

□特集：酸素飽和度測定の過去・現在・未来□

パルスオキシメータの誕生から将来展望まで

鵜川 貞二* 落合 亮一**

1. パルスオキシメータの誕生

生体の酸素測定は、次のような出来事を経てパルスオキシメータに至った¹⁾²⁾。

- 1933年：Millikanによるイヤオキシメータの発明
- 1949年：Woodによる虚血操作を用いたイヤオキシメータの改良
- 1953年：Clarkによる酸素分圧測定白金電極の改良
- 1969年：Huchによる経皮酸素分圧測定器の開発
- 1974年：青柳によるパルスオキシメータの発明

パルスオキシメータの原理は、日本光電工業(株)の青柳卓雄により1974に初めて発表された(図1)。本人の話によれば、その着想を得たのは1972年の末であった。

当時、青柳が研究していたテーマは、色素希釈法による心拍出量の新しい測定法であった。当時の医療分野で心拍出量測定の重要性がクローズアップされてきていた。熱希釈法の普及前のことである。色素濃度を無侵襲に精度良く測定する方法として青柳が参考にしたのは、かつてオキシメータにおいてMillikanの方式を改善するためにWoodがとった方式であった。

具体的には、まず耳朵を圧迫して虚血状態にしたときの組織透過光強度を測定する。次に圧迫を解いて血液が戻ってから、組織透過光強度を連続測定する。後者から前者を引けば、血液による光吸収が連続測定できる。これを適当な2波長で求めて、刻々に両者の比をとることにより、色素注

入前の基線が得られる。そこに色素を注入することにより、色素濃度曲線を測定することができる。

ところで、各波長で求めた透過光波形には、動脈拍動による脈動が重畳している。色素注入前の基線に脈動があると、色素希釈曲線にも脈動が重畳する。このことにより正確な心拍出量測定が妨げられることを、青柳は危惧した。しかし数式的検討をしてみると、脈動の重畳した2つの波形同士の割り算をすることにより、脈波が消えてきれいな色素希釈曲線が得られることが予想された。そして実際にそれを目で確かめたときに、次のことを確信した。

「脈波の振幅は、虚血操作をして求めた血液の光吸収と同じ情報をもっている」

つまり、虚血操作をせずに、自然の拍動を用いて、血液の吸光特性を測定できる、ということである。この考えを用いればWoodよりも優れたオキシメータができると考えた。このようにしてパルスオキシメータは誕生した³⁾。

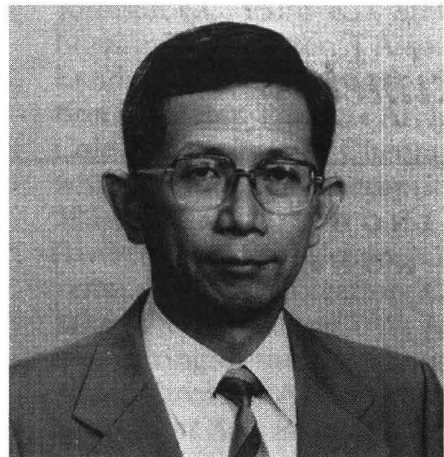


図1 パルスオキシメータ発明者の青柳卓雄氏

* 日本光電工業株式会社事業本部バイタルセンサ
ビジネスグループ第一技術部

** 慶應義塾大学医学部麻酔学教室

2. 動作原理と構造

1) 動作原理

酸素飽和度は、血液中のヘモグロビンに酸素が結合している比率を表す。

酸素をたくさん含んだ動脈血は、鮮やかな赤色に見える。また、酸素を体に放出した後の静脈血は黒っぽく見える。この色の違いは、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの光を吸収する特性の違いによる。図2にヘモグロビンの吸光特性を示す。このように血液の吸光特性を知ることができれば、酸素飽和度を知ることができる。

生体に光を照射したときの透過光強度から得られる光吸収の変化は、図3のように動脈血の量に応じて変動する。この変動を光電脈波という。透過光の脈動成分は、動脈血の光学的な特性を反映する。Wood のオキシメータでは、虚血操作により人為的になされていた血液成分の抽出を、生体が生来持っている性質を利用することにより可能にした。

パルスオキシメータでは、赤色と赤外の二つの光を生体に照射する。その透過光の光電脈波の大きさの比率から、動脈血のみの吸光特性を取り出すことを可能にしている。

全ヘモグロビンが酸素化ヘモグロビンである場合、酸素飽和度は100% となる。照射する光を660nm と940nm としたときの脈動成分の大きさを図2に示す。

このように2つの波長の光によって得られる光電脈波の振幅比は、脈打っている血液の酸素飽和

度によって決まる。言い換えれば、2つの波長の光による光電脈波の振幅比が求められれば、動脈血酸素飽和度を求めることができる。

2) パルスオキシメータの構造

パルスオキシメータは図4に示すように、体に装着するプローブと本体によって構成される。

プローブには発光部と受光部があり、指などの測定部位を挟んで測定する。発光部にある2個の発光ダイオードという素子から、生体に向けて光が照射される。波長は660nm 付近と940nm 付近で、2つの発光ダイオードは交互に発光する。

受光部には光を電流に変換するフォトダイオードという素子が用いられる。透過光はフォトダイオードによって検出される。それぞれの波長の透過光強度信号から吸光度の脈波成分を取り出し、振幅の比から酸素飽和度に換算する。また脈拍を検出し、脈拍数を算出する。

3. 使用目的

パルスオキシメータは、麻酔中の安全確保を目的として、1980年代後半から急速に普及してきた。日本においても、日本麻酔学会が1993年に定めた「安全な麻酔のためのモニター指針」のなかに、パルスオキシメータの装着を要求している⁴⁾。

現在では以下のような適用で、日常の医療の中

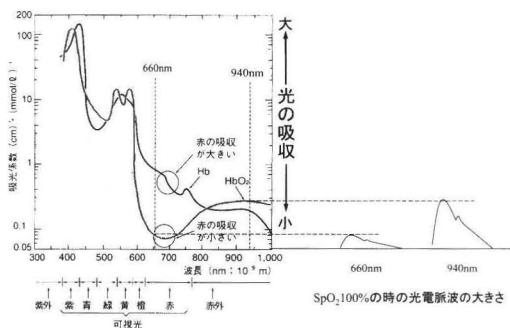


図2 ヘモグロビンの吸光特性と光電脈波の振幅

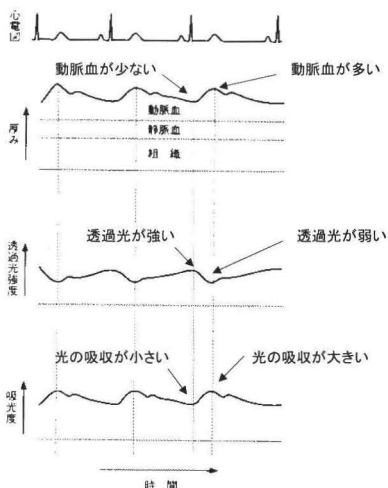


図3 血液量の変動と光電脈波

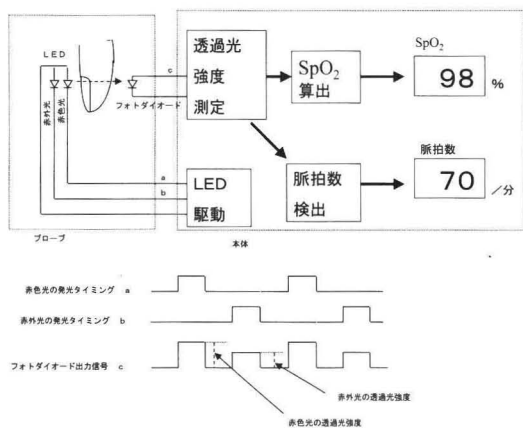


図4 ブロック図

に幅広く浸透している。

- ① 麻酔中のモニター
- ② 回復室ICUでのモニター
- ③ 新生児未熟児管理
- ④ 呼吸不全患者のモニター
- ⑤ 患者移送時のモニター
- ⑥ 睡眠時無呼吸患者のモニター
- ⑦ 運動負荷試験
- ⑧ 在宅酸素療法患者のモニター

4. 現在の状況

1) 使用状況

パルスオキシメータは、心電図と並び標準的なバイタルサインモニターであり、ほとんどの生体情報モニターに組み込まれている。加えてパルスオキシメータ単体機も、スポット計測や在宅向けを中心に、採用分野の広がりを見せている。

2001年度の日本国内販売台数実績は3.7万台、2002年度は5.2万台と予想されている⁵⁾。

2) 診療報酬

平成14年4月実施の診療報酬点数一覧によると、パルスオキシメータによるSpO₂測定は、以下のように定められている⁶⁾。

経皮的動脈血酸素飽和度測定(1日につき)
100点

(1) 経皮的動脈血酸素飽和度測定は、次のいずれかに該当する患者に対して行った場合に算定する。

ア 呼吸不全若しくは循環不全又は術後の患者であって、酸素吸入を現に行っているもの又は酸素吸入を行う必要があるもの

イ 硬膜外麻酔又は脊椎麻酔を実施中の患者に行った場合

なお、閉鎖式全身麻酔を実施した際に、マスク又は気管内挿管による閉鎖循環式全身麻酔を算定した日と同一日には算定できない。

(2) 人工呼吸を同一日に行った場合は、経皮的動脈血酸素飽和度測定に係る費用は人工呼吸の所定点数に含まれる。

3) 現在の状況(使用上の問題点)

(a) 体動の影響

パルスオキシメータは、透過光の変動が測定部位の動脈血増減に由来することが前提である。測定中の体動により、静脈血や組織によっても透過光変動が生じる。動脈血の増減以外の要因は、測定を阻害する要因となる。

静脈血の変動を脈拍と誤認識した場合は、SpO₂は静脈血酸素飽和度に近づく。

組織の厚みの変動を脈拍と誤認識した場合は、赤色と赤外光の変化の比率が約1となる。この場合、SpO₂は約85%を示す⁷⁾。

動脈血酸素飽和度が98%程度の正常な場合は、いずれの要因も酸素飽和度を下げる方向に影響を与える。低酸素血症で酸素飽和度が85%以下の場合には、静脈血の変動の影響は酸素飽和度を下げる方向に働くが、組織の厚みの変動は逆に酸素飽和度を上げる方向に影響を与える。体動の重畳した信号から、脈波成分を取り出すために、各社信号処理上の改良を重ねている。

使用上の注意点としては、次のようなことがある。

① クリップ式のフィンガープローブのような重いプローブより、張り付け式の軽いプローブのほうが体動の影響を受けにくい。

② ケーブルの揺れもノイズの原因となる。装着部位の近くでテープにより固定すると改善する。

(b) 異常ヘモグロビンの影響

ヘモグロビンには、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンのほかに一酸化炭素ヘモグロビン

(COHb) とメトヘモグロビン (MetHb) が存在する。いずれも酸素運搬には寄与していない。その測定には、多波長を用いる CO-オキシメータが必要である。

酸素飽和度の表現の方法には、以下の 2 通りがある。

① 酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和を分母とした場合の酸素化ヘモグロビンの比率。functional SO_2 と呼ばれる。

② 異常ヘモグロビンも含めた全ヘモグロビンを分母としたときの酸素化ヘモグロビンの比率。fractional SO_2 と呼ばれる。

パルスオキシメータの測定値は functional SO_2 を基準としているが、異常ヘモグロビンが増加した場合には、無視できない誤差を生じる (図 5)⁸⁾。

通常 COHb は 1% 程度であり、喫煙者であっても 5% 程度である。その範囲であれば、 SpO_2 に与える影響は小さい。しかし、一酸化炭素中毒やメトヘモグロビン血症の場合など、異常ヘモグロビンが増大する場合には注意が必要である⁹⁾¹⁰⁾。

(c) 熱傷の問題

SpO_2 プロープによる熱傷がまれに発生する。 SpO_2 プロープの発光素子の温度上昇は 2℃ 程度である。装着部の温度が 35℃ としても、装着部の温度は 37℃ にしかならない。温度上昇だけでは、熱傷の発生は考えにくい。

生体の代謝による産熱は、血流により放熱されている。圧迫により血流が途絶えると、血液による放熱がなくなり局所的に温度が上昇する¹¹⁾。 SpO_2 プロープによる熱傷は、プロープ装着の圧迫と発光部の発熱の相乗効果であると考えられる。また、プロープ装着の圧迫だけで、皮膚損傷が起こるといった報告もある¹²⁾。

プロープ装着時には、以下の注意が必要である。

- ① 長時間連続して同一部位に装着しない。
- ② テープで強く固定しない。

詳細は、製品の取扱説明書の注意事項を参照されたい。

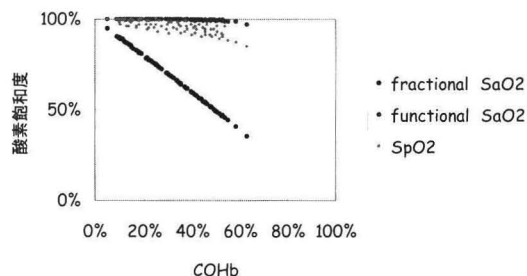


図 5 COHb と酸素飽和度の関係

成犬 6 頭を用い、100% 酸素濃度の吸気に微量の一酸化炭素を混入させ、COHb を増大させたときの酸素飽和度の変化

5. 将来展望

1) 脈波波形の応用技術

パルスオキシメータから脈波波形が得られることから、近年、脈波波形の持つ生体情報が見直されつつある。ここでは、すでに実用化されている脈波伝搬時間 (PWTT) と、血管インピーダンス推定の研究について紹介する。

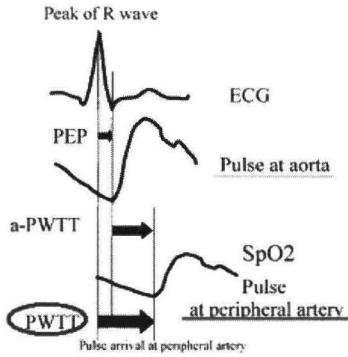
(a) 脈波伝搬時間 (PWTT)

パルスオキシメータにより得られる脈波波形が持っている生体情報を利用した計測技術として、脈波伝播時間 (pulse wave transit time : PWTT) を紹介する。

PWTT は心電図モニター上の R 波が出てから、パルスオキシメータプロープ装着部位での脈波立ち上がりまでの時間を計測することにより得られる (図 6)。

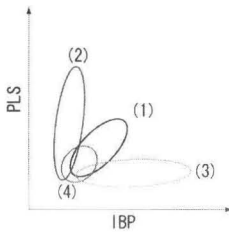
血圧が高くなると血管が硬くなり、PWTT は短くなる。逆に血圧が低くなると、PWTT は長くなる¹³⁾。この PWTT 変化を検出して、自動的に非観血血圧測定 (NIBP) を起動する機能が実用化されている (図 7)¹⁴⁾。ある一定の PWTT 値を閾値として設定し、NIBP 測定を起動する (トリガー機能) ことで、非観血血圧測定間の血圧監視をより確実にすることが可能となる。

また、PWTT をトレンド表示することにより、retrospective に血圧の変動が分かるほかに、心拍数など他の既存のパラメータではとらえられなかった血圧変化も予測できるという報告もある¹⁵⁾¹⁶⁾。



$PWTT = (PEP + a-PWTT)$
 PEP: Pre-ejection period
 a-PWTT: Pulse wave transition time in the artery

図6 PWTTの計測 (文献16より引用)



IBP: とう骨血圧
 PLS: 指尖脈波

- (1) 平常時
- (2) 血管拡張・血圧低下 → 麻酔導入
- (3) 血管収縮・血圧上昇 → 緊張・痛み刺激
- (4) 血管収縮・血圧低下 → 出血

図8 血圧と脈波の関係

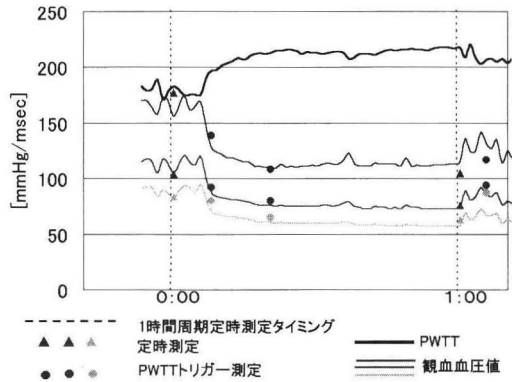
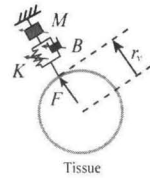


図7 PWTT トリガー例 (文献16より引用)



$$r_v(t) = \frac{P_i(t) + A_D}{k_p} \quad P_i(t): \text{プレナムモグラム}$$

$$F(t) = k_f P_i(t) \quad P_i(t): \text{動脈血圧}$$

$$dP_b(t) = \tilde{M} d\tilde{P}_i(t) + \tilde{B} d\tilde{P}_i(t) + \tilde{K} dP_i(t)$$

$$dP_b(t) = P_b(t) - P_b(t_0), \quad dP_i(t) = P_i(t) - P_i(t_0)$$

$$\tilde{M} = \frac{M}{k_p k_f}, \quad \tilde{B} = \frac{B}{k_p k_f}, \quad \tilde{K} = \frac{K}{k_p k_f}$$

図9 血管壁のインピーダンスモデル (文献18より引用)

(b) 末梢血管インピーダンス推定
 パルスオキシメータ測定時に得られる脈波は、プローブ装着部位での血液量の変化を表す。
 これを利用し、撓骨動脈血圧波形と脈波波形の関係から、血管インピーダンスを推定する試みが行われている。血圧波形をX軸、脈波波形をY軸にとると、血管の緊張度により傾きが変化する(図8)。
 血圧を血管にかかっている力、脈波を血管半径の変化と仮定して、血管インピーダンスを剛性、慣性、粘性でモデル化することが可能である(図9)。
 図8に交感神経ブロック時の血管弾性変化のトレンドを示す。交感神経ブロック後に血管弾性が顕著に増大する様子が観察され、血管インピーダ

ンスの非侵襲的な評価が可能になるものと考え(図10)¹⁷⁾¹⁸⁾。

2) 多波長化による機能拡張
 脈波を用いた分光測定というパルスオキシメータの原理は、酸素飽和度のみならず、さまざまな血中物質の測定に応用が可能である。この計測方法は、脈波分光法と呼ばれている。
 以下に現在実用化されているもの、これから実用化が期待されるものをいくつか紹介する。
 (a) DDGアナライザ
 DDGアナライザは、インドシアニングリーン(ICG)を指示薬とした色素希釈法により、心拍出量、循環血液量、ICGの血漿消失率(クリアランス)などを測定する装置である。
 脈波分光法により、動脈血中ICGとヘモグロビンの濃度比を連続的に計測する。あらかじめ採

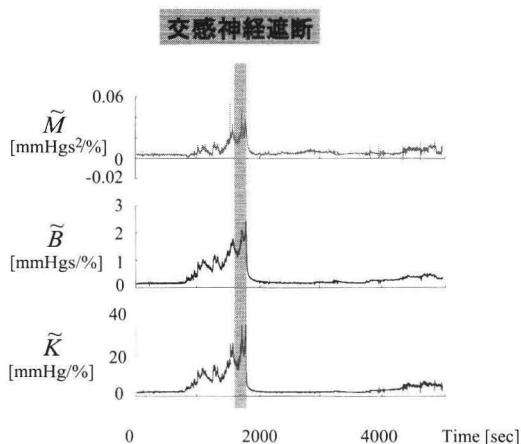
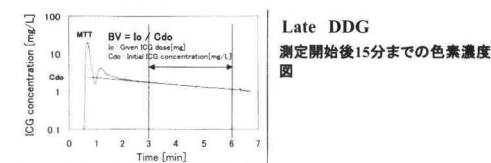


図 10 インピーダンスモニタリング (胸部交感神経遮断術) (文献 18 より引用)



色素濃度図の減衰の傾き → 血漿消失率(K値)
15分後のICG残存率 → 15分停滞率(R15値)

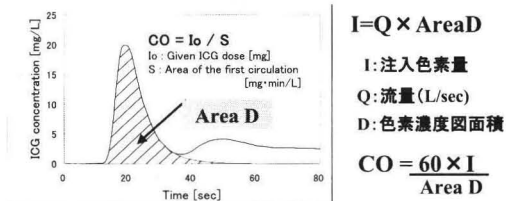
DDGアナライザでは、MTT(初循環の面積が2等分される時間)から2.5分後から5.5分後の3分間からK値を、またK値からR15を計算する。

図 12 血漿消失率と 15 分停滞率

血により測定したヘモグロビン濃度を装置に入力することにより、ICG濃度を連続的に求めることができる。動脈血中の初循環色素濃度波形を解析することにより、心拍出量を算出する(図 11)。また ICG は肝臓で排泄されるため、血液中の色素濃度は図 12 のように減衰する。この減衰の傾きは血漿消失率と呼ばれ、肝臓の異物排泄能の指標とされている。色素濃度減衰の傾きが求めれば、肝臓で排泄されなかったとしたときの色素濃度、すなわち初期濃度を推定することができる。注入した色素量は既知なので、初期濃度が分かれば循環血流量を求めることができる(図 13)。

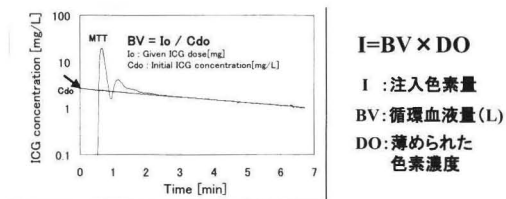
色素希釈法の心拍出量計は従来からあるが、循環血流量や血漿消失率を測定するのに必要な時間、安定して色素濃度を測定することはできな

初循環から得られる色素濃度図から心拍出量を計算



$I=Q \times \text{Area D}$
I: 注入色素量
Q: 流量(L/sec)
D: 色素濃度図面積
 $CO = \frac{60 \times I}{\text{Area D}}$

図 11 DDG アナライザによる心拍出量



$I=BV \times DO$
I: 注入色素量
BV: 循環血液量(L)
DO: 薄められた色素濃度

図 13 循環血液量

かった。脈波分光法は、原理的に拍動成分のみを用いて計測するので、装着状態の影響を受けず、長時間安定な測定が可能である。血中色素濃度測定に脈波分光法を採用することにより、循環血流量、ICGの血漿消失率を算出することが可能となった¹⁹⁾。

(b) COHb 測定

パルスオキシメータに関する最近の研究として、一酸化炭素中毒の早期判定のために、COHbを測定する試みが行われている。

COHb は前述のように、SpO₂ 測定の阻害要因となる。例えば COHb 70%、O₂Hb 30% の場合、パルスオキシメータの SpO₂ 表示は 90% と表示され、COHb の存在を知ることができない。さらに COHb 中毒はチアノーゼを呈さないため、診断治療の遅れを招く可能性が高い。

そこで、パルスオキシメータの発光波長を 3 波長に拡張し、非侵襲的に COHb 測定を試みた。

図 14 に救急センター 2 施設で得られた 47 名のデータを示す。このデータから得られた ROC 曲線より、SpCO を 15% で COHb 検出を行うと、20% 以上の検出の感度 93% 特異度 84% となる(図 15)。CO 中毒の可能性を示すアラーム機能をパルスオキシメータに持たせることにより、臨床

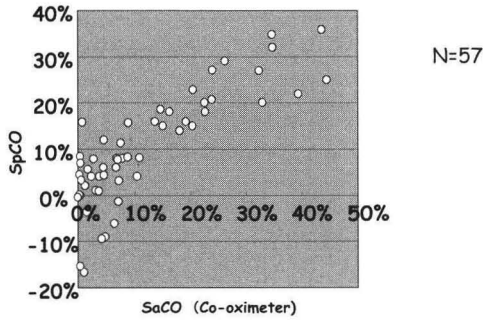


図 14 SpCO vs. SaCO
(文献 20 より引用)

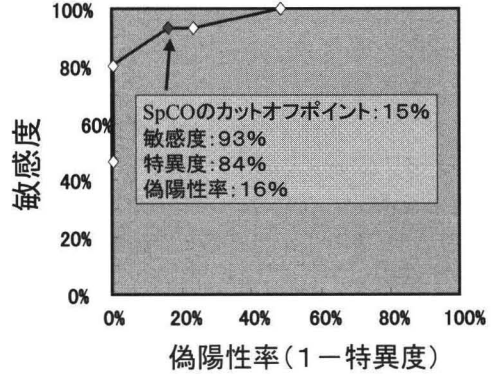


図 15 COHb 20% 以上を検出するための
SpCO の ROC 曲線
(文献 20 より引用)

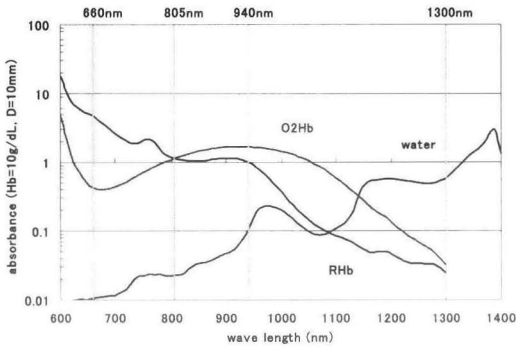


図 16 水とヘモグロビンの吸光特性
(文献 21 より引用)

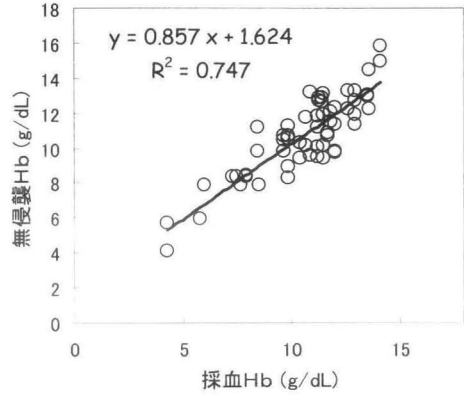


図 17 ヘモグロビン実測値と無侵襲測定値の比較
(文献 21 より引用)

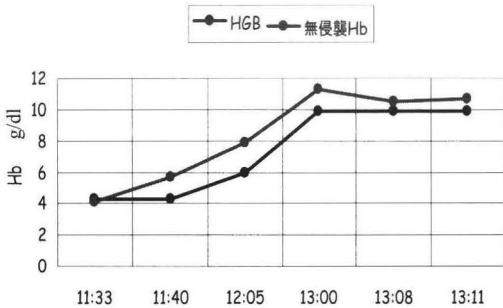


図 18 大量出血を伴う子宮外妊娠患者の輸血中のヘモグロビン濃度の変化
(文献 21 より引用)

応用が可能であると報告²⁰⁾されている。

(c) ヘモグロビン濃度測定

脈波分光法を応用し、連続的ヘモグロビン濃度測定も試みられている。水の光吸収の極大値であ

る 1300nm を使用している (図 16)。

ヘモグロビン濃度は、血液中の水の量とヘモグロビンの量の比率から求めることができる。

水の量を 1300nm の光吸収から求めている。それをヘモグロビンの吸収と比較することにより、ヘモグロビン濃度を測定している。

手術中の患者 25 名の CO-オキシメータとの対比を図 17 に示す。両者の相関係数は $r=0.864$ 、平均誤差 $=0.0975$ であった。ヘモグロビン濃度が 10g/dl 以下に低下した場合の特異度は 0.846、鋭敏度は 0.842 であった。また、経時的なヘモグロビンの変化にも追従している (図 18)。不顕性の出血やガーゼ出血量が推定できないときに有用で

あり、手術用モニターならびに救急症例でのバイタルサインとしての応用が期待されると報告²¹⁾されている。

パルスオキシメータの原理は、非侵襲、連続、リアルタイム測定という急性期医療における基本的な要求を満足するものである。今後、酸素飽和度測定にとどまらず、さまざまな応用が期待される。

引用文献

- 1) Severinghaus JW, Astrup PB: History of Blood Gas Analysis. Boston, Little Brown & Co, 1987
- 2) 諏訪邦夫: パルスオキシメトリの歴史, パルスオキシメータ. 東京, 中外医学社, pp71-77, 1989
- 3) 青柳卓雄: パルスオキシメータの誕生とその理論, 麻酔の教育と安全. 東京, 克誠堂出版株式会社, pp60-73, 1990
- 4) 日本麻酔学会: 諸外国の麻酔のためのモニター指針, 安全な麻酔のためのモニター指針. 東京, 克誠堂出版株式会社, pp13-25, 1995
- 5) 矢野経済研究所: 2002年~2003年版 機能別ME機器市場の中期予測とメーカーシェア. pp279-285
- 6) 社会保険研究所: 社会保険・老人保健診療報酬医科点数表の解釈 平成14年4月版, p249
- 7) 青柳卓雄ほか: パルスオキシメータの基礎, 現在, 未来. Neonatal Care 13 (7): 21-27, 2000
- 8) 鶴川貞二: パルスオキシメータ, 循環器専門医 11: 163-169, 2003
- 9) Barker SJ, Tremper KK: The effect of carbon monoxide inhalation on pulse oximetry and transcutaneous PO₂. Anesthesiology 66: 677-679, 1987
- 10) 久保田勝ほか: パルスオキシメータによって経過観察する事ができた急性アニリン中毒の1例. 日本胸部疾患学会誌 31: 886-889, 1993
- 11) 山田幸生: 低温やけどについて. 製品と安全 No.72: 2-8, 1999
- 12) 木村千代子ほか: パルスオキシメータによる皮膚損傷に関する1考察. ICUとCCU 16: 1139-1141, 1992
- 13) Ochiai R: The relationship between modified pulse wave transit time and cardiovascular changes in isoflurane anesthetized dogs. J Clin Monit Comput 15: 493-501, 1999
- 14) 伊藤浩子ほか: PWTTを用いたNIBPトリガリング測定の有効性の検討. 臨床モニター 13 Suppl: 41, 2002
- 15) 上原 淳ほか: 集中治療領域でのPWTT (Pulse Wave Transit Time: 脈波伝播時間) の有用性. 日集中医誌 10 Suppl: D3-22-3, 2003
- 16) 須郷義広: 脈波伝播時間を用いた救命救急室における血圧監視. 医器学 72: 551, 2002
- 17) 佐伯 昇ほか: Vascular Tone Monitor (VTM) による末梢血管インピーダンスの推定: 全身交感神経の関与について. J Anesth 17 Suppl: 242, 2003
- 18) 坂根 彰ほか: プレチスモグラフを利用した血管壁インピーダンスの推定. 第23回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集: 255-258, 2002
- 19) 小林直樹: パルス式色素希釈法 (pulse dye densitometry) による循環血液量ならびに心拍出量, 色素排泄能測定の技術的側面. LiSA 15: 462-469, 1998
- 20) 佐藤陽二: パルススペクトロフォトメトリー法を用いたCO中毒患者のCOHb測定. 日本救急医学会雑誌 6: 197, 2003
- 21) 高木敏行ほか: Pulse Spectrophotometryを用いた非観血的動脈血中ヘモグロビン濃度の測定. J Anesth 7 Suppl: 243, 2003