

# Noninvasive Tissue-Reflectance Oximeter의 개발에 관한 연구

장석윤, 김남중, 구철회, \*이준규 \*\*임현수  
충남대학교 대학원 협동과정 의공학 전공, \*충남대학교 의과대학 정형외과학교실  
\*\*충남대학교 의과대학 의공학교실

## A Study on the Development of Noninvasive Tissue-Reflectance Oximeter

S. Y. Chang, N. J. Kim, C. H. Koo, \*J. K. Lee \*\*H. S. Lim  
Interdisciplinary Program of Biomedical Engineering Major, Chungnam Nat'l Univ  
\*Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine, Chungnam Nat'l Univ  
\*\*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Chungnam Nat'l Univ

### ABSTRACT

The oxygen saturation of blood can be measured by sensing the difference absorption in optical spectra of Hb and HbO<sub>2</sub>, as the well known previous study.[1]

In this study we developed the noninvasive tissue reflectance oximeter(TRO) using three kinds of LEDs which produce a peak spectral emission at a wavelength of 565, 660 and 940nm. And we tested the function of the TR oximeter by comparing the output signals measured on normal tissue to measured on low oxygenated tissue. The results showed that oxygen saturation of blood and biological tissue can be monitored from the separation arrangement light source and detector.

### I 서론

조직이나 혈중 산소 포화도의 상태는 신생아의 심장질환 및 체질환의 조기 발견시 기본적인 파라미터로서 진단의 지표로 삼고 있으며 환자의 외과적 수술 후 마취로부터 깨어나는 동안 산소분압의 저하를 감시하는 데 필수적으로 사용하고 있다.[3] 이를 측정하기 위하여 기존의 Pulse Oximeter를 사용하고 있으나 손끝, 귓볼 등 신체의 얇은 부분 등에 제한적으로 사용되고 있어 조직의 깊은 층에서는 그 측정이 불가능하여 새로운 방법이 모색되고 있다.[6] 본 연구는 이러한 점을 해결하기 위하여 신체의 이마, 볼, 장딴지 등 임의의 부분에 좀더 보편적으로 적용할 수 있는 reflection 형태로 개발하였다. 동맥혈, 정맥혈, 근육층을 포함한 모든 조직에 대하여 파장별 광흡수도를 측정하기 위하여 맥동성분만 추출하지 않고 전체 파형에 대하여 신호처리 하였다. 산소포화도의 측정원리는 잘 알려져 있는데 haemoglobin의 감소 또는 산화 등으로 인한 파장별 투과광 또는 광반사량의 차이를 감지함으로써 산소포화도를 측정한다. reflection 형태의 oximeter는 미약한 신호로 동작하기 때문에 산소포화도의 정확한 측정을 위해서

sensor의 배치와 신호처리가 매우 중요하다. 조직의 깊이에 따른 산소포화도의 구분은 광원과 sensor와의 이격거리에 따라서 광원의 투과깊이가 달라지는 원리를 이용하였다. 조직에서 측정된 반사광 신호는 신호처리부 AD converter를 통해 PC로 입력받아 분석하였다. 제작한 기기의 동작 상태를 분석하기 위하여 측정 대상으로서 혈류를 인위적으로 차단하기가 용이한 엄지손가락 끝부분을 선택함으로써 결과를 좀더 분명하게 보이게 하였다.

### II. 실험 및 방법

#### (1) 시스템 하드웨어 구성

시스템 하드웨어는 크게 광탐촉자, LED발광 회로, 수광 및 신호처리 회로, 전원회로, AD converter, 신호 분석용 PC로 구성된다. 전체 회로를 신호의 흐름에 따라서 개념적으로 그려보면 그림 1과 같다.

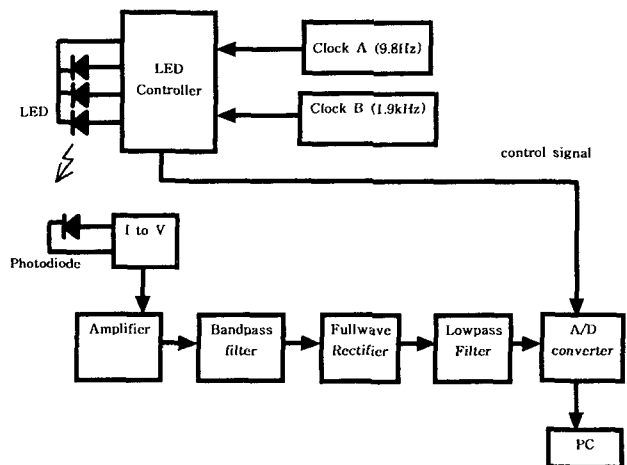


그림 1 전체 시스템의 신호 흐름도

#### 1. 광탐촉자

광원으로 peak wavelength가 각각 565nm, 660nm, 940nm인 녹색, 적색, 적외선 LED를 사용하

였으며 LED의 직경은 3mm 이하로 가공하여 입사광의 밀도를 크게 하여 광원으로부터 1.5cm 이상 떨어진 곳에서도 반사광이 감지될 수 있도록 하였다. LED와 Photodiode와의 이격거리는 각각 0.5cm, 1.0cm, 1.5cm인 세 그룹으로 나누어 배치함으로써 조직의 깊이에 따른 산소포화도의 분포를 측정하고자 하였다. Photodiode는 850nm의 파장에서 가장 민감한 BPX 90 4개를 병렬로 연결하여 사용하였고 광탐촉자 상에서 LED의 입사광이 photodiode에 직접 영향을 미치지 않도록 그림 2와 같이 은박지로 만들어진 optical barrier를 삽입하였다. 또한 광탐촉자의 표면은 부드러운 흑색 실리콘 고무를 입혀서 산소포화도 측정시 조직에 잘 밀착될 수 있도록 하였다.

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

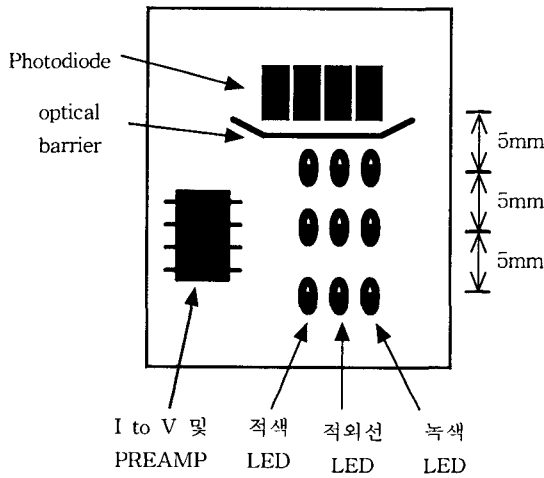


그림 2 광탐촉자의 구조

## 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 할 수도 있다. 수동모드일 때는 사용자가 선택한 임의의 LED가 계속적으로 발광하기 때문에 혈류량의 변화에 따른 출력 파형의 변화를 관찰할 수가 있다. 즉, 모드가 자동일 때는 oximeter로서 조직의 깊이에 따른 혈액의 산소포화도를 측정하며 모드를 수동으로 한 상태에서 적외선 LED만 발광하게 할 경우는 photoplethysmography로서의 기능도 할 수 있도록 설계하였다. 또한 동맥혈의 맥동성분비를 이용하는 pulse oximeter의 산소포화도 계산 원리로 측정하기 위해서는 모드를 수동으로 한 상태에서 적색광과 적외선광을 번갈아 발광하면서 측정 후 출력 파형을 비교할 수 있어야 한다.

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

또한 전원 ripple의 영향으로 LED 밝기의 변화가 생기지 않도록 하기 위하여 LED 발광전원에는 lowpass filter를 사용하였다. 그럼으로써 수광회로에서 1.9kHz 성분의 광신호만 추출하면 외부광원에 의한 영향을 제거할 수 있게된다. 그리고 최종적으로 나오는 반사광 신호를 PC에서 분석할 때 쓰이는 동기신호를 LED 발광회로에서 만들어 준다. 즉, 9개의 LED가 한 사이클을 돌 때마다 한 펄스의 동기 신호를 보내 준다.

## 3. 수광 및 신호처리회로.

수광부 회로는 광탐촉자에서 감지한 전류 파형 중 LED에 의한 반사광 성분만을 필터링 하여 반사광의 세기에 비례하는 전압 파형으로 변환시켜 주는 역할을 한다. Bandpass filter는 중심주파수 1.9kHz를 기준으로 약 80 Hz의 통과대역을 갖게 하여 주변 광에 의한 간섭은 거의 나타나지 않게 하였다. 또한 광탐촉자를 다른 형태로 다시 설계하여 교체할 경우에 대비해서 광탐촉자의 특성에 따라서 sensitivity를 조정할 수 있도록 수광회로의 증폭단의 이득은 1에서 100배까지 조정할 수 있다. 신호처리 회로의 출력단에서는 감지된 반사광신호의 크기에 따라서 0 - 9 V 사이에서 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 lowpass filter를 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 신호처리회로로 부터의 출력 파형을 그리고 다른 하나의 채널에서는 LED 발광회로로 부터의 동기신호를 입력받는다. 0V에서 9V 사이의 입력신호에 대해 12 bit의 분해능을 가지며 구현한 프로그램을 실행할 때 광탐촉자 전체 LED들의 발광 cycle (0.92 초) 당 약 800회의 sampling을 하게된다.

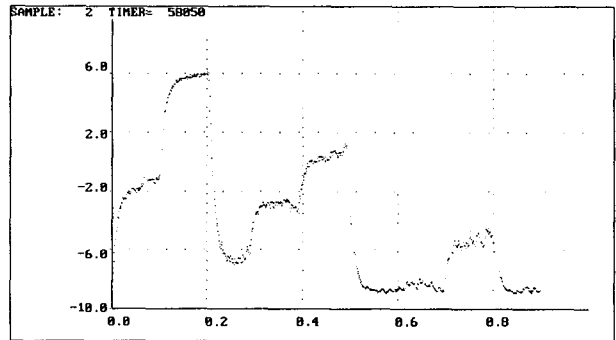
### (2) 시스템 소프트웨어 구성.

AD converter를 통해 sampling 된 출력 신호를 화면에 보여주고, 수집된 data를 분석하여 조직의 깊이에 따른 혈액의 산소포화도를 알아볼 수 있도록 PC에서 데이터 처리과정을 거치게 된다. 이러한 데이터처리와 AD converter 제어의 역할을 하는 프로그램을 BASIC 언어를 사용하여 구현하였고 COMPILE 후 실행파일을 만들어 시뮬레이션 하였다. 프로그램의 주요 알고리즘은 그림3과 같으며 프로그램 실행시 사용자의 모드 선택에 따라서 입력 파형의 offset, calibration 조정, 출력 파형 display, 출력 파형의 구간별 평균, 표준편차값 display, 파장별 광반사비율의 계산이 가능하며 실행 중지 명령을 하기 전까지 반복하여 측정할 수

있는 구조이므로 시간의 변화에 따른 산소포화도의 변화량도 측정이 용이하다. 산소포화도의 측정시 LED와 photodiode의 거리에 대한 측정값의 상관 관계를 알아보기 위하여 이격 거리가 5mm인 1그룹과 10mm인 2그룹 그리고 15mm인 3그룹으로 구분하여 R/IR (적색광/적외선광)과 R/G(적색광/녹색광)의 감지비율을 각각 계산하였다. 또한 입력된 data를 별도의 파일에 자동으로 저장되게 함으로써 다른 spread sheet나 통계 프로그램을 사용하여 data를 다양하게 분석할 수 있도록 하였다.

을 가지지 않은 정상적인 상태에서 10회 반복 측정하였고 실험 b에서는 엄지손가락을 5분 이상 실로 묶어서 혈액 순환이 안되도록 하여 조직내 혈액의 산소포화도를 낮게 유도한 후 10회 반복 측정하였다. 이때 각 실험에서 반사광의 출력 파형을 PC에서 모니터 하면 그림 4와 같이 나타난다. (a, b 실험에서 10회의 측정치중 대표적으로 2회째 모니터 화면을 보이고 있음)

(a) 아무자극도 가지지 않았을 때 엄지손가락 앞면에서의 반사광 파형의 모습



(b) 엄지손가락을 5분 이상 실로 묶은 후의 반사광 파형의 모습

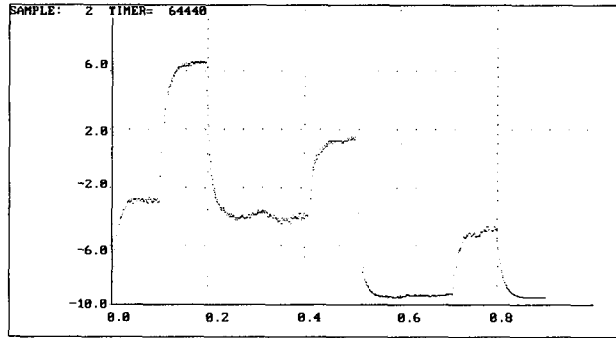


그림 4. 정상조직(a) 과 혈액의 산소포화도가 낮은 조직 (b) 에서의 반사광 비교. 가로축은 시간을 초단위로 나타내고 있으며 세로축에서는 -10을 기준으로 반사광의 상대적인 크기를 비교함.

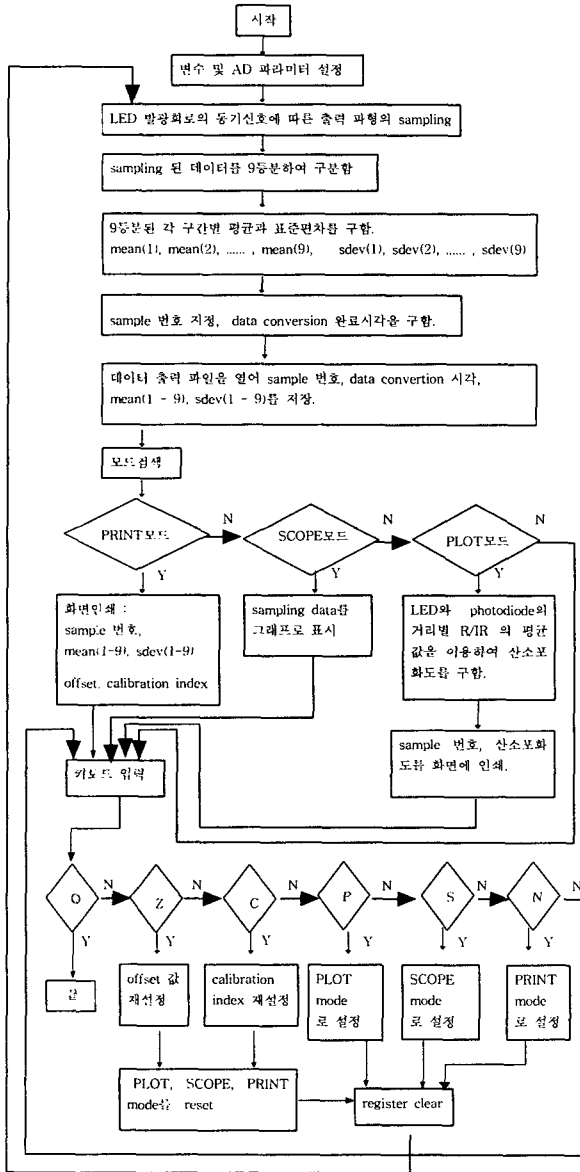


그림 3. 시스템 소프트웨어의 주요 알고리즘

### III. 결과 및 토의

소프트웨어의 실행 환경은 WINDOW 95운영체제의 PENTIUM PC를 이용하였으며 조직의 산소 포화도를 인위적으로 조정하기 쉽도록 엄지손가락 앞면에서 반사광을 측정하였다. 실험 a에서는 아무런 자극

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

\* 정상조직일 때 (실험a)

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

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

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

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(1)_i / G(1)_i = 1.88$$

\* 혈액의 산소포화도가 낮은 조직일 때(실험b)

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

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

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

$$\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} R(1)_i / G(1)_i = 1.05$$

※ 괄호안의 숫자가 1인 것은 photodiode와의 거리가 5mm, 2인 것은 10mm, 그리고 3인 것은 15mm임.

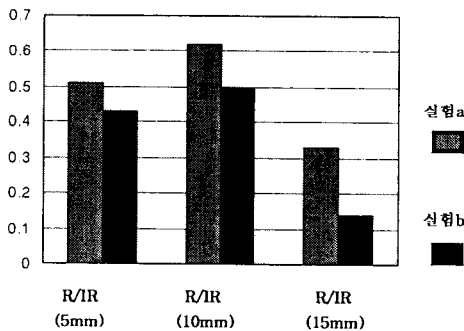


그림5 광의 투과깊이별 R/IR

그림5는 광의 투과 깊이별 R/IR 비율을 나타낸 것이다. 혈액의 산소포화도가 낮은 조직에서는 정상조직에 비하여 R/IR의 비율이 낮게 나타남을 볼 수 있었으며 이는 광원(LED)과 detector (photodiode)의 거리가 멀수록(광원의 투과 깊이가 클수록) R/IR의 차이가 더 커지는 것을 확인할 수가 있다. R/G의 반사비율도 같은 맥락에서 생각해 볼 수 있지만 photodiode의 max sensitivity 파장(850nm)이 적외선에 가깝기 때문에 광원과 거리가 1cm 이상 되는 곳에서는 Green LED의 반사광이 잘 감지되지 않았다.

위에서 얻은 데이터로부터 산소포화도를 구하기 위해서는 산소포화도 (SpO<sub>2</sub>)와 R/IR의 관계식인 SpO<sub>2</sub>(r) = A + B(R/IR) ----- (1)

를 이용하여 최종적인 산소 포화도를 구하게 되는데[2], 조직과 광탐촉자의 광학특성에 좌우되는 상수인 A와 B를 결정함으로써 산소포화도를 수치적

으로 얻을 수 있다. 그러나 동맥혈의 맥동성분만을 추출하여 계산하는 것과는 달리 기기의 특성 뿐 아니라 조직의 성질에 따라서 특성 상수를 다르게 설정해야 하기 때문에 정확한 광학특성 상수를 결정하기 위해서는 더 많은 실험과 연구가 필요하다.

#### IV 결론

본 연구에서 제작한 Tissue Reflectance oximeter는 생체조직의 깊이에 따라 산소포화도를 측정가능함을 보여주고 있다. LED와 photodiode와의 거리가 5mm 인 곳에서 R/IR 과 R/G 의 반사광비, 그리고 10mm 와 15mm 인 곳에서 R/IR 의 반사광 비를 이용하면 산소포화상태를 구별할 수 있다. 보다 정확한 산소포화도를 수치적으로 얻기 위해서는 식(1)에서의 광학 특성 상수인 A와 B의 값을 정확하게 결정해야 한다. 기준매질과 비교하여 경험적인 방법을 통하여 R(1)/IR(1)의 측정시 A를 0.1 B를 1.6으로 결정하면 실험a와 같은 경우 SpO<sub>2</sub>5mm = 0.1+0.51×1.6 = 0.92 가 된다.

#### V 참고문헌

1. 임현수, "생체조직내에서 반사광을 이용한 확산상수의 측정에 관한 연구", 의공학회지, Vol.17, No.2, 1996.
2. 김운영외, "맥동성분의 적분비를 이용한 펄스 옥시미터의 산소포화도 계산모델 설계 및 분석", 의공학회지, vol.19, No.1, 1997.
3. Y.Mendelson, J.C.Kent, "Variations in Optical Absorption Spectra of Adult and Fetal Hemoglobins and Its Effect on Pulse Oximetry" IEEE Trans.Biomed.Eng.vol.36,No.8, pp.844-848, 1989.
4. S.Takatani외, "A Miniature Hybrid Reflection Type Optical Sensor for Measurement of Hemoglobin Content and Oxygen Saturation of Whole Blood" IEEE Trans. Biomed.Eng, Vol.35, No.3, pp.187-198, 1988
5. A.C.Ralston외, "Potential Errors in Pulse Oximetry" Anaesthesia, Vol 46, PP.202-206, 1991
6. Y.Shimada 외, "Evaluation of a New Reflectance Pulse Oximeter for Clinical Applications" Med.&Biol.Eng.&Comput, Vol.29, PP.557-561, 1991
7. J.A.H.Bos 외 "Development of a Micro Transmission Cell for In vivo Measurement of SaO<sub>2</sub> and Hb" Advances in experimental medicine and biology, Vol.277, pp.47-52,1990
8. Y.Mendelson,M.V.Solomita "The Feasibility of Spectrophotometric Measurements of Arterial Oxygen Saturation from the Fetal Scalp Utilizing Noninvasive Skin-Reflectance Pulse Oximetry" Biomedical instrumentation & Technology, Vol.26,PP.215-224,1992