

암치료용 레이저 시스템 개발

The development of laser system for cancer

이동진, 김주명, 김선학, 임현수*

충남대학교 의공학협동과정, *충남대학교 의과대학 의공학과

swalla@orgio.net

Abstract : A laser system for therapy of cancer is proposed in this paper. In order to accuracy and statistical output control we used the constant current control method and designed the power source to protect the resonator from the over-current, rush-current and electrical fault. The most important things are the radiation type for cancer therapy in laser system, we developed the radiation type of cw, pulse, and burst pulse. The experimental result show that laser beam power increase linearly from 10mW to 300mW for input current increasing and the exposure time.

I. 서론

암치료 방법은 수술 요법, 방사선 요법, 화학치료법 등이 있으며, 최근에는 암치료에 있어서 새로운 방법으로써 광역학적인 암치료법이 시도되고 있다. 이 방법은 암치료의 효과면에서 우수할 뿐 아니라, 환자에 대한 고통과 비용을 줄일 수 있는 치료법이다. 광역학적 치료법에 사용된 광원으로는 Kodak beam projector에 #2418 red filter를 이용했었으며, 이후로 Argon pumped Dye laser와 ND:YAG pumped Dye laser가 사용되었다. 그러나 이 또한 높은 가격, 큰 부피의 시스템을 요구하기 때문에 이동할 수 없는 점, 여기원으로 사용되는 레이저의 냉각문제, 파장과 출력세기의 안정성 및 유지보수의 문제점이 지적되었다^(1,2). 때문에 새로운 광원이 요구되었는데, 반도체 기술의 발달로 인해 다이오드 레이저에 그 초점이 모아졌다. 기존의 Dye laser가 갖는 단점을 다 해소하는 장점이 있는 반면 펄스 형태의 방사모드를 사용할 경우 초기의 돌입전류에 의해 손상을 입을 수 있다는 단점이 있다.

본 연구는 이러한 단점을 보완하고 동물실험 및 임상실험에 적용할 수 있는 암치료를 위한 다이오드 레이저 시스템의 구현을 목적으로 한다.

II. 실험 및 결과

PDT를 위한 레이저 시스템은 안정된 출력과 파장을 가져야 하며, 필요로 하는 출력의 세기를 원하는 위치에 정해진 시간동안 방사할 수 있어야 한다^(3,4). 본 연구에서는 사용자가 원하는 출력의 세기, 방사모드, 치료시간 등을 입력할 수 있는 키 입력부, 키를 누를 때마다의 상황과 지시사항을 출력하는 디스플레이, 모든 시퀀스를 제어하는 중앙처리장치, 공진기의 안정된 출력을 지원하는 냉각장치, 설정된 출력의 세기와 방사모드를 실현하는 전원공급장치, 최종 출력된 레이저빔을 전달하는 광학장치 등을 구현하였다. 레이저 공진기에 흐르는 전류 검출을 통한 레이저 출력 제어장치를 구현하였다. 제어장치에서 레이저 전원 공급 장치에 설정된 값의 신호를 보내고, 레이저 전원 공급 장치는 레이저 공진기에 흐르는 전류를 감지하여 설정된 값과 비교하여 설정된 전류가 흐르도록 하는 회로를 설치하여 일정한 세기의 레이저가 발생할 수 있도록 하였다. 사용자가 Key pad를 통해 입력한 출력의 세기는 MPU단에서 디

본 연구는 보건복지부 G7의료공학기술개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (HMP-98-G-1-025)

지털 신호로 변환되며, D/A 컨버터를 거쳐 AMP단에서 I/V 컨버터를 통해 전압의 형태로 변환된 후 전류 증폭되어 진다. 그림 1.은 레이저 출력 제어 장치에서 발생한 신호 전압을 기준으로 하여 레이저를 발진하였을 때의 레이저 공진기에 흐르는 전류와 레이저 출력의 세기를 측정 한 것이다. 최저 출력의 발진은 약 3V의 신호를 주었을 때 발생하였으며, 10mW의 출력 세기를 가지고 있다. 이 때 전류의 세기는 500mA정도였다. 또한 최대 출력은 9V의 신호를 주었을 때 발생하였으며, 300mW의 출력세기를 가지고, 900mA정도의 전류가 흘렀다. 그림에서 보듯이 출력 제어 장치에서 발생한 신호에 비해 전류와 출력의 세기는 선형적으로 증가하지 않고 S 커브를 그리고 있다. 이것은 출력 제어 장치와 레이저 전원공급장치와의 절연을 위해 포토커플러를 사용하여 생긴 현상으로 포토커플러의 전달 특성이 S 커브를 그리기 때문이다.

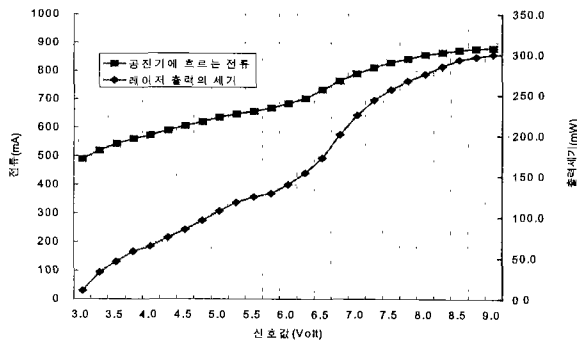


그림 1. 신호값 대비 전류, 레이저 출력 세기

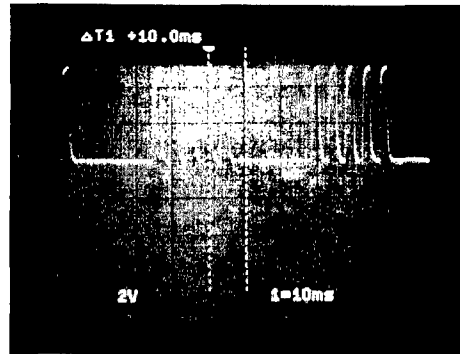


그림 2. 연속 반복 펄스

PDT 레이저 시스템을 제어할 수 있는 프로그램을 개발하여 다양한 방사모드를 구현하였다. 출력되는 연속 반복 펄스(Continuous burst pulse)의 출력 파형을 측정하여 그림 2.에 나타내었다. 레이저의 출력이 상승하는 도중에 과전류를 제어하기 위해 스위치가 차단되어 그림 2.와 같은 결과가 나왔다.

다이오드 레이저를 이용하여 최대 300mW의 출력을 얻어냈으며, 다이오드 레이저에 손상을 입힐 수 있는 초기 돌입전류를 제어하여 최소 펄스폭 1msec까지의 펄스를 구현하였다. 또한 출력에 따라 냉각팬의 속도를 조절하는 공냉식 냉각을 통하여 $\pm 23\%$ 에 달했던 출력변동률을 $\pm 7\%$ 이내로 안정화시켰다.

III. 결론

본 연구에서는 기존의 광역학적 치료를 위한 레이저 시스템의 성능을 재현하고, 단점으로 지적되어 온 펄스 형태의 방사모드를 구현하였다. 앞으로 남은 과제로 본 연구에서 구현한 다이오드 레이저 시스템으로 암의 광역학적 치료에 대한 동물실험 및 임상실험에 적용하여 효과를 확인하여야 할 것이다.

IV. 참고문헌

1. James S. McCaughan, Jr., M.D., A CLINICAL MANUAL : PHOTO DYNAMIC THERAPY OF MALIGNANCIES (CRC press. 1992), pp. 1-12.
2. McCaughan Js Jr., Photodynamic therapy vs Nd-YAG laser treatment of endobronchial or esophageal malignancies in Photodynamic Therapy and Biomedical Lasers (Elsevier Science Publishers, 1992), pp 23-36
3. Hansen J E and Travis L D, "Light Scattering in Planetary Atmospheres", Space Sci. Rev. 16, pp. 527-613. 1974
4. Stratonnikov A.A., Douplik A.J., Loschenov V.B. et al. "The Absorption Spectroscopy as a Tool to Control Blood Oxygen Saturation during Photodynamic Therapy", SPIE, Vol. 3191, p.58-65, 1997.

T
F