

◆특집◆ 인체 물리량 측정 및 표준

의료용 초음파의 인체 피폭량 표준 연구

김용태\*, 정성수\*\*, 조문재\*\*\*

Research on Standards for Exposure Parameters of Medical Ultrasound

Yong Tae Kim\*, Sung Soo Jung\*\* and Moon Jae Jho\*\*\*

Key Words : Medical ultrasound (의료용 초음파), Ultrasound exposure (초음파 피폭), Ultrasound power (초음파 파워), Ultrasound Intensity (초음파 세기), Acoustic pressure (음압)

1. 서론

초음파는 산업, 의료, 군사, 학술 등의 영역에서 폭넓게 사용되고 있다. Fig. 1 은 산업 및 의료 분야에서 사용되는 초음파 기기들을 초음파의 음향 출력을 기준으로 도식화 한 것이다. 의학에서의 초음파의 사용은 진단, 치료, 수술 등 모든 의료 분야에서 폭넓게 활용되고 있다.

의료용 초음파의 사용은 발진, 전파, 수신의 순서로 이루어진다.<sup>1</sup> 발진과 수신은 초음파 변환기를 통해서 이루어지며, 전파는 매질(인체) 내에서 이루어진다. 치료용 초음파의 사용은 발진과 전파 두 과정을 이용하여 초음파 에너지가 인체와의 상호작용을 유익하게 이용하는 것이고, 진단용 초음파의 사용은 발진, 전파, 수신 3 단계 과정을 거쳐 인체 내부의 정보를 활용하기 편리하게 구성하여 사용한다.

음향출력의 범위와 함께 산업 및 의료용 초음파 장비를 도식화한 Fig. 1 에서 보는 바와 같이, 의료용 초음파는 산업용 초음파와 거의 같은 수준

의 음향 파워를 사용하고 있다. 이러한 전제 하에서 의료용 초음파의 에너지가 인체에 직접 노출될 때, 인체에는 아무런 영향(부작용)이 없을까? 또 있다면 어떻게 부작용을 최소화 하면서 사용할 수 있겠는가 하는 문제가 우리 앞에 당면해 있다고 할 수 있다. 결국 초음파 의료기기 사용의 장점과 동반되는 부작용 사이에서 적절한 균형을 유지할 수 있는 수준의 피폭량의 합리적인 관리 체계를 수립의 필요성이 대두되었으며, 이러한 공익적 목표 하에서 과학적인 연구가 국제적으로 활발하게 수행되고 있다.<sup>2-4</sup>

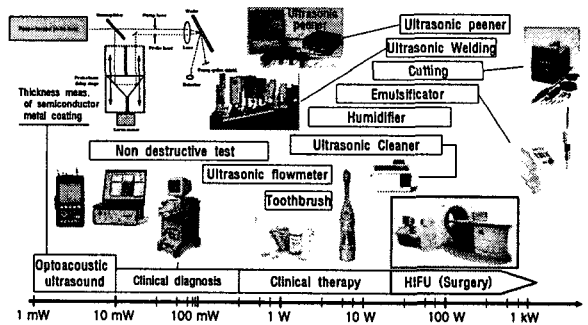


Fig. 1 Acoustic output powers of industrial and medical ultrasound equipments

본 논문의 서론에서는 초음파 피폭량 연구의 필요성을 간략하게 구성하였으며, 제 2 장에서는

\* 한국표준과학연구원 기반표준부 유동음향그룹 책임연구원  
Tel. 042-868-5301, Fax. 042-868-5643  
Email ytkim@kriss.re.kr  
초음파 측정 표준 (초음파 출력, 초음파 측정기술, 의료용 초음파의 인체 피폭에 의한 영향, 국제표준규격 개발, 국가 측정표준 소급체계) 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.  
\*\* 한국표준과학연구원 기반표준부 유동음향그룹 책임연구원  
\*\*\* 한국표준과학연구원 표준보급부, 산업지원팀, 책임연구원

초음파 피폭량과 관련하여 초음파가 인체에 미치는 영향 중 열적 영향과 역학적 영향에 대해 현재까지 알려진 내용을 중심으로 소개할 예정이며, 3 장에서는 국제적으로 인증된 초음파 피폭량의 결정 방법에 사용되는 초음파 출력 측정 방법들과 한국표준과학연구원에 구축된 측정 시스템에 대하여 소개할 예정이다.

## 2. 초음파 피폭량

### 2.1 초음파가 인체에 미치는 영향

현재까지 알려진 메카니즘에 의해 초음파가 인체에 미치는 영향은 크게 열적 영향과 역학적 영향 두 가지로 정리된다. Fig. 2 는 이 분류를 도식화하여 나타낸 것이다.<sup>4</sup>

열적 영향은 초음파의 음향에너지가 인체 조직에 흡수되어 열로 전환되어 온도가 증가하는 것을 말한다. 역학적 영향은 인체 조직의 경계에서 음향세기 또는 음향파위의 차이에 비례하는 역학적인 힘인 방사압과 음향세기의 분포에 의해 생기는 조직의 변형력 또는 회전력인 방사토크, 방사압에 의한 유체의 흐름 세 가지와 같이 cavity 를 동반하지 않고 나타나는 역학적인 현상과 cavity 을 동반하는 역학적 영향으로 나누어진다. 이러한 cavitation 현상은 cavity 의 특성에 따라 bubble 내측으로의 파열과 이로 인한 충격파, 음향형광, 음향화학 반응 등을 동반하는 관성적 cavitation 과 bubble 의 체적이 변화하는 비관성적 cavitation 으로 나뉜다.

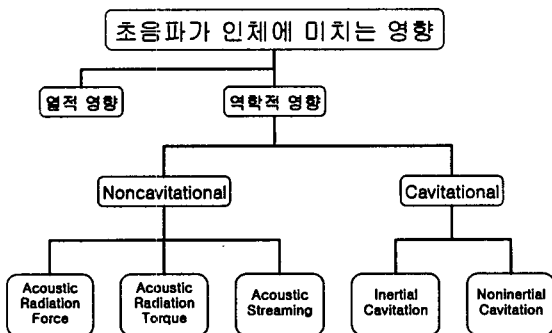


Fig. 2 Classification of physical mechanisms by which ultrasound can produce changes in biological systems

### 2.1.1 열적 영향

인체는 보통 일정한 체온 (항온; homeothermy) 을 유지한다. 이것은 열손실과 체내에서 생성된 열 (endothermy) 과의 균형을 이루고자하는 복잡한 신진대사 (metabolic) 와 신경계의 메카니즘에 의해 유지된다. 인체의 이러한 항온 특성으로 인해, 허용되는 변화 폭이 불과 몇 °C 이내이다. Fig. 3 은 1982 는 Hardy<sup>5</sup> 에 의해 제시된 초음파에 의한 인체 내부 온도 상승의 한계 설정을 위해 사용한 인간의 정상 체온의 변화이다. Table 1 은 1980 년 Dickson 과 Calderwood<sup>6</sup> 에 의해 제시되고 미국 NCRP 에서 사용한 체온에 따른 열의 정도를 나타내는 분류표이다. 1984 년 Sapareto 와 Dewey<sup>7</sup> 는 임의의 온도에서 일정한 양의 세포가 죽는데 소요되는 시간을, 온도 43 °C에서 동일한 양의 세포가 죽는데 소요되는 시간으로 환산한 등가 시간,  $t_{43}$ , 을 thermal dose model 로 사용하자고 제안하였으며, 환산식은 다음과 같다.

$$t_{43} = t \cdot R^{(43-T)} \quad (1)$$

여기서  $t$  는 온도  $T$  에 노출된 시간,  $R$  은  $T$  가 43 °C 보다 크거나 같을 때 0.5, 43 °C 미만일 때는 0.25 인 상수이다.

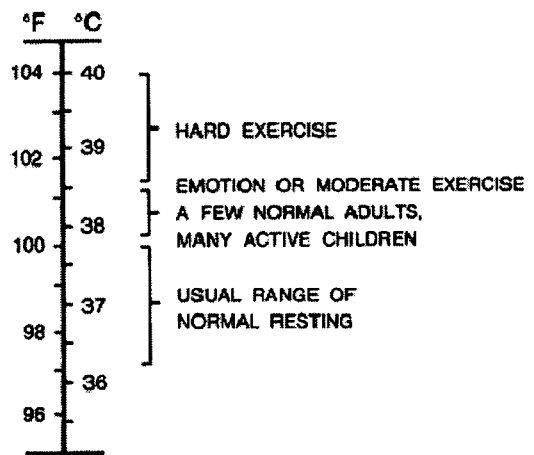


Fig.3 Range of normal, human rectal temperatures in relation to "normal activities (NCRP Report No. 113)

Table 1 Human body temperature as related to fever

분류 (Classification)	℃
저 체온증 (Hypothermia)	36.0 미만
정상 (Normal)	37.0
미열 (Mild fever)	38.5
평균 열증 (Average fever)	39.5
고열 (High fever)	40.5
심각한 열 (Severe fever)	42.0 이상

초음파에 의한 온도 상승의 계산은 1948 년 Pennes<sup>8</sup>가 제안한 Bio-heat transfer equation 을 주로 사용한다.

$$\dot{T} = \kappa \nabla^2 T - \Delta T / \tau + q_v / C_v \quad (2)$$

여기서  $\dot{T}$ 는 온도 증가율,  $\kappa$ 는 열 확산도,  $\Delta T$ 는 온도 변화량,  $\tau$ 는 열의 확산 시상수,  $q_v$ 는 열 발생율,  $C_v$ 는 조직의 단위체적 당 열 용량이다

식 (2)는 에너지 보존 법칙이다. 열 확산에 관계되는 식 (2) 우변의 첫 번째 항과 열전도 대류 등에 의해 발생하는 열 손실 항을 무시하면, 초기에 초음파가 가해질 때에는 주변에 온도의 기울기가 없기 때문에 열 확산과 열전도나 대류 복사 등의 열 손실이 없다. 따라서 식 (2)는 방정식  $\dot{T} = q_v / C_v$  과 같이 된다. 초음파 노출에 의한 초기 온도 상승은  $\Delta T = T - T_0 = (q_v / C_v) \cdot \Delta t$ 의 함수를 따른다. 초음파 에너지가 조직에 흡수된 단위 시간 동안의 열량( $q_v$ )은 초음파 흡수 계수를  $\alpha$ 라 할 때,  $q_v = 2\alpha \cdot I$ 의 관계를 갖는다. 여기서  $I$ 는 음향세기이다. 따라서 초음파 노출에 의한 초기 온도 상승률은  $(dT/dt)_0 = (2\alpha I) / C_v$ 와 같이 나타낼 수 있다.

음향세기의 순간상의 변화 정도가 비교적 작은 경우, 식 (2)에서 확산에 해당되는 Laplacian 항을 무시할 수 있다. 이 경우에 식 (2)는  $\dot{T} = -\Delta T / \tau + q_v / C_v$ 와 같아진다. 이 방정식의 해는 다음과 같다.<sup>9</sup>

$$\Delta T = \Delta T_{sar} \cdot (1 - \exp[-t/\tau]) \quad (3)$$

여기서  $\Delta T_{sar} = [(2\alpha I) / C_v] \cdot \tau$ 는 열 손실 율과 열 발생 율이 같아지게 되는 평형 상태를 이루게 되

어 더 이상 온도가 증가하지 않는 포화 온도증가이다. 식(2)의 열 확산의 영향을 무시하지 않을 경우, 초음파 조사에 의한 온도 Gaussian 분포를 갖는다. 이러한 내용은 참고문헌<sup>9</sup>에 상세하게 기술되어 있다.

초기 온도 상승률과 포화온도 상승 값은 음향 세기에 비례한다. 따라서 초음파에 의해 인체 내부가 열적으로 받는 영향은 초음파의 음향 출력에 비례함을 알 수 있다. 그러나 열적 영향을 단순히 온도가 증가하는 정도로 가능하는 것은 식 (1)에서 제시한 온도에 따른 세포의 직접적인 피사 정도와 관련되어 있지 못하기 때문에 피폭량으로 직접 사용하기에는 부적합하다는 문제가 지적되었다.<sup>10</sup> International Electrotechnical Commission의 초음파 기술위원회에서는 이러한 문제점을 대한 인식하고 대안을 모색하기 위한 프로젝트를 추진 중에 있다.

### 2.1.2 역학적 영향

**음향 방사힘:** 음향 임피던스가 다른 두 매질의 경계에 초음파가 입사하면 음향 에너지가 감소하는 방향으로 힘이 작용하며, 이 힘을 음향 방사힘이라 한다.<sup>11</sup> 초음파의 입사에 의해 물체(표적)에 작용하는 방사힘은 표적 전면에서의 음향파위와 표적 후면에서의 음향파위의 차이에 비례한다.<sup>11</sup>

$$F_r = (P_f - P_b) / c \quad (4)$$

여기서  $c$ 는 물체를 둘러싸고 있는 매질에서의 음속,  $P_f$ 는 표적 전면에서의 음향파위,  $P_b$ 는 표적 후면에서의 음향파위,  $F_r$ 는 표적에 작용하는 방사힘이다.

**음향 유동(streaming):** 음향 유동은 초음파 음장에 의해 액체 매질 내에서 발생하는 유체의 흐름을 말한다. 이 흐름은 유체에 직접 작용하는 방사힘에 의해 일어나며, 유체의 점탄성적(visco-elastic) 성질에 크게 의존한다.<sup>12</sup> 음향 유동은 대형적 구조를 갖는 수조 내를 통과하는 초음파 빔의 축을 따라 초음파 진행방향으로의 흐름과 빔 축을 벗어나서는 반대 방향으로 흘러 순환한다.

**비관성적 cavitation:** cavitation 중 가장 단순한 메커니즘을 갖는다. 비관성적 cavitation은 기체로 이루어진 덩어리로 근사하여 압력은 다음과 같이 이론적으로 취급될 수 있다.

$$p = p_0 + p_1 + p_2 + \dots \quad (5)$$

여기서 영차(zero-order) 항( $p_0$ )은 음압이 존재하지 않을 때의 정적인 압력에 해당하며, 일차 항, ( $p_1$ )은 시간에 따라 정현파적으로 변화하는 진폭에 정비례 하는 음압에 해당하며, 이차 항( $p_2$ )는 진폭의 제곱에 비례하는 압력의 교란에 해당된다. 2 차 항은 특히 방사힘이나 음향 유동의 경우를 제외하면 무시할 수 있다. 영차 항은 정적인 압력이기 때문에 특별한 운동 방정식이 없으며, 일차 항에 대한 운동방정식은 구형 대칭을 가정하여 구면 좌표계를 사용하였을 때 다음과 같다.

$$\partial^2 p_1 / \partial r^2 + (2/r) (\partial p_1 / \partial r) = (1/c^2) (\partial^2 p_1 / \partial t^2) \quad (6)$$

여기서  $r$  은 변위,  $t$  는 시간,  $c$  는 영차의 음속이다. 식 (6)의 해는 점 음원에서 방사되는 구면파의 운동방정식의 해의 실수 부와 같다.

$$p_1 = (B/r) \cdot e^{j(\omega t - kr)} \quad (7)$$

여기서  $B$  는 상수,  $\omega$  는 각 주파수,  $k$  는 전파 상수이다. 식 (7)에서 보는 바와 같이 압력이 주기적으로 변화함에 따라 기포(gas bubble)의 직경이 주기적으로 변화하면서 운동하게 되고 그 결과로 진동하는 기포는 음파를 내어 놓는다. 또한 유체의 점성적, 탄성적, 분산적인 특성으로 인해 이러한 운동은 감쇠운동을 한다. 따라서 시간이 결과하게 되면 기포는 자체적으로 소멸되는 특징을 가지고 있다. 이러한 기포는 주변의 액체와 기포 내부 간의 임피던스 차이가 크기 때문에 강력한 산란체로 작용한다. 기포의 이러한 특성을 활용하여 미세한 크기의 기포는 초음파 영상진단에서 조영제(contrast agent)로 사용되고 있다. 이러한 비관성적 cavitation 이 조직 내에서 형성되면 조직에 역학적인 스트레스가 증가하게 된다.

**관성적 cavitation:** 초음파는 비전리 역학적 파동으로 압축과 팽창을 반복하면서 전파된다. 압축이 되는 과정 동안에 압력이 최대인 음압을  $p^+$ 를 peak positive pressure 라 하고, 팽창이 되는 과정 동안에 압력이 최소인 음압을  $p^-$  peak negative (rarefractional) pressure 라 부른다.  $p^+ = p^-$  인 경우에 이 값을 압력 진폭 (pressure amplitude)  $p_0$  라 한다. 펄스 또는 burst 로 전파하는 많은 경우에  $p^+ \neq p^-$

이다. 기포 (gas bubble)가 초음파에 노출되었을 때, 기포의 반응이 음압에 따라 달라진다. 이 중에서도 특히 주목할 만한 현상은 cavitation 이 아주 짧은 펄스의 초음파를 생성한다는 것이다. 그리고 이 때 발생한 에너지가 대단히 크다는 것이다.

1982 년 Flynn<sup>13</sup> 은 주파수를 1 MHz 에서 10 MHz 까지 변화시키면서, 1  $\mu$ s 펄스를 반경이 1  $\mu$ m 인 bubble 에 조사하여 최대 붕괴압력이 펄스의 음압에 어떻게 의존하는지를 조사한 바 있다. 약 1 MPa 의 음압에 대해 최대로 생성되는 붕괴압력은 음압의 약 8,000 배에 해당되는 큰 압력을 생성하였으며, 주파수가 증가함에 따라 감소하는 경향을 보였다. 에너지 집중도가 높은 cavitation 은 음향형광 현상을 일으키기도 한다. 음향형광은 순간적으로 높은 온도 증가를 동반하여 조직에 대단히 큰 스트레스를 주게 된다.

식 (3)에서 식 (7)에서 보는 바와 같이 초음파에 의해 야기되는 모든 영향의 근원은 음향 출력 변수들, 즉  $I$  (음향세기),  $P$  (음향파워),  $p^+$  (peak positive acoustic pressure),  $p^-$  (peak negative acoustic pressure) 이다. 따라서 초음파의 피폭량의 결정은 음향 출력 변수들의 측정을 요구하게 된다.

### 3. 초음파 출력의 측정

#### 3.1 초음파 파워 및 음향세기

초음파 파워의 측정은 측정용 표적에 가해진 방사 힘(radiation force)을 측정하여 결정하는 방법<sup>11</sup>, 교정된 하이드로폰(hydrophone)을 사용하여 초음파 음장 내를 주사하여 결정하는 방법<sup>14</sup>, 광-음향 효과를 이용하는 방법<sup>15</sup>, 열역학적 방법<sup>16</sup> 등이 있다.<sup>15</sup>

열역학적 방법은 초음파 흡음재료 내부에 온도계를 설치한 센서에 초음파를 조사시킬 때의 포화온도를 측정하여 초음파 파워를 결정하는 방법으로, 측정의 정밀도가 표적재료의 열감도(단위 초음파파워에 대한 온도증가)<sup>1</sup>에 의존한다.

광-음향 효과를 이용한 방법<sup>17</sup> 은 매질의 밀도 변화에 수반되는 광 굴절율의 변화를 이용한다. 초음파 음장 내부에 집속된 레이저 광세기의 변화를 측정하여 집속점에서의 음향세기를 결정하고, 이를 방사 축에 수직인 평면을 주사한 다음 적분하여 초음파 파워를 결정한다.

하이드로폰을 이용한 음장주사 방법은 초음파

발생원으로부터 방사된 초음파가 통과하는 평면상의 음압 분포를 측정하여 음향파위를 결정한다.

방사힘을 측정하여 전술한 식 (4)에서 표적 음파를 완전 흡수할 때, 표적 후면에 음파가 존재하지 않는 조건 또는 음파를 완전 반사시키는 표적 조건을 이용하여 표적에 작용하는 방사힘으로부터 음향파위를 결정하는 방법이다.

상기한 4 가지 방법 중 광음향 방법을 제외하고 나머지 3 가지 방법의 장단점을 Fig. 4 에서 비교하였다.

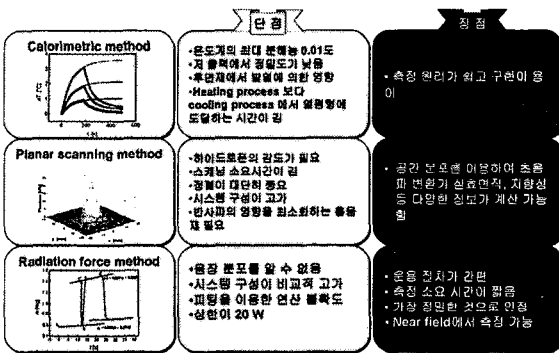


Fig. 4 Merit and demerit comparison of three methods for ultrasonic power measurements

### 3.1.1 방사힘 방법을 이용한 측정 장치

Fig. 5 는 방사힘 측정법을 초음파 파워 측정용 기구장치의 실물사진으로, 높은 하중을 견딜 수 있는 철판 구조 위에 4 개의 공기 용수철과 석정반을 올려놓은 방진 테이블로 구성되어 있다. 방진 테이블 위에 배치되는 2 단의 투명 케이스는 측정 시스템의 공기 유동에 의한 영향을 최소화하기 위한 밀폐 장치이다. 상단과 하단을 분리하는 판과 밀판은 열처리된 알루미늄 판 2 장을 사용하여, 스테인레스 강철 봉 6 개로 두 판이 서로 평행을 유지하도록 제작하였다. 가장 아래쪽에 배치된 알루미늄 판에 수평 조절 나사와 정밀 정렬을 위한 3 축 이송 스테이지가 설치되어 있다.

한국표준과학연구원에서는 상기 측정 장치를 이용한 초음파 파워 측정의 범위는 음향파위 10 mW - 20 W (20,000 mW), 주파수 1 MHz - 15 MHz 범위를 서비스 하고 있다.

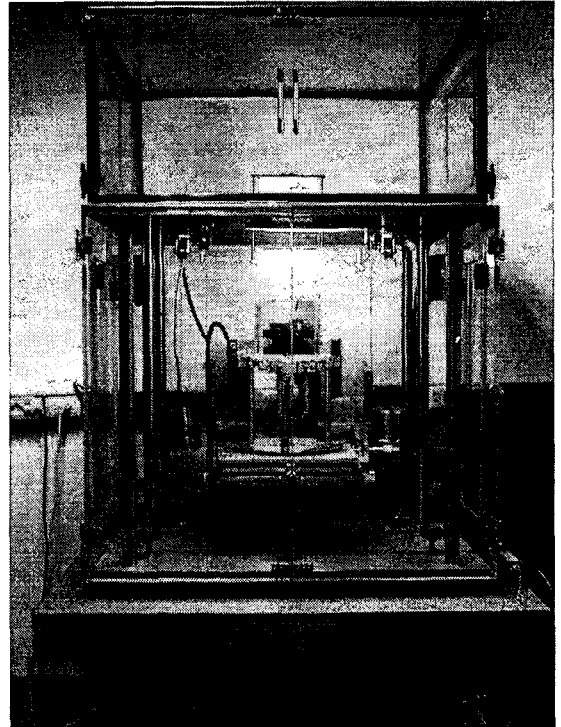


Fig. 5 Photograph of the mechanical part of the ultrasonic power measurement system

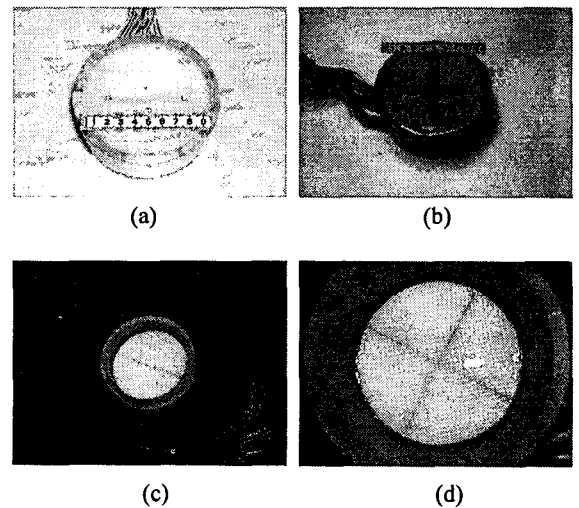


Fig. 6 Array thermal probes (ATPs), (a) linear-contact type, (b) cross-contact type, (c) linear-well type, (d) cross-well type

### 3.1.2 열역학적 방법을 이용한 측정 장치

초음파 파워는 음향세기의 면적 적분을 통해 구할 수 있다.<sup>18</sup> 식 (3)에서 보는 바와 같이 초음파는 흡음 매질 내에서 음향 세기에 따라 온도 증가가 달라진다. 이러한 원리를 이용하면, 온도를 측정하여 음향세기를 결정할 수 있다. 일반적으로 초음파 음향세기는 음향 축에 수직인 평면에서 분포를 가지기 때문에 음향세기의 공간분포에 따라서 온도가 올라가는 정도도 달라진다. 또한 초음파 변환기가 곡면을 가지거나 어레이 소자로 구성되어있을 경우 음향세기의 분포는 달일 소자인 경우와 달라지게 된다. 본 연구진은 Fig. 6 와 같이 열감도 값이 연조직과 유사한 흡음재료 내부에 일정한 간격으로 열전대를 일정하게 배열한 프로브(ATP)를 개발하였다.<sup>19</sup>

Fig. 6 (a)와 Fig. 6 (b)는 2004 년에 개발된 장치의 실물 사진이며, 초음파 변환기를 ATP 에 직접 접촉하여 사용하는 접촉식이다. Fig. 6 (c)와 Fig. 6 (d)는 2005 년에 ATP 자체가 물을 담을 수 있는 구조로 개발되었으며, 정렬과 초음파 변환기는 후면재의 초음파 흡음에 의한 발열에 의한 영향을 줄일 수 있게 되었다. 이러한 ATP 를 이용한 초음파 파워 측정 방법은 참고문헌<sup>1, 9, 19</sup> 에 소개되어 있기 때문에 여기서는 상세한 기술을 생략하기로 한다.

### 3.2 초음파 음압

초음파의 음압은 하이드로폰이라는 센서를 통해 측정된다. 기하학적으로 단순한 구조를 갖는 초음파 변환기 표면에서 방사되는 초음파도 회절과 선형 중첩에 의해 복잡한 음장을 형성하게 되며, 경계조건에 따라서도 이러한 음장은 변화가 생긴다.<sup>20</sup> 따라서 음압의 측정은 특정한 한 지점에서만 측정 될 수 없으며, 그 공간 분포를 측정하여야 한다.

Fig. 7 은 본 연구원에서 자체 제작한 초음파 음장 평면주사시스템의 실물 사진이다. 측정 장치의 측정 범위는 주파수 구간 1 MHz - 15 MHz 이며, 음압 범위는 사용하는 하이드로폰의 성능에 의존한다.

## 4. 결론

이상과 같이 초음파 피폭량의 현황과 한국표

준과학 연구원에서 보유한 관련된 측정기술들에 대하여 소개하였다. 초음파의 피폭에 의한 인체의 영향은 현재 물리적 현상에 기초한 피폭량 모델을 사용하고 있으며, 이러한 피폭량 모델이 실제 생물학적 영향과의 상관관계 규명이 아직 완전하지 않은 상태이기 때문에, 국제적으로 이와 관련된 다학제 간의 협동 연구가 진행되고 있으며, 우리나라의 경우도 이에 대한 연구의 필요성이 점차 증대되고 있다.

향후에는 현재의 초음파 피폭량 모델 보다 더 나은 새로운 피폭량 모델이 나올 것으로 예상된다. 따라서 본 연구원에서는 독창적인 새로운 피폭량 모델의 개발을 추진하고, 이를 국제 표준화를 추진하고자 한다.

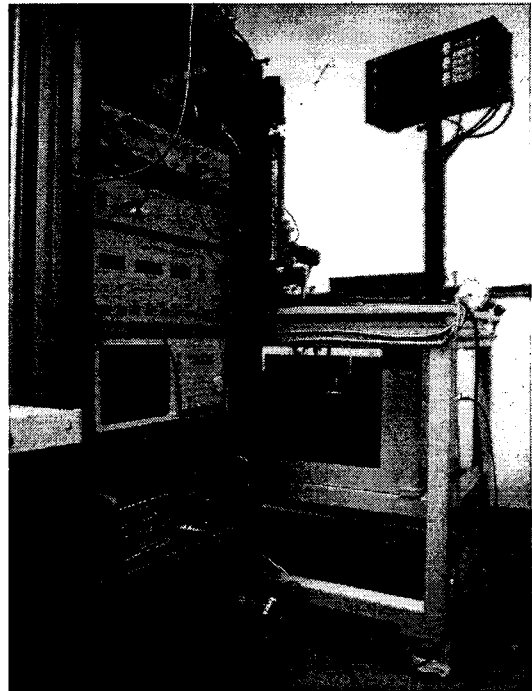


Fig. 7 Photograph of planar scanning system

## 후 기

본 논문은 2007 년 한국표준과학연구원의 기관 고유사업의 “신수요대응 측정표준개발”과제의 연구 내용과 2006 식품의약품안전청의 용역과제 “비전리 방사선 의료기기 평가기술 개발”의 연구 내

용이 포함되었습니다. 연구비 지원에 감사 드립니다.

### 참고문헌

1. Kim, Y. T., Jho, M. J., Yun, Y. H. and Pu, Y. C., "Thermal sensitivity of the bean curd by ultrasonic irradiation," J. Acoust. Soc. Kor., Vol. 23, No. 7, pp.503-513, 2004.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements, "Exposure Criteria for Medical Diagnostic Ultrasound: I. Criteria based on thermal mechanisms," NCRP report No. 113, 7910 Woodmont avenue / Bethesda, MD 20814, 1992.
3. National Council on Radiation Protection and Measurements, "Exposure Criteria for Medical Diagnostic Ultrasound: II. Criteria based on all known mechanisms," NCRP report No. 140, 7910 Woodmont avenue / Bethesda, MD 20814, 2002.
4. Kim, Y. T., Jho, M. J., Suh, S. J., Jung, S. S., Kim, H. C. and Yun, Y. H., "Development of evaluation technique for non-ionizing mechanical wave radiating medical equipment," KFDA (Korea Food and Drug Administration) sponsored Research Report No. KRIS/IR-2006-056, 2006.
5. Hardy, J. D., "Temperature regulation, exposure to heat and cold, and effect of hypothermia," (in Therapeutic Heat and Cold, 3rd ed. Lehmann, J.F. Ed.) Williams & Wilkins, pp. 172-198, 1982.
6. Dickson, J. A. and Calderwood, D. K., "Temperature range and selective sensitivity of tumors to hyperthermia: A clinical review," Ann. N. Y. Acad. Sci., Vol. 335, pp. 180-205, 1980.
7. Sapareto, S. A. and Dewey, W. C., "Thermal dose determination in cancer therapy," Int. J. Radiation Oncology Biology Physics, Vol. 10, No. 4, pp. 787-800, 1984.
8. Pennes, H. H., "Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm," J. Appl. Physiology, Vol. 1, No. 2. pp. 93-122, 1948.
9. Kim, Y. T., Jho, M. J., Pu, Y. C., Jung, S. S., Kim, H. C. and Yun, Y. H., "Temporal dependence and spatial distribution of the temperature rise in an acoustic field detected by an array thermal probe," J. Kor. Phys. Soc., Vol. 49, No. 1, pp. 150-154, 2006.
10. Lubbers, J., Hekkenberg, R. T. and Bezemer, R. A., "Time to threshold (TT), a safety parameter for heating by diagnostic ultrasound," Ultrasound Med Biol., Vol. 29, No. 5. pp. 755-764, 2003.
11. Jho, M. J., Kim, Y. T. and Yun, Y. H., "Construction of ultrasonic power measurement system and its performance evaluation," J. Acoust. Soc. Korea, Vol.24, No.8, pp. 431-440, 2005.
12. Libbermann, L. N., "The second viscosity of liquids," Phys. Rev., Vol. 75, pp. 1415-1422, 1949.
13. Flynn, H. G., "Generation of transient cavities in liquids by microsecond pulses of ultrasound," J. Acoust. Soc. Am., Vol. 72, pp. 1923-1932, 1982.
14. International Electrotechnical commission, "Ultrasonics - Measurement and characterisation of ultrasonic fields using hydrophones in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz," IEC 61102, 1994.
15. Haran, M. E. and Stewart, H. F., "Comparison of an acousto-optic and a radiation force methods of measuring ultrasonic power," J. Acoust. Soc. Am., Vol. 57, No. 6, pp. 1436-1440, 1975.
16. Zieniuk, J. R. and Chivers, C., "Measurement of ultrasonic exposure with radiation force and thermal methods," Ultrasonics, Vol. 14, No. 4. pp. 161-172, 1976.
17. Jung, S. S., Kim, Y. T., Pu, Y. C., Kim, M. G. and Kim, H. C., "Non-contact sound speed measurement by optical probing beam deflection due to sound wave," Ultrasonics, Vol. 44, No. 1, pp. 12-16, 2006.
18. Kim, Y. T., Yun, Y. H., Jho, M. J. and Kim, H. C., "Absolute pressure sensitivity calibration of ultrasonic miniature hydrophone," Proceedings of Acoustical Society of Korea, Vol. 22. No. 1s, pp. 217-220, 2003.
19. Kim, Y. T. and Jho, M. J., "Ultrasonic beam characterizer by sensing temperature using array thermocouples," Korean Patent No. 10-0642274, 2006.
20. Kim, Y. T., Joh, M. J., Eun, H. J. and Kim, M. G., "A matrix model for ultrasonic source calibration and radiation field prediction using a pulsed planar scanning system," J. Kor. Phys. Soc., Vol. 37, No. 3, pp. 221-231, 2000.