

□原 著□

二酸化炭素急速注入と持続動脈内血液ガスモニタシステム PB 3300 の反応

謝 宗安* 片 桐 淳* 山 田 倫子* 河 野 昌 史*
大 村 昭 人* 宮 地 哲 也** 大 石 英 治**

ABSTRACT

The accuracy and reliability of an intra-arterial blood gas monitoring system following bolus injection of carbon dioxide in dogs

Meneyasu SHA*, Jun KATAGIRI*, Mitiko YAMADA*, Msashi KOHNO,
Akito OHMURA*, Tetuya MIYAJI**, Eiji OHISHI**

* *Department of Anesthesiology, University Hospital Mizonokuti, Teikyo University School of Medicine :
74 Mizonokuti, Takatsu, Kawasaki, Kanagawa, 213*

** *Department of Medical Engineering, University Hospital Mizonokuti*

Twelve dogs were anesthetized with thiopental and succinylcholine, and anesthesia was maintained with enflurane, oxygen and pancuronium. An intra-arterial blood gas monitoring system (PB 3300®, IBGS) sensor was inserted into the femoral artery with 20 G needle. The response time for the IBGS CO₂ sensor to reach 90% equilibration is reported to be 1.4 min. IBGS readings adjusted for the response time were compared with arterial blood gas (ABG) data measured by a blood gas analyzer ABL 505 (Radiometer) as the gold standard. Comparison of ABG and IBGS values by lineal regression analysis revealed $r=0.83\sim 0.87$ for Pco₂ and $0.86\sim 0.96$ for Po₂ after CO₂ injections of 50~200 ml. The bias was $0.35\sim -1.9$ for Pco₂ and $14.2\sim 38.0$ for Po₂. These results demonstrated the accuracy and the reliability of PB 3300, IBGS whose readings were comparable to the ABG values obtained using ABL 505 after bolus injections of 50~200 ml CO₂. However, with 300 ml CO₂ injection which produced severe hemodynamic depression, IBGS readings showed larger bias and precision. We conclude that IBGS measures arterial blood gases with an acceptable level of accuracy, albeit not a rapid detector and it may serve as a useful tool for detection of experimental CO₂ embolism since it reliably reflects the ongoing blood gas abnormality.

はじめに

動脈内血液ガスモニタシステム (以下 IBGS) は、手術室や集中治療室の患者で血液ガス測定器 (以下 ABG) のデータと比較され、優れた一致

* 帝京大学医学部附属溝口病院麻酔科 (〒213 川崎市高津区溝口74)

** 同ME科

性を持つと報告されている^{1)~8)}。しかしこれらの報告は、患者の呼吸循環動態が安定した状態での測定が多く、これらが大きく変動した状態での比較を行ったものは少ない。また近年、二酸化炭素気腹を用いた腹腔鏡下手術が著しく増加しており、二酸化炭素塞栓症の早期発見と確定診断の重要性が増加している。そこでわれわれは二酸化炭素塞栓症を実験的に作成し、血液ガスや循環動態を大きく変動させたときのIBGSの反応性と二酸化炭素塞栓モニタとしての有用性を検討した。

1. 方法

体重が10.5~15.5 kg、平均13.3 kgの雑種成犬の12頭を対象とした。

バルビタールとスキサメトニウム（サクシニルコリン）を用いて気管内挿管し吸入酸素濃度を50~80%とし、エンフルラン2~3%とパンクロニウムで麻酔を維持した。換気回数は10回/分、一回換気量は P_{aCO_2} が25から40 mmHgになるように調節した。大腿静脈からカテーテルを下大静脈の右心房近くまで挿入し、輸液と二酸化炭素の注入路とした。左大腿動脈よりカテーテルを5~10 cm挿入し、血圧測定と採血路とした。また20 Gの留置針を介して、右大腿動脈よりPB 3300動脈内血液ガスモニタシステム（Puritan-Bennett corporation, USA）のセンサを挿入し、センサ先端は腹部大動脈内で採血カテーテルの近傍に存在させた。

以上の準備ののち、輸液は乳酸リンゲル液またはヒドロキシエチルスターチの500 mlを投与、重曹でpHを正常化し、呼吸循環動態が安定したのち、本実験に入った。

二酸化炭素注入量は50, 100, 200, 300 mlの4種類で、この順序で投与し前回の影響が完全に消失したのちに、つぎの投与を行った。測定時間は注入直前、注入後の20, 40, 60秒, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 10, 15分の各時間とした。測定項目は P_{CO_2} と P_{O_2} とし、PB 3300の結果は P_{CO_2} (PB) または P_{O_2} (PB) と表した。血液ガスは血液ガス分析器ABL 505 (Radiometer, Denmark) で測定し、採血時のPB 3300の値と比較した。PB 3300の表示は20秒ごとであり、Pur-

itan-Bennett社のLumsdenらはサンプル液を用い *in vitro* で求めた CO_2 センサの90%反応時間は、84秒としている¹⁰⁾。そこで血液ガス20秒と40秒の値は P_{CO_2} (PB) の2分の値と比較し、以後 P_{aCO_2} は1分遅れた P_{CO_2} (PB) 値を対応させ、両者を比較した。また酸素センサの90%反応時間は48秒とされる¹⁰⁾ので、20秒後と40秒後の P_{aO_2} と1分後の P_{O_2} (PB) を対応させ、その他は P_{aO_2} に対し P_{O_2} (PB) は1分遅れの値を対応させ、比較し検討した。両者の一致の程度は相関係数や、両者の値の差の平均 (mean difference) であるBias, その標準偏差であり繰り返し測定のパラツキを表すPrecisionで表現した⁹⁾。統計処理はpaired T-testで行い、 $P < 0.05$ を有意とした。

2. 結果

二酸化炭素50~200 mlの急速1回注入により血圧の低下、著しい徐脈など循環抑制がみられたが、処置を講ずることなく自力で循環の回復が得られた。しかし300 ml注入では、注入直後に収縮期血圧が30 mmHg以下となり、12頭中3例では心停止が起り、自力による心拍の回復がみられなかった。しかしPB 3300は心停止後も全例データを表示した。

ある1例で、二酸化炭素の200 ccを1回急速静注したときの P_{aCO_2} と P_{CO_2} (PB) の時間的变化を、IBGSセンサの反応時間を考慮せずに注入後の時間でプロットしたものが、図1である。 P_{CO_2} (PB) は、注入前には P_{aCO_2} より少し低く、 CO_2 注入後の P_{CO_2} (PB) は P_{aCO_2} より遅れて上昇した。 P_{aCO_2} の最大値は3分後で、 P_{CO_2} (PB)の最大値は4分後にみられている。12頭のデータでは、 P_{CO_2} (PB)の最大値は40秒と60秒で1例、2分で6例と最も多く、3分で2例、4分で2例であった。注入量が多くなると、最大値の出現は遅延した。以後両者の値とも漸減したが、15分値でも対照値より高かった。

同様に、 CO_2 ガスを急速注入したときの P_{aO_2} と P_{O_2} (PB)の変化をみると、注入前の P_{O_2} (PB)は P_{aO_2} より高値であり、注入後は P_{aO_2} より時間が遅れて低下した。200 ml注入における

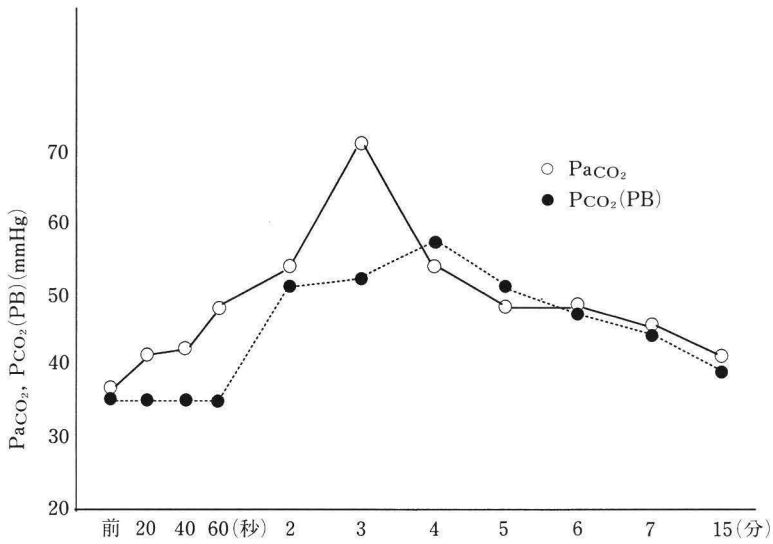


図 1 CO₂ ガス 200 ml 注入後の PaCO₂ と Pco₂ (PB) の変化

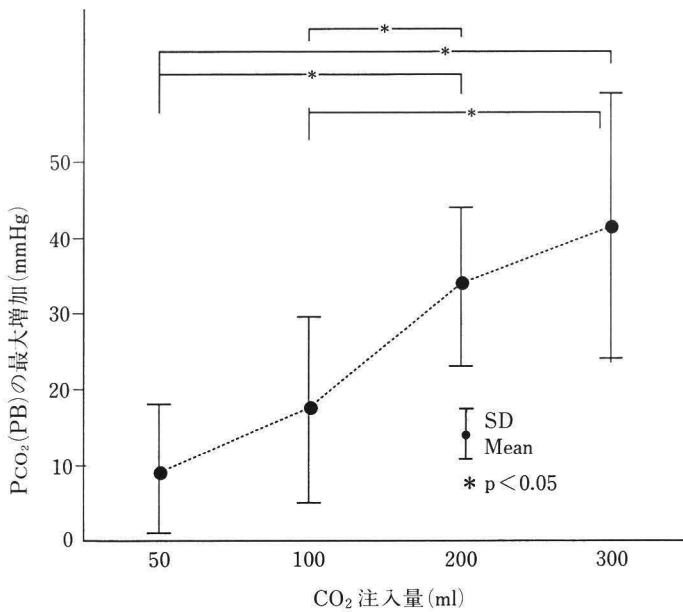


図 2 CO₂ 注入量と Pco₂ (PB) の最大増加度

12 頭の Po₂ (PB) の最低値は、60 秒後に 1 例、2 分後に 4 例、3 分後に 5 例、4 分後と 5 分後に 1 例でみられた。50 ml CO₂ 注入では 40 秒から 2 分、200 ml で 2~3 分後、300 ml では 2~6 分後に最低値を示す頻度が高く、注入量が多いと最低値の出現が遅延した。その後 Po₂ は急速に回復した。

図 2 は CO₂ 注入量と Pco₂ (PB) が最大に増加したときの増加分 mmHg の関係を示している。CO₂ ガスの注入量が増えると、Pco₂ (PB) の最大増加値は有意に大きくなった。

CO₂ 注入量ごとに PaCO₂ と Pco₂ (PB) との関係を検討すると、50, 100, 200 ml では相関係数 r はそれぞれ 0.83, 0.87, 0.83 であるが、300

表 1 CO₂ ガス注入量と Pco₂(PB) - Paco₂

CO ₂ 注入量 (ml)	50	100	200	300
r	0.83	0.87	0.83	0.69
System Bias	-1.90	-0.35	-1.33	-3.84
System Precision	1.99	2.23	4.50	8.06
Paco ₂ = 40 Pco ₂ (PB) (B±2 P)*	42.1-35.1	44.1-35.2	47.7-29.7	52.3-20.0

*B : Bias, P : Precision

単位 : mmHg

表 2 Paco₂ の値と Bias, Precision

Paco ₂	30-39	40-49	50-59	60~
Bias	-0.74	-2.65	-4.52	-6.84
Precision	2.75	4.47	5.53	7.80
Lumsden T* Bias	-1.8	-2.5	-2.1	-2.9
Precision	1.8	1.5	1.7	1.9
Paco ₂ Pco ₂ (PB)	35 29-40	45 33-51	55 40-62	65 43-74

*Lumsden T, et al : The continuous intraarterial blood gas monitoring system. J Clin Monit 10 :

59-66, 1994 より引用

単位 : mmHg

表 3 CO₂ ガス注入量と Po₂(PB) - PaO₂

CO ₂ 注入量 (ml)	50	100	200	300
r	0.96	0.90	0.86	0.85
System Bias	31.4	25.8	38.0	14.2
System Precision	14.8	14.3	38.5	47.2
PaO ₂ Po ₂ (PB) (B±2 P)*	280 341-278	230 284-227	175 290-136	133 242-53

*B : Bias, P : Precision

単位 : mmHg

ml では $r=0.69$ と低くなった (表 1)。50 から 200 ml までの CO₂ 注入の Bias は -0.35 から -1.90 と小さかったが、300 ml 注入では -3.84 と大きくなった。Precision は注入量が 200 ml 以上で大きくなった。Paco₂ と Pco₂ (PB) の一致度をみるために、各 CO₂ 注入量での Bias \pm (2 \times Precision) を計算し 95% 信頼限界値の幅を示すと、表 1 の最下段のようになる。Paco₂ が 40 mmHg のときに Pco₂ (PB) がとりうる幅は、

注入量が小さいときには 42~35 mmHg や 44~35 mmHg と比較的小さい誤差であるが、200 から 300 ml 注入では Pco₂ (PB) は 48~30 mmHg、52~20 mmHg と大きなバラツキを示した。Paco₂ の数値により、Bias と Precision の数値を分けたものが表 2 である。Paco₂ が 30 から 39 mmHg では、Bias, Precision とともに小さかった。一方 40 mmHg 以上では、Lumsden らの報告値¹⁰⁾より Bias, Precision とともに大きな

り、特に 60 mmHg 以上では著しい解離を示した。

同様に CO₂ 注入量ごとに PaO₂ と Po₂ (PB) との関係を検討すると、相関係数 r は 50 ml での 0.96 から 300 ml の 0.85 まで比較的高い相関をみせている (表 3)。しかし Bias と Precision をみると、CO₂ 注入量が大きくなるに従い、特に Precision は増大した。特に 200 と 300 ml では相違が大きかった。

3. 考案

蛍光色素を用いた血液ガスの基礎は、1930 年代に酸素が蛍光強度を減じることの発見など古い歴史を有している¹¹⁾¹²⁾。現在の蛍光色素法血液ガス測定装置は、従来の血液ガス分析器と同等かそれ以上の精度を有するといわれ¹⁰⁾¹¹⁾¹³⁾¹⁴⁾、測定方法にはセンサを動脈内に留置するもの (IBGS) と、血管内でなく動脈カテーテルから血液を吸引し体外センサで、非連続的に測定するものがある¹³⁾¹⁴⁾。IBGS は、機種により測定方法が多少異なり、Puritan-Bennett 3300, Paratrend 7 (Biomedical Sensors), Bio-Sentry (Optex Biomedical), CDI-1000 (3 M) の使用経験の報告がみられる^{1)~8)}。

Shapiro ら⁴⁾は犬で呼吸循環が安定したときの IBGS と ABG の相関係数を求め、Pco₂ で $r=0.95$ 、Po₂ で $r=0.96$ と報告している。今回の結果はそれより低いが、Lemus ら⁵⁾の成績 $r=0.58$ より良好な値であった。

CO₂ の 50 から 200 ml 注入では、IBGS と ABG の Pco₂ の Bias は 0.35~1.9 mmHg で、諸家の報告値¹⁾²⁾⁴⁾⁶⁾⁷⁾⁸⁾¹⁰⁾¹³⁾¹⁴⁾である 0.35~3.9 mmHg とほぼ同等の成績であった。しかし 300 ml 注入では、Bias と Precision とともに大きな値を示し、Paco₂=40 mmHg のとき ± 2 SD の Pco₂ (PB) がとりうる値は 20~52.3 mmHg と広い範囲である。この Paco₂ と Pco₂ (PB) との差が大きくなることの原因は明らかでないが、著しい循環抑制下では Pco₂ (PB) の測定精度が低下する、Paco₂ が時々刻々大きく変動し、Pco₂ (PB) との対応が正しく行われなかったことにより不一致が起こった、などが推察された。

一方 IBGS と ABG の Po₂ の Bias は 14.2~38.0 mmHg と、諸家の報告¹⁾²⁾⁴⁾⁶⁾⁷⁾⁸⁾¹⁰⁾¹³⁾¹⁴⁾の 2.2~9.0 mmHg に比較し大きかった。これは今回の実験の吸気酸素濃度が高く、PaO₂ が平均で 175~280 mmHg と高いこと、高い Po₂ では血液ガス分析器自体の誤差が大きくなること、犬のデータでは Bias と Precision が 17.0, 46.3 と大きい⁴⁾などがその原因と考えられた。CO₂ の 300 ml 注入では Po₂ の Bias, Precision とともに大きく、300 ml 注入での平均 PaO₂ は 133 mmHg であったが、Po₂ (PB) の 95% 信頼限界範囲では 242 から 53 mmHg と表示されることになり、データは信頼性の乏しいものと考えられた。

100 から 300 ml の CO₂ 注入では、終末呼気 CO₂ 分圧の変化量は注入量との間で相関を認めなかったこと、またその増加は注入後の 20 数秒内の短時間内でありモニタとしての限界のあることをわれわれは報告している¹⁵⁾。図 2 で CO₂ 注入量に応じて Pco₂ (PB) の最大増加分が有意に増加していることや、Pco₂ (PB) の増加が長時間持続すること (図 1) は、二酸化炭素塞栓症モニタにおいて、終末呼気 CO₂ 分圧より IBGS のほうが優れていることを示している。

IBGS の利点は、① 測定器まで血液を運ぶ必要がなく、迅速な結果が得られる、② 採血の必要がなく、失血を防ぐことができる、③ 患者や医療従事者の感染の危険性が減少する、④ 技術者費用や血液ガス分析器の費用が節約でき、経費節減になる、がうたわれている。しかし経費削減などもまだ実証されていない¹⁶⁾。

反対に欠点として、① 血栓やカテーテルによる動脈閉塞、② 反応時間が遅い、③ 動脈内センサが壁に接触し誤って低酸素を表示する (wall effect¹⁷⁾)、④ 本体だけでなく 1 回のみ使用可であるセンサも高価、⑤ 観血的血圧測定への影響、⑥ 小児では使用できない、⑦ 測定範囲が狭い、などの問題点が指摘されている。センサによる動脈閉塞についてはまだ明らかなデータは得られていない。90% 応答時間は PB 3300 の pH で 132 秒、Po₂ で 48 秒、Pco₂ で 84 秒¹⁰⁾であり、Paratrend 7 の pH では 78 秒、Po₂ で 70 秒、Pco₂ で 143 秒⁸⁾と報告されており、表示値が遅れてい

ることを理解しておく必要がある。今回の研究では、wall effect現象はみられなかった。血液ガス分析器の測定範囲は PO_2 で0~800 mmHg、 PCO_2 で5~250 mmHg (ABL 510)であるが、IBGSの測定範囲は PCO_2 で10~100 mmHgと狭い。測定範囲の拡張が望まれる。

以上のような問題点を有しているが、IBGSは開心術や開胸術、ARDSなど重症呼吸不全患者の管理、Permissive Hypercapniaのモニタ、人工心肺と離脱¹⁸⁾、カプノグラムや経皮酸素分圧との併用により心拍出量の推定、肺内シャントの推測¹⁹⁾など臨床的意義は大きいと考えられる。なお、1995年1月現在、PB 3300は発売停止中であり、他のメーカーの機器を使用せざるをえない状態である。

4. 結 論

1. 循環動態が大きく変動しない50~150 mlの CO_2 1回静注では、IBGSの PCO_2 や PO_2 は血液ガス値に近い値を示した。

2. 心停止のような循環抑制が強く現れた300 mlの大量 CO_2 1回静注では、IBGSの PCO_2 や PO_2 は $Paco_2$ や PaO_2 より大きく偏った値を示した。

3. 極めて強い循環抑制が起こらない範囲の二酸化炭素塞栓症では、IBGSはABGとよく相関し、 PCO_2 の異常を長期に示すことから、二酸化炭素塞栓症の臨床モニタとして有用である。

(1994.11.28受)

参考文献

- 1) Barker S and Hyatt J : Continuous measurement of intraarterial pHa, $Paco_2$, and PaO_2 in the operating room. *Anesth Analg* 73 : 43-48, 1991
- 2) Uchida T, Makita K, Tsunoda Y, et al : Clinical assessment of a continuous intra-arterial blood gas monitoring system. *Can J Anaesth* 41 : 64-70, 1994
- 3) Green GE, Hassell KT, Mahutte CK : Comparison of arterial gas with continuous intra-arterial and transcutaneous PO_2 , sensors in adult critically ill patients. *Crit Care Med* 15 : 491-494, 1987
- 4) Shapiro BA, Cane RD, Chomka CM, et al : Preliminary evaluation of an intra-arterial blood gas system in dogs and humans. *Crit Care Med* 17 : 455-460, 1989
- 5) Lemus JF, Kearney T, Margulies DR, et al : Continuous intra-arterial oxygen monitoring : Accuracy and reliability in the surgical intensive care unit. *Am Surg* 58 : 740-742, 1992
- 6) Zimmerman JL and Dellinger RP : Initial evaluation of a new intra-arterial blood gas system in humans. *Crit Care Med* 21 : 495-500, 1993
- 7) Haller M, Kilger E, Briegel J, et al : Continuous intra-arterial blood gas and pH monitoring in critical ill patients with severe respiratory failure : a prospective, criterion standard study. *Crit Care Med* 22 : 580-587, 1994
- 8) Venkatesh B, Clutton Brock TH, Hendry SP : A multiparameter sensor for continuous intra-arterial blood gas monitoring : A prospective evaluation. *Crit Care Med* 22 : 588-594, 1994
- 9) Bland JM and Altman DG : Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1 : 307-310, 1986
- 10) Lumsden T, Marshall WR, Divers GA, et al : The continuous intraarterial blood gas monitoring system. *J Clin Monit* 10 : 59-66, 1994
- 11) Gehrich JL, Lubbers DW, Opitz N, et al : Optical fluorescence and its application to an intravascular blood gas monitoring system. *IEEE Trans Biomed Eng* 33 : 117-132, 1986
- 12) Royston BD : Continuous monitoring of arterial blood gases. *Int Anesthesiol Clin* 31 : 1-22, 1993
- 13) Mahutte CK, Holody M, Maxwell TP, et al : Development of a patient-dedicated, on-demand, blood gas monitor. *Am J Respir Crit Care Med* 149 : 852-859, 1994
- 14) Shapiro BA, Mahutte CK, Cane RD, et al : Clinical performance of a blood gas monitor : A prospective, multicenter trial. *Crit*

- Care Med 21 : 487-494, 1993
- 15) Sha M, Katagiri J, Ohmura A, et al : Changes in circulation and end-tidal CO₂ tension following bolus injection of large amounts of CO₂ in dogs. *Anesthesiology* 74 : A 510, 1993
 - 16) Shapiro BA : Evaluation of blood gas monitors : Performance criteria, clinical impact, and cost/benefit. *Crit Care Med* 22 : 546-548, 1994
 - 17) Mahutte CK, Sassoon CSH, Muro JR, et al : Progress in the development of a fluorescent intravascular blood gas system in man. *J Clin Monit* 6 : 147-157, 1990
 - 18) Pappert D, Rossaint R, Gerlach H, et al : Continuous monitoring of blood gases during hypercapnia in a patient with severe acute lung failure. *Intensive Care Med* 20 : 210-211, 1994
 - 19) Shapiro BA : In-vivo monitoring of arterial blood gases and pH. *Respir Care* 37 : 165-169, 1992
-