

심재성 암치료용 고주파 온열치료 시스템

朴 玟 用
(延世大 工大 教授)

■ 차 례 ■

- | | |
|------------------------|------------|
| 1. 서론 | 4.1 치료 시스템 |
| 2. 가열이론 | 4.2 치료 현황 |
| 2.1 유전 가열성 | 5. 국산화 전망 |
| 2.2 유도 가열법 | 6. 결론 |
| 3. 온열치료 이론 | 참고문헌 |
| 4. 고주파 온열치료 시스템 및 치료현황 | |

1 서론

암치료에 관한 새로운 방법인 온열요법(溫熱療法, hyperthermia)은 이미 기원전 2000년 경부터 간접적으로 사용되어 왔다고 볼 수 있다.

온열요법(hyperthermia)이란 온열만으로 암세포의 치사(致死) 효과를 보거나, 방사선이나 화학요법과 병용하여 치료효과를 높이는 것으로, 모든 암세포가 42~43℃의 온도에서 그 생존율이 크게 저하되는 현상을 이용한 치료방법이다.

인공적 체온상승에 의한 암치료는 Coley(1946년)에 의해 최초로 보고되어 단독균을 암환자에 반복 접종하여 체온을 38~42℃로 상승시키면 골육종과 경부조직종양에 효과가 있음이 알려졌다. 특히 김재호(1975년)는 27.12MHz의 전자파 및 온수를 사용하여 가온병용 방사선치료를 행하여 표재성 종양의 경우 완치를 78%의 우수한 치료효과를 보였다.

온열요법으로는 전신가온, 국소가온, 국부가온등이 있으며, 현재 임상에 흔히 응용되고 있는 것은 온수환류, 적외선, 초음파, 고주파, 초단파, 마이크로파 등을 이용한 국소가온법이다.

본 논문에서는 심재성 암치료의 온열요법으로서 가장 좋은 효과를 보이고 있는 고주파 온열 요법에 관하여 논하고 있다. 우선 고주파 가열이론을 알아본 다음 이러한 것이 어떻게 치료에 이용되는 가를

논하고, 실제의 고주파 온열치료 현황을 알아본 다음 끝으로 국산화 전망에 관하여 논한다.

2 가열 이론

2.1 유전 가열법(Capacitive heating)

유전가열은 고주파전계에 의한 피가열물의 유전체 손실(dielectric loss)을 이용하여 가열하는 방식으로 피가열물이 사용주파수에 있어서 유전체로 간주되는 것에 대하여 적용된다.

그림 1 과 같이, 2개의 평판전극 사이에 유전체를 넣고 이것에 주파수가 f인 고주파 전압 \dot{V} 를 인가하면, 전극 사이를 흐르는 전류 \dot{I}_0 는 이것을 이상콘덴서(ideal condenser)로 간주할 때의 변위전류 \dot{I}_1 와 유전체가 이상콘덴서를 구성하지 않을 때 흐르는 손실전류 \dot{I}_2 의 벡터합으로 주어진다.

C를 이상콘덴서로 간주할 때의 등가 용량, R을 등

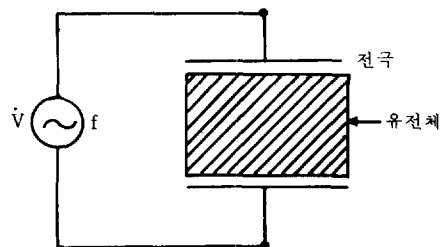


그림 1. 유전가열 모델

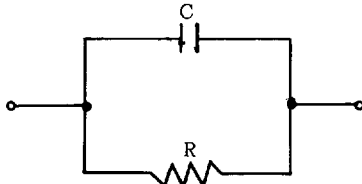


그림 2. 유전체의 등가회로

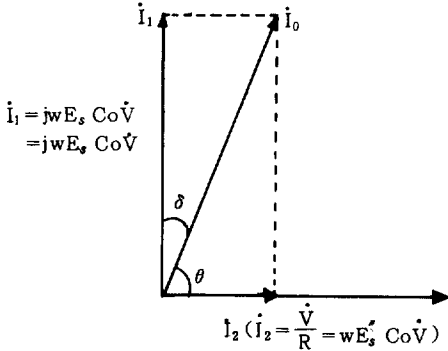


그림 3. 비유전율과 손실계수의 관계

가져함으로 하여, 인가한 고주파 전압의 각 주파수를 $\omega(=2\pi f)$ 로 나타내면

$$\dot{I}_0 = \dot{I}_1 + \dot{I}_2 = \left(\frac{1}{R} + j\omega C\right) \dot{V}$$

로 주어진다.

따라서 식에서 보면 그림 1은 C와 R의 병렬등가회로로써 그림 2와 같이 나타낼 수 있다.

극판 사이에 유전체를 넣지 않은 경우 즉, 진공 중에서의 전극간의 정전용량을 C_0 라 하고, 유전체의 비유전율을 ϵ_s 라 할때 전 전류 \dot{I}_0 는

$$\dot{I}_0 = \left(\frac{1}{R} + j\omega \epsilon_s C_0\right) \dot{V} = j\omega C_0 (\epsilon_s - j \frac{1}{\omega C_0 R}) \dot{V}$$

이다. 이를 복소유전율 ϵ_s' 를 이용하여 다시 쓰면

$$\dot{I}_0 = j\omega C_0 \epsilon_s' \dot{V} = j\omega C_0 (\epsilon_s' - j\omega \epsilon_s'') \dot{V}$$

이 된다.

한편 그림 3에서의 유전체 손실각 δ 를 이용하여 유전체손실(dielectric loss)을 구하면, 단위시간에 단위체적당 발생한 열량 ω_0 는

$$\omega_0 = \frac{5}{9} f \epsilon_s \tan \delta E^2 \times 10^{-12} (\text{W/cm}^3 \cdot \text{sec})$$

여기서 전계강도와 주파수가 높을 수록 발열열량이 커지는 것을 알 수 있다. 그러나 E가 커지면 방전의 위험이 있으므로, 일반적으로는 f를 크게 하

며, 인체와 같이 여러 종류의 유전체로 구성되었을 경우 주파수와 유전체의 종류에 따라 발생열량의 비율이 다름을 알 수 있다.

2.2 유도 가열법(inductive heating)

유도가열은 자체의 변화에 따라 유기되는 유도전류에 의한 오옴손실 등을 적극적으로 이용하여서 교류자계중에 놓인 피가열물을 가열시키는 방법을 말한다. 즉, 변압기의 2차측이 무부하상태라 하더라도 이러한 교류전류는 철심중의 히스테리시스손실 및 유도전류에 의한 와전류손실(eddy current loss)을 일으키게 하기 때문에 소위 철손(鐵損)에 의한 발열을 하게 된다.

히스테리시스손은 그림 4와 같이 교류 전류 i_1 에 의해 자속이 발생했다고 할때 이 금속체가 자성체라면 그림 5와 같이 히스테리시스 곡선의 면적으로 나타나서

$$P_h = \eta f B_m^{1.6} V (\text{W})$$

단, η : 히스테리시스계수 f : 주파수(Hz)

B_m : 최대자속밀도(Wb/m²)

V : 철심의 체적(m³)

로 주어져서, 자성체재료에 따라 달라지는 η 가 클수록 가열하기 쉬움을 알 수 있다.

또한 교류전류가 흐르는 코일 중에 놓은 금속체에는 변압기의 2차권선에 기전력을 일으키는 것과 마찬가지로 그 금속 자신에 기전력이 발생하여, 이

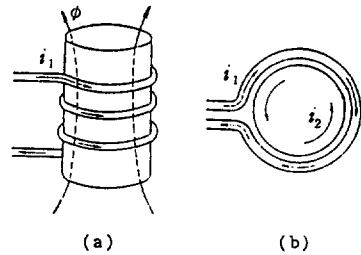


그림 4. 유도 가열의 원리

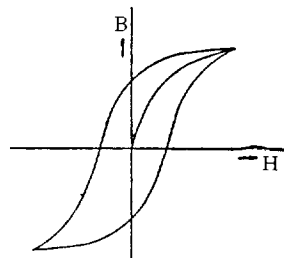


그림 5. 히스테리시스 곡선

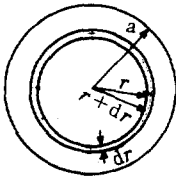


그림 6. 원통형 금속체의 단면

로 인해 그림4(b)와 같은 유도전류 i_2 가 흐르게 되어 이를 와전류라고 한다.

그림 6 과 같은 원통형 금속체를 생각해 보자. 이때 원각의 기전력 e 와 원각의 축방향 저항 R 은

$$e = \pi r^2 \times \frac{dB}{dt} \text{ [V]}, \quad R = \frac{2\pi r}{dr} \rho \text{ [\Omega/m]}$$

로 된다. 결국, 단위 길이당 와전류는

$$i = \frac{e}{R} = \frac{rdr}{2} \cdot \frac{dB}{dt} \text{ [A]}$$

로 되므로, 단위길이당 발생하는 전력은

$$P = 4\pi^2 a \sqrt{\mu r f \rho} n^2 I^2 \times 10^{-8} \text{ [W/m]}$$

이 되어 가열량은 코일에 흐르는 전류의 2승, 감은수의 2승, 주파수의 평방근, 원통반경에 비례함을 알 수 있다.

특히 발열량은 재료의 비투자율 및 저항율의 평방근에 비례하므로, 피가열체가 인체로 되는 경우에는 적당한 주파수를 선택하여 국소부위에 유도코일을 놓음으로써 환자의 국소가열이 가능하게 된다.

3 온열 치료 이론

가온 효과가 나타나는 온도 범위는 대개 39~47℃이나 39~41℃ 사이에서는 정상조직과 암종양 모두 세포분열 및 성장이 촉진 되므로 가온에 의한 치사 효과는 주로 42~45℃ 사이에서 연구되고 있다. 세포치사 효과는 온도영역에 따라 크게 다르며 치사 효과를 나타내는 처리시간-생존율곡선은 43℃ 부근을 넘으면 급속히 증가한다. 그림 7에 위의 정상조직 세포의 경우를 보인다.

이것은 온열요법의 암세포 특이성이라는 점에서 가장 중요한 요인이 된다. 정상조직은 혈관분포가 좋으므로 혈류에 의한 열발산이 큰 것에 반하여 종양은 혈관분포가 복잡하거나 퇴화되어 혈류량이 적

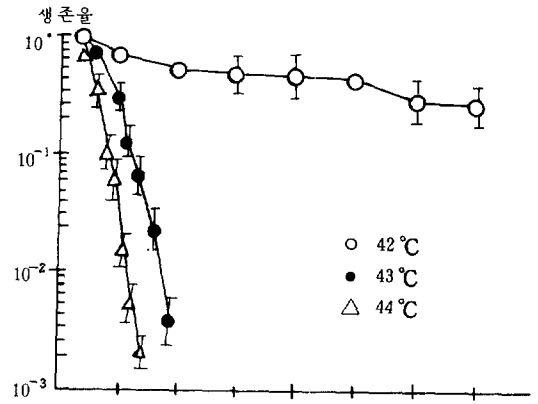


그림 7. 온도에 따른 세포 생존율

가온시간

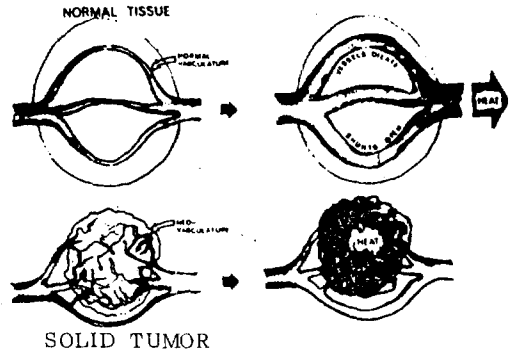


그림 8. Postulated mechanism of selective solid tumor heating

으므로 상대적으로 쉽게 가온된다. 정상조직과 암종양의 혈관분포를 개략적으로 비교하면 그림 8과 같다.

종양의 혈류는 종양의 종류에 따라 크게 다르며, 또 같은 종류의 종양에서도 혈관분포와 혈류는 일관성이 없이 존재하는 것으로 알려지고 있다. 종양의 혈류는 일반적으로 혈관계의 지속적 퇴화와 혈관계에 대한 종양세포의 상대적으로 빠른 분열에 의한 종양이 커질 수록 감소하게 된다. 그러나 특히 작은 종양에 있어서는 이러한 혈류 감소와는 달리 오히려 정상조직에 비하여 혈류량이 많은 경우가 있다. 온열에 의한 종양조직의 선택적 치사는 혈류량보다는 혈류량의 증가에 의한 열발산에 크게 기인하는 것으로 알려지고 있다. 가온시의 종양 조직의 혈류증가량은 주위 정상조직의 혈류증가량에 비하여 매우 적으므로 결과적으로 종양조직은 열발산 효과가 적어 가온에 의해 종양의 온도가 상승하게 된다. 또

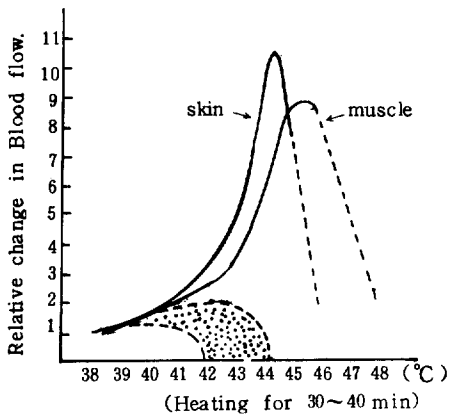


그림 9. 온열에 의한 혈류량의 증가

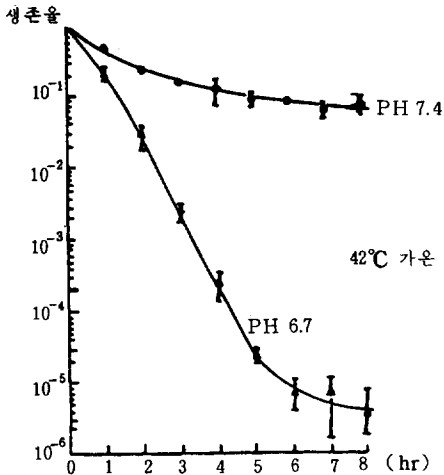


그림 10. 온도와 세포pH관계

가온 후 중앙 내부는 혈관 손상에 의해 영양결핍이 일어나고 약산성화 되는 것으로 알려지고 있으며 이것은 온열요법에 의한 암세포 치사의 또 다른 근거를 유도하게 된다. 종양조직과 정상조직의 피부와 표면에서의 온열에 의한 혈류량의 증가를 그림 9에 보인다. 그림에서 보듯이 대부분의 중앙에서 혈류에 의한 열발산은 30~60분간 가온할 때 41~44°C에서 크게 감소함을 알 수 있다.

세포의 온도 감수성을 크게 좌우하는 요인의 하나로 환경pH가 있다. 통상 배양되고 있는 세포 환경의 pH는 7.2~7.4이지만 이 pH를 저하시켜 약산성으로 하여 가온하면 세포의 치사효과는 현저하게 증대한다. (그림 10 참조)

pH의 저하에 의한 온도 감수성은 현저하게 증대

하나 pH자체에 의한 세포치사 현상은 전혀 나타나지 않는 것으로 알려지고 있다.

이러한 pH 저하에 의한 가온치사의 증강 효과는 고온도 가온영역(43~45°C)에서도 있으나, 저온도 가온영역(41~42°C)에서도 현저하다. 역으로 pH를 높여 알칼리성으로 한 경우 이러한 온도 감수성의 변화는 나타나지 않는다.

④ 고주파 온열치료 시스템 및 치료현황

4.1 치료 시스템

유도 가열법을 이용하거나 유전자열을 이용하거나 유전자열을 이용함에 따라 가온 부분이 조금 달라지기는 하지만 전체적인 시스템은 그림 11과 같이 구성된다. 크게 나누어서 고출력 발진부분, 정합회로부분, 가온부분, 온도측정부분, 제어부분으로 볼 수 있다.

여기서 사용되는 주파수는 hyperthermia에서 저주파라고 불리우는 10MHz 전후이고 출력은 2KW 전후를 쓰고 있다.

또한 applicator로서 극판이나 코일을 사용하게 되는 경우에는 그 주위에서 고주파열로 인한 통증을 느끼게 되므로 장시간 치료(50분 이상)를 하게 될 때에는 그 제거법이 중요하게 된다.

Hyperthermia System에서 가장 중요한 요소 중의 하나가 온도를 정확히 측정하는 일이다. 온도를 측정하고자 할 때에는 온도센서 자체가 고주파의 영향을 크게 받아서 정확한 측정을 하기가 어렵게 되므로 여러가지 기술적인 잡음제거 방법 등이 필요하게 된다.

최근에는 무침습적인(noninvasive) 온도 측정에도 많은 연구를 하고 있는 중이다.

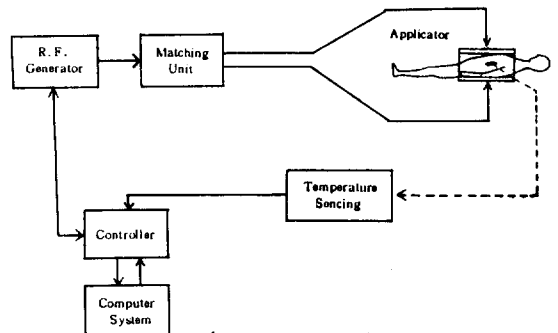


그림 11. RF Hyperthermia system.

4.2 치료 현황

표재성암을 중심으로 한 고주파 가온치료는 세계적으로 좋은 치료 결과를 보이고 있다. 실제로 미국 미네소타대학병원, 일본 경도대학병원 등에서는 재생이 어려운 여러 환자를 회복시킨 임상 결과를 보고 하고 있다.

이러한 고주파 온열치료 시스템은 처음에 독일, 미국에서 연구가 되었었지만 그 실용성이 어려운 것으로 판단되어 한 동안 연구 되지 않았다. 그러나 최근에는 미국, 일본이 이를 잘 개발하여 시스템화함으로써 좋은 임상예를 많이 얻고 있다.

대표적인 유전자열 시스템의 하나가 YAMAMOTO사(일본)의 Thermotron RF8로, 1983년 경도 대학병원에서 행한 임상결과로는 39명의 각종 암환자 중에서 완치된 사람이 54%, 경과가 좋은 환자가 38%라는 좋은 성적을 내고 있다.

한편 이러한 고주파 가열치료는 이를 독단적으로 행하는 것보다도 방사선치료와 병행하므로써 더욱 좋은 결과를 보이는 것이 밝혀졌다. 최근에는 방사선 치료후 온열치료, 또는 온열치료 후 방사선 치료를 하므로써 암 치사율을 더욱 높이고 있는 실정이다.

대표적인 유도가열 시스템은 미국의 Magnetron 사 제품이다. applicator로서는 코일을 한번 감은 도너츠형 디스크판을 이용하므로써 그 중심부를 가열하게 된다. 유전자열형 보다는 피부 깊숙히 침투하지 못하므로 심재성 암치료에는 그 효과가 적은 것으로 판명 되어 있으나, 미국에서는 널리 사용되고 있다.

그 외에도 마이크로파 영역의 hyperthermia 기기로는 이 분야의 선구자적인 BSD(미국)사 제품등이 널리 이용되고 있다.

국내의 경우에는 연세대 암센터에서 YAMAMOTO사기기, 본 연구실팀(연세대 전자과)이 제작한 기기 등이 임상에 이용되고 있다.

5 국산화 전망

이 온열치료 시스템은 최근에 연구되기 시작한 것으로 그 실용성이 입증되어 가는 만큼 연구 개발해야 할 점도 많다고 본다.

고출력, 고주파 발전시스템이라는 면에서 고려해야 할 문제점도 많이 있겠으나 여러 시행착오로 안정된 시스템이 구성 될 수 있으리라 보며 중요한 것은 부하조건(치료하고자 하는 신체 부위의 조건)에

따라 달라지게 되는 임피던스의 정합을 어떻게 얻을 수 있을까 하는 점이다.

더욱 문제시되는 것은 고주파 잡음 속에서의 온도 측정이다. 몇가지 고주파 제거 시스템(잡음제거 회로 등)을 활용하면 일반적인 온도센서로 이를 측정할 수 있으리라 보고 최근에는 전자파에 영향을 받지 않는 광파이버 측정기도 시판 중에 있다.

또한 hyperthermia system은 부위에 따라서 마이크로파, 초음파 등의 특징을 살린 시스템으로 구성할 수도 있으리라 본다. 마이크로파의 경우는 연세대 암센터(추정실박사)에서 만들어 위암 등의 치료에 실제로 사용하는 예도 있다.

6 결 론

암 치료는 금세기 의료영역에서 가장 큰 과제 중의 하나이며, 우리 일상생활에서도 이를 피부로 느낄 수 있는 중요한 것이다.

Hyperthermia system은 비단 암치료 뿐만 아니라 동상, 신경통 등 심재성 물리치료에도 좋은 효과를 가져오리라 본다.

2000년까지는 암이 정복되리라고 예상들을 한다. 유전적인, 생화학적인 치료 시스템 등 외에도 이 hyperthermia system은 중요한 역할을 하리라 믿는다.

한편, 의료 시스템의 많은 부분이 전기 전자적인 요소를 포함하고 있으므로 의료에 종사하는 사람들도 전기 전자공학자의 필요성을 점점 피부로 느껴가고 있다.

비단 이 고주파 가온시스템 뿐만 아니라, 여러 의료장비에 관해서 우리가 조금만 신경을 써서 의학자들과 협조하여 연구를 할 수만 있다면 좋은 의료시스템을 많이 개발할 수 있으리라 본다.

參 考 文 獻

- 1) 菅原, 阿部共著, ハイパーミア(Hyperthermia), 마그로스出版, 1984
- 2) Perez, Taylor 編集, "Hyperthermia in Cancer treatment (workshop)" Cancer Research, Vol 44, 1984
- 3) 望月, "ハイパーミアによる癌治療," JJME, Vol. 20, 1982
- 4) 阿部, 平岡, "難治癌に對する局所加温併用放射線治療", 癌と化學療法, Vol. 10(2), 1983

- 5) Harvey W. Baker et al., "Regional Hyperthermia for cancer", The American Journal of Surgery, Vol. 143, 1982.
- 6) F. Kristian Storm, "Hyperthermic Therapy for Human Neoplasms: thermal death time", Cancer, Vol. 46, 1980.
- 7) R. Shupe, "Medical Electronics, The Friendly fields of RF", Spectrum of The IEEE June, 1985.
- 8) 유재형, "온열요법을 이용한 고주파 암치료기의 설계 및 제작," 연세대 대학원 석사논문, 1985년 9월.

□ 보도 자료 □

벽지에 용이한 전화 시스템 개발

웨스팅하우스는 전기가 들어오는 벽지의 전화 가입자에게 빠르고 저렴한 가격의 서서비스를 할 수 있는 독특한 전기선로를 이용한 전화시스템을 개발하였다.

이 전신전화 시스템은 전기는 들어오지만 전화 선로가 설치되지 않은 벽지의 어렵던 전화 통신의 문제를 쉽게 해결하여 크게 돈을 절약할 수 있다.

이 시스템은 기존의 전기선로를 통해 단 축파대 전선 반송설비를 이용함으로써 12개까지의 음성 채널을 공급하게 되는데 신속한 설치, 설치 비용의 절감 및 기존 전선을 통한 즉각적인 통신이 가능하며 장비의 이동이 쉬워 타지역에의 설치가 간단하다는 장점을 갖고 있다.

기본 시스템은 교환국의 터미널과 가입가 터미널로 구성되는데 이 터미널들은 전기선로에 결합기에 의해서 연결되어지며 분배가입자 터미널도 설치될 수 있다.

웨스팅 하우스는 이 전기선로 전화 시스템의 주요부품에 대한 설명 및 사용 방법을 소개하는 안내서를 발간하였으며 이것은 웨스팅하우스 서울지사서 구할 수 있다.