

혈관 내부 진단용 원형 배열 초음파 트랜스듀서에 대한 연구

A Study on an Ultrasonic Circular Array Transducer for Intra-vascular Ultra-sound Diagnosis

김 회 원*, 이 수 성**, 노 용 래***
(Hee-Won Kim*, Susung Lee**, Yongrae Roh***)

*경북대학교 기계공학과, **경북대학교 센서공학과, ***경북대학교 기계공학부
(접수일자: 2003년 1월 3일; 채택일자: 2003년 3월 21일)

본 연구에서는 혈관 내부 조영용으로 사용될 수 있는 원형 배열 초음파 트랜스듀서를 설계하고 제작하였다. 트랜스듀서는 알루미늄 튜브 위에 부착된 32개의 압전 소자와 전면 절연층, 고분자 후면층으로 구성된다. 우선 트랜스듀서의 방사특성 해석을 통해 원주 방향으로 무지향성을 가지는 원형 배열 구조를 설계하였다. 압전소자로는 2-2형 압전복합재료를 채택하였다. 설계 결과에 따라 직경 3 mm의 원형 배열 트랜스듀서를 제작하고 그 음향특성을 측정하였으며, 측정 결과는 설계치와 잘 일치하였다. 실험적으로 확인된 무지향성은 본 트랜스듀서의 IVUS (Intra-Vascular Ultra-Sound) 센서로의 적용 가능성을 확인시켜 주는 것이었다.

핵심용어: 트랜스듀서, 원형 배열, 혈관 내부 조영
주요분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4.1)

Intra-Vascular Ultra-Sound (IVUS) transducers were developed for the application to diagnose coronary diseases. The transducer consists of 32 piezoelectric elements with a front insulation layer and a polymeric acoustic backing layer on a hollow alumina tube. The optimal geometrical structure of the transducer was designed through theoretical analysis of radiation patterns of the transducer. Samples of the IVUS transducers of the diameter of 3 mm were fabricated to illustrate the design scheme. For the piezoelectric elements, 2-2 mode piezocomposite materials were employed. Experimental performance of the transducers showed good agreement with the design results, which verified feasibility of the transducer for IVUS applications.

Keywords: Transducer, Circular array, IVUS (Intra-Vascular Ultra-Sound)

ASK subject classification: Ultrasonic and elastic waves (4.1)

I. 서론

1956년 Wild와 Reid에 의해 처음으로 개발된 초음파 프로브는 그 후 꾸준히 발달되어 현재 여러 용도의 의료용 진단장치에 적용되고 있다. 특히 최근 심혈관 등의 장애에 따른 심장 및 혈관 질환이 급증하여 혈관 내를 초음파를 이용하여 조영할 수 있는 IVUS (Intra-Vascular Ultra-Sound)의 필요성이 급증하게 되었다. IVUS를 이용한 혈관 진단법은 고주파의 초음파를 이용하여 혈관

내에서 직접 초음파를 발생시켜 혈관의 구조를 실시간으로 관찰할 수 있는 방법이다. 동맥경화증 및 심장 질환의 진단과 치료 방침을 결정하는데 많은 도움을 주는 검사법으로서, 최근 실제 임상에서 많이 사용되고 있다. IVUS를 사용하면 혈관 내부의 영상을 획득하여 혈관의 이상을 탐지할 수 있고, 치료의 목적으로 사용되는 스텐트 (stent) 삽입시 중요한 지침이 될 수 있을 뿐만 아니라 혈류의 유동을 관찰할 수도 있으며, 사용 목적에 따라 풍선과 같은 부가적인 장치를 덧붙여 혈관 성형술 등과 같은 작업도 가능케 한다[1,2].

이렇게 혈관 내를 조영하기 위해서는 혈관 속으로 넣을 수 있는 가늘고 긴 튜브 형태의 카테타 (Catheter)가

책임저자: 김희원 (james.kim@siemens.com)
780-903 경상북도 경주시 진천읍 신평2리 94-6
(주)초음파 기술
(전화: 054-750-6453; 팩스: 054-750-6499)

사용되는데, 이 끝에는 초음파 트랜스듀서가 위치하여 혈관내부를 원형으로 조명하게 된다. 이때 사용되는 초음파 트랜스듀서는 구조에 따라 크게 두 가지로 분류할 수 있다[3]. 첫째, 단일 압전 소자가 기계적 구동에 의해 원형으로 회전하면서 혈관 내부를 조명하는 기계주사형이 있다[2]. 이는 사용되는 소자의 크기가 비교적 크기 때문에 큰 음압을 낼 수 있는 장점을 가진 반면, 별도의 기계 구동부가 필요하고 구동용 모터에 의한 진동의 영향으로 영상이 부정확해지는 단점을 가지고 있다[4]. 둘째, 다수의 소자들을 원형으로 배열하여 각 소자들을 필요에 따라 순차적으로 혹은 동시에 구동하는 전자주사형 방식이 있다[5-7]. 이는 별도의 기계 구동부가 필요없이 구조가 간단하고 유연하기 때문에 장관 동맥에 적합한 장점을 가지는 반면, 사용되는 소자의 크기에 제약이 있어 발생시킬 수 있는 음압이 기계주사형에 비해 제약적인 단점이 있다.

최근의 연구추세는 보다 정밀한 화상을 실시간으로 획득할 수 있는 전자주사형 트랜스듀서의 개발에 집중되는 상태이다. 본 연구에서는 전자주사형 IVUS 트랜스듀서의 개발을 위해, 32개의 압전 소자가 분포되어 원주방향으로 무지향성의 방사패턴을 가지는 원형 배열 초음파 트랜스듀서를 설계, 제작하였다. 제작된 트랜스듀서는 실제 임상용으로 사용 가능하도록 전체 직경이 3 mm 이내 에 들도록 하였다. 트랜스듀서가 원주 방향으로 무지향성 방사특성을 가지도록 원형 배열 초음파 트랜스듀서 구조를 설계하고, 설계 결과에 따라 트랜스듀서 시작품을 제작하였다. 나아가 제작된 트랜스듀서의 음향특성을 실험적으로 측정하여 무지향성 방사특성을 확인함으로써 IVUS 트랜스듀서로의 적용가능성을 검증하고자 하였다.

II. 방사 특성 해석

본 연구에서 제작하고자 하는 원형 배열 트랜스듀서의 방사 패턴을 해석하기 위한 수식을 유도하였다. 수식은 먼저 xy 평면에 점 소자가 위치했을 때의 지향함수 식을 구하고, 여기에 판 형태 소자의 지향함수 식을 product theorem에 따라 서로 곱함으로써 본 연구의 대상인 판 형태 소자가 원형으로 배열되었을 때의 방사함수 식을 유도할 수 있다. 먼저 직교 좌표계에서의 점 소자의 지향함수는 식 (1)과 같다[8].

$$D(f, k_x, k_y, k_z) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} A(f, x_a, y_a, z_a) \exp[i(k_x x_a + k_y y_a + k_z z_a)] dx_a dy_a dz_a \quad (1)$$

여기서, $A(f, x_a, y_a, z_a)$ 는 소자의 위치 함수, f 는 주파수, x_a, y_a, z_a 는 소자의 위치 좌표, 그리고 k_x, k_y, k_z 는 각 방향의 전파 벡터이다. 평면에 원형으로 점 소자가 배열되었을 때의 지향함수를 구하기 위해 이를 구 좌표로 변환하면 식 (2)와 같다.

$$D_c(f, \theta, \phi) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} A(f, r_a, \theta_a, \phi_a) \times \exp[i \frac{2\pi r_a}{\lambda} \{ \sin \theta \sin \theta_a \cos(\phi - \phi_a) + \cos \theta \cos \theta_a \}] \times r_a^2 \sin \theta_a dr_a d\theta_a d\phi_a \quad (2)$$

변환시에 각 변수들간의 관계는 $x_a = r_a \sin \theta_a \cos \phi_a$, $y_a = r_a \sin \theta_a \sin \phi_a$, $z_a = r_a \cos \theta_a$ 이고, $k_x = \frac{2\pi u}{\lambda}$, $k_y = \frac{2\pi v}{\lambda}$, $k_z = \frac{2\pi w}{\lambda}$, λ 는 파장, 그리고 $u = \sin \theta \cos \phi$, $v = \sin \theta \sin \phi$, $w = \cos \theta$ 이다. 또한 $A(f, r_a, \theta_a, \phi_a)$ 에 원형으로 배열된 소자의 위치를 적용하면 식 (3)과 같이 된다[8].

$$A(f, r_a, \theta_a, \phi_a) = \sum_{m=1}^M P_m(f) \frac{\delta(r_a - a)}{r_a^2} \frac{\delta(\theta_a - 90^\circ)}{\sin \theta_a} \delta(\phi_a - \phi_m) \quad (3)$$

여기서, $P_m = P_0$: 진폭,

$\delta(x)$: 단위 계단 함수,

$r_a = a$: 소자가 배열된 원의 반지름,

$\theta_a = 90^\circ$: 소자의 θ 방향으로의 위치,

$\phi_a = \phi_m$: 소자의 ϕ 방향으로의 배열 위치,

$\phi_m = m \times 360^\circ / M$: 소자의 ϕ 방향 배열

간격,

M : 트랜스듀서에 배열된 소자의 수이다.

이들 조건을 식 (2)에 대입하면 점 소자가 원형으로 배열되었을 때의 지향함수를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$D_c(\theta, \phi) = P_0 \sum_{m=1}^M \exp[i \frac{2\pi a}{\lambda} \sin \theta \cos(\phi - \phi_m)] \quad (4)$$

다음으로 판 형태 소자가 xy 평면 위에 놓여있을 때 방사패턴을 나타내는 지향함수는 식 (5)와 같다[9].

$$D' = S\left(\frac{1}{2} kl \sin \theta \cos \phi\right) S\left(\frac{1}{2} kw \sin \theta \cos \phi\right) \quad (5)$$

여기서, k 는 파수, $S(z) = \sin z/z$ 는 싱크 함수, l 은 판 형태 소자의 길이, w 는 판 형태 소자의 폭이다.

본 연구에서 각 판 형태 소자는 yz 평면 방향으로 위치하므로 식 (5)를 yz 평면상의 지향함수로 수정하였고, 실제 판 형태 소자가 원형으로 배열되었을 때 소자가 원주 방향을 따라 기울어지므로 이를 고려하여 식 (6)과 같이 수정하였다.

$$D_p = G(\phi) S\left(\frac{1}{2} kl \cos \theta\right) S\left\{\frac{1}{2} kw \sin \theta \sin(\phi - \phi_m)\right\} \quad (6)$$

여기서, $\phi_m = m \times 360^\circ / M$ 로서 균일 간격으로 원주를 따라 기울어진 소자의 위치각을 표현한다. 주기함수 $G(\phi)$ 는 판 형태 소자에 의해 뒷면으로 방사되어 반대편 소자에 간섭을 주는 초음파를 소거하기 위해 식 (7)과 같이 설정한 보정 함수이다. 이는 실제 트랜스듀서에서도 한 소자에 의해 후면으로 방사되는 초음파가 중간의 후면 층과 알루미늄 튜브에 의해 흡수, 반사되어 반대 면의 다른 소자에 도달하지 못하는 상황을 고려한 설정이다.

$$G(\phi) = \sum_{m=1}^M \left\{ \frac{1}{2} \frac{|\sin(\phi - \phi_m + \frac{\pi}{2})|}{\sin(\phi - \phi_m + \frac{\pi}{2})} + \frac{1}{2} \right\} \quad (7)$$

결국 본 연구에서 구하고자 하는 판 형태 소자의 원형 배열 지향함수는 product theorem에 의해 식 (4)와 식 (6)의 곱으로 식 (8)과 같이 나타난다.

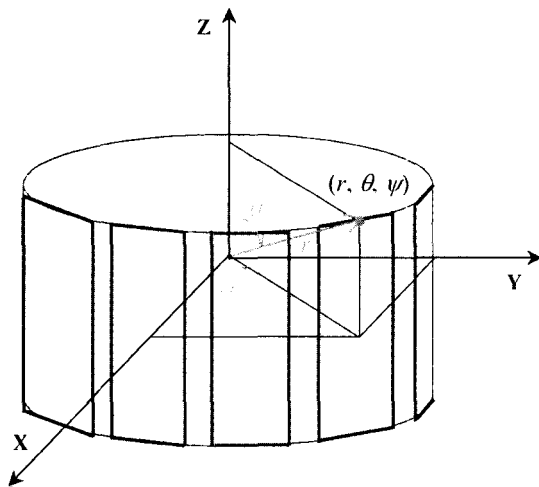
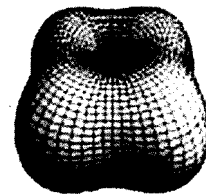


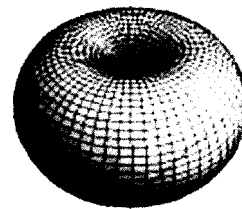
그림 1. 원형 배열 초음파 트랜스듀서의 개략도
Fig. 1. Schematic diagram of a circular array ultrasonic transducer.

$$D_{cp}(\theta, \phi) = P_0 \sum_{m=1}^M \left[e^{i \frac{2\pi a}{\lambda} \sin \theta \cos \phi} G(\phi) S\left(\frac{1}{2} kl \cos \theta\right) S\left\{\frac{1}{2} kw \sin \theta \sin(\phi - \phi_m)\right\} \right] \quad (8)$$

단, 여기서 중복된 항인 식 (4)의 ϕ_m 의 항이 소거된다. 이상에서 유도한 식 (8)을 이용하여 원형 배열 트랜스듀서의 방사패턴을 해석하였다. 해석시 구동주파수는 7 MHz, 배열되어 있는 원통의 직경을 3 mm로 하고, 배열되는 소자의 폭과 길이를 0.15 mm로 같게 하였다. 이 조건 하에서 배열되는 소자의 수에 따른 방사패턴의 변화를 그림 2에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 배열되는 소자의 수가 많을수록 원주 방향으로 무지향을 가짐을 알 수 있다. 표 1은 소자의 개수에 따른 지향성의 변화를 나타낸다. 여기서 배열되는 소자가 16개 이상이 되면 무지향성의 방사패턴을 가짐을 알 수 있다. 그리고 배열된 소자의 개수를 32개로 고정하고 소자의 폭 변화에 따른 방사패턴의 변화를 표 2와 그림 3에 나타내었다. 소자가



(a)



(b)

그림 2. 소자 개수에 따른 원주방향 방사특성; (a) 소자 4개, (b) 소자 32개
Fig. 2. Radiation pattern vs. No. of elements: (a) 4 elements, (b) 32 elements.

표 1. 소자 개수에 따른 원주 방향 방사특성
Table 1. Radial radiation properties vs. No. of elements.

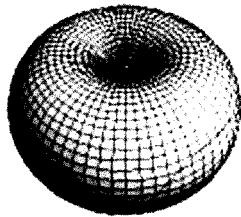
No. of elements	-3 dB beam width	directivity index
4	360°	1.101
8	360°	0.007
16	360°	0
32	360°	0

32개로 개수가 충분히 확보된 상태에서는 소자 폭 변화는 원주방향의 방사특성에 크게 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다. 다음으로 소자의 길이 변화에 따른 방사패턴의 변화 경향성을 분석한 결과 표 3, 그림 4와 같은 결과를 얻을 수 있다. 즉 소자의 길이를 변화시키면 길이 방향으로의 지향성에는 영향을 주지만 본 연구에서 관심을 가지는 원주방향으로의 방사특성에는 크게 영향을 주지 않음

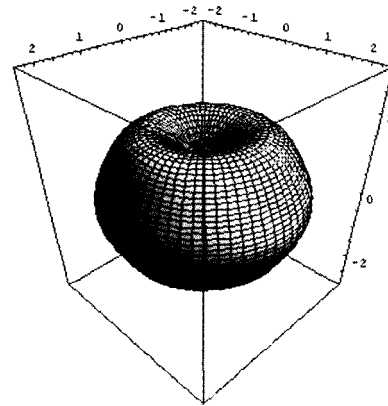
표 2. 소자 폭에 따른 원주 방향 방사특성 (소자개수 32개)
Table 2. Radial radiation pattern vs. element width (32 elements).

width(mm) × length(mm)	-3 dB beam width	directivity index
0.05 × 0.15	360°	0
0.1 × 0.15	360°	0
0.15 × 0.15	360°	0
0.2 × 0.15	360°	0
0.25 × 0.15	360°	0

을 알 수 있다. 결국 소자가 배열된 원주 방향으로의 방사패턴은 배열된 소자의 개수에 비례해서 변하며, 적어도 직경 3 mm의 원통에 32개의 소자를 배열시켰을 때 소자의 크기에는 큰 영향을 받지 않음을 알 수 있다. 단 소자의 길이 방향으로의 지향성은 소자의 길이에 비례해서 나타

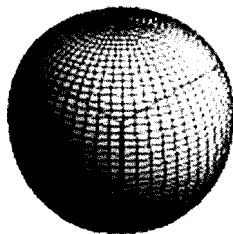


(a)

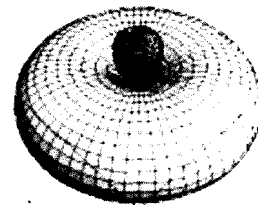


(b)

그림 3. 소자 폭에 따른 방사특성 (소자개수 32개): (a) 폭 × 길이 (0.05 mm × 0.15 mm), (b) 폭 × 길이 (0.25 mm × 0.15 mm).
Fig. 3. Radiation pattern vs. element width (32 elements): (a) width × length (0.05 mm × 0.15 mm), (b) width × length (0.25 mm × 0.15 mm).



(a)



(b)

그림 4. 소자 길이에 따른 방사특성 (소자개수 32개): (a) 폭 × 길이 (0.15 mm × 0.1 mm), (b) 폭 × 길이 (0.15 mm × 0.25 mm).
Fig. 4. Radiation pattern vs. element length (32 elements): (a) width × length (0.15 mm × 0.1 mm), (b) width × length (0.15 mm × 0.25 mm).

표 3. 소자 길이에 따른 원주 방향 방사특성 (소자개수 32개)
Table 3. Radial radiation pattern vs. element length (32 elements).

width(mm) × length (mm)	-3dB beam width	directivity index
0.15 × 0.1	360.0°	0.171
0.15 × 0.15	74.9°	4.926
0.15 × 0.2	47.1°	6.686
0.15 × 0.25	35.3°	6.905

남을 알 수 있다.

위의 경향성을 바탕으로 원주 방향으로 무지향성을 가지는 전체 직경 3 mm의 원형 배열 초음파 트랜스듀서를 제작하기 위해 배열되는 소자의 폭과 길이를 0.518 mm, 3 mm로 각각 결정하였다.

III. 트랜스듀서 제작

방사특성 해석을 통해 설정한 규격을 바탕으로 원주 방향으로 무지향성의 음향특성을 지니는 직경 3 mm의 원형 배열 초음파 트랜스듀서를 제작하였다. 소자로는 압전 복합체를 선택하였고 두께 200 μm의 2-2 Composite을 사용하였다[10]. 압전 세라믹과 고분자 재료의 복합재료인 압전 복합체를 사용하면 압전체만을 소자로 사용하였을 때에 비해 낮은 임피던스 특성을 지니기 때문에 방사되는 매질과의 적절한 결합을 이룰 수 있다. 그 결과 대역폭을 늘일 수 있으며 감쇄 시간을 줄일 수 있는 장점을 가지고 있다. 그림 5는 트랜스듀서에 사용하기 위해 제작된 2-2형 압전 복합체의 단면 사진을 나타낸다. 사진의 압전 복합체는 PZT-5H와 Araldite를 2-2 모드로 혼합하여 성형한 것이다.

표 4. 스택의 치수 및 물성
Table 4. Size and material properties of the stack.

	dimension	velocity	density
front layer	0.086 mm	2450 m/s	3390 kg/m ³
piezocomposite	0.310 mm	4360 m/s	5500 kg/m ³
backing layer	1.017 mm	1230 m/s	2600 kg/m ³

트랜스듀서는 전체 직경이 3 mm로 제한적이므로 그 구조를 그림 6과 같이 최대한 간단하게 제작하였다. 먼저 소자를 포함한 전체 구조를 지탱할 지지부로 직경이 1.2 mm이고 두께가 0.4 mm인 알루미늄 (Al₂O₃) 튜브를 적용하였다. 알루미늄 튜브는 어느 정도의 강성을 지니고 있으면서 열과 전기에 둔감한 재료이므로 본 연구의 목적에 적합한 재료이다. 그리고 구동소자로 채택한 2-2 Composite의 압전 복합체를 후면층과 접착하여 스택을 제작하였다. 후면층으로는 에폭시 계열 고분자재료를 사용하였다. 표 4는 제작에 사용된 재료들의 물성을 나타낸다. 제작한 스택은 32개의 독립된 소자로 가공한 다음, 알루미늄 튜브 위에 부착하였다. 사용된 후면층의 두께는 500 μm이고, kerf의 폭은 25 μm로 하였다. 각 독립된 소자의 폭과 길이는 각각 이론적 해석으로 정한 길이와 동일하게 0.158 mm, 3 mm로 제작하였다. 각 소자들의 ground 결선은 동 테이프를 이용하여 공통 ground로 결선하였다. 각 소자들의 신호선은 별도로 제작된 FPC (Flexible Printed Circuit)를 사용하여 32 채널의 별도선으로 분리하여 결선하였다. 결선이 모두 된 각 소자의 정면 부분은 Araldite 에폭시를 미량 도포하여 정합층 및 절연층으로 작용하도록 처리하였다. 그림 7은 이렇게 제작한 트랜스듀서의 실물 사진이다.

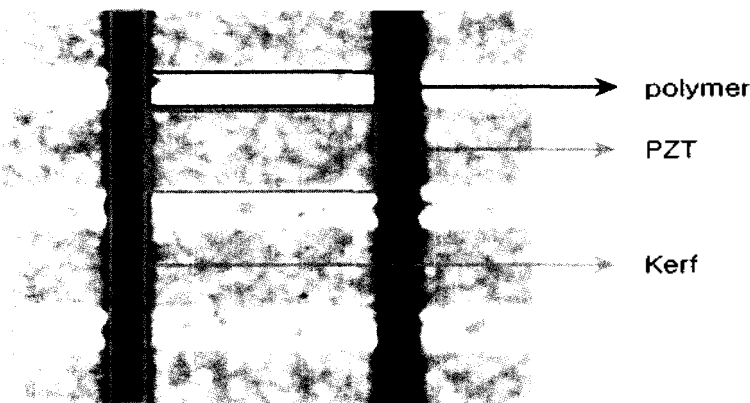


그림 5. 2-2형 압전 복합체의 사진
Fig. 5. Photograph of the 2-2 piezo-composite.

IV. 음향 특성 측정 실험

이렇게 제작한 원형 배열 초음파 트랜스듀서의 방사특성을 수조에서 측정하였다. 그림 8은 본 연구에서 음향

특성 측정을 위해 구성한 실험장치도이다. 제작한 원형 배열 초음파 트랜스듀서를 물을 채운 수조 속에 고정시키고 Pulser/Receiver를 이용하여 구동한 뒤 방사되는 음압을 하이드로폰 (Precision Acoustics사의 HPM05/2)으로

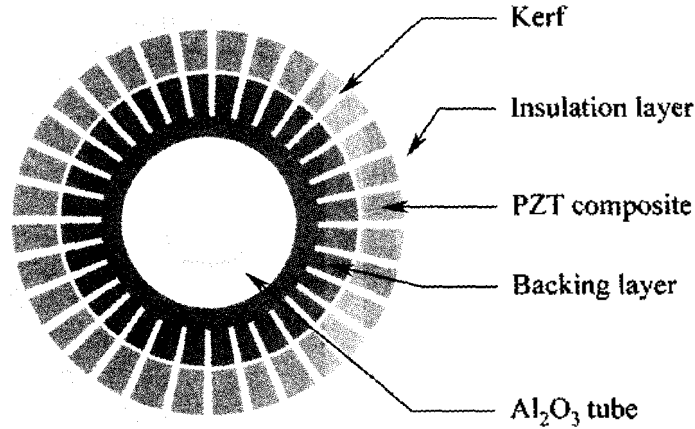


그림 6. 원형 배열 초음파 트랜스듀서 단면 개략도
Fig. 6. Schematic cross-sectional diagram of the circular array transducer.

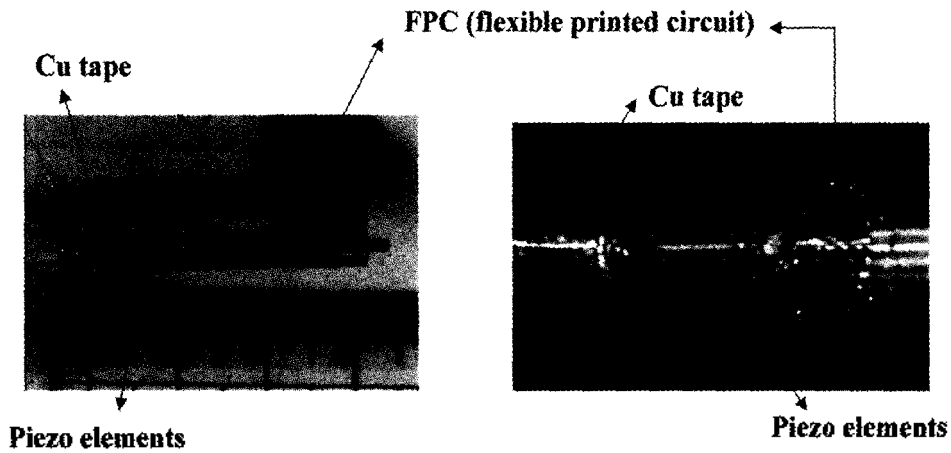


그림 7. 제작한 3 mm 원형 배열 초음파 트랜스듀서
Fig. 7. The fabricated 3 mm ultrasonic circular array transducer.

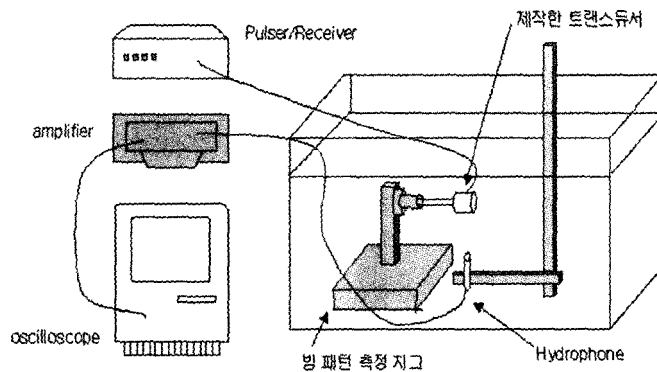


그림 8. 트랜스듀서 특성 측정 장치도
Fig. 8. Equipment to characterize the transducer.

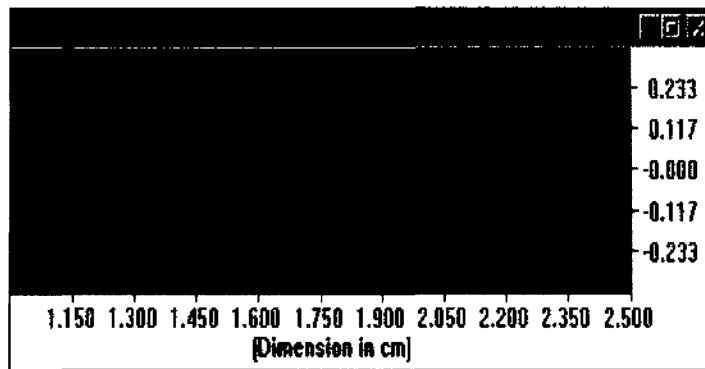
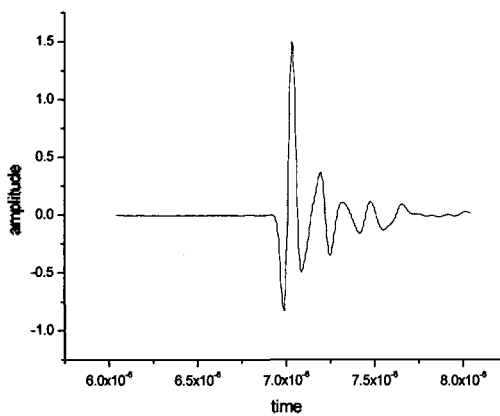
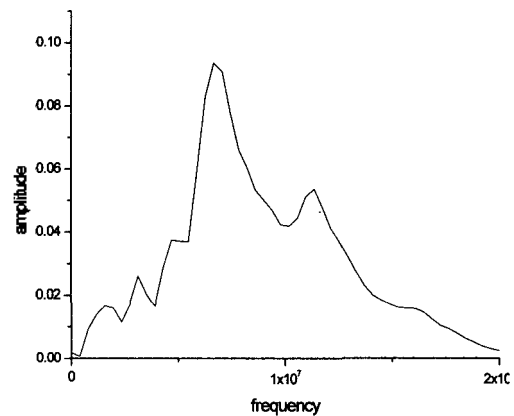


그림 9. 트랜스듀서 내 소자 한 개의 빔 프로파일
Fig. 9. Beam profile of a single element in the transducer.



(a) 시간 영역
(a) time domain



(b) 주파수 영역
(b) frequency domain

그림 10. 제작된 트랜스듀서의 음향 특성
Fig. 10. Characteristics of the fabricated transducer.

측정한 후 컴퓨터를 이용하여 원주방향 음향 특성을 계산하였다. 실험에서는 트랜스듀서를 일정 각도로 회전시킬 수 있는 지그를 이용하여 각도에 따른 방사특성을 측정함으로써 원주 방향의 방사패턴을 구성하였다. 그림 9는 전체 소자 중 한 개의 소자만을 구동하였을 때의 방사 특성으로서 개개의 소자는 어느 정도 지향성을 가지는 것으로 나타났다. 그림 10은 실험에서 구한 트랜스듀서의 음향 특성으로 중심 주파수가 7 MHz, -6 dB bandwidth가 54% 그리고 -20 dB ring down time은 0.27 μ s인 것으로 나타났다. 그림 11은 트랜스듀서를 구성하는 32개 소자 전체가 동시에 구동될 때의 방사 특성을 나타내는데 원주 방향으로 -6 dB 레벨 내에서 무지향성을 나타냄을 확인할 수 있다. 그림 11은 본 연구에서 제작한 원형 배열 트랜스듀서가 설계 의도대로 무지향성을 가짐을 확인시켜 주는 결과이며, 따라서 본 트랜스듀서의 IVUS 트랜스듀서로의 적용가능성을 검증해 주는 결과이기도 하다. 측정된

방사패턴에서 약간 일그러진 부분은 트랜스듀서 제작상의 실험 오차에 기인하는 것이다.

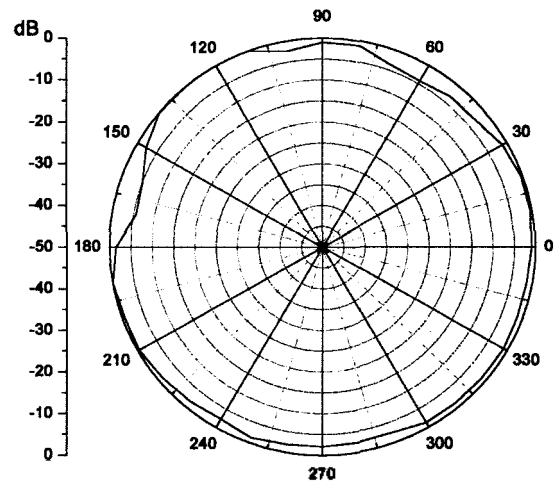


그림 11. 제작된 트랜스듀서의 전체 빔 패턴
Fig. 11. Whole beam pattern of the fabricated transducer.

V. 결론

본 연구에서는 IVUS용 초음파 센서로 적용할 수 있는 원형 배열 초음파 트랜스듀서를 설계, 제작하였다. 제작된 트랜스듀서는 32개의 압전 복합 소자로 구성된 중심주파수 $f_c \approx 7$ MHz, 직경 3 mm의 것으로서, 측정 결과 -6 dB 레벨 내에서 무지향성을 나타내었다. 이러한 결과는 본 연구에서 제작된 원형 배열 트랜스듀서의 IVUS용 센서로의 적용 가능성을 확인시켜 주는 것이다. 또한 본 연구에서 유도한 원형 배열 트랜스듀서의 방사패턴 함수는 유사한 구조의 다른 트랜스듀서의 설계에도 쉽게 응용할 수 있을 것이다. 향후 연구과제로는 트랜스듀서 제작공정을 더욱 정밀화하여, 보다 작은 직경의 고주파 트랜스듀서를 개발하고 실제 임상 적용 시험을 수행하고자 한다.

감사의 글

본 연구는 2001년도 한국 학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음. (KRF-2001-041-E00072)

참고 문헌

1. M. O'Donnell, M. J. Eberle, D. N. Stephens, J. L. Litzza, B. M. Shapo, J. R. Crowe, C. D. Choi, J. J. Chen, D. M. W. Muller, J. A. Kovach, R. L. Lederman, R. C. Ziegenbein, C. C. Wu, K. SanVicente and D. Bleam, "Catheter arrays: can intravascular ultrasound make a difference in managing coronary artery disease," *IEEE Ultrasonics symposium*, 1447-1456, 1997.
2. R. J. Crowley, "Acoustic Imaging catheter and the like,"

U.S. Patent, (6165127), 2000.

3. J. B. Bin Liu and B. B. Goldberg, "2-D and 3-D endoluminal ultrasound: vascular and nonvascular applications," *Ultrasound in Med. & Biol.*, 25 (2), 159-173, 1999.
4. M. Salimuzzaman, A. Matani, O. Osiliro, K. Chihara and M. Asao, "Blood vessel visualization using a micromotor type intravascular ultrasound endoscope," *Jpn. J. Phys.*, 36, 3250-3254, 1997.
5. A. P. Proudian, M. J. Eberle, A. D. Savakus, H. F. Kiepen, D. N. Stephens, D. H. Rammler and C. Zanelli, "Apparatus and method for imaging small cavities," *U.S. Patent*, (4917097), 1990.
6. M. J. Eberle, G. P. Rizzuti and H. F. Kiepen, "Ultrasound catheter probe," *U.S. Patent*, (5938615), 1999.
7. M. J. Eberle, G. P. R. and H. F. Kiepen, "Method of making an ultrasound transducer assembly," *U. S. Patent*, (6123673), 2000.
8. L. J. Ziomek, *Fundamentals of Acoustic Field Theory and Space-Time Signal Processing*, CRC press, 497-579, 1995.
9. P. M. Morse and K. Uno, Ingard, *Theoretical Acoustics*, McGraw-Hill, 306-399, 1968.
10. M. G. Silk, *Ultrasonic Transducers for Nondestructive Testing*, Adam Hilger Ltd, 15-75, 1984.

저자 약력

● 김희원 (Hee-Won Kim)



2001년 2월: 금오공과대학 기계설계공학과 (공학사)
 2003년 2월: 경북대학교 기계공학과 (공학 석사)
 2003년 1월~현재: 초음파기술주식회사
 * 주관심분야: 초음파 트랜스듀서, 의료용 초음파

● 이수성 (Susung Lee)

한국음향학회지 제21권 제8호 참조

● 노용래 (Yongrae Roh)

한국음향학회지 제22권 제3호 참조