

다중 채널 펄스 도플러 장치에 관한 연구

김병철 · 박세현 · 이행세 · 김영길

= Abstract =

A Study on the Multigate Pulsed Doppler System.

Byung-Chul Kim, Se-Hyun Park, Haing-Sei Lee, Young-Kil Kim

In this paper, a multigate pulsed doppler system with parallel signal processing which enables the transcutaneous assesment of the blood-flow velocities of five adjacent sample volumes is developed.

The outputs of the system are audio signals, velocity curves and velocity profiles of 5 adjacent sample volumes.

We have applied to the major superficial arteries and obtained the detailed information about the time dependent blood-flow behavior.

I. 서 론

초음파를 이용한 진단 장치들은 인체에 무해하고 또 한 실시간 관측이 가능하므로 의료진단의 중요한 도구로 쓰여왔다¹⁾. 초음파 도플러 진단장치는 발사된 초음파의 주파수와 이동하는 물체에서 반사된 초음파의 주파수를 비교하는 장치로서 연속파 도플러 장치와 펄스 도플러 장치로 구별된다.

초기에 개발된 연속파 도플러 장치는 혈관 외부에서 혈류의 속도를 측정할 수 있으나 측정된 혈류의 샘플 체적의 위치를 알 수 없다는 단점이 있다²⁾.

펄스 도플러 장치는 초음파의 진행방향에 위치한 혈관내의 작은 샘플 체적에서 혈류 속도를 구하고, 혈류의 방향을 구별할 수 있었으나 측정하는 부분에서 샘플체적의 위치를 찾고 유지하는 데에는 약간의 기술이 필요하다.

샘플 체적의 위치를 찾는 목적으로 단일 채널 펄스 도플러 장치와 B-scanner와의 조합을 쓰는것도 있다³⁾.

본 연구에서는 샘플 체적의 위치를 찾는 데 있어서

B스캐너를 사용하지 않으며 혈관내의 모든 위치에서의 속도를 동시에 측정하는 다중 채널 펄스 도플러 장치중에서, 인접한 5개 샘플 체적의 속도곡선(velocity curve)과 단일 채널 도플러 장치에서는 구할 수 없는 속도 분포 곡선(velocity profile)을 얻는 병렬처리형 다중 채널 펄스 도플러장치를 개발하고 인체에 직접 적용하여(IN VIVO) S/N 비가 우수한 결과를 얻었다.

II. 장치의 구성

1) 제작된 장치의 사양

변환기의 공진 주파수는 3.5 MHz를 사용하여 일반적 인 B-스캐너와의 조합을 가능하게 하였고, 펄스 반복 주파수는 6.8 KHz를 사용하여 최대 가청 주파수는 3.4 KHz 이고 최대 측정 길이는 약 120 mm 가 되며 5개의 샘플 체적에서의 속도 변화를 측정할 수 있고, 각 샘플 체적의 크기는 1 mm 와 2 mm 중 선택할 수 있게 하였다(표 1).

2) 다중채널 펄스 도플러 장치의 동작원리

그림 1에 다중 채널 펄스 도플러 장치의 원리도를 나타내었다. 변환기를 여기(exciting)시키기 위하여 송신회로에서 3.5 MHz의 펄스 2개(560 nsec)를 약 40 V

(1986. 6. 20 접수)

아주대학교 전자공학과

Dept. of Electoronic Eng. Ajou University

본문은 1985년도 한국과학 재단연구비에 의하여 연구되었음.

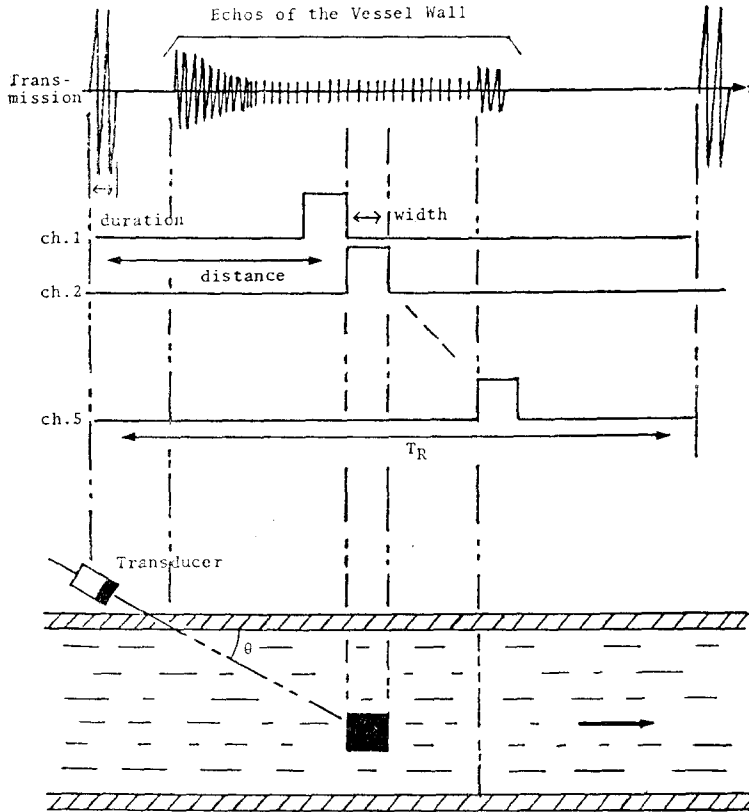


그림 1. 다중 채널 펄스 도플러 시스템의 원리.
Fig. 1. Principle of the Multi-Gate Pulsed Doppler System.

표 1. 제작된 장치의 사양
Table 1. Specification of implemented system

Transducer center frequency	3.5 MHz
Pulse repetition frequency	6.835 KHz
Maximum audio frequency	3.4 KHz
Pulse repetition period	146 us
Maximum detectable depth	120 mm
Maximum detectable velocity	1.5 m/s($\theta = 60^\circ$)
Number of channel	5
Range resolution each channel	1 mm or 2 mm
Total range resolution	5 mm or 10 mm

로 증폭시켜서 사용한다. 초음파로 변환된 펄스는 인체 측정 부위에 전달되고 변환기로부터의 거리에 비례하는 시간지연 뒤 다시 변환기를 통하여 수신된다. 수신된 신호는 그림 1에서 보는 것과 같이 혈관벽(vessel

wall)에서 반사된 신호와 혈액속의 헤모글로빈(hemoglobin)에서 반사된 신호로 구성되어 있다. 혈관벽의 움직임이 헤모글로빈보다 느리므로 혈관벽에서 반사된 신호는 낮은 주파수 대역을 갖고 있으나, 초음파를 많이 반사하므로 그 크기는 원하는 신호보다 40 dB~60 dB 정도 크다. 이 원하지 않는 반사파를 클러터(Clutter)라 하며 이것을 제거한 후에 원하는 도플러 이동 주파수를 얻을 수 있다.

다중 채널 펄스 도플러 장치는 측정하려는 샘플을 깊이에 따라서 여러개로 나누어서 샘플링 한 후에 각 샘플 위치에서의 클러터를 제거하고, 각 샘플의 속도 정보를 동시에 얻을 것이다. 그림 1은 피부에서 측정하려는 혈관까지의 거리를 외부에서 mm 단위로 조정할 수 있고, 혈관 측정부위에서 부터 내부로 5개의 샘플체적을 샘플링하여 속도 곡선 및 속도 분포 곡선을 구할 수 있게한 제작된 장치의 원리를 보여준다. 이때 각 채널의 폭(width)은 1 mm 나 2 mm 중 선택할 수

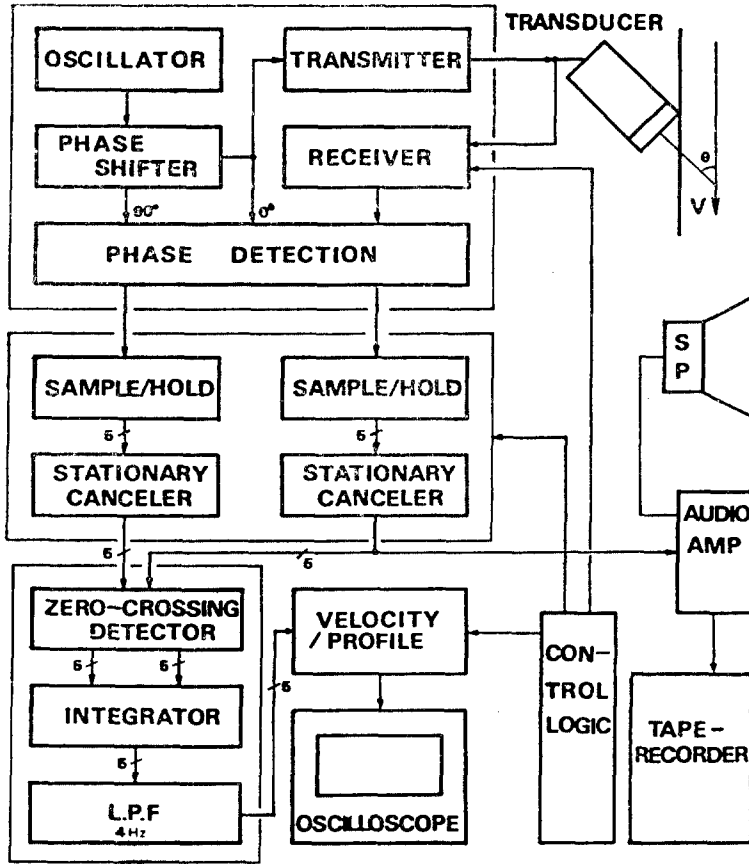


그림 2. 시스템 블록 다이어그램.
Fig. 2. System Block Diagram

있게 하였다.

3) 다중 채널 펄스 도플러 장치의 구성

그림 2에 본 연구에서 구성한 장치의 개요도가 있다. 변환기에서 수신된 신호는 직각 위상 검파를 하여 변환기를 향해 흘러들어오는 혈액과 변환기에서 멀어지는 혈액의 방향을 구별한다⁴⁾. 복조된 신호에서 도플러 신호를 검출하기 위하여 펄스 반복 주파수로 샘플링한다. 측정 가능깊이 전체 중에서 깊이에 따라 필요한 부분만을 샘플링하며 5개의 인접한 샘플 체적의 속도 정보를 얻기 위하여 5개의 sample and hold를 사용한다. 각 샘플 간격은 1 mm와 2 mm를 선택할 수 있어서 하나의 샘플링 구간 즉, 동시에 측정하는 혈관의 폭은 5 mm와 10 mm가 되도록 하였다.

검출된 도플러 신호중에 포함된 클러터는 stationary canceler⁵⁾를 사용하여 제거한다. 이 도플러 신호는 가

청 주파수이므로 저주파 증폭기와 스피커를 통해 직접 들을 수 있게 하였고 기록보관이 가능하도록 tape recorder도 부착하였다.

도플러 신호를 속도에 비례하는 전압으로 변환하였고 4 Hz의 차단 주파수를 갖는 저역 여파기를 구성하여 평균 속도 곡선과 평균 속도 분포 곡선을 나타낼 수 있게 하였다.

III. 실험 결과

구성한 장치를 인체에 직접 적용하여 (IN VIVO) 결과를 구하였다. 그림 3에 변환기를 여기시키는 제어 신호(5 V/div.)와 변환기 출력파형(20 V/div.)이 있다. 신호대 잡음비를 증가시키기 위해서는 높은 전압으로 변환기를 여기시키면 좋으나 인체에 주는 영향을 고려하여 50 mW/cm²을 초과하지 않아야 한다.

그림 4는 경동맥에서 측정한 5채널중 한 채널의 도

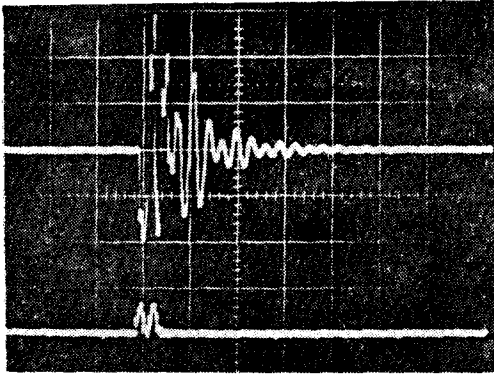


그림 3. 전송신호(20 v/div)와 제어신호(5 v/div)
Fig. 3. Transmission Signal and Control Signal

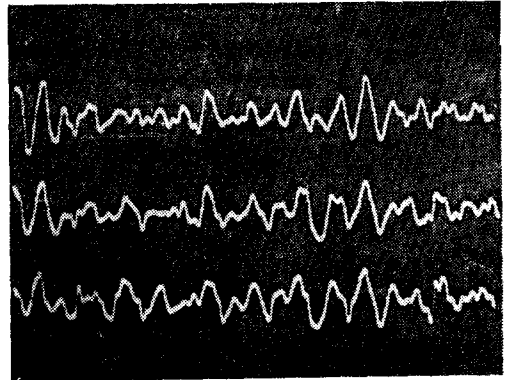


그림 6. 3채널 평균 도플러 주파수
Fig. 6. 3 channels doppler mean frequency

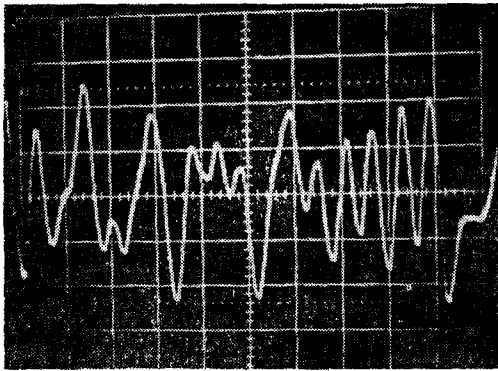


그림 4. 음성신호(평균 도플러 주파수)
Fig. 4. Audio signal(IN VIVO), 2ms/div, 1V/div.

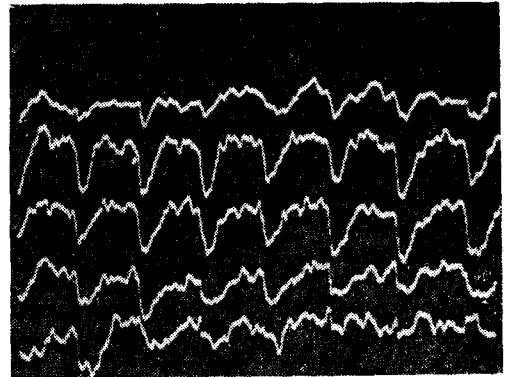


그림 7. a. 속도곡선(1.0 v/div, 0.5 s/div)
Fig. 7. a. Velocity curve(IN VIVO)
Depth=16mm, Sample distance=2 mm

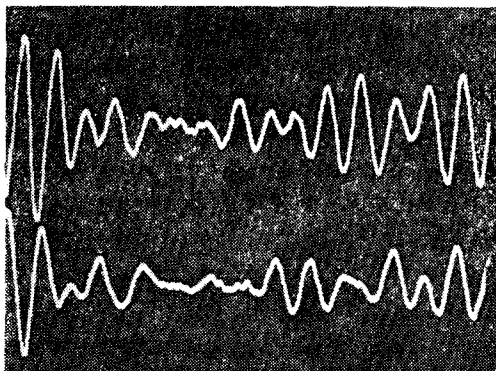


그림 5. 방향탐지를 위한 위상차 (phase 0°, phase 90°)
Fig. 5. Phase difference for the direction detection

플러 신호 파형(2 ms/div, 1V/div)을 나타내고 있으며 스피커를 통하여 직접 들을 수 있다. 이 도플러 주파수를 속도 곡선(진압 파형)으로 변환시킬 때 영점을

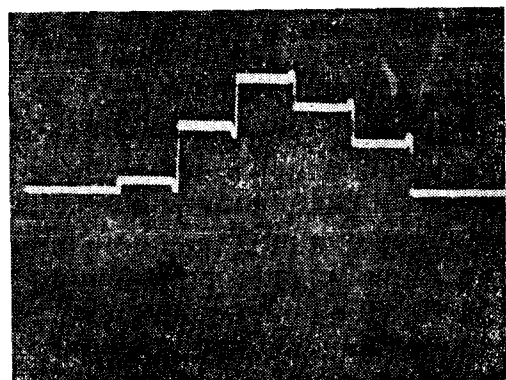


그림 7. b. 속도단면도
Fig. 7. b. Velocity profil(IN VIVO)
Depth=16 mm, Sample distance=2 mm

통과하지 않는 도플러 주파수 성분을 볼 수 있다. 그러므로 속도 곡선이나 속도 분포 곡선은 평균 도플러

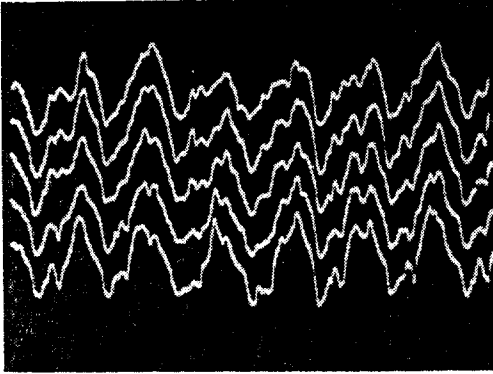


그림 7. c. 속도곡선(1.0 v/div, 0.5 s/div)
 Fig. 7. c. Velocity curve(IN VIVO)
 Depth=55 mm, Sample distance=2 mm

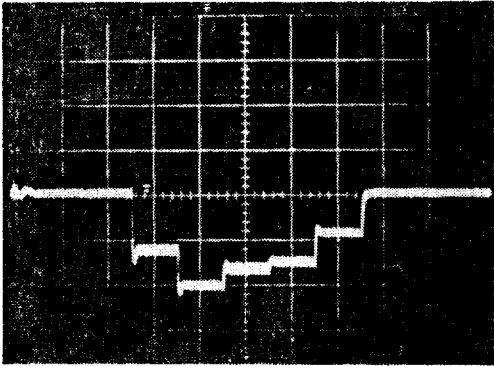


그림 7. d. 속도 단면도
 Fig. 7. d. Velocity profil(IN VIVO)
 Depth=55 mm, Sample distance=2 mm

주파수를 표현하는 것이다.

그림 5는 방향을 결정하는 위상 탐지기의 두 입력이다. 두 도플러 주파수에서 방향을 결정하는 위상차 90°를 볼 수 있다.

그림 6은 경동맥에서 측정 한 5채널중 3채널의 도플러 주파수이며, 영점 교차탐지기(zero crossing detector)의 입력으로서 전압으로 변환되기 전의 신호이다.

그림 7은 5채널 펄스 도플러 장치의 출력들이다. 그림 7(a)는 깊이 16 mm, 채널간격을 2 mm로 하였을 때 경동맥에서 측정 한 속도 곡선이며, 그림 7(b)는 이때의 속도 분포 곡선이다(X축은 깊이, Y축은 속도를 표시함). 혈관벽 부근의 혈류 속도는 중심부분의 혈류 속도보다 느림을 알 수 있다. 속도 분포 곡선의 모양을 보면 이때 혈류의 방향은 변환기쪽으로 흐르고 있

다. 그림 7(c)는 깊이 65 cm에서 채널 간격을 2 mm로 하였을 때 측정 한 속도 곡선이며 그림 7(d)는 이때의 속도 분포 곡선이다.

혈류의 방향은 변환기에서 멀어지는 쪽이며, 변환기는 측정하는 혈관의 중심에 정확히 일치하지 않아서 혈류 속도의 최대가 3번째 채널이 아니라 2번째 채널에서 나타나고 있다.

IV. 결 론

본 연구에서 5개의 채널을 갖는 병렬처리형 다중 채널 펄스 도플러 장치를 제작하고, 인체에 직접 적용하여 S/N 비가 극히 우수한(그림 4참고) 도플러 신호를 얻었고, 이것을 전압으로 변환하여 혈류의 속도 곡선 및 속도 분포 곡선을 구하였다.

한편 차후의 과제로는 고속 신호 처리기를 사용하여 장치의 하드웨어를 줄이는 직렬 처리형 다중 채널 펄스 도플러 장치에 대한 연구가 있다.

참 고 문 헌

- 1) P.N.T. WELL "Biomedical Ultrasonics" Academic Press London 1977
- 2) Strandes. D.E, Kennedy J.W. Led. McF. D. "Transcutaneous directional flow detection" A Preliminary report. An Heart. J. 1969 pp65-74
- 3) Pourcelot. L, Berson. M, Roncin. A, Besse. D, Pejot. C. "Nouveaux developpements de l'echotomographie en temps reel utilisant une sonde a mult-transducteur:focalisation dynamique, balayage composes, imagerie du sang circulant." INSERM, 1978, Vol 88. pp49-68
- 4) Young-Kil Kim "A Study on a Multichannel (128) Ultrasound Pulsed Doppler System with Serial Data Processing for sensing the blood flow" KIEE, Vol 23. No. 3. May, 1986, pp101-108
- 5) 김영길, "초음파 펄스 도플러 시스템의 Stationary Canceller에 대한 연구" 의공학회지 .6. 제 1호, 1985, pp47-53