

# 조직 정량화를 위한 의용 초음파 영상 기술 개발 (감쇠계수 측정에서 회절 영향의 보정법)

(Development of Medical Ultrasound Imaging Techniques for Tissue Characterization(The Correction Method of Diffraction Effect in Measurements of Attenuation Coefficient))

韓 成 鉉,\*\* 李 康 浩,\* 崔 鐘 鎬,\*\*\* 崔 宗 秀\*

(Sung Hyun Han, Kang Ho Lee, Jong Ho Choi, and Jong Soo Choi)

## 要 約

본 논문에서는 진동자의 유한 개구 반경에 기인한 회절의 영향에 대해 고찰하고, 회절의 영향 때문에 나타나는 감쇠 계수의 측정오차를 보정하는 새로운 방법을 제안하였다. 기존의 보정 방법에서는 에코신호의 스펙트럼으로부터 각 깊이에 대해 보정을 한 후에 감쇠계수를 구했으나, 본 논문에서는 에코신호로부터 스펙트럼 차분법을 이용하여 감쇠계수를 구한 후에 보정을 행한다. 제안된 방법에서는 깊이에 대한 스펙트럼의 보정이 아니라 차분된 전력 스펙트럼에 대한 보정이므로 계산량을 줄일 수 있다. 또한 전체 주파수 대역에 걸쳐서 보정을 행하므로 보다 정확한 감쇠계수를 얻을 수 있다.

## Abstract

In this paper, we consider the effect of diffraction due to the finite-sized aperture and propose the new correction method of errors in measurements of attenuation coefficient owing to the diffraction effect. In the existing correction method, we obtained the attenuation coefficient after correct the spectrum at each depth. However, this paper obtain the attenuation coefficient using log-spectral difference approach and then correct errors. As a proposed method is not correction for the spectrum at each depth but the difference spectrum, we reduce the calculation. Also the correction is performed through the total frequency range, the accurate attenuation coefficient in whole bandwidth is produced.

## I. 서 론

\*正會員, \*\*準會員, 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 학술연구 조성비 자유공모과제에 의해 수행되었음.)

초음파 펄스에코 진단장치는 생체의 단층영상이 실시간(real-time)으로 표시되며 인체에 무해하기 때문에 임상에 급속도로 보급되어 왔다. 펄스에코법에 의한 초음파 진단 장치는 투과법으로는 측정할 수 없는 간장 등을 대상으로 연구가 성행하고 있다. 그러나 이러한 장치에서 얻을 수 있는 단층 영상은 음향 임피던스가 다른 경계면에서 반사되는 에코신호의

강도를 표시한 것이므로, 장기의 형태등을 표시할 때에는 적당하지만, 조직 자체의 병리학적 진단을 행하기는 어렵다. 이 때문에 조직의 정량화(tissue-characterization)에 관한 연구가 활발히 진행되어 왔다.<sup>11-13</sup> 이 연구는 조직의 음향적 특성을 측정하는 것으로 조직 자체의 특성을 정량적으로 기술하고자 하는 것인데, 측정 대상이 되는 음향적 특성에는 음속, 밀도, 음향 임피던스, 흡수계수, 산란계수, 감쇠계수 등이 있다. 이러한 파라미터 중에서도 수학적 모델링이 비교적 용이한 감쇠계수가 많은 연구자들의 관심대상이 되고 있다.<sup>14-17</sup>

에코신호로 부터 감쇠계수를 구하는 방법에는 전파 거리가 다른 반사 에코신호의 전력 스펙트럼의 비를 구하는 방법(spectral difference method)<sup>16-18</sup> 과 반사 에코신호의 전력 스펙트럼의 중심 주파수 편이를 검출하는 방법(spectral shift method) 등이 있다.<sup>9-10</sup> 그러나 매질에서 반사된 신호의 전력스펙트럼은 진동자로 부터의 거리에 의존하여 변하게 된다. 따라서 위의 방법에 평면파 근사 이론을 적용하여 감쇠계수를 측정하면 진동자의 유한 개구반경에 기인한 회절의 영향 때문에 측정오차가 생기게 된다.

Fink 등은 평균 회절 필터(mean diffraction filter)를 이용하여 깊이 의존 회절 효과를 보정한 후, 스펙트럼 모멘트 해석을 통해 감쇠 기울기를 구하였다.<sup>11</sup> 또한 Cloosterman 등<sup>12</sup>은 각 거리 간의 감쇠 기울기를 추정한 후 거리에 대한 방정식으로 보정을 행하였고, 근거리 음장에서 회절형태에 대한 수학적 모델링이 Stepanishen 등<sup>13</sup>과 Robinson 등<sup>14</sup>에 의해서 이루어졌으며, 오목형 진동자의 임펄스응답을 구하기 위한 효과적인 방법이 Penttinen 등<sup>15</sup>과 Arditi 등<sup>16</sup>에 의해서 발전되었다.

그러나 회절의 영향은 진동자의 형태와 공진 주파수에 의존하므로 범용적인 보정이 어렵다. 본 논문에서 새롭게 제안된 이론은 각 깊이에 따른 전력스펙트럼에 각 깊이의 감쇠계수를 구한 후, 그 감쇠계수에 본 논문에서 제안한 방법에 의해서 구한 오차를 빼줌으로써 회절의 영향을 보상한다. 또한 본 연구에서는 제안된 이론의 유용성을 확인하기 위해 실용적으로 사용되고 있는 진동자들에 대해 보정을 행하여, 측정오차를 줄일 수 있음을 보인다. 제안된 이론의 결과로써 회절에 기인한 감쇠계수의 측정 오차를 근거리 음장과 원거리 음장 각각에서 줄일 수 있게 된다.

II. 회절의 영향을 고려한 감쇠계수 측정 이론

연부 조직에서 감쇠 특성은 주파수 의존 감쇠<sup>17)</sup>

로 가정할 수 있으므로 조직의 전달함수는 다음과 같이 주어진다.

$$A(f, 2z) = 10^{-\alpha(f)z/z_0} \tag{1}$$

여기서  $\alpha(f)$ 는 생체 조직의 주파수 의존 감쇠계수이고,  $z$ 는 전파거리이다.

이 경우 생체 모델에서 반사된 에코신호의 전력 스펙트럼은

$$E^2(f, z) = S^2(f) A^2(f, 2z) R(f, z) \tag{2}$$

로 주어진다. 여기서  $S(f)$ 는 진동자의 전기적 음향 특성에 관계되는 항이고,  $R(f, z)$ 는 반사계수이다.

식(2)에 회절의 영향을 포함시키면, 에코신호의 전력 스펙트럼은

$$E_d^2(f, z) = S^2(f) A^2(f, 2z) R(f, z) H^2(f, z) \tag{3}$$

이 된다. 여기서  $H^2(f, z)$ 은 회절의 영향을 나타내는 항이다.

식(3)에 스펙트럼 차분법을 적용하면 다음과 같이 주어진다.

$$\alpha(f) = \frac{10}{(z_2 - z_1)} \{ [\log_{10} E(f, z_1) - \log_{10} E(f, z_2)] - [\log_{10} H(f, z_1) - \log_{10} H(f, z_2)] \} \tag{4}$$

식(4)에서 회절의 영향을 나타내는 항을 정리하면

$$H(f, z)_{error} = \frac{10}{z_2 - z_1} [\log_{10} H(f, z_2) - \log_{10} H(f, z_1)] \tag{5}$$

로 되고, 이 항은 회절의 영향에 기인한 측정오차로 기존의 방법에 의해 측정된 감쇠계수에 더해지는 항이다. 즉, 회절의 영향을 받지 않은 감쇠계수를 구하려면 식(5)의  $z_2$ 와  $z_1$ 을 순차 변화시켜 가면서 각 깊이에 대한 오차를 계산하고, 이 결과를 이용하여 그 깊이의 각 주파수에 대해서 보정을 행한다.

III. 회절의 영향

앞에서 서술한 바와 같이 회절의 영향은 진동자의 형상에 의존한다. 이 장에서는 평면형 진동자 보다 비교적 복잡한 형태를 갖는 오목형 진동자의 형상항수, 즉 회절 임펄스응답(diffraction impulse response)에 대한 이론적 고찰을 한다.

진동속도  $v(t)$ 로 일정하게 진동하고 있는 방사체가 있을 때, 균일한 무손실 전파매질 내의 관측점  $q$ 에서의 속도포텐셜(velocity potential)은 Rayleigh적분에 의해

$$\phi(t) = \iint_s \frac{v(t-r/c)}{2\pi r} dS \quad (6)$$

로 주어진다.<sup>[18]</sup>

여기서  $c$ 는 음속이며  $r$ 은 진동면  $S$ 상의 미소면소  $dS$ 와 점  $q$  간의 거리이다. 이 식은 또한

$$\phi(t, x, z) = v(t) * h(t, x, z) \quad (7)$$

로 쓸 수 있으며 회절 임펄스응답  $h(t, x, z)$ 를 Ring 함수<sup>[19]</sup>를 도입하여 표현하면

$$h(t, x, z) = \begin{cases} \frac{R}{|R-l_0|} R_g(tc) & l_{\min} < tc < l_{\max} \text{ and } R \neq l_0 \\ \frac{a^2}{2Rc} \delta(tc-R) & R = l_0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (8)$$

로 된다.

여기서  $l_{\min}$ ,  $l_{\max}$ 는 관측점  $q$ 로부터 진동면까지의 거리에 대한 최소치, 최대치를 나타내며  $l_0$ 는 관측점에서 진동면에 내리그는 수직선의 끝과의 거리이다. 또한  $R$ 은 오목형 진동자의 곡률반경(radius of curvature),  $a$ 는 개구반경,  $c$ 는 음속이다.

매질의 밀도를  $\rho$ 라 할 때, 임의의 위치  $(x, z)$  시간  $t$ 에서의 음압은

$$p(t, x, z) = \rho \frac{\partial}{\partial t} \phi(t, x, z) \quad (9)$$

로 주어지므로

$$p(t, x, z) = \rho \frac{d}{dt} [v(t) * h(t, x, z)] = \rho \frac{dv(t)}{dt} * h(t, x, z) \quad (10)$$

가 된다.

#### IV. 컴퓨터 시뮬레이션

##### 1. 음압파형

오목형 진동자의 음장특성은 그림 1과 같이 크게 세 영역으로 나누어 볼 수 있다.

회절효과를 영역별로 구별짓기 위해 그림2(a)와 같은 진동속도로 진동할 때,  $x$ (진동자의 중심축으로부터 떨어진 거리)와  $z$ (진동자로부터 전파방향으로의 거리)를 변화시켜 가면서 음압파형을 구하였다. 직경 20mm, 곡률반경 80mm인 오목형 진동자를 가정하여 식(10)을 계산한 결과를 그림 2(b)에서 (f)까지 나타냈다.

그림 2(b)는 그림 1의 Region [I]에서 계산된 음압파형으로 이 영역에서는 진동자 표면에서 초점을 향해 전파해가는 직접파(direct wave)와 경계면에서

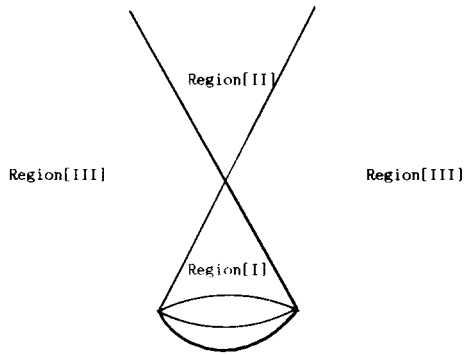


그림 1. 오목형 진동자의 음장특성  
Fig. 1. The field of a focussed spherical transducer.

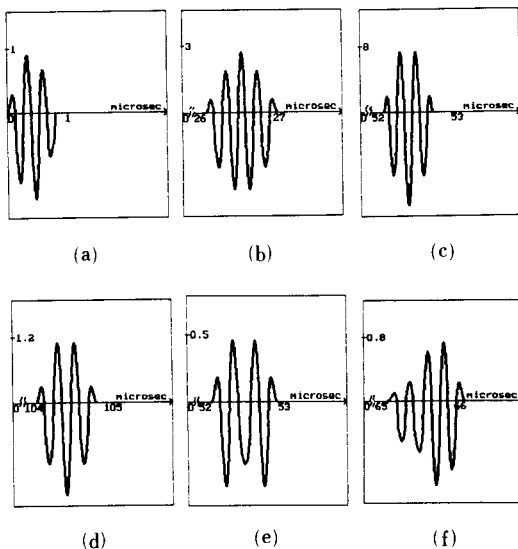


그림 2. 오목형 진동자의 음압파형 ( $\beta=0.0$  dB/cm/MHz)  
(a) 진동 속도 (b)  $x=0$ mm,  $z=40$ mm  
(c)  $x=0$ mm,  $z=80$ mm  
(d)  $x=0$ mm,  $z=160$ mm  
(e)  $x=2$ mm,  $z=80$ mm  
(f)  $x=4$ mm,  $z=100$ mm

Fig. 2. The modulation of the amplitude of a focussed spherical transducer. ( $\beta=0.0$  dB/cm/MHz)  
(a) vibration velocity,  
(b)  $x=0$ mm,  $z=40$ mm,  
(c)  $x=0$ mm,  $z=80$ mm,  
(d)  $x=0$ mm,  $z=160$ mm,  
(e)  $x=2$ mm,  $z=80$ mm,  
(f)  $x=4$ mm,  $z=100$ mm.

방사, 전파해 가는 경계파(edge wave)로 구성되어 있음을 볼 수 있다. 이 영역에서는 직접파가 경계파보다 먼저 관측점에 도착하게 된다. (c)는 초점 거리에서의 음압파형으로 피크치가 매우 큼을 볼 수 있다. (d)는 Region[II]에서 계산된 결과로 경계파가 직접파보다 먼저 관측점에 도착하게 된다. (e), (f)는 Region[III]에서의 계산결과로 경계파만으로 구성된다.

그림 3은 감쇠기울기  $\beta=0.7$  dB/cm/MHz인 감쇠 매질의 각각의 영역에서 계산된 음압파형이다. 감쇠의 영향이 첨가되므로 회절 전달함수의 적분항내에 감쇠항이 포함되는 형태로 나타나지만, 진동자의 표면에 매우 가까운 영역을 제외하고는 감쇠와 회절의 영향을 분리하여 고려할 수 있으므로<sup>[20]</sup> 감쇠와 회절

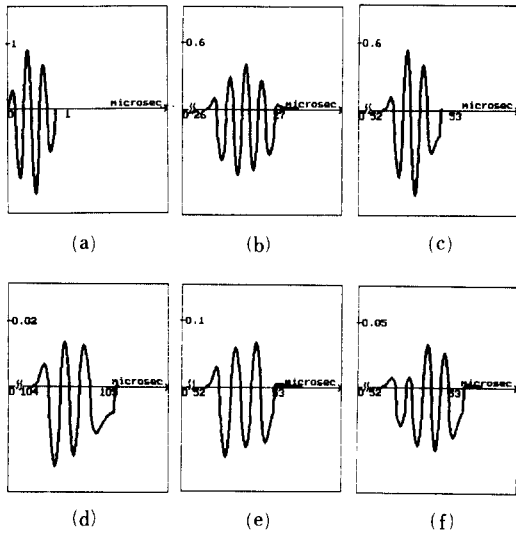


그림 3. 오목형 진동자의 음압파형 ( $\beta=0.7$  dB/cm/MHz)  
 (a) 진동 속도 (b)  $x=0$ mm,  $z=40$ mm  
 (c)  $x=0$ mm,  $z=80$ mm  
 (d)  $x=0$ mm,  $z=160$ mm  
 (e)  $x=2$ mm,  $z=80$ mm  
 (f)  $x=4$ mm,  $z=100$ mm

Fig. 3. The modulation of the amplitude of a focussed spherical transducer.

- ( $\beta=0.7$  dB/cm/MHz)  
 (a) vibration velocity,  
 (b)  $x=0$ mm,  $z=40$ mm,  
 (c)  $x=0$ mm,  $z=80$ mm,  
 (d)  $x=0$ mm,  $z=160$ mm,  
 (e)  $x=2$ mm,  $z=80$ mm,  
 (f)  $x=4$ mm,  $z=100$ mm.

의 전달함수를 곱하고 IFFT하여 구한 파형이다. 이 경우에는 직접파와 경계파를 구별할 수 없고, 감쇠의 영향에 의해 음압파형의 저주파 성분이 상대적으로 강조되어 파형의 왜곡이 생기고 음압파형의 지속기간이 길어지게 된다.

결국 음압파형은 관측점 위치에 의존하여 변화하며, 단순히 평면파로 가정하여 감쇠계수를 구하게 되면 음장의 영향 즉 회절효과 때문에 오차가 생길 것으로 예측할 수 있다.

2. 음압분포

초음파의 음장은 음압의 공간적 분포로 표현된다. 그림 4의 (a)는 PVDF의 특성과 비슷하고 (c)는 PZT의 특성과 비슷한 진동 속도이다. (b), (d)는 관측점의 위치를 순차 변화시켜 가면서 각 점에서의 음압파형의 최대 피크치를 계산하여 음압분포를 그린 것이다. 계산된 진동자는 직경 13mm, 곡률반경 75mm, 중심주파수를 3.5 MHz로 하였고, 최대 음압을 1 점을 찍어 0 dB로 정규화 시켰다.

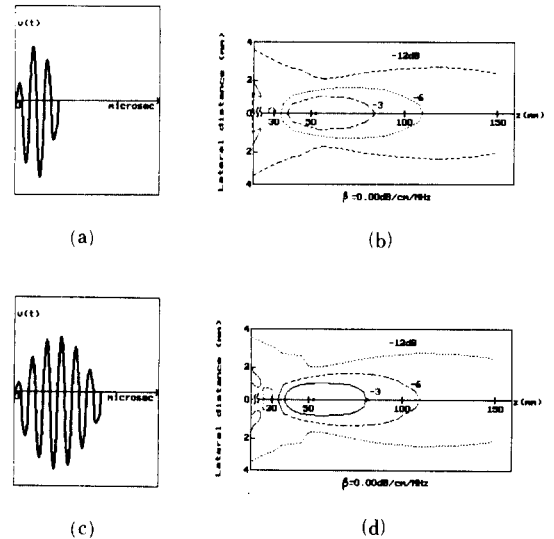


그림 4. 음압분포의 계산 결과  
 (a) PVDF의 특성  
 (b) (a)에 대한 음압분포  
 (c) PZT의 특성  
 (d) (c)에 대한 음압분포

Fig. 4. The results of computer simulation for sound field.

- (a) the characteristic of PVDF,  
 (b) the sound field for (a),  
 (c) the characteristic of PZT,  
 (d) the sound field for (c).

입사 초음파의 음압은 관측점의 위치에 따라 변하는 것이 명백하고, 감쇠가 없는 매질의 경우에도 에코신호의 진폭은 산란점의 위치에 따라 변화하게 된다. 이 결과 무감쇠 매질의 경우에도 감쇠계수가 영이 되지 않는다. 또한 촛점보다 가까운 영역에서는 촛점으로 부터의 거리가 가까울 수록 음압이 크므로 이 영역에서 감쇠계수를 측정하게 되면 실제 감쇠계수 보다 작게 나타날 것이고, 촛점 보다 먼 영역에서는 촛점에서 멀어질 수록 음압이 작아지므로 실제 감쇠계수 보다 더 큰 값을 얻게 될 것이다.

감쇠가 있는 매질에서의 음압분포도 그림 3의 결과로 부터 구해 볼 수 있는데, 음압분포의 최대치가 감쇠가 없을 때 보다 근거리 음장쪽으로 옮겨짐을 볼 수 있었다.

3. 회절의 영향에 의한 오차 및 그 보정

앞에서 논의 되었던 음압분포가 감쇠계수 측정에 미치는 영향을 고찰하기 위해서 본 절에서는 식(5)를 사용하여 각 깊이에 따른 오차를 정량적으로 제시하였다. 시뮬레이션 방법은 원통 좌표계를 사용하였고, 각 깊이에 해당하는 산란점 분포를 그림 5와 같이 취하였다.

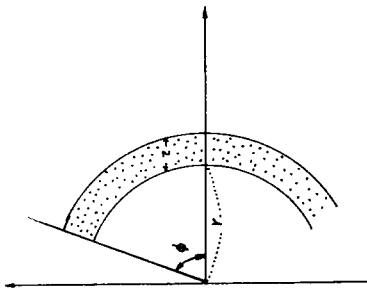


그림 5. 시뮬레이션 상의 산란점의 범위  
Fig. 5. The range of scatterers in computer simulation.

식(5)에서

$$H^2(f, r, \phi) = \int_r^{r+\pi/2} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} |P^2(f, r, \phi)| d\phi dr \quad (11)$$

로 표현되며,  $|P^2(f, r, \phi)|$ 는 점  $(r, \phi)$ 에 있는 점 산란체로 부터의 에코의 임펄스응답의 전력 스펙트럼이다.

식(11)에서  $H^2(f, r, \phi)$ 의 적분은  $\phi$ 에 대해  $l_{min}$ 과  $l_{max}$  구간에서,  $\phi$ 에 대해  $\pi/2$ 와  $-\pi/2$ 구간에서,  $r$ 은 10.24

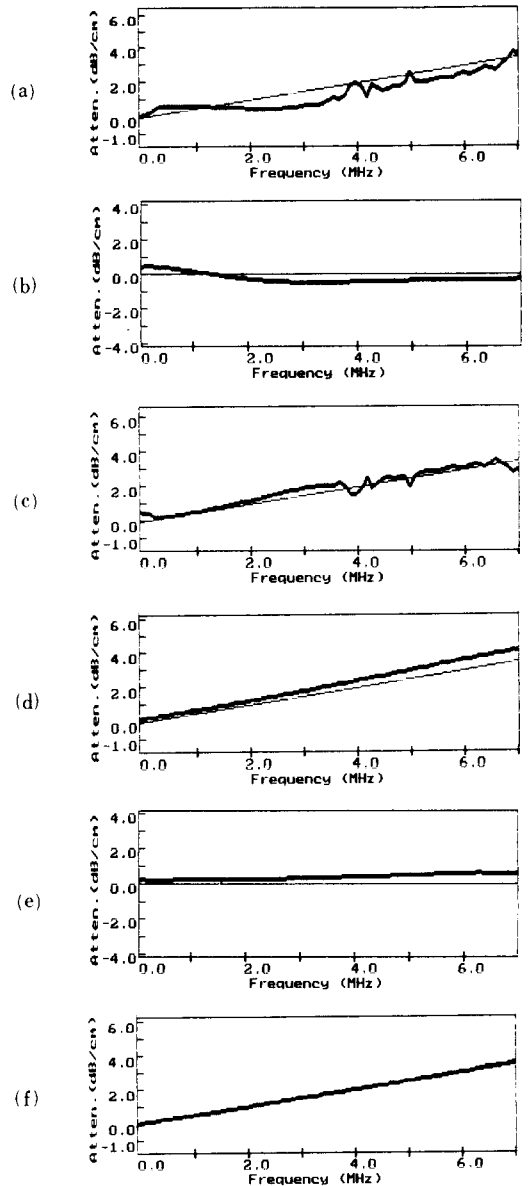


그림 6. 직경 19mm 곡률반경 90mm의 진동자  
(a) 근거리 음장 (b) 근거리 음장에서 오차  
(c) (a)의 보정 결과 (d) 원거리 음장  
(e) 원거리 음장에서 오차  
(f) (c)의 보정 결과

Fig. 6. The focussed spherical transducer with a diameter 19mm and a radius of curvature 90mm.

- (a) near field,
- (b) the errors in the near field,
- (c) diffraction correction in the near field,
- (d) far field,
- (e) the errors in the far field,
- (f) diffraction correction in the far field.

microsec의 신호 취득 창(window)폭의 구간에서 각각 100개의 다른 점의 임펄스응답을 구하여 합하였다. 음속은 생체의 평균음속인 1530 m/sec로 하였다.

그림 6은 직경 19mm 곡률 반경 90mm의 오목형 진동자에 대한 오차이다. 그림 6(b)는 30mm와 50mm의 경우에 계산된 근거리 음장의 오차이고, (e)는 110mm와 130mm에서 계산된 원거리 음장의 오차이다. (a)는 식(4)에 의해서 근거리 음장에서 계산된 감쇠계수이고, (d)는 원거리 음장에서 계산된 감쇠계수이다.

(c)는 (a)에서 (b)를 빼서 근거리 음장에서 보정을 한 경우이고, (f)는 원거리 음장에서 보정을 한 것이다. 직선은  $\beta=0.5$  dB/cm/MHz로 투과법에 의해서 얻을 수 있는 감쇠계수이고 비교를 위해 그렸다. 그림 7은 직경 13mm 곡률 반경 80mm의 오목형 진동자의 경우 그림 6(b), (e)와 같은 거리에서 계산된 오차이다.

여러 실험 논문<sup>[21]</sup>에서 볼 수 있는 것 처럼 오목형 진동자의 경우 근거리 음장에서의 회절 오차는 저주파 영역에서 실제 감쇠계수의 반대기운기를 가지므로 문제가 되었는데(그림 6(a)의 경우), 본 논문에서 제시한 정량적인 오차 값(그림 6(b)와 그림 7(a))으로 보정을 행하게 되면 근거리 음장에서 전 주파수 대역에 대해 실제 감쇠계수에 가까운 값을 얻을 수 있

었다. 또한 본 보정을 통해서 원거리 음장에서도 실제 감쇠계수에 가까운 기운기를 얻을 수 있었다. 그림 7에서 제시한 정량적인 오차를 사용하여 해당 진동자에 대해 보정을 행하면 역시 좋은 결과를 얻을 수 있다.

한편 각 진동자에 대해 초점거리를 넘어서 계산된 오차값은 매우 작게 나타남을 볼 수 있었다. 즉 초점 거리를 넘어서 반사된 신호로부터 감쇠계수를 측정하면 따로 회절의 영향을 보정하지 않아도, 실제에 가까운 값을 얻을 수 있다.

V. 결 론

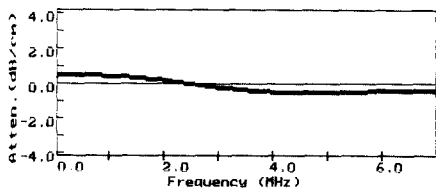
본 논문에서는 감쇠계수 측정과정에서 나타나는 회절의 영향을 시뮬레이션을 통해서 고찰하였다.

이러한 회절의 영향을 보상할 수 있는 방법으로써 깊이와 각 주파수 성분에 대한 회절오차를 정량적으로 제시하였으며, 초음파 전파시 나타나는 회절의 영향을 명확히 하였다. 본 연구에서 제안된 방법은 전체 주파수 대역에 걸쳐서 보정을 행하므로 기존의 보정방법 보다 더 정확하고, 감쇠계수의 보정이 최종단계에서 이루어지므로 적은 양의 계산으로 보정이 가능하다.

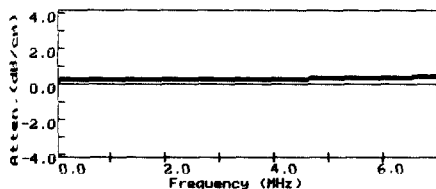
그러나 최근에 쓰이는 초음파 진단장치는 대부분 배열형 진동자를 사용하므로, 여러 진동자 사이의 빔폭 겹침과 간섭을 받게 되므로 이러한 경우에 있어서도 회절효과의 보상에 대한 연구 역시 필요하다.

參 考 文 獻

- [1] A.C. Kak and K.A. Dines, "Signal processing of broadband pulsed ultrasound: Measurement of attenuation of soft biological tissues," *IEEE Trans. Biomed. Engr.*, BME-25, pp. 321-344, 1978.
- [2] Lanrie A. Segal and W.D.O'Brien, Jr., "Frequency dependent ultrasonic attenuation coefficient assessment in fresh tissue," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 797-799, 1983.
- [3] 최중호, 최종수, "조직의 정량화를 위한 초음파 영상 시스템의 개발에 관한 연구," *한국음향 학회지*, 제 6 권, 제 3 호, pp. 31-42, 1987.
- [4] 이강호, 이병욱, 최종수, "스펙트럼 해석에 의한 조직내부의 감쇠계수 측정," *한국음향 학회지*, 제 7 권, 제 3 호, pp. 22-31, 1988.
- [5] Jong-Ho Choi, Si-Whan Kim, and Jong-Soo Choi, "Measurement methods of



(a)



(b)

그림 7. 직경 13mm 곡률 반경 80mm의 경우 오차 (a) 근거리 음장 (b) 원거리 음장

Fig. 7. The errors of the focussed spherical transducer with a diameter 13mm and a radius of curvature 80mm. (a) near field. (b) far field.

- ultrasonic velocity by dip point analysis from echo spectrum and ultrasonic attenuation considering a dispersion," *Proc. of IEEE ICASSP 86*, pp. 1777-1779, 1986.
- [6] R. Kuc et al, "Variance reduction in the characterization of liver tissue using reflected ultrasound signals," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 219-222, 1977.
- [7] R. Kuc and M. Schwartz, "Estimating the acoustic attenuation coefficient slope for liver from reflected ultrasound signals," *IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics*, vol. SU-26, no. 5, pp. 353-362, 1979.
- [8] R.Kuc and K.J. W. Taylor, "Variation of acoustic attenuation coefficient slope estimates for in vivo liver," *Ultrasonic in Med. Biol.*, vol. 8, no. 4, pp. 403-412, 1982.
- [9] K.A. Dines and A.C. Kak, "Ultrasonic attenuation tomography of soft biological tissues," *Ultrasonic Imaging*, vol. 1, no. 1, pp. 16-23, 1979.
- [10] R. Kuc et al, "Parametric estimation of the acoustic attenuation coefficient slope for soft tissue," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 44-47, 1976.
- [11] M. Fink, F. Hoitter and J.F. Cardoso, "Ultrasonic signal processing for in vivo attenuation measurement: Short time Fourier analysis," *Ultrasonic Imaging*, vol. 5, pp. 117-135, 1983.
- [12] Marius J.T.M. Cloosterman and Johan M. Thijssen, "A beam corrected estimation of the frequency dependent attenuation of biological tissues from backscattered ultrasound," *Ultrasonic Imaging*, vol. 5, pp. 136-147, 1983.
- [13] P.R. Stepanishen, "Transient radiation from pistons in an infinite planar baffle," *J. Acoust. Soc. Amer.*, vol. 49, pp. 1629-1638, 1971.
- [14] D.E. Robinson, L.S. Wilson and T. Bianchi, "Beam pattern (diffraction) correction for ultrasonic attenuation measurement," *Ultrasonic Imaging*, vol. 6, pp. 293-303, 1984.
- [15] A. Penttinen and M. Luukkala, "The impulse response and pressure nearfield of a curved ultrasonic radiator," *J. Phys. D.* vol. 9, pp. 1547-1557, 1976.
- [16] M. Arditi, F.S. Foster, and J.W. Hunt, "Transient fields of concave annular arrays," *Ultrasonic Imaging*, vol. 3, pp. 37-61, 1981.
- [17] Pauly, H. and Schwan, H.P., "Mechanism of absorption of ultrasound in liver tissue," *J. Acoust. Soc. Amer.*, vol. 50, pp. 692, 1971.
- [18] G.R. Harris, "Review of transient field theory for a baffled planar piston," *J. Acoust. Soc. Amer.*, vol. 70, pp. 10-20, 1981.
- [19] 大槻, "Ring 關數による近距離音場の計算法," *日本音響學會誌*, vol. 30, no. 2, pp. 76-81, 1974.
- [20] M. Fink and J.F. Cardoso, "Diffraction effects in pulse-echo measurement," *IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics*, vol. SU-31, no. 4, pp. 313-329, 1984.
- [21] P. Laugier, G. Berger, M. Fink, J. Perrin, "Diffraction correction for focused transducers in attenuation measurements in vivo," *Ultrasonic Imaging*, vol. 9, pp. 248-259, 1987.

著 者 紹 介



韓 成 鉉(準會員)

1968年 7月 26日生. 1990年 2月 중앙대학교 전자공학과 학사 학위 취득. 1990年 3月~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. 1984年 중앙대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1987年 중앙대학교 대학원 전자공학과 박사학위 취득. 1988年~1990年 국립 군산수산전문대학 전자과 조교수. 1990年~현재 강남대학교 전자계산학과 전임강사. 주관심분야는 초음파 진단장치와 신호및 영상처리 등임.



李 康 浩(正會員)

1957年 1月 15日生. 1984年 2月 서울산업대학교 전자공학과 학사 학위 취득. 1986年 3月 중앙대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1986年 9月~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 부교수