

심재성 암치료를 위한 RF hyperthermia system의 설계 및 제작

유 재형, 박 민웅 (정)  
연세대학교 전자공학과

Design and implementation of RF hyperthermia system  
for deep-seated cancer therapy.

Yoo, Jae Hyoung, Park, Mignon

### Abstract.

This paper covers the design and implementation process of RF hyperthermia system for cancer therapy. Among many hyperthermic methods, RF capacitive heating method is discussed because it can heat the deep-seated tumors selectively.

The RF power oscillator and its applicators were designed and implemented. And the experiments were performed with agar phantom and dog to prove that the system can heat any depth selectively.

And the electrical safety and appropriateness of clinical application was proved through the human living-body test.

### 1. 서론

온열요법 (Hyperthermia)은 온열에 의한 암세포의 선택적 치사효과 및 방사선, 화학요법과 병용하여 암치료 효과를 높이는 것으로 모든 세포가 42°C 이상의 온도에서 생존율이 저하되는 현상을 이용한 이론이다. 암종양은 정상조직에 비해 열감수성이 높으므로 정상조직과 암종양을 동시에 가온하면 암종양의 치사율을 훨씬 크게 할 수 있게 된다. 이 방식은 무침습이며 심재성 난치 암 치료에도 효과가 높으나 아직 만족할 만한 가온장치가 개발되어 있지 않다. 따라서 본 연구에서는 유전가열 이론을 적용하여 심재성 암종양을 선택가열할 수 있는 가온장치를 설계, 제작하여 가온장치의 효과를 실험하였다.

### 2. 유전가열 이론

그림 2-1과 같이 유전체를 주파수  $f$  인 전압을 인가하여 가온할 때 그림 2-2로 주어진 등가회로와 그림 2-3의 유전체 손실각  $\delta$ 로 유전체손 (dielectric loss)을 구하면

$$\dot{I}_0 = j\omega C_0 (\epsilon'_s - j\omega\epsilon''_s) \dot{V} \quad (1)$$

$$W = V I_0 \cos\theta \approx \omega \epsilon'_s C_0 V^2 \cos\theta \quad [\text{watts}] \quad (2)$$

단위 시간, 단위체적당 발생열량  $W_0$ 는

$$W_0 = \frac{5}{9} f \epsilon'_s \tan\delta E^2 \times 10^{-12} \quad [\text{W/cm}^3 \cdot \text{sec}] \quad (3)$$

으로 주어진다. 여기서 전기장도와 주파수가 높을수록 발생열량이 커지는 것을 알 수 있다. 그러나  $E$ 가 커지면 방전의 위험이 있으므로 일반적으로  $f$ 를 크게하며, 인체와 같이 여러 종류의 유전체로 구성되었을 경우 주파수와 유전체의 종류에 따라 발생열량의 비율이 다름을 알 수 있다.

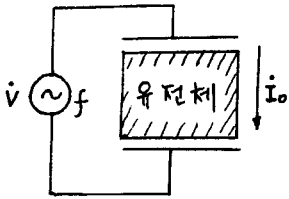


그림 2-1

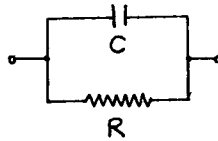


그림 2-2

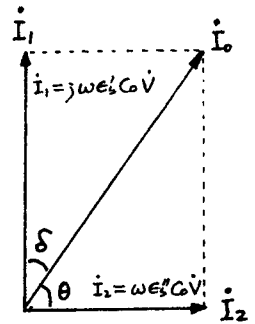


그림 2 - 3

### 3. Hyperthermia System

#### A. 주파수 선택

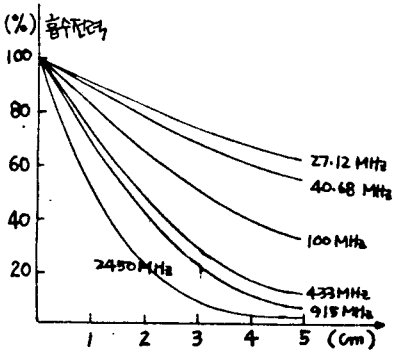


그림 3 - 1

근표직물 전자파로 가온할 경우의 주파수에 따른 투과깊이와 전력흡수량의 관계를 그림 3-1에 보인다.

흡수된 전력  $P$ 는

$$P = \frac{1}{2} \sigma |E|^2 \quad [\text{W/m}^2] \quad (4)$$

투과깊이  $D$ 는

$$D \equiv \frac{1}{2\alpha} \quad [\text{m}] \quad (5)$$

으로 정의되며 흡수계수  $\alpha$ 는 다음식으로 주어진다. 즉,

$$\alpha = \frac{2\pi}{\lambda_0} \sqrt{\epsilon'_s \left( \sqrt{1 + \left( \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0 \epsilon'_s} \right)^2} - 1 \right)^{1/2}} \quad \text{이다.}$$

그림 3-1에서는 주파수가 낮을수록 투과깊이가 증가하는 것을 보였으나 그림 3-2에서 보면 전자파 전력의 흡수량을 결정하는 주요요소인  $\sigma$ 가 감소한다. 따라서 투과깊이에 영향을 없는한 주파수는 높은 것이 바람직하다. 사용 발진관의 주파수 특성

및 전파누설을 고려하여 주파수를 13.56 MHz로 하였다.

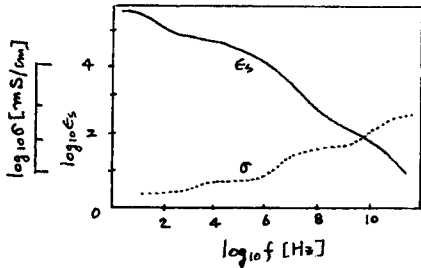


그림 3-2 생체조직의 비유전율과 도전율

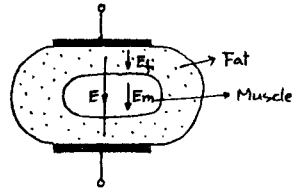


그림 3-3 Applicator

### B. Applicator

그림 3-3 에서 평면파가 지방과 근육층에 수직입사할 경우의 경계조건은

$$\epsilon_f E_f = \epsilon_m E_m \quad (6)$$

이다. 지방과 근육에 대한 흡수전력  $P [W/m^3]$  는 식 (4) 에서

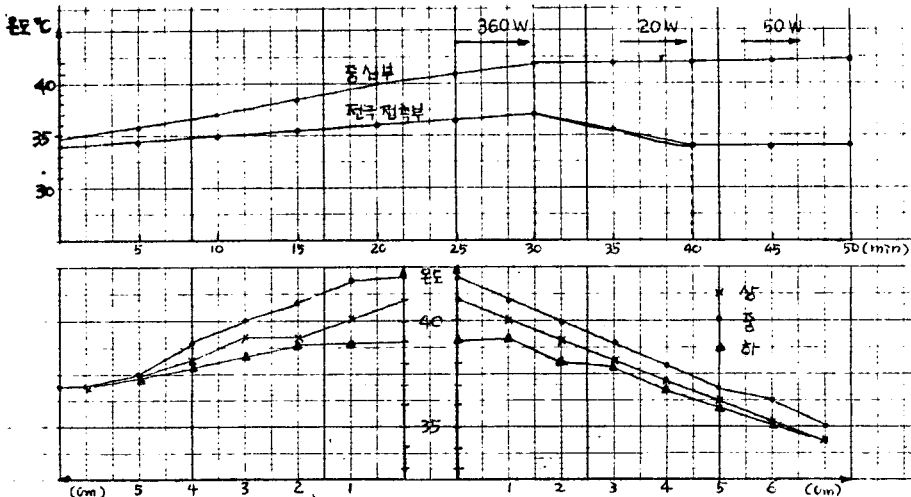
$$P_f = \frac{1}{2} \sigma_f |E_f|^2$$

$$P_m = \frac{1}{2} \sigma_m |E_m|^2 \text{ 으로 주어진다. 따라서}$$

$$\frac{P_f}{P_m} = \frac{\sigma_f}{\sigma_m} \cdot \frac{|E_f|^2}{|E_m|^2} \quad (7)$$

이다. 27.12 MHz 의 경우  $P_f/P_m$  는 7.8 로 지방의 과열이 생긴다. 따라서 전극과 피부표면 사이를 냉각하여 지방의 과열에 의한 화상과 통증등의 부작용을 막아야 한다.

### 4. 실험결과.



실험은 한천 phantom 을 직경 20cm 의 전극에 끼우고 전극표면에 20°C의 냉각수를 환류 시키면서 제작한 암치료기로 가온하여, 온도의 시간에 따른 상승속도 및 온도분포를 기록하였다.

## 5. 결 론

고정된 주파수에서 냉각수의 온도조절 및 사용전극의 크기에 따라 특정 깊이의 온도를 선택적으로 증가시킬 수 있었으며 심재성 및 표재성 종양을 크기에 관계없이 가온할 수 있다는 것을 실험적으로 입증하였다.

## 6. 참고문헌

- I. 中村 仁, 高周波加熱, 厚生閣, 1964
- II. 阿部光幸, ハイパーサーミア, マグプロス出版, 1984
- III. Chang W. Song, "Effect of local hyperthermia on blood flow and microenvironment", Cancer Research Vol. 44. 1984