

펄스 초음파 도플러 속도계의 제작에 관한 연구¹⁾

현석봉, 김수용
물리학과, 한국과학기술원
이재수
제네랄 시스템 연구소

초 록

심장 벽의 운동속도와 혈관내 혈구의 유속을 측정하기 위해, 단일 채널 3.1MHz 펄스 도플러 속도계를 제작하였다. 도플러 속도계에 사용된 초음파 펄스의 폭과 펄스 반복주파수(PRF)는 각각 1μs과 6kHz이고, 후방 산란된 반향신호의 도플러 편이는 완전간섭성(coherent) 복조방식을 이용하여 위상 측정기에 감지된다. 위상 측정기의 출력신호로부터 레인지 게이트와 샘플 훌더, 대역여파기를 이용하여 작은 영역내에 있는 초음파 산란체의 평균속도에 해당하는 도플러 신호가 얻어진다. 도플러 신호의 평균 주파수는 영점교차의 카운터에 의해 측정되며 시간의 함수로 산란체의 순간 속도를 디스플레이한다. 채널 수와 거리 분해능을 증가시키면 혈관내의 혈류속도 분포도와 총 유량 그리고 혈류가속도를 측정할 수 있다.

1. 서 론

도플러 효과를 이용하여 운동체의 속도를 측정하는 방법은 이미 천체물리학에서 항성의 속도를 추정하는 일이나 항공분야의 비행체 속도 계측, 물리화학에서 분자의 운동을 조사하는 장치등에 널리 이용되고 있다. 이 효과를 의료용 진단기분야에 응용한 성공적인 예가 초음파 도플러 혈류계이며 상당한 정확도로 인체내 각 혈관의 혈류 속도를 측정해 내고 있다[1-2].

인체내의 각종 조직과 혈구는 자체적으로 파를 발생시키지는 않지만 입사하는 초음파를 역산란시켜 결과적으로 초음파의 source 역할을 한다. 초음파 도플러 속도계는 이 역산란된 초음파의 주파수 편이를 측정하여 조직의 속도를 측정하며, 대동맥등의 혈류속도 변화를 측정함으로서 심장 혈류역학 기능을 추정할 수 있고 혈관내 속도 분포도를 구하여 동맥경화등 주요 순환기 질환의 진단에 이용할 수 있다. 유속을 측정하는 기기로는 초음파 펄스 도플러 이외에도 MRI, laser doppler등이 있으나 성능에 비해 고가이고 사용하기 불편하다는 단점이 있다. 특히 초음파를 이용한 검사의 최대 장점은 인체에 유해한 영향을 미칠 수 있는 어떠한 방사선이나 강자기장을 인체에 쏘이 않고 방사선 동위원소를 체내에 주입하지도 않으므로 환자에게 매우 편리하고 안전한 방식이라는 점이다. 물론 20mW이상으로 강도가 높은 초음파는 인체에 유해한 영향을 미칠 수 있지만 초음파진단기에 관한 국제규정을 준수하면 산부인과에서도 널리 쓰일 정도로 안전하다.

도플러 효과를 이용한 운동 검출은 1956년 사토무라가 처음으로 제시하였고, Franklin[3]등은 이 방법이 동물의 혈류 속도를 감지해 내는 데 이용될 수 있음을 보여주었다. 그 후 적혈구에 의한 음파의 산란및 회절현상에 대한 기초 이론이 Sigelmann과 Reid[4]에 의해 연구되었다. 1970년 Baker[5]가 다채널 펄스 도플러 유속계를 개발하고, 이후 계속적으로 도플러 신호처리 방식의 개선이 이루어져 80년대 말에 이르러서는 2차원 칼라 혈류계가 상품화 되었다. 국내에서도 이미

* 이 연구는 상공부의 공업기반기술과제의 지원을 받아 수행하였습니다.

각종 초음파 진단기를 자체개발하여 임상에 쓰고 있고 칼라 도플러 혈류계도 개발 완료하여 상품화를 앞두고 있는 것으로 알고 있다. 또한 적은 수의 디지털 데이터로부터 도플러 편향 주파수를 추정해 낼 수 있는 신호처리이론들이 제안되었으며[6], 도플러 혈류계로 측정된 유속분포와 혈관내부 상태간의 관계를 규명하기 위한 여러가지 모델들이 연구되었다[7-8].

본 연구에서는 그동안 국내에서 수행된 초음파 도플러 관련 연구[2, 6]를 기반으로 하여, 앞으로 심장 조직과 혈구의 운동을 분석하는데 필요한 데이터를 얻을 수 있는 단일 채널 펄스 도플러 속도계를 제작하고 시험하였다.

2. 기본 원리

생체조직의 경계면이나 적혈구등은 입사되는 음파를 역산란시켜 음파를 방사한 쪽으로 반향 신호를 보내는 역할을 보내는데, 혈관내의 적혈구는 불규칙으로 배치되어 있어서 역산란된 음파의 형태를 복잡하게 만든다. Sigelmann[4]등에 의한 실험과 통계이론을 적용한 해석에 의하면, 혈구와 같이 수많은 산란체의 양상블에서 산란되어 오는 파동은 양상블의 부피 내부에서 일어나는 음파의 감쇠와, 송신파 펄스의 형태에만 의존하는 것으로 결론지어져 있다. 따라서 그림 2-1과 같이 단일 반사체에 의한 반사파와 진폭성분만 다르고 도플러법에서 중요한 주파수변화량은 동일하여 결과적으로 산란체 양상블을 단일 반사체로 단순화하여 볼 수 있는 것이다.

펄스 도플러법에서는 생체조직쪽으로 방사하는 초음파가 연속파(CW)가 아니라 그림 2-2의 “Tx pulse” 형태이다. 보통 한 펄스 내에서 정현파의 주파수, 즉 펄스의 중심 주파수는 3~5MHz 정도이고 각 펄스간 반복주파수(Pulse Repetition Frequency : PRF)는 1~10kHz 정도이다. 산란체의 양상블을 단일 반사체로 단순화 할 수 있다고 하였으므로, 초음파 변환기에서 발생하는 송신파를 $Tx(t)$, n 번째 펄스가 산란체에 도달한 후 반사되어 되돌아 온 반향파를 $R_n(t)$, $n+1$ 번째 펄스의 반향파를 $R_{n+1}(t)$ 라 하면

$$\begin{aligned} Tx(t) &= \sum_{n=0}^{\infty} a(t-nT_p) \cos\omega_c(t-nT_p) \\ R_n(t) &= \eta a \left(t - \frac{2r_n}{c} \right) \cos\omega_c \left(t - \frac{2r_n}{c} \right) \\ R_{n+1}(t) &= \eta a \left(t - \frac{2r_{n+1}}{c} \right) \cos\omega_c \left(t - \frac{2r_{n+1}}{c} \right) \end{aligned} \quad (1)$$

로 된다.

여기서 $a(t)$ 는 Gaussian함수 형태의 펄스 외곽선(envelope)이고, η 는 산란 강도, T_p 는 펄스의 반복주기 즉 $1/PRF$, c 는 매질 내에서의 초음파의 속도, ω_c 는 송신 펄스의 중심 주파수이다. 산란체가 일정한 속도 v 로 트랜스듀서로 접근할 경우

$$r_{n+1} = r_n - vT_p \quad (2)$$

이므로 각 펄스 방향신호간의 위상 편이는

$$\Delta\phi = \omega_c \frac{2vT_p}{c} \quad (3)$$

이 되어, 위상의 편이정도를 위상검출기로 검출하면 산란체의 이동 속도 v 를 알 수 있다. 또한

(3)식은 약간 변형하면 (5)식과 같이 되어 곧 연속파의 도플러 주파수 편이와 동일한 결과식임을 알 수 있다.

매 펄스마다 검출된 위상 편이를 연속적으로 연결하면 도플러 신호가 된다. 이 위상편이를 검출하기 위해서는 직접 복조기를 이용하거나 $\Delta f_c (f_c = \omega_v/2\pi)$ 의 Samplingrate을 갖는 고속 AD 변환기를 이용하여 2차 샘플링하는 방법을 이용할 수 있다. 복조기를 이용한 완전간섭성 복조(coherent demodulation)은 반향신호중 산란체의 운동을 반영하는 성분 즉 위상만을 추출하기 위해 반향신호나 기준신호를 곱한다. 여기서 기준신호란 정현파로서 그 주파수가 송신파의 중심 주파수와 일치하고, 위상도 송신파와 일치하는 파를 말한다(그림 2-2의 reference 파형). 이러한 위상과 주파수의 완전한 일치는 송신파와 기준신호를 모두 단일한 클록에서 분주하여 발생시키면 얻을 수 있다.

반향파에는 혈관내의 적혈구에서 산란된 신호와 클러터신호가 섞여 있다. 클러터 신호란 혈관벽이나 세포벽에서 반사된 신호를 말하며 혈구에서 산란된 신호가 아니므로 혈류 속도만을 측정하고자 할 때에는 이 신호를 반드시 제거하여야 한다. 클러터 신호는 혈구에서 산란된 혈류신호에 비해 100배 이상 강하지만 주파수는 후자에 비해 매우 낮으므로 고역여파기나 stationary canceller[1]로 제거 가능하다.

도플러 신호의 방향성을 검출하기 위해서 직각위상검파(quadrature phase detection)방법을 사용한다. 두개의 채널로 구성되어 direct채널의 복조기에서는 지금까지 설명된 과정대로 수신 신호와 기준신호를 곱하고, quadrature채널에서는 기준신호를 90도 위상변화시킨 신호나 수신 신호를 곱한다. 직각위상검파방법을 개념적으로 이해하기 위해서 수신신호(반향신호) $R(t)$ 를 간단히

$$R(t) = A + B_s \cos(\omega_r t + \omega_f t) + B_s \cos(\omega_r t - \omega_f t) \quad (4)$$

로 표기한다. 여기서 ω_r , ω_f 는 (3)식에서

$$\omega_{rf} = \frac{\Delta\phi}{\Delta t} = \omega_r \frac{2v_r}{c} \quad (5)$$

이고 ω_r , B_s 는 각각 산란체가 변화기쪽으로 접근할 때의 도플러 주파수 편이와 산란강도를 나타내고, ω_r , B_s 은 멀어질 때의 도플러 주파수 편이와 산란강도를 나타낸다. 각 채널의 출력에서 2차 조화파(주파수 $2\omega_r$)성분과 DC성분을 제거하는 대역여파기(BPF)를 통과한 출력신호를 각각 $D'(t)$, $Q'(t)$ 라 하면,

$$\begin{aligned} D'(t) &= BPF[D(t)] = BPF[R(t)\cos(\omega_r t)] \\ &= 1/2[B_s \cos(\omega_r t) + B_s \cos(\omega_r t)] \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} Q'(t) &= BPF[D(t)] = BPF[R(t)\sin(\omega_r t)] \\ &= 1/2[B_s \sin(\omega_r t) + B_s \sin(\omega_r t)] \end{aligned} \quad (7)$$

이 된다. 따라서 다음과 같이 각 채널의 출력을 $\pi/2$ 위상 지연하고 더하면[2],

$$D'\left(t + \frac{T}{4}\right) + Q'\left(t + \frac{T}{4}\right) = B_s \cos(\omega_r t) \quad (8)$$

$$D'\left(t + \frac{T}{4}\right) + Q'(t) = B_s \cos(\omega_r t)$$

어 되어, 혈류의 방향에 따라 정방향과 역방향중 한 채널에만 non-zero 값이 출력된다. 그런데 각 채널의 출력 신호를 광대역에 걸쳐 90도 위상 지연시키는 회로를 구성하기 힘들므로 주파수 영역에서 헐버트 변환하는 방법을 쓰기도 한다[2].

펄스 도플러 방식에서는 (3)식으로 표현되는 위상의 시간에 따른 변화를 range phase 신호라고 부르고 여기서 클러터 성분들을 제거한 것을 도플러 신호라고 부른다. 그런데 도플러신호를 검출해내는 영역 내의 산란체가 모두 이상적으로 단일한 속도 성분을 갖는 것이 아니고 평균 속도에서 약간 벗어나는 성분도 있으므로 도플러 신호는 단순한 정현파가 되지 않는다. 앞에서 산란체 양상불을 단일 반사체로 단순하게 할 수 있다고 가정하였는데, 이것은 산란체가 모두 동일한 속도를 가지고 운동할 경우의 모델이고 실제로는 산란체의 속도분포가 통계적으로 약간의 분산을 가지므로 속도에 비례하는 도플러 편이 역시 통계적인 분포(보통은 가우시안 분포)를 따른다. 따라서 산란체 양상불의 평균 속도를 구하기 위해서는 여러가지 주파수 성분이 섞여 있는 도플러 신호에서 중심 주파수를 구하는 과정이 필요하다.

도플러 신호로부터 중심 주파수를 구하는 방법은 크게 주파수 영역에서 분석하는 방법과 시간 영역에서 분석하는 방법(영점교차 카운트, peak frequency follower), 자기상관(autocorrelation), 자기회기(autoregression)등과 같이 모델에 기초한 방법이 있다. 주파수영역 분석은 단순히 도플러 신호를 푸리어 변환하여 중심 주파수를 구하는 것으로 샘플레이터의 수가 충분히 많은 경우 가장 정확하게 평균 속도를 추정할 수 있다. 그러나 푸리어변환의 특성상 많은 수의 데이터가 필요하고 여러 지점에 대하여 각각 평균 속도를 동시에 계산해야 하는 경우에는 계산 시간이 많이 걸린다. 한편 영점 교차 카운트 방식은 도플러 신호가 정현파에 매우 가깝다는 가정하에 1초당 도플러 신호가 영점을 지나는 횟수를 세어서 이것을 도플러 신호의 중심 주파수로 간주하는 방법이다. 이것은 상당히 부정확해 보이지만 카와사키 의공학부의 실험[9, 10]에 의하면 푸리어 변환 방법을 이용한 결과와 큰 차이가 없음이 알려져 있다. 영점 교차 카운트 방식은 매우 단순하면서도 상당히 정확히 중심 주파수를 추정해 내므로 다채널 시스템에서는 계산 비용이 많이 드는 푸리어 변환 대신 이것을 사용한다.

칼라 도플러 혈류계에서는 2차원 단면상의 1만개 이상의 영역에서 도플러 신호를 받아 중심 주파수를 구해야 하므로 한 영역에서 받을 수 있는 도플러 신호의 양이 제한된다. 이것은 진단기가 2차원 영상을 구성하기 위해서는 레이다처럼 초음파 범위 진행 방향에 계속적으로 변해야 하는데 이렇게 초음파 범위 스캔하다 보면 한 영역에 조사되는 초음파 펄스의 수가 줄어들기 때문이다. 보통 이차원 칼라 도플러 혈류계에서 한 영역에 대한 range phase 신호는 겨우 7개 정도의 위상편이값 만으로 구성되어 있어서 푸리어 변환이나 영점 교차카운트 방식을 사용할 수 없게 된다. 이 경우에는 도플러 신호에 대한 통계적인 모델을 세워서 적은 수의 샘플 데이터만으로 중심 주파수를 추정할 수 있는 알고리듬이 필요하다[6].

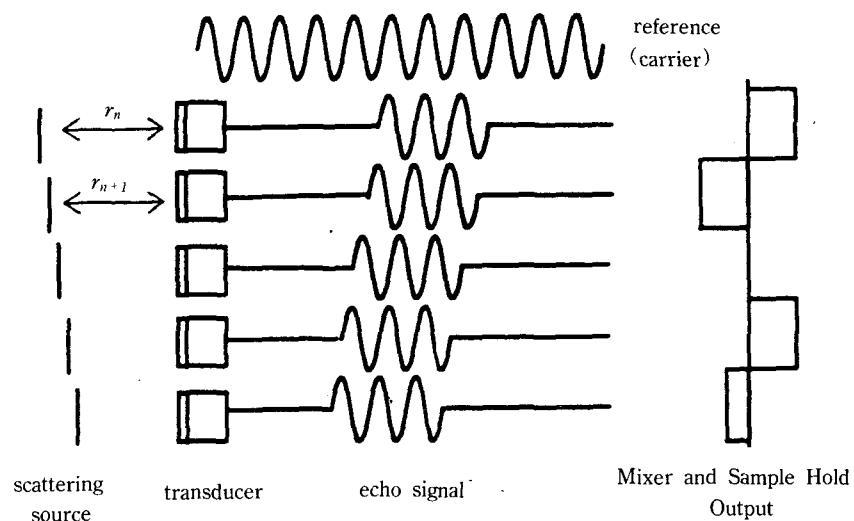


Fig 2-1. The principle of coherent demodulation pulse Doppler

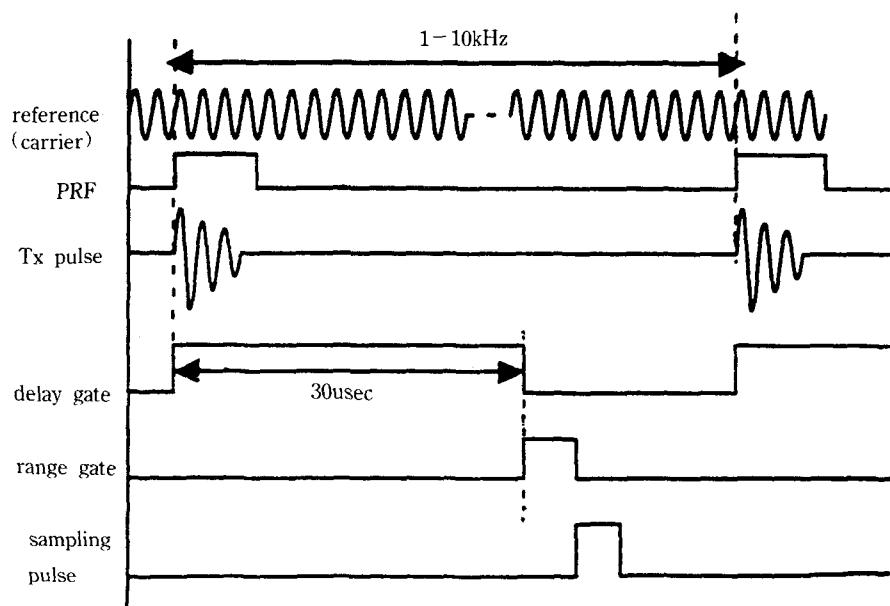


Fig 2-2. Pulse Doppler timing diagram

3. 펄스 도플러 시스템의 제작

펄스 도플러 시스템의 전체적인 구성도는 그림 3-1에 제시되어 있다. 그림 3-2에는 송신펄스 발생과 수신신호 증폭, 복조회로를 포함한 아날로그부를, 그림 3-3에는 도플러 신호처리에 필요한 시간 조절부를 각각 나타내었다.

1) 초음파 변환기 특성

혈구에 의한 산란은 레일리 산란으로 강도는 f^4 (f 는 송신파 중심주파수)에 비례한다[7]. 반면 매질내에서의 초음파 감쇄율이 f^2 에 비례하므로 초음파 변환기와 혈관까지의 거리에 따라 적당한 사용 주파수를 결정한다. 수술시에는 트랜스듀서를 혈관 가까이에 놓을 수 있으므로 20MHz 이상까지도 주파수를 높일 수 있으나[10] 일반적인 진단에서는 3~5MHz 정도가 적당하다. 실험에 쓰인 초음파 변환기는 미국 Automation사의 STJ-5.0이며 이 변환기의 주요 특성은 다음과 같다.

표 4-1 transducer specification

공진 주파수 (MHz)	3.1
직경 (mm)	15
wave mode	longitudinal
동작 환경	immersion
focusing	no

복조기에 공급될 기준신호의 주파수는 변환기를 공진주파수에 맞추었다.

2) 송신 펄스 발생부

Hitachi사의 B 모드 스캐너 내부에 있는 RF부를 그대로 사용하고 송신 펄스를 트리거하는 부분만 약간 수정하여 시간조절부에서 발생시킨 PRF신호에 의해 송신 펄스가 출력되도록 만들었다. 출력되는 초음파 펄스의 피크-피크 전압은 100볼트이고 펄스의 중심 주파수는 3.1MHz, 펄스 지속시간은 1usec정도이다. Shock transmitter회로는 콘덴서에 전하를 충전한 후 트리거 SCR에 걸리면 순간적으로 방전하면서 고압이 공진회로와 초음파 변환기에 인가되도록 설계되었다.

3) 수신 신호 증폭부

트랜스듀서로 반향되어 오는 산란신호는 매질 내에서는 감쇄 및 산란시의 손실등으로 인해 송신신호에 비해 50~120dB 정도 신호의 크기가 줄어든다. 이를 복조기가 처리할 수 있을 정도의 전압신호로 증폭시키기 위해 전단증폭기와 광대역 증폭기로 60dB 증폭시켜야 한다. 현재는 광대역 연산 증폭기를 이용한 증폭단의 발진과 그라운드 노이즈문제로 인해 전압증폭을 원래 계획만큼 높이지 못했으며 LM733 비디오 증폭기와 LM318 고속 연산증폭기를 이용하여 수신된 반향신호를 0.2볼트 수준까지 증폭하였다.

4) Timing Control Unit

복조를 위해서는 수신된 반향신호의 중심 주파수 및 위상과 일치하는 기준신호를 이용하여야 하므로 송신 펄스와 기준신호를 공통의 클록으로부터 발생시켰다. 이것은 도플러신호 검출영역을 조절하는 부분, 시간지연부 그리고 약 6kHz간격으로 펄스를 발생시키기 위한 주파수 분주기로

구성되어 있다. 아날로그적으로 시간지연을 할 경우에는 각 펄스마다 시간 지연량에 미소한 변화가 일어날 수 있고 이는 곧 바로 도플러신호의 노이즈로 작용하게 되므로 정확한 시간 간격을 얻기 위해 디지털 카운터를 이용하였다. 이 카운터에 미리 설정된 횟수만큼 클록 펄스를 카운트한 후 샘플 펄스가 sample holder에 인가된다. 본 실험에 쓰인 기준신호의 주파수가 3.1MHz이므로 시간조절부에서 발생되는 펄스의 간격(PRF)은 6kHz이며 약 1mm의 축방향 분해능이 가능하도록 시간지연량을 조절할 수 있다.

4) 도플러 신호 추출부

MC1596 변조/복조기를 이용하여 증폭된 반향신호와 기준신호를 믹싱하며, 이때 나타나는 기준신호의 2차조화파($f - 2f_c$) 성분을 제거하기 위해 통과 대역 한계가 기준신호 주파수에 해당하는 저역여파기를 이용한다. LM324는 증폭대역이 1MHz이므로 이를 버퍼로 이용하면 자동적으로 기준신호의 2차 조화파 성분이 제거되는 효과가 있다. 복조된 신호의 2차 조화파를 제거하고 증폭한 후 sample holder로 샘플링한다. 혈류 속도를 측정할 경우에는 적혈구의 운동에 의한 도플러 신호가 음성 주파수 대역이므로 300Hz~3.5kHz의 음성용 대역 여파기를 통과시키고, 심벽의 운동을 관찰할 경우에는 간단한 RC저역여파기를 이용하였다.

5) 속도 계산

필터를 통관한 신호는 잡음 성분이 거의 제거되었으므로 스펙트럼 아날라이저를 사용할 필요가 없으며 간단한 영점교차 카운터만으로도 도플러신호의 평균 주파수를 얻을 수 있다. 본 실험에서는 ADC0804를 이용하여 8kHz의 샘플율로 도플러 신호를 A/D변환하고 PC상에서 영점교차카운트 기능을 수행하여 실시간으로 속도를 표시하였다.

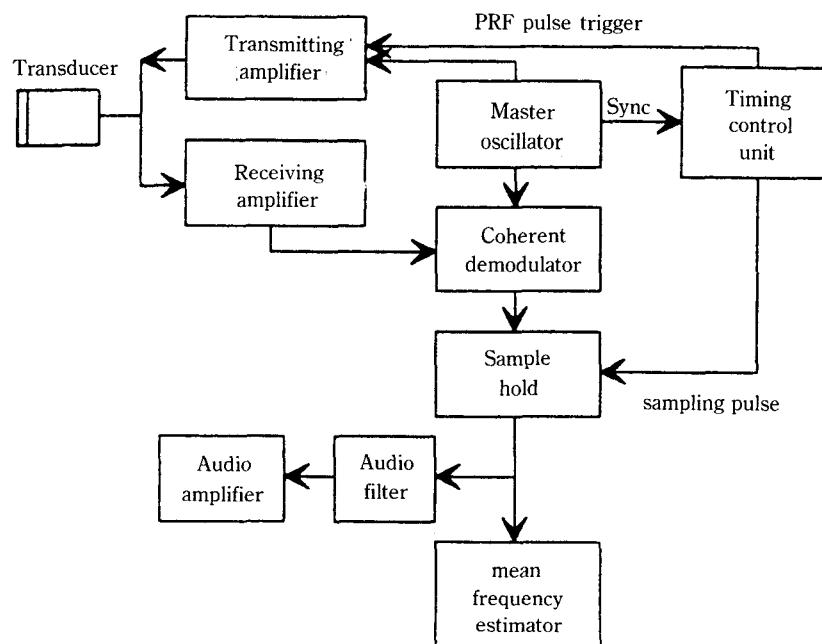


Fig 3-1. Schematic diagram of pulse Doppler velocity meter

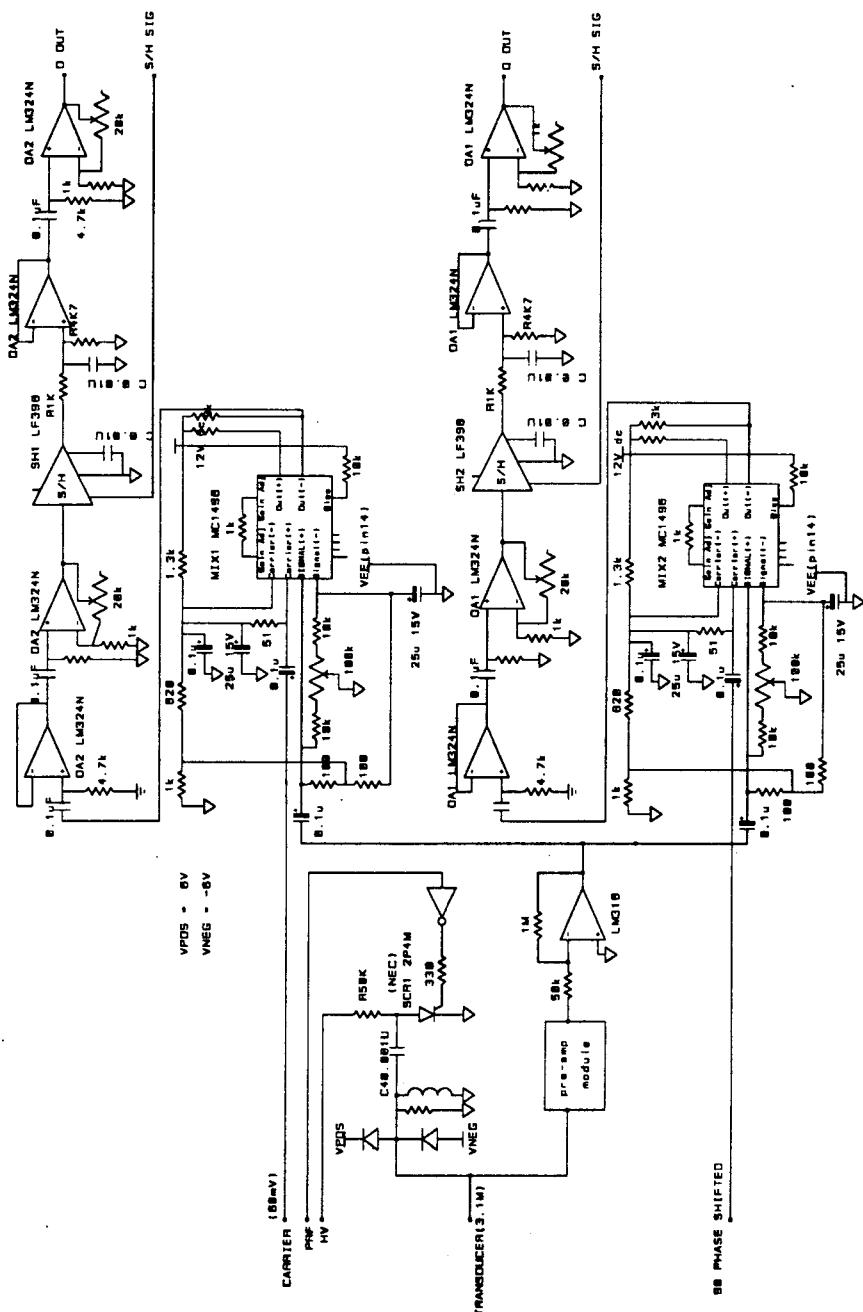


Fig 3-2. Analog part of pulsed Doppler velocity meter
(transmitter, receiver, demodulator and sample holder)

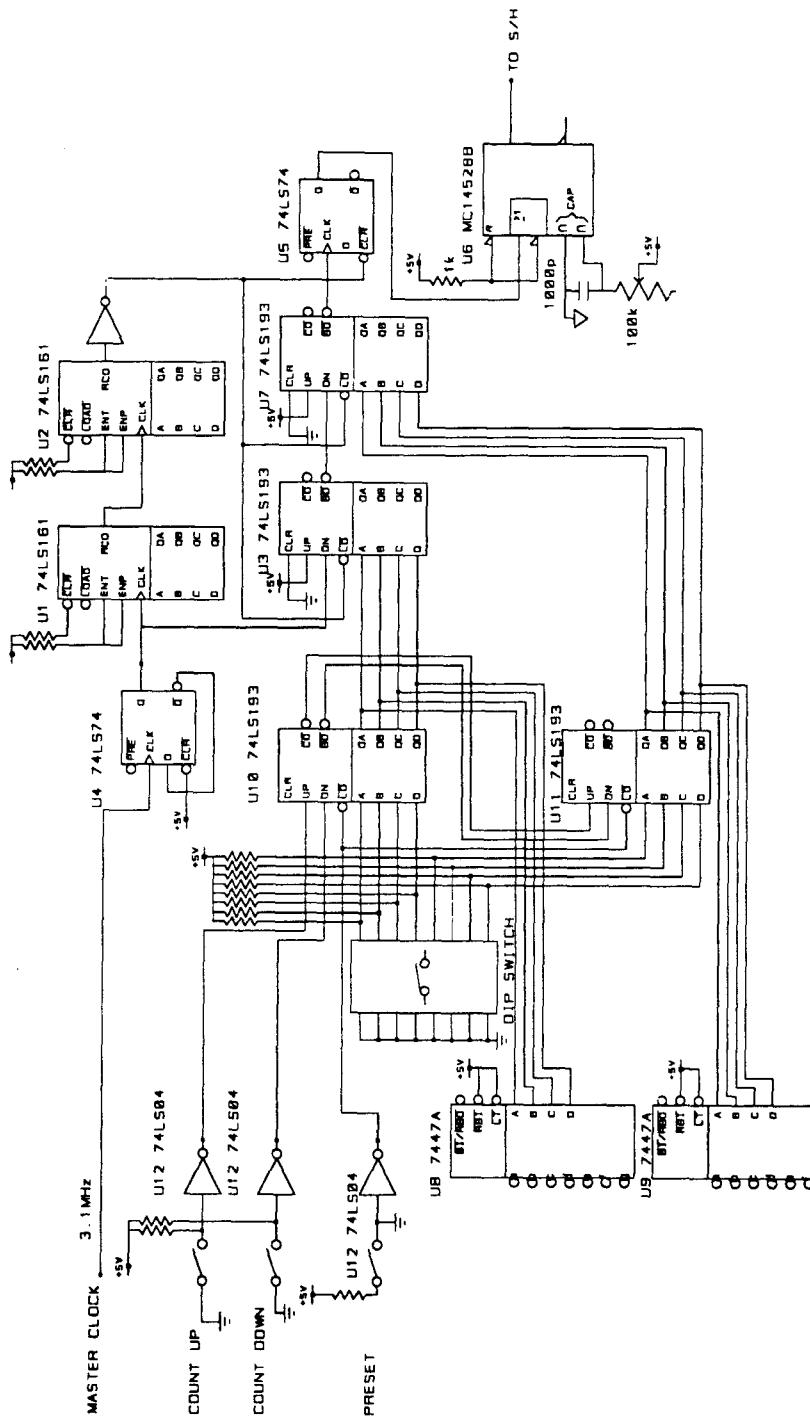


Fig 3-3. Timing control part of pulse Doppler

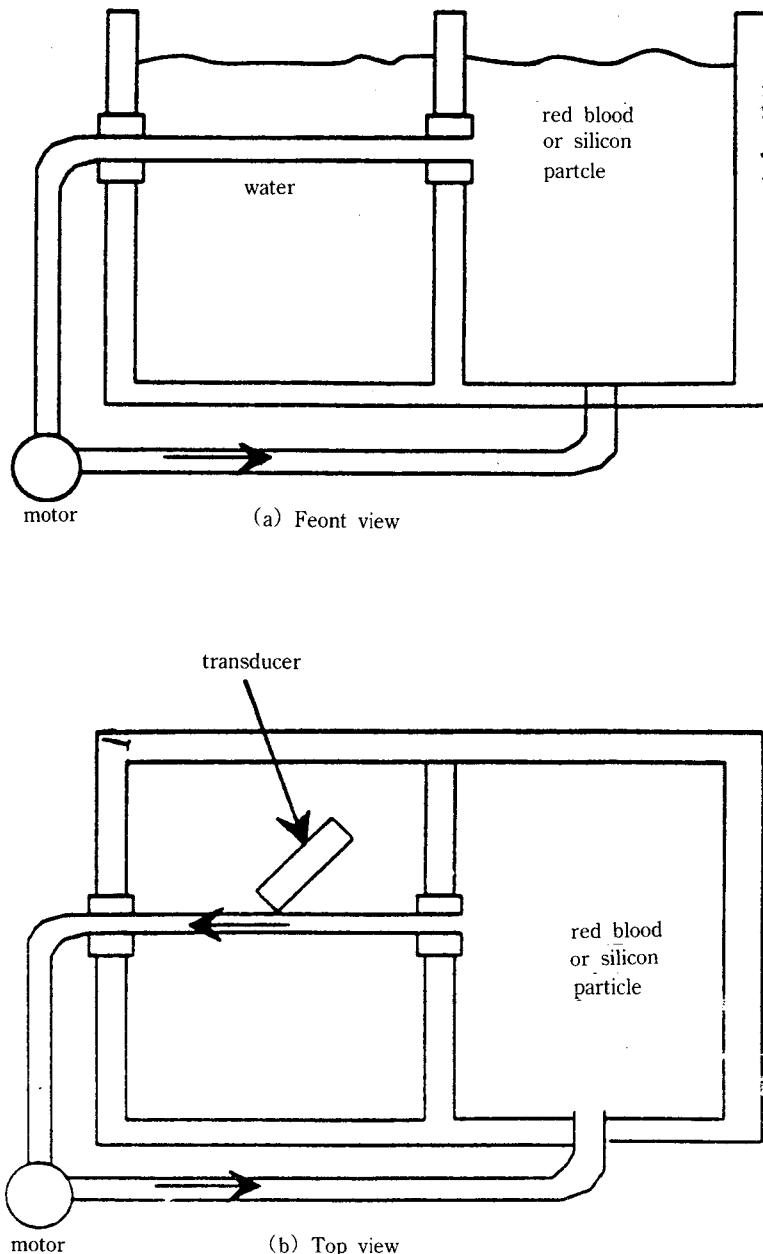


Fig 3-4. Pulse Doppler flowmater test equipment
(in vitro test)

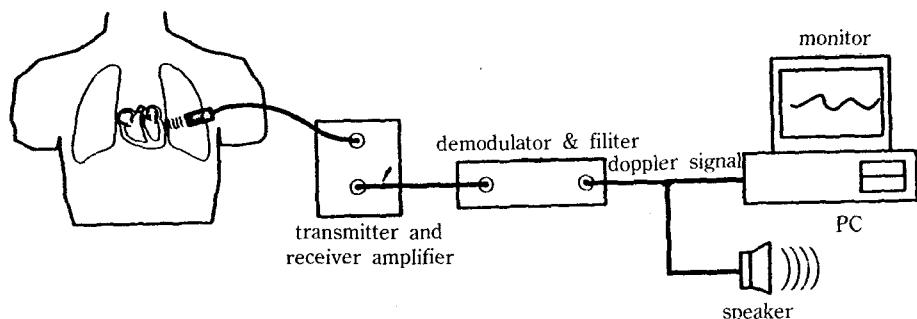


Fig 3-5. Pulse Doppler velocimeter test setup

In vivo test was performed to detect heart beats instead of blood flow. We used the RF module in the B scanner made by Hitachi CO. to transmit and receive the ultrasonic signal.

Received echo signal is processed by the demodulator and filter module. The mean frequency of Doppler signal is estimated by zero-crossing count method in PC. Finally, the result reflecting the heart wall motion is displayed in real time.

4. 실험결과

제작된 도플러 속도계의 작동을 검사하기 위해 혈관의 기능을 모의할 수 있는 실험장치를 제작하였다. 그런데 아직은 수신 증폭단의 전압 증폭률이 혈구에서 산란되는 미약한 신호까지 증폭할 정도로 높지 못한 상황이기 때문에 우선은 그림 3-5와 같은 구성으로 심벽(heart wall)의 운동을 관찰하여 펄스의 도플러 속도계의 성능을 시험하였다. 송신 펄스의 반복 주파수(PRF)는 6kHz이고, 펄스 중심 주파수는 변환기의 공진주파수에 맞추어 3.1MHz, 단일 펄스 지속시간은 1usec이다. 초음파 변환기에 인가되는 송신 펄스파형은 그림 4-1상단과 같이 지수적으로 감쇄하는 사인파 형태이다. 그림 4-1하단은 복조기에 가해지는 기준신호로서 그 주파수 및 위상은 송신 펄스의 중심 주파수 및 위상과 일치한다.

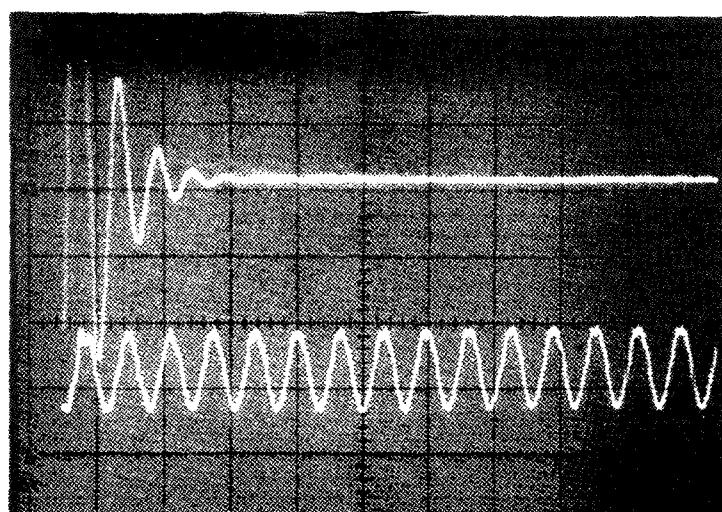


Fig 4-1. Upper waveform : transmitted ultrasonic pulse (5 #/div, 0.5us.div)

Lower waveform : reference signal (50mV/div, 0.5us/div)

변환기와 가까운 조직 경계면에서 반향되어 온 초음파 신호를 증폭한 파형이 그림 4-2이며, 심장 벽에서 반향된 신호도 반향신호의 도달 시간만이 다르고 파형은 이것과 유사하다. 이 파형의 앞부분은 송신 펄스가 그대로 수신신호 증폭단에 훌러들어와 발생한 파형으로 간주되고 약 6 usec이후에 나타난 파형이 실제로 조직에서 역산란된 반향신호이다.

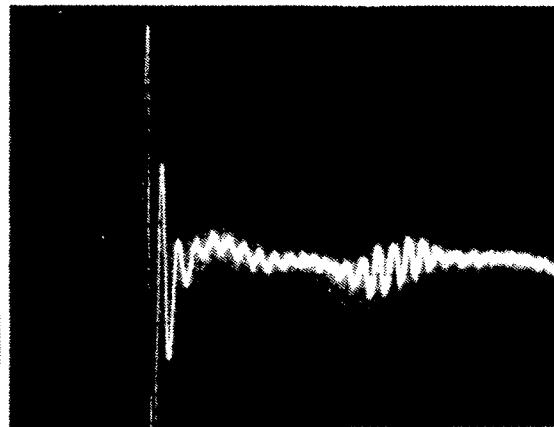


Fig 4-2. Received echo signal (20mV/div, 1 usec/div)

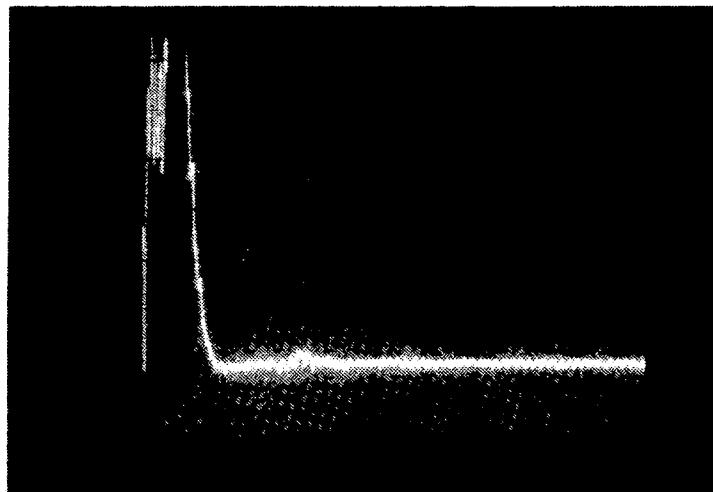


Fig 4-3. Waveform of demodulator output signal (20mV/div, 1us/div)

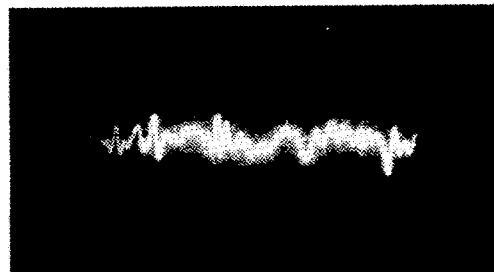


Fig 4-4. Output signal of the sample holder and band pass filter (1V/div, 1ms/div)

이 수신 신호와 기준신호를 곱한 복조기의 출력파형은 그림 4-3에 제시되어 있다. 수신 신호의 위상에 비례하는 낮은 주파수의 진폭 성분과 기준신호 주파수의 2차 조화파가 합쳐진 형태임을 알 수 있다. 여기서 2차 조화파성분은 간단히 저역여파기로 제거할 수 있었다. 매 펄스 방출 후부터 지정된 시간만큼 지연된 이후의 복조기 출력을 sample hold하고 샘플된 전압을 부드럽게 연결한 후, 대역여파기로 음성신호대역만을 통과시키면 그림 4-4와 같은 파형을 볼 수 있다. 이 파를 A/D 변환기를 이용하여 PC로 읽어 들이고 영점카운터의 출력과 조직의 속도에 상관관계가 있다는 정도까지만 확인하였고, 조직의 속도를 정확히 측정할 수 있는 다른 속도계가 없기 때문에 엄밀하게 양자간의 선형성을 확인하지는 못하였다. 또한 PC의 계산 속도 한계때문에 실시간으로 모니터상에 심장의 운동을 디스플레이 할 때, 1kHz 이상의 도플러신호는 처리하지 못하고 있다. DSP를 이용하거나[2] 중심주파수 추정 전용 프로세서를 이용할 경우 높은 주파수의 도플러 신호도 정확히 처리할 수 있을 것이다.

5. 결 론

펄스 도플러 속도계를 제작하고 이를 이용하여 운동 속도를 검출하였다. 제작된 도플러 속도계의 중심 주파수는 사용된 트랜스듀서의 특성에 맞추어 3.1MHz이고 이를 기준신호로하여 조직에서 역산란된 반향신호와 믹싱하였다. 송신 신호와 반향신호의 위상이 기준신호의 위상과 항상 일치하므로 산란체에서 반향되어 온 초음파 신호의 위상 변화를 감지할 수 있다. 복조기를 통과한 신호를 펄스 발생후 일정 시간마다 샘플링하여 sample volume을 지나는 심장조직의 운동에 의한 도플러 신호를 검출할 수 있었으며 초음파 진행방향으로의 거리 분해능은 약 1mm이다. 따라서 다채널로 확장시에는 대동맥등의 혈관내 혈류속도 분포도를 얻을 수 있다. 측정 가능한 최대 유속은 PRF와 기준신호의 주파수에 의해 결정되어 PRF가 6kHz인 현재의 구성으로는 1m/sec까지 측정 가능하다.

참고문헌

1. Brandestini, M., "Topoflow—a digital full range Doppler velocity meter," IEEE Trans. Sonics Ultrason., Vol.25, No.5, pp.287—293, 1978.
2. 백광렬, "EFT를 이용한 초음파 펄스 도플러 혈류계의 구현에 관한 연구," KAIST 석사학위논문, 1986.
3. Franklin, D. L., Schlegel, W. A. and Rushmer, R. F., "Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound," Science, Vol.132, pp.564, 1961.
4. Siegelmann, R. A. and Reid, J. M. "Analysis and measurement of ultrasound back-scattering from an ensemble of scatterers excited by sine-wave bursts," J. Acoust. Soc. Am Vol.53, No.5, pp. 1351—1355, 1973.
5. Baker, D. W., "Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing," IEEE Trans. Sonics Ultrason., Vol.17, No.3, pp.170—185, July 1970.
6. Ahn, Y.B. and Park, S. B., "Estimation of mean frequency and variance of ultrasonic Doppler signal by using second order autoegressive model," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., Vol.38, No.3, pp.172—182, May 1991.
7. Shung, K. K., Siegelmann, R. A. and Reid, J. M., "Scattering of ultrasound from blood," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.23, No.6, pp.460—467, Nov. 1976.

8. Angelswn, B. A. J., "A theoretical study of the scattering of ultrasound from blood," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.27, No.6, pp.61–67, 1980.
9. Ogasawara Y., Hiramatsu, O., etal., "Evaluation of blood velocity profile by high frequency ultrasound pulsed Doppler velocimeter by a multgated zerocross method together with a Fourier transform methpod," IEEE Computers in Cardiology, pp.447–450, Septmber 1984.
- 10 Kajiya, F., Ogasawra, T., et al., "Evaluation of human coronary blood flow with a 80 channel 20 MHz pulsed Doppler velocimeter and zero-corss and Fourier transform methods during cardiac surgery," Circulation, Vol. 74, pp.53–60, 1986.

Construction of Ultrasound Pulsed Doppler Velocimeter

Seok Bong Hyun, Soo Yong Kim
Department of Physics, KAIST
Jae Soo Lee
General System CO. LTD.

Abstract

To measure the velocity of heart wall and local flow transctaneously in blood vessels, we have developed a single channel 3.1 MHz pulsed ultrasonic Doppler velocity meter. Ultrasound pluse width and repetition frequency (PRF) used in the velocity meter is 1 μ sec 6kHz repectively, and the Doppler shift of the backscattered echo signal is sensed in a phase detector by coherent demodulation method. From the output of the phase detector, the Doppler signal corresponding to the mean velocity of acoustic wave scatterers over a small region is obtained by using a range gate, sample holder and band-pass filter. Mean frequency of Doppler signal is estimated by zero-crossing counter and the instantaneous velocity of scatters is displayed as a function of time. It is possible to estimate velocity profile, volume flow and flow acceleration of vessels in man if the number of channels and range resolution in increased.