

特集

心拍出量のモニタリング

豊岡 秀訓*

はじめに

心拍出量の測定法には数多くのものが知られているが、臨床的なモニター法として要求される簡易さ、低侵襲性、精度その他の条件すべてを満足するものは数少ない。ここでは連続的に心拍出量をモニタリングする方法として最近注目され始めている3つの方法すなわち non-invasive な食道超音波ドップラー法、胸郭インピーダンス法、及び invasive な熱勾配法について若干の使用経験をのべ、その問題点、心拍出量モニター法の将来の発展の方向について私見をのべたい。

食道超音波ドップラー法¹⁾

現在、市販の機器としては Datascope 社の ACCUCOM、および Lawrence 社の L-3000 などがある。これらは原理、外形、使用法ともに非常に似かよったものである。原理としては食道内より下行大動脈に向けた連続波 (continuous wave, 2.5 mHz 程度) の超音波ドップラープローブにより下行大動脈血流速度を測定し、これにある一定の定数をかけることにより心拍出量を連続的に推定する方法を用いている。機器の校正 (すなわち血流に乗ずる定数の決定) には、一度真の心拍出量を知ることが必要であるが、このためにはいずれの測定方法を用いてもよい。市販の機器では本法があくまでも non-invasive method であることを生かすため胸骨上窩から上行大動脈に向けた別の超音波ドップラープローブにより血流速度を測定し、超音波エコー法またはノモグラムを用いて身長、体重より求めた上行大動脈径とから心拍出量

を決定する方法が勧められている。しかし、手術室または ICU において Swan-Ganz カテーテルが留置されている患者の場合には、時々熱希釈法で校正しつつその間の心拍出量を継続的にモニタリングするために本装置を役立てるのも一つの用い方と思われる。

我々は以前 Datascope 社の ACCUCOM を用い、救急部重症病室 (東京大学) において Swan Ganz カテーテルの留置されている患者11例において、熱希釈法 (3回の平均測定値) と本装置の比較を行った²⁾。校正は初回に一回熱希釈法で行い、以後再校正を行う時点毎での両者の値を比較した。比較は11人の患者で計192回行われ、校正からの時間間隔は3時間以内が58回、3～6時間が32回、6～24時間が99回、24時間を越えたものが3回であった。校正後以上のような時点で測定された測定データ192ペアについて、熱希釈法での値 (x) と食道ドップラー法での値 (y) との関係は $y=0.87x+0.82$, $r=0.85$

でありかなり良い相関 ($p<0.01$) が認められた。

より最近になりドップラーのビーム角度を広くし、より下行大動脈への aiming を容易にしたといわれるものが Lawrence 社の L-3000 である。本装置では小型プリンタによる持続的打ち出しが可能であり、また同社の圧測定 interface を接続すれば、SVR (systemic vascular resistance) も持続的に知ることが出来る。

図1は Lawrence 社 L-3000 を腹部大動脈瘤に対する Y-graft 手術患者5例に手術中 (4-6.5時間) 合計77回にわたり熱希釈法 (単回測定値) と比較した両者の相関関係である。校正ははじめに一回のみ熱希釈法 (3回測定値) で行い、電気メスなどによるノイズの影響を受けた測定値は採

* 東京医科歯科大学医学部麻酔・蘇生学教室

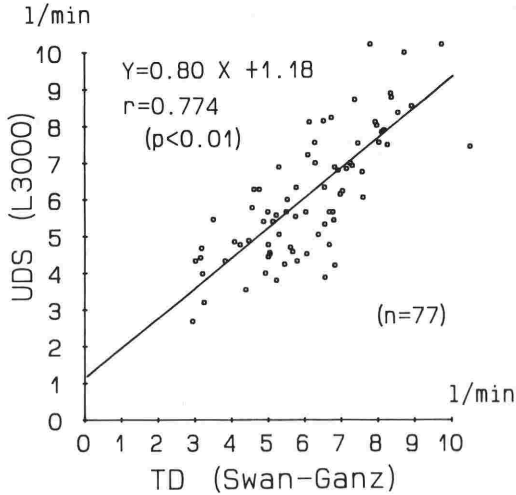


図1 熱希釈法(TD, 横軸)と食道内超音波ドップラ-シフト法(UDS, 縦軸)による測定値の相関

用しなかった. 熱希釈法での値 (x) と食道ドップラ-シフト法での値 (y) との関係は

$$Y=0.80x+1.18, r=0.774$$

であり Datascope のものとほぼ同程度の相関が認められた.

本法の利点としては何よりも連続的モニタリングが可能なこと, および侵襲度の比較的低いことである. 問題点としては先ず適切な下行大動脈への aiming, またはその状態の維持が場合によりかなり困難なことがあげられる. 超音波エコー装置が付属していないので, 適切な位置はドップラ-音, ejection time, signal level を頼りに探すしかない. 経鼻胃管が挿入されている場合にはこれが更に困難となるが, それにより測定が全く不可能となるというほどでもない. 非侵襲的とはいえず非鎮静下では使用困難であり, また全身麻酔の場合にも気管内挿管前に使用は不可能であり, 挿管後にプローブ挿入, 正しい signal レベルを得られる位置の探索や校正を行っている間に執刀が始まると直後の電気メスの外乱のため校正にまでたどりつかず, モニタリング開始がしばらくの間不可能となることも多い. 導入の測定に向いていないことは麻酔臨床上的有用性をかなり下げていることは否めない.

付属の胸骨窩プローブを最初の心拍出量 (正確には上行大動脈血流量) 較正用に実際に使用してみるとこの較正法が意外に難しくむしろこの較正

法の方に問題点が多いことが分かる. これは食道内 probe と異なり, 胸骨窩 probe での血流値の読みがシグナルレベルに依存してしまうことが主因のように思われる. 特に肥満患者では高いシグナルレベルが得られず, 従ってどうみても正常の循環動態を持つ患者でも 2 l/min 以上の心拍出量がえられないこともしばしば経験される. 更に上行大動脈内の血流の不均一性, エコービームと流速ベクトルとのなす角度による誤差, 径を測定するエコー法やこれを推定するノモグラフの精度, エコービームの方向から見た上行大動脈断面が必ずしも正円とは限らないことなども胸骨窩 probe 法の問題点である³⁾. 本法で正しい較正が出来ないと思われる時には%変化モードで使用すべきものと思われる.

較正が正しく行われた後に本法の信頼性の基本となるものとして, 全心拍出量と食道内プローブで測定される下行大動脈血流速との比がほぼ一定に保たれていることが原理的に要求される. しかし種々の病態における本法の正確性の差について検討された報告は現在のところほとんどみあたらない.

胸郭インピーダンス法

古くから行われている方法で, 胸郭に微小の高周波電流を流した場合の胸郭の電気的インピーダンス (Z) の変化が心臓や大血管の血液量に相関があることを利用した方法である. 伝統的な Kubicek 法では4本の帯電極すなわち頸部と胸部の剣状突起レベルでの sensing electrode とその上下に巻いた injecting electrode を装着し, 後者から定電流源 (例えば IFM 400 では constant sinusoidal current, 4 mA, 100 kHz) を流して, 前者の電極間電位差で Z を測定する⁴⁾. 古いものとしては Minnesota Impedance Cardiograph が有名⁵⁾ であり, 当時はこのような装置から得られるトレースから基本インピーダンス (Z₀), 心拍によるインピーダンスの時間微分波形のトレース (dZ/dt) と他の方法, たとえば頸動脈波から得られる左室駆出時間 (T) を用い, これらと内側電極間距離 (L), 血液比抵抗 (ρ) により Kubicek の式

$$SV = \rho \cdot (L/Z_0)^2 \cdot T \cdot (dZ/dt)$$

から SV すなわち一回拍出量を計算していたが繁雑なため実用的とは言えなかった.

1981年 Sramek⁶⁾ は Kubicek 式に変わる新しい式を提案したが(分母が Z_0 の1次, 電極間距離だけで決まる electrically participating tissue volume を導入したことが特徴)これを基に最近のマイクロプロセッサ技術を活用した機器が開発されている(Bomed社のNCCOM-3). 本器は心拍出量, 一回拍出量の他に Thoracic Fluid Index (V_0), 心室駆出時間(VFT), 最大インピーダンス変化率 dZ/dt (EVI) なども同時に表示し, 更に臨牀的に重要なことは帯電極の代わりに体側に貼付する8個の spot 電極で測定が可能になったことである.

このNCCOM-3を腹部大動脈 Y-graft 患者9例に対して使用し術中計178回, 熱希釈法(単回測定値)との関係をみたものを図2に示す. 電極は8個の spot 電極とし, 4個の感知電極は首の基部と剣状突起をそれぞれ通る2つの transverse plane が左右の中腋窩線と交わる点とし, Lとしてはこれら両面の距離を入力した. また電気メスなどによるノイズの影響をうけたデータは採用しなかった.

熱希釈法での値(x)と胸郭インピーダンス法での値(y)との関係は

$$Y=0.72x+1.41, r=0.808$$

でありかなりよい相関が認められたが勾配が identical line よりかなり寝てくるという結果を得た. これには初回にLのみを入力し, 熱希釈法との較正法を採用しなかったことも原因となってい

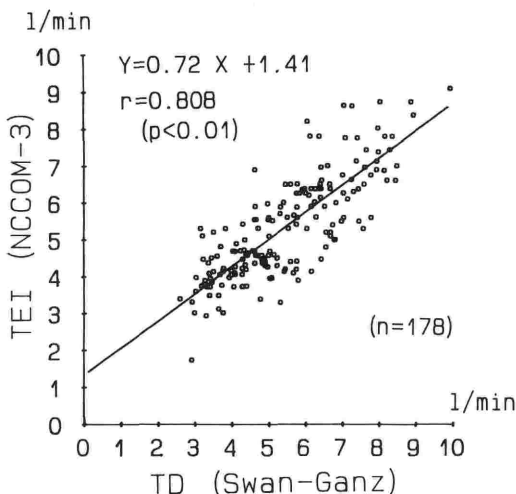


図2 熱希釈法(TD, 横軸)と胸郭インピーダンス法(TEI, 縦軸)による測定値の相関

る可能性がある.

本法の利点はその低侵襲性と連続的モニタリングが可能なことである. 心電図電極とほぼ同程度の低侵襲性により全身麻酔の導入以前からの連続モニタリングや, 腰椎麻酔, 硬膜外麻酔などにも気軽に使用出来る. 従来の帯電極(上腹部の手術には使用不可能)から体側に貼る spot 電極に変わったことは術中における適応範囲を著しく拡大している. 食道ドップラー法に伴うような電極の位置移動などの問題点が少ないのも利点である. 欠点としてまず目につくことは電気的ノイズ, 特に電気メスには非常に弱いことである. また電極間距離(L)1cmの誤差で一回拍出量に約10%の誤差が生ずること, 肥満患者で心拍出量を過小に表示し, 痩せた患者で過大に表示をすることが知られている. 小児においてはLを実際の値より多めに入力することにより正しい値により近似してくる⁷⁾. 病態に於ける正確度の差についてもいくつかの報告があり, ARなどの弁閉鎖不全で過大評価, hyperdynamic sepsisで過小評価, 大動脈のコンプライアンス低下を伴う高血圧患者では過小評価することが知られている^{8,9)}. またペースメーカー使用または不整脈患者ではより不正確となる. これらのことは測定法の理論自体, または解析過程に数多くの仮定, 省略がかかわっていることにも関連し, 本法に限らずある程度 non-in-

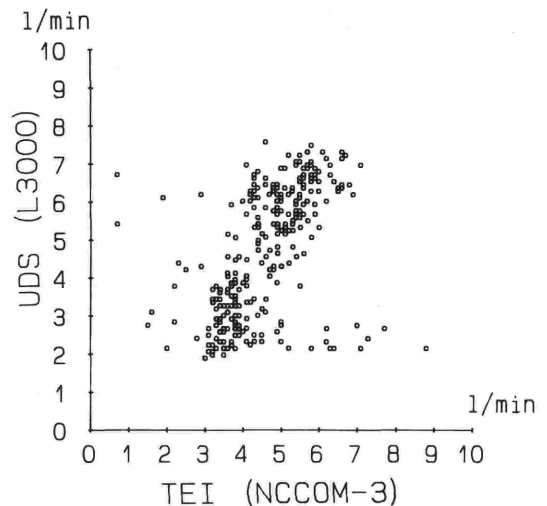


図3 胸郭インピーダンス法(TEI, 横軸)と食道内超音波ドップラーシフト法(UDS, 縦軸)による1分間隔の同時測定値のプロット(全324分間)

vasive 法の宿命と考えるべきものかもしれない。

以上の両法による2装置(食道内ドップラー法としてL3000, 胸郭インピーダンス法としてNC-COM-3)を同一の手術患者(腹部大動脈Yグラフト)に装着し5.5時間にわたる手術中1分ごとに同時記録した全データ対をプロットしたものを図3に示す。全観察時間324分のうち電氣的 noise やシグナルレベル異常, その他の原因により自己診断の結果, 値を打ち出さなかった回数がL3000で32回, NCCOM-3で4回あり結局全289点が対として得られた。identical line に比較的近い点は両者が正常作動していると思われる部であり, 右下に散布された点はデータを打ち出したもののDoppler 法が, また左上に散布された点はImpedance 法が fail している部と推測される。

熱式流速測定法(熱勾配法)

侵襲的方法であるが continuous にデータを表示する心拍出量監視装置が最近日本で開発され, この改良型が近々発売の運びとつたえられている(Terumo 社 CCOM system)。本システムに用いられるカテーテルは本質的には Swan-Ganz カテーテルであり, 通常の熱希釈法用のサーミスタを有して心拍出量の間歇的な測定が行えるが, これに加えて先端から 2 cm の位置に連続的な血流速度測定用のサーミスタ (CCOM thermistor) が取り付けられている¹⁰⁾。血流速度は熱式流速測定法により, 冷却生理的食塩水などの indicator の注入なしに連続的に得られる。CCOM サーミスタが微小の定電流源により加熱されると共に血流の冷却作用を受けて平衡状態となった時の温度情報を CCOM サーミスタ自体から受け, これとその上流にある熱希釈用サーミスタからの情報から血流速度を算出する機構となっている。最初に熱希釈法により心拍出量を求め, かつその時の血流速度を CCOM サーミスタで測定して較正しておくことにより以後は連続的な血流速度情報から心拍出量を得ることが可能となる。再較正も同様にして随時可能である。

我々は腹部手術患者5例において術中および術後管理に本装置を使用し, 熱希釈法との比較を合計34行った。熱希釈法での値(x)と CCOM 法での値(y)との関係は

$$Y=0.66x+1.43, r=0.599$$

であった(図4)。

図5に本装置のアナログ出力からの記録例の一部を掲げる。本装置は現在改良の段階にあり, また我々も使用法に充分習熟していたとはいえない

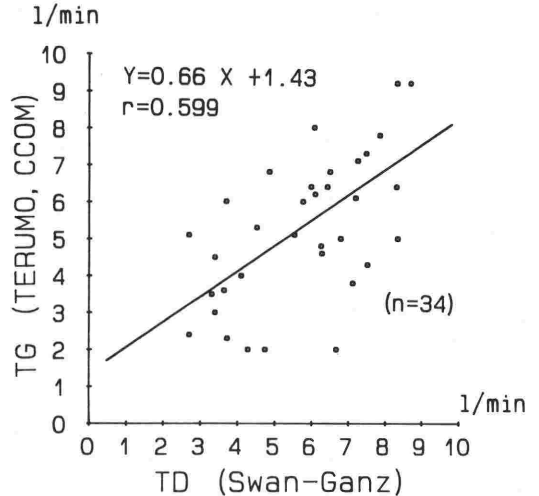


図4 熱希釈法(TD, 横軸)と熱勾配法(TG, 縦軸)による測定値の相関

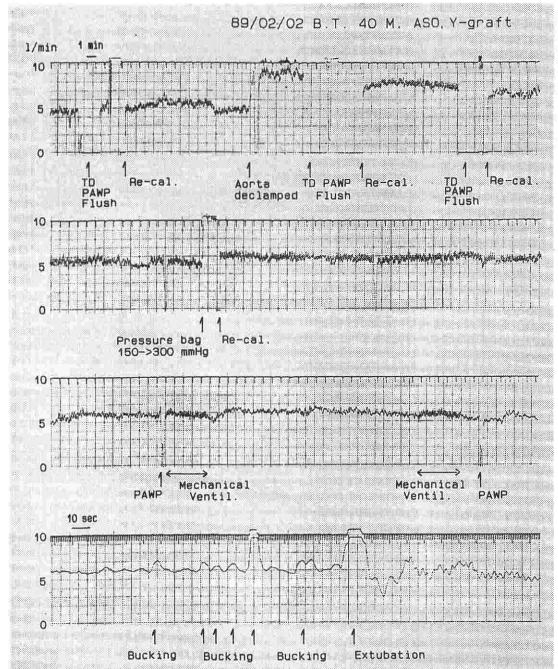


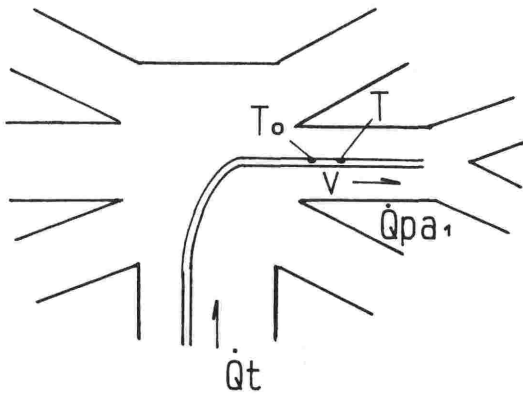
図5 熱勾配法(CCOM システム)による術中心拍出量連続記録例(本文参照)

TD: 熱希釈法による心拍出量測定

PAWP: 肺動脈楔入圧測定

Flush: ヘパリン液による内腔フラッシュ

ので性急な評価は差し控えるがカテーテルの distal lumen (肺動脈圧測定用) 内の血流の変化, 特にヘパリン液のフラッシュ時や加圧バッグの圧力変化時, 肺動脈内のカテーテルのわずかな変位, 特に semi-wedge 位などになった時などにはかなり大きな誤差が生じるとの印象を得ている. これは熱勾配法によるカテーテルのごく近辺の流速により肺動脈の1分枝の血流量を推測し, 更にこの肺動脈の1分枝の血流量の定数倍として心拍出量を推定するという何段階かの step をモニター中不変と仮定する本法の測定原理にも原因があるものと思われる (図6). しかし, 従来では電磁血流計を用いてのみ測定可能であったような心拍出量のごく急速な短時間の変化も的確にとらえられることを示唆する所見も見られ (図5) における機械的換気時の規則的な心拍出量の変動, bucking やチューブ抜管時の一過性の心拍出量上昇など, 従来の心拍出量モニター法をはるかに凌ぐ応用面も存在する可能性もある.



$$v = f(T - T_0)$$

$$\dot{Q}_{pa1} = v \times S_{pa1}$$

$$\dot{Q}_t = k \times \dot{Q}_{pa1}$$

図6 熱式流速測定法 (CCOM 法) による心拍出量の推定ステップ

T_0 : 血液温度

T : CCOM サーミスタ温度

V : カテーテル周囲の流速

S_{pa1} : 当該肺動脈分枝の仮想的断面

Q_{pa1} : 当該肺動脈分枝の血流量

k : 当該肺動脈分枝への血流分配に左右される係数

Q_t : 心拍出量

おわりに

以上, 最近の新しい technology の発展のもとで non-invasive, または continuous という利点を有した心拍出量のモニターシステムもまた, 確実な発展の道を迎っているようである.

現在広く使われている熱希釈法による Swan-Ganz カテーテルに対して, 現在の non-invasive な心拍出量モニター機器の臨床的価値の限界は, その精度を別にしても, 総合的に評価すべき循環系の諸パラメータのうちのただ一つが測定されるに過ぎないという点にある. しかし現在までに開発されている機器では情報処理の段階で捨てられてしまっている情報, 例えば食道内ドップラー法から得られるはずの下行大動脈最大血流加速度は心筋収縮性の重要な指標となる可能性を含んでいる¹¹⁾. また (心電図と) 胸郭インピーダンス法の dZ/dt 波形から得られる PEP/LVET 比から左室駆出率が推定でき, これとすでに求められている一回拍出量とから LVEDV を推定する試みもある. このようにして低侵襲性または持続的モニタリングの特徴を維持しつつ心拍出量以外の他のパラメータ, 特に心室の contractility や preload などの情報が同時にモニターされる方法が確立されることにより初めてこのような機器の臨床的な真価が発揮されるようになる.

文 献

- 1) Mark, J. B., Steinbrook, R. A., Gugino, L. D. et al.: Continuous noninvasive monitoring of cardiac output with esophageal Doppler ultrasound during cardiac surgery. *Anesth. Anarg.* 65:1013, 1986.
- 2) 石井 健, 刈間理介, 豊岡秀訓・他: 食道内留置超音波ドップラープローブによる心拍出量の連続的測定の使用経験. 第14回日本救急医学会総会抄録. 1986, 11, 横浜.
- 3) Bernstein, D. P.: Noninvasive cardiac output, Doppler flowmetry, and gold-plated assumptions. *Crit. Care Med.* 15:886, 1987.
- 4) Donovan, K. D., Dobb, G. J., Wood, W. P. D. et al.: Comparison of transthoracic electrical impedance and thermodilution methods for measuring cardiac output. *Crit. Care Med.* 14:1038-1044, 1986.
- 5) Kubicek, W. G., Kottke, F. J., Ramos, M. U. et al.: The Minnesota impedance cardiograph-theory and applications. *Biomed. Eng.* 9:410, 1974.
- 6) Sramek B. B.: Noninvasive technique for measurement of cardiac output by means of electrical im-

- pedance. In: Proceedings of the Fifth International Conference on Electrical Bioimpedance. Tokyo, 1981, pp. 39-42.
- 7) Introna, R. P. S., Pruett, J. K., Crumrine, R. C. et al.: Use of transthoracic bioimpedance to determine cardiac output in pediatric patients. *Crit. Care Med.* **16**:1101, 1988.
 - 8) Appel, P. L., Kram, H. B., Mackabee, J. et al.: Comparison of measurements of cardiac output by bioimpedance and thermodilution in severely ill surgical patients. *Crit. Care Med.* **14**:933-935, 1986.
 - 9) Salandin, V., Zussa, C., Risica, G. et al.: Comparison of cardiac output estimation by thoracic electrical bioimpedance, thermodilution, and Fick methods. *Crit. Care Med.* **16**:1157, 1988.
 - 10) 宮坂勝之: 連続心拍出量測定用 KATZ カテーテルの開発. *医学のあゆみ.* **142**: 481, 1987.
 - 11) Thys, D. M., Hillel, Z.: Left ventricular performance indices by transesophageal Doppler. *Anesthesiol.* **69**:728, 1988.