

논문 2003-12-5-05

LC(Liquid crystal)-광섬유를 이용한 최소 침습적 레이저 온열 치료용 온도 측정 센서의 개발을 위한 기초 연구

이봉수*, 황영묵*, 정순철*

Feasibility study on the development of Liquid crystal-optical fiber temperature sensor for minimal invasive laserthermia

Bong-soo Lee*, Young-Muk Hwang* and Soon-Cheol Chung*

요 약

최근 최소 침습적 수술(minimal invasive surgery)방법에 대한 관심이 높아지면서 인체 내부의 악성 종양을 치료하는 방법 중의 하나로 레이저를 이용한 온열 치료법(laserthermia)이 사용되고 있다. 인체 심부의 암세포에 대한 레이저 열 치료는 레이저를 조직에 흡수시키면서 발생되는 열을 이용하여 암세포를 제거하는 방법이다. 본 시스템은 레이저 전달용 광섬유, 영상 획득용 내시경, 온도 측정 센서 등으로 구성된다. 온열 요법은 치료할 암세포를 적절한 온도(42~43°C)로 유지시켜주면서 정상 세포는 레이저의 조사에 의한 열 발생을 최소화시키는 것이 중요한데 이러한 온도 유지를 위해서는 신속 정확한 온도 측정이 요구되고 있다. 본 연구에서는 새로운 형태의 LC(liquid crystal)-광섬유 온도 측정 센서를 개발하기 위해 온도 변화에 따른 LC물질의 색 변화 정도를 수광-발광 광섬유로서 측정하였고 측정된 수광량과 온도 변화 사이의 관계식을 도출하였다. 그리고 광섬유와 LC물질간의 복잡한 거리 문제를 해결하고, 보다 향상된 실험 결과를 얻기 위해 Y-coupler를 제작하여 LC물질의 반사 광량과 온도 사이의 관계도 알아보았다.

Abstract

Nowadays, laserthermia is widely used to treat malignant tumors with generating heat as the one of minimal invasive surgeries. Generally, the laserthermia probe system consists of the fiber-optic laser and light guides, image guide and temperature sensor. It is very important to measure the temperature of treating tumor and make a stable temperature (42~43°C) during the treating time. Therefore, laserthermia probe needs temperature sensor which can measure it exactly and fast. In this study, to develop a new type of temperature sensor with LC(liquid crystal) and optical fiber, the reflectivity of LC according to the temperature changes are measured. Also, the relationships are derived from the results.

Key Words : laserthermia, temperature sensor, LC (Liquid crystal), optical fiber

I. 서 론

* 건국대학교 대학원 의공학협동과정 (Dept. School of Biomedical Engineering, Konkuk University)

<접수일자 : 2003년 5월 21일>

온열 요법이란 환자의 암 치료에 사용되는 치료법 중의 하나로, 섭씨 42~43°C의 열을 암 조직의 국소 또는 전신적으로 가열하여 암을 치료하는 방법이다. 기존의 방사선 치료 및 항암화학

요법을 이용한 종양의 치유율은 30~40%정도에 그치지만 온열 요법을 병행하였을 때는 치유율을 65~75%까지 향상시킬 수 있다.^[1] 이는 악성 종양의 높은 열 감수성으로 인하여 열에 의한 조직의 손상이 쉬우며, 종양 내부의 적은 혈류로 인하여 정상 조직보다 열의 축적이 용이하기 때문에 온열 요법을 이용한 악성 종양의 치유율이 높게 된다. 온열 요법은 정상 세포의 손상을 최소화하면서 환부에 정확한 온도(42~43°C)를 유지하는 것이 중요한데, 이를 위해서는 환부의 온도를 신속, 정확하게 측정할 수 있는 온도 센서의 개발이 필요하다.^[2] 현재 레이저 온열 치료법에 사용되고 있는 온도 측정 센서는 열전쌍으로, laser probe와 6~9mm정도 거리를 두어야 하기 때문에 환부의 정확한 온도를 측정하기 위해서는 수학적 보정이 필요하다.^[3] 그리고 수술 시, 환자에게 침습적인 접촉을 가하게 되어 불편함을 안겨주게 되는 단점이 있다. 이를 보완하기 위해서 온도 변화에 따라 색의 변화를 나타내는 film 형태의 LC물질과 플라스틱 광섬유 및 파장이 470nm인 광섬유용 LED를 사용하여 새로운 온도 측정 센서를 제작하였다. 새로운 형태의 LC-광섬유 온도 측정 센서는 LC물질의 사용으로 인하여 환부의 침습적인 접촉을 피하게 될 것으로 기대된다. 또한 광섬유의 가는 직경을 이용하여 laser probe와의 거리를 줄일 수 있게 되어 실시간의 온도 측정 가능 및 수학적 보정이 필요 없을 것으로 기대된다. 그 외에 광섬유를 이용하기 때문에 응답 시간이 기존의 온도 센서 보다 빠르고 전기적인 신호에 대한 외부 교란이 없는 특성을 가지고 있다.^[4]

본 연구에서는 온도 변화에 따라 색이 변화하는 LC물질을 이용하여 레이저 온열 치료시 사용 가능한 새로운 형태의 광섬유 온도 측정 센서를 제작하였다. 온도 변화에 따른 LC물질의 색 변화는 광계측기를 이용하여 LC물질의 반사 광량 정도를 측정하였고, 측정된 광량과 온도 사이의 관계식을 도출하였다. 그리고, 환부의 온도 측정을 보다 용이하게 함과 동시에 정확한 온도 분포 측정을 위해서 Y-coupler를 이용하여 LC물질의 색 변화에 의한 반사 광량과 온도 사이의 관계도 알아보았다.

II. 실험 방법 및 결과

새로운 온도 측정 센서에 사용된 광섬유의 core는 PMMA(polymethylmethacrylate) 재질로 굴절률이 1.49, cladding은 1.402, 광섬유의 직경은 1.0mm와 1.5mm이며 길이는 30cm, 개구수(numerical aperture)는 0.504의 것을 사용하였다. 광원 장치는 광섬유용 LED광원(industrial fiber optics, Inc.)을 이용하여 실험하였다. 그림 1은 실험에 사용된 470nm의 LED광원 장치의 특성 곡선을 나타낸 그래프이다. 본 광원은 별도의 구동 회로가 필요 없으며, 광섬유와 광원간의 연결을 손쉽게 할 수 있고, 광원의 내부는 플라스틱 렌즈를 이용하여 광원과 광섬유간의 연결 손실을 줄일 수 있는 특징을 가지고 있다.

광섬유를 이용한 온도 측정 센서는 온도 변화에 따라 광섬유가 수용할 수 있는 물리적인 변화(여기서는 파장의 변화)를 나타내는 물질이 필수적이다. 본 실험에서는 온도 변화에 따라 색이 변화하는 LC물질을 사용하여 온도 변화에 따른 LC물질의 반사 광량을 측정할 수 있었다. 그럼 2는 이러한 LC물질(edmund industrial optics)의 특성을 보여주고 있다.^[5] LC물질은 가시 광선 영역내의 파장에서 온도가 낮을 때 긴 파장의 영역을, 높은 온도에서는 짧은 파장 영역의 색을 방출하는 특성을 가지고 있다. 그림 2에서 하단의 곡선은 30~45°C, 중간 곡선은 35~48°C, 상단의 곡선은 40~53°C에서 사용 가능한 LC물질의 변색 특성 곡선을 나타내고 있다.

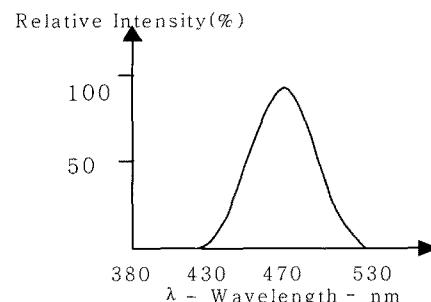


그림 1. LED광원의 특성 곡선.

Fig. 1. Characteristic curve of LED source.

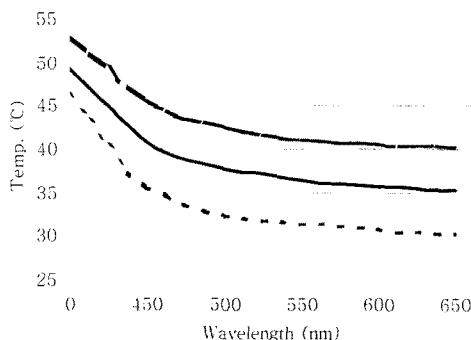


그림 2. LC물질의 특성곡선.
Fig. 2. Characteristic curve of LC.

LC-광섬유 온도 측정 센서를 제작하기 위한 실험 장치의 구성은 그림 3과 같다. 하나의 광섬유는 광섬유-용 LED광원에, 다른 하나는 계측기에 연결하여 온도 변화에 따른 LC물질의 반사 광량을 측정하였다. 온도 변화에 따른 LC물질의 색 변화는 온도 조절 장치(LT470, CHINO, Inc.)와 열원을 이용 조절하였다. 계측기는 파워 메타와 검출기로 구성되는데, 실험에 사용된 파워메타(1815-C, Newport, Inc.)는 100fW에서 2W까지 측정이 가능하고 190~1800nm의 측정 파장 범위를 가지는 것을 사용하였다. 검출기(818-SL, Newport, Inc.)는 실리콘 재질로, 400~1100nm의 파장 범위를 측정할 수 있으며, $\pm 2\%$ 의 정확성을 가지고 있다. 온도 조절 장치의 열전쌍으로는 T-유형을 사용하였다.

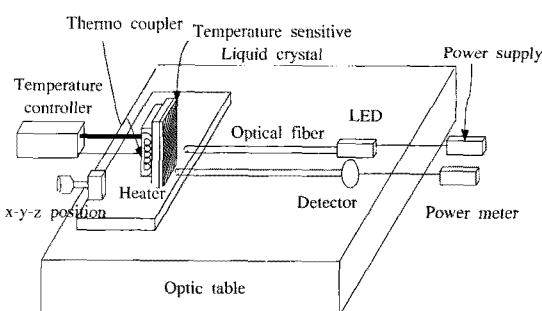


그림 3. 실험 장치 구성도
Fig. 3. Experimental setup

그림 4는 LC물질의 색 변화에 민감한 광원을 찾는 실험 결과이다. LC물질이 변화할 수 있는 3가지 색(R, G, B)에 대한 계측기 수광량의 민

감도를 분석하였다. 실험에 사용된 광원은 총 4 가지로, 파장이 470nm인 E92B가 LC물질의 색 변화에 가장 민감한 광원임을 알 수 있다.

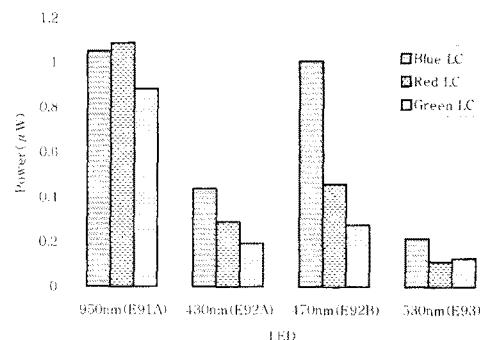


그림 4. LC색에 따른 LED광원의 민감도 분석.
Fig. 4. Sensitivity study on LED according to the color change of LC.

수·발광 광섬유와 LC물질간의 최대 반사 광도를 얻기 위한 거리 측정 실험은 그림 5와 같다. 거리에 따른 반사 수광량은 x-y 스테이지를 사용하여 LC물질로부터 0.1mm씩 뒤로 이동하면서 반사 수광량을 측정하였다. 거리 측정에 대한 실험 결과는 그림 6과 같은데, 본 실험을 통하여 광섬유와 LC물질간의 거리가 약 1.7mm일 때 최대 반사 수광량이 측정됨을 알 수 있다.

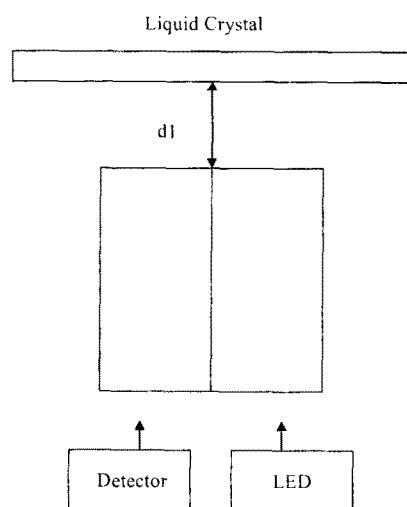


그림 5. LC물질과 광섬유간의 거리 측정 실험.
Fig. 5. Distance test between LC and Fiber.

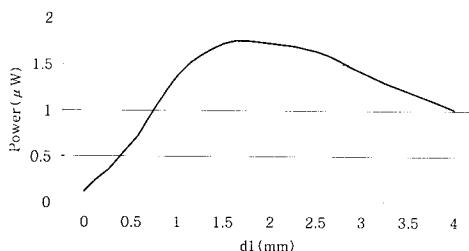


그림 6. 거리와 반사 광량간의 그래프.

Fig. 6. Distance vs. Power.

새로운 LC-광섬유 온도 측정 센서의 각 구성 요소들을 최적화하는 실험 과정을 통하여 온도 측정 센서 개발에 있어 가장 중요한 온도와 반사 광량 사이의 관계식을 도출할 수 있었다.

그림 7의 (a)는 30~35°C에 민감한 LC필름을 사용한 실험 결과를 보여주고 있는데, 온도에 의한 LC물질의 색 변화와 반사 광량 사이에 선형 관계가 있음을 알 수 있었고, 선형 관계식을 식(1)과 같이 도출할 수 있었다.

$$\text{Temp.} (\text{°C}) = 0.1098p(\text{nW}) - 33.27 \quad \dots (1)$$

그림 7의 (b) 결과 역시, 35~40°C에 민감한 LC물질을 사용하여 반사 광량과 온도 변화 사이에 선형 관계가 있음을 알 수 있었고 실험 결과와 선형 관계식[식(2)] 사이에는 99% 이상의 정확성을 보였다.

40~45°C에 민감한 LC물질을 사용하여 실험한 결과는 그림 7의 (c)에 나타내었는데 앞의 결론들과 동일하게 온도와 반사 광량 사이에 선형적인 관계[식(3)]가 있음을 알 수 있었다.

$$\text{Temp.} (\text{°C}) = 0.0721p(\text{nW}) - 7.1053 \quad \dots (2)$$

$$\text{Temp.} (\text{°C}) = 0.0718p(\text{nW}) - 2.5631 \quad \dots (3)$$

새로운 온도 측정 센서에 있어서, 광섬유와 LC 물질간의 복잡한 거리 문제를 해결함과 동시에 환부의 온도 분포 측정을 용이하게 하기 위해 Y-coupler를 제작하였다. Y-coupler는, 한 광섬유의 클래딩을 일정 두께만큼 제거한 다음, 광학 에폭시를 이용하여 동일한 특성의 다른 광섬유를 클래딩 제거부위에 접속하는 방식으로 제작하였다.^[6]

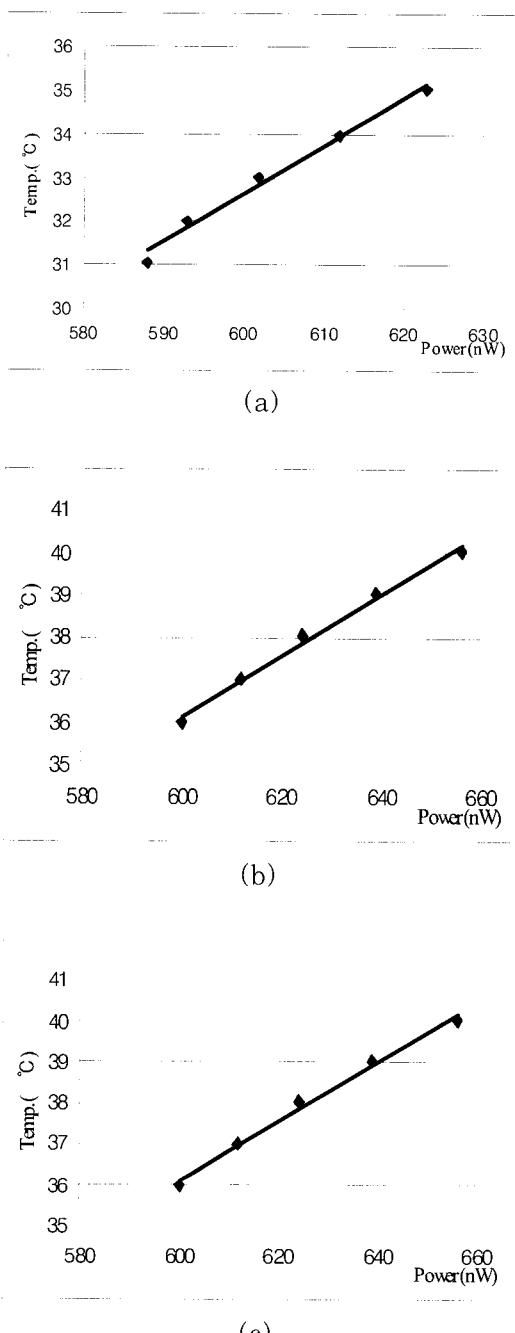


그림 7. LC물질에 따른 광량과 온도 사이의 관계.

(a) 30~35°C, (b) 35~40°C & (c) 40~45°C.

Fig. 7. Optical Temp. vs. Power with LC-Film.

(a) 30~35°C, (b) 35~40°C & (c) 40~45°C.

제작한 Y-Coupler는 그림 8과 같다.

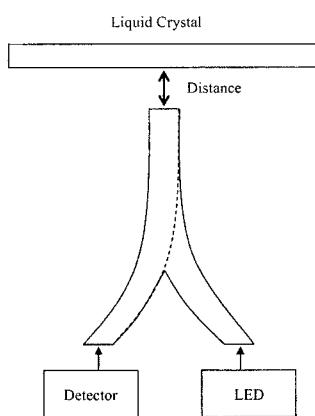


그림 8. Y-Coupler의 모형도.

Fig. 8. Schematic diagram of Y-Coupler.

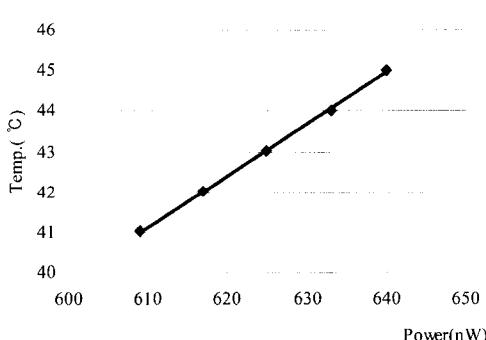


그림 9. 광량과 온도 사이의 관계.

Fig. 9. Optical Temp. vs. Power(40~45°C).

그림 9는 40~45°C에 민감한 LC물질을 사용한 결과를 보여주고 있는데, Y-Coupler를 이용한 결과 역시 온도 변화에 의한 LC물질의 색 변화와 반사 광량 사이에 선형 관계가 있음을 알 수 있었다. 실험 결과와 선형 관계식 사이의 정확성은, 기존의 결과보다 향상되었음을 알 수 있고, 식(4)와 같은 선형 관계식을 얻을 수 있었다.

$$\text{Temp.} (\text{°C}) = 0.1277P(\text{nW}) - 36.784 \quad \dots (4)$$

III. 결 론

본 연구에서는 새로운 온도 측정 센서의 각 구성 요소들을 최적화하는 과정을 통하여, 그에 적

합한 온도 센서의 기초 모델을 선택할 수 있었다. 온도 변화에 따른 LC물질의 색 변화는 광섬유와 광 계측기를 사용하여 측정하였고, 이를 통하여 온도 변화와 반사 광량 사이의 선형적인 관계식을 도출하였다. 이때의 온도 측정 센서는 수, 발광 광섬유 두 가지를 사용하기 때문에 온도 변화에 따른 LC물질의 색 변화와 최대 반사 수광량을 얻기 위해서 복잡한 거리 측정 및 광섬유 직경이 커진다는 문제가 발생하였다. 이를 해결하기 위해 Y-Coupler를 이용한 온도 센서를 제작하여 광섬유와 LC물질간의 복잡한 거리 문제를 해결하였고 공간적으로도 하나의 광섬유로 온도 측정 센서의 제작이 가능하게 됨을 알 수 있었다. Y-Coupler를 적용한 온도 측정 센서는 무엇보다도 광섬유의 공간 문제가 해결됨으로써 환부의 온도 분포 측정이 보다 용이할 것으로 기대된다.

본 연구 결과, 인체 내부의 약성 종양을 치료하기 위한 최소 침습적 레이저 온열 치료 시 LC 물질과 광섬유를 이용한 신 개념의 온도 측정 센서 개발이 가능할 것으로 기대된다. 앞으로 더 수행해야 할 연구 방향은 미세 광섬유 다발을 제작하여 열 치료 부위의 온도 분포를 측정하는 것이다.

IV. 감사의 글

이 논문은 “2002년도 한국 학술 진흥 재단”의 지원에 의하여 연구되었음.
(KRF-2002-003-D00474)

V. 참고 문현

- [1] 강세식 외, “방사선 치료학”, 대학서림, pp.377~380, 2001.
- [2] A. Katzir, H. F. Bowman, Y. Asfour, A. Zur, “Infrared Fibers for Radiometer Thermometry in Hypothermia and Hyperthermia Treatment”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 36, no. 6, pp.634~636, 1989.

- [3] N. Daikuzono, S. Suzuki, H. Tajiri, H. Tsunekawa, M. Ohyama, and S.N. Joffe, "Laserthermia:A New Computer-Controlled Contact Nd-YAG System for Interstitial Local Hyperthermia", Lasers in Surgery and Medicine, vol. 8, pp.254-258, 1998.
- [4] Mei H. Sun, Kenneth A.Wickersheim, James Kim, "Fiberoptic Temperature Sensors in the Medical Setting", Optical Fibers in Medicine IV, Proc. SPIE 1067, 15-21, 1989.
- [5] 2000 Optics and Optical Instruments Catalog, Edmund.com, pp.287, 2000.
- [6] O. Eyal, S. Shalem, and A. Katzir, "Silver halide midinfrared optical fiber Y coupler", Optics Letters, vol. 19, no. 22, pp.1843~1845.

著 者 紹 介



이봉수(Bongsoo Lee)
1989년 서울대학교 공과대학
원자핵공학과 졸업(공학사)
1991년 서울대학교 공과대학
원자핵공학과 졸업(공학석사)
1999년 University of Florida 의공학(공학박사)

1999년 - 2001 Nanopitcs, Inc. Director
2001년 - 현재 건국대학교 의과대학 의학공학부
조교수

주관심 분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



정순철(Soon Cheol Chung)
1992년 한국과학기술대학교
전기 및 전자공학과 졸업(공학사)
1994년 한국과학기술대학원
전기 및 전자공학과 졸업(공학
석사)

1994년 한국과학기술대학원 전기 및 전자공학과
졸업(공학박사)

2001년-현재 건국대학교 의과대학 의학공학부
조교수

주관심 분야 : fMRI, 의공학, 감성공학, 인간공학



황영묵(Young Muk Hwang)
2003년 건국대학교 의공학과
졸업 (공학사)
2003년 -현재 건국대학교 일반
대학원 의학공학과(공학석사)
주관심 분야 : 의광학, 의료
방사선공학