

## SISTEMA PARA PROCESSAMENTO DE SINAIS DOPPLER AMOSTRADOS EM ARTÉRIAS CORONÁRIAS

R. Moraes<sup>1</sup>, D. H. Evans<sup>2</sup> e D. P. Debono<sup>3</sup>

**RESUMO** -- Cateteres intravasculares Doppler estão se tornando cada vez mais utilizados na investigação da circulação coronariana. Estimativas de velocidade de fluxo sanguíneo podem ser obtidas a partir de sinais Doppler amostrados com estes cateteres, e empregadas para calcular vários parâmetros que podem ser então correlacionados com a situação hemodinâmica sob investigação. Para interpretar adequadamente as formas de onda Doppler amostradas em artérias coronárias, faz-se necessário amostrar simultaneamente as formas de onda de ECG e pressão. Este trabalho discute os requisitos que um sistema deve possuir para realizar a aquisição destes sinais, assim como descreve o sistema desenvolvido para a aquisição, processamento e armazenamento dos mesmos. O software utilizado para o cálculo de parâmetros a partir das formas de onda armazenadas é discutido e exemplos de resultados obtidos são apresentados.

**Palavras-chave:** Ultra-som, cateter Doppler, artérias coronárias.

### INTRODUÇÃO

A maioria das doenças cardíacas encontra-se relacionada com a redução do lume das artérias que suprem sangue para o coração, as denominadas artérias coronárias (Kannel e Thom, 1986). Arteriografia é considerada atualmente como um dos métodos mais precisos para a localização e determinação da severidade de estenoses nas artérias coronárias. Porém, existe ainda controvérsia quanto a utilização apenas de imagens para prever os efeitos hemodinâmicos de determinada estenose ou de uma série de estenoses. Isto se aplica mesmo quando técnicas automatizadas são utilizadas para medir o diâmetro destas. Quando a formação da placa arteriosclerótica é difusa, o conceito de uma estenose específica pode se tornar irrelevante devido a ausência de segmento 'normal' como ponto de referência (Arnett et alii, 1979; Wilson, 1991). Além disto, a severidade das estenoses pode ser superestimada se espasmo, espontâneo ou induzido pelo cateter, ocorrer no segmento obstruído, reduzindo o seu lume. Uma vez que os resultados de arteriografias são usualmente apresentados como imagens bidimensionais, a excentricidade e assimetria das lesões acrescentam dificuldades para sua interpretação, embora modernos sistemas de análise de imagem possam ser utilizados para tentar minimizar este problema. A sobreposição de vasos na imagem pode também introduzir erros (Marcus, 1983).

<sup>1</sup> Pesquisador (bolsa recém doutor CNPq), CPGEI, CEFET-PR, Av. 7 de setembro 3165, 80230-901, Curitiba-PR, Email: RMORAES@CPGEI.CEFETPR.BR

<sup>2</sup> Head of Department, Department of Medical Physics, Leicester Royal Infirmary, Leicester LE1 5WW, UK, Email: DHE@LE.AC.UK

<sup>3</sup> Head of Department, Department of Cardiology, Groadby Road Hospital, Leicester, UK.

Para obter informações adicionais sobre a severidade das estenoses (Wilson et alii, 1987; Nakatani et alii, 1992), avaliar o resultado de intervenções cirúrgicas (Segal et alii, 1992) e estudar a circulação colateral (Kern et alii, 1993), tem-se utilizado em conjunto com as técnicas de imagem, o cateterismo Doppler intravascular.

Sistemas Doppler comerciais especificamente desenvolvidos para estudos da circulação coronariana são descritos na literatura (Sibley et alii, 1986; Doucette et alii, 1992). Os sinais Doppler amostrados por estes sistemas contêm frequências geralmente muito altas para serem simplesmente gravados ou analisados por sistemas convencionais. Algumas das características necessárias a um sistema adequado para o processamento de sinais Doppler amostrados em artérias coronárias são descritas abaixo:

- Taxa de amostragem programável: Antes da angioplastia, a velocidade do fluxo sanguíneo proximal à estenose é freqüentemente muito baixa, uma vez que a estenose restringe o fluxo. Tem sido também observado que depois da angioplastia, a velocidade do fluxo é superior a esperada em condições normais de repouso. Isto é atribuído à incapacidade da vasculatura distal de se autorregular imediatamente após um longo período de perfusão anormal, de baixo fluxo (Wilson et alii, 1988). Conseqüentemente, a velocidade do fluxo varia dramaticamente entre estas duas situações hemodinâmicas, e para se obter estimativas de velocidade mais precisas para ambos os casos, é desejável um sistema com taxas de amostragem programáveis, permitindo uma boa resolução de frequência para os sinais Doppler processados, independentemente da situação clínica analisada.

- Capacidade de processar sinais Doppler acima de 30 kHz: Devido à velocidade do fluxo encontrada nas artérias coronárias, ao pequeno valor do ângulo formado entre a frente de onda emitida pelo cateter e o vetor velocidade de fluxo, e à alta frequência da portadora empregada por tais sistemas Doppler (detalhes são fornecidos na próxima seção), sinais Doppler contendo frequências acima de 30 kHz tem sido relatados na literatura (Nakatani et alii, 1992). A presença de tais frequências exige a utilização de taxas de amostragem acima das normalmente disponíveis por equipamentos de análise de sinais Doppler e cria dificuldades para gravação dos mesmos uma vez que os gravadores são geralmente projetados para a faixa de áudio, i.e., até 20 kHz.

- Filtros programáveis: Durante os estudos clínicos desenvolvidos em conexão com este trabalho, observou-se que artefatos produzidos pelo movimento das paredes dos vasos ('wall thump') representam um significativo problema no emprego de Doppler nas artérias coronárias, sendo estes dependentes da posição do cateter dentro do vaso e da região anatômica da artéria estudada. Como a presença destes artefatos e o seu conteúdo de frequência variam entre pacientes e sítios arteriais investigados, é desejável incluir filtros passa-alta programáveis para eliminá-los ou atenuá-los.

- Capacidade de adquirir sinais de outras fontes fisiológicas: Além dos sinais Doppler, é importante também amostrar sinais de ECG e formas de onda de pressão. O processamento destes sinais permite delimitar as fases sistólicas e diastólicas do ciclo cardíaco, e relacionar alterações da velocidade do fluxo com alterações de pressão. Estes sinais requerem diferentes tipos de processamento que devem ser cuidadosamente considerados para se alcançar o correto balanço entre qualidade dos sinais amostrados e custos.

Este artigo descreve um sistema versátil desenvolvido para amostrar, processar e armazenar sinais Doppler obtidos nas artérias coronárias em conjunto com sinais de ECG e pressão, permitindo

que à medida que estes sinais sejam adquiridos, sonogramas coloridos, ECG e forma de onda de pressão sejam apresentados em tela de microcomputador.

## DESCRIÇÃO DO SISTEMA

### Hardware

Um diagrama em blocos do sistema é apresentado na Figura 1. Como já mencionado, três diferentes sinais são amostrados: pressão, ECG e sinais Doppler em quadratura de fase. O sistema Doppler utilizado (MDV-20, Millar Instruments, Houston, EUA) emite pulsos para o transdutor numa frequência de 20 MHz em 'bursts' de 0,4  $\mu$ sec, com uma frequência de repetição de pulso (PRF) de 62,5 kHz. O cateter Doppler empregado é manufaturado por Schneider (Zurich, Switzerland) tendo um diâmetro de 1,0 mm e um orifício central de 0,4 mm. Este orifício permite que o cateter seja colocado dentro das artérias coronárias com o uso de um fio guia.

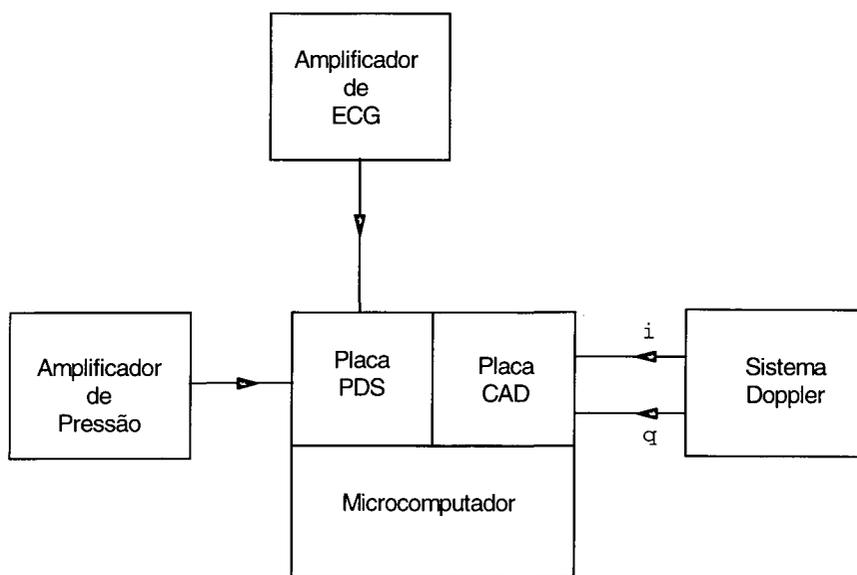


Figura 1 - Diagrama de blocos do equipamento utilizado para adquirir e processar os sinais requeridos para o estudo do fluxo sanguíneo nas artérias coronárias: Doppler, ECG e pressão.

A pressão é obtida na raiz da aorta através de um transdutor fixado na extremidade de um cateter, tendo este um diâmetro de 2,0 mm (Gaeltec Ltd). O sinal elétrico correspondente à pressão amostrada é então amplificado por equipamento produzido por Gaeltec Ltd (modelo S12 - Ilha de Skye, Escócia).

O sinal de ECG é amplificado por equipamentos utilizados pela equipe médica para monitorar o paciente durante o cateterismo. Como diferentes equipamentos são utilizados em diferentes salas de cirurgia, dados específicos não são fornecidos.

O sistema utilizado para amostrar e processar estes sinais compreende um microcomputador compatível com o IBM-PC 486 dentro do qual uma placa de processamento digital de sinais e uma placa de conversão análogo-digital (A/D) são inseridos.

A placa de processamento digital de sinais (placa PDS) é produzida pela LSI Ltd. (Loughborough, Inglaterra), contendo um processador DSP32C da AT&T, 160 kbytes de memória, um 'timer' e 2 canais de conversão A/D constituídos por filtros 'anti-aliasing' de quarta ordem em configuração Burtterworth e 2 conversores A/D de 16 bits. Os filtros 'anti-aliasing' desta placa são programáveis com o uso de componentes externos.

Com o objetivo de reduzir os custos do sistema, os canais A/D da placa PDS são utilizados para adquirir o ECG e o sinal de pressão, tendo suas frequências de corte programadas para metade da taxa de amostragem especificada a seguir.

A placa de conversão A/D (placa CAD) foi projetada neste laboratório para amostrar simultaneamente os 2 sinais Doppler em quadratura de fase. Ela tem 2 canais de conversão A/D, contendo amplificadores programáveis, filtros passa-alta programáveis (para atenuar o 'wall-thump'), filtros 'anti-aliasing' programáveis e detectores de nível de tensão dos sinais de entrada. O papel dos detectores de nível é verificar se os conversores A/D não estão sendo saturados, de forma a distorcer o conteúdo de frequência dos sinais analisados. Caso haja saturação, um sinal de interrupção é enviado ao hardware do PC. Tal interrupção gera uma mensagem de advertência na tela do microcomputador. O uso de amplificadores permite uma melhor utilização da faixa dinâmica dos conversores A/D. A Tabela 1 apresenta as características programáveis da placa CAD.

A placa CAD transmite os resultados das conversões realizadas diretamente para a placa PDS através de uma porta serial. O processador DSP32C da placa PDS contém um DMA ('Direct Memory Access') serial, armazenando os dados transmitidos dentro da memória da placa PDS sem a intervenção do processador. Esta abordagem reduz os custos e poupa ciclos de instrução do processador para a execução de outras tarefas.

## Software

**Processamento dos sinais Doppler** -- Os seguintes passos resumem o procedimento necessário para o processamento dos sinais Doppler e apresentação dos resultados.

- a - N pares de amostras Doppler em quadratura de fase são adquiridos e armazenados.
- b - Uma janela complexa do tipo Hann é aplicada ao vetor constituído por N pares de dados complexos onde a parte real e imaginária correspondem às amostras dos sinais em fase e em quadratura do sinal Doppler, respectivamente.
- c - Os dados complexos, após serem convoluídos com a janela, são processados utilizando-se FFT (FFT complexa - CFFT).
- d - A frequência média ponderada pela intensidade é calculada (TWMF - Evans et alii, 1989).
- e - A máxima frequência do sinal é detectado (Moraes et alii, 1995).

f - Os resultados da CFFT são apresentados na tela juntamente com o resultados da IWMF e da máxima frequência detectada.

Tabela 1 - Resumo das características programáveis da placa CAD. As taxas de amostragem e frequência de corte são alteradas simultaneamente através de um mesmo comando.

Função	Frequência (kHz)			
Frequência de Amostragem	20,48	40,96	54,62	81,92
Frequência de Corte dos Filtros 'Anti-aliasing'	10,24	20,48	27,31	40,96

Função	Valor Mínimo	Incremento	Valor Máximo
Frequência de Corte dos Filtros Passa-Alta'	300 Hz	25 Hz	6375 Hz
Ganho dos Amplificadores	0 dB	0,1 dB	25,5 dB

Rotinas escritas para o microcomputador em linguagem 'C' programam a placa CAD (determinando a taxa de amostragem, ganhos do amplificador e frequência de corte dos filtros), carregam o programa da placa PDS na memória da mesma, desenvolvem a tarefa 'f' descrita anteriormente e reconfiguram o sistema de acordo com as alterações do operador. Rotinas escritas para o DSP32C em Assembly desenvolvem as outras tarefas. A comunicação de dados entre a placa PDS e o microcomputador é realizada através de funções da biblioteca fornecidas pelo fabricante da placa.

A tela do microcomputador apresenta 512 colunas de espectro Doppler. Depois de apresentado o primeiro 'frame', os novos resultados são escritos sobre os resultados anteriores,

coluna por coluna. O intervalo de tempo entre as apresentações de colunas consecutivas do sonograma é de 12,5 ms. Este intervalo de tempo foi determinado principalmente pela baixa velocidade da interface de vídeo e a necessidade de mostrar um considerável número de pontos referentes ao conteúdo de frequência do sinal analisado. Foi observado que 12,5 ms são suficientes para as rotinas do microcomputador recuperarem os resultados da memória da placa PDS, mostrar uma coluna do sonograma e desempenhar as outras tarefas.

O usuário pode escolher entre 4 taxas de amostragem: 20,48, 40,96, 54,62 e 81,92 kHz. Esta escolha é realizada via teclado e rotinas são chamadas para re-inicializar a placa CAD no novo modo. Para apresentar o sonograma com a mesma base de tempo para todas as 4 taxas de amostragem, os dados amostrados são processados de diferentes maneiras. Para todos eles, a CFFT é calculada para 256 pares de amostras.

Para a taxa de amostragem de 20,48 kHz, 128 pares de dados são amostrados e justapostos com 128 pares previamente amostrados, formando um vetor de 256 pares (técnica de 'overlapping' - Welch, 1967). Portanto, as CFFTs são calculadas em intervalos de 6,25 ms. Dois resultados consecutivos de CFFTs são promediados e apresentados na tela. Para a taxa de amostragem de 40,96 kHz, 256 pares de dados são amostrados e a CFFT é calculada. A apresentação de uma coluna do sonograma é feita depois de efetuada a promediação de duas CFFTs. Cada CFFT é calculada em um intervalo de 6,25 ms. Quando a taxa de amostragem de 54,62 kHz é utilizada, 341 pares de amostras são obtidos num intervalo próximo a 6,25 ms. Os últimos 85 pares de dados são descartados e a CFFT é calculada. A promediação dos resultados de duas CFFTs é obtida e apresentada. Este procedimento foi necessário para apresentar os dados na mesma base de tempo, porém introduz descontinuidades no sinal analisado. Estas descontinuidades, contudo, não introduzem erros significantes na IWMF calculada, como também, na máxima frequência detectada, pois seus resultados apresentaram valores similares aos obtidos para as demais frequências de amostragem. Para a maior taxa de amostragem, 256 pares de dados são amostrados. A promediação dos resultados de quatro CFFTs consecutivas é realizada para a apresentação na tela. CFFTs são calculadas em um intervalo de 3,125 ms. Um resumo dos modos de amostragem e processamento é fornecido na Tabela 2. O procedimento de se promediar CFFTs tem como vantagens a redução da variância espectral (Welch, 1967) e a melhoria da relação sinal/ruído (SNR).

Para o sonograma apresentado, as cores de cada componente de frequência são estabelecidas a partir de suas amplitudes e uma escala pré-definida. O programa oferece ao usuário 15 diferentes opções de escala de cores para se alcançar uma apresentação satisfatória do sonograma na tela. As amplitudes relativas, da mais baixa para a mais alta, são codificadas em 16 cores: negro, azul, verde, ciano, vermelho, magenta, marrom, branco gelo, cinza claro, azul claro, verde claro, ciano claro, vermelho claro, magenta claro, amarelo e branco neve.

**Processamento de ECG e pressão sanguínea** -- Para apresentar o ECG e a forma de onda de pressão na mesma escala de tempo do sonograma, cada amostra destes sinais tem de ser obtida a cada 12,5 ms (80 Hz). O critério de Nyquist é satisfeito programando-se a frequência de corte dos filtros 'anti-aliasing' da placa PDS em 40 Hz. Tendo em vista o conteúdo de frequência destes sinais, este é um valor adequado para o sinal de pressão (0-30 Hz; Nichols e O'Rourke, 1990) e também para ECG, uma vez que o interesse neste trabalho é o complexo QRS (10-20 Hz - Webster, 1988).

Tabela 2 - Organização do programa da placa PDS para gerar uma coluna do sonograma a cada 12,5 ms independentemente da frequência de amostragem utilizada.

Frequência de Amostragem (kHz)	Número de pares de amostras	Pares de amostras descartadas	'Overlapping' (%)	Tamanho da CFFFT	CFFTs promediadas
20,48	128	0	50	256	2
40,96	256	0	0	256	2
54,62	341	85	0	256	2
81,92	256	0	0	256	4

Para evitar flutuações da linha de base, permitindo apresentação adequada do ECG na tela, um filtro passa-alta digital do tipo FIR ('finite impulse response') foi utilizado, tendo sua frequência de corte em 0,7 Hz. A atenuação na banda de rejeição é de 25 dB. Esta abordagem não introduz distorções de baixa frequência no ECG de acordo com Van Alste e Schilder (1985). Estes autores afirmam que uma frequência de corte superior a 0,05 Hz pode ser usada sem distorcer o sinal se filtros com características de fase linear forem utilizados, sugerindo um valor de 0,8 Hz para pacientes com taxas de batimento cardíaco da ordem de 48 bpm.

O sinal de pressão é amostrado a 160 Hz. As amostras pares são filtradas pelo passa-alta, antes de serem apresentados na tela, para eliminar flutuações da linha de base que ocorrem devido a mudanças de seu valor médio durante a cateterização. Para isto, um filtro com as mesmas especificações do utilizado para o sinal de ECG é empregado. A aplicação de um filtro idêntico garante um mesmo atraso nas saídas dos filtros para ambos os sinais, simplificando os arranjos de armazenagem na memória da placa PDS como discutido a seguir. Para obtenção dos valores médios, as amostras ímpares são filtradas por um passa-baixa FIR com uma frequência de corte de 0,3 Hz (seguindo especificações do filtro analógico presente na saída de pressão média da unidade de amplificação utilizada). A atenuação do filtro para as frequências que se deseja eliminar é de 25 dB. O valor atual da pressão média é mostrado na tela quando a aquisição dos sinais é interrompido pelo usuário.

Devido a variabilidade biológica dos sinais de ECG e pressão, e também devido aos diversos tipos de equipamentos que são utilizados para adquirir o ECG, não é possível definir uma escala absoluta para a melhor apresentação destes na tela. O software oferece uma opção que, baseado no máximo e mínimo valor dos dados sendo amostrados, automaticamente define fatores de

escalonamento para os sinais. Estes fatores são utilizados para multiplicar os dados antes de serem mostrados, otimizando sua apresentação.

**Sincronização de sonograma, ECG e pressão** -- Cada vez que 12,5 ms de sinal Doppler são amostrados, o sistema também amostra o ECG e a pressão. Estes sinais são filtrados antes de serem apresentados na tela. O uso de filtros digitais introduz atraso, isto é, a primeira amostra filtrada é disponível após um certo número de execuções da rotina de filtragem a ser suprido com consecutivas amostras do sinal. Este atraso é o mesmo para todas as amostras subsequentes. Para um filtro FIR, este atraso (AT), em termos do número de amostras, é dado por:

$$AT = \frac{T-1}{2} \quad (1)$$

onde T = número de 'taps' do filtro (Oppenheim e Schaffer, 1975).

Devido a isto, as amostras filtradas dos sinais e as colunas do sonograma correspondente a um arbitrário instante  $t$  não estão simultaneamente disponíveis para sua apresentação pelo sistema. Torna-se necessário armazenar AT colunas do sonograma enquanto as amostras de ECG e pressão estão sendo filtradas. Quando os primeiros resultados dos procedimentos de filtragem são obtidos, o microcomputador busca na memória a primeira coluna do sonograma e mostra todos estes dados na tela, mantendo seu sincronismo. A primeira coluna armazenada na memória é então substituída por resultados mais recentes. Este procedimento continua de maneira circular.

Para o filtro com as características especificadas acima, o número de 'taps' requerido é 141. Portanto, os resultados do processamento são apresentados 0,875 s ( $70 \times 12.5$  ms) depois da aquisição dos sinais.

Como mencionado anteriormente, a aplicação do mesmo filtro para os sinais de ECG e pressão simplifica o programa. Não é necessário criar um segundo 'buffer' para armazenar resultados intermediários para um diferente procedimento de filtragem como seria necessário se um filtro com um número diferente de 'taps', ou um diferente atraso, fosse utilizado para o sinal de pressão.

**Características adicionais do software implementado** -- O programa foi desenvolvido para prover uma interface simples com o usuário, possibilitando sua utilização por técnicos da sala de cateterismo, após um mínimo período de treinamento.

Um programa ideal deve informar o status do sistema (frequência de corte dos filtros, frequência de amostragem e etc) ao operador e apresentar todos os sinais processados. A dimensão dos sinais apresentados na tela é também importante para permitir, neste trabalho em particular, que os médicos possam acompanhar a evolução dos sinais processados de uma posição mais remota.

Não foi possível obter todas estas características com este sistema devido à quantidade de dados a ser mostrada e às limitações da interface de vídeo. A tela é configurada para 640x350 pixels uma vez que o uso de resolução mais alta implicaria numa velocidade mais baixa de funcionamento e compressão dimensional do sonograma e demais curvas.

Os dados podem ser mostrados em dois modos alternativos junto com o status do sistema: (a) sonograma das componentes de fluxo direto e reverso ou (b) sonograma do fluxo direto e as formas de onda de ECG e pressão. O operador pode alterar a apresentação dos sinais entre estes dois modos a qualquer momento. Esta abordagem foi escolhida pois fluxo reverso não ocorre muito freqüentemente na circulação coronariana.

A freqüência de amostragem, ganho dos amplificadores, freqüência de corte dos filtros podem ser alterados pelo operador a qualquer momento durante a aquisição dos sinais através do teclado. O atual status do sistema é apresentado na tela de aquisição para manter o usuário informado sobre os mesmos. A freqüência de amostragem e a freqüência de corte dos filtros 'anti-aliasing' são simultaneamente alterados pelo mesmo comando de modo a satisfazer o critério de Nyquist.

O programa permite o armazenamento dos sinais processados em disquetes para formar uma base de dados. Isto permite que novas hipóteses sejam testadas com os dados disponíveis, reduzindo tempo de pesquisa e custos. Outra opção permite que os arquivos de dados sejam prontamente consultados.

Existem 3 tipos de arquivos que podem ser armazenados, contendo: (a) o sonograma, (b) as curvas de máxima e IWM freqüências, e (c) os sinais Doppler amostrados em quadratura de fase. Para todas estas opções, dados do paciente são salvos no início de cada arquivo, permitindo a identificação dos mesmos. Estes dados devem ser introduzidos via teclado antes da aquisição dos sinais. Informação sobre a taxa de amostragem empregada é também armazenada.

Quando o usuário seleciona a opção de armazenar as curvas de máxima e IWM freqüências, estas, bem como os sinais de ECG, pressão pulsátil e pressão média, são armazenadas na memória do microcomputador por um período de 6 minutos. O programa automaticamente interrompe a aquisição quando o 'buffer' se encontra preenchido. As formas de onda podem ser observadas e copiadas para arquivos em disquetes. O usuário pode interromper o procedimento a qualquer instante e salvar os dados já contidos na memória em disquete. Esta é a opção mais importante de armazenamento de dados pois estes arquivos podem ser utilizados para calcular os parâmetros mencionados na introdução. Um exemplo dos parâmetros calculados a partir destas formas de onda é apresentado na próxima seção. A curva dos valores de pressão média não é atualmente utilizada, mas encontra-se armazenada para futuras investigações.

Para se ter uma melhor idéia da qualidade das estimativas das velocidades máximas e médias, é útil manter uma cópia do sonograma contendo estas curvas. O programa permite a impressão da presente tela juntamente com os dados do paciente. Opcionalmente, estes dados podem ser armazenados em arquivos em disco. Os sinais de ECG e pressão são armazenados, mesmo quando não estão sendo mostrados na tela.

Sinais Doppler em quadratura de fase não são adequadamente registrados por gravadores uma vez que estes introduzem erros significantes na amplitude e na fase dos sinais gravados. Em gravadores digitais estes erros se devem a não amostragem simultânea dos canais em quadratura e o desequilíbrio entre os níveis de gravação dos dois canais (Bush e Evans, 1993). Estes problemas não ocorrem com o procedimento utilizado pelo sistema descrito aqui.

O armazenamento de sinais Doppler permite sua investigação 'off-line'. Até 640 kbytes de sinais Doppler em quadratura podem ser gravados. Eles podem ser amostrados em qualquer das taxas de amostragem disponíveis no sistema. Embora, para a frequência de 54,62 kHz, 85 pares de amostras sejam descartadas antes de se calcular sua CFFT, todos os dados são registrados em arquivo neste modo para evitar descontinuidades em sua análise 'off-line'.

**Programa para processamento 'off-line'**-- O programa foi escrito para calcular separadamente a velocidade média das fases diastólica e sistólica a partir das curvas de IWMF e de máxima frequência. A taxa entre a velocidade média obtida para as duas fases cardíacas é também calculada para ambas as curvas. Estes parâmetros quantificam as mais importantes características do fluxo sanguíneo coronariano.

O início da fase sistólica e, portanto o final da diástole, pode ser identificado através da detecção do complexo QRS e o final desta fase, através da detecção do entalhe dicrótico na forma de onda de pressão. Deve ser notado contudo que a contração mecânica do ventrículo, ou a sistole, ocorre cerca de 50 ms após o complexo QRS (Milnor, 1980).

O algoritmo implementado para a detecção dos complexos QRS dos sinais de ECG foi baseado no trabalho de Lima et alii (1983). Nesta abordagem, o sinal de ECG é filtrado por um filtro passa-faixa centrado em 17 Hz e o módulo do sinal resultante é então submetido a um conjunto de testes para identificar os complexos QRS. Estes testes são baseados em regras fisiológicas, levando em consideração a duração do QRS e as latências entres os mesmos.

A posição do entalhe dicrótico na curva de pressão pode ser localizada determinando-se a posição do máximo valor negativo da derivada de pressão ( $\delta P/\delta t$ ). A velocidade do fluxo diastólico é calculada 25 ms após a detecção do entalhe dicrótico (Mancini et alii, 1989).

## EMPREGO CLÍNICO

Antes de realizar as medições em pacientes, o sistema (consistindo do PC, placa CAD, placa PDS, sistema Doppler e amplificador de pressão) foi submetido a um teste de segurança de acordo com as orientações da HEI-95 (Health Equipment Information 95 - Reino Unido).

As medições, utilizando o cateter intravascular Doppler, foram realizadas em pacientes submetidos a angioplastia nas artérias coronárias.

O cateter Doppler foi colocado próximo a estenose através de um fio guia. Medições de pressão foram simultaneamente obtidas introduzindo o cateter de pressão até a raiz da aorta.

A Figura 2 mostra um exemplo do sonograma, com as curvas de máxima e IWM frequências e as formas de onda de pressão e ECG obtidas de arquivo armazenado durante cateterismo da artéria circunflexa abaixo da estenose, antes da angioplastia.

A Figura 3.a apresenta um exemplo das curvas obtidas de um arquivo armazenando ECG, pressão, curvas de máxima e IWM frequências amostradas na artéria circunflexa após angioplastia.

A identificação do QRS e entalhe dicrótico são mostrados como detectados pelo programa 'off-line'. A Figura 3.b apresenta os parâmetros calculados por este programa.

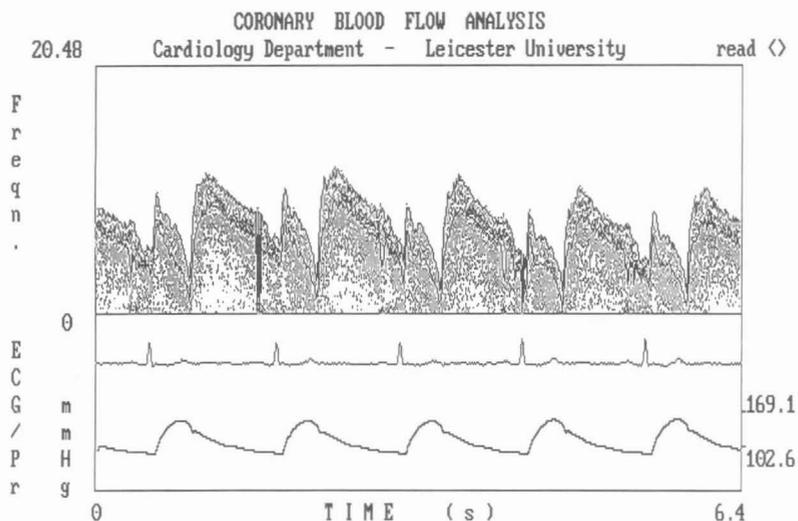
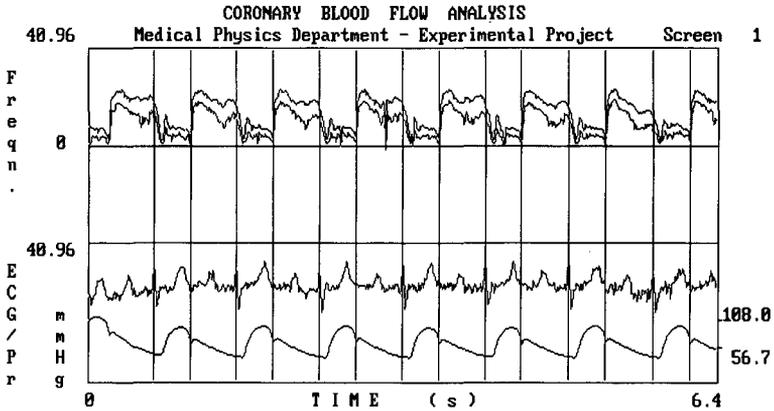


Figura 2 - Exemplo de sonograma, curva de máxima frequência detectada, curva de IWMF, ECG e pressão que correspondem àqueles apresentados na tela quando de sua aquisição. Estes sinais foram amostrados em artéria circunflexa distal à estenose antes de angioplastia. Devido à reprodução da figura em branco e preto, a codificação das intensidades das componentes de frequência mencionada no texto não pode ser observada.

## DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este artigo descreve as características desejáveis em um sistema a ser utilizado em estudos Doppler da circulação coronária baseado nas presentes investigações clínicas. É também descrito um sistema desenvolvido para esta finalidade apresentando tais características. Os resultados obtidos mostram a viabilidade do emprego deste sistema na prática clínica. A armazenagem digital dos dados permite a pronta consulta destes para calcular parâmetros atualmente investigados como também sua utilização em futuros estudos.



(a)

**CORONARY BLOOD FLOW ANALYSIS**  
Medical Physics Department - LRI

P A R A M E T E R S		
H. R. = 70.59 bpm	AMNV = 36.61 cm/s	AMXV = 55.83 cm/s
ASMNV = 18.63 cm/s	ADMNV = 50.26 cm/s	DSMNVR = 2.70
SD(%) = +/- 2.42	SD(%) = +/- 5.09	SD(%) = +/- 4.77
ASMXV = 33.00 cm/s	ADMXV = 73.08 cm/s	DSMXVR = 2.21
SD(%) = +/- 2.02	SD(%) = +/- 4.44	SD(%) = +/- 4.72
Based on 7 heart beats		

(b)

Figura 3 - (a) Curva de máxima frequência, IWMF, ECG e pressão amostradas em artéria circunflexa proximal ao sítio da estenose após angioplastia. (b) Parâmetros calculados a partir das curvas mostradas na Figura 3.a.. HR (heart rate) = taxa cardíaca; SD (standard deviation) = desvio padrão; AMNV (averaged mean velocity) = média da velocidade calculada a partir da curva de IWMF; AMXV (averaged maximum velocity) = média de velocidade da curva de máxima frequência; ASMNV (averaged systolic mean velocity) = média de velocidade da curva de IWMF durante sístole; ADMNV (averaged diastolic mean velocity) = média de velocidade da curva de IWMF durante diástole; ASMXV (averaged systolic maximum velocity) = média de velocidade da curva de máxima frequência durante sístole; ADMXV (averaged diastolic maximum velocity) = média de velocidade da curva de máxima frequência durante diástole; DSMNVR (diastolic/systolic mean velocity ratio) = razão entre velocidades médias da curva de IWMF medidas durante diástole e sístole; DSMXVR (diastolic/systolic maximum velocity ratio) = razão entre velocidades médias da curva de máxima frequência durante diástole e sístole).

## AGRADECIMENTOS

R. Moraes agradece ao CNPq pelo apoio financeiro para o desenvolvimento deste trabalho.

## REFERÊNCIAS

- ARNETT, E. N., ISNER, J. M., REDWOOD, D. R., KENT, K. M., BAKER, W. P., ACKERSTEIN, H., ROBERTS, W. C. (1979), "Coronary artery narrowing in coronary heart disease: comparison of cineangiographic and necropsy findings", *Ann. Inter. Med.*, v. 91, p. 350-356.
- BUSH, G., EVANS, D. H. (1993), "Digital audio tape as a method of storing Doppler ultrasound signals", *Physiol. Meas.*, v. 14, p. 381-386.
- DOUCETTE, J. W., CORL, P. D., PAYNE, H. M., FLYNN, A. E., GOTO, M. (1992), "Validation of a Doppler guide wire for intravascular measurement of coronary artery flow velocity", *Circulation*, v. 85, p. 1899-1911.
- EVANS, D. H., MCDICKEN, W. N., SKIDMORE, R., WOODCOCK, J. P. (1989), *Doppler ultrasound: Physics, instrumentation and clinical application*, Chichester: John Wiley & Sons.
- KANNEL, W. B., THOM, T. J. (1986), "Incidence, prevalence and mortality of cardiovascular diseases", in *The heart*, Editor-in-chief: Hurst JW, New York: McGraw-Hill.
- KERN, M. J., DONOHUE, T. J., BACH, R. G., AGUIRRE, F. V., CARACCILOLO, E. A., (1993), "Quantitating coronary flow velocity in patients during coronary angioplasty using a Doppler guidewire", *Am. J. Cardiol.*, v. 71, p. 34D-40D.
- LIMA, C. E. G., GANDRA, S. T., CAPRIHAN, A., NOBRE F., SCHLINDWEIN F. (1983), "Algoritmo para a detecção de QRS em microcomputadores", *RBE-Caderno de Eng. Biomédica*, v. 1, n. 2, p. 5-16.
- MANCINI, G. B. J., MCGILLEM, M. J., DEBOE, S. F., GALLAGHER, K. P. (1989), "The diastolic hyperemic flow versus pressure relation: a new index of coronary stenosis severity and flow reserve", *Circulation*, v. 80, p. 941-950.
- MARCUS, M. L. (1983), *Coronary circulation in health and disease*, New York: McGraw-Hill.
- MILNOR, W. R. (1980), "The heart as a pump", in *Medical Physiology*, Ed.: Mountcastle, V. B., St. Louis: C.V. Mosby.
- MORAES, R., AYDIN, N., EVANS D. H. (1995), "The performances of three maximum frequency envelope detection algorithms for Doppler signals", *J. Vasc. Invest.*, v. 1, n. 3, p. 126-134.

- NAKATANI, S., YAMNAGISHI, M., TAMAI, J., TAKAKI, H., HAZE, K., MIYATAKE, K. (1992), "Quantitative assessment of coronary artery stenosis by intravascular Doppler catheter technique: Application of the continuity equation", *Circulation*, v. 8, n. 51, p. 786-791.
- NICHOLS, W. N., O'ROURKE, M. F. (1990), *McDonald's blood flow in arteries*, Melbourne: Edward Arnold.
- OPPENHEIM, A. V., SCHAFER, R. W. (1975), *Digital Signal Processing*, Englewood Cliffs: Prentice-Hall.
- SEGAL, J., KERN, J. M., SCOTT, N. A., KING III, S. B., DOUCETTE, J. W., HEUSER, R. R., OFILI, E., SIEGEL, R. (1992), "Alterations of phasic coronary artery flow velocity in humans during percutaneous coronary angioplasty", *JACC*, v. 20, p. 276-286.
- SIBLEY, D. H., MILLAR, H. D., HARTLEY C. J., WHITLOW, P. L. (1986), "Subselective measurements of coronary blood flow velocity using a steerable Doppler catheter", *JACC*, v. 8, p. 1332-1340.
- VAN ALSTE, J. A., SCHILDER T. S. (1985), "Removal of base-line wander and power-line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. BME32, p. 1052-1060.
- WELCH, P. D. (1967), "The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms", *IEEE Trans. Audio Electroacoust.*, v. AU-15, p. 70-73.
- WEBSTER, J. G. (1988). "Encyclopaedia of medical devices and instrumentation", New York: John Wiley & Sons.
- WILSON, R. F., MARCUS M. L., WHITE C. W. (1987), "Prediction of the physiologic significance of coronary arterial lesions by quantitative lesion geometry in patients with limited coronary artery disease", *Circulation*, v. 75, p. 723-732.
- WILSON, R. F., JOHNSON, M. R., MARCUS, M. L., AYLWARD, P. E. G., SKORTON, D. J., COLLINS, S., WHITE, C. W. (1988), "The effect of coronary angioplasty on coronary flow reserve", *Circulation*, v. 77, p. 873-885.
- WILSON R. F. (1991), "Assessment of the human coronary circulation using a Doppler catheter", *Am. J. Cardiol.*, v. 67, p. 44D-56D.

## SYSTEM FOR ANALYSIS OF DOPPLER SIGNALS SAMPLED FROM CORONARY ARTERIES

R. Moraes<sup>1</sup>, D. H. Evans<sup>2</sup> e D. P. Debono<sup>3</sup>

**ABSTRACT** -- Intra-vascular Doppler catheters are becoming more popular as research tools for studies of the coronary circulation. Velocity estimates can be obtained from Doppler signals sampled with such catheters, and used to calculate various derived parameters which can then be correlated with the haemodynamic situation under investigation. This paper discusses the requirements necessary for a system to perform the acquisition of the high-frequency Doppler signals obtained from catheter-tipped transducers, and a system developed to capture, process and store Doppler, ECG and pressure signals is described. Software used to calculate parameters from the stored waveforms is discussed and examples of the system outputs presented.

**Key-words:** Ultrasound, Doppler catheter, coronary arteries.

---

<sup>1</sup> Researcher, CPGEI, CEFET-PR, Av. 7 de setembro 3165, 80230-901, Curitiba-PR,  
Email: RMORAES@CPGEI.CEFETPR.BR

<sup>2</sup> Head of Department, Department of Medical Physics, Leicester Royal Infirmary,  
Leicester LE1 5WW, UK, Email: DHE@LE.AC.UK

<sup>3</sup> Head of Department, Department of Cardiology, Groadby Road Hospital, Leicester, UK.