초음파 의료 진단 장치용 선형 배열 변환기의 설계 및 제작

조 영 환,° 성 광 모
서울 대학교 전자 공학과

Design and Fabrication of Linear Array Transducer for Ultrasonic Medical Imaging System

Cho Yeong-Hwan,° Sung Keong-Mo
Dept. Electronics Eng., Seoul National University

ABSTRACT

In this paper, we designed and fabricated linear array transducer for ultrasonic medical imaging system. Fabricated transducer is 85mm in length and has 64 elements. It shows good sensitivity and band width characteristics compared with commercial transducers.

I. 서 론

초음파의 의학적 이용은 음향 신호를 이용하여 인체의 내부를 관찰하는 의료용 영상 장치와 높은 에너지를 이용하여 초음파를 치료에 직접 이용하는 hyperthermia[1]등의 장치의 두가지로 나눌 수 있다.

이중 의료용 초음파 영상 장치는 초기에 그 발달 속도가 느렸으나 70년대에 들어 서면서 그레이 레벨 영상 표시 장치의 발달로 그 발전속도가 가속화되어 현재는 움직이는 물체를 관찰할 수 있는 실시간 영상이 가능하다. 이러한 초음파 영상장치는 기타의 의료 진단 장치인 X선, MRI등에 비해 인체에 무해하며 실시간 영상이 가능하며 경제성이 뛰어나다는 장점을 갖고있으나 해상도가 다소 떨어지는 단점을 갖고있다.

초음파 영상장치는 크게 3부분으로 나눌 수 있는데 첫째, 전기신호와 초음파 신호의 변환을 담당하는 변환기와 둘째, 받아들인 신호 또는 보낼 신호를 처리하는 부분이며 셋째, 생체로부터의 신호를 화면상에 나타내는 부분이다. 이러한 영상장치의 성능을 결정하는 가장 중요한 요소는 해상도인데 해상도는 주로 변환기에 의해 그 성능이 좌우된다.

본 연구에서는 의료용 초음파 영상장치용 변환기중 선형배열 변환기를 설계하고 제작하여 그 성능을 측정하였다.

II. 선형 배열 변환기

1. 광대역 초음파 변환기의 기본 구조 및 기능

초음파 영상 진단장치에 사용되는 변환기는 광대역 변환기로 보통 0.5-10MHz의 주파수대역이 사용된다. 광대역 변환기의 기본구조는 그림 1.과 같다.

이의 각각의 기능은 아래와 같다.

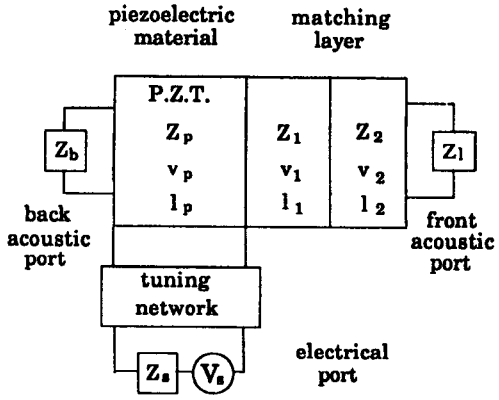

그림 1. 초음파 광대역 변환기의 구성요소

(1) 압전 진동자

압전 진동자는 초음파를 발생하고 수신하는 능동 소자로서, 변환기에서 가장 중요한 요소이다. 변환기의 감도와 측방향 해상도는 진동자의 전기, 기계적 특성과 밀접한 관련이 있다.

현재 사용되고 있는 변환기는 높은 전기, 기계 결합계수와 전기 회로와의 임피던스 정합, 그리고 안정된 물질 특성 등의 성질을 갖고 있는 압전 세라믹을 주로 사용하고 있다.

(2) 음향 정합층

세라믹을 사용한 변환기에서는 인체 조직과의 음향 임피던스 부정합에 의해 음향 에너지의 전달이 어려운데 이는 음향정합층을 이용하여 임피던스의 gradient 를 낮춤으로써 음향 에너지의 전달을 용이하게 할 수 있다. 음향 정합층의 음향 임피던스 Z_m과 두께 l에 대한 음파의 완전 투과 조건은 다음과 같다[2].

$$Z_m = \sqrt{Z_c \cdot Z_l}\ , \quad l = \frac{\lambda}{4} \qquad \text{———(1)}$$

여기서 Z_c는 진동자의 음향 임피던스, Z_l은 매질의 임피던스이다.

(3) 후면층 (Backing layer)

초음파 진동자의 후면에서 방사되는 초음파는 그 면에서 반사가 일어나 초음파 pulse의 길이를 길게 한다. 따라서 초음파 변환기의 음향 임피던스와 비슷한 임피던스를 갖는 후면층(backing layer)을 부착함으로써 후면으로 방사된 초음파의 반사를 적게하여 pulse의 ringing을 줄여 축방향 해상도를 좋게 할 수 있다. 그러나 진동자와 후면층 사이의 음향학적 정합으로 광대역 특성이 얻어질수록 후면층에 의한 흡음 손실이 커져 변환기의 감도가 저하되므로 두 성능 사이의 절충이 불가피하다.

(4) Tuning

압전진동자는 유전체로서 정전용량을 갖고있다. 이 정전용량은 변환기가 초음파를 발생하는 송신기로 사용될때, 초음파의 rise time을 증가시키며 또 신호원을 shunt시켜 필요전류량을 증가시킨다. 또한 수신기로 작동될때는 변환기의 부하로 작용하여 전기적 출력을 감소시키므로 상쇄시키는 것이 바람직하다. 중심주파수에서 inductance에 의한 series tuning은 원하는 주파수 대역에서 정전용량을 간단히 줄일 수 있어 많이 사용되고 있다.

(5) 음향 lens

초음파를 집속시키기 위해서는 음향 lens를 이용한다. Lens의 곡률은 원 또는 포물선이며, lens의 음속이 매질보다 클때에는 오목이 되며, 작을 때는 볼록이 된다. 많이 쓰이는 lens의 재료는 음향손실이 적은 epoxy를 사용하며, 볼록일때는 고무 종류를 사용한다.

2. 성능 변수

초음파 의료진단기용 변환기의 설계기준으로 다음과 같은 성능 변수를 생각할 수 있다[3].

(1) 해상도(resolution)

의료 진단기용 변환기의 중요 성능으로는 축방향으로 배열된 반사체의 구별능력을 들 수 있다. 축방향 해상도(axial resolution)는 변환기에서 발생되는 초음파 pulse의 길이가 짧을수록 좋아지며 주파수 특성이 광대역이 될수록 pulse의 모양이 impulse에 가까와져서 pulse의 길이가 짧아진다. 축방향 해상도는 pulse-echo가 20dB 또는 40dB 감쇠(ring down)하는데 걸리는 시간이나, 초음파 pulse의 주파수 스펙트럼에서 3dB 또는 6dB 대역폭을 성능 변수로 많이 이용한다.

측방향 해상도(lateral resolution)는 보통 변환기의 크기, 모양, 주파수 등의 변환기의 물질적 특성에 의해 고정되어진다. 따라서 이러한 변환기의 측방향 해상도를 개선하기 위해서는 음향 lens나 전자회로의 시간지연으로 초음파를 집속하여 beam폭을 줄여야 한다.

일반적으로 초음파 변환기는 주파수를 높일수록 해상도가 좋아지나 주파수가 높아지면 인체내에서의 감쇠가 심해져서 진단할 수 있는 깊이의 제한이 따르게 되며 따라서 이 두가지 성능 사이의 절충이 필요하다.

(2) 감도

감도는 S/N비와 밀접한 관계가 있는 변수로서 변환기, 구동 및 수신회로, 신호처리 그리고 화면표시장치 회로등 여러 요소의 영향이 포함되므로 정의하기가 어렵다. 일반적으로 감도는 동일한 조건에서 pulse-echo에 의해 수신된 파형의 전압에 의해 비교하거나 pulse-echo시의 전력손실(round trip insertion loss)을 성능 변수로 이용한다. 이 RTIL은 변환기 외의 다른영향을 제외한 것으로 에너지의 변환효율을 의미한다. 보통 감도는 축방향 해상도와 상충하므로 사용목적에 따라 두 성능 사이의 절충이 필요하다.

(3) 영상의 dynamic range

영상의 dynamic range는 on-axis 응답과 원하지 않는 최대 off-axis 응답의 비율이다. Off-axis 응답은 side lobe와 array 소자의 규칙적인 배열에 의한 grating lobe가 주 원인이며 그 응답이 클 경우에는 영상의 dynamic range를 저하시키며 mutiple image를 만들어 내기도 한다. 이밖에 dynamic range의 저하요인으로 array 소자 사이의 cross coupling과 지연시간의 양자화 오차를 들 수 있다.

3. 선형 배열 변환기의 설계 및 제작

<1> 선형 배열 변환기의 설계

선형 배열 변환기는 여러개의 가느다란 단책상의 미소 진동자군으로 되어 초음파 beam을 집속하여 주사함으로써 단층상의 영상을 얻을 목적으로 사용되는 변환기이다[4]. 변환기의 해상도는 동작주파수를 높일수록 좋아지나 동작 주파수가 높아지면 인체내에서의 감쇠가 커져 상을 얻을 수 있는 깊이에 제한이 따르게 된다. 따라서 본연구에서는 동작 주파수를 3.5MHz로 하였다. 설계된 변환기의 길이는 85mm이며 이를 64개의 소자로 잘랐으며 이를 다시 각 소자당 4개의 부소자로 나눠 side lobe를 줄이도록 하였다. 그리고 변환기의 폭은 13mm이다. 그림 2.는 선형 배열 변환기의 구조이다. 변환기의 정합층의 음

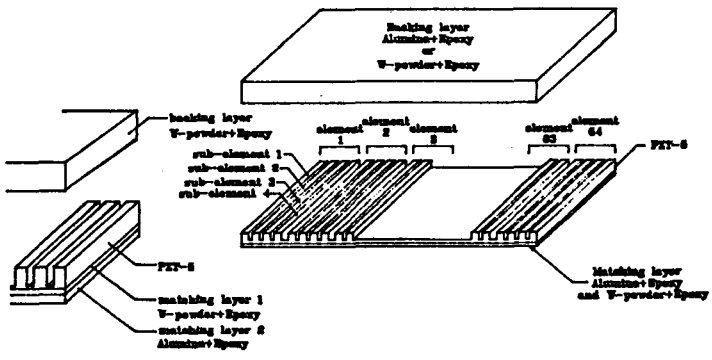

그림 2. 선형 배열 변환기의 구조

항 임피던스는 식 (1)의 완전 투과 조건으로부터 구할 수 있으나 인체가 무한 매질이 아니라는 점을 고려하여 광대역의 특성을 갖도록 한 Souquet등의 연구 결과에 의해 식 (2)와 같이 구할 수 있다[5].

$$Z_m = \sqrt[3]{2Z_c \cdot Z_w^2} \qquad \text{---(2)}$$

여기서 Z_m : 정합층의 음향 임피던스
Z_c : 압전 세라믹의 음향 임피던스
Z_w : 매질(인체)의 음향 임피던스이다.

그림 3.은 KLM model[6]을 이용하여 전산기 모의 실험을 통해 구한 설계된 변환기의 충격 응답이다.

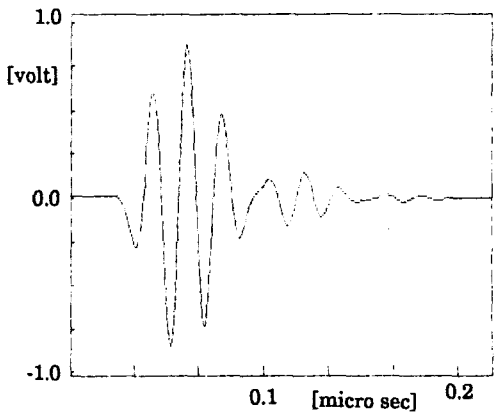

그림 3. 설계된 변환기의 충격응답 모의 실험 결과

<2> 제작 순서

본 연구에서 제작된 선형 배열 변환기에 사용한 압전 진동자는 대원 Ferrite사의 압전 세라믹이다. 사용된 압전 세라믹의 특성은 Hewlett Packard사의 4192A LF Impedance Analyzer를 사용하여 측정하였으며 이를 표 1에 나타내었다.

제작 순서는 아래와 같다.

(1) 압전판의 (-)극에 정합층을 성형시킨다. 이때 정합층의 음향 임피던스 Zm은 압전 세라믹의 음향 임피던스 Zc가 34 Mrayl이고 인체의 음향 임피던스 Zw가 1.5 Mrayl이므로 식 (2)를 이용하면 5.34 Mrayl가 된다. 음향 정합층의 재료는 음향 임피던스를 쉽게 조절할 수 있어야 하며 내부의 음향 손실이 작아 변환기의 감도를 저하시키지 말아야 한다[7]. 본 연구에서는 알루미나 분말과 에폭시를 적당한 비율로 혼합하여 제작하였다.

(2) 압전판의 (+)극을 부소자의 간격으로 85-90% 절단한다. 절단은 disco dicing saw DAD-2H/5를 사용하였다.

(3) 절단한 압전판 양쪽에 PCB를 세우고 확대경(배율 X15 정도)을 사용하여 부소자 4개를 한개로 묶어 silver epoxy를 사용하여 PCB와 압전판간을 지그재그로 연결한다.

(4) 1차 후면층을 성형시킨다. 후면층의 재료는 텅스텐 분말과 알루미나 분말, 그리고 에폭시를 혼합하여 제작하였다.

(5) PCB 단자와 connector간의 연결후 2차 후면층을 성형시킨다.

표 1. 제작에 사용한 압전 세라믹의 특성

길이	84.48 mm	K	0.59
폭	13.0 mm	Q	74.22
두께	0.58 mm	C	40.4 nF
소자수	64	소자길이	1.32mm
부소자수	4	부소자길이	0.33mm

III. 실험 결과

제작된 변환기의 충격응답을 그림 4.와 같은 시스템으로 측정하였다.

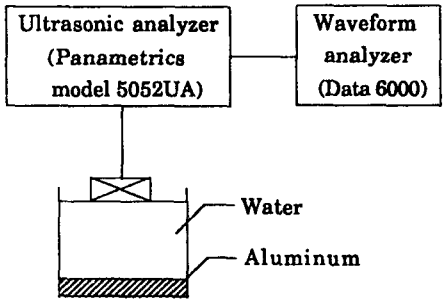

그림 4. 성능 측정 시스템

그림 5.의 (a)는 제작된 변환기의 충격응답이며 그림 5.의 (b)는 주파수 특성이다. 그림 5의 (a)를 보면 그림 3.의 모의 실험 결과와 잘 일치하는 것을 알 수 있다. 제작된 변환기의 성능을 비교하기위해 KB-Aerotech사의 3.5MHz, 85mm 변환기의 특성도 같은 조건에서 조사하였는데 그 결과를 그림 6.에 나타내었다. 변환기의 성능에서 가장 중요한 감도와 pulse폭을 보면 그림 5와 6의 (a)로부터 두 변환기가 감도는 비슷하나 pulse의 길이는 제작된 변환기가 다소 긴것을 알 수 있다. 그리고 주파수 대역을 살펴보면 대역폭은 비슷하나 그 모양이 차이가 나는 것을 알 수 있다. 두 변환기의 특성을 표 2에 정리하였는데 표 2에서 보면 제작된 변환기의 20dB ring down time에 비해 40dB ring down time이 특히 긴데 이것은 제작된 변환기가 case를 하지 않았기 때문이다.

그림 7.과 8.은 제작된 변환기와 KB사의 변환기를 사용하여 모의 생체의 상을 얻은 것이다. 두 그림을 비교하면 제작된 변환기의 감도가 다소 떨어지는데 이는 제작된 변환기는 lens를 하지 않았기 때문이다.

IV. 결론

본 연구에서는 초음파 의료 진단기용 선형 배열 변환기를 설계, 제작하였다. 설계, 제작된 변환기는 길이 85mm, 폭 13mm이고 동작 주파수는 3.5MHz이며 소자수가 64개이고 각소자당 부소자의 수는 4개이다.

표 2. 제작된 변환기와 KB-Aerotech 변환기의 특성

	제작된 변환기	KB-Aerotech
감도	0.99 V	1.02 V
20dB ring down time	1.87 μs	1.51 μs
40dB ring down time	3.18 μs	2.11 μs
3dB 대역폭	1.16 MHz	0.75 MHz
6dB 대역폭	1.56 MHz	1.77 MHz

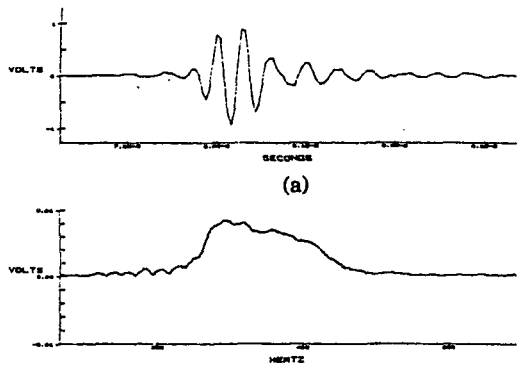

그림 5. 제작된 변환기의 특성 측정 결과
(a) 충격 응답 (b) 주파수 특성

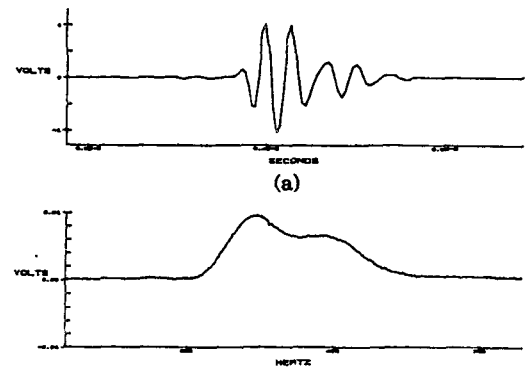

그림 6. KB-Aerotech사의 변환기 특성 측정 결과
(a) 충격 응답 (b) 주파수 특성

설계, 제작된 변환기의 성능을 측정하였으며 성능 비교를 위해 KB-Aerotech사의 변환기와 비교하였으며 이를 통해 제작된 변환기의 성능은 기존의 제품과 비교하여 거의 비슷한것을 알 수 있었다.

앞으로 다양한 종류의 의료진단기용 변환기를 제작할 필요가 있으며 특히 성능 개선을 위해 복합물질[8]을 사용한 변환기를 설계, 제작할 필요가 있다.

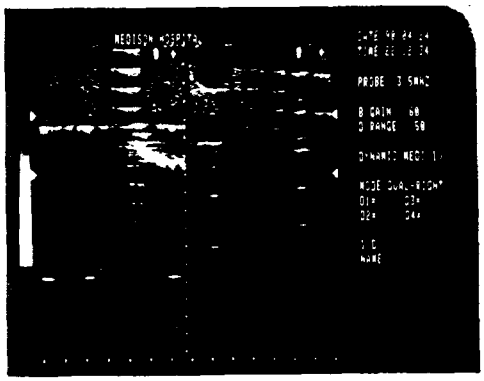

그림 7. 제작된 변환기로부터 얻은 모의 생체 상

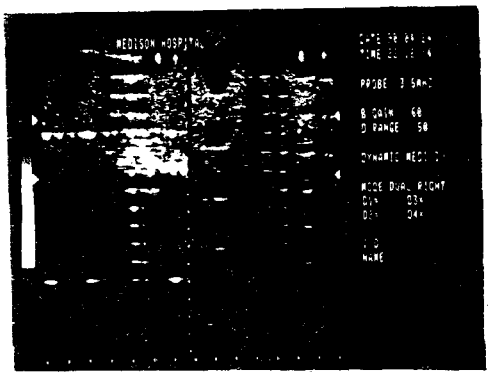

그림 8. KB-Aerotech사의 변환기의 모의 생체 상

REFERENCE

[1] P. Corry, et al.,"Human Cancer Treatment with Utrasound," IEEE Trans. Son. Ultrason., vol. SU-31(5), pp444-456, 1984.

[2] L. Brekhovskikh, *Waves in Layered Media, Academic Press*, N.Y., 1980.

[3] 이 종현, "압전형 초음파 변환자의 제작 및 성능 해석," KAIST 박사학위 논문, 1986.

[4] 의료용 초음파 기기 핸드북, Medison Co., Ltd.

[5] J. Souquet, et al., "Design of Low-loss Wide-band Ultrasonic Transducers for Noninvasive Medical Application," IEEE Trans. Son. Ultrason., vol. SU-26(2), March, 1979.

[6] R. Krinholtz, D. Leedom and G. Matthaei, "New Equivalent Circuit for Elementary Piezoelectric Transducer," Electron. Lett., pp398-399, 1970.

[7] C. S. DeSilets, J. Fraser and G. Kino, "The Design of Efficient Broad-band Piezoelectric Transducers," IEEE Trans. Son. Ultrason., vol. SU-25(3), pp115-125, May, 1978.

[8] T. Gururaja, et al., "Piezoelectric Composite Materials for Ultrasonic Transducer Applications. Part I : Resonant Modes of Vibration of PZT Rod-polymer Composites," IEEE Trans. Son. Ultrason., vol. SU-32(4), pp481-513, July, 1985.