

# 무선 기반의 광섬유 간섭계형 맥파센서 시스템

박재희<sup>1,+</sup> · 신종덕<sup>2</sup>

## Wireless Optical Fiber Interferometer Arterial Pulse Wave Sensor System

Jaehee Park<sup>1,+</sup> and Jong-Dug Shin<sup>2</sup>

### Abstract

A wireless optical fiber interferometer arterial pulse wave sensor system is developed for remote sensing. The wireless optical fiber sensor system consists of Zigbee communication modules and an optical fiber interferometer arterial pulse wave sensor. The optical fiber arterial pulse wave sensor is an in-line Michelson interferometer enclosed with steel reinforcement in a heat-shrinkable tube. The Zigbee communication modules are composed of an ATmega128L microprocessor and a CC2420 Zigbee chip. The arterial pulse waves detected by the optical fiber sensor were transmitted and received via the Zigbee communication modules. The experimental results show that the wireless optical fiber sensor system can be used for monitoring the arterial pulse waves remotely.

**Keywords :** Arterial pulse wave sensor system, Optical fiber sensor, Zigbee

### 1. 서론

현대 기술의 발전이 인간의 삶의 질을 더 나아지게 하였고 이로 인하여 건강에 대한 관심이 점점 더 고조되어 왔다. 특히 무선통신 기술 발달로 예전에는 의료 센터에 방문하여 의사로부터 진료를 받았으나 현재에는 언제 어디서나 건강상태를 평가할 수 있는 다양한 무선 건강계측시스템들이 개발되어 사용되고 있다. 현재 많이 사용되는 무선 건강계측 시스템은 생체신호를 측정하여 인간의 건강상태를 평가하고 생체신호들에서 이상신호가 검출 되었을 때 먼 거리에 위치한 진료센터에 있는 의료인으로부터 진단을 받기 위하여 측정된 생체신호들을 무선으로 전송하는 기술이다. 건강진단을 위해 측정되어 전송되는 생체신호들 중에서 건강상태에 대한 많은 정보를 가지고 있는 생체신호는 한의사들이 환자의 건강상태를 진단하기 위해 아주 옛날부터 사용하던 맥파신호이다.

아주 오랜 옛날부터 맥파신호를 측정하기 위하여 다양한 센서들을 개발되어 왔다. 오늘날에는 효율적인 맥파측정을 위해 Doppler Microwave [1], LED [2], cuff형 압력기[3], 초음파센서[4], piezoelectric 센서[5, 6], 로드셀[7] 등을 이용한 맥파신호 측정 센서들이 사용되고 있다. Doppler Microwave를 이용한 맥파센서는 측정감도가 낮고, 이용하는 전자파가 주변기기에 나쁜 영향을 미치며, 부피가 커서 원격측정 응용이 매우 어렵다. 대중화된 LED 맥파 센서의 경우 소형이고, 사용하기 편리하나 응답속도가 느려 맥파신호로부터 얻을 수 있는 중요한 정보를 상실 할 수 있고, 광 강도형 센서로서 감도가 높지 않은 단점들을 가지고 있다. Cuff형 압력기 및 초음파 센서를 이용한 맥파센서는 측정감도도 낮고, 오랜 시간 맥파신호를 모니터링 하기도 어렵고, 주변 전자파에 영향을 받아 주변 환경이 나쁠 경우 정상적인 동작을 하지 않는 경우가 종종 발생한다. 현재 맥파 원격 측정에 활발하게 사용되고 있는 piezoelectric 맥파측정센서들은 측정감도도 높지 않고 전자파에 영향을 받아 높은 신뢰성을 요구하는 원격 측정에 적용하기에는 어려움이 있다. 로드셀을 이용한 맥파 측정인 경우 측정되는 신호가 맥파신호와 호흡신호 등의 다른 바이오 신호가 결합된 신호가 측정되며, 측정되는 신호의 크기가 매우 작아 신뢰성 있는 맥파 신호 측정이 매우 어렵다. 최근에 이런 문제들을 해결하기 위하여 기존센서보다 감도가 우수하고, 전자파에 영향을 받지 않으며, 빠른 응답특성[8]을 가지는 광섬유 간섭계형 센서를 사용한 맥파센서[9]가 개발되었다. 뿐만 아니라 위에서 언급한 특성들 때문에 광섬유센서를 이용하여 맥혈류 측정 시스템[10], 도뇨관 압력측정 시스템[11], 호흡측정 시스템

<sup>1</sup>계명대학교 전자공학과 (Department of Electrical Engineering, Keimyung University)

1095 Dalgubeol-daero, Dalseo-gu, Daegu 704-701, Korea

<sup>2</sup>승실대학교 정보통신전자공학부(School of Electronic Engineering, Soongsil University)

369 Sangdo-ro, Dongjak-gu, Seoul 156-743, Korea

\*Corresponding author: jpark@kmu.ac.kr

(Received : Sep. 23, 2013, Revised : Nov. 2, 2013, Accepted : Nov. 5, 2013)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>)which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

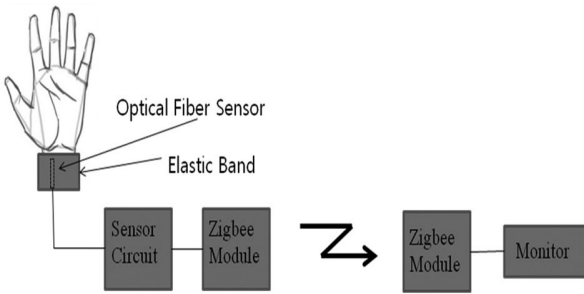


Fig. 1. Wireless sensor system block diagram.

[12] 등 다양한 생체신호측정 시스템들도 개발되어 왔다. 그러나 현재까지 개발된 광섬유 바이오센서 시스템들 중 원격측정을 위한 무선통신 기술이 융합된 광섬유 바이오센서 시스템들을 거의 찾아보기가 어렵다. 그래서 간섭계형 광섬유 맥파센서에 무선통신 기술이 융합된 원격측정이 가능한 광섬유 맥파센서 시스템(Fig. 1)에 대해 연구 수행하였고 본 논문에서는 수행된 연구된 결과에 대해 언급하려고 한다. 개발된 무선기반 광섬유 맥파센서 시스템은 맥파를 검출하는 데 사용되는 광섬유 맥파센서와 맥파신호를 다른 지역으로 전송하는데 사용되는 Zigbee 기반의 통신 모듈로 구성되어 있다. 무선기반 센서 시스템의 맥파센서는 열 수축튜브에 보강스틸과 같이 내장된 중공광섬유[13]로 만들어진 in-line Michelson 간섭계[14]로 되어 있다.

## 2. 이론

### 2.1 광섬유 간섭계형 맥파센서

2000년대 중반 계명대 광통신 연구팀에 의해 최초로 개발되었으며 Texas A&M 대학에서 개발된 광섬유 Fabry-Perot 간섭계보다 제작이 더 쉽고, 특성도 더 우수한 in-line Michelson 간섭계(Fig. 2a)[9]는 한 쪽 끝 단면은 빛을 전달하는 역할을 하는 단일모드 광섬유(SMF)에 부착되어 있고 다른 끝 단면은 깨끗하게 절단된 광축을 따라 중앙에 구멍이 있는 중공광섬유로 구성되어 있다. 간섭계의 첫 번째 거울은 SMF와 HOF가 붙어 있는 중앙의 광섬유-공기의 경계면에 생성되고, 두 번째 거울은 HOF의 수직 절단된 단면에서 광섬유-공기의 경계면에 만들어진다. SMF에서 진행되던 빛( $I_1$ )은 중앙에 있는 첫 번째 거울에서 일부 반사하고( $I_{r1}$ ), 다른 면으로 진행되던 빛은 모두 투과 된다. 투과된 빛은 Fresnel 반사조건에 의하여 두 번째 거울에 일부는 반사되어 되돌아온다( $I_{r2}$ ). SMF와 HOF가 접속된 지점에서 첫 번째 거울에서 반사된 빛과 두 번째 거울에서 반사된 빛이 만나 서로 간섭을 일으킨다. 간섭신호와 위상 변화에 대한 수식[15]들은 아래와 같다.

$$I_r = I_i(R_1 + R_2 + 2\sqrt{R_1R_2}) \cos \theta \tag{1}$$

$$\theta = \frac{4\pi nL}{\lambda} \tag{2}$$

여기서  $I_r$ 은 간섭계의 반사광,  $I_i$ 은 간섭계의 입력광,  $R_1(I_{r1}/I_i)$ 은 SMF와 HOF의 접촉면에서의 반사율,  $R_2(I_{r2}/I_i)$ 는 중공 광섬유 끝 단면에서의 반사율,  $n$ 은 광섬유의 굴절률,  $L$ 은 간섭계의 길이,  $\lambda$ 는 빛의 파장이다. 수식(1)과 수식(2)에서 반사광은 광섬유 간섭계의 굴절률과 길이의 코사인 함수임을 보여주고 있다. 외부의 압력이 광섬유 간섭계에 인가되면 간섭계 공진기 역할을 하는 중공 광섬유의 광 길이가 변화하고 이로 인하여 반사광이 바뀌게 된다. 반사광의 변화로부터 외부의 압력을 검출하게 된다. 본 연구에서 개발한 무선기반 간섭계형 광섬유 맥파 센서 시스템은 in-line Michelson 간섭계를 기반으로 하였다.

무선기반 광섬유 맥파센서 시스템에서 사용되는 광섬유 맥파센서(Fig. 2b)는 사람의 손목 위에 두어 맥파를 검출하는 센서로서 보강스틸과 같이 열 수축 튜브에 삽입된 in-line Michelson 간섭계로 되어 있다. 광섬유 맥파센서를 손목 위에 두면 손목 위의 맥파신호는 in-line Michelson 간섭계에 압력을 인가하여 간섭계의 광 길이를 변화시킨다. 간섭계의 광 길이 변화가 간섭계의 반사광의 위상을 변화시켜 반사광의 크기변화를 유도 한다. 인가되는 맥파신호에 따라 변하는 반사광[9]은 아래 식으로 표현할 수 있다.

$$I_r = I_i(R_1 + R_2 + 2\sqrt{R_1R_2}) \cos(\theta + \alpha p(t)) \tag{3}$$

여기서  $P(t)$ 는 맥파신호이고,  $\alpha$ 는 굴절률 변화 량, 길이 변화 량, 광섬유 Poisson's ratio 와 Young's modulus 등의 함수로써 비례 상수이다. 반사광의 위상이 맥파신호에 의해 변화하고 이 위상 변화가 반사광의 크기를 유도한다. 유도된 반사광의 크기로부터 맥파신호가 검출된다.

본 연구에서 사용된 측정감도가 매우 높은 광섬유 맥파센서는 제작이 간단하고 비용이 저렴하다는 특징을 지니고 있으며 광섬유 맥파센서의 제조과정은 다음과 같다. 제일 먼저 HOF와 SMF의 피복을 제거한 후 광섬유 절단기(fiber cutter)를 사용하여 광섬유를 수직으로 절단한다. 그런 다음 깨끗하게 절단된 SMF와 HOF를 용융 접합기(electric arc fusion splicing system)를 사용하여 접합시킨다. 접합하기 위해 사용한 용융접합기의 arc 전류와 arc 방전시간은 일반 SMF를 연결할 때 사용하는 값보다 적은 값을 사용한다. 접합된 광섬유에 접합부위에서 일정한 거리에 광섬유 절단기를 사용하여 수직으로 깨끗하게 절단하면 in-line Michelson 간섭계센서가 제작된다. 마지막으로 in-line Michelson 간섭계는 보강 스틸과 같이 열 수축 튜브에 삽입하고, 열 수축 튜브에 열을 가열하여 수축시킴으로써 제작된다. 본 연구에서는 4 um의 공기구멍을 가진

HOF를 사용하여 in-line Michelson 간섭계를 제작하였으며 제작된 간섭계의 길이는 약 10 mm 이었다. 측정된 SMF와 HOF의 접속지점의 반사율은 0.7% 이었고, HOF의 끝 단면의 반사율은 0.3% 이었다.

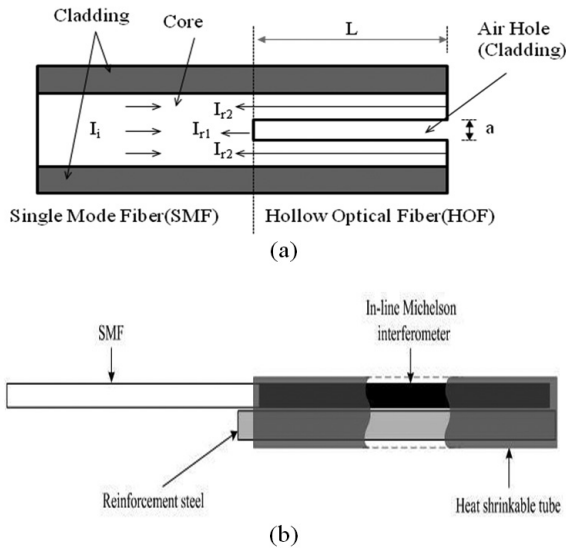


Fig. 2. Arterial pulse wave sensor; (a) In-line Michelson interferometer and (b) arterial pulse wave sensor.

2.2 Zigbee 통신모듈

저전력, 저비용, 확장성이라는 장점을 가진 Zigbee는 저속 전송 속도를 갖는 홈 오토메이션 및 데이터 네트워크를 위한 표준 기술이다. 버튼 하나로 하나의 동작을 잡아 집안 어느 곳에서나 전동 제어 및 홈보안 시스템 VCR on/off 등을 할 수 있고, 인터넷을 통한 전화 접속으로 홈 오토메이션을 더욱 편리하게 이용하려는 것에서부터 출발한 기술이다. 869/915 MHz와 2.4 GHz의 주파수 범위에서 동작을 하며 데이터 전송 속도는 20~250 kbps이다[16, 17]. 본 연구에서는 2.4 GHz에서 동작하는 Zigbee 모듈들을 사용하여 맥파신호를 무선으로 송수신하였다.

Zigbee 송수신 모듈은 microcontroller (MCU), Zigbee chip, 안테나로 구성되어 있다. Zigbee 송신모듈에서는 MC가 모듈전체를 관리하고, 광섬유 맥파센서에서 입력되는 아날로그 신호를 디지털신호로 변환하여 Zigbee chip으로 전달한다. Zigbee chip은 디지털센서 신호를 Zigbee format으로 변환하여 안테나로 보내고 안테나에서는 Zigbee format으로 변환된 데이터를 전송한다. 수신모듈에서는 송신모듈과 마찬가지로 MCU가 모듈을 전체 관리한다. 안테나에서 수신된 데이터는 Zigbee chip으로 보내지고, Zigbee chip에서 수신된 데이터에서 디지털 센서신호로 역 변환하여 MCU로 보낸다. MCU에서는 이 데이터를 USB port를 통하여 개인용 컴퓨터(PC)에 전달하고 PC는 모니터에 맥파신호를 표시한다. 본 연

구에서 MCU는 3.3 V에 동작하는 8 MHz ATmega128 마이크로프로세서를 사용하였으며 Zigbee chip은 Chipcon사의 CC2420을 사용하였고, 안테나는 역 F 안테나를 사용하였다. 아날로그 센서 신호는 Atmega128에 내장된 10 bits 아날로그-디지털 변환기(ADC)를 사용하였으며 1 KHz의 주파수로 sampling 하였다.

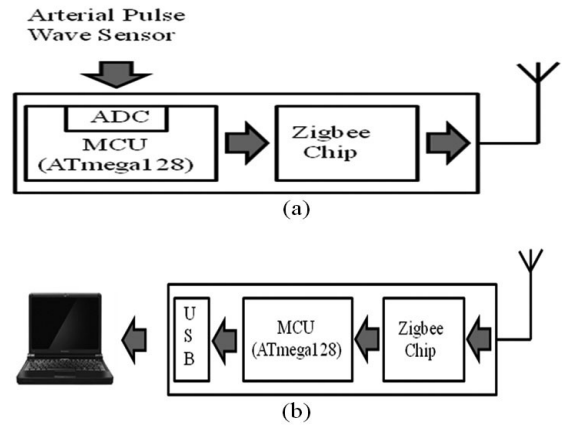


Fig. 3. Zigbee modules; (a) Transmitter module and (b) receiver module.

3. 실험 및 결과

무선기반의 광섬유 맥파센서시스템의 특성을 조사하기 위한 실험 장치는 Fig. 4와 같다. 실험 장치는 1.3 um파장대의 DFB 레이저 다이오드(LD), 포토다이오드(PD), 3-dB 커플러, PC, LD 전류공급기, 증폭기(AMP), 밴드를 사용해 손목에 고정된 in-line Michelson 맥파센서, Zigbee 송수모듈들로 구성되었다. LD에서 방출된 빛은 3-dB 커플러를 지나 in-line Michelson 간섭계 센서로 들어간다. In-line Michelson 간섭계에서 간섭을 일으킨 빛은 3-dB 커플러를 거쳐 PD로 되돌아 와 전기신호로 변환된다. 변환된 전기 신호는 먼저 증폭되고 그런 다음 증폭된 신호는 Zigbee 송신모듈의 MCU에 내장된 ADC에 의해 디지털 신호로 변환된다.

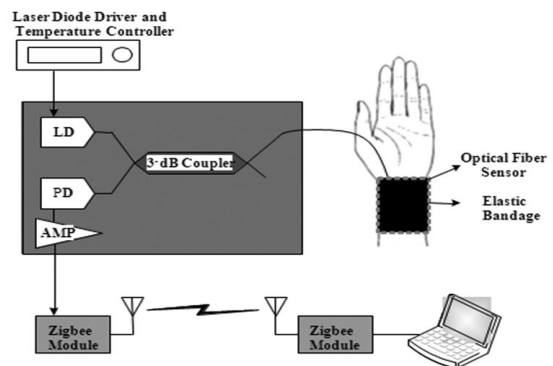


Fig. 4. Experimental setup.

디지털로 변환된 신호는 Zigbee chip 및 안테나를 통해서 송신 된다. Zigbee 수신모듈에서는 송신모듈에서 보내온 신호를 받아 이 신호에서 센서신호만 분리하고 PC로 전달한다. PC에서는 센서신호를 모니터에 표시한다. Zigbee 통신모듈은 57.6 Kbps의 속도로 데이터를 송수신하였으며, 송신모듈과 수신모듈은 5 m 정도 떨어진 지점에 설치하여 실험을 수행하였다.

첫 번째로 광섬유 맥파센서의 성능을 확인해 보기 위하여 맥파센서의 출력신호를 직접 오실로스코프로 연결해 보았다. Fig. 5는 25세 남성의 편안한 상태일 때와 가벼운 운동을 한 후에 오실로스코프에 나타난 맥파신호들이다. 편안한 상태에서는 맥파신호의 평균 크기가 약 250 mV 이었고, 맥파신호는 초당 1.163개 발생하였다. 반면에 가벼운 운동 후에 측정된 맥파 신호의 크기는 신호의 평균 크기가 약 340 mV 이었고, 맥파신호 발생 비율은 초당 1.54개 이었다. 가벼운 운동 후의 맥파신호와 안정상태에서의 맥파신호를 비교하면, 운동 후의 맥파신호 크기가 더 크고, 맥파신호의 주기도 더 짧았다. 이는 가벼운 운동 후 심장의 움직임이 더 크고, 더 빠르기 때문에 발생하는 현상으로 판단된다. 이 실험결과들이 손목 위의 약한 맥파신호를 검출하기 위하여 광섬유 in-line Michelson 간섭계 맥파센서를 사용할 수 있으며 측정감도도 매우 높음을 보여주고 있다. 두 번째로 무선전송의 가능성을 알아보기 위하여 25세 남성 편안한 상태에서 맥파신호를 검출하고 Zigbee 모듈들을 사용하여 송수신 하였다. Fig. 6은 Zigbee 수신모듈에서 수신되어 PC 나타난 맥파신호이다. Fig. 6이 Zigbee 송수신 모듈들을 사용하여 정확하게 맥파신호를 무선으로 전달할 수 있음을 보여주고 있다. Fig. 6의 맥파신호와 Fig. 5의 맥파신호를 을 비교해 보면 Fig. 6의 맥파신호가 고주파 성분이 제거된 맥파신호임을 알 수 있다. 이는 낮은 ADC의 sampling주파수와 제한된 전송속도가 저역통과여파기 역할을 했기 때문이다. 그리고 Fig. 6의 맥파신호에 DC offset성분이 나타나는데 그 이유는 Fig. 5의 맥파신호는 AC coupling 된 신호이기 때문이다. 본 연구에서 연구결과들이 광섬유 간섭계를 사용하여 손목 위의 미약한 맥파신호를 매우 효율적으로 검출 할 수 있으며 검출된 맥파신호는 Zigbee 모듈들을 사용하여 원격으로 모니터링 할 수 있음을 보여주고 있다. 그러나 여러 가지 기술적인 문제점들도 발견되었다. 광섬유 센서로 맥파신호를 검출할 때 검출된 신호의 크기가 변화하는 현상이 나타났다. 이는 광섬유 간섭계의 동작 점 표류현상 및 외부 잡음 때문 발생하는 것으로 판단된다. 맥파신호의 크기도 환자를 진단하는 데 중요한 정보이기 때문에 이런 노이즈들을 제거해야 되며 노이즈 제거에 대한 연구를 차후에 수행할 예정이다. 그리고 광섬유 센서가 놓인 손목의 위치에 따라 센서의 신호의 크기가 변화하는 현상도 발생하였다. 이런 문제를 해결 하기 위해서는 센서의 구조변경 및 센서를 손목에 효율적으로 고정시키는 방법을 고안해야 될 것이다. 본 연구에서는 맥파신호를 약 5 m 정도 전송하였으나 PC 네트워킹 기술 혹은 스마트폰을 사용하면 매우 먼 거리를 전송도 가능하다.

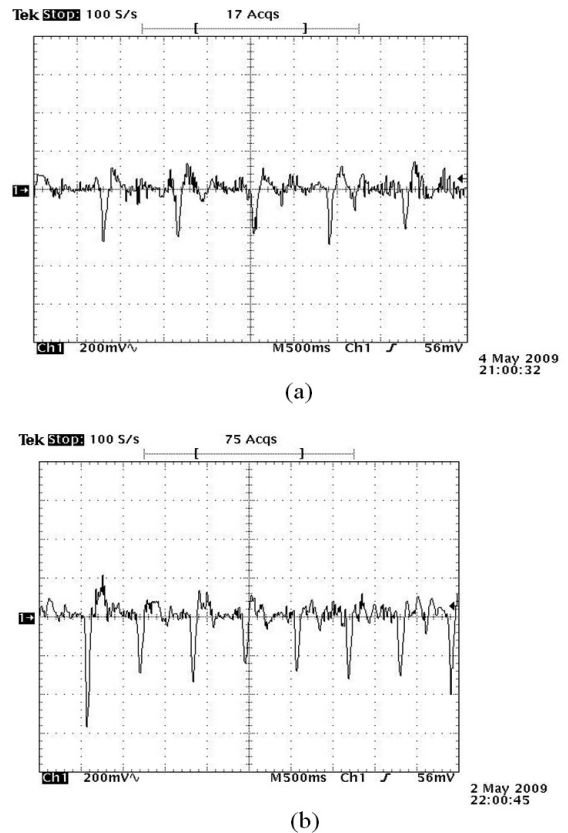


Fig. 5. Arterial pulse waves; (a) A 25 years old male subject at rest and (b) the same male participant after a light exercise.

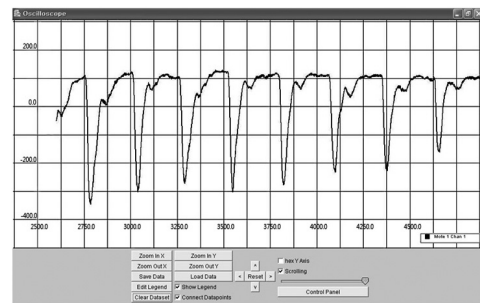


Fig. 6. Received arterial pulse waves.

#### 4. 결론 및 고찰

본 연구에서 감도가 높고, 전자파에 영향을 받지 않으며, 빠른 응답특성을 가진 간섭계형 광섬유 맥파센서에 무선통신 기술이 융합된 원격측정 광섬유 맥파센서 시스템을 개발하였다. 개발된 무선기반 광섬유 맥파센서 시스템은 맥파신호 검출용 in-line Michelson 간섭계 광섬유 센서와 신호 전송용 Zigbee 송수신 모듈 및 안테나로 구성되어 있다. 개발된 시스템의 특성을 알아보기 위하여 25세

남성의 맥파신호를 검출 하고 전송 하였다. 본 연구의 결과들이 광섬유 in-line Michelson 간섭계 맥파센서는 손목 위의 미약한 맥파신호를 매우 효율적으로 검출 할 수 있는 능력을 가지고 있음과 Zigbee 모듈을 사용하여 정확하게 신호를 전송할 수 있음을 보여 주었다. 그러나 광섬유 간섭계 동작점 변화, 외부 노이즈, 및 센서의 손목 위치에 따라 맥파신호의 크기가 변화하는 현상이 발견되었다. 이런 문제들을 해결하기 위하여 간섭계 동작점 고정 방법, 외부 노이즈 제거 방법, 및 센서 위치 고정 방법에 대한 연구를 더 진행 할 것이다. 본 연구 에서는 맥파신호가 약 5 m 정도만 송수신되었다. 그래서 매우 먼 거리 맥파신호 전송을 위한 PC 네트워킹 및 스마트폰 응용에 대한 연구도 수행할 예정이다.

### 감사의 글

이 논문은 2013년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단 기초연구사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2013R1A1A2006308)

### REFERENCES

- [1] J. Lee and J. Lin, "A microprocessor-based noninvasive arterial pulse wave analyzer", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 32, No. 6, pp.451-455, 1985.
- [2] M. Sherebrin and R. Sherebrin, "Frequency analysis of the peripheral pulse wave detected in the finger with a photoplethysmograph", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 37, No. 3, pp.313-317, 1990.
- [3] G. Pressman and P. Newgard, "A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 10, No. 2, pp.73-81, 1963.
- [4] D. Hkanson, D. Strandness, and C. Miller, "An echo tracking system for recording arterial-wall motion", *IEEE Trnas. Sonics Ultrson.*, Vol. 17, No. 3, pp.130-132, 1970.
- [5] B. Lee, J. Jung, and K. Chun, "A cantilever type contact force sensor array for blood pressure measurement", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 21, No. 2, pp. 121-126, 2012.
- [6] J. Kim, S. Jee, and S. Yoo, "Fabrication and evaluation of sensor for measuring pulse wave velocity using piezo film and conductive textile", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 21, No. 2, pp. 135-143, 2012.
- [7] Y. Noh and D. Jeong, "Basic study for stress analysis using an unconstrained BCG monitoring system", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 20, No. 2, pp. 118-123, 2011.
- [8] J. Park, "Fiber Fabry-Perot interferometric sensor for the measurment of electric current flowing through a fuse", *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. 46, No. 6A, pp. 3665-3666, 2007.
- [9] S. Eom, J. Park, and J. Lee, "Optical fiber arterial pulsewave sensor", *Microwave and Optical Tech. Lett.*, Vol. 52, No. 6, pp. 1318-1321, 2010.
- [10] E. Stenow and P. Oberg, "Venous occlusion plethysmography using a fiber-optic sensor", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 40, No. 3, pp. 284-288, 1993.
- [11] O. Tohyama, M. Kohashi, M. Sugihara, and H. Itoh, "A fiber-optic pressure microsensor for biomedical applications", *Sens. Actuator A-Phys.*, Vol. 66, No. 1, pp. 150-154, 1998.
- [12] A. Grillet, D. Kinet, J. Witt, M. Schukar, K. Krebber, F. Pirotte, and A. Depre, "Optical fiber sensors embedded into medical textiles for healthcare monitoring", *IEEE Sensors J.*, Vol. 8, No. 7, pp. 1215-1222, 2008.
- [13] K. Oh, S. Choi, Y. Jung, and J. Lee, "Novel hollow optical fibers and their applications in photonic devices for optical communications", *J. Lightwave Technol.*, Vol. 23, pp. 524-532, 2005.
- [14] S. Kim, J. Park, and W. Han, "Optical fiber AC voltage sensor", *Microwave and Optical Tech. Lett.*, Vol. 51, No. 7, pp. 1689-1691, 2009.
- [15] Y. Yeh, C. Lee, R. Atkins, W. Gibler, and H. Taylor, "Fiber optic sensor for substrate temperature monitoring", *J. Vac. Sci. Technol. A*, Vol. 8, No. 4, pp. 3247-3250, 1990.
- [16] H. Seo, A study on the implementation of USN module for an environment purifying using zigbee, Master Thesis, Hanbat National University, 2006.
- [17] J. Park, K. Lee, and Y. Shin, "An energy efficient clustering scheme by adjusting group size in zigbee environment", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 19, No. 5, pp. 342-348, 2010.