

## 생체조직의 반사 분광법에 관한 연구

임현수, 김부길\*

충남대학교 의과대학 의공학교실

전북대학교 의과대학 의공학교실\*

### 초 록

혼탁한 물질인 생체조직에서 신진대사, 혈액확산, 혈중산소의 비침습적 측정에 관한 연구를 광을 이용한 방법으로 제시하였다. 생체조직내의 산소포화도와 혈액분량을 측정하기 위하여 660nm와 880nm의 광파장을 이용하여 측정하였으며, 생체조직에서 얻은 광 세기의 데이터는 조직내의 깊은 곳에서 생리적인 변화를 나타낸다. 데이터의 평가는 혈액분량과 산소포화도의 변화에 대한 지수의 기울기로서 조사하여 평가하였다. 여기서 곡선으로 나타낸 지수는 각각의 파장에서 기준 파장의 세기와 측정부위에서의 반사광의 세기를 비율에 의한 자연대수로 나타냈다. 장단지 근육에 대한 실험 결과에 따르면 산소의 지수는 운동중에 현저하게 변화를 보여 주었다.

### 서 론

헤모글로빈(Hemoglobin), 근(筋)미오글로빈(Myoglobin), 치토크롬(Cytochrome)과 같은 헤모크롬(Hemochromes)에서 산소 포화도(Oxygen saturation)의 측정은 임상에서 환자의 상태를 평가하는 중요한 정보로 활용하고 있다<sup>1-3)</sup>. 특히 주요 혈관과 심실(cardiac chamber)에서의 헤모글로빈의 측정은 심장질환(cardiac shunt)를 검출하거나 Fick's Principle에 의한 동맥과 정맥(arterio-venous)간의 산소 차이로 부터 측정하는 심박출량을 산출하는데 사용되고 있다<sup>4-5)</sup>. 그리고 다양한 심장 질환에 대한 환자의 상태 감시등에 유효한 데이터로서 이용되고 있다. 수술중이거나 마취 상태로 부터 깨어나는 과정중에 측정하는 헤모글로빈의 산소 포화도에 대한 정보는 혈중산소 감소(hypoxia)에 대한 초기 증상을 검출하는데 이용할 수 있다. 또한 태어나 신생아에 대한 산소 포화도의 측정은 환자의 상태를 진단하는데 매우 유용하게 쓰인다<sup>6-8)</sup>.

인체에서 산소 포화도 측정은 1940년대에 Millikan이 개발한 앞이마(forehead)에서 동맥 산소포화도를 측정한 것으로 부터 거슬러 올라간다. 이것은 조직에서 뿐만 아니라 동맥 혈에서 비침습적으로 산소포화도를 측정 평가하였는데, 이 연구에는 Brinkman을 포함하여 Wood, Sekelj, Tait등 여러 연구가들이 줄이어 연구하는 계기가 되었다<sup>9-18)</sup>. Wood와 그의 연구팀은 귀에서 산소포화도를 측정하였고 Sekelj는 이장치들의 진보를 가져오는데 공헌하였다. 1960년대에 LED와 Photodiode의 개발로 피부표면에서의 반사광을 측정하는 센서를 최소화할 수 있었고 Fiber Optic Guide를 이용하여 혈관을 침습하여 측정하는 시스템들이 출현하였다. Polanyi와 Hehir에 의해 개발된 fiber Optic intravascular oximeter는 현대의 침습측정인 옥시미터의 기본이 된다<sup>20)</sup>.

1970년대에는 Johnson에 의해 개발된 광자 확산이론을 근거로 하여 혈액에서 Optical

Fiber system을 모델링 하였다<sup>21)</sup>. 1970년 후반에는 Takatani와 Cohen에 의해 피부와 조직에서 비침습적으로 측정할 수 있는 반사광 측정장치를 개발하였다<sup>17,18,21)</sup>. 또 이들은 1차원과 3차원의 광자 확산이론을 이용하여 매개체에서 광전파를 이용하여 그와 같은 장치를 개발하였다. 반면에 전달이론(Transport theory)의 접근은 Lubber가 Monte-Carlo 법칙을 근거로하여 여러소자들을 서로 결합하여 Tissue Spectra 등에서 응용하였다. 하지만 초기의 연구원들은 다음과 같은 문제점들을 가지게 되었다.

- 1) 생체조직(In Vivo)에서 적절한 교정과정(Calibration)의 부족함.
- 2) 피부조직내의 동맥과 정맥의 혈류량의 분포를 알지 못함.
- 3) 조직내에서 광경로와 길이를 알지 못함.
- 4) 생체조직에서 헤모글로빈 포화도를 계산하기 위한 수학적인 방법이 부족함.

1980년대의 초기에는 플레티스모그래피(Plethysmography)의 원리를 지닌 일반적인 옥시메트리와 결합된 혁신적인 펄스 옥시메트리의 접근을 가져왔는데 이것은 동맥혈에서 산소포화도를 비침습적으로 평가하는 수단으로 제공되었다<sup>17,18,23-32)</sup>. 이 장치는 동맥혈로 인하여 발생하는 전방향으로 산란되는 Plethysmography의 맥박성 신호를 이용하고 손끝이나 동맥혈에서 비침습적으로 측정할 수 있다. 오늘날에는 대부분의 수술실, 중환자실에서 이장치가 필수적으로 구비되어 있다.

최근의 혁신적인 접근은 매우 좁은광 펄스(picosecond 차수)나 고주파(Ultra high frequency : 500MHz)을 사용하여 조직을 통과하여 나온 광 신호의 전파과정 및 광분포(Transit time)를 측정하는 것이다. 이 기법은 조직에서 광의 흡수나 산란의 특성을 이용하여 절대적인 산소포화도를 측정하는 것이다. 이러한 접근은 아직 실험적인 상태이지만 절대적인 산소포화도나 3차원에서의 조직 산소의 분야에 대한 영상을 제공할 수 있다<sup>33)</sup>.

본 논문은 조직과 동맥혈에서 산소포화도를 비침습적인 방법으로 측정하기 위해서 광을 이용하여 생체실험을 하였다. 광계측은 광자확산 이론을 적용하였으며, 측정원리는 피부 표면 위에 광을 조사하면 생체 조직내로 광자가 전파하여가는 중 일부가 피부표면 위로 반사되어 나오는 반사광의 세기를 측정하여 산소포화도를 산출하였다. 측정된 반사광의 세기는 대수함수로 표현하여 산소의 지수함수로 나타내었다.

## 재료 및 방법

### 생체조직의 광 계측 이론

광을 이용한 계측장치의 기본 원리는 1) 광의 투과나 혹은 광의 전방향 산란(Transmission or forward scattering) 2) 광의 반사 혹은 광의 후면 반사(Reflection or back scattering)을 이용한 형태로 나눌 수 있다. 1) 전방향 산란(forward scattering)에서는 측정부위를 통과한 광이나 전방향으로 산란된 광을 분석하는 기법이다. 반사광 기법(reflection)에서는 시료에서 후면 반사광을 측정하여 산소포화도를 평가한다. 이 두가지 기법에서, 조직표본에서 흡수계수(K)와 산란계수(S)의 특성은 매우 중요한 역할을 한다. 특히 광의 특성은 조직안에 있는 여러가지의 헤모글로빈, 미오글로빈, 치토크롬 같은 시료의 특성에 따라 달라지며 투과광이나 반사광 모두 영향을 받는다.

그림 1은 가시광선과 근적외선의 영역에서 이들 헤모글로빈의 흡수분포도를 보여주고

있다. 정상적인 조직에서의 투과광과 반사광의 분포도로서, 투과광과 반사광은 헤모글로빈에 민감한 반응을 일으키며 혈중 헤모글로빈의 농도가 다른 시료 보다 훨씬 큰 영향을 미친다는 것을 보여주고 있다.

1) 연부조직의 광학적 특성

생체조직과 혈액에서 생리조건을 나타내는 혈류분량( $V_b$ )과 산소함량(OC)은 광학적인 파라미터로 방정식을 이용하여 유도할 수 있으며, 혈중 헤모글로빈의 환원과 산화의 상태는 광 파장에 따른 광 특성을 조사하면 알 수 있다. 이 광특성을 이용하면 산소포화도와 혈류분량도 산출해낼 수 있다. 여기서 광특성은 흡수계수와 산란계수로 나타낼 수 있는데 반사광의 산란계수는 이방성지수(anisotropy index)와 밀접한 관계가 있다.

광학적인 특성은 생체조직에서 혈액의 유무에 따라 달라지는데, 생체조직과 혈액에 있어서의 산란계수( $k$ )와 흡수계수( $w$ )는 다음식으로 나타낸다.

$$k = k_t(1 - V_b) + k_b V_b \tag{1}$$

$$w = w_t(1 - V_b) + w_b V_b \tag{2}$$

여기서  $k_t$  및  $w_t$ 는 혈액이 없는 조직에서의 산란 및 흡수계수이고  $k_b$  및  $w_b$ 는 혈액에서의 산란 및 흡수계수이며,  $V_b$ 는 혈액의 용적량이다. 생체조직의 광학적인 특성을 알기 위해서는 혈중 헤모글로빈의 광학적인 특성을 알아야 한다.

2) 헤모글로빈의 광 특성

그림 1은 Anassendelft의 Hb와 HbO<sub>2</sub>에 대한 흡광계수 스펙트럼을 나타낸 것으로서, 파장의 변화에 따라 헤모글로빈의 변화를 알 수 있다.

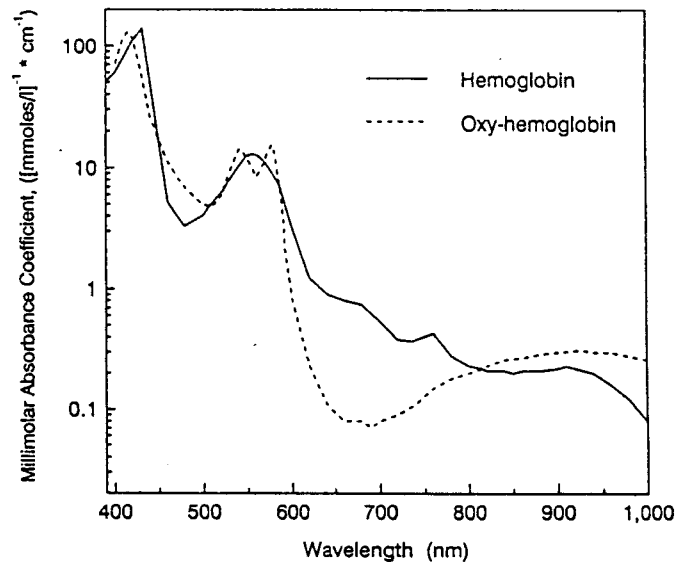


그림 1. Hb와 HbO<sub>2</sub>의 흡광계수의 스펙트럼

Fig. 1. Extinction coefficient spectrum for Hb and HbO<sub>2</sub>

그림에서 보는 바와같이, 파장 660nm의 적색광과 880nm의 적외선에 대한 조사에서, 두 파장에 대한 흡광계수의 차이를 비교해 보면, 波長 660nm의 경우는 880nm의 28%인데에 비해서 800%의 차이가 난다. 즉 Hb와 HbO<sub>2</sub>의 흡광계수 곡선에서 알 수 있는 바와같이, 적색광이 혈중 산소 포화도에 민감한 변화를 보이며, 880nm의 적외선에서는 상대적으로 산소포화도에 대한 영향을 적게 받는다.

### 3) 이방성지수

입사광은 피부조직의 구조 특성에 따라 여러방향으로 산란된다. 일반적으로 조직에서의 산란은 이방성지수나 산란광의 평균 여현값으로 주어지는  $\mu$ 로 나타낸다. 즉 이방성지수  $\mu$ 는 다음과 같이 정의한다<sup>19)</sup>.

$$\mu = \int_{-1}^{+1} \mu_c f(\mu_c) d\mu_c \quad (3)$$

여기서  $\mu_c$ 는 입사광과 산란광 사이의 각도의 여현이며  $-1$ 과  $+1$  사이의 값을 갖는다. 그리고  $f(\mu_c)$ 는 조직내에서의 산란광과 입사광 사이의 각도분포로 표시되는 함수이다.  $f(\mu_c)$ 가 산란각과 무관할때는  $\mu=0$ 가 되며 등방성산란이라고 한다.  $\mu \neq 0$ 일때는 이방성산란이 되며,  $\mu = -1$ 일때는 후면산란,  $\mu = 1$ 일때는 전면산란이라고 한다. 생체조직에서의 산란광은 대부분이 전면산란의 이방성지수를 갖는다는 사실이 실험에 의해서 증명되어 있다<sup>19,26)</sup>. Wilksch의 연구보고에 의하면, 광경로가 후면 반구형태인 경우는 산란은 무시해도 된다<sup>26)</sup>. 이것은 일반적으로 전면산란은 긴 파장에서 증가한다는 것을 의미한다. 이방성지수는 임의의 한 단면에서의 전면산란을  $\sigma^+$ 라하고 후면산란을  $\sigma^-$ 라고 하면 다음과 같이 주어진다.

$$\mu = \frac{\sigma_s^+ - \sigma_s^-}{\sigma_s^+ + \sigma_s^-} \quad (4)$$

따라서 총산란  $\sigma_s$ 는 다음과 같다.

$$\sigma_s = \sigma_s^+ + \sigma_s^- \quad (5)$$

그리고  $\sigma_s^+$ 와  $\sigma_s^-$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$\sigma_s^+ = \frac{\text{전면반구로 산란된 총 전력(Watts)}}{\text{입사전력속 밀도 (Watts/\mu m^2)}} \quad (6)$$

$$\sigma_s^- = \frac{\text{후면반구로 산란된 총 전력(Watts)}}{\text{입사전력속 밀도 (Watts/\mu m^2)}} \quad (7)$$

한편 적혈구의 이방성지수는 포지티브( $\sigma_s^+ \gg \sigma_s^-$ )이고 약 0.99이다. 그런데 단면에서의 전면산란은 파장에 따라 감소하지만 후면산란은 거의 일정하다. 따라서 헤모글로빈의 농도변화는 산란단면에서는 커다란 변화를 일으키지 않는다. 이것은 모든 생체조직에 대해서 이방성지수가 거의 일정하고 혈중 산소농도와도 무관하다는 것을 의미한다.  $V_s$ 에 대한  $\mu$ 의 기여는  $\mu$ 가 적혈구와 헤마토크리트의 형태에 거의 의존하지만 완전한 것은 아니다.

### 4) 광자 확산거리

광자의 확산 길이나 경로거리는  $1/K$ 로서 나타낸다. 그리고 혈액분량( $V_s$ ), 산소포화도( $O_2$ ),

광흡수 및 광경로(PL)사이의 관계는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

적색광 :

$\uparrow [O_2] \rightarrow \downarrow \text{Light Absorption} \rightarrow \uparrow \text{PL} \rightarrow \downarrow K$   
 $\uparrow V_b \rightarrow \downarrow \text{PL} \rightarrow \uparrow K$

적외선 :

$\uparrow [O_2] \rightarrow \uparrow \text{Light Absorption} \rightarrow \downarrow \text{PL} \rightarrow \uparrow K$   
 $\uparrow V_b \rightarrow \downarrow \text{PL} \rightarrow \uparrow K$

여기서  $[O_2]$ 는 산소농도나 헤모글로빈의 포화도이다. 이들 관계와 기울기가 주어지면, 근육과 피부에 대한  $V_b$ 와  $O_2$ 의 포화도를 산출할 수 있다.

5) 피부표면 위에서 반사광의 측정

피부 표면에서 반사광에 대한 세기를 그림 2와 같은 원리에 의하여 측정한다. 피부조직에 대한 모델을 상위층과 하위층으로 나누었으며, 반사광의 경로에 따라 반사광의 세기를 달리 측정한다. 상위층은 진피와 지방층으로 하여  $K_1$ 의 반사광의 세기를 가지며 하위층은 근육의 층으로  $K_2$ 의 반사광의 세기를 갖는다.

피부 표면 위에서 측정한 반사광은 광원에서 거리에 따라 감쇄되는 지수의 함수로 기술할 수 있다. 측정하고자하는 매개체의 광 특성과 조직의 구조에 따른 반사광의 변화를 알기 위해서 기준 매개체의 반사광  $R_{(ref)}$ 과 측정매개체의 반사광  $R_{(r)}$  사이의 비율을 다음과 같이 지수로서 정의할 수 있다.

$$Index(r) = \ln \left[ \frac{R_{(r)}}{R_{(ref)}} \right] \tag{8}$$

여기서 기준 매개체와 측정매개체는 등 균질성의 성질을 갖는다고 가정하고  $r$ 은 광원과 측정부위간의 거리이며 이 지수값을 곡선의 함수로 나타낸다.

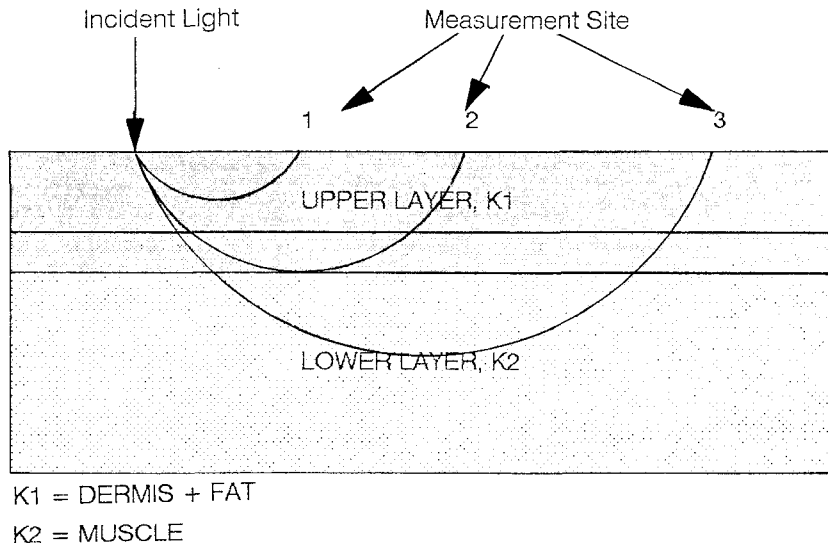


그림 2. 피부조직에 대한 모델과 반사광의 경로  
 Fig.2 Biological Tissue Model and Light Reflectance path

## 실험 및 방법

### 실험장치와 생체실험

실험 장치는 그림 3과 같다. 측정 장치는 생체 신호처리부와 프로브로 구성하고 A/D 변환부를 거쳐 컴퓨터에 연결하여 데이터를 수집하고 분석할 수 있도록 제작하였다. 프로브내에 LED와 광 검출소자를 내장하고, 광을 피부 표면에 일정하게 조사한 후 반사되어 나오는 광을 광 다이오드로 검출하여 생체 신호처리부에 보낸다. 생체 신호처리부에서는 검출된 반사광을 파장별로 분리, 증폭 처리한다. A/D 변환부에서는 신호를 컴퓨터에 입력시키고 컴퓨터는 입력된 데이터를 알고리즘에 따라 처리하여 표시장치에 출력한다.

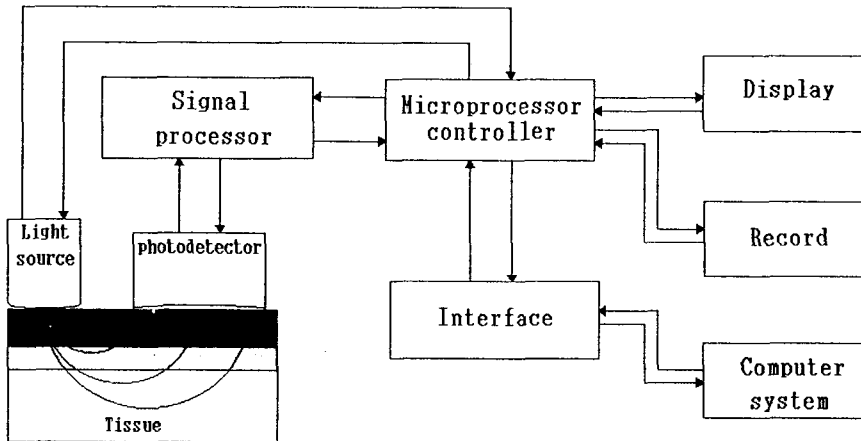


그림 3. 실험 장치의 구성도

Fig. 3 Block Diagram of experimental device

본 실험은 피부 조직중 근육층에서 운동에 대한 반사광을 측정하였으며 측정부위는 오른 쪽 하지의 장단지 중에서 근육층이 많은 안쪽 부위를 선택하여 산소지수의 변화를 조사하였다. 실험 방법은 피부 표면 위에 프로브를 놓아 광을 피부조직속으로 입사시키면 광자(photon)은 조직을 투과하여 나가며 일부는 매질의 밀도 변화에 의하여 광이 반사되어 나오는데 이때 포토다이오드를 이용하여 검출한다. 측정방법은 여러 종류의 운동에 의한 생리적인 변화를 신속히 감지하도록 컴퓨터를 이용하여 데이터를 수집하였다. 운동 방법은 근육의 수축과 이완을 가져올 수 있도록 의자에 앉거나(seating), 서거나(Standing), 제자리에서 조깅 등을 하였으며, 이때의 산소의 변화량과 광의 특성의 변화를 감지하였다.

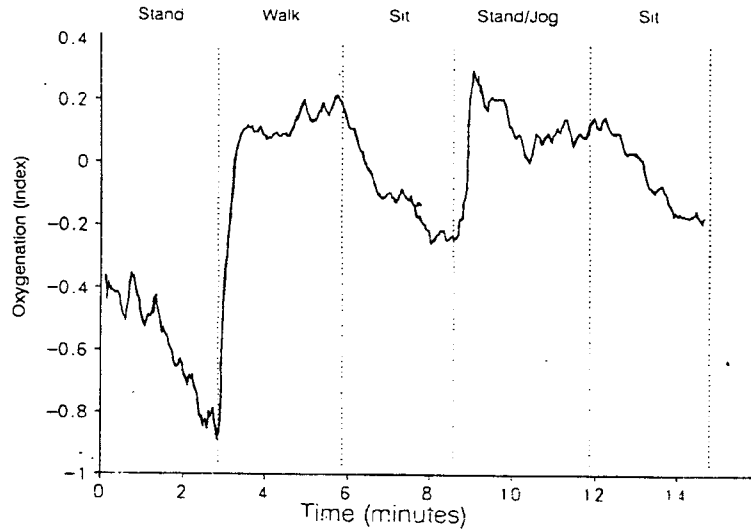


그림 4. 운동 중의 산소지수의 변화

Fig. 4 The change of oxygen index during exercise

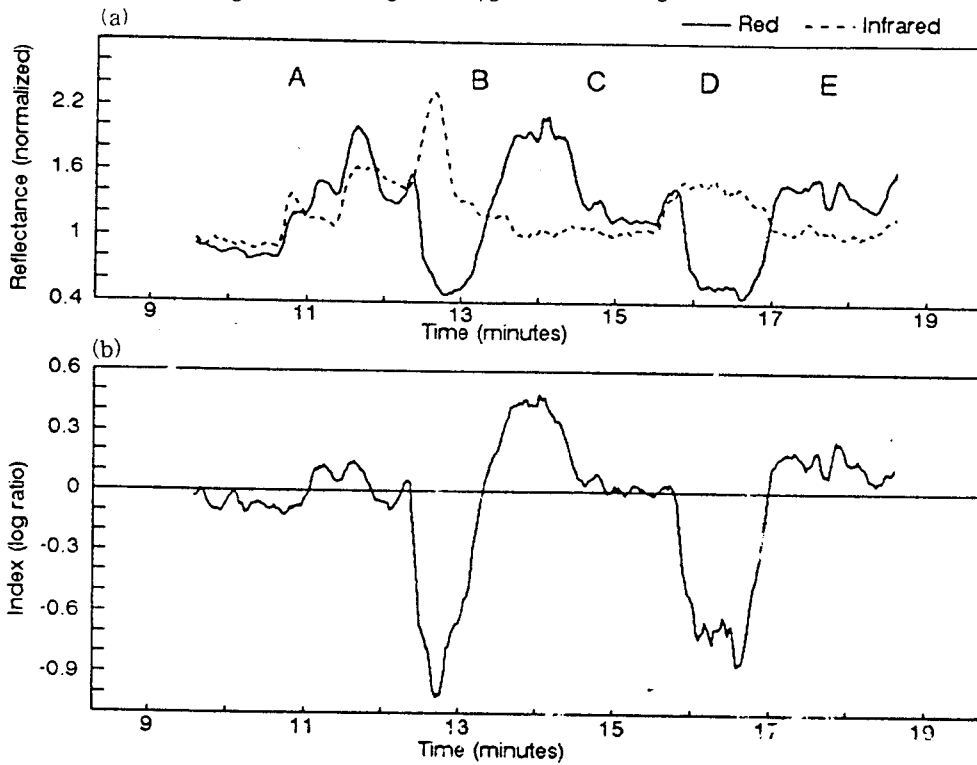


그림 6. (a) 운동과 휴식의 시간에 따른 적색광과 적외선의 변화

(b) 운동과 휴식시의 산소지수의 변화

Fig. g (a) The change of Red and Infrared light during the sequence of rest and exercise.

(b) The change of oxygen index the sequence of rest and exercise.

## 결과 및 고찰

그림 4는 시간에 따른 반사광의 변화를 나타낸 것으로 근육에서의 산소지수를 계산하여 표시한 것이다. 그림에 나타난 바와 같이 운동과 여러 변수에 대하여 신호의 진폭을 충분히 관찰할 수 있다. Y축에 나타낸 산소의 지수는 대수(log)함수서 단위가 없는 치수로 표시하였다. 그림 1에서 초기 값 -0.4는 운동하기 직전의 서서 기다리는 동안의 값을 나타낸 것이고 다음으로 걷기 시작하자 산소의 지수 값이 즉각 증가함을 알 수 있다. 이어서 의자에 앉자 산소의 지수가 감소함을 나타내고 있으며 다시 조깅과 서 있을 때는 산소의 지수 값이 변동함을 나타내고 있으며 다시 의자에 앉자 산소의 값이 초기의 상태로 감소함을 나타내고 있다.

그림 5 역시 생체 조직내의 혈액분량과 산소 포화도의 상태를 적색광과 적외선의 반사된 광의 세기로 나타낸 것으로 그림 1에 나타난 결과를 뒷받침한다. 그림 5는 여러가지의 운동 변수를 가지고 실험한 것으로, 초기의 A주기는 적색광이나 적외선이 상대적으로 일정한 변화를 보인다. 초기 A 주기는 의자에 앉아 휴식시의 상태를 나타낸 것이고 B 주기에서는 다리에 힘을 주면서 뒷금치를 들고 서서히 운동시의 변화를 보여주고 있다. 이 B 주기에서 1/2의 주기는 운동을 멈추고 서 있을 시의 상태이다. C의 주기에서는 서있는(standing) 상태를 계속 유지하고 있다가 앉은 상태의 변화를 나타낸 것이다. D의 주기에서는 다시 일어서서 운동을 개시하고 마지막 E의 주기에서는 앉아 휴식을 취한 상태이다.

계속된 실험에서 비슷한 결과를 얻었으며 그림 5의 (a)부분은 적색광과 적외선의 반사광의 세기를 앞서 설명한 여러변수에 대하여 적색광과 적외선의 특성을 보여준 것이다. 이 적색광과 적외선은 생체조직에서의 특성을 보면 적색광은 산소의 변화와 혈액 분량의 변화에 대하여 민감한 반응을 보여주고 있으나 적외선은 적은 영향을 받음을 알 수 있다. 그림 5의 (b)부분은 산소의 지수로 표시한 것으로 운동 중에는 산소의 지수가 감소함을 나타내고 있으며 운동이 끝나자 원상태로 돌아가고 있다.

## 결 론

이상의 실험에서 생리적인 현상과 광의 특성관계가 밀접한 상관관계를 나타낸다는 것을 알 수 있다. 즉 생체의 생리적인 변화를 가져올 시 광의 특성도 변화한다는 것을 실험 결과에서 보여주고 있어, 생리적인 현상을 광을 이용하여 생체내부의 정보를 얻을 수 있다. 특히 산소의 변화에 민감하게 변화하는 광의 특성을 이용하여 산소포화도의 측정 및 산소 소모량의 측정이 가능하게 되어 환자의 상태를 진단할 수 있는 도구로서 그 활용 가능성이 높아졌으며 앞으로 임상실험을 통하여 진단장치로서 입증되면 그 효용성은 널리 보급될 것으로 기대된다.

## 참고문헌

- 1) O.W. Van Assendelft, "Spectrophotometry of haemoglobin derivatives", Chales C Thomas, Publisher, ch.3 pp.47-72, 1970.



- 2) B.Y Lee and L.E. Ostrander, *Use of cutaneous pressure photoplethysmography in managing peripheral vascular occlusive disease: preliminary report. Contemporary Oethopaedics. vol. 13(3) pp.51–58, 1989*
- 3) O. W. Van Assendelft, "Spectrophotometry of haemoglobin derivatives", Chales C Thomas, Publisher, ch.3 pp.47–72, 1970.
- 4) B.Y. Lee, Frieda S. Trainor, William R. Thoden and David Kavner, "Handbook of noninvasive diagnostic techniques in vascular surgery" New York, pp.56–61, 1981.
- 5) R.S, Abdul, D. Bukhari, and P.E, Sc. *Skin Blood Flow Measurements - A review of noninvasive Methodes. Journal of Clinical Engineering, Vol. 18, pp.53–65, 1993.*
- 6) Y. Mendelson, "Theory and development of a transcutaneous reflectance oximeter system for noninvasive measurements of arterial oxyge saturation", Ph. D Thesis, Department of Biomedical Engineering, Case West Reserve University, Ch. 7, pp.135–161, 1983.
- 7) I.C Roddie, J.T. Schepherd, and R.F. Whelan, "Evidence from venous oxygen saturation measurements that the increase in forearm blood flow during body heating is confined to the skin", J.Physiol, vol 34, pp. 444–450, 1956.
- 8) Iyad S. Saidi, Steven L.Jacques, Marleen Keijizer, and Frank K. Tittel, "Optical fiber prober moniter for neonatal bilirubinemia", Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biolog Society, Seattle, Washington, USA, vol.11(4) pp.1201–1202, 1989.
- 9) W. Cui and L.E. Ostrander. *Photon diffusion theory and noninvasive tissue optical measurement.* Ph.D dissertation, Dept. Bio. Eng., Rensselaer Polytechic Institute, 1990.
- 10) Wood, EH, and Geraci, JE: Photoelectric determination of arterial oxygen saturati on in man. J. Lab Clin Med. 34 : 387–401, 1949.
- 11) Brinkman, R and Sijlstra, WG: Determination and continuous registration of the percentage oxygen saturation in clinical conditions. Arch Cchir Neerl 1 : 177–183, 1949.
- 12) Tait, GR and Sekelj, p: Analog computer for ear oximeter. Med and Biol Engr 5 : 463–848, 1951.
- 13) H.S Lim and L.E Ostrander. *Effect of exercise on in vivo reflectance from the skin surface.* Northeast Bioengineering Conference, IEEE Press, 1992.
- 14) W. Cui and L.E, Ostrander. *The relationship of surface reflectance measurements to optical properties of layered biological media,* IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol.39, pp.194–201, 1992.
- 15) A. Ishimaru, "Wave Propagation and Scattering in Random Media", Academic Press, New York, 1978.
- 16) Y. Mendelson and B.D, Ochs. *Noninvasive pluse oximetry utilizing skin reflectanc photoplethysmography.* IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, pp.798–805, 1988.
- 17) S. Takatani, P.W. Cheung, and E.A, Ernst. *A noninvasive tissue deflectance oximeter.* Annals of Biomedical Engineering, vol. 8, pp.1–15, 1980 Chales C Thomas, Publisher, ch.3 pp.47–72, 1970.
- 18) S. Takatani. *On the theory and development of a noninvasive tissue reflectance Oximeter.* Ph. D thesis, Department of Biomedical Engineering, Case Western Reserve University, pp.113, 1978.
- 19) L.O. Reynolds. *Optical diffuse reflectance and transmittance from anisotropically scattering finite*

- blood medium*. Ph.D dissertation, Dept. Elec. Eng., Univ. Washington, 1975.
- 20) Polanyi, MI and Hehir, RM: New reflection oximeter. *Rev Sci Instru* 31(4) : 401–403, 1960.
  - 21) A John. Jacquez and Hans F. Kuppenheim, “Spectral reflectance of human skin in the region 235–1000 $\mu$ ”, *J. Appl. Physiol.*, vol.7 pp.523–528, 1955.
  - 22) A. Cohen and R.L. Longini, “Theoretical determination of the blood’s relative oxygen saturation vivo”, *Med Biol. Eng.*, Vol9 pp.61–1971.
  - 23) 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.
  - 24) J.W. Feather, D.J.Ellis and G.Leslie, “A portable reflectometer for the rapid quantification of cutaneous hemoglobin and melanin”, *Phys. Med. Bio*, vol.33
  - 25) Y. Mendelson, “Theory and development of a transcutaneous reflectance oximeter system for noninvasive measurements of arterial oxyge saturation”, Ph. D Thesis, Department of Biomedical Engineering, Case West R
  - 26) J.M. Steinke and A. P. Shepherd. *Diffusion model of the optical absorbance of whole blood*. *J. Opt. Soc. A*, vol. 5(6), pp.813–822, 1988.
  - 27) M.R. Arnfield, J. Tulip, and M. S. McPhee, “Optical propagation in tissue with anisotropic scattering”, *IEEE Trans, Biomed, Engr.*, vol. 35(5) pp.372–381, May, 1988.
  - 28) P.A. Wilksch, F. Jacka, and A.J. Blake, “Studies of light Propagation through tissue”, in *Pohyrin Localization and Treatment of Tumors*, Progress in Clinical and Biological Research, vol. 170. New York: Alan R. Liss, pp.149–161, 1984.
  - 29) J. Giltvedt and A. Sira “Pulsed multi-frequency photoplethysmograph”, *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, vol.22 pp.212–215, 1984.
  - 30) R.S. Abdul, D. Bukhari, and P.E, Sc. *Skin Blood Flow Measurements - A review of noninvasive Methodes*. *Journal of Clinical Engineering*, Vol. 18, pp.53–65, 1993.
  - 31) B. Chance, J.S, Leigh and H. Miyake “Comparison of time resolved and unresolved measurement of deoxyhemoglobin in brain”, *Proc. Nstl. Acad. Sci. USA*, vol. 85, pp.4971–4875, July 1988. *Biochemistry*.
  - 32) J. Giltvedt and A. Sira “Pulsed multi-frequency photoplethysmograph”, *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, vol.22 pp.212–215, 1984.
  - 33) G.E. Nilsson, A. Jakobsson and K. Wardell, “Image of tissue blood flow by coherent light scattering”, *Proceedings of the Annual International conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Seattle, Washington, USA, vol.11(2) pp.391–392, 1989.

임현수, 김부길

## A Study on Tissue Reflectance Spectrometry

Hyun Soo Lim, Bu Gil Kim\*

Department of Biomedical Engineering, Chungnam National University of Medical School

Department of Biomedical Engineering, Chonbuk National University of Medical School\*

### Abstract

Optical measurements of turbid biological tissue have provided a means to study tissue metabolism, tissue blood perfusion and blood oxygenation non-invasively. We used the red light of 660nm and infrared of 880nm to measure the blood fractional volume and oxygen saturation of biological tissue. In vivo reflectance data were obtained the physiological change from the deep tissue in human subject. The data evaluation was assessed by examining the slopes of the plotter index for the changes in oxygen saturation and blood fraction volume. The index is the natural logarithm of the ratio of reflected light intensity from measured medium to reference intensity at each wavelength. According to the experimental results, oxygen index changes significantly in the muscle of calf during exercise.