

## 機器紹介

## 連続血管内血液ガスモニター装置

— (ピューリタン・ベネット社製 PB3300) の紹介—

落合 亮一\* 福島 和昭\*

## はじめに

血液ガス分析 (pH, PCO<sub>2</sub>, PO<sub>2</sub>) は、動脈血、静脈血を問わず集中治療中あるいは全身麻酔中の適切な全身管理のためには重要な情報である。現在行われている血液ガス分析は検査室で行われる *in vitro* の検査で、連続的な測定は行われていない。呼吸循環動態あるいは代謝動態は特に重症症例では不安定で、間欠的な血液ガス分析ではその病態を正しく把握できない場合も多い。このため、集中治療中ならびに全身麻酔中にはパルスオキシメータによる動脈血酸素飽和度 (SpO<sub>2</sub>) や吸気炭酸ガス濃度測定が行われている<sup>1)</sup>。しかし、血液ガス分析が連続的にモニター可能であれば、病態生理の診断ならびに治療効果について即座に判断が可能であると考え。そこで、採血した血液を測定するのとは逆に、測定センサーを血管内に挿入し連続的な測定を可能にする技術開発が行われてきた。ここで紹介する動脈内血液ガスモニタリングシステム (Intra-Arterial Blood Gas Monitoring: IABG) ピューリタン・ベネット社製 PB3300 は血管内にセンサーを留置し血液ガス測定の連続モニターを可能にした装置である。連続モニターを可能にした IABG センサーの特徴を紹介すると共に、臨床症例で用いた場合の様々な所見、問題点などについて考案する。

## 1. IABG センサーについて

まず血管内測定を可能とした IABG センサーの特徴について紹介する。従来の *in vitro* での血

液ガス測定は1950年代に Clark 酸素電極と Severinghaus-Stowe 炭酸ガス電極の開発によって可能となった (pH 測定用のガラス電極は上記2種類の電極に先駆けて実用化されていた)<sup>2)</sup>。過去30年以上にわたる血液ガス分析装置の開発、改良は専ら測定・校正の全自動化や他の血液パラメータの同時測定に向けられ、電極そのものには大きな変化はなかった。

1960年代より電極あるいはセンサーを血管内に留置し、血液ガス分析を連続的に行う試みがされてきた。もっとも大きな技術的問題点は血管内に挿入可能なセンサーの開発であった。血管内留置を可能にするためには外径が小さく、*biocompatibility* の高いセンサーで、しかも使い捨てにできる程度に廉価で供給される必要があった。具体的には *radial artery* に留置されているカテーテルを通して挿入可能であること、血流が十分確保される程度に外径が小さいこと、カテーテルに対しても十分細く血圧測定や採血が可能であることなどの条件を満たしている必要があった。

IABG センサーの開発初期には従来の血液ガス分析装置に用いられている電極 (Electro-chemical sensors) を小型化することに努力が払われた。その際、血管内に留置できるほど電極の小型化が可能か否か、長時間連続測定が可能かほど安定し、しかも *biocompatibility* の高いセンサーが可能か否かが技術的な障害となった。

光ファイバー・センサー: optical fiber sensor

一方、光ファイバー技術を利用したセンサーの開発も行われ、pH や酸素に感受性のある色素が開発され実用化に至った。光ファイバー技術を用いたセンサーの場合、モニター本体から光ファイ

\*慶應義塾大学医学部麻酔学教室

バーを通して血管内のセンサー先端まで光信号を伝達する必要がある。センサー先端の色素には知りたい物質（つまり酸素、炭酸ガス、水素イオン）の濃度によって光学的特性が変化する必要がある。図-1に示したように光ファイバー通してきた high energy photon は色素に当たると蛍光 (low energy photon) を発するが、蛍光の発生は測定物質の濃度に依存する。濃度によって変化した光信号は同じ光ファイバーを通してモニター本体に帰り、演算の結果を血液ガス分析値として表示する<sup>3)</sup>。

pH と酸素に感受性のある色素は fiber optic sensor に利用可能なように開発された。一方、CO<sub>2</sub> センサーは血液と pH センサーとの間に中間層を有し Severinghaus-Stowe 電極と同様の構造を有する。この中間層にはバッファーがあり、中間層に拡散した CO<sub>2</sub> のレベルに応じて pH が変化する。つまり、CO<sub>2</sub> 変化をバッファーの pH 変化として捉えるのである。

**PB3300 の IABG センサー**

このようにして、20G のカテーテルに挿入可能なセンサーが開発された (図-2)。外径は 0.45 mm で、カテーテルとの間に十分な間隙が確保されるため、ヘパリン生食によるフラッシュ、血圧測定、そして採血も可能である。センサーは長さが約 10.5 cm で、指定の 20G カテーテル (B&D, Insyte Artcath, U. S. A.) の先端から約 6 cm 血管内に突出する。

センサー内部には温度補正用の小型の温度センサーが内蔵されている。色素の蛍光特性は、測定中のセンサー先端の温度によって影響を受けるた

め、実測した血液温で補正をするのが目的である。また、この血液温は表示されるため連続した体温測定も可能である。表示される測定値は in vitro の血液ガス分析装置と同様に 37 °C に補正された値である。

**2. IABG 装置 (ピューリタン・ベネット社製 PB3300) の特徴**

PB3300 は市販第1号の IABG 装置で、図-3に示すように解析、校正を行う本体と、光ケーブルで結ばれたディスプレイのセンサー (図-4) から構成される。本体には校正用ガスが内蔵され、本体のみで全ての測定・校正が可能である。本体と接続された表示パネルには測定値の表示と共に、色々な機能選択のためのメニューも表示され、表示パネルに設置された押しボタンによってメニュー項目の選択を行う (つまり表示パネルがインターフェイスの機能を有している)。電源を立ち上げるとまずシステム・チェックが開始され、本体が正常に機能していることを確認する。その後新しいセンサーを使用する際には校正が必要であることをメッセージで表示し、校正が既にすんでいる場合には直ちに測定が開始される。

**表示部**

表示部は ELP のディスプレイで、(1) pH, PCO<sub>2</sub>, PO<sub>2</sub> の測定3項目の表示、(2)トレンド表示 (3項目について表示時間を2-72時間の範囲で選択可能)、(3)計算値の表示 (測定値の他に、温度あるいはヘモグロビン値で補正した HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>, TCO<sub>2</sub>, BE などが表示される)、(4) Recalibrate mode の4画面がある。どの画面でも現在の測定

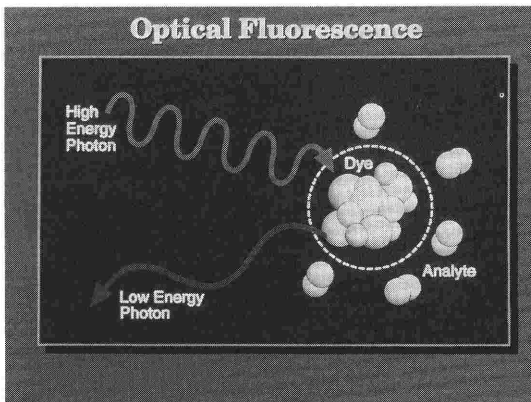


図-1

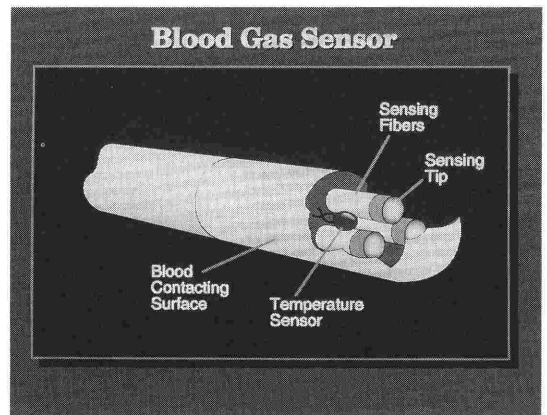


図-2

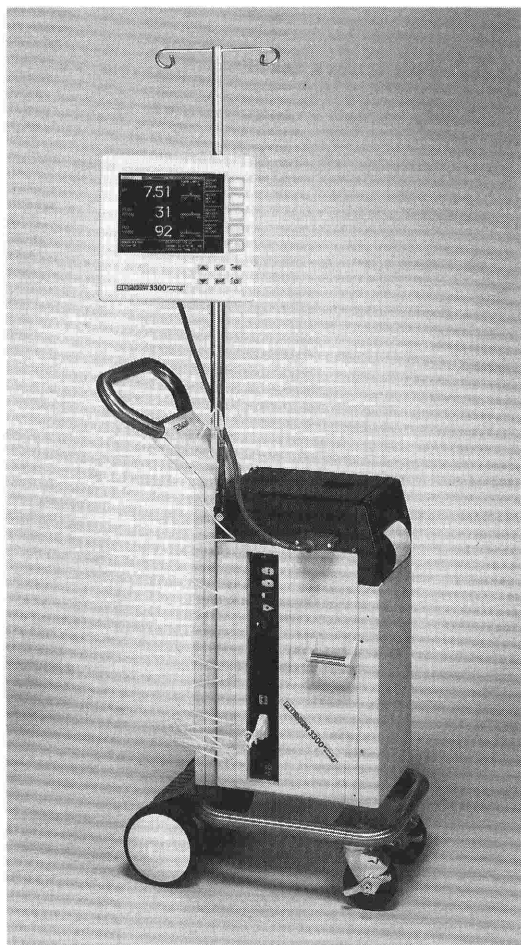


図-3

値は表示され、またアラーム範囲についても変更が可能である。トレンド画面ではカーソルを用いて過去のデータをスキャンすることが可能で、カーソル位置に対応してズーム・インすることもできる。カーソル位置を変更する毎にその時点での測定値も表示される。(4)の recalibrate mode では in vivo の 1-point calibration を必要とした場合に用いる。

#### 校正

センサーを留置する前にセンサーおよびモニターの個体差を考慮して校正を行う。本体内には校正用のガスが内蔵され、トノメトリー法を用いた2点校正が行われる。校正ガスは  $O_2$ 、 $CO_2$ 、 $N_2$  の混合ガスで、センサーを収納しているケース(キューベット)内のバッファー溶液にバブリングすることによって既知のガス分圧が得られる。校正には約15分間が必要で、一旦校正が終了した場合に

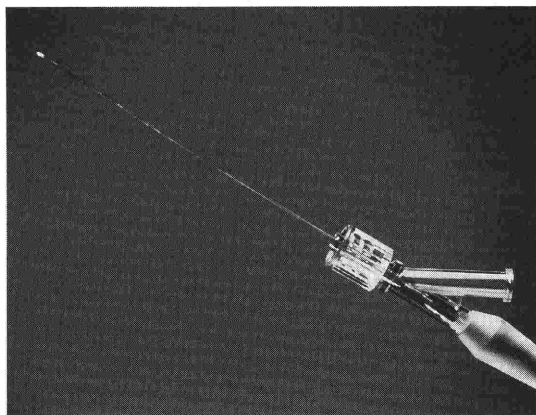


図-4

は約72時間の安定した測定が得られるとされる(もっとも実際の臨床では、24時間以降は in vivo の校正が必要となり、採血時の測定値をメモリーに記憶させ、in vitro の血液ガス分析値を参考に補正を行うことも可能である。)また、校正を正確に行うために大気圧を感知する気圧センサーが組み込まれている。

#### 算出パラメータ

直接測定された pH、 $PCO_2$ 、 $PO_2$  から酸素飽和度、重炭酸濃度 ( $HCO_3^-$ )、Base Excess、総二酸化炭素濃度 ( $TCO_2$ ) を算出・表示する。この際、ヘモグロビン値を入力し適切な計算値を得ることが可能である。

#### データ保持

センサーのコネクターは、optical connector と memory device があり、optical connector は光信号を中継し、memory connector はセット・アップならびに校正に関する情報を記録している。コネクターの脱着は基本的にはどのような測定モードでも可能であるが、ポーズ・ボタンを押した後に行うことが推奨されている。Memory device に校正值、セット・アップ値が記録されているため、再装着時にもすぐに測定が開始できる。一方本体とセンサーが1対1に対応しているため、センサーを他の本体に装着しなおすことはできない。

#### 動作モード

本体の上面のパネルを開けると切り替えスイッチがあり、本体の動作モードを選択可能である。上述した校正あるいは測定に関しては“RUN”

モードで行うが、その他に表示(トレンド、アラーム範囲、時間などのフォーマット)や校正ガスの組性の変更、あるいはプリントのセット・アップなどが変更可能である“CONFIGURE”モードと、システム、サブシステムのチェックや工場出荷時の工学的な情報を表示することが可能な“DIAGNOSTIC”モードがある。

3. 臨床データならびに考案

慶應義塾大学病院中央手術室ならびに一般集中治療室、CRCU で成人症例を対象に使用した臨床例について紹介する。

1) センサーとカテーテルの関係

全例橈骨動脈に 20G カテーテルを留置後、センサーを挿入しモニターを行った。指定のカテーテル (Artcath, B&D 社製) 以外の 20G カテーテル (テルモ, ジョンソン&ジョンソン, B&D 社 Insyte など) を使用した場合には、カテーテ

ル先端のテーパーが強いためセンサーとカテーテルの間隙が狭く、動脈圧の測定ならびに動脈血の採血は不可能であった。センサーの挿入に際してはカテーテル先端で駆血すると時に挿入が困難で血液を多少逆流させながら行う。なお、原因は明らかではないが、動脈硬化などで橈骨動脈が蛇行している症例では指定のカテーテルを用いても血圧測定、採血ができないことが多く見られた。カテーテルとセンサーの屈曲によって両者の間隙が狭くなったためと推測された。

図-5 に血圧波形がセンサーの存在によってどのように影響されたのか実例を示す。上よりセンサーが正常に挿入されている状態、手首の角度によって血圧波形が影響を受けている状態、そしてセンサーを抜去後の血圧波形である。センサー挿入時には血圧波形の評価に細心の注意が必要であることが明らかである。このため、センサーを挿入前に血圧波形を表示し、実際の波形を記録した後にセンサーを挿入したほうがより確実であると考える。

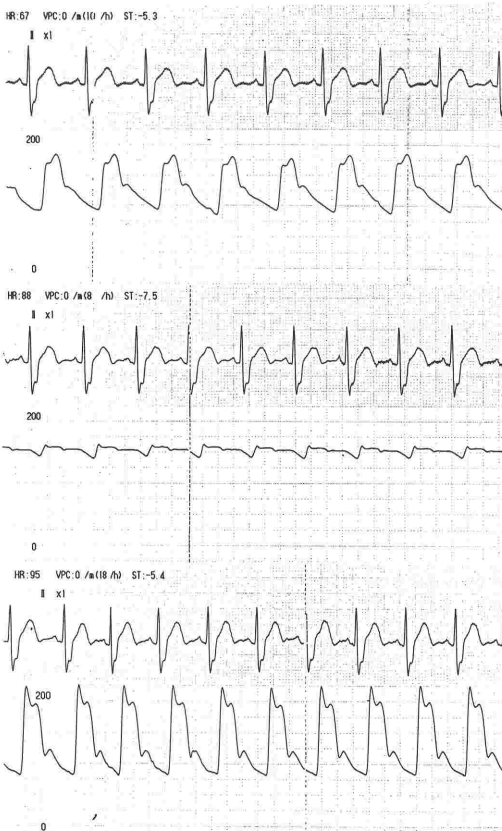


図-5

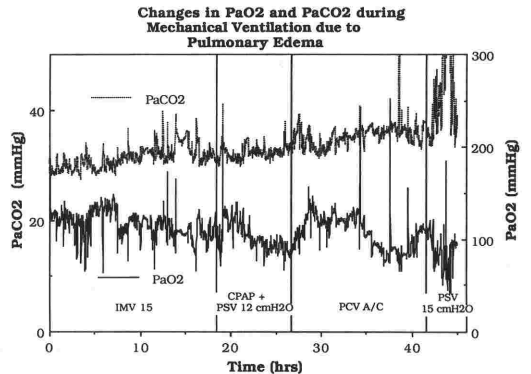
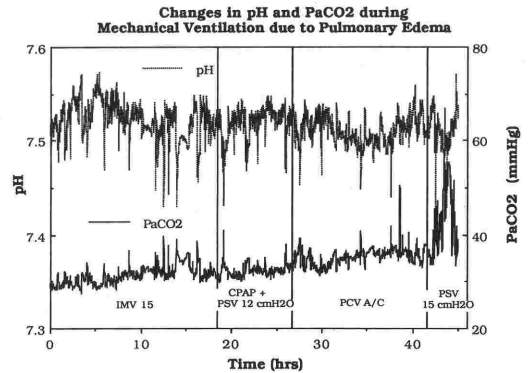


図-6

## 2) 人工呼吸中の長時間モニターについて

図-6に呼吸不全のために人工呼吸管理を必要とした78歳の男性症例の測定結果を示す。図に示したのは人工呼吸開始後42時間のトレンドで、気管内吸引および吸引後の用手換気による血液ガスの変動が示されている。センサー挿入24時間以降では、PB3300のデータと血液ガス分析値に徐々に解離傾向が見られ、1日数回の *in vivo* 校正が必要であった。また、センサー先端が血管壁に接したためと思われる急激な測定値の変動が見られる場合もあった。この場合、全パラメータあるいは2パラメータが同時に低下することが特徴と思われた。手首の角度を調節したり、ヘパリン生食をフラッシュすると前値に回復することから血管壁との接触が原因と考えられた。

従来人工呼吸管理中に換気条件を変更する場合、血液ガス分析の頻回のチェックが必要であるが、IABGを用いることによって連続的に血液ガス分析値が確認可能で速やかに最適な設定条件を決定することができる。また、病態に急激な変化が生じた場合、パルスオキシメータに変化が生じるかあるいは全身状態に変化が生じるまで、原因の把握が不可能であったが本装置を使用することによって病態変化の初期においてアラームを作動させることができ、確定的な治療も可能と考える。

## 3) 全身麻酔中の血液ガス変動

全身麻酔中に使用した1例として開胸術中の測定結果を示す。図-7は一側肺換気によって肺葉切除術を行った際の各パラメータの変動である。一側肺換気中には、純酸素の吸入にもかかわらず  $\text{PaO}_2$  は低下を示すが、一過性の肺の *inflation* によって低酸素状態の改善される様子が示されている。特に、シャント率の変動が急速に生じ低酸素血症が予想されるような麻酔症例では、 $\text{PaO}_2$  の変動域は大きく、パルスオキシメータによる動脈血酸素飽和度の変動だけでは酸素化の状態を的確には把握できないことが多い。このような症例では IABG による連続測定が適切な麻酔管理上有用であると考えられる。

以上、人工呼吸管理中および全身麻酔中の IABG によるモニターの実例を示したが、以下のようなことが明らかとなった。

1) PB3300 による血液ガス測定は20秒に1回更新されるが、開胸術あるいは呼吸不全など急激

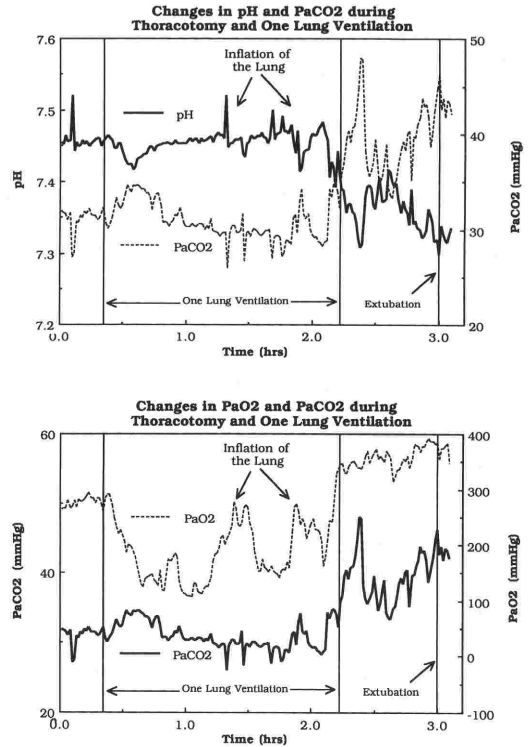


図-7

な血液ガス値の変動が生じる症例においてもその変化に十分追従可能で、速やかな診断ならびに治療が可能であった。従来の検査室における血液ガス分析ではスポットでの測定であると共に結果が得られるまで時間を要し、速やかな対応が困難である。また、採血を必要とすることから長時間の頻回検査では採血量も無視しえないこと、さらには肝炎ウイルスをはじめとする感染症症例では血液による汚染も考慮する必要があることが問題である。IABG 装置を用いることによって殆どの問題を克服することが可能であると考えられる。

2) 一方、血圧波形に及ぼす影響も無視しえない場合がある。特に上述したように動脈硬化が顕著な症例で手関節の角度によっては正確な圧波形が得られず、循環管理上問題となる可能性も指摘される。連続的血液ガス測定と循環管理のどちらがより優先されるかによってモニターの内容が検討されるべきであると考えられる。

3) センサーと本体が1対1で対応するため、患者輸送後にモニターを続行する場合、本体も搬送する必要があり临床上非常に問題である。実際、

本体が誤作動した場合、他の装置に接続して測定を行うことは不可能であるためセンサーの再挿入が必要となる。感染予防上も、またセンサーが高額であることから現在の仕様は改善が早急に必要であると考えられる。

IABG 装置は連続的にしかも real time に血液ガス測定が可能で、長時間にわたって測定が可能であることと共に集中治療ならびに全身麻酔中の全身管理上非常に有用なモニターであることが明らかとなった。

### 参考文献

- 1) Shapiro, B. A.: In-vivo monitoring of arterial blood gases and pH., *Respiratory Care* 37 : 165-169, 1992.
- 2) Astrup, P. and Severinghaus J. W.: *The history of blood gases, acid and bases.*, Copenhagen: Munksgaard; 1986.
- 3) Gottlieb, A., Divers, S. and Hui, H. K.: In vivo applications of fiberoptic chemical sensors. In: Wise and Wingard, ed., *Biosensors with fiberoptics.* The Humana Press; 325-366, 1991.

\* \* \* \* \*

\* \* \* \* \*

\* \* \* \* \*