

공학석사 학위논문

과도음장 해석을 통한 초음파 진단 탐촉자의 성능 개선

지도교수 하 강 열

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함.



부경대학교 대학원

음향진동공학 협동과정

박 은 주

박은주의 공학석사 학위논문을 인준함.

2001년 12월 26일

주 심 공 학 박 사 김 무 준 

위 원 공 학 박 사 윤 종 락 

위 원 공 학 박 사 하 강 열 

목 차

Abstract	1
I. 서론	1
II. 선형 배열 탐촉자의 구조 및 동작원리	3
II-1. 선형 배열형 탐촉자의 구조	3
II-2. 선형 배열 탐촉자의 동작원리	6
III. 과도음장 해석이론	9
IV. 기존 탐촉자의 음장 특성	15
IV-1. Linear Array	17
IV-2. Curved Linear Array	20
V. 파라메타 변화에 따른 음장 해석	23
V-1. 구동펄스의 파형 변화	23
V-2. 요소의 폭	29
V-3. Elevational Aperture	32
V-4. 곡률 반경	35
V-5. Apodization	37
VI. 새로운 탐촉자의 제안 및 그 음장 예측	40
VI-1. Linear Array	40
VI-2. Curved Linear Array	43
VII. 결 론	46
참고 문헌	47

A Performance Estimation of Ultrasonic Diagnosis Transducers by Transient Acoustic Field Analysis

EUN-JU PARK

Interdisciplinary Program of Acoustics and Vibration Engineering,
Graduate School.
Pukyong National University

Abstract

The resolution in ultrasonic medical diagnostic imaging system is mainly dependent on the characteristic of the ultrasonic transducer. For obtaining good images with high resolution, it is necessary to improve the performance of the transducer. The transducer performance can be evaluated by the radiated pulse and acoustic field shapes in media. Computer simulation is a way to investigate the acoustic field shapes, and the influence of the schematic components of transducers on the shapes. The transient acoustic field is more important because it is directly related to the performance of a real diagnostic system. If one knows the transient acoustic field, he is able to predict the resolution of the system.

In this paper, the transient acoustic fields of transducers which are commonly used in ultrasonic medical diagnostic imaging system are simulated and the variation of propagation characteristics is systematically analyzed with parameters for construction, such as the driving pulse, the element width of transducers, radius of curvature, and the position of focus and focal length. Consequently, the acoustic fields with appropriate parameters which are extracted by the analysis are shown.

I. 서 론

초음파 음장은 정상음장(steady field)과 과도음장(transient field)으로 구분되는데, 연속파에 의한 정상음장에 대해서는 1970년대 이전부터, 펄스파에 의한 과도음장에 관해서는 1980년대 이후부터 활발한 연구가 수행되어져 왔다 [1,2].

대부분의 초음파 탐지장치는 짧은 펄스파를 이용하고 있으므로 과도음장을 나타내는데, 과도음장은 정상음장에 비해 매우 복잡하여 해석적인 해를 얻기가 곤란하다. 따라서, 정상음장으로 근사한 해석이나 컴퓨터에 의한 수치 해석적 근사해를 얻고 있는데, 최근의 의료용 초음파 진단장치의 탐촉자는 형상 및 구조가 더욱 복잡 다양해지고 있어 컴퓨터에 의한 수치해석에도 상당한 노력과 시간이 요구된다 [3~5].

탐촉자의 음장 특성을 이론적으로 예측하는 것은 그 탐촉자의 제작에 앞서 필수적으로 이루어져야 할 사항이다. 특히, 시뮬레이션한 결과와 실제 제작된 탐촉자의 음장 측정 결과와의 비교 분석에 의해 새로운 탐촉자의 설계나 기존 탐촉자의 설계 변경 등에 의한 성능 개선이 이루어져야 할 것이다.

초음파 영상 장치의 성능을 결정하는 가장 중요한 요소는 해상도(resolution)인데 초음파 영상 장치의 해상도는 주로 사용되고 있는 탐촉자의 특성에 의해 결정된다 [6,7]. 따라서 초음파 영상장치의 성능 개선을 위해서는 탐촉자의 성능 개선이 필수적이다. 초음파 영상 진단 장치의 해상도는 초음파로 물체를 구별하는 능력으로 측방향 해상도(lateral resolution), 축방향 해상도(axial resolution)로 구분된다. 측방향 해상도(lateral resolution)는 초음파 빔 축과 직각으로 있는 물체를 구별하는 능력으로 초음파의 빔 폭에 의하여 결정되며 빔 폭이 좁을수록 측방향 해상도는 좋아진다. 축방향 해상도는 초음파

빔 축을 따라 나란히 있는 두 물체를 구별하는 능력으로 펄스의 길이에 따라 결정되며, 펄스의 지속시간이 짧을수록, 주파수가 높을수록 해상도는 좋아진다.

탐촉자의 성능은 방사되는 펄스의 형태와 매질 중에 형성되는 음장의 형태에 의해 평가되는데, 최근 탐촉자 제작시에는 일반적으로 각종 변수에 대한 영향을 고려한 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 그 성능을 예측한 후 설계하는 과정을 밟고 있다. 음장 해석은 시스템의 해상도를 예측하는 가장 좋은 방법이다. 특히, 과도음장 해석은 초음파 진단 장치의 해상도와 직접적으로 연결되어 있어 더욱 중요한데, 과도음장을 알 수 있다면 진단장치의 해상도를 예측할 수 있게 된다 [8~10].

본 연구는 의료용 초음파 진단장치에 사용되고 있는 진단 탐촉자가 인체 중에 형성하는 과도음장을 체계적으로 해석하고, 이를 이용하여 보다 성능이 향상된 진단 탐촉자를 설계하는데 목적이 있다.

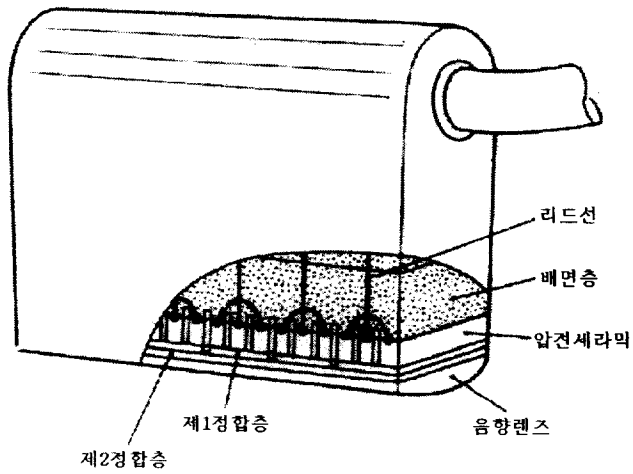
따라서, 임의 형상의 초음파 진단 탐촉자에 대한 과도음장 해석 이론을 수식화하고, 현재 가장 일반적으로 사용되고 있는 7.5MHz Linear Array Transducer와 3.5MHz의 Curved Linear Array Transducer를 대상으로, 구동펄스의 형태 및 탐촉자 요소의 폭(element width), 곡률 반경(radius of curvature)등 구조적인 파라미터와 초점 위치 변화에 따른 과도음장의 특성을 시뮬레이션을 통해 비교하였다. 그리고, azimuth 방향으로 apodization하지 않았을 때와 Hamming과 Hanning창 형태의 apodization을 하였을 때의 경우를 비교하였다. 선형배열 진단 탐촉자를 대상으로 이러한 파라미터를 변화시키면서 초점심도(focal depth), 빔폭(beam width)등의 특성이 우수한, 즉 최적의 음장 특성을 갖는 진단 탐촉자의 형태를 제안하고, 과도음장 시뮬레이션을 통해 이를 확인하였다.

II. 선형 배열 탐촉자의 구조 및 동작원리

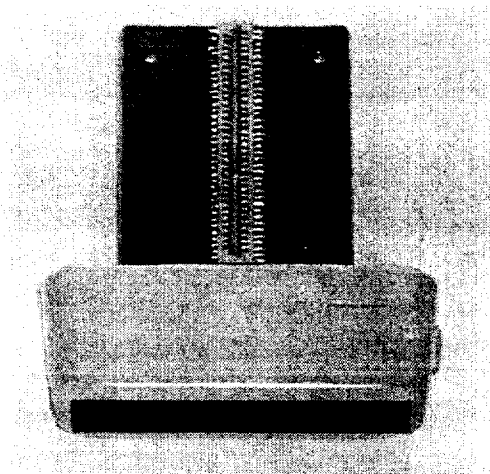
II-1. 선형 배열형 탐촉자의 구조

초음파 영상장치에 있어서 화상의 질을 결정하는 공간분해능은 센서에 해당하는 초음파 탐촉자의 특성에 의해 결정되는데, 현재 사용되고 있는 탐촉자는 대부분 압전 세라믹인 PZT(PbZrTiO_3)에 의해 만들어지며, 의료용 진단 탐촉자의 경우, 선형배열(linear array), 위상차배열(phased array), 섹터주사(sector scanning)형, 컨벡스(convex)형 등으로 동작원리 및 형태에 따라 구분되고 있다.

그림 1.(a)는 선형배열 및 위상차배열 탐촉자의 전형적인 형태와 구조를 나타내는 모식도이고, 그림 1.(b)는 시판되고 있는 선형배열 탐촉자의 실물사진이다. 이러한 배열형 탐촉자는 사각형 또는 구각형으로 제작한 압전 세라믹을 수십개 이상의 작은 요소(element)로 분할한 것에 정합층, 배면층 등을 부가함으로써 만들어진다.



(a) 모식도



(b) 탐촉자 부분 실물사진(예)

그림 1. 초음파 선형배열 진단 탐촉자의 구조 및 형상

본 연구에서는 일직선상으로 배열된 선형 배열 탐촉자를 연구 대상으로 하였다. 그림 2는 선형 배열 탐촉자의 형태와 좌표계를 나타낸 것으로 직사각형 개구에서 x축(azimuth) 방향으로 작은 간격(kerf)을 두고 평행하게 n개(일반적으로 64개 또는 128개) 변환자 요소가 배열되어 있는 것을 나타낸다. 이때 x축은 azimuth, y축은 elevation, z축은 axial방향이 된다. 요소간의 간격 즉, 요소 중심간의 거리는 grating lobe의 영향을 없애기 위해 $\lambda/2$ 보다 작은 값을 가지도록 하였다.

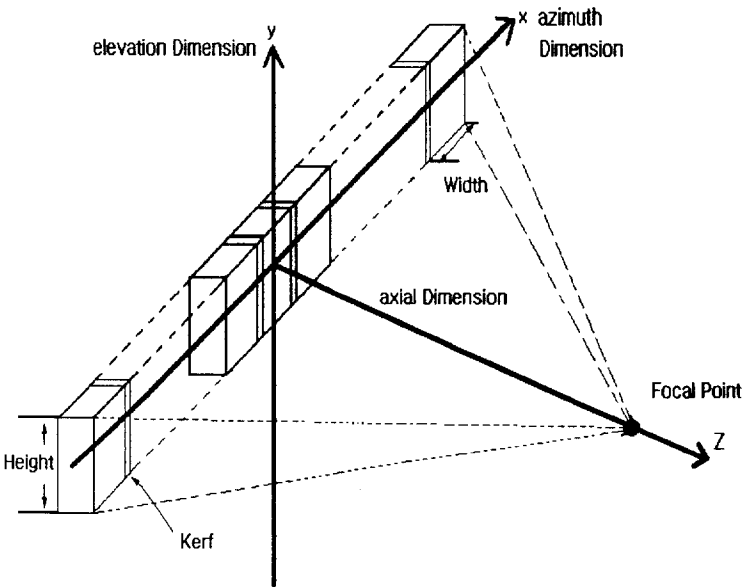
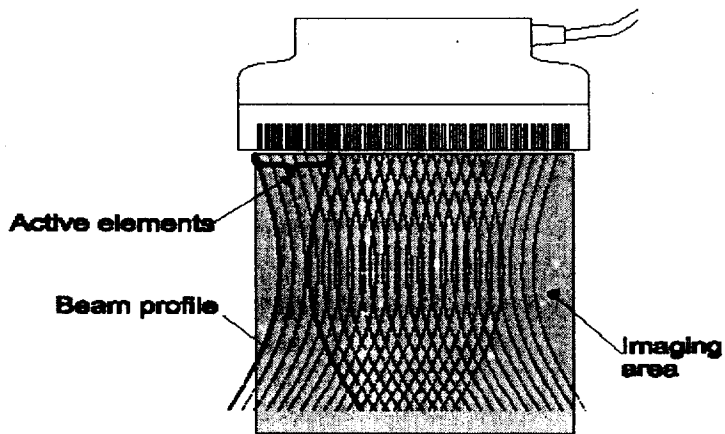


그림 2. 선형배열 탐촉자의 형태와 좌표계

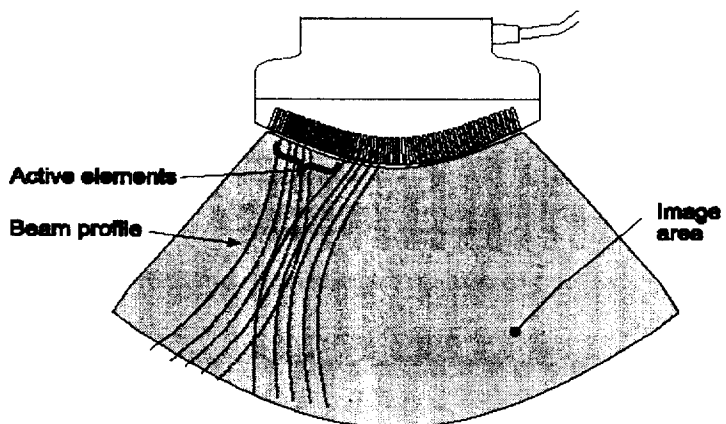
II-2. 선형 배열 탐촉자의 동작원리

그림 3은 단순 Linear Array와 Curved Linear Array 탐촉자의 초음파 빔의 형성 모습과 구동요소를 순차적으로 구동시켜 빔을 이동시키는 모습을 나타낸 것이다. 선형 배열 변환기는 전체 요소 중 일부만을 사용하여 순차적으로 스캐닝하며, 스캐닝 요소의 수는 초음파 영상 진단 시스템의 채널 수에 의해 결정된다. 현재 사용되고 있는 일반적인 선형 배열 탐촉자는 전체 요소수가 64개 또는 128개이며, 방사되는 초음파 빔은 약 32개의 구동요소에 의해 만들어지고, 순차적으로 1~32번, 2~33번, 3~34번,... 순으로 구동시켜 한 프레임의 화면을 얻는다.

그림 3.(b)와 같이 azimuth방향으로 곡률을 갖는 Curved Linear Array 탐촉자는 축방향의 집속 특성을 변화시켜, 적은 요소 배열로 넓은 영역을 스캐닝 할 수 있다는 장점이 있다.



(a) Linear Array Imaging



(b) Curved Linear Array Imaging

그림 3. Linear Array와 Curved Linear Array 탐촉자

그림 4는 초음파 빔의 전기적인 focusing원리를 나타낸 것이다. 소자 배열과 평행한 azimuth방향으로는 변환기의 각 요소에 인가하는 펄스의 시간 지연에 의한 집속을 하고 있으며, 시간 지연의 조정에 의해 초점의 위치를 가변시켜 화질을 개선하거나 axial 방향의 전 영역에 걸쳐 균일한 영상을 얻고 있다.

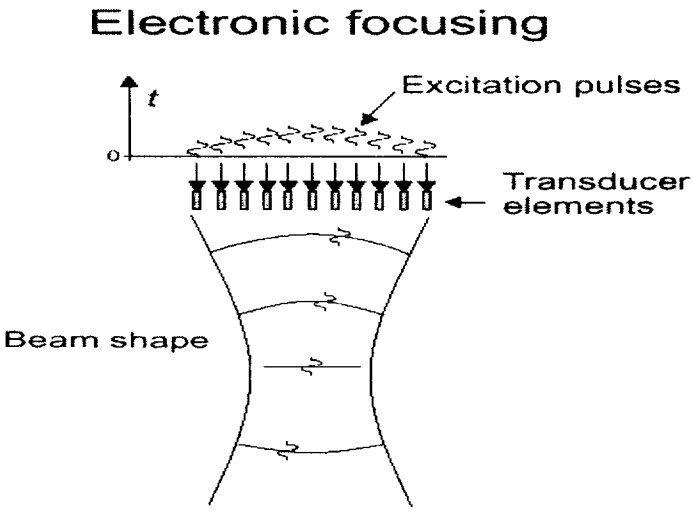


그림 4. 초음파 빔의 전기적인 focusing원리

III. 과도음장 해석이론

선형배열 탐촉자에 의한 과도음장을 계산하기 위해 진동자는 측방향 진동은 하지 않고 두께방향의 진동만 하며, 펄스파로 구동된다고 가정하였다. 요소들의 결합 형태에 따라 탐촉자에서 발생하는 음파의 집속 특성 즉, 음장은 크게 달라지며, 결과적으로 화상의 질이 달라진다. 여기서는, 1차원의 선형배열 탐촉자를 호이겐스 원리(Huygen's principle)에 근거하여 미소요소로 분할하고, 각 요소에서 방사되는 펄스 구면파에 대하여 각 스펙트럼법(angular spectrum method)을 기초로 한 전달함수 개념을 적용하여 수치 적분함으로써 입자속도 또는 음압의 분포를 구하는 과도음장 해석법을 체계화한다.

전기 공학분야에서 선형 전기 시스템의 특성을 나타내는 임펄스 응답은 그림 5와 같이, 시스템에서의 입력 함수 $x(t)$ 와 측정되는 출력함수 $y(t)$ 와의 사이에 다음의 관계가 있다.

$$y(t) = h(t) * x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\theta) x(t - \theta) d\theta \quad \text{-----}(1)$$

여기서, $h(t)$ 는 선형시스템의 임펄스 응답이고, θ 는 지연시간, $*$ 는 시간 convolution을 나타낸다. 시스템의 전달 함수는 임펄스 응답의 푸리에 변환으로 다음과 같이 정의된다.

$$H(f) = F\{h(t)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) e^{-j\omega t} dt \quad \text{-----}(2)$$

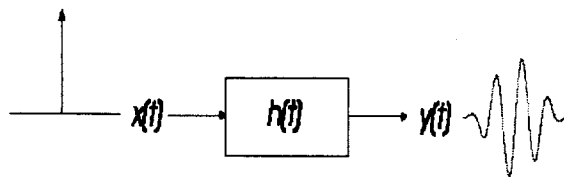


그림 5. 선형 전기 시스템

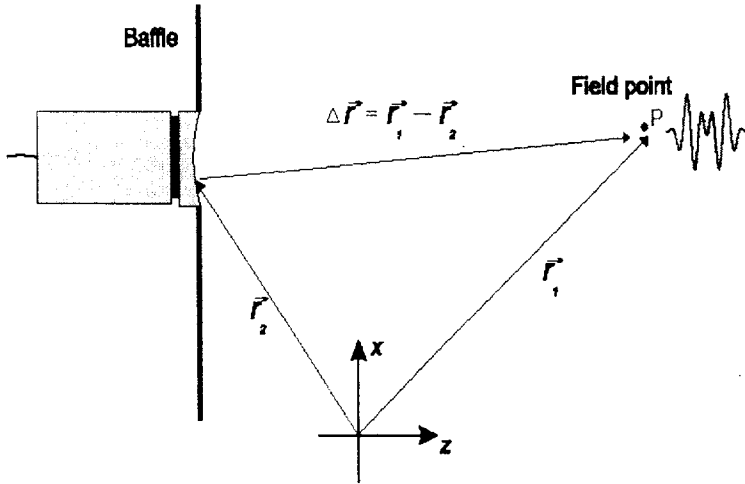


그림 6. 선형 음향 시스템

선형전기시스템에 대한 식(1)의 관계를 그림 6에 나타낸 선형 음향 시스템에 적용하면 다음과 같다. 그림 6의 좌표계에서 $\vec{r}_1$ 은 매질중에 설정한 임의의 좌표원점으로부터 관측점(Field Point)을 나타내는 위치벡터, $\vec{r}_2$ 는 무한 배플을 가진 트랜스듀서의 방사면 상의 한 점의 위치를 나타내는 벡터이다. 밀도 ρ 와 음속 C 를 갖는 균질 매질에서의 음향방사를 고려하면 측정된 임펄스 응답은 구면파를 방사하는 트랜스듀서 상의 한 점과 관측점 간의 거리 $|\Delta \vec{r}| = |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ 에 의해 다음과 같이 주어진다.

$$p_s(\vec{r}_1, t) = \delta\left(t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c}\right) = \delta(t - \Delta t) \quad \text{-----}(3)$$

여기서, Δt 는 음파의 전파 시간을 나타낸다. 트랜스듀서 전체에 대한 P점의 공간 임펄스 응답은 트랜스듀서를 미소 점음원의 집합으로 생각하였을 때 각 점음원에서 방사되는 모든 구면파의 합이다.

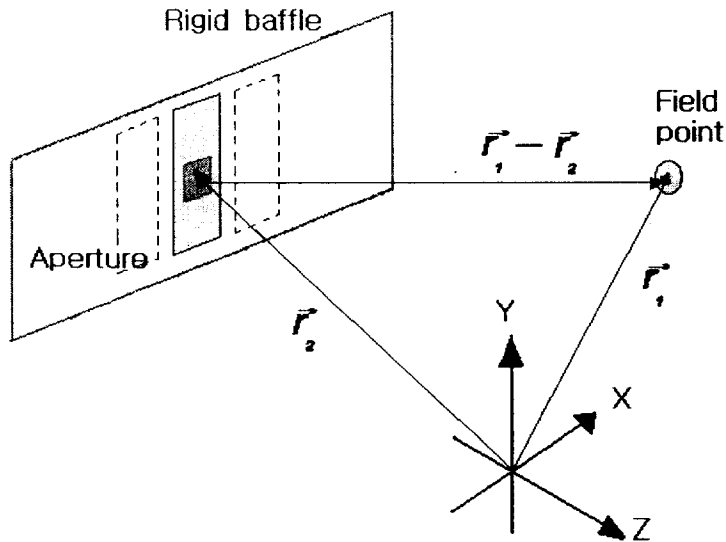


그림 7. 음장해석을 위한 좌표계

다수의 요소 진동자가 배열되어 있는 진단 탐촉자의 경우에는 임의 요소의 탐촉자 상의 미소점으로부터 임의의 거리 $|\Delta \vec{r}| = |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ 에 있는 $p(x, y, z)$ 점의 음장은 각각의 진동요소를 미소한 점음원으로 나누고, 그 각 점음원에서 나온 구면파가 $p(x, y, z)$ 에 전파되어 나왔을 경우의 음압의 적분으로 고려하면 된다. 즉, 1개의 진동요소에 대해 간략화하여 그림 7과 같이 나타내어 관측점(field point)에 형성하는 음압을 구하고, 각각의 진동요소에 대한 합을 구하면 탐촉자 전체에 대한 응답인 음압이 구해진다.

그림 7에서처럼 배열된 탐촉자가 무한 유체 매질 속에 놓여있는 것으로 생각하여 트랜스듀서 표면의 입자속도의 수직성분은 v_n , 매질의 밀도 ρ_0 , 음속 c 로 하면 관측점의 과도음압은 Rayleigh integral에 근거한 다음 식에 의해 구해진다 [11].

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \int_S \frac{\frac{\partial v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c})}{\partial t}}{|\Delta \vec{r}|} dS \quad \text{-----}(4)$$

(4)식에서 v_n 은 트랜스듀서 표면상의 입자속도의 수직성분을 나타내며, S 는 진동요소의 면적이다. 여기서, 매질에서는 감쇄가 없고, 전파되는 음파는 미소진폭파로서 선형적인 것으로 가정하고 있다. (4)의 편미분과 적분을 교환하면,

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \frac{\partial \int_S \frac{v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\Delta \vec{r}|}{c})}{|\Delta \vec{r}|} dS}{\partial t} \quad \text{-----}(5)$$

한편, velocity potential Ψ 와 입자속도 및 음압은 다음의 관계에 있다.

$$\vec{v}(\vec{r}, t) = -\nabla \Psi(\vec{r}, t) \quad \text{-----}(6)$$

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \frac{\partial \Psi(\vec{r}, t)}{\partial t} \quad \text{-----}(7)$$

(7)식에 의해 (5)식을 velocity potential $\Psi(\vec{r}, t)$ 로 나타내면,

$$\Psi(\vec{r}_1, t) = \int_S \frac{v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad \text{-----}(8)$$

트랜스듀서로부터 매질중에 방사되는 펄스의 형태는 digital화된 파형으로 생각하여 delta function과의 time convolution에 의해 표시되어지는 것으로 가정할 수 있다. 즉, (8)식에서 임의의 시각 $t=t_2$ 에 방사한 펄스에 대한 속도포텐셜은 시간 파형을 $t=t_2$ 에서 샘플링한 파형으로 생각하여,

$$\Psi(\vec{r}_1, t) = \int_S \int_T \frac{v_n(\vec{r}_2, t_2) \delta(t - t_2 - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dt_2 dS \quad \text{---(9)}$$

과 같이 나타낼 수 있다. 여기서, δ 는 Dirac delta function이고, T 는 여기 펄스의 지속시간이다.

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

$$\begin{aligned} \Psi(\vec{r}_1, t) &= v_n(t) * \int_S \frac{\delta(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \\ &= v_n(t) * h(\vec{r}_1, t) \quad \text{-----(10)} \end{aligned}$$

단, $*$ 는 시간 convolution 이며,

$$h(\vec{r}_1, t) = \int_S \frac{\delta(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad \text{-----(11)}$$

로서, 전달함수(transfer function)에 해당한다. 식(9)을 식(6)의 관계를 이용하여 음압으로 나타내면,

$$p(\vec{r}_1, t) = \rho_0 \frac{\partial}{\partial t} [v_n(t) * h(\vec{r}_1, t)] \quad \text{-----(12)}$$

이 된다.

(12)식에 있어서 convolution은 Fourier 변환에 의해 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$p(\vec{r}_1, t) = \rho_0 \frac{\partial}{\partial t} [V_n(\omega) \cdot H(\vec{r}_1, \omega)] \quad \text{-----(13)}$$

즉, 입자속도와 전달함수의 스펙트럼을 구하여 곱한 후, 시간에 대해 미분하면 음압을 구할 수 있게 된다[12~15].

(13)식은 하나의 요소 소자에 대한 관측점의 음압을 나타내는 해석적인 해이다. 그러나, 실제 구동 소자는 32개 또는 64개이므로 각각의 소자에 대해 상대적 위치를 고려하여 (13)식을 계산, 그들을 모두 합함으로써 구하고자하는 음압의 값을 산출하게 된다.

IV. 기존 변환기의 음장 특성

서론에서 언급한 바와 같이 의료진단용 초음파 탐촉자는 다양한 형태가 있으나, 여기서는, 가장 일반적인 탐촉자로서 현재 시판중인 Linear Array와 Curved Linear Array의 두 가지에 대한 음장을 시뮬레이션을 통해 비교하였다.

표 1은 현재 태아 및 간, 신장 등 장기의 진단을 위한 복부용으로 일반적으로 사용되고 있는 3.5MHz의 Curved Linear Array와 목 부위 갑상선의 진단에 주로 사용되는 7.5MHz Linear Array 탐촉자의 구조 파라메타를 나타낸다.

표 1. 선형배열 탐촉자의 파라메타

	Linear Array	Curved Linear Array
Center Frequency	7.5MHz,	3.5MHz
Element Width	0.3mm	0.5mm,
Number of Element	128	128
Radius of Curvature	-	65mm
Lens Focus	25mm	80mm
Elevational Aperture	6mm	16mm

Linear Array인 경우 표피 조직과 평행한 갑상선, 경동맥, 말초 혈관 등의 관측에 주로 사용되므로 펄스신호의 위상지연에 의한 초점 위치를 $z=20\text{mm}$ 에 오도록 하고, Curved Linear Array인 경우 복부의 관측에 주로 사용되므로 $z=80\text{mm}$ 에 오도록 설정하였으며, 관측 영역은 초점 부근의 xz 영역으로 하였다.

표 1에서 알 수 있는 것처럼 탐촉자의 전체 요소 수는 128개이나, 한 주사선의 영상을 얻기 위한 초음파 빔을 형성하는데 사용되는 구동요소수는 일반적으로 32개이므로, 32개의 요소가 동시에 구동하여 형성하는 음장을 시뮬레이션, 그 결과를 비교 분석하였다.

시뮬레이션에 있어서 트랜스듀서로부터 매질 중에 방사된 펄스 신호의 형태는 cosine envelope을 갖는 3주기의 RF펄스라고 가정하였는데, 그림 8은 7.5MHz인 경우에 있어서 매질 중에 방사되는 펄스 신호의 형태를 나타낸다.

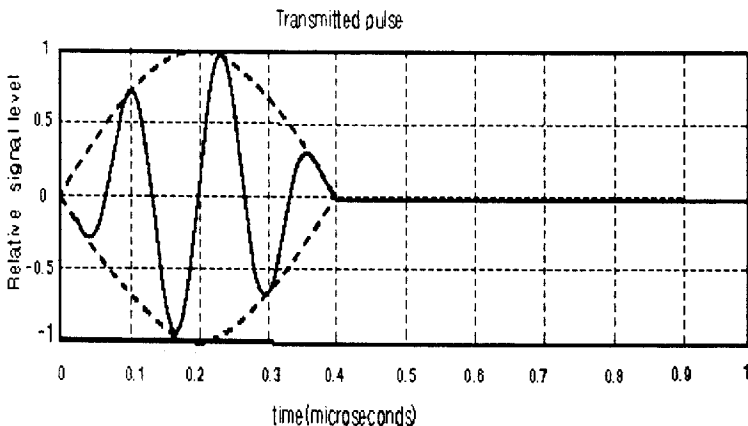


그림 8. 7.5MHz 구동 펄스 신호

IV-1. Linear Array

여기서는 생체 내에서 평균 음속 $c=1540\text{m/s}$ 인 경우에 대해서 구동 요소수가 32개이고, 측(azimuth)방향의 요소 폭(element width)이 $0.3[\text{mm}]$, 높이(elevation)가 $6[\text{mm}]$ 인 7.5MHz 선형배열 탐촉자에 대한 시뮬레이션 결과에 대해 논한다.

그림 9.(a)는 초점 영역($x: -4\sim 4\text{mm}$, $z: 18\sim 22\text{mm}$)에서 음장을 2차원으로 나타낸 것이고, 그림 9.(b)는 위에서 그 등고선(contour) 그래프이다. 그림 9.(c)는 빔폭(beamwidth)을 최대값을 0dB 로하여 -6 , -12 , -18 , -24 , -30dB 의 Iso-contour형태로 나타내었고, 그림 9.(d)는 초점영역을 최대값을 기준으로 -6 , -12 , -18 , -24 , -30dB 에 대한 Log-contour형태로 나타내고 있다. 그림 9.(d)에서 -6dB 의 등고선을 보면 초점영역이 축방향의 초점 20mm 를 중심으로 0.5mm , 측방향으로 0.5mm 정도로 대칭적으로 집속이 형성됨을 확인할 수 있다.

ARRAY-RESPONSE Reference=13 [us] 26-NOV-2001 23:05
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=7.5 [MHz] pitch=1.461 sec=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : no apodization Elevation : no apodization View: 3D default

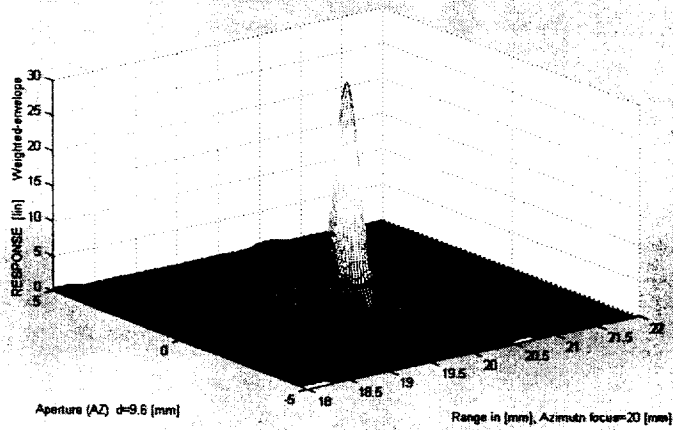


그림 9.(a) 2차원 음장

ARRAY-RESPONSE Reference=13 [us] 26-NOV-2001 23:07
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=7.5 [MHz] pitch=1.461 sec=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : no apodization Elevation : no apodization

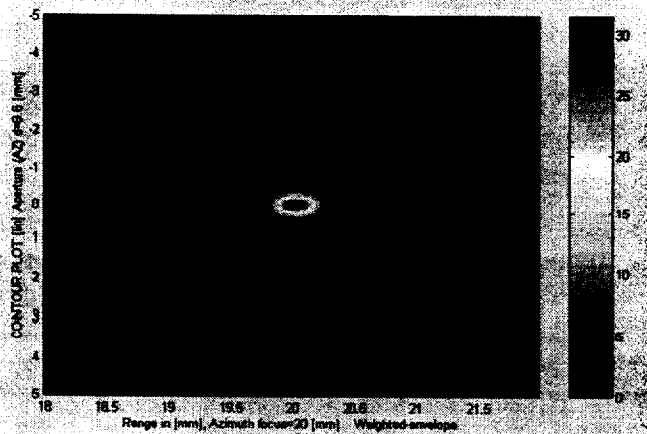


그림 9.(b) contour

ARRAY-RESPONSE Reference=13 [us] 26-NOV-2001 23:11
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=7.5 [MHz] pitch=1.461 sec=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : no apodization Elevation : no apodization

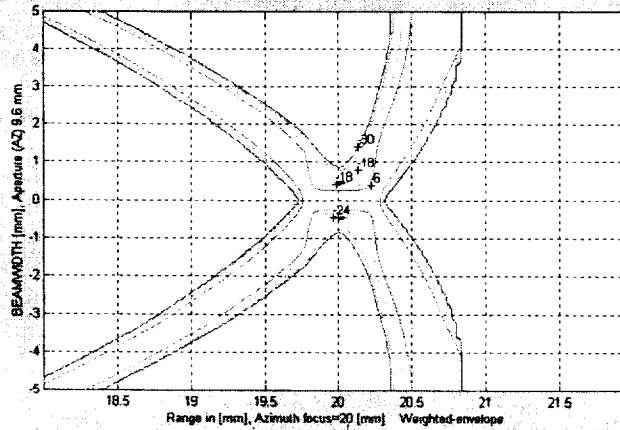


그림 9.(c) Iso-contour

ARRAY-RESPONSE Reference=13 [us] 26-NOV-2001 23:09
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=7.5 [MHz] pitch=1.461 sec=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : no apodization Elevation : no apodization

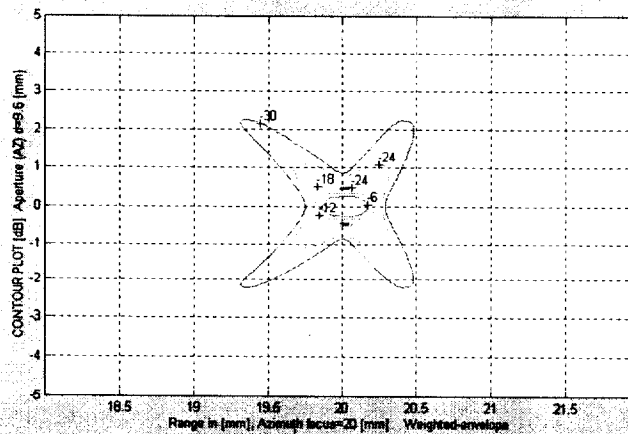


그림 9.(d) Log-contour

그림 9. 7.5MHz Linear Array 탐촉자

IV-2. Curved Linear Array

여기서는 생체 내에서 평균 음속 $c=1540\text{m/s}$ 인 경우에 대해서 구동 요소수가 32개이고, 축(azimuth)방향의 요소 폭(element width)이 0.5mm, 높이(elevation)가 16mm인 3.5MHz Curved Linear Array 탐촉자에 대한 시뮬레이션 결과들을 정리하였다. 그림 10.(a)는 초점영역($x : -10 \sim 10\text{mm}$, $z : 78 \sim 82\text{mm}$)에서 음장을 2차원으로 나타낸 것이고, 그림 10.(b)는 위에서 본 등고선(contour) 그래프이다. 그림 10.(c)에서는 빔폭(beamwidth)을 최대값을 0dB로 하여 -6, -12, -18, -24, -30dB의 Iso-contour형태로 나타내었고, 그림 10.(d)에서는 초점영역을 최대값을 기준으로 -6, -12, -18, -24, -30dB의 Log-contour형태로 나타내었다. 그림 10.(d)에서 -6dB의 등고선을 보면 초점영역이 축방향의 초점 80mm를 중심으로 0.5mm, 축방향으로 2mm 영역에서 대칭적으로 집속이 형성됨을 확인 할 수 있다. 그리고, Linear Array 탐촉자에 비해 넓은 영역의 스캐닝이 가능함을 확인할 수 있다.

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 26-NOV-2001 23:51

Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1393 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]

Azimuth : no apodization Elevation : no apodization View: 3D default

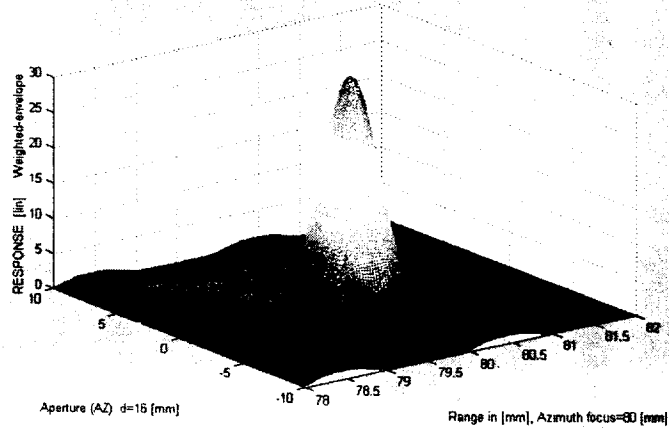


그림 10.(a) 2차원 음장

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 26-NOV-2001 23:55

Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1393 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]

Azimuth : no apodization Elevation : no apodization

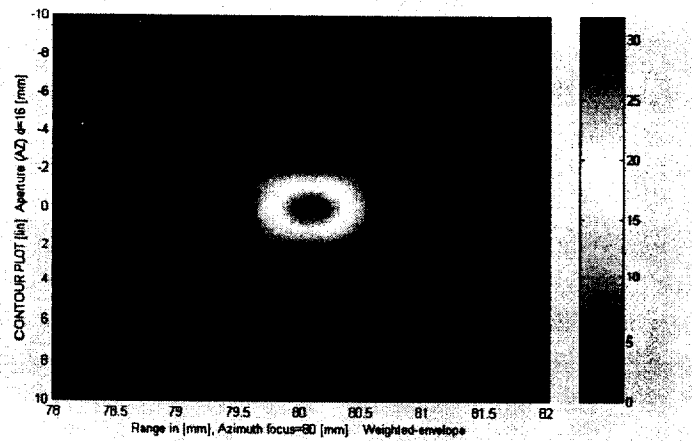


그림 10.(b) contour

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 26-NOV-2001 23:52
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1393 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : no apodization Elevation : no apodization

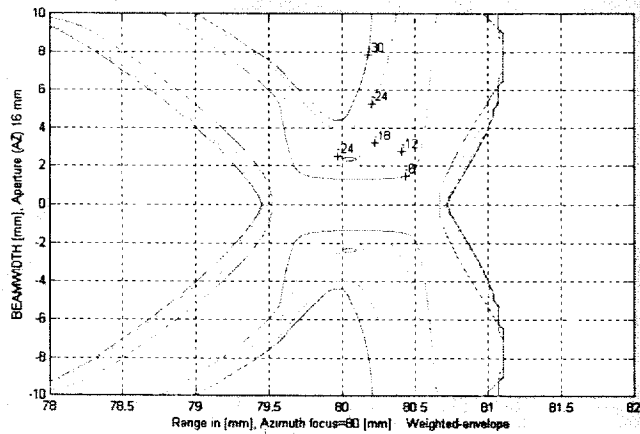


그림 10.(c) Iso-contour

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 26-NOV-2001 23:54
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1393 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : no apodization Elevation : no apodization

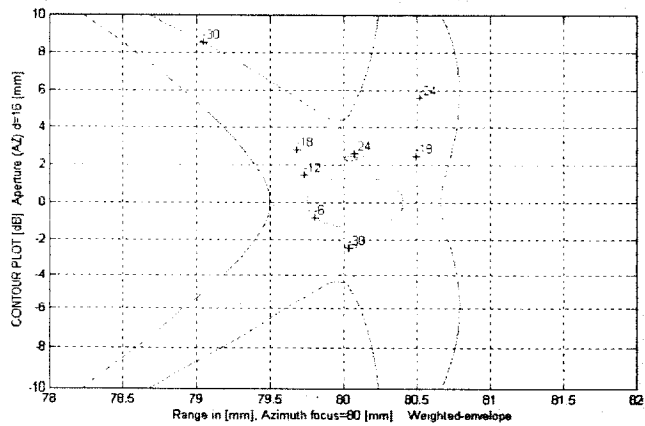


그림 10.(d) Log-contour

그림 10. 3.5MHz Curved Linear Array 탐촉자

V. 파라메타 변화에 따른 음장 해석

표 1에 나타낸 선형배열 탐촉자의 구조 파라메타들을 변화시켜가면서 탐촉자의 파라메타 변화에 따른 음장 변화를 시뮬레이션을 통해 비교하였다. 탐촉자의 음장 변화가 예상되는 파라메타로서 구동펄스 파형과 구조 파라메타인 요소의 크기, elevational aperture, 곡률반경, 측방향의 apodization을 고려하였다.

V-1. 구동펄스의 파형 변화

측방향 해상도는 중심 주파수 및 대역폭에 의해 정해지는 구동펄스의 형태와 직접 관련된다. 기본 구동펄스 신호의 주기수가 3인 것과 비교하기 위해 중심주파수 7.5MHz와 3.5MHz 각각 구동펄스 신호의 주기수를 1, 3, 5, 7로 변화시켜 시뮬레이션하였다.

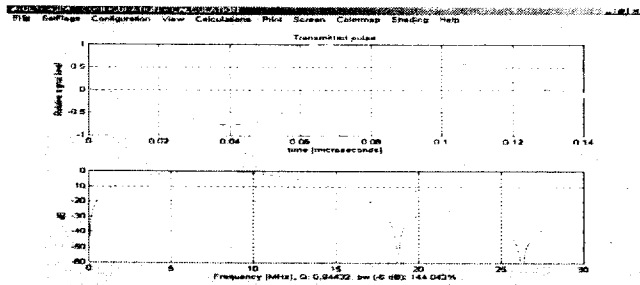
그림 11.(a)는 중심주파수 7.5MHz의 주기수 변화에 따른 waveform과 spectrum을 나타내고 있다. 주기수가 증가할수록 펄스 지속 시간이 길어지고, 대역폭이 좁아지는 것을 알 수 있다. 그림 11.(b)는 Linear Array인 경우 구동펄스 주기수 변화에 따른 빔폭의 변화를 최대값을 0dB로 하여 -6, -12, -18, -24, -30dB의 Iso-contour형태 등고선으로 나타내고 있다.

그림 12.(a)는 중심주파수 3.5MHz의 주기수 변화에 따른 waveform과 spectrum을 나타내고 있다. 그림 12.(b)는 Curved Linear Array인 경우 구동펄스 주기수 변화에 따른 빔폭의 변화를 최대값을 0dB로 하여 -6, -12, -18, -24, -30dB의 Iso-contour형태

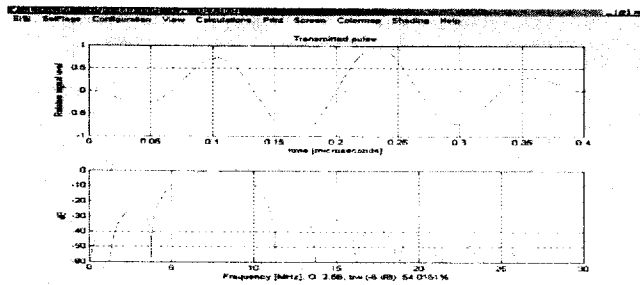
등고선으로 나타내었다.

일반적으로 주파수가 높을수록 초음파 파장이 작아지면 주파수 대역폭이 넓어 펄스 지속 시간이 짧을수록 (주기수가 작을수록) 측방향 분해능이 좋다.

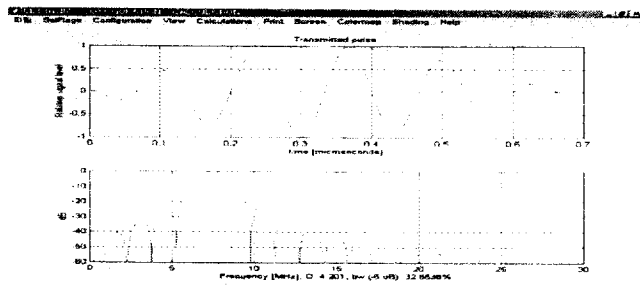
본 연구의 시뮬레이션 결과 Linear Array 탐촉자는 그림 11.(b)에서 -6dB의 등고선을 보면 초점영역이 측방향의 초점 20mm를 중심으로 주기수 1일 때 0.25mm, 주기수 3일 때 0.5mm, 주기수 5일 때 1mm, 주기수 7일 때 1.5mm로 증가함을 확인할 수 있고, 측방향으로는 거의 동일하게 0.5mm 영역을 점유하고 있음을 확인 할 수 있다. Curved Linear Array 탐촉자는 그림 12.(b)에서 -6dB의 등고선을 보면 초점영역이 측방향의 초점 80mm를 중심으로 주기수 1일 때 0.5mm, 주기수 3일 때 1mm, 주기수 5일 때 2mm, 주기수 7일 때 3mm로 증가됨을 확인할 수 있고, 측방향으로는 2mm 영역에서 집속되어 있음을 확인 할 수 있다. 즉, 주기수 증가에 따라 측방향의 분해능이 저하되는 현상이 나타나므로 측방향 및 측방향의 분해능을 동시에 고려할 때 주기수 3인 경우가 적합할 것으로 판단된다.



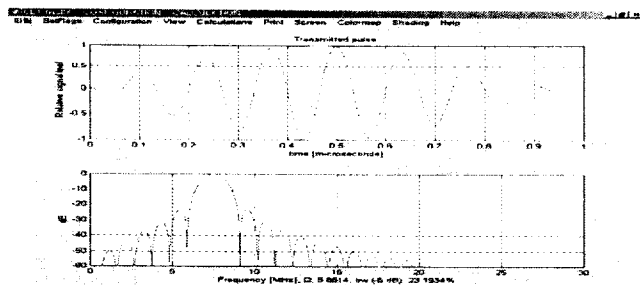
7.5MHz osc=1



7.5MHz osc=3

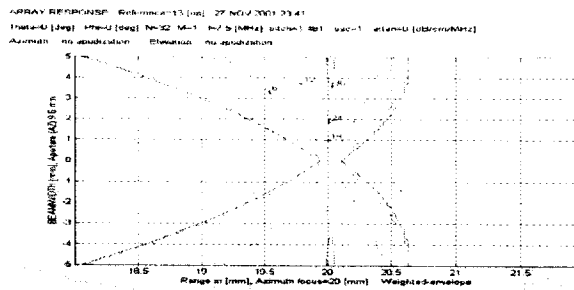


7.5MHz osc=5

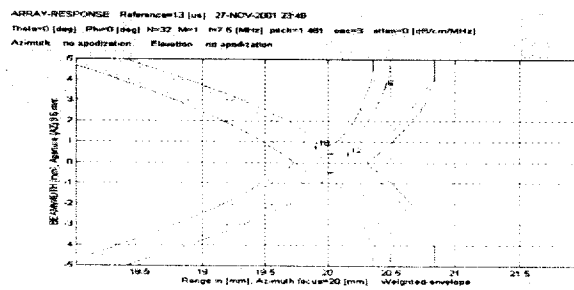


7.5MHz osc=7

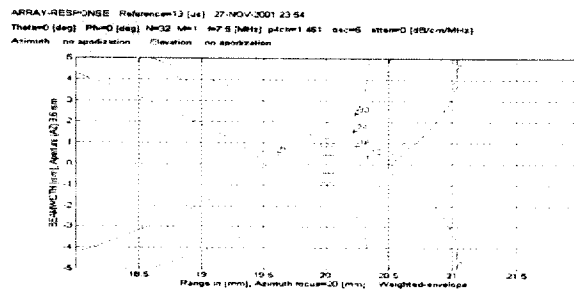
그림 11.(a) $f=7.5\text{MHz}$ 의 주기수 변화에 따른 waveform과 spectrum



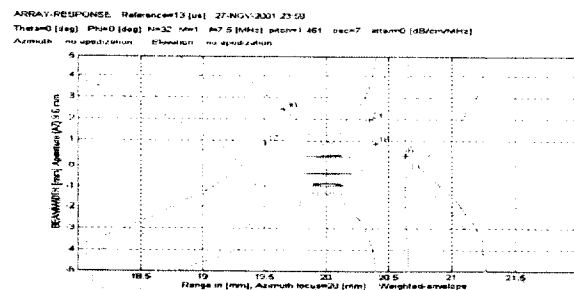
7.5MHz osc=1



7.5MHz osc=3



7.5MHz osc=5



7.5MHz osc=7

그림 11.(b) Linear Array일때 음장 변화 단면도

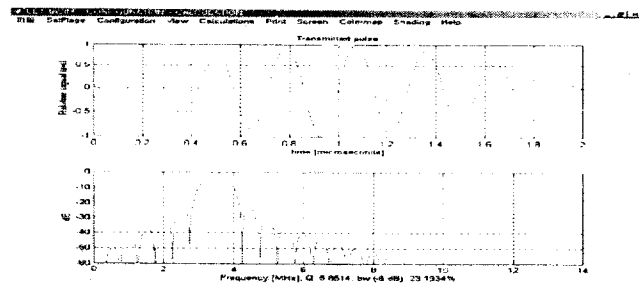
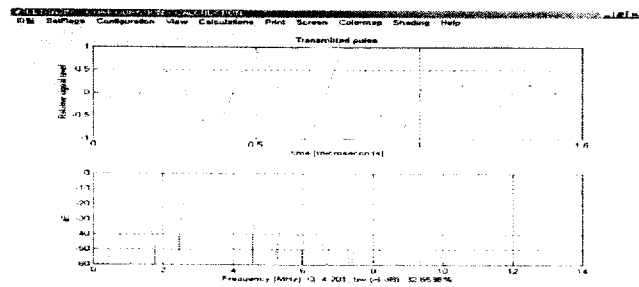
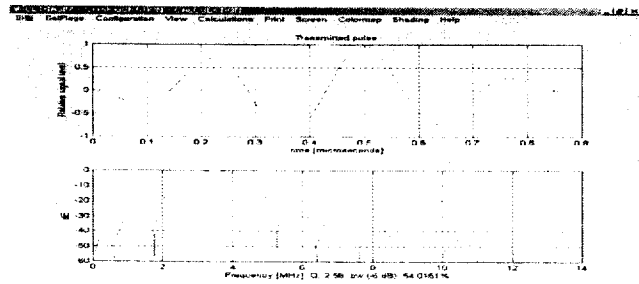
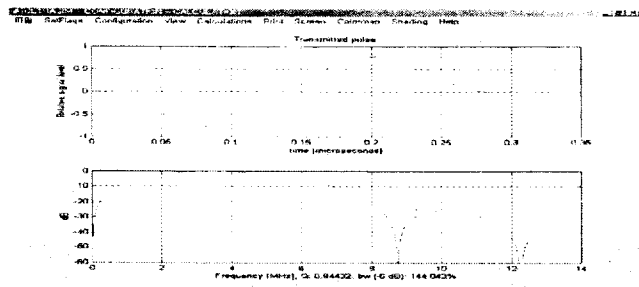
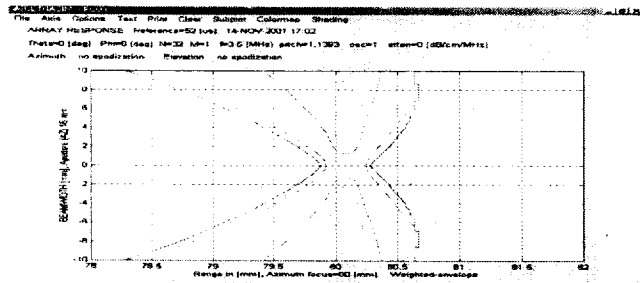
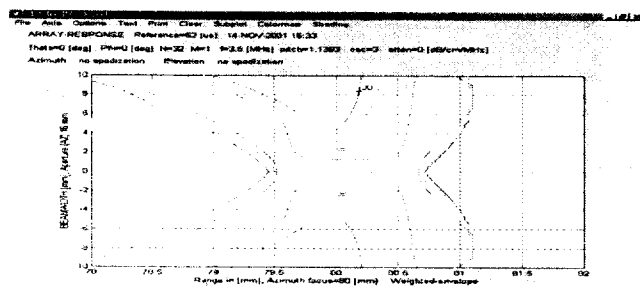


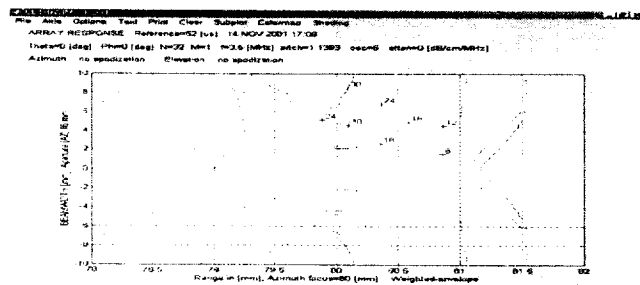
그림 12.(a) $f=3.5\text{MHz}$ 의 주기수 변화에 따른 waveform과 spectrum



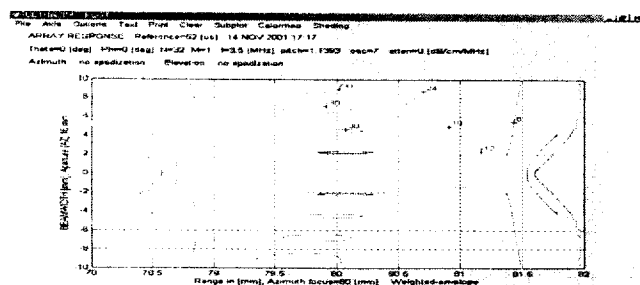
3.5MHz osc=1



3.5MHz osc=3



3.5MHz osc=5



3.5MHz osc=7

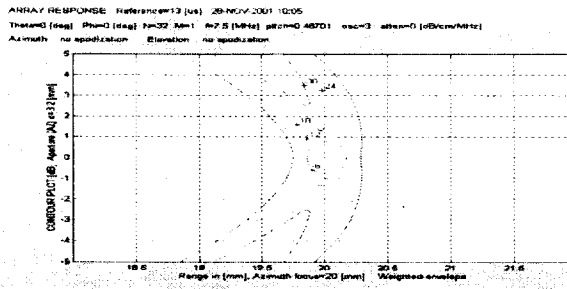
그림 12.(b) Curved Linear Array일때 음장 변화 단면도

V-2. 요소의 폭

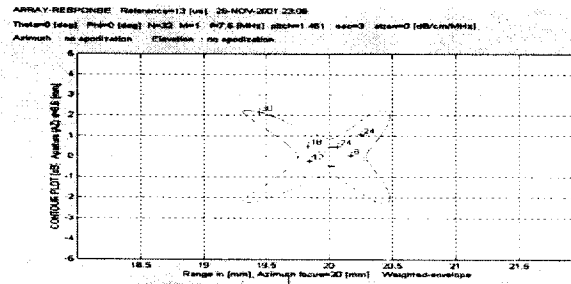
구동요소수는 32개로 동일하게 하고, 선형배열 변환기의 요소 폭을 0.1/0.3/0.5/1 mm로 변화시켜 시뮬레이션 하였다.

그림 13은 Linear Array인 경우, 그림 14는 Curved Linear Array인 경우에 초점 영역에서 요소 폭 변화에 따른 음장 변화를 -6, -12, -18, -24, -30 dB의 log-contour형태 등고선으로 나타내고 있다.

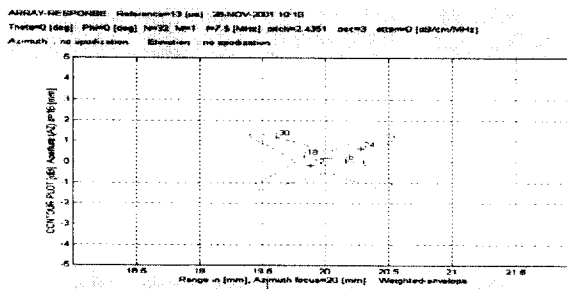
시뮬레이션 결과 Linear Array 탐촉자는 그림 13에서 -6dB의 등고선을 보면 초점영역이 축방향의 초점 20mm를 중심으로 0.5mm영역에서 형성되고, 축방향은 요소 크기가 0.1mm일 때 2mm, 요소 크기가 0.3mm일 때 0.5mm, 요소 크기가 0.5mm일 때 0.3mm, 요소 크기가 1mm일 때 0.2mm에서 초점영역이 형성된다. 그리고, Curved Linear Array 탐촉자는 그림 14에서 -6dB의 등고선을 보면 초점영역이 축방향의 초점 80mm를 중심으로 0.5mm영역에서 형성되고, 축방향은 요소 크기가 0.1mm일 때 12mm, 요소 크기가 0.3mm일 때 4mm, 요소 크기가 0.5mm일 때 2mm, 요소 크기가 1mm일 때 1mm에서 초점영역이 형성된다. 따라서, 요소 크기가 커질수록 축방향의 집속도가 뚜렷하게 향상됨을 확인할 수 있다. 초점영역에서 축방향과 축방향의 집속의 대칭성을 고려할 때 Linear Array 탐촉자인 경우는 요소 크기 0.3mm, Curved Linear Array 탐촉자인 경우는 요소크기 0.5mm 일 때 초점영역의 해상도가 향상될 것으로 판단된다.



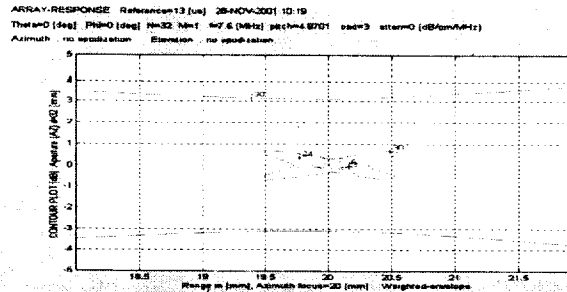
element width=0.1mm



element width=0.3mm



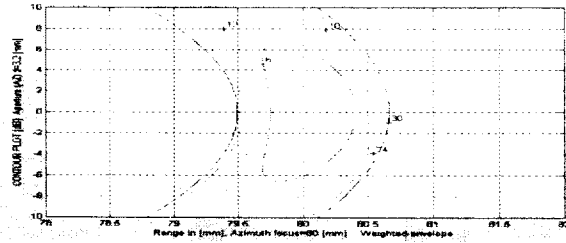
element width=0.5mm



element width=1mm

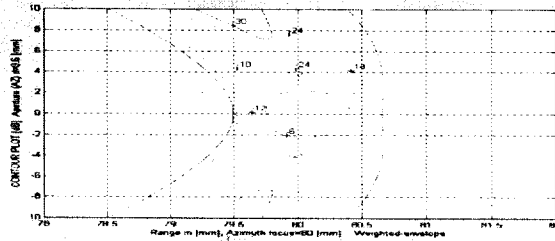
그림 13. Linear Array 요소크기에 따른 음장 변화

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 28-NOV-2001 12:13
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 W=3.5 [MHz] pitch=0.2273 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth no specification Elevation no specification



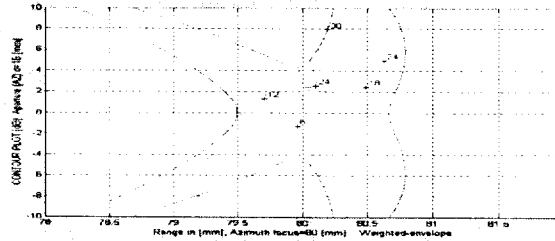
element width=0.1mm

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 28-NOV-2001 14:36
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 W=3.5 [MHz] pitch=0.68244 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth no specification Elevation no specification



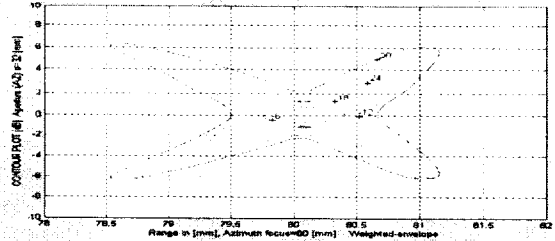
element width=0.3mm

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 28-NOV-2001 15:00
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 W=3.5 [MHz] pitch=1.1369 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth no specification Elevation no specification



element width=0.5mm

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 28-NOV-2001 15:08
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 W=3.5 [MHz] pitch=2.2987 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth no specification Elevation no specification



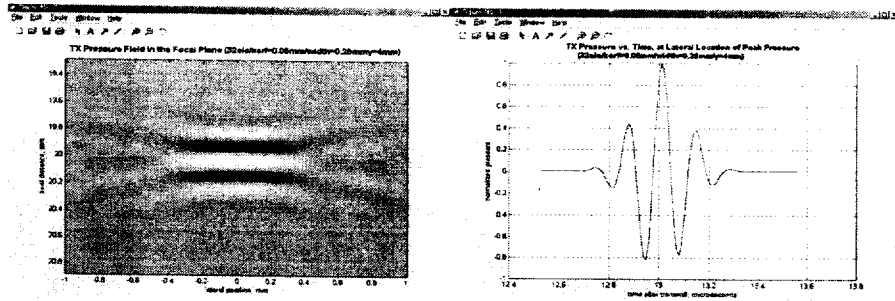
element width=1mm

그림 14. Curved Linear Array 요소크기에 따른 음장 변화

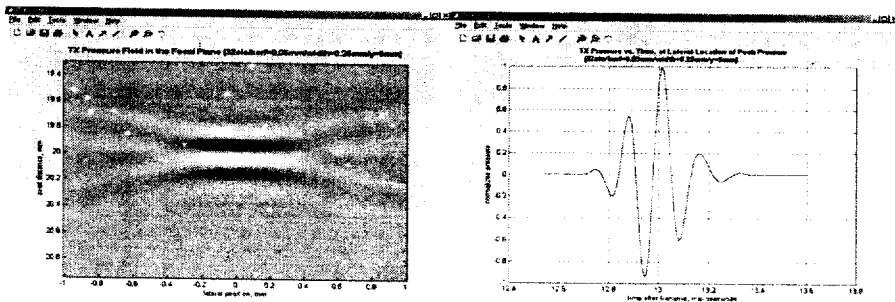
V-3. Elevational Aperture

7.5MHz Linear Array 탐촉자의 경우에는 Elevational Aperture (Element Height) 변화에 따른 음장의 변화를 시뮬레이션을 통해 확인하였다.

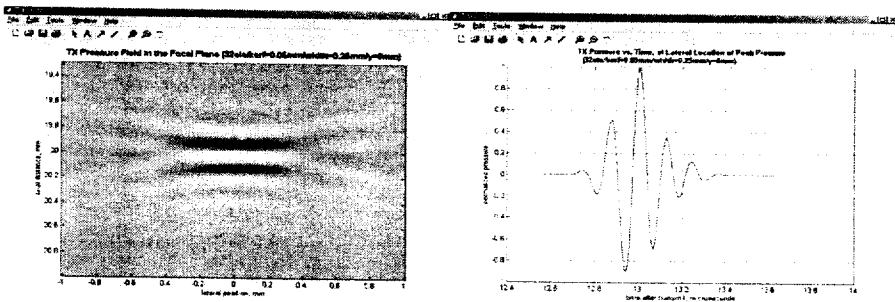
구동요소수가 32개일 때 요소 간격이 0.05mm이고, 요소 크기가 0.25mm인 선형배열 탐촉자의 Elevational Aperture를 4, 5, 6, 8mm로 변화시키면서 음장 변화를 시뮬레이션하였다. 그리고, 구동요소수가 64개인 경우에 대해서도 음장 변화를 비교하였다. 그림 15.(a)는 구동요소수가 32개일 때, 그림 15.(b)는 구동요소수가 64개일 때 Elevational Aperture 변화에 따른 음장과 초점영역에서 수신신호 파형을 나타내고 있다. 이 결과 Elevational Aperture 증가에 따라 수신신호가 시간지연의 중첩에 의해 초점 영역에서 side lobe가 증가하는 현상이 나타났다. 그리고, 방사된 펄스의 신호와 비교하여 초점영역의 수신신호 파형을 보면 Elevational Aperture가 4, 5mm일 때는 유사한 파형을 수신하고, Elevational Aperture가 6, 8mm로 증가할 수록일 신호 파형이 크게 변형되어 수신되는 현상을 확인할 수 있다. 따라서, 기존에 사용되고 있는 Elevational Aperture 6mm인 선형배열 탐촉자와 비교하였을 때 Elevational Aperture가 5mm인 경우가 더 좋은 해상도를 가질 것으로 예상된다.



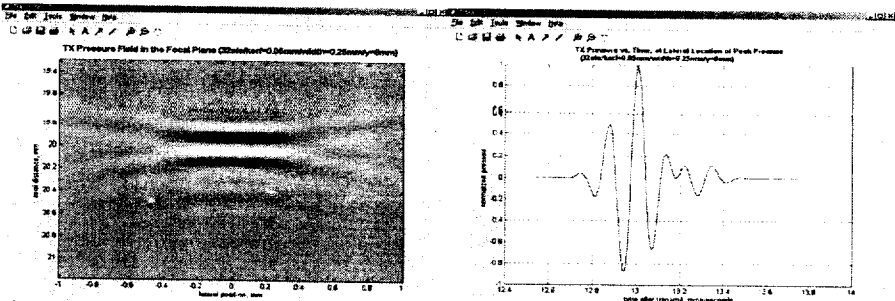
Elevational Aperture=4mm



Elevational Aperture=5mm

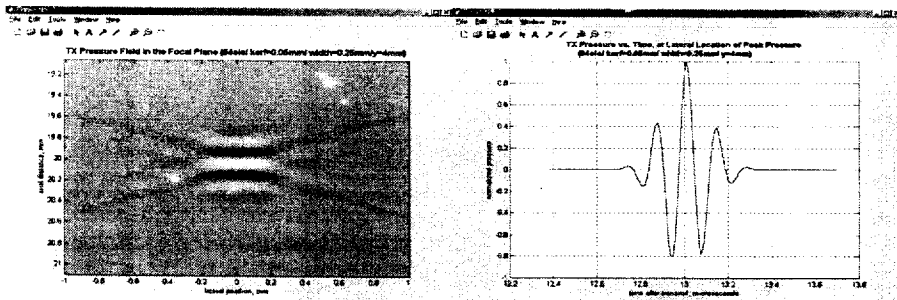


Elevational Aperture=6mm

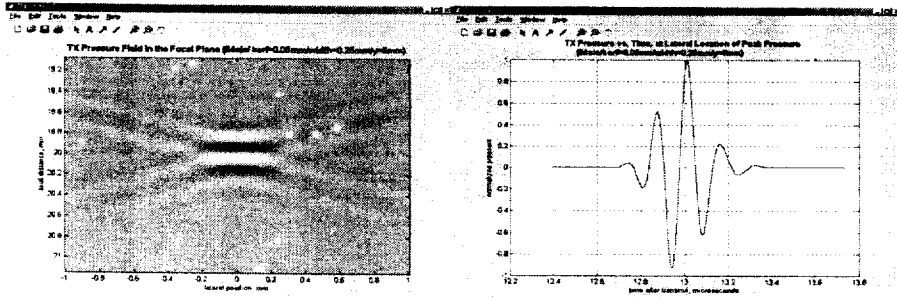


Elevational Aperture=8mm

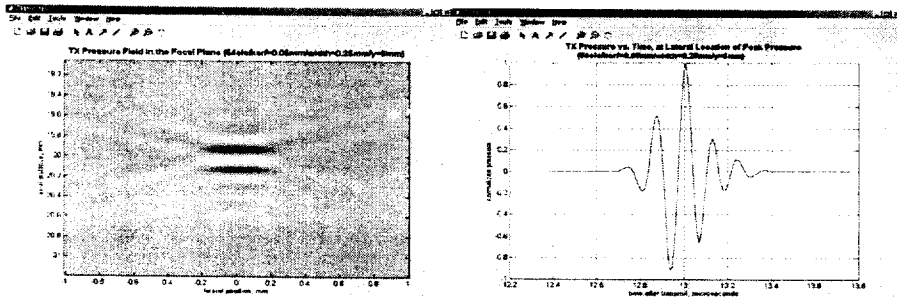
그림 15.(a) Elevational Aperture 변화에 따른 음장 변화(32elements)



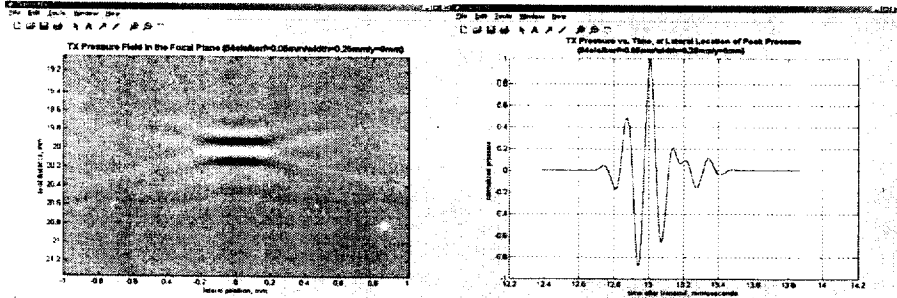
Elevational Aperture=4mm



Elevational Aperture=5mm



Elevational Aperture=6mm

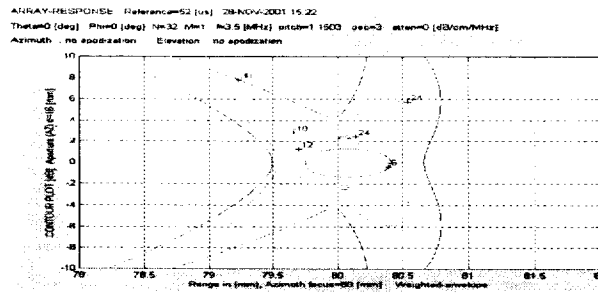


Elevational Aperture=8mm

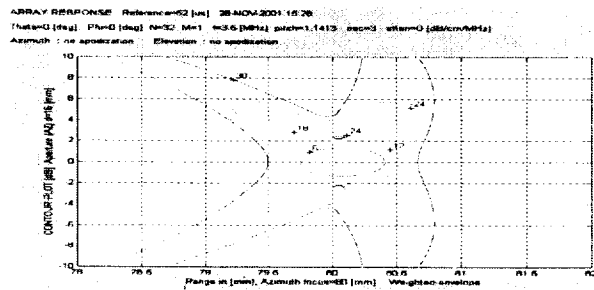
그림 15.(b) Elevational Aperture변화에 따른 음장 변화(64elements)

V-4. 곡률 반경(Radius Of Curvature)

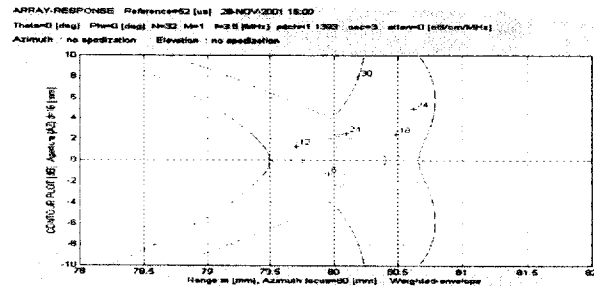
초점 위치는 80mm로 고정하고 Curved Linear Array의 곡률 반경 (ROC)을 30, 50, 65, 80mm로 변화시키면서 시뮬레이션하였다. 그림 16은 초점영역($x : -10 \sim 10\text{mm}$, $z : 78 \sim 82\text{mm}$)에서 곡률 반경 변화에 따른 음장 변화를 최대값을 기준으로 -6, -12, -18, -24, -30dB의 Log-contour형태 등고선으로 나타낸 것이다. 그림 16에서 -6dB의 등고선을 보면 초점영역이 축방향의 초점 80mm를 중심으로 0.5mm, 측방향으로 2mm 영역에서 초점이 형성되는 것을 알 수 있다. 여기서 측방향 집속도를 전기적인 focusing $z=80\text{mm}$ 로 고정한 결과이므로 곡률 반경 변화에 무관하게 모든 곡률 반경에 대해 유사한 형태를 나타내고 있다.



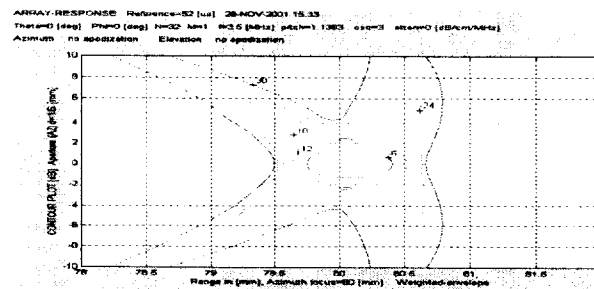
곡률 반경(ROC)=30mm



곡률 반경(ROC)=50mm



곡률 반경(ROC)=65mm



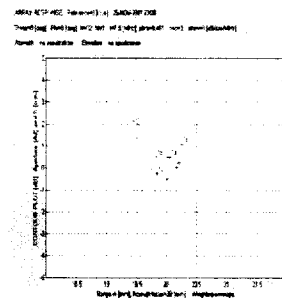
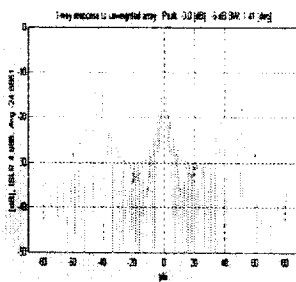
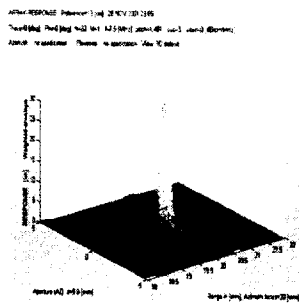
곡률 반경(ROC)=80mm

그림 16. Curved Linear Array 곡률 반경에 따른 음장 변화

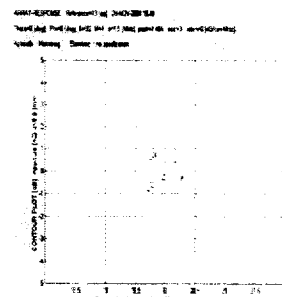
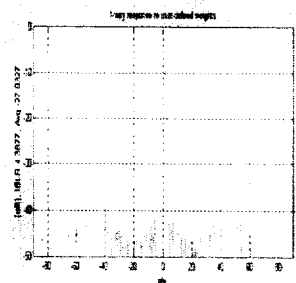
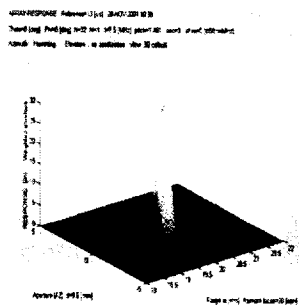
V-5. Apodization

측방향으로 apodization을 적용하지 않았을 때와 Hamming과 Hanning창 형태의 apodization을 적용했을 때를 시뮬레이션을 통해 비교하였다.

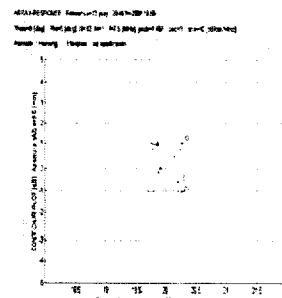
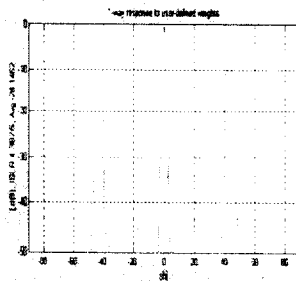
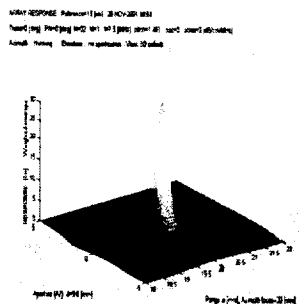
그림 17은 Linear Array의 경우, 중심주파수 7.5MHz일 때 2차원 음장과 빔의 형태 변화를 나타낸 것이다. side lobe 값의 평균치가 -24.69dB에서 Hamming창을 적용하면 -27.93dB, Hanning창을 적용하면 -28.15dB로 감소한다. 그림 18은 Curved Linear Array의 경우, 중심주파수 3.5MHz일 때 2차원 음장과 빔의 형태 변화를 나타낸 것이다. side lobe 값의 평균치가 -20.62dB에서 Hamming창을 적용하면 -22.34dB, Hanning창을 적용하면 -22.14dB로 감소한다. 그리고, 초점 영역에서 최대값을 기준으로 -6, -12, -18, -24, -30 dB로 Log-contour형태를 보면 Hamming과 Hanning창을 적용하였을 경우 side lobe가 감쇄하는 것을 뚜렷하게 확인할 수 있다. 따라서, Linear Array의 경우는 Hanning창, Curved Linear Array의 경우는 Hamming창을 적용하는 것이 적합할 것으로 판단된다.



No apodization



X-Hamming



X-Hanning

그림 17. Linear Array의 음장과 빔의 형태 변화

VI. 새로운 탐촉자의 제안 및 그 음장 예측

VI-1. Linear Array

본 연구에서 시뮬레이션한 결과들을 바탕으로 새로운 Linear Array 탐촉자의 모델을 표 2과 같이 가정하였다. 표 1의 기존 탐촉자와 달리 Elevational Aperture는 5mm, 축방향으로 Hanning창을 적용하였다. 그림 19는 생체 내에서 평균 음속 $c=1540\text{m/s}$ 인 경우, 초점 영역($x: -5\sim 5\text{ mm}$, $z: 18\sim 22\text{mm}$)에서 음장을 2차원과 contour의 형태로 나타낸 것이다. 그림 9.(d)와 그림 19.(d)를 비교하여 -6dB의 등고선을 보면 side lobe 감쇄와 함께 초점영역이 축방향의 초점 20mm를 중심으로 0.5mm, 축방향으로 0.5mm정도로 대칭적으로 집속이 형성됨을 알 수 있다.

표 2. Linear Array 탐촉자 제안 모델

	Linear Array
Center Frequency	7.5MHz
Element Width	0.3mm
Number of Element	128
Elevational Aperture	5mm
Lens Focus	25mm
X-Apodization	Hanningg

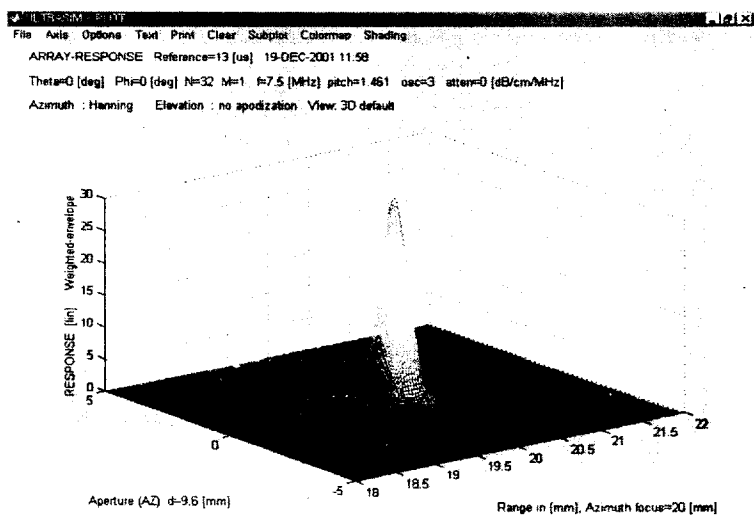


그림 19.(a) 2차원 음장

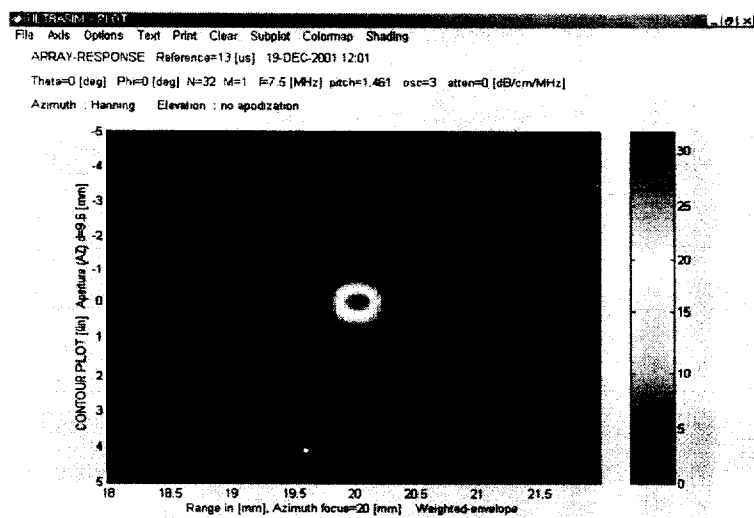


그림 19.(b) contour

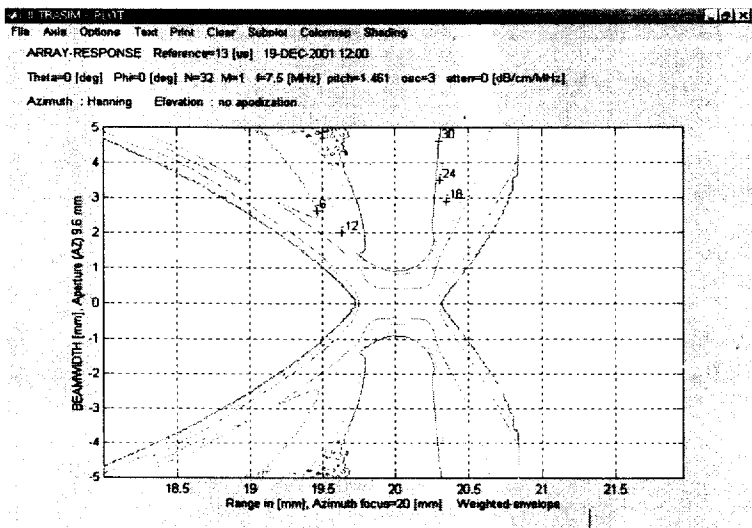


그림 19.(c) Iso-contour

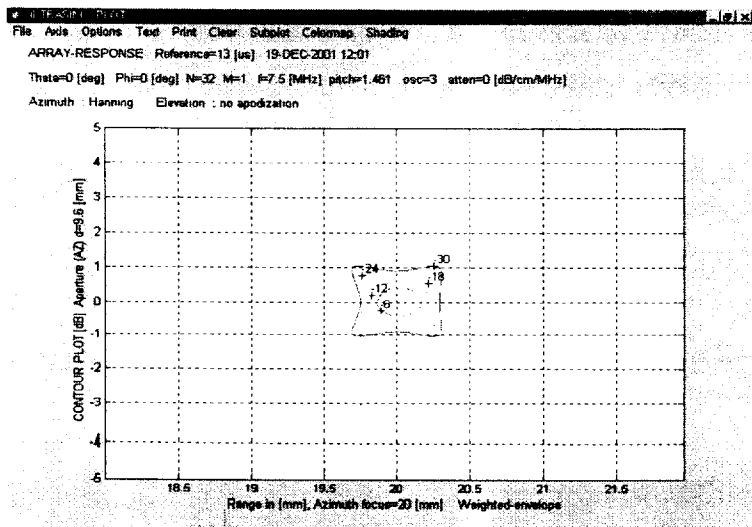


그림 19.(d) Log-contour

그림 19. Linear Array 탐촉자 제안 모델의 음장

VI-2. Curved Linear Array

본 연구에서 제안한 Curved Linear Array 탐촉자의 모델은 표 3과 같다. 송신 음장의 초점 위치가 $z=80\text{mm}$ 에 오도록 조정하였으며, 측방향으로 Hamming을 적용하였고, 그림 20은 생체 내에서 평균 음속 $c=1540[\text{m/s}]$ 인 경우, 초점 영역($x: -10\sim 10\text{mm}$, $z: 78\sim 82\text{mm}$)에서 음장을 나타낸 것이다. 그림 10.(d)와 그림 20.(d)를 비교하여 -6dB 의 등고선을 보면 side lobe의 뚜렷한 감쇄와 함께 초점영역이 측방향의 초점 80mm 를 중심으로 0.5mm , 측방향으로 4mm 정도로 집속이 형성됨을 알 수 있다.

표 3. 제안한 탐촉자 모델

	Curved Linear Array
Center Frequency	3.5MHz
Element Width	0.5mm
Number of Element	128
Radius of Curvature	50mm
Lens Focus	80mm
Elevational Aperture	16mm
X-Apodization	Hammimg

ARRAY-RESPONSE Reference=62 [us] 27-NOV-2001 20:35

Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1413 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]

Azimuth : Hamming Elevation : no apodization View: 3D default

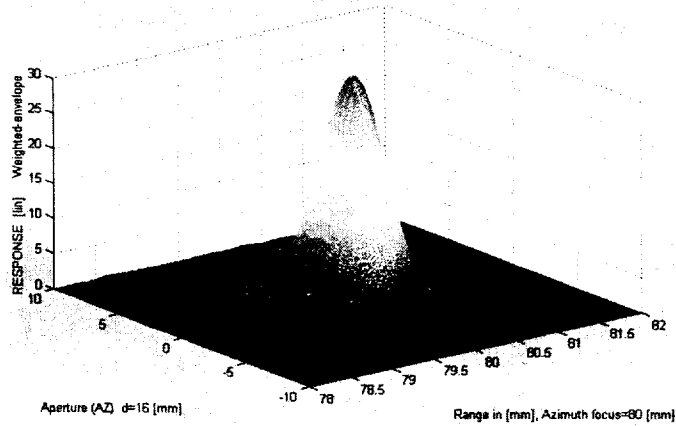


그림 20.(a) 2차원 음장

ARRAY-RESPONSE Reference=62 [us] 27-NOV-2001 20:37

Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1413 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]

Azimuth : Hamming Elevation : no apodization

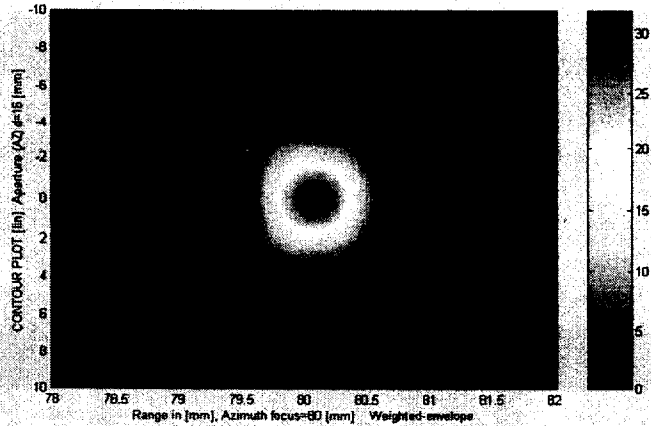


그림 20.(b) contour

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 27-NOV-2001 20:38
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1413 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : Hamming Elevation : no apodization

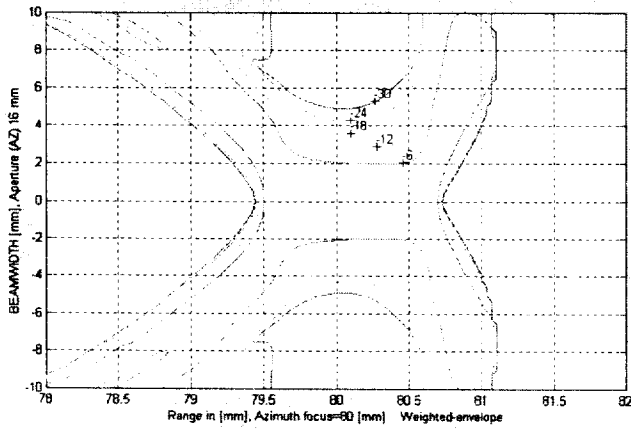


그림 20.(c) Iso-contour

ARRAY-RESPONSE Reference=52 [us] 27-NOV-2001 20:38
 Theta=0 [deg] Phi=0 [deg] N=32 M=1 f=3.5 [MHz] pitch=1.1413 osc=3 atten=0 [dB/cm/MHz]
 Azimuth : Hamming Elevation : no apodization

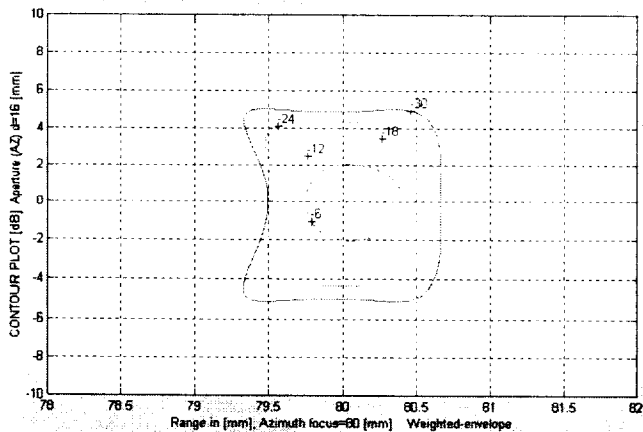


그림 20.(d) Log-contour

그림 20. Curved Linear Array 탐촉자 제안 모델의 음장

VII. 결 론

본 논문은 의료용 초음파 진단 장치에 사용되고 있는 진단 탐촉자가 인체 중에 형성하는 과도음장을 체계적으로 해석하고, 그것을 이용하여 보다 성능이 향상된 진단 탐촉자를 설계하는데 목적이 있다.

따라서, 생체 내에서 평균 음속 $c=1540[m/s]$ 인 경우에 대해서 선형 배열 탐촉자의 구동펄스와 구조적인 파라메타인 탐촉자 요소의 폭(element width), Elevational Aperture, 곡률 반경(radius of curvature) 등의 변화에 따른 과도음장의 전파 특성을 시뮬레이션하였다. 구동펄스 신호의 주기수가 증가할 때, 요소 폭이 커질 때, Linear Array의 Elevational Aperture가 커질 때, side lobe가 변화하고, 초점 영역의 집속이 뚜렷해짐을 알 수 있었다. 그리고, 측방향으로 apodization을 적용하였을 경우 side lobe가 뚜렷하게 감쇄되는 것을 확인하였다.

이러한 파라메타 변화에 따른 시뮬레이션 결과들을 비교 분석하여 요소 크기 0.3mm, Elevational Aperture 5mm인 7.5MHz의 Linear Array와 요소 크기 0.5mm, 곡률 반경 50mm인 3.5MHz의 Curved Linear Array 탐촉자를 새로운 모델로 설정하여 초점영역에서 집속이 기존 선형배열 탐촉자와 비교하여 뚜렷하게 향상됨을 확인하였다.

본 연구를 바탕으로 금후 선형배열 진단 탐촉자의 구조와 동작원리를 고려한 과도 음장 해석 이론을 보다 정밀하게 체계화하여 정립하면 초음파 진단 탐촉자의 제작에 앞서 컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 과도음장 해석을 통해 탐촉자의 성능을 정확히 예측할 수 있을 것으로 기대된다.

참고 문헌

- [1] 鳥飼安生, “超音波音場とLommel關數”, 東京大學 生産技術研究所 報告, UDC 534. 231-141, pp. 106-121, 1975.
- [2] K. B. Ocheltree and L. A. Frezzell, “Sound Field Calculation for Rectangular Sources”, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 36(2), pp. 242-248, Mar. 1989.
- [3] Daniel H. Turnbull and F. Stuart Foster, “Beam Steering with Pulsed Two-Dimensional Transducer Arrays”, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 38(4), pp.320-333, 1991.
- [4] Joon-Hyun Lee, Sang-Woo Chol, “A Parametric Study of Ultrasonic Beam Profiles for a Linear Phased Array Transducer”, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 47(3), pp. 644-650, 2000.
- [5] Kang-Lyeol Ha, Moo-Joon Kim, Byung-Gook Hyun, “Estimation and Measurement of Forward Propagated Ultrasonic Fields in Layered Fluid Media”, Jour. Acoust. Soc. Kor., Vol. 19(2E), pp.14-19, 2000.
- [6] Yadong Li and James A. Zagzebski, “A Frequency Domain Model for Generating B-Mode Images with Array Transducers”, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 46(3), pp.690-699, 1999.
- [7] Jesse T. Yen, Jordan P. Steinberg Stephen W. Smith, “Sparse 2-D Array Design for Real Time Rectilinear Volumetric Imaging”, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 47(1), pp.93-110, 2000.

- [8] P. Cormbie, A. Bascom, and S. Cobbold, "Calculating the Pulsed Response of Linear Arrays: Accuracy vs. Computational Efficiency", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 44, pp. 997-1009, 1997.
- [9] S. W. Smith, H. E. Pavy, and O. T. von Ramm, "High-speed Ultrasound Volumetric Imaging System Part I: Transducer Design and Beam Steering", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 38, pp. 100-108, Mar. 1991.
- [10] S. W. Smith, H. E. Pavy, and O. T. von Ramm, "High-speed Ultrasound Volumetric Imaging System Part II: Parallel Processing and Imaging Display", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 38, pp. 109-115, 1991.
- [11] A. D. Pierce, "Acoustics, An Introduction to Physical Principles and Applications", Acoust. Soc. Am., New York, 1989.
- [12] P. R. Stepanishen, "Pulsed Transmit/Receive Response of Ultrasonic Piezoelectric Transducers", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 69, pp. 1815-1827, 1981.
- [13] Lawrence J. Ziomek, "Fundamentals of Acoustic Field Theory and Space-Time Signal processing", CRC press., pp. 126-150, 1995.
- [14] J. A. Jensen, "A Model for the Propagation and Scattering of Ultrasound in Tissue", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 89(1), pp. 182-190, 1991.
- [15] J. A. Jensen and N. B. Sevensen, "Calculation of Pressure Fields from Arbitrarily Shaped Apodized, and Excited Ultrasound Transducers", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 39(2), pp. 262-267, 1992.

감사의 글

논문이 완성되기까지 많은 충고와 가르침으로 지도해주신 하강열 교수님께 가장 먼저 감사의 말씀을 드립니다. 그리고 조언을 아끼지 않고 심사해주신 김무준 교수님과 윤종락 교수님께도 감사의 말씀을 전합니다. 아울러 묵묵히 저를 믿고 지원해주신 김천덕 교수님께도 감사드립니다. 힘들 때 같이 고생을 나누며 공부한 대학원 선배님, 후배님들께도 고마움을 전합니다. 끝으로 이러한 결실을 맺을 수 있도록 언제나 저를 믿고 지원해주시며 힘이 되어주신 사랑하는 어머니께 이 작은 결실을 바칩니다.