

광다이오드를 이용한 산소포화도 및 맥박 측정기 설계

Design of blood oxygen concentration and heart beat rate measuring system using photo diode

김 인 건* 남 태 훈* 정 익 주**
Kim, In-Geon Nam, Tae-Hun Chung, Ik-Joo

Abstract

The U-healthcare is increasingly important as there is a growing tendency for elderly people to acquire chronic disease such as heart problems and high blood pressure. In this paper, we implemented an oximeter which can interact and communicate with the smart devices such as smartphones through which users can manage their measuring data. The designed pulse oximeter is capable of detecting hemoglobin saturation levels in the range of 70-100% and the heart beat rate(BPM) in the range of 30-240 BPM.

키워드 : 산소포화도, 산소포화도 측정기, 스마트 장치
Keywords : Oxygen saturation, Pulse oximeter, Smart device

1. 서론

헤모글로빈이 포함하는 산소량 비율을 측정함으로써 혈중산소포화도(SpO₂)를 측정할 수 있다. 이 SpO₂(Oxygen saturation as indicated by pulse oximeter)는 환자의 상태를 나타내는 중요 지표로 사용된다. 광 혈량 측정법(Photo-plethysmography, PPG)은 특정 파장대역의 빛을 인체에 조사한 후 반사 또는 투과된 광을 검출하는 방법이다. 검출된 아날로그 신호는 심장 박동으로 발생한 맥동성분을 나타낸다. 산소포화도 측정기(pulse oximeter)는 PPG를 이용한 생체 신호 측정을 통하여 환자의 체혈을 필요로 하지 않으며, 어떠한 고통의 전달 없이 각종 응급 상황에서 빠르게 대처할 수 있다[1]~[6].

시판되는 가정용 산소포화도 측정기는 사용자의 데이터를 저장하고 관리하는데 어려움이 있으며, 단일 사용자를 기준으로 한다. 본 논문에서는 이러한

단점을 스마트 기기와의 연동을 통해 해결하였다. 개인 단말기를 통해 다수의 사용자가 하드웨어를 공유 사용할 수 있으며, 데이터를 저장하고 이전 데이터와 비교하는데 유용한 인터페이스를 제공한다.

본문의 구성은 설계 이론과 시스템 구성으로 나누어 서술하였다. 시스템 구성은 산소포화도 측정기의 하드웨어 설계 부분과 스마트 기기와의 연동 방법으로 나누어진다.

2. 설계 이론

헤모글로빈은 산소농도에 따라서 특정 파장대역의 빛을 조사하면 서로 다른 흡광도의 차이를 보인다. 이러한 원인은 산소 헤모글로빈(HbO₂)과 헤모글로빈(Hb)의 두 분자 형태에 있다. 그림 1은 조사된 빛의 파장에 따른 헤모글로빈의 흡광도를 나타낸다[10]. 600nm에서 1000nm의 파장 범위 안에서 산소 헤모글로빈과 헤모글로빈의 두 분자는 크게 다른 광학적 성질을 가진다. 일반적으로 RED LED가 갖는 660nm의 가시광선에서 헤모글로빈은 산소 헤모글로빈보다 더 큰 흡광도를 지니고, 곧 두 분자

* 강원대학교 전자공학과 학사과정

** 강원대학교 전자공학과 교수, 공학박사, 교신저자

의 흡광도의 차이는 최대가 된다. IR LED(Infrared LED)가 갖는 940nm의 적외선에서는 산소 헤모글로빈이 헤모글로빈에 비해 흡광도가 더 크다. 이러한 원리를 바탕으로 660nm와 940nm의 두 빛의 파장대역에서 서로 다른 흡광도 비율을 통해 혈중산소포화도를 측정한다[11][12].

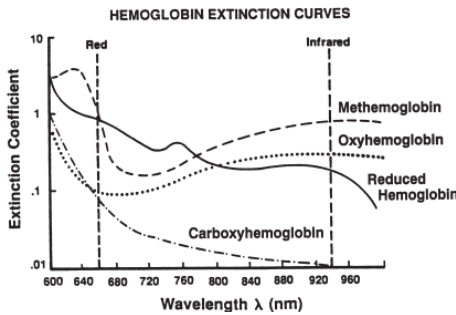


그림 1. 헤모글로빈의 종류에 따른 흡수 스펙트럼

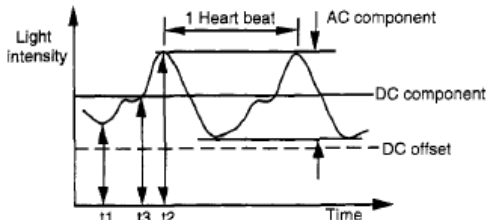


그림 2. 수신된 빛의 파형에서 AC/DC 성분 및 DC오프셋

광 다이오드에 수신된 값은 그림 2와 같이 AC 성분과 DC 성분을 포함하고 있다[7]. 시간 t1과 t2에서의 측정값은 각각 최소값과 최대값이 되며 두 값의 차는 AC의 크기가 된다. 시간 t3에서의 값은 AC의 평균값이며 DC값과 같다. 이를 바탕으로 식 (1)과 같은 흡수비율(R)을 정의한다[7].

$$R = \frac{\frac{dI_{RED}(t)/dt}{I_{RED}}}{\frac{dI_{IR}(t)/dt}{I_{IR}}} = \frac{\frac{I_{RED}(t2) - I_{RED}(t1)}{I_{RED}(t3)}}{\frac{I_{IR}(t2) - I_{IR}(t1)}{I_{IR}(t3)}} = \frac{AC_{RED}}{DC_{RED}} \frac{AC_{IR}}{DC_{IR}} \quad (1)$$

식 (1)에서 얻은 흡수비율을 통해 식 (2)에서 SpO2를 계산한다[7].

$$SpO_2 = 110 - 25 \times R \quad [\%] \quad (2)$$

식 (2)는 SaO2(Oxygen saturation of arterial blood)

로부터 실험적으로 근사된 식이다. R=1일 때 SpO2는 85%의 값을 갖게 된다. Pulse Oximeter는 SaO2와 비교하여 85-100% 이내의 값에서 2-3%의 오차를 가지며, 70% 아래에서는 신뢰도가 크게 떨어지는 단점을 갖는다.

한편 분당 심장박동 수를 측정하는 방법은 두 가지가 있다. 그림 2에서 peak-to-peak는 한 번의 심장박동을 의미한다. 따라서 분당 심장박동 수를 계산하기 위해서 특정 peak에서 다음 peak에 이르는 시간을 측정하여 60배를 한다. 분당 심장박동 수 BPM은 식 (3)에 의해 계산된다.

$$BPM = \frac{60}{\text{time interval}} \quad (3)$$

또 다른 방법은 기준시간을 정하고, 기준시간 내에서 의미 있는 peak가 몇 번인가를 카운트한다. 이는 다음 식으로 나타난다.

$$BPM = T_{ref} \times \frac{60}{T_{ref}} \times \text{Count} \quad (4)$$

3. 하드웨어 설계

3.1 IR and Red LED driver

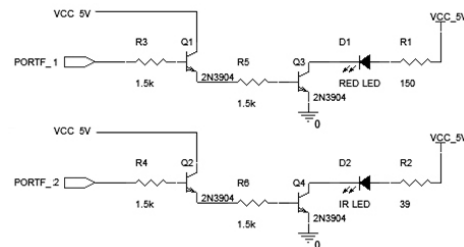


그림 3. IR LED와 RED LED 드라이버

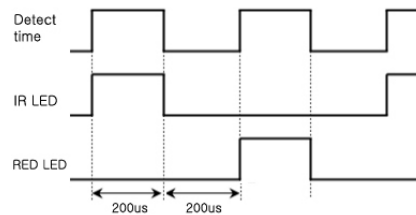


그림 4. 타이밍 도표

그림 3은 RED LED와 IR LED를 컨트롤하기 위한 드라이버의 회로도이다. 컨트롤 드라이버는 두 쌍의 트랜지스터 2N3904로 이루어져 있고, PORTF_1와 PORTF_2은 마이크로프로세서의

PWM(Pulse Width Modulation) 채널과 연결된다. RED LED인 3A4SCA-8는 2.1V일 때, 630nm에서 피크 값을 갖으며, IR LED인 EL-1KL2는 1.35V일 때, 940nm에서 피크 값을 갖는다.

그림 4는 각 드라이버가 갖는 시간에 따른 상태를 나타내는 타이밍 도표이다. RED LED는 200 μ s 동안 켜지고, 이후 600 μ s 동안 꺼진다. 마찬가지로 IR LED는 200 μ s 동안 켜지고, 이후 600 μ s 동안 꺼진다. 광 다이오드에서 각각의 LED의 빛을 검출하기 위해서는 200 μ s의 반복적인 스위칭이 필요하다.

3.2 Light source amplifier

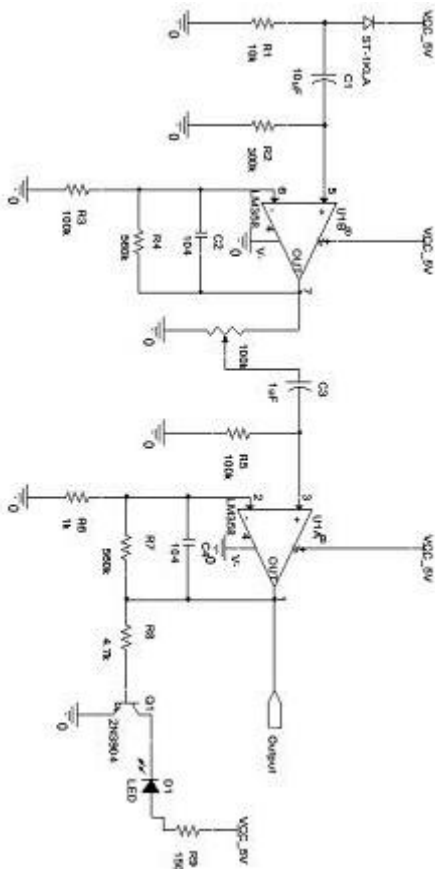


그림 5. 광 소스 필터 및 증폭기

광 다이오드는 손가락을 투과한 가시광선과 적외선의 세기에 따라 전류량을 변화시킨다. 전류의 크기는 수 마이크로암페어(μ A)로 작은 값을 가지며, 전압으로 변환하여 마이크로프로세서에서 A/D 변환을 수행한다.

사람의 맥박은 성인이 평균 60-90회, 청소년은

80-90회, 신생아는 120-130회의 BPM을 갖는다. 따라서 이를 필터링하기 위해서 0.5-2.84Hz의 대역 통과 필터(band-pass filter)를 사용한다. 그림 5에서 연산 증폭기의 비반전 입력 단에 있는 C1과 R2는 고역 통과필터(high-pass filter)이다. 이는 0.5Hz 이하의 저주파 노이즈를 차단한다. C2와 R4의 쌍은 저역 통과필터(low-pass filter)이다. 이는 2.84Hz 이상의 고주파 노이즈를 차단한다. 또한 R4는 R3과 함께 56배의 증폭배율을 결정한다. 두 번째 연산 증폭기의 R6과 R7에 의해 500배의 이득을 갖는다. 가변저항 100k Ω 은 증폭기의 전체 증폭배율의 조정함으로써 주변상황에 따라 민감도를 조절할 수 있다.

3.3 Processor

Atmel사의 ATmega128은 8-비트 RISC구조로 명령어가 간단하고 동작속도가 빠른 편이다. 16MHz의 클럭을 가짐으로써 16MIPS이상의 성능을 갖는다. 마이크로프로세서는 4개의 타이머/카운터를 가지고 있으며, 이중 하나를 사용하여 분당 심장박동수를 측정한다. 8채널 10-bit ADC는 그림 6의 LM358 1번 핀과 연결되며 광 신호를 분석, 처리한다. 10-bit의 분해능은 신호의 최대값과 최소값을 비교적 세밀하게 측정하여 오차범위를 줄일 수 있다. 또한 PWM 포트는 IR LED와 RED LED의 타이밍과 스위칭을 컨트롤한다.

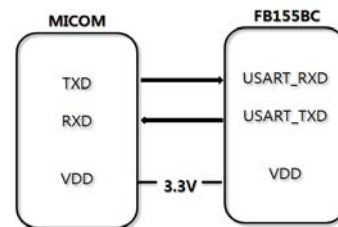


그림 6. FB155BC와 프로세서의 통신

FB155BC는 블루투스 모듈로써 그림 6과 같이 USART 통신을 사용하며 9600 baud rate의 속도로 스마트폰의 시리얼포트와 무선 송/수신한다.

4. 프로그램 설계

4.1 Signal Processing

하드웨어의 대역 통과필터를 거친 최종 출력 신호는 그림 7과 같이 필터링 되었음에도 불구하고 약간의 잡음이 존재한다. 이를 보완하기 위해 이동 평균 필터(moving average filter)를 적용한다. 일반적으로 평균 필터(average filter)는 동적인 요소가 포함될 때, 그 요소조차도 잡음으로 처리되므로 일정한 크기의 큐(queue)나 버퍼(buffer)를 갖고 최근의 데이터만을 반영하는 이동 평균 필터를 구성한

다. 버퍼의 크기가 k인 이동 평균필터의 식은 다음과 같이 나타낸다.

$$\tilde{X} = \frac{x_0 + x_1 + \dots + x_k}{k+1} \quad (5)$$



그림 7. 필터링된 신호(위)와 원 신호(아래)

마이크로프로세서의 최초 실행에서 전체 버퍼의 크기만큼의 데이터가 들어오지 않으면 신뢰성이 크게 떨어지므로 반드시 0이 아닌 첫 번째 수신 데이터 값으로 전체 버퍼를 초기화한다.

필터링된 신호의 최대값과 최소값을 찾기 위해 세 개의 버퍼를 생성한다. 버퍼는 시간 t-2와 t-1, t(현재)일 때의 값을 저장한다. t-1의 값이 다른 두 값보다 크면 최대값이 되고, 다른 두 값보다 작으면 최소값이 된다. 하지만 버퍼의 크기를 무한정 늘릴 수 없기 때문에 문제가 발생한다. 그림 8에서 우리가 원하는 최대치는 A이다. 그러나 B와 C, F에서도 최대값으로 검출된다. 따라서 정확히 A만을 최대값으로 검출하기 위해서는 두 가지 방법을 병행해야 한다.

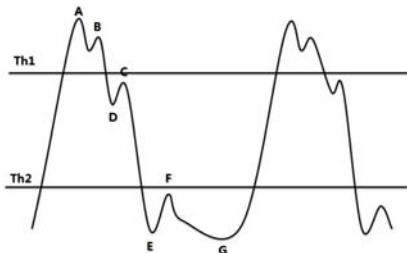


그림 8. 유효한 신호 크기에 대한 기준

첫 단계는 임계값으로 Th1과 Th2를 설정한다. Th1은 최대값의 2/3이며, Th2는 최대값의 1/3로 이전에 검출된 최대값에 따라 유동적으로 변한다. Th1보다 큰 A와 B는 검출되며, 반대로 임계값보다 작은 나머지 값은 무시된다. 두 번째 단계는 그림 8에서와 같이 B의 위치가 임계값보다 높은 경우를 대비하여, A에서 카운트하여 B까지 걸리는 데 시간이 0.3초 이내일 경우에는 배제하도록 한다. 이는

최대 맥박수가 200회 이내이므로 0.3초 내에서 두 번의 맥박이 검출될 수 없다. 즉, 처음 검출된 값만을 의미 있는 값으로 간주하고 0.2초 내에 검출된 다른 신호들은 무시한다. 0.2초를 벗어나 검출된 값은 다음 최대값이 된다. 이때 이전 검출된 최대값에서 현재 최대값이 검출될 때까지를 카운트한 시간이 식 (3)의 time interval과 같다.

최소값을 찾는 방법 또한 최대값을 찾는 방법과 유사한 방법으로 수행한다.

4.2 AVR C Compile

프로세서의 처리 루틴은 그림 9와 같다. 최초 실행에서 포트 및 타이머, A/D 변환기 등을 초기화한다. IR과 RED LED의 데이터를 실시간으로 받아 A/D 변환을 수행한다. 이때 ADC의 변환을 위한 대기 시간은 (분주비/16MHz)*13으로 결정되며 분주비를 128로 했을 때, 소요시간은 104μs이다.

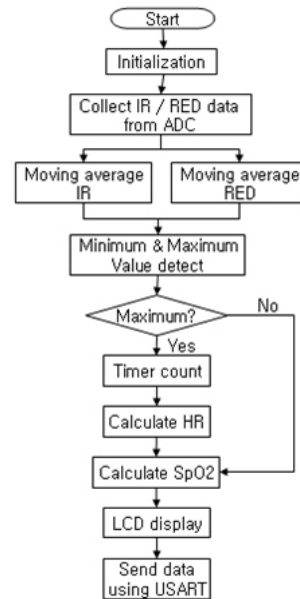


그림 9. 프로그램 흐름도

변환된 신호는 7개의 버퍼를 가진 이동 평균 필터를 거친다. 필터링된 신호에서 최대값, 최소값을 검출하면 식 (1)이 수행된다. 최대값이 검출되는 동시에 카운터가 동작되며, 이는 다음 최대값이 검출될 때까지 타이머 카운트한다. 식 (3)을 이용해 BPM을 측정한다. LCD에 필터링을 거친 파형을 그래프로 출력하고 계산된 BPM, SpO₂를 표시한다. 동시에 측정값은 USART 통신을 이용하여 실시간으로 스마트기기에 송신된다.

4.3 Bluetooth in android

안드로이드는 스마트 단말기의 운영체제 중 하나이다. 그림 10은 안드로이드의 블루투스 구조를 도식화한 것이다. 프로토콜은 스택을 포함하고 있으며, 블루투스 API를 통해 다른 블루투스 디바이스를 검색 및 페어링, 데이터 교환을 수행하게 된다. 마이크로프로세서와 직접 연결된 FB155BC는 슬레이브(Slave)이고, 안드로이드의 블루투스는 마스터(Master)로 동작한다.

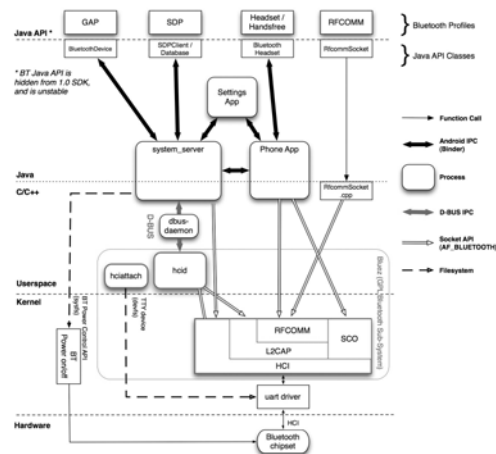


그림 10. 안드로이드 블루투스 구조

안드로이드 어플리케이션에서 블루투스를 사용하려면 AndroidManifest.xml에 BLUETOOTH와 BLUETOOTH_ADMIN의 블루투스 퍼미션을 선언해야 한다. 선언은 표 1과 같다. 연결 요구, 연결 수락, 데이터 전송 디바이스 검색 등의 블루투스 통신은 반드시 퍼미션을 필요로 한다.

표 1. 블루투스 퍼미션 선언

```
<uses-permission
android:name="android.permission.BLUETOOTH_ADMIN" />

<uses-permission
android:name="android.permission.BLUETOOTH" />
```

장치 간의 통신 전에 블루투스가 활성화되었는지 확인해야 한다. 이 작업은 BluetoothAdapter 클래스에서 객체를 얻어 확인한다. 블루투스 장치 사이의 양방향 커넥션을 만들기 위해서는 마스터와 슬레이브 사이에 모든 체계를 정의해야 한다. FB155BC는 이러한 커넥션을 자동으로 설정해주는 모듈러로써 스마트기

기의 안드로이드 어플리케이션에서만 이 모든 일련의 과정을 요구한다. BluetoothAdapter를 통해 블루투스가 비활성 되었을 때, 그림 11(좌)과 같은 권한 요청을 위한 액티비티를 생성할 수 있다.

커넥션된 장치는 BluetoothSocket를 가지게 되고 이를 통해 데이터의 교환이 가능해진다. InputStream은 상대 장치로부터의 데이터를 저장하고 OutputStream은 상대 장치로 전송할 데이터를 저장하고 Socket을 통해 송신된다. InputStream을 통해 읽어들이는 데이터들을 가공하여 그래프로 출력한다. 이는 실시간으로 동작하며, 데이터의 수신이 종료될 때까지 지속된다. 그림 11(우)와 같이 데이터 수신 동안은 그래프를 출력하게 되며, 수신 종료와 함께 정상과 비정상 판별할 수 있게 된다. 이러한 데이터의 가공은 그림 9의 흐름도와 동일하다.

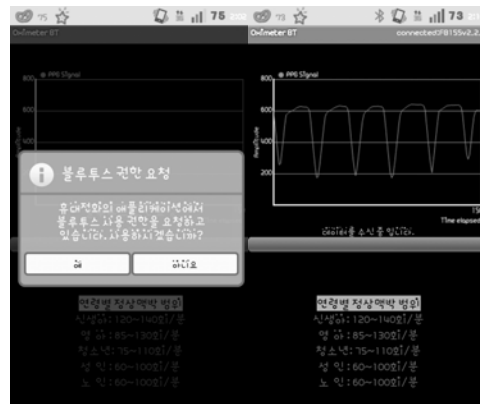


그림 11. 어플리케이션 구동 화면

5. 결론

우리나라도 점차 고령화 사회로 진입함에 따라 건강에 대한 관심이 나날이 높아지고 있다. 이러한 관심과 요구에 맞추어 산소포화도측정기는 쉽고 간편하게 건강에 대한 어떤 지표를 제공한다. 비교적 저렴한 설계비용과 사용의 간편함을 목적으로 광 다이오드와 RED LED, IR LED를 사용한 PPG 회로를 구현하였다. PPG를 이용한 생체신호 측정은 단일 센서로도 맥박, 호흡, 산소포화도 등의 다중신호의 검출이 가능한 효율성을 가진다.

산소포화도측정기의 설계에 있어 가장 중요한 부분은 잡음에 대한 필터링이다. 광 다이오드에서 발생된 전류는 수 마이크로암페어로 매우 작은 단위이다. 이를 수만 배로 증폭하게 되면 잡

음 또한 비례하여 증폭된다. 따라서 잡음을 줄이는 방법은 곧 성능과도 직결된다.

광 다이오드를 이용한 산소포화도측정기의 가장 큰 단점은 민감성이다. 외부의 빛이나 환자의 작은 움직임으로 인해 측정된 결과가 정상 수치에 비해 크게 변화할 수 있기 때문이다. 게다가 사용자의 손가락 두께, 압박 정도에 따라 투과율이 틀려지므로 출력되는 신호의 크기가 개인마다 차이를 보인다. 이를 보완하기 위해서는 외부의 빛을 완전히 차단하여 설계할 필요가 있으며, Auto Gain Control을 통해 이득을 자동으로 조절할 수 있어야 한다. 그림 12는 이러한 단점을 최대한 보완하여 설계한 데모 하드웨어이다.

이상의 산소포화도측정기는 고령사회에 대비한 U-healthcare 시스템의 구축을 용이하게 할 뿐만 아니라 재택진료, 원격진료, 응급진료 분야로의 기술적 활용을 기대할 수 있다. 여기서는 단순 스마트기기로 안드로이드 운영체제를 탑재한 휴대폰을 사용하였지만 굳이 휴대폰으로 국한될 필요는 없을 것이다. 사용자가 쉽게 스스로를 측정할 수 있고 결과를 얻는 것이 산소포화도측정기가 필요한 이유이다.

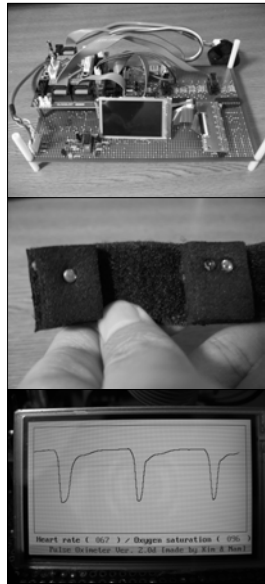


그림 12. 데모 하드웨어 및 작동화면

참 고 문 헌

[1] 김동학, 김영길, “컴팩트 플래쉬 방식의 휴대형 산소포화도 측정 및 ECG 감시 시스템의 구현,” 대한전자공학회/대한전기학회 시스템 및

제어분야 합동 추계학술대회 논문집, pp.19-22, 2002, 11.

[2] 정상중, 서용수, 정완영, “u-Health 서비스 지원을 위한 착용형 옥시미터를 이용한 맥파 분석 시스템”, *J. of the Korean Sensors Society*, Vol.19, No.1, pp.17-24, 2010.

[3] C. Z. Myint, N. Barsoum, W. K. Ing, “DESIGN A MEDICINE DEVICE FOR BLOOD OXYGENCONCENTRATION AND HEART BEAT RATE”, *Global Journal on Technology & Optimization*, Volume 1, pp.66-71, 2010.

[4] J. Bailey, M. Fecteau, N. L. Pendleton, “WIRELESS PULSE OXIMETER”, *2008 Provost's MQP Competition in WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE*, pp.1-65, 2008, April.

[5] 조정현, 이의진, 김상오, 윤길원, 정동근, “Pto-plethysmography를 이용한 맥박과 PTT 측정”, *Optical Society of Korea Summer Meeting 2005*, pp.304-305, 2005, 7.

[6] 김수진, 황돈연, 전계진, 이종연, 정성규, 윤길원, “산소포화도 측정을 위한 신호처리방법 및 계산 알고리즘”, *Hankook Kwanghak Hoeji*, Volume 11, Number 6, pp.452-456, 2000, December.

[7] J. G. Webster, *DESIGN OF PULSE OXIMETERS*, CRC Pr I Llc, Portland, 1997.

[8] 이준호, *진저브레드 안드로이드 2.3 프로그래밍*, 위키북스, 2011.

[9] 후루가와 히데카즈, *예제로 배우는 핵심 패턴 안드로이드 프로그래밍 SDK 2.1*, 정보문화사, 2010.

[10] Tremper KK, Barker SJ, *Pulse oximetry*, *Anesthesiology*, pp.70-108, 1989.

[11] K. Ashokz Reddy, “Novel Methods for Performance Enhancement of Pulse Oximeters”, *Department of Electrical Engineering Indian Institute of Technology Madras*, 2008, April.

[12] Alexander CM, Teller LE, Gross JB. “Principles of pulse oximetry: theoretical and practical considerations”, *Anesth Analg*, pp.368-376, 1989.