

원호형 선배열 트랜스듀서를 이용한 반사-투과형 역산란 초음파 토모그래피

Reflection - Transmission Type Inverse Scattering Ultrasonic Computed Tomography Using Circular Arc Linear Array Transducers

김 정 순*, 김 무 준**, 하 감 열**, 山田 晃***

(Jung-Soon Kim*, Moo-Joon Kim**, Kang-Lyeol Ha**, Akira Yamada***)

*부경대학교 음향진동공학과, **부경대학교 물리학과, ***東京農工大學校

(접수일자: 2003년 8월 20일; 채택일자: 2004년 5월 19일)

본 연구에서는 원호의 내부벽면에 1열로 배열된 어레이 트랜스듀서를 이용한 반사-투과형 생체진단용 역산란 초음파 단층화상법을 제안하였다. 제안된 방법에서는 대상 물체의 배면에 반사판을 배치하여 경면효과를 이용하였고, 유한 대역을 갖는 펄스파를 송신파로 사용하여 다중 주파수 성분을 이용함으로써 데이터 관측 범위를 줄일 수 있었다. 제안된 방법의 성능 평가를 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 모의 생체 조직에 대한 유효성을 검토한 결과, 트랜스듀서군의 송수신 각도 범위가 30도로 극히 좁은 범위로 제한되었음에도 불구하고 정량적인 화상재현이 가능함을 확인할 수 있었다.

핵심용어: 원호형 배열 어레이 트랜스듀서, 생체진단법, 초음파 컴퓨터 토모그래피, 반사-투과형, 음속화상

투고분야: 초음파 및 탄성파 (4.7)

A method of reflection-transmission type ultrasonic inverse scattering image was presented using linearly arrayed transducers in inner surface of half-cylinder. In this method, to reduce the number of data, the mirror effect using a reflector behind object and pulse wave with finite frequency band. To verify the proposed method, a computer simulation was performed for organic phantom specimen. As the results, it was verified that the reconstructed image was satisfactory even when the limitation view angle was limited to around 30 deg.

Keywords: arrayed transducer on arc-surface, diagnosis method, ultrasound computed tomography(CT), reflection and transmission type, sound speed image

ASK subject classification: Ultrasonic and Elastic Waves (4.7)

I. 서론

현재 널리 사용되는 의용 화상 진단법으로는 엑스선 토모그래피법(X-ray CT), 자기공명영상법(MRI), 초음파 화상 진단법등 크게 3종류로 분류된다. 특히, 초음파 화상 진단법은, X선CT나 MRI에 비해 동영상의 재현이 가능하고, 안전성, 경제성, 소형화 등의 이점이

있어 그 활용도는 더욱 더 고조될 것으로 예상된다. 그러나 현재 의료현장에서 널리 사용되고 있는 초음파 화상 진단법은 B-모드화상법으로 관측 대상체의 형태나 관심영역내의 질감정보를 이용하여 진단이 수행되고 있기 때문에, 스피클 노이즈(speckle noise)의 문제를 포함하여 본질적으로 정량성이 희박한 정보밖에 제공할 수 없다는 문제점이 있다. 이에 비하여, 초음파 역산란 단층화상법은, 생체조직의 불균질 특성을 음속 또는 감쇄율등과 같은 물리적 파라미터를 이용한 정량 화상을 재현할 수 있는 방법이기 때문에 그 실용화에 큰 기대가 모아지고 있다[1][2]. 종래의 초음파 역산란 단층화

책임저자: 김 무 준 (kimmj@pknu.ac.kr)
608-737 부산광역시 남구 대연3동 599-1
부경대학교 자연과학대학 물리학과
(전화: 051-620-6349; 팩스: 051-611-6357)

상법은, 초음파의 투과법을 기본원리로 하는 방법으로, 검진 대상체의 전 주위에 대한 투과형 송수신 데이터의 관측을 전제로 하고 있다[3]. 이러한 투과법은 인체 적용을 고려할 경우, 뼈나 허파와 같은 음파의 전파를 방해하는 요소들로 인해 검진 대상체의 전주위에 대한 데이터의 취득이 곤란하게 된다. 더욱이 검진 대상체의 전주위로부터의 데이터 관측이 가능한 경우라 할지라도 방대한 데이터 측정량으로 인해 장시간의 측정시간 및 처리시간이 요구되는 등의 문제로 실용화에 어려움이 있다. 따라서, 초음파 역산란 단층화상법의 실용화를 위한 방법중의 하나로, 가능한 한 좁은 각도 범위내의 관측데이터 만으로도 화상재현이 가능한 화상 재현법의 개발이 시급히 요구되고 있는 실정이다[4][5][6].

본 논문에서는 초음파 역산란 단층화상법의 실현을 위한 한가지 방안으로, 반원호의 내부 벽면에 1열로 선형 배열된 초음파 트랜스듀서를 이용한 반사-투과형 역산란 초음파 단층화상법을 제안하였다. 제안된 방법에서는 데이터의 관측 범위를 줄이기 위한 방법으로써 반사판을 관측대상체의 배면에 배치함으로써 경면효과를 이용하여 서로 다른 두 경로에 대한 반사-투과형의 산란 데이터를 이용함으로써 한 방향에 대한 음파의 입사각으로부터 두 방향에 대한 대상체의 정보를 동시에 얻었고, 이때 송수신 신호를 유한대역의 주파수 성분을 갖는 펄스파를 사용함으로써 다중 주파수성분에 대한 물체정보를 동시에 취득하는 방법을 적용해 데이터의

측정량을 줄였다. 제안된 방법의 유효성 평가를 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 모의 생체 조직을 대상으로 한 어레이 트랜스듀서의 송수신 각도 범위에 따른 화상을 재현하였다.

II. 반사-투과형 산란 데이터의 관측방법

반사-투과형 역산란 단층 화상법의 구성도를 그림 1에 나타내었다. 그림에서는 음속 c_0 의 균질매질로 채워진 매질 속에 음속분포 $c(x,y)$ 의 불균질 관측 대상체가 놓여있다고 가정하고 관측 대상체의 배면에 완전 강체의 반사판을 배치하였다. 단, 불균질 관측 대상체의 음속변화는 산란파동방정식에 대해 선형화 근사가 성립될 수 있을 정도로 작다고 가정한다[1]. 또한, 반경 R의 반원호위에 간격 Δr 로 초음파 트랜스듀서를 1열로 배열하여 음파가 송수신되도록 하였다.

원호위에 배열된 트랜스듀서들 중 일정범위에 배열된 트랜스듀서들, 즉 송신 트랜스듀서군은 각각의 송신 신호의 위상이 제어되어 임의의 송신 방향, θ_r ($0 < \theta_r < \pi/2$)를 향한 평면파 음파를 합성하여 전파하게 된다. 이 송신 방향 θ_r 는 송신 트랜스듀서군의 이동에 의해 변하게 되고 이 변화 범위를 Θ 라 둔다.

이때, 불균질 관측 대상체를 향해 송신되는 송신파에 의한 산란파의 산란경로는, 그림 2에 나타난 것과 같

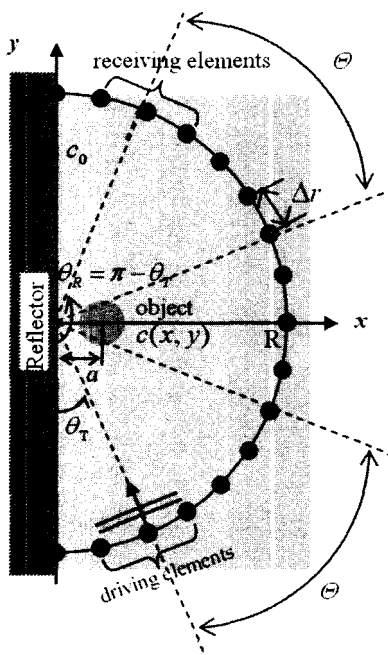


그림 1. 반사-투과형 단층 화상법의 구성도
Fig.1 Construction of reflection - transmission type CT.

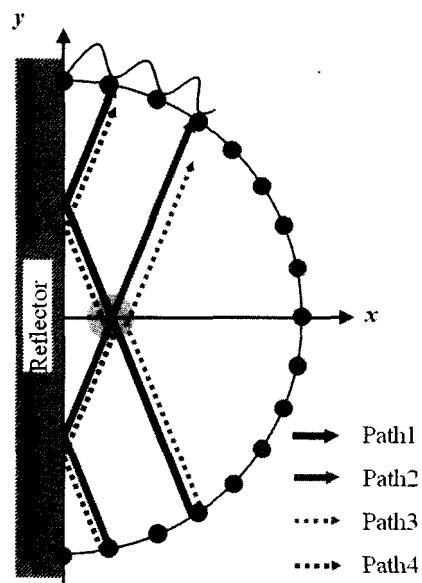


그림 2. 수신 산란파의 전파경로
Fig.2 Reception paths of scattered waves..

이, 관측 대상체를 투과하여 전파한 후 반사판에 의해 반사되어 산란되는 파 (path1), 반사판에 의해 반사된 후 관측 대상체를 투과해 산란되는 파 (path2), 물체의 측면으로 산란되는 파 (path3), 관측 대상체와 반사판 사이에서 다중 반사되어 산란되는 파(path4)의 4종류의 전파경로가 있다.

그러나, θ_T 가 일정각 이상이 되면, path3와 path4에 의한 산란파의 산란진폭은 path1과 path2에 의한 산란파의 산란진폭에 비해 충분히 작기 때문에 무시할 수 있다[4]. 따라서 본 논문에서는, 위에서 기술한 두 산란 경로, path3와 path4에 의한 산란파는 무시하고 path1과 path2에 의한 산란파만을 고려하였고, 이들을 반사-투과형 산란파라 부르기로 하였다.

반사-투과형 산란파는 경면(鏡面)반사방향 $\theta_R = \pi - \theta_T$ 에 그 중심을 둔 수신 트랜스듀서군에 의해 수신되며 송신각에 대응한 θ_R 이 되도록 수신 트랜스듀서군을 이동한다. 이와 같은 과정은 송신 및 수신 트랜스듀서군의 역할이 바뀐 범위에 대해서도 가능하다. 즉, 송수신각을 $\pi/4$ 및 $3\pi/4$ 의 2쌍의 서로 다른 경면반사각을 중심으로 각각

$$\begin{aligned} \pi/4 - \Theta/2 < \theta_T < \pi/4 + \Theta/2 \\ 3\pi/4 - \Theta/2 < \theta_T < 3\pi/4 + \Theta/2 \end{aligned} \quad (1)$$

의 2Θ 범위에서 송신각 θ_T 를 변화시켜서 반사-투과

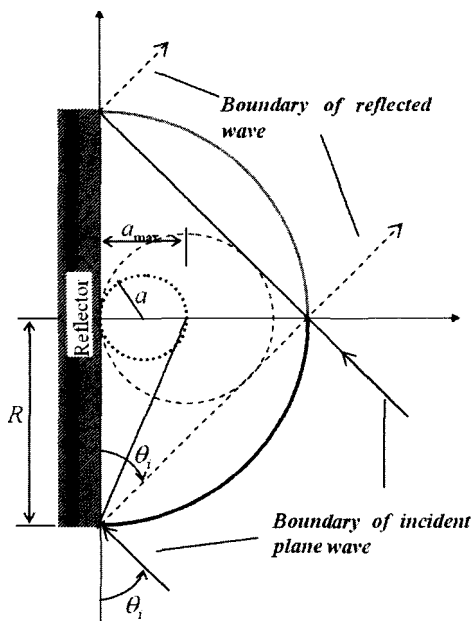


그림 3. 최대 물체 영역의 범위
Fig.3 Maximum range of an object.

형 산란파를 수신할 수 있다. 결국, 제안된 관측법에서는 1회의 음파의 송신에 의해, 90° 서로 다른 path1, 2의 두 방향에 대한 산란 데이터를 동시에 얻을 수 있게 된다. 이렇게 수신된 데이터는 관측 대상체의 θ_T 방향과 $\theta_T + 90^\circ$ 방향에 대한 데이터로 분리되어 대상체의 서로 다른 방향으로부터의 산란 데이터로써 화상 재현에 적용된다. 또한, 송신파로 유한대역을 갖는 펄스파를 사용한다면 이때 수신된 펄스파는 푸리에 변환에 의하여 각 주파수 성분에 대한 대상체의 산란정보 취득이 가능하게 된다. 이상에서 기술한 방법으로 관측된 반사역산란 초음파 화상처리 연산[6]을 적용함으로써 대상체의 음속화상 및 감쇠율 화상을 재현할 수 있게 된다.

III. 대상 물체에 대한 반사판의 크기 결정

물체영역을 반사판과 물체중심까지의 거리 a를 반경으로 갖는 원 내부 영역이라고 할 때, 정해진 반사판과 원호로 둘러싸인 송수신 영역내에 관측 가능한 최대 물체영역은, 그림 3에 나타난 것과 같이, $a = a_{max}$ 인 경우, 즉 $\theta_i = 45^\circ$ 인 경우에 해당된다. 이때 물체 영역의 반지름 a와 원호의 반경 R의 관계는,

$$R \tan\left(\frac{\theta_i}{2}\right) = a \quad (2)$$

와 같으므로, 관측 가능한 최대 물체영역의 반경은 $a_{max} = 0.41R$ 이다. 또한, 관측 가능한 최소 물체영역은 그 반경이 $a > 0$ 이므로 가장 적절한 관측 조건을 만족하는 관계는 $a = \frac{0.41R}{2}$ 로 선택할 수 있다. 즉, $R \approx 5a$ 가 된다.

IV. 시뮬레이션

4.1 방법

그림 1에 나타난 것과 같은 반사-투과형 CT의 모델에 대해, 중심주파수 $f_0 = 750kHz$ 인 펄스를 송신파로

하였고, 각 송신 트랜스듀서에 인가되는 펄스의 위상을 조절하여 평면파가 합성되도록 하였다. 여기서 사용된 원호 위의 초음파 트랜스듀서로 수신된 반사-투과형 산란파는 차분법을 이용한 계산을 통하여 얻었다[7]. 또한, 생체모의시료는 반사판에서 $a=24mm$ 떨어진 위치에 두었고, 그림 2의 path1과 path2의 각각의 전파 경로로 음파가 송수신될 수 있도록 하기 위해 원호형 배열 어레이 트랜스듀서의 반경 R 은 식 (2)로부터 $R=120mm$ 로 선택하였다. 또 트랜스듀서간의 간격 Δr 은 송신파의 기본주파수 $f_0=750kHz$ 에 대해 $1/2$ 파장, 즉 $\Delta r=1mm$ 로 선택하였다.

4.2 송신 합성 평면파의 평가

초음파 역산란 회절 화상 재구성 이론은 평면파의 입사를 전제로 성립된 이론이기 때문에, 대상체에 입사되는 음파는 평면파 상태로 입사해 대상물체를 투과해야 한다. 따라서 원호형으로 배열된 어레이 트랜스듀서를 이용해 음파를 입사할 경우 평면파의 합성여부에 관한 문제는 본 연구에서 제안하는 원호형 배열 어레이 트랜스듀서에 의한 데이터 송수신법의 평가에 있어서 기본적으로 검증되어야 하는 매우 중요한 문제이다. 따라서, 본 연구에서는 정량적인 화상재연에 대한 검증을 논하기에 앞서, 제안된 어레이 트랜스듀서에 있어서, 어레이의 각 트랜스듀서에 인가하는 송신 펄스 신호의 지연시간을 제어함으로써 어떤 주어진 송신각도, 즉, $30^\circ < \theta_T < 60^\circ$ 의 범위에 걸쳐 양호한 평면파 음파를 합

성가능한지에 대한 검증을 수행하였다. 입사각도 θ_T 에 대해 경로1과 경로2를 통하여 평면파 음파가 반사-투과하여 진행되는 평면파의 음장을 상용 프로그램 wave 2000 (Cyberlogic, inc.)을 사용하여 계산한 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림 4는 평면파의 송신각도 $\theta_T=30^\circ$ 로 하고 $0^\circ < \theta_T < 60^\circ$ 의 범위에 있는 원호 위의 어레이 트랜스듀서를 송신부로 해서 구동한 경우로, 그림 4 (a)는 합성된 평면파의 진행모습을 나타내고 있으며, 그림 4 (b)는 진행되는 합성 평면파가 반사판에 의해 반사되어 새로운 파면을 형성하는 모습을 잘 보여주고 있다.

이들 결과로부터 원호형 배열 어레이 트랜스듀서에 의해서 음파의 산란 경로1과 경로2에 대해 파면의 직진성이 양호하고 충분한 폭을 갖는 평면파의 입사가 가능함을 확인할 수 있었다. 그림 5는 송신 각도 $\theta_T=30^\circ$, 수신각도 $\theta_R=150^\circ$ 전후의 수신 트랜스듀서군에서 수신된 산란파의 복소진폭을 실선으로 나타내었다. 단, 이 결과는 수신파의 퓨리에 변환을 통해, $f_0=750kHz$ 의 성분만을 나타낸 결과이다. 또한, 객관적인 평가를 위하여 무한크기의 평면진동판으로부터 평면파를 직접 송신했을 경우의 이상적인 복소 진폭 특성을 점선으로 함께 나타내었다. 두 결과는 잘 일치하고 있음을 알 수 있으며 이들 결과로부터 원호형 어레이 트랜스듀서에 의해 적절한 평면파 합성이 가능함을 확인할 수 있었고 또한 반사-투과형 산란파가 만족할만한 정도로 측정될 수 있음을 확인할 수 있었다.

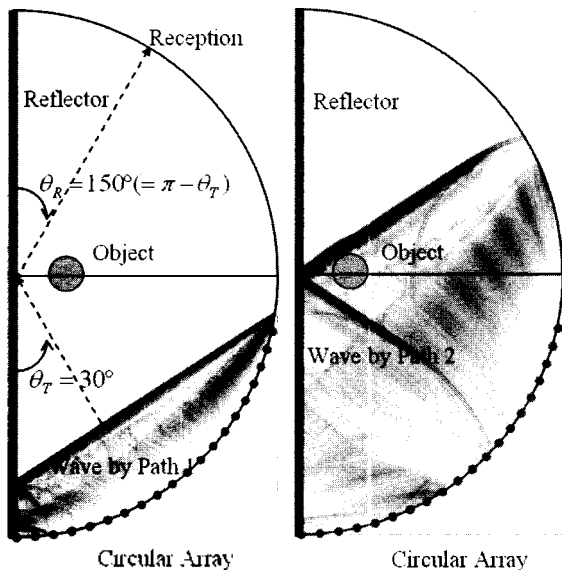


그림 4 합성된 평면파가 path1, 2를 따라 진행되는 모양. Fig. 4 Propagation image of synthesized plane waves in path1 and path2.

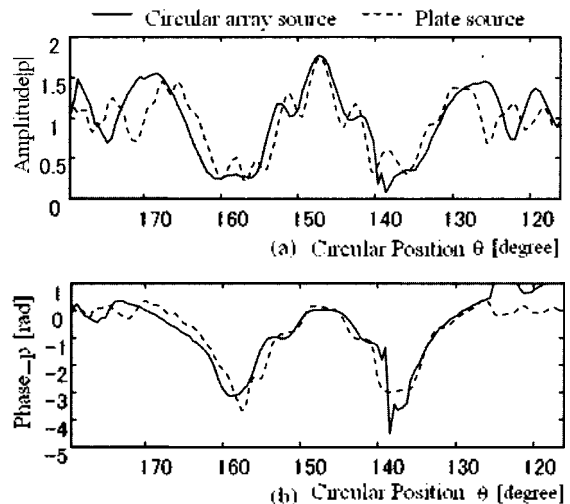


그림 5. 원호형 어레이에서 수신된 산란파의 복소진폭특성 (a)진폭특성 (b)위상특성 Fig.5 Complex amplitude field p of the received scattering waves. (a) Amplitude characteristics (b)Phase characteristics

4.3 화상재구성 평가

본 연구에서 제안한 초음파 역산란 단층화상법의 유효성을 검토하기 위하여, 생체 모의 시료로서 주위 매질에 대해 음속비가 $c/c_0 = 1.04$, 크기가 $12\text{mm} \times 16\text{mm} \times 20\text{mm}$ 인 직각삼각형 시료를 설정하였다. 여기서는, 원호형 배열 어레이 트랜스듀서에 의한 수신 펄스파로부터, $f_0 = 750\text{kHz}$ 을 기본 주파수로 하여, 600kHz , 450kHz , 300kHz 의 4개의 주파수 성분의 산란파 데이터를 사용하였다. 이들 산란데이터는 초음파 역산란 단층화상처리 알고리즘[6]에 적용하여 음속에 관한 화상을 재현하였다. 송신각도 범위를 $\Theta = 50^\circ$, 30° , 20° 의 3종류로 변화시킨 경우에 대해서 재현된 음속 화상의 2차원 평면화상 및 x축상의 음속 단면 분포를 그림 6에 나타내었다. 각각의 음속 단면 분포 그림에서 수직축은 재현 음속비를 나타내고 있다. 그림 6의 (a), (b), (c)에서 상단은 2차원 평면화상을 나타내고 있으며, 하단은 대상체의 음속분포를 나타낸 것으로 수직축은 측정 대상체의 음속비, 수평축은 대상체의 중심을 좌표중심으로 설정한 경우로 대상체의 상대적인 위치를 나타내고 있다. 그림 6의 결과를 보면, 송신각도범위가 $\Theta = 50^\circ$ 인 경우의 그림 6 (a)에서는, 반사판에 가까운 각도로부터의 측면산란파의 영향을 받아 화상의 화질이 저하되는 결과가 초래되었다. 이에 비하여, 그림 6 (b)에 나타낸 $\Theta = 30^\circ$ 인 경우는, 송신각도 범위가 상당히 좁은 범위로 제한되었음에도 불구하고 삼각형 시료의 형상이 잘 재현되어 있음을 알 수 있다. 더욱이 정량화상인 재현

음속비 분포에 관해서는 설정 음속비는 1.04인데 비해 재현된 음속비는 1.05정도로 약간 높은 값이 재현되어 다소의 오차를 포함하고 있긴 하지만 만족할만한 정도로 재현되어 있음을 알 수 있다. 마지막으로, 송신각도 범위를 $\Theta = 20^\circ$ 로 극도로 좁게 한 경우는, 그림 6 (c)의 결과에 나타난 바와 같이, 관측데이터의 부족을 4개의 주파수성분의 반사-투과형 데이터로 더 이상 보완될 수 없음을 나타내고 있어 본 제안법의 제한 각도 범위에 대한 한계를 보여주고 있다.

V. 결론

본 논문에서는 종래의 투과형 초음파 단층 화상 재구성법에 비하여, 제한된 범위의 수신 데이터로 양호한 화상이 재현될 수 있는 초음파 역산란 단층 화상법을 제안하였다. 제안된 방법에서는 대상 물체 배면에 반사판을 배치한 경면 효과를 이용하였으며, 유한 대역을 갖는 펄스파를 송신파로 사용하여 데이터 관측 범위를 줄일 수 있었다. 생체조직을 가정한 임의 형태의 물체에 대한 수치 시뮬레이션 평가를 통해 본 제안 진단법의 유효성을 검증하였다. 그 결과 대상체의 음속비에 대한 정량적인 화상 재현이 가능함과 동시에 평면파의 송신각도범위를 $\Theta = 30^\circ$ 까지 제한할 수 있는 결과를 얻었고 이 결과를 통해 기계적 회전이 불필요한 초음파 역산란 단층화상법의 실현가능성을 확인할 수 있었다.

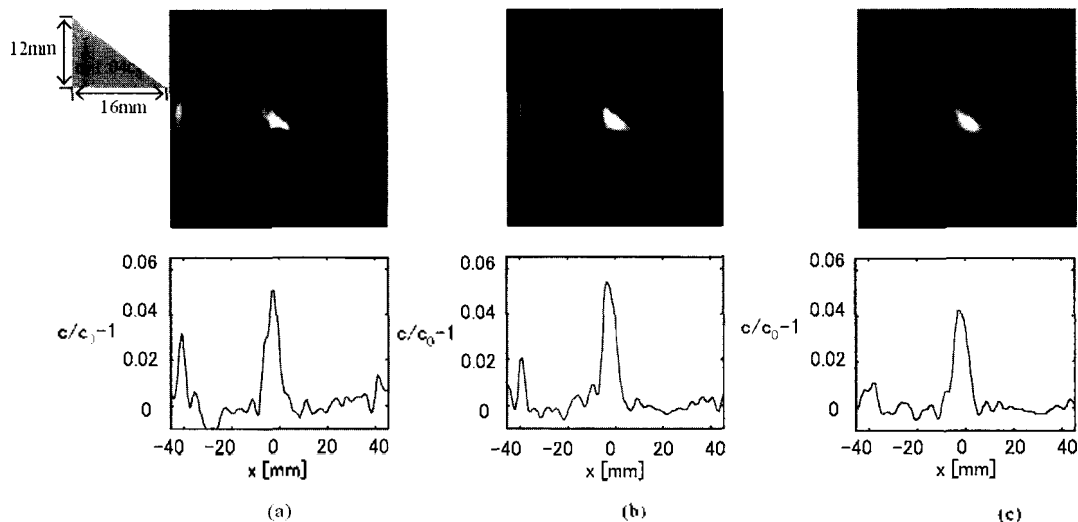


그림 6. 음속 화상 재구성 결과
 Fig.6 Reconstructed sound speed image.
 (a) $\Theta = 50^\circ$ (b) $\Theta = 30^\circ$ (c) $\Theta = 20^\circ$

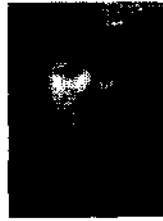
본 진단법은 의용진단분야에 있어서, 비침습적 진단의 응용으로는 뼈나 폐와 같은 장해물에 대한 영향을 받지 않는 여성의 유방과 같은 체표장기를 대상으로 한 생체 진단법으로써 직접적인 활용이 가능할 것으로 기대된다. 또한, 두개골의 영향을 고려할 수 있는 방법이 개발된다면 뇌 검진에의 적용도 기대된다.

참고 문헌

1. J. F. Greenleaf, S. A. Johnson, et al, "Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic absorption within tissue from their two-dimensional acoustic projections", *Acoustical Holography*, 6, 71, 1974.
2. K. Muller, M. Kaveh and Wade, "Reconstructive tomography and application to ultrasonics", *Proc. IEEE*, 67, 567-587, 1979.
3. A. C. Kak and M. Slaney, *Principle of Computerized Tomographic Imaging* (IEEE Press, 1988), Chap.6-7, 203-296
4. J-S. Kim and A. Yamada, "Inverse scattering image reconstruction from reflection and transmission data observation by the mirror image theory", *Jpn. J. Appl. Phys.*, 39, 3252-3256, 2000.
5. J-S. Kim and A. Yamada, "Inverse scattering image reconstruction from reflection and transmission observation with fixed transmitter/receiver pair transducer", *Jpn. J. Appl. Phys.*, 40, 3912-3917, 2001.
6. J-S. Kim and A. Yamada, "Inverse scattering image reconstruction based on the multi-frequency reflection and transmission observation data from limited views", *Jpn. J. Appl. Phys.*, 41, 3592-3597, 2002.
7. T. D. Mast, L. P. Souriau, D. L. Liu, M. Tabei, A. I. Nachman and R. C. Wagg, "A k-space method for large-scale models of wave propagation in tissue", *IEEE Trans, Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 48, 341-354, 2001.

저자 약력

• **김정순 (Jung-Soon Kim)**



1996 2월: 부경대학교 물리학과 (이학사)
 1999 2월: 부경대학교 융합진동공학과 (공학석사)
 2002 3월: Tokyo University of Agriculture & Technology, Bio-Applications and Systems of Engineer (공학박사)
 2003 2월: Researcher in Tokyo University of Agriculture & Technology, Venture Business Lab.

2003 9월~현재: 부경대학교 융합진동공학연구소 연구원
 *주관심분야: 의료 초음파, 초음파 영상, 초음파 손상 해석 및 측정

• **김무준 (Moo-Joon Kim)**

한국음향학회지 제21권 제7호 참조

• **하강열 (Kang-Lyeol Ha)**

한국음향학회지 제21권 제7호 참조

• **山田 晃 (Akira Yamada)**