

血液希釈時の脳組織酸素化に関する研究

—近赤外線を用いた解析—

松田 敬子*

要 旨

近赤外線分析法による組織酸素化に関する研究は、jobsis¹⁾²⁾, Wray³⁾, Delpy⁴⁾, 田村⁵⁾⁶⁾⁷⁾らにより行われていた。この研究は、血液希釈時の脳酸素環境を近赤外分析で行なうことを目的にして行なった。まず予備実験として脳内ヘモグロビン (Hb と略す) 酸化型ヘモグロビン (HbO₂ と略す), チトクロームオキシダーゼ (Cyt. Oxi. と略す) の波形を赤血球を人工血液 (フルオカーボン[®]) と置換したモデルで測定した。そして近赤外線波長分析の原理に基づく測定法の正当性を確認した。次に本実験として浜松ホトニクス社製 NIR-1000 を使用し臨床で行われている血液希釈の割合によって脳組織環境がどのような影響をうけるかを検討した。血液希釈は Ht 値25%群と Ht 値15%群の2群について比較した。25%群では、脳組織環境では酸素供給と需要のバランスがとれていると考えられた。これに対して Ht 値15%群では心拍出量は増加しているものの酸素運搬量は低下し、さらに混合静脈血酸素含量も低下した。しかしながら脳内 Cyt. Oxi. は還元化が認められず Ht 15%においても生体内では autoregulation が働き脳内では酸素化が維持されている事が示唆された。さらに、近赤外分析法による組織酸素化の測定は生体に無侵襲であり、臨床でも簡便に測定しうる方法であることが示唆された。

I はじめに

近赤外分析法による組織酸素化に関する研究は数多く行われているが¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾今回我々は、本法による in vivo での測定により脳内 Hb, HbO₂, Cyt. Oxi. がどのような波形を示し、分離解析が行なえるかどうかを4波長のユニソク社製近赤外分析装置で予備実験を行ない検討した。臨床で血液希釈は広く行われているが希釈の割合により脳組織酸素環境がどのように影響されるかに関する研究は少ない。この点に注目し近赤外線分析法により脳内酸素環境の解析を行なうことによりこの点の解明を試みた。

本実験では、血漿代用剤 (ヘスパンダー[®]) により血液希釈を行ったときの变化の測定に近赤外線6波長解析法の原理による浜松ホトニクス社製 NIR-1000 (Fig. 1) を使用した。本装置は6波長 (779 nm, 802 nm, 847 nm, 866 nm, 907 nm) をもとにして分析を行っている。Fig. 2 にその測定されたスペクトル波形Mを示す。その下の A₁, A₂, A₃ は測定対象である CytO₂-Cyt, HbO₂, Hb, のスペクトルである。計算はこれらの3つのスペクトルにどのような濃度変化を来たせば測定値Mに最もよく一致するかを求めるものである。これは、一般の分光分析と同様の最小2乗法のよるカーブフィッティング法を6波形で行っていることになる。このようにして計算された C₁, C₂, C₃, をそれぞれ CytO₂-Cyt, HbO₂, Hb, の濃度変化として出力している²²⁾。この方法で血液希釈時の脳組織の酸化型 Hb, 還元型 Hb, 脳血液量, チトクローム a, a₃ (Cyt. Oxi.) の変動の同時測定を行ったので報告する。

*帝京大学麻酔科学教室



Fig. 1 NIR-1000

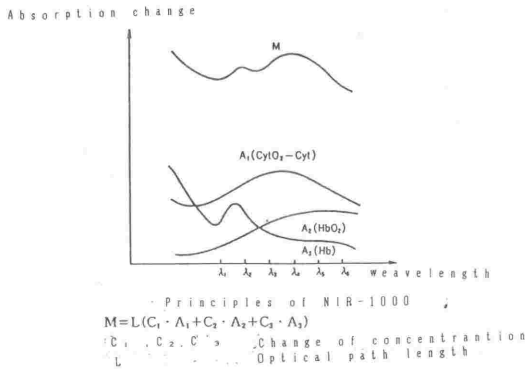


Fig. 2 Principles of NIR-1000

II 対象と方法

1. 予備実験

体重 400~500 g のラット30頭にネンブタール 50 gm/kg, 硫酸アトロピン 0.1 mg の腹腔内投与後気管切開口よりチューブを挿入し FIO₂=1.0 とした。右大腿動脈に脱血用カテーテル, 右大腿静脈に血液置換用のカテーテル, 左大腿動脈に血圧測定用のカテーテルを挿入した。血液をフルオゾール® (人工血液) でほぼ完全に血液置換した群と血液置換をしない対照群の2群に分けた。

それぞれの群において FIO₂ を1.0から0.1に変化させたときの Hb, HbO₂, Cyt. Oxi. の変化を解析した。

2. 血液希釈実験

雑種成犬10頭を Ht 値25%群と Ht 値15%群の2群に分けた。麻酔は、ペントバルビタール 2 mg/kg 筋注し, 筋弛緩はベクロニウム 0.1 mg/kg で得た後, 気管内挿管し, 以後適宜それぞれを追加した。呼吸は Harvard 人工呼吸器を使用し人工呼吸を行い, 吸気酸素濃度 (FIO₂) を100%に維持し, PaCO₂ が 35~40 mmHg になるように調節した。右大腿動脈に血圧測定のカテーテル, 左大腿静脈に脱血用のカテーテル, 右大腿静脈には輸液用のカテーテル, 左大腿静脈からは熱希釈法による心拍出量測定のためのスワングアンツカテーテルを右心に向けて挿入した。左大腿動脈から脱血を開始すると同時に脱血と同量のヘスパンダー®を右大腿静脈から約15分かけて輸液し, それぞれ Ht 値25%と, 15%になるように血液希釈を行なった。浜松ホトニクス社製 NIR 1000 のセンサーを頭部に装着し, 記録画面のオシロスコープ上に酸化型 Hb, 還元型 Hb, 脳血液量およびチトクローム a, a₃ (Cyt. Oxi.) の酸化還元状態を連続的, 経時的に測定した。さらにこの画面上に, 血圧, 心拍数も同時に記録した。血液希釈前 (対照時), 血液希釈後で Ht 値が25%, 15%に低下して5分後, 10分後にスワングアンツカテーテルを使用し心拍出量, 血圧, 中心静脈圧 (CVP) を測定しさらに, 脈拍数, 動脈及び混合静脈血酸素含量を演算式 (Hb×1.34×SaO₂+0.003×PaO₂) を用

いて算出し、その時の脳内 Hb, Cyt. Oxi. の変動と対比させた。

III 結 果

1. 予備実験の結果

① ラットの脳スペクトル

(a) 血液をフルオゾール®で置換しない群

血液希釈をしない群において FIO_2 を 1.0 から 0.1 に変化させたときの各波長における吸収量の変化を Fig. 3 に示す。 FIO_2 を減少させていくと 650 nm 付近での吸収度が大きく変動する。また、Fig. 3 より等吸収点は 805 nm 付近になっており 805 nm より短い部分では HbO_2 から Hb になるにつれて次第に吸収度が増加していることがわかる。

(b) 血液をフルオゾール®でほぼ完全に置換した群

FIO_2 を 1.0 から 0.1 に変化させたときの各波長における吸収量の変化を Fig. 4 に示す。基線が $FIO_2=1.0$ の時を示す。Cyt. Oxi. は 830 nm から極大吸収を持つと言われている。本予備実験においても 780 nm 付近を等吸収点とし、それより

長い波長域では基線の $FIO_2=1.0$ からしだいに吸入酸素濃度を減少させていくとその割合により吸収度が減少し 830 nm 付近をピークとしたゆったりとした波形となり Hb の波形とは分離測定出来た。

2. 希釈実験の結果

左大腿動脈から脱血を開始し、同時に同量のヘスパンダー®を右大腿静脈から輸液し、Ht 値 25% になるまで血液希釈を行なった。Ht 値が 25% に希釈されるまで血圧、脈拍数は有意な変化は見られず、また混合静脈血酸素含量も変化が見られなかった。脳組織環境に関しては、希釈開始後より、酸化型 Hb、還元型 Hb、チトクローム a, a_3 (Cyt. Oxi.) は有意な変化は見られなかった。(Fig. 5)

今回の測定結果を記録するときはチトクローム a, a_3 (Cyt. Oxi.) の変化は、極わずかであるため感度を Hb の感度の 10 倍とした。Fig. 6 に、Ht 値 25% における心拍量と酸素運搬量の変化を示してある。コントロール値に比べて心拍量も、酸素運搬量も、増加している傾向にあるが、有意な変化は見られなかった。Fig. 7 には Cyt. Oxi. の対照時からの変動の割合を変化率として示すが

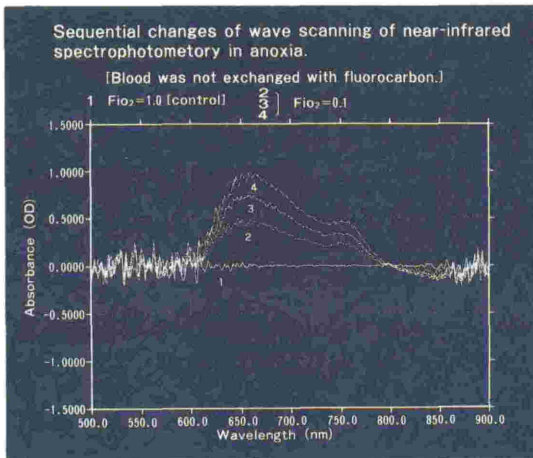


Fig. 3 Sequential changes of wave scanning of near-infrared spectrophotometry in anoxia.

Blood was not exchanged with fluorocarbon.

- 1. : This line indicates $FIO_2=1.0$.
- 2. } : These lines indicate gradually decrease of FIO_2 .
- 3. }
- 4. }

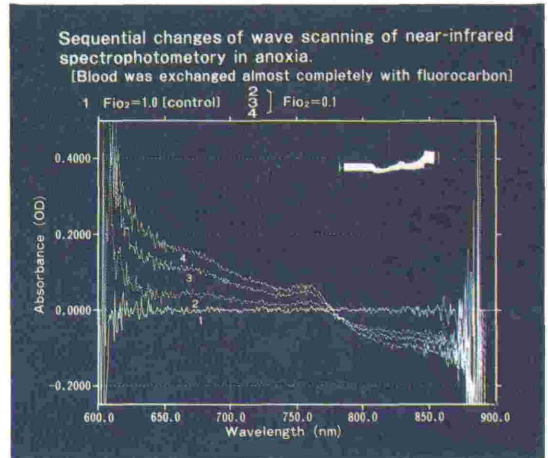


Fig. 4 Sequential changes of wave scanning of near-infrared spectrophotometry in anoxia.

Blood was exchanged almost completely with fluorocarbon.

- 1. : This line indicates $FIO_2=1.0$.
- 2. } : These lines indicate gradually decrease of FIO_2 .
- 3. }
- 4. }

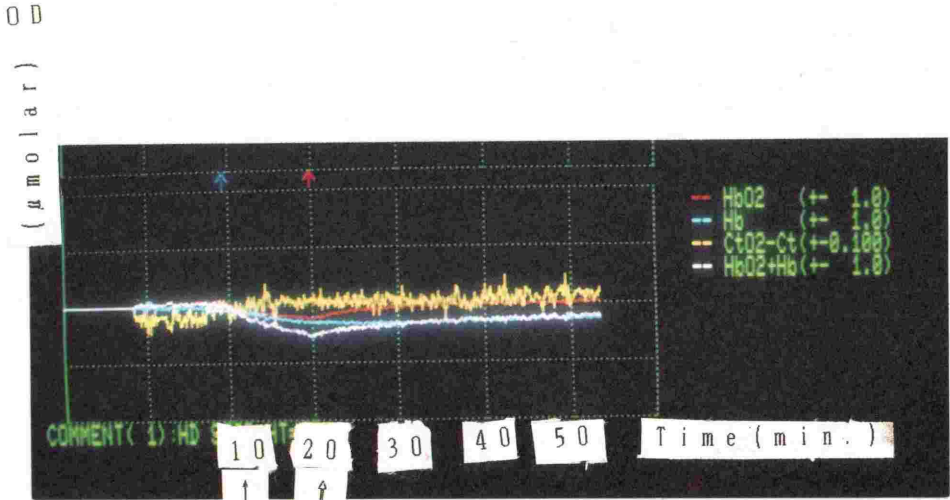


Fig. 5 Changes of wave scanning of nearinfrared spectrometry in euvoletic hemodilution about Ht 25%.

↑ : The arrow indicates start of euvoletic hemodilution.

↑ : The arrow indicates the point of euvoletic hemodilution about Ht=25%.

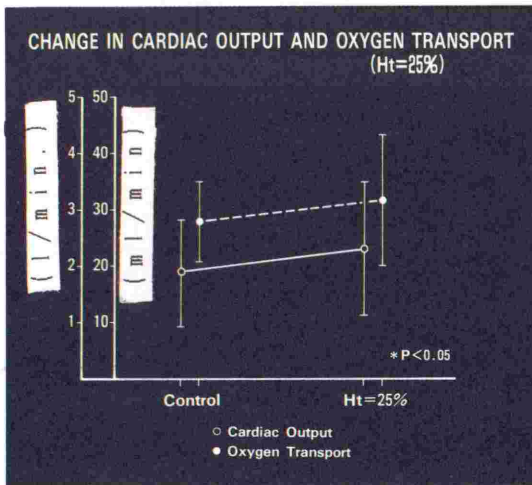


Fig. 6 Changes in cardiac output and oxygen transport. (Ht=25%)

Cardiac output and oxygen transport slightly increased.

Ht=25% : This point indicates cardiac output and oxygen transport when 25 minutes after euvoletic hemodilution.

(演算式により計算した⁸⁾) 有意な変化は見られなかった。

次に同様に左大腿静脈から脱血を開始し、同時

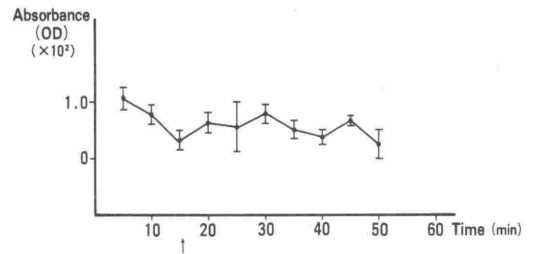


Fig. 7 The changes rate of cyt. oxi. during euvoletic hemodilution about Ht 25%. Brain tissue oxygenation was unchanged.

↑ : The arrow indicates euvoletic hemodilution about Ht=25%.

に同量のヘスパンダー®を右大腿静脈から輸液し、Ht 値が15%になるまで血液希釈を行なった。Ht 値が15%に希釈されるまで、血圧は低下、脈拍数は上昇するが有意な変化ではなかったし希釈50分まで同じ状態が続いた。

また混合静脈血酸素含量は減少した。しかしながら脳酸素環境に関しては、希釈開始後もチトクローム a, a₃ (Cyt. Oxi.) の還元化は認められなかった。(Fig. 8)

Fig. 9 には Cyt. Oxi. の対照時からの変動の割合を変化率として示すが、希釈開始後も有意な変

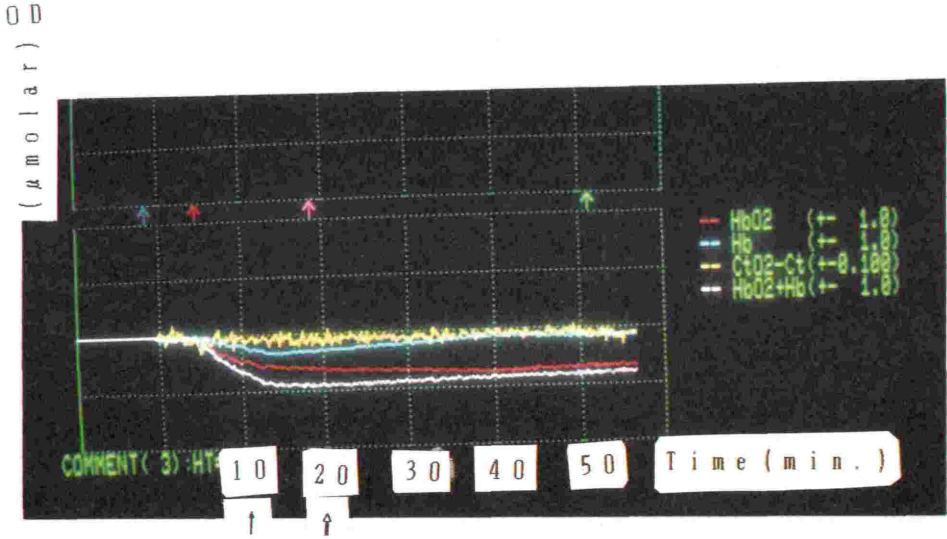


Fig. 8 Changes of wave scanning of nearinfrared spectrophotometry in euvolemic hemodilution about Ht 15%. Brain tissue oxygenation was unchanged
 ↑ : The arrow indicates the start of euvolemic hemodilution.
 ⤴ : The arrow indicates the point of euvolemic hemodilution about Ht=15%.

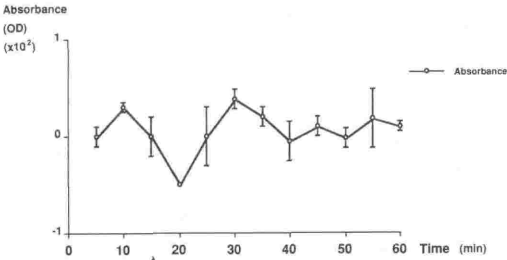


Fig. 9 The change rate of cyt. oxi. during euvolemic hemodilution about Ht 15%. Brain tissue oxygenation was unchanged.
 ↑ : The arrow indicate euvolemic hemodilution about Ht 15%

CHANGES IN CARDIAC OUTPUT AND OXYGEN TRANSPORT (Ht=15%)

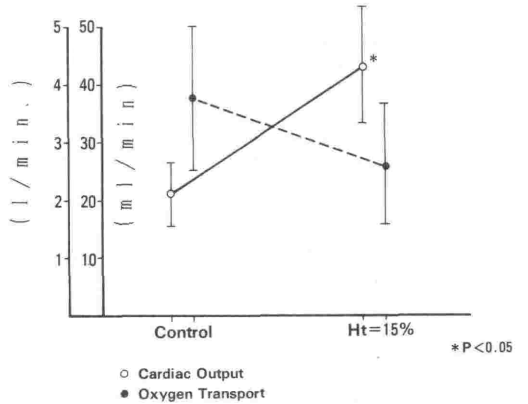


Fig. 10 Changes in cardiac output and oxygen transport. (Ht=15%). Oxygen transport was decreased despite of an increased of cardiac output.
 ※ $p < 0.05$ (vs control)
 Ht=15% : This point indicates cardiac output and oxygen transport when 25 minutes after euvolemic hemodilution.

化は認められなかった。Fig. 10 には希釈開始後15分後に Ht 値15%値での心拍出量と酸素運搬量の変化を示してある。コントロール値に比べて心拍出量は有意に増加しているものの、酸素運搬量は減少傾向にあり、Ht 値を15%にまで希釈してしまうと末梢組織全体としてみると酸素の供給が需要に比べ不足した状態が生じていると思われる。

IV 考 察

現在血液希釈法は主に人工心肺を始めとし、輸

血の節減およびその副作用の回避を目的に行われているが、Hb 減少による酸素運搬量が低下した時に心拍出量の代償がどの程度の血液希釈まで可

能かの研究は、高折⁹⁾¹⁰⁾ 小堀¹¹⁾¹²⁾ らが主に心機能面から行なっている。しかし脳酸素環境への影響を検討した研究は見られない。FAN¹³⁾ らは、犬においてヘマトクリット値を変化させて血液希釈状態から血液濃縮状態までを作成して、各々の時点での心拍出量の変動と全身臓器血流及び各臓器への酸素運搬量の変動を検討している。脳においては Ht 45% の時と比較し12%にまで希釈すると血流は3倍に増加するが、酸素運搬量に関しては(酸素運搬量は、血流量と動脈血酸素含量によって規定されるが) Ht 30% までは基準値のままであり、これ以下に希釈すると酸素運搬量は急に減少するが Ht 値を12%まで減少させても、脳における酸素運搬量は基準値の50%以上に保たれていることを見ている。

今回、我々の実験においては、Ht 値15%と25%の両者間での心拍出量と酸素運搬量の変化は、Fig. 6, Fig. 10 に示すように Ht 値25%では有意な変化は見られないものの、心拍出量と酸素運搬量は増加傾向にある。しかし、Ht 値15%においては心拍出量は有意に増加するものの全身での酸素運搬量は減少傾向にあり FAN らの提言と一致した。

近赤外分析装置の問題点は Hb と Cyt. Oxi. は吸収波長が同じバンドに出現することでありさらに Hb 80~90 $\mu\text{M/L}$ の濃度に比べ Cyt. Oxi. $\leq 10 \mu\text{M/L}$ と濃度が低いので、Hb の僅かの変化の影響が Cyt. Oxi. の波形に大きく影響することが考えられる。この疑問を解決するため予備実験で血液を人工血液(フルオカーボン[®])で置換し Hb を0に近い状態にしておき吸入酸素を100%からしだいに減少させて Cyt. Oxi. が酸化型から還元型に移行してくる状況を観察した。Fig. 4 でみたようにこの波形は、Hb とは異なった波形を示した。また、ミトコンドリア内 Cyt. Oxi. は呼吸鎖の終末酵素であり、直接に酸素へ電子を伝達し ATP の産生に関与している²⁾¹⁴⁾。この電子を直接酸素に与えて酸素を還元することにより cyt. oxi. は酸化され、その酸化の度合は、電子の流入、流出のバランスで決まってくる。今回、我々の実験において Ht 値15%にまで希釈すると酸素運搬量は低下傾向にあり、さらには混合静脈血酸素含量は低下した。

しかしながら Fig. 8 に見られるように Cyt.

Oxi. は変化が認められない。この時生体全体として計測した末梢組織の酸素供給と需要関係はアンバランスが生じているものの、脳内においては他の組織よりも脳血流の autoregulation などホメオスターシス機構が働き還元傾向が食い止められている事によると思われる。今回の実験では FIO_2 は常に1.0であり、脳内酸化型 Hb は、ほぼ完全に酸化状態であり Ht 15% でも脳内の cyt. oxi. の還元傾向が認められなかった。すなわち Ht 値15%でも(脳内酸素濃度は充分にあり)脳では他臓器に比べ正常の酸素需給関係が維持されているということが強く示唆された。

また Cyt. Oxi. に関して2点が問題となっている。正常時で100%酸化状態になっているのかということと近赤外線による測定時に Hb の影響が大きいのでいかにこの影響を除外して測定できるかという点である。Cyt. Oxi. の正常時での酸化還元レベルに関して Chance⁴⁾¹⁵⁾ らは *in vitro* のミトコンドリア標本において100%酸化状態であるとしたが、Jöbsis¹⁹⁾ らは *in vivo* の測定を精力的に続けて近赤外線分析法で酸素呼吸時においても50%しか酸化されていないを示した。脳虚血や脳酸素欠乏によりこれがさらに還元状態に移行することは報告されている²⁾¹⁹⁾。近赤外線による本研究で最も問題になるのは Cyt. Oxi. が Hb, HbO_2 , との間で相互干渉が見られると、Hb の僅かの変化が Cyt. Oxi. に及んでしまう点である。榎木¹⁶⁾¹⁷⁾ らはこれを4波長の方法で解決しようとし、700~800 nm の吸収は大部分 Hb に由来し、780 nm より長波長の吸収は Hb と Cyt. Oxi. の両者に由来するとし、前者から Hb のみの変化を計算した上で、後者での実測値と Hb のみで計算した結果との差より Cyt. Oxi. の変化分を算出するという方法を提案した。田村らは¹⁸⁾ 3波長で Cyt. Oxi. を分析する algorithm を示した。星²⁰⁾ らは榎木¹⁶⁾¹⁷⁾ らの方法により吸入酸素濃度を21%から100%に上昇させても Cyt. Oxi. の酸化度は変わらず吸入酸素濃度を8%に下げたはじめて還元型への移行を認める事を示し、この所見から Jöbsis²⁾ らの成績は Hb, HbO_2 , が Cyt. Oxi. の波形を変化させているのではないかと批判した。しかし、Hb を人工血液で置換した今回の予備実験から、Cyt. Oxi. は100%酸化型でなく脳への酸素供給が増加するにつれて酸化型の割合

が増加することが明らかになり、Ferrari²¹⁾らの意見と一致した。また Cyt. Oxi. と Hb が別々の波形で分析できることは基本的な解析でなされており²²⁾、最近6波長分析による岡田²³⁾らのミトコンドリア電子伝達系の electron の流れをおさえて Cyt. Oxi. の酸化度のみを上昇させた研究では Hb と無関係に Cyt. Oxi. のスペクトラムが変化することが示されている。これは Hb に影響されずに Cyt. Oxi. が測定出来ることを明らかにしたことと、Cyt. Oxi. は正常状態からさらに酸化型の割合が増えるということを示した興味ある所見である。田村²⁴⁾らは、近赤外分光法と NMR の同時測定により、脳内の Cyt. Oxi. の還元状態はクレアチンリン酸の低下に平行し、その後 ATP の減少が始まると報告した。また、Sylvia¹⁹⁾らも田村らと同様に近赤外分光法を使用し、Cyt. Oxi. の還元化の有用性を強調している。実際に垣花²⁵⁾らもラットを使用し脳波の変化と近赤外分光法を使用し、Cyt. Oxi. の還元化の方が脳波の変化よりも鋭敏に反応したと報告している。従って Cyt. Oxi. の還元化をモニターすることは、いち早く脳機能の低下のモニターとなりえると推測できる。高折⁹⁾¹⁰⁾らは心機能面も含めた循環対応から Hb 5 g/dl が血液希釈の限界であるとした。我々の研究では Ht 15% の希釈では脳内酸素環境は短時間では不変であった。今後さらに長時間の血液希釈が脳、心機能にその予備能も含めてどう影響するか、その critical Ht はどの位であるかを検討して行き、さらに臨床での研究へ進めて行きたいと思う。近赤外分光法により脳血液量、脳血流量 (pulse oximeter との併用による) も測定できるが²⁶⁾ 近赤外分光法では脳血液量は Hb 総量 (HbO₂+Hb) として求めており、今回の実験のように Ht 15% にまで血液希釈してしまうと本法で求めた脳血液量は実際の値より低下したように表示してしまう点には注意が必要である。

結 語

1. 血液をフルオゾール®でほぼ完全に置換し吸入酸素濃度を変えることにより Cyt. Oxi. 単独の吸収波形を分析した。吸収波長は、830 nm をピークとした波形で酸素濃度の低下につれて酸化型から還元型に移行した。
2. 近赤外分光法により血液希釈時の脳組織酸化

還元状態を無侵襲下に測定した。

3. 血液希釈が Ht 25% 値では脳組織環境では酸素供給と需要のバランスがとれていると考えられた。
4. 血液希釈を Ht 15% 値まで行なうと、心拍出量は増加しているものの、酸素運搬量は低下してきて、末梢組織環境では酸素供給が需要に追いつかない状況となる。しかし脳での Cyt. Oxi. も酸化還元状態は変化せず他の臓器よりも autoregulation 機構が働いていることが示唆された。
5. 近赤外分析法による組織酸素化の測定は生体に無侵襲であり、臨床でも簡便に測定しうる方法であると推測できる。

稿を終えるにあたり御指導を賜りました帝京大学麻酔科学教室・岡田和夫教授及び教室員に深謝致します。

参 考 文 献

- 1) Jöbsis, F. F.: Noninvasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*, 198: 1264~1267, 1977.
- 2) Jöbsis, F. F.: Oxidative metabolic effects of cerebral hypoxia. *Advances in neurology*, 26: 299~318, 1979.
- 3) Wray, S., Cope, M., Delpy, D. T., et al.: Characterization of the near infrared absorption spectra of cytochrome a, a₃ and haemoglobin for the noninvasive monitoring of cerebral oxygenation. *Biochem. Biophys. Acta.*, 933:184~192, 1988.
- 4) Delpy, D. T., Arridge, S. R., Cope, M., et al.: Quantitation of path length in optical spectroscopy. *Adv. in Med & Biol.*, 247:41~46, 1989.
- 5) 田村正秀, 橋 秀光, 竹内章二, 他: 近赤外光を用いる脳代謝無侵襲測定の新しい試み. *呼吸と循環* 35: 527~534, 1987.
- 6) 田村正秀, 橋 秀光, 高木 勇, 他: 近赤外分光法を用いる無侵襲生体計測. *日外会誌* 88: 680~685, 1987.
- 7) 田村正秀, 一色 学, 橋 秀光, 他: 近赤外分光法を用いる無侵襲生体計測—特に新しい定量的測定法について. *呼吸と循環* 37: 1987.
- 8) Pinantadosi, C. A.: Near infrared Spectroscopy. Principles and application to noninvasive assessment of tissue oxygenation. *J Crit Care Med.* 4: 308~318, 1989.
- 9) Takaori, M., Safer, P.: Critical point in progressive hemodilution with hydrox yethyl starch. *Kawasaki Med. J.* 2(4):211~222, 1976.

- 10) 高折益彦: 血液希釈. 循環制御 1: 93~106, 1980.
- 11) 小堀正雄, 根岸 秀, 細山田明義: 血液希釈の呼吸循環に及ぼす影響. 麻酔 41: 225~231, 1992.
- 12) 小堀正雄, 細山田明義: 臨床における血液希釈の限界について. 臨床麻酔 16: 1166~1167, 1992.
- 13) Foun-chung, Fan, Richard, Y. Z. Chen, George, B. Schuessler, et al.: Effects of hematocrit variation on regional hemodynamics and oxygen transport in the dog. American Physiological Society: 545~552, 1980.
- 14) Chance, B., Williams, G. R.: Respiratory enzymes in oxidation phosphorylation. I. The steady state. J Biol Chem 217: 409~427, 1955.
- 15) Chance, B.: Reaction of oxygen with the respiratory chain in cells and tissue. J. Gen. Physiol., 49: 163~188, 1979.
- 16) Hazeki, O., Tamura, M.: Near infrared quadruple wavelength spectrophotometry of the rat brain. Adv. Exp Med Biol, 247: 63~69, 1989.
- 17) 樋木 修, 田村 守: 近赤外光の生体透過性と臨床応用. 日本臨床 46: 193~200, 1988.
- 18) 田村 守, 樋木 修, 他: 代謝研究とその周辺の先端技術: 代謝 23: 81~89, 1986.
- 19) Sylvia, A. L., Piantabosi, C. A., Jöbsis, F. F.: Energy metabolism and in vivo cytochrome C oxidase redox relationships in hypoxic rat brain. Neurological Research, 7: 81~88, 1985.
- 20) 星 詳子, 垣花泰之, 田村 守: 近赤外線による脳酸素の測定. 呼吸と循環 40: 361~367, 1992.
- 21) Ferrari, M., Hanley, D. F., Wilson, D. A., et al.: Redox changes in cat brain cytochrome-C oxidase after bloodfluorocarbon exchange. Am J Physiol 258: H1706~1713, 1990.
- 22) 鈴木 進: 近赤外線吸収装置. 循環制御 12: 366~369, 1991.
- 23) 岡田和夫, 松田敬子, 大島 孝: 近赤外線による脳酸素レベルの解析. 呼吸 11: 1119~1125, 1992.
- 24) Tamura, M., Hazeki, O., Nioka, S., et al.: The simultaneous measurements of tissue oxygen concentration and nuclear magnetic resonance spectroscopy. Adv. Exp. Med. Biol., 222: 359~363, 1987.
- 25) 垣花泰之: 近赤外分光法による無侵襲的脳内酸素化状態モニタリング. 麻酔と蘇生 26(4): 331~340, 1990.
- 26) A. D, Edwards., J. S. Wyatt., D. T. Delpy., et al.: Cotside Measurement of Cerebral Blood Flow in Ill Newborn Infants by Near Infrared Spectroscopy. the Lancet, October 1: 770~771, 1988.

Noninvasive brain tissue oxygenation in euvolemic hemodilution with near infrared spectroscopy

Keiko Matsuda

Department of anesthesiology, Teikyo university school of medicine, Tokyo Japan.

Using a near infrared spectrophotometry (NIR), we measured noninvasively the change of oxygenated hemoglobin and redox state of Cytochrome oxidase (Cyt. Oxi.) in the dog brain under the euvolemic hemodilution. Ten mongrel dogs were anesthetized with pentobarbital and were paralyzed with vecuronium and were mechanically ventilated to maintain PaCO₂ of 35 mmHg using 100% O₂. We used two canine models. In group A, we produced euvolemic hemodilution about Ht 25%, in group B we produced euvolemic hemodilution about 15%. In group A, brain tissue oxygenation was unchanged, both cardiac output and oxygen transport slightly in-

creased but blood pressure was stable. In group B, brain tissue oxygenation was unchanged, oxygen transport was decreased markedly despite of an increase of cardiac output and a stable blood pressure. In clinical practice, however, we often use hemodilution to decrease blood loss and the amount of blood transfusion. Our study suggests that we should maintain Ht above 15% during hemodilution technique to avoid brain tissue ischemia at normothermia. The safest way is to monitor tissue oxygenation with the NIR-1000 in a clinical setting during hemodilution.

Key word: Near infrared spectroscopy, Euvolemic hemodilution, Cytochrome a, a₃