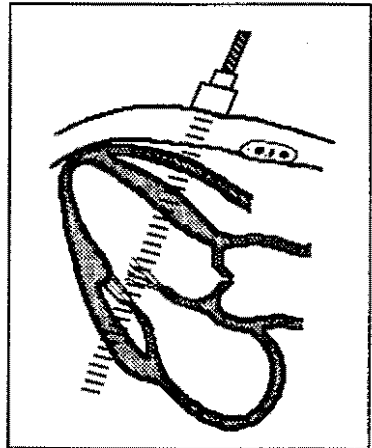


JOÃO PEDRO ESTIMA DE OLIVEIRA

**AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO  
DE ESTRUTURAS VENTRICULARES A  
PARTIR DO ECOCARDIOGRAMA MODO - M**



**AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE ESTRUTURAS  
VENTRICULARES A PARTIR DO ECOCARDIOGRAMA MODO-M**

**JOÃO PEDRO ESTIMA DE OLIVEIRA**

Dissertação de Doutoramento apresentada à Universidade de Aveiro

A impressão desta dissertação foi subsidiada pelo INIC

AVEIRO

1988

## Agradecimento

Que sejam aqui agradecidos todos aqueles que, de formas diversas, contribuíram para levar a bom termo este trabalho.

Ao Professor Doutor Pedro Guedes de Oliveira, a minha gratidão pelo empenho posto, desde a primeira hora, na supervisão deste trabalho, pelo conselho avisado e exigência crítica com que orientou a sua elaboração, e pelo apoio moral nunca negado.

Devo igualmente um agradecimento especial ao Dr. Francisco Ferraz Sepúlveda, pela colaboração que sempre deu a este projecto, designadamente pelo auxílio clínico e pelo suporte bibliográfico de carácter médico com que concorreu para a sua realização.

Um outro agradecimento com particular significado é devido ao Engenheiro J. Arnaldo Martins, pela preciosa ajuda na exploração do sistema operativo e da arquitectura do computador, bem como ao Professor Doutor Francisco C. Vaz e ao Engenheiro Paulo J. Ferreira pela sua valiosa contribuição, materializada nomeadamente na cedência de programas para o projecto e análise de filtros digitais.

Gostaria também de agradecer ao Professor Doutor A. Falcão de Freitas as facilidades concedidas no Centro de Medicina Desportiva do Porto, onde foi efectuada a recolha de dados.

Uma palavra de agradecimento aos funcionários do Centro de Medicina Desportiva do Porto que solícitamente colaboraram na obtenção de ecocardiogramas.

Desejo ainda expressar o meu apreço e reconhecimento à minha mulher pelo cuidado posto na leitura e revisão linguísticas do presente texto.

Finalmente, recordaria os colegas e funcionários que, no Departamento de Electrónica e Telecomunicações da Universidade de Aveiro, incentivaram a conclusão deste trabalho.

J. P. Estima de Oliveira

## INDICE GERAL

Agradecimento	I
Indice	III
Resumo	VII
Abstract	IX
<b>1. Introdução</b>	<b>1</b>
1.1. O ecocardiograma modo-M	3
1.2. Aplicações do ecocardiograma modo-M no estudo e diagnóstico de patologias e na caracterização de populações	8
1.3. Aplicações de computadores no tratamento do ecocardiograma modo-M	11
1.4. Objectivo e estrutura do presente trabalho	17
<b>2. Discussão de alguns métodos de aquisição do Ecocardiograma (modo-M)</b>	<b>21</b>
2.1. Aquisição completamente Manual	23
2.2. Sistemas Semi-Automáticos	24
2.2.1. Aquisição com mesa digitalizadora	25
2.2.2. Pré-processamento	28
2.3. Sistemas Automáticos	31
2.4. Sistema Quase-Automático	32
2.5. Análise comparativa dos vários sistemas	32

<b>3.</b>	<b>Aquisição automática do ecocardiograma (modo-M)</b>	
	<b>do ventrículo esquerdo</b>	<b>37</b>
3.1.	Introdução e objectivos	37
3.2.	Materiais e métodos	44
3.3.	Justificação da metodologia usada	45
3.4.	Sub-sistema de aquisição	49
3.5.	"Hardware" do sub-sistema de aquisição	56
3.5.1.	"Interface" com o microcomputador	56
3.5.2.	Diagrama temporal de alguns sinais	57
3.5.3.	Gerador de Relógio	59
3.5.4.	Condicionamento analógico do sinal	59
3.5.5.	Sincronização do "hardware" de aquisição e Gerador de "Interrupts"	63
3.5.6.	Gerador de Janela	64
3.5.7.	Medidor de Tempo	66
3.5.8.	Relógio de Tempo Real	68
3.5.9.	Operações de escrita e de leitura	69
3.5.10.	Conversor Analógico/Digital	75
3.5.11.	Gerador programável de Tensão de Referência. Conversor modo-A/modo-M	77
3.6.	Programas do sub-sistema de aquisição	80
3.6.1.	Programa principal ECOFOR e subrotina ECOMAC	81
3.6.2.	Rotina INT	84
3.6.3.	Rotinas MANUAL e FREE RUN	86
3.6.4.	Rotina TRACKING	89
3.6.5.	Conversão Analógico/Digital e detecção do QRS	92
3.6.6.	Pré-Processamento dos dados adquiridos	95

<b>4.</b>	<b>Processamento do Ecocardiograma modo-M do Ventrículo Esquerdo</b>	<b>101</b>
4.1.	Processamento	101
4.2.	Parâmetros	110
4.2.1.	Parâmetros temporais	112
4.2.2.	Medidas relativas ao V. E.	114
4.2.3.	Medidas do Septo / Parede Posterior	117
4.2.4.	Parâmetros volumétricos segundo Popp (e Teichholz)	119
4.2.5.	Medidas auxiliares	122
4.2.6.	Parâmetros de massa	123
4.2.7.	Parâmetros mecânicos	125
<b>5.</b>	<b>Resultados</b>	<b>127</b>
5.1.	Validação do sistema de aquisição automática	127
5.1.1.	Testes preliminares	127
5.1.2.	Aquisição de ecocardiogramas reais	130
5.1.3.	Alguns parâmetros obtidos semi- e automaticamente	138
5.2.	Alguns resultados clínicos	147
5.2.1.	Polineuropatia Amiloidótica Familiar (PAF) tipo Andrade	148
5.2.2.	Ciclistas de Alta Competição	149
5.2.3.	Cardiomiopatia Hipertrófica	150
<b>6.</b>	<b>Conclusão</b>	<b>153</b>
6.1.	Algumas considerações finais	154
6.2.	Propostas de trabalho futuro	159

<b>Apêndice 1</b> — Registos do "port" paralelo utilizado no sub-sistema de aquisição automática	161
<b>Apêndice 2</b> — Programas do sub-sistema de aquisição automática	165
Programa ECOFOR	167
Subrotina ECOMAC	168
Programa PELP10.FOR	184
<b>Apêndice 3</b> — Programas do sistema semi-automático	189
Programa DIECO.FOR	191
Programa PRECO.FOR	194
Subrotina SMOOTH.FOR	196
Programa TRECO.FOR	198
Programa PLECO.FOR	208
Subrotina PLOT.FOR	215
Subrotina SPLOT.FOR	215
Subrotina CAPLOT.FOR	216
Subrotina SYMB.FOR	219
Subrotina AXIS.FOR	220
Subrotina AX4.FOR	220
<b>Apêndice 4</b> — Exemplo de listagem de parâmetros do ventrículo esquerdo	221
<b>Referências bibliográficas</b>	227

## Resumo

Neste trabalho apresenta-se um sistema para tratamento do sinal ecocardiográfico, sobre o qual se faz a determinação, em tempo real, das estruturas do ventrículo esquerdo, cujos contornos em modo-M são processados *a posteriori* com o fim de extrair parâmetros caracterizadores das funções e dimensões ventriculares.

O sistema total é constituído por uma parte electrónica, dedicada à detecção e digitalização das estruturas ecocardiográficas, a qual é controlada por um microcomputador que, por sua vez, suporta a secção de processamento do ecocardiograma modo-M.

O sub-sistema de aquisição, partindo de pré-programações feitas pelo operador, acompanha e digitaliza as estruturas significativas do eco modo-M do ventrículo esquerdo. Estas estruturas são identificadas por comparação do sinal do modo-A com níveis analógicos, sendo as discriminações apenas válidas se ocorrerem durante intervalos de tempo (janelas de detecção) definidos dinamicamente por algoritmos de "tracking" contidos no programa de controle: estes algoritmos tentam "prever", a partir da evolução passada, as zonas em que as estruturas irão aparecer, permitindo o seu acompanhamento numa forma adaptativa e, em certas circunstâncias, a sua recuperação após falha temporária. O sub-sistema, caracterizado por uma elevada taxa de amostragem (250 ciclos de modo-A por segundo), apresenta o sinal digitalizado em simultâneo com o modo-M original, facultando ao cardiologista o controle de qualidade das detecções, por forma a que este possa decidir adequadamente e de imediato sobre a continuação ou conclusão do exame.

Da secção de processamento do eco modo-M obtêm-se as dimensões do V. E. ao longo de todo o ciclo cardíaco, bem como um conjunto de parâmetros caracterizadores da função ventricular, sendo o seu significado clínico também referido neste trabalho.

O método de aquisição automática foi avaliado com sinais simulados e com dados reais de pacientes.

Finalmente, apresentam-se e discutem-se, sumariamente, algumas aplicações do sistema em exames de populações com características específicas.



# ACQUISITION AND PROCESSING OF VENTRICULAR STRUCTURES FROM THE M-MODE ECHOCARDIOGRAM

## **Abstract**

This work describes a system for M-mode echocardiogram processing. In order to characterize the left ventricle functions and dimensions, the system detects in real time the ventricular structures and processes them off-line for parameter extraction.

The system is implemented in a microcomputer that controls a dedicated acquisition hardware and supports all the processing programs. The acquisition hardware detects, keeps track and digitizes the relevant M-mode echo structures of the left ventricle (L. V.) from initially identified contour landmarks imposed by the operator. Each echocardiographic structure is recognized, from the A-mode signal, if it occur within a detection window (including amplitude information) dynamically updated by the tracking algorithms; these algorithms try to follow the structures using the information of their past evolution, or try, under certain circumstances, to regain them after temporary failure of tracking.

The acquisition sub-system has a large sampling rate (250 A-mode cycles/s), and displays the digitized signal simultaneously with the original M-mode image. The cardiologist may then control immediatly the quality of the detections and take corrective actions.

The processing section of the M-mode echocardiogram provides the L. V. dimensions during the whole cardiac cycle, as well as a set of parameters, whose clinical meaning is also referred in this work.

The automatic acquisition sub-system was evaluated with simulated signals and with real data from patients.

Finally, we present and discuss some applications of the system in the study of populations with specific characteristics.

## 1. Introdução

A ecocardiografia modo-M é uma técnica não invasiva de reconhecido valor no estudo e diagnóstico de doenças cardíacas.

A não invasividade da ecocardiografia permite a sua utilização sobre vastas camadas de pacientes (saudáveis ou não), e/ou repetidos exames sobre um mesmo paciente, facultando, assim, a execução de estudos populacionais e de acompanhamento de patologias, ou a verificação dos resultados de intervenções cirúrgicas.

A ecografia (modo-M) baseia-se na reflexão de ondas ultrassónicas; os ultra-sons reflectem-se quando encontram descontinuidades na impedância acústica dos meios que atravessam, como, por exemplo, a descontinuidade entre uma parede e uma cavidade ventriculares.

A geração de ultra-sons é obtida, normalmente, por efeito piezo-eléctrico, que foi descoberto por Pierre e Jacques Curie em 1880, muito embora só mais tarde, em 1917, surjam as experiências de Paul Langevin, que conseguiram a propagação de ondas ultrassónicas na água do mar, e das quais viria a resultar o desenvolvimento do sonar; a

segunda guerra mundial acelerou a investigação neste domínio, surgindo em 1942-1945 as primeiras aplicações dos ultra-sons em medicina, através dos trabalhos de Dussik e Firestone (\*).

A ecocardiografia modo-M foi iniciada em 1954 por Edler, tendo sido na década de 60 que a ultrassonografia se estabeleceu, de facto, como técnica indispensável na cardiologia; a introdução de computadores, no processamento de ecocardiogramas, reporta-se ao início dos anos 70 (vide, por exemplo, D. G. Gibson e D. Brown, 1973; J. M. Griffith e W. L. Henry, 1973).

A ecocardiografia é uma técnica recente, quando comparada com outros métodos de diagnóstico como, por exemplo, a electrocardiografia e os exames com raios-x; no entanto, e apesar das suas limitações, a ecocardiografia tem vindo a ser considerada de importância fundamental, como se pode depreender das palavras de Felner "The echocardiographic features of atrial myxoma are virtually diagnostic"; "Echocardiography is the "gold standard" for idiopathic hypertrophic subaortic stenosis [...]"; "The echocardiographic detection and serial follow-up of the presence and approximate size of pericardial fluid is more accurate than any other method and is associated with greater facility than radiographic and isotopic techniques" (Apud: J. M. Felner, 1979, respectivamente, p. 56, p. 64 e p. 67), ou de Erikson "[...] Even more important, much of the information obtained by ultrasound could not be obtained with any other modality or without procedures that may be inherently more dangerous to the patient." (Apud: K. R. Erikson, F. J. Fry e J. P. Jones, 1974, p. 146).

---

\* Cf. N. Bom (ed.), 1977; K. R. Erikson, F. J. Fry e J. P. Jones, 1974; H. Feigenbaum, 1976; W. P. Mason, 1976; R. B. L. Sinclair, P. J. Oldershaw e D. G. Gibson, 1983.

## 1.1. O ecocardiograma modo-M (\*)

A ecocardiografia assenta, em grande parte dos casos, na emissão pulsada de ultra-sons, e na recepção dos ecos originados pela reflexão em descontinuidades da impedância acústica dos meios que são atravessados pelo feixe ultrassónico.

Os ultra-sons são ondas mecânicas de frequência superior à dos sons audíveis, e são gerados e recebidos com o auxílio de transdutores piezoeléctricos, construídos actualmente a partir de cerâmicas sintetizadas especialmente para esse fim.

Os ultra-sons propagam-se em linha recta, pelo menos durante uma curta distância, enquanto não sofrem reflexões, refacções e dispersão ("scattering"); são também parcialmente absorvidos pelos meios que atravessam, originando calor.

A ecocardiografia baseia-se, como se referiu, na reflexão de ondas ultrassónicas, donde o feixe de ultra-sons deve ser orientado de modo a incidir o mais perpendicularmente possível às estruturas que interessa observar.

As estruturas ósseas absorvem fortemente a energia ultrassónica, pelo que as regiões situadas atrás dessas estruturas não são visíveis em ecografia; assim, as observações do coração são sempre executadas através das zonas inter-costelas (no caso do ventrículo esquerdo, aproveitam-se a 3ª, 4ª ou 5ª zonas inter-costelas).

---

\* Informação mais detalhada pode obter-se nas referências seguintes: N. Bom (ed.), 1977; Echocardiography, 1972; K. R. Erikson, F. J. Fry e J. P. Jones, 1974; J. P. Estima de Oliveira, 1986; H. Feigenbaum, 1976; F. Ross, 1980; M. Sokolow e M. B. McIlroy, 1981; P. N. T. Wells, 1976; P. N. T. Wells e M. C. Ziskin (eds.), 1980.

Os ultra-sons propagam-se bastante mal em meios gasosos, tornando difíceis as observações de órgãos situados atrás de zonas com ar, o que obriga à utilização de geleias para melhorar o contacto entre o transdutor e o corpo do paciente em exame.

A penetração dos ultra-sons depende das propriedades do meio atravessado e da frequência usada; por exemplo, a penetração no sangue é maior que a verificada em estruturas musculares. A penetração é inversamente proporcional à frequência, basicamente porque frequências mais elevadas sofrem maior difusão e absorção e, como correspondem a menores comprimentos de onda, reflectem-se e refractam-se em estruturas de menores dimensões, razão pela qual a quantidade de energia que continua a propagar-se em linha recta, na direcção pretendida, se atenua mais rapidamente. A potência instantânea e a frequência, normalmente utilizadas em exames ecocardiográficos, determinam penetrações da ordem dos 20 cm, portanto, perfeitamente adequadas ao estudo do coração.

A frequência das ondas utilizadas em ecocardiografia modo-M é, tipicamente, de 2.25 MHz, a que corresponde uma resolução longitudinal de cerca de 1 mm; a resolução longitudinal é medida pelo mínimo tamanho detectável (que provoca reflexão), sendo, portanto, função do comprimento de onda. A resolução lateral, que se traduz na capacidade de distinguir dois objectos que se encontram lado a lado (face à direcção do feixe), é menor (3 a 5 mm), sendo dependente do diâmetro do transdutor; o diâmetro do transdutor é, assim, um compromisso entre resolução lateral e comprimento do campo próximo (distância percorrida pelo feixe de ultra-sons, antes de divergir significativamente), que é proporcional ao raio do transdutor.

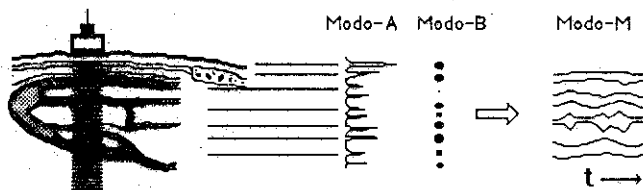
Nos equipamentos de ecocardiografia modo-M é frequente os impulsos de ultra-sons serem emitidos à taxa de 1 KHz e terem uma duração

de cerca de 1  $\mu$ s; deste modo, a potência média que penetra no corpo em exame é muito baixa, sendo mil vezes inferior à potência instantânea emitida.

Após a emissão, o equipamento de ecografia comuta para o modo de recepção e fica a aguardar a chegada dos ecos provenientes das reflexões existentes nas fronteiras entre meios de diferentes impedâncias acústicas. A medida do tempo entre a emissão e a chegada de um eco corresponde ao dobro do afastamento entre o transdutor e a estrutura responsável por esse eco; os tempos são convertidos em distâncias, quando a velocidade de propagação no meio é conhecida: no caso de tecido humano mole, a velocidade de propagação dos ultra-sons é, aproximadamente, de 1500 m/s.

Todos os modos de representação do ecocardiograma se baseiam no modo-A (de "Amplitude"). Neste modo os ecos recebidos são visualizáveis num osciloscópio, e podem ser interpretados através de dois eixos, que medem a amplitude e a distância ao transdutor, respectivamente (Fig. 1.1). As diferenças de amplitude dos vários ecos dependem das distâncias percorridas pelos ultra-sons, da atenuação que o feixe vai sofrendo, das diferenças de impedâncias responsáveis pelas reflexões, da incidência do feixe face à parede reflectora, e finalmente do ganho do receptor, normalmente variável com a distância.

Se a intensidade do ponto luminoso, que descreve a imagem no osciloscópio, for modulada proporcionalmente às amplitudes dos ecos recebidos, obtém-se (quando há apenas deflexão num dos eixos do osciloscópio) um ecocardiograma modo-B (de "Brightness"). O modo-B encontra-se ilustrado na figura 1.1.



**Fig. 1.1** - Modos de representação do ecocardiograma: modo-A (de "Amplitude"), modo-B (de "Brightness") e modo-M (de "Motion"). Se considerarmos que os três modos estão representados num sistema de eixos xyz teremos: no modo-A, x mede amplitude e y distância; no modo-B, y mede distância e z, através de modulação de intensidade, representa amplitude; o modo-M obtém-se do modo-B, adicionando-lhe um eixo de tempos (eixo x nesta figura).

As imagens obtidas, quer com o modo-A, quer com o modo-B, são pouco expressivas e difíceis de interpretar, já que cada imagem corresponde a uma emissão/recepção de ultra-sons (à taxa de 1 KHz) e, sendo o coração um órgão de grande e rápida mobilidade, as várias imagens sobrepõem-se muito rapidamente. Pelo contrário, o modo-M de representação do ecocardiograma permite visualizar a evolução das estruturas cardíacas, ao longo do tempo, em "écrans" de grande persistência, em "video", em fotografias com exposição longa, ou em registadores de papel.

Para tal, o ecocardiograma modo-M (de "Motion") é gerado a partir do modo-B, ao qual se associa um eixo de tempos (Fig. 1.1), de tal modo que, em geral, os ecos modo-B são representados no eixo y (que mede distâncias ao transdutor) e são visualizados ao longo do tempo (eixo x), com o eixo z controlado pela intensidade dos ecos.

Invariavelmente associado ao ecocardiograma modo-M anda o electrocardiograma (ECG), assumido como referência temporal. O ECG é um

precioso auxiliar na identificação das estruturas de interesse contidas no modo-M, e permite, conjuntamente com os movimentos da válvula mitral, a divisão do ciclo cardíaco em várias fases.

A ecocardiografia modo-M tem como principal limitação, quando comparada com métodos bidimensionais como, por exemplo, a angiografia, a cardiografia de radio-nuclidos ou o ecocardiograma bidimensional, o facto de, para uma dada posição do transdutor, apenas permitir visualizar o coração ao longo de uma linha. Como consequência, as medidas tomadas nessa direcção perdem significado na descrição total do órgão em estudo, nos casos em que existem anormalidades morfológicas e funcionais, quer sob o ponto de vista de isquemias localizadas, por exemplo, quer sob o ponto de vista de alterações segmentais na movimentação das paredes, ou seja, quando os modelos utilizados são claramente não aplicáveis. Hoje em dia esses casos são facilmente identificados pela ecografia bidimensional, pelo que os exames com o modo-M são frequentemente precedidos por um estudo bidimensional, que decide quais são as extrapolações válidas.

As grandes virtualidades do ecocardiograma modo-M decorrem da expressividade com que é possível visualizar a evolução das estruturas ao longo de vários ciclos cardíacos, por um lado, e da elevada taxa de amostragem (1 KHz, ou superior) com que se obtêm os registos, por outro. Estas características conferem à ecocardiografia modo-M o estatuto de "indispensável" na análise detalhada da movimentação das válvulas, paredes e cavidades do coração, em cada uma das várias fases do ciclo cardíaco.



## **1.2. Aplicações do ecocardiograma modo-M no estudo e diagnóstico de patologias e na caracterização de populações**

Embora não seja possível ignorar a importância do ecocardiograma modo-M no estudo das válvulas cardíacas, bem como nos exames das aurículas e do ventrículo direito, é na investigação e medida do ventrículo esquerdo (V. E.) que se têm vindo a desenvolver mais esforços. Isto acontece porque este ventrículo é o responsável pela propulsão do sangue arterial para todo o corpo, sendo, por isso, a cavidade mais desenvolvida e musculada do coração, pelo que os eventuais problemas ao nível desta cavidade comprometem directamente o bom funcionamento circulatório; por outro lado, algumas patologias, nomeadamente valvulares e coronárias, têm fortes reflexos sobre o ventrículo esquerdo.

F. E. Kloster (1977), na introdução do seu artigo "Screening, population and sequential follow-up studies by echocardiography", resume de forma exemplar as vantagens da ecocardiografia no estudo de populações: "Echocardiography is very useful for screening or population studies because of several characteristics unique to the technique which meet the requirements for such studies. These include:

1. The noninvasive nature of the technique, with resulting freedom from discomfort or risk to subjects examined.
2. The direct anatomic and physiologic data obtained from ultrasound imaging, providing specific, quantitative cardiovascular information.
3. The relatively low cost of studies compared to other investigations providing comparable information.
4. The high degree of reproducibility of findings by different examiners in the same subject and on repeated studies in the same individual.

5. The availability of reasonably well established criteria for findings in normal individuals and the relatively narrow range of normal values." (cf. op\_cit., p. 61).

As características enunciadas justificam a vasta utilização da ecocardiografia no estudo e caracterização, quer de populações saudáveis ou de famílias específicas (com risco de doença cardíaca congénita), quer de populações com actividades particulares (como o caso de classes de atletas, caracterizadas pela prática de desportos diferenciados). Por outro lado, a ecocardiografia é também usada intensivamente na investigação do efeito de certas doenças e/ou fármacos no comportamento e características do coração, e em análises pré- e pós-operação cirúrgica.

Para ilustrar a ampla utilização do eco modo-M podemos citar, por exemplo, um estudo conduzido por Voogd (P. J. Voogd, H. Rijsterborgh et al., 1984) sobre a população holandesa, em que foram analisados 609 casos, compreendendo 432 crianças e adolescentes e 177 adultos.

Como foi referido, o ecocardiograma modo-M é também utilizado no exame de desportistas, tendo em vista vários objectivos: detecção de anormalidades, que conduzem por vezes a morte súbita durante o esforço; correlação de alterações da espessura e dimensões do V. E. com o tipo de treino e esforço desenvolvidos por algumas categorias de atletas (cf. N. Bom (ed.), 1977; L. Meloni, P. Bonomo et al., 1985; R. B. Moore, L. M. Shapiro e D. G. Gibson, 1984; F. Sau, C. Seguro et al., 1985; F. F. Sepúlveda, J. P. Estima de Oliveira et al., 1986).

A ecocardiografia modo-M permite verificar eventuais alterações dimensionais e funcionais do coração, motivadas por doenças que não são, pelo menos exclusivamente, do foro cardiológico, como, por exemplo, os diabetes (vide J. Airaksinen, M. Ikaheimo et al., 1984) e a amiloidose

(vide C. Backman e O. Olofsson, 1983; J. D. Carrol, W. H. Gaasch e K. P. W. J. McAdam, 1982; T. K. Colgan e J. W. Hurst, 1981; B. E. Griffiths, P. Hughes et al., 1982; F. F. Sepúlveda, J. P. Estima de Oliveira et al., 1985; A. G. Siqueira-Filho, C. L. P. Cunha et al., 1981; M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982).

Existem outras áreas de aplicação em que o ecocardiograma modo-M desempenha particular relevo; entre elas destacam-se o estudo do efeito de fármacos sobre as funções cardíacas (vide R. F. Alvares e J. F. Goodwin, 1982; A. M. A. Gómez, F. Monreal et al., 1984b; B. E. Griffiths, P. Hughes et al., 1982; N. Reichek, B. B. Franklin et al., 1982; J. R. Wilson, N. Reichek e J. Hirshfeld, 1980) e os estudos pré- e/ou pós-operatórios que visam confirmar o êxito da intervenção cirúrgica efectuada; os exames pré- e pós-operatórios possibilitam, ainda, a identificação de índices preditores de sucesso ou insucesso de intervenções, os quais auxiliariam na decisão da oportunidade e/ou utilidade de operar um dado paciente (vide W. H. Gaasch, C. W. Andrias e H. J. Levine, 1978; A. G. Kumpuris, M. A. Quinones et al., 1982).

A utilização da ecocardiografia modo-M no diagnóstico e caracterização de doenças cardíacas é vastíssima, pelo que não cabe no âmbito deste trabalho a enumeração e descrição das várias patologias. De qualquer modo, podemos citar, como referência, quatro obras, não necessariamente as mais significativas, que englobam o estudo ecocardiográfico de um número razoável de doenças: "Echocardiography" (H. Feigenbaum, 1976); "Clinical Cardiology" (M. Sokolow e M. B. McIlroy, 1981); "Echocardiology" (N. Bom (ed.), 1977); "The Value and Limitations of Echocardiography" (J. M. Felner, 1979).

### 1.3. Aplicações de computadores no tratamento do ecocardiograma modo-M

As primeiras tentativas de utilização de computadores em ecocardiografia foram, precisamente, na análise do ecocardiograma modo-M, e ocorreram no início dos anos 70. Esses trabalhos podem ser considerados semi-automáticos, no sentido em que partem do traçado manual das estruturas de interesse, sobre o registo do ecocardiograma.

Num estudo de D. G. Gibson e D. Brown (1973) a aquisição do ecocardiograma é feita, após identificação visual, com uma mesa digitalizadora ligada a um computador, que posteriormente processa os dados obtidos.

Num outro trabalho, conduzido por J. M. Griffith e W. L. Henry (1973), as estruturas cardíacas, decalcadas sobre papel transparente, são filmadas por uma câmara de televisão, de tal modo que cada linha "video" corresponde a um modo-B (do tipo bistável); cada linha é processada por 8 detectores (um por estrutura), em que cada um deles incorpora um interruptor que faz a paragem do contador digital que lhe está associado, sendo, assim, o resultado do contador a medida da distância, de cada estrutura, relativamente ao início da linha "video"; curiosamente esses resultados digitais alimentam conversores digital/analógico, gerando tensões que, finalmente, são processadas por um computador analógico, de modo a obter as funções cardíacas pretendidas.

Mais tarde, no fim da década de 70, surgem outros sistemas semi-automáticos, baseados na aquisição do traçado manual por meio de câmara de TV, seguindo-se a conversão analógico/digital da imagem e o

uso de algoritmos simples de detecção de linhas contínuas (cf. R. B. L. Sinclair, P. J. Oldershaw e D. G. Gibson, 1983); o restante processamento é naturalmente executado em computadores digitais.

A maioria dos sistemas semi-automáticos de aquisição e processamento de ecocardiogramas modo-M utilizados é constituída por sistemas muito idênticos ao descrito por D. G. Gibson e D. Brown em 1973 (cf., por exemplo, M. A. Quinones, W. H. Gaasch, et al., 1975; N. Bom (ed.), 1977; Y. Houdas, G. Carette et al., 1978; M. G. S. J. Sutton, A. J. Tajik et al., 1978; M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978; L. Maron, A. C. Miller e H. Miller, 1979; A. E. Aubert, B. G. Denys et al., 1982; N. Reichek, B. B. Franklin et al., 1982; C. Pollick, P. J. Fitzgerald e R. L. Popp, 1983; J. Airaksinen, M. Ikaheimo et al., 1984; P. J. Voogd, H. Rijsterborgh et al., 1984), partindo, portanto, do traçado manual das estruturas de interesse, aquisição por meio de mesa digitalizadora ligada a um computador, que executa também o restante processamento. Tal é o caso do sistema semi-automático, desenvolvido entre 1983 e 1984 (cf. F. F. Sepúlveda, J. P. Estima de Oliveira et al., 1985), e que se irá descrever de forma breve neste trabalho.

Paralelamente, têm sido desenvolvidos esforços no sentido de evitar a digitalização e/ou traçado manual do ecocardiograma modo-M, automatizando de alguma forma a aquisição. Passamos a rever, muito sucintamente, alguns desses trabalhos.

Diana H. McSherry (1974) construiu um sistema automático de aquisição, que também aplicou ao eco modo-M, embora com resultados pouco interessantes e visando apenas a melhoria da qualidade da imagem ecográfica. Este sistema executava (com conversor analógico/digital) a digitalização "off-line" do ecocardiograma a partir dos ecos RF,

armazenados num gravador de banda larga (2 MHz) e reproduzidos a uma velocidade muito inferior à de gravação; as técnicas de processamento digital de sinal resumiam-se a: integração do sinal durante vários ciclos, filtragem passa-banda ou desconvolução.

Um outro trabalho (R. W. Barnes, J. F. Toole e W. M. McKinney, 1976), aplicado exclusivamente à aquisição automática em tempo real de estruturas muito rápidas, baseava-se no cancelamento dos dados das estruturas mais lentas, partindo da digitalização do ecocardiograma (sinal RF), que era executada com um conversor A/D de 8 bits/10 MHz. Este tipo de abordagem, apesar de ser eficaz para observação de válvulas, não é conveniente para a aquisição do modo-M do ventrículo esquerdo.

Existem também sistemas automáticos, que se baseiam na digitalização directa do sinal "video" do modo-M e na utilização de técnicas de processamento de imagem (a que se podem adicionar critérios de natureza morfofisiológica), aplicados concretamente à aquisição do ecocardiograma modo-M do V. E. (cf. R. B. L. Sinclair, P. J. Oldershaw e D. G. Gibson, 1983). Esses sistemas operam "off-line", pelo que não permitem a avaliação imediata dos resultados e o controle de qualidade, inclusivamente, do próprio ecocardiograma original.

A aquisição em tempo real de eco modo-M do V. E., em que se torna necessário identificar cinco estruturas (duas paredes para o septo, duas para a parede livre posterior e a válvula mitral), é preferencialmente baseada em pré-programações feitas pelo operador (referenciando as estruturas, em instante determinado do ciclo cardíaco) e conduz ao que denominamos por Sistemas Quase-Automáticos ou Sistemas de Aquisição

Automática (\*); após a pré-identificação e marcação das estruturas, o processo de aquisição é completamente automático, e baseia-se, normalmente, em sub-sistemas de "tracking" que abrem janelas de detecção nas zonas em que se prevê (a partir da evolução passada) que as estruturas irão aparecer, já que as estruturas cardíacas se movem de forma contínua.

Dentro desta linha insere-se o trabalho "Maximal instantaneous Mitral Valve velocities measured with a Digital Echocardiographic Tracking System" (R. Emerson, R. Donnerstein et al., 1977), que descreve um sistema de aquisição automática, o qual, recorrendo ao modo-B do eco e usando uma janela móvel de detecção, consegue adquirir uma estrutura cardíaca, para efeitos de visualização dessa estrutura e da sua velocidade. É um sistema construído exclusivamente em lógica "hard-wired", pelo que a sua extensão ao acompanhamento de várias estruturas e o melhoramento dos algoritmos de "tracking" tornariam o sistema excessivamente "pesado". O melhoramento do "tracking" é um ponto particularmente sensível deste trabalho, já que, como se parte do modo-B, a aquisição de estruturas menos isoladas que a válvula mitral (i.e., estruturas junto das quais existem outras que produzem ecos de amplitude razoável, conduzindo a impulsos, no modo-B, que se sobrepõem aos das estruturas vizinhas) nos parece ser extremamente difícil, ou mesmo impossível.

M. S. Hostetier, L. E. Roemer et al. (1980) apresentam um sistema para aquisição em tempo real do ecocardiograma modo-M, baseado também em janelas de detecção e "tracking". Neste sistema, o sinal do modo-A é digitalizado directamente por um conversor analógico/digital

\* Ao longo do trabalho estes sistemas serão também referidos simplificada-mente por Sistemas Automáticos, excepto quando tal designação se possa tornar confusa.

de 8 bits, a uma taxa de amostragem de cerca de 1 MHz, obtendo-se 512 amostras por ciclo-A; o operador identifica e marca as estruturas a adquirir, sendo a partir daí que começa a detecção, inteiramente executada por "software", segundo determinados critérios e dentro das janelas previstas pelos algoritmos de "tracking".

O sistema de Hostetler tinha por objectivo a visualização mais clara das estruturas do modo-M, para o que fazia o acompanhamento de 2 estruturas, conseguindo, nesse caso, digitalizar um ciclo do modo-A de 7 em 7 ciclos, ou seja, cerca de 200 ciclos-A por segundo (a taxa de emissão de ultra-sons era de 1.5 KHz). Se o sistema fosse expandido a 5 estruturas, a frequência de amostragem do modo-M baixaria para 85 Hz; e se, além disso, o sistema fosse desenvolvido no sentido de adquirir o ECG e as estruturas durante vários ciclos cardíacos (para posterior processamento), é natural que o tempo dispendido a armazenar essa informação em zonas de memória, periodicamente actualizáveis, tornasse mais baixa a taxa de amostragem, fazendo, eventualmente, perigar uma das virtudes fundamentais do ecocardiograma modo-M: a elevada resolução temporal.

Por outro lado, pelo facto de a evolução passada das estruturas ser descrita dum modo muito "discretizado", uma baixa taxa de amostragem conduziria a uma enorme dificuldade, ou mesmo impossibilidade, de acompanhar algumas estruturas, particularmente as muito rápidas (caso da válvula mitral e epicárdio da parede posterior), ou de conseguir aquisições correctas de ecocardiogramas que apresentem falhas ligeiras no traçado (\*).

---

\* Não referimos ecocardiogramas de baixa qualidade, pois que nenhum sistema conhecido, automático ou quase-automático, consegue resolver inteiramente esses casos; mesmo em sistemas semi-automáticos, em que a identificação é manual, só são considerados para análise ecocardiogramas "ditos" de muito boa qualidade, sem (ou com muito pequenas) falhas e que não oferecem quaisquer dúvidas de interpretação.



É também com base na filosofia anteriormente apresentada (janelas de detecção e "tracking"), que foi desenvolvido, de forma original, o sistema de aquisição automática descrito neste trabalho (vide capítulo 3), sistema que, a partir do modo-A, acompanha e digitaliza em tempo real as estruturas significativas do ecocardiograma modo-M do ventrículo esquerdo.

Este sistema assenta numa abordagem híbrida, que envolve a utilização de um computador que comunica, através de um "port" paralelo, com um sub-sistema electrónico (analógico e digital), construído especificamente para este fim; os programas instalados no computador são responsáveis pelos algoritmos de "tracking" e pelas funções de controle e armazenamento de dados (adquiridos e/ou processados) em memória volátil ou em disco; ao sub-sistema electrónico cabem diversas funções, nomeadamente, a geração das janelas, a detecção das estruturas e a medida dos seus tempos de ocorrência, a geração de um relógio de tempo real, a digitalização do ECG e das pré-programações manuais, bem como todas as funções necessárias à comunicação com o computador (geração de "interrupts", e envio e recepção de dados).

Os métodos utilizados neste sistema automático, em oposição aos sistemas que fazem directamente a digitalização do modo-A (com conversores analógico/digitais rápidos) e que, por esse facto, consomem muito tempo no processamento das grandes quantidades de dados (processamento necessário à identificação das estruturas), conferem-lhe taxas de aquisição iguais ou superiores a 250 ciclos do modo-A por segundo.

## 1.4. Objectivo e estrutura do presente trabalho

O objectivo do presente trabalho, nascido a partir de uma solicitação do Centro de Medicina Desportiva do Porto (posteriormente secundada pelo Serviço de Cirurgia Torácica do Hospital de S. João do Porto), é a construção de um sistema integrado para a aquisição e processamento de ecocardiogramas modo-M, que permita a análise, quer global, quer regional, do ventrículo esquerdo. A integração deve ser tal que faculte a possibilidade do tratamento estatístico de populações, conduzindo eventualmente à sua caracterização.

O trabalho foi orientado em duas vertentes, que correspondem a abordagens distintas do problema da aquisição do ecocardiograma, sendo a primeira do tipo semi-automático e a segunda do tipo automático.

Assim, é descrito, de forma sucinta, o sistema semi-automático por nós construído, que parte do ecocardiograma modo-M, registado em papel, sendo as estruturas identificadas e delineadas (visual e manualmente) pelo médico, e posteriormente digitalizadas, também manualmente, com o auxílio de uma mesa digitalizadora ligada a um computador, o qual executa o restante processamento numa forma automática. A apresentação deste sistema semi-automático justifica-se, no contexto deste trabalho, pelo facto de ter sido com este sistema que se obtiveram alguns dos resultados necessários à validação do sistema de aquisição automática.

A outra abordagem ao problema da aquisição do ecocardiograma conduziu à construção do sistema automático, que constitui o cerne deste trabalho, e que se propõe substituir as tarefas entediantes e cansativas do traçado e digitalização manuais. Conforme foi referido na secção anterior, este sistema, a partir do modo-A, adquire e digitaliza,

automaticamente e em tempo real, as estruturas relevantes do ecocardiograma modo-M do ventrículo esquerdo, através do uso de electrónica específica e de um computador. A abordagem é, por vezes, e como já referimos, também designada por quase-automática, porque cabe ao cardiologista a pré-programação inicial do sistema (para identificação das estruturas a adquirir), o controle de qualidade das detecções efectuadas, e também a validação global do ecocardiograma assim adquirido.

Nos capítulos subsequentes pretende-se enquadrar e descrever o sistema de aquisição automática e processamento de ecocardiogramas modo-M do ventrículo esquerdo.

No capítulo 2 faz-se a discussão de alguns métodos de aquisição do ecocardiograma, desde a aquisição puramente manual à completamente automática, passando pelos sistemas semi-automáticos e pelos sistemas de aquisição em tempo real. Neste capítulo encontra-se integrada a descrição da parte do sistema semi-automático construído, a qual contempla a aquisição propriamente dita, e o pré-processamento dos dados obtidos.

No capítulo 3 descreve-se, de forma detalhada, o sistema de aquisição automática em tempo real. Este capítulo começa por enunciar, em termos globais, o funcionamento do sistema, seguindo-se uma justificação da metodologia adoptada, as descrições do sub-sistema electrónico e dos programas responsáveis pela aquisição, e termina com o pré-processamento dos ecos adquiridos.

Deixamos para o capítulo 4 a apresentação do bloco de processamento, comum aos dois sistemas desenvolvidos, a partir do qual se

obtem as funções cardíacas; estas são quantificadas, quer por meio de saídas gráficas, quer através de listagens dos valores dos parâmetros obtidos. A enunciação dos parâmetros e do seu significado clínico, quando conhecido, constitui a parte final deste capítulo.

O capítulo 5 pretende validar os métodos utilizados, para o que se apresentam, para além de testes preliminares com sinais sintetizados, fotografias e gráficos de ecocardiogramas reais adquiridos com os dois sistemas descritos; também é feita uma comparação e análise dos valores de alguns parâmetros obtidos semi- e automaticamente. O capítulo termina com alguns resultados clínicos, que correspondem a estudos efectuados sobre populações com características particulares.

Para concluir, faremos no capítulo 6 uma revisão crítica do trabalho realizado, do qual decorrem alguns projectos futuros, também mencionados, que têm como objectivo colmatar insuficiências e contribuir para o desenvolvimento de outros sistemas auxiliares no campo da engenharia biomédica.

## 2. Discussão de alguns métodos de aquisição do Ecocardiograma (modo-M)

Um sistema completo de processamento de ecocardiogramas modo-M assume a forma clássica de uma cadeia de tratamento de sinal, e pode ser esquematizado da seguinte forma:

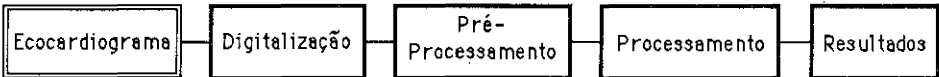


Fig. 2.1 - Diagrama de blocos de um sistema completo de aquisição e processamento de ecocardiogramas modo-M.

Designamos por pré-processamento a fase em que se condiciona o sinal, com vista a poder proceder à sua parametrização, executada na fase de processamento. Normalmente, o pré-processamento envolve operações de calibração dos dados adquiridos, de regeneração de pontos inexistentes no traçado do eco, e de redução de dados, necessária quando há vários pontos para uma dada abcissa, ou quando a resolução com que

as medidas são feitas excede o mínimo necessário. Deste modo obtém-se uma resolução temporal constante (ou seja, todos os ecos têm os seus pontos igualmente espaçados relativamente ao eixo dos tempos, e sem falhas), e também uma resolução, em ordenadas, compatível com o processo e com a precisão exigida.

A fase de pré-processamento é, pelo menos em parte, variável com o tipo de digitalização utilizado, competindo-lhe fornecer, à fase subsequente, a informação formatada sempre do mesmo modo.

Assim, o processamento é independente do processo de digitalização e, por seu turno, é geralmente constituído por três fases: uma fase prévia, em que é feito o alisamento dos dados (filtragem passa-baixo), para atenuar o ruído existente no sinal ou introduzido pelo processo de digitalização, e em que se calculam as dimensões e velocidades das estruturas do ventrículo esquerdo; uma fase de extracção de parâmetros (por exemplo, fracção de ejeção e de encurtamento ventricular, massa e volume do músculo cardíaco, dimensões e velocidades máximas e mínimas das estruturas), que visa caracterizar o ecocardiograma do paciente em exame; finalmente, uma fase que permite a apresentação do ecocardiograma e dos seus parâmetros, sob a forma de listagens e gráficos. Esta última fase, designada na figura 2.1 por Resultados, será, conjuntamente com o bloco Processamento, descrita com mais detalhe no capítulo 4.

Para a aquisição do ecocardiograma (modo-M) do ventrículo esquerdo podem usar-se diversos métodos, desde os completamente manuais aos automáticos, passando por diversos graus de automatização. Neste capítulo pretendemos descrever e comparar sucintamente alguns desses métodos.

## 2.1. Aquisição completamente Manual

A aquisição completamente manual é a primeira e mais primitiva técnica de aquisição do ecocardiograma. Este procedimento parte do registo em papel (feito à velocidade de 25, 50 ou 100 mm/s) e as estruturas, uma vez identificadas, são medidas com uma régua graduada. Não é possível considerar este processo como digitalização em sentido estrito.

É obviamente impensável tomar medidas dum modo "contínuo" (a intervalos regulares e suficientemente curtos, v. g. 10 ms) sobre o traçado ao longo dum ciclo cardíaco, não só pela precisão que seria necessária para separar instantes de tempo tão próximos, mas também pelo trabalho envolvido. Por exemplo, no caso dum ciclo de um segundo (60 batimentos por minuto) isso corresponderia a executar 100 medições; como normalmente se pretende estudar o septo, o ventrículo e a parede posterior, e é usual analisar 3 ciclos por paciente, um exame necessitaria *grosso modo* de 900 medições feitas à mão, com uma régua.

Por outro lado, também não é fácil, pelas razões apontadas, determinar taxas de variação das estruturas de interesse. Assim, este método apenas tem alguma viabilidade para medidas discretas e em pequeno número, normalmente síncronas com eventos particulares (nomeadamente ondas do ECG), como, por exemplo, valores sistólicos e diastólicos da dimensão do V. E. e das espessuras do septo e parede posterior.

Os actuais equipamentos de ecografia implementam este método através da inserção de 2 cursores sobre a imagem "video": o clínico posiciona os cursores sobre dois pontos e a distância entre eles é

calculada automaticamente pelo ecógrafo. No fundo apenas muda a tecnologia de fabrico da régua, deixando esta de ser plástica para ser computadorizada.

Resta acrescentar que, apesar de todas as suas limitações, esta técnica, puramente manual ou com a régua integrada no equipamento, é a única disponível na grande maioria dos hospitais e outros centros clínicos.

## **2.2. Sistemas Semi-Automáticos**

Os sistemas semi-automáticos, em que o computador realiza um maior ou menor número de tarefas, são os mais generalizados em centros de investigação clínica com ecocardiografia, muito embora sejam raros e limitados os que existem comercialmente.

Designamos estes sistemas por semi-automáticos pelo facto de o processamento ser automático e a digitalização manual.

A digitalização é normalmente feita a partir do registo em papel, usando uma mesa digitalizadora. A utilização de câmara "video" sobre o papel não é um método a considerar, pois, além de todos os problemas mecânicos e de distorção associados, o número de níveis de cinzento não é suficiente para uma identificação automática satisfatória das estruturas.

Uma hipótese promissora e relativamente pouco explorada é a utilização de "light-pen" sobre o "écran", ou mesmo a actuação indirecta sobre a imagem, utilizando mesa digitalizadora ou rato. Porém, esta técnica não é geral, ou seja, não é aplicável a qualquer equipamento:



torna-se imperioso que a imagem já esteja digitalizada, ou que seja possível adaptar mecanicamente um plano gráfico sobre o "écran" e parar a imagem. Se o ecógrafo tiver uma saída "video" é então viável, através de meios apropriados, digitalizar a imagem, mostrá-la e editá-la, de modo a só se obterem as estruturas de interesse, e depois recolher essa informação para posterior processamento.

Embora haja trabalhos a decorrer no nosso grupo, que visam desenvolver um sistema com edição sobre o "écran", o sistema semi-automático que construímos e com o qual obtivemos inúmeros resultados parte do registo em papel. Assim, e dada a sua simplicidade, incluímos neste capítulo o processo de digitalização desse sistema, que passamos a descrever mais detalhadamente.

### **2.2.1. Aquisição com mesa digitalizadora**

O sistema semi-automático construído pode esquematizar-se pela figura 2.2, embora nesta fase apenas se faça a descrição do processo até ao bloco de Pré-Processamento, inclusive.

Os ecocardiogramas (\*) são registados em papel à velocidade de 100 mm/s, no intuito de se obter a máxima resolução temporal, factor importante no estudo da dinâmica ventricular.

Apenas são considerados para análise ecocardiogramas de muito boa qualidade, perante os quais não há hesitações no traçado, quer do septo, quer da parede posterior. Além disso deve também ser possível fazer a marcação da abertura da válvula mitral.

---

\* Os ecocardiogramas foram obtidos com um ecocardiógrafo Electronics for Medicine ECHO IV e transdutor de 2.25 MHz.

A identificação e traçado das fronteiras das estruturas cardíacas são executados visual e manualmente por um médico (ou vários médicos, em estudos de consistência e repetibilidade do processo global (\*)), sendo digitalizados três ciclos consecutivos para cada exame, segundo recomendações da American Society of Echocardiography (vide M. H. Crawford, D. Grant et al., 1980; H. Feigenbaum, 1981; D. J. Sahn, A. DeMária et al., 1978).

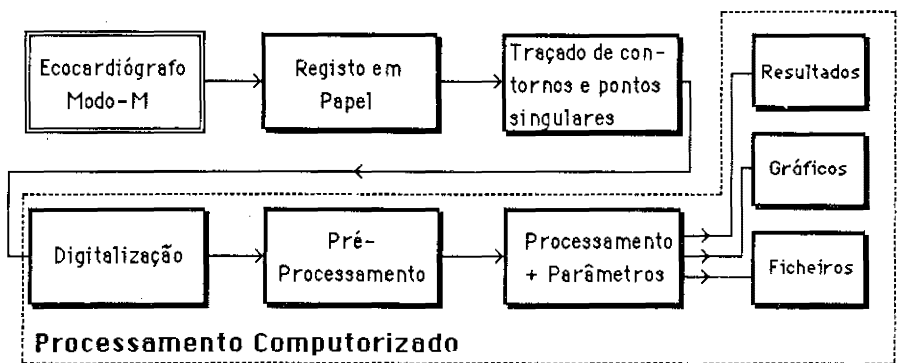


Fig. 2.2 - Diagrama de blocos do sistema semi-automático construído para o processamento de ecocardiogramas modo-M do ventrículo esquerdo.

O equipamento laboratorial que utilizámos é constituído por um microcomputador PDP11T23 com 2 discos amovíveis de 5 MB (correndo programas debaixo do sistema operativo RT11), uma mesa digitalizadora com uma área útil de 280 x 280 mm e resolução de 0.1 mm. A "interface" com a mesa digitalizadora e a recolha da informação são executadas por um programa, escrito em Fortran IV e designado por DIECO.FOR (de Digitalização do Eccardiograma), cuja listagem se encontra no apêndice 3.

\* Cf. M. H. Crawford, D. Grant et al., 1980; C. Pollick, P. J. Fitzgerald e R. L. Popp, 1983; M. A. Stefadouros e M. I. Canedo, 1977.

Aproveitando o tempo de ocorrência de ondas características do ECG, são marcados vários pontos singulares: onda R, início da P e onda Q. O momento de abertura da válvula mitral (TM) é também um ponto marcado sobre o ecocardiograma modo-M, após identificação feita pelo especialista. Estes pontos, conjuntamente com o tempo de ocorrência da menor dimensão do ventrículo esquerdo e com a ocorrência de 20% do valor da taxa máxima de enchimento (tempos calculados *a posteriori*), permitem dividir o ciclo cardíaco em seis fases (cf. D. L. Brutsaert, F. E. Rademakers e S. U. Sys, 1984; M. Sokolow e M. B. McIlroy, 1981).

A figura 2.3 representa a simulação de um ecocardiograma modo-M após os procedimentos descritos e contendo um rectângulo para calibração, cujos lados correspondem aos valores reais de 50 mm e 1 segundo. Este rectângulo é obtido a partir das marcas de calibração, apostas ao eco, fornecidas pelo ecógrafo.

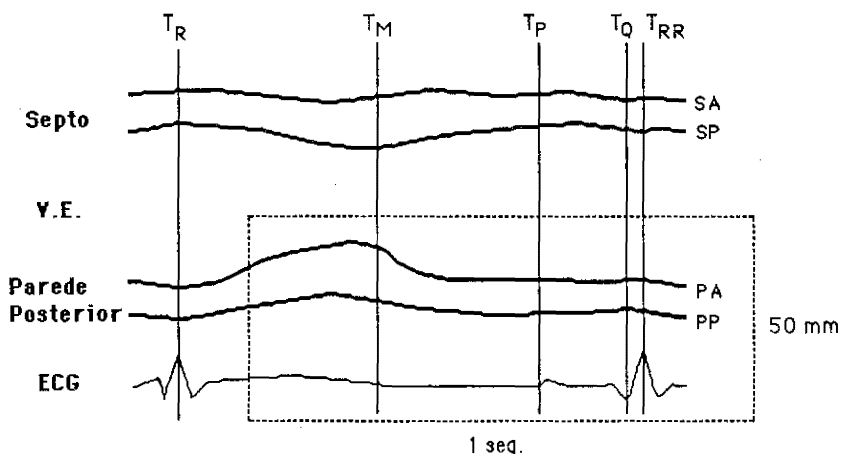


Fig. 2.3 - Simulação de um ecocardiograma (modo-M) pronto a ser digitalizado, ao qual foi aposto um rectângulo para calibração.

A calibração dos dados é fundamental quando se pretendem medidas absolutas, quer espaciais, quer temporais. Esta fase inicia-se, assim, com a digitalização de três pontos do rectângulo de calibração, os quais permitem verificar a "horizontalidade" do ecocardiograma a digitalizar, e fazer a conversão distância/tempo necessária à calibração do eixo dos tempos.

São também digitalizados os pontos singulares já referidos, aproveitando apenas o seu tempo de ocorrência: onda R; abertura da válvula mitral; início da onda P; onda Q; e onda R do ciclo seguinte.

As estruturas cardíacas do ventrículo esquerdo são seguidamente digitalizadas em contínuo, ao longo de um ciclo, começando um pouco antes da onda R e terminando pouco depois da onda R do ciclo seguinte; deste modo podem obter-se, após a utilização de algoritmos de alisamento e de derivação, funções que se estendem desde a onda R à onda Q seguinte. As curvas digitalizadas são: o epicárdio (PP) e o endocárdio (PA) da parede posterior e também os limites do septo (SA) e (SP).

### **2.2.2. Pré-processamento**

O pré-processamento é necessário para compatibilizar os dados provenientes da digitalização com a fase de processamento, que se pretende seja independente do método de aquisição do ecocardiograma. Neste caso, tem funções de redução, interpolação e calibração de dados, conversão de inteiros para reais e de unidades (passagem de coordenadas x-y para eixos tempo-comprimento).

O transdutor utilizado é de 2.25 MHz, o que estabelece uma precisão de cerca de 1 mm, em termos de distâncias reais (ver capítulo 1). Por

outro lado, a mesa digitalizadora tem uma resolução de 0.1 mm e os dados são recebidos e armazenados como valores inteiros.

É sabido que o conteúdo espectral de cada estrutura dum ecocardiograma modo-M do ventrículo esquerdo é significativo para frequências inferiores a 10 Hz, concorrendo estas com 90% da informação, e que as frequências acima de 30 Hz só contribuem com 1% da informação global (cf. D. G. Gibson e D. Brown, 1973; Upton e Gibson, 1978).

Assim, é razoável utilizar um período de amostragem de 10 ms, o qual além do mais se compatibiliza com a resolução tomada para o eixo das amplitudes (1 mm, como se viu), dado que, como os registos em papel são tomados à velocidade de 100 mm/s, um intervalo de 10 ms corresponde precisamente a 1 mm.

Podemos deste modo assentar numa resolução de 1 mm, quer para as ordenadas (dimensão), quer para as abcissas (tempo). Sendo assim, e como a resolução da mesa digitalizadora é de 0.1 mm, é lógico eliminar o dígito menos significativo dos dados, já que não tem significado físico e introduz ruído. Após esta operação, passam normalmente a existir vários pontos com a mesma abcissa, sendo portanto possível fazer uma redução do número de dados, para o que se calcula a média aritmética das ordenadas que correspondem à mesma abcissa (ou instante de tempo).

Os dados de calibração permitem atestar que a digitalização foi feita com o papel perfeitamente orientado, e converter os dados, que estão em coordenadas inteiras x-y, em valores reais tempo-dimensões.

Uma outra questão, que deve ser explicada, tem a ver com o modo como é feita a digitalização. Por questões de segurança, para haver garantia de recuperação em caso de falha, é feito periodicamente o sincronismo entre a mesa digitalizadora e o computador, decorrendo

desse processo perdas de informação durante mais de 10 ms. Como é conveniente ter uma taxa de amostragem constante, de 100 Hz, torna-se obrigatório regenerar os pontos em falta. Verifica-se que, para a velocidade dos sistemas que usamos, falham no máximo dois pontos consecutivos em cada sincronização; como os sinais vão ainda ser tratados por algoritmos de alisamento (passa-baixo), e atendendo ao seu conteúdo espectral, concluiu-se ser suficiente uma interpolação linear, feita com base nos pontos vizinhos.

Finalmente, as funções são truncadas de modo a todas terem um mesmo número de pontos, igualmente espaçados de 10 ms e desde 30 ms antes de uma onda R a 30 ms depois da onda Q seguinte. Os 30 ms à esquerda e à direita são necessários para garantir uma largura de janela tal que, após a aplicação de algoritmos de alisamento e de derivação digitais, se obtenham funções definidas no intervalo TR a TQ.

Obtêm-se assim quatro funções (SA, SP, PA, PP) discretas no tempo com o mesmo número total de pontos igualmente espaçados de 10 ms. Estas funções são guardadas sob a forma de um ficheiro em disco para posterior processamento. Num outro ficheiro são gravados, após conversão, os tempos de ocorrência da onda R, da abertura da válvula mitral, do início da onda P, da onda Q e da onda R do ciclo seguinte.

Algumas das funções de pré-processamento, nomeadamente as de redução e interpolação de dados e de truncatura dos ficheiros, são executadas pelo programa PRECO.FOR (de Pré-processamento do Ecocardiograma) e pela subrotina SMOOTH.FOR (que executa a interpolação para regeneração dos dados). As funções de alisamento, calibração e conversão de unidades estão contidas no programa TRECO.FOR (de Tratamento do Ecocardiograma). As listagens destes programas figuram no apêndice 3.

## 2.3. Sistemas Automáticos

Os sistemas completamente automáticos, que se encontram no outro extremo da cadeia em relação aos manuais, baseiam-se no ecocardiograma modo-M, previamente digitalizado a partir da imagem "video" (gravada ou não em fita magnética), ou no modo-M gerado e digitalizado após aquisição do modo-A, conforme se referiu no sub-capítulo anterior.

A digitalização pode ser feita em tempo real, mas a identificação e detecção das estruturas são, em geral, realizadas "off-line", já que a execução de todo o processo em tempo real teria de envolver meios particularmente poderosos, muito rápidos, dispendo de grande quantidade de memória volátil e, portanto, muito caros em relação às vantagens que daí adviriam.

A identificação das estruturas poderá então ser feita dum modo automático, sobre a imagem do ecocardiograma modo-M na sua forma digital, através da utilização de algoritmos de processamento de imagem.

Não é do âmbito deste trabalho a descrição pormenorizada de sistemas completamente automáticos; em todo o caso, acresce que, dado o carácter irregular (frequentes falhas no traçado) da imagem ecocardiográfica, a obtenção de resultados válidos exige a utilização de algoritmos e métodos muito elaborados e, mesmo assim, frágeis, e pressupõe que a avaliação dos resultados da identificação tem de ser feita *a posteriori* pelo cardiologista, o que implica a repetição do exame sempre que não haja concordância.

## **2.4. Sistema Quase-Automático**

Para obviar à desvantagem da validação "off-line", desenvolvemos um sistema quase-automático interactivo ao qual, por questões de extensão e importância, dedicaremos o capítulo 3.

Designamos este sistema por Quase-Automático ou Automatizado porque, embora faça a detecção e digitalização das estruturas dum modo completamente automático e em tempo real, obriga o médico a programar previamente as condições iniciais (passíveis, no entanto, de serem manualmente alteradas ao longo do exame) e a validar "on-line" os resultados das detecções; portanto, há, ou pode haver, uma grande interacção homem-máquina. O sistema fornece, em tempo real, saídas sobrepostas ao modo-M que permitem ao médico verificar os bons resultados do processo ou decidir que deve alterar as condições de arranque dos algoritmos. Quando validados, os sinais são imediatamente armazenados em disco para posterior processamento.

## **2.5. Análise comparativa dos vários sistemas (\*)**

Os métodos puramente manuais poderão ser suficientes para medidas discretas (normalmente síncronas com eventos particulares), desde que não em grande número, mas são impensáveis para cálculos um pouco mais elaborados, nomeadamente de taxas de variação; além disso, a sua precisão será em princípio baixa.

---

\* Esta secção retoma algumas conclusões apresentadas no artigo "Análise Computorizada Semi-Automática do Ecocardiograma (Modo-M) do Ventrículo Esquerdo" (vide J. P. Estima de Oliveira, F. F. Sepúlveda, P. Guedes de Oliveira e J. C. Príncipe, 1987).



Os métodos semi-automáticos, como o que se descreveu, exploram a grande maioria das potencialidades do modo-M na análise do ventrículo esquerdo: permitem analisar "em contínuo" o ciclo cardíaco, fazer o traçado das várias estruturas do coração e das suas derivadas ao longo do tempo, facultando o seu estudo também do ponto de vista dinâmico. Como após a digitalização os dados de base são sempre de fácil acesso, é viável investigar o significado de alguns parâmetros menos estudados ou nem sequer conhecidos.

As grandes quantidades de informação que é possível obter com as técnicas semi-automáticas e a facilidade da extensão do seu uso a populações variadas permitem a formação de bases de dados, criando condições para análises estatísticas imediatas através da utilização de programas já existentes, sem ser necessário introduzir manualmente todos os dados.

Os processos semi-automáticos são implementáveis em micro-computadores de pequeno porte, nomeadamente em computadores pessoais, permitindo assim exames de rotina e/ou investigação a muito baixo custo, quer de esforço humano, quer do ponto de vista financeiro propriamente dito.

No entanto, este não é um procedimento óptimo, já que não evita, na maioria dos casos, o registo em papel, e porque além disso a digitalização é demorada e cansativa. O uso do registo em papel é desnecessário nos sistemas semi-automáticos em que a digitalização é feita sobre o "écran", usando "light-pen" ou outro meio; de qualquer modo, não deixa de ser a mão humana a fazer o traçado, não se evitando todos os problemas daí decorrentes: treino necessário, tempo dispendido, cansaço e resolução/precisão algo comprometidas.

Os sistemas completamente automatizados, para além de não apresentarem resultados de grande robustez, exigem máquinas computacionais de maior porte, a utilização de morosos algoritmos de reconhecimento de padrões e processamento de imagem, o armazenamento de toda a imagem ecocardiográfica (com implicações não subestimáveis sobre a quantidade de memória de massa e volátil necessárias) e funcionam "off line", impedindo de certo modo a avaliação, sempre importantíssima, do médico. São, portanto, instalações onerosas e pouco versáteis para a análise das variadas estruturas do coração, quando comparadas com os procedimentos semi-automáticos.

Resta-nos referir, para finalizar, as técnicas que denominamos por quase-automáticas, as quais, tal como as automáticas, evitam a digitalização manual e o registo em papel, factor importante na organização de arquivos.

Neste caso, a detecção das estruturas e a sua digitalização são executadas automaticamente, mas com validação feita em tempo real pelo médico, o que, além de permitir o controle de qualidade dos registos e detecções, torna, por esse facto, pouco crítica a eventual falta de fiabilidade na detecção; isto é, mesmo que ocorra uma série de detecções "erradas", essas detecções são rejeitadas, fazendo o cardiologista o aproveitamento das que considera "correctas", durante o próprio exame; aliás, o mesmo se passa nas técnicas manuais ou semi-automáticas, em que se excluem muitos traçados, que oferecem dúvidas na identificação das estruturas.

Nas técnicas quase-automáticas, a aquisição das estruturas, por meio de electrónica específica e controlada por algoritmos de "tracking" e preditores, é sempre executada em tempo real e com visualização

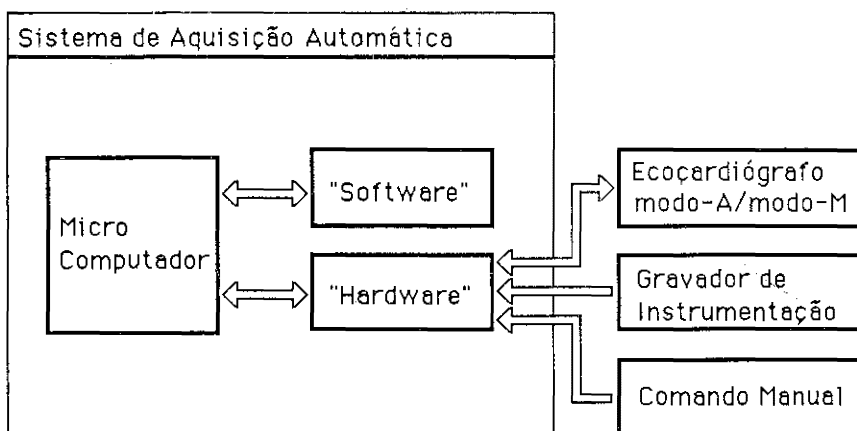
gráfica simultânea do resultado, para que seja fácil ao médico identificar e validar a detecção das estruturas. O resultado final será o ecocardiograma digitalizado e armazenado em disco, pronto para posterior processamento. Deve, contudo, sublinhar-se que a utilização de electrónica dedicada se traduz numa certa falta de versatilidade, mas produz, em contrapartida, e do ponto de vista económico, sistemas pouco mais dispendiosos que os semi-automáticos, pois o microcomputador utilizado pode ser do mesmo porte.

### **3. Aquisição automática do ecocardiograma (modo-M) do ventrículo esquerdo**

#### **3.1. Introdução e objectivos**

O sistema que se descreve neste capítulo, representável em linhas muito gerais pelo diagrama da figura 3.1, pretende determinar, a partir do ecocardiograma modo-A e dum modo automático, os elementos delimitadores existentes no ecocardiograma modo-M do ventrículo esquerdo (V. E.), quer ao nível da cavidade em si, quer ao nível das suas paredes (septo e parede posterior, para a incidência do transdutor que é usada comunmente nos exames do V. E.).

O modo-A, como já foi referido, é constituído por uma sequência de impulsos eléctricos gerados por reflexões do feixe de ultra-sons, que conseguem retornar ao transdutor (que funciona como emissor e receptor), em superfícies que separam zonas com impedâncias acústicas diferentes e que designamos por estruturas.



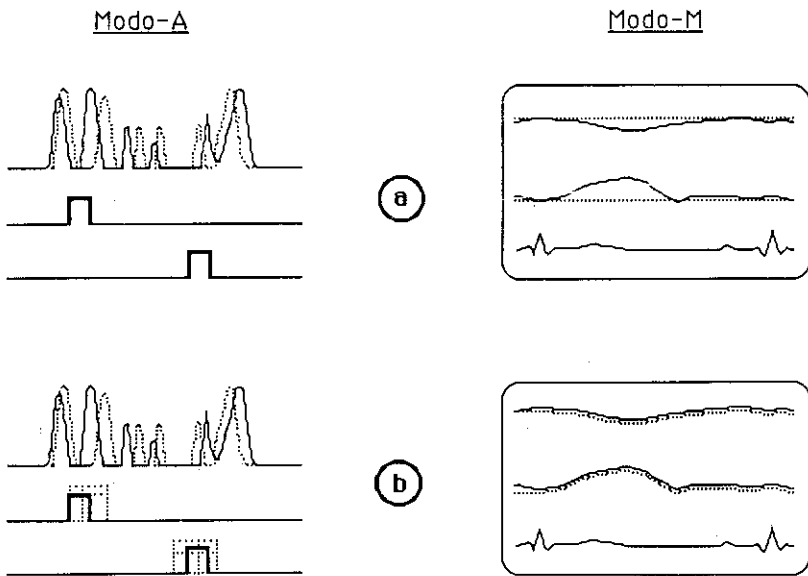
**Fig. 3.1** - Diagrama geral do Sistema de Aquisição Automática de ecocardiogramas modo-M do ventrículo esquerdo.

Das inúmeras reflexões que chegam ao receptor, só interessam as correspondentes aos limites do septo e da parede posterior do V. E. e eventualmente as da válvula mitral (quando se dá a abertura desta).

Por esse facto, é imperioso que o cardiologista identifique (sobre o modo-A e/ou sobre o modo-M) essas reflexões, e regule, no modo Manual, o equipamento de aquisição de modo a que este posicione as janelas de detecção sobre as estruturas de interesse, sincronamente com um evento bem determinável (por exemplo, o QRS do electrocardiograma). A figura 3.2a ilustra esquematicamente o processo descrito para 2 estruturas, mostrando, do lado direito, o ecocardiograma modo-M obtido, juntamente com a informação do posicionamento das janelas (fixas) e com o ECG.

É função do sistema (hardware/software) por nós desenvolvido acompanhar as estruturas cuja posição foi pré-programada, abrindo janelas de detecção (definidas pela sua posição, largura e altura) que "antevejam" o instante em que as estruturas vão aparecer no ciclo

emissão/recepção de ultra-sons seguinte, como indicado na figura 3.2b. São também funções do sistema: detectar se as estruturas ocorrem dentro das janelas correspondentes e, caso isso aconteça, converter a sua posição em dados numéricos. Quando não há detecção o sistema deverá modificar as janelas, de modo mais significativo, para tentar conseguir reganhar a (ou as) estrutura(s) no ciclo ou ciclos emissão/recepção seguintes.



**Fig. 3.2** - Nesta figura estão simulados o modo-A e o modo-M (neste modo, apenas 2 estruturas e o ECG são representados) dum ecocardiograma do ventrículo esquerdo. A parte **a** mostra 2 janelas definidas manualmente, de modo a cada uma englobar, aquando da ocorrência do complexo QRS do electrocardiograma, uma estrutura a adquirir. No modo-M pode ver-se (a traço interrompido) a posição das janelas definidas. A parte **b** ilustra o que se passa quando o sistema passa a modo Automático e, portanto, tenta acompanhar as estruturas pré-definidas, mudando a posição, largura e eventualmente a altura das janelas de detecção. O modo-M mostra o resultado da digitalização das estruturas adquiridas, que se sobrepõem ao ecocardiograma original.

Foi dito atrás que as janelas eram definidas pela sua posição, largura e nível de detecção; por questões de clareza, é conveniente tecer desde já algumas considerações sobre esta matéria.

A posição duma janela é definida pelo tempo de ocorrência do seu início, contado a partir duma referência que, como se referiu, deve ocorrer sempre num instante bem definido de cada ciclo emissão/recepção do feixe de ultra-sons; para esta referência tomou-se o sinal de disparo do circuito de emissão dos ultra-sons.

A possibilidade de variação da largura da janela é importante, principalmente quando há falhas de detecção e se torna necessário procurar a estrutura numa zona mais larga à volta do instante relativo em que houve a última detecção válida; de qualquer modo, é sempre recomendável que a janela seja tão estreita quanto possível por forma a evitar que o sistema "salte" para estruturas próximas daquela que pretende adquirir.

Finalmente, porque o modo-A é um sinal analógico (portanto variável em amplitude (\*)) e porque a detecção é feita (dentro de cada janela) por comparação entre o sinal que constitui o modo-A e uma referência de tensão, a que chamámos altura da janela, é aconselhável que essa referência de tensão possa variar.

---

\* A amplitude de cada reflexão depende da energia recebida, do ângulo de incidência do feixe de ultra-sons e da desadaptação entre os dois meios (cuja fronteira gera a reflexão). Como o coração é um órgão com uma grande e rápida mobilidade, o ângulo de incidência é muito variável ao longo de um ciclo cardíaco e portanto as reflexões (convertidas pelo receptor) traduzem-se em sinais eléctricos de amplitude muito variável, desaparecendo mesmo frequentemente, ou seja, as estruturas tornam-se, em certas zonas, "invisíveis" para o feixe de ultra-sons.

O sistema tem 3 modos de funcionamento: Manual (de programação), Automático (de aquisição) e Paragem (para arquivo de dados).

No modo Manual o operador define, sincronamente com o complexo QRS do ECG, a(s) janela(s) onde o sistema irá fazer a detecção da(s) estrutura(s), passando em seguida ao modo Automático. Após esta passagem o sistema espera pela ocorrência do próximo complexo QRS, começando então a acompanhar, detectar e adquirir as estruturas seleccionadas. Finalmente, o operador, quando considera que a detecção se está a processar em boas condições, muda o sistema para modo Paragem e este grava em disco os 3 últimos ciclos cardíacos, completos, adquiridos.

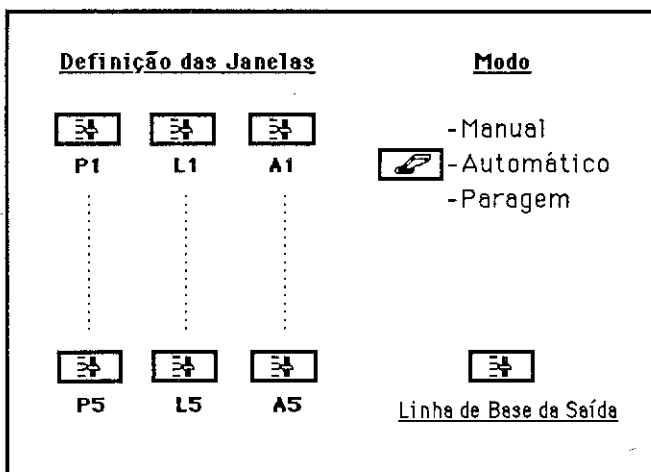
Em modo Automático o sistema acompanha independentemente cada uma das estruturas seleccionadas. Também seria exequível tornar a detecção dum estrutura dependente das detecções das outras, pelo menos ao nível dos limites onde possam aparecer, já que, nestes exames, temos um conhecimento apriorístico do sinal (por exemplo, não é possível a qualquer das fronteiras do septo aparecer mais tarde do que as da parede posterior); estes limites poderiam dar alarmes ao sistema quando a detecção está a ser feita incorrectamente.

A selecção do modo de funcionamento (Manual, Automático e Paragem) é feita por um interruptor de 3 posições (figura 3.3), o qual gera indicações a ler pelo microcomputador, cabendo a este informar e controlar a unidade "software/hardware" para proceder de acordo com o modo seleccionado.

A utilização sistemática dum sistema deste tipo, com o mesmo ecocardiógrafo, pode tornar prescindíveis algumas regulações para definir a janela de detecção, tornando-se o sistema mais simples de operar. Nomeadamente, a regulação do nível ou altura da janela pode ser eliminada, se se conseguirem ajustes mais cuidados dos controles de pro-



fundidade e de rejeição do ecocardiógrafo. Também a imposição manual da largura da janela pode ser dispensada, se o modo automático partir sempre duma janela suficientemente larga.



**Fig. 3.3** - Aspecto esquemático do comando do sistema de aquisição automática, através do qual é possível definir manualmente as janelas de detecção (posição, largura e altura, respectivamente,  $P_i$ ,  $L_i$  e  $A_i$ ) e o modo de funcionamento, e ajustar a linha de base do ecocardiograma adquirido (permitindo deslocar no "écran" os sinais adquiridos relativamente ao ecocardiograma original).

Em todo o caso, é aconselhável, numa primeira fase, que cada janela possa ser definida manualmente pela sua posição, largura e altura. Neste sistema optámos por regulações do tipo analógico (potenciômetros) e não digitais ("thumbwheel switches" ou dados numéricos digitados por meio de teclado), porque o sinal correspondente à posição de cada janela é apresentado pelo sistema, em simultâneo com o ecocardiograma modo-M (fig. 3.2).

Assim, durante um processo de regulação manual, o facto de se ver uma linha em deslocamento contínuo, à medida que se vai rodando um potenciómetro, é bastante mais ilustrativo e confortável do que ter de alterar um número, de modo a fazer sobrepor uma linha a uma estrutura do ecocardiograma, quando ocorre o complexo QRS.

Como já foi referido, em modo Manual deve ser possível ver a posição das janelas sobreposta ao modo-M, no intuito de facilitar o seu posicionamento.

Em modo Automático, o "écran" modo-M do ecocardiógrafo mostra o resultado da detecção e digitalização das várias estruturas, de modo a permitir ao especialista validar ou não todo o processo e, assim, quando achar oportuno, passar ao modo Paragem para adquirir finalmente três ciclos do ecocardiograma para disco.

Se o cardiologista considerar que o acompanhamento das estruturas não é correcto, pode passar o sistema a modo Manual e reprogramar as janelas e/ou regular doutro modo o ecocardiógrafo, actuando, nomeadamente, nos controlos de profundidade e de rejeição, os quais permitem fazer uma valorização das estruturas de interesse, face às outras também existentes (cordas e/ou folhetos da válvula mitral, por exemplo).

Finalmente, deve ser facultada ao médico a possibilidade de regular a linha de base do sinal adquirido, quando este é mostrado sobre o eco modo-M, por forma a colocá-lo na zona do "écran" que mais lhe interesse. Daí o aparecimento, na figura 3.3, do potenciómetro de Regulação da Linha de Base do Sinal Adquirido.

### 3.2. Materiais e métodos

O computador utilizado como unidade de controle deste sistema foi um PDP11T23 com duas unidades de disco de 5MB amovíveis e tendo como periféricos uma impressora e um "plotter" digital XY. As linguagens utilizadas foram Fortran IV e Macro-11 (assembler PDP).

Os exames dos pacientes foram obtidos num ecocardiógrafo Electronics for Medicine modelo ECHO IV, equipado com um transdutor de 2.25 MHz, e contendo um módulo dedicado à obtenção do electrocardiograma (vide ECHO IV Service Data Supplement, 1978).

Para se proceder ao desenvolvimento do sistema com dados reais, os registos do modo-A e do ECG foram gravados em fita magnética à velocidade de 60 polegadas/s, com um gravador de instrumentação Racal modelo Store 7DS (vide Store 4DS and 7DS Instrumentation Recorders, 1982).

O sinal gravado era uma composição do modo-A com um sinal de sincronismo: 3 ciclos de 1 ms de eco e um ciclo, também de 1 ms, de sincronismo (\*), como mostra a figura 3.4.

A largura de banda duma gaveta FM do gravador, à velocidade indicada, é de 0-30 KHz e a de uma gaveta directa é de 300 Hz-300 KHz. Como o modo-A contém componentes significativas até 100 KHz, e como o sinal de sincronismo é de baixa frequência (sendo portanto gravemente

---

\* O tempo de 1 ms, que designámos por sincronismo porque o aproveitamos para tal, é, na realidade, o tempo em que o ecocardiógrafo mostra, no seu "display" modo-A, o sinal de compensação de profundidade que é utilizado para compensar a atenuação sofrida pelo feixe de ultra-sons à medida que penetra no corpo em exame. O "display" modo-A é do tipo alternado, mostrando sucessivamente 3 ciclos de eco e um ciclo que contém o sinal de compensação de profundidade.

adulterado por gaveta directa), o sinal foi gravado em simultâneo em dois canais: um com gaveta directa e o outro com gaveta FM, o primeiro dos quais com vista a extrair o ecocardiograma propriamente dito, e o segundo para retirar o sinal de sincronismo. Também em simultâneo, mas noutra canal com gaveta FM, era gravado o electrocardiograma do paciente.

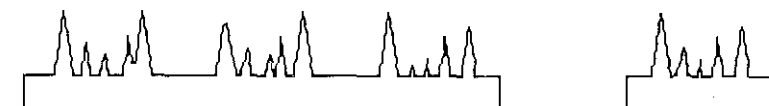


Fig. 3.4 - Aspecto do sinal gravado, mostrando 3 ciclos (de 1 ms cada) do modo-A do ecocardiograma, seguidos por um impulso negativo de 1 ms; este impulso foi seleccionado para fazer o sincronismo do sistema de aquisição.

### 3.3. Justificação da metodologia usada

A primeira hipótese que surge perante um problema de análise — quantificação e caracterização automáticas de sinal biológico — é fazer a sua digitalização e aplicar, sobre o sinal digitalizado, algoritmos de processamento digital de sinal de modo a retirar a informação pretendida. No caso em estudo, o que se pretende é a identificação e definição numérica das estruturas cardíacas referentes ao ventrículo esquerdo. Porém, certas características do sinal do ecocardiograma fazem com que esse método depare com alguns problemas.

O ecocardiógrafo emite, à taxa de 1 KHz, um curto trem de ultrasons (vulgarmente  $1\mu\text{s}$ ) com 2.25 MHz (valores extensivamente utilizados

em ecocardiógrafos modo-M; cf. H. Feigenbaum, 1976). Após a emissão, o equipamento comuta para receptor e fica a aguardar a chegada de reflexões, i.e., dos ecos. A parte positiva da envolvente desses ecos constitui o sinal do modo-A.

A figura 3.5 mostra alguns exemplos simulados do modo-A, representados nos planos yz, em que z é um eixo de amplitudes e y um eixo de tempos; embora com uma escala diferente, também x é um eixo de tempos. No plano xz representou-se o electrocardiograma.

Se o eixo z for transformado em intensidade (proporcional à amplitude do modo-A), do mesmo modo que se faz a modulação da intensidade do feixe de um osciloscópio, pode ver-se no plano xy o modo-M. Na figura apenas se consideraram os dois ecos de maior amplitude, de cada modo-A, para ilustrar o modo-M.

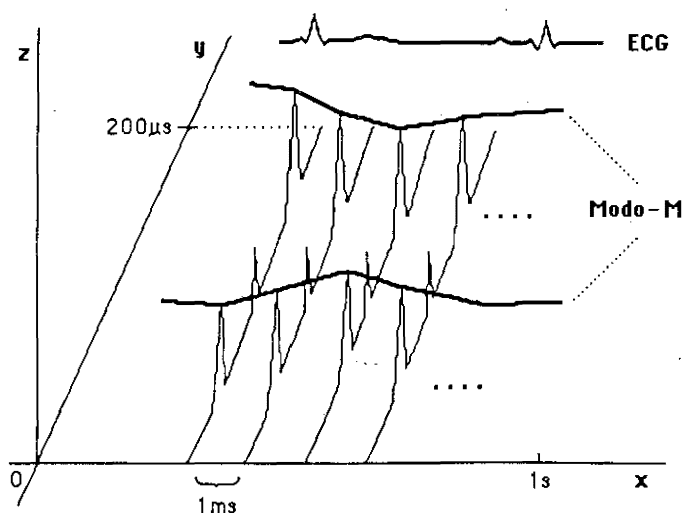


Fig. 3.5 - Representação de alguns ciclos do modo-A (planos yz), do modo-M correspondente (plano xy) e do ECG (plano xz).

Como referimos anteriormente, o conteúdo espectral de cada estrutura dum ecocardiograma modo-M do V. E. é significativo apenas para frequências inferiores a 30 Hz (cf. M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978). Por outro lado, verificámos que o modo-A contém componentes significativas até 100 kHz.

Para tecidos cardíacos e, em geral, para tecidos humanos moles, a velocidade de propagação dos ultra-sons varia muito pouco e é aproximadamente de 1540 m/s. Assim, a distância de 1 mm será percorrida em 0.65  $\mu$ s, mas como o trajecto dos ultra-sons engloba uma ida e volta, essa distância corresponde aproximadamente a 1.3  $\mu$ s.

Uma ADC (conversor analógico/digital) a funcionar com uma taxa de amostragem de 500 KHz é suficiente para a digitalização do sinal, pois o modo-A, como já foi indicado, apenas contém informação até cerca de 100 KHz. ADCs com tempo de conversão melhor que 2  $\mu$ s, mesmo monolíticas, são hoje vulgares e pouco dispendiosas. Portanto, daqui não resulta nenhum problema relevante.

Se a ADC estivesse continuamente a adquirir o sinal, por cada ciclo do modo-A (ciclo-A) haveria 1 ms de aquisição, ou seja 500 amostras. No entanto tal não é necessário; por ciclo-A, e para adquirir as estruturas de interesse (se quisermos prever a aquisição de estruturas até 15 cm do transdutor de ultra-sons), basta a ADC funcionar durante aproximadamente 200  $\mu$ s por ciclo-A ( $15\text{cm} \times 13\mu\text{s}/\text{cm} \approx 200 \mu\text{s}$ ), considerando-se nulo o sinal para além desse tempo, ou seja, teríamos 100 amostras por ciclo-A.

Para o caso de um ritmo cardíaco normal, digamos 60 batimentos/minuto (60 bt/min), teríamos um total de 100000 amostras por ciclo cardíaco. Note-se que não são invulgares em atletas ritmos mais

baixos (v.g., 40 bt/min), sendo de prever, para estes casos, 150000 amostras por ciclo.

Para simplificar o sistema, suponhamos que só se adquire um ciclo-A de 4 em 4 ms, o que é factível sem prejuízo da identificação das estruturas do ecocardiograma e sem perder informação clínica já que, mesmo nestas circunstâncias e para um ritmo de 60 bt/min, teríamos ainda 250 pontos por estrutura e por ciclo cardíaco, o que é suficiente, pois corresponde a uma taxa de amostragem de 250 Hz sobre o modo-M, e este apenas tem componentes relevantes até 30 Hz.

Recapitulando, para ritmos de 60 bt/min, aquisição de um ciclo-A em cada 4 ms e amostragem a 500 KHz durante 200  $\mu$ s, teremos 25000 amostras por ciclo cardíaco.

Sobre estas 25000 amostras, que correspondem a 1 segundo, é necessário, para identificação das estruturas em tempo real, aplicar algoritmos de processamento digital de sinal (por exemplo: derivações em ordem ao tempo, comparações com níveis definidos previamente ou ajustados por "software" e decisões que envolvem operações lógicas e/ou adições e multiplicações) e também há que prever todo o tempo gasto pelo computador para ler a informação da ADC, gerir os "interrupts" e medir o tempo correspondente a cada estrutura identificada. Suponhamos então que, por amostra, se gastariam 40 instruções máquina (pressupondo apenas operações simples); o resultado seria: 40 instruções sobre 25000 amostras, ou seja, 1 milhão de instruções por segundo.

Consequentemente, seria necessário utilizar uma máquina de pelo menos 1 MIPS (mega-instruções por segundo) e, portanto, mesmo para a combinação de valores usada, que corresponde a mínimos necessários, o sistema computacional teria de ser de um porte já considerável. Para

termos uma comparação: o tempo médio de uma instrução no PDP11T23 (a máquina de que dispúnhamos) é, *grosso modo*, de 5  $\mu$ s, estando assim cinco vezes abaixo das especificações pretendidas (cf. KDF11-AA User's Guide, 1979).

Importa também referir, para finalizar, que a quantidade de memória RAM necessária para um procedimento deste tipo, com aquisição de 3 ciclos cardíacos, não seria de menosprezar, podendo conduzir a alguns problemas adicionais, mas estes, em princípio, de mais fácil resolução.

Pelas razões expostas, a solução de digitalizar directamente o modo-A foi abandonada, até porque a informação que se deseja — identificação e caracterização das estruturas cardíacas — corresponde a obter sobre plano xy (da figura 3.5) as linhas que representam os limites das estruturas. Tal pode ser feito, como se comprova adiante, dum modo mais eficaz, i.e. com menores custos globais, com uma abordagem híbrida "hardware/software".

### **3.4. Sub-sistema de aquisição**

O sistema de aquisição e validação em tempo real pode ser esquematizado pela figura 3.6, na qual os blocos referenciados por um asterisco são exclusivos de uma dada estrutura (isto é, são necessários tantos blocos quantas as estruturas a adquirir), enquanto que os outros são gerais.

A ligação entre o microcomputador e a electrónica do sub-sistema de aquisição é feita com base num "port" paralelo de 32 linhas (16



entradas e 16 saídas). O modo como a comunicação se faz é um misto "hardware/software", que será descrito mais adiante.

A sincronização entre o sistema e o microcomputador é conseguida por meio de "interrupts", que ocorrem de 4 em 4 ciclos do modo-A, ou seja, de 4 em 4 ms para o ecocardiógrafo utilizado.

Assim, todo o sistema é controlado pelo bloco Sincronismo. Como já referimos, o sinal gravado é uma composição de três ciclos de sinal de modo-A com o sinal de compensação de profundidade do ecocardiógrafo. Este último é extraído e condicionado pelo bloco Sincronismo, dando origem a um sinal de controle que designaremos por HGR ("Hardware General Reset").

O sinal HGR controla o bloco Gerador de "Interrupt" (GI). O tempo que decorre entre HGR e a interrupção, gerada por GI e enviada ao microcomputador, engloba um ciclo completo do modo-A do ecocardiograma. Durante esse tempo, o bloco "hardware" da figura 3.1 gera as janelas, detecta e digitaliza a posição das estruturas cardíacas programadas.

Após cada interrupção, o microcomputador executa uma ou mais rotinas, consoante o modo de funcionamento seleccionado (Manual, Automático, Paragem). Nessas rotinas estão contidas operações como leitura do modo de funcionamento, controle e leitura da ADC que converte as programações manuais (modo Manual) e da ADC correspondente ao ECG, vários processos de leitura e escrita sobre o sistema electrónico, processamento dos dados adquiridos e definição das janelas a abrir no ciclo seguinte.

Os sinais disponíveis, à entrada do sub-sistema de aquisição, são os seguintes: o modo-A do ecocardiograma e o electrocardiograma do paciente.

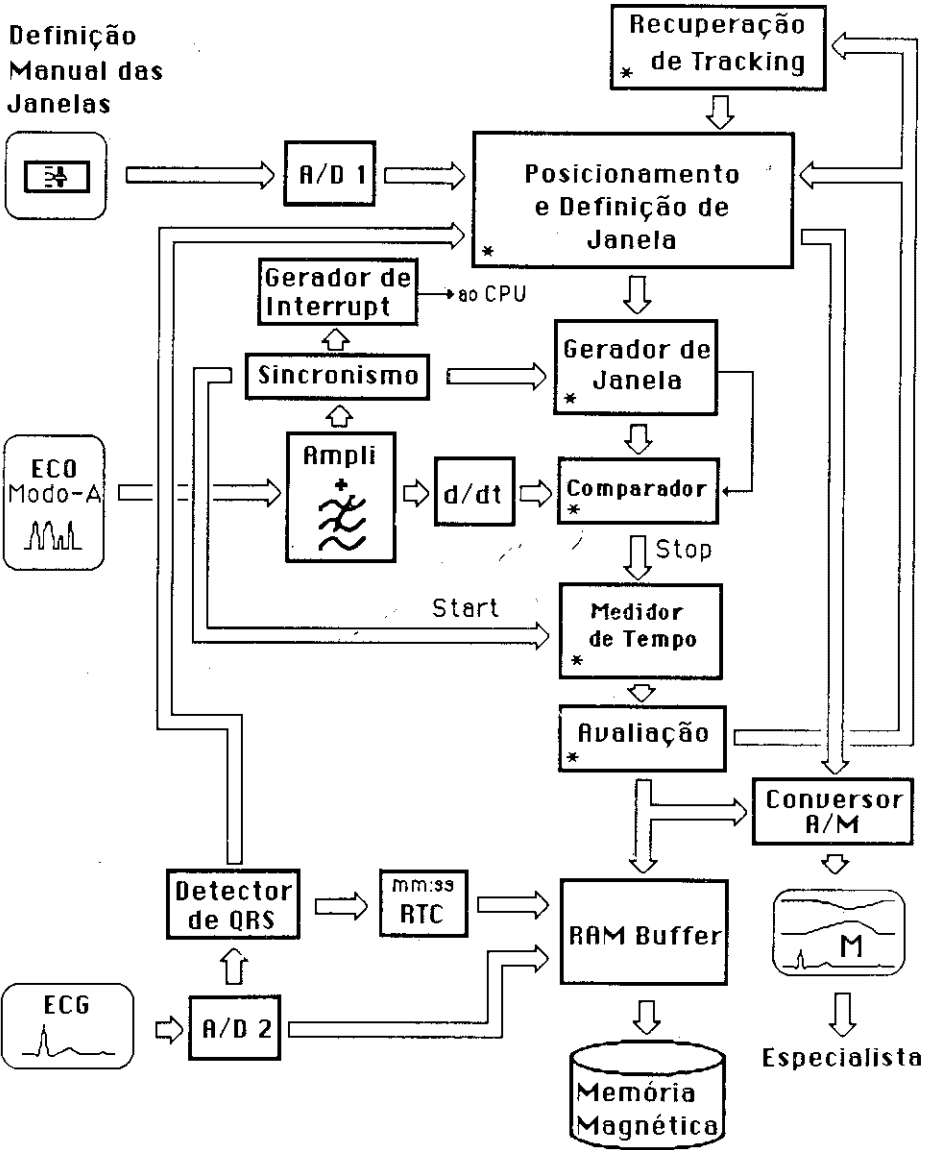
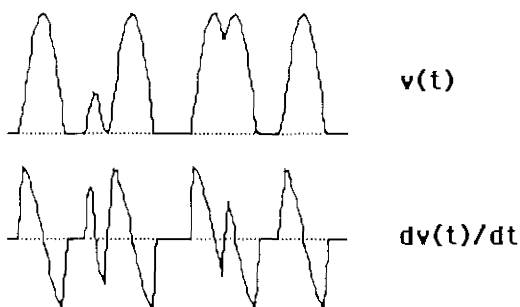


Fig. 3.6 - Diagrama de blocos do sub-sistema de aquisição automática de ecocardiogramas modo-M do ventrículo esquerdo. O conjunto de blocos referenciados por um asterisco é exclusivo de uma única estrutura: para 5 estruturas terá de haver 5 conjuntos desses blocos.

O modo-A começa por ser amplificado e filtrado a 100 KHz (passa-baixo), sendo depois diferenciado no intuito de realçar as subidas e descidas dos ecos. A diferenciação do sinal ajuda, assim, a separar estruturas próximas (vide H. Feigenbaum, 1976), como ilustra a figura 3.7, e permite menos indecisão (diminuindo o "jitter") nas detecções.

É o sinal diferenciado que vai alimentar os vários comparadores analógicos (um por estrutura), que, por outro lado, recebem a referência de tensão proveniente do Gerador de Janela.



**Fig. 3.7** - Simulação dum modo-A para ilustrar o efeito que a diferenciação do sinal produz: torna possível resolver estruturas que se sobrepõem parcialmente.

As informações analógicas reguladas manualmente pelo operador, através de divisores de tensão potenciométricos, são convertidas pelo bloco A/D 1 em informação digital, e lidas pelo bloco Posicionamento e Definição de Janela (PDJ). Estes dados constituem, como foi referido atrás, a definição das janelas, as quais permitem ao sistema começar a aquisição automática das estruturas pretendidas.

PDJ (excluindo as "interfaces" de leitura e escrita) é um bloco "software", que tem por função calcular o nível, posição e largura da janela dentro da qual se vai fazer a comparação com o modo-A diferenciado. Esses parâmetros da janela podem ser gerados manualmente e

apenas transferidos por PDJ ou definidos por este bloco a partir de resultados dos ciclos anteriores e, eventualmente, utilizando também informação do bloco Recuperação de "Tracking" (RT).

Ao bloco PDJ chega também o resultado da detecção do QRS. Quando se dá a passagem de modo Manual para Automático, a transferência da informação programada em modo Manual é síncrona com o QRS, já que, tal como foi protocolado, o operador, após o reconhecimento das estruturas, marca a sua posição no eco quando ocorre um QRS. Portanto, embora a mudança física (via interruptor, por exemplo) de modo Manual para Automático possa ocorrer em qualquer momento, a transferência só é realmente executada pelo sistema após o aparecimento dum QRS. Pelo contrário, a passagem inversa (de automático a manual) é quase instantânea, pois o sistema apenas tem de esperar pelo "interrupt" seguinte.

O bloco Gerador de Janela (GJ) é constituído por electrónica, a qual, com base nas informações digitais provenientes de PDJ, gera analogicamente a janela de detecção. Este bloco tem duas saídas porque, embora formalmente a janela seja definida pelo início, largura e nível, não é obrigatório que estes parâmetros estejam reunidos numa única estrutura. Nomeadamente, o nível funciona como entrada do comparador e o início e largura da janela funcionam como validação, nesse intervalo de tempo, das comparações efectuadas pelo comparador. O bloco GJ tem ainda como entrada um sinal proveniente do bloco Sincronismo, porque o início da janela é o tempo, definido por PDJ, contado a partir do sinal HGR.

O tempo de ocorrência de uma dada estrutura é medido pelo bloco que designamos por Medidor de Tempo (MT), e que é construído com base num contador digital. A contagem é iniciada pelo bloco Sincronismo, sinal HGR, e cessa quando e se a estrutura for detectada dentro da janela

que lhe corresponde, isto é, se dentro da janela, a comparação entre o sinal de referência e o sinal do modo-A diferenciado for positiva.

Se a estrutura não for detectada, o contador pára automaticamente ao fim dum certo tempo, que corresponde ao máximo absoluto de contagem, ou seja, quando todas as suas saídas estiverem a "1". Após leitura, essa informação é interpretada pelo sistema como falha de detecção, através do bloco Avaliação (bloco "software").

O bloco Avaliação informa o bloco Recuperação de "Tracking" (também "software") das falhas de detecção. Este contém um contador do número de falhas consecutivas e, de acordo com este número, actua sobre PDJ no sentido de recuperar a estrutura.

Se a estrutura for adquirida correctamente, a sua posição (ou tempo de ocorrência) é transformada em sinal analógico pelo Conversor A/M (conversor de modo-A para modo-M). Este sinal alimenta também o monitor do modo-M, podendo, portanto, visualizar-se simultaneamente o eco original e o eco adquirido: é com base nesta visão simultânea que o especialista valida as detecções executadas pelo sistema.

Quando o sistema perde uma dada estrutura, a informação fornecida ao Conversor A/M é a da última posição adquirida correctamente. Assim, desde uma perda de "tracking" até à recuperação, o monitor modo-M mostra um segmento de recta horizontal.

Em modo Manual, o Conversor A/M é alimentado com as posições pré-programadas das estruturas, e o monitor do modo-M mostra, nestas condições, rectas horizontais (uma por estrutura), que deverão sobrepor-se exactamente ao eco original durante o QRS (Fig. 3.2a).

A posição das estruturas adquiridas é gravada em memória volátil no bloco "RAM Buffer", que é uma zona reservada da RAM do micro-

computador com um comprimento suficiente para armazenar a informação de 4 ciclos cardíacos completos. O "buffer" é circular, de tal modo que, por exemplo, quando se começa a adquirir o quinto ciclo, este é escrito sobre o primeiro, perdendo-se, portanto, a informação deste.

O electrocardiograma do paciente é digitalizado pelo bloco A/D 2, que não é mais do que uma ADC de 8 bits, a funcionar com uma taxa de amostragem de 250 Hz (\*). A tradução digital do ECG é guardada também em memória e, por outro lado, fornecida ao bloco "software" que designamos por Detector de QRS que, como o próprio nome indica, tem por função detectar a ocorrência do complexo QRS do electrocardiograma.

A informação da ocorrência do QRS é transmitida a PDJ, que a utiliza para sincronizar a passagem de modo Manual a modo Automático.

O bloco RTC ("Real Time Clock") é um relógio de tempo real, cuja contagem é reinicializada em cada QRS, e que gera o eixo dos tempos para os ecocardiogramas adquiridos. Os tempos medidos por RTC são também guardados em memória.

Com base na inspecção visual que faz da detecção, sobreposta ao modo-M, o especialista, quando considerar que a aquisição está a ser feita em boas condições, comuta o sistema para modo Paragem. Como dissemos, nestas circunstâncias, os 3 últimos ciclos cardíacos completos, contendo a informação das quatro estruturas do ventrículo esquerdo, da válvula mitral, do ECG e do tempo "real", são guardados em disco.

Do exposto depreende-se que existe uma forte interligação entre os dois blocos, "hardware" e "software", representados na figura 3.1. No entanto, e para tentar simplificar a apresentação, procuraremos, quando possível, descrevê-los isoladamente.

---

Utilizou-se esta taxa de amostragem porque é a taxa a que ocorrem os "interrupts", e é um valor aceitável e habitualmente usado na digitalização do ECG.

### 3.5. "Hardware" do sub-sistema de aquisição

#### 3.5.1. "Interface" com o microcomputador

A ligação física entre a electrónica do sub-sistema de aquisição (Fig. 3.1) e o Q-bus do microcomputador é executada por um "port" paralelo, disponível comercialmente, com 16 linhas de entrada, 16 linhas de saída e alguns sinais de controle (cf. Parallel Interface Module H11-2, 1977; apêndice 1). A tecnologia é TTL e a taxa de transferência máxima é de 50 KW/s (kilo-palavras de 16 bits por segundo).

Designaremos as 16 linhas de entrada por IPP0 a IPP15 e as linhas de saída por OPP0 a OPP15.

Os sinais de controle do "Port" Paralelo só foram utilizados para a geração de "interrupts" (pois todo o restante processo de comunicação é controlado pelo programa de aquisição) e o correspondente diagrama de blocos está representado na figura 3.8. A figura 3.13 mostra a electrónica correspondente, que executa a "interface" necessária a alguns sinais de controle (de modo a permitir o funcionamento do "port") e faz o aproveitamento dessa "interface" para a geração de "interrupts". "Send Data", "Data Sent" e "Data Taken" são sinais da placa paralelo e  $\overline{INT}$  é um sinal gerado pela electrónica, que explicitaremos adiante.

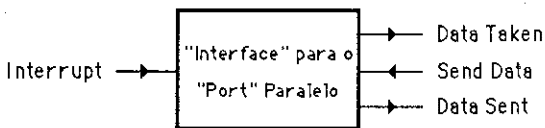


Fig. 3.8 - Diagrama de blocos da "interface" entre o "Port" Paralelo e a electrónica de aquisição.

### 3.5.2. Diagrama temporal de alguns sinais

O diagrama da figura 3.9, em que se apresenta a relação temporal entre alguns sinais existentes no "hardware" de aquisição (tendo como referência o modo-A), dá uma visão global do trabalho executado autonomamente por esse mesmo "hardware" e, portanto, serve de base à análise dos vários blocos do sub-sistema de aquisição descritos nas secções seguintes.

O sinal designado, na figura 3.9, por Eco representa o modo-A, proveniente do ecocardiógrafo. A parte negativa desse sinal tem funções de sincronização, e dá origem ao sinal HGR, de duração 1 ms.

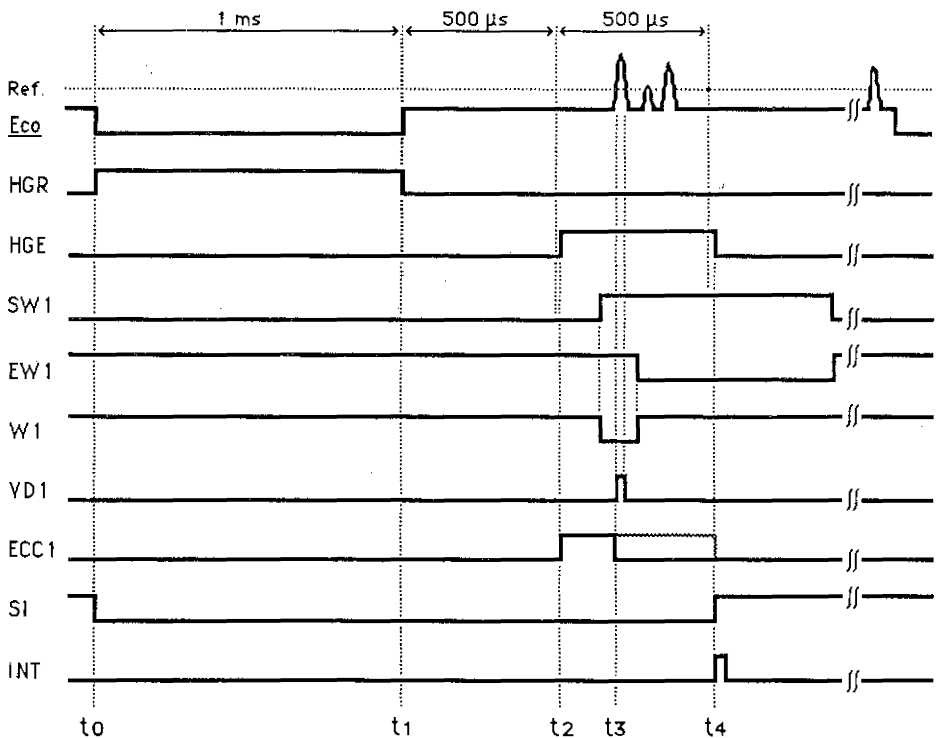
Após contagem de 512  $\mu$ s, ocorre a subida do sinal HGE, cuja duração é também 512  $\mu$ s. HGE ("Hardware General Enable") determina o intervalo em que as estruturas do modo-A são detectadas, ou seja, o tempo durante o qual a electrónica do sistema de aquisição opera autonomamente (sem interferência do computador). Portanto, do modo-A, só o ciclo englobado por HGE é adquirido, sendo os três seguintes ignorados.

No instante  $t_4$ , determinado pela descida de HGE, o sinal SI, que estava a zero desde o início de HGR, sobe e força a subida do sinal INT. Este, que regressa a zero ao fim de 1  $\mu$ s, gera o "interrupt" ao processador.

Os sinais descritos até aqui são gerais (independentes das estruturas a adquirir) e controlam localmente o sistema electrónico de detecção. Os sinais restantes dizem respeito apenas a uma única estrutura.

A janela de detecção W1 é obtida a partir dos sinais SW1 e EW1 (respectivamente início e fim da janela), que são obtidos por contagem programável de tempo, a partir da subida de HGE. O "reset" de SW1 e EW1 é feito no instante em que os contadores digitais que os geram são programados com a definição da nova janela de detecção.





**Fig. 3.9** - Diagrama temporal de alguns sinais referentes ao "hardware" de aquisição do ecocardiograma a partir do modo-A.

O sinal VD1 só existe quando ocorre uma detecção dentro da janela e tem, nesse caso, uma largura determinada pela amplitude da reflexão (eco) recebida, pelo nível da referência (Ref.) e, eventualmente, pelos limites da própria janela.

O sinal ECC1 é iniciado por HGE e termina quando VD1 ocorre. Se VD1 não existir, ECC1 desaparece no fim da contagem do medidor de tempo de ocorrência da estrutura (linhas sombreadas do diagrama temporal). O tempo activo de ECC1 é a medida do tempo de ocorrência da estrutura. Se ECC1 e HGE forem iguais, isso significa que a estrutura não foi detectada.

### 3.5.3. Gerador de Relógio

Para o funcionamento do sistema electrónico de aquisição, são utilizados 3 sinais de relógio (1, 2 e 4 MHz), obtidos por divisão de frequência do sinal proveniente de um gerador a cristal de 8 MHz.

O gerador de onda quadrada de 8 MHz é um oscilador convencional com inversores, e o divisor de frequência é um contador binário de 4 bits, como se ilustra na figura 3.10.

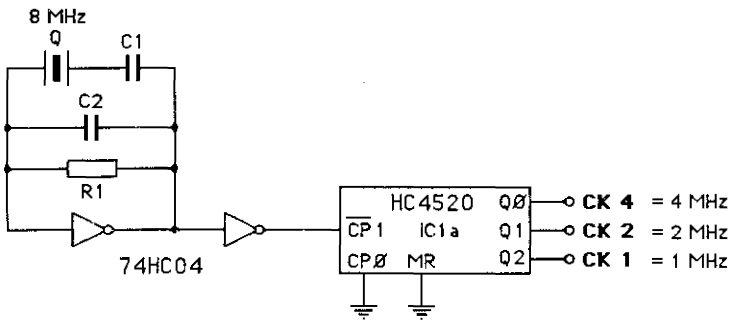


Fig. 3.10 - Circuito electrónico que gera os sinais de relógio de 1, 2 e 4 MHz.

IC1a é um contador binário de 4 bits.

### 3.5.4. Condicionamento analógico do sinal

A detecção das estruturas cardíacas relevantes é feita por discriminação de nível sobre o sinal do modo-A do eco. Essa detecção é melhorada se houver um pré-condicionamento do sinal: ele é amplificado e filtrado por um filtro passa-baixo a 100 kHz, é separada a sua componente negativa (para sincronização do "hardware") da componente positiva; esta, que constitui propriamente o eco, é isolada por rectificação e posteriormente diferenciada. A diferenciação, realizada por um filtro

passa-alto com uma constante de tempo de 500 ns, realça os flancos de subida e descida do sinal, que dão, assim, origem a picos positivos e negativos, respectivamente, e permite fazer uma detecção mais precisa, discriminando ou um nível positivo ou um negativo (identificação de estruturas designada convencionalmente por "lead" ou "lag", já que o flanco ascendente precede sempre o descendente). Finalmente, a detecção só é validada se ocorrer dentro da janela pré-definida para a estrutura em causa.

Na figura 3.11 é apresentado um diagrama de blocos referente ao condicionamento analógico do sinal.

A derivada do sinal ( $dv/dt$ ) é amplificada por AS e vai alimentar os comparadores, cuja função é detectar as estruturas do ecocardiograma. Na figura 3.11 apenas se representa um desses comparadores, que designámos por C1. A saída de C1 é o sinal VD1 (veja-se secção 3.5.2 e figura 3.9).

O sinal Vref.1, proveniente duma fonte de tensão de referência programável, define a altura da janela de detecção. O sinal W1 constitui a validação (durante a sua ocorrência) das detecções, e tem origem no Gerador de Janela, que descreveremos adiante.

Como foi dito, as estruturas podem ser detectadas na sua parte ascendente ou na sua porção descendente, dando origem a técnicas designadas, respectivamente, por "Lead" e "Lag". Embora seja habitual e aconselhável (\*), em procedimentos manuais e semi-automáticos, usar a

---

\* Cf. J. D. Carrol, W. H. Gaasch e K. P. W. J. McAdam, 1982; H. Feigenbaum, 1981; J. M. Felner, 1979; W. H. Gaasch, C. W. Andrias e H. J. Levine, 1978; A. G. Kumpuris, M. A. Quinones et al., 1982; M. A. Quinones, D. M. Mokotoff et al., 1980; D. J. Sahn, A. DeMaria et al., 1978; R. B. L. Sinclair, P. J. Oldershaw e D. G. Gibson, 1983.

técnica "Lead" para todas as estruturas do ecocardiograma, também é verdade que existem estruturas de certos pacientes em que a detecção da parte negativa da derivada do eco é bastante mais fiável, nomeadamente durante intervalos de tempo em que ocorre sobreposição, de ecos de estruturas muito próximas. Por isso, o sistema foi previsto de molde a poder executar ambas as técnicas, para o que se providenciou o selector "Lead/Lag", que usa ou a tensão  $V_{ref.1}$  ou o seu simétrico, consoante o caso.

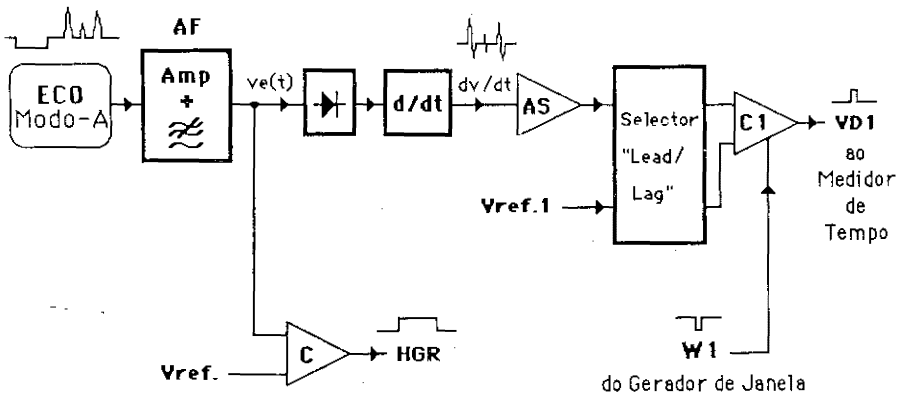


Fig. 3.11 - Diagrama de blocos ilustrativo do tratamento que incide sobre o modo-A do ecocardiograma. O diagrama mostra também a geração do sinal de sincronização HGR, a partir da parte negativa existente nos sinais usados, e o modo como se faz a detecção duma estrutura do ecocardiograma (validada por W1), a qual pode utilizar técnica "Lead" ou "Lag" (comparação efectuada sobre a parte positiva ou negativa do sinal diferenciado, respectivamente).

A implementação das funções descritas encontra-se representada na figura 3.12. Os amplificadores AF e AS, não inversores, foram executados com amplificadores operacionais rápidos do tipo LM318, devendo o

ganho ser ajustado de acordo com o ecocardiógrafo utilizado (de igual modo se dimensiona a referência do comparador C).

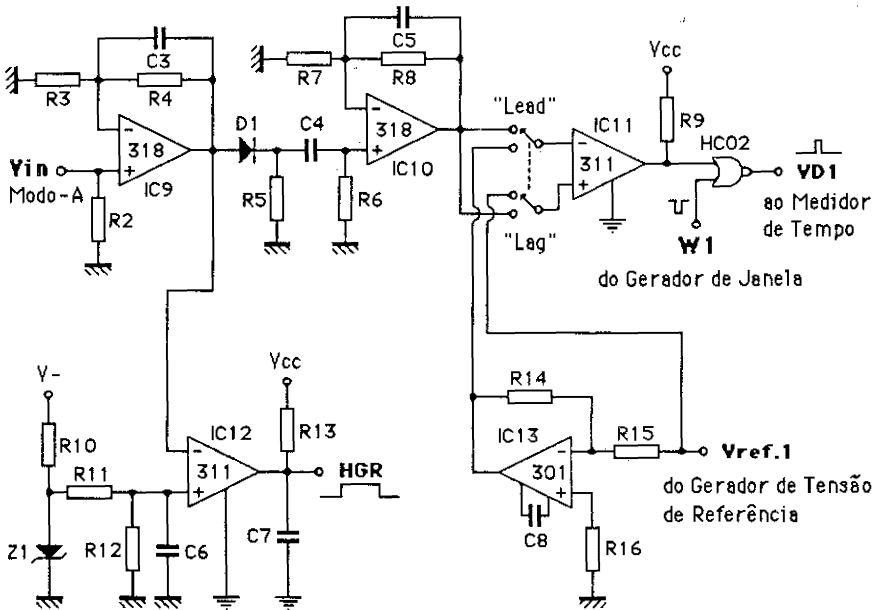


Fig. 3.12 - Implementação do diagrama da figura 3.11. Os circuitos do tipo 301 e 318 são amplificadores operacionais, sendo os 318 amplificadores rápidos; IC11 e IC12 são comparadores com saída "open collector".

O selector "Lead/Lag" é apenas um inversor duplo que permite trocar as entradas do comparador IC11 e seleccionar a polaridade da tensão de referência. Os comparadores são do tipo LM311, cuja saída é feita por transistor com colector e emissor abertos; daí a necessidade de resistências de "pull-up", mas também a possibilidade de separar a massa analógica da massa digital.



### 3.5.6. Gerador de Janela

Uma janela de detecção é, como já foi referido, o intervalo de tempo onde se supõe que a estrutura, que se pretende adquirir, irá ocorrer; haverá portanto tantos geradores de janela quantas as estruturas de interesse.

O Gerador de Janela, esquematizado na figura 3.14, foi construído com base em dois contadores binários programáveis; CW11 gera o sinal SW1 (Fig. 3.9), marcando o início da janela, e CW4 determina o fim da janela (sinal EW1). A associação destes dois sinais dá origem à janela W1 pretendida.

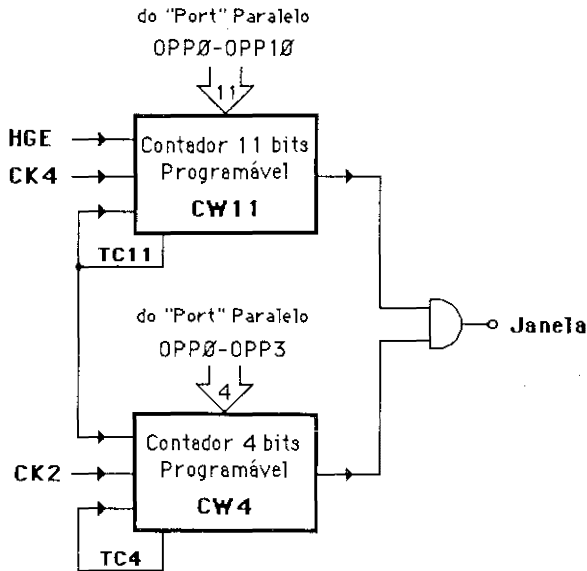


Fig. 3.14 - Gerador de Janela de detecção para uma estrutura do ecocardiograma. CW11 e CW4 definem, respectivamente, o início e o fim da janela. HGE inicia a contagem de CW11. TC11 impõe o fim da contagem de CW11 e inicia a de CW4; esta termina com a ocorrência de TC4. Os contadores são programáveis com dados fornecidos pelo "software" instalado no microcomputador.

O contador CW11, com relógio de 4 MHz, garante uma excursão máxima com a largura de HGE e, portanto, permite adquirir um ciclo do modo-A. A sua programação é controlada por "software", utilizando os bits OPP0 a OPP10 do "Port" Paralelo.

O funcionamento de CW4 é similar ao de CW11, sendo a contagem iniciada com TC11, ou seja, no final da contagem de CW11. A largura máxima da janela W1 é de 7.5  $\mu$ s (correspondente a 5 mm, aproximadamente, de penetração dos ultra-sons), já que o relógio de CW4 é de 2 MHz.

O esquema eléctrico do Gerador de Janela encontra-se na figura 3.15. CW11 é baseado em três contadores binários na configuração "ripple counter" (IC3 a IC5) e CW4 é constituído por IC6.

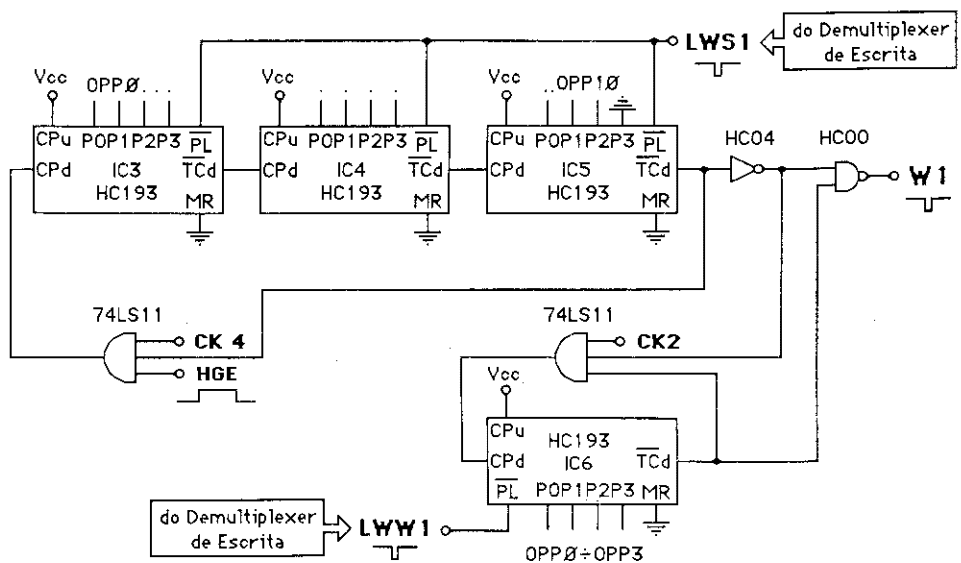


Fig. 3.15 - Implementação do Gerador de Janela para a aquisição de uma estrutura, de acordo com o diagrama de blocos da figura 3.14. Os circuitos 74HC193 são contadores binários de 4 bits programáveis, montados como "down counters". A programação, com dados fornecidos por "software" (OPP0 a OPP10), é feita no tempo baixo de LWS1 e LWW1; estes sinais são também seleccionados por "software".



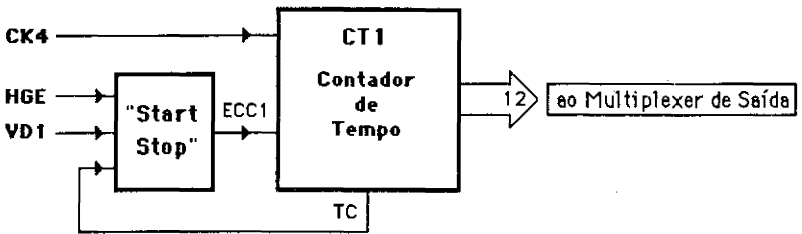
### 3.5.7. Medidor de Tempo

O Medidor de Tempo mede o tempo até à ocorrência da estrutura a que está associado (vide Fig. 3.6); esse tempo é proporcional à distância a que a estrutura se encontra do transdutor de ultra-sons.

A contagem é feita com um relógio de 4 MHz, garantindo uma resolução de 250 ns, que corresponde, aproximadamente, a 0.2 mm; deste modo não há perda de precisão (relativamente a 1mm da resolução pretendida), mesmo que, pelo facto de a lógica utilizada ser assíncrona, a contagem se atrase um impulso de relógio.

A figura 3.16 mostra o diagrama de blocos do Medidor de Tempo. O sinal HGE determina o início da contagem (que parte de zero por imposição prévia de HGR), e VD1 o fim.

Se a estrutura não for detectada, ou seja, se VD1 não ocorrer, o fim da contagem é garantido pelo sinal TC, ao fim de 512  $\mu$ s (zona sombreada do sinal ECC1, na figura 3.9).



**Fig. 3.16** - Diagrama de blocos do Medidor de Tempo, que mede o tempo que decorre entre HGE ("Start") e a ocorrência de uma estrutura, traduzida pelo sinal VD1 ("Stop"). Quando a estrutura não é detectada (VD1 não existe), o Contador de Tempo é parado ao fim de 512  $\mu$ s, por acção do sinal TC. O resultado da contagem é conduzido ao Multiplexador de Saída, onde o microcomputador fará a leitura.

A implementação do Medidor de Tempo está representada na figura 3.17. O flip-flop IC8a funciona como memória da ocorrência de VD1 (ou de A11), garantindo, de facto, a paragem do contador. Por questões elucidativas, o diagrama de tempos da figura 3.9 mostra o sinal ECC1 (saída do bloco "Start/Stop") que, todavia, não existe fisicamente na implementação realizada.

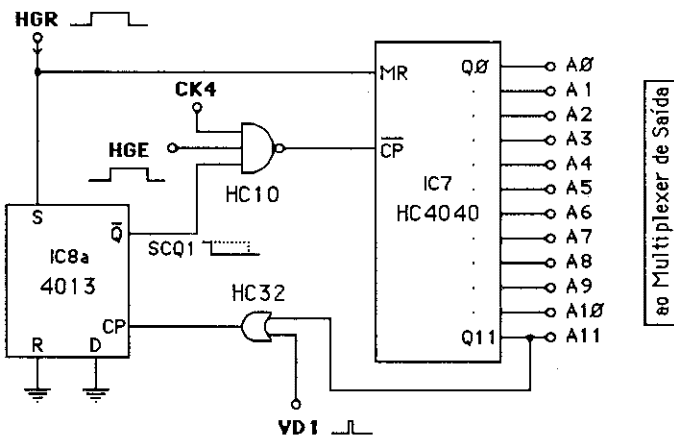


Fig. 3.17 - Construção do Medidor de Tempo, de acordo com o diagrama da Fig. 3.16. IC7 é um contador binário de 12 bits e IC8 é um flip-flop tipo D. Este flip-flop impõe o fim da contagem, memorizando a ocorrência de VD1 (correspondente a uma detecção) ou de A11. HGR funciona como "reset" geral do Medidor. O resultado (bits A0 a A11) é lido pelo microcomputador através do "Port" Paralelo, que se encontra ligado ao Multiplexer de Saída.

O sinal HGR faz o "reset" geral do Medidor de Tempo, iniciando o seu funcionamento. O resultado da contagem será lido pelo microcomputador por meio do Multiplexer de Saída, cuja função será abordada adiante.

### 3.5.8. Relógio de Tempo Real

O Relógio de Tempo Real (RTC) permite medir o tempo, a partir da ocorrência dum complexo QRS, correspondente a cada aquisição, e está esquematicamente representado na figura 3.18.



Fig. 3.18 - Relógio de Tempo Real, com uma resolução de 5 ms, reinicializado com a ocorrência de cada QRS. Este relógio mede o tempo, desde o último QRS, em que cada aquisição ocorre, e corresponde ao eixo dos xx do ecocardiograma modo-M.

O início da contagem é determinado pela saída do Detector de QRS, sendo este executado pelo programa, como veremos adiante. Como se pode depreender do esquema eléctrico (Fig. 3.19), RTC permite um tempo de fim de escala de, aproximadamente, 2.5 segundos, o que é suficiente, já que corresponde a ritmos cardíacos muito inferiores a 40 bt/min.

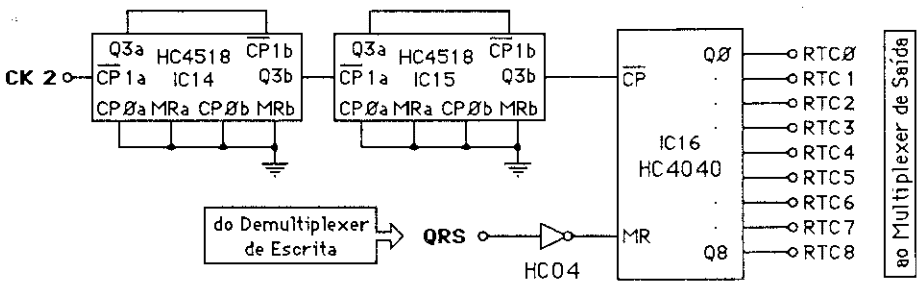


Fig. 3.19 - Implementação do Relógio de Tempo Real, com um contador binário (IC16) de 12 bits, mas aproveitando apenas 9. A divisão por  $10^4$  de CK 2 (2MHz) é realizada por IC14 e IC15, que são contadores BCD duplos. As contagens são iniciadas pelo complexo QRS.

### 3.5.9. Operações de escrita e de leitura

O sistema electrónico de aquisição e o microcomputador comunicam entre si, como vimos em 3.5.1., por meio de 16 bits de entrada (IPP0 a IPP15) e de 16 de saída (OPP0 a OPP15).

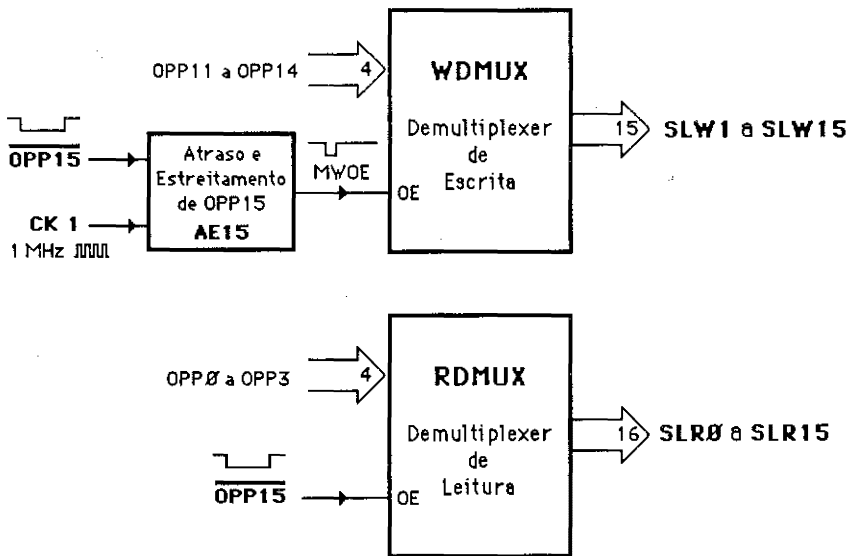
Para uma operação de escrita sobre o sistema electrónico há 11 bits que contêm a informação propriamente dita (OPP0 a OPP10), 4 bits de endereçamento do sector onde se pretende escrever (OPP11 a OPP14) e, finalmente, um bit de validação do processo (OPP15).

Para conseguir uma operação de leitura, há que especificar o endereço correspondente, o que implica uma operação de escrita no "port" de comunicação. O endereçamento está a cargo de OPP0 a OPP3, o bit OPP15 continua a validar o processo e os restantes bits devem ser zero. O resultado da leitura é veiculado por 12 bits de entrada (IPP0 a IPP11).

Os 4 bits de endereço de escrita dão origem somente a 15 sinais independentes (SLW1 a SLW15), por acção de um decodificador (Fig. 3.20), já que a combinação 0000 de OPP11 a OPP14 não é utilizada na escrita, indicando, pelo contrário, um processo de leitura.

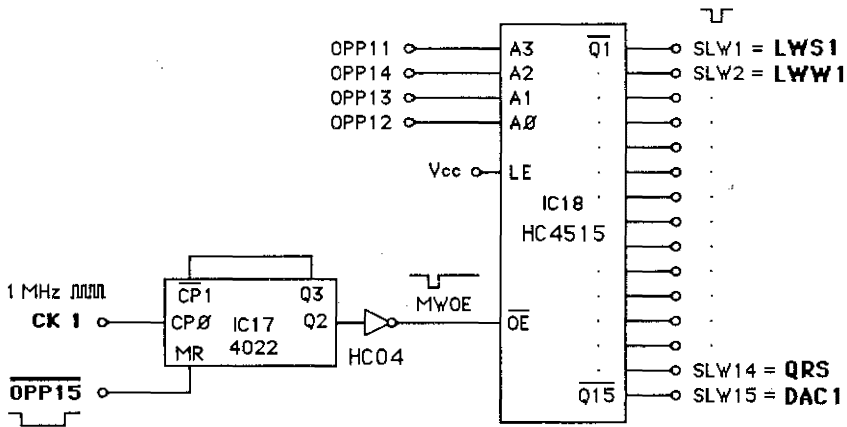
Como a validação duma operação de escrita (OPP15) só pode acontecer quando e enquanto os endereços e os dados se encontram estáveis, existe um bloco designado por AE15 (Fig. 3.20), que tem por função atrasar e estreitar o bit OPP15. Deste modo, cada processo de escrita gasta apenas duas instruções-máquina, sendo a primeira propriamente de escrita e a segunda de "reset" de todos os bits.

Como se pode observar na figura 3.21, há uma troca de pesos dos bits de endereço do decodificador, tornando-se OPP11 no bit mais pesado, permitindo uma identificação mais simplificada da palavra de programação do local onde se pretende escrever (vide Fig. 3.22).



**Fig. 3.20** - Descodificadores de endereços para escrita e leitura sobre a electrónica. Os 4 bits de endereço são convertidos em sinais mutuamente exclusivos por meio de demultiplexadores de 4 para 16 linhas. O sinal de validação (OPP15) é condicionado por AE15 (bloco "hardware"), de modo a só ocorrer enquanto os dados e os endereços são estáveis; nos processos de leitura OPP15 é controlado exclusivamente pelo programa.

A tabela, representada na figura 3.22, mostra a correspondência entre os endereços e os respectivos destinos, e também o código, em octal, utilizado pelo programa de controle. O protótipo laboratorial, construído para teste e validação do sistema electrónico, contempla apenas a aquisição de duas estruturas; para cinco estruturas (aquisição completa do ecocardiograma modo-M do V. E.) será necessário expandir o decodificador com mais um bit de endereço, já que 15 linhas são insuficientes.

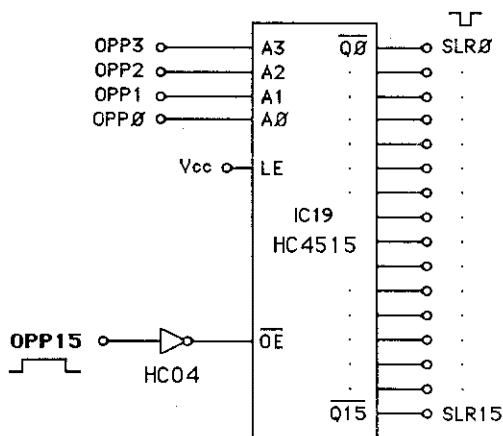


**Fig. 3.21** - Descodificador de endereços para o processo de escrita sobre a electrónica, com um desmultiplexador de 4 para 16 linhas (IC18), em que o endereço OPP11 tem o peso trocado para facilitar a programação, em octal (ver Fig. 3.22). O "output enable" de IC18 é MWOE com 1  $\mu$ s, obtido de OPP15 depois de um atraso de 1  $\mu$ s, por meio dum contador Johnson de 8 bits (IC17).

A selecção dos processos de leitura é análoga à dos de escrita, nomeadamente a descodificação dos endereços (OPP0 a OPP3), que são validados por OPP15, como se ilustra nas figuras 3.20 e 3.23. O único cuidado a observar na programação de um processo de leitura é garantir que OPP11 a OPP14 são zero, de modo a não iniciar um processo de escrita simultâneo. O bit OPP15 pode, neste caso, ser directamente utilizado como "output enable" do desmultiplexador, pois a instrução de leitura é executada entre uma instrução de selecção de endereços e a instrução que faz o "reset" de todos os bits de saída (OPP0 a OPP15). Tendo em conta o tempo de execução de uma instrução-máquina, fica, desse modo, assegurado que os endereços e a informação se encontram estáveis durante a leitura propriamente dita.

OPP15 OPP11 OPP14 OPP13 OPP12	Valor em octal da palavra completa	SLW	Selecciona a escrita de
1 0 0 0 0	100000	∅	Não é utilizável
1 0 0 0 1	110000	1	Valor do início da janela W1
1 0 0 1 0	120000	2	Valor da largura de W1
1 0 0 1 1	130000	3	Valor de Vref.1
1 0 1 0 0	140000	4	Início de conversão da ADC
1 0 1 0 1	150000	5	Endereço do MUX da ADC
.	.	.	.
.	.	.	.
1 1 1 1 0	164000	14	Marcação do QRS
1 1 1 1 1	174000	15	DAC1 (Saída em modo-M)

**Fig. 3.22** - Descodificação dos endereços utilizados no processo de escrita, conduzindo à geração de 15 sinais mutuamente exclusivos (SLW1 a SLW15), os quais seleccionam os locais onde se quer escrever. A indicação, em octal, das palavras permite ver a simplificação conseguida com a troca do peso do bit 11.



**Fig. 3.23** - Descodificador de endereços para o processo de leitura do "hardware", com um desmultiplexador de 4 para 16 linhas (IC19). O "output enable", obtido de OPP15 sem condicionamento especial, é completamente controlado pelo programa.

A tabela da figura 3.24 mostra as leituras efectuáveis (SLR0 a SLR15), os seus endereços e, em octal, a respectiva selecção "software".

OPR15 OPR3 OPR2 OPR1 OPR0	Valor em octal da palavra completa	SLR	Selecciona a leitura de
.	.	.	.
.	.	.	.
1 0 0 1 1	100003	3	ADC
1 0 1 0 0	100004	4	RTC
1 0 1 0 1	100005	5	Tempo da estrutura 1
.	.	.	.
.	.	.	.

**Fig. 3.24** - Descodificação dos endereços utilizados no processo de leitura, conduzindo à geração de 16 sinais mutuamente exclusivos (SLR0 a SLR15), os quais seleccionam os locais donde se quer ler.

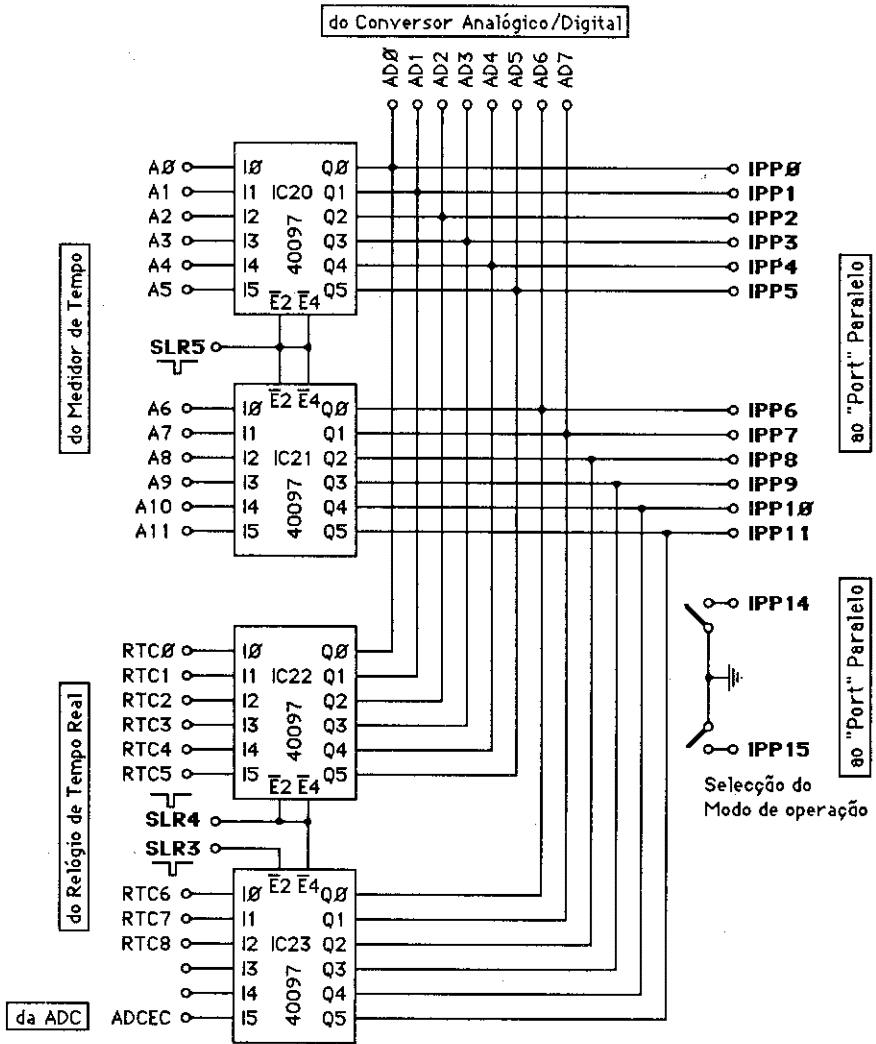
Os sinais de selecção de leitura (SLR0 a SLR15) actuam sobre o Multiplexer de Saída (IMUX) de 12 bits (Fig. 3.25).

O modo como este multiplexador é realizado permite uma expansão muito fácil do número de palavras de entrada, sendo apenas necessário garantir que os sinais que as seleccionam são mutuamente exclusivos.

As 12 saídas de IMUX são as 12 entradas menos significativas do "Port" Paralelo (IPP0 a IPP11).

Na leitura da ADC, apenas o bit de fim de conversão (ADCEC) utiliza o IMUX, já que, como veremos na secção seguinte, os 8 bits do resultado de conversão se encontram disponíveis sob a forma "tri-state", sendo também seleccionados por SLR3, e ligados directamente ao "Port" Paralelo.





**Fig. 3.25** - Implementação do Multiplexador de Saída, que permite ao microcomputador ler os vários dados provenientes do sistema electrónico de aquisição.

Os circuitos utilizados são "buffers tri-state" não inversores, constituídos por duas secções, uma de 4 e outra de 2 bits. A informação proveniente da ADC é também disponível sob a forma "tri-state".

### 3.5.10. Conversor Analógico/Digital

A definição manual das janelas de detecção (altura, início e fim), bem como o electrocardiograma são sinais analógicos. Os blocos A/D1 e A/D2, na figura 3.6, têm por função obter digitalmente o valor desses sinais, e a existência de vários sinais a converter exige o uso de um multiplexador analógico, como se ilustra na figura 3.26.

Para o ECG que, contrariamente aos restantes sinais a converter, não é uma tensão contínua, utilizou-se um "sample and hold", cujo comando é feito pelo programa de controle.

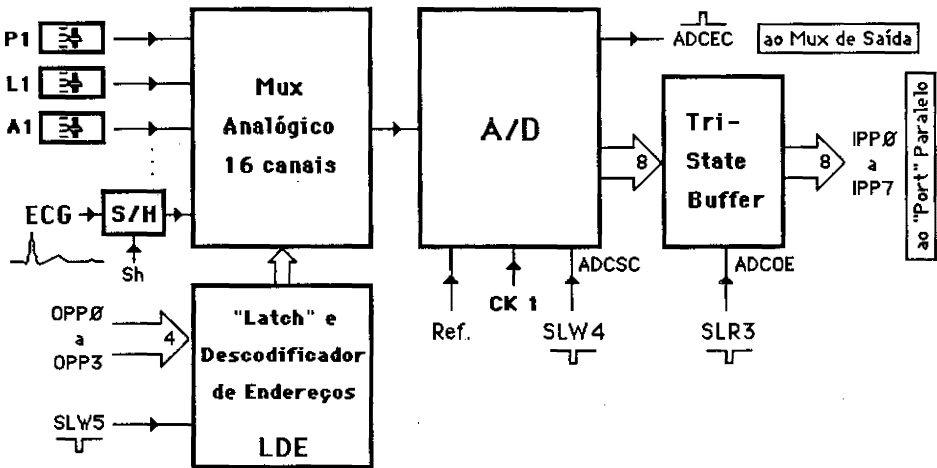
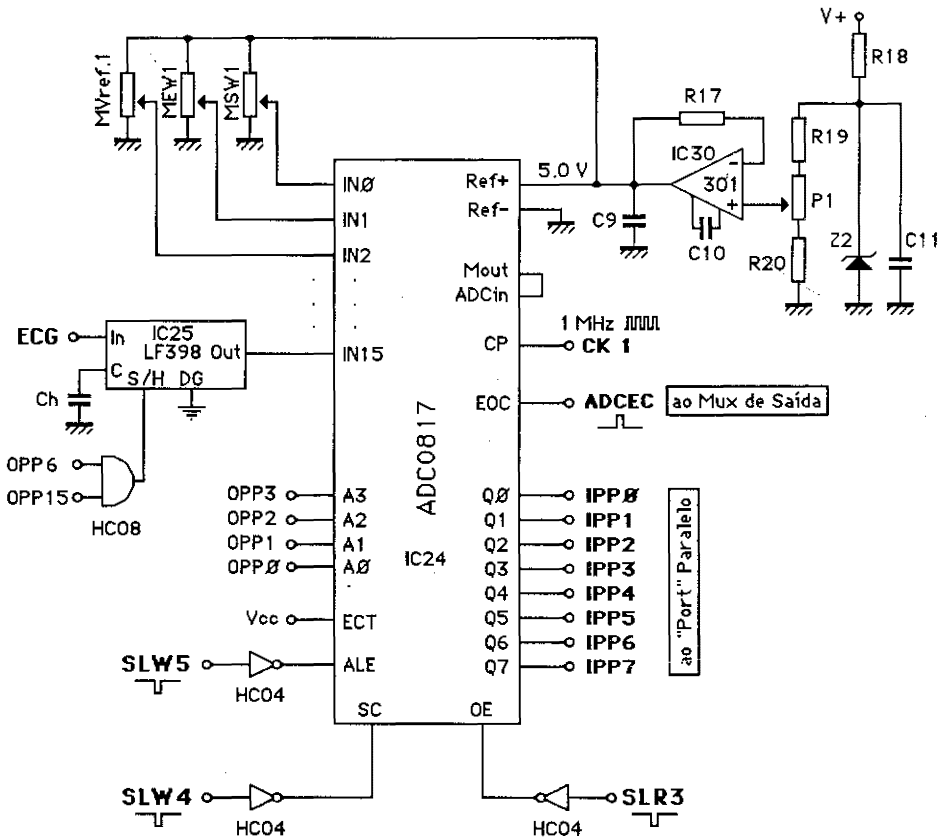


Fig. 3.26 - Conversor Analógico/Digital que permite ao microcomputador reconhecer a informação analógica proveniente da definição manual das janelas de detecção e do electrocardiograma. Devido à quantidade de sinais a converter, à ADC propriamente dita está associado um multiplexador analógico. A saída da ADC é feita por um "Tri-state Buffer", que permite a ligação directa ao "Port" Paralelo. O processo de conversão é iniciado por ADCSC e o seu final é sinalizado, para o microcomputador, através de ADCEC.



**Fig. 3.27** - Implementação do Conversor Analógico/Digital representado no diagrama da figura anterior. Os potenciômetros, à esquerda no esquema, permitem definir manualmente a janela de detecção. O circuito ADC0817 é um sub-sistema de aquisição de dados, que contém uma ADC de 8 bits, um multiplexador analógico de 16 canais e um "buffer tri-state" de saída. O "sample and hold", LF398, utilizado para o ECG, é controlado por OPP6 e OPP15. SLW5 valida os endereços OPP0 a OPP3 que determinam o sinal a converter. SLW4 inicia a conversão, que termina com a subida de ADCEC. SLR3 controla o "tri-state", permitindo que o resultado da conversão fique disponível em IPP0 a IPP7. A tensão de referência é obtida a partir dum zener de baixo coeficiente de temperatura, do tipo BZV38.

A ADC utilizada é de 8 bits, o que é suficiente para o electrocardiograma (possibilitando uma boa identificação das suas inflexões características e permitindo, sobretudo, a detecção, por "software", do complexo QRS). Oito bits são também suficientes para  $V_{ref.1}$ ; para EW1 bastam 4 bits. Quanto a SW1, e dado que é necessária uma resolução de 11 bits (vide secção 3.5.6.), o seu valor é multiplicado por 8 no programa de controle.

A conversão é iniciada por SLW4, ficando o programa que controla este processo num ciclo de leitura até que o bit de fim de conversão (ADCEC) vem a "1", indicando que se pode proceder à leitura do resultado.

O conjunto de blocos contido na figura 3.26 foi implementado por um único circuito do tipo ADC0817 (Fig. 3.27).

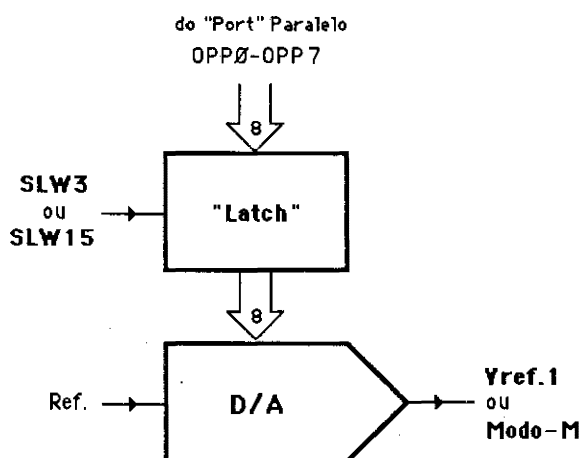
A referência de 5.0 V, para a ADC, foi obtida por divisão da tensão dum zener de muito baixo coeficiente de temperatura (20 mV de  $+10^{\circ}\text{C}$  a  $+60^{\circ}\text{C}$ , ou seja, equivalente a 1 LSB), e é também utilizada para a alimentação dos potenciómetros, com os quais se define manualmente a janela de detecção.

### **3.5.11. Gerador programável de Tensão de Referência.**

#### **Conversor modo-A/modo-M.**

O Gerador programável de Tensão de Referência (GREF), donde se obtém a altura da janela de detecção (vide Fig. 3.12), e o Conversor modo-A/modo-M (CAM), que gera o ecocardiograma modo-M a partir do modo-A (vide Fig. 3.6), baseiam-se em conversores digitais/analógicos, como se mostra na figura 3.28.

Na realização destes circuitos, representados nas figuras 3.29 e 3.30, foram utilizados conversores digitais/analógicos de 8 bits com saída em corrente e compatíveis com microprocessadores, que contêm um "latch" para as entradas digitais; a saída em tensão obtém-se com conversores corrente/tensão.



**Fig. 3.28** - Diagrama de blocos do Gerador programável de Tensão de Referência. Este diagrama, que se aplica igualmente ao Conversor modo-A/modo-M, representa um conversor digital/analógico, ao qual está associado um "latch" que permite a manutenção da saída analógica, mesmo quando as entradas digitais variam.

No caso do Conversor A/M, o sinal de saída, embora sempre positivo, faz corresponder as maiores contagens de tempo (maiores distâncias ao transdutor de ultra-sons) às menores tensões, podendo, assim, obter-se uma visualização do modo-M, num osciloscópio, com o mesmo aspecto que é vulgar encontrar-se nos ecocardiógrafos comerciais.

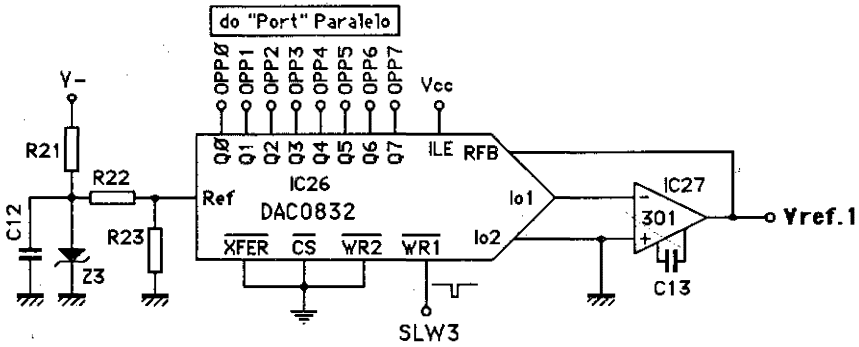


Fig. 3.29 - Gerador programável de Tensão de Referência, que define a altura Vref.1 da janela de detecção. O conversor digital/análogo DAC0832, de 8 bits, contém um "latch" de entrada controlado por SLW3. IC27 é um amplificador operacional montado como conversor corrente/tensão.

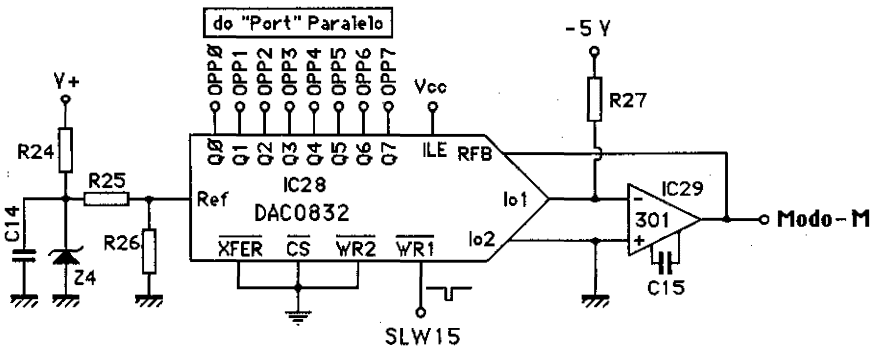


Fig. 3.30 - Conversor modo-A/modo-M, que permite visualizar, em modo-M, as aquisições realizadas sobre o modo-A. O conversor digital/análogo DAC0832, de 8 bits, contém um "latch" de entrada controlado por SLW15. IC29 é um amplificador operacional montado como conversor corrente/tensão. A referência positiva (5 V), obtida de Z4, e a soma de 5 V à saída possibilitam uma visão adequada do modo-M, num osciloscópio.

### 3.6. Programas do sub-sistema de aquisição

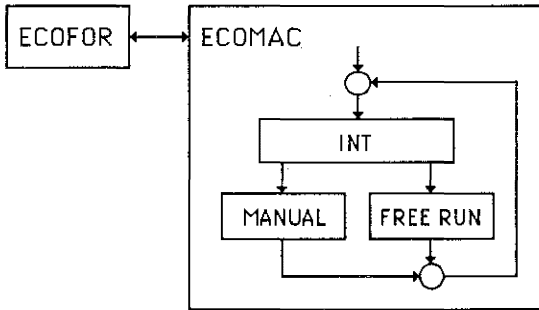
O sub-sistema de aquisição utiliza o mesmo microcomputador que é usado na totalidade do sistema, embora realizando funções diferentes. No processamento de ecocardiogramas, versado no capítulo 4, o computador executa diversas operações sobre os dados, independentemente da sua origem, e apresenta-os ao exterior; funciona como elemento terminal na cadeia, sem exercer qualquer controle sobre os restantes elementos do sistema, e é adaptável, mediante pequenas alterações dos programas, a sistemas com aquisição manual ou automática. Complementarmente, na aquisição automática, em que o sistema electrónico também executa diversas funções autonomamente, o microcomputador comporta-se como um seu componente, já que assume parte do comando desse mesmo sistema.

Pretendemos, nesta secção, descrever em linhas gerais os programas utilizados para a aquisição automática em tempo real, remetendo para o apêndice 2 as listagens das rotinas usadas.

O "software" de aquisição é baseado num pequeno programa principal escrito em Fortran IV, que designamos por ECOFOR, e por uma subrotina mais vasta, ECOMAC, em assembler Macro-11, que controla a electrónica. A figura 3.31 mostra a comunicação entre as secções mais relevantes dos programas.

A rotina INT, contida em ECOMAC, decide sobre o modo de funcionamento seleccionado pelo operador e, assim, ou faz uso da rotina MANUAL, para a leitura da definição manual das janelas e sua imposição ao sistema electrónico, ou da rotina FREE RUN, sendo esta a responsável pelos algoritmos de acompanhamento das estruturas e sua aquisição. A rotina

INT executa também a digitalização do electrocardiograma e inclui um algoritmo para identificação do complexo QRS.



**Fig. 3.31** - Diagrama geral do "software" para a aquisição automática em tempo real de ecocardiogramas. ECOFOR é o programa principal, escrito em Fortran IV; as restantes rotinas foram escritas em assembler Macro-11 e são controladas por "interrupts", gerados a partir do modo-A do ecocardiograma.

### 3.6.1. Programa principal ECOFOR e subrotina ECOMAC

O programa principal foi escrito em alto nível, por um lado, porque o tempo de processamento não é importante nas fases em que o programa opera (o início e o fim do processo de aquisição), e nas quais o sistema não é controlado por interrupções, e, por outro, devido à natureza das funções executadas: diálogo com o operador, acesso a disco, etc..

O programa ECOFOR (Fig. 3.32) estabelece diálogo com o operador, e configura e inicializa uma zona de 16 KW (16 bits) na memória RAM, para armazenamento dos ecocardiogramas a adquirir. Os 16KW permitem registar 3 ciclos completos do modo-A do ecocardiograma (que incluem, além das estruturas ventriculares, o ECG), mesmo para ritmos cardíacos muito baixos.



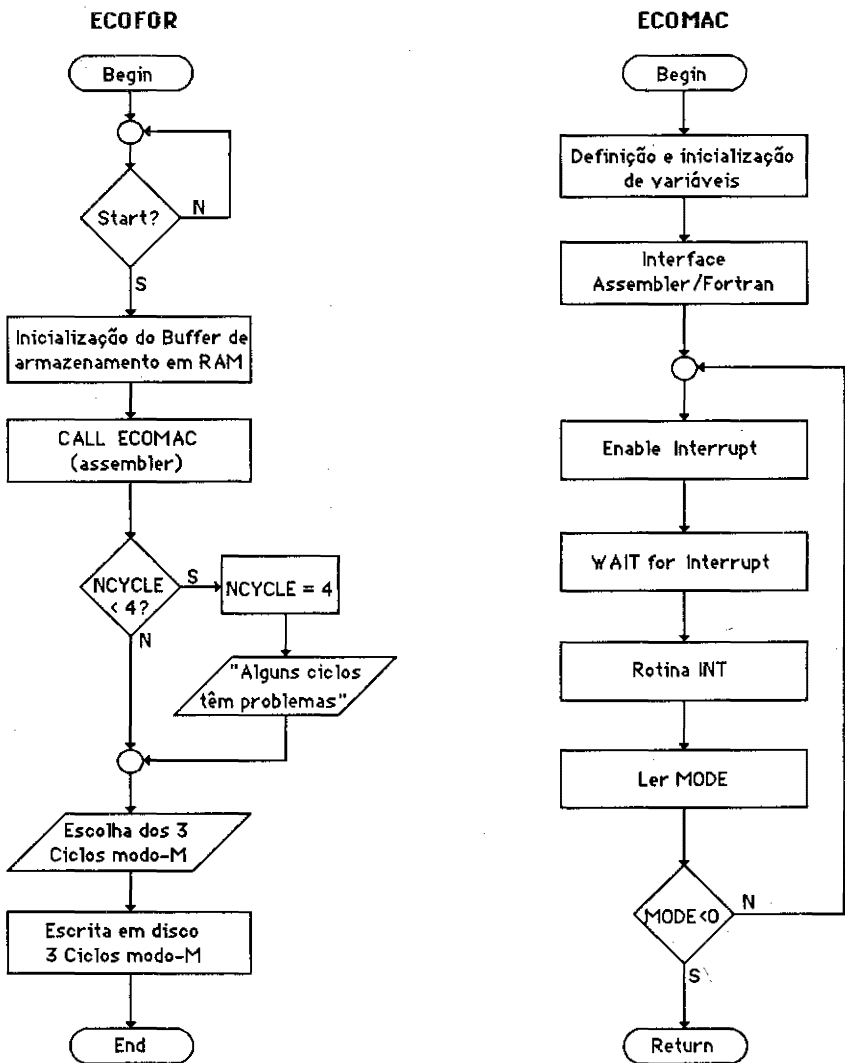


Fig. 3.32 - Fluxogramas do programa principal ECOFOR e da subrotina ECOMAC. ECOFOR inicializa um "buffer" em RAM, faz a chamada de ECOMAC e grava em disco 3 ciclos (modo-M) do ecocardiograma. ECOMAC, através da rotina INT, controla a electrónica de aquisição, segue e adquire as estruturas ventriculares, e digitaliza o ECG.

A chamada à subrotina ECOMAC, que, por questões de eficiência e necessidade de ligação ao sistema electrónico, é escrita em linguagem "assembler", tem como argumentos um apontador para a zona de RAM, onde foi organizada a zona de armazenamento, e a variável NCYCLE, que contém (após a execução de ECOMAC) o número do último ciclo cardíaco adquirido; este número permite saber se há três ciclos adquiridos completamente. Neste caso, os três ciclos são então gravados em disco, com a informação respeitante às estruturas e ao ECG, e o processo de aquisição do ecocardiograma modo-M é terminado.

A figura 3.32 também ilustra a subrotina ECOMAC, que controla em tempo real o processo de aquisição e que começa com a definição e inicialização das variáveis a utilizar. A subrotina prossegue com a recolha dos argumentos provenientes do programa principal, ficando então a aguardar uma interrupção proveniente do "port" paralelo, que corresponde ao início de um ciclo do modo-A.

Após a ocorrência de uma interrupção, o controle do processo é transferido para a rotina INT, descrita na secção seguinte, donde se regressa com a informação do conteúdo da palavra MODE, que representa a selecção, feita entretanto pelo operador, do modo de funcionamento do sub-sistema de aquisição: MODE=0 significa que foi executada a leitura e respectiva imposição ao sistema electrónico da definição manual das janelas (rotina MANUAL); MODE=1 traduz a execução dum ciclo em que se fez aquisição e acompanhamento das estruturas (rotina FREE RUN); MODE=-1 impõe o fim do processamento da rotina com conseqüente regresso ao programa principal. Portanto, a palavra MODE conduz, respectivamente, ao início do processamento de um novo ciclo do modo-A ou ao regresso ao programa principal ECOFOR.

### 3.6.2. Rotina INT

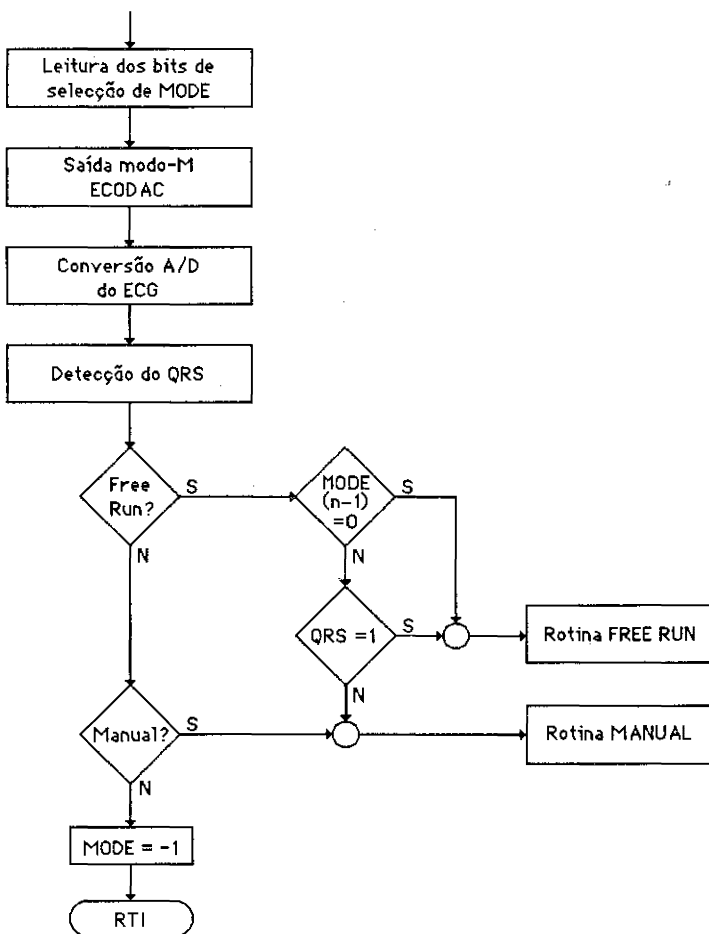
Esta rotina, cujo fluxograma está representado na figura 3.33, inicia-se com a leitura dos bits IPP14 e IPP15 do "port" paralelo, os quais são alteráveis por meio de um comutador, como vimos em 3.5.9. Estes bits determinam o valor da variável MODE descrita na secção precedente.

Os resultados do ciclo anterior que, consoante o modo de funcionamento seleccionado, são referentes à aquisição das estruturas ou à definição manual das janelas, são enviados para um conversor digital/analógico, para poderem ser visualizados conjuntamente com o modo-M do ecocardiograma.

Como já foi referido, o processo de acompanhamento das estruturas parte da definição manual das janelas e inicia-se sincronamente com a ocorrência do complexo QRS do electrocardiograma. Para tal é feita a detecção do QRS, após a digitalização do ECG (estas funções estão descritas em 3.6.5.).

A partir deste ponto, se o modo de funcionamento não é o de acompanhamento e aquisição de estruturas (modo Automático), o processo é encaminhado para a rotina MANUAL ou para o fim de execução (com retorno subsequente ao programa ECOFOR).

Se o modo seleccionado corresponde a um ciclo automático, o processo é endereçado para a rotina FREE RUN, directamente, no caso de serem sucessivos ciclos automáticos, ou no próximo complexo QRS, caso o ciclo anterior tenha sido do tipo manual (reconhecido por  $MODE=0$ ); fica, assim, garantida a sincronização entre o QRS e o início da aquisição automática.



**Fig. 3.33** - Diagrama de sequência da rotina INT, responsável pela gestão dos "interrupts", pela visualização dos dados adquiridos (ECODAC) e pela decisão sobre o modo de funcionamento do sub-sistema de aquisição: Rotina MANUAL (modo Manual, com definição manual das janelas), rotina FREE RUN (modo Automático, com aquisição das estruturas), RTI (regresso do "interrupt", seguido de retorno ao programa principal e fim do processo). Mesmo que tenha sido seleccionado o modo Automático, a rotina FREE RUN é sempre substituída pela MANUAL se o ciclo-A anterior foi executado em modo Manual e se não foi detectado o complexo QRS no ciclo-A em curso, por forma a garantir que o início da aquisição é feito sincronamente com o complexo QRS do ECG.

### 3.6.3. Rotinas MANUAL e FREE RUN

A execução da rotina MANUAL, com o fluxograma representado na figura 3.34, corresponde ao início ou ao recomeço do processo de aquisição, que consiste em ler as (novas) definições manuais para as janelas de detecção e em (re)inicializar algumas variáveis.

Para tal, além de fixar em zero os valores de MODE e do contador do número de ciclos cardíacos adquiridos (variável CYCNR), endereça o início do "buffer" onde as aquisições vão ser registadas. Por outro lado, a definição manual das janelas é digitalizada e transferida, quer para a rotina FREE RUN, quer para a electrónica, após o que o processo regressa ao controle da rotina ECOMAC.

A rotina FREE RUN, que também se encontra representada na figura 3.34, depois de fixar  $MODE=1$  (modo Automático), faz a leitura do relógio de tempo real (RTC) que serve de eixo dos tempos para o modo-M do ecocardiograma e para o ECG.

Se o complexo QRS for detectado num ciclo do modo-A ( $QRS=1$ ), tendo sido zero no ciclo anterior, isso significa que estamos perante um novo ciclo cardíaco, pelo que o contador do número de ciclos cardíacos é incrementado e um novo banco de 4KW da zona de armazenamento é iniciado; quando se atinge o fim dessa zona, o referido banco de 4KW passa a ser de novo o primeiro, perdendo-se a informação que lá estava contida.

O procedimento que se acaba de descrever é evitado se  $QRS=0$  ou se o complexo QRS já tiver sido identificado no ciclo-A anterior; neste caso, passa imediatamente a ser executada a secção seguinte da rotina FREE RUN. Nesta secção, as contagens efectuadas pelo sistema electrónico, correspondentes aos tempos das estruturas, são lidas e enviadas à rotina TRACKING.

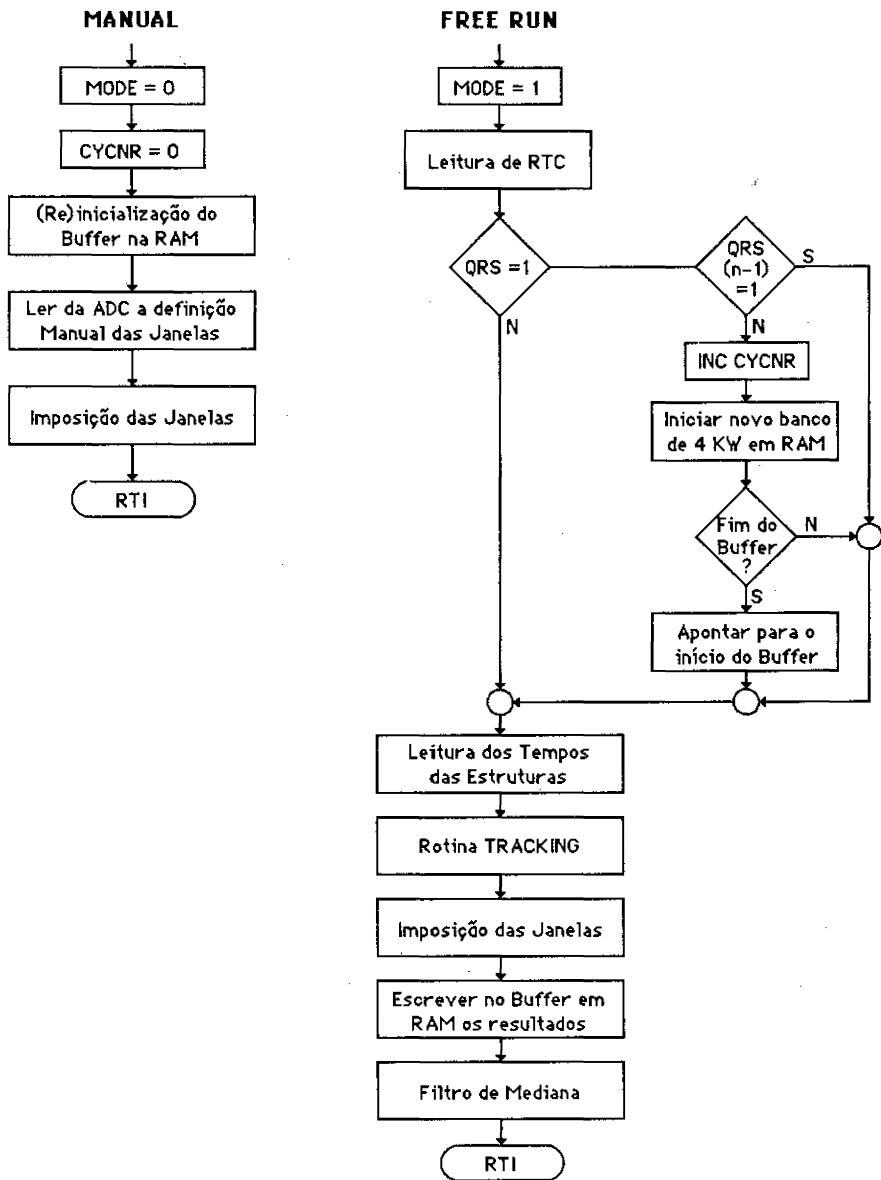


Fig. 3.34 - Diagramas de fluxo das rotinas MANUAL e FREE RUN, responsáveis pelos modos Manual (MODE=0) e Automático (MODE=1), respectivamente.

Como veremos, a rotina TRACKING avalia, por inspecção do valor dos tempos das estruturas, a correcção das detecções efectuadas e define as janelas que vão operar no ciclo seguinte, a partir das posições em que as estruturas se encontravam nos ciclos anteriores.

A rotina FREE RUN transmite ao sistema electrónico as características das novas janelas e escreve, sobre a zona de armazenamento, oito palavras com o seguinte conteúdo: a primeira contém o número do ciclo cardíaco em aquisição; as cinco seguintes traduzem o tempo de ocorrência das estruturas no ciclo do modo-A acabado de processar (\*) (quatro para os limites do septo e da parede posterior, contemplando consequentemente os limites da cavidade ventricular, e a quinta para a válvula mitral); as duas últimas são gravadas, respectivamente, com o valor do electrocardiograma e do tempo medido por RTC (relógio de tempo real), valores estes referentes ao ciclo-A em curso.

Antes de FREE RUN terminar, é calculada, para cada estrutura, a mediana a 7 pontos, utilizando os últimos valores dos tempos das estruturas correctamente determinados. Os valores da mediana são utilizados pela DAC modo-M (responsável pela visualização do ecocardiograma adquirido) e também pela rotina TRACKING, que os utiliza para recuperar as estruturas não detectadas pelo sistema electrónico de aquisição.

A utilização directa, sem qualquer filtragem, dos valores adquiridos para a visualização das estruturas conduz, devido ao ruído, a imagens pouco definidas, em que as fronteiras das estruturas são linhas muito grossas; este efeito prejudica, além do mais, uma comparação cla-

---

\* O protótipo laboratorial construído contempla, como já se referiu, a aquisição de apenas duas estruturas, pelo que só duas das palavras referidas são ocupadas com a informação dessas estruturas.

ra com o ecocardiograma original. Por outro lado, a rotina TRACKING baseia-se, para a recuperação do acompanhamento das estruturas, na tendência que estas estruturas vinham tendo nos ciclos-A imediatamente anteriores (ou seja, na sua história passada recente), o que é feito calculando a derivada do sinal. Se as derivadas forem obtidas sobre os dados adquiridos, sem filtragem, o ruído que esses dados contêm conduz a interpretações por vezes erradas sobre a tendência das estruturas. O filtro de mediana, que é de fácil implementação em linguagem "assembler", atenua o ruído de alta frequência respeitando, contudo, os declives do sinal. Escolhemos um filtro de mediana a 7 pontos por constituir um bom compromisso entre o comportamento em relação aos sinais em análise, e o tempo de execução, que se pretende curto para a aquisição em tempo real do ecocardiograma.

#### **3.6.4. Rotina TRACKING**

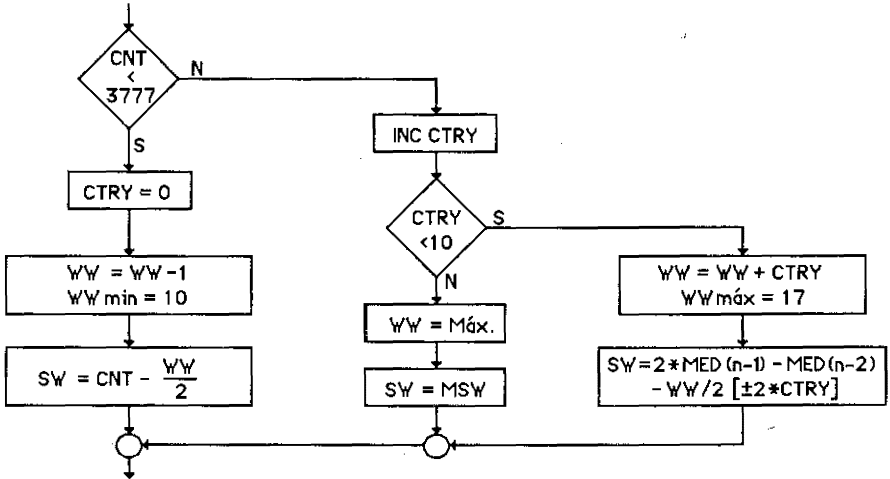
A esta rotina cabe a definição das novas janelas a usar na aquisição do modo-A seguinte, utilizando para tal algoritmos diferentes, conforme as estruturas tenham sido detectadas correctamente, ou na ausência de detecções.

Quando a contagem de tempo para uma dada estrutura é igual a 3777<sub>g</sub> (limite superior que o sistema electrónico permite), isso significa que a estrutura não foi detectada; caso contrário, a estrutura considera-se correctamente detectada, muito embora só o especialista possa confirmar, de facto, se a detecção corresponde à estrutura pretendida.

Como se pode ver no fluxograma da figura 3.35, se ocorrer detecção ( $CNT < 3777$ ), a rotina TRACKING põe a zero o contador do



número de tentativas de procura da estrutura (CTRY=0) e define a nova janela, a ser usada no ciclo seguinte.



**Fig 3.35** - Rotina TRACKING, contendo os vários algoritmos de perseguição das estruturas. CTRY é o contador do número de tentativas de recuperação sem êxito. WW e SW são, respectivamente, a largura e o início da janela; MSW é o valor fixado manualmente para o início da janela.

A altura da janela não é modificada pela rotina, mantendo-se sempre o valor definido pelo operador em modo Manual; refira-se aliás que, para todos os casos analisados, não foi necessário proceder a alterações dinâmicas da altura da janela.

O máximo da largura da janela é fixado pelo sistema electrónico em  $17_8$  contagens de impulsos de relógio de WW (CK2 de 2 MHz, vide 3.5.6.), e o mínimo é fixado pelo programa em  $10_8$ . Ambos os valores representam um compromisso, que permite que a janela possa conter a estrutura a adquirir, e evite, o mais possível, conter estruturas vizinhas. Assim, o contributo da variação da largura da janela é pequeno para o processo de

acompanhamento das estruturas; de qualquer modo, o algoritmo de "tracking", no caso de haver detecção, tenta reduzir a janela até à sua largura mínima, decrementando sucessivamente o valor existente em cada ciclo ( $WW \leftarrow WW-1$ ).

Quando ocorre detecção, o início da nova janela é calculado, duma forma simples, de modo a que o resultado da contagem referente à estrutura detectada (CNT) seja o ponto central dessa janela.

Se não existe detecção, a rotina TRACKING incrementa o contador do número de tentativas e, com o valor de CTRY, decide sobre a metodologia a adoptar.

Quando CTRY é superior a  $10_8$ , a janela é definida com os valores obtidos do modo Manual. Neste caso, o mais provável é que a estrutura só venha a ser detectada no próximo QRS, já que a janela é definida manualmente a partir do valor que a estrutura tem aquando dum QRS.

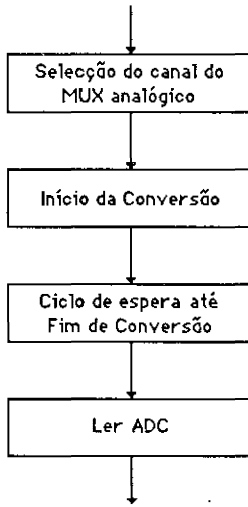
Nos casos em que o número de tentativas é inferior a  $10_8$ , a largura da nova janela é obtida por adição da actual com CTRY ( $WW \leftarrow WW+CTRY$ ), limitando o valor final a  $17_8$ . O início da janela (SW) depende da tendência que a estrutura vinha a ter, calculada a partir dos valores da mediana nos dois últimos ciclos com detecção válida, e do número de tentativas de recuperação:

1.  $MED(n-1) > MED(n-2) \Rightarrow SW = 2 \cdot MED(n-1) - MED(n-2) + 2 \cdot CTRY - WW/2$
2.  $MED(n-1) < MED(n-2) \Rightarrow SW = 2 \cdot MED(n-1) - MED(n-2) - 2 \cdot CTRY - WW/2$
3.  $MED(n-1) = MED(n-2) \Rightarrow SW = 2 \cdot MED(n-1) - MED(n-2) - WW/2$

A subtracção de metade da largura da janela faz com que o valor calculado dê origem a uma janela centrada numa pretensa detecção correcta, como referimos acima para os casos em que há detecção.

### 3.6.5. Conversão Analógico/Digital e detecção do QRS

Resta a descrição de duas rotinas auxiliares: a que controla o conversor analógico/digital (representada na figura 3.36) e a rotina responsável pela detecção e identificação do complexo QRS do electrocardiograma (Fig. 3.37).



**Fig. 3.36** - Fluxograma do procedimento que controla a ADC, utilizada para converter o ECG e as definições manuais das janelas.

A conversão analógico/digital parte da selecção do canal do multiplexador que contém o sinal que se pretende converter, após o que é activado o sinal de início de conversão. Entra-se, então, num ciclo de espera até ao aparecimento do sinal de fim de conversão, seguindo-se a leitura do resultado da ADC. No caso da conversão do ECG, e embora isso não esteja expresso no fluxograma, é feito o controle do "sample and hold" antes da selecção do canal do multiplexador.

A detecção do complexo QRS baseia-se num método descrito por Mark L. Ahlstrom e Willis J. Tompkins (\*), que provou, em todos os testes efectuados, ser um algoritmo robusto e fiável, já que detectou sempre (e sem falsas detecções) o complexo QRS, independentemente da polaridade do sinal, da derivação em que o ECG foi adquirido e das flutuações da linha de base:

1. calcula-se o valor absoluto da derivada do ECG, em ordem ao tempo ( $|ECGD1|$ ).
2. calcula-se o valor absoluto da derivada de  $|ECGD1|$  ( $|ECGD2|$ ).
3. adicionam-se os dois valores anteriores ( $SUM=|ECGD1|+|ECGD2|$ )
4. aplica-se um limiar de comparação, confirmando-se a existência do QRS, se a variável SUM for superior ao limiar fixado.

O algoritmo de derivação utilizado neste procedimento foi, na sua forma genérica, o seguinte:

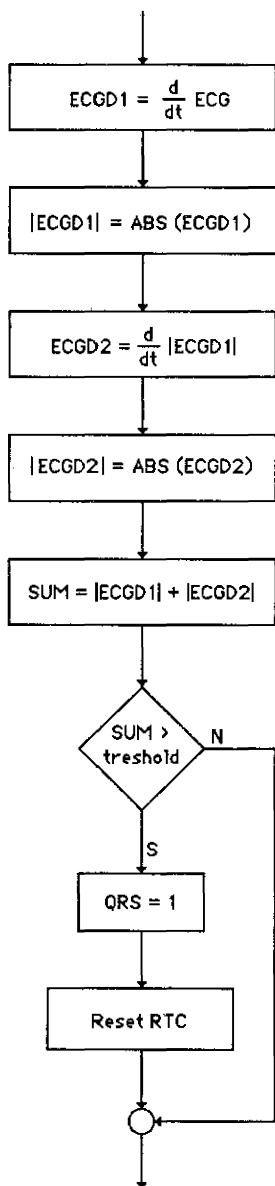
$$dY = Y(n+2) - Y(n-2) ,$$

que, como veremos no capítulo 4 (secção 4.1.), além de ser de execução rápida e de fácil implementação em "assembler", funciona bastante bem, pois a sua sensibilidade ao ruído de alta frequência é pequena, tendo um comportamento semelhante ao de outros "bons" algoritmos de derivação mais elaborados.

Para concluir, no caso de se confirmar a ocorrência do complexo QRS, o procedimento coloca a zero o relógio de tempo real (RTC) existente no sistema electrónico, denotando, assim, o início de um novo ciclo cardíaco.

---

\* Vide Mark L. Ahlstrom and Willis J. Tompkins, **Automated High-Speed Analysis of Holter Tapes with Microcomputers**. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-30, nº10, October 1983, pp. 651-657.



**Fig. 3.37** - Procedimento que contém o algoritmo de detecção do complexo QRS do electrocardiograma.

### 3.6.6. Pré-Processamento dos dados adquiridos

Os dados provenientes do sub-sistema de aquisição automática necessitam de pré-processamento, de modo a poderem ser utilizados por programas mais genéricos de processamento e extracção de parâmetros (descritos no capítulo 4). Nomeadamente, os dados têm de ser filtrados, para atenuar o ruído que lhes está associado, havendo ainda que fazer a conversão tempo/distância sobre os dados referentes às estruturas (pois que a aquisição das estruturas dá como resultado o seu tempo de ocorrência, mas o que interessa é a distância ao transdutor de ultra-sons ou a distância entre estruturas), além de outras operações a que nos referiremos.

O pré-processamento foi incluído no programa PELP10.FOR, com o fluxograma da figura 3.38 e listado no apêndice 2, cujo nome provém de "Pré-Processamento e "Plot" do Eco, com filtragem "Low Pass" a 10 Hz". Este programa, além de executar o pré-processamento, é utilizado para desenhar os dados num traçador de gráficos digital, permitindo confirmar posteriormente a validade da aquisição do ecocardiograma. Contudo, nesta secção apenas vamos descrever o pré-processamento efectuado, já que a parte gráfica é similar à do programa PLECO.FOR, listado no apêndice 3 e referido no capítulo 4.

O programa PELP10 começa pela definição dos coeficientes do filtro passa-baixo, e pela leitura do ficheiro em disco que contém os dados a processar.

Como foi já mencionado, os dados referentes às estruturas ecocardiográficas foram adquiridos em unidades de tempo, pelo que é necessário convertê-los para unidades de comprimento. A resolução com que o tempo foi medido é de 250 ns e, devido à velocidade de propagação dos

ultra-sons em tecido humano mole, 1 mm corresponde a 1.33  $\mu$ s, donde:

$$D \text{ (mm)} = T * 0.25 \text{ (\mu s)} / 1.33 \text{ (\mu s/mm)}$$

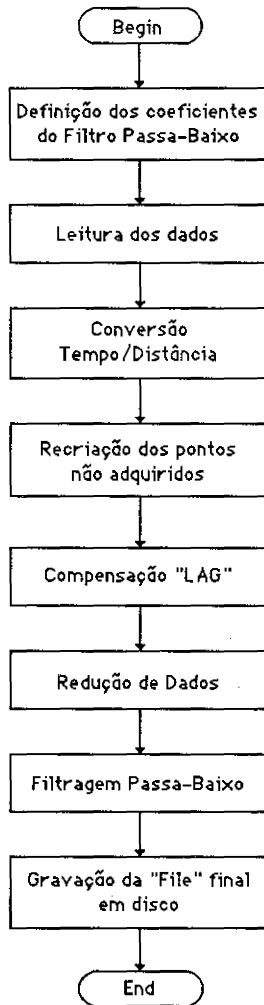


Fig. 3.38 - Diagrama de fluxo do programa PELP10, responsável pelo Pré-Processamento, "off line", dos dados provenientes da aquisição de ecocardiogramas.

A aquisição automática não é sempre completamente bem sucedida, havendo alguns pontos com o valor 2048 (valor forçado pela electrónica de aquisição) e que traduzem falhas de detecção das estruturas. Estes pontos são substituídos pelo valor anterior (mais próximo) que corresponda a uma detecção válida.

Normalmente, e de acordo com as recomendações da American Society of Echocardiography, a aquisição de ecocardiogramas é feita segundo a técnica "LEAD", mas há casos (nomeadamente, para o endocárdio do septo (\*)) em que a técnica "LAG" conduz a um menor número de falhas de detecção. A utilização deste processo, para o endocárdio do septo, provoca uma diminuição das dimensões da cavidade ventricular e um espessamento do septo. Verificámos experimentalmente que essa diferença dimensional é da ordem de  $4 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ ; o valor exacto varia de paciente para paciente e pode ser introduzido, para cada caso, pelo operador no pré-processamento. Contudo, decidimos fixar o valor da compensação "LAG" em 4 mm, atendendo a que a precisão do método global é de 1mm.

Assim, nos casos em que se usa técnica "LAG" para aquisição do endocárdio do septo, o valor  $\text{COMP} = 4 \text{ mm}$  é subtraído à espessura do septo e adicionado à dimensão da cavidade do ventrículo esquerdo.

O relógio de tempo real (RTC) tem uma resolução de 5 ms e a aquisição é feita, aproximadamente, de 4 em 4 ms; destes factos resulta que, periodicamente, coexistam dois pontos para um mesmo instante, medido por RTC. Essa duplicação é eliminada, por utilização apenas do primeiro ponto correspondente a um dado instante.

---

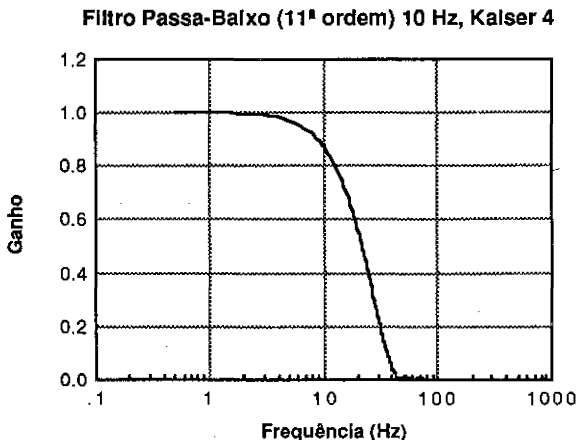
\* Tal acontece por questões que se prendem com a existência de cordas próximas e com o tipo de incidência com que o feixe de ultra-sons atinge o septo.



Os dados são então filtrados, para o que se escolheu um filtro FIR passa-baixo de 11ª ordem, com uma frequência de corte de 10 Hz (vide secção 2.2.2.), projectado pelo método das séries de Fourier e usando uma janela de Kaiser com o parâmetro  $\alpha = 4$ ; a função de transferência do filtro encontra-se na figura 3.39, e a sua forma analítica é:

$$Y(n) = h(-5).X(n-5) + h(-4).X(n-4) + \dots + h(0).X(n) + \dots + h(5).X(n+5) ,$$

encontrando-se os valores dos coeficientes  $h(i)$  na listagem de PELP10 (apêndice 2).



**Fig. 3.39** - Função de transferência do filtro FIR passa-baixo, de 11ª ordem (janela de Kaiser com  $\alpha = 4$ ), com uma frequência de corte de 10 Hz, utilizado na filtragem dos ecocardiogramas adquiridos automaticamente.

Foi utilizado um filtro do tipo FIR por ter um atraso de grupo constante, facto importante para os sinais filtrados, sobre os quais é necessário determinar tempos; verificámos, por outro lado, que a ordem do filtro era suficiente, já que atenua dum modo satisfatório a frequên-

cia indesejável (50 Hz) de maior amplitude, bem como o ruído de frequência superior. Verificámos também que a janela de Kaiser com  $\alpha = 4$  representa um bom compromisso entre o valor do "ripple" na banda de passagem e a largura da banda de transição.

Finalmente, os dados são gravados em disco com o seguinte formato: T, F1, F2, SD, ECG. O tempo T mede o instante a que se referem os dados; F1 e F2 são os valores das duas estruturas adquiridas no instante T; SD é o valor absoluto da diferença entre F1 e F2, e corresponde ao septo (se F1 e F2 forem o endo- e epicárdio do septo), ou à cavidade do ventrículo esquerdo (se F1 e F2 forem o endocárdio do septo e da parede posterior, respectivamente), ou ainda à parede posterior (se F1 for o endocárdio da parede posterior e F2 for o epicárdio); ECG é o valor do electrocardiograma no instante T.

## 4. Processamento do Ecocardiograma modo-M do Ventrículo Esquerdo

### 4.1. Processamento

A fase do processamento dos sinais correspondentes às estruturas cardíacas é independente do método utilizado para a digitalização dos dados. No entanto, no nosso caso foram desenvolvidos programas separados para o sistema semi-automático e para o sistema automático, devido ao facto de o protótipo laboratorial deste último apenas contemplar duas estruturas, obrigando assim ao desenvolvimento de programas parcelares (que processam duas estruturas de cada vez). Estes programas parcelares correspondem a secções do programa de processamento do sistema semi-automático, do qual se apresenta uma listagem no apêndice 3, e que foi designado por TRECO.FOR (de Tratamento do Ecocardiograma).

Como vimos, são já disponíveis no início desta fase os ficheiros que contêm os limites anterior e posterior, quer do septo (SA e SP), quer da parede posterior do ventrículo esquerdo (PA e PP), ao longo do ciclo

cardíaco em análise. Também são conhecidos o instante de abertura da válvula Mitrál (TM) e os instantes de ocorrência de pontos singulares do ECG (onda R→TR, início da onda P→TP, onda Q→TQ, e onda R do ciclo seguinte →TRR).

Com base nos limites do septo e parede posterior obtêm-se, por subtracção ordenada, o diâmetro do ventrículo esquerdo (LVD) e as espessuras das suas paredes (SPT) e (PWT):

$$\text{LVD} = \text{SP} - \text{PA}$$

$$\text{SPT} = \text{SA} - \text{SP}$$

$$\text{PWT} = \text{PA} - \text{PP}$$

Qualquer que seja o modo de aquisição (Fig. 4.1), estas funções estão sempre contaminadas por ruído: no caso em que o traçado de contornos e a digitalização são manuais há a introdução de ruído de alta frequência e baixa amplitude (tremura de mão), apesar do procedimento em si operar, em contrapartida, uma filtragem passa-baixo (integração da vista humana); na aquisição automática, o ruído, também de alta frequência e baixa amplitude, é devido a "jitter" na determinação de tempos das estruturas (recordar que a aquisição é feita a partir do modo-A).

Os algoritmos para cálculo das derivadas das funções LVD, SPT e PWT, dado o seu carácter passa-alto, vão ser particularmente sensíveis a esse ruído e a sua existência poderá dar origem a erros na determinação dos tempos de ocorrência de singularidades das funções derivadas, podendo mesmo obter-se falsas detecções. Assim, começamos por fazer uma filtragem passa-baixo dos dados ("smoothing"), usando um filtro de média móvel a 3 pontos do tipo Von-Hann, substituindo cada valor por uma média pesada com os pontos vizinhos:

$$Y_i = (y_{i+1} + 2 * y_i + y_{i-1})/4$$

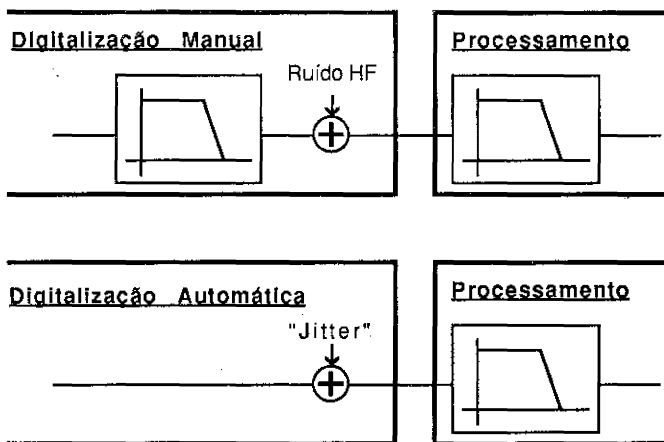


Fig. 4.1 - Justificação do filtro passa-baixo como entrada do bloco de processamento.

Este filtro é muito utilizado em sistemas semi-automáticos (cf. A. E. Aubert, B. G. Denys et al., 1982; D. G. Gibson e D. Brown, 1973; M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978), pois não provoca desvio de fase e o seu efeito é diminuto na frequência de resposta global, constatando-se, por exemplo, uma redução de apenas 5% em amplitude para a frequência de 10 Hz (i.e.  $f_s/10$ ).

A partir das funções  $LVD(t)$ ,  $SPT(t)$  e  $PWT(t)$ , depois de passarem pelo processo de filtragem, são calculadas as suas funções derivadas em ordem ao tempo, no intuito de estudar a dinâmica global do ventrículo esquerdo e das suas paredes.

É conhecida a dificuldade de comprovar quais os algoritmos de derivação com melhor comportamento para sinais biológicos, já que estes não são, em geral, passíveis de tradução analítica, e mesmo os modelos matemáticos conhecidos para este tipo de sinais são eles próprios objecto de alguma controvérsia (cf. A. E. Marble, C. M. McIntyre et al., 1981; C. L. Vaughan, 1982).

Por este facto, efectuámos testes com 8 algoritmos de derivação sobre 12 ecocardiogramas reais (J. P. Estima de Oliveira, F. C. Vaz et al., 1984). Como o objectivo deste estudo é a obtenção de parâmetros do funcionamento ventricular, utilizámos como factor de mérito a determinação de dois instantes particulares: a ocorrência da máxima taxa de variação do diâmetro ventricular ou "filling rate" (TFR) e a duração da fase de enchimento rápido (TRFP). Considera-se, como veremos adiante, que a fase de enchimento rápido termina quando a derivada do diâmetro do ventrículo desce a 20% do seu valor máximo.

Tomamos estes dois tempos para termos de comparação porque se localizam em zonas em que as funções são muito rápidas (e portanto mais críticas para os algoritmos), e porque são de grande importância clínica.

A menos de factores de escala, apresentam-se nesse estudo os seguintes algoritmos:

1.  $dY_1 = Y(N+1) - Y(N)$  , da interpolação linear a 2 pontos.
2.  $dY_2 = Y(N+1) - Y(N-1)$  , da aproximação de Lagrange a 3 pontos.
3.  $dY_3 = [Y(N+1) - Y(N-1)] * 8 - [Y(N+2) - Y(N-2)]$  , da aproximação de Lagrange a 5 pontos.
4.  $dY_4 = [Y(N+1) - Y(N-1)] + 2 * [Y(N+2) - Y(N-2)]$  , da aproximação a 5 pontos segundo o método dos mínimos quadrados.

Estas operações correspondem todas a filtragens FIR e os zeros das funções de transferência respectivas distribuem-se no plano z como se mostra na figura 4.2a.

Atendendo à posição dos zeros, em particular os correspondentes ao algoritmo 4, resolvemos testar também os algoritmos a seguir indicados (5 a 8), quer pelo modo como os seus zeros se localizam (Fig. 4.2b), quer pela facilidade da sua implementação:

5.  $dY_5 = Y(N+2) - Y(N-2)$

6.  $dY_6 = Y(N+2) - Y(N-1)$

7.  $dY_7 = Y(N+3) - Y(N-2)$

8.  $dY_8 = [Y(N+2) - Y(N-2)] + 2 - [Y(N+1) - Y(N-1)]$ , obtido a partir de PRODIG (\*).

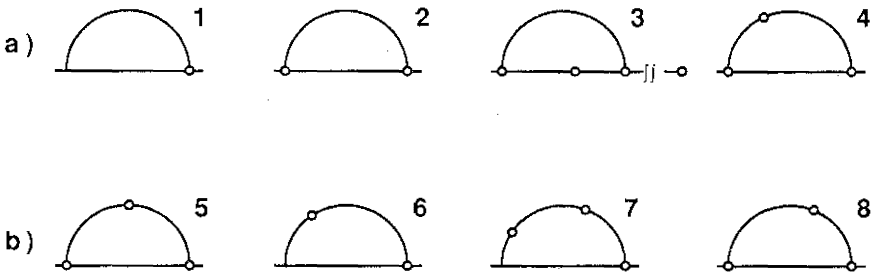


Fig. 4.2 - Mapa de zeros, no plano-z, para os vários algoritmos de diferenciação utilizados.

Neste estudo duas preocupações estavam presentes: conseguir um "bom" algoritmo e, simultaneamente, tentar obter o melhor compromisso "performance"/tempo de cálculo.

\* PRODIG é um programa desenvolvido no Departamento de Electrónica e Telecomunicações da Universidade de Aveiro, para obtenção das respostas impulsional e em frequência, bem como os mapas de pólos e zeros de filtros (cf. F. C. Vaz, J. C. Príncipe e F. Carvalho, 1984).

Assim, os algoritmos foram testados usando, quer aritmética de números inteiros sobre dados não pré-processados, quer aritmética de números reais sobre dados previamente filtrados com um filtro do tipo Von Hann, já referido no início deste capítulo.

Como usamos sinais reais (obtidos de pacientes) e não simulações, assumimos, baseando-nos também em resultados gráficos (ver Fig. 4.4), que os algoritmos teriam melhor comportamento quando utilizam sinais pré-processados expressos por reais (face ao que se obtém com valores inteiros e sinais não filtrados), quer por haver redução de ruído, quer porque a aritmética inteira introduz erros suplementares de truncatura.

Para não privilegiar qualquer método em relação aos outros, foi tomado como “valor verdadeiro” do instante de ocorrência da taxa máxima do enchimento ventricular — TFR, para cada ecocardiograma, a média dos TFR obtidos com os 8 algoritmos usando aritmética de números reais. Com este “valor verdadeiro” obtivemos os erros relativos (com base na duração do ciclo cardíaco em causa) para cada algoritmo e para cada tipo de aritmética. Seguimos a mesma metodologia para o tempo TRFP.

Na figura 4.3 são apresentados o erro relativo médio ( $\epsilon_{TFR}$  e  $\epsilon_{TRFP}$ ) e o maior erro ( $\epsilon_p TFR$  e  $\epsilon_p TRFP$ ) obtidos com os 12 ecocardiogramas estudados.

Deste estudo concluiu-se que os algoritmos baseados em interpolação linear e em aproximações de Lagrange não funcionam bem, em boa parte devido à sua grande sensibilidade a ruído de alta frequência, conduzindo frequentemente a falsas detecções. Os algoritmos com melhor comportamento são 4, 5, 6 e 7 com algum relevo para o 4. Para aplicações onde a velocidade de cálculo seja importante os algoritmos 5, 6 e 7 parecem-nos perfeitamente razoáveis, com destaque para o 5, já que é simétrico em relação ao ponto onde se toma a derivada.



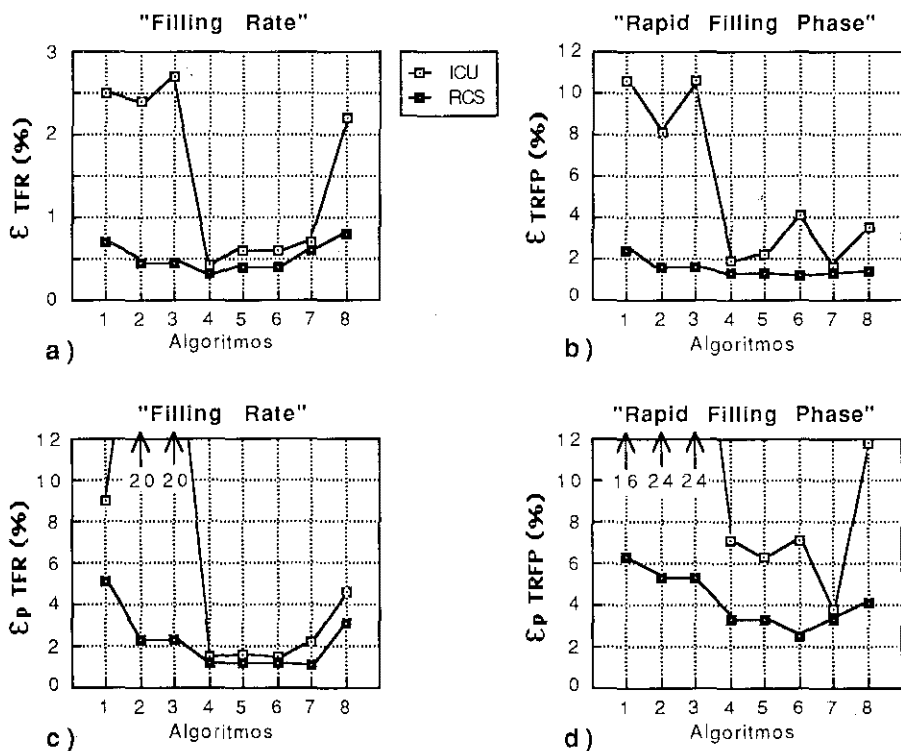


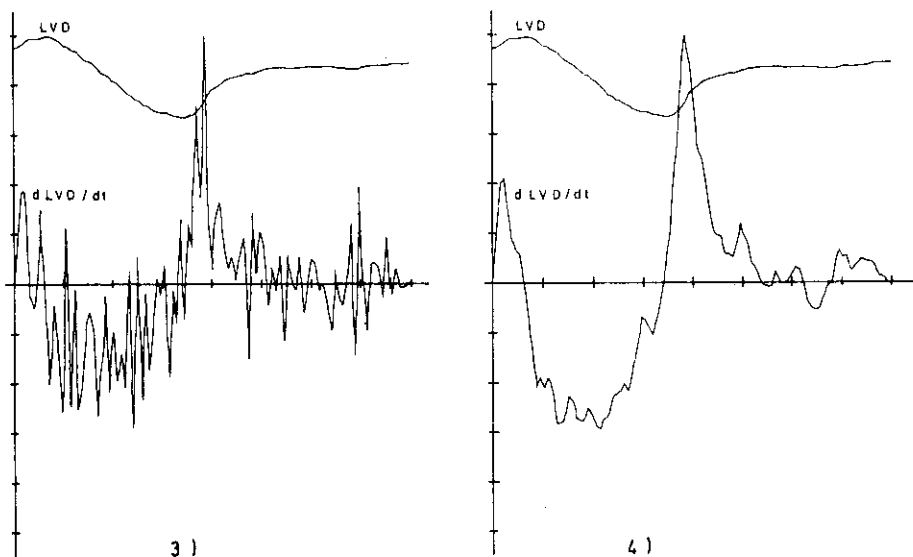
Fig. 4.3 - Média (a e b) e valor máximo (c e d) dos erros relativos dos 8 algoritmos de derivação, obtidos em 12 ecocardiogramas reais; o termo de comparação é, para cada ecocardiograma, a média de TFR (e de TRFP) obtido com os 8 algoritmos, usando aritmética de números reais sobre os dados filtrados (RCS). ICU significa aritmética de inteiros sobre dados não pré-processados.

A título de exemplo, a figura 4.4 mostra a função derivada do diâmetro do V. E. usando os algoritmos 3 e 4, ilustrando bem as diferentes sensibilidades destes algoritmos ao ruído de alta frequência.

No caso do presente trabalho e como o tempo de processamento não é crítico, utilizamos o algoritmo de derivação 4, baseado na aproximação de um polinômio de 2º grau a 5 pontos, feita segundo o método dos

mínimos quadrados, até porque constitui um procedimento de análise numérica bem conhecido e estudado. O valor da derivada, em cada ponto e na sua forma completa, é o seguinte:

$$y'(t) = [(y(t+2) - y(t-2)) * 2 + (y(t+1) - y(t-1))] / (10 * \Delta t)$$



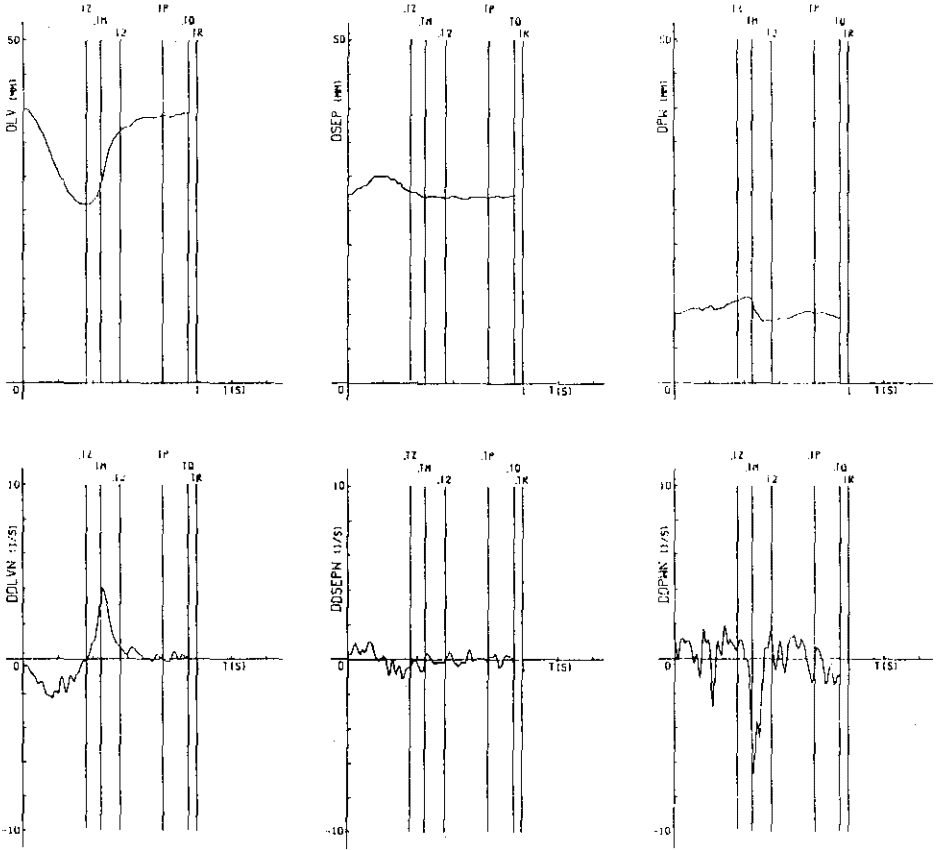
**Fig. 4.4** - Um exemplo típico de dimensão do ventrículo esquerdo e o resultado do cálculo da sua derivada usando os algoritmos 3 e 4. De assinalar a diferença de sensibilidade dos dois algoritmos ao ruído de alta frequência.

Com base neste algoritmo foram calculadas as derivadas  $LVD'(t)$ ,  $SPT'(t)$  e  $PWT'(t)$ , e também as derivadas designadas na literatura médica por "normalizadas", que se obtêm por divisão pelo valor instantâneo da função respectiva:  $f'N(t) = f'(t)/f(t)$ .

Todas as funções que calculamos são gravadas em disco e apresentadas graficamente, por meio de um "plotter" digital, como se mostra na figura 4.5, que reproduz um caso real. No apêndice 3 encontram-se a listagem do programa PLECO.FOR (de "P<sub>l</sub>ot E<sub>co</sub>"), responsável pelas saídas

gráficas, e também as subrotinas desenvolvidas para comunicação e desenho com o "plotter", disponíveis numa biblioteca chamada PLIB.OBJ.

Após o conhecimento das funções LVD(t), SPT(t) e PWT(t) e das suas derivadas é possível extrair parâmetros passíveis de utilização clínica.



**Fig. 4.5** - Saídas gráficas resultantes do processamento de um ecocardiograma modo-M real (paciente com cardiomiopatia hipertrófica), mostrando as funções relativas ao ventrículo esquerdo (DLV), septo (DSEP) e parede posterior (DPW), e respectivas derivadas em ordem ao tempo (DDLVN, DDSEPN e DDPWN). Os traços verticais marcam alguns instantes particulares: TZ → mínimo de DLV; TM → abertura da válvula mitral; T2 → fim do enchimento rápido; TP → início da onda P; TQ → onda Q; TR → onda R.

## 4.2. Parâmetros

Em cada exame, o ecocardiograma do ventrículo esquerdo é processado em três ciclos cardíacos consecutivos, segundo recomendações da American Society of Echocardiography (vide M. H. Crawford, D. Grant et al., 1980; H. Feigenbaum, 1981; D. J. Sahn, A. DeMaria et al., 1978). O valor considerado para cada parâmetro é o resultado da média dos três ciclos. O valor dos parâmetros é guardado, para cada caso e para cada ciclo, num ficheiro em disco, de modo a permitir uma fácil utilização posterior em análises estatísticas de populações.

Em geral, a análise de um único parâmetro, ou mesmo de uma única alteração morfológica do ventrículo esquerdo não conduz a resultados concludentes sobre uma patologia, excepto em casos muito particulares como, por exemplo, o síndrome de Wolff-Parkinson-White do tipo A: nesta doença, a alteração morfológica, traduzida por uma contracção prematura da parede posterior é suficiente para o diagnóstico (vide H. Feigenbaum, 1976).

No estudo do efeito de fármacos sobre uma ou outra características cardíacas, ou quando se efectua o acompanhamento de um mesmo paciente em estágios sucessivos de uma sua doença, é possível retirar-se informação da análise de um só parâmetro. De qualquer modo, todo o diagnóstico é baseado em vários parâmetros, funcionando estes isoladamente como condições necessárias, e a sua conjugação como condição suficiente.

É longa a lista de parâmetros extraídos da análise de um ecocardiograma do ventrículo esquerdo. Porém, alguns destes não são

ainda usados em rotina, dado estarem a ser submetidos a testes que visam verificar o seu significado clínico e validade para diagnóstico, i.e., se são correlacionáveis com alterações do comportamento cardíaco.

No apêndice 4 é apresentada, para um caso analisado, uma lista de valores de todos os parâmetros usados neste trabalho. Alguns outros parâmetros são por vezes utilizados por outros investigadores: VCF médio (J. Airaksinen, M. Ikaheimo et al., 1984; R. H. Cooper, R. A. O'Rourke et al., 1972; H. Feigenbaum, 1976; J. M. Felner, 1979; M. A. Quinones, W. H. Gaasch e J. K. Alexander, 1974; M. A. Quinones, W. H. Gaasch et al., 1975; J. R. Wilson e N. Reichek, 1979); espessura relativa da parede ventricular (N. Reichek, 1982; N. Reichek, B. B. Franklin et al., 1982); valor máximo da derivada do volume do ventrículo esquerdo (D. G. Gibson e D. Brown, 1973); índice isovolumétrico (J. Mancini, D. Costello et al., 1982); "Peak Systolic Stress", "End Isovolumetric Systolic Stress" e "Meridional Wall Stress" (F. Abi-Samra, F. M. Fouad e R. C. Tarazi, 1983; J. D. Marsh, L. H. Green et al., 1979; J. R. Wilson, N. Reichek e J. Hirshfeld, 1980), entre outros.

A não inclusão destes parâmetros neste trabalho deve-se a um dos três seguintes motivos: ou não são bons índices do funcionamento ventricular, tendo sido eventualmente substituídos por outros; ou porque são fácil e rapidamente calculáveis a partir dos parâmetros que apresentamos; ou ainda porque são obtidos com auxílio de outras técnicas (além do eco e do electrocardiograma) como, por exemplo, o apex-cardiograma, o pulso carotídico, a pressão intraventricular ou o fonocardiograma.

Seguidamente serão descritos os parâmetros considerados mais relevantes.

#### 4.2.1. Parâmetros temporais (\*)

A determinação de tempos ao longo de todo o processo é realizada tendo como "relógio de base" o ECG. Para além dos tempos correspondentes às deflexões do ECG, determinam-se também os momentos de ocorrência de alguns aspectos importantes no ecocardiograma, tais como a menor e a maior dimensões da cavidade ventricular, a abertura da válvula mitral e o fim do período de enchimento rápido. A onda R do ECG é considerada como início do ciclo cardíaco, pelo que a tomamos como referência para a medida de outros tempos.

Seguidamente apresentamos, pela sua ordem natural, as diferentes fases do ciclo cardíaco, referindo alguns parâmetros temporais nelas envolvidos.

Nas imediações da onda R ocorre o máximo diâmetro ventricular (DLVD), no instante designado por  $T_{DLVD}$ .

O fim da sístole, fase que consideramos iniciar-se com a onda R e que engloba a contracção isovolumétrica e o período de ejeção, é marcado pelo instante  $T_Z$  (ou  $T_{SLVD}$ ) de ocorrência da dimensão mínima do ventrículo esquerdo (SLVD).

Devemos sublinhar que, das diferentes concepções existentes sobre a divisão entre Sístole e Diástole, adoptamos, por ser esse o procedimento dos centros com que trabalhamos, a definição clínica clássica, segundo a qual o fim da sístole é marcado pelo 2º som cardíaco do fecho da válvula aórtica, e não a definição de Wiggers (a sístole termina com a abertura da válvula mitral) ou uma formulação moderna, apresentada por D. L. Brutsaert, F. E. Rademakers e S. U. Sys (1984), que propõe o fim da sístole como coincidente com o fim do enchimento rápido.

---

\* Todos os tempos são medidos em segundos.

Após a sístole, encontra-se o tempo  $T_M$  de abertura da válvula mitral (que permite a passagem de sangue da aurícula para o ventrículo esquerdos), o qual determina o fim do relaxamento isovolumétrico e o início da fase de enchimento rápido (RFP). Muito embora o fecho da válvula aórtica preceda, normalmente, o instante  $T_z$ , a diferença entre  $T_M$  e  $T_z$  é uma boa aproximação do tempo de relaxação isovolumétrica (cf. M. G. S. J. Sutton, A. J. Tajik et al., 1978), constituindo um parâmetro com importante significado clínico, já que, por exemplo, em pacientes essencialmente hipertensos ou com cardiomiopatia hipertrófica ou com doença das artérias coronárias, e também em pacientes com estenose mitral pura, o valor do tempo de relaxação isovolumétrica é bastante dilatado face ao valor encontrado para a população normal (cf. W. Chen e D. G. Gibson, 1978; R. B. Moore, L. M. Shapiro e D. G. Gibson, 1984; M. G. S. J. Sutton, A. J. Tajik et al., 1978).

Como referimos, a abertura da válvula mitral inicia a fase de enchimento rápido, durante a qual ocorre a máxima taxa de variação do diâmetro ventricular. Tal como outros autores (J. Airaksinen, M. Ikaheimo et al., 1984; D. G. Gibson e D. Brown, 1973; M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982; M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978), assumimos que a fase de enchimento rápido termina quando a derivada do diâmetro do V. E. atinge 20% do seu valor máximo (no instante designado por  $T_{20}$  ou  $T_2$ ); o valor 20%, apesar de arbitrário, corresponde, na maioria dos casos, ao instante em que se regista uma inflexão nítida no gráfico representativo da variação do diâmetro ventricular em função do tempo (cf., também, M. G. S. J. Sutton, A. J. Tajik et al., 1978; T. A. Traill, D. G. Gibson e D. J. Brown, 1978). A duração da fase de enchimento rápido é medida pelo parâmetro  $TRFP$ , como sendo a diferença entre  $T_{20}$  e  $T_M$ .

À fase de enchimento rápido sucede uma fase de enchimento passivo que termina com o início da onda P do ECG ( $T_p$ ). Daqui até à onda R do ciclo seguinte, passando pela onda Q ( $T_Q$ ), ocorre a sístole auricular (vide M. Sokolow e M. B. McIlroy, 1981), que completa o ciclo cardíaco.

O tempo que separa dois complexos QRS consecutivos é medido por  $T_{RR}$ , sendo o seu inverso a frequência cardíaca  $FRR$  (em batimentos por segundo).

Em síntese, os tempos mencionados permitem dividir o ciclo cardíaco em cinco fases (ver figura 4.5), de modo a poder fazer análises parcelares, com especial incidência na análise da fase diastólica. Para este estudo, os tempos relativos ao V. E. em sístole são medidos a partir da onda R e em diástole a partir de  $T_z$  (i.e., fazer  $T_z = 0$ ).

#### 4.2.2. Medidas relativas ao V. E.

Algumas medidas espaciais são retiradas do traçado do ecocardiograma e realizadas automaticamente com base no valor das funções e suas derivadas, como foi explicado e discutido anteriormente.

A avaliação das dimensões do ventrículo esquerdo baseia-se na medida do seu diâmetro diastólico ( $DLVD$ ) e sistólico ( $SLVD$ ). Ao longo da história da ecocardiografia modo-M estas medidas têm sido tomadas em instantes distintos, embora definidos e muito próximos (vide H. Feigenbaum, 1976). Nomeadamente, para o diâmetro diastólico têm sido usados, quer os valores medidos sobre a onda R ou sobre a onda Q, quer o valor máximo medido no ciclo cardíaco em estudo. Julgamos que uma das razões da utilização de instantes definidos se deve ao facto de as medi-



das serem tomadas manualmente e, portanto, ser difícil encontrar o máximo e o mínimo da dimensão ventricular.

Actualmente não é usual utilizar o valor medido sobre a onda R, pois há casos em que, nesse instante, já foi iniciado o processo de contracção. Por outro lado, durante a sístole auricular, após a onda Q, pode haver ainda um pequeno enchimento forçado do ventrículo. O valor máximo da dimensão ventricular ocorre depois da onda Q e nas imediações da onda R, podendo mesmo ocorrer depois desta.

Neste estudo, utilizamos o valor máximo e mínimo (em mm), medidos no ciclo cardíaco em análise, como diâmetros diastólico (DLVD) e sistólico (SLVD), respectivamente.

A relação entre estes diâmetros dá origem a um outro parâmetro, também muito utilizado, que é a Fração de Encurtamento (SHLVPC), dada por:

$$\text{SHLVPC (\%)} = [(DLVD - SLVD) / DLVD] * 100\%$$

Este parâmetro é um índice da contractilidade do V. E., existindo uma boa correlação entre as fracções de encurtamento e de ejeção (cf. N. J. Fortuin, W. P. Hood et al., 1971).

A introdução de sistemas semi-automáticos na análise dos ecocardiogramas modo-M tornou exequível a medição do diâmetro ventricular duma forma "contínua", e o estabelecimento de parâmetros relacionados com a derivada do diâmetro do V. E. em ordem ao tempo, ou seja, parâmetros que traduzem a velocidade com que o ventrículo se contrai ou expande.

Em diástole usamos, neste trabalho, o valor máximo da taxa de variação do diâmetro do V. E. (mm/s), designado por "Filling Rate" (FR), que traduz a velocidade máxima de relaxação do músculo cardíaco. O

tempo de ocorrência de FR ( $T_{FR}$ ), medido desde o instante de diâmetro mínimo ( $T_z$ ), bem como o quociente (em  $s^{-1}$ ) entre FR e o valor do diâmetro nesse instante ( $FRN$ ) são também utilizados como parâmetros.

Em sístole, utilizamos o máximo de "Circumferential Fibre Shortening" ( $VCF$ ), que é o valor mínimo (em  $mm/s$ ) da derivada do diâmetro, ou seja, a máxima velocidade de contracção da cavidade ventricular. Há ainda a considerar o valor de VCF dividido pelo diâmetro instantâneo ( $VCFN$ ) e o tempo em que VCF ocorre ( $T_{VCF}$ ).

Os valores de FR e VCF dependem do processamento utilizado para os obter, nomeadamente da resolução e do tipo de digitalização do ecocardiograma, e dos algoritmos de interpolação, de filtragem e de derivação usados. Por isso não é correcto comparar dados obtidos com métodos distintos, sendo no entanto possível utilizar aqueles parâmetros em análises inter-populações (cf. D. G. Gibson e D. Brown, 1973; A. M. A. Gómez, F. Monreal et al., 1984a; M. A. Quinones, W. H. Gaasch et al., 1975; M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982) ou sobre o mesmo paciente, na verificação do efeito de fármacos (A. M. A. Gómez, F. Monreal et al., 1984b; B. E. Griffiths, P. Hughes et al., 1982).

A utilização de FRN e VCFN é preferível porque, pelo menos, tem em conta a dimensão do ventrículo esquerdo, permitindo comparar pacientes com corações de diferentes tamanhos (cf. M. A. Quinones, W. H. Gaasch e J. K. Alexander, 1974). Contudo, alguns autores consideram VCF como um importante parâmetro, capaz de diferenciar funcionamentos normais e anormais do ventrículo esquerdo (cf. M. A. Quinones, W. H. Gaasch et al., 1975; M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982; M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978; J. R. Wilson e N. Reichek, 1979). Também FR e FRN têm sido extensivamente utilizados, verificando-se boas correlações com algumas

patologias (vide J. Airaksinen, M. Ikaheimo et al., 1984; D. G. Gibson e D. Brown, 1973; R. B. Moore, L. M. Shapiro e D. G. Gibson, 1984; M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982; M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978).

Os tempos de ocorrência dos valores mínimo e máximo da derivada do diâmetro ventricular, TVCF e TFR, não comportam tantos problemas como os parâmetros anteriores. Estes tempos, particularmente o diastólico, bem como a duração do enchimento rápido (TRFP), permitem caracterizar, pelo menos parcialmente, algumas patologias (D. G. Gibson e D. Brown, 1973).

#### **4.2.3. Medidas do Septo / Parede Posterior**

Em ventrículos normais e nas patologias com hipertrofia concêntrica as espessuras do septo e da parede posterior são aproximadamente iguais (H. Feigenbaum, 1976), muito embora as velocidades dessas paredes o não sejam. Pelo contrário, há várias doenças, ou fases na evolução de certas doenças, caracterizadas por diferenças muito significativas entre o septo e a parede posterior, por exemplo, por hipertrofia septal assimétrica (vide F. Abi-Samra, F. M. Fouad e R. C. Tarazi, 1983; B. E. Griffiths, P. Hughes et al., 1982), ou por movimentação anormal da parede posterior (cf. P. H. Kramer, A. Djalaly et al., 1983). Portanto, é conveniente estudar as paredes delimitadoras do ventrículo esquerdo separadamente e, deste modo, também para o septo e parede posterior são calculados alguns parâmetros dimensionais e temporais e as velocidades dessas paredes.

Para as dimensões máximas e mínimas, e tempos de ocorrência respectivos, utilizamos os seguintes parâmetros:

SEP<sub>MIN</sub> / PW<sub>MIN</sub> – espessura mínima (mm).

SEP<sub>MAX</sub> / PW<sub>MAX</sub> – espessura máxima (mm).

TM<sub>S</sub> / TM<sub>P</sub> – tempo do mínimo da espessura (ref. Tz).

TMA<sub>S</sub> / TMA<sub>P</sub> – tempo do máximo da espessura (ref. Tz).

Os Coeficientes de Espessamento (em %) do septo (SSTPC) e da parede posterior (SPWTPC) são dados por:

$$[(\text{MAX} - \text{MIN})/\text{MIN}] \cdot 100\%$$

Estes coeficientes avaliam a contractilidade das paredes ventriculares, permitindo verificar o seu eventual comprometimento (cf. M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982), como, por exemplo, na cardiomiopatia hipertrófica (e também na cardiomiopatia dilatada), em que o valor de SSTPC é muito baixo (cf. M. G. S. J. Sutton, A. J. Tajik et al., 1978); por outro lado, um estudo de Troy (vide B. L. Troy, J. Pombo e C. E. Rackley, 1972) mostrou, para os pacientes observados, que valores de SPWTPC superiores a 60% estavam associados a fracções de ejeção, determinadas por angiografia, superiores a 50%.

Para parâmetros avaliadores da velocidade com que o septo (e a parede posterior) se contraem e expandem, são utilizados os valores de:

DNM<sub>S</sub> / DNM<sub>P</sub> – mínimo da derivada normalizada da espessura (s<sup>-1</sup>)

DNMA<sub>S</sub> / DNMA<sub>P</sub> – máximo da derivada normalizada (s<sup>-1</sup>),

que permitem verificar que DNM<sub>P</sub> (em valor absoluto) é, em geral, muito maior que DNMA<sub>P</sub> (cf. T. A. Traill, D. G. Gibson e D. J. Brown, 1978), e que, por exemplo, na amiloidose com hipertrofia septal assimétrica (vide B. E. Griffiths, P. Hughes et al., 1982) e em outras variedades de amiloidose (cf. M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982), o septo e a parede posterior são pouco móveis, ou que, na hipertensão e na cardiomiopatia

hipertrofica o valor de DNMIIP é bastante reduzido (cf. R. B. Moore, L. M. Shapiro e D. G. Gibson, 1984; M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982).

Os tempos de ocorrência dos parâmetros anteriores são:

TDMIS / TDMIP – ocorrência do mínimo da derivada (ref. Tz).

TDMAS / TDMAP – ocorrência do máximo da derivada (ref. Tz).

A importância destes instantes, como identificadores de patologias, ainda não foi extensiva e claramente investigada, a não ser no caso da estenose mitral em que TDMIP aparece significativamente atrasado face a TFR (vide T. A. Traill, D. G. Gibson e D. J. Brown, 1978), embora normalmente esses tempos sejam aproximadamente síncronos (cf., também, M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978).

#### **4.2.4. Parâmetros volumétricos segundo Popp (e Teichholz)**

O cálculo do volume do ventrículo esquerdo, do volume de ejeção e da fracção de ejeção, a partir do ecocardiograma modo-M, põe alguns problemas, dado que é obtido por extrapolação a partir de uma só dimensão, não sendo possível, portanto, considerar alterações morfológicas e/ou funcionais segmentares.

As fórmulas desenvolvidas e utilizadas para o cálculo de volumes partem de vários pressupostos, que devem ser sempre tidos em conta ao utilizar os parâmetros volumétricos ou outros deles derivados; um desses pressupostos é o de que o ventrículo esquerdo é modelado como um elipsóide de revolução, em que o eixo maior é duplo dos eixos menores, sendo estes considerados iguais; por seu turno, assume-se também que o ecocardiograma mede um dos eixos menores e que o V. E. se contrai e relaxa uniformemente (cf. H. Feigenbaum, 1976; J. F. Pombo, B. L. Troy e

R. O. Russel, 1971).

Assim, numa forma aproximada, e a partir da fórmula do volume dum elipsóide de revolução ( $V = (4/3).\pi.d1.d2.d3/8$ , em que  $d1$ ,  $d2$  e  $d3$  são os eixos do elipsóide) chega-se à fórmula dos Cubos, também designada por volume segundo Popp:

$$V_{POPP} = D^3 \text{ (cm}^3\text{)}$$

em que  $D$  é o diâmetro ecocardiográfico do ventrículo esquerdo, medido em cm (\*).

O volume calculado deste modo pode ter pouco significado para ventrículos dilatados, em que o volume é estimado por excesso (cf. N. J. Fortuin, W. P. Hood et al., 1971; L. E. Teichholz, T. Kreulen et al., 1976), e pode mesmo não ter nenhum interesse (porque extremamente incorrecto) no caso de pacientes com isquemias regionais (por exemplo, nas doenças coronárias) ou com anormalidades morfológicas do coração.

Além disso, o volume sistólico é estimado com menos precisão que o volume diastólico (cf. H. Feigenbaum, R. L. Popp et al., 1972), já que a ejeção é determinada principalmente pela diminuição do eixo menor do ventrículo esquerdo (cf. N. J. Fortuin, W. P. Hood et al., 1971) e, portanto, é menos válido pressupor que o eixo maior é duplo do eixo menor; por outro lado a ejeção é acompanhada de alterações morfológicas da cavidade ventricular (cf. D. G. Gibson, 1973), a qual se afasta da forma elipsoidal tomada como modelo para o cálculo de volumes.

Para prever os casos em que o eixo maior não é duplo dos eixos menores, pode introduzir-se um coeficiente de correcção (H. Feigenbaum, 1976; L. E. Teichholz, T. Kreulen et al., 1976), fazendo o cálculo do volume

---

\* A mistura de sistemas de unidades visa manter o hábito criado pela literatura médica, permitindo a comparação rápida de resultados provenientes de várias fontes.

pela fórmula de Teichholz (\*):

$$V_{TEIC} = 7.0 * D^3 / (2.4 + D) \text{ (cm}^3\text{)}$$

Neste estudo são calculados os seguintes volumes:

DVPOPP (DVTEIC) – volume máximo.

SVPOPP (SVTEIC) – volume mínimo.

EJVPOP (EJVTEI) – volume de ejeção.

Pelas razões apontadas, os volumes calculados a partir do ecocardiograma modo-M nem sempre têm boas correlações com os calculados com outras técnicas, até porque essas técnicas, mesmo a angiografia que é tomada amiúde como referência, se baseiam também em modelos correspondentes aos pressupostos enunciados atrás ou, pelo menos, a parte deles (cf. R. B. Devereux e N. Reichek, 1977; J. W. Helak e N. Reichek, 1981).

Por isso, alguns autores (cf. J. M. Felner, 1979) preferem a fracção de encurtamento ventricular à fracção de ejeção, considerando que o tipo de informação veiculada por estes parâmetros é similar, uma vez que ambas avaliam a capacidade de contracção do ventrículo: por comparação dos diâmetros máximo e mínimo, no caso da fracção de encurtamento, e através da estimação da percentagem do volume ejetado face ao volume existente no ventrículo esquerdo, no caso da fracção de ejeção.

---

\* Esta equação foi derivada da fórmula de volume angiográfico —  $V = \pi \cdot D^2 \cdot L / 6$  — e da relação entre o eixo maior (L) e o menor (D), obtida para os pacientes estudados —  $L/D = 1 / [0.075 D + 0.18]$ . Teichholz utilizou a sua fórmula com bons resultados, quer em diástole, quer em sístole, para ventrículos com relações longo/pequeno eixos desde 1.2/1 até 3.2/1.

De qualquer modo, as medidas de volumes, conquanto problemáticas, são muitas vezes bastante úteis (particularmente nos casos que obedecem razoavelmente às pressuposições referidas), e utilizáveis como índices do funcionamento cardíaco, especialmente a Fracção de Ejeção (\*), definida como a razão entre o volume ejectado e o volume máximo:

$$EF = [EJV/DV] * 100\%$$

Neste estudo utilizamos as fracções de ejeção segundo Popp (EFPOPP) e segundo Teichholz (EFTEIC).

#### 4.2.5. Medidas auxiliares

Algumas medidas auxiliares são necessárias para o cálculo dos parâmetros descritos nos pontos seguintes e são constituídas por dados do paciente e por algumas medidas síncronas com a onda Q (tomamos as medidas sobre a onda Q, de modo a não considerar as eventuais alterações morfológicas do ventrículo esquerdo durante a contracção isovolumétrica (H. Feigenbaum, 1976)).

Os dados do paciente relevantes para este estudo (e fornecidos via teclado) são os seguintes:

SCORP – superfície corporal ( $m^2$ ), obtida através de tabelas.

SPRS – pressão sistólica (mmHg), medida durante o exame ecocardiográfico do paciente.

---

Alguns estudos (cf. R. H. Cooper, R. A. O'Rourke et al., 1972; J. F. Pombo, B. L. Troy e R. O. Russel, 1971) mostram boa correlação, para ventrículos normais ou pouco dilatados, entre a fracção de ejeção calculada por eco, a partir da fórmula dos cubos, e a calculada por cineangiografia; em ventrículos dilatados, a fracção de ejeção é consistentemente estimada por excesso (cf. M. A. Quinones, W. H. Gaasch e J. K. Alexander, 1974).



As medidas síncronas com a onda Q são:

DLV<sub>Q</sub> – diâmetro do V. E. (cm).

PW<sub>Q</sub> e SEP<sub>Q</sub> – espessura da parede posterior e do septo (cm).

VLV<sub>Q</sub> – volume do V. E. (cm<sup>3</sup>) segundo Teichholz.

D<sub>Q</sub> = DLV<sub>Q</sub> + PW<sub>Q</sub> + SEP<sub>Q</sub> (cm). Traduz o diâmetro total do V. E..

#### 4.2.6. Parâmetros de massa

A massa do ventrículo esquerdo, que representa aproximadamente três quartos da massa do coração (vide M. Sokolow e M. B. McIlroy, 1981), é estimável por ecocardiografia modo-M, a partir do volume das paredes do V. E. e do peso específico do músculo cardíaco, que vale cerca de 1.05 g/cm<sup>3</sup> (vide H. Feigenbaum, 1976; B. L. Troy, J. Pombo e C. E. Rackley, 1972).

Portanto, o cálculo da massa enferma das limitações já referidas para o volume; no entanto, não deixa de ser um bom índice, já que, por exemplo, se verifica (vide F. Abi-Samra, F. M. Fouad e R. C. Tarazi, 1983; N. Reichek, B. B. Franklin et al., 1982) que pacientes com hipertrofia concêntrica do V. E., com ou sem dilatação ventricular, apresentam massas significativamente superiores ao normal.

Além disso, estudos comparativos entre ecocardiografia e medições anatómicas *post mortem*, efectuados por Devereux e Reichek em pacientes com hipertrofia ventricular (cf. R. B. Devereux e N. Reichek, 1977) e também com outras patologias (cf. N. Reichek e R. B. Devereux, 1981), mostram boas estimações da massa usando a fórmula de Popp, sendo esses valores excelentes quando se utiliza a massa segundo

Reichek e se usa a convenção de Penn (\*); os autores mencionados consideram que o cálculo da massa pelo último método referido tem uma precisão, no mínimo, comparável com a da angiografia (cf., também, N. Reichek, 1982), e que é menos problemático que o cálculo de volumes, já que a massa se obtém a partir da diferença de dois volumes estimados com os mesmos erros sistemáticos, o que conduz a uma certa compensação (cf., também, L. Maron, A. C. Miller e H. Miller, 1979).

A massa segundo Popp é derivada da fórmula dos Cubos, multiplicando o volume do músculo do ventrículo esquerdo pelo respectivo peso específico (cf. H. Feigenbaum, 1976; B. L. Troy, J. Pombo e C. E. Rackley, 1972), e é dada em gramas por:

$$WEIGPP = (DQ^3 - DLVQ^3) \cdot 1.05$$

A massa segundo Reichek (R. B. Devereux e N. Reichek, 1977) é dada, em gramas, por:

$$WEIGRK = 1.04 \cdot (DQ^3 - DLVQ^3) - 14$$

Neste estudo, utilizamos os valores da massa segundo Popp (WEIGPP) e segundo Reichek (WEIGRK).

Existe um outro parâmetro, muito utilizado como índice de massa do V. E. (J. D. Carroll, W. H. Gaasch e K. P. W. J. McAdam, 1982; W. H. Gaasch, C. W. Andrias e H. J. Levine, 1978; A. G. Kumpuris, M. A. Quinones et al., 1982), que é a área da secção transversal ("Cross Sectional Area");

---

\* Na convenção de Penn excluem-se as espessuras ecocardiográficas do endo- e do epicárdio, nas medidas do septo e da parede posterior, incluindo-se na medida da cavidade ventricular a espessura do endocárdio (cf. R. B. Devereux e N. Reichek, 1977; L. Maron, A. C. Miller e H. Miller, 1979; N. Reichek, 1982; N. Reichek e R. B. Devereux, 1981; N. Reichek, B. B. Franklin et al., 1982).

este parâmetro evita a pressuposição de o eixo maior do V. E. (assumido como elipsóide de revolução) ser o dobro dos eixos menores, e calcula a área da coroa circular constituída pelas paredes do ventrículo, a partir das dimensões diastólicas, supondo que os eixos menores são iguais, e que um deles é o medido pelo ecocardiograma modo-M. O parâmetro CSA utilizado neste trabalho é dado em  $\text{cm}^2$ , por:

$$\text{CSA} = (\text{DQ}^2 - \text{DLVQ}^2) * \pi/4$$

#### 4.2.7. Parâmetros mecânicos

M. Sokolow e M. B. McIlroy (1981) consideram que aos fenómenos normalmente designados por "Preload" e "Afterload" correspondem índices importantes e expressivos do funcionamento cardíaco, porque o enchimento total do ventrículo esquerdo ("Preload") influencia a pressão desenvolvida na sístole seguinte, sendo o débito do ventrículo também dependente da resistência encontrada quando a válvula aórtica abre durante a sístole ("Afterload").

Como índice de "Afterload" utilizamos, neste trabalho, o conceito de "Wall Stress" (força por unidade de área do miocárdio), expresso pelo "End Systolic Stress" (ESS):

$$\text{ESS} = \text{SPRS} * 1.333 * \text{SLVD}/(\text{PW}_{\text{MAX}} + \text{SEP}_{\text{MAX}}) (*1000 \text{ dyne/cm}^2)$$

O parâmetro ESS tem uma correlação inversa bastante significativa com as fracções de ejeção e de encurtamento do V. E. (cf. F. Abi-Samra, F. M. Fouad e R. C. Tarazi, 1983; N. Reichek, 1983; N. Reichek, J. Wilson et al., 1982) na população normal e também nos doentes com hipertensão ou

com cardiomiopatia congestiva, embora nestas classes de pacientes o ESS seja bastante mais elevado. Uma das virtudes deste parâmetro é ser pouco dependente da geometria do V. E., permitindo estimar não invasivamente a máxima pressão intra-ventricular (vide M. A. Quinones, D. M. Mokotoff et al., 1980; N. Reichek, 1983); de qualquer modo este parâmetro pressupõe uma contractilidade uniforme do ventrículo e, portanto, não deve ser usado em doenças isquémicas ou caracterizadas por variações segmentais do comportamento do miocárdio (vide N. Reichek, J. Wilson et al., 1982).

Como índice de "Preload" utilizamos, tal como Abi-Samra et al. (1983), o quociente entre o volume do V. E. (fim de diástole) e a superfície corporal, medido em  $\text{cm}^3/\text{m}^2$ , e que é normalmente designado por PLOAD:

$$\text{PLOAD} = \text{VLV}_0 / \text{SCORP}$$

## **5. Resultados**

Com o objectivo de testar a adequação do sistema desenvolvido para a aquisição e processamento de ecocardiogramas modo-M do ventrículo esquerdo, foram realizados testes, quer com dados simulados, quer com dados reais de dois pacientes, visando validar o sub-sistema de aquisição automática. O resultado destes testes, bem como um conjunto de resultados clínicos obtidos a partir do processamento de dados referentes a populações específicas, são apresentados neste capítulo.

### **5.1. Validação do sistema de aquisição automática**

#### **5.1.1. Testes preliminares**

O sub-sistema de aquisição automática foi primeiramente testado com sinais simulados, de modo a proceder-se à sua afinação.

Um dos sinais utilizados consiste em duas ou três arcadas positivas de ondas sinusoidais, sobrepostas ao sinal Sinc (Fig. 5.1). O sinal assim simulado, embora tenha características determináveis e conhecidas,

assemelha-se a um sinal real; com vista a introduzir-lhe variações no tempo, a senoide é modulada em frequência por uma onda triangular de 1 a 2 Hz, e desse modo os meios ciclos do sinal simulado aparecem em instantes variáveis face à referência, que é o sinal Sinc.

O sinal foi construído a partir dum gerador de funções, que permite controlar exteriormente a frequência e, também, a geração do sinal ("gating"), como se ilustra no diagrama de blocos da figura 5.1. O controle do gerador é feito de modo a apenas aparecerem 2 a 3 ciclos do sinal sinusoidal numa janela de tempo bem determinada; esses ciclos, após rectificação, são adicionados ao sinal Sinc, que ocorre de 4 em 4 ms, constituindo no conjunto o sinal simulado.

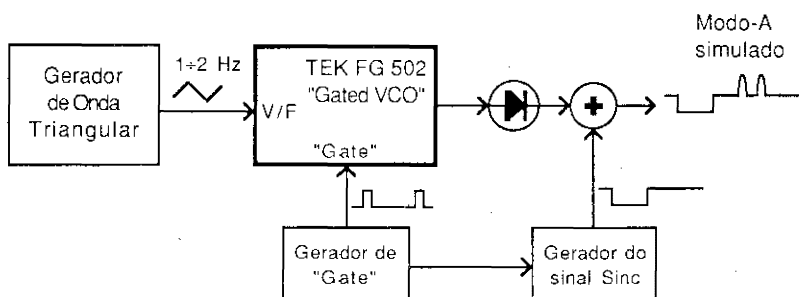


Fig. 5.1 - Diagrama de blocos do simulador de ecocardiogramas modo-A. O gerador designado por "Gated VCO" é controlado pelo Gerador de "Gate", fornecendo apenas alguns ciclos de sinal sinusoidal, os quais são rectificados. A soma destes ciclos rectificados com o sinal Sinc constitui o modo-A, cujas estruturas são variáveis no tempo com o auxílio do Gerador de Onda Triangular.

O sub-sistema de aquisição, conforme se descreveu no capítulo 3, detecta as estruturas pela técnica "lead", e mede o tempo que decorre entre o sinal Sinc e a detecção efectuada. Como o sinal de teste simula a

movimentação das estruturas fazendo variar a frequência das arcadas de senoide, é de esperar que o sistema execute uma espécie de desmodulação de frequência, mas fornecendo informação proporcional ao período.

Na fotografia apresentada na figura 5.2a, obtida num osciloscópio com memória, pode ver-se uma parte do sinal simulado (traço superior) e a janela de detecção aposta pelo sistema (traço inferior).

A outra fotografia da figura 5.2 mostra o resultado da desmodulação efectuada pelo sistema (traço inferior), quando o sinal a adquirir é modulado em frequência pela onda triangular representada pelo traço superior. Como a frequência do sinal a adquirir é directamente proporcional ao sinal modulante, o instante em que o sinal é detectável é proporcional a  $1/X$ , o que está de acordo com a forma do sinal desmodulado da figura 5.2b.

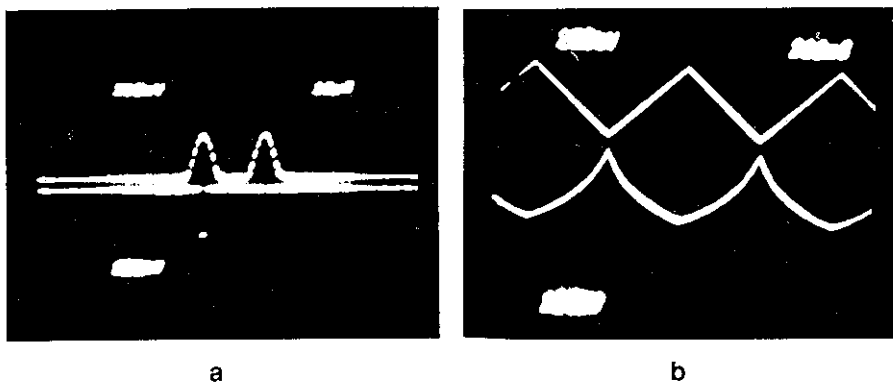


Fig. 5.2 - Fotografias tiradas com um osciloscópio de memória. A fotografia do lado esquerdo mostra parte do sinal simulado e a janela de detecção aberta pelo sistema. As sinusoides rectificadas do sinal simulado ocorrem em instantes inversamente proporcionais à onda triangular, visível na fotografia do lado direito, pelo que o traço inferior dessa fotografia, que é o resultado das detecções feitas pelo sistema, tem a forma da função  $1/X$ .

### 5.1.2. Aquisição de ecocardiogramas reais

As fotografias da figura 5.3 foram obtidas, tal como as anteriores, com um osciloscópio de memória, e mostram os resultados correspondentes à aquisição de apenas uma estrutura de uma parede ventricular.

Em todas as fotografias é possível identificar o electrocardiograma, o ecocardiograma modo-M na zona da estrutura de interesse (traço intermédio em **a**, **c** e **d**, e traço superior em **b**) e o resultado da aquisição realizada pelo sistema. O modo-M foi obtido do modo-A por meio de electrónica desenvolvida exclusivamente para os testes e, por conseguinte, sem preocupações especiais quanto à qualidade da imagem. Estas quatro fotografias ilustram alguns factos relevantes, tendo sido seleccionadas por apresentarem uma imagem razoável do modo-M, o que permite compará-lo visualmente com as detecções efectuadas pelo sistema de aquisição.

A fotografia da figura 5.3a mostra que o processo automático de detecção é síncrono com o QRS do electrocardiograma, pois o desvio do segmento horizontal (correspondente à programação manual), quando se inicia o acompanhamento da estrutura, começa com o QRS (o primeiro imediatamente posterior à selecção do modo Automático).

O comportamento do sistema, na presença de electrocardiogramas muito irregulares, encontra-se ilustrado na figura 5.3b, que atesta a robustez do algoritmo de detecção de QRS. Verifica-se pela figura que o sistema não se "perdeu" (traço do meio), o que demonstra a capacidade de detecção do QRS, já que a sua não detecção em dois ciclos consecutivos (ou mesmo de apenas um QRS, para frequências cardíacas baixas) provocaria a paragem do sistema.



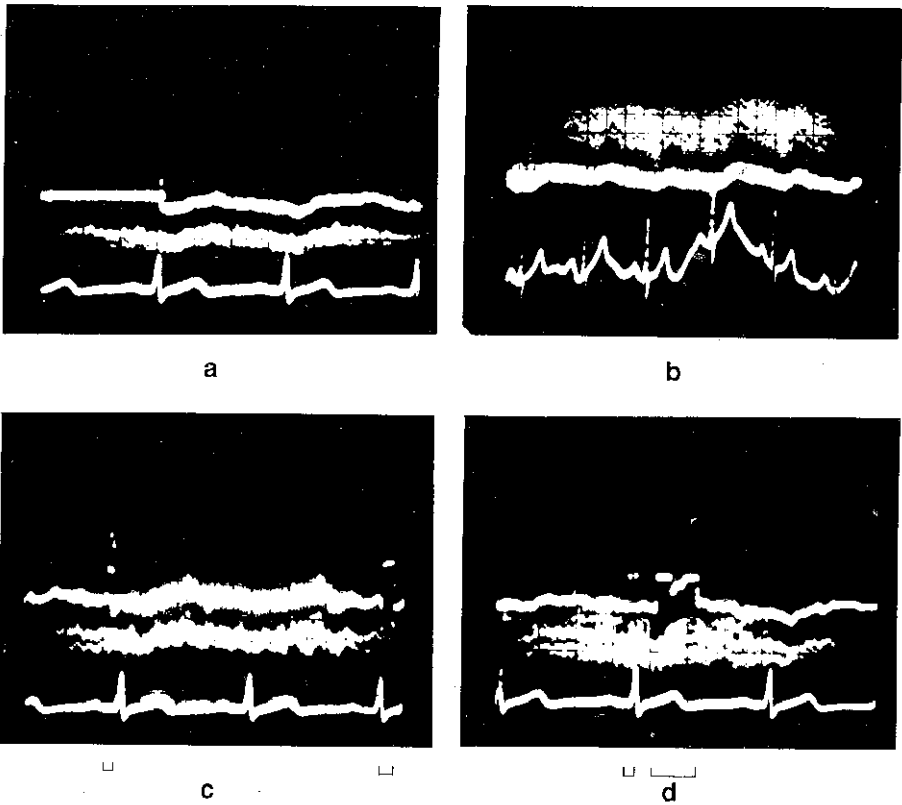
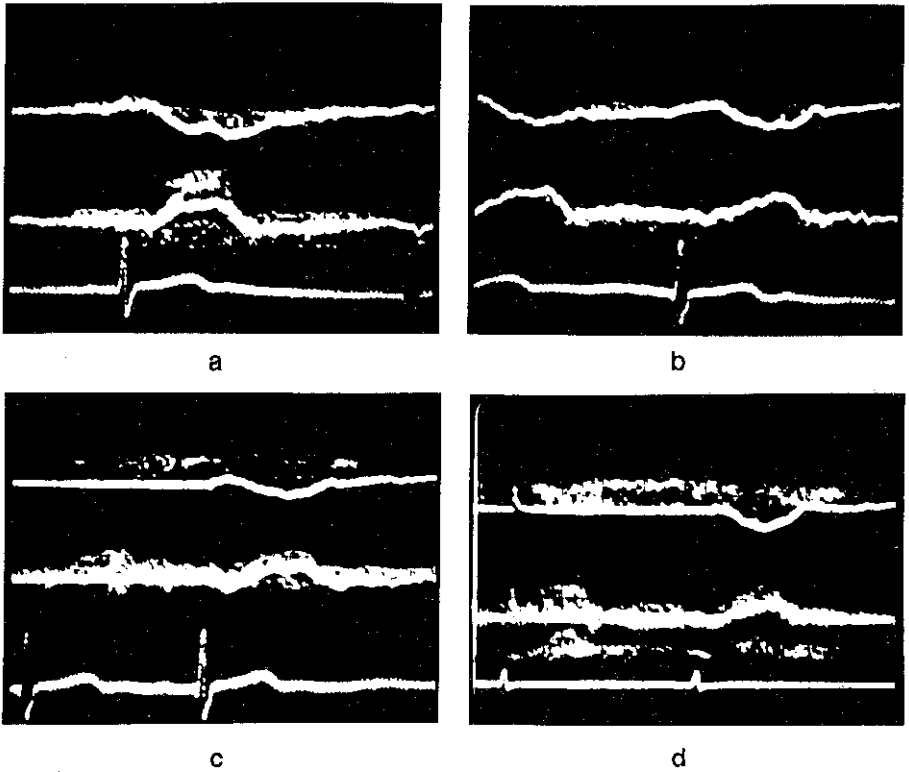


Fig. 5.3 - Resultados obtidos numa fase intermédia da construção do sistema de aquisição automática de ecocardiogramas. As fotografias mostram o ECG (traço inferior), o resultado da aquisição (traço superior em a, c e d, e traço intermédio em b), e a parte relevante do modo-M original. Em a pode ver-se que o início do modo Automático é simultâneo com um QRS. O caso b ilustra o bom comportamento do sistema perante ECGs muito irregulares. Em c e d mostram-se situações de perda temporária de "tracking", seguidas de recuperação; na parte inferior indicam-se os períodos de perda.

Finalmente, as fotografias c e d mostram casos em que o sistema, durante alguns intervalos de tempo (indicados na zona inferior da figura), não consegue acompanhar a estrutura de interesse, perdendo-se, por isso, a continuidade do traço que representa a saída do sistema; no entanto, o sistema consegue recuperar a estrutura, mesmo no caso d em que há um

período de faixa relativamente longo; neste caso, o sistema acaba por retomar a estrutura impondo a janela de detecção programada manualmente (vide secção 3.6.4.).

As fotografias das figuras 5.4 e 5.5 foram obtidas com o sistema tal como foi descrito no capítulo 3, contemplando, portanto, a aquisição simultânea de duas estruturas.



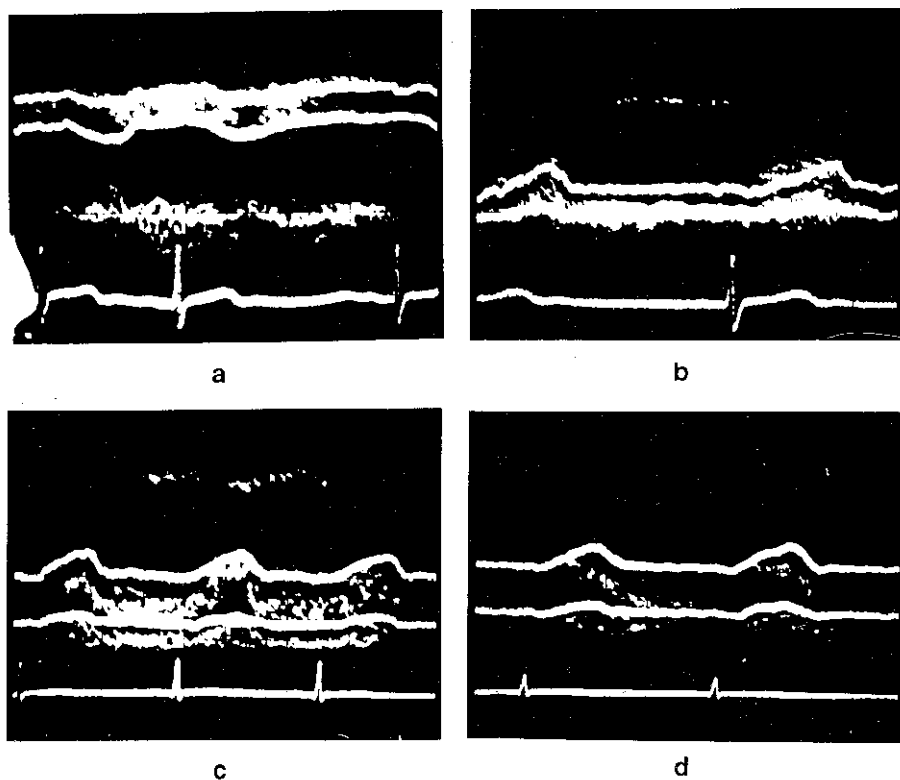
**Fig. 5.4** - Resultados obtidos com o sistema de aquisição automática descrito no capítulo 3, e que se referem ao ventrículo esquerdo. Em c e d pode ver-se o sincronismo entre o QRS e o início da aquisição.

Não foi, contudo, possível obter nas fotografias imagens nítidas do modo-M; porém, a morfologia dos sinais é suficiente para verificar que

as estruturas foram adquiridas sem perdas, tendo sido a sua correcção atestada pelos cardiologistas que compararam os traçados das detecções automáticas com os registos em papel.

A figura 5.4 apresenta vários casos de aquisição da cavidade ventricular esquerda, podendo constatar-se em **c** e **d** o sincronismo existente entre o início do modo Automático e o QRS.

A figura 5.5 mostra a aquisição de um septo e três aquisições da parede posterior, conseguindo-se ver no caso **c**, apesar de não muito claramente, as correspondentes estruturas no modo-M.



**Fig. 5.5** - Resultados obtidos com o sistema de aquisição automática descrito no capítulo 3. Em **a** mostra-se a aquisição de um septo e em **b**, **c** e **d** encontram-se paredes posteriores.

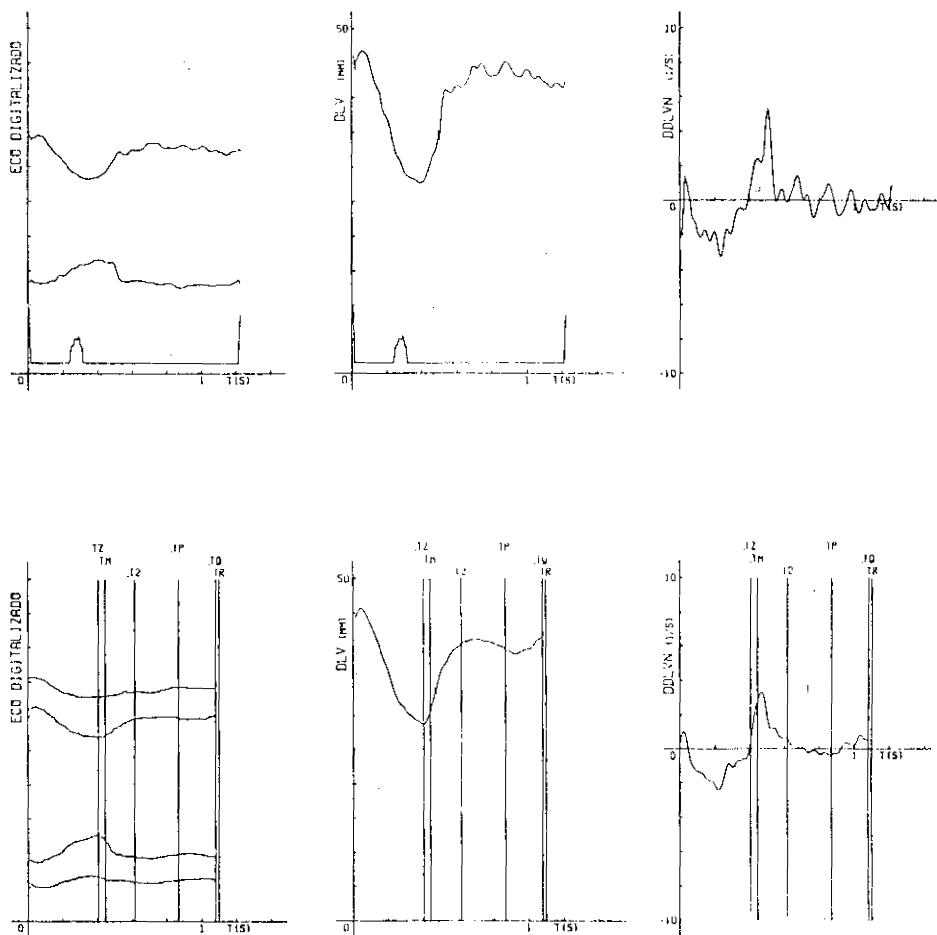
As figuras 5.4 e 5.5 referem-se a ecocardiogramas obtidos com dois pacientes; esses ecocardiogramas foram completamente processados, quer pelo sistema semi-automático, quer pelo automático, dando origem ao cálculo de alguns parâmetros, cuja comparação e análise se faz no ponto seguinte.

Do processamento também resultam traçados do ventrículo esquerdo, septo e parede posterior, e suas derivadas em ordem ao tempo, obtidos em "plotter". Nas figuras 5.6, 5.7 e 5.8 são apresentados alguns exemplos destes traçados.

A dimensão do ventrículo esquerdo (DLV) do paciente designado por Paciente 1, a sua derivada em ordem ao tempo (DDLVN) e o resultado da digitalização (Eco Digitalizado) encontram-se na figura 5.6, que apresenta essas funções para um dado ciclo cardíaco adquirido de forma automática (os gráficos da parte superior da figura) e para um outro ciclo digitalizado manualmente (os três gráficos na zona inferior).

Nos dois primeiros gráficos referentes à aquisição automática, encontra-se representado o electrocardiograma, mas devido à escala, quer de amplitudes, quer temporal, e pelo facto do sinal ser de muito baixa amplitude, só é possível distinguir a onda T e os picos de dois complexos QRS consecutivos, um sobre o eixo dos yy e o outro no fim do ciclo.

Uma observação dos traçados manual e automático da figura 5.6 permite verificar, em linhas gerais, que a função representativa do V. E. é semelhante, do ponto de vista morfológico e do ponto de vista das dimensões máxima e mínima, quer para um, quer para o outro sistema. Porém, uma análise mais pormenorizada faz ressaltar diferenças na fase diastólica, que merecem algumas considerações.



**Fig. 5.6** - Traçados em "plotter" referentes ao ventrículo esquerdo do paciente 1. Os gráficos da parte de baixo pertencem a um ciclo cardíaco digitalizado manualmente; e os da zona superior dizem respeito a um ciclo adquirido automaticamente. Os gráficos contemplam o resultado da digitalização (Eco Digitalizado), a dimensão ventricular (DLV) e a sua derivada em ordem ao tempo (DDLVN).

As diferenças encontradas traduzem-se particularmente na velocidade da fase de enchimento rápido e no facto de a fase de enchimento

lento conter, no caso automático, ondulações não observáveis no registo obtido semi-automaticamente. É de admitir que essas ondulações são reais e que as diferenças advêm, fundamentalmente, dos efeitos da digitalização manual, já que a identificação e digitalização manuais são processos subjectivos, que produzem filtragens fortemente não lineares (e não quantificáveis), das quais resulta, frequentemente, a obliteração dos pequenos detalhes.

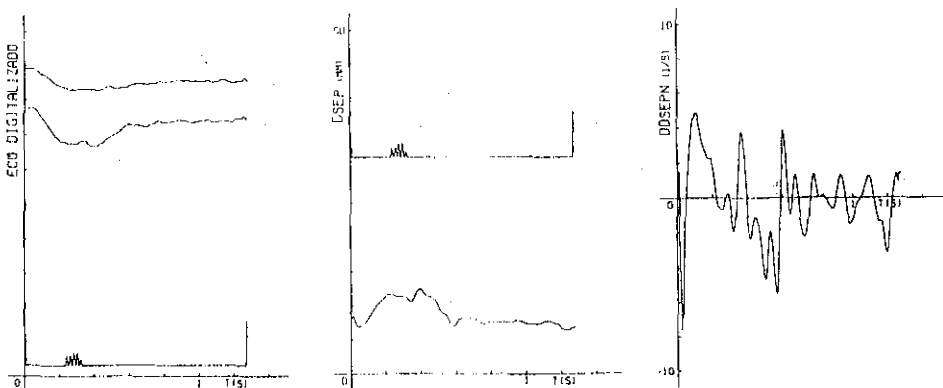
Por outro lado, é natural que o ventrículo esquerdo possa ser modelado como um sistema de ordem superior à primeira, e, como tal, apresente, após uma fase de enchimento rápido (que não é excitada electricamente, sendo determinada, em boa parte, pelas grandes diferenças de pressão existentes entre cavidades), um "overshoot" e oscilações mecânicas, eventualmente amortecidas (\*), durante a fase de relaxação lenta.

Na figura 5.7 apresenta-se um ciclo cardíaco referente ao septo (DSEP) do Paciente 1, bem como a sua derivada em ordem ao tempo (DDSEPN) e o sinal original digitalizado automaticamente (Eco Digitalizado).

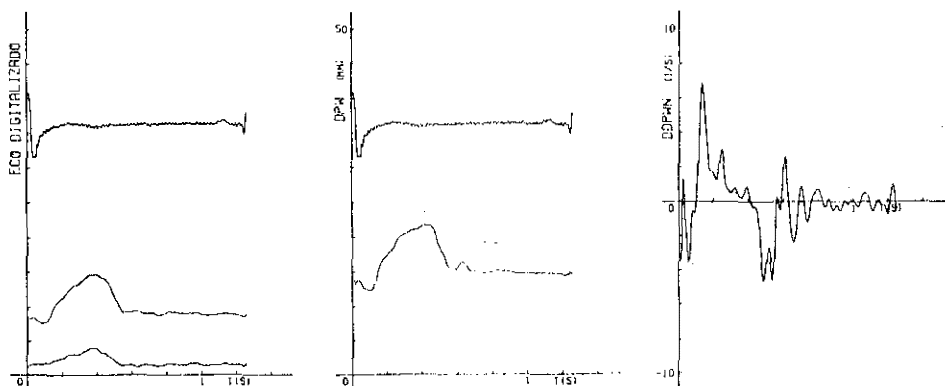
Finalmente, nos gráficos da figura 5.8 encontram-se representados um ciclo da parede posterior (DPW) do paciente 2, a respectiva derivada em ordem ao tempo (DDPWN) e o resultado da aquisição automática do sinal original (Eco Digitalizado).

---

\* As oscilações acabarão, ou pelo menos deixarão de ser notadas no eco (começando por se confundir com os movimentos provocados pela contracção auricular), com o início da sístole, que é uma fase excitada electricamente, e portanto activa.



**Fig. 5.7** - Traçados em "plotter" referentes ao septo do paciente 1. Os gráficos pertencem a um ciclo cardíaco digitalizado automaticamente e traduzem o resultado da digitalização (Eco Digitalizado), a dimensão do septo (DSEP) e a sua derivada em ordem ao tempo (DDSEPN).



**Fig. 5.8** - Gráficos referentes à parede posterior e resultantes da aquisição automática de um ciclo cardíaco do paciente 2: resultado da digitalização (Eco Digitalizado), espessura da parede (DPW) e a sua derivada em ordem ao tempo (DDPWN).

### 5.1.3. Alguns parâmetros obtidos semi- e automaticamente

Vários ecocardiogramas de dois pacientes foram adquiridos pelos sistemas semi-automático e automático, descritos nos capítulos 2 e 3, respectivamente. O processamento desses ecocardiogramas foi executado de acordo com o procedimento descrito no capítulo 4.

Na secção anterior foi apresentada a validação clínica qualitativa — provavelmente a mais importante — efectuada pelos especialistas, por comparação das saídas em osciloscópio (e/ou fotografias) com os registos em papel do ecocardiograma, e também através da comparação entre as saídas gráficas dos sistemas automático e semi-automático.

Pretende-se agora avaliar quantitativamente a aquisição automática, com base no valor de alguns parâmetros; para esta avaliação os resultados do sistema semi-automático constituem o único termo de comparação disponível. Pode, obviamente, pôr-se em causa que este sistema seja mais rigoroso que o automático, sendo mesmo lícito pensar-se o contrário, já que a identificação e o traçado manual das estruturas, além de serem processos bastante subjectivos, produzem filtragens não lineares do sinal original e não são, portanto, controláveis e/ou quantificáveis, como já foi referido; no entanto, pela ausência de critérios mais objectivos e por ser essa uma prática clínica, constituirá para nós um padrão de comparação.

O sistema automático, tal como o semi-automático, exige ecocardiogramas de boa qualidade; caso contrário, quando tenta adquirir estruturas com falhas significativas (estruturas que desaparecem durante tempos relativamente longos), comete erros frequentes; além disso, mesmo em ecocardiogramas que pareceriam de qualidade razoável há a registar alguns erros, nomeadamente o acompanhamento temporário de



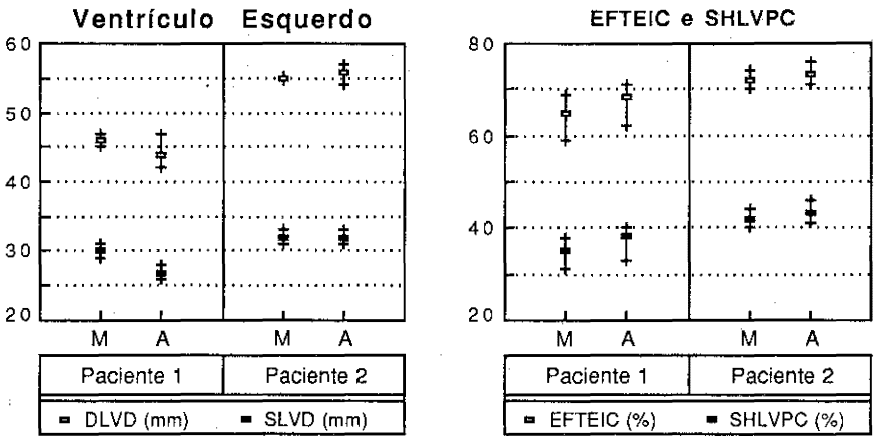
estruturas muito próximas daquela que se pretende adquirir. A ocorrência de situações como as referidas é, dum modo geral, facilmente detectável pelo cardiologista por identificação morfológica imediata da própria estrutura adquirida incorrectamente ou, mais tarde, por inspecção das funções obtidas a partir dessa estrutura.

Do registo em papel do ecocardiograma do paciente 1 foram seleccionados e processados semi-automaticamente três ciclos cardíacos. Da aquisição automática foram escolhidos e processados seis ciclos referentes ao ventrículo esquerdo, e igual número, quer para o septo, quer para a parede posterior, já que o sistema só adquire duas estruturas de cada vez. A qualidade dos ecocardiogramas do paciente 2 não permitiu a aquisição das estruturas delimitadoras do septo, pelo que apenas se apresentam os dados do V. E. e da parede posterior, correspondentes a dois ciclos semi-automáticos e quatro automáticos.

Para a comparação dos dois métodos utilizámos alguns parâmetros de particular relevância e uso generalizado como as dimensões máxima e mínima da cavidade ventricular esquerda e suas paredes, e alguns tempos de ocorrência de singularidades das funções obtidas. Foram ainda considerados para análise alguns parâmetros directamente calculáveis a partir dos enunciados atrás, tais como as fracções de ejeção e de encurtamento ventriculares e as fracções de espessamento do septo e da parede posterior, dado o seu uso frequente, e no intuito de verificar a dispersão dos seus resultados.

Os valores máximo e mínimo das derivadas das funções não foram utilizados neste estudo, devido à sua baixa especificidade, traduzida pela grande dispersão dos resultados obtidos, independentemente do método de aquisição do eco.

A figura 5.9 apresenta as médias e os valores extremos das dimensões máxima (DLVD) e mínima (SLVD) do ventrículo esquerdo, e das fracções de ejeção segundo Teichholz (EFTEIC) e de encurtamento ventricular (SHLVPC), dos dois pacientes, separando os dois tipos de digitalização: manual (M) e automática (A). As médias são calculadas, para cada caso, usando todos os ciclos, ou seja, por exemplo, para o paciente 1 consideraram-se os três ciclos manuais, por um lado, e os seis ciclos automáticos, por outro.



**Fig. 5.9** - Diagramas comparativos das médias e valores extremos de parâmetros referentes ao ventrículo esquerdo, obtidos de ecocardiogramas, de dois pacientes, digitalizados manual (M) e automaticamente (A): máximo (DLVD) e mínimo (SLVD) do diâmetro, e fracções de ejeção segundo Teichholz (EFTEIC) e de encurtamento (SHLVPC).

Para o paciente 2, as médias dos diâmetros ventriculares, obtidas dos dois métodos, são praticamente iguais (a máxima diferença é 1 mm) e a dispersão de valores é muito baixa, sendo no máximo de 3 mm. O paciente 1 apresenta, em particular nos dados obtidos automaticamente,

maiores dispersões (máximo de 5 mm), sendo maior o valor do diâmetro, quando a digitalização é manual, muito embora haja sobreposição parcial entre os conjuntos dos valores de DLVD, obtidos automática e manualmente; a diferença das médias é de 2 mm para DLVD e de 3 mm para SLVD. De qualquer modo, as diferenças encontradas não são clinicamente significativas, por várias razões que explicitaremos, e podem não corresponder a erros de qualquer dos métodos de digitalização, mas sim a variações dimensionais do ventrículo esquerdo, ao longo dos vários ciclos; além disso não podemos ignorar que a resolução dos ecocardiogramas obtidos com transdutores de 2.25 MHz é de 1 mm, aproximadamente.

A variabilidade, de ciclo para ciclo cardíaco, das dimensões do ventrículo esquerdo dum mesmo paciente existe de facto e pode assumir valores não desprezáveis (cf. B. C. Corya, 1981). Uma das razões mais importantes e mais frequentemente apontadas para tal é o efeito da respiração do paciente (cf. H. Feigenbaum, 1976), quer porque pode provocar variações da frequência cardíaca, quer ainda porque altera a pressão sobre o músculo cardíaco e porque o faz deslocar (alterando a incidência e a angulação do transdutor de ultra-sons); esta última situação corresponde evidentemente à introdução de artefactos. Alguns autores têm-se preocupado em quantificar a variabilidade ciclo a ciclo (cf. F. Abi-Samra, F. M. Fouad e R. C. Tarazi, 1983; D. G. Gibson e D. Brown, 1973; D. A. Pietro, A. G. Voelkel et al., 1981; C. Pollick, P. J. Fitzgerald e R. L. Popp, 1983; M. A. Stefadourous e M. I. Canedo, 1977), tendo resultado desses estudos, e para os pacientes neles analisados, valores de 4 a 6% ou de 2 a 3 mm, conforme os casos; Kumpuris refere mesmo 4.5 mm, para ventrículos dilatados (cf. A. G. Kumpuris, M. A. Quinones et al., 1982).

Complementarmente, e para os dois casos analisados neste trabalho, há a realçar que os ciclos manuais são consecutivos e que os automáticos foram seleccionados em ciclos dispersos num intervalo de tempo de aproximadamente 15 minutos; portanto, além de variações respiratórias são igualmente de considerar possíveis mudanças na posição do paciente e também na angulação do transdutor, já que exames longos provocam, quer no paciente, quer no ecocardiologista, algum cansaço e desconforto. Além disso, o paciente 1 era particularmente irrequieto, talvez devido à sua idade (13 anos), e mexia-se na tentativa de ver, ele próprio, a imagem no ecógrafo. O facto dos ciclos automáticos serem em maior número e obtidos aleatoriamente no tempo, concorre, em nosso entender, para a possibilidade de uma maior dispersão dos resultados.

Concluindo, apesar das maiores discrepâncias verificadas no paciente 1, os dois pacientes são diferenciáveis pelos seus ecocardiogramas. O paciente 1 é um atleta amador muito jovem (13 anos) e o paciente 2 é um atleta profissional (de 24 anos) com uma compleição física muito superior à do primeiro paciente. As diferenças etárias, de superfície corporal e de treino atlético justificam — e isso está patente nos resultados ecocardiográficos — que o segundo desportista tenha um maior ventrículo e também, como veremos, uma parede posterior mais espessa.

A figura 5.9 mostra que as fracções de ejeção e de encurtamento ventriculares apresentam, pelos dois processos, médias com diferenças máximas de 4 %; as dispersões máximas são de 10 %, mesmo para os casos de digitalização manual. Como estes parâmetros resultam dos anteriores, as maiores diferenças e dispersões do paciente 1 são explicáveis pelas razões já apontadas.

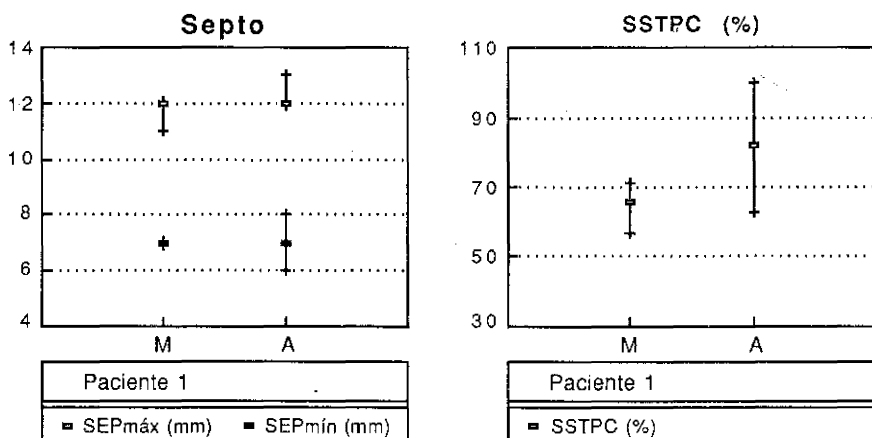
A resolução de 1 mm contribui *grosso modo* com 10 % para o erro relativo com que as espessuras do septo e da parede posterior são medidas; este erro é significativamente maior do que aquele que se obtém por efeito da resolução sobre as dimensões do ventrículo esquerdo, dadas as diferenças dos valores absolutos. Por outro lado, a dispersão de valores das fracções de espessamento das paredes é necessariamente grande, face ao valor médio e face à dispersão da fracção de encurtamento ventricular, porque as fracções de espessamento são obtidas, como vimos, por divisão da diferença entre o máximo e o mínimo, pelo valor mínimo da espessura, e este, além do mais, tem um valor baixo; na fracção de encurtamento, o divisor é a dimensão máxima.

A figura 5.10 foi obtida de forma análoga à anterior, mas permitindo apenas comparar os resultados referentes ao septo do paciente 1, obtidos manual e automaticamente. As médias são iguais, para os dois métodos, e a dispersão máxima é de 2 mm, ou seja, dupla da resolução e dentro dos limites da variabilidade de ciclo para ciclo. A fracção de espessamento do septo (SSTPC) tem uma dispersão elevada, como seria de esperar, e as médias são diferentes.

A figura 5.11 condensa os resultados referentes à parede posterior, podendo verificar-se que os dados adquiridos automaticamente conduzem a médias superiores (no máximo 3 mm para o paciente 1, e 1.5 mm para o paciente 2) às obtidas com os dados digitalizados manualmente. A dispersão máxima ocorre para PW<sub>máx</sub>, sendo de 4 mm, para o paciente 1 e aquisição automática, e de 3 mm, para a digitalização manual no caso do paciente 2.

Apesar do pequeno número de casos analisados, e de haver zonas de contacto e mesmo de sobreposição entre os dados manuais e os automá-

ticos, parece-nos ser possível supor que o sistema automático sobreestima a espessura da parede posterior.

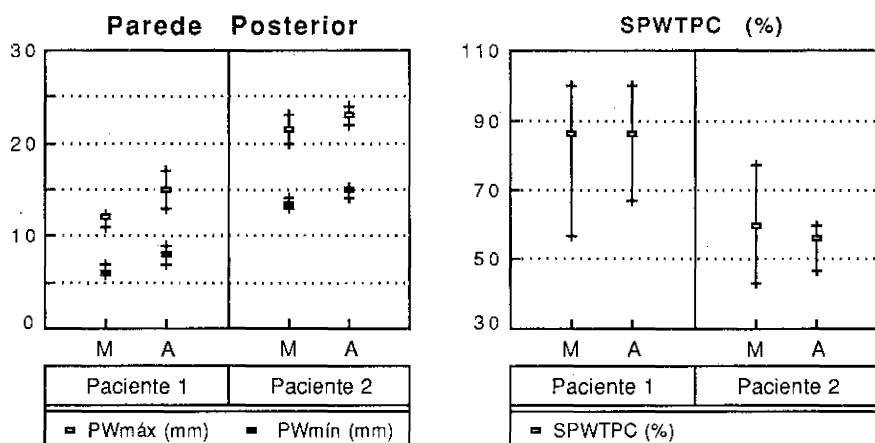


**Fig. 5.10** - Diagramas comparativos das médias e valores extremos de parâmetros referentes ao septo do paciente 1, obtidos de ecocardiogramas digitalizados manual (M) e automaticamente (A): máximo (SEPmáx) e mínimo (SEPmín) da espessura, e fracção de espessamento (SSTPC).

As médias da fracção de espessamento (SPWTPC) são iguais para o paciente 1, como vimos, e muito próximas para o paciente 2, apesar de os ecos automáticos serem medidos por excesso; isto prende-se com o facto de os valores automáticos, máximos e mínimos, serem consistentemente superiores aos manuais, e porque SPWTPC é uma grandeza relativa e, portanto, menos sensível aos erros dos valores absolutos, a partir dos quais é calculada. A dispersão é grande, como seria de prever pelas razões já apontadas, mas, curiosamente, é menor nos casos automáticos do que nos manuais; o reduzido número de casos não permite tirar daí ilações.

Os problemas encontrados na medida da parede posterior, apesar de não impedirem de afirmar que o paciente 2 tem uma parede bastante

mais grossa que o paciente 1, indicam a necessidade de alguns procedimentos futuros, nomeadamente um estudo cuidadoso sobre a interpretação e identificação visual do epicárdio da parede posterior, pois parece ser o epicárdio a estrutura mais controversa, na nossa opinião; além disso, seria conveniente introduzir melhoramentos nos algoritmos de "tracking", de modo a evitar que o sistema acompanhe, mesmo que por períodos muito curtos, estruturas próximas daquela que se pretende adquirir.



**Fig. 5.11** - Diagramas comparativos das médias e valores extremos de parâmetros referentes à parede posterior, obtidos de ecocardiogramas, de dois pacientes, digitalizados manual (M) e automaticamente (A): máximo (PWmáx) e mínimo (PWmín) da espessura, e fracção de espessamento (SPWTPC).

Os parâmetros temporais utilizados nesta secção, em que se pretende comparar os dois sistemas, foram escolhidos por apresentarem pouca dispersão, quando obtidos com o sistema semi-automático, e são os seguintes: o instante em que ocorre a "filling rate" (valor máximo da derivada do diâmetro do ventrículo esquerdo) e o instante da ocorrência

do mínimo da derivada da espessura da parede posterior, designados por TFR e TDMIP, respectivamente, e que, como referimos no capítulo 4, são quase coincidentes.

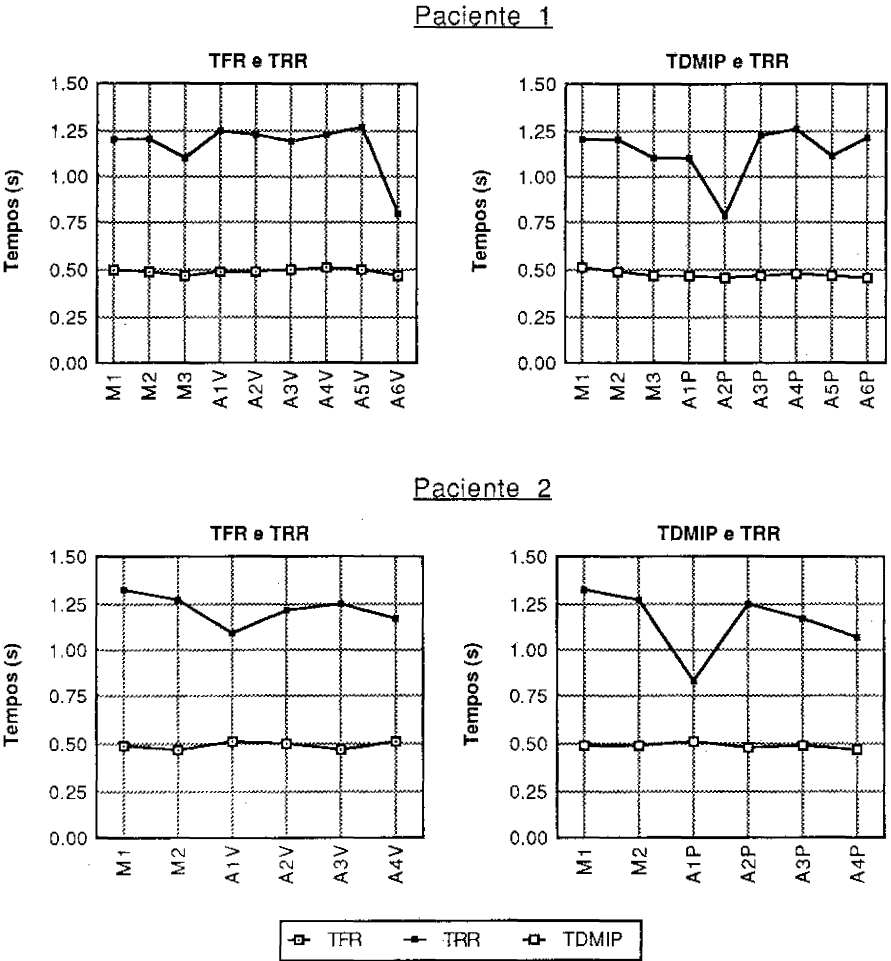


Fig. 5.12 - Tempos de ocorrência da "filling rate" (TFR), que é o máximo da derivada da dimensão ventricular, e do mínimo da derivada da parede posterior (TDMIP), obtidos de ecocardiogramas de dois pacientes, digitalizados manual (M.) e automaticamente (A.). TRR representa a duração do ciclo cardíaco em que os parâmetros anteriores são medidos.



A figura 5.12 apresenta os valores dos parâmetros temporais referidos e também o valor da duração do ciclo cardíaco (TRR), para os dois pacientes e para os vários ciclos analisados. Verifica-se que, quer a "filling rate", quer o mínimo da derivada da parede posterior, ocorrem entre 0.47 e 0.51 segundos após a onda R do electrocardiograma, o que corresponde a uma variabilidade, de ciclo para ciclo, de apenas 3 % da duração do ciclo cardíaco médio destes pacientes, que é de cerca de 1.2 s. Complementarmente, verifica-se que os tempos apresentados, TFR e TDMIP, são muito próximos, entre si, conforme afirmámos previamente, acontecendo o mesmo para os tempos obtidos manual e automaticamente, pelo que se pode concluir que a determinação destes tempos não é afectada pela eventual incorrecção nas medidas dimensionais, referida para a parede posterior.

## 5.2. Alguns resultados clínicos

O processamento computadorizado do ecocardiograma modo-M, descrito neste trabalho, tem sido utilizado na análise de várias populações com características próprias, desde doentes a atletas, e cujos resultados se apresentam a seguir (\*). Os estudos realizados baseiam-se na comparação entre os parâmetros obtidos a partir de um grupo de controle e os referentes a essas populações. O grupo de controle é constituído

---

\* Uma parte destes resultados foi já publicada no artigo "Análise Computorizada Semi-Automática do Ecocardiograma (Modo-M) do Ventrículo Esquerdo" (vide J. P. Estima de Oliveira, F. F. Sepúlveda, P. Guedes de Oliveira e J. C. Príncipe, 1987).

do por 26 indivíduos considerados normais, seleccionados após exclusão de qualquer tipo de doença cardíaca, por meio de um conjunto de exames que incluem o exame clínico, ecocardiográfico e electrocardiográfico. Do grupo de controle são organizados sub-grupos, caracterizados por idade média e superfície corporal idênticas às da população a estudar.

### **5.2.1. Polineuropatia Amiloidótica Familiar (PAF) tipo Andrade**

Foram analisados 12 pacientes com polineuropatia amiloidótica familiar (PAF) tipo Andrade (F. F. Sepúlveda, J. P. Estima de Oliveira et al., 1985), no intuito de verificar, através da observação de um conjunto mais vasto de parâmetros, a validade de estudos manuais prévios, que indiciavam não haver alterações do ecocardiograma na amiloidose portuguesa.

Para os pacientes examinados, verificou-se que as funções globais e regionais, sistólicas e diastólicas, são normais, ou seja, as dimensões, velocidades e duração das várias fases do ciclo cardíaco, quer para a cavidade ventricular, quer para as suas paredes, são semelhantes às correspondentes no grupo de controle. Estes resultados são concordantes com as manifestações cardíacas deste tipo de amiloidose, caracterizada por elevada incidência de perturbações de condução detetadas no ECG e pela raridade de sinais ou sintomas de insuficiência congestiva ou restritiva do coração.

Em resumo, não se registam alterações ecocardiográficas na amiloidose portuguesa, em oposição às amiloidoses de outros tipos, em que há espessamento das paredes (hipertrofia concêntrica ou assimetria septal) e alterações do ventrículo esquerdo ao nível das funções sistó-

licas e diastólicas (cf. C. Backman e O. Olofsson, 1983; J. D. Carroll, W. H. Gaasch e K. P. W. J. McAdam, 1982; T. K. Colgan e J. W. Hurst, 1981; B. E. Griffiths, P. Hughes et al., 1982; A. G. Siqueira-Filho, C. L. P. Cunha et al., 1981; M. G. S. J. Sutton, N. Reichek et al., 1982).

Deste estudo resulta, como conclusão mais importante, que a ecocardiografia modo-M, contrastando com a electrocardiografia, é inadequada (não sensível e não específica) para o diagnóstico precoce da polineuropatia amiloidótica familiar, pelo menos na variante portuguesa.

### **5.2.2. Ciclistas de Alta Competição**

Foi realizado um estudo sobre quinze ciclistas de alta competição (F. F. Sepúlveda, J. P. Estima de Oliveira et al., 1986), visando investigar a existência de alterações cardíacas estruturais, eventualmente induzidas pelo treino e tipo de esforço a que estes atletas são sujeitos.

O conjunto de resultados dos 15 ciclistas foi comparado com um grupo de controle de idêntica idade média e idêntica superfície corporal média, mas o grupo dos atletas exibiu uma menor frequência cardíaca, em repouso.

Embora, para os ciclistas, os valores médios da dimensão ventricular, das espessuras do septo e da parede posterior, e também da massa ventricular fossem superiores aos correspondentes valores médios no grupo de controle, a maioria dos atletas apresentava valores ainda considerados normais. As funções sistólicas e diastólicas, globais e regionais, estavam dentro da normalidade, à excepção de um ou outro caso; apenas a duração do período de enchimento lento era bastante maior nos

ciclistas, mas explicável pelo facto de a duração do ciclo cardíaco dos ciclistas ser superior à do grupo de controle.

Das características apresentadas, discordantes, em alguns pontos, de outros estudos (cf., por exemplo, R. B. Moore, L. M. Shapiro e D. G. Gibson, 1984), retira-se a importância desempenhada pela baixa frequência do coração sobre os elevados débitos cardíacos, que este tipo de atletas consegue desenvolver.

### **5.2.3. Cardiomiopatia Hipertrófica**

Este estudo foi conduzido em dezasseis pacientes com cardiomiopatia hipertrófica caracterizada por hipertrofia septal assimétrica (vide F. F. Sepúlveda, J. P. Estima de Oliveira et al., 1987). Em treze pacientes a hipertrofia localizava-se apenas na região anterior do septo e nos três restantes havia também ligeira hipertrofia da parede livre posterior.

Constatou-se para todos os pacientes a normalidade da função sistólica global e que quase todos (excepção feita para 4, com leve anormalidade) eram normais do ponto de vista da função diastólica global; daí pode inferir-se que a "compliance" do V. E. era normal para a maioria, o que explica que os doentes estivessem em ritmo sinusal sem insuficiência cardíaca. Falhas do coração e fibrilação auricular só são encontradas em estágios muito avançados da doença, caracterizáveis por valores extremamente baixos da "filling rate" (cf. M. G. S. J. Sutton, A. J. Tajik et al., 1978); tal não acontece no caso presente, pois o valor da "filling rate" normalizada era de  $3.8 \pm 0.8 \text{ s}^{-1}$ , para o grupo dos normais, e de  $4.0 \pm 1.2 \text{ s}^{-1}$ , para os pacientes.

Foi detectada forte anormalidade nas funções sistólica e diastólica do septo, em todos os pacientes, nomeadamente no que diz respeito à espessura mínima ( $21 \pm 4$  mm para os doentes;  $7 \pm 2$  mm para o grupo de controle), a qual justifica, em grande parte, o aumento do valor da massa ventricular, parametrizada neste estudo pela "cross sectional area" ( $28.8 \pm 4.5$  cm<sup>2</sup> nos doentes;  $13.2 \pm 3.3$  cm<sup>2</sup> nos normais); também claramente anormais, porque baixos, eram os valores máximos e mínimos da derivada da espessura do septo:  $1.4 \pm 0.4$  s<sup>-1</sup> vs  $4.5 \pm 1.1$  s<sup>-1</sup> para o valor máximo;  $1.4 \pm 0.5$  s<sup>-1</sup> vs  $4.9 \pm 1.1$  s<sup>-1</sup> para o valor absoluto da derivada mínima.

A dinâmica e a espessura da parede posterior era normal, na grande maioria dos doentes, o que, aliado aos outros resultados, permite concluir que a cardiomiopatia hipertrófica, com hipertrofia septal assimétrica, apresenta comprometimento efectivo da dinâmica do septo e que a função global, em estágios não muito avançados da doença (em que também há comprometimento da parede posterior), depende exclusivamente da dinâmica da parede posterior.

## 6. Conclusão

A área em que se situa este trabalho, de aquisição e processamento de ecocardiogramas, é claramente interdisciplinar, na medida em que a utilização de computadores e mesmo de electrónica analógica sobre sinais cardiológicos implica uma estreita colaboração entre a medicina e a engenharia. Os sinais cardiológicos utilizados são principalmente o ecocardiograma e o electrocardiograma, embora se pense integrar futuramente a ultrassonografia de efeito doppler e o fonocardiograma, para complementar a informação dos sinais anteriores.

Neste trabalho, a aquisição-processamento de ecocardiogramas modo-M é basicamente um problema de processamento de sinal biológico, mas podem incluir-se nele técnicas de processamento de imagem, principalmente com a utilização de outros tipos de ecocardiógrafos, quer para o modo-M, quer para imagens ecocardiográficas bidimensionais.

Neste capítulo apresentam-se algumas considerações finais sobre o trabalho desenvolvido, o qual proporcionou, entre outros aspectos, conhecimentos sobre ecografia que permitem apontar algumas propostas de trabalho futuro.

## 6.1. Algumas considerações finais

Na génese deste trabalho esteve a necessidade de resolução de um problema concreto: a análise da fase diastólica do ecocardiograma modo-M do ventrículo esquerdo, já que, até ao momento, apenas se fazia o estudo puramente manual, medindo as dimensões ventriculares em dois instantes do ciclo cardíaco e calculando as fracções de ejeção, encurtamento e espessamento, e parâmetros de volume, de massa e de "stress".

Para a resolução desse problema foi desenvolvido e implementado o sistema semi-automático descrito atrás, que é utilizável e utilizado na rotina da investigação clínica em cardiologia, e que se baseia na aquisição manual do ecocardiograma, com auxílio duma mesa digitalizadora, a partir do registo em papel, e após a identificação das estruturas, feita pelo especialista.

O sistema semi-automático permite, para além do que era exequível medir manualmente, conhecer e desenhar as dimensões do ventrículo esquerdo e suas paredes duma forma contínua, ou seja, proceder à análise do ecocardiograma em todo o ciclo cardíaco. Assim, torna-se também possível quantificar a mobilidade da cavidade ventricular, do septo e da parede posterior, e ainda determinar instantes com interesse clínico, permitindo a identificação e medida das várias fases do ciclo cardíaco.

O objectivo de evitar o registo em papel e a execução de algumas tarefas cansativas e pouco precisas, decorrentes da digitalização manual, conduz à necessidade de automatizar o processo de aquisição do

ecocardiograma. Para tal, a partir da ideia das janelas de detecção sobre o modo-A, apresentada por M. S. Hostetler, L. E. Roemer et al. (1980), e do facto de as estruturas cardíacas se moverem dum modo contínuo, foi desenvolvido, de forma original, o sistema de aquisição automática descrito no capítulo 3.

O sistema funciona em tempo real, e permite ao cardiologista o controle de qualidade imediato das detecções, pois fornece os resultados sobrepostos ao modo-M do ecocardiograma. A aquisição é, em si, automática, mas a função do cardiologista é fundamental para avaliar se as estruturas estão a ser bem adquiridas, e para pré-posicionar as janelas de detecção sobre as estruturas de interesse.

O sistema é baseado num microcomputador, não necessariamente muito poderoso, ligado por um "port paralelo" a electrónica especialmente projectada para a detecção e aquisição de estruturas, a partir do modo-A do ecocardiograma.

As detecções não são executadas sobre o sinal digitalizado, mas sim por comparação do sinal com níveis analógicos, estabelecidos previamente, sendo as comparações apenas válidas se ocorrerem durante intervalos de tempo (janelas de detecção) definidos, para cada estrutura e cada ciclo do modo-A, pelos algoritmos de "tracking".

Estes algoritmos "prevêm", em cada ciclo do modo-A, a posição em que a estrutura irá aparecer no ciclo seguinte, a partir da evolução passada do sinal a adquirir; em casos de perda momentânea, os algoritmos de "tracking" tentam recuperar a(s) estrutura(s) que estavam a acompanhar e, se a recuperação não for conseguida ao fim de alguns ciclos do modo-A, são impostas, automaticamente, as condições iniciais que tinham sido pré-programadas pelo operador.



Os instantes em que ocorrem detecções válidas são medidos por contadores digitais, e o conjunto dessas medidas, para as várias estruturas, constitui a versão digitalizada do modo-M. O electrocardiograma, que funciona como base de tempo cardiológica do modo-M, e que é também essencial para o sistema poder adquirir e distinguir ciclos cardíacos completos, é obtido por conversão analógico/digital (8 bits) e determina, após indicação do operador, o início da aquisição automática, sincronamente com o QRS.

O sistema de aquisição automática guarda em disco, quando o operador o determinar, alguns ciclos das versões digitalizadas do electrocardiograma e do modo-M do ecocardiograma. O modo-M, assim obtido, e após pré-processamento, pode ser tratado pelos programas descritos no capítulo 4, de modo a extrair as funções do V. E. e suas paredes, bem como os parâmetros de funcionamento cardíaco também referidos nesse capítulo.

Como se verificou, no capítulo 5, o sistema de aquisição automática funciona bastante bem, muito embora necessite de eventuais melhoramentos, particularmente no que concerne aos algoritmos de "tracking". Nesta linha, uma das hipóteses a considerar, para além do desenvolvimento de algoritmos mais poderosos, é a fixação, para cada estrutura, de limites máximos de variação (impostos pelo operador, após inspecção do modo-M do paciente); estes limites poderiam permitir o controle automático "on line" da qualidade das detecções, e ser integrados nos algoritmos de "tracking", de modo a impedir a fixação do sistema sobre estruturas próximas da que se pretende adquirir.

Presentemente, o sistema processa apenas duas estruturas, em simultâneo, e pode considerar-se um protótipo laboratorial; a partir

desse protótipo pretendemos construir um sistema, operacional em ambiente clínico, e necessariamente expandido à aquisição de cinco estruturas, sendo uma delas a válvula mitral.

O processamento propriamente dito do ecocardiograma, descrito no capítulo 4, foi desenvolvido como um bloco autónomo de um sistema mais geral, sendo assim utilizável em sistemas semi-automáticos e automáticos. Como já foi referido, do processamento são obtidas as funções do ventrículo esquerdo, das suas paredes e das correspondentes funções derivadas em ordem ao tempo, numa forma contínua ao longo do ciclo cardíaco, analogamente ao que é usual encontrar-se em sistemas semi-automáticos.

No caso presente, foi dado particular relevo aos algoritmos de derivação, por considerarmos ser este um dos pontos fracos de alguns sistemas, dado que os processos de extracção de derivadas são sensíveis a (e valorizadores de) ruído de alta frequência. A utilização de "maus" algoritmos conduz, por vezes, à determinação incorrecta de instantes clinicamente significativos; alguns autores não referem sequer o algoritmo utilizado (cf., por exemplo, D. G. Gibson e D. Brown, 1973; A. M. A. Gómez, F. Monreal et al., 1984 a e b; Y. Houdas, G. Carette et al., 1978), enquanto outros adoptam mesmo os denominados "maus" algoritmos de derivação (vide, por exemplo, A. E. Aubert, B. G. Denys et al., 1982; M. A. Quinones, W. H. Gaasch et al., 1975; M. T. Upton e D. G. Gibson, 1978). Por conseguinte, o algoritmo de derivação, usado no bloco de processamento, foi seleccionado, após testes realizados com ecocardiogramas reais, por ser, entre os oito testados, o que apresentava melhor comportamento.

A quantidade de parâmetros retirável do bloco de processamento desenvolvido é elevada: dimensões do ventrículo esquerdo e suas paredes;

fracções de encurtamento e de espessamento; valores máximos e mínimos de derivadas; tempos particulares; volumes; fracções de ejeção; massas; áreas; parâmetros de "stress"; e ainda valores de alguns destes parâmetros, normalizados à dimensão instantânea e/ou à duração do ciclo cardíaco. Como a saída destes parâmetros é automática, o médico pode seleccionar apenas o conjunto necessário para o estudo que pretende desenvolver, nomeadamente a investigação do eventual significado e importância clínicos de alguns parâmetros, que, em geral, não são analisados.

O valor dos vários parâmetros é, para cada caso, gravado em disco, permitindo posteriores estudos inter-populações, pré- e pós-operatórios, ou de acompanhamento da evolução de certos doentes.

O sistema semi-automático é de uso geral, podendo ser utilizado com dados de qualquer ecocardiógrafo. O sistema automático, embora baseado em electrónica dedicada, é facilmente generalizável a outros equipamentos de ecocardiografia, porque assenta exclusivamente no modo-A do ecocardiograma e no electrocardiograma (sempre presentes nos ecocardiógrafos); a sua extensão a outros equipamentos terá de prever apenas as necessárias adaptações decorrentes da utilização de diferentes ganhos, diferentes taxas de geração dos ultra-sons e diferentes modos de apresentação da imagem ecocardiográfica.

Finalmente, estamos em crer que este trabalho representa, apesar das suas limitações, uma contribuição que possibilitou o desenvolvimento da investigação médica nesta área.

## 6.2. Propostas de trabalho futuro

A realização dum trabalho deste tipo deixa, necessariamente, situações por explorar, mas, em contrapartida, abre perspectivas para novos temas de desenvolvimento experimental. Esta secção visa enunciar, de forma breve, algumas propostas de trabalho na área da ecocardiografia. Começamos por apresentar as propostas decorrentes, em linha directa, deste trabalho e que pretendem completá-lo e/ou melhorá-lo; serão referidas outras, que preconizam o desenvolvimento de técnicas alternativas de aquisição do ecocardiograma modo-M e, complementarmente, o desenvolvimento de sub-sistemas para aquisição e processamento de sinais obtidos a partir de sondas doppler e do fonocardiograma; para finalizar será mencionado o trabalho que pretendemos iniciar em outras áreas da ultrassonografia, particularmente a ecocardiografia bidimensional aplicada ao estudo das cavidades cardíacas e das grandes artérias do sistema vascular.

De entre os trabalhos intimamente relacionados com o presente, constituem projectos futuros construir, com base em computadores pessoais de grande divulgação e baixo custo, um sistema semi-automático e um de aquisição automática; pretendemos que este sistema automático seja completo, contemplando a aquisição de cinco estruturas, e que tenha características adequadas ao funcionamento em ambiente clínico: simplicidade de operação, robustez e fiabilidade. Numa outra vertente, pretende-se desenvolver um programa para análise estatística de populações.

A exploração de duas técnicas de aquisição do eco modo-M, diferentes das apresentadas, pode conduzir ao desenvolvimento de novos sistemas. Um dos sistemas é baseado na digitalização directa do modo-A (conversor analógico/digital rápido, a funcionar apenas durante o tempo em que o modo-A está presente e tem significado), com geração do modo-M e identificação semi-automática de contornos a partir de técnicas de processamento de imagem, associadas a edição manual sobre o "écran" (\*). O outro sistema, muito idêntico ao anterior na identificação de contornos, parte da digitalização da imagem do modo-M, gravado em "videotape". Qualquer destes sistemas pressupõe que a validação clínica das estruturas adquiridas é feita *a posteriori*.

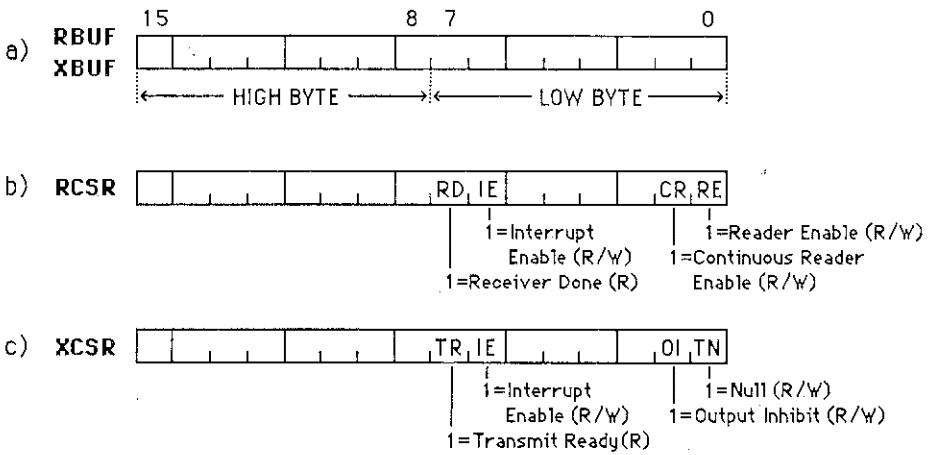
Complementarmente, e como adição aos sistemas que tratam o ecocardiograma, pensamos adquirir e processar, por um lado, os sinais provenientes de sondas doppler para determinação de fluxos sanguíneos e detecção de regurgitações de válvulas ou "shunts" cardíacos e, por outro, sinais fonocardiográficos para determinação mais precisa das fases do ciclo cardíaco, a partir dos sons produzidos pelos movimentos valvulares.

Finalmente, pretendemos iniciar trabalho na aquisição semi-automática e automática de ecocardiogramas bidimensionais, quer para o estudo do coração, quer para o estudo das grandes artérias do sistema vascular, particularmente na investigação clínica da aterosclerose das carótidas.

---

\* Este sistema encontra-se em desenvolvimento, como projecto de mestrado, e prevê-se a sua conclusão em 1988.

**Apêndice 1 — Registos do "port" paralelo utilizado no sub-sistema  
de aquisição automática**



Registos de armazenamento e de controle do "port" paralelo, e significado de alguns dos bits. XBUF e RBUF são as posições de memória para envio e recepção de dados, respectivamente. RCSR/XCSR são "Receiver/Transmitter Control Status Registers", tendo os seus bits o seguinte significado:

- XCSR**
- bit 7 — TR ("Transmit Ready") é um bit "read only" que informa o micro se o "port" pode aceitar uma nova palavra para transmissão (TR=1).
  - bit 6 — IE ("Interrupt Enable"). Quando IE=1 e TR=1 o "port" gera um "transmitter interrupt".
  - bit 1 — OI ("Output Inhibit"). OI=1 impede a transmissão.
  - bit 0 — TN ("Transmit Null"). TN=1 força o envio duma sequência contínua de nulos.
  - restantes bits — não são usados.
- RCSR**
- bit 7 — RD ("Receiver Done") é um bit "read only" que informa o micro da possibilidade de ler uma nova palavra contida em RBUF.
  - bit 6 — IE ("Interrupt Enable"). Quando IE=1 e RD=1 é feito um "receiver interrupt request" ao micro.
  - bit 1 — CR ("Continuous Read"). Quando a "high", permite que o processo de leitura seja feito continuamente.
  - bit 0 — RE ("Reader Enable"). RE=1 indica a possibilidade de leitura, para RBUF, duma nova palavra.
  - restantes bits — não são usados.

## Apêndice 2 — Programas do sub-sistema de aquisição automática



## Programa ECOFOR

```
C      ECO2.FOR
C      31-MAR-87
C      E.O.
C
C      CALLS MACRO SUBROUTINE MECO1
C
C      LOGICAL*1 ANS(2)
C      DIMENSION MECO(16384) ! RAM Buffer.
C      INTEGER NCYCLE        ! Nr. of the last acquired cardiac cycle.
C
C      1      WRITE (7,10)
C      10     FORMAT (' START (Y/N)? ', $)
C      READ (5,20) ANS(1)
C      20     FORMAT (A1)
C      IF (ANS(1).NE.'Y') GOTO 1
C
C      DO 100 J=1,16384      ! Initialize RAM Buffer.
C      MECO(J)=0
C      100    CONTINUE
C
C      CALL MECO1 (MECO,NCYCLE)
C
C
C      NAC=NCYCLE
C      IF (NAC.GT.3) GOTO 50
C      NAC=4
C      WRITE (7,60)
C      60     FORMAT (//,' Some Cycles may have problems!')
C      50     WRITE (7,70) NAC-3,NAC-2,NAC-1
C      70     FORMAT (//,' I select cycles nr.',I5,' ,
C      +',I5,' ',I5//)
C      OPEN (UNIT=1,NAME='DATA.DAT')
C      DO 200 J=1,16384,8
C      IF (MECO(J).NE.NAC-3.AND.MECO(J).NE.NAC-2.AND.MECO(J).
C      +NE.NAC-1) GOTO 200
C      WRITE (1,40) (MECO(K),K=J,J+7) ! Store the 3 cardiac cycles.
C      40     FORMAT (7(I7,','),I7)
C      200    CONTINUE
C      CLOSE (UNIT=1)
C      STOP
C      END
```

## Subrotina ECOMAC

```
.TITLE MECO1
.SBTTL MECO12.MAC
; MECO12.MAC is a subroutine called by ECO2.FOR.
; This version digitizes ECG and detects QRS.
; Acquires 2 cardiac structures of the Left Ventricle.
; Uses 7-Point MEDIAN filter for the "display" of the acquired structures and
; for the tracking algorithm.
;
;
;
.SBTTL 15-APR-87
.SBTTL E.O.
;
;
;
      .GLOBL MECO1
      .PSECT SEC0
      .MCALL .PRINT
;
;
;
      ** Parallel Port Address **
;
RCSR=177550
RBUF=RCSR+2
XCSR=RCSR+4
XBUF=RCSR+6
RVEC=70
RPS=RVEC+2
;
;
;
      ** Variables **
;
RIE=100           ; Reader Interrupt Enable.
RES=100000       ; Bit 15.
PTW1=110000     ; Preset Begin of Window 1.
PW1=120000      ; Preset Width of Window 1.
PREF1=130000    ; Preset Level of Window 1.
PTW2=104000     ; Preset Begin of Window 2.
PW2=114000      ; Preset Width of Window 2.
PREF2=130000    ; Preset Level of Window 2.
```



```

;      • Init Processor and Parallel Port for Interrupts •
;
CLR   @#XCSR
MOV   #IPIM,@#RVEC
MOV   #200,@#RPS
MOV   #RIE,@#RCSR
MTPS # 0
;
;
;      • Wait for Interrupt •
;
LOOP: WAIT
MOV   #1,@#RCSR
MOV   @#RBUF,REF1+4   ; Dummy Read.
TST   MODE
BLT   QUIT            ; MODE is negative.
MOV   #RIE,@#RCSR    ; Enable Interrupt.
BR    LOOP
;
QUIT: RTS   PC        ; EXIT!!! Return to Fortran.
;
;
;      •• Interrupt Routine ••
;
IPIM: CLR   @#XBUF
MOV   #RADC,@#XBUF   ; Read Mode.
MOV   #1,@#RCSR     ; Reader Enable, Disable Int.
MOV   @#RBUF,R4     ; Read Mode to R4.
CLR   @#XBUF
;
;
;      • Display Structures 1 and 2 •
;
MOV   MED1,ECODA1   ; For Display.
ASL   ECODA1
ADD   MED1+2,ECODA1
ADD   MED1+4,ECODA1
ASR   ECODA1
ASR   ECODA1
SUB   #1500,ECODA1
ASR   ECODA1
BIC   #LBYTE,ECODA1 ; Select 8 bits only!
BIS   #DAC1,ECODA1
MOV   ECODA1,@#XBUF ; Moves Structure1 to DAC1.
CLR   @#XBUF

```

```

MOV MED2,ECODA2 ; For Display.
ASL ECODA2
ADD MED2+2,ECODA2
ADD MED2+4,ECODA2
ASR ECODA2
ASR ECODA2
SUB #1500,ECODA2
ASR ECODA2
BIC #LBYTE,ECODA2 ; Select 8 bits only!
BIS #DAC2,ECODA2
MOV ECODA2,@#XBUF ; Moves Structure2 to DAC2.
CLR @#XBUF

```

• Preparing ECG Conversion and QRS Detection •

```

MOV ECG+6,ECG+10 ; Save old values of the derivatives.
MOV ECG+4,ECG+6
MOV ECG+2,ECG+4
MOV ECG,ECG+2
MOV ECGD1+6,ECGD1+10
MOV ECGD1+4,ECGD1+6
MOV ECGD1+2,ECGD1+4
MOV ECGD1,ECGD1+2

```

• ECG Conversion •

```

MOV #PMSH,@#XBUF ; Sample and Hold.
CLR @#XBUF
MOV #PMAD15,@#XBUF ; Select MUX-15.
CLR @#XBUF
MOV #PSADC,@#XBUF ; ADC Start Conversion.
CLR @#XBUF
MOV #RADC,@#XBUF ; To read EOC.
LEOC1: MOV #1,@#RCSR ; Reader Enable.
MOV @#RBUF,ECG
BIT #ADCEC,ECG ; Bit 11 is set?
BEQ LEOC1 ; Retry.
CLR @#XBUF
BIC #LBYTE,ECG ; Clear MSByte.

```

```

;      • QRS Detection •
;
MOV   QRS,QRS+2      ; Save old QRS.
CLR   QRS
MOV   ECG,ECGD1      ; First derivative.
SUB   ECG+10,ECGD1
BPL   POS1
NEG   ECGD1          ; Rectify it if negative.
POS1: MOV   ECGD1,ECGD2
SUB   ECGD1+4,ECGD2
BPL   POS2
NEG   ECGD2
POS2: ADD   ECGD1,ECGD2      ; Add 1st and 2nd.
INC   QRSCTR          ; QRS counter.
CMP   #25,QRSCTR      ; to discard false detections after the real one.
BLE   POS3
CMP   #3,QRSCTR        ; QRS=1 during 2 interrupts.
BLE   POS4
MOV   #1,QRS          ; is the QRS complex!!!
MOV   #RESRTC,@#XBUF  ; Assert SLW14, to reset RTC.
CLR   @#XBUF
BR    POS4
POS3: CMP   #70,ECGD2
BGT   POS4
CLR   QRSCTR          ; NEW QRS !!!
POS4: CMP   #30000,QRSCTR
BGT   POS5
MOV   #26,QRSCTR      ; QRSCTR was too great.
;
;
;      • Select Mode of Operation •
;
POS5: BIC   #SE1415,R4      ; Select bits 14 and 15 only.
TST   R4              ; Bit15 = 0 and bit14 = 0 ?
BNE   T1
TST   MODE            ; MODE = 0 (Manual) ?
BNE   FREER
TST   QRS             ; QRS = 0 ?
BNE   FREER
JMP   MANUAL          ; Previous cycle was Manual.
T1:   CMP   #RES,R4      ; Bit15 = 1 and bit14 = 0 ?
BNE   T2
JMP   MANUAL
T2:   MOV   #100000,MODE  ; Load a - number to Exit Mode, return to Fortran.
;
RTI

```

•• FREE-RUN Routine ••

```
FREER: MOV #1,MODE
MOV #RRTC,@#XBUF ; Select RTC.
MOV #1,@#RCSR
MOV @#RBUF,RTC ; Read RTC.
CLR @#XBUF
BIC #B9,RTC ; Select 9 bits only.
TST QRS ; QRS = 0 ?
BEQ FR1
TST QRS+2 ; QRS+2 = 0 ?
BNE FR1
INC @CYCNR ; A new cycle begins.
MOV IBLOCK,BBLOCK ; Beginning of data Area.
CMP #100000,CBLOCK ; End of data Area.
BNE FR2
CLR CBLOCK ; Clear Block Count.
FR2: ADD CBLOCK,BBLOCK ; Increment 4 KW.
MOV BBLOCK,R3
ADD #20000,CBLOCK ; New 4 KW block.
FR1: CLR @#XBUF
```

• Read the position of Structure 1 and 2 •

```
MOV #RCNT2,@#XBUF ; Select Read BCT.
MOV #1,@#RCSR ; Enable Reader.
MOV @#RBUF,BCT ; Read BCT.
CLR @#XBUF
BIC #B12,BCT ; Select 12 bits only.
```

```
MOV #RCNT1,@#XBUF ; Select Read ACT.
MOV #1,@#RCSR ; Enable Reader.
MOV @#RBUF,ACT ; Read ACT.
CLR @#XBUF
BIC #B12,ACT ; Select 12 bits only.
```

```

;           • Analyse the position of the structures. Define the new Windows. •
;
      CMP  #3777,ACT           ; Lost Tracking ?
      BMI  NBEG1
      DEC  WW1                 ; WW1 ← WW1 - 1
      CMP  #10,WW1
      BMI  A1                 ; WW1 > 10
      MOV  #10,WW1            ; Minimum WW1.
A1:      MOV  ACT,EWW1
      MOV  WW1,WW1+2
      ASR  WW1+2
      SUB  WW1+2,EWW1        ; EWW1 = ACT - WW1/2
;                                     ; ACT is the center of the new window.
SV1:     MOV  ACT+6,ACT+10    ; Save old values.
      MOV  ACT+4,ACT+6
      MOV  ACT+2,ACT+4
      MOV  ACT,ACT+2
      MOV  MED1+6,MED1+10
      MOV  MED1+4,MED1+6
      MOV  MED1+2,MED1+4
      MOV  MED1,MED1+2
      CLR  CTRY1             ; CTRY1 must be cleared here.
;
F2STRT: CMP  #3777,BCT       ; Lost Tracking ?
      BMI  NBEG2
      DEC  WW2                 ; WW2 ← WW2 - 1
      CMP  #10,WW2
      BMI  A2                 ; WW2 > 10
      MOV  #10,WW2            ; Minimum WW2.
A2:      MOV  BCT,EWW2
      MOV  WW2,WW2+2
      ASR  WW2+2
      SUB  WW2+2,EWW2        ; EWW2 = BCT - WW2/2
;                                     ; BCT is the center of the new window.
SV2:     MOV  BCT+6,BCT+10    ; Save old values.
      MOV  BCT+4,BCT+6
      MOV  BCT+2,BCT+4
      MOV  BCT,BCT+2
      MOV  MED2+6,MED2+10
      MOV  MED2+4,MED2+6
      MOV  MED2+2,MED2+4
      MOV  MED2,MED2+2
      CLR  CTRY2             ; CTRY2 must be cleared here.
;
      JMP  NSTEP

```



• If tracking is lost execute the following! •

```

;
;
;
NBEG1: MOV  MED1+2,MED1      ; Retain last tracked value.
        MOV  ACT+2,ACT      ; Retain last tracked value.
        INC  CTRY1          ; Counter for nr. of tries.
        CMP  #10,CTRY1     ; Too much tries ?
        BPL  NT21          ; CTRY1 < 10
        MOV  #17,WW1       ; Maximum Width.
        MOV  MEWW1,EWW1    ; New windows are obtained from the
        BR   F2STRT        ; manual defined values.
;
;
;
NT21:  MOV  MED1,EWW1
        ADD  CRTY1,WW1     ; WW1 ← WW1+CTRY1
        CMP  #17,WW1
        BPL  NT11         ; WW1 < 17
        MOV  #17,WW1     ; Maximum Width.
;
;
;
NT11:  ASL  CTRY1          ; CTRY1 * 2
        ASL  EWW1          ; MED1 * 2
        SUB  MED1+4,EWW1
        CMP  MED1,MED1+4   ; The structure is moving up or down ?
        BGE  SUM1
        SUB  CRTY1,EWW1
        BR   CEN1
SUM1:  CMP  MED1,MED1+4
        BLE  CEN1
        ADD  CTRY1,EWW1
CEN1:  MOV  WW1,WW1+2
        ASR  WW1+2
        SUB  WW1+2,EWW1
;
;
;
;
EWW1 = 2 * MED1(n) - MED1(n-2) - WW1/2 [±2*CTRY1]
;
;
;
;
ASR  CTRY1          ; Save the real nr. of tries.
CMP  #1000,EWW1
BMI  F2STRT        ; EWW1 > 1000
MOV  #1000,EWW1   ; Minimum of EWW1.
BR   F2STRT
;
;
;

```

```

;
;
NBEG2: MOV MED2+2,MED2 ; Retain last tracked value.
MOV BCT+2,BCT ; Retain last tracked value.
INC CTRY2 ; Counter for nr. of tries.
CMP #10,CTRY2 ; Too much tries ?
BPL NT22 ; CTRY2 < 10
MOV #17,WW2 ; Maximum Width.
MOV MEWW2,EWW2 ; New windows are obtained from the
BR NSTEP ; manual defined values.
;
;
NT22: MOV MED2,EWW2
ADD CRTY2,WW2 ; WW2 ← WW2+CTRY2
CMP #17,WW2
BPL NT12 ; WW2 < 17
MOV #17,WW2 ; Maximum Width.
;
;
NT12: ASL CTRY2 ; CTRY2 * 2
ASL EWW2 ; MED2 * 2
SUB MED2+4,EWW2
CMP MED2,MED2+4 ; The structure is moving up or down ?
BGE SUM2
SUB CRTY2,EWW2
BR CEN2
SUM2: CMP MED2,MED2+4
BLE CEN2
ADD CTRY2,EWW2
CEN2: MOV WW2,WW2+2
ASR WW2+2
SUB WW2+2,EWW2
;
;
;
EWW2 = 2 * MED2(n) - MED2(n-2) - WW2/2 [±2*CTRY2]
;
;
ASR CTRY2 ; Save the real nr. of tries.
CMP #1000,EWW2
BMI NSTEP ; EWW2 > 1000
MOV #1000,EWW2 ; Minimum of EWW2.
;
;
;
;

```



```

;      ** 7-Point MEDIAN Filter **
;
      MOV   ACT,X1
      MOV   ACT+2,X2
      MOV   ACT+4,X3
      MOV   ACT+6,X4
      MOV   ACT+10,X5
      CLR   SCT                ;1st Structure.
      BR    M0
M00:   MOV   BCT,X1
      MOV   BCT+2,X2
      MOV   BCT+4,X3
      MOV   BCT+6,X4
      MOV   BCT+10,X5
      MOV   #1,SCT            ; 2nd Structure.
;
M0:    CMP   X1,X2            ; X1 - X2
      BLT   M1
      MOV   X1,R4
      MOV   X2,X1
      MOV   R4,X2            ; Swap Values.
M1:    CMP   X2,X3
      BLT   M2
      MOV   X2,R4
      MOV   X3,X2
      MOV   R4,X3
M2:    CMP   X3,X4
      BLT   M3
      MOV   X3,R4
      MOV   X4,X3
      MOV   R4,X4
M3:    CMP   X4,X5
      BLT   M4
      MOV   X4,R4
      MOV   X5,X4
      MOV   R4,X5
M4:    CMP   X5,X6
      BLT   M5
      MOV   X5,R4
      MOV   X6,X5
      MOV   R4,X6
M5:    CMP   X6,X7
      BLT   M6
      MOV   X6,R4
      MOV   X7,X6
      MOV   R4,X7

```

```

M6:    CMP   X1,X2
        BLT   M11
        MOV   X1,R4
        MOV   X2,X1
        MOV   R4,X2
M11:   CMP   X2,X3
        BLT   M12
        MOV   X2,R4
        MOV   X3,X2
        MOV   R4,X3
M12:   CMP   X3,X4
        BLT   M13
        MOV   X3,R4
        MOV   X4,X3
        MOV   R4,X4
M13:   CMP   X4,X5
        BLT   M14
        MOV   X4,R4
        MOV   X5,X4
        MOV   R4,X5
M14:   CMP   X5,X6
        BLT   M15
        MOV   X5,R4
        MOV   X6,X5
        MOV   R4,X6
M15:   CMP   X1,X2
        BLT   M21
        MOV   X1,R4
        MOV   X2,X1
        MOV   R4,X2
M21:   CMP   X2,X3
        BLT   M22
        MOV   X2,R4
        MOV   X3,X2
        MOV   R4,X3
M22:   CMP   X3,X4
        BLT   M23
        MOV   X3,R4
        MOV   X4,X3
        MOV   R4,X4
M23:   CMP   X4,X5
        BLT   M24
        MOV   X4,R4
        MOV   X5,X4
        MOV   R4,X5

```

```

M24:  CMP   X1,X2
      BLT   M31
      MOV   X1,R4
      MOV   X2,X1
      MOV   R4,X2
M31:  CMP   X2,X3
      BLT   M32
      MOV   X2,R4
      MOV   X3,X2
      MOV   R4,X3
M32:  CMP   X3,X4
      BLT   M33
      MOV   X3,R4
      MOV   X4,X3
      MOV   R4,X4
M33:  TST   SCT
      BNE   M01
      MOV   X4,MED1      ; X4 = MEDIAN !!!
      JMP   M00
M01:  MOV   X4,MED2      ; X4 = MEDIAN !!!
;
;
      RTI
;
;
;
;
;
;
;

```

.. MANUAL Routine ..

```

MANUAL: CLR   MODE
        CLR   @CYCNR      ; New CYCNR counting.
        CLR   BBLOCK     ; Reinitialize ECHO data Buf.
        MOV   #MLOAD,R2  ; R2 Points to Manual Buffer.
        MOV   #PMAD3,@#XBUF ; Select MUX-3.
        JSR   R1,DACOUT   ; AD/DA Conversion.
        MOV   #PMAD4,@#XBUF ; Select MUX-4.
        JSR   R1,DACOUT   ; AD/DA Conversion.
        MOV   #PMAD1,@#XBUF ; Select MUX-1.
        JSR   R1,DACOUT   ; AD/DA Conversion.
        MOV   #PMAD0,@#XBUF ; Select MUX-0.
        JSR   R1,DACOUT   ; AD/DA Conversion.
        MOV   #PMAD2,@#XBUF ; Select MUX-2.
        JSR   R1,DACOUT   ; AD/DA Conversion.

```

```

MOV  -(R2),REF1      ; Read MREF1 and transfer to Freerun.
BIS  #PREF1,(R2)
MOV  (R2),@#XBUF     ; Load REF1.
CLR  @#XBUF
MOV  -(R2),(R2)      ; Read MEWW1.
ASL  (R2)
ASL  (R2)
ASL  (R2)            ; Bit7 to Bit10
MOV  (R2),MEWW1      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),EWW1       ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),MED1       ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),ACT        ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),ACT+2      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),ACT+4      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),ACT+6      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),ACT+10     ; Transfer Manual to Freerun.
BIS  #PTW1,(R2)
MOV  (R2),@#XBUF     ; Load Start Window1.
CLR  @#XBUF
MOV  -(R2),(R2)      ; Read MWW1.
ASR  (R2)
ASR  (R2)
ASR  (R2)
ASR  (R2)            ; Bit4 to Bit0
MOV  (R2),WW1        ; Transfer Manual to Freerun.
BIS  #PW1,(R2)
MOV  (R2),@#XBUF     ; Load Window1.
CLR  @#XBUF

```

```

MOV  -(R2),REF2      ; Read MREF2 and transfer to Freerun.
MOV  -(R2),(R2)      ; Read MEWW2.
ASL  (R2)
ASL  (R2)
ASL  (R2)            ; Bit7 to Bit10
MOV  (R2),MEWW2      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),MED2       ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),EWW2       ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),BCT        ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),BCT+2      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),BCT+4      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),BCT+6      ; Transfer Manual to Freerun.
MOV  (R2),BCT+10     ; Transfer Manual to Freerun.
BIS  #PTW2,(R2)
MOV  (R2),@#XBUF     ; Load Start Window2.
CLR  @#XBUF
MOV  WW1,(R2)

```

```

MOV (R2),WW2 ; Read MWW2 (=MWW1) and transfer to Freerun.
BIS #PW2,(R2)
MOV (R2),@#XBUF ; Load Window2.
CLR @#XBUF
RTI

```

• A/D and D/A Conversion •

```

DACOUT: CLR @#XBUF
MOV #PSADC,@#XBUF ; Start Conversion.
CLR @#XBUF ; Let ADC do the rest.
MOV #RADC,@#XBUF ; Read EOC.
LEOC: MOV #1,@#RCSR ; Reader Enable.
MOV @#RBUF,R0
BIT #ADCEC,R0 ; Bit 11 is set?
BEQ LEOC ; Retry.
CLR @#XBUF ; Clear Bit 15.
BIC #LBYTE,R0 ; Clear MSByte.
MOV R0,(R2)+ ; Store Load Data.
BIS #PREF1,R0
MOV R0,@#XBUF ; Load DAC for tests and for Vref.
CLR @#XBUF
RTS R1

```

• RAM Positions of the variables •

```

MLOAD: .WORD 0,0,0,0,0
CTRY1: .WORD 0
CTRY2: .WORD 0
MEWW1: .WORD 0
MEWW2: .WORD 0
MODE: .WORD 0
IBLOCK: .WORD 0 ; Begin of ARRAY.
CBLOCK: .WORD 0 ; BLOCK Count.
BBLOCK: .WORD 0 ; Begin of BLOCK.

```



```

STRT1: .WORD 0,0,0 ; = ACT.
STRT2: .WORD 0,0,0
STRT3: .WORD 0,0,0
STRT4: .WORD 0,0,0
MITRAL: .WORD 0,0,0
ECG: .WORD 0,0,0,0,0
RTC: .WORD 0
ECGD1: .WORD 0,0,0,0,0
ECGD2: .WORD 0
ECODA1: .WORD 0
ECODA2: .WORD 0
;
CYCNR: .WORD 0
WW1: .WORD 0,0,0 ; Window WIDTH.
WW2: .WORD 0,0,0 ; Window WIDTH.
EWW1: .WORD 0,0,0 ; START Window.
EWW2: .WORD 0,0,0 ; START Window.
REF1: .WORD 0,0,0 ; Window LEVEL.
REF2: .WORD 0,0,0 ; Window LEVEL.
;
ACT: .WORD 0,0,0,0,0 ; 1st Structure.
BCT: .WORD 0,0,0,0,0 ; 2nd Structure.
;
MED1: .WORD 0,0,0,0,0
MED2: .WORD 0,0,0,0,0
X1: .WORD 0
X2: .WORD 0
X3: .WORD 0
X4: .WORD 0
X5: .WORD 0
X6: .WORD 0
X7: .WORD 0
SCT: .WORD 0
QRS: .WORD 0,0
QRSCTR: .WORD 0
;
;
.END

```

**Programa PELP10.FOR**

```
C      PELP10.FOR
C      PRE-PROCESSING AND PLOTTING PROGRAM FOR AUTO-ECHO FILES
C
C      23-APR-87
C      EO.
C
C      Low Pass Filter 10 Hz Kaiser4.
C
C      SA, PA, PP acquired "LEAD" and SP is "LAG",
C      so COMP = 4mm is introduced.
C
C
C      LOGICAL*1 ECONR(4),CYCNR(4),STRUCT(12),OUTF(12)
C      LOGICAL*1 ALPHA1(50),ALPHA2(50),ALPHA3(50),ANSWER(2)
C      DIMENSION T(350),FDATA1(350),FDATA2(350),SDATA(350)
C      DIMENSION FD1(600),FD2(600),FD3(600)
C      DIMENSION F1(500),F2(500),SD(500)
C      INTEGER ECG(600)
C
C
C      Scale Values for Plots.
C
C      SFF=-10
C      SFD=20
C      SFT=500
C      SEG=100
C
C
C      LP Filter Coefficients.
C
C      C0=+5.357154E-3
C      C1=+1.812771E-2
C      C2=+3.693489E-2
C      C3=+5.759768E-2
C      C4=+7.383386E-2
C      C5=+8.000000E-2
C      C6=+7.383386E-2
C      C7=+5.759768E-2
C      C8=+3.693489E-2
C      C9=+1.812771E-2
C      C10=5.357154E-3
C      GAIN=0.4637026
```

```

C
WRITE (7,6)
6  FORMAT (' ENTER COMPLETE FILE NAME: ', $)
   READ (5,7) (STRUCT(I), I=1,10)
7  FORMAT (10A1)
   WRITE (7,2)
2  FORMAT (' ENTER CYCLE NUMBER (XXX): ', $)
   READ (5,1) (CYCNR(I), I=1,3)
1  FORMAT (3A1)
   WRITE (7,3)
3  FORMAT (' ENTER CYCLE NUMBER AGAIN (XXX): ', $)
   READ (5,*) ICYCLE
   WRITE (7,43)
43 FORMAT (' WANT A PLOT? (Y/N): ', $)
   READ (5,44) ANSWER(1)
44 FORMAT (A1)

```

```

C
C
C   Define Strings.
C

```

```

ECONR(1)=STRUCT(5)
ECONR(2)=STRUCT(6)
ALPHA3(1)=STRUCT(1)
ALPHA3(2)=STRUCT(2)
ALPHA3(3)=STRUCT(3)
ALPHA3(4)=STRUCT(4)

```

```

C
CALL CONCAT('ECHO NR.', ECONR, ALPHA1)
CALL CONCAT('CYCLE NR.', CYCNR, ALPHA2)
OUTF(1)='T'
DO 37 K=2,12
OUTF(K)=STRUCT(K)
37 CONTINUE
OUTF(8)=CYCNR(1)
OUTF(9)=CYCNR(2)
OUTF(10)=CYCNR(3)

```

```

C
C
C
C   Compensation for LAG Acquisition and Plot Offsets.
C

```

```

EC0=0.
EC1=0.
POS=-100
COMP=0.

```

```

IF (STRUCT(2).EQ.'L') POS=-300    ! Left Ventricle Cavity.
IF (STRUCT(2).EQ.'P') POS=-700    ! Posterior Wall.
IF (STRUCT(2).EQ.'P'.OR.STRUCT(2).EQ.'S') EC1=600
IF (STRUCT(2).EQ.'P') EC0=600
IF (STRUCT(2).EQ.'S') COMP=-4.    ! Compensation for LAG (Septum).
IF (STRUCT(2).EQ.'L') COMP=4.    ! Compensation for LAG (LV).

```

C  
C  
C

```

OPEN (UNIT=1,NAME=STRUCT,TYPE='OLD')
J=0
DO 4 I=1,5000
READ (1,*,END=10) I1,I2,I3,I4,I5,I6,I7,I8
IF (I1.NE.ICYCLE) GOTO 4
J=J+1
FD1(J)=I2*0.25/1.33    ! Convert Time to Distance.
FD2(J)=I5*0.25/1.33    ! Convert Time to Distance.
FD3(J)=I8*0.005        ! Convert Time to seconds.
ECG(J)=I7
IF (I2.LE.0.OR.I2.GE.2048) FD1(J)=FD1(J-1)    ! Discard false values.
IF (I5.LE.0.OR.I5.GE.2048) FD2(J)=FD2(J-1)    ! Discard false values.
IF (I7.GE.500.OR.I7.LE.-100) ECG(J)=ECG(J-1)  ! Discard false values.
4 CONTINUE
10 KEND=J
CLOSE (UNIT=1)

```

4  
10  
C

```

K=1
T(K)=FD3(1)*SFT
FDATA1(K)=FD1(1)*SFF
FDATA2(K)=FD2(1)*SFF
ECG(K)=ECG(1)
VMAX=AMAX1(FDATA1(K),FDATA2(K))
SDATA(K)=(ABS(FD2(1)-FD1(1))+COMP)*SFD
DO 5 I=2,KEND
IF (FD3(I).EQ.FD3(I-1)) GOTO 5
K=K+1
T(K)=FD3(I)*SFT
FDATA1(K)=FD1(I)*SFF
FDATA2(K)=FD2(I)*SFF
ECG(K)=ECG(I)
SDATA(K)=(ABS(FD2(I)-FD1(I))+COMP)*SFD
VMAX=AMAX1(FDATA1(K),FDATA2(K),VMAX)
5 CONTINUE
JEND=K

```

5  
C  
C

```

C      Function Filtering.
C
C      DO 51 K=6,,JEND-5
C
C      F1(K)=(FDATA1(K+5)*C0+FDATA1(K+4)*C1+FDATA1(K+3)*C2
++FDATA1(K+2)*C3+FDATA1(K+1)*C4+FDATA1(K)*C5
++FDATA1(K-1)*C6+FDATA1(K-2)*C7+FDATA1(K-3)*C8
++FDATA1(K-4)*C9+FDATA1(K-5)*C10)/GAIN-VMAX+POS
C
C      F2(K)=(FDATA2(K+5)*C0+FDATA2(K+4)*C1+FDATA2(K+3)*C2
++FDATA2(K+2)*C3+FDATA2(K+1)*C4+FDATA2(K)*C5
++FDATA2(K-1)*C6+FDATA2(K-2)*C7+FDATA2(K-3)*C8
++FDATA2(K-4)*C9+FDATA2(K-5)*C10)/GAIN-VMAX+POS
C
C      SD(K)=(SDATA(K+5)*C0+SDATA(K+4)*C1+SDATA(K+3)*C2
++SDATA(K+2)*C3+SDATA(K+1)*C4+SDATA(K)*C5
++SDATA(K-1)*C6+SDATA(K-2)*C7+SDATA(K-3)*C8
++SDATA(K-4)*C9+SDATA(K-5)*C10)/GAIN
C
51     CONTINUE
C
C      Clear Plot Offsets and Scaling, and Write Data to Disk.
C
C      DO 52 K=1,5
C      F1(K)=FDATA1(K)-VMAX+POS
C      F1(JEND-K+1)=FDATA1(JEND-K+1)-VMAX+POS
C      F2(K)=FDATA2(K)-VMAX+POS
C      F2(JEND-K+1)=FDATA2(JEND-K+1)-VMAX+POS
C      SD(K)=SDATA(K)
C      SD(JEND-K+1)=SDATA(JEND-K+1)
52     CONTINUE
C      OPEN (UNIT=1,NAME=OUTF)
C      WRITE (1,99) ((T(I)/SFT,(F1(I)+VMAX-POS)/SFF
,,(F2(I)+VMAX-POS)/SFF,SD(I)/SFD,ECG(I)),I=1,JEND)
99     FORMAT (4(E13.6,', '),I4)
C      CLOSE (UNIT=1)
C
C
C      IF (ANSWER(1).NE.'Y') STOP
C
C      The following section plots the structures and ECG. It is quite similar to the
C      program PLECO.FOR (see appendix 3).

```

### **Apêndice 3 — Programas do sistema semi-automático**

## Programa DIECO.FOR

```
C      DIECO4.FOR
C      TO ENTER ECHOES FROM HIPAD DIGITIZER
C
C      20-DEC-84
C      E.O.
C
C
C      LOGICAL*1  NORM(12),ANS(4),ECONR(4),ISINC(12)
C      LOGICAL*1  SA(12),SP(12),PA(12),PP(12)
C      DIMENSION  IX(1000),IY(1000)
C
C
C      WRITE (7,11)
1 1    FORMAT (' CONNECT HIPAD TO C2: CHANNEL: //')
C      WRITE (7,2)
2      FORMAT (' ENTER ECO NUMBER (XXX): ', $)
C      READ (5,1) (ECONR(I),I=1,3)
1      FORMAT (3A1)
C
C
C      CALL CONCAT('NORM:',ECONR,NORM)
C      CALL CONCAT('SA:',ECONR,SA)
C      CALL CONCAT('SP:',ECONR,SP)
C      CALL CONCAT('PA:',ECONR,PA)
C      CALL CONCAT('PP:',ECONR,PP)
C
C
C      WRITE (7,3)
3      FORMAT (' ENTER FLAG NUMBER: ', $)
C      READ (5,*) MFI
C      NF=0
C
C
C      WRITE (7,4) (NORM(I),I=1,8)
4      FORMAT (' READY TO DIGITIZE ',8A2,' WITH 3 POINTS? ', $)
C      READ (5,5) ANS(1)
5      FORMAT (A1)
C      IF (ANS(1).NE.'Y') GOTO 15
C      OPEN (UNIT=2,NAME=NORM)
C      IXX=-3000
C      GOTO 500
```

```

C
C
10  WRITE (7,8)
8   FORMAT (/// ***RESET HIPAD, DIGITIZE POINT ZERO AT QRS***/
      1' READY TO DIGITIZE THE 5 CRITICAL POINTS? ', $)
      READ (5,5) ANS(1)
      IF (ANS(1).NE.'Y') GOTO 10
      OPEN (UNIT=2,NAME=NORM,TYPE='OLD')
      READ (2,12) I1,I2,I3,I4,I5,I6
12  FORMAT (2I6)
      IXX=-3000
      GOTO 500

```

```

C
C
C
20  WRITE (7,6)
6   FORMAT (/// *****SELECT SWITCH STREAM*****/)
16  WRITE (7,7) (PP(I),I=1,6)
7   FORMAT (' READY TO DIGITIZE ',6A2,' ? ', $)
      READ (5,5) ANS(1)
      IF (ANS(1).NE.'Y') GOTO 16
      OPEN (UNIT=2,NAME=PP)
      IXX=-3000
      GOTO 500

```

```

C
C
30  WRITE (7,9)
9   FORMAT (/// *****SELECT SWITCH STREAM*****/)
17  WRITE (7,7) (PA(I),I=1,6)
      READ (5,5) ANS(1)
      IF (ANS(1).NE.'Y') GOTO 17
      OPEN (UNIT=2,NAME=PA)
      IXX=-3000
      GOTO 500

```

```

C
C
40  WRITE (7,9)
18  WRITE (7,7) (SP(I),I=1,6)
      READ (5,5) ANS(1)
      IF (ANS(1).NE.'Y') GOTO 18
      OPEN (UNIT=2,NAME=SP)
      IXX=-3000
      GOTO 500

```

```

C
C

```



```

50  WRITE (7,9)
19  WRITE (7,7) (SA(I),I=1,6)
    READ (5,5) ANS(1)
    IF (ANS(1).NE.'Y') GOTO 19
    OPEN (UNIT=2,NAME=SA)
    IXX=-3000

C
C
C
500  OPEN (UNIT=1,NAME='C2:',TYPE='OLD')
    KK=1
510  DO 1000 K=1,30
    READ (1,150) MF,IX(KK),IY(KK)
150  FORMAT (I1,I6,I6)
100  FORMAT (I6,',',I6)
    IF (MF.EQ.MFI) GOTO 200
    IF (IXX.GT.IX(KK)) GOTO 1000
    IXX=IX(KK)
    KK=KK+1
1000 CONTINUE
    CLOSE (UNIT=1)
    OPEN (UNIT=1,NAME='C2:',TYPE='OLD')
    READ (1,310) (ISINC(I),I=1,12)
310  FORMAT (11A1)
    GOTO 510

C
C
C
200  CLOSE (UNIT=1)
    WRITE (2,100) ((IX(JJ),IY(JJ)),JJ=1,KK-1)
    CLOSE (UNIT=2)
    NF=NF+1
    GOTO (10,20,30,40,50,60),NF
60  STOP 'DONE'
    END

```

Programa PRECO.FOR

```
C   PRECO3.FOR
C   PREPROCESSING PROGRAM FOR ECHO FILES
C
C   23-JUL-84
C   E.O.
C
      INTEGER TR, TM, TP, TQ, TRF
      LOGICAL*1 SA(12), SP(12), PA(12), PP(12)
      LOGICAL*1 ECONR(4), FULL(12), NORM(12)
      LOGICAL*1 RSSA(12), RSSP(12), RSPA(12), RSPP(12)
      DIMENSION IX(250), IY(250), ISA(250), IPA(250), IPP(250)
C
      WRITE (7,2)
2     FORMAT (' ENTER ECHO NUMBER (XXX):', $)
      READ(5,1) (ECONR(I), I=1,3)
1     FORMAT(3A1)
C
      CALL CONCAT('SA.', ECONR, SA)
      CALL CONCAT('SP.', ECONR, SP)
      CALL CONCAT('PA.', ECONR, PA)
      CALL CONCAT('PP.', ECONR, PP)
      CALL CONCAT('FULL.', ECONR, FULL)
      CALL CONCAT('NORM.', ECONR, NORM)
C
C
      OPEN (UNIT=1, NAME=NORM, TYPE='OLD')
      READ (1,5) I1, I2, I3, I4, I5, I6
5     FORMAT (2I6)
      READ (1,5) TR, I, TM, I, TP, I, TQ, I, TRF, I
      CLOSE (UNIT=1)
      TR=TR/10
      TQ=TQ/10
      WRITE(7,20) TR, TQ
20    FORMAT(' MIN=', I3, '   MAX=', I3/)
C
      CALL SMOOTH(SA, TR-2, TQ+2)
      CALL SMOOTH(SP, TR-2, TQ+2)
      CALL SMOOTH(PA, TR-2, TQ+2)
      CALL SMOOTH(PP, TR-2, TQ+2)
      WRITE (7,10)
1.0  FORMAT (' END OF SMOOTH')
C
```

```

C
C   THE FOLLOWING SECTION CONCATENATES FILES RSXXXX.XXX INTO
C   A SINGLE ONE: FULLXXX
C
CALL CONCAT('RS',SA,RSSA)
CALL CONCAT('RS',SP,RSSP)
CALL CONCAT('RS',PA,RSPA)
CALL CONCAT('RS',PP,RSP)
OPEN (UNIT=1,NAME=RSSP,TYPE='OLD')
OPEN (UNIT=2,NAME=RSPA,TYPE='OLD')
READ (1,*,END=40) ((IX(I),IY(I)),I=1,250)
40 READ (2,*,END=41) ((JX,IPA(I)),I=1,250)
41 CLOSE (UNIT=1,DISPOSE='DELETE')
CLOSE (UNIT=2,DISPOSE='DELETE')
OPEN (UNIT=1,NAME=RSSA,TYPE='OLD')
OPEN (UNIT=2,NAME=RSP,TYPE='OLD')
READ (1,*,END=43) ((JX,ISA(I)),I=1,250)
43 READ (2,*,END=44) ((JX,IPP(I)),I=1,250)
44 KEND=I-1
CLOSE (UNIT=1,DISPOSE='DELETE')
CLOSE (UNIT=2,DISPOSE='DELETE')
OPEN (UNIT=1,NAME=FULL)
WRITE (7,47) FULL
47 FORMAT (' WRITING....',12A1)
DO 45 I=1,KEND
WRITE(1,46) I-3,ISA(I),IY(I),IPA(I),IPP(I)
46 FORMAT (4(I5,','),I5)
45 CONTINUE
CLOSE (UNIT=1)

C
C
STOP 'BYE'
END

```

## Subrotina SMOOTH.FOR

```
C    SMOOTH.FOR
C    THIS SUBROUTINE, CALLED BY PRECO.FOR, REDUCES DATA, SMOOTHES IT BY
C    LINEAR INTERPOLATION AND CREATES TEMPORARY FILE RSXX.XXX
C
C    31-JUL-84
C    E.O.
C
C
C    SUBROUTINE SMOOTH (NAME,MIN,MAX)
C
C    LOGICAL*1 NAME(12),NAM(12)
C    DIMENSION  IX(1000),IY(1000),NX(250),NY(250)
C
C
C    OPEN (UNIT=1,NAME=NAME,TYPE='OLD')
C    READ (1,*) IX(1),IY(1)
C    DO 10 I=2,1000
C    READ (1,*,END=100) IX(I),IY(I)
C    IF (IABS(IY(I)-IY(I-1)).GT.50) IY(I)=IY(I-1)
C    TO PREVENT DIGITIZED SPIKES
C
10   CONTINUE
100  K=I-1
     DO 20 I1=1,K
     IF (IX(I1)/10.GE.MIN) GOTO 40
20   CONTINUE
C
C
40   FY=IY(I1)
     ND=IX(I1)/10
     NX(1)=ND
     J=1
     L=0
     M=0
C
C
     DO 50 I=I1,K
     IF (IX(I)/10.EQ.ND) GOTO 60
     J=J+1
     NX(J)=IX(I)/10
     IF (NX(J)-NX(J-1).EQ.1) GOTO 70
C
C
```

```

      L=L+1
80    NX(J)=NX(J-1)+1
      NY(J)=(IY(I)-NY(J-1))/(IX(I)/10-NX(J-1))+NY(J-1)
      M=M+1
      FY=NY(J)
      IF (NX(J).GE.MAX.OR.NX(J)+1.GE.IX(I)/10) GOTO 55
      J=J+1
      GOTO 80

C
C
70    ND=IX(I)/10
      FY=IY(I)
      NY(J)=IY(I)
      GOTO 55

C
C
60    NX(J)=IX(I)/10
      FY=(FY+IY(I))/2
      NY(J)=FY
55    IF (NX(J).GE.MAX) GOTO 150
50    CONTINUE
150   CLOSE (UNIT=1)

C
C
      WRITE (7,200) L,M
200   FORMAT (' FILE THAT FOLLOWS HAVE ',I3,' INTERVALS INTERPOLATED AND',
1/1X,I3,' TOTAL POINTS GENERATED '/')
      CALL CONCAT('RS',NAME,NAM)
300   FORMAT (' WRITING.....',12A1)
      WRITE (7,300) NAM
      OPEN (UNIT=1,NAME=NAM)
      WRITE (1,250) ((NX(N),NY(N)),N=1,J)
250   FORMAT (I3,',',I4)
      CLOSE (UNIT=1)

C
C
      RETURN
      END

```

Programa TRECO.FOR

```
C   TRECO4.FOR
C   PROCESSING PROGRAM FOR ECHO FILES
C
C   27-APR-87
C   EO.
C
C
C   LOGICAL*1 FULL(12),ECONR(4),NORM(12),ANS(2)
C   LOGICAL*1 SEP(12),LV(12),PW(12),ECO(12)
C   DIMENSION T(250),SA(250),SP(250),PA(250),PP(250)
C   DIMENSION DER(250),DERN(250),DLV(250),SPT(250),PWT(250)
C   DIMENSION DL(250),ST(250),PT(250)
C
C
C   WRITE (7,2)
C   2   FORMAT (' ENTER ECHO NUMBER (XXX):',$)
C   READ (5,1) (ECONR(I),I=1,3)
C   1   FORMAT (3A1)
C
C   WRITE (7,7)
C   7   FORMAT (' ENTER SYSTOLIC PRESSURE IN MMHG :',$)
C   READ (5,*) SPR
C   PS=SPR*1333.
C   WRITE (7,6)
C   6   FORMAT (' ENTER BODY SURFACE AREA IN M2 :',$)
C   READ (5,*) SCORP
C
C   NUNIT=7
C   WRITE (7,3)
C   3   FORMAT (' DO YOU NEED A PRINTOUT (Y/N)? :',$)
C   READ (5,4) ANS(1)
C   4   FORMAT (A1)
C   IF (ANS(1).EQ.'Y') NUNIT=6
C
C   CALL CONCAT('NORM.',ECONR,NORM)
C   CALL CONCAT('FULL.',ECONR,FULL)
C   CALL CONCAT('LVTRT.',ECONR,LV)
C   CALL CONCAT('SEPTRT.',ECONR,SEP)
C   CALL CONCAT('PWTRT.',ECONR,PW)
C   CALL CONCAT('ECORST.',ECONR,ECO)
C
C
C
```

C  
C  
C

THIS SECTION SCALES FILES

```
OPEN (UNIT=1,NAME=NORM,TYPE='OLD')
READ (1,*) IX1,IY1
READ (1,*) IX2,IY2
READ (1,*) IX3,IY3
YN=50./(IY2-IY1)
XN=1./(IX3/10-IX1/10)
WRITE (7,5) YN,XN
5  FORMAT (' YN = ',E13.6,' XN = ',E13.6//)
READ (1,77) ITR,I,ITM,I,ITP,I,ITQ,I,ITRF,I
77  FORMAT (2I6)
    ITR=ITR/10
    ITM=ITM/10
    ITP=ITP/10
    ITQ=ITQ/10
    ITRF=ITRF/10
    TR=0.
    TM=(ITM-ITR)*XN
    TP=(ITP-ITR)*XN
    TQ=(ITQ-ITR)*XN
    RRT=(ITRF-ITR)*XN
CLOSE (UNIT=1)
```

C  
C  
C

```
THIS SECTION CALCULATES:
LV DIAMETER - DLV(I)
DERIVATIVE OF DLV(I) - DER(I)
NORMALIZED DERIVATIVE - DERN(I)
MIN OF DERIVATIVE - VCF
MIN OF NORMALIZED DERIVATIVE - VCFN
PRODUCT VCFN*RRT - VCFNT
TIME OF MIN DER. (REF. TZ) - TVCF
TIME RATIO TVCF/RRT - RTVCF
MAX OF DERIVATIVE - FR
MAX OF NORMALIZED DERIVATIVE - FRN
PRODUCT FRN*RRT - FRNT
TIME OF MAX DER. (REF. TZ) - TFR
TIME RATIO TFR/RRT - TFR
DIASTOLIC OR MAX LV DIAMETER - DLVD
TIME OF MAX LV DIAMETER (REF. TZ) - TDLVD
TIME RATIO TDLVD/RRT - RTDLVD
SYSTOLIC OR MIN LV DIAMETER - SLVD
```

```

C    TIME OF MINIMUM LV DIAMETER - TZ OR TSLVD
C    TIME RATIO TSLVD/RRT - RTSLVD
C    DURATION OF RAPID FILLING PHASE - TRFP
C    PERCENT SHORTENING OF LV - SHLVPC.
C
C    WRITES FILE LVTRT.XXX, FORMATTED:TIME,DLV,DDLVD,DDLVN(CR)
C
C
OPEN (UNIT=1,NAME=FULL,TYPE='OLD')
SLVD=9999.
DLVD=0.
DO 90 I=1,250
READ (1,*,END=10) T(I),SA(I),SP(I),PA(I),PP(I)
T(I)=T(I)*XN
DL(I)=(SP(I)-PA(I))*YN
PT(I)=(PA(I)-PP(I))*YN
ST(I)=(SA(I)-SP(I))*YN
90  CONTINUE
10  KEND=I-1
CLOSE (UNIT=1)
C
C
FR=0.
FRN=0.
VCF=9999.
VCFN=9999.
DLV(1)=DL(1)
DLV(KEND)=DL(KEND)
OPEN (UNIT=1,NAME=LV)
WRITE (7,40) LV
DO 15 I=2,KEND-1
DLV(I)=(DL(I+1)+DL(I)*2+DL(I-1))/4      ! VON HANN
IF (SLVD.LE.DLV(I)) GOTO 95
SLVD=DLV(I)
TZ=T(I)
95  IF (DLVD.GE.DLV(I).OR.T(I).GT.TM) GOTO 15
DLVD=DLV(I)
TDLVD=T(I)
15  CONTINUE
C
C
DO 20 I=3,KEND-2
DER(I)=((DLV(I+2)-DLV(I-2))*2+(DLV(I+1)-DLV(I-1)))/XN/10
DERN(I)=DER(I)/DLV(I)
IF (VCF.LE.DER(I)) GOTO 25
VCF=DER(I)

```



```

TVCF=T(I)-TZ
25 IF (FR.GE.DER(I)) GOTO 26
FR=DER(I)
TMD=T(I)
TFR=TMD-TZ
26 FRN=AMAX1(FRN,DERN(I))
VCFN=AMIN1(VCFN,DERN(I))
WRITE (1,99) T(I),DLV(I),DER(I),DERN(I)
20 CONTINUE
CLOSE (UNIT=1)
SHLVPC=(DLVD-SLVD)*100/DLVD
DRFP=FR*0.2

C
C
DO 70 I=3,KEND-2
IF (T(I).LT.TMD) GOTO 70
IF (DER(I).LE.DRFP.AND.DER(I-1).GE.DRFP) GOTO 80
70 CONTINUE
C
C
80 TRFP=T(I)-TZ
DLVQ=DLV(KEND-2)/10.      ! Cm
P1=TZ
P2=TM-TZ
P3=TRFP-P2
P4=TP-TRFP-TZ
P5=TQ-TP
TSLVD=TZ-TZ
FRR=1/RRT
RTSLVD=TSLVD*FRR
RTDLVD=TDLVD*FRR
RTFR=TFR*FRR
RTVCF=TVCF*FRR
FRNT=FRN*RRT
VCFNT=VCFN*RRT
DVPOPP=DLVD**3*.001
DVTEIC=7*(DLVD*.1)**3/(2.4+DLVD*.1)
SVPOPP=SLVD**3*.001
SVTEIC=7*(SLVD*.1)**3/(2.4+SLVD*.1)
EJVPOP=DVPOPP-SVPOPP
EJVTEI=DVTEIC-SVTEIC
EFPOPP=EJVPOP*100/DVPOPP
EFTEIC=EJVTEI*100/DVTEIC

```

```

C
C

```

```

WRITE (NUNIT,29) ECONR
2 9  FORMAT (' ECHO NUMBER ',4A1//)
WRITE (NUNIT,30) FRR*60,SCORP,SPR
WRITE (NUNIT,300) P1,P2,P3,P4,P5
3 0 0  FORMAT (' P1= ',F5.2,3X,'P2= ',F5.2,3X,'P3= ',F5.2,3X,
1'P4= ',F5.2,3X,'P5= ',F5.2,2X,'SEC.'/)
3 0  FORMAT (' FRR = ',F7.2,' BT/MIN',3X,'SCORP = ',F6.2,
1' M2',4X,'SPRS = ',F6.1,' MMHG'/)
3 1  FORMAT (' DVPOPP = ',F7.2,' CM3',3X,'DVTEIC = ',F7.2,' CM3'/)
3 2  FORMAT (' SVPOPP = ',F7.2,' CM3',3X,'SVTEIC = ',F7.2,' CM3'/)
3 3  FORMAT (' EJVPOP = ',F7.2,' CM3',3X,'EJVTEI = ',F7.2,' CM3'/)
3 4  FORMAT (' EFPOPP =',F7.1,' % ',3X,'EFTEIC =',F7.1,' %'/)
C
WRITE (NUNIT,41) TZ,TM,TRFP+TZ,TP,TQ
4 1  FORMAT (' TZ= ',F5.2,3X,'TM= ',F5.2,3X,'T%= ',F5.2,,3X,
1'TP= ',F5.2,3X,'TQ= ',F5.2,2X,'SEC.'/)
WRITE (NUNIT,42) DLVD,SLVD,SHLVPC
4 2  FORMAT (' DLVD = ',F7.2,' MM',4X,'SLVD = ',F7.2,' MM',3X,'SHLVPC = ',
1F5.1,' %'/)
WRITE (NUNIT,43) TDLVD,TSLVD,RTDLVD
4 3  FORMAT (' TDLVD = ',F7.2,' S ',2X,'TSLVD = ',F7.2,' S',4X,'RTDLVD = ',F7.2//)
WRITE (NUNIT,45) FR,FRN,FRNT
4 5  FORMAT (' FR = ',F7.2,' MM/S',2X,'FRN = ',F7.2,' 1/S',2X,'FRNT = ',F7.2//)
WRITE (NUNIT,46) TFR,RTFR,TRFP
4 6  FORMAT (' TFR = ',F7.2,' S ',2X,'RTFR = ',F7.2,6X,'TRFP = ',F6.2,' S'/)
WRITE (NUNIT,47) VCF,VCFN,VCFNT
4 7  FORMAT (' VCF = ',F7.2,' MM/S',2X,'VCFN = ',F7.2,' 1/S',2X,'VCFNT = ',
1F7.2//)
WRITE (NUNIT,48) TVCF,RTVCF
4 8  FORMAT (' TVCF = ',F7.2,' S ',2X,'RTVCF = ',F7.2//)
C
C
C
C
C THIS SECTION DEALS WITH SEPTUM.
C IT CALCULATES:
C THICKNESS - SPT(I)
C MIN THICKNESS - SEPMIN
C MAX THICKNESS - SEPMAX
C PERCENT SYSTOLIC SEPTAL THICKENING - SSTPC
C TIME OF SEPMIN (REF. TZ) - TMIS
C TIME OF SEPMAX (REF. TZ) - TMAS
C TIME RATIO TMIS/RRT - RTMIS
C TIME RATIO TMAS/RRT - RTMAS
C NORMALIZED DERIVATIVE - DERN(I)

```

```

C   MIN OF DERIVATIVE - DMIS
C   MIN OF NORMALIZED DERIVATIVE - DNMIS
C   PRODUCT DNMIS*RRT - DNTMIS
C   TIME OF MIN DERIV. (REF. TZ) - TDMIS
C   TIME RATIO TDMIS/RRT - RTDMIS
C   MAX OF DERIVATIVE - DMAS
C   MAX OF NORMALIZED DERIVATIVE - DNMAS
C   PRODUCT DNMAS*RRT - DNTMAS
C   TIME OF MAX DERIV. (REF. TZ) - TDMAS
C   TIME RATIO TDMAS/RRT - RTDMAS
C
C   IT WRITES FILE SEPTRT.XXX FORMATTED AS:SEP,DDSEPN(CR)
C
C

```

```

SEPMIN=9999.

```

```

SEPMAX=0.

```

```

DNMAS=0.

```

```

DNMIS=9999.

```

```

SPT(1)=ST(1)

```

```

SPT(KEND)=ST(KEND)

```

```

OPEN (UNIT=1,NAME=SEP)

```

```

WRITE (7,40) SEP

```

```

DO 115 I=2,KEND-1

```

```

SPT(I)=(ST(I+1)+ST(I)*2+ST(I-1))/4      ! VON HANN

```

```

IF (SEPMIN.LE.SPT(I)) GOTO 180

```

```

SEPMIN=SPT(I)

```

```

TMIS=T(I)-TZ

```

```

180 IF (SEPMAX.GE.SPT(I)) GOTO 115

```

```

SEPMAX=SPT(I)

```

```

TMAS=T(I)-TZ

```

```

115 CONTINUE

```

```

C

```

```

C

```

```

DO 120 I=3,KEND-2

```

```

DERN(I)=((SPT(I+2)-SPT(I-2))*2+(SPT(I+1)-SPT(I-1)))/XN/10/SPT(I)

```

```

IF (DNMAS.GE.DERN(I)) GOTO 101

```

```

DNMAS=DERN(I)

```

```

DMAS=DNMAS*SPT(I)

```

```

TDMAS=T(I)-TZ

```

```

101 IF (DNMIS.LE.DERN(I)) GOTO 102

```

```

DNMIS=DERN(I)

```

```

DMIS=DNMIS*SPT(I)

```

```

TDMIS=T(I)-TZ

```

```

102 WRITE (1,130) SPT(I),DERN(I)

```

```

120 CONTINUE

```

```

CLOSE (UNIT=1)

```

C

```
SSTPC=(SEPMAX-SEPMIN)*100/SEPMIN
RTMIS=TMIS*FRR
RTMAS=TMAS*FRR
RTDMIS=TDMIS*FRR
RTDMAS=TDMAS*FRR
DNTMAS=DNMAS*RRR
DNTMIS=DNMIS*RRR
SEPCQ=SPT(KEND-2)/10.      ! Cm
WRITE (NUNIT,131) SEPMIN,SEPMAX,SSTPC
WRITE (NUNIT,132) TMIS,TMAS
WRITE (NUNIT,133) RTMIS,RTMAS
WRITE (NUNIT,134) DMIS,DNMIS,DNTMIS
WRITE (NUNIT,135) TDMIS,RTDMIS
WRITE (NUNIT,136) DMAS,DNMAS,DNTMAS
WRITE (NUNIT,137) TDMAS,RTDMAS
131  FORMAT (' SEPMIN = ',F7.2,' MM',4X,'SEPMAX = ',F7.2,' MM',3X,
1'SSTPC = ',F5.1,' %'/)
132  FORMAT (' TMIS = ',F7.2,' S ',4X,'TMAS = ',F7.2,' S'/)
133  FORMAT (' RTMIS = ',F7.2,7X,'RTMAS = ',F7.2/)
134  FORMAT (' DMIS = ',F7.2,' MM/S',2X,'DNMIS = ',F7.2,' 1/S',2X,
1'DNTMIS = ',F7.2/)
135  FORMAT (' TDMIS = ',F7.2,' S',5X,'RTDMIS = ',F7.2/)
136  FORMAT (' DMAS = ',F7.2,' MM/S',2X,'DNMAS = ',F7.2,' 1/S',2X,
1'DNTMAS = ',F7.2/)
137  FORMAT (' TDMAS = ',F7.2,' S',5X,'RTDMAS = ',F7.2//)
```

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

C

```
THIS SECTION DEALS WITH POSTERIOR WALL.
IT CALCULATES:
THICKNESS - PWT(I)
MIN THICKNESS - PWMIN
MAX THICKNESS - PWMAX
PERCENT SYSTOLIC PW THICKENING - SPWTPC
TIME OF PWMIN (REF. TZ) - TMIP
TIME OF PWMAX (REF. TZ) - TMAP
TIME RATIO TMIP/RRR - RTMIP
TIME RATIO TMAP/RRR - RTMAP
NORMALIZED DERIVATIVE - DERN(I)
MIN OF DERIVATIVE - DMIP
MIN OF NORMALIZED DERIVATIVE - DNMIP
PRODUCT DNMIP*RRR - DNTMIP
```

```

C     TIME OF MIN DERIV. (REF. TZ) - TDMIP
C     TIME RATIO TDMIP/RRT - RTDMIP
C     MAX OF DERIVATIVE - DMAP
C     MAX OF NORMALIZED DERIVATIVE - DNMAP
C     PRODUCT DNMAP*RRT - DNTMAP
C     TIME OF MAX DERIV. (REF. TZ) - TDMAP
C     TIME RATIO TDMAP/RRT - RTDMAP
C
C     IT WRITES FILE PWTRT.XXX FORMATTED AS:PW,DDPWN(CR)
C
C

```

```

C     PWSMIN=9999.
C     PWMAX=0.
C     DNMAP=0.
C     DNMIP=9999.
C     PWT(1)=PT(1)
C     PWT(KEND)=PT(KEND)
C     OPEN (UNIT=1,NAME=PW)
C     WRITE (7,40) PW
C     DO 215 I=2,KEND-1
C     PWT(I)=(PT(I+1)+PT(I)*2+PT(I-1))/4      ! VON HANN
C     IF (PWSMIN.LE.PWT(I)) GOTO 201
C     PWSMIN=PWT(I)
C     TMIP=T(I)-TZ
201  IF (PWMAX.GE.PWT(I)) GOTO 215
C     PWMAX=PWT(I)
C     TMAP=T(I)-TZ
215  CONTINUE
C
C
C     DO 220 I=3,KEND-2
C     DERN(I)={{(PWT(I+2)-PWT(I-2))*2+(PWT(I+1)-PWT(I-1))}/XN/10/
C     1PWT(I)}
C     IF (DNMAP.GE.DERN(I)) GOTO 221
C     DNMAP=DERN(I)
C     DMAP=DNMAP*PWT(I)
C     TDMAP=T(I)-TZ
221  IF (DNMIP.LE.DERN(I)) GOTO 222
C     DNMIP=DERN(I)
C     DMIP=DNMIP*PWT(I)
C     TDMIP=T(I)-TZ
222  WRITE (1,130) PWT(I),DERN(I)
220  CONTINUE
C     CLOSE (UNIT=1)
C

```

```

SPWTPC=(PWMAX-PWMIN)*100/PWMIN
RTMIP=TMIP*FRR
RTMAP=TMAP*FRR
RTDMIP=TDMIP*FRR
RTDMAP=TDMAP*FRR
DNTMIP=DNMIP*RRR
DNTMAP=DNMAP*RRR
PWQ=PWT(KEND-2)/10.      ! Cm

```

C

```

WRITE (NUNIT,231) PWMIN,PWMAX,SPWTPC
WRITE (NUNIT,232) TMIP,TMAP
WRITE (NUNIT,233) RTMIP,RTMAP
WRITE (NUNIT,234) DMIP,DNMIP,DNTMIP
WRITE (NUNIT,235) TDMIP,RTDMIP
WRITE (NUNIT,236) DMAP,DNMAP,DNTMAP
WRITE (NUNIT,237) TDMAP,RTDMAP
231 FORMAT (' PWMIN = ',F7.2,' MM',4X,'PWMAX = ',F7.2,' MM',3X,
1'SPWTPC = ',F5.1,' %/')
232 FORMAT (' TMIP = ',F7.2,' S ',4X,'TMAP = ',F7.2,' S/')
233 FORMAT (' RTMIP = ',F7.2,7X,'RTMAP = ',F7.2/)
234 FORMAT (' DMIP = ',F7.2,' MM/S',2X,'DNMIP = ',F7.2,' 1/S',2X,
1'DNTMIP = ',F7.2/)
235 FORMAT (' TDMIP = ',F7.2,' S',5X,'RTDMIP = ',F7.2/)
236 FORMAT (' DMAP = ',F7.2,' MM/S',2X,'DNMAP = ',F7.2,' 1/S',2X,
1'DNTMAP = ',F7.2/)
237 FORMAT (' TDMAP = ',F7.2,' S',5X,'RTDMAP = ',F7.2//)

```

C

C THIS SECTION PRINTS OR TYPES OTHER EXTRACTED PARAMETERS

C

```

WRITE (NUNIT,31) DVPOPP,DVTEIC
WRITE (NUNIT,32) SVPOPP,SVTEIC
WRITE (NUNIT,33) EJVPOP,EJVTEI
WRITE (NUNIT,34) EFPOPP,EFTEIC
VQ=DLVQ+PWQ+SEPP
WEIGPP=(VQ**3-DLVQ**3)*1.05
WEIGRK=1.04*(VQ**3-DLVQ**3)-14
CSA=(VQ**2-DLVQ**2)*0.25*3.14
WRITE (NUNIT,35) WEIGPP,WEIGRK,CSA
35 FORMAT (' WEIGPP = ',F7.2,' GR',4X,'WEIGRK = ',F7.2,' GR',3X,
1'CSA = ',F7.2,' CM2/')
ESS=PS*SLVD/(PWMAX+SEPPMAX)
VLVQ=7*DLVQ**3/(2.4+DLVQ)
PLOAD=VLVQ/SCORP
WRITE (NUNIT,36) ESS/1000,PLOAD
36 FORMAT (' ESS = ',F7.2,'*1000 DYNE/CM2',3X,'PLOAD = ',F7.2,
1' CM3/M2'////)

```

C  
C  
C

THIS SECTION WRITES FILE ECORST.XXX WITH THE RESULTS OF TREATMENT.

```
WRITE (7,40) ECO
OPEN (UNIT=1,NAME=ECO)
WRITE (1,130) XN,YN
WRITE (1,99) TM,TP,TQ,RRT
WRITE (1,130) TZ,TRFP
WRITE (1,140) DLVD,SLVD,SHLVPC
WRITE (1,130) TDLVD,TSLVD
WRITE (1,130) RTDLVD,RTSLVD
WRITE (1,140) FR,FRN,FRNT
WRITE (1,130) TFR,RTFR
WRITE (1,140) VCF,VCFN,VCFNT
WRITE (1,130) TVCF,RTVCF
WRITE (1,140) SEPMIN,SEPMAX,SSTPC
WRITE (1,130) TMIS,TMAS
WRITE (1,130) RTMIS,RTMAS
WRITE (1,140) DMIS,DNMIS,DNTMIS
WRITE (1,130) TDMIS,RTDMIS
WRITE (1,140) DMAS,DNMAS,DNTMAS
WRITE (1,130) TDMAS,RTDMAS
WRITE (1,140) PWMIN,PWMAX,SPWTPC
WRITE (1,130) TMIP,TMAP
WRITE (1,130) RTMIP,RTMAP
WRITE (1,140) DMIP,DNMIP,DNTMIP
WRITE (1,130) TDMIP,RTDMIP
WRITE (1,140) DMAP,DNMAP,DNTMAP
WRITE (1,130) TDMAP,RTDMAP
WRITE (1,99) DVPOPP,DVTEIC,SVPOPP,SVTEIC
WRITE (1,99) EJVPOP,EJVTEI,EFPOPP,EFTEIC
WRITE (1,140) WEIGPP,WEIGRK,CSA
WRITE (1,130) ESS,PLOAD
WRITE (1,130) SCORP,SPR
CLOSE (UNIT=1)
```

C

```
99  FORMAT (3(E13.6,','),E13.6)
40  FORMAT (' WRITING....',12A1)
130 FORMAT (E13.6,',',E13.6)
140 FORMAT (2(E13.6,','),E13.6)
```

C

```
STOP 'BYE'
END
```

Programa PLECO.FOR

```
C    PLECO3.FOR
C    PLOTTING PROGRAM FOR ECHO FILES
C
C    23-JUL-84
C    E.O.
C
C    LOGICAL*1 FULL(12),ECONR(4),ECO(12)
C    LOGICAL*1 SEP(12),LV(12),PW(12),ALPHA(50)
C    DIMENSION T(250),SA(250),SP(250),PA(250),PP(250)
C    DIMENSION DLV(250),DDLV(250),DDLVN(250)
C    DIMENSION DSP(250),DDSPN(250),DPW(250),DDPWN(250)
C    EQUIVALENCE (SA(250),DLV(250),DSP(250),DPW(250))
C    EQUIVALENCE (SP(250),DDLV(250))
C    EQUIVALENCE (PA(250),DDLVN(250),DDSPN(250),DDPWN(250))
C
C
C    SFF=10
C    SFD=20
C    SFDDN=50
C    SFDD=2.5
C    SFT=500
C
C
C    WRITE (7,2)
C    2    FORMAT (' ENTER ECHO NUMBER (XXX):',5)
C    READ (5,1) (ECONR(I),I=1,3)
C    1    FORMAT (3A1)
C
C    CALL CONCAT('ECORST.',ECONR,ECO)
C    CALL CONCAT('FULL.',ECONR,FULL)
C    CALL CONCAT('LVTRT.',ECONR,LV)
C    CALL CONCAT('SEPTRT.',ECONR,SEP)
C    CALL CONCAT('PWTRT.',ECONR,PW)
C    CALL CONCAT('ECHO NR.',ECONR,ALPHA)
C
C    OPEN (UNIT=1,NAME=ECO,TYPE='OLD')
C    READ (1,*) XN,YN
C    READ (1,*) TM,TP,TQ,RRT
C    READ (1,*) TZ,TRFP
C    SFTX=SFT*XN
C    SFFY=SFF*YN
C    TRFP=(TRFP+TZ)*SFT
```



```

TM=TM*SFT
TP=TP*SFT
TQ=TQ*SFT
RRT=RRT*SFT
TZ=TZ*SFT
CLOSE (UNIT=1)
C
OPEN (UNIT=1,NAME=FULL,TYPE='OLD')
PPMIN=9999.
DO 4 I=1,250
READ (1,*,END=10) T(I),SA(I),SP(I),PA(I),PP(I)
PPMIN=AMIN1(PPMIN,PP(I))
4 CONTINUE
10 KEND=I-1
CLOSE (UNIT=1)
C
DO 5 I=1,KEND
T(I)=T(I)*SFTX
SA(I)=(SA(I)-PPMIN)*SFFY+100
SP(I)=(SP(I)-PPMIN)*SFFY+100
PA(I)=(PA(I)-PPMIN)*SFFY+100
PP(I)=(PP(I)-PPMIN)*SFFY+100
5 CONTINUE
C
C
CALL SPLOT(1)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
CALL AX4
LAB=0
C
C *****
C
500 CALL CAPLOT(0,-200.,-700.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
CALL CAPLOT(0,200.,50.)
CALL SYMB(42,41,'NOTE: ALL X AXIS ARE TIME AXIS IN SECONDS.')
CALL CAPLOT(0,170.,670.)
CALL SYMB(1,31,'0')
CALL CAPLOT(0,691.,670.)
CALL SYMB(1,31,'1')
CALL CAPLOT(0,1170.,670.)
CALL SYMB(1,31,'0')
CALL CAPLOT(0,1691.,670.)
CALL SYMB(1,31,'1')
CALL CAPLOT(0,1691.,1470.)

```

```
CALL SYMB(1,31,'1')
CALL CAPLOT(0,1170.,1470.)
CALL SYMB(1,31,'0')
CALL CAPLOT(0,691.,1470.)
CALL SYMB(1,31,'1')
CALL CAPLOT(0,170.,1470.)
CALL SYMB(1,31,'0')
CALL CAPLOT(0,200.,2650.)
CALL SYMB(11,101,ALPHA)
IF (LAB.NE.0) GOTO 520
```

```
C
C
C
```

```
*****
```

```
CALL CAPLOT(0,180.,2080.)
CALL SYMB(14,42,'DIGITIZED ECHO')
CALL CAPLOT(0,1180.,2230.)
CALL SYMB(3,42,'DLV')
CALL SYMB(5,32,' (MM)')
CALL CAPLOT(0,1155.,2490.)
CALL SYMB(2,31,'50')
CALL CAPLOT(0,1155.,1190.)
CALL SYMB(2,31,'10')
CALL CAPLOT(0,1180.,860.)
CALL SYMB(5,42,'DDLVN')
CALL SYMB(6,32,' (1/S)')
CALL CAPLOT(0,1137.,190.)
CALL SYMB(3,31,'-10')
CALL CAPLOT(0,119.,190.)
CALL SYMB(4,31,'-200')
CALL CAPLOT(0,137.,1190.)
CALL SYMB(3,31,'200')
CALL CAPLOT(0,180.,880.)
CALL SYMB(4,42,'DDLV')
CALL SYMB(7,32,' (MM/S)')
```

```
C
```

```
CALL CAPLOT(0,200.,1500.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
NP=1
GOTO 400
```

```
C
```

```
410 CALL CAPLOT(-1,T(3),SA(3))
      DO 20 I=3,KEND-2
      CALL CAPLOT(1,T(I),SA(I))
20   CONTINUE
      CALL CAPLOT(-1.T(3),SP(3))
      DO 30 I=3,KEND-2
```

```

CALL CAPLOT(1,T(I),SP(I))
30 CONTINUE
CALL CAPLOT(-1,T(3),PA(3))
DO 40 I=3,KEND-2
CALL CAPLOT(1,T(I),PA(I))
40 CONTINUE
CALL CAPLOT(-1,T(3),PP(3))
DO 50 I=3,KEND-2
CALL CAPLOT(1,T(I),PP(I))
50 CONTINUE
C
CALL CAPLOT(0,1000.,0.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
NP=2
GOTO 400
C
420 OPEN (UNIT=1,NAME=LV,TYPE='OLD')
READ (1,*,END=100) ((T(I),DLV(I),DDLV(I),DDLVN(I)),I=1,250)
100 KEND=I-1
CLOSE (UNIT=1)
CALL CAPLOT(-1,T(1)*SFT,DLV(1)*SFD)
DO 120 I=1,KEND
CALL CAPLOT(1,T(I)*SFT,DLV(I)*SFD)
120 CONTINUE
C
CALL CAPLOT(0,0.,-800.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
CALL CAPLOT(0,0.,-500.)
NP=3
GOTO 400
C
430 CALL CAPLOT(-1,T(1)*SFT,DDLVN(1)*SFDDN)
DO 130 I=1,KEND
DDLVN(I)=DDLVN(I)*SFDDN
IF (ABS(DDLVN(I)).GT.600.) DDLVN(I)=SIGN(600.,DDLVN(I))
CALL CAPLOT(1,T(I)*SFT,DDLVN(I))
130 CONTINUE
C
CALL CAPLOT(0,-1000.,0.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
CALL CAPLOT(0,0.,-500.)
NP=4
GOTO 400
C
C

```

```

440  CALL CAPLOT(-1,T(1)*SFT,DDL(1)*SFDD)
      DO 140 I=1,KEND
      DDL(I)=DDL(I)*SFDD
      IF (ABS(DDL(I)).GT.600.) DDL(I)=SIGN(600.,DDL(I))
      CALL CAPLOT(1,T(I)*SFT,DDL(I))
140  CONTINUE
C
C
C
C   PAGE CHANGE!
C
      CALL CAPLOT(0,1960.,-700.)
      CALL CAPLOT(5,0.,0.)
      CALL AX4
C
C
      LAB=1
      GOTO 500
C
520  CALL CAPLOT(0,155.,2490.)
      CALL SYMB(2,31,'50')
      CALL CAPLOT(0,180.,2200.)
      CALL SYMB(4,42,'DSEP')
      CALL SYMB(5,32,' (MM)')
      CALL CAPLOT(0,1155.,2490.)
      CALL SYMB(2,31,'50')
      CALL CAPLOT(0,1180.,2225.)
      CALL SYMB(3,42,'DPW')
      CALL SYMB(5,32,' (MM)')
      CALL CAPLOT(0,1155.,1190.)
      CALL SYMB(2,31,'10')
      CALL CAPLOT(0,1180.,860.)
      CALL SYMB(5,42,'DDPWN')
      CALL SYMB(6,32,' (1/S)')
      CALL CAPLOT(0,1137.,190.)
      CALL SYMB(3,31,'-10')
      CALL CAPLOT(0,137.,190.)
      CALL SYMB(3,31,'-10')
      CALL CAPLOT(0,155.,1190.)
      CALL SYMB(2,31,'10')
      CALL CAPLOT(0,180.,835.)
      CALL SYMB(6,42,'DDSEPN')
      CALL SYMB(6,32,' (1/S)')
C
C

```

```
CALL CAPLOT(0,200.,700.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
CALL CAPLOT(0,0.,-500.)
NP=5
GOTO 400
```

```
C
450 OPEN (UNIT=1,NAME=SEP,TYPE='OLD')
READ (1,*,END=200) ((DSP(I),DDSPN(I)),I=1,250)
200 KEND=I-1
CLOSE (UNIT=1)
CALL CAPLOT(-1,T(1)*SFT,DDSPN(1)*SFDDN)
DO 220 I=1,KEND
DDSPN(I)=DDSPN(I)*SFDDN
IF (ABS(DDSPN(I)).GT.600.) DDSPN(I)=SIGN(600.,DDSPN(I))
CALL CAPLOT(1,T(I)*SFT,DDSPN(I))
220 CONTINUE
```

```
C
CALL CAPLOT(0,0.,800.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
NP=6
GOTO 400
```

```
C
460 CALL CAPLOT(-1,T(1)*SFT,DSP(1)*SFD)
DO 230 I=1,KEND
CALL CAPLOT(1,T(I)*SFT,DSP(I)*SFD)
230 CONTINUE
```

```
C
OPEN (UNIT=1,NAME=PW,TYPE='OLD')
READ (1,*,END=300) ((DPW(I),DDPWN(I)),I=1,250)
300 KEND=I-1
CLOSE (UNIT=1)
CALL CAPLOT(0,1000.,0.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
NP=7
GOTO 400
```

```
C
470 CALL CAPLOT(-1,T(1)*SFT,DPW(1)*SFD)
DO 320 I=1,KEND
CALL CAPLOT(1,T(I)*SFT,DPW(I)*SFD)
320 CONTINUE
```

```
C
CALL CAPLOT(0,0.,-800.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
CALL CAPLOT(0,0.,-500.)
NP=8
GOTO 400
```

```

C
480 CALL CAPLOT(-1,T(1)*SFT,DDPWN(1)*SFDDN)
      DO 330 I=1,KEND
      DDPWN(I)=DDPWN(I)*SFDDN
      IF (ABS(DDPWN(I)).GT.600.) DDPWN(I)=SIGN(600.,DDPWN(I))
      CALL CAPLOT(1,T(I)*SFT,DDPWN(I))
330 CONTINUE
C
      CALL CAPLOT(0,960.,-700.)
      CALL SPLOT(0)
      STOP 'RESET COMPLIT. BYE!'

C
C
C
400 CALL CAPLOT(-2,TZ,0.)
      CALL CAPLOT(2,0.,1000.)
      CALL CAPLOT(-2,TM-TZ,0.)
      CALL CAPLOT(2,0.,-1000.)
      CALL CAPLOT(-2,TRFP-TM,0.)
      CALL CAPLOT(2,0.,1000.)
      CALL CAPLOT(-2,TP-TRFP,0.)
      CALL CAPLOT(2,0.,-1000.)
      CALL CAPLOT(-2,TQ-TP,0.)
      CALL CAPLOT(2,0.,1000.)
      CALL CAPLOT(-2,RRR-TQ,0.)
      CALL CAPLOT(2,0.,-1000.)
      CALL CAPLOT(-2,-18.,1010.)
      CALL SYMB(2,31,'TR')
      CALL CAPLOT(-2,-RRR+TQ-36.,35.)
      CALL SYMB(2,31,'TQ')
      CALL CAPLOT(-2,-TQ+TP-36.,35.)
      CALL SYMB(2,31,'TP')
      CALL CAPLOT(-2,-TP+TRFP-36.,-70.)
      CALL SYMB(2,31,'T2')
      CALL CAPLOT(-2,-TRFP+TM-36.,35.)
      CALL SYMB(2,31,'TM')
      CALL CAPLOT(-2,-TM+TZ-36.,35.)
      CALL SYMB(2,31,'TZ')
      CALL CAPLOT(0,0.,0.)
      GOTO (410,420,430,440,450,460,470,480),NP

C
C
      STOP
      END

```

Subrotina PLOT.FOR

```

C   PLOT.FOR
C
C   27-DEC-84
C   E.O.
C
C   SUBROUTINE PLOT (IXPLOT,IYPLOT,
C   ,IFPLOT)
C
C   COMMON/TOLPAC/XZ,YZ
C   INTEGER XCSR,XBUF
C   XCSR="176514
C   XBUF="176516
C
C   I1=IABS(IXPLOT)
C   I2=IABS(IYPLOT)
C   IF (I1.GT.2500) GOTO 20
C   IF (IFPLOT.EQ.0) GOTO 10
C   IF (IXPLOT.GE.0) I1=I1+32
C   IF (IYPLOT.GE.0) I2=I2+32
C   I1=I1+32
C   I2=I2+32
10  IF (IPEEK(XCSR).LT.128)
C   +GOTO 10
C   CALL IPOKE(XBUF,I1)
20  IF (IPEEK(XCSR).LT.128) GOTO 20
C   CALL IPOKE(XBUF,I2)
C   RETURN
C   END

```

Subrotina SPLOT.FOR

```

C   SPLOT.FOR
C   INIT AND END OF COMPL0T
C
C   27-DEC-84
C   E.O.
C
C   SUBROUTINE SPLOT(ISPLOT)
C
C   COMMON/TOLPAC/XZ,YZ
C   INTEGER COLON,SCOLON,QM
C   INTEGER AT,UNDSKO
C   COLON=58
C   SCOLON=59
C   QM=63
C   AT=64
C   UNDSKO=95
C
C   IF (ISPLOT.EQ.0) GOTO 30
C   CALL PLOT(SCOLON,COLON,0)
C   CALL PLOT(QM,AT,0)
C   RETURN
30  CALL PLOT(3000,UNDSKO,0)
C   RETURN
C   END

```

Subrotina CAPLOT.FOR

```
C   CAPLOT.FOR
C
C   4-JAN-85
C   E.O.
C
C
C   SUBROUTINE CAPLOT(ICPLOT,XCPLOT,YCPLOT)
C
C
C   COMMON/TOLPAC/XZ,YZ
C   INTEGER RCSR,RBUF,SF,S1,CR,PU,PD,PENI,PENO,XON,QM
C   INTEGER ROTATE,SCALE,UNDSKO,EQU
C   RCSR="176510
C   RBUF="176512
C   UNDSKO=95
C   EQU=61
C   S1=64
C   LF=10
C   CR=13
C   PU=94
C   PD=62
C   XON=17
C   QM=63
C
C
C   IF (ICPLOT.LT.5) GOTO 10
C   IF (ICPLOT.GE.10) GOTO 200
C   XZ=XCPLOT
C   YZ=YCPLOT
10  XX=XCPLOT
C   YY=YCPLOT
C   IF (ABS(ICPLOT).GT.1) GOTO 30
C   XX=XX-XZ
C   YY=YY-YZ
30  PENI=PD
C   PENO=PD
C   IF (ICPLOT.LE.0) PENI=PU
C   IF (ICPLOT.EQ.0) PENO=PU
C
C
C
C   IF (ABS(YY+YZ).GT.2750) GOTO 500
C
```



```

C
175 CALL PLOT(3000,XON,0)
180 IF (IPEEK(RCSR).LT.128) GOTO 180
    ICR=IPEEK(RBUF)
190 IF (IPEEK(RCSR).LT.128) GOTO 190
    IFL=IPEEK(RBUF)
    IF (ICR.EQ.48.OR.IFL.EQ.48) GOTO 175
    IF (ICR.NE.51.AND.IFL.NE.51) GOTO 120
    CALL PLOT(3000,LF,0)

```

```

C
C
    CALL PLOT(QM,S1,0)
    CALL PLOT(3000,PENI,0)

```

```

C
C
    D0=AMAX1(ABS(XX),ABS(YY))
    D=D0

```

```

C
C
75 CALL PLOT(3000,XON,0)
80 IF (IPEEK(RCSR).LT.128) GOTO 80
    ICR=IPEEK(RBUF)
90 IF (IPEEK(RCSR).LT.128) GOTO 90
    IFL=IPEEK(RBUF)
    IF (ICR.EQ.48.OR.IFL.EQ.48) GOTO 75
    IF (ICR.NE.51.AND.IFL.NE.51) GOTO 120
    CALL PLOT(3000,LF,0)
    CALL PLOT(QM,S1,0)
    CALL PLOT(3000,PENI,0)

```

```

C
C
    IF (D.LE.28) GOTO 100
    FNI=D/28.
    IDY=IFIX(YY/FNI+SIGN(.5,YY))
    IDX=IFIX(XX/FNI+SIGN(.5,XX))
    CALL PLOT(IDX,IDY,1)
    XX=XX-IDX
    YY=YY-IDY
    XZ=XZ+IDX
    YZ=YZ+IDY
    D=AMAX1(ABS(XX),ABS(YY))
    CALL PLOT(PENI,LF,0)
    GOTO 75

```

```

C
C

```

```

100 CALL PLOT(IFIX(XX),IFIX(YY),1)
    XZ=XZ+IFIX(XX)
    YZ=YZ+IFIX(YY)
C
C
    CALL PLOT(PENO,LF,0)
    RETURN
C
C
C
C
200  IDX=XCPLLOT
    IDY=YCPLLOT
    SCALE=ICPLLOT/10
    ROTATE=ICPLLOT-SCALE*10
    CALL PLOT(QM,SCALE+63,0)
    CALL PLOT(EQU,ROTATE+48,0)
    CALL PLOT(IDX,IDY,0)
    CALL PLOT(UNDSKO,LF,0)
    IALP=2
    IF (XCPLLOT.GT.2500) IALP=1
    DINC=6*IALP*SCALE
    IF (ROTATE.EQ.1) XZ=XZ+DINC
    IF (ROTATE.EQ.0) XZ=XZ-DINC
    IF (ROTATE.EQ.2) YZ=YZ+DINC
    IF (ROTATE.EQ.3) YZ=YZ-DINC
    RETURN
C
C
C
333  FORMAT (' XZI = ',F7.2,' YZI = ',F7.2)
334  FORMAT (' XZF = ',F7.2,' YZF = ',F7.2)
C
C
500  WRITE (7,510)
510  FORMAT (' OUT OF BOUNDS. LAST VALUES LOST')
    RETURN
120  STOP 'COMPLLOT ERROR'
C
    END

```

**Subrotina SYMB.FOR**

```
C SYMB.FOR
C USEFUL TO PLOT STRINGS.
C
C 27-DEC-84
C E.O.
C
C
C SUBROUTINE SYMB(NSYMB,SRSYMB,SYSYMB)
C
C
C COMMON/TOLPAC/XZ,YZ
C INTEGER SRSYMB,SR
C LOGICAL*1 SYSYMB(50)
C SR=SRSYMB
C NC=NSYMB
C
C
C DO 5 ISY=1,NC,2
C IXSYMB=SYSYMB(ISY)
C IYSYMB=SYSYMB(ISY+1)
C IZSYMB=SYSYMB(ISY+2)
C IF (IXSYMB.EQ.32.AND.IYSYMB.EQ.32) RETURN
C XSYMB=IXSYMB
C YSYMB=IYSYMB
C IF (NC-ISY.EQ.0) GOTO 15 ! NC IS ODD.
C IF (IYSYMB.NE.32.OR.IZSYMB.NE.32) GOTO 10
15 YSYMB=XSYMB
C XSYMB=3000.
10 CALL CAPLOT(SR,XSYMB,YSYMB)
5 CONTINUE
C RETURN
C END
```

Subrotina AXIS.FOR

```

C   AXIS.FOR
C   TO DRAW SCALED HORIZONTAL OR
C   VERTICAL AXES
C
C   27-DEC-84
C   E.O.
C
C   SUBROUTINE AXIS(IAXIS)
C
C   COMMON/TOLPAC/XZ,YZ
C
C   IF (IAXIS.EQ.0) GOTO 100
CALL CAPLOT(2,0.,0.)
CALL CAPLOT(2,0.,-50.)
CALL CAPLOT(2,0.,1100.)
CALL CAPLOT(-2,0.,-50.)
CALL CAPLOT(2,10.,0.)
CALL CAPLOT(2,-10.,0.)
DO 10 KAXIS=1,10
CALL CAPLOT(-2,0.,-100.)
CALL CAPLOT(2,10.,0.)
CALL CAPLOT(2,-10.,0.)
10  CONTINUE
RETURN
C
C
100 CALL CAPLOT(2,0.,0.)
CALL CAPLOT(2,-50.,0.)
CALL CAPLOT(2,900.,0.)
CALL CAPLOT(-2,-50.,0.)
DO 20 KAXIS=1,8
CALL CAPLOT(2,0.,10.)
CALL CAPLOT(2,0.,-10.)
CALL CAPLOT(-2,-100.,0.)
20  CONTINUE
RETURN
END

```

Subrotina AX4.FOR

```

C   AX4.FOR
C   TO DRAW THE 4 AXES OF EACH
C   PAGE OF ECHO FUNCTIONS
C
C   27-DEC-84
C   E.O.
C
C   SUBROUTINE AX4
C
C   COMMON/TOLPAC/XZ,YZ
C
C   CALL CAPLOT(0,200.,700.)
CALL CAPLOT(5,0.,0.)
CALL CAPLOT(0,0.,-500.)
CALL AXIS(1)
CALL CAPLOT(0,0.,0.)
CALL AXIS(0)
CALL CAPLOT(0,1000.,-500.)
CALL AXIS(1)
CALL CAPLOT(0,1000.,0.)
CALL AXIS(0)
CALL CAPLOT(0,1000.,800.)
CALL AXIS(1)
CALL CAPLOT(0,1000.,800.)
CALL AXIS(0)
CALL CAPLOT(0,0.,800.)
CALL AXIS(1)
CALL CAPLOT(0,0.,800.)
CALL AXIS(0)
CALL CAPLOT(0,0.,0.)
RETURN
END

```

**Apêndice 4 — Exemplo de listagem de parâmetros do ventrículo  
esquerdo**

Os parâmetros apresentados referem-se a um paciente com cardiomiopatia hipertrófica:

ECHO NUMBER 357

FRR= 61.28 BT/MIN      SCORP =1.87 M2      SPRS =118.0 MMHG  
P1 = 0.35    P2 = 0.12    P3 = 0.15    P4 = 0.14    P5 = 0.16    SEC.  
TZ = 0.35    TM = 0.47    T% = 0.62    TP = 0.76    TQ = 0.92    SEC.

DLVD = 43.27 MM      SLVD = 28.44 MM      SHLVPC = 34.3 %  
TDLVD = 0.01 S      TSLVD = 0.00 S      RTDLVD = 0.01  
FR = 97.72 MM/S      FRN = 2.78 1/S      FRNT = 2.72  
TFR = 0.11 S      RTFR = 0.11      TRFP = 0.17 S  
VCF = -85.83 MM/S      VCFN = -2.41 1/S      VCFNT = -2.36  
TVCF = -0.16 S      RTVCF = -0.16

SEPMIN = 27.63 MM      SEPMAX = 31.41 MM      SSTPC = 13.7 %  
TMIS = 0.08 S      TMAS = 0.58 S  
RTMIS = 0.08      RTMAS = 0.59  
DMIS = -23.99 MM/S      DNMIS = -0.80 1/S      DNTMIS = -0.78  
TDMIS = -0.19 S      RTDMIS = -0.20  
DMAS = 47.27 MM/S      DNMAS = 1.62 1/S      DNTMAS = 1.59  
TDMAS = 0.18 S      RTDMAS = 0.18

PWMIN = 7.37 MM      PWMAX = 12.99 MM      SPWTPC = 76.3 %  
TMIP = 0.16 S      TMAP = -0.01 S  
RTMIP = 0.16      RTMAP = -0.01  
DMIP = -63.69 MM/S      DNMIP = -7.50 1/S      DNTMIP = -7.35  
TDMIP = 0.11 S      RTDMIP = 0.12  
DMAP = 52.87 MM/S      DNMAP = 5.40 1/S      DNTMAP = 5.29  
TDMAP = -0.16 S      RTDMAP = -0.16

DVPOPP = 81.03 CM3      DVTEIC = 84.32 CM3  
SVPOPP = 23.00 CM3      SVTEIC = 30.70 CM3  
EJVPOP = 58.03 CM3      EJVTEI = 53.62 CM3  
EFPOPP = 71.6 %      EFTEIC = 63.6 %  
WEIGPP = 508.63 GR      WEIGRK = 492.90 GR      CSA = 39.17 CM2

ESS = 100.75\*1000 DYNE/CM2      PLOAD = 43.80 CM3/M2

O significado destes parâmetros é o seguinte:

FRR — Frequência Cardíaca  
SCORP — Superfície Corporal  
SPRS — Pressão Sistólica

TZ, TM, T%, TP, TQ — tempos medidos a partir da onda R

TZ — ocorrência do diâmetro mínimo do V. E.

TM — abertura da válvula mitral

T% — ocorrência de 20% da máxima derivada do diâmetro do V. E.

TP — " do início da onda P

TQ — " da onda Q

P1 a P5 — duração das fases dum ciclo cardíaco

P1 = TZ - TR

P2 = TM - TZ

P3 = T% - TM

P4 = TP - T%

P5 = TQ - TP

DLVD — máximo diâmetro do V.E.

SLVD — mínimo " do V.E.

SHLVPC — fracção de encurtamento do V.E.

TDLVD — tempo de DLVD (a partir da onda R)

TSLVD — " de SLVD (ref. TZ)

RTDLVD — TDLVD normalizado pela duração RR

FR — máxima derivada (Filling Rate)

FRN — FR normalizada pelo diâmetro

FRNT — FRN " pela duração RR

TFR — tempo de FR (ref. TZ)

RTFR — TFR normalizado pela duração RR

TRFP — Tempo de Enchimento Rápido

VCF — mínima derivada

VCFN — VCF normalizada pelo diâmetro

VCFNT — VCFN " pela duração RR

TVCF — tempo de VCF (ref. TZ)

RTVCF — TVCF normalizado pela duração RR

SEPMIN — espessura mínima do Septo  
 SEPMAX — " " máxima do Septo  
 SSTPC — fracção de encurtamento do Septo  
 TMIS — tempo de SEPMIN (ref. TZ)  
 TMAS — " de SEPMAX (ref. TZ)  
 RTMIS — TMIS normalizado pela duração RR  
 RTMAS — TMAS " " " RR  
 DMIS — derivada mínima do Septo  
 DNMIS — DMIS normalizada pela espessura do Septo  
 DNTMIS — DNMIS " pela duração RR  
 TDMIS — tempo de DMIS (ref. TZ)  
 RTDMIS — TDMIS normalizado pela duração RR  
 DMAS — derivada máxima  
 DNMAS — DMAS normalizada pela espessura  
 DNTMAS — DNMAS " " duração RR  
 TDMAS — tempo de DMAS (ref. TZ)  
 RTDMAS — TDMAS normalizado pela duração RR

PWMIN — espessura mínima da Parede Posterior (PW)  
 PWMAX — " " máxima da " "  
 SPWTPC — fracção de encurtamento da PW  
 TMIP — tempo de PWMIN (ref. TZ)  
 TMAP — " de PWMAX (ref. TZ)  
 RTMIP — TMIP normalizado pela duração RR  
 RTMAP — TMAP " " " RR  
 DMIP — derivada mínima da PW  
 DNMIP — DMIP normalizada pela espessura da PW  
 DNTMIP — DNMIP " " duração RR  
 TDMIP — tempo de DMIP (ref. TZ)  
 RTDMIP — TDMIP normalizado pela duração RR  
 DMAP — derivada máxima da PW  
 DNMAP — DMAP normalizada pela espessura da PW  
 DNTMAP — DNMAP " " duração RR  
 TDMAP — tempo de DMAP (ref. TZ)  
 RTDMAP — TDMAP normalizado pela duração RR



DVPOPP — volume diastólico (POPP)  
DVTEIC — " " (TEICHHOLZ)  
SVPOPP — " sistólico (POPP)  
SVTEIC — " " (TEICHHOLZ)  
EJVPOP — " de ejeção (POPP)  
EJVTEI — " " " (TEICHHOLZ)  
EFPOPP — fracção de ejeção (POPP)  
EFTEIC — " " " (TEICHHOLZ)

WEIGPP — massa do V.E. (POPP)  
WEIGRK — " " " (REICHEK)  
CSA — "cross sectional area"

ESS — "end systolic stress"  
PLOAD — "pre-load"

## **Referências bibliográficas**

- ABI-SAMRA, Freddy Fainat M. FOUAD e Robert C. TARAZI — Determinants of Left Ventricular Hypertrophy and Function in Hypertensive Patients - An Echocardiographic Study. In: The American Journal of Medicine, September 1983, p. 26-33.
- AHLSTROM, Mark L. e Willis J. TOMPKINS — Automated High-Speed Analysis of Holter Tapes with Microcomputers. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-30, n° 10, 1983, p. 651-657.
- AIRAKSINEN, J., M. IKÄHEIMO et al. — Impaired Left Ventricular Filling in Young Female Diabetics. An Echocardiographic Study. In: Acta Medica Scandinavica, vol. 216, 1984, p. 509-516.
- ALVARES, R. F. e J. F. GOODWIN — Non-invasive Assessment of Diastolic Function in Hypertrophic Cardiomyopathy on and off Beta Adrenergic Blocking Drugs. In: British Heart Journal, vol. 48, 1982, p. 204-212.
- AUBERT, André E., Bart G. DENYS et al. — Computer Processing of Echo-Mechanocardiograms: Methods and Results. In: Computers and Biomedical Research, vol. 15, 1982, p. 57-75.
- BACKMAN, C. e B. O. OLOFSSON — Echocardiographic Features in Amyloidosis with Polyneuropathy. In: Acta Medica Scandinavica, vol. 214, 1983, p. 273-278.
- BARNES, Ralph W., James F. TOOLE e William M. McKINNEY — An Ultrasound Digital Moving Target Indicator System for Diagnostic Use. In: IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-24, n° 6, 1976, p. 350-354.
- BOM, N. (ed.) — Echocardiology. With Doppler Applications and Real Time Imaging. The Hague, Martinus Nijhoff Medical Division, 1977.
- BRUTSAERT, Dirk L., Frank E. RADEMAKERS e Stanislas U. SYS — Triple Control of Relaxation: Implications in Cardiac Disease. In: Circulation, vol. 69, n°1, 1984, p. 190-196.

- CARROLL, John D., William H. Gaasch e Keith P. W. J. McADAM — **Amyloid Cardiomyopathy: Characterization by a Distinctive Voltage/Mass Relation.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 49, January 1982, p. 9-13.
- CHEN, W. e D. G. GIBSON — **Relation of Isovolumic Relaxation to Left Ventricular Wall Movement in Man.** In: British Heart Journal, vol. 42, 1979, p. 51-56.
- COLGAN, Timothy K. e J. Willis HURST — **Amyloid and the Heart.** In: Richard S. LAUFER e Moira LERNER (eds.) — The Heart - Update V. New York, McGraw-Hill Book Company, 1981, p. 189-203.
- COOPER, Ronald H., Robert A. O'ROURKE et al. — **Comparison of Ultrasound and Cineangiographic Measurements of the Mean Rate of Circumferential Fiber Shortening in Man.** In: Circulation, vol. 46, November 1972, p. 914-923.
- CORYA, Betty C. — **Significance of Serial Echocardiographic Measurements.** In: Chest, vol. 79, n° 1, 1981, p. 1-3.
- CRAWFORD, Michael H., David GRANT e al. — **Accuracy and Reproducibility of New M-Mode Echocardiographic Recommendations for Measuring Left Ventricular Dimensions.** In: Circulation, vol. 61, n° 1, 1980, p. 137-143.
- DEVEREUX, Richard B. e Nathaniel REICHEK — **Echocardiographic Determination of Left Ventricular Mass in Man. Anatomic Validation of the Method.** In: Circulation, vol. 55, n° 4, 1977, p. 613-618.
- ECHO IV Service Data Supplement. New York, Electronics for Medicine Inc., 1978.
- Echocardiography. Hoechst Pharmaceuticals, Inc., 1972.
- EMERSON, Ronald, Richard DONNERSTEIN et al. — **Maximal Instantaneous Mitral Valve Velocities Measured with a Digital Echocardiographic Tracking System.** In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-24, n° 1, 1977, p. 71-73.

- ERIKSON, Kenneth R., Francis J. FRY, Joie P. JONES — **Ultrasound in Medicine - A Review**. In: IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-21, nº 3, 1974, p. 144-170.
- ESTIMA DE OLIVEIRA, J. P. — **Ultrassonografia**. In: Radiológica, ano I, nº 2, Fevereiro 1986, p. 8-19; *ibidem*, nº 4, Abril 1986, p. 30.
- ESTIMA DE OLIVEIRA, J. P., F. F. SEPULVEDA, P. GUEDES DE OLIVEIRA e J. C. PRINCIPE — **Análise Computorizada Semi-Automática do Ecocardiograma (Modo-M) do Ventrículo Esquerdo**. In: Procesamiento de Bioseñales, nº 45 das publicações *Cursos e Congressos* da Universidade de Santiago de Compostela, 1987, p. 55-68.
- ESTIMA DE OLIVEIRA, J. P., F. C. VAZ, P. GUEDES DE OLIVEIRA e J. C. PRINCIPE — **Digital Differentiaton of Echocardiographic Data - a Comparative Study**. In: Proceedings of the 4th Spanish Portuguese Moroccan Workshop on Signal Processing and its Applications, Marrakech, Setembro 1984, Session B2 p. 6.1-6.8.
- FEIGENBAUM, Harvey — **Echocardiography**, 2nd edition. Philadelphia, Lea & Febiger Publishers, 1976. 3rd edition. Lea & Febiger Publishers, 1981.
- FEIGENBAUM, Harvey, Richard L. POPP et al. — **Ultrasound Measurements of the Left Ventricle. A Correlative Study with Angiocardiography**. In: Archives of Internal Medicine, vol. 129, March 1972, p. 461-467.
- FELNER, Joel M. — **The Value and Limitations of Echocardiography**. In: J. Dereck JEFFERS, Richard S. LAUFER e Henry C. DeLEO (eds.) — The Heart - Update I. New York, McGraw-Hill Book Company, 1979, p. 47-73.
- FORTUIN, Nicholas J., William P. HOOD et al. — **Determination of Left Ventricular Volumes by Ultrasound**. In: Circulation, vol. 44, October 1971, p. 575-584.

- GAASCH, William H., C. Wallace ANDRIAS e Herbert J. LEVINE — **Chronic Aortic Regurgitation: the Effect of Aortic Valve Replacement on Left Ventricular Volume, Mass and Function.** In: Circulation, vol. 58, nº 5, 1978, p. 825-836.
- GIBSON, D. G. — **Estimation of Left Ventricular Size by Echocardiography.** In: British Heart Journal, vol. 35, 1973, p. 128-134.
- GIBSON, D. G. e D. BROWN — **Measurement of Instantaneous Left Ventricular Dimension and Filling Rate in Man, using Echocardiography.** In: British Heart Journal, vol. 35, 1973, p. 1141-1149.
- GOMEZ, A. M. Alonso, F. MONREAL et al. — **Estudio de la Relajación del Ventrículo Izquierdo Mediante el Análisis Computorizado de la Ecocardiografía con Técnica M.** In: Revista Española de Cardiología, vol. 37, nº 3, 1984, p. 175-180.
- GOMEZ, A. M. Alonso, F. MONREAL et al. — **Propiedades Diastólicas del Ventrículo Izquierdo en la Cardiopatía Hipertensiva. Efecto Agudo de la Nifedipina, Verapamil y Diltiacem.** In: Revista Española de Cardiología, vol. 37, nº 3, 1984, p. 169-174.
- GRIFFITH, James M. e Walter L. HENRY — **Video Scanner-Analog Computer System for Semiautomatic Analysis of Routine Echocardiograms.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 32, December 1973, p. 961-964.
- GRIFFITHS, B.E., P. HUGHES et al. — **Cardiac Amyloidosis with Asymmetrical Septal Hypertrophy and Deterioration after Nifedipine.** In: Thorax, vol. 37, 1982, p. 711-712.
- HELAK, Joseph W. e Nathaniel REICHEK — **Quantitation of Human Left Ventricular Mass and Volume by Two-Dimensional Echocardiography: In Vitro Anatomic Validation.** In: Circulation, vol. 63, nº 6, 1981, p. 1398-1407.

- HOSTETLER, Michael S., Louis E. ROEMER et al. — **A Microprocessor-Controlled Echocardiographic Tracking System.** In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-27, n° 5, 1980, p. 249-254.
- HOUDAS, Yvon, Ghislaine CARETTE et al. — **Computation of LV Performance by TM and Real-Time Echocardiography in Connection with Pulsed Doppler.** In: Computers in Cardiology, vol. 5. Washington DC, IEEE Computer Society Press, 1978, p. 171-174.
- KDF11-AA User's Guide. Marlboro-Massachusetts, Digital Equipment Corporation, 1979.
- KLOSTER, Frank E. — **Screening, Population and Sequential Follow-up Studies by Echocardiography.** In: N. BOM (ed.) — Echocardiology. With Doppler Applications and Real Time Imaging. The Hague, Martinus Nijhoff Medical Division, 1977, p. 61-65.
- KRAMER, Paul H., Ahmad DJALALY et al. — **Abnormal Diastolic Left Ventricular Posterior Wall Motion in Left Ventricular Hypertrophy.** In: American Heart Journal, vol. 106, n° 5 parte 1, 1983, p. 1066-1069.
- KUMPURIS, Andrew G., Miguel A. QUINONES et al. — **Importance of Pre-operative Hypertrophy, Wall Stress and End-Systolic Dimension as Echocardiographic Predictors of Normalization of Left Ventricular Dilatation after Valve Replacement in Chronic Aortic Insufficiency.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 49, n° 5, 1982, p. 1091-1100.
- MANCINI, John G. B., Dennis COSTELLO et al. — **The Isovolumic Index: a New Noninvasive Approach to the Assessment of Left Ventricular Function in Man.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 50, December 1982, p. 1401-1408.
- MARBLE, Allan E., C. Mark MC INTYRE et al. — **A Comparison of Digital Algorithms Used in Computing the Derivative of Left Ventricular Pressure.** In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-28, n° 7, 1981, p. 524-529.

- MARON, Liora, Avram C. MILLER e Hilton MILLER — **The Use of a Computer for the Analysis of M-Mode Echocardiograms.** In: Computers in Cardiology, vol. 6. Washington DC, IEEE Computer Society Press, 1979, p. 321-324.
- MARSH, James D., Laurence H. GREEN et al. — **Left Ventricular End-Systolic Pressure-Dimension and Stress-Length Relations In Normal Human Subjects.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 44, December 1979, p. 1311-1317.
- MASON, Warren P. — **Sonics and Ultrasonics: Early History and Applications.** In: IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-23, n° 4, 1976, p. 224-231.
- McSHERRY, Diana H. — **Computer Processing of Diagnostic Ultrasound Data.** In: IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-21, n° 2, 1974, p. 91-97.
- MELONI, L., P. BONOMO et al. — **Left Ventricular Hypertrophy in Windsurfers. (Abstract).** In: Abstracts of International Symposium on Sportscardiology. Knokke, Belgium, May 1985, p. 12.
- MOORE, R. B., L. M. SHAPIRO e D. G. GIBSON — **Relation Between Electrocardiographic Repolarisation Changes and Mechanical Events In Left Ventricular Hypertrophy.** In: British Heart Journal, vol. 52, 1984, p. 516-523.
- Parallel Interface Module Model H11-2.** Benton Harbor-Michigan, Heath Company, 1977.
- PIETRO, Daniel A., A. Gene VOELKEL et al. — **Reproducibility of Echocardiography - A Study Evaluating the Variability of Serial Echocardiographic Measurements.** In: Chest, vol. 79, n° 1, 1981, p. 29-32.
- POLLICK, Charles, Peter J. FITZGERALD e Richard L. POPP — **Variability of Digitized Echocardiography: Size, Source and Means of Reduction.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 51, February 1983, p. 576-582.



- POMBO, Joaquin F., Bart L. TROY e Richard O. RUSSEL — **Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction by Echocardiography.** In: Circulation, vol. 43, April 1971, p. 480-490.
- QUINONES, Miguel A., William H. GAASCH e James K. ALEXANDER — **Echocardiographic Assessment of Left Ventricular Function, with Special Reference to Normalized Velocities.** In: Circulation, vol. 50, July 1974, p. 42-51.
- QUINONES, Miguel A., William H. GAASCH et al. — **Echocardiographic Determination of Left Ventricular Stress-Velocity Relations In Man - with Reference to the Effects of Loading and Contractility.** In: Circulation, vol. 51, April 1975, p. 689-700.
- QUINONES, Miguel A., David M. MOKOTOFF et al. — **Noninvasive Quantification of Left Ventricular Wall Stress: Validation of Method and Application to Assessment of Chronic Pressure Overload.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 45, April 1980, p. 782-790.
- REICHEK, Nathaniel — **Echocardiographic Assessment of Left Ventricular Hypertrophy.** In: European Heart Journal, vol. 3 sup. A, 1982, p. 49-57.
- REICHEK, Nathaniel — **Echocardiographic Assessment of Left Ventricular Structure and Function In Hypertension - Methodology.** In: The American Journal of Medicine, September 1983, p. 19-25.
- REICHEK, Nathaniel e Richard B. DEVEREUX — **Left Ventricular Hypertrophy: Relationship of Anatomic, Echocardiographic and Electrocardiographic Findings.** In: Circulation, vol. 63, nº 6, 1981, p. 1391-1398.
- REICHEK, Nathaniel, B. B. FRANKLIN et al. — **Reversal of Left Ventricular Hypertrophy by Antihypertensive Therapy.** In: European Heart Journal, vol. 3 sup. A, 1982, p. 165-169.

- REICHEK, Nathaniel, John WILSON et al. — **Noninvasive Determination of Left Ventricular End-Systolic Stress: Validation of the Method and Initial Application.** In: Circulation, vol. 65, nº 1, 1982, p. 99-108.
- ROSS, Frank — **Ultrasound (1) Principles: General: Cardiac.** In: David SUTTON (ed.), Textbook of Radiology and Imaging, 3rd edition. Edinburgh, London, Melbourne and New York, Churchill Livingstone, 1980, p. 1339-1369.
- SAHN, David J., Anthony DeMARIA et al. — **Recommendations Regarding Quantitation in M-Mode Echocardiography: Results of a Survey of Echocardiographic Measurements.** In: Circulation, vol. 58, nº 6, 1978, p. 1072-1083.
- SAU, F., C. SEGURO et al. — **Effect of Athletic Training on Left Ventricular Size and Function in Professional Football Players. An Echocardiographic Study (Abstract).** In: Abstracts of International Symposium on Sportcardiology. Knokke, Belgium, May 1985, p. 17.
- SEPULVEDA, Francisco F., J. P. ESTIMA DE OLIVEIRA et al. — **Computerized Analysis of the Echocardiogram (M-mode) In the Familial Amyloidotic Polyneuropathy (Andrade's Type).** In: Revista Portuguesa de Cardiologia, vol. 4, nº 4, 1985, p. 446-450.
- SEPULVEDA, Francisco F., J. P. ESTIMA DE OLIVEIRA et al. — **Computerized Analysis of Left Ventricle Echocardiogram In 15 High Competition Cyclists.** Comunicação ao congresso CARDIO-IMAGE 86, Monaco, 1986.
- SEPULVEDA, Francisco F., J. P. ESTIMA DE OLIVEIRA et al. — **Computerized Analysis of Left Ventricle Echocardiogram In 16 Patients with Hypertrophic Cardiomyopathy.** In: Revista Portuguesa de Cardiologia, vol. 6, nº 3, 1987, p. 285-289.
- SINCLAIR, R. B. Logan, P. J. OLDERSHAW e D. G. GIBSON — **Computing In Echocardiography.** In: Progress in Cardiovascular Diseases, vol. 25, nº 6, 1983, p. 465-486.

- SIQUEIRA-FILHO, Aristarco G., Claudio L. P. CUNHA et al. — **M-Mode and Two Dimensional Echocardiographic Features in Cardiac Amyloidosis.** In: Circulation, vol. 63, nº1, 1981, p. 188-196.
- SOKOLOW, Maurice e Malcolm B. McILROY — **Clinical Cardiology**, 3rd edition. Los Altos-California, Lange Medical Publications, 1981.
- STEFADOUROS, M. A. e M. I. CANEDO — **Reproducibility of Echocardiographic Estimates of Left Ventricular Dimensions.** In: British Heart Journal, vol. 39, 1977, p. 390-398.
- Store 4DS and 7DS Instrumentation Recorders.** 11th Edition. Hythe Southampton, Racal Recorders Ltd., 1982.
- SUTTON, Martin G. St. John, Nathaniel REICHEK et al. — **Computerized M-Mode Echocardiographic Analysis of Left Ventricular Dysfunction in Cardiac Amyloid.** In: Circulation, vol. 66, nº 4, 1982, p. 790-799.
- SUTTON, Martin G. St. John, Abdul J. TAJIK et al. — **Echocardiographic Assessment of Left Ventricular Filling and Septal and Posterior Wall Dynamics in Idiopathic Hypertrophic Subaortic Stenosis.** In: Circulation, vol. 57, nº 3, 1978, p. 512-520.
- TEICHHOLZ, Louis E., Thomas KREULEN et al. — **Problems in Echocardiographic Volume Determinations: Echocardiographic-Angiographic Correlations in the Presence or Absence of Asynergy.** In: The American Journal of Cardiology, vol. 37, January 1976, p. 7-11.
- TRAILL, T. A., D. G. GIBSON e D. J. BROWN — **Study of Left Ventricular Wall Thickness and Dimension Changes using Echocardiography.** In: British Heart Journal, vol. 40, 1978, p.162-169.
- TROY, Bart L., Joaquin POMBO e Charles E. RACKLEY — **Measurement of Left Ventricular Wall Thickness and Mass by Echocardiography.** In: Circulation, vol. 45, March 1972, p. 602-611.

- UPTON, M. T. e D. G. GIBSON — **The Study of Left Ventricular Function from Digitized Echocardiograms.** In: Progress in Cardiovascular Diseases, vol. 20, nº 5, 1978, p. 359-384.
- VAUGHAN, C. L. — **Smoothing and Differentiation of Displacement Data: an Application of Splines and Digital Filtering.** In: International Journal of Bio-Medical Computing, vol. 13, 1982, p. 375-386.
- VAZ, F. C., J. C. PRINCIPE e F. CARVALHO — **An Interactive Computer Program for the Design and Simulation of Digital Filters.** In: Proceedings of the 4th Spanish Portuguese Moroccan Workshop on Signal Processing and its Applications, Marrakech, Setembro 1984, Session B3 p. 4.1-4.6.
- VOOGD, P. J., H. RIJSTERBORGH et al. — **Reference Ranges of Echocardiographic Measurements in the Dutch Population.** In: European Heart Journal, vol. 5, 1984, p. 762-770.
- WELLS, P. N. T. — **The Present Status of Medical Ultrasonic Diagnostics.** In: IERE Conference on the Applications of Electronics in Medicine, vol. 34. London, The Institution of Electronic and Radio Engineers, April 1976, p. 1-12.
- WELLS, P. N. T. e Marvin C. ZISKIN (eds.) — **New Techniques and Instrumentation in Ultrasonography.** New York, Edinburgh, London and Melbourne, Churchill Livingstone, 1980.
- WILSON, John R. e Nathaniel REICHEK — **Echocardiographic Indices of Left Ventricular Function. A Comparison.** In: Chest, vol. 76, nº 4, 1979, p. 441-447.
- WILSON, John R., Nathaniel REICHEK e John HIRSHFELD — **Noninvasive Assessment of Load Reduction in Patients with Asymptomatic Aortic Regurgitation.** In: The American Journal of Medicine, vol. 68, 1980, p. 664-674.