

近赤外分光法による局所組織酸素代謝量計測法の開発

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード: 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/00034776

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



KAKEN
2003
43

金沢大学

近赤外分光法による 局所組織酸素代謝量計測法の開発

(研究課題番号 13680929)

平成13年度～平成15年度 科学研究費補助金(基盤研究(C)2)

研究成果報告書

平成16年4月

金沢大学附属図書館



0400-05014-5

中志信
センター 助教授)

1. はしがき

近年、生体機能の評価手段として、生体における酸素代謝計測が活発に行われるようになり、特に簡便かつ経済的な方法として、近赤外光を使用した無侵襲組織酸素代謝計測法の開発が盛んに行われるようになった。

しかしながら、従来の光計測法は、測定対象を組織全体として行うものがほとんどであり、組織を血液や筋肉などと分離して計測する方法は見当たらなかった。生理学的な観点から組織酸素代謝は、①組織への動脈血による酸素流入、②組織における酸素代謝、そして、③組織から静脈血への（組織酸素代謝に使用されなかった）酸素の流出といった流れで行われるが、従来法では、これらを分割せずに計測しているため、高濃度の酸素を含んだ動脈血や、低濃度の酸素を含んだ静脈血の状態などを混ぜ合わせた平均的な酸素濃度を計測していることになる。

本研究では、このような従来法の欠点を補う目的で、測定対象組織を、血液（動脈血・静脈血）、血液以外の組織（筋肉など）と分離して計測することで、より生理学的な意味において忠実な組織酸素代謝を計測することを目指し、測定法の理論的・実験的な開発および、ヒトを対象とした評価を行った。

本報告書は、当該研究で得られた成果や関連した研究に関して、学会発表や学会誌などで報告した印刷物を、本研究計画と照らし合わせながら、補足説明を加えてまとめたものである。

2. 研究組織

研究代表者： 田中志信 金沢大学自然計測応用研究センター 助教授

研究分担者： 山越憲一 金沢大学大学院自然科学研究科 教授

研究分担者： 野川雅道 金沢大学工学部 助手

3. 交付決定額（配分額）

（金額単位（千円））

平成13年度	1,900
平成14年度	1,100
平成15年度	600
総計	3,600

4. 研究発表

〔雑誌論文〕

野川雅道・田中志信・山越憲一 他, 酸素化ヘモグロビン濃度を指標とした近赤外光による局所血流量計測法の開発, 医用電子と生体工学, 第40巻特別号, 2001, 251

川村将之・野川雅道・田中志信・山越憲一 他, 光拡散理論に基づいた無侵襲動・静脈血酸素飽和度計測法の開発, 日本エム・イー学会北陸支部大会 講演論文集, 2001, 8-9

野川雅道・田中志信・山越憲一 他, 近赤外光を用いた無侵襲局所動・静脈酸素飽和度計測法の検討, 臨床モニター, 13Suppl., 2002, 40

M.Nogawa, S.Tanaka & K.Yamakoshi, Development of a non-invasive measurement method of oxygen consumption in the local tissue based on the near-infrared reflectometry, Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Sydney, 2003, CD-ROM

南武志, 野川雅道, 田中志信, 山越憲一, 無侵襲組織酸素代謝計測のための動・静脈血酸素飽和度連続計測に関する研究, 日本エム・イー学会誌, 第42巻特別号, 2004, 353

岸本雄也, 野川雅道, 田中志信, 山越憲一, 光電容積脈波を用いた無侵襲ヘマトクリット計測, 日本エム・イー学会誌, 第42巻特別号, 2004, 358

M.Nogawa, S.Tanaka & K.Yamakoshi, Development of a Tissue Oxygen Consumption Measurement Method Based on Near-infrared Photoplethysmography, Proceedings of the 26th annual international conference IEEE engineering in medicine and biology society, 2004, in press.

〔図 書〕

尾田十八・坂本二郎・田中志信, 培風館, 生物工学とバイオニックデザイン, 2002

〔研究成果による工業所有権の出願・取得状況〕

公開特許 発明者: 野川雅道, 田中志信, 山越憲一 権利者: 山越憲一
公開番号: 特開2004-8572 出願年月日: 2002年6月7日

5. 近赤外光を用いた 研究成果

5-1 酸素代謝計測原理

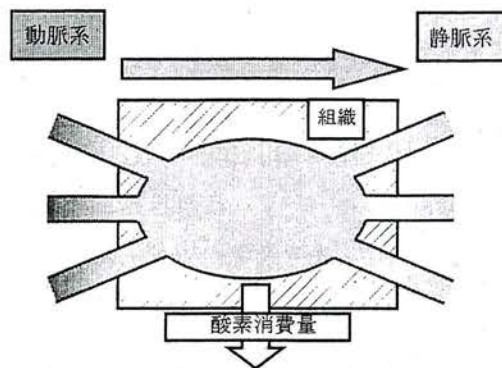
組織酸素代謝計測を実現するにあたり、対象組織を血液（動・静脈血）と血液以外の組織に分け、酸素を供給する動脈血と、組織で使用されなかった酸素を運び出す静脈血を考えると、単純には、動静脈血中の酸素濃度較差が組織で代謝された酸素に対応すると考えることが出来る。

以下に、本研究において提案・モデル化した動静脈酸素較差計測に基づく組織酸素代謝計測法を示す。

(1) 局所組織における Fick の原理（動静脈酸素較差計測に基づく組織酸素代謝計測）

ある器官を流れる血流量は、その血流にある物質を加えるか、または取り出すかすれば測定できる。この原理を肺という器官に応用して、一定時間内に肺胞よりとられる酸素を運ぶのに必要な血液量を算出すると、これが心拍出量である（Fick 法）。この方法で心拍出量を求めるには、酸素消費量と動静脈酸素含量較差の測定が必要である。

そこでこの方法を局所組織に適用させるため、Fig.5-1 のようなモデル化を行った。



酸素代謝量:

Fick の式 $\dot{V}O_2 = q \cdot k \cdot [Hb] \cdot (SaO_2 - SvO_2)$

$\dot{V}O_2$: 組織酸素代謝量 (ml/min/100g)

[Hb]: ヘモグロビン濃度 (g/ml)

q : 組織血流量 (ml/min/100g)

SaO_2 : 動脈血酸素飽和度

k : 1.34(ml/g)

SvO_2 : 静脈血酸素飽和度

Fig.5-1 組織モデル図

したがって、組織血流量 q 、ヘモグロビン濃度 [Hb]、動脈血酸素飽和度 SaO_2 、静脈血酸素飽和度 SvO_2 の四つのパラメータを計測できれば、組織の酸素消費量 $\dot{V}O_2$ が導出できる。また別の指標として、組織への酸素流入量と酸素代謝量との比(代謝率)が、動脈酸素飽和度、

静脈酸素飽和度を用いて求められる。酸素代謝率は以下の式で与えられる。

$$\text{酸素代謝率: } \frac{\dot{V}O_2}{\dot{D}O_2} = \frac{q \cdot k \cdot [Hb] \cdot (SaO_2 - SvO_2)}{q \cdot k \cdot [Hb] \cdot SaO_2} = 1 - \frac{SvO_2}{SaO_2}$$

本研究では、近赤外光を用いた酸素代謝量を計測する前段階として、酸素代謝率の計測を行うために、 SaO_2 、 SvO_2 を近赤外光を用いて計測可能な装置の開発を行った。

また、評価実験では、血流量測定法として、静脈圧迫法を用いたプレティスモグラムを併用して、組織酸素代謝量を計測した。

(2) オキシメトリ (近赤外光を用いた血中酸素飽和度計測法)

黄色より長波長の可視光及び近赤外光は皮膚を比較的良好に透過するので、光を利用した経皮計測が可能である。光を組織に照射すると、一部は表面で反射されるが、大部分(93%~96%)は組織内で散乱し、その一部は後方に向かって反射光となり、また一部は前方に向かい、薄い組織では透過光として検出される。従って、光路の吸収に変化があれば、反射光量あるいは透過光量の変化として検出することができる。

反射及び透過光量は波長にも依存し、可視から近赤外では、入射光量に対する反射光量の割合は白人ではほぼ一定であるが、透過光量の割合は短波長で著しく減少する。これら光量の割合が37%となる深さを浸透深度とすると、波長400nmで90 μ m、600nmで550 μ m、800nmで1,200 μ mである。従って、赤~近赤外では透過光による計測が可能であるが、短波長では反射光の計測に限られる。

光を利用した血液酸素飽和度は、血中ヘモグロビン(酸素化ヘモグロビン(HbO_2)及び脱酸素化ヘモグロビン(Hb))に対する HbO_2 の割合 [$SaO_2 = HbO_2 / (HbO_2 + Hb)$] であり、 HbO_2 と Hb の光吸収が、Fig.5-2に示すような差があることを利用している。波長800nm前後では、 HbO_2 と Hb で吸収が等しく(等吸収点)、従って等吸収点を基準にして、吸収の違いの大きい波長(通常640~660nm)を用いて SaO_2 (および SvO_2)を計測する。

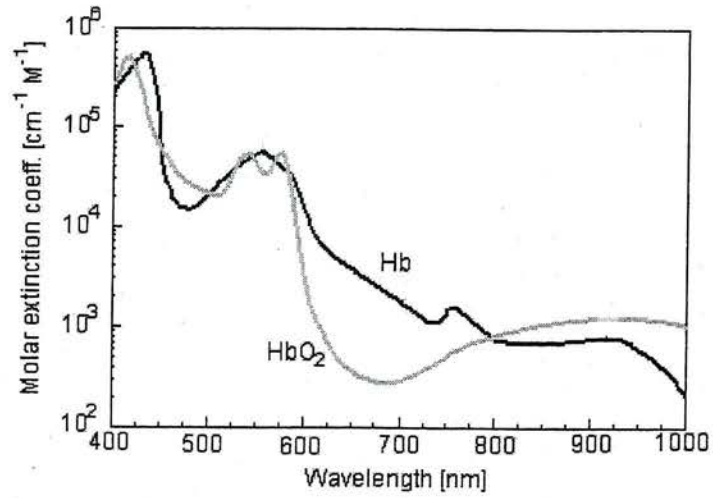


Fig.5-2 酸素化ヘモグロビン:HbO₂と脱酸素化ヘモグロビン:Hb のモル吸光スペクトル

(2)-1 パルスオキシメトリ(動脈血酸素飽和度計測法)

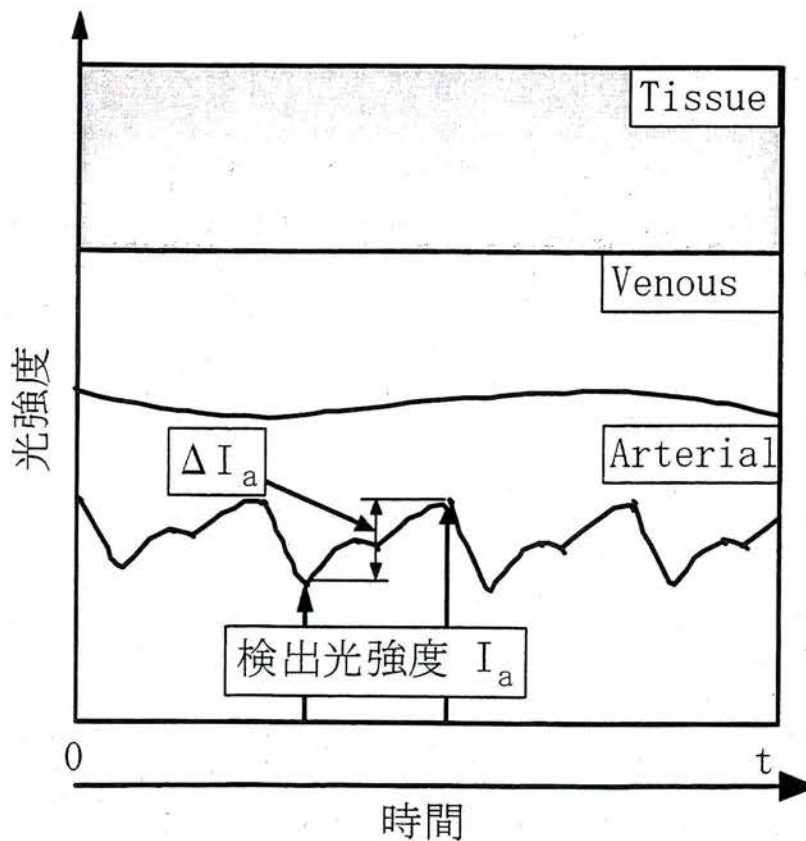


Fig.5-3 パルスオキシメトリにおける組織光学的モデル

パルスオキシメトリ(Pulse Oximetry)の原理は、組織内における動脈拍動成分に注目し、

光量の拍動成分だけを抽出すれば、動脈血のみによる光吸収変化が得られることを利用したものである。今、組織を Fig.5-3 に示すように、光学的に動脈血層(Arterial blood layer)、静脈血層(Venous blood layer)および血液以外の組織(Tissue)に分離して考え、ランバート・ベール(Lambert-Beer)の法則に基づいて説明すると、波長 λ に対する入射光強度 I_0^λ と検出光強度 I_a^λ の間に成り立っている関係は、

$$\log \frac{I_a^\lambda}{I_0^\lambda} = -\mu_{at}L_t - \mu_{av}L_v - \mu_{aa}L_a \quad (5-1a)$$

が成り立つ。ただし、 $\mu_{at}, \mu_{av}, \mu_{aa}$ はそれぞれ、生体組織(tissue)、静脈血(venous blood)、動脈血(arterial blood)の吸収係数(absorption coefficient)であり、 L_t, L_v, L_a はそれらの厚みである。

式(5-1a)において、右辺の各項をそれぞれ無侵襲的に同定することは困難であるため、脈波(pulse)による血管内径の拡張(ΔL_a)、即ち血液の増加を考慮し、そのために生じる検出光強度の減少(ΔI_a)を式(5-1a)に適用することで、

$$\ln \left(\frac{I_a - \Delta I_a}{I_0} \right) = -\mu_{at}L_t - \mu_{av}L_v - \mu_{aa}L_a - \Delta\mu_{aa}\Delta L_a \quad (5-1b)$$

このように上式が成立し、式(5-1b)・式(5-1a)から

$$\ln \left(\frac{I_a - \Delta I_a}{I_0} \right) - \ln \left(\frac{I_a}{I_0} \right) = \ln \left(\frac{I_a - \Delta I_a}{I_a} \right) = -\Delta\mu_{aa}\Delta L_a \quad (5-2)$$

を得ることにより、脈動により変動する血液容積のみを酸素飽和度の測定対象と仮定する方法が、パルスオキシメトリの原理である。

実測では、測定の簡略化のため式(5-2)は、 $I_a \gg \Delta I_a$ において

$$\ln \left(\frac{I_a - \Delta I_a}{I_a} \right) = \ln \left(1 - \frac{\Delta I_a}{I_a} \right) \cong \frac{\Delta I_a}{I_a} \cong \frac{AC_a}{DC_a}$$

である。

ここで、2波長(λ_1, λ_2)を用い、光路長 L を消去することにより、以下の動脈血酸素飽和度計測の式が求められる。

$$Ratio = \frac{\left(\frac{AC_a}{DC_a} \right)_{\lambda_1}}{\left(\frac{AC_a}{DC_a} \right)_{\lambda_2}}, \quad SaO_2 = A_a + B_a \cdot (Ratio) \quad (5-3)$$

このとき、定数 A_a, B_a は酸素化及び脱酸素化ヘモグロビンの吸光係数から得られるが、実際には動物実験や採血実験などによる校正によって求められる。

(2)-2 静脈オキシメトリ (静脈血酸素飽和度計測法)

静脈オキシメトリ(静脈血酸素飽和度計測法)は、先程説明したパルスオキシメトリが動脈の脈動成分に注目したのに対し、主に呼吸変動に由来する血液(主に静脈血)のゆっくりとした容積変動分から、血液による検出光強度変化 ΔI_v から求める方法である。

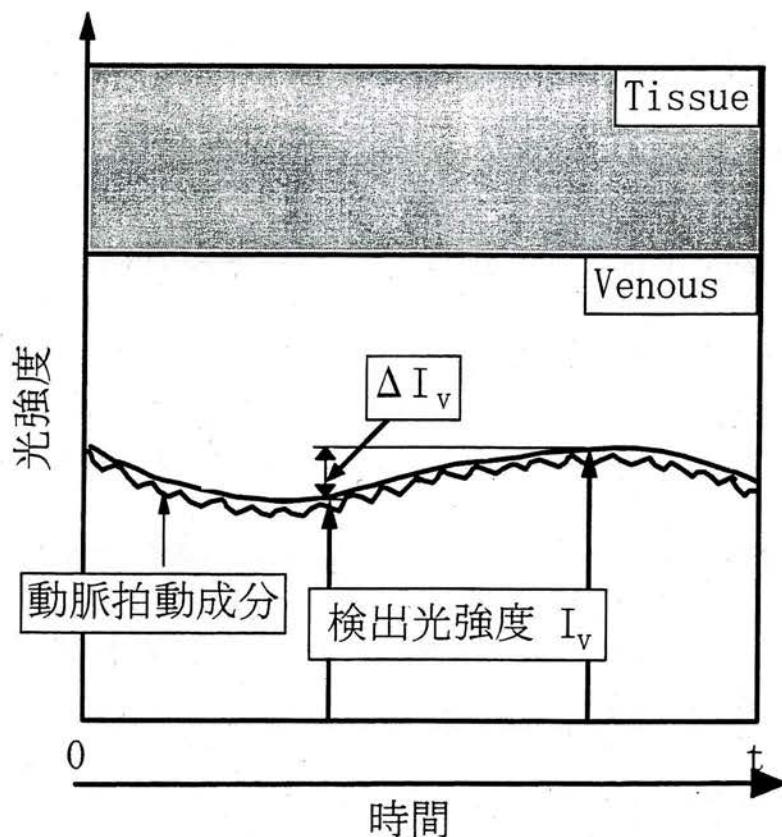


Fig.5-4 組織オキシメトリにおける組織光学的モデル

組織表面の一点から波長 λ の光強度 I_0^λ と、組織中で散乱、吸収された光の一部を他点で検出した光強度 I_v^λ との関係は式(5-1a)と同様に次のようになる

$$\log \frac{I_v^\lambda}{I_0^\lambda} = -\mu_{at}L_t - \mu_{av}L_v - \mu_{aa}L_a \quad (5-4a)$$

式(5-4a)において、受光した光強度の信号の脈波成分を除去して、静脈変動分(ΔL_v)による検出光強度の減少(ΔI_v)を式(5-4a)に適用すると、

$$\ln \left(\frac{I_v - \Delta I_v}{I_0} \right) = -\mu_{at}L_t - \Delta\mu_{av}\Delta L_v \quad (5-4b)$$

このように上式が成立し、式(5-3b)・式(5-3a)から

$$\ln \left(\frac{I_v - \Delta I_v}{I_0} \right) - \ln \left(\frac{I_v}{I_0} \right) = \ln \left(\frac{I_v - \Delta I_v}{I_v} \right) = -\Delta\mu_{av}\Delta L_v \quad (5-5)$$

を得ることにより、静脈血の容積変動から、静脈血のみを酸素飽和度の測定対象と仮定す

る方法が、静脈血オキシメトリである。

実測では、測定の簡略化のため式(3-30)は、 $I_o \gg \Delta I_o$ において

$$\ln\left(\frac{I_v - \Delta I_v}{I_v}\right) = \ln\left(1 - \frac{\Delta I_v}{I_v}\right) \cong \frac{\Delta I_v}{I_v} \cong \frac{AC_v}{DC_v}$$

である。

ここで、2波長(λ_1, λ_2)を用い、光路長 L を消去することにより、以下の静脈血酸素飽和度計測の式が求められる。

$$Ratio = \frac{\left(\frac{AC_v}{DC_v}\right)_{\lambda_1}}{\left(\frac{AC_v}{DC_v}\right)_{\lambda_2}}, \quad SvO_2 = A_v + B_v \cdot (Ratio) \quad (5-6)$$

このとき、定数 A_v, B_v は酸素化及び脱酸素化ヘモグロビンの吸光係数から得られるが、実際には動物実験や採血実験などによる校正によって求められる。

5-2 動・静脈血酸素飽和度計測法の理論的・実験的開発および、評価

(1) 動・静脈血酸素飽和度計測法の光拡散理論に基づく開発

光の吸収のみを考えた Lambert-Beer の理論では、動・静脈血酸素飽和度計測を行うにあたり、式(5-3)、(5-6)を導くことが出来たが、実際の計測には、式(5-3)、(5-6)に含まれる係数 A, B を採血実験して求めなくてはならない。本研究では、光の散乱の影響も考慮に入れた光拡散理論を用い、その反射光強度の解を用いることで、式(5-3)、(5-6)に含まれる係数 A, B を理論的に求めることを検討した。

(1)・1 光拡散理論

組織内における光の伝播はある波長域において散乱の影響が非常に強い。その上、生体組織において、通常、散乱の角度を表す非等方散乱パラメータ g (g は散乱余弦関数、位相関数の余弦平均とも呼ばれる) が 0.8 以上の前方散乱となる値を取る。すなわち、組織内における放射発散度は次の三つのパラメータに依存する、吸収係数 μ_a 、散乱係数 μ_s 、そして非等方散乱パラメータ g である。上記の 3 変数が与えられると、組織中の光伝搬の計算値は、もし近似などを行わなければ困難な問題も証明することができるが膨大な数の光子を追跡し統計的な計算を行う必要があるため計算量が膨大になる (Boltzmann の輸送方程式と等価なモンテカルロ法など)。

そのため、仮定として、非常に強い前方散乱であっても、十分な光学的厚さがあり、強散乱・弱吸収をもつ媒体中でははじめの数回の前方散乱のあとの散乱は等方散乱に近似することができる。この場合、散乱係数は等価散乱係数 $\mu'_s = (1-g) \cdot \mu_s$ となり、放射発散は吸

収係数 μ_a , と等価散乱係数 μ'_s のみに依存する. この仮定の上で, 光の伝播における散乱, 放射発散度 $\psi(r)$ 用いると以下の定常状態における光拡散方程式が成立する.

$$\nabla^2 \psi(r) - \frac{\mu_a}{D} \psi(r) = -\frac{S_0(r)}{D} + 3\nabla \cdot S_1(r) \quad (5-7)$$

この式は Boltzmann の輸送方程式の近似により得られ, この方程式における $S_0(r)$ と $S_1(r)$ は, 球面調和関数の級数に展開した P_0 近似および P_1 近似を表している. また D は拡散係数であり, 次の式で表せる.

$$D = \{3[\mu_a + (1-g) \cdot \mu_s]\}^{-1} \quad (5-8)$$

光拡散方程式は微分方程式となっており, 原理的には光源の任意の配置における放射発散の解を求めることができる. 放射発散の決定における重要な点は光源の条件を特徴付けることと, 簡単な境界条件を与えることである. ここでは, 双極子光源を用い, 推定された境界を用いることにより解を求めることとした.

式 (5-7) における光源の条件は, 起こりうる光源の相互作用により最初に散乱が現れる z 軸上の点光源の配置を決定する, そして光源の強度を組織の光学特性より決定する. ここで, 反射光の解は, 深さ Z_0 における同位体光源にグリーン関数を適応し, また, Z 軸に沿ったすべての相互作用がおこる光源強度によって特定の範囲にてこの関数を積分することにより得られる.

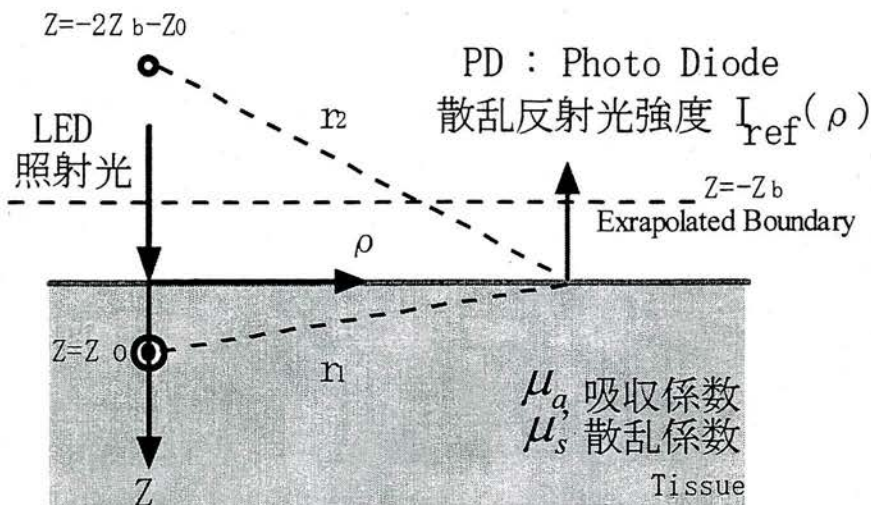


Fig.5-5 光拡散理論における反射光強度の導出のための模式図

ここで, 組織を半無限媒質であり, 組織表面における屈折率が散乱の影響がないとすると, 境界条件は組織より外側の仮想光源を仮定する (鏡像法). 従って数学的に方程式は次式の様にあらわせられる.

$$\psi(r) - 2D\hat{\Omega}_n \cdot \nabla \psi(r) = 0$$

ここで、 r は境界面における位置を表し、 $\hat{\Omega}_n$ は組織に向かう単一ベクトルを表す。この条件は、組織表面から近似的に 2D の位置における外挿された境界において光の強度がゼロになる位置とおくことができる。組織における屈折率が外側にある物質と異なれば、境界条件は組織表面における内側との反射を考慮したものに変更しなければならないことから、Keizer らは、境界に適用できない条件を示し、境界条件を以下のように修正した。

$$\psi(r) - 2AD\hat{\Omega}_n \cdot \nabla\psi(r) = 0$$

ここで、 A は組織との反射との関係を表しており、Fresnel の反射率より次のように導き出すことができる。

$$A = \frac{2/(1-R_0) - 1 + |\cos\theta_c|^3}{1 - |\cos\theta_c|^2}$$

ここで、 θ_c は臨界屈折角度、 R_0 は組織と空気との境界における屈折率 ($n_{rel} = n_i/n_v$) を表しており、次のように表せられる。

$$R_0 = \left[\frac{n_{rel} - 1}{n_{rel} + 1} \right]^2$$

Groenhuis らは、 A の値を決定するために独自の実験方法により算出した。

$$A = (1 + r_d)/(1 - r_d)$$

ここで、 r_d は

$$r_d = -1.440n_{rel}^{-2} + 0.710n_{rel}^{-1} + 0.668 + 0.0636n_{rel}$$

適用させた境界を示すと、内側反射のパラメータである A は、どちらも近似的に 1 に等しくなり、したがって適応する境界条件と適用しない境界条件はパラメータ A の値によってのみ異なる。Moulton は境界条件が位置 $z_b = 2AD$ の外挿された境界において光の影響がゼロになる条件を満たすパラメータ A を示した。

以上のような仮定の下、任意の距離 ρ における反射光強度 $I_{ref}(\rho)$ は、以下のように求めることができる。

$$I_{ref}(\rho) = \frac{1}{4\pi} \left[z_0 \left(\mu_{eff} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{e^{-\mu_{eff}z_0}}{r_1^2} + (z_0 + 2z_b) \left(\mu_{eff} + \frac{1}{r_2} \right) \frac{e^{-\mu_{eff}z_0}}{r_2^2} \right] \quad (5-9)$$

(1)-2 光拡散理論に基づくオキシメトリの開発

ここでは、反射光強度の式(5-9)に含まれる各パラメータ(散乱係数 μ_s (mm^{-1}), 吸収係数 μ_a (mm^{-1}), LED・PD 間距離 ρ (mm)など)を用いた酸素飽和度計測用の理論曲線の計算方法について述べる。しかし、この理論では組織を一層モデルと仮定したものであり、理論式に含まれる等価散乱係数および吸収係数は一層モデルの値となっている。実際に一層モデルの係数を適用するには、動脈、静脈、組織の合計の値を用い、またその一層モデルに含まれる組織：血液存在比、動脈：静脈存在比などを考慮した計算を行う必要がある。

酸素飽和度を導出するのに必要な組織内のパラメータは生理的な範囲内で以下の様に設

定した。

Table.5-1 光拡散理論に基づいたオキシメトリのための公称パラメータ

$\mu_a = \alpha \mu_{at} + (1 - \alpha) \mu_{ab}$	組織:血液 = $\alpha : (1 - \alpha) = 97 : 3$ (%)	動脈拍動成分 : 約10%
μ_{ab} : 血液の吸収係数	動脈:静脈 = $\beta : (1 - \beta) = 30 : 70$ (%)	静脈変動成分 : 約30%
$\mu_{ab} = \beta \mu_{aa} + (1 - \beta) \mu_{av}$	散乱係数 $\mu_s' : 1$ (mm ⁻¹)	

◎吸収係数に関して

酸素を全身に運搬する役目であるヘモグロビン(Hb)は動脈, 静脈中, すなわち血液中に存在している. 近赤外領域において特に強い吸収を示す酸素化ヘモグロビン, 脱酸素化ヘモグロビンの吸光係数 ϵ [(1/cm)/(moles/liter)]から以下の式を用いて吸収係数 μ_a を求めた.

$$A = \frac{(\epsilon) \left[\frac{1}{\text{cm}} \right] \left[\frac{\text{moles}}{\text{liter}} \right] (x) \left[\frac{\text{g}}{\text{liter}} \right] (1) \left[\text{cm} \right]}{66500 \left[\frac{\text{g}}{\text{mole}} \right]}$$

$$\mu_a = (2.303) \epsilon (x \text{ g/liter}) / (66500 \text{ gHb/mole})$$

ここで, $x=150$ (g/liter)を用いた.

また, 組織における吸収係数も同様に求めた.

(2) in vivo における精度評価実験

Fig.5-6 に示す実験システムを用いて, 本研究で製作した動・静脈血酸素飽和度計測装置の精度評価実験を行った.

(2)-1 実験プロトコル

in vivo 実験は, 前腕部に製作したセンサを装着し, 動脈血酸素飽和度(SaO₂)は指尖部に取り付けられたパルスオキシメータ(Ohmeda 社製), 静脈血酸素飽和度(SvO₂)は前腕部に留置針を取り付けて採血を行い(約 2ml), 血液分析器 OSM3(ラジオメータメディカル A/S 社製)を用いてそれぞれ比較を行った. また血中酸素飽和度は, 低濃度酸素(FiO₂: 10%)を吸引する事により変化させた. 被験者は健常男性 5 名(22~25 歳)に対して行った.

また, 本研究において酸素飽和度計測のため製作したセンサを Fig.5-7 に示す. センサ部は半径 15mm の円形になっており, 中心部に Photo Diode(PD: S1337-66BR, 浜松ホトニクス社製)を配置し, その周り半径 10mm の円上に LED8 個(L750-40k00, L830-40k00, epitex 社製)をそれぞれ $\lambda_1=750\text{nm} \times 4$ 個, $\lambda_2=830\text{nm} \times 4$ 個づつ交互に並べた. センサの

素材は塩化ビニルを用い、表面には $r=150\text{mm}$ の曲面を設けた。

また使用する際に体表面に固定するために、サポータタイプのベルトをセンサに取り付けた。

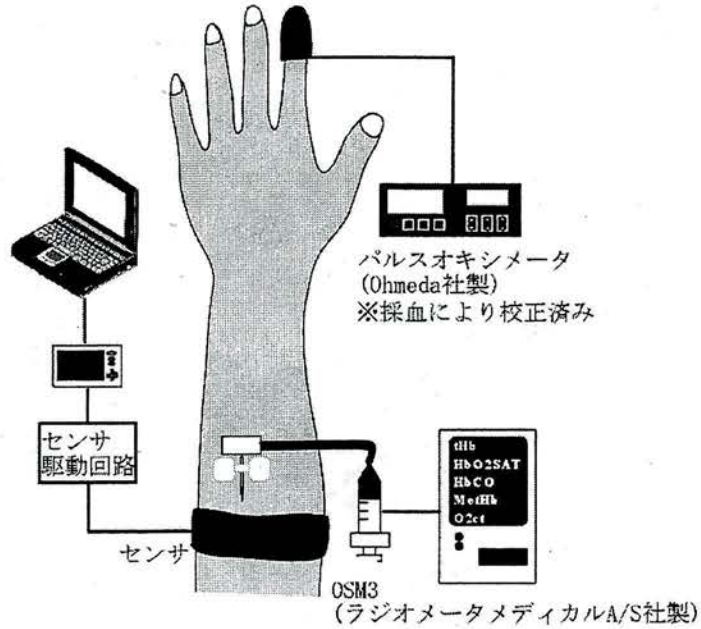


Fig.5-6 精度評価実験模式図

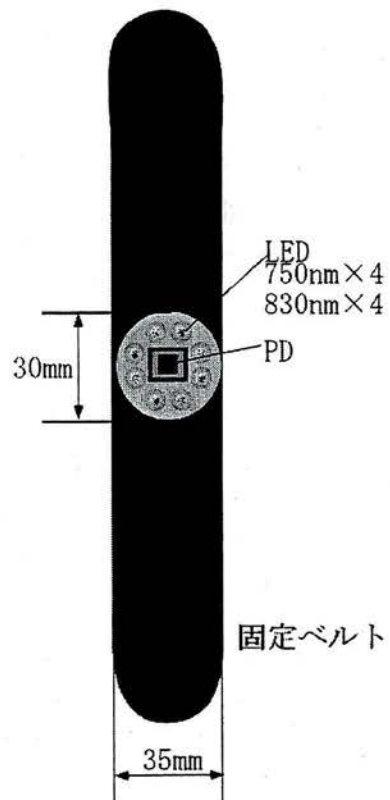


Fig.5-7 酸素飽和度計測センサ

(2)-2 実験結果

光拡散理論に基づいて計測した本装置の動・静脈血酸素飽和度(SpaO₂, SpvO₂)とパルスオキシメータ, OSM3 との相関図を Fig.5-8, Fig.5-9 に示す.

相関図(動脈・パラメータ変更後)

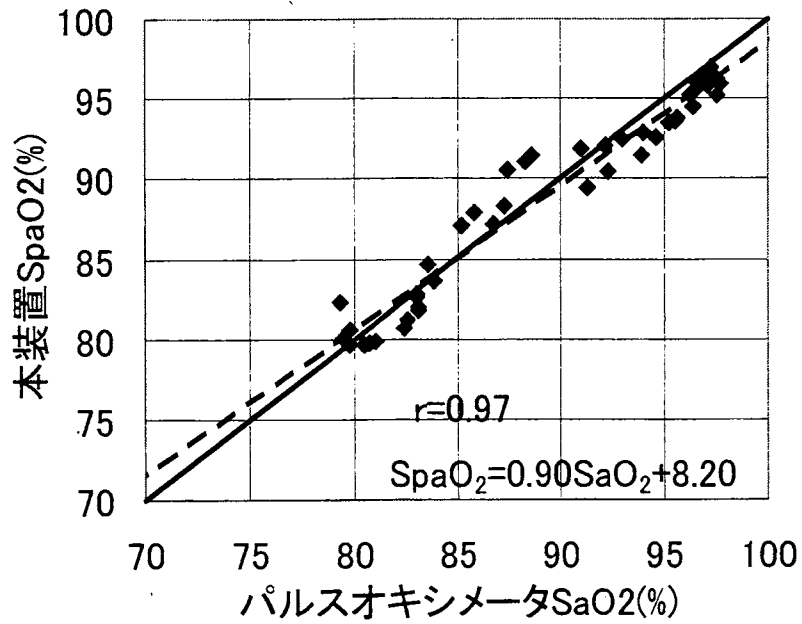


Fig.5-8 動脈血酸素飽和度計測相関図

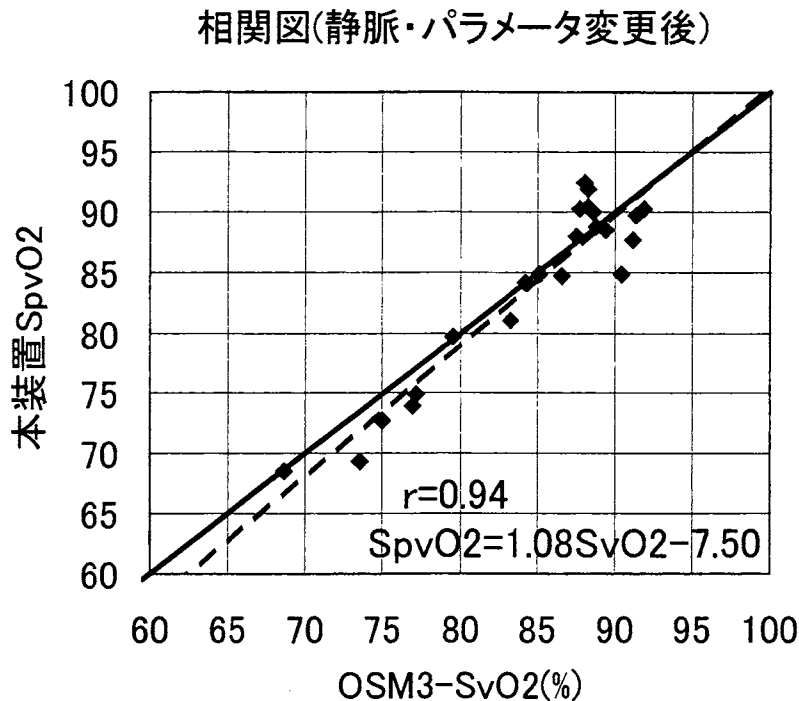


Fig.5-9 静脈血酸素飽和度計測相関図

(2)-3 考察

Fig.5-8, Fig5-9 に示したとおり，動・静脈血共に良い相関が得られた。

この結果より，光拡散理論を用いる事で，動脈血酸素飽和度計測ではパルスオキシメータとほぼ同等の計測が可能であることが確認できた。また静脈酸素飽和度計測に関しても同様に計測することが可能であり，簡便な動・静脈血酸素飽和度計測法を実現した。

5-3 酸素代謝計測

本研究で製作した動・静脈血酸素飽和度計測センサおよび，既存の局所流量計を用いて，運動負荷時の代謝量および，代謝率の計測を行った。

(1) 実験プロトコル

実験システムの概要を Fig.5-10 に示す。本研究で製作した動・静脈血酸素飽和度計測センサと，静脈圧迫法に基づく局所血流量計測装置 Rubber Strain Gauge plethysmograph(RSG : Hokanson 社製)を用いて代謝計測実験を行った。

酸素代謝量導出の際必要なヘモグロビン濃度は[Hb]=15.0(g/dl)とした。実験中，酸素代謝量を変化させるために静的運動(ハンドグリップ，レッグエクステンション)，動的運動(エルゴメータ)の運動負荷を与えた。また負荷も強弱をつけ，それぞれハンドグリップ

(20%MVC, 60%MVC), レッグエクステンション(30%MVC, 60%MVC), エルゴメータ(50W, 100W)と比較を行ってみた. 尚, ハンドグリップ, エルゴメータは前腕部腕橈骨筋上, レッグエクステンションは外側広筋上にセンサを配置した.

被験者は健常男性 5 名(22~25 歳).

※MVC(Maximum Voluntary Contraction : 最大随意筋収縮)

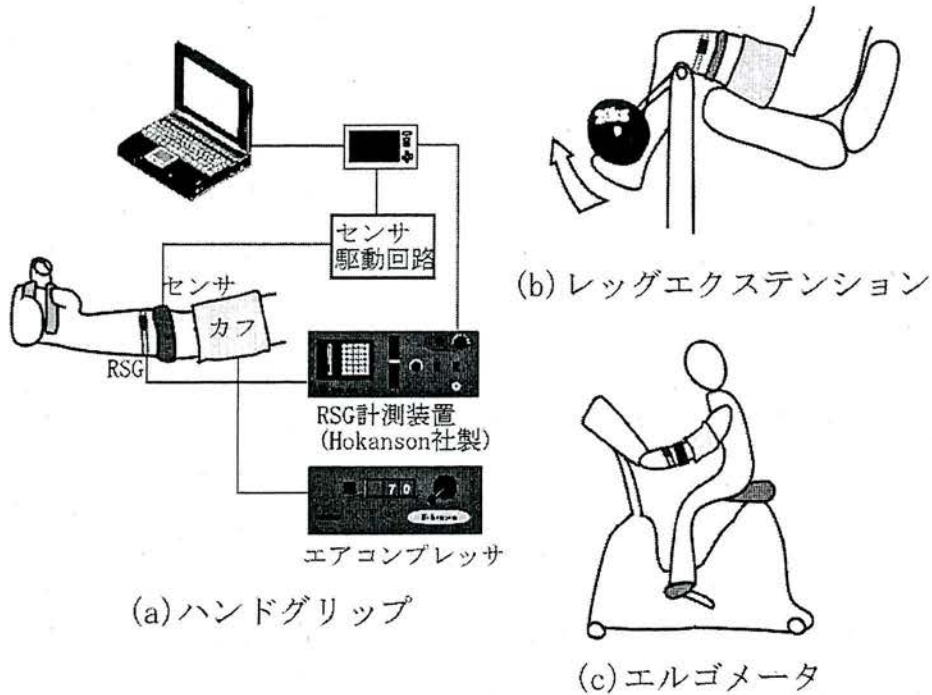


Fig.5-10 代謝計測実験概要

(1)-1 静的運動実験結果

Fig.5-2~Fig.5-4 にハンドグリップ負荷, レッグエクステンション負荷の実験結果を示す.

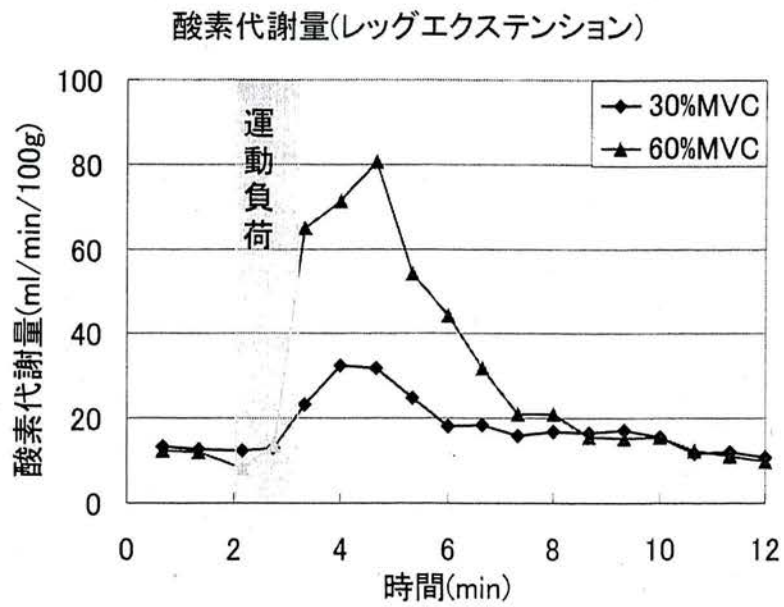
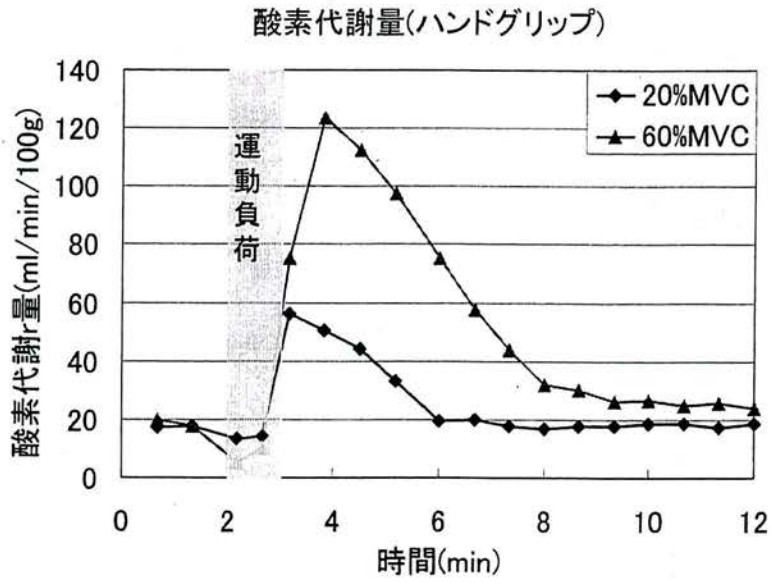


Fig.5-11 代謝量結果(ハンドグリップ, レッグエクステンション)

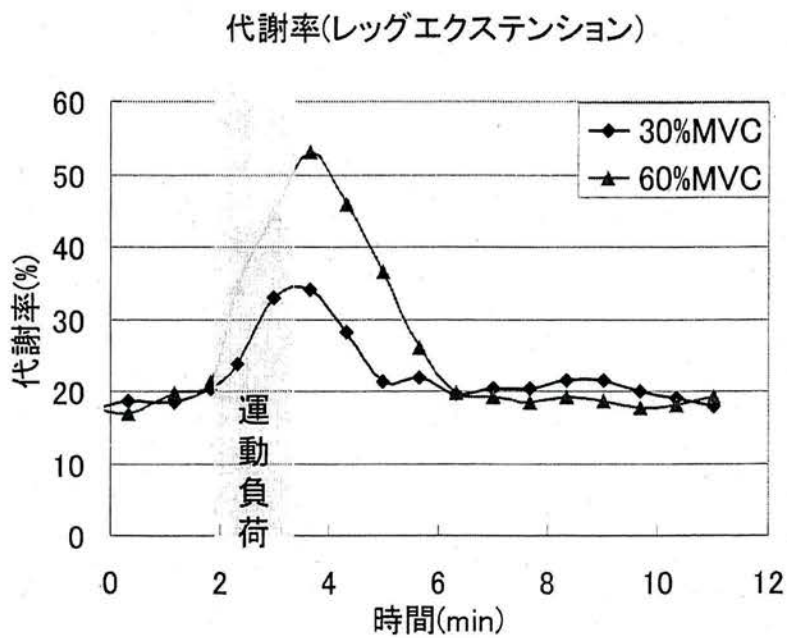
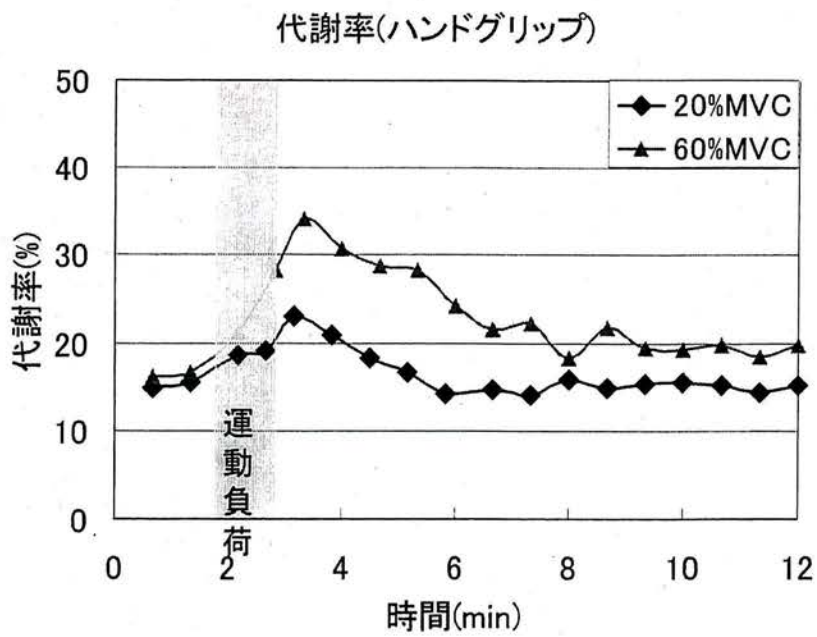
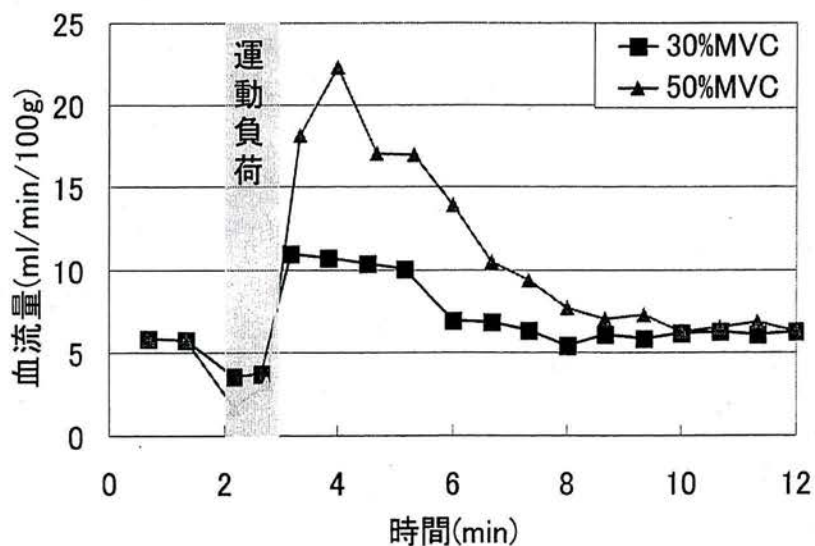


Fig.5-12 代謝率結果(ハンドグリップ, レッグエクステンション)

血流量変化(ハンドグリップ)



血流量変化(レッグエクステンション)

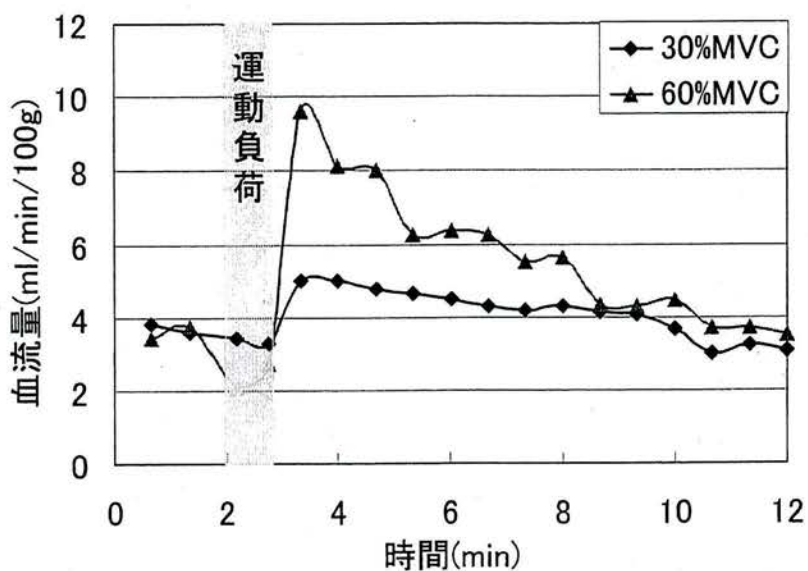


Fig.5-13 血流量結果(ハンドグリップ, レッグエクステンション)

(1)-2 動的運動実験結果

Fig.5-14~Fig.5-16 にエルゴメータ負荷の実験結果を示す。

酸素代謝量(エルゴメータ)

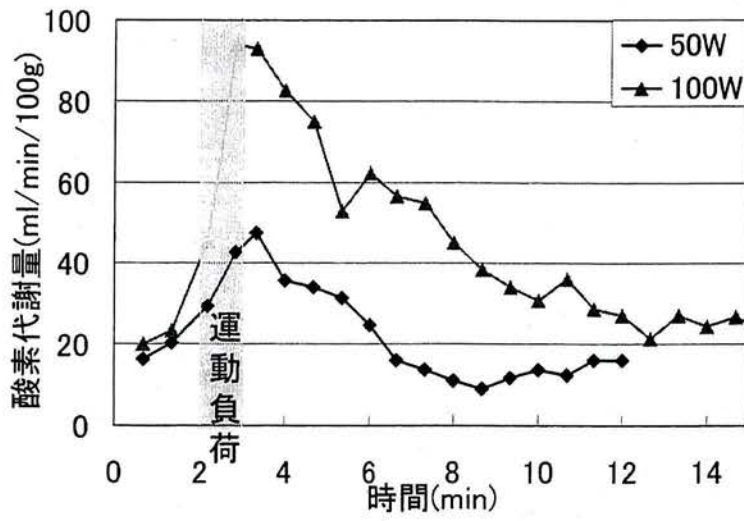


Fig5-14 代謝量結果(エルゴメータ)

代謝率(エルゴメータ)

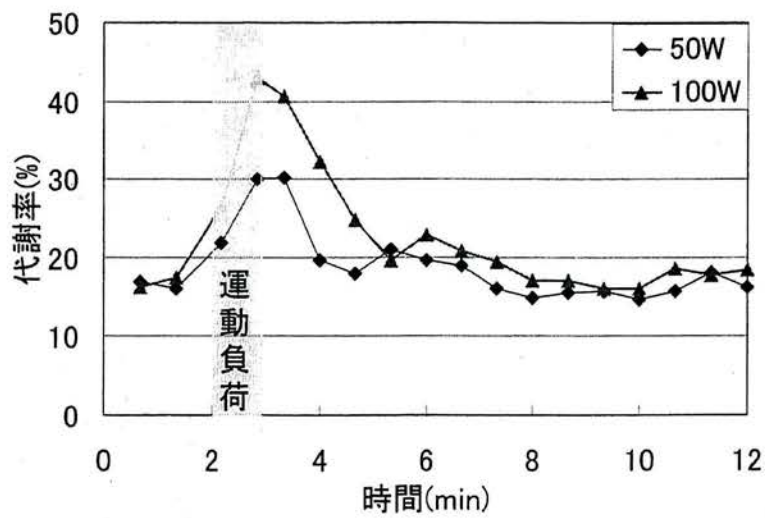


Fig.5-15 代謝率結果(エルゴメータ)

血流量結果(エルゴメータ)

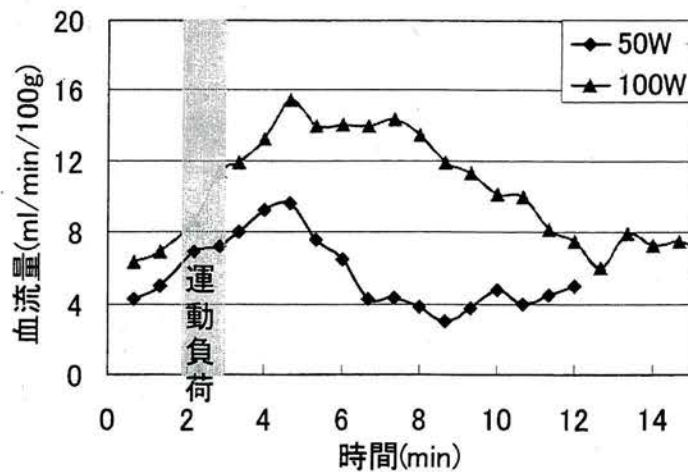


Fig.5-16 血流量結果(エルゴメータ)

(1)-3 考察

静的運動であるハンドグリップ、レッグエクステンション共に酸素代謝量、代謝率が運動負荷により上昇し、増加の程度は強い負荷時が有為に大きかった($p<0.05$).

一方、動的運動では、静的運動と同様に運動負荷により酸素代謝量、代謝率共に上昇している。しかし運動負荷時に関しては酸素代謝量が運動開始と同時に増加している事がわかる。($p<0.05$)。また運動負荷後、代謝量の値は静的運動と比べ、平常値まで回復するのに時間がかかる。原因としては、ハンドグリップやレッグエクステンションのような局所運動に対して活動筋量が大きいために、循環系全体に影響が現れたためと思われる。

6. おわりに

本研究で製作した動・静脈血酸素飽和度同時計測装置によって、酸素代謝状態の指標である酸素代謝量が計測可能であること、血流量計測と組み合わせる事で酸素代謝量が求められる事が示された。

今後は、これら測定装置のニーズのさらなる発掘と、光計測に基づく血流計測法を開発することによって、単一のセンサで組織酸素代謝計測が可能となる装置の開発を行って行きたい。