

플라스틱 광섬유를 이용한 호흡센서의 개발

유육재¹, 백지윤¹, 조동현¹, 장경원¹, 서정기¹, 허지연¹, 이봉수¹, 조영호², 박병기³, 문주현⁴

¹ 건국대학교 의료생명대학 의학공학부, 의공학 실용기술 연구소 (380-701) 충북 충주시

² 대구가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 (712-702) 경북 경산시

³ 순천향대학교 공과대학 에너지환경공학과 (336-745) 충남 아산시

⁴ 동국대학교 에너지환경대학 에너지환경시스템공학과 (780-714) 경북 경주시

Development of a Respiration Sensor Using Plastic Optical Fiber

Wook Jae Yoo¹, Ji Yun Baek¹, Dong Hyun Cho¹, Kyoung Won Jang¹, Jeong Ki Seo¹,
Ji Yeon Heo¹, Bongsoo Lee¹, Young-Ho Cho², Byung Gi Park³, Joo Hyun Moon⁴

¹School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju 380-701, Korea

²Department of Radiological Science, College of Health & Medical Science, Catholic University of Daegu, Gyeongsan 712-702, Korea

³Department of Energy & Environment Engineering, College of Engineering, Soonchunhyang University, Asan 336-745, Korea

⁴Department of Energy & Environment System Engineering, College of Energy & Environment, Dongguk University, Gyeongju 780-714, Korea

(Received July 8, 2009. Accepted November 30, 2009)

Abstract

In this study, we fabricated a plastic optical fiber based sensor which can monitor the respiration of a patient. The circumference changes of the abdomen were measured using a mirror, a light source and optical detectors because the circumferences of the abdomen could be varied with respiration. The intensity of the reflected lights were measured according to the changes of distance between mirror and plastic optical fiber connected to a light source and a photodiode-amplifier system using a Y-coupler. The respiration signals of fiber-optic sensor system were compared with those of the respiratory and temperature transducers of the BIOPAC[®] system. It is expected that a fiber-optic respiration sensor could be developed for real time respiration monitoring during MRI procedure based on this study.

Key words : fiber-optic sensor, plastic optical fiber, respiration measurement

1. 서론

일 반적으로 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI) 검사에서 환자의 움직임은 인공물(artifact)로 재구성되어 영상에 나타나므로 임상진단과 자기공명영상 응용에 큰 영향을 미치게 된다[1]. 그러므로 자기공명영상 검사 시 환자의 움직임은 최소화하여야 하고, 특히 정자세를 유지하기 어려운 어린이나 마취가 필요한 환자의 경우에는 마취제를 투여한 뒤 검사를 진행하지만 마취제의 영향으로 인한 호흡기계 부작용이 우려되기도 한다. 어린이의 경우, 성인에 비해 기도폐쇄(respiratory obstruction)가 자주 발생하고, 특히 상기도 감염 증상이 있는 어린이의 경우에는 마취 시 저산소증(hypoxia)과 무기폐(atelectasis)의

발생 위험이 높아지므로 자기공명영상 검사 시 호흡 모니터링은 반드시 필요하다고 할 수 있다[2,3].

호흡은 흉부(thorax)와 복부(abdomen)에 위치한 근육들의 수축과 팽창으로 발생한다. 횡경막의 수축은 흉강의 바닥을 하강시키고 늑골들을 상승시켜, 흉곽이 팽창되면 폐포 내압이 대기압보다 낮아져 흡기(inhalation)를 일으킨다. 반대로 복부 근육들의 수축은 횡경막을 위로 이동시켜, 폐포 내압이 대기압보다 높아져 호기(exhalation)를 일으키게 된다. 호흡운동은 흉부와 복부의 용적 변화를 유발하고, 호흡기류(air flow)를 발생시키므로 이를 이용하여 호흡을 측정할 수 있다.

호흡운동의 비침습적 측정에는 크게 비강입구에서 호흡기류를 측정하는 방법과 흉부 또는 복부의 둘레 변화를 측정하는 방법이 있다[4-6]. 먼저 호흡기류 측정법에는 폐활량 검사(spirometry), 호기와 흡기의 온도차를 검출하는 방법, 적외선 광원 및 센서를 이

Corresponding Author : 이봉수
충북 충주시 단월동 322 건국대학교 의료생명대학 의학공학부
Tel : +82-43-840-3755 / Fax : +82-43-851-0620
E-mail : bslee@kku.ac.kr
“이 논문은 건국대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문임.”

용하여 특정 적외선 파장이 호기에 따른 이산화탄소에 의해 흡수되는 성질을 이용하는 방법 등이 있다[7-9]. 다음으로 흉부와 복부의 용적 변화를 측정하는 방법에는 길이 변화에 따른 전기적 저항 변화를 측정하는 센서인 탄성 스트레인 게이지(strain gauge) 또는 전도성 고무(conductive rubber)를 이용하는 방법과 위치 변화를 검출하는 변위센서(displacement transducer)를 이용하는 방법 등이 있다[10-12]. 하지만 전자기파를 차폐시켜야 하는 자기공명영상 촬영실 내에서 기존의 전자식 센서를 사용할 경우, 전자식 센서의 자성체(magnetic substance) 특성으로 인해 영상이 왜곡되며, 자기공명영상장치에 의해 형성된 강한 전자기장에 의해 센서의 작동이 불가능해진다. 이를 보완하기 위해서는 유연성, 빠른 응답성, 전자기파에 대한 무관성, 신호의 장거리 전달 능력 등의 특성을 가지는 광섬유(optical fiber)가 필요하다[13-16].

광섬유를 이용한 호흡 측정에는 기본적으로 폐용적의 변화를 반영하는 흉부 및 복부의 둘레 변화를 측정하는 방법, 광섬유의 굽힘 손실(bending loss)에 의한 광 감쇄(attenuation) 변화를 이용하여 호흡을 측정하는 방법 등이 알려져 있다[17,18]. 다음으로 호흡기류에 의해 생성되는 습기와 이산화탄소를 측정하는 방법이 있으며, 광섬유 끝단에 습기 또는 이산화탄소에 반응하는 물질을 센서 팁(sensor-tip)으로 사용한다[19,20]. 마지막으로 4.26 μm의 적외선 파장이 이산화탄소에 의해 흡수되는 성질을 이용하는 방법에는 중적외선 영역의 적외선 파장을 전송시킬 수 있는 칼코제나이드(chalcogenide) 또는 실버 할라이드(silver halide) 적외선 투과 광섬유가 필요하며 현재 연구 진행 중에 있다[21,22].

본 연구는 자기공명영상을 이용한 진단 및 치료 시, 호흡측정이 가능한 광섬유 호흡센서의 개발을 위한 기초연구로서 복부 부착형 광섬유 호흡센서를 개발하여 실제 호흡운동에 따른 광 계측장치의 출력신호 변화를 측정하였고, 타 계측기와 비교, 분석하였다.

II. 실험재료

복부 부착형 광섬유 호흡센서는 광섬유, 광원, 반사경(mirror), 광 계측기 및 광섬유 Y-coupler로 이루어진다. 광 신호의 전송경로가 되는 광섬유의 경우, 코어(core)와 클래딩(cladding)의 재질에 따라 크게 플라스틱과 유리 광섬유로 나누어지고, 일반적으로 광 감쇄율(attenuation rate) 측면에서 유리 광섬유가 플라스틱 광섬유보다 우수하다고 알려져 있다. 하지만 통신용이 아닌 센서용으로 사용할 경우에는 상대적으로 짧은 광섬유를 사용하기 때문에 유리, 플라스틱 기반의 광섬유 모두 센서용으로 사용가능하다. 그러나 유리 광섬유의 경우, 광섬유 끝단의 연마작업(polishing)이 어려운 단점이 있고, 이로 인하여 광 검출기와와의 연결(coupling) 문제에 따른 광 손실이 발생할 수 있기 때문에 본 연구에서는 연마 및 연결방법이 상대적으로 용이한 플라스틱 광섬유를 이용하여 호흡센서를 제작하였다.

본 연구에 사용된 플라스틱 광섬유(GH4001, Mitsubishi rayon

Co., Ltd.)는 계단형 굴절률(step-index)을 갖는 멀티모드(multi-mode) 광섬유로서 그림 1은 플라스틱 광섬유의 구조를 보여준다. 자켓(jacket)을 포함한 광섬유의 외경이 2.2 mm, 코어의 직경은 0.98 mm이며 클래딩의 두께는 0.01 mm이다. 코어의 굴절률은 1.49이고, 광섬유의 개구수(numerical aperture, NA)는 0.504이며 동작온도는 -55~85°C이다. 코어와 클래딩의 재질은 폴리메틸 메타크릴레이트(polymethyl-methacrylate, PMMA)와 불소 중합체(fluorinated polymer)이고, 자켓은 폴리에틸렌(polyethylene, PE)으로 구성되어 있으며 매우 유연한 기계적 성질을 갖는다.

광원으로는 광섬유용 LED(light emitting diode, IF-series, Industrial fiber optics, Inc.)를 사용하였다. 광섬유용 LED의 각 파장은 530 nm(녹색), 660 nm(적색) 그리고 870 nm(근적외선)이며 반치폭(full width at half maximum, FWHM)은 40~60 nm이다. 본 광원은 광섬유와의 연결이 용이하고, 별도의 구동회로가 필요 없으며 플라스틱 렌즈를 이용하여 광원과 광섬유 사이의 연결 손실을 줄일 수 있도록 설계, 제작되어 있다.

광섬유 호흡센서의 감지부(sensing part)에 사용된 반사경은 알루미늄 반사경(protected aluminum mirror, PF10-03-G01, Thorlabs, Inc.)으로서 평균 반사율(reflectivity)은 400~1,000 nm에서 90% 이상이다. 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리에 따른 반사광의 광 강도(intensity) 스펙트럼(spectrum) 변화를 측정하기 위해서 CCD(charge-coupled device) 스펙트로미터(spectrometer, HR4000 CG-UV-NIR, Ocean optics, Inc.)를 사용하였다. 실험에 사용된 스펙트로미터의 광 분해능(optical resolution)은 0.5 nm이고, 측정 파장범위는 200~1,100 nm이다. 또한 포토다이오드(photodiode, S1336-18 BK, Hamamatsu Co.)를 이용한 반전증폭기(inverting amplifier) 시스템을 설계 및 제작하여 실제 호흡운동에 따른 반사광의 광 강도 변화를 실시간으로 측정하였다.

실험에 사용된 광섬유 Y-coupler(IF-562, Mitsubishi rayon Co., Ltd.)는 광 분할율(splitting ratio)이 50:50이고, 광섬유의 끝단에 처리된 SMA 905 커넥터(subminiature type A 905 connector)

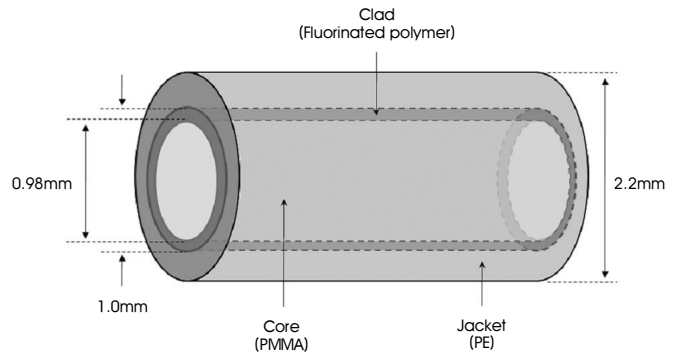


그림 1. 플라스틱 광섬유의 구조
Fig. 1. Structure of plastic optical fiber

를 이용하여 호흡센서의 감지부, 광원 그리고 광 계측기와 연결된다. Y-coupler를 구성하는 광섬유의 경우, 광섬유 호흡센서의 감지부에 사용된 광섬유와 동일한 플라스틱 광섬유를 사용함으로써 굴절율과 직경 및 물리적 성질의 차이에 의한 광 손실을 최소화하였다.

본 연구에서는 반복 실험을 통해 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리 변화에 의한 반사광의 광 강도 스펙트럼 변화를 스펙트럼 미터로 측정하였고, 실제 호흡운동 시 복부의 용적 변화에 따른 광 강도 변화를 포토다이오드 증폭시스템을 이용하여 실시간 측정하였다.

III. 반사광의 스펙트럼 측정 및 실험결과

광섬유 호흡센서를 제작하기에 앞서 반사광의 경로가 되는 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리 변화에 따른 스펙트럼 변화를 측정하기 위한 기초실험을 수행하였으며, 그림 2는 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리에 따른 반사광의 스펙트럼을 측정하기 위한 실험장치 구성을 보여준다. 광원으로부터 방출된 빛은 1 m 길이의 플라스틱 광섬유와 광섬유 Y-coupler를 통해 반사경으로 전송되고, 반사경에서 반사된 빛은 다시 Y-coupler와 1 m 길이의 플라스틱 광섬유를 통해 스펙트럼미터로 전송된다. 이때, 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리 변화에 따라 반사광의 광 강도가 변하게 된다.

그림 3은 530 nm LED 광원을 사용하였을 때 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리 변화에 따른 반사광의 스펙트럼 변화를 보여주며, 0 mm는 반사경과 광섬유 끝단이 서로 접촉한 상태를 의미한다. 그림 3에서 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리가 멀어질수록 광 강도가 낮아지고, 파장이동(wavelength-shift)은 없는 것을 알 수 있다.

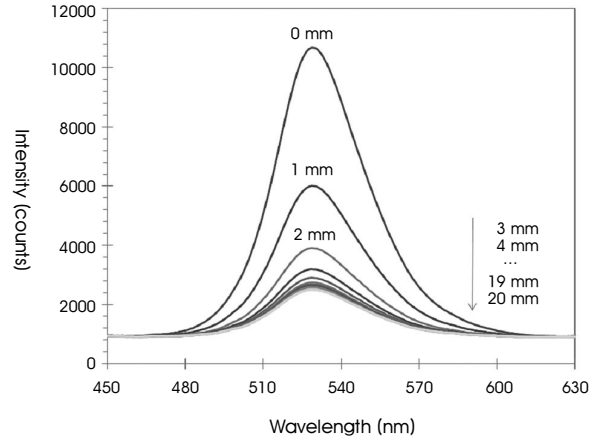


그림 3. 530 nm LED 광원을 사용하였을 때, 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리 변화에 따른 반사광의 스펙트럼 변화

Fig. 3. Spectrum variations of reflected lights according to the distance between the mirror and the plastic optical fiber when 530 nm LED is used

그림 4는 여러 광원에 대한 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리 변화에 따른 반사광의 광 강도 변화를 보여준다. 거리가 멀어질수록 스펙트럼미터로 측정된 광 강도는 감소하는 것을 볼 수 있고, 0 ~ 2 mm 사이에서의 광 강도 변화가 다른 구간에 비해 상대적으로 큰 것을 확인할 수 있다. 또한 그림 4에서 광원의 파장이 짧을수록 광 강도의 민감한 변화를 볼 수 있고, 530 nm LED 광원을 사용하여 얻은 광 강도 변화에 대한 그래프가 다른 광원에 의한 그래프보다 변화율이 큰 것을 확인할 수 있다. 그러므로 광섬유 호흡센서에는 광 강도가 크고, 거리 변화에 따라 민감한 광 강도의 변화를 보이는 530 nm LED 광원을 사용하였다.

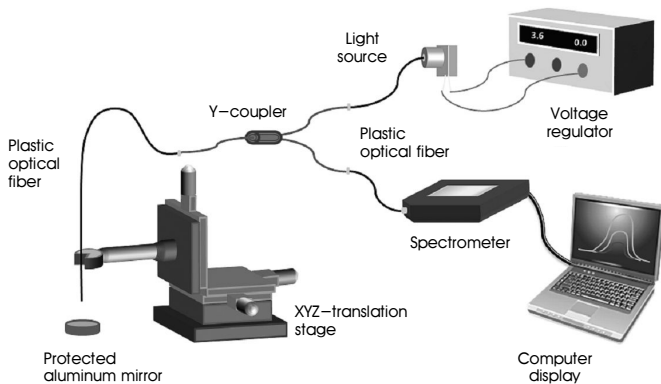


그림 2. 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리에 따른 반사광의 스펙트럼 측정을 위한 실험장치 구성도

Fig. 2. Experimental setup for measuring the spectrum of reflected lights according to the distance between the mirror and the plastic optical fiber

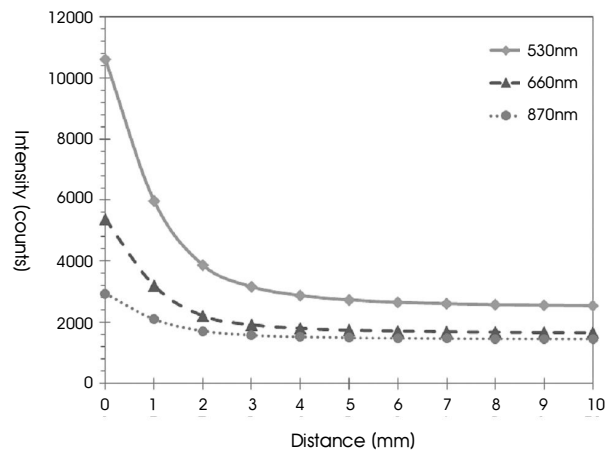


그림 4. 여러 광원에 대한 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리 변화에 따른 반사광의 광 강도 변화

Fig. 4. Intensity variations of the reflected light with different light sources according to the distance between the mirror and the plastic optical fiber

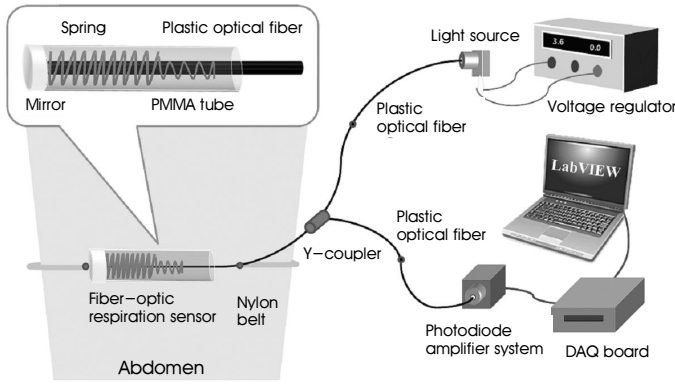


그림 5. 광섬유 호흡센서의 구조
 Fig. 5. Structure of a fiber-optic respiration sensor

IV. 복부 부착형 광섬유 호흡센서의 제작 및 실험 결과

그림 5는 복부 부착형 광섬유 호흡센서의 구조를 보여준다. 광섬유 호흡센서의 감지부는 반사경과 플라스틱 광섬유, PMMA 관 (tube)과 스프링으로 구성되며, 복부에 위치시킨다. 호흡운동에 의해 복부의 용적이 변하면 복부의 둘레 길이가 바뀌게 된다. 이에 따라 감지부 내에 위치한 반사경과 광섬유의 끝단 사이의 거리가 변하게 되고, 반사광의 광 강도 변화에 의한 포토다이오드 증폭시스템의 출력전압은 데이터 수집장치(DAQ board, NI USB-6259, National instruments Co.)를 거친 뒤, 랩뷰(LabVIEW) 프로그램을 통해 디스플레이 및 저장된다.

그림 6은 실제 호흡운동에 의한 광섬유 호흡센서의 출력전압의

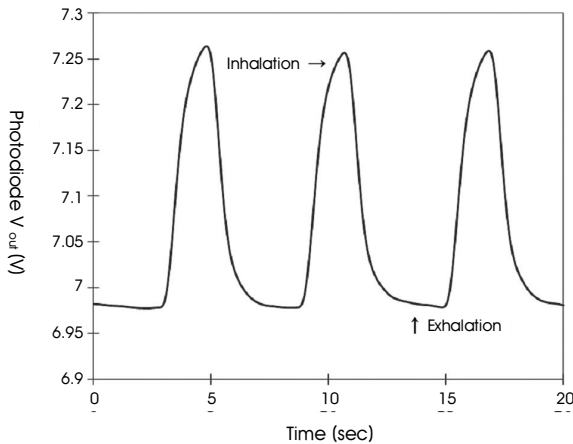


그림 6. 실제 호흡운동에 의한 광섬유 호흡센서의 출력전압의 변화
 Fig. 6. Output voltage variations of a fiber-optic respiration sensor due to the abdominal movements

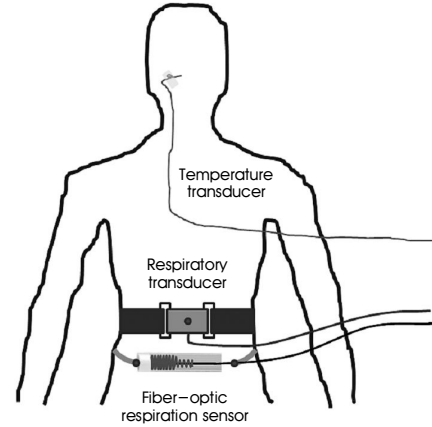


그림 7. 광섬유 호흡센서와 바이오팩 시스템을 이용한 실험구성
 Fig. 7. Experimental setup using a fiber-optic respiration sensor and the BIOPAC® system

변화를 보여준다. 흡기 시, 복부의 용적이 증가함에 따라 반사경과 광섬유 끝단 사이의 거리는 멀어지게 되고, 이에 따라 광 강도가 낮아지지만 포토다이오드 증폭시스템의 출력전압은 반전 증폭되어 상승하게 된다. 반대로 호기 시에는 복부의 용적이 감소하여 스프링에 의해 거리가 줄어들고, 출력전압은 원상태로 되돌아가게 된다.

그림 7은 광섬유 호흡센서와 바이오팩 시스템(BIOPAC® system, MP 30B-CE, BIOPAC Systems, Inc.)을 이용한 실험 구성을 보여준다. 복부의 용적 변화에 따른 호흡운동을 측정하기 위해 호흡 트랜스듀서(respiratory transducer, SS5LB, BIOPAC Systems, Inc.)를 사용하였고, 호흡기류를 측정하기 위해 사용된 온도 트랜스듀서(temperature transducer, SS6L, BIOPAC Systems, Inc.)는 상대적으로 온도가 낮은 흡기 시의 공기와 온도가 높은 호기 시 공기의 온도 차이를 통해 호흡운동을 측정한다.

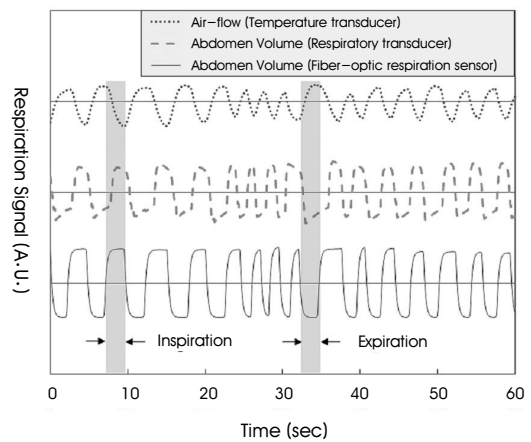


그림 8. 광섬유 호흡센서와 바이오팩 시스템의 출력신호 비교
 Fig. 8. Comparison of the respiration signals of a fiber-optic respiration sensor and the BIOPAC® system

그림 8은 광섬유 호흡센서와 바이오팩 시스템의 출력신호를 비교한 그래프이다. 호기 시에는 호흡기류의 온도가 높아져서 온도 트랜스듀서의 출력신호가 커지는 것을 볼 수 있고, 복부의 용적이 감소하여 호흡 트랜스듀서의 출력신호가 작아지는 것을 확인할 수 있다. 또한 광섬유 호흡센서의 경우에도 호흡 트랜스듀서의 경우와 마찬가지로 출력신호가 작아지는 것을 확인할 수 있다. 반대로 흡기 시에는 호흡기류의 온도가 낮아지고, 복부의 용적이 늘어남에 따라 온도 트랜스듀서의 출력신호가 작아지고, 호흡 트랜스듀서 및 광섬유 호흡센서의 출력신호가 커지는 것을 볼 수 있다. 그러므로 바이오팩 시스템의 호흡 트랜스듀서와 광섬유 호흡센서의 출력신호는 유사한 것으로 판단할 수 있다.

V. 결론

본 연구에서는 유연하고 강한 내구성을 가지는 플라스틱 광섬유를 이용한 복부 부착형 광섬유 호흡센서를 제작하여 호흡운동 시, 복부의 용적 변화에 의한 포토다이오드 증폭시스템의 출력신호 변화를 측정하였다. 또한 바이오팩 시스템의 호흡 및 온도 트랜스듀서를 사용하여 실제 호흡운동에 따른 광섬유 호흡센서의 출력신호와 비교, 분석하였다.

전자기파에 대한 무간섭, 신호의 장거리 전달 능력, 유연성 등의 특성을 가지는 광섬유는 강한 전자기장 내에서도 사용할 수 있고, 실시간 원거리 측정이 가능하므로 본 연구결과를 기초로 하여 자기공명영상을 이용한 진단 및 치료 시, 호흡측정이 가능한 광섬유 호흡센서의 개발이 기대된다. 하지만 본 연구에서 제작한 광섬유 호흡센서의 경우, 감지부에 사용된 스프링이 금속 재질이므로 이를 비금속 또는 폴리머(polymer) 재질로 교체하는 것이 선행되어야 할 것으로 판단되며, 앞으로 더 수행해야 할 연구 방향은 자기공명영상 촬영실 내에서 실제 호흡측정을 한 뒤 광섬유 호흡센서의 출력신호 및 영상에 대한 영향을 알아보는 것이다.

참고문헌

[1] E.-K. Kim, N. Park, M. Choi, and S. Tamura, "Cancellation of MRI motion artifact in image plane," in *Proc. IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference*, Anchorage, USA, 2002, vol. 1, pp. 329-334

[2] M. S. Yoon, S. W. Park, and O. Y. Shin, "Atelectasis after the induction of anesthesia in a healthy child," *Korean J Anesthesiol*, vol. 48, pp. 194-197, 2005.

[3] C. Larsson, L. Davidsson, P. Lundin, G. Gustafsson, and M. Vegfors, "Respiratory monitoring during MR imaging," *Acta Radiol.*, vol. 40, pp. 33-36, 1999.

[4] D. K. Jung, "Respiratory effort monitoring using pulse transit time in human," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 23, no. 6, pp. 485-489, 2002.

[5] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekstrom, and B. Hok, "Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care," *Med.*

Biol. Eng. Comput., vol. 41, pp. 377-383, 2003.

[6] D. K. Han, J. M. Kim, J. H. Hong, E. J. Cha, and T. S. Lee, "Event transmission of respiratory rate and heart rate measured on wheelchair," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 29, no. 6, pp. 443-450, 2008.

[7] A. M. Cyna, V. Kulkarni, M. E. Tunstall, J. M. S. Hutchison, and J. R. Mallard, "Aura: A new respiratory monitor and apnoea alarm for spontaneously breathing patients," *Br. J. Anaesth.*, vol. 67, pp. 341-345, 1991.

[8] K. A. Kim, T. S. Lee, and E. J. Cha, "Miniaturization of disposable functional flow tube," *J. Kor. Sensors Soc*, vol. 14, no. 4, pp. 250-257, 2005.

[9] 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. Kor. Sensors Soc*, vol. 8, no. 3, pp. 259-263, 1999.

[10] I. K. Lee, S. S. Kim, J. C. Jang, K. J. Kim, K. A. Kim, T. S. Lee, and E. J. Cha, "Wearable wireless respiratory monitoring system," *J. Kor. Sensors Soc*, vol. 17, no. 2, pp. 133-142, 2008.

[11] K. A. Kim, S. S. Kim, D. W. Cho, S. J. Lee, T. S. Lee, and E. J. Cha, "Characteristics of conductive rubber belt on the abdomen to monitor respiration," *J. Kor. Sensors Soc*, vol. 16, pp. 24-32, 2007.

[12] D. W. Kim, D. S. Yeon, and S. C. Kim, "Development of respiratory monitoring system by inductive plethysmography," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 16, no. 3, pp. 353-358, 1995.

[13] S. Sade, and A. Katzir, "Fiberoptic infrared radiometer for real time in situ thermometry inside an MRI system," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 19, pp. 287-290, 2001.

[14] R. D. Rempt, and C. Ramon, "A fiber optic sensor detection of cardiac magnetic field," in *Proc. Fiber Optic Sensors in Medical Diagnostics*, Los Angeles, USA, 1993, SPIE vol. 1886, pp. 181-185

[15] A. C.S. Brau, C. T. Wheeler, L. W. Hedlund, and G. A. Johnson, "Fiber-optic stethoscope: A cardiac monitoring and gating system for magnetic resonance microscopy," *Magn. Reson. Med.*, vol. 47, pp. 314-321, 2002.

[16] S. K. Lemieux, and G. H. Glover, "An infrared device for monitoring the respiration of small rodents during magnetic resonance imaging," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 6, no. 3, pp. 561-564, 1996.

[17] A. Babchenko, S. Turinvenko, B. Khanokh, and M. Nitzan, "A fiber optic sensor for the assessment of breathing effort," in *Proc. Medical and Fiber Optic Sensors and Delivery Systems, Barcelona, Spain*, 1995, SPIE vol. 2631, pp. 64-71

[18] C. Davis, A. Mazzolini, and D. Murphy, "A new fibre sensor for respiratory monitoring," *Austral. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 20, pp. 214-219, 1997.

[19] Q. Chen, R. O. Claus, W. B. Spillman, F. J. Arregui, I. R. Matias, and K. L. Cooper, "Optical fiber sensors for breathing diagnostics," in *Proc. Optical Fibers and Sensors for Medical Applications II*, SPIE vol. 4616, pp. 14-20, Gannot, Israel, 2002.

[20] H. Segawa, E. Ohnishi, Y. Arai, and K. Yoshida, "Sensitivity of fiber-optic carbon dioxide sensors utilizing indicator dye," *Sens. Actuators B*, vol. 94, pp. 276-281, 2003.

- [21] W. J. Yoo, D. H. Cho, K. W. Jang, J. E. Oh, B. Lee, and G.-R. Tack, "Feasibility study on the development of respiration sensor using a chalcogenide optical fiber," *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 16, pp. 331-336, 2007.
- [22] 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.