

초음파 조사에 의한 두부의 열 감도

Thermal Sensitivity of the Bean Curd by Ultrasonic Irradiation

김 용 태*, 조 문 재*, 윤 용 현**, 부 유 천***

(Yong Tae Kim*, Moon Jae Jho*, Yong Hyeon Yun**, You Chun Pu***)

*한국표준과학연구원 음향진동그룹, **연세대학교 전기전자공학과, ***한국외국어대학교 전자물리학과
(접수일자: 2004년 8월 18일; 채택일자: 2004년 10월 15일)

본 논문에서는 단위 음향파워에 대한 온도 변화인 열 감도 (thermal sensitivity)를 새로이 정의하였으며, 이 물리량으로 조직모사물질의 성능을 평가 할 수 있다는 것을 제안하였다. 실험에 사용된 시료는 공장에서 생산되는 식용 두부이고, 초음파의 주파수를 8 MHz로 고정하고 조사 (irradiation) 시간, 음향파워, 시료 표면으로 부터의 깊이 및 초음파 변환기와의 거리에 따른 온도 변화를 측정하였다. 아울러 깊이와 초음파 변환기와의 거리를 고정하고 일정한 음향파워 조건에서 주파수에 따른 온도 변화도 측정하였다. 측정된 온도변화를 열 감도로 변환하여 고찰한 결과 조직모사물질의 성능인자로 사용하기에 충분한 것으로 판명되었다. 특히 조직모사물질로 선택한 두부는 10 MHz 에서 열 감도가 최대 로 나타났으며, 이 결과는 실제 인체 조직에서 열 감도가 주파수에 민감하게 의존 할 수 있다는 가능성을 함축하는 중요한 결과이다.

핵심용어: 열 감도, 초음파 조사, 조직모사물질, 두부, 주파수 의존특성

투고분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4.7)

In this paper, the thermal sensitivity, i.e. the temperature rise per unit acoustic power, was newly defined and proposed as a performance parameter of a tissue mimicking material. Eatable tofu (bean curd) manufactured by a factory was selected as a sample material for the experiment. The temperature changes were measured not only with the variation of ultrasonic irradiation time, acoustic power, depth from the sample surface, and the distance from the source transducer while adjusting the frequency to 8 MHz but also with the variation of frequency while acoustic power, depth from the sample surface, and the distance from the source transducer keeping constant. As a result of a consideration for the transformation of the measured temperature changes to thermal sensitivities, the thermal sensitivity was found to be sufficient to use as a performance parameter for tissue mimicking material. The tofu as a tissue mimicking material showed the maximum thermal sensitivity at 10 MHz, as is a significant result to imply the possibility that the thermal sensitivity of real human tissue strongly depends on the frequency.

Keywords: Thermal sensitivity, Ultrasonic irradiation, Tissue mimicking material, Bean curd, Frequency response

ASK subject classification: Ultrasonic and elastic waves (4.7)

I. 서론

초음파는 인체 내부를 전파하면서 일부의 에너지가 매질에 흡수되며, 서로 다른 조직의 경계면에서 일부는 반사되고 일부는 투과한다. 초음파의 이러한 특성과 인체

에 전리 부작용을 일으키지 않는 장점 때문에, 진단, 치료 및 수술 등 의료 전 분야에 널리 이용되고 있다. 최근에는 실시간 3차원 영상 진단, HIFU (High Intensity Focused Ultrasound)[1]을 이용한 암 치료, 물리치료 (physiotherapy), 비만 치료 (fat-busting), 신장 결석 (kidney stone)의 제거에 이르는 눈부신 발전을 이루면서, 출력 및 주파수 범위가 점점 넓어지고 있다. 의료용 초음파의 사용은 "발진 → 매질(치료, 수술) → 수신(진단)"의 순으로 인체가 직접 노출되므로, WFUMB (World

책임저자: 김 용 태 (ytkim@kriss.re.kr)
305-600 대전광역시 유성구 도룡동 1번지
한국표준과학연구원, 음향진동그룹
(전화: 042-868-5301; 팩스: 042-868-5643)

Federation for Ultrasound in Medicine and Biology)[2], AIUM (American Institute of Ultrasound in Medicine)[3], FDA (Food and Drug Administration)[4] 등에서 의료용 초음파의 안전한 이용에 대한 관심이 점차 증대되고 있다.

에너지의 과도한 노출에 대한 인체 위해 요소로는 열적인 효과와 역학적인 효과 두 가지이며, 열적인 효과는 초음파의 조사에 의해 인체 내부 조직 (tissue)의 온도가 올라가는 현상으로, 역학적인 효과는 압력 변화에 의한 조직 내부의 공동 발생 및 조직파괴 현상으로 나타난다. 특히 열적인 효과에 대하여 WFUMB에서는 진단 수준의 초음파는 조직온도 4°C 이하에서의 사용을 권고하고 있다[2]. 따라서 초음파의 조사에 의한 온도 상승효과의 연구는 의료용 초음파의 안전한 이용 측면과 치료기술의 개발 측면에서 매우 중요한 주제로 대두되고 있다.

초음파의 조사에 의한 조직의 온도상승은 점성 및 열전도의 고전 흡수와 분자의 열적 이완에 의해 음향 에너지가 열에너지로 전환되어 나타나며, 초음파에 의한 조직의 온도상승은 조사하는 빔과 조직의 물리적 음향학적 특성에 의해 달라진다. 초음파의 열적 효과에 대하여, Stanley B. Barnett 연구진은 다양한 동물실험을 통해 초음파에 의한 온도 상승이 동물이 살아 있는 경우와 죽은 경우에 비슷한 경향으로 증가하지만, 살아있는 동물의 경우 혈액 순환을 통해 온도 상승이 지연되며 음장의 공간 분포에 의해 최대 온도 상승 지점이 달라질 수 있다는 연구 결과를 발표한 바 있다[5-8]. 밀도, 음속, 감쇠계수 및 흡수계수가 조직과 유사한 다양한 조직모사물질 (Tissue Mimicking Material)에 대한 시험이 있었으나, 이러한 모든 특성을 만족하는 것은 대단히 어렵다 [5-10]. Wu는 조직모사물질의 후보 재료로서 3가지 종류의 두부 (연한 두부, 단단한 두부, 아주 단단한 두부)의 주파수 범위 1 MHz-6 MHz에서 위상속도와 감쇠계수를 조사하여 그 차이가 무시할 수 있을 정도로 작음을 발견하였다[10]. 또한 위상속도는 실제 조직과 마찬가지로 거의 상수임을 발견하였다. 감쇠계수는 Duck[11]가 보고한 신장, 뇌 및 지방 조직의 값에 유사하다.

본 논문에서는 조직모사물질의 성능평가에 사용될 수 있는 새로운 물리량인 열 감도 (thermal sensitivity)를 이론적으로 유도하였으며, 조직모사물질로 식용 두부 (플무원(주) 단단한 두부, 청주공장 F3)를 선택하여 초음파 조사에 의한 온도변화 측정 시스템 및 측정 결과에 대하여 기술하였다. 열 감도를 주파수를 8 MHz로 고정

하고 초음파 조사 (irradiation) 시간, 음향파워, 시료 표면으로부터의 깊이 및 초음파 변환기와의 거리에 따른 영향을 조사하였으며, 깊이와 초음파 변환기와의 거리를 고정하고 일정한 음향파워 조건에서 주파수에 따른 변화를 조사하였다.

II. 이론적 배경

음향 에너지는 음파가 매질을 전파하는 동안 음파에 의해 수송되는 에너지이며, 음향세기는 단위시간 동안 단위면적을 통해 전달되는 평균 음향에너지이며, 다음과 같이 정의된다[12].

$$P = \int I dA \quad (1)$$

여기서 P 는 음향파워, I 는 음향세기, A 는 면적이다. 매질 내부로 전파하는 음파는 점성 손실 (viscous loss), 열전도 손실 (heat conduction loss) 등 다양한 매질과의 상호작용을 통해 흡수되어, 열에너지로 변환된다[13]. 매질 내부의 온도는 축적된 열 에너지의 척도로 다음과 같다[14].

$$Q = \rho c_p VT \quad (2)$$

여기서 Q 는 열량, c_p 는 매질의 비열, ρ 는 밀도, v 는 부피, T 는 온도이다.

시료에 입사하는 초음파의 음향파워를 P , 매질의 흡수에 의해 변환되는 단위 시간당 열에너지를 Q , 주위와의 열전도 및 대류 등에 의한 단위 시간당 평균 열 손실을 \dot{Q} , 라고 할 때, 매질에 의한 흡수가 매질의 온도에 의존하지 않는다고 가정하고, 열 손실의 요인으로 열전도만을 고려하면, \dot{Q} 는 주위와의 온도 차에 비례하는 물리량이 된다. 일정한 음향파워로 입사하는 초음파에 의해 발생하는 열에 의해 입사 시작 시점부터 매질의 온도가 증가하고, 초기에는 주위와의 온도차가 낮아 매질의 온도가 선형적으로 증가한다. 그러나 시간이 지날수록 매질과 주변과의 온도차가 점차 증가하면서 \dot{Q} 가 증가하게 되고, 시간이 더 지나 $\dot{Q} = Q$ 이면 매질은 열 평형에도 달하게 되어 더 이상 온도 증가가 일어나지 않게 된다.

일반적인 열-유체 방정식으로부터 초음파 조사에 의한 두부내의 에너지 흐름 방정식은 다음과 같다[15].

$$\alpha IV - \rho c_p V (dT/dt) - \kappa A (T - T_0) = 0 \quad (3)$$

여기서 T 와 T_0 는 각각 임의의 시간 및 초기의 온도이고, α 는 시료의 초음파 흡수계수, A 와 V 는 각각 표면적과 부피이고, κ 는 열 수송 계수이다. 식 (3)의 첫 번째 항은 시료 내에서 초음파에 의해 생성되는 열에너지 흐름 (thermal energy flow)이고, 두 번째 항은 시료에 축적되는 에너지 flux, 세 번째 항은 시료 밖으로 유출되는 열에너지 흐름이다. $t = 0$ 일 때 $T = T_0$ 의 초기 조건을 이용하면 식 (3)의 해는 다음과 같다.

$$\Delta T = T - T_0 = \frac{\alpha IV}{\kappa A} [1 - \exp(-t/\tau)] \quad (4)$$

여기서 시정수 $\tau = \rho C_p V / \kappa A$ 이다. 초음파 변환기에서 방사된 음파가 모두 시료에 입사하는 경우, 식 (1)은 $P = IA$ 로 나타낼 수 있다. 따라서 식 (4)로부터 단위 음향 파워에 대한 온도상승은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\frac{\Delta T}{P} = \frac{\alpha V}{\kappa A^2} [1 - \exp(-t/\tau)] \quad (5)$$

식 (5)의 우변에는 입사하는 초음파에 관련된 물리량을 포함하고 있지 않기 때문에, 서로 다른 음향파워를 조사하여 측정된 온도 변화 ΔT 들을 음향파워로 나누어 $\Delta T/P$ 로 변환하면, 온도 변화 ΔT 로 나타내었을 때 서로 분리된 곡선들이 $\Delta T/P$ 에서는 하나의 곡선으로 수렴될 것이다. 조직모사물질 내부의 특정 위치에서 측정된 $\Delta T/P$ 는 초음파 파워에 대한 상승된 온도의 비로 주어지는 감도 (이후 "열 감도"로 표기)이며, 조직모사물질의

종류와 주파수에 의존한다. 결과적으로 열 감도의 주파수 반응 (frequency response)는 조직모사물질의 고유한 특성이며, 각 조직모사물질의 열 감도와 실제 조직의 열 감도를 알고 있다면, 조직모사물질 내에서의 온도상승의 측정결과로 실제 조직의 온도상승을 측정하는 결과로 변환할 수 있다.

III. 측정 시스템 구성

3.1. 시료의 온도 변화 측정용 치구

두부는 콩을 갈아 물과 함께 섞고 이를 익혀 추출한 두유에 황산칼슘 등의 염류 또는 gluconic delta lactone 을 넣어 응고시킨 것으로, 주 성분은 glycinin (11s globulin)과 β -conglycinin (7s globulin) 등의 단백질이다[16]. 최근 두부는 일정한 공정 하에서 대단위로 생산되어 품질 관리가 우수할 뿐만 아니라, 신장, 뇌 및 지방조직과 음향학적 특성이 유사하여 생체조직 모사물질로 사용될 수 있다[10, 11]. 그러나 두부는 산패나 세균 감염 등과 같은 변질로 인해 오랜 시간의 실험에 사용하기에 부적합한 측면이 있어, 매일 1회 이상의 새 두부 시료로 교체가 필요하다. 측정용 치구는 두부의 교체가 용이하여야 하며, 산패 또는 오염을 지연시킬 수 있어야 한다. 따라서 측정용 치구는 아크릴로 제작하였으며, 두부가 공기에 노출되는 부분을 최소화 하도록 설계하였다.

그림 1(a)는 초음파 조사에 의한 시료의 온도변화 측정용 치구의 부품을 조립 순으로 배열한 사진이며, 그림 1(b)는 두부를 삽입하지 않고 조립한 사진이며, 그림 1(c)는 두부를 삽입하고 온도 측정용 열전대 (Thermocouple)를 설치한 상태의 사진이다. 그림에서 보는 바와 같이 아크릴로 만들어진 틀 내부 밑바닥에는 두부를 투과한 초음파가 되 반사되어 두부로 재 입사하는 것을 방지하기 위하여 초음파용 고 성능 흡음재를 배치하였다. 이

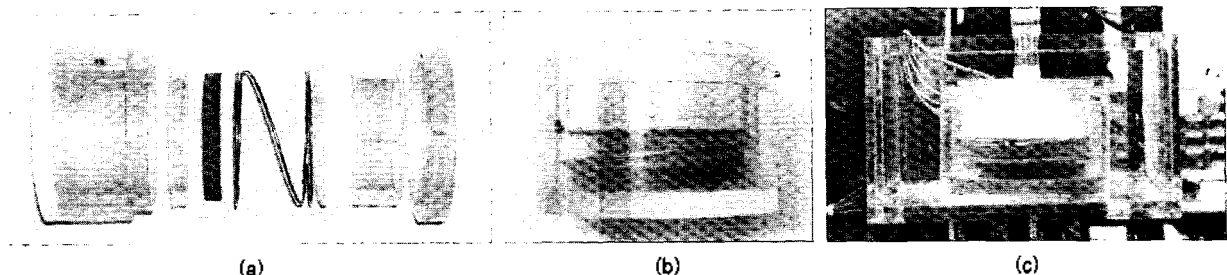


그림 1. 시료 치구 (a) 조립을 위한 부품도 (b) 치구 조립도 (c) 두부 시료 및 열전대를 설치한 치구
Fig. 1. Sample holder. (a) components for assembling, (b) an assembly without sample, (c) an assembly with bean curd sample.

흡음재는 일반적으로 물과 특성 임피던스가 비슷한 고무 재료에 초음파의 총 전과거리와 흡음 특성을 높여주기 위한 미세 산란체를 배합하여 만들어진다. 고무 소재는 경도가 낮아 용수철이 직접 접촉되어 힘을 받는 경우 표면이 손상될 수 있기 때문에 흡음재 테두리에 아크릴로 된 원통관 모양의 테두리에 삽입하여 설치하였다.

일반적으로 흡음재는 초음파의 반사를 최소화하기 위하여 물과 비슷한 특성 임피던스 (이후 임피던스)를 갖는 재료가 주로 이용되기 때문에 흡음재와 두부를 접촉시켜 사용할 수 있을 것으로 판단하기 쉽다. 그러나 흡음재에 배합되는 산란체로 인해 흡음재 자체의 열전도도와 열 용량이 본 재료에 비하여 더 크다. 이 경우 두부에서 초음파의 조사에 의해 생성된 열 에너지가 흡음재로 전달되어 초음파 파위에 대한 온도 상승효과에 영향을 미치게 된다. 따라서 용수철을 이용하여 두부와 흡음재를 분리시켰다. 이렇게 해서 만들어진 빈 공간에는 두부와 비슷한 임피던스를 갖는 임피던스 정합용액으로 채우는 것이 바람직하며, 본 연구에서는 두부와 흡음재 모두 물과 비슷한 임피던스를 갖기 때문에 순수한 물을 채웠다. 두부는 변형과 손상이 쉽게 일어날 수 있기 때문에 스프링과 두부 사이에 얇은 아크릴 판을 두어 손상과 변형을 방지하였다.

측정용 치구 하부 틀의 외경은 110 mm, 내경은 90 mm, 원통벽과 바닥의 두께는 10 mm, 높이는 66 mm이다. 그림 1 (a)와 그림 1 (b)에서 보는 바와 같이 하부 틀 (그림 (a)의 왼쪽에서부터 첫 번째 부품)과 두부 지지용 원통형 틀(그림 (a)의 오른쪽에서부터 두 번째 부품)에는 직경 1.8 mm의 구멍이 5 mm 간격으로 여섯 개가 배열되어 있다. 이 구멍들은 열전대를 삽입하기 위한 것

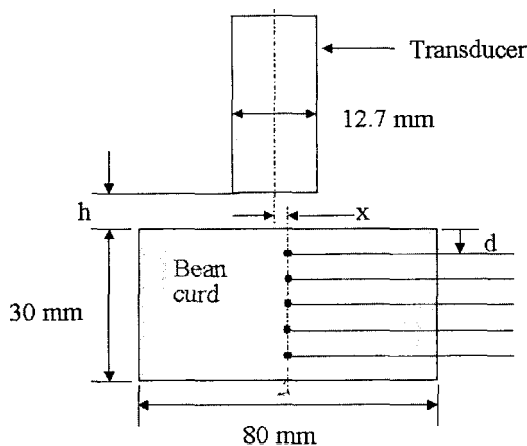


그림 2. 시료 및 초음파 변환기의 크기 및 좌표 설정
Fig. 2. Schematic description of variables and dimensions of sample and transducer.

으로 두 개의 원통에 뚫려 있는 구멍들이 서로 일치하여 조립되도록 구성되어 있으며, 열전대를 최소 5 mm에서 최대 25 mm 까지 일직선으로 지지할 수 있도록 설계되어 있다.

그림 2는 초음파에 의한 두부 (단단한 두부, 풀무원)의 온도상승을 측정하기 위한 실험의 초음파 변환기, 두부, 열전대 및 좌표들의 배치이다. 직경 80 mm 높이 30 mm로 두부를 잘라 5 mm 간격으로 열전대를 삽입하고, 직경 12.7 mm인 초음파 변환기를 두부 표면으로부터 h의 간격으로, 두부와 초음파 변환기의 중심 축이 서로 x만큼 떨어지도록 설치하였다.

원거리 영역에서의 초음파 조사에 의한 온도상승을 측정하기 위해 측정용 치구의 원통 외벽 중앙에는 나사를 낸 직경 4 mm의 구멍을 관통하지 않도록 4 mm 깊이로 뚫어 봉을 이용하여 수직으로 매달 수 있도록 그림 3과 같이 제작하여, 초음파 음장의 공간분포 측정 시스템[17]의 3-축 이송장치에 설치할 수 있도록 하였다.

3.2. 정렬 장치 제작

그림 4 (a)는 측정용 정렬 장치이고, 그림 4 (b)는 정렬장치 제거기의 실물 사진이다. 시료의 온도변화 측정용 치구가 설치된 수조는 x-y 수평 이송 스테이지위에 놓고, 초음파 조사용 변환기는 z축 이송, 전-후 및 좌-우 회전이 가능한 별도의 스테이지를 구성하여 측정용 치구가 설치된 수조와 초음파 변환기가 독립적으로 정렬할 수 있도록 설계하였다. 이 장치의 크기는 500 mm × 700 mm × 700 mm (W×L×H)이고, x, y 및 z-스테이지의 이송거리는 모두 95 mm 이며, 전-후와 좌-우 방향 각 변화 폭은 모두 ± 10° 이다. x-, y- 및 z-스테이지에 분해능이 1 μm 인 이송거리 측정용 부호기 (encoder)를, 전후 및 좌우 회전 스테이지에는 분해능 0.1° 인 각도 측정용 부호기를 장착하였으며, z-축에는 전동모터를 설치하여 원격 제어기로 이송이 가능하도록 제작하였

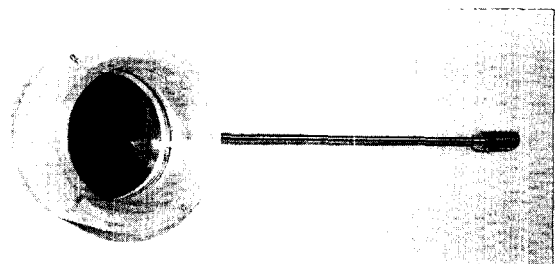


그림 3. far-field 영역에서 실험을 위한 시료 치구
Fig. 3. Sample holder for the experiment in the far-field region.

다. 그림 4 (b)에서 나란히 배치된 두 버튼 중 위 버튼은 위 방향 이송, 아래 쪽 버튼은 아래 방향 이송에 사용되며, 긴 케이블로 연결된 리모트 컨트롤러 (remote controller)에는 미소 이송을 위한 다이얼이 장착되어 있다. 5 개의 액정 표시부는 전-후, 좌-우 두 회전 축과 3-축 이송 스테이지에 부착된 부호기에서 전기신호를 받아 각도와 이송거리를 표시하여 준다. 한편 측정용 수조는 5 mm 두께의 투명한 아크릴을 사용하여 크기가 150 mm × 186 mm × 107 mm (W×L×H)로 제작하였으며, 삼발이를 체결하여 수평 조절을 용이하게 제작하였다.

3.3. 측정 시스템 구성

그림 5는 초음파의 조사에 의한 조직모사물질의 온도 측정 시스템의 구성이다. 신호발생기 (HP 8642A)에서 정현 신호를 발생시켜, step attenuator를 통해 적절하게 전압을 감쇠 시킨 다음, 전력증폭기 (ENI 3100LA)로 충분한 전력을 갖도록 증폭된 CW 신호를 초음파 변환기에 공급하며, 이때 변환기에 인가되는 전압은 실효전압계로 측정한다. 두부 내부의 온도와 초음파 변환기 및 물의 온도를 16 채널 데이터 획득 장치 (Agilent 34970A)를 사용하여 퍼스널 컴퓨터에 전송하여 기록할 수 있도록 구성하였다.

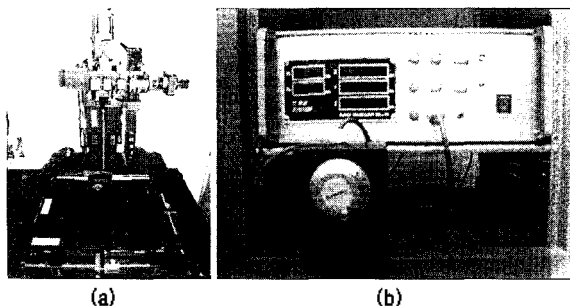


그림 4. (a) 정렬장치 실물사진 (b) 정렬장치 제어기
Fig. 4. (a) Photograph of alignment equipment, (b) its controller.

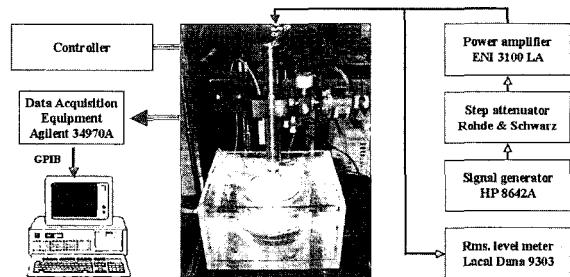


그림 5. 초음파 조사에 의한 두부의 온도 상승 측정 시스템 구성도
Fig. 5. System construction for measuring the temperature elevation of the bean curd during ultrasonic irradiation.

IV. 실험 및 결과 토의

4.1. 초음파 변환기의 방사 컨덕턴스 교정

초음파 변환기에서 방사되는 음향파워 (P)는 가해주는 신호 전압 (V)의 제곱에 비례 ($P = GV^2$)하기 때문에, 이 비례상수 G (방사 컨덕턴스: radiation conductance)를 결정하면 초음파 변환기에 가해지는 신호전압으로 방사 음향파워를 쉽게 제어할 수 있다. 이때 G 의 단위는 W/V^2 을 나타내는 S (Siemens) 이다. 초음파 변환기의 방사 컨덕턴스는 참고문헌 [18]의 측정 시스템을 이용하여 측정하였다. 그림 6은 본 연구에서 사용된 초음파 변환기 (Panametrics V320)의 방사 컨덕턴스 교정 결과와 이를 이용하여 50 mW의 음향파워를 발생시키는데 필요한 신호전압을 나타낸 그림이다.

그림 6 (a)에서 보는 바와 같이 공진 주파수는 약 8 MHz에서 2.2 mS로 최대이며, 이 주파수를 중심으로 주

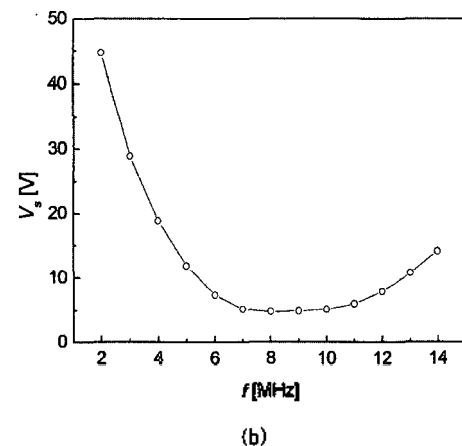
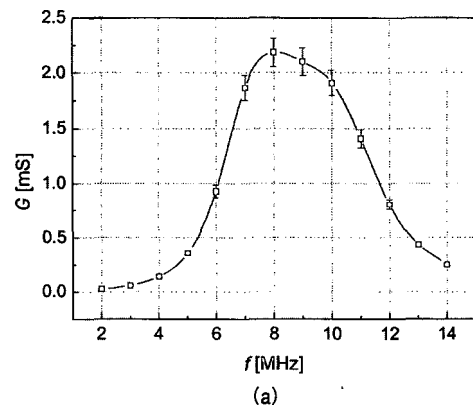


그림 6. (a) 방사 컨덕턴스 교정 결과 (b) 50 mW 음향파워를 발생 시키는데 필요한 초음파 변환기(model: V320, Panametrics co.)의 주파수에 따른 신호 전압

Fig. 6. (a) Radiation conductance calibration result and (b) the signal voltage generating 50 mW ultrasonic power from the transducer (model: V320, Panametrics co.) with the variation of frequency.

파수 값이 높아지거나 낮아지면 방사 컨덕턴스가 감소한다. 약 6.2 MHz에서 10.8 MHz 범위에서는 $G > 1 \text{ mS}$ 이며, 4 MHz 이상 주파수 범위에서는 $G > 0.1 \text{ mS}$ 이다. 이는 그림 6 (b)에서 보는 바와 같이 50 mW의 음향파워를 발생시키기 위해서는 6.2 MHz에서 10.8 MHz 범위에서는 약 7 V 이하의 신호전압이 필요하며, 4 MHz에서 14 MHz 범위에서는 22 V 이하의 신호전압이 필요하다. 2 MHz에서 4 MHz 범위의 주파수에서는 22 V에서 45 V 정도의 신호전압이 필요함을 알 수 있다.

4.2. 초음파 조사 시 시간에 따른 두부 내의 온도 변화 측정

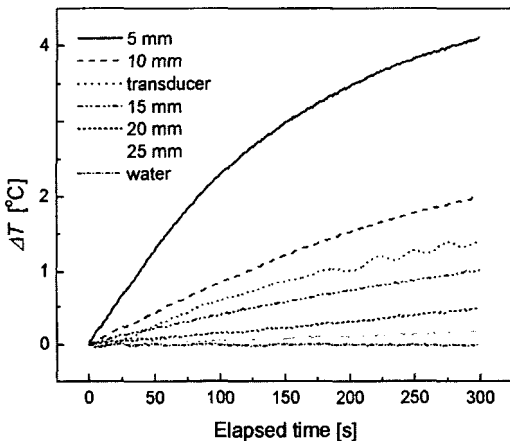
그림 7 (a)는 8 MHz 주파수에서 초음파 변환기로부터 방사되는 음향 파워가 74 mW인 경우에 물과 초음파 변환기 및 두부의 23 °C의 평형 상태에서의 온도 변화 ΔT 를 알아보기 위해 300 초 동안 기록한 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 ΔT 는 두부의 초음파 입사면으로부터 5

mm 깊이에서 가장 빠르게 증가하고 있으며, 10 mm, 초음파 변환기, 15 mm, 20 mm, 25 mm의 순으로 증가하는 경향이 낮아지고 있음을 알 수 있다. 그림 7 (b)는 신호발생기의 전압을 200 mV, 주파수를 공진 주파수인 8 MHz로 고정하고 음향파워를 158 mW, 138 mW, 112 mW, 91 mW, 74 mW 및 49 mW인 경우, 깊이 $d = 5 \text{ mm}$ 에서 ΔT 를 300 초 동안 기록한 결과이다. 그림 7(b)에서 보는 바와 같이, 같은 지점에서 측정된 ΔT 는 초음파 파워가 증가함에 따라 커지는 경향을 나타내고 있다.

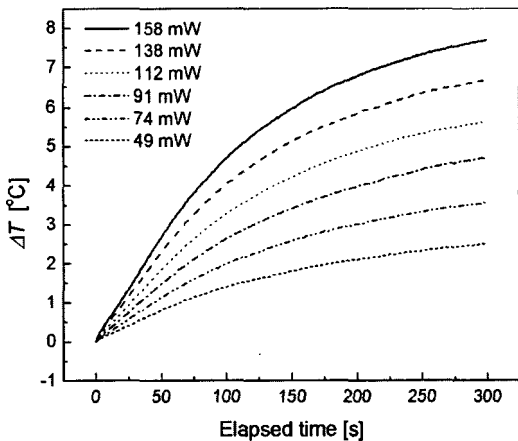
4.3. 두부의 열 감도

그림 7(b)의 결과를 음향파워로 나누어 식 (5)의 열 감도 $\Delta T/P$ 로 변환하면 그림 7(b)에서 서로 분리된 여섯 개의 서로 다른 곡선들이 그림 8과 같이 하나의 곡선으로 수렴한다.

식 (5)와 그림 8에서 보는 바와 같이 시간에 대하여 지수 함수 형태로 의존한다. 식 (5)에서 $t \rightarrow \infty$ 이면, $\Delta T/P = \alpha V / \kappa h A^2$ 이고, $d(\Delta T/P)/dt|_{t=0} = \alpha V / \tau \kappa A^2 = \alpha \rho c_p / A$ 이다. 즉 열 감도의 포화 값은 초음파 흡수계수 및 열 수송계수와 같은 물질의 고유한 특성과 부피 및 면적에 의존하고, 초기 열 감도 변화율 $d(\Delta T/P)/dt|_{t=0}$ 는 초음파 흡수계수, 비열 및 밀도와 같은 물질의 고유한 특성과 면적에 의존한다. 식 (5)에서 시정수는 재료의 밀도, 비열, 열 수송계수 등과 같은 물질의 고유한 특성과 부피 및 면적에 의존하지만, 초음파 흡수계수에는 의존하지 않는다. 따라서 열 감도는 조직모사물질의 고유한 특성으로 사용될 수 있다.



(a) $P = 74 \text{ mW}$, $f = 8 \text{ MHz}$



(b) $f = 8 \text{ MHz}$, $d = 5 \text{ mm}$

그림 7. 초음파 조사 동안 두부 내에서의 온도 증가 측정 결과
Fig. 7. Measurement results of the temperature rise in a tofu during the ultrasonic irradiation.

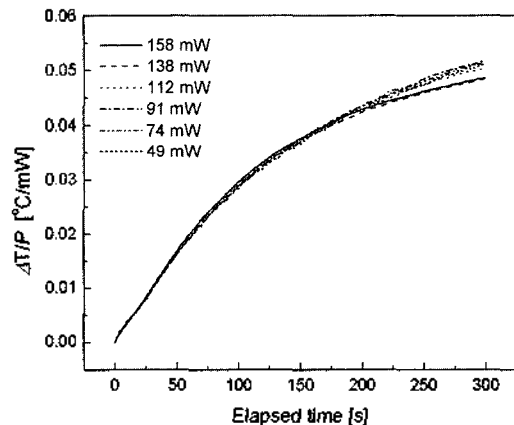


그림 8. 초음파를 조사하는 동안 소요시간에 따른 $f = 8 \text{ MHz}$, $d = 5 \text{ mm}$ 에서의 열 감도 (단위 음향파워에 대한 온도 변화)
Fig. 8. Thermal sensitivity (temperature rise per unit acoustic power) at $f = 8 \text{ MHz}$ and $d = 5 \text{ mm}$ with the variation of elapsed time during ultrasonic irradiation.

4.4. 깊이에 따른 온도 변화 및 열 감도

8 MHz 주파수에서 신호발생기의 신호 전압을 100 mV로 고정하고, 감쇄기의 감쇄 값을 -10 dB (58.4 mW)에서 -16 dB(15.5 mW)까지 0.3 dB 간격으로 조정

하여 초음파 파워를 15.5 mW에서 58.4 mW까지 변화시키면서 300 s 동안 초음파를 조사하였을 때 초음파가 입사하는 두부 표면으로 부터의 깊이 d 에 따른 온도 변화를 측정하였다. 그림 9 (a) 는 $d = 5$ mm, 10 mm, 15

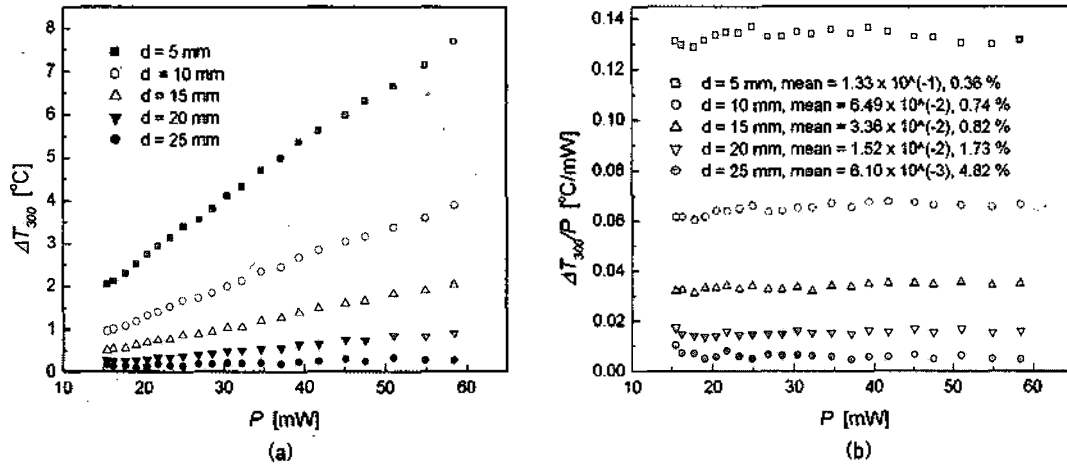


그림 9. (a) 초음파 파워 대비 두부 내부 5점에서의 온도 증가 측정 결과. (b) 그림 (a)에 대응하는 열 감도 $\Delta T_{300}/P$ 결과
 Fig. 9 (a) Measurement result of the temperature rise of the 5 points in the bean curd vs. ultrasonic power, (b) Thermal sensitivity $\Delta T_{300}/P$ corresponding to (a).

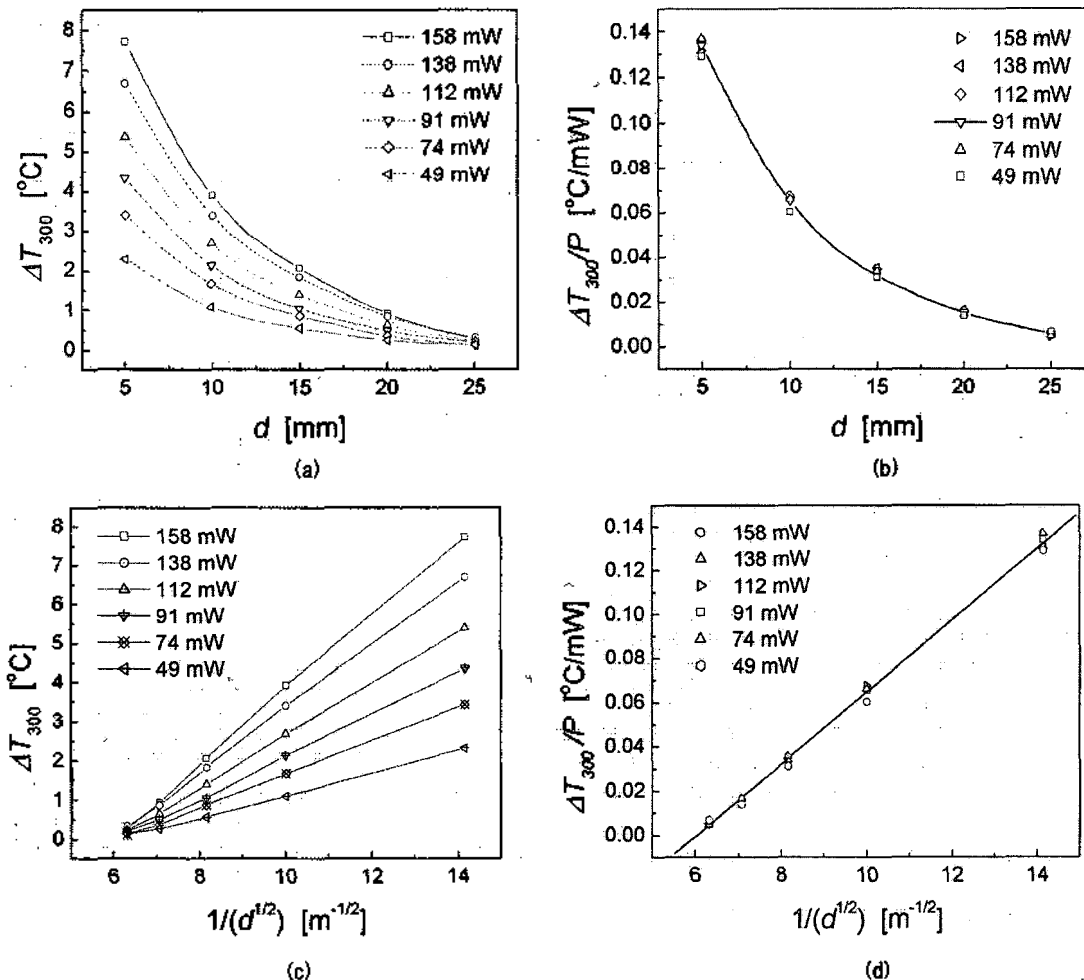


그림 10. 열 감도와 두부 내부의 깊이 의존 특성 (a) ΔT vs. d , (b) $\Delta T/P$ vs. d , (c) ΔT vs. $d^{1/2}$, (d) $\Delta T/P$ vs. $d^{1/2}$
 Fig. 10. Depth-dependence of the thermal sensitivity. (a) ΔT vs. d , (b) $\Delta T/P$ vs. d , (c) ΔT vs. $d^{1/2}$, (d) $\Delta T/P$ vs. $d^{1/2}$.

mm, 20 mm 및 25 mm 지점에서 동시에 측정된 음향 파워에 따른 300 s 후의 온도 증가량 ΔT_{300} 의 측정 결과이고, 그림 9 (b)는 300 s 후의 온도 증가량을 가해진 음향 파워 P로 나눈 열 감도 $\Delta T_{300}/P$ 의 계산 결과이다. 그림 9 (a)에서 보는 바와 같이 각 지점에서의 ΔT_{300} 는 P에 선형적으로 증가하고 있으며, 그 결과 그림 9 (b)에서와 같이 $d = 5$ mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm 및 25 mm에서의 $\Delta T_{300}/P$ 의 평균값은 각각 1.33×10^{-1} °C/mW, 6.49×10^{-2} °C/mW, 3.36×10^{-2} °C/mW, 1.52×10^{-2} °C/mW, 6.10×10^{-3} °C/mW이며, 상대 표준 불확도는 각각 0.36 %, 0.74 %, 0.82 %, 1.73 %, 4.82 %로 나타났다. 이 결과로부터 두부 표면에서부터의 깊이 d가 증가함에 따라 열 감도 $\Delta T_{300}/P$ 가 감소하고, 그 영향으로 $\Delta T_{300}/P$ 의 측정 불확도가 증가함을 알 수 있다.

4.5. 열 감도의 두부 내부 위치 의존성

그림 10 (a)는 그림 9 (a)의 x-축을 두부 내의 깊이 d로 나타낸 결과이다. 그림 10 (a)에서 보는 바와 같이 ΔT_{300} 는 P에 따라 다르게 나타나지만 이를 열 감도(단위음향 파워에 대한 온도변화) $\Delta T_{300}/P$ 로 변환하면 그림 10 (b)와 같이 동일한 지점 d에 해당되는 데이터가 한 곳에 모인다. ΔT_{300} 의 d에 대한 의존성을 알아보기 위해 그래프의 x축을 d에 대한 여러 함수로 변환하여 재구성해 본 결과, 그림 10 (c)와 같이 x-축을 $d^{1/2}$ 로 변환한 경우 ΔT_{300} 가 $d^{1/2}$ 에 선형으로 증가하지만 그 기울기가 P에 의존함을 알 수 있다. 그림 10 (b)의 y-축을 열 감도 $\Delta T_{300}/P$ 로 변환하거나, 그림 10 (c)의 x-축을 $d^{1/2}$ 로 변환하면, 그림 10 (d)와 같은 그래프가 된다. 그림 (d)에 나타난 바와 같이 $\Delta T_{300}/P$ 는 $d^{1/2}$ 에 선형적으로 증가하는 경향을 보이고 있으며, 공급된 음향파워에는 의존하지 않는다. 따라서 $\Delta T_{300}/P = a(d^{1/2}) + b$ 의 선형 함수로 fitting 하면, $a = 0.01633$, $b = -0.09855$ 이다. 기울기에 해당되는 a와 절편에 해당되는 b는 두부의 고유한 특성을 나타내는 특정 상수이다.

4.6. 열 감도 초음파 방사 축 방향 거리에 따른 영향

그림 11 (b)는 그림 3의 측정용 치구에 두부를 삽입한 후 그림 11 (a)의 초음파 음장의 공간분포 측정용 3축 이송장치[17]에 설치하여 초음파 변환기와 두부 사이의 거리를 $h = 10$ mm에서 $h = 220$ mm 범위로 변화시키면서 측정된 열 감도이다. 그림 11 (b)에 나타난 바와 같이 h가 증가함에 따라 열 감도는 감소하는 경향을 나타내고

있다.

원형 평면의 초음파 변환기에서 방사되는 음장은 근거리에서는 비교적 발산량이 작지만 원거리로 갈수록 발산각 $\sin \theta = 1.2\lambda / D$ 를 가지고 발산한다[19]. $D = 12.7$ mm, $\lambda = 0.185$ mm, 초음파 변환기와 두부 사이의 거리 $h = 100$ mm 인 경우, 빔의 유효 직경은 3.48 mm, $h = 200$ mm 이면, 유효 직경은 6.96 mm로 커진다. $\sin \theta$ 의 값이 아주 작은 경우, $\sin \theta = \tan \theta$ 로 근사할 수 있다. 초음파 변환기에서 방사된 초음파 음장의 주엽의 평균 음향세기를 I_m 이라 할 때, 주엽의 빔 반지름은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

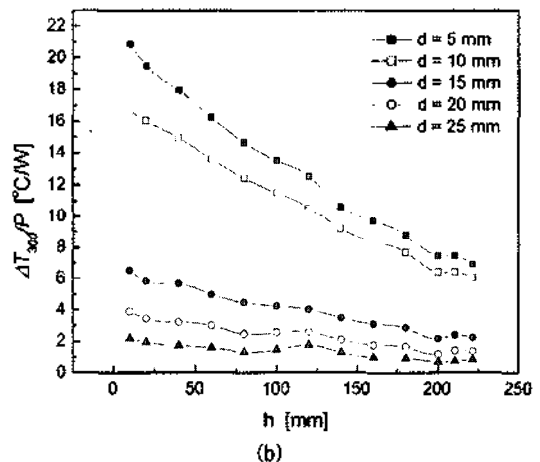
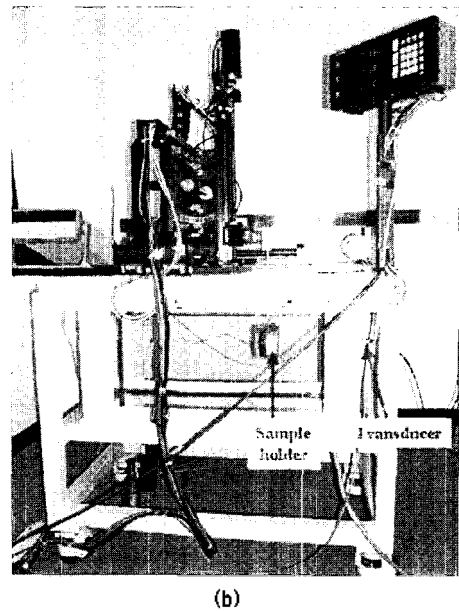


그림 11. (a) far-field 음장에서의 열 감도 측정 실험 사진, (b) 방사 축을 따라 측정된 열 감도.
 Fig. 11. (a) Photograph measuring the far-field thermal sensitivity, (b) measurement results of far-field thermal sensitivity along the radiation axis.

$$r_m = h \cdot \tan \theta \quad (6)$$

따라서 r_m 은 초음파 변환기와 두부 사이의 거리 h 에 비례한다. 물에 의한 초음파의 감쇠를 무시한다고 가정할 경우, 주엽의 음향파워 $P_m = I_m A = I_m \pi r_m^2$ 으로 주어지고, 열전대가 배열된 두부 중심 근방에 입사하는 음향세기는 다음과 같다.

$$I_m = \frac{P_m}{\pi h^2 \tan^2 \theta} \quad (7)$$

식 (7)은 물에 의한 초음파의 감쇠를 무시하였으며, 주엽 이외의 모든 부엽의 발산을 무시하고 유도된 식이다. 따라서 실제 현상은 보다 더 다양한 고려가 있어야 하겠으나, 그림 11 (b)의 경향에 대한 정성적 설명으로는 충분하다고 판단된다.

그림 11 (b)를 살펴보면 $d = 10$ mm인 경우와 $d = 15$ mm인 경우의 두 곡선 사이의 차이가 다른 곡선들과의 차이보다 유난히 큰 차이를 보인다. 이와 같은 원인으로 두부 내부에 열전대 설치의 잘못으로 오해하기 쉬우나, 치구 외벽에 열전대 설치용 구멍들이 일정한 간격으로 수직으로 삽입되도록 제작되어 있기 때문에, 이에 따른 오차로 보기에겐 편차가 너무 크다. 원인을 분석하기 위하여 두부를 잘라 단면을 살펴본 결과, 열전대의 설치는 1 mm 범위 내에서 비교적 잘 설치되어 있었으나, 두부 내부에 $d = 8$ mm 지점과 11.4 mm 지점 사이에 직경 약 3.4 mm 정도 크기의 큰 빈 공간이 있는 것을 확인하였다.

그림 12는 측정 시스템의 정밀 정렬 장치를 이용하여

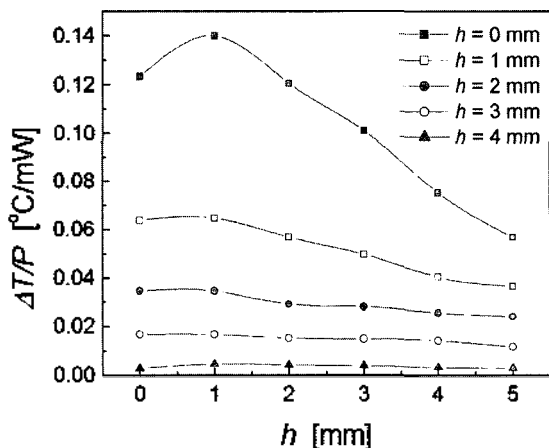


그림 12. near-field 에서 방사 축을 따라 측정된 열 감도 결과
Fig. 12. Measurement results of near-field power sensitivity along the radiation axis.

근거리에서의 h 에 따른 두부의 열 감도 측정 결과이다. 그림에 나타난 바와 같이 $h = 1$ mm에서 $h = 5$ mm까지는 h 가 증가함에 따라 두부의 열 감도 $\Delta T_{300}/P$ 가 비교적 단순하게 감소하는 경향을 보이고 있으나, 초음파 변환기가 두부와 접촉된 경우, 즉 $h = 0$ 에서는 $h = 1$ mm보다 열 감도가 낮게 측정되었다. 본 측정에 사용된 초음파 변환기는 그림 5에서 보는 바와 같이 금속으로 된 원통형 외벽을 가지고 있으며, 금속은 일반적으로 물보다 열전도도가 높다. 또한 두부와 접촉하여 있기 때문에 두부 내부의 열을 발산하는 단면적이 떨어져 있을 때에 비하여 더 넓다. 따라서 두부 내부의 열을 빠르게 발산하게 하여, 초음파 변환기와 접촉되어 있지 않을 때 보다 두부의 온도가 덜 증가하는 경향이 나타나게 된다. 그림 11(b)와 그림 12의 두 결과를 비교하여 볼 때 유의할 점은, 전자의 경우 열 감도의 단위가 $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 이고 후자의 경우 $^{\circ}\text{C}/\text{mW}$ 이다. $d = 5$ mm, $h = 1$ mm에서 $\Delta T_{300}/P$ 의 단위를 $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 로 환산하면 $\Delta T_{300}/P = 140$ $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 이고, $h = 1$ mm에서 $h = 5$ mm까지의 측정결과를 linear fitting 하면 $\Delta T_{300}/P = 21.117h + 162.09$ $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 가 된다. 여기에 $h = 10$ mm를 대입하면 -49.08 $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 가 되어 전자의 결과 20.88 $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 와 비슷하지도 않으며, 음(-)의 값이 되기 때문에 일관된 결과로 볼 수 없다. 이는 전자와 후자에 사용된 두부가 비록 같은 공장에서 나오는 생산품이라고 하여도 밀도와 균일도 등이 일정하지 않기 때문에 일어나는 현상으로 사료된다.

4.7. 열 감도 주파수 의존 특성

두부의 초음파 조사에 의한 온도상승 효과는 수평 방

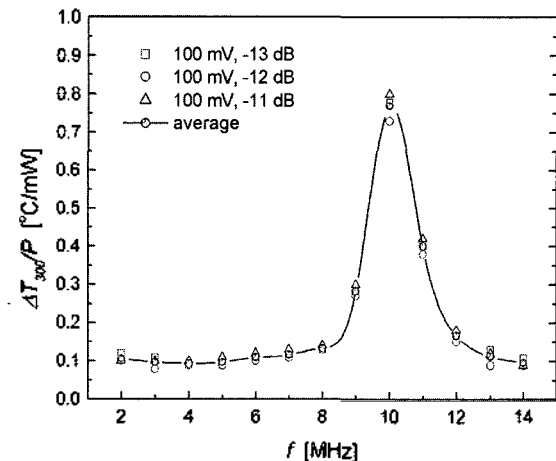


그림 13. 두부의 열 감도의 주파수 응답.
Fig. 13. Frequency response of the thermal sensitivity of the bean curd.

향의 위치 x 와 y , 초음파 변환기와의 이격거리 h 및 두부 내부의 깊이 d 에 의존하며, 주파수에도 의존할 것으로 예상된다. 따라서 열 감도 $\Delta T_{300}/P$ 는 $F_n(x, y, h, d, f)$ 로 나타낼 수 있다. 그림 13은 공진 주파수가 8 MHz 인 초음파 변환기를 이용하여 주파수 2 MHz에서 14 MHz 구간에서 열 감도의 주파수 응답을 측정한 결과이다. 신호발생기의 전압을 100 mV로 고정하고 step attenuator의 감쇠를 -13 dB, -12 dB, -11 dB로 변화시키면서 측정하였다. 그림에서 보는 바와 같이 열 감도는 약 10 MHz에서 최대로 나타났으며, 초음파 변환기에 입력되는 전력에 무관하게 나타났다.

V. 결론

본 연구에서는 초음파 조사에 따른 조직모사물질의 온도상승 효과 측정 시스템 및 측정용 차구를 설계 제작하였으며, 초음파 변환기의 방사 컨덕턴스를 2 MHz ~ 14 MHz 범위에서 1 MHz 간격으로 교정하였다. 교정 결과를 이용하여 초음파 변환기에 공급되는 신호전압만으로 방사되는 초음파의 음향파워를 제어하면서, 본 연구에서 조직모사물질로 선택한 두부에 조사되는 초음파 파워에 따른 온도상승을 측정하였다. 그 결과 온도 상승은 시간에 지수함수 적으로 증가하고, 그 크기는 초음파 파워에 비례하였다. 이 결과를 이용하여 새로운 개념의 물리량인 열 감도를 정의하였으며, 이 물리량이 조직모사물질의 고유한 특성을 나타내는 물리량임을 발견하였다. 또한 열 감도 $\Delta T_{300}/P$ 의 변수로 초음파 변환기와 두부 사이의 거리 h , 두부 표면으로부터의 깊이 d 및 주파수 f 에 대한 의존 특성을 측정 분석하였다. 특히 두부 내부의 깊이에 따른 열 감도는 $d^{1/2}$ 에 의존함을 알 수 있었으며, 주파수 10 MHz 에서 최대임을 알 수 있었다. Wu의 결과에 의하면 초음파의 흡수계수는 1 MHz ~ 6 MHz 범위에서 선형적으로 증가하는 것으로 보고되고 있으나, 식 (4)로부터 두부의 초음파 흡수계수는 단순히 모든 주파수에서 선형적으로 증가하는 것이 아니라 특정 주파수 10 MHz에서 최대가 됨을 알 수 있었다. 이와 같은 결과는 인체 조직의 열 감도의 주파수 의존 특성에 대한 조사의 필요성을 제기하는 중요한 결과이다. 이 현상의 정확한 해석을 위해 두부의 초음파 감쇠계수, 열전도도, 비열 등 물성의 정밀 측정이 이루어져야 될 것으로 판단

된다.

참고 문헌

1. F. Kallel, et al., "The feasibility of elastographic visualization of HIFU-induced thermal lesions in soft tissue," *Ultrasound in Medicine and Biology*, 25(4) 641-647, 1999.
2. WFUMB, "WFUMB symposium on safety of ultrasound in medicine recommendations on the safe use of ultrasound," *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(S1), 1998.
3. AIUM, "Acoustic output measurement standard for diagnostic ultrasound equipment," American Institute of Ultrasound in Medicine, 14750 Sweitzer Lane suite 100, Laurel MD 20707-5906; 1997.
4. FDA, Information for manufacturers seeking marketing clearance of diagnostic ultrasound systems and transducers, 1997.
5. M. M. Horder, S. B. Barnett, G. J. Vella, and M. J. Edwards, "Ultrasound-induced temperature increase in the guinea-pig fetal brain in vitro," *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(5), 697-704, 1998.
6. M. M. Horder, S. B. Barnett, G. J. Vella, M. J. Edwards, and A. K. W. Wood, "In vivo heating of the guinea-pig fetal brain by pulsed ultrasound and estimates of thermal index," *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(9), 1467-1474 (1998)
7. M. M. Horder, S. B. Barnett, G. J. Vella, and M. J. Edwards, "Effects of pulsed ultrasound on sphenoid bone temperature and the heart rate in guinea-pig foetuses," *Early Human Development*, 52, 221-233(1998)
8. K. L. Bosward, et. al., "Heating of guinea-pig fetal brain exposure to pulsed ultrasound", *Ultrasound in Med. & Bio.* 19, 415-424, 1993.
9. E. L. Madsen, et. al., "Liquid or solid ultrasonically tissue mimicking materials with very low scatter," *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(4), 535-542, 1998.
10. Junru Wu, "Tofu as a tissue-mimicking material," *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(9), 1297-1300, 2001.
11. Duck, F. A., Physical properties of tissue, Academic press, 1990.
12. Kinsler, L. E. et. al., Fundamentals of Acoustics, (John Wiley and Sons, Inc., 4th ed. New York, 124-125, 2000.
13. Kinsler, L. E. et. al., Fundamentals of Acoustics, (John Wiley and Sons, Inc., 4th ed. New York, 210, 2000.
14. D. Halliday, R. Resnick, and J. Walker, Fundamentals of Physics, John Wiley & Sons, 6th ed. New York, 1996.
15. M. Romdhane, et. al., "Thermoelectric sensor for ultrasonic intensity measurement", *Ultrasonics*, 33(2), 139-146, 1995.
16. 송재철, 박현정, 식품 물성학, 3rd ed. 울산대학교 출판부, 울산, pp. 389, 2000.
17. Y. T. Kim, et. al., "A Matrix model for ultrasonic source calibration and radiation field prediction using a pulsed planar scanning system," *J. Kor. Phys. Soc.* 37(3), 221-231, 2000.
18. 김용태, 이용봉, 조문재, 정성수, 정원섭, 진단 및 치료 수준의 초음파 파워 정밀 측정 기법, 2002년 한국음향학회 추계학술대회 논문집, 21권 2(s)호, 119-124, 2002.
19. J. Krautkramer and H. Krautkramer, Ultrasonic testing of material, Springer-Verlag, 3rd ed., New York, 66, 1975.

저자 이력

- 김 용 태 (Yong Tae Kim)
- 조 문 재 (Moon Jae Jho)
- 윤 용 현 (Yong Hyeon Yun)
- 부 유 천 (You Chun Pu)