

20 MHz 의료용 고주파 선형 배열 초음파 트랜스듀서의 설계 및 제작

Design and fabrication of a 20 MHz high frequency linear array ultrasonic transducer for medical use

이원석, 노용래*[†]

(Wonseok Lee and Yongrae Roh*[†])

알피니언메디칼시스템(주), *경북대학교 기계공학과

(Received September 6, 2016; revised October 4, 2016; accepted November 25, 2016)

초 록: 본 연구에서는 고분해능 초음파 영상 획득이 가능한 20 MHz 대역의 의료용 초음파 선형 배열 트랜스듀서를 개발하였다. 먼저 고주파 음파의 전파가 용이한 트랜스듀서의 구조를 고안한 후, 구성소자의 최적치수를 도출하였다. 이후 설계에 따라 트랜스듀서의 제작공정을 개발하고, 트랜스듀서 시편의 제작 및 평가를 수행하였다. 제작된 초음파 트랜스듀서는 중심주파수가 19 MHz이고, 비대역폭이 84.5 %, 감도의 표준편차가 0.74 dB로 측정되었다. 측정 결과는 설계 결과와 잘 일치하였으며, 이에 의해 본 연구에서 개발한 고주파 초음파 트랜스듀서 구조의 타당성을 검증하였다. 개발된 트랜스듀서는 새로운 구조에 의해 기존의 20 MHz 트랜스듀서에 비해 더 넓은 주파수 대역폭과 균일한 감도를 가지는 것으로 확인되었다.

핵심용어: 초음파 트랜스듀서, 고주파, 압전세라믹, 선형 배열

ABSTRACT: In this work, a medical linear array ultrasonic transducer working in the range of 20 MHz has been developed for high-resolution ultrasonic imaging. After devising the structure of the transducer suitable for the transmission of high-frequency waves, we optimized the dimension of constituent components. Then, the process to fabricate the transducer was developed to realize the designed structure, and a prototype of the transducer was fabricated and characterized. The center frequency of the fabricated transducer was measured to be 19 MHz, and the fractional bandwidth to be 84.5 %, and the standard deviation of the sensitivity over the entire channels to be 0.74 dB. These measurement results showed good agreement with design data, which confirmed the validity of the high frequency ultrasonic transducer structure developed in this work. It was confirmed that the developed transducer with new structure had wider frequency bandwidth and uniform sensitivity than a conventional 20 MHz transducer.

Keywords: Ultrasonic transducer, High-frequency, Piezoelectric ceramic, Linear array

PACS numbers: 43.38.Fx, 43.38.Hz

1. 서 론

의료용 영상진단 장치인 CT(Computed Tomography) 및 MRI(Magnetic Resonance Imaging)는 높은 분해능을 가진 의료 영상정보를 제공할 수 있다. 그에 비해

초음파 영상진단 장치는 영상의 분해능은 다소 낮지만, 인체 유해성이 작고 실시간 영상 획득이 가능하여 의료 분야에 널리 이용되고 있다. 초음파 영상의 품질은 축분해능(axial resolution) 및 측분해능(lateral resolution)에 좌우된다.^[1] 먼저 축분해능은 트랜스듀서로부터 방사된 음파의 길이가 짧을수록 높아지는데, 이때 음파의 길이는 주파수가 높아지면 파장이

[†]Corresponding author: Yongrae Roh (yryong@knu.ac.kr)
School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University,
80 Daehak-ro, Buk-gu, Daegu 41566, Republic of Korea
(Tel: 82-53-950-6828, Fax: 82-53-943-8716)

짧아져 줄어든다. 하지만 주파수가 높아질수록 감쇠가 커져 음파가 도달할 수 있는 거리가 짧아지며, 이로 인해 초음파가 인체 깊은 곳으로 전파되기 어려워 영상화 가능한 영역이 줄어들고 구성소자의 두께가 얇아져 트랜스듀서의 제작이 어려워진다. 다음으로 축분해능은 음향 빔의 폭이 좁을수록 높아지는데, 음향 빔은 파장 대비 음원의 유효길이 및 기하학적 형상에 의해 결정된다. 배열구조 트랜스듀서의 경우 축분해능을 향상시키기 위해 주파수를 높였을 때, 파장이 짧아져 각 독립소자의 수광각이 좁아지는 것으로 인해 음향 빔 형성이 제대로 이루어지지 않는 것을 방지하고자 소자간 간격을 줄이게 된다. 이로 인해 트랜스듀서의 제작이 어려워지고 영상영역의 폭이 좁아지는 문제점이 발생한다. 위와 같은 초음파 영상의 특성 때문에 적용대상에 따라 영상영역과 분해능이 결정되어야 한다. 예를 들어 인체 내부 장구나 태아 등은 낮은 분해능이지만 넓은 영상영역을 볼 수 있어야 하며, 인대나 각막 등 크기가 작고 피부에 인접한 대상은 좁은 영상영역이지만 높은 분해능의 영상이 요구된다.

초음파 트랜스듀서가 짧은 파장과 좁은 음향 빔을 생성하기 위해서는 트랜스듀서의 각 구성소자 두께가 얇아야 하며 각 독립소자간 간격을 좁게 만들어야 한다. 하지만 능동소자로 주로 사용되는 압전소자는 취성이 높아 얇게 가공하고 절단하는 것이 어렵다. 여기에서 더 나아가 많은 수의 독립소자가 하나의 구조체 내에 설치된 배열 트랜스듀서는 임상적으로 영상정보를 보다 용이하게 획득할 수는 있지만, 독립소자의 분리와 전기적 결선이 어렵다. 먼저 독립소자의 분리는 일반적으로 정밀연삭 공정을 이용하는데, 독립소자간 간격이 좁아서 구성소자가 쉽게 부서진다. 다음으로 다수의 독립소자에 균일한 전기결선을 위하여 주로 연성인쇄회로기판(Flexible Printed Circuit Board: FPCB)과 접지시트(GRound Sheet: GRS)를 사용하는데, 신호선 간격에 제한 조건이 있기 때문에 미세한 간격에는 사용이 어렵다. 또한 GRS와 FPCB의 음향 임피던스와 그 두께에 의하여 초음파의 전파효율이 저하되는 문제점도 야기한다.

따라서 압전세라믹보다 유연한 기계적 성질을 가진 1-3형 압전복합체를 정밀연삭 공정을 통해 미리

채널을 분리한 후, GRS와 FPCB에 접착하여 곡선배열 트랜스듀서를 개발한 연구도 있다.^[2-4] 하지만 GRS, FPCB, 및 압전복합체간의 배열이 어려워 채널간 특성이 불균일하며, 낮은 기계적 강성에 의해 트랜스듀서의 신뢰성이 낮은 문제점도 있다. 또한 압전복합체 내에서 압전소자간 간격의 제작한계 때문에 독립소자간 간격이 좁은 고주파 트랜스듀서에 적용하기에는 한계가 있다. 그리고 박막형 압전소자를 절삭을 통해 분리하지 않고 전극만 분리한 트랜스듀서도 개발되었는데, 압전소자가 분리되지 않은 일체형으로 소자간 간섭이 높은 문제점을 가지고 있다.^[5,6] 다음으로 미세가공 기술을 이용하여 정전용량형 또는 압전형 미세가공 초음파 트랜스듀서를 개발하는 연구도 이루어진 바 있다.^[7-9] 위와 같이 고주파 트랜스듀서는 주로 박막형태의 능동소자를 이용하였는데, 트랜스듀서가 환부에 압착되면 트랜스듀서에 높은 하중이 걸리게 된다. 이로 인해 박막이 원활하게 변형하지 못하여 초음파 송수신이 제대로 이루어지지 않는 문제점이 있다. 따라서 높은 하중 조건에서 원활하게 초음파를 송수신할 수 있고, 트랜스듀서의 제작이 가능한 고주파 트랜스듀서의 개발이 요구되었다.

본 논문에서는 각막, 홍채, 힘줄, 인대와 같은 근거리 영역에서 고분해능의 영상정보를 획득할 수 있는 의료용 선형 배열 초음파 트랜스듀서를 개발하고자 하였다. 이를 위해 초음파의 전파 효율을 증대시키면서 트랜스듀서의 제작성을 높이고 구조적으로 강성을 가질 수 있는 새로운 트랜스듀서의 구조를 고안하였다. 개발된 트랜스듀서의 중심주파수는 20 MHz 이고, 독립소자의 수는 128개이다. 독립소자에 균일한 전기결선 및 구성소자의 제작이 가능하고 높은 기계적 강성을 가지도록 고안된 트랜스듀서의 구조에 대해 유한요소 해석을 수행하여 트랜스듀서 각 구성소자의 치수를 결정하였다. 그리고 설계에 맞게 트랜스듀서를 제작하고 성능을 평가하여, 개발된 구조의 효용성을 확인하였다.

II. 초음파 트랜스듀서의 설계

본 연구에서 개발하고자 하는 트랜스듀서는 넓은

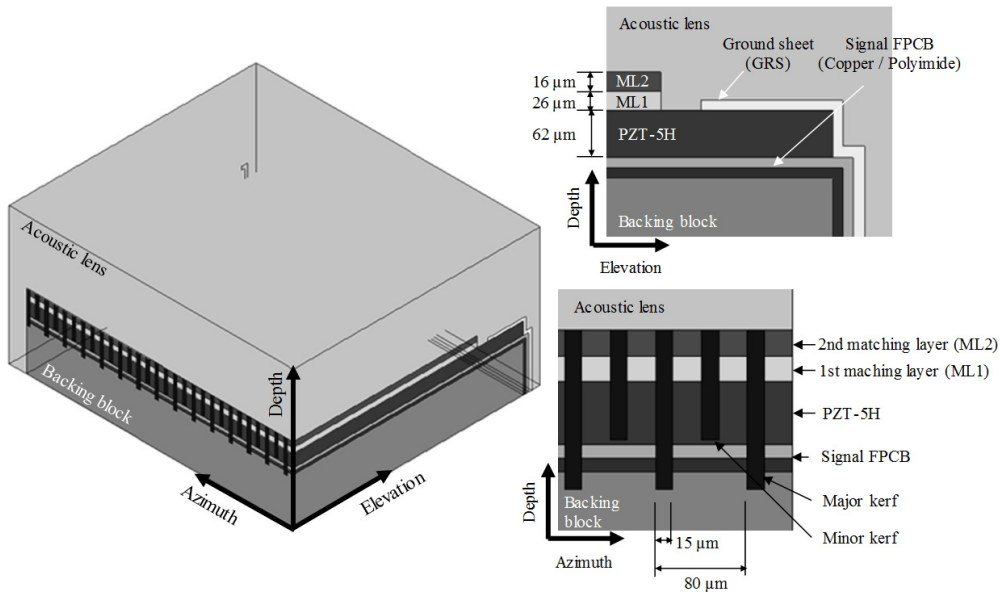


Fig. 1. Structure of the ultrasonic transducer.

주파수 대역의 초음파를 원활하게 송수신할 수 있도록 비대역폭의 요구사양을 80% 이상으로 설정하였다. 그리고 표피로부터 20 mm 깊이까지 초음파 영상을 획득하기 위하여 트랜스듀서의 폭 방향 너비를 1.6 mm로 정하였다.^[1] 목표성능을 구현하고자 트랜스듀서의 구조는 Fig. 1과 같이 능동소자, 2개의 정합층, 후면층, 음향렌즈, 치폭(kerf), FPCB 및 GRS로 구성된 구조로 고안하였다. 능동소자로는 압전세라믹인 PZT-5H를 사용하였고, 압전세라믹의 전기결선을 위하여 아랫면에 FPCB를 위치시키고 폭방향으로 양 끝에 GRS를 위치시켰다. 이때 GRS와 FPCB는 얇기는 하지만 그 두께로 인해 트랜스듀서의 초음파 전파효율을 저하시키는 원인이 된다. 통상적인 초음파 트랜스듀서의 구조는 GRS와 FPCB를 압전소자의 상, 하부에 위치시키는데, 본 논문에서는 초음파의 전파효율을 증대시키고 트랜스듀서의 제작성을 고려하여 GRS를 압전소자 상부면의 폭방향(elevation) 양 끝에 두고, FPCB를 압전소자와 후면층 사이에 삽입하는 트랜스듀서의 구조를 고안하였다. 일반적으로 정합층과 후면층에 비해 높은 음향 임피던스를 가지는 압전소자는 동작주파수에서 반파장 공진모드를 가지는데, 이때 FPCB 내의 구리층은 압전소자와 비교하여 두께와 음향 임피던스가 유사하므로 압전소자와 구리층의 총 두께가 반파장 길이가 되도록 하였다.

Table 1. Material property of the transducer.

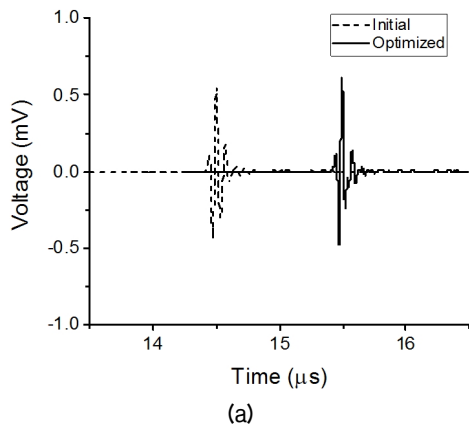
Material	Density	Sound velocity
Backing block	2,120 kg/m ³	1,490 m/s
1 st matching layer	1,700 kg/m ³	3,100 m/s
2 nd matching layer	1,300 kg/m ³	1,940 m/s
Acoustic lens	790 kg/m ³	2,000 m/s
Kerf	1,200 kg/m ³	980 m/s

압전세라믹의 두께가 반공진 주파수 기준으로 반파장 길이인 66 μm가 되도록 설정하였으나, 트랜스듀서의 특성 향상을 위해서는 압전세라믹 종횡비의 개선이 요구되었다.^[10] 따라서 2차 치폭을 Fig. 1과 같이 설치하였다. 이때 독립소자의 전기적 분리를 위하여 1차 치폭은 후면층까지 형성하였다. 치폭의 충전재료는 에폭시로 선정하였다. 음향렌즈의 경우 초음파의 투과가 잘 이루어지고 외부 충격으로부터 트랜스듀서를 보호할 수 있도록 높은 기계적 강성 및 전기절연성을 가진 고분자 중합체를 사용하였다. 정합층의 재료로는 얇고 균일한 두께로 형성이 가능한 패럴린(Parylene) C를 2차 정합층으로 채택하였고, 패럴린보다 음향 임피던스가 높고 음속도 빠른 에폭시 재료를 1차 정합층에 사용하였다. 위와 같이 각 구성소자에 적용된 물성은 Table 1에 나타내었다.

위의 기본 구조에서 압전세라믹과 정합층의 두께를

유한요소 해석 상용코드인 PZFlex(Weidlinger Associates, NY)를 이용하여 결정하였다. 선행연구인 Reference [10]를 따라 중심주파수에 보정계수를 나누어 반공진 주파수를 구한 뒤, 반공진 주파수를 기준으로 계산된 파장을 이용하여 압전세라믹과 정합층의 초기 두께를 정하였다. 이때 압전세라믹의 초기 두께는 62 μm 이고, 1차 정합층은 26 μm , 2차 정합층은 16 μm 이었다. 그리고 초기 치수와 물성을 사용하여 유한요소 해석을 통해 펄스-반사 신호를 해석한 후, 펄스-반사 신호의 중심주파수, 비대역폭, 감도, 및 -20 dB 여운시간(ring-down time)을 계산하였다. 이때 초기 모델의 성능은 중심주파수가 15.4 MHz이고, 비대역폭이 60.1%, 감도는 -60.1 dB, -20 dB 여운시간이 0.13 μsec 로 나타났다. 설계변수는 2개의 정합층과 압전세라믹의 두께로 선정된 후, 설계변수 변화에 따른 성능변화를 다중 회귀분석법으로 2차 회귀함수로 나타내었다.^[10] 도출된 성능함수를 이용하여 Eq. (1)에 나타난 목적함수와 제한조건을 만족하도록 OQNLP (OptQuest-NonLinear Problem) 알고리즘을 이용하여 최적치수를 도출하였다.^[11] 이때 목적함수는 음파의 길이를 최소화하는 것이고, 제한조건으로는 중심주파수가 20 MHz \pm 5%의 범위 내이고, 비대역폭이 80% 이상, 감도가 초기 모델보다 높아야 하는 것이었다.

$$\begin{aligned}
 &\text{-Objective function : Minimize \{-20 dB ring-down time\}} \\
 &\text{-Constraints : } 19 \text{ MHz} \leq \text{Center frequency} \leq 21 \text{ MHz} \\
 &\text{Fractional bandwidth} \geq 80 \% \\
 &\text{Sensitivity} \geq -60.1 \text{ dB (initial model).} \tag{1}
 \end{aligned}$$



도출된 최적치수를 유한요소 모델에 적용하여 펄스-반사 신호를 해석한 결과를 Fig. 2에 나타내었다. 이때 중심주파수는 19.5 MHz이고, 비대역폭은 87.1%, 감도는 -58.7 dB, -20 dB 여운시간은 0.12 μs 로 나타났는데, 도출된 최적치수는 제한조건을 만족하며 음파의 길이를 최소화하였다.

III. 트랜스듀서의 제작 및 성능 평가

이상의 설계 결과에 따라 트랜스듀서 시편을 제작하였다. 먼저 FPCB는 식각공정을 통해 폭방향 양쪽으로 총 128개를 형성하였다. 그리고 PZT-5H의 경우 연마를 통해 설계 두께로 가공한 후, 스퍼터링(sputtering) 작업을 통해 윗면과 아랫면에 0.1 μm 두께로 전극을 균일하게 형성하였다. 1차 정합층의 경우 연마를 통해 설계 두께로 제작하고, 2차 정합층의 경우 패터링을 화학증착법을 통해 설계두께로 증착하였다. 다음으로 후면층의 경우 에폭시와 텅스텐파우더가 혼합된 재료를 이용하여 기계가공을 통해 제작하고, 음향렌즈의 경우 고분자 중합체를 연마하여 제작하였다. 이상의 부품들을 순차적으로 결합하여 트랜스듀서 시편을 제작하였고, Fig. 3은 제작된 트랜스듀서의 사진이다.

제작된 트랜스듀서의 성능을 확인하고자 우선 펄스-반사 신호를 측정하였다.^[9] 총 128개의 채널로 구성된 트랜스듀서가 각 채널마다 균일한 음향특성을 가지는지 확인하기 위하여 MUX(National Instruments, SCXI-1193)와 펄서-리시버(pulser-receiver, Panametrics,

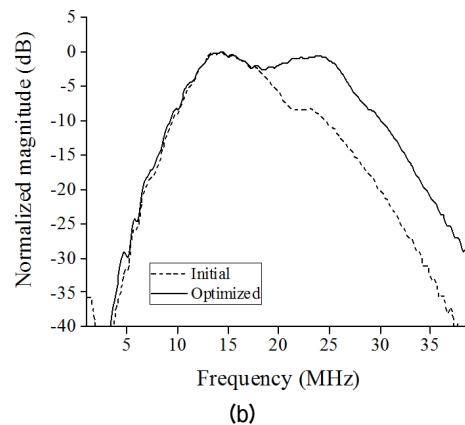


Fig. 2. Pulse-echo response of the initial and optimized model: (a) waveform in time domain, (b) frequency spectrum.

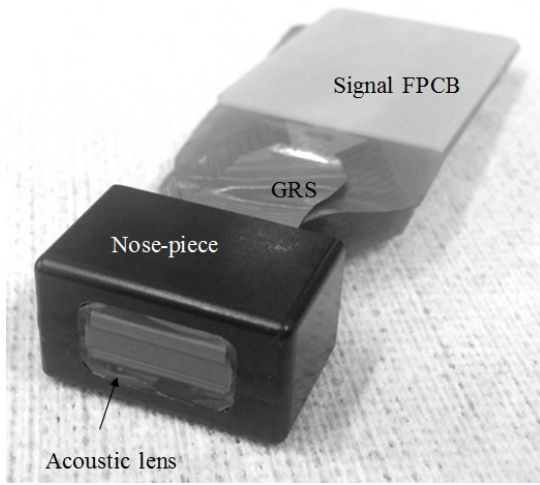


Fig. 3. Photograph of the fabricated transducer.

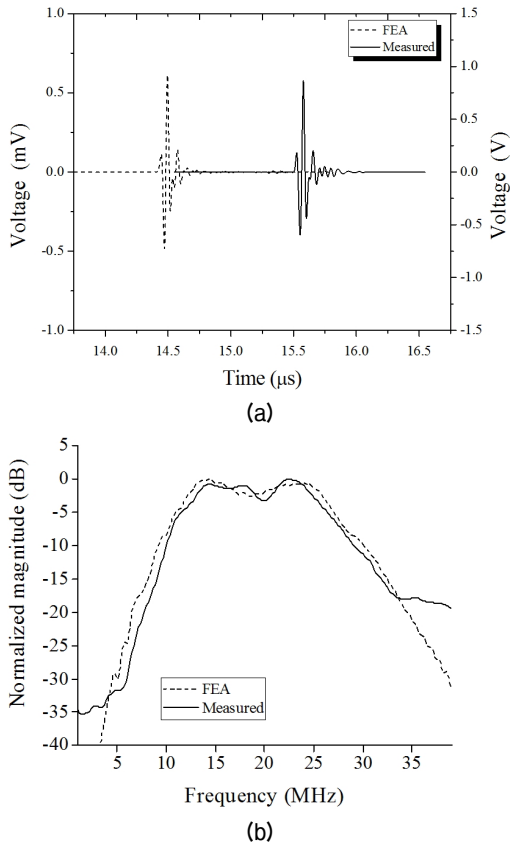


Fig. 4. Comparison between calculated and measured pulse-echo responses: (a) waveform in time domain, (b) frequency spectrum.

5800PR)를 이용하여 모든 채널들의 특성을 측정하였다. 트랜스듀서가 담긴 수조 내에 음향렌즈로부터 수직으로 10 mm 떨어진 곳에 선형 반사판을 위치시

Table 2. Results of the calculated and measured pulse-echo responses.

Performance	Designed		Measured
	Initial model	Optimized model	
Center frequency	15.4 MHz	19.5 MHz	19.0 MHz
Fractional bandwidth	60.1 %	87.1 %	84.5 %
Sensitivity	-60.1 dB	-58.7 dB	-62.8 dB
-20 dB ring-down time	0.13 μs	0.12 μs	0.12 μs

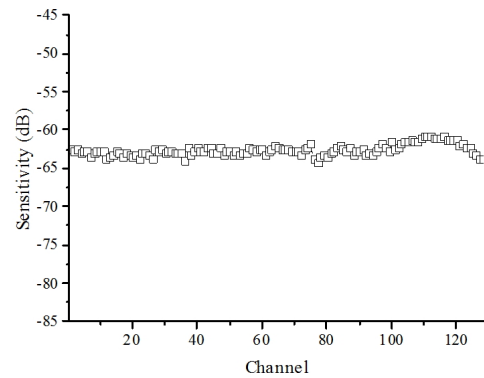


Fig. 5. Sensitivity distribution over the whole channels of the transducer.

킨 후, 트랜스듀서의 각 채널에 임펄스 전압을 인가하여 초음파를 송신하고, 선형 반사판에서 돌아온 반사파를 펄스-리시버로 수신하여 분석하였다. 개별 채널에서 측정된 펄스-반사 신호의 대표적인 파형은 Fig. 4(a)와 같고, 이 파형을 Fig. 4(b)와 같이 주파수 스펙트럼으로 변환하였다. 측정된 펄스-반사 신호의 파형과 주파수 스펙트럼은 해석결과와 잘 일치하고 중심주파수와 비대역폭의 목표사양을 만족시키는 것으로 나타나므로, 트랜스듀서의 설계 및 제작이 잘 이루어진 것을 확인할 수 있다. 측정된 펄스-반사 신호는 중심주파수가 19 MHz이고, 비대역폭이 84.5%, 감도가 -62.8 dB, -20 dB 여운시간은 0.12 μs로 Table 2와 같다. 전반적으로 설계결과와 일치하는 것으로 나타났으나, 감도의 경우 유한요소 해석에서는 신호선 내의 감쇠와 트랜스듀서와 측정장치 간의 전기적 정합이 고려되지 않았기 때문에 측정오차가 다소 발생하였다. 그리고 트랜스듀서의 전체 채널의 펄스-반사 신호를 Fig. 5와 같이 측정하였다. 평균 감도는 -62.6 dB이고, 감도의 표준편차는 0.74 dB로 측

정되어 균일한 음향특성을 가진다는 것을 알 수 있다. 선행연구인 References [2]~[4]에서 기존의 20 MHz 트랜스듀서의 성능은 비대역폭이 80%미만이고 감도의 표준편차가 1.3 dB로 나타났는데, 이에 비해 개발된 트랜스듀서는 새로운 구조에 의하여 더 넓은 주파수 대역폭과 균일한 감도를 가지는 것으로 확인되었다.

다음으로 측분해능에 영향을 미치는 폭방향 음향빔을 측정하였다. 트랜스듀서의 특정 채널에 펄스리시버를 연결하고 트랜스듀서에 임펄스 전압을 인가하여 초음파를 수조 내부로 전파시켜 음장을 형성시킨 후, 수중청음기(ONDA, HNR-0500)를 각 지점별로 이동시키며 음압을 측정하였다. 측정된 음장은 Fig. 6과 같이 -3 dB 빔 형상으로 나타내었는데, 트랜

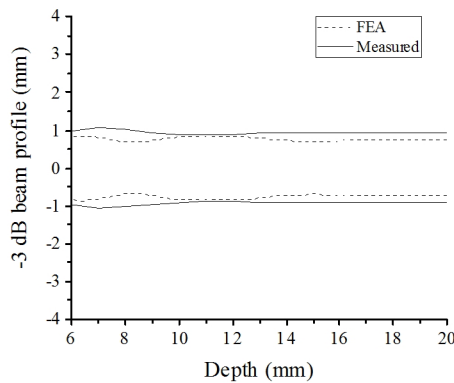


Fig. 6. Comparison between calculated and measured elevation beam profiles.

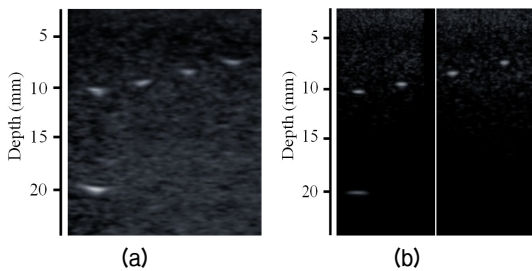


Fig. 7. Phantom image: (a) 8.8 MHz linear array, (b) 20 MHz linear array.

Table 3. Measured dimension of a pin target in the phantom images.

Condition	8.8 MHz linear array	20 MHz linear array
Thickness	0.8 mm	0.4 mm
Width	2.0 mm	1.2 mm

스듀서로부터 20 mm 깊이까지 좁고 균일한 빔 형상을 가지는 것으로 나타났으며, 해석결과와도 잘 일치하여 트랜스듀서의 제작이 잘 이루어진 것으로 판단할 수 있다.

제작된 트랜스듀서를 이용하여 팬텀 영상을 획득하였다. 주파수에 따른 영상의 분해능을 비교하기 위해서 중심주파수가 8.8 MHz인 선형 배열 트랜스듀서(Alpinion medical systems Co. Ltd., L3-12)를 통해 획득한 팬텀 영상과 비교하였다. 이때 8.8 MHz 트랜스듀서는 채널 수가 128개로 영상의 폭이 약 25.6 mm이다. 그리고 트랜스듀서의 폭은 4.5 mm이고, 영상의 깊이는 약 40 mm이다. 각 트랜스듀서를 영상시스템(Alpinion medical systems Co., Ltd., E-cube9)과 연결한 후, 팬텀(ATS, 560)에 부착하여 초음파 영상을 획득하였다. 사용된 영상시스템은 사용주파수의 변조가 가능하여, 8.8 MHz와 20 MHz의 초음파 영상을 모두 볼 수 있다. 이때 20 MHz 트랜스듀서를 통해 획득한 팬텀 영상의 폭과 깊이가 약 10.2 mm와 20 mm이므로, 팬텀 영상을 비교하고자 Fig. 7(a)과 같이 2개의 영상을 획득하여 비교하였다. Fig. 7(b)와 같이 8.8 MHz 트랜스듀서의 영상에 비하여 20 MHz 트랜스듀서의 영상이 측분해능 및 축분해능이 높은 것을 확인할 수 있다. 이때 팬텀내의 핀의 형상은 원형이고 직경은 0.12 mm인데, 8.8 MHz 트랜스듀서로부터 획득한 영상에서는 핀의 형상이 불분명하고 핀의 두께가 0.8 mm이고 너비가 2.0 mm로 Table 3과 같이 측정되었다. 하지만 개발된 20 MHz 트랜스듀서의 영상에서는 핀의 형상이 타원으로 선명하게 표현되었고 핀의 두께가 0.4 mm이고 너비가 1.2 mm로 측정되었다. 따라서 본 논문에서 설계 및 제작한 트랜스듀서의 우수성이 확인되었다.

IV. 결 론

본 논문에서는 고분해능 의료용 초음파 영상 획득이 가능한 20 MHz 대역의 초음파 선형 배열 트랜스듀서를 개발하였다. 트랜스듀서를 이루는 압전소자와 정합층들의 두께를 최적설계하고, 그에 따라 트랜스듀서 시편을 제작한 후 특성을 측정하였다. 측정된 결과는 설계값과 일치하는 것으로 나타났고,

새로운 구조로 이루어진 초음파 트랜스듀서는 기존 20 MHz 트랜스듀서에 비하여 더 넓은 주파수 대역폭과 균일한 감도를 가지는 것으로 확인되었다. 또한 저주파 트랜스듀서에 비해 향상된 분해능의 초음파 영상을 구현할 수 있음을 확인하였다. 본 연구에서 개발된 20 MHz 의료용 선형 배열 초음파 트랜스듀서는 각막, 홍채, 인대, 힘줄과 같은 근거리 영역에서 고분해능 영상정보가 요구되는 분야에 효과적으로 사용될 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 이 논문은 2016년도 미래창조과학부의 재원으로 한국연구재단 신시장창조 차세대의료기 기개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2016M3D5A1937126).

References

1. B. A. J. Angelsen, *Ultrasound Imaging. Waves, Signals, and Signal Processing, Vol. 1* (Emantec AS, Trondheim, 2000), pp. 1.3-1.51.
2. H. H. Kim, J. M. Cannata, J. A. Williams, J. H. Chang, and K. Kirk Shung, "Fabrication of 20 MHz convex array transducers for high frequency ophthalmic imaging," in Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp. 1130-1133 (2009).
3. H. H. Kim, C. Hu, J. Park, B. J. Kang, J. A. Williams, J. M. Cannata, and K. Kirk Shung, "Characterization and evaluation of high frequency convex array transducers," in Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp. 650-653 (2010).
4. C. T. Chiu, J. A. Williams, B. J. Kang, T. Abraham, and K. Kirk Shung, "Fabrication and characterization of a 20 MHz microlinear phased array transducer for intervention guidance," in Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp. 2121-2124 (2014).
5. E. Brodal, F. Melandso, and S. Jacobsen, "Performance of an ultrasonic imaging system based on a 45-MHz linear PVDF transducer array: a numerical study," Adv. Acoust. Vib. **2011**, 984596 (2011).
6. M. Nakazawa, M. Tabaru, T. Takayasu, T. Aoyagi, and K. Nakamura, "100-MHz ultrasonic linear array transducers based on polyurea-film," Acoust. Sci. Technol. **36**, 139-148 (2015).
7. A. Iula, A. Savoia, and G. Caliano, "Capacitive micro-fabricated ultrasonic transducers for biometric applications," Microelectron. Eng. **88**, 2278-2280 (2011).
8. Y. Lu and D. A. Horsley, "Modeling, fabrication, and characterization of piezoelectric micromachined ultrasonic transducer arrays based on cavity SOI wafers," J. Microelectromech. Syst. **24**, 1142-1149 (2015).
9. R. Manwar and S. Chowdhury, "Experimental analysis of bisbenzocyclobutene bonded capacitive micromachined ultrasonic transducers," Sensors (Basel) **16**, 959 (2016).
10. W. Lee and Y. Roh, "Design and fabrication of a 1.75D ultrasonic transducer" (in Korean), J. Kr. Sens. Soc. **32**, 199-207 (2013).
11. Z. Ugray, L. Lasdon, J. Plummer, F. Glover, J. Kelly, and R. Marti, "Scatter search and local NLP solvers: a multistart framework for global optimization," INFORMS J. Comput. **19**, 328-340 (2007).

저자 약력

▶ 이 원 석 (Wonseok Lee)



2004년 2월: 단국대학교 기계공학과 학사
2007년 8월: 경북대학교 기계공학과 석사
2014년 2월: 경북대학교 기계공학과 박사
2014년 3월 ~ 현재: 알피니언메디칼시스템 (주) 책임연구원

▶ 노 용 래 (Yongrae Roh)



1984년 2월: 서울대학교 자원공학과 (공학사)
1986년 2월: 서울대학교 자원공학과 (공학석사)
1990년 5월: 미국 펜실베이니아주립대학교 (공학박사)
1990년 5월 ~ 1994년 2월: 포항산업과학연구원 선임연구원
1994년 3월 ~ 현재: 경북대학교 기계공학부 교수
<관심분야> 음향/초음파 트랜스듀서, 압전 Device, 전자재료, 파동해석