

혈류 방향을 구별하는 연속 초음파 도플러 장치에 관한 연구

○ 김 중신*, 김 영길*

* 아주 대학교 전자 공학과

A study on the development of CW(Continuous-Wave) Doppler system for measuring bi-directional blood flow information.

* Chung-Sin Kang*, Young-Kil Kim*

* Dept. of Electronic Eng. Ajou-University

= Abstract =

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.

I. 서론

초음파 진단 장치는 인체에 초음파를 방사하고 체내의 여러기관에서 반사된 신호의 세기를 이용한 영상 장치와 주로 혈류 속도에 의한 주파수 편이를 이용한 도플러 장치로 구별된다.[1]

초음파 도플러 진단장치는 연속파 도플러 장치와 펄스 도플러 장치가 있으며, 초기 형태는 연속파 도플러 장치로 혈류 방향을 분리할 수 없고, 측정하는 샘플링치의 위치를 선택할 수 없어 초음파 배압이 진행되는 방향의 움직임은 모든 기관들의 도플러 편이 주파수가 얻어졌다.[2]

연속파 도플러 진단장치에서 발전된 펄스 도플러 장치는 range-gating 방법 이용 반사된 신호의 샘플링치 위치를 알 수 있으나, 위치를 정확히 측정하려면 측정 속도를 정확히 측정할 수 없고, 역으로 속도를 정확히 측정하려면 위치를 정확히 측정 할 수 없는 제한 조건이 있고, 측정하는 샘플링치가 미소하여 위치를 찾고 유지하는데 약간의 기술이 필요하다.[3][4]

제작된 연속파 도플러 장치는 quadrature detection과 phase rotation 방법을 이용 forward and reverse 혈류 방향을 분리할 수 있으며, 특히 Band Pass Phase Rotation Filter (i.e., Rotational Filter)의 대역폭을 좁게 해서 다양한 속도 정보를 측정할 수 있도록 하였다.

본 논문은 혈류 방향을 분리하는 연속파 도플러 시스템을 제작하고 시스템의 인체 실험결과와 phase rotation 을 이용한 혈류 방향 분리에 대해 기술한다.

II. 혈류 방향을 분리하는 방법

Transducer 와 forward, reverse 혈류 방향의 관계는 그림 1과 같다. f_0 는 송신신호의 중심 주파수이고, 혈류 속도 V 와 V' 가 체내의 음속(C)에 비해 적을 경우 도플러 효과로 수신된 편이 주파수는,

a) forward 흐름인 경우 $f_d = (2 \cdot V \cdot f_0 / C) \cdot \cos \theta$ (1)

b) reverse 흐름인 경우 $f_d' = -(2 \cdot V' \cdot f_0 / C) \cdot \cos \theta$ (2) 이다.

그림 2는 그림 1에서 수신된 신호의 주파수 대역분포를 나타낸다.

그림 2에서 f_1 과 f_2 는 forward 와 reverse 흐름의 최소속도 도플러 편이 주파수, f_1' 와 f_2' 는 최대속도 도플러 편이 주파수 이다.

주파수 대역내의 신호 성분은 다음과 같다.
 * M_r 대역 : reverse 혈류의 편이 주파수 성분.
 * M_f 대역 : forward 혈류의 편이 주파수 성분.
 * M_0 대역 : quasi-stationary 한 반사체의 주파수 성분 (i.e., Clutter) 으로 낮은 주파수 대역에 분포하나 크기는 매우 크다.

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

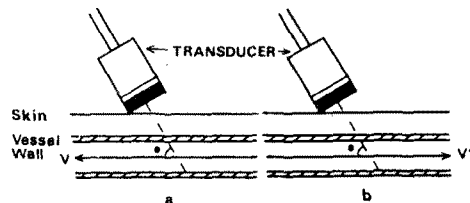


그림 1. 송신 소자와 forward, reverse 방향의 관계
 a) forward 방향 b) reverse 방향
 Fig. 1. Relations between Transducer and forward, reverse flow direction
 a) forward direction b) reverse direction

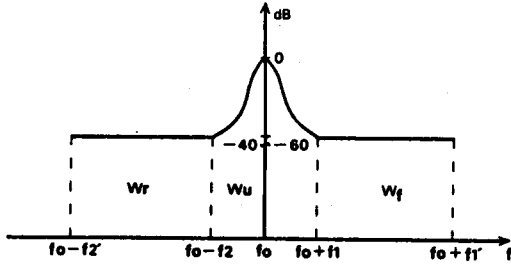


그림 2. 수신 신호의 주파수 대역 분포
Fig. 2. Frequency distribution of received signal

철류방향 검출을 위한 W_r 과 W_f 의 대역 분리방법에는 filtering 을 이용하는 방법과 out phasing(i.e., phase rotation) 을 이용하는 방법이 있다. 일반적으로 filtering 방법은 대역 분리와 동시에 W_u 설계를 제거하는 B.R.F (Band Rejection Filter) 의 제작이 문제점이 있다.[6]

그림 3은 phase rotation 방법을 이용한 대역 분리 방법의 개략도이다.

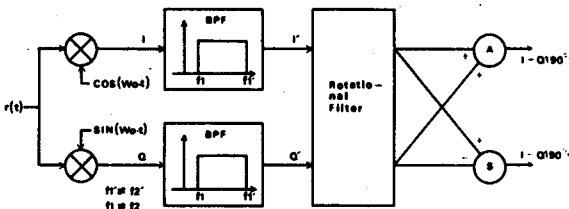


그림 3. phase rotation 방법을 이용한 대역 분리방법의 개략도.
Fig. 3. Block Diagram of Phase Rotation method for Band Separation

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

$$r(t) = \frac{1}{2} [R(f)] = \frac{1}{2} [\cos(W_o + W_f).t + \cos(W_o - W_r).t + \cos(W_o).t + \cos(W_o \pm W_u).t] \quad \text{---(3)}$$

$(W_o = 2\pi f_o)$

In-Phase 와 Quadrature Detection 신호 I, Q 는

$$I = \cos(W_o.t) * r(t) = \frac{1}{4} [\cos(W_f.t) + \cos(2.W_o + W_f).t + \cos(W_r.t) + \cos(2.W_o - W_r).t + \cos(2.W_o).t + 1 + \cos(W_u.t) + \cos(2.W_o \pm W_u).t] \quad \text{---(4)}$$

$$Q = \sin(W_o.t) * r(t) = \frac{1}{4} [\sin(W_f.t) + \sin(2.W_o + W_f).t - \sin(W_r.t) + \sin(2.W_o - W_r).t + \sin(2.W_o).t \pm \sin(W_u.t) + \sin(2.W_o \pm W_u).t] \quad \text{---(5)}$$

B.P.F 로 Clutter 성분을 제거시킨 Rotational Filter 의 입력 I', Q' 와 90° 위상차를 갖는 출력 $Q'(90^\circ)$ 는,

$$I' = \frac{1}{2} [\cos(W_f.t) + \cos(W_r.t)] \quad \text{---(6)}$$

$$Q' = \frac{1}{2} [\sin(W_f.t) - \sin(W_r.t)] \quad \text{---(7)}$$

$$Q'(90^\circ) = \frac{1}{2} [\cos(W_f.t) - \cos(W_r.t)] \quad \text{---(8)}$$

이므로 A 과 S 를 구하여 대역 분리된 결과를 얻을 수 있다.

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

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

III. 시스템의 설계

그림 4는 전체 시스템의 개략도이다.

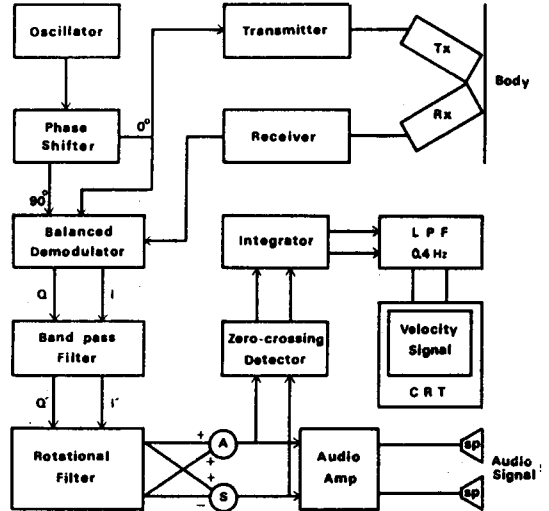


그림 4. 시스템의 블럭 다이어그램
Fig. 4. System Block Diagram

제작된 시스템의 사양은 다음과 같다.

- Transducer 공진 주파수 : 2.5 MHz
- Carrier 신호 : 2.5 MHz(In-phase), 2.5 MHz(Quadrature), 각 1Vpp
- Receiver (Pre Amp) : 2.5 MHz Tuned Amp, 이득 : 40db
- B.P.F(Band pass Filter)의 통과 대역 : 200 Hz ~ 10 KHz
- Rotational Filter : 통과 대역은 B.P.F 와 동일하고 자서한 동작특성은 그림 5 와 표 1에 실었다.

그림 5는 Rotational Filter 입력 I', Q' 로 2 KHz, 1Vpp 점진파를 (a) forward 흐름인 경우 -90° 위상차를, (b) reverse 흐름인 경우 $+90^\circ$ 위상차를 갖도록 하여 (a)의 경우 A Channel로 (b)의 경우 S Channel 로 분리되는 Channel Separation (i.e., Band Separation) 결과이다. (식 9,10)

따라서 forward 와 reverse 흐름의 Channel Separation Ratio는 a)의 경우 A/S로 b)의 경우 S/A 로 나타난다. 표 1은 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

a) 그림 5의(a)경우 b) 그림 5의(b)경우
Table 1. Channel Separation Ratio of various frequency
a) case(a) of fig.5. b) case(b) of fig.5.

	A출력	B출력	C.S.R	A출력	B출력	C.S.R
500 Hz	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 Filter는 그림 6과 같다.

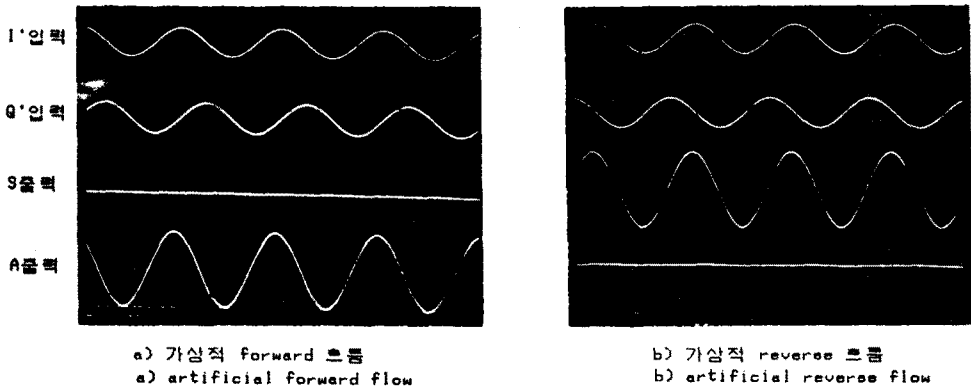


그림5. Rotational Filter 의 동작 특성
Fig. 5. An Example of channel separation of Rotational Filter

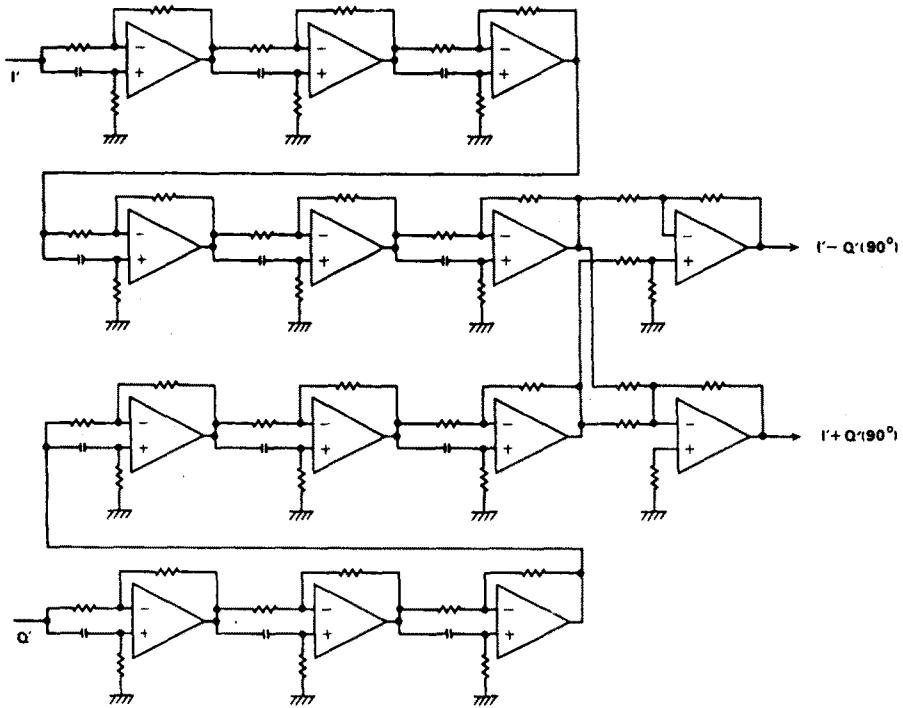


그림6. Rotational Filter 회로도
Fig. 6. Rotational Filter Circuit

IV. 실험 결과 및 고찰

제작된 장치를 인체에 직접 적용하여 (IN VIVO) 구한 결과는 다음과 같다. 그림7은 방향 검정을 위한 90° 위상차를 갖는 Rotational Filter의 In-phase 와 Quadrature 성분 입력을 나타낸다. 그림8은 Rotational Filter 출력A 와 S로 방향을 구별한 두가지 경우이다.

- a) forward 방향 흐름이 우세한 경우
- b) reverse 방향 흐름이 우세한 경우를 나타낸다.

Rotational Filter로 얻어진 출력은 가장 주파수 대역으로 스테리오편역 stereo를 들을 수 있다. 그림9와 그림8 신호의 속도를 비교 할 경우 10배 가량 느린 것이다.

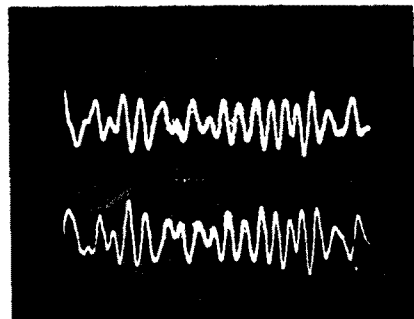


그림7. Rotational Filter 입력간의 위상차
Fig. 7. Phase difference of Rotational Filter Inputs (0.5V/div, 2msec/div)

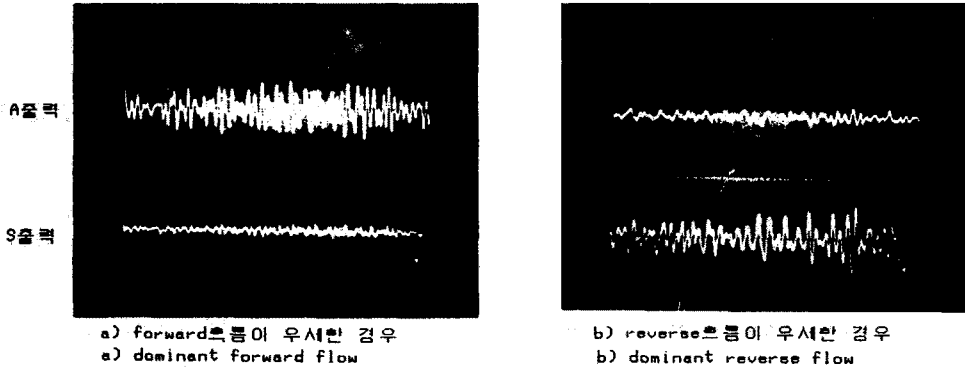


그림 8. A 와 S의 음성 신호 출력 (1V/div, 5msec/div)
Fig. 8. A & S Audio Signal outputs

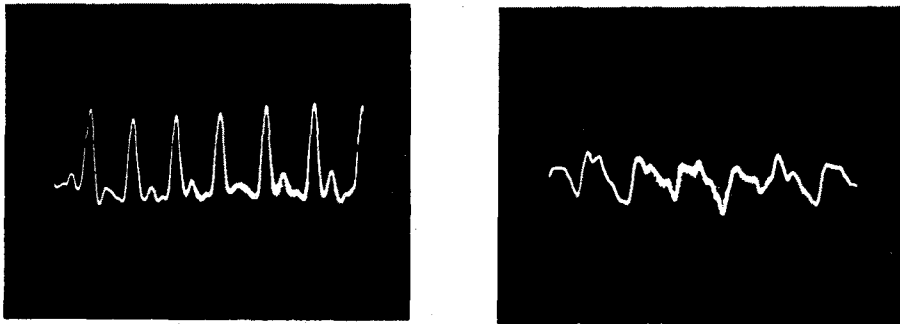


그림 9. 그림 8(a), (b)의 속도 특성곡선 (0.5 sec/div)
Fig. 9. Velocity Characteristics Curve of Fig. 8

그림 9의 경우 (a)에 나타난 속도 특성곡선 정동역에서 구한 것이고 (b)는 (a)에 대해서 부방향의 속도 특기를 나타낸다.

V. 결론

본 연구는 혈류 방향을 분리하는 연속파 도플러 시스템을 제작하였고, 인체에 직접 적용하여 검출된 도플러 신호의 혈류 방향을 구별한 실험 결과를 얻을 수 있었다. 그리고 분리된 각 혈류 신호의 속도 특성을 구하였다.

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

VI. 참고문헌

[1]. KENNETH R. ERIKSON, FRANCIS J. FRY, JOIE P. JONES "Ultrasound in Medicine-A Review" IEEE, VOL. SU-21, NO. 8, JUL, 1974

[2]. Raymond G. O'Connell, Jr. "The Role of Doppler Ultrasound in Cardiac Diagnosis" HEWLETT PACKARD JOURNAL, JUN, 1986.

[3]. Paul A. Marglin "Doppler Effect: History and Theory" HEWLETT PACKARD JOURNAL, JUN, 1986

[4]. 김병철, 박세현, 이영서, 김영길 "다중 채널 펄스 도플러 장치에 관한 연구" 의공학회지, 제17권, 제1호, 1986, pp75-79

[5]. P.N.T Wells, Biomedical ultrasonics, Academic Press, London, 1977.

[6]. JURGEN H. NIPPA, D. EUGENE HOKANSON, DENNIS R LEE, DAVIS S. SUMMER, D. EUGENE ST-RANDNESS, JR "Phase Rotation for Separating Forward and Reverse Blood Velocity Signals" IEEE, VOL. SU-22, NO. 5, SEP, 1975.