

SISTEMA PARA AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS HEMODINÂMICOS
USANDO MICROCOMPUTADOR COMPATÍVEL COM IBM PC

L.C.CARVALHO¹, R.V.BARROS², A.P.LIMA³, G.H.M.B.MOTTA³

RESUMO -- Um sistema para análise de sinais hemodinâmicos foi desenvolvido para microcomputadores compatíveis com o IBM PC. Tal sistema permite a análise automática dos sinais de pressão, calculando os valores relevantes das pressões das diversas câmaras cardíacas e grandes vasos, sem a intervenção do usuário. Ele é composto de dois programas: 1- um programa de aquisição que converte para o formato digital, 10 segundos do sinal de ECG e um, ou dois sinais de pressão, armazenando-os em disco, 2- um programa de processamento que processa automaticamente estes sinais, permitindo a geração de diversos relatórios, que podem incluir relatórios gráficos com as ondas de pressão das diversas cavidades.

INTRODUÇÃO

Sistemas para a análise automática de pressões obtidas durante exames hemodinâmicos foram uma aplicação pioneira da Engenharia Biomedica. Desde da década de 70 existem sistemas para tal fim, tipicamente baseados em minicomputadores (Sanders, 1986, Covey, 1978). No Brasil, no entanto, pouquíssimos laboratórios de hemodinâmica puderam se beneficiar do uso destes sistemas, principalmente devido ao custo bastante elevado.

O presente trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema para processamento automático de sinais hemodinâmicos baseado em microcomputadores compatíveis com o IBM PC, cujo desempenho, mesmo utilizando-se um microcomputador com uma configuração relativamente simples e com clock de 4,77 MHz, é comparável ao de sistemas dezenas de vezes mais caros. O sistema está em uso rotineiro no serviço de Hemodinâmica do HU da UFPb há cerca de tres meses.

Para desenvolver o projeto foram necessários: 1- a implementação de um conversor analógico-digital (12 bits/16 canais) 2- a implementação de dois módulos de programas, sendo um programa de aquisição que controla a obtenção dos sinais de ECG e até duas pressões, e um programa de processamento que permite processar automaticamente os sinais obtidos e que pode gerar vários tipos de relatórios. Todo o sistema foi desenvolvido em um microcomputador compatível com o IBM PC com a seguinte configuração: 640 kbytes de memória, dois drives de 360 kbytes e um disco rígido de 20 Mbytes, placa de alta resolução compatível com a placa Hercules, monitor de vídeo para placa Hercules, porta paralela, porta serial, teclado. Os programas foram desenvolvidos utilizando-se linguagem Turbo Pascal 4 e Assembly 8088.

-
- (1) Professor do Departamento de Fisiologia e Patologia da UFPb, pesquisador do NETEB/UFPb
(2) Chefe do Setor de Hemodinâmica do HU/UFPb. Hemodinamicista do Hospital Santa Isabel
(3) Alunos de Informática da UFPb e Bolsistas de Iniciação Científica do CNPq

O PROGRAMA DE AQUISIÇÃO

A utilização do programa de aquisição se inicia com o cadastro do paciente onde dados tais como idade, peso, altura, número de registro, etc, são digitados pelo técnico. Segue-se uma breve aquisição de zero e de um nível fixo de pressão para calibração do sistema. A seguir o programa imprime na tela do monitor um menu de opções de câmaras cardíacas e grandes vasos para a obtenção das pressões. Inclui-se aqui a possibilidade de obtenção de duas pressões simultâneas, captadas por dois catéteres. Para cada aquisição são convertidos 10 segundos de sinal sendo um canal de ECG e um ou dois canais de pressões, a uma frequência de amostragem de 200 Hz. Os sinais são obtidos dos amplificadores de ECG e de pressão de um polígrafo Eletronics for Medicine modelo VR 12. O sinal é mostrado em tempo real na tela do computador para que seja feito um controle de qualidade. Sinais de baixa qualidade ou com várias extrasístoles são rejeitados e nova aquisição é feita. Uma vez obtido um sinal de boa qualidade este é gravado em disco para posterior processamento. A Fig.1a mostra um exemplo típico de um sinal assim obtido. As opções de cavidades para aquisição no programa são: Aorta (AO), ventrículo esquerdo (VE), capilar pulmonar (CP), artéria pulmonar (AP), ventrículo direito (VD), átrio direito (AD), VE-AO, VE baixo-VE, AP-VD, aorta2, ventrículo2.

O PROGRAMA DE PROCESSAMENTO

O programa de processamento utiliza os sinais gravados em disco pelo programa de aquisição, para obtenção dos relatórios finais com os parâmetros de interesse. Para melhor compreender como este programa executa as suas funções, mostra-se abaixo o seu menu principal e o sub-menu de relatórios, cujas opções serão explicadas adiante.

(0) Escolhe paciente	(1) Tela
(1) Processamento automático	(2) Impressora
(2) Descrição da Técnica CAT/CineAngio	(3) Gráfico Ondas Médias
(3) Seleção Manual do QRS	(4) Sinal Completo
(4) Relatórios	(5) Salvar Relatório
(5) Examina Câmara	(6) Volta ao Menu Principal
(6) Volta ao DOS	
(Menu Principal)	(Menu de Relatórios)

A opção (0) permite digitar o código do paciente cujos arquivos serão lidos para a memória do computador. A opção (1) inicia o processamento automático no qual o primeiro passo é a detecção dos complexos QRS. Este passo é muito importante porque os algoritmos subsequentes se baseiam na posição da onda R de cada complexo QRS como ponto de referência para o processamento das ondas de pressão. Uma ênfase especial foi dada ao algoritmo de detecção, procurando-se torna-lo o mais eficiente possível. A Fig.1b mostra a detecção dos complexos QRS na presença de muito ruído de 60 Hz em um dos piores casos processados. O algoritmo empregado envolve a utilização de um filtro passa faixa centrado em 17 Hz, proposto por Tompkins (1985), cujo objetivo é o de favorecer os componentes de frequência do QRS em detrimento da onda P, onda T e complexos aberrantes, além de eliminar o ruído de 60 Hz e oscilações da linha de base. São também utilizados filtros passa baixa (Savitzky, 1964) seguidos de derivação do sinal, aplicação de um duplo limiar com a detecção final do QRS (Fig.1b).

Uma vez detectados os complexos QRS para uma determinada cavidade, um algoritmo de mediana é empregado para construir um ciclo cardíaco de pressão mediana, representativo dos 10 segundos do sinal de pressão gravado para aquela cavidade. Esta técnica permite minimizar as variações de ciclo a ciclo causadas pela respiração, movimentos do paciente, extrasístoles, etc. (Zisserman, 1983). Ela consiste em tomar os valores de pressão de cada instante de tempo correspondente aos QRS detectados na janela de 10 segundos, ponto a ponto, ordena-los, e escolher o valor de pressão mediano. A técnica é superior a média coerente para um número reduzido de complexos (Zisserman, 1983). O mesmo procedimento é repetido para todas as cavidades, resultando em curvas de pressão mediana para cada cavidade examinada (Fig.2a). Usando estas curvas são calculados os parâmetros pressóricos de interesse para cada cavidade como mostrado na primeira página do relatório final (Fig.3a).

O processamento automático prossegue com os cálculos dos gradientes pico a pico e médio entre VE-AO, VD-AP, e gradiente médio entre CP-VE. Adicionalmente para o ventrículo esquerdo são computados os índices de contratilidade: derivada máxima, velocidade de encurtamento do elemento contrátil (V_{pm}) e velocidade máxima de encurtamento do elemento contrátil (V_{max}). A maior parte dos algoritmos empregados para calcular os parâmetros pressóricos fazem parte de uma coleção de algoritmos para processamento de sinais hemodinâmicos, empregados desde 1973 no protocolo de processamento de sinais hemodinâmicos da Universidade de Alabama (Zisserman, 1983).

No caso de um erro na detecção automática do QRS o programa automaticamente seleciona a opção (3) do menu principal para que o usuário selecione com um cursor, em uma tela gráfica, a posição dos complexos QRS na janela de 10 segundos (Fig.1c). O processamento automático é então reiniciado usando as posições dos QRS selecionados manualmente. O usuário pode também selecionar esta opção a partir do menu principal. Ela pode ser necessária em casos que "enganam" a maior parte dos algoritmos de detecção do QRS como por exemplo bigeminismo.

Após o processamento automático, a seleção do item (2) permite utilizar um editor de textos do programa para a entrada de textos relativos a técnica de cateterismo empregada, achados da coronariografia, cineangiocardiografia e diagnóstico final. Este editor pode também ler arquivos de textos padrões, pré-gravados em disco. Ao término da entrada do texto de diagnóstico final, o sistema questiona o usuário se deseja ou não calcular a função ventricular esquerda. Em caso afirmativo o usuário digita os valores dos eixos do ventrículo esquerdo em sístole e diástole, medidos a partir da imagem da ventriculografia e também os dados para correção da distorção de RX. Usando-se o clássico método de Dodge são calculados os volumes sistólico final e volume diastólico, com os quais são calculados: fração de ejeção, débito cardíaco, resistência pulmonar (RP), resistência sistêmica (RS) e relação RP/RS. A opção (5) permite editar uma onda mediana de pressão na tela do monitor e com um cursor, marcar pontos específicos na forma de onda, de modo a substituir os valores de pressão calculados automaticamente, com os quais o médico ou o técnico não concorde. Isto pode ocorrer em casos de ondas de pressão severamente distorcidas pelo sistema hidráulico (amortecimento).

A opção (4) abre o sub-menu de relatórios. A opção (1) deste menu mostrará na tela do monitor o mesmo relatório obtido pela opção (2) em impressora (Fig.3). Relatórios gráficos podem ser gerados com a opção (3) (Fig.2a) ou a opção (4) que mostra na tela ou impressora, 5 segundos dos sinais originais gravados em disco, sem qualquer processamento (Fig.2b). Visando a utilização futura de um banco de dados hemodinâmicos a opção (5)

permite salvar o relatório completo em um arquivo texto.

RESULTADOS

Parte dos resultados obtidos durante o desenvolvimento do trabalho foram mostrados na descrição do sistema sob a forma de gráficos, relatórios, etc. Durante tres meses de uso na rotina do Hospital Universitário da UFPb, foram feitos 30 exames usando o sistema, com o objetivo de fazer uma validação clínica do mesmo. O mais importante na validação clínica, é o resultado da comparação das pressões medidas pelo médico no traçado do polígrafo com os valores destas pressões calculadas automaticamente pela máquina. Um teste T pareado foi empregado para comparar: pressões diastólicas iniciais e finais de ventrículos, pressões sistólicas de VE, VD, AO, e AP e pressões médias de AO, AP, CP e AD. Não houve diferença significativa para qualquer dos parâmetros de pressão, ao nível de 5% de significância.

CONCLUSÕES

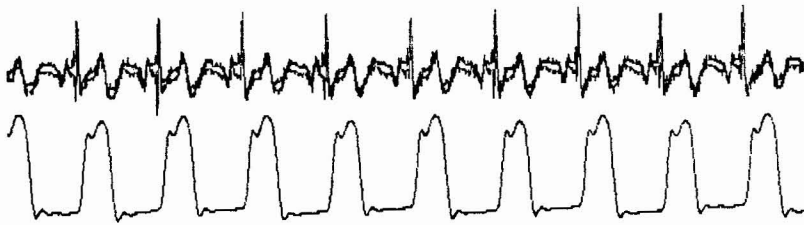
No presente trabalho mostramos as características de um sistema desenvolvido para a análise automática de dados de cateterismo cardíaco, baseado em microcomputadores de fácil aquisição no mercado nacional e custo relativamente baixo. A interface com o usuário, tanto do programa de aquisição como do programa de processamento, foi desenhada de modo a facilitar o seu emprego por pessoas não familiarizadas com computadores. No programa de processamento, visto que todos os dados estão sempre disponíveis na memória do computador, todas as opções podem ser repetidas quantas vezes forem necessárias até corrigir eventuais erros. O sistema processa automaticamente os sinais de seis cavidades em cerca de 35 segundos (clock de 8 MHz), permitindo obter resultados imediatamente após o término do exame. Este sistema foi desenvolvido durante um período de dois anos, seus algoritmos foram exaustivamente testados e o resultado obtido é um ferramenta versátil e confiável.

AGRADECIMENTOS

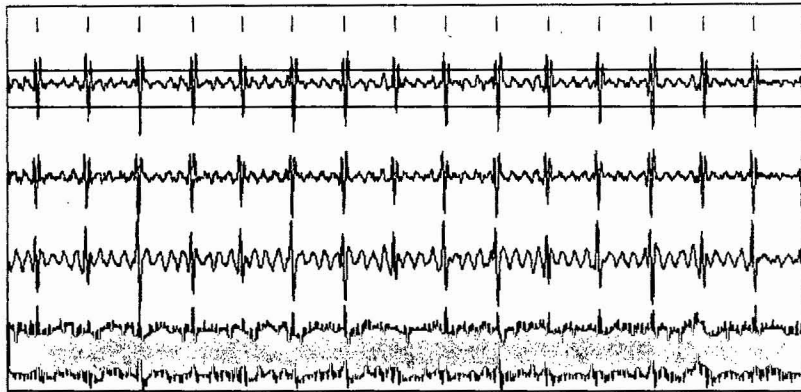
Agradecemos ao CNPq pelo financiamento inicial do projeto e a concessão de duas bolsas de Iniciação Científica.

REFERÊNCIAS

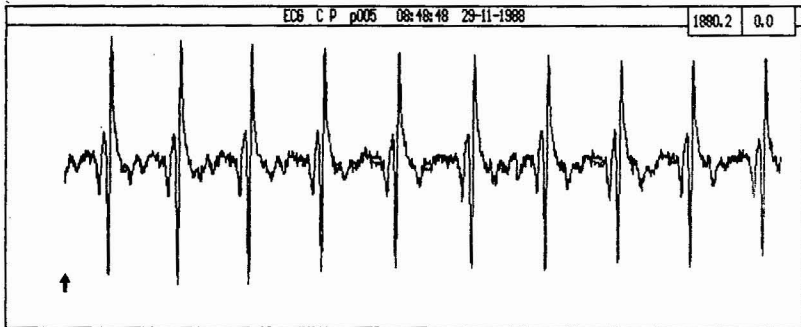
- COVVEY, H.D., OLLEY, P.M., WIGLE, E.D. (1978) "A Review of Commercial Computer-Based Systems in the Cardiac Catheterization Laboratory (1977)", Catheterization and Cardiovascular Diagnosis, Volume 4, pages 439-474.
- SANDERS, W.J. (1986) "Reflections on the Computerization of the Cardiology Division at Stanford University Medical Center", Advances for Medicine, Volume 8, Number 1, pages 7-12.
- SAVITZKY, A. e GOLAY, E.J. (1964) "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures", Analytical Chemistry, Volume 36, Number 8, pages 1627-1639.
- TOMPKINS, W.J. (1985) "Digital Filter Design Using Interactive Graphics on the MacIntosh", IEEE/Seventh Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, pages 722-726.
- ZISSERMAN, D. et al (1983) "Cardiac Catheterization and Angiographic Analysis Computer Applications", Progress in Cardiovascular Diseases, Volume XXV, Number 5, pages 409-434.



(a)

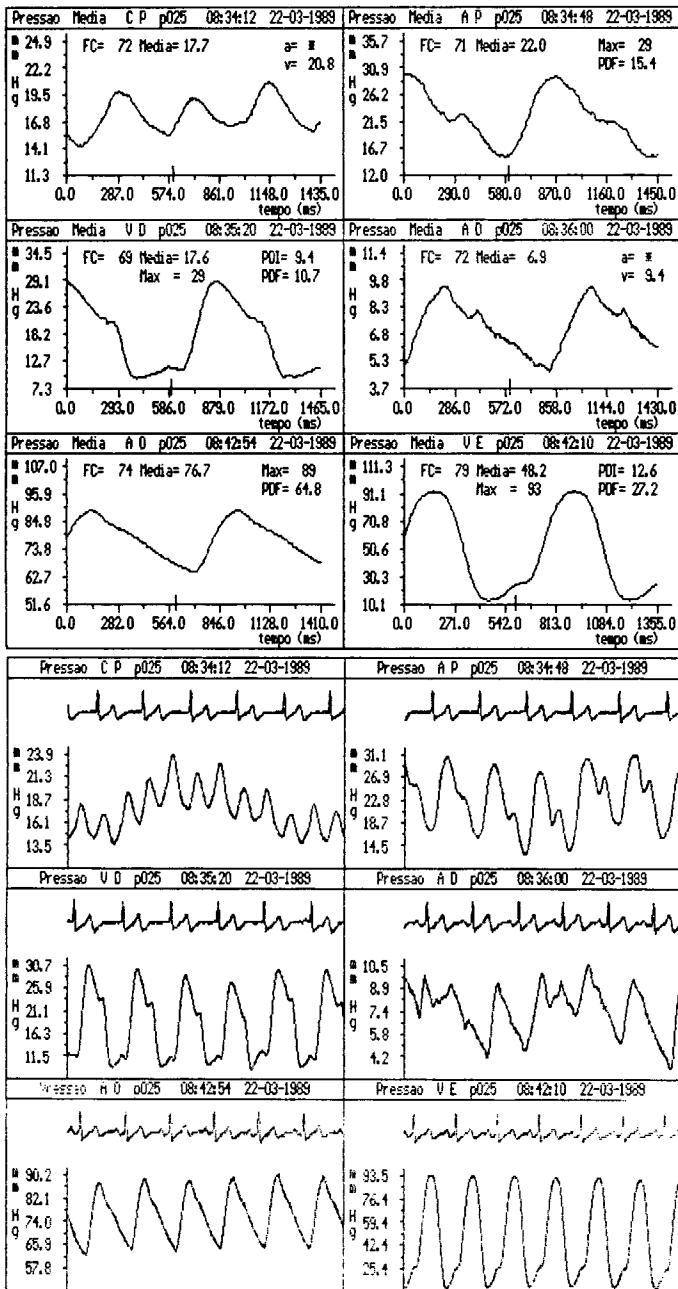


(b)



(c)

Fig.1 - (a) Os sinais originais de ECG e pressão tais como aparecem na tela do monitor durante a aquisição. (b) Detecção do QRS em presença de ruído (60 Hz). (c) Tela gráfica para seleção manual do QRS.



(a)

(b)

Fig.2 - (a) Relatório gráfico completo com as ondas medianas de pressão.
(b) Sinais originais obtidos na aquisição, sem qualquer processamento.

 SERVIÇO DE HEMODINÂMICA - HOSPITAL UNIVERSITÁRIO
 UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ - Fone: (081) 224120

RELATÓRIO DE CATETERISMO CARDÍACO

Nome: JOSE ALVES RIBEIRO Reg. No. 185357-X
 Sexo: M Altura: 162 Peso: 74 Idade: 61 CAT No. 026
 Superfície Corporal: 1.76 m² Data: 27/03/1989
 Diagnóstico Clínico: INSUFICIÊNCIA CORONÁRIA
 Ritmo Cardíaco: regular, sinusal

TÉCNICA DE CATETERISMO

Anestesia da prega do cotovelo direito com xilocaína a 2%. Dissecção da artéria e veia braquial direita. Introdução de cateter Courmand 7F através da veia até CP. Registradas retrogradamente as pressões até AD. Introdução de cateter Sonos 8F até o VE. Registradas as pressões de VE e AO. Realizadas cineangiocoronariografia e cineangiocardiografia. Retirados os cateteres, ligada a veia e suturada a artéria e a pele.

PRESSÕES (mmHg)						
	SISTOLICA	PDI	PDF	MEDIA	FC	HORA
VE	127	4.7	17.8	53	98	08:35:08
AO	103	*	69	84	94	08:33:36
VD	27	2.3	7.4	11	103	08:12:52
AP	25	*	11	15	102	08:12:10
ONDA A						
	ONDA A	ONDA V	MEDIA	FC	HORA	
CP	*	*	6.7	101	08:11:26	
AD	*	*	4.7	103	08:13:20	

GRADIENTES (mmHg)			
	GSM	GSPP	PES
VE/AO	18.5	18.3	185 ms
AP/VD	Nao ha' gradiente		
GDM			
	GDM		
CP/VE	Nao ha' gradiente		

CONCLUSÕES DA MANOMETRIA/HIPÓTESES DIAGNÓSTICAS:
 Pressões normais em câmaras direitas
 Pressão diastólica final de VE aumentada
 Estenose aórtica

(a)

CAT No. 026

Pag. 2

FUNÇÃO VENTRICULAR ESQUERDA (MÉTODO DE DODGE)

VOLUME SISTOLICO FINAL	16 ml	
VOLUME DIASTOLICO	48 ml	
VOLUME EJETADO	32 ml	
FRACAO DE EJECAO	66 %	
DEBITO CARDIACO	3.1 L/min	
INDICE CARDIACO	1.8 L/min/m ²	
RESISTENCIA SISTENICA	25.4 mmHg/lit/min	NORMAL
RESISTENCIA PULMONAR	2.8 mmHg/lit/min	11 a 17
RELACAO RP/RS	0.11	0.5 a 3

PARAMETROS DE CONTRATILIDADE DE VE

dP/dt MAX	Vpm	Vmax
1105 mmHg/s	0.8 CM/seg	1.1 CM/seg

CINEANGIOCORONARIOGRAFIA

Circulação coronária direita dominante.

Coronária direita irriga parte da parede posterior do ventrículo esquerdo. Com lesões difusas de cerca de 90% em todo o trajeto. Coronária esquerda com descendente anterior com obstrução total na origem. Diagonal com lesões difusas severas em todo o trajeto. Circunflaxa com lesão de 90% no terço inicial e comprometimento difuso. Lesão de tronco da CE de 80%.

CINEANGIOCARDIOGRAFIA

Injeção de contraste no ventrículo esquerdo em OAD. Observa-se valvula mitral competente e de boa mobilidade. Volume sistólico final dentro dos limites de normalidade. Contratilidade conservada.

CONCLUSÕES DIAGNÓSTICAS

INSUFICIÊNCIA CORONÁRIA OBSTRUTIVA

Médico - CRM 1

(b)

Fig. 3 (a) Primeira página do relatório final (b) segunda página do relatório final

A SYSTEM FOR THE ACQUISITION AND PROCESSING OF HEMODYNAMICS
WAVEFORMS USING IBM COMPATIBLE MICROCOMPUTER

ABSTRACT -- A system for the analysis of hemodynamics waveforms has been implemented using IBM PC compatible microcomputers. It allows automatic analysis of pressures waveforms from various cardiac chambers as well as the great vessels, without user intervention. The system is made up of two programs: 1- an acquisition program that digitizes 10 seconds of one ECG and one or two pressure waveforms, storing them on disk, 2- a processing program that automatically processes these pressure waveforms allowing for the generation of various kinds of reports that could include graphic reports.