초음파 Hyperthermia용 동심환 변환기의 설계에 관한 연구

A Study on the Design of an Annular Array Transducer for Ultrasonic Hyperthermia

*조 영 환(Cho, Y. H.)
**성 굉 모(Sung, K. M.)

요 약

초음파 Hyperthermia를 이용한 치료는 정상세포에 영구 손상을 주지 않으면서 종양 부위만을 적당한 온도로 가열하여야 하며 따라서 종양세포와 정상세포에 대한 정확한 초음파 세기 조절이 필요하게 된다.

본 논문에서는 초음파 Hyperthermia용 변환기로서 촛점거리와 가열범위를 전자적으로 쉽게 조절할 수 있는 동심환 배열 변환기를 설계하였으며 컴퓨터 모의실험을 통해 그 성능을 예측하였다. 설계된 변환기는 유효직경 118mm, 동작주파수 320kHz이며 배열 요소의 수는 12개이다. 그리고 이와같은 동심환 변환기를 동작시키기 위해 카운터를 이용한 디지탈 위상 조절 회로를 설계, 제작하였으며 실험 결과, 위상차를 갖는 신호를 발생시킬 수 있었다.

ABSTRACT

In 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, an annular array transducer for ultrasonic hyperthermia is designed and profiles of the focused ultrasound beam is estimated by computer simulation and compared with those of other transducers. The designed transducer is 118mm in diameter and operated at 320kHz and is made of 12 concentric annular elements.

* 서울대학교 전자공학과 석사과정
** 서울대학교 전자공학과 교수

The focal length and focal region can be varied by digital phase control circuit which is proposed in this paper.

I. 서 론

Hyperthermia는 초음파, 전자파, 자기 유도 등을 이용하여 암 세포에 에너지를 전달하여 정상온도보다 높은 온도(41-50℃)로 상승시켜 암을 치료하는 방법이다[1].

초음파는 인체내에서의 감쇠가 1 dB/MHz/cm이므로 0.3~3MHz범위의 주파수에서 충분한 에너지 전달이 가능하며 체내에서의 음속이 1500m/s 정도이므로 파장이 0.5~5㎜가 되어 체내 심중부에 위치한 종양도 치료가 가능하며, 쉽게 집속시킬 수 있는 장점을 갖고 있다[2].

초음파 hyperthermia를 이용하기 위해서는 정상 세포에 열적 손상을 주지 않으면서 종양부위만을 적당한 온도로 가열하여야 한다. 따라서 초음파 hyperthermia용 변환기는 에너지를 종양부위에만 집속시킬 수 있어야 하며, 그 촛점거리와 집속범위를 조절할 수 있는 것이 바람직하다.

본 논문에서는 초음파 hyperthermia용 변환기로서 촛점거리와 가열범위를 전자적으로 쉽게 조절할 수 있는 동심환 배열변환기를 설계하였으며 컴퓨터 모의실험을 통해 그 성능을 예측하여 앞으로 실제 제작시의 참고가 되고저 한다.

II. 동심환 배열변환기

1. 동심환 배열 변환기

현재 주로 사용되는 압전 물질에는 천연 결정체와 압전 세라믹(piezoceramic), 그리고 고분자 물질인 PVDF(polyvinylidene fluoride)가 있는데, hyperthermia에서는 높은 전력을 가하므로 에너지 변환 효율이 좋은 압전 세라믹의 일종인 PZT(lead zirconite titanate)를 주로 사용한다. PZT를 이용한 초음파 변환기에는 형태에 따라 크게 5가지로 나눌 수 있는데, 이중 평판 변환기(disk-type plane transducer)는 에너지를 국부적으로 집속시킬수 없으므로 주로 피부암의 치료에만 사용한다[3].

이런 단점때문에 Fessenden 등은 평판 변환기 여러 개를 사용한 다중 변환기(mutiple transducer)를 hyperthermia에 이용하였다[4]. 다중 변환기는 여러개의 평판 변환기에 의한 음파를 한 부분에 중첩시켜 그 부분에서 높은 세기를 갖도록하는 것이다. 그러나 다중 변환기는 촛점거리를 기계적으로 조절하여야 하며 집속범위를 용이하게 조절할 수 없는 단점이 있다.

오목형 변환기(concave transducer)는 정확한 집속이 가능하나 촛점거리와 집속범위를 기계적으로 조절해야 하는 단점을 갖는다[5].

이러한 단점을 극복하기 위해 촛점거리를 전자적으로 변화시키려면 배열변환기를 이용해야 한다. 배열변환기에는 위상차 선형 배열변환기(phased linear array transducer)[6]와 위상차 동심환 배열변환기(phased annular array transducer)[7]가 있는데 선형 배열변환기는 동심환 배열변환기에 비해 부수되는 전자회로가 복잡하며 주로 NDT(nondestructive test), 의료 진단 장비 등 초음파를 이용한 영상장치에 이용된다.

동심환 배열변환기는 평판형 PZT에 동심환의 배열요소를 만들어 각 요소에 적당한 위상차를 주어 촛점에 음파를 집속시킨다. 그림 1은 동심환 배열변환기 시스템을 나타낸 것이다.

여기서 각 요소의 위상차는 식(1)과 같이 나타낼수 있다(그림 2 참조).

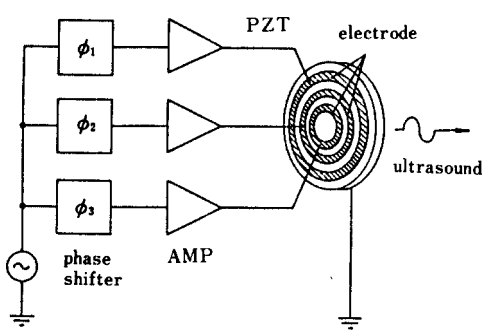


그림 1 동심환 배열변환기 시스템.

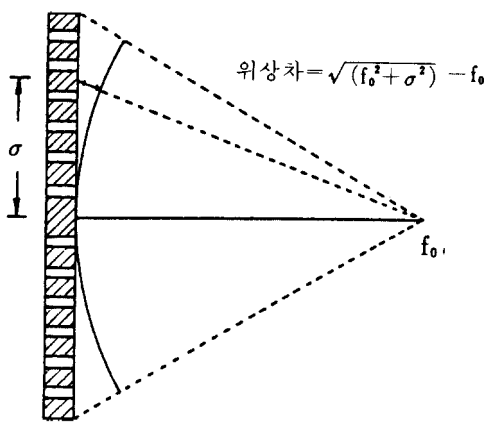


그림 2 동심환 배열변환기의 위상차.

$$\text{위상차} = \sqrt{\sigma^2 + f_0^2} - f_0 \qquad (1)$$

f_0 : 촛점거리

σ : 변환기 중심에서 방사면까지의 거리

이와같은 동심환 배열변환기는 다음과 같은 장점이 있다.

- 입력신호의 위상을 조정하여 축상에서 자유로운 촛점 조절이 가능하다.
- 집속범위를 조절할 수 있다.
- 선형 배열변환기에 비해 부수되는 시스템이 간단해 진다.

2. 위상 조절 회로

동심환 배열변환기에서 촛점에 에너지를 집속시키기 위해서는 각 배열요소의 입력신호의 위상을 정확히 조절하는 것이 매우 중요하며 촛점거리를 가변시키기 위해서는 각 요소의 위상차를 가변시킬수 있어야 한다.

이러한 위상 조절을 위해 흔히 구할 수 있는 카운터를 이용하여 그림 3과 같은 위상 조절 회로를 구성할 수 있다.

즉, 변환기의 동작주파수보다 높은 주파수의 클럭을 발생시켜 컴퓨터로부터 계산된 위상차의 데이

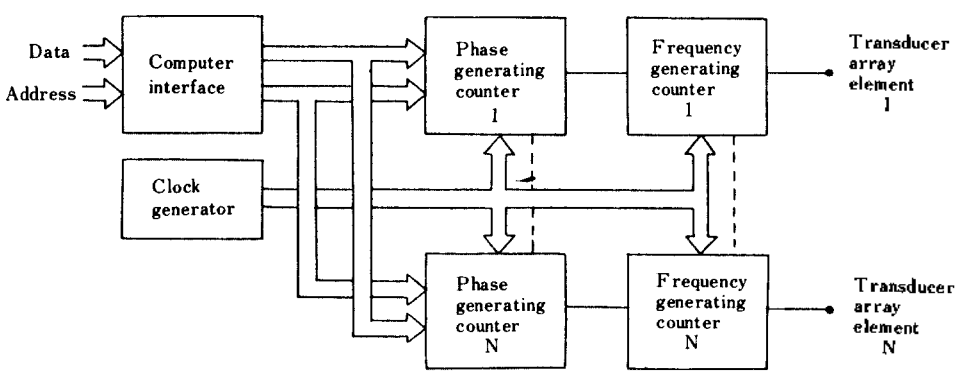
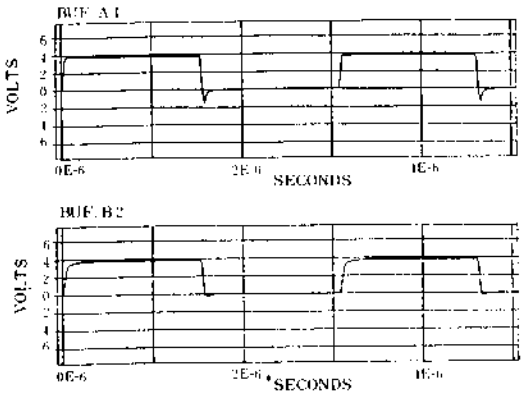
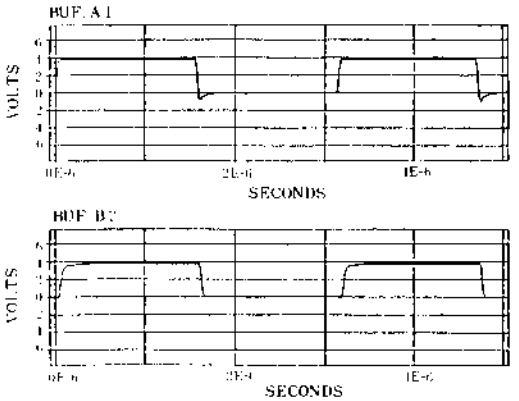


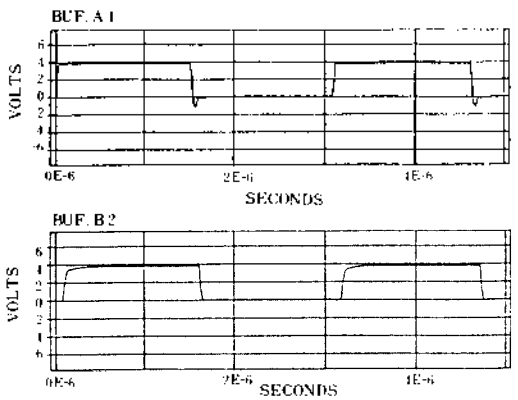
그림 3 위상 조절 회로.



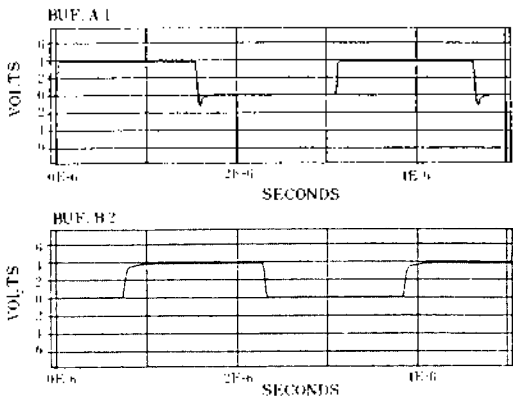
(a) 동위상



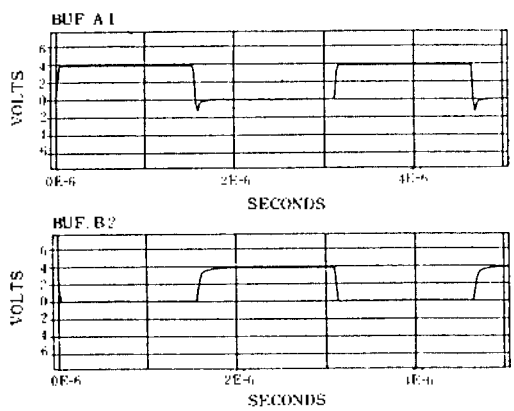
(b) 4.7° 위상차



(c) 9.5° 위상차



(d) 90° 위상차



(e) 180° 위상차

그림 4 제작된 위상 조절 회로로부터 얻은 신호파형
(a) 동위상 (b) 4.7° 위상차
(c) 9.5° 위상차 (d) 90° 위상차
(e) 180° 위상차.

타에 의해 위상차 발생 카운터에서 시간지연을 주어 주파수 발생 카운터는 동작시켜 원하는 신호를 발생시킨다. 여기서 출력은 PLL (phase locked loop)을 이용하여 발생시킨다.

그림 4는 제작된 회로에 의해 발생된 위상차를 갖는 신호파형을 기록한 것이다. 여기서 출력은 24.32 MHz이고 동작주파수는 320 kHz이다. 출력이 24.32 MHz이므로 최소 범위로는 41.1nsec에 해당하는 위상차를 줄 수 있으며 이는 동작주파수의 76배이므로 4.7° 간격으로 위상차를 조절할 수 있음을 나타낸다. 이를 다시 거리로 환산하면 제내에서의 음속이 1500m/s이므로 약 61.7μm의 간격으로 위상차를 갖는 신호를 발생시킬 수 있음을 의미한다.

Ⅲ. 설계및 컴퓨터 모의실험

1. 동심환 변환기의 설계

초음파 hyperthermia용 변환기를 설계하기 위해서는 변환기의 반경, 동작주파수, 각 동심환요소의 폭, 촛점거리및 집속범위를 고려해야 하는데 이들은 상호 연관적인 관계를 갖고 있다. 즉 주파수가 높을수록 집속범위는 작아지나 체내에서의 감쇠는 주파수와 거리에 비례하므로 촛점거리를 길게 하려면 동작주파수는 낮아져야 한다. 따라서 5 cm 이상의 촛점거리를 갖기 위해서는 동작주파수가 1MHz 이하가 바람직하다[8].

또한 변환기의 반경이 커질수록 집속범위는 작아지나 반경이 지나치게 커질 경우 요소의 수가 증가하여 부수되는 전자회로가 복잡해지므로 제작이 어려울 뿐만 아니라 실제 치료에 이용될 때 불편하므로 치료기 전체의 직경을 150mm 이하로 제한하는 것이 바람직하다. 각 요소의 폭은 파장보다 클 경우 각 요소가 방향성을 갖게 되어 음파를 촛점에 집속시킬 수 없으므로 파장보다 작아야 한다. 그러나 각 요소의 폭이 작게 되면 제작에 어려움이 따르게 되고 요소의 수가 증가하게 되어 부수되는 전자회로가 복잡해진다.

따라서 본 논문에서는 제작을 고려하여 동작주파수를 320 kHz로 설계하였으며 각 요소의 폭은 인체내에서의 파장(4.7mm)보다 작은 4 mm로 하였다. 그리고 각 요소의 사이에 1mm의 간격을 두어 요소간의 상호결합을 제거하였다. 변환기의 유효직경은 가능한 크게 118mm로 하였으며 결과적으로 배열요소의 수는 12개가 되었다.

2. 이론적인 음장의 계산

그림 5에서 보는 바와 같이 반경 a이고 변환기 평면에 직각으로 단순 조화 진동(simple harmonic

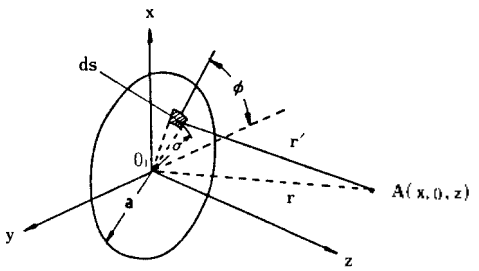


그림 5 음압을 계산하기 위한 변환기의 좌표계.

motion)을 하는 평판형 변환기의, 관측점 A$(x, 0, z)$에서의 음압 P는 식(2)와 같이 나타낼 수 있다[9].

$$P(x, 0, z) = \frac{j\rho ck}{2\pi} \cdot U_0 \int_0^a \sigma d\sigma \int_0^{2\pi} \frac{e^{j(\omega t - kr')}}{r'} d\phi \tag{2}$$

$$r' = \sqrt{r^2 + \sigma^2 - 2\sigma \cdot x \cdot \cos\phi} \tag{3}$$

$$r = \sqrt{x^2 + z^2} \tag{4}$$

r' : 미소 영역에서 관측점까지의 거리

r : 변환기 중심에서 관측점까지의 거리

ρ : 매질의 밀도

c : 매질에서의 음속

k : 파동정수($k = 2\pi/\lambda$, λ : 파장)

U_0 : 변환기 표면속도의 진폭

즉, 관측점에서의 음압은 변환기의 미소 영역에 의한 음압의 합이 된다. 초음파 hyperthermia는 보통 변환기의 근거리 음장(near-filekd) 영역에서 동작하므로 식(2)를 수치적으로 계산한다. 여기서 식(2)는 식(5)와 같이 변형될 수 있는데, 이때 $\sigma d\phi d\sigma$는 근사적으로 미소 영역의 면적 ΔS가 되므로 식(5)는 상대적인 음압 P를 구하기 위해 각 배열요소에 식(1)의 위상차를 주어 식(6)과 같이 변형시킬수 있다.

$$P(x, 0, z) = \frac{j\rho ck}{2\pi} e^{j\omega t} U_0 \int_0^a \int_0^{2\pi} \frac{e^{-kr'}}{r'} \sigma d\phi d\sigma \tag{5}$$

$$P = \left| \sum_{q=1}^{M} \sum_{p=1}^{N} \frac{\triangle S_q}{R_{pq}} \exp^{-jk(R_{pq} \text{ 위상차})} \right| \quad (6)$$

$$R_{pq} = \sqrt{r^2 + \sigma_q^2 - 2\sigma_q \cdot x \cdot \cos\phi_p} \quad (7)$$

$$r = \sqrt{(x^2 + z^2)} \quad (4)$$

$$\sigma_q = \triangle\sigma\left(q - \frac{1}{2}\right) \quad (8)$$

$$\triangle\sigma = \lambda/4 \quad (9)$$

$$\triangle S_q = \sigma_q \cdot \triangle\sigma \cdot \triangle\phi \quad (10)$$

$$\phi_p = \triangle\phi\left(p - \frac{1}{2}\right) \quad (11)$$

$$\triangle\phi = \pi/3\sigma \quad (12)$$

$$N = 3\sigma_q \quad (13)$$

$$M = 4a/\lambda \quad (14)$$

여기서 변환기를 미소 영역으로 나누어 줄 때 반경 방향으로는 식(9)와 같이 $\lambda/4$로 나누고 ϕ방향으로는 그 점의 반경에 따라 반경이 클수록 잘게 나누어 어 주어 나누어진 미소 영역의 면적 $\triangle S_q$를 $\triangle\sigma \cdot \pi/3$으로 일정하게 하였다. 이런 방법으로 식(6)을 이용하여 IBM-PC/AT를 사용하여 각 관측점에서의 음압을 계산하였다.

3. 컴퓨터 모의실험

그림 6은 촛점거리 10cm일때의 설계된 동심환 변환기와, 설계된 변환기와 같은 직경을 갖는 평판변환기에 의한 음압 분포를 비교하고 있다. 촛점에서의 음압은 설계된 변환기에 의한 음압이 평판 변환기에 의한 음압의 약 10배 가량이 된다. 따라서 설계된 변환기에서 촛점에 에너지가 효과적으로 집속됨을 알 수 있다.

그림 7과 8은 촛점거리가 10cm일 때의 설계된 변환기에 의한 축(axial)방향과 측(lateral) 방향의 음압분포를, 매질 내에서 감쇠가 있을 때와 없을때에 대해 나타낸 것이다. 이때 감쇠는 연조직 세포(soft tissue)의 감쇠를 고려하여 1 dB/MHz/cm로 하였다. 감쇠가 없을 경우의 3dB 폭은 축방향으로 28.6mm이고 측 방향으로는 4.61mm이었다. 감쇠가 있을 경우에는 각각 27.8mm와 4.63mm이었다. 따라서 설계된 변환기에 의해 사입할 수 있는 최소 체적은 3dB 폭 이내로 계산하여 촛점거리가 10cm일 때, 감쇠가 없을 경우 0.48cm³이고 감쇠가 있을 경

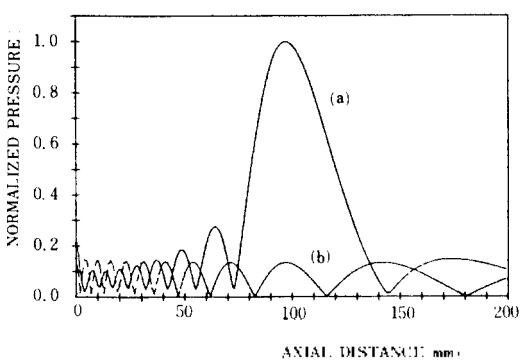


그림 6. 설계된 변환기와 평판 변환기에 의한 축 방향 음압분포
(a) 설계된 변환기 (b) 평판 변환기.

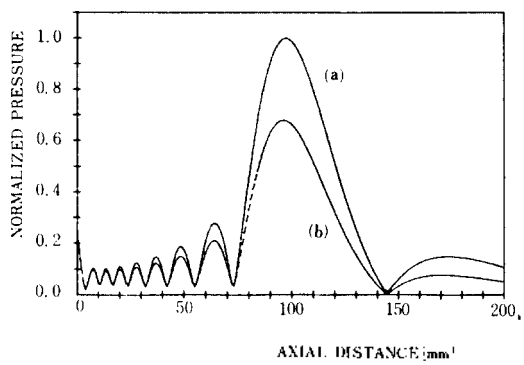


그림 7 설계된 변환기에 의한 축 방향 음압분포
(a) 감쇠를 고려하지 않은 경우
(b) 감쇠를 고려한 경우[1dB/cm/MHz].

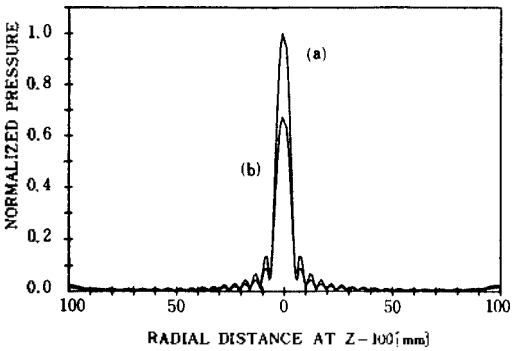


그림 8 설계된 변환기에 의한 측 방향 음압분포
(a) 감쇠를 고려하지 않은 경우
(b) 감쇠를 고려한 경우[1dB/cm/MHz].

우 0.47cm³이다.

동작주파수가 미치는 영향을 살피기 위해 설계된 변환기와 1MHz에서 동작하는 변환기에 의한 음압분포를 그림 9에 도시하였다. 이때 두 변환기의 다른 동작조건은 같게 하였으나 1MHz에서 동작하는 변환기의 경우 각 요소의 폭을 파장(1.5mm)보다 작게하기 위하여 1mm로 하였으며 요소 사이는 1mm의 간격을 주어서 요소의 수도 30개로 증가하게 되었다. 그림에서 알 수 있듯이 주파수가 높으면 집속범위가 작아짐을 알 수 있다. 또한 감쇠가 없을 경우 그 최고치도 설계된 변환기에 의한 음압보다 높음을 알 수 있다. 그러나 감쇠가 있는 경우 1MHz에서 동작하는 변환기에 의한 음압은 그 집속범위가 설계된 변환기에 의한 집속범위보다 작게 되지만 최고치가 떨어지게 되어 충분한 온도상승이 기대되지 않는다. 그리고 실제 제작에 있어서 요소의 폭을 1mm로 하는 것은 매우 어려운 일이며 요소의 수가 30개가 되면 부수되는 전자회로가 복잡하게 된다. 따라서 집속범위가 어느 정도 커지기는 하나 설계된 변환기가 실제의 경우 다소 유리함을 알 수 있다.

그림10은 설계된 변환기와 요소의 폭이 2mm인 변환기에 의한 음압의 분포인데 두 결과가 거의 같음

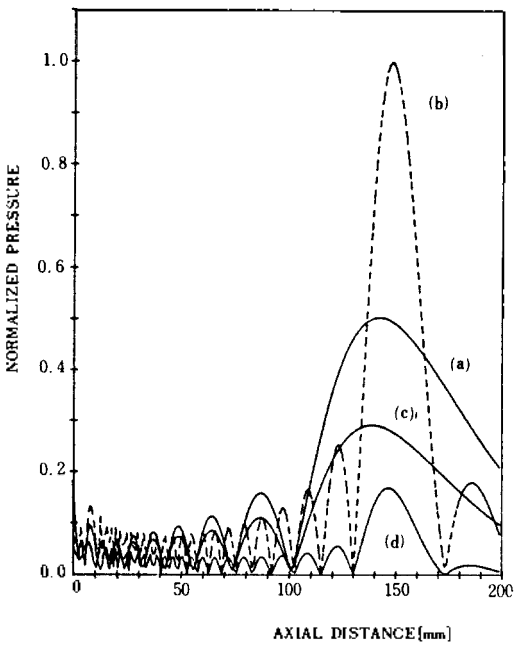


그림 9 설계된 변환기(동작주파수320kHz)와 1MHz에서 동작하는 변환기에 의한 음압분포
(a) 설계된 변환기(감쇠 고려 안함)
(b) 1MHz에서 동작하는 변환기(감쇠 고려 안함)
(c) 설계된 변환기(감쇠 고려)
(d) 1MHz에서 동작하는 변환기(감쇠 고려).

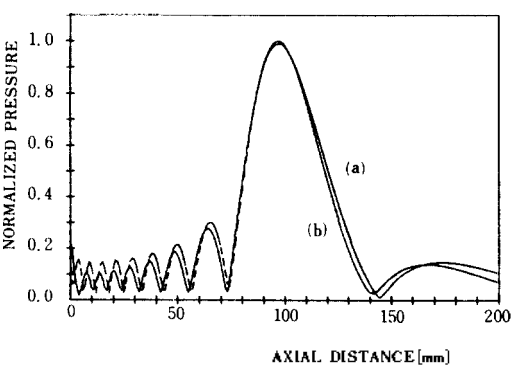


그림10 설계된 변환기(요소 폭 4mm)와 요소 폭이 2mm인 변환기에 의한 음압분포
(a) 설계된 변환기
(b) 폭 2mm인 변환기.

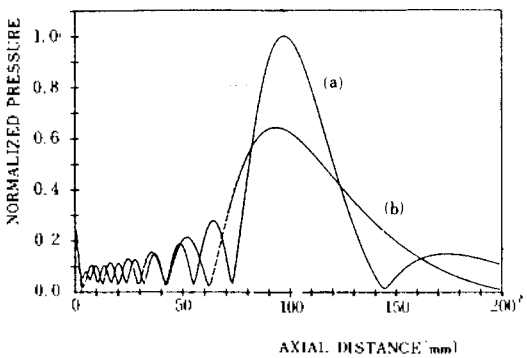


그림11 설계된 변환기(반경 59mm)와 반경 44mm인 변환기에 의한 음압분포
(a) 설계된 변환기
(b) 반경 44mm인 변환기.

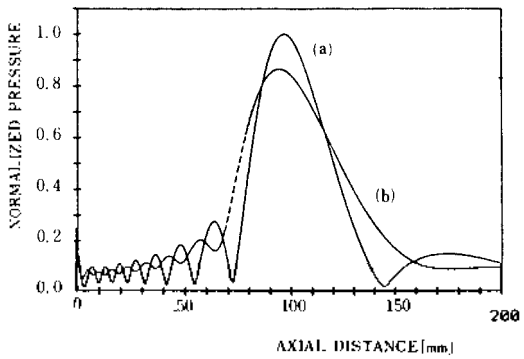


그림12 촛점을 10cm로 고정한 경우와 9cm와 11cm로 가변시킨 경우의 설계된 변환기에 의한 음압분포
(a) 촛점 10cm인 경우
(b) 촛점을 9cm와 11cm로 가변시켜준 경우.

을 알 수 있다. 따라서 요소의 수를 작게 유지하며 폭 4mm로 설계된 변환기가 제작면에서 유리함을 알 수 있다.

그림11은 반경 59mm인 설계된 변환기와 반경 44mm인 변환기에 의한 음압분포이다. 반경이 작아지면 집속범위가 넓어지나 그 최고치는 떨어짐을 알 수 있다.

동심환 배열변환기에서 집속범위를 가변하기 위해서 이제까지는 변환기의 동작반경을 달리함으로써 가변하였다. 즉 앞의 그림11에서 보듯이 동작반경이 작아지면 집속범위가 커진다. 따라서 촛점거리와 동작직경의 비(f-number)를 조정함으로서 집속범위를 조절할 수 있다. 그러나 이러한 방법은 그 최고치가 떨어지는 단점이 있다. 즉 집속범위를 넓게하기 위해 동작반경을 작게하면 집속범위는 넓어지나 최고치가 떨어지게 된다.

본 논문에서 제안한 위상 조절 회로를 사용하면 최고치가 떨어지는 단점이 없이 집속범위를 가변시킬 수 있다. 즉, 집속하려는 범위내의 여러점을 촛점으로 하여 각 촛점에 음파를 교대로 집속시키면 최고치가 떨어지는 것이 개선되면서 집속범위를 넓게할 수 있다. 그림12는 촛점을 100mm로 고정한 경우와 90mm와 110mm에 교대로 집속시킨 경우의 설계된 변환기에 의한 음압분포를 도시한 것이다. 그림에서 보듯이 촛점을 90mm와 110mm로 하여 교대로 집속시킨 경우 최고치가 거의 떨어지지 않으면서 집속범위가 넓어짐을 알 수 있다.

IV. 결 론

촛점거리와 집속범위를 전자적으로 쉽게 조절할 수 있으며 인체내 심층부에 위치한 종양을 치료하기 위해 20~150mm의 촛점거리를 갖는 초음파 hyperthermia용 동심환 변환기를 설계하였으며 컴퓨터 모의실험을 통해 여러 동작 상태에서 그 성능을 예측하여 보았다.

설계된 변환기는 입력신호의 위상을 변화시켜 줌으로써 촛점거리와 집속범위를 조절할 수 있는 특성을 갖고 있다.

또한 이와같은 동심환 변환기를 동작시키기 위해 카운터를 이용한 디지탈 위상 조절 회로를 설계, 제작하였으며 실험 결과, 위상차를 갖는 신호를 발생

시킬 수 있었다.

앞으로 설계된 변환기를 제작하여 그 성능을 살펴보고, 제작된 변환기에 의한 온도 분포를 측정하여 실제로 초음파 hyperthermia에 적용하는 일이 과제로 남아있다.

참 고 문 헌

[1] P. Corry, et al., "Human cancer treatment with ultrasound," IEEE Trans. Sonics Ultrason. vol. SU-31(5), pp.444-456, 1984.

[2] R. Roemer, et al., "Simulation of focused, scanned ultrasonic heating of deep-seated tumors: the effect of blood perfusion," IEEE Sonics Ultrason. vol. SU-31(5), pp.457-466, 1984.

[3] J.P. Marmor, et al., "Treatment of superficial human neoplasms by local hyperthermia induced by ultrasound," Cancer vol. 43, pp.188-192, 1972.

[4] P. Fessenden, et al., "Experience with a multi-transducer ultrasound system for localized hyperthermia of deep tissues," IEEE Trans. Biomed. Eng. vol. BME-31(1), pp.126-135, 1984.

[5] R. Dickinson, "An ultrasound system for local hyperthermia using scanned focused transducers," IEEE Trans. Biomed. Eng. vol. BME-31(1), pp.120-125, 1984.

[6] S. Hosseni, S.O. Harrold and J.M. Reeves, "Computer controlled focused ultrasonic trasmitting array," IEEE Trans. Sonics Ultrason. vol. SU-31(4), pp.432-435, 1984.

[7] J.P. Do-Huu and P. Hartemann, "Annular array transducer for deep acoustic hyperthermia," 1981 IEEE Ultrason. Symp. Proc., pp.705-710, 1981.

[8] R. Dickinson, J. Hand and S. Leeman, "The design of focused transducers for ultrasound hyperthermia," 1982 IEEE Ultrason. Symp. Proc., pp.739-742, 1982.

[9] J. Zemanek, "Beam behavior within the near-field of a vibrating piston," J. Acoust. Soc. Am. vol. 49(1), pp. 181-191, 1971.

※ 본 논문은 한국과학재단의 지원으로 현재 진행중인 "Hyperthermia용 초음파 시스템의 개발"연구 결과의 일부임을 밝힌다.