

## 하지(下脂) 조직내의 말초 혈관계 질환 진단을 위한 산소 측정장치의 개발에 관한 연구

충남대학교 의과대학 의공학교실, \*충남대학교 의과대학 정형외과학교실,  
†충남대학교 공과대학 전파공학과

임현수, 이준규,\* 박동철†

혈액에서의 산소 포화도는 Hb와 HbO<sub>2</sub>의 광학 스펙트라에서 흡수계수의 차이에 의해서 측정할 수 있다. 본 연구는 하지 조직에서 발생하는 말초혈관계 질환진단을 위하여 파장이 660nm 와 940nm 의 LED를 이용하여 산소포화도를 측정하는 장치를 개발하였다. 산소측정장치는 광 탐촉자와 광 신호처리부, LED 구동회로, 컴퓨터와 인터페이스로 구성하고, 데이터의 수집과 분석을 위한 프로그램을 개발하였다. 구현된 산소측정장치에 대한 임상적인 평가를 위하여 하지조직에서 운동 부하에 따른 실험을 하여 생체조직내 생리적변화에 따른 산소량의 변화를 측정하고, 기기의 성능을 평가하였다. 실험결과 생체조직내의 산소포화도는 광원과 검출기의 간격에 따라 측정이 가능함을 보여 주었다.

중심단어 : 산소포화도, 산소측정장치, 말초혈관계 질환

### 서 론

최근 서서 일하는 시간이 많은 여성들 중에는 하지 정맥류의 질환이 급증하고 있다. 하지정맥류는 하지 정맥간 혈류가 거꾸로 흐르게 되는 일이 발생하여 하지 정맥에서 심장으로 흐르는 혈액순환이 방해받게 되고, 이때 많은 양의 피가 표재 정맥으로 들어가 피는 정맥류가 발생한다고 한다.<sup>1,2)</sup> 하지 정맥류를 치료하지 않고 방치하면 정맥류에 피가 엉겨 혈전을 형성하게 되고 그 부위에 피부가 검게 변하며, 심한 경우 피부가 상해서 벌어지게 된다. 하지에 발생하는 질환 중 발가락이 썩어 다리를 절단해야 한다고 진단된 환자 중 상당수는 다리를 절단할 필요가 없는 하지동맥경화증 환자인 경우가 많다.

본 연구에서는 이러한 질환의 진단을 돕기 위하여 하지에서의 산소와 혈용적량을 측정하기 위한 장치를 개발하였다. 이를 측정하기 위하여 동맥혈, 정맥혈, 근육층을 포함한 모든 조직에 대하여 파장별 광 흡수도를 측정하였으며, 맥동성분만 제외한 전체 파형에 대하여 신호를 처리하였다. 산소포화도의 측정원리는 잘 알려진 바와 같이 헤모글로빈의 감소 또는 산화 등으로 인한 파장에 따른 투과된 광량 또

는 반사된 광량의 차이를 감지함으로써 산소포화도를 측정한다.<sup>2-5)</sup> 반사 형태의 옥시메터는 미약한 신호로 동작하기 때문에 산소포화도의 정확한 측정을 위해서는 센서의 배치와 신호처리가 중요하다.<sup>6-9)</sup>

조직의 깊이에 따른 산소포화도의 구분은 광원과 센서와의 이격 거리에 따른 광확산경로 이론을 이용하여 광원의 투과깊이에 따라서 측정하였다. 조직에서 측정된 반사광 신호는 증폭 및 신호처리를 한 후 A/D converter를 통해 PC로 입력받아 분석하였다.

제작한 기기의 동작 상태를 분석하기 위하여 혈류를 인위적으로 차단하기가 용이한 엄지손가락 끝부분을 선택하여 기기의 성능을 평가하였다. 생체 실험으로는 인체의 사지에 여러 가지 자극을 가하여 생리적 변화에 따른 산소와 혈용적량을 측정하였다. 측정된 결과는 생리적 이론과 비교 분석하였으며 사지 말초혈관 질환 진단의 지표를 삼고자 하였다.

### 실험 및 방법

#### 1. 시스템 하드웨어 구성

시스템 하드웨어는 광탐촉자, LED발광 회로, 수광

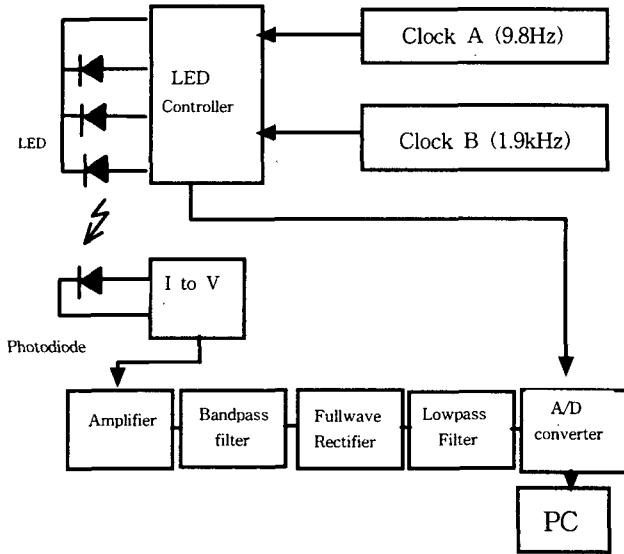


Figure 1. Block diagram of system

및 신호처리회로, 전원회로, AD converter, 신호 분석용 PC로 구성된다. 전체 회로의 신호 흐름은 그림 1과 같다.

1) 광탐촉자

광원으로 peak wavelength가 각각 660 nm, 940 nm인 적색, 적외선 LED를 사용했으며 LED의 직경은 3 mm 이하로 가공하여 입사광의 밀도를 크게 하였고, 광원으로부터 3 cm 이상 떨어진 곳에서도 반사광이 감지될 수 있도록 하였다. LED와 photodiode와의 이격 거리는 각각 1 cm, 2 cm, 3 cm인 세 그룹으로 나누어 배치함으로써 조직의 깊이에 따른 산소포화도의 분포를 측정하고자 하였다. photodiode는 880nm의 파장에서 가장 민감한 BPX 90 4 개를 병렬로 연결하여 사용하였고 광탐촉자 상에서 LED의 입사광이 photodiode에 직접 영향을 미치지 않도록 그림 2와 같이 은박지로 만들어진 optical barrier를 삽입하였다. 또한 광탐촉자의 표면은 부드러운 흑색실리콘 고무를 입혀서 산소포화도의 측정시 조직에 잘 밀착될 수 있도록 하였다.

Photodiode에서 감지하는 반사광에 의한 신호는 매우 미약하기 때문에 외란에 의한 영향을 줄이기 위하여 광탐촉자내에 Preamp회로를 내장시켰다.

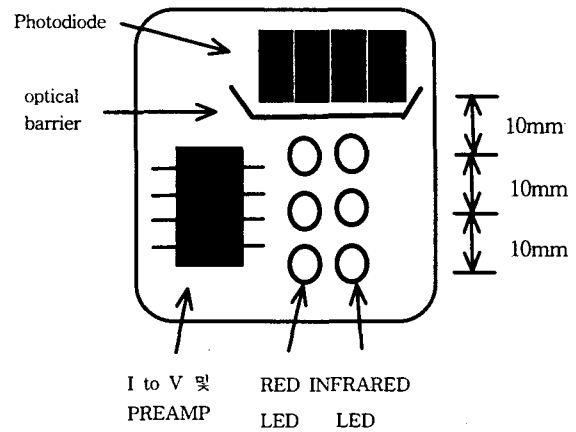


Figure 2. Schematic diagram of optical probe.

2) LED발광회로

반사광 측정시 사용자의 선택에 따라서 9.8 Hz의 속도로 LED를 자동적으로 하나씩 shift 하면서 발광시킬 수도 있고, 모드를 수동으로 하여 toggle 스위치를 전환할 때에 한해서만 LED가 shift 하도록 설계하였다. 수동모드일 때는 사용자가 임의의 LED를 선택하여 연속적으로 발광시켜 혈류량의 변화에 따른 출력 파형의 변화를 관찰할 수 있도록 고안하였다. 모드가 자동일 때는 옥시미터로서 조직의 깊이에 따른 혈액의 산소포화도를 측정가능하게 하며, 수동모드를 이용하면 적외선 LED만 발광하게 하여 photoplethysmography로서의 기능도 할 수 있도록 설계하였다. 또한 동맥혈의 맥동 성분비를 이용하는 펄스 옥시미터의 산소포화도 계산은 모드를 수동으로 하여 적색광과 적외선광을 번갈아 발광하면서 측정 후 출력 파형을 비교할 수 있도록 하였다.

앞으로 설명될 부분은 동작모드를 자동으로 가정한다. 다른 외부광원에 의한 신호와 LED의 반사광에 의한 신호를 구별하기 위하여 LED는 어느 모드에서나 1.9 kHz의 깜빡임을 갖도록 조정하였다.

또한 전원 ripple의 영향으로 LED 밝기의 변화가 생기지 않도록 하기 위하여 LED 발광 전원에는 저역여파기(LPF)를 사용하였다. 이 저역여파기를 이용하여 수광회로에서 1.9kHz 성분의 광 신호만 추출하면 외부광원에 의한 영향을 제거할 수 있게 된다. 그리고 최종적으로 나오는 반사광 신호를 PC에서 분석할 때 쓰이는 동기신호를 LED 발광회로에서 만

들어 준다. 즉, 6개의 LED가 한 사이클을 돌 때마다 한 펄스의 동기 신호를 보내준다.

3) 수광 및 신호처리회로.

수광부 회로는 광탐촉자에 감지한 전류 파형 중 LED에 의한 반사광 성분만을 필터링하여 반사광의 세기에 비례하는 전압 파형으로 변환시켜 주는 역할을 한다. 대역여파기(Bandpass filter)는 중심주파수 1.9 kHz를 기준으로 약 80Hz의 통과대역을 갖게 하여 주변 광에 의한 간섭은 거의 나타나지 않게 하였다. 또한 광탐촉자를 다른 형태로 다시 설계하여 교체할 경우에 대비하여 광탐촉자의 특성에 따라 감도를 조정할 수 있도록 수광회로의 증폭단의 이득은 1에서 100배까지 하였다. 신호처리 회로의 출력단에서는 감지된 반사광 신호의 크기에 따라서 0-9V사이에서 변화하는 전압 파형을 AD converter에 보내주게 된다.

4) 전원회로

Switching regulator 방식의 전원회로를 이용하였으며 LED발광회로를 구동하는 전원은 5V로, 수광 및 신호처리 회로의 전원은 +/- 12V로 하였고 전원상의 ripple이 반사광 신호의 높은 증폭 gain에 영향을 미치지 않도록 저역여파기를 추가하였다.

5) AD converter 및 PC 입력회로

AD converter는 Singular Technology Corp의 I-7541 AD/DA 인터페이스 카드를 사용했으며, 2개의 채널을 써서 한 개의 채널에서는 수광 및 신호처리회로로부터의 출력 파형을 그리고 다른 하나의 채널에서는 LED 발광회로로부터의 동기신호를 입력받는다. 0V에서 9V 사이의 입력신호에 대해 12 bit의 분해능을 가지며 구현한 프로그램을 실행할 때 광탐촉자 전체 LED들의 발광 cycle (0.92초) 당 약 800회의 sampling을 하게 된다.

2. 시스템 소프트웨어 구분

AD converter를 통해 sampling 된 출력 신호를

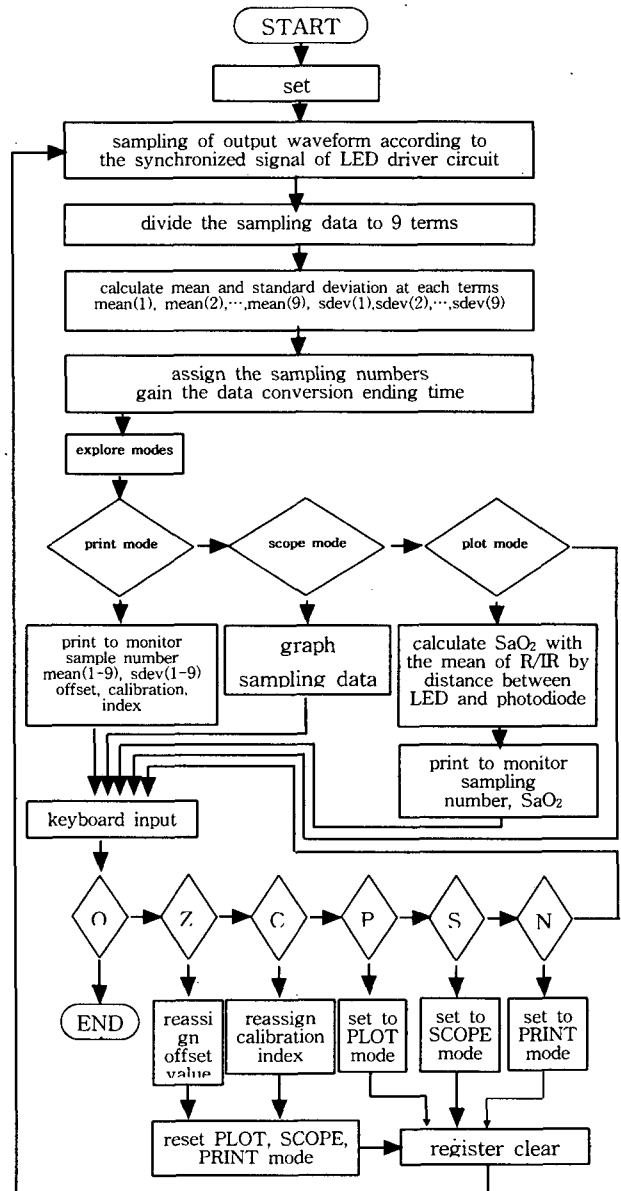


Figure 3. Main algorithm of system software

화면에 보여주고, 수집된 데이터를 분석하여 조직의 깊이에 따른 혈액의 산소포화도를 나타내도록 PC에서 데이터 처리과정을 거치게 된다. 이러한 데이터 처리와 A/D converter 제어의 역할을 하는 프로그램을 BASIC 언어를 사용하여 구현하였고 compile 후 실행파일을 만들어 시뮬레이션 하였다. 프로그램의 주요 알고리즘은 그림 3과 같으며 프로그램 실행시 사용자의 모드 선택에 따라 입력 파형의 offset, calibration 조정, 출력 파형 display, 출력 파형의 구간별 평균, 표준 편차값 display, 파장별 광반사비율의 계산이 가능하며, 실행 중지 명령을 하기

전까지 반복하여 측정할 수 있도록 고안하여 시간의 변화에 따른 산소포화도의 변화량도 측정이 용이하다. 산소포화도의 측정시 LED와 photodiode의 거리에 대한 측정값의 상관관계를 알아보기 위하여 이격 거리가 1그룹 1 cm, 2그룹 2 cm, 3그룹 3 cm로 구분하여 R/IR (적색광/적외선광)의 감지비율을 각각 계산하였다. 또한 입력된 데이터를 별도의 파일에 자동으로 저장되게 함으로써 다른 spread sheet나 통계 프로그램을 사용하여 data를 다양하게 분석할 수 있도록 하였다.

**결과 및 토의**

소프트웨어의 실행 환경은 Windows 95 운영체제의 Pentium PC를 이용하였으며 그림 4는 정상조직과 산소포화도가 낮은 상태에서 측정한 반사광 파형을 나타낸 것으로 X축은 시간(초)을 나타내고, Y축은 산소지수를 나타냈다. 조직의 산소 포화도를 인위적으로 조정하기 쉽도록 엄지손가락 앞면에서 반사광

을 측정하였으며, (a)는 아무 자극도 가하지 않은 상태에서 10회 반복 측정하였다. (b)는 엄지손가락을 5분 이상 실로 묶은 후, 혈액 순환이 안되도록 하여 조직 내 혈액의 산소포화도를 낮게 유도한 후 10회 반복 측정하였다. 이때 각 실험에서 반사광의 출력 파형을 PC에서 모니터 하면 그림 4와 같이 나타난다. (a, b실험에서 10회의 측정치중 대표적으로 2회째 모니터화면을 보이고 있음)

PC의 프로그램에서는 그림 4와 같은 출력 파형을 9 등분하여 LED와 종류별 그리고 photodiode와의 거리별로 구분한다. 그림 4에서의 데이터 수치는 A/D converter에서 설정된 값이므로 다시 원래의 신호 크기에 맞도록 offset을 조정하고(10을 더했음) R/IR의 반사광의 비는 구분된 데이터 구간에서의 평균값을 이용하여 구하였다. a, b실험에서 전체 10회에 걸쳐 반복 측정하였으므로 거리별 R/IR의 반사광 비율을 전체 평균한 결과는 다음과 같다

\* 정상조직일 때 (실험a)

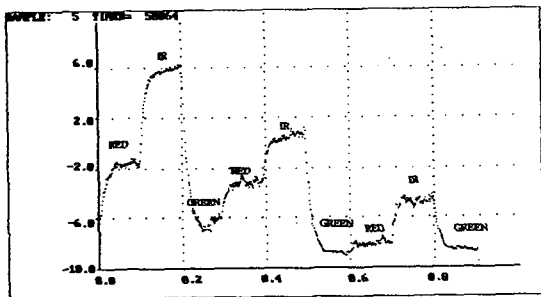
$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(1)_i / IR(1)_i = 0.51$$

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(2)_i / IR(2)_i = 0.62$$

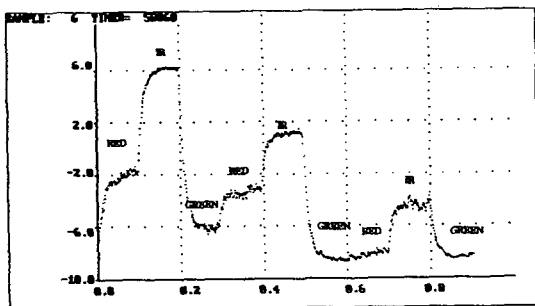
$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(3)_i / IR(3)_i = 0.33$$

\* 혈액의 산소포화도가 낮은 조직일 때 (실험b)

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(1)_i / IR(1)_i = 0.43$$



(a)



(b)

Figure 4. Rerflectance waveform of normal tissue and low oxygen saturation of tissue.

\* 정상조직일 때 (실험a)

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(1)_i / IR(1)_i = 0.51$$

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(2)_i / IR(2)_i = 0.62$$

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(3)_i / IR(3)_i = 0.33$$

\* 혈액의 산소포화도가 낮은 조직일 때 (실험b)

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(1)_i / IR(1)_i = 0.43$$

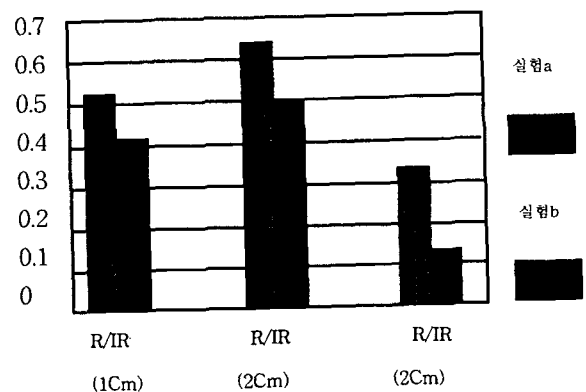


Figure 5. R/IR ratio for the separation light source and photodetector.

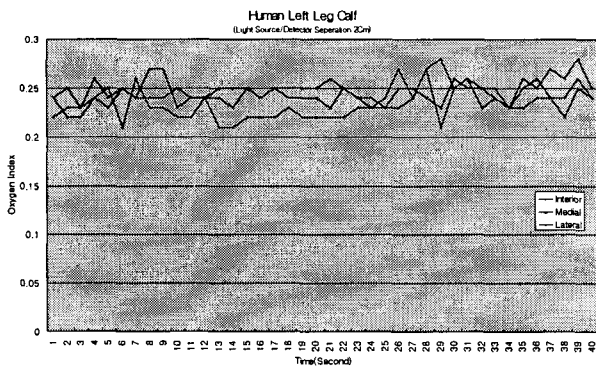
$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(2)_i / IR(2)_i = 0.50$$

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(3)_i / IR(3)_i = 0.14$$

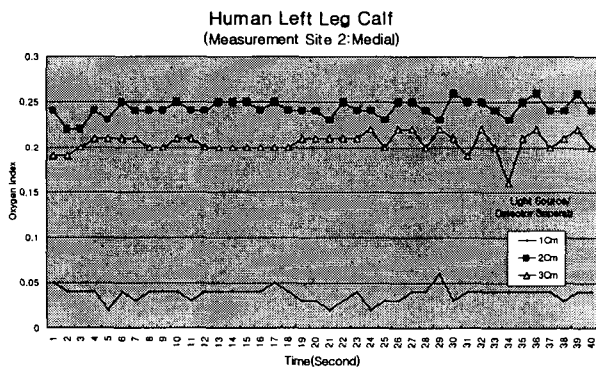
\* 괄호안의 숫자가 1인 것은 photodiode와의 거리가 1 cm, 2인 것은 2 cm, 그리고 3인 것은 3 cm임.  
그림 5는 광의 투과 깊이별 R/IR 비율을 나타낸

것이다. 혈액의 산소포화도가 낮은 조직에서는 정상 조직에 비하여 R/IR의 비율이 낮게 나타남을 볼 수 있었으며 이는 광원(LED)과 검출기(photodiode)의 거리가 멀수록(광원의 투과 깊이가 클수록) R/IR의 차이가 더 커지는 것을 확인 할 수가 있다.

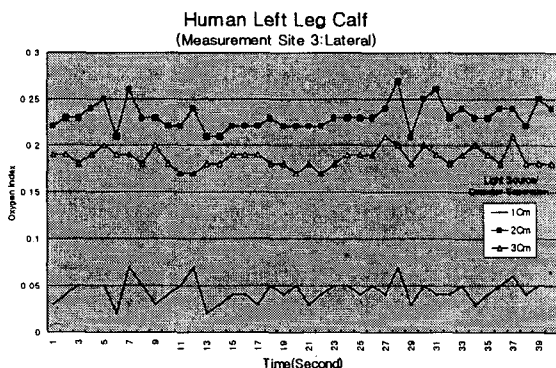
위에서 얻은 데이터로부터 산소포화도를 구하기 위해서는 산소포화도 (SpO<sub>2</sub>)와 R/IR의 관계적인



a)

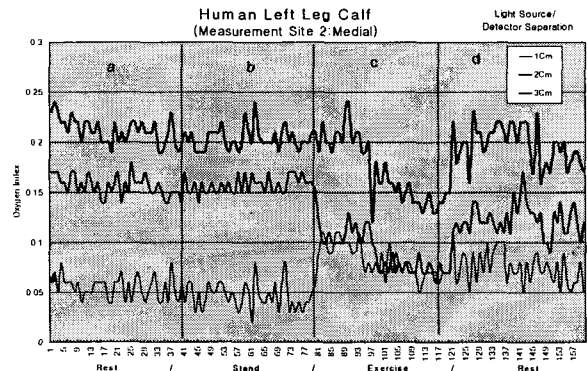


b)

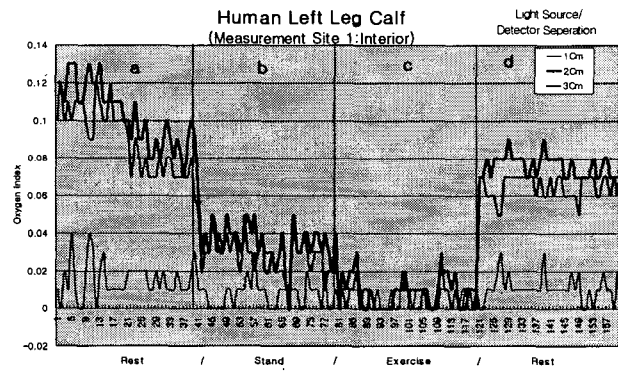


c)

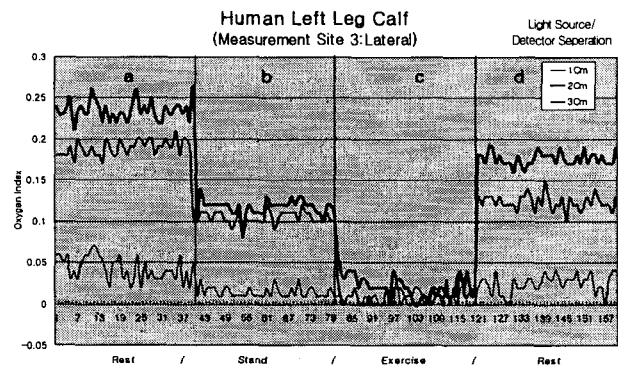
Figure 6. Oxygen saturation change on the calf for the separation light source and photodetector.



a)



b)



c)

Figure 7. Oxygen saturation change on the calf for the exercise.

$$SpO_2(r) = A + B(R/IR) \quad (1)$$

를 이용하여 최종적인 산소 포화도를 구하고<sup>2)</sup>, 조직과 광탐촉자의 광학특성에 좌우되는 상수인 A와 B를 결정함으로써 산소포화도를 수치적으로 얻을 수 있다. 그러나 동맥혈의 맥동성분만을 추출하여 계산한다.

그림 6은 왼쪽 하지의 장단지에서의 산소포화도의 변화를 나타낸 것으로 a)는 장단지의 외측면, b)는 장단지의 중앙, c)는 장단지의 내측면에서의 광원과 검출기의 간격이 1cm, 2cm, 3cm일 경우의 변화를 나타내고 있다. 각각의 그림에서 1cm, 2cm, 3cm의 변화량의 기울기는 거의 일정하나 광원과 검출기의 간격이 다를 경우에는 구분이 분명히 차이가 남을 알 수 있어 조직의 깊이에 따른 산소포화도의 변화를 보여 주고 있다. 특히 광원과 검출기의 2cm일 경우 산소포화도의 값이 크게 나타나고 있고 1cm일 경우는 가장 낮은 산소 포화도의 값을 보여주고 있으며 세 측정부위가 거의 비슷한 변화가 일정하게 보여 주고 있다.

그림 7은 장단지에 여러 가지 운동부하를 걸었을 경우이다. (a)는 장단지의 외측면, (b)는 장단지의 중앙, (c)는 장단지의 내측면에서의 산소포화도의 변화를 나타내고 있다. a구간에서는 의자에 앉았을 경우, b구간에서는 서 있을 경우, c구간에서는 제자리에서 서서 조깅할 경우, d)는 조깅을 멈추고 의자에 앉아 있을 경우의 변화를 보여 주고 있다. 각각의 광원과 검출기의 간격에 따른 차이를 앞서 실험에서와 같이 동일하게 변화를 보여주고 있다. 특히 변화의 차이점은 각 구간의 부하에 따라 변화가 분명히 구분되어 나타나고, 측정부위에 따라 산소포화도의 차이가 심하게 나타나고 있음을 알 수 있다. 휴식시와 운동시의 변화가 급격하게 차이를 보인 것은 운동에 따른 산소 소모량의 차이로 볼 수 있다. 즉 운동시에는 평상시보다도 산소의 소모량이 커서 산소포화도가 낮게 나타남은 이론적인 생리적 변화와 동일함을 실험에서 증명하고 있다.

## 결 론

본 연구에서 개발한 하지의 말초혈관계 질환진단을 위한 산소측정장치는 생체조직의 깊이에 따라 산소

포화도를 측정 가능함을 보여주고 있다. 하지에서의 실험결과 LED와 photodiode의 간격이 1cm일 경우에는 피부의 표피층에서 빛의 측정으로 산소포화도가 낮고, 2cm와 3cm 일 경우 조직의 깊은 곳에서의 산소포화도를 나타내고 있으며 2cm 일 때가 산소포화도의 값이 크게 나타나고 있다. 장단지에 운동 부하를 걸었을 경우 운동부하의 종류마다 산소의 값이 차이가 나고, 측정 부위마다 변화가 분명하다.

이와 같이 하지조직에서의 실험결과 본 연구에서 개발된 산소 측정장치는 산소포화도의 측정 가능함을 입증하였으며 질환별 실험하여 기기의 성능을 향상시킬 수 있다.

## 참고 문헌

1. Bok Y. Lee, Frieds S. Trainor, William R., David Kavner,; *Handbook of Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Surgery*. A Publishing Division of Prentice-Hall, (1981)
2. Bok Y. Lee, Lee E. Ostrander: *The Spinal Cord Injured patient Comprehensive Management*, W.B. Saunders Company, (1991)
3. 임현수: 생체조직내에서 반사광을 이용한 확산광수의 측정에 관한 연구. 의공학회지 17: (1996)
4. Memdelson Y., Kent J.C.: Variations in optical absorption spectra of adult and fetal hemoglobins and its effect on pulse oximetry. *IEEE Trans, Biomed. Eng.* 36:884(1989)
5. Takatani S., et al: A miniature hybrid reflection type optical sensor for measurement of hemoglobin content and oxygen saturation of whole Blood. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 35: 187(1988)
6. Ralston A.C., et al: Potential errors in pulse oximetry. *Anaesthesia*, 46:202(1991)
7. Shimada Y., et al: Evaluation of a new reflectance pulse oximeter for clinical applications. *Med. Biol. Eng. Comput.* 29:557 (1991)
8. Bos J.A.H., et al.: Developement of a micro transmission cell for in vivo measurement of SaO<sub>2</sub> and Hb. *Advances in experimental medicine and biology*, 277:47(1990)

9. Mendelson Y., Solomita M.V.: The feasibility of spectrophotometric measurements of arterial oxygen saturation from the fetal scalp utilizing noninvasive skin-reflectance pulse oximetry. *Biomedical instrumentation & Technology*. 26: 215(1992)

본 연구는 1996년도 학제간연구지원사업으로 학술진흥재단의 학술연구조성비 지원을 받았음.

## A study on the development of oxygen measurement device for diagnosis of peripheral vascular disease in lower extremity

Hyun Soo Lim, Jun Kyu Lee\*, Dong Chul Park<sup>†</sup>

*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine,*

*\*Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine,*

*†Department of Radio Science Engineering, College of Engineering,*

*Chungnam National University*

The oxygen saturation of blood can be measured by the difference absorption in optical spectra of Hb and HbO<sub>2</sub>, as the well known previous study.<sup>3)</sup> In this study we developed the non-invasive oxygen measurement device for diagnosis of peripheral vascular disease in lower extremity using infrared and red LED which produce a peak spectral emission at a wavelength of 660 nm, and 940 nm. To evaluate the clinical application of the oxygen measurement device, we performed lower extremity study to measure the oxygen changes in response to physiological changes within biological tissue. The results showed that oxygen saturation of blood in biological tissue can be monitored from the separation arrangement light source and detector.

**Keywords:** Oxygen saturation, Oxygen measurement device, Peripheral vascular disease