico
Classificação de Arritmias	
Parâmetro de Análise	Ritmo (intervalos RR)
Método de Análise	Algoritmo de Abenstein

CAPÍTULO 4 - TESTES DO EQUIPAMENTO

4.1. Testes de Bancada

4.1.1. Testes do Hardware

4.1.1.1. Testes do Circuito Analógico com um Simulador de ECG

A Figura 4.1 ilustra o diagrama esquemático da metodologia de testes realizados com um simulador de ECG desenvolvido no DEB/CEB (Lucena, 1989).

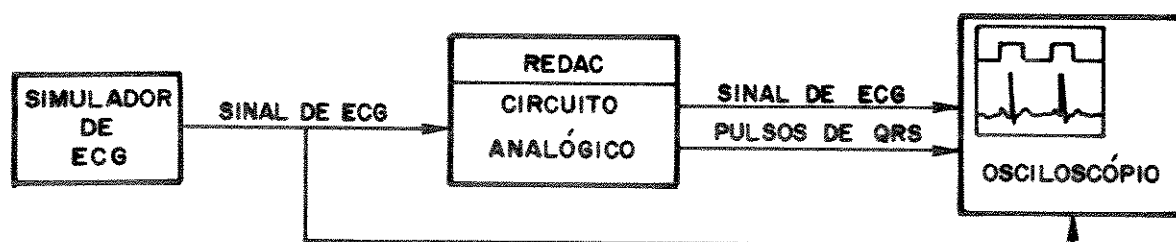


Figura 4.1. Esquema da montagem para testes dos circuitos de captação/detecção com um simulador de ECG/arritmias.

O desenvolvimento do circuito analógico (etapas de captação/detecção) do REDAC, e subseqüentes testes de desempenho, foram realizados no Laboratório da Área de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica (AEM - CEB) da UNICAMP, numa etapa inicial, com a utilização de um simulador de ECG/arritmias cardíacas. Este simulador fornece níveis de sinal na faixa do ECG captado na superfície do corpo, permitindo os primeiros ajustes dos circuitos analógicos. O método de avaliação consistiu normalmente no acompanhamento em osciloscópio (Osciloscópio Digital Tektronix, modelo 2430, 2 canais, 100 MHz) do sinal de ECG e dos pulsos de sincronismo com as ondas R do sinal captado.

Nas Figuras 4.2 e 4.3 estão apresentados pequenos trechos de ritmos de ECG, e os respectivos sinais de saída do detetor de onda-R do sistema REDAC. Todos os registros, neste caso, foram efetuados por um registrador X-Y (HP 70158) acoplado a um osciloscópio com unidade digitalizadora (Tektronix modelo 5D10). O registrador X-Y foi ajustado para que o ritmo sinusal normal (60 Bpm) provocasse uma deflexão máxima de 10 mm em relação à linha de base, para uma velocidade de registro de 25 mm/s. Como pode ser observado, verificou-se um desempenho satisfatório do detetor de onda-R em presença de várias formas e ritmos de ECG.

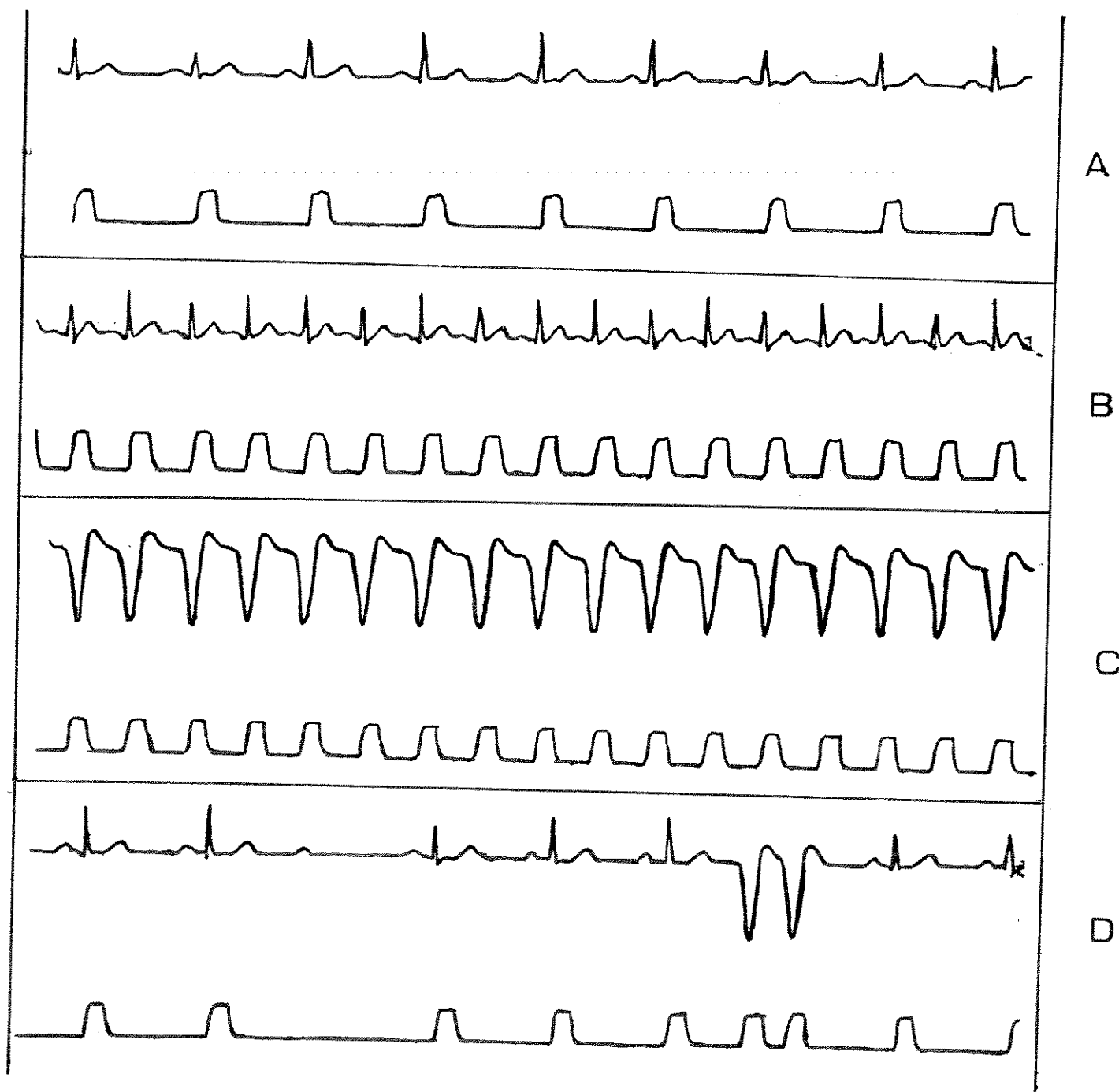


Figura 4.2. Para cada par de sinais, o traçado superior ilustra a saída do simulador de ECG/arritmias, e o inferior a respectiva saída do detetor de onda-R. A. Ritmo sinusal (60 Bpm); B. Taquicardia sinusal (120 Bpm); C. Taquicardia ventricular; D. extra-sístoles ventriculares acopladas.

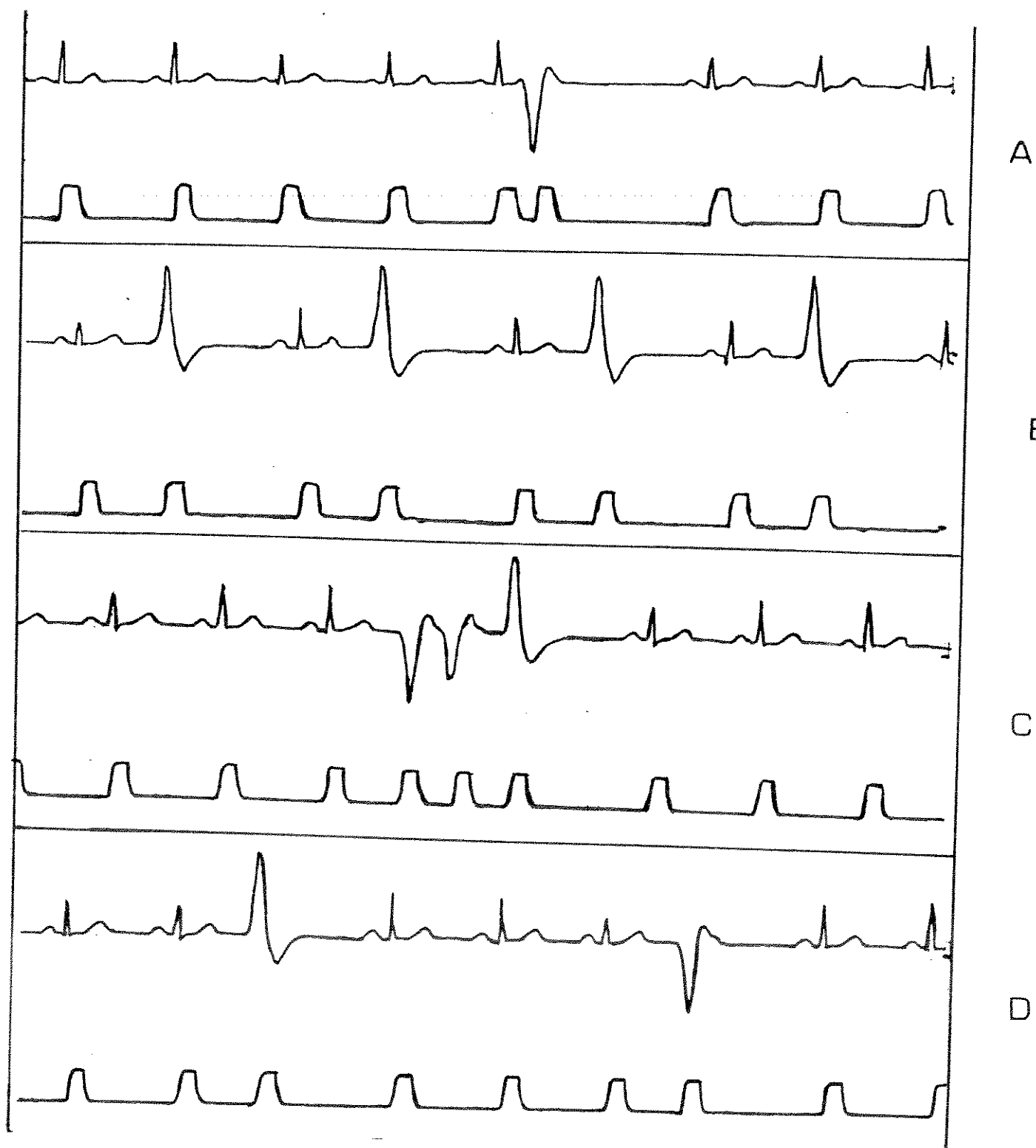


Figura 4.3. Nos traçados estão apresentados: A. Fenômeno R-sobre-T; B. Bigeminismo; C. Extra-Sístoles Ventriculares multifocais; D. Extra-Sístoles Ventriculares multifocais.

4.1.1.2. Testes do Circuito Analógico com um Banco de Dados de Arritmias

Para complementar os testes do detetor de onda-R do REDAC, foi realizada a monitoração de gravações em fita magnética de um banco de dados de arritmias (*MIT Database*), reproduzidas por um gravador de instrumentação (HP, modelo 3964A, 4 canais). Para tanto, foi feita a montagem da Figura 4.4, onde se vê o REDAC com um osciloscópio e um gravador de instrumentação. O nível do sinal de ECG obtido (1V) foi ajustado através de um atenuador escalonado HP (modelo 3750A) para 1mV e acoplado à etapa de captação/detecção do REDAC. Os registros de ECG reproduzidos apresentam vários tipos de distúrbios de ritmo (extra-sístoles ventriculares, extra-sístoles atriais, etc.), além da presença de ruído de 60Hz, contaminação por sinal eletromiográfico (EMG) e variação de linha de base devido à respiração, características estas encontradas em condições ambulatoriais. No apêndice B, são mostrados exemplos de traçados de ECG utilizados na avaliação de desempenho do detetor de onda-R. A avaliação de desempenho foi realizada com a determinação do número de FP's (falsos positivos) e FN's (falsos negativos). De 1700 batimentos avaliados, foram observados 23 FP's e 1 FN com um erro total de 1,4%. A porcentagem de FP's foi maior do que de FN's, tendo ocorrido quando o sinal de ECG estava contaminado por sinal de EMG.

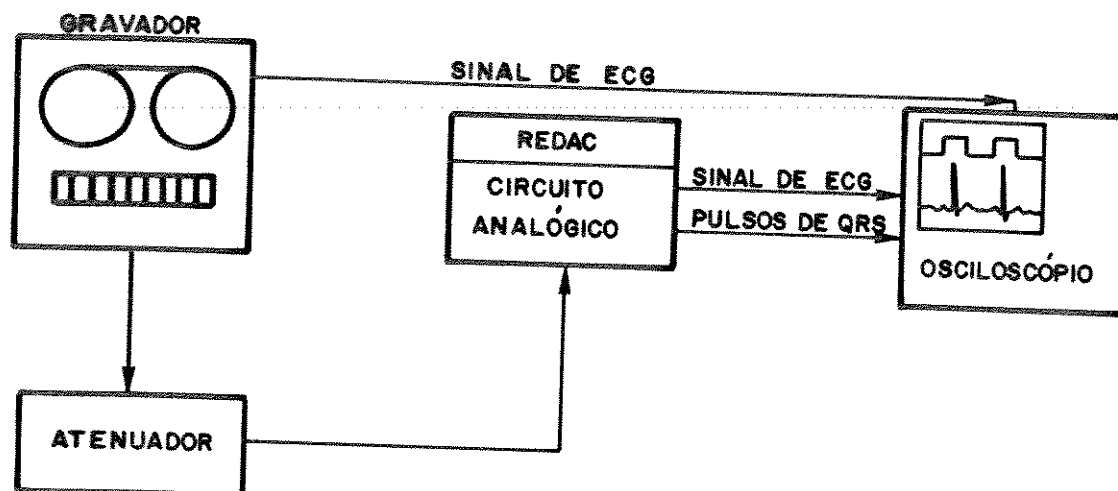


Figura 4.4. Esquema da montagem para estudo de desempenho dos circuitos de captação/detecção, na análise de gravações de ECG em fita magnética.

4.1.1.3. Testes do Circuito do Microprocessador

Rotinas de testes foram desenvolvidas em linguagem Assembly e armazenadas na memória EPROM do sistema. A depuração das rotinas foi realizada com o auxílio de um analisador lógico Tektronix (modelo 7603, 16 canais).

4.1.2. Testes do Software

O software de controle do sistema REDAC e de classificação de arritmias foi também desenvolvido em linguagem Assembly para a família 8051 de microcontroladores. Foi utilizado um programa que permitia a análise dos dados de registradores internos do microcontrolador, dos dados da memória externa e das portas de E/S.

A gravação do software desenvolvido em memória não-volátil foi realizada em um programador de EPROM (UNILAB II-Orion Instruments).

4.1.3. Testes do Sistema REDAC

A Figura 4.5 ilustra a montagem realizada para os testes do sistema REDAC.

Para a avaliação preliminar do sistema REDAC foram selecionados 12 registros de ECG (referentes a 12 pacientes) e tomadas, em média, amostras de 100 batimentos de 11 pacientes e 600 batimentos de um único paciente. O condicionamento do sinal reproduzido por um gravador de instrumentação, aos níveis do ECG captado na superfície do corpo, foi descrito anteriormente. A avaliação consistiu em um estudo comparativo entre 3 métodos de análise, que são descritos a seguir:

A) *Método 1* - O sinal de ECG obtido com um gravador de instrumentação foi traçado em papel milimetrado em polígrafo (Narco Bio-Systems 40, 4 canais, 2 acopladores *strain gauge-coupler type 7179*, 4 acopladores *Universal type 7189*. Velocidade do papel de 25 mm/s e amplitude de sinal de 1V). Em seguida foram medidos um a um os intervalos RR e armazenados em arquivo de dados em microcomputador. Estes arquivos foram então analisados segundo o algoritmo proposto por Abenstein (Tompkins e Webster, 1981) escrito em linguagem Pascal (Silva, 1991), com apresentação de relatórios que relacionam os intervalos processados e a ocorrência ou não de arritmias (ver Apêndice A). Neste método, o REDAC não é utilizado. Somente o algoritmo de classificação é analisado.

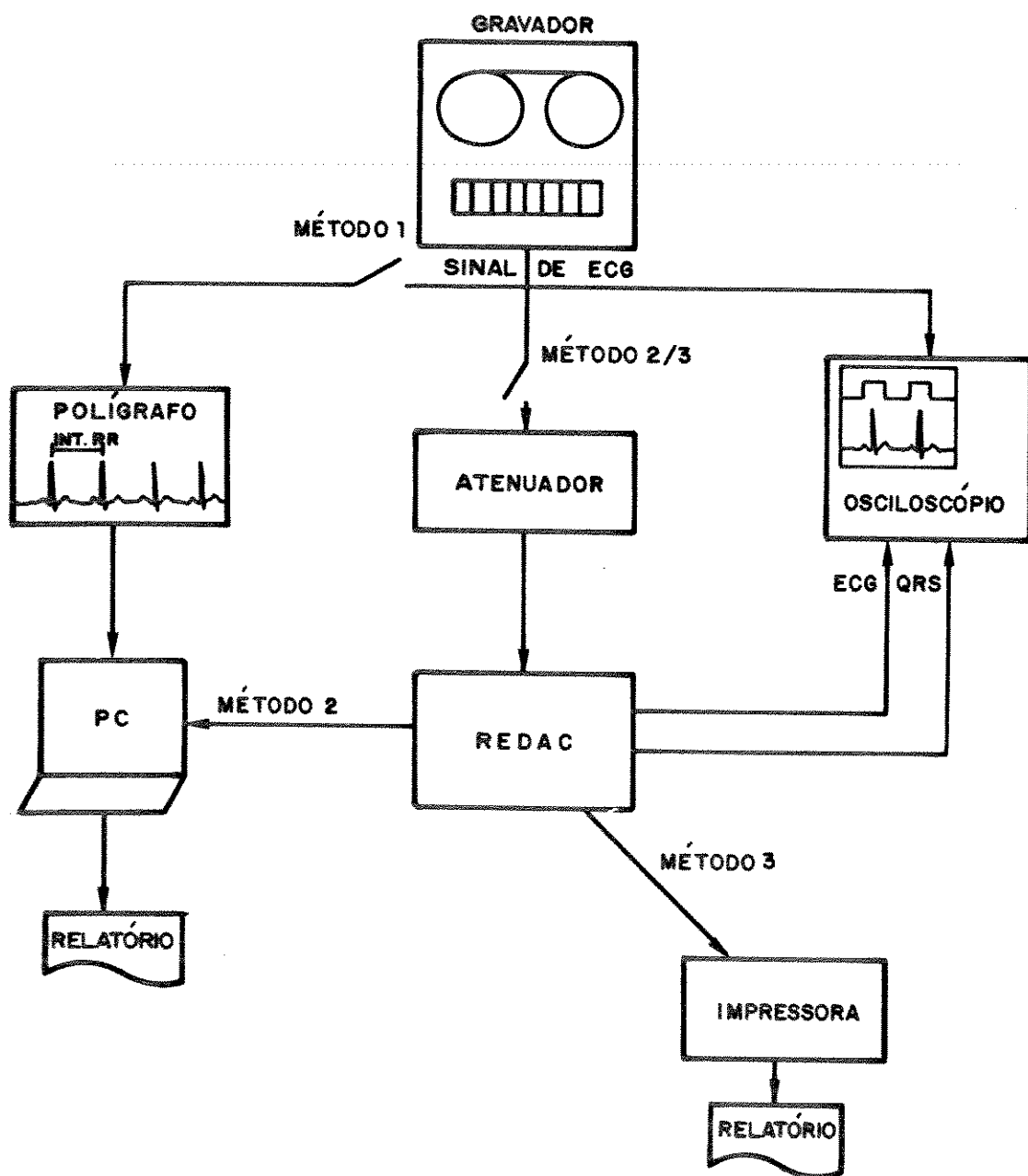


Figura 4.5. Esquema da montagem realizada para análise de desempenho do sistema REDAC.

B) *Método 2* - O nível do sinal de ECG obtido com o gravador de instrumentação foi atenuado para 1mV e acoplado ao REDAC. Os intervalos RR calculados pelo REDAC foram armazenados em arquivo de dados em microcomputador. Para obter os valores dos intervalos RR, o programa no REDAC foi modificado para calcular e transferir estes valores para o microcomputador via interface serial. A análise destes intervalos foi realizada pelo programa PASCAL do Método 1.

C) *Método 3* - Neste método, a análise das arritmias foi realizada pelo sistema REDAC (programa na sua versão final descrito em Silva, 1991). A liberação de relatórios ao final das sessões de monitoração foi realizada por meio de uma impressora paralela (modelo RIMA, gráfica, padrão Centronics). Nesta etapa foram monitorados 1000 batimentos referentes a 10 registros diferentes.

Na Tabela 4.1, são apresentados os resultados da análise dos registros de ECG, utilizando-se os métodos 1 e 2 anteriormente descritos. Verifica-se uma consistência entre o número de arritmias classificadas pelos dois métodos, tanto para registros de ECG onde predomina o ritmo sinusal (registros 1, 2, 3, 4 e 6), como para registros de ECG com baixas e altas taxas de atividade ectópica. Este estudo comparativo permitiu analisar dois pontos fundamentais ao desempenho do sistema: 1) A precisão dos intervalos RR calculados pelo REDAC e 2) O comportamento do algoritmo de classificação de arritmias. Em relação à precisão dos intervalos, verificou-se um erro médio inferior a 2% em relação aos calculados manualmente. Quanto ao comportamento do algoritmo, verificou-se que a ocorrência de falsas detecções realizadas pelo REDAC (FP's) interfere no processo de classificação de arritmias. Isto porque os cálculos das médias durante a implementação do algoritmo sobre intervalos RR menores que os reais, levam a classificações errôneas. O erro armazenado em forma de média pode produzir a classificação indevida de

Taquicardia (registro 8), bem como a caracterização de batimentos prematuros (com a validação de $AR_{t-2} < RR_t < 2 AR_{t-2}$), que caracterizam a ocorrência de extra-sístole atrial, responsável no caso do registro 10 pela classificação a mais de 6 arritmias.....

Tabela 4.1. Resultados obtidos com a análise dos registros através dos métodos 1 e 2.

Arritmias Detetadas (Método 1/ Método 2)				
Registros	A	B	C	D
1				
2				
3				
4				
5			13	13
6				
7			6	6
8		4	12	13
9				1
10		21	21	64
11			11	14
12			16	15

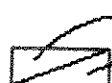
Legendas :

A = Bradicardia

B = Taquicardia

C = Extra-sístoles (PVC, PUCI, APB e R-Sobre-T)

D = Batimento Perdido


Método 1
Método 2

A Tabela 4.2 apresenta os resultados referentes à análise de 1000 batimentos pelos métodos 1 e 3. A análise realizada pelo método 1 foi utilizada como parâmetro de validação dos resultados apresentados pelo REDAC.

Verifica-se uma discordância no número de arritmias detectadas para os registros 6, 9 e 10, provavelmente devida a falsas detecções realizadas pelo REDAC.

Tabela 4.2. Resultados obtidos com a análise dos registros através dos métodos 1 e 3.

Arritmias Detectadas (Método 1/ Método 3)				
Registros	A	B	C	D
1				
2				
3			2	2
4				
5				
6			6	7
7			12	12
8				
9			19	20 1 2
10			11	14 3 3

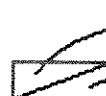
Legendas :

A = Bradicardia

B = Taquicardia

C = Extra-sístoles (PVC, PVI, APB e R-Sobre-T)

D = Batimento Perdido


 → *Método 1*
 → *Método 3*

4.2. Testes Clínicos

4.2.1. Seleção dos Pacientes

Para a realização dos exames foram selecionados 5 pacientes do Ambulatório de Cardiologia do Hospital das Clínicas da UNICAMP, com idade acima de 40 anos, sendo 4 do sexo feminino e 1 do sexo masculino. Todos foram voluntários e informados previamente do caráter experimental do exame.

Cada indivíduo encaminhado para exame é portador de hipertrofia ventricular esquerda, secundária à hipertensão arterial. A escolha destes pacientes foi devida aos relatos prévios da literatura (Levy et alli, 1987; Messineo, 1989; McLenachan, 1990) que associam a hipertrofia ventricular esquerda a arritmias cardíacas.

4.2.2. Procedimentos de Testes

A Figura 4.6 ilustra o esquema da montagem para acompanhamento dos pacientes em ambiente hospitalar.

Os pacientes foram submetidos a aproximadamente 1 hora de monitoração na posição de decúbito dorsal, onde permaneceram conectados simultaneamente ao REDAC e a um gravador *Holter* (gravador DMS). Desta maneira, foi possível comparar os resultados obtidos pelo Sistema *Holter*, com aqueles obtidos com o REDAC. As gravações em fita magnética realizadas com o gravador do Sistema *Holter*, foram posteriormente analisadas por um sistema especializado (Sistema KUIMAX BM2214), tendo sido liberados relatórios que apresentam os registros eletrocardiográficos contínuos de cada paciente.

A conexão dos eletrodos ao REDAC foi realizada através de um cabo de paciente com três derivações (derivação positiva - fúrcula externa, derivação negativa - quinto espaço intercostal à esquerda na linha

hemiclavicular, terra - sobre a última costela inferior da linha hemiclavicular direita). Foram utilizados eletrodos descartáveis de Ag/AgCl embebidos em gel eletrolítico para captação do sinal de ECG. Cuidados foram tomados em relação ao local de posicionamento e à fixação dos eletrodos (para evitar artefatos devido a movimentação e a tremores musculares), além da preparação da pele (remoção de pêlos e da gordura cutânea). O gravador do Sistema *Holter* foi conectado ao paciente com os mesmos cuidados técnicos e uma de suas derivações era semelhante à utilizada pelo REDAC.

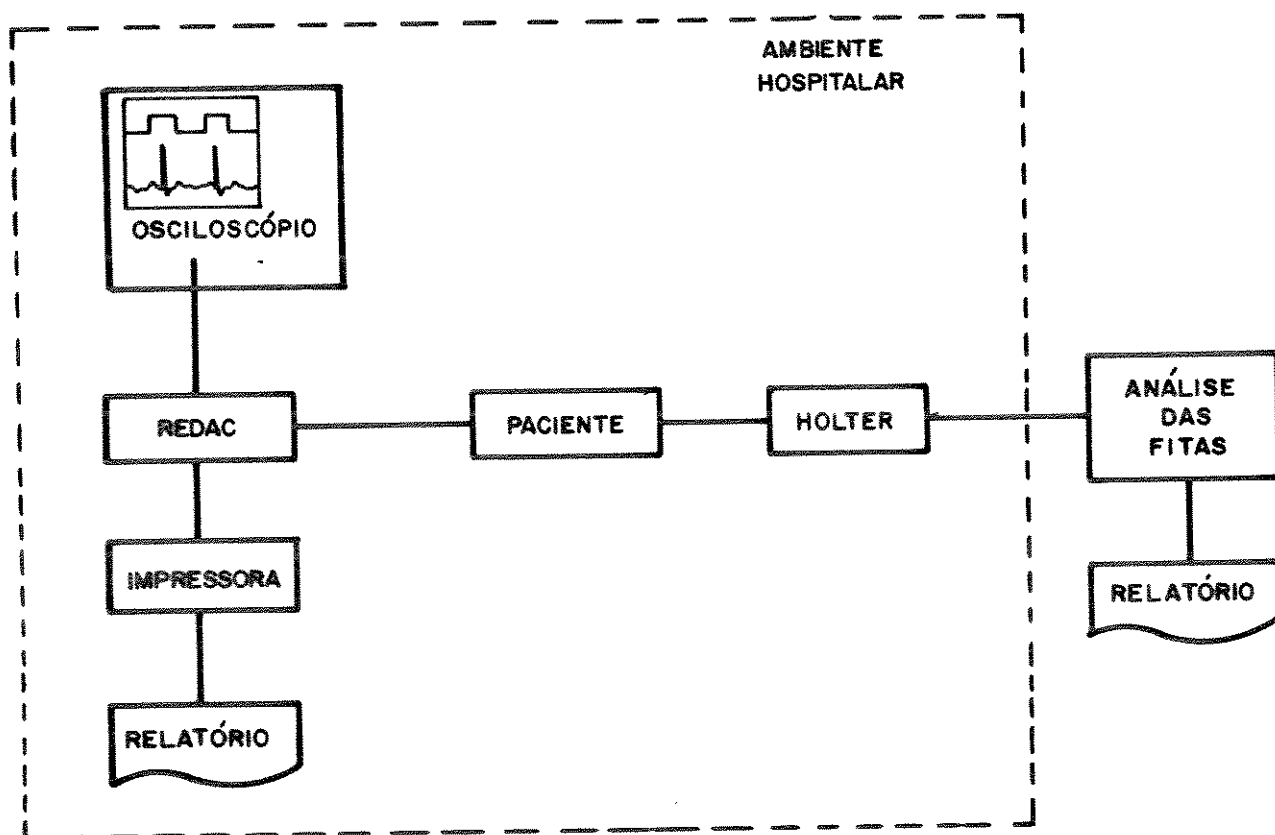


Figura 4.6. Esquema da montagem de testes para acompanhamento de pacientes em ambiente hospitalar.

Na Tabela 4.3, estão indicados o tipo de arritmia e o número de episódios detectados com os sistemas *Holter* e REDAC, para os 5 pacientes monitorados. Estes dois parâmetros são os mais importantes dentro do objetivo deste trabalho. O código ES (extra-sístole) corresponde ao campo da tabela *tipo de arritmia*, e engloba as arritmias extra-sístoles ventriculares, fenômeno R-sobre-T e extra-sístole atrial, abordadas no capítulo 2. Os relatórios fornecidos pelo Sistema *Holter* foram analisados com acompanhamento médico especializado, com a definição do tipo e número de arritmias ocorridas.

Tabela 4.3. Resultados obtidos com a monitoração de pacientes com os sistemas *Holter* e REDAC.

Pacientes	Idade (anos)	Holter		REDAC	
		Tipo de Arritmia	Nº de Episódios	Tipo de Arritmia	Nº de Episódios
1 A.J.R.T.	57	ES	265	ES	268
2 M.V.S.	42	ES	3	ES	25
3 M.G.S.	62	ES	15	ES	33
4 V.R.S.	58	ES	672	ES	674
5 M.C.G.	62	--	--	--	--

Legenda :

ES = Extra-sístoles (PVC, PVCI, APB e R-Sobre-T)

A análise dos dados apresentados na Tabela 4.3 indica uma concordância na classificação em número e tipo de arritmia dos resultados referentes aos pacientes 1, 4 e 5, e discordância no que se refere ao número de arritmias detectadas para os pacientes 2 e 3. Neste segundo caso verificou-

se que a diferença entre os dois sistemas foi devida à indicação, pelo REDAC, do fenômeno R-sobre-T (código J no Relatório do REDAC).

Estudando as possíveis causas da classificação errônea do fenômeno R-sobre-T, foi levantada a seguinte proposição: A presença de ruído, provavelmente introduzido no circuito de captação devido à instabilidade da interface eletrodo/pele ou devido à presença de sinal de EMG, apareceria no final do período de latência contra falsos disparos (nas imediações da onda T), deflagrando novo pulso de detecção da onda R. Esta falsa detecção (FP) levaria à classificação, pelo REDAC, de uma arritmia (não presente). Com o objetivo de verificar esta hipótese, foi desenvolvida uma metodologia de testes, consistindo basicamente na substituição do sinal de ECG por dois outros sinais simulados. Estes possibilitariam a simulação da presença ou não de ruído contaminando o sinal de ECG. A Figura 4.7 ilustra os dois tipos de sinais utilizados. A frequência da senóide é de aproximadamente 17 Hz (frequência da onda R, vide, e.g., Thakor et alli, 1983). Esta frequência foi escolhida por não ser atenuada pelo filtro de QRS implementado no estágio de captação/detecção do REDAC. Desta maneira, foi possível simular a presença de ruído nas imediações da onda T. Para a simulação foi utilizado um gerador de pulsos (HP 8012B), com duração de pulso variável, disparando um gerador de sinais (Simpson 420) operando no modo *gate*. Assim era possível a alteração do número de períodos da senóide no período de ocorrência dos pulsos.

Em relação ao primeiro tipo de sinal, verifica-se a deflagração de um único pulso de sincronismo. Neste caso, o período de latência do detetor de onda-R previne a ocorrência de falsos disparos, no período de tempo que antecede a chamada onda T. Para o segundo tipo de sinal, há deflagração de um pulso de sincronismo para o primeiro pico da senóide. No entanto, após o

período de latência do detetor de onda-R, verifica-se novo pulso de sincronismo, definindo pulsos de detecção de onda-R acoplados.

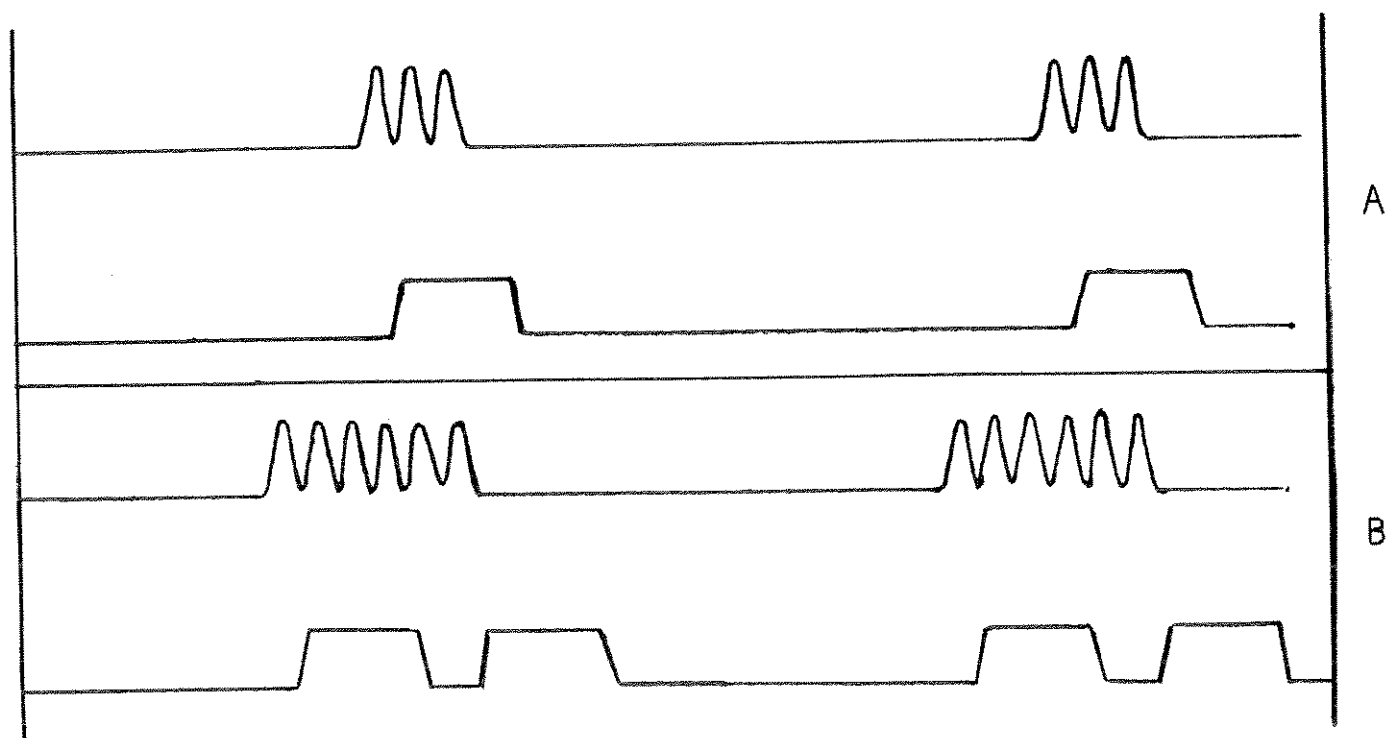


Figura 4.7. Sinais utilizados na simulação de ECG não contaminado (A) e contaminado (B) por ruído nas imediações da onda T, para estudo de desempenho do REDAC.

Numa segunda etapa de testes, foi injetada no REDAC uma sequência destes sinais simulados, e verificado que tipo de arritmia seria classificada. A sequência consistiu em cinco minutos de simulação, dos quais no primeiro, terceiro e quinto minutos foi colocado apenas o primeiro tipo de sinal

simulado, e no segundo e quarto minutos o segundo tipo de sinal em cinco instantes diferentes (para cada minuto). Verificou-se, nestas ocasiões, pulsos de sincronismo acoplados. O relatório fornecido pelo REDAC indicou para o segundo e quarto minutos a classificação do fenômeno R-sobre-T. No capítulo seguinte, este ponto será discutido.

CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

5.1. Discussão

O escopo deste trabalho foi desenvolver um registrador digital portátil de arritmias cardíacas, de baixo custo, que permite quantificar um determinado grupo de arritmias e, assim, fornecer um método adicional de avaliação clínica de indivíduos em suas atividades diárias, a ser colocado à disposição de uma parcela maior da população do país.

O protótipo desenvolvido apresenta um consumo médio de 30 mA, sendo alimentado por 2 baterias comuns de 9V, o que limita o período de monitoração contínua a aproximadamente 15 horas. As dimensões do protótipo desenvolvido (12 x 17,5 x 4,5 cm³) podem ser reduzidas quando da realização de um segundo protótipo. Uma redução de peso (atualmente 700 g) também pode ser conseguida, com a otimização deste parâmetro, e com a escolha de um novo material para empacotamento mecânico do sistema (utilizou-se alumínio). Para a redução das dimensões do protótipo atual, as placas dos circuitos do sistema podem ter aproximadamente 2/3 do tamanho atual, com a confecção de circuito impresso, para a placa de CPU do REDAC ainda em *wire-wrap*.

O sistema desenvolvido permite a quantificação do número de extrasístoles, bem como a indicação da presença de variação da frequência cardíaca em valores extremos, quando da indicação de taquicardia e bradicardia extremas, definidas para as seguintes faixas de classificação: taquicardia - 110 a 140 Bpm, e maior que 140 Bpm; bradicardia - 30 a 50 Bpm, e menor que 30 Bpm. A monitoração destes parâmetros permite a realização de uma triagem em um grupo populacional, com a diferenciação dos pacientes a serem encaminhados para exames clínicos cardiológicos mais completos. Os altos custos inerentes a

sistemas mais sofisticados (e.g., Sistema *Holter*), limitam sua utilização a poucas clínicas e/ou hospitais que conseguem importá-los. O sistema desenvolvido (REDAC), apesar de algumas limitações que serão discutidas posteriormente, pode se tornar uma ferramenta para diagnóstico em cardiologia em grande parte dos hospitais de pequeno e médio porte.

Constatou-se, com os testes realizados com o protótipo, tanto em bancada como em ambiente hospitalar, que a detecção de FP's e/ou FN's produz a classificação errônea de arritmias, tais como extra-sístoles atriais e o fenômeno R-sobre-T. Esta última foi observada na monitoração dos pacientes em ambiente hospitalar (casos 2 e 3). Como descrito no capítulo anterior, um conjunto de testes foi realizado com sinais simulados, para verificar o porquê da classificação errônea (código J) para os registros dos pacientes 2 e 3. Provavelmente, a presença de ruído nas imediações da onda T do ECG resultaria na detecção errônea de uma nova onda R, e consequentemente a classificação do fenômeno R-sobre-T (código J). Os testes de bancada (ver Figura 4.7 do capítulo anterior) mostraram que havia a detecção de uma onda R e de outra logo em seguida, e isto resultou na caracterização do fenômeno R-sobre-T para o algoritmo implementado. Segundo a opinião da equipe médica especializada, a precocidade que caracteriza este fenômeno ($RR_t < 1/3 AR_t$, para o algoritmo de classificação), não é considerada como um parâmetro importante a ser analisado, dentro do objetivo deste trabalho. Portanto, decidiu-se eliminar do algoritmo a indicação do código J (fenômeno R-sobre-T), sem que isto comprometa a finalidade do sistema REDAC. Esta eliminação pode ser obtida inibindo-se a indicação de nova onda R nas imediações da onda T, aumentando a largura do pulso de sincronismo, e também retirando do software de classificação de arritmias os cálculos referentes à indicação do fenômeno.

Com esta modificação pode-se verificar que, analisando os dados apresentados na tabela 4.2 (resultantes da monitoração de pacientes em ambiente hospitalar), a classificação a mais de 22 e 18 ES para os pacientes 2 e 3 obtida com o sistema REDAC, possivelmente será eliminada. Para isto, é necessário admitir-se que tais classificações são falsas, por não haver qualquer indicação simultânea nos registros contínuos fornecido pelo Sistema *Holter*. Para os demais casos (pacientes 1, 4 e 5), nos quais houve uma concordância no número de arritmias classificadas para os dois sistemas, verificou-se a indicação do fenômeno R-sobre-T pelo sistema REDAC. Observa-se nos registros de ECG do *Holter* (ver Apêndice C), extra-sístoles com precocidade variável. Para o algoritmo de classificação de arritmias a precocidade é determinada dentro do primeiro 1/3 de AR. Mesmo com a eliminação da classificação do fenômeno R-sobre-T, extra-sístoles com variados índices de precocidade serão indicadas através do código E (extra-sístole ventricular). Se esta mudança no algoritmo for realizada, o código J seria substituído pelo código E, nos registros dos pacientes 1, 4 e 5. Desta maneira, verifica-se que o REDAC produziu resultados semelhantes ao Sistema *Holter*, como era de se esperar.

5.2. Recomendações para Trabalhos Futuros

Um outro protótipo pode ser desenvolvido com mais sofisticação, permitindo a monitoração de dois canais de ECG simultaneamente (como observado no Sistema *Holter*). Os sinais de ECG seriam digitalizados, e após a utilização de algoritmos para a compressão de dados (Furth e Perez, 1988), armazenados em memória RAM de grande capacidade (já são comercialmente encontradas memórias com capacidade de até 4 Mbits). Assim, poderiam ser utilizados para a classificação de arritmias algoritmos que analisam parâmetros diversos do ECG,

tais como, intervalo RR e largura do QRS, o que já otimizaria a eficiência da classificação de arritmias (Doue e Vallance, 1985). O sistema poderia ainda, além de armazenar em memória códigos referentes às arritmias classificadas, transferir o ECG digitalizado e armazenado em memória, através da interface serial do 80C31, para um microcomputador. Desta maneira, o ECG poderia ser visualizado em tela, em caso de dúvidas ou para validação dos resultados obtidos com a classificação de arritmias realizada em tempo real.

5.3. Conclusões

O preço do sistema construído está estimado em aproximadamente US\$ 200, não incluindo o custo de desenvolvimento, industrialização e comercialização. O instrumento foi projetado com componentes que podem ser encontrados no mercado nacional, contribuindo-se desta maneira para substituição de tecnologia importada, sendo de grande interesse transferir-se os conhecimentos adquiridos no projeto e construção deste equipamento, para a indústria nacional da área médico-hospitalar.

O protótipo desenvolvido, com algumas pequenas modificações baseadas nos testes de bancada e nos testes com pacientes, poderá ser utilizado como ferramenta de auxílio ao diagnóstico de arritmias em clínica cardiológica. É importante salientar que o protótipo construído, com as modificações acima descritas, deverá continuar a ser utilizado em testes clínicos no HC-UNICAMP.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARZBAECHER, R. A. (1978), "A pill electrode for the study of cardiac arrhythmia", Medical Instrumentation, vol. 12, pp. 277.
- BANTA, R. H., DORWARD, P. H., SCAMPINI, S. A. (1985), "New Cardiograph Family with ECG Analysis Capability", Hewlett-Packard Journal, sep., pp. 23-28.
- BIGGER, J. T., FLEISS, J. L., KLEIGER R., MILLER, J. P., ROLNITZKY, L. M. (1984), "The relationships among ventricular arrhythmias, left ventricular dysfunction, and the mortality in the 2 years after myocardial infarction", Circulation, n. 69, pp. 250.
- BJERREGAARD, P. (1984), "Continuous ambulatory electrocardiography in healthy adult subjects over a 24-hour period", Danish Medical Bulletin, vol. 31, n. 4, pp. 282-297.
- BOYET, H. e KATZ, R. (1982), "The 8051 One-Chip Microcomputer - A Most Powerful Microcontroller", BYTE, vol. 7, n. 12, pp. 288-311.
- BRODSKY, M., WU, D., DENES, P., KANAKIS, C., ROSEN, K. M. (1977), "Arrhythmias Documented by 24 Hour Continuous Electrocardiographic Monitoring in 50 Male Medical Students Without Apparent Heart Disease", The American Journal of Cardiology, vol. 39, pp. 390-395.
- BRYDON, J. (1976), "Automatic monitoring of cardiac arrhythmias", IEEE Medical Electronics Monographs, 18-22, pp. 27-41.
- CHUNG, E.K. (1988), Principles of Cardiac Arrhythmias, fourth edition, Williams & Wilkins, Baltimore, U.S.A.
- CIARCIA, S. A. (1984), Construa seu próprio Microcomputador, McGraw-Hill do Brasil, São Paulo, Brasil.
- CIARCIA, S. A. (1988), "Why Microcontrollers? Part 1", BYTE, vol. 13, n. 10, pp. 292-302.
- DOUE, J. C. e VALLANCE, A. G. (1985), "Computer-Aided ECG Analysis", Hewlett-Packard Journal, sep., pp. 29-36.
- DOTSINSKY, I. A., CHRISTOV, I. I., LEVKOV, C. L., DASKALOV, I. K. (1985), "A microprocessor-electrocardiograph", Medical and Biological Engineering Computing, vol. 23, pp. 209-212.
- FURHT, B. e PEREZ, A. (1988), "An Adaptative Real-Time ECG Compression Algorithm with Variable Threshold", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 35, n. 6, pp. 489-495.
- FURMAN, S. e ESCHER, D. J. W. (1975), "Transtelephone pacemaker monitoring", Annals Thoracic Surgery, vol. 20, pp. 326.

- HARRISON, D. C., FITZGERALD, J. W. e WINKLE, R. A. (1978), "Contribution of Ambulatory Eletrocardiographic Monitoring to Antiarrhythmic Management", The American Journal of Cardiology, vol. 41, pp. 996-1004.
- HOLTER, N. J. (1961), "New method for heart studies", Science, vol. 134, pp. 1214.
- JOHNSON, R., SWARTZ, M. H. (1988), Eletrocardiografia - Uma Abordagem Simplificada, Ed. Guanabara, Rio de Janeiro.
- KAPOOR, W. N., CHA, R., PETERSON, J. R., WIKAND, H. S., KARPFF, M. (1987), "Prolonged Electrocardiographic Monitoring in Patients with Syncope", The American Journal of Medicine, vol. 82, jan., pp. 20-28.
- LEITE, P. F. (1986), "Extra-sistolia Ventricular em Indivíduos Sadios", Arquivos Brasileiros de Cardiologia, vol. 47, n. 1, pp. 65-68.
- LEVY, D., ANDERSON, K. M., SAVAGE, D. D., BALKUS, S. A., KANNEL, W. B., CASTELLI, W. P. (1987), "Risk of Ventricular Arrhythmias in Left Ventricular Hypertrophy: The Framingham Heart Study", The American Journal of Cardiology, vol. 60, sep., pp. 560-565.
- LUCENA, S. E. (1989), "Um Simulador de ECG/Arritmias Cardíacas", Tese de Mestrado, Unicamp, Campinas, SP, Brasil.
- LOWN, B. e WOLF, M. (1971), "Approaches to Sudden Death from Coronary Heart Disease", Circulation, vol. XLIV, jul., pp. 130-142.
- MANDEL, W. J. (1988), Cardiac Arrhythmias - Their Mechanisms, Diagnosis and Management, J. B. Lippincott Company, Philadelphia, USA.
- MARON, B. J., SAVAGE, D. D., WOLFSON, J. K., EPSTEIN, S. E. (1981), "Prognostic Significance of 24 Hour Ambulatory Electrocardiographic Monitoring in Patients With Hypertrophic Cardiomyopathy: A Prospective Study.", The American Journal of Cardiology, vol. 48, pp. 252-257.
- McLENACHAN, J. M. (1990), "A review of rhythm disorders in cardiac hypertrophy", The American Journal of Cardiology, vol. 65, n. 14, pp. 42G-44G.
- MESSINEO, F. C. (1989), "Ventricular Ectopic Activity: Prevalence and Risk", The American Journal of Cardiology, vol 64, dec., pp. 53j-56j.
- MILEI, J., BUCETA, J. E., STORINO, R. A., VÁSQUEZ, A. e MANN, J. (1987), "Relationship of Symptoms to Cardiac Arrhythmias During 24 Hours Continuous Ambulatory Electrocardiography", Arquivos Brasileiros de Cardiologia, vol. 49, n. 1, pp. 25-29.
- MONTAGNE, T. J., McPHERSON, D. D., MacKENZIE, B. R., SPENCER, A., NANTON, M. A., HORACEK, B. M. (1983), "Frequent Ventricular ectopy activity without underlying cardiac disease", The American Journal of Cardiology, vol. 52, pp. 980-984.

- MONTEIRO, A. (1985), Programa Integrado de Pesquisa Científica, Desenvolvimento Tecnológico e Formação de Recursos Humanos em Engenharia Biomédica, Relatório Técnico-Científico, FUNCAMP, n. 3.
- MORGANROTH, J. (1985), "Ambulatory Holter Electrocardiography: Choice of Technologies and Clinical Uses", *Annals of Internal Medicine*, vol. 102, n. 1, pp. 73-81.
- MORGANROTH, J. (1988), "Evaluation of Antiarrhythmic Therapy Using Holter Monitoring", *The American Journal of Cardiology*, vol. 62, pp. 13H-18H.
- MOSS, A. J., DeCAMILLA, J. J., DAVIS, H. P., BAYER, L. (1977), "Clinical Significance of Ventricular Ectopic Beats in the Early Posthospital Phase of Myocardial Infarction", *The American Journal of Cardiology*, vol. 39, n. 4, pp. 635-640.
- PANDE, V. N., VERMA, H. K., MUKHOPADHYAY (1985), "Bedside ECG monitor using a microprocessor", *Medical and Biological Engineering and Computing*, n. 23, sep., pp. 487-492.
- PETER, T. LUXTON, M., MACDONALD, R., HARPER, R., PRING, M., SLOMAN, G. (1973), "Personal telephone electrocardiogram transmitter", *Lancet*, vol. 1, pp. 1110.
- RINKENBERGER, R. L., NACCARELLI, G. V., LEAHY, E., DOUGHERTY, A. H. (1988), "Invasive and Noninvasive Evaluation of Arrhythmias", *Hospital Practice*, n.15, nov., pp. 115-121.
- SILVA, G. A. P. (1991), O Sistema REDAC, Relatório Técnico ARM/CEB 01/91, Centro de Engenharia Biomédica, UNICAMP.
- SURAWICZ, B. (1989), "Ventricular Arrhythmias: Why Is It So Difficult to Find a Pharmacologic Cure?", *The American College of Cardiology*, vol. 14, n. 6, pp. 1401-1416.
- TAKADA, H., MIKAWA, T., MURAYAMA, M., SUGAI, J. e YAMAMURA, Y. (1989), "Range of Ventricular Ectopic Complexes in Healthy Subjects Studied with Repeated Ambulatory Electrocardiographic Recordings", *The American Journal of Cardiology*, vol. 63, pp.184-186.
- THAKOR, N. V., WEBSTER, J. G. e TOMPKINS, W.J. (1983), "Optimal QRS Detector", *Medical and Biological Engineering Computing*, vol. 21, pp. 343-350.
- THAKOR, N. V. (1984), "From Holter Monitors to Automatic Defibrillators: Developments in Ambulatory Arrhythmia Monitoring", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, n. 12, pp. 770-778.
- THOMAS, L. J., CLARK, K. W., MEAD, C. N., RIPLEY, K. L., SPENNER, B. F., OLIVER, G. C. (1979), "Automated Cardiac Dysrhythmia Analysis", *Proceedings of the IEEE*, vol. 67, n. 9, pp. 1322-1335.
- TOMPKINS, W. J. e WEBSTER, J. G. (1981), *Design of a Microcomputer-Based Medical Instrumentation*, Prentice-Hall, New-Jersey, USA.

- WINKLE, R. A. (1987), "Long-term electrocardiographic and event recorders for the diagnosis and treatment of cardiac arrhythmias", *Circulation*, vol. 75, suppl III, pp. 53-57.
- WINKLE, R. A. (1980), "Ambulatory Electrocardiography and the Diagnosis, Evaluation, and Treatment of Chronic Ventricular Arrhythmias", *Progress in Cardiovascular Diseases*, vol. XXIII, n. 2., pp. 99-128.
- WINKLE, R. A., LOPES, M. G., FITZGERALD, J. W., GOODMAN, D. J. SCHROEDER, J. S., HARRISON, D. C. (1975), "Arrhythmias in patients with mitral valve prolapse", *Circulation*, vol. 52, pp. 73.
- ZIPES, D. P. e ROWLANDS, D. J. (1988), *Progress in Cardiology*, Lea & Febiger, Philadelphia, U.S.A.

APÊNDICE A-PROGRAMA CLASSIFICADOR DE ARRITMIAS CARDÍACAS NO PC

Este programa foi escrito em linguagem Turbo Pascal 6.0 para ser utilizado como uma ferramenta de auxílio nos estudos comparativos realizados entre os métodos 1, 2 e 3, descritos no capítulo 4.

O arquivo de intervalos (Figura A.1) que serve como entrada para o programa e os dois tipos de relatórios fornecidos pelo mesmo são apresentados em seguida. O arquivo de entrada contém os intervalos RR na representação hexadecimal separados por espaço. O primeiro tipo de relatório (Figura A.2) fornece a sequência de arritmias classificadas para cada conjunto de intervalos. O segundo tipo (Figura A.3) relaciona cada ocorrência de arritmia com o respectivo intervalo RR, a média AR e o flag F1 do algoritmo no instante da classificação. O fluxograma do algoritmo implementado está mostrado na Figura A.4. A listagem do programa é apresentada em Silva (1991).

```

58 5E 52 5C 50 5E A0 52 50 52 48 4C 40 54 54 52 4E 42 50 4C 42 56 5A 46 52
58 5A 38 4C 60 54 40 54 56 40 54 4A 5A 44 44 44 40 42 54 4E 3A 4C 4A 4A 44
4C 5E 4E 50 4A 50 5C 4C 5E 54 44 40 52 66 3E 5C 4C 46 42 3A 7A 3E 4C 56 3A
4C 4C 40 4A 54 56 3C 50 4A 54 4A 46 4C 50 54 52 5E 38 56 58 48 62 42 4A 42
62 46 3E 52 4E 36 56 00

```

Figura A.1 - Formato do Arquivo de Intervalos

CAC - Classificador de Arritmias Cardiacas
25.Ago.90

Versao 2.9

Arquivo : pf5t219

Criado em : 25/8/1990

Processado em : 26/3/1991

Arritmias :

E E C C E E C E E E E C E E E E C E E C E C

Legendas :

A = Bradicardia

B = Taquicardia

C = Extra-Sístole Ventricular

D = Extra-Sístole Ventricular Interpolada

E = Extra-Sístole Atrial

F = Bigeminismo

G = Trigeminismo

H = R/T

* = Batimento Perdido

Figura A.2 - Relatório Principal

Arquivo : pf5t219

t	AR[t]	RR[t]	F1
9	94.000	52	0
10	92.000	48	1
***** E *****			
11	90.000	40	0
12	88.000	40	1
***** E *****			
13	87.000	54	0
14	78.000	54	0
15	78.000	52	0
16	77.000	4E	0
17	75.000	42	0
18	76.000	50	1
***** C *****			
19	76.000	4C	0

Figura A.3 - Relatório Detalhado

20	77.000	42	0
21	77.000	56	1
***** C *****			
22	78.000	5A	0
23	76.000	46	0
24	77.000	52	0
25	79.000	58	0
26	81.000	5A	0
27	78.000	38	0
28	79.000	4C	1
***** E *****			
29	81.000	60	0
30	80.000	54	0
31	79.000	40	0
32	79.000	54	1
***** E *****			
33	79.000	56	0
34	76.000	40	0
35	79.000	54	1
***** C *****			
36	79.000	4A	0
37	78.000	5A	0
38	76.000	44	0
39	77.000	44	1
***** E *****			
40	75.000	44	0
41	72.000	40	1
***** E *****			
42	72.000	42	0
43	72.000	54	0
44	73.000	4E	0
45	69.000	3A	0
46	70.000	4C	1
***** E *****			
47	71.000	4A	0
48	71.000	4A	0
49	72.000	44	0
50	73.000	4C	0
51	74.000	5E	0
52	74.000	4E	0
53	77.000	50	0
54	77.000	4A	0
55	78.000	50	0
56	80.000	5C	0
57	81.000	4C	0
58	83.000	5E	0
59	82.000	54	0

Figura A.3 - Relatório Detalhado (Continuação)

60	81.000	44	0
61	79.000	40	1
***** E *****			
62	80.000	52	0
63	82.000	66	0
64	79.000	3E	0
65	81.000	5C	1
***** C *****			
66	78.000	4C	0
67	77.000	46	0
68	76.000	42	0
69	76.000	3A	1
***** E *****			
70	81.000	7A	0
71	76.000	3E	0
72	77.000	4C	1
***** E *****			
73	77.000	56	0
74	74.000	3A	0
75	75.000	4C	1
***** E *****			
76	76.000	4C	0
77	77.000	40	0
78	71.000	4A	1
***** E *****			
79	74.000	54	0
80	75.000	56	0
81	72.000	3C	0
82	75.000	50	1
***** C *****			
83	74.000	4A	0
84	75.000	54	0
85	77.000	4A	0
86	76.000	46	0
87	75.000	4C	0
88	74.000	50	0
89	77.000	54	0
90	78.000	52	0
91	80.000	5E	0
92	77.000	38	0
93	78.000	56	1
***** E *****			
94	80.000	58	0
95	80.000	48	0
96	82.000	62	0
97	80.000	42	0
98	79.000	4A	1
***** E *****			
99	75.000	42	0

Figura A.3 – Relatório Detalhado (Continuação)

100	81.000	62	1
***** C *****			
101	79.000	46	0
102	75.000	3E	1
***** E *****			
103	77.000	52	0
104	74.000	4E	0
105	73.000	36	0
106	74.000	56	1
***** C *****			

Figura A.3 – Relatório Detalhado (Continuação)

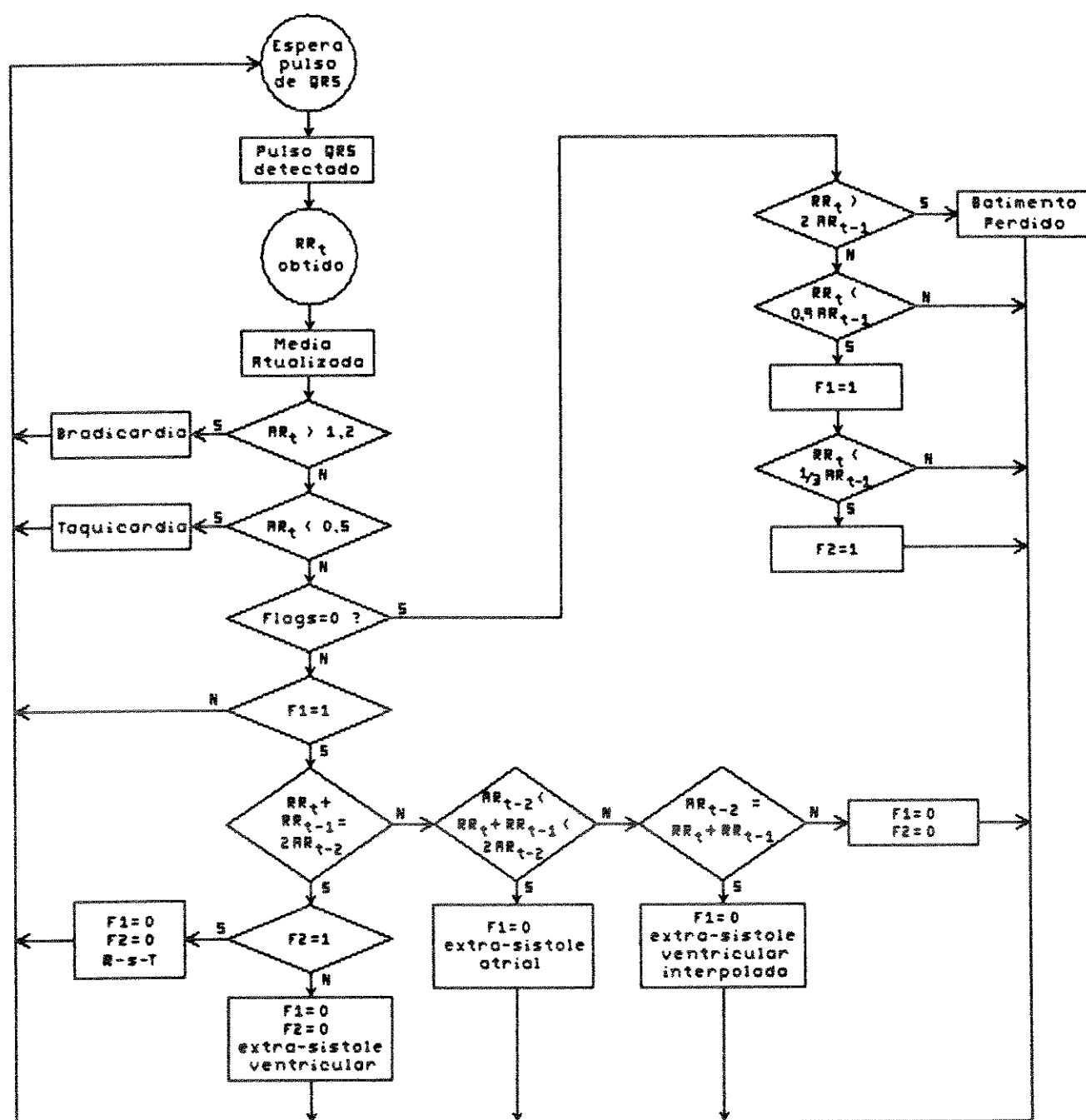
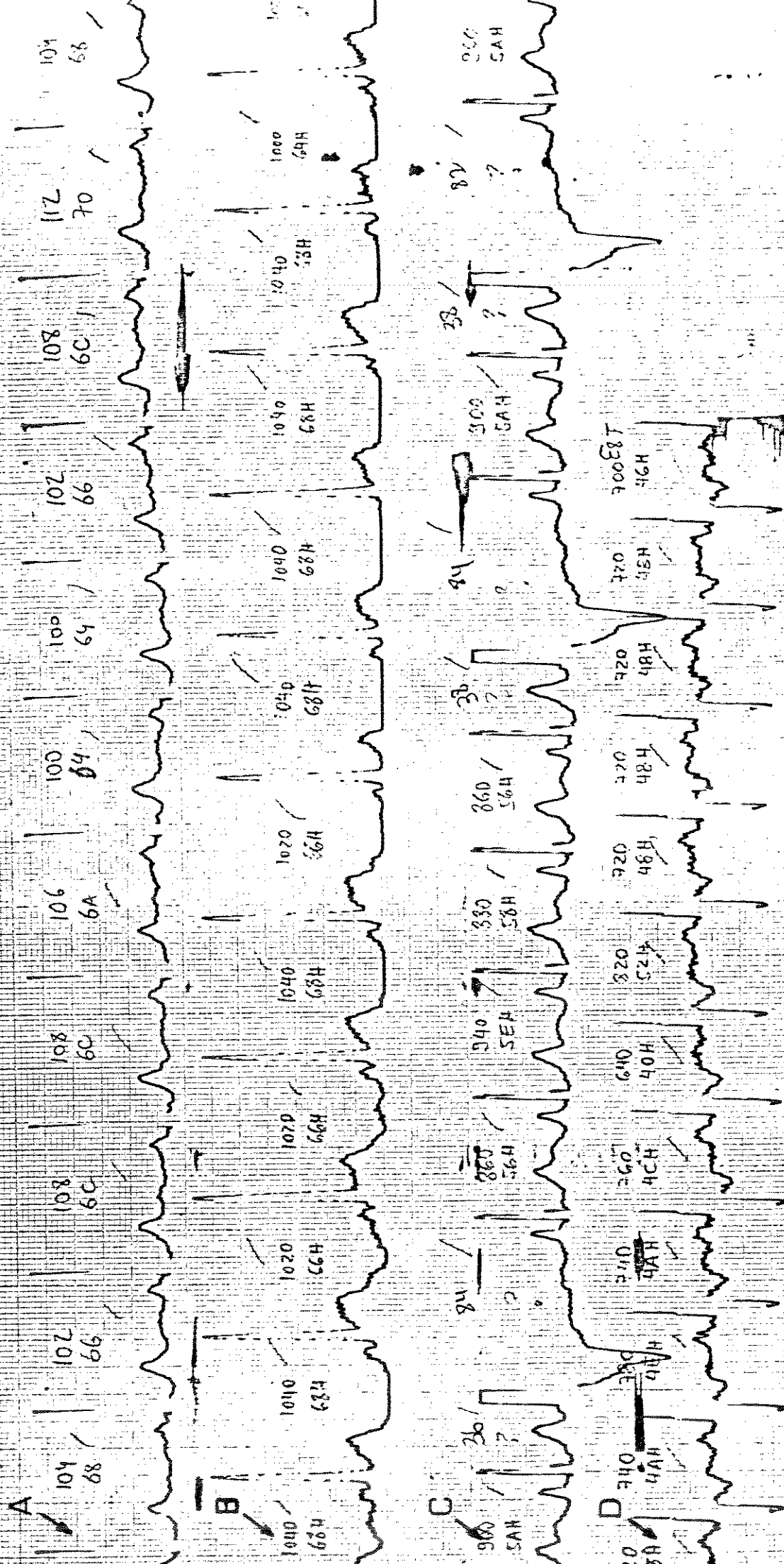


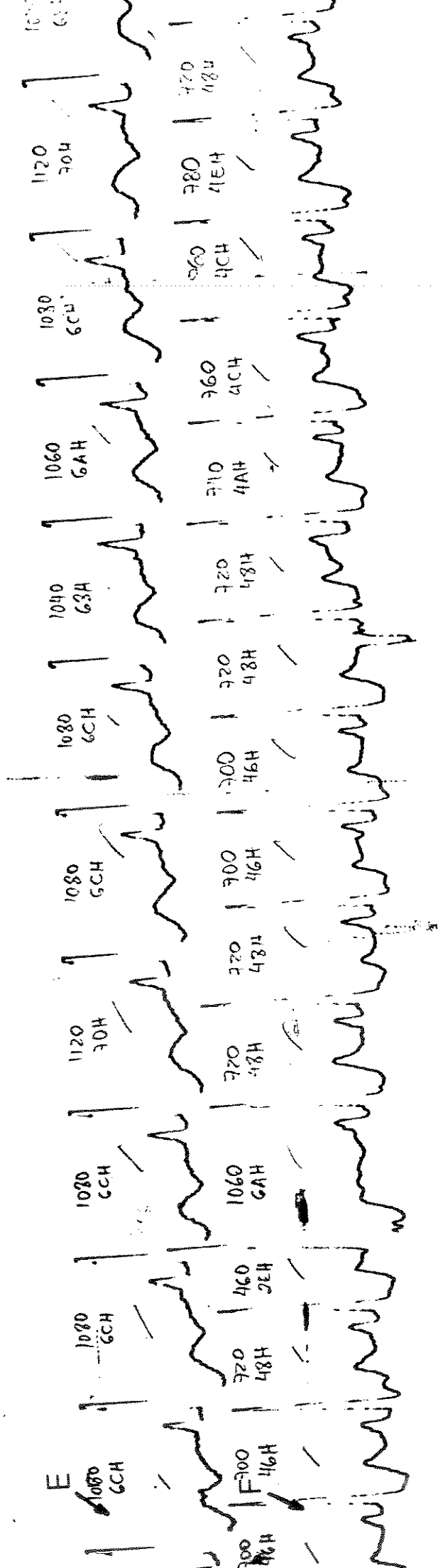
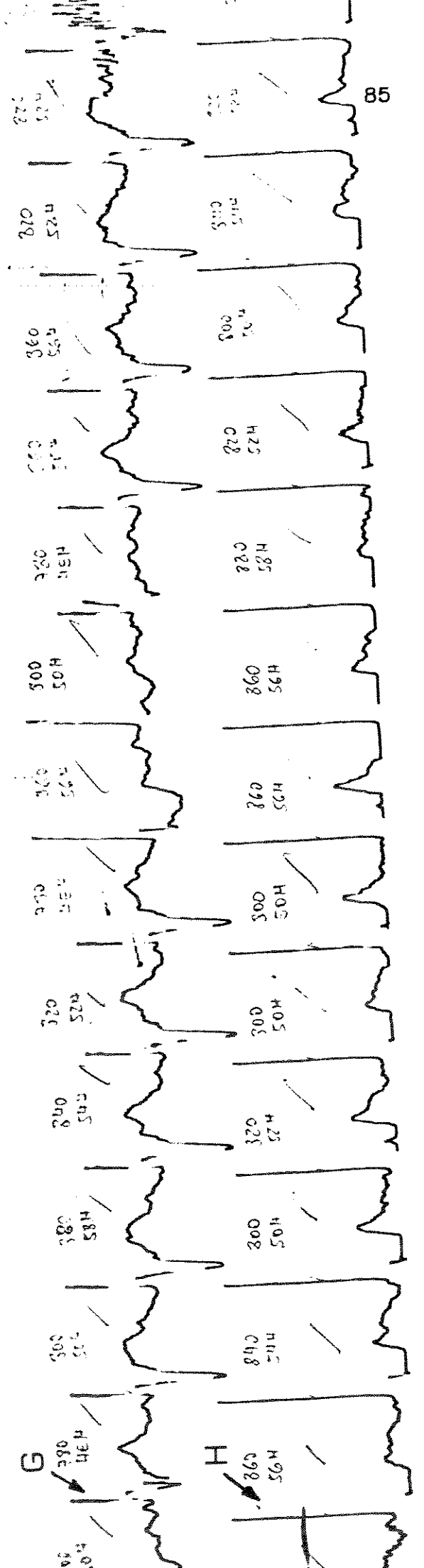
Figura A.4 - Algoritmo de Classificação de Arritmias

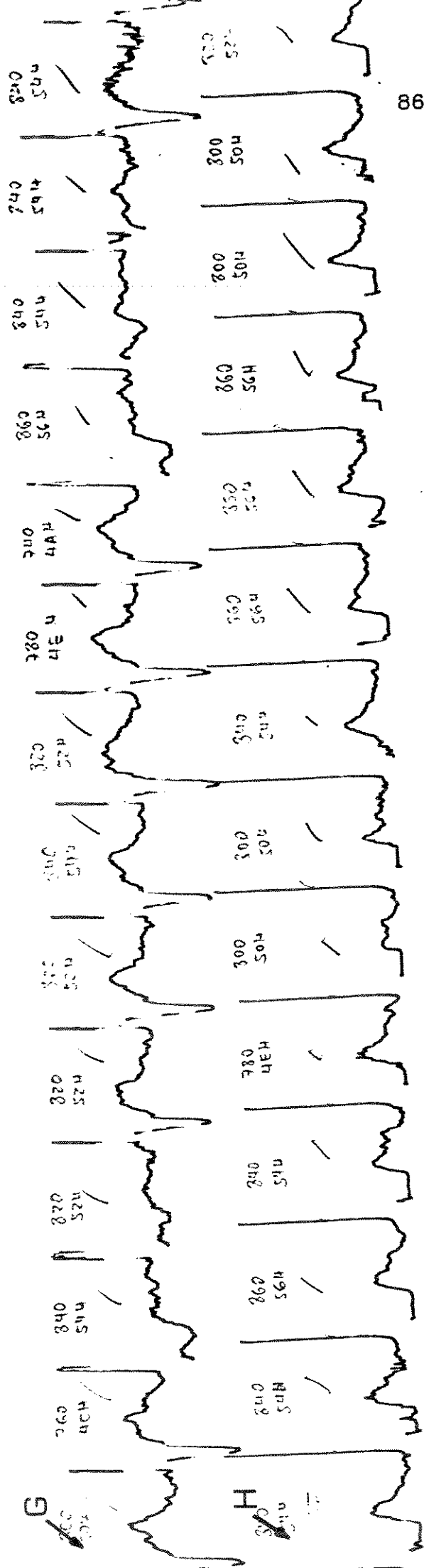
APÊNDICE B - TRACADOS ELKTROCARDIOGRÁFICOS

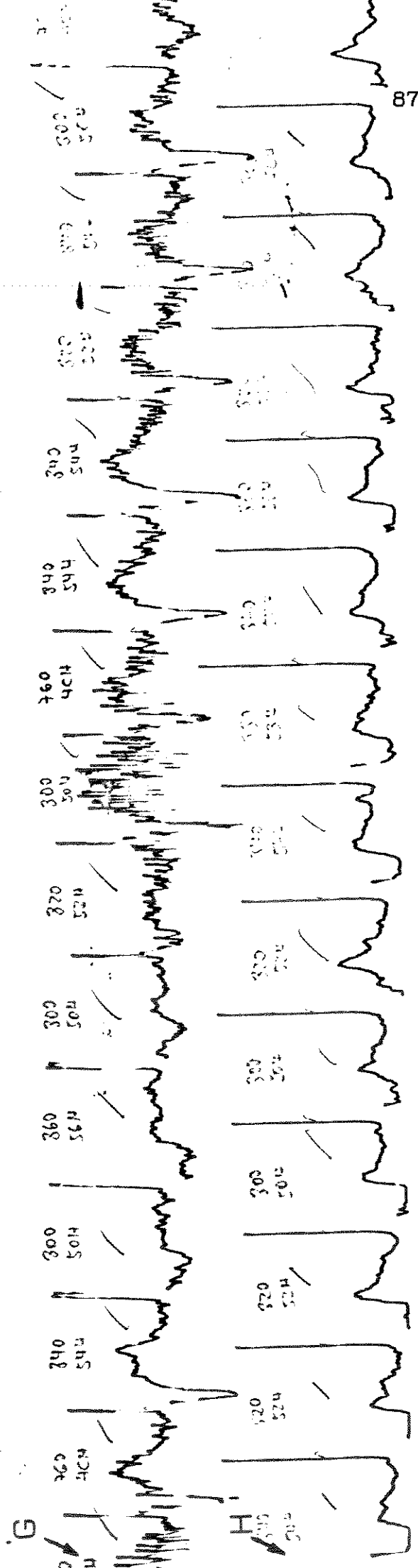
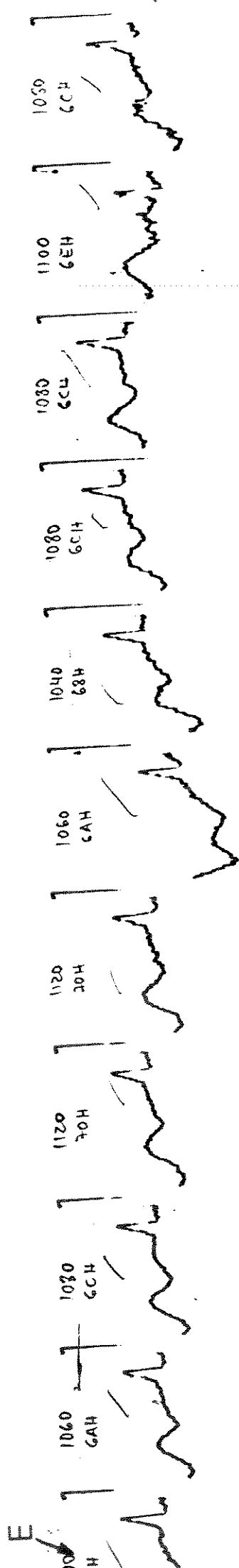
As figuras apresentadas a seguir ilustram alguns trechos dos registros de ECG não contínuos utilizados nos testes preliminares do sistema REDAC (métodos 1, 2 e 3), descritos no capítulo 4. Os registros de ECG referenciados na Tabela 4.1 são os seguintes: (A) Registro 1, (B) Registro 9, (C) Registro 8, (D) Registro 7, (E) Registro 6, (F) Registro 4, (G) Registro 3, (H) Registro 2, (I) Registro 10, (J) Registro 5, (K) Registro 12 e (L) Registro 11.

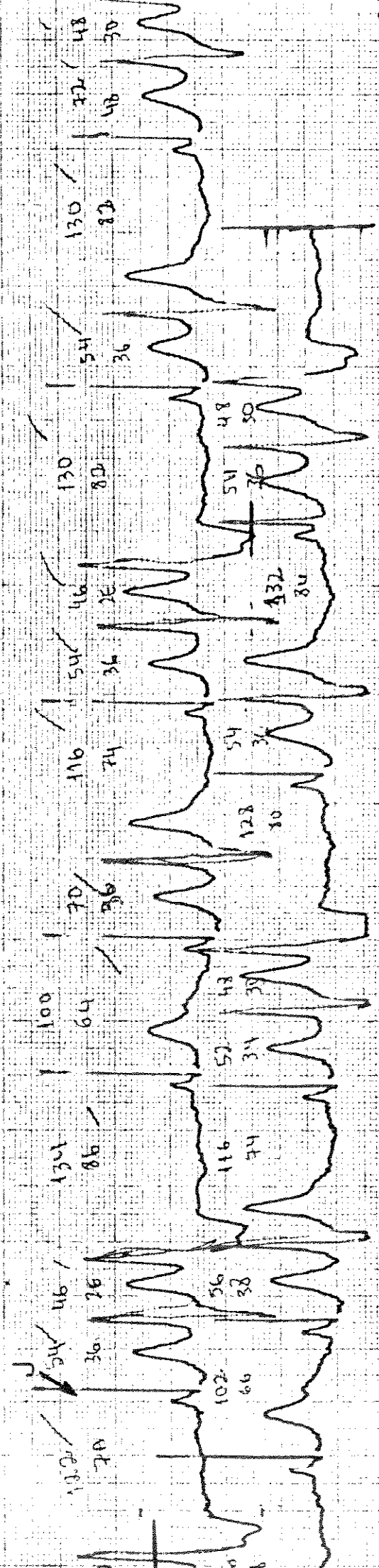
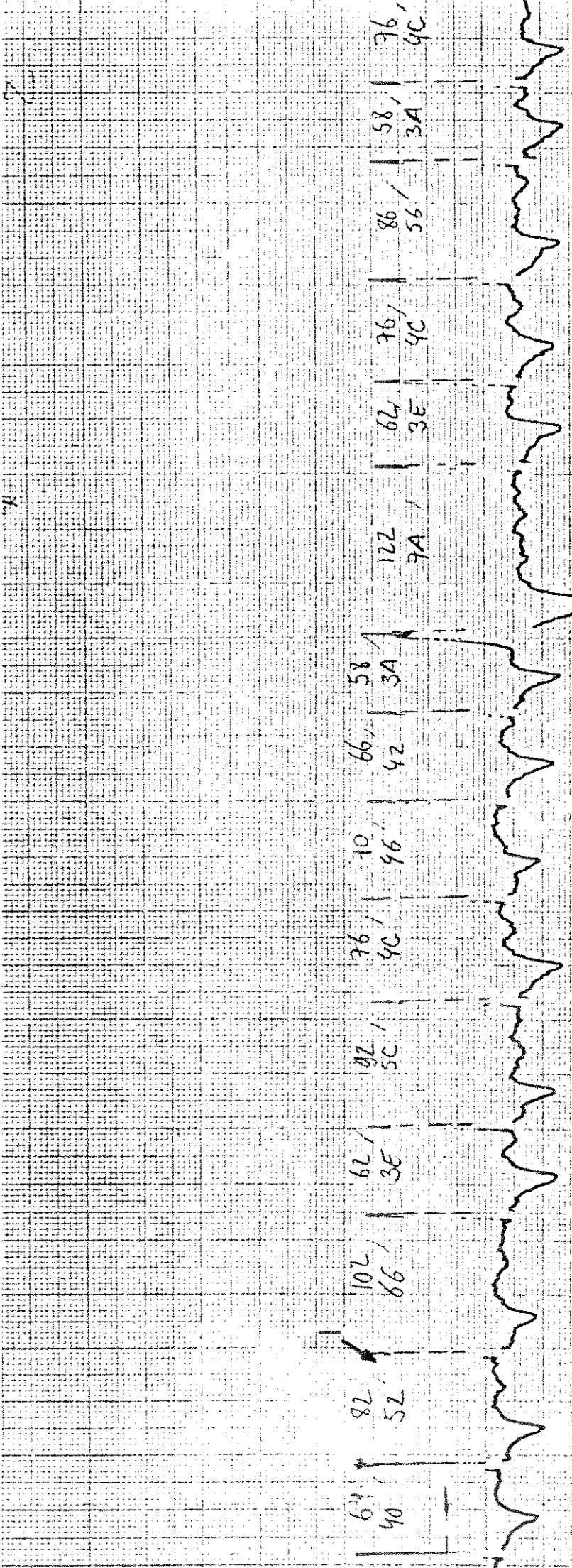


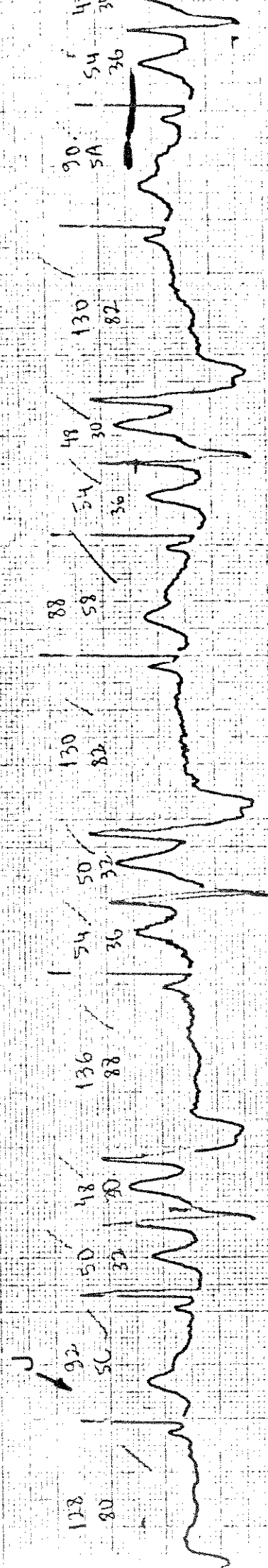
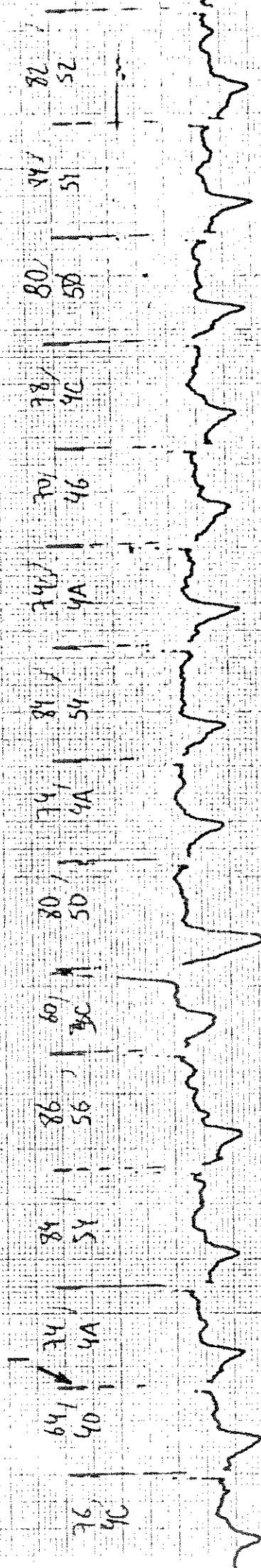


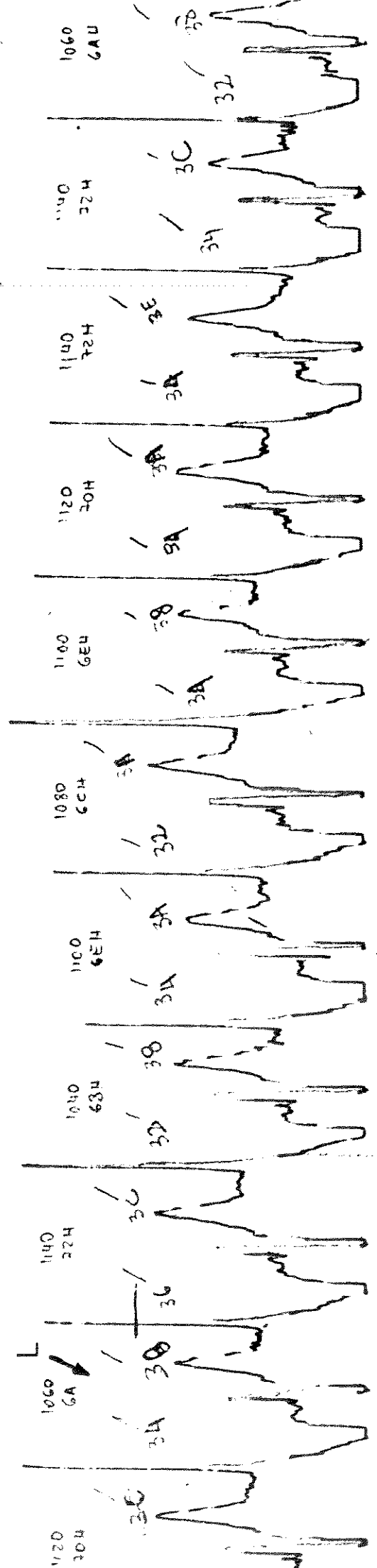
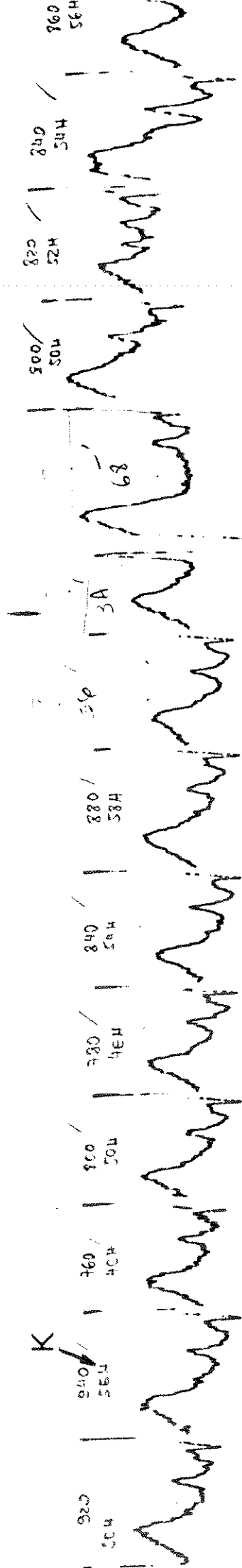


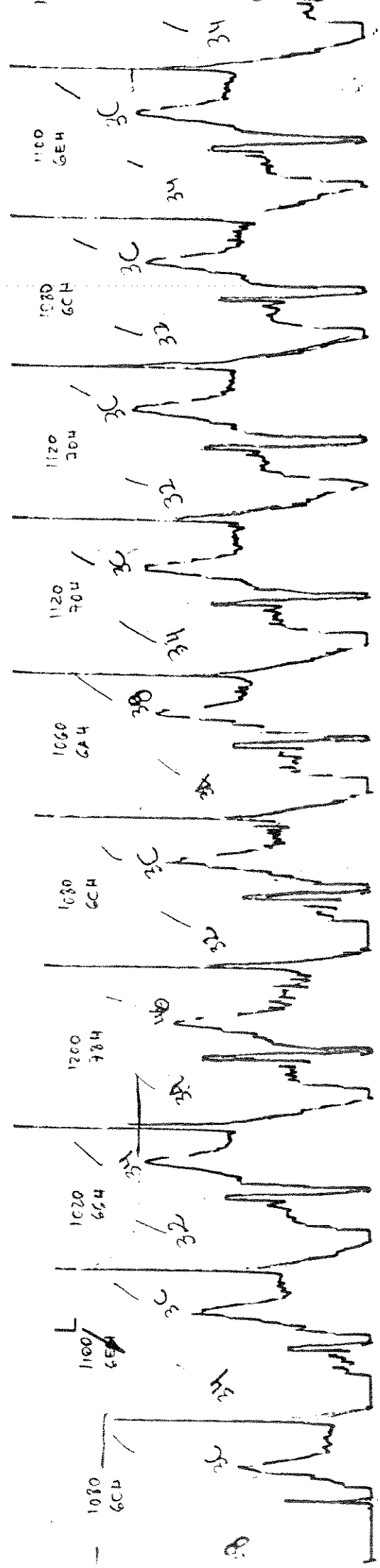
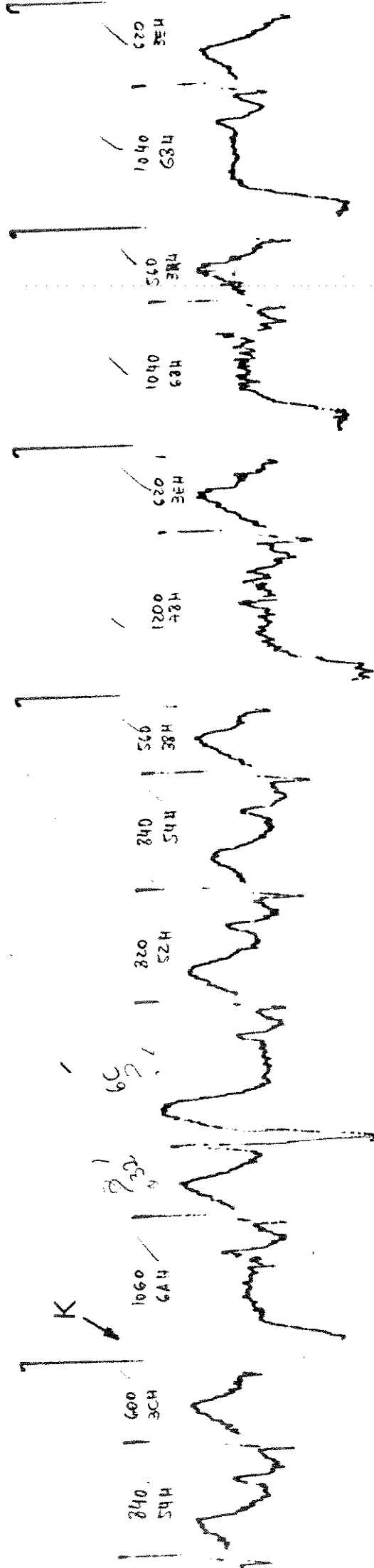


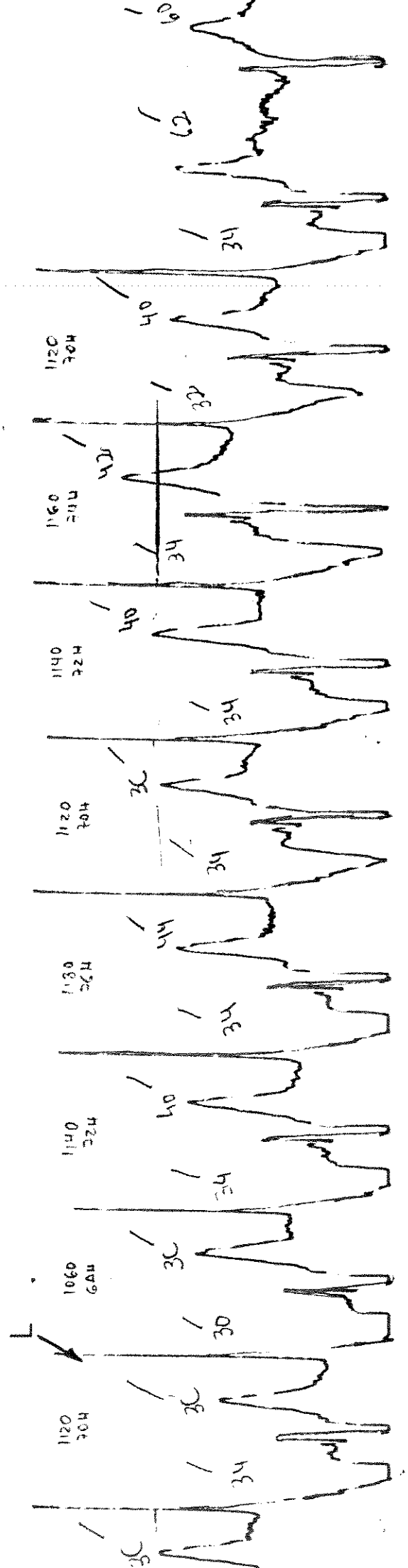
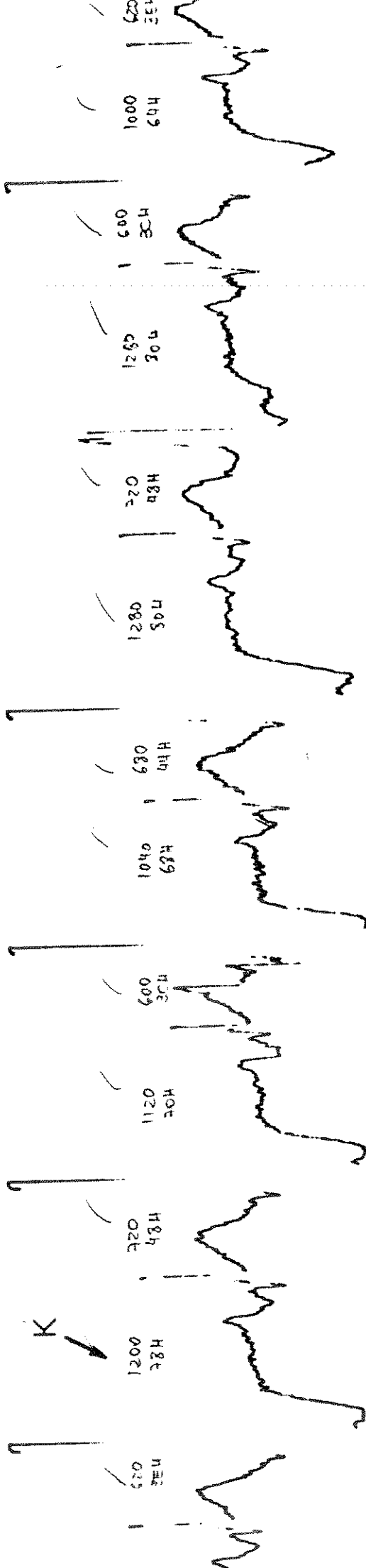




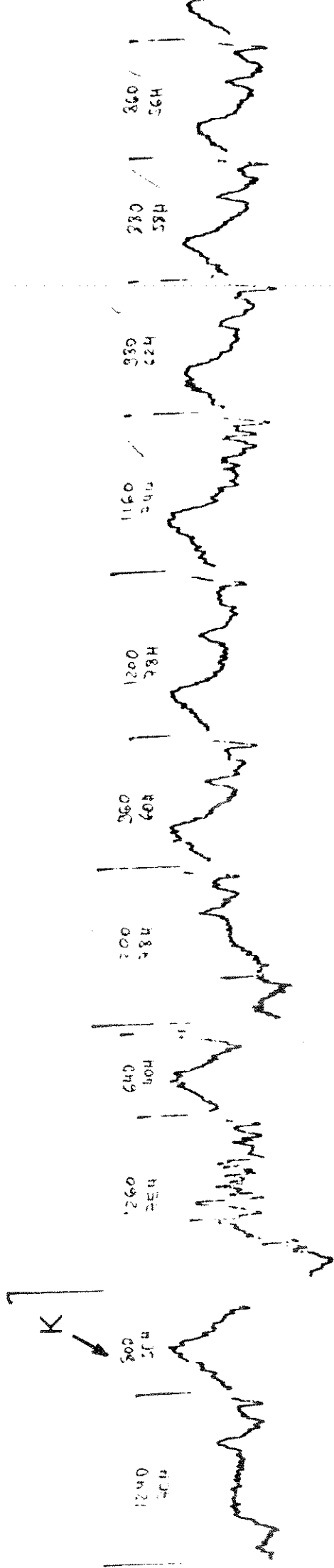
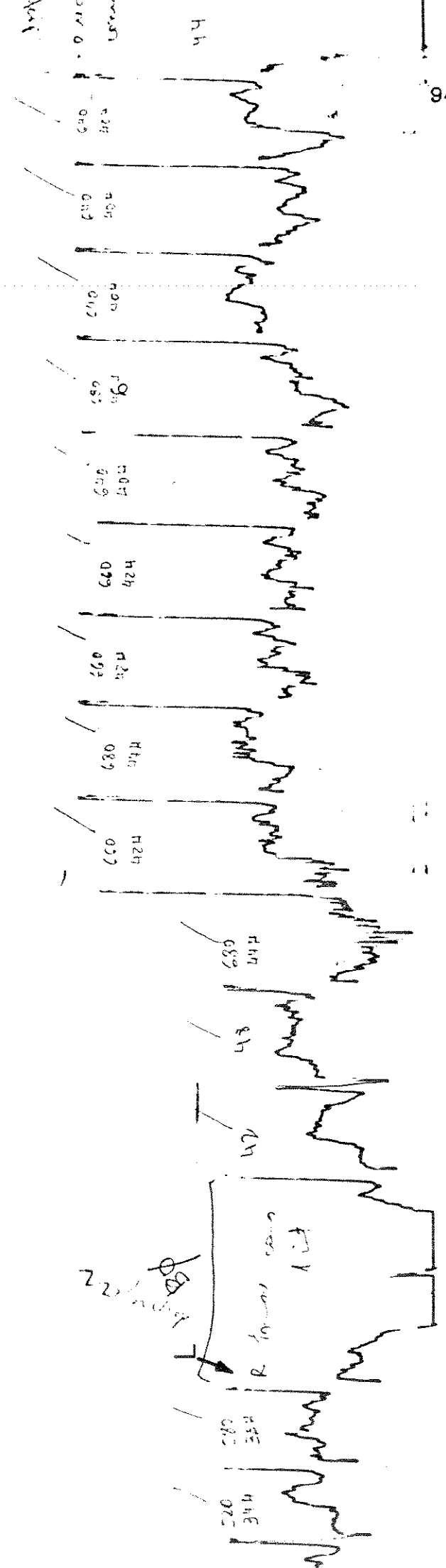








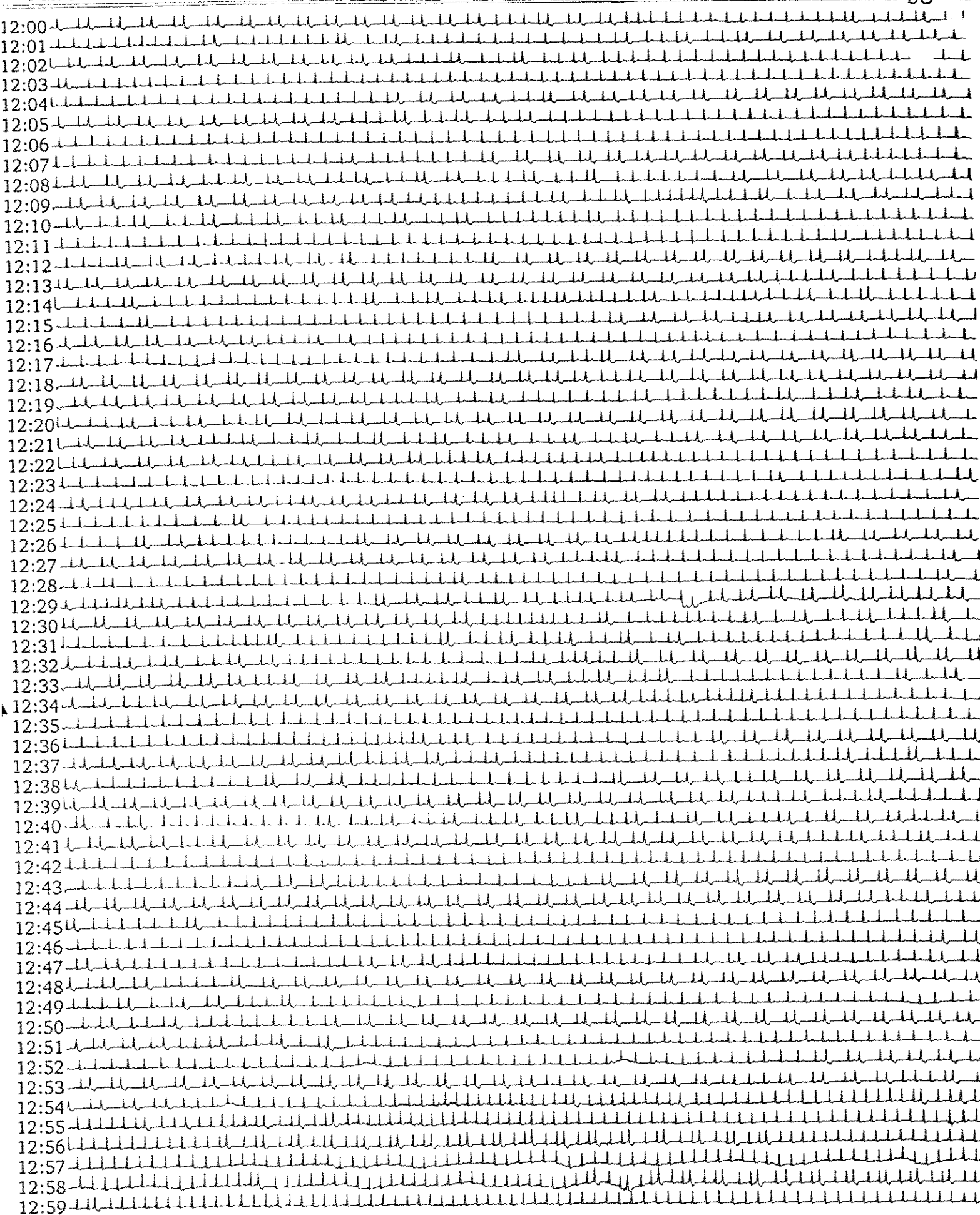
R tornou como m



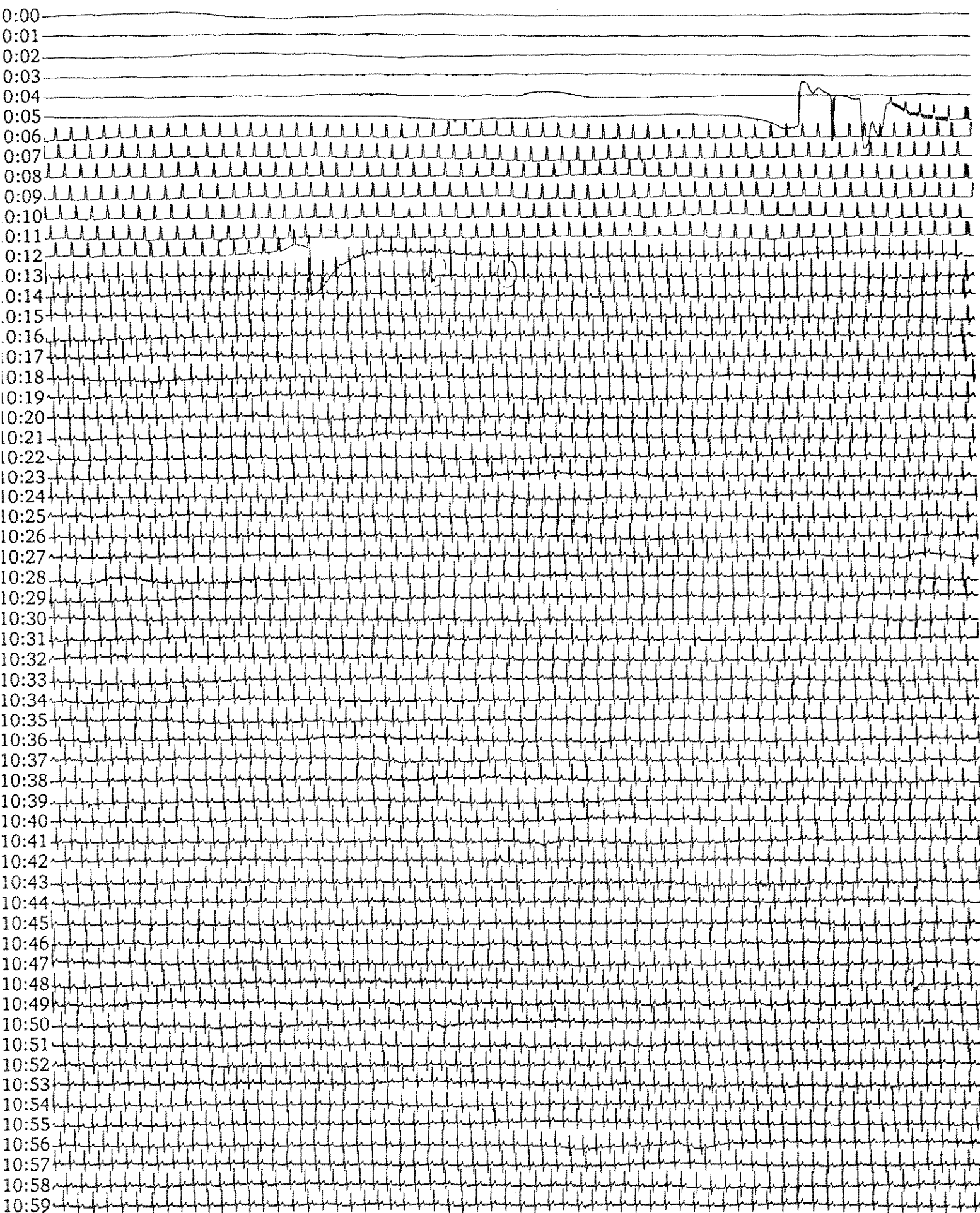
APÊNDICE C - RELATÓRIOS DOS SISTEMAS HOLTER E REDAC

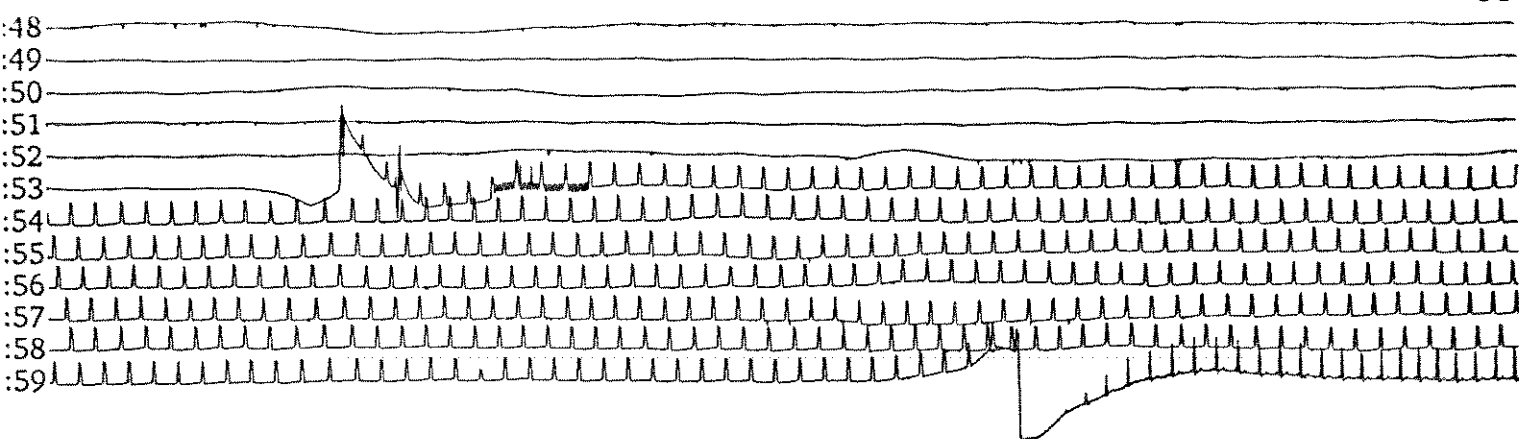
As figuras neste apêndice ilustram os relatórios fornecidos pelo Sistema *Holter*, após a monitoração dos pacientes já referenciados no capítulo 4 (ver tabela 4.3 - os nomes dos pacientes foram omitidos). Estes relatórios foram estudados com o acompanhamento de uma equipe médica especializada. Os períodos de monitoração estão indicados por setas para cada paciente.

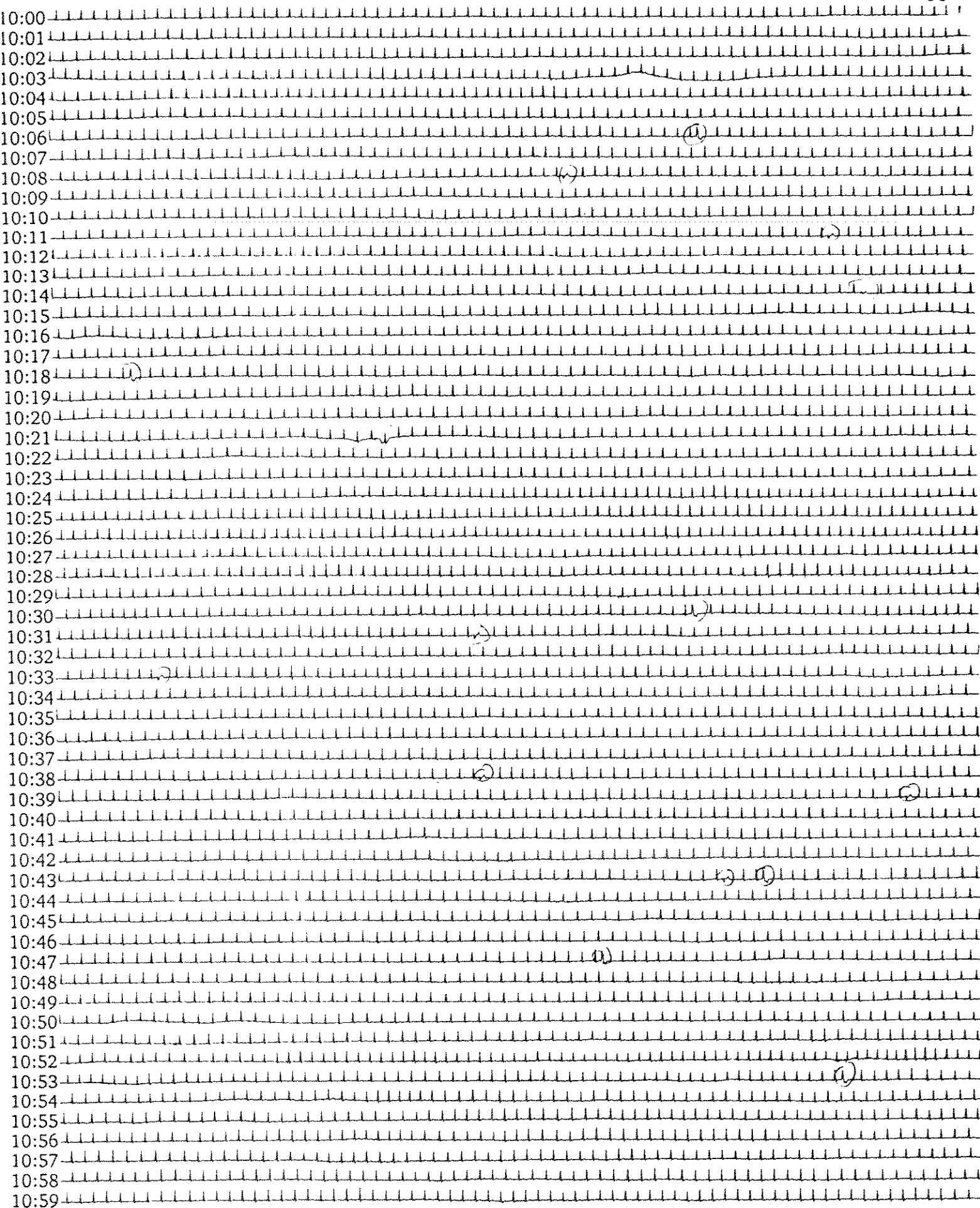
As páginas iniciais dos relatórios do REDAC referentes aos pacientes da tabela 4.3 também são mostrados como ilustração.

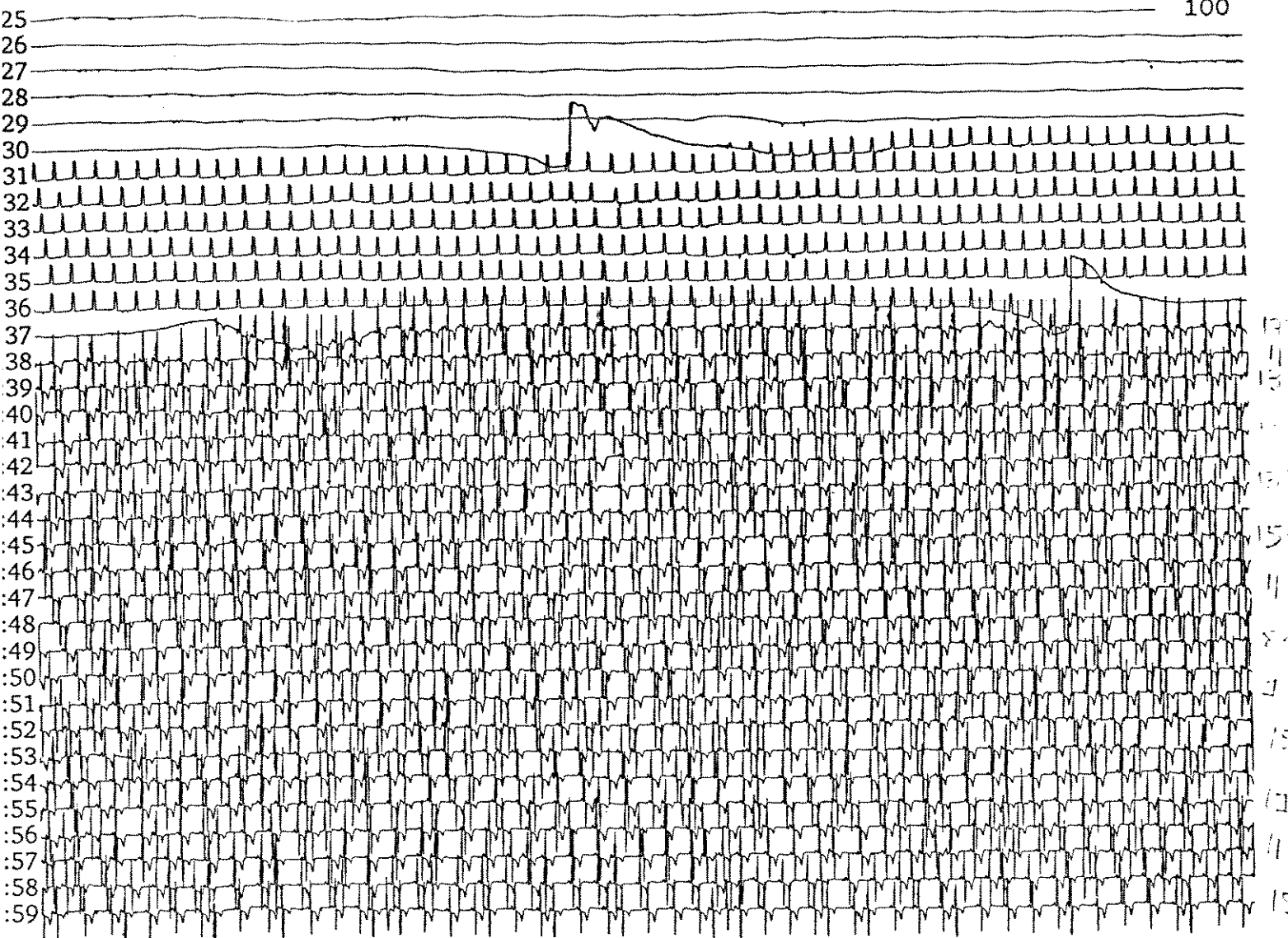
Ch 1 Hourly Ischemic Time 1

Ch 2 Hourly Ischemic Time

Ch 1 Hourly Ischemic Time 0Ch 2 Hourly Ischemic Time 0

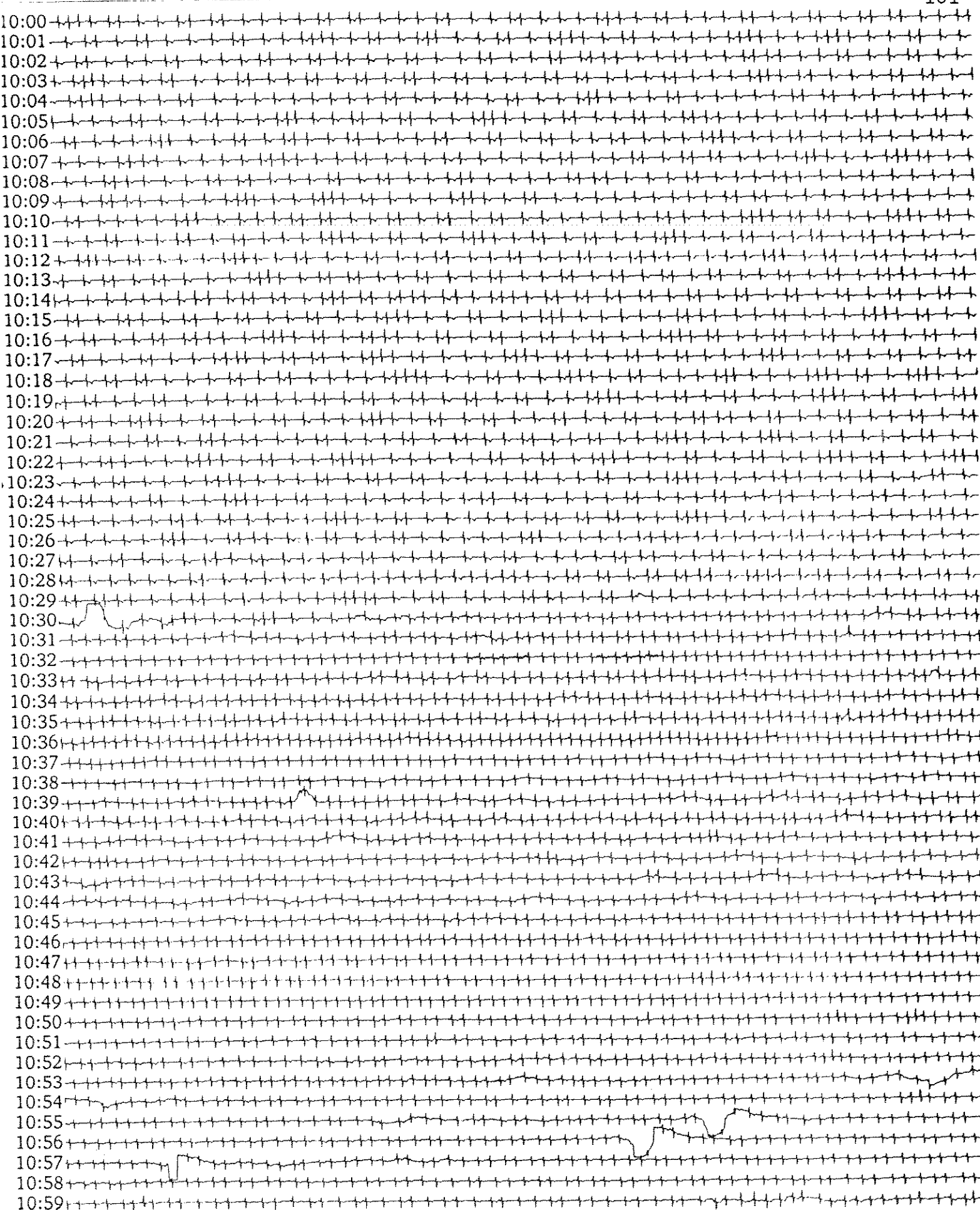
Ch 1 Hourly Ischemic Time 0Ch 2 Hourly Ischemic Time 0

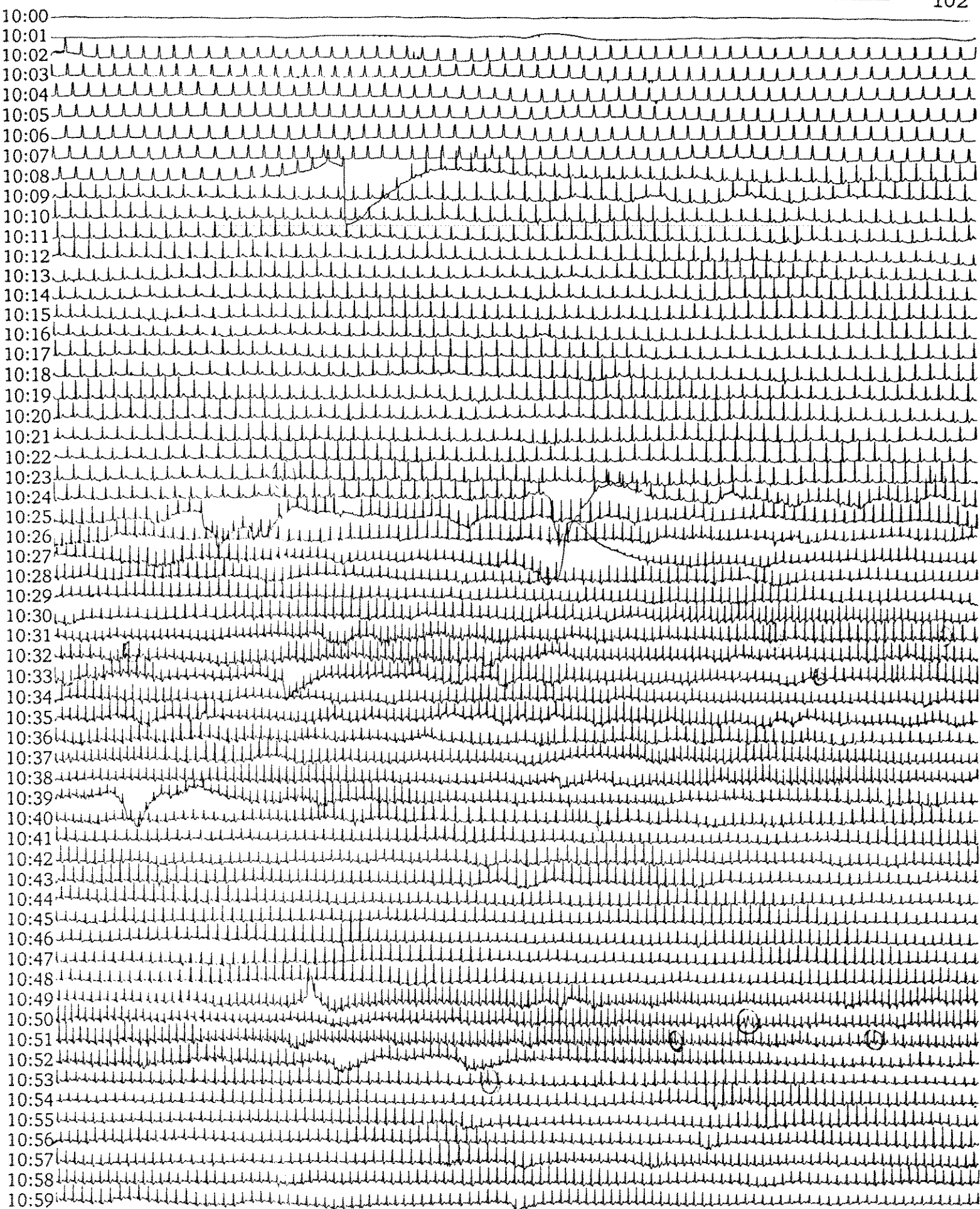
Ch 1 Hourly Ischemic Time 0Ch 2 Hourly Ischemic Time 0



122

Ch 1 Hourly Ischemic-Time 0Ch 2 Hourly Ischemic Time 0

Ch 1 Hourly Ischemic Time 0Ch 2 Hourly Ischemic Time 0

Ch 1 Hourly Ischemic Time 0Ch 2 Hourly Ischemic Time 60

Registrador Digital de Arritmias Cardíacas - REIDAC

Universidade Estadual de Campinas
 Faculdade de Engenharia Elétrica
 Departamento de Engenharia Biomédica

Nome: M.V.S.

Código: Sexo: Idade:

Medicamentos:

Indicações:

Data:

Períodos - Arritmias Detectadas (em sequencia)

01o.

02o. J J

03o. J

04o.

05o. J

06o. J

07o.

08o.

09o. E

10o.

11o.

12o.

13o.

14o.

15o.

16o.

Registrador Digital de Arritmias Cardíacas - REDAC

Universidade Estadual de Campinas
 Faculdade de Engenharia Elétrica
 Departamento de Engenharia Biomédica

Nome: M.G.S.

Código: Sexo: Idade:

Medicamentos:

Indicações:

Data:

Períodos - Arritmias Detectadas (em sequencia)

010.

020. E

030.

040.

050.

060.

070.

080. E

090.

100.

0110.

120.

130.

140.

150.

160. E

Registrador Digital de Arritmias Cardíacas - REDAC

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica
Departamento de Engenharia Biomédica

Nome: V.R.S.

Código:

Sexo:

Idade:

Medicamentos:

Indicações:

Data:

Períodos - Arritmias Detectadas (em sequencia)

010.	J J E E E J J J J J J E J J	11 / \
020.	J J J J J J J J J J E J E J E E	16 / \
030.	J J E E J E E J J J J J J J J	15 / \
040.	J J E E E J J J J J J J J J J J	16 / \
050.	E J J J J J J J J J J E E E J	15 / \
060.	J J J J J J J J E E J J J J	14 / \
070.	J J J J J J J E E J J E E E J	15 / \
080.	J J J J J J J J J J E E J J J	15 / \
090.	J E E J J J J J J J J E E E E J	16 / \
100.	E E J E J E J J J J J J J J	14 / \
110.	J J J J J J J E E J J J J E J E E E	18 / \
120.	J J J J J J J J J J J J J J	14 / \
130.	J J J J J J E J E J E J E J E E J	17 / \
140.	J J J J J J E J J J J J	12 / \
150.	J J J J J J J J J J J J J J E	15 / \
160.	E J J J J J J J J J J J	12 / \

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica
Departamento de Engenharia Biomédica

107

Nome: M.C.G.

Código:

Sexo:

Idade:

Medicamentos:

Indicações:

Data:

Períodos - Arritmias Detectadas (em sequência)

01o.

02o.

03o.

04o.

05o.

06o.

07o.

08o.

09o.

10o.

11o.

12o.

13o.

14o.

15o.

16o.