

초음파 도플러(Doppler) 응용

金 榮 吉
(正 會 員)

亞洲大學校 電子工學科

I. 序 論

최근 수 년 동안 초음파를 이용하는 각종 진단 방법들이 인체에 장해를 초래하지 않는 초음파의 특성들로 인해 진단에 중요한 도구로 쓰여 왔으며 꾸준히 개발되어 왔다.^{1,2)}

진단에 쓰이는 초음파 기계들은 레이더, 소나와 같은 원리를 사용한다. 초음파 송신 소자를 사용하여 인체 내부로 초음파를 발사하고 초음파 수신 소자로 인체내의 여러 기관에서 나오는 반사파를 받아들인다. 만약 인체의 여러 기관들이 완전한 균일질(homogeneity)이라면 초음파는 적은 에너지 손실을 하며 인체 내부로 전파해 들어간다. 이와는 반대로 만약 초음파가 특성 저항 또는 생체 저항(acoustic impedance)이 다른 기관들의 경계면에 도달하면 일부 에너지는 반사되고, 나머지는 계속 투과한다. 초음파를 이용하는 기계들은 이들 반사되는 에너지를 이용하는 방법에 따라 크게 두 가지 분류된다. 하나는 초음파가 특성 저항이 다른 경계면 부분에서 반사되는 에너지를 측정, 처리하고(scanner system), 다른 하나는 발사된 초음파의 주파수와 반사된 초음파의 주파수를 비교, 처리한다(doppler system).

여기서는 도플러 장치의 원리, 도플러 신호의 특징, 도플러 장치의 종류와 도플러 출력 신호(audio signal, velocity curve, velocity profil and spectrum)에 관하여 고려한다.

II. 도플러 장치의 원리

그림 1에서처럼 직경이 D인 관에 초음파 산란 입자를 포함한 유체가 흐른다고 생각할 때, 초음파 송신 주파수를 F_1 , 이동하는 입자의 속도를 V, 물속에서 초음파 진행속도 C(1540m/s), 입사각 θ_1 , 반사각 θ_2 라 하면 도플러 주파수는

$$F_D = \frac{F_1 \cdot V}{C} (\cos \theta_1 + \cos \theta_2) = \frac{2F_1 V}{C} \cos \theta \quad (1)$$

($\theta = \theta_1 = \theta_2$)

로 표시된다.

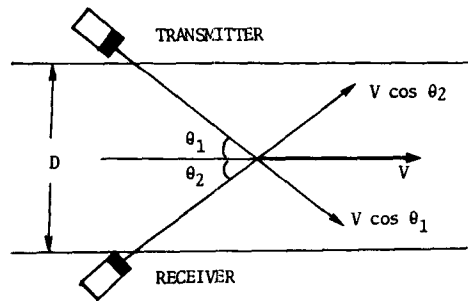


그림 1. 도플러 원리

III. 도플러 장치

초음파를 이용하여 혈류 속도를 측정하는 도플러 진단 장치³⁾는 크게 연속파 도플러 장치(continuous wave doppler system)와 펄스 도플러 장치(pulse doppler system)로 나누어 진다.

1. 연속파 도플러 장치

그림 2에 연속파 도플러 장치가 있다

초기의 혈류 측정 장치로서 초음파를 송신소자로 계속하여 발사하고, 수신소자로 반사되어 나오는 에너지를 받아 들이는 것이다.

그림 2의 장치는 혈관벽의 외부에서 혈류의 속도를 측정할 수 있다는 가능성은 보여 주었으나 혈류의 방향은 구별하지 못했다.

1967년 이후에 Strandes⁴⁾는 미국에서, L. Pourcelot⁵⁾는 프랑스에서 각각 혈류 흐름의 방향을 구별

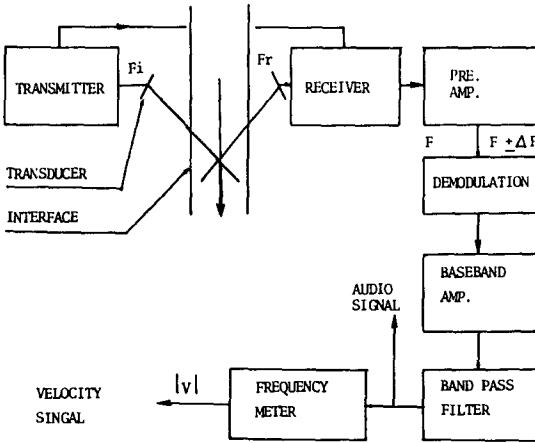


그림 2. 방향을 구별않는 연속파 도플러 장치

하는 연속파 도플러 장치(그림 3)를 만들었다. 이 장치들은 초기의 장치와 같이 송·수신 소자를 2개 사용했으나 흐름의 방향을 구별하기 위하여 복잡한 전자회로가 추가되었다.

방향 탐지의 원리를 보면 다음과 같다. 그림 3에서

$$E_1 = A \cos \omega_0 t \quad (2)$$

$$E_r = B \cos(\omega_0 t + \phi) + C \cdot \cos(\omega_0 \pm \Delta \omega) t \quad (3)$$

$$\Delta \omega = 2\pi \Delta F = 2\pi \cdot F_D$$

$B \gg C$; B: clutter의 크기

C: 도플러 신호의 크기

$$E_1 = [B \cos(\omega_0 t + \phi) + C \cdot \cos(\omega_0 \pm \Delta \omega) t] \cdot D \cos \omega_0 t \quad (4)$$

$$E_2 = [B \cos(\omega_0 t + \phi) + C \cdot \cos(\omega_0 \pm \Delta \omega) t] \cdot D \cos(\omega_0 t + \frac{\pi}{2}) \quad (5)$$

High pass filter (HPF)로 DC성분을 제거하고, low pass filter (LPF)로 $2\omega_0$ 성분을 제거하면

$$E_{1D} = K \cdot \cos(\pm \Delta \omega) t \quad (6)$$

$$\text{where } \begin{cases} E_{1D} = K \cos \Delta \omega t & \text{if } \Delta \omega > 0 \\ E_{1D} = K \cos \Delta \omega t & \text{if } \Delta \omega < 0 \end{cases}$$

$$E_{2D} = K \cdot \cos\{\pm \Delta \omega) t + \frac{\pi}{2}\} \quad (7)$$

$$\text{where } \begin{cases} E_{2D} = K \cos\{\Delta \omega) t + \frac{\pi}{2}\} & \text{if } \Delta \omega > 0 \\ E_{2D} = K \cos\{\Delta \omega) t - \frac{\pi}{2}\} & \text{if } \Delta \omega < 0 \end{cases}$$

따라서

$$\text{phase shift; } \begin{cases} + \frac{\pi}{2} & \text{if } \Delta \omega > 0 \\ - \frac{\pi}{2} & \text{if } \Delta \omega < 0 \end{cases}$$

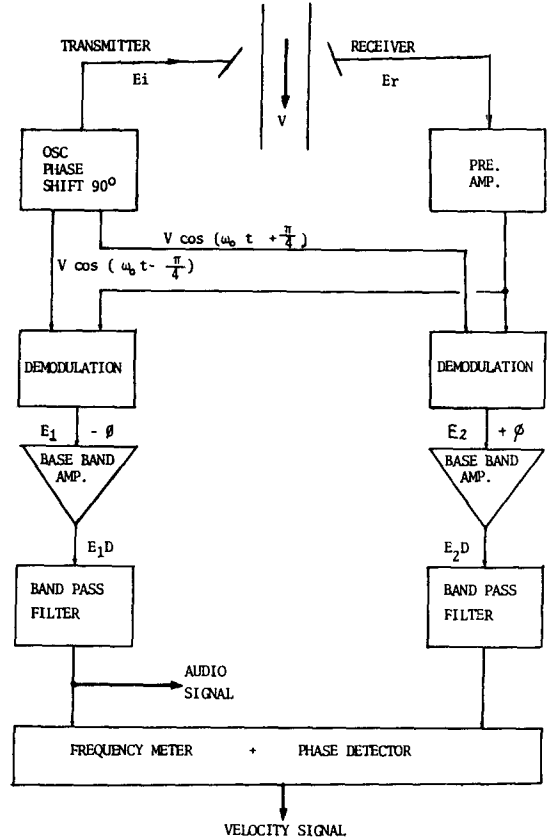


그림 3. 방향탐지 연속파 도플러 장치

즉 복조기 출력에서 위상관계를 알 수 있으므로 변환기(transducer)쪽으로 흘러오는 방향($\Delta \omega > 0$)과 멀어져 가는 방향($\Delta \omega < 0$)의 흐름을 결정할 수 있다.

그러나 이 장치들은 흐름의 방향은 구별했으나 혈류 속도가 측정되는 혈액이 혈관내의 어느 부분인가를 알 수 없었고(depth resolution), 더욱이 혈관벽과 인접한 다른 혈관들에서 오는 반사파들로 인하여 정확도가 떨어진다. 이러한 단점들을 해결하려고 펄스 도플러 장치가 제안되었다.

2. 펄스 도플러 장치

펄스 도플러 장치는 원하지 않는 반사파들과의 오염을 피하면서 초음파의 진행 방향에 위치한 혈관내의 작은 샘플체적(sample volume)의 속도를 측정하고, 혈액흐름의 방향을 구별한다. 이 장치에는 샘플체적을 탐지하는 채널 수에 따라서 single gate pulse doppler system과 multigate pulse doppler system이 있다.

(1) Single gate pulse doppler system

단일 채널을 갖는 펄스 도플러 장치는 그림4와 같이 속도가 측정되는 혈관내의 샘플체적과 송·수신소자 사이의 거리 (Z_1)를 임의로 조절할 수 있으며, 채널의 크기 (Z_2)를 조절하여 혈류 도플러 정보를 갖는 부분의 샘플체적을 증감하여 신호의 에너지를 증감할 수 있다.

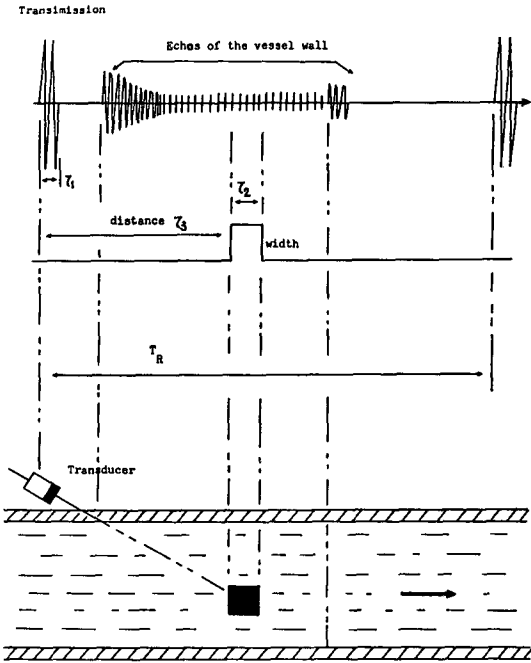


그림 4. 1 채널 도플러 시스템의 원리

그림 5에 장치의 block diagram이 있다. 장치의 개요도에서 stationary canceler는 수신소자를 통하여 들어온 신호중에서 원하지 않는 반사파를 제거하는 회로이며, doppler discriminator는 zero crossing (영점교차방식)과 phase detector(위상탐지기)를 통하여 도플러 이동 주파수를 전압으로 변화시키고, 혈류의 방향을 결정하는 회로이다. 측정하는 샘플체적의 위치를 결정하였으나 이 회로는 측정 속도와 측정 깊이 사이에서 절충을 보아야 한다. 즉 혈액의 속도가 빠른 흐름을 측정하기 위해서는 측정깊이를 줄여야 하고, 측정 깊이를 증가시키기 위해서는 최대 측정 가능 속도를 줄여야만 한다.^[6] 또한 측정하려는 방향으로 송·수신 소자를 놓는 위치 조정이 어렵다는 것이 가장 큰 약점이다. 그러므로 관심있는 부분에서 샘플체적의 위치를 찾고 유지하기 위하여 scanner와 조합하여 사용하기도 한다.^[7]

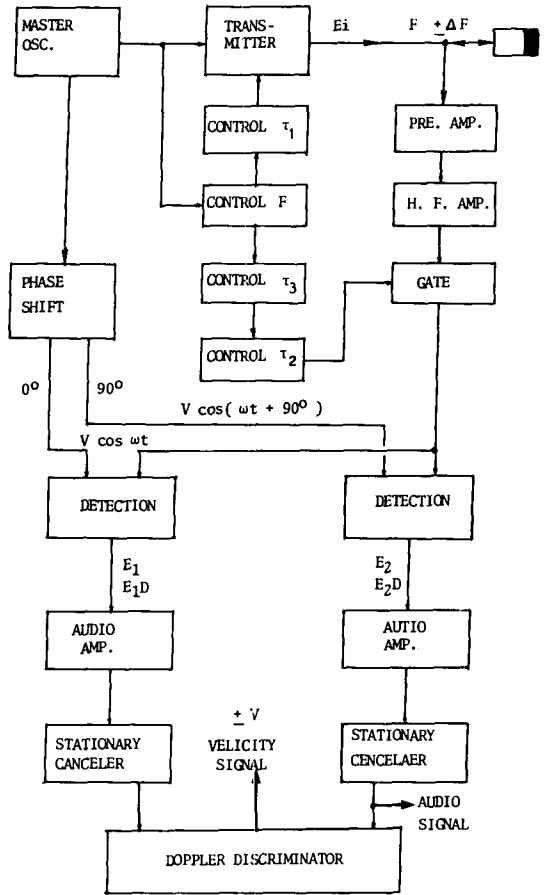


그림 5. System block diagram

(2) 펄스 도플러 시스템의 도플러 신호(range phase signal)

Range phase signal(깊이 위상신호)는 이동하는 혈액 속의 헤모글로빈에서 산란되는 도플러 성분과 조직의 경계면에서 specular reflection되는 원하지 않는 성분(clutter)으로 구성되어 있다. 펄스 도플러 장치의 송신신호와 그 스펙트럼이 그림 6 (a), (b)에 있다.

수신소자에 들어온 신호 $f_A(t)$ 는 스펙트럼이 각 주파수 성분의 도플러 효과에 의한 영향을 받는다.^[8] 즉

$$f_A(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} |A \cos(\omega_0 + K\omega_R)t + B \cos(\omega_0 + K\omega_R)(1+a)t| \quad (8)$$

where f_0 : 송신소자의 공진 주파수, $\omega_0 = 2\pi f_0$

f_R : pulse repetition frequency (P. R. F),

$$\omega_R = 2\pi f_R$$

$$a = \frac{2V}{\lambda} \cos \theta \text{ (도플러 효과)}$$

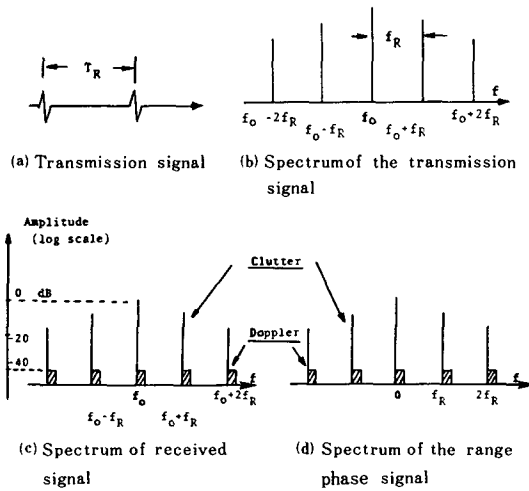


그림 6. 깊이 위상 신호의 스펙트럼

- λ = 초음파의 전파 속도
- V = 물체가 움직이는 속도
- θ = moving target와 송·수신소자가 이루는 각
- Fourier transform

$$F_A(j\omega) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} [A\pi\{f(\omega - (\omega_0 + K\omega_R)) + f(\omega + (\omega_0 + K\omega_R))\} + B\pi\{f(\omega - (\omega_0 + K\omega_R)(1+a)) + f(\omega + (\omega_0 + K\omega_R)(1+a))\}] \quad (9)$$

그러므로 수신된 신호의 스펙트럼은 그림6 (c)와 같다. 이때 clutter 신호의 크기 A는 doppler 신호 B보다 40~60dB 정도 크다. 이것은 혈관 벽에서의 초음파 반사량이 헤모글로빈의 반사량보다 큰 것을 의미한다. 그러나 조직의 경계면이나 혈관 벽은 헤모글로빈보다 천천히 움직이므로 클러터 신호를 제거하고 도플러 신호를 찾을 수 있다. 대개 클러터의 주파수는 50~200Hz 정도이고 도플러 주파수는 P. R. F의 절반이다.^[2]

Demodulation을 하면

$$f_B(t) = \cos \omega_0 t \cdot f_A(t) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} \left[\frac{A}{2} \cos(2\omega_0 + K\omega_R)t + \cos(K\omega_R)t + \frac{B}{2} \cos(\omega_0 t + \omega_0(1+a)t + K\omega_R(1+a)t + \cos(K\omega_R(1+a)t) \right] \quad (10)$$

송신소자 공진 주파수 ω_0 는 도플러 효과에 의한 주파수보다 크다($\omega_0 \gg a$). 그러므로 dc성분과 고조파 성분 ($f > PRF/2$)을 제거하면

$$f_B(t) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} \left\{ \frac{A}{2} \cos(K\omega_R)t + \frac{B}{2} \cos(K\omega_R)(1+a)t \right\} \quad (11)$$

$$F_B(j\omega) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} \left[\frac{A\pi}{2} \{f(\omega - K\omega_R) + f(\omega + K\omega_R)\} + \frac{B\pi}{2} \{f(\omega - K\omega_R(1+a)) + f(\omega + K\omega_R(1+a))\} \right] \quad (12)$$

따라서 range phase signal의 스펙트럼은 그림6 (d)와 같다. 즉 클러터 신호들은 반복주파수 (f_R)와 그의 배수되는 주파수에서 나타난다.

매 주기 $T_R = \frac{1}{f_R}$ 마다 샘플링을 하면

$$f_C^*(t) = \sum_{n=0}^{\infty} f_B(nT_R) \cdot f(t - nT_R) \quad (13)$$

$$F_C^*(j\omega) = \sum_{n=0}^{\infty} f_B(nT_R) \cdot e^{-j\omega nT_R} \quad (14)$$

즉 수반된 신호를 주기 T_R 마다 샘플링하므로 반복주파수 f_R 을 갖는 깊이위상 신호를 구할 수 있다.

클러터의 주파수가 도플러 주파수보다 낮다는 특성을 이용하여 클러터 신호를 제거하고 도플러 신호를 찾는다. 즉 복조기를 통과한 신호를 매 주기마다 sample and hold로 잡고 차단주파수가 50~200Hz인 HPF로 클러터를 제거하고, 샘플링 이론에 따르는 고주파 잡음을 LPF로 제거하여 도플러 신호를 얻는다.

(3) Multigate doppler system

단일 채널 펄스 도플러 장치의 단점을 제거하려고 혈관내의 모든 위치에서 속도를 동시에 측정하는 다중채널 펄스 도플러 장치가 있다.^[8,10] 이 장치들은 그림7에서 보듯이 측정하려는 혈액의 속도변화들을 거의 동시에 측정하며, 초음파가 진행하는 방향으로 초음파가 도달하는 최대 측정깊이를 N (그림7, $N=5$)개의 채널로 나누어 각 채널들로 하여금 단일 채널을 갖는 펄스 도플러 장치와 같은 역할을 하도록 한 것이다. 그림8에 $N=5$ 로 하였을 때 도플러 주파수를 속도곡선(velocity curve)과 속도안면도(velocity profil)로 나타나는 병렬신호처리 다중채널 펄스 도플러 장치가 있다. 만약 각 채널들을 위하여 병렬신호처리가 사용된다면 펄스 도플러 장치는 추가되는 채널의 수와 함께 하드웨어가 증가할 것이다. 또한 각 채널들을 모두 같은 동작 특성을 갖도록 하기 위하여 많은 조정을 필요로 한다. 이러한 단점들은 사용하는 채널의 수에 관계없는 직렬 처리 다중채널 펄스 도플러 장치를 쓰므로 해결할 수 있다. 그림9에 그 block diagram이 있다.

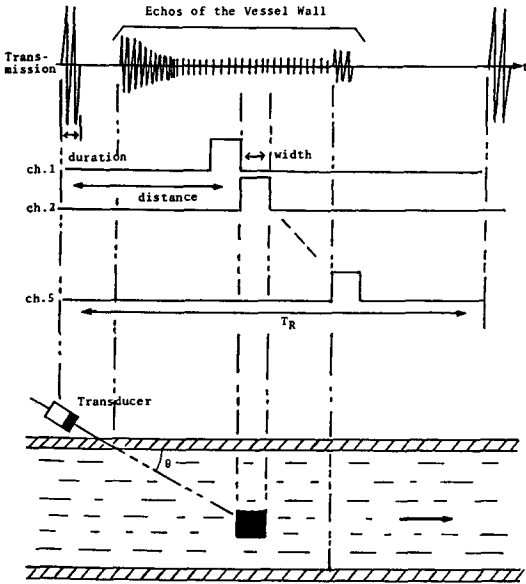


그림 7. 다중 채널 펄스 도플러 시스템의 원리

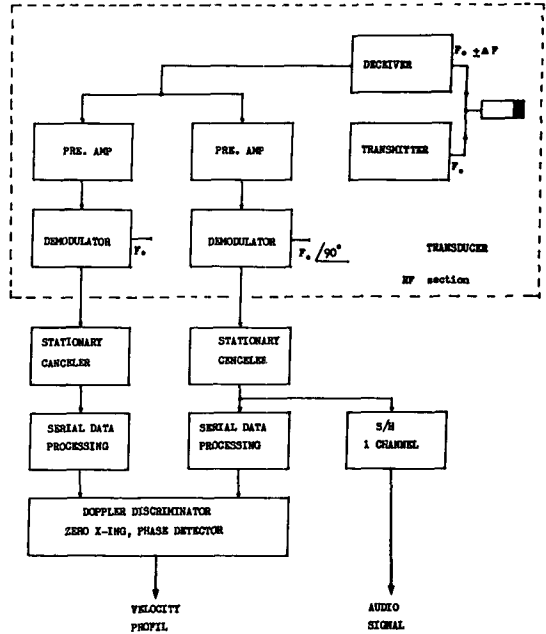


그림 9. 다중 채널 도플러 시스템의 블럭 다이어그램

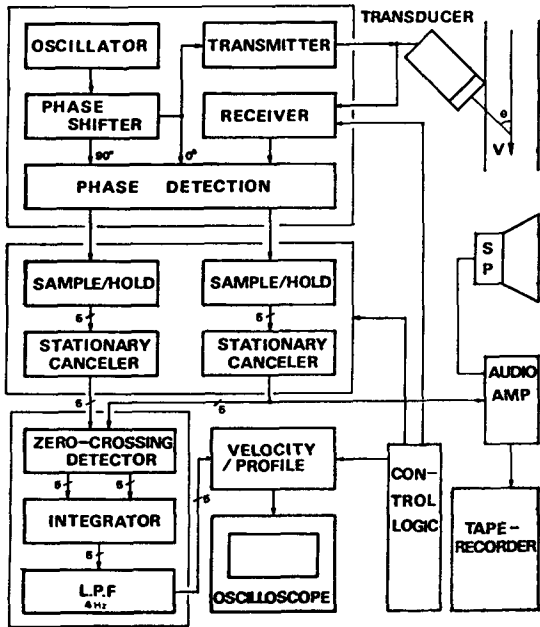


그림 8. 시스템 블럭 다이어그램

직렬 처리 방법은 클루터를 제거하기 위하여 단일 회로를 사용하는 것이다. 이 방법에는 그림10 (a)와 같이 A/D변환기, D/A변환기와 shift register를 이용한 것,¹⁰⁾ analog comb filter를 이용한 방법⁸⁾과 지연

소자를 이용한 방법(그림10 (b)) 등이 있다. 지연소자를 이용하여 클루터를 제거하는 방법을 간단히 보자.

변환기에 잡힌 신호; $E(t) = A \sin(\omega_0 t + \omega_d t)$
 펄스반복주파수 후에 신호;
 $E(t+T) = A \sin[\omega_0(t+T) + \omega_d(t+T)]$
 Subtractor 출력에서 신호 E는 다음과 같다.

$$E = E(t) - E(t+T) = K \cdot \frac{A}{2} \cdot \sin(\omega_d \cdot \frac{T}{2}) \cdot \cos[\omega_d(t + \frac{T}{2})]$$

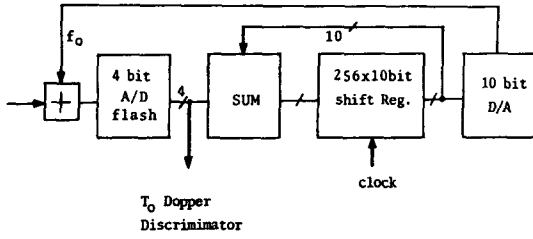
이 신호는 $\sin \omega_d(T/2)$ 로 크기가 변조된 도플러 주파수의 함수이고 클루터가 제거 되었음을 본다. 직렬 신호처리 방법은 고속 processor의 등장으로(예 TMS 32010) 더욱 쉽게 발전할 것이다.

(4) 주파수 분석기(spectrum analyzer)

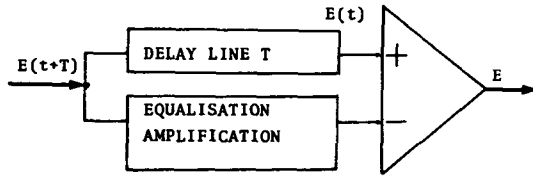
주파수 분석기는 혈류의 속도 성분을 FFT(fast fourier transform)로 하여 도플러 신호의 스펙트럼을 보여 주는 것이다. (Y축을 주파수, X축을 시간, 예 그림15)

IV. 도플러 신호의 display

그림11에 변환기를 여기(excite)시키는 제어신호(5V/division)와 변환기 출력파형(20V/div)이 있다. 좋은



(a)



(b)

그림10. (a) Stationary canceler
(b) Delay line canceler

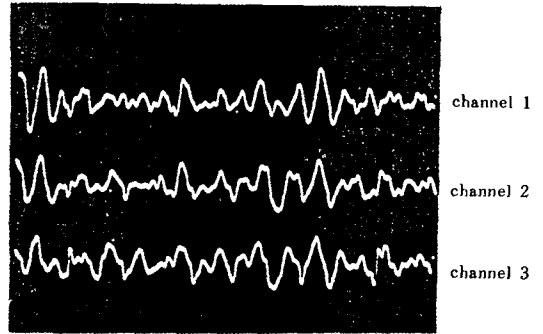
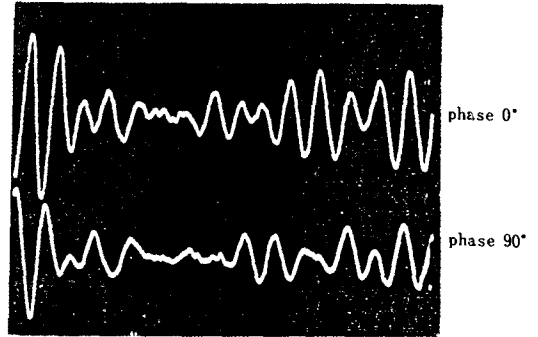


그림12. 다중 채널 펄스 장치의 도플러 신호

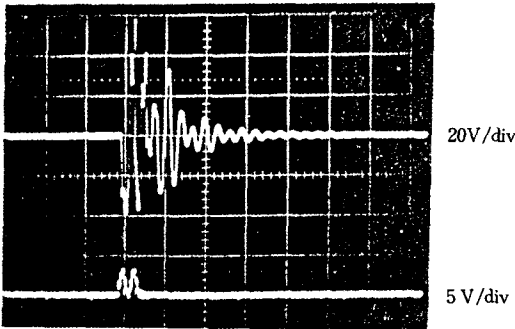


그림11. 제어신호와 전송신호

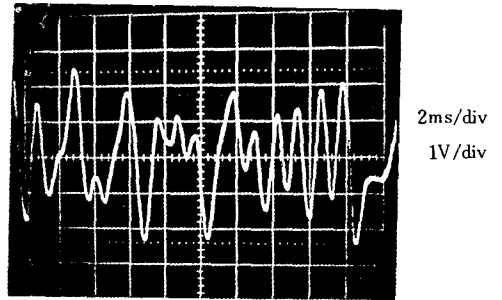


그림13. 단일 채널 펄스 장치의 평균 도플러 주파수

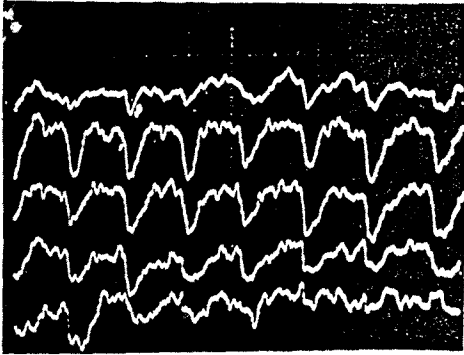
신호대 잡음비를 얻기 위해서는 높은 전압으로 변환기를 여기시키면 좋으나 인체에 주는 영향을 고려하여 50mw/cm²을 초과하지 않아야 한다.

그림12(a)에 방향을 결정하는 위상차를 볼 수 있으며 그림12(b)에서 3 채널에서 발생한 도플러 신호(IN VIVO)를 직접 볼 수 있다. 그림13에서 단일채널 펄스 도플러 장치에서 잡은 도플러 신호를 볼 수 있다. 도플러 주파수를 속도곡선(전압파형)으로 변환시킬 때 영점을 통과하지 않는 도플러 주파수 성분을 볼 수 있다. 그러므로 속도곡선은 평균 도플러 주파수를 표현하는 것이다.

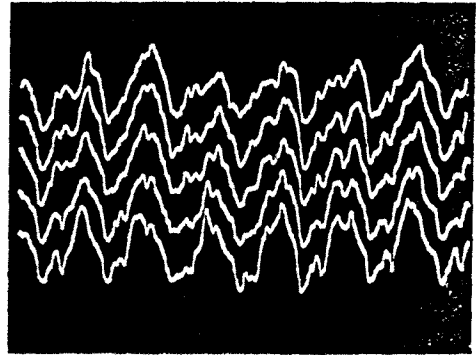
그림14는 5 채널 펄스 도플러 장치의 결과들이다. 그림14(a)는 깊이 16mm에서 샘플 간격을 2mm로 하였

을 때 경동맥(IN VIVO)에서 측정 한 속도 곡선이며 그림14(b)는 이때의 속도 분포 곡선이다(X축은 깊이, Y축은 속도).

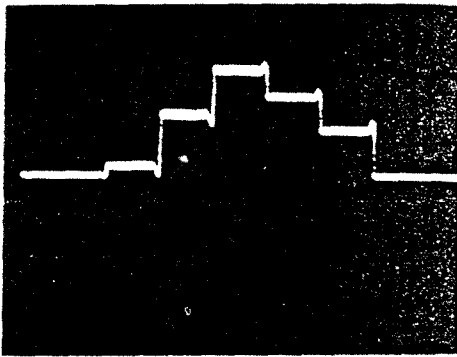
여기서 혈관벽 부근의 혈류 속도는 중심 부분의 혈류 속도보다 느림을 알 수 있다. 그림14(c)는 깊이 56mm에서 샘플 간격을 2mm로 하였을 때 측정 한 속도곡선이며, 그림14(d)는 이에 대한 속도분포곡선이다. 그림15는 경동맥이 3점에서 잡은 도플러 신호를 스펙트럼 분석기 출력에서 본 것이다.^[11] A는 내부 경동맥, B는 외부



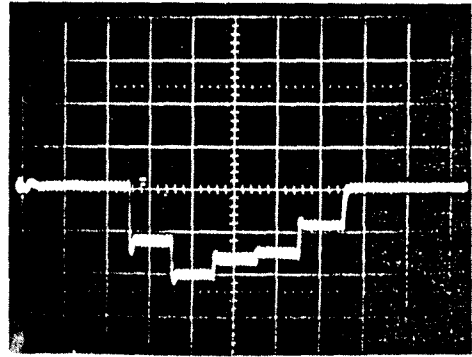
(a) Velocity curve
depth : 16mm, sample distance : 2mm
1.0V/div, 0.5s/div



(c) Velocity curve
depth : 55mm, sample distance : 2mm
1.0V/div, 0.5s/div



(b) Velocity profil
depth : 16mm, sample distance : 2mm



(d) Velocity profil
depth : 55mm, sample distance : 2mm

그림 14. (a)(b) 속도곡선과 속도분포곡선
(c)(d) 속도곡선과 속도분포곡선

경동맥, C는 주 경동맥(내부+외부)의 스펙트럼을 보여 준다. A는 $f_{min}=160\text{Hz}$, $f_{max}=2040\text{Hz}$ 이고, B는 $f_{min}=320\text{Hz}$, $f_{max}=2600\text{Hz}$ 이다.

V. 結 論

이상에서 도플러의 원리, 도플러 신호의 특징과 여러 종류의 도플러 장치에 대하여 보았으며 그 결과들을 audio, 속도곡선, 속도분포곡선과 스펙트럼 분석기를 통하여 보았다. 초음파를 이용한 도플러 장치는 현재 고속 신호 처리기를 사용하여 장치의 하드웨어를 줄이고, 진단에 도움을 주는 정보를 display 해주는 방향으로 발전되고 있다.

參 考 文 獻

- [1] Peronneau, P. Analyse de l'écoulement dans les gros vaisseaux par méthode ultrasonore, Thèse de Doctrat d'Etat. Université de Paris-Sud. 1977.
- [2] P.N.T. Wells, *Biomedical ultrasonics*, Academic Press, London, 1977.
- [3] Baker, D.W. "Pulsed ultrasonic doppler blood flow sensing" *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics* vol. su-17, no. 3, pp. 170, 1970.
- [4] Strandes D.E., Kennedy J.W., Led McF. D. Transcutaneous directional flow detection A preliminary report. *An Heart. J.* 1969,

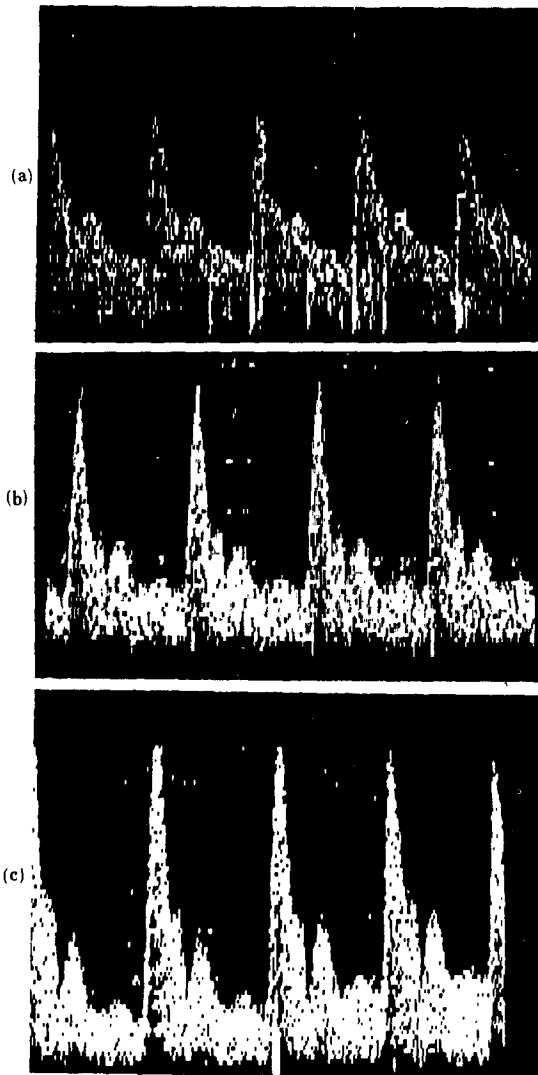


그림15. 경동맥의 도플러 신호

pp. 65-74.

[5] Pourcelot. L. Application Clinique de l'examen Doppler transcutané *INSERM* vol. 24, pp. 213-240, October, 1974,

[6] Young-Kil Kim, Etude et réalisation d'un système Doppler pulsée multiporte (128) directionnel, A traitement de signal séquentiel Thèse de Docteur-Ingénieur. *ENST 84 E008*

[7] Pourcelot. L., Berson. M., Pejot. J. Nouveaux développements de l'échotomographie en temps réel utilisant une sonde à multi-transducteurs: focalisation dynamique, balayage composés, imagerie de sang circulant. *INSERM 1979*, vol. 88, pp. 49-68.

[8] Young-Kil Kim, A Study on the Stationary Canceler in the ultrasonic Pulse Doppler System. *KOSOMBE* vol. 6, no. 1, 1985. pp. 47-53.

[9] Hoeks Arnold D.P.G. and Reronneau. A multigate pulsed Doppler System with serial data processing. *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*. vol. su-28, no. 4, July, 1981.

[10] Brandestini Macro, Topoflow-A digital full range Doppler velocity meter. *IEEE Trans on Sonics and Ultrasonics*. vol. su-25, no. 5, Sep., 1978.

[11] Young-Kil Kim, A study on a Multigate (128) Ultrasound Pulsed Doppler System with Serial Data Processing for Sensing the Blood Flow. *KIEE* vol. 23, no. 3, May, 1986. *

1986年度 後半期 學術活動 計劃

(47P에 계속)

學 術 發 表 會			
	開催豫定日	原稿磨勘	主 管
計測制御研究會	9月13日(土)	8月25日(月)	姜榮國 專務(大宇重工業) (032-762-1505)
醫用電子 및 生体 工學研究會	"	"	洪勝弘 教授(仁荷大工大電子工學科) (032-82-1321)
回路 및 시스템 研究會	9月27日(土)	9月6日(土)	安宇熙 教授(陸士電子工學科) (972-9771)
畫像 및 텔레비전 研究會	"	"	李忠雄 教授(서울대工大電子工學科) (877-0101)