

적외선 필터를 이용한 비접촉식 광섬유 온도센서의 출력신호 분석

유욱재¹ · 서정기¹ · 조동현¹ · 장경원¹ · 신상훈¹ ·
Santhosh Kumar Subramanian² ·
Muhammad Nauman Malik² ·
이봉수^{1*} · 김신²

¹건국대학교 의료생명대학 의공학학과,
의공학실용기술연구소

²제주대학교 공과대학 에너지공학과

*380-701 충북 충주시 단월동
건국대학교 의료생명대학 의공학학과
전화: 043-856-0976,
Fax: 043-851-0620,
E-mail: bslee@kku.ac.kr

Analysis of Output Signals of Noncontact Fiber-optic Temperature Sensor Using Infrared Optical Filters

Wook Jae Yoo¹, Jeong Ki Seo¹,
Dong Hyun Cho¹, Kyoung Won Jang¹,
Sang Hun Shin¹, Santhosh Kumar
Subramanian², Muhammad Nauman
Malik², Bongsoo Lee¹ and Sin Kim²

¹*School of Biomedical Engineering, College of
Biomedical & Health Science, Research
Institute of Biomedical Engineering, Konkuk
University*

²*Department of Nuclear & Energy
Engineering, Applied Radiological Science
Research Institute, Cheju National University*

Abstract

Laser-induced interstitial thermotherapy (LITT) is a minimally invasive treatment, the coagulative effects of which lead to tumor destruction in solid organs. The therapeutic temperature range in LITT is well known to range from 42 to 44°C. The most important factor to treat benign and malignant tumors is to maintain a controlled and stable temperature in general hyperthermia including LITT. In this study, we have measured an infrared radiation which is transferred by a silver halide optical fiber from an infrared light source according to the presence of infrared filters. The relationships between the temperatures of an infrared light source and the output voltages of the thermopile sensor are determined. It is expected that a noncontact temperature sensor using a silver halide optical fiber can be developed for medical usages such as temperature monitoring during hyperthermia based on the results of this study.

Key words : Fiber-optic sensor, Noncontact temperature sensor, Infrared radiation, Silver halide optical fiber, Laser-induced interstitial thermotherapy

서 론

비접촉식 온도측정 장치는 열원에서 방출되는 적외선을 검출함으로써 열원의 표면온도를 측정하는 장치로서 적외선 투과 광섬유를 이용한 온도측정에는 긴 파장을 전송시킬 수 있는 silver halide 또는 hollow waveguides 광섬유가 필요하며, 이를 이용하여 넓은 온도범위에서 온도를 측정할 수 있다^[4]. 4~16 μm의 전송 파장영역을 가지는 silver halide 광섬유는 비교적 낮은 온도에서의 적외선 전송을 위해 사용되고 인간의 체

온을 약 37℃로 볼 때, bin의 변위법칙에 의해 인체에서 방출되는 적외선 최대 복사에너지의 파장은 약 9.35 μm 이므로 silver halide 광섬유를 이용하여 전송시킬 수 있다. 또한 silver halide 광섬유는 유연하고 불용해성이며, 무독성이므로 열을 이용한 수술 및 치료분야의 의료장비에 적용 가능하다^{5,6,7}.

레이저를 이용한 온열치료법 (LITT, Laser-induced interstitial thermotherapy)은 인체 심부의 암세포를 제거하기 위해 암세포 부위의 온도를 세포 치사온도인 42~44℃로 가열하여 암을 치료하는 최소 침습적 방법 (minimal invasive surgery)이다. 레이저를 이용한 온열치료법을 포함한 일반적인 온열요법 (hyperthermia)으로 치료시, 세포 치사온도로 지속적으로 가열하면 암세포가 괴사하는 효과를 보게 되지만 암세포 주변의 정상세포 역시 영향을 받아 괴사하게 되므로, 온열 치료시 가열부의 정확한 온도제어와 가열부위의 온도분포를 정확하게 측정하는 것이 중요하며 세포 치사온도인 42.5℃의 적외선 최대 복사에너지의 파장은 9.18 μm 이므로 silver halide 광섬유를 이용하여 전송시킬 수 있다^{8,9,10}. 또한 silver halide 광섬유를 내시경이나 카테터 (catheter)에 포함시켜 인체 내부에 삽입함으로써 장기 및 치료 부위의 온도분포 측정이 가능할 것으로 기대된다.

본 연구는 온열치료 시, 암세포의 온도 및 가열 온도의 정확한 측정을 목적으로 하는 기초연구로서 인체 내부온도 및 온열치료에서 사용하는 가열온도를 포함하는 25~60℃의 열원에서 방출되는 적외선을 silver halide 광섬유를 통해 전송시켜 열원의 온도변화에 따른 써모파일 센서 (thermopile sensor)의 출력신호를 측정하였다.

재료 및 방법

본 연구에 사용된 광섬유는 silver halide 광섬유 (PIR 900/1000, JT Ingram Co.)로서 자켓 (jacket)을 포함한 광섬유의 외경이 1.3 mm, 코어 (core)의 직경은 0.9 mm이며 클래딩 (cladding)의 두께는 0.05 mm 이다. 코어의 굴절률은 2.15이고, 개구수

(NA, numerical aperture)는 0.25이며 녹는점은 415℃ 이다. 코어와 클래딩은 silver halide인 AgCl:AgBr 혼합물질이고, 자켓은 PEEK-polymer (polyetheretherketone)로 구성되어 있으며, 광섬유의 양 끝단은 SMA 커넥터 (subminiature type A)로 연결되어있다. 적외선 전송 파장범위는 중적외선 영역인 4~18 μm 이고, 매우 유연한 기계적 성질을 갖는다.

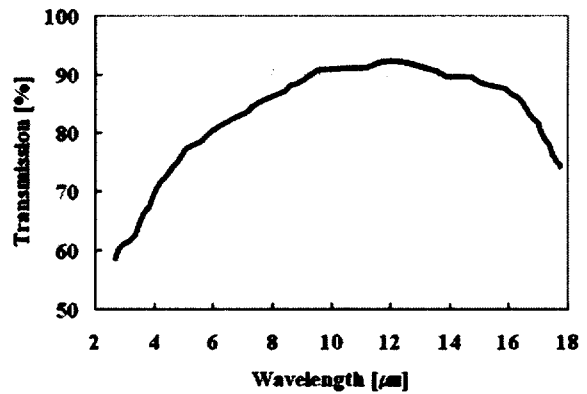


Figure 1. Transmission rate of a silver halide optical fiber.

Fig. 1은 실험에 사용된 silver halide 광섬유의 파장에 따른 전송률을 보여주고 있으며, 10~14 μm 영역의 적외선 파장에서 90% 이상의 전송률을 보이고 있다.

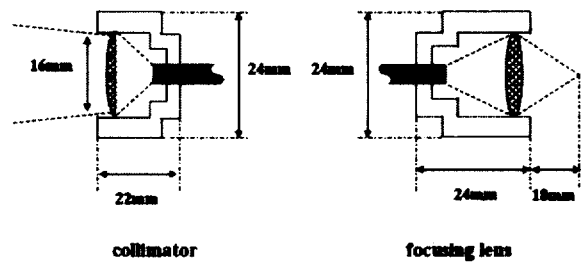


Figure 2. Schematic diagrams of infrared optical devices.

Fig. 2는 적외선 광학장비인 콜리메이터 (collimator)와 포커싱 렌즈 (focusing lens)의 구조를 보여주고 있으며, 적외선 광학장비는 silver halide 광섬유 양 끝단에 연결된 SMA 커넥터에 연결하여 사용된다. 콜리메이터 (FOCIR 10, JT Ingram Co.)는 열원으

로부터 방출된 적외선을 평행하게 하여 silver halide 광섬유 끝단에 적외선의 양을 증가시키는 역할을 하고, 포커싱 렌즈 (FOFHIR 10, JT Ingram Co.)는 silver halide 광섬유로부터 전송된 적외선을 적외선 센서에 집광시키는 역할을 한다.

본 연구에 사용된 적외선 광원은 열 방출형 (filament emitter) 적외선 광원 (IR-12K, Scitec Ltd.)으로서 방출면적 (active area)은 $3.5 \text{ mm} \times 3.5 \text{ mm}$ 이다. 방사율이 100%인 흑체 (black body)의 온도와 파장에 따른 복사에너지 분포를 나타낸 플랑크 곡선 (Planck's curve)과 비교하였을 때, 연구에 사용된 열원 (gray body)의 경우, 1~22 μm 영역의 적외선 파장에서 80%의 방사율 (emissivity)을 보인다.

적외선 센서로는 실온에서 적외선을 감지할 수 있는 써모파일 센서 (A2TPMI 334, Perkin Elmer Inc.)를 사용하였고, 센서의 감지 파장범위는 silver halide 광섬유의 전송 파장범위를 포함하며, 센서에 사용한 적외선 필터에 따라 바뀌게 된다. 써모파일 센서는 열형 센서로서 실온에서 작동하고 파장의 존성이 적은 장점을 가지며, 초전형 센서에 비해 검출능 (detectivity)이 낮은 단점이 있지만 초퍼를 사용할 필요가 없고, 경제적이며 간단하게 실험 장치를 구성할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 써모파일 센서에 사용된 적외선 필터는 2종류로서, 5.5~16 μm 의 파장 범위를 가지는 기본(standard) 필터는 7.5~13.5 μm 파장의 영역에서 70% 이상의 투과율을 보이고, 2~22 μm 의 파장 범위를 가지는 G12 필터는 5.5~13.5 μm 파장의 영역에서 52% 이상의 투과율을 보인다. Fig. 3은 써모파일 센서에 사용된 필터의 파장에 따른 투과율을 보여주고 있다.

Fig. 4는 silver halide 광섬유와 써모파일 센서를 이용한 실험구성을 보여주고 있다. 열원, 적외선 광학 장비 및 silver halide 광섬유 그리고 써모파일 센서를 일직선상에 위치시켜 실험을 진행하였다. silver halide 광섬유를 통해 전송된 적외선은 써모파일 센서 앞에 위치한 적외선 필터에 의해 감지 가능한 적외선 파장영역만 투과되어 센서에 입사되고, 써모파일 센서에서 적외선 신호를 전기 신호로 변환하면, 증폭회로는 미세한 센서의 출력전압을 증폭시키게 된다.

열원의 온도는 인가전압에 의해서 변화되고, 각각의 열원 온도에 의해서 방출되는 적외선의 파장이

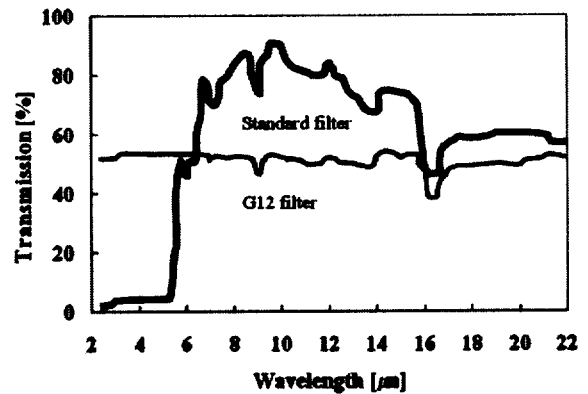


Figure 3. Transmission rate of the infrared optical filters in the thermopile sensor.

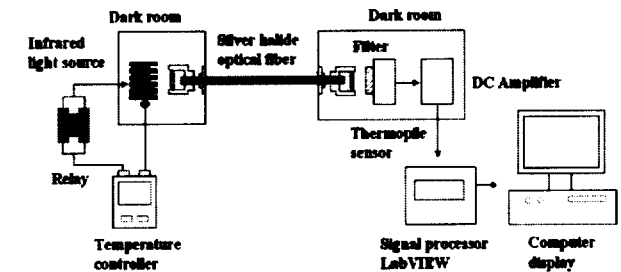


Figure 4. Experimental setup for measuring temperature of a heat using a silver halide optical fiber, infrared optical devices and a thermopile sensor.

결정된다. 열원으로부터 방출된 적외선은 silver halide 광섬유를 통해서 적외선 센서로 전송되고, 전송된 적외선의 특정 파장에 대해서 적외선 센서의 출력이 결정된다. 적외선 투과 광섬유를 이용한 온도측정에서는 열원과 광섬유 간의 거리를 고려해야 한다. 열원이 고온인 경우, 광섬유 내부의 상태 이상으로 적외선의 전송률이 떨어지거나, 광섬유의 녹는점보다 고온이 될 경우에는 광섬유가 녹게 된다. 실험에서는 silver halide 광섬유의 녹는점과 동작 온도 범위를 고려하여 열원과 silver halide 광섬유 간의 거리를 1 cm로 결정하였다.

본 연구에서 모든 실험은 25°C 실온에서 수행하였고 실온에서 동작 가능한 적외선 센서를 사용하였으며, 반복 실험과 무작위 실험을 통해서 열원의 온도변화에 따른 적외선 센서의 출력신호를 측정하였고, 열원의 온도와 적외선 센서 출력신호 사이의 관계식을 도출하였으며, 적외선 필터와 적외

선 광학장비의 사용 유, 무에 따른 출력신호를 분석하였다.

결과 및 고찰

써모파일 센서를 사용한 실험에서는 2종류의 필터에 대해서 적외선 광학장비를 사용한 경우와 사용하지 않은 경우에 대한 열원의 온도와 써모파일 센서의 출력전압 간의 관계를 각각 도출하였다.

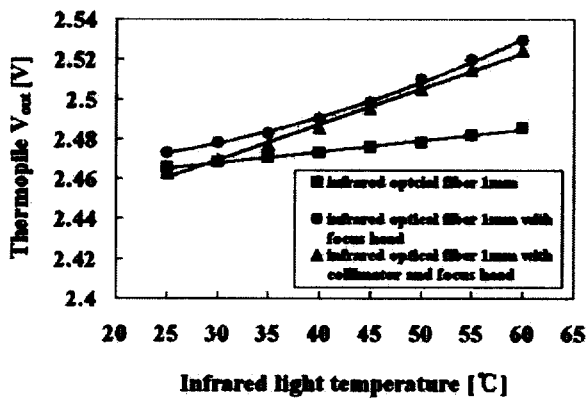


Figure 5. Relationship between the temperatures of an infrared light source and the output voltages of a thermopile sensor with the standard filter.

Fig. 5는 기본 필터를 사용한 경우, 열원의 온도 변화에 따른 적외선 광학장비의 사용 유, 무에 의한 써모파일 센서의 출력전압의 변화를 보여준다.

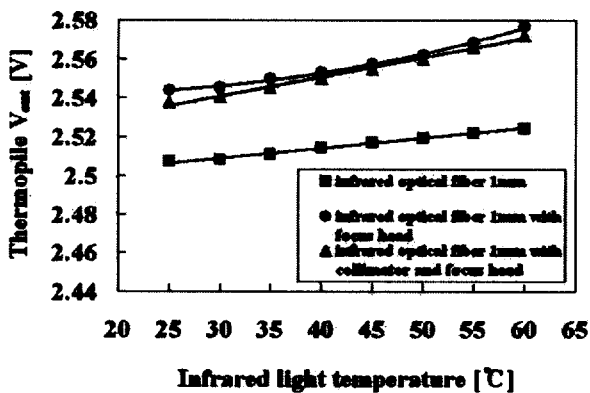


Figure 6. Relationship between the temperatures of an infrared light source and the output voltages of a thermopile sensor with the G12 filter.

Fig. 6은 G12 필터를 사용한 경우, 열원의 온도 변화에 따른 적외선 광학장비의 사용 유, 무에 의한 써모파일 센서의 출력전압의 변화를 보여준다.

적외선 필터를 이용한 실험 결과, 25~60°C 의 좁은 온도 범위에서 적외선 광학장비를 사용하지 않았을 때와 콜리메이터와 포커싱 렌즈를 모두 사용하였을 경우에 열원의 온도와 써모파일 센서의 출력전압이 선형적인 관계를 가졌다. 하지만 광학장비를 사용한 경우, 열원의 온도변화에 따른 써모파일 출력전압의 변화량이 커졌으며, G12 필터보다 기본 필터를 사용하였을 때 온도변화에 더욱 민감하게 반응함을 알 수 있다.

결론

본 연구는 광섬유가 가지는 유연성, 신호의 장거리 전송 능력 그리고 전자기파에 대한 무간섭 등의 특징뿐만 아니라, 불용해성과 무독성 등의 장점을 가지는 silver halide 광섬유를 이용한 비접촉식 온도센서의 개발에 관한 것으로 열원으로부터 방출된 적외선을 적외선 필터와 광학장비 및 silver halide 광섬유를 통해 전송시켜 써모파일 센서로 측정하였으며, 실험에서 측정한 열원의 온도범위는 25~60°C 이었다. 빛의 변위법칙을 이용한 온도별 최대 복사파장으로 변환하면 9.72~8.70 μm 이므로 인체에서 방출되는 적외선 최대 복사에너지의 파장인 9.35 μm 를 포함한다. 또한 온열치료 시에 사용되는 세포 치사온도 42.5°C 의 적외선 복사에너지의 최대파장인 9.18 μm 역시 silver halide 광섬유를 이용하여 전송시킬 수 있음을 실험을 통하여 확인하였으며 적외선 필터에 따른 써모파일 센서의 출력전압 변화를 분석하였다. 본 연구 결과를 기초로 인체 내부 온도측정을 위한 silver halide 광섬유를 이용한 비접촉식 온도 센서의 개발이 가능할 것으로 기대되며, silver halide 광섬유를 내시경에 포함시켜 광섬유를 인체 내부에 삽입함으로써 치료부위의 온도분포 측정이 가능할 것으로 기대된다. 앞으로 더 수행하여야 할 연구방향은 적외선 투과 광섬유 다발을 제작하여 온도분포를 측정하는 것이다.

감사의 글 : 이 논문은 2007년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R01-2006-000-11131-0).

참 고 문 헌

1. J. A. Harrington : SPIE PRESS, Bellingham, USA (2004), pp. 218-223
2. O. Eyal et al. : Proc. Fiber Optic Sensors in Medical Diagnostics, SPIE Vol. 1886 (1993), pp. 159-171
3. S. Shalem et al. : Proc. Medical and Fiber Optic Sensors and Delivery Systems, SPIE Vol. 2631 (1995), pp. 216-225
4. T. Miyashita, and T. Manabe : IEEE J. Quantum Electron., Vol. QE-18 (1982), No. 10, pp. 1432-1450
5. A. Katzir et al. : IEEE T. Biomed. Eng., Vol. 2631 (1995), pp. 216-225
6. D. C. Tran et al. : Proc. Infrared Optical Materials and Fibers V, SPIE Vol. 843 (1987), pp. 148-154
7. A. M. Minhaj et al. : Phys. Med. Biol., Vol. 47 (2002), p. 2987-2999