

자궁암 치료 시 고선량률 근접 치료기와 사용될 초음파 온열치료기 개발

*이화여자대학교 목동병원 방사선 종양학과, †가천의대 길병원 방사선 종양학과

이레나* · 서현숙* · 이경자* · 최진호†

자궁암 치료시 고선량률 강내 근접치료기와 병행하여 사용할 초음파 온열 치료기가 개발되었다. 온열치료기는 텐덤형, 오보이드형, 원통형으로 디자인 되었다. 각각의 치료기들에 사용될 초음파원으로 PZT물질이 사용되었다. 텐덤형의 경우 외부직경이 2mm 이고 길이가 24.5mm 인 PZT5A가 사용되었고 오보이드형은 직경 20mm, 길이 20mm 인 원통형의 PZT 8 물질을 반으로 나누어 사용하였으며 원통형 치료기는 외경 25.4mm, 길이가 15.2 mm 인 원통형 PZT8 물질이 이용되었다. 각각의 트랜스듀서의 초음파 발생효율을 측정하였다. 텐덤형의 경우 3.2MHz 로 작동하였고 평균 효율성은 16.7% 이다. 오보이드형의 작동 주파수는 1.5MHz 이며 효율성은 32~46% 이다. 마지막으로 원통형의 작동 주파수는 1.7MHz 이며 측정된 효율성의 범위는 55~65%이다. 특성분석 결과 온열치료에 사용될 초음파원으로 사용가능함이 입증되었다. 따라서 3개의 텐덤형 트랜스듀서를 연결하여 자궁내막의 길이가 73.5mm 까지 치료가 가능한 텐덤형 온열치료기가 제작되었고 2개의 반원통형 트랜스듀서를 연결하여 치료길이가 40mm 인 오보이드형 치료기가 제작되었다. 마지막으로 4개의 원통형 트랜스듀서를 연결하여 질암에 사용이 가능하고 61mm 까지 치료가 가능한 원통형 온열 치료기가 제작되었다.

중심단어: 고선량률 강내 근접치료, 초음파 온열치료

서 론

국내 여성암의 3위를 차지하고있는 자궁암 치료에 외부방사선 치료와 더불어 강내근접치료를 시행하면서 국소 재발을 감소와 생존율이 향상되었다. 그러나 방사선 치료만으로도 대부분의 종양이 치료되지만 방사선 치료만을 시행하였을 경우 stage IB에서 IIIB 사이의 국소 재발율은 2에서 40%이다. 자궁암의 경우 다른 부위로의 전위가 사망의 가장 큰 원인이나 진행된 종양의 국소 재발을 감소 또한 풀어야할 문제이다. 약물치료를 병행 하더라도 종양의 크기가 클 경우 국소 재발율은 여전히 문제점으로 존재한다. 온열치료를 방사선치료 또는 약물치료와 같이 사용할 경우 암세포 살해를 증가한다는 연구들이 발표되었다. 방사선 치료와 사용될 경우 방사선에 저항이 높은 저산소세포가 온열에 민감하므로 상가효과 및 상승효과가 있음이 임상적 실험을 통하여 입증되면서 온열치료를 방사선 치료와 함께 사용하게 되었다. 현재 온열치료를 임상에 사용하는 기관이 점점 줄어들어 드는데 그 이유는 2가지로 나뉜다. 첫째 온열치료시간이 오래 걸리고 둘째 비파괴적 온도측정이 어렵기 때문이다. 그러나 여전히 일본 EH는 유럽에서는 온열치료를 임상에 사용하고 있는데 크기가 부인암을 치료하기에는 방사선 치료 또는 약물치료 만으로는 완치율을 높이는데 한계가 있기 때문이다. 따라서 부인암의 치료성적을 향상 시키는 방법으로 온열치료를 시행하는데 현재 부인암 치료에 사용하기 위해 개발된 삽입형 치료기로는 라디오파 침극(RF needle electrode), 마이크로파 안테나(microwave antennas) 및 강자성체 씨앗(ferromagnetic seeds) 등이 있다. 이러한 온열치료기는 현재 부인암 치료에 많이 사용되는 고선량 근접치료기와 같이 사용할 수 없다. 따라서 본 연구에서는 고선량률 강내근접치료와 함께 사용될 초음파 온열치료기를 개발하였다.

재료 및 방법

1. 온열치료 초음파원 선택

아래 그림은 텐덤형, 오보이드형, 및 원통형 온열치료기의 초음파 원으로 사용될 트랜스듀서를 보여준다. 그림에서 보여주듯이 트랜스듀서의 모양 및 크기는 고선량을 강내 근접치료기와 비슷하다.

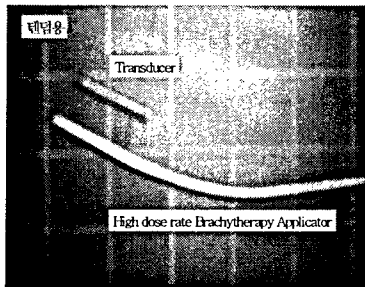


그림 1. a)텐덤형 트랜스듀서

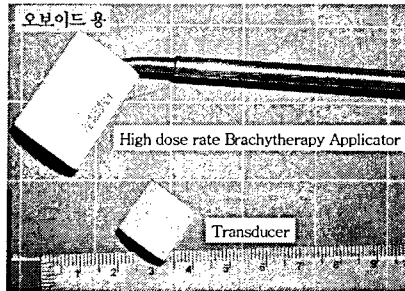


그림 2. 오보이드형 트랜스듀서

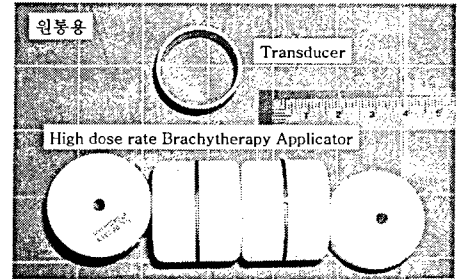


그림 3. 원통형 트랜스듀서

2. 초음파 특성 분석

트랜스듀서를 이용하여 초음파를 발생하기 위하여 공명주파수에서 트랜스듀서를 작동하여야 한다. 공명주파수는 트랜스듀서물질의 두께에 따라 아래의 공식에 의해 구해진다.

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{2t}$$

위의 공식에서 f는 진동수, v는 음파의 속도, t는 트랜스듀서의 두께이다. 따라서 텐덤형 치료기는 3.2MHz, 오보이드형은 1.8MHz, 그리고 원통형 치료기는 1.7MHz에서 작동하였다. 초음파의 특성을 분석하기위해 초음파 발생효율 및 초음파의 세기분포가 측정되었다. 초음파 발생효율은 적용된 전력 대비 발생된 초음파량으로 계산되는데 트랜스듀서에 가해진 전력은 RF power meter로 측정하였고 트랜스듀서의 초음파 발생효율은 Radiation force 기법을 이용하여 측정하였다. 초음파의 세기분포는 hydrophone을 이용하여 4면이 모두 음파를 흡수하는 검은색 고무로 덮여있는 물팬텀내에서 측정하였다.

결 과

1. 초음파 특성분석

효율성 측정결과 텐덤형 초음파원의 경우 가해진 전력이 증가함에 따라 비례적으로 증가 하였고 초음파의 power는 전력이 0.65watt에서 20.6watt로 변할 때 16.7%이다. 발생된 최대 초음파량은 20.6watt의 전력이 공급되었을때 3.12watt 이다(그림 4). 그림5는 오보이드형 초음파원의 초음파 발생효율을 보여준다. 이 경우 2개의 초음파원을 사용하였는데 초음파 발생효율은 각각 32% 및 46%이고 발생된 최대 초음파량은 18.4watt 로 텐덤형에 비해 높다. 그림 6은 오보이드형 치료기에 사용될 트랜스듀서의 효율을 보여준다. 그림에서 보여주듯이 발생한 초음파 power는 전력에 비해하여 증가하고 발생된 최대 초음파량은 element 1, 2, 3에 대해 각각 47. 49. 그리고 40 와트이다.

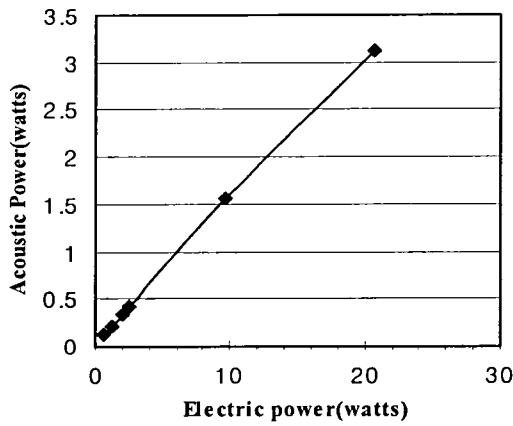


그림 4. 텐덤형 트랜스듀서 초음파 발생효율

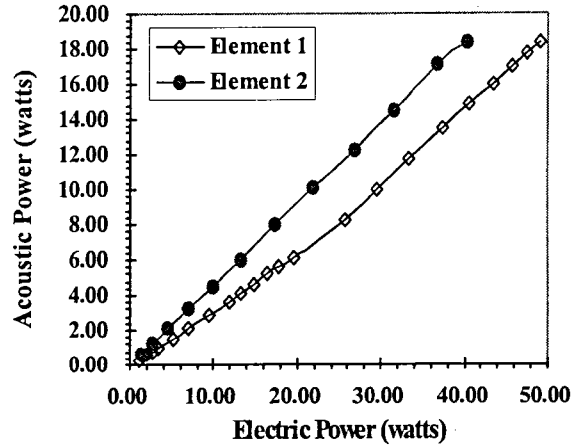


그림 5. 오보이드형 트랜스듀서 초음파 발생효율

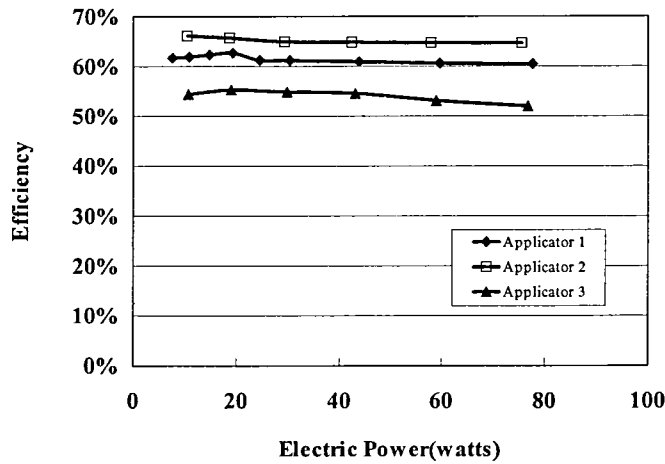


그림 6. 원통형 트랜스듀서 초음파 발생효율

2. 온열치료기 제작

위에서 선택된 트랜스듀서를 이용하여 온열치료기가 제작되었다. 텐덤형의 경우 자궁내부로 삽입되어야 하고 환자마다 자궁의 길이가 환자마다 변화하는 점을 감안하여 외부직경이 4mm이고 길이가 25mm 인 트랜스듀서 3개를 연결하여 치료길이가 75mm 인 치료기가 제작되었다(그림7). 오보이드형은 초음파가 360도에서 발생되지 않고 180도내에서만 발생되도록 반원통형 트랜스듀서를 2개를 연결하여 제작하였으며 질치료에 사용될 원통형기구는 4개의 원통형 트랜스듀서를 연결하여 치료길이가 60mm로 제작되었다. 그림7은 제작된 온열치료기를 보여준다. 모든 치료기에는 치료기 표면의 온도를 조정하기위한 냉각 시스템이 연결되어 있고 치료시 치료직경이 변화할 경우 조절하기위해 치료기 외부에는 얇은 고무막을 씌워 물을 채워 넣었다. 또한 몇 개의 element들이 연결되어 있으므로 치료길이에 따라 온도를 조절할 수 있는 기능 또한 있다.

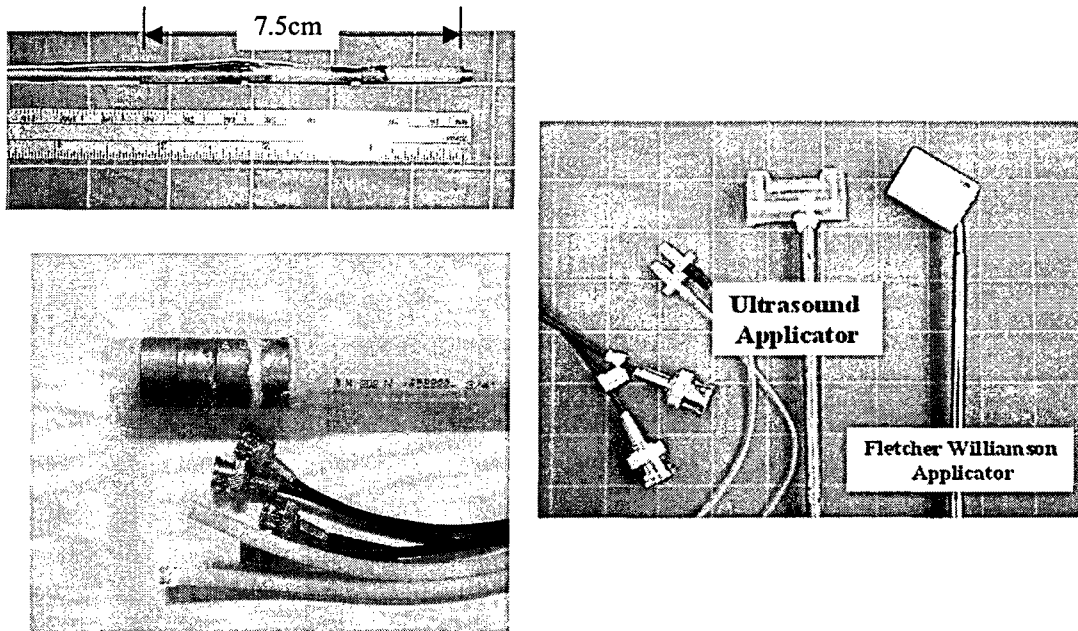


그림 7. 제작된 온열 치료기

결 론

온열치료기는 고선량률 근접방사선 치료기인 Fletcher Williamson 치료기 및 질 치료기와 동시에 사용이 가능하도록 디자인 되었다. 디자인을 기반으로 다채널 applicator들 즉 자궁경부암 치료를 위한 4채널 원통형 applicator, 자궁암 및 자궁경부암 치료를 위한 3채널 텐덤형 applicator 및 2채널 오보이드용 applicator들이 제작되었다. 치료기 제작에 앞서 치료기의 사용가능성을 타진하기 위하여 컴퓨터 simulation을 이용하여 초음파분포도를 방사방향 및 수평한 방향으로 계산하여 보았고 그 결과 각각의 초음파 소스들을 온열치료기로 사용하기에 적합함이 입증되었다. 온열치료에 적절한 온도상승의 가능성을 알아보기 위해 phantom에서 온도상승을 측정한 결과 6도씨 이상의 온도상승이 20분이상 지속가능함이 입증되었다. 결론적으로 본연구에서 개발 및 제작된 온열치료기와 고선량률 근접치료시 텐덤, 오보이드 및 원통형 치료기구와 병행하여 사용할 경우 증양치료성적이 향상 될 것이다.

참 고 문 헌

1. GH Fletcher, AD Hamberger, "Squamous cell carcinoma of the uterine cervix: Treatment technique according to size of the cervical lesion and extension, Textbook of radiotherapy. 3rd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1980
2. J. Overgaard and M. Overgaard, "Hyperthermia as an adjuvant to radiotherapy in the treatment of malignant melanoma," Int. J. Hyperthermia, 3, 483-501, 1987.
3. C. J. Diederich, Ultrasound applicators with integrated catheter-cooling for interstitial hyperthermia: theory and preliminary experiments, Int. J. Hyperthermia, 12(2), 279-297, 1996.
4. K. Hynynen and K. L. Davis, "Small cylindrical ultrasound sources for induction of hyperthermia via body cavities or interstitial implants," Int. J. Hyperthermia, 9(2), 263-274, 1993.
5. S. Nag, B. Erickson, B. Thomadsen, C. Orton, JD. Demanes, D. Petereit, The American Brachytherapy Society recommendations for high-dose-rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2000 Aug 1;48(1):201-11.