

의료 진단용 선형 배열 변환기의 측 방향 해상도 개선

백 승한*, 조 영환, 성 광모
서울대학교 공과대학 전자공학과

An Improvement of the Lateral Resolution of Linear Array Transducer for Medical Ultrasonic Imaging

Seunghan Baek*, Yeongwhan Cho, Kyeongmo Sung
Dept. of Electronics Eng., Seoul National Univ.

요약

초음파 영상 진단기에서 영상의 질을 높이기 위해서는 넓은 범위에서 높은 측 방향 해상도가 요구된다. 측 방향 해상도는 변환기에 의해 발생하는 초음파 빔폭에 의해 좌우되는데 기존의 변환기는 촛점 부근에서는 빔폭이 매우 좁으나 집속 범위가 제한되는 단점이 있다.

본 논문에서는 넓은 범위에서 균일한 빔폭을 얻을 수 있는 새로운 형태의 변환기를 제안하고 변환기에 의한 음장 분포를 전산기 모의 실험을 통해 구하였으며 그 결과 촛점 부근에서는 빔폭이 기존의 변환기에 비해 다소 넓어지나 집속 범위가 기존의 변환기에 비해 넓어지는 것을 확인할 수 있었다.

I. 서론

의료 진단용 초음파 영상장치는 생체 속을 진행하는 초음파를 사용하여 생체 내부의 영상을 얻어내는 장치로서 의료용 진단장치로 널리 사용되고 있다.

초음파 의료 진단기의 시스템 구성은 신호변환의 역할을 하는 변환기, 전자회로를 이용하여 초음파 빔을 집속하는 아날로그 회로 부분, 아날로그와 디지털 회로의 조합, 그리고 디스플레이 등으로 나눌 수 있다 [1,2].

이중 변환기는 진단 장치의 성능을 좌우하는 매우 중요한 요소로서 특히 변환기에 의해 결정되는

측 방향 해상도는 진단 장치의 영상의 질을 결정한다. 좋은 측 방향 해상도는 음향 렌즈나 압전물질의 형태에 의해 초음파 빔을 집속함으로써 얻어질 수 있다. 그러나 이러한 방법으로 빔을 집속하는 경우, 빔 폭은 매우 좁아지나 집속 범위가 제한되어 고른 해상도를 유지할 수 없는 문제가 발생한다 [3]. 이러한 단점을 제거하기 위해 변환기를 여러 소자로 나누어서 각 소자에 적당한 시간 지연을 주어 초음파 빔을 집속하여 몇 개의 촛점을 갖도록 하는 동적집속 방법이 사용되고 있으나 빔을 집속하기 위한 전자 회로 시스템이 복잡해지며 특히 선형 배열 변환기나 콘벡스 변환기의 경우 측 방향의 한쪽 방향은 시간지연에 의한 집속이 가능하나 다른 한쪽 방향은 음향 렌즈나 압전 물질의 형태에 의해 초음파 빔을 집속하게 되어 여전히 균일한 해상도를 유지하기 어렵게 된다.

본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위해 넓은 범위에서 균일한 해상도를 갖는 새로운 형태의 변환기를 제안하고 전산기 모의 실험을 통하여 변환기에 의한 음장 분포를 계산하여 기존의 변환기와 비교, 분석하고자 한다.

II. 해상도와 제안된 프로브의 구조.

1. 해상도 (Resolution)

의료 진단에 쓰이는 변환기의 가장 중요한 성능은 해상도이다.

해상도는 축 방향 해상도 (axial resolution)와 축 방향 해상도 (lateral resolution)로 나눌수 있다. 그림 1에 프로브를 기준으로 모의실험에 사용된 좌표와 축 방향과 축 방향을 나타내었다.

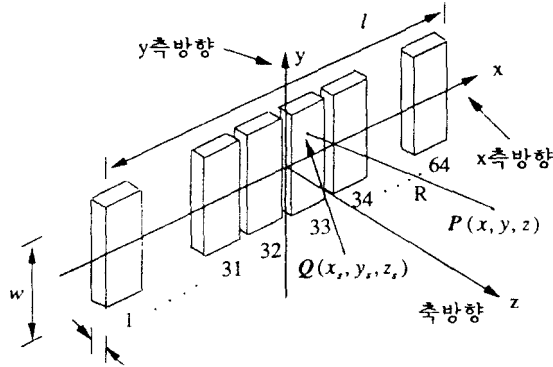


그림1. 축 방향과 축 방향 및 계산에 사용된 좌표계

축 방향 해상도는 축 방향으로 반사체의 구별 능력을 의미한다. 축 방향 해상도를 개선하기 위해서는 변환기에서 발생하는 초음파의 펄스의 길이가 짧아져야 하며, 변환기의 주파수 특성이 광대역이 될 수록 펄스의 모양이 임펄스에 가까워 진다. 축 방향 해상도는 주로 압전 물질의 특성과 음향 정합층 및 후면층에 의해 결정되며 주파수가 높아지면 축 방향 해상도가 개선되나 음향손실로 인해 음파의 투과 깊이에 제한이 따른다(4).

축 방향 해상도 (lateral resolution)는 프로브 면에 평행한 방향으로의 구별능력을 의미 한다. 축 방향 해상도는 초음파 빔폭, 변환자의 크기와 형태, 주파수, 집속도와 관계있다. 의료 진단용 변환기의 경우, 축 방향 해상도를 개선하기 위해 집속된 형태의 변환기를 사용하거나 선형 배열 변환기의 경우와 같이 여러 소자로 구성된 변환기를 사용하여 시스템에서 시간지연에 의해 초음파 빔을 집속하는 방법을 사용한다. 즉 그림 1에서의 x축 방향으로서는 여러소자를 이용하여 전자 회로의 시간 지연에 의해 집속하고 y축 방향으로서는 음향 렌즈를 사용하거나

압전 물질의 형태에 의해 집속을 하여 축 방향 해상도를 개선한다. 그러나 이 경우 집속 범위가 제한되어 초점 부근을 제외한 곳에서는 해상도가 떨어지게 되는 문제점이 발생하게 된다. 그림2는 이러한 집속 변환기의 집속 범위를 나타낸다.

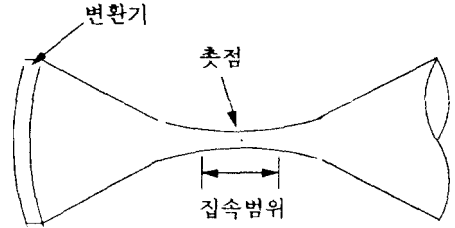


그림2. 기존의 변환기의 집속범위

이러한 문제를 해결하기 위해 x축 방향으로서는 동적 집속을 통해 몇 개의 초점을 갖도록 하여 비교적 균일하면서 좋은 해상도를 유지 할 수 있으나 y축 방향의 경우 음향 렌즈나 압전 물질의 형태가 결정되면 초점이 고정되어 지므로 균일한 해상도를 유지 할 수 없게된다. 따라서 y축 방향의 해상도를 개선하기 위해서는 x축 방향 뿐만 아니라 y축 방향으로도 여러 소자로 잘게 나누어 전자 회로의 시간 지연에 의해 집속하는 2차원 배열 변환기를 사용하여야 하나 이경우 소자의 수가 기하적으로 증가하게 되어 시스템이 매우 복잡해지며 변환기와 제작도 매우 어렵게 된다.

본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위해 새로운 형태의 변환기를 제안하고 그 변환기의 축 방향의 음압 분포를 구하여 기존의 변환기의 음압 분포와 비교하였다.

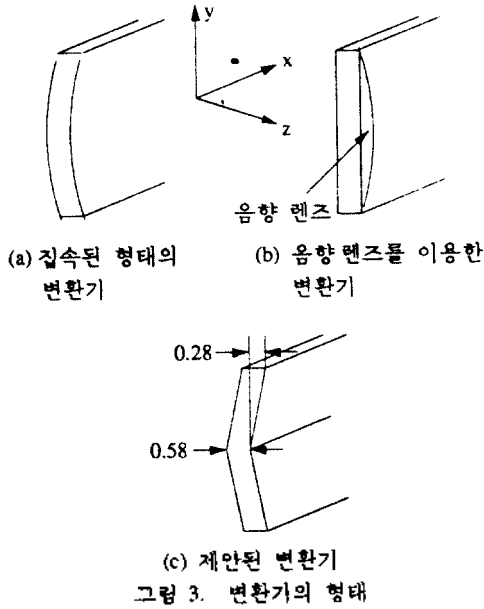
2. 변환기의 구조

(1) 기존의 변환기

현재 사용되고 있는 프로브를 축 방향에서 봤을 경우 그림 3과 같다. 프로브의 재원은 길이 120 mm, 폭 13 mm, 두께 0.58 mm 이다. 변환기의 중심 주파수는 압전 소자의 두께에의해 결정되는데 반 파장 공진을 한다고 가정하면 압전 세라믹에서의 음속이 4060m/s이므로 중심 주파수는 3.5MHz가 된다. 전체

소자수는 64개이며, 소자 하나당 부 소자수 8개, 부 소자 사이의 간격은 0.03mm 이다.

기하 촛점은 80mm에 맞추어져 있다.



(2) 제안된 변환기

그림 3에 제안된 변환기의 형태를 나타내었다. 제안된 변환기의 재원은 기존의 변환기의 재원과 모두 같다고 가정하였다. 제안된 변환기는 그 형태에 의해 기존의 변환기에 비해 축 방향으로 음압의 집속 범위가 넓을 것으로 예측된다. 이 경우 변환기의 적어진 기울기에 의해 초음파 빔의 형태가 달라질 수 있으므로 최적의 기울기를 찾아야 한다.

III. 전산기 모의 실험을 통한 과도음장 계산

1. 실험 방법

본 논문에서는 변환기에 의한 음장을 계산하기 위해 진동자는 축 방향 진동을 하지 않고 두께 방향의 진동만 한다고 가정 하였으며 펄스파로 여기 시킬 때의 과도 음장을 구하였다.

변환기에 의한 음압은 진동자 표면의 입자 속도의 함수로 나타낼 수 있는데 이 입자 속도를 v 라 하면 v 는 식(1)과 같이 쓸 수 있다. 여기서 ψ 는 레일리 속도 포텐셜 (Rayleigh velocity potential)이고

이는 그린 함수 이론에 의해 관측점 P 에서 식(2)와 같이 된다. 식(2)는 convolution integral로 해석될 수 있으며 따라서 식(3)과 같이 나타낼 수 있다.

식(3)에 의해 속도 포텐셜이 구해지면 선형 음향 방정식 (4)를 이용하여 변환기에 의한 음압은 식(6)과 같이 구할 수 있으며 식(3)을 적용하면 식(7)과 같이 된다.

$$v(t) = -\nabla\psi \quad (1)$$

$$\psi(P, t) = \frac{1}{2\pi} \int_{x_1, y_1}^{x_2, y_2} \int v(\tau) \frac{\delta(t - \tau - R/c)}{R} ds d\tau \quad (2)$$

c : 매질에서의 음속

x_1, x_2 : 소자의 끝점의 x 좌표

y_1, y_2 : 소자의 끝점의 y 좌표

$$R = \sqrt{(x - x_s)^2 + (y - y_s)^2 + (z - z_s)^2}$$

x_s, y_s, z_s : 음원의 좌표

x, y, z : 관측점의 좌표

$$\psi(P, t) = v * g \quad (3)$$

$$g(P, R) = \frac{1}{2\pi} \int_{x_1, y_1}^{x_2, y_2} \frac{\delta(t - R/c)}{R} ds \quad (4)$$

$$\nabla p = -\rho \frac{\partial v}{\partial t} \quad (5)$$

$$p(P, t) = \rho \frac{\partial \psi(P, t)}{\partial t} \quad (6)$$

$$p(P, t) = \rho \frac{\partial}{\partial t} \int v(t - \tau) g(P, R) d\tau \quad (7)$$

$$= \rho \frac{dv(t)}{dt} * g(P, R)$$

실제 선형 배열 변환기의 경우 16개의 소자를 사용하여 각각의 소자에 적당한 시간지연을 주어 초음파 빔을 원하는 촛점에 집속시키고 있는데 촛점에 빔이 집속되기 위해서는 각각의 소자에서 나온 초음파가 같은 시간에 촛점에 도달하여야 한다. 그림 4에서 보면 중앙의 소자와 n 번째 소자와는 Δl 이라는 경로차가 있다. 따라서 이 경로차에 해당하는 시간만큼 n 번째 소자를 미리 동작시켜야 한다. 그 시간은 경로차를 음속으로 나누어 구하며 식(8)과 같이 주어진다.

$$\tau_n = \frac{\Delta l}{c} \quad (8)$$

Δl : 경로차

c : 매질에서의 음속

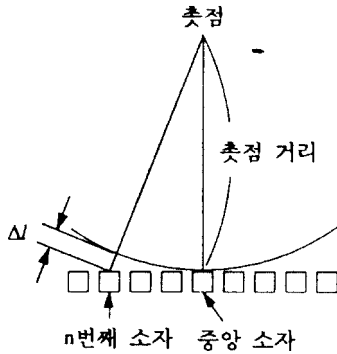


그림 4. 소자간의 경로차

따라서 초점에 초음파 빔을 집중시키기 위한 시간 지연을 고려하고 16개의 소자에 의한 음압을 계산하기 위해서는 식(5)가 식(9)와 같이 변형된다. 따라서 최종적으로 식(9)를 식(7)에 적용하면 관측점에서의 음압을 구할 수 있다. 본 논문에서는 식(7)을 전산기를 이용하여 수치적으로 계산하였다 [5,6].

$$g(P, R) = \frac{1}{2\pi} \sum_{n=1}^{16} \int_{\tau_n}^{\tau_n + \tau_n} \frac{\delta(t - R/c - \tau_n)}{R} ds \quad (9)$$

한편 진동자 표면의 입자 속도는 시간에 따라 변하는데 모의 실험을 위해서 진동자의 입자속도가 아래의 식으로 주어진다고 생각하였다. 이는 과도 응답 계산에서 사용되는 전형적인 파형이다[7].

$$v(t) = At^3 e^{-\alpha t} \sin(2\pi ft) \quad (10)$$

$$\alpha: 13.125$$

$$f: \text{공진 주파수}$$

그림 5에 입자속도의 파형과 그 포락선을 나타내었다.

2. 실험 결과

그림 6에 전자적인 초점을 80mm로 하였을 경우의 y-z 평면에서의 음압 분포를 나타내었다. 그림에서 (a)는 기존의 집중 변환기에 의한 음압 분포이고 (b)는 제안된 변환기에 의한 음압 분포이며 y축 방향으로 -5mm~5mm 까지이며 z축 방향으로 70mm~90mm 까지이다.

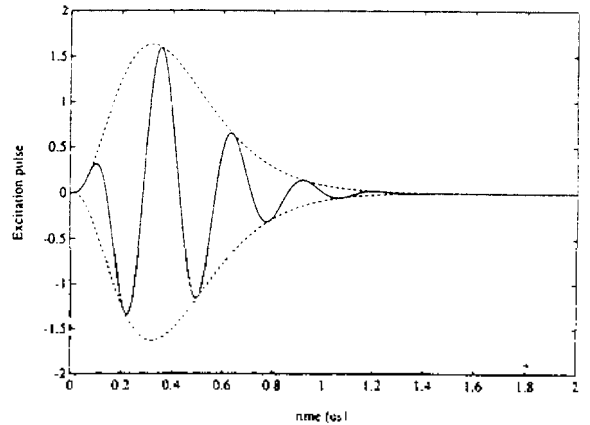


그림 5. 변환기 표면에서의 시간에 따른 입자 속도

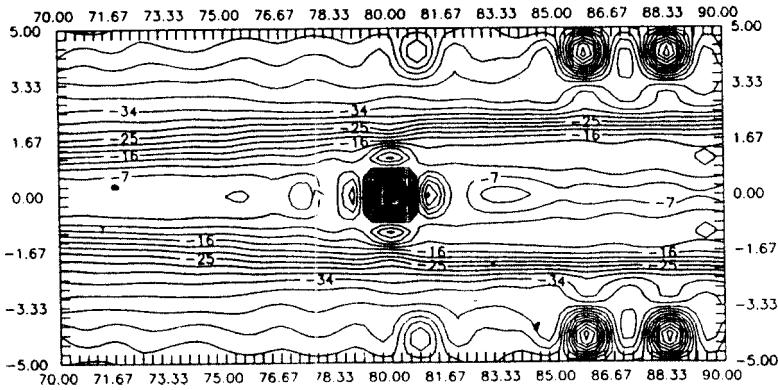
기존의 변환기의 경우 x축 방향의 전자적인 초점 뿐만아니라 y축 방향의 기하적인 초점도 80mm이므로 초점 부근에 매우 좁게 음압이 집중되는 것을 알 수 있다.

일반적으로 경우 초음파 빔의 -3dB 폭을 축방향 해상도로 정의할 수 있는데 기존의 변환기의 경우 음압의 최대치에서 -3dB (그림에서는 -4dB) 폭을 살펴보면 y축 방향으로는 매우 좁게 집중되나 z축 방향으로는 초점 부근을 포함한 몇점에서 불연속적으로 나타나는 것을 볼 수 있다. 따라서 기존의 변환기는 빔폭은 좁으나 집중범위는 매우 좁은 것을 알 수 있다.

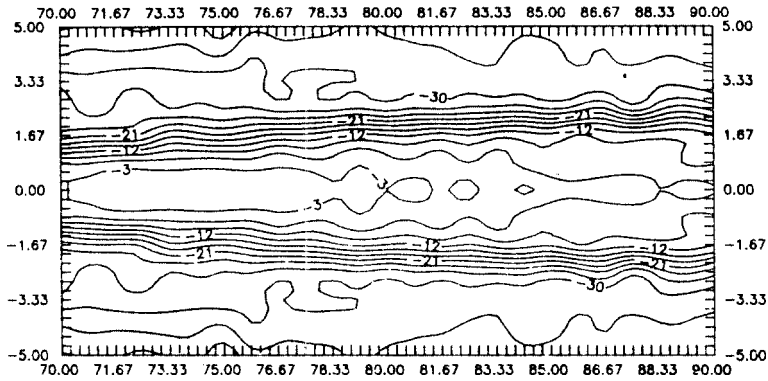
이에 반해 그림6의 (b)를 살펴보면 -3dB 빔폭은 기존의 변환기에 비해 넓어지나 집중범위는 초점을 중심으로 매우 넓게 나타나는 것을 볼 수 있다. 따라서 y 축방향으로 균일한 해상도를 유지하기 위해서는 제안된 변환기를 사용하는 것이 바람직함을 확인할 수 있다.

IV. 결론

본 논문에서는 넓은 범위에서 균일한 축방향 해상도를 유지하기 위해 새로운 형태의 변환기를 제안하고 전산기 모의 실험을 통해 음압 분포를 구하여 제안된 변환기가 넓은 범위에서 균일한 축방향 해상도를 유지함을 확인 하였다.



(a) 기존의 변환기



(b) 제안된 변환기

그림6 y-z 평면의 음압 분포

음압분포는 충격 응답 방법 (impulse response method)를 이용하여 수치적으로 과도 음장을 계산하였다.

제안된 변환기는 변환기가 구부러진 기술기에 따라 음압 분포가 변하므로 최적의 음압분포를 얻을 수 있는 기술기를 구해야 하며 실제 제작하여 실험을 통해 균일한 측방향 해상도를 유지함을 확인하여야 한다.

현재 제안된 변환기와 비슷한 형태의 변환기에 의한 음압분포를 구하고 있는데 이 변환기는 기존의 변환기에 비해 광대역의 특성을 가져 측방향 해상도를 개선할 수 있으며 현재 제안된 변환기와 비슷한 음압 분포를 가져 균일한 측방향 해상도를 얻을 수 있으리라 예상된다.

참고 문헌

- [1] 서울 대학교 공과 대학, Sensor 개발 (초음파 탐촉자), 중간보고서, 1989.
- [2] 서울 대학교 공과 대학, Sensor 개발 (초음파 탐촉자), 최종보고서, 1990.
- [3] J. W. Hunt, M. Ardit, and F. S. Foster, "Ultrasound Transducers for Pulse-Echo Medical Imaging," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, Vol. BME-30, No. 8, pp.453-481, August, 1983.
- [4] 이 종현, 안전형 초음파 변환자의 제작 및 성능 해석, KAIST 박사 학위 논문, 1986.

- [5] L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens, and J. V. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*, 3rd Ed., N.Y., John Wiley & Sons, Inc., 1982.
- [6] G. Salomonsson, B. Mandersson, "On Ultrasound Transducers with Curved Surface for Improvement of Lateral Resolution," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control*, Vol. UFFC-33, No. 6, pp. 740-746, Nov. 1986.
- [7] N. Denisenko, G. Scarano, M. Matteucci, and M. Pappalardo, "An Approximate Soutlion of the Transient Acoustic Field," *IEEE Trans. Son. Ultrason.*, Vol. SU-32, No. 6, Nov. 1985.