

# 고강도 집속 초음파 발생용 오목한 환상형 배열 트랜스듀서의 최적설계

## Optimal design of a concave annular array transducer to generate high intensity focused ultrasound

최은아, 노용래<sup>†</sup>

(Euna Choi and Yongrae Roh<sup>†</sup>)

경북대학교 기계공학과

(Received August 12, 2016; revised September 19, 2016; accepted November 25, 2016)

**초 록:** 본 연구에서는 의료 치료용으로 고강도 집속 초음파를 발생시킬 수 있는 오목한 환상형 배열 트랜스듀서의 구조를 최적설계하였다. 트랜스듀서는 곡률반경으로 40 mm를 가지는 여러 개의 동심원 채널로 이루어진 위상배열 구조이다. 구조 설계를 위해 트랜스듀서의 음장을 해석할 수 있는 이론식을 유도하였으며, 이론식 계산 결과의 타당성을 유한요소해석 결과와 비교함으로써 검증하였다. 배열 트랜스듀서의 기하학적 초점 이외 지점에서의 동적 집속 가능 유무도 함께 확인하였다. 또한 음장 내 원하지 않는 지점에 발생하는 그레이팅 로브의 레벨은 트랜스듀서의 채널 수와 주파수와의 관계를 이용하여 개선될 수 있음을 확인하였다. 따라서 정점으로부터 특정 범위 내에 주엽이 존재하면서 그레이팅 로브를 포함한 최대 부엽의 크기를 체계적으로 줄일 수 있도록 트랜스듀서 구조를 최적 설계하였다. 설계된 구조는 모든 집속 지점에서 목표를 만족하는 성능을 보였다.

**핵심용어:** 최적설계, 오목한 환상형, 배열 트랜스듀서, 고강도 집속 초음파, 그레이팅 로브

**ABSTRACT:** In this study, the structure of a concave annular array transducer was optimized to generate high intensity focused ultrasound for medical therapeutic application. The transducer has a phased array structure composed of several concentric channels that have 40 mm as the radius of curvature. We derived theoretical equations to analyze the sound field of the transducer and verified the validity of the equations by comparing the results calculated by the equations with those from finite element analyses. We also checked the possibility of dynamic focusing at around the geometric focal point. Further, the level of a grating lobe occurring at an unwanted position in the transducer sound field was confirmed to be reducible through the relation between the number of channels and the frequency of the transducer. Hence, the structure of the transducer was optimized to place the main lobe within a specific range from the zenith while systematically reducing the level of the maximum sidelobe including the grating lobe. The designed structure showed the performance better than that targeted at all the focal points.

**Keywords:** Optimal design, Concave annular, Array transducer, High intensity focused ultrasound, Grating lobe

**PACS numbers:** 43.38.Fx, 43.80.Vj

## 1. 서 론

고강도 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 발생용 트랜스듀서는 초음파를 집속시켜 고

강도 에너지로 체내 깊게 자리잡고 있는 병변을 괴사시키는 치료용 장치로서, 절개하여 종양을 제거하는 종래의 기술을 대체하는 장치로 각광받고 있다. 1942년 Lynn *et al.*<sup>[1]</sup>에 의해 생물학과 신경학 분야에서 주로 사용하던 평면파 형태의 초음파를 한 지점에 집속시킴으로써 강도를 높이고자 하는 연구가 그

<sup>†</sup>Corresponding author: Youngrae 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)

시초였으며, 최근에는 자궁근종, 간종양, 유방암, 췌장암, 전립선종양, 뇌종양의 제거 등 아주 다양한 의료 분야에 적용되고 있다.<sup>[24]</sup> 그 중에도 자궁근종의 치료를 위한 HIFU 트랜스듀서의 개발과 적용이 활발한데, 이것은 생식 가능 여성의 25%가 자궁근종을 가지고 있을 정도로 치료를 필요로 하는 수요가 많기 때문이다. 기존의 자궁근종 제거 기술인 자궁동맥색전술은 MRI(Magnetic Resonance Imaging)나 초음파를 이용한 영상기술을 사용해 최소한의 절개로 종양을 제거하는 역할을 하지만, HIFU 트랜스듀서를 이용한 치료법은 이와 비교하였을 때 절개가 필요하지 않으며 치료 후 정상적인 생활로 돌아갈 수 있는 기간을 현저하게 단축시키는 등 더 많은 장점을 가지고 있다.<sup>[3]</sup>

HIFU 트랜스듀서로 단일 초음파 소자를 사용하는 경우가 있는데, 기하학적 형태가 상대적으로 간단하여 제작하기 쉬운 장점이 있지만, 큰 부피의 종양을 태워 제거시키기 위해 여러 번의 병진운동으로 초음파 집속 위치를 매번 재설정해야 하는 번거로움과 치료시간의 소모가 크다는 단점이 있다. 그러므로 여러 개의 채널을 가지는 위상배열 트랜스듀서를 사용하는 경우가 일반적이는데, 전자적으로 각 채널을 구동시키는 신호의 위상을 다르게 하여 트랜스듀서를 기계적으로 이동시키지 않고도 초점의 위치를 조절하여 동적 집속이 가능하게 하며, 동시에 여러 개의 초음파 집속 지점을 발생시켜 큰 부피의 병변 부위도 짧은 시간 내에 제거할 수 있게 한다. 그러나 위상배열 트랜스듀서는 병변 부위에 발생되어야 하는 주엽 외에도 그레이팅 로브나 최대 강도의 부엽을 발생시켜 원하는 지점이 아닌 곳에 있는 정상적인 세포에 손상을 주는 경우도 생긴다. 또한 많은 채널들을 독립적으로 구동시켜야 하는 경우 상대적으로 구동시스템이 복잡해진다는 단점을 가지고 있다. 그러므로 그레이팅 로브나 크기가 큰 부엽의 발생을 억제하면서 채널의 개수를 줄이는 연구의 필요성이 대두된다.<sup>[5,6]</sup>

축방향 그레이팅 로브의 심각성이 인식됨에 따라, 그레이팅 로브를 감소시키는 하나의 방안으로 평면이 아닌 구면 형태의 트랜스듀서 사용이 제안되었다. 이것은 그레이팅 로브를 완전히 억제하지는 못

하였지만, 구의 기하학적 중심에 더 높은 에너지를 집속시켜 그레이팅 로브의 크기를 최소화시키는데 큰 역할을 하였다.<sup>[7]</sup>

그레이팅 로브에 관한 아주 잘 알려진 음향학적 이론 중의 하나는 그레이팅 로브의 크기와 발생 위치가 트랜스듀서의 구동 주파수와 기하학적 구조에 밀접한 관계를 가진다는 것이다.<sup>[8]</sup> 이 이론을 토대로 구동주파수를 단일 연속파에서 Chirp 주파수로 변경시켜 그레이팅 로브를 최소화시킨 연구가 수행되었고,<sup>[9]</sup> 주어진 트랜스듀서의 기하학적 구조에 대한 최적의 주파수를 찾는 연구도 수행되었다.<sup>[10]</sup> 기하학적 구조에 관하여도, 채널과 채널 사이의 간격을 반파장으로 설정하거나,<sup>[6]</sup> 환상형 채널을 갖는 트랜스듀서의 각 채널을 여러 개의 아치형으로 분리시키고 분리된 채널에 소용돌이형 위상차를 주어서 그레이팅 로브의 영향을 줄이고자 하는 연구가 수행되었다.<sup>[11]</sup> 그리고 그레이팅 로브를 억제시키면서 빔 조향이 가능하도록 하는 방법으로 더 적은 개수의 채널을 사용하는 Sparse 배열 트랜스듀서에 대한 연구도 수행되었으며,<sup>[5,12]</sup> 그 목적을 극대화시키기 위해 최적화 기법을 이용한 트랜스듀서 구조 설계에 대한 연구가 수행되었다.<sup>[13]</sup> 그러나 본 연구의 모델이 되는 환상형 배열 트랜스듀서의 기하학적 구조를 최적화하는 연구는 미미한 실정이다.

본 연구에서는 중심주파수가 3 MHz이고, 곡률반경이 40 mm인 오목한 환상형 고강도 집속 초음파 (Concave Annular High Intensity Focused Ultrasound, CA-HIFU) 배열 트랜스듀서를 모델로 하여, 기하학적 중심에 주엽을 발생시키고 동시에 그레이팅 로브 및 최대 부엽의 크기를 최소화시킬 수 있는 트랜스듀서의 최적구조를 설계하였다. 먼저, CA-HIFU 배열 트랜스듀서의 원거리 음장을 나타내는 이론식을 유도하고, 유도된 이론식에 의한 계산결과를 유한요소해석 결과와 비교함으로써 이론식의 타당성을 검증하였다. 이때, 각 채널을 구동시키는 신호에 적절한 위상차를 인가하여 트랜스듀서의 수직 정점에서부터 축방향으로 30 mm인 지점에서의 초음파 동적 집속 가능성도 함께 확인하였다. 또한 그레이팅 로브와 채널의 개수에 관한 관계를 분석하여 그레이팅 로브의 저감 가능성을 유도하였다. 나아가, 최적화

기법인 OptQuest-NonLinear Programming(OQ-NLP)<sup>[14]</sup> 알고리즘을 사용하여 커프의 폭이 일정할 때 채널 폭의 최적값을 도출하여 그레이팅 로브 및 최대 부엽의 영향이 최소화된 CA-HIFU 배열 트랜스듀서 구조를 설계하였다.

## II. 음장 해석 이론

### 2.1 변수 설정

Fig. 1(a)는 본 연구의 모델인 CA-HIFU 배열 트랜스듀서이며, 여러 개의 동심원 음원들로 이루어져 구의 중심에 해당하는 기하학적 초점에 초음파를 집중시키는 구조를 가지고 있다. CA-HIFU 배열 트랜스듀서의 원거리 음장 해석 이론식을 유도하기 위하여 각 동심원에 여러 개의 원형 피스톤 음원들을 규칙적으로 배열하여 원형 피스톤 음원들이 Fig. 1(a)에 있는 각 동심원 음원의 역할을 대체하도록 하였다.

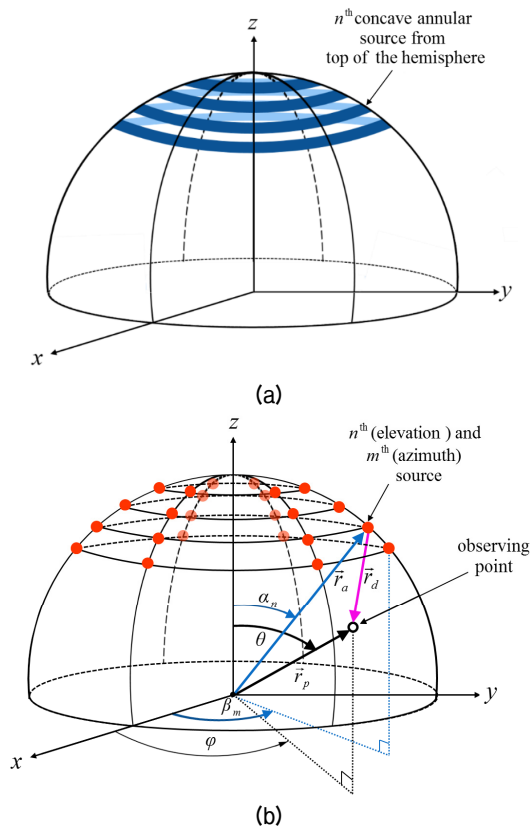


Fig. 1. Configuration of the HIFU transducer: (a) array of concave annular sources on a hemisphere and (b) array of circular piston sources on a hemisphere.

Fig. 1(b)에 있는 배열 트랜스듀서의 표면에 규칙적으로 배열된 속이 찬 점들은 원형 피스톤 음원들을 나타내고, 속이 빈 점은 초음파가 전파되는 공간상에 있는 관측점을 나타낸다. 구조 매개변수들은 Fig. 1(b)에 나타냈으며, 필요에 따라 직교 좌표계( $x, y, z$ )와 구형 좌표계( $r, \theta, \varphi$ )가 모두 사용되었다.<sup>[15,16]</sup>

이러한 배열구조에서 좌표계의 원점과 피스톤 음원과 초음파가 전파하는 공간상의 관측점을 각각 잇는 세 개의 벡터를 얻을 수 있는데,  $\vec{r}_a$ 는 좌표계의 원점에서 피스톤 음원으로,  $\vec{r}_p$ 는 좌표계의 원점에서 관측점으로,  $\vec{r}_d$ 는 피스톤 음원에서 관측점으로 향하는 벡터이다.

$\vec{r}_d$ 의 직교 좌표는( $x_1, y_1, z_1$ )이고, 구형 좌표는( $a, \alpha_n, \beta_m$ )이다.  $a$ 는 반구의 반지름으로서 벡터  $\vec{r}_d$ 의 크기이다.  $\alpha_n$ 은 고도각 방향으로 나열된 총  $N$ 개의 음원들 중  $n$ 번째에 위치하는 음원과  $z$ 축이 이루는 각도를 의미한다. 같은 방법으로,  $\beta_m$ 은 방위각 방향으로 일정한 간격을 가지도록 나열된 총  $M$ 개의 음원들 중  $m$ 번째에 위치하는 음원을  $x-y$  평면에 투영시킨 정사영과  $x$ 축이 이루는 각도를 의미한다.

다음으로,  $\vec{r}_p$ 의 직교 좌표는( $x_2, y_2, z_2$ )이고, 구형 좌표는( $r, \theta, \varphi$ )이다.  $r$ 은  $\vec{r}_p$ 의 크기이다.  $\theta$ 는  $\vec{r}_p$ 와  $z$ 축이 이루는 각도를 의미하며,  $\varphi$ 는  $\vec{r}_p$ 를  $x-y$  평면에 투영시킨 정사영과  $x$ 축이 이루는 각도를 의미한다.

마지막으로 고도각 방향으로  $n$ 번째, 방위각 방향으로  $m$ 번째에 위치하는 음원으로부터 관측점까지의 벡터  $\vec{r}_d$ 는  $(\vec{r}_d)_{nm}$ 으로 표현하며, 그 크기는 직교 좌표계와 구형 좌표계 간의 변환 공식인 Eq. (1)에 의해 Eq. (2)와 같이 계산할 수 있다. 이때, Eq. (2)를 통하여 삼각함수 형태로 표현된  $\vec{r}_p$ 와  $\vec{r}_a$ 의 사이각  $\gamma_{nm}$ 을 얻을 수 있다(Fig. 2).

$$\begin{aligned} x_1 &= a \sin \alpha_n \cos \beta_m, & y_1 &= a \sin \alpha_n \sin \beta_m, & z_1 &= a \cos \alpha_n, \\ x_2 &= r \sin \theta \cos \varphi, & y_2 &= r \sin \theta \sin \varphi, & z_2 &= r \cos \theta. \end{aligned} \quad (1)$$

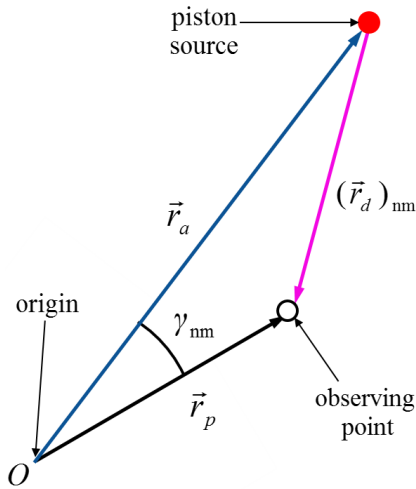


Fig. 2. The three vectors and the angle  $\gamma_{nm}$ .

$$\begin{aligned}
 |(\vec{r}_d)_{nm}| &= |\vec{r}_a(x_1, y_1, z_1) - \vec{r}_p(x_2, y_2, z_2)| \\
 &= \sqrt{a^2 + r^2 - 2ar \cos \gamma_{nm}}, \quad (2)
 \end{aligned}$$

여기서  $\cos \gamma_{nm} = \sin \alpha_n \sin \theta \cos(\beta_m - \varphi) + \cos \alpha_n \cos \theta$ .

## 2.2 원형 피스톤이 음원으로 배열된 환상형 배열 트랜스듀서

구성 음원들이 지향성을 갖는 배열 트랜스듀서의 총 음압  $p(r, \theta, \varphi, t)$ 는 곱셈정리에 의해 Eq. (3)과 같이 나타낼 수 있는데,<sup>[17]</sup> 이 식에서  $H_a(\theta, \varphi)$ 는 점 음원을 갖는 배열 트랜스듀서의 지향성 인자(Directional Factor)이고,  $Pp(r, \theta, \varphi, t)$ 는 본 연구에서 환상형 음원의 대체 음원으로 사용된 원형 피스톤 음원의 음압이다.  $B_{nm}(h)$ 는 환상형 배열 트랜스듀서에서 기하학적 초점방향으로 전파되는 초음파만을 반영할 수 있도록 배플 효과를 표현한 단위 계단 함수이고,  $h$ 는 방사각도를 나타내는 인자이다.

$$p(r, \theta, \varphi, t) = H_a(\theta, \varphi) p_p(r, \theta, \varphi, t) B_{nm}(h). \quad (3)$$

먼저 점 음원들이 배열된 환상형 배열 트랜스듀서의 지향성 인자를 유도하기 위하여 Fig. 1(b)에 배열된 각 피스톤 음원의 중심에 점 음원이 위치한다고 가정하였다. 고도각 방향으로  $n$  번째, 방위각 방향으로  $m$  번째에 위치하는 점 음원에 의해 방사되는 음

파를 Eq. (4)와 같이 정의하였다.<sup>[17]</sup>

$$p_{a, nm}(r, \theta, \varphi, t) = \frac{A}{|(\vec{r}_d)_{nm}|} e^{i[\omega t - \vec{k} \cdot (\vec{r}_d)_{nm}]}, \quad (4)$$

여기서  $p_{a, nm}$ : 고도각 방향으로  $n$  번째, 방위각 방향으로  $m$  번째에 위치하는 점 음원에 의해 방사되는 음파의 음압

$A$ : 음압의 진폭

$\omega$ : 각주파수

$t$ : 시간

$k$ : 파수

단일 음원의 지향성 인자는 초음파 방사 공간 내에서의 음압과 그 음원의 음향 축방향 음압의 비로 얻을 수 있다. 이때, 음향 축방향은 초음파 방사 방향을 의미하며, 일반적으로 음원 표면의 법선 방향이다. 여러 개의 음원을 갖는 배열 트랜스듀서의 지향성 인자는 트랜스듀서를 구성하는 각 음원의 지향성 인자의 합으로 얻을 수 있다. 그러나 트랜스듀서를 구성하는 각 음원의 지향성은 각 음원 자체의 음향 축 방향이 아니라 배열 트랜스듀서의 음향 축 방향에 대한 지향성 인자로 계산해 주어야 하는 것이 그 차이점이다. 예를 들어 단일 음원으로서 점 음원의 지향성 인자는 어느 방향으로나 동일하게 1의 값을 가지므로 무지향성을 띠지만, 여러 개의 점 음원으로 구성된 배열 트랜스듀서 내에 있는 점 음원의 지향성 인자는 점 음원 자체의 음향 축이 아니라 트랜스듀서의 음향 축을 사용하여 계산하므로 배열 트랜스듀서의 기준에서는 무지향성을 띠다고 할 수 없다.

점 음원들로 구성된 배열 트랜스듀서의 지향성 인자를 얻기 위하여 고도각 방향으로  $n$  번째, 방위각 방향으로  $m$  번째에 배열된 점 음원에서 방사되는 음파의 음압을 그 점 음원에서부터의 거리인 Eq. (2)를 Eq. (4)에 대입하여 Eq. (5)와 같이 표현할 수 있다. 그리고 배열 트랜스듀서의 음향 축[Fig. 1(b)]에서  $z$  축 방향,  $\theta = 0$ 을 사용하여 얻은 점 음원의 축방향 음압은 Eq. (6)과 같이 표현할 수 있다. 나아가, Eqs. (5)와 (6)을 사용하여 점 음원을 갖는 배열 트랜스듀서의 지향성 인자를 Eq. (7)과 같이 나타낼 수 있다. 그러나

지향성 인자의 최대값은 1이어야 하므로  $H_1(\theta, \varphi)$  와  $H_1(\theta, \varphi)$ 의 최대값인  $H_2(\theta, \varphi)$ 의 비를 계산함으로써 점 음원들로 구성된 배열 트랜스듀서의 최종적인 지향성 인자를 Eq. (8)과 같이 계산할 수 있다.

$$p_{a, nm}(r, \theta, \varphi, t) = \frac{A}{|(r_d)_{nm}|} e^{i[wt - \vec{k} \cdot (\vec{r}_d)_{nm}]} = \frac{A}{\sqrt{a^2 + r^2 - 2ar \cos \gamma_{nm}}} e^{i[wt - \vec{k} \cdot (\vec{r}_d)_{nm}]} \quad (5)$$

$$p_{a, nm}(r, \theta, \varphi, t) = p_{ax, nm}(r, t) = \frac{A}{\sqrt{a^2 + r^2 - 2ar \cos \alpha_n}} e^{i[wt - \vec{k} \cdot (\vec{r}_d)_{nm\theta=0}]} \quad (6)$$

$$H_1(\theta, \varphi) = \left| \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \frac{p_{a, nm}(r, \theta, \varphi, t)}{p_{ax, nm}(r, t)} \right| \quad (7)$$

$$H_a(\theta, \varphi) = \frac{H_1(\theta, \varphi)}{H_2(\theta, \varphi)}, \text{ 여기서 } H_2(\theta, \varphi) = \max(H_1). \quad (8)$$

원형 피스톤 음원의 음압은 Eq. (9)와 같이 나타낼 수 있다.<sup>[17]</sup> 음압 계산을 위해 필요한 변수는 원형 피스톤 음원에서부터 초음파가 전파되는 공간상에 있는 관측점까지의 거리와 피스톤 음원의 음향 방사 축과 그 관측점이 이루는 사이각이다. 고도각 방향으로  $n$  번째, 방위각 방향으로  $m$  번째에 배열된 피스톤에서부터 관측 지점까지의 거리는 Eq. (2)를 이

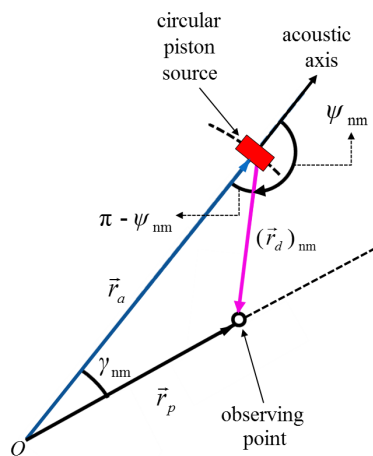


Fig. 3. The angle,  $\psi_{nm}$ , between the acoustic axis and the vector  $(\vec{r}_d)_{nm}$ .

용할 수 있으며, 사이각은 Fig. 3에서 보는 바와 같이 각  $\psi_{nm}$ 이며, Eq. (10)을 사용하여 계산할 수 있다. 그러므로 Fig. 1(b)에 나타난 배열 트랜스듀서를 이루는 원형 피스톤 음원의 최종 음압은 Eq. (11)과 같이 얻을 수 있다.

$$p_p(r, \theta, \varphi, t) = \frac{i}{2} \rho_0 c U_0 \frac{ka_p^2}{|(r_d)_{nm}|} \left[ \frac{2J_1(ka_p \sin \psi_{nm})}{ka_p \sin \psi_{nm}} \right] e^{i[wt - \vec{k} \cdot (\vec{r}_d)_{nm}]} \quad (9)$$

여기서  $\rho_0$ : 밀도

$c$ : 음속

$U_0$ : 입자속도

$a_p$ : 피스톤 음원의 반경

$J_1$ : 제1종 베셀함수

$\psi_{nm}$ : 피스톤 음원의 음향 방사 축과 관측점이 이루는 사이각

$$\psi_{nm} = \cos^{-1} \left( \frac{r \cos \gamma_{nm} - a}{\sqrt{r^2 + a^2 - 2ar \cos \gamma_{nm}}} \right) \quad (10)$$

$$p_p(r, \theta, \varphi, t) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N p_{p, nm}(r, \theta, \varphi, t) \quad (11)$$

배플 효과를 구현하기 위해 사용된 단위 계단함수는 Eq. (12)와 같이 변수  $h$ 의 값이 양인 경우 1, 0이거나 음인 경우 0의 값을 가진다. 이러한 성질을 이용하여 구면에 고정된 피스톤 음원이 특정 구간에서만 초음파를 방사하는 현상을 표현할 수 있는데, 본 연구에서는  $\psi_{nm}$ 이  $(\pi/2 \sim 3\pi/2)$ 인 구간 내에서 방사된 초음파만을 사용하였다.

$$B_{nm}(h) = \begin{cases} 1 & \text{if } h > 0 \\ 0 & \text{if } h \leq 0 \end{cases} \quad (12)$$

$$\text{여기서 } h = -\frac{|\cos \psi_{nm}|}{\cos \psi_{nm}}$$

최종적으로, 원형 피스톤을 음원으로 갖는 환상형 배열 트랜스듀서에 대한 총 음압  $p(r, \theta, \varphi, t)$ 는 Eq. (13)과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 p(r, \theta, \varphi, t) &= H_a(\theta, \varphi) p_p(r, \theta, \varphi, t) B_{nm}(h) \\
 &= \frac{\sum_{(m=1)}^M \sum_{(n=1)}^N \frac{\sqrt{a^2 + r^2 - 2ar \cos \alpha_n}}{\sqrt{a^2 + r^2 - 2ar \cos \gamma_{nm}}} e^{-i\vec{k} \cdot [(\vec{r}_d)_{nm} - (\vec{r}_d)_{nm\theta=0}]} }{\max \left[ \sum_{(m=1)}^M \sum_{(n=1)}^N \frac{\sqrt{a^2 + r^2 - 2ar \cos \alpha_n}}{\sqrt{a^2 + r^2 - 2ar \cos \gamma_{nm}}} e^{-i\vec{k} \cdot [(\vec{r}_d)_{nm} - (\vec{r}_d)_{nm\theta=0}]} \right]} \\
 &\times \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \left\{ \frac{i}{2} \rho_0 c U_0 \frac{ka_p^2}{|(\vec{r}_d)_{nm}|} \left[ \frac{2J_1(ka_p \sin \psi_{nm})}{ka_p \sin \psi_{nm}} \right] e^{i[wt - \vec{k} \cdot (\vec{r}_d)_{nm}]} B_{nm}(h) \right\}. \tag{13}
 \end{aligned}$$

이상과 같이 유도한 원형 피스톤을 음원으로 갖는 환상형 배열 트랜스듀서의 음압을 나타내는 이론식 Eq. (13)의 타당성을 검증하기 위해, 이 식을 사용해 수치해석 프로그램인 MATLAB을 통하여 계산한 결과값과 상용 유한요소해석(Finite Element Analysis,

FEA) 프로그램인 PZFlex<sup>®</sup>를 통하여 해석한 결과값을 비교하였다.

Fig. 4(a)는 이론식 계산 모델을, Fig. 4(b)는 유한요소해석 모델을  $x-z$  평면과  $x-y$  평면에 도식화한 것이다. 이 모델들의 곡률반경  $a$ 는 40 mm이고, 고리

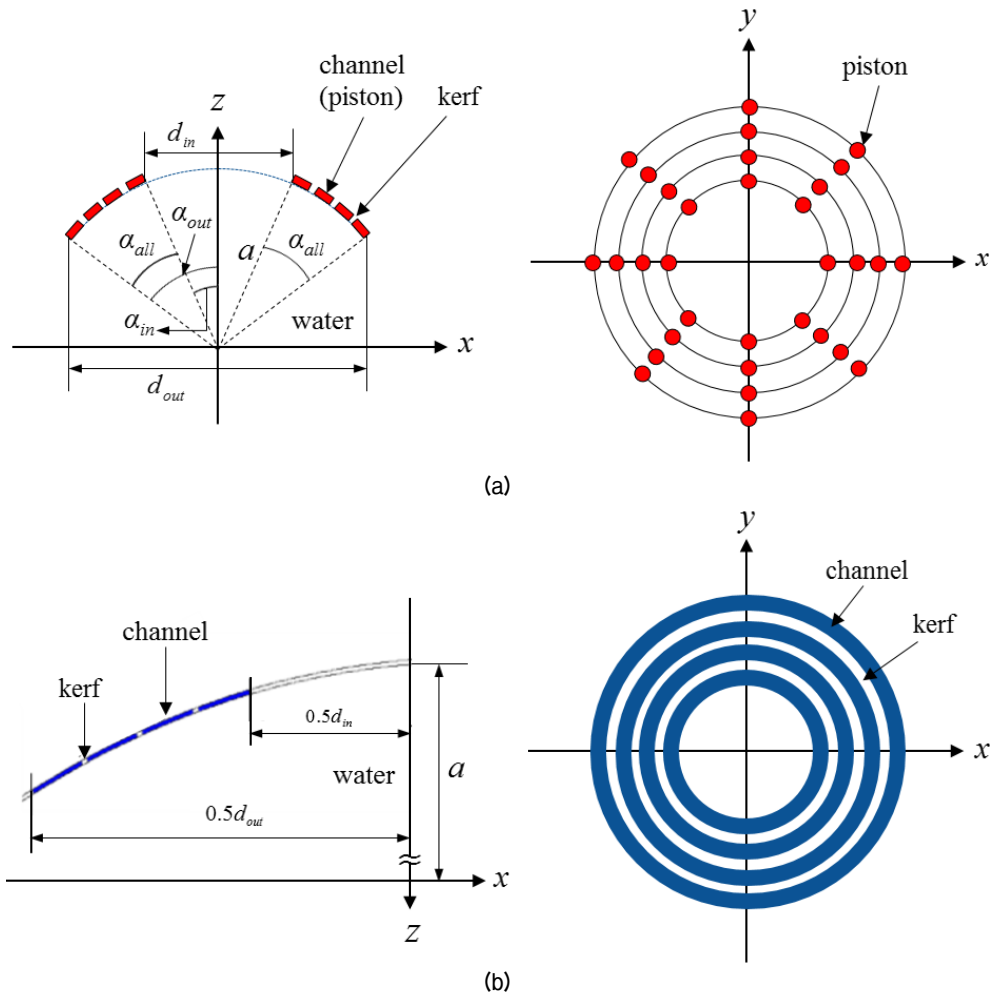


Fig. 4.  $x-z$  and  $x-y$  plane views of the CA-HIFU array transducer: (a) theoretical model and (b) FEA model.



의 내경  $d_{in}$ 은 15 mm이고, 외경  $d_{out}$ 은 30 mm이고, 중심주파수  $f_c$ 는 3 MHz이다.  $\alpha_{all}$ 은 Eq. (14)와 같이 얻을 수 있으며, 그 값은  $11.2^\circ$ 이다.

$$\alpha_{all} = \alpha_{out} - \alpha_{in},$$

$$\text{여기서 } \alpha_{out} = \sin^{-1} \frac{d_{out}}{2a} \text{ and } \alpha_{in} = \sin^{-1} \frac{d_{in}}{2a}. \quad (14)$$

각 동심원을 채널이라고 하며, 채널과 채널 사이의 공간인 커프의 폭은  $100 \mu\text{m}$ 로 설정하였다. 계산 모델의 경우 각 동심원에 여러 개의 원형 피스톤 음원들을 일정한 각도로 배열하여 동심원 음원의 역할을 대체하도록 하였다. 이때, 동심원 채널의 면적이 증가할수록 채널에서 발생하는 초음파 에너지가 비례하여 증가하는데, 피스톤으로 동일한 현상을 표현하기 위해 피스톤의 개수를 동심원 채널의 면적에 비례하여 증가시켰다. 그러나 동일한 면적을 가지는 동심원 채널들에 대해서는 Fig. 4(a)와 같이 각 동심원에 임의의 개수인 8개의 피스톤을 배열하여 묘사하였다. 그 이유는 음장 분석시 계산되는 음압 분포는 최대값으로 정규화하므로 채널당 피스톤 개수의 절대값은 의미가 없고 단지 채널당 동일한 개수가 사용되면 되기 때문이다. 그리고 유한요소해석 모델의 경우 채널을 제외한 모든 영역은 물로 설정하였으며 2차원  $z$ 축 대칭 모델로 해석하였다.

Fig. 5는 동일한 폭의 채널 16개를 가지는 CA-HIFU 트랜스듀서에 대해 Eq. (13)을 사용한 이론 모델과 FEA 모델의  $z$ 축 방향 음압 분포 해석결과를 비교한

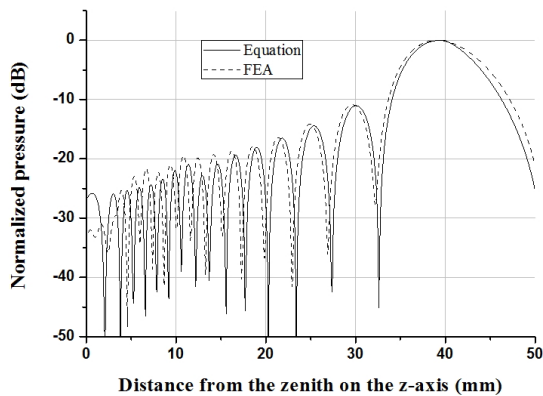


Fig. 5. Comparison of the normalized sound pressure profiles from the theoretical model and the FEA model.

것이다. 실선은 이론 모델, 점선은 FEA 모델의 음압 분포를 나타낸 것으로 CA-HIFU 배열 트랜스듀서의  $z$ 축 방향 정점을 0 mm라고 할 때, 정점에서부터 50 mm 떨어진 지점까지의 음압 분포를 최대값으로 정규화한 그림이다. 두 모델 모두 주엽이 트랜스듀서의 기하학적 중심인 40 mm에 나타나며 부엽들의 분포도 대체로 잘 일치한다는 것을 알 수 있다. 이 비교를 통하여 본장에서 유도한 원형 피스톤을 음원으로 갖는 CA-HIFU 배열 트랜스듀서 모델의 음압에 대한 이론식의 타당성이 검증되었다고 할 수 있다.

### III. CA-HIFU 배열 트랜스듀서의 음장 해석

#### 3.1 동적 집속

본 연구에서 설계하고자 하는 CA-HIFU 배열 트랜스듀서는 기본적으로 기하학적 중심에 고강도의 초음파 에너지를 집속시킴과 동시에 각 동심원 채널에 위상차를 인가하여 동적 집속이 가능하여야 한다. 위상차는 각 채널에 가하는 신호의 시간차로 환산하여 Eq. (13)에 적용하였는데,  $n$  번째 동심원 채널에 위치하는 피스톤 음원들에서 발생된 초음파가 동적 집속 지점에 도달하는데 걸리는 시간을 Eq. (15)에 나타냈다.  $r_{dyn,n}$ 은 해당 음원들에서부터 동적 집속 지점까지의 거리이며, 동적 집속 지점의 좌표는  $(0, 0, d_{dyn})$ 이다. 이 때 각 채널에 인가되는 신호의 시간차는 Eq. (16)을 이용하여 계산할 수 있으며, 가장 안쪽에 있는 동심원 채널을 기준으로 하였다( $n=1$ ). 이때, 각 동심원 채널에 배열된 피스톤 음원들은 동심원 채널의 역할을 대체하므로 동일한 위상, 즉 동시간에 구동된다.

$$t_{dyn,n} = \frac{r_{dyn,n}}{c},$$

$$\text{여기서 } r_{dyn,n} = \sqrt{x_1^2 + y_1^2 + (z_1 - d_{dyn})^2}. \quad (15)$$

$$t_n = t_{dyn,n} - t_{dyn,1}. \quad (16)$$

주엽은 기하학적 초점인 40 mm에서부터 트랜스

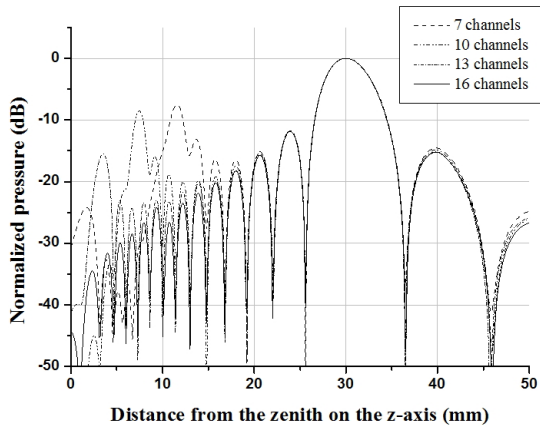


Fig. 6. Normalized sound pressure profiles when focusing at 30 mm.

듀서의 정점으로부터 30 mm 지점까지의 범위 내에 위치하도록 조정하였다. 배열을 구성하는 채널들이 동일한 폭을 가지는 트랜스듀서의 경우에 대해 정점에서부터 30 mm 떨어진 지점에 초음파가 집속된 경우의 음압 분포를 Fig. 6에 나타냈다. 대표적으로 7개, 10개, 13개, 16개 채널을 가지는 트랜스듀서의 음압 분포를 나타냈는데, 모든 경우에 있어서 주엽이 원하는 집속 지점인 30 mm에 위치하는 것을 확인하였다. 그런데 여기서 주목할 만한 점은 주엽과 떨어진 지점에 고강도 그레이팅 로브의 존재가 발견되었다는 것인데, 이러한 현상은 HIFU 배열 트랜스듀서 구동시 병변 부위가 아니라 원치 않는 지점에 높은 음압이 인가되어 정상세포를 손상시킬 수 있으므로 가능한 한 억제되어야 한다.

### 3.2 그레이팅 로브와 채널의 개수의 관계 분석

그레이팅 로브의 크기와 발생 위치는 트랜스듀서의 구동 주파수와 기하학적 구조에 밀접한 관련이 있다. 통상 배열구조를 이루는 음원들의 중심 간의 간격이 한 파장보다 짧을 때, 본 연구의 대상인 CA-HIFU 배열 트랜스듀서의 그레이팅 로브 발생을 억제시킬 수 있다.<sup>[8]</sup> 따라서, 그레이팅 로브의 발생을 억제하기 위한 환상형 배열 내 동심원 채널들의 적절한 개수를 선택하기 위하여, 채널의 개수에 따른 채널들의 중심 간의 간격인  $d_{int}$ 를 계산하여 그레이팅 로브의 발생 유무를 확인하였다. 이때 동심원 채널들의 폭은 모두 동일하게 하였다. 중심 주파수

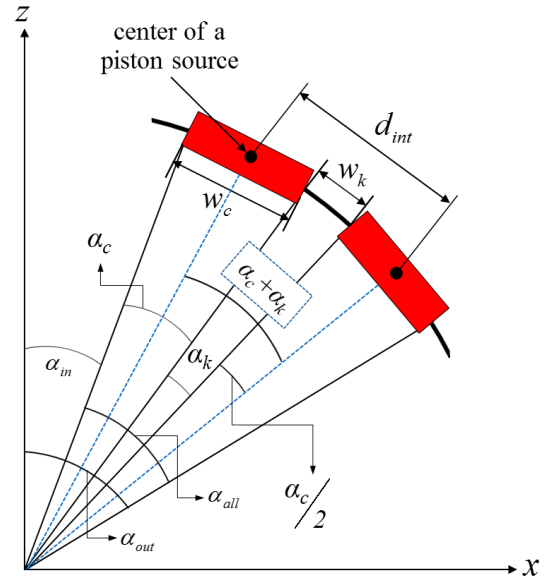


Fig. 7. Angles  $\alpha_c$  and  $\alpha_k$  corresponding to the channel width  $w_c$  and the kerf width  $w_k$ .

가 3 MHz 이므로  $d_{int}$ 가 대략 0.5 mm 이상이 되면 그레이팅 로브가 발생할 것이라고 예측할 수 있다.  $d_{int}$ 를 Eq. (17)과 같이 계산하기 위해 Fig. 7에 나타난 각  $\alpha_c$ 와  $\alpha_k$ 가 필요한데, 이는 각각 채널 폭  $w_c$ 와 커프 폭  $w_k$ 에 대응되는 각들이며 코사인 제 2법칙에 의해 계산할 수 있다. Eq. (17)의 계산 결과  $d_{int}$ 가 한 파장 이상에 해당하는 채널의 개수는 15개 이하라는 것을 확인할 수 있었다.

$$d_{int} = a\sqrt{2\{1 - \cos[\alpha_c + \alpha_k]\}},$$

$$\text{여기서 } \alpha_c = \frac{\alpha_{all} - \alpha_k(N_c - 1)}{N_c},$$

$$\alpha_k = \cos^{-1}\left\{1 - \left(\frac{w_k}{\sqrt{2}a}\right)^2\right\},$$

$$w_k = 100\mu\text{m},$$

$$N_c : \text{채널의 개수.} \tag{17}$$

Eq. (17)을 통해 예측된 결과대로 15개 이하의 채널에서 그레이팅 로브의 존재를 확인하고자 Fig. 4(a)에 나타난 이론 모델의 음장을 분석한 결과를 Fig. 8에 나타냈다. 채널의 개수를 5개부터 20개까지 변화시키면서  $d_{int}$ 의 변화에 따른 그레이팅 로브의 존재 유무와 그 크기와 위치에 대한 분석을 수행하였다. 그



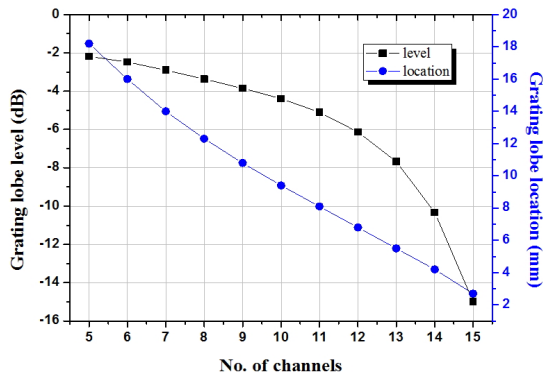


Fig. 8. Variation of the level and location of the grating lobe in relation to the No. of channels.

레이팅 로브의 크기는 주엽의 크기에 대한 상대적인 dB값이고, 그레이팅 로브의 위치는 트랜스듀서의 축방향 정점의 위치인 0 mm에서부터의 거리이다. 예상했던 것과 동일하게 15개 이하의 채널에서 그레이팅 로브의 존재를 확인할 수 있었고, 채널의 수가 증가함에 따라 그레이팅 로브의 크기가 작아지며 위치가 트랜스듀서의 정점에 더 근접하게 나타나는 것으로 확인되었다.

채널의 개수가 증가한다는 것은 음원인 동심원들 간의 간격이 좁아진다는 것을 의미하고, 채널의 수가 증가할 때 그레이팅 로브의 발생을 억제하기 용이하다는 결론을 얻을 수 있다. 그러나 채널의 수가 늘어나면 트랜스듀서 제작의 어려움도 증가하므로, 그레이팅 로브의 발생을 억제하면서 제작성도 동시에 고려하여 적절한 개수의 채널을 선택하여야만 한다.

#### IV. 트랜스듀서 구조 최적화

Fig. 8의 경향을 바탕으로 초음파를 원하는 지점에 집중시키면서 그레이팅 로브와 최대 부엽의 크기를 최소화시키기 위해 트랜스듀서의 구조를 최적화하

였다. 최적화할 변수는 각 채널의 폭이고, 최적화 조건은 Eq. (18)과 같다. 그레이팅 로브를 포함한 부엽 크기의 최소화를 목적함수로 설정하였고, 주엽의 위치가 원하는 지점의  $\pm 5\%$  범위 내에 존재하여야 하며, 최대크기의 부엽이 주엽에 비해서 -11.0 dB 이하가 되도록 제한하였다. 이때, 음압을 관찰하는 축방향 거리의 범위는 트랜스듀서의 정점에서부터 10 mm 이상으로 한정하는데, 그 이유는 향후 트랜스듀서 제작시 구동소자 전면에 장착될 구조물로 인하여 이 범위 이내에서의 음압은 실제 상황에서 치료용으로 사용될 수 없기 때문이다. 최적화 알고리즘으로는 OQ-NLP 기법을 사용하였다.<sup>[14]</sup>

목적함수: 최대 부엽의 크기 최소화(그레이팅 로브 포함)

제한조건: 1.  $0.95M \leq$  주엽의 위치  $\leq 1.05M$ ,

여기서 M: 원하는 집속 초점위치

2. 최대 부엽의 크기(그레이팅 로브 포함)

$\leq -11.0$  dB

(18)

Table 1과 Fig. 9에서와 같이 각 채널의 폭을 최적화하는 작업은 다시 채널들의 면적을 동일하게 설정하는 등채널면적(equi-channel-area) 구조, 채널의 폭을 동일하게 설정하는 등채널폭(equi-channel-width) 구조, 그리고 채널들의 폭이 모두 다른 가변채널폭(variable-channel-width) 구조로 나누어 수행하였다. 이때, 각 커프의 폭을 일괄적으로 50  $\mu$ m나 100  $\mu$ m, 그리고 150  $\mu$ m로 설정하였다.

등채널면적 구조의 경우, 예시로서 4개의 채널을 가지는 트랜스듀서를 Fig. 9(a)에 나타냈다. 가장 안쪽에 있는 환상형 채널의 반지름이 바깥쪽에 있는 채널들의 반지름보다 더 작기 때문에, 동일한 면적을 얻기 위해서는 가장 안쪽에 있는 채널의 폭이 바깥쪽에 있는 채널들의 폭보다 더 넓어져야 한다. 각 채널의 폭은 Fig. 9(a)에 설정되어 있는 변수들과 각

Table 1. Optimization cases of the channel widths.

Design case	Optimization of channel widths		
	Equi-channel-area	Equi-channel-width	Variable-channel-width
Variables	No. of channels (5-20 ch)	No. of channels (5-20 ch)	Each channel width
Remark	Simple calculation	Simple calculation	Optimization with OQ-NLP

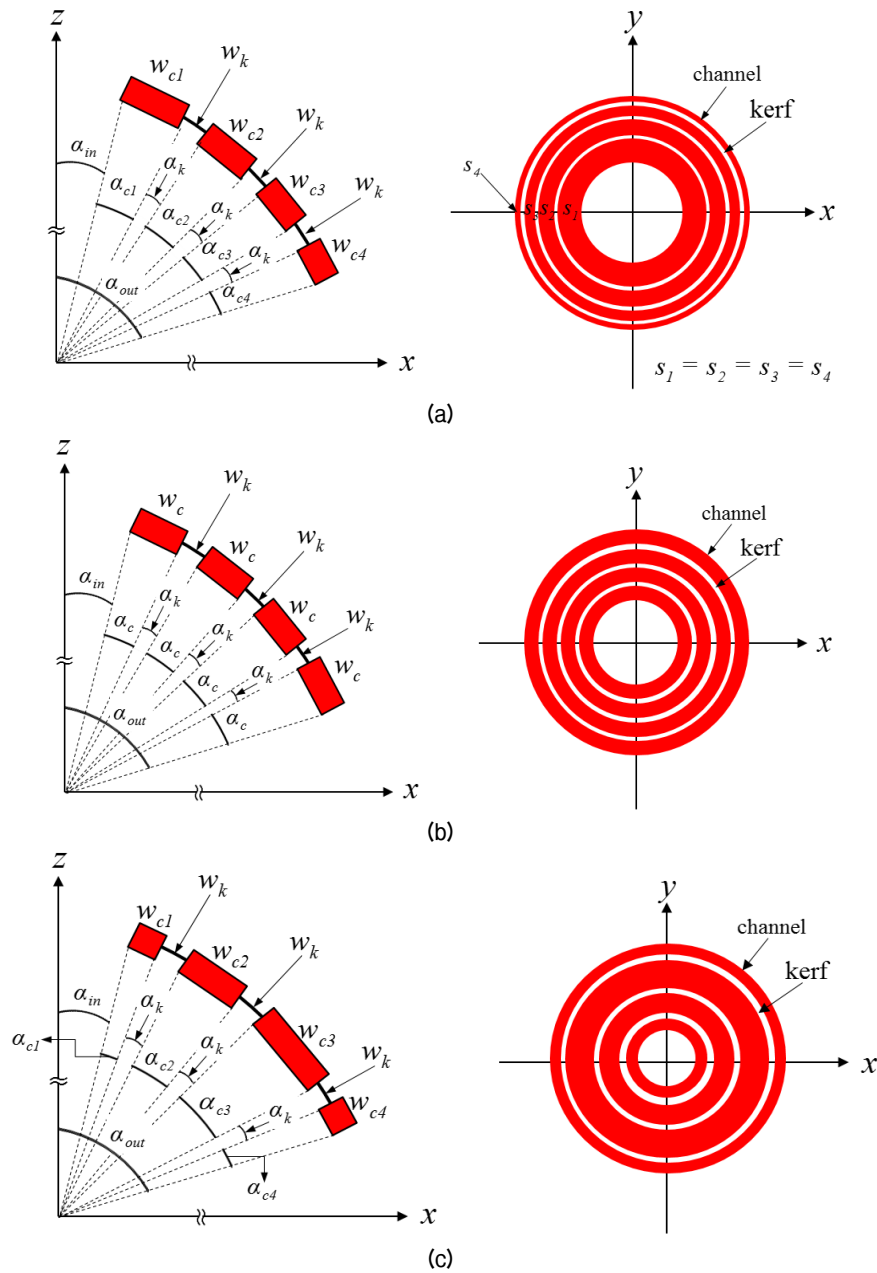


Fig. 9. Determination of the kerf width and the channel widths of the sample transducer having 4 channels: (a) Equi-channel-area case, (b) Equi-channel-width case, and (c) Variable-channel-width case.

채널의 면적  $s_l$ 을 얻는 식인 Eq. (19)를 통하여 얻을 수 있는데, 각 커프의 폭에 대응되는 각인  $\alpha_k$ 의 값이 결정될 때 각 채널의 폭에 대응되는 각인  $\alpha_c$ 가 채널의 개수  $N_c$ 개 만큼 미지수로 남게 된다. 미지수는 모든 채널의 면적이 동일해야 한다는 조건인 Eq. (20)에 있는 방정식들을 연립함으로써 그 값을 찾을 수 있고, 코사인 제 2법칙인 Eq. (21)을 통하여 각 채널의

폭을 결정할 수 있다.

$$s_1 = \int_0^{2\pi} \int_{\alpha_{in}}^{\alpha_{in} + \alpha_{c1}} a^2 \sin\theta d\theta d\varphi \text{ and}$$

$$s_l = \int_0^{2\pi} \int_{x_l}^{x_l + \alpha_{c,l}} a^2 \sin\theta d\theta d\varphi,$$

여기서  $x_l = \alpha_{in} + \sum_{n=1}^{l-1} (\alpha_{cn} + \alpha_k)$  ( $l = 2 \text{ to } N_c$ ) (19)

Table 2. Initial condition for optimization of the channel widths.

Variables	Channel angles, $\alpha_{cl}$ ( $l = 1$ to $N_c$ )
Initial value (°)	$\frac{\alpha_{all} - \alpha_k(N_c - 1)}{N_c}$
Lower bound (°)	0.286 (corresponding angle to the channel width of 200 $\mu\text{m}$ )
Upper bound (°)	$N_c \times \text{Initial value}$
Remaining dependent channel angle and width	$\alpha_{cN_c} = N_c \times \text{Initial value} - \sum_{l=1}^{N_c-1} \alpha_{cl}$ $w_{cN_c} = a \sqrt{2(1 - \cos \alpha_{cN_c})}$

$$s_l - s_{l-1} = 0 \text{ and } s_1 - s_{N_c} = 0 (l = 2 \text{ to } N_c). \quad (20)$$

$$w_d = a \sqrt{2(1 - \cos \alpha_d)} (l = 1 \text{ to } N_c). \quad (21)$$

그러나 변수인 각 채널의 폭이 채널의 등면적 조건으로 인해 결정되어버리므로, 이 경우 변수는 채널의 개수와 커프의 폭 뿐이다. 그러므로 OQ-NLP를 이용한 최적화 과정을 거치지 않고 간단한 계산만으로도 음압 분포를 얻을 수 있다. 최적화 과정을 거치지 않았지만, 동일한 음장 분석 기준이 적용되어야 하므로 Eq. (18)의 최적화 제한조건을 사용하였다.

등채널폭 구조의 경우, Fig 9(b)에서처럼 각 채널의 폭에 대응되는 각  $\alpha_c$ 를 동일하게 설정하는 경우이므로 각 채널의 폭은 모두 동일하게 유지되지만, 바깥쪽 채널로 갈수록 채널의 면적은 증가하는 경향을 보인다. 각 커프의 폭에 대응되는 각인  $\alpha_k$ 의 값이 결정될 때 채널의 폭은 Eq. (22)를 통하여 계산될 수 있다.

$$w_c = a \sqrt{2(1 - \cos \alpha_c)}, \text{ 여기서 } \alpha_c = \frac{\alpha_{all} - \alpha_k(N_c - 1)}{N_c}. \quad (22)$$

등채널폭 구조의 경우 역시 변수인 각 채널의 폭이 채널의 등폭 조건으로 인해 결정되어버리므로 변수는 채널의 개수와 커프의 폭 뿐이다. 그러므로 등채널면적의 경우와 동일하게 간단한 계산만으로 결과를 얻을 수 있으며 최적화 제한 조건을 음장해석 기준으로 적용하였다.

가변채널폭 구조는 Fig 9(c)에서처럼 채널의 폭이 어떠한 규칙성을 가지지 않고 무작위로 변하는 경우이다. 각 채널의 폭과 일괄적으로 변하는 커프의 폭을 변수로 설정하여 최적화하였으며, 최적화 초기조

건을 Table 2에 나타냈다. 채널 폭 최적화의 변수는 각 채널의 폭에 대응되는 각  $\alpha_{cl}$ 이며,  $l$ 은 1에서  $N_c$ 까지 변한다. 각 변수의 초기값은  $\alpha_{all}$ 에  $(N_c - 1)$ 개 커프의 총 각도를 제한 후 채널의 개수로 나눠준 값이다. 최적화시  $N_c$ 개의 채널에 할당된 총 각도는  $N_c \times$  초기값으로 고정된 값이기 때문에,  $(N_c - 1)$ 개 채널의 각도들이 임의로 변한다면 남은 한 개의 채널 각도는 종속적으로 결정된다. 이때, 남은 한 개의 채널 각도는 Table 2에 있는  $\alpha_{cN_c}$ 와 같이 계산할 수 있으며, 그에 대응되는 채널의 폭도 계산할 수 있다.

#### 4.1 등채널면적 구조

채널 폭 최적화에서 첫 번째인 등채널면적 구조의 경우, 채널의 개수는 5개에서 20개까지 그리고 커프의 폭은 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ , 150  $\mu\text{m}$ 로 변화시키면서 초음파를 트랜스듀서의 정점으로부터 30 mm와 40 mm 떨어진 지점에 각각 집속시켰다. 분석한 모든 경우에 대해 집속 지점에서 주엽의 존재를 확인할 수 있었고, 주 관심대상인 최대 부엽 크기의 변화는 Fig. 10에 나타냈다. 전반적으로 채널의 개수가 증가함에 따라 부엽의 크기가 감소하는 경향을 보이다가 특정 채널 개수에서 그 값이 거의 일정해진다. 이 결과에서 최대 부엽의 크기가 주엽 대비 -11.0 dB 이하여야 한다는 제한 조건을 통과하는 경우는 30 mm에 집속시켰을 때는 커프의 폭에 관계없이 9개 이상의 채널을 가질 때였으며, 기하학적 초점인 40 mm에 초음파를 집속시켰을 때는 커프의 폭이 50  $\mu\text{m}$ 이고 18개 이상의 채널을 가질 때였다. 그러므로 기하학적 집속과 동적 집속이 모두 가능하며 제작성을 고려하여 가장 적은 개수의 채널을 선택한다면, 등채널면적 구조로는 채널의 개수가 18개이고 커프의 폭이 50  $\mu\text{m}$ 인

CA-HIFU 트랜스듀서가 원하는 모든 사양을 만족하는 것으로 나타난다. 30 mm와 40 mm에 초음파를 집속시켰을 때, 최대 부엽의 크기는 각각 -11.9 dB와 -11.0 dB이고, 위치는 정점으로부터 23.9 mm와 30.4 mm였다.

### 4.2 등채널폭 구조

채널 폭 최적화에서 두 번째인 등채널폭 구조의 경우도 등채널면적 구조의 경우와 동일하게 변수의 변화 범위를 설정하였고, 그 결과를 Fig. 11에 나타냈다. 그 결과 30 mm 지점에 초음파를 집속시켰을 때, 커프의 폭에 관계없이 9개 이상의 채널을 가지는 트랜스듀서가 최대 부엽의 크기 제한 조건을 만족하였다. 그리고 기하학적 초점인 40 mm에 초음파를 집속

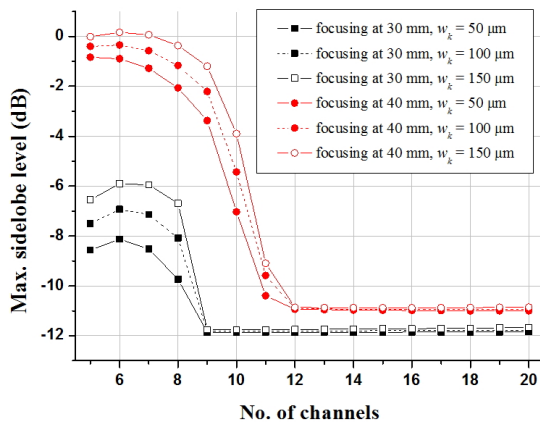


Fig. 10. Variation of the max. sidelobe level in relation to the No. of channels and the kerf width for the equi-channel-area case.

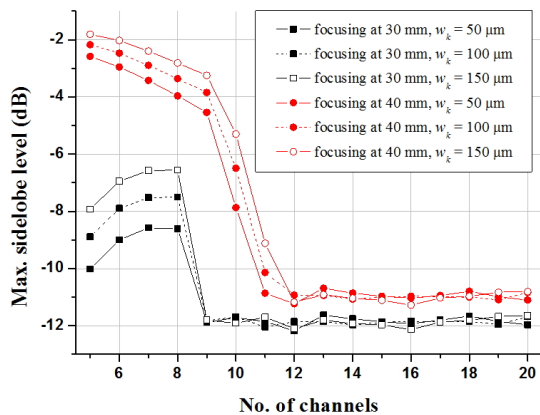


Fig. 11. Variation of the max. sidelobe level in relation to the No. of channels and the kerf width for the equi-channel-width case.

시켰을 때, 최대 부엽의 크기 제한 조건을 만족하는 최저 채널의 개수는 12개였고 커프의 폭은 50 μm였다. 그러므로 기하학적 집속과 동적 집속이 모두 가능하며 제작성을 고려하여 가장 적은 개수의 채널을 선택한다면, 등채널폭 구조로는 채널의 개수가 12개이고 커프의 폭이 50 μm인 트랜스듀서가 원하는 모든 사양을 만족하는 것으로 나타난다. 30 mm와 40 mm에 초음파를 집속시켰을 때, 최대 부엽의 크기는 각각 -12.2 dB와 -11.2 dB이고, 위치는 23.9 mm와 30.4 mm였다.

### 4.3 가변채널폭 구조

앞선 모든 결과에서 30 mm에 초점을 맞췄을 때의 결과가 40 mm에 초점을 맞췄을 때의 결과보다 항상 우위에 있었으므로 가변채널폭을 최적화하기 위해서 40 mm에 초음파를 집속시킨 경우를 먼저 최적화하고, 최적화된 치수를 가지는 CA-HIFU 배열 트랜스듀서가 30 mm에 동적 집속이 가능한가를 적용해 보는 순서로 가변채널폭 구조 최적화를 수행하였다. 채널의 개수는 5개에서 20개까지 변화시켰다. 채널의 개수와 커프 폭의 변화에 따른 음압 분포 결과를 분석해 보면, 모든 경우 주엽은 원하는 범위 내에 집속된 것을 확인할 수 있었다. Fig. 12는 기하학적 초점에 초음파를 집속시켰을 때, 채널의 개수가 증가함에 따른 최대 부엽 크기의 변화를 나타낸 것으로 전체적으로 채널의 개수가 증가함에 따라 최대 부엽의

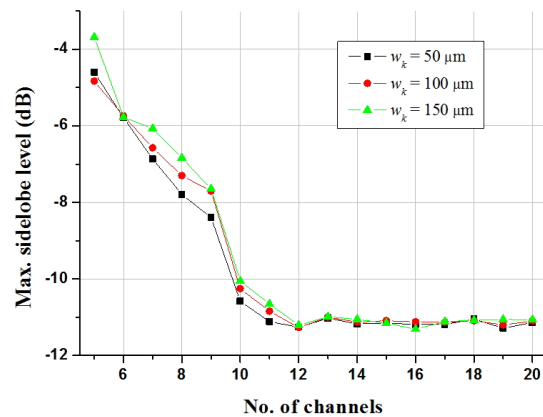


Fig. 12. Variation of the max. sidelobe level in relation to the No. of channels and the kerf width for the variable-channel-width case focusing at 40 mm.

Table 3. Optimized dimension of the channel widths.

Channel No.	Channel angle, $\alpha_c$ (°)	Channel width, $w_c$ ( $\mu\text{m}$ )	Channel No.	Channel angle, $\alpha_c$ (°)	Channel width, $w_c$ ( $\mu\text{m}$ )
1 <sup>st</sup>	0.954	666	7 <sup>th</sup>	0.934	652
2 <sup>nd</sup>	0.959	669	8 <sup>th</sup>	0.941	657
3 <sup>rd</sup>	0.960	670	9 <sup>th</sup>	0.955	667
4 <sup>th</sup>	0.956	667	10 <sup>th</sup>	0.965	674
5 <sup>th</sup>	0.947	661	11 <sup>th</sup>	0.994	694
6 <sup>th</sup>	0.937	654			

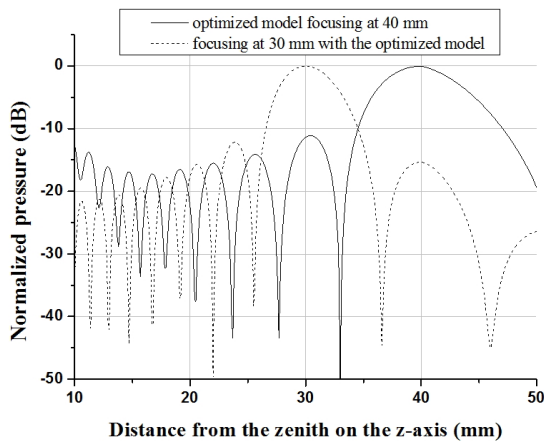


Fig. 13. Normalized sound pressure profiles of the optimized variable-channel-width structure focusing at 40 mm and 30 mm.

크기가 감소하였다. -11.0 dB 이하여야 한다는 최대 부엽의 크기 제한조건을 만족하는 경우 중 가장 적은 채널의 개수는 11개였고 커프의 폭은 50  $\mu\text{m}$ 일 때였다. 최적화된 구조의 치수는 Table 3에 나타났다.

Fig. 13은 도출된 최적 모델의 음압 분포를 나타낸 것이다. 그리고 이 모델의 동적 집속 가능 여부를 확인하기 위해 30 mm에 초음파를 집속시킨 경우의 음압 분포도 함께 나타났다. 원하는 범위 내에 초음파가 집속됨을 확인할 수 있으며, -10.9 dB였던 초기 모델의 최대 부엽의 크기가 최적화되어 -11.1 dB가 되었다. 동적 집속시 최대부엽의 크기는 -12.1 dB였다. 30 mm와 40 mm에 초음파를 집속시켰을 때의 최대 부엽의 위치는 각각 23.9 mm와 30.4 mm였다. 이상의 결과로부터 주엽이 원하는 거리 범위 내에 집속되며, 최대 크기의 부엽이 주엽 대비 -11.0 dB 이하가 되고, 기하학적 집속과 동적 집속이 모두 가능한 가변 채널폭을 가지는 CA-HIFU 트랜스듀서를 구현할 수

있었다. 나아가 원하는 사양의 설계와 제작성을 동시에 고려할 때, 채널 폭 최적화의 세 가지 경우 중 가변 채널폭 구조의 최적화 결과가 가장 우수한 것으로 나타났다.

## V. 결론

본 연구에서는 의료 치료용으로 고강도 집속 초음파를 발생시킬 수 있는 오목한 환상형 배열 트랜스듀서의 구조를 최적 설계하였다. 트랜스듀서는 3 MHz의 중심주파수와 40 mm의 곡률반경을 가지는 여러 개의 동심원 채널로 이루어진 위상 배열 트랜스듀서이다. 동심원 채널의 기능을 대체하는 원형 피스톤 음원들이 배열된 반구형 배열 트랜스듀서의 음장해석을 위한 이론식을 유도하였으며, 이론식 계산 결과의 타당성을 유한요소해석 프로그램인 PZFlex<sup>®</sup> 결과와 비교함으로써 검증하였다. 이때, 축방향으로 트랜스듀서의 정점에서부터 30 mm에서의 동적 집속 가능성 유무도 확인하였다. 유도된 음장식을 사용하여 원하는 지점에 주엽을 발생시키며 그레이팅 로브를 포함한 부엽의 크기를 최소화시킬 수 있도록 트랜스듀서의 구조 최적화를 수행하였는데, 그 결과가 가변 채널폭 구조를 통해 기하학적 집속과 동적 집속이 가능하며 최대 부엽의 크기가 -11.0 dB 이하여야 한다는 제한 조건을 만족하는 최적의 트랜스듀서 구조를 설계할 수 있었다. 최적화된 트랜스듀서의 채널 개수는 11개이고, 커프 폭은 50  $\mu\text{m}$ 였다.

## 감사의 글

이 논문은 2016년도 미래창조과학부의 재원으로



한국연구재단 신시장창조차세대의료기기개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2016MBD5A1937126).

## References

1. J. G. Lynn, R. L. Zwemer, A. J. Chick, and A. E. Miller, "A new method for the generation and use of focused ultrasound in experimental biology," *J. Gen. Physiol.* **26**, 179-193 (1942).
2. J. H. Hwang and L. A. Crum, "Current status of clinical high-intensity focused ultrasound," in *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 130-133 (2009).
3. N. P. K. Ellens, B. B. C. Lucht, S. T. Gunaseelan, J. M. Hudson, and K. H. Hynynen, "A novel, flat, electronically-steered phased array transducer for tissue ablation: preliminary results," *Phys. Med. Biol.* **60**, 2195-2215 (2015).
4. D. N. Stephens, D. E. Kruse, S. Qin, and K. W. Ferrara, "Design aspects of focal beams from high-intensity arrays," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **58**, 1590-1602 (2011).
5. J. W. Hand, A. Shaw, N. Sathoo, S. Rajagopal, R. J. Dickinson, and L. R. Gavrilov, "A random phased array device for delivery of high intensity focused ultrasound," *Phys. Med. Biol.* **54**, 5675-5693 (2009).
6. N. Ellens, A. Pulkkinen, J. Song, and K. Hynynen, "The utility of sparse 2D fully electronically steerable focused ultrasound phased arrays for thermal surgery: a simulation study," *Phys. Med. Biol.* **56**, 4913-4932 (2011).
7. E. S. Ebbini and C. A. Cain, "A spherical-section ultrasound phased array applicator for deep localized hyperthermia," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **38**, 634-643 (1991).
8. F. Dupenloup, J. Y. Chapelon, D. J. Cathignol, and O. A. Sapozhnikov, "Reduction of the grating lobes of annular arrays used in focused ultrasound surgery," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **43**, 991-998 (1996).
9. C. P. Karunakaran and M. L. Oelze, "Amplitude modulated chirp excitation to reduce grating lobes and maintain ultrasound intensity at the focus of an array," *Ultrasonics* **53**, 1293-1303 (2013).
10. A. Ganguli, R.X. Gao, K. Liang, and J. Jundt, "Optimal ultrasonic array focusing in attenuative media," *Ultrasonics* **51**, 911-920 (2011).
11. S. Umemura and C. A. Cain, "The sector-vortex phased array: acoustic field synthesis for hyperthermia," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **36**, 249-257 (1989).
12. S. A. Goss, L. A. Frizzell, J. T. Kouzmanoff, J. M. Barich, and J. M. Yang, "Sparse random ultrasound phased array for focal surgery," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **43**, 1111-1121 (1996).
13. M. Lu, M. Wan, F. Xu, X. Wang, and H. Zhong, "Focused beam control for ultrasound surgery with spherical-section phased array: sound field calculation and genetic optimization algorithm," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **52**, 1270-1290 (2005).
14. Z. Ugray, L. Lasdon, J. Plummer, F. Glover, J. Kelly, and R. Martí, "Scatter search and local NLP solvers: a multistart framework for global optimization," *INFORMS J. Comput.* **19**, 328-340 (2007).
15. H. Kim and Y. Roh, "Analysis of the radiation pattern of conformal array transducers" (in Korean), *J. Acoust. Soc. Kr.* **29**, 431-438 (2010).
16. K. Jo, D. Lee, T. Kim, D. Kwon, and Y. Roh, "Analysis of conformal array beam patterns" (in Korean), *J. Acoust. Soc. Kr. Suppl.1(s)* **28**, 310-313 (2009).
17. L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens, and J. V. Sanders, *Fundamentals of Acoustics* (Wiley, New York, 2000), pp. 199, 127, and 182.

## 저자 약력

### ▶ 최 은 아 (Euna Choi)



2010년 2월: 경북대학교 기계공학부 학사  
2015년 3월~현재: 경북대학교 기계공학과 석사과정

### ▶ 노 용 래 (Yongrae Roh)



1984년 2월: 서울대학교 자원공학과 공학사  
1986년 2월: 서울대학교 자원공학과 공학 석사  
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