

## 초음파 도플러 시스템에서 새로운 평균 주파수 확장 방법

백 광 렬

=Abstract=

### A New Mean Frequency Extension Method in Doppler System

Kwang Ryul Baek

The use of ultrasound pulsed Doppler systems has become increasingly popular due to the advantages of easy measurements of blood velocity, volume blood flow, and irregularities of the circulatory system. However, the 2-D Doppler systems have several problems, such as range ambiguity, low signal to noise ratio, and slow frame rate. The mean frequency aliasing problem originating from the pulse repetition frequency is one of major limitations in pulsed Doppler systems. A conventional approach to resolve this problem is tracking the mean frequency close to and beyond the Nyquist frequency along the temporal axis. In this paper, a new concept of tracking the mean frequency along the spatial axis is proposed. The proposed technique is fault tolerant by nature and more suitable for multigate and 2-D Doppler system than conventional methods.

**Key words :** Aliasing, Doppler system, Mean Frequency.

### 서 론

초음파 도플러 장치는 인체에 무해한 초음파를 이용하여 인체내에 흐르는 혈류의 속도를 실시간으로 보여주는 장치로 최근에는 2차원의 초음파 영상 장치와 함께 2차원으로 혈류의 속도에 대응되는 색의 영상으로 보여준다. 이러한 초음파 도플러 장치는 1956년 Satamura<sup>1)</sup>에 의해 연속파를 이용하여 초음파 도플러 현상으로 움직이는 물체를 감지한 이래 계속 발전되고 있다. 초창기의 장치는 혈류의 움직임만 측정하였으나 1966년 McCleod가 연속파 도플러 시스템에서 직각 위상 검출 방식(quadrature phase detection)을 사용하여 속도 뿐 아니라 방향도 측정할 수 있음을 보였다<sup>2)</sup>. 그후 1970년 Baker에 의해 펄스 형태의

초음파를 이용하여 여러 위치에서 혈류의 속도를 측정할 수 있는 다중 채널 펄스 도플러 혈류 측정 장치<sup>3)</sup>가 개발되어 초음파 영상과 같이 2차원의 CFM(color flow mapping)<sup>4)</sup>을 보여줄 수 있는 계기를 마련하였다.

펄스 도플러 시스템은 펄스 형태의 초음파 빔(ultrasonic beam)을 인체 내에 보내고 측정하고자 하는 샘플링 체적 내에 있는 반사입자(scatterers)들에 의해 반사된 신호를 이용하여 그 입자들의 평균 속도를 구한다. 송신된 펄스 형태의 초음파 신호는 개개의 입자들에 반사되어 돌아오고 그 때의 입자들의 위치는 송신된 신호에 대한 위상 차로 나타나게 된다. 다음 펄스 신호에서 입자들에 의해 반사된 신호의 위상은 펄스 반복 주기 사이에서 입자들이 움직인 거리가 반영되어 나타나고 이 위상 차이로부터 입자

들의 속도를 구하게 된다. 이러한 펄스 반복 주기에 대한 위상 차이가 도플러 효과에 의한 도플러 주파수로 구해진다. 실제의 도플러 시스템에서 사용하는 초음파 빔은 그 폭 및 샘플링시간을 가지고 있으므로 샘플링 체적을 가지게 된다. 이 체적내에는 많은 입자들이 존재하므로 수신된 신호는 이들 입자로부터 반사된 신호의 합으로 표현된다. 또한 도플러 주파수를 구하기 위해서는 여러 개의 수신신호가 필요하다. 그러므로 이를 이용하여 구해진 도플러 주파수는 샘플링 체적내의 여러 입자들의 평균속도를 의미하므로 평균 주파수라고 한다. 실제로 이를 구하는 방법에는 주파수 영역에서 구하는 1) 스펙트럼을 이용하는 방법, 그리고 시간 영역에서 구하는 2) 위상 검출 방식, 3) zero-crossing 검출 방식, 4) 순간 주파수 검출 방식 및 가장 효과가 우수한 것으로 알려진 5) 자기상관기 (autocorrelator)를 이용한 방법들이 있다. 그러나 펄스 도플러 시스템에서는 입자들의 속도가 증가하여 펄스 주기 사이의 위상차가  $\pi$ 를 넘어서게 되면 정확한 평균 주파수를 구할 수 없게 된다. 이 단점을 해결하려면 펄스 반복 주파수를 증가시키는 방법을 사용하여야 한다. 그러나 펄스 반복 주파수를 증가시키면 측정 가능한 범위가 좁아지는 단점이 있게 된다. 이는 초음파가 변환기 (transducer)에서 출발한 후 입자에 반사되어 되돌아오는 시간이 짧아지게 되는데 기인하며 식 1)처럼 표시된다.

$$T_s > \frac{2r}{c} \quad (1)$$

여기서  $T_s$ 는 펄스 반복 주기로 펄스 반복 주파수 PRF (pulse repetition frequency)의 역수이며  $r$ 은 측정하고자 하는 위치까지의 거리, 그리고  $c$ 는 매질 내에서의 초음파의 진행 속도이다. 또다른 제한은 샘플링 이론에 의하여 측정 가능한 평균 주파수는  $|PRF/2|$ 로 제한되는 것이다. 연속파 도플러 시스템과는 달리 펄스 도플러 시스템은 펄스가 일정한 주기를 가지고 송신되며 또한 수신된다. 이때 실제의 도플러 주파수가  $|PRF/2|$ 를 넘어서면 aliasing이 발생된다. 예를 들어 실제의 도플러 주파수가 0.6PRF일 경우에는  $-0.4PRF$ 로 계산이 된다. 이러한 샘플링에 의한 제약은 다음과 같이 표시된다.

$$\frac{PRF}{2} > |f_d| = \left| \frac{2v}{c} f_0 \right| \quad (2)$$

여기서 PRF는 펄스 반복 주파수,  $f_d$ 는 도플러 주파수,  $v$ 는

초음파 빔축상에서의 입자의 속도, 그리고  $f_0$ 는 초음파의 중심 주파수이다. 위의 두 식에서 측정하고자 하는 거리와 속도를 곱하면 항상 일정한 값보다 적어야 함을 알 수 있다.

$$|rv| < \frac{c^2}{8f_0} \quad (3)$$

이 제약은 실제의 펄스 도플러 시스템에서는 커다란 문제가 된다. 측정하고자 하는 위치가 깊고 또한 속도가 빠를 경우는 측정이 불가능하게 된다. 이러한 측정 가능한 주파수와 범위를 넓히려는 연구에는 random-signal Doppler system<sup>5)</sup>, pseudorandom noise Doppler system<sup>6)</sup>, staggered-PRF Doppler system<sup>7)</sup> 및 시간축에 대한 도플러신호의 연속성을 이용한 방법<sup>8)</sup> 등이 개발되었다. 본 논문에서는 이러한 문제를 해결하는 방안으로 혈류의 속도에 비례하는 평균 도플러 주파수의 확장 방법을 제안하고 그에 대한 실험으로 개선됨을 보이고 있다.

### 평균 주파수 확장 방법

펄스 도플러 시스템의 평균 주파수를 확장하는 방법 중에 시간축상으로 신호의 연속성을 이용한 방법이 1981년 Hately, C. J. 에 의해 발표되었다. 이 방법은 측정된 평균 주파수가 시간에 따라 급격히 변하지 않는다는 점에 착안하였다. 그림 1과 같이 시간 축을 따라 평균 주파수가 구해졌을 때 초기의  $n=0$ 인 영역에서는 속도가 느려 평균 주파수가  $|PRF/2|$  내에 있으므로 속도를 추정할 수 있다. 점점 시간이 지나감에 따라 속도가 빨라져서  $n=1$ 인 영역에서 평균 주파수를 구하면 반대 방향으로 흐르는 것처럼 보이게 된다. 그러나 혈류는 흐르는 방향이 급격하게 변할 수 없으므로 실제 평균 주파수는 PRF/2 보다 높은 주파수여야 함을 할 수 있다. 그러므로  $n=1$ 인 영역에서의 실제 평균 주파수는 측정된 주파수보다 PRF만큼 커야 하며 경우에 따라 이 과정이 반복되어 평균 주파수가 연속이 되도록 보정해주면 된다. 이 방법은 다음의 식과 같이 표현되며 간단하게 처리된다.

$$f(t) = f_b(t) + n(t) \times PRF \quad (4)$$

여기서  $f(t)$ 는 aliasing이 보정된 실제의 평균 주파수,  $f_b(t)$ 는 보정되기 전의 평균 주파수,  $n(t)$ 은 보정정수 그리고

연속성을 이용한 방법의 제한

시간축으로 혹은 공간축으로의 연속성을 이용하여 평균 주파수를 확장하는 방법을 이용하려면 연속성이 보장될 수 있도록 충분히 짧은 시간 간격으로 혹은 좁은 거리 간격으로 보정해 나가야 한다. 식 (5)에서 보정정수인  $n(z)$  값은  $|f_b(z) - f_b(z-1)| > PRF/2$  일 경우에 보정되어 확장된 평균 주파수가 구해진다. 그러나 연속된 두 점에서의 속도 차가 극심하여  $PRF$ 보다 크고  $1.5PRF$ 보다 작으면 샘플링 이론에 의하여  $|f_b(z) - f_b(z-1)| < PRF/2$  가 되어 보정되지 않는다. 그러므로 두 점에서의 속도 차가 반드시  $|PRF|$  보다 적도록 해야 한다. 이 제한은 시간축으로 연속성을 이용하여 확장하는 경우에도 성립한다. 그러나 이 방법은 한곳의 속도를 측정하는 단일 채널의 도플러 시스템 일 경우 보정하는 시간 간격이 좁으므로 적합하다. 2차원 도플러 시스템에 적용될 경우 시간 간격은 매우 커져 문제가 될 수 있으므로 2차원의 도플러 시스템에 적용하기는 곤란하다. 또한 2차원상에서 구하고자 하는 모든 위치에서의  $n(t)$ 를 가지고 있어야 한다.

또다른 문제는 한번 오차가 발생하면 다음에도 계속 영향을 주게 된다. 시간축으로의 연속성을 이용하여 평균 주파수를 확장해 나갈 경우 이를 시스템 자체만으로는 오차를 해결하기가 곤란하며 ECG 등과 같은 보조 신호를 통하여 혈류의 속도가 느린 시간을 찾아  $n(t)=0$ 으로 보정하

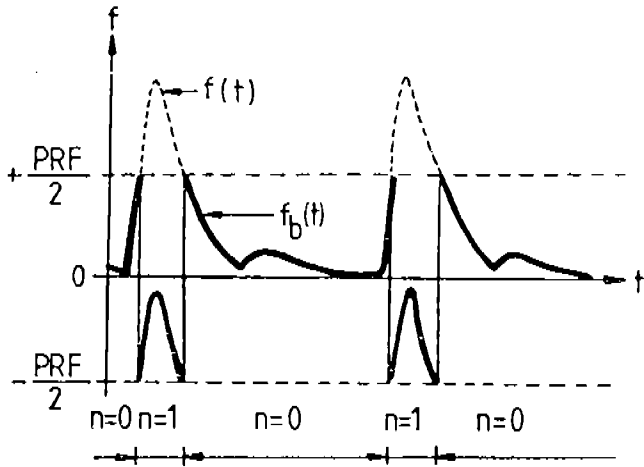


그림 1. 시간축상에서의 평균 주파수의 확장 방법.  $f_b(t)$ 는 확장전의 평균 주파수이며  $f(t)$ 는 확장된 평균 주파수. Fig. 1. Mean frequency extension along the temporal axis.  $f_b(t)$  is the estimated baseband mean frequency and  $f(t)$  is the estimated mean frequency with aliasing remedied.

$PRF$ 는 펄스 반복 주파수를 의미한다.  $n(t)$ 는  $f_b(t) - f_b(t-1) < -PRF/2$  이면 1이 증가하며  $f_b(t) - f_b(t-1) > PRF/2$  이면 1이 감소하도록 조정한다.

본 논문에서는 펄스 도플러 신호의 공간축상의 연속성을 이용하여 측정 가능한 평균 주파수의 범위를 확장하고자 한다. 혈액은 점성을 가지고 있으므로 혈류의 속도는 유체역학적으로 혈관의 벽부분에서는 느리며 가운데 부분에서는 빠르다. 이런 이유로 혈관의 가운데 부분에서는 그림 2와 같이 aliasing이 발생할 수 있으며 다음 식과 같이 보정되어 실제의 평균 주파수를 구할 수 있게 된다.

$$f(z) = f_b(z) + n(z) \times PRF \tag{5}$$

여기서  $f(z)$ 는 aliasing이 보정된 실제의 평균 주파수,  $f_b(z)$ 는 보정되기 전의 평균 주파수,  $n(z)$ 은 보정 정수 그리고  $PRF$ 는 펄스 반복 주파수를 의미한다. 이 식은 식 (4)와 같은 형태를 가지게 되나 평균 주파수가 보정되는 축이 초음파 빔이 나아가는 축으로 공간축상에서 보정될을 알 수 있다.  $n(z)$ 는 마찬가지로 방법으로  $f_b(z) - f_b(z-1) < -PRF/2$  이면 1이 증가하며  $f_b(z) - f_b(z-1) > PRF/2$ 이면 1이 감소하도록 조정한다.

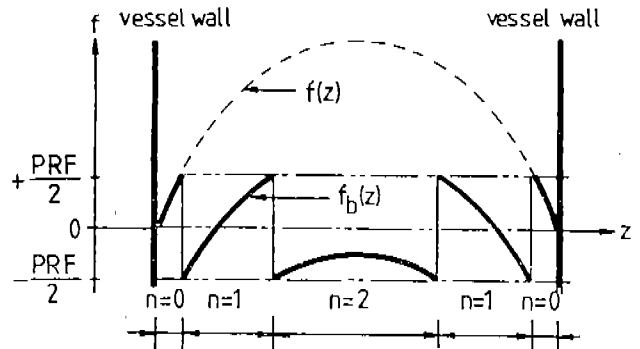


그림 2. 공간축상에서의 평균 주파수의 확장 방법.  $f_b(z)$ 는 확장전의 평균 주파수이며  $f(z)$ 는 확장된 평균 주파수. Fig. 2. Mean frequency extension along the spatial axis.  $f_b(z)$  is the estimated baseband mean frequency and  $f(z)$  is the estimated mean frequency with aliasing remedied.

는 것이 가능하다. 그러나 제안된 방법은 기존의 방법에 비해 2차원 도플러 시스템에 적합하며 또한 매 측정 시마다 처음 부분(혈관의 벽부분)에서는  $n(z)=0$ 으로 초기화되므로 오차가 발생하더라도 다음 측정시 자연히 보정되는 장점을 가지고 있다.

**실험 및 결과**

제안한 방법을 증명하는 실험은 수조를 이용한 실험 (*in vitro*)과 인체에서의 실험 (*in vivo*)을 각각 하였다. 수조를 이용한 실험은 그림 3과 같은 초음파 장치를 이용하여 그림 4와 같은 수조에서 실험 하였다. 초음파 신호를 송수신하는 장치로는 128개의 소자를 가지는 선형 배열 변환기 (linear array transducer, 중심 주파수는 3.27 MHz)를 사용한 초음파 영상 장비인 SA3000A (메디슨 제품)를 이용하였으며 실험에서는 이 중 16개의 소자만을 이용하였다. 수신된 신호를 다중 채널 도플러 시스템을 이용하여 샘플링한 후 디지털 신호 처리기 (TMS320C25)에서 평균 주파수를 계산하였다. 계산된 평균 주파수는 에뮬레이터를 통하여 IBM-PC/AT로 전달된다. 실험에 사용한 수조는 그림 4와 같으며 초음파를 반사시키는 입자로는 평균 직경이 15  $\mu\text{m}$  인 실리콘(SiO)입자를 물과 혼합하여 사용하였으며 고무관의 직경은 약 15mm이다. 입자들의 속도는 속도 제어가 가능한 직류 모터를 이용하여 일정하게 제어된다. 사용된 시스템의 펄스 반복 주파수는 2.625 KHz이며 256번의 펄스에 대한 반사 신호를 10비트의 분해능을 가진 A/D (AD597KN)를 이용하여 437.5 KHz(축 방향으로 1.7mm 간격)로 샘플링하였다. 이 실험에서는 고무관과 변환기의 위치를 고정하였으므로 클러터(clutter)신호는 비교적 간단한 1차의 FIR 필터를 이용하여 제거되었다. 평균 주파수의 계산은 초음파 도플러 시스템에서 가장 적합한 것으로 알려진 자기 상관 방식<sup>9)</sup>으로 16개의 연속된 신호쌍을 이용하여 계산하였다. 256개의 신호가 있으므로 시간축으로 16개의 속도 형상이 얻어진다.

그림 5는 고무관의 중심 부분에서 평균 주파수가 막 aliasing이 발생하려는 속도에서 평균 주파수를 그린 결과이며 그림 6은 보다 빠른 속도에서 심하게 aliasing이 발생한 경우의 결과를 보여 주고 있다. 빠른 속도에서의 경우 12, 13번째의 속도 형상에서 고무관의 바깥쪽의 속도가 0 이어야 하나 1 PRF로 잘못 보상되었다. 공간 축으로의 연속성이 완전하려면 충분히 좁은 간격으로 보정을 하여야 한다. 그러나 본 실험에서는 샘플 간격을 1.7mm로 하였고

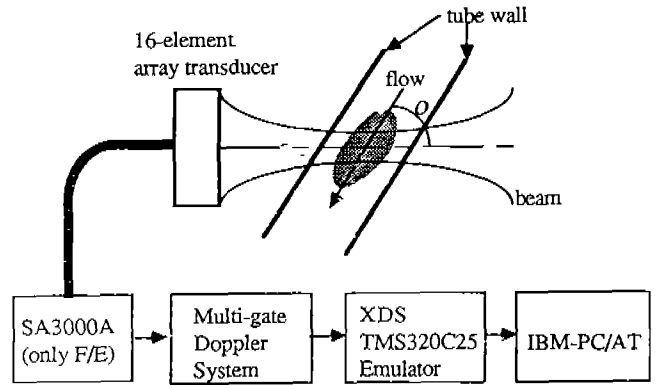
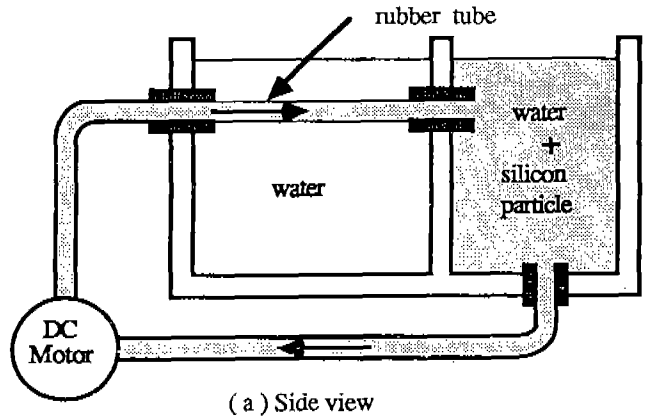
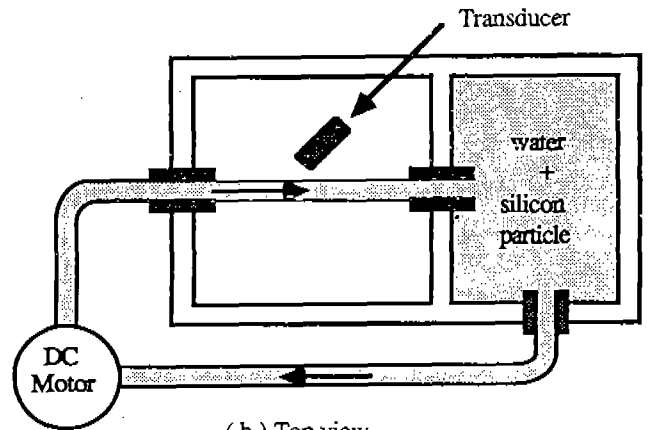


그림 3. 선형 배열 변환기를 이용한 다중 채널 도플러 시스템의 구성도.

Fig. 3. Block diagram of the multi-gate Doppler system using linear array transducer.



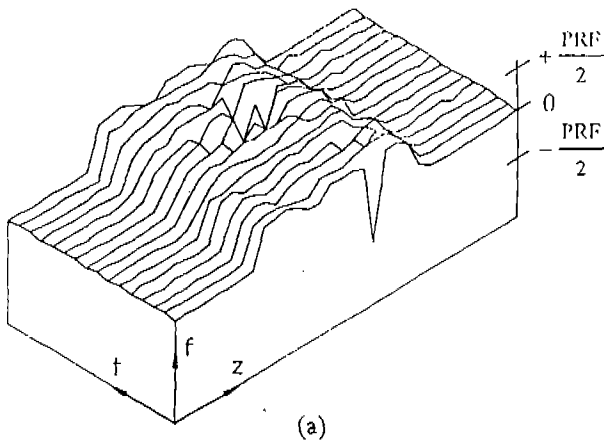
(a) Side view



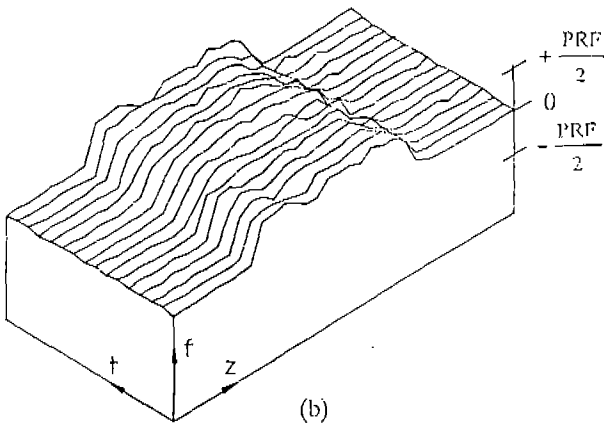
(b) Top view

그림 4. 실험용 수조의 구성도.

Fig. 4. Schematic diagram of the Doppler phantom.



(a)



(b)

그림 5. 느린 속도의 수조 실험에서 16개의 도플러 신호쌍을 이용하여 구한 평균 주파수.

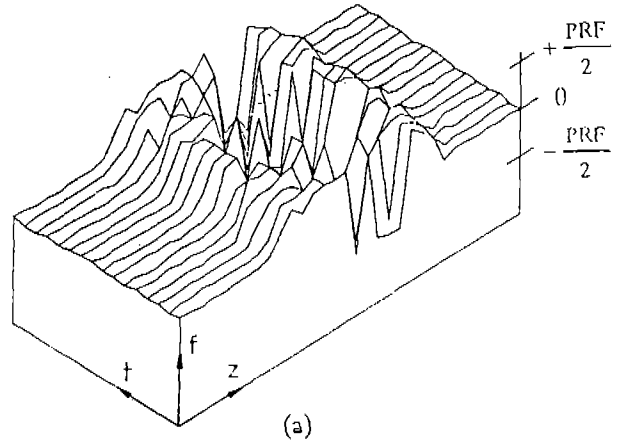
- (a) aliasing이 중앙에서 약간 발생하는 경우.
- (b) aliasing이 제거된 경우.

Fig. 5. Estimated mean frequency with 16 Doppler signal pairs for the Doppler phantom at low velocity.

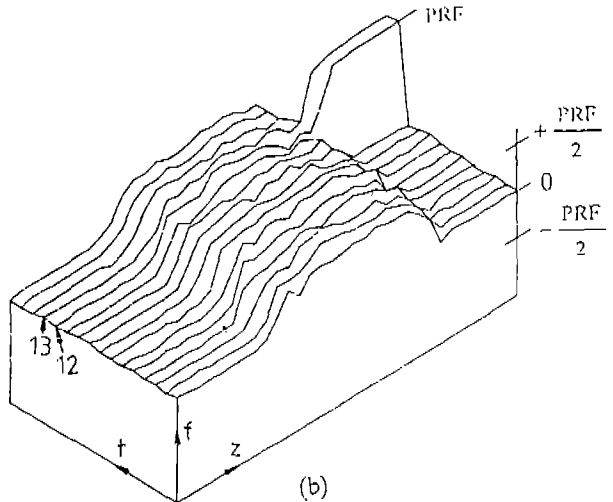
- (a) aliasing just occurs at the center.
- (b) aliasing remedied.

이 사이에서의 속도 변화가  $PRF/2$  이상이면 (그림 6)의 12, 13번째 속도 형상처럼 오차가 발생한다. 예로서  $f_b(z-2) = 0.4PRF$ ,  $n(z-2) = 0$ 이고  $f_b(z-1) = -0.2PRF$ 일 경우  $f_b(z-1) - f_b(z-2) = -0.6PRF < -0.5PRF$ 이므로  $n(z-1) = 1$ 이 된다. 그러므로  $f(z-1) = 0.8PRF$ 가 되고  $f(z) = 1PRF$ 가 되어 오차가 발생된다. 그러나 그 다음 시간(14번째)에서 다른 장치의 도움없이 바른 값으로 보상됨을 알 수 있다.

그림 6과 같은 오차는 자동으로 보상되나 도플러 파워



(a)



(b)

그림 6. 빠른 속도의 수조 실험에서 16개의 도플러 신호쌍을 이용하여 구한 평균 주파수.

- (a) aliasing이 중앙에서 발생하는 경우.
- (b) aliasing이 제거된 경우.

Fig. 6. Estimated mean frequency with 16 Doppler signal pairs for the Doppler phantom at higher velocity.

- (a) aliasing occurs at the center.
- (b) aliasing remedied.

스펙트럼을 고려한 방법<sup>10)</sup>을 이용하면 효과적으로 오차를 보정할 수 있다. 수신된 도플러 신호의 크기에 비해 잡음이 클 경우 추정된 평균 주파수는 큰 오차를 가지게 된다. 그러나 주어진 시스템에서 잡음의 크기는 일정하다고 가정하면 도플러 신호가 약할 경우 오차가 커진다. 약한 도플러 신호란 매 주기마다의 위상 차이가 크지 않음을 의미하며 이는 도플러 주파수가 낮음을 뜻한다. 즉 도플러 신호가 미약함은 입자들의 속도가 느림을 의미하게 된다. 그림 7은 수신된 도플러 파워 스펙트럼을 초음파 빔축으로

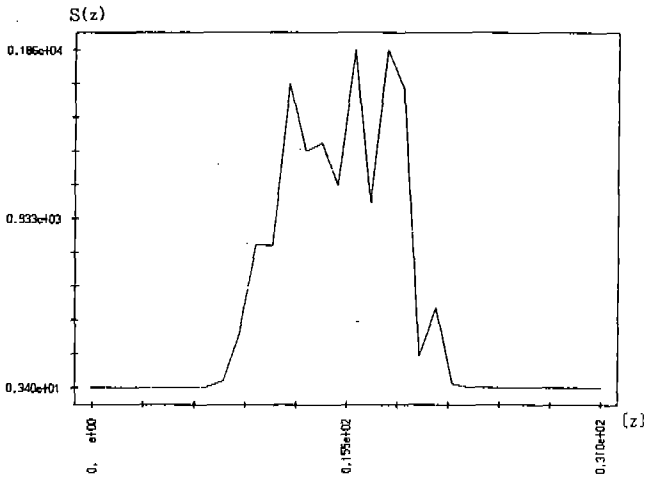


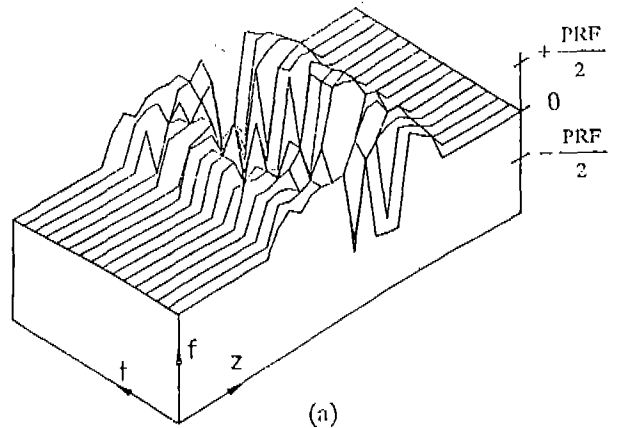
그림 7. 빔축에 따른 도플러 파워 형상.  
Fig. 7. Doppler power profile along the beam axis.

그린 그림이며 고무관의 바깥 부분의 파워 스펙트럼은 아주 작음을 알 수 있다. 이렇게 파워 스펙트럼의 크기가 작은 경우는 도플러 효과가 미약함을 의미하며 입자들의 속도가 아주 느림을 추측할 수 있다. 이러한 파워 스펙트럼을 고려한 방법을 사용하여 일정한 파워 이상을 가진 도플러 신호만을 인정하고 그 이하의 경우 속도를 0으로 하면 그림 8과 같이 좋은 결과를 얻을 수 있다.

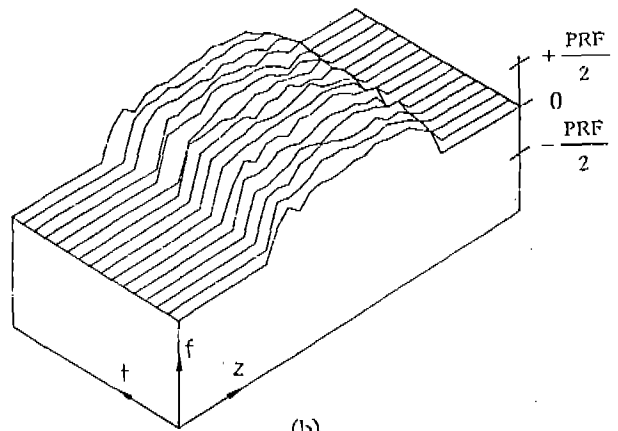
또다른 실험으로 건강한 사람의 심장 근처에서의 평균 주파수를 구하였다. 인체에 적용하기가 쉽도록 송수신단을 그림 9와 같이 사용하였다. 중심 주파수가 3.5MHz인 원형의 단일 소자 변환기를 사용하였다. 이 변환기를 늑골 사이로 초음파 빔이 통과하도록 위치하여 도플러 소리를 들으면서 변환기의 각도를 조절하였다. 측정된 범위는 피부로부터 1cm에서 7cm에 위치하도록 하였다. 이 시험의 결과는 그림 10과 같으며 혈액의 점성이 물보다 크므로 공간축으로의 속도의 변화가 적어 평균 주파수 확장시 오차는 보이지 않았다.

### 결 론

공간축상의 연속성을 이용한 평균 주파수 확장 방법이 수조와 인체에서의 실험을 통하여 실제로 다중 채널 혹은 2차원 도플러 시스템에 적용될 수 있음을 보였다. 또한 이 방법은 ECG 등의 도움 없이도 오차가 자동으로 교정됨을 보여주었다. 그러나 일단 오차가 발생되면 공간축상의 한 방향에 대해서는 보정된 실제의 평균 주파수는 계속 오차



(a)



(b)

그림 8. 빠른 속도의 수조 실험에서 16개의 도플러 신호쌍을 이용하여 구하고 도플러 파워를 고려한 평균 주파수.

(a) aliasing이 중앙에서 발생하는 경우.

(b) aliasing이 제거된 경우.

Fig. 8. Estimated mean frequency with 16 Doppler signal pairs for the Doppler phantom at higher velocity by considering the Doppler power.

(a) aliasing occurs at the center.

(b) aliasing remedied.

를 가지게 된다. 이런 단점을 보완하기 위해서는 도플러 파워를 이용한 방법 등이 사용될 수 있다. 또한 오차가 발생할 확률을 줄이기 위해서는 연속된 2점 사이에서의 평균 주파수차이가  $|PRF|$  이하가 되도록 공간축상의 간격을 줄여야 한다. 이것은 보다 많은 계산을 요구하게 되어 디지털 신호 처리와 같은 고속의 계산전용 프로세서의 사용이 필수적이다. 본 실험에서도 프론트/엔드 부분은 기존의 장비를 이용하였으나 도플러 평균 주파수의 연산 및 확장은 디지털 신호 처리를 이용하였다. 이러한 계산양

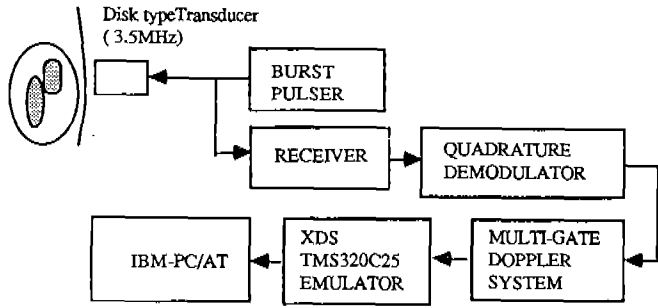


그림 9. 인체에서 실험한 실험 장치의 구성도.  
Fig. 9. Block diagram of the experimental system (in vivo).

의 문제가 해결되면 2차원 도플러 시스템의 경우 초음파 빔 방향으로의 연속성과 빔에 직각인 스캔 방향으로의 연속성도 고려할 수 있으므로 이도 활용할 수 있을 것으로 생각된다.

### 참고 문헌

1. Satamura, S., "Study of the flow patterns in peripheral article by ultrasound", J. Acoust. Soc. Japan, Vol. 15, pp. 151-159, 1956.
2. McCleod, F. D., "A directional Doppler flow meter", Digest 7th conf. Med. Biol. Engrg. (Stockholm, Sweden), 1967.
3. Baker, D. W., "Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing" IEEE trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-17, No. 3, pp. 170-185, 1970.
4. Omoto, R. and Kasai, C., "Basic principles of Doppler color flow imaging", ECHOCARDIOGRAPHY, Vol. 3, No. 6, pp. 463-473, 1986.
5. Bendik, P. J. and Newhouse, V. L., "Ultrasonic random-signal flow measurement system", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 56, pp. 860-865, 1974.
6. Cathignol, D. J. and Chapelon, J. Y., "Transcutaneous blood flow measurements using pseudorandom noise Doppler system",

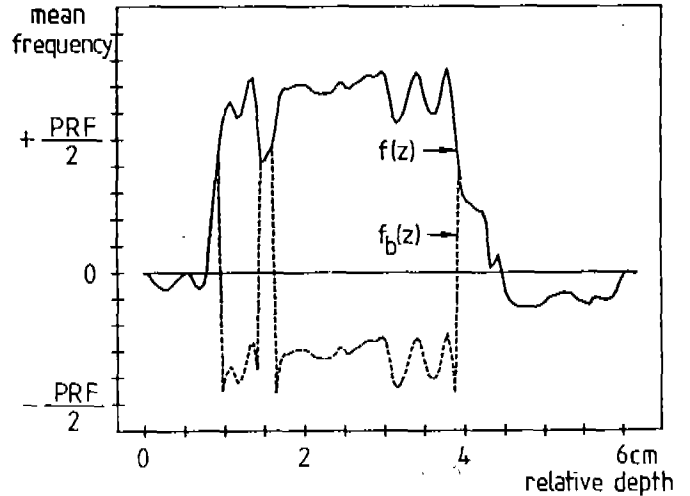


그림 10. 인체에서 구한 평균 주파수  
 $f_b(z)$ 는 확장전의 평균 주파수.  
 $f(z)$ 는 확장된 평균 주파수.  
Fig. 10. Estimated mean frequency in vivo.  
 $f_b(z)$  is the estimated baseband mean frequency.  
 $f(z)$  is the estimated mean frequency with aliasing remedied.

- IEEE Trans. on Biomed. Eng., Vol. BME-27 pp. 30-36, Jan. 1980.
7. Doviak, R. J., Sirmans, D., Zrnic, D., and Walker, G. B., "Considerations for Pulse-Doppler Rader Observations of Severe Thunderstorms", J. Appl. Meteorology, 17, pp. 189-205, Feb' 1978.
8. Hatley, C. J., "Resolution of frequency alias in ultrasonic pulsed Doppler velocimeters". IEEE Trans. on Sonics and Ultrason., Vol. SU-28, pp. 69-75, 1981.
9. 임춘성, 이용근, 박세현, 김영길, "2차 샘플링을 이용한 2-D 도플러 시스템의 시뮬레이션과 시스템구현에 관한연구", 의공학회지, VOL. 11, NO. 1, pp. 147-156, 1990.
10. Newhouse, V. L. and Amir, I., "Time dilation and inversion properties and the output spectrum of pulsed flowmeters", IEEE Trans. on Sonics and Ultrason., Vol. SU-30, pp. 174-179, 1983.