

혈류 진단을 위하여 직렬데이터 처리를 하는 다중(128)

채널 초음파 펄스 도플러 시스템에 관한 연구

(A Study on a Multichannel(128) Ultrasound Pulsed Doppler System with Serial Data Processing for Sensing the Blood Flow)

金 榮 吉*

(Young Kil Kim)

要 約

인체에서 혈류 흐름의 단면도를 측정하기 위한 초음파 펄스 도플러 시스템이 설명됐다. 시스템은 혈류에 3.5MHz의 초음파를 570ns동안 발사하고, 반사된 신호가 혈관내의 각 부분에서 평균속도가 되도록 처리했다. 최대 관측 깊이 112mm가 128개의 채널로 나누어져 처리 되었다. 측정 체적의 크기가 혈류 측정 장치의 민감도와 정확도를 결정하며, 헤모글로빈의 운동 방향을 탐지하기 위하여 직각 검파를 사용했다. 설계된 시스템의 가장 중요한 특성은 하드웨어를 줄이기 위하여 직렬 신호 처리를 한 것이다.

Abstract

A pulsed ultrasonic doppler flowmeter for measurements of velocity profiles in man is described. The device projects a beam of ultrasound in burst of 570 ns duration at 3.5 MHz. The back-scattered signals are processed to produce a signal corresponding to the mean velocity over a small region of the flowing stream. The observation range of 112mm is divided into 128depth channels. The size of this sample volume determines the flowmeter sensitivity and accuracy. The device uses a quadrature detector to detect the direction of the moving target (hemoglobin). The main feature of the novel instrument is its simple hardware structure due to sequential signal processing.

I. 序 論

최근 수년 동안 초음파를 이용하는 각종 진단 방법들이 인체에 장애를 초래하지 않는 초음파의 특성들로 인하여 진단에 중요한 도구로 쓰여 왔으며 꾸준하게 개발되어 왔다.^(1,2) 진단에 쓰이는 초음파 기계들은 레이다, 소나와 같은 원리를 사용한다. 초음파 송신소자를 사용하여 인체에 초음파를 발사하고 초음파 수신소

자로 인체의 여러 기관에서 나오는 반사파를 받아 들인다. 만약 인체의 여러 기관들이 완전한 동질(homogeneity)이라면 초음파는 적은 에너지 손실을 하며 인체 내부로 전파해 들어간다. 이와는 반대로 만약 초음파가 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 두가지로 분류된다. 하나는 초음파가 생체 저항이 다른 경계면 부분에서 반사되는 에너지를 측정, 처리하고(A-scan, B-scan, C-scan), 다른 하나는 발사된 초음파의 주

*正會員, 亞洲大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Ajou Univ.)
接受日字: 1985年 3月 22日

파수와 반사된 초음파의 주파수를 비교, 처리한다. (doppler system)

초음파를 이용하여 혈류속도를 측정하는 도플러 진단 장치¹⁾는 크게 연속파 도플러 시스템과(continuous wave doppler system) 펄스 도플러 시스템으로(pulse doppler system) 나누어진다. 초기의 혈류 측정 장치는 연속파 도플러 시스템으로서 초음파를 초음파 송신소자로 계속하여 발사하고, 수신소자로 반사되어 나오는 에너지를 받아 들이는 것이다. 이 시스템은 혈관벽의 외부에서 혈류의 속도를 측정할 수 있다는 가능성을 보여 주었다. 그러나 혈류 흐름의 방향을 구별하지 못했다. 1967년 이후에 Strandes²⁾은 미국에서, L. Porucelot³⁾는 프랑스에서 각각 혈류 흐름의 방향을 구별하는 연속파 도플러 시스템을 만들었다. 이 시스템들은 초기의 시스템과 같이 송·수신소자를 2 개 사용했으나 흐름의 방향을 구별하기 위하여 복잡한 전자회로가 추가되었다. 그러나 이 장치들은 흐름의 방향은 구별했으나 혈류 속도가 측정되는 혈액이 혈관내의 어느 부분인가를 알 수 없었고(depth resolution), 더우기 혈관벽과 인접한 다른 혈관들에서 오는 반사파들로 인하여 정확도가 떨어지는 단점들을 계속 갖고 있었다. 이러한 단점들을 해결하려고 펄스도플러 시스템이 제안되었다.

펄스 도플러 시스템은 원하지 않는 반사파(clutter)들과의 오염을 피하면서 초음파의 진행 방향에 위치한 혈관내의 작은 샘플체적(sample volume)의 속도를 측정하고, 혈액 흐름의 방향을 구별한다.

이 시스템에서는 채널의 수에 따라서 single gate pulse doppler system과 multigate pulse doppler system이 있다. 한 개의 채널을 갖는 펄스 도플러 시스템은 속도가 측정되는 혈관내의 부분과 송·수신소자 사이의 거리를 임의로 조절할 수 있으며, 채널의 크기를 조절하여 혈류 도플러 정보를 갖는 부분의 샘플체적을 증감하여 신호의 에너지를 증감할 수 있다. 그러나 이 시스템은 측정속도와 측정깊이 사이에서 절충을 보아야 한다.

즉, 혈액의 속도가 빠른 흐름을 측정하기 위해서는 측정깊이를 줄여야 하고, 측정깊이를 증가시키기 위해서는 최대 측정 가능 속도를 줄여야만 한다.⁴⁾ 또한 측정하려는 방향으로 송·수신소자를 놓는 위치 조정이 어렵다는 것이 가장 큰 약점이다. 관심있는 부분에서 샘플체적의 위치를 찾고 유지하기 위하여 B-scan과 조합하여 사용하기도 한다.⁵⁾ 그러므로 혈관내의 모든 위치에서 속도를 동시에 측정하는 다중 채널 펄스 도플러 시스템이 바람직하다. 속도 단면도를 주는 여러가지 시스템이 개발되어 왔다.^{6, 9, 10, 11)} 이 시스템들은 측

정하려는 혈액의 속도변화들을 거의 동시에 측정하며, 초음파가 진행되는 방향으로 초음파가 도달하는 최대 측정깊이를 N개의 채널로 나누어 각 채널들로 하여금 한개의 채널을 갖는 펄스 도플러 시스템과 같은 역할을 하도록 한 것이다. 만약 각 채널들을 위하여 병렬 신호처리가 사용되면 시스템은 추가되는 채널의 수와 함께 커지게 될 것이다. (하드 웨어 증가) 또한 각 채널들을 모두 같은 동작 특성들을 갖도록 하기 위하여 많은 조정을 필요로 한다. 이러한 단점들은 사용하는 채널의 수에 관계없는 직렬 신호처리를 하므로 해결할 수 있을 것이다. 이에 본 연구에서는 128개의 채널들을 가지고, 혈관내의 모든 샘플체적에서 속도 정보를 나타내는 혈류도플러신호를 직렬로 처리하였고, 흐름의 속도를 주파수로 변환하여 얻은 신호를 듣기 위하여 한 개의 채널을 가진 펄스도플러 시스템을 구성하고, 그 결과를 스펙트럼으로 나타내었다.

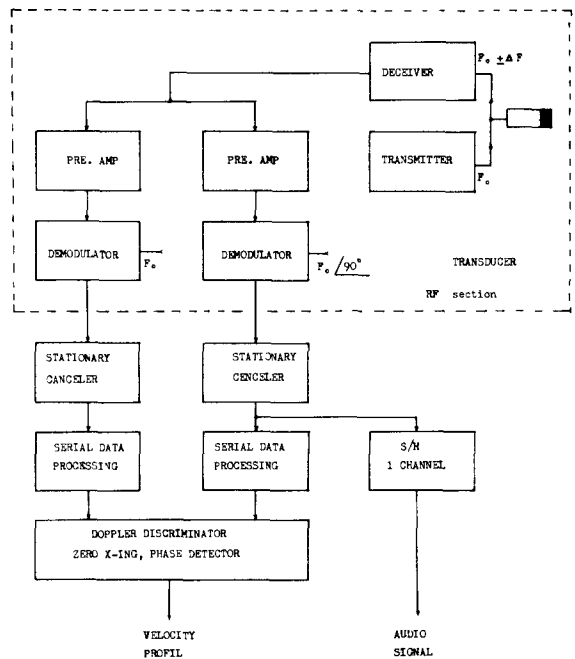


그림 1. 다중 채널 도플러 시스템의 다이어그램
Fig. 1. Block diagram of a multigate pulsed doppler system.

II. 시스템의 구성

한 Channel pulsed doppler system의 단점과 병렬 신호 처리를 하는 다중채널펄스 도플러시스템의 단점을 제거한 초음파 펄스 도플러 시스템이 제작되었다. (그림 1) 설계 제작된 시스템은 고주파 부분, 잡음인

클러터(clutter)를 제거하는 stationary canceler, 시스템의 하드웨어를 줄이는 직렬신호처리부분, 제로크로싱 탐지기와 위상탐지기로 구성된 도플러판별기로 구성되었다.

설계된 시스템의 사양이 표 1에 있다.

표 1. 제작된 시스템의 사양

Table 1. Specification of implemented system.

Transducer center frequency	3.5MHz
Pulse repetition frequency	6.835KHz(146 μs)
Maximum detectable depth	112mm
Maximum detectable velocity	1.5m/s(θ=60°)
Number of channel	128
Range resolution	0.875mm(1.14 μs)

1. 고주파 부분

제작된 시스템은 phase coherent detection에 기본을 두고 있다. 주 발진기를 조정하여 발생시킨 초음파 버스트가 송신소자를 통하여 인체내로 방사된다. 이 송신소자는 또한 수신소자가 되어서 여러 조직의 경계면과 입자들에서 반사되어 나온 신호를 잡는다. 이 반사 신호는 광대역 증폭기에 의하여 증폭되고, 위상을 탐지하기 위하여 주 발진기 주파수와 혼합된다. (그림 1)

Quadrature 출력신호를 얻기 위하여 quadrature 기본 신호가 복조기(demodulator)에 공급된다. ($F_0 < 0^\circ$, $F_0 < 90^\circ$) 이 방법으로 송·수신소자를 향하여 오는 흐름과 멀어져 가는 흐름을 결정할 수 있다.

복조기 출력은 주 발진기와 반사파 사이의 위상관계를 보여주며, 이 출력을 혈류 도플러 신호라 한다. 원하는 위치에서 여러번의 PRF(pulse repetition frequency) 동안에 얻은 위상변화가 (회로적으로 sample and hold(S/H)를 통과한 신호) 곧 그 위치의 도플러 이동 주파수이다.

고주파 부분까지는 1 채널 시스템과 다중 채널 시스템은 똑같은 하드웨어 부분을 갖는다. 그러나 여파기가 도플러 신호가 시간에 대하여 연속함수인 것을 요구하므로, 이 방법으로 다중 채널 시스템을 구성하여 속도 단면도를 구하기 위하여는 여러개의 똑같은 채널 특성을 가진 시스템이 요구되고 구성하기가 어렵다.¹¹⁾ 제안된 시스템은 혈류 도플러 신호를 고주파부분 뒤에서, stationary canceler로 처리하였다.

2. Stationary canceler

Stationary canceler에 대하여 논의하기 전에 혈류 도플러 신호의 특징을 살펴보자.

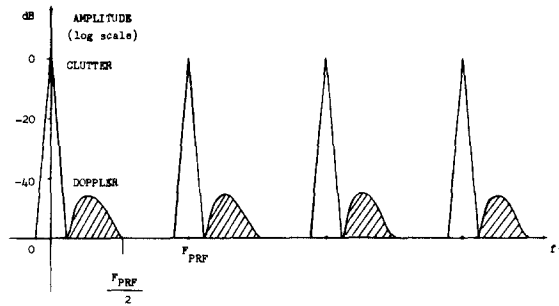


그림 2. 깊이 위상 신호의 스펙트럼

Fig. 2. The spectrum of the range phase signal.

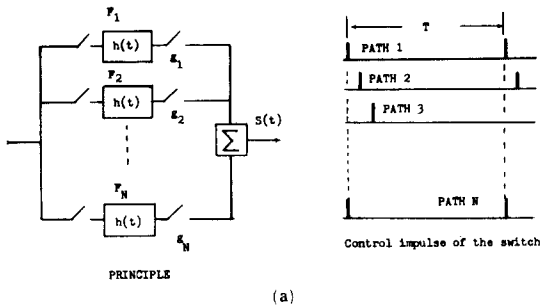
1) 혈류 도플러 신호

이 신호는 이동하는 혈액 속의 헤모글로빈에서 산란되는 도플러 성분과 조직 경계면에서 난반사되는 원하지 않는 성분으로 구성되어 있다.¹¹⁾ (그림 2) 클러터 신호는 도플러 신호보다 크기는 40~60dB정도 크나, 조직의 경계면이 헤모글로빈 보다 천천히 움직이므로 주파수는 50~100Hz 정도로 낮다. 그러므로 이같은 특성을 이용하여 클러터 신호를 제거하고 도플러 신호를 갖는다. 즉 S/H 뒤에서 클러터 신호를 제거하려고 차단 주파수(f_c)가 50~100Hz인 고역여파기를 사용하고, Shannon의 정리에 따르는 고주파 잡음($\geq 1/2PRF$)을 제거하려고 $f_c = PRF/2$ 인 저역여파기를 사용한다. 그러나 이 공정은 채널수에 따라 여파기 수가 증가하는 단점이 있다. 이에 본 연구에서는 클러터 신호를 제거하고, 채널수에 관계없이 하드웨어가 거의 일정한 stationary canceler로서 COMB filter를 사용했다. 일반적으로 도플러 신호를 얻는데 필요한 여파기의 동작 범위는 72 dB¹¹⁾ 즉 12bits A/D 변환기가 필요하다. 그러나 comb filter를 사용함으로써 8bits A/D 변환기를 사용할 수 있어서 메모리의 크기와 D/A 변환기의 비트 수를 줄일 수 있었다. 즉 과거의 FFT 디지털 처리법보다 사용하는 비트 수를 줄일 수 있었으며 동시에 클러터를 제거할 수 있었다.

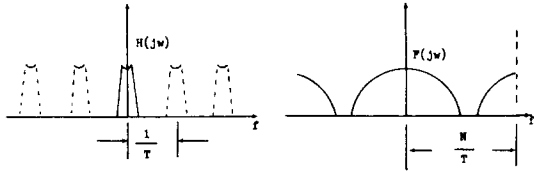
2) Stationary canceler로 사용되는 COMB filter

Comb filter는 아날로그 여파기와 디지털 여파기의 중간 시스템으로, 입력 신호는 아날로그형태이나 출력 신호는 샘플링된 형태로 나타난다. 이동하는 물체를 추적하는 시스템의 한 방법인 comb filter의 원리가 그림 3에 있다.

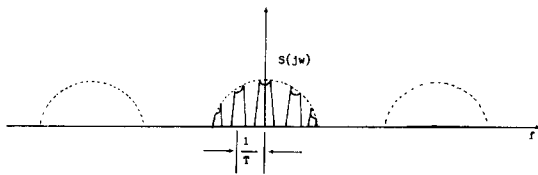
한 주기(T) 동안에 균일하게 분포된 임펄스에 의하여 동작이 제어되는 N개의 S/H가, 출력이 N개의 S/H에 의하여 동작이 제어되는 N개의 똑같은 여파기를 순서적으로 동작시키고, 얻어진 모든 신호는 합해진다.



(a)



(b) Transfer function of the comb filter (c) Spectrum of the F(jw)



(d) Spectrum of the output signal

그림 3. Comb filter
Fig. 3. Comb filter.

$t=KT$ 순간에 1 line에 있는 스위치가 닫힌다. 이때 여파기 F_1 에서 나오는 출력:

$$g_1(KT) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(nT) \cdot h(KT - nT) \quad (1)$$

이것은 임펄스 응답인 $h(t)$ 인 여파기의 입력에 순서적으로 공급된 샘플링 값들의 합이다. 한 주기 동안에는 N 개의 같은 종류의 신호가 있다.

$t=KT + \lambda T/N$ 순간에 이들 신호중에 한 개는 다음과 같다.

$$g(KT + \frac{\lambda T}{N}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(nT + \frac{\lambda T}{N}) \cdot h(KT + \frac{\lambda T}{N} - nT - \frac{\lambda T}{N}) \quad (2)$$

$\theta = T/N$ (단혀 있는 기간)라 하면 식은 간단히 된다.

$$g(KN\theta + \lambda\theta) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(nN\theta + \lambda\theta) \cdot h(KN\theta - nN\theta) \quad (3)$$

출력신호 $S(t)$ 는 모든 샘플링된 신호 $g(t)$ 의 병렬로 구성되어 있고, 그 푸리에 변환은

$$S(jw) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{\lambda=0}^{N-1} g_{\lambda}(KN\theta + \lambda\theta) \cdot \exp[-jw(KN + \lambda)\theta] \quad (4)$$

(3) 식을 고려하면 (4) 식은

$$S(jw) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{\lambda=0}^{N-1} \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(nN\theta + \lambda\theta) \cdot h(KN\theta - nN\theta) \exp[-jw(KN + \lambda)\theta]$$

$m = K - n$ 라 하면

$$S(jw) = \sum_m \sum_{\lambda} \sum_n f(nN\theta + \lambda\theta) \exp[-jw(nN + \lambda)\theta]$$

$$h(mN\theta) \exp[-jwmN\theta]$$

$\mu = nN + \lambda$ 라 하면 λ 와 n 에 대한 합이 없어진다.

$$S(jw) = \sum_{\mu=-\infty}^{\infty} \sum_m f(\mu\theta) \exp[-jw\mu\theta] h(mN\theta) \exp[-jwmN\theta]$$

$\theta = T/N$ 을 고려하면

$$\begin{aligned} S(jw) &= \sum_{\mu} f(\mu \frac{T}{N}) \exp(-jw\mu \frac{T}{N}) \sum_m h(mT) \exp(-jwmT) \\ &= F[f(t)] F[h(t)] \\ &= F(jw) \Big|_{t=\frac{T}{N}} \cdot H(jw) \Big|_{t=T} \end{aligned}$$

여기서 1항은 주기 T/N 로 샘플링된 신호 $f(t)$ 를, 2항은 주기 T 로 샘플링된 임펄스 응답 $h(t)$ 를 각각 푸리에 변환한 것이다. 즉 주파수 N/T 로 샘플링된 신호가, 임펄스 응답 $h(t)$ 가 사용된 여파기의 것이고 주파수 $1/T$ 로 샘플링된 여파기를 통과한 것처럼 동작한다.

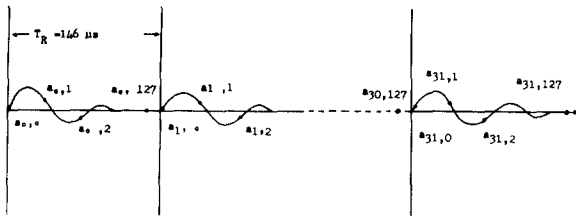
푸리에 변환에서 오는 샘플링 영향을 고려하고 $H(jw)$ 를 사용된 여파기의 전달 함수라면 위에서 설계된 여파기의 전달함수는 그림 3-b처럼 $H(jw)$ 가 주기적으로 되풀이 되는 것이다. 한편 주파수 N/T 로 샘플링된 신호는 그 자체가 그림 3-c처럼 $F(jw)$ 가 주기적으로 나타나는 스펙트럼을 갖는다. 그러므로 출력신호 $S(t)$ 의 스펙트럼은 그림 3-d처럼 나타내며, 만약 N 이 크면 $S(t)$ 의 스펙트럼은 중심로브(lobe)로 제한되고 $f_0 = 1/T$ 인 주파수 부근의 신호만 통과시키는 여파기가 된다.

만약 여파기로서 RC적분기를 사용하고 통과 대역폭을 작게 되면, 주기 T 의 신호의 고조파 주위에 있는 주파수만 통과시키는 여파기가 된다. 만약 여파기로 RC 미분기를 사용하면 $f_0 = 1/T$ 주파수의 주변신호를 통과시키지 않는다. 이 연구에서는 stationary canceler로서 RC미분기를 사용한 comb filter를 사용하여 클러터를 제거했다.

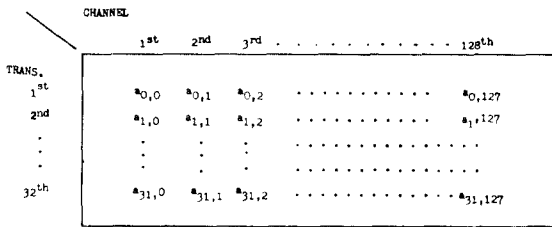
3. 직렬 신호 처리

본 연구에서는 측정 가능 깊이 112mm를 128개의 채널로 처리하기 위하여 그림 4와 같이 메모리를 사용했다.

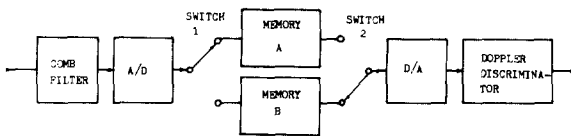
채널의 수가 많을 수록 측정하는 혈관을 더욱 정확하게 세분하여 흐름을 측정할 수 있으나 하드웨어가 복잡해진다.



(a)



(b)



(c)

그림 4. 메모리의 구조

Fig. 4. Structure of the memory.

메모리의 구조는 사용한 IC가 64×64인데 128개의 채널을 사용하므로 128×32로 변형시켜서 사용했다.

클러터가 제거된 신호가 8bits A/D변환기를 거친다. 첫번째 초음파 송·수신동안에 그림4-a와 같이 128개의 샘플링된 신호들을 A/D변환하고 그림 4-b와 같이 메모리A의 첫번째 행(row)에 쓴다. ($a_{0,0}, a_{0,1}, \dots, a_{0,127}$)

다음 두번째 초음파 송·수신 동안에는 두번째 행에 쓴다. ($a_{1,0}, a_{1,1}, \dots, a_{1,127}$). 메모리A에 32개 행을 쓴 후에는, 스위치 1이 33번째 초음파 송·수신부터 64번째 동안에 A/D변환된 128개의 샘플링된 신호들을 메모리 B에 연결시켜 쓰며, 동시에 스위치 2는 메모리A를 8 bits D/A변환기에 연결하고 메모리A의 첫번째 옆(column)을 읽는다. ($a_{0,0}, a_{1,0}, \dots, a_{31,0}$). 같은 방법으로 128

번째 옆까지 읽는다. ($a_{0,127}, a_{1,127}, \dots, a_{31,127}$).

이와같이 메모리A와 메모리B에서 읽어낸 값들이 도플러 이동 주파수이다. 이 값들을 표현하므로 혈액의 속도를 알 수 있다.

4. 도플러 판별기

그림 1과 같이 직렬 신호처리 회로까지는 오직 한 통로만 설명했다. 그러나 흐름의 방향을 결정하기 위하여 도플러 판별기부터는 두 통로를 고려한다.

도플러 판별기는 그림4-c와 같이 메모리 다음에 위치하고, 흐름의 방향을 구별하는 위상 탐지기와 측정된 도플러 이동 주파수를 전압으로 변화시키는 제로 크로싱 탐지기로 구성되었다.

그림 5에 블록 다이어그램이 있다. PRF로 샘플링되고 클러터 신호가 제거된 도플러 이동 주파수를 입력으로 하는 제로 크로싱 탐지기는 슈미트 트리거 회로로 구성되어서 도플러 신호가 영점(zero)을 지날 때마다 출력에서 펄스들을 얻는다. 이 펄스들은 도플러 주파수와 같은 주파수를 갖는다. 즉 제로 크로싱 탐지기는 입력에서 발생하는 도플러 신호의 영점 교차수에 비례하는 출력 전압을 준다.

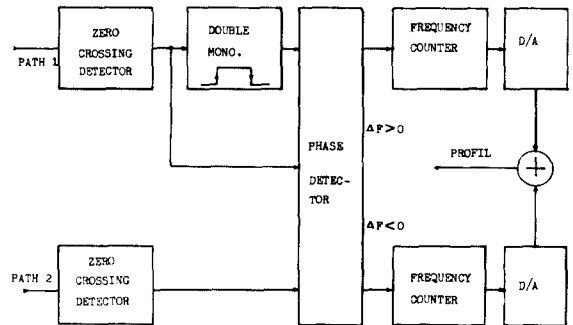


그림 5. 도플러 판별회로

Fig. 5. Doppler discriminator.

그림 6과 그림 7에 위상 탐지기의 회로와 그 타이밍 차트가 있다. NAND게이트로 구성된 이 회로들은 제로 크로싱 탐지기와 double monostable에서 나오는 두 신호들의 상대적 위상차를 비교하며 동작 원리는 다음과 같다. NAND 1과 NAND2에 double monostable에서 나온 출력과 제로 크로싱 탐지기 2에서 나온 출력을 준다. 제로 크로싱 탐지기 1에서 나온 정상 출력을 NAND 1의 3번째 입력으로 주며, 반전기를 통과한 출력을 NAND 2의 3번째 입력으로 준다. 그림7에 타이밍 차트가 있고, 통로 1이 통로 2보다 앞선 상태와 뒤진 상태를 보여 준다. 위상 탐지기를 통과한 도플러 신호

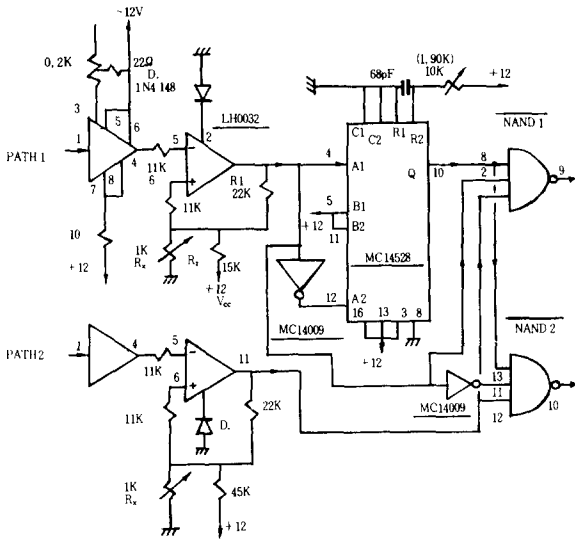


그림 6. 위상 탐지 회로
Fig. 6. Circuit diagram of the phase detector.

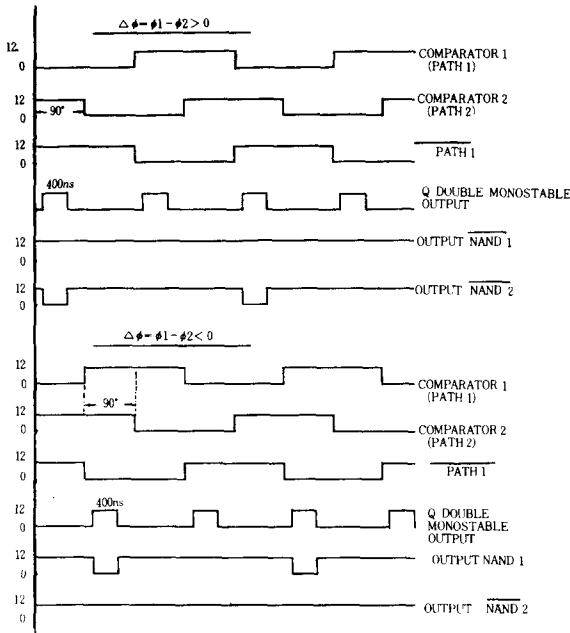


그림 7. 위상 탐지 회로의 timing diagram
Fig. 7. Timing diagram of the phase detector.

는 주파수 계수기와 A/D변환기를 통하여 화면에서 나타난다.

5. 1 채널 펄스 도플러 시스템
전체 128개의 채널 중에서 한 개의 채널을 자유롭게

조정하여 원하는 측정 체적을 선택하고, 혈액 흐름 속도를 소리로 듣게하며, 스펙트럼을 구할 수 있게 1 채널 시스템을 추가하였다. 그림 8에 원리가 있다.

두 개의 초음파 버스트 사이에서 송신소자가 인체에서 반사된 에너지를 잡는 수신소자로 동작한다. 게이트를 이용하여 피부에서 측정·체적까지의 거리 (τ_s , distance)를 조정하여 이동하는 입자에서만 나오는 반사 에너지를 잡는다. 측정 체적의 크기는 게이트의 크기 (τ_s , width)를 조정하여 얻는다. 게이트에서 잡은 정보는 고주파부분에서 처리한다. 클루터 제거기에 의해 클루터가 제거된 신호를 S/H로 매 PRF마다 취하여 음성 신호를 얻었다.

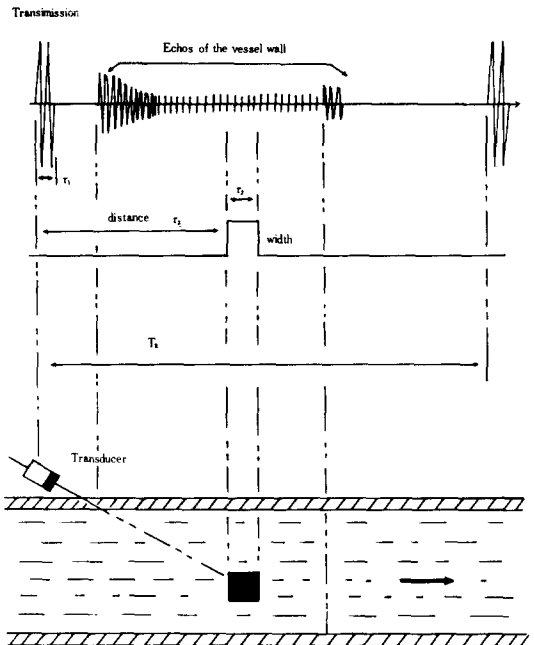


그림 8. 1채널 도플러 시스템의 원리
Fig. 8. Principle of the single gate pulsed doppler system.

III. 결과 및 고찰

그림 9에 변환기를 여기(excite)시키는 제어신호(A)와 변환기를 출력(B)이 있다. 변환기 제어 신호를 A 파형처럼 한 것은 더 많은 에너지를 인체에 공급하기 위한 것이다. 사용한 DC의 최대치는 40V이었다. B 파형은 변환기가 3.5MHz에서 공진하므로 A 파형처럼 3.5MHz 제어 신호를 사용했고 그 결과로 얻은 것으로 출력파형의 크기를 너무 줄이면 도플러 신호가 함께 감쇠되므로 마음대로 줄일 수 없었다. 그림10에 초단 증

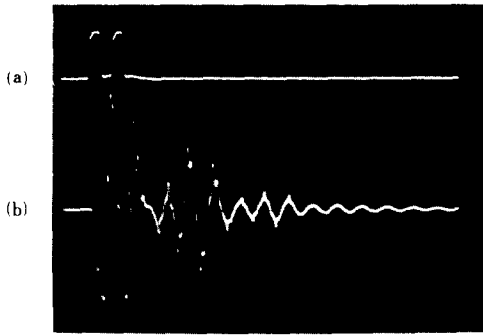


그림 9. 3.5MHz에서 제어 신호와 전송신호
 Fig. 9. Control signal and transmission signal at 3.5MHz.

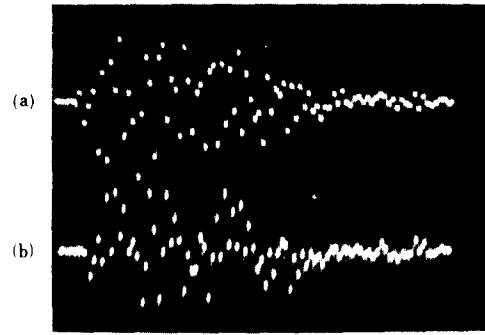


그림 11. Comb filter의 입력(2V/C)과 출력(0.2V/C)
 Fig. 11. Input and output of the comb filter.

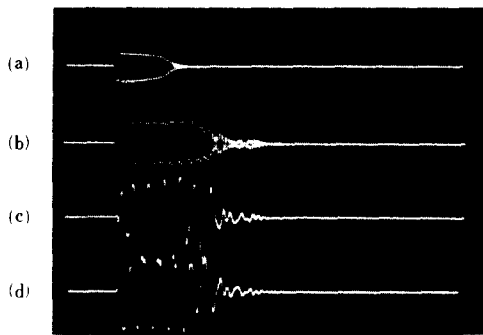


그림 10. 증폭기와 복조기의 출력(2V/C, 5μS/C)
 Fig. 10. Output of the amplifier and demodulator.

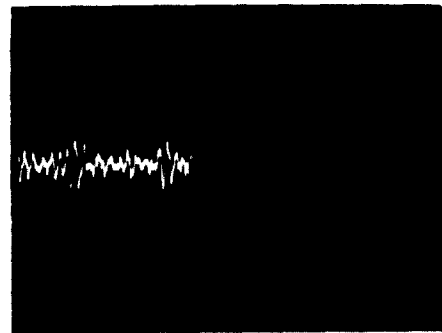


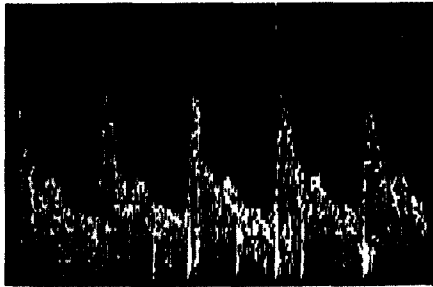
그림 12. 음성신호(5mS/C, 200mV/C)
 Fig. 12. Audio signal(IN VIVO).

폭기의 출력(A), 고주파 증폭기의 출력(B)을 보였으며, 방향을 탐지하는데 필요한 위상차를 복조기 출력(C, D)에서 볼 수 있다. 특히 C와 D에서 클루터를 아직 볼 수 있는데, 이것은 복조기에 공급된 기준신호와 주파수 변환기에서 얻은 신호의 주파수와 일치하지 않는 데서 오는 영향이다. (변환기의 공진 주파수는 $\pm 5\%$ 오차를 갖고 주어졌다). C와 D에서 90° (3.5MHz)의 위상차를 첫부분에서 알 수 있다. 사용한 고주파 증폭기는 너무 큰 버스트를 줄이고, 미세한 신호를 크게 하기 위하여 자동 이득 조절 장치를 사용했다. 그림 11에 comb filter 입력(A)과 출력(B)이 있다. 128개의 채널을 갖는 comb filter의 대역 역함은 이론적으로는 무한대이나 사용한 스위치의 누설 용량에 의해서 실제로 클루터 신호는 25~30dB 정도 제거되었다. 그림 12에는 stationary conceler를 거쳐 신호를 S/H로 잡은 음성 도플러 신호(IN VIVO, 그림 13-B)가 있다. 이때 사용 주파수에서 측정 샘플의 체적이 클수록 쉽게 흐름의 평균 속도가 잡히고, 측정 샘플의 체적이 작을수록 한 부분의 흐름 속도를 얻을 수 있었으나 위치를 찾기가 쉽지 않았다. 그림 13은 경동맥의 3점에서 잡은 도

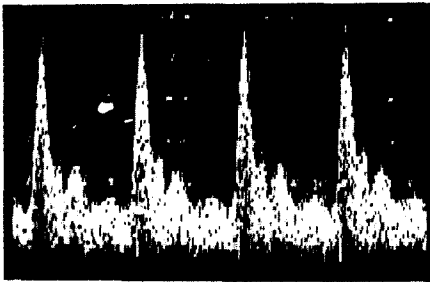
플러 신호를(IN VIVO) 스펙트럼 분석기 출력에서 본 것이다. A는 내부 경동맥, B는 외부 경동맥, C는 주 경동맥(내부+외부)의 스펙트럼을 보여 준다. A는 $f_{min}=160\text{Hz}$, $f_{max}=2040\text{Hz}$ 이고, B는 $f_{min}=320\text{Hz}$, $f_{max}=2600\text{Hz}$ 이다. 제작한 시스템의 최대 측정 가능 주파수는 3.4KHz이고, 최소 측정 가능 주파수는 comb filter의 절단 주파수에 의하여 결정된다. 위의 도플러 스펙트럼은 angioscan(Union Industries Ltd. 제품)으로 이 논문에서 설계 제작된 기계에서 나온 신호들을 잡은 것들이다. 그림 14는 속도 단면도의 예로 변환기를 테이블로 수직으로 접근할 때 발생하는 도플러 신호(IN VITRO)를 전체 구간에서 잡은 것이다.

IV. 結 論

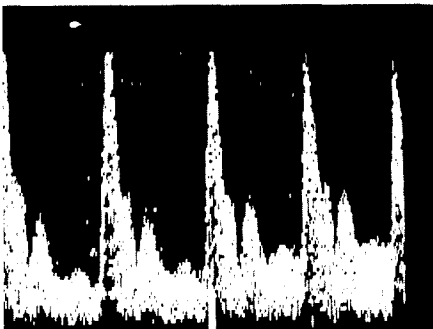
Comb filter로 도플러 신호속에서 클루터를 제거하고, 또한 A/D변환기의 비트수를 12bits에서 8bits로 하여 신호 처리를 간단하게 하고, 메모리를 이용하여 신호를 직렬로 처리하여 하드웨어를 간단히 할 수 있음을 보았고, 혈관속의 원하는 부분에서 혈류의 속도 단면도와 속도 곡선을 얻을 수 있다는 것을 보았다.



(a)



(b)



(c)

그림 13. 경동맥에서의 도플러 신호 (IN VIVO)
Fig. 13. Doppler signal of the carotid (IN VIVO).

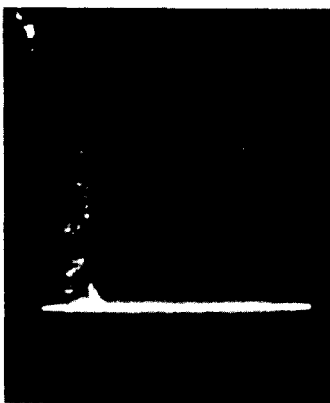


그림 14. 속도 단면도 (IN VITRO)
Fig. 14. Velocity profil (IN VITRO).

參 考 文 獻

- [1] PERONNEAV P. Analyse de l'écoulement dans les gros vaisseaux par methode ultrasonore. These de Doctorat d'Etat, Universite 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.D., KENNEDY J.W., LED McF. D. Transcutaneous directional flow detection A Preliminary report. *An Heart. J.* 1969. pp. 65-74.
- [5] POURCELOT.L. Application clinique de l'examen Doppler transcutane' *I.N.S.E.R. M.* vol. 24, pp. 213-240, October 1974.
- [6] YOUNG KIL KIM, Etude et realisation d'un systeme Doppler pulsee multiporte (128) directionnel, A traitement de Signal sequentiel. These de Docteur-Ingenieur. ENST84E008 Ecole Nationale Superieure des Telecommunications. PARIS.
- [7] POURCELOT. L., BERSON. M, PEJOT.C. Nouveaux developpements de l'echotomographie en temps reel utilisant une sonde a multi-transducteurs: focalisation dynamique, balayges composes, imagerie du sang circulant. *INSERM.* 1979, vol. 88, pp. 49- 68.
- [8] HOEKS Arnold D.P.G., RENEMAN S. ROBERT and PERONNEAU. A multigate pulsed Doppler system with serial data processing. *IEEE. Trans. on Sonics and Ultrasonics.* vol. su-28, no. 4. July 1981.
- [9] NOWICKI Andrzej and REID M. John. An Infinite Gate Pulse Doppler. *Ultrasound. in Med & Biol.* vol. 7, pp. 41-50.
- [10] BRANDESTINI Macro Topoflow-A digital full range Doppler velocity meter. *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics.* vol. no. 5, Sep., 1978.
- [11] PERONNEAU. P. Appareillages Utilises. *INSERM* vol. 31, pp. 89-114, Octobre 1974.
- [12] PEJOT Claude. Etude et realisation d'un appareil d'echographie associant une presentation en mode Temps-Mouvement et une detection doppler a emission continue ou pulsee multiporte pour l'etude du systeme cardio-vasculaire. Memoire du diplome d'ingenieur en electronique CNAM 1982. *