

SBI-IFUSP



305M810T1309

SISTEMA PROBE

Conjunto de Programas Para o Processamento e Análise da Função Ventricular Esquerda.

MANUAL DE USUÁRIOS

- . Especificações Técnicas
- . Funções
- . Fluxogramas de Programas
- . Operação

Defesa em 31/12/87



Rosa Maria Volpi Piva

Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

1987

Este Sistema foi desenvolvido no Serviço de Infomática Médica (SIM) do Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da FMUSP, dentro do Projeto Polo entre InCor e Itautec. A sua realização só foi possível em virtude da orientação e colaboração do Engº Sérgio S.Furuie (SIM) que idealizou a estrutura básica do Sistema e desenvolveu diversas de suas subrotinas (nota 1, seção 4). Apoios financeiros: FAPESP (RMVP) e FINEP (parcial).

ÍNDICE

	pag.
Apresentação	1
1. Especificações Técnicas	2
1.1 - Configuração do "Hardware" utilizada	2
1.2 - Configuração mínima de "Software"	2
2. Descrição do "Software"	3
2.1 - Funções	3
2.2 - Estrutura	3
2.2.1 - Gerenciador	4
2.2.2 - Configuração do Sistema	6
2.2.3 - Aquisição Digital dos Sinais	7
2.2.4 - Análise	11
2.2.4.1 - Batimento por Batimento	11
2.2.4.2 - Curvas Médias	29
2.2.5 - Gráficos e Histogramas	29
2.2.6 - Relatório do Exame	32
2.2.7 - Calibração	33
3. Instruções de Operação	35
4. Notas e Observações	54
5. Glossário	57

APRESENTAÇÃO

O Manual de Usuários do Sistema Probe é um anexo do trabalho "Um Sistema Microcomputadorizado de Sonda Nuclear para Avaliação da Função Ventricular Esquerda", apresentado ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Sistema Probe denomina o "software" desenvolvido para o processamento e a análise "off-line" de curvas da Função Ventricular Esquerda (FVE), obtidas "in vivo". Essas curvas são geradas por uma sonda cintilográfica externa, colimada e posicionada convenientemente sobre o ventrículo esquerdo (VE), após uma injeção venosa de material radioativo ($Tc-99m$) marcando as hemácias. O sinal cintilográfico juntamente com o eletrocardiograma (ECG) dos pacientes são gravados em fita magnética, para posteriormente serem processados. Esse processamento também pode ser feito "on-line" dentro de um outro protocolo ligeiramente diferente deste.

O Sistema Probe integra o projeto que visa estender a aplicação de sondas nucleares a estudos cardíacos, o qual envolveu, além da elaboração de programas específicos para a quantificação dos dados por um microcomputador, a construção de colimadores apropriados para visualização do VE. No projeto citado, o Sistema Probe tem por objetivo efetuar a fase de análise da FVE que comprehende, basicamente, o cálculo de certos parâmetros fisiológicos - fração de ejeção, taxa de ejeção, intervalos de tempo sistólico e diastólico - que darão uma indicação do desempenho global do ventrículo esquerdo e consequentemente, das condições hemodinâmicas gerais dos pacientes examinados.

Esse Sistema foi implementado em um microcomputador pessoal de 16 bits compatível com a linha IBM - PC. O "hardware" inclui um conversor analógico - digital (CAD) de 10bits para aquisição digital dos sinais armazenados em fita magnética. O conjunto de programas é constituído de diversos módulos, escritos em linguagem PASCAL, que realizam as funções de processamento e análise.

Atualmente, o Sistema Probe conta com duas versões que diferem essencialmente na forma de armazenamento de dados após a conversão A/D e no intervalo de duração desta conversão.

Neste manual poderão ser encontrados a descrição das funções de processamento e análise e das formas de armazenamento de dados, os fluxogramas dos programas elaborados e as instruções de operação do microcomputador. Essas informações, somadas às notas e observações da seção 4 e ao glossário da seção 5, pretendem elucidar as características do Sistema Probe e facilitar a sua interação com o(a) usuário(a).

1. ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

1.1 - Configuração do "Hardware" utilizada

- . Microcomputador Compatível com IBM-PC.
- . CPU INTEL 8086, 16 bits
- . Memória RAM 256 kbytes
- . Disco Flexível 5 1/4" 360 kbytes
- . Disco Rígido (Winchester) 10 Mbytes (opcional)
- . Vídeo 200 linhas por 640 colunas
- . Impressora Gráfica (Epson)
- . Interface Conversor A/D - Linx (10 bits, 2 canais, faixa mais ou menos 5V, freq. de amostragem igual 120 Hz).
- . Sistema de Detecção Cintilográfico Sonda Nuclear Bicron, com cristal de NaI(Tl) de 2"×2". Eletrônica convencional modular Ortec .Colimadores de chumbo, convergentes de 1 furo.
- . Eletrocardiógrafo Térmico de 3 canais (Hewlett Packard, mod. 1516A)
- . Gravador de fita magnética de 4 canais (Hewlett Packard, mod. 3960).

1.2 - Configuração Mínima de "Software"

- . Linguagens Utilizadas PASCAL , ASSEMBLY 8088
- . Modo de Programação Segmentada ("Overlay")

2. DESCRIÇÃO DO "SOFTWARE"

2.1 - Funções

- . Conversão analógica-digital dos sinais da FVE e do ECG a 120 Hz/canal.
- . Visualização "on line" dos sinais durante a aquisição digital.
- . Filtragem digital dos sinais.
- . Processamento da FVE no modo batimento por batimento ou na média.
- . Delimitação manual dos batimentos cardíacos de interesse para cálculos, por cursores verticais.
- . Cálculo dos parâmetros: fração de ejeção, taxas de ejeção e de enchimento, intervalos de tempo sistólico e diastólico, frequência cardíaca.
- . Armazenamento e processamento de dados em disco.
- . Apresentação dos resultados clínicos por gráficos e histogramas.
- . Confecção do Relatório do exame, apresentando os dados pessoais do paciente e dados técnicos.
- . Sistema configurável.

2.2 - Estrutura

Para a realização das funções listadas na seção 2.1, o Sistema Probe foi organizado de forma modular, como mostra a figura 1.

Cada módulo, com exceção das funções de cadastramento de pacientes, armazenamento e recuperação de dados em disco, é escrito como se fosse um programa independente e é unido ("linked"), após a compilação, ao Programa Gerenciador. Essa união é realizada de uma maneira específica e apropriada de acordo com as exigências do modo de programação estruturada ("overlay").

Segundo o modo de programação estruturada, no momento em que o Sistema Probe for rodado, somente o Programa Gerenciador residirá o tempo todo na memória, enquanto que os outros módulos permanecerão armazenados em disco, e somente entrarão na memória quando solicitados pelo(a) usuário(a) ou pelo próprio programa Gerenciador. Esse processo se tornará mais claro no decorrer deste manual.

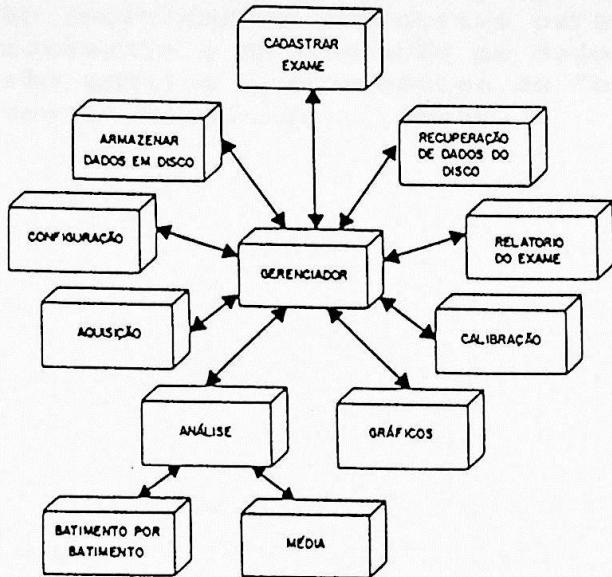


Figura 1 - Estrutura do Sistema Probe.

Em linhas gerais, o modo de programação segmentada oferece a possibilidade de desenvolvimento de sistemas computacionais que, se organizados na forma convencional, não seriam compatíveis, devido a sua extensão, com a memória usualmente disponível para programação em microcomputadores tipo PC. Ao lado do problema de memória, programas excessivamente longos são mais lentos na sua execução tornando a sua segmentação aconselhável. Nas próximas seções, cada uma das partes do Sistema Probe será definida e descrita.

2.2.1 - Gerenciador

O programa Gerenciador do Sistema Probe é chamado ADCRS. Nele estão declaradas todas as variáveis comuns aos demais módulos - variáveis globais - assim como são atribuídos os valores iniciais ("Default") das variáveis de configuração do sistema, tais como:

- (a) Número dos canais lidos pelo conversor A/D: NCANAIS,
- (b) Número de pontos amostrados: NPTOT,
- (c) Frequência de amostragem em Hz: FA,
- (d) localização no vídeo da linha de base dos sinais do ECG e FVE: LBASE[SINAL], (detalhes na nota 3 da seção 4).
- (e) Títulos e unidades dos sinais, etc.

O programa Gerenciador exerce a função de chamar os outros módulos do sistema. Isso é possível, a nível de interação com o(a) usuário(a), através de um "MENU" que expõe as opções existentes. Uma vez selecionada a operação desejada, se esta for um módulo de "overlay", será carregada automaticamente na memória, podendo ser assim executada. Após cada execução, o(a) usuário(a) é referido(a) novamente ao MENU do Gerenciador, chamado de MENU PRINCIPAL.

A figura 2 mostra o fluxograma do programa gerenciador. Neste programa estão incluídas as subrotinas para cadastramento de pacientes, armazenamento e recuperação de dados em disco. Desta forma, elas não são módulos independentes de "overlay", mas serão executadas prontamente quando solicitadas.

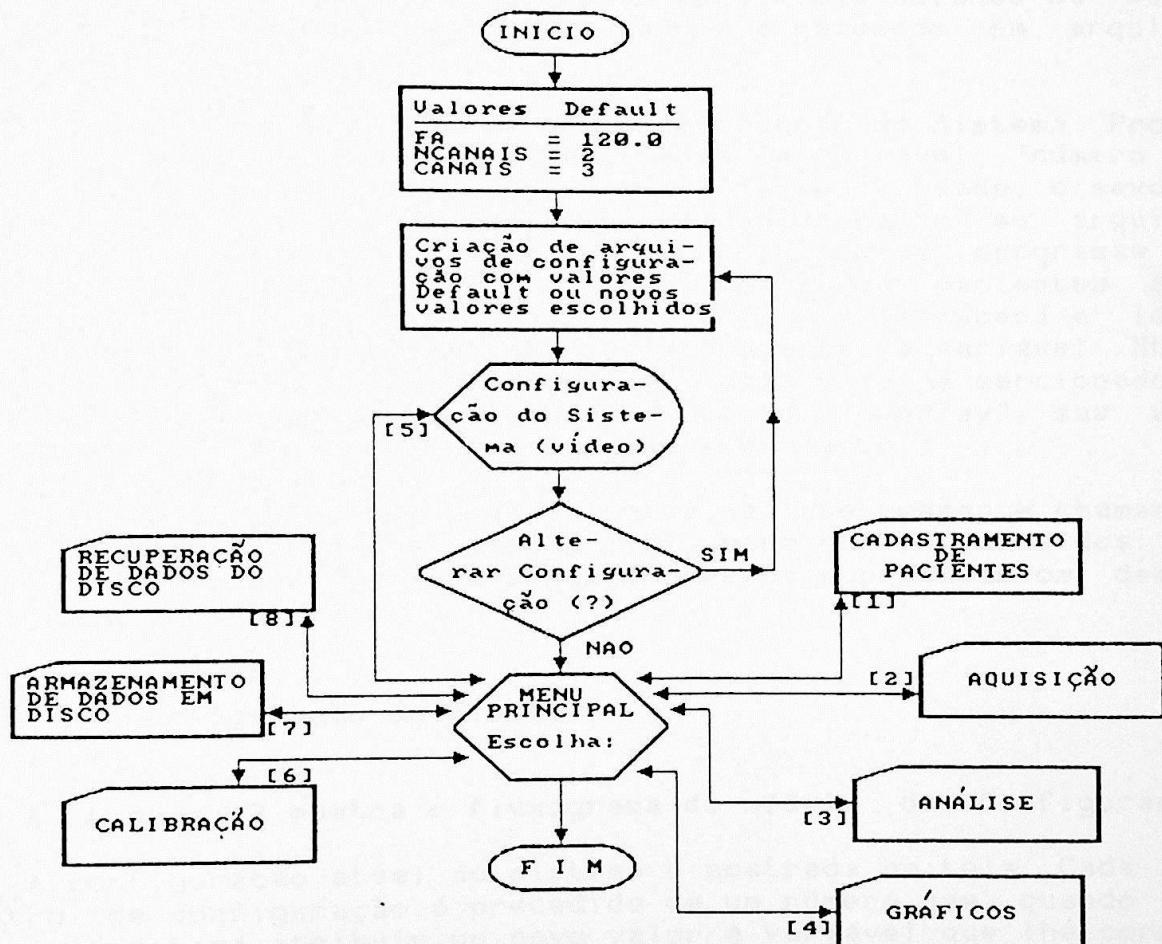


Figura 2 - Fluxograma do Programa Gerenciador.

O Sistema Probe, assim que é iniciado, chama o módulo de Configuração, CONRS. Isto para permitir ao(a) usuário(a) o conhecimento da configuração atual do sistema e a sua modificação, caso julgue necessária. As características deste módulo serão expostas na próxima seção.

Após a escolha da configuração, as opções do MENU PRINCIPAL podem ser selecionadas em qualquer ordem. No entanto, há uma seqüência recomendada de operações, que é a seguinte:

- 1º Calibração dos sinais
- 2º Cadastramento de pacientes
- 3º Relatório do exame
- 4º Aquisição de sinais

- 5º Análise
- 6º Resultados Gráficos
- 7º Armazenamento de dados em disco
- 8º Recuperação de dados em disco

A calibração dos sinais resulta no fator de calibração que permite relacionar os valores de tensão, fornecidos pelo gravador, com a taxa de contagem, conforme será visto adiante na seção 2.2.7. O fator de calibração calculado é armazenado em arquivos ".CAL".

O cadastramento de pacientes é uma função do Sistema Probe, que cria arquivos diferenciados através da variável "número de exame" (NUMEX) e contém o nome do(a) paciente, a idade, o sexo, o peso e data do exame. Esses dados são armazenados em arquivos ".IDE", que podem ser criados também no editor de programas ("WordStar"). É importante que o cadastramento de pacientes seja realizado logo no início do processamento, pois fornecerá a identificação dos resultados obtidos posteriormente (a variável NUMEX aparecerá impressa nos resultados gráficos). Como já mencionado, o cadastramento de pacientes não é um módulo de "overlay", mas sim, uma subrotina (PROCEDURE) do programa Gerenciador.

Após o cadastramento dos pacientes, é interessante chamar a opção "relatório de exame" (seção 2.8), para que os dados dos pacientes e os dados técnicos sejam impressos e precedam os demais resultados da análise.

2.2.2 - Configuração do Sistema

A figura 3 mostra o fluxograma do módulo de Configuração: CONRS.

A configuração atual do sistema é mostrada na tela. Cada parâmetro de configuração é precedido de um número que, quando tecido, permitirá atribuir um novo valor à variável que lhe corresponde.

Se alguma modificação na configuração do sistema for introduzida, um novo arquivo de configuração, CONF.RS.TXT, será criado anulando o antigo. Assim, como esse arquivo é lido nos instantes iniciais da execução do programa, a alteração introduzida permanecerá válida para as análises subsequentes sem que haja necessidade de reintroduzi-la toda vez que o programa for rodado.

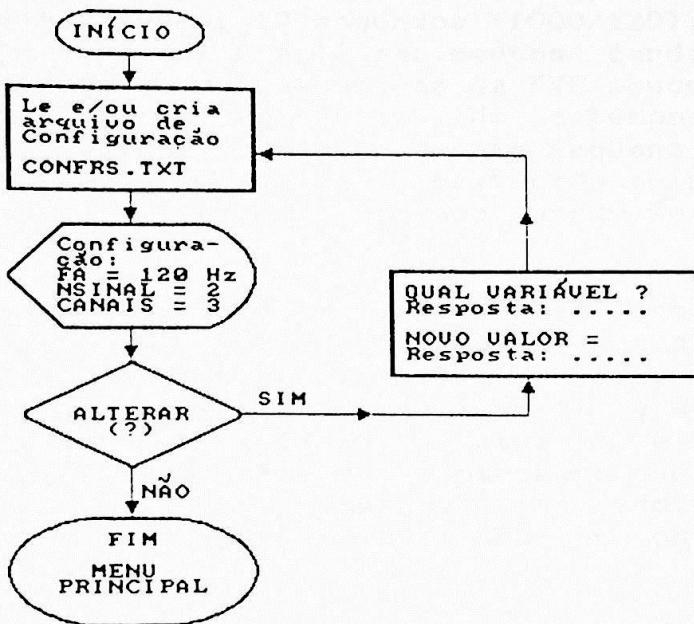


Figura 3 - Fluxograma do Módulo de Configuração.

2.2.3 - Aquisição Digital dos Sinais.

Para que os sinais sejam processados pelo microcomputador estes necessitam ser digitalizados. Essa função é desempenhada pelo conversor A/D. O processo de conversão é controlado por subrotinas escritas em ASSEMBLY (nota (1), seção 4), chamadas pelo módulo de Aquisição denominado AQRS. Essas subrotinas informam ao CAD o valor das seguintes variáveis:

- (a) frequência de amostragem (FA);
- (b) número de canais do conversor que serão lidos (NCANAL);
- (c) número total de pontos para leitura A/D (NPTOT) (vide seção 4, nota (2));
- (d) identificação dos canais (CANAL) em bits;
- (e) número de pontos por canal (NPTOT/NCANAL), ou
- (f) intervalo de tempo de leitura (TEMPO).

Os ítems (e) ou (f) serão especificados de acordo com a versão do Sistema Probe que está sendo rodada. Cada uma das versões está armazenada em disquetes diferentes.

VERSAO 1: Os dados convertidos são armazenados numa variável de programa do tipo "ARRAY" ou vetor (BUFFER []). Nesta versão, o conversor é informado sobre o nº de pontos lidos por canal. Devido às restrições de memória, o número máximo de pontos amostrados por canal, quando o número de canais são dois (2), são 1000 pontos. Isso significa que para uma FA = 120 Hz, o tempo de aquisição de sinais é de, aproximadamente, 10 segundos ($1000/120$). Durante este intervalo, somente cerca de 8 a 12 batimentos cardíacos poderão ser analisados, produzindo curvas médias da FVE pouco significativas em termos estatísticos. Por outro lado, o tempo de processamento e análise consumido será relativamente pequeno, (10 s, para o cálculo da curva média, 5 s para a construção do histograma ou gráficos) o que torna a versão 1 indicada quando se deseja obter os resultados mais prontamente.

VERSAO 2: Nesta versão, os dados convertidos são armazenados diretamente na memória RAM do micro, em forma sequencial. Para manipulá-los eles serão também lidos da memória. Assim, é preciso informar, via "software", o segmento da memória (a memória RAM é subdividida em 4 segmentos com 64 kbytes cada um) e a posição inicial para o armazenamento do trem de dados, para que se possa recuperá-lo quando necessário. (O segmento é indicado pela variável SEQ, é a posição inicial pela variável OFS, cujos valores são atribuídos pelo programa).

Na versão 2, a duração da leitura dos sinais é ampliada, podendo ser igual até a 130 segundos, segundo uma escolha feita pelo(a) usuário(a). Esta ampliação de número de batimentos cardíacos analisados provoca uma melhoria na qualidade estatística das curvas médias, mas também aumenta o tempo gasto para processamento de cada exame.

A figura 4 mostra o fluxograma do módulo AQRS, de aquisição digital de sinais.

Além da leitura dos sinais gravados da FVE e do ECG, no módulo AQRS é realizada a leitura dos sinais de fundo anatômico (BG1 e BG2), e existe a opção chamada índice de calibração, que discrimina qual o sinal de calibração armazenado em arquivo que será utilizado para os cálculos do exame que está sendo processado (seção 2.7).

Os sinais de fundo anatômico (BG1 e BG2) correspondem aos sinais gravados durante os exames clínicos quando se deslocou a sonda do vetrículo esquerdo lateralmente para fora do corpo (BG1) e lateralmente para baixo do vetrículo em direção ao baço (BG2). Estes sinais pretendem reproduzir as contribuições espúrias ao sinal da FVE e são essenciais para o cálculo da fração de ejeção, como será visto adiante.

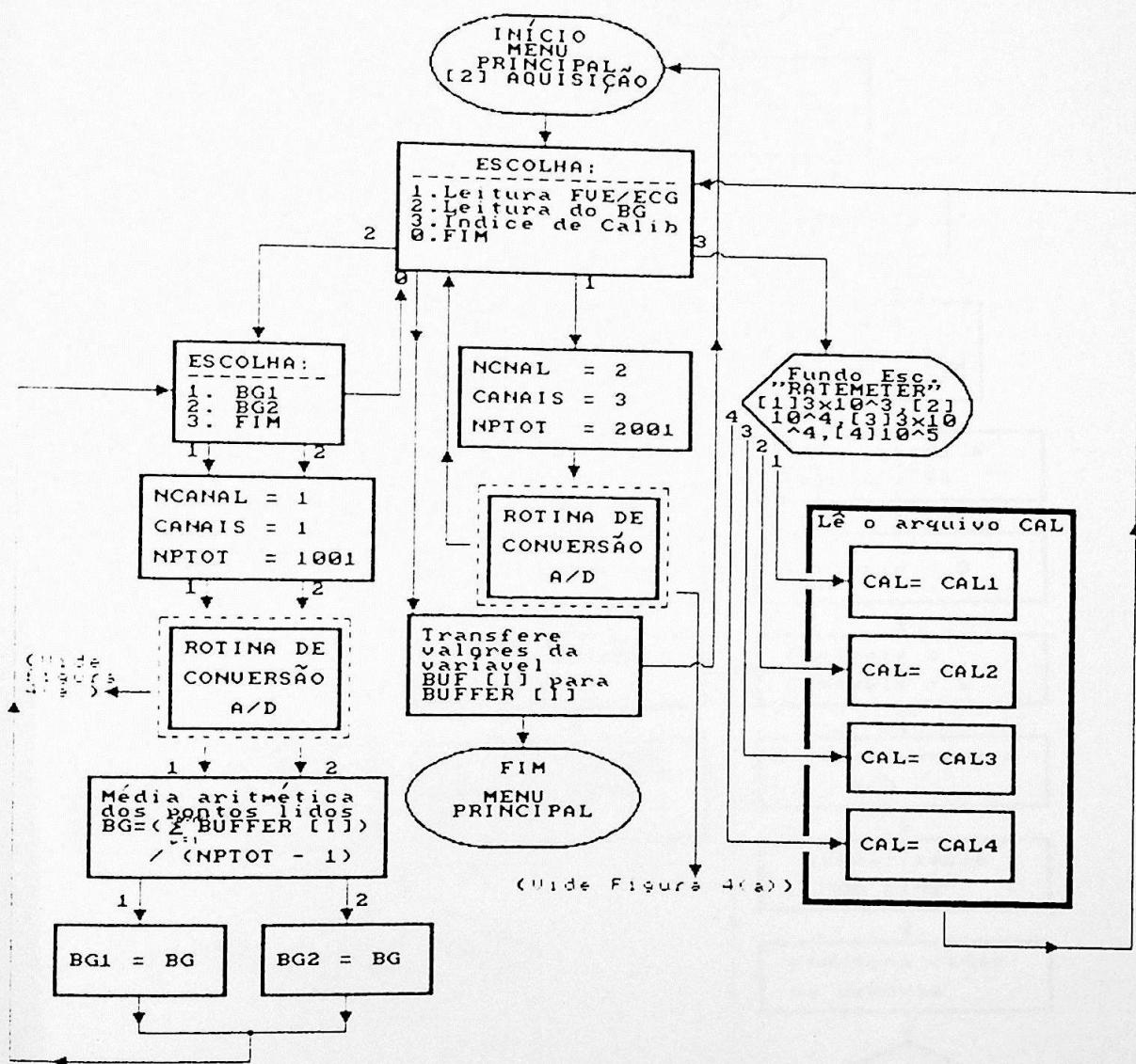


Figura 4 - Fluxograma do Módulo de Aquisição dos Sinais.

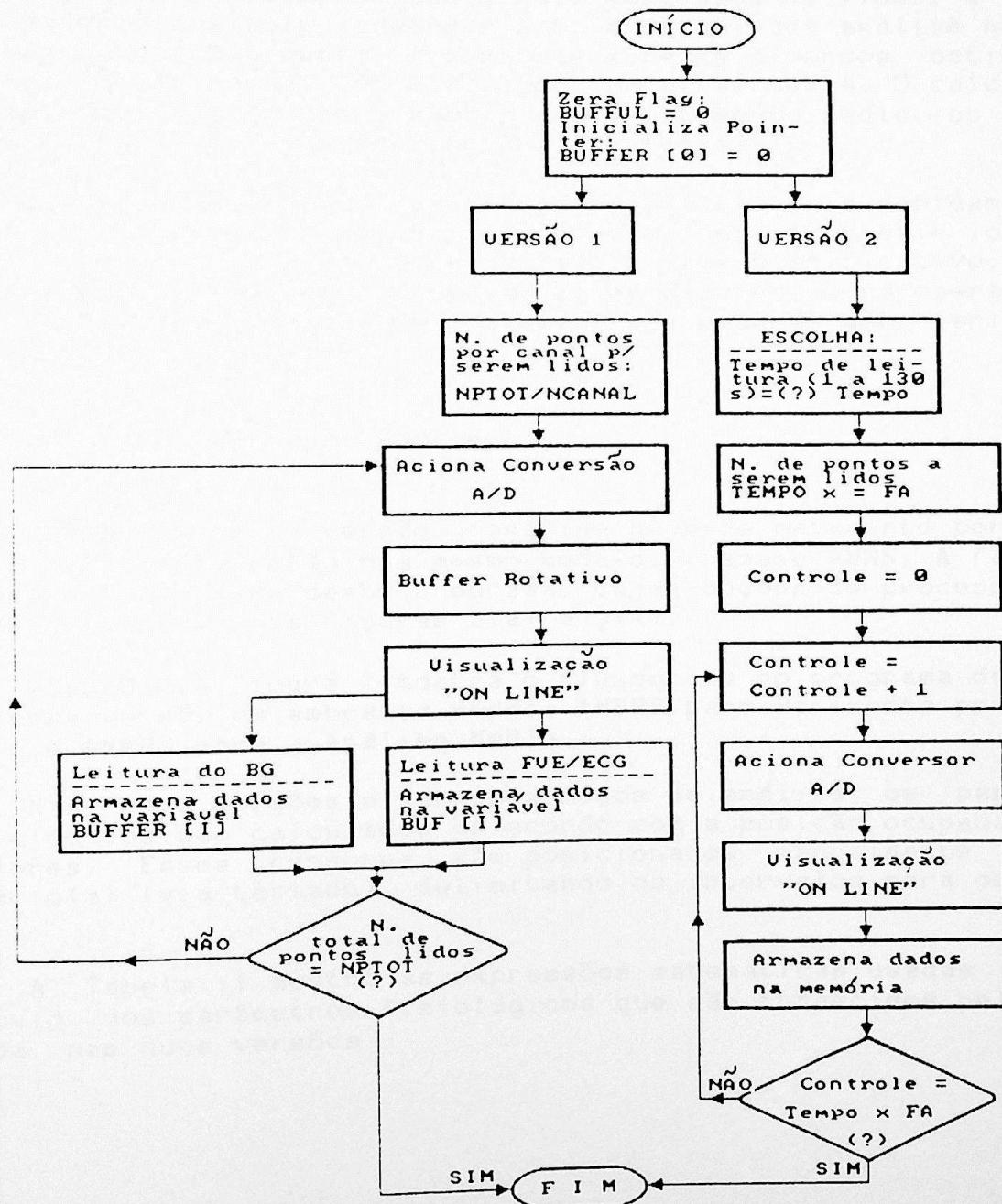


Figura 4(a) - Rotina de Conversão A/D.

2.2.4 - Análise

Os sinais analógicos da FVE e do ECG representam os eventos mecânicos e elétricos, respectivamente, que têm lugar no coração em cada batimento cardíaco. Desta forma, a extração dos parâmetros fisiológicos diretamente dos sinais mostrados no vídeo, a partir dos dados lidos pelo conversor A/D, é denominada análise no modo Batimento por Batimento. A soma coerente de diversos batimentos, com relação às ondas R do ECG produz um sinal médio. O cálculo dos parâmetros fisiológicos a partir deste batimento médio, ou representativo, constitui o modo de Análise Média.

Quando se quiser os resultados da análise mais rapidamente a versão 1 deve ser usada. Para análise de um trecho mais longo do sinal, do qual derivará um sinal médio mais significativo, o(a) usuário(a) deve empregar a versão 2. As diferenças na operação de análise das duas versões do Sistema Probe poderão ser verificadas a seguir.

2.2.4.1 - Batimento por Batimento

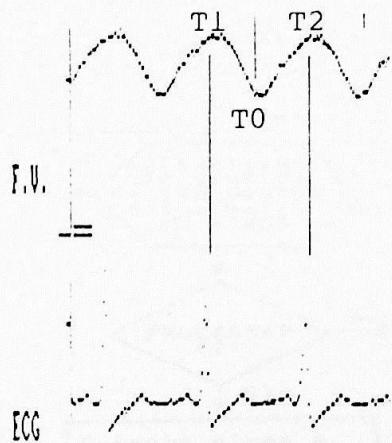
VERSÃO 1: Nesta versão a análise no modo batimento por batimento e na média estão num mesmo módulo, chamado ANRS. A figura 5 mostra o fluxograma deste programa, cujas opções de processamentos estão detalhadas nas figuras 5(a) a 5(k).

VERSÃO 2: A figura 7 mostra o fluxograma do programa de análise dessa versão em ambos os modos: ANBRS para Batimento por Batimento e ANMRS para a Análise Média.

Nas duas versões e nos dois modos de análise, os parâmetros fisiológicos são calculados de acordo com a posição ocupada por 3 cursores. Esses cursores são posicionados manualmente pelo(a) usuário(a) (via teclado), delimitando os intervalos para os cálculos.

A Tabela 1 mostra as expressões matemáticas usadas para o cálculo dos parâmetros fisiológicos que são fornecidos pelo programa, nas duas versões.

TABELA 1 - PARÂMETROS FISIOLÓGICOS	
VT = Variação Total	= $C(H[1]) - C(H[0])$
FE _i = Fração de Ejeção (%)	= $VT / (C(H[1]) - BG_i) \times 100$
TE = Taxa de Ejeção	= $VT / ((H[0] - H[1]) / FA)$
FC = Frequência Cardíaca	= $FA / (H[2] - H[1]) \times 60$
T1 = $H[1]/FA$ (s)	
T0 = $H[0]/FA$ (s)	
T2 = $H[2]/FA$ (s)	
$T_0 - T_1$ = Intervalo Sistólico	
$T_2 - T_0$ = Intervalo Diastólico	
RAZÃO = $(T_0 - T_1)/(T_2 - T_0)$	
$H[i]$ = Posição no Vídeo do Cursor <i>i</i>	
$C(H[i])$ = valor em contagens/s ou em bits da variável FVE	



O parâmetro "Taxa de Enchimento" também pode ser obtido, bastando para isso posicionar o cursor 1 no local ocupado pelo cursor 2 na figura da Tabela 1 e manter o cursor 0 na mesma posição. O resultado será mostrado em TE.

É importante mencionar que para o cálculo correto dos valores dos intervalos de tempo ($T_0 - T_1$) e ($T_2 - T_0$) o cursor 0 deve ser posicionado sempre por último, ou seja, após o posicionamento dos cursorios 1 e 2.

Para selecionar o cursor que será movido, cada vez que a letra [C] é teclada o cursor é incrementado de um. Quando CURSOR=2, e [C] é teclado, então CURSOR=0. CURSOR=0, para mover o cursor para central. CURSOR=1, para mover o cursor da esquerda, CURSOR=2, para mover o cursor da direita.

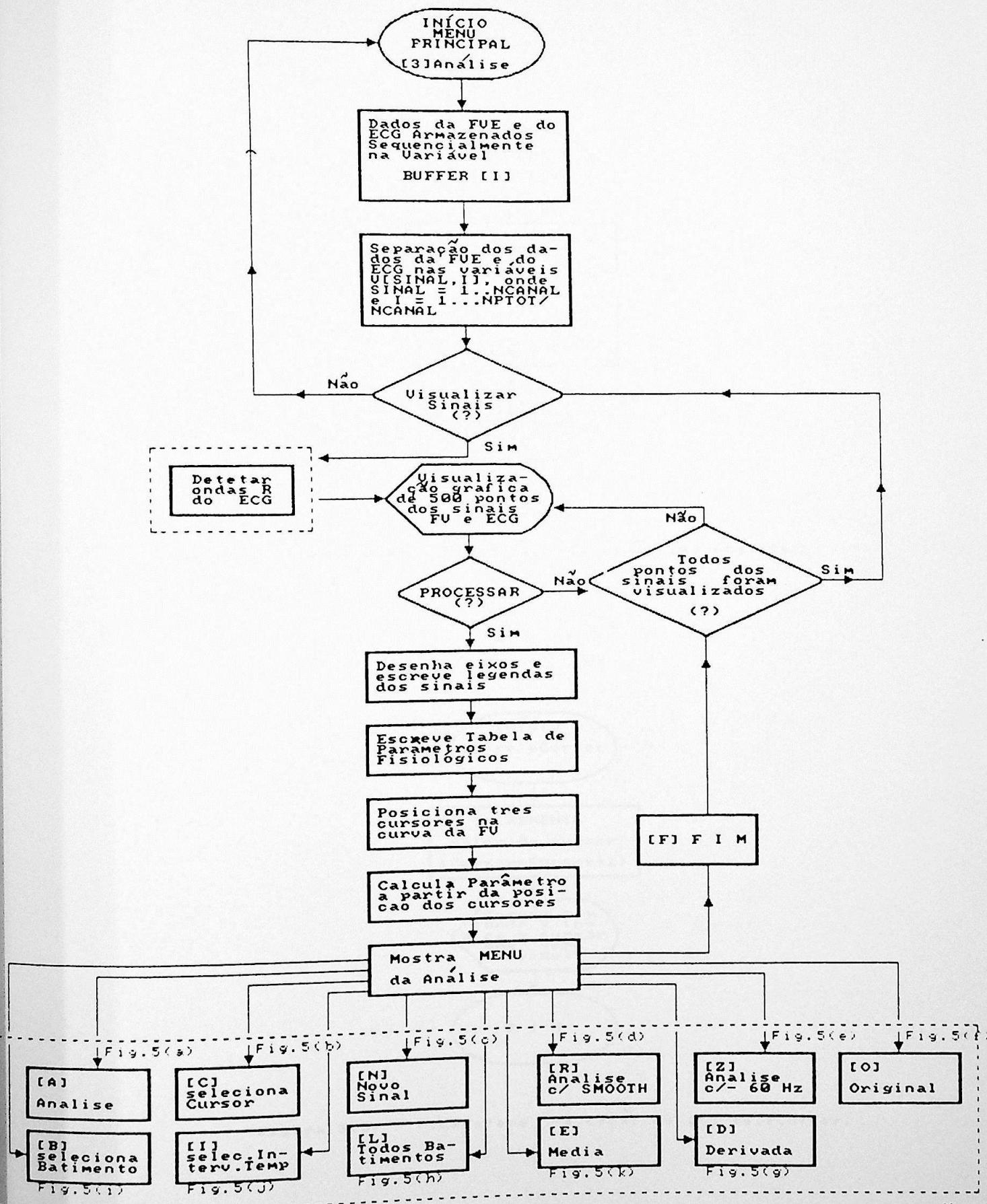


Figura 5 - Fluxograma do Módulo de Análise (ANRS) da versão 1. Os fluxogramas das opções contidas no retângulo tracejado maior são ilustrados nas figuras: 5(a) a 5(k).

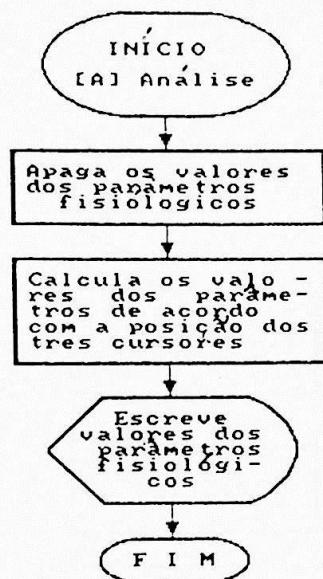


Figura 5(a) - Fluxograma da opção [A] Análise.

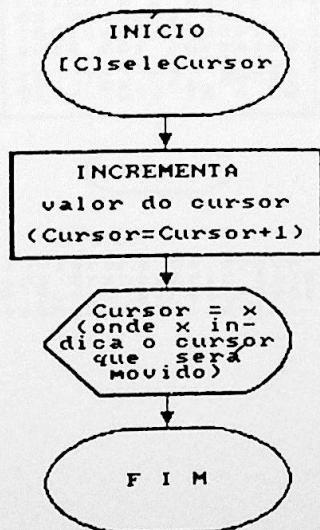


Figura 5(b) - Fluxograma da opção de [C] seleCursor.

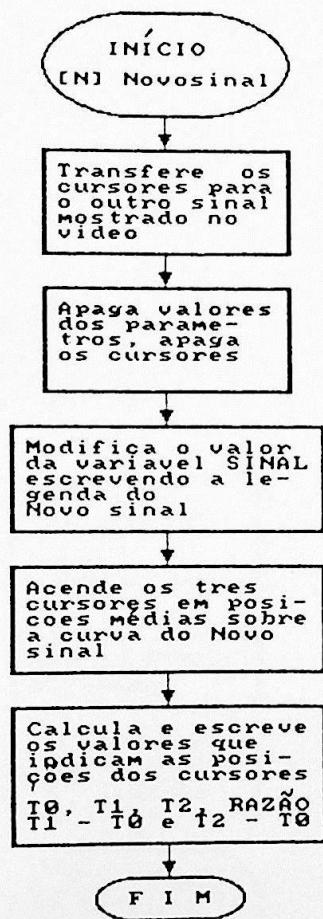


Figura 5(c) - Fluxograma da opção [N] Novosinal, para transferir os cursores para um outro sinal mostrado no vídeo, visando analisá-lo.

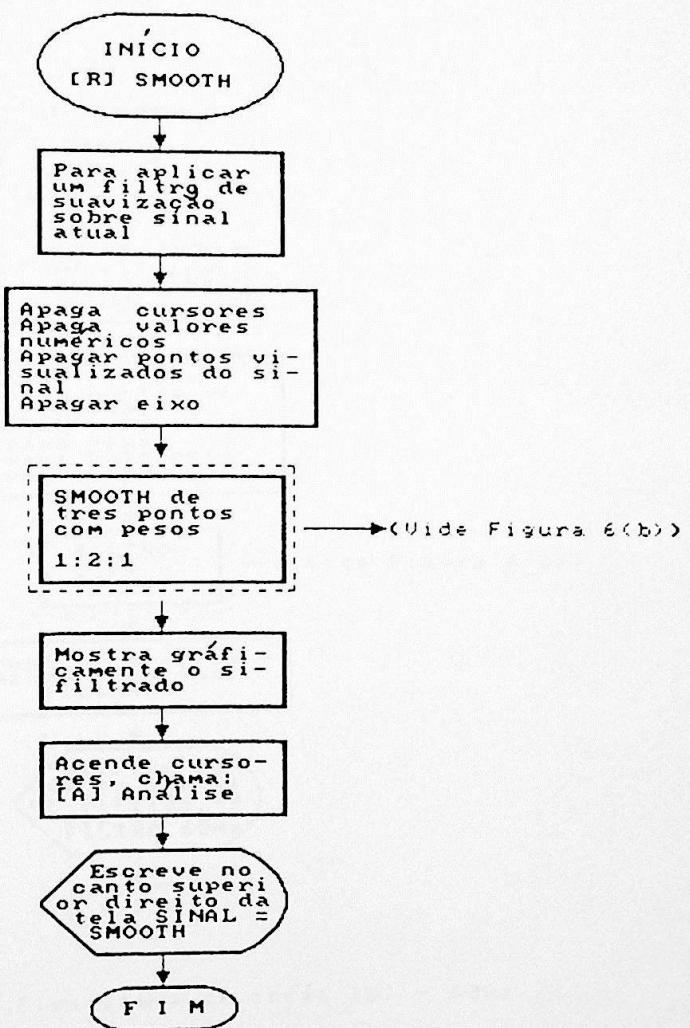


FIGURA 5(d) - Fluxograma da opção [R] SMOOTH.

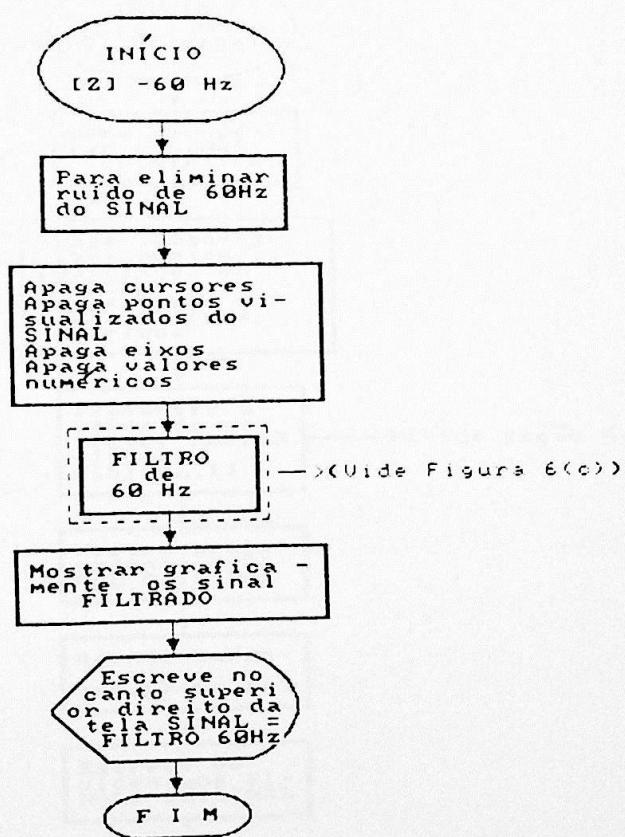


Figura 5(e) - Fluxograma da opção [Z] - 60Hz.

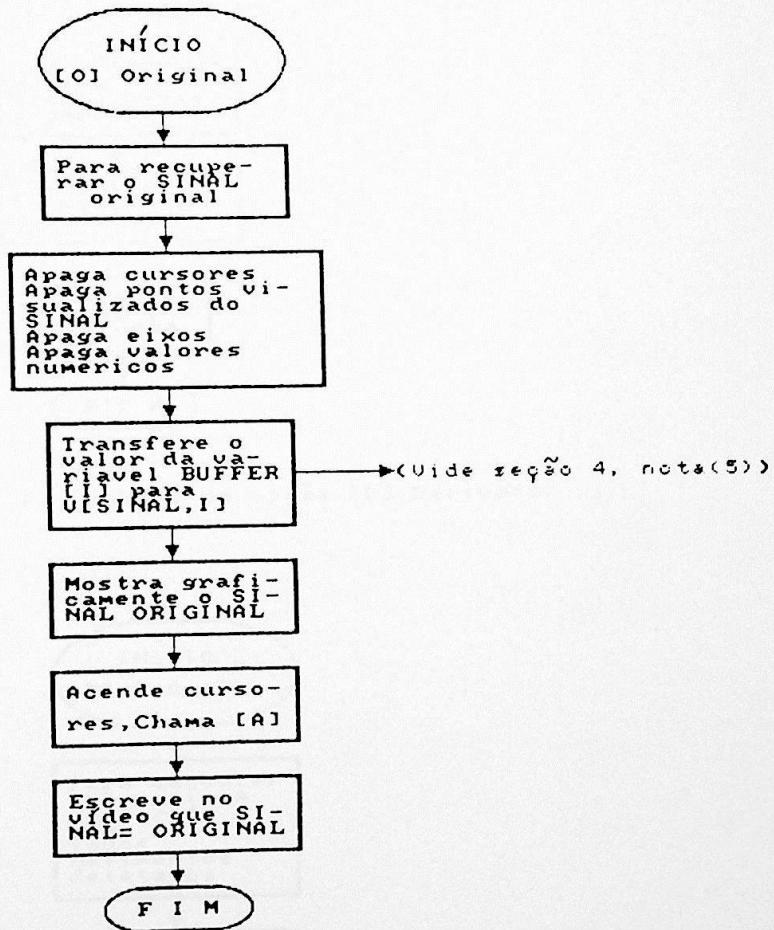


Figura 5(f) - Fluxograma da opção [0] Original.

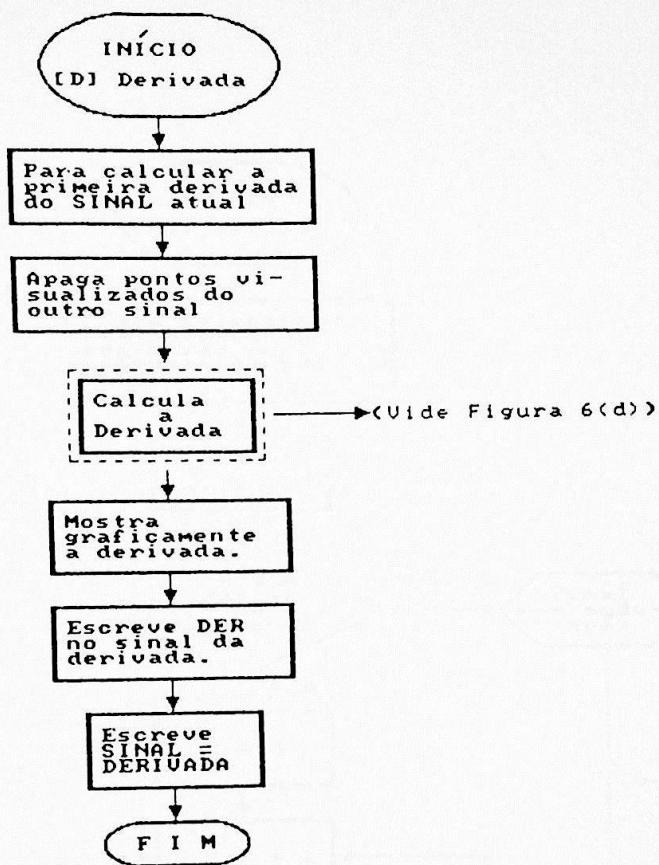


Figura 5(g) - Fluxograma da opção [D] Derivada.

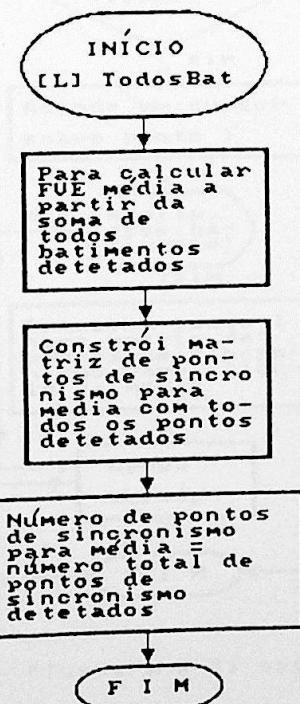


Figura 5(h) - Fluxograma da opção [L] TodosBat.

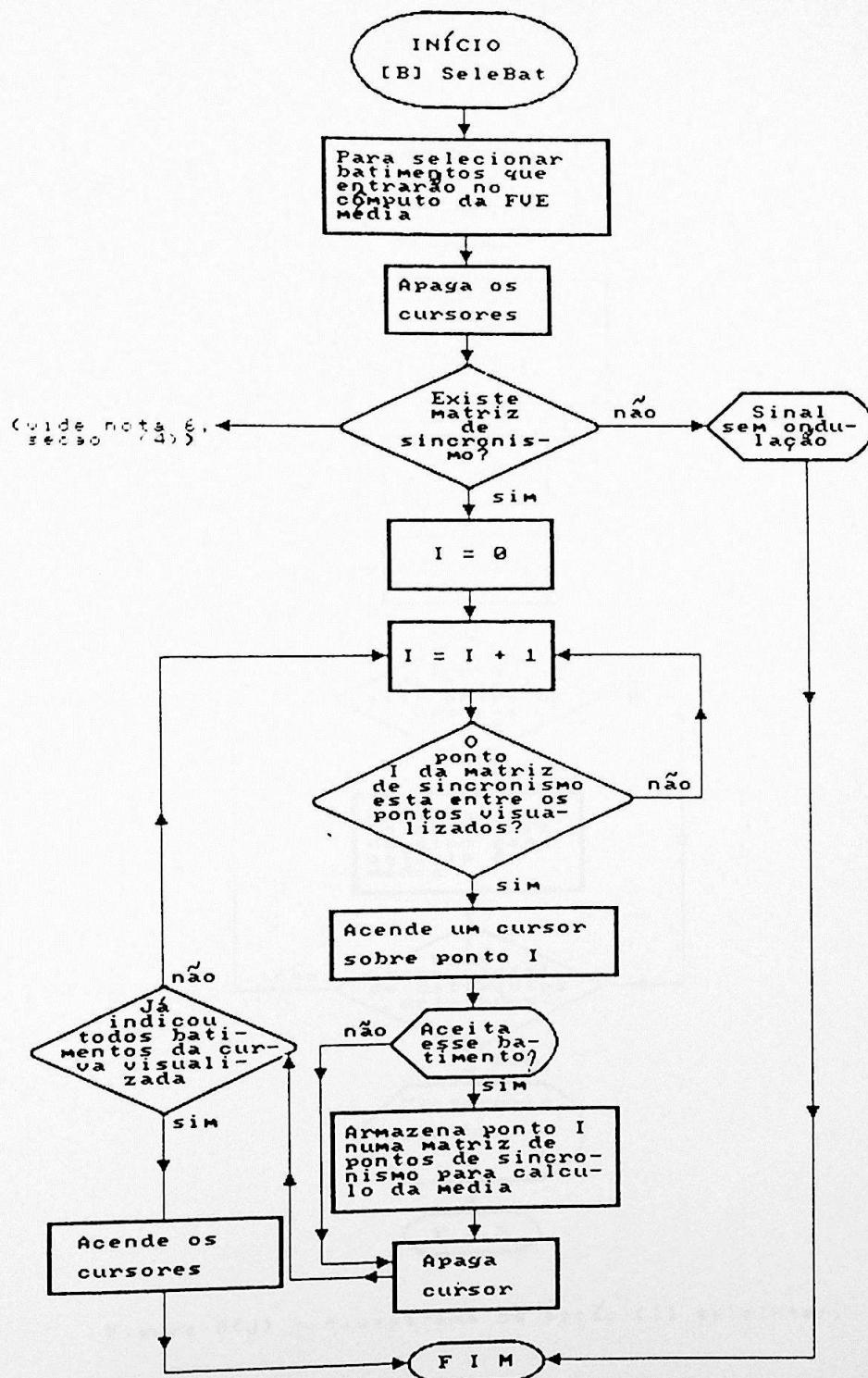


Figura 5(i) - Fluxograma da opção [B] SeleBat.

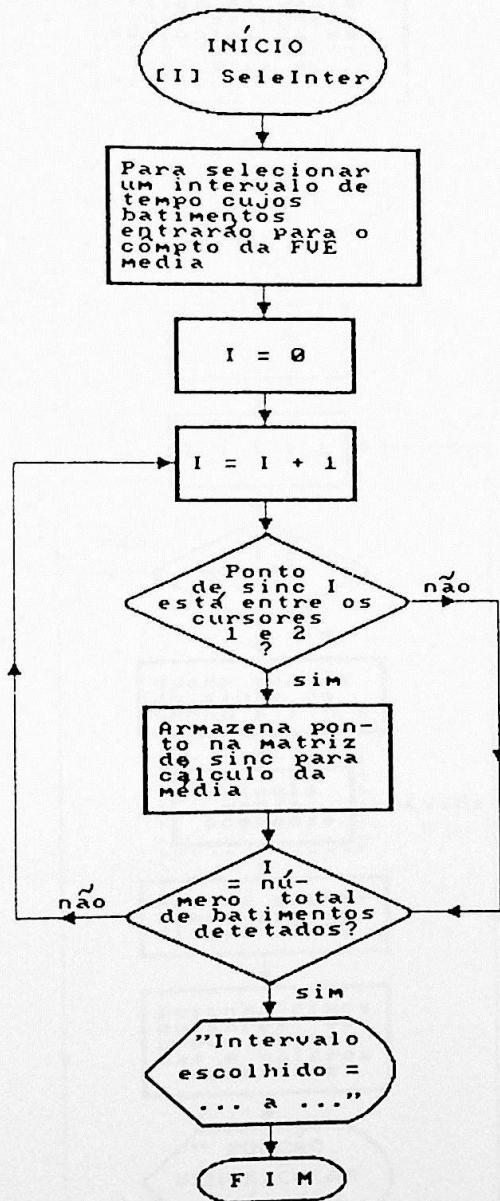


Figura 5(j) - Fluxograma da opção [II] seleInter.

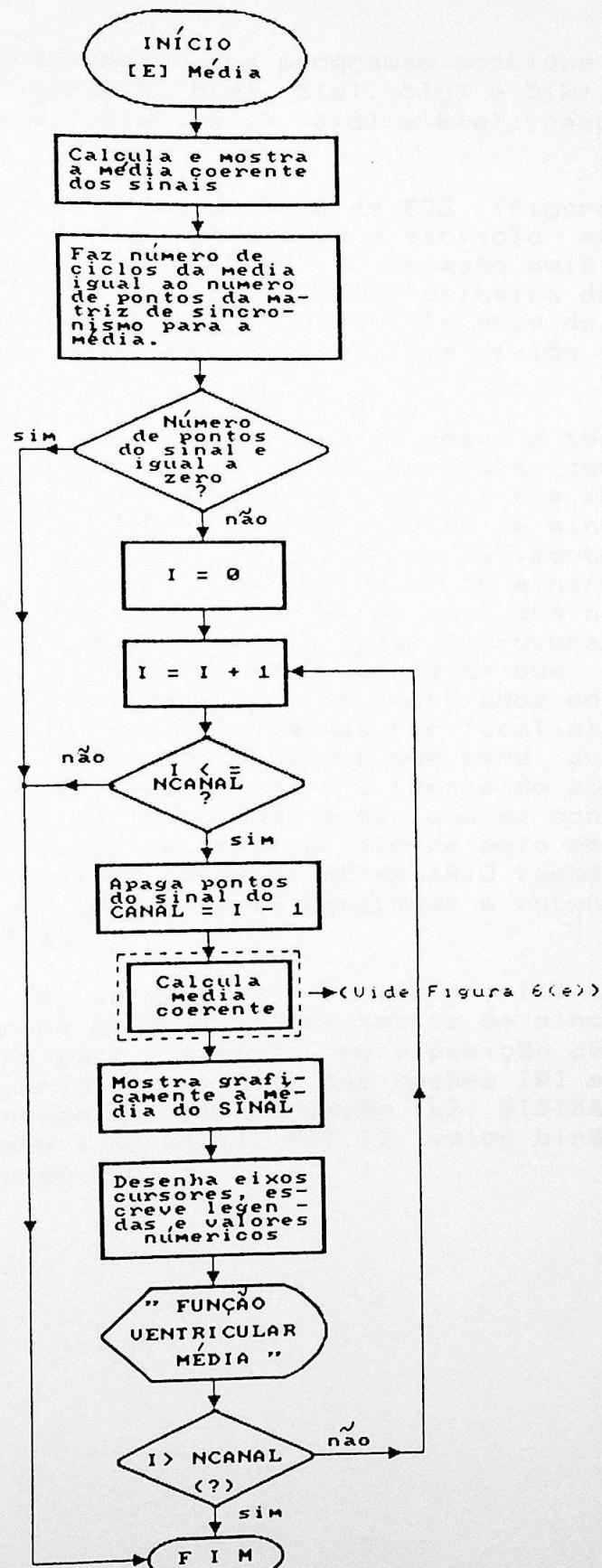


Figura 6(e))

Figura 5(k) - Fluxograma da opção [E] MEDIA, deve ser tecuada após as opções [B] seleBat, [I] seleInter, [T] TodosBat.

As funções de processamento dos programas contidos nos retângulos tracejados das figuras 5, 5(d), 5(e), 5(g) e 5(k), estão detalhadas nas figuras 6(a), 6(b), 6(c), 6(d) e 6(e), respectivamente.

O algoritmo de detecção das ondas R do ECG. (figura 6(a)) se vale do fato de que essa onda representa a variação mais rápida de amplitude do sinal. Matematicamente, a variação mais rápida de amplitude pode ser identificada pela máxima primeira derivada do sinal. Na prática, essa derivada é igual à diferença de amplitude entre duas amostras do sinal separadas por uma (vide glossário: Derivada).

Para facilitar a compreensão dos fluxogramas, o termo matriz de sincronismo, "matriz de sinc", deve ser entendido como a matriz cujos valores indicam as posições de ocorrência das ondas R do ECG. Cada ponto dessa matriz é chamado de ponto de sincronismo e define, a priori, a localização temporal de um batimento cardíaco. Consequentemente, o número de pontos da matriz de sincronismo deve ser igual ao número de batimentos cardíacos contidos no trem de dados que está sendo analisado. Para agilizar a procura das ondas R, é introduzida a variável REFRATÁRIO que evita que o programa calcule as derivadas de todos os pontos amostrados do sinal de ECG. Isto é, assim que uma derivada máxima for localizada a variável REFRATÁRIO é somada e o próximo ponto que terá sua derivada calculada se situará a REFRATÁRIO pontos a frente do ponto de derivada máxima. Fisicamente, isso quer dizer que se considera que as ondas R ocorrem separadas de um intervalo de pelo menos (REFRATÁRIO/FA) segundos. A soma da variável REFRATÁRIO também é utilizada para evitar que as ondas T sejam detetadas e entendidas como um novo batimento cardíaco.

Quando as opções [B] seleBat, [] seleInter, [L] todosbat são selecionadas, o programa cria uma outra matriz de sincronismo, a "matriz de sincronismo para a média", com a posição das ondas R escolhidas pelo(a) usuário(a), no caso das opções [B] e [I] e com todos os pontos de sincronismo para a opção [L]. V[SINAL,1] indica o valor binário do ponto I do sinal; V[1,I]: valor binário do FV, V[2,I] : valor binário do ECG.

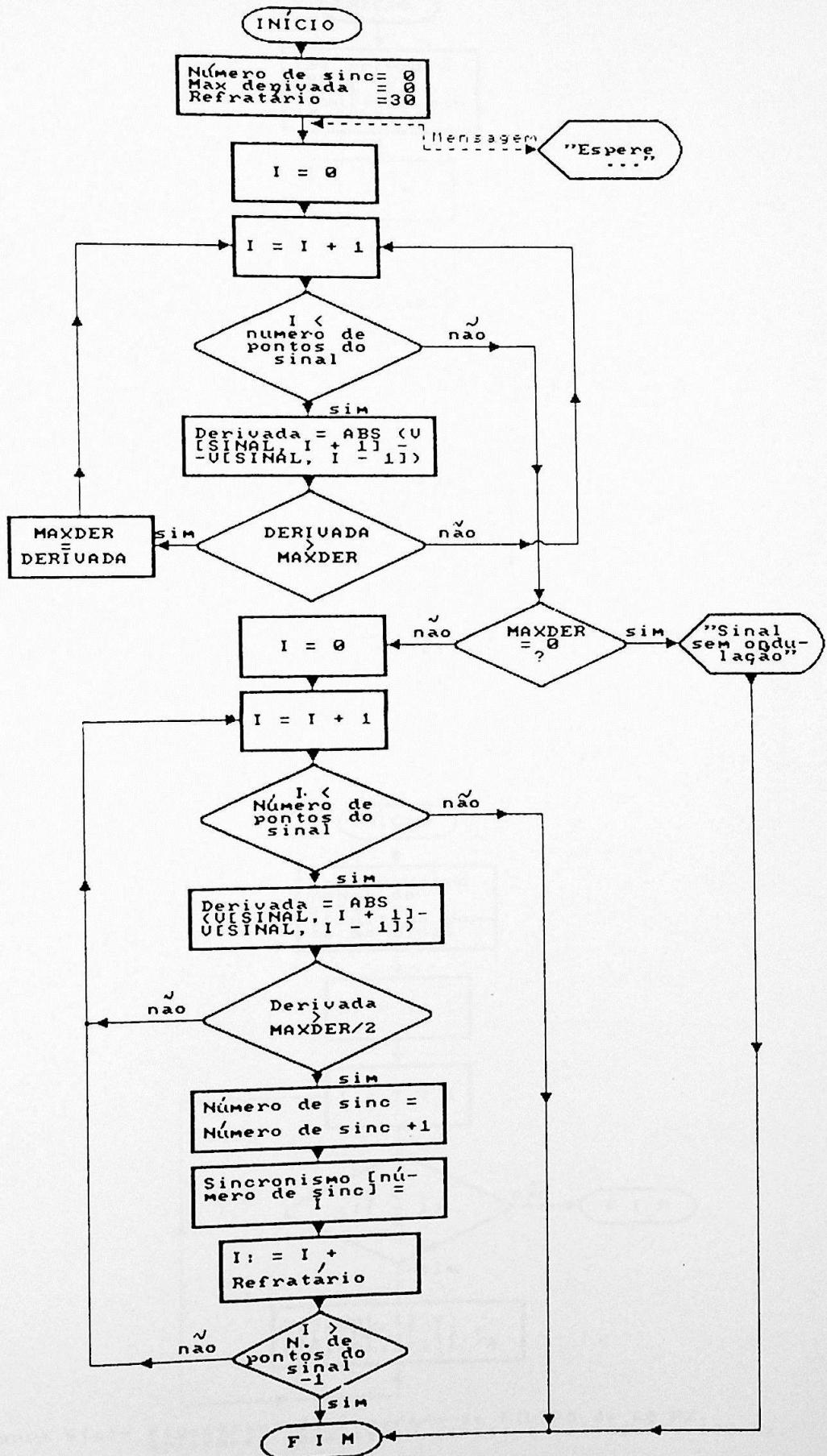


Figura 6(a)- Fluxograma do programa para detetar ondas R (pontos de sincronismo)

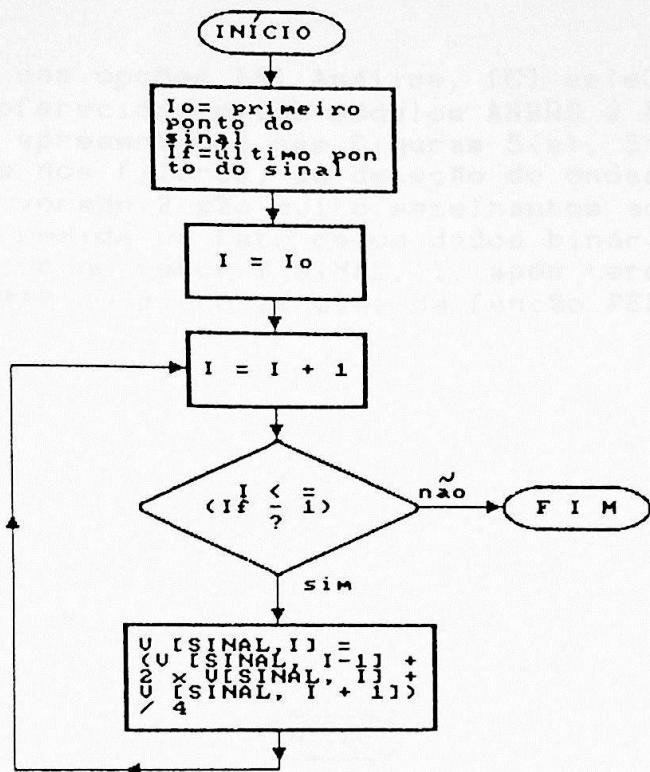


Figura 6(b) - Fluxograma do Programa SMOOTH de 3 pontos com pesos 1:2:1.

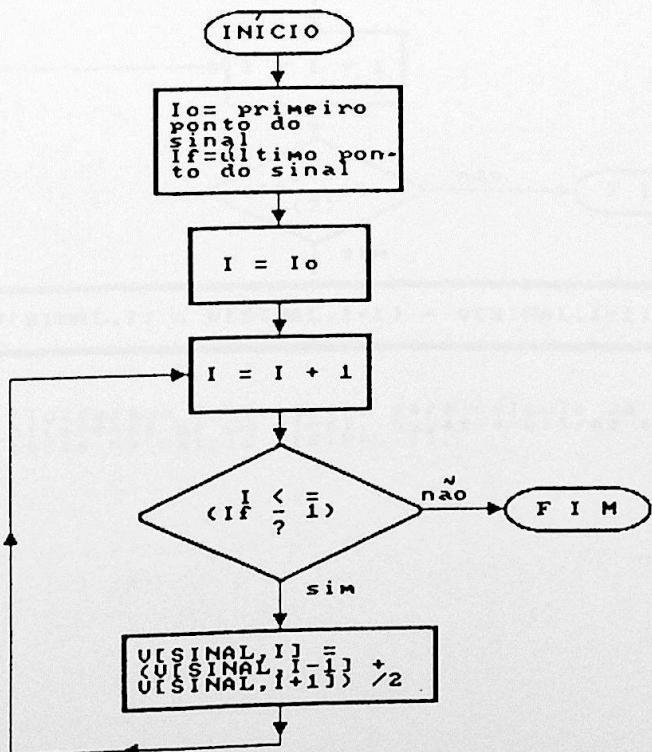


Figura 6(c) - Fluxograma do Programa de FILTRO de 60 Hz
Aplicável somente em sinais amostrados a 120 Hz.

Os programas das opções [A] Análise, [C] seleCursor, [N] Novosinal ...etc, oferecidos pelos módulos ANBRS e ANMRS da figura 7, são os mesmos apresentados nas figuras 5(a), 5(b), 5(c), ..., 5(g). Os programas dos filtros, de detecção de ondas R do ECG e da média coerente da versão 2 são muito semelhantes aos da versão 1. A única diferença reside no fato de os dados binários para os cálculos serem alocados no vetor $V[SINAL, I]$, após terem sido recuperados da memória RAM do micro através da função PEEKW.

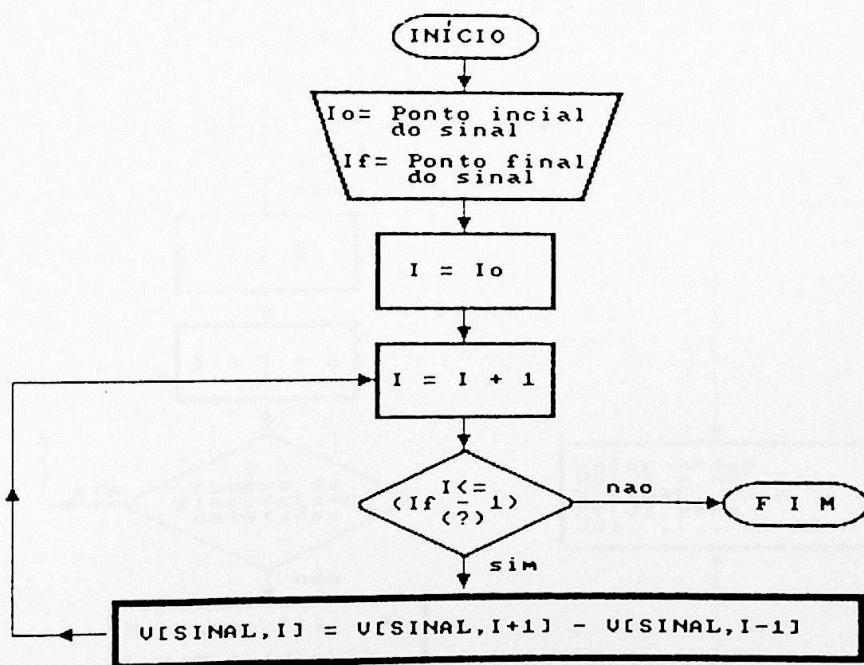


Figura 6(d)- Fluxograma do programa para cálculo da primeira diferença de um sinal cujas amostras estão alocadas na matriz $U[SINAL, I]$.

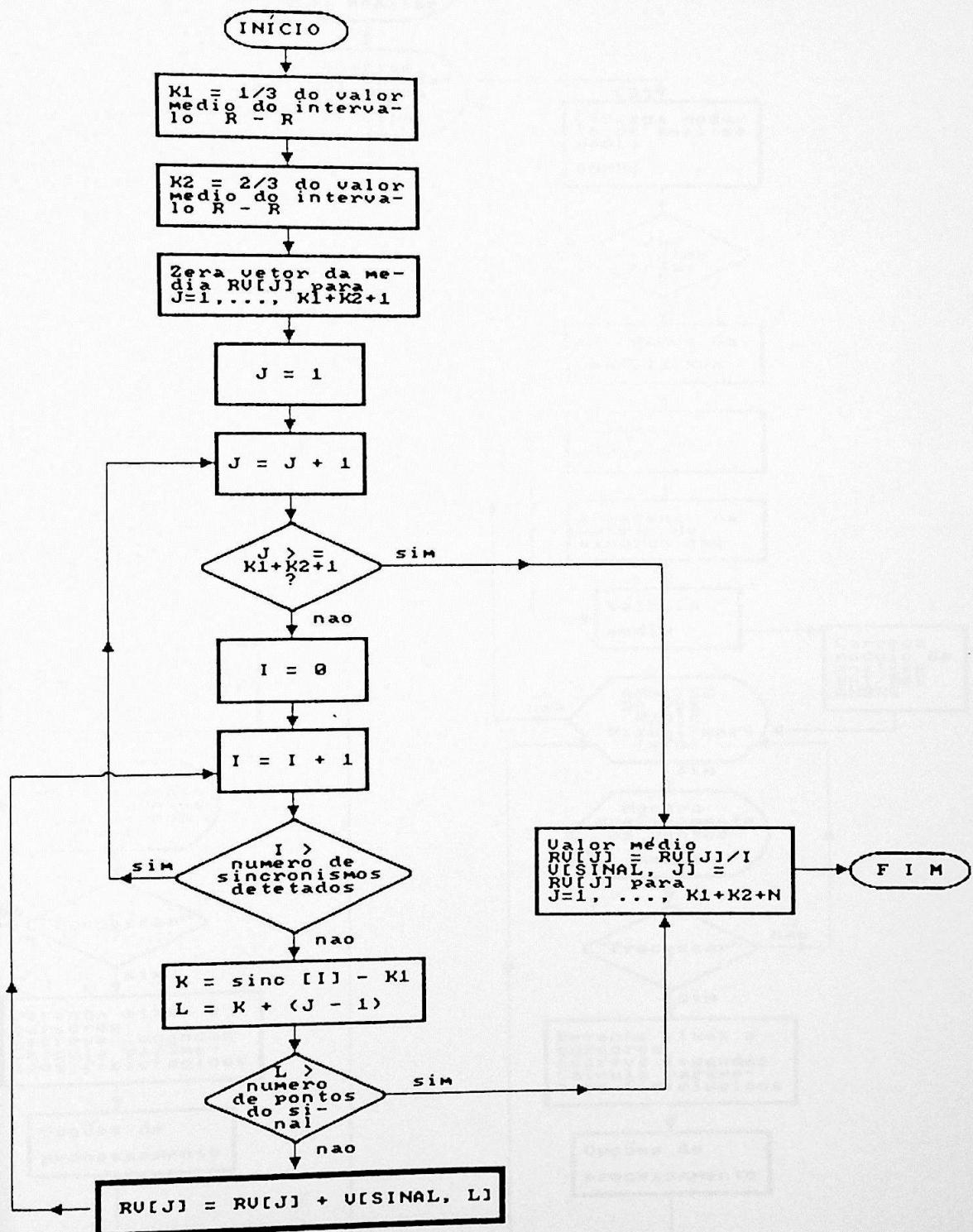


Figura 6(e) - Fluxograma do Programa para cálculo da MÉDIA COERENTE.

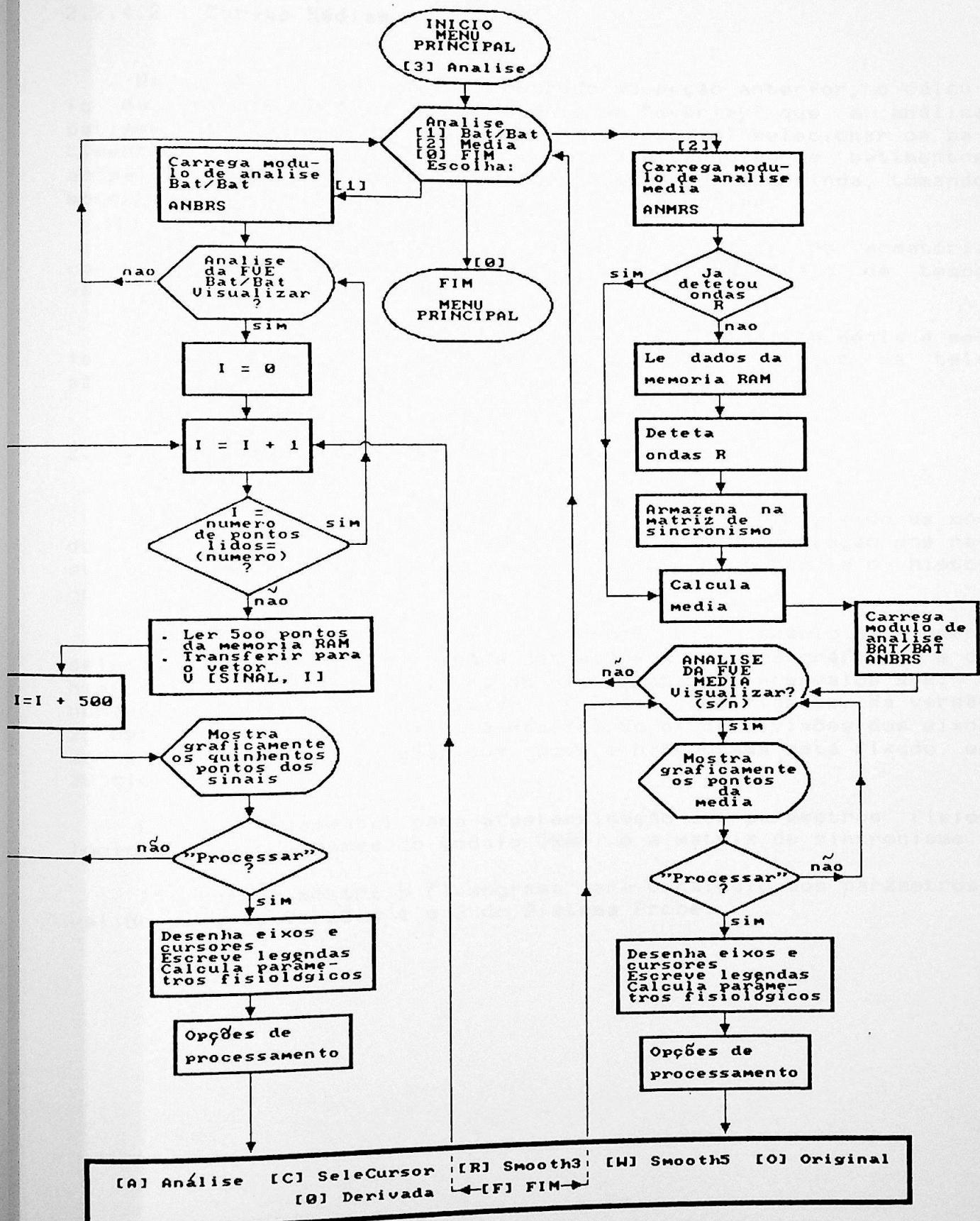


Figura 7 - Fluxograma do Programa de Analise da Versao 2.

2.2.4.2 - Curvas Médias

Na versão 1, como já foi mostrado na seção anterior, o cálculo da média se situa no mesmo módulo de "overlay" que a análise batimento por batimento. Nesta versão é possível selecionar os batimentos para o cálculo da FVE média, rejeitando-se os batimentos anômalos que prejudicariam os resultados médios, ou ainda, tomando somente esses batimentos anômalos para os cálculos.

Na versão 2 a FVE média é calculada a partir da somatória coerente de todos os batimentos detectados no intervalo de tempo escolhido para a conversão.

É importante salientar que quando a opção Análise Média é selecionada, tanto o sinal da FVE como o do ECG mostrados na tela são os sinais médios.

2.2.5 - Gráficos e Histogramas

Com o objetivo de agilizar a análise, foi desenvolvido um módulo de "overlay" - GRRS -, que possibilita a apresentação dos resultados fisiológicos em gráficos em função do tempo, e o histograma do intervalo R-R.

Na versão 1, como mostra a figura 8, o(a) usuário(a) poderá selecionar o número de divisões dos eixos x e y dos gráficos e do histograma. No caso específico do histograma de intervalos R-R, o número de divisões do eixo x são referidos como classes. Na versão 2, esta versatilidade quanto à escolha do nº de divisões dos eixos só é possível para os gráficos, pois o histograma está fixado em 30 classes.

O dado fundamental para a determinação dos parâmetros fisiológicos, nos programas do módulo GRRS, é a matriz de sincronismo.

A figura 9 mostra o fluxograma para o cálculo dos parâmetros, válido para as versões 1 e 2 do Sistema Probe.

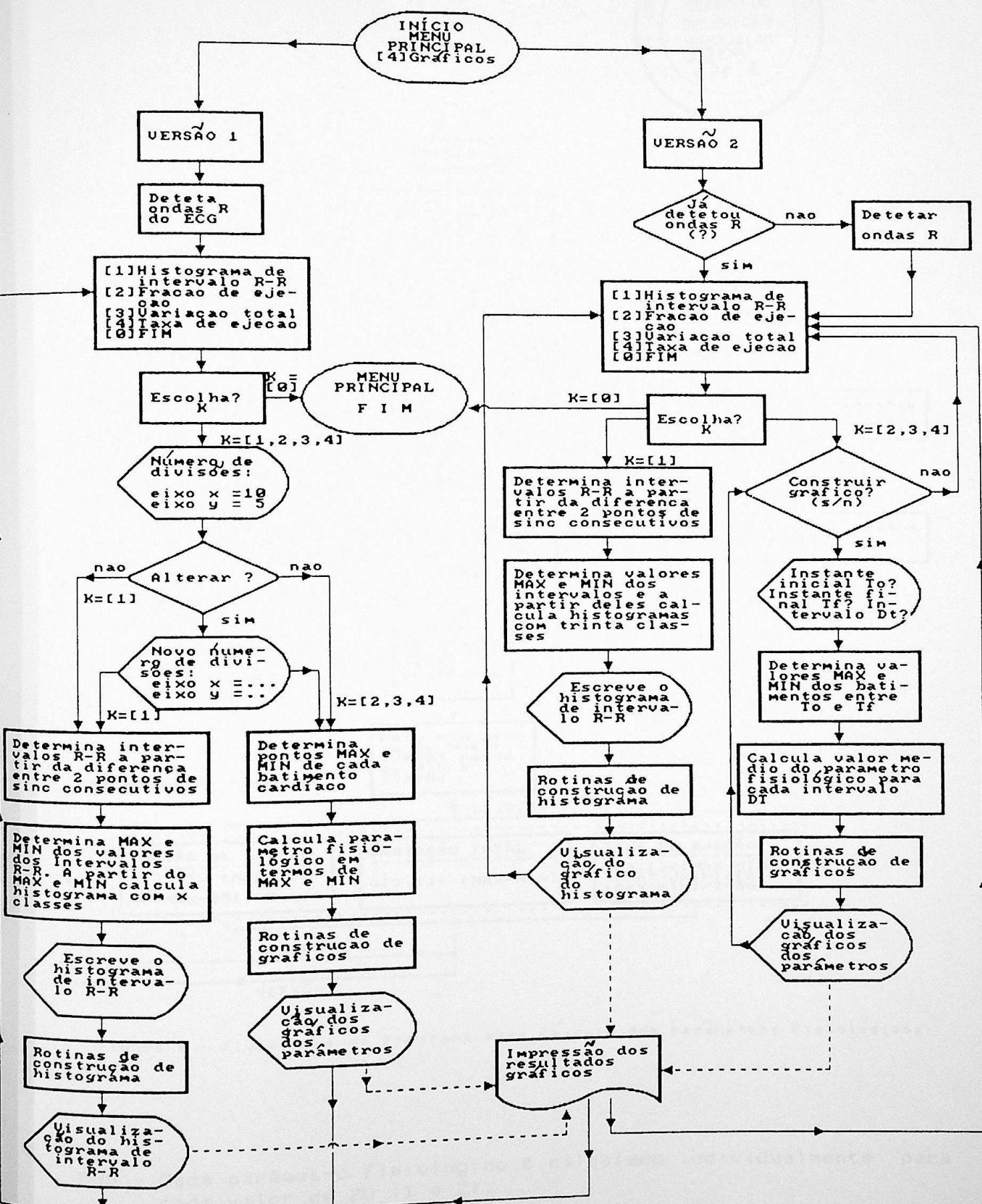


Figura 8 - Fluxograma do Modulo de graficos e histogramas dos resultados clinicos (versões 1 e 2).

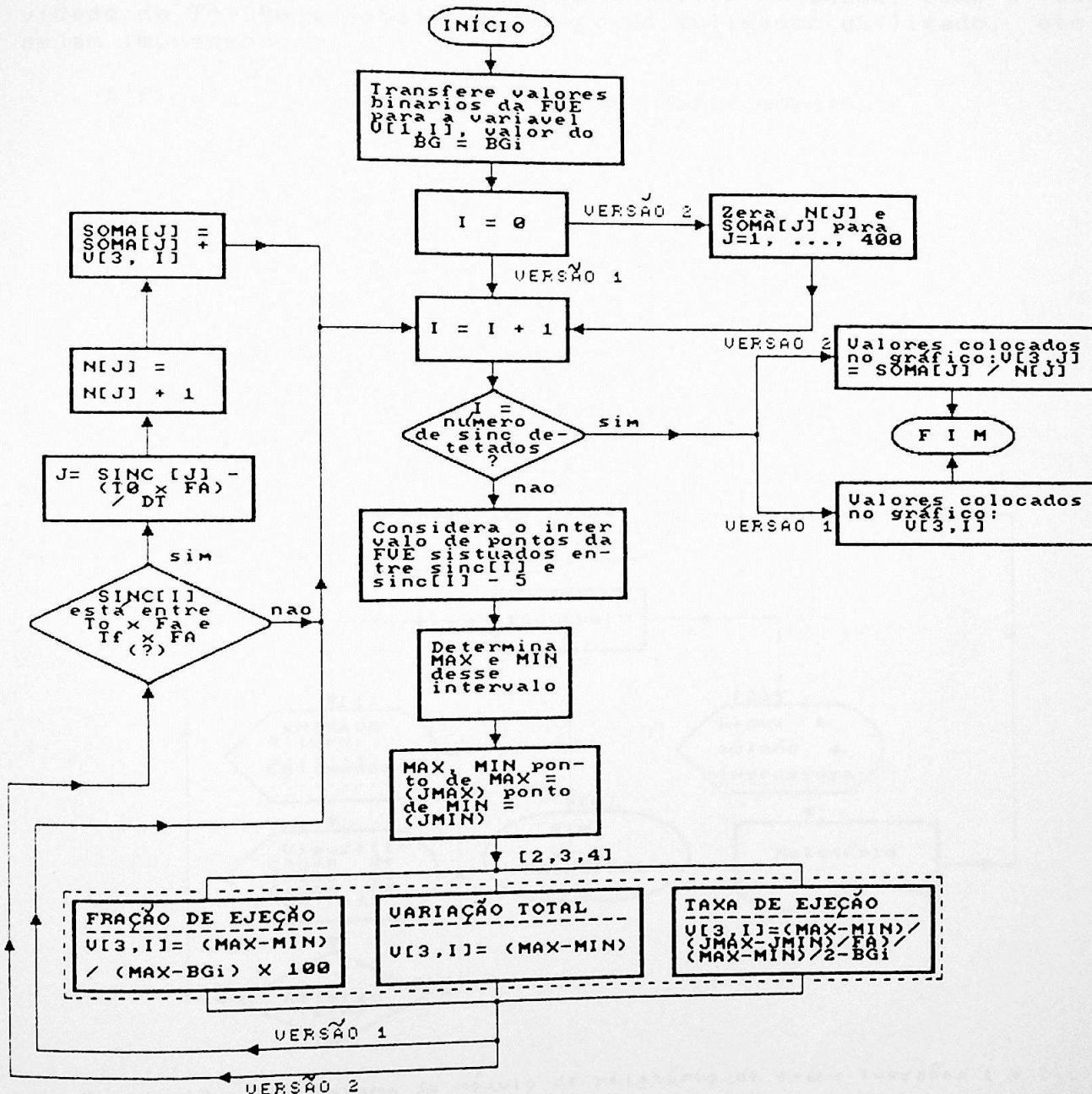


Figura 9 - Fluxograma do Programa para Cálculo dos Parâmetros Fisiológicos.

OBS - Cada parâmetro fisiológico é calculado individualmente para cada valor de BG (1 e 2).

2.2.6 - Relatório do Exame

O módulo de Relatório do Exame - RELRS - permite que os dados pessoais do(a) paciente e os dados técnicos do exame, como a atividade de Tc-99m injetada, o número do colimador utilizado, etc., sejam impressos.

A figura 10 ilustra o fluxograma deste módulo.

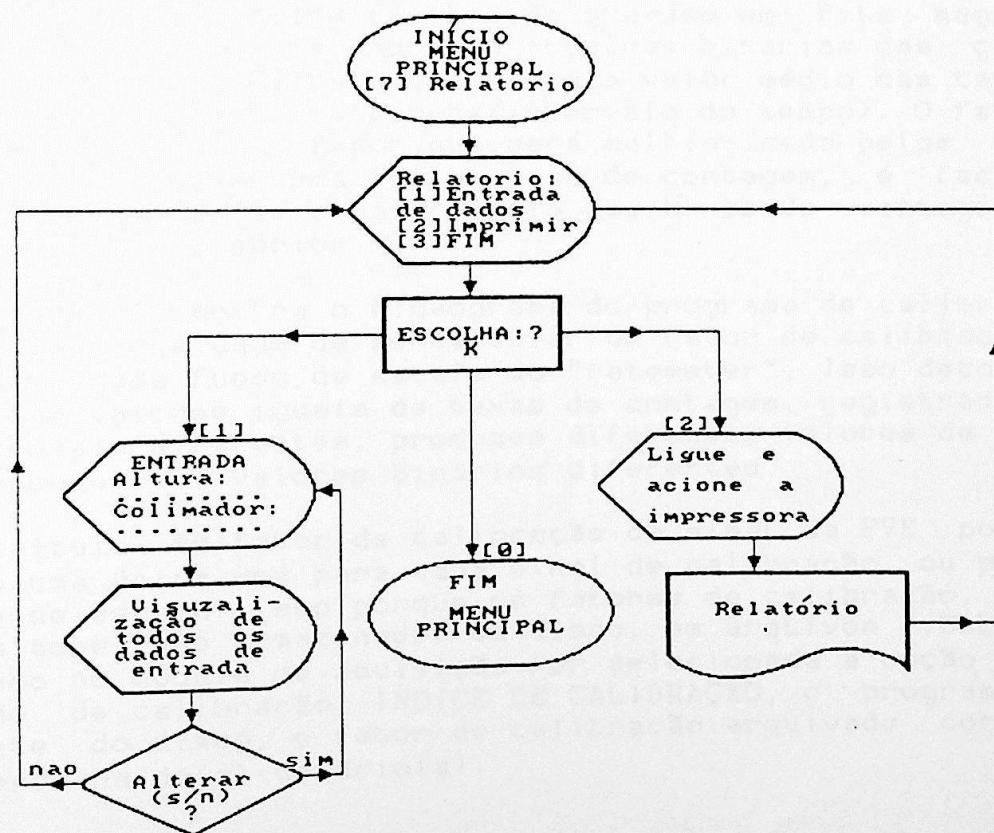


Figura 10 - Fluxograma do módulo de relatório de exame (versões 1 e 2).

2.2.7 - Calibração dos Sinais

Os sinais gravados em fita magnética representam variações de tensão com o tempo. Após a conversão A/D, cada valor contínuo de tensão será transformado, nos pontos de amostragem, em um número binário. Antes da conversão porém, as variações de tensão refletem as variações de taxa de contagem registradas pelo detector de cintilação. Para recuperar essa relação original entre tensão e taxa de contagem é realizada uma calibração dos sinais binários, que visa expressá-los em termos de taxa de contagem.

O método de calibração consiste na gravação do sinal de saída do detector quando uma fonte radioativa é colocada sob o colimador. Sem que a fonte seja movida, é anotado, repetidas vezes, o número de contagens registradas num certo intervalo de tempo. Após a conversão A/D deste sinal de calibração gravado em fita magnética, obtém-se um conjunto de dados ou amostras binárias das quais é calculada uma média. Calcula-se também o valor médio das taxas de contagens (= número de contagens/intervalo de tempo). O fator de calibração, ou seja, o fator que será multiplicado pelos valores binários para transformá-los em taxa de contagem, é facilmente calculado dividindo-se o valor médio das taxas de contagem pela média dos valores binários.

A figura 11 mostra o fluxograma do programa de calibração - CALRS. Há a necessidade de se calcular um fator de calibração diferente para cada fundo de escala do "ratemeter". Isso decorre do fato de que valores iguais de taxas de contagem, registradas com fundo de escala diferentes, produzem diferentes valores de tensão e, por conseguinte, valores binários diferentes.

O cálculo do fator de calibração do sinal da FVE pode ser realizado uma única vez para cada sinal de calibração, ou para cada fundo de escala. Isso porque os fatores de calibração, depois de calculados, são armazenados em disco, em arquivos ".CAL". Assim, quando no módulo de aquisição for selecionada a opção de discriminação de calibração: INDICE DE CALIBRAÇÃO, o programa lerá diretamente do disco, o fator de calibração arquivado correspondente a escolha do(a) usuário(a).

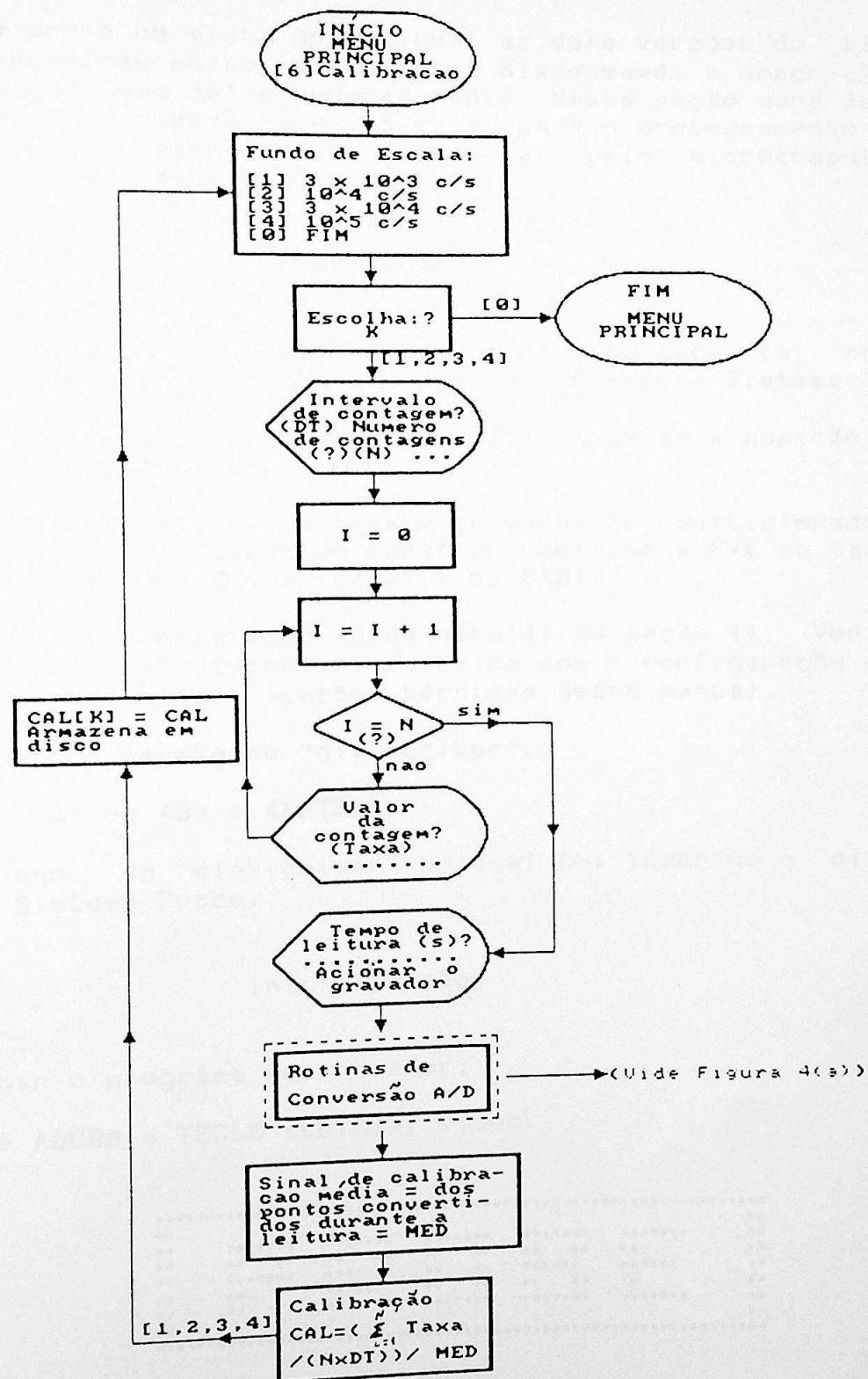


Figura 11 - Fluxograma do Programa de Calibração do Sinal da FUE.

3. INSTRUÇÕES DE OPERAÇÃO

Sob o ponto de vista operacional as duas versões do Sistema Probe se assemelham muito, o que torna dispensável a descrição da operação de cada uma delas separadamente. Nesta seção será descrita a sequência de passos mais indicada para o processamento de um exame da FVE, gravado em fita magnética, pelo microcomputador, utilizando-se a versão 2 do Sistema.

Preparação

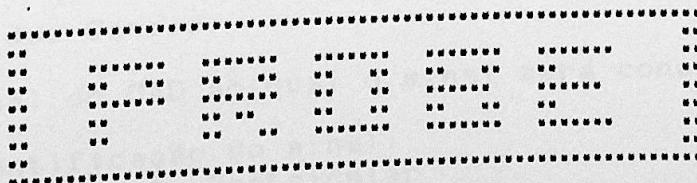
- 1º) O(a) usuário(a) deve estar munido da fita magnética, onde o exame foi gravado, e com o disquete contendo o Sistema Probe.
- 2º) Colocar a fita magnética no gravador. Ajustar a posição inicial da gravação do exame.
- 3º) Conectar as saídas dos canais gravados ao multiplexador do conversor A/D. (Saída do canal gravado com a FVE ao canal 0 do CAD; saída do ECG ao canal 1 do CAD).
- 4º) Ligar o microcomputador (vide nota(4) da seção 4). Verificar se o "software" disponível coincide com a configuração mínima descrita nas especificações técnicas deste manual.
- 5º) Colocar o disquete no "disk-driver".

TECLE <A> ou e <ENTER>

dependendo do "disk-driver" no qual foi inserido o disquete com o Sistema Probe.

Inicialização

- 1º) Carregar o programa Gerenciador:
Digite ADCRS e TECLE <ENTER>, vídeo:



SISTEMA DE AQUISICAO E ANALISE DA FUNCAO VENTRICULAR ESQUERDA
Associado a Sonda Nuclear

Rosa Maria Volpi Piva
Tese de Mestrado - IFUSP, 1987

Para continuar TECLE <ENTER> ou qualquer tecla.

- 2º) No canto inferior esquerdo do vídeo, aparecerá indicações de que os arquivos de configuração e de calibração estão sendo criados e/ou lidos.

CONF.RS.TXT : CORRETO

RS. CAL : CORRETO

RS. CAL. : CORRETO

Caso houver algum erro de leitura, o programa avisará.

- 3º) Apresentação em vídeo da configuração atual do sistema:

```

    CONFIgURAÇÃO ATUAL DO SISTEMA

    L11 FREQ. AMOSTRAGEM = 120.0
    L21 CANAIS LIDOS = 3
    L31 CONFIgURAÇÃO DOS CANAIS :
    CANAL   SINAL      UNIDADE     ARQ.CAD  BASE      REDUÇÃO  RONGE
    0       ECG        C/S          RS.CAD   75       4        100
    1       ECG        mV          RS.CAD   100      4        100
    L41 NUM. DE PESO/CANAL DE BUFFER ROTATIVO = 1000
    L51 TEMPO DE AQUISIÇÃO (E A 120 s) = 0.
    L61 VISUALIZAÇÃO

    ALTERAR - FIM

```

onde:

- [1] Frequência de Amostragem = nº de pontos lidos pelo CAD por segundo, para todos os canais.

- [2] CANAIS: indica quantos e quais canais devem ser lidos pelo CAD. Por exemplo:

Ler os canais 0 e 1 do CAD: $2^{10} + 2^{11} - \text{CANAIS} = 3$

Ler os canais 0, 2 e 3 do CAD: $2^{10} + 0 + 2^{12} + 2^{13} - \text{CANAIS} = 13$

- [3] Configuração dos Canais.

CANAL = canal do CAD ao qual o sinal será conectado.

SINAL = identificação do sinal:

FV = Função Ventricular

ECG = Eletrocardiograma

UNIDADE = unidade física do sinal

FV = C/S (contagens/segundo)

ECG = mV (milivolts)

LBASE = posição do zero do canal no vídeo.

LBASE = 0, situa-se no topo do vídeo e LBASE = 199, no seu ponto inferior. (vide nota(3) da seção 4). LBASE é variável para cada sinal, LBASE[SINAL].

ARQCAL = nome do arquivo de calibração.

REDUÇÃO = número de deslocamentos dado ao valor amostrado para a visualização. (divisão por 2^{REDUÇÃO}). Por exemplo: Seja V[SINAL,i] o i-ésimo valor binário do sinal, então o valor mostrado na tela será:

$$yy = V[SINAL,i] / (\exp(\ln(2) \cdot REDUÇÃO))$$

 equivale a:
$$yy = V[SINAL,i] / (2^{REDUÇÃO})$$

 A REDUÇÃO é uma variável tipo vetor, como LBASE e RANGE; REDUZ[SINAL].

RANGE = (RANGE[SINAL]) Metade da faixa de excursão de um sinal no vídeo (vide nota(3), seção 4).

[4] Número de pontos por canal.

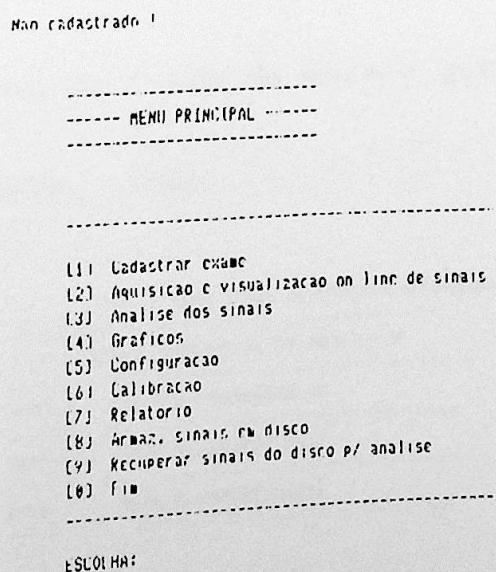
[5] Visualização = SIM(S) ou NÃO(N). Informa se os sinais serão visualizados "on line" durante a conversão A/D.

[6] Tempo de leitura dos sinais = tempo em segundos da duração da conversão A/D. Esta opção existe somente na versão 2.

Para alterar alguma variável de configuração, tecle o número correspondente e lhe atribua um novo valor. Automaticamente é criado um novo arquivo de configuração (CONF.RS.TXT), apagando o antigo.

Para continuar ... TECLE <O>

4º) Apresentação, no vídeo, do MENU PRINCIPAL:



O Sistema Probe não impõe nenhuma restrição quanto à ordem de execução de suas funções, a não ser no caso do armazenamento de dados em disco, onde se pede que primeiro o(a) paciente/exame seja cadastrado e seu arquivo lido. No entanto, existe uma sequência lógica de execução. A seguir serão dadas as instruções concernentes a cada operação desta sequência.

1. Calibração de Sinais

- 1º) Localizar na fita magnética os sinais de calibração.
- 2º) MENU PRINCIPAL. Carregar o módulo de calibração na memória do micro:

TECLE <6> Calibração de Sinais, vídeo:

--- PROGRAMA DE CALIBRACAO ---

FUNDO DE ESCALA DO RATEMETER

- [1] 3×10^{13} C/S
- [2] 10^{14} C/S
- [3] 3×10^{14} C/S
- [4] 10^{15} C/S
- [0] FIM

ESCOLHA:

- 3º) De preferência, determine de uma só vez os valores de calibração para todos os fundos de escala do "ratemeter" utilizados nos diversos exames gravados. Por isso, recomenda-se gravar os sinais analógicos de calibração sequencialmente na fita.
- 4º) Fazer a escolha do fundo de escala que será calibrado em primeiro lugar:

TECLE <(ESCOLHA)>, vídeo:

-----> ENTRE O NUM. DE CONTAGENS EFETUADAS=3
-----> ENTRE O INTERVALO DE CONTAGEM (s)=30
-----> ENTRE 0 1 VALOR DA CONTAGEM=35678
-----> ENTRE 0 2 VALOR DA CONTAGEM=37652
-----> ENTRE 0 3 VALOR DA CONTAGEM=33512

Responder essas perguntas com base nas contagens anotadas para o sinal de calibração em questão

- 5º) TECLE: <(qualquer tecla)>, vídeo:

--- PROGRAMA DE AQUISICAO ON LINE ---

tempo de Leitura do sinal (1 a 130 s) ----> 120

Número de Pontos por Canal -----> 14400

----> ACIONE O GRAVADOR E TECLE (RETURN) (----

A fita magnética deve ser então ajustada na posição do sinal de calibração.

- 6º) O fator da calibração é calculado da seguinte forma:

TAXA DE CONTAGEM MÉDIA (C/S)

CAL = -----
VALOR BINÁRIO MÉDIO DOS PONTOS AMOSTRADOS PELO CAD

- 7º) Repetir os mesmos procedimentos para os demais fundos de escala.

- 8º) Para voltar ao MENU PRINCIPAL:

TECLE <O> FIM

- 9º) Feito isso no vídeo aparecerá:

--- PROGRAMA DE CALIBRACAO ---

FUNDO DE ESCALA DO RATEMETER

- [1] 3×10^{13} C/S
- [2] 10^{14} C/S
- [3] 3×10^{14} C/S
- [4] 10^{15} C/S
- [0] FIM

ESCOLHA:>

ARE. P/ ARMAZ. [.CAL] ((RET)=DESISTIR) :

ou seja, após a aquisição dos sinais de calibração o programa pergunta o nome do arquivo onde serão armazenados os valores de calibração calculados. Selecione um nome que contenha suas iniciais, para facilitar a identificação.

Obs: Geralmente a etapa de calibração dos sinais é dispensada pois considera-se tanto o processo de conversão A/D como as variações de taxa de contagens de cada fundo de escala lineares. A calibração dos sinais implica na multiplicação dos valores binários pelo fator de calibração que é quase sempre, maior que um ($>= 1$), aumentando-lhes o número de dígitos e dificultando o seu manuseio matemático. Além disso, a maior parte dos resultados de interesse não são valores absolutos e sim, relativos nos quais o fator de calibração é cancelado.

2. Cadastramento do(a) Paciente/Exame

1º) MENU PRINCIPAL. Chamar Subrotina de Cadastramento:

TECLE <1> Cadastrar Exames, vídeo:

Não cadastrado !

----- CADASTRAR PACIENTE -----

- [1] Entrada/Correção/Armaz. de protocolo
 [2] Diretório de exames
 [3] Ler/Eliminar outro protocolo
 [4] Criar arquivo de exames (uma vez por disco)
 [R] Retorna

ESCOLHA !

2º) TECLE <1> Entrada/Correção/Armaz. de protocolo

3º) Informar dados do(a) paciente, vídeo:

Não cadastrado !
 Número do exame:9
 nome:X.X.X.
 Data:17/10/85
 Idade:33
 Peso:66
 Sexo:

4º) Para conferir se o arquivo foi realmente criado:

TECLE <3> Ler/Eliminar outro protocolo, vídeo:

X.X.X.
 LEITURA DO EXAME NUM.19

X.X.X.
 X.X.X./17/10/85
 33/ 66/8

TECLE <ENTER>

X.X.X.

----- CADASTRAR PACIENTE -----

- [1] Entrada/Correcao/Armaz. de protocolo
- [2] Diretorio de exames
- [3] Ler/Eliminar outro protocolo
- [4] Criar arquivo de exames (uma vez por disco)
- [R] Retorna

ESCOLHA :

5º) Voltar ao MENU PRINCIPAL:

TECLE <R> Retornar

Obs: Após o cadastramento do exame, aparecerá o nome do paciente no canto superior do vídeo que mostra o MENU PRINCIPAL.

X.X.X.

----- MENU PRINCIPAL -----

- [1] Cadastrar exame
- [2] Aquisicao e visualizacao on line de sinais
- [3] Analise dos sinais
- [4] Graficos
- [5] Configuracao
- [6] Calibracao
- [7] Relatorio
- [8] Armaz. sinais em disco
- [9] Recuperar sinais do disco p/ analise
- [0] Fim

ESCOLHA:

3. Relatório do Exame

1º) Carregar o módulo do relatório:

TECLE <7> Relatório do Exame, vídeo:

----- RELATORIO DO EXAME -----

[1] Entrada de Dados
 [2] Imprimir/Visualizar
 [0] Fim

ESCOLHA :

2º) TECLE <1> Entrada de Dados

3º) Informar os dados necessários.

4º) Vídeo:

DADOS DE ENTRADA

1. NÚMERO DO EXAME: 9
 2. Nome do Paciente: X.X.X.
 3. Idade: 33
 4. Sexo: m
 5. Peso (kg): 66
 6. Altura: 1.67
 7. FC (bpm): 85
 8. Data do Exame: 17/10/85
 9. DATA DA ANALISE: 10/01/87
 10. Histórico Clínico: Paciente com suspeita de disfunção ventricular

11. Num. da Fita Magnética: 3
 12. Atividade de Tc-99m (mCi): 7
 13. Fundo de Escala do Ratemeter (C/S): 1014
 14. Constante de Tempo do Ratemeter (s): .10
 15. Posição da Sonda: OAE45
 16. Velocidade de Gravação: 3 3/4
 17. Colimador: 1
 Alterar? (0. Fim)

5º) Para modificar algum dado já introduzido tecle o número que lhe corresponde

TECLE <(NÚMERO)> e <ENTER>

e escreva o novo valor.

6º) Para continuar

TECLE <0> e <ENTER>

7º) Para imprimir ou visualizar o relatório

TECLE <2> Imprimir/Visualizar

8º) Ligar a impressora para a impressão do relatório

TECLE <CTRL> mais <P> <ENTER> <ENTER>

9º) O relatório:

----- RELATORIO DE EXAME DA FUNCAO VENTRICULAR -----

NÚMERO DO EXAME: 9
DATA DA ANALISE: 10/01/87

I Nome do Paciente: X.XX.
I Idade: 30 Sexo: M
I Peso (kg): 66 Altura: 1.67
I FC (bpm): 85
I Data do Exame: 17/10/85

I Histórico Clínico: Paciente com suspeita de disfunção ventricular

I DADOS TÉCNICOS:
I Num. da Fita Magnética: 3
I Atividade de Tc-99m (mCi): 7
I Colimador: 1
I Posição da Sonda: OAE45
I Fundo de Escala do Ratemeter (C/S): 1014
I Constante de Tempo do Ratemeter (s): .10
I Velocidade de Gravação: 3 3/4

I RESULTADOS DA ANÁLISE:

10º) Para retornar ao MENU PRINCIPAL:

TECLE <0> Fim

4. Aquisição de Sinais

1º) MENU PRINCIPAL. Carregar módulo de aquisição:

TECLE <2> Aquisição e visualização "on line" dos sinais, vídeo:

----- AQUISICAO DE SINAIS E INDICE DE CALIBRACAO -----

[1] Leitura do sinal da Função Ventricular e ECG
[2] Leitura do sinal de Fundo Anatomico (BG) 1 e 2
[3] Índice de Calibração
[4] Leitura de Dados da Memória
[0] Fim

Escolha:

2º) A leitura dos sinais da FVE e do BG poderá ser feita em qualquer ordem. Para exemplificar, apresentaremos as instruções referentes à sequência em que o sinal da FVE é lido em primeiro lugar.

- 3º) Ajustar a posição da fita magnética.
- 4º) TECLE <1> Leitura do sinal da Função Ventricular e ECG, vídeo:

FV -----> CANAL 0
ECG -----> CANAL 1

- 5º) TECLE: <<QUALQUER TECLA>>, vídeo:

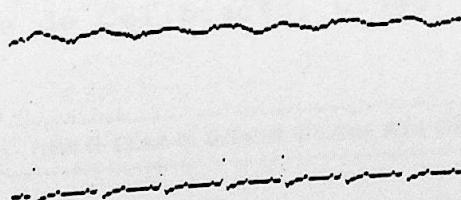
--- PROGRAMA DE AQUISICAO ON LINE ---

Tempo de Leitura do sinal (1 a 130 s) ----> 120

Número de Pontos por Canal -----> 14400

-----> ACIONE O GRAVADOR E TECLE <RETURN> -----

- 6º) Quando a conversão A/D for acionada, os sinais que estão sendo lidos são visualizados "on line" no vídeo. Isso possibilita verificar se a conversão está se processando normalmente, ou se há algum problema de ordem técnica. Caso isso aconteça, os sinais podem ser rejeitados através de uma nova leitura. Recomeçar então a partir do 3º passo.
- 7º) Após a leitura dos sinais da FVE e do ECG com visualização "on-line" aparece no vídeo:



PARA CONTINUAR, QUALQUER TECLA...

8º) Ler os sinais de BG:

TECLE <2> Leitura dos sinais BG (1 e 2), vídeo:

----- LEITURA DO SINAL DE BG -----

Sinal ---> Canal #

- [1] BG1
- [2] BG2
- [0] Fim

Escolha :

Ajustar a posição da fita magnética e teclar a opção [1] e depois a opção [2], para ler um sinal de BG de cada vez. Quando as opções [1] e [2] são tecladas na tela aparece o que foi mostrado no 5º passo.

9º) Para retornar ao Menu de aquisição:

TECLE <0> Fim, vídeo:

----- AQUISICAO DE SINAIS E INDICE DE CALIBRACAO -----

- [1] Leitura do sinal da Função Ventricular e ECG
- [2] Leitura do sinal de Fundo Anatomico (BG) 1 e 2
- [3] Índice de Calibração
- [4] Leitura de Dados da Memória
- [0] Fim

Escolha:

10º) Para calibrar os sinais binários:

TECLE <3> Índice de Calibração, vídeo:

FUNDO DE ESCALA DO RATEMETER UTILIZADA NESTE EXAME

- [1] 3x10¹³ c/s
- [2] 10¹⁴ c/s
- [3] 3x10¹⁴ c/s
- [4] 10¹⁵ c/s
- [0] Fim

- 11º) Tecle o número correspondente ao fundo de escala do "ratemeter" utilizado e automaticamente o programa assumirá o fator de calibração igual ao valor da calibração determinado para o fundo de escala selecionada. Por exemplo:
O valor de calibração para o fundo 3×10^3 c/s é armazenado na variável CAL1. Se nesta altura do programa for selecionada a opção [1], então:

```
CAL = CAL1
|
v
Fator de Calibração
```

- 12º) Se a opção Índice de Calibração não for acionada, ou seja, se não se desejar calibrar os sinais binários, o fator de calibração será feito igual a 1, i.e.:

CAL = 1

- 13º) Para volta ao Menu de Aquisição:

TECLE <0> Fim

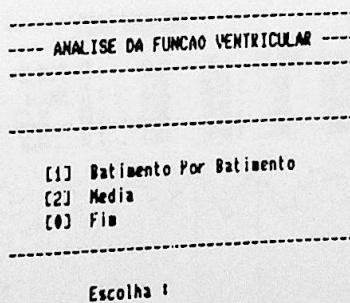
- 14º) Para voltar ao MENU PRINCIPAL:

TECLE <0> Fim

5. Análise

- 1º) MENU PRINCIPAL. Carregar o módulo de análise:

TECLE <3> Análise, vídeo:



- 2º) Escolher a opção desejada. <0> na versão 2, volta ao MENU PRINCIPAL.

3º) Análise batimento por Batimento.

OPÇÃO <1>, Batimento por Batimento, vídeo:

--- ANALISE DA FUNCAO VENTRICULAR ---

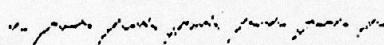
BATIMENTO POR BATIMENTO

VISUALIZAR ?(S/N):

4º) TECLE <S>, vídeo:

FUNCAO VENTRICULAR

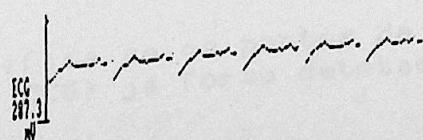
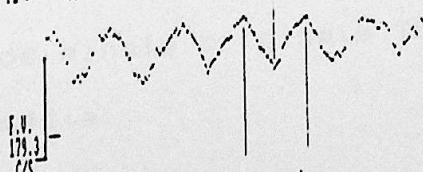
SINAL ORIGINAL



PROCESSAR ?(S/N):

5º) PROCESSAR (S/N): S

N. EX.: 1		FUNCAO VENTRICULAR				ORIGINAL	
VI:	82,000/S	TE:	42,1%	CST:	156,00/S	SINAL:	I.V.
FC:	87,1/MIN	TI:	2,173	RATIO:	.995	INIC(S):	29,167
TE:	212,1%	TO:	2,598	10-11:	.995	FIN(S):	33,325
FE:	51,6%	T2:	2,863	12-10:	.995	CURSO(E):	9



Tempo Total : 120,00 S Inicio : 29,17 S
 (A) Analise (C) selecção (D) Novo/actual (E) V/ Fim/alt.
 (B) Smooth (G) Smothed (H) Separada (I) Mais.

Os sinais visualizados representam os sinais originais lidos pelo conversor menos os ruídos de 60Hz. Se à resposta a questão do 5º passo for negativa, o programa mostrará o próximo trecho do sinal até que se responda <S>, ou até que todos os trechos do sinal já tenham sido visualizados.

6º) CURSORES

(a) TECLE <N> = Novo sinal; para posicionar os cursores sobre a curva de interesse.

(b) TECLE <C> = seleCursor; para selecionar o cursor que será movido.

CURSOR = [0] , cursor do centro
 [1] , cursor da esquerda
 [2] , cursor da direita

(c) Movimentação dos cursores. O cursor indicado em cursor = [], será movido se for teclado:

--> , cursor avança 1 ponto à direita
 <CTRL> --> , cursor avança 10 pontos à direita
 <-- , cursor retrocede 1 ponto à esquerda
 <CTRL> <-- , cursor retrocede 10 pontos à esquerda

Quando os cursores estiverem localizados sobre os pontos convenientes para os cálculos dos parâmetros da TABELA 1:

TECLE <A> Análise

e os valores dos parâmetros serão mostrados na tabela da parte superior da tela.

7º) As opções [R] SMOOTH3 e [W] SMOOTH5 são filtros digitais, para suavizar as curvas. Se selecionados, filtrarão o sinal sobre o qual estão posicionados os cursores. Por isso, tecle <N>, pra escolher o sinal que será filtrado, e depois tecle <(letra)>, onde (letra) correspondente ao filtro desejado. Uma vez filtrado um sinal, se um novo filtro lhe for aplicado, este filtrará um sinal já filtrado e não mais o sinal original.

Para recuperar os sinais originais TECLE <O> Original.

8º) Análise da FVE média

Opção <2> Média

O programa verifica se os pontos de sincronismo (complexos QRS do sinal do ECG) já foram detetados. Se não, aparecerá na tela:

ESPERE ...

... até que estes tenham sido localizados através do algoritmo descrito na seção 2.2.4. feito isso, no vídeo surgirá:

--- ANALISE DA FUNCAO VENTRICULAR ---

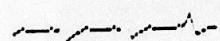
MEDIA

VISUALIZAR ?(S/N):

9º) Respondendo afirmativamente à questão:

VISUALIZAR? (S/N): S, vídeo:

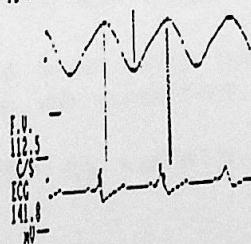
N.ºEx.: 9 FUNCAO VENTRICULAR MEDIA ORIGINAL



Tempo Total : 120.00 S Inicio : 0.00 S N. Ciclos da Média : 120
PROCESSAR : TECLE (F7) PARA SAIR

10º) Sinal Processado, vídeo:

N.ºEx.: 9 FUNCAO VENTRICULAR MEDIA ORIGINAL
UT : 41.00/S TI : 38.3% CST : 109.00/S SIGNAL : F.V.
FC : 86./MIN TI : .635 RATIO : .075 INI(s) : 0.000
TE : 109.35 TI : .563 T0-T1 : .325 FIN(s) : 4.158
TI : 57.72 TI : 1.333 T2-T3 : .375 CURSOR: 0



Tempo total : 120.00 S Inicio : 0.00 S N. Ciclos da Média : 120
(A) Analise (C) seleCion (X) Movimental (F) Faseante,
(B) Smooth (D) Smot(h) (G) Derivada (O) orig.

- 11º) Tecle <F> para recomeçar a análise.
- 12º) Para voltar ao MENU PRINCIPAL tecle <0>.

6. Gráficos

- 1º) MENU PRINCIPAL. Carregar o módulo de gráficos na memória.

TECLE <4> Gráficos.

O programa verifica se as ondas R do ECG (pontos de sincronismo) já foram detetados. Em caso negativo os detetará. (Isto é feito por questão de economia de tempo).

- 2º) Vídeo:

```
-----  
----- RESULTADOS GRAFICOS -----  
-----  
  
[1] Histograma de Intervalo R-R  
[2] Fracao de Ejecao  
[3] Variacao Total  
[4] Taxa de Ejecao  
[0] Fin  
-----  
ESCOLHA :
```

- 3º) TECLE o número correspondente à opção desejada:

TECLE <(NÚMERO)>

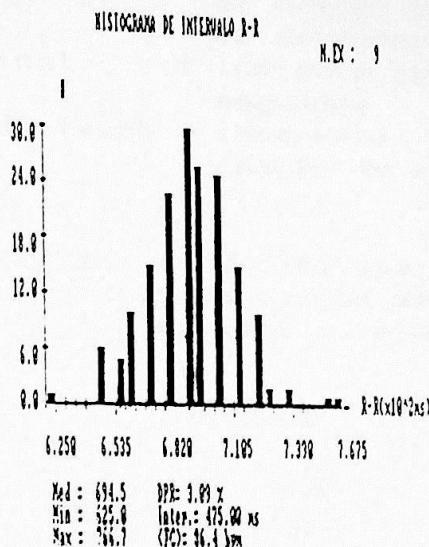
Para exemplificar, serão apresentadas as saídas para as opções <1> e <2>.

- 4º) Opção <1> Histograma de intervalo R-R.

O histograma será mostrado no vídeo formato de uma tabela, com trinta classes de eventos.

Após a visualização da tabela,

TECLE <ENTER>, vídeo:



Abreviações dos valores numéricos:

= frequênciā (número de eventos) de uma da classe.
 MAX = valor máximo do intervalo R-R, em ms.
 MED = valor médio do intervalo R-R, em ms.
 MIN = valor mínimo do intervalo R-R, em ms.
 DPR = desvio padrão relativo: DP/MED × 100%
 <FC> = frequênciā cardíaca média: 60/MED × 1000 bpm
 INTER= intervalo de tempo correspondente a cada do seu histograma, em ms.

TECLE <ENTER>, para retornar ao MENU dos resultados gráficos.

5º) Opção <2> Fração de Ejeção, vídeo:

CONSTRUIR GRAFICO (S/N) :

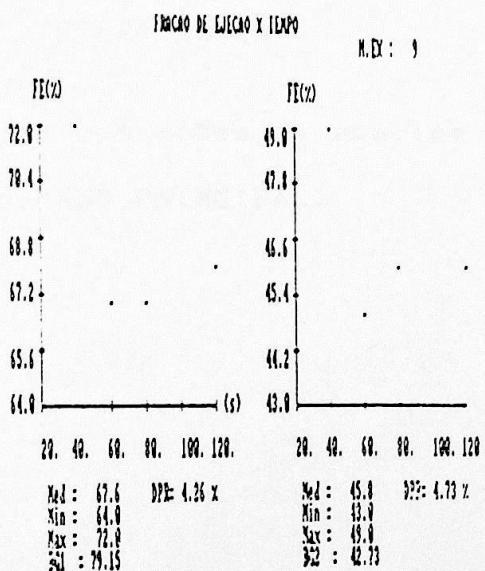
Para a resposta afirmativa , vídeo:

-- DADOS PARA CONSTRUÇÃO DO GRÁFICO --

TEMPO TOTAL	----->	120.00 s
INSTANTE INICIAL (s)	----->	0
INSTANTE FINAL (s)	----->	100
INTERVALO DE TEMPO (s)	----->	20

onde: Tempo Total = tempo de aquisição dos sinais,
 Instante Inicial = instante para o início do gráfico
 da fração de ejeção versus tempo,
 em segundos
 Instante Final = instante para o fim do gráfico, em
 segundos
 Intervalo de Tempo = intervalo entre dois valores de
 fração de ejeção mostrados no grá-
 fico.

Deve-se teclar <ENTER> após cada uma dessas informações. O programa calcula a fração de ejeção média dos batimentos car-
 díacos incluídos nos intervalos considerados, vídeo:



Os dois gráficos mostram os valores da fração de ejeção de-
 terminados utilizando-se ora o BG1 e ora o BG2. (Fundo anatô-
 mico 1 e 2)

TECLE <ENTER>, para retornar ao MENU dos resultados gráficos.

6º) Para imprimir os resultados gráficos

TECLE <SHIFT> <(TELA ->IMPRESSORA)>

7º) TECLE <O>, para retornar ao MENU PRINCIPAL.

7. Armazenamento e Recuperação de Dados em Disco

Essa opção só foi implementada na versão 1. Na versão 2, ape-
 sar de constar do MENU PRINCIPAL, fará com que somente os úl-
 timos 1000 pontos lidos do sinal da FVE e do ECG possam sejam
 armazenados.

VERSAO 1

- (1º) Chamar as subrotinas de armazenamento de dados em disco.
TECLE <8>. Armazenamento de sinais em disco.
- (2º) Indicar o número do exame cujos dados serão armazenados.
- (3º) Vídeo: ADC(NEXAM).DAD indica que o arquivo com os dados já foi criado. Pode-se então desligar o microcomputador. Para recuperar os dados para uma nova análise, chame o programa ADCRS e no MENU PRINCIPAL TECLE <9>, que terá o mesmo efeito que uma aquisição A/D dos dados. Proceder o resto da análise conforme o já descrito.

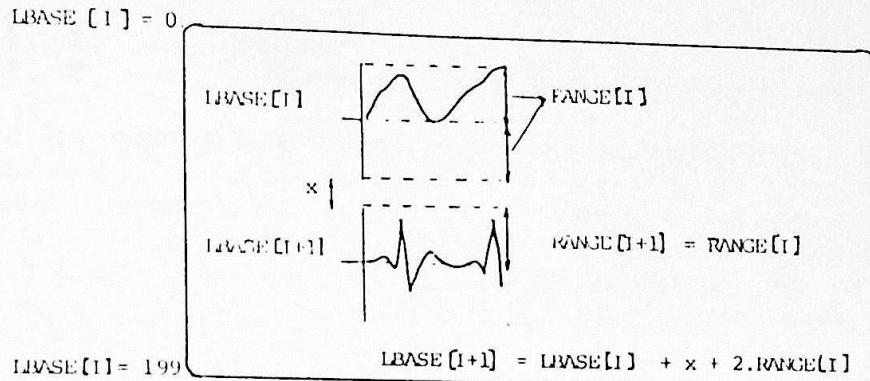
Finalização

Quando terminadas as operações de análise

TECLE <0>: Fim, do MENU PRINCIPAL.

4. NOTAS E OBSERVAÇÕES

- (1) Programas e subrotinas do **Sistema Probe** desenvolvidos pelo Engenheiro Sérgio S. Furui e do Serviço de Informática Médica do InCor:
- Subrotinas em linguagem ASSEMBLY para conversão A/D (aperfeiçoadas pelo Engenheiro Marco A. Gutiérrez do S.I.M.).
 - Subrotinas do Programa Gerenciador para cadastramento de pacientes, criação de arquivos, armazenamento e recuperação de dados em disco. Essas subrotinas foram ligeiramente modificadas para se adequarem às variáveis específicas do **Sistema Probe**.
 - Subrotinas básicas do módulo de análise para a visualização das curvas segundo variáveis de configuração e para o posicionamento de cursores.
 - Programa básico de Configuração, que foi posteriormente adaptado para o **Sistema Probe**.
 - Subrotina básica para a detecção das ondas R do ECG.
 - Subrotinas em linguagem ASSEMBLY para:
 - . limpar tela: CLS,
 - . colocar vídeo no modo gráfico: HGR,
 - . colocar vídeo no modo texto: TEXT,
 - . colocar pontos na tela para construção de gráficos e histogramas: DOTSF.
- (2) Depois da conversão A/D os sinais contínuos estarão representados por amostras igualmente espaçadas no tempo, com valores numéricos situados entre -512 a +512. Essas amostras e suas respectivas amplitudes são referidas pelo termo ponto. O termo ponto contém uma informação sobre o tempo também. Por exemplo:
- A primeira amostra de um sinal, ou o primeiro ponto, $I=1$, equivale a $t = 1/FA$ (FA = Frequência de Amostragem). O i -ésimo ponto amostrado equivale, então, a $t = i/FA$. Assim quando for dito número de pontos lidos por canal, deve-se entender que a conversão A/D é executada durante ($número\ de\ pontos/FA$) segundos.
- (3) Para modificar a posição em que os sinais são visualizados na tela, é preciso ter em mente que $LBASE[I] = 0$, situa-se no topo do vídeo e $LBASE[I] = 199$, na sua parte mais inferior. Assim, $LBASE[I] = 100$, mostrará o zero do sinal do canal I, na parte central da tela. É importante selecionar $LBASE[I]$ em função do intervalo de variação do sinal dado por $RANGE[I]$, para que os sinais não se sobreponham no instante da visualização. Veja o esquema abaixo:



A variável LBASE[I] indica uma linha qualquer do vídeo no modo gráfico e RANGE[I] indica número de linhas.

A variável REDUZ[I] só é utilizada para a visualização dos sinais durante a conversão A/D.

- (4) O Sistema Probe pode ser rodado em qualquer microcomputador compatível com a linha IBM-PC, que disponha de uma interface de conversão A/D de 10 bits.

- (5) Durante a conversão A/D os dados binários são armazenados num "buffer" rotativo, o qual é definido como a variável de programa chamada BUFFER[I]. Os dados são armazenados sequencialmente, isto é, armazena-se todos os 1os valores lidos dos canais, depois os 2os valores, etc...

Por exemplo: Seja o número de canais lidos pelo conversor A/D igual a 2, então:

BUFFER[1] - 1a. amostra lida pelo canal 1
 BUFFER[2] - 1a. amostra lida pelo canal 2
 BUFFER[3] - 2a. amostra lida pelo canal 1
 BUFFER[4] - 2a. amostra lida pelo canal 2

.

.

.

Assim, para efeito de visualização dos sinais ou de cálculos é necessário separá-los em tantas matrizes quanto o nº de canais lidos.

Para NCANAL lidos teremos:

$V[SINAL, I] = BUFFER[(I - 1) \times CANAL + SINAL],$

onde:

SINAL = 1, 2, ..., NCANAL

I = 1, 2, ..., número de pontos lidos por canal.

- (6) O cálculo da média coerrente implica na existência de um sinal de referência, que fornecerá os pontos de sincronismo para a soma coerente do sinal, cuja média será determinada. O ECG é usado como sinal de referência, mais especificamente, as suas ondas R que são denominadas de pontos de sincronismo e a matriz que os contém, de matriz de sincronismo, SINC[I].

5. GLOSSARIO

Abreviações, termos técnicos, nomes de variáveis de programas.

- A -

- ADCRS** - nome do programa Gerenciador do Sistema probe. Deve ser digitalizado para iniciar a rodagem dos programas.
- ANRS** - nome do módulo de Análise da versão 1 do Sistema Probe.
- ANBRS** - nome do módulo de Análise batimento por batimento da versão 2.
- ANMRS** - nome do módulo de Análise média da versão 2.
- AQRS** - nome do módulo de aquisição digital de sinais.
- A/D** - analógico - digital
- ARRAY** - tipo de variável de programa. Indicada por ex: $x[1]$, (vetor unidimensional), onde $x[3] = 123$, quer dizer: o valor do 3º ponto da variável x é 123. $V[SINAL,1]$ matriz bidimensional.

- B -

- BIBRS** - programa auxiliar do módulo de análise ANRS, na versão 1 contém as subrotinas dos filtros digitais (60 Hz e SMOOTH de 3 pontos) do cálculo da média coerente e da detecção das ondas R do ECG.
- BIB1RS** e **BIB2RS** - programas auxiliares do módulo ANBR e ANMRS, respectivamente. Contém as subrotinas de filtros digitais de detecção das ondas R do ECG e do cálculo da média coerente para a versão 2.
- BUFFER** - área de armazenamento usada para reter as informações transferidas pelo conversor A/D. Também variável global de programa do tipo ARRAY, onde são alocados os valores binários resultantes da conversão A/D.
- BUFFER [0]** - "pointer". Aponta o número da amostra que será convertida.
- BG** - variável global que armazena a média dos pontos binários amostrados do sinal de fundo anatômico ou BG.

- C -

- CAD** - conversor analógico - digital.

- CPU - CENTRAL PROCESSING UNIT = Unidade de Processamento Central.
- .CAL - extensão dos arquivos de calibração.
- CAL - variável global de calibração.
- CALRS - nome do módulo de Calibração dos sinais.
- CONFRS - nome do módulo de Configuração dos sinais.
- CONFRS.TXT - arquivo com valores da configuração.
- CANAIS - variável global que indica quantos e quais os canais amostrados pelo CAD.
- CURSOR - segmento vertical que pode ser movido ao longo dos sinais visualizados no vídeo para fins de cálculos de parâmetros.
- CLS - subrotina para limpar a tela.
- D -
- .DAD - extensão dos arquivos de dados de sinais binários.
- DEFAULT - valor de uma variável assumida pelo programa se não for especificado pelo(a) usuário(a).
- DERIVADA - a derivada de um ponto amostrado qualquer é calculado como a diferença entre os pontos que o precede e que o sucede. Isso porque se supõe que as amostras sucessivas de um sinal são espaçadas por intervalos de tempo iguais.
- DPR - desvio padrão relativo - DPR(%) Desvio Padrão da Média/ Média x 100%
- DOTSF - subrotina ASSEMBLY para acender pontos na tela.
- E -
- ECG - eletrocardiograma.
- F -
- FA - frequência de amostragem (variável global).
- FC - frequência cardíaca (bpm = batimentos por minuto).
- <FC> - frequência cardíaca média.
- FE - fração de ejeção.
- FLAG - registro que controla algumas operações realizadas em sistema de compartilhamento com a CPU.

FV - função ventrícular.

FVE - função ventrícular esquerda.

- G -

GERENCIADOR - programa raiz do sistema "overlay" que chama os demais módulos.

GRRS - nome do módulo de gráficos e histogramas dos resultados clínicos.

GLOBAL - (variável global). Variável cujo valor é transportado a diversos módulos. Declarada no programa gerenciador é utilizada em outros lugares através da indicação "EXTER-NAL".

- H -

H[I] - variável global do tipo ARRAY, que indica a posição (x) do I-ésimo cursor na tela do vídeo. I = 0,1,2.

HGR - subrotina que coloca a tela no modo gráfico.

- I -

.IDE - extensão dos arquivos de cadastro de exames.

- L -

LBASE - variável global do tipo ARRAY, LBASE[] indica a posição do zero do canal I. Varia de 0 a 199, onde 0 fica no topo do vídeo.

LOCAL - (variável local). Variável cujo valor é válido somente no programa ou subrotina onde é declarada. Não consta das variáveis declaradas no programa Gerenciador.

- M -

MAX - valor máximo de um conjunto de valores de uma dada variável.

MED - valor médio de uma determinada variável.

MIN - valor mínimo de um conjunto de valores de uma dada variável.

MODO GRÁFICO - vídeo se constitui numa matriz de 200 linhas x 640 colunas.

MODO TEXTO - vídeo se constitui numa matriz de 25 linhas x 80 colunas.

MÓDULO - programa de um sistema de "overlay". Normalmente em PASCAL a primeira linha de um programa é escrita como PROGRAM (nome do programa). Se o programa em questão fizer parte de um conjunto de programas que são escritos independentemente, mas compartilham variáveis globais ("overlay") então a 1a. linha deste programa deve ser escrita como MODULE (nome do programa).

- N -

NCHANAL - variável global que indica o nº de canais do CAD que são lidos.

NN - variável global. Número de pontos amostrados por canal (versão 1).

NPTOT - variável global. Número total de pontos que o conversor A/D lê antes de rodar o BUFFER.

NUMERO - variável global. Número de pontos amostrados por canal (versão 2).

NUMEX - variável global que indica o número do exame processado e é impressa nos resultados clínicos.

- O -

"OFF-LINE" - processamento "OFF-LINE" - usado para indicar que a análise dos sinais não é realizado simultaneamente à aquisição analógica dos mesmos.

"ON-LINE" - visualização "on-line" - usado para indicar que conforme os sinais analógicos são convertidos pelo CAD, estes podem ser visualizados na tela do microcomputador.

"OVERLAY" - modo de programação que consiste em subdividir um programa, geralmente muito extenso, em vários módulos que compartilham variáveis, mas que só são carregados na memória do micro quando necessários. Os módulos de "overlay" são, na verdade, programas independentes, que podem se comunicar com outros programas através do chamado programa Gerenciador, que reside o tempo todo na memória, enquanto um sistema é executado.

- P -

PEEKW - subrotina da Biblioteca PASCAL que permite recuperar/ler um dado armazenado na memória RAM do micro.

POKEW - subrotina da Biblioteca PASCAL que permite armazenar um dado na memória RAM do micro.

PROCEDURE - forma de declarar uma subrotina em PASCAL.

- R -

- RAM** - "RANDOM ACCESS MEMORY", memória para programação.
- RANGE** - variável global do tipo ARRAY. RANGE[] indica a metade da faixa de excursão permitida para o canal I no vídeo.
- REDUZ** - variável global do tipo ARRAY, REDUZ[], que indica o número de deslocamentos ou divisões por dois dado ao valor amostrado para visualização.
- RELRS** - nome do módulo de relatório de exame.
- ROM** - "READ ONLY MEMORY".

- S -

- SINC** - variável global do tipo ARRAY que contém todos os números das amostras de ocorrência das ondas R do ECG. (localização temporal das ondas R, no trem de dados do ECG).
- SNC** - variável global do tipo ARRAY que contém os números dos pontos de ocorrência das ondas R do ECG para cálculo da média corrente, dentro de um intervalo de interesse.

- T -

- TEMPO** - variável global que indica, na versão 2 do Sistema Probe, o intervalo de tempo em segundos em que o CAD será ativado.
- .TXT** - extensão de arquivos da configuração escritos como texto.

- V -

- VE** - ventrículo esquerdo.