

# 초음파 비선형 단층영상에 나타나는 굴절의 영향 보정법

## (Correction of the Refraction Effect on the Real-time Nonlinear Parameter Tomogram)

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

비선형 파라미터의 실시간 영상법으로는 펌프파를 사용하는 위상 변화량 이용법(pumping wave method)을 들 수 있다. 이 영상법은 초음파 CT와는 달리 180° 투영 데이터를 얻을 필요가 없다는 장점을 갖고 있으나, 초음파가 음향적 특성이 다른 매질의 경계를 통과할 때 발생하는 굴절의 영향이 상쇄되지 않고 재구성된 영상에 두드러지게 남게 된다. 본 논문에서는 이러한 ray-bending의 영향을 섭동법을 이용하여 보정하고자 한다. 굴절에 대한 보정항을 유도하고, 섭동해의 1차 근사로 구성된 단층영상에 적용하여 보정하는 방법을 제안한다. 본 방법에서는 임펄스형 펌프파를 사용함으로써 굴절에 의한 오차 보정항을 간단한 형태로 유도할 수 있고, 보정상도 쉽게 구할 수 있다. 컴퓨터 시뮬레이션을 통해서 굴절의 영향으로 나타나는 중간부위의 데이터 손실을 충분히 복원할 수 있음을 확인한다.

### Abstract

A real-time nonlinear parameter tomography is pumping wave method. This tomography has a merit which requires no 180° projection datum, while the ray-bending effect is remarkably remained on the reconstructed image. In this paper we intend to compensate this ray-bending effect using the perturbation method. Impulsive pumping wave makes compensative term simple form, and the compensative image is easily obtained. We perform computer simulation to confirm the improvement of corrected image.

### I. 서 론

초음파는 생체조직에 대하여 무해, 무통하고 연부 조직에서는 우수한 분석력을 갖는다는 점 등의 특징 때문에 체외로부터 무침습적으로 체내 조직의 형태

나 상태를 관찰하는 진단장치의 에너지원으로 널리 사용되고 있다. 초음파를 이용한 대표적인 영상기술로는 반사파를 이용하는 펄스 에코법을 들 수 있다.

생체 조직 내에서의 초음파 전파는 선형적으로 모델화되어 왔으나, 음파 전파에 관한 기본적인 메카니즘은 비선형적이므로 비선형 파라미터 B/A는 높은 분해능을 갖는 영상을 산출할 수 있는 가능성을 내포하고 있다. 비선형 파라미터 B/A의 측정을 위한 대표적인 방법으로는 신호 자체의 압력변화로 인한 파형의 왜곡을 관찰하는 방법과 신호파와 더불어 또 다른 에너지원을 가하여 압력변화를 유발시키

\*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 Eng., Kangnam Univ.)

接受日字: 1990年 10月 15日

로써 신호파의 위상 천이량을 얻는 방법을 들 수 있다.<sup>1-2</sup> 전자의 방법으로는 조직 내에서의 초음파의 전파에 수반되는 제 2 고조파를 수신하여 비선형 파라미터의 분포를 구하는 제 2 고조파 성분 이용법 (2nd harmonic component detection method)과 두개의 주파수 성분을 사용하여 그 혼합 성분을 관찰하는 차주파수 성분 이용법 (parametric array method)이 있다. 후자의 방법으로는 저진폭 고주파수를 갖는 신호파 (probing wave)의 진폭(음압)을 고진폭 저주파수를 갖는 펌프파로 변화시켜 신호파의 위상 천이량을 관찰하는 위상 변화량 이용법 (pumping wave method)이 있다.

제 2 고조파 성분 이용법이나 차주파수 성분 이용법을 사용하여 비선형 파라미터 B/A를 영상화하기 위해서는 일반적으로 초음파 CT 기법을 사용한다. 따라서 180° 투영 데이터가 필요하며 수집시간과 계산시간이 길어 실시간 영상이 불가능하며, 인체의 기하학적 특성으로 적용 부위가 제한될 수 밖에 없다. 또한 제 2 고조파 성분 이용법과 차주파수 성분 이용법이 주파수의 영향에 매우 민감한 방법이므로 제 2 고조파 성분과 차주파수 성분을 투영 데이터로 이용하여 얻은 단층상 역시 감쇠의 영향에 민감하다.<sup>3</sup> 이러한 신호의 감쇠 현상으로 인한 영상 열화 요인을 보정하기 위해서는 감쇠에 관한 단층 영상을 부수적으로 얻어야 하기 때문에 임상에 적용하기에는 부적합하다.<sup>4</sup>

Ichida 등이 제안한 위상 변화량 이용법의 경우는 펌프파를 사용함으로써 데이터 수집이 용이하고 위상 천이량을 이용하기 때문에 감쇠 보상을 필요로 하지 않으며 실시간에 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다.<sup>5-7</sup> 그러나 생체 조직과 같은 불규칙 매질 내에서의 ray-bending의 영향과 multipath의 영향이 남아 있다. multipath의 영향은 homomorphic processing을 이용하여 제거할 수 있다.<sup>8</sup> 단층상을 얻기 위해 사용되는 초음파는 직진하는 것으로 가정하고 있으나, 실제로는 음향적 특성이 상이한 매질을 통과할 때는 그 경계면에서 굴절된다. 따라서 본 논문에서는 ray-bending의 영향을 제거할 수 있는 섭동법에 의한 비선형 파라미터 영상법을 제안한다.

본 방법은 파동 방정식의 1차 근사로 구해진 결과와 직선전파라는 가정하의 결과가 부합되어야 한다는 데서 문제의 실마리를 풀고자 했다. Ray-bending의 영향을 포함한 단층상을 섭동법을 적용해서 구한 보정상으로 보정할 수 있다. 컴퓨터 시뮬레이션을 통해서 위상 변화량 이용법에 의한 단층상을 구성하고, 본 논문에서 제안한 방법에 의해 ray-bending에

대한 보정을 행하여 단층상의 질적 향상을 확인한다.

## II. 초음파 비선형 파라미터의 실시간 영상법

실시간 단층영상구성을 위한 방법으로 펌프파 이용법을 들 수 있다. 이 방법의 가장 큰 장점은 단층영상구성을 위하여 180° 투영 데이터를 얻을 필요가 없고, 단지 한 방향으로의 scanning에 의해서 영상구성을 위한 데이터가 얻어진다는 것이다. 그 원리는 다음과 같다. 주파수가 높고 진폭이 매우 작은 신호파 (probing wave)를 주파수가 낮고 진폭이 큰 변조파 (pumping wave)로 진폭 변조를 시켜서 전파시키면, 이 음압파는 비선형 전파로 인하여 왜곡을 겪게 된다. 이 왜곡은 진폭이 큰 펌프파에 전적으로 의존한다. 수신측에서는 수신된 음파를 복조하고, 이렇게 복조된 높은 주파수의 신호파 (probing wave)는 위상 변조되어 있다. 이 초음파 (probing wave)의 위상 변화량을 측정함으로써 매질의 비선형 특성에 대한 정보를 얻을 수 있다.<sup>5-7</sup>

펌프파로는 정현파와 임펄스를 사용할 수 있다(그림 1). 정현파형 초음파를 사용할 경우는 펌프파의 주파수를 여러번 변화시켜서 프로브파와 함께 가하고 각각의 경우에 대해서 위상천이량을 측정한다. 이는 송수신 간의 비선형 파라미터의 분포 B/A(x)를 Fourier 변환했을 때 그 영역에서의 성분들을 채워 넣는 역할을 하고, 역으로 만약 위상천이량의 측정으로 Fourier 변환 영역의 데이터를 얻었다면 이를 역 Fourier 변환함으로써 송수신 트랜스듀서간 매질의 비선형 파라미터 분포 B/A(x)를 얻을 수 있다는 것을 말한다. 그러나 송신측에 여러 주파수의 펌프파를 발생시킬 수 있는 트랜스듀서가 준비되어 있어야 한다는 단점이 있다. 임펄스형 펌프파를 사용하는 경우는 앞의 경우와 그 물리적 개념이 다르다. 펌프파는 프로브파와 90°의 각도를 갖으며 가해진다. 이때 펌프파를 가하는 위치가 프로브파의 진행방향을 따라서 이동되어야 하며 그 때마다 위상천이량에 대한 측정이 이루어져야 한다. 이 경우의 문제점이라면 펌프파가 이상적인 임펄스가 아니라는 것인데, 이는 신호처리 과정에서 보상필터를 사용함으로써 제거할 수 있다. 펌프파의 형태에 따라 별도로 이론적인 전개를 하겠다. 비선형 파라미터 B/A는 다음과 같이 정의된다.<sup>9)</sup>

$$A = \rho_0 c_0^2, \quad B = \rho_0 c_0^2 \left[ \frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right] = 2\rho_0^2 c_0^3 \frac{\partial c}{\partial \rho} \quad (1)$$

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

여기서  $\rho_0$ 는 평형상태의 매질의 밀도,  $c_0$ 는 미소 진폭음파의 속도,  $c$ 는 유한 진폭음파의 속도,  $p$ 는 유한진폭음파의 음압을 나타낸다.

(1) 정현파형 펌프파를 사용한 경우

송신 트랜스듀서( $x=0$ )에서 보내지는 초음파는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$p(t) = p_{\text{probe}} \sin \omega_{\text{probe}} \cdot t + p_{\text{pump}} \sin \omega_{\text{pump}} \cdot t \quad (3)$$

위의 식에서 첨자 probe는 높은 주파수의 음파 (probing wave)를, 첨자 pump는 낮은 주파수의 음파 (pumping wave)를 각각 표시한다. 진폭 변조가 되었을 때와 그렇지 않을 경우의 위상차를  $\Delta\psi$ 라 하면,

$$\Delta\psi = \omega \int_0^x \left[ \frac{1}{c(x')} - \frac{1}{c_0} \right] dx' \quad (4)$$

식(4)에서  $\omega_{\text{pump}} \ll \omega_{\text{probe}}$ 이고  $|p_{\text{pump}}| \gg |p_{\text{probe}}|$ 이므로  $p(t) = p_{\text{pump}}(t)$ ,  $\omega = \omega_{\text{probe}}$ 로 놓을 수 있으므로,

$$c(x) = c_0 + \frac{1}{2\rho_0 c_0^3} B/A(x) \cdot p_{\text{pump}}(x) \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \Delta\psi &= \omega_{\text{probe}} \int_0^x \left[ \frac{1}{c_0 + \frac{1}{2\rho_0 c_0^3} B/A(x') \cdot p_{\text{pump}}(x')} - \frac{1}{c_0} \right] dx' \\ &\cong \omega_{\text{probe}} \int_0^x \frac{1}{2\rho_0 c_0^3} B/A(x') p_{\text{pump}}(x') dx' \end{aligned} \quad (6)$$

로 된다.  $p_{\text{pump}}(t) = p_{\text{pump}} \exp(j2\pi f_{\text{pump}} t)$ 이라면, 식(6)을 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$\Delta\psi(f_{\text{pump}}) = \frac{\omega_{\text{probe}} |p_{\text{pump}}|}{2\rho_0 c_0^3} \int B/A(t) \exp(j2\pi f_{\text{pump}} t) dt \quad (7)$$

즉, 거리  $x$ 를 진폭 변조된 초음파 (probing wave)가 전파하는 동안의 위상변화량  $\Delta\psi(f_{\text{pump}})$ 의 분포는  $x$ (또는 시간  $t$ )에 대한  $B/A$ 분포를 역 Fourier 변환한 것과 같은 형태를 갖는다. 즉, 변조 음파 (pumping wave)의 주파수를 일정한 간격으로 변화시켜 가면서 위상 변화량을 측정할 수 있다면, 측정된 위상 변화량의 주파수에 따르는 분포  $\Delta\psi(f_{\text{pump}})$ 를 Fourier 변환하여 매질의 비선형 파라미터의 분포  $B/A(x)$ 를 역으로 알아낼 수 있게 된다는 것을 말한다.

(2) 임펄스형 펌프파를 사용한 경우

임의의 위치  $x$ 에서의 음속은

$$c(x) = c_0 + \frac{1}{2\rho_0 c_0^3} B/A \cdot p(x) \quad (8)$$

가 된다. 매질 내의 한 점에서의 음속은 그 점의 음압치에 비례하여, 각 점의 상이한 음속이 위상 변화

를 일으켜 파형은 왜곡된다. 이 때, 파수는

$$k(x) = \frac{\omega}{c(x)} = \frac{\omega}{c_0} \left[ 1 - \frac{1}{2\rho_0 c_0^3} B/A \cdot p(x) \right] \quad (9)$$

이다. 비선형 효과에 기인하는 위상 천이  $\Delta\psi$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$\Delta\psi = -\omega \cdot \frac{B/A}{2\rho_0 c_0^3} \cdot \Delta p \cdot \Delta x \quad (10)$$

펌프파를 이용한 위상 변화량 이용법의 경우, 압력으로 주파수가 높고 진폭이 매우 작은 신호파 (probing wave)와 진폭이 큰 변조파 (pumping wave)를 사용하므로, 이 때 식(10)은 다음과 같이 다시 쓸 수 있다. 임의의 미소 구간에서 발생하는 위상 천이는

$$\Delta\psi = -\omega_{\text{probe}} \cdot \frac{B/A}{2\rho_0 c_0^3} \cdot |p_{\text{pump}}| \cdot \Delta x \quad (11)$$

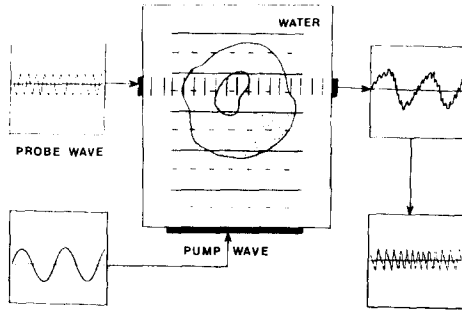
으로 되며, 이 때  $\omega_{\text{pump}} \ll \omega_{\text{probe}}$ ,  $|p_{\text{pump}}| \gg |p_{\text{probe}}|$ 이고 생체 조직에서  $2\rho_0 c_0^3$ 의 변화는  $B/A$ 의 변화에 비해 매우 작으므로 가해진 음압의 크기를 알고 있을 때 위상 변화량은 전적으로 매질의  $B/A$  값에 의존한다. 즉, 임펄스형 펌프파는 신호파와 펌프파가 교차하는 위치의 매질에 대한 정보를 샘플링한다. 신호파와 펌프파가 가해지는 형태는 그림 1에서 볼 수 있는 바와 같이 서로 수직이며, 펌프파는 두 파의 교차점에 대한 매질의 정보를 추출하는 작용을 하고 있다. 따라서 수신측에서 측정되는 총 위상 천이는

$$\begin{aligned} \Delta\psi_{\text{total}}(x_{\text{pump}}) &= \int_0^L -\omega_{\text{probe}} \cdot \frac{B/A(x)}{2\rho_0 c_0^3} \cdot |p_{\text{pump}}| \cdot \delta(x - x_{\text{pump}}) dx \\ &= -\omega_{\text{probe}} \cdot \frac{B/A(x_{\text{pump}})}{2\rho_0 c_0^3} \cdot |p_{\text{pump}}| \end{aligned} \quad (12)$$

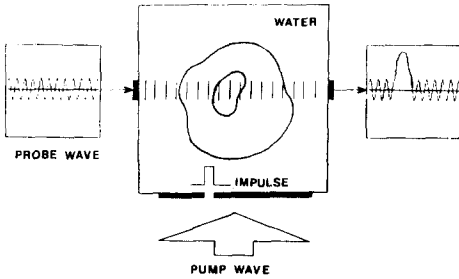
가 된다. 여기서  $x_{\text{pump}}$ 는 신호파와 펌프파가 교차하는 위치를 나타내며, 비선형 파라미터  $B/A$ 는 식(12)으로부터 역으로 구해진다.

### Ⅲ. 초음파 빔의 굴절과, 설동법에 의한 굴절의 영향 보정

펌프파를 이용한 실시간 영상법은 이미 서술한 바와 같이 단층영상을 구성하기 위하여  $180^\circ$ 투영 데이터를 얻을 필요가 없다는 장점을 갖고 있는 반면에 ray-bending의 영향이 상쇄되지 않고 두드러지게 남게 된다. 따라서, 본 논문에서는 설동법에 의한 ray-bending 영향의 보정법을 제안한다. 본 방법에서는 파동방정식의 1차 근사해를 이용하여 단층영상을 구성한 후에, 설동법을 적용하여 구한 보정항으로 초음파의 굴절로 나타나는 오차를 보정한다.



(a) 정현파형 펌프파를 이용한 경우



(b) 임펄스형 펌프파를 이용한 경우

그림 1. 펌프파를 이용한 단층영상구성법

Fig. 1. Real-time nonlinear parameter tomography using pumping wave.

### 1. 단층영상에 나타나는 Ray-bending의 영향과 그 보정

임펄스형 펌프파를 사용한 경우에 대해서 ray-bending의 영향으로 나타나는 오차를 보정하는 보정항은 유도해 나가겠다. 임의의 위치  $x$ 에서의 음속은<sup>1)</sup>

$$c(x) = c_0 + \frac{1}{2\rho_0 c_0} B/A \cdot p(x) \quad (8)$$

가 되고, 이 때 파수는

$$k(x) = \frac{\omega}{c(x)} = \frac{\omega}{c_0} \left[ 1 - \frac{1}{2\rho_0 c_0^2} B/A \cdot p(x) \right] \quad (13a)$$

$$= k_0 \cdot F(x) = k_0 [F_0 + F_1(x)] \quad (13b)$$

이며, 여기서  $B/A$ 를 1차 섭동항에 관계된다는 의미에서  $B/A_1$ 으로 다시 표현하면,

$$F(x) = F_0 + F_1(x) \quad (14a)$$

$$F_0 = 1 \quad (14b)$$

$$F_1(x) = -\frac{1}{2\rho_0 c_0^2} B/A_1 \cdot p(x) \quad (14c)$$

로 놓는다.

초음파의 전파는 다음과 같은 파동방정식으로 설명된다.<sup>10-12)</sup>

$$\nabla^2 u(\mathbf{r}) + k^2(\mathbf{r}) u(\mathbf{r}) = 0 \quad (15)$$

여기서  $\mathbf{r}$ 은 위치 벡터이고  $k(\mathbf{r})$ 은 파수(wave number)이다. 식(15)에 식(14a)를 대입하여 다시 쓰면

$$\nabla^2 u(\mathbf{r}) + k_0^2 \cdot F^2(\mathbf{r}) u(\mathbf{r}) = 0 \quad (16)$$

$$F(\mathbf{r}) = F_0 + F_1(\mathbf{r}) \quad (17a)$$

$$F_0 = 1 \quad (17b)$$

$$F_1(\mathbf{r}) = -\frac{1}{2\rho_0 c_0^2} B/A_1 \cdot p(\mathbf{r}) \quad (17c)$$

이 되고, 여기서  $k_0$ 는 기본 파수이고  $F(\mathbf{r})$ 은 매질의 특성을 나타낸다. 본 연구에서는 위상 정보만을 대상으로 하기때문에 식(16)의 파동방정식의 해를 다음과 같이 놓을 수 있다.

$$u(\mathbf{r}) = \exp[j\psi(\mathbf{r})] = \exp[jk_0 \cdot S(\mathbf{r})] \quad (18)$$

여기서  $S(\mathbf{r})$ 은 아이코날(eikonal, acoustical length), 즉 초음파가 실제로 전파한 거리를 나타낸다.

식(18)을 식(16)에 대입하면

$$jk_0^{-1} \nabla^2 S - (\nabla S)^2 + F^2 = 0 \quad (19)$$

로 되고, 생체 조직에서는 굴절율이 파장에 비해 매우 완만히 변화하므로  $k_0^{-1} \nabla^2 S \rightarrow 0$ 이 되므로 식(19)는

$$(\nabla S)^2 = F^2 \quad (20)$$

로 정리된다. 식(20)의 해를 1차 근사하여 표현하면

$$F = F_0 + F_1 \quad (21)$$

$$S = S_0 + S_1 \quad (22)$$

으로 놓을 수 있고, 이는 초음파가 직선 경로를 전파하는 경우와 일치한다. 여기서  $S_0$ 는 섭동이 없는 매질에 대한 식(20)의 해이고,  $S_1$ 은 섭동항이다. 이때 1차 섭동항  $S_1$ 은

$$S_1 = \int_0^L F_1 dx \quad (23)$$

로 된다.

고차의 섭동해를 고려하여 식(20)를 풀기 위해서 다음과 같은 섭동해를 가정한다.

$$S = S_0 + \epsilon \cdot S_1 + \epsilon^2 \cdot S_2 + \dots \quad (24)$$

$$F = F_0 + \epsilon \cdot F_1 + \epsilon^2 \cdot F_2 + \dots \quad (25)$$

식(24)과 식(25)를 2차 섭동항까지 고려하여 식(20)에

대입하고  $\epsilon$ 에 대해 제수 비교하면,

$$\underline{i} \cdot \nabla S_1 = F_1 \quad (26)$$

$$\underline{i} \cdot \nabla S_2 = F_2 - \frac{1}{2F_0} \left[ (\nabla S_1)^2 - F_1^2 \right] \quad (27)$$

로 된다. 여기서  $\underline{i}$ 는 입사 방향을 나타내는 단위벡터이고 신호파의 입사 방향은  $y$ 방향으로 한다.

매질을 투과하는 신호파에 수직으로 펌프파를 방사시키는 위상 변화량 이용법에서 식(26)의 해는 다음과 같이 주어진다.

$$S_1(x, y) = \int_0^L F_1(x, y) \cdot \delta(y - y_P) dy \quad (28)$$

$$= F_1(x, y_P)$$

식(27)를 풀면,

$$S_2 = \int_L F_2 dy - \frac{1}{2F_0} \int_L \left[ (\nabla S_1)^2 - F_1^2 \right] dy \quad (29)$$

로 된다. 직선 경로 전파라고 가정한 경우는 식(24)와 식(25)의 2차 이상의 섭동항을 무시한 경우와 같게 된다. 따라서

$$S_2 = 0 \quad (30)$$

기 되므로, 식(29)와 식(30)에 의해

$$\int_L F_2 dy = \frac{1}{2F_0} \int_L \left[ (\nabla S_1)^2 - F_1^2 \right] dy \quad (31)$$

가 된다. 여기서  $L$ 은 송수신 트랜스듀서간의 간격을 나타낸다.

$$\nabla S_1(x, y) = \frac{\partial S_1}{\partial x} \underline{a}_x + \frac{\partial S_1}{\partial y} \underline{a}_y \quad (32)$$

식(32)에 식(28)을 대입하면,

$$\nabla S_1(x, y) = -Q \cdot \left[ \frac{\partial B/A_1}{\partial x} \underline{a}_x + \frac{\partial B/A_1}{\partial y} \underline{a}_y \right] \quad (33)$$

$$Q = \frac{1}{2\rho_0 c_0^2} \cdot |P_{\text{pump}}| \quad (34)$$

$$(\nabla S_1)^2 = Q^2 \cdot \left[ \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial y} \right)^2 \right] \quad (35)$$

로 된다. 식(31)으로부터

$$F_2 = \frac{1}{2F_0} \left[ (\nabla S_1)^2 - F_1^2 \right] \quad (36)$$

가 된다. 즉 앞의 1차 근사의 가정과는 다르게 2차 섭동항  $F_2$ 가 무시되지 않고 남아있음을 볼 수 있다.

따라서 직선 경로 전파라는 가정하에서 파동 방정식을 풀기 위해서는 식(36)의 항을 고려해 주어야 하며, 그러므로써 ray-bending으로 나타나는 오차를 줄일 수 있다. 식(36)을 다시 쓰면

$$F_2(x, y) = \frac{Q^2}{2} \cdot \left[ \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial y} \right)^2 - (B/A_1)^2 \right] \quad (37)$$

이다. 식(25)에 식(17c)와 식(37)를 대입하면 다음과 같이 된다.

$$F(x, y) = 1 - \epsilon \cdot Q \cdot B/A_1 + \frac{\epsilon^2 Q^2}{2} \left[ \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial y} \right)^2 - (B/A_1)^2 \right] \quad (38a)$$

$$= 1 - \epsilon \cdot Q \cdot B/A_1 + \frac{\epsilon^2 Q^2}{2} \cdot \left[ B/A_c \right]^2 \quad (38b)$$

여기서 보정상  $B/A_c(x, y)$ 를 다음과 같이 유도할 수 있다.

$$B/A_c(x, y) = \left[ \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial B/A_1}{\partial y} \right)^2 - (B/A_1)^2 \right]^{1/2} \quad (39)$$

따라서 ray-bending의 영향을 포함하고 있는 단층상  $B/A_1(x, y)$ 에 식(39)의 보정상  $B/A_c(x, y)$ 를 더함으로써 보정된 단층상  $B/A(x, y)$ 를 구할 수 있다. 즉, 초음파가 직선 경로를 전파한다고 가정함으로써 파의 굴절에 의한 재생오차가 포함되고, 이러한 굴절의 영향을 아이코날 방정식을 적용해서 보정할 수 있게 된다.

#### IV. 컴퓨터 시뮬레이션 및 결과

대상으로 하는 팬텀으로는 단순균일한 단면을 갖으며  $B/A$ 의 값에서 큰 차이를 보이는 것들과 단면이 불균일한 것으로 했다. 각각의 팬텀은 그림 3(a) 그림 4(a), 그림 5(a)와 같으며 각 부위의 고유값은 [13]의 데이터 중에서 선정했다(표 1). 주변 매질은 물(밀도:  $1000\text{kg/m}^3$ , 음속:  $1480\text{m/sec}$ , 감쇠:  $0\text{dB/cm-MHz}$ ,  $B/A: 5.2$ )로 했다. 사용되는 초음파는 평면파로 가정하였고, 진폭이 작고 주파수가 높은 신호파와 신호파가 전파하는 매질 내의 한점에 대한 정보를 샘플링해 내기 위한 임펄스형 펌프파를 사용한다. 그림 2에 보인 바와 같이  $x=0$ 인 위치에서  $y$ 축 상으로 송신 트랜스듀서를 움직여가며 초음파를 발생시켰고, 초음파의 수신을 위해서  $x=L$ 의 위치에 배열형 트랜스듀서를 놓았다. 투과파의 빔 폭을 매우 작다고 가정한다면, 투과파를 Snell의 법칙에 따

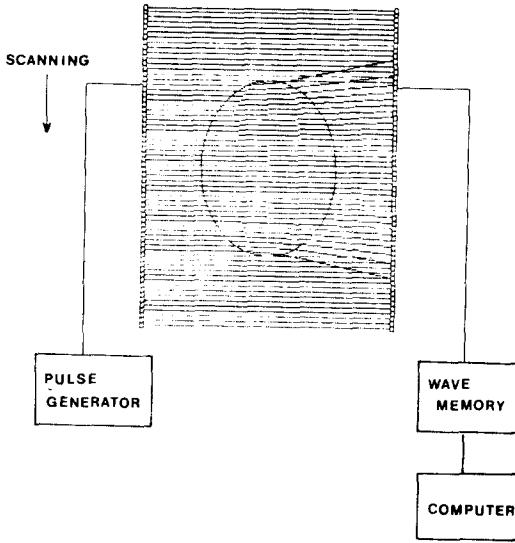


그림 2. Ray-bending  
Fig. 2. Ray-bending.

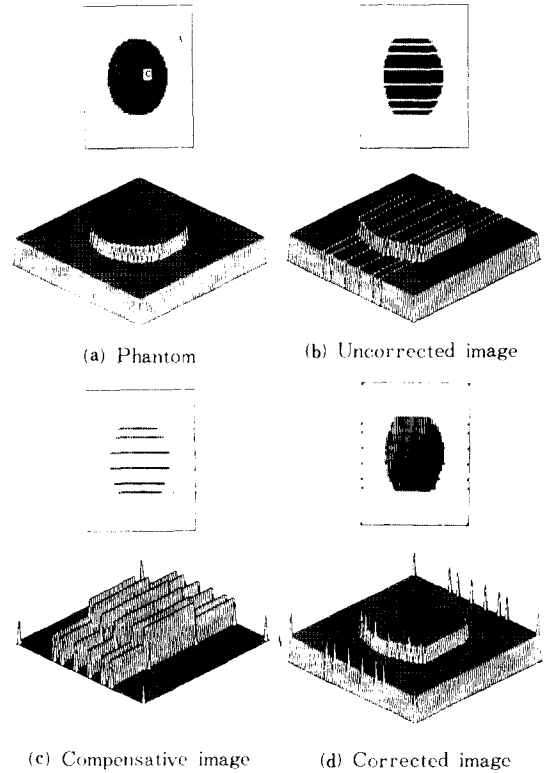


그림 4. 굴절의 영향 보정 (팬텀II)

Fig. 4. Correction of the refraction effect (phantom II).

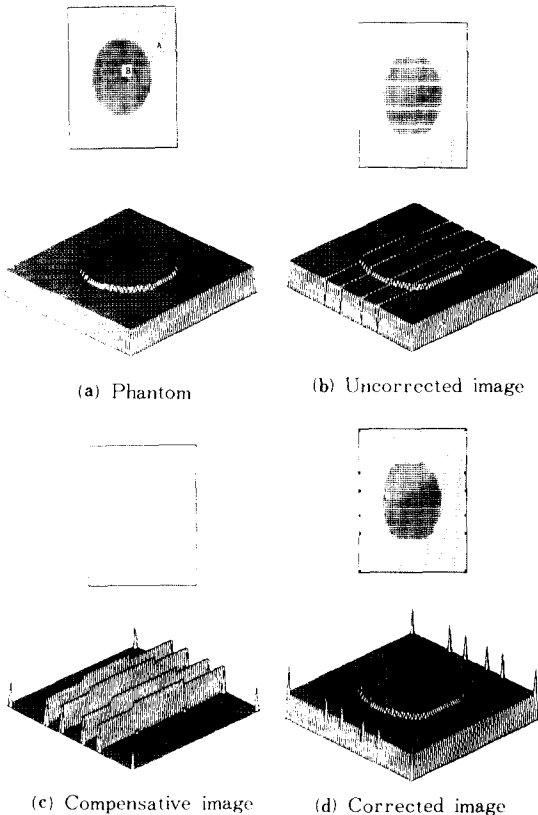


그림 3. 굴절의 영향 보정 (팬텀I)

Fig. 3. Correction of the refraction effect (phantom I).

라 매질 경계 부위에서 굴절시킬 수 있고, 그 굴절의 정도는 매질마다 다르다.<sup>[11]</sup> 수신파의 측정은 펌프파가 가해지는 위치  $y_{PUMP}$ 를 옮겨 가며 각 경우에 대해서 행해져야 한다. 본 컴퓨터 시뮬레이션에서는 송수신 트랜스듀서 사이의 간격을 6.4cm로 했고, 펌프파가 가해지는 위치를  $y$ 축을 따라서 1mm씩 옮겨 가며 64회 측정했다. 하나의 수신 트랜스듀서에 두 개 이상의 파가 도착하는 경우 가장 먼저 도착한 파를 수신 신호로 취하였다.

먼저 수신파를 직선 경로를 전파한 파로 가정하여  $B/A_1(x, y)$ 를 구할 수 있다. 그림 3(b), 그림 4(b), 그림 5(b)에서 볼 수 있는 바와 같이 한 방향으로만의 scanning에 의해 얻어진 단층상이므로 ray-bending의 영향이 상쇄되지 않고 남아 있다. 초음파 빔의 굴절로 인해 하나의 수신 트랜스듀서에 두 개 이상의 파가 도착하기도 하고 수신파를 전혀 받지 못하는 경우도 있게 된다. 따라서 이들 수신 정보로 구성된 단층상에는 팬텀의 윤곽선의 변화와 중간 부분의 데이터 손실의 형태로 ray-bending의 영향이 나타난다.

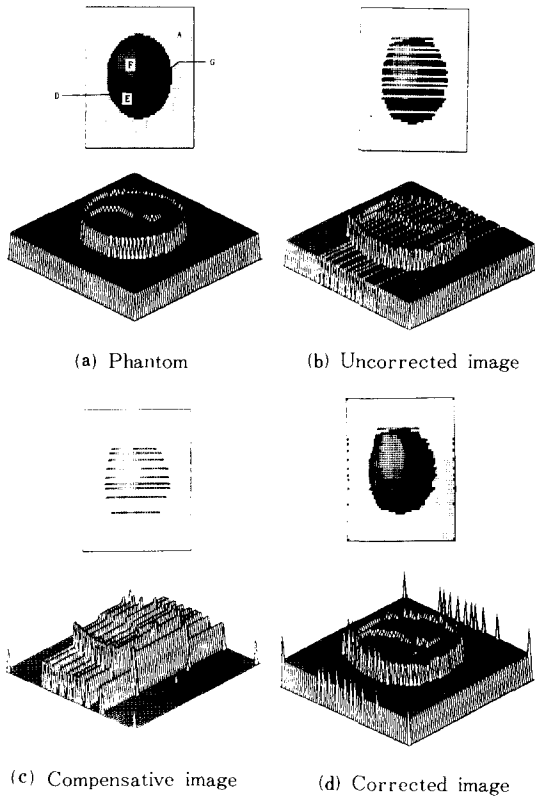


그림 5. 굴절의 영향 보정(팬텀III)

Fig. 5. Correction of the refraction effect (phantom III).

표 1. 초음파 전파 파라미터들

Table 1. Ultrasonic propagation parameters.

매질	밀도 (kg/cm <sup>3</sup> )	음속 (m/sec)	감쇠 (dB/cm-MHz)	B/A
A	1000.	1400.	0.000	5.2
B	1021.	1516.	0.295	6.55
C	1022.	1541.5	0.956	8.72
D	915.	1481.		9.206
E	1040	1513.8	0.58	8.21
F	1038	1547.	0.28	7.43
G	1053	1522.5	0.51	9.11

보정상을 구하기 위해서 식(30)의 조건하에서 식(39)를 사용했다. 이렇게 하여 구해진 상이 그림 3(c), 그림 4(c), 그림 5(c)이다. 보정된 상이 그림 3(d), 그림 4(d), 그림 5(d)이다. 세 그림 모두에서 볼 수 있듯이 B/A값의 크고 작음에 관계 없이, 또 균일하고 불균일함에 관계없이 재구성된 영상 증진 부분에 나타났던 데이터의 손실에 대한 복원은 이루어졌으

나 윤곽선 변화에 대해서는 거의 보정이 이루어지지 않았다.

### V. 결 론

컴프카를 이용하는 실시간 단층영상구성법은 초음파 CT와는 달리 180° 투영 데이터를 얻을 필요가 없는 용이한 방법이나 ray-bending의 영향이 재구성된 영상에 두드러지게 나타난다. 본 절에서는 1차 근사된 파동방정식을 풀므로써 ray-bending으로 나타나는 오차를 보상하려고 했다. 컴퓨터 시뮬레이션 결과 팬텀이 갖는 B/A값에 관계없이, 또 불균일한 정도에 관계없이 재구성된 영상 중간 부분에 나타나는 데이터 손실에 대한 복원은 이루어지나 윤곽선 변화에 대해서는 거의 보정이 이루어지지 않는 것으로 나타났다. 그 이유는 본 보정법이 고차 섭동해를 고려한 방법이라고는 하나 초음파의 직선 경로 전파라는 가정의 범위를 벗어나지 못했기 때문이라고 생각한다. 본 연구에서는 초음파의 산란, 간섭, 회절 등의 문제를 무시하고 있으나, 실용화의 차원에서는 이들 또한 중요한 영상 열화의 요인이다. 따라서 이들 문제까지 고려한 보정법의 연구가 요구된다.

### 參 考 文 獻

- [1] 이현주의, "비선형 파라미터의 영상기술," 한국통신학회 춘계종합학술발표회 논문집, vol. 9, no. 1, pp. 163-166, 1990
- [2] T. Sato et al., "초음파 비선형 파라미터의 영상법과 그 응용," 일본응용물리학회지, 54, 10, 1985
- [3] 이현주, 이강호, 최종호, 최종수, "조직 정량화를 위한 의용 초음파 영상기술 개발(비선형 파라미터의 측정 및 단층 영상에 미치는 감쇠의 영향)," 대한전자공학회지 제27권, 제12호, pp. 125-133, 1990.
- [4] N. Ichida and T. Sato, "Imaging the nonlinear ultrasonic parameter of a medium," *Ultrasonic Imaging* 5, pp. 295-299, 1983.
- [5] C. Cain, "Ultrasonic reflection mode imaging of the nonlinear parameter B/A: a theoretical basis," *Proc. of IEEE Ultra. Symp.*, pp. 887-890, 1985.
- [6] T. Sato, "Nonlinear tissue imaging," *Proc. of IEEE Ultra. Symp.*, pp. 889-900, 1986.
- [7] N. Ichida and T. Sato, "Real-time Nonlinear Parameter Tomography Using Impulsive Pumping Waves," *IEEE Trans. on Sonics and*

Ultrasonics, vol. Su-31, no. 6, pp. 635-641, 1984.

[8] A.J. Devaney, "A computer simulation study of diffraction tomography," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering* vol. BME-30, no. 7, pp. 377-386, 1983.

[9] L. Bjorno and Lewin, "Measurement of nonlinear acoustic parameters in tissue," *Tissue Characterization with Ultrasound*, vol. 1, pp. 141-163, 1986.

[10] Mueller et al., "Reconstructive Tomography and Ultrasonics," *Proc. of the IEEE*, vol. 67, no. 4, pp. 576-587, 1979.

[11] A. Kawanaka et al, "Correction Method of Refraction Effect on Ultrasound Computer Aided Tomography," 일본전자통신학회 논문지

[12] James F. Greenleaf et al, "Measurement of spatial Distribution of Refractive Index in Tissues by Ultrasonic Computer Assisted Tomography," *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 3, pp. 327-339, 1978.

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

[14] 최중수, "B-mode 단층상에서의 초음파 빔의 굴절 영향" 의공학회지 제 2 호, pp. 141-144 1981.

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. 1990年 3月~현재 중앙대  
 학교 대학원 석사과정. 주관심분  
 야는 의용초음파 영상처리 및 영  
 상통신 등임.



李 康 浩 (正會員) 第27卷 第12號 參照  
 현재 충남전문대학 사무자동  
 학과 조교수



崔 鐘 鎬 (正會員) 第27卷 第12號 參照  
 현재 강남대학교 전산과 조  
 교수



崔 宗 秀 (正會員)  
 1949年 5月 3日生. 1975年 인  
 하공대 전기공학과(약전) 학사학  
 위 취득. 1977年 서울대 대학원  
 전자공학과 석사학위 취득. 1978  
 年 서울대 대학원 박사과정 중퇴.  
 1981年 일본 Keio대학 전기공학  
 과 박사학위 취득. 1981年 Aloka(주)연구소 연구원.  
 1981年 9月~현재 중앙대학교 전자공학과 조교수를  
 거쳐 현재 교수. 주관심분야는 의용영상처리, 컴퓨터  
 시각, 영상통신 등.