

論文2000-37SP-1-3

초음파 tomography를 응용한 콘크리트 구조물의 비파괴 시험에 관한 연구

(Application of Ultrasound Tomography for Non-Destructive Testing of Concrete Structure)

金永起*, 尹寧得**, 尹鐘烈***, 金正洙****, 金雲卿**, 宋文豪**

(Young Ki Kim, Young Deuk Yoon, Chong Yul Yoon, Jung Soo Kim, Woon Kyung Kim, and Moon Ho Song)

요 약

본 연구에서는 초음파와 tomography 기법을 기반으로 콘크리트 구조물의 비파괴 시험에 대한 방법론을 정립하고 검증하였다. 일반적인 X-ray tomography에서는 물체를 통과하는 파동의 감쇠(attenuation) 데이터에 기초를 두고있는 반면에, 본 연구에서는 time-of-flight(TOF) 데이터를 사용하여 매질의 굴절률(refractive index)을 포괄적으로 표현하는 단층영상을 복원한다. X-ray tomography에서는 측정된 감쇠 데이터를 영상복원(image reconstruction) 알고리즘에 의해서 처리하며, 파동의 굴절은 고려할 필요가 없다. 그러나 초음파는 매질(medium)의 굴절률(refractive index)에 따라 초음파의 경로가 변경되므로 초음파 tomography에서는 초음파 경로의 연산이 선행되어야만 단층영상을 복원할 수 있게 된다. 초음파 경로의 연산은 기하광학(Geometrical Optics)에서 사용되는 굴절률과 경로의 관계에 기초를 둔다. 영상 복원은 대수학적 접근 방법인 ART (algebraic reconstruction technique) 또는 SIRT(simultaneous iterative reconstruction technique)를 기초로 연산된 초음파의 경로를 따라 선적분한 TOF 값과 측정된 TOF 값의 차이를 기반으로 수행된다. 실제 구현에서는 초음파가 직진한다는 가정하에 영상을 복원하고 이를 기반으로 초음파의 경로를 연산하였다. 본 논문에서는 이들 두 과정(경로연산 및 영상복원)의 반복연산을 통하여 영상을 복원하였다. 제안하는 알고리즘을 모의실험으로 평가하였고, 실제 콘크리트 구조물에 적용하여 본 방법론의 무한한 가능성을 입증하였다.

Abstract

As a potential approach for non-destructive testing of concrete structures, we evaluate the time-of-flight (TOF) ultrasound tomography technique. In conventional X-ray tomography, the reconstructed image corresponds to the internal attenuation coefficient. However, in TOF ultrasound tomography, the reconstructed image is proportional to the refractive index of the medium. Because refractive effects are minimal for X-rays, conventional reconstruction techniques are applied to reconstruct the image in X-ray tomography. However, since ultrasound travels in curved path, due to the spatial variations in the refractive index of the medium, the path must be known to correctly reconstruct the image. Algorithm for determining the ultrasound path is developed from a Geometrical Optics point view and the image reconstruction algorithm, since the paths are curved, it requires the algebraic approach, namely the ART or the SIRT. Here, the difference between the computed and the measured TOF data is used as a basis for the iteration process. First, the initial image is reconstructed assuming straight paths. It then updates the path based on the recently reconstructed image. This process of reconstruction and path determination repeats until convergence. The proposed algorithm is evaluated by computer simulations, and in addition, is applied to a real concrete structure.

* 正會員, 現代電子産業(주) 전장 SBU 연구실 CNS팀
(Hyundai Electronics Industries)

** 正會員, 高麗大學校 電波工學科
(Korea Univ., School of Electrical Engineering)

*** 正會員, 弘益大學校 土木工學科

(Hongik Univ., Dept. of Civil Engineering)

**** 正會員, 弘益大學校 機械工學科

(Hogik Univ., Dept of Mechanical Engineering)

接受日字: 1999年6月8日, 수정완료일: 1999年12月20日

I. 서론

건축구조물에 결함이 있다면 그 건축물내의 사람과 재산 그리고 주변 건물이 위험하게 되므로 건축물의 손상상태를 파악하는 것은 매우 중요하다. 비파괴 검사법은 구조물이나 제품을 분해하거나 파괴하지 않고 결함, 안전, 수명 등을 진단하는 유일한 방법인 이유로 국내외 우수 연구기관에서 활발히 연구되고 있다.

Tomography는 물체를 통과하는 파동 측정 데이터에 대하여 다양한 신호처리 기법을 적용한 후 물체의 내부 상태를 포괄적으로 재구성하는 기법을 말한다. Tomography를 사용하여 물체내의 상태를 영상화 하는 응용은 다른 과학 및 의료 분야에서 이미 성공적으로 사용되고 있다.

Tomography의 종류에는 X-ray CT, MRI, 초음파 tomography 등이 있다. X-ray는 매질에 상관없이 직진하기 때문에 쉽게 구현할 수 있어서 현재까지 많이 사용되고 있다. 그러나 자연환경에 나쁜 영향을 미치고, 교각과 같은 큰 구조물에 이용하기 위해서는 규모가 커지게 되고 가격이 비싸며 이동하기가 불편하다. MRI(magnetic resonance imaging, 자기공명영상)는 X-ray 기술에 비해 근래에 발달된 것으로, X-ray CT가 전리방사선을 이용하여 영상을 만드는데 비하여 MRI는 큰 자장 속에 검사하고자 하는 부위가 들어가서 고주파와 인체 속에 있는 수소 핵과의 상호작용에 의한 에너지 방출을 검출하여 영상을 만든다. 수소 원자핵을 이용하는 자기공명영상은 각 조직의 수소 원자 밀도 차이와 수소 원자핵을 둘러싸고 있는 화학적 환경, 물리적 상태에 따른 이완 시간의 차이로 각 조직들의 구별이 가능하게 되는 것이다. 이처럼 MRI는 물을 구성하는 성분인 수소를 사용하는 water image이기 때문에 철근 콘크리트 구조물에서는 사용할 수 없다.

최근에는 인체에 영향을 미치지 않는 초음파를 많이 사용한다. 물론 초음파가 인체에 전혀 영향을 주지 않는 것은 아니지만 현재까지의 실험결과에 의하면 일정한 강도 이상의 초음파가 아니면 인체에 심각한 영향을 주지 않는 것으로 알려져 있다^[1]. 이러한 이유로 인체 질병의 진단이나 치료를 위한 의료용으로 많이 사용되고 있다. 그 외에 초음파는 비파괴 검사, 박막의 두께 측정, 세척기 등 산업적인 목적과 수중에서의 음파 탐지에 의한 균함이나 잠수함의 위치 식별과 이동 속

도 측정 등과 같은 군사적 목적으로도 많이 이용된다.

초음파는 일종의 탄성파이므로 물체 내부로 전파하면서 물체를 구성하는 성분의 물리적 특성에 따라 반사되거나 흡수로 인한 진폭감쇠가 일어난다. 또 초음파는 매질을 통과할 때 굴절률이 다른 매질의 경계면에서 굴절하게 된다. 굴절은 진파속도가 서로 다른 두 매질의 경계면에서 파동이 비스듬하게 입사할 때 다른 매질로 전파하는 과정에서 파동의 진행 방향이 바뀌는 현상을 말한다. 물론 파동이 수직으로 입사할 때는 진행 방향이 바뀌지 않는다. 굴절할 때의 진행 방향은 초음파의 속도와 입사각을 안다면 Snell의 법칙으로 알 수 있다. 매질 내부를 전파하는 초음파의 속도는 매질의 밀도와 압축률(compressibility)에 의존하는데 일반적으로 물체의 밀도가 높을수록 속도는 커진다. 초음파 속도에 영향을 주는 인자로서는 주파수, 온도, 물체의 상태 등을 들 수 있다 초음파 tomography는 매질의 다양한 음향학적 특성에 따른 단층 영상을 얻는 것이다. 여러 가지 음향특성 중에서도 많은 관심의 대상이 되고 있는 두 변수는 감쇠계수와 굴절률(또는 음파의 속도)이다. 이와 같은 특성을 이용하여 Greenleaf 등이 단층 촬영상(tomogram)을 처음으로 제작하였으며^[2,3], Carson^[4], Jakowatz^[5]등에 의해 이어졌다.

감쇠계수를 이용한 초음파 tomography는 반사(reflection), 굴절(refraction), 회절(diffraction)로 인해 다음과 같은 문제가 야기될 수 있다^[3]. 첫째, 두 매질 사이의 반사파가 큰 경우 초음파 전달이나 반사파 검출에 장애가 발생한다. 둘째, 서로 다른 두 매질의 음향 임피던스가 일치하면 두 매질의 경계면을 검출할 수 없다. 셋째, 초음파가 평탄한 면에 비스듬히 입사하는 경우 입사각에 따라 반사파의 크기가 달라진다. 넷째, 굴절과 회절로 인한 에너지 감쇠로 진폭을 일정하게 유지하거나 정확한 영상을 얻기 힘들다.

굴절과 회절로 생기는 문제를 해결하기 위해 초음파의 속도분포를 이용한 time-of-flight tomography가 제안^[3, 6] 되었다. Time-of-flight tomography는 초음파가 송신부에서 매질을 통과하여 수신부까지 도달하는데 걸리는 시간과 초음파의 경로를 따라 현재 영상을 선적분한 값과 비교하여 영상을 갱신하며 복원하는 방법이다. 이와 유사한 방법으로 Schuller와 Atkinson이 실제 콘크리트에 대해서 초음파 tomography를 사용^[7] 했지만 초음파의 굴절에 따른 경로를 연산하지 않았기 때문에 대상 물체의 크기가 실제 보다 크게 나타났고

낮은 해상도로 인해 그 모양이 부정확하게 나타났다. 따라서 굴절률에 따른 초음파의 경로를 정확하게 구할 필요가 있다는 것을 보여주고 있다.

일반적으로 X-ray tomography에서 사용되어온 reconstruction 알고리즘은 ray가 직진한다는 가정하에 filtered back projection 이나 convolution back projection을 사용하여 영상을 복원하였다. 그러나 초음파처럼 서로 다른 굴절률을 갖는 매질을 통과할 때 굴절한다면 이 방법을 사용할 수 없다. 본 논문에서는 굴절현상을 보정하기 위해 기하광학에서 분석방법으로 사용되는 굴절률과 경로와의 관계식^[8]을 이용하여 초음파의 경로를 연산하며 영상복원 알고리즘에 제공된다. 반복 연산에 의해 초기에 가정한 영상으로부터 경로가 얻어지면, 그 경로에 의한 TOF 데이터와 실제의 실험으로 측정된 TOF 데이터와의 차이로 영상을 복원하는 Kaczmarz의 ART 방법^[9]과 SIRT 방법^[10]을 이용하였다.

영상을 복원하는 전체적인 알고리즘은, 먼저 영상의 모든 픽셀을 상수로, 모든 초음파 경로는 직선으로 초기화한다. 초기 영상은 ART 또는 SIRT 방법으로 갱신되고, 갱신된 영상을 토대로 초음파의 경로가 연산된다. 이 과정을 반복적으로 수행하여 수렴하는 영상을 얻는다. 요약하면, 본 논문은 철근 콘크리트 구조물의 비파괴 시험에 관한 것으로 time-of-flight 초음파 tomography를 사용하여 ART 또는 SIRT 방법으로 구조물 내부의 형태를 영상화 하는 것이다.

II. 초음파의 경로 연산

앞에서 언급한 filtered back projection 이나 convolution back projection과 같은 일반적인 reconstruction 알고리즘은 매질 내에서 ray가 직진한다고 가정하므로 초음파처럼 매질의 굴절률에 따라 굴절하는 경우에는 유효하지 못하다. 따라서 ray가 굴절하는 경우 ray의 경로를 구해야만 한다. 본 논문에서는 기하광학에서 분석방법으로 사용되는 다음의 굴절률과 경로와의 관계식^[7]을 이용하여 초음파의 경로를 연산한다.

$$\frac{d}{ds} \left(n \frac{dr}{ds} \right) = \nabla n \tag{1}$$

여기서 r 은 ray에서의 임의의 위치를 나타내는 벡터

이고 $n(x, y) = v_1/v(x, y)$ 는 (x, y) 에서의 굴절률이며 s 는 ray의 경로를 나타낸다. 그리고 dr/ds 는 s 가 증가하는 방향으로의 r 에 대한 단위접선벡터를 말한다 (그림 1).

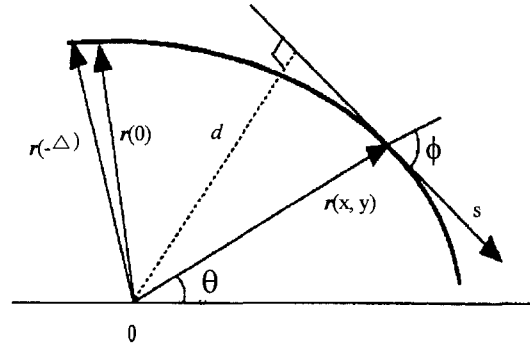


그림 1. Spherical symmetry에서의 ray의 경로
Fig. 1. The ray path in spherical symmetry.

영상 $n(x, y)$ 가 주어진 경우, 구하고자 하는 경로 $r(x, y)$ 는 식 (1)을 만족시켜야 한다. 하지만 detection noise와 quantization noise로 인하여 오차가 발생하므로 모든 ray에 대해서 다음의 식을 최소화하는 경로 r_{opt} 을 구한다.

$$r_{opt} = \arg \min_r \left\| \frac{d}{ds} n(r) \frac{dr}{ds} - \nabla n(r) \right\|^2 \tag{2}$$

영상 $n(x, y)$ 와 그림 1처럼 초기조건으로 $r(-\Delta)$ 와 $r(0)$ 가 주어질 때, 다음과 같이 식 (2)를 discretize 한다.

초음파 경로 $r(s)$ 를 매시간 $s = 0, T, 2T, 3T, \dots$ 에서 sample 한 값은 $r_n = r(nT) = (x_n, y_n)$ 처럼 표현된다. 음파의 경로가 n 개의 픽셀을 지난다고 할 때, $r = [x_1, x_2, \dots, x_n, y_1, y_2, y_n]^T$ 이고, $\frac{dr}{ds}$ 는 다음과 같이 discretize 할 수 있다.

$$\begin{aligned} \frac{dr}{ds} &= [x_1 - x_0, x_2 - x_1, \dots, x_n - x_{n-1}, \\ &\quad y_1 - y_0, y_2 - y_1, \dots, y_n - y_{n-1}]^T \\ &= D_r - r_0 \end{aligned}$$

이때,

$$D = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \cdots & \cdots & \cdots & 0 \\ -1 & 1 & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \cdots & -1 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & -1 & 1 & 0 & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \cdots & \cdots & 0 & -1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$r_0 = [x_0 \ 0 \ \cdots \ 0 \ y_0 \ 0 \ \cdots \ 0]^T$$

이다.

같은 방법으로 식 (1)의 좌변을 discretize하면,

$$\frac{d}{ds} \left(n(r) \frac{dr}{ds} \right) = DF(Dr - r_0) - r_{-1} \quad (3)$$

으로 나타나고 여기서,

$$F = \begin{bmatrix} n(x_1, y_1) & 0 & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & 0 \\ 0 & n(x_2, y_2) & 0 & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \cdots & 0 & n(x_N, y_N) & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ 0 & \cdots & \cdots & \cdots & 0 & n(x_1, y_1) & 0 & \vdots \\ 0 & \cdots & \cdots & \cdots & 0 & n(x_2, y_2) & 0 & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & 0 & n(x_N, y_N) \end{bmatrix}$$

$$r_{-1} = [n(x_0, y_0)(x_0 - x_1) \ 0 \ \cdots \ 0 \ n(x_0, y_0)(y_0 - y_1) \ 0 \ \cdots \ 0]^T$$

이다.

식 (3)을 r 에 대하여 정리하면 식 (1)은 다음과 같은 discrete 형태로 변환된다.

$$r = D^{-1}[F^{-1}D^{-1}(G_n + r_1) + r_0] \quad (4)$$

여기서, G 는 gradient 연산자이고 $n = [n_1, n_2, \dots, n_{N^2}]^T$

이다.

굴절률로 이루어진 영상이 주어진 경우, 식 (4)를 사용하여 수렴하는 초음파의 경로를 구하기 위해 다음과 같은 반복연산을 수행한다.

$$r^{(k+1)} = D^{-1}[F^{-1}D^{-1}(G_n^{(k)}(r^{(k)} + r_1) + r_0)] \quad (5)$$

여기서, $k=0, 1, 2, \dots$ 이고 반복회수를 나타낸다.

위 식에서 초기조건 $r^{(0)}$ 은 직선이라고 가정하고 r 이 수렴할 때까지 반복 연산을 행함으로써 초음파의 경로를 구할 수 있다. 그리고 반복연산을 할 때마다 샘플간격을 normalize한다.

III. ART와 SIRT를 이용한 영상복원

ART와 SIRT는 algebraic 접근방법을 이용하여 projection data로부터 본래의 영상을 복원하는 방법을 말한다. 이 방법들은 초기 영상을 가정한 후 영상에서 계산한 ray sum과 측정된 projection data와의 차로 새로운 영상을 만든다. 그리고 새로 만들어진 영상을 사용하여 구한 ray sum과 측정된 projection data와의 차이를 이용하여 다시 새로운 영상을 만드는 과정을 반복함으로써 수렴하는 영상을 복원하게 된다. ART와 SIRT는 측정된 projection data와 복원된 영상에서 계산한 ray sum과의 차가 아주 적을 때까지 반복연산을 하는 점에서 맥락을 같이 하지만, ART는 각각의 ray에 대해서 영상을 복원하고 SIRT는 모든 ray에 대해서 동시에 영상을 복원한다. 따라서 ART는 좀 더 적은 저장공간을 필요로 하고 SIRT는 더 빠르게 영상을 복원할 수 있다.

Kaczmarz에 의해 제안된 ART는 아래식으로 표현된다.

$$n^{(j+1)} = \begin{cases} n^{(j)} + \lambda \cdot \frac{p_k - \langle n^{(j)}, w_k^{(j)} \rangle}{\langle w_k^{(j)}, w_k^{(j)} \rangle} \cdot w_k, & \langle w_k^{(j)}, w_k^{(j)} \rangle \neq 0 \\ n^{(j)} & \langle w_k^{(j)}, w_k^{(j)} \rangle = 0 \end{cases} \quad (6)$$

여기서, $j=0, 1, 2, \dots$ 이고 영상복원 전체의 반복회수를 나타낸다. $k=0, 1, 2, \dots, K$ 이고 총 K 개 중에서 k 번째 ray를 의미한다.

위 식에서 굴절률로 이루어진 영상이 $N \times N$ 일 때, n 은 $2N \times 1$ 의 크기로 row(column) scan 한 영상이고 p 는 측정된 TOF 데이터이며 λ 는 relaxation factor이다. 그리고 w 는 크기가 $2N \times 1$ 인 weighting factor로 ray가 지나가는 pixel 부분은 1, 지나가지 않는 부분은 0으로 근사화 한다. $\langle n, w \rangle$ 은 초음파의 경로와 영상의 내적을 말하며 계산된 TOF 데이터이다. Weighting factor 내적 $\langle w_k^{(j)}, w_k^{(j)} \rangle$ 는 ray가 지나가는 pixel수를 나타내며 복원해야 할 이외의 영역을 지나면 '0'의 값을 갖는다.

SIRT는 모든 ray에 대해서 동시에 영상을 복원하는 방법으로 ART 갱신을 매 경로마다 수행하지 않고, 모든 경로에 대한 수정을 동시에 수행한다.

반복적으로 영상을 갱신할 때마다 average filtering

하여 영상을 smoothing할 때, 보다 좋은 복원 영상을 얻었다.

IV. 시뮬레이션 결과

초음파는 서로 다른 매질을 통과할 때 굴절률에 따라 굴절하므로 식 (5)와 같은 반복연산으로 초음파의 경로를 구한다. 그림 2는 circularly symmetric인 영상에 대해서 1개의 view와 16개의 detector 위치에서 수렴하는 초음파의 경로를 나타낸 것이다. 중심 부분에 위치한 원의 굴절률은 (a)가 0.7, (b)가 1.3이고 이외의 굴절률은 모두 1인 경우이다. 그림에서 보듯이 굴절률에 따라 초음파가 굴절하면서 매질을 투과함을 알 수 있다.

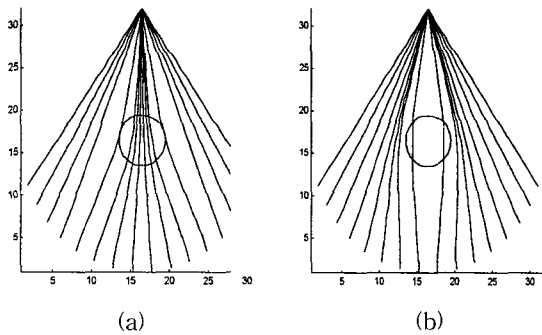


그림 2. 대칭형 구조를 갖는 영상에 대한 초음파의 경로 연산

- (a) object의 굴절률이 0.7인 경우
- (b) object의 굴절률이 1.3인 경우

Fig. 2. The computed ray path of ultrasound in symmetrical image.

- (a) The refractive index of object is 0.7
- (b) The refractive index of object is 1.3

다음은 초음파의 경로를 연산하는 알고리즘을 기반으로 영상을 복원하는 모의실험에 관한 것이다. 그림 3은 object의 굴절률이 원의 지름이 작은 순서로 각각 0.85, 0.9, 0.95인 unsymmetrical 영상을 나타낸다. 그림 4는 그림 3의 영상에 대해 $2\pi/4$ 간격으로 view를 4번 회전하면서 각 view마다 일정한 간격에 위치한 16개의 detector에서 수렴하는 초음파의 경로를 나타낸다. 그림 5는 그림 3의 원 영상을 초음파가 직진한다고 가정하고 SIRT 방법을 사용하여 5번의 반복과정으로 복원된

영상을, 그림 6은 굴절률에 따라 수렴하는 초음파의 경로를 연산한 후 SIRT 방법으로 5번의 반복과정으로 복원한 영상을 보여준다. 이때 $2\pi/4$ 의 일정한 각도로 view를 64번 회전하면서 각 view마다 일정한 간격에 위치한 63개의 detector로 총 4032(64*63)개의 TOF 데이터를 측정하여 사용하였다. 복원된 영상을 살펴보면, 초음파의 경로가 직선이라고 가정한 후 복원된 영상(그림 5)이 실제의 object의 크기보다 더 크게 나온 것을 볼 수 있고 굴절률에 따라 초음파의 경로를 연산한 후 복원된 영상(그림 6)이 원래의 영상(그림 3)과 아주 비슷함을 볼 수 있다. 이를 객관적으로 알아보기 위해 다음과 같은 방법을 사용하여 분석하였다.

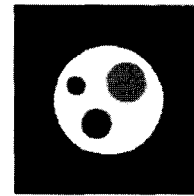


그림 3. 원 영상

Fig. 3. The original image.

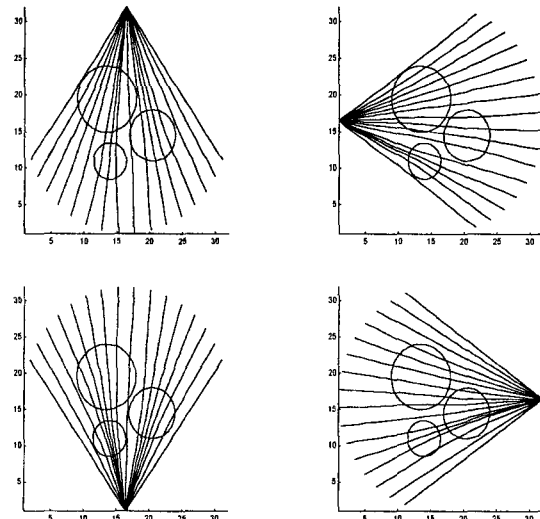


그림 4. 굴절률이 각각 0.85, 0.9, 0.95(object의 지름이 작은 순서로)의 비대칭형 구조를 가지는 영상에 대한 초음파의 경로 연산

Fig. 4. The computed ray path of ultrasound in unsymmetrical image which has refractive index, 0.85, 0.9 and 0.95(ordered descending diameter of objects).

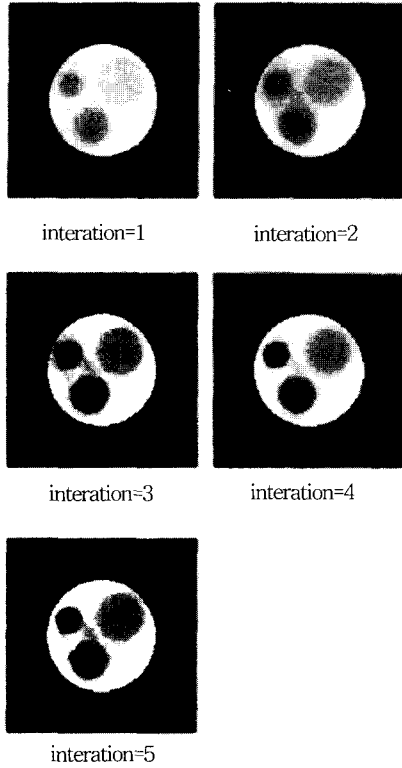


그림 5. straight path인 경우에 대해서 SIRT 방법으로 영상을 복원한 경우
 Fig. 5. The reconstructed image using SIRT by assuming the path of ultrasound is straight.

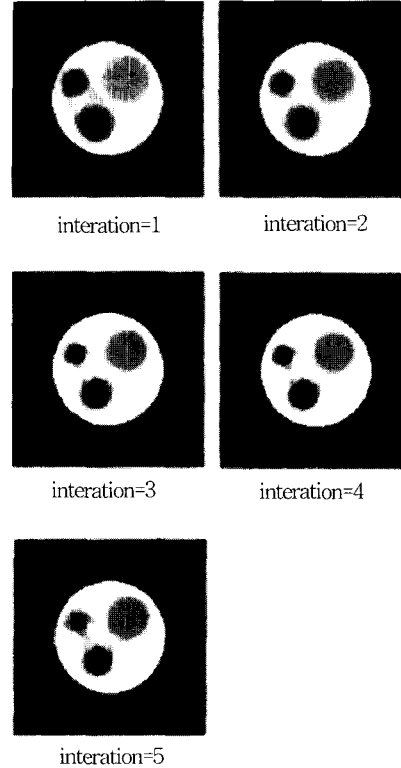


그림 6. 경로를 연산한 후 SIRT 방법으로 영상을 복원한 경우
 Fig. 6. The reconstructed image using SIRT after the path of ultrasound is computed.

$$error = \frac{1}{Z} \sqrt{\sum_{i=1}^N |f_i - f_i|^2} \quad (7)$$

여기서, $Z = \sqrt{\sum_{i=1}^N |f_i - 1|^2}$ 는 normalize 성분이다. f_i 는 원래의 영상에서 i 번째 픽셀의 굴절률이고, f_i 는 복원된 영상에서 i 번째 픽셀의 값을 나타낸다. 이때 전체 영상의 크기는 $N \times N$ 이다.

그림 7은 초음파가 직진한다고 가정한 후 복원된 영상(그림 5)과 초음파의 경로를 연산한 후 복원된 영상(그림 6)에 대해서 식 (7)을 사용하여 반복회수에 따른 원래의 영상과 복원된 영상과의 차이를 나타낸 것이다. 그림 7에서 보듯이 초음파의 경로를 연산한 후 복원된 영상이 원래의 영상에 가깝다는 것을 수치적으로 확인할 수 있다. 이 결과를 바탕으로 본 논문에서 제안한 초음파의 경로연산 및 영상복원 방법이 신뢰성이 있음을 입증하였다.

이러한 신뢰를 바탕으로, 다음은 실제의 콘크리트 구

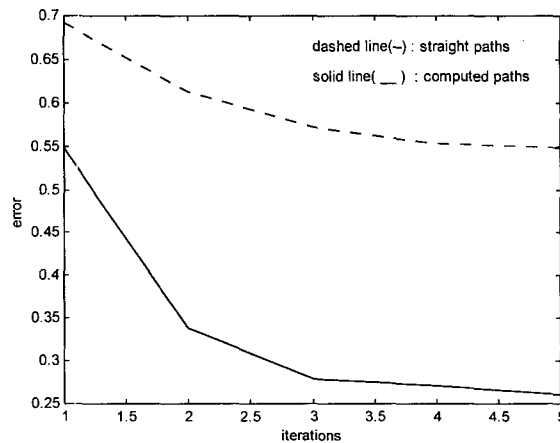


그림 7. straight path인 경우에 대해서 복원된 영상과 초음파의 경로를 연산한 후 복원된 영상에 대해 각각 원래의 영상과의 에러
 Fig. 7. This is the error graph between the reconstructed image and the original image. It is normalized.

조물에 적용한 시뮬레이션 결과에 대해 살펴보고자 한다. 그림 8처럼 mortar-steel 시험편을 만들고 초음파 측정 장치(PUNDIT)를 사용하여 그림 9와 같은 fan-beam 스캔 방식으로 view 위치를 일정한 각도로 32번 회전하였고, 한 개의 view에 대해서 일정한 간격에 위치한 23개의 detector로 총 736(32*23)개의 TOF 데이터를 얻었다.

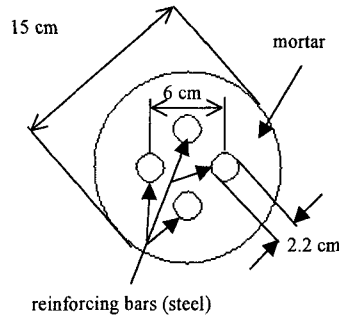


그림 8. 시험 구조물 : 모르타르에 지름이 2.2cm인 보강기둥이 4개가 박혀 있다.

Fig. 8. Dimensions of the phantom(cement & reinforcing bars).

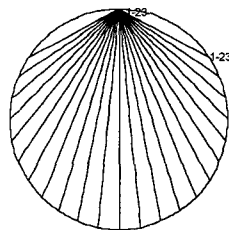
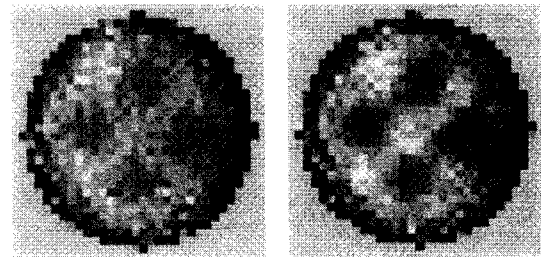


그림 9. Fan-beam scan 데이터 획득 : view를 $2\pi/32$ 의 일정한 각도로 32번 회전하면서 각 view마다 일정한 간격에 위치한 23개의 detector를 사용하여 TOF 데이터를 측정한다

Fig. 9. The fan-beam scan geometry : the TOF measurements are take about the circle with the spacing $2\pi/32$. The measurements are taken for 23 positions for each view angles. The data was taken for a total of 32 view angle with the spacing $2\pi/32$.

측정한 TOF 데이터를 이용하여 ART 방법으로 영상을 복원한 과정은 다음과 같다. 먼저 초기 영상의 굴절률을 모두 1로 초기화하였다. 이때, 초기 영상의 굴절률을 1로 가정하면 초음파는 직진하게 되므로 초음파의 경로를 연산할 필요가 없다. 이 경로를 따라 현재의 영

상을 선적분하여 TOF 데이터를 구하고 FIR filter 사용하여 이 데이터들을 smoothing 한 후 측정된 TOF 데이터와의 차이로 영상을 얻는다. 이때 relaxation parameter를 0.05로 하여 내부적으로 영상을 5번 갱신하고, average filtering하여 복원된 영상을 smoothing 한다. 두번째 반복연산 수행부터는 현재의 영상에 대해서 초음파의 경로와 굴절률과의 관계식을 사용하여 경로를 연산한다. 연산된 경로를 따라 선적분하여 TOF 데이터를 구하고 이 값과 측정된 TOF 데이터와의 차이로 영상을 복원한다. 이러한 과정을 반복하여 수렴하는 영상을 얻었고 이 결과를 나타낸 것이 그림 10의 (b)이다. 실험결과를 보면, 해상도가 다소 떨어진다. 이것은 구조물 재료의 특성상 재질의 균일하지 않고, 데이터를 측정할 때 수동으로 측정하여 미소한 오차가 발생하기 때문이다.



(a) (b)

그림 10. 복원된 영상

(a) 초음파가 직진한다고 가정한 후 ART에 의해 복원된 영상

(b) 초음파의 경로를 연산한 후 ART에 의해 복원된 영상

Fig. 10. Reconstructed image of the concrete phantom.

(a) ART reconstructed image assuming straight path.

(b) ART reconstructed image with path correction. Pixels near the boundary are not constructed.

그림 10에서 (a)는 굴절률에 상관없이 초음파가 직진한다고 가정한 후 복원된 영상이고 (b)는 굴절률을 고려하여 초음파의 경로를 연산한 후 복원된 영상을 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이 초음파의 경로를 연산하여 복원된 영상 (b)가 (a)에 비해 좀 더 해상도가 좋은 것을 알 수 있다. 복원된 영상을 원래의 영상과 비교하기 위해 그림 11처럼 복원된 영상과 원래의 영상을 겹친 상태로 나타냈다. 복원된 영상의 경계면에서

원래의 영상과 미소한 차이가 있는 것을 볼 수 있는데, 이것은 경계면 부분에 도달되는 초음파가 아주 적어서 영상이 갱신 되지 않았기 때문이다.

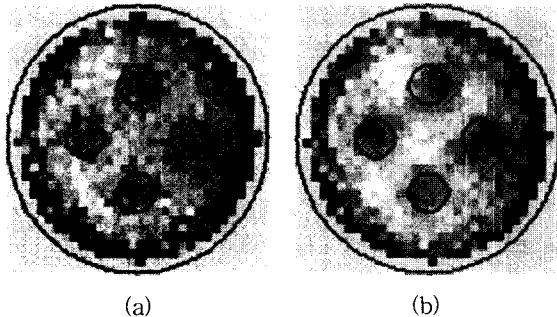


그림 11. 복원된 영상에 원래의 영상의 경계면을 겹친 상태

- (a) 초음파가 직진한다고 가정한 후 ART에 의해 복원된 영상
 (b) 초음파의 경로를 연산한 후 ART에 의해 복원된 영상

Fig. 11. Reconstructed image overlaid with appropriate boundaries.

- (a) ART reconstructed image assuming straight path.
 (b) ART reconstructed image with path correction. Pixels near the boundary are not constructed.

V. 결론

기존의 X-ray tomography에서 사용되어온 filtered back projection이나 convolution back projection 알고리즘들은 초음파가 직진한다는 가정하에 영상을 복원하였다. 그러나 실제로 초음파는 굴절률이 서로 다른 매질을 통과할 때 굴절하는 특성이 있다. 따라서 기존의 방법에 의해 복원된 영상은 실제의 구조물과는 상당한 차이가 있다. 안전도를 평가하는 비파괴 시험은 높은 정밀도를 요구하므로 본 논문에서는 굴절하는 초음파의 경로를 연산하여 정확한 영상을 복원하는 방법에 관하여 논하였다.

기하광학에서 분석방법으로 사용되는 초음파의 경로와 굴절률과의 관계식을 이용하여 수렴하는 초음파의 경로를 연산하는 방법을 제안하였고, 이 알고리즘을 바탕으로 algebraic 접근 방법인 ART 또는 SIRT를 이용하여 영상을 복원하였다. 연산된 경로의 수렴여부에 대해서는 아직 수학적인 증명은 못 하였지만, 원 영상과

복원된 영상의 에러를 비교함으로써 수치적으로 수렴함을 보여주었다(그림 7).

본 논문에서 제안한 방법을 실제의 mortar-steel 시험 모델에 적용하여 선명한 영상을 얻었다. 따라서 철근 콘크리트 구조물의 비파괴 시험에 초음파의 경로를 연산하여 algebraic 접근 방법인 ART 또는 SIRT 방법으로 영상을 복원하는 tomography 기법을 성공적으로 적용할 수 있다.

감사의 글

이 논문은 1996년 한국학술진흥재단의 학술연구비에 의하여 지원되었음(과제번호 : 44번, 학제간 연구과제 1996-1998).

참고 문헌

- [1] R. S. Reneman(Ed.), *Cardiovascular Application of Ultrasound*, North-Holland, Amsterdam, 1974.
- [2] J. F. Greenleaf, S. A. Johnson, S. L. Lee, G. T. Herman, and E. H. Wood, "Algebraic Reconstruction of Spatial Distribution of Acoustic Absorption within Tissue from Their Two Dimensional Acoustic Projections", *Acoustical Holography*, v.5, Plenum Press, New York, pp. 591-603, 1974.
- [3] J. F. Greenleaf, S. A. Johnson, W. F. Warroya, and F. A. Duck, "Algebraic Reconstruction of Spatial Distributions of Acoustic Velocities in Tissue from Their Time-of-Flight Profiles", *Acoustical Holography*, v.6, Plenum Press, New York, pp. 71-90, 1975.
- [4] P. L. Carson, T. V. Oughton, and W. R. Hendee, "Ultrasound Transaxial Tomography by Reconstruction", *Ultrasound in Medicine*, v.2, D.N.White and R.W.Barns, Eds. Plenum Press, New York, pp. 391-400, 1976.
- [5] C. V. Jakowatz, Jr. and A. C. Kak, "Computerized Tomography Using X-Ray and Ultrasound", *School Elec. Eng.*, Purdue

- Univ., West Lafayette, IN, Res. Rep. TR-EE 76-26, 1976.
- [6] G. H. Glover and J. C. Sharp, "Reconstruction of Ultrasound Propagation Speed Distribution in Soft Tissue: Time-of-Flight Tomography", *Proc. IEEE, Trans. On Sonics and Ultrasonic*, vol. SU-24, pp. 229-234, July 1977.
- [7] M. P. Schuller and R. H. Atkinson, "Evaluation of Concrete Using Acoustic Tomography", *Quantitative Nondestructive Evaluation Edited by D.O. Thompson and D. E. Chimenti*, vol. 14, Plenum Press, New York, pp. 2215-2222, 1995.
- [8] M. Born and E. Wolf, "Principles of Optics", New York: Pergamon, pp. 121-122, 1965.
- [9] S. Kaczmarz, "Angenaherte Auflosung von Systemen linearer Gleichungen", *Bull. Acad. Polon. Sci. Lett. A*, pp. 355-357, 1937.
- [10] G. T. Herman, *Image Reconstruction from Projections-The Fundamentals of Computerized Tomography*, New York: Academic Press, pp. 180-221, 1980.

저 자 소 개



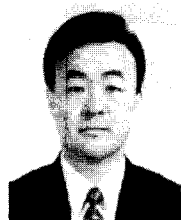
金永起(正會員)

1975년 2월 4일생. 1997년 2월 영남대학교 전기공학과 졸업(공학사). 1999년 8월 고려대학교 대학원 전파공학과 졸업(공학석사). 1999년 9월~현재 현대전자산업(주) 전장SBU 연구원. 주관심분야는 영상신호처리, 자동항법시스템



尹寧得(正會員)

1973년 6월 3일생. 1998년 2월 고려대학교 전파공학과 졸업(공학사). 1998년 3월~현재 고려대학교 대학원 전파공학과 석사과정. 주관심분야: CDMA 코드획득 및 추적



尹鐘烈(正會員)

1958년 9월 8일생. 1980년 2월 M.I.T. 토목공학과 졸업(공학사). 1982년 9월 M.I.T. 토목공학과 대학원 졸업(공학석사). 1990년 12월 University of California at Berkeley 토목공학과 졸업(공학박사). 1982년 5월 M.I.T. 강사. 1983년 6월~1984년 8월 Northeastern 대학 토목공학과 전임강사 겸 재료분석실험실장. 1989년 5월~1990년 2월 미국 샌프란시스코 소재 백텔산하 PMB 엔지니어링社 선임연구원 및 자문위원. 1991년 6월~1991년 8월 미국 항공우주국 초빙교수. 1990년 9월~1995년 3월 뉴욕 폴리테크 공대 조교수. 1995년 3월~현재 홍익대학교 공과대학 토목공학과 부교수. 관심분야는 구조재료의 비파괴시험, 전산구조해석



金雲卿(正會員)

1986년 8월 M.I.T. 전자공학과 졸업(공학사). 1986년 8월 M.I.T. 수학과 졸업(이학사). 1987년 8월 Boston University 컴퓨터공학과 졸업(공학사). 1992년 Harvard University Engineering Science 졸업(공학석사). 1993년 9월 Harvard University Engineering Science 졸업(공학박사). 1987년 6월~1987년 9월 한국전자통신연구소 summer intern. 1987년 9월~1992년 6월 Harvard University Robotics Lab. Research Fellow. 1993년 9월 1994년 2월 M.I.T. A.I. Lab. Post Doc. 1994년~현재 고려대학교 전파공학과 부교수. 주관심분야는 CDMA, 영상신호처리



宋文豪(正會員)

1959년 2월 5일생. 1982년 6월 MIT. 전자공학과 졸업(공학사). 1985년 6월 U.C.L.A. 전자공학과 졸업(공학석사). 1991년 12월 U.S.C. 전자공학과 졸업(공학박사). 1982년 6월~1983년 11월 미국 Litton 산업 연구원. 1983년 11월~1991년 12월 미국 Hughes 항공 회사 선임연구원. 1992년 1월~1993년 12월 Stanford University Research Associate. 1994년 1월~1995년 2월 University of California 조교수. 1995년 3월~현재 고려대학교 전자공학과 부교수. 주관심분야는 동영상 압축, 멀티미디어통신, 레이더 신호처리, CDMA 코드획득, 의료영상처리



金正洙(正會員)

1961년 1월 17일생. 1982년 9월 MIT. 기계공학과 졸업(공학사). 1990년 5월 U.C.Berkeley 기계공학과 졸업(공학석사). 1992년 12월 U.C.Berkeley 기계공학과 졸업(공학박사). 1982년 11월~1985년 1월 Shugart Corp. 1985년 2월~1986년 8월 Hughes Aircraft Co. 1993년 3월~1995년 8월 LG 산전 연구소. 1995년 8월~현재 홍익대학교 공과대학 기계공학과 관심분야는 기계진동