

## 비선형 전파지연의 보정에 의한 음속의 측정법

## (Measurement Method of Ultrasonic Velocity by Correction of Non-Linear Propagation Delay)

高德永\*, 崔鍾鎬\*\*, 李鐘岳\*

(Duck Young Ko, Jong Ho Choi and Jong Arc Lee)

## 要 約

본 논문에서는 생체 조직을 정량화하기 위한 음속의 측정법을 제안하였다. 기존의 음속 측정법에서는 주파수 분산의 영향이 무시되고 있으나, 주파수 분산은 전파 지연에 영향을 미친다. 따라서 진폭 스펙트럼으로부터 최소 위상 스펙트럼을 유도하여 주파수 분산을 정량화하였으며, 주파수 분산을 제거하기 위한 신호 분해법을 제안하였다. 또한 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 제안된 이론의 유효성을 확인하였다.

## Abstract

To characterize the biological tissue, the new method to measure the ultrasonic velocity is presented in this paper. The influence of the dispersion effect on the estimation of the ultrasonic velocity is mostly neglected. A more efficient method determining the minimum phase spectrum is developed to characterize the frequency dispersion from the spectral magnitude function. To eliminate the frequency dispersion, the signal-decomposition method is also proposed. Computer simulations are performed to verify the algorithms.

## I. 서 론

## 1. 본 연구의 배경

초음파를 의용계측에 응용한 것은 1950년 경으로 되어 있으나, 처음에는 소수의 의학 관계자만이 흥

미있게 사용한 것에 그쳤다. 그러나 전자기술의 발달에 힘입어 영상의 질이 향상되고, 생체에 대해 무해, 무통하며, 연부조직에서는 타방법보다 우수한 분석력을 가진다는 점등의 특징때문에 임상의학에 급속히 침투되어 왔다.

현재 실용화되어 있는 초음파 펄스에코법은 의용 영상 기술의 대표적인 기법이며, 여러가지 분야에서 필수적인 임상검사용 기기로 폭넓게 활용되고 있다. 그러나 상기의 펄스-에코법은 음향 임피던스가 서로 다른 경계면의 존재를 영상화하는 것으로 형태학

\*正會員, 建國大學校 電子工學科

(Dept. of Elec. Eng., Konkuk Univ.)

\*\*正會員, 中央大學校 電子工學科

(Dept. of Elec. Eng., Chungang Univ.)

接受日字: 1988年 8月 1日

적 진단임으로 장기등의 형상을 영상화하기에는 적당하나, 조직의 기능이나 상태를 직접적으로 표시해주는 것은 아니다. 따라서 조직의 병리학적 상태를 나타내 주기 위해서는 상응되는 물리량과의 대응관계가 정량적인 양으로 주어져서 객관성을 가져야 한다. 이를 조직의 정량화(tissue characterization)라 하며, 최근들어 활발한 연구가 계속되고 있다. 따라서 본 논문에서는 조직의 정량화에 관한 연구로서 생체조직의 음향적 특성을 내포하고 있는 펄스-에코신호로부터 음속을 측정하는 방법에 관해 연구하고자 한다.

2. 본 연구의 의의

생체조직을 정량화하기 위한 음속의 측정법에 관해서는 상당한 연구가 진행되어 왔다. 그러나 기존의 음속 측정법에서는 주파수 분산의 영향이 무시되고 있다. 주파수 분산의 영향을 받는 위상정보와 음속과는 종속적인 관계에 있으므로 주파수 분산의 영향을 고려한 음속의 측정법은 매우 중요한 관심사이다.

통상 주파수 영역에서의 생체조직의 진폭특성은 많은 연구자들의 측정 결과에 의해 주파수의 선형함수로 주어진다. 이에 반해 위상특성은 측정이 불가능하므로 인과성과 안정성의 측면에서 물리적으로 타당한 과정이 요구된다. 따라서 생체조직의 전달특성을 나타내는 시간영역에서의 임펄스 응답과 주파수 영역에서의 전달함수를 수학적으로 모델링하는 과정에서 위상정보에 관한 문제가 제기되고 있다.

Kak과 Diens<sup>[1]</sup>는 선형 위상만을 가정하여 생체조직의 전달함수를 구하였으나, 주파수 분산을 무시하였으므로 이로부터 얻은 임펄스 응답은 비 인과성을 가진다. 이의 보완책으로 Gurumurthy<sup>[2]</sup>와 Kuc<sup>[3]</sup>은 Hilbert 변환을 적용하여 얻은 최소 위상을 이용하여 인과성을 가지는 임펄스 응답을 얻었다. 여기서 Kuc은 FIR 디지털 필터 모델을 제시하였으며, Gurumurthy는 주파수 분산이 감쇠에 미치는 영향 및 주파수 분산을 고려한 위상속도의 측정법을 제안하였다. 그러나 제안된 위상속도의 측정법에서는 기지의 감쇠계수 값을 필요로 하므로 임상에 적용하기에는 아직 문제점이 있다. 따라서 본 논문에서는 진폭스펙트럼으로부터 최소 위상 스펙트럼을 유도하여 주파수 분산을 정량화하였으며, 주파수 분산의 영향이 없는 순수한 시간지연 항에 의해 음속을 측정하는 방법으로 신호-분해법을 제안하였다.

II. 생체조직의 주파수 분산

본 장에서는 생체조직의 주파수 분산을 정량화하

기 위해 주파수의 선형함수로 주어지는 진폭 스펙트럼으로부터 최소 위상 스펙트럼을 유도하고, 이를 이용하여 인과성을 가지는 임펄스 응답을 얻었다.

1. 전달함수의 진폭특성

초음파 진단 시스템에서 사용되는 신호레벨은 비교적 작으며, 가장 빠른 운동기관인 심장의 운동속도는 음속의 1/15000 정도이므로 생체조직은 그림 1과 같은 선형 시불변 시스템으로 생각할 수 있다. 선형 시불변 시스템의 전달함수는 진폭과 위상성분으로 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$H(\omega) = |H(\omega)| \cdot e^{j\phi(\omega)} \tag{1}$$

연부조직에서의 주파수 의존 감쇠는 제한된 주파수 범위 안에서 주파수의 선형함수로 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\alpha(f) \cong \alpha \cdot |f| \text{ dB/cm} \tag{2}$$

두께가 d인 생체조직의 전달함수는 다음과 같은 진폭 스펙트럼을 갖는다.

$$|H(\omega)| = e^{-\alpha d \omega / 2\pi} \tag{3}$$

진폭 스펙트럼  $|H(\omega)|$ 에 자연대수를 취한 값을 그림 2에 나타냈다. 여기서 샘플링 주기는 0.01μs로 하였으며, 감쇠계수는 0.52dB/MHz-cm로 가정하였다.

2. 전달함수의 위상특성

1) 선형 위상 스펙트럼

진료 시스템에서 사용되는 주파수 범위 안에서 음속은 주파수 분산이 없다고 가정할 경우, 위상은 주파수의 선형함수로 다음과 같이 쓸 수 있다.

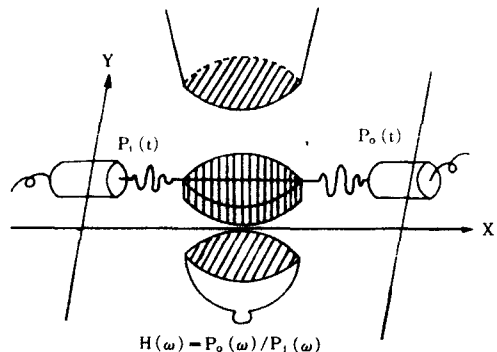


그림 1. 선형 시불변 시스템  
Fig. 1. Linear time-invariant system.

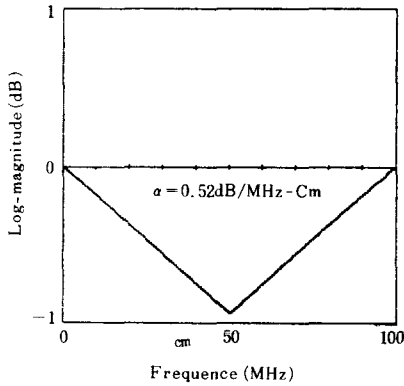


그림 2. 진폭 스펙트럼의 대수  
Fig. 2. Log-spectral magnitude.

$$\phi_i(\omega) = \frac{d}{n} \cdot \omega \quad (4)$$

여기서 d는 생체조직의 두께이며, v는 음속이다. 또한 첨자 i는 선형을 의미한다. 음속을 1500m/sec로 했을 때의 선형 위상을 그림 3에 나타냈다.

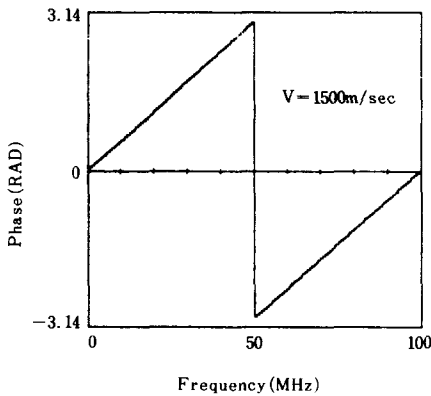


그림 3. 선형 위상 스펙트럼  
Fig. 3. Linear phase spectrum.

식(4)는 생체조직 안에서 초음파의 위상속도는 일정하다는 조건 즉 주파수 분산을 무시했을 경우의 위상 스펙트럼이다. 위의 선형 위상은 Kak등에 의해서 개발되었으나, 이로부터 얻어지는 임펄스응답은 비

인과성을 갖는다. 입력이 존재하기도 전에 시스템이 응답을 한다는 물리적 모순은 생체조직 안에서의 위상속도는 일정하지 않기 때문이다.

2) 최소 위상 스펙트럼

감쇠매질의 진폭특성은 많은 연구자들의 측정결과에 따라 주파수의 선형함수로 모델링되고 있으나, 위상특성은 측정이 불가능하므로 인과성과 안정성의 측면에서 타당한 가정이 요구된다.

일반적으로 주파수 영역에서의 신호의 표현은 진폭과 위상을 사용해서 정의될 수 있다. 그러나 진폭이나 혹은 위상만을 사용해서 상호 보완관계를 유지하려는 연구가 신호처리 분야에서 연구되어 왔다.<sup>4)</sup> 인과성을 가지는 신호의 진폭과 위상과의 관계는 관심의 분야에 따라 명칭을 달리하고 있으나, Hilbert 변환의 관계로 알려져 있다. 이 관계는 최소 위상조건으로 언급되기도 한다. 본 절에서의 목적은 생체조직의 전달함수를 수학적으로 표현하는 것에 있으므로 주파수 분산 항인 최소 위상 스펙트럼을 진폭 스펙트럼으로부터 다음과 같은 전개과정을 통하여 얻는다. 이에 관한 연구는 Gurumurthy와 Kuc에 의해서 이미 발표되었으나, 본 논문에서 제안된 방법은 다음 절에서 논의될 신호-분해법에 적용이 가능하다는 장점을 가진다.

식(1)에 복소대수 (complex logarithm)를 취하고, 진폭과 최소 위상 스펙트럼과의 관계를 적용하면 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\hat{H}(\omega) = \ln[H(\omega)] = \ln|H(\omega)| + j\phi_{\min}(\omega) \quad (5)$$

여기서 min은 최소를 의미한다. 아나로그 신호를 샘플링하여 얻은 수열(sequence)을 h[n]으로 표현하면 이산 후리에 변환식으로 부터 다음식을 얻을 수 있다.

$$h[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H(\omega) \cdot e^{jn\omega} d\omega \quad (6)$$

식(6)을 이용하여 식(3)에서 주어진 진폭성분의 스펙트럼을 역후리에 변환하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \hat{h}[n] &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \alpha d|\omega| / 2\pi \cdot e^{jn\omega} d\omega \\ &= \frac{\alpha d}{2\pi^2} \left[ \frac{1}{n^2} - \frac{\cos n\pi}{n^2} \right] \end{aligned} \quad (7)$$

전달함수의 진폭에 자연대수를 취하여 얻은 스펙트럼의 실수부는 우대칭을 이루고 있으므로, 이와 후리에 변환의 관계에 있는  $\hat{h}[n]$ 도 또한 우함수이다.  $\hat{h}[n]$ 에 기대침 조건을 부여하면 기대침 수열  $\hat{h}_0[n]$ 을

얻을 수 있다.

$$\hat{h}_0[n] = \frac{\alpha d}{2\pi^2} \left[ \frac{1}{n^2} - \frac{\cos n\pi}{n^2} \right] \cdot \text{sgn}[n] \quad (8)$$

단,  $\text{sgn}[n] = \begin{cases} 1 & n > 0 \\ 0 & \text{for } n = 0 \\ -1 & n < 0 \end{cases}$

인과성을 가지는 수열의 후리에 변환은 식(5)의 관계를 가지며,  $\phi_{\min}(K)$ 와  $\hat{h}_0[n]$ 은 후리에 변환쌍이 된다. 따라서

$$H(K) = \sum_{n=0}^{N-1} \hat{h}_0[n] \cdot e^{-j2\pi nK/N} \quad (9)$$

로부터 다음의 관계식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} j\phi_{\min}(K) &= \frac{\alpha d}{2\pi^2} \sum_{n=0}^{N-1} \left( \frac{1}{n^2} - \frac{\cos n\pi}{n^2} \right) \cdot \text{sgn}[n] \cdot e^{-j2\pi nK/N} \\ &= j \frac{\alpha d}{\pi^2} \sum_{n=1}^{N/2-1} \left( \frac{\cos n\pi}{n^2} - \frac{1}{n^2} \right) \cdot \sin \{ (2\pi/N) \cdot nK \} \end{aligned} \quad (10)$$

그림 4에서 감쇠계수  $\alpha$ 를 0.52dB/MHz-cm로 가정했을 경우의 최소 위상 스펙트럼을 나타냈다.

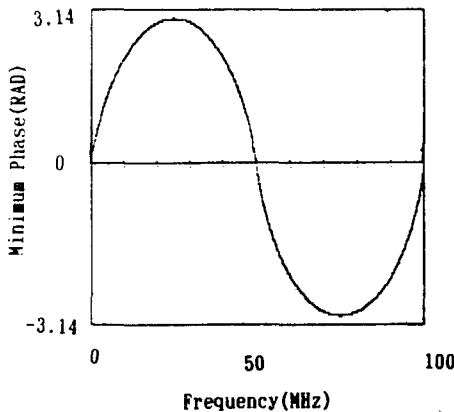


그림 4. 최소 위상 스펙트럼  
Fig. 4. Minimum phase spectrum.

3. 생체모델

임의의 비최소 위상 시스템을 수학적으로 모델링할 경우, 전역통과 시스템(all pass system)과 최소 위상 시스템(minimum phase system)의 직렬 접속으로 표현될 수 있으므로 생체조직도 또한 전역통과 시스

템과 최소 위상 시스템의 전달함수를 이용하여 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} H(\omega) &= |H(\omega)| \cdot e^{j\phi(\omega)} \\ &= H_{\min}(\omega) \cdot H_{\text{all}}(\omega) \\ &= |H(\omega)| e^{-j\phi_{\min}(\omega)} \cdot e^{-j\phi_{\text{all}}(\omega)} \end{aligned} \quad (11)$$

— : minimum phase system

=== : linear phase system

여기서 all은 전역통과를 의미한다. 식(11)에 식(3), (4), (10)을 대입하면 생체조직의 전달함수는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$H(\omega) = e^{-\alpha d |\omega|/2\pi} \cdot e^{-j\phi_{\min}(\omega)} \cdot e^{j\phi_{\text{all}}(\omega)} \quad (12)$$

III. 신호-분해에 의한 음속의 측정

1. 기본이론

그림 5와 같이 yz평면에 평행하게 위치한 두께 d인 생체조직의 경우, x=d에서 반사된 신호  $P_0(t)$ 는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$p_0(t) = \int_{-\infty}^{\infty} P(f) \cdot e^{-2\alpha(f) \cdot d} \cdot e^{j2\pi f(t - \frac{2d}{v})} \cdot e^{j\phi_{\min}(f)} df \quad (13)$$

여기서 P(f)는 평면파의 진폭 스펙트럼이다. 식(13)으로부터  $p_0(t)$ 의 스펙트럼  $P_0(f)$ 는

$$\begin{aligned} P_0(f) &= \int_{-\infty}^{\infty} p(t) \cdot e^{-j2\pi f t} dt \\ &= P(f) \cdot e^{-2\alpha(f) \cdot d} \cdot e^{-j\frac{4\pi f d}{v}} \cdot e^{j\phi_{\min}(f)} \end{aligned} \quad (14)$$

로 된다. 감쇠가 매우 작고, 음속이  $V_0$ 인 기준매질(예, water)의 경우에는 주파수 분산을 무시할 수 있으므로 반사신호의 스펙트럼은

$$P_1(f) = P(f) \cdot e^{-j4\pi f d/v_0} \quad (15)$$

로 된다.

2. 신호-분해법

반사신호의 위상 스펙트럼은 전절에서 논의한 바와 같이 선형 위상 스펙트럼과 최소 위상 스펙트럼과의 합으로 쓸 수 있다.

$$\phi(f) = \frac{4\pi f d}{v} + \left[ \frac{2\alpha d}{\pi^2} \sum_{n=1}^{N/2-1} \left( \frac{\cos n\pi}{n^2} - \frac{1}{n^2} \right) \sin(2\pi n f) \right] \quad (16)$$

식(16)에서 전파지연(propagation delay)은 상수항과 주파수 분산항의 합으로 표현된다. 주파수 분산의 양

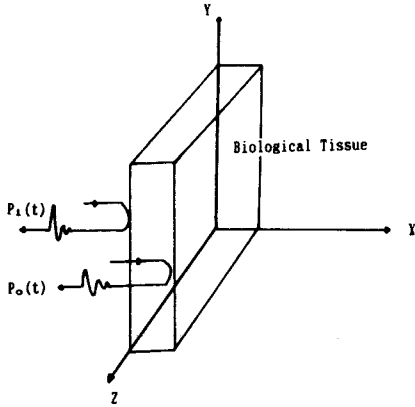


그림 5. 생체모델  
Fig. 5. Tissue model.

은 작지만 음속의 변화폭 또한 매우 작으므로 음속으로 조적을 정량화하기 위해서는 주파수 분산의 영향을 받지 않은 순수한 전파지연을 필요로 한다. 따라서 순수한 전파지연  $4\pi d/v$ 는 반사신호의 위상을 분해하여 얻은 선형 위상 스펙트럼으로부터 측정될 수 있다. 그림 6에 반사신호로부터 최소 위상 스펙트럼을 얻는 과정을 블록도로 나타냈다.

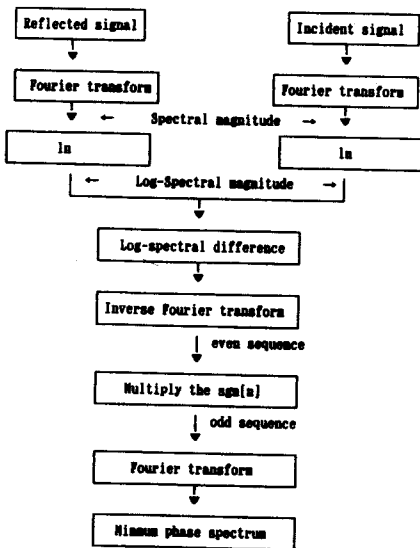


그림 6. 최소 위상을 얻기 위한 알고리즘  
Fig. 6. Algorithm to reconstruct a minimum phase spectral.

그림 6의 과정을 통하여 얻은 최소 위상 스펙트럼을 제거하면 선형 위상 성분만을 가지는 반사신호의 스펙트럼,  $P_{o_i}(f)$ 은

$$P_{o_i}(f) = P(f) \cdot e^{-2\alpha(f) \cdot d} \cdot e^{-j\frac{4\pi f d}{v}} \quad (17)$$

로 된다.

3. 선형 위상만을 이용한 음속의 측정법  
식(14)와 (16)으로부터

$$[P_{o_i}(f)/P_i(f)] = e^{-\alpha(f) \cdot d} \cdot e^{j\frac{4\pi f d}{v} - \frac{1}{v} \cdot 4\pi f d} \quad (18)$$

로 되고, 위상성분만을 취하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} A_{rg}[P_{o_i}(f)/P_i(f)] &= 4\pi d \left( \frac{1}{v_o} - \frac{1}{v} \right) \cdot f \\ &= 4\pi d \tau_o \cdot f \end{aligned}$$

식(19)에서 기준으로 하는 매질의 음속  $v_o$ 를 알고, 두께  $d$ 가 측정될 수 있다면 생체조직의 음속  $v$ 는 순수한 시간지연 항인  $\tau_o$ 로부터 측정될 수 있다.

#### IV. 컴퓨터 시뮬레이션

##### 1. 생체모델

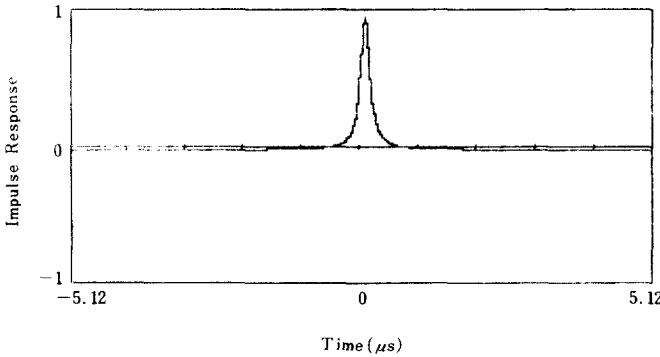
제안된 생체모델과 선형 위상만을 고려한 생체모델의 임펄스 응답을 그림 7에 나타냈다. 일반적으로 아나로그 시스템을 디지털 시스템으로 모델링할 경우, FFT(fast fourier transform) point 수  $N$ 과 샘플링 시간  $T_s$ 를 결정짓는 문제가 매우 중요하다. 따라서 본 컴퓨터 시뮬레이션에서는 aliasing 오차를 줄이기 위해  $N$ 과  $T_s$ 값은 각각 1024point와  $0.01\mu s$ 로 하였다.

제안된 임펄스 응답의 최대치는 선형 위상만을 이용한 경우보다 약간 작게 되고, 구간은 커지며, 인과성을 갖는다. 그러나 선형 위상만을 고려한 생체모델의 임펄스 응답은 비인과성을 갖는다. 위의 결과는 타 연구자들의 결과와 일치한다.

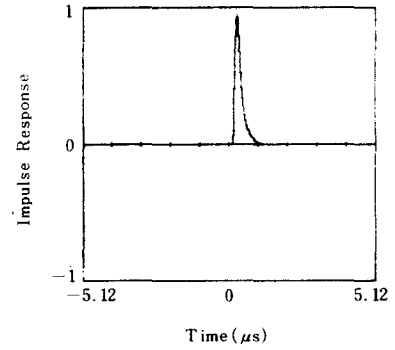
##### 2. 신호-분해법

Gaussian envelope를 가지는 입사신호<sup>(5)</sup>를 그림 8에 나타냈다. 입사신호의 중심 주파수는 2MHz이며, 샘플링 시간은  $0.01\mu s$ 이다. 입사신호와 그림 7에 나타난 인과성을 가지는 임펄스 응답을 합성(convolution)하여 얻은 반사신호를 그림 9에 나타냈다. 그림 6에서 보인 신호-분해법을 적용하여 최소 위상 스펙트럼을 얻는 과정에서 나온 결과들을 그림 10에 나타냈다.

반사신호의 위상 스펙트럼에서 최소 위상 스펙트럼을 제거하여 얻은 선형 위상 스펙트럼을 반사신호



(a) Linear phase model



(b) Proposed phase model

그림 7. 임펄스 응답  
Fig. 7. Impulse response.

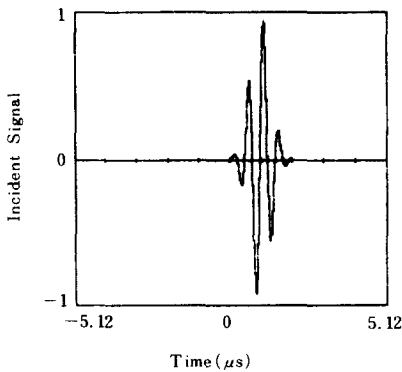


그림 8. 입사신호  
Fig. 8. Incident signal.

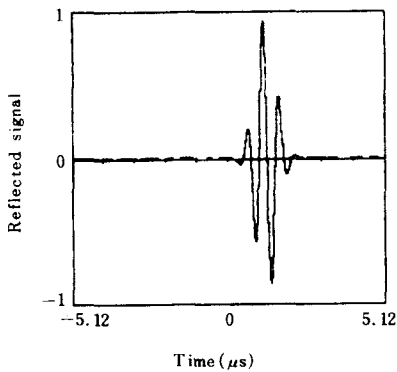


그림 9. 반사신호  
Fig. 9. Reflected signal.

의 위상 스펙트럼과 비교하여 그림11에 나타났다.

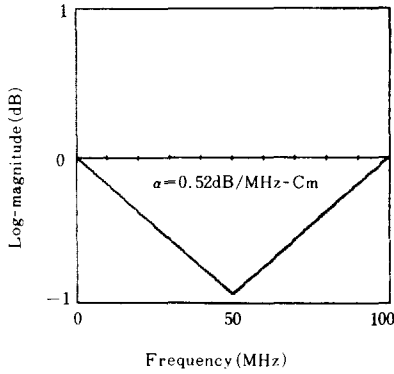
그림11에서 나타낸 바와 같이 주파수 분산이 포함되어 있는 반사신호의 위상과 신호-분해법에 의해 주파수 분산이 제거된 선형 위상의 기울기의 차는 약 0.03μs이다. 따라서 본 논문에서 제안된 음속 측정법을 적용할 경우, 0.449%의 전파지연에 대응되는 음속을 보정할 수 있다. 표 1에 생체조직을 가정하여 행한 컴퓨터 시뮬레이션 결과를 나타냈다. 여기서 백분율 오차관에는 주파수 분산의 영향을 나타내기 위해 기존의 방법에 의해 측정된 음속의 오차를 나타냈다.

### V. 검토 및 결론

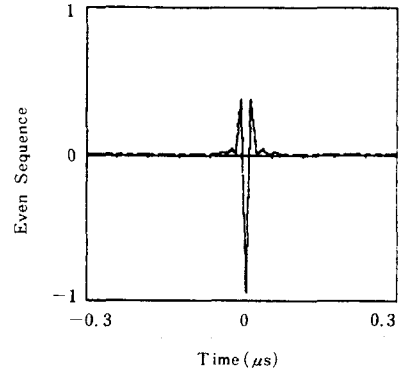
본 장에서는 최소 위상을 이용한 생체모델과 신호-분해에 의한 음속 측정법의 유효성을 확인하기 위해 행한 컴퓨터 시뮬레이션 결과를 검토하고자 한다. 제안된 생체모델의 임펄스 응답은 인과성을 가지며, 구간(duration)은 길어진다. 이러한 모양의 변화는 주파수에 따라 음속이 변화하는 주파수 분산의 영향 때문이다.

표 1에 나타낸 바와 같이 제안된 신호-분해법을 음속의 측정에 적용하면 정확한 음속이 측정됨을 알 수 있다. 또한 감쇠가 큰 매질에서는 주파수 분산의 영향이 크므로 본 논문에서 제안된 방법이 유효하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

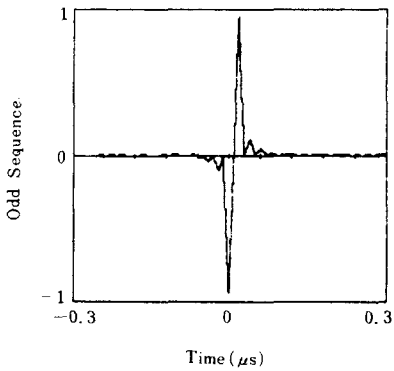
제안된 이론을 임상에 응용할 경우에는 굴절 및 산란등의 요인에 의해 많은 오차가 발생될 것으로 생



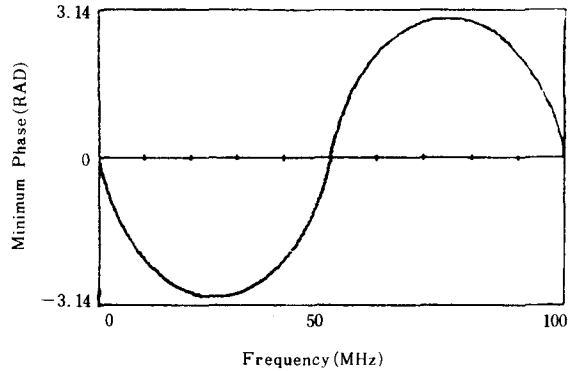
(a) Log-spectral magnitude



(b) Even sequence : Inverse fourier transform of (a)



(c) Odd sequence



(d) Minimum phase spectrum : fourier transform of (c)

그림 10. 최소 위상 스펙트럼을 얻는 과정

Fig. 10. Acquisition procedure of minimum phase spectrum.

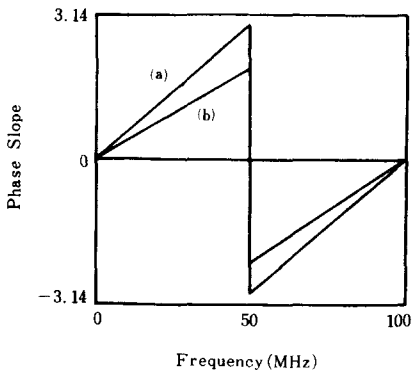


그림 11. (a) 선형 위상 스펙트럼의 기울기 :  $6.67 \mu\text{s}$

(b) 반사신호의 위상 스펙트럼의 기울기 :  $6.64 \mu\text{s}$

Fig. 11. (a) Slope of linear phase spectrum :  $6.67 \mu\text{s}$ .

(b) Slope of reflected phase spectrum :  $6.64 \mu\text{s}$ .

표 1. 가정된 매질에서 초음파속도 계산결과

Table 1. Results of calculated ultrasonic velocity in each supposed medium.

Supposed Velocity (m/sec)	Supposed Attenuation (dB/MHz-cm)	Calculated Value (m/sec)		Error (%) (Conventional Method)
		Conventional Method	Proposed Method	
1549	1.058	1537.02	1548.34	0.77
1585	0.35	1579.35	1584.68	0.36
1561	0.04	1559.04	1560.05	0.13

각되나, 주파수 분산에 의한 영향은 받지 않을 것이므로 종래의 방법들 보다는 개선된 결과를 가져올 것으로 기대된다. 또한 본 논문에서 제안된 이론은 비파괴검사에도 적용이 가능할 것으로 생각된다.

參 考 文 獻

[1] A.C. Kak and Kris A. Dines, "Signal processing of broad band pulsed ultrasound: Measurement of attenuation of soft biological tissues," *IEEE Trans., Biomed Eng.*, Vol. 25, pp. 321-334, 1978.

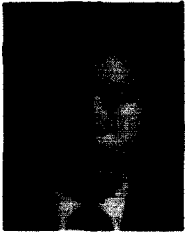
[2] K.V. Gurumurthy and R.M. Arthur, "A dispersive model for the propagation of ultrasound in soft tissue." *Ultrasonic imaging* 4, pp. 355-377, 1982.

[3] R. Kuk, "Modeling acoustic attenuation of soft tissue with a minimum phase filter," *Ultrasonic Imaging* 6, pp. 24-36, 1984.

[4] A.V. Oppenheim and R.W. Schaffer, *Digital Signal Processing*, Prentice-Hall Inc., Englewood cliffs, New Jersey, pp. 129-140, 1980.

[5] R. Kuc, "Estimating acoustic attenuation from reflected ultrasound signals: Comparison of spectral-shift and spectral-difference approaches," *IEEE Trans., ASSSP*, vol. ASSP-32, no. 1, 1984. \*

著 者 紹 介



**高德永 (正會員)**  
 1950年 9月 22日生. 1973年 2月 한양대학교 전자공학과 공학사학위 취득. 1982年 8月 건국대학교 산업대학원 전자공학과 공학석사학위 취득. 1983年 3月~현재 건국대학교 대학원 전자공학과 박사과정 수료. 1979年 3月~현재 전주공업전문대학 전자과 조교수. 주관심분야는 신호 및 영상처리, 초음파 응용과 의용전자 등임.

**崔鍾鎬 (正會員)**  
 1957年 5月 17日生. 1982年 2月 중앙대학교 전자공학과 공학사 학위 취득. 1984年 2月 중앙대학교 대학원 전자공학과 공학석사 학위취득. 1987年 2月 중앙대학교 대학원 전자공학과 공학박사학위 취득. 주관심분야는 신호 및 영상처리, 초음파 CT 등임.

**李鍾岳 (正會員)** 第25卷 第7號 參照  
 현재 건국대학교 전자공학과 교수