

센서 네트워크 응용을 위한 반지형 맥박센서와 모니터링 시스템

Ring-type Heart Rate Sensor and Monitoring system for Sensor Network Application

장인훈 · 심귀보*

In-Hun Jang and Kwee-Bo Sim*

중앙대학교 전자전기공학부

요 약

블루투스, 지그비, RFID와 같은 저가의 저 전력 무선통신 기술의 실용화는 웰빙 바람과 함께 유비쿼터스 헬스케어에 대한 관심이 급격하게 증가하고 있으며 u-Health는 센서네트워크분야에서 가장 중요한 응용분야중 하나가 되고 있다. 특히 독거노인이나 실버타운의 노인을 위해 응급상황에 대한 대처가 가능한 의료서비스를 개발하는 것은 그 자체로 의미가 있으며 그 수요는 노령인구의 급속한 증가와 함께 지속적으로 늘어날 것으로 기대된다. 이에 본 논문은 일상생활에서 손가락에 착용한 반지모양의 pulse oximeter 센서에 의해 수집된 PPG 신호로부터 정확한 맥박 변화율을 이끌어내는 것에 대한 타당성을 보이고자 한다. 이를 위해 반사형과 투과형 2가지 종류의 반지센서를 제작하였으며 반지센서로부터 맥박데이터를 수집, 분석하고 응급상황에 대처할 수 있는 원격의 모니터링 시스템을 개발하였다.

Abstract

As low power, low cost wireless communication technology like Bluetooth, Zigbee, RFID has been put to practical use together with the wellbeing trend, the concern about ubiquitous health care has been greatly increased and u-Health is becoming one of the most important application in the sensor network field. Especially, development of the medical services to be able to cope with a state of emergency for solitary senior citizens and the aged in silver town is very meaningful itself and their needs are also expected to continuously increase with a rapid increase in an aging population. In this paper we demonstrate the feasibility of extracting accurate heart rate variability (HRV) measurements from photoelectric plethysmography(PPG) signals gathered by a ring type pulse oximeter sensor attached to the finger. For this, we made 2 types of ring sensor, that is reflective and pervious type, and developed the remote monitoring system which is able to collect HR data from ring sensor, analyze and cope with a state of emergency.

Key Words : Ubiquitous health care(u-Health), HRM(Heart Rate Monitor), Ring sensor, PPG, Sensor Network

1. 서 론

Ubiquitous 또는 pervasive network을 구현하기 위해서는 블루투스, 지그비, RFID와 같은 저가의 저 전력 무선통신 기술의 실용화와 함께 이를 이용한 센서네트워크의 구현이 필수적이다. 실생활에서 센서네트워크의 중요한 응용으로 건강에 대한 관심의 증가와 함께 Health care분야가 많은 주목을 받고 있으며 다양한 시도가 이루어지고 있다.

실버타운 또는 시니어스타운에 거주하는 만성질환자를 대상으로 혈당과 심질환 데이터를 무선으로 연동해 대학병원과 연계한 서비스를 제공하는 u-chronic care와 같은 시범사업도 진행되었다. 특히 사회의 급속한 노령화에 따른 독거노인이나 실버타운의 노인 그리고 만성질환자 등을 위한 의료서

비스는 그 잠재 수요가 지속적으로 늘어날 것으로 기대된다.

개인에 대한 의료서비스는 응급상황 발생전, 응급상황 발생시, 이 후의 병원에서의 처치로 분류할 수 있다. 응급상황이 발생하기 전의 개인에 대한 일상적인 검진과 기록은 응급상황에서는 효과적이고 정확한 대처를 돕고 병원에서의 처치과정에서도 중요한 자료가 될 수 있다. 제안하는 개인용 의료 보조기는, 평상시에는 일상적인 건강 상태를 기록하고 체크함으로써 사용자에게 예방적 기능을 줄 수 있으며, 응급시에는 각 가정 또는 실버타운 등에서 응급 상황을 감지하고 이에 대한 대처를 도울 수 있다. 응급 상황에서는 초기 대응 및 대응 시간이 매우 중요한데, 특히 응급상황에서 대처능력이 현격히 떨어지는 노인이나 환자들을 위해서는 보호자나 의료기관에 빠르게 도움을 요청하는 것이 필요하다.

한편, Health care 응용을 위해서는 전문적인 센서네트워크 기술뿐만이 아니고 인간의 신체로부터 여러 가지 생체신호를 획득하고 분석하는 기술이 필수불가결하다. Health care를 위한 생체신호로는 ECG, EEG, 맥박, 혈압, 혈당 등이 있는

접수일자 : 2007년 8월 30일

완료일자 : 2007년 10월 10일

* 교신 저자

데 이 가운데 맥박신호는 가장 간편하게 얻을 수 있으면서도 기본적으로 유용한 정보를 많이 가지고 있다.

따라서 본 논문은 실생활에서 휴대할 수 있는 맥박 측정 센서 및 무선통신을 이용한 원격 모니터링 네트워크 시스템 개발에 관한 것으로 다음의 조건들을 요구한다.

- 24시간 사용자의 상태를 모니터링 할 수 있어야 함
- 착용감이 좋아야하며 일상생활에 영향을 주거나 받지 말아야 함
- 위급상황을 감지하고 무선통신을 이용하여 자동으로 보호자나 응급시설로 알릴 수 있어야 함
- 센서네트워크 응용으로의 확장이 가능할 것

u-Health care 서비스를 위한 맥박신호의 획득을 위해서는 휴대용 맥박센서의 개발이 필요한데 상기 개발 요구수준을 모두 충족할 만한 개발의 시도가 1997~2001년에 MIT에서 있었으며 본 연구의 벤치마킹 대상이 되었다. 그러나 당시의 제안을 통해 개발된 것은 반지 센서의 prototype만 있을 뿐이어서 실생활에 바로 적용하기에는 기구적으로 다소 미흡할 뿐만 아니라 네트워크 기능이 충분하지 않다[1, 2].

기존의 상용화된 휴대용 맥박센서 가운데 대표적인 것으로는 가슴에 띠를 둘러 센서를 고정시키고 사용자 인터페이스 및 모니터링 장치로서 시계를 이용하는 제품이 있다. 센서로부터 획득한 데이터는 짧은 거리의 RF 통신을 통해 시계 모양의 모니터링 장치로 보내지는데 이러한 제품은 운동선수들의 체계적인 운동량 조절을 위해 주로 사용되어 왔다.

그러나 본 연구에서는 센서를 가슴에 착용하는 것에 대한 거부감의 해소와 센싱 데이터를 원격으로 보내는 기능을 더한 원격 모니터링 시스템을 개발하고자 한다. 이를 위해 2장에서는 맥박센서의 측정원리와 그 구성 및 맥박 데이터를 수집하는 프로그램에 대해서 간략히 기술하고 3장에서는 맥박센서를 포함한 전체 모니터링 시스템에 대해서 기술한다.

2. 맥박센서

2.1 맥박센서의 측정원리

맥박을 측정하기 위한 Pulse Oximetry나 BVP(Blood Volume Pressure)센서는 모두 Photoelectric plethysmography(PPG) 신호를 이용한 것이다. 혈액속의 산화 헤모글로빈(oxidised haemoglobin (HbO₂))과 헤모글로빈(reduced haemoglobin (Hb))은 500nm에서 1000nm사이의 파장을 가지는 빛을 쏘았을 때 그림 1과 같이 각기 매우 다른 스펙트럼 특징을 보인다[3].

즉, HbO₂와 Hb는 그림과 같이 빛의 흡수율에서 매우 다른 양상을 보이며 동맥을 통해 손가락으로 유입되는 혈액량은 심장박동과 함께 변한다. 따라서 혈액량에 비례한 혈액속의 HbO₂와 Hb의 양에 따라 수광부를 이루는 포토다이오드는 입사된 빛의 량에 비례하여 출력전압이 변하는데 이 값을 측정하여 맥박을 추정할 수 있다. 또한 이를 이용하여 식 1과 같이 정의되는 산소포화도(SaO₂ or SpO₂)를 구할 수 있다[3, 4].

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[Total\ haemoglobin]} \quad (\%) \quad (1)$$

$$[Total\ haemoglobin] = [HbO_2] + [Hb]$$

그림 2는 발광부와 수광부의 배치방법을 나타낸 것으로 a의 투과형과 b의 반사형으로 나눌 수 있다.

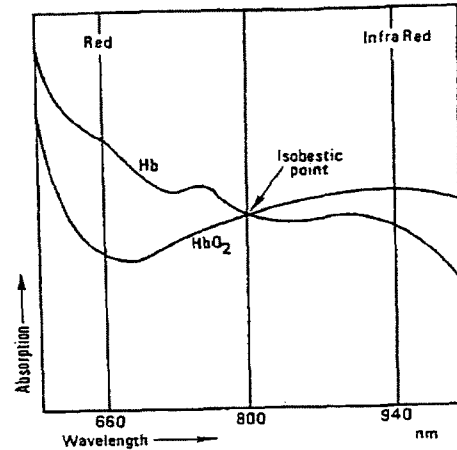


그림 1. Hb와 HbO₂의 빛 흡수 스펙트럼[3]
Fig. 1. Absorption spectra of Hb and HbO₂[3]

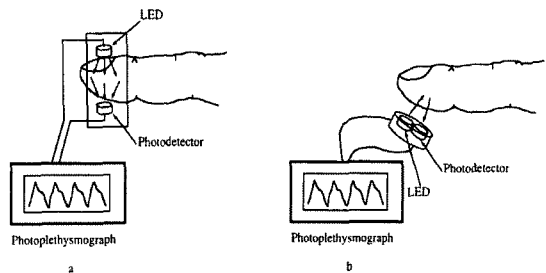


그림 2. PPG 센서의 종류[4]
Fig 2. The type of PPG sensor[4]

일반적으로 측정된 생체 신호는 다음과 같은 특징 및 기술적 과제를 가진다.

- ① 측정된 신호자체가 매우 약함(수mV)
 - ▶ 신호 증폭을 요함
 - ▶ 신호 증폭시 잡음도 함께 증폭 됨
 - ▶ 신호선의 shield를 요함
 - ② 일상생활에서 사용자의 움직임에 따른 신호변동이 심함
 - ③ 주변 밝기에 따른 신호변동이 심함
- 본 연구에서는 이와 같은 문제를 해결하기 위해 다음과 같은 기술적 특징을 가진다.

- ① 빛의 세기를 전압이 아닌 주파수로 변환
 - ▶ 신호처리시 증폭이 필요 없고 선로 잡음에 강함
 - ▶ 하드웨어 처리가 단순
- ② 사용자 움직임과 주변 환경변화에 따른 신호왜곡을 처리할 수 있는 신호처리 알고리즘 설계

2.2 맥박센서의 HW 구성

반지 모양의 맥박센서는 하드웨어적으로 메인보드, 맥박 측정부 그리고 배터리의 3부분으로 구성되어진다. 맥박 측정부는 4층으로 이루어진 FR4 재질의 메인보드 사이에 FPCB(Flexible PCB)로 적층되도록 설계하였다. 그 결과 하네스 연결을 할 필요가 없어 전체 면적을 줄이면서 조립성을 간단

히 하였다. 그림 3은 반지 센서의 전체 구성도이다.

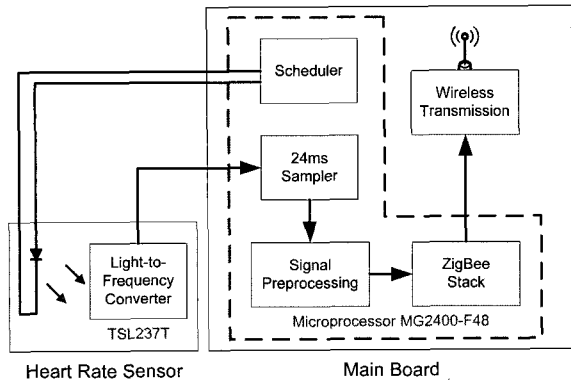


그림 3. 반지 센서의 블록도
Fig. 3. Block diagram of the Ring Sensor

메인보드의 구성은 다음과 같다.

- ▶ CPU : Radio pulse社 MG2400
- ▶ 발광부 : 고휘도 RED LED
- ▶ 수광부 : TAOS社 TSL237T
- ▶ RF 블록 : ZigBee 저전력 무선통신

MG2400은 8051 core 기반의 8bit 마이크로프로세서로서 ZigBee RF 블록을 내장하고 있다[9].

발광소자로는 배터리 소모를 줄이고자 보다 적은 전류로 보다 풍부한 광량을 낼 수 있는 고휘도 타입의 Red LED를 사용하였다. 또한 LED는 마이크로프로세서의 I/O port로 ON/OFF 제어 할 수 있도록 하였다.

수광센서 TSL237T는 빛의 양을 주파수로 변환하는 소자로서 ADC를 거치지 않고 펄스 형태로 직접 마이컴에 입력된다[10]. 따라서 ADC를 위한 증폭부가 필요 없어 회로를 좀 더 간단히 구성할 수 있다. 주파수 형태의 센서출력은 마이크로프로세서의 외부 인터럽트의 입력으로 연결된다. TSL237T는 마이크로프로세서의 I/O port에 연결되어 enable/disable 제어를 하도록 함으로써 power down 모드에서 배터리 소모를 최소로 하게끔 설계하였다.

2.3 저전력 RF 송수신부 제어

홈네트워크상의 PAN(Personal Area Network) 구성을 위한 무선 프로토콜로서 Bluetooth, ZigBee, UWB 등 여러 가지 기술들이 고유한 특징을 가지고 개발되고 있다. 그 가운데 본 제안에서는 맥박센서를 end device로, base station을 stand-alone coordinator로 하는 ZigBee네트워크를 구성하였으며 그 특징은 다음과 같다.

- ▶ 맥박센서를 통해 주고받는 데이터 크기가 크지 않다.
- ▶ 센서네트워크 구성으로의 확장성이 뛰어나다.
- ▶ 상대적으로 전송거리가 길다.
- ▶ 소비전력이 가장 작다.

특히 반지센서는 배터리타입으로 반지크기에 맞게 배터리 크기를 매우 작게 설계하여야만 한다. 그리고 배터리 용량은 그 크기에 비례하기 때문에 사용되는 배터리의 용량 또한 매우 제한적이어서 전력 소모를 최소로 하여야만 한다. 따라서 RF 송수신 블록을 ON/OFF 제어하였는데 센싱 데이터 1회 전송시 payload를 50byte로 제한하였고 이 경우 약 2ms 동

안 RF 블록이 ON 상태로 된다. 본 연구에서 사용한 MG2400은 송신모드의 경우 약 31mA, 수신모드의 경우 약 26mA의 전류를 소비하였는데, 이는 반지센서에서 가장 많은 전류를 소비하는 부분이며 따라서 RF 블록의 ON/OFF 제어는 반드시 필요하다고 할 수 있다.

2.4 센싱 프로그램 개요

TSL237T과 같은 Light-to-frequency converter를 이용한 맥박신호를 측정하는 방법에 대해 31.25msec sampler 이용하여 구현하였다[5, 6]. 31.25msec 고정 sampler를 사용하는 경우 맥박이 낮거나 정상적인 경우는 resolution에 큰 문제가 없지만 맥박이 높은 경우 resolution이 현저히 떨어지는 문제가 발생한다[6]. 이를 해결하기 위해서는 sampling rate을 더 작게 가져가거나 가변적으로 하는 방법이 있을 수 있겠다. 실험에서는 sampling rate을 24msec로 줄여서 사용하였다.

[24msec sampler type-1]

24msec 마다 타이머 overflow 인터럽트를 발생시키도록 상수 count값을 설정하고 센서로부터 들어오는 외부 인터럽트의 개수를 24msec동안 카운트하여 맥박 신호의 샘플링 값으로 한다. 이러한 방법으로 6,144msec 동안 256개의 샘플 데이터를 구할 수 있다.

[24msec sampler type-2]

Type-1의 방법을 이용하면 간단하게 샘플 데이터를 구할 수 있지만 이로부터 발생하는 두 가지 문제를 고려할 수 있다.

첫째, 펄스 개수에는 소수점이하에서 truncated 되어 발생하는 오차를 피할 수 없다.

둘째, 샘플링 되는 6,144msec 동안 LED와 센서를 계속 ON상태로 유지해야만 하기 때문에 배터리 소모가 계속된다.

따라서 이러한 문제를 고려하여 그림 4와 같은 방식의 sampler를 설계할 수 있다. 즉, 연속되는 2개 외부 인터럽트 입력 신호사이의 시간을 타이머를 이용하여 측정하면 센서 출력 주파수의 주기를 구할 수 있다. 타이머는 24msec 마다 overflow 인터럽트를 발생시키며 상수 count값을 auto-reloading 하도록 하였는데 결국 이 값이 sampling rate이 된다.

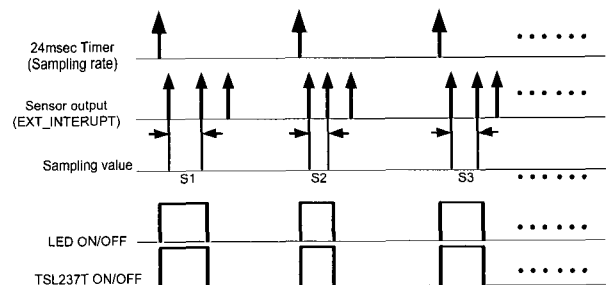


그림 4. 24msec sampler를 위한 타이밍도
Fig. 4. Timing diagram for 24msec sampler

Type-1과 Type-2 모두 1회 측정시 6,144msec동안 250개의 샘플 데이터를 수집하는데, 1데이터당 2바이트의 값을 가지도록 하였다. 따라서 총 500bytes의 송신 데이터가 생기는데 50bytes 씩 총 10회에 걸쳐 전송하도록 하였다.

2.5 배터리 전원부

배터리는 220mA/hour 3.7V 충전용 리튬폴리머 배터리를 사용하였는데 배터리 기반 동작시간은 다음의 식 (2)로 추정할 수 있다.

$$\frac{\text{배터리용량}(mA) \times 3600(\text{초}) \times 1000(msec)}{\text{time}_{active}/\text{day} \times cc_{active} + \text{time}_{sleep}/\text{day} \times cc_{sleep}} \quad (2)$$

$$\text{time}_{active}/\text{day} = \text{active time} \times \text{통신횟수}$$

$$cc_{active} = \text{current consumption at active time}$$

$$cc_{sleep} = \text{current consumption at sleep time}$$

배터리 소모를 최소화하기 위하여 1회 6,144msec 동안 측정하고 마이크로프로세서는 power down 모드로 들어가며, LED와 수광센서 TSL237T 또한 그림 4와 같이 ON/OFF 제어하였다. 센싱 타입에서도 RF Block은 따로 ON/OFF 제어하였다.

결과적으로 본 제안에서 배터리의 사용시간은 2분당 1회 6초간 측정시 약 7일간 사용이 가능하며 향후 알고리즘 개선을 통해 더 늘어날 수 있을 것으로 기대된다.

3. 모니터링 시스템

3.1 모니터링 시스템의 구성

독거노인이나 실버타운의 노인 그리고 가정의 만성질환자 등 24시간 건강 모니터링을 필요로 하는 사용자를 위해 본 연구에서는 저전력 무선 송수신 기능을 가진 의료서비스 시스템을 제안한다. 가정이나 실버타운 내에서의 모니터링 시스템은 크게 반지센서와 Base station으로 구성된다.

사용자가 손가락에 착용하는 반지센서는 맥박 데이터를 수집하여 Base station으로 전송하는 기능을 한다. Base station은 맥박 데이터를 저장하고 분석하여 맥박을 계산하고 응급상황 여부를 판단하는 기능을 가진다. 또한 응급상황이 발생하면 자동으로 인터넷을 통해 SMS 문자를 자동 전송하는 역할을 수행한다. 그림 5는 실제 사용자의 반지센서로부터 Base Station을 거쳐 인터넷을 통해 SMS 문자 서비스가 보호자에게 전송되는 과정을 보여주고 있다.

3.2 모니터 프로그램 알고리즘

반지 센서에서 수집된 맥박 raw data는 Zigbee 통신을 통해 Base station으로 전송되어 저장되고 분석되어진다. 그림 6은 Base station의 모니터 프로그램을 나타내고 있다. 그림의 그래프와 같은 데이터로부터 일정시간동안의 peak 개수를 카운트하고 그 결과를 이용하여 분당 맥박수를 추정하게 된다.

[알고리즘 1]

그림 6의 모니터 프로그램에서 맥박수 계산은 Hardware peak detector를 모방한 Jeff Bachiochi [6]의 알고리즘을 기반으로 계산되었다. 그러나 이 경우 사용자의 움직임에 따른 신호왜곡이 발생할 경우 제대로 peak값을 검출하지 못한다. Leakage adjustment를 이용하여 어느 정도 보완 하려는 시도가 있었지만 실제생활에 곧바로 적용하기에는 충분하지 못하였다. 그리고 맥박수가 증가함에 따라 분해능에 따른 오차가 증가하게 되는 단점이 있다.

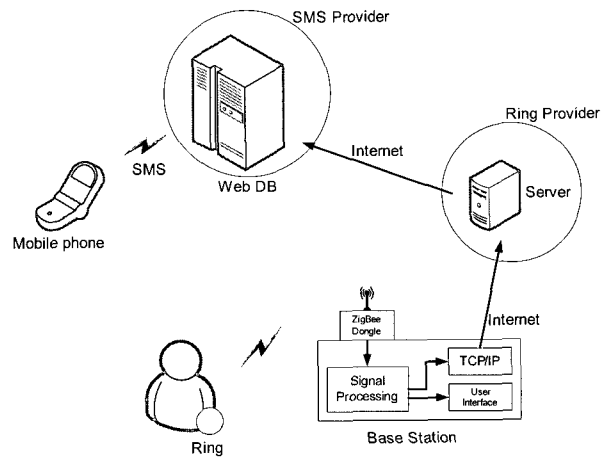


그림 5. 모니터링 시스템의 구성
Fig. 5. The structure of monitoring system

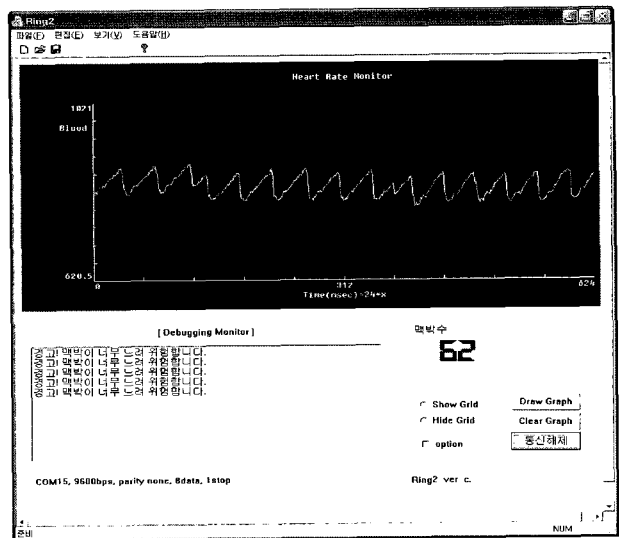


그림 6. Base station 모니터 프로그램
Fig. 6. The base station monitor program

[알고리즘 2]

일반적으로 신호의 주기성을 분석하기 위한 도구로서 FFT를 가장 많이 사용한다. 사람의 움직임이나 주변 환경 요인으로 인한 신호의 왜곡이 생기더라도 그 신호 안에는 맥박정보가 포함 되어 있기 때문에 FFT 분석을 통해 맥박수를 비교적 쉽게 구할 수 있다.

그림 7은 24msec sampling rate으로 256개의 데이터를 획득한 결과와 그에 대한 FFT한 결과를 보여주고 있다. 그림 7 (b)는 FFT의 주기적인 특성으로 인해 π 까지 그래프를 그렸는데 이는 전체 256개 데이터의 절반인 128개 데이터에 해당한다.

π 를 주파수로 환산하면,

$$\pi = \frac{1}{2} \cdot \frac{1000msec}{24} Hz \quad (3)$$

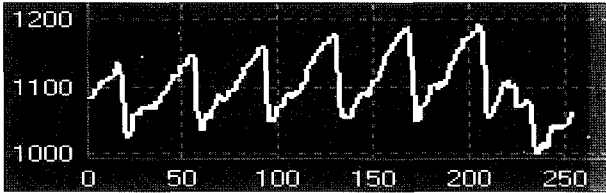
그림 7 (b)에서 DC성분을 제외한 최고 peak값은 7이기 때문에, 그에 해당하는 주파수는 $\frac{7}{128}\pi$ 가 된다.

따라서 식 (3)에 의하여,

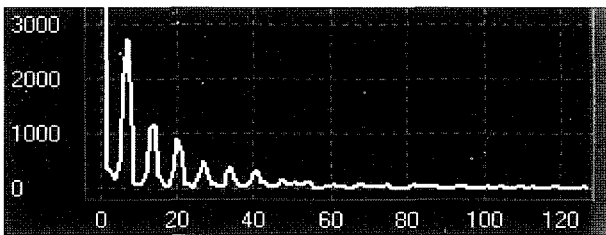
$$\frac{7}{128} \pi = \frac{7}{128} \cdot \frac{1}{2} \cdot \frac{1000}{24} \approx 1.1393 Hz \quad (4)$$

이고, 분당 맥박 수는 다음의 (5)식이 같이 된다.

$$\text{식(2)} \times 60 = \frac{7}{128} \cdot \frac{1}{2} \cdot \frac{1000}{24} \cdot 60 \approx 68.4 \quad (5)$$



(a) 256개 샘플 데이터



(b) FFT 주파수 분석 결과

그림 7. 측정 신호와 FFT 주파수 분석

Fig. 7. Sampled signal and FFT frequency analysis

표 1. 샘플 개수에 따른 분해능

Table 1. The resolution according to the number of sampled data

샘플 값 index	24msec, 256샘플, 6144msec	25msec, 512샘플, 12800msec	25msec, 1024샘플, 25600msec	25msec, 2048샘플, 51200msec
	$\pi=128$ 개	$\pi=256$ 개	$\pi=512$ 개	$\pi=1024$ 개
1	10	5	2	1
2	20	9	5	2
3	29	14	7	4
4	39	19	9	5
5	49	23	12	6
6	59	28	14	7
7	68	33	16	8
8	78	38	19	9
9	88	42	21	11
10	98	47	23	12
:	:	:	:	:
127	:	:	:	:
:	:	:	:	:

사실 맥박수만을 계산하기 위해서는 FFT(Fast Fourier Transform)만을 사용하여도 된다. 이 경우 분해능이 문제가 되는데 표 1에서 보듯이 24msec sampler를 이용하여 6,144msec동안 256개의 샘플을 취할 경우 FFT의 x축에 해

당하는 샘플 index에 대해 맥박수 분해능은 대략 9~10정도가 된다. 최소한 51,200msec동안 샘플 데이터를 가져야 맥박수 분해능이 1단위까지 될 수 있음을 알 수 있다.

본 연구의 목표중 하나인 응급 상황을 정확히 검출하는 것으로만 보면 굳이 분해능이 정밀할 필요는 없다. 정확한 맥박수를 아는 것 보다 응급상황 여부를 판단하는 것이라면 10단위의 분해능을 가지더라도 충분하다고 판단된다.

4. 실험 및 결과

실험을 위해 투과형과 반사형 모두에 대해 mockup을 만들어 진행하였는데 디자인과 사이즈를 고려하지 않고 성능 평가만을 위한 1차 working mockup이어서 반지 윗부분이 14mm로 다소 두껍다. 2차 working mockup에서는 8mm이하로 설계진행하고 있으며 전체적으로 사이즈는 많이 줄일 수 있을 것으로 확인되었다. 실험결과 사람마다 다른 굵기의 손가락에 적용을 위해서는 그림 8 (b)의 반사형이 좀 더 유리해 보였다.

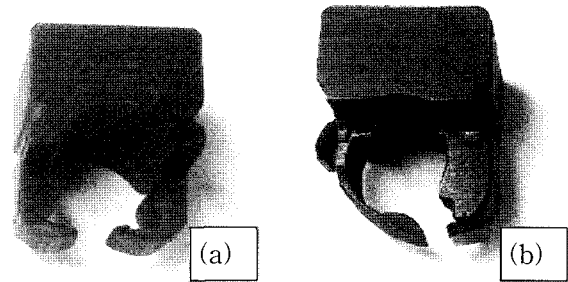


그림 8. Mockup (a)투과형 (b)반사형
Fig. 8. (a) Pervious type (b) Reflective type

표 2는 투과형과 반사형에 대한 실험을 통한 비교자료이다.

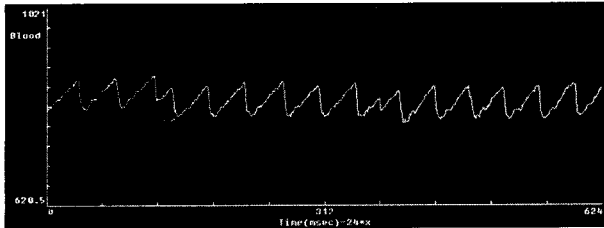
표 2. 투과형과 반사형에 대한 비교

Table 2. Comparison of Pervious and Reflective type

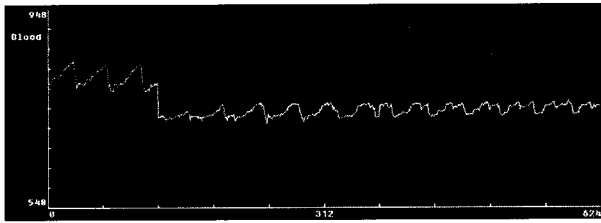
투과형	장점	1. 센서 고정위치 제약이 반사형 보다 덜 함 2. 반사형보다 적은 비용
	단점	1. 링의 양쪽 부분이 모두 두꺼워져 착용감이 떨어짐 2. 손가락이 굵은 경우 센서 감도가 떨어짐
반사형	장점	1. 링의 한쪽 부분만 두꺼워져 착용감이 투과형에 비하여 좋음 2. 손가락이 굵은 경우에 투과형보다 센서 감도 측면에서 유리
	단점	1. 한 면에 발광부와 수광부를 모두 위치시켜야 하기 때문에 센서 고정위치에 대한 제약이 증가. 2. 따라서 손가락 굵기에 따른 위치보정이 필요

그림 9의 (a)는 심장 근처 높이로 팔을 들고 고정한 상태에서 반지센서로부터 들어오는 신호를 나타낸 것이고, (b)는 (a)의 상태에서 갑자기 팔을 아래로 떨어뜨렸을 때의 신호

변화를 나타낸 것이다. 이 경우 손가락으로 흐르는 피의 양이 갑자기 증가함에 따라 수광부에서 전체적인 빛의 Intensity가 감소하는 것을 볼 수 있으며 신호가 심하게 왜곡되는 것을 볼 수 있다.



(a) 팔을 들고 측정



(b) 들고 있던 팔을 갑자기 내림

그림 9. 실험결과(반사형)

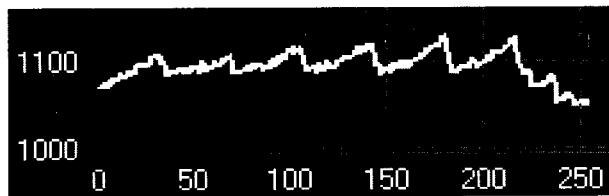
Fig 9. Experimental Results(Reflective type)

기존의 연구가 사람의 움직임에 따른 반지센서 자체의 slip이나 손가락 구부림, 또는 반지에 직접적으로 가해지는 외력(external force)에 대한 문제를 다루었다면[1, 2], 본 연구에서는 팔을 포함하는 몸의 전체적인 움직임과 센서 데이터의 왜곡 문제를 다루었다. 즉 일상생활 속에서 몸의 움직임이 손끝으로 전해지는 혈류량의 변화에 어떻게 영향을 미치는지를 관찰하였고 이에 따른 왜곡된 센서데이터로부터 정확히 맥박을 계산해 내는 것에 초점을 두고 실험을 진행하였다.

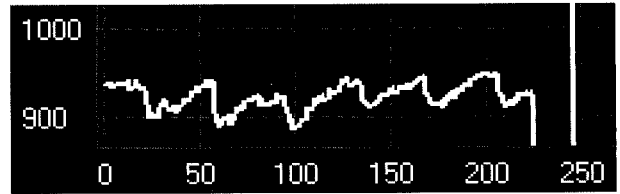
그림 10은 움직임에 따른 여러 가지 신호왜곡 유형과 이에 대한 FFT(Fast Fourier Transform)실행 결과이다.



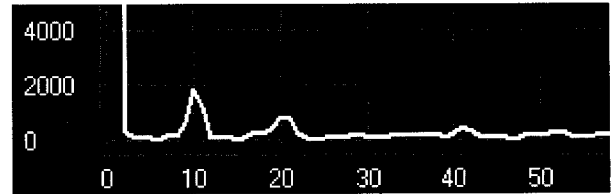
(a)유형 1



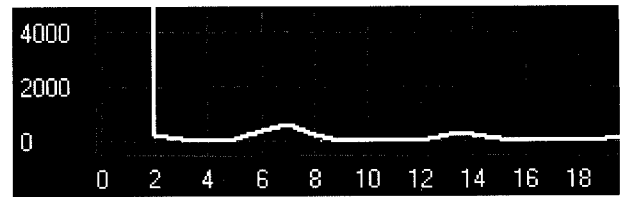
(b)유형 2



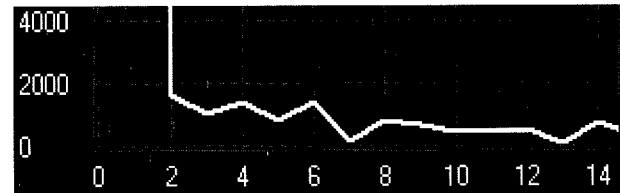
(c)유형 3



(d) 유형 1에 대한 FFT



(e) 유형 2에 대한 FFT



(f) 유형 3에 대한 FFT

그림 10. FFT 분석결과

Fig. 10. The results of the FFT analysis

실험을 통해 왜곡된 신호에서 정확하게 맥박수와 관련된 위치에서 peak값을 얻을 수 있음을 알 수 있다.

5. 결론 및 향후 과제

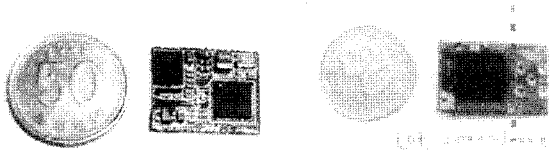
본 연구 및 실험을 통해 일상생활에서 착용감에 거부감이 없는 반지크기의 PPG 맥박센서와 이를 포함하는 원격의 모니터링 시스템을 제안하였다. 그리고 투과형과 반사형 두가지 타입의 working mockup을 제작하고 실험을 통해 그 성능을 평가하였으며 각각의 방식에 대한 장단점을 비교하였다.

또한, 본 연구를 통해 주변光, 반지의Slip, 손가락 구부림 등에 대한 대응뿐만이 아니라 일상생활에서 사람의 움직임(artifacts)으로부터 오는 왜곡된 맥박신호로부터 맥박을 추정할 수 있는 강인한 알고리즘을 제안 하였다. 그러나 일반적으로 운동과 같은 격렬한 움직임을 모두 수용하기에는 아직 미흡하며, 그보다는 움직임이 급격하지 않은 노인 또는 환자에 대한 적용에 더 유리하며 의미 있는 결과를 보여주었다.

반지센서의 크기와 성능이 독거노인이나 실버타운 등의 노인, 또는 환자에게 적용되어 사용될 수 있는 가능성을 실험을 통해 확인하였기 때문에, 제안한 시스템을 이용하여 센

서네트워크를 구성하면 좀 더 확장된 개념의 의료서비스를 제공할 수 있을 것으로 확신한다.

향후 과제로는 첫째, Microprocessor를 포함하는 메인보드의 사이즈의 최소화이다. MG2400의 최소화 보드인 그림 11의 (a)를 advanced model인 MG2450/MG2455를 이용하면 15~20% 면적을 더 줄일 수 있으며 그림 11의 (b)처럼 system in chip을 통하면 그 크기를 더욱 더 최소로 할 수 있다. (b)의 점선 오른쪽 부분은 다이폴 안테나를 장착하도록 되어 있는데 이를 chip 안테나 또는 Microprocessor를 원형으로 두르는 안테나를 설계하면 목표크기인 50원 동전 크기내로 충분히 작게 할 수 있다.



(a) reduced main board (b) system in chip board

그림 11. 메인보드 사이즈 최소화
Fig. 11. Reduced sample board in size

둘째로, 산소포화도(SpO2)의 측정을 위해 IR을 추가하는 것이다. 본 실험에서는 회로의 단순함과 배터리 소모량을 줄이기 위해 Red LED만으로 맥박을 추정하였지만 맥박과 함께 산소포화도는 의미 있는 정보를 추가로 포함하고 있기 때문에 시도할 필요가 있다. 이 경우 부품이 추가되고 배터리 소모량이 늘어나는 것과 trade off되는 면이 있는데 추가적인 실험을 통해 확인할 필요가 있겠다.

셋째는, 광센서와 피부 사이의 자연스럽지만 최대한의 밀착을 위해 센서부 내에 탄성체를 삽입하는 것에 대한 검토가 필요하다.

넷째는, 배터리 소모의 최소화를 이한 좀 더 다양한 방법들에 대한 연구가 필요하다.

그 밖에 LED와 광센서의 조립성 및 고정문제와 사람마다 다른 손가락 굵기에 대한 대책 등에 대한 추가적인 고려가 필요하다.

참 고 문 헌

[1] B-H. Yang, S. Rhee and H. Asada, "A Twenty-Four Hour Tele-Nursing System Using a Ring Sensor," *Proc. of 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Leuven, Belgium, May, 1998

[2] Rhee, S. Yang, B.-Y. Asada, H.H., "Artifact-resistant, power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors. II. Prototyping and benchmarking," *Proc. of the 22nd Annual EMBS International Conference*, Vol 4, pp. 2796 - 2799, July 2000.

[3] Neil Townsend, "Medical Electronics Lecture Note," 2001, www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/lecture6.pdf

[4] Per Ask, P. Ake Oberg. "Blood Flow Measurements." Copyright 2000 CRC Press LLC.

<http://www.engnetbase.com>

[5] Jeff Bachiochi, "Light-to-Frequency Conversion (Part1) TSL230R-Based Pulse Oximeter", *Circuit Cellar, the Magazine for Computer Applications*, pp. 26-31, Dec. 2004.

[6] Jeff Bachiochi, "Light-to-Frequency Conversion (Part2) TSL230R-Based Pulse Oximeter", *Circuit Cellar, the Magazine for Computer Applications*, pp. 68-71, Jan. 2005.

[7] WS Johnston and Y Mendelson, "Extracting Breathing Rate Information from a Wearable Reflectance Pulse Oximeter Sensor," *Proc. IEEE 26th Ann Int EMBS Conf*, Sept 2004.

[8] Yu C, Liu Z, McKenna T, Reisner AT, Reifman J. "A method for automatic identification of reliable heart rates calculated from ECG and PPG waveforms," *J. of Am Med Inform Assoc.* 2006 May-Jun;13(3): pp. 309-320. Epub 2006 Feb 24.

[9] Radiopulse, Inc., "MG2400-F48 Datasheet, v2.0.0," http://www.radiopulse.co.kr/data/Datasheet/MG2400-F48%20Datasheet_ENG_VER.2.0.pdf

[10] TAOS, Inc., "TSL237T light-to-frequency converter Datasheet," <http://www.taosinc.com/images/product/document/TSL237T-e15.pdf>

저 자 소 개



장인훈(In-Hun Jang)
2004년~현재: 중앙대학교 대학원
전자전기공학부 박사과정

[제17권 8호(2007년 8월호) 참조]

E-mail : inhun@wm.cau.ac.kr



심귀보(Kwee-Bo Sim)
1990년 : The University of Tokyo
전자공학과 공학박사
1991년 ~ 현재 : 중앙대학교
전자전기공학부 교수

[제17권 8호(2007년 8월호) 참조]

2006년 ~ 현재 : 한국퍼지 및 지능시스템학회 회장

E-mail : kbsim@cau.ac.kr
URL : <http://alife.cau.ac.kr>