Journal of the Korean Crystal Growth and Crystal Technology
Vol. 33, No. 3 (2023) 116-123
https://doi.org/10.6111/JKCGCT.2023.33.3.116

p-ISSN 1225-1429
e-ISSN 2234-5078

Finite element analysis for acoustic and temperature characteristics of a piezoelectric HIFU transducer at 10 MHz

Jong-Ho Kim[*,**], Il-Gok Hong[***], Ho-Yong Shin[*], Hyo-Jun Ahn[**] and Jong-In Im[*,†]

*Materials Digitalization Center, Korea Institute of Ceramic Engineering and Technology, Jinju 52851, Korea
**Department of Materials Science and Engineering, Gyeongsang National University, Jinju 52828, Korea
***Department of Energy Engineering, Hanyang University, Seoul 40763, Korea

(Received May 3, 2023)
(Revised May 15, 2023)
(Accepted May 22, 2023)

Abstract A high intensity focuses ultrasound (HIFU) is one of the emerging technologies in the biomedical field. The piezoelectric HIFU transducer is a device that utilizes the thermal energy generated by high ultrasound energy. Recently an operating frequency of the HIFU transducer is to expand above a 7 MHz. In this study, the acoustic pressures and temperature distributions in the tissue that generated by the HIFU transducer at 10 MHz were calculated with the finite element method. In addition, the pressure focusing characteristics of the device were analyzed. The geometrical variables are the piezo-material thickness, lens shape, water height, and film thickness. The results shown that the acoustic pressure increased and saturated gradually when the height/radius (H_L/R_L) ratio of the lens increased. Moreover, the focal area was gradually decreases with H_L/R_L ratio of the lens. In case of the optimized HIFU transducer, the maximum pressure and temperature were analyzed about 19 MPa and 65°C respectively. And the −3 dB focused distances in the axial and lateral direction are around 2.3 mm and 0.23 mm respectively.

Key words Piezoelectric, HIFU transducer, Acoustic pressure, Temperature, Focal area

10 MHz용 압전 HIFU 트랜스듀서의 음향 및 온도 특성에 대한 유한요소해석

김종호[*,], 홍일곡[*,***], 신호용[*], 안효준[**], 임종인[*,†]**

*한국세라믹기술원 디지털소재혁신센터, 진주, 52851
**경상대학교 나노신소재공학과, 진주, 52828
***한양대학교 에너지공학과, 서울, 40763

(2023년 5월 3일 접수)
(2023년 5월 15일 심사완료)
(2023년 5월 22일 게재확정)

요 약 압전 HIFU 트랜스듀서는 바이오 의료분야에 적용되고 있는 새로운 기술로 발생한 초음파 에너지를 열로 변환하여 사용하는 디바이스이다. 최근 HIFU 디바이스는 7 MHz 이상의 고 작동 주파수를 갖는 디바이스를 개발하는 추세이다. 본 논문에서는 유한요소법을 이용해 10MHz 작동주파수를 갖는 HIFU 트랜스듀서에 의해 발생된 tissue에서의 음압 및 온도분포를 계산하고, 압력의 focusing 특성 등을 분석하였다. HIFU의 형상변수로는 압전소재 두께, 렌즈 형상, 물 높이, 필름의 두께 등을 고려하였다. 그 결과, 디바이스의 발생 음압은 렌즈의 H_L/R_L 비가 증가함에 따라 증가하다 일정한 값에 도달하는 경향을 보이고 있다. 그러나 디바이스의 focusing 면적은 렌즈의 H_L/R_L 비가 증가함에 급격하게 감소하는 특성을 보이고 있다. 최적 형상을 갖는 HIFU 디바이스의 경우, 최대 음압 및 온도는 각각 19 MPa 및 65도 정도로 분석되었다. 또한 축방향 및 이와 수직한 방향에서 −3 dB 초점 거리는 각각 2.3 mm 및 0.23 mm 정도인 것으로 나타났다

†Corresponding author
E-mail: jongin@kicet.re.kr

www.kci.go.kr

1. 서 론

의료분야에서의 초음파 디바이스는 대표적인 비침습적 치료장비로서, 압전세라믹을 소자로 사용하는 의료용 초음파디바이스에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다[1,2]. 그 중 HIFU 트랜스듀서는 초점 영역(Focal area)에 생기는 고강도 초음파 에너지에 의해 발생하는 고온의 열에너지를 통해 종양을 태우거나 잘라내는 디바이스이다[3,4]. 치료를 위해서는 고강도 초음파를 조직(Tissue)에 전달하여 주변 조직에 손상이 없이 초점 영역에서만 괴사를 유도하여야 한다[5,6]. 이를 위해 HIFU 트랜스듀서는 정확한 초점 거리(Focal distance)와 초점 영역을 확보하여야 한다. 대부분의 HIFU 트랜스듀서는 간, 신장, 유방, 전립선, 뇌 등의 깊숙한 곳에 위치한 종양 치료를 위해 최적의 초음파의 침투 깊이와 강도를 얻기 위해 주파수 범위 0.75~3 MHz에서 작동한다[7-14]. 기존에 보고된 이론적 모델 및 실험적인 검증들에 따르면 초음파 파장의 최소 6배 이상의 침투 깊이를 가지는데[15,16], 트랜스듀서의 작동주파수가 결정된 경우 초음파의 침투 깊이를 제어하는 것은 어렵다. 자궁근종, 녹내장, 직장 및 전립선 종양 치료, 피부 미용과 같은 일부 응용 분야에서는 높은 초음파 침투 깊이가 필요하지 않으므로 트랜스듀서의 작동 주파수를 높이는 것이 대안이 될 수 있다. 하지만 이러한 높은 주파수(~10 MHz)에서 작동하는 트랜스듀서는 주파수가 증가함에 따라 고강도 초음파 에너지가 크게 증가하기 때문에, 의료장비로서 활용을 위한 위해서는 초음파의 초점 영역의 정밀한 분석이 필요하다. 또한 이에 따라 발생하는 열에너지의 정확한 예측을 통한 디바이스의 설계가 필수적이다. 이를 위한 기존의 HIFU 설계는 주로 시뮬레이션을 이용하여 초점에 발생하는 열에너지를 계산하거나 수학적인 모델을 적용하여 예측 및 실험적으로 검증하는 방법을 이용해왔다[15-18]. 그 중에서 시뮬레이션을 이용한 대부분의 연구들은 해석에 있어 실제 압전 소자의 진동을 적용하는 것이 아닌 렌즈에 강제적으로 변위를 가하는 방식을 통해 해석을 진행해왔기 때문에 실제 작동하는 디바이스와는 그 특성의 차이가 있을 수 있다. 따라서 본 연구에서는 10 MHz용 HIFU 트랜스듀서의 유한요소 해석 모델을 고안하고, 이에 따른 음압 및 온도분포 특성을 확인하고자 한다. 또한 기존의 해석방식과는 다르게 실제 압전 효과를 적용하여, 렌즈의 형상, HIFU 트랜스듀서의 물의 높이 및 필름의 두께에 따른 음향 해석을 하고 초점 영역의 크기를 구하고자 한다. 해당 과정에서 얻은 결과를 바탕으로 음압에 따른 조직에서의 온도 분포를 구하여 최종적으로 10 MHz용 HIFU 트랜스듀서의 형상을 최적화 하고자 하였다.

2. FEM 시뮬레이션 방법

HIFU는 트랜스듀서는 Fig. 1(a)와 같이 PZT, 렌즈, 물

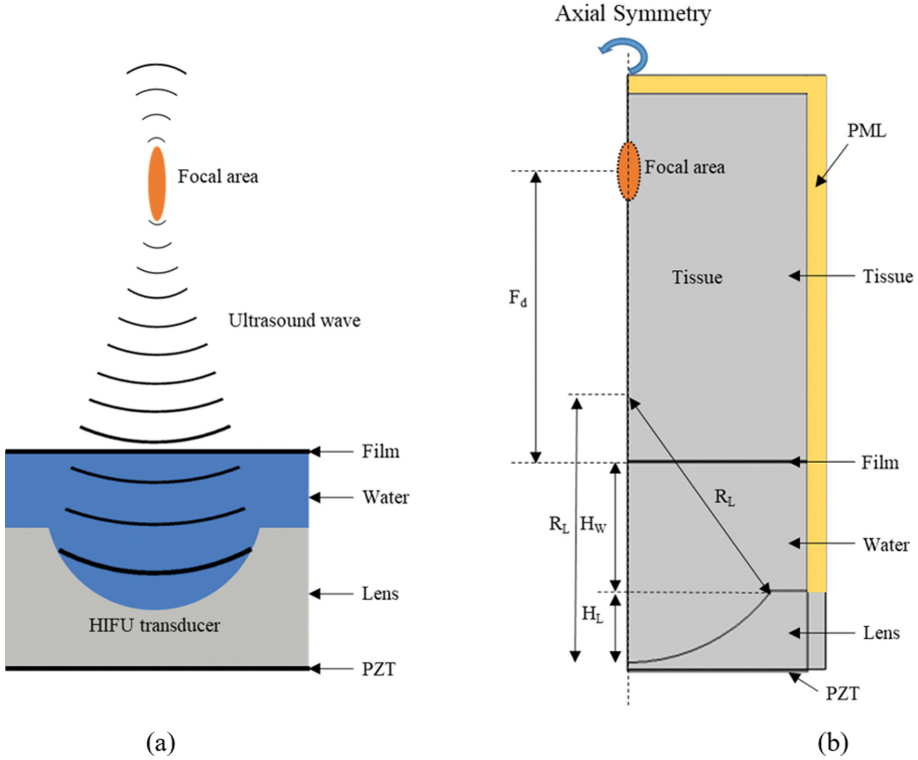

Fig. 1. (a) Cross-section and (b) FEM model of the HIFU transducer.

www.kci.go.kr

Table 1
Geometrical parameters of the HIFU transducer

Parameters	Unit	Value
Lens radius (R_L)	mm	10 to 20
Lens height (H_L)	mm	$R_L \times 0.1$ to $R_L \times 0.9$
Lens height/Lens radius (H_L/R_L)	-	0.1 to 0.9
Film height	mm	0.1 to 0.5
Water height (H_W)	mm	0 to10

및 얇은 필름으로 구성되어 있다. 유한요소 해석을 위해서는 계산을 위한 요소(element)를 생성하여야 하는데, 고주파에서 작동하는 모델의 경우 파장이 짧아짐으로 인해 요소의 크기가 작아져야 한다. 일반적으로 음향 해석을 위한 요소의 크기는 파장의 1/6 수준 정도로 형성하여야 하는데 3차원 모델로 작성을 할 경우 수천만개 이상의 요소가 필요하다. 따라서 본 연구를 위한 해석 모델은 Fig. 1(b)와 같이 2차원 축대칭 모델로 구성 하였으며, 사용된 요소의 수량은 약 200만개 정도이다. 외부 경계조건으로 파동의 난반사를 막기 위해 물과 조직의 외부는 완전 흡수층(Perfect matching layer; PML)이라고 가정하였다. 해석을 위한 변수로는 렌즈의 반경(R_L) 및 높이(H_L), 물의 높이 그리고 필름의 두께로 설정하였고, 그 범위는 Table 1에 나타내었다. Table 2는 해석에 사용된 물성을 나타낸 것으로, PZT는 한국세라믹기술원에서 개발한 KICET-PZT8[19], 렌즈는 CY1301[20], 필름은 폴리이미드(Polyimide)[21]를 사용하였다. 해석은 COMSOL Multiphysics ver. 6.0[22]를 사용하였으며, 해석 절차는 Fig. 2와 같다. 먼저 10 MHz의 공진주파수를 가지는 압전 소자의 두께를 결정하기 위해 PZT에 전압을

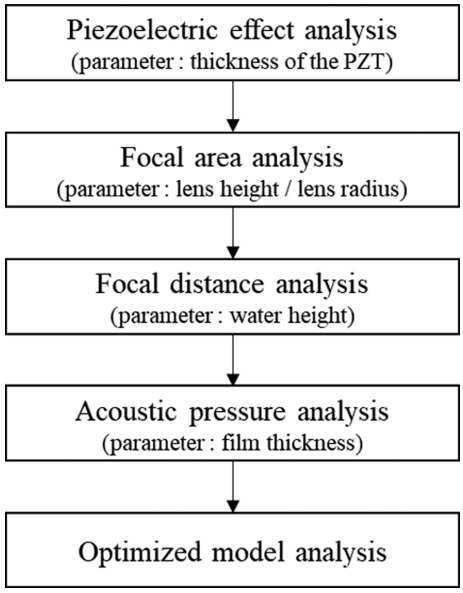

Fig. 2. Simulation flow chart for the HIFU transducer.

인가하여, 전기-구조 연성해석(Multiphysics simulation)을 통해 주파수에 따른 임피던스를 분석하고자 하였다. 해석에 사용된 지배방정식은 식(1)~(4)와 같으며, 여기에서 S는 변형, T는 응력, E는 전계, D는 변위를 나타낸다[23,24].

$$T = c^E S - e^T E \quad (1)$$

$$D = eS + \varepsilon_S E \quad (2)$$

$$S = s^E T + d^T E \quad (3)$$

Table 2
Physical properties of the constitutional materials for the HIFU transducer

Properties		KICET-PZT8		CY1301	Polyimide	Water	Tissue
Density	kg/m^3	7750		1149	1420	1000	1044
Elastic stiffness constants	10^{-12} m^2/N	S^E_{11} S^E_{12} S^E_{13} S^E_{33} S^E_{44} S^E_{66}	12.7 –4.12 –6.57 18.8 28.3 33.7	-		-	-
Piezoelectric constants	10^{-12} C/N	d_{15} d_{31} d_{33}	290 –129 330	-		-	-
Dielectric constant	-	$\varepsilon^T_{11}/\varepsilon_0$ $\varepsilon_{33}/\varepsilon_0$	1278 1059	-		-	-
Young's Modulus	GPa			4.28			-
Poisson's ratio	-			0.356			-
Speed of sound	m/s			2560	2142	1484	1568
Thermal conductivity	W/m·K						0.59
Heat capacity	J/kg·K						3710

www.kci.go.kr

$$D = dT + \varepsilon_T E \quad (4)$$

다음으로 HIFU 트랜스듀서의 렌즈의 형상에 의한 초점 영역의 영향을 분석하기 위해 렌즈의 H_L/R_L 비를 변수로 하여 해석을 진행 하였다. 해석을 위한 기법으로는 전기-구조-음향 연성해석을 사용하였으며, 작동 주파수는 10 MHz, 인가 전압은 141 V로 설정하였다. 여기에 사용된 지배방정식은 식(5)와 같으며[22], p는 압력, t는 시간, c는 음속이다.

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = c^2 + \nabla^2 p \quad (5)$$

이를 통해 얻어진 결과의 분석을 위한 위치로 최대 음압 레벨이 발생하는 초점으로부터 −3 dB 영역, −6 dB 영역을 설정하였다. 각각의 영역에서의 면적, 축방향 및 이와 수직한 방향(횡방향)에서의 초점 거리를 분석하여 최적 렌즈 형상을 얻고자 하였다. 세번째로는 물의 높이에 따른 초점 거리에 대한 영향을 분석하였고, 마지막으로 필름의 두께에 따른 음압 및 온도 특성을 분석하여 최적 형상을 결정하였다. 결정된 최적 형상으로부터 전기-구조-음향 연성해석을 시행하여 초점 영역에서의 음압, 음압 레벨 및 종/횡방향 거리를 분석 하였다. 이를 통해 얻은 음압을 열원으로 이용하여 조직에서의 시간에 따른 열 전달 해석을 수행하였다. 이 때 사용된 지배방정식은 식(6)과 같으며[25], ρ는 밀도, C_p는 조직의 정압비열, T는 온도, t는 시간, q는 조직의 열 유속, Q_{met}는 열원을 나타낸다. ρ_b, C_b, ω_b 및 T_b는 혈관의 밀도, 정압비열, 관류 속도 및 온도를 나타낸 것으로 본 연구에서는 고려하지 않았다.

$$\rho C_p \frac{dT}{dt} - \nabla \cdot q = \rho_b C_{p,b} \omega_b (T_b - T) + Q_{met} \quad (6)$$

3. 결과 및 고찰

3.1. 렌즈의 형상이 초점 영역에 미치는 영향분석

압전 소자의 공진주파수는 재료의 고유특성인 주파수상수에 의해 결정된다. 본 연구에 사용된 KICET-PZT8의 두께 방향 주파수상수는 2070 Hz·m로, 이론상 0.20 mm에서 공진주파수가 존재하게 된다. 이에 대한 검증을 위해 압전 소자의 두께를 변수로 하여 해석을 진행하였으며, 그 결과 압전 소자의 두께가 0.18 mm, 0.20 mm, 0.22 mm 일 때 각각의 공진주파수는 9.1 MHz, 10 MHz, 11.1 Mhz로 나타났다. 따라서 본 연구에서 적용하고자 하는 10 MHz용 HIFU 트랜스듀서의 해석을 위해 압전 소자의 두께는 0.20 mm로 결정하였다. 이어서 렌즈의 형상에 따른 초점 영역의 크기 분석을 위해 렌즈의 반경, 렌즈의 H_L/R_L 비를 변수로 해석을 진행하였으며, 렌즈의 반경은 10~20 mm(2 mm 간격), H_L/R_L 비는 0.1~0.9(0.1 간격)이다. 이때 HIFU 트랜스듀서의 물의 높이는 0 mm 이며, 물과 조직 사이의 필름은 없다고 가정하였다. Figure 3은 조직에서의 음압 분포를 나타낸 것으로, 최대 음압 발생 지점인 초점, −3 dB 영역 및 −6 dB 영역에서의 결과를 분석하고자 하였다. Figure 4는 렌즈의 H_L/R_L

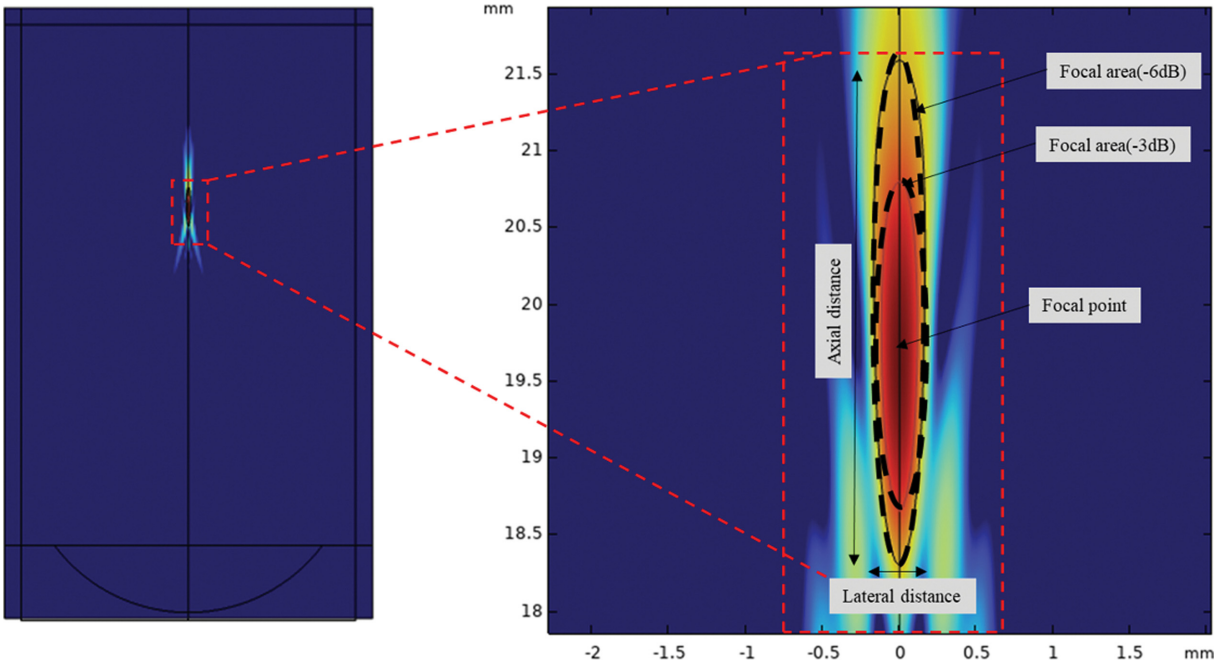

Fig. 3. Focusing image of the HIFU transducer in the tissue area.

www.kci.go.kr

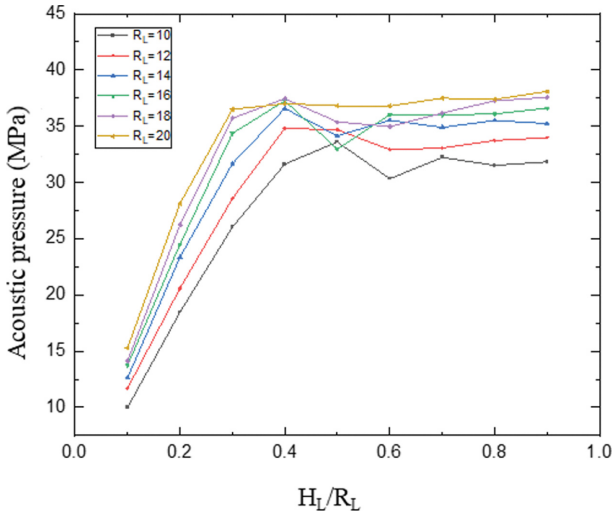

Fig. 4. Simulated results of the acoustic pressure with the H_L/R_L ratio of the HIFU transducer.

비에 따른 초점에서의 최대 음압을 나타낸 결과로 H_L/R_L 비가 0.1에서 0.4으로 증가함에 따라 급격하게 증가하였고, 그 이후로는 일정하게 유지되는 결과를 보인다. 특히 렌즈의 H_L/R_L 비가 0.4 일 때의 최대 음압은 렌즈의 반경이 증가함에 따라 증가하다 14 mm부터는 37 MPa 정도의 값으로 수렴되었다. Figure 5는 렌즈의 H_L/R_L 비에 따른 −3 dB 영역, −6 dB 영역에서의 면적을 나타낸 것이다. 초점 영역의 면적은 렌즈의 H_L/R_L 비가 증가함에 따라 급격히 감소하다가, 0.4 이후에는 일정하게 유지가 되는 특징을 보였다. 위의 결과를 종합하였을 때, 압전 소자와 렌즈 소재로서 각각 KICET-PZT8, CY1301을 사용한 10 MHz용 HIFU 트랜스듀서의 경우 렌즈의 H_L/R_L 비가 0.4, 렌즈의 반경이 14 mm 일 때 초점 영역이 가장 최적화 됨을 확인하였다.

3.2. HIFU 트랜스듀서의 물의 높이에 따른 초점 거리의 영향분석

HIFU 트랜스듀서의 물의 높이에 따른 초점 거리의 영향을 분석하기 위해 물의 높이를 2~10 mm(2 mm 간격)로 해석을 진행하였다. 그 결과 물의 높이가 증가함에 따라 최대 음압이 선형적으로 증가 하였고, HIFU 트랜스듀서로부터의 초점 거리는 물의 높이가 증가한 값만큼 감소하는 것으로 분석되었다. 따라서 HIFU 트랜스듀서의 용도에 맞게 물의 높이를 설정하면, 조직 내 침투 깊이 조절이 가능할 것으로 판단된다.

3.3. 필름의 두께에 따른 조직에서의 음압 및 온도 특성 분석

필름의 두께를 0.1~0.5 mm(0.1 mm 간격)으로 조절하여 음압 분석을 진행하였다. 결과적으로 필름이 두껍게 되면 최대 음압은 26.9 MPa에서 9.1 MPa로 줄어들고, 따라서 최대 온도도 115°C에서 31.1°C로 크게 줄어드는 것을 확인할 수 있었다(Table 3 참조). 이는 물, 조직에 비해 큰 감쇠계수를 갖는 필름의 특성으로 인해 필름이 두꺼워짐에 따라 초점 영역으로 전달되는 음압의 크기가

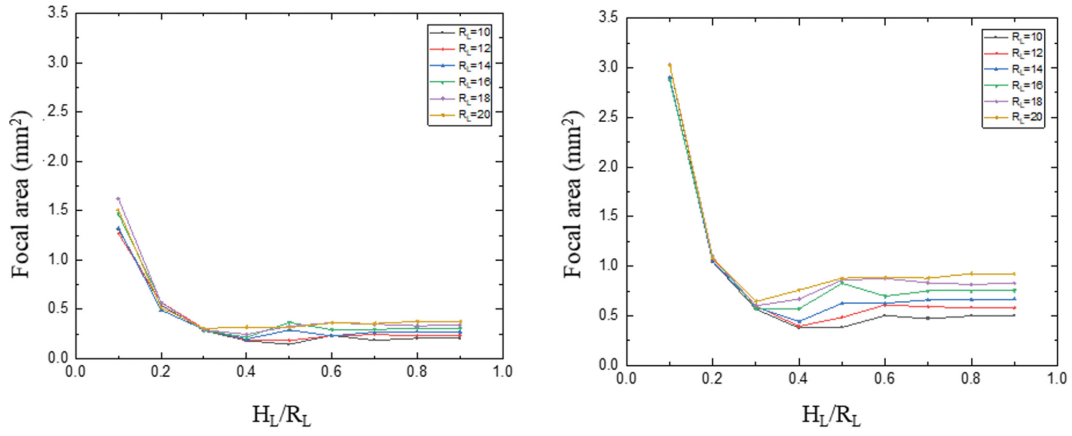

Fig. 5. Simulated results of the focal area with the H_L/R_L ratio of the HIFU transducer: (a) −3 dB area, (b) −6 dB area.

Table 3
Simulated results of the acoustic pressure and temperature according to film thickness of the HIFU transducer

Film thickness (mm)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
Maximum acoustic pressure (MPa)	26.9	19.0	14.3	11.1	9.1
Maximum temperature (°C)	115	66.8	46.1	36.5	31.3

www.kci.go.kr

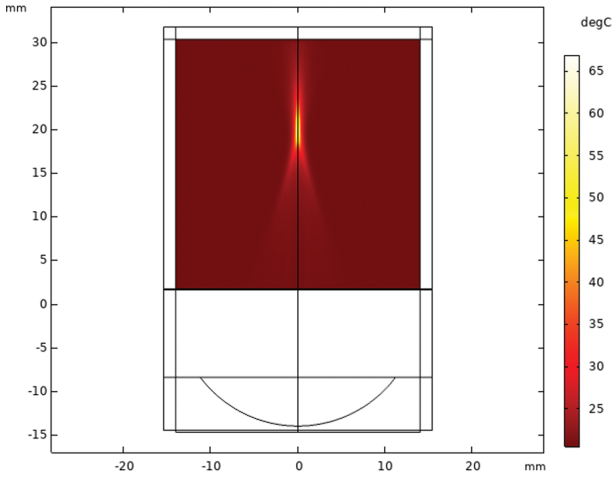

Fig. 6. Simulated results of temperature distribution in the tissue with the HIFU transducer film thickness of 0.2 mm.

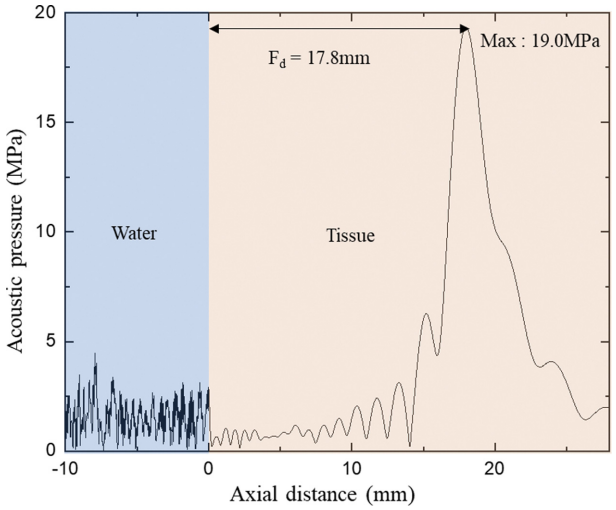

Fig. 7. Simulated results of the acoustic pressure in the axial direction for the optimized HIFU transducer.

감소하기 때문으로 보인다. 특히 필름의 두께가 0.2 mm에서 조직에서의 최대 온도는 66.8°C로, 일반적으로 조직이 괴사되는 온도인 60°C[26]와 비슷한 값을 보였다. (Fig. 6 참조) 이를 바탕으로 HIFU 트랜스듀서의 최적 형상을 결정하기 위해 필름의 두께를 0.2 mm로 선택하였다.

3.4. 최적형상에서의 음압 및 온도 특성 분석

앞서 얻은 결과를 기반으로 최적화된 형상(렌즈의 반경 = 14 mm, H_L/R_L 비 = 0.4, 물의 높이 = 10 mm, 필름 두께 = 0.2 mm)에서의 음압 및 온도 분포를 분석하였다. Figure 7은 축방향 거리에 따른 음압 분포를 나타낸 결과로, HIFU 트랜스듀서로부터 15 mm 근처에서부터 음압이 증폭되어 17.8 mm에서 19.0 MPa의 최대값을 나타

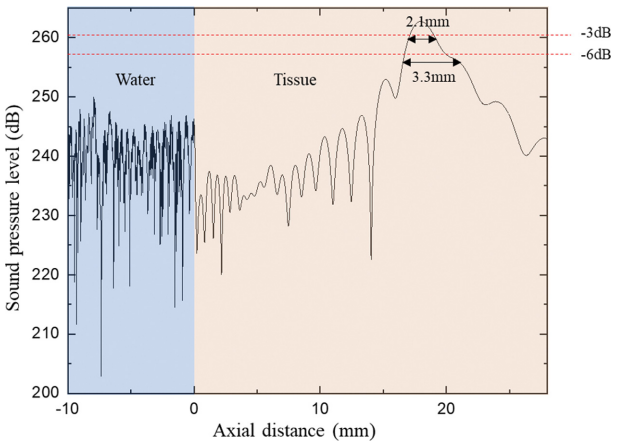

Fig. 8. Simulated results of the sound pressure level in the axial direction for the optimized HIFU transducer.

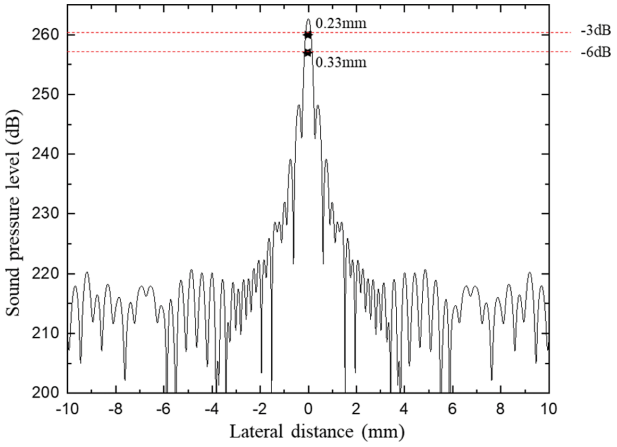

Fig. 9. Simulated results of the sound pressure level in the lateral direction for the optimized HIFU transducer.

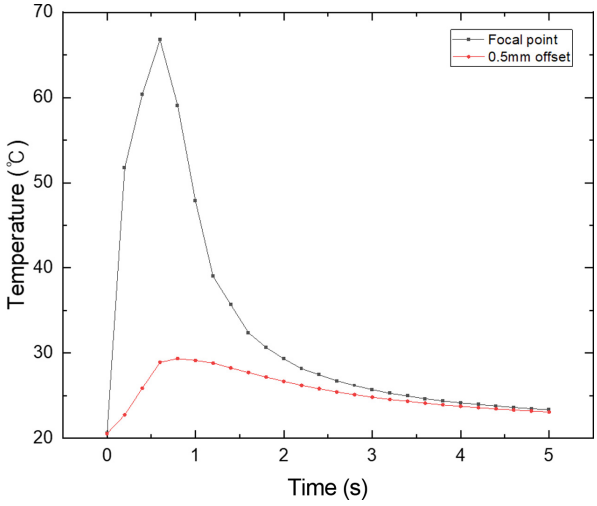

Fig. 10. Temperature variation according to time at focal point and 0.5 mm offset.

내었다. Figures 8~9는 최대음압레벨을 기준으로 −3 dB 및 −6 dB 영역에서의 축방향 및 횡방향 초점 거리를 분

www.kci.go.kr

석한 결과이다. 그 결과 –3 dB 영역, –6 dB 영역에서 축방향 초점 거리는 2.1 mm, 3.3 mm, 횡방향 초점 거리는 0.23 mm, 0.33 mm의 값을 보였다. 마지막으로 Fig. 10은 시간에 따른 초점과 초점에서 횡방향으로 0.5 mm 떨어진 곳에서의 열 분포를 분석한 결과다. 열이 전달되기 시작한 후 약 0.6초 후 최대 온도를 기록하였으며, 초점과 초점에서 횡방향으로 0.5 mm 떨어진 지점의 최대 온도는 각각 66.8°C, 29.5°C이라는 결과를 보였다.

4. 결 론

본 연구는 10 MHZ용 HIFU 트랜스듀서의 형상을 최적화하기 위해 유한요소 해석 기법을 고안하고, 음압 및 온도 특성 분석을 하고자 하였다. 이를 위해서 렌즈의 형상, 물의 높이, 필름 두께를 변수로 설정하고, 각 변수의 영향을 분석하여 초점 영역의 크기, 초점 거리 및 음압 등을 예측했다. 그 결과 렌즈의 형상은 반경이 14 mm이고 H_L/R_L 비가 0.4 일 때 초점 영역이 최소화 됨을 확인할 수 있었다. 또한, HIFU 트랜스듀서의 물의 높이가 증가할수록 초점 거리는 감소하는 경향을 보였으며, 필름 두께는 0.2 mm 일 때 최적화된 결과를 보여주었다. 최적화된 HIFU 트랜스듀서의 형상을 적용하여 조직에서의 음압 및 열 분포 결과를 분석한 결과, 초점 영역은 HIFU 트랜스듀서로부터 17.8 mm 지점에서 생성되며, –3 dB 영역의 축방향 초점 거리는 2.3 mm, 횡방향 초점 거리는 0.23 mm 정도인 것으로 나타났다. 또한, 조직에 발생하는 최대 온도는 초점에서 66.8°C, 횡방향으로 0.5 mm 떨어진 곳에서 29.5°C로 조직의 괴사에 필요한 적정한 열을 발생시킬 수 있음을 확인할 수 있었다. 본 연구를 통해 고안된 유한요소 해석 방법은 10 MHz용 HIFU 트랜스듀서의 최적화 형상 설계, 음압 및 온도 특성 등의 예측에 유용할 것으로 보인다. 향후 본 논문에서 고안한 해석 기법을 통해 압전 소자, 렌즈 및 필름의 물성 등 다양한 변수를 고려한 연구를 진행하고, 실험을 통해 검증 할 예정이다.

감사의 글

본 연구는 산업통산자원부 가상공학플랫폼 구축사업(과제번호: P0022336)의 지원으로 수행되었습니다.

References

[1] T. Zawada and T. Bove, “Strongly focused HIFU transducers with simultaneous optical observation for treatment of skin at 20 MHz”, Ultrasound in Medicine & Biology 48 (2022) 1309.
[2] J. Joseph, B. Ma and B.T. Khuri-Yakub, “Applications of capacitive micromachined ultrasonic transducers: A comprehensive review”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 69 (2021) 456.
[3] G. Ter Haar, “HIFU tissue ablation: concept and devices”, Therapeutic Ultrasound (2016) 3.
[4] C. Chang, K. Firouzi, K.K. Park, A.F. Sarioglu, A. Nikoozadeh, H.S. Yoon, S. Vaithilingam, T. Carver and B.T. Khuri-Yakub, “Acoustic lens for capacitive micromachined ultrasonic transducers”, Journal of Micromechanics and Microengineering 24 (2014) 085007.
[5] J.L. MacGregor and E.L. Tanzi, “Microfocused ultrasound for skin tightening”, Semin Cutan Med Surg. 32 (2013) 18.
[6] H.J. Kim, H.G. Kim, Z. Zheng, H.J. Park, J. H. Yoon, W. Oh, C.W. Lee and S.B. Cho, “Coagulation and ablation patterns of high-intensity focused ultrasound on a tissue-mimicking phantom and cadaveric skin”, Lasers in Medical Science 30 (2015) 2251.
[7] D.R. Daum and K. Hynynen, “A 256-element ultrasonic phased array system for the treatment of large volumes of deep seated tissue”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 46 (1999) 1254.
[8] K. Hynynen, “Review of ultrasound therapy”, 1997 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings. An International Symposium (Cat. No. 97CH36118) 2 (1997) 1305.
[9] A. Häcker, S. Chauhan, K. Peters, R. Hildenbrand, E. Marlinghaus, P. Alken and M.S. Michel, “Multiple high-intensity focused ultrasound probes for kidney-tissue ablation”, Journal of Endourology 19 (2005) 1036.
[10] D.R. Daum, N.B. Smith, R. King and K. Hynynen, “In vivo demonstration of noninvasive thermal surgery of the liver and kidney using an ultrasonic phased array”, Ultrasound in Medicine & Biology 25 (1999) 1087.
[11] C.S. Ho, K.C. Ju, Y.Y. Chen and W.L. Lin, “A cylindrical phased-array ultrasound transducer for breast tumor thermal therapy”, IEEE Ultrasonics Symposium 3 (2005) 1724.
[12] M. Malinen, T. Huttunen, K. Hynynen and J.P. Kaipio, “Simulation study for thermal dose optimization in ultrasound surgery of the breast”, Medical Physics 31 (2004) 1296.
[13] L. Curiel, F. Chavrier, R. Souchon, A. Birer and J.Y. Chapelon, “1.5-D high intensity focused ultrasound array for non-invasive prostate cancer surgery”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 49 (2002) 231.
[14] G.T. Clement and K. Hynynen, “A non-invasive method for focusing ultrasound through the human skull”, Physics in Medicine & Biology 47 (2002) 1219.
[15] S.J. Graham, L. Chen, M. Leitch, R.D. Peters, M.J. Bronskill, F.S. Foster, R.M. Henkelman and D.B. Plewes, “Quantifying tissue damage due to focused ultrasound heating observed by MRI”, Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 41 (1999) 321.

www.kci.go.kr

[16] G. Kun and M. Wan, "Effects of fascia lata on HIFU lesioning in vitro", Ultrasound in Medicine & Biology 30 (2004) 991.
[17] D.N. Stephens, J. Foiret, S. Lucero, K.W. Ferrara, K. Shivkumar and P. Khuri-Yakub, "10 MHz catheter-based annular array for thermal strain guided intramural cardiac ablations", 2015 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) (2015) 1.
[18] Y. Zhou and M. Wang, "Simulation of transrib HIFU propagation and the strategy of phased-array activation", Physics Procedia 70 (2015) 1119.
[19] H.Y. Shin, H.Y. Lee, I.G. Hong, J.H. Kim and J.I. Im, "Optimization study for material properties of piezoelectric material using parameter estimation method: Part I. polycrystal PZT ceramics", J. Korean Inst. Electr. Electron. Mater. Eng. 35 (2022) 470.
[20] R.L. O'leary, G. Smillie, G. Hayward and A.C.S. Parr, "CUE materials database", Centre for Ultrasonic Engineering (2002).
[21] Z. Li, Z. Han, X. Jian, W. Shao, Y. Jiao and Y. Cui, "Pulse-echo acoustic properties evaluation method using high-frequency transducer", Measurement Science and Technology 31 (2020) 125011.
[22] COMSOL Multiphysics® v. 6.0. Stockholm, Sweden: COMSOL AB; 2021.
[23] H. Jaffe, "Piezoelectric ceramics", Journal of the American Ceramic Society 41 (1958) 494.
[24] J.F. Nye, "Physical properties of crystals: their representation by tensors and matrices", (Oxford university press, 1985).
[25] H.H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", Journal of Applied Physiology 1 (1948) 93.
[26] G.R. Ter, R.L. Clarke, M.G. Vaughan and C.R. Hill, "Trackless surgery using focused ultrasound: Technique and case report", Minimally Invasive Therapy 1 (1991) 13.

www.kci.go.kr