

고주파 유전자열형 온열암치료기의 개발과 가온특성

박민용, 이상배, 박덕규, 추성실; * 정미향, **
연 세 대 전자공학과, 세브란스 암센터, * 녹십자의료공업(주)**

DEVELOPMENT and THERMAL DISTRIBUTION of an
RF CAPACITIVE HYPERTHERMIA SYSTEM

Park, Mignon, Lee, Sang-Bae, Park, Duk-Kyu, Chu, Sung-Sil; Jung, Mi-Hyang**
Dept. of Electronic Eng., Yonsei Univ, Yonsei Cancer Center*
Green Cross Medical Corp.**

- ABSTRACT -

Hyperthermia for the treatment of cancer has been introduced for a long time and the biological effect for the use of hyperthermia to malignant tumors has been well established and encouraging clinical results has been observed.

Unfortunately, the engineering or technical aspects of hyperthermia for the deep seated tumors has not been satisfactory.

We have researched and developed the radiofrequency capacitive hyperthermia system (GHT-RF8). It was composed with 8-9 MHz RF generator, capacitive electrode, matching system, cooling system, temperature measuring system and control computer. The thermal profile was investigated in agar phantom, animals and in human tumors, which was heated with capacitive RF device.

1. 서 론

암을 치료하기 위한 온열요법은 암의 수술, 방사선, 화학 및 면역요법에 이어 제 5의 암치료 방법으로 등장하였으며, 발생 빈도가 높고 치료가 곤란한 여러 암에 효과적인 것으로 증명되고 있다. 1) 2)

열에 의한 세포의 사멸은 단백질 변성과 양분 공급의 결핍 때문으로 생존율은 42-43°C에서 급격히 저하된다.

종양은 저산소 세포이며, 따라서 pH가 정상 조직보다 낮아 열에 대한 감수성이 증가한다.

또 방사선요법은 저산소로 구성된 종양보다는 정상 조직과 분열기의 세포에 감수성이 큰 반면 온열요법은 저산소 종양과 합성기세포가 감수성이 크므로 이들의 병행은 암치료에 상호 보완적 상승작용을 일으키게 된다. 또한 정상조직은 혈관분포가 좋아 가온시 혈류에 의한 열방산이 있으나 종양은 일반적으로 혈류가 나빠 열이 침체되므로 정상조직에는 영향없이 종양부위만 4-5°C 더 높아 선택적인 암치료가 가능하다.

이상과 같이 온열요법은 암치료에 있어 가장 유효한 생물학적 기본원리를 갖고 있으나 체내 가온 방법이 어렵고 온도분포의 측정이 복잡하므로 물리적 이론, 공학적 기술 및 상당한 경험이 요구된다.

온열요법으로는 전신가온, 국소가온, 국부가온등이 있으며 현재 임상에 흔히 이용되고 있는 것은 온수환류, 적외선, 초음파, 고주파, 초단파, 마이크로파등을 이용한 국소가온법이다.

본 논문에서는 지난 연구결과에 이어 3)4) 심부 종양의 치료를 위한 유전자열형 온열장치와 새로운 개발을 계획하고 그에 따른 팬텀, 동물, 임상시험을 행하여 좋은 가온분포를 얻은 바 이에 대해 설명하고자 한다.

2. 본 론

(1) 치료장치

개발 제작된 온열치료장치는 고주파 발생장치, 2 개의 전극을 가진 회전형 갠트리, 이동형 치료대, 온도측정기 및 컴퓨터 제어장치로 구성되었다.

발생장치는 삼극발진관에 의한 대용량 자기

반진회로로 평균주파수가 8-9 MHz, 0-2000 W 가변 출력이며 2개의 가변 콘덴서에 의해 자동으로 임피던스를 맞추어 최대 공명출력이 되도록 설계 되었으며, 고주파의 출력과 반사파의 출력을 측정 조절할 수 있도록 하였다.

피부와 지방층의 과열을 방지하기 위하여 온도를 5-40°C로 조절할 수 있는 물주머니를 설치하였으며, 강력 열교환장치로 조정되도록 하였다.

가열을 위한 극판은 구리판으로 구성되어 물주머니에 싸여 있도록 하고 적당한 움직임 주기 위하여 겐트리에 부착하였다.

물주머니에는 계속 일정한 온도의 물이 순환하며 피부의 열상과 전극판 가장자리의 방전을 보호하며 불균일한 인체표면을 보상시켜 준다. 전극판의 크기는 병소의 크기와 위치에 따라 선택적으로 사용할 수 있도록 직경 11, 14, 23cm로 3쌍이 제작되어 해당 전극의 크기를 서로 다르게 하여 중앙 위치에 따라 온열분포의 위치를 적당하게 조절할 수 있도록 하였다.

치료대는 누전이나 방전 및 전력선의 왜곡을 방지하기 위해 절연재를 사용하였고 전극이 자유롭게 통과할 수 있도록 이동형 출입구를 설치하였다.

정상조직을 보호하면서 종양에 적정 온도를 가하기 위한 온도계측 장치는 온도측정 오차 범위가 0.2°C 내이며, 조작내 삽입이 편리한 두께 2mm, 길이 1m의 열전대 (C-C Thermocouple)를 사용하였다.

또한 가온부 주위의 온도측정, 관찰, 조절이 가능하도록 하고 그에 따른 전체적인 온도분포의 작성, 기록이 가능하도록 컴퓨터의 소프트웨어를 개발 사용하였다.

(2) 팬텀시험

온열요법의 임상적용을 원활히 수행하기 위하여 인체조직과 유사한 팬텀을 제작하고, 가열조건에 따른 온도상승과 온도분포를 관찰하였다.

유전자열에 대한 시험용 팬텀은 인체조직의 전기적 특성 즉 유전율과 도전율이 유사한 물질로 구성되어야 한다.

두께 20 cm인 인체형 조직등가 한천팬텀에 직경 23 cm의 극판을 평행하게 부착하고 서서히 가열하였다. 전극과 팬텀 사이의

물주머니에는 항상 10°C의 물이 순환되도록 하였다. 온도측정은 2mm두께의 열전대를 팬텀에 삽입되어 있는 폴리에틸렌 주사바늘에 넣어 행하였다.

온도의 상승은 가해진 고주파 전력과 시간에 따라 증가하였다. (그림 1)

그림 2는 직경 23 cm의 전극을 팬텀에 평행하게 부착 가열한 후 팬텀의 상,하 중간위치에 온도 측정기를 삽입하여 팬텀 깊이에 따른 온도분포를 수평적으로 측정한 것이다.

이때 중간부위는 40°C 내외의 높은 온도를 유지하였으며 표면쪽으로 갈수록 낮아졌다.

그림 3은 직경 11 cm의 전극을 부착 가열한 후 수직평면에 대한 온도분포를 측정, 도식한 것으로 극판쪽에 온도가 집중되었다. 이같은 온도분포는 팬텀중앙을 중심으로 대칭적으로 나타났다.

그림 4는 직경 11 cm, 23 cm인 크기가 다른 전극을 평행하게 부착 가열한 후 온도를 측정하는 것으로 소극판쪽에 온도가 집중되었다.

(3) 동물시험

이러한 팬텀시험을 바탕으로 동물시험을 실시하였다.

무게 15kg, 두께 15 cm인 황구의 복부에 직경 23 cm의 전극을 평행하게 부착하고 300 W의 전력으로 7분간 가열한 후 전력을 200 W로 감소시켜 계속 가열하였다. 온도는 황구의 복부에 삽입된 폴리에틸렌 주사바늘에 두께 2 mm의 열전대를 넣어 측정하였다.

온도는 그림 5와 같이 300W로 7분간 가열하였을 때 42.5°C로 상승하였고 200 W로 전력을 감소시켜 계속 비슷한 온도를 유지시킬 수 있었다.

그림 6은 무게 40kg, 두께 20cm인 돼지를 사용하여 실험한 결과이다.

온도는 직장으로 삽입된 서어미스터를 사용하여 측정하였다. 400 W로 가열을 시작하여 15분후부터 42°C 이상의 온도로 상승하였고 이후 전력을 조절하여 일정한 온도를 유지시킬 수 있었다.

(4) 임상시험

팬텀 및 동물시험을 충분히 시행한 후 인체에 적용하였다.

65세의 남자환자로 경부에 60x60x60 cm의 큰 종양이 발생하여 방사선과 온열요법을 병행하여 시행하였다.

극판은 직경 14cm, 23cm를 사용하였으며 두 전극은 종양을 중심으로 직각으로 배열되었다.

즉, 중앙이 표피쪽이므로 직경 14cm, 23cm 의 극판을 조합하였으며 직각의 가열 주기 위한 부속 품이 사용되었고, 경부에서 극판이 유연하게 움직일 수 있도록 조인트를 통해 연결하였다.

온도는 중앙의 중심부에 18 게이지의 폴리에틸렌 주사바늘을 삽입하고 여기에 열전대를 넣어 측정하였으며 300W의 전력으로 50분간 가열하였으며 중앙의 온도는 42°C 이상 상승하였다. (그림7)

심부 가열을 측정하기 위하여 자궁암으로 판명된 57세 여자에게 자궁구를 통해 폴리에틸렌 주사바늘을 삽입한 후 여기에 열전대를 꽂아 온열요법을 시행하였으며 방사선 요법도 병행하였다.

중앙부위의 상하에 직경 23cm의 전극을 부착시키고 400W로 50분간 가열하였다.

그림 8은 가온후의 온도분포를 측정한 것으로 중앙부위는 41 - 43°C 까지 가열이 가능하였다.

임상시험을 통해 중앙부위의 온도는 치료효과가

나타나는 온도까지 상승시킬 수 있었으나 온도가 41°C 이상일 때 환자는 가끔 뜨겁고 자극적인 고통을 호소하는 경우가 있었으며 그때는 유전유액을 피부와 물주머니 사이에 고무 부착하도록

피부에 발라주어 고통을 완화시킬 수 있었다.

(5) 결과 고찰

이상의 시험을 통하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 발전전력은 0-2000W로 가변적으로 조절될 수 있었다.
2. 유전자열 방식에 의한 고주파 주파수는 8-9MHz 얻을 수 있었다.
3. 적당한 크기의 전극 및 냉각용 물주머니를 사용하여 표피로부터의 가온 깊이를 조절할 수 있었다.
4. 심부종양 (5-10 cm 길이)도 치료효과가 나타나는 42-43°C 로 가열되었다.
5. 표피의 뜨거운 느낌이나 부작용은 냉각용 물주머니와 전기장합기를 사용하여 크게 감소시킬 수 있었다.

3. 결론

온열요법은 생물학적으로 모든 종양에 응용할 수 있는 충분한 근거를 가지고 있으나 임의의 부위를 정 확한 온도로 가열시킬 수 있는 물리적, 공학적

방법이 복잡하고 어려우므로 많은 연구가 요구 되었다.

본 연구에서는 심부종양의 치료를 위한 고주파 유전 가열형 온열장치를 연구하여 이와 같은 문제점을

해결하게 되었고, 그 유용성을 입증하게 하였다.

금후 보다 많은 실험 데이터를 축적함으로써 그 정량성을 밝히고자 한다.

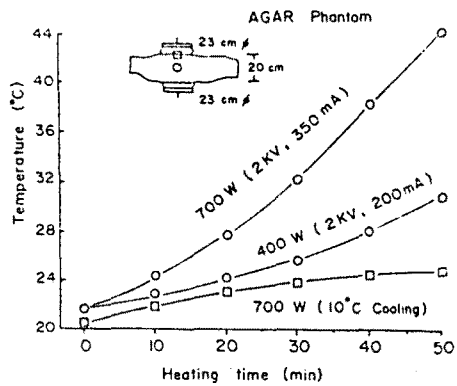


그림1. 팬텀 중심부에서의 온도변화. (Fig.1 The change in temperature.)

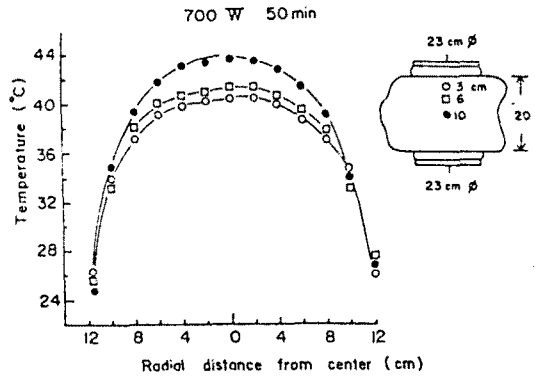


그림2. 직경 23cm의 극판을 조합하여 가열한 경우 팬텀내 온도분포 (Fig.2 Thermal profile after heating with a pair of electrodes of 23cm dia.)

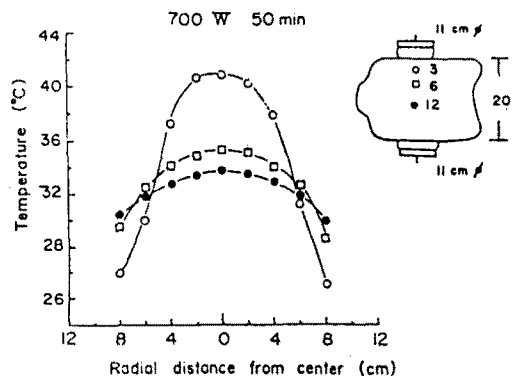


그림3. 직경 11cm의 극판을 조합하여 가열한 경우 팬텀내 온도분포 (Fig.3 Thermal profile after heating with a pair of electrodes of 11cm dia.)

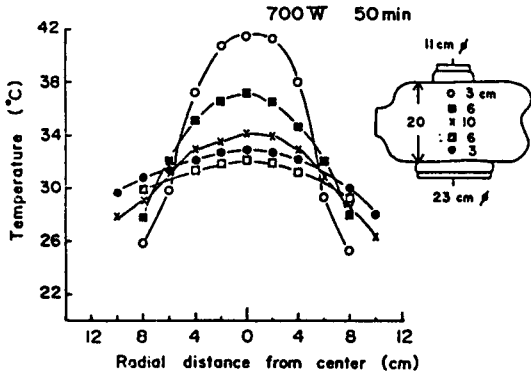


그림4. 직경 11cm, 23cm 극판을 조합하여 가열할 경우 패범내 온도분포

(Fig.4 Thermal profile after heating with a pair of electrodes of 11cm and 23cm diameters.)

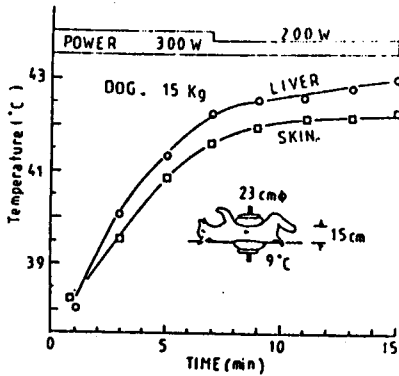


그림5. 직경 23cm 의 극판을 조합하여 가열할 경우 개의 간에서의 온도분포

(Fig.5 Thermal profile in the liver of dog during heating with a pair of electrodes of 23cm diameter.)

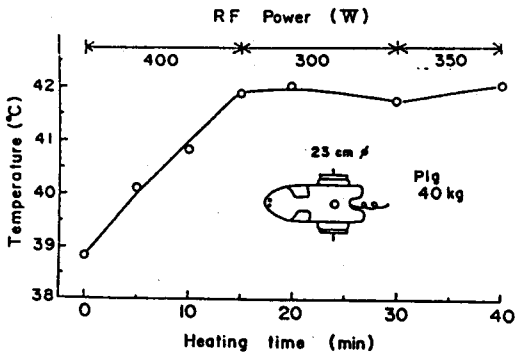


그림6. 직경 23cm 의 극판을 조합하여 가열한 경우 돼지 직장내 온도분포

(Fig.6 Thermal profile in the rectum of pig during heating with a pair of electrodes of 23cm diameter.)

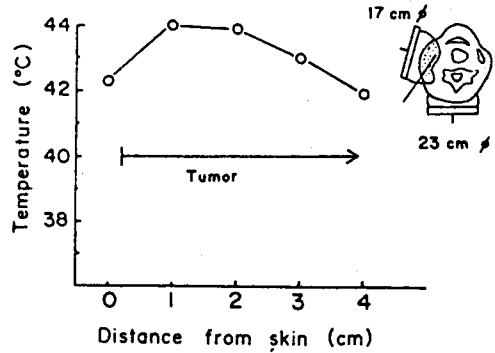


그림7. 90°의 각을 주어 300W로 50분 가열한 경부종양의 경우 종양깊이에 따른 온도분포

(Fig.7 Thermal distribution in the neck tumor after heating with 300W and a pair of electrodes.)

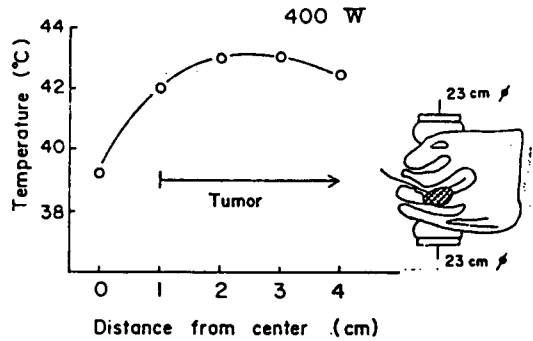


그림8. 400W로 50분 가열한 자궁암의 경우 종양깊이에 따른 온도분포

(Fig.8 Thermal distribution in the cervix cancer after heating with 400W.)

참고문헌

1. Storm, "Hyperthermia in Cancer Therapy" Hall Med. Pub., 1985
2. Arcangeli, G., Cividalli, A., Nervi, C., Creton, G. "Tumor Control and therapeutic gain with different schedules of combined radiotherapy and local external hyperthermia in human cancer." Int.J. Rad. Onc. Bio. Phys., 9:1125-1134, 1983.
3. 유재형, "온열요법을 이용한 고주파 암치료기의 설계 및 제작" 연대 전자공학과 석사논문, 1985.9.
4. 유재형, 박민용, "심계성 암치료를 위한 RF Hyperthermia system의 설계 및 제작" 춘계 의공학술대회 1985. 6.