

機器紹介

混合静脈血酸素飽和度連続測定装置

大村 昭人* 菊田 好則** 岡田 和夫**

はじめに

混合静脈血酸素飽和度 ($S\bar{v}O_2$) を連続的に測定する試みは決して新しいものでなく最初の装置が試みられて以来既に25年以上経過している。しかしこの装置が一般に使用され始めたのはここ数年のことである。この理由として測定値の精度、ドリフト、その他多くの問題の解決が難しく一般に手軽に使用できる製品が仲々できなかったことによる¹⁾。Oximetrix 社の Opticath Oximetry System はこれらの点を克服しており手術室、ICU、救命センター等での重症患者管理上有用なモニターと考えられるので紹介する。

混合静脈血酸素飽和度 ($S\bar{v}O_2$) 連続測定の意義

重症患者管理上の大きな目的の一つは組織の酸素化を保証することである。これには組織の酸素化を妨げる因子をできるだけ速く知りこれを是正せねばならない。 $S\bar{v}O_2$ を連続モニターすることにより組織の酸素化を assess する上で有用な情報が得られる。今酸素消費量 ($\dot{V}O_2$) は心拍出量 ($\dot{Q}t$) と動静脈酸素含量較差 ($CaO_2 - C\bar{v}O_2$) の関数である。

$$\dot{V}O_2 = \dot{Q}t \times (CaO_2 - C\bar{v}O_2) \times 10 \text{ (ml/分)} \quad \dots\dots(1)$$

(1)式を変形すると

$$C\bar{v}O_2 = CaO_2 - \dot{V}O_2 / \dot{Q}t \times 10 \quad \dots\dots(1)'$$

溶解している酸素は僅かであるので無視すると

$$C\bar{v}O_2 = S\bar{v}O_2 \times Hb \times 1.34$$

$$CaO_2 = SaO_2 \times Hb \times 1.34$$

となりこれを(1)'式に代入すると

$$S\bar{v}O_2 = SaO_2 - \dot{V}O_2 / \dot{Q}t \times Hb \times 13.4 \quad \dots\dots(2)$$

(2)式より $S\bar{v}O_2$ は4つの因子(1)動脈血酸素飽和度, (2)Hb レベル, (3)心拍出量, (4)酸素消費量の関数であることが判る。(1)~(3)は組織への酸素輸送を決める因子であり酸素輸送, extraction の何処に変化が起きても $S\bar{v}O_2$ 上に反影され早期に医師の注意を喚起することになる。又 $S\bar{v}O_2$ はある条件下では特異的に循環動態の変化を反影する利点がある。即ち SaO_2 , Hb, 及び $\dot{V}O_2$ が比較的一定の状態(この条件を満たす状況は臨床上多い)では(2)式は

$$S\bar{v}O_2 = K_1 - K_2 / \dot{Q}t$$

と表すことができ K_1 , K_2 は定数であるので $S\bar{v}O_2$ は唯一心拍出量の関数となる。

装置と原理

装置は Opticath (肺動脈用, 動脈用2種類ある), オプティカルモジュール, オキシメトリー

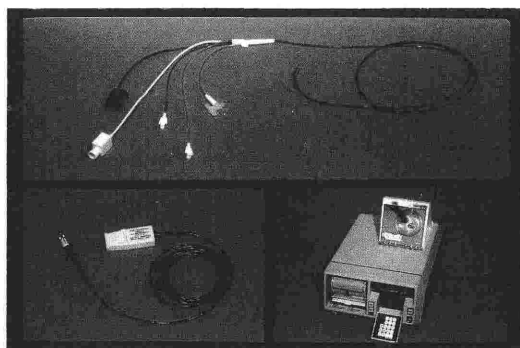


図1 Opticath オキシメトリーシステム

*帝京大学医学部溝口病院麻酔科

**帝京大学医学部麻酔科

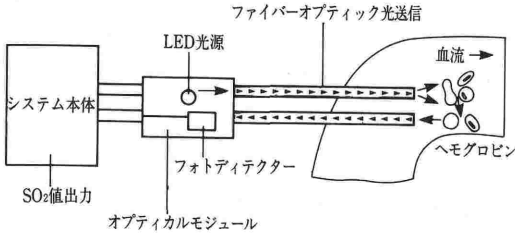


図2 Reflection spectrophotometry による Hb 酸素飽和度測定原理

システム本体からなる。(図1)原理は基本的には Transmission Spectrophotometry の応用であり、ある特定の波長では酸化 Hb と環元型 Hb の吸光度が異なる点を応用したものである。但し in vivo では光の transmission を見るのではなく図2に示す様に Hb にあたって反射する光量を測定する方式 (Reflection Photometry) を用いている。このため fiberoptic filaments は光を送る束 (transmitting fiberoptic) と光を受信する束 (receiving fiberoptic) から構成されている。

光学モジュールが内蔵する発光ダイオードによる3波長の光が1ミリ秒間隔で発信され Hb に衝突し反射して receiving fiberoptic へ入ってくる。この光は同じく光学モジュールに内蔵された photodetector で測定する。各波長の光量に関する情報はオキシメトリーシステム本体内の microprocessor で処理され Hb の飽和度としてデジタル表示される。

この表示は5秒間の平均を示しており毎秒更新する。又この値は strip chart レコーダー上に連続的に描記される。光量の測定に従来の2波長の物に較べて3波長の光を使用しており特に飽和度の低い部分での測定精度の問題を解決している。又血管壁にカテーテル先端が触れたりフィブリン被膜の附着等による光量の増減は strip chart レコーダーの基底部に intensity signal として表示され直ちに知ることができる。又これら artefact による異常に大きいノイズはフィルター処理される。フィブリン被膜の問題についてはヘパリンコーティングで対処している。Opticath は患者へ直接挿入する前に in vitro キャリブレーションができる点が特徴で挿入過程での飽和度の変化(左一右シャントを持つ心疾患)による診断が可能である。これは optical reference box と称する

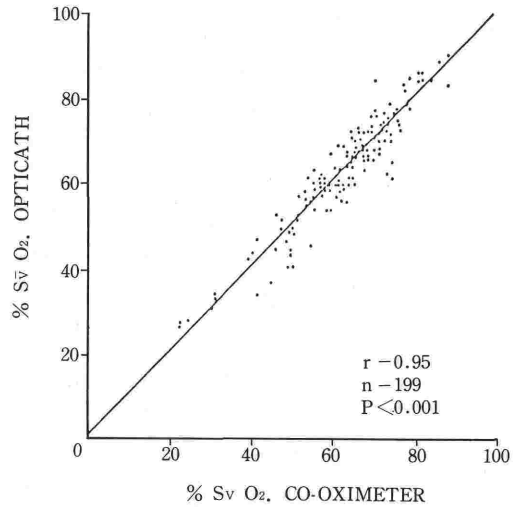


図3 Opticath による in vivo 値と同時に採血しスペクトロフォトメーターで測定した値との相関 (Fahey, P. J., et al.: Chest 86:748, 1984)

“black box” 内にカテーテル先端を挿入したままオキシメーターに接続し ON にすることで完了できる。これは実際の Hb によるものでなく controlled color reference に対してキャリブレーションするとしている。このため in vivo キャリブレーションは測定のドリフトを調べるためのダブルチェックとして行う程度で絶対必要なものではないということである。この点は patent の関係上 Oximetrix 社が全く明確にしておらず詳細は不明である。しかしこの in vitro キャリブレーションにより opticath の有用性、使い易さが大きく増していることは間違いない、又 Opticath による SvO₂ のデジタル表示値と同時に採血した in vivo サンプルを co-oximeter で測定した値の相関は何ずれの報告でも非常に良い¹⁾²⁾。(図3)

測定と結果

当施設ではこれまで30余例の大手術を予定された患者、ハイリスク患者に Opticath を挿入した。Opticath は全て内頸静脈から挿入したが一例内頸静脈へのアプローチそのものが不成功に終わった例を除いて全例肺動脈へのカニューレーションは成功した。挿入も従来の物に較べ困難は感じられなかった。挿入中、挿入後に Opticath による重篤な不整脈その他の合併症は一例も経験しなかった。

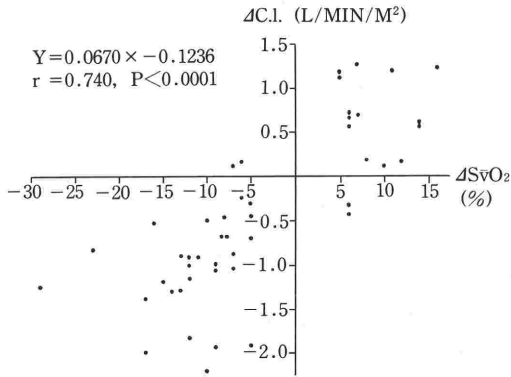


図4 SvO₂ が5%以上変化した時の ΔSvO₂ と ΔCI の相関, 対象は全身麻酔下大手術を受けた患者25例

挿入後の in vivo デジタル表示値と同時に採血した血液を Corning 社 168 pH/Blood Gas Analyzer でマニュアルキャリブレーションにより PO₂ を測定しこれを飽和度に換算した値と比較したが両者の相関は r=0.914, p<0.01 (n=60) と良好で In vitro キャリブレーションの信頼性を確認できた。SvO₂ の変化と心拍出量の変化の相関を見るために麻酔導入後安定した状態で SvO₂ 値を記録し同時に心拍出量, 肺動脈圧等を測定しコントロール値とした。心拍出量は3回連続測定し平均値を取った。その後術中に SvO₂ 値が5%以上変化した時点で測定を反復した。得たデータを元に ΔSvO₂ と ΔCI の相関を求めたのが(図4)で比較的良好な相関が得られた。これは心拍出量の大きな変化を SvO₂ の変化で知ることができることを示す。今回は術中, 術直後の SvO₂ モニターを主目的としたため48時間以上の留置は行わなかったがこの時間内での SvO₂ 値のドリフトは見られなかった。

その他 SvO₂ 値は手術中及び術後の気道の事故(片肺挿管), Shivering による V̇O₂ の増加, 出血時等に大きな変化を示し患者の状態変化の良い初期警告となりその有用性を確認できた。

考案と結語

著者等の示した SvO₂ の変化と心係数の変化の相関は大手術中に得られたもので SaO₂, V̇O₂ は変化しなくとも Hb レベルが変化しており相関を多少悪くしていると考えられる。

又今一つの問題は熱希釈心拍出量測定法の精度の問題がある。図4に示したデータは全て全身麻酔下で人工呼吸を行っている状態で得たものである。この状態では胸腔内圧の変動により血流は大きく変化しており実際測定値のパラッキが大きくなることは日常我々が良く経験する所である。従って心拍出量の測定値がより正確ならばこの相関は改善する可能性がある。この点特に循環動態の不安定な低心拍出量症候群 (LOS) 患者では SvO₂ の有用性が高くなることは次の例で明確になる。今 V̇O₂=(CaO₂-Cv̄O₂)×Q̇t×10 の関係で心拍出量が4 l/分のAの場合と2 l/分のBの場合を想定して見る。ここで V̇O₂ は 200 ml/分, CaO₂ は 20 vol% とし共に一定であるとする。

- A V̇O₂=(20-15)×4×10=200 ml/分
- B V̇O₂=(20-10)×2×10=200 ml/分
- Aでは Cv̄O₂=15 vol%, Bでは Cv̄O₂=10 vol% となる。

もし心拍出量がこの点から共に0.5 l/分低下したとすると

- A V̇O₂=(20-14.3)×3.5×10=200 ml/分
- B V̇O₂=(20-6.7)×1.5×10=200 ml/分

即ちAでは Cv̄O₂ は15から14.3と4.6%しか変化しないがBでは10から6.7と33%も変化する。既述の如く熱希釈法の精度から考えて0.5 l/分程度の心拍出量の減少は見逃がす可能性が大きい。LOS 患者ではこれは組織への酸素輸送が大きく

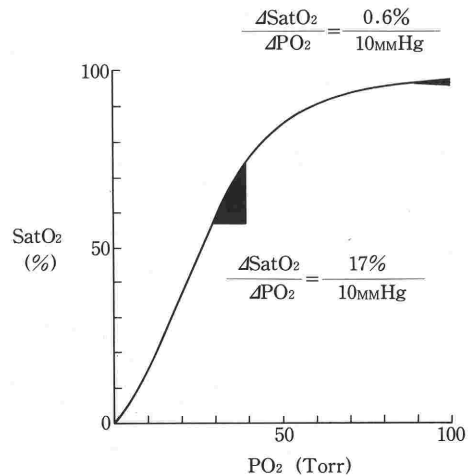


図5 Hb の酸素解離曲線. 混合静脈血レベルでは PO₂ よりも酸素飽和度の方がより敏感な動きを示す

低下することを意味し重要な問題となる。しかし $C\bar{v}O_2$ ($S\bar{v}O_2$ に比例して動く) は上の例の如く大きく変化するので心拍出量の低下を直ちに知ることができる。この他重症患者の管理で人工呼吸のモードを変える (CPPV から IMV, PEEP の調節等), カテコラミンの投与, volume loading, IABP 等の治療効果も直ちに知りうる利点もある。このため血液ガス, 心拍出量等の測定の必要回数も減り医師, 看護婦の労力を減らす方向に役立つ。

この他 $P\bar{v}O_2$ のかわりに $S\bar{v}O_2$ をモニターする利点は混合静脈血の PO_2 レベルでは動脈血でのそれと逆に PO_2 の僅かの変化が飽和度の大きな変化を持たらすことで (図5) $S\bar{v}O_2$ をモニターする方がより敏感に状態の変化を反映する点である。更に $P\bar{v}O_2$ 一定でも解離曲線が左右に僅かに移動するだけで $S\bar{v}O_2$ は大きく変化する点も

$S\bar{v}O_2$ モニターの意義を大きくする。以上により Opticath の臨床での有用性は大きく特に大手術, 重症患者管理等肺動脈カテーテルが適応となる状況では Opticath は従来の肺動脈カテーテルにより得られる情報に加えて更に貴重な情報を患者にリスクを加えることなく提供する利点があると考えられる。

(Opticath オキシメトリーシステム, 発売元: センチュリーメディカル株式会社)

文 献

- 1) Fahey, P. J., et al.: Clinical experience with continuous monitoring of mixed venous oxygen saturation in respiratory failure. *Chest* 86:748~752, 1984.
- 2) Waller, J. L., et al.: Clinical evaluation of a new fiberoptic catheter oximeter during cardiac surgery. *Anesth Analg* 61:676~679, 1982.

**

**

**

**

**

**