

# 음향감쇠매질 내에서 집속초음파에 의한 온도상승의 가시화

## Visualization of Temperature Elevation Due to Focused Ultrasound in Dissipative Acoustic Medium

김명석, 김정순\*, 김무준<sup>†</sup>, 하강렬

(Myoungseok Kim, Jungsoon Kim\*, Moojoon Kim<sup>†</sup>, and Kanglyeol Ha)

부경대학교 물리학과, \*동명대학교 미디어 공학과

(접수일자: 2013년 7월 12일; 수정일자: 2013년 9월 5일; 채택일자: 2013년 12월 2일)

**초 록:** 음향감쇠매질 내에서 집속 초음파에 의한 온도 분포 변화를 파악하는 것은 다양한 분야에 매우 중요한 정보를 제공할 수 있다. 본 연구는 음향감쇠매질 내에 임계온도 30 °C인 시온안료를 사용한 감온 필름을 삽입하여 비침습적으로 온도 상승 효과를 조사하였다. 음향감쇠매질은 한천과 설탕을 섞어 제작하였으며 매질내 음향특성을 제어하기 위해 사용한 설탕 농도는 25 %에서 40 %까지 변화시켰다. 집속 초음파에 의한 온도상승 효과를 감온 필름의 변색영역의 변화로 관찰한 결과 초음파 방사 후 2~5 s 사이에 급격한 변색 영역의 증가를 보이다가 그 이후 완만한 변화를 보였다. 시뮬레이션에서는 실험 결과와는 달리 초음파 방사 후 10 s까지 선형적으로 변색영역이 증가하는 경향을 보였다. 이는 매질의 열전도도 및 열용량은 온도에 따라 변하는 값을 가지는데, 시뮬레이션에는 이를 고려하지 못했기 때문으로 사료된다.

**핵심용어:** 집속초음파, 음향감쇠매질, 가시화, 온도상승효과, 시온안료

**ABSTRACT:** The temperature change due to focused ultrasound in dissipative acoustic medium is very important because it provides us much information. To measure the temperature change inside of the dissipative acoustic medium non-invasively, we adopt a temperature sensitive film which has thermochromic particles with critical temperature of 30 °C. As a dissipative acoustic medium, agar layer is chosen in the study. The temperature change due to the ultrasound was measured depending on the concentration of the sugar in the agar layer. The color change on the film due to the ultrasound was investigated when the concentration of sugar was from 25% to 40%. As the result, there were rapid increases of discolored area on the film within 2~5 second after the ultrasound driving and the increasing rates decreased after the period. To compare the simulation results were also shown. However in the simulated result, the discolored areas linearly increased from start to 10 seconds. The reason of the differences between the experimental results and simulated ones is that the change of thermal conductivity and heat capacity of the medium were not considered in the simulation program.

**Keywords:** Focused ultrasound, Dissipative acoustic medium, Visualization, Temperature elevation, Thermochromic particle

**PACS numbers:** 43.35.-Yb

### 1. 서 론

음향감쇠매질 내에서 집속 초음파 에너지에 의한 온도상승에 대한 연구는 매우 많은 연구자들에 의해 수행되어져 왔다.<sup>[1-4]</sup> 생체 조직과 같이 음향감쇠가

있는 매질 내에 초음파 에너지가 방사될 때 형성되는 온도분포의 변화를 파악하는 것은 의료 진단 및 치료 분야에서 중요한 정보를 제공할 수 있기 때문이다.<sup>[5-8]</sup> 따라서 생체 매질 혹은 젤이나 젤 상태의 음향 매질 내부의 온도분포를 비침습적으로 측정하는 방법에 대한 연구가 필요하다.<sup>[9-10]</sup> 최근에는 투명 모의 생체매질을 이용하여 집속초음파에 의한 매질내

<sup>†</sup>Corresponding author: Moojoon Kim (kimmj@pknu.ac.kr)  
Department of Physics, Pukyong National University, 599-1,  
Daeyeon3-Dong, Nam-Gu, Busan 608-737, Republic of Korea  
(Tel: 82-51-629-5572, Fax: 82-51-629-5549)

의 열 변성의 영역에 대한 관찰을 수행한 연구도 다수 보고되고 있다.<sup>[11-12]</sup>

고강도 집속 초음파(HIFU)의 치료효과를 가시화하기 위한 생체 모의 매질로 BSA(Bovine Serum Albumin) PAG(Polyacrylamide hydrogel)이 널리 사용되고 있다. 이것은 투명도가 뛰어나고 초음파에 의한 열작용을 가시화할 수 있으나, 음향감쇄가 생체 조직의 그것보다 훨씬 낮아 실제 생체내에서 초음파에 의한 열작용으로 인한 온도 상승을 예측하는 데는 한계가 있다. 최근 최 등<sup>[13]</sup>은 이러한 문제점을 극복하기 위하여 BSA-PAG에 산란체 유리가루를 첨가함으로써 음향감쇄특성을 생체조직에 가깝도록 개선한 팬텀을 제안하였다.

본 연구에서는 투명한 음향 감쇠 매질 내에 온도 상승을 감지하는 필름을 삽입하여, 집속형 초음파 노출된 후 시간에 따른 온도 상승 효과를 실험적으로 관찰했다. 본 연구에서 사용한 음향 감쇠 매질로 한천을 이용한 매질을 고려했다. 한천은 적은 비용으로 구입이 가능하며 제작과정도 어렵지 않지만 한천만을 이용했을 경우 불투명하다는 단점이 있다. 이를 설탕을 이용하여 설탕 내에 Sucrose가 D-Glucose와 F-Fluctose로 변화하는 과정에서 투명도가 높아지는 편광회절현상<sup>[14]</sup>을 이용하여 한천 자체의 불투명한 성질을 가지는 한계점을 해결하였다. 본 실험에서는 한천에 설탕의 농도를 변화시켜 음속, 밀도 및 음향감쇠계수 등 음향 특성이 다른 감쇠매질을 제작했다. 매질 내 온도 변화를 조사하기 위하여, 온도의 변화에 따라 변색되는 감온 필름을 제작하여 트랜스듀서의 음측면에 삽입했다. 제작된 감쇠 매질에 집속 초음파를 조사하면서 감쇠 매질 내의 방사 시간에 따른 온도 변화를 가시화하였다.

## II. 이 론

음향 매질 내에 초음파가 진행할 때 초음파 에너지는 매질에 흡수 된다. 흡수된 에너지는 열로 변화하여 매질을 가열하게 된다. 가열 응고 요법이나 초음파 온열요법과 같은 치료는 이러한 초음파에 의한 가열작용에 의한 것이다.<sup>[15-19]</sup> 초음파의 열적작용은 치료기술 외에도 음향매질 상수의 측정에 응용되고

있다. 흡수된 초음파는 열로 변화하고 그 발열량은 초음파 흡수계수에 의존한다. 그 때문에 초음파 흡수에 기인하는 온도변화는 매질특유의 성질이다.<sup>[20-23]</sup> 더욱이 매질의 특성과 상수의 추정은 온도변화의 해석에 의해 가능하게 된다. 따라서 매질내의 초음파 흡수에 기인하는 온도상승의 해석은 흡수매질내의 초음파의 효과에 대한 해명과 매질의 물질상수 추정에 있어서 중요한 해석대상이 될 수 있다.

흡수매질 내에서 진행하는 초음파의 거동을 해석하기 위해서는 다음과 같은 음향기초방정식을 사용할 수 있다.<sup>[15-19]</sup>

$$\frac{\partial p}{\partial t} = -K \nabla \cdot v, \quad (1)$$

$$-\rho \frac{\partial v}{\partial t} = \nabla p + \eta v. \quad (2)$$

여기서  $p$ 는 음압,  $t$ 는 시간,  $K$ 는 체적탄성율,  $v$ 는 입자속도,  $\rho$ 는 밀도이며 입자속도에 비례하는 감쇠를 가정한 감쇠파라메타  $\eta$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$\eta = \frac{2k\alpha\rho c}{\sqrt{k^2 - \alpha^2}}. \quad (3)$$

단,  $k$ 는 파수,  $\alpha$ 는 흡수계수,  $c$ 는 음속이다. 음파의 비선형성을 고려하기 위해 다음 식으로 주어지는 Westervelt 방정식을 사용하게 된다.<sup>[15-19]</sup>

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \frac{\delta}{c^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{\beta}{\rho c^4} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0. \quad (4)$$

$\delta$ 는 음향확산 계수로 다음과 같이 알려져 있다.

$$\delta = \frac{2c^3\alpha}{\omega^2}. \quad (5)$$

여기서  $\omega$ 는 각주파수이며  $\beta = 1 + B/2A$ 는 매질의 비선형 파라미터인  $B/A$ 항을 갖는 비선형 계수이다.<sup>[24]</sup> 식(4)에 있어서 제 1항과 제 2항은 선형 무손실 전파를 나타내며 제 3항과 제 4항은 각각 손실항과 비선형항을 나타내고 있다.

열전도 방정식과 초음파에 의한 내부 발열  $H$ 는 다음과 같이 알려져 있다.<sup>[4]</sup>

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \kappa \nabla^2 T + \frac{H}{\rho C}, \quad (6)$$

$$H = 2\alpha I. \quad (7)$$

여기서  $T$ 는 온도,  $C$ 는 비열,  $\kappa$ 는 열 확산율로 다음과 같다.

$$\kappa = \frac{\gamma}{\rho C}. \quad (8)$$

단,  $\gamma$ 는 열전도율이다. 식(7)에서  $I$ 는 연속파에 대한 초음파 강도로 다음과 같이 정의 된다<sup>[23]</sup>.

$$I_x = \frac{1}{T_p} \int_0^{T_p} p(t)v_x(t)dt = \frac{1}{T_p} \int_0^{T_p} \frac{p^2(t)}{\rho c} dt. \quad (9)$$

여기서  $I_x$ 는 초음파의 전파방향인  $x$ 방향에 대한 음향강도,  $T_p$ 는 측정시간으로 본 실험에서 고려한 연속파인 경우 초음파의 1주기의 정수배를 사용한다. 초음파 강도를 식(7)에 대입하면 초음파에 의한 내부발열이 계산된다.

본 연구에서 측정결과를 비교하기 위해 사용된 시뮬레이션 프로그램은 미국 FDA(Food and Drug Administration)에서 개발된 것으로 FDID(Finite Difference Time Domain) 법에 기반한 알고리즘을 사용한다.<sup>[24-25]</sup> 이 시뮬레이션 프로그램에서 하모닉 파라메타는 16차까지 고려하였고 감쇠계수는 사용한 주파수가 1MHz 미만이므로 주파수에 선형적으로 비례하는 감쇠계수를 사용하였다.<sup>[26]</sup>

### III. 실험

본 연구에서는 음향감쇠매질로 설탕을 첨가한 한천 젤을 사용하였다. 설탕의 농도에 따른 한천 젤의 음향특성 변화는 선행연구에 의해 보고되었다.<sup>[12]</sup> 설탕을 사용하는 이유는 매질의 음향특성을 조절하고 동시에 매질의 투명도를 확보하기 위함이다. 음

향감쇠매질의 특성에 따른 온도분포의 변화를 확인하기 위하여 설탕의 농도가 서로 다른 네 가지의 감쇠매질을 제작하였다. Table 1에 나타난 설탕의 농도는 질량 비이며 모든 경우에 대해서 한천의 비는 0.8%이었다. 제작한 감쇠매질은 가로, 세로, 높이가 각각 115 mm, 180 mm, 75 mm이었으며 측면 중앙에 집속초음파 트랜스듀서를 접촉시켰다.

시온 안료는 일정한 온도가 되면 색이 변하는 안료를 써서 만든 특수도로로 약 1-10  $\mu\text{m}$ 크기의 캡슐로 되어 있다. 이 캡슐 내에는 Electron donor와 Electron acceptor의 결합으로 구성되어 있는 Thermo-chromic particle이 들어있으며 임계온도 이상이 되면 이 결합이 끊어져 색이 변하게 된다. 시온안료를 균일하게 도포하여 제작한 105 mm  $\times$  148 mm 크기의 검은 필름을 두 층의 동일한 한천 젤 사이에 삽입하여 초음파에 의한 온도변화를 가시화 한다. 이 때 검은필름은 집속 초음파 트랜스듀서의 음축상에 위치시키도록 하였다. 제작한 검은 필름의 두께는 약 78  $\mu\text{m}$ 로 구동 초음파의 파장 약 1.7 mm 에 비해 충분히 작으므로 음파전달에는 큰 영향이 없을 것으로 생각된다.

Fig. 1은 실험장치의 구성도이다. 트랜스듀서의 개

Table 1. Acoustic characteristics of Agar gels with the concentration of sugar.

acoustic properties concentration of sugar	attenuation coefficient [dB/m/MHz]	density [kg/m <sup>3</sup> ]	sound velocity [m/s]
25 %	143.87	1142.03	1563.39
30 %	150.22	1163.81	1589.9
35 %	156.57	1185.59	1616.56
40 %	162.92	1207.37	1643.14

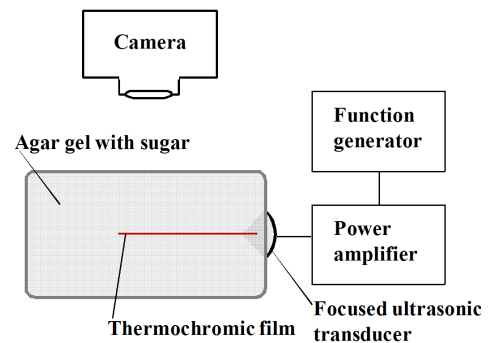


Fig. 1. Experimental setup.

구반경은  $r_1 = 28.5 \text{ mm}$ 이고 곡률반경은  $D = 61.5 \text{ mm}$ 인 PZT로 제작된 곡면 진동자를 사용하였다. 함수발생기를 이용하여 트랜스듀서의 공진주파수인 920 kHz의 연속파를 발생시켜 증폭기로 증폭하여 집속형 트랜스듀서를 구동한다. 이 때 트랜스듀서의 초점영역에서 하이드로폰(TC4035, Reson)으로 측정된 음압은 약 3.16 MPa 이었다.

집속 음장에 의해 손실 매질 내에서 발생한 온도 변화는 감온필름의 표면을 변색시키고 이 변색 영역

의 변화를 카메라로 기록하였다. 촬영은 신호 발생 후 180 s 동안 0.36 s 간격으로, 그 후 1320 s 동안(신호 발생 후 1500 s 후)까지 1 s 간격으로, 그 후 3000 s까지 10 s 간격으로 촬영하였다.

#### IV. 결과 및 토의

설탕농도를 25%로 한 경우 집속초음파에 의해 초점부근에서 상승되는 온도변화는 Fig. 2에서 보여준

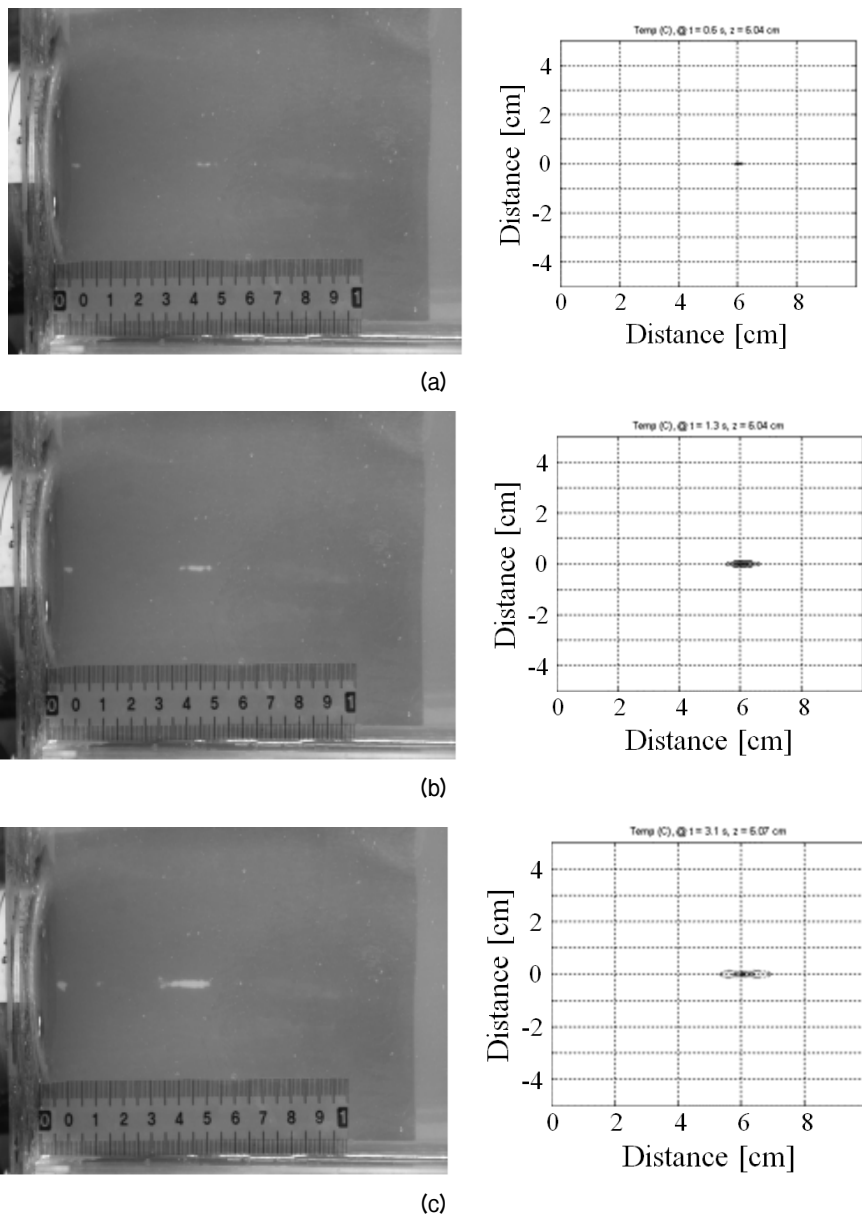


Fig. 2. Temporal changes of the optical images of the Agar gel (with the sugar concentration of 25 %) exposed to focused ultrasound: experiment (left) and simulation (right) observed at (a)  $t=0.72 \text{ s}$ , (b)  $t=1.44 \text{ s}$ , and (c)  $t=3.24 \text{ s}$ .

다. 집속 초음파 트랜스듀서의 음측면에 위치한 감온필름의 온도에 따른 색변화를 시뮬레이션 결과와 비교하고 있다. 본 연구에서는 감온필름의 임계온도가 31 °C인 시온안료를 사용한 것으로, 이는 상온(약 26 °C)으로부터의 차이를 고려한 것이다. 생체의 정상체온을 고려하며 37 °C 이상을 기준온도로 하여 약 42~43 °C의 임계온도를 갖는 시온안료를 사용해야 하지만, 실내의 주변온도를 37 °C 이상으로 일정하게 유지시키는 것이 현실적으로 어렵다는 이유로

실험의 편이를 고려하여 상온(26 °C)를 주변온도로 사용하였다.

시뮬레이션으로 얻어진 온도 분포는 감온 필름의 임계온도인 31 °C 미만의 영역은 표시하지 않도록 하여 실험 결과와 비교했다. 시뮬레이션 결과는 가장 큰 타원을 그리는 31 °C의 영역 내부에 그보다 고온인 등온선을 몇 가지 다른 종류의 색으로 표시하고 있다. 반면 실험에서는 감온 필름의 임계온도인 31 °C 이상의 온도 분포는 표시할 수 없다.

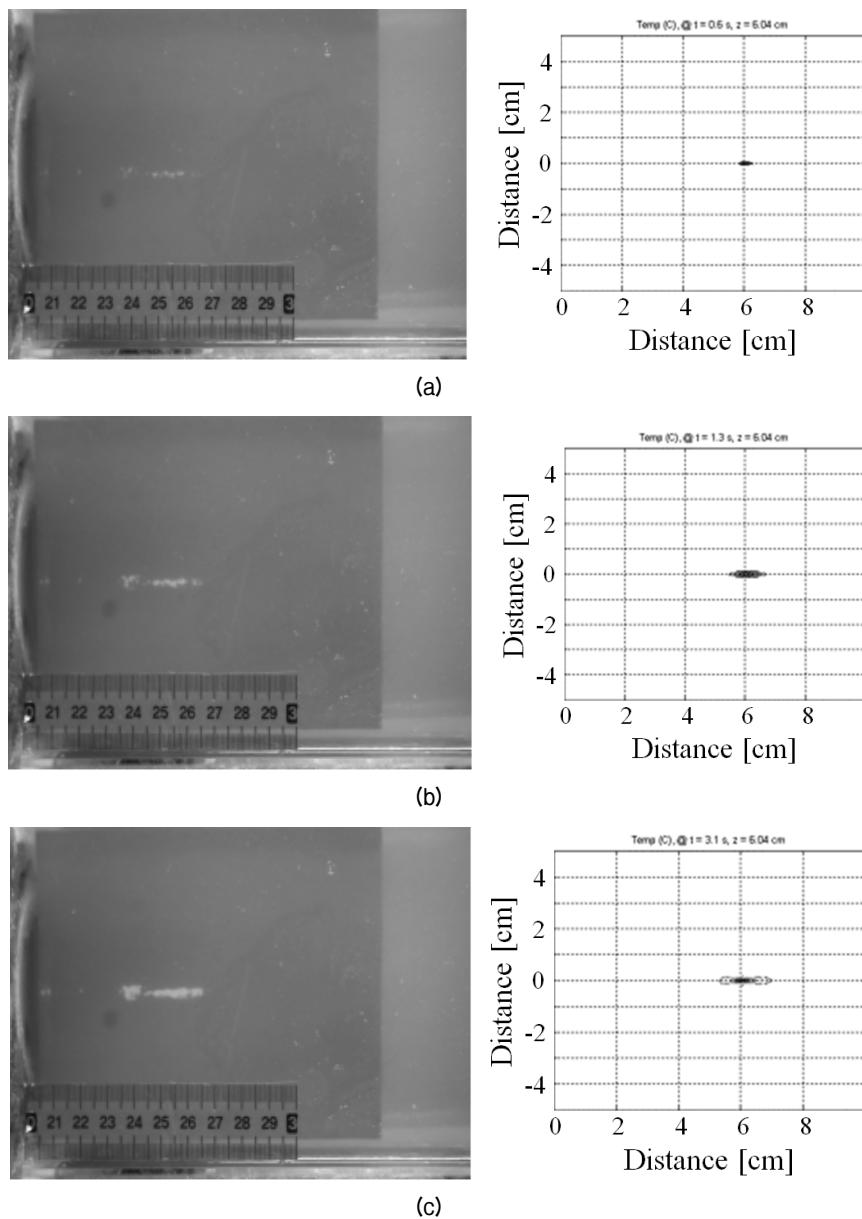


Fig. 3. Temporal changes of the optical images of the Agar gel (with the sugar concentration of 30 %) exposed to focused ultrasound: experiment (left) and simulation (right) observed at (a)  $t=0.72$  s, (b)  $t=1.44$  s, and (c)  $t=3.24$  s.

Fig. 2(a)에 나타난 바와 같이 초음파 조사 후 0.72 s 시점에 초점부근의 색상변화는 매우 작지만 육안으로 구별할 수 있을 정도의 변화를 나타내었다. 그 모양은 음축 방향으로의 장축이 4.6 mm, 단축이 약 0.4 mm 인 타원형을 나타내었으며 시뮬레이션과 유사한 결과를 나타내고 있다. 초음파를 1.44 s 조사한 후의 색상변화에 대한 결과를 Fig. 2(b)에 도시하고 있으며, Fig. 2(a)보다 초점 부근의 변색영역이 크게 증가한 것을 보여주고 있다. 변색 영역의 면적은 약 5.7 mm<sup>2</sup>

으로 7.04 mm<sup>2</sup>/s의 증가율을 보이고 있다. 집속 초음파를 3.24 s 동안 조사한 경우 변색된 영역은 Fig. 2(c)에 보인 것과 같이 장축이 약 15.0 mm, 단축이 2.8 mm 인 타원형의 모양을 나타내고 있다. 1.44 s와 3.24 s 사이의 변색면적 증가율은 약 4.2 mm<sup>2</sup>/s로 앞서 나타난 0.72 s와 1.44 s 사이의 면적증가율보다 감소했다.

설탕농도를 30 %로 제작한 음향손실매질에 대한 측정결과는 시뮬레이션과 함께 Fig. 3에 나타내었다. 집속초음파로 인한 온도상승의 결과로 나타나는 감

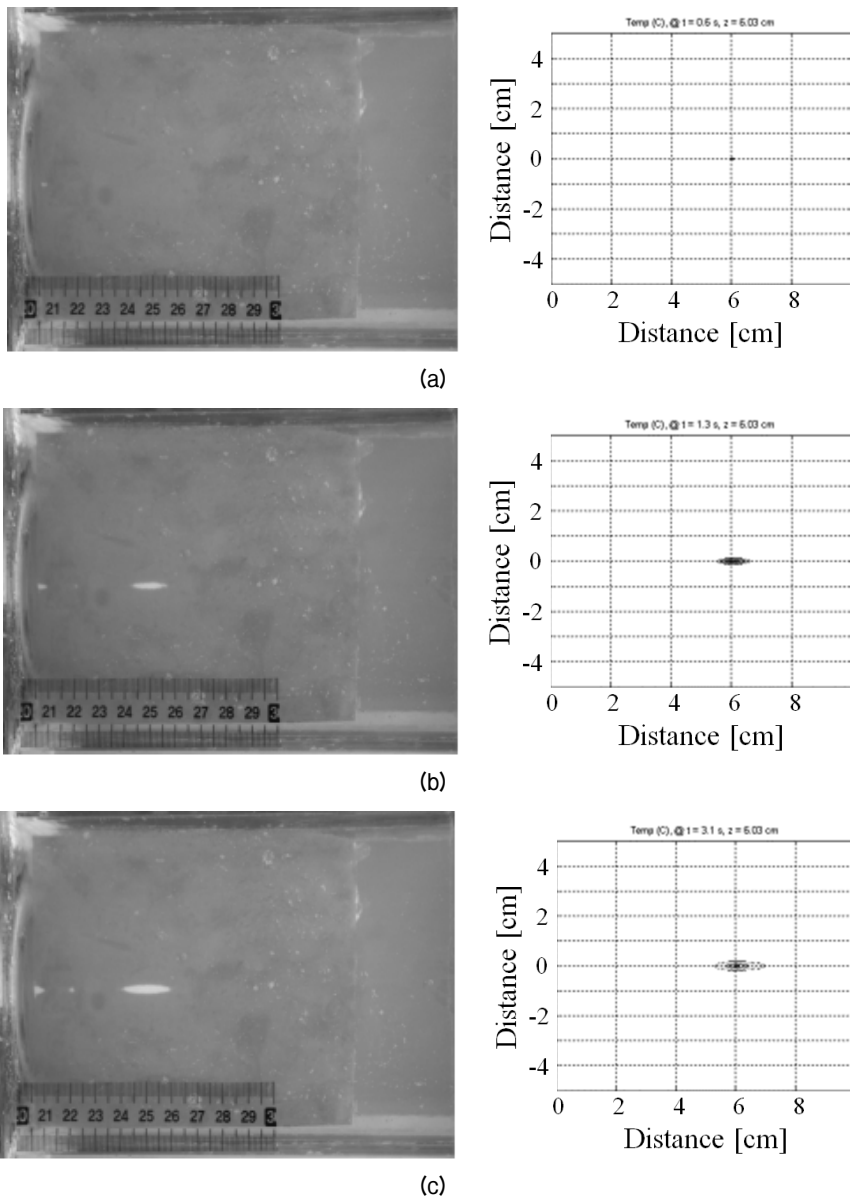


Fig. 4. Temporal changes of the optical images of the Agar gel (with the sugar concentration of 35 %) exposed to focused ultrasound: experiment (left) and simulation (right) observed at (a) t=0.72 s, (b) t=1.44 s, and (c) t=3.24 s.

온필름의 변색 영역은 초음파의 조사시간에 따라 증가하는 경향을 보인다. Fig. 2와는 달리 측정된 변색 영역은 정형화된 타원의 형태를 보이지 않았다. 이는 시뮬레이션 수행 시 설탕농도 변화에 따른 손실매질의 열용량 및 열전도율의 변화를 고려하지 않았기 때문으로 생각된다.

설탕농도가 35%인 한천을 손실매질로 하여 집속초음파의 구동시간에 따른 초점부근의 감온 필름의 변색영역변화를 Fig. 4에 나타내었다. 설탕농도 25%

의 결과인 Fig. 2와 같이 구동시간에 따라 변색영역의 면적이 증가하는 경향을 보이다가 약 2.5s 이후부터는 그 증가율이 둔화되고 있다. 시뮬레이션은 실험 결과와 유사한 경향을 보이고 있다.

같은 방법으로 설탕농도가 40%인 한천을 이용하여 제작한 음향손실매질에 집속초음파를 가하여 나타나는 온도변화영역에 대한 실험결과 및 시뮬레이션 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 이 결과를 보면 Fig. 2 및 Fig. 3의 결과에 비해 온도가 상승하는 영역의 위

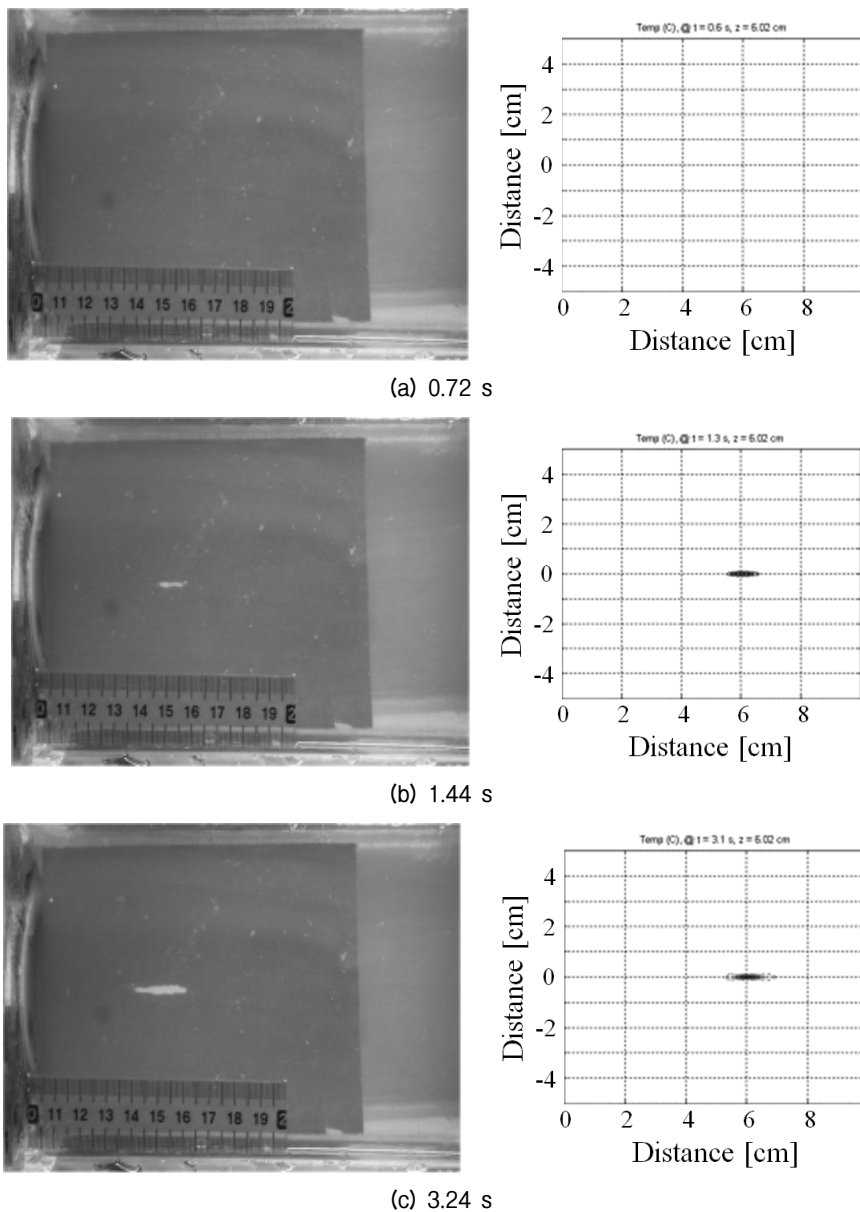


Fig. 5. Temporal changes of the optical images of the Agar gel (with the sugar concentration of 40 %) exposed to focused ultrasound: experiment (left) and simulation (right) observed at (a)  $t=0.72$  s, (b)  $t=1.44$  s, and (c)  $t=3.24$  s.

치가 트랜스듀서로부터 멀어지는 경향을 보인다. 이것은 Table 1에 나타난 바와 같이 설탕농도의 증가에 따라 음속이 증가하기 때문으로 생각된다.

초음파의 구동시간에 따른 감온 필름의 변색영역의 면적 변화를 구하여 초음파 트랜스듀서의 구동 후 10s까지 초음파의 구동시간에 따른 감온 필름의 변색영역의 면적 변화를 시뮬레이션 결과와 함께 비교하여 도시하면 Fig. 6과 같다. 이 측정결과는 시뮬레이션 결과와 비교적 유사한 경향을 보임을 확인할 수 있다. Fig. 6으로부터 우선, 초음파 방사 직후 온도 변색 영역이 나타나기 시작하는 시간은 설탕농도가 증가함에 따라 길어짐을 보이고 있다. 이는 설탕농도가 증가하면 음향감쇠가 커지고 이로 인해 음압은 감소하게 되어 음향강도(I)가 감소하게 된다. 즉, 구동 초기에는 식(7)에 나타난 H의 I에 대한 의존성이 높게 나타나 온도상승면적이 나타나는데 걸리는 시간은 길어지기 때문이다.

또한, 변색 영역 면적이 어떤 일정 값에 도달하는

데 걸리는 초음파 구동시간은 설탕농도가 증가함에 따라 짧아짐을 알 수 있다. 예를 들어 변색 영역 면적이  $2\text{ cm}^2$ 에 도달하는데 걸리는 시간은, 설탕농도가 25%인 경우는 약 5.5s, 30%인 경우는 약 4.6s, 35%인 경우는 약 3.5s, 40%인 경우는 약 2.5s를 나타내고 있다. 이는 구동초기와는 달리 일정시간 구동 후에는 식(7)에 나타난 H의  $\alpha$ 에 의한 의존성이 커짐을 알 수 있다.

초음파의 구동시간에 따라 감온 필름 상의 변색영역은 증가에 대한 시뮬레이션 결과는 초음파의 방사시간에 따라 변색면적의 넓이 변화는 대체적으로 선형적인 변화를 보이고 있었으며 이러한 경향은 설탕농도의 변화에 따라 큰 변화를 보이지 않았다. 이것은 앞서 설명한 바와 같이 시뮬레이션 수행 시 고려하지 않은 설탕농도에 따른 열용량 및 열전도도의 변화가 초음파에 의한 온도 증가 영역의 변화 경향에 적지 않은 영향을 미칠 것으로 예상된다. 또한 설탕농도에 따라 동일한 시간에 도달하는 변색면적의

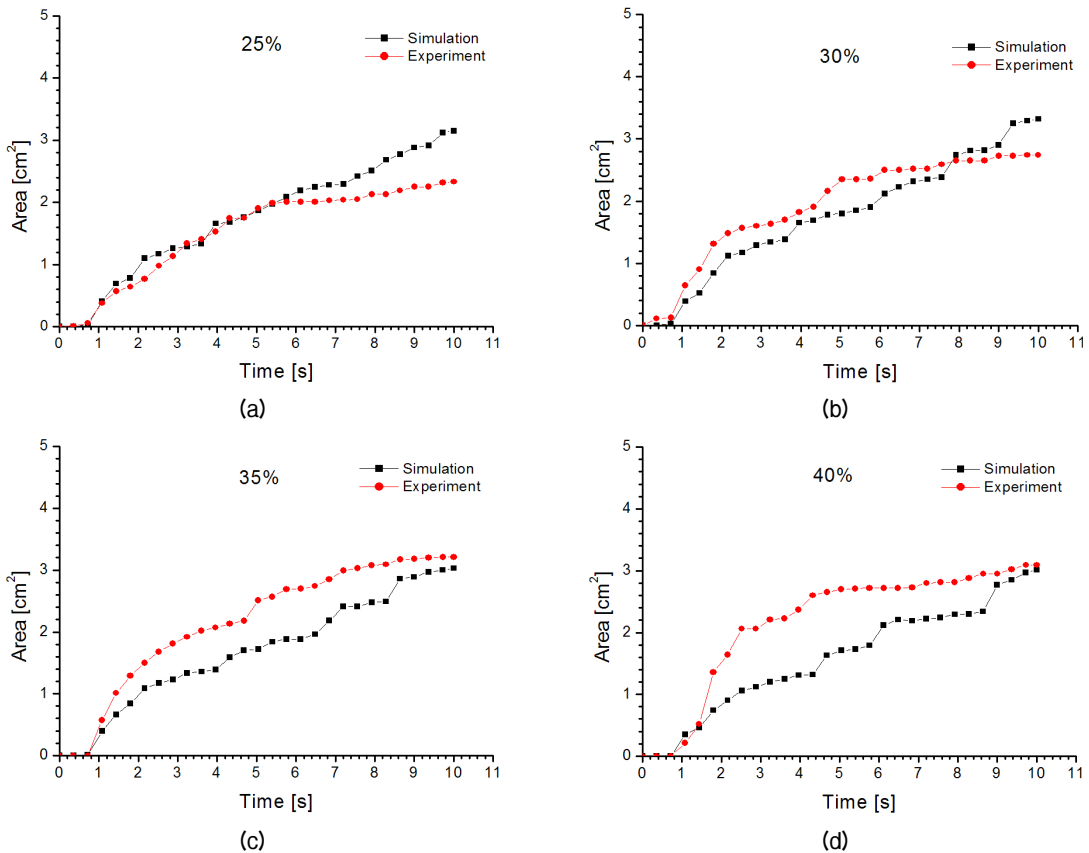


Fig. 6. Change of discolored area at focal point of focused ultrasound.



증가로 볼 때 설탕농도에 따라 제작한 손실매질의 열전도도(Heat conductivity)는 증가하는 것으로 예측된다.

이상의 결과들은 음향 손실매질 내에서 집속초음파에 의해 특정온도(임계온도) 까지 상승하는 영역을 초음파의 방사시간에 따라 결정할 수 있도록 하는 정보를 제공할 수 있다.

## VI. 결 론

본 연구는 초음파 방사에 의한 음향감쇠매질 내의 온도 상승을 가시적으로 확인하기 위해, 시온안료와 한천을 이용하여 제작한 온도가시용 음향감쇠매질을 사용하여 집속초음파에 의한 변색 영역변화를 관찰하였다. 설탕의 농도를 달리하여 음향특성이 다른 4종류의 음향감쇠매질에 대하여 초음파 트랜스듀서의 초점 부근의 변색영역을 확인한 결과, 설탕 농도가 증가함에 따라 변색 영역이 나타나기 시작하는데 걸리는 시간은 점점 길어지고, 일정 변색영역면적에 도달하는게 걸리는 시간은 줄어든다. 본 연구 결과에서 나타난 실험값과 시뮬레이션 결과와의 차이는, 음향감쇠매질의 열용량 및 열전도율은 온도에 따라 변화하지만, 본 연구에서 사용된 시뮬레이션에서는 이를 고려하지 못한데서 오는 차이로 사료된다. 본 연구에서 제안한 방법을 통해 음향감쇠매질 내에서 초음파 방사에 의한 온도상승 효과를 비침습적으로 관찰할 수 있었다. 금후 동일한 방법을 사용하여 젤라틴 및 우레탄 등 생체매질과 유사한 음향 특성을 갖는 음향감쇠매질에 대하여 초음파에 의한 온도 상승효과를 고찰할 계획이다.

## 감사의 글

이 논문은 2013년도 교육과학기술부의 재원 한국연구재단의 지원(2012R1A1B5001048) 및 한국산업단지공단의 2013년도 산업집적지경쟁력강화사업의 지원을 받아 수행하였음.

## References

1. C. Simon, P. VanBaren, and E. S. Ebbini, "Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound," IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, **45**, 1088-1099, (1998).
2. J. Wu and G. Du, "Temperature elevation generated by a focused Gaussian beam of ultrasound," Ultrasound Med Biol. **16**, 489-498, (1990).
3. D. S. Ellis and W. D. O'Brien Jr., "The Monopole-source solution for estimating tissue temperature increases for focused ultrasound fields," IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, **43**, 88-97, (1996).
4. W. L. Nyborg, "Heat generation by ultrasound in a relaxing medium," J. Acoust. Soc. Am. **70**, 310-312, (1981).
5. J. A. Jensen, "A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue," J. Acoust. Soc. Am. **89**, 182-190, (1991).
6. M. G. Curley, "Soft tissue temperature rise caused by scanned diagnostic ultrasound," IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, **40**, 59-66, (1993).
7. M. Pernot, M. Tanter, J. Bercoff, K. R. Waters, and M. Fink, "Temperature estimation using ultrasonic spatial compound imaging," IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, **51**, 606-615, (2004).
8. R. Seip, and E. S. Ebbini, "Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, **42**, 828-839, (1995).
9. J. Kim, M. Kim, and K. Ha, "Visualization of thermal distribution caused by focused ultrasound field in an agar phantom," Jpn. J. Appl. Phys. **50**, 07HC081-07HC083, (2011).
10. J. Kim, M. Kim, Y. Park, and K. Ha, "Acoustic characteristics of a tissue mimicking phantom for visualization of thermal distribution," Jpn. J. Appl. Phys. **51**, 07GB101-07GB103, (2012).
11. S. park, S. Guntur, K. Lee, D. Paeng, and M. Choi, "Reusable ultrasonic tissue mimicking hydro gels containing nonionic surface active agent for visualizing thermal lesions," IEEE Trans Biomed Eng. **57**, 194-202, (2010).
12. M. Choi, S. Guntur, J. Lee, D. Paeng, K. Lee and A. Coleman. "Changes in ultrasonic properties of liver tissue in vitro during heating-cooling cycle concomitant with thermal coagulation," Ultrasound Med Biol. **37**, 2000-2012, (2011).
13. M. Choi, S. Guntur, K. Lee, D. Paeng and A. Coleman, "A tissue mimicking polyacrylamide hydrogel phantom for visualizing thermal lesions by high intensity focused ultrasound," Ultrasound Med Biol. **39**, 439-448, (2013).
14. U. Kang, R. Kim, *Food Chemistry* (Bomungoag, Busan, 2008), pp. 108-109.
15. I. M. Hallaj, R. O. Cleveland, "FDTD simulation of finite-amplitude pressure and temperature fields for biomedical ultrasound," J. Acoust. Soc. Am. **105**, 7-12, (1999).

16. I. M. Hallaj, R. O. Cleveland, K. Hynynen, "Simulations of the thermo-acoustic lens effect during focused ultrasound surgery," *J. Acoust. Soc. Am.* **109**, 2245-2253, (2001).
17. J. Huang, R. G. Holt, R. O. Cleveland, and R. A. Roy, "Experimental validation of a tractable numerical model for focused ultrasound heating in flow-through tissue phantoms," *J. Acoust. Soc. Am.* **116**, 2451-2458, (2004).
18. J. L. Drewniak and F. Dunn, "On the equivalence of pulsed and continuous ultrasound in producing temperature elevations resulting from absorption," *J. Acoust. Soc. Jpn.* **E13**, 115-120, (1992).
19. Y. Saito, T. Ishizeki, T. Tsuchiya and N. Endoh, "Numerical analysis of temperature rise in tissue using ultrasound," *J. Appl. Phys.* **44**, 4600-4601, (2005).
20. H. Inoue, K. I. Cames, F. Dunn, "Absorption of ultrasound by Normal and Pathological Human Gonadal Tissues in vitro," *Jpn. J. Med.* **20**, 349-355, (1993).
21. H. Inoue, F. Taikoku, "A fundamental study on simulation of temperature-distribution by absorption" (in Japanese), *Nihonronbun*, 1057-1058, (2002).
22. H. Inoue, F. Yoshida, "A fundamental study on simulation of propagation of ultrasound and temperature-distribution by absorption," *IEICE technical report. EMD* **101**, 13-16, (2002).
23. C. Yamaya, H. Inoue, "Behavior of propagation and heating due to absorption of ultrasound in medium," *Jpn. J. Appl. Phys.* **45**, 4429-4434, (2006).
24. T. Uno, *Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetic Field and Antenna Analyses* (Corona, Tokyo, 1998), pp. 10-20.
25. T. Kamakura, *Fundamentals of Nonlinear Acoustics* (Aichishuppan, Tokyo, 1996), pp. 61-100.
26. H. Ping, "Acoustic attenuation estimation for soft tissue from ultrasound echo envelope peaks," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control.* **36**, 197-203, (1989).

## 저자 약력

### ▶ 김 명 석(Myoungseok Kim)

2010년 2월: 부경대학교 물리학과(이학사)  
 2013년 2월: 부경대학교 교육대학원(교육학석사)  
 2013년 9월 ~ 현재: 부산 동 중학교 교사

### ▶ 김 정 순(Jungsoon Kim)

1996년 2월: 부경대학교 물리학과(이학사)  
 1999년 2월: 부경대학교 음향진동공학협동과정(공학석사)  
 2002년 3월: Tokyo university of Agriculture&Technology,  
 Bio-Applications and Systems of Eng. (Ph.D.)  
 2006년 3월 ~ 현재: 동명대학교 미디어공학과 조교수

### ▶ 김 무 준(Moojoon Kim)

1985년 2월: 부경대학교 물리학과(이학사)  
 1990년 2월: 부경대학교 대학원 물리학과(이학석사)  
 1994년 3월: 일본 도호쿠대학 대학원 공학연구과(공학박사)  
 1995년 3월 ~ 현재: 부경대학교 물리학과 교수

### ▶ 하 강 렬(Kanglyeol Ha)

1978년 2월: 부경대학교 어업학과(이학사)  
 1982년 2월: 부경대학교 대학원 수산물리학(이학석사)  
 1990년 3월: 일본 도호쿠대학 대학원 공학연구과(공학박사)  
 1991년 3월 ~ 현재: 부경대학교 물리학과 교수