

FFT를 이용한 연속초음파 도플러 장치에 관한 연구

°이 대형, 강 충신, 박 세현, 김 영길  
\* 아주 대학교 전자공학과

A study on the development of CW(Continuous-Wave) Doppler System using FFT

°Dae Hyung Lee, Chung Shin Kang, Sei Hyun Park, Young Kil Kim  
\*Dept. of Electronic Eng. A-jou University

Abstract)

Ultrasonic Doppler Diagnostic System utilizes the Doppler effect for measurement of blood velocity.

The sign of the Doppler frequency shift represents blood flow direction.

CW(Continuous-Wave) Doppler System uses quadrature detection and phase rotation method to produce simultaneous independent audio and velocity signals for forward and reverse blood flow direction in the time-domain, had been fabricated.

But time-domain analyzing such as audio evaluation and zero-crossing detection for instantaneous and mean frequency measurement do not provide both an accurate and quantitative result.

Therefore, it is necessary to adopt frequency-domain technique to improve system performance.

In this paper, we describe a unit which is composed of CW Doppler System and real-time spectrum analyzer (installed TMS 32010 DSP Chip).

This unit shows time-dependent spectrum variation and mean velocity of Blood signal.

I. 서론

초음파를 이용한 진단 장치는 실시간 처리와 인체에 무해한 초음파 특성 때문에 중요한 진단 장치로 개발되어 왔다. 진단 목적에 사용되는 초음파 장치는 초음파 송신소자로 인체에 초음파를 방사하고, 체내의 여러 기관에서 반사된 신호를 수신소자로 받아 들이는데, 체내의 기관들 경계면 간의 생체저항 차이 때문에 반사되는 신호의 에너지를 이용하여 영상 구성을 하는 스캐너(scanner)와 혈류 속도로 움직이는 혈액내의 적혈구로부터 반사된 수신신호의 주파수 변이를 이용하여 주파수 변이량에 비례하는 혈류 속도를 측정하는 도플러 장치로 구별된다. [1],[2]

초음파 도플러 장치는 송신 신호의 형태에 따라 초음파를 계속 발사하는 연속파 도플러 장치와 일정 주기의 burst로 발사하는 펄스 도플러 장치로 나누어 진다.

펄스 도플러 장치는 수신신호를 일정한 지연시간Ts 마다 샘플링(range gating) 하여 반사된 신호가 혈관내의 어느 부분인지 샘플링적 위치를 알 수 있으나 Nyquist sampling

이론에 의한 최대 측정 가능 속도가 제한되며, 샘플링 제적의 위치를 정확히 측정하려면 측정 속도를 정확히 알 수 없고 역으로 측정 속도를 정확히 알 수 없다면 측정하는 부분의 위치를 정확히 알 수 없는 단점이 있다. [3]

연속파 도플러 장치는 위치에 대한 분해능(depth resolution)이 없어 영상 장치(scanner)와 동시에 사용할 수 없으나, 혈액 질환에서 나타날 수 있는 빠른 혈류속도를 측정할 수 있고 송신신호의 에너지가 크기 때문에 인체 여러 부위의 혈류 신호를 측정할 수 있어서 펄스식 도플러 장치와 함께 사용되고 있다. [4]

연속파 도플러 시스템을 이용한 혈류 신호의 시간영역 처리는 속도에 비례하는 주파수 성분을 기로 측정하거나, 영점 교차를 이용하여 평균 주파수를 측정하므로 혈류의 정성적인 특성은 알 수 있으나 정량적으로 정확한 혈류 정보는 얻을 수 없었다.

본 논문은 TI사의 DSP Chip인 TMS32010 을 이용하여 연속파 도플러 시스템으로 검출된 혈류 신호를 이용하여 실시간으로 주파수 영역에서 혈류 방향을 분리하고 방향 분리를 혈류 신호의 시간에 따른 스펙트럼 변화를 모니터에 나타내고 이로 부터 평균속도를 구하는 시스템의 구성과 그 인체실험(IN VIVO) 결과에 대해 기술한다.

II. 연속파 도플러 시스템

연속파 도플러 시스템의 혈류신호 검출은 그림 1과 같다.

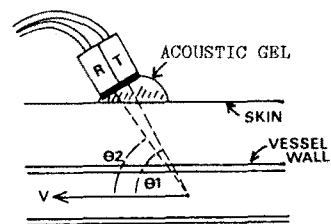


그림 1. 혈류신호의 검출

송신 신호의 주파수는 fo, 인체내의 초음파 진행 속도 C 일때 V의 속도로 흐르는 혈류로부터 수신된 도플러 변이 주파수 fd는

$$fd = f_0 v \cos \theta_1 + \cos \theta_2 / (C - v) \approx 2f_0 v \cos \theta / C$$

$$(C - v \approx C, \theta_1 \approx \theta_2 = \theta)$$

$$fd(v) = -fd(-v) \text{ 인 관계를 갖는다.}$$

수신된 신호는 그림 2 와 같이 직각위상검파방법 (quadrature detection)을 이용하여 혈류 신호의 위상 정보(즉 방향 정보)를 알아내고, 혈류 신호에 비해 40dB 이상의 크기를 갖는 혈관 벽이나 느린 속도로 움직이는 (quasi-stationary) 한 반사체에서 반사되는 낮은 주파수 성분(200Hz 이하)과 잡음 (Back ground Noise)를 제거하기 위해 B.P.F를 통과 시킨다.

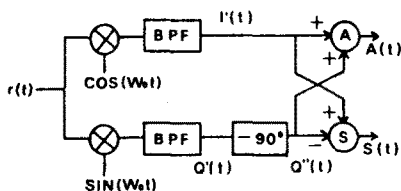


그림 2. 위상여파를 이용한 혈류방향 분리의 개략도

그림 2의 위상 여파기 (Rotational Filter) 는 I, Q(In phase, Quadrature phase) 신호의 위상차를 통과 대역 내에서 90°로 유지하는데 아날로그 처리에선 주파수에 따른 위상차의 변화때문에 방향분리된 혈류 신호에 오차가 포함된다. 주파수 영역 처리에서 이는 Hilbert 변환으로 해결 된다.

[5]

송신 신호가  $\cos(W_0 t)$  일때 수신 신호  $r(t)$ 로부터 분리된 정방향(forward) 신호  $A(t)$ , 부방향(reverse) 신호  $S(t)$ 는 다음과 같다.

$$r(t) = \{\cos(W_0 + W_f)t + \cos(W_0 - W_r)t + \cos(W_0 \pm W_c)t\}$$

$$I'(t) = \frac{1}{2} \{\cos(W_f t) + \cos(W_r t)\}$$

$$Q'(t) = \frac{1}{2} \{\sin(-W_f t) + \sin(W_r t)\}$$

$$Q''(-90^\circ) = \frac{1}{2} \{\cos(W_f t) - \cos(W_r t)\} = Q''(t)$$

$$A(t) = I'(t) + Q''(t) = \cos(W_f t)$$

$$S(t) = I'(t) - Q''(t) = \cos(W_r t)$$

$W_f$  : forward 혈류 방향 주파수 성분  
 $W_r$  : reverse 혈류 방향 주파수 성분  
 $W_c$  : Clutter & quasi-stationary 한 주파수 성분

시간 영역 처리의 인체실험 결과로 그림 3은 직각 위상검파하고 클러터 (Clutter) 성분을 제거하여  $\pm 90^\circ$ 의 위상차를 갖는  $I'$ 와  $Q'$  신호이다.

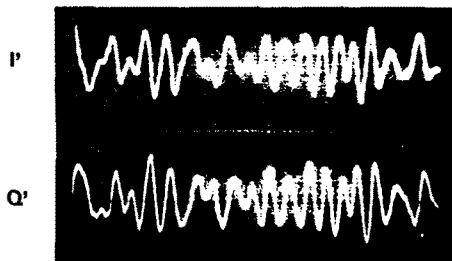


그림 3. 위상여파기 입력칸의 위상차 (2msec/div, 5V/div)

그림 4는 위상여파기의 출력들을 서로 가감산하여 방향 분리된 정방향 신호  $A(t)$ 와 부방향 신호  $S(t)$ 로 stereo speaker를 이용하여 판별할 수 있다.

그림 5는 혈류 신호의 평균 주파수를 측정하기 위해 그림 4의  $A(t)$ 와  $S(t)$ 신호를 영점 교차기를 이용하여 구한 평균 속도이다.

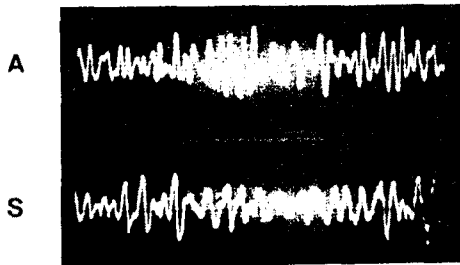


그림 4. 정방향과 부방향 혈류가 동시에 검출된 경우 A와 S 출력 도플러 주파수 (5msec/div, 1V/div)

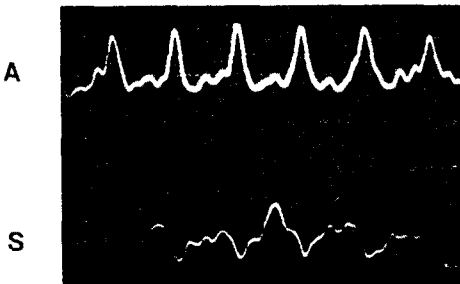


그림 5. 그림 4의 속도특성곡선 (0.5sec/div)

이상의 결과를 구하는 연속파 도플러 장치와 실시간 FFT를 이용하여 스펙트럼을 구하는 전체 시스템의 구성도는 그림 6에 나타내었다.

### III. FFT를 이용한 연속파 도플러 시스템의 구현

본 시스템은 그림 2의 위상 여파기 입력으로 클러터성분이 제거된  $I'(t)$ 와  $Q'(t)$ 신호를 각각 Real & Imaginary 로 Complex 128-point FFT 변환하고 Quadrature 성분 FFT 결과를 Hilbert 변환하여 혈류방향이 분리된 도플러 주파수의 스펙트럼을 구하여 시간에 따른 스펙트럼의 변화를 모니터 (monitor) 상에 표시한다.

그림 7은 주파수 영역에서의 도플러 신호 처리 구성도 이다.

주파수 영역 처리 과정의  $I(W), Q(W)$  그리고  $A(W), S(W)$ 는 시간 영역 신호를 단순히 Fourier Transform 한 것과 동일하다.

$$I(W) = \frac{1}{2} [\delta(W + W_f) + \delta(W - W_f)]$$

$$+ \frac{1}{2} [\delta(W + W_r) + \delta(W - W_r)]$$

$$Q(W) = \frac{1}{2} j [\delta(W - W_f) - \delta(W + W_f)]$$

$$+ \frac{1}{2} j [\delta(W - W_r) - \delta(W + W_r)]$$

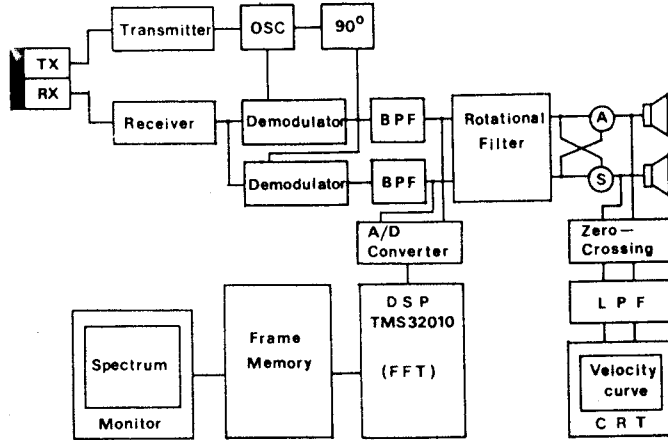


그림 6. 전체 시스템의 구성도

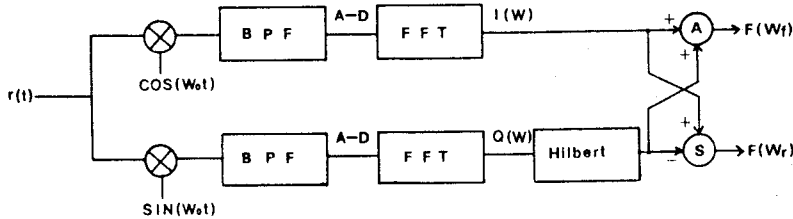


그림 7. 험류 신호의 주파수 영역 처리

$Q(\omega)$ 를 Hilbert 변환 하면,

$$H[\omega] = -j \operatorname{sgn}[\omega] \text{ 이므로}$$

$$Q(\omega) * H[\omega] = \frac{1}{2} [\delta(\omega + \omega_r) + \delta(\omega - \omega_r)] - \frac{1}{2} [\delta(\omega + \omega_r) + \delta(\omega - \omega_r)] = Q'(\omega)$$

$$A(\omega) = I(\omega) + Q'(\omega) = [\delta(\omega + \omega_f) + \delta(\omega - \omega_f)]$$

$$S(\omega) = I(\omega) - Q'(\omega) = [\delta(\omega + \omega_r) + \delta(\omega - \omega_r)]$$

그러나 quadrature 성분은 imaginary term으로 FFT하였기 때문에 복소 주파수 상의 가감산으로 Hilbert 변환을 대신할 수가 있다.

그림 8은 FFT를 수행하는 프로그램의 흐름도를 나타낸다.

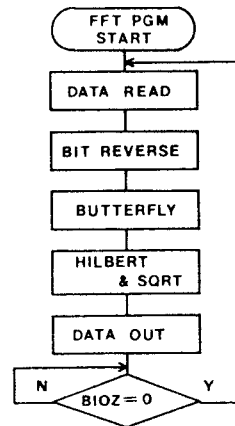


그림 8. FFT프로그램의 흐름도

본 시스템의 주파수 해석기 (Spectrum analyzer)에 사용된 DSP TMS32010은 Fixed-point 연산으로 128-point FFT를 약 12msec에 수행하는데 도플러 신호의 입력은 interrupt를 사용하여 maximum sampling frequency를 10KHz이상으로 3m/sec ( $\theta \approx 60^\circ$ ) 이상의 고속 험류의 스펙트럼을 구할 수 있다.

실시간 처리를 위해 스펙트럼의 결과는 30msec마다 출력 되는데 이는 화면의 Vertical 1 line으로 128 line을 non-interace 방식으로 monitor에 표시한다.

그림 9은 forward 흐름만이 존재하는 동맥 부위의 스펙트럼 결과이다.

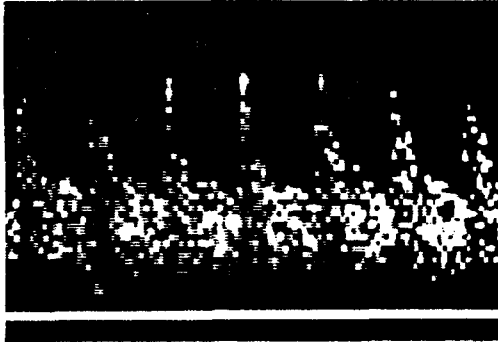


그림 9. 정방향 혈류의 스펙트럼 변화

그림 10은 초음파 진행 방향에 forward 와  
완만하면서 느린 속도의 reverse 혈류가 동시에  
검출된 결과이다.

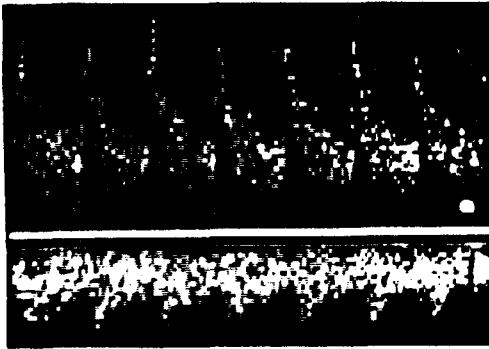


그림 10. 정방향과 부방향 혈류가 동시에 나타난  
스펙트럼 변화

그림 11은 양쪽 방향의 혈류 특히 부방향혈류가  
빠른 속도로 흐르는 스펙트럼의 결과이다.

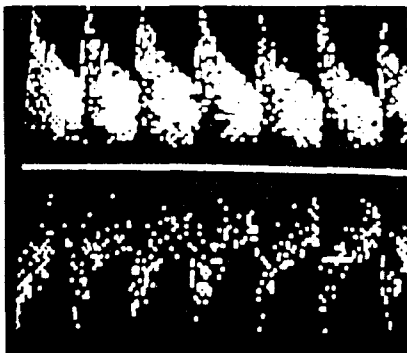


그림 11. 빠른 혈류의 스펙트럼 변화

그림 9와 10은 스펙트럼의 결과가 각  
주파수성분의 크기에 비례하는 밝기로 나타난  
경우이고, 그림 11은 모든 주파수 성분을 일정한  
밝기로 나타낸 것이다.

#### IV. 결론

본 연구로 연속파 도플러 시스템을 이용하여  
혈류 신호의 스펙트럼을 실시간으로 관측 할수  
있어 정량적인 혈류 속도의 분석이 가능 하게  
되었다.

본 시스템은 간단한 소프트웨어의 변경으로  
Auto-correlation이나 Zero-crossing술력을 구할수  
있으며 병렬 구조로 사용할 경우 다중채널 펄스  
도플러 장치의 결과인 혈관내 속도 분포의 각  
스펙트럼을 구할수 있고 scanner와 함께 사용하여  
혈관의 분포를 조사함으로써 훌륭한 진단 정보를  
얻을수 있을 것이다.

#### V. 참고 문헌

- [1] Kenneth R.Brikson, Francis J. Fry, Joie P. Jones "Ultrasound in Medicine A review" IBBE, Vol. Su 21, No.3. JUL,1974
- [2] Reymond G.O'Conneli, Jr "The role of Doppler Ultrasound in Cardiac Diagnosis" HEWLETT PACKARD Jounal, JUN,1986
- [3] 김 병철, 박 세현, 이 행세, 김 영길 "다중채널 펄스 도플러장치에 관한 연구" 의공학회지. 제7권, 제1호, 1986, pp 75-79
- [4] Paul A. Margnin "Doppler Effect:History and Theory" HEWLETT PACKARD Jounal, JUN,1986
- [5] 백 광렬 "FFT를 이용한 초음파 펄스 도플러 유속계의 구현에 관한 연구" KAIST 석사학위 논문, 1986