

마이크로파를 이용한 수술기의 개발

박 병욱, 정 병선, 박 민용, 이 상배, 손 우정*, 정 동균*, 양 성희*
연세 대학교 전자공학과, (주) 녹십자의료공업*

The Development of Microwave Tissue Coagulator

B.W. Park, B.S. Jeong, Mignon Park, S.B. Lee, W.J. Son*, D.G. Jeong*, S.H. Yang*
Dept. of Elec. Eng. Yonsei Univ., Green Cross Medical Equipment Co.*

ABSTRACT

In surgery the hemostatic control is very important for the parenchymatous organs. These organs consist of the fragile and the blood content tissues such as liver, spleen and kidney, etc.. One of the control methods to solve this problem is to insert the monopolar typed needle electrode, which gathers the thermal effect of microwave, directly into tissues so as to coagulate and stop the hemorrhage.

This method has some advantages: First, the range of the heat energy is limited. Second, the coagulation, the hemostatic characteristic, and stability are excellent. Third, more convenient operation is possible.

This paper is aimed to manufacture the microwave tissue coagulation system and to suggest the new direction for development, hereafter.

1. 서론

의료에 있어서 최근 놀라운 진보가 있고, 특히 외과적 치료의 진보를 반영하는 것은 합성물집에 따른 감염방지와 마취기술의 진보에 의한 수술 중 혹은 수술 후 관리의 안정성의 유지라는 것은 말할 것도 없다. 그러나 외과 기술면에서의 출혈제어기술은 진

보에 있어 큰 요소가 된다.

이 면의 대안으로 접촉성 전기 매스, 비접촉성 태이저 매스와 함께 마이크로파의 내부 유전자열작용을 접촉하기 위한 방법으로 monopolar 바늘형 전극을 생체조직에 직접 삽입하여 응고 지혈을 행하는 방법 등이 있다. 특히, 마이크로파를 이용하는 경우는 열에너지가 미치는 범위가 국한적이고 응고지혈성이 우수할 뿐만 아니라 안정성과 조직의 응이함을 확보할 수 있다. [2]

따라서 본 논문에서는 마이크로파를 이용한 조직응고 시스템을 제작하여 기초 실험을 행하였고, 금후의 전망에 대해서는 고찰에 덧붙였다.

2. 가열이론

일반적으로 마이크로파를 포함한 전자파는 공간 중을 직교하는 전기와 자계로 전파해 간다. 이 전자계는 Maxwell 방정식으로 표시될 수 있다. 여기서 가해진 마이크로파 전기장을

$$E = E_0 e^{j\omega t} = E_0 (\cos \omega t + j \sin \omega t)$$

로 표시한다. 전속밀도 D는 정전계에서는 E에 비례하지만 주파수가 높게 되면 D가 E에 대하여 지연되어 위상차 δ 가 발생한다. 즉,

$$D = D_0 e^{j(\omega t - \delta)}$$

이 때, 실수부는

$$E = E_0 \cos \omega t,$$

$$D = D_0 \cos (\omega t - \delta) = D_0 \cos \delta \cdot \cos \omega t +$$

$$D_0 \sin \delta \cdot \sin \omega t$$

이다. Maxwell 방정식 중 $\nabla \times H$ 의 식은 전류에 관한 부분이고 우변의 1항은 전도전류, 2항은 변위전류를 나타낸다. 순수한 유전체는 절연물이기 때문에 전기 전도도 σ 는 0 이고 1항의 전류는 흐르지 않는다. 2항의 전류성분에 의해 마이크로파 손실을 발생시키고 이로인해 열이 발생한다.

$$\frac{\partial D}{\partial t} = -D_0 \omega \cos \delta \cdot \sin \omega t + D_0 \omega \sin \delta \cdot \cos \omega t$$
 손실되는 것은 E 와 동위상의, 전류성분이기 때문에

전력손실 L(W)은

$$L = D_0 \omega \cos \delta E_0 = 2 \pi f \epsilon_0 \frac{D_0}{\epsilon_0} \sin \delta$$

(여기서, $\omega = 2 \pi f$)

이다. 여기서 δ 를 유전손실각이라 하고 이로 인한 손실계수(Loss - Factor)가 마이크로파 가열의 목적이 된다. [1]

3. 시스템 구성

본 시스템은 마이크로파의 내부유전가열을 이용한 조직응고용 발진 시스템으로서 이는 온열요법(Hyperthermia)에서 사용되는 시스템이 유전체 유전가열을 이용한다는 점에서 동일하다. [3]

전체 시스템 구성은 그림 1과 같다.

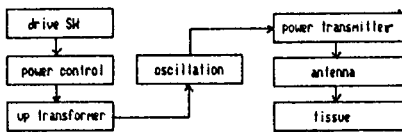


FIG.1 blockdiagram of system

구동 전압은 AC 100 V 60 Hz를 사용한다. 구동 스위치부에서는 전체 시스템을 작동시키는 구동 스위치와 마이크로파의 조사 시간을 미리 정할 수 있도록 한 타이머 스위치로 구성된다. 전압 조절부는 출력 Power 를 조절하는 곳으로 입력이 100 V 이고 출력이 60 ~ 100 V 인 슬라이더스틀 사용했다. 승압부는 발진을 위해 전압을 높이는 곳으로서 일단의 가변입력을 약 1000 ~ 2500 V 로 승압시키는 승압용 변압기를 사용했다. 발진부는 외부로 마이크로파를 발생시키는 곳으로 발진장치로 마그네트론(2M107A)을 사용하고

임피던스 정합을 위하여 고압 콘덴서의 고압 다이오드를 사용했다. 발진 주파수는 2450 MHz이고, Power 는 0 ~ 500 W 로 가변된다. Power 전달용 가이드라인은 동축 케이블(RG-223)을 사용했고, 이 가이드라인의 끝엔 길이 3.2 cm, 직경 2 mm 의 monopolar 바늘형 전극을 연결하였다.

4. 실험

본 실험에서는 물, 한천편용, 실제 조직을 대상으로 하여 실험을 행했다. 먼저 기초적인 검토로서 각 조건에서의 수온 상승을 실험하였다. 즉 출력과 조사시간의 조건 차이로 인해, 조직에 미치는 열에너지의 정도를 추정하기위해, 23 °C 의 물 1ml 를 부하로 하고 수온 상승도를 실험하였다.

출력 상승에 따른 온도 상승은 그다지 높지 않고, 최대 상승은 80 °C 전후이다. 이것으로 조직의 변화는 보이지 않을 것을 추정하였다.

다음으로 원형의 한천편용에 전극을 삽입하여 조건을 달리하며 가온한 후 각각의 깊이 및 평면의 온도분포를 디지털 온도계(Digital Thermometer)를 이용하여 정밀하게 계속하였다. 그 결과 조건에 따른 온도분포는 온도값의 차 외에는 거의 비슷했으며 전극 끝 아래로는 거의 영향이 없음을 알 수 있다. 그림 2는 60 W 경우의 온도분포를 대략적으로 보인 것이다.

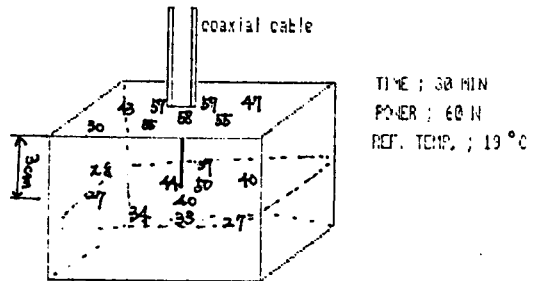


그림 2. 한천편용에서의 온도분포 (60W)

실제 조직으로 소의 간을 대상으로해서 실험을 했다. 시간과 Power 의 조건을 달리하여 실험을 한 결과 응고깊이는 삽입된 전극의 길이와 거의 일치였으며 시간이 오래 지날수록 원형의 회백색으로 응고된 부분이 커졌다.

5. 결과

개발된 본 시스템은 조직의 응고 지혈에 대한 기초적 실험을 통하여 전기 매스나 레이저 매스와 달리 직접 조직에 전극을 삽입하는 방법으로 조직에 탄화층을 발생시키지 않고 응고물 시켜 지혈에도 유용하지만 응고 후 세포의 회복에도 유리할 것으로 생각한다. 또한 실험의 결과로 볼 때 탄화층 일으키지 않고 적당한 응고는 30 ~ 50 W 에서 40 ~ 80 sec 정도이다.

6. 고찰

본 실험에서 사용된 시스템은 응고 후 전극을 뽑을 때 조직이 전극에 묻어 나오는 경우가 많았다.

이 문제는 취급상의 유의점이 되고, 조직 해리 장치의 필요성을 느끼게 했다.

실제 임상에 적용하는 경우 내시경 이용이 가능하고, 조직에 직접 삽입해 행하고, 목적 부위 외엔 손상이 거의 없으며 환자에 어스, 대극판 혹은 눈의 보호장치 등을 설치할 필요가 없기 때문에 준비하기가 쉽고 열상과 누설 전류에 의한 충격 위험이 없으므로 안전하다. 따라서 본 시스템에 조직 해리 장치, 출력의 안정 등의 문제에 대해 연구가 진행되면 간 절제술 뿐만 아니라 내시경과 결합하여 출혈성 위궤양, 용기형 종양 등의 지혈응고 치료에 유용해 질 수 있고 또한 온열암치료에도 적용도 가능하기 때문에 다목적으로서 외과 기술 진보에 일조를 담당할 것으로 기대된다.

7. 참고 문헌

- [1] 柴田長吉郎, “工業用マイクロ波 応用技術”, 電気書院, pp. 1 ~ 4, 205 ~ 217, 1986.
- [2] 田伏克博外, “内視鏡的 マイクロ波 凝固止血法”, Gastroenterological Endoscopy, Vol. (24) 10, Oct. 1982.
- [3] 유재형, 박덕규, 양성화, 박민용, 추성실, 이상배, “온열요법을 이용한 고주파 및 마이크로웨이브 암치료기에 관한 연구”, 대한 전자 공학 학회, 87-24-3-19, pp. 117 ~ 123