J. of the Korean Sensors Society
Vol. 14, No. 3 (2005) pp. 180 – 185

TSCM을 이용한 플라스틱 광섬유 온도센서의 제작 및 특성평가

이봉수† · 허혜영 · 조동현 · 김 신* · 조효성**

Fabrication and characterization of plastic fiber optic temperature sensor using TSCM

Bongsoo Lee†, Hye Young Heo, Dong Hyun Cho, Sin Kim*, and Hyosung Cho**

Abstract

In this study, a plastic fiber-optic temperature sensor is fabricated using TSCM(thermo sensitive clouding material) which changes its light transmittance with temperature and the characteristics of this sensor are evaluated. The fabricated fiber optic temperature sensor is the reflector type using a Y-coupler. The optimum light source and reflector are decided by measuring the amount of reflected light through TSCM. Also, the optimum distance from the end of sensor to the surface of reflector is determined. Then the relationship between the amount of measured reflected light and the temperature of TSCM is found.

Key Words : TSCM, transmittance, temperature, fiber-optic sensor

1. 서 론

최근 들어 플라스틱 광섬유는 유연성이라는 그 재료적 장점과 큰 개구수를 갖는 광섬유의 제작이 가능해 지면서 근거리 통신 및 각종 센서의 제작에 많이 이용되고 있다. 특히 센서 분야에서 온도, 압력, 전기장, 자기장, 위치, 음향 등의 물리량을 측정하는데 많이 이용되고 있는데 이러한 외부 물리량의 변화에 대해서 빛의 세기, 편광, 위상, 파장 등의 미세한 변화를 측정하게 된다. 지금까지 연구, 개발되고 있는 플라스틱 광섬유를 이용한 온도센서들을 보면, 온도에 따라 변색되는 물질(TSDM, thermosensing discoloration material)을 이용해서 광의 흡수, 반사도를 측정하는 방법[1,2], LC(Liquid Crystal) 필름을 이용하여 광의 반사도를 측정하는 방법[3], 혼합 폴리머를 이용하여 광의 투과도를 측정하는 방법[4], 루비와 Cr^{3+}가 도핑 되어 있는 물질의 형광수명(fluorescence lifetime)을 측정하는 방법[5] 등이 알려져 있다.

본 연구에서는 온도의 변화에 따라 투명도가 바뀌는 물질(TSCM, thermo sensitive clouding material)을 개발하여 플라스틱 광섬유 온도센서를 제작하고, 그 특성을 평가하였다. 개발된 TSCM은 파라핀과 미네랄 오일이 혼합되어 있는 물질로서 온도가 증가하게 되면 그 물질 자체의 투명도가 증가하는 성질을 가지고 있다. 또한 미네랄 오일의 혼합비에 따라 TSCM의 녹는점이 결정되기 때문에 개발하고자하는 온도센서의 계측범위를 결정 할 수 있는 장점을 가지고 있다. TSCM을 이용한 플라스틱 광섬유 온도센서는 투과형(transmission type)및 반사형(reflection type)의 제작이 가능한데 본 연구에서는 Y-커플러를 이용한 반사형태의 광섬유 온도센서를 제작하였다[6]. 광원으로는 광섬유 커플링이 가능한 LED를 사용하였는데 파장의 변화에 따른 반사광파워를 측정하여 최적의 광원을 결정하였고, 3종류의 반사체에 대한 반사 광파워 측정실험을 통하여 역시 최적의 반사체를 결정하였다[7]. 또한 Y-커플러 끝단과 반사체사이의 거리 변화에 따른 반사 광파워를 측정하여 센서팁과 반사체사이의 거리도 결정하였고 최종적으로 측정 광파워와 TSCM 온도 사이의 관계식을 도출하였다.

건국대학교 의과대학 의학공학부(School of Biomedical Engineering, College of Medicine, Konkuk University, Chungju 380-701, KOREA)
*제주대학교 공과대학 에너지공학과(Department of Nuclear and Energy Engineering, College of Engineering, Cheju National University, Cheju 690-756, KOREA)
**연세대학교 보건대학 방사선학과(Department of Radiation Science, Institute of Health Science, Yonsei University, Wonju 220-710, KOREA)
†Corresponding author: bslee@kku.ac.kr
(Received : January 31, 2005, Accepted : March 22, 2005)

2. 실험 방법

본 연구에서 제작, 특성측정에 사용한 TSCM은 상온에서 백색의 혼탁한 고체 상태를 유지하다가 일정 온도 이상에서는 투명한 액체 상태를 유지하는 물질이다. 양초의 주성분인 파라핀은 녹는점이 70~100 °C이기 때문에 미네랄 오일과 혼합하여 녹는점을 낮추었다. 그림 1은 파라핀과 미네랄 오일의 혼합 부피 비에 따른 TSCM의 녹는점 변화를 보여주고 있는데 파라핀/미네랄 오일의 부피비가 증가할수록 TSCM의 녹는점도 증가함을 알 수 있다. 특히 파라핀/미네랄 오일의 부피비가 2/1인 경우 그 녹는점을 약 42 °C까지 낮출 수 있었는데 기존의 대부분 광섬유 온도센서들의 계측범위가 80 – 200 °C 사이인 것을 볼 때 의료용 광섬유 온도센서의 개발도 가능함을 알 수 있었고[1,2,4,5], 혼합 미네랄 오일의 양에 따라 개발하고자하는 광섬유 온도센서의 온도 계측범위를 결정할 수 있었다. 본 연구는 인체 내부의 온도 측정을 위한 내시경 삽입용 광섬유 온도센서 개발을 위한 기초 연구로서 파라핀/미네랄 오일의 부피비가 2/1인 녹는점 42 °C의 TSCM을 제작, 실험에 사용하였다.

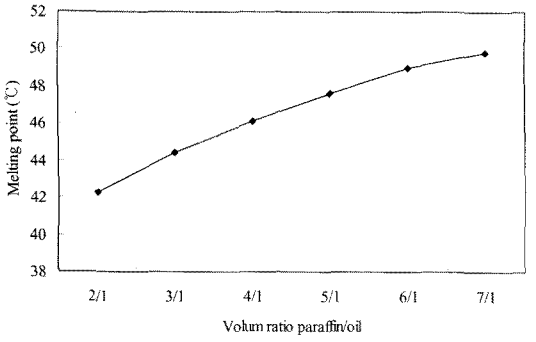


그림 1. 파라핀/미네랄 오일 혼합 부피에 따른 TSCM의 녹는점 변화
Fig. 1. Measured melting points of TSCM according to the volume ratio of paraffin/mineral oil.

그림 2는 투과형과 반사형 두 가지 형태의 TSCM을 이용한 온도센서의 개략적인 구조를 보여주고 있는데, 본 연구에서는 반사형의 온도센서를 제작하였고, 그림 2의 반사형 온도센서와 같이 2개의 발광, 수광 광섬유를 사용하는 경우 발생 가능한 광섬유 간의 거리, 각각의 광섬유와 반사체사이 거리등의 문제점들을 해결하고 센서 크기의 최소화 및 내시경 삽입이 용이하도록 Y-커플러를 제작하여 실험에 사용하였다. Y-커플러는 하나의 광섬유 클래딩 부분을 제거, 폴리싱한 후 광학 에폭시를 사용하여 동일한 특성의 다른 광섬유 코어부분과 접착하는 방식으로 제작하였다.

실험에 사용한 광섬유(ESKA, Mitsubishi Rayon)는 계단형태(step index)의 것으로 코어는 굴절률 1.49의 PMMA(polymethymethacrylate)이고, 클래딩은 굴절률 1.402의 Fluro-polymer 이다. 또한 이 플라스틱 광섬유의 개구수(numerical aperture)는 0.504이고 광섬유 전체 직경은 0.75 mm, 길이는 20 cm를 사용하였다. 광원으로는 파장 530 nm의 녹색 LED, 660 nm의 적색 LED, 950 nm의 적외선 LED를 사용하였고, 이 광원들의 FWHM(full width half maximum)은 40 – 60 nm 정도이다. 그림 3은 Y-커플러를 이용한 반사형태의 광섬유 온도센서 실험장치 구성도를 보여 주고 있는데, 반사 광파워를 측정하기 위한 광 검출기(818-SL, Newport Inc.)는 ±2 % 이내의 계측오차를 가지고 있고, 광 검출 파장범위는 400 – 1100 nm이다. 또한 파워메타는(1815-C, Newport Inc.) 100 fW – 2 W까지 계측가능하고 계측 광의 파장

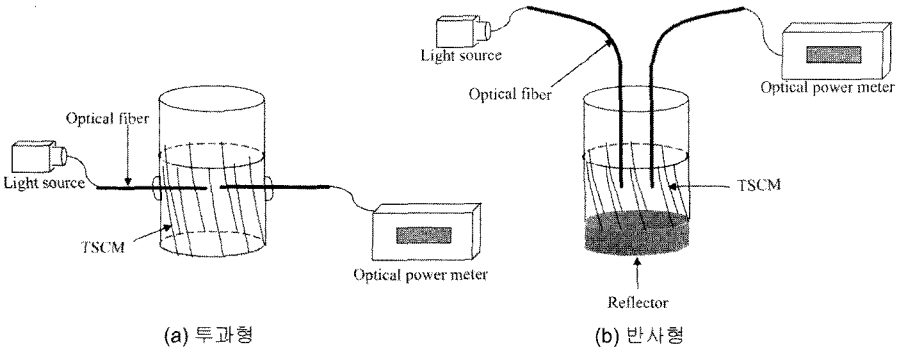


그림 2. 투과형 및 반사형 TSCM 온도 측정 센서
Fig. 2. Schematic diagrams of transmission and reflection type TSCM temperature sensors.

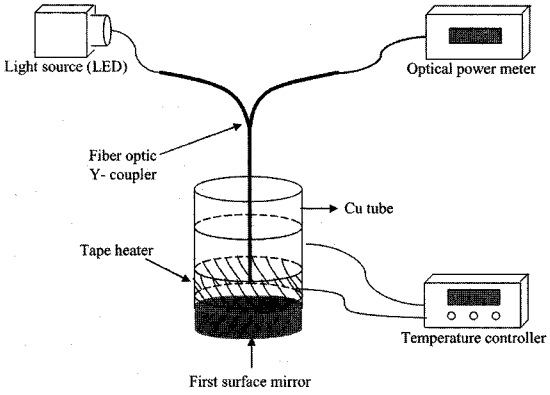


그림 3. Y-커플러와 전면 알루미늄 거울을 반사체로 사용한 반사형 TSCM 온도센서

Fig. 3. Reflection type TSCM temperature sensor using Y-coupler and first surface mirror as a reflector.

범위는 190 – 1800 nm까지 가능하다. TSCM을 담은 용기는 열전도도가 좋은 구리 재질로 직경 6 mm의 원통형을 사용하였고 실험에 사용한 TSCM의 두께는 2 mm로 전체 체적은 0.057 cm^3이었다. TSCM을 담은 구리관외부에는 테이프형태의 열원, 내부에는 T-형태의 열전쌍을 TSCM의 중심부분에 위치하게 하였다. 온도조절기를 이용하여 테이프히터의 온도를 1 ℃씩 증가시키면서 TSCM의 온도가 1 ℃ 증가되어 평형상태가 된 후 반사된 투과 광파워를 측정하였다. TSCM의 온도가 1 ℃ 증가하여 평형상태를 유지하는데 평균 30초가 소요되었고, 평형상태 이 후 반사된 투과 광파워는 안정된 값을 보였다. 반사체로는 전면, 후면 알루미늄 코팅 거울과 TiO_2 코팅 거울, 폴리싱 된 구리를 사용하였는데 TiO_2 코팅 거울의 경우 고온에서 물질의 변화로 그 반사 광파워를 계측 할 수 없었다. 본 연구에서 사용한 전면 알루미늄 코팅 반사체의 경우, 그 반사도가 가시광선 영역(450 – 650 nm)에서 90 – 92 %이고, 950 – 1100 nm의 적외선 영역에서는 그 반사도가 96 – 100 %까지 증가하는 특성을 가지고 있다[8].

3. 실험 결과

그림 4는 반사체에 따른 TSCM 온도와 반사 광파워와의 관계를 보여 주고 있는데, 이 실험은 파장이 950 nm인 적외선 LED 광원과 수광, 발광 두개의 광섬유를 이용해서 그 반사 광파워를 측정한 것이고, 3가지 반사체에 대한 측정 반사 광파워가 모두 같은 형태로 변화함을 알 수 있었다. 전면 알루미늄 코팅 거울을 사용하였을 경우 반사 광파워가 가장 크게 측정되었는데

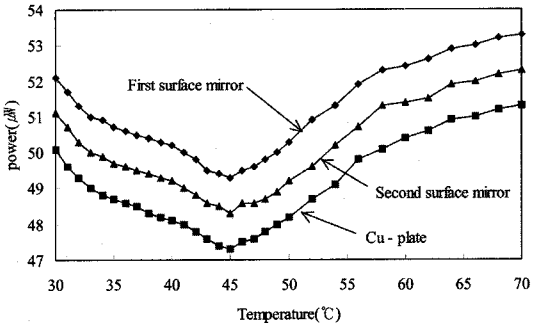


그림 4. 반사형 TSCM 온도센서에서 반사체로 전면, 후면 알루미늄 거울 및 구리판을 사용하였을 경우 반사 광파워의 측정

Fig. 4. Measurements of reflective optical power in reflection type TSCM temperature sensor when first surface mirror, second surface mirror and Cu-plate as a reflector.

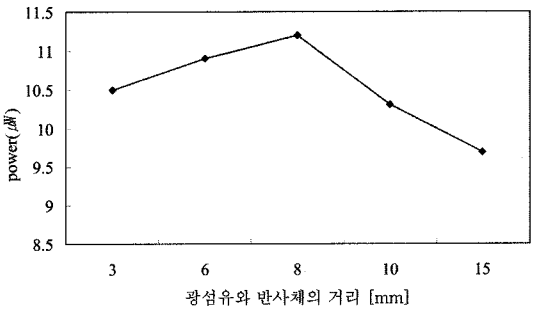


그림 5. 950 nm 광원을 이용한 광섬유와 반사체 사이의 거리에 따른 반사 광파워의 측정

Fig. 5. Measurements of reflective optical power according to the distance between optical fiber and reflector with 950 nm light source.

TSCM을 담은 용기와 동일한 재질인 구리의 경우 보다는 약 4 % 이상이 후면 알루미늄 코팅 거울보다는 2 % 이상 반사 광파워가 증가 하였다.

그림 5는 Y-커플러의 끝단과 반사체 사이의 최적거리 결정을 위한 실험결과를 보여주고 있다. 이 경우 역시 파장이 950 nm인 적외선 LED 광원과 전면 알루미늄 코팅 거울을 반사체로 사용하였는데, Y-커플러 끝단과 반사체 사이의 거리가 약 8 mm일 때 최대 반사 광파워가 측정 되었다. 이 거리는 센서 tip으로 사용하는 광섬유의 직경, 개구수와 반사체의 반사도, TSCM의 특성에 의해서 결정된다고 할 수 있다. 그림 4에서 측정된 반사 광파워와 비교해 볼 때 그 절대량이 감소했음을 알 수 있는데 그 이유는 Y-커플러에 의한 광손실 때문인 것으로 판단된다. Y-커플러에 의한 광손실

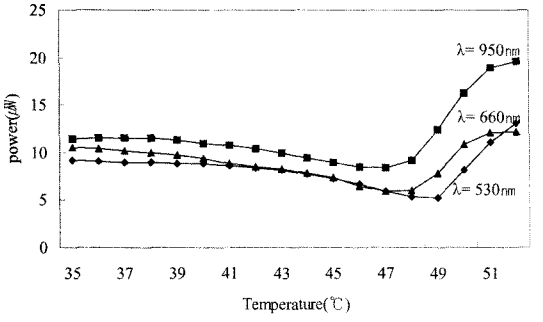


그림 6. 특정 파장의 광원에 대한 TSCM 온도변화에 따른 반사 광파워의 측정

Fig. 6. Measurements of reflective optical power according to the changes of temperature of TSCM with specific wavelength of light source.

은그림 5와 6의 측정값을 비교해 보면 전면 알루미늄 코팅 거울을 반사체로 사용하였을 경우 약 40 μW 정도이다. 그림 6은 Y-커플러, 전면 알루미늄 코팅 반사체를 이용한 특정 파장의 광원에 따른 TSCM 온도와 반사 광파워와의 관계를 보여 주고 있는데 파장이 증가할수록 반사 광파워가 증가하였다. 이는 반사체로 사용한 전면 알루미늄 코팅 거울이 950 – 1100 nm 사이의 파장을 갖는 적외선에 대해서 96 % 이상의 반사도를 갖는 광학적 특성을 가지고 있기 때문이다. 그림4와 그림 6에서 변곡점이 생기는 이유는 본 연구에서 녹는점을 상태가 바뀌는 순간의 온도로 정의하였는데 실제로 상태가 바뀌기 시작하는 시점에서는 TSCM을 투과하는 광파워가 감소하다가 일정 온도 이후 즉 고체에서 액체상태로 충분히 바뀐 시점부터 투과 광파워가 증가하는 추세를 보이고 있다. 이는 녹는점 이후 TSCM의 투명도가 충분히 증가하지 않은 상태에서 TSCM의 부피가 증가하게 되어 상대적으로 구리관 속의 TSCM의 두께가 증가하면서 투과 광파워가 감소하게 되다가 충분한 온도증가와 함께 투명도가 증가하여 투과광량이 급속히 증가하기 때문인 것으로 판단된다.

그림 6에서 광원의 파장이 950 nm인 경우 37~46 °C, 48~51 °C의 온도 범위에서 측정된 반사 투과 광파워를 이용하여 TSCM의 온도를 알 수 있도록 두 물리량 사이의 관계식을 도출하였다. 그림 7, 8은 각각의 온도범위에서 측정값과 추세선(fitting line)을 보여주고 있다.

37~46 °C 구간에서는

$$\text{Temp.}(^{\circ}\text{C}) = -0.6227 \times \text{Optical Power}(\mu\text{W})^2 + 9.8101 \times \text{Optical Power}(\mu\text{W}) + 7.2844$$

오차율 = 0.9905

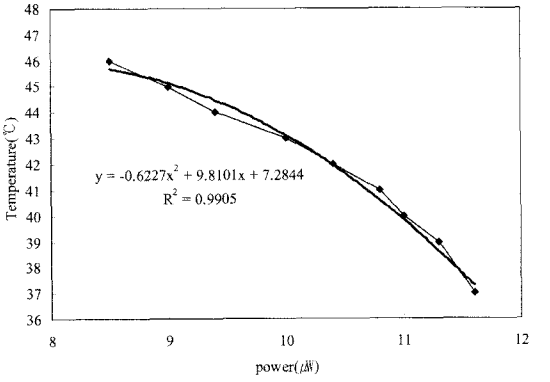


그림 7. 950 nm 광원을 이용한 37 °C~46 °C 구간에서의 온도와 반사 광파워 사이의 관계

Fig. 7. Relationship between temperature and reflective optical power in the range of 37 °C~46 °C of TSCM with 950 nm light source.

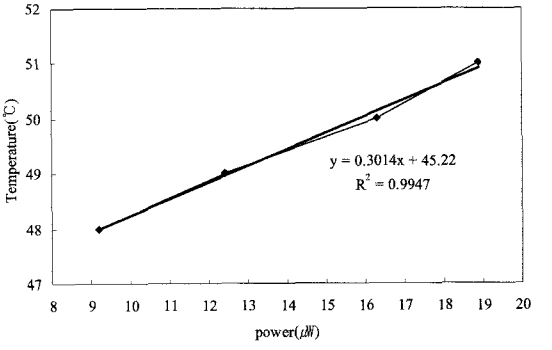


그림 8. 950 nm 광원을 이용한 48 °C~51 °C 구간에서의 온도와 반사 광파워 사이의 관계

Fig. 8. Relationship between temperature and reflective optical power in the range of 48 °C~51 °C of TSCM with 950 nm light source.

48~51 °C 구간에서는

$$\text{Temp.}(^{\circ}\text{C}) = 0.3014 \times \text{Optical Power}(\mu\text{W}) + 45.22$$

오차율 = 0.9947

온도센서 제작이 가능한 기점온도 37 °C에서의 TSCM 상태는 녹는점 이전의 고체상태로서 온도의 증가에 따라 부피의 변화가 일어나는 상태이고, 46 °C까지는 부피의 증가로 인한 반사된 투과 광파워의 감소효과가 TSCM 투명도의 증가에 의한 반사 투과 광파워의 증가효과보다 큰 구간이라고 판단된다. 또한 48 °C부터 51 °C까지의 구간은 TSCM이 충분히 녹으면서 투명도의 증가로 인한 반사 투과 광파워가 증가하는 구간이라고 할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 온도에 따라 투명도가 바뀌는 TSCM을 개발하였고, 이를 이용하여 일정파장의 광원에 대한 반사 광파워를 측정한 후 TSCM의 온도와 반사 광파워와의 관계식을 도출하였다. 특히 인체내부의 온도 측정이 가능한 광섬유 온도센서 개발을 위해서 TSCM의 녹는점을 낮추었고, Y-커플러를 제작하여 내시경 삽입이 용이하도록 하였다. 37~46 °C 구간에서 개발 가능한 온도센서는 일반적인 내시경 시술 시 실시간 인체 내부의 온도 측정 및 레이저, 고주파 등을 이용한 인체 내부 온열치료에 사용 가능 할 것으로 기대된다. 인체 내부의 악성종양을 치료하기위한 온열요법은 치료부위에 열을 가하면서 정상세포의 손상을 최소화하고 환부의 온도를 정확하게 42 – 43 °C로 유지하는 것이 필수조건인데 현재 레이저 온열요법에 사용되고 있는 온도센서는 열전쌍으로 레이저 프로브와 6 – 9 mm 정도의 거리를 두어야하기 때문에 환부의 정확한 온도측정을 위해서는 수학적 보정이 필요하다[9]. 또한 열전쌍 사용 시 환부에 침습적 접촉을 하여 환자에게 불쾌감을 주는 한편 침습적 접촉으로 인한 출혈에 의해서 정확한 온도측정이 어려워지는 단점이 있다. 이 경우, 본 연구 결과 개발 가능한 광섬유 온도센서가 내시경 시스템과 함께 유용하게 사용 될 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부 원자력기초공동연구소사업(BAERI)의 지원으로 수행되었음(M20376030002-04B0505-00210).

참고 문헌

[1] K. Asada and H. Yuuki, "Fiber optic temperature sensor", in *Proc. Third International Conference on Plastic Optical Fibres and Applications POF'94*, Yokohama Japan , pp. 49-51, 1994.

[2] K. Asada, H. Yuuki, and H. Hattori, "Application of POF to temperature sensors", in *Proc. Fourth International Conference on Plastic Optical Fibres and Applications POF'95*, Boston MA, pp. 152-156, 1995.

[3] 이봉수, 황영묵, 정순철, "LC-광섬유를 이용한 최소침습적 레이저 온열치료용 온도측정 센서 개발을 위한 기초 연구", 한국센서학회지, vol. 12, no. 5, pp 225-230, 2003.

[4] E. Ito, J. Muramatu, and T. Kanazawa, "Plastic optical fiber thermosensor", in *Proc. Third International Conference on Plastic Optical Fibres and Applications POF'94*, Yokohama Japan, pp.52-55, 1994.

[5] D. Pergesol, J. L. Lovato, and V. Minier, "Thermal diagnosis of medium voltage switchboards: A cost effective multi-point POF sensor", in *Proc. Eighth International Conference on Plastic Optical Fibres and Applications POF'99*, Chiba Japan, pp. 256-259, 1999.

[6] O. Eyal, S. Shalem, and A. Katzir, "Silver halide midinfrared optical fiber Y coupler", *Optics Letters*, vol. 19, no. 22, pp. 1843-1845, 1994.

[7] 이봉수, 홍주영, 황영묵, 조승현, "내시경용 광섬유 pH 측정 센서 개발을 위한 기초 연구", 한국센서학회지, vol. 13, no. 3, pp. 213-217, 2004.

[8] Optics and Optical Instruments Catalog, Edmund Optics, 2002.

[9] 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.

이 봉 수

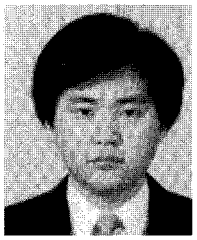
• [센서학회지] 제13권 제3호 pp. 213 참조

허 혜 영

• 2005년 건국대학교 의공학부(공학사)
• 2005년 경희대학교 의공학부 석사과정

조 동 현

- 1977년 6월 16일생
- 2002년 건국대학교 의공학과(공학사)
- 2004년 건국대학교 대학원 의공학과(공학석사)
- 현 건국대학교 대학원 의공학과 박사과정
- 주관심 분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



김 신

- 1986년 서울대학교 원자핵공학과(공학사)
- 1988년 서울대학교 원자핵공학과 (공학석사)
- 1995년 서울대학교 원자핵공학과 (공학박사)
- 현재 제주대학교 에너지공학과 부교수
- 주관심 분야 : 이상유동, 방사선계측

조 효 성

- 1986년 서울대학교 원자핵공학과(공학사)
- 1988년 서울대학교 원자핵공학과(공학석사)
- 1997년 UC Berkeley, Department of Nuclear Engineering(공학박사)
- 현재 연세대학교 보건과학대학 방사선학과 부교수
- 주관심 분야 : 방사선영상, 방사선계측