초음파 Doppler법에 의한 생체 경조직의 비침투적인 진단을 위한 기초실험

A Method for Noninvasive Diagnosis of Bone using Ultrasonic Doppler Method

박 무 훈*
(Mu Hun Park*)

요 약

본 논문에서는 분포정수선로의 간단한 모델을 이용해서, 외부에서 진동을 가했을 때에 뼈 표면에서 발생하는 굴곡파의 전파속도와 종파의 전파속도를 구할 수 있는 새로운 측정원리를 제안했다.

이 측정원리를 이용해서, 봉(brass, polymethylmethacrylate)표면에 발생하는 정재파에 대한 속도의 공간분포를 laser Doppler법으로 측정해서, 각각의 주파수에 대한 전파속도를 구했다.

이 새로운 측정방법은 *in vivo*에서 초음파 Doppler법을 이용해서 뼈의 이상(골다공증, osteoporosis)진단의 가능성을 제시했다.

ABSTRACT

In this paper, we propose a new method of measuring propagation velocity of longitudinal wave and flexural wave along a bone surface with forced vibration by introducing a simple model of a distributed-constant-network.

Using this new method, the propagation velocity can be measured for each frequency from the spatial distribution of velocity of standing wave along a beam(brass, polymethylmethacrylate) surface which is obtained by the laser Doppler method.

This new method may be applied to noninvasive diagnosis of osteoporosis by the ultrasonic Doppler method *in vivo*.

Ⅰ. 서 론

최근 골다공증(osteoporosis)이라는 뼈의 질환이 주목을 받고 있다. 뼈와 같은 생체 경조직에 초음파를 투과시키는 것은 곤란하기 때문에, 생체 경조직을 대상으로 한 초음파진단법은 크게 개발되어지지 않았다.

오래된 뼈는 파괴·흡수되어 같은 양의 새로운 뼈로 바뀌어지지만 이런 흡수성분의 균형이 무너지는 상태를 골다공증이라 하고 노령에 발생하기 쉬운 골절의 주요한 요인이 되고 있다.

다가올 고령화 사회에서 노인인구의 비율이 증가하는데 비례해서 골다공증의 환자 수가 증가하는 것은 확실하며, 이에 대한 진단법의 개발이 절실한 상황이다.

현재, 골다공증의 진단기술로써는 X선과 QCT(quantitative computed tomography)법 등이 있다. 다양한 진단에 이용되고 있는 X선과 QCT법 진단은 인체에 대하여 위험도가 크고, 경비가 많이 들고, 시스템이 거대하다는 결점이 있다. 더욱이 조기진단을 위해서는 X선과 QCT법과 같은 침투적인 방법이 아니고 자각증상이 없는 무징후성 상태에서부터의 반복적이고 정량(定量)적인 진단이 필요하고, 치료 효과의 정량적인 평가를 위해서도 반복 가능한 비침투적인 진단기술의 개발이 필요하다.

음향진단에 근거한 골다공증 등의 질환의 진행도의 진단을 위해서 뼈의 기계적인 특성의 비침투적인 평가에 대하여, 지금까지의 연구는 외부에서 진동을 가했을 때 저주파 대역에서의 평가법과 초음파를 이용한 고주파 대역에서의 평가법으로 구분할 수 있다.

우선, 전자의 저주파 대역에서의 평가법으로써, Kinsel와 Fray는 뼈의 종파전파속도, 밀도, 탄성계수의 관계를 나타내고 음속측정에서 구해진 영율(Young's rate)은 뼈의 평가를 위해서는 유력한 근거가 된다는 것을 나타내었다[1]. Jourist는 loud speaker를 이용해서 척골을 진동시키고 가속도 pick-up으로 척골의 공진주파수를 측정함으로써 뼈의 탄성응답을 *in vivo*에서 평가하였다[2]. 그 공진주파수와 뼈의 길이의 적(積)은 그 뼈의 종파의 음속도에 비례하고, 음속은 영율/밀도의 1/2승에 비례하기 때문에 구해진 영율은 정상인과 골다공증 환자의 차이를 나타낸다. Thompson은 정현적인 진동을 뼈에 가해서 진동점에서의 임피던스를 측정함으로써 뼈의 기계적인 성

*창원대학교 공과대학 전자공학과
접수일자 : 1997년 9월 20일

질을 평가했다[3]. 古渡는 임펄스(impulse)충격 시의 경골의 길이와 고유 진동수에서 얻어진 영율/밀도의 값을 뼈의 역학적 특성을 나타내는 지표로써 골절의 치유과정의 정량적인 평가방법을 제안했다[4]. Mather도 뼈의 특성평가를 위한 영율의 유효성을 평가하였다[5]. 谷口는 생체내 경골의 랜덤(random)과 응답에서 고유진동수와 동강성(動剛性)을 구해서 뼈의 동적 특성과 그 평가에 대하여 설명하고, 고유진동수보다는 강성(剛性)이 뼈의 노화에 민감한 파라미터가 되며, 남녀 불문하고 연령이 높을수록 감소 경향이 있다고 보고했다[6].

한편, 후자의 초음파를 이용한 고주파 대역에서의 평가법으로 Katz는 공진주파수가 5 MHz인 두 개의 초음파 트랜스듀스(transducer)를 이용해서 대퇴골의 종파의 전파시간을 측정해서 초음파의 종파전파속도(주파수 범위는 1 MHz~10 MHz)를 구하고, 이 종파전파속도와 뼈의 이상과의 관련성으로 인하여 진단의 가능성을 나타냈다[7]. Katz와 같은 기초적인 평가는 Meunier에 의해서도 보고되었다[8]. Craven은 radius를 재료로 사용하여 초음파의 전파시간을 측정하고 X선 사진으로부터 초음파가 통과한 피질의 두께를 측정하여 초음파의 전파속도는 피질이 얇은 환자의 경우 정상보다 느리다는 것을 보고했다[9]. Heancy는 비교적 해면질이 많은 뼈를 재료로 초음파 트랜스듀스를 이용해서 100 kHz~600 kHz에서 측정한 초음파의 종파의 전파시간과 뼈의 두께에서 산출한 종파전파속도가 골다공증의 환자와 건강한 여성간에 명료한 차이를 나타내고 있다고 보고했다[10]. Brandenburger도 같은 결과를 나타내었다[11].

종래의 저주파 대역에서의 뼈의 기계적특성의 진단법에 관한 연구에서는 *in vivo*에서 가속도 pick-up를 사용해서 뼈의 진동을 측정했기 때문에, 정확한 뼈의 기계적 특성을 진단하기 위해서는 뼈와 피부 사이에 존재하는 근육에 의한 진동의 영향을 고려해야 하고, 진동 시에 다양한 진동모드가 생길 가능성이 있으므로 진동의 공간분포를 측정해야 했었다. 또한, 초음파를 이용한 고주파 대역에서의 측정에서는 높은 주파수를 이용한 측정이므로 전파감쇠가 크다는 결점이 있다.

본 논문에서는 종래의 연구에서의 여러 가지 문제점을 해결하고 보다 정확하게 뼈를 진단하기 위해 백색잡음(white-noise)이 입력된 대형 진동기(vibrator)를 이용해서 생체 조직을 진동시킴으로 인해 뼈 표면에 발생하는 정재파의 속도분포를 초음파진단장치로 측정하고, 측정된 정재파의 공간분포를 분포정수선로모델에 대응시켜 정재파의 파장(波長)으로 전파속도를 구하는 측정원리에 대하여 설명한다.

또한, 이 측정원리를 평가하기 위해서, 뼈 표면에 발생하는 정재파의 속도분포를 초음파진단장치를 이용해서 *in vivo*로 측정하기 위한 기초실험으로, 외부에서 저주파수의 진동을 가했을 때의 봉(황동) 표면에 발생하는 정재파의 속도분포를 레이저 도플러(laser Doppler) 진동계를 이용해서 측정한다.

Ⅱ. 생체 경조직의 분포정수선로모델

하나의 뼈를 분포정수선로를 이용해서 모델 화하고, 분포정수선로모델(distributed-constant-network-model)의 양단에 존재하는 기계적인 임피던스를 Z_a, Z_b라 할 때, 분포정수선로모델에 발생하는 정재파에서 전파속도를 구하는 원리에 대하여 설명한다. 우선 하나의 뼈를 기계적인 임피던스가 Z_0인 균일한 봉으로 가정하고, 뼈의 분포정수선로모델을 그림 1에 나타내었다.

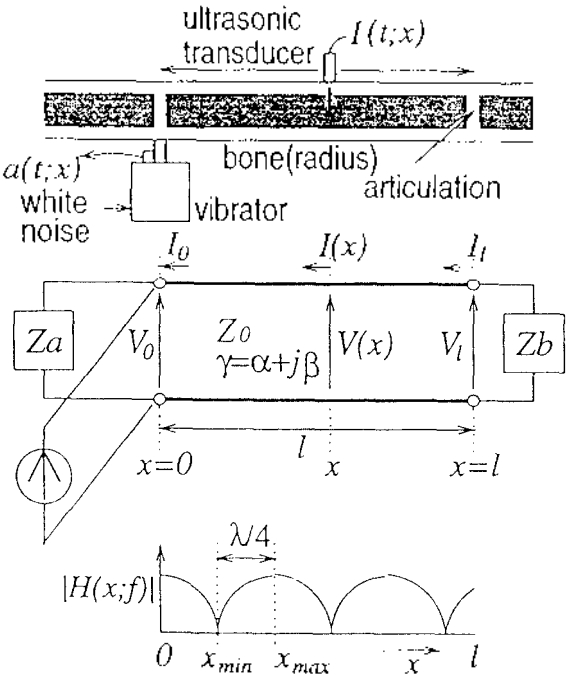

그림 1. 분포정수선로모델

점 $x=0$에서 뼈의 경방향으로 진동을 가하기 위해서 대형 진동기(vibrator)를 설치하고, 진동을 가할 때 뼈 표면에 발생하는 정재파의 속도분포를 초음파진단장치를 이용해서 측정한다. 여기서 속도를 전류 I_x, 힘을 전압 V_x에 대응시키고, 대형 진동기는 내부 임피던스가 무한대인 정전류원이라고 가정한다[12].

수전단(受電端)전압 V_0, 전류 I_0에 의해 수전단전압에서 거리 x점에서의 정재파의 전압 V_x, 전류 I_x를 표시하면 다음 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} V_x &= V_0^+ \exp(\gamma x) + V_0^- \exp(-\gamma x) \\ Z_0 I_x &= V_0^+ \exp(\gamma x) - V_0^- \exp(-\gamma x) \end{aligned} \tag{1}$$

여기서, Z_0는 특성임피던스이고 $\gamma(=\alpha+j\beta)$는 전송정수(propagation constant), α는 감쇠정수(attenuation constant), β는 위상정수(phase constant)를 나타낸다. 그리고

V_0^+와 V_0^-는 점 $x=0$에서의 입사파전압과 반사파전압을 나타낸다. 따라서 점 $x=0$에서는 다음 식이 성립한다.

$$\begin{aligned} V_0 &= V_0^+ + V_0^- \\ Z_0 I_0 &= V_0^+ + V_0^- \end{aligned} \tag{2}$$

그리고 양단의 전압 V_0과 V_l는, 분포정수선로모델의 양단에 존재하는 기계적인 임피던스 Z_a, Z_b 및 양단의 전류 I_0, I_l를 이용해서 다음 식과 같이 표현할 수 있다.

$$I_0 = Z_a \cdot I_0 \tag{3}$$

$$I_l = -Z_b \cdot I_l \tag{4}$$

Ⅲ. 굴곡파의 위상속도 산출법

외부에서 진동을 가했을 때 봉 표면에서 측정한 속도분포에서 정재파의 파장 λ와 정재파의 주파수 f를 구함으로써 굴곡파의 위상속도 c는 다음 식을 이용해서 산출할 수 있다.

$$\begin{aligned} c &= \lambda \cdot f \\ &= 4f|x_{max} - x_{min}| \end{aligned} \tag{5}$$

여기서, x_{max}는 전류가 최대인 점들 중에서 $x=0$에 가장 가까운 점, x_{min}는 전류가 최소인 점들 중에서 $x=0$에 가장 가까운 점을 나타낸다.

Ⅳ. 봉 표면의 속도분포 측정 시스템

그림 2는 길이 30 cm, 직경 2 mm의 봉(황동) 표면에 있어서 정재파의 속도분포를 레이저 도플러(laser Doppler) 진동계로 측정하는 시스템을 나타낸다.

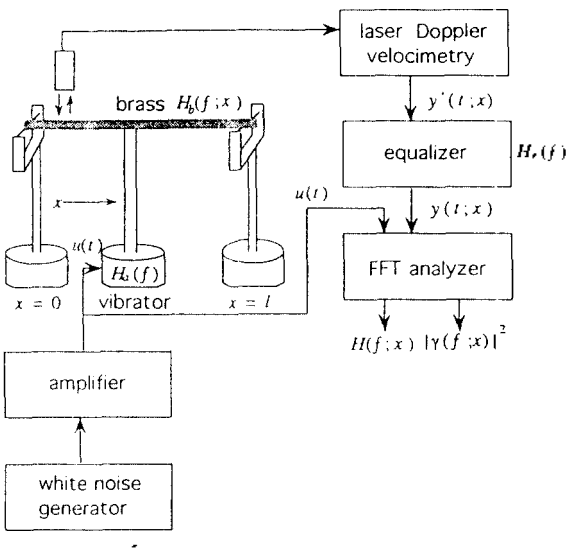

그림 2. Laser Doppler진동계에 의한 속도분포 측정 시스템

봉의 양단을 단순지지시키고, 봉의 중심을 백색잡음(white-noise) $u(t)$가 입력된 진동기로 진동시킨다. 우선 진동기의 주파수특성을 제거함으로써 외부에서 진동시킨 봉 표면의 진동스펙트럼을 명확히 구하기 위하여, 백색잡음 $u(t)$가 입력된 진동기의 진동표면의 진동속도 $z(t)$를 레이저 도플러 진동계로 측정해서, $z(t)$의 파워 스펙트럼(power spectrum)이 $u(t)$와 같이 백색화가 되도록 레이저 도플러 출력을 이퀄라이저(equalizer)에 입력시켜 조절한다.

그림 2의 측정시스템으로 봉의 좌단($x=0$)에서 레이저 도플러 진동계의 신호센서를 1cm씩 이동하면서 봉의 각 점에서의 진동 $y'(t;x)$를 레이저 도플러 진동계로 측정해서, 진동기에 입력된 신호 $u(t)$와 보정된 이퀄라이저 출력 $y(t;x)$의 전달함수 $H(f;x)$와 상관(coherence)함수 $|\gamma(f;x)|^2$를 FFT analyzer를 이용해서 측정한다. 이런 측정방법에 의해서 진동기의 주파수특성을 제거한 봉 자체의 응답특성 평가가 가능하다. 그림 3은 이퀄라이저의 역할을 나타내고 있다. 여기에서 $H_a(f)$는 진동기의 특성을, $H_e(f)$는 이퀄라이저의 특성을 나타내고 있다.

$$\begin{aligned} H(f) &= H_a(f) \cdot H_b(f) \cdot H_e(f) \\ &= H_b(f) \end{aligned}$$

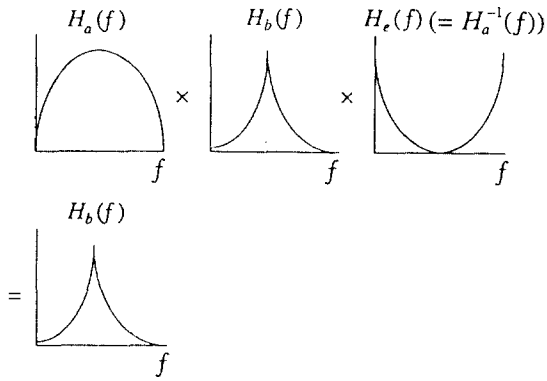

그림 3. Equalizer의 역할

또한, 위에서 구한 정재파의 속도분포의 절대치 $|H(f;x)|$로 부터 정재파의 파장 λ을 구해서 봉에 대한 위상속도 c를 산출할 수 있다. 이때, 전달함수 $H(f;x)$와 상관함수 $|\gamma(f;x)|^2$는 다음과 같이 나타낼 수 있다[13].

$$H(f;x) = \frac{E[Y(f;x)\cdot U^*(f)]}{E[|U(f)^2|]} \tag{6}$$

$$|\gamma(f;x)|^2 = \frac{|E[Y(f;x)\cdot U^*(f)]|^2}{E[|U(f)^2|]\cdot E[|Y(f;x)^2|]} \tag{7}$$

여기서, $E[\cdot]$는 평균화를 나타내고, $*$는 공역복소수를 나타내며, $U(f)$와 $Y(f;x)$는 각각 입력신호 $u(t)$와 보정된 이퀄라이저의 출력 $y(t;x)$의 퓨리에(fourier)변환을 나타낸다.

V. 봉 표면의 속도분포 측정

1. 황동 표면의 속도분포 측정결과

그림 2의 측정시스템을 이용해서 황동(brass)봉표면의 점 $x=14$ cm인 위치에 대해서, 진동기의 입력으로부터 보정된 후의 레이저 도플러 출력까지의 전달함수 진폭 $10\log|H(f_0;x)|^2$를 구하여 그림 4(a)에 표시한다. 그림 4(b)에는 $f_0=135$ Hz인 peak주파수를 이용해서 측정한 황동의 전달함수 진폭의 공간분포 $|H(f_0;x)|$를 표시한다. 그림 4(c)는 그 주파수의 전달함수의 위상의 공간분포 $\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 5(a)는 그림 4의 전달함수의 진폭 및 위상의 공간분포에서 구한 속도의 공간분포 $|H(f_0;x)|\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 5(b)는 진동기의 입력과 레이저 도플러 출력사이의 상관함수를 나타낸다. 여기서, 상관함수 $|\gamma(f;x)|^2$의 값이 거의 1이기 때문에 실험결과를 신뢰할 수 있다.

한편, 굴곡파의 전파속도는 주파수 f와 봉의 반경 a에 관계되므로 다음의 식으로 표시할 수 있다[14].

$$c_B=\sqrt{\pi a}\,c_L\sqrt{f} \tag{8}$$

여기서, c_L는 종파의 전파속도를 나타낸다.

$f_0=135$ Hz일 때, 진동의 공간분포에서 식(8)과 식(5)를 이용해서 황동의 굴곡파의 위상속도 c와 굴곡파의 전파속도 c_B를 계산하고, 종파의 전파속도 c_L를 구했다. 구한 값은 다음과 같다.

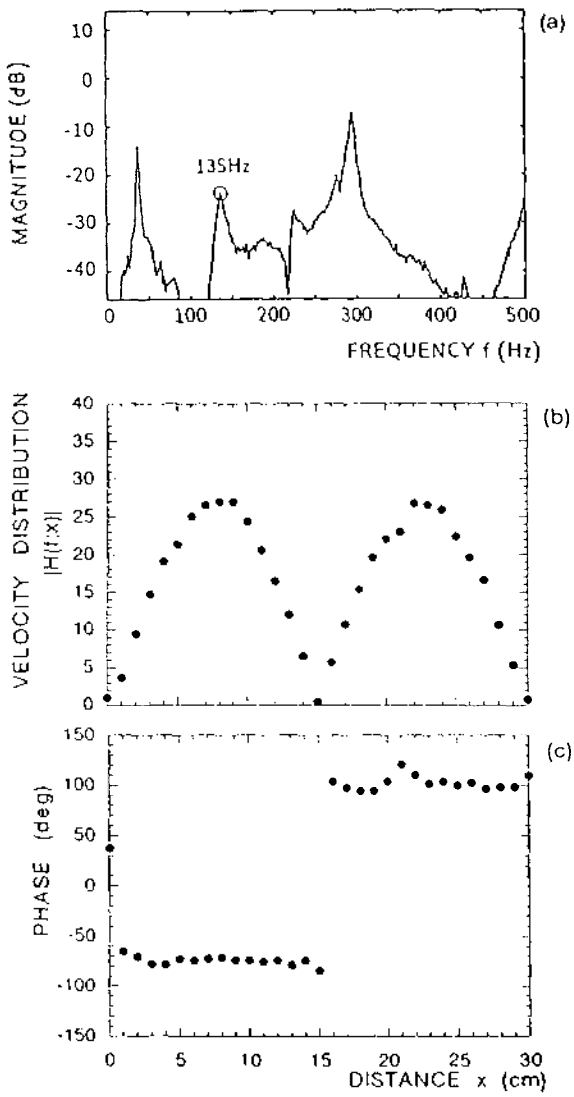

그림 4. Laser Doppler법에 의한 황동표면의 진동 측정결과, f_0 = 135 Hz
(a) 전달함수의 진폭
(b) 전달함수의 진폭의 공간분포
(c) 전달함수의 위상의 공간분포

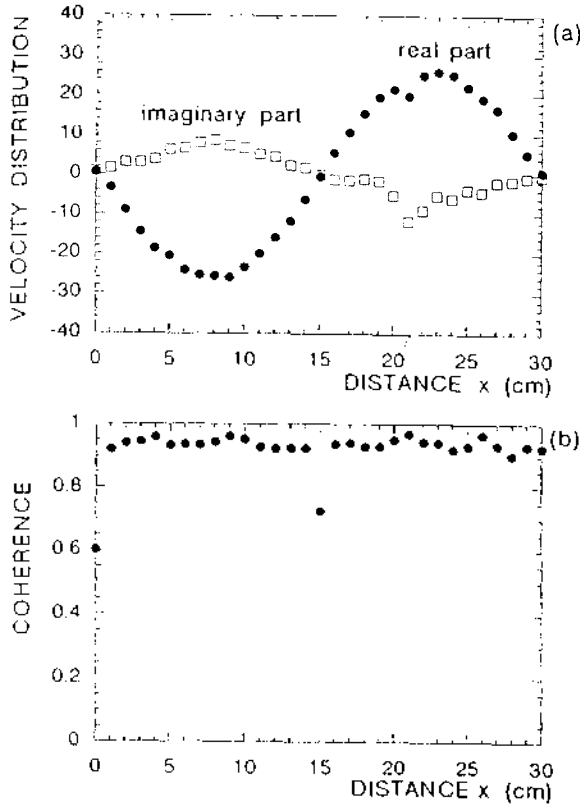

그림 5. Laser Doppler법에 의한 황동표면의 진동 측정결과, f_0 = 135 Hz
(a) 속도의 공간분포 (b) coherence함수

$c=c_B=40.50$ m/s
$c_L=3867$ m/s ($f=135$ Hz)

$x=14$ cm인 점에 대해서 이 측정방법으로 구한 진동기의 입력으로부터 보정된 후의 레이저 도플러 출력에의 전달함수의 진폭 $10\log|H(f_0;x)|^2$를 그림 6(a)에 표시한다. $f_0=295$ Hz의 peak주파수를 이용해서 측정한 황동의 전달함수의 진폭의 공간분포 $|H(f_0;x)|$를 그림 6(b)에 표시한다. 그림 6(c)는 그 주파수의 전달함수의 위상의 공

간분포 $\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 7(a)는 그림 4의 전달함수의 진폭 및 위상의 공간분포에서 구한 속도의 공간분포 $|H(f_0;x)|\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 7(b)는 진동기의 입력과 레이저 도플러 출력사이의 상관함수를 나타내는데, 상관함수 $|\gamma(f;x)|^2$의 값이 거의 1이기 때문에 실험결과를 신뢰할 수 있다.

f_0=295 Hz일 때, peak의 주파수성분에 관한 진동의 공간분포에서 식(8)과 식(5)를 이용해서 횡동의 굴곡파의 위상속도 c와 굴곡파의 전파속도 c_B를 계산하고, 종파의 전파속도 c_L를 구했다. 구한 값은 다음과 같다.

$c = c_B = 59.00$ m/s

$c_L = 3756$ m/s (f = 295 Hz)

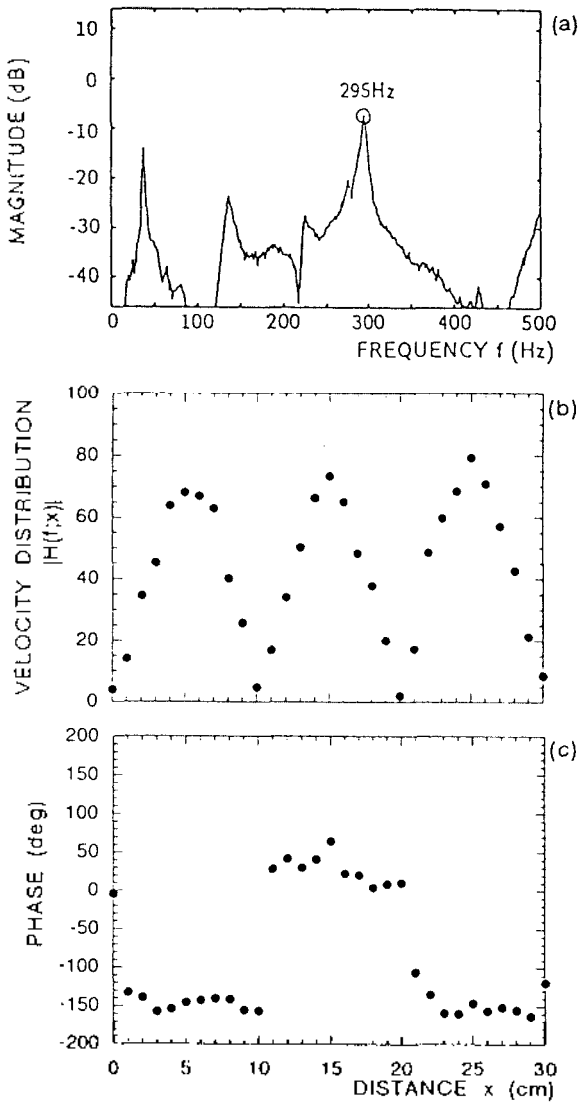

그림 6. Laser Doppler법에 의한 횡동표면의 진동 측정결과, f_0 = 295 Hz
(a) 전달함수의 진폭
(b) 전달함수의 진폭의 공간분포
(c) 전달함수의 위상의 공간분포

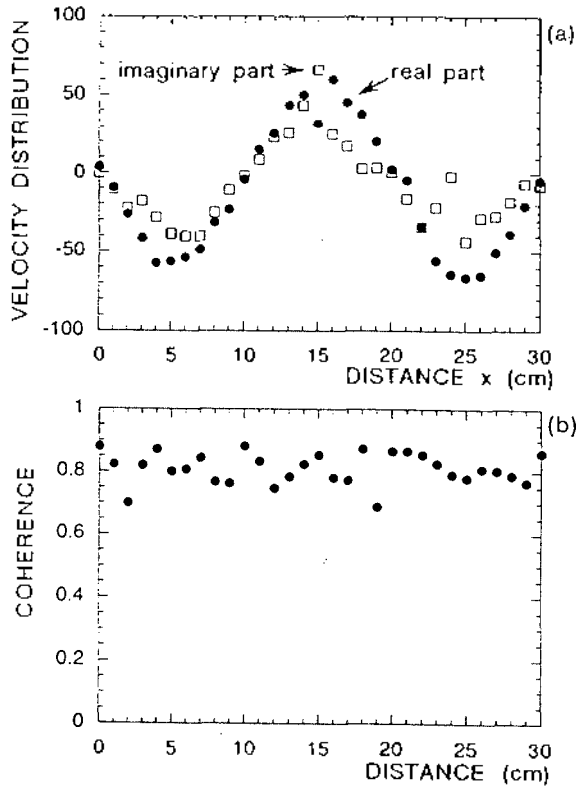

그림 7. Laser Doppler법에 의한 횡동표면의 진동 측정결과, f_0 = 295 Hz
(a) 속도의 공간분포 (b) coherence함수

이 실험결과에서 횡동(동과 아연의 성분비는 불명)의 굴곡진동의 전파속도분산을 측정한 결과를 그림 8에 나타냈다.

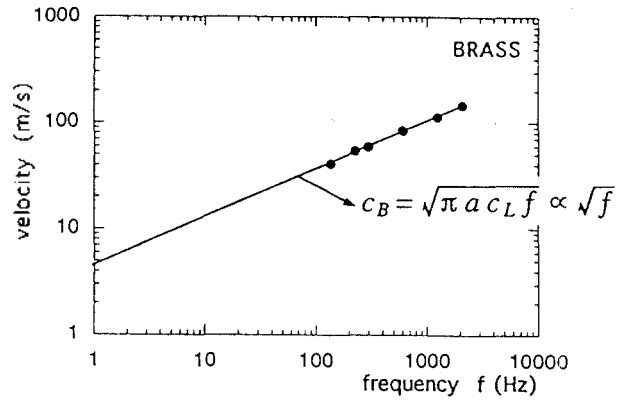

그림 8. 횡동의 굴곡진동의 전파속도분산의 측정결과

이 실험결과에서 구한 횡동의 종파 전파속도 c_L은 3658 m/s이다. 문헌에 알려져 있는 황동(동 70%, 아연 30%)에 관한 실제의 종파전파속도[15]는 c_L = 3480 m/s이므로, 위의 실험측정치와 거의 일치한다. 이 실험결과에 근거해서, 외부에서 진동을 가했을 때 생체 경조직에 대한 굴곡

진동의 전파속도를 초음파를 이용해 측정함으로써 생체 경조직의 진단의 가능성을 나타냈다.

2. 봉의 종파전파속도 산출법과 평가

양단을 지지한 봉의 기본주파수를 구하는 식은 다음과 같다[16].

$$f_1 = \frac{\pi}{2\,l^2}\sqrt{\frac{Q\,K^2}{\rho}} \tag{9}$$

여기서, l은 봉의 길이, ρ는 밀도, Q는 영율(Young's rate), K는 회전반경, 특히 원형단면의 경우는 K = 반경/2 이다.

식 (9)를 이용해서 f_0 = 295 Hz의 peak주파수를 이용해서 측정한 황동의 전달함수의 진폭의 공간분포 $|H(f_0;x)|$를 나타내는 그림 6(b)에서 기본주파수를 산출하면 다음과 같다.

9 f_1 = 295 Hz
f_1 = 32.78 Hz

산출해 낸 기본주파수의 값을 식(9)에 대입함으로써 영율 Q를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$Q = \frac{4\,l^2 f_1^2 \rho}{K^2\,\pi^2}$$

$$= 10.98\times10^{10}\ \mathrm{Kg/ms^2}$$

여기서 구한 영율 Q와 밀도 ρ를 이용해서 황동의 종파전파속도를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$c_L = \sqrt{\frac{Q}{\rho}} = \sqrt{\frac{10.98\times10^{10}}{8.1\times10^3}}$$

$$= 3682\ \mathrm{m/s}$$

위에서 산출한 황동의 종파전파속도 c_L = 3682 m/s는, 그림 8에 나타낸 굴곡진동의 전파속도분산에서 측정한 황동의 종파전파속도인 c_L = 3658 m/s와 거의 일치한다.

이 결과로써 황동에 대한 굴곡진동의 전파속도값이 정확하다는 것을 다시 한번증명하였다.

3. PMMA 표면의 속도분포의 측정결과

그림 2의 측정시스템을 이용해서 PMMA(polymethylmethacrylate)표면의 점 x = 13 cm에 대해서 진동기의 입력으로부터 보정된 후의 레이저 도플러 출력에의 전달함수의 진폭 10log $|H(f_0;x)|^2$를 그림 9(a)에 표시한다. f_0 = 550 Hz의 peak 주파수를 이용해서 측정한 PMMA의 전달함수에서 진폭의 공간분포 $|H(f_0;x)|$를 그림 9(b)에 표시한다. 그림 9(c)는 그 주파수의 전달함수에서 위상의 공간분포 $\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 10(a)는 그림 9의 전달함수에서 진폭의 공간분포와 위상의 공간분포로부터 구한 속도의 공간분포 $|H(f_0;x)|\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 10(b)는 진동기의 입력과 레이저 도플러 출력사이의 상관함수인데, 상관함수 $|\gamma(f;x)|^2$의 값이 거의 1이기 때문에 실험결과를 신뢰할 수 있다.

f_0 = 550 Hz일 때, peak의 주파수성분에 관한 진동의 공간분포에서 식(8)과 식(5)를 이용해서 PMMA의 굴곡파의 위상속도 c와 굴곡파의 전파속도 c_B를 계산하고, 종파의 전파속도 c_L를 구했다. 구한 값은 다음과 같다.

$c = c_B$ = 104.50 m/s
c_L = 2107 m/s (f_0 = 550 Hz)

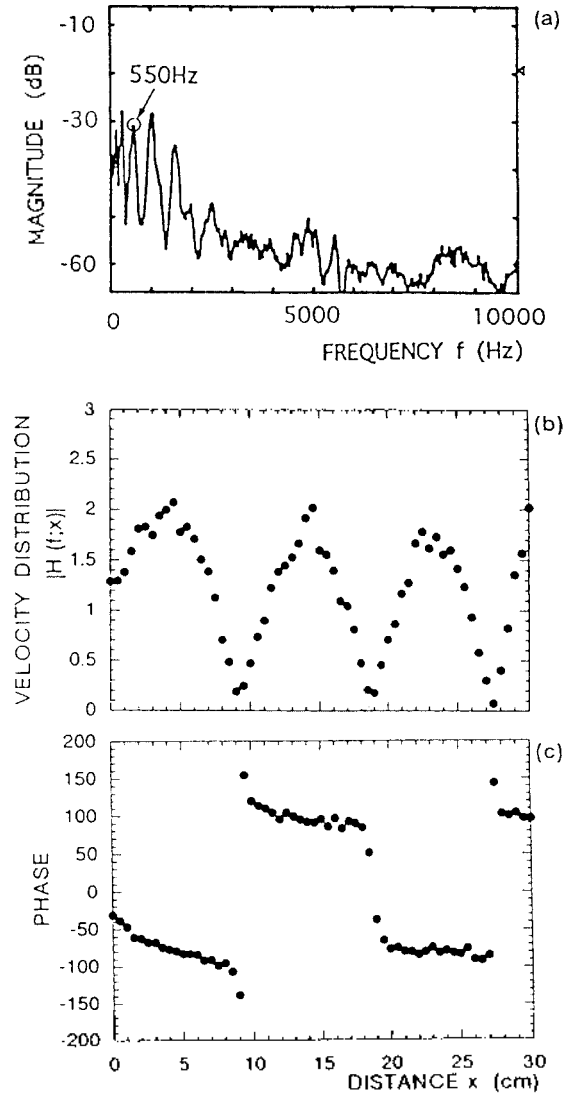

그림 9. Laser Doppler법에 의한 PMMA표면의 진동 측정결과, f_0 = 550 Hz
(a) 전달함수의 진폭
(b) 전달함수의 진폭의 공간분포
(c) 전달함수의 위상의 공간분포

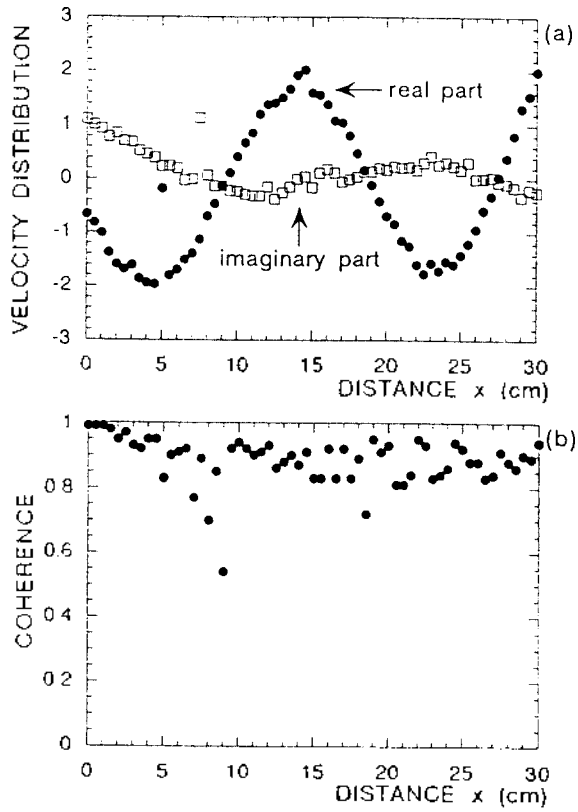

그림 10. Laser Doppler법에 의한 PMMA표면의 진동 측정결과, $f_0 = 550$ Hz
(a) 속도의 공간분포 (b) coherence함수

이 측정방법으로 점 $x = 13$ cm에 대해서 진동기의 입력으로부터 보정된 후의 레이저 도플러 출력에의 전달함수의 진폭 $10\log|H(f_0;x)|^2$를 그림 11(a)에 표시한다. $f_0 =$ 1000 Hz의 peak주파수를 이용해서 측정한 PMMA의 전달함수의 진폭의 공간분포 $|H(f_0;x)|$를 그림 11(b)에 표시한다. 그림 11(c)는 이 주파수의 전달함수의 위상의 공간분포 $\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 12(a)는 그림 11의 전달함수의 진폭의 공간분포와 위상의 공간분포에서 구한 속도의 공간분포 $|H(f_0;x)|\angle H(f_0;x)$를 나타낸다. 그림 12(b)는 진동기의 입력과 레이저 도플러 출력사이의 상관함수를 나타낸다. 상관함수 $|\gamma(f;x)|^2$의 값이 거의 1이기 때문에 실험결과를 신뢰할 수 있다.

$f_0 = 1000$ Hz일 때, peak의 주파수성분에 관한 진동의 공간분포에서 식(8)과 식(5)를 이용해서 PMMA의 굴곡파의 위상속도 c와 굴곡파의 전파속도 c_B를 계산하고, 종파의 전파속도 c_L를 구했다. 구한 값은 다음과 같다.

$c = c_B = 145.00$ m/s
$c_L = 2231$ m/s ($f = 1000$ Hz)

이 실험결과에서 PMMA의 굴곡진동의 전파속도분산을 측정한 결과는 그림 13에 나타냈다. 이 결과에서 PMMA

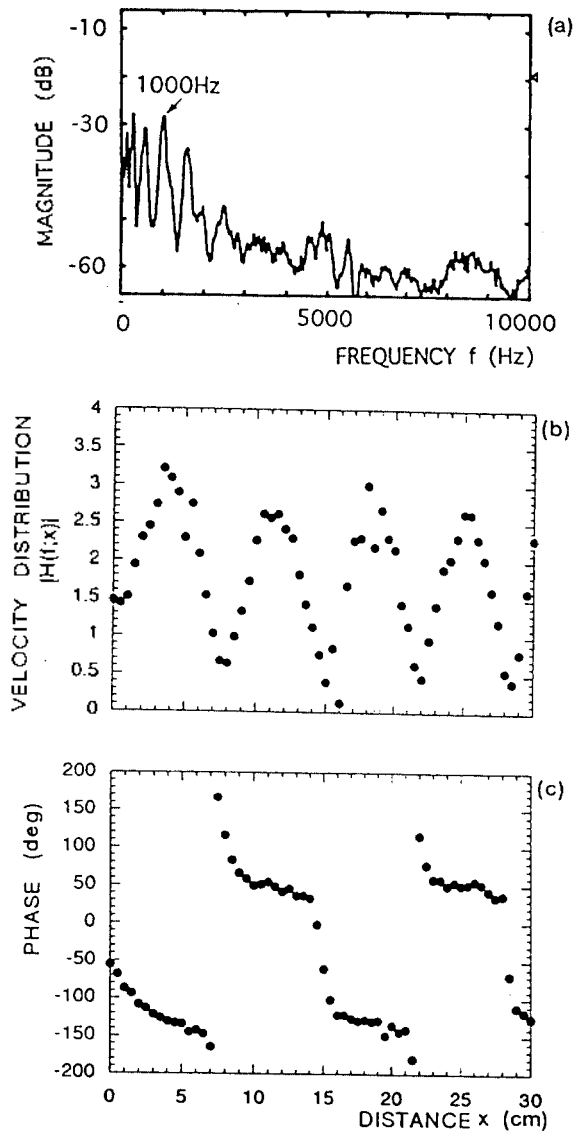

그림 11. Laser Doppler법에 의한 PMMA표면의 진동 측정결과, $f_0 = 1000$ Hz
(a) 전달함수의 진폭
(b) 전달함수의 진폭의 공간분포
(c) 전달함수의 위상의 공간분포

의 종파전파속도 c_L은 2152 m/s이다(약 −20℃의 온도에서의 측정). 문헌에 알려진 PMMA의 종파전파속도[15]는 −50℃에서는 $c_L = 2550$ m/s이고, 60℃에서는 $c_L = 1950$ m/s이고, 110℃에서는 $c_L = 1300$ m/s이므로 위의 실험측정치와 거의 일치한다. 황동을 이용한 실험결과와 마찬가지로 이 실험결과에 근거해서, 외부에서 진동을 가했을 때 생체 경조직에 대한 굴곡진동의 전파속도를 초음파를 이용해 측정함으로써 생체 경조직의 진단의 가능성을 나타냈다.

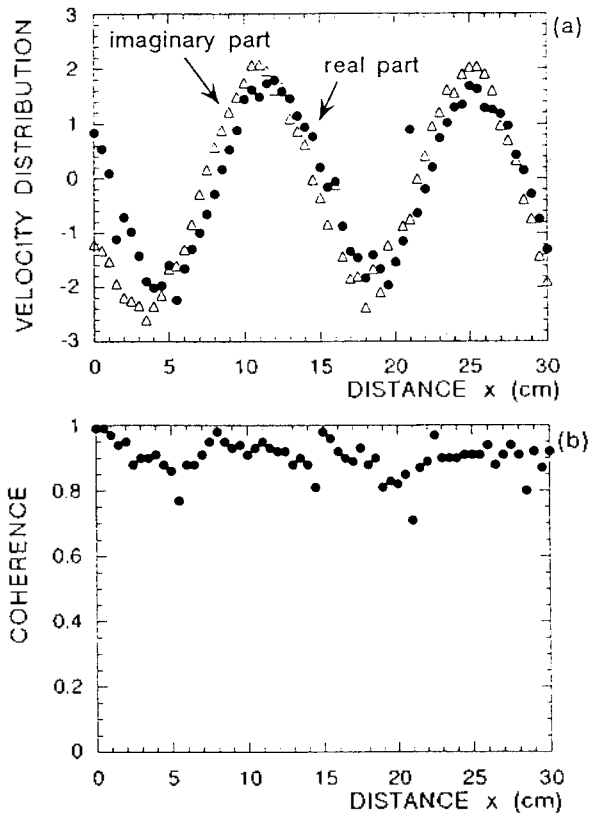

그림 12. Laser Doppler법에 의한 PMMA표면의 진동 측정결과, $f_0 = 1000$ Hz
(a) 속도의 공간분포 (b) coherence함수

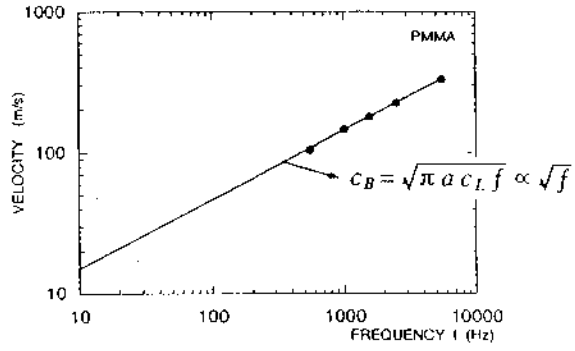

그림 13. PMMA의 굴곡진동의 전파속도분산의 측정결과

Ⅵ. 결 론

본 연구에서는 하나의 뼈를 분포정수선로를 이용해서 모델화하고, 속도분포의 상재파의 파장을 측정해서 굴곡파의 위상속도와 종파의 전파속도를 구할 수 있는 측정원리를 제안했다. 이 측정원리를 이용해서 백색잡음으로 진동되어진 봉(황동, PMMA) 표면의 속도분포의 상재파의 파상에서 굴곡파의 위상속도를 산출해 내고 종파의 전파속도를 구했다. 여기에서 복소수로 속도분포를 계측함으로써 보다 정확한 파상을 구할 수 있었고, 굴곡파의 전파속도의 주파수 특성도 계측할 수 있었다.

이 실험에서 구한 봉의 종파전파속도의 값은 문헌에 알려져있는 값과 거의 일치하기 때문에, 이 측정방법의 유효성을 실험적으로 증명하였다.

이 기초실험의 결과에 근거해서, 초음파Doppler법을 이용한 뼈에 대한 *in vivo*에서의 굴곡파와 종파의 전파속도계측의 가능성과 이를 근거로한 뼈의 이상(골다공증, osteoporosis) 진단의 가능성을 제시했다.

또한, 비침투적으로 계측 가능한 음향진단에 근거한 뼈의 새로운 진단법의 개발은 새로운 의료진단기술의 개발이라고 하는 공학적인 의의(意義)와, 뼈의 진단이라고 하는 사회복지적인 의의도 크다고 생각된다.

참 고 문 헌

1. L. E. Kinsler, A. R. Fray, "Fundamental of Acoustics", New York, Wiley, 1950, ch. 1-3.
2. J. M. Jurist, "In-vivo determination of the elastic response of bone I. Method of ulnar resonant frequency determination", Physics in medicine and Biology, Vol. 15, No. 3, pp. 417-426, 1984.
3. G. A. Thompson, "In-vivo determination of bone properties from mechanical impedance measurements", Reprints, Anual Science Meeting Acrospace Medicine Association, Las Vegas, pp. 133-134, May 1973.
4. 古渡 丰主外, "インパルス衝撃法による長管骨骨折の治癒評價および健康人脛骨力學的特性の生體內測定", 電子情報信學會, MEとバイサイバネチクス研究會資料, 1992年 9月.
5. B. S. Mather, "Comparison of two formula for in vivo prediction of strength of femur", Aeroaspace Medicine, Vol. 38, pp. 1270-1272, 1967.
6. 谷口外, "生體內脛骨動的特性評價", 日本機械學會, 第70期全國大會講演論文集, O. S. 36-428, 1992年 9月.
7. J. L. Katz, A. Meunier, H. S. Yoon, P. K. Das, L. Biro, R. Maharidge, F. Vosburgh, P. Christel, "An in vitro study of normal and pathological human femora", Biomechanics in china, Japan, and U.S.A. (1984) Science Press, Beijing, China.
8. A. Meunier, H. S. Yoon, J. L. Katz, "Ultrasonic characterization of some pathological human femora", IEEE Ultrasonic Symposium, pp. 713-717, 1982.
9. J. D. Craven, M. A. Costatini, M. A. Greenfield, R. Stern, "Measurement of the velocity of ultrasound in human cortical bone and its potential clinical importance", Investigative Radiology, Vol. 8, pp. 72-77, March-April 1973.
10. R. Heaney, L. Avioli, C. Chesnut III, J. Lappe, R. Recker, G. Brandenburger, "Osteoporotic bone fragility", The journal of the American Medical Association, Vol. 261, pp. 2986-2990, 1989.

11. G. brandenburger, L. Avioli, C. Chesnut III, R. Heaney, R. Poss, G. Pratt, R. Pecker, "In vivo measurement of osteoporotic bone fragility with apparent velocity of ultrasound", IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1023-1027, 1989.
12. 喜安善市, 電氣回路, 第8章, 第9章, 朝創書店, 1977.
13. 城戶建一, デジタル信號處理入門, 丸善株式會社, 1985.
14. 能本乙彦, 固體中超音波(I), 超音波の振動數における固體の固有振動, 日本音響學會誌第9券第1, pp. 16-17, 1953.
15. 理科年表, 1994.
16. H. F. OLSON, "Acoustical Engineering," New Jersey, ch. 3, 1959.
17. 中島眞人, Clinical Ultrasound Series 9. 新しい超音波診斷技術, 南江堂, 1991.

▲박 우 훈: 한국음향학회지 제 16권 6호 참조
1996년 3월~1998년 2월: 창원대학교 공과대학 국책교수
1998년 8월~현재: 창원대학교 공과대학 전자공학과 전임강사