

# Readout

HORIBA Technical Reports

特集 血液をはかる

July 1991 ■ No.3

---

## 電極法による血液ガス分析装置の検討

Research Blood-Gas Analyzer Using the  
Electrode Method

西川勝己

Katsumi NISHIKAWA

(Pages 55-59)

---



## 電極法による血液ガス分析装置の検討

## Research Blood-Gas Analyzer Using the Electrode Method.

西川 勝己

Katsumi Nishikawa

## 要 旨

血液ガス分析は、通常血液中の溶存ガス成分である酸素、二酸化炭素をその測定対象としている。測定結果からは肺機能の状態を知ることができ、ひいては体内の酸塩基平衡の状態を予測できるようになる。本稿では現在開発中の血液ガス分析計の試作機の例をまじえながら、分析の原理、センサーの特長、および測定上の注意点を考察する。

## Abstract

The analysis of blood gas is concerned with the measurement of the dissolved gas components normally in blood, i.e.,  $O_2$  and  $CO_2$ . The results of this measurement gives information on the condition of the lungs, and in turn, allows an estimate to be made of the body's acid-base balance. This paper introduces a new blood-gas analyzer now under development and considers the principles of analysis, the characteristics of the sensor, and areas where caution should be taken in measurement. The discussion is interspersed with examples from a prototype model the device.

## 1. はじめに

血液中のガスを測定することにより、第一に判断できることは、呼吸機能の状態である。つまり肺から酸素を取り込み体内の組織に血液によって運搬・供給し、二酸化炭素を排出する機能がどのような状態なのか、分析結果から推測することができる。<sup>1)</sup>第二に判断できることは、体液の酸塩基平衡の状態である。肺からの二酸化炭素の排出は、体液の pH のバランスを保つのに非常に有効に働き、その機能の低下は生命の維持をも脅かすほどのものである。このため血液ガス分析計ではガス成分である  $O_2$ 、 $CO_2$  以外に pH も同時に測定を行い、血液中の緩衝系の状態を把握できるようになっている。

血液中のガス成分の測定には、初期には Van Slyke の検圧装置や Natelson 微量血液ガス分析計が用いられていた。<sup>2)</sup> これらの方法はかなりの熟練を必要とし、また時間がかかるため現在ではほとんど用いられてはいない。その後、アストラップ法・電極法が出現しそれまでの方法とおきかわっていった。現在普及している血液ガス分析計では、ほぼすべて電極法が用いられている。電極法

は、他の方法と比較して取扱いが簡単、測定にかからない、特別な技術が必要としないといった特長を持っている。現在われわれが開発中の分析計も電極法を採用している。

## 2. 分析計の機器構成について

血液ガス分析装置の機器構成は大きく分けて、サンプリング部、表示部、制御・演算部、の3つに分けられる。サンプリング部の各センサーで得られたデータはCPUにて演算され表示部に出力される。これらの各要素のなかでサンプリング部は装置の安定性を維持する上で最も重要である。血液ガス分析計は、サンプルが動脈血であるため流路の汚れが著しく、詰まりによるトラブルが起こりやすいので、できるだけ単純な測定フロー・効率の良い洗浄機能を備えていることが重要である。今回試作した測定装置のフロー図を図1に示す。この試作装置は洗浄専用のポンプと送液専用のポンプを備えており、より効果的な洗浄が可能である。

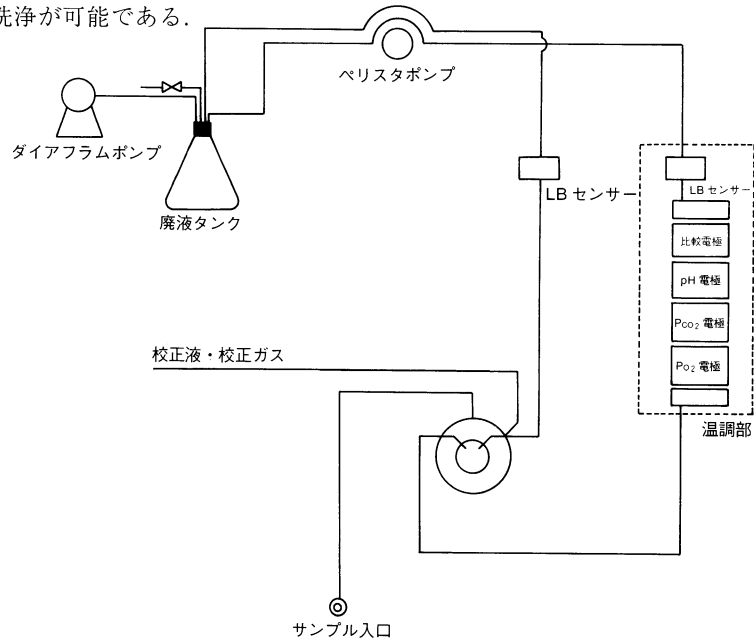


図1 試作機の測定フロー図  
Operational flow-chart for prototype blood-gas analyzer

図2(A) Pco<sub>2</sub>電極の構造  
The Pco<sub>2</sub> electrode

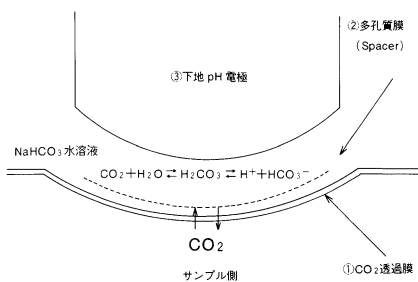
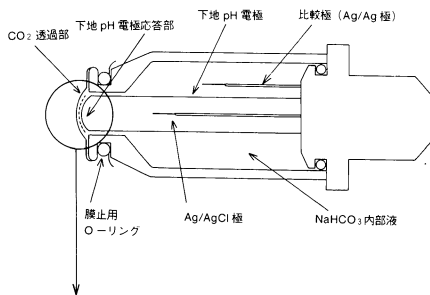


図2(B) Pco<sub>2</sub>電極の感応部  
Sensor portion of Pco<sub>2</sub> electrode

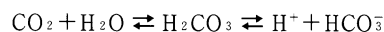
## 3. 血液ガス分析計用センサーについて

### 3.1 Pco<sub>2</sub>電極

#### 3.1.1 構造と原理

今日一般に用いられている Pco<sub>2</sub>電極は、Severinghaus 型と呼ばれるタイプのものである。今回、血液ガス分析計用のセンサーの開発にあたりわれわれもこのタイプの電極を検討した。構造は、図2(A)に示すとおりである。いわゆる隔膜電極であり CO<sub>2</sub>透過膜①によりサンプルと感応部が隔てられている。(図2(B))電極内部には重碳酸水素ナトリウム (NaHCO<sub>3</sub>) の電解液が満たされており、透過膜を通過してきた CO<sub>2</sub>がこの内部液の pH を変化させる。この pH 変化を内部に入れている下地 pH 電極③により検出し濃度換算 (分圧換算) を行うのである。以下にその詳細を述べる。

まず透過膜①から透過してきた CO<sub>2</sub>ガスは、多孔質膜②に浸み込んだ内部液と次式のように平衡状態に達する。



つまり

$$K = [\text{HCO}_3^-] [\text{H}^+] / [\text{CO}_2]$$

が成立し、 $[\text{CO}_2]$  は Henry の法則より  $[\text{CO}_2] = \alpha \text{Pco}_2$  ( $\alpha$  は溶解係数) であるので

$$\log K = \log ([\text{HCO}_3^-] [\text{H}^+] / \alpha \text{Pco}_2)$$

$$\text{pH} = \text{pK} + \log ([\text{HCO}_3^-] / \alpha \text{Pco}_2) \quad (\text{Henderson-Hasselbalch の式})$$

となる。内部液は重炭酸溶液であり重炭酸イオンが大量にあるので  $[\text{HCO}_3^-]$  は一定とみなすことができる。このため上記の式は次式のように単純化できる。

$$\text{pH} = \text{定数} - \log \text{Pco}_2 \quad 2)$$

血液中の  $\text{Pco}_2$  に応じて重炭酸溶液の pH が変化するがこの式からわかる。この試作電極の応答曲線を 図 3 に示す。また出力電位と  $\text{Pco}_2$  との関係は 図 4 のとおりである。

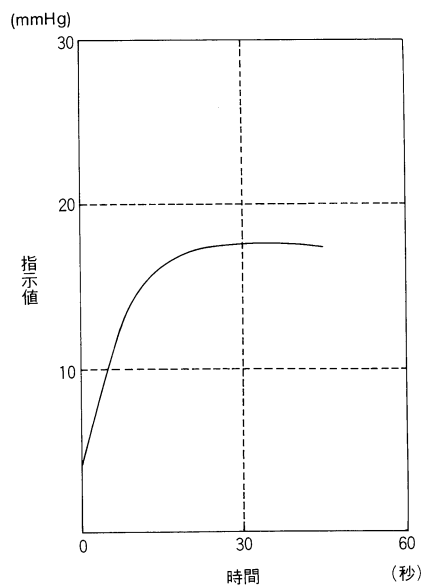


図 3 Pco<sub>2</sub>電極の応答  
Pco<sub>2</sub> electrode response curve

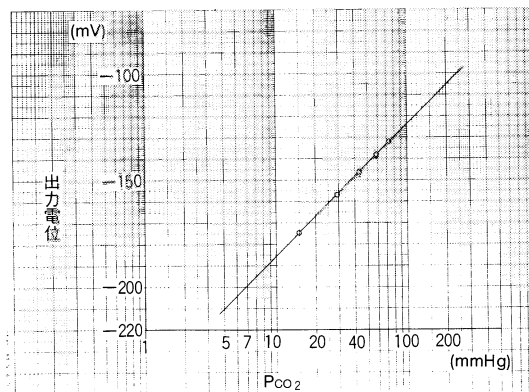


図 4 Pco<sub>2</sub>電極の直線性  
Linearity of Pco<sub>2</sub> electrode

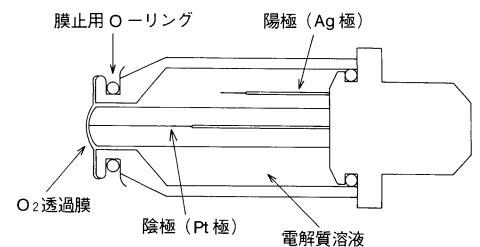


図 5 Po<sub>2</sub>電極の構造  
The Po<sub>2</sub> electrode

### 3.1.2 使用上の注意点

Pco<sub>2</sub>電極のような隔膜電極は、その隔膜の状態が測定値に大きな影響を与える。蛋白質の固着などによる汚れや、経時変化により劣化した膜は応答を遅くし、再現性を悪くすることが多い。このため透過膜は可能な限り早めに交換するべきである。また、実際に応答する下地 pH 電極の応答面に気泡などが入らぬようにすることも大切である。

## 3.2 Po<sub>2</sub>電極

### 3.2.1 構造

現在主流となっているものは、Clark 型電極と呼ばれる電極である。今回の開発でもこのタイプを検討した。試作電極の構造を、図 5 に示す。この電極は先端を酸素の透過膜で覆い血液による汚染を防いでいる。

### 3.2.2 原理

電気分解に伴う電流を測定するポーログラフイーの一種である。透過膜を通過してきた酸素が白金極で還元され電流をながし、この電流値で酸素分圧を求

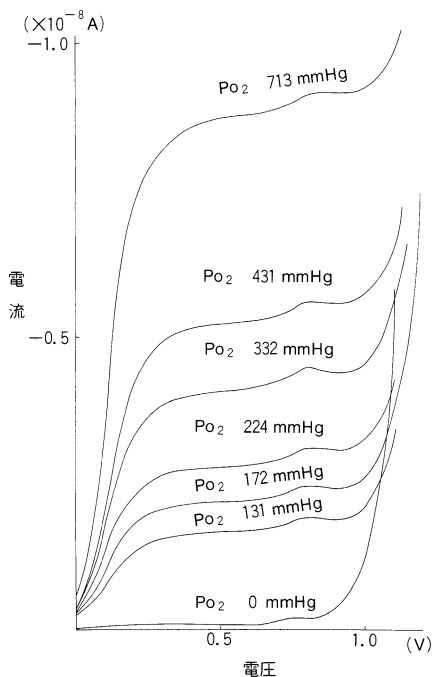


図6 Po<sub>2</sub>電極における電圧と電流の関係  
Voltage vs. voltaic current in the Po<sub>2</sub> electrode

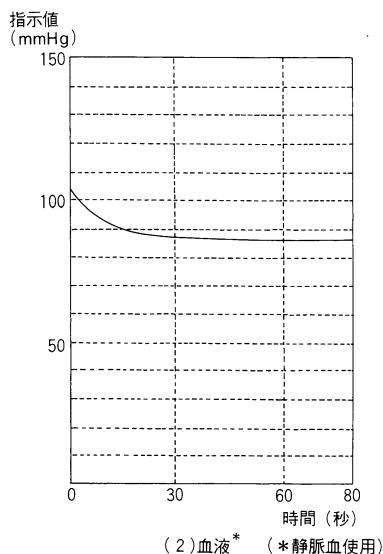
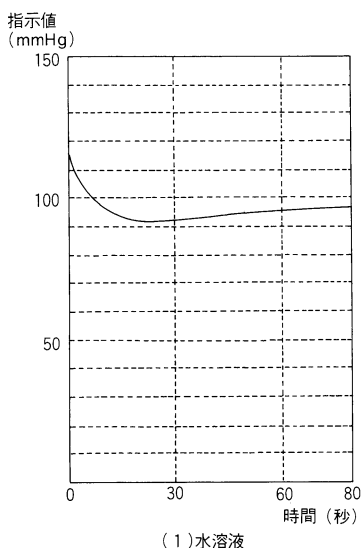
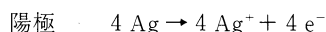


図7 Po<sub>2</sub>電極の応答  
Po<sub>2</sub> electrode response curve

める。陰極には白金電極を用い、陽極である銀・塩化銀電極との間に電圧をかける。電圧と電流の関係は図6のようになる。両極間にかける電圧を上げていくとある電圧以上になるとそれ以上電圧をあげても一定電流が流れるようになる。この時の電圧は還元される物質によって違い、酸素では $-0.3 \sim -0.7V$ 程度である。<sup>3)</sup>これが両極間にかけておく印加電圧である。またこの一定値を示す電流は、サンプルから膜を通して白金極にO<sub>2</sub>が拡散する速度に律速され限界拡散電流と呼ばれる。両極間で起こる反応を次式に示す。



また、図7に試作した電極の応答曲線の例をあげておく。図中で血液と水溶液とで安定性が異なるのは、両者のO<sub>2</sub>に対する緩衝能の違いに起因していると考えられる。

### 3.2.3 使用上の注意点

Pco<sub>2</sub>電極の陰極は銀イオン(Ag<sup>+</sup>)が共存する場合、酸素ではなく銀イオンを還元する場合がある。この還元電流が測定値に影響をおよぼすことはないが、陰極に銀が付着してしまうことが問題となる。長期間にわたる使用で大量の銀が付着すると高電流が流れPo<sub>2</sub>測定値が高くなってしまったり、ドリフトの原因となることがある。このため膜交換時に、研磨などにより付着した銀を除去する必要がある。

また限界拡散電流を測定しているため、測定対象物の拡散の度合い、つまり粘度によって、測定値に影響をうけることがある。図7でも血液と水溶液とで異なる値を示している。通常は測定器が自動的に補正する方式になっているが、血液以外のサンプルを測定する場合は注意が必要である。

## 3.3 pH電極

### 3.3.1 構造

電極の基本的な構成は実験室用のガラス電極と同じである。より微量でのサンプル量での測定が要求されるので、図8の試作電極では、応答膜をキャピラリー状に加工しその中にサンプルを通すことにより、微量のサンプルでの測定を可能にしている。

### 3.3.2 原理

応答膜を隔ててpHの異なった液が存在すると、膜の両側のpH差に応じた電位差が生ずる。この電位差を測定するためには、比較電極と呼ばれる基準となる電極が必要となる。この測定系を図9に示す。pHつまり $-\log [\text{H}^+]$  ([H<sup>+</sup>]水素イオン濃度)と電位差の関係は次のネルンストの式で表される。

$$E = E_0 - (2.303RT/F) \log [\text{H}^+]$$

E: pH電極が発生する電位, E<sub>0</sub>: 基準電位 (測定系により定まる定数)

R: 気体定数, T: 絶対温度, F: ファラデー定数

### 3.3.3 使用上の注意点

pH電極は前出のPco<sub>2</sub>電極やPo<sub>2</sub>電極と違い感応部が直接サンプルと接するので感応膜が汚れ易い。このため応答が遅くなったり、感度が小さく感じられるようなときはタンパク質の固着などがいないか確認する必要がある。また、1Nの塩酸に感応膜を10分程度浸しておき、その後純水などでよくすすいでお

けば劣化した感度を復帰させることもできる。

比較電極の内部には濃厚な塩化カリウム塩が入っておりこれが液絡部よりしみだすことにより測定対象のサンプルと電気的につながり測定可能な状態となる。もしこの比較内部液の KCl が結晶化して流れが悪くなっていたり、少なくなっていたらすぐ結晶の除去・液の補充を行なう必要がある。

#### 4. 採血から測定まで

採血から時間がたつと、血球の好気性代謝・酵素による嫌気性解糖・外気とのガス交換などにより測定値が影響を受ける可能性がある。このため、採血から数分以内に測定することが望ましいが、短時間での測定ができない場合はサンプルを冷却する必要がある。この冷却したサンプルを測定するときは、測定前によく混ぜること、また測定器への注入は温度影響を少なくするためにゆっくりと行なうことが重要である。

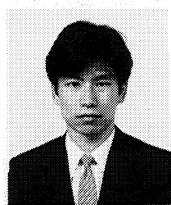
また採血の際に抗凝固剤としてヘパリンを使用するが、入れすぎるとサンプルが希釈されて  $P_{CO_2}$  測定値に影響を及ぼすことがあるので注意が必要である。<sup>4)</sup>

#### 5. まとめ

血液ガス分析は以前と較べれば格段に進歩したといえる。しかしより精度の良い測定を行うには、検体の取扱いにも注意を払う必要がある。採血法・検体の保存・分析計への注入時の気泡の混入など、どれも誤差の原因となる可能性を含んでいる。また、装置間誤差も無視できない。現在日本臨床化学会の血液ガス専門委員会のワーキンググループである血液ガス標準物質研究会において、メーカーレベルでの標準化がすすんでおりこれを極小にする努力が続けられていることをあわせて報告する

#### 参考文献

- 1) 伏見 了, 甲田 一馬 “新しい医療機器の具備すべき条件: 血液ガス 分析装置について” 保健通信, No.8, p.18-21 (1989)
- 2) 下村 治, 水野 英二 “全自動血液ガス分析装置” 検査と技術. Vol.15, No.2, p.191-195 (1987)
- 3) 藤原 孝憲 “血液ガス: 測定の理論と臨床応用” 真興交易医書出版部 (1981) p.151-188
- 4) 諏訪 邦夫 “血液ガストレーニング” 中外医学社 (1983) p.112-120



西川勝己

Katsumi Nishikawa

開発 2 部

1965年 3月11日生

立命館大学理工学部化学科

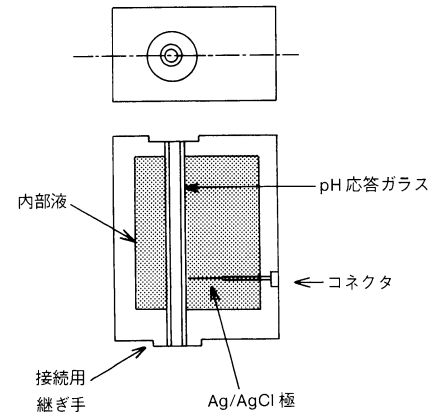


図 8 pH 電極の構造  
The pH electrode

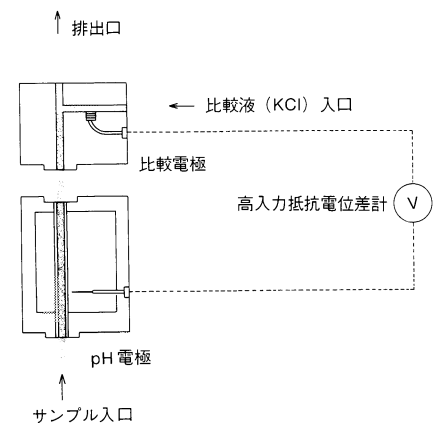


図 9 pH 電極の測定系  
Measurement circuit used in the pH electrode





