

의료용 초음파 위상배열 트랜스듀서의 열 분산 방안

Thermal Dispersion Method for a Medical Ultrasonic Phased Array Transducer

이원석, 노용래[†]

(Wonseok Lee and Yongrae Roh[†])

경북대학교 기계공학과

(Received March 3, 2015; revised April 4, 2015; accepted April 28, 2015)

초 록: 초음파 영상 품질의 향상을 위해 트랜스듀서의 구동전압을 높이게 되면 트랜스듀서에서 열이 발생하여 환자의 피부 화상 및 트랜스듀서의 성능 저하를 초래할 수 있다. 따라서, 이렇게 온도가 상승하지 않도록 트랜스듀서 내의 열을 효율적으로 분산할 수 있는 방안에 대해 연구하였다. 이때 열 분산 해석 대상으로 중심주파수가 3 MHz이고 32채널을 가진 위상배열 트랜스듀서를 선정하였다. 먼저 트랜스듀서의 동작에 따른 발열 구조를 이론적으로 분석하였고, 그 결과로서 재료의 감쇠와 음압의 크기가 발열에 영향을 미치는 것을 확인하였다. 나아가 유한요소 해석을 통해 트랜스듀서 구성소자의 물성이 열 분산에 미치는 영향을 분석하였다. 분석된 결과를 바탕으로 트랜스듀서 내 열이 잘 분산되기 위한 구성소자의 열물성을 정하였다. 도출된 열 물성을 유한요소 해석 모델에 적용한 결과 환자와 접촉되는 부분인 음향렌즈의 최고온도가 원래 값의 51 %로 저하되었다.

핵심용어: 초음파 트랜스듀서, 열 분산

ABSTRACT: When the driving voltage of an ultrasound transducer is increased to improve the quality of ultrasound images, heat is generated inside the transducer that can cause patient's skin burn and degradation of transducer performance. Hence, in this paper, a method to disperse the heat of the transducer has been studied. The phased array transducer having 3 MHz center frequency and 32 channels was selected for analyses of the thermal dispersion. First, mechanism of the heat generation was investigated in relation to the transducer operation through theoretical analysis, and material damping and sound pressure amplitude were confirmed to be influential on the heat generation. Further, we investigated the effects of the properties of the materials constituting the transducer on the thermal dispersion through finite element analysis. Based on the analysis results, we determined the thermal properties of the constituent materials that could facilitate the thermal dispersion inside the transducer. The determined thermal properties were applied to the finite element model, and the results showed that the maximum temperature at an acoustic lens contacting with a patient was decreased to 51 % of its initial value.

Keywords: Ultrasonic transducer, thermal dispersion

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

1. 서 론

의료용 초음파 장치는 크게 초음파를 집속시켜 인체 내에 암과 같은 생체조직을 국부적으로 가열하여 괴사시키는 초음파 치료장치와 초음파의 송수신을

이용하여 체내 영상을 제공하는 초음파 진단장치로 나눌 수 있다. 인체 내부로 전파된 초음파는 피부, 근육 및 지방과 같은 인체조직들을 통과할 때 감쇠가 되므로, 진단하고자 하는 장기까지 보내기 위해서는 높은 음압의 초음파를 트랜스듀서가 발신하여야 한다. 이때 송신 음압을 높이기 위하여 트랜스듀서에 인가되는 전압을 높이면 트랜스듀서 내부의 온도가 상승하게 된다. 이는 압전소자에서 발생된 초음파가

[†]Corresponding author: Yongrae Roh (yryong@knu.ac.kr)
School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University, 1370 Sankyukdong, Bukgu, Daegu 702-701, Republic of Korea
(Tel: 82-53-950-6828, Fax: 82-53-943-8716)

트랜스듀서 내를 전파할 때 각 구성소자의 감쇠에 의하여 에너지 손실이 발생하게 되는데, 손실된 에너지가 열에너지로 변환되어 트랜스듀서의 온도를 상승시키기 때문이다. 트랜스듀서는 환자의 몸에 직접 접촉되기 때문에 트랜스듀서의 온도가 상승하게 되면 환자에게 화상을 입힐 수 있고, 트랜스듀서의 성능저하가 발생하게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 트랜스듀서 내 열전달 경로를 분석하여 열이 응축되지 않고 분산되도록 하는 연구가 필요하다.

따라서 근래에 의료용 초음파 장치 내부에서 발생하는 열에 관하여 많은 연구가 이루어지고 있는데, 초음파 치료장치의 열 특성에 대한 연구가 주를 이루고 있다. 음파가 특정 매질로 전파될 때 열이 발생하는 원리에 대한 이론적 분석에 관한 연구^[1-3]와 초음파를 생체조직에 집속시켰을 때 초음파 집속 위치 및 시간, 생체조직의 종류에 따른 온도변화를 실험을 통해 측정하고 유한요소 해석을 통해 분석하는 연구가 이루어지고 있다.^[4-7] 반면에 초음파 진단장치의 경우 선명한 영상을 구현하기 위하여 초음파 트랜스듀서를 장시간 고압으로 구동하였을 경우에 트랜스듀서 내부에 발생하는 열을 효율적으로 열 분산시키는 방안에 관한 연구가 이루어지고 있다. 그 중 트랜스듀서 내의 압전체에서 열이 발생하는 원인에 대하여 분석하고, 유한요소모델 및 등가회로를 이용하여 트랜스듀서 내의 온도 분포를 예측하는 연구가 이루어졌다.^[8-11] 또한 압전체를 대신하여 미세 가공을 통해 제작되는 정전용량형 소자를 트랜스듀서에 적용하여 발생하는 열을 저감하는 방안^[12]과 열전도도가 높은 두꺼운 금속을 압전체에 접착하여 트랜스듀서의 온도를 저감하는 연구도 이루어졌다.^[13] 하지만 트랜스듀서 내에서 발생된 열을 원하는 경로로 분산시켜 특정지점에서의 온도를 제어하는 방법에 관하여 연구가 부족하였다. 따라서 트랜스듀서 내에 열이 발생하는 원리와 구체적인 위치를 분석하고 열이 전달되는 경로를 제어하여 특정 지점에서의 온도를 조절하는 방안을 연구하고자 하였다.

본 연구에서는 초음파 영상 진단시 트랜스듀서의 모든 채널을 연속적으로 사용하여 발열 가능성이 높은 위상배열 트랜스듀서를 대상으로 열 분산방안에 대해 연구하였다. 초음파 트랜스듀서 내에서 열을

발생시키는 열원은 외부에서 전기 에너지를 공급받아 이를 음향 에너지 및 열 에너지로 변환시키는 압전소자이고, 되도록 온도를 저하시키고 싶은 트랜스듀서의 위치는 환자와 직접 접촉하는 음향렌즈 표면이다. 본 연구에서는, 먼저 열 분산에 관한 이론식을 통해 열이 발생하는 원리를 파악한 후, 구동에 따른 트랜스듀서 내의 온도분포를 확인하고, 트랜스듀서 구성소자의 물성이 열 분포에 미치는 영향을 분석하였다. 분석 결과를 바탕으로 트랜스듀서 내 열 분산에 유리한 방안을 도출하고 이를 트랜스듀서에 적용하여, 렌즈 표면에서의 온도저감 효과를 확인하였다.

II. 초음파 트랜스듀서의 열 해석

2.1 열 해석 이론

초음파 트랜스듀서 내의 열 분포 경향을 이론적으로 분석하였다. Eq.(1)로 나타낸 초음파가 전파될 때 각 위치와 시간에 따른 음압은 Eq.(2)의 헬름홀츠 방정식을 따른다.^[14] 이때 p 는 음압, \bar{p} 는 음압의 진폭, ω 는 각주파수이고, ξ^* 는 복소 파수이다. 다음으로 매질에서 열이 전달될 때 열 유동은 Eq. (3)의 확산방정식을 따르며, 이때 T 는 온도, t 는 시간, ρ 는 밀도, κ 는 열전도도, C_p 는 비열이고, q_V 는 단위체적당 열발생률이다.^[15]

$$p = \bar{p}e^{i(\omega t - \xi^* x)}, \tag{1}$$

$$\nabla^2 p + (\xi^*)^2 p = 0, \tag{2}$$

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (\kappa \nabla T) = q_V. \tag{3}$$

매질에 전파되는 음파의 지배방정식인 헬름홀츠 방정식과 매질에 전파되는 열의 지배방정식인 확산 방정식을 연관시키기 위해 Eq.(4)와 같이 정상상태의 음장 내의 열역학 제 1법칙을 이용하였다.^[16] q 는 열발생률, V 는 부피이고, t_p 는 주기이다. 음파가 매질에 전파될 때 음압에 의해 매질의 체적이 변하는데 필요한 일은 매질 내에서 발생하는 열과 같다는 원리를 이용한다. 정상상태의 음장 내에 있는 밀폐

계에서 발생하는 열과 행해지는 일의 총합은 내부에너지가 되는데, 이때 초음파의 주기를 기준으로 내부 에너지의 변화는 0이 된다. 단위부피당 발생하는 열과 일을 계산하기 위하여 양변을 부피로 나누었다.

$$\oint_{t_p} (q + p \frac{dV}{dt}) dt = 0, \quad (4)$$

$$\oint_{t_p} \frac{q}{V} dt = - \oint_{t_p} p \frac{1}{V} \frac{dV}{dt} dt.$$

Eq.(5)에 나타난 압력과 부피변형률의 관계식을 시간에 따라 미분하면 Eq.(6)을 구할 수 있는데, 이때 β^* 는 복소 체적 탄성률이고, s^* 는 복소 압축률이다.^[14]

$$p = -\beta^* \frac{\Delta V}{V}, \quad (5)$$

$$\frac{1}{V} \frac{dV}{dt} = -\frac{1}{\beta^*} \frac{dp}{dt} = -s^* \frac{dp}{dt} = -is^* \omega p. \quad (6)$$

음파의 주기 동안 열과 음압에 대한 관계식을 구하기 위해 Eq.(4)를 시간평균값 $\langle \rangle_{t_p}$ 을 이용하여 Eq.(7)과 같이 변경하였는데, 복소 형태의 부피와 압력을 켈레 복소수를 이용하여 시간평균법을 Eq.(7)과 같이 풀 수 있다. 이때 p^{**} 는 음압의 켈레 복소수이다. 이후 Eq.(6)을 Eq.(7)에 대입하여 단위체적당 열발생률을 각주파수, 음압의 진폭 및 체적 압축률의 허수값으로 나타내었다. 이때 s_{imag} 는 복소 압축률의 허수부이다.

$$\left\langle \frac{q}{V} \right\rangle_{t_p} = \langle q_V \rangle_{t_p} = - \left\langle p \frac{1}{V} \frac{dV}{dt} \right\rangle_{t_p} \quad (7)$$

$$= -\frac{1}{2} Re \left\{ p^{**} \frac{1}{V} \frac{dV}{dt} \right\} = -\frac{\omega(\bar{p})^2}{2} s_{imag}.$$

압축률의 허수값을 복소 파수를 이용하여 Eq. (8)과 같이 나타내었는데,^[14] ξ 와 α 는 각각 파수의 실수부와 단위 길이당 감쇠상수이고, c^* 은 복소 음속이다. 복소 파수에 제곱을 취하여 실수부와 허수부로 나누고, 복소 압축률 또한 실수부와 허수부로 나누

어 Eq.(9)와 같이 허수부를 비교하면, 압축률의 허수값을 Eq.(10)과 같이 단위 길이당 감쇠상수, 밀도, 음속의 실수값 및 각주파수로 나타낼 수 있다. c_{real} 은 복소 음속의 실수부이다.

$$(\xi^*)^2 = (\xi - i\alpha)^2 = (\xi^2 - \alpha^2) + i(-2\alpha\xi) \quad (8)$$

$$= \left(\frac{\omega}{c^*} \right)^2 = \frac{\omega^2 \rho}{\beta^*} = \omega^2 \rho s^* = \omega^2 \rho s_{real} + i\omega^2 \rho s_{imag},$$

$$-2\alpha\xi = -2\alpha \left(\frac{\omega}{c_{real}} \right) = \omega^2 \rho s_{imag}, \quad (9)$$

$$s_{imag} = -\frac{2\alpha}{\rho c_{real} \omega}. \quad (10)$$

Eq.(10)을 Eq.(7)에 대입하여, 단위체적당 열발생률과 단위 길이당 감쇠상수, 음압의 진폭, 밀도 및 복소 음속의 실수부에 관한 관계식을 Eq.(11)과 같이 나타낼 수 있다. Eq.(11)에 구한 열발생률은 Eq.(3)의 우변에 나타난 열원으로 작용하는데, 결과적으로 매질에 음파가 전파될 때 각 매질의 감쇠에 의해 손실되는 에너지가 열에너지로 변환되어 Eq.(3)의 열원으로 작용한다는 것을 알 수 있다.

$$\langle q_V \rangle_{t_p} = \alpha \frac{(\bar{p})^2}{\rho c_{real}}, \quad (11)$$

즉 트랜스듀서의 작동에 의해 발생하는 열은 음압의 크기와 매질의 밀도, 음속, 및 감쇠도에 영향을 받으며, Eq.(3)에서 트랜스듀서의 온도는 매질의 비열과 열전도도에 의해 변한다. 따라서 트랜스듀서 내에서 발생된 열은 구성소자의 물성과 열전달 경로를 조절하여 분산시킬 수 있다는 것을 알 수 있다.

2.2 열해석 모델 및 해석 조건

본 연구에서는 열 분산 해석 대상으로 위상배열 초음파 트랜스듀서를 선정하였는데, 위상배열 트랜스듀서는 작동을 위해 전체 채널을 연속적으로 구동시켜야하기 때문에 다른 종류의 트랜스듀서에 비해 발열 가능성이 높다. 해석 대상인 위상배열 초음파

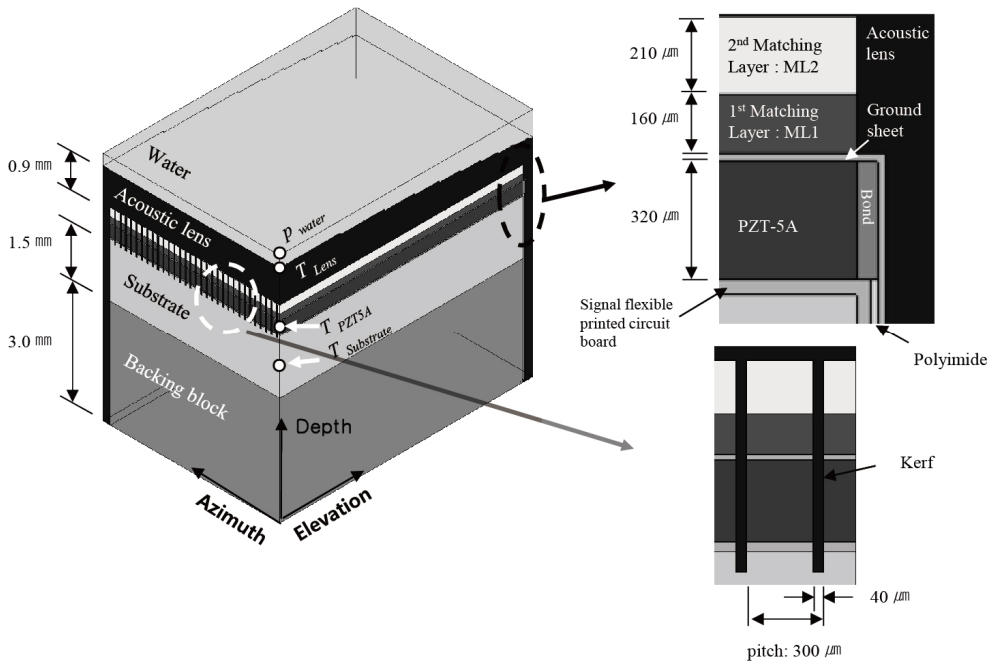


Fig. 1. A finite element model of an ultrasonic phased array transducer with the points to measure the sound pressure and temperature.

Table 1. Material properties of the transducer.

Description	Specific acoustic impedance [Mrayl]	Density [kg/m ³]	Specific heat [J/kg/°K]		Thermal conductivity [W/m/°K]	
			Basic	Modified	Basic	Modified
Backing block (Epoxy)	3.10	1,710	880	1,760	0.23	0.46
Substrate (Epoxy)	3.16	2,120	1,070	2,140	0.32	0.64
PZT (PZT-5A)	-	7,800	420		1.80	
1 st matching layer (Epoxy)	6.65	3,310	1,000	2,000	4.22	2.11
2 nd matching layer (Epoxy)	3.05	1,210	1,000	2,000	0.22	0.11
Lens (Silicon rubber)	1.25	1,300	1,140	2,280	0.27	0.14

트랜스듀서의 구조는 Fig. 1에 나타내었다.^[17] 트랜스듀서의 중심주파수는 3 MHz이고 채널 개수는 32개이다. 트랜스듀서는 압전소자(PZT-5A), 2개의 정합층, 2개의 후면층(substrate & backing block), 접지시트(ground sheet), 신호선 층(signal flexible printed circuit board), 치폭(kerf) 및 음향렌즈로 이루어져 있으며, 음향렌즈의 상부에는 방사매질로 물 층이 형성되어 있다. 그리고 트랜스듀서 제작시 구성소자 접착에 사용되는 에폭시 접착제(bond)가 폭 방향으로 빠져나와 경화되는데, 이 부분을 단순화하여 모델링하였다. 해석에는 상용 유한요소 해석 프로그램인 PZFlex^(R)를 사용하였다. 해석 모델은 3차원으로 구성되어 있으며, 해석 모델의 크기를 줄이기 위해 2개의 대칭면

을 적용하여 1/4모델을 생성하였으며, 신호선 층은 구리 단층으로 만들고, 접지시트와 절연되도록 폴리이미드(Polyimide)를 삽입하였고, 2차 후면층의 두께는 3 mm로 설정하였다. 그리고 후면층의 바닥에는 불필요한 반사파의 영향을 제거하고자 흡음 경계조건을 적용하였다. 구성소자의 치수로 1차 후면층의 두께는 1.5 mm, 압전소자의 두께는 320 μm, 1차 정합층의 두께는 160 μm, 2차 정합층의 두께는 210 μm, 소자간 간격은 300 μm, 치폭은 40 μm, 소자의 폭(elevation) 방향의 길이는 13.5 mm, 음향렌즈의 두께는 0.9 mm, 그리고 음향렌즈의 반지름은 70 mm로 설정하였다. 각 구성소자의 물성을 Table 1에 나타내었으며, 음향렌즈와 치폭의 물성은 같다.

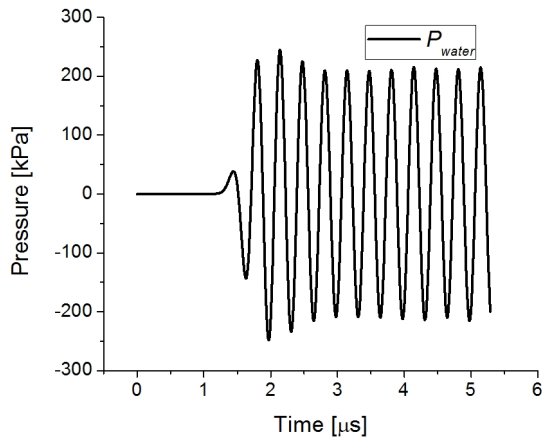


Fig. 2. Sound generated from the transducer of the basic structure.

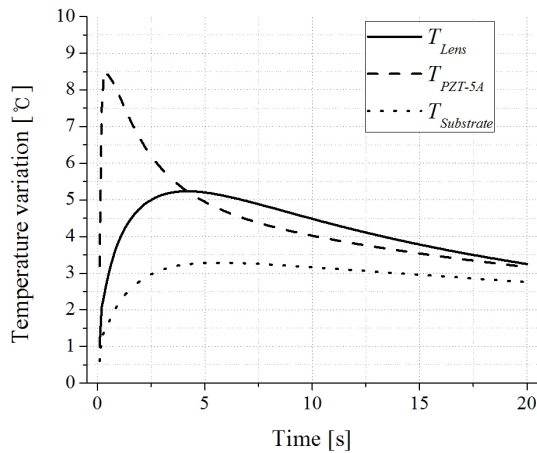


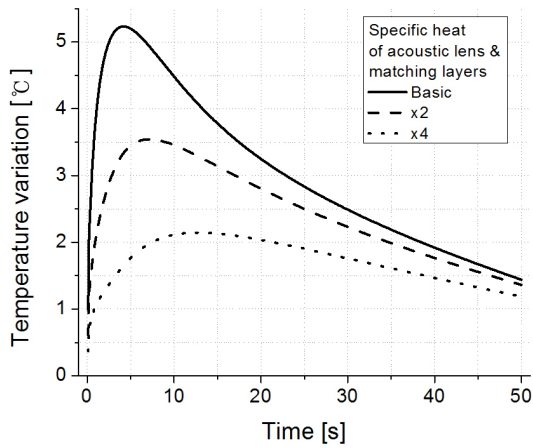
Fig. 3. Variation of the temperature at each node inside the transducer of the basic structure.

이상의 모델로 음향해석과 열해석을 수행했는데, 우선 음향해석에서는 압전소자에서 발생한 초음파가 각 구성소자로 전파될 때 트랜스듀서 내에서 재료의 감쇠에 의해 손실되는 에너지를 구하였다. 다음으로 열해석에서는 각 절점에서 계산된 손실 에너지를 열원으로 적용하여 시간에 따른 트랜스듀서 내의 온도변화를 해석하였다. 유한요소 모델 내에서 대칭의 중심축 상에 물 층의 끝 부분에 위치한 절점에서 시간에 따른 음압의 변화를 Fig. 2에 나타내었는데, 압전소자에서 발생한 초음파가 정합층과 음향렌즈를 거쳐서 물로 전달되기 때문에 $1\mu\text{s}$ 의 시간이 지나고 음압이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 이때 과도현상에 의해 최고음압이 발생하였다가 일정한 음압이 유지되는 것을 확인할 수 있다.

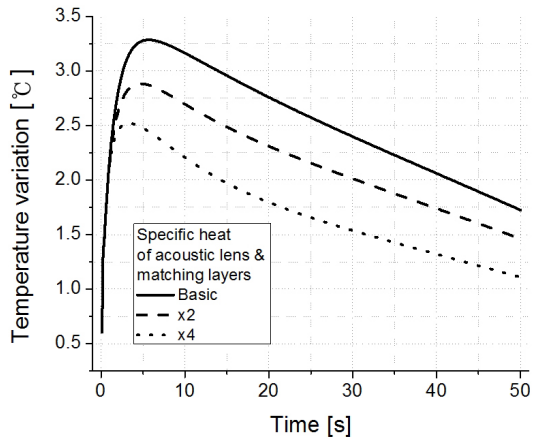
음향해석을 통해 구한 각 절점에서의 손실 에너지를 이용하여 열해석을 수행하여 트랜스듀서 내의 중심축 상에서 물과 접촉되는 음향렌즈 끝부분, 압전소자 중심부 및 1차 후면층의 중심부에 위치한 절점에서 시간에 따른 온도변화를 Fig. 3에 나타내었다. 열물성은 주변 온도 및 압력에 따라 변하는데, 의료용 초음파 트랜스듀서의 사용환경에 맞게 대기압 및 상온(25°C)에서의 열물성을 열해석에 사용하였다. 또한 구동에 따른 트랜스듀서의 온도변화를 분석하고자 하였기 때문에 시간에 따른 각 절점의 온도변화를 그래프로 나타내었다. 열해석의 경우 0.1s 간 트랜스듀서가 구동되고 19.9s 의 시간동안 발생된 열이 전파되는 상태를 해석하였고, 음향렌즈, 압전소자 및 1차 후면층에 위치한 절점에서 전체 해석시간에 걸친 최고온도와 해석이 종료되는 시점에서의 온도인 최종온도를 구하였다. Fig. 3의 결과로부터 압전소자에서 발생된 열에 의해 온도가 상승되고, 압전소자 주변으로 열이 분산되는 것을 확인할 수 있다. 먼저 열이 가장 많이 발생하는 압전소자의 온도가 트랜스듀서의 구동이 완료된 직후 0.3s 시점에서 8.5°C 까지 상승하였다가, 주변으로 열이 전달되어 온도가 저하되어 최종적으로 3.17°C 까지 저하한다. 그리고 압전소자로부터 전달된 열에 의해 음향렌즈와 1차 후면층의 온도가 뒤늦게 상승하였다가, 다시 주변으로 그 열이 분산됨에 따라 온도가 서서히 저하되는 것을 확인할 수 있는데, 음향렌즈의 경우 4.2s 에서 최고온도가 5.23°C 로 상승하였다가 최종온도는 3.25°C 로 저하되었다. 그리고 압전소자에서 발생된 열이 트랜스듀서의 후면층 방향으로 전달되어 1차 후면층 내의 절점의 5.7s 에서 최고온도가 3.28°C 로 상승하였다가 최종온도는 2.76°C 로 저하하였다. 이와 같이 각 구성소자의 열 특성이 다르기 때문에 트랜스듀서 내의 각 절점이 최고온도에 도달하는데 걸리는 시간과 최고온도의 크기가 다른 것을 알 수 있다.

III. 트랜스듀서의 열 분산 방안

확산 방정식에서 비열, 열전도도 및 밀도와 열원의 크기에 의해 온도는 시간과 위치에 따라 변하는



(a) acoustic lens

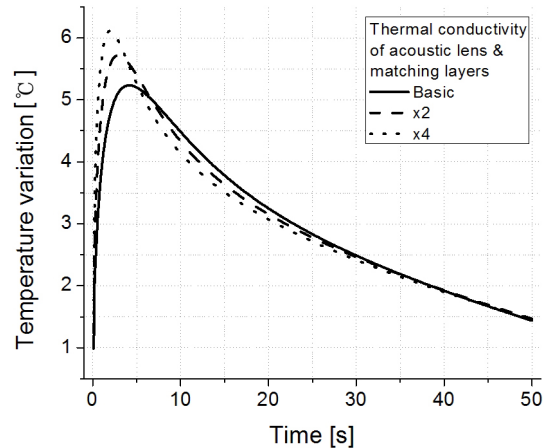


(b) substrate

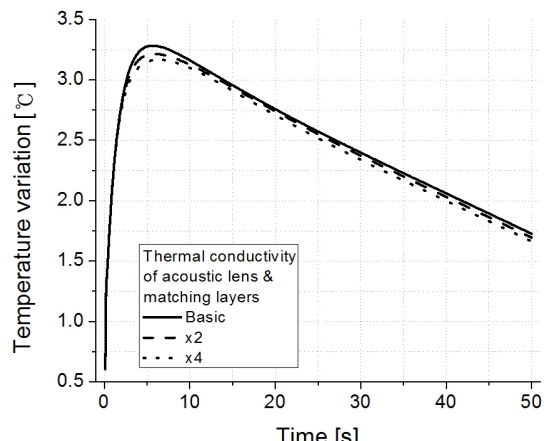
Fig. 4. Variation of the temperature according to the specific heat of the acoustic lens and matching layers.

데, 트랜스듀서 구성 재료의 물성 중에서 특히 비열과 열전도도가 온도변화에 미치는 영향을 확인하고자 하였다. 따라서 트랜스듀서 구성소자의 비열과 열전도도를 Table 1에 나타난 기본물성에 비해 각각 2배, 4배로 변화시킨 후, 그에 따른 트랜스듀서 음향렌즈와 1차 후면층에 위치한 절점에서의 온도분포를 분석하였다. 분석 방법으로는 기본구조에 대한 것과 동일하게 음향해석과 열해석을 수행하였다.

우선, 트랜스듀서 모든 구성소자의 열전도도와 후면층의 비열은 기본 물성 값을 유지한 채, 렌즈와 정합층의 비열만 2배, 4배로 높였을 때의 해석 결과를 Fig 4에 나타내었다. 비열이 높아질수록 음향렌즈와 정합층의 열용량이 커지기 때문에 음향렌즈의 최고온도는 Fig. 4(a)와 같이 5.23°C에서 2.15°C로 낮아지고, 최고온도가 발생하는 시간은 12.8 s까지 지연되



(a) acoustic lens

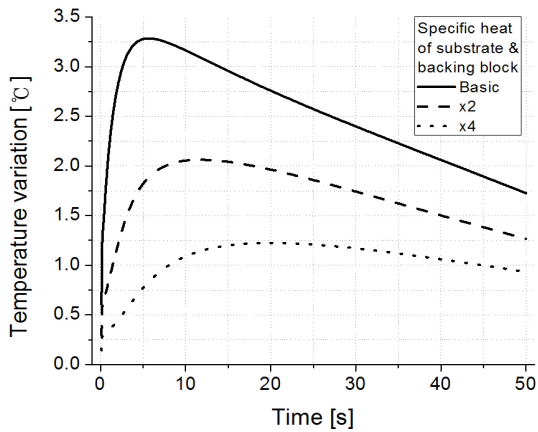


(b) substrate

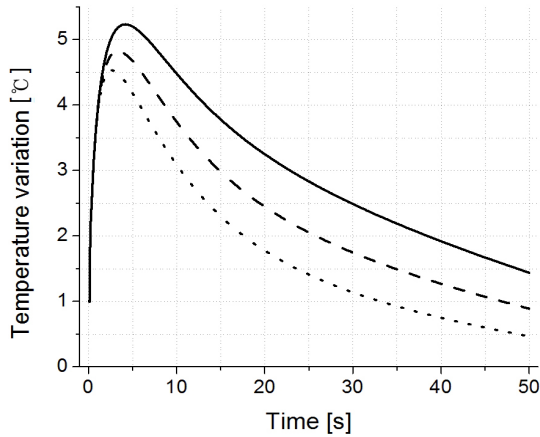
Fig. 5. Variation of the temperature according to the thermal conductivity of the acoustic lens and matching layers.

었다. 그리고 음향렌즈와 정합층으로 열이 많이 전달되기 때문에 음향렌즈와 정합층의 비열이 커질수록 1차 후면층의 최고온도도 Fig. 4(b)와 같이 2.52°C로 낮아졌다.

다음으로 재료들의 다른 물성들은 다 고정시키고 음향렌즈와 정합층의 열전도도만을 2배, 4배 높였을 때, 음향렌즈와 압전소자의 온도가 상승되고 1차 후면층의 온도가 저하하였다. 트랜스듀서의 음향렌즈 방향으로의 열전도도가 높아져서, 발생된 열이 음향렌즈 방향으로 보다 많이 전달되었기 때문에 렌즈의 온도가 Fig. 5(a)와 같이 6.11°C까지 높아졌다. 이때 최고온도에 도달하는데 걸리는 시간이 2.0 s로 단축되는 것은 열전도도가 높아지면서 열전달이 빠르게 이루어졌기 때문이다. 반면에 압전소자에서 발생된



(a) substrate

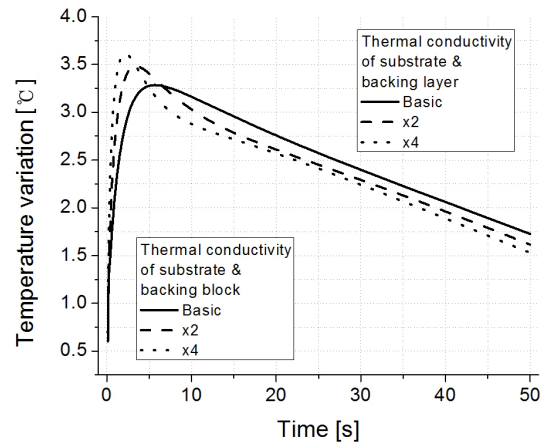


(b) acoustic lens

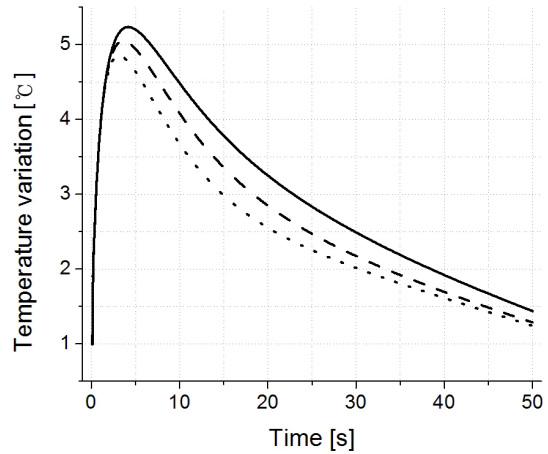
Fig. 6. Variation of the temperature according to the specific heat of the substrate and backing block.

열이 음향렌즈 방향으로 많이 전달되므로 1차 후면층의 온도는 Fig. 5(b)와 같이 3.17°C로 저하하였다. 따라서 구성소자의 열전도도를 변경하여 트랜스듀서에서 발생하는 열의 전도방향과 속도를 조절할 수 있다는 것을 확인하였다.

다음으로 트랜스듀서 재료들의 다른 물성들은 다 고정시키고 후면층의 비열과 열전도도만을 각각 2, 4배로 변화시켰을 때의 트랜스듀서 내 온도변화를 해석하였다. 비열이 증가되면 같은 열량을 기준으로 온도변화가 작아지므로, Fig. 4에서와 마찬가지로 모든 층의 온도가 낮아졌다. 1차 후면층의 최고온도가 Fig. 6(a)와 같이 1.23°C까지 저하하고, 최고온도에 도달하는 시간이 19.9 s까지 지연되는 것을 확인할 수 있다. 그에 따라 트랜스듀서의 후면층 방향으로 열이 많이 전달되어 Fig. 6(b)와 같이 음향렌즈의 최고



(a) substrate



(b) acoustic lens

Fig. 7. Variation of the temperature according to the thermal conductivity of the substrate and matching layers.

온도는 4.53°C로 낮아지고, 음향렌즈 방향으로 전달되는 열량이 줄어들어 음향렌즈와 압전소자 내의 절점에서 최고온도에 도달하는 시간 또한 감소하였다.

마지막으로, 트랜스듀서 재료들의 다른 물성들은 다 고정되고 후면층의 열전도도만 높아지면, 후면층 방향으로 열이 보다 많이 전달되어 음향렌즈의 온도는 저하되고, 압전소자와 1차 후면층의 온도가 상승하였다. 1차 후면층의 최고온도는 Fig. 7(a)와 같이 3.61°C로 상승하고 열전달이 빠르게 이루어져 최고온도에 도달하는 시간이 2.1 s로 단축되었다. 또한 음향렌즈와 압전소자의 온도는 Fig. 7(b)와 같이 저하하였다.

이상과 같이 트랜스듀서 구성소자의 열 물성이 온도변화에 미치는 영향을 확인한 결과, 압전소자에서 발생한 열을 후면층 방향으로 분산시키기 위해서는,

Table 2. Change of the transducer temperature when the thermal properties of the constituent materials were changed from those in Table 1 (basic) to those in Table 2 (modified).

Material properties	Lens		Substrate	
	High temp.	Final temp.	High temp.	Final temp.
Basic	5.23°C	3.25°C	3.28°C	2.76°C
Modified	2.64°C	1.95°C	1.91°C	1.58°C

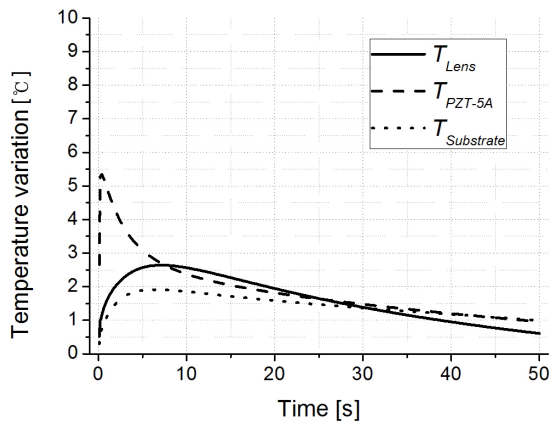


Fig. 8. Variation of the temperature of each node inside the transducer when the material properties were modified to those in Table 2.

즉 음향렌즈의 온도를 낮추기 위해서는, 모든 재료의 비열은 높아야 하고, 정합층과 음향렌즈의 열전도도는 낮아야 하며, 후면층의 열전도도는 높아야 한다는 것을 알 수 있다. 따라서 Table 2와 같이 음향렌즈, 정합층 및 후면층의 비열을 높이며, 음향렌즈와 정합층의 열전도도는 저하시키고 후면층의 열전도도는 상승시켜, 환자와 접촉하는 음향렌즈가 아닌 후면층 방향으로 열을 전달시키는 열 분산 방안을 도출하였다.

Table 1의 열 물성을 가지는 트랜스듀서에 대해 위에서처럼 음향 해석, 열 해석을 차례로 수행해 본 결과, 후면층 방향의 열전도도가 향상되고 트랜스듀서 내부의 열용량이 증가되면서 트랜스듀서 내의 온도는 Table 2 같이 전반적으로 저하하였다. 음향렌즈의 최고온도는 Fig 8과 같이 2.64°C로 기본모델 값의 51%로 저하하였다. 1차 후면층의 최고온도는 1.91°C로 기본모델 값의 58%로 저하되었다. 이것은 후면층 방향으로 열을 전달시켜 음향렌즈의 온도를 보다 많이 저감시키고자 하였기 때문이다. 이러한 결과는

위에서 도출한 열 분산 방안의 타당성을 확인시켜주는 것이다.

IV. 결 론

본 연구에서는 초음파 트랜스듀서 내의 열 분산을 통해 전면에 위치한 음향렌즈의 온도 저감 방안을 도출하고자 하였다. 이론적 열해석을 통해 트랜스듀서 내에 열이 발생하는 원리를 규명하고, 열 분산에 영향을 미치는 비열과 열전도도에 따른 트랜스듀서의 온도변화를 분석하였다. 그 결과, 환자와 초음파 트랜스듀서가 직접 접촉하는 음향렌즈의 온도를 낮추기 위해서는, 음향렌즈, 정합층 및 후면층의 비열을 높이며, 음향렌즈와 정합층의 열전도도는 저하시키고 후면층의 열전도도는 상승시켜, 압전소자에 의해 발생된 열을 후면층 방향으로 전달시키는 방안을 도출하였다. 도출된 열 분산 방안을 유한요소 해석 모델에 적용한 결과 트랜스듀서 내의 온도가 전반적으로 저하하되, 예시로 적용한 열 물성의 경우 1차 후면층의 최고온도는 기본모델 값의 58% 정도로 감도 되었지만, 음향렌즈의 최고온도는 기본모델 값의 51%로 저하되었다. 이는 본 연구에서 도출한 열 분산 방안의 타당성이 입증하는 결과이다.

본 연구에서 도출한 열분산 방안은 초음파 트랜스듀서의 작동시 온도 상승을 감소시킬 수 있을 것으로 트랜스듀서의 보다 안정적인 운용과 수명 향상을 가져올 것이다. 나아가, 트랜스듀서의 온도 저감 효과는 구동 시스템으로 하여금 트랜스듀서에 보다 높은 전압을 인가할 수 있도록 해서, 종국에는 보다 선명한 초음파 영상을 획득하는데 기여할 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2013R1A2A2A01015248).

References

1. W. L. Nyborg, "Heat generation by ultrasound in a relaxing

- medium,” J. Acoust. Soc. Am. **70**, 310-312 (1981).
2. T. L. Szabo, “Time domain wave equations for lossy media obeying a frequency power law,” J. Acoust. Soc. Am. **96**, 491-500 (1994).
 3. D. J. Powell, J. Mould, and G. L. Wojcik, “Dielectric and mechanical absorption mechanisms for time and frequency domain transducer modeling,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp., 1019-1027 (1998).
 4. K. L. Gentry, M. L. Palmeri, N. Sachedina, and S. W. Smith, “Finite element analysis of temperature rise from an integrated 3-D intracardiac echo and ultrasound ablation transducer,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp. 122-125 (2004).
 5. S. Wang, V. Frenkel, and V. Zderic, “Optimization of pulsed focused ultrasound exposures for hyperthermia applications,” J. Acoust. Soc. Am. **130**, 599-609 (2011).
 6. R. Samanipour, M. Maerefat, and H. R. Nejad, “Numerical study of the effect of ultrasound frequency on temperature distribution in layered tissue,” J. Therm. Biolo. **38**, 287-293 (2013).
 7. P. Gélât, G. T. Haar, and N. Saffari, “A comparison of methods for focusing the field of a HIFU array transducer through human ribs,” Phys. Med. Biol. **59**, 3139-3171 (2014).
 8. A. C. S. Parr, R. L. O’Leary, G. Hayward, and G. Smillie, “Improving the thermal stability of 1-3 piezoelectric composite transducers manufactured using thermally conductive polymeric fillers,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp. 362-365 (2003).
 9. A. C. S. Parr, R. L. O’Leary, and G. Hayward, “Improving the thermal stability of 1-3 piezoelectric composite transducers,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **52**, 550-563 (2005).
 10. J. L. Butler, A. L. Butler, and S. C. Butler, “Thermal model for piezoelectric transducers (L),” J. Acoust. Soc. Am. **132**, 2161-2164 (2012).
 11. R. Ramesh, R. K. Kumar, and T. K. V. Kumar, “Heat generation in 1-3 piezoceramic-polymer composites,” J. Electroceram. **30**, 251-257 (2013).
 12. A. S. Ergun, S. Barnes, and E. Gardner, “An assessment of the thermal efficiency of capacitive micromachined ultrasonic transducers,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp. 420-430 (2007).
 13. P. Vasiljev, D. Mazeika, and S. Borodinas, “Minimizing heat generation in a piezoelectric Langevin transducer,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp. 2714-2717 (2012).
 14. L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens, and J. V. Sanders, *Fundamentals of Acoustics, Fourth Edition* (John Wiley & Sons, New York, 2000), pp. 211-212, 529-531, 508-509.
 15. J. H. Lienhard IV and J. H. Lienhard V, *A Heat Transfer Textbook, Third Edition* (Courier Dover Publications, New York, 2008), pp. 54-56.
 16. Y. A. Cengel and M. A. Boles, *Thermodynamics: An Engineering Approach, Second Edition* (McGraw-Hill, New York, 1994), pp. 186-189.
 17. R. McKeighen, “Finite element simulation and modeling of 2-Darrays for 3-Dultrasonic imaging,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. **48**, 1395-1405 (2001).

저자 약력

▶ 이 원 석 (Wonseok Lee)



2004년 2월: 단국대학교 기계공학과 학사
 2007년 8월: 경북대학교 기계공학과 석사
 2014년 2월: 경북대학교 기계공학과 박사
 2014년 3월~현재: 알피니언메디칼시스템
 (주) 책임연구원

▶ 노 용 래 (Yongrae Roh)



1984년 2월: 서울대학교 자원공학과
 (공학사)
 1986년 2월: 서울대학교 자원공학과
 (공학석사)
 1990년 5월: 미국 펜실베이니아주립대학교
 (공학박사)
 1990년 5월 ~ 1994년 2월: 포항산업과학
 연구원 선임연구원
 1994년 3월~현재: 경북대학교 기계공학부
 교수
 <관심분야> 음향초음파 트랜스듀서, 압전
 Device, 전자재료, 파동해석