

## PW 도플러 시스템에서 Base Line 이동 기법을 이용한 오디오 신호 처리 방법

김기덕·송태경

서강대학교 전자공학과  
(1998년 12월 14일 접수, 1999년 4월 21일 채택)

### Audio Processing Algorithm Using Base Line Shift Method in Pulsed Doppler Systems

G.D. Kim, T.K. Song

Dept. of Electronic Engineering, Sogang University  
(Received December 14, 1998, Accepted April 21, 1999)

**요약** : 현재 널리 쓰이고 있는 PW 도플러 시스템은 도플러 주파수가 나이퀴스트 주파수를 초과할 경우 스펙트럼 aliasing 현상에 의하여 정확한 혈류 속도의 측정을 할 수 없다는 문제점을 가지고 있다. 도플러 스펙트럼의 aliasing 현상을 극복하기 위하여 통상적으로 기준선(Base Line) 이동 기법을 사용하고 있으나 도플러 오디오 신호는 aliasing 된 채로 남게 된다. 이 논문에서는 주파수 천이 및 필터링 기법들을 적절히 적용하여 기준선 이동시 도플러 스펙트럼과 오디오 신호의 aliasing 현상을 함께 제거할 수 있는 기법을 제안한다. 제안된 방법은 단방향 혈류 성분을 검사하는 경우 aliasing 현상 없이 측정 가능한 도플러 주파수를 나이퀴스트 주파수의 두배인 PRF까지 증가되도록 한다. 실제 시스템에서 얻어진 신호를 이용하여 제안된 방법을 실험적으로 검증하였다.

**Abstract** : Conventional PW Doppler systems suffer from the ambiguity of measured blood velocities due to the spectrum aliasing when the corresponding Doppler frequencies are greater than the Nyquist frequency. Base-line shift is a customary method for dealiasing the Doppler spectrums. However, Doppler audio signals still remain unchanged even when the base-line shift method is applied. This paper describes an method for dealiasing both the Doppler spectra and audio signals by using sampling rate expansion, frequency shifting, and filtering operations. For unidirectional flows, the method can increase the maximum detectable Doppler frequency from the Nyquist limit of one-half of the Pulse Repetition Frequency(PRF) to the PRF. Experiments with real data have been performed to verify the proposed method.

**Key words** : Doppler physics, Medical Ultrasound Imaging, Ultrasound Doppler system

### 서 론

도플러 시스템에서는 초음파 변환자(transducer)에 의하여 송

신된 초음파가 인체내부에서 혈류에 의하여 반사될 때 발생하는 도플러 편이 현상을 이용하여 혈류 정보를 측정한다. 즉, 초음파 변환자로부터  $f_0$ 의 중심주파수를 갖는 초음파가 송신되었을 때, 초음파의 진행 방향과 반대 방향으로  $\theta$ 의 각도를 이루고 흐르는 적혈구들에 의해 반사되어 같은 초음파 변환자에서 수신된 신호는 도플러 편이 현상에 따라  $f_0 + f_d$ 의 주파수를 가지게 된다.  $f_d$ 를 도플러 편이 주파수라고 하며 근사적으로 다음과 같이 표현할 수 있다.

이 연구는 1998년도 서강대학교 교내 연구비 지원에 의하여 이루어 졌음

This research was supported by the Sogang University Research Grants in 1998.

통신저자 : 김기덕, (121-742) 서울시 마포구 신수동 1, 서강대학교 전자공학과

Tel. (02)707-3007, Fax. (02)707-3008

E-mail:gdskim@heart.sogang.ac.kr

$$f_d = \frac{2vf_0}{c} \cos \theta \tag{1}$$

여기서  $c$ 는 인체내에서의 초음파 속도이며  $v$ 는 혈류 또는 직혈구의 속도로서 초음파 변환자 방향으로 다가올 때 양의 값, 멀어져 갈 때 음의 값을 갖는다. 따라서, 초음파 변환자 방향으로 다가오는 순방향 혈류(forward flow)는 송신주파수보다 높은 주파수를, 멀어져 가는 역방향 혈류(reverse flow)는 낮은 주파수를 가지고 수신편을 알 수 있다[1]. 스펙트럴 도플러 시스템에서는 수신된 신호로부터  $f_d$ 의 주파수를 갖는 기저대역의 도플러 신호를 검출하고 이 신호의 시간에 따른 파워 스펙트럼(power spectrum)의 변화를 화면에 연속적으로 표시함으로써 혈류에 의한 도플러 편이 주파수, 즉 식 (1)의 관계에 의한 혈류의 속도 정보를 보여 주게 된다. 이때, 혈류의 방향에 따라 순방향 혈류는 양의 주파수대에, 역방향 혈류는 음의 주파수대에 분리하여 표시하며, 동시에 양방향으로 분리된 오디오 신호를 두 개의 스피커에 분산하여 출력한다.

의료용 초음파 PW 도플러 시스템에서는 버스트 펄스(burst pulse)를 일정한 주기  $T_p$ 마다 송신하고 그 반사파를 수신한다. 이 송신 반복 주파수를 PRF(pulse repetition frequency)라고 하며  $f_p = 1/T_p$ 의 관계로 표시한다. 수신시 송신 버스트 펄스(Burst Pulse)의 폭을 고려하여 사용자가 설정한 range gate 구간 내에서만 신호를 평균하여 도플러 편이 주파수를 얻기 때문에 거리 정보를 포함한 속도 정보를 알 수 있다[2]. 이러한 PW 도플러 시스템에서는 혈류로부터 반사된 도플러 신호를 PRF로 샘플링한 것과 같기 때문에 측정 가능한 도플러 편이 주파수는 표본화 이론(sampling theorem)에 의하여  $|f_d| \leq f_p/2$ 로 제한된다. 그 결과로서, 순방향 혈류에 의하여 발생한 도플러 편이 주파수가  $f_p/2$ 를 넘을 경우 실제 측정된 도플러 주파수는 음의 주파수 영역에 속하게 되며 반대의 경우도 마찬가지 현상이 발생한다. 즉, 혈류의 방향이 반전되어 측정된다. 스펙트럼 aliasing이라 칭하는 이 현상은 검출된 오디오 신호에도 마찬가지로 나타나게 된다. 나이퀴스트 제한(Nyquist limit)에 의한 aliasing 현상은 PW 도플러 시스템이 갖는 근본적인 문제로서 이를 해결하기 위한 방법들이 제안되었으나[3] 실제적으로 사용할 수 있는 방법으로는 PRF를 높이거나 스펙트럼을 표시할 때 주파수 영역 가리키는 기준선(Base Line)을 이동하는 방법들을 사용하고 있다. 그러나 PRF를 높이면 서주파 성분의 분해능이 저하되고[3] 기준선을 이동하는 방법은 단순히 aliasing된 스펙트럼을 화면에 표시할 때만 인위적으로 PRF를 높였을 때 위치할 곳으로 이동시키기 때문에 오디오 신호는 여전히 aliasing된 상태로 출력되는 단점이 있다[4].

본 논문에서는 스펙트럴 도플러 시스템에 있어서 나이퀴스트 제한에 의한 스펙트럼 aliasing 현상이 발생하여 사용자가 기준선을 이동하였을 경우 화면에 표시되는 스펙트럼뿐만 아니라 오디오 신호가 반전되는 현상도 제거할 수 있는 방법을 제안한다. 이 방법에서는 기존의 기준선 이동방법을 이용하여 스펙트럼의

aliasing 현상을 제거한다. 오디오 신호에 대해서는 먼저 신호처리 과정을 통하여 신호의 표본화율(sampling rate)을  $2 \times f_p$ 로 증가시키고, 기준선이 이동된 정도에 따라 여파기를 이용하여 신호의 주파수 성분들을 선택한 후, 이를 주파수 대역에서 기준선이 이동된 만큼 기저대역으로 이동함으로써 aliasing 현상을 제거한다. 이때 사용하는 필터는 주파수 원점에 대하여 비대칭이기 때문에 복소수 계수를 가지게 되므로 실수계수(real coefficient) 필터 2개를 사용하여야 한다. 이에 따른 회로의 복잡도를 줄이기 위하여 먼저 신호를 주파수 대역에서 이동한 후 실수계수를 갖는 여파기로 통과시키고 그 결과를 원래의 주파수대로 이동하는 방법을 함께 제안한다. 제안된 방식을 검증하기 위하여 실제 시스템에서 데이터를 채집한 후 컴퓨터 모사를 통한 실험을 수행하였다. 실험 결과 제안된 방법은 스펙트럼 결과뿐만 아니라 오디오 신호의 aliasing 현상을 효율적으로 제거할 수 있음을 확인하였다. 제안된 방법은 여파기와 보간기를 주요 구성요소로 하고 있기 때문에 실제 시스템에 바로 적용될 수 있으며 혈류에 대한 임상적 정보를 검사하는데 있어 매우 유용하게 사용될 수 있는 것이다.

### 이론 해석

#### 1. PW 도플러 시스템의 원리 및 나이퀴스트 제한

그림 1은 PW 도플러 시스템의 구성도이다. 초음파 변환자는 중심 주파수  $f_0$ 인 버스트 펄스가 PRF( $=f_p$ )마다 인체 내부로 송신되고 그 반사파를 수신한다[5-7]. 해석의 편리성을 위하여 수신신호를 다음과 같이 표현하자.

$$r(t) = a_c(t) \cos\{2\pi(f_0 + f_c)t + \theta\} + a_f(t) \cos\{2\pi(f_0 + f_f)t + \theta\} + a_r(t) \cos\{2\pi(f_0 - f_r)t + \theta\}, f_c, f_f, f_r \geq 0 \tag{2}$$

여기서,  $a(t)$ 는 신호의 포락선이고  $f_c$ 는 심장이나 혈관 벽등의 움직임에 의한 성분을 통칭하는 클러터(clutter) 신호,  $f_f$ 는 순방향 혈류 신호,  $f_r$ 는 역방향 혈류 신호에 대한 도플러 편이 주파수를 나타낸다. 일반적으로 클러터 성분은 혈류에 의한 신호보다 도플러 편이 주파수가 낮기 때문에 고대역 여파기를 사용하여 제거할 수 있으므로 이하의 해석에서는 편의상 생략하도록 하겠다. 초음파 도플러 시스템에서는 수신신호  $r(t)$ 의 동상과 직각위상 성분을 사용하여 혈류의 빠르기와 방향을 추정한다. 그림 1의 직교 검파기(quadrature modulator)는  $T_p$  주기로 균일 샘플링된 수신신호  $r(nT_p)$ 의 동상과 직각위상의 신호들을,  $i(nT_p)$ 와  $q(nT_p)$ , 구하기 위하여 사용되며, 이들 두 신호는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$i(nT_p) = r(nT_p) \times \cos(2\pi f_0 n T_p) \Big|_{\text{기저대역}} = \frac{1}{2} \{a_f(nT_p) \cos(2\pi f_f n T_p + \theta)\} \tag{3(a)}$$

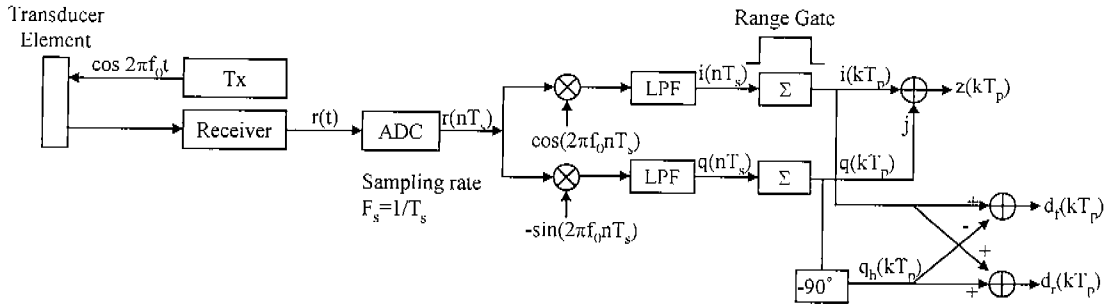


그림 1. 일반적인 PW 도플러 시스템의 구성도  
Fig. 1. Block diagram of a conventional pulsed wave Doppler system

$$\begin{aligned}
 & + a_r(nT_s)\cos(2\pi f_r nT_s - \theta) \} \\
 q(nT_s) & = -r(nT_s) \times \sin(2\pi f_0 nT_s) \quad | \text{기저대역} \\
 & = \frac{1}{2} \{ a_f(nT_s)\sin(2\pi f_f nT_s + \theta) \\
 & \quad a_r(nT_s)\sin(2\pi f_r nT_s - \theta) \} \quad 3(b)
 \end{aligned}$$

실제의 시스템에서 이들 신호는 Range Gate로 설정된 구간에서 적분되어 이 구간내의 혈류정보를 대표하게 된다[4]. 때 PRF마다 발생한 적분기 출력은 순차적으로 메모리에 저장되며, 후단의 DSP(Digital Signal Processor)는 일련의 신호처리 과정을 거쳐 이 샘플들로부터 도플러 주파수를 검출하게 된다. 이제 설정된 Range Gate 내에서 혈류의 속도가 균일하다고 가정하면, 적분기 출력측의 직교위상 성분들은 그 입력측의 직교위상 성분들과 동일한 주파수 및 위상 차이를 갖는다. 따라서, 도플러 주파수 추정의 관점에서 적분기의 출력은 편의상 식 (3)의 직교 성분들을 PRF마다 샘플링한 신호로 취급할 수 있기 때문에 다음과 같이 표현할 수 있다[1-5].

$$\begin{aligned}
 i(kT_p) & = \frac{1}{2} \{ a_f(kT_p)\cos(2\pi f_f kT_p + \theta) \\
 & \quad + a_r(kT_p)\cos(2\pi f_r kT_p - \theta) \} \quad (4a)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 q(kT_p) & = \frac{1}{2} \{ a_f(kT_p)\sin(2\pi f_f kT_p + \theta) \\
 & \quad - a_r(kT_p)\sin(2\pi f_r kT_p - \theta) \} \quad (4b)
 \end{aligned}$$

이제 주파수 aliasing 현상을 설명하기 위하여 순방향 혈류에 의한 수신신호만을 고려하자. 즉,  $f_r=0$ ,  $f_f=f_p/2+\Delta$  ( $0<\Delta<f_p/2$ ) 이라고 하고 이를 식 (4)에 대입하면 다음의 결과를 얻는다.

$$\begin{aligned}
 i(kT_p) & = \frac{1}{2} a_f(kT_p)\cos\left\{2\pi\left(\frac{f_p}{2}+\Delta\right)kT_p+\theta\right\} \\
 & = \frac{1}{2} a_f(kT_p)\cos\left\{2\pi\left(f_p-\frac{f_p}{2}+\Delta\right)kT_p+\theta\right\} \quad (5) \\
 & = \frac{1}{2} a_f(kT_p)\cos\left\{2\pi k\tilde{f}_d kT_p+\theta\right\}
 \end{aligned}$$

$$q(kT_p) = \frac{1}{2} a_f(kT_p)\sin\{2\pi\tilde{f}_d kT_p+\theta\} \quad (6)$$

$$\tilde{f}_d = |f_p/2 - \Delta| \quad (7)$$

위의 결과로부터 양의 도플러 편이 주파수  $f_p/2$ 를 넘게 되면 식 (7)의 음의 주파수가 측정되게 된다. 혈류의 방향이 반대일때는 음의 주파수가 양의 주파수로 추정되게 되며, 이것이 나이퀴스트 제한에 의한 스펙트럼 aliasing 현상이다[2-4].

이제 그림 1에서 클러터 여과기 이후의 도플러 스펙트럼 및 오디오 신호의 검출과정을 살펴 보자. 먼저 도플러 신호의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 얻기 위하여 식 (4)의 두 성분들을 다음과 같은 복소 신호로 결합한다.

$$\begin{aligned}
 z(kT_p) & = i(kT_p) + jq(kT_p) \\
 & = e^{j\theta} \{ a_f(kT_p)\exp(j2\pi f_f kT_p) \\
 & \quad - a_r(kT_p)\exp(j2\pi f_r kT_p) \} \quad (8)
 \end{aligned}$$

이 복소 신호의 푸리에 변환은 양의 주파수 대에는  $f_f$ , 음의 주파수대에는  $f_r$ 만이 나타날 것이므로 결과적으로 방향이 분리된 스펙트럼을 표현할 수 있음을 알 수 있다. 각 방향의 혈류 신호를 분리하여 서로 다른 두 개의 스피커로 출력하기 위한 신호는 다음과 같이 구한다.

$$\begin{aligned}
 d_f(kT_p) & = i(kT_p) - q_n(kT_p) \\
 & = a_f(kT_p)\cos(2\pi f_f kT_p + \theta) \quad (9)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 d_r(kT_p) & = i(kT_p) + q_n(kT_p) \\
 & = a_r(kT_p)\cos(2\pi f_r kT_p + \theta) \quad (10)
 \end{aligned}$$

여기서  $q_n(kT_p)$ 는 그림 1의 힐버트(Hilbert) 변환기[8] 출력으로서  $q(kT_p)$ 를 -90도 위상변환한 신호이다. 위의 두 식에서 각 방향의 혈류 신호가 분리되었음을 알 수 있다.

이상으로 기존의 PW 도플러 시스템에서 혈류신호의 스펙트럼의 추정 및 오디오 신호처리과정과 나이퀴스트 제한에 의하여 주파수 aliasing 현상을 해석하였다. 도플러 시스템에서는 정량적인 임상정보를 얻기 위해서 화면에 표시된 도플러 스펙트럼의

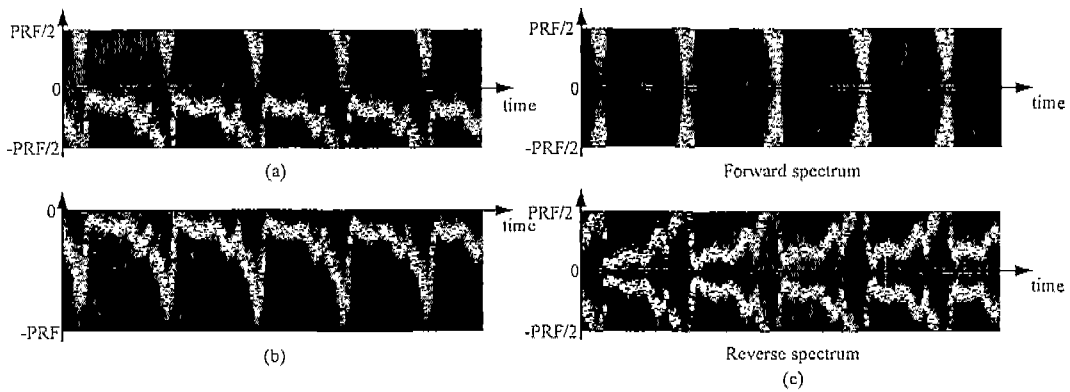


그림 2. 기존의 기준선 이동 방법에 의한 도플러 스펙트럼 및 오디오 신호의 변화  
 (a) 원 스펙트럼, (b) 기준선 이동 후 스펙트럼, (c) 오디오 신호의 스펙트럼  
 Fig. 2. Changes in Doppler spectrum and audio signals due to conventional base-line shift  
 (a) Original Doppler spectrum, (b) Doppler spectrum after base-line shift, (c) Audio signal spectrum

파형의 여러 가지 특징적인 요소들의 값을 측정한다. 따라서, 주파수 aliasing 현상이 발생한 경우에는 이러한 측정을 할 수 없게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 실제 시스템에서는 기준선 이동방법을 사용한다. 그림 2는 실제 시스템에서 역방향 혈류의 PRF가 2.96kHz일 때 aliasing 현상이 발생한 스펙트럼 및 오디오 신호의 출력 예이다. 그림 2(a)는 역방향 혈류의 속도가 커짐에 따라 도플러 편이 주파수가 음의 방향으로  $f_H/2$ 를 넘어설 경우 aliasing 현상에 의하여 순방향 혈류처럼 양의 주파수대에 나타남을 보여주고 있다. 그림 2(b)는 기준선을 양의 주파수 측 방향으로 이동한 결과로서 주파수 원점이 위쪽으로 이동하였으며 이에 따라 aliasing 되었던 스펙트럼 부분이 역방향 혈류의 스펙트럼에 이상적으로 연결되어 있음을 보여주고 있다. 기준선 이동방법에서는 화면에 표시되기 위하여 메모리에 저장되어 있는 그림 2(a)의 스펙트럼 데이터를 기준선을 이동할 때 단순히 스펙트럼을  $[-f_H/2, f_H/2]$  구간에서 원형 회전(circular rotation)시켜 출력하는 것으로 오디오 신호처리과정에는 아무런 변화가 없으므로 오디오 신호는 여전히 aliasing된 채 출력되게 된다. 그림 2(c)는 그림 2(a)에 대한 순방향 및 역방향 오디오 신호들의 스펙트럼으로서 aliasing 현상에 의하여 순방향 혈류에 대한 오디오 신호가 있는 것처럼 나타나 있다. 오디오 신호 역시 임상적으로 유용한 정보를 제공하기 때문에 기준선 이동시 오디오 신호의 aliasing 현상을 제거할 수 있는 방법이 요구된다.

2. 오디오 신호에 대한 기준선 이동방법

본 논문에서는 기준선 이동시 오디오 신호의 aliasing 현상을 제거하는 방법을 제안한다. 이 방법은 일련의 신호처리과정으로 구성되어 있으나 편의상 오디오 기준선 이동방법 (audio base line shift)이라 부르기로 한다. 그림 3은 aliasing 현상을 포함한 식 (8)로 정의되는  $z(k) = z(kT_s)$ 의 스펙트럼으로부터 오디오 기준선 이동과정을 보여 주고 있다. 그림 3(a)에서 순방향

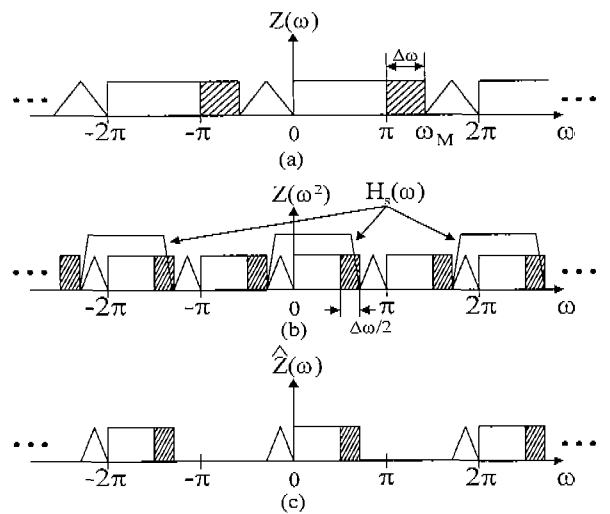


그림 3. 오디오 기준선 이동방법에 대한 주파수 영역의 해석  
 Fig. 3. Frequency-domain analysis of the audio base-line shift method

성분은 사각형으로 역방향 성분은 삼각형으로 표시되어 있는데, 순방향 성분 중  $\pi(f_H/2)$ 를 넘는 주파수 성분(그림에서 빗금 친 부분)은  $-\pi(-f_H/2)$  근처의 음의 주파수대에 위치한 역방향 혈류 성분으로 오인되게 된다. 이 그림에서 원래의 순방향 스펙트럼의 최대 주파수가  $\omega_M$ 이므로 기준선 이동은  $-\Delta\omega(\Delta\omega = \omega_M - \pi)$  만큼 하여야 한다. 그림 3(b)는  $z(k)$ 를 2배로 보간하기 위하여 원 신호의 두 샘플들 사이에 0을 채워 표본화율을  $2f_s$ 로 증가시킨 신호의 스펙트럼으로[9], 그림 3(a)에서 음의 주파수 대에 위치하였던 빗금친 부분이  $[0, \pi]$ 에 위치함을 알 수 있다. 이제 그림 3(b)의  $H_s(\omega)$ 로 표시된 주파수 특성을 갖는 그림 4(a)의 여파기를 이용하여  $[-\pi/2 + \Delta\omega/2, \pi/2 + \Delta\omega/2]$  내의 성분을 선택하면 그림 3(c)와 같은 스펙트럼을 갖는 그림 4(a)의 신호  $\hat{z}(k)$ 을 얻게 된다.  $\hat{z}(k)$ 는 표본화율이  $2f_s$

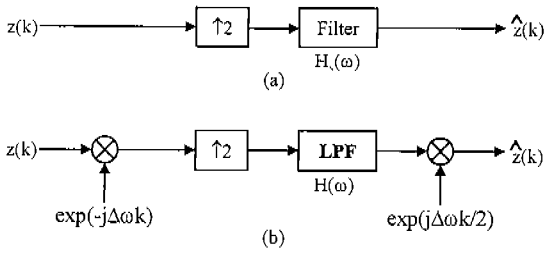


그림 4. 제안된 오디오 기준선 이동 방법  
 (a) 필터 이동 방법 (b) 신호 이동 방법  
 Fig. 4. Proposed audio base-line shift methods  
 (a) Filter-shifting scheme (b) Signal-shifting scheme

이며 aliasing 현상이 완전히 제거된 신호이다. 이러한 신호처리 과정을 이용한 오디오 기준선 이동 방법의 구성도는 그림 4(a)와 같이 도시할 수 있다. 여기서 사용되는 여파기는 그 주파수 특성이 주파수 0에 대하여 비대칭이므로 복소수 계수를 가지게 되고 그 입력이 복소수 신호이므로 그림 4(a)는 1개의 실수 여파기로 구성되어 있다. 이에 반하여 그림 4(b)는 2개의 곱셈기와 두개의 지대역 실수 여파기로 그림 4(a)와 동일한 기능을 수행할 수 있는 변형된 구조이다. 그림 4(b)에서는 입력신호  $\hat{z}(k)$ 를 먼저 주파수대에서  $-\Delta\omega$ 만큼 이동시키고, 표본화율을 2배로 증가시키는 과정에서 실수 여파기를 이용하고 그 결과를  $+\Delta\omega/2$ (표본화율  $f_s$ 에 대해서  $-\Delta\omega$ 에 대응)만큼 역으로 이동하여 aliasing이 제거된 신호  $\hat{z}(k)$ 를 얻게 된다. 그림 3과 같은 주파수 영역의 해석에 의하여 그림 4(b)는 그림 4(a)와 동일한 출력력을 제공함을 간단히 증명할 수 있다. 이 때 그림 4(b)의 실수 여파기  $H(\omega)$ 는 그림 4(a)의  $H(\omega)$ 를 기저대역으로  $\Delta\omega/2$ 만큼 이동한 주파수 특성을 가지며  $H(\omega)$ 의 대역폭이었으므로 다음을 만족하여야 한다.

$$H(\omega) : \omega_{pc} < \omega_{sc} = \frac{\pi}{2} \begin{cases} \omega_{pc} : \text{Passband cutoff} \\ \omega_{sc} : \text{Stopband cutoff} \end{cases} \quad (11)$$

$\omega_{pc}$ 는 가능한  $\omega_{sc}$ 에 근접하게 설정하여 dealiasing 후  $[\omega_{pc}, \omega_{sc}]$  대역에서 도플러 신호의 감쇄를 최소화하는 것이 바람직하다.

이러한 오디오 기준선 이동방법을 이용하여 오디오 신호의 aliasing 현상을 제거하기 위해서는 첫째로 aliasing이 발생하였을 경우 순방향과 역방향 스펙트럼이 서로 겹쳐 있지 않아야 하며 둘째로  $\Delta\omega$  값을 구하기 위하여  $\omega_M$ 의 값을 알아야 한다. 이에 대하여 다음과 같이 두가지 경우로 구분하여 고려할 수 있다. 첫째로, 실제 영상의 경우 사용자는 순방향과 역방향이 겹치지 않고 aliasing이 발생하였을 경우에만 기존의 기준선 이동방법을 사용한다. 이때, 사용자는 화면상에서 기준선 이동정도를 (즉,  $\Delta\omega$ 의 값) 입력하므로 제안한 방법을 사용하여 오디오 신호의 aliasing 현상을 함께 제거할 수 있다. 둘째로, aliasing 현상이 심하여 두 방향의 스펙트럼이 겹칠 경우에는 기존의 기

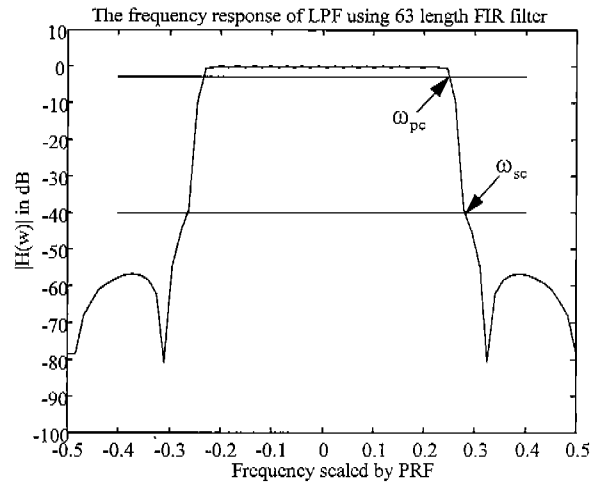


그림 5. 실험에 사용된 저대역 여파기의 주파수 특성  
 Fig. 5. Frequency response of a LPF used in the experiment

준선 이동방법을 사용할 수 없으므로 현재 보는 시스템에서는 사용자가 PRF를 높임으로써 aliasing이 없지게 하거나 앞의 첫 번째 경우가 되도록 조정하므로 제안한 방법의 적용이 가능해진다. 그러나, 실제의 경우 양방향 혈류 성분들은 서로 다른 시간에 발생하므로 둘째의 경우에도 두 방향의 스펙트럼은 같은 시간에는 겹치지 않으므로 제안한 방법을 사용하여 기준선 이동을 실시할 수 있다. 즉, 시간에 따른 도플러 스펙트럼의 평균주파수나 최대주파수의 궤적으로부터 aliasing의 여부와 그 정도를 추정할 수 있다면 자동적으로 기준선 이동을 수행할 수 있다. Aliasing 현상의 검출 방법은 본 논문에서는 취급하지 않는다. 이상의 모든 경우에 있어서 도플러 주파수가  $[f_b, f_p]$ 를 넘지 않는 경우에만 제안한 기준선 이동방법을 사용할 수 있다.

PRF를 높일수록 낮은 도플러 주파수에 대한 검출이 어렵게 되며 검사 가능한 거리가 줄어들기 때문에 실제 임상 응용의 경우에 있어서 기준선 이동방법은 매우 유용하게 사용되고 있다. 제안된 방법은 기존의 기준선 방법을 사용할 때 오디오 신호의 aliasing을 함께 제거하여 준다. 제안된 방식을 사용하여 측정 가능한 도플러 주파수 대역은 단방향 혈류의 경우  $[-f_p/2, f_p/2]$ 에서  $[-f_b, f_p]$ 로 증가되었으며 양방향 혈류의 경우에도 적당한 aliasing 검출방법과 함께 사용할 경우 동일한 효과를 얻을 수 있다.

### 실험 결과

제안된 방법을 검증하기 위해 그림 2에서 사용된 실제 데이터를 이용하여 컴퓨터 모사실험을 실시하였다. 실험 데이터는 상임용 초음파 영상장치(SA8800, 메디슨)를 이용하여 인체 내의 경정맥의 혈류신호로 장치 내에서 PRF를 2.96kHz로 선택하여 채집한 후 칼리터 여파기를 통과한 동상 및 직각위상 상단들로

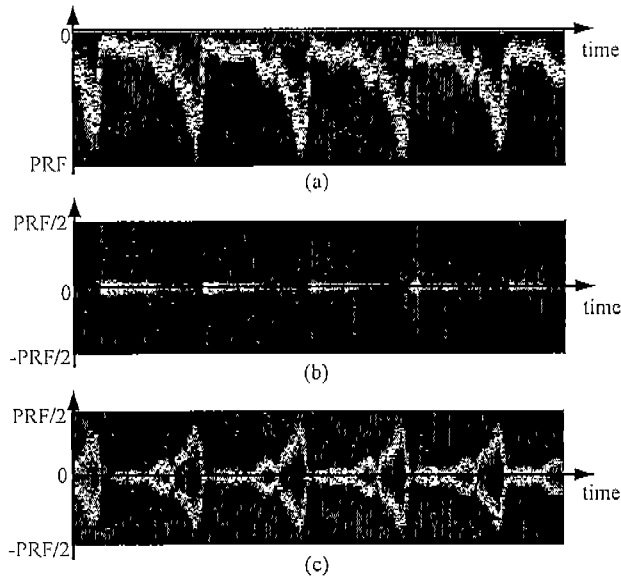


그림 6. 제안된 오디오 기준선 이동 방법의 실험결과  
 (a) 기준선 이동 후 도플러 스펙트럼  
 (b) 기준선 이동 후 순방향 오디오 신호의 스펙트럼  
 (c) 기준선 이동 후 역방향 오디오 신호의 스펙트럼  
 Fig. 6. Experimental results of the proposed audio base line shift method  
 (a) Dealased Doppler spectrum  
 (b) Spectrum of dealased forward audio signal  
 (c) Spectrum of dealased reverse audio signal

서 그림 2에서 사용한 데이터이다. 실행된 컴퓨터 모사실험에서는 그림 4(b)의 방법을 사용하였다. 실수여파기로는 일반적으로 계산량이 적은 IIR 여파기를 사용하지만, 실험에서는 길이가 63인 저대역 FIR 여파기를 사용하였다. 그림 5는 실험에서 사용한 저대역 여파기의 주파수 특성을 나타내고 있다. 이 여파기의 차단 주파수 특성은 디지털 주파수로  $\omega_p(3 \text{ dB}) = 0.23$ ,  $\omega_s(40 \text{ dB}) = 0.27$ ;  $\pi=0.5$ 로 하였다.

그림 6은 제안된 기준선 이동방법을 사용한 도플러 파워 스펙트럼과 오디오신호의 스펙트럼 결과이다. 기준선 이동을 사용하는 경우 파워 스펙트럼은 단순히 메모리에 저장된 스펙트럼 데이터를 회전하여 화면에 출력하지만, 그림 6(a)의 경우에는 표본화율이 2배로 증가된 그림 4(a)의 출력신호  $\tilde{z}(k)$ 의 파워 스펙트럼을 보여 주고 있다. 그림 6(b)와 6(c)는 이 출력신호를 식 (9)와 (10)의 과정을 거쳐 구한 순방향 및 역방향 오디오 신호들의 스펙트럼으로서, 그림 2(c)와는 달리 aliasing 현상이 제거되어 순방향 신호가 사라지고 역방향 성분만이 존재함을 보여주고 있다. 그림 6(b)에서 기저대역에 분포한 미세한 스펙트럼은 클러터 신호의 잔여 성분에 대한 것이다. 그림 2(c)의 역방향 성분은 aliasing 현상에 의하여  $f_d/2$  이상과  $-f_d/2$  이하의 주파수 대역의 성분이 제거되어 있는 것에 반하여, 그림 6(c)에서는  $f_d/2$  이상의 주파수 대역의 도플러 신호를 포함하고

있음을 알 수 있다. 특히, 실험의 경우와 같이 단방향 혈류의 경우에는  $[-PRF, PRF]$  범위의 주파수 영역에서 aliasing 현상 없이 도플러 스펙트럼 및 오디오 신호를 구할 수 있다.

결론

본 논문은 PW 도플러 시스템에 있어서 초음파 송수신을 일정한 주기(PRF의 역수)로 반복하기 때문에 발생하는 나이퀴스트 제한에 의한 스펙트럼 aliasing 현상을 해석하였으며, 이 현상을 효율적으로 제거하여 임상응용의 효율을 증대시키기 위한 기준선 이동방법을 제안하고, 실험을 통하여 검증하였다. 제안된 방법은 대부분의 실제 임상응용에서와 같이 aliasing된 도플러 스펙트럼이 반대 방향의 도플러 스펙트럼과 겹치지 않는 경우에 적용되어 PRF/2 이상의 주파수 대역의 도플러 주파수를 측정 가능하게 한다. 특히, 단방향 혈류의 경우에는 측정가능한 도플러 신호의 주파수 대역을  $[-PRF, PRF]$ 로 확장할 수 있음을 실험을 통하여 검증하였다.

기존의 기준선 이동 방법을 이용하는 시스템에서 오디오 신호의 aliasing 현상을 제거하기 위해서는 PRF를 높여야만 한다. PRF가 높아지면 도플러 검사를 할 수 있는 최대 깊이가 작아지기 때문에 사용상 제약이 따르게 된다. 따라서, 이 방법은 주어진 PRF에 대하여 사용자의 편리와 임상정보 계속의 정확도를 높일 수 있을 뿐만 아니라, 통상의 경우보다 PRF를 낮추어 도플러 신호를 검출할 수 있으므로 도플러 검사의 적용 깊이를 증가시킬 수 있으며 낮은 속도의 혈류 정보를 얻는데 매우 유용하게 사용될 수 있으리라고 판단된다.

이러한 기능은 특히 고가의 장비에 추가하여 제품의 경쟁력을 향상시킬 수 있는 수단이 되고, 제안된 기준선 이동방법은 구현상 2개의 실수 여파기와 2개의 감쇄기만을 필요로 하므로 실제 적용이 가능하다고 판단된다. 향후 연구 방향으로 신호처리 관점에서 이 실수여파기를 위한 계산량을 줄이는 방법과, 또한 그림 2와 6의 도플러 스펙트럼으로부터 간단한 해석을 통하여 aliasing의 발생 여부를 조사한 후 제안된 방법을 이용하여 자동적으로 기준선 이동을 수행하는 것과 나아가 최적의 송신 PRF를 자동으로 결정함으로써 사용자의 편리성과 임상응용의 효율을 증대하는 방법에 대한 연구를 수행할 예정이다.

참고 문헌

1. F. D. McCleod, "A Directional Doppler Flow Meter", Digest 7th conf. Med. Biol. Engrg., Stockholm, Sweden, 1967.
2. Baker D. W., "Pulsed Ultrasonic Doppler Blood-Flow Sensing", IEEE Trans. Sonics and Ultrason. Vol. SU-17, pp. 170-185, July, 1970.
3. H. J. Nitzpon, et al., "A New Pulsed Wave Doppler Ultra-

- sound System to Measure Blood Velocities Beyond the Nyquist Limit*", IEEE Trans. on UFFC., Vol. 42, No. 2, pp. 265-279, Mar. 1995.
4. D. H. Evans, W. N. McDicken, R. Skidmore and J. P. Woodcock, "Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation, and Clinical Application", John Wiley & Sons, New York, pp.7-36, 1989.
  5. L. I. Halberg and K. E. Thiele, "Extraction of Blood Flow Information Using Doppler-shifted Ultrasound", Journal of Hewlett-Packard, pp.35-40, June, 1986.
  6. W. R. Brody, and J. D. Meindl, "Theoretical analysis of the CW Doppler ultrasonic flowmeter", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-21, no. 3, pp.183-192, 1974.
  7. J. M. Reid, "Doppler Ultrasound", IEEE Eng. Medicine and Bio. Magazine, pp.14-17, 1987.
  8. John G. Proakis and Dimitris G. Manolakis, "Digital Signal Processing-Principles, Algorithms, and Applications", Prentice Hall, 3rd Ed., pp.657-662, 1996.
  9. P. P. Vaidyanathan, "Multirate Systems & Filter Banks", Prentice Hall Signal Processing series, 1993