

原著

Fick 法による連続的心拍出量測定 及び血行動態解析

山村剛康* 佐藤賢一* 古御堂均*
 森本裕二* 大塚浩司* 岡村篤*
 石川岳彦* 原田幸二* 仲田房蔵*
 堂崎信一* 水嶋雅子* 五十嵐由香里*
 櫻谷憲彦* 劔物修*

要 旨

Fick 法に基いて動脈および混合静脈血酸素飽和度 (SaO_2 , SvO_2) ならびに酸素消費量 ($\dot{V}O_2$) から心拍出量 (CO) を測定し、連続的に血行動態を解析した。

CO, 心拍数, 動脈圧, 肺動脈圧, 中心静脈圧などは A/D 変換器を介してオンラインで HP 319C コンピュータに入力した。イヌを用いた成績では Fick 法および電磁血流計による CO の間で $r=0.97$ ($y=x+0.03$, $n=198$), 手術中の患者における熱希釈法との間でも, $r=0.94$ ($y=0.95x+0.1$, $n=35$) と高い相関が得られた。連続的に表示される血行動態図は患者の心機能と薬物治療に対する反応を迅速に反映するので, 麻酔中の循環管理の際の指標として有用と思われた。

緒 言

心機能モニタの中でも心拍出量は最も重要な指標と考えられ, 麻酔および集中治療における患者の循環管理のために, これを連続測定する試みがなされてきた。超音波ドプラ法, インピーダンス法などはいくつかの点で制限はあるものの既に臨床応用されている¹⁾⁻³⁾。一方, 最近になって, 酸素消費量 ($\dot{V}O_2$) と動静脈酸素含量較差 (CaO_2-

CvO_2) を臨床的に連続測定することが可能となったので Fick 法による CO 測定が注目され, 臨床応用の可能性が強く示唆されている⁴⁾⁵⁾。

私共はコンピュータを用いて $\dot{V}O_2$ と CaO_2-CvO_2 から CO を算出し, 連続的に血行動態を解析するシステムを試作した。本研究では, 1) 動物を用いた基礎的研究, 2) シミュレーションによる各因子の影響, 3) 麻酔管理下の患者における熱希釈法との相関, などの成績から Fick 法に基く連続的心拍出量測定および血行動態解析の有用性について報告する。

方 法

本研究に用いたシステムの機器構成を図 1 に示した。換気量と呼吸気の酸素濃度から一呼吸毎の吸入および呼出酸素量の差を求め, $\dot{V}O_2$ (ml, STPD) は 5 呼吸の移動平均値として求めた。熱線流量計 (ミナト, AS) の測定精度は $\pm 1\%$, 酸素分析器 (ミナト, MG-360) の精度と応答時間は各々, 0.1% , および $0-90\%$, 150 msec である。動脈血ヘモグロビン酸素飽和度 (SaO_2) はパルスオキシメータ (オメダ Biox-3740), 混合静脈血ヘモグロビン酸素飽和度 (SvO_2) は先端を肺動脈内に位置させたファイバーオプティック・カテーテルで測定した (Abbott, Oximetric-3)。これらの測定値はモニタ (日本電気三栄, 2F37) からの心拍数 (HR), 動脈圧 (SAP) 肺動脈圧 (PAP),

*北海道大学医学部麻酔学講座

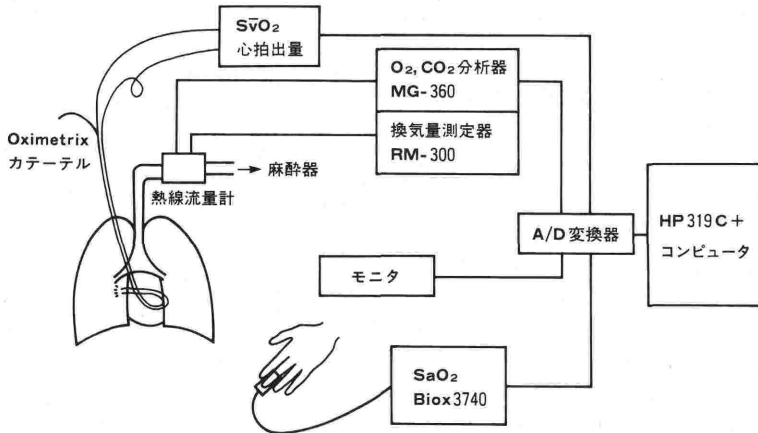


図1 連続的の血行動態解析装置の機器構成。

中心静脈圧 (CVP) とともに、A/D 変換器 (TEAC, PS-9351, 14 bit) を介して HP 319C+ コンピュータにオンラインで入力した。サンプリング速度は1秒毎とし、10秒毎に平均化処理を行った。

CO は以下の Fick の式から算出した。

$$CO = \frac{\dot{V}O_2}{CaO_2 - C\bar{v}O_2} \text{ l/min}$$

但し、

$$CaO_2 (\text{ml/L}) = 13.8 \times Hb (\text{g/dl}) \times SaO_2 + 0.031 \times PaO_2 (\text{mmHg})$$

$$C\bar{v}O_2 (\text{ml/L}) = 13.8 \times Hb (\text{g/dl}) \times S\bar{v}O_2 + 0.031 \times P\bar{v}O_2 (\text{mmHg})$$

PaO₂, P \bar{v} O₂ は以下の Siggaard-Andersen のヘモグロビン酸素解離曲線 (ODC) から逆算して求めた⁶⁾。

$$SAT = \frac{e^{f(P_{O_2})} \times 100}{1 + e^{f(P_{O_2})}} \%$$

$$f(P_{O_2}) = \ln \left(\frac{SAT_0}{1 - SAT_0} \right) + \ln \left(\frac{P_{O_2}}{P_{O_2_0}} \right) + k \times \tanh \left(\frac{(n_0 - 1) \times \ln \left(\frac{P_{O_2}}{P_{O_2_0}} \right)}{k} \right)$$

$$SAT_0 = 0.867$$

$$k = 3.50$$

$$n_0 = 2.87$$

$$P_{O_2_0} = 1.955 \times (P_{50})_{\text{actual pH}}$$

$$(P_{50})_{7.4} = 26.85 \text{ mmHg}$$

麻酔管理中では PaO₂ が 200 mmHg を越えることが稀ではないので、そのような場合には ODC

より求めた PaO₂ ≪ P_AO₂ とした。

但し、

$$P_{A}O_2 = P_{I}O_2 - \frac{P_{ET}CO_2}{R}$$

本法によって得られる CO (Breath by Breath CO;BBCO) の信頼性について検討するために、体重 8.5-12 kg の雑種成犬を用いて左第3肋間から開胸して、大動脈起始部に電磁流量プローブを装着した。CO 測定には日本光電 MFV-3100 (時定数 3秒) を用いて (Electromagnetic CO;EM-CO) 両者の相関を求めた。この際の SaO₂ は大腿動脈からファイバーオプティク・カテーテルを挿入して測定した。

本法の臨床における信頼性について、成人男女4人の予定手術患者で検討した。本法に用いる測定手段は全て非侵襲的ないしは通常の臨床手技の範囲内にあるものであるが、測定に関しては麻酔方法とともに事前に説明して了解を得た。熱希釈法による CO (TDCO) は oximetric-3 (Abott) を用いて通常手技で測定した。

本法では Hb 値の精度が重要であったので、これはヘモオキシメータ (ラジオメータ, OSM-3) により間歇的に測定し、オフラインで入力して逐次補正するようにした。演算処理、シミュレーションなどは HP 319C+コンピュータで行い、結果は図形処理の後カラーグラフィクスに表示した⁷⁾⁸⁾。

成 績

Fick の式から BBCO を求める際に計算上の誤

差を生じる因子について、 $CaO_2 - C\bar{v}O_2$ の溶存酸素の項と Hb 濃度の影響をシミュレーションで検討した。図 2 は溶存酸素の項の有無に関して $Hb=13.0 \text{ g/dl}$, $P\bar{v}O_2=45 \text{ mmHg}$ として PaO_2 を変化させた場合の BBCO を示した。 PaO_2 が 10 mmHg 以下で $PaO_2 - P\bar{v}O_2$ が 50 mmHg 前後の場合には、溶存酸素項を計算上無視しても CO は僅か数%変化するのみである。しかし、 PaO_2 の上昇とともに計算上の誤差は増大し、 $PaO_2 - P\bar{v}O_2=300 \text{ mmHg}$ では約25%に達した。麻酔管理中は PaO_2 が 200 mmHg を越えることも稀ではないので、計算上溶存酸素の項は無視できないものと思われた。

Hb 濃度の変化が BBCO に与える誤差を図 3 に示した。臨床的に経験する Hb $6 \sim 16 \text{ g/dl}$ の範囲内では、Hb 1 g/dl の測定誤差は BBCO に対して約10%の誤差を与える。血液ガス分析装置や一般の吸光度法による Hb 濃度測定誤差は 2~3%程度とされるので、これ以上の精度を要求する場合は、ヘモオキシメータなどによる測定が望ましい。

イヌで得られた BBCO と EMCO との相関を図 4 に示した。両者の CO は $0.5 \sim 1.9 \text{ L/min}$ の範囲で $r=0.97$ と高い相関関係が認められた。麻酔管理中の患者における BBCO と TDCO との相関を図 5 に示した。両者の間には $1.9 \sim 8.1$

L/min の範囲で $r=0.94$ と高い相関が認められた。

これらの成績から、BBCO は臨床的にも高い信頼性が期待できると考えられたので HR, SAP, PAP, CVP などの循環動態と同時に血行動態の諸量についてもレーダチャートとして連続的に表示させるようにした。この一例を図 6 に示した。

考 察

麻酔および集中治療における患者管理の中で、

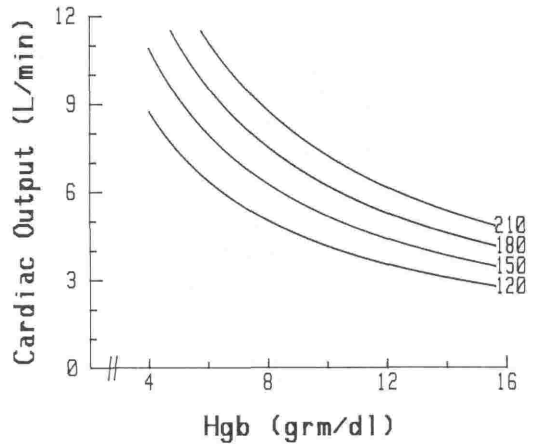


図 3 心拍出量算出値に与える Hb 値の影響。 $PaO_2=180 \text{ mmHg}$, $P\bar{v}O_2=46 \text{ mmHg}$ として Fick の式および Siggaard-Andersen の式からシミュレートした。

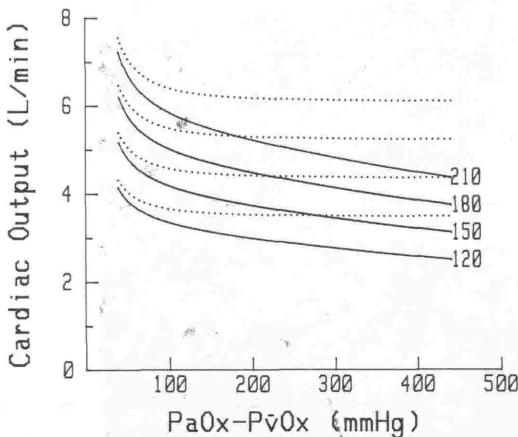


図 2 心拍出量算出値に与える溶存酸素項の影響。実線は動静脈酸素含量較差に溶存酸素項を含む場合、破線は含まない場合。 $P\bar{v}O_2=45 \text{ mmHg}$, $Hb=13.0$ として酸素消費量 $120 \sim 210 \text{ ml/min}$ の範囲でシミュレートした。

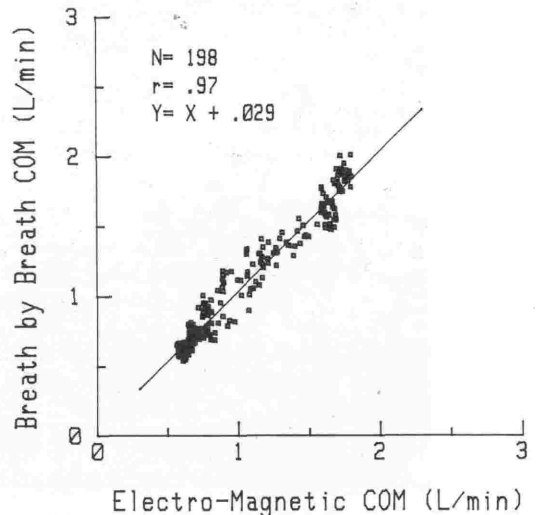


図 4 イヌにおける Fick 法(縦軸)と電磁血流量計(横軸)による心拍出量測定値の相関。

循環動態が急激に変動する場合には血行動態を頻りにモニタリングしながら一貫した治療方針の下で種々の薬物投与を調節する必要がある。したがって、HR, SAP, PAP, CVP などの循環諸量と同時に CO の連続測定が要求され、現在までさまざまな CO の連続測定法が検討されてきた¹⁾⁻⁵⁾。

最近の技術的進歩によって、Fick 法から CO を求めるためのパラメータは Hb 以外全て通常の臨床技術の範囲内で連続的に測定することが可能となった。これらの測定は、手術部位や体位に制限されないのが臨床的に極めて有用性が高いと期待される。本研究で用いたシステムでは、測定法および計算式に様々な工夫を施した結果、最終的な誤差は3%以内に留まると推定されたので、精度の点からも十分に臨床応用が可能と考えられた。本研究に用いたシステムの製作を通じて、実用化のためには今後以下の点を改善すべきと考えられた。

1) 酸素分析計の変更。本システムで用いた酸素分析計(ミナト, MG-360)はジルコニアである。これは酸素分子を700~800°Cの高熱でイオン化して測定する方式であるので可燃性ガスは使用できない。したがって麻酔に際しては、笑気は勿論、全ての吸入麻酔薬は使用することができない。VO₂を一呼吸毎に測定するためには、0~90%応答時間が200 msec以下、分解能0.1%程度の精度が要求されるのでジルコニアに替わる方法として paramagnetic 方式を採用することが望ましいと考えられる。

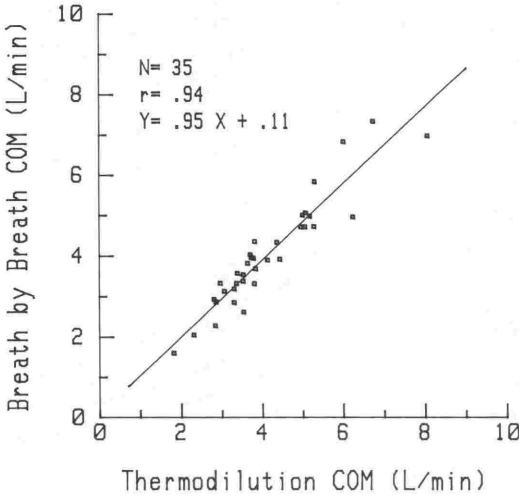


図5 Fick法(縦軸)と熱希釈法(横軸)による心拍出量測定値の相関。患者4名における成績。

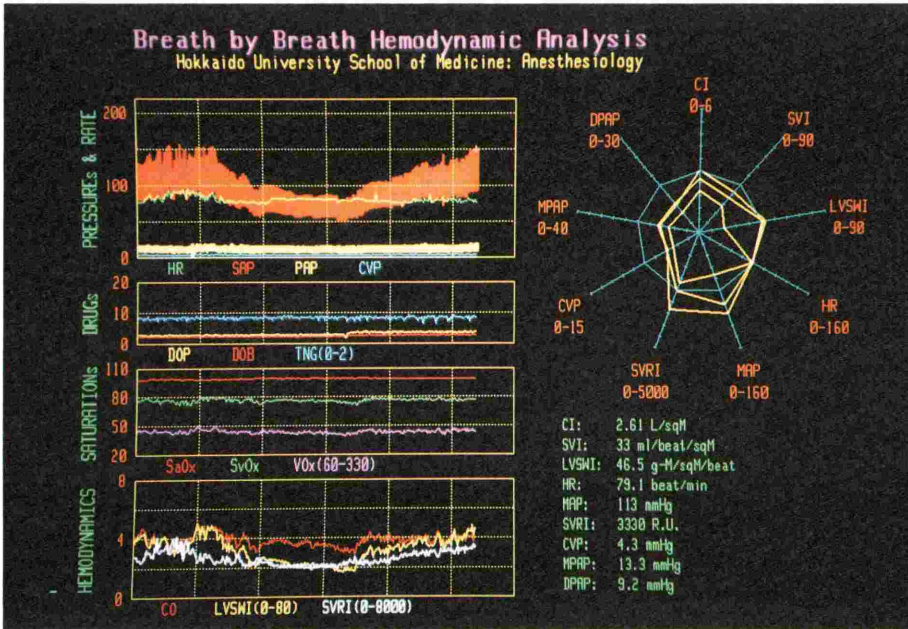


図6 連続的血行動態解析装置の臨床応用。循環動態、薬物投与などの経時的表示(左側)と同時に10秒毎に血行動態を解析してレーダチャートに表示する。時間軸は10分/div。

2) システムの一体化. 本システムは6個の独立した機器によって構成されるので, 実際の使用と準備などに際して相当の容積と時間を要する. 実用化のためにはシステムの小型化と一体化が必須と思われた.

本システムは現在の所, 試作機の段階であるが, これまでのモニタに比較した場合, 機能的には連続的血行動態解析装置として, 一段高いレベルの診断的情報を提供することができる. 今後, 理論的検討も含めて循環管理の際の臨床応用と教育的効果を期待して研究を進めたい.

結 語

Fick 法に基いて, 酸素消費量と動静脈酸素含量較差から連続的に心拍出量を測定し, オンラインリアルタイムに血行動態を解析する装置を試作した. 本装置は測定精度の点からも信頼性が高く, 急激な循環動態の変動をきたす患者の循環管理に効果を発揮すると期待される.

文 献

- 1) 劔物 修: 非観血的心循環系モニタリングの現況. 循環制御 7: 833-840, 1986.
- 2) Freund, P. R.: Transesophageal Doppler scanning versus thermodilution during general anesthesia. *Am. J. Surg.* 153:490-494, 1987.
- 3) Abrams, J. H., Weber, R. E., Holmen, K. D.: Transtracheal doppler: A new procedure for continuous cardiac output measurement. *Anesthesiology* 70:134-138, 1989.
- 4) Carpenter, J. P., Nair, S., Staw, I.: Cardiac output determination: Thermodilution versus a new computerized Fick method. *Crit. Care Med.* 13: 576-579, 1985.
- 5) Davies, G. G., Jebson, P. J. R., Glasgow, B. M. et al: Continuous Fick cardiac output compared to thermodilution cardiac output. *Crit. Care Med.* 14:881-885, 1986.
- 6) Siggaard-Andersen, O.: Determination and presentation of acid-base data. *Contr. Nephrol.* 21/ 20:128-136, 1980.
- 7) 山村剛康, 福田正人, 原田幸二, 他: 自動集録装置の機能を追及した ICU のコンピュータシステム. *ICU と CCU* 11:583-588, 1987.
- 8) 福田正人, 山村剛康, 原田幸二, 他: 心臓麻酔記録のコンピュータ化. *臨床麻酔* 10: 801-806, 1986.

Continuous Hemodynamic Analysis Based on Fick Cardiac Output Measurement

Takeyasu Yamamura, Kenichi Satoh, Hitoshi Furumidoh
Yuji Morimoto, Hiroshi Ohtsuka, Atsushi Okamura
Takehiko Ishikawa, Kohji Harada, Fusazoh Nakata
Shinichi Dohzaki, Masako Mizushima, Yukari Igarashi
Norihiko Sakuraya and Osamu Kemmotsu

Department of Anesthesiology, Hokkaido University School
of Medicine, Sapporo 060

A computer based system has been developed to monitor continuously cardiac output (CO) and other hemodynamic variables. CO was calculated every 10 sec based on the Fick equation: oxygen consumption by a gas exchange analyzer (Minato, MG-360, RM-300), and fiberoptic (Abott, Oximetrix-3), and pulse (Ohmeda, Biox-3740) oximetry. The overall ac-

curacy of the system was estimated to be within 3%. The correlation between continuous Fick CO and thermodilution CO was $r=0.94$ ($y=0.95x+0.11$, $n=35$). The system provided virtually continuous hemodynamic analysis and facilitated more sophisticated circulatory control of the patient within a limited fluctuation.

Key words: Cardiac output, Computer, Fick's principle, Hemodynamics, Monitoring