

유한요소 해석법을 이용한 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자의 설계 및 제작

Design and Fabrication of a Convex Array Ultrasonic Transducer with Finite Element Analysis

이 수 성*, 권 재 화*, 은 흥**, 노 용 래**
(Su-Sung Lee*, Jae-Hwa Kwon*, Hong Eun**, Yong-Rae Roh**)

*경북대학교 센서공학과, **경북대학교 기계공학부
(접수일자: 2002년 5월 20일; 채택일자: 2002년 8월 26일)

본 연구에서는 상용 유한 요소 해석 프로그램인 PZflex를 이용하여 초음파 탐촉자를 설계하고 이에 따라 제작하였다. 제작된 탐촉자는 복부 진단용에 적합한 크기와 형태로 중심주파수 5 MHz에 128개의 압전 소자가 곡면상에 1차원 배열된 컨벡스 (convex)형이며 두 층의 음향정합층, 하나의 후면층 그리고 각 압전소자 간의 커패시터로 구성된다. 제작된 탐촉자의 성능을 평가하여 설계치의 타당성을 검증하였으며, 등가회로 해석법에 의한 결과와 비교하여 유한 요소 해석법에 의한 설계법의 우수성을 확인하였다.

핵심용어: 유한요소해석, 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자

투고분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4.1)

In this study, an ultrasonic transducer was designed with a commercial finite element analysis (FEA) code, PZFlex, and fabricated based on the design. The transducer has the dimension and shape suitable for abdomen diagnosis working at 5 MHz and consists of 128 piezoelectric elements disposed in a convex linear array form. The transducer is composed of two impedance matching layers, one backing layer, and kerfs placed between the piezoelectric elements. Validity of the design with the FEA was illustrated through experimental characterization of a sample transducer. Comparison with the design results by equivalent circuit analysis method was also made to check the superiority of the FEA design.

Keywords: Finite element analysis, Convex array ultrasonic transducer

ASK subject classification: Ultrasonic and elastic waves (4.1)

I. 서론

초음파를 이용한 의료용 영상 진단 장치는 인체에 무해하고 경제적이면서도 실시간 영상을 얻을 수 있는 등의 장점으로 오래 전부터 많은 연구가 있었다[1]. 이와 같은 초음파 진단 장비의 발전은 전자적 조사를 가능하게 하는 배열형 탐촉자의 발전에 기인한다. 배열형 탐촉자는 크게 선형 배열형 탐촉자, 위상 변조 배열형 탐촉자,

그리고 컨벡스 (convex) 배열형 탐촉자로 구분된다. 이중 컨벡스 배열형 탐촉자는 선형 배열형 탐촉자와는 달리 넓은 진단 영역을 확보하기 위해 탐촉자의 크기를 크게 하지 않아도 되며, 위상 변조 배열 탐촉자와 같은 복잡한 시스템을 필요로 하지 않으면서 분해능이 좋은 화상 정보를 확보할 수 있어서 근래 인체 복부 장기나 태아 등의 진단에 널리 사용되고 있다[2].

초음파 탐촉자를 설계하고 해석하는 방법으로 등가회로 해석법이 오래 전부터 유용하게 사용되고 있다[3-5]. 등가회로 해석은 비교적 간단하고 빠르게 해석이 가능하다는 장점이 있다. 그러나 등가회로법은 완벽한 두께

책임저자: 이수성 (ssunglee@prosonic.co.kr)
702-701 대구광역시 북구 산격동
경북대학교 센서공학과
(전화: 053-956-6301; 팩스: 053-956-9914)

표 1. 등가회로 해석법과 유한요소 해석법의 해석가능 항목 비교

Table 1. Comparison of the performance factors that can be analyzed by equivalent circuit analysis and finite element analysis methods.

		equivalent circuit analysis	finite element analysis
waveform	sensitivity	○	○
	ringdown time	○	○
frequency response	center frequency	○	○
	fractional bandwidth	○	○
cross talk		×	○
radiation pattern		×	○
geometrical focusing		×	○

모드로 동작한다고 가정되는 단일 소자에 대하여 두께 방향으로의 파동 전파만을 고려한 1차원 해석법이다. 따라서 배열된 소자들 간의 상호 간섭이 탐촉자에 미치는 영향이나 탐촉자가 가지는 기하학적 구조와 배열에 의해 변화되는 방사 패턴과 같은 음장 특성은 해석할 수 없다. 따라서 배열형 탐촉자를 등가회로법을 이용하여 설계하거나, 해석하는데에는 많은 한계가 있다. 이에 반해 유한요소법은 표 1에서와 같이 등가회로 해석법으로는 해석이 불가능한 소자간 간섭현상이나 방사 패턴 그리고 기하학적 집중 현상 등을 설계에 반영할 수 있다. 따라서 등가회로해석법의 단점을 해결하는 방법으로 널리 이용된다[6,7]. 그러나 선형 배열형 탐촉자나 위상 변조 배열형 탐촉자의 경우에는 유한요소법을 이용한 선형 연구가 많이 있으나[8,9], 컨벡스 배열형 탐촉자에 대해서 유한요소법을 이용하여 해석한 경우가 거의 없다. 이는 소자가 곡면에 배열되었기 때문에 선형 배열된 경우에 비해서 유한 요소 모델을 구성하기 어렵고, 상호 간섭 및 방사 패턴을 해석하기 위해 충분한 개수의 요소 (element)를 포함하면 해석 모델의 크기가 커지므로 계산량이 너무 많아 시간과 비용이 많이 들기 때문이다. 본 연구에서는 이러한 계산상의 어려움은

있으나, 보다 정확한 설계를 이루고 일반적인 등가회로 설계법의 한계를 보완할 수 있도록 상용 유한요소 해석 프로그램인 PZflex를 이용하여 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자를 설계, 해석하였다[10]. 또한 PZflex에 의해 도출된 설계 사양을 반영하여 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자를 제작하고 성능을 측정하였으며, 이를 기존의 KLM 등가회로 설계법에 의한 결과와 비교하여 유한요소 해석법을 이용한 설계법의 타당성 및 우수성을 확인하였다.

II. 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자의 구조

의료용 초음파 탐촉자는 그 사용목적에 따라 형상 및 중심주파수가 결정되어진다. 본 연구에서는 복부진단용에 적합하도록 중심주파수 5 MHz를 가지고 128개의 소자가 배열되었으며, 넓은 진단 영역을 확보할 수 있도록 곡면 원주상에 배열된 컨벡스형태의 탐촉자를 설계하고 제작하고자 하였다. 일반적으로 의료용 배열형 초음파 탐촉자는 그림 1과 같이 후면층, 구동소자, 정합층과 각 구동소자를 분리시키는 커프로 구성된 스택이 있고, 이 스택을 곡물이

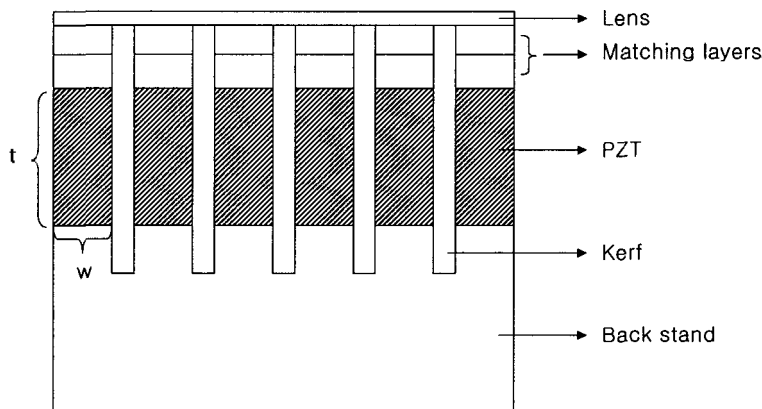


그림 1. 배열형 초음파 탐촉자의 기본 구조

Fig. 1. Basic structure of an ultrasonic array transducer.

있는 백 스탠드에 부착하고 정합층 앞면에 음향렌즈를 설치한 구조를 가진다 [11]. 초음파 탐촉자의 구동 소자는 높은 전기-기계결합계수를 가져야 하며, 낮은 에너지손실과 큰 압전상수를 가져야 한다. 강유전체 세라믹인 PZT는 높은 전기-기계결합계수와 작은 내부손실 등의 장점으로 인해 많이 사용되고 있으며, PZT는 다른 압전 재료들에 비해 큰 압전 상수와 기계적인 강성이 우수하며 성형이 용이하다는 장점도 가진다. 그림 1에서 보는 것과 같이 각각의 배열된 소자들은 전체가 하나의 구조체로 이루어져 있다. 따라서 구동되는 소자와 인접한 소자들 간에는 음향간섭이 존재하며, 이를 억제하고 배열 구조의 안정성을 확보하기 위해 다이싱(dicing)된 부분에 커프 물질을 충전한다[11]. 압전소자의 앞부분에는 초음파의 전파를 용이하게 하기 위해 두 층으로 된 정합층을 두고, 뒷면에는 후면층을 부착하여 스택을 제작한다. 이 스택을 적당한 곡률을 가지는 백 스탠드에 부착하여 전체 모듈의 형상을 유지하게 한다. 여기에 정합층 앞부분에 초점 부분에서의 분해능 향상을 위해 소자 길이 방향으로 오목한 형태의 음향렌즈를 설치한다.

II. 유한요소 해석법에 의한 탐촉자의 설계

이와 같은 외형 치수를 가지도록 우선 결정된 설계 사양과 목표 성능은 표 2, 3과 같다. 표 2의 설계사양에서 탐촉자의 곡률반경이나 탐촉 반경, 소자 개수 등을 결정하면, 거기에 맞추어 각 소자의 크기와 배열 피치가 결정된다. 탐촉자의 특성은 소자의 두께뿐만 아니라, 소자를 비롯한

표 2. 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자의 기본 치수
Table 2. Basic dimensions of the convex type linear array ultrasonic transducer.

radius of curvature	40 mm
field of view	$\geq 60^\circ$
number of elements	128
elevation aperture	12 mm

표 3. 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자의 목표 성능 사양
Table 3. Goal performance of the convex type linear array ultrasonic transducer.

performance	specification
sensitivity	≥ -65 dB
center frequency	5 ± 0.5 MHz
fractional bandwidth	$\geq 60\%$
beam width	$\geq 25^\circ$
geometrical focusing	60 mm
cross talk	≤ -30 dB

각 부분을 구성하는 재료들의 물성과 두께 등의 치수에 따라 달라진다. 우선 결정되는 것은 압전 소자와 두 정합층의 두께이다. 먼저 압전 소자를 한정된 치수에 128개 배열하므로 그림 1에서의 w/t, 즉 소자 각각의 종횡비가 1 정도의 값을 가진다. 그러나 압전 소자의 종횡비에 대하여 소자의 특성 변화를 연구한 선행 사례에 의하면 [12,13], 일반적인 압전 세라믹의 경우 종횡비가 0.4 ~ 0.6 인 경우에 전기기계 결합계수와 공진모드의 명확성이 가장 우수함을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 종횡비를 0.5로 하고 두 개의 압전 소자를 하나의 구동 소자로 한다. 또한 최종적으로 탐촉자를 구현하였을 때 중심 주

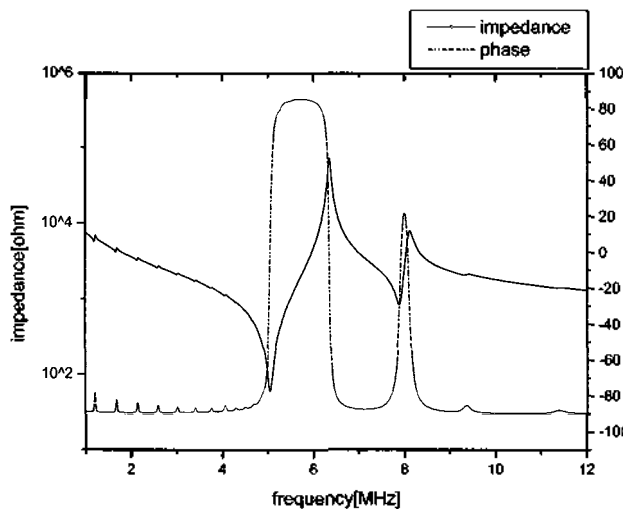


그림 2. 압전 소자의 임피던스 및 위상 특성
Fig. 2. Electrical impedance and phase of a piezoelectric element.

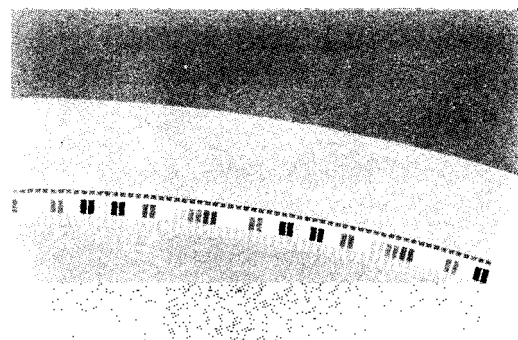
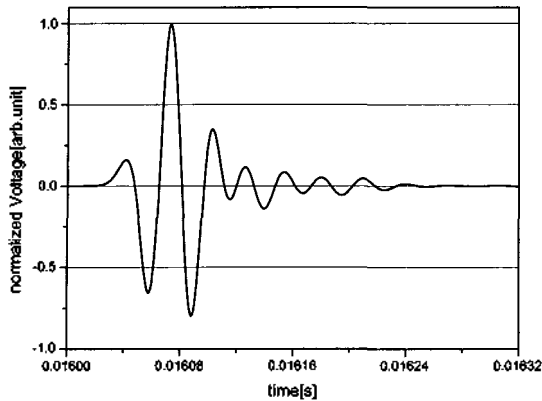
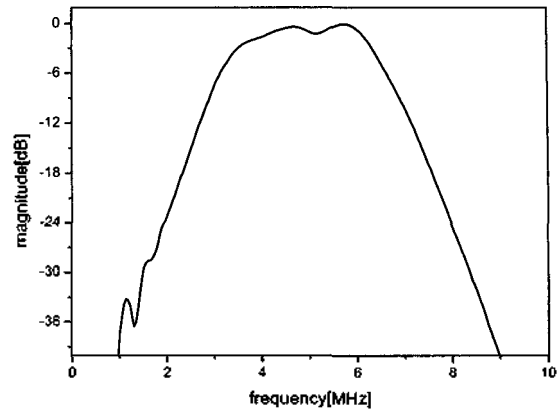


그림 3. 컨벡스 배열형 탐촉자의 유한 요소 해석 모델
Fig. 3. The finite element model of the convex type linear array ultrasonic transducer.



(a) 시간영역특성
(a) Time domain response



(b) 주파수 영역 특성
(b) Frequency domain response

그림 4. 유한요소해석에 의한 결과
Fig. 4. Results of finite element analysis.

파수 5 MHz를 구현할 수 있도록 압전 소자의 임피던스 및 위상 특성 곡선이 그림 2와 같도록 유한요소 해석법을 이용하여 소자의 두께를 결정하였다. 정합층은 두층으로 하여 광대역 특성 구현을 용이하게 하였으며, 각각의 두께는 초음파의 전파를 용이하게 하기 위해 $\lambda/4$ 로 하였다. 그리고 후면층 및 1, 2차 정합층의 물성 등은 Desilet 등에 의해 선행 연구된 결과에 따라 결정하였으며[4, 11], 이렇게 해서 결정된 탐촉자 각 부분의 주요 물성은 표 4와 같다. 유한요소 모델은 설계된 탐촉자의 형상과 치수 및 물성을 그대로 반영하여 2차원으로 구현하였고, 그 구조는 그림 3과 같이 대칭조건을 부여하여 전체 탐촉자의 1/2만 표현하였다. 모델은 약 730,000개의 요소와 730,000개의 절점으로 이루어져 있다. 구동 소자는 모델 중심의 소자 하나만을 구동하였으며, 구동 신호로는 임펄스를 사용하였다. 또한 송수신 시스템의 입출력 임피던스를 고려하여 50 Ω 의 저항을 전극단에 입력하였다. 이와 같이 해석한 결과를 그림 4에 시간 영역과 주파수 영역에 대한 특성으로 나타내었다. 시간 영역 특성으로 감도는 구동 신호 대비 -63.3 dB이며 -20 dB 지연 시간은 0.24 μ s이다. 또한 주파수 영역 특성으로 중심주파수는 4.94 MHz이고 70.8%의 대역폭을 가지므로, 목표성능을 만족하는 것을 알 수 있다. 또한 방사 패턴은 그림 5와 같이 나타났으며, -6 dB 빔폭은 32°이고 상호간섭레벨(crosstalk)은 구동 소자와 바로 인접한 소자에서 -31.5 dB이다. 그러나 2차원 유한요소 모델을 사용하여 해석하였으므로, 소자 길이 방향(elevation)의 치수 효과에 의해 나타나는 기하학적 집중 현상은 해석이 불가능하다.

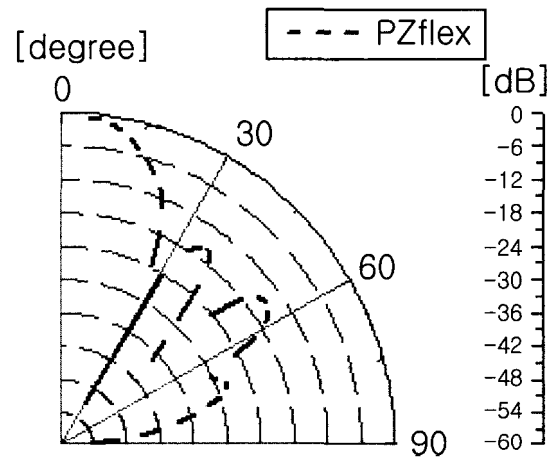


그림 5. 유한요소해석에 의한 방사 패턴
Fig. 5. Radiation pattern from the finite element analysis.

표 4. 탐촉자 구성 물질의 음향 임피던스
Table 4. Acoustic impedance of the materials constituting the transducer.

material	acoustic impedance (Mrayl)
piezo-ceramic	34.0
1st matching layer	8.9
2nd matching layer	2.3
lens	2.3
lens cover	1.6
backing	3.2
kerf	2.9

IV. 등가회로법을 이용한 탐촉자의 해석

유한요소법을 이용한 해석 결과와 비교하기 위해서 같은 설계 사양에 대해서 KLM 등가회로 해석법을 이용하여

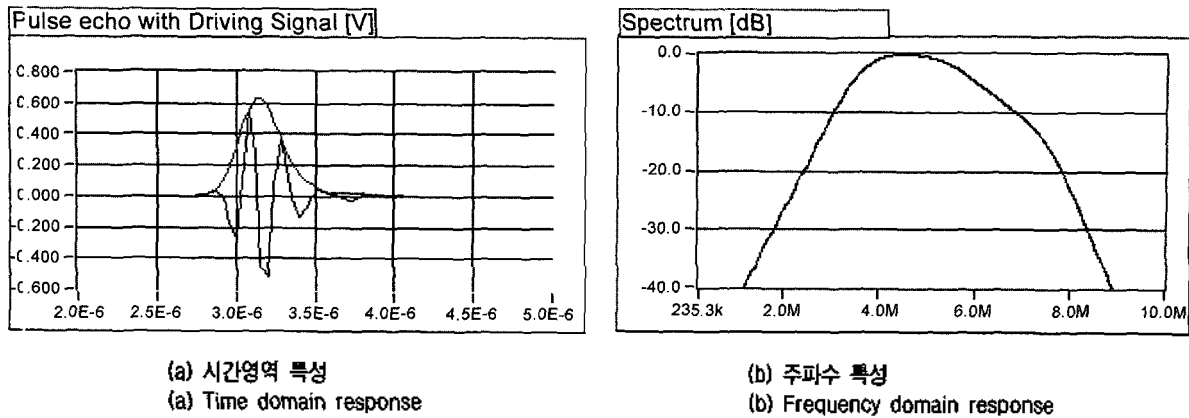


그림 6. 등가회로 해석에 의한 결과
Fig. 6. Results of equivalent circuit analysis.

탐촉자를 해석하였다. 음향 탐촉자에 사용되는 등가회로 해석법은 Mason 모델, Redwood 모델, KLM 모델 등이 대표적이다. Mason 모델은 초기의 등가회로 해석법으로 복잡한 음향 부하와 후면 임피던스 등을 쉽게 찾을 수 있어 다양한 음향정합 효과에 널리 이용되어 왔다. 그러나 이 모델은 실험과 큰 오차를 가지고 있는 것으로 알려져 있으며[4], 또한 전기부에 음의 커패시턴스 값을 가지는 단점이 있다[14]. 비록 Redwood 모델에서는 이 전기부의 커패시턴스 값을 음향부에 변환시켜 표현하지만, 비현실적인 모델이기는 마찬가지이다. 반면에 KLM 모델은 높은 주파수의 탐촉자, 다층 정합, 배열형 탐촉자의 해석에 우수한 특성을 가지며 간단하고 빠르게 해석을 할 수 있어 많이 사용되고 있다[14]. 따라서 본 연구에서는 유한요소 해석에 의해 도출된 설계사양을 등가회로 해석법 중 KLM 모델에 입력하여 비교하고자 하였다. 그 결과는 그림 6과 같으며 감도는 -44.0 dB, -20 dB ringdown 시간은 $0.35 \mu\text{s}$ 이며, 중심주파수 4.78 MHz에 61%의 대역폭을 가지는 것으로 나타났다. 이는 유한요소법에 의한 값보다 감도는 19.3 dB가 차이 나며 -20 dB ringdown 시간은 $0.11 \mu\text{s}$ 의 차이가 난다. 그리고

중심주파수는 0.16 MHz 낮고 대역폭은 약 9.8% 작다. 반면에 등가회로 해석법으로는 탐촉자의 방사 패턴 및 상호간 설레벨뿐만 아니라 기하학적 집속 현상도 해석할 수 없다.

V. 초음파 탐촉자의 제작 및 특성 측정

유한요소 해석에 의한 설계 결과를 바탕으로 초음파 탐촉자를 실제 제작하였다. 제작 오차를 줄이기 위하여 각종 제작 톨을 정밀 제작하였으며, 몰딩 기법을 도입하여 접착층의 수를 최대한 줄였다. 또한 각 제작 과정 중에 발생할 수 있는 압전소자의 탈분극 현상을 방지하기 위해 저온 공정을 도입하였으며, 제작 단계별 소자의 열화 현상을 확인하고 소자들간의 균일성을 유지하기 위해, 전체 128개의 압전소자에 대한 전기적 임피던스 특성 및 유전율을 측정하였다. 압전 소자 외에 탐촉자를 구성하는 재료는 에폭시 물질에 텅스텐 파우더를 첨가하여 설계 사양에 맞는 음향임피던스를 가지도록 하였다. 이렇게 제작된 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자를 그림 7에 나타내었다.

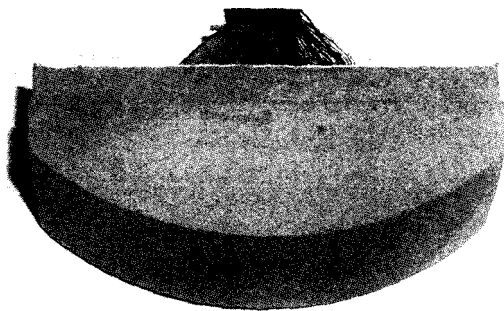


그림 7. 제작된 컨벡스 배열형 탐촉자 사진
Fig. 7. Photograph of the fabricated convex array transducer.

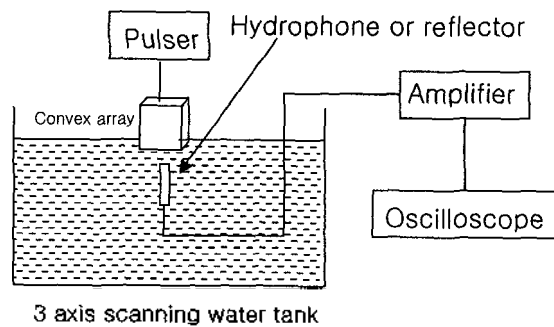


그림 8. 측정 실험 장치도
Fig. 8. Illustration of experimental setup.

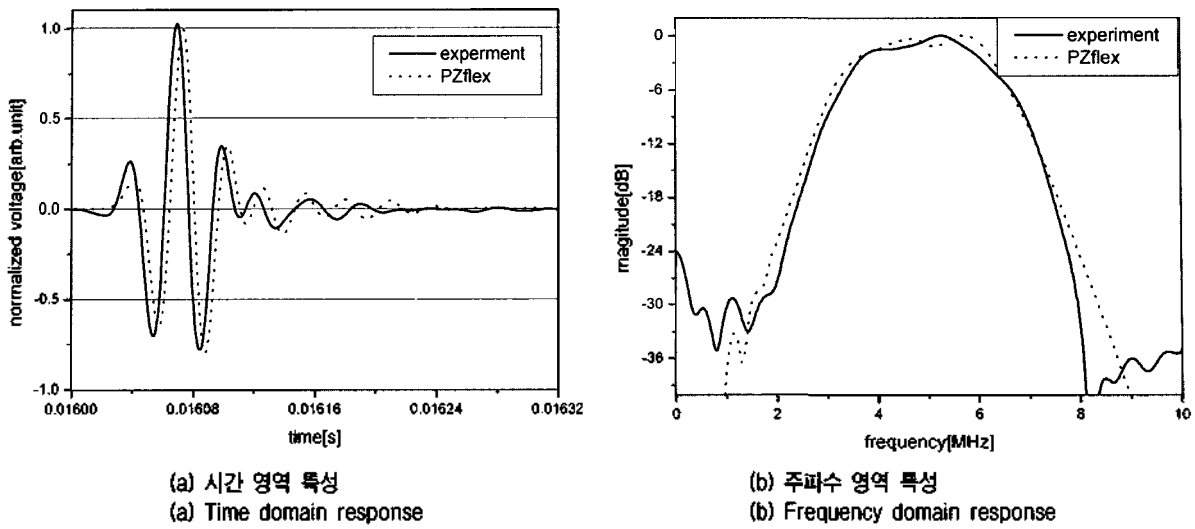


그림 9. 측정치와 유한요소 해석에 의한 결과의 비교
Fig. 9. Results of measurement vs. finite element analysis.

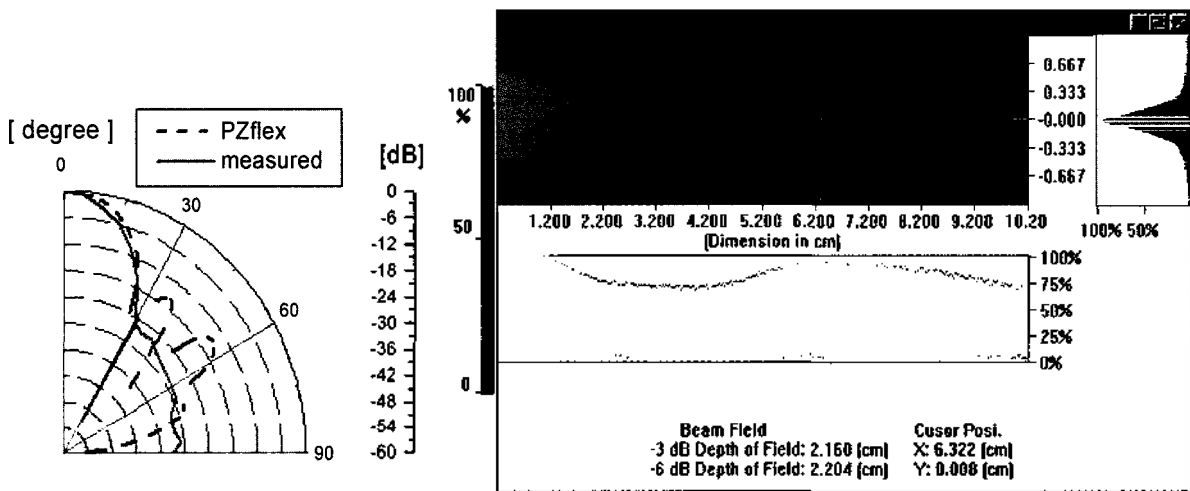


그림 10. 측정값과 유한요소 해석에 의한 방사 패턴 비교
Fig. 10. Radiation pattern by experiments vs. finite element analysis.

그림 11. 소자 길이 방향에 대한 음장 특성
Fig. 11. Beam profile in the direction of element length.

제작된 초음파 탐촉자의 특성이 목표사양에 부합하는지를 확인하기 위해 특성을 실험적으로 측정하여 설계 결과와 비교하였다. 시간영역 특성 및 주파수 영역 특성은 Pulser-Receiver (Panametrics 500PR)와 오실로스코프 (LeCroy LT322)를 이용하였으며, 그림 8의 구조에 곡면 반사체를 설치하여 펄스 에코 (Pulse-echo)법으로 측정하였다. 그림 9에 실험 측정치와 유한요소 해석에 의한 결과를 동시에 나타내었으며 측정결과, 감도는 -58.3 dB, -20 dB ringdown 시간은 0.23 μ s, 중심주파수는 4.97 MHz이고, -6 dB 대역폭은 67.6%로 등가회로 해석법 보다는 유한요소법에 의한 해석값에 더 잘 일치하고, 측정치와 유한요소 해석에 의한 시간 및 주파수 영역의 특성

곡선도 매우 유사하다. 방사패턴은 그림 8의 UltraPacII 시스템 (PAC: Physical Acoustics Corporation)과, SEA사의 PVDF-Z44-0400 needle 하이드로폰을 이용하여 측정하였다. 그림 10은 방사패턴을 측정한 값으로 유한요소 해석에 의한 값과 비교하였는데, 사이드 로브 (side lobe) 부분의 값은 측정 오차 때문에 일치하지 않지만, 메인 로브 (main lobe) 부분에서는 유한요소 해석에 의한 값과 잘 일치함을 알 수 있고, -6 dB 빔폭도 30°로 유한요소 해석에 의한 값과 거의 일치하는 것을 나타낸다. 초점거리도 방사패턴과 같은 방법으로 측정하였다. 그림 11은 탐촉자 중심에 위치한 소자 하나를 구동시켰을 때, 소자의 길이 방향 (elevation)에 대한 음장 특성을 측정할 결과

표 5. 측정결과와 등가회로해석 및 유한요소 해석에 의한 주파수 특성 비교

Table 5. Comparison of measurement, equivalent circuit analysis and finite element analysis results.

performance	measurement	finite element analysis	equivalent circuit analysis
sensitivity[dB]	-58.30	-63.30	-44.00
ringdown time[μ s]	0.23	0.24	0.35
center frequency[MHz]	4.97	4.94	4.78
-6dB bandwidth[%]	67.60	70.80	61.00
-6dB beamwidth[$^{\circ}$]	30.00	32.00	-
geometrical focusing[mm]	63.22	-	-
cross talk[dB]	-35.10	-31.50	-

로 측정결과 초점거리가 63 mm로 60 mm의 설계 사양을 잘 만족하였다. 상호간섭레벨은 가운데 한 개의 소자에 전압을 인가 후 바로 인접 소자에서 발생하는 전압을 오실로스코프로 측정하였다. 측정 결과 상호간섭레벨에 의한 인접소자에서 발생하는 전압은 인가 전압 기준으로 개발 목표치인 -30 dB 보다도 낮은 -35.1 dB로 나타났으며, 유한요소해석 결과인 -31.5 dB보다 더 낮은 값을 보였다.

이상의 측정 실험 결과를 유한요소해석에 의한 결과와 등가회로 해석에 의한 결과와 함께 표 5에 나타내었다. 제작된 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자는 주파수 및 시간영역 특성에서 등가회로법에 의한 값보다 유한요소법을 이용한 해석 결과에 더 잘 일치한 것을 확인할 수 있으며, 그의 유한요소 해석법을 이용하여 빔패턴 및 상호간섭레벨의 결과도 유추할 수 있음을 알 수 있다. 또한 제작된 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자는 유한요소 해석에 의한 설계 사양이 잘 반영되었으며 목표 성능을 만족하는 것을 확인할 수 있다.

VI. 결론

본 연구에서는 복부진단용 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자를 유한요소법을 이용하여 설계하고 제작하였으며, 제작된 탐촉자의 측정 실험을 통하여 유한요소법에 의한 해석 결과와 KLM 등가회로법에 의한 해석 결과를 비교하여, 초음파 탐촉자를 설계하는데 유한요소법에 의한 해석이 훨씬 더 정확한 해석 방법임을 확인하였다. 제작한 초음파 탐촉자는 128개의 능동소자가 곡률반경 40 mm인 원주상에 선형 배열된 컨벡스형이며 성능 측정 실험 결과, 중심주파수가 4.97 MHz, 대역폭이 67.6%로 설계 결과가 잘 반영되었고, 각 목표 성능도 모두 만족한다. 본 논문은 의료용 컨벡스 배열형 초음파 변환기의 설계에 유한요소 해석 (PZflex)을 이용하는 것이 매우 유용하다

는 것을 잘 보여주며 의료용 초음파 탐촉자뿐만 아니라 소나 등 여러 초음파 변환기의 설계에 많은 응용이 기대된다.

그러나 오목한 렌즈의 형상에 의해 결정되어지는 기하학적 초점은 2차원 유한요소 해석 모델을 사용함으로써 확인할 수 없었다. 따라서 향후 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자의 기하학적 초점을 포함한 모든 성능을 확인할 수 있는 3차원 유한요소 모델을 구성하여 해석하고자 한다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R01-2001-00367)지원으로 수행되었음.

참고 문헌

1. T. R. Gururaja, and R. K. Panda, "Current status and future trends in ultrasonic transducers for medical imaging applications," *Proc. of the 11th IEEE Int'l Symp.*, 223-228, 1998.
2. J. Yitalo, "Synthetic aperture ultrasound imaging using convex array," *IEEE Ultrasonics Symp.*, 1337-1340, 1995.
3. R. Krimholz, D. A. Leedom, and G. L. Mattaei, "New equivalent circuit for elementary piezoelectric transducers," *Electron. Lett.*, 6, 338-339, 1970.
4. C. S. Desilets, J. D. Fraser, and G. S. Kino, "The design of efficient broad-band piezoelectric transducers," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, 25, 115-125, 1978.
5. S. Ayter, "Transmission line modelling for array transducer elements," *IEEE Ultrasonics Symp.*, 791-794, 1990.
6. 이수성, 김영신, 노용래, "입전형 초음파 배열 변환기의 음향간섭 레벨에 관한 연구," *한국음향학회지*, 21 (1), 56-61, 2002.
7. Y.-R. Roh, and B. T. Khuri-Yakub, "Finite element analysis of underwater capacitor micromachined ultrasonic transducers," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 49, 293-298, 2002.
8. W. Qi, and W. Cao, "Finite element study on 1-D array transducer design," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq.*

Contr., 47, 949-955, 2000.

9. J. Assaad, and C. Bruneel, "Radiation from phased and focused linear array including interaction," *J. Acoust. Soc. Am.*, 101, 1859-1867, 1997.
10. G. L. Wojcik, D. K. Vaughan, N. Abboud, and J. Mould, "Electromechanical modeling using explicit time-domain finite elements," *IEEE Ultrasonics Symp.*, 1107-1112, 1993.
11. R. E. Mckeighen, "Design guidelines for medical ultrasonic arrays," *SPIE Int'l Symp. on Medical Imaging*, 3341, 2-18, 1998.
12. J. Sato, M. Kawabuchi, and A. Fukumoto, "Dependence of electromechanical coupling coefficient on the width-to-thickness ratio of plank-shaped piezoelectric transducers used for electronically scanned ultrasound diagnostic systems," *J. Acoust. Soc. Am.*, 66, 1609-1611, 1979.
13. A. Fufumoto, "The application of piezoelectric ceramics in diagnostic ultrasound transducers," *Ferroelectrics*, 40, 212-230, 1982.
14. S. Sherrit, S. P. Benjamin, B. P. Dolgin, and Y. Bar-Cohen, "Comparison of the Mason and KLM equivalent circuits for piezoelectric resonators in the thickness mode," *IEEE Ultrasonics Symp.*, 921-926, 1999.

저자 약력

● 이 수 성 (Su-Sung Lee)

1999년 2월: 인제대학교 의공학과 (공학사)
 2001년 2월: 경북대학교 센서공학과 (공학 석사)
 2001년 3월 ~ 현재: 경북대학교 센서공학과 박사과정
 ※ 주관심분야: 초음파 트랜스듀서, 의료용 초음파

● 권 재 화 (Jae-Hwa Kwon)

한국음향학회지 제20권 제8호 참조

● 은 흥 (Hong Eun)

2001년 2월: 명지대학교 기계공학과 (공학 석사)
 2001년 3월 ~ 현재: 경북대학교 기계공학과 석사과정
 ※ 주관심분야: 초음파 트랜스듀서, 의료용 초음파

● 노 용 래 (Yong-Rae Roh)

한국음향학회지 제20권 제4호 참조