

Chalcogenide 광섬유를 이용한 호흡측정 센서 개발을 위한 기초 연구

유욱재 · 조동현 · 장경원 · 오정은 · 이봉수[†] · 탁계래

Feasibility study on the development of respiration sensor using a chalcogenide optical fiber

Wook Jae Yoo, Dong Hyun Cho, Kyoung Won Jang, Jeong Eun Oh, Bongsoo Lee[†], and Gye-Rae Tack

Abstract

In this study, we have fabricated an infrared optical fiber based sensor which can monitor the respiration of a patient. The design of a chalcogenide optical fiber based sensor is suitable for insertion into a high electro-magnetic field environment because the sensor consists of low cost and compact mid-infrared components such as an infrared light source, a chalcogenide optical fiber and a thermopile sensor. A fiber-optic respiration sensor is capable of detecting carbon dioxide (CO₂) in exhalation of a patient using the infrared absorption characteristics of carbon gases. The modulated infrared radiation due to the presence of carbon dioxide is guided to the thermopile sensor via a chalcogenide receiving fiber. It is expected that a mid-infrared fiber-optic respiration sensor which can be developed based on the results of this study would be highly suitable for respiration measurements of a patient during the procedure of an MRI.

Key Words : fiber-optic sensor, respiration measurement, chalcogenide optical fiber, mid-infrared, carbon dioxide

1. 서 론

호흡 모니터링은 환자 감시 장치에 있어 필수적인 요소 중 하나로, 현재 인체 호흡운동의 비침습적 측정 은 체외에서 호흡운동에 따른 흉곽의 길이변화를 측정 하는 방법과 비강 입구에서 호흡기류를 모니터링 하는 방법이 주로 이용되고 있다^[1]. 비강 입구에서 호흡운동 시 발생하는 이산화탄소를 측정하는 방법 중 적외선 센서를 이용하는 방식은 대기 중을 투과하는 적외선이 대기 중의 산소, 오존, 이산화탄소 그리고 수증기 등에 의해 일정 파장의 빛은 흡수되고, 일부 영역의 파장만 투과되는 특징을 이용하는 것이다^[2,3]. 하지만 적외선 광원과 적외선 센서를 이용하는 기존의 방식은 전자기 파를 차폐시켜야하는 자기공명영상(MRI) 촬영 시에는 사용할 수 없는 단점이 있으며, 이를 보완하기 위해서는 유연성, 신호의 장거리 전달 능력 그리고 전자기파

에 대한 무간섭 등의 특징을 가지는 광섬유가 필요하다^[4,5,6].

적외선을 이용하여 호흡을 측정하는 방식은 4.26 μm 의 적외선 파장이 이산화탄소에 의해 흡수되는 성질을 이용하므로, 일반 플라스틱이나 실리카 광섬유로는 4.26 μm 의 적외선 파장을 전송시킬 수 없기 때문에 적외선을 이용한 호흡측정 방식에 사용하는 것은 불가능 하다^[7]. 적외선 투과 광섬유의 중요한 특성은 일반 광섬유가 전송하지 못하는 긴 파장영역의 빛을 전송시키는 것으로 일반 실리카 광섬유가 0.24~2.0 μm 의 전송 파장영역을 가지는 반면, 적외선 투과 광섬유는 2 μm 이상의 적외선 파장을 전송시킬 수 있다^[8,9].

중적외선 영역의 적외선 파장을 전송시킬 수 있는 광섬유로 chalcogenide 광섬유와 silver halide 광섬유 등이 있고, 여러 적외선 광섬유 중에서 chalcogenide 광섬유는 호흡측정에 사용되는 4.26 μm 의 적외선 파장을 전송시킬 수 있으며, 1~6 μm 파장영역에서 silver halide 광섬유보다 광손실이 낮다는 장점을 가진다^[10,11].

본 연구는 자기공명영상 촬영 시 환자의 호흡을 정확히 모니터링 하는 것을 목적으로 하는 기초연구로서 적외선 광원에서 방출되는 적외선을 chalcogenide 광

건국대학교 의료생명대학 의공학학부, 의공학 실용기술 연구소(School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University)

[†]Corresponding author: bslee@kku.ac.kr

(Received : June 11, 2007, Accepted : August 10, 2007)

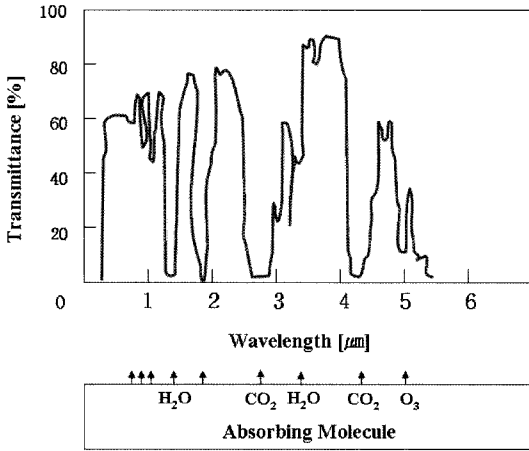


그림 1. 적외선 파장에 따른 대기 투과 특성
Fig. 1. Transmittance of infrared radiation in atmosphere.

섬유를 통해 전송시켜 호흡에 따른 적외선 센서의 출력전압 변화를 측정하였다.

2. 이론 및 실험방법

적외선을 이용하여 호흡을 측정하는 방식은 4.26 μm의 적외선 파장이 이산화탄소에 의해 흡수되는 성질을 이용한다. 그림 1은 적외선 파장에 따른 대기 투과 특성을 나타낸 것으로 4.26 μm 대역의 적외선이 이산화탄소에 흡수되어 투과율이 0에 가까운 것을 확인할 수 있다.

적외선 투과 광섬유를 이용한 호흡측정 시스템은 적외선 광원, 이산화탄소 가스셀(gas cell), 적외선 광섬유 그리고 적외선 센서로 구성되며, 본 연구에 사용한 적외선 광섬유는 chalcogenide 광섬유(CIR 500/550, JT Ingram Co.)로서, 코어(core)의 직경은 0.50 mm, 클래딩(cladding)의 두께는 0.015 mm이다. 코어의 굴절률은 2.4이고, 개구수(numerical aperture)는 0.35이며 광섬유의 동작 가능한 온도범위는 7~127 °C이다. 적외선 전송 파장범위는 2~6 μm이며 특히 2~4 μm 파장대역에서의 광손실이 0.2 dB/m로 적외선 투과율이 높은 장점을 갖는다.

그림 2는 실험에 사용된 chalcogenide 광섬유의 구조를 보여준다. 코어와 클래딩은 각각 As₂S₃와 As-S 물질로 구성되어 있고, 자켓(jacket)은 PEEK-polymer(polyetheretherketone)로 되어 있다.

본 연구에 사용된 적외선 광원은 열 방출형 적외선 광원(IR-12K, Scitec Ltd.)으로서 방출면적(active area)은 3.5 mm×3.5 mm이다. 방사율이 100%인 흑체

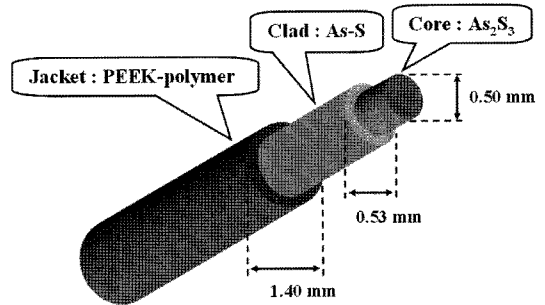


그림 2. Chalcogenide 광섬유의 구조
Fig. 2. Structure of chalcogenide optical fiber.

(black body)의 온도와 파장에 따른 복사에너지 분포를 나타낸 플랑크 곡선(Planck's curve)과 비교하였을 때, 연구에 사용된 적외선 광원(gray body)의 경우, 1~22 μm영역의 적외선 파장에서 80%의 방사율(emissivity)을 보인다. 적외선 광원의 온도는 인가전압에 의해서 변화되고, 각각의 온도에 따라 방출되는 적외선의 파장이 결정된다. 이산화탄소가 흡수하는 4.26 μm의 적외선 파장 대역을 발생시키기 위하여 빈의 변위법칙(Wien's displacement law)을 이용하였으며, 적외선 광원의 온도는 4.26 μm 대역에서 최대 복사에너지를 방출하는 407 °C를 유지하였다.

적외선 센서로는 실온에서 적외선을 감지할 수 있는 써모파일 센서(A2TPMI334, Perkin Elmer Inc.)를 사용하였다. 써모파일 센서의 감지 파장범위는 chalcogenide 광섬유의 전송 파장범위를 포함하는 2~22 μm이다. 써모파일 센서는 열형 센서로서 실온에서 작동하고 파장 의존성이 적은 장점을 가지며, 초전형 센서에 비해 검출능(D*)이 낮은 단점이 있지만 초표를 사용할 필요가 없고, 경제적이며 간단하게 실험장치를 구성할 수 있다는 장점을 가지고 있다.

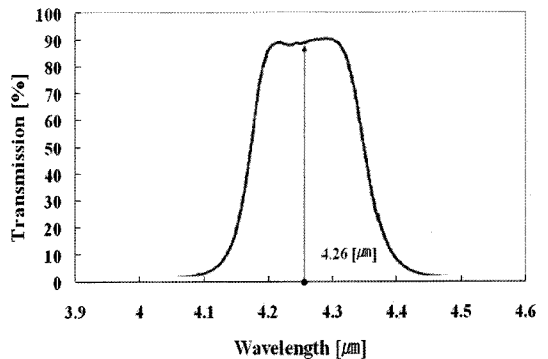


그림 3. 협대역 통과 필터의 투과율
Fig. 3. Transmission rate of the narrow band pass filter.

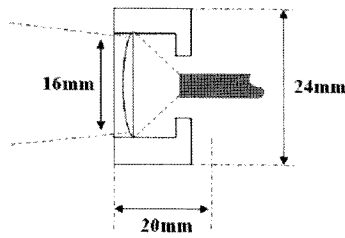


그림 4. 적외선 콜리메이터의 구조
Fig. 4. Schematic diagram of a collimator.

이산화탄소 가스셀은 호기 시 발생하는 이산화탄소를 주입하는 주입구와 배출하는 배출구 그리고 적외선 광학장비인 협대역 통과 필터(narrow band pass filter)와 콜리메이터(collimator)로 구성된다. 그림 3은 실험에 사용된 협대역 통과 필터(NB-4260-085 nm, Spectrogon Inc.)의 투과율을 나타낸 것으로 필터의 중심파장은 $4.26 \mu\text{m}$ 이고, 반치폭 (FWHM, full width at half maximum)은 0.85 nm 이다.

그림 4는 적외선 광학장비인 콜리메이터의 구조를 보여주고 있으며 이산화탄소 가스셀 내에 위치하게 되는 콜리메이터(FOCIR 10, JT Ingram Co.)는 적외선 광원으로부터 방출된 적외선을 평행하게 하여 chalcogenide 광섬유의 끝단으로 전달되는 적외선의 양을 증가시키는 역할을 한다.

원통형의 이산화탄소 가스셀 내에는 적외선 콜리메이터와 chalcogenide 광섬유가 일직선상에 배치되고, 끝부분엔 이산화탄소가 주입되고 배출되는 통로가 위치한다. 이 주입구와 배출구를 일직선상에 위치시키지 않은 이유는 이산화탄소가 이산화탄소 가스셀 내에서 오래 머무르게 하기 위해서이다.

그림 5는 chalcogenide 광섬유를 이용한 호흡측정 시스템의 실험구성을 보여주고 있다. 적외선 광원, 이산화탄소 가스셀, chalcogenide 광섬유 그리고 써모파일 센서를 일직선상에 위치시키고, chalcogenide 광섬유의 양 끝단은 주위 광원의 영향을 최소화하기 위해

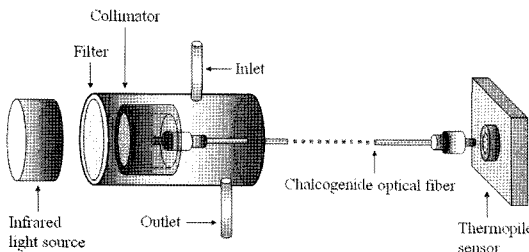


그림 5. Chalcogenide 광섬유를 이용한 호흡측정 실험구성
Fig. 5. Experimental setup for measuring respiration using a chalcogenide optical fiber.

서 암실 처리하였다.

적외선 광원에서 방출되는 $4.26 \mu\text{m}$ 적외선은 이산화탄소 가스셀을 통과하고 chalcogenide 광섬유를 통해 써모파일 센서로 전송된다. 하지만 이산화탄소 가스셀 내에 호기에 의해 발생한 이산화탄소가 주입되면 적외선 광원에서 방출된 $4.26 \mu\text{m}$ 적외선이 이산화탄소에 의해 흡수되어 써모파일 센서로 전송되지 않는다.

본 연구에서 모든 실험은 25°C 실온에서 수행하였고, 적외선 광원의 온도변화와 협대역 통과 필터의 유무에 따른 써모파일 센서의 출력전압의 차이를 측정하였으며, 실제로 호흡운동을 반복하여 호흡운동에 따른 써모파일 센서의 출력전압의 변화를 측정하였다.

3. 실험결과

실험은 협대역 통과 필터를 사용하지 않은 경우와 사용한 경우에 적외선 광원의 온도에 따른 이산화탄소의 주입 전과 후의 써모파일 출력전압을 측정하여 비교하는 것으로 진행하였다.

그림 6은 협대역 통과 필터를 사용하지 않은 경우, 적외선 광원의 온도변화에 따른 이산화탄소를 주입하기 전과 후의 써모파일 센서의 출력전압 변화를 보여준다. 빈의 변위법칙에 의하면 407°C 의 광원에서 최대 복사에너지를 갖는 $4.26 \mu\text{m}$ 대역의 적외선 파장이 방출된다. 그림 6의 그래프에서 적외선 광원의 온도가 407°C 일 때, 이산화탄소의 적외선 흡수로 인하여 써모파일 센서의 출력전압 변화가 가장 큰 것을 확인할 수 있다. 이는 적외선 광원의 온도가 407°C 보다 낮을 때에는 적외선의 복사에너지가 약하여 써모파일 센서에 도달하지 못하고, 407°C 보다 높을 때에는 이산화탄소

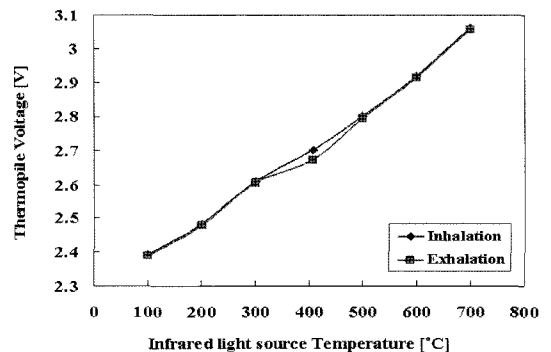


그림 6. 협대역 통과 필터를 사용하지 않은 경우, 적외선 광원의 온도와 써모파일 센서 출력전압과의 관계
Fig. 6. Relationship between the temperatures of infrared light source and the output voltages of thermopile sensor without the narrow band pass filter.

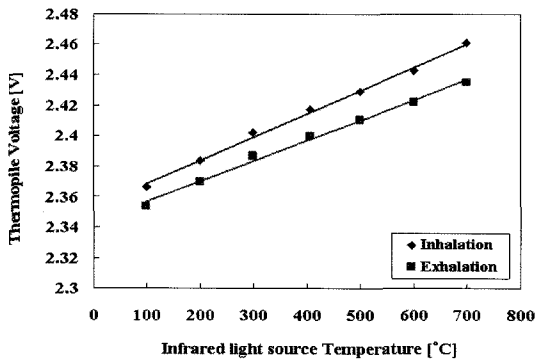


그림 7. 협대역 통과 필터를 사용한 경우, 적외선 광원의 온도와 써모파일 센서 출력전압과의 관계
 Fig. 7. Relationship between the temperatures of infrared light source and the output voltages of thermopile sensor with the narrow band pass filter.

에 흡수되지 않고 써모파일 센서에 도달하는 적외선 양이 많아져서 결과적으로 출력전압의 차이가 발생하지 않는 것으로 판단된다.

그림 7은 협대역 통과 필터를 사용한 경우, 적외선 광원의 온도변화에 따른 이산화탄소를 주입하기 전과 후의 써모파일 센서의 출력전압 변화를 보여준다. 필터를 사용하였기 때문에 4.26 μm 대역의 적외선 파장만 이산화탄소 가스셀에 주입되었고, 결과적으로 필터를 사용하지 않은 앞의 실험결과와는 달리 적외선 광원의 모든 온도에서 써모파일의 출력전압의 차이가 크게 나타났다. 하지만 필터의 사용으로 인하여 적외선 투과율이 줄어들어 써모파일 센서의 전체적인 출력전압 값은 낮아졌음을 알 수 있다. 그림 7의 그래프에서 적외선 광원의 온도가 높을수록 출력전압의 변화가 커지는 것을 볼 수 있으며, 이는 필터에 의하여 동일한 4.26 μm 대역의 적외선 파장이 투과되지만 온도가 높을수록 최대 복사에너지가 커지기 때문에 필터를 통과하는 적외선의 양이 많아져, 이산화탄소 가스셀 내에서 이산화탄소에 흡수되는 적외선의 양 또한 많아졌기 때문인 것으로 판단된다.

그림 8은 협대역 통과 필터의 사용 유무에 따른 써모파일 센서의 출력전압의 변화량을 보여준다. 필터를 사용하지 않을 경우에는 동일한 조건에서 적외선 광원의 온도가 407 $^{\circ}\text{C}$ 일 때, 써모파일 센서의 출력전압의 변화가 크므로 호흡측정에 가장 용이하다고 할 수 있고, 필터를 사용할 경우에는 적외선 광원의 모든 온도에서 큰 차이 값을 얻을 수 있다. 그러므로 적외선 광원의 온도를 407 $^{\circ}\text{C}$ 에 꼭 맞춰 4.26 μm 대역의 적외선 방출을 유지하는 것 보다는 적외선 광원의 온도에 크게 관여치 않게 필터를 사용하는 것이 좋을 것으로 보

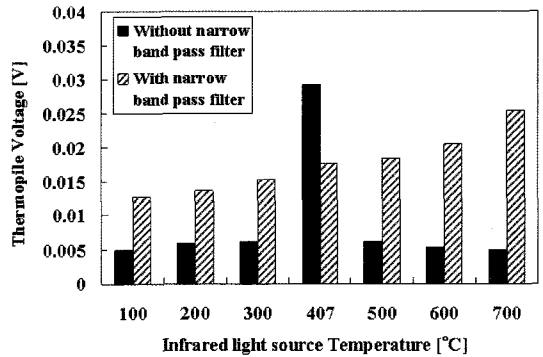


그림 8. 협대역 통과 필터의 유무에 따른, 적외선 광원의 온도와 써모파일 센서 출력전압과의 관계
 Fig. 8. Relationship between the temperatures of infrared light source and the output voltages of thermopile sensor with and without the narrow band pass filter.

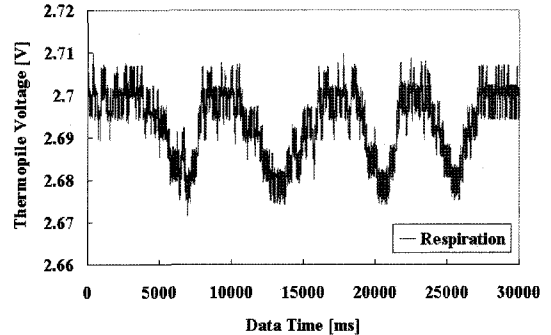


그림 9. 호흡운동에 의한 이산화탄소의 유무에 따른 전압의 변화
 Fig. 9. Output voltage variation of thermopile sensor due to the presence of carbon dioxide by the respiration.

인다.

그림 9는 407 $^{\circ}\text{C}$ 로 유지된 적외선 광원에서 방출된 4.26 μm 대역의 적외선 파장에 의해 일정하게 유지되던 써모파일 센서의 출력전압이 실제 호흡운동에서 호기 시 발생한 이산화탄소의 영향으로 감소하는 그래프를 보여주고 있다. 이산화탄소를 주입하기 전과 후의 써모파일 센서의 출력전압에 차이가 있음을 확인할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 chalcogenide 적외선 광검출기를 이용한 호흡측정 시스템을 구성한 뒤 호흡운동에 의해 발생한 이산화탄소의 유무에 따른 적외선의 변화를 측정하였다. 호흡측정 시스템은 이산화탄소가 4.26 μm 대

역의 적외선 파장을 흡수하는 성질을 이용하였고, 협대역 통과 필터를 사용하지 않은 경우와 사용한 경우에 적외선 광원의 온도에 따른 이산화탄소의 주입 전, 후의 써모파일 출력전압을 측정하여 비교하였으며, 실제로 호흡운동을 반복하여 호흡운동에 따른 써모파일 센서의 출력전압의 변화를 확인하였다.

유연성, 신호의 장거리 전달 능력 그리고 전자기파에 대한 무간섭 등의 특징을 가지는 광섬유는 강한 전자기장 내에서도 사용이 가능하므로 본 연구 결과를 기초로 하여 자기공명영상 촬영 시, 호흡측정이 가능한 chalcogenide 광섬유를 이용한 호흡측정 장치의 개발이 기대된다. 앞으로 더 수행해야 할 연구 방향은 이산화탄소 가스셀을 비금속으로 제작하여 자기공명영상 촬영실에서 직접 호흡측정을 하는 것과 이산화탄소의 농도변화에 따른 써모파일 센서의 출력전압의 변화를 측정하는 것이다.

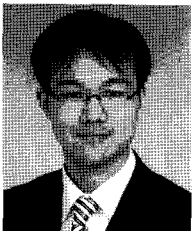
감사의 글

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

참고 문헌

- [1] D. K. Jung, "Respiratory effort monitoring using pulse transit time in human", *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 23, no. 6, pp. 485-489, 2002.
- [2] J. Spelman, T. E. Parker, and C. D. Carter, "Fiber-coupled multiple-line infrared emission measurements to determine temperature, CO₂, and H₂O", *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, vol. 76, pp. 309-330, 2003.

- [3] H. T. Lim, S. H. Beack, and K. S. Joo, "A study on the design of carbon dioxide measurement system using infrared sensor and PID temperature control", *J. of the Korean Sensors Society*, vol. 8, no. 3, pp. 259-263, 1999.
- [4] S. Sade and A. Katzir, "Fiberoptic infrared radiometer for real time in situ thermometry inside an MRI system", *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 19, pp. 287-290, 2001.
- [5] B. Lee, W. Y. Choi, and J. K. Walker, "Polymer-polymer miscibility study of plastic gradient index optical fiber", *Polymer Eng. and Sci.*, vol. 40, no. 9, pp. 1996-1999, 2000.
- [6] R. D. Rempt and C. Ramon, "A fiber optic sensor for detection of cardiac magnetic field", *Proc. Fiber Optic Sensors in Medical Diagnostics*, SPIE vol. 1886, pp. 181-185, Los Angeles, USA, 1993.
- [7] J. Mulrooney, J. Clifford, C. Fitzpatrick, P. Chambers, and E. Lewis, "Monitoring of carbon dioxide exhaust emissions using a mid-infrared spectroscopy", *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.* vol. 9, pp. S87-S91, 2007.
- [8] J. A. Harrington, *Infrared Fibers and Their Applications*, SPIE PRESS, Bellingham, pp. 1-8, 2004.
- [9] M. Saito and K. Kikuchi, "Infrared optical fiber sensors", *Opt. Rev.* vol. 4, no. 5, pp. 527-538, 1997.
- [10] J. Keirsse, C. Boussard-Pledel, O. Loreal, O. Sire, B. Bureau, P. Leroyer, B. Turlin, and J. Lucas, "IR optical fiber sensor for biomedical applications", *Vibrational Spectroscopy*, vol. 32, pp. 23-32, 2003.
- [11] J. Mulrooney, J. Clifford, C. Fitzpatrick, and E. Lewis, "Detection of carbon dioxide emissions from a diesel engine using a mid-infrared optical fibre based sensor", *Sens. Actuators A*, vol. 136, no. 1, pp. 104-110, 2007.



유 옥 재

- 2006년 2월 건국대학교 의학과대학부 의용전자공학 학사(공학사)
- 2006년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학과대학부 석사과정(공학석사)
- 주관심 분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학

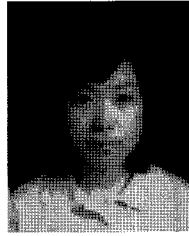
조 동 현

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



장 경 원

- 2005년 2월 건국대학교 의학공학부 의용전자전공 학사(공학사)
- 2007년 2월 건국대학교 일반대학원 의학공학부 석사(공학석사)
- 2007년 3월~현재 건국대학교 일반대학원 의학공학부 박사과정(공학박사)
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



오 정 은

- 2004년 3월~현재 건국대학교 의학공학부 의용전자전공(공학사)



이 봉 수

- 1989년 서울대학교 공과대학 원자핵공학과(공학사)
- 1991년 서울대학교 공과대학 원자핵공학과(공학석사)
- 1999년 University of Florida 의공학(공학박사)
- 1999년~2001년 Nanoptics, Inc. Director
- 2001년~현재 건국대학교 의과대학 의학공학부 부교수
- 주관심분야 : 의광학, 의료영상, 의료방사선공학



탁 계 래

- 1985년 2월 한양대 기계설계학과 학사(공학사)
- 1987년 2월 동대학 석사(공학석사)
- 1991년 12월 Univ. of Iowa 박사(공학박사)
- 1992년 1월~1992년 8월 동대학 Post-doc
- 1992년 9월~1995년 3월 Vanderbilt Univ. Research Associate
- 1995년 7월~1997년 2월 삼성SDS 정보기술연구소 PACS Lab Director
- 1997년 3월~현재 건국대 의학공학부 교수
- 2003년 8월~2004년 8월 캐나다 Univ. of Calgary 방문교수