

초음파 hyperthermia용 육각환 변환기의 설계및 제작에 관한 연구

Design and Construction of Hexagonal Ring-type Transducers for Ultrasonic Hyperthermia

조영환*, 성평모**

(Younghwan Cho, Koengmo Sung)

요 약

초음파 hyperthermia를 이용한 암 치료는 정상세포에 열적 손상을 주지 않으면서 종양 부위만을 적당한 온도로 가열하여야 하며 따라서 종양세포와 정상세포에 대한 정확한 초음파 세기 조절이 필요하게 된다. 본 연구에서 초음파 hyperthermia용 변환기로서 초점 거리와 집속 범위를 전자적으로 조절할 수 있는 육각환 변환기를 설계, 제작하였으며 위상조절회로를 이용하여 초음파 hyperthermia 시스템을 구성, 그 음향 특성을 측정하였으며 모의 생체 실험을 수행하였다. 실험 결과 초점 부근에서 초음파 에너지가 집중되는 것을 확인하였으며 초음파 hyperthermia 시스템으로써의 유용성을 확인하였다.

ABSTRACT

In the clinical application of ultrasonic hyperthermia, selective heating of tumor is essential and thus precise control of ultrasonic intensity in both tumor and normal tissue is needed. In this paper, a hexagonal array transducer for ultrasonic hyperthermia is designed and manufactured of which focal point and focal region can be controlled by the digital phase control circuit proposed by authors. Profiles of the focussed ultrasound beam in water and those of temperature in phantom were determined. The experimental and computed results are in good agreement.

I. 서 론

Hyperthermia는 초음파, 전자기, 자기유도등을 이용하여 세포에 에너지를 전달하여 정상 온도보다 높은 온도(41-50℃) 상승시켜 암을 치료하는 방법이다¹⁾.

초음파 hyperthermia를 이용하기 위해서는 정상 세포에 열적 손상을 주지 않으면서 종양부위만을 적당한 온도로 가열하여야 한다. 따라서 초음파 hyperthermia 용 변환기는 에너지를 종양부위에만 집중시킬 수 있고 초점거리와 집속범위를 조절할 수 있는 것이 바람직 하다.

본 연구에서는 초음파 hyperthermia용 변환기로서 초점거리와 집속범위를 전자적으로 조절할 수 있는 육각환 변환기를 설계, 제작 하였으며 이미 제작된

* 서울대학교 전자공학과 박사과정

** 서울대학교 전자공학과 교수

위상조절회로¹⁰⁾를 이용하여 초음파 hyperthermia 시스템을 구성, 그 음향 특성을 측정하였으며 모의 생체 실험을 통해 실제 시술시의 참고가 되고자 한다.

II. 변환기의 설계 및 제작

1. 육각환 변환기의 설계

초음파 변환기에는 평판 변환기 (disk-type plane transducer), 다중 변환기 (multiple transducer), 오목형 변환기 (concave transducer), 배열 변환기 (linear array transducer) 그리고 동심환 배열 변환기 (annular array transducer) 등이 있는데 초음파 hyperthermia에 이용되기 위해서는 초점 거리와 집중 범위를 조절할 수 있으며 부수되는 전자회로의 복잡성이나 초점 거리의 전자적인 조절을 위해 동심환 변환기가 바람직하나^{12,13)} 그 제작의 어려움으로 본 연구에서는 동심환 변환기를 근사화시킬 수 있는 육각환 변환기를 설계, 제작하였다.

설계 제작된 육각환 변환기는 동심환 변환기의 설계 과정을 참조하여¹²⁾ 각 환의 폭을 4mm로 하였고 육각환 사이의 간격은 1mm이며 원판의 직경은 128mm이며 동작 주파수 320kHz이며 요소의 수는 11개이다. 그림1은 설계된 육각환 변환기의 모습이다.

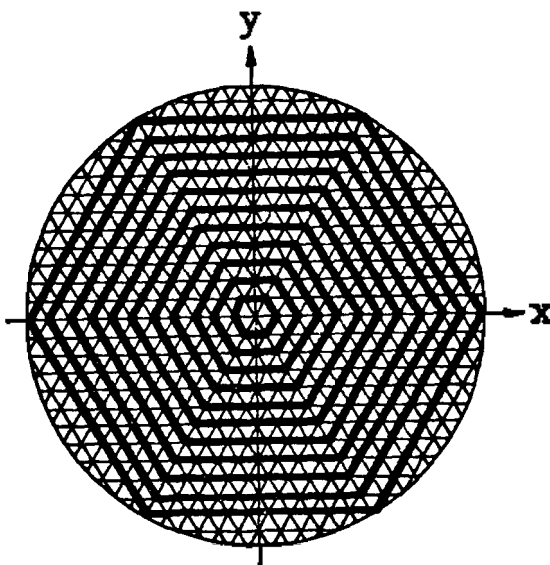
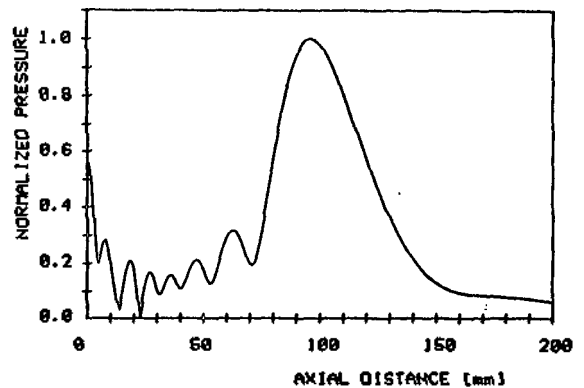


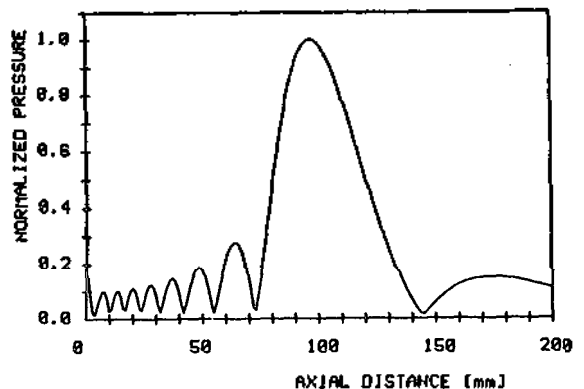
그림1. 육각환 변환기

육각환일 경우에는 집중되는 정도가 동심환의 경우보다는 떨어지게 되며 특히 축방향의 음압 분포는 x 축과 y 축의 경우가 다르게 된다. 육각환 변환기의 특성과 동심환 변환기의 특성을 비교하기 위해 초점 거리 10cm일 때의 음압 분포를 컴퓨터 모의 실험에 의해 구하였다. 설계, 제작된 육각환 변환기의 축방향(z-방향) 음압 분포와 동심환 변환기의 음압 분포가 매질내의 감쇠가 없는 경우 그림2에 제시되어 있다. 이때, 축(z)방향 3dB폭을 살펴보면 동심환 변환기의 경우는 28.6mm이고 육각환 변환기는 32mm정도로서, 거의 유사하다는 것을 알 수 있다. 또한, 축방향(x,y방향) 음압 분포를 알아보기 위해 그림1에서와 같이 설정된 x, y축에 대한 음압 분포와 동심환 변환기의 축방향 음압 분포가 그림3에 제시되어 있다.

그림3을 살펴보면 동심환 변환기의 축방향 3dB 폭이 4.6mm인데 반해, 육각환 변환기는 x축 방향의



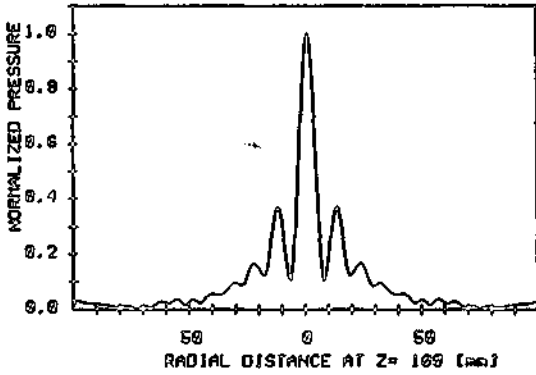
(a)



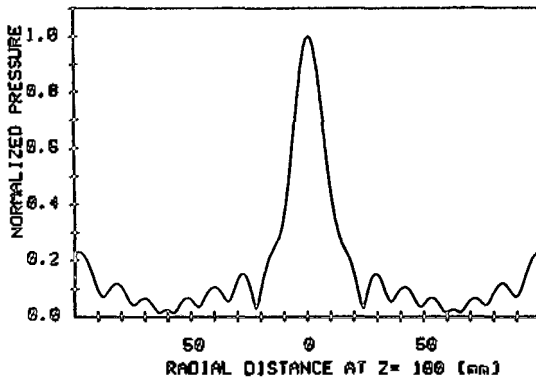
(b)

그림2. 축방향 음압 분포
(a) 육각환 변환기
(b)동심환 변환기

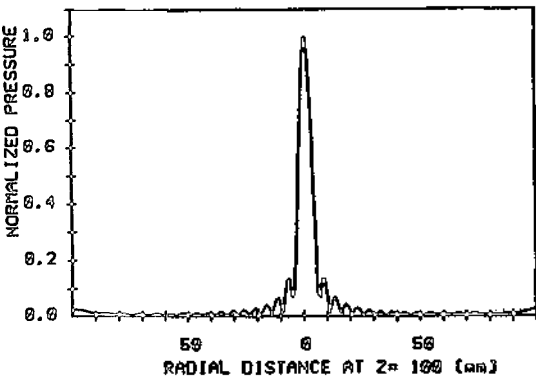
3dB폭이 6mm, y축 방향 3dB폭이 14mm로 동심환 변환기에 비해 초점 영역이 흐려지는 경향을 나타내고 있다.



(a)



(b)



(c)

그림3. 축방향 음압 분포
(a) 육각환 변환기 (x축)
(b)육각환 변환기 (y축)
(c) 동심환 변환기

2. 변환기의 제작

본 연구에서는 동심환 변환기를 근사시킬 수 있도록 그림1과 같은 육각환 배열 변환기를 제작하였다. 그림에서 볼 수 있듯이 세라믹 원판을 원형으로 가공하는 것이 힘들어서 직선으로 홈을 파서 각 배열 요소간의 coupling을 제거하도록 하였으며 가공된 삼각형 요소를 육각의 환이 되도록 연결한다.

Hyperthermia 용의 변환기를 제작하기 위해서는 보통 고출력용 압전세라믹인 PZT-4를 사용하는데 세라믹의 음향 임피던스는 보통 $30 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 이며 인체의 음향 임피던스는 $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 정도이므로 음향 임피던스의 mismatch가 비교적 크다. 또한 hyperthermia용의 변환기에는 세라믹 판에 음향수로 (water path)를 두어 세라믹 판과 환자의 피부와 coupling을 하는데 이때에도 물의 음향 임피던스는 $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 이 된다. 따라서 세라믹과 물 또는 인체의 음향 임피던스 차가 커서 그 경계면에서 반사가 심해 음향 에너지의 전달이 어렵게 된다. 이러한 이유로 세라믹과 물 사이에 음향 임피던스가 그 중간쯤인 물질을 삽입하여 음향에너지의 전달을 용이하도록 한다. 따라서 제작된 변환기는 그림4와 같은 3층 구조를 갖게 된다. 이러한 3층 구조의 중간 매질의 음향 임피던스 Z_2 와 두께 L 에 대한 음파의 완전투과 조건은 다음과 같다⁴⁾.

$$Z_2 = \sqrt{Z_1 \cdot Z_2}, L = \lambda / 4 \quad (1)$$

여기서 $Z_2 = 6.7 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 가 된다. 따라서 본 연구에서는 세라믹을 알루미늄판에 부착하여 변환기를 제작하였다. 이 때 알루미늄의 음향 임피던스는 $1.39 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 가 되어 완전 투과 조건에 도달하지는 못하나, 중간층을 사용하지 않은 경우에 비해서 유리하게 된다. 본 연구에서 사용된 알루미늄의 음속은 6526 m/s 이고 따라서 알루미늄 판의 두께 t 는

$$t = \lambda / 4 = c / 4f = 5.1 \text{ [mm]} \quad (2)$$

가 된다.

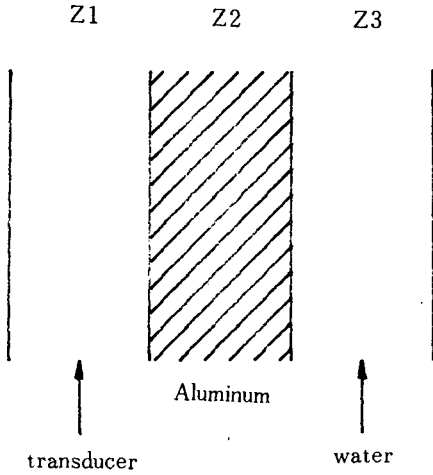


그림4. 삼층 구조

제작과정은 다음과 같다.

- (1) 세라믹을 알루미늄판에 붙인다. 이 때 사용한 접착제는 독일 Bindulin- Werk사의 Bindulin 이며 60℃에서 3시간 가열하였다.
- (2) 세라믹을 그림1과 같이 가공한다.
- (3) 세라믹 표면을 아세톤, 알콜의 순으로 세척한다. 이는 세라믹의 전극과 도선의 연결을 위한 것이다.
- (4) 각 요소 사이의 간격을 epoxy 등을 사용하여 매운다. 본 연구에서는 국도 화학 공업사의 flexible casting molding 용의 epoxy를 사용하였으며 60℃에서 3시간 가열하였다.
- (5) 삼각형 요소를 육각의 환이 되도록 전극을 연결한다. 전극을 연결할 때는 silver paste 를 사용하는데 본 연구에서는 일본 Dotite 사의 type D-500을 사용하였으며 이를 70℃에서 1시간 가열하였다.
- (6) 육각환의 각 요소에 도선을 연결한다. 도선 연결은 일본 IKO사의 type EP-8의 silver epoxy를 사용하여 70℃에서 2시간 가열하였다.
- (7) 세라믹을 case에 고정시킨다.

III. 실험결과

1. 육각환 변환기에 의한 음압 분포의 측정

제작된 육각환 변환기를 모의 생체 실험에 사용하기에 앞서 그 성능을 측정하기 위하여 육각환 변환기에 의한 음압 분포를 측정하였다. 그림5는 음압 분포를 측정하기 위한 측정 시스템의 구성도이다. 이때 음압 분포를 측정하기 위해서는 음장을 교란하지 않으면서 측정하고자 하는 점에서의 음압을 측정할 수 있는 하이드로폰이 필요한데 본 실험에서는 PVDF(polyvinylidene fluoride) needle type hydrophone 을 사용하였다⁶⁾. 실험은 육각환 변환기를 수조에 장착하여 수행하였으며, 변환기의 정면 방향 즉 초음파가 방사되는 방향의 끝에 있는 수조 벽면은 반사가 일어나지 않도록 그 앞에 뾰족 모양의 고무판을 중첩시켜 위치함으로써 흡음처리를 하였다. 흡음책기는 폭 5mm의 고무로 제작하였으며 10cm와 5cm의 길이로 제작하여 이를 교대로 설치하였다. 사용된 수조는 가로 40cm, 세로 32cm, 높이 34cm이며 재질은 아크릴이다. 실험에 사용된 클럭의 주파수는 10MHz이며 변환기의 주파수는 알루미늄을 부착하여 공진 주파수가 떨어지므로 약 300kHz를 사용하였으며 축점은 150mm로 하였다. 그리고 요소의 수는 11개이며 변환기의 반경은 54cm이다. 그림 6은 위상 조절 회로에 의해 조절된(power amp 단의) 입력 파형이다.

그림 7은 육각환 변환기에 의한 축방향(axial direction) 음압분포이다. 측정은 축방향으로 변환기에서 30mm 떨어진 곳에서부터 5mm간격으로 270mm까지 측정하였다. 그림7의 점선은 측정된 결과이고 실선은 이론치이다. 그림에서 알 수 있듯이 초음파 에너지가 축점에 집중되는 것은 이론치와 매우 잘 일치하는 것을 알 수 있다. 그리고 축점에서의 음압과 축점이 아닌 곳에서의 음압의 차가 이론치에 비해 작은 것은 수조벽에 의한 반사파의 영향인 것으로 생각된다. 또한 축점 부근에서 평탄한 음압이 측정되었는데 이는 실제 축점이 정확히 150mm에 형성되지 않았으나 측정은 5mm간격으로 되어 정확한 peak값이 측정되지 않았기 때문이다.

3dB폭은 이론치는 77.5mm이나 실제 측정된 결과는 89.9mm이다.

그림8은 육각환 변환기에 의한 축 방향(radial direction) 음압분포이다. 측정은 축점을 기준으로

2mm 간격으로 양쪽 축 방향으로 60mm까지 측정하였다. 그림에서 점선은 측정된 결과이고 실선은 이론치이다. 그림에서 알 수 있듯이 측정된 결과와 이론치가 매우 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 3dB폭은 이론치가 8.5mm이나 실제 측정된 결과는 8.4mm이다. 이는 축 방향 음압이 급격히 변화하는데 측정이 2mm 간격으로 이루어져, 측정 오차에 의해 오히려 좋은 결과가 나타난 것으로 생각된다.

측정시 하이드로폰의 위치를 축 방향 또는 축점에서의 축 방향에 정확하게 일치시키는 것은 매우 어려우며, 측정 간격도 세분하는 것이 힘들었으나 측정된 결과들은 이론치와 거의 일치하고 있으며 축점에서의 음압이 집중되는 것을 확인할 수 있었다.

2. 실험용 모의 생체의 제작

Hyperthermia를 사용한 암치료에는 초음파와 고주파, 초고주파 등이 사용된다. 초음파를 사용한 hyperthermia 와 초고주파를 사용한 hyperthermia 는 그 특성이 차이가 있으며, 실험용 모의 생체에도 차이가 있다. 본 실험에서는 초음파를 사용하였으므로 모의 생체도 그에 맞게 제작되었다. 모의 생체는 인체의 특정 부위와 그 음향학적 특성 즉, 초음파 전파 속도, 밀도, 초음파 감쇠상수, 음향 임피던스,

그리고 열 특성 등을 같도록 제작하여 간이나 콩팥 등과 같은 실제 신체부위를 사용하지 않고 임상 실험 이전에 실험에 사용할 수 있다. 제작에 사용된 물질은 증류수 1.5 l, 한천 가루 45g, 흑연가루 160g, N-프로파놀 0.12 l 이다. 이 물질들을 사용하여, 초음파 hyperthermia 기기 제작 회사인 미국의 Clini-Therm사의 권고에 따라 다음과 같은 과정으로 실험용 모의 생체를 제작하였다⁶⁾.

- (1) 증류수를 섞서 100℃까지 끓인다.
 - (2) 한천 가루를 붓고 젓는다. 이 때 혼합물에 공기가 포함되지 않도록 조심한다.
 - (3) 가열을 멈춘다.
 - (4) 80℃가 되었을 때 흑연 가루를 붓고 젓는다.
 - (5) 70℃가 되었을 때 N-프로파놀을 붓고 10분간 젓는다.
 - (6) 혼합물을 틀에 붓고, 그 틀을 물속에 넣어 천천히 식도록 한다.
 - (7) 15분이 지나고 난 뒤 모의 생체 윗층의 1cm 정도를 제거한 뒤 천천히 식힌다.
 - (8) 모의 생체를 증류수에 담겨 보관한다.
- 제작되어 실험에 사용된 모의 생체는 가로 7.5cm, 세로 8cm, 높이 7cm의 직육면체이다.

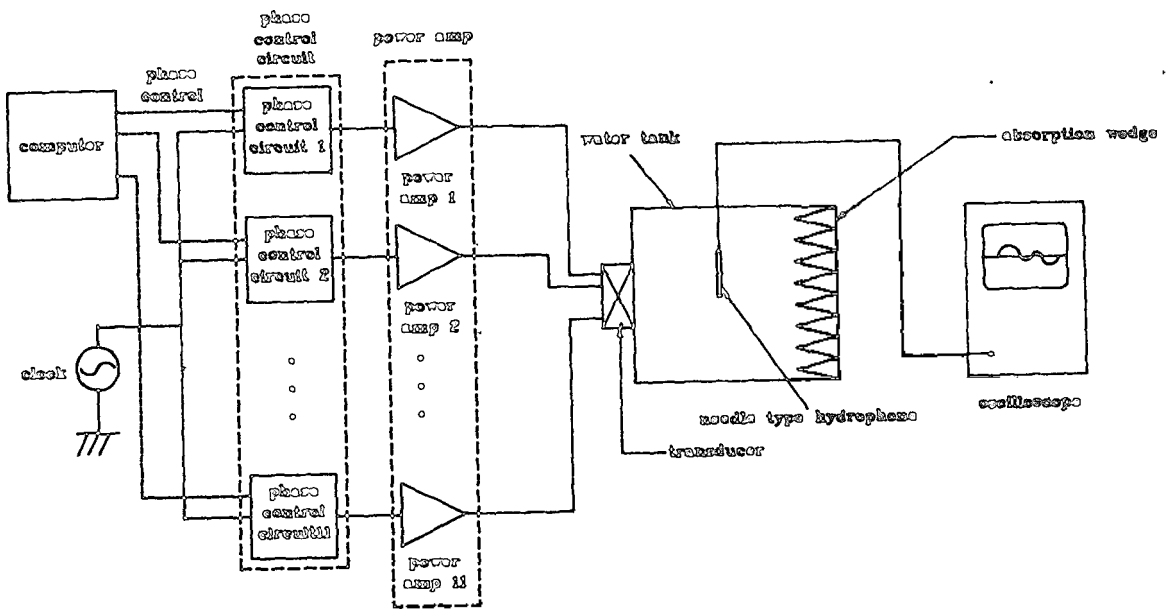


그림5. 음압 분포를 측정 하기 위한 측정 시스템의 구성도

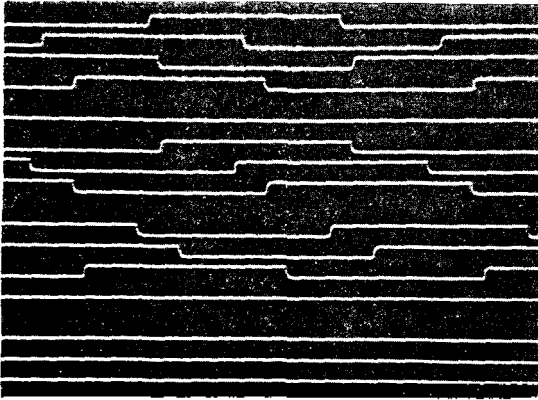


그림6. 위상 조절된 입력파형 (수직축: 각 5V, 수평축: 5μsec)

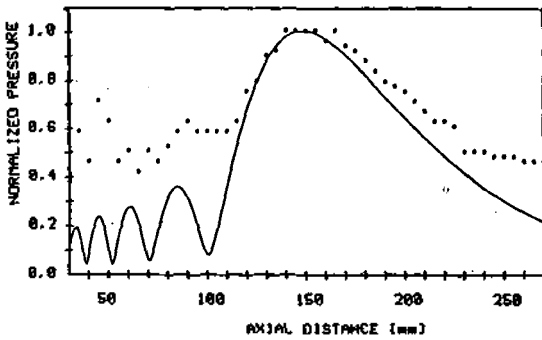


그림7. 축방향 음압 분포 [실선: 이론치(감쇠고려), 점선: 실험치]

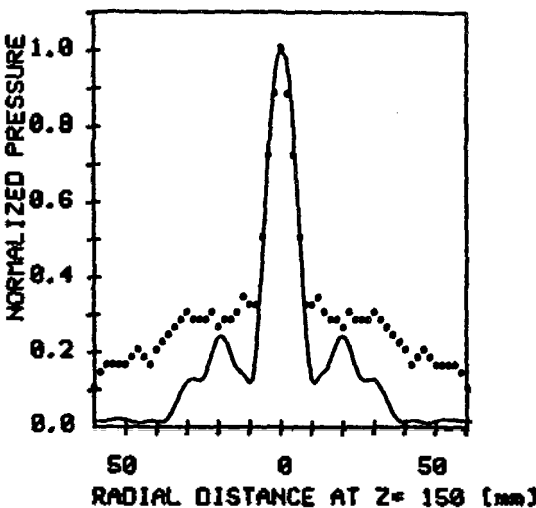


그림8. 축방향 음압 분포 [실선: 이론치(감쇠고려), 점선: 실험치]

3. 초음파 hyperthermia를 이용한 모의 생체 실험

실제 제작된 육각환 변환기, 위상 조절 회로, 전력 증폭기(power amp.), 온도 측정 장치(thermocouple)를 이용하여 그림 9와 같은 모의 생체 실험 장치를 구현하였다⁷⁾. 위상 조절 회로에서는 원하는 거리에 초점을 형성하기 위해 변환기의 각 육각환 요소에 필요한 위상차를 가지는 신호를 발생시키며, 이 신호는 전력 증폭기에서 증폭되고 변환기의 각 요소에 가해져 정해진 거리(15cm)에 초점을 맺도록 되어 있다. 육각환 변환기의 출력은 수조 내에 음장을 형성하며 그 초점 부근에는 모의 생체로서 초음파 hyperthermia에 적합한 한천 팬텀을 사용하였다. 사용된 한천 팬텀은 앞에서 설명한 바와 같이 제작되었으며 초음파에 의한 발열 특성이 인체와 유사한 장점이 있다.

이상과 같은 실험 장치로써 hyperthermia 모의 실험을 수행하였다. 즉, 온도 13.9℃의 degassed water를 수조에 넣어 매질로 하고 그 초점 부근에 모의 생체를 위치시킨 후, 실험 장치를 동작시켜 thermocouple을 이용하여 모의 생체의 동적인 온도 분포의 변화와 정상상태에서의 온도의 분포를 측정하였다.

그림 10은 초점에서의 온도의 동적인 변화를 보이고 있다. 초기 온도에 비한 온도의 증가는 초점 부근에서 1시간 가열 후에 약 2.4℃, 2시간 후엔 약 3℃, 그리고 4 시간 후엔 약 4℃ 증가하였다. 또한 온도의 증가는 대략적인 지수 함수적으로 표현되는 것을 알 수 있었다. 또한 4시간 후에 모의 생체의 축 방향(axial direction) 및 축방향(radial direction)에 따라 측정된 온도의 분포는 각각 그림 11, 12와 같다. 그림 11, 12의 온도 분포는 컴퓨터 모의 실험 결과⁸⁾와 비슷한 분포를 갖고 있는 것을 알 수 있다. 그림 10, 그림 11, 그림 12의 실험 결과와 컴퓨터 모의 실험 결과⁸⁾를 비교할 때, 그 차이는 실험 조건의 차이에서 비롯되는 것으로서 이는 아래와 같다.

- (1) 혈류(blood perfusion), 신진대사(metabolism) 그리고 인체의 항상성을 위한 대사 작용이 실제 실험에서는 제대로 갖추어 있지 않다.

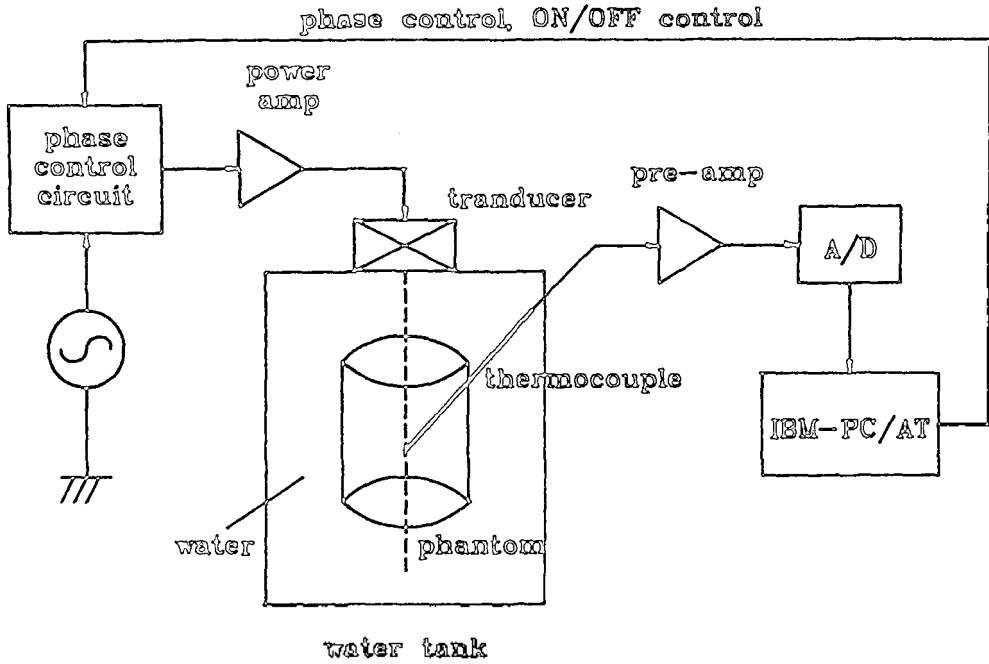


그림9. 온도 분포 측정 시스템

- (2) 실험에서 가해지는 초음파는 수조내의 전체 매질을 가열하게 되며 특히 모의생체(한천) 주위의 물의 대류 현상으로 물 자체의 온도가 상승하기 때문에 한천의 축적 부근의 온도 상승이 둔화된다.
- (3) 한천은 모의 생체를 대신하고 있으며 실제 hyperthermia 시술 대상인 종양을 모델링하고 있지 않다. 따라서 종양의 중심부(NC: Necrotic Core)의 생리학적 특성에 의한 온도 상승 효과가 본 실험에서는 나타나지 않았다.

이상의 이유로서 실제 실험에서 얻어진 결과와 컴퓨터 모의 실험 결과의 정량적인 차이를 설명할 수 있다. 그러나 얻어진 실험 결과의 정성적 특성이 컴퓨터 모의 실험 결과^(6,7)와 일치하고 있으며 실제 인체에 대해 사용할 경우에는 좀 더 빨리 가열되어 초음파 hyperthermia system으로 사용할 수 있다.

IV. 결 론

본 연구에서는 초음파 Hyperthermia용 변환기로서 축적거리와 집속범위를 전자적으로 조절할 수 있는

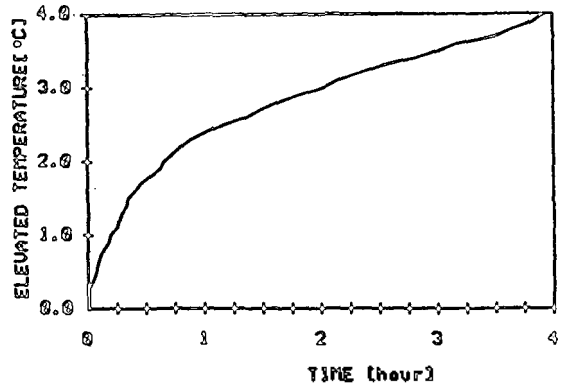


그림10. 동적 온도 분포

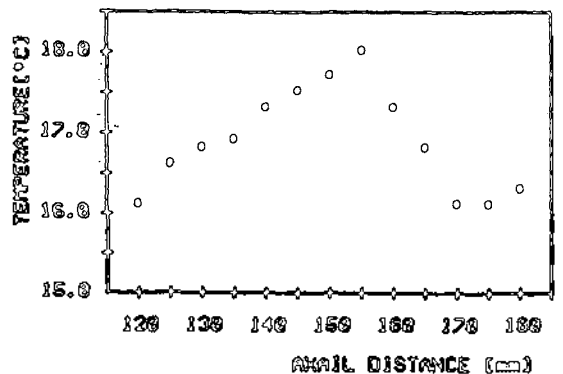


그림11. 축방향 온도분포

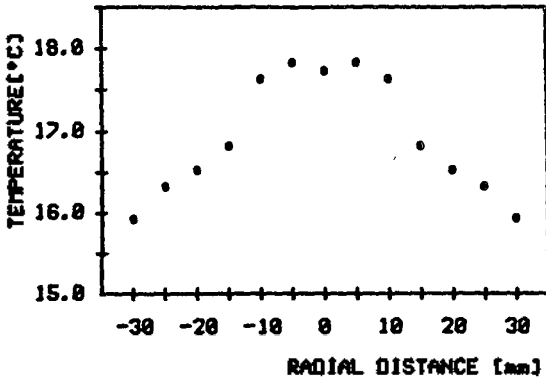


그림 12. 축방향 온도분포

육각환 변환기를 설계, 제작하였으며 위상조절회로를 이용하여 초음파 hyperthermia 시스템을 구성, 그 음향특성을 측정하였으며 모의 생체 실험을 수행하였다.

실험결과 쏠점부근에서 초음파 에너지가 집중되는 것을 확인하였으며 모의 생체 실험결과 초음파 hyperthermia 시스템으로서의 유용성을 확인하였다. 초음파 hyperthermia를 이용한 암치료에서는 그 효과를 높이기 위해서 암세포와 정상세포의 경계면에 에너지를 집중시키는 것이 바람직함⁴⁰⁾, 본 연구에서 제작된 육각환 변환기의 가열 가능한 3 dB 채적의 형태가 반지름은 작고 길이는 긴 원통기둥 모양이 되어 실제 hyperthermia에 응용할 때는 종양의 크기나 형태에 따라 적절히 변형하여 사용되어야 할 것이다.

현재 초음파 hyperthermia 용 변환기는 축방향으로의 쏠점 조절뿐만 아니라 3차원적인 쏠점 조절을 위해 이차원 배열 변환기의 일종인 multielement transducer⁴¹⁾와 sector-vortex phased array⁴²⁾ 등에 관한 연구가 진행되고 있는데 육각환 변환기도 각 요소를 sector로 나누면 3차원 쏠점 조절이 가능하므로 이에 관한 연구도 계속되어야 할 것이다.

앞으로는 제작된 시스템을 신체 부위에 사용하여 그 성능과 사용가능성을 실험하고 이를 토대로 임상 실험에 사용하여야 할 것이다. 그 외에도 신체 각 부위의 음향학적 특성 연구등 초음파 hyperthermia에는 연구해야 할 과제들이 매우 산적한 상태이며 이 분야에 대한 연구가 지속적으로 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. P. Corry, et al, "Human Cancer Treatment with Ultrasound," IEEE Trans. Sonics and Ultrason., vol. SU-31(5), pp. 444-456, 1984.
2. 조 영환, 성 경모, "초음파 Hyperthermia용 동심환 변환기의 설계에 관한 연구," 한국 음향학회지, 제5권 4호, pp. 37-45, 1986.
3. 조 영환 "초음파 Hyperthermia용 변환기의 설계에 관한 연구," 석사 학위 논문, 서울대학교, 1987.
4. L. M. Brekhovskikh, Waves in layered media, N.Y. Academic Press, 1980.
5. M. Platte, Ultraschallwandler aus dem piezoelektrischen Hochpolymer Polyvinylidenfluorid, Dr.-Ing, Dissertation, RWTH Aachen, Dezember, 1984.
6. Clini-Therm: Operation (Manual for Ultrasound Applicators.
7. "Hyperthermia용 초음파 시스템의 개발" 최종 보고서
8. 박 태연, 성 경모, "초음파 Hyperthermia에 의한 종양 모델내의 동적 온도 분포 추정," 한국 음향학회지, 제5권 4호, pp.46-56, 1986.
9. 하 재규, 성 경모, "1차원 유한 요소법을 이용한 초음파 Hyperthermia의 온도 분포에 관한 연구," 한국 음향학회지, 제6권 1호, pp.29-38, 1987.
10. P.P. Lele, "An annular-focus ultrasonic lens for production of uniform hyperthermia in cancer therapy," Ultrasound in Med. Biol., 7, p191, 1981.
11. P.J. Benkeser, et al, "Analysis of a multielement ultrasound hyperthermia applicator," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control, vol. UFFC-36(3), pp.319-325, 1989.
12. S Umemura and C. A. Cain, "The sector-vortex phased array: acoustic field synthesis for hyperthermia" IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control, vol. UFFC-36(2), pp.249-257, 1989.

▲ 조 영 환



1961년 11월 24일생
 1985년 2월 서울대학교 전자공학과 졸업
 1987년 2월 서울대학교 대학원 전자공학과 졸업
 1987년 3월~현재 서울대학교 대학원 전자공학과 박사과정

▲성경모: 7 권 1 호 참조.