

과도음장 해석을 통한 초음파 진단 탐촉자의 성능 개선

A Performance Improvement of Ultrasonic Diagnosis Transducer by Transient Acoustic Field Analysis

박 은 주*, 송 행 용**, 하 강 열**, 김 무 준**, 김 동 현***, 이 수 성***
(Eun-Ju Park*, Heang-Yong Song**, Kang-Lyeol Ha**,
Moo-Joon Kim**, Dong-Hyeon Kim***, Su-Sung Lee***)

*부경대학교 대학원 음향진동공학협동과정, **부경대학교 물리학과, *** (주)프로소닉 연구개발부
(접수일자: 2002년 6월 9일; 수정일자: 2002년 8월 26일; 채택일자: 2002년 10월 29일)

현재 복부용 초음파 진단장치에 가장 일반적으로 사용되고 있는 3.5 MHz의 굴곡형 선형배열 (curved linear array) 탐촉자가 인체 중에 만드는 과도음장을 체계적으로 해석함으로써, 음장의 측면에서 보다 우수한 초음파 영상이 기대되는 탐촉자의 설계 파라미터를 도출하고자 시도하였다. 음장해석에 있어서는 방사파형을 일정하게 가정한 상태에서 탐촉자 요소의 크기, 곡률 반경, 개구내 압전소자에 대한 구동신호의 진폭 가중치 적용 등의 파라미터를 음장 형성의 지배적인 요소로서 고려하였다. 시뮬레이션의 결과, 탐촉자의 곡률 반경 및 개구높이를 줄이고 해밍 (Hamming) 창 형태의 진폭 가중치 적용을 실시함으로써 기존의 전형적인 탐촉자보다 부엽 (side lobe)의 영향이 적은 우수한 초음파 빔을 형성하는 새로운 탐촉자의 설계 파라미터가 얻어졌다.

핵심용어: 초음파, 과도음장, 탐촉자, 굴곡형 선형배열, 초음파진단장치

투고분야: 초음파 및 탄성과 분야 (4.4)

The transient acoustic fields formed by a 3.5 MHz curved linear array transducer which is commonly used in ultrasonic medical imaging system for diagnosis of abdomen are systematically analyzed to obtain new design parameters for the better acoustic image. In the analysis with an assumption of radiating waveform, element size, radius of curvature, amplitude apodization are considered as parameters giving constitutive relations with the fields. As simulation results, appropriate new parameters with the reduced curvature and elevation aperture and the apodization of Hamming window, which make an improved acoustic beam with lower side lobe levels than a conventional typical transducer, are obtained.

Keywords: Ultrasound, Transient acoustic field, Transducer, Curved linear array, Ultrasonic diagnostic equipment

ASK subject classification: Ultrasonic and elastic waves (4.4)

I. 서론

초음파 영상장치에 있어서 매질 중에 형성하는 음장의 해석은 음파의 전파방향에 해당하는 축 방향 및 그 축 방향에 대한 시스템의 해상도를 종합적으로 예측하는 가장 좋은 방법이라고 할 수 있다. 초음파 음장은 연속파에 의

한 정상음장과 펄스파에 의한 과도음장으로 구분되는데, 대부분의 초음파 영상장치는 짧은 펄스파를 이용하고 있으므로 과도음장을 형성한다. 과도음장은 정상음장에 비해 계산이 복잡하여 해석적인 해를 얻기가 곤란하다. 따라서 주로 컴퓨터에 의한 수치 해석적 근사해를 얻고 있는데, 의료용 초음파진단장치 등에서 사용되는 배열형 트랜스듀서를 포함한 여러 가지 형태의 트랜스듀서에 의한 과도음장에 관해서는 1980년대 이후부터 활발한 연구가 수행되어져 왔다[1-3].

책임저자: 하강열 (haki@pknu.ac.kr)
부산광역시 남구 대연3동 599-1
부경대학교 물리학과
(전화: 051-620-6359 팩스: 051-620-6359)

그러나, 최근의 의료용 초음파 진단장치의 탐촉자는 형상 및 구조가 더욱 복잡, 다양해지고 있어 컴퓨터에 의한 수치해석에도 상당한 노력과 시간이 요구된다[4,5].

초음파 진단탐촉자의 성능은 방사되는 펄스의 형태와 매질 중에 형성되는 음장에 의해 평가되어지는데, 탐촉자 제작시에는 일반적으로 각종 구조적인 파라미터와 매질의 특성에 대한 영향을 고려한 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 그 성능을 예측한 후 설계하는 과정을 밟고 있다. 본 연구는 현재 복부용 초음파 진단장치에 가장 일반적으로 사용되고 있는 3.5 MHz의 굴곡형 선형배열 탐촉자가 인체 중에 형성하는 과도음장을 시뮬레이션을 통해 체계적으로 해석하고, 이를 이용하여 기존의 탐촉자보다 초음파영상의 질을 향상시킬 수 있는 탐촉자를 설계하는데 목적이 있다. 여기서는 중심 주파수를 3.5 MHz로 일정하게 고정시킨 상태에서 방사파형을 가정한 후, 기존의 전형적인 탐촉자 구조를 기준으로 요소변환자의 크기, 곡률 반경 (radius of curvature: ROC) 등 구조적인 파라미터의 변화에 따른 과도음장의 특성을 시뮬레이션을 통해 분석하였다. 그리고 배열을 이루는 압전소자 간에 구동펄스의 진폭을 변화시키는 가중치 적용을 하지 않았을 때와 해밍 (Hamming) 또는 해밍 창 형태의 가중을 하였을 경우를 비교, 분석하였다. 그 결과로서 주부엽 (grating lobe)을 포함한 부엽의 영향이 줄어들어 기존의 탐촉자보다 깨끗한 빔을 형성시킴으로써 영상 형성시 잡신호 성분이 제거되어 화질이 향상될 것으로 기대되는 새로운 굴곡형 선형배열 진단탐촉자의 설계 파라미터를 제안하고 그에 의한 음장을 제시하였다.

II. 굴곡형 선형배열 탐촉자의 구조 및 동작원리

그림 1은 굴곡형 선형배열 탐촉자의 형태와 좌표계를 나타낸 것인데, 초음파 방사면에 대해 불룩한 곡률을 갖는 것이 특징이다. 그림 1에서 X축 방향으로 일정 간격 (kerf)을 두고 압전소자가 규칙적으로 배열되어 있는데 여기서 X축은 측 (azimuth) 방향, Y축은 높이 (elevation) 방향, Z축은 축 (axial) 방향이라고 부른다. 압전소자의 배열에 있어서는 일반적으로 각 요소가 연속 분포하는 것과 같은 효과를 내며, 주부엽의 영향을 줄이기 위해 요소간의 간격 즉, 요소 중심간의 거리를 $\lambda/2$ (단, λ 는 파장)보다 작도록 하고 있다. 측 방향으로는 각 압전소자에 인가하는 펄스의 위상지연에 의해 전자적으로 초음파를 집속하는 전자집속 (electronic focusing)을 하며, 높이 방향으로는 변환자를 렌즈 형태로 오목하게 제작하여 고정된 곡률에 의해 초음파를 집속시키고 있다.

선형배열 탐촉자는 전체 압전소자 중 일부만을 사용하여 초음파 빔을 형성시키며 그 빔을 순차적으로 스캐닝하는데, 사용하는 압전소자의 수는 초음파 영상 진단시스템의 채널 수에 의해 결정된다. 현재 사용되고 있는 위상 배열을 포함한 일반적인 선형배열 탐촉자의 전체 압전소자의 수는 64개에서부터 최대 512개이며[6], 방사되는 초음파 빔은 주로 32개 또는 64개의 요소에 의해 만들어지는데, 32개의 경우 1~32번, 2~33번, 3~34번, ... 순으로 순차적으로 구동시켜 한 프레임의 화면을 얻는다. 한편

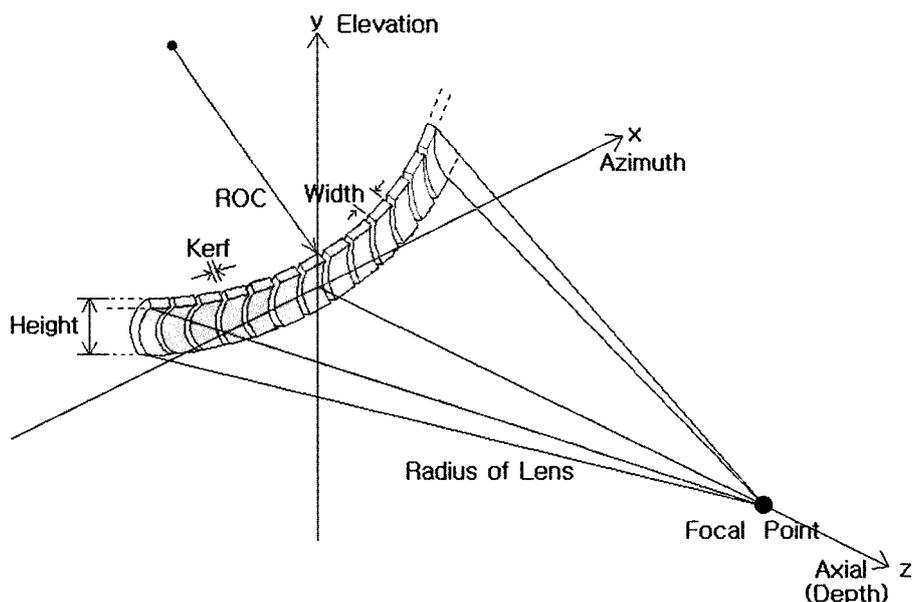


그림 1. 굴곡형 선형배열 탐촉자의 형태와 좌표계

Fig. 1. Shape and coordinates for a curved linear array transducer.

측 방향으로 블록한 곡률 때문에 굴곡형 선형배열 탐촉자에 있어서 형성되는 초음파 빔의 지향 방향이 구동되는 압전소자의 위치에 따라 달라지므로 조향효과를 나타내게 되며, 그에 따라 관찰 영역이 확대된다.

III. 과도음장 해석 알고리즘

다수의 압전소자가 배열되어 있는 진단 탐촉자의 경우에 임의의 압전소자 상의 점음원으로부터 거리 $|\Delta \vec{r}| = |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ 에 있는 $p(x, y, z)$ 점의 음장은 그 압전소자를 미소한 점음원의 집합으로 생각하고, 각 점음원에서 나온 구면파가 $p(x, y, z)$ 점에 형성하는 음압의 합으로 생각하면 된다.

그림 2의 좌표계에서 \vec{r}_1 은 매질 중에 설정한 임의의 좌표원점으로부터 관측점을 나타내는 위치벡터, \vec{r}_2 는 무한 배플을 가진 변환자의 방사면 상의 한 점의 위치를 나타내는 벡터이다. 밀도 ρ_0 와 음속 c 를 갖는 균질 매질에서의 음향방사를 고려하면, 관측점의 과도음장은 정상 음장에 있어서의 Rayleigh 적분에 근거한 다음 식에 의해 구해진다[7,8].

$$p(\vec{r}, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \int_S \frac{\frac{\partial}{\partial t} v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c})}{|\Delta \vec{r}|} dS \quad (1)$$

식 (1)에서 v_n 은 트랜스듀서 표면상의 입자속도의 수직성분을 나타내며, S 는 압전소자의 면적이다. 여기서 매질에서는 감쇠가 없고, 전파되는 음파는 미소진폭파로서 선형적인 것으로 가정하고 있다. 식 (1)의 편미분과 적분의 순서를 교환하고 속도 포텐셜 $\Psi(\vec{r}, t)$ 와 음압과의 관계,

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \frac{\partial \Psi(\vec{r}, t)}{\partial t} \quad (2)$$

를 사용하여 속도 포텐셜 $\Psi(\vec{r}, t)$ 로 나타내면,

$$\Psi(\vec{r}, t) = \int_S \frac{v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c})}{2\pi |\Delta \vec{r}|} dS \quad (3)$$

이 된다. 한편, 과도 펄스에 대하여는 Dirac 델타함수 $\delta(t)$ 를 사용하여 펄스의 지속시간 T 에 대한 시간 적분으로 표시하면,

$$\Psi(\vec{r}, t) = \int_S \int_T \frac{v_n(\vec{r}_2, t) \delta(t - t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c})}{2\pi |\Delta \vec{r}|} dt dS \quad (4)$$

과 같이 나타낼 수 있다.

피스톤 음원과 같이 진동면 내에서 위치에 따른 입자속도의 변화가 없이 일정하다고 가정하면,

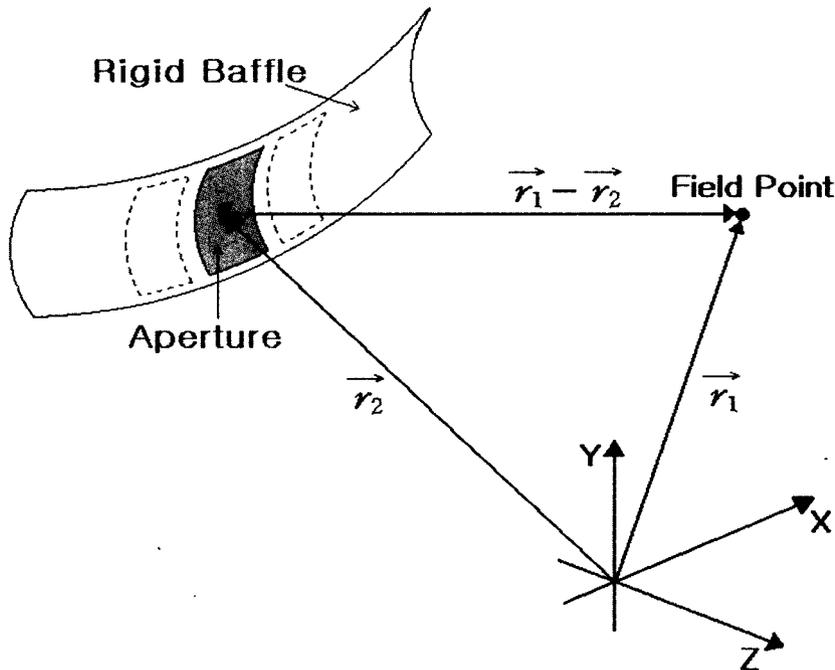


그림 2. 음장해석을 위한 좌표계
Fig. 2. Coordinates for acoustic field analysis.

$$\begin{aligned} \psi(\vec{r}, t) &= v_n(t) * \int_S \frac{\delta(t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c})}{2\pi |\Delta \vec{r}|} dS \\ &= v_n(t) * h(\vec{r}, t) \end{aligned} \quad (5)$$

단, *는 시간 컨볼루션 (convolution)이며,

$$h(\vec{r}, t) = \int_S \frac{\delta(t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c})}{2\pi |\Delta \vec{r}|} dS \quad (6)$$

로서 전달함수에 해당한다. 식 (2)는 식 (5)를 이용하여 나타내면,

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \frac{\partial}{\partial t} [v_n(t) * h(\vec{r}, t)] \quad (7)$$

이 되고, 푸리에 변환에 의해 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \frac{\partial}{\partial t} F^{-1} [V_n(\omega) \cdot H(\vec{r}, \omega)] \quad (8)$$

여기서, F^{-1} 은 푸리에 역변환을 나타낸다. 즉 푸리에 변환에 의해 입자속도와 전달함수의 스펙트럼을 구하여 곱하고 그 역변환을 구한 다음, 시간에 대해 수치 미분하고 ρ_0 를 곱하면 음압을 구할 수 있게 된다.

식 (7) 및 식 (8)은 하나의 압전소자에 대한 관측점의 음압을 나타내는데 실제 구동 압전소자의 수는 초음파 빔을 형성하는 32개 또는 64개라고 볼 수 있으므로 각각의 소자에 대해 축 방향의 곡률반경 (ROC)을 고려한 상대적 위치를 계산, 그들로부터의 음압을 모두 합함으로써 구하고자 하는 음압이 산출된다[9].

한편, 이상의 알고리즘에 따른 초음파 음장 시뮬레이션용 컴퓨터 프로그램으로서 ULTRASIM[10], FieldII [11] 등의 소프트웨어가 알려져 있는데, 여기서는 주로 ULTRASIM을 이용하여 해석하였으며 ULTRASIM에서는 탐촉자의 형태와 관측영역의 상대적인 위치를 고려하여 공간임펄스응답 (spatial impulse response)를 구한 후 식 (7)에 적용하는 방법을 택하고 있다[12].

IV. 기존 탐촉자의 음장

표 1은 기존의 3.5 MHz 굴곡형 선형배열 탐촉자의 전형적인 형태에 대해 그 구조와 관련한 몇몇 주요 파라미터를 나타낸다. 표 1에 나타난 파라미터 중 곡률반경은 그림 1에 나타난 것처럼 탐촉자 배열의 굴곡에 대한 곡률반경이며,

표 1. 기존의 굴곡형 선형배열 탐촉자의 구조 파라미터
Table 1. Structural parameters of a conventional curved linear array transducer.

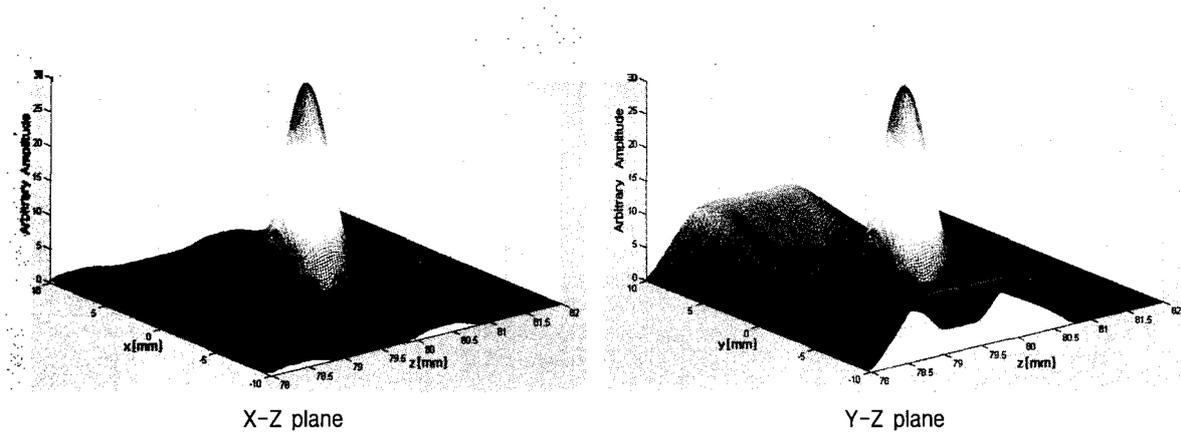
Element Width (mm)	0.5
ROC (mm)	65.0
Radius of Lens (mm)	80.0
Elevational Aperture (mm)	16.0
Number of Beamforming Elements	32
X-Apodization	none

렌즈곡률 (Radius of Lens)은 높이 방향의 고정곡률에 의해 주어지는 초점거리를 나타낸다. 여기서 초음파 빔을 형성하는 압전소자의 수는 32개로 하였고, 전기적인 위상 변화, 즉 전자집속에 의해 결정되는 축 방향의 초점거리는 기본적으로 렌즈곡률과 같은 것으로 하였다. 또한 구 동시 변환자로부터 매질 중에 방사된 펄스신호의 형태는 코사인 포락선을 갖는 3주기의 펄스이며, 진폭가증을 하지 않아 각 압전소자간에 파형의 변화는 없는 것으로 가정 하였다.

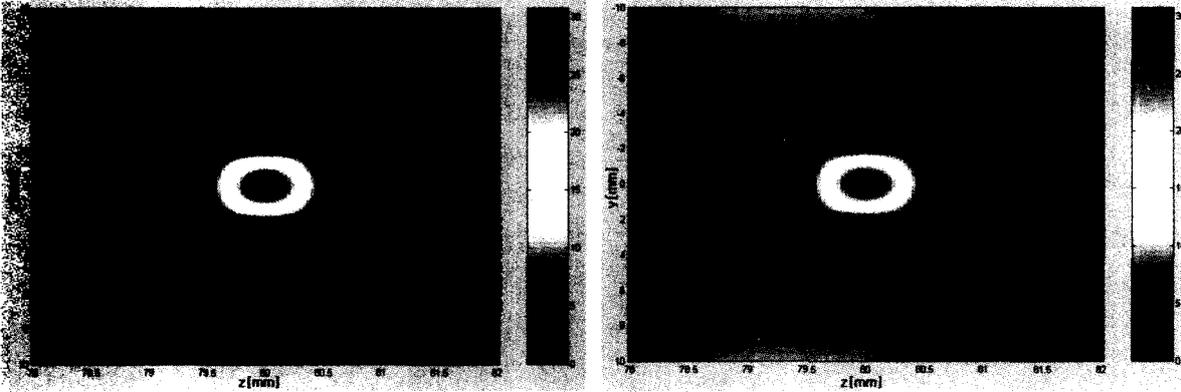
그림 3은 매질이 생체의 평균 음속에 해당하는 1540 m/s로 일정하며, 감쇠가 없는 경우에 대해서 기존의 탐촉자가 초점부근에 형성하는 X-Z 및 Y-Z평면의 초음파 음장을 나타낸다. 그림 3에서 (a)와 (b)는 선형스케일에 의한 칼라코드로 표시한 것이며, (c)는 초점의 크기를 파악하기 위하여 피크치에 대한 -3~-6 dB 범위의 등고선을 1 dB 단위로 표시한 것이다. 그림 3(a), (b)에서 부엽의 영향으로 인하여 초점부근 영역 전체에 걸쳐 X 또는 Y 방향으로 길게 뻗은 형태로 음압의 분포가 나타나고 있는 것을 볼 수 있다. 일반적으로 초음파 영상의 분해능은 초점영역의 크기에 의존하며 초점영역이 작을수록 분해능은 증가한다. 또한 초점영역 이외의 부엽의 영향으로 인한 작은 음압의 분포는 초음파 영상에 악영향을 끼치는 것으로 불필요한 잡영상을 배경에 형성시키는데 기여한다. 여기서 최대치에 대해 -6 dB인 영역을 초점영역으로 정의할 때, 그림 3(c)에서 초점영역의 크기는 Z 방향으로 약 0.7 mm, X 또는 Y 방향으로 약 3.2 mm임을 알 수 있다.

V. 파라메타 변화에 따른 음장 시뮬레이션

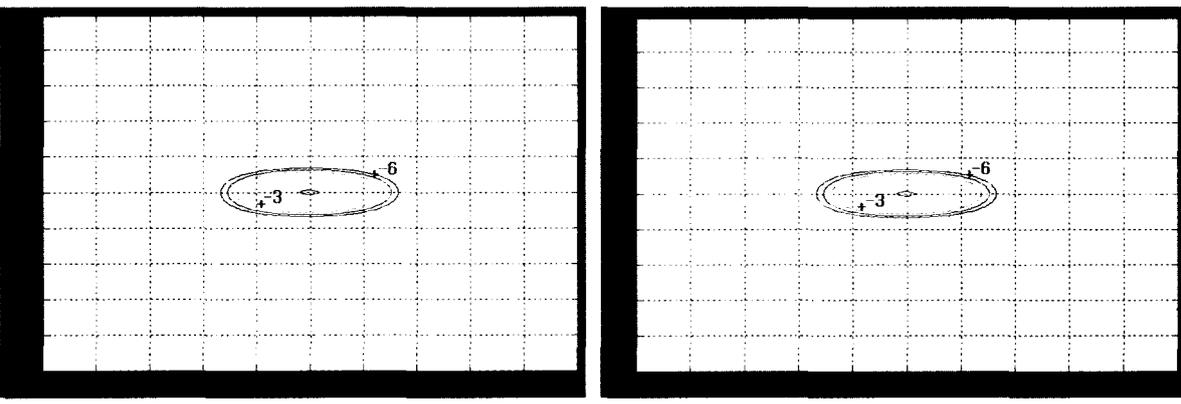
표 1에 나타난 기존의 굴곡형 선형배열 탐촉자의 구조 파라미터를 중심으로 표 1에 나타난 각 파라미터들을 아래와 같이 변화시켜 가면서 그 변화가 음장에 미치는 영



(a) 3D plot



(b) Color-encoded



(c) Contour plot

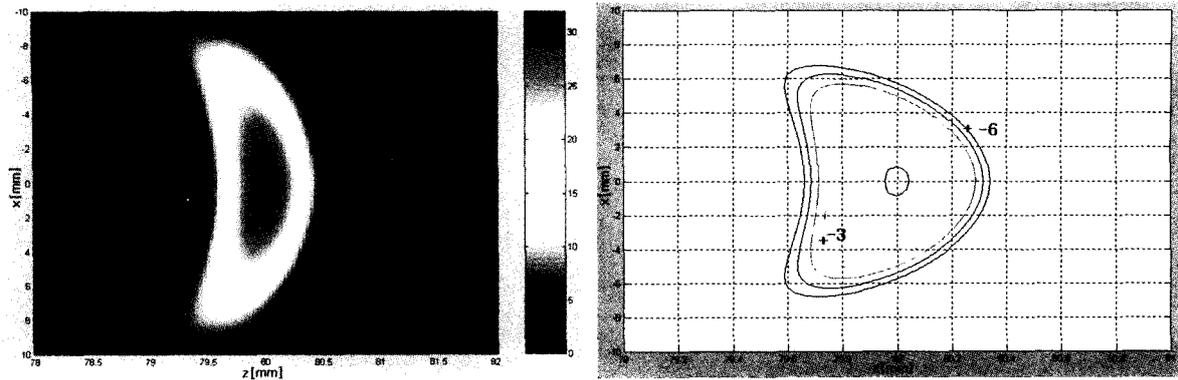
그림 3. 기존탐촉자의 음장특성
 Fig. 3. Characteristics of acoustic fields of a conventional transducer.

향을 비교, 분석한 결과는 다음과 같다.

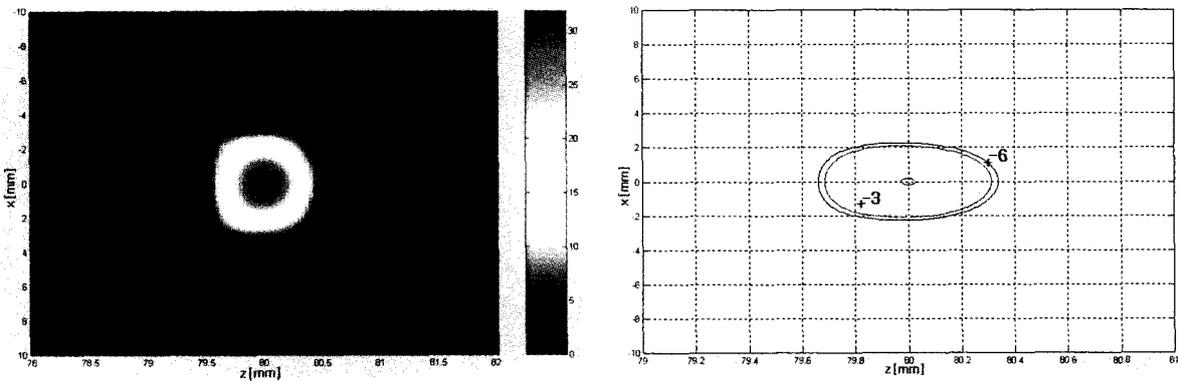
5.1. 압전소자의 폭

압전소자의 폭만을 기존의 0.5 mm를 중심으로 하여,

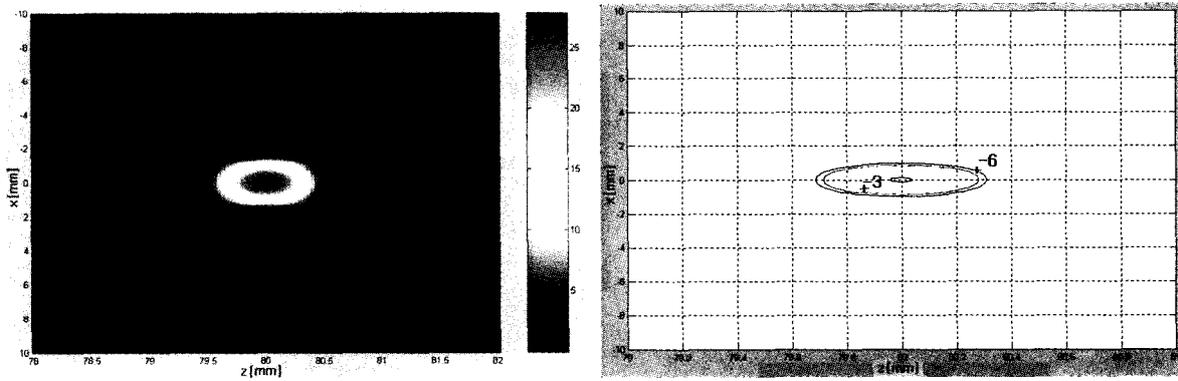
0.1~0.9 mm 범위에서 변화시켰을 때 X-Z평면의 음장의 변화 양상을 파악하였다. 그림 4(a)~(d)의 결과에서 알 수 있는 바와 같이 초점영역의 크기는 Z 방향과 X 방향 모두 폭이 커질수록 작아지는데, Z 방향의 변화 폭은 비



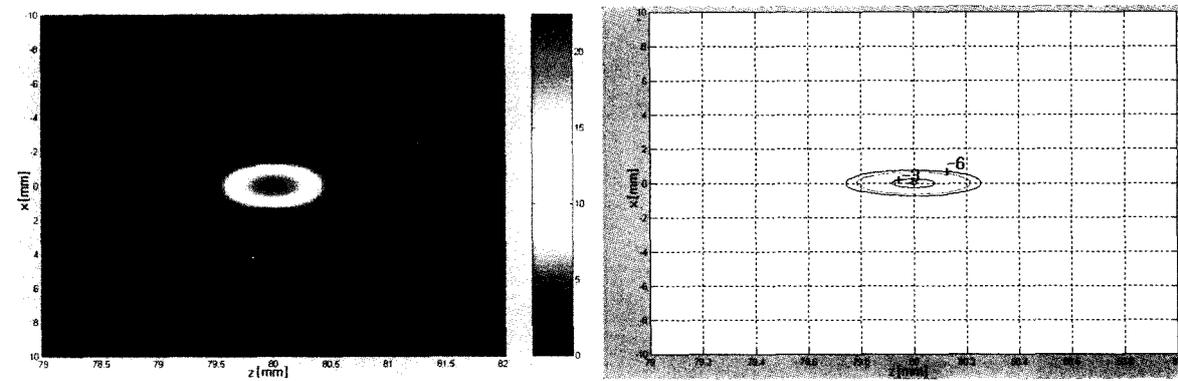
(a) 0.1 mm



(b) 0.3 mm



(c) 0.7 mm



(d) 0.9 mm

그림 4. 요소변환자의 폭에 따른 음장변화
 Fig. 4. Acoustic field variation according to the width of transducer elements.

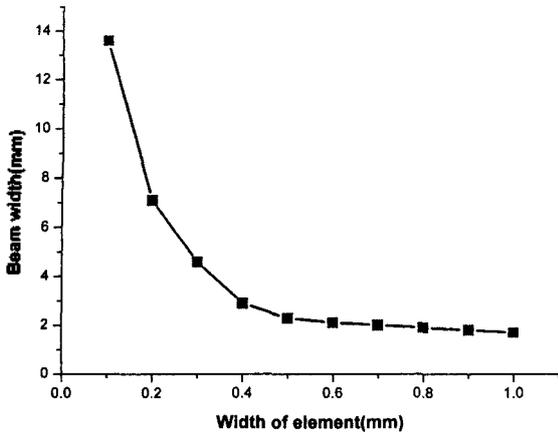


그림 5. 요소변환자의 폭과 초점영역의 크기와의 관계
Fig. 5. Relation of beam-width on focal area with the width of transducer element.

교적 작아 0.8~0.5 mm의 값을 가지고 있으나, X 방향으로서는 13.6~1.8 mm의 큰 변화를 나타낸다. 그림 5는 압전소자의 폭과 X 방향의 초점영역의 크기를 나타내는데, 그 변화가 지수함수에 따르는 것을 알 수 있다. 그림 5로부터 기존의 압전소자 폭 0.5 mm는 약 2.3 mm의 빔폭을 갖는 것을 알 수 있는데, 이것은 일반적인 의료진단용 탐촉자의 경우의 최소값인 1.8 mm와 거의 유사한 값으로 빔폭의 측면에서 볼 때 비교적 잘 선정된 값을 알 수 있다.

5.2. 압전소자의 개구높이

압전소자의 개구높이만을 기존의 16.0 mm를 중심으로 하여 12.0~20.0 mm 범위에서 2.0 mm 단위로 변화시켰을 때의 Y-Z 평면의 음장의 변화 양상을 파악하였다. 그 결과는 그림 6(a)~(d)에서 알 수 있는 바와 같이, Z 방향의 초점영역의 크기는 압전소자의 폭과는 무관하므로 약 0.7 mm로 거의 일정하나, X 방향은 요소 변환자의 개구높이가 클수록 3.5~2.0 mm로 작아진다. 그러나 칼라 코드 그래프에서 알 수 있는 바와 같이 개구높이가 증가함에 따라 Y 방향으로의 주부엽이 증가하면서 주엽 (main lobe)에 접근함을 볼 수 있다. 결국 개구높이를 크게하면 Y 방향 분해능은 다소 증가하나 불필요한 잡영상을 배경에 형성시켜 영상의 질을 떨어뜨리게 된다.

5.3. 탐촉자의 곡률반경 (ROC)

그림 7은 굴곡형 진단탐촉자의 볼록면에 대한 곡률반경을 기존의 65 mm를 중심으로 35~95 mm 범위에서 15 mm의 간격으로 변화시켰을 경우에 대한 X-Z 평면의 음장 해석결과이다. 이 결과로부터 곡률반경은 초점영역의

음장 형성에 그다지 영향을 미치지 못하고 있음을 알 수 있는데, 그 원인은 곡률반경의 변화분이 전자집속에 의해 자동적으로 보상되어지므로 수중에 형성되는 파면의 형상은 곡률반경과 무관하게 동일하기 때문이다. 실제 제작에 있어서는 진단의 목적에 따라 곡률반경이 결정되는데, 접촉면적을 작게 한다는 측면에서는 곡률반경이 작은 것이 좋다.

5.4. X방향 진폭가중

송신시 X 방향으로 진폭가중을 하지 않았을 때와 해밍 또는 해밍 창 형태의 진폭가중치를 적용했을 때의 부엽의 변화를 그림 8(a)~(c)에 각각 나타내었다. 여기서 해밍 및 해밍 창은 동시에 구동되는 32개의 압전소자가 만드는 개구의 폭을 L, 개구 내에서의 위치를 x라고 할 때 각각,

$$\text{Hamming: } A(x) = 0.54 + 0.46 \cos(2\pi x/L) \quad (9)$$

$$\text{Hanning: } A(x) = 0.5 + 0.5 \cos(2\pi x/L) \quad (10)$$

로 주어지는 창이다. 단 x=0는 그 개구의 중심을 나타낸다.

해밍 또는 해밍 창 형태의 진폭가중치를 적용하면 주엽의 빔폭은 다소 증가하나, 주부엽을 비롯한 부엽의 크기가 급격히 감소함을 볼 수 있다. 그림 9(a)~(c)에 나타낸 초점영역에서의 3차원 음장에서도 해밍과 해밍 창을 적용하였을 경우 부엽의 감소로 인해 초점영역 이외의 불필요한 음장 형성이 뚜렷하게 저지되는 것을 확인할 수 있다.

VI. 새로운 탐촉자 형태의 제안 및 그 음장 예측

이상의 시뮬레이션 결과로부터 기존의 탐촉자에 비해 음장 측면에서 영상의 질의 향상이 기대되는 굴곡형 선형 배열 탐촉자의 구조 파라미터를 제안하면 표 2와 같다.

표 2. 분해능 향상이 기대되는 탐촉자의 구조 파라미터
Table 2. Structural parameters of the transducer expected resolution improvement.

Element Width (mm)	0.5
ROC (mm)	50.0
Element Focus (mm)	80.0
Elemental Aperture (mm)	12.0
Number of Beamforming Elements	32
X-Apodization	Hamming

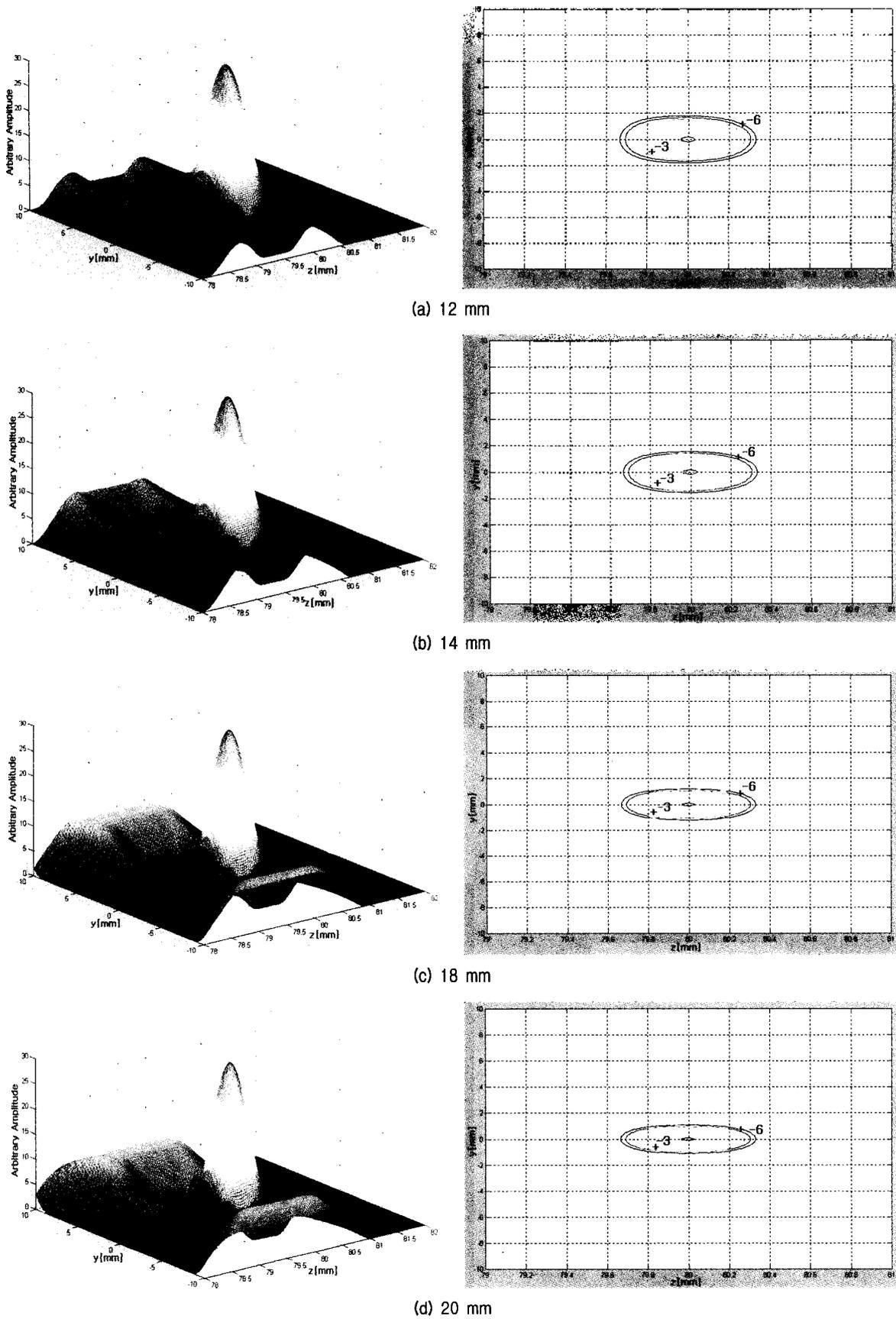
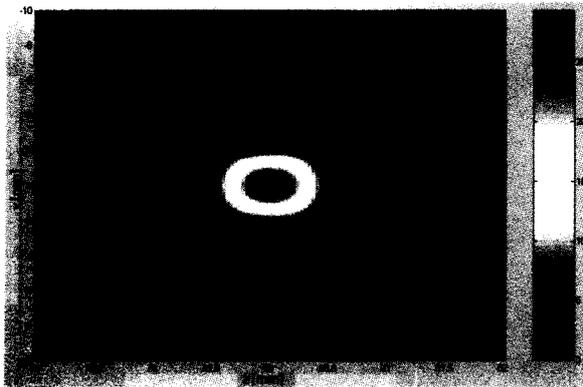
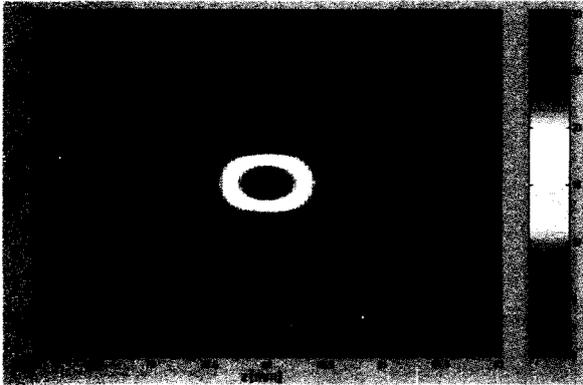
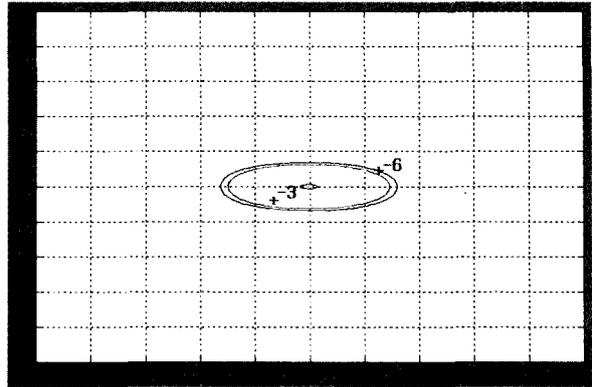


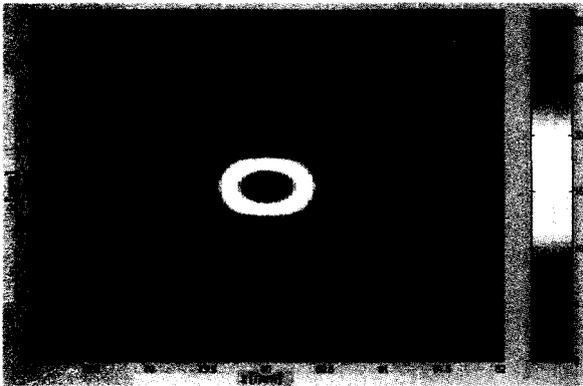
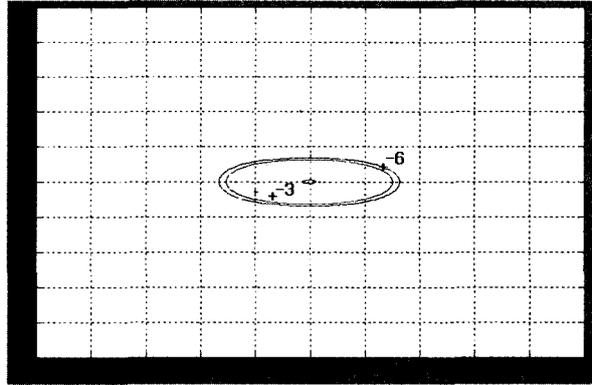
그림 6. 요소변환자의 개구높이 따른 음장변화 (Y-Z 평면)
 Fig. 6. Acoustic field variation according to the height of transducer element (Y-Z plane).



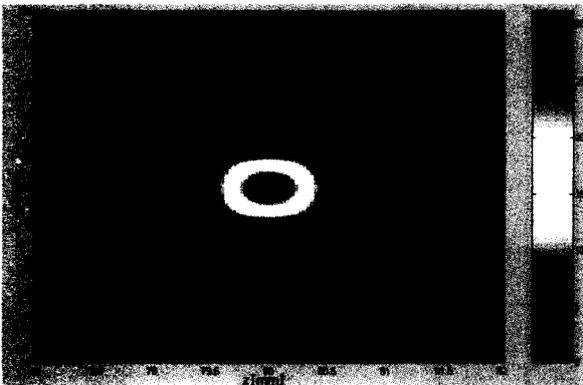
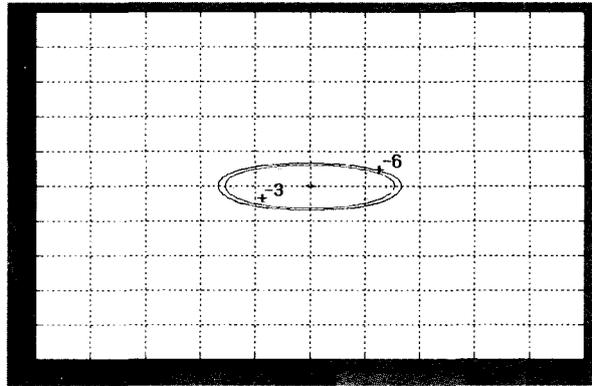
(a) ROC=35 mm



(b) ROC=50 mm

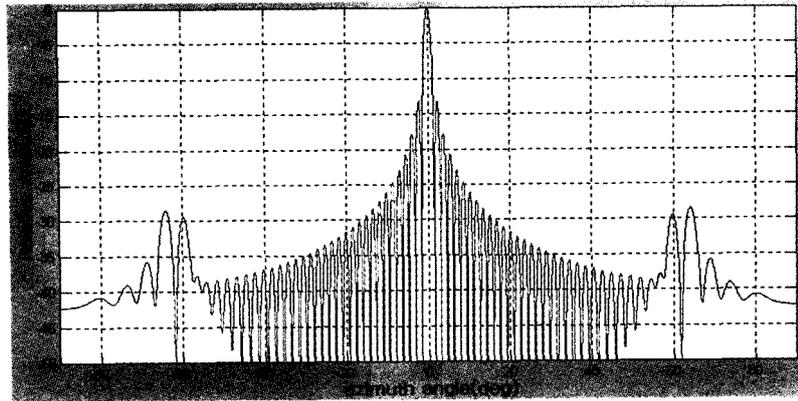


(c) ROC=80 mm

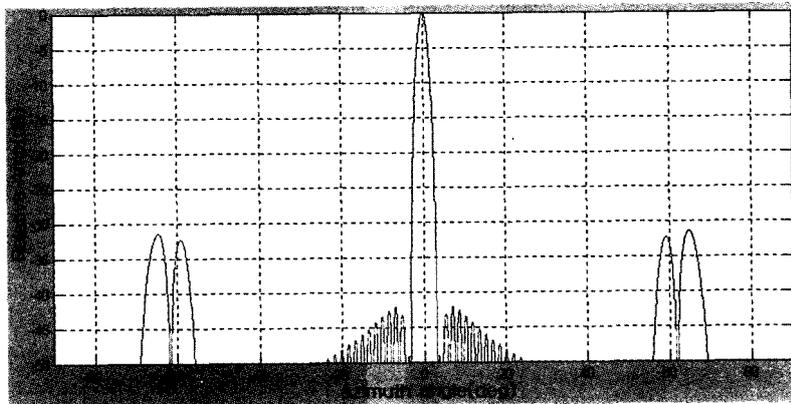


(d) ROC=95 mm

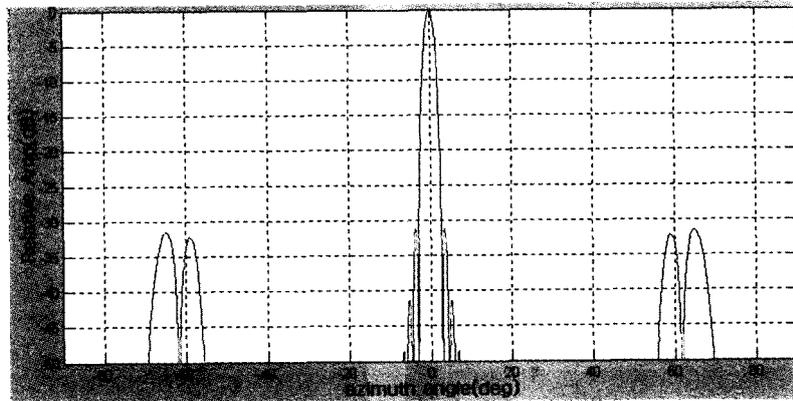
그림 7. 요소변환자의 곡률반경 변화에 따른 음장변화
Fig. 7. Acoustic field variation according to the ROC of transducer elements.



(a) No apodization



(b) with Hamming window



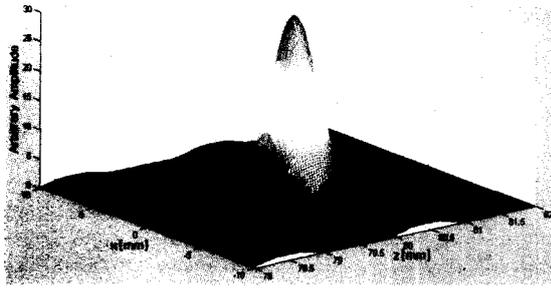
(c) with Hanning window

그림 8. X축 방향의 진폭가중에 따른 주엽과 주엽의 변화모습
 Fig. 8. Variations of main lobe and side lobe on the X-directional apodization.

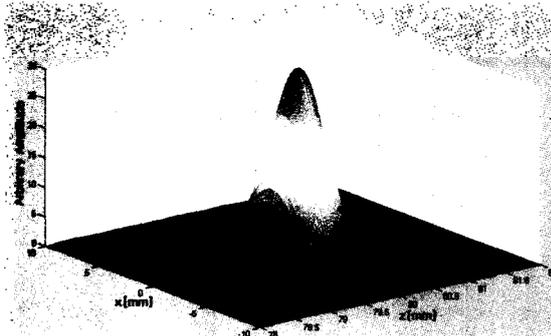
지안한 형태는 축 방향 및 높이 방향의 초점 위치는 $z=80$ mm로 기준과 변함이 없는 것으로 하였으며, 곡률반경이 65.0 mm에서 50.0 mm로 작게 하고, 개구높이 (elevation aperture)를 16.0 mm에서 12.0 mm로 줄였으며, 압전소자간에는 해밍 형태의 진폭가중을 하고 있다. 그림 10 (a)~(c)는 제안한 형태에 의한 초점영역 부근의 음장을 나타낸 것이다. 그림 3과 그림 10을 비교하면 부엽의 영향

에 의한 음장의 뚜렷한 감소와 함께 초점영역이 Z 방향의 초점 80 mm를 중심으로 약 0.7 mm, X 방향으로 4.0 mm 정도로 집중된 빔이 형성됨을 알 수 있다.

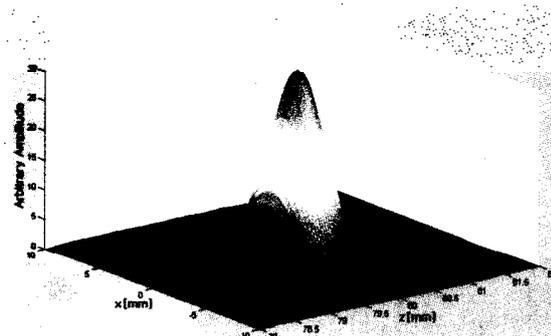
한편, 초음파 진단탐촉자의 실제적인 사용에 있어서는 송신 또는 수신시 전자집속에 의해 초점의 위치를 동적으로 변화시키며, 수신신호의 전파거리에 따른 전기적인 이득조정을 하고 있으며, 그러한 처리에 의해 초점심도



(a) No apodization



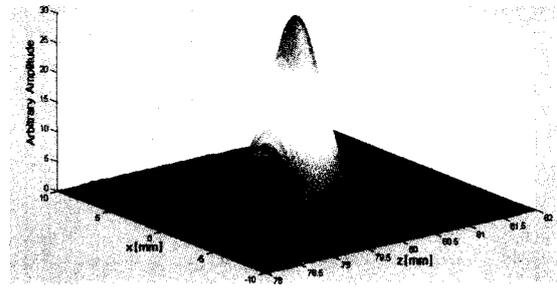
(b) with Hamming window



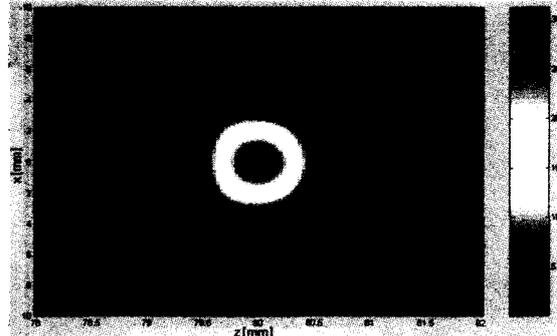
(c) with Hanning window

그림 9. X축 방향의 진폭가중에 따른 음장변화
Fig. 9. Acoustic field variation on the X-directional apodization.

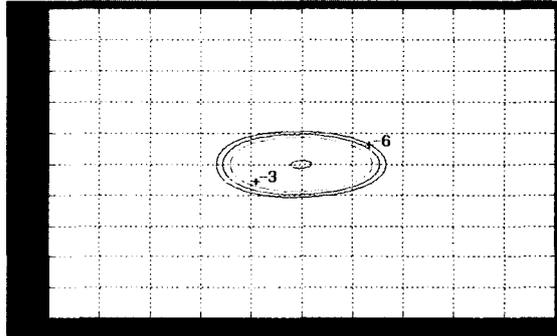
가 클수록 성능이 우수한 탐촉자라고 볼 수 있다. 그림 11(a)~(b)는 전자집속을 적절히 조정하였을 경우 기존의 탐촉자와 여기서 제안하는 탐촉자의 초음파 빔의 형성 모습을 나타낸다. 그림으로부터 여기서 새로이 제안하는 탐촉자의 초음파 빔은 기존의 탐촉자보다 부엽이 감소하여 단순하며, -6 dB 등고선의 변화를 보면 초점심도가 상당히 증가되는 것을 볼 수 있다. 결과적으로 여기서 제안하는 탐촉자는 기존의 탐촉자에 비해 X 방향의 분해능은 다소 떨어지나, Z 방향의 음파의 투과 능력이 향상되고 영상에서의 잡신호 성분이 제거되어 영상의 화질이 개선될 것으로 기대된다.



(a) 3D plot



(b) Color-encoded



(c) Contour plot

그림 10. 제안된 탐촉자의 음장특성
Fig. 10. Acoustic field characteristics of the suggested transducer.

VII. 결론

본 논문에서는 현재 복부용 초음파 진단장치에 가장 일반적으로 사용되고 있는 3.5 MHz의 굴곡형 선형배열 진단탐촉자가 생체 중에 형성하는 과도음장을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 체계적으로 해석하고, 이를 통하여 음장의 측면에서 기존의 탐촉자보다 영상의 질의 향상이 기대되는 진단 탐촉자의 구조 파라미터를 도출하였다. 그 진단탐촉자는 기존의 탐촉자보다 곡률반경 및 개구높이가 작고, 측 방향으로 해밍 창 형태의 진폭가중을 한 것인데, 그에 따라 부엽이 크게 감소하여 초음파 빔이 단

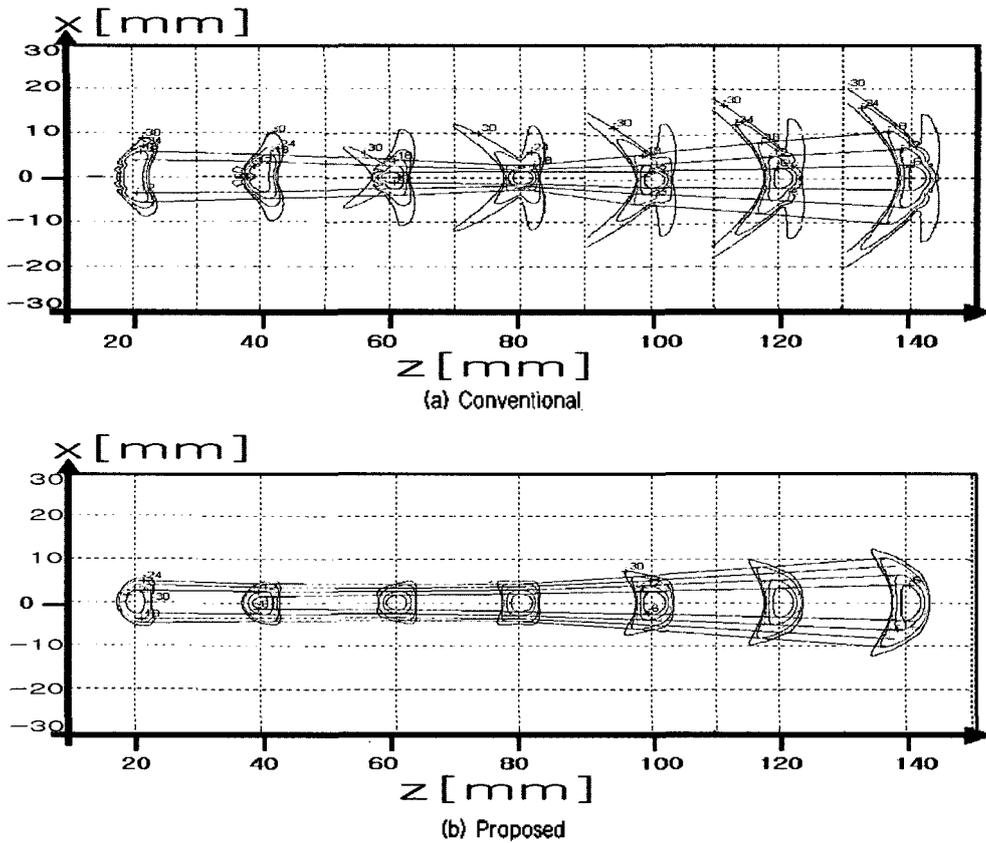


그림 11. 기존 탐촉자와 제안하는 탐촉자의 초음파 빔 전파특성
 Fig. 11. Characteristics of ultrasonic beam profiles for a conventional and proposed transducers.

순해지고 초점심도가 증가하였다. 따라서 음장 측면에서 볼 때 초음파 영상에서의 잡신호 성분이 감소하여 영상의 질이 기존 탐촉자보다 향상될 것으로 기대된다.

감사의 글

이 연구는 산학협동재단 2001년도 학술연구비 지원에 의해 수행되었음.

참고 문헌

1. N. Denisenko, M. Pappalardo, E. D' Ottavi, and M. Matteucci, "An approximated closed form of the transient acoustic pressure distribution generated by a linear source," *J. Acoust. Soc. Am.*, **75**, 1896-1899, 1984.
2. N. Denisenko, G. Scarano, M. Matteucci, and M. Pappalardo, "An approximate solution of the transient acoustic field," *IEEE Trans. Son. & Ultrason.*, SU-32 (6), 821-827, 1985.
3. K. B. Ocheltree and L. A. Frezzell, "Sound field calculation for rectangular sources," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **36** (2), 242-248, 1989.

4. D. H. Turnbull and F. S. Foster, "Beam steering with pulsed two-dimensional transducer arrays," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **38** (4), 320-333, 1991.
5. P. Cormbie, A. Bascom, and S. Cobbold, "Calculating the pulsed response of linear arrays: Accuracy vs. computational efficiency," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **44**, 997-1009, 1997.
6. R. N. Thurston, A. D. Pierce, and E. P. Papadakis, "Ultrasonic instruments and devices I, reference for modern instrumentation, techniques, and technology," *Physical Acoustics 23*, Academic Press, 106-114, 1999.
7. E. G. Williams and J. D. Maynard, "Numerical evaluation of the rayleigh integral for planar radiators using FFT," *J. Acoust. Soc. Am.*, **72** (6), 2020-2030, 1982.
8. L. J. Ziomek, *Fundamentals of acoustic field theory and space-time signal processing*, CRC press, 1995.
9. 조명환, "초음파 영상 진단기용 변환기의 설계 및 과도음장 해석," 박사학위논문, 서울대학교, 1995.
10. S. Holm, F. Teigen, L. Ødegaard, V. Berre, J. O. Erstad, and K. Epasinghe, "ULTRASIM user's manual Ver. 2.1, program for simulation of ultrasonic fields," *Research Report 1996-220*, University of Oslo, 1998.
11. J. A. Jensen, "User's guide for the field II program, version 2.60," Technical University of Denmark, 1998.
12. A. Penttinen and M. Luukkala, "The impulse response and nearfield of a curved ultrasonic radiator," *J. Physics, D: Appl. Phys.*, **9**, 1547-1557, 1976.

저자 약력

● 박 은 주 (Eun-Ju Park)

1999년 2월: 부경대학교 정보통신공학과 졸업 (공학사)
2002년 2월: 부경대학교 대학원 음향진동공학과 졸업 (공학석사)
2002년~현재: (주)LG전자

● 송 행 용 (Heang-Yong Song)

2002년 2월: 부경대학교 물리학과 졸업 (이학사)
2002년~현재: 동 대학원 물리학과 석사과정
* 주관심분야: 초음파 트랜스듀서의 제작 및 응용, 초음파 음장 측정 및 해석

● 하 강 열 (Kang-Lyel Ha)

한국음향학회지 제21권 제7호 참조

● 김 무 준 (Moo-Joon Kim)

한국음향학회지 제21권 제7호 참조

● 김 동 현 (Dong-Hyeon Kim)

1996년 2월: 부경대학교 물리학과 졸업 (이학사)
1998년 2월: 부경대학교 음향진동공학과 졸업 (공학석사)
1998년 2월~현재: (주)프로소닉 근무

● 이 수 성 (Su-Sung Lee)

1999년 2월: 인제대학교 의용공학과 졸업 (이학사)
2001년 2월: 경북대학교 센서공학과 졸업 (공학석사)
2001년 3월: 경북대학교 센서공학과 박사과정 재학중
2000년 1월~현재: (주)프로소닉 근무