

## 광전용적맥파를 이용한 요골동맥 산소포화도 측정 시스템의 연구

김 경 호\*

### A study for measurement of radial artery oxygen saturation system using photoelectric plethysmography

kyung ho kim\*

#### 요 약

본 연구에서는 광전용적맥파를 이용하여 요골동맥에서 맥박 및 산소포화도를 검출하였다. 반사형으로 고안된 디바이스를 이용하여 요골동맥에서의 반사광은 수신부를 통해 측정되고, 이 측정된 신호는 스위칭을 통해 각각 625nm, 940nm의 파장대역의 신호로 분리된다. 분리된 신호는 각각의 맥박신호처리회로를 통해 맥박데이터로 구현된다. 본 연구에서는 반사 방식으로 손목부근의 요골동맥을 측정하였기에 투과방식이 아닌 반사방식의 산소포화도 측정에 적합한 방법을 적용하여 결과를 얻었다. 얻어진 결과는 약 97%정도의 정확도로 산소포화도를 검출할 수 있었다. 또한, 정확한 신호를 얻기 위해서 요골동맥에 센서가 장착된 밴드를 이용하여 측정 하였으며, 고정이 되도록 압박을 하였다. 결과로서 손목밴드의 장착을 통해 움직임에 의한 측정위치에러를 방지할 수 있었으며, 이에 따른 정확도를 높일 수 있었다.

#### Abstract

In this study, the pulse of radial artery and oxygen saturation are detected using photoelectric plethysmograph method. Using our device designed reflection type, we can detect the reflected light by radial artery and by switching circuit, we can also separate to 625nm band signal and 940nm band signals. The separated signals are converted as a pulse data by the pulse signal processing circuit. In this study, the reflection type of oxygen saturation calculation method is applied instead of the transmission type because of the reflection type sensor is used to measure the radial artery. As a result, we can detect about 97% accuracy of the oxygen saturation compare with the conventional method. For the accurate signals, the wrist band with sensor was designed and fixed on the radial artery. As a result, this wrist band type sensor was applicable to prevent position errors from motion artifact and could increase the accuracy during the measuring.

▶ Keyword : 요골동맥 (radial artery), 광전용적맥파 (photoelectric plethysmography), 산소포화도 (oxygen saturation)

• 제1저자 : 김경호

• 투고일 : 2010. 02. 27, 심사일 : 2010. 03. 04, 게재확정일 : 2010. 03. 17.

\* 단국대학교 전자공학과

※ 이 논문은 2009년 한국컴퓨터정보학회 제40차 하계학술대회에 발표한 (“요골동맥 맥파 측정 시스템 연구”)을 확장한 것임.

## I. 서론

최근 고령화와 건강에 대한 관심과 증대, 정보통신 기술의 발전과 삶의 질이 높아지면서 Ubiquitous-Healthcare(이하 U-Healthcare) 분야가 세계적으로 주목 받기 시작하였다.

U-Healthcare 서비스는 크게 3가지 서비스로 분류를 할 수 있다. 첫째는, U-hospital 로, 환자가 병원에 직접 가지 않고, 의사에게 진단 및 처방을 받을 수 있고, 질병의 예방 및 병원 측에선 환자관리의 효율성을 높일 수 있다.

둘째, 홈 & 모바일 헬스케어(Home & Mobile Healthcare)로 만성질환환자 및 병원방문이 어려운 노인들에게 좀 더 편리하고, 시간과 장소에 구애받지 않도록 건강관리 서비스를 제공 하는데 목적을 두고 있다.

셋째, 웰니스(Wellness)로, 일반인의 건강 유지와 향상에 초점을 둔 서비스이다[1][2][3].

또한, U-Healthcare 서비스는 현재 65세 이상의 인구가 전체인구의 7%에 해당하는 급격한 고령화 사회로의 진행과 개인의 소득향상과 맞물려 보다 효과적인 의료 서비스로 주목을 받고 있다. 이러한 U-Healthcare 의 시대에 알맞게 글로벌 IT 기업들은 이미 의료 산업을 활발하게 진출 하고 있는데, 필립스, GE, IBM, 인텔, Microsoft등과 같은 IT기업들이 선두로 U-healthcare의 시스템과 의료기술을 개발 하고 있다[4].

유비쿼터스는 인간의 IT에 대한 활용 욕구가 변화, 발전됨에 따라 필연적으로 등장한 새로운 IT패러다임으로서, 고령화 사회의 현 시대에 꼭 필요한 기술로 자리 잡고 있다. 또한 사람들의 건강에 대한 인식이 높아지면서 U-Healthcare 서비스는 현대사회 및 미래사회에 중요한 건강관리 시스템이라고 할 수 있다[5].

한편, 인체에서 측정할 수 있는 생체 정보로는 호흡, 체온, 심전도, 혈압, 혈중산소포화도, 맥파, 움직임에 대한 신호, 피부저항, 뇌파, 근전도, 폐음, 심음 등의 매우 다양한 형태의 신호가 있으며, 이러한 생체 정보들은 소형의 전위센서, 압력센서, 온도센서, 가속도센서, 광센서, 음향센서 등을 통하여 측정이 가능하다. 이러한 생체 정보들은 손목형의 기기, 착용(Wearable) 기기, 휴대형(Mobile) 기기, Health Smart 의복, Health Smart 홈 등의 단말기를 통하여 수집되고, 분석이 된다[6].

이들 생체정보 중 맥파 및 혈중 산소포화도는 건강진단의 가장 기본적인 진단의 기초이고 건강의 척도이자 핵심이라고 할 수 있다. 혈중 산소포화도는 숨을 쉬는데 필요한 몸 안의 산소량을 말한다. 이는 폐가 하는 일을 산소로 받아들이고, 이산화탄소로 내보내는 것이며, 100%의 최고치를 가지고 있으며, 90%이하의 경우는 생명의 위협을 줄 수 있으며,정상의 경

우는 95%이상의 수치를 가지고 있다. 이처럼, 혈중 산소포화도는 폐의 기능을 평가하는 지표이자 건강의 척도라 할 수 있다[7].

산소포화도 측정에 필요한 맥파(Pulse wave)는 혈액이 심장 수축에 의해 대동맥으로 구출 될 때에 발생하는 혈관내의 압력변화가 말초 측에 전달 될 때의 맥동을 말한다. 이 맥동에 의한 혈관 내 압력 변화를 잡아낸 것이 압(력)맥파(Pressure Pulse Wave)이며, 탄성혈관의 압 변화에 의한 용적변화를 잡아낸 것을 용적맥파(Volume Pulse Wave)라 한다.

통상적으로 맥파(Pulse Wave)라고 하면 용적맥파를 가리키는 경우를 말하는데, 비 침습 적으로 계측 방법 중 가장 간편한 방법은 광전용적맥파(Photoelectric Plethysmography)로, 가시광선에서 근적외선 영역까지 혈액의 흡광 특성을 이용하여 혈액량의 증감에 의한 반사 또는 투과광량 변화로 용적변화를 검출하는 방법이다[8][9].

광전용적맥파(Photoelectric Plethysmography)를 이용해서 혈액 중 산소포화도(Oxygen saturation), 맥파(Pulse Wave)를 측정하기 위한 방법이 많은 학자들에 의해 연구되어져 왔다.

그 방법을 2가지로 나누어 보면 투과광 방식과 반사광 방식이다. 또한, 산소포화도를 측정하기 위해서는 파장이 다른 두 가지의 광센서를 이용하여 맥박의 파형을 비교해 산소포화도를 추출 할 수 있다[10].

본 연구에서는 통상적으로 사용되는 투과형의 손가락을 이용해 맥박을 측정하는 방법과 달리 사용자로 하여금 불편함을 줄일 수 있도록 요골동맥이 위치하는 손목부분에 맥박과 산소포화도를 측정하는 반사형의 방식을 선택 하였다.

또한, 센서를 기존의 센서보다 저가형이고, 회로설계에 유리하고, 구입이 손쉬운 센서를 선택하였고, 맥박과 산소포화도의 실시간 관리 및 컴퓨터로 데이터 전송하여 데이터를 저장 후 추후 건강진단에도 유리하도록 구현 하였다.

## II. 산소포화도 측정 원리

### 2.1 맥파의 측정 원리

심장의 움직임을 보면, 심박 전체에 리듬을 결정하는 심방에 있는 동결절로를 통해 심장이 수축, 이완이 된다. 심장의 수축기에 좌심실에서 방출되는 혈액은 말초혈관으로 이동되며 동맥 측의 혈관의 부피가 증가하게 된다. 이완기에는 말초혈관으로 부터 심장 측의 부분적인 흡입이 있기에 맥박이 발생된다[11]. 이때 발생하는 맥박에 광을 조사하여 피부에 투과 및 반사되는 빛의 강도를 검출기를 통해 측정하면 심장박동에 따라 주기적으로 움직이는 신호를 얻을 수 있다.

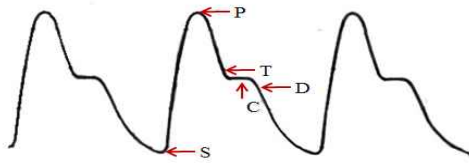


그림 1. 심장의 수축과 이완에 따른 맥파 파형  
Fig. 1. Pulse wave of due to contraction and relaxation

그림 1은 심장의 수축과 이완에 따른 맥파의 파형을 보여 주고 있다. 좌심실의 수축시작(S), 수축의 최대지점(P), 심실 수축의 감소와 혈액 유출 감소 후 대동맥 벽의 팽창(T), 혈액 유출의 감소(C), 변막과 심근의 탄력파(D)와 같이 나타 낼 수 있다. 맥박 및 산소포화도 측정 시스템에서 가장 중요한 지점인 P점과 S점을 통해 맥박의 횡수 및 산소포화도를 추출 할 수 있다.

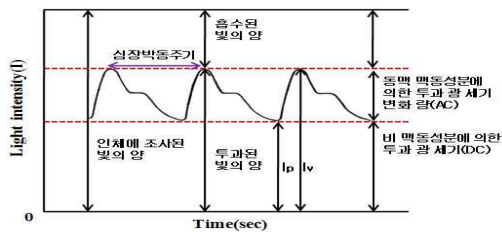


그림 2. 광의 세기가 동맥혈의 맥동 성분에 의한 변화  
Fig. 2. Light intensity variance by arterial pulsation  
(lp : Peak value for a pulse, lv : Valley value for a pulse)

그림 2는 인체 조직에서의 광흡수 및 투과된 광의 세기가 동맥혈의 맥동성분에 의한 변화되고 있음을 나타내는 그림이다. 그림에서 파형의 최대 피크점을 심장수축의 최대수축기(P)로 표시한다면 한 점 P에서 다음 P지점까지를 심장의 박동 주기로 보며 이를 맥박이라 한다. 또한, 시간에 따라 변화하는 맥박 파형을 통해 인체에 조사된 빛의 양과 흡수된 빛의 양을 관계를 나타내어 놓았다. 이때 비 맥동 성분은 DC로 표현이 되는 반면, 맥동되는 성분은 AC로 표현이 된다. DC성분은 뼈, 피부 또는 피하조직과 같이 시간에 따라 변화하지 않는 체내 성분에 의하여 빛이 흡수 또는 산란되어 발생하게 되고, AC성분의 가장 큰 성분은 심장박동에 의한 혈류의 변화량으로 구현된 맥박 파형과 호흡 또는 사람의 움직임에 대해서 발생하기는 하나 상대적으로 심장 박동에 대해 미약한 신호를 가진 파형으로 구분된다. 이런 맥박의 주요지점의 계측을 통해 맥파의 의미를 해석해 진단도 이끌어 낼 수 있다[12][13].

## 2.2 산소포화도의 측정 원리

혈중산소포화도는 기본적으로 Beer - Lambert 법칙을 바탕으로 측정하고 신호처리를 하고 있다. 즉, 광원을 이용하여 특정한 파장에서 인체에 조사된 입사광 세기에 대한 투과광 세기의 비로 조직 내에 흡수된 광량을 계산하여 적용하고 있다. 하지만 투과광에 있어 피부 표면에서의 반사율이나 조직 내의 산란효과에 대해서는 Beer - Lambert 법칙으로 설명하기는 어렵다. 따라서 Photon Diffusion 이론이 추가되어 이러한 현상에 대해 설명 할 수 있다. 즉, 2개의 서로 다른 입사광의 파장에 따른 흡수도의 비를 측정함으로써 산소포화도를 측정 할 수 있다[14][15].

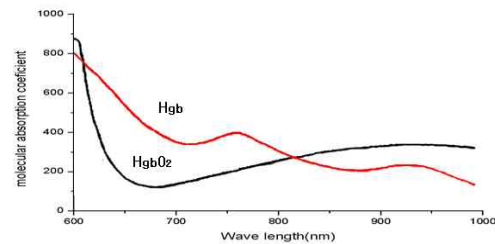


그림 3. 헤모글로빈 흡수스펙트럼  
Fig. 3. Absorbance spectra of hemoglobin derivatives

그림 3은 일반적으로 사용되는 광원의 파장에 따른 헤모글로빈의 스펙트럼을 보여주고 있다. 여기서 광원은 2가지를 이용한다. 헤모글로빈(Hb)와 산화헤모글로빈(HbO<sub>2</sub>)사이에서 빛의 흡수도의 차이가 큰 660nm의 적색광의 파장과 적색광과는 반대의 특성을 갖는 940nm의 적외광을 이용해 측정 한다.

$$Oxygen\ Saturation(\%) = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100 \quad (1)$$

식 (1)과 같이 혈액속의 산소포화도 측정은 혈액 속의 헤모글로빈과 산화 헤모글로빈의 전체 합에 대한 산화 헤모글로빈의 퍼센트 비율로 나타낸다. 다음의 식 (2)은 Beer - Lambert 법칙과 Photon - Diffusion 이론에 의해 얻어진 식이다.

이 두 개(660nm, 940nm)의 광을 조직에 투과하여 서로 다른 흡수 특성을 통해, 산소포화도를 검출할 수 있다.

$$SpO_2 = X + Y\Phi \quad (2)$$

$SpO_2$  : Oxygen Saturation

X, Y : 광학특성 상수

$$\Phi = \frac{A_{660nm}}{A_{940nm}} \quad (A\text{는 흡수도})$$

### III. 요골동맥 산소포화도 측정 시스템

#### 3.1 요골동맥 산소포화도 측정 시스템 구성도

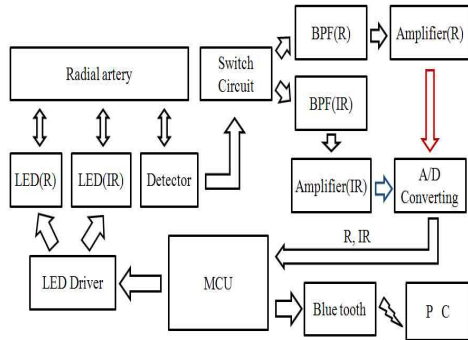


그림 4. 요골동맥 산소포화도 측정 시스템 구성도  
Fig. 4. Schematic diagram of the measurement system for radial artery oxygen saturation

그림 4는 본 연구에서 제작된 요골동맥 산소포화도 측정 시스템 구성을 나타내었다. 먼저, MCU를 통해 두 개의 LED(940nm, 625nm)의 파장에 간섭이 적어지도록 순차적으로 펄스 발생을 시켜 두 LED가 순차적으로 점등 하도록 LED Driver를 구현하였으며, 1Khz의 주파수, 1m/sec의 주기, 듀티 비(Duty cycle)는 5%이다.

또한, 요골동맥의 위치에 Detector를 두어 두 가지 광신호를 받게 된다. 검출된 신호는 Switch Circuit을 통해 적색광(R), 적외광(IR)의 신호로 분리 된다. 분리된 신호는, 각각의 밴드패스 필터(BPF)와 Amplifier를 통해 맥박 신호로 표현된다. 이후 MCU의 A/D Converting을 통해 샘플링 되며, 최종적으로 블루투스를 통해 PC로 전송이 되는데, 이 과정에서 산소포화도 및 맥박 계산 처리가 되어 전송되어진다.

#### 3.2 센서의 선택 및 설계

일반적으로 산소 포화도의 측정에 있어서 헤모글로빈의 흡광도 특성을 고려하여 주로 600~1100nm영역에서 적색광과 적외광의 두 개의 파장을 이용한다.

본 연구에서는 625nm, 940nm의 LED를 이용하여 시스템을 구현 하였다. 한편, 적색광, 적외광 에서 방출되는 광파의 방향은 투사 방향에 관계하며 일반적으로 다중 산란(Multiple Scattering)이 일어난다. 따라서 다중 산란 영역에서 수신부(Photodiode)와 광원(LED)이 가까이 위치한다면, 측정하게 되

는 깊은 투과 두께의 영역에서 생긴 다중 산란(Multiple Scattering)과 표면 산란의 영향을 모두 포함하게 된다. 본 연구에서는 감지기가 확산된 빛만을 검출하기 위해서 광원과 감지기 사이의 이격 거리는 투과 두께보다 더 크게 만들어야 다중산란을 최소화하게 설계하였다.

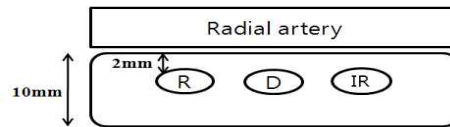


그림 5. 센서의 구성 배치  
Fig. 5. Configuration of the sensors

그림 5는 본 연구에서의 센서와 요골동맥의 측정 거리를 보여준다. 요골동맥과 센서의 측정 거리를 2mm로 설정하였고, 센서의 배치에 있어서도 적절한 이격거리를 설정하였다. 또한 다른 광원의 유입을 최소화 할 수 있도록, 빛을 잘 흡수할 수 있는 검은색 계열의 흡수체를 사용하였다.

#### 3.3 LED Driver

산소포화도의 측정에 있어서 서로 파장대역이 다른 R, NIR의 맥박구현 파장이 필요하기 때문에 LED의 전원 측에 펄스를 인가하여 신호를 분리 할 수 있도록 LED driver를 구현하였다. MCU의 CTC모드를 이용해 5V 피크치를 가진 펄스를 구현 했다. 듀티비(Duty cycle)는 5% 로서 50µs동안의 5v를 출력해내고, 다음 펄스 까지 950µs 동안 0v를 출력한다. 이 펄스의 1ms의 주기를 가지고 있고, 1Khz의 주파수를 가지고 있다. 또한, Red와 NIR의 펄스는 서로 500µs 의 딜레이를 가지고 있기 때문에, 서로 번갈아 가며 출력된다.

이 LED driver의 주파수는 동맥의 맥박을 측정하는데 가장 유리한 주파수 이며 맥박을 측정할 수 있는 최대 주파수 이다[16].

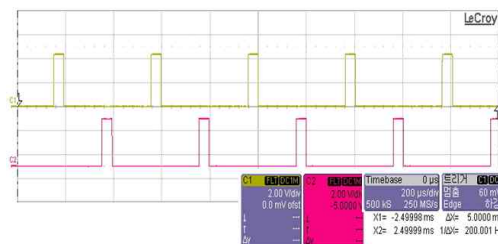


그림 6. LED driver (출력파형)  
Fig. 6. Pulse profile of designed LED driver

그림 6은 LED driver의 실제 측정 파형이다. 상단의 파형은 940nm의 펄스파형이고, 하단은 625nm의 펄스파형 이다.

두 개의 각 펄스의 500µs 의 차이가 있고 실제 측정에서도 52 µs 의 피크동안 5v를 측정해 내고, 948µs동안 0v를 출력한다. 듀티비(duty cycle)는 5.2%이다.

이 LED driver는 신호의 두 분리를 위해 사용한 것이 가장 큰 목적이고, 또한 수신부에서 연속적으로 받는 데이터의 잡음을 줄이기 위해, LED의 펄스가 On이 되었을 시에 수신부의 수직되는 데이터만을 맥박으로 표현하였기에 정확도 면에서 성능이 더 우수 했다.

### IV. 실험 결과 및 분석

#### 4.1 산소포화도 측정 시스템 및 측정



그림 7. 본 연구의 소포화도 측정 시스템  
Fig. 7. Oxygen saturation system for this experiment

그림 7은 제작된 요골동맥 산소포화도 측정 시스템이다. 센서부를 따로 분리하여 보다 유리하게 요골동맥에 측정 할 수 있도록 설계하였다. 손목에 밴드형태의 센서부를 장착하여 착용자의 불편함을 줄일 수 있었고, 무게감이 덜 느껴졌고, 또한, 동잡음에 대한 잡음도 줄어들었다. 손목밴드 형태로 센서 부를 장착하였고, 밴드의 압박을 통하여 센서부가 흔들리지 않도록 고정 하였다. 요골동맥이 지나가는 맥이 뛰는 손목 부분에 요골동맥을 따라 세로로 배치하였고, 가로로 배치했을 때보다 정확한 측정값을 얻을 수 있었다.

#### 4.2 맥박 및 산소포화도 측정

측정은 요골동맥의 부위에 센서를 부착하여 측정하였으며, 호흡을 제외한, 측정자의 움직임이 없다는 가정아래 측정을 하였다.

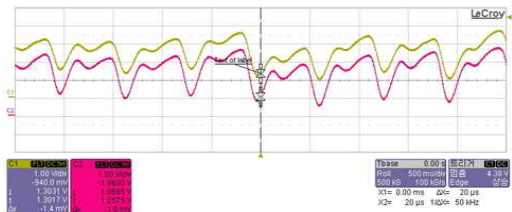


그림 8. 요골동맥 맥박 오실로 측정파형  
Fig. 8. Response pulse wave from radial artery

그림 8은 요골동맥에서 측정된 맥박의 오실로 측정 파형이다. 상단은 적색광(625nm)의 파장을 보여주고 있고, 하단은 적외광(940nm)에 대한 맥박 파형을 나타내고 있다. 두 파형 모두 2.5v기준으로 스윙을 하고, 약 2~2.8v정도의 Peak to Peak 값을 가진다. 또한, 맥박의 주기는 750ms정도이며 분당 약 90회의 맥박이 검출되는걸 알 수 있었다. 또한, 일반적으로 손가락 끝에서 얻어지는 파형과는 상하 반전된 형태로 신호가 얻어지는 것을 알 수 있었다.

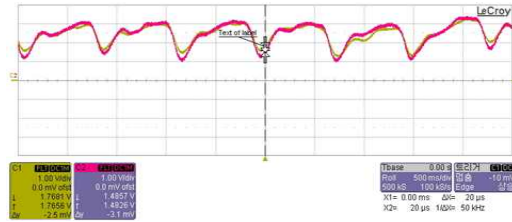


그림 9. 요골동맥 맥박 오실로 측정파형(비교)  
Fig. 9. Response pulse wave from radial artery(DC level compare)

그림 9는 오실로스코프에서 실제로 측정된 맥박의 파형의 peak값을 비교하기 위하여 DC level을 대응 시킨 파형을 나타내고 있다. 두 파형을 비교한 결과 Peak to Peak voltage 값의 근소한 차이를 보이는 것을 알 수 있었다. 파장에 따른 피부투과도의 차이에 의한 것이라 생각된다.

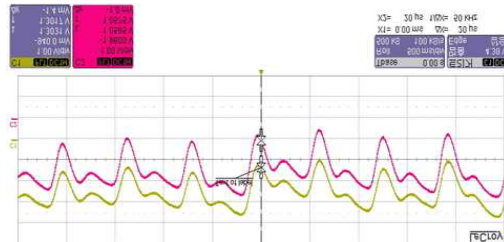


그림 10. 요골동맥 맥박 오실로 측정파형(상하 반전)  
Fig. 10. Response pulse wave from radial artery(reversal mode)

그림 10은 그림8을 상하 반전시킨 것이다. 손가락 끝에서 일반적으로 얻어지는 맥박 파형과 일치하는 것을 볼 수 있다. 따라서 일반적인 산소포화도의 계산방식과 차이를 둔 계산식을 써야 한다. 두 파장에서의 맥동신호 진폭의 비율은 동맥의 산소포화도에 대한 함수로 나타낼 수 있다. 본 논문에서 사용한 진폭비를 이용한 산소포화도의 측정공식은 식(3)과 같다.

$$SpO_2 = \frac{R}{IR} = \frac{\log(I_{DC+AC1} / I_{DC1})}{\log(I_{DC+AC2} / I_{DC2})} \times 100\% \quad (3)$$

진폭 비를 이용한 계산방법에서 투과형과 반사형의 기준전압의 설정이 다르다. 투과형에서는 IDC와 IDC+IAC 값을 얻는 기준전압은 포화전압인 5V기준으로의 포화전압을 사용해 각각의 값을 추출해 냈지만, 본 논문에서는 반사형 이므로 0V의 기준으로 IDC와 IDC+IAC 얻었다. IDC와 IDC+IAC의 값을 얻는 기준은 맥박의 한주기 당으로 가정하고, 일반적으로 약 750ms의 단위에서 IDC값과 IDC + IAC 값을 추출해 낸다. 맥박의 한주기를 가정하고 측정하는 이유는 맥박의 반주기보다 좀 더 오차에 대해서 정확한 결과를 얻게 된다는 이론 아래 설정을 하였고, 맥박의 5개의 주기를 측정하여 평균을 내어 오차를 좀 더 줄일 수 있었다.

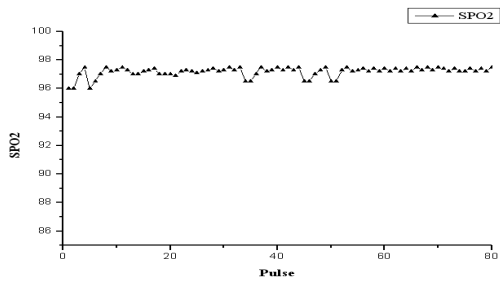


그림 11. 요골동맥 산소포화도 측정 (1분)

Fig. 11. Measurement pulse wave from radial artery (during 1minute)

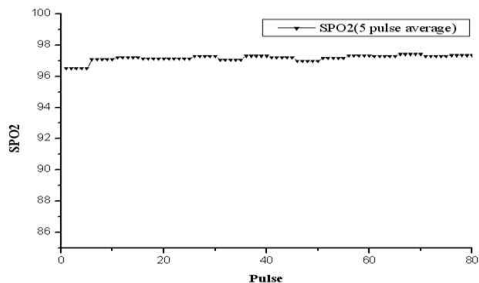


그림 12. 요골동맥 산소포화도 측정 (5 Pulse average / 1분)

Fig. 12. Measurement pulse wave from radial artery (5 Pulse average / 1minute)

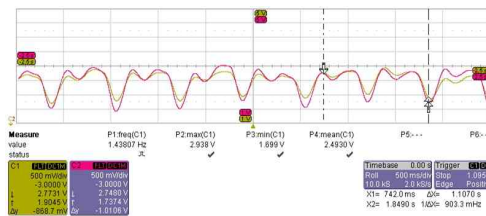
그림 11과 12에서는 1분간 산소포화도의 변화값을 측정하여 나타낸 그래프이다. 그림 11의 그래프는 맥박의 1펄스 단위로 산소포화도를 계산하여 나타낸 그래프이고, 그림 12의 그래프는 맥박의 1펄스 단위로 5번 검출하여 평균을 내어 산소포화도를 계산한 그래프이다.

산소포화도 측정에 있어서 단일 맥박 펄스(1pulse)만으로는 호흡 등의 잡음으로 인한 정확한 산소포화도 도출이 힘들기 때문에, 5개의 맥박 펄스(5pulse)로 측정을 하여 평균을 내어 그 값을 산소포화도로 나타내었다. 물론, 측정시간이 길어지면 당연히 산소포화도의 정확도도 올라가겠지만, 측정자의

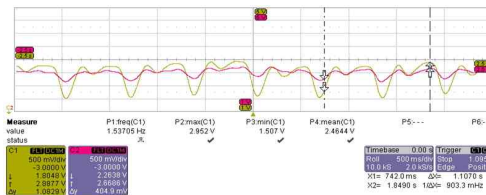
산소포화도 측정시간을 줄이기 위해서 5개의 펄스로 평균을 내는 방식을 택했다.

### 4.3 요골동맥의 위치에 따른 파형변화

그림 13은 요골동맥에서의 센서위치에 따른 결과 비교한 것이다. 요골동맥(손목)을 측정 시 동맥이 지나가는 위치에 정확히 측정된 파형은 A와 같이 나타나고, 요골동맥(손목)의 동맥을 약간 벗어난 위치에서 측정할 경우 B와 같이 적외선에 의한 파형의 진폭이 작아지는 현상을 발견할 수 있었다. 본 연구에서 사용한 맥박의 진폭의 비를 가지고 산소포화도를 측정하는 시스템에서는 요골동맥의 정확한 위치를 선정하여 측정하는 것이 매우 중요하다고 하겠다.



(A) 요골동맥의 위치한 파형



(B) 요골동맥에서 벗어난 파형

그림 13. 요골동맥에서의 센서위치에 따른 파형 비교

Fig. 13. Compare of Response pulse wave with position from radial artery (A) Fit radial artery (B) Near radial artery

## V. 결 론

본 연구에서는 광전용적맥파를 이용하여 요골동맥의 맥박 및 산소포화도를 검출 하였다. 측정 시 사용자의 불편함을 줄이기 위하여 요골동맥의 손목에 측정부위를 설정하였고, 센서의 선택도 보다 저가형이고, 반사형의 시스템의 알맞고, 맥박 및 산소포화도 측정 시 무리가 없는 파장대역을 선택하였다.

광원을 통해 요골동맥에서 반사된 빛은 수신부를 통해 측정되고, 이 측정된 신호는 스위칭을 통해 각각 625nm, 940nm의 파장대역의 데이터로 분리된다.

오차를 줄이기 위해서 맥박의 5개의 신호를 기준으로 평균을 내어 잡음을 줄일 수 있었고, 또한 사용자의 측정시간을 알맞게 적용 시킬 수 있었다. 또한, 요골동맥의 정확한 위치가 아닌 약간 벗어난 곳에서는 적외선(940nm)파장의 진폭이 작아지는 현상을 볼 수 있었는데, 이에 따라 산소포화도도 오차를 가지게 되어 정확한 요골동맥의 위치에 센싱 하는 것이 중요함을 알 수 있었다. 먼저, 요골동맥을 설정한 후, 측정 시 손목밴드의 장착을 통해 움직임에 의한 측정위치의 변화가 줄어들어 정확도를 높일 수 있었다.

본 연구에서 구현한 광전용적맥파를 이용한 요골동맥 산소포화도 측정 시스템은 U-Healthcare의 여러 생체신호 측정 시스템 중의 가장 기본적인 건강진단 시스템이고, 현대 고령화 사회에 필수적인 요소라고 할 수 있겠다.

향후, 본 연구를 기반으로 산소포화도 측정뿐 만 아니라, 산소포화도 감소에 따른 호흡량의 측정, 무호흡 측정, 수면 무호흡에 대한 측정이 가능할 것으로 여겨지고, 또한, 시계부근의 커프(cuff)형태의 압박을 통한 맥박 측정이 아닌, 광을 이용한 측정방식으로 사용자에게 손목의 압박부담을 줄일 수 있는 디바이스 구성도 가능 할 것이고, 맥박 및 산소포화도 데이터를 핸드폰을 통해 맥박을 실시간으로 전송해 U-Health 시스템으로 구현 가능 할 것으로 생각된다.

## 감사의 글

이 연구는 2009학년도 단국대학교 대학연구비 지원으로 연구되었음.

## 참고문헌

- [1] 정병주, “유비쿼터스 사회의 의료·보건 비즈니스 트렌드” 한국전산원, 2006년.
- [2] 손미숙, “u-Health 서비스 지원을 위한 웨어러블 시스템,” 전자통신동향분석, 제 21권, 제 3호, 117-122쪽, 2006년 06월.
- [3] MindBranch Asia Pacific co. Ltd, “U-Health 시장현황 및 전망,” ITX, 2005년.
- [4] 김현우, 변성호, 박희정, 이승환, 정유석, 조위덕, “유비쿼터스 지능공간에서 멀티모달센서를 이용한 향상된 U-헬스케어 서비스 구현에 대한 연구,” 전자공학회 논문지, 제 46권, 제 2호, 27-35쪽, 2009년 03월.
- [5] 이운태, “u-Healthcare 활성화 중장기 종합계획 수립,” 한국보건산업진흥원, 2008년 12월.
- [6] 성건용, 장문규, 정문연, 김승환, 박수준, 박선희, “유비쿼터스 라이프케어 기술 동향,” 전자통신동향 분석, 제 22권, 제 5호, 24-34쪽, 2007년 10월.
- [7] S. Helal, B. Winkler, C. Lee, Y. Kaddoura, C. Giraldo, S. Kuchibhotla, and W. Mann, “Enabling location-aware pervasive computing applications for the elderly,” Proceedings of the First IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communication, pp. 531-536, Mar, 2003.
- [8] 김경호, 이정환, 양희경, “의용기기개론,” 문운당, 102-103쪽, 2007년.
- [9] 이동훈, 고희창, 김경호, “요골동맥 맥파 측정 시스템,” 한국컴퓨터정보학회 40차 학술대회 논문집, 제 17권, 제 1호, 21쪽, 2009년 06월.
- [10] J.W. Severinghaus and Y. Honda, “History of blood gas analysis. VII. Pulse oximetry,” Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol. 3, No. 2, pp. 135-138, Apl. 1987.
- [11] 권기현, 이형봉, “U-Healthcare 지원을 위한 맥박 정보 모니터링 시스템의 구현,” 디지털콘텐츠학회 논문지, 제 9권, 제 4호, 601-606쪽, 2008년 12월.
- [12] 김운영, 김도철, 이윤선, “펄스 옥시메터의 산소포화도 추출 알고리즘을 위한 계산모델 설계에 관한 연구,” 대한의용생체공학학회 논문집 제 19권, 제 1호, 25-32쪽, 1998년 02월.
- [13] 김수진, 황돈연, 전계진, 이종연, 정선규, 윤길원, “산소포화도 측정을 위한 신호처리방법 및 계산 알고리즘,” 한국광학회지 제 11권, 제 6호, 452-454쪽, 2000년 12월.
- [14] J. G. Webster, “Design of Pulse Oximeter,” Institute of physics Publishing, Chapters 1, 4, 9, 1997.
- [15] H. M. Carim, U. S. Patent 5755226, 1996.
- [16] N. Townsend, “Medical Electronics,” Michaelmas Term, 2001.

## 저자 소개



김 경 호

1983 : 경북대학교 공학사.

1996 : 일본 게이오대학 공학석사.

1999 : 일본 게이오대학 공학석사.

2006 - 현재 : 단국대학교 전자공학과  
교수

관심분야 : Ubiquitous-Health, 생체신  
호분석/처리, Biosensor &  
Biochip