

光 擴散 經路 모델을 이용한 皮膚組織에서의 光 特性에 關한 研究

임 현 수

=Abstract=

A Study on Optical Properties in Biological Tissue Using A Photon Path Diffusion Model

Hyun Soo Lim

This paper proposes a method of noninvasive reflectance light to measure the blood fractional volume (Vb) and oxygen saturation (SO₂) of biological tissue. We chose the red light of 660nm and infra-red light of 880nm. In Vivo reflectance data were obtained by the physiological changes from the surface of the skin over the calf in human subject.

The reflected light intensity from different layers within a biological tissue was measured by specially designed reflectometer to apply photon path diffusion model. The collected data represent the changes of blood fractional volume and oxygen saturation at each reflected light wavelengths. The data evaluation was assessed by examining the slopes of the plotted indices for the changes in oxygen saturation and blood fractional volume.

The results presented in this paper claim that light reflectance can separately discriminate the change of blood volume and that of oxygenation in muscle and also in skin.

Key words : Optical property, Photon path diffusion, Blood fractional volume, Oxygen saturation.

序 論

최근 光을 이용한 生體의 生理的 파라미터 測定에 관한 많은 研究가 발표된 바 있다¹⁻¹¹⁾. 光에 의하여 計測이 가능한 生體의 파라미터에는 血流量, 血中 酸素飽和度, 脈搏 등이 있다. 이들 파라미터중 血流量과 血中 酸素飽和도는 循環系 및 軟部組織의 機能分析을 위한 基本的인 量으로서 이들에 관한 研究가 50여년 간 중요한 과제로 되어 왔다¹⁾.

生體 組織에서 非侵襲的으로 光을 이용한 測定은 臨床에서 여러가지 목적으로 응용되고 있다. 사용되는 光 波長

은 500nm에서 近赤外線 범위까지 사용되고 있으며, 가장 기초적으로 응용되는 방식은 光電式 容積量 測定器 (photoplethysmography)로서 주로 脈搏을 測定하는데 사용하고, 損傷된 組織의 治療程度와 組織의 生理的인 狀態를 評價하는데도 응용되고 있다²⁻⁷⁾.

또한 최근에는 광 파장에 대한 최적의 선택과 더불어 광의 확산이론을 응용한 散亂媒體의 光擴散經路⁴⁾를 이용하여 生體組織의 眞皮, 脂肪, 筋肉層 등 各層의 血流量과 酸素飽和度 測定이 시도되고 있으며 人體 各 軟部組織의 組織檢査 등에 反射光을 이용하는 方法들이 제시되고 있다⁸⁻¹¹⁾.

현재 臨床分野에서 보편적으로 사용되고 있는 光을 이용한 측시미터는 皮膚 표층에서의 局所組織의 新陳代謝, 局所灌流(local perfusion), 循環系 狀態 등과 밀접한 관계가 있는 酸素飽和도를 檢出하는데 사용되고 있으나¹²⁻¹⁴⁾ 皮膚조직의 깊은 층에서의 생리적 변화는 측정이 불가능하다. 生體組織의 깊이에 따른 血流量과 酸素飽和도는 生體組織의 病理學的인 變化를 測定하는데 이용할 뿐만 아니라 腦의 組織과 心臟의 筋肉組織 狀態를 診斷하는 매우 중요한 生理學的인 파라미터로서 臨床에서 유용하게 사용되고 있다. 生體組織에서 病理學的인 變化를 診斷하기 위하여는 組織의 層別로 計測이 가능하여야 한다. 그러나 기존의 反射光方式과 透過光方式으로는 정확히 層別의 生理的인 狀態의 計測이 불가능하다.

이러한 점을 해결하기 위하여 본 研究에서는 反射光의 擴散經路理論을 이용하여 生理的인 狀態를 生體組織의 各層別로 計測할 수 있는 方法을 제안하였다.

이 計測方法에서 사용된 光子擴散모델은 生體組織의 表皮層은 理想的인 吸收層이고 表皮層이하의 同種의 혼탁한 媒質로 假定하여 적용하였다.

이 假定된 光子擴散모델을 根據로하여 다음과 같은 假說을 設定하였다.

1. 皮膚表面에 光을 照射하면 光의 일부는 組織內에서 減衰(吸收)하여지고 나머지는 散亂되어 진다. 이 散亂過程에서 反射光의 세기로 표현되는 光束經路는 光源으로부터 출발한 光子는 生體組織內의 各層에 도달하여 皮膚表面으로 돌아오는 形態로 假定한다.
2. 生體 組織에서 光子의 여행은 光源과 測定部位와의 距離 r이 크면 클수록 더 깊은 層을 통과하여 나오고, 反射光의 세기는 光源과 測定部位와의 間隔 r과 媒介體의 擴散常數(K)에 대하여 指數函數的으로 依存한다.
3. 擴散常數 K는 光子經路距離의 逆數이며 生體組織內의 酸素含量(OC)과 血流量(Vb)에 의해 결정된다.

이와같은 假說을 立證하기 위하여 反射光 측정장치의 光탐촉자를 光子擴散經路 理論에 적합하도록 光源과 受光子間의 離隔距離를 여러가지로 달리하여 개발하였고, 生體組織의 各層에 따른 生理現狀의 變化를 誘導하기 위하여 運動과 加熱 方法을 통한 生體實驗을 하였다.

生體 파라미터의 光計測理論

1. 光子擴散의 3次元 모델

혼탁한 媒質에서는 3차원의 光 擴散모델을 많이 적용하고 있는데, Reynolds¹⁵⁾와 Steinke¹⁶⁾의 모델은 同質性 血液

媒質에서의 反射光에, 그리고 Takatani⁴⁾의 모델은 皮膚組織의 2개 層에서의 反射光의 測定에 적용하였다. 이들의 모델은 媒質의 表面에서의 反射光을 기술하는데 매우 복잡한 數式을 필요로 하기 때문에 光子의 傳播研究에 어려움이 많았다. 따라서 媒質을 단순 閉曲面으로 假定한 모델을 사용하는 것이 光子의 電波研究을 하는데 接近하기가 쉬운것으로 판단하고, 閉曲面의 光子分布 모델을 이용하여 다음과 같은 假定下에 數學的으로 誘導하였다.

光이 최초로 入射되는 表皮(두께: 70~120 μm)는 光散亂이 없는 吸收層으로서, 赤色光(in vitro dermis에서는 透過 깊이가 약 600 μm)과 赤外線(in vitro dermis에서는 透過 깊이가 1mm 보다 크다)의 透過 깊이가 보다 훨씬 작기 때문에, 表皮層은 모델에서 생략하고 表皮層 이하의 構造에서는 等方性散亂 特性을 갖는 同質性 媒質로 假定한다. 그리고 同質性의 혼탁한 媒質은 半球모양의 準 무한한 것으로 하였다.

이러한 媒質內의 한點(γ, θ, ϕ)에서의 光子密度와 光子束(photon flux: F)의 관계는 다음 式으로 나타낼 수 있다.⁴⁾

$$\nabla^2 p(\gamma, \theta, \phi) - \frac{w}{D} p(\gamma, \theta, \phi) = -\frac{1}{D} \cdot S(\gamma, \theta, \phi) \quad (1)$$

$$\vec{F} = -D \nabla p \quad (2)$$

p(γ, θ, ϕ)는 점(γ, θ, ϕ)에서의 光子密度이고(γ, θ, ϕ)는 球座標(그림 1)이다. 파라미터 w는 媒質의 吸收係數이고, S는 媒質內에서의 散亂된 光子根源分布이다. D는 吸收係數 w와 散亂係數 k의 函數로 주어지는 媒質의 擴散係數로서 다음과 같다.

$$D = \frac{1}{3[k(1-\mu) + w]} \quad (3)$$

여기서 μ는 異方性 散亂係數로서 -1 과 1 사이의 값을 갖는다. 즉 순수 後面散亂일 때는 -1, 前面散亂일때는 +1 이 되고, 等方性散亂은 0이 된다.

擴散되는 光源을 同質性 媒質의 表面에 加할 경우 散亂이 없다고 하면, 식(1)은 다음과 같이 된다.

$$\nabla^2 p(\gamma, \theta, \phi) - K^2 \cdot p(\gamma, \theta, \phi) = 0 \quad (4)$$

$$K^2 = 3w[k(1-\mu) + w] \quad (5)$$

이다. 여기서 1/K는 光子의 擴散距離이다. 皮膚의 접촉면

은 理想的인 吸收層으로서 皮膚內에 한번 入射된 光子는 접촉면에 닿으면 皮膚밖으로 다시 되돌아오지 않는 것으로 假定하였다. 그러므로 入射面에서 散亂된 光子密度는 0 이 된다. 그림 1은 皮膚에 照射되는 光機構의 斷面圖를 나타낸 것인데, 照射패턴의 半徑은 LED와 diffuser head간의 距離 r_0 와 같다. 照射되는 光子 빔은 diffuser head에서 먼저 擴散된 다음 皮膚 접촉면을 통과해서 皮膚속으로 擴散된다. 皮膚 接觸면을 통과한 光束은 $\cos\theta$ 의 函數가 된다. 이때의 境界조건은 다음과 같다.

$$p(r, \pm \frac{\pi}{2}) = 0, \text{ for } r \geq r_0 \quad (6)$$

$$p(\infty, \theta) = 0 \quad (7)$$

$$\frac{\partial}{\partial r} p(r, \theta)|_{r=0} = -\frac{I_0 \cdot \cos(\theta)}{D} \quad (8)$$

여기서 I_0 는 半球面體인 diffuser head 중심에서의 光束의 세기이고 r_0 는 入射 빔의 半徑이다.

위의 境界조건에 대한 媒質에서의 光子密度分布는 다음과 같다.

$$p(r, \theta, \phi) = \alpha \cdot \frac{1}{r} \cdot (1 + \frac{1}{K \cdot r}) \cdot e^{-K \cdot r} \cdot \cos(\theta) \quad (9)$$

여기서 α 는

$$\alpha = \frac{I_0 \cdot K \cdot r_0^3}{(K \cdot r_0 + 2 \cdot K \cdot r_0 + 2) \cdot D} \cdot e^{K \cdot r_0} \quad (10)$$

이고, 媒質의 境界 조건에서 反射光束은 다음 式으로 얻을 수 있다.

$$F(r, \frac{\pi}{2}) = -\frac{D}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta}|_{r=r_0} = \beta \cdot \frac{1}{r^2} \cdot (1 + \frac{1}{K \cdot r}) \cdot e^{-K \cdot r} \quad (11)$$

여기서 $\beta = \alpha D$ 이고 식 (10)으로 부터 β 는 入射光의 세기, 媒質의 係數 K 와 半徑 r_0 의 函數가 된다.

2. 光子密度 等高線과 光束經路

1) 光子密度 等高線

식 (9)는 I_0, r_0, r, K 및 θ 의 函數로서 媒質에서의 光子密度分布를 나타낸 것이다. 식 (9)의 양편을 α 로 나누면 정규화된 光子分布 $p/\alpha = p_R$ 이 되고, K, r 및 θ 의 函數가 된다. P_0 은 p 와 같은 光子分布 프로파일을 갖지만, α 에 의존하

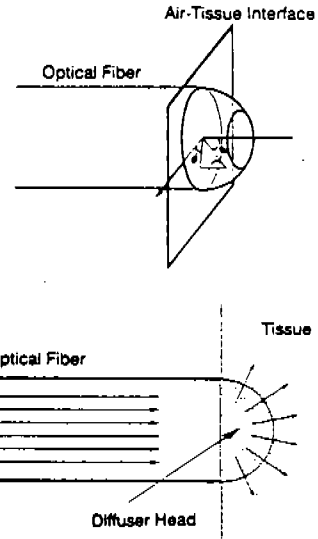


그림 1. 皮膚組織의 照射 패턴

Fig. 1. The illumination pattern on the tissue

는 p 와는 다르다. 따라서 P_0 은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$P_0 = \frac{1}{r} \cdot (1 + \frac{1}{K \cdot r}) \cdot e^{-K \cdot r} \cdot \cos(\theta) \quad (12)$$

그러므로 식 (12)으로 光子密度 等高線을 계산할 수 있다. 그림 2(실선)은 $K=0.35$ 인 媒質에 대한 等高線이며, 여기서 KK 는 쥐의 腫瘍組織에 대한 in vitro에서의 係數이다. 점선은 光束 經路이며, 各 測定點에서 光子密度를 경도연산으로 구한 것이다.

2) 光束經路

그림 2의 점선은 계산에 의한 媒質에서의 光束의 經路이며, 擴散된 光子는 原理적으로 그림에 나타낸 바와같이 같은 방향의 經路를 가질 수 있다. 즉 이것은 媒質內에서 光子가 傳播할 경우, 光子가 취하게 될 光束經路의 통계적인 의미를 제시하는 것이다. 다시말하면 媒質의 表面 한 點에서 測定된 光子는 經路周邊에 分布되어 있는 平均經路를 따라 통과한 것으로 간주할 수 있다.

3) K 값 變化에 따른 光經路의 影響

媒質內에서 光子의 電波는 媒質의 光特性에 의해서 影響을 받으며, K 값에 따라 光束經路가 달라진다. 그림 3는 각기 다른 3가지 값의 K 값에서 계산한 식 (4) 및 (5)의 결과를 나타낸 것이다. K 값이 $0.60/\text{mm}$ 일때 光經路의 透過 깊이는 $0.3/\text{mm}$ 일 때의 약 25%로 감소하며, $0.33/\text{mm}$ 일때는 약 3% 이하로 감소한다. 光經路의 變化는 媒質의 K 값

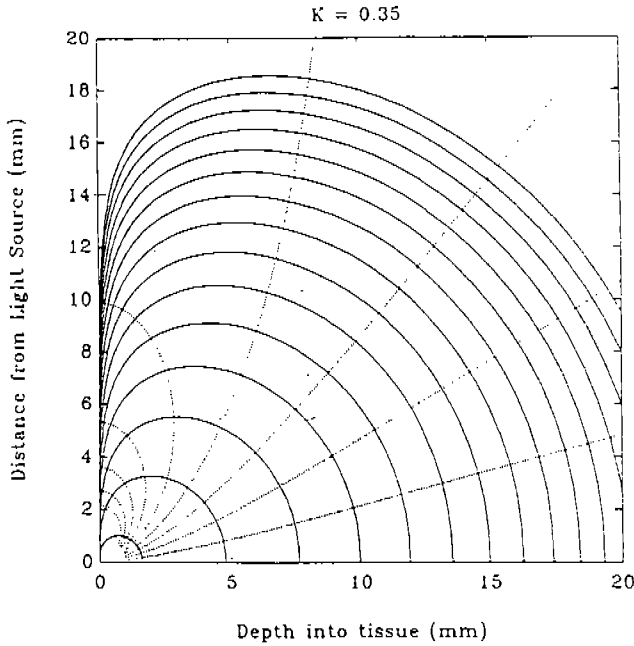


그림 2. 光子密度 等高線과 光束經路
Fig. 2. Photon density contours and photon flux paths

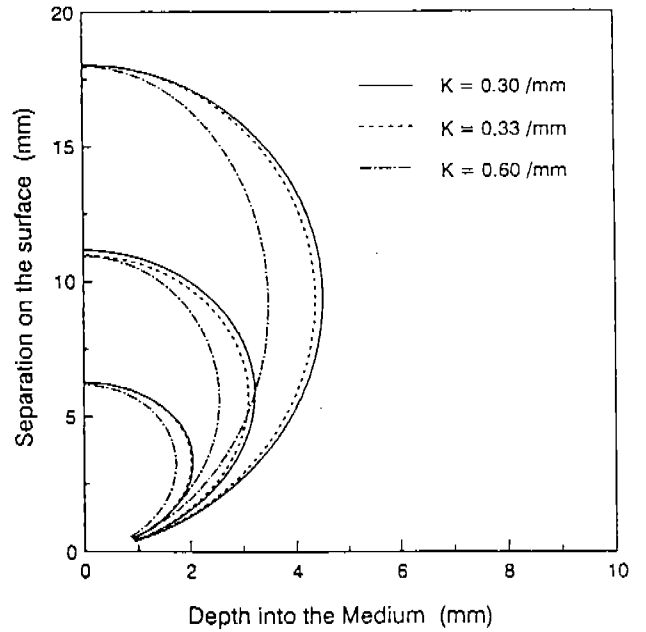


그림 3. K값에 따른 媒質內에서의 光子經路 깊이
Fig. 3. Depth of paths in media with different

이 증가할 수록 작게된다.

材料 및 方法

본 연구를 위하여 構成한 實驗裝置는 그림 4와같이 光 탐촉자, 신호처리부, A/D 變換部, 마이크로프로세서 및 表 示裝置들로 構成하였다.

光탐촉자는 赤色光, 赤外線 및 綠色光의 波長을 갖는 9 개의 LED와 4개의 포토다이오드로 構成하였으며, LED와 포토다이오드 사이에는 장벽을 만들어 光源으로부터 직접 포토다이오드로 들어오는 빛을 차단하였다. 受光感度를 높이기 위하여 4개의 포토다이오드를 병렬로 사용하였으 며, LED 신호사이의 용량성 결합을 줄이기 위해 차폐선을 사용하였다. 光源과 檢出器사이의 離隔距離는 1cm, 2cm 및 3cm로하여 生體組織의 眞皮層과 筋肉의 깊은 層까지 反射光의 變化를 관찰할 수 있도록 構成하였다.

신호처리부에서는 검출된 反射光을 波長別로 분리, 증 폭 및 처리하여 12bit 해상도와 10KHz의 샘플링 주파수를 갖는 9개의 채널을 갖는 A/D 變換器를 이용하여 컴퓨터에 입력한다. 컴퓨터에 입력된 신호는 각 채널의 데이터별로 worksheet 프로그램을 이용하여 분류하고, 다음 식을 이용 하여 表示裝置에 나타냈다.

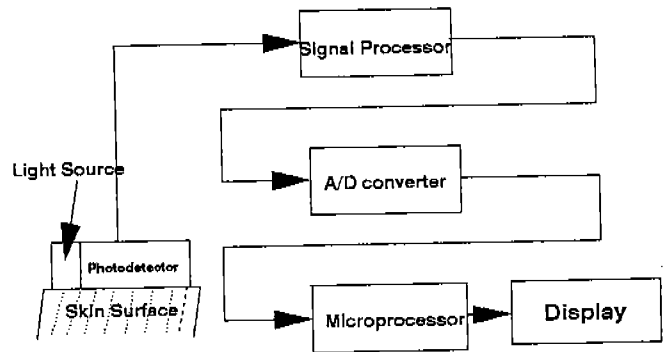


그림 4. 시스템 구성도
Fig. 4. System Block Diagram

$$I(r) = I_n \left[\frac{R(r)}{R_{ref}(r)} \right]$$

여기서, 測定媒質의 光特性和 각 層의 組織에서의 反射 光의 變化 $I(r)$ 는 基準媒質의 反射光 $R_{ref}(r)$ 과 測定媒質 의 反射光 $R(r)$ 와의 比를 대수로 나타내고 있다. 단, 基準 媒質과 測定媒質은 同質性이고 r 은 光源과 測定部位와의 距離이다.

본 實驗에서는 장단지부위를 안쪽(Interior), 側面(lat-

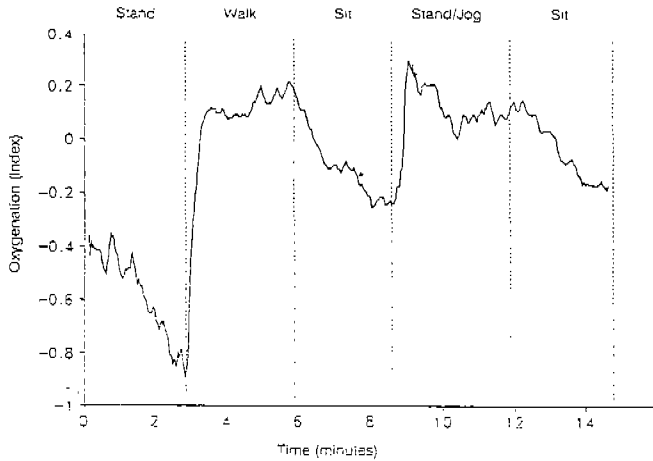


그림 5. 運動時 腹筋에서의 酸素指數의 變化

Fig. 5. Oxygenation index over the gastrocnemius during exercise

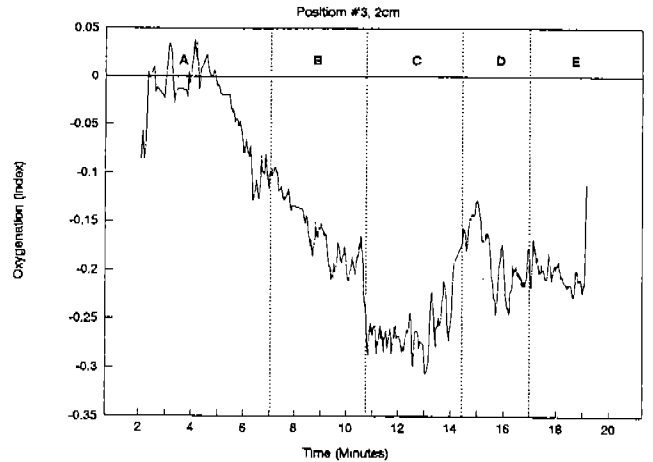
eral), 中央部分 (medial)으로 구분하여 各 部位에서의 運動과 약 40℃의 加熱에 따른 生理的 變化를 反射光을 이용하여 測定하였다.

結果 및 考察

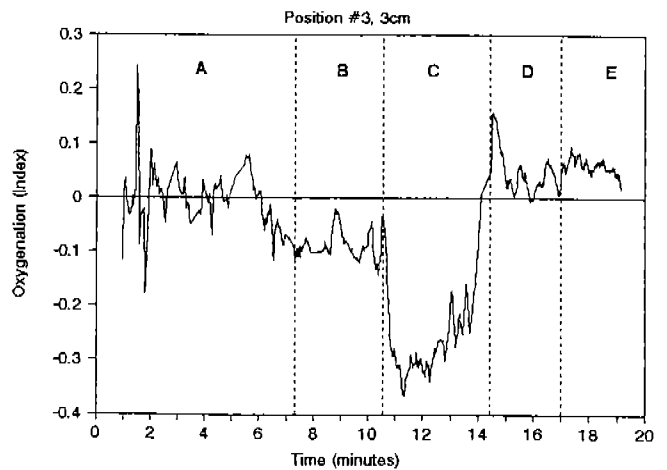
1. 運動時 酸素指數의 變化

그림 5은 장단지의 緋腹筋에서 運動에 따른 酸素指數의 變化를 나타낸 것으로 各 負荷마다 그 크기의 變化를 충분히 구분할 수 있다. 酸素指數는 시간에 따른 變化이며 초기치 -0.4는 運動하기 直前の 앉아 있을때의 수치이고 제자리 걸기를 하자 즉각적인 酸素의 증가를 나타내고 있으며 다시 의자에 앉자 酸素指數는 내려가고 있다. 다음 주기는 조깅과 서 있을때의 酸素량의 變化이며 앉아 있을때는 酸素의 指數는 처음의 狀態로 돌아가고 있음을 보여주고 있다.

그림 6은 장단지의 內側 (Interior)에서 運動에 따른 血中 酸素含量的 變化를 시간의 變化에 따라 指數로서 나타낸 것으로 酸素指數는 치수가 없는 단위로 表示 하였다. 光源과 測定部位의 間隔은 2cm와 3cm로 生體組織의 깊이에 따라 反射光의 變化를 조사하고자 하였으며 測定 方法은 데이터를 상호 비교하고자 같은 部位에서 同時 測定하였다. A 주기는 運動하기 前 의자에 앉아 있을 때, B 주기는 5분간 서 있을 때, C 주기는 서서 5분간 運動할 때의 酸素指數의 變化를 보여주고 있으며 이때 運動은 장단지 筋肉의 收縮과 弛緩이 포함된 것이다. D와 E 주기는 運動이 끝



光源과 檢出器 間隔/2cm



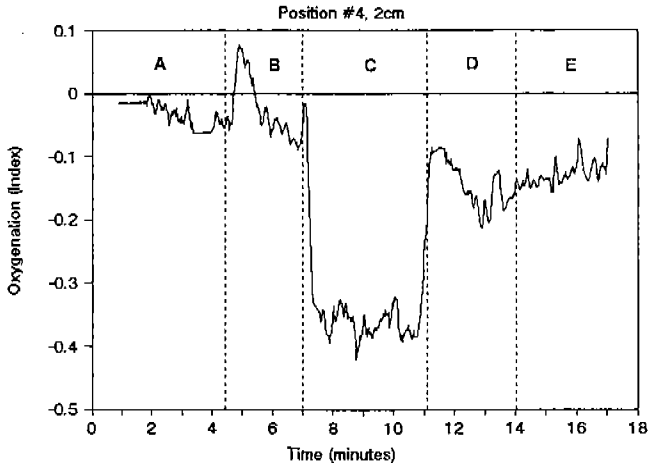
光源과 檢出器 間隔/3cm

그림 6. 運動中の 酸素指數 變化(內側部位)

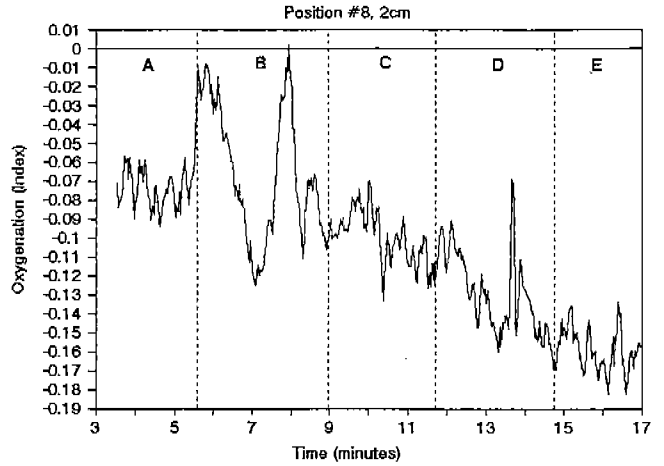
Fig. 6. Oxygenation index during exercise (interior)

난 직후 서서 있을 때와 의자에 앉아 휴식시의 變化量이다. 그림에서 보는바와 같이 매 주기마다 生體의 生理現狀에 따라 分명한 變化를 보여주고 있으며 특히 運動時에는 酸素指數의 급격한 變化를 가져옴을 감지할 수 있다. 또한 離隔距離가 2cm와 3cm는 서로 다른 光特性 變化를 보여주고 있다.

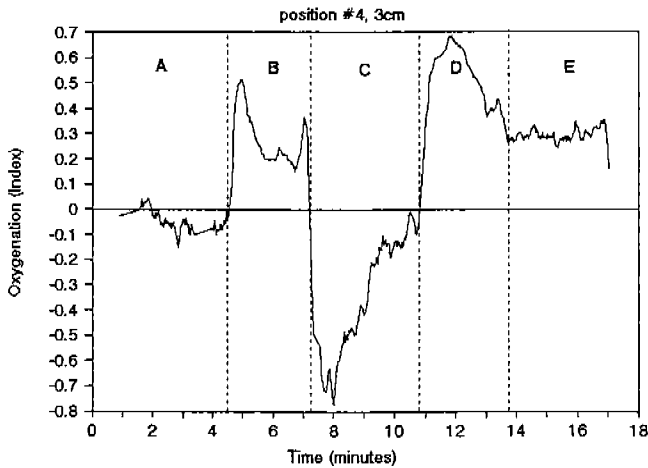
그림 7은 장단지의 中央部分에서 酸素指數의 變化를 나타낸 것으로 各 주기는 그림 6과 같다. A 주기는 의자에 앉아 있을 때의 값으로 酸素指數의 變化가 거의 없이 일정하며 B 주기에서는 일어나서 酸素의 變化가 즉각적인 反應을 보이고 있으며 運動時에는 酸素가 부족하여 감소함을 나타내고 있다. 다시 運動을 멈추고 서있자 酸素의 증가함을



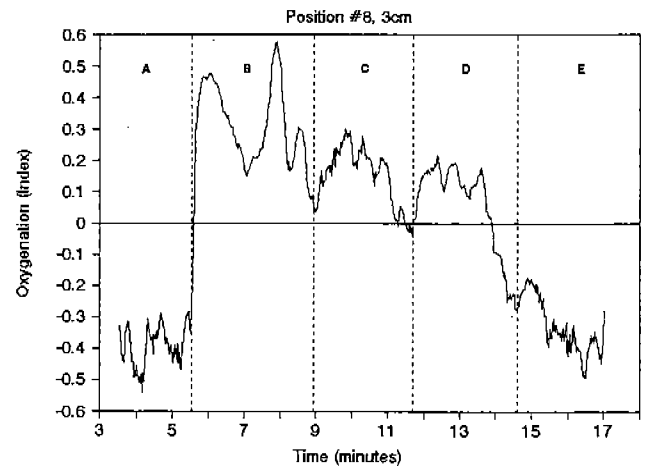
光源과 檢出器 間隔/2cm



光源과 檢出器 間隔/2cm



光源과 檢出器 間隔/3cm



光源과 檢出器 間隔/3cm

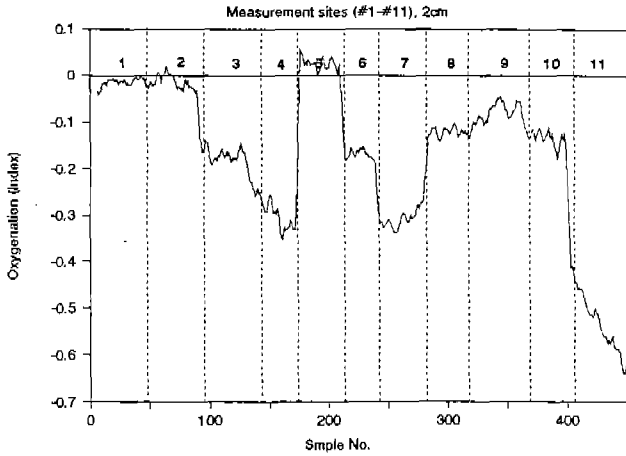
그림 7. 運動中の 酸素指數 變化(中央部位)
Fig. 7. Oxygenation index during exercise (medial)

그림 8. 運動中の 酸素指數 變化(側面部位)
Fig. 8. Oxygenation index during exercise (lateral)

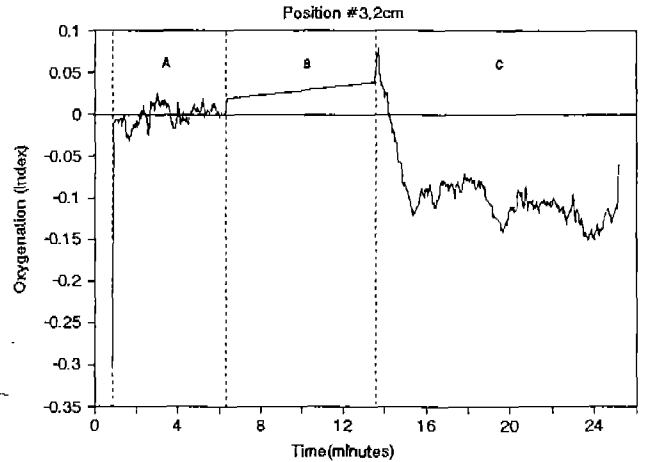
나타내고 있으며, 의자에 앉자 처음의 生理的인 狀態로 돌아 가고 있다. 특히 주목할 것은 生體組織의 깊이에 따라 酸素指數의 變化가 다름을 알 수 있다.

그림 8은 장단지의 側面에 대한 酸素指數의 變化이다. 각 주기의 運動負荷는 그림 6과 같으며 光源과 測定部位의 距離에 따라 서로 다른 光學的인 特性을 나타내고 있다. 각 주기 마다의 光特性의 구분은 없으나 離隔距離가 2cm일 때는 酸素指數의 감소로 나타내고 있으며 離隔距離 3cm일 때는 각 주기마다 각기 다른 酸素指數의 特性을 나타내고 있다. 이 測定部位는 筋肉部位가 아닌 皮膚層(脂肪層)으로 그림 7과는 다른 特性을 나타내고 있다.

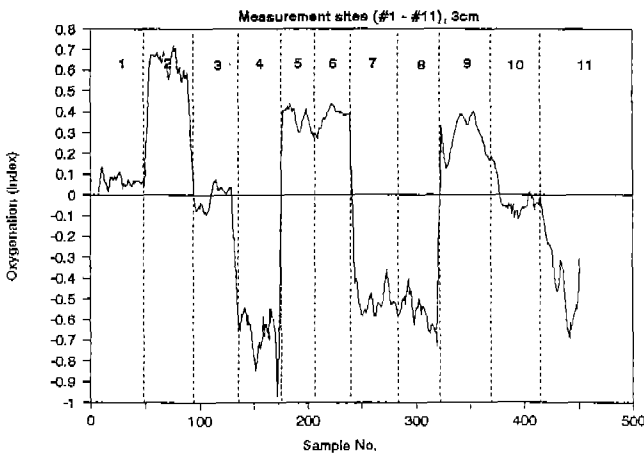
그림 9은 장단지 안쪽, 中央 및 側面部位와 깊이에 따른 酸素指數의 變化를 나타낸 것이다. 각 주기에서 3분간의 자에 앉아 正常的인 狀態에서 反射光을 測定하였으며, 깊이와 部位別에 따른 酸素指數는 다른 特性을 가지고 있다. 離隔距離 2cm일 때보다 3cm일 때가 酸素指數 特性의 구분이 분명하다. 離隔距離 2cm일 때 경우, 內側部位는 酸素의 含量이 다른 部位보다 비교적 많은 편이고 장단지의 中央部位으로 갈수록 酸素의 含量이 적어짐을 알 수 있다. 이것은 장단지 中央部位의 血管收縮으로 인한 급격한 酸素含量의 감소를 볼 수 있다. 中央部位에서는 酸素含量이 적은 狀態를 나타내고 있으나 장단지 側面에서는 일정한



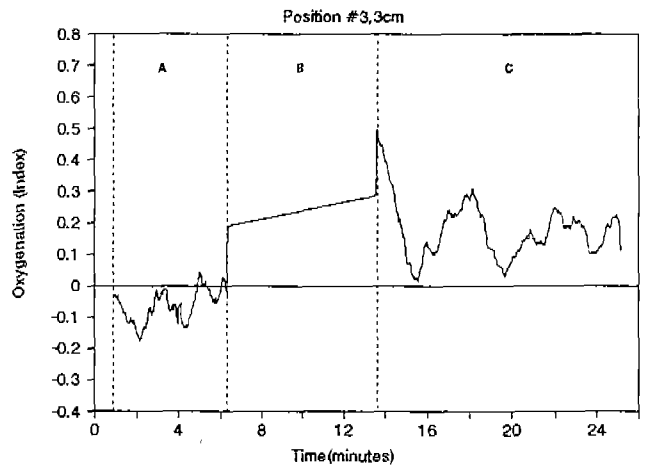
光源과 檢出器 間隔/2cm



光源과 檢出器 間隔/2cm



光源과 檢出器 間隔/3cm



光源과 檢出器 間隔/3cm

그림 9. 각 部位別 酸素指數 變化

Fig. 9. Oxygenation index at different measurement sites

그림 10. 加熱時 酸素指數 變化(內側部位)

Fig. 10. Oxygenation index during heating (Interior)

水準의 酸素含量이 증가됨을 볼 수 있다. 離隔距離 3cm 경우, 장단지 안쪽, 中央 및 側面部位의 酸素含量을 분명히 구분할 수 있으며 血液擴散의 水準을 評價할 수 있다.

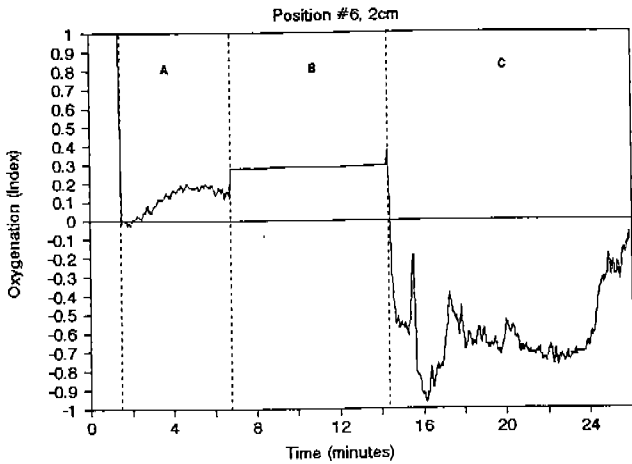
2. 加熱時의 酸素指數 變化

加熱에 대한 酸素指數의 變化도 運動時와 동일한 部位에서 測定하였다. 장단지의 內側(interior), 中央(medial), 側面(lateral)部位를 加熱에 따른 生理的인 變化를 시간의 영역에서 指數로서 나타낸 것으로 酸素指數는 단위가 없는 값으로 表示하였다. 光源과 測定部位의 間隔도 運動時와 동일한 方法으로 2cm와 3cm로 하여 生體組織의 깊이에 따라 同時 測定한 것이다. 그림 10의 A 주기는 熱을 가

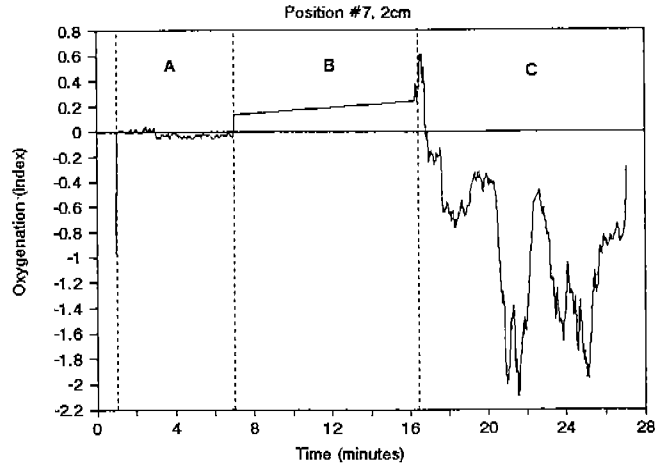
하기 前의 5분간 의자에 앉았을 때, B 주기는 熱을 7분간 加熱할 때, C 주기는 加熱 直後의 酸素指數의 變化를 나타낸 것이다. 이때 指數의 變化를 보면 장단지에 熱을 가하기 前과 가한 後의 變化를 충분히 區別할 수 있으며 熱刺戟을 받은 後에는 生體組織內의 生理的인 變化에 의한 血流 및 酸素指數의 증가를 볼 수 있었다.

光源과 檢出器 間隔이 3cm인 경우는 깊은 層에 대한 加熱에 의한 酸素指數의 變化로서 2cm인 경우와 比較할 수 있으며 서로 다른 光特性의 變化를 보여주고 있다.

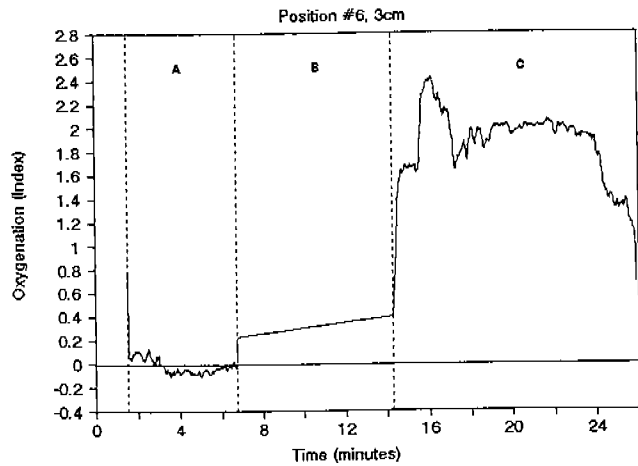
그림 12는 장단지 中央部位의 加熱에 따른 酸素指數 變化로 內側部位와는 다른 光 特性을 보여주고 있다. 그림 11의 特性은 加熱前의 酸素指數의 變化와 加熱後의 變化



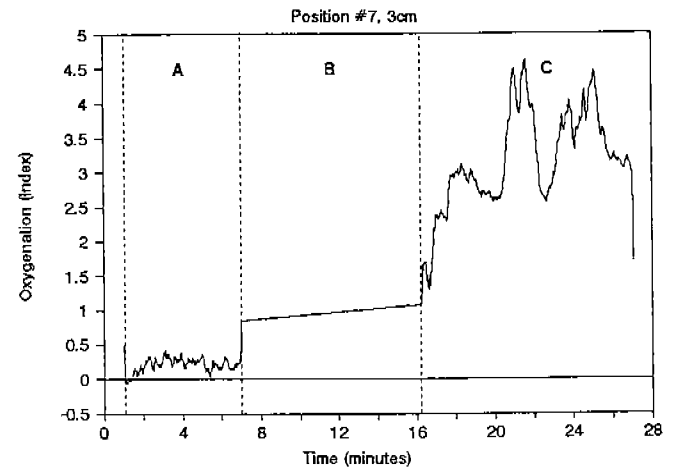
光源과 檢出器 間隔/2cm



光源과 檢出器 間隔/2cm



光源과 檢出器 間隔/3cm



光源과 檢出器 間隔/3cm

그림 11. 加熱時 酸素指數 變化(中央部位)

Fig. 11. Oxygenation index during heating (medial)

그림 12. 刺戟時的 酸素指數 變化(側面部位)

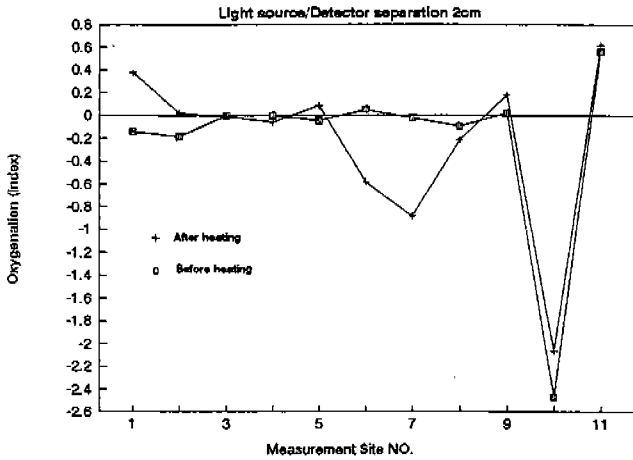
Fig. 12. Oxygenation index during heating (lateral)

가 상반됨이 주목되며 2cm일 경우, 酸素指數는 加熱하기 前보다 加熱後 일때가 약간 酸素指數가 감소 추세를 보여 주고 있으나 3cm일 경우는 加熱後가 酸素含量的 증가로 나타난다. 이는 얇은 層에서는 加熱에 대한 生理的인 變化는 적으나 깊은 層에서는 血管擴張으로 인한 血流 및 酸素含量的 증가로 추정되고 測定部位의 媒質이 다름을 알 수 있다. 이 部位는 筋肉層의 變化로 추정되며 皮膚의 얇은 層은 酸素含量이 감소되나 筋肉層에서는 加熱時 酸素含量的 증가를 보여주고 있다.

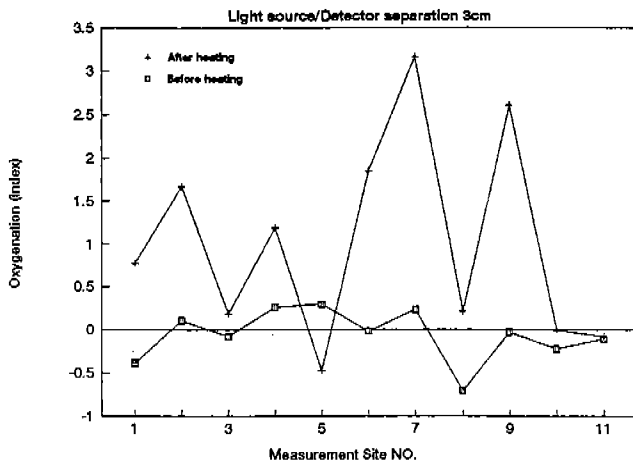
그림 12은 장단지 側面部位의 酸素指數 變化를 나타내고 있다. 側面部分도 안쪽 및 中央部分과 비슷한 경향을 보이고 있다. 얇은 層에서는 加熱後 酸素指數의 감소로 나

타나며 깊은 層에서는 酸素含量的 증가로 나타나고 있다. 즉 이測定部位는 같은 媒質로 추정할 수 있다.

그림 13는 장단지 안쪽, 中央 및 側面部位에 대한 酸素指數의 變化를 나타낸 것으로 “□”表示는 熱을 加하기 前의 酸素飽和度의 變化이며 “+”表示는 熱 刺戟後의 酸素飽和度의 變化를 나타낸 것이다. 2cm일 경우, 장단지의 안쪽과 側面部位는 加熱後의 變化가 적으나 中央部分은 酸素含量的 變化가 상대적으로 크게 나타나고 있다. 이 部位는 媒質이 다름을 알 수 있다. 3cm일 경우, 전반적으로 熱刺戟 받은 後로는 熱을 받기전보다 큰 폭의 酸素飽和度 차이를 보여 주고 있으며 특히 中央部位와 側面部位에 상당한 變化가 있음을 알 수 있다. 결과적으로 皮膚組織層의



光源과 檢出器 間隔/2cm



光源과 檢出器 間隔/3cm

그림 13. 加熱時 各 部位別 酸素指數 變化
Fig. 13. Oxygenation index at different measurement sites for heating

Table 1. The measured OC indices of the difference sites and the layers by using red light

(표 1) 赤色光에 의한 測定된 部位別 酸素含量指數

separat ion site	1cm	2cm	3cm
calf	0.796	0.552	0.036
sole	1.303	0.876	0.083
dorse	0.172	0.405	0.153
backward dorse	0.297	0.297	0.140
forward dorse	0.303	0.148	0.135

Table 2. The measured V_b indices of the different sites and the layers by using near infrared

(표 2) 近 赤外線에 의해 測定된 各部位別 血液分量指數

separat ion site	1cm	2cm	3cm
calf	0.258	0.130	-0.031
sole	0.455	0.131	-0.037
dorse	0.157	0.131	0.124
backward dorse	0.157	0.333	0.217
forward dorse	0.180	0.174	0.122

加熱에 따른 變化는 얇은 層보다는 깊은 層에서 많은 酸素含量的 증가를 보여주고 있다. 특히 장단지의 中央部分은 加熱時 反射光의 變化 폭이 크며 얇은 層(2cm)에서는 酸素含量이 감소됨을 알 수 있다.

3. 酸素含量과 血液分量의 定量分析

足背動脈(dorsalis pedis artery)은 前脛骨動脈의 연속이며, 動脈血中の 循環系의 狀態를 評價하는 部位⁷⁻⁹⁾로서 이곳에서 變化하는 生理的 파라미터의 測定은 매우 유용하다. 이 部位에서의 診斷方法은 촉각에 의한 脈搏만으로 診斷하고 있으나, 본 연구에서 시행한 光學的인 方法에 의하면 酸素含量과 血液分量의 定量的인 診斷이 가능하므로 診斷의 精確성을 기할 수 있다. 표 1은 赤色光에 대한 部位別 酸素의 指數값으로서, 正常狀態에서 測定한 깊이에 따른 장단지組織과 足背動脈에서의 生理的 파라미터이다. 여기서 backward와 forward는 血液의 方向에 따른 測定法을 나타낸 것이다. 표 2는 生理的 파라미터로서 赤外線에 대한 血液分量의 指數값을 나타낸 것이며, 前脛骨動脈의 血液循環狀態를 評價할때 이용한다.

표 1과 표 2의 데이터에 의하면 얇은 層(1cm와 2cm)에서는 筋肉層(3cm) 보다 수치가 높고, 筋肉層에서는 상대적으로 낮은 경향이 있다. 즉 표 1에서, 장단지部位(緋腹筋)에서의 깊이에 따른 酸素指數의 變化는 間隔 3cm일때의 것이 얇은 層(1cm, 2cm)보다 그 값이 낮음을 알 수 있다. 이것은 본 연구 결과와 같으며 筋肉의 生理現狀과 일치되고 있다. 筋肉이 運動을 하지 않을시에는 筋肉에 있는 血管이 정상시의 25% 정도만이 열리게 되므로 血液량이 적게되어 正常的인 수치로 됨을 立證하는 것이다. 표 2의 장단지(緋腹筋)의 血液分量도 위와같은 이유로 간주하면

間隔이 3cm일때는 1cm 및 2cm에서 보다 수치가 낮은것은 正常이며, 따라서 부호가-인것은 상대적으로 감소를 뜻하는 것으로서 의미가 없다. 표에서 알수 있는 바와같이 발바닥 部位에서의 酸素指數와 血流分量의 관계도 같은 결과를 보여주고 있다.

또 발 등의 足背動脈에서의 測定은 깊이에 따라서는 비슷한 경향을 갖는데 血流의 방향과는 酸素指數에서 차이가 있다. 특히 2cm일 경우는 酸素指數가 높게 나타나 있는데, 이것은 前脛骨動脈의 酸素指數로 추정할 수 있다. 이것은 표 2의 血流分量의 指數에서도 같은 경향을 갖고 있음을 확인할 수 있다.

結 論

본 研究는 生體組織에서 光擴散經路 모델을 이용하여 生理的인 變化를 光學的인 特性으로 평가할 수 있다는 것을 實驗的으로 證明하였다. 장단지 部位에서 검출된 反射光 指數에 대한 變化를 考察한 결과 다음과 같은 結論을 얻었다.

1. 反射光 指數는 生體組織內에서의 血流分量과 酸素飽和도의 變化를 評價하는데 사용할 수 있음을 확인하였다.
2. 加熱 및 運動에 의한 生體實驗 결과는 光擴散經路모델에 근거하여 제작된 光탐측자에 의하여 生體組織의 깊이에 따른 生理的인 變化를 충분히 추정할 수 있었으며, 추정결과 기대되었던 生理的變화와 같았다.
3. 運動負荷에 대한 生體實驗 결과, 各負荷마다 筋肉層에서는 分명한 酸素指數의 變化를 확인하였다.
4. 加熱負荷에 대한 生體實驗 결과, 얇은 層에서는 酸素指數의 變化가 적었으나 깊은 層(筋肉層)에서는 그 變化가 크게 나타났다.

본 研究에서 제시된 光擴散經路 反射光을 이용한 측정 방법은 生體組織의 깊이 別 病理組織學的 變化에 따른 血行狀態와 酸素含量的 變化를 診斷할 수 있다는 사실을 확인 하였으며, 血液 擴散水準을 評價하는데 있어서도 臨床的으로 응용 할 수 있다. 앞으로 臨床實驗을 통한 診斷部位의 선택과 疾患에 대한 實驗이 追加되면 새로운 診斷方法으로 기대된다.

參 考 文 獻

1. 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
2. B. Y Lee and L. E. Ostrander. *Use of cutaneous pressure phot-*

- oplethysmo-graphy in managing peripheral vascular occlusive disease: preliminary report.* Contemporary Oethopaedics. vol. 13(3) pp. 51-58, 1989
3. MHC. Webster and J. Patterson. *The photoelectric plethysmography monitor of microvascular anastomoses.* Br. J Plast. Surg. vol. 29 pp. 182-185, 1976
4. W. Cui and L. E. Ostrander. *Photon diffusion theory and noninvasive tissue optical measurement.* Ph. D dissertation, Dept. Bio. Eng., Rensselaer Polytechnic Institute, 1990
5. B. Y, Lee, F. S, Traubir, D. Kaver, J. A, Crisolgo, W. W. Shaw, and J. L, Madden. *Assessment of the healing potentials of ulcers of the skin by photoplethysmography.* Surg. Gynecol. Obstet., vol. 148, pp. 233-239, 1979
6. H. B, Abramowitz, L. A. Queral, W. R. Flinn, PF, Nora, LK, Peterson, JJ, Bergan, and Yoa JST. *The use of Photoplethysmography in the assessment of venous insufficiency: A comparison of venous pressure measurements.* Surgery vol. 86, pp. 434-441, 1979
7. I. F. K and Muir et al. *The measurement of blood flow by a photoelectric technique and its application to the management of tubed skin pedicles.* Br. J. Plast. Surg. vol. 21, pp. 14-31, 1968
8. 임현수, 허 용. “加熱과 運動에 의한 生體組織內的 生理的 變化에 따른 光學的 特性的 變化에 관한 研究” 의공학회지 Vol. 14 (1), pp. 81-87, 1993
9. H. S Lim and L. E Ostrander. *Effect of exercise on in vivo reflectance from the skin surface.* Northeast Bioengineering Conference, IEEE Press, 1992.
10. H. S Lim and L. E Ostrander. *Skin surface light reflectance: effects of exercise.* IEEE Biomedical Engineering Conference, IEEE Press, 1992
11. 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
12. Y. Mendelson and B. D, Ochs. *Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectanc photoplethysmography.* IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, pp. 798-805, 1988
13. 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
14. 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
15. L. O. Reynolds. *Optical diffuse reflectance and transmittance from anisotropically scattering finite blood medium.* Ph. D dissertation, Dept. Elec. Eng., Univ. Washington, 1975
16. J. M. Steinke and A. P. Shepherd. *Diffusion model of the optical absorbance of whole blood.* J. Opt. Soc. Am. A, vol. 5(6), pp. 813-822, 1988