

초음파를 이용한 골절치유과정의 정량적 평가기법

최 흥 호*

=Abstract=

Quantitative Evaluation Technique for Healing Fractured Bones Using Ultrasound

H. H. Choi*

The parameter, B/A, quantifies nonlinearity of the pressure-density relationship of propagation medium. This study investigated quantitative evaluation technique for healing fractured bones using this ultrasonic nonlinear parameter, B/A, obtained by the second harmonic amplitude method. A series of fundamental experiments were performed on cylinder phantoms made of aluminium, which demonstrated potential capability of nonlinear parameter B/A in the diagnosis of healing fractured bones using ultrasound.

Key words : Nonlinear parameter B/A, 2nd harmonic amplitude method

서 론

현재 골절치유과정의 진단법으로 가장 널리 사용되고 있는 방법은 X선을 이용하는 방법이다. 그러나 이 방법은 평가자 자신이 직접 눈으로 확인하는 주관적인 방법이기 때문에 정량적으로 평가하기가 어렵고, 측방향 화상과 같이 적용하기 어려운 경우가 많다. 더구나 X선 피폭과 같은 위험이 항상 도사리고 있기 때문에 그 적용범위가 더욱 좁아진다. 따라서 이러한 맹점을 보완하기 위해서 많은 연구자들은 초음파를 이용하여 비관혈적으로 안전하며 정량적인 방법에 의하여 진단하려고 시도하고 있다. 이와 같이 초음파를 이용하여 임상학적으로 정량화하여 진단하려는 메카니즘을 초음파 조직특성화(tissue characterization)¹⁾라 한다.

일반적으로 초음파가 처음으로 진단의학 분야에 응용된 것은 1950년 경으로 인체에 무해하고, 비 파괴적인 검사와 실시간 처리가 가능하다는 점에 힘입어 생체조직으

로부터 유용한 임상적인 정보를 얻어 내려는 노력이 여러 각도에서 많은 연구자들에 의하여 시도되어져 왔다. 초음파를 이용하여 뼈의 물성을 측정하는 것에 관한 연구로는, 1970년에 초음파를 이용하여 골의 탄성계수를 측정한 S. B. Lang²⁾을 비롯하여, 골에 대한 초음파 공진주파수의 변화와 골절치유정도와의 관련을 조사하여 골절치유의 과정을 검토한 V. R. Singh, et al³⁾, 또 골절부에 초음파 펄스를 전파시켜 그 투과율과 골절치유와의 상관(correlation)에 대하여 R. R. Pelker⁴⁾ 등의 발표가 있었다. 또한 M. A. Greenfield 등⁵⁻⁷⁾은 초음파 펄스를 골절부위에 전파시켜, 그 전파시간과 거리로부터 음속을 측정하고 음속과 골절치유의 정도와를 연결시켜 그 과정을 관측하였다. 또한 S. Saha⁸⁾ 등은 골절부에 stress wave를 주어 피에조 효과(piezoelectric effects)에 의하여 발생하는 전압으로써 골절치유과정을 관측하였다.

그러나 이러한 대부분의 방법들은 초음파의 기본파만을 대상으로 하는 선형적(linear)인 방법이다. 초음파가 매

* 인제대학교 의용공학과

* Department of Medical Engineering, Inje University

통신저자: 최흥호, (621-749) 경남 김해시 어방동 607, Tel. (0525) 20-3294, Fax. (0525) 37-1303

질을 통과한 투과파나 반사파 즉 유한진폭을 갖는 초음파에 있어서는 파가 전파함에 따라 반드시 파형왜곡이 일어나 송신된 기본파 이외에 고조파(harmonics)가 수차에 걸쳐 발생한다. 이러한 고조파들 중에 3차 이후의 고조파는 제2고조파와 비교하여 보면 무시할 수 있을 정도로 매우 작다. 그러나 대부분의 선형적인 해석에 있어서는 이들 고조파 성분 모두를 무시한다. 그런데 같은 매질에서 매질의 변형으로 인한 파형의 변화는 기본파보다는 고조파에서의 변화가 더 크다. 따라서 엄밀하게 말하자면 정확한 해석이 아니라고 할 수 있다. 그러므로 골절치유와 같이 같은 매질내의 변형과정을 진단하는 경우에는 선형적 방법보다는 비선형(nonlinear)적인 방법이 분해능(resolution) 측면에서 더 유리하기 때문에 정확한 관측이 될 수 있다.

따라서 본 연구에서는 2차 고조파까지를 포함한 비선형적인 방법으로 비선형 파라메타 B/A의 값을 추출하고, 이를 이용하여 골절치유과정을 정량적이고 객관적으로 평가하는 방법을 제안하며, Phantom 실험을 통하여 그 유용성을 검토해보고자 한다.

이 론

1. 초음파의 비선형 현상^{9, 10)}

일반적으로 초음파의 전파(傳播)를 생각할 때, 초음파의 진폭이 매우작다(無限小)고 가정하므로써 파동방정식의 비선형항을 무시하여 선형 파동방정식으로 간주한다. 그런데 초음파의 진폭이 큰 경우에는 이 비선형항을 무시할 수 없는 파동방정식이 되므로 비선형현상에 대하여 고려하지 않으면 안된다. 이와같이 진폭이 무한소라고 간주할 수 없는 초음파를 우리는 유한진폭 초음파라 한다.

초음파가 일정한 매질중을 전파하는 과정은 등엔트로피의 상태가 지속된다고 생각할 수 있다. 이때 매질의 밀도 ρ 와 입자속도 v 사이에는 다음과 같은 방정식이 성립한다.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho v) = 0 \quad (1)$$

여기서 음압(音壓)을 P라고 하면, 매질의 점성을 무시한 상태방정식은 Euler의 연속식에 의하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\frac{\partial v}{\partial t} + (v \nabla) v + \frac{1}{\rho} \nabla P = 0 \quad (2)$$

음압 P와 밀도 ρ 와의 관계를 나타내는 상태방정식을 ($\rho - \rho_0$)의 항에 관하여 정리하면 다음과 같이 Taylor의 급수 전개로 나타낼 수 있다.

$$P - P_0 = A \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right) + \frac{B}{2} \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right)^2 + \frac{C}{6} \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right)^3 + \dots \quad (3)$$

여기서 P는 음압, ρ 는 매질의 밀도, P_0 및 ρ_0 는 각각 정압시의 값을 나타낸다. 또 계수 A, B, C는 다음과 같이 정의된다.

$$A = \rho_0 \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho=\rho_0} = \rho_0 C_0^2 \quad (4)$$

$$B = \rho_0^2 \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho=\rho_0} = 2\rho_0^2 C_0^3 \left(\frac{\partial C}{\partial P} \right)_{\rho=\rho_0} \quad (5)$$

$$C = \rho_0^3 \left(\frac{\partial^3 P}{\partial \rho^3} \right)_{\rho=\rho_0} \quad (6)$$

여기서 C는 음속이고, C_0 는 정압시의 음속, 즉 무한 소진폭을 갖는 음파의 음속이다. 따라서 B/A는 상태방정식의 2차항의 척도이며 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$\frac{B}{A} = 2\rho_0 C_0 \left(\frac{\partial C}{\partial P} \right)_{\rho=\rho_0} \quad (7)$$

여기서 B/A를 비선형 파라메타라고 한다. 한편 음파가 전파해 가면서 찌그러지는 과정을 검토하기 위해서 이 식을 적분하면 다음과 같이 된다.

$$C = C_0 + (B/A)P/2\rho_0 C_0 \quad (8)$$

이 식은 유한 진폭음파의 음속 C가 음압 P의 함수가 되는 것을 의미하며, 전파과정에서 음압 P가 정(+)의 부분은 속도가 C_0 보다 빨라지고, 음압 P가 부(-)의 부분에서는 느려지기 때문에 음압파형에 찌그러짐이 생기며 고조파가 발생하게 된다. 따라서 위식은 매질의 비선형 파라메타와 파형의 왜곡에 관계되는 중요한 식이다. 연속 정현파가 전파하는 경우에는 이러한 영향을 받아 파형이 거치상파(鋸齒狀波)로 변해간다. 이와같이 매질내를 파가 전파해 감에 따라 비선형 효과에 의하여 찌그러짐이 발생함과 동시에 감쇠가 일어나 마침내는 소멸되어 간다. 이 과정을 다음 그림 1에 나타내었다.

음원으로부터 발생한 깨끗한 정현파(a)는 전파함에 따

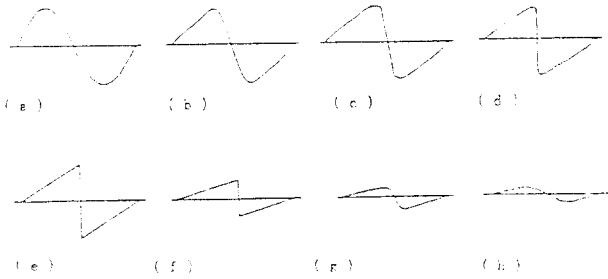


그림 1. 비선형전파의 과정

Fig. 1. Process of nonlinear propagation

- (a) 무왜곡 정현파 (b) 비선형전파의 과정
- (c) 임계거리의 파형 (d) 수직파면의 성장
- (e) 수직파면의 완성 (f) 비선형감쇠의 과정
- (g) 비선형감쇠의 과정 (h) 선형감쇠의 과정

라서 (b)와 같이 찌그러져 간다. 이 과정에서 고조파 성분이 증가하고 기본파 성분이 감소한다. 음파가 더욱 전파하면 (c)와 같이 시간축에 수직한 파면이 형성되며, 이때의 전파거리를 임계거리 또는 충격파 형성 거리라 한다. 이와같은 현상은 (d)에서와 같이 뚜렷해 지다가 (e)에서 완전히 수직인 파면(波面)이 완성된다. (f), (g)에서는 거치상파가 비선형적으로 감쇠하는 모양을 나타내며 드디어는 소멸한다.

2. 제2고조파 진폭법에 의한 비선형 파라메타의 측정^{11, 12)}

비선형 파라메타 B/A를 측정하는 대표적인 방법으로는 정압법(열역학법)¹³⁾, pumping과 이용법¹⁴⁾, parametric array법¹⁵⁾, 제2고조파 진폭법^{11, 12)} 등이 있다. 이 중에서도 제2고조파 진폭법이 비교적 간단한 장치로 B/A의 값을 측정할 수 있으며, 생체의 측정에 사용할 수 있는 초음파의 세기(수mW정도)와 주파수의 한계 등이 in vivo의 측정으로 응용할 수 있는 가능성이 가장 높기 때문에 본 연구에서는 제2고조파 진폭법을 사용하였다. 그림 2에 이 방법의 원리도를 나타내었다.

초음파 송신용 변환기(transducer)에 의하여 초음파를 조직내로 전파시켰을 때, 조직을 통과하여 초음파 수신용 변환기에 수신된 신호를 BPF(band pass filter)로 통과시켜 기본파와 제2고조파 진폭을 얻는다. 이 과정에서 조직의 비선형 효과로 인하여 발생하는 제2고조파의 크기를 측정하여 비선형 파라메타 B/A의 값을 측정하는 방법이다.

유한진폭 초음파가 매질중을 전파하면 전파거리가 증가함에 따라 파형이 찌그러지면서 거치상파(鋸齒狀波)로 변해 간다. 이 과정에서 기본파 성분은 감쇠하고 고조파

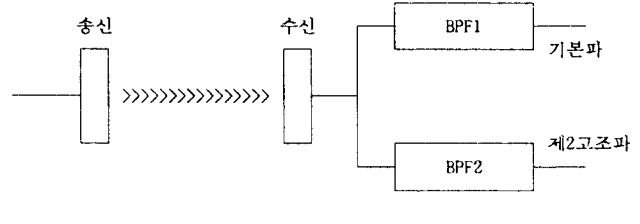


그림 2. 제2고조파 진폭법의 원리

Fig. 2. Principle of 2nd-harmonic amplitude method

성분이 증가한다. 여기서 제2고조파 성분의 증가 및 감소분은 다음식과 같이 된다.

$$\left(\frac{dP_1(x)}{dx}\right)_+ = \frac{(1 + \frac{B}{2A})\pi f_1 P_1^2(x)}{\rho_0 C_0^3} \tag{9}$$

$$\left(\frac{dP_2(x)}{dx}\right)_- = -\alpha(2f_1)P_2(x) \tag{10}$$

단, x 는 전파거리, f_1 은 기본파 주파수, α 는 감쇠계수, $P_1(x)$, $P_2(x)$ 는 각각 전파거리 x 에서의 기본파 음압, 제2고조파 음압이다. 따라서 초음파를 조직중으로 전파시키면, 제2고조파 성분이 증가하여 파형은 찌그러진다. 위의 식(9), (10)에 의하여 거리 x 만큼 초음파가 전파했을 때의 제2고조파 성분의 변화는 다음 식과 같이 된다. 단, 이때 사용된 파는 평면파이고 위상변화는 없는 것으로 한다.

$$P_2(x) = P_2(0) + f_1 \int_0^x \left[\frac{(1 + \frac{B}{2A})\pi}{\rho_0 C_0^3} P_1^2(x) - 2\alpha P_2(x) \right] dx \tag{11}$$

따라서 이 식에서 비선형 파라메타 B/A를 구하면 다음과 같이 된다.

$$B/A = \frac{2\rho_0 C_0^3 \left[\left(\frac{P_2(L) - P_2(0)}{f_1} \right) + 2\alpha \int_0^L P_2(x) dx \right]}{\pi \int_0^L P_1^2(x) dx} - 2 \tag{12}$$

또한 초음파가 매질중을 전파할 때는 감쇠, 왜곡과 함께 위상이 쉬프트(shift)되는 현상이 발생한다. 이를 나타내는 위상 쉬프트 파라메터 N은 다음 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$N = -\left(\frac{\partial C}{\partial P}\right) \tag{13}$$

또 위상 쉬프트 파라미터 N과 비선형 파라미터 B/A와 의 사이에는 다음의 관계가 성립한다.

$$N = \frac{1}{2\rho_0 C_0^3} \left(\frac{B}{A} \right) \quad (14)$$

3. 비선형 현상의 시뮬레이션

매질을 전파하는 음파의 비선형 현상은 음파의 세기가 큰 경우에 현저히 나타나기 때문에 유한진폭파의 비선형 성은 음파의 진폭에 의존하며 고조파가 발생한다.

진동자면으로부터 입자속도가 $A_1(0)\sin\omega t$ 인 평면파 초음파가 손실이 없는 균일한 매질내를 전파할 때 발생하는 고조파 성분은 기하학적으로 해석이 가능하며 이를 Fubini의 해^{16, 17)} 라고 한다. 즉 이상적인 평면파가 매질내를 거리 x 만큼 전파할 때 발생하는 제 n 차 고조파 성분은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$A_n(x) = \frac{A_1(0) \cdot 2 \cdot J_n(n\sigma)}{n \cdot \sigma} \quad (15)$$

$$\sigma = \left(1 + \frac{B}{2A} \right) \cdot \omega \cdot x \cdot A_1(0) / \rho_0 C_0^3 \quad (16)$$

- 여기서 $A_n(x)$: 제 n 차 고조파 진폭
- $A_1(0)$: $x=0$ 에서의 기본파 진폭
- $J_n(x)$: 제 n 차 Bessel함수
- σ : shock 파라메타
- ω : 기본파의 각주파수
- ρ_0 : 매질속도의 정상성분
- c_0 : 음속의 정상성분

식 (15)를 이용하여 음파가 매질내를 전파할 때 발생하는 비선형 현상을 컴퓨터로 시뮬레이션 하였다. 표 1에 주파수가 2.25 MHz의 초음파가 비선형 파라미터 B/A가 5인 물속을 10cm 전파했을 때 발생하는 고조파성분을, 음압이 10, 10², 10³, 10⁴, 10⁵ Pa의 경우에 대하여 나타내었다. 생체조직의 대부분(약 70%)은 물로써 구성되어져 있기 때문에 이 시뮬레이션의 결과로부터 생체조직을 전파하는 초음파의 비선형 현상과 모양을 추정할 수 있다고 할 수 있다. 결과에서도 알 수 있듯이 기본파 성분은 거의 변화가 없으며, 발생하는 고조파 가운데 제3차 이상의 고조파성분은 제2차 고조파성분과 비교하여 10% 이하로 아주 작음을 알 수 있다. 또 이러한 경우에는 비선형 효과에 의한 기본파진폭의 변화를 무시할 수 있음도 알 수 있다.

표 1. 비선형 효과에 의한 고조파진폭의 변화.

Table 1. Variation of harmonics amplitude by nonlinear effect

전파전의 초음파 진폭 (Pa)	전파후의 기본파 성분 (Pa)	제 2 고조파 성분 (Pa)	제 3 고조파 성분 (Pa)	제 4 고조파 성분 (Pa)	제 5 고조파 성분 (Pa)
10	10	7.3304E-5	1.612E-9	6.3023E-14	3.609E-18
100	100	7.3304E-3	1.612E-6	6.3023E-10	3.609E-13
1000	1000	0.73304	1.612E-3	6.3023E-6	3.609E-8
10000	10000	73.3091	1.61223	0.063034	3.610E-3
100000	100000	7383.14	163.167	64.179	3.69

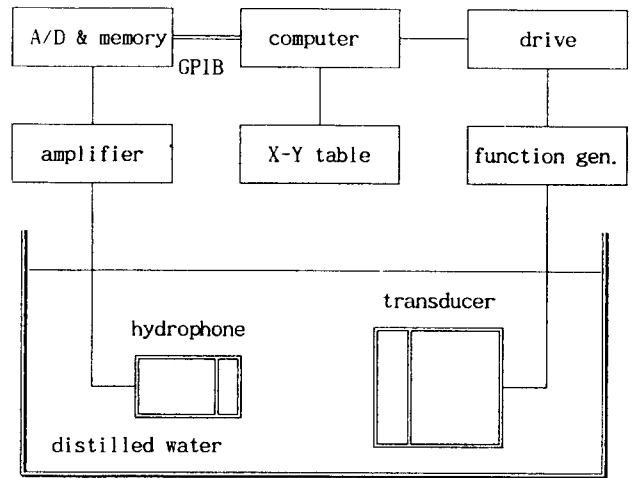


그림 3. 실험장치의 구성도
Fig. 3. Configuration of experimental setup

실 험

1. 증류수에서의 비선형 파라메타 B/A의 측정

일반적으로 초음파는 물에서의 감쇠량이 0이다. 그러므로 대상으로 하는 조직과 초음파변환기 사이에는 coupling oil이나 물이 필수적이다. 따라서 대상조직에서의 파라메타를 구하기 위해서는 물에서의 비선형 파라메타 B/A가 선형적으로 검토되어야 한다. 따라서 우선 증류수속을 전파하는 연속초음파의 기본파 성분과 제2고조파 성분의 진폭을 hydrophone으로 측정하고 식 (12)에 의하여 비선형 파라메타 B/A를 추정한다. 그림 3에 실험장치의 구성도를 나타내었다.

데이터의 수집과정은 다음과 같다. Function Generator (HP8111A)에서는 수 볼트의 연속 정현파를 발생시킨다.

이 신호를 광대역 선형증폭기로 수십 볼트로 증폭한 후 초음파 변환기 (2.25MHz)를 구동시켜 초음파를 발생시킨다. 송신된 초음파 신호를 수신하기 위하여는 Hydrophone을 사용하였다. 사용된 Hydrophone은 Generex사 제품으로 1mm ϕ , 1MHz-20MHz까지의 수신범위를 갖는다. 수신된 신호는 증폭과정을 거쳐 샘플링주파수 100MHz로 A/D 변환된 후 디지털 메모리 (DM-901)로 기록된다. 그 후 기록된 수신신호는 GPIB에 의하여 컴퓨터로 전송되며, 이 데이터를 256 points의 FFT해석을 통하여 각 주파수 성분의 전압으로 계산된다. 또한 Hydrophone의 교정그래프를 이용하여 각각의 주파수 성분에 대한 전압을 음압으로 산출하고 식 (12)를 이용하여 조직의 비선형 파라미터를 추정한다. 그림 4에 송신되는 초음파 및 초음파가 물속을 10cm 전파한 후의 수신신호를 각각 나타내었다. 데이터의 수집은 20cm 떨어진 물속을 1cm씩 scan하면서 각각 3개씩 총 60개의 데이터를 수집하

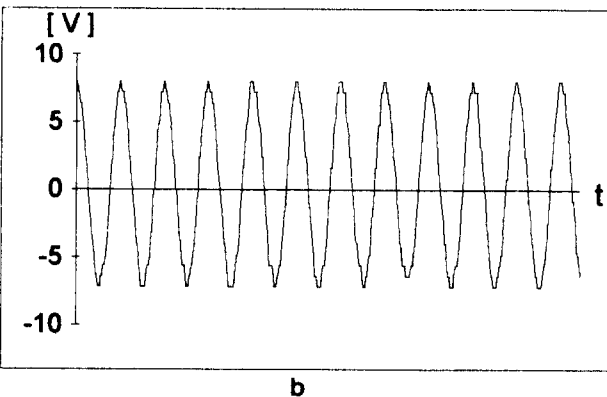
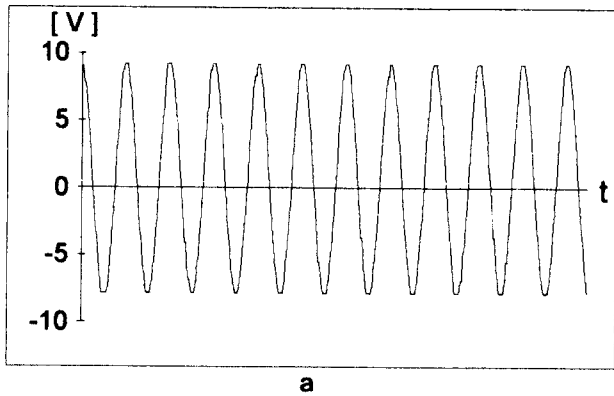


그림 4. (a) 송신 초음파 (b) 물속을 전파한 수신파
Fig. 4. (a) Transmission wave (b) Received wave through the water

여 처리하였다. 또한 그림 5에는 그림 4의 신호에 대한 각각의 기본파 및 고조파 성분의 분포를 나타내었다. 그림 4의 수신신호에서는 찌그러짐의 변화가 현저하지는 않아 육안으로 식별하기는 어렵지만 그림 5에서와 같이 주파수 영역의 스펙트럼으로 바꾸었을 경우에는 초음파가 물속을 전파해 감에 따라서 고조파에 대한 성분이 점차로 증가함을 알 수 있다. 그림 6에는 전파거리에 따른 기본파와 제2고조파 진폭의 비를 나타내었다. 결과로서 추정된 증류수의 비선형 파라미터 B/A의 평균값은 6.354 ± 0.75 이다. 이 값은 R.P.Ryan et al.¹⁶⁾의 추정값인 6.1 ± 0.6 , L. Adler et al.¹⁷⁾의 6.2 ± 0.6 , I.G.Mikhailov et al.¹¹⁾의 6.6 ± 0.5 와도 잘 일치하는 것을 알 수 있다.

2. Phantom을 이용한 실험

일반적으로 골절치유과정은 3단계로 나누어 설명할 수 있다. 제1단계는 골절로 인하여 생긴 틈에 응고된 혈액과 이완된 섬유조직으로 차있는 상태를 말하며, 제2단계는

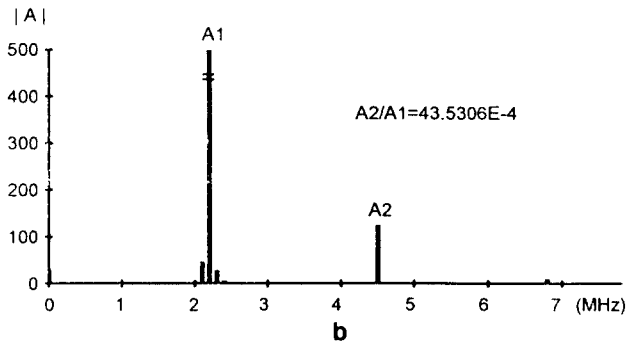
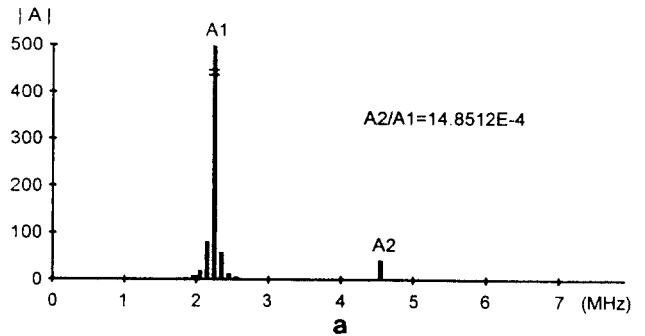


그림 5. (a) 송신파의 주파수스펙트럼 (b) 수신파의 주파수스펙트럼
Fig. 5. (a) Frequency spectrum of transmission wave (b) Frequency spectrum of received wave

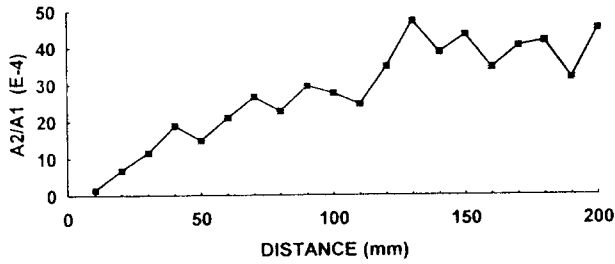


그림 6. 전파에 따른 기본파와 제2고조파와의 비
 Fig. 6. Fundamental wave and 2nd harmonic ratio

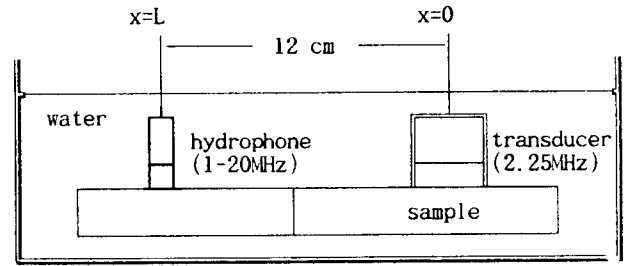


그림 7. 변환기와 시료의 장치도
 Fig. 7. Experimental setup of sample and transducers

제1단계 때 차있던 물질 대신에 가골(假骨)이 형성되는 상태를 말한다. 또한 골절치유과정 제3단계는 형성된 가골에 천천히 칼슘염이 침착되는 상태를 말하고, 더 나아가서는 가골이 보통의 골과 같게 되어 골절의 치유는 완료된다. 따라서 이와 흡사한 시료조건으로써 골 대신에 다음과 같은 Phantom을 선정하여 고조파의 발생을 확인하였으며, 제2고조파 진폭법에 의하여 B/A의 값을 추정하였다. 여기서 모델로써 알루미늄 파이프를 선택한 이유는 일반적으로 골에 관한 실험에서 많이 사용되어져 왔기 때문이다.

* 시료의 선택: 시료로서는 다음과 같은 조건을 갖는 모델을 사용하였다.

1. 모델 1: 건강한 뼈의 모델 - 길이 32cm, 직경 3cm, 두께 2mm인 알루미늄 파이프.
2. 모델 2: 골절치유 1, 2단계의 모델 - 1의 모델을 반으로 절단하고 오일젤리로 접속한 알루미늄 파이프. (접속부의 두께 2mm)
3. 모델 3: 골절치유 3단계의 모델 - 1의 모델을 반으로 절단하고 접착제(epoxy계 araldite)로 접속한 알루미늄 파이프. (접속부의 두께 0.5mm)

본 단계에서의 실험장치의 구성은 그림 3과 같으며 변환기와 시료와의 setup은 그림 7과 같다. 초음파 신호의 수집은 변환기에 가해주는 전압으로 음압을 0.1 MPa, 0.2 MPa, 0.3 MPa, 0.4 MPa, 0.5 MPa로 각각 변화시킨 후 각각의 모델로부터 데이터를 수집하였으며, 그 밖의 비선형 파라미터의 추정에 이르기까지 일련의 처리과정은 앞에서의 방법과 동일하다.

결과 및 검토

비선형 파라미터 B/A가 경도에 대한 음압의존도를 나타내기 때문에 B/A를 이용하여 골절치유의 정도를 나타

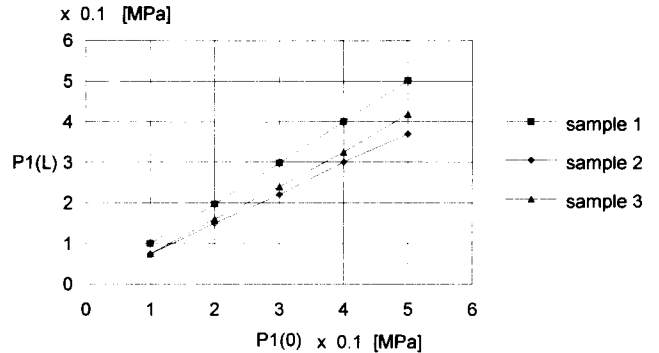


그림 8. 기본파성분의 감쇠
 Fig. 8. Attenuation of fundamental component

내는 지표로 사용될 수 있는 가능성을 검토해 보았다. 위의 그림 7에서 $x=0$ 에서의 기본파 성분에 대한 음압 $P_1(0)$, $x=L$ 에서 제2고조파 성분의 음압 $P_2(L)$ 을 각각 측정된 후 식 (12), (14)에 의하여 매질 내의 비선형 파라미터 B/A를 추정하였다. 이때 적용된 계수는 $f_1 = 2.25$ (MHz), $\rho_0 = 2700$ (Kg/m³), $C_0 = 5200$ (m/s)이다. 모델에 있어서 기본파 성분의 감쇠 정도를 알기 위하여 $P_1(0)$ 과 $P_1(L)$ 과의 관계를 그림 8에 나타내었으며 추정한 파라미터 B/A의 결과를 그림 9에 나타내었다. 알루미늄에 대한 감쇠는 그림 8의 sample 1에서 알 수 있듯이 전파 전후의 값들이 거의 무시할 정도로 작다는 것이 기본파 성분에 대한 실험으로부터 알 수 있었으며, 따라서 알루미늄의 감쇠정수 α 는 0으로 하였다. 또 모델2, 모델3의 접속부에 대한 감쇠정수는 모델1에서의 경우와는 약간의 차이가 있지만 본 연구에서는 같다고 가정하므로써 감쇠의 영향이 포함된 B/A의 값을 추정하였다.

이 결과로부터 다음과 같은 사항을 확인할 수 있었다.

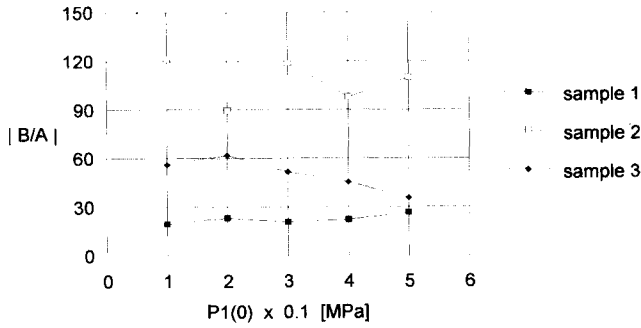


그림 9. B/A의 추정치
Fig. 9. Estimated value of B/A

- (1) 감쇠는 모델2(25.9%), 모델3(22.7%), 모델1(0%)의 순으로 크며, 단 팔호안의 수치는 $P_i(L)$ 과 $P_i(0)$ 의 비를 %로 나타낸 평균 감쇠율을 나타낸다.
- (2) 비선형 파라미터 B/A의 값은 모델2(106.1), 모델3(49.2), 모델1(22.4)의 순서이며 그 차이는 감쇠에서의 차이보다 크다. 즉 골절 치유과정에서의 평가 분해능이 우수하다는 것을 나타내고 있으며, 팔호안의 수치는 평균의 B/A값을 나타낸다.

비선형 파라미터 B/A의 값이 이처럼 모델에 따라서 큰 차이를 보인다는 것은 이에 대한 분해능이 우수함을 나타내며, 본 연구의 목적에 부응하는 매우 바람직한 현상이라 할 수 있다. 이는 순수한 B/A값의 차이 뿐만이 아니라 접속부에서 감쇠정수의 차이를 무시하여 적용시켜 감쇠의 영향까지도 포함시키므로써 실현시킬 수가 있었고, 이렇게 함으로써 골절치유의 정도를 평가하는 데 있어서 분해능을 향상시키는 결과를 가져왔다.

결 론

본 연구에서는 초음파가 매질을 전파할 때 발생하는 비선형현상에 관하여 검토하고 시뮬레이션을 통하여 검증하였으며, 이를 이용하여 골절치유의 과정을 평가하는 새로운 방법으로써, 골의 물성측정에 의하여 경도의 음압의 존도를 나타내는 비선형 파라미터 B/A를 이용한 방법을 제안하고, 알루미늄 파이프를 이용하여 간단한 뼈의 모델을 구성하였으며, 이를 이용한 실험을 통하여 그 유용성을 검토해 보았다. 그 결과 골의 치유단계별 모델에 따라 계산된 B/A값의 분포가 일치하였으며, 또한 B/A값은 감쇠정수의 차이가 포함되어 있어 비록 약하게 나타나는 비

선형 현상에 대하여도 큰 분해능을 나타내었다. 그러므로 이러한 결과로 미루어 볼 때 제안된 방법은, 비선형 파라미터 B/A를 이용하여 조직의 진단이 가능하며, 초음파를 이용하여 골절치유의 과정을 평가할 수 있다는 가능성을 제시해 주고 있다.

앞으로의 과제는 측정치의 오차를 최소화할 수 있는 측면에서 데이터 수집장치에 대한 연구가 요구되며, 보다 실제에 가까운 모델을 설정하고 이를 이용하여 같은 실험을 반복하여 신뢰도를 높힌 후 in vivo의 상태에서 골절치유과정에 대하여 B/A를 측정코자 한다.

REFERENCE

1. 홍승홍, "초음파의 Tissue Characterization 에 관한 연구", 대한전자공학회 하계종합 학술대회 논문집 6(1), 1983
2. Sidney B. Lang: "Ultrasonic Method for Measuring Elastic Coefficients of Bone and Results on Fresh and Dried Bovine Bones," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-17, No. 2, pp. 101-105, 1970
3. V. R. Singh, V. P. Adya, Aftab Ahmed, Sanjay Yadav: "A Stress Wave Propagation Technique for Bone Repair Study," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-37, No. 10, pp. 1014-1017, 1990
4. Richard R. Pelker, Subrata Saha: "Wave Propagation Across A Body Discontinuity Simulating A Healing Fracture," J. Biomechanics, Vol. 18, No. 10, pp. 745-753, 1985
5. Moses A. Greenfield, et al.: "Measurement of the Velocity of Ultrasound in Human Cortical Bone In Vivo" Radiation Physics, Vol. 138, No. 3, pp. 701-710, 1981
6. Richard R. Pelker, Subrata Saha: "Stress Wave Propagation in Bone" J. Biomec - hanics, Vol. 16, No. 7, pp. 481-489, 1983.
7. Milan Gerlan, et al.: "Ultrasonic Study of Normal and Fractured Bone" Clin. Orthop. Rel. Res., Vol. 111, No. 9, pp. 175-180, 1975
8. S. Saha and R. S. Lakes, "A noninvasive technique for detecting stress wave in bone using the piezoelectric effect", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-24, pp. 508-512, 1977
9. 熊本芳朗: "連續鋸齒狀波とN波の傳搬に關する基礎理論," 日本音響學會誌38卷1號, 1982
10. 實吉純一, 菊池喜充, 能本乙彦: "超音波技術便覽," 日刊工業新聞社, pp. 1427-1432, 1966
11. I. G. Mikhailov and V. A. Shutilov, "Distortion of finite-amplitude ultrasonic waves in various liquids", Sov. Phys. Acoust., Vol. 6, No. 4, pp. 340-346, 1961
12. W. N. Cobb, "Finite Amplitude Method for the Determination of the Acoustic Nonlinearity Parameter B/A", J. Acoust. Soc. Am. 73, pp. 1526, 1983
13. 遠藤 信行 他, "生體組織の非線形パラメータ測定の基礎研究", 日本超音波醫學會講演論文集, P443, 1987
14. 市田 信行 他, "非線形パラメータ, トモグラフィ", 日本音響學

- 會誌, 第39卷, 第8號, 1983
15. 中川 義克 他, “非線形相互作用を用いた超音波非線形パラメータCT”, 電子通信學會論文誌 J69-D, No. 8, P1215, 1986
16. R. P. Ryan, A. G. Lutsch, and R. T. Beyer: “*Measurement of the distortion of finite ultrasonic waves in liquids by a pulse method.*” J. Acoust. Soc. Am., Vol. 34, No. 1, pp. 31-35, 1962
17. Laszlo Adler and E. A. Hiedemann, “*Determination of the nonlinearity parameter B/A for water and m-xylene*”, J. Acoust. Soc. Am., ol. 34, No. 4, pp. 410-412, 1962