

RF (Radio Frequency) 영역에서의 Quadrature sampling 을
이용한 펄스 도플러 장치의 개발에 관한 연구

김재경, 정택섭, 김영길
아주대학교 전자공학과

A Study on the Pulsed Doppler System using Quadrature-
Sampling Method in R.F. Range

*Jae-Kyoung Kim, Taek-Seob Jeong, Young-Kil Kim
Dept. of Eletronics, Ajou University

Abstracts

The ultrasound Doppler effect is used for measuring the velocity of the bloodflow in an artry. Because of the range information, the pulsed doppler system is most commonly used. In this paper, we propose a new pulsed doppler system which uses a quadrature sampling method in R.F. range in order to detect the bloodflow direction and to simplify the compexity of hardware. The pulsed doppler system using quadrature sampling method in R.F. range eliminates In-phase, Quadrature phase channel balancing problem at demodulator. In addition, the improved pulsed Doppler system shows the possibility of serial processing.

I. 서론

인체를 해부하지 않고도 인체 내부에 대한 정보를 얻는 진단장치가 개발되어 사용되고 있는 가운데 인체에 무해하고 실시간 관측이 가능한 초음파를 이용한 진단장치의 개발이 계속되고 있다. 초음파를 이용한 진단장치는 인체에 초음파를 방사하여 반사된 수신신호를 처리하는 방법에 따라 크게 스캐너 시스템과 도플러 시스템으로 나눌 수 있다 [1].

이중 도플러 시스템의 한 형태인 펄스 도플러 시스템은 인체에 초음파를 방사하여 혈액내의 혈구에서 반사되어 돌아온 신호의 주파수 변이를 이용하여 혈류의 속도를 측정하는 대표적인 혈류계이다 [2], [3]. 기존의 펄스 도플러 시스템에서는 변환기(transducer)를 통하여 인체에 초음파를 쏘고 혈구에서 반사되어 돌아온 R.F. (Radio Frequency) 영역의 수신신호를 복조기(demodulator)에서 기저 주파수 대역(Base band)으로 신호의 주파수를 떨어뜨려서 처리하는 방법을 사용하여 왔다.

본 연구에서는 신호의 R.F. 영역에서 직접 직각 위상 샘플링 방식(quadrature sampling method)을 사용하여 하드웨어의 복잡성을 줄이고도 혈류의 속도 및 방향성을 검출할 수 있는 개선된 도플러 시스템을 개발하고 직접 인체에 실험하여 그 결과를 확인하였다.

II. 기본원리 및 장치의 구성

1. 도플러 시스템의 동작원리

혈액속의 산란입자인 혈구에서 반사된 도플러 주파수 변이를 측정함으로써 혈류의 속도를 알 수 있다. 움직이는 목표물(혈구)과 측정된 도플러 주파수 사이의 관계식은 $v \ll c$ 일때 다음과 같이 주어진다.

$$\Delta f = \frac{V(\cos \theta_i + \cos \theta_r)}{C}$$

여기에서 Δf : 측정된 도플러 주파수 변이

f_0 : 송신 초음파의 주파수

θ_i : 송신 변환기와 혈류의 흐름이 이루는 각

θ_r : 수신 변환기와 혈류의 흐름이 이루는 각

V : 이동물체의 속도

C : 매질에서의 음속

위와 같은 도플러 효과를 이용한 초기의 도플러 시스템은 연속적으로 초음파를 방사하는 연속파 도플러 시스템(CW Doppler system)이었는데 불행히도 이 시스템은 송신 초음파 비임이 한계한 이상의 혈관을 지나게 되면 깊이 해상도에 관한 모순을 내날게 된다. 그림 1에 연속파 도플러 시스템의 원리를 나타냈다.

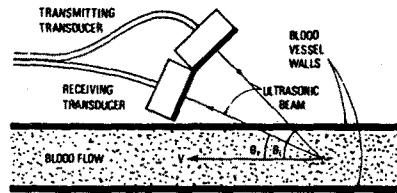


그림 1. 연속파 도플러 시스템의 원리

길이에 대한 정보에 관한 문제점은 연속파 대신에 초음파를 짧은 버스트(burst)로 송신하는 펄스 도플러 시스템을 사용하면 해결할 수 있다.

펄스 도플러 시스템은 짧은 버스트로 초음파 송신호를 일정 주기를 갖도록 방사함으로써 송신 변환기로서 송신신호를 검출할 수 있다. 또한 송신 초음파 비임의 진행방향에 놓인 전체 샘플링 계층에서 측정하고자 하는 특정부위에 대한 정보만을 취함으로써 다른 샘플링 계층으로부터의 신호의 오염을 막을 수 있다. 그러나 이렇게 작은 샘플링 계층에서 정보를 취하다 보면 측정하는 샘플링 계층의 위치에 따라서 극단적으로

한 샘플링 제적이 혈류의 방향을 판별할 수 있다. 파형의 중심부에서 매우 좁은 범위의 흐름을 측정하는 것은 정교한 펄스 도플러 시스템의 길이를 서로 다르게 조정하여 여러 인접한 샘플링 제적이 혈류의 방향에 관한 정보를 제공하는데 이와 같은 시스템을 다중 채널 펄스 도플러 시스템이라고 하며 그 동작 원리를 그림 2에 나타냈다[4].

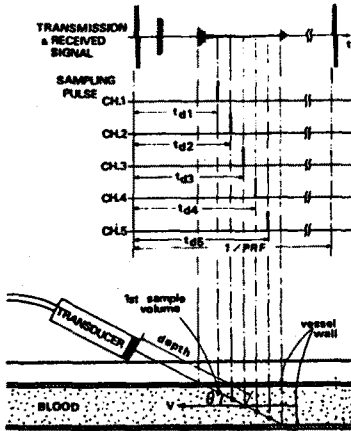


그림 2. 다중 채널 펄스 도플러 시스템의 동작 원리 [7]

2. 복조기 (demodulator) 를 이용한 기존의 펄스 도플러 시스템

기존의 펄스 도플러 시스템의 전체적인 블럭 다이어그램을 그림 3에 나타냈다.

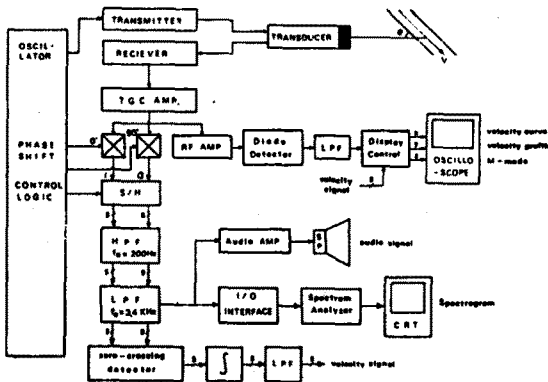


그림 3. 기존 펄스 도플러 시스템의 블럭 다이어그램

이 시스템은 변환기를 통하여 수신된 수신신호를 TGC (Time Gain Control) 앰프에서 측정하고 있는 샘플링 제적까지의 길이에 따른

확률 분포를 주어서 증폭시킨다. 이 R.F. 영역의 수신신호에 복조기에서 송신 초음파의 중심 주파수와 같은 주파수를 갖는 정현파를 곱해주어 수신신호의 주파수를 기저대역으로 떨어뜨려서 신호를 처리한다. [6]

그림 3에 나타낸 시스템은 혈류의 방향을 구별하기 위해서 복조기에서 각각 사인과 코사인을 곱해주어 원신호와 동상위상 (in-phase) 인 신호와 직각위상 (quadrature phase) 인 신호로 나누어서 직각 위상 검파 (quadrature detection) 를 하였다. 이때에 복조기에서의 두개의 출력은 각각 동일한 이득을 가져야 하며 위상이 항상 90°의 차이를 유지해야 하는데 이를 하드웨어로 구현하는 데는 상당한 어려움이 따른다.

3. R.F 영역에서의 직각 위상 샘플링 (Quadrature sampling) 을 이용한 펄스 도플러 시스템

이러한 문제점을 극복하기 위해서 수신신호를 TGC 앰프를 거친 후 R.F. 영역에서 직접 직각 위상 샘플링 할 수 있다. 이렇게 하기 위해서는 동상 위상신호를 얻기 위한 샘플링 클럭과 직각 위상신호를 얻기 위한 샘플링 클럭 사이의 시간속에서의 간격이 1 / (4 X 초음파의 중심 주파수) 가 되어야 하며 고속의 S/H를 구동시켜야 한다.

수신된 신호와 샘플링 클럭과의 관계를 그림 4에 나타내었다.

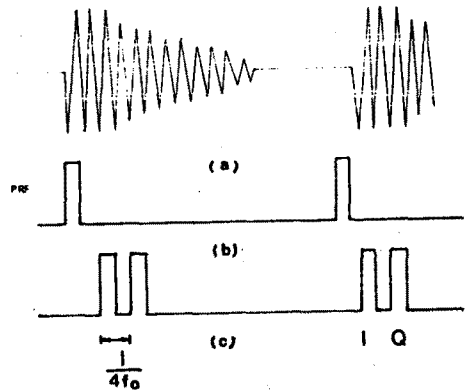


그림 4. 수신신호와 샘플링 클럭 (a) 수신신호 (b) 펄스 반복주기 (c) 샘플링 클럭

그림 4의 (a)는 수신신호를 (b)는 송신 초음파의 펄스 반복주기 (Pulse Repetition Period) 를 그림 (c)는 직각 위상 샘플링 클럭을 나타낸다. 이와 같은 R.F. 영역에서의 직각 위상 샘플링을 이용한 개선된 펄스 도플러 시스템의 블럭 다이어그램을 그림 5에 나타내었다.

S/H 에서 동상 위상신호와 직각 위상신호로 분리된 신호는 혈관벽이나 조직의 경계면에서 반사된 원하지 않는 잡음인 클러터 (clutter) 를 제거하기 위해서 고역폭과 필터를 거친 후 고주파 잡음을 제거하기 위해서 저역통과 필터를 거친다.

한편 펄스 도플러 시스템은 측정하고 있는 인체 내부조직의 길이에 대한 정보를 알 수 있으므로 M-mode 나 B-mode 영상과 함께 사용할 수 있다.

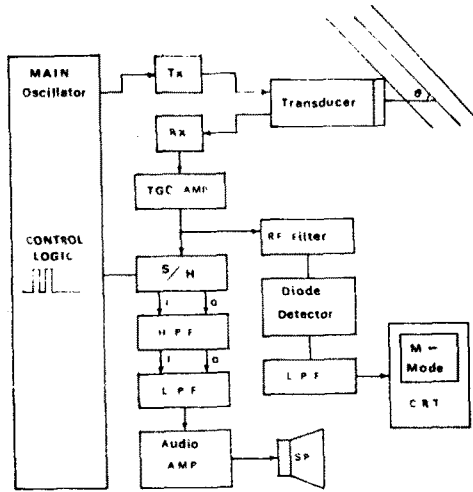


그림 5. 개선된 펄스 도플러 시스템의 블럭 다이어그램

초음파 영상 시스템과 도플러 시스템을 동시에 사용하면 측정하고자 하는 샘플체적의 위치를 보다 더 정확하게 잡을수 있는 장점이 있다. 스캐너 시스템의 일종인 M-mode 영상은 수신신호의 주파수 변화가 아닌 신호의 세기를 이용하여 이것을 시간에 연속적으로 표시하여 시간의 변화에 따른 인체 내부조직의 움직임을 실시간으로 관측할수 있다.

M-mode 영상을 구현하기 위해서는 TGC 앰프를 거친 수신신호를 포락선 검파를 통해서 신호의 세기(intensity)를 구하여 이것을 화면 표시 장치의 명암으로 사용하고 펄스 반복주기에 해당하는 스위프 신호를 수평축으로 사용하여 측정하고 있는 인체 내부조직의 깊이에 해당하는 시간대 대한 스위프(sweep) 전압을 수평축으로 사용하여 시간의 변화에 대응이 되도록한다. [5]

III. 실험결과

본 시스템을 인체에 직접 적용하여 측정한 실험 결과는 다음과 같다.

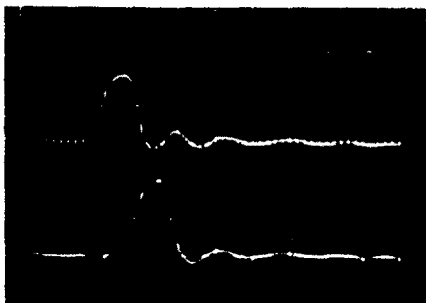
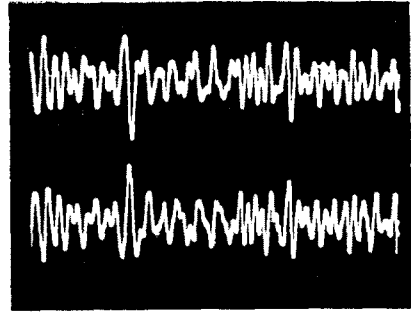
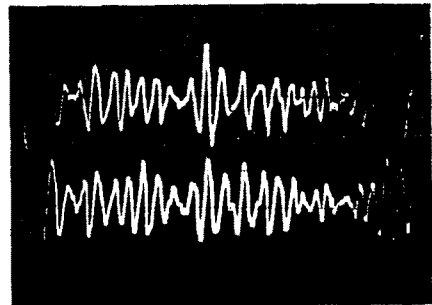


그림 6. 샘플링 클럭 (2V/div. 50nsec/div)

그림 6은 샘플링 클럭으로 사진 윗 부분은 동상 신호를 얻기위한 샘플링 클럭이고, 아래 부분은 직각 위상신호를 얻기위한 샘플링 클럭이다.



(a)

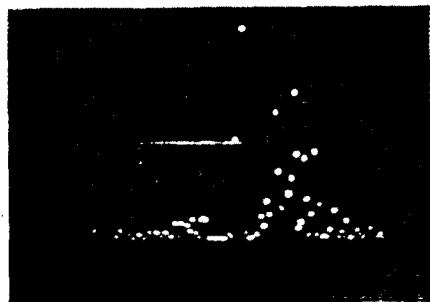


(b)

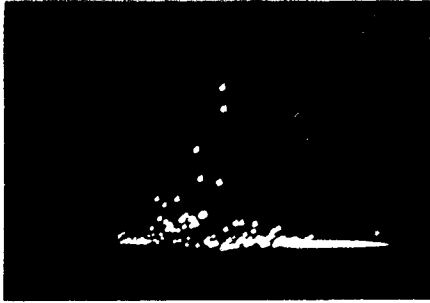
그림 7. 도플러 신호

그림 7은 기존의 도플러 시스템과 개선된 도플러 시스템의 결과를 비교하기 위한 것으로 그림 7의 (a)는 기존의 시스템으로 얻은 결과이고 (b)는 개선된 시스템으로 얻은 결과이다. 각각의 사진에서 위의 신호가 동상 위상신호이고 아래가 직각 위상신호이다. 그림 7 (a)의 기존 시스템은 동상 위상신호와 직각위상신호 사이의 채널간의 평정문제가 상당히 우수한 시스템인 데도 불구하고 직각 위상신호에 약간의 왜곡이 일어났을 있었다. 이에 반하여 그림 7 (b)의 개선된 시스템은 각 채널간에 왜곡이 거의 생기지 않을 수 있다.

그림 8의 스펙트럼 사진은 개선된 시스템이 혈류의 흐름의 방향을 구별하는 채널의 분리도를 확실히 하기 위한 주파수 스펙트럼 사진으로 (a)는 혈류가 송신 초음파 비임쪽으로 다가오는 흐름이 우세할 경우의 사진이고 그림 (b)는 혈류가 초음파 비임으로부터 멀어져갈 경우의 흐름이 우세할 경우의 사진으로 시스템의 채널 분리도를 확인할수 있다.



(a)



(b)

그림 8. 혈류의 흐름의 방향을 구별하기 위한 주파수 스펙트럼

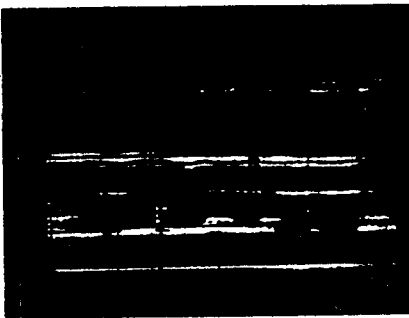


그림 9. M-mode 영상

그림 9는 목(경동맥 부근)에서 얻은 M-mode 영상으로 화면에 밝게 나타나는 부분이 혈관 벽이나 조직의 경계면이다. 이상과 같이 인체에 본 시스템을 인체에 직접 적용하여 시스템의 특성을 살펴본다.

IV. 결론

복조기를 이용하여 수신신호를 기저 주파수 대역으로 떨어뜨려서 직각 위상 검파를 한 기존의 펄스 도플러 시스템을 개량하여 수신신호를 R.F. 영역에서 90°의 위상 지연을 갖는 두개의 샘플링 클럭으로 직접 직각 위상 샘플링을 하여 기존 시스템이 갖는 동상 위상 신호와 직각 위상 신호 채널간의 이득 불균형과 정확한 위상 지연을 갖도록 하는 하드웨어 상의 문제를 극복하였고 하드웨어를 단순화 시킬수 있었다. 그리고 직접적인 인체 실험을 통하여 그 결과를 확인하였다.

아직도 본 시스템에서는 S/H 컷단에서의 채널간의 동일성의 문제를 완전히 극복하지 못하였으나 S/H 컷단의 회로부를 디지털로 처리하면 직렬 신호처리 (serial signal processing)도 가능하다.

참고문헌

- [1] James F. Havlice, John C. Taenzer, "Medical ultrasonic imaging : An overview of principles and instrumentation", Proceedings of the IEEE, Vol.67, No.4, April 1979, pp. 620-641
- [2] Bjorn A. J. Angelsen, "A theoretical study on the scattering of ultrasound blood", IEEE Trans. on BME, Vol. BME-27, No.2, February 1980, pp.61-67
- [3] Scott K. Holland, Stelios C. Orphanoudakis, C. Carl Jaffe, "Frequency dependent attenuation effects in pulsed Doppler ultrasound ; Experimental results", IEEE Trans. on BME, Vol. BME-31, No.9, September 1984, pp. 626-631
- [4] K. Kristoffersen, B. A. J. Angelsen, "A comparison between mean frequency estimators for multigated Doppler systems with serial signal processing", IEEE Trans. on BME, Vol. BME-32, No.9, September 1985, pp. 645-657
- [5] Alan D. Bernstein, "Analog storage of M-mode echocardiograph signals using video tape", IEEE Trans. on BME, Vol. BME-27, No.8, August 1980, pp. 448-451
- [6] Bjorn A. J. Angelsen, Kjell Kristoffersen, "Discrete time estimation of the mean Doppler frequency in ultrasonic blood velocity measurements", IEEE Trans. on BME, Vol BME-30, No.4, April 1983, pp. 207-214
- [7] 김병철, 박세현, 이형세, 김영길, "다중 채널 펄스 도플러 장치에 관한 연구", 의공학회지, 제 7권, 제 1호, 1986