Misturador heterodino para detecção direcional de sinais Doppler ultra-sônicos

Carlos Frederico M. Vasconcelos[1], Fernando S. Schlindwein[2], David M. Simpson[1]

[1] Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
Centro de Tecnologia - Bloco H - Sala 327 - Caixa Postal 68510 - 21945-970 - Rio de Janeiro, RJ
E-mail: fred@serv.peb.ufrj.br , david@serv.peb.ufrj.br
[2] University of Leicester, Department of Engineering
University Rd., Leicester LE1 7RH, UK. E-mail: fss1@leicester.ac.uk

Resumo - A análise das componentes de fluxo direto e reverso presentes no sinal Doppler é de grande importância no diagnóstico vascular. Este trabalho relata o desenvolvimento de uma placa com circuito misturador heterodino para detecção do fluxo sangüíneo direcional, a partir dos sinais em fase e quadratura de um velocímetro Doppler. O circuito misturador possui uma única saída onde as componentes de fluxo direto e reverso do sinal Doppler situam-se em torno de uma freqüência portadora (freqüência heterodina) escolhida pelo usuário.

Abstract - The analysis of the direct and reverse components of Doppler signals is important in vascular diagnosis. This work reports the development of a heterodyne-mixer circuit board of a microcomputer system for directional blood velocity measurement, based on quadrature demodulated outputs of a commercial Doppler unit. The mixer circuit has only one output with direct and reverse flow components located around a carrier heterodyne frequency chosen by the user.

Introdução

Após a transmissão do sinal de ultra-som, o eco que retorna ao transdutor é o resultado da reflexão em estruturas que tanto podem estar imóveis como aproximando-se ou afastando-se do transdutor. De acordo com EVANS[1], o sinal de ultra-som refletido **S(t)** pode ser escrito como:

$$S(t) = A_0\cos(\omega_0 t+\phi_0)+A_d\cos(\omega_0 t+\omega_d t+\phi_d)+ + A_r\cos(\omega_0 t-\omega_r t+\phi_r) \quad (1)$$

onde os coeficientes **A**, ω e ϕ referem-se à amplitude, freqüência angular e fase de cada componente e os índices **o**, **d** e **r** referem-se ao sinal emitido e os componentes do fluxo direto e reverso, respectivamente.

Velocímetros comerciais muitas vezes utilizam a demodulação por fase e quadratura[1] do sinal refletido, retirando a freqüência ultra-sônica de transmissão ω_o e gerando dois sinais **D'(t)** e **Q'(t)** com freqüências na faixa de áudio e componentes de fluxo direto ω_d e reverso ω_r defasadas entre si, conforme as Equações (2) e (3) a seguir:

$$D'(t)=A_d'\cos(\omega_d t+\phi_d)+A_r'\cos(\omega_r t-\phi_r) \quad (2)$$

$$Q'(t)=A_d'\cos(\omega_d t+\phi_d+\pi/2)+A_r'\cos(\omega_r t-\phi_r-\pi/2) \quad (3)$$

A utilização de um misturador heterodino produz um único sinal de áudio que contém o fluxo direto e reverso separados em bandas de freqüência distintas. Assim, um único analisador espectral é suficiente para a estimação do fluxo sangüíneo. Este sinal também poderia ser gravado em fita (AM/FM) para posterior análise espectral, enquanto que erros de fase não permitem a separação de fluxo direto e reverso dos sinais **D'(t)** e **Q'(t)** gravados[2].

Materiais e métodos

A placa desenvolvida faz parte de um sistema que inclui um processador digital de sinais (DSP - Digital Signal Processor) com conversor analógico-digital (A/D), para conexão em "slots" padrão de microcomputadores IBM-PC 386[2] (ou equivalentes).

A placa de pré-condicionamento é constituída pelos circuitos do misturador heterodino e filtro "anti-aliasing" programável, além de um amplificador com ganho variável e indicador de saturação. Este sistema é projetado para trabalhar com um DSP e frequência de amostragem máxima em 40,96kHz, otimizando da faixa dinâmica da entrada do conversor A/D.

O circuito misturador heterodino foi implementado com base no trabalho de SCHLINDWEIN[3]. Inicialmente, um oscilador gera dois sinais senoidais, $A_h\cos(\omega_h t)$ e $A_h\text{sen}(\omega_h t)$, com mesma freqüência angular ω_h e em quadratura (diferença de fase de 90° obtida com filtros analógicos)[4]. Multiplicando-se **D'(t)** por $A_h\cos(\omega_h t)$ e **Q'(t)** por $A_h\text{sen}(\omega_h t)$ e somando os sinais resultantes, obtém-se o sinal $\mathbf{S_h(t)}$ a seguir[1]:

$S_h(t)= A_d"\cos[(\omega_h+\omega_d)t+\phi_d]+A_r"\cos[(\omega_h-\omega_r)t+\phi_r]$(4)

Pode-se notar que no sinal $\mathbf{S_h(t)}$, as componentes de fluxo direto ω_d e reverso ω_r estão deslocadas em torno de uma freqüência heterodina ω_h, escolhida pelo usuário entre os seguintes valores: 0,5; 1,0; 2,0; 4,0 e 8,0 kHz[4].

Como o misturador heterodino considera uma defasagem de 90° entre as componentes ω_d e ω_r dos sinais **D'(t)** e **Q'(t)**, qualquer diferença nesta fase não mais resultará no sinal da Equação (4), gerando componentes "fantasmas" no espectro real (ruído de "cross-talk")[4].

Após sair do misturador heterodino, o sinal Doppler passa pelo filtro "anti-aliasing" e é amplificado antes de ser digitalizado na placa do DSP, onde o espectro de potência do sinal pode ser estimado tanto por FFT-periodogramas como por modelagem-AR[2-4].

Resultados

O circuito foi testado utilizando sinais artificiais e de Doppler obtidos de um velocímetro Parks 806-A nas artérias braquiais e carótida de diversos voluntários normais. Nos testes realizados com sinais puramente senoidais defasados de 90°, a relação entre a componente do fluxo no sentido desejado e o ruído no sentido reverso ("cross-talk") ficou em torno de 26 dB (20 para 1) em amplitude. Entretanto, quando foram utilizados sinais Doppler do velocímetro, foi detectada a presença de um forte ruído de "cross-talk".

A causa detectada para este ruído é que o velocímetro Parks demodula os sinais Doppler com fase diferente de 90°, contrariando as Equações (2) e (3). Após alterações no circuito defasador do velocímetro e reajuste dos ganhos do misturador heterodino, conseguiu-se diminuir o ruído para a faixa de 14 dB (5 para 1) em amplitude[4]. Na Figura 1 é mostrado o sonograma com o espectro de um sinal Doppler com fluxo bidirecional, com a presença do ruído de "cross-talk". Nota-se também na Figura 1, a presença de um espectro de menor amplitude, deslocado para cima, devido a harmônicos da freqüência heterodina, gerados após o reajuste dos ganhos do misturador heterodino.

Conclusão

O sistema heterodino apresentado mostrou-se capaz de separar fluxo direto e reverso a partir de sinais em fase e quadratura. Em conjunto com uma placa DSP num microcomputador, um sistema de baixo custo para geração de sonogramas a partir de um velocímetro comum pode ser obtido[5].

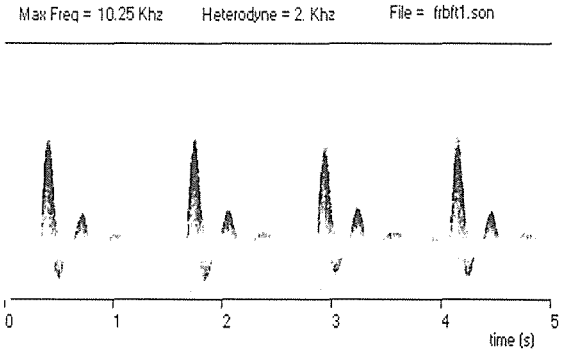

Figura 1 - Sonograma com o espectro de amplitude do sinal Doppler da artéria braquial direita de um indivíduo adulto normal, estimado por modelagem FFT-periodogramas. O eixo horizontal representa o tempo e o eixo vertical, a freqüência (velocidade). A amplitude de cada componente de freqüência é representada por uma escala de tons de cinza. Notar as componentes de fluxo direto e reverso em torno da freqüência heterodina.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, FAPERJ, FUJB/UFRJ e COPPE pelo suporte financeiro.

Referências

[1]EVANS, D. H., McDICKEN, W. N., SKIDMORE, R. e WOODCOCK, J. P. *Doppler Ultrasound.* John Wiley & Sons Ltd, Chichester, UK,1989.

[2]SCHLINDWEIN, F. S.; VIEIRA, M. H.; VASCONCELOS, C. F. M. e SIMPSON, D. M. Real-time digital processing of Doppler ultrasound signals and calculation of flow parameters. *Medical Progress Through Technology*, v. 20, n. 1-2, p. 81-89, 1994.

[3]SCHLINDWEIN, F. S. *Real-time processing of Doppler ultrasound signals and its application to blood flow measurement.* Ph. D. thesis, University of Leicester, UK, 1990.

[4]VASCONCELOS, C. F. M. *Estimação espectral em tempo-real de sinais Doppler ultra-sônicos e cálculo de parâmetros hemodinâmicos.* Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1994.