

論文 90-27-12-17

조직 정량화를 위한 의용 초음파 영상 기술 개발 (비선형 파라미터의 측정 및 단층영상에 미치는 감쇠의 영향)

(Development of Medical Ultrasound Imaging Techniques for Tissue Characterization
(Attenuation Effect on Measurement and Tomography of Nonlinear Parameter))

李 賢 柱*, 李 康 浩**, 崔 鐘 鎬***, 崔 宗 秀**

(Hyun Joo Lee, Kang Ho Lee, Jong Ho Choi, and Jong Soo Choi)

要 約

본 논문에서는 비선형 파라미터의 측정 및 단층영상에 미치는 주파수 의존 감쇠의 영향을 분석한다. 비선형 파라미터의 측정기법 중 고조파 성분 이용법과 2차파 성분 이용법을 사용하여 컴퓨터 시뮬레이션 실시하였으며, 그 결과를 통하여 감쇠의 영향을 평가했고 두 측정 기법의 성능을 비교하였다. 시뮬레이션 결과 감쇠의 영향은 주파수 의존 감쇠의 주파수 의존 지수와 매질 고유의 감쇠 계수값이 클수록 심하게 나타났고, 그 영향의 정도를 오차 함수를 통하여 정량적으로 평가했다. 측정 기법에 대해서는 2차파 성분 이용법이 고조파 성분 이용법에 비해 감쇠의 영향에 덜 민감했다. 비선형 파라미터 단층 영상에 대해서도 같은 결과를 얻었으며, 단층 영상 전체가 주파수 의존 감쇠(비선형 감쇠)의 영향을 받으므로, 이러한 결과에 대한 감쇠 보상 필터의 설계가 필요하게 됨을 보인다.

Abstract

In this paper attenuation effect on the measurement and the tomography of nonlinear parameter is discussed. We perform computer simulation with the method using harmonic components and the method using secondary wave components, and then estimate attenuation effect through the results and compare two measurement techniques. According to simulation result the attenuation effect is more intensive as larger n and α_0 , and the degree of the attenuation effect is represented as error functions. In the aspect of measurement techniques, the method using secondary wave components is more insensitive to attenuation effect than the method using harmonic components. We obtain the same result in the nonlinear tomography, and show that the attenuation compensative filter is required because the whole tomogram is affected by frequency dependent attenuation (or nonlinear attenuation).

*準會員, **正會員, 中央大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Chungang Univ.)

***正會員, 江南大學校 電子計算學科
(Dept. of Computer Science, Kangnam Univ.)

接受日字: 1990年 8月 4日

(※본 연구는 1988년도 문교부 학술연구조성비
자유공모과제에 의해 수행되었음.)

I. 서 론

초음파 진단장치는 인체에 해롭지 않다는 큰 장점을 갖고 있어 그 이용이 증가하고 있다. 그러나 종래의 초음파 진단장치는 생체 내부의 상이한 조직에 대한 경계만을 추출할 뿐 같은 조직 내에서의 병의 진행여부, 조직의 병리학적 상태 등에 관한 정량적

인 정보는 제공하지 못하고 있다. 따라서 이러한 단점을 보완하기 위한 연구 분야인 조직의 정량화(tissue characterization)가 큰 관심을 끌고 있다.^[1] 조직의 정량화에 관한 접근 방식에는 무한히 작은 진폭의 파동을 가정하여 음향 임피던스, 음속, 감쇠 계수 등을 선형근사 이론에 의해 측정하고자 하는 종래의 방법과 유한 진폭 음파에 수반되는 음향적 특성을 이용하는 방법이 있다.

본 연구에서 대상으로 하는 유한 진폭 음파의 경우, 음속이 진폭과 매질이 갖는 고유 특성에 의존하기 때문에 생체 조직 내에서 파형은 왜곡되며, 즉 고조파 성분이 증가하게 된다. 이러한 점에서 조직의 비선형성의 정도를 나타내는 비선형 파라미터가 조직 정량화 파라미터로 의미를 갖게 되는 것이다. 비선형 파라미터의 측정 방법은 음파의 해석 영역에 따라 크게 두가지로 나누어질 수 있다. 주파수 영역에서의 측정기법에는 주파수 성분들의 측정치를 이용하는 고조파 성분 이용법과 1차파들의 상호작용으로 발생하는 2차파 성분을 이용하는 2차파 성분이용법이 있다. 시간 영역에서의 측정기법으로는 매질의 비선형 특성을 펌프파라는 변조파를 사용하여 위상 변화의 형태로 구하는 변조법(pumping wave method)이 대표적이다.^[2] 그러나 이 방법들이 현실적으로 이용되지 못하고 있는 이유는 매질을 전파하는 초음파는 산란, 감쇠, 회절, 반사, 굴절 등 여러가지 현상의 영향을 복합적으로 받기 때문이다. 앞의 여러 물리적 현상 중 회절과 감쇠의 영향이 가장 심각하며, 따라서 본 논문에서는 감쇠의 영향을 고찰하고자 한다. 일반적으로 생체 연부 조직에서의 감쇠는 주파수에 비례하는 것으로 취급되고 있으나, 실제의 경우 주파수 f의 n승이라고 알려져 있다. n은 거의 1에서 1.5사이의 값을 갖는다. 본 논문에서는 감쇠가 주파수에 선형인 것으로 취급되었을 때의 측정치에 포함되는 오차를 비선형 파라미터의 측정과 영상화 측면에서 고찰한다. 비선형 감쇠는 본 논문에서 취급하는 고조파 성분이나 2차파 성분의 경우 더욱 복잡한 형태로 영향을 미치며, 따라서 감쇠의 영향을 정확하게 평가하는 것이 중요하고, 비선형 감쇠에 대한 보상의 바탕이되는 것이다. 비선형 파라미터의 측정과 비선형 파라미터 단층영상에 대한 감쇠의 영향을 평가하기 위해서 컴퓨터 시뮬레이션을 행하고, 그 결과를 통하여 고조파 성분 이용법과 2차파 성분 이용법, 두 계측기법의 성능을 비교한다. 단, 감쇠에 의한 정보 손실을 최소화하기 위해서 고조파 성분 이용법의 경우는 제 2 고조파 성분을 이용하고 2차파 성분 이용법의 경우는 차주파수 성분을 이용한다.

II. 유한 진폭 음파의 전파 이론

종래의 초음파의 해석에서는 무한히 작은 진폭의 파동을 가정하여 음향 임피던스, 음속, 감쇠 계수 등을 선형 근사 이론에 의해 측정하는 방법이 주로 연구되어 왔다. 그러나 유한 진폭 음파는 음속이 음압의 크기에 의존하기 때문에 선형 근사가 성립되지 않는다.

생체 연부 조직을 전파하는 음파의 비선형성은 음압(p)과 밀도(ρ)와의 관계를 Taylor급수로 전개하여 다음과 같이 주어진다.^[3]

$$p = p_0 + \left[\frac{\partial p}{\partial \rho} \right]_s (\rho - \rho_0) + \frac{1}{2} \left[\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right]_s (\rho - \rho_0)^2 + \dots + \left[\frac{\partial p}{\partial s} \right]_o (s - s_0) + \dots \quad (1)$$

여기서 p₀와 ρ₀는 각각 평형상태의 음압과 밀도이며, s는 엔트로피이다. s=s₀인 등엔트로피 조건하에서 식(1)은

$$p - p_0 = A \left[\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right] + \frac{B}{2} \left[\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right]^2 + \dots \quad (2)$$

로 주어지며, 여기 c₀는 무한히 작은 진폭의 음파의 속도를 나타낸다. 식(2)의 1차항과 2차항의 계수의 비를 비선형 파라미터 B/A로 정의한다.

$$A = \rho_0 c_0^2, \quad B = \rho_0^2 \left[\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right] = 2\rho_0^2 c_0^3 \frac{\partial c}{\partial \rho} \quad (3)$$

$$B/A = 2\rho_0 c_0 \frac{\partial c}{\partial p} \quad (4)$$

즉, 비선형 파라미터 B/A는 음압에 대한 음속의 의존도이다. 식(4)를 풀면, 임의의 시간 t에서의 음속은

$$c(t) = c_0 + \frac{1}{2\rho_0 c_0} B/A \cdot p(t) \quad (5)$$

로 주어진다. 매질 내의 한 점에서의 음속은 그 점의 음압치에 비례하며, 각점의 상이한 음속이 위상 변화를 일으켜 파형은 왜곡된다. 무손실 매질내를 전파하는 유한 진폭 음파의 음압은 Fubin에 의해 다음과 같이 Fourier 급수식으로 표현된다.

$$P = \sum_{n=1}^{\infty} P_0 \frac{2}{n\sigma} J_n(n\sigma) \sin n(\omega t - kx) \quad (6)$$

여기서 ω와 k는 각각 기본파 성분의 각주파수와 파수이고 J_n는 n차의 제 1종 Bessel함수이며 σ는 충격 파라미터(shock parameter)이다.

선형 근사 이론에서의 감쇠 메카니즘은 매질의 흡수와 산란에 의한 에너지의 감소로 설명되고 있다.^{[14][15]} 즉, 불균일 매질을 전파한 음파의 세기 I 는

$$I = I_0 \exp(-\alpha \cdot x) \quad (7)$$

로 주어진다. 여기서 I_0 는 입사파의 세기이고, α 는 매질의 감쇠 계수이다. 그러나 매질을 전파하는 비선형 파라미터의 음속은 음압(p)의 함수이므로 파형이 왜곡되어 고조파를 발생시킨다. 따라서 음파의 비선형 감쇠 메카니즘은 충격파 형성 과정에서의 에너지 감소(유한 진폭 음파의 감쇠)와 감쇠 주파수의존성에 의한 고조파 성분 에너지의 감소(고조파 성분의 감쇠)로 나누어 설명될 수 있다. 식(6)으로부터, 유한 진폭 음파의 세기(I)는

$$I = I_0 \sum_{n=1}^{\infty} \left[\frac{2}{n\sigma} J_n(n\sigma) \right]^2 \quad (8)$$

로 표현되며, 식(8)을 감쇠에 관한 정의식인

$$\alpha = -\nabla \cdot \bar{I} / 2I \quad (9)$$

에 대입하면 유한 진폭 음파의 감쇠 $\alpha_{finite}(\sigma)$ 를 얻을 수 있다. 마찬가지로, 고주파 감쇠에 대해서는 고조파의 세기가 다음과 같이 주어지면

$$I(x) = I_0 \sum_{n=1}^{\infty} \left[\frac{2}{n\sigma} J_n(n\sigma) \right]^2_{x=0} \exp(-\alpha \cdot x) \quad (10)$$

식(10)을 식(9)에 대입하여 $\alpha_{har}(\sigma)$ 를 구할 수 있다. 따라서, 유한 진폭 음파의 감쇠와 고조파 감쇠는 서로 독립적이라는 가정하에서, 매질을 전파하는 음파의 총 감쇠 α 는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\alpha = \alpha_{finite}(\sigma) + \alpha_{har}(\sigma) \quad (11)$$

일반적으로 매질을 전파하는 초음파의 감쇠량은 송수신 트랜스듀서 사이에 감쇠 매질이 있는 경우와 없는 경우에 수신된 파형의 피크 값을 비교하여 결정하는 것으로 생각할 수 있다. 그러나 불균일 매질을 전파하는 초음파의 경우는 앞의 비교가 타당하지 않다. 이의 보완책으로 파형 전체의 적분치, 즉 에너지를 비교하여 감쇠량을 측정하는 방법이 있을 수 있으나, 반사와 굴절의 영향이 내포되어 정확한 측정이 어렵다. 따라서 감쇠량을 측정하는 가장 적당한 방법으로는 주파수의 의존성을 고려한 감쇠 계수의 측정법이라 하겠다. 일반적으로 주파수의 의존 감소 $\alpha(f)$ 는

$$\alpha(f) = \alpha_0 \cdot f^n \quad (12)$$

로 쓸 수 있다. 여기서 α_0 는 매질의 고유치이다. 일

반적으로 생체 연부 조직에서 주파수 의존 지수 n 은 1로 가정되고 있으나, 비선형 음파의 감쇠 메카니즘은 유한 진폭 음파의 감쇠와 고조파 감쇠의 합으로 표현되므로 n 이 1이라는 가정은 타당하지 않다. 따라서 n 값에 따라 측정 결과에 오차가 나타나게 된다.

III. 감쇠의 영향

1. 비선형 파라미터의 측정^{[2][13]}

1) 고조파 성분 이용법

초음파가 감쇠가 없는 균질한 매질 내를 전파할 경우, 거리 x 에서의 제 2고조파 성분은 식(6)으로부터 구할 수 있다.

$$P_2 = P_0 \cdot J_2(2\sigma) / \sigma \quad (13)$$

여기서 f_c 는 입사파의 중심 주파수이고, 식(13)의 Bessel 함수를 멱급수 전개하여 1차항과 2차항만을 고려하면, 전파 거리 x 에 따르는 제 2고조파 성분의 크기는

$$P_2(x) = P(2f_c, x) = \pi \cdot f_c \cdot P_1^2(0) \cdot \frac{(2+B/A)}{2\rho_0 c_0^3} \cdot x \quad (14)$$

로 나타낼 수 있고, 여기서 $P_1(0)$ 는 $x=0$ 에서의 기본파 성분의 크기이다. 초음파의 전파를 평면파와 전파라 가정한다면, 식(14)로부터 제 2고조파 성분의 발생은 전파 거리에 비례하고 매질에 대한 비선형 파라미터 B/A 를 제 2고조파 성분의 측정으로부터 구할 수 있음을 알 수 있다.

생체 연부 조직과 같이 감쇠가 있는 매질의 경우, 감쇠의 영향을 고려해야만 한다. 기본파 성분과 제 2고조파 성분의 감쇠가 서로 독립적으로 일어난다면, 전파에 따르는 제 2고조파 성분은 비선형 효과에 의해 발생하는 성분과 선형 감쇠에 의한 성분의 합으로 나타낼 수 있다.

$$\frac{dP_2(x)}{dx} = \pi \cdot f_c \cdot P_1^2(x) \cdot \frac{(2+B/A)}{2\rho_0 c_0^3} - \alpha_2 P_2(x) \quad (15)$$

여기서 $P_1(x) = P_1(0) \exp(-\alpha_1 \cdot x)$ 이고 α_1 과 α_2 는 각각 기본파 성분과 제 2고조파 성분에 따르는 감쇠 계수이다. 식(15)을 풀면,

$$P_2(x) = \pi \cdot f_c \cdot P_1^2(0) \cdot \frac{(2+B/A)}{2\rho_0 c_0^3} \cdot \frac{\exp(-\alpha_1 x) - \exp(-2\alpha_1 x)}{2\alpha_1 - \alpha_2} \quad (16)$$

로 된다. 감쇠 계수 α_1 과 α_2 가 결정되면 식(16)로부터 감쇠 매질의 B/A 를 구할 수 있다. 이렇게 구해진

결과에 나타나는 감쇠의 영향을 고려하기 위해서 오차 함수 E_{2nd} 를 정의한다.

$$E_{2nd} = \frac{\exp(-\alpha_2 \cdot x) - \exp(-2\alpha_1 \cdot x)}{2\alpha_1 - \alpha_2} \quad (17)$$

식 (17)에 식 (12)의 주파수 의존 감쇠를 적용하면,

$$E_{2nd} = \frac{\exp(-\alpha_0(2f_c)^n \cdot x) - \exp(-2\alpha_0 f_c^n \cdot x)}{2\alpha_0(2f_c)^n - \alpha_0 f_c^n} \quad (18)$$

$$= \frac{\exp(-\alpha_0(2f_c)^n \cdot x) - \exp(-2\alpha_0 f_c^n \cdot x)}{\alpha_0 f_c^n (2 - 2^n)}$$

로 되며, 식 (18)에서 알 수 있듯이 오차 함수 E_{2nd} 는 α_0 와 f_c 가 일정할 때 주파수 의존 감쇠의 주파수 의존 지수 n 의 함수가 된다.

2) 2차파 성분 이용법

중심 주파수가 f_1 과 f_2 인 두 초음파를 동시에 전파시켜 수신측에서 1차파 성분들과 2차파 성분을 측정함으로써 매질의 비선형성의 정도를 구하는 방법이다. 이때 사용되는 초음파의 전파는 동축상의 평면파 전파로 가정한다.

감쇠가 없는 균일한 매질에 대해서 중심 주파수가 f_1, f_2 인 평면파를 전파시켰을 때 발생하는 2차파 성분을 $P_s(x)$ 라 하면,

$$P_s(x) = P(f_s, x) = \pi \cdot f_s \cdot P_1(0) \cdot P_2(0) \cdot \frac{(2+B/A)}{2\rho_0 c_0^3} \cdot x \quad (19)$$

로 표현된다. 여기서 $P_1(0), P_2(0)$ 는 1차파의 기본파 성분들이고 $f_s = f_1 - f_2 (f_1 > f_2)$ 이다.

감쇠가 있는 매질의 경우, 1차파의 음압이 비교적 작고 비선형 흡수를 고려하지 않는다면, 1차파의 감쇠와 2차파의 감쇠는 서로 독립적이라고 생각할 수 있다. 1차파가 입사되어 거리 dx 를 전파하는 동안 발생하는 차주파수 성분(2차파 성분)의 크기를 $dP_s(x)$ 라 하면,

$$\frac{dP_s(x)}{dx} = \pi \cdot f_s \cdot P_1(x) \cdot P_2(x) \cdot \frac{(2+B/A)}{2\rho_0 c_0^3} - \alpha_s P_s(x) \quad (20)$$

로 되며, 여기서 $P_1(x) = P_1(0)\exp(-\alpha_1 \cdot x), P_2(x) = P_2(0)\exp(-\alpha_2 \cdot x)$ 이고, 식 (20)의 우변은 전파로 인해 발생하는 차주파수 성분의 감쇠를 나타내고 있다. 식 (20)을 풀면,

$$P_s(x) = \pi \cdot f_s \cdot P_1(0) \cdot P_2(0) \cdot \frac{(2+B/A)}{2\rho_0 c_0^3} \cdot \frac{\exp(-\alpha_s \cdot x) - \exp(\alpha_1 + \alpha_2)x}{(\alpha_1 + \alpha_2) - \alpha_s} \quad (21)$$

로 된다. 식 (21)로부터 감쇠 매질의 비선형 파라미터 B/A를 구할 수 있다. 이렇게 구해진 결과에 나타나는 감쇠의 영향을 고려하기 위해서 오차 함수 E_{diff} 를

$$E_{diff} = \frac{\exp(-\alpha_s \cdot x) - \exp(\alpha_1 + \alpha_2)x}{(\alpha_1 + \alpha_2) - \alpha_s} \quad (22)$$

로 정의한다. 식 (22)에 식 (12)의 주파수 의존 감쇠를 적용하면,

$$E_{diff} = \frac{\exp(-\alpha_0(f_1 - f_2)^n x) - \exp(\alpha_0(f_1^n + f_2^n)x)}{\alpha_0(f_1^n + f_2^n) - \alpha_0(f_1 - f_2)^n} \quad (23)$$

$$= \frac{\exp(-\alpha_0(f_1 - f_2)^n x) - \exp(-\alpha_0(f_1^n + f_2^n)x)}{\alpha_0(f_1^n + f_2^n - (f_1 - f_2)^n)}$$

로 된다. 식 (23)의 오차 함수 E_{diff} 는 α_0, f_1, f_2 가 결정되었을 때 주파수 의존 감쇠의 주파수 의존 지수 n 의 함수가 된다.

2. 비선형 파라미터의 단층 영상 구성^{[2][4]}

1) 고조파 성분 이용법

비선형 파라미터에 대한 단층 영상 구성을 위해서 비균질 매질을 대상으로 한다. 수신된 제 2고조파 성분의 크기는 전파 거리에 대한 직분 형태로 표현된다.

$$P_2(L) = \pi \cdot f_c \cdot P_1^2(L) \int_0^L \beta_1(x) \exp\left[\int_x^L (2\alpha_1(y) - \alpha_2(y)) dy\right] dx \quad (24)$$

여기서 $\alpha_1(y)$ 와 $\alpha_2(y)$ 는 전파 지점 y 에서의 기본파 성분과 제 2고조파 성분에 대한 감쇠 계수이고 $P_1(L) = P_1(0)\exp(-\int_0^L \alpha_1(x) dx)$ 이다. $\beta_1(x)$ 는 파의 비선형 전파에 영향을 미치는 매질의 특성량을 묶어서 새롭게 정의된 비선형 파라미터이다.

$$\beta_1(x) = \frac{2+B/A(x)}{2\rho_0(x) c_0^3(x)} \quad (25)$$

식 (24)을 다시 정리하면,

$$P_2(L) = \pi \cdot f_c \cdot P_1^2(0) \int_0^L \beta_1(x) \exp\left[-\int_0^x 2\alpha_1(y) dy - \int_x^L \alpha_2(y) dy\right] dx$$

$$= \pi \cdot f_c \cdot P_1^2(0) \exp\left[\int_0^L -\alpha_2(y) dy\right]$$

$$\int_0^L \beta_1(x) \exp\left[-\int_0^x (2\alpha_1(y) - \alpha_2(y)) dy\right] dx \quad (26)$$

로 주어진다. 식 (26)에서 볼 수 있듯이, 제 2고조파 성분의 크기는 비선형 파라미터 $\beta_1(x)$ 의 선적분치로 표현되고 임의의 투영각에서 얻은 투영 데이터로의

취급이 가능하다. 또한 이 투영 데이터는 매질의 감쇠 계수 $\alpha_0(x)$ 와 주파수 의존 감쇠의 주파수 의존지수 n 에 대하여 변함을 알 수 있다.

2) 2차파 성분 이용법

불균일 매질을 전파하여 수신된 차주파수 성분의 크기는 전파 거리에 대한 적분 형태로 표현된다.

$$P_s(L) = \pi \cdot f_s \cdot P_1(L) \cdot P_2(L) \int_0^L \beta_1(x) \exp \left[\int_x^L (\alpha_1(y) + \alpha_2(y)) dy \right] dx \tag{27}$$

여기서 $\alpha_1(y)$ 와 $\alpha_2(y)$ 는 전파 지점 y 에서의 1차파 성분들에 대한 감쇠 계수 이고, $\beta_1(x)$ 는 식(25)로 정의되는 매질의 비선형 파라미터이다. 식 (27)를 다시 정리하면,

$$P_s(L) = \pi \cdot f_s \cdot P_1(0) \cdot P_2(0) \int_0^L \beta_1(x) \exp \left[- \int_0^x (\alpha_1(y) + \alpha_2(y)) dy \right] dx \tag{28}$$

와 같이 된다. 즉, 차주파수 성분의 크기는 비선형 파라미터 $\beta_1(x)$ 의 선적분치로 표현되고 임의의 투영각에서 얻은 투영 데이터로의 취급이 가능하다. 또한 이 투영 데이터는 매질의 감쇠 계수 $\alpha_0(x)$ 와 주파수 의존 감쇠의 주파수 의존 지수 n 에 대하여 변함을 알 수 있다.

IV. 컴퓨터 시뮬레이션 및 결과

1. 비선형 파라미터의 측정 결과에 미치는 감쇠의 영향

비선형 파라미터의 측정을 위해서, 매질을 표 1의 뇌(brain, foetus)와 같은 고유값을 갖는 균일한 매질이라 가정하였고, 전파거리 x 를 10cm까지 변화시

켜 가며 주파수 성분들을 측정하였다. 표 1은 인체 각 부위에 대한 데이터이다.^[8]

고조파 성분 이용법과 2차파 성분 이용법 각각에 대해서 식 (18)과 식 (23)에 정의된 오차 함수를 사용하여 주파수 의존 감쇠의 영향을 구했다. 주파수 의존 지수 n 만을 변화시켰을 때, 감쇠의 영향은 전파 거리가 증가함에 따라 비선형적으로 증가했다. 감쇠를 주파수에 선형으로 근사시킬 수 있는 범위는 $n=1.1$ 일 경우 3cm내외이며, n 이 1.1보다 클 경우에는 그 범위가 더욱 줄어든다. 따라서 선형 근사가 타당한 영역은 극히 제한되어 있으므로, 보다 보편적인 초음파의 해석을 위해서는 주파수 의존(비선형) 감쇠가 고려되어야 한다는 것을 알 수 있다. 또한, 2차파 성분 이용법이 고조파 성분 이용법에 비해 감쇠의 영향에 민감하지 않다. 그 결과를 그림 1에 보였다.

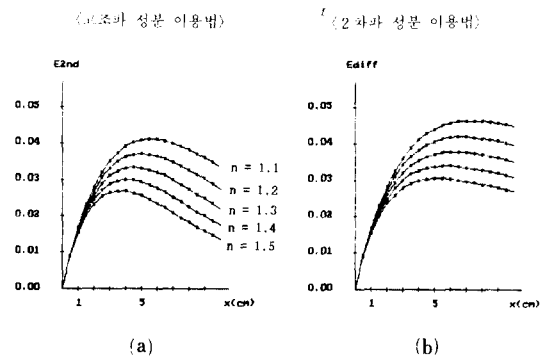
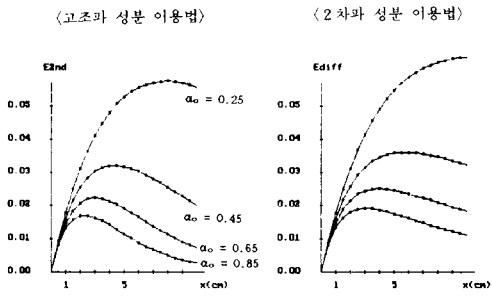


그림 1. 주파수 의존 감쇠의 영향(n의 변화에 대한 오차 함수)
Fig. 1. Effect of frequency dependent attenuation. (Error function of variable n.)

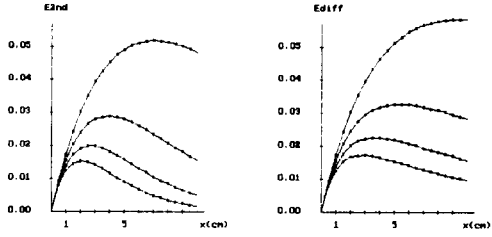
표 1. 인체에서의 초음파 전파 파라미터

Table 1. Ultrasonic propagation parameters in human tissues.

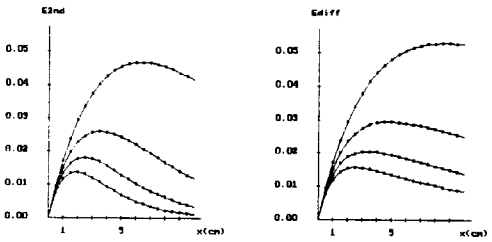
매 질	밀도 (kg/m ³)	음속 (m/sec)	감쇠 (dB/cm·MHz)	B/A
Brain, foetus	1021.	1516.	0.295	6.55
Lymphnode	1040.	1513.8	0.58	8.21
in Breast				
Breast cancer	1053.	1522.5	0.51	9.11
Heart, foetus	1050.	1529.	0.81	5.8
Muscle, foetus	1038.	1547.	0.28	7.43
Liver, foetus	1022.	1541.5	0.956	8.72
Liver, adult	1054.	1585.1	0.796	5.51
Liver cancer	1040.	1580.6	0.53	5.3
Kidney	1019.	1513.5	0.80	8.98



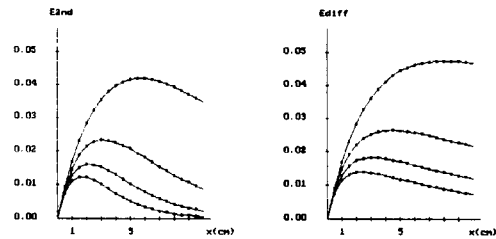
(a) $n=1.1$



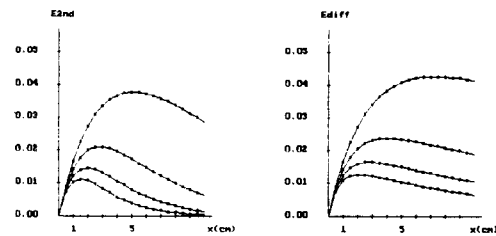
(b) $n=1.2$



(c) $n=1.3$

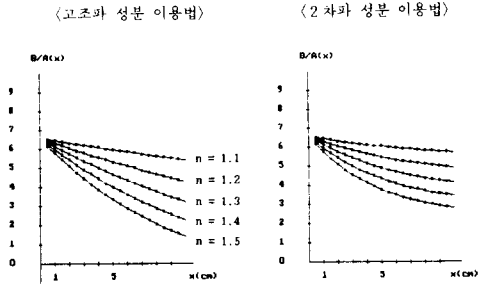


(d) $n=1.4$

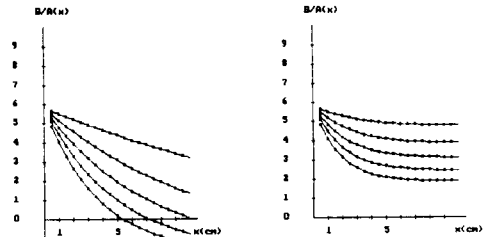


(e) $n=1.5$

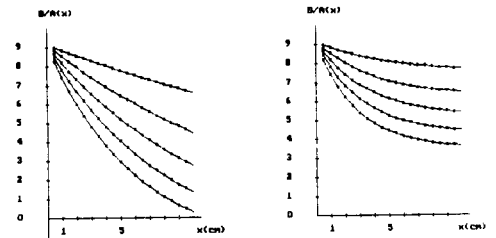
그림 2. 주파수 의존 감쇠의 영향
(α_0 의 변화에 대한 오차 함수)
Fig. 2. Effect of frequency dependent attenuation.
(Error function of variable α_0 .)



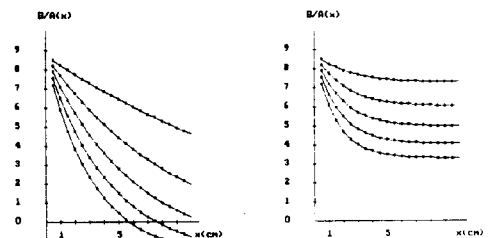
(a) Brain ($B/A=6.55$)



(b) Heart ($B/A=5.8$)



(c) Breast cancer ($B/A=9.11$)



(d) Liver ($B/A=8.72$)

그림 3. 주파수 의존 감쇠의 영향
(인체 각 부위에 대한 B/A 측정)
Fig. 3. Effect of frequency dependent attenuation.
(B/A measurement in human tissue.)

2는 그림 3의 오차의 포함 정도를 전파 거리 $x=5\text{cm}$ 에서 계산한 것이다. 따라서 주파수 의존 감쇠에 대한 적절한 보상이 필요함을 알 수 있다.

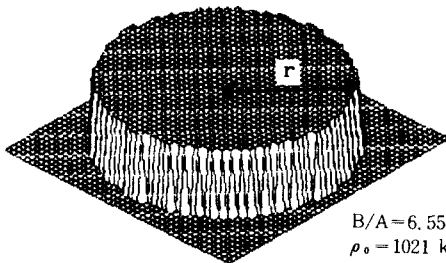
표 2. 주파수 의존 감쇠의 영향(B/A)
Table 2. Effect of frequency dependent attenuation (B/A). (%)

부위 /n	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5
Brain, foetus	9.42	19.16	29.13	39.23	49.32
	8.31	16.84	25.50	34.17	42.75
Heart, foetus	24.94	47.28	66.76	83.26	96.78
	15.59	29.85	42.70	54.17	64.29
Breast cancer	14.80	29.20	42.99	55.93	67.82
	11.29	22.23	32.66	42.48	51.57
Liver, foetus	26.42	49.14	68.09	83.37	95.25
	15.06	28.56	40.53	51.05	60.23

* 첫번째 줄: 고조파 성분 이용법, 두번째 줄: 2차파 성분 이용법
* First line: Harmonic components using method.
Second line: Secondary wave components using method.

2. 비선형 파라미터 단층영상에 미치는 감쇠의 영향

고조파 성분 이용법과 2차파 성분 이용법 각각에 대해서 식 (26)과 식 (28)에 근거하여 그림4의 팬텀에 대한 투영 데이터를 얻었다. 여기서 반지름 2cm인 팬텀 주위는 물(감쇠가 없는 매질)이고, 투영 데이터를 얻기 위한 송수신 트랜스듀서 간의 간격(d)은 6.4cm로 가정하였으며, 단층 영상의 구성은 컨벌루션 역투영 정리를 사용했다.^{[9][10]} 감쇠 주파수 의존 지수 n을 변화시켜 가며 구한 단층 영상과 profile 을 그림 5에서 비교하였다. 굵은 실선이 복원된 단층영상의 profile이고 주어진 팬텀의 비선형 파라미터의 값을 1로 정규화하여 표시하였다. 그림5의 단층영상들은 전반적으로 불균일하게 감쇠를 겪고 있으며 실제의 값과 큰 차이를 보이고 있다. 이는 주파수 의존 감쇠를 고려한 감쇠 보상이 이루어지지 않았기



B/A=6.55
 $\rho_0 = 1021 \text{ kg/m}^3$
 $c_0 = 1516 \text{ m/sec}$
 $\alpha_0 = 0.295 \text{ dB/cm-MHz}$
 $r = 2 \text{ cm}$
 $d = 6.4 \text{ cm}$ (송수신간격)

그림 4. 팬텀
Fig. 4. Phantom.

때문이며, 그 차이의 정도는 n이 큰 값일 수록 더욱 심했다. 계측기법면에서는 고조파 성분 이용법의 경우가 역시 2차파 성분 이용법의 경우보다 감쇠의 영향을 더 받는 것으로 나타났으나 심한 차이는 보이지 않았다. 이는 감쇠 매질의 폭이 4cm 이내이기 때문이다. 만일 팬텀 두께가 더 크다면 두 계측기법에 의한 단층영상간에는 현저한 차이가 있을 것이라는 것을 예상할 수 있다. 조직의 정량화를 목적으로 비선형 파라미터 단층영상이 이용되기 위해서는 주파수 의존 감쇠 보상 필터의 구성이 필수적이다.

V. 결 론

유한 진폭의 초음파를 생체 연부 조직에 사용할 경우, 감쇠는 유한 진폭의 초음파와 그 고조파 성분들로 인해 주파수에 대하여 비선형적으로 일어난다. 이러한 주파수 의존 감쇠의 영향을 고조파 성분 이용법과 2차파 성분 이용법에 의한 비선형 파라미터의 측정과 단층영상을 통해 평가했다. 감쇠의 주파수 의존 지수 n과 매질의 고유 감쇠 계수 α_0 의 값이 클수록 전파 거리가 증가함에 따라서 감쇠의 영향을 심하게 받는다. 또한 2차파 성분 이용법이 고조파 성분 이용법에 비해 감쇠의 영향에 덜 민감하다. 비선형 파라미터의 측정시, 감쇠의 영향으로 송수신 트랜스듀서간의 간격이 제한되는데, 이 점에 있어서 2차파 성분 이용법이 유용하다. 또한 단층영상의 경우 전체적으로 감쇠의 영향을 불균일하게 받고, 매질의 고유 감쇠 계수 α_0 가 주어졌을때, n의 값에 따라 감쇠의 정도가 좌우되는 같은 결과를 얻었다. 따라서, 생체 부위에 대한 정량적 판단을 위해 단층 영상이 사용되기 위해서는 이러한 주파수 의존 감쇠를 보상해 줄 수 있는 필터에 대한 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

[1] 최중수, 최중호, "의용 초음파 신호처리"대한 전자공학회 잡지, 제12권, 제 5호, pp. 66-73 1985.
 [2] T. Sato, "Nonlinear tissue imaging," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 889-900, 1986.
 [3] Leif Bjørnø and Reter A. Lewin, "Measurement of Nonlinear Acoustic Parameter in Tissue," *Tissue Characterization with Ultrasound*, vol. 1, pp. 141-163, 1986.
 [4] E.L. Carstensen and T.G. Muir, "The Role of Nonlinear Acoustics in Biomedical Ultrasound," *Tissue Characterization with Ultrasound*, vol. 1, pp. 57-79, 1986.

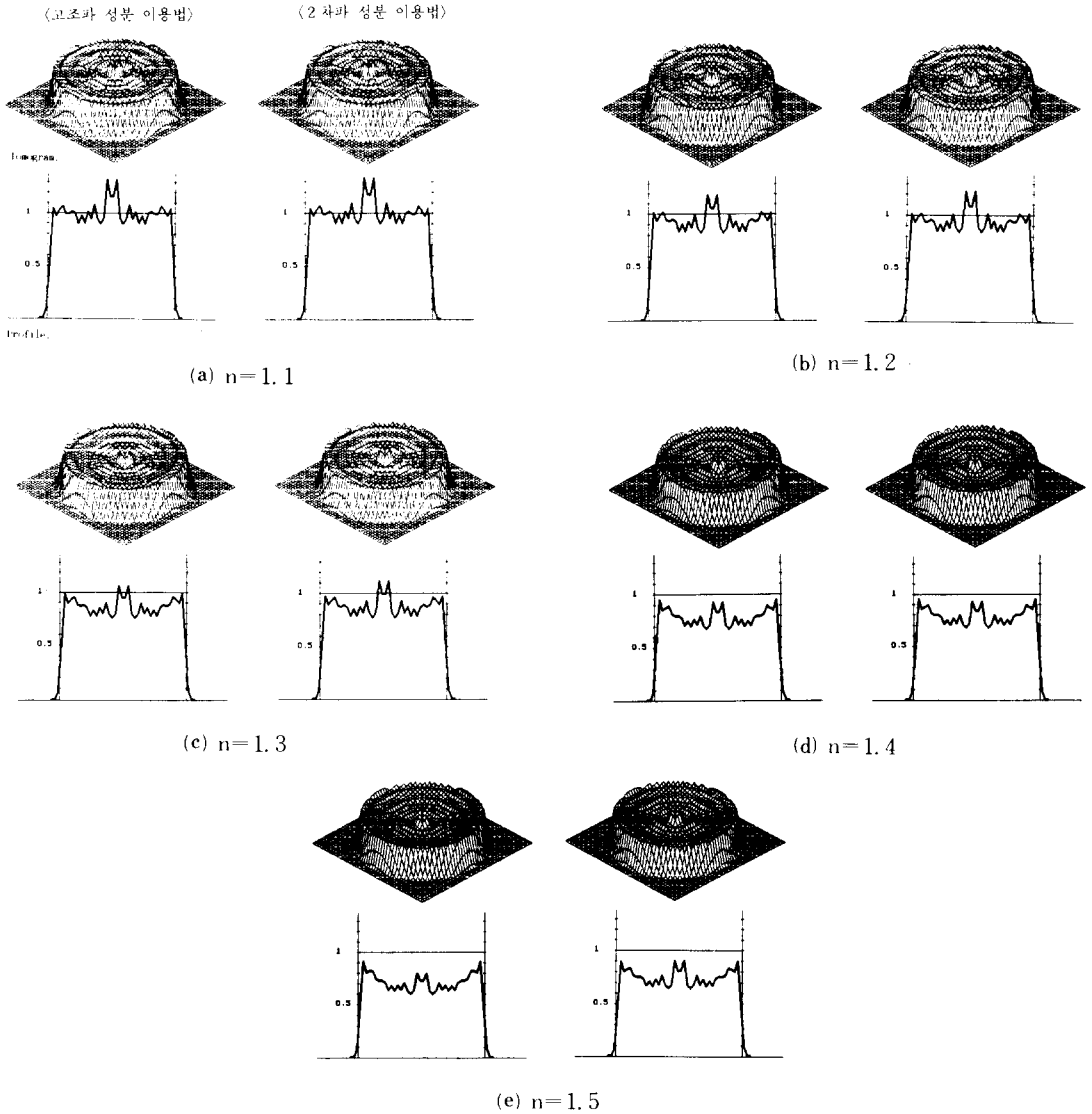


그림 5. 주파수 의존 감쇠의 영향
(비선형 파라미터 단층 영상)

Fig. 5. Effect of frequency dependent attenuation.
(computed tomography.)

[5] I. Akiyama, "On the measurement of frequency dependent attenuation in biological tissues broadband pulsed ultrasound," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symposium*, 1983.

[6] E.L. Carstensen, "Absorption of finite amplitude Ultrasound in tissues," *ACUSTICA*, vol. 51, pp. 116-123, 1982.

[7] Y. Nakagawa, "Nonlinear parameter imaging with finite amplitude sound waves," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 901-904, 1986.

[8] Sun Yongchen, "Ultrasonic Propagation Parameters in Human Tissues," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 905-908, 1986.

[9] Acriel Rosenfeld and Avinash C. Kak, *Digital Picture Processing*, vol. 1, pp. 369-383, 1982.

[10] L.A. Shepp and B.F. Logan, "The Fourier

Reconstruction of a Head Section," *IEEE Transaction on Nuclear Science*, vol. NS-21, pp. 21-43, 1974.

著 者 紹 介



李賢柱 (準會員)
 1966年 11月 8日生. 1990年 2月 중앙대학교 전자공학과 학사학위 취득. 1990년 3월~현재 중앙대학교 대학원 전자공학과 석사과정. 주관심분야는 의용 초음파 영상처리 및 신호처리 등임.



崔鐘鎬 (正會員)
 1957年 5月 17日生. 1982年 중앙대학교 전자공학과 학사학위 취득. 1984년 중앙대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1987년 중앙대학교 대학원 전자공학과 박사학위 취득. 1988년~1990년 국립 군산수산전문대학 전자과 조교수. 1990년~현재 강남대학교 전자계산학과 전임강사. 주관심분야는 초음파 진단장치와 신호 및 영상처리 등임.



李康浩 (正會員)
 1957年 1月 15日生. 1984년 2월 서울산업대학교 전자공학과 학사학위 취득. 1986년 3월 중앙대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1986년 9월~현재 중앙대학교 대학원 전자공학과 박사과정 재학중. 주관심분야는 의용 초음파 영상처리 및 신호처리 등임.

崔宗秀 (正會員) 第25卷 第12號 參照
 현재 중앙대학교 전자공학과 교수