

혈류 방향을 구별하는 연속 초음파 도플러 장치에 관한 연구

강충신* · 김영길* · 이승우** · 이민화**

= Abstract =

A Study on the Development of CW(Continuous-Wave) Doppler System for measuring Bi-directional Blood Flow Information

Chung-Sin Kang * · Young-Kil Kim * · Seung-W Lee ** · Min-Hwa Lee **

With the conventional CW Doppler velocity meter, bi-directional velocities cannot be separated.

The new CW Doppler system uses quadrature detection and phase rotation to produce simultaneous independent audio and velocity signals for forward and reverse blood flow direction, is fabricated.

Specially, this system shows that phase rotation method for flow direction separation provides easy and satisfactory feature.

From in vivo blood flow measurement, we can easily differentiate typical artery flow from vein flow, and measure both velocity characteristics qualitatively.

1. 서 론

초음파 진단 장치는 인체에 초음파를 발사하고 체내의 여러 기관에서 반사된 신호의 세기를 이용한 영상 장치와 주로 혈류 속도에 의한 주파수 변이를 이용한 도플러 장치로 구별된다. [1]

초음파 도플러 진단장치는 연속파 도플러 장치와 펄스 도플러 장치가 있으며, 초기 형태는 연속파 도플러 장치로 혈류 방향을 분리할수 없고, 측정하는 샘플체적의 위치를 선택할수 없어 초음파 비임이 진행하는 방향의 움직이는 모든

기관들의 도플러 변이 주파수가 얻어졌다. [2]

연속파 도플러 진단장치에서 발전된 펄스 도플러 장치는 range-gating 을 이용 반사된 신호의 샘플체적 위치를 알수 있으나, 위치를 정확히 측정하려면 측정속도를 정확히 알수 없고, 역으로 속도를 정확히 측정 하려면 위치를 정확히 측정 할수없는 제한 조건이 있고, 측정하는 샘플체적이 미소하여 위치를 찾고 유지하는데 역간의 기술이 필요하다. [3] [4]

제작된 연속파 도플러 장치는 quadrature detection 과 phase rotation 방법을 이용 forward 와 reverse 혈류 방향을 분리할수 있으며, 특히 band pass phase rotation filter(i.e., rotational filter)의 대역폭을 증가시켜 다양한 속도성분을 측정할 수 있도록 하였다.

본 논문은 혈류방향을 분리하는 연속파 도플러 시스템을 제작하고 시스템의 인체 실험결과와 phase rotation 을 이용한 혈류방향 분리에 대해 기술한다.

(접수 : 1987년 5월 25일)

* 아주 대학교 전자 공학과
Dept. of Electronic Eng., Ajou-University

** (주)메디슨
Medison Co., Ltd.

2. 혈류 방향을 분리하는 방법

Transducer 와 forward, reverse 혈류방향의 관계는 그림 1과 같다. f_0 는 송신신호의 중심 주파수이고, 혈류속도 V 와 C 가 체내의 음속 (capital) 에 비해 적을 경우 도플러 효과로 수신된 변이 주파수는,

a) forward 흐름인 경우

$$fd = (2.V.f_0/C). \text{COS } \theta \quad (1)$$

b) reverse 흐름인 경우

$$fd = -(2.V.f_0/C). \text{COS } \theta \quad (2)$$
 이다.

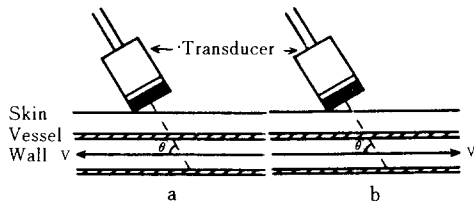


그림 1. 송신 소자와 forward, reverse 방향의 관계
 a) forward 방향 b) reverse 방향

Fig. 1. Relations between transducer and forward, reverse flow direction
 a) forward direction b) reverse direction

그림 2는 그림 1에서 수신된 신호의 주파수 대역분포를 나타낸다.

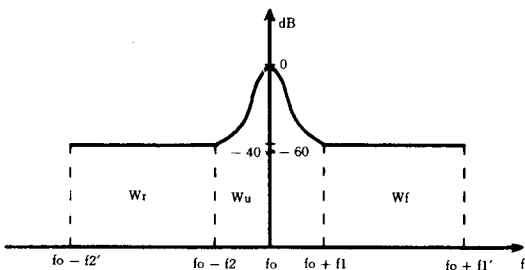


그림 2. 수신 신호의 주파수 대역분포
 Fig. 2. Frequency distribution of received signal

그림 2에서 f_1 과 f_2 는 forward 와 reverse 흐름의 최소 속도 도플러 변이주파수, f_1 와 f_2' 는 최대속도 도플러 변이 주파수 이다.

주파수 대역내의 신호 성분은 다음과 같다.

- * W_r 대역 : reverse 혈류의 변이 주파수 성분.
- * W_f 대역 : forward 혈류의 변이 주파수 성분.
- * W_u 대역 : quasi-stationary 한 반사체의 주파수 성분 (i.e., Clutter)으로 낮은 주파수 대역에 분포하나 크기는 매우크다.

혈류신호의 크기는 반사체인 적혈구의 난반사 때문에 Clutter 에 비해 40~60 db 적다. [5]

혈류방향 검출을 위한 W_r 과 W_f 의 대역 분리방법에는 filtering 을 이용하는 방법과 outphasing (i.e., phase rotation) 을 이용하는 방법이 있다. 일반적으로 filtering 방법은 대역분리와 동시에 W_u 성분을 제거하는 B.R.F (band rejection filter) 의 제작에 문제점이 있다. [6]

그림 3은 phase rotation 방법은 이용한 대역분리방법의 개략도이다.

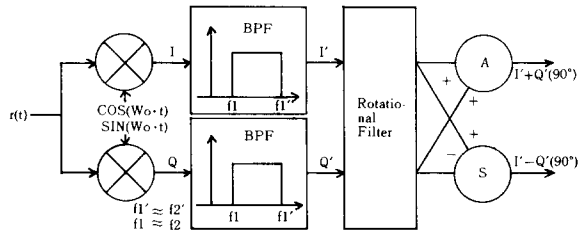


그림 3. Phase rotation 방법을 이용한 대역분리방법의 개략도.

Fig. 3. Block diagram of phase rotation method for band separation

그림 3의 forward 와 reverse 혈류방향 검출과정은 다음과 같다. 수신 신호 $r(t)$ 는,

$$r(t) = F^{-1} [R(f)] = | \text{COS}(W_0 + W_f) \cdot t + \text{COS}(W_0 - W_r) \cdot t + \text{COS}(W_0 \cdot t) + \text{COS}(W_0 \pm W_u) \cdot t | \quad (3)$$

$(W_0 = 2 \pi f_0)$

In - Phase 와 Quadrature Detection 신호 I, Q 는

$$I = \text{COS}(W_0 \cdot t) * r(t) = \frac{1}{2} | \text{COS}(W_f \cdot t) + \text{COS}(2 \cdot W_0 + W_f) \cdot t + \text{COS}(W_r \cdot t) + \text{COS}(2 \cdot W_0 \pm W_u) \cdot t | \quad (4)$$

$$Q = \text{SIN}(W_0 \cdot t) * r(t) = \frac{1}{2} | \text{SIN}(W_f \cdot t) + \text{SIN}(2$$

$$\begin{aligned} & \cdot W_o + W_f) \cdot t \\ & - \text{SIN}(W_r \cdot t) + \text{SIN}(2 \cdot W_o = W_r) \cdot t + \text{SIN}(2 \\ & \cdot W_o \cdot t) \\ & \pm \text{SIN}(W_o \cdot t) + \text{SIN}(2 \cdot W_o \pm W_u) \cdot t \end{aligned} \quad (5)$$

B.P.F로 Clutter 성분을 제거시킨 rotational filter의 입력 I, Q'와 90° 위상차를 갖는 출력 Q(90°)는,

$$I' = \frac{1}{2} | \text{COS}(W_f \cdot t) + \text{COS}(W_r \cdot t) | \quad (6)$$

$$Q' = \frac{1}{2} | \text{SIN}(W_f \cdot t) - \text{SIN}(W_r \cdot t) | \quad (7)$$

$$Q(90^\circ) = \frac{1}{2} | \text{COS}(W_f \cdot t) - \text{COS}(W_r \cdot t) | \quad (8)$$

이므로 합(A)과 차(S)를 구하여 대역 분리된 결과를 얻을 수 있다.

$$A = I' + Q(90^\circ) = \text{COS}(W_f \cdot t) \quad (9)$$

$$S = I' - Q(90^\circ) = \text{COS}(W_r \cdot t) \quad (10)$$

3. 시스템의 설계

그림4는 전체 시스템의 개략도이다.

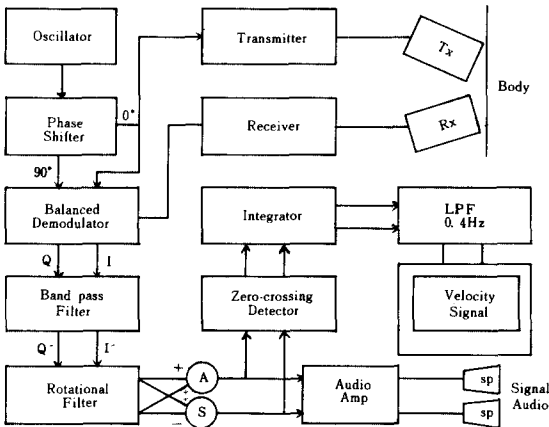


그림 4. 시스템의 블럭 다이어그램
Fig. 4. System block diagram

제작된 시스템의 사양은 다음과 같다.

- Transducer 공진 주파수 : 2.5 MHz
- Carrier 신호 : 2.5MHz(In - phase), 2.5MHz(quadrature), 각 1Vpp

- Receiver(pre amp): 2.5MHz tuned amp, dlemr: 40db
- B.P.F(band pass filter)의 통과대역 : 200 Hz ~ 10KHz
- Rotational Filter: 통과 대역은 B.P.F와 동일하고 자세한 동작특성은 그림5와 표1에 실었다.

그림5는 rotational filter 입력 I, Q'로 2 KHz, 1Vpp 정현파를 (1) forward 흐름인 경우 -90° 위상차를, (b) reverse 흐름인 경우 +90° 위상차를 갖도록 하여 (a)의 경우 A channel로 (b)의 경우 S channel로 분리되는 channel separation(i.E., band separation) 결과이다. (식 9, 10)

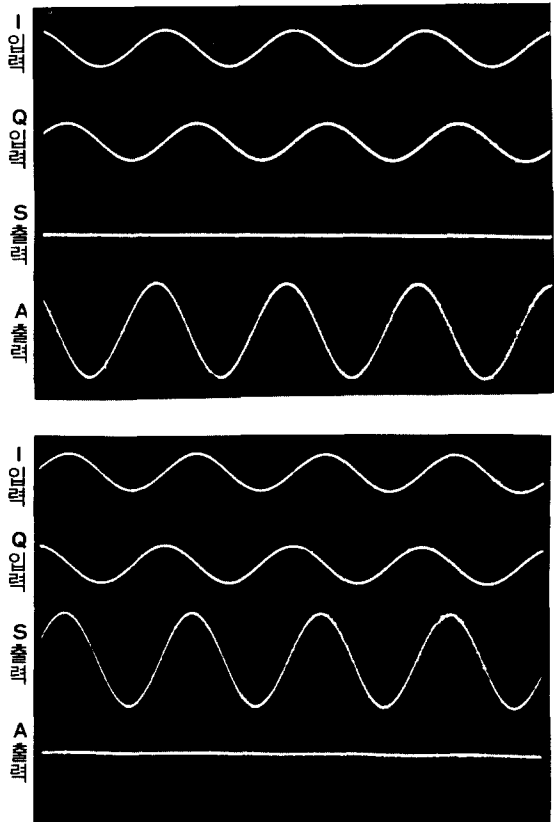


그림 5. Rotational filter의 동작 특성

- a) 가상적 forward 흐름 b) 가상적 reverse 흐름

Fig. 5. An Example of channel separation of rotational filter
a) artificial forward flow
b) artificial reverse flow

따라서 forward 와 reverse 흐름의 channel separation ratio는 a) 의 경우 A/S로 b) 의 경우 S/A 로 나타난다. 표1은 500 Hz, 2 KHz, 5 KHz 의 주파수 변화에 따른 channel separation ratio(C.S.R)이다.

표 1. 주파수 변화에 따른 Channel Separation Ratio
1) 그림5의 (a) 의 경우 b) 그림5의 (b) 경우

Table.1. Channel separation ratio of various frequency
a) case(a)of Fig. 5. b) case(b)of Fig. 5.

	A 출력	B 출력	C.S.R.	A 출력	B 출력	C.S.R.
500Hz	2Vpp	15mVpp	42.4db	9mVpp	2Vpp	46.9db
2 KHz	2Vpp	16mVpp	41.9db	9mVpp	2Vpp	46.9db
5 KHz	2Vpp	40mVpp	33.9db	20mVpp	2Vpp	40.0db

제작된 rotational filter 는 그림6과 같다.

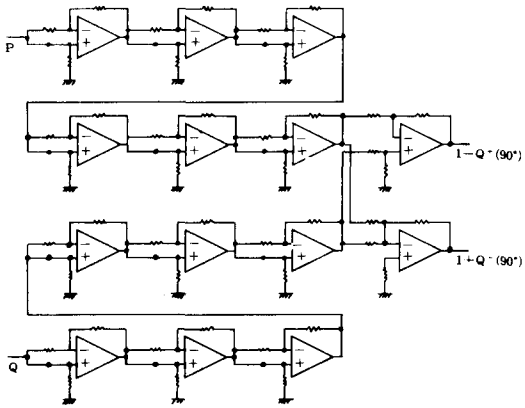


그림 6. Rotational filter 회로도

Fig. 6. Rotational filter circuit

4. 실험 결과 및 고찰

제작된 장치를 인체에 직접 적용하여 (IN VIVO) 구한 결과는 다음과 같다. 그림7은 방향 결정을 위한 90° 위상차를 갖는 Rotational Filter 의 In-phase 와 Quadrature 성분 입력을 나타낸다.

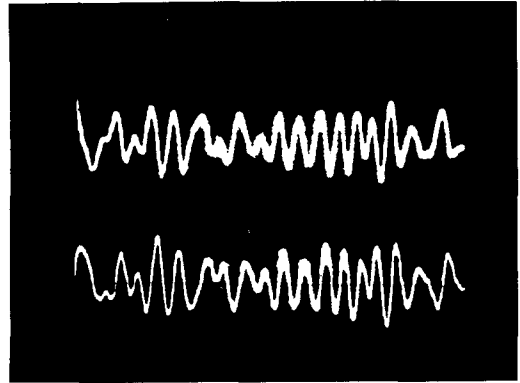
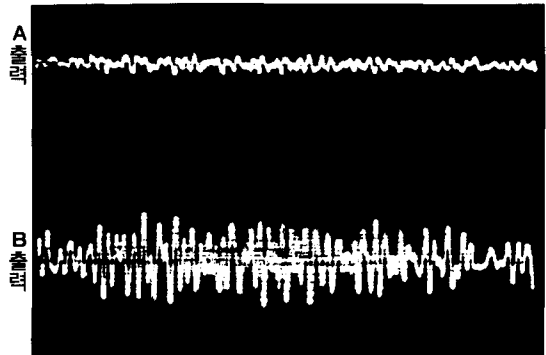
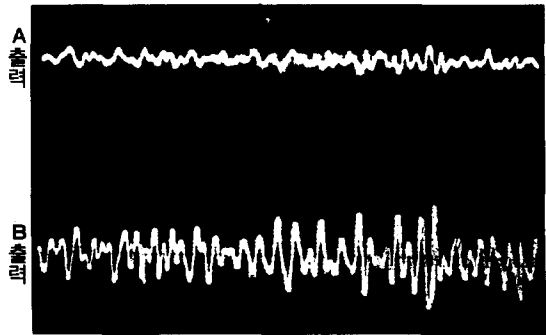


그림 7. 입력간의 위상차(2 msec/div, 0.5v/div)

Fig. 7. Phase difference of rotational filter inputs



(a)



(b)

그림 8. forward 나 reverse 방향 혈류 흐름이 검출된 경우 A 와 S 출력(5 msec/div, 1V/div)

a) forward 흐름이 우세한 경우

b) reverse 흐름이 우세한 경우

Fig. 8. A & S channel outputs when uni-directional flow exist.

a) dominant forward flow

b) dominant reverse flow

그림8은 Rotational Filter 출력 A와 S로 방향을 구별한 두가지 경우이다.

- a) forward 혈류흐름이 우세한 경우
- b) reverse 혈류흐름이 검출된 경우를 나타낸다.

그림9는 forward 흐름과 보다 낮은 주파수 성분을 갖는 reverse 흐름이 동시에 검출된 경우 A와 S의 출력을 나타낸다.

Rotational filter로 분리된 출력은 가청 주파수 대역으로 그림9의 경우 스피커를 통해 stereo로 들을수 있다.

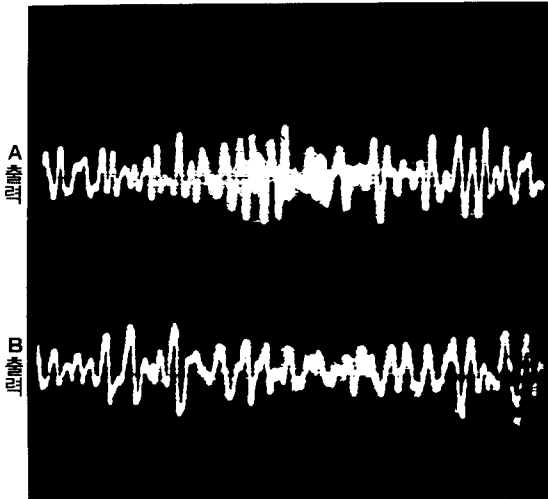
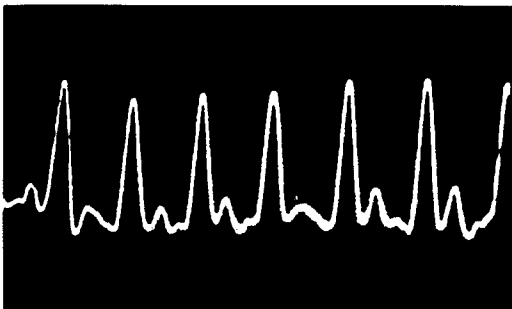


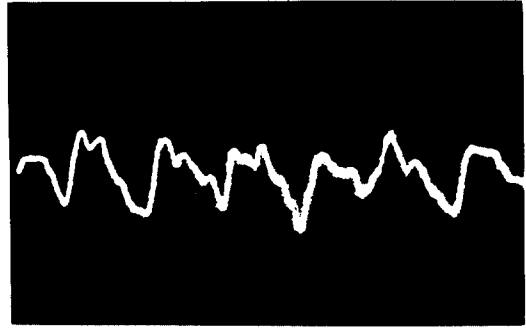
그림 9. forward 와 reverse 방향 혈류 흐름이 동시에 검출된 경우 A와 S 출력(5 mec/div, 1V/div)

Fig. 9. A&S channel outputs when bi-directional flow exist.

그림10은 그림 8 신호의 속도특성을 정성적으로 구한 결과이다.



(a)



(b)

그림 10. 그림8(a), (b)의 속도 특성곡선(0.5 sec/div)

a) 그림8의(a)경우 b) 그림8의 (b)경우

Fig. 10. Velocity characteristics curve of Fig.8

a) case(a)of Fig. 8 b) case(b)of Fig. 8

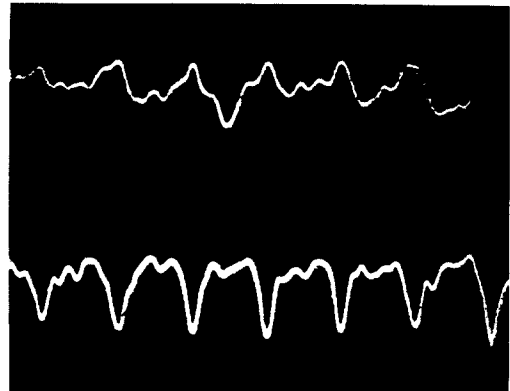


그림 11. 그림9의 속도 특성 곡선(0.5 sec/div)

Fig. 11. Velocity characteristics curves of Fig. 9

그림 10의 경우 (a)에 나타난 속도 곡선은 경동맥에서 구한것이고 (b)는 (a)에 대해서 부방향의 속도 크기를 나타낸다.

그림11은 그림9와 같이 bi-directional 한 혈류가 동시에 검출된 경우 forward 와 reverse 혈류의 속도 특성을 나타낸다.

5. 결 론

본 연구는 혈류방향을 분리하는 연속파 도플러 시스템을 제작하였고, 인체에 직접 적용하여 검출된 도플러 신호의 혈류 방향을 구별한 출력을 얻을 수 있었다. 그리고 분리된

각혈류 신호의 속도 특성을 구하였다.

이 장치는 초음파 선형 스캐너와 함께 사용하면 측정하는 부위의 위치에 대한 정보 또한 얻을 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- 1) Kenneth R. Erikson, Francis J. Francis J. Fry, Joie P. Jones "Ultrasound in Medicine-A Review" *IEEE, Vol. Su 21, No.3. JUL, 1974*
- 2) Reymond G. O' Conneli, Jr. "The Role of Doppler Ultrasound in Cardiac Diagnosis" *HEWRETT PACKARD Journal, JUN, 1986.*
- 3) Pavl A. Margnin "Doppler Effect: History and Theory" *HEWLETT PACKARD Journal, JUN, 1986.*
- 4) 김 병철, 박 세현, 이 행세, 김 영길 "다중 채널 펄스 도플러 장치에 관한 연구"의 공학회지. 제7권, 제1호, 1988, pp. 75-79.
- 5) P.N.T Welle, *Biomedical Ultrasonics. Academic Press, London. 1977.*
- 6) Jurgen H. Nippa, D. Eugene Hokanson, Dennis R Lee, Davis S. Summer, D. Eugene Strandness. JR "Phase Rotation for separating Forward and Reverse Blood Velocity Signals" *IEEE, Vol. SU 22, No. 5, SEP, 1975.*