

# 가열과 운동에 의한 생체조직내의 생리적 변화에 따른 광학적 특성의 변화에 관한 연구

임 현 수\* · 허 웅\*\*

= Abstract =

## The Effects of Physiological Heating and Exercise on the Optical Properties of Biological Tissue.

Hyun Soo Lim\* and Woong Huh\*\*

This paper is the study of the reflectance of light from biological tissue for red and infrared wavelengths and relates the acquired reflectance data to expected physiological changes within the skin and muscle layers associated with heat and exercise. The instrument was designed to collect data from the calf muscle in human subjects with probe located at the surface of skin. Rapid data acquisition method allowed monitoring of rapid changes in reflectance due to a stimulus. This study demonstrates that changes in O<sub>2</sub> saturation and blood fractional volume expected within the dermis and muscle layers were assessed by examining the slopes of the plotted index for heat and exercise. The results presented in this study support the claim that reflectance can separately discriminate between changes of blood volume and oxygenation in muscle and in skin. The data demonstrate the ability to measure consistent changes in tissue optical properties during exercise and heat.

### 1. 서 론

광은 혈액, 진피(dermis), 표피(epidermis), 근육(muscle), 지방(fat) 등과 같은 생체 조직 매개체의

<접수 : 1993년 2월 2일>

충남대학교 의과대학 의공학교실\*, 명지대학교 전자공학과의\*\*

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine  
Chungnam National University\*

Dept. of Electronic Engineering, Myong Ji University\*\*

특성을 연구하는데 널리 사용하여 오고 있다. 생체 조직내에서 광의 응용은 사용 방법에 따라 투과광과 반사광의 이용으로 나눌수 있다. 투과광을 이용한 펄스 옥시메트리(Pulse Oxymetry)는 임상 분야에서 보편적으로 사용되어 왔고 주로 국소 조직의 신진 대사, 국소 관류(local perfusion), 순환계(system circulation) 상태와 밀접한 관계가 되는 생체 조직중의 산소 포화도를 검출하는데 이용되어 왔다[1]. 이것은 두께가 얇은 샘플인 귀 코, 손가락등으로 응용이 제한되고 있다.

반사광 펄스 옥시메터리는 반사광을 이용하여 동맥혈에서 산소 포화도를 측정하는 방법으로써

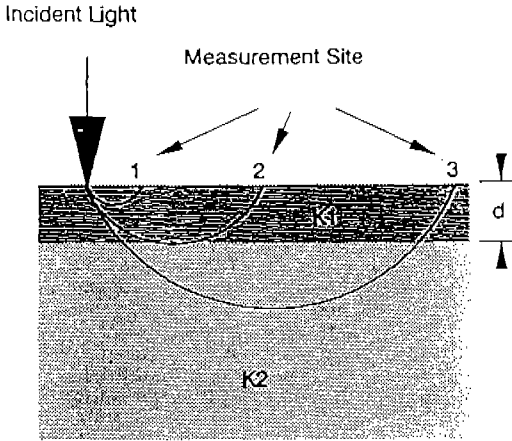


그림 1 매질에 따른 반사광의 영향  
 Fig. 1 Schematic showing layered optical effect on reflectance

(upper layer)의 확산 상수를 가질 것이며 간격이 커지면 아래층 및 더 깊은층에서의 확산 상수를 가질 것이다. 아래층의 확산(The lower diffusion) 상수는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$K_2 = K_1 + \delta K \quad (11)$$

여기서

$\delta K$ 는 layer 1에 layer 2까지의 확산계수의 변화 위 식으로부터  $K_2$ 는 다음과 같이 얻을 수 있다.

식(1)으로부터

$$\frac{I_0}{I} \approx e^{-(K_1 X_2 + K_2 X_3)} \approx e^{-K(X_2 + X_3)} \quad (12)$$

그러므로  $\therefore CK = \frac{K_1 X_2 + (K_1 + \delta K) X_3}{X_3 + X_2}$

$$= K_1 X_2 + K_1 X_3 + \delta K X_3 \quad (13)$$

그리고

$$\delta K = (CK - K_1) \frac{X_3 + X_2}{X_3} \quad (14)$$

여기서

$CK$ 는 결합된 층의 확산 계수

$K_1$ 과  $K_2$ 는 그림 1로부터 확산 상수

$X_2$ 와  $X_3$  그림 1로부터 광원과 검출기간의 거리

$\delta K$ 에 대한 값은  $K_2$ 를 결정하기 위하여 식(11)로 나눈다. 적색광과 근적외선은 혈류량의 변화뿐만 아니라 혈액의 산소 포화와 비포화의 상태에 대한 서로 다른 반사광의 특성을 갖는다.

### 2-3 피부 표면에서 광 측정

피부 표면에서 측정된 광은 광원에서 거리에 따라 감쇄되는 지수의 함수로 표시할 수 있다. 측정 매개체의 광 특성과 구조에 따른 각층에서 반사광의 변화를 알기 위해서 기준 매개체의 반사광  $R(r_0)$ 과 측정 매개체의 반사광  $R(r)$ 의 비율을 다음과 같이 지수로 정의 할 수 있다.

$$\text{Index}(r) = \ln[R(r)/R_{ref}(r)] \quad (15)$$

여기서 기준 매개체와 측정 매개체는 등균질성이고  $r$ 은 광원과 측정 부위간의 거리며 이 지수는 광원과 데이터를 얻은 측정 부위간의 거리에 대한 반사광의 변화이다.

### 3. 시스템 구성과 프로브의 설계

본 논문에서는 반사광의 측정과 분석을 위하여 그림 2와 같이 실험 장치를 구성하였다.

본 실험은 생체 조직에서 반사광을 측정하기 위해 최적의 파장인 적색광(660nm)과 근적외선(880nm)을 사용하였다. 두 파장은 VanAssendalft에 의해 나타난 헤모글로빈의 광특성에 의해 선택하였다. Hb와 HbO<sub>2</sub>에서 흡수계수를 보면 적색광(660m)과 근적외선의 파장 차이를 비교할때 적색광에서 800% 차이에 비하여 근적외선은 28%의 차이로 적색광이 가장 집중적으로 산소포화도가 변화 하는것을 제시해주며 근적외선에서는 상대적으로 산소포화도의 변화가 거의 없음을 알 수 있다.

프로브는 같은 면에 LED와 포토 다이오드를 장착하여 피부 위에서 쉽게 측정할 수 있도록 설계하였다. 생체 조직에서 반사된 광은 포토 다이오드에서 검출하여 신호 처리부를 통과하는 동안 증폭과 필터링을 한 다음 IBM PC/AT에 부착한 12[Bit] 해상도와 샘플링 주파수가 10[KHz]인 A/D변환기를 사용하여 생체에서 발생된 광 데이터를 수집하였다. 수집된 데이터는 QuickBasic 프로그램과 Worksheet 프로그램을 이용하여 분석하였으며 그래프의 출력은 HP LaserJet 프린터를 사용하여 출력하였다.

#### 3.1 신호 처리부

반사광 측정 장치는 그림 3에서 보는 바와 같이 기본적으로 송신부, 수신부, 프로브(Probe)으로 구

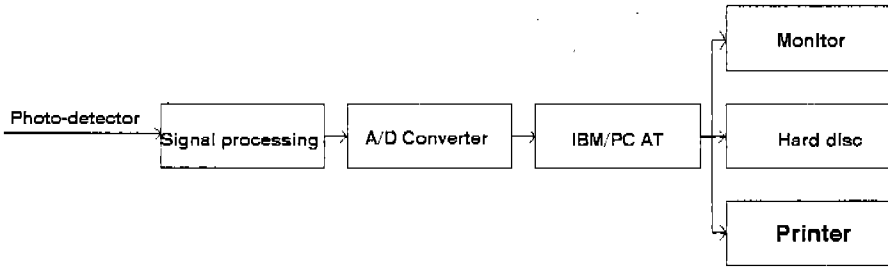


그림 2 시스템 구성도  
Fig. 2 System Block Diagram

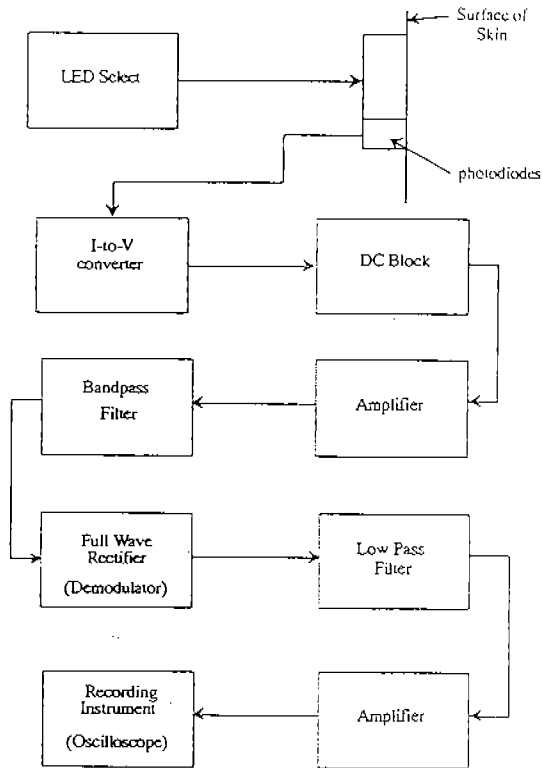


그림 3 신호 처리부  
Fig. 3 Function of Block Diagram for Signal Processing

성되어 있다. 송신부는 프로브에 있는 LED가 순서에 의해 켜지고 꺼질수 있도록 회로가 구성되어 있으며 또한 어느 특정한 LED가 켜질수 있도록 되어 있다. LED간의 ON, OFF는 시프트 레지스터를 사용하였다. 수신부는 시스템의 신호처리를 하며 포토 다이오드의 출력 전류를 감지할수 있는

전압으로 변환시켜준다. 프로브는 LED와 포토다이오드가 장착되어 있으며 피부 표면위에 편리하게 놓여 질수록 되어 있다. 프로브는 3개의 다른 파장을 갖는 9개의 LED로 구성되어 있다. 수신 회로는 4개의 포토 다이오드로 부터 나오는 출력 전류를 감지할수 있는 전압으로 변환한다. 첫 단계로는 전류-전압 변환기이다. 출력은 DC 오프셋을 가지는 잡음을 동반한 낮은 전압이다. 이신호는 DC 차단을 한 다음 반전 증폭기로 입력된다. 이신호는 많은 주파수 신호가 포함하고 있어 대역 여파기를 사용하여 중심 주파수 1900Hz 을 만들었으며 대역폭 80Hz을 갖도록하였다. 대역 주파수를 통과하기전에 반전 증폭기에 의해 충분히 증폭 되어야 한다. 여파기의 한정된 반응시간으로 인하여 1900Hz구형파는 출력에서 정현성이다. 다음 단계로는 전파 정류기이다. 전파 정류기는 변조로서 작동하며 단위 이득을 갖는다. 이 정류신호는 15Hz의 차단주파수를 갖는 저역 여파기를 통과하여 DC 성분을 추출해낸다. 저역 여파에서 반전 시키고 포지티브 신호로 만드는 반전증폭기를 통과시킨다. 여기서 DC신호를 출력 하여 오실로스코프에 기록한다.

### 3.2 프로브의 설계와 도면

이 프로브는 9개 LED와 4개 포토 다이오드로 구성되어 있으며 프로브 도면은 그림 4과 같고 LED와 포토 다이오드와 사이의 장벽을 만들어 광원에서 직접 포토 다이오드로 들어오는 빛을 차단하였다. 감도를 높이기 위하여 4개 포토 다이오드를 병렬로 사용하였으며 LED 신호사이의 용량성 결합을 줄이기위해 차폐 선을 사용하였다. 광원과

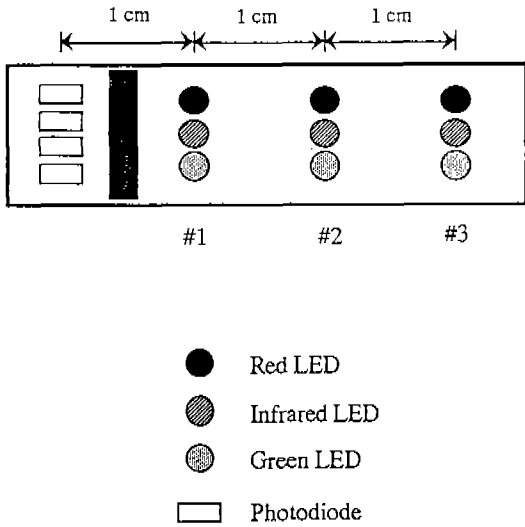


그림 4 프로브의 도면  
Fig. 4 Probe Design

검출기 간의 이격 거리는 1cm, 2cm, 3cm로하여 생체조직의 진피층과 근육의 깊은 층까지 반사광의 변화를 관찰하고자 하였다.

#### 4. 실험 및 방법

본 실험은 피부 조직중 근육층에서 운동 및 가열에 의해 발생하는 생리적인 변화를 측정하고자 측정 부위의 선택은 오른쪽 하지의 장단지 중 근육층이 가장 많은 안쪽의 부분으로 선택하여 이부분에 대한 산소 지수의 변화를 조사하였다. 피부 표면 위에 프로브를 놓아 광을 피부 조직속으로 입사시키면 조직의 각 층으로 부터 광이 반사되어 나오는데 이때 광원과 측정 부위와 거리 2cm, 3cm를 선택하여 포토 다이오드에서 반사광의 데이터를 감지하여 신호 저리부와 A/D변환부를 거쳐 컴퓨터에 입력저장 하였다. 컴퓨터에 저장된 데이터는 QuickBasic 프로그램과 Lotus 프로그램을 이용하여 반사광의 변화를 시간에 따른 지수로서 나타냈다. 이 지수는 기준 매개체와 측정 매개체의 비율로 자연 대수를 취한 값으로 단위에 대한 지수는 없다.

측정은 운동과 열자극을 가하여 발생하는 생리적인 변화를 신속히 감지하였다. 운동은 근육의 수축과 이완을 포함하여, 앉았을때, 서 있을때, 서서

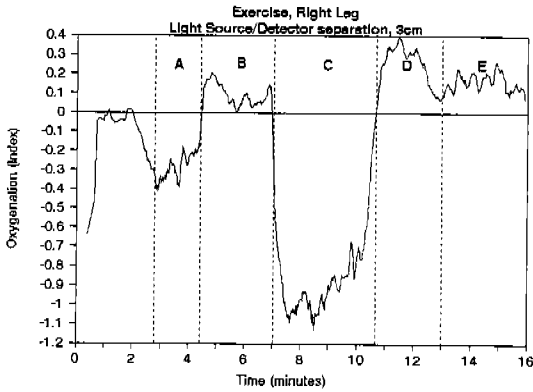
장단지 근육에 힘을 주었을 때 와 주지 않았을때를 반복적인 운동을 주기적으로 실시 하였으며 측정 시간은 15분 동안 이었다.

열자극은 온도가 40°C의 물주머니를 사용하여 장단지 피부 표면 위에 놓아 7분간 열을 가하였다. 반사광의 측정 방법은 열을 가하기 3분 동안 정상 상태에서 측정하고 같은 부위에서 7분동안 열을 가한 다음 10분 동안 생리적인 변화를 감시하였다. 여기에 사용된 광은 적외선과 적색 광을 사용하였다. 광원과 측정 부위의 간격은 2cm와 3cm로 같은 부위에서 동시 측정하였다.

#### 5. 결과 및 고찰

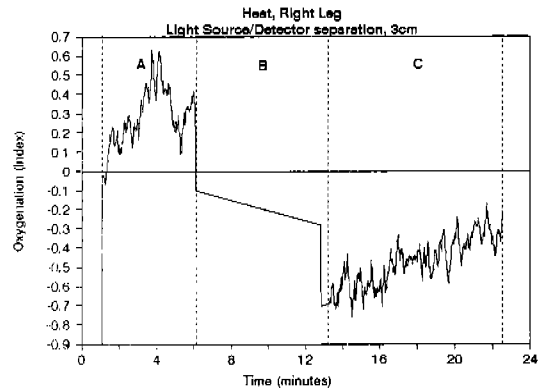
660nm 파장과 880nm 파장에서 광원과 포토 다이오드의 이격거리 2cm 와 3cm에서 데이터를 얻었다. 그림 5는 운동시 여러가지 연구중의 한 예로서 반사광 지수의 변화를 나타낸것으로 신호의 크기를 충분히 감지할수 있었다. 이 그림에 나타낸것은 시간의 변화에 따른 오른쪽 하지의 장단지 근육에서 산소의 지수를 나타낸것이다. 그림 5(a)는 이격거리 3cm에서 측정 한것으로 A 주기에서 초기-0.4의 값은 운동하기 전의 의자에 앉았을시의 초기 값이고 B 주기는 5분간 서 있을때, C 주기는 서서 7분간운동할때, 이 때의 운동은 장단지 근육이 수축과 이완이 포함된것이다. D와 E 주기는 운동이 끝난 주기로서 4분간 서서 있을때와 의자에 앉아 휴식을 취할때의 변화도이다. 여기서 보는바와 같이 산소의 지수는 매 주기마다 분명한 크기의 변화를 나타내주며 운동시에는 장단지 근육에서 산소가 급격히 감소됨을 볼수 있다. 그림 5(b)는 광원과 측정 부위의 거리가 2cm인 것으로 그림 5(a)와 같은 측정 부위에서 동시에 얻은것이다. 이 그림은 조직의 진피 층에서 나온 반사 광으로 추측되며 운동시에만 급격한 산소량의 변화를 감지할수 있으며 의자에 앉았을시와 서서 있을시에는 변화가 미약함을 알수 있다.

그림 6은 피부조직에 열자극을 가하였을시의 시간에 따른 산소 지수의 변화를 나타낸것으로 그림 6(a)는 광원과 측정 부위 간격이 3cm 인것이다. 그림 A의 주기는 가열하기 전의 상태이고 B주기는 열을 가하는 주기로 7분간이다. C주기는 가열 직후의 10분간의 산소량 변화를 감시한 것이다.



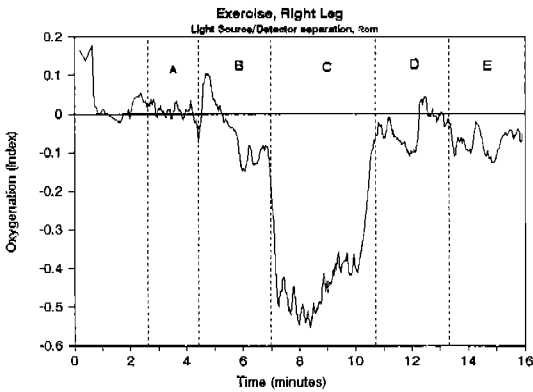
(a)

(a) 광원과 검출기간의 이격거리 3cm  
(a) Light source/detector separation 3cm



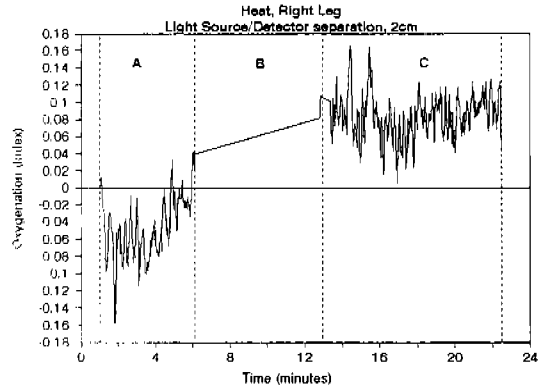
(a)

(a) 광원과 검출기간의 이격 거리 3cm  
(a) Light source/detector separation 3cm



(b)

(b) 광원과 검출기간의 이격거리 2cm  
(b) Light source/detector 2cm



(b)

(b) 광원과 검출기간의 이격거리 2cm  
(b) Light source/detector separation 2cm

**그림 5** 운동중의 산소 지수 변화

**Fig. 5** Oxygenation index during exercise

**그림 6** 열 자극시의 산소지수

**Fig. 6** oxygenation index during heating

이 그림에서 가열 하기전과 가한후의 산소량이 급격히 변화한 상태를 볼수있으며 열을 가한후의 근육층에서는 산소가 급격히 감소함을 알수가 있다. 그림 6(b)는 A와 같은 측정 부위에서 동시 측정 한 값으로 이격 거리가 2cm일때 진피 층에서의 산소량을 지수 값으로 나타낸것이다. 이 그림에서 각 주기의 상태는 3cm일 때와 같으며 진피 층에서는 산소량의 변화가 열을 자극한후로 증가함을 볼수가 있다.

## 6. 결 론

본 연구는 반사광을 이용하여 피부 조직에서 운동과 가열시에 발생하는 생리적인 변화를 감지할수있다는것과 조직의 깊은 층인 근육 층에서 혈류 분량에 따른 산소 포화도의 변화를 진단 할수 있음을 보여주고 있다. 임상에서 질환으로 인한 병리 조직학적인 변화에 의해 발생하는 조직 혈류의 상태나 산소 포화도등의 생리학적인 파라메타를 측정할시 반사광 기법을 이용하면 측정 부위에 제한

을 받지 않을 뿐만 아니라 장시간 계속해서 보다 더 정확하고 신속하게 무침습적인 수단으로 이용할 수 있음을 제안한다.

### 참 고 문 헌

- 1) Mendelson, Y. and Ochs, B.D., "Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.35:pp. 798-805, Oct., 1988.
- 2) Takatani, S., Cheung, P.W., Ernst, E.A., "A noninvasive tissue reflectance oximeter," Annuals of Biomedical Engineering, vol. 8, pp. 1-15, 1980.
- 3) Chance, B., Leigh, J.S., Miyake, H., et al., "Comparison of time resolved and unresolved measurement of deoxyhemoglobin in brain", Proc. Natl. Acad. Sci. USA, vol. 85, PP: 4971-4875, July 1988, Biochemistry.
- 4) Y. Mendelson, J.C Kent, B.L Yocum and M.J. Birle, "Design and Evaluation of a New Reflectance Pulse Oximeter Sensor," Medical Instrumentation, vol. 22(4), pp. 167-173, 1988.
- 5) W.Cui and Lee E.Ostrander. "The relationship of surface reflectance measurements to optical properties of layered biological media," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, 39:194-201, 1992.
- 6) S.Sumner and D.E Standness. Jr."Hemodynamic studies before and after extended bypass grafts to tibial and peroncal arteries." Surgery. 86:442, 1979.
- 7) H.S Lim and L.E. Ostrander, "Effect of exercise on in vivo reflectance from the skin surface." Northeast Bioengineering Conference, IEEE Press. 1992.
- 8) H.S Lim and L.E. Ostrander, "Skin Surface Light Reflectance: Effects of Exercise." IEEE Biomedical Engineering Conference, IEEE Press, 1992.
- 9) B.Y Lee, L. Ostrander, et al "Use of Cutaneous Pressure Photoplethysmography in Managing Peripheral Vascular Occlusive Disease: Preliminary Report", Contemporary Oethopaedics. vol. 13(3):51-58, 1986.
- 10) Webster MHC, Patterson J, "The photoelectric plethysmography monitor of microvascular anastomoses", Br.J Plast. Surg., vol(29):182-185, 1976.
- 11) W.Cui and lee E. Ostrander. "Photon diffusion theory and noninvasive tissue optical measurement", Ph. D dissertation, Dept. Bio.Eng., Rensselaer Polytechic Institute, 1990.
- 12) C.Guyton. "Textbook of Medical Physiology" printed by W.B. Saunders, Inc., 1991 pp. 181-184.