

連続心拍出量モニタリング

野村 実*, 鎌田 彩*, 向井 詩保子*
長沢 千奈美*, 近藤 泉*

はじめに

心拍出量 (CO) モニタリングは間欠測定から持続測定へ、また侵襲的から非侵襲的へと変化してきている。今まで心拍出量の概念は、脳血流、肝臓や腎臓などの重要臓器血流を維持することであったが、1回拍出量も測定できる方法が出現し、時系列の心機能もリアルタイムに観察できる。肺動脈カテーテルの熱希釈法による測定は今でもっとも汎用されている方法であるが、侵襲性やコストの面での議論も多い^{1,2)}。本稿では現在使用されている連続心拍出量モニタリングを中心に紹介する。

肺動脈カテーテルによる心拍出量測定の意義

肺動脈カテーテルの使用は、患者の病態、術式、臨床的にみた患者状態の3因子の関連を考慮して決定する (表1)。肺動脈カテーテルの術中使用の指針が、最近 American Society of Anesthesiologists から発表された²⁾が、コストなどの面から議論されている。

現在肺動脈カテーテルによる連続心拍出量測定装置として汎用されているのは、エドワーズ社³⁾とアボット社⁴⁾で、いずれも従来の肺動脈カテーテルに熱を発生するサーマルフィラメントを巻きつけ、温度を加えた疑似的な熱希釈曲線より心拍出量を算出しているが、その方式には若干の相違がある。エドワーズ社はパワーシグナルをランダムに発生する Pseudo Random Binary Sequence により、ダイナボット社は2種類の波形のシグナルを発生させている。エドワーズ社の Pseudo Ran-

dom Binary Sequence はマルチシグナルパターンで呼吸や輸液など肺動脈血液温に混入しやすいサーマルノイズを除去しやすく、安定した心拍出量の測定が可能であるが、数分単位の時間がかかる。アボット社のバイナリーシグナルパターンは 0.025 Hz と 0.075 Hz の2つの信号より心拍出量を測定しているため、比較的速やかに心拍出量が表示できるとともにレスポンスタイムが推定でき、今表示されている心拍出量がどのくらい前からの測定値か推定できる。また、4つのモードにおいて測定することができる (図1) ため、急激な血行動態の変化に追従できるが、サーマルノイズが 0.025 Hz にあるので生体からの干渉が強いと測定値に誤差が多くなる。QSI 5本でも相関が低い場合もあり、将来的には5段階評価ではなく QSI の実測値 (0-100) が付加されるとさらに正確性が加味される。

このタイムラグを埋めることを1つの目的に、両者とも混合静脈血酸素飽和度 (Svo₂) が付加されている。ただし、Svo₂ は全身の酸素加能、代謝の影響などを受けるため、心拍出量を定量的に推定することはできない。ただし、麻酔中などで

表1 肺動脈カテーテルの術中使用

Class I :	肺動脈カテーテルにより最も容易に検出される重度の血行動態障害のリスクがある患者に、血行動態変化を引き起こしやすいことが経験的に予想される手術操作を行う場合 (例: 狭心症に対する腎上の大動脈瘤修復)。
Class II :	患者の状態または手術操作のいずれか一方が原因で血行動態障害のリスクが高い患者 (例: 慢性腎不全患者の股関節置換)。
Class III :	血行動態障害のリスクがない患者。

*東京女子医科大学医学部麻酔科学

レスポンスタイム					
モード	QSI=				アーチファクト
	<3本未満	3本	4本	5本	
Normal	>15分	10-15分	5-10分	3-5分	最大
Fast Filtered	15分	10-15分	5-10分	3-5分	高度
Fast	5分	5分	5分	5分	中等度
Urgent	90秒	90秒	90秒	90秒	最小

この患者のサーマルノイズレベルに関して、適切なモード選択であることを示しています。
 この患者のサーマルノイズレベルに関して、不適切なモード選択であることを示しています。

図1 心拍出量のレスポンスタイム

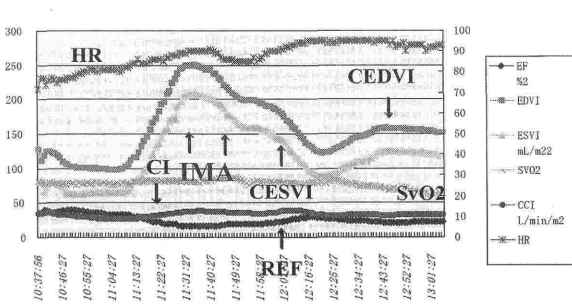


図2左 CABG IMA dissection

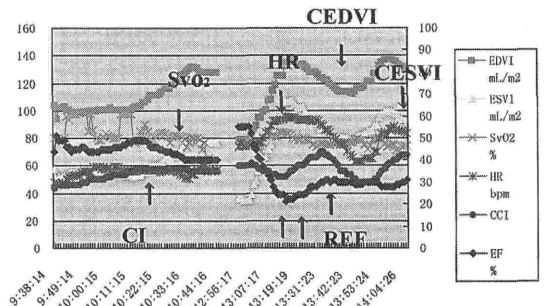


図2右 Right coronary artery graft occlusion

全身状態が比較的安定しているときには SvO₂ の増減は、心拍出量の増減を表すことは可能である。

さらに、エドワーズ社の新機種では右室駆出率や右室拡張末期容積を持続的に表示できるようになった。右室駆出率や右室拡張末期容積測定により、圧測定では不十分であった心室容積とくに右心系の評価が持続的に数値化⁵⁾される(図2)。図左は冠動脈再建術患者における内頸動脈剥離時の血行動態の変化である。血圧、心係数は維持されているが、右室拡張末期容積の上昇、右室駆出率の低下が観察されている。左図は、人工心肺後右冠動脈グラフトの一過性狭窄による右心機能の低下が同様に見られている。右心系は左

心系よりも血行動態の変化を鋭敏に反映することがあり、とくに持続的に右室拡張末期容積(CEDVI)を観察する事は重要である。CEDVIの絶対値はカテーテルの位置や個人の病態によって異なるが、著者らの施設では CEDVI 150 ml以上を右心系の前負荷の限界としている。

肺動脈タイプのカテーテル測定には熟練は必要なく、医師以外にも、看護師、臨床工学技士などのコメディカルにもその情報は貴重であり、手術室および集中治療室でのスタンダードな心拍出量測定法である。本法は、数分間の平均心拍出量表示であり、真の意味での1回拍出量を求めることは難しいが、肝臓、腎臓などの臓器血流供給源の

global な心機能評価として、臨床的には十分である。

心拍出量から 1 回拍出量へ

ICU や定常状態の患者管理では肺動脈カテーテルによる心拍出量測定で十分であるが、off PUMP CABG の心臓圧迫時や人工心肺離脱時では beat by beat の情報⁶⁾が必要となきがある。

a) AorTech Tru CCOMS は、サーミスターが 2ヶ所に付いており、近位部 (T2) で血液温度を測定し、遠位部の CCO センサー (T1) で感知しその必要としたエネルギーの差異を心拍出量と仮定して算出する mass heat transfer technology を採用している。1 回毎の拍出量を測定しているため、その応答速度は従来の熱希釈法を用いた従来型のものとは異なり、in vitro におけるそのレスポンスは非常に速い。サーミスター同士の距離が短いため、その安定性の問題が残るかもしれないが、本邦では現在発売されていない。

b) LiDCO system 指示希釈液に熱希釈ではなく炭酸リチウムを応用して心拍出量を測定する LiDCO と呼ばれるシステム⁶⁾ (図 3) がある。中心静脈より炭酸リチウムを注入して、それを動脈内に留置したセンサーで感知し、心拍出量を計測

するので肺動脈へのカテーテル留置は必要としない。炭酸リチウム体内では分解されず、熱希釈法とは異なり体温変化を受けにくいいため、心臓外科手術や長時間手術、また小児への応用が期待されている。

これに加えて、pulse contour 法と呼ばれる動脈圧波形からの解析で、1 回拍出量を算出可能である。LiDCO システムでは、LiDCO で求めた 1 回拍出量をもとに、動脈圧波形からの pulse contour で 1 回拍出量や心拍出量を測定し、持続心拍出量として表示する。

c) PiCCO

PiCCO は圧波形分析式心拍出量測定法により動脈圧波形から一回拍出量を計算するシステム⁹⁾で上述の LiDCO システムと類似している。間欠的に熱希釈法を用いてキャリブレーションを必要とする。PiCCO は中心静脈より冷却水を急速注入し、大腿動脈に留置した動脈温度センサーにより熱希釈曲線を得て Stewart-Hamilton 法に基づいて算出される。動脈圧波形のうち収縮期に相当する面積が左室一回抽出量と比例する関係にあることを利用し、これに心拍数と補正係数をかけることにより CO を求める。PiCCO がキャリブレーション時に測定しうるのは血管外肺水分量、胸腔

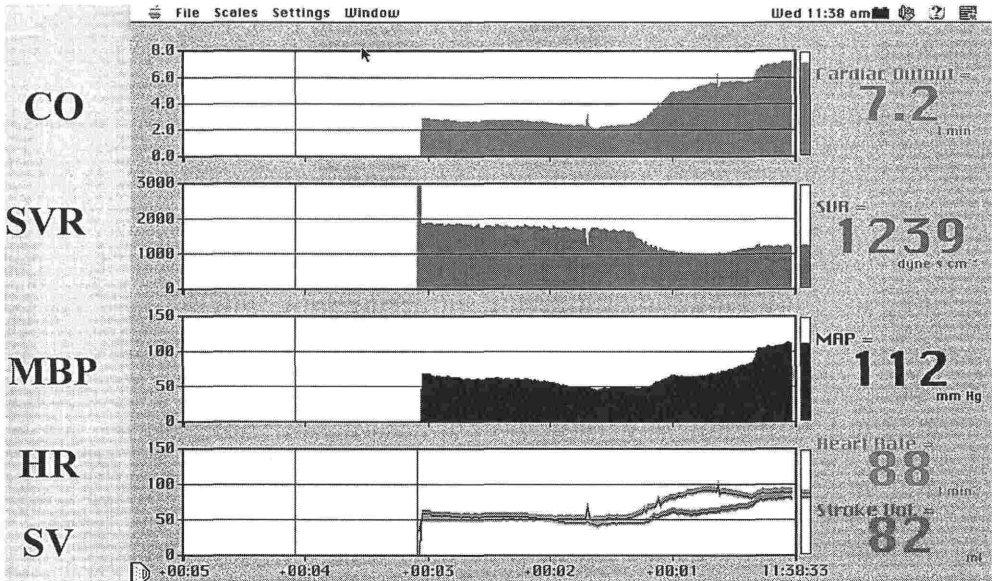


図 3 Pulse CO trend data

内血液量，心臓拡張末期総容量，心係数，心機能係数，リアルタイムに測定しうるのは脈拍，動脈圧，心係数，体血管抵抗，一回拍出量などである。心機能係数は，心拍出量/心臓拡張末期総容量で算出され，前負荷に依存しない心機能を表すとされる。また，大腿動脈圧波形の $dp/dt \max$ を使用して左室 $dp/dt \max$ と仮定している。

本法は大腿動脈にダブルルーメンカテーテル留置が必要であり，術後の安静が必要なことと，下肢動脈の虚血や血栓の危険性が問題である。

非侵襲的心拍出量測定

a) NICO™

NICO™ は，挿管患者における呼気炭酸ガス分圧を応用したフィック法による終末持続心拍出量測定装置であり，非侵襲的にしかも経時的に心拍出量を測定できる⁷⁾。測定原理は3分間の平均であり3分間が1サイクルで各サイクルにおいて50秒間の再呼吸が行われる。NICO™ で測定しているのは肺毛細管血流量で，肺内シャントが測定値に影響を与えるため， FiO_2 とパルスオキシメーターからその値を補正している。したがって， FiO_2 を変更した場合は FiO_2 を再入力しなければならない。NICO™ による心拍出量は3分間の平均であり，リアルタイムではない。また3分間に心拍出量の変動していたり，静脈血 CO_2 含量や CO_2 産生量，あるいは肺内シャントが変化するような病態があったり，死腔量が変動する患者ではその測定値は誤差が多い。換気量の最低値は200 ml であり，基本的には1回換気量は400-1000 ml が望ましく小児には使用できない。このような制限はあるものの，非侵襲的にしかも換気力学モニタリングが可能で簡便な機種は今までなく，麻酔集中治療領域での応用が期待できる。

経食道ドプラー

a) ヘモソニック™ (Arrow 社)

2種類の超音波トランスデューサーを内蔵する経食道プローブより食道壁から大動脈血流をリアルタイムにモニタリングするとともに他の監視モニター心電図波形，血圧値等より複数のパラメーターを同時にモニタリング^{8,9)}できる。2種類の超音波トランスデューサーを使用し，Mモードエコー (10 MHz) にて大動脈壁を描出し，バル

スドプラー (5 MHz) にて大動脈血流速度を測定し常時波形が描出され大動脈速度と大動脈の直径を表示しプローブの位置の確認が容易である。下行大動脈の遠位側が表示されなければその測定値の信頼性は低い。

測定できるパラメータは，大動脈血流量 (ABF)，大動脈血管径 (Dia)，一回拍出量 (SVa)，末梢血管抵抗 (TSVR)，左心室等容収縮期 (PEPi)，左室収縮駆出時間間隔 (LEVTi) である。大動脈血流量は，血管径つまり断面積と血流速度 (バラツキ等は平均化処理) を同じ位置で同時にかつ持続的に測定することにより計測可能である。血流速度曲線における大動脈閉鎖後の逆流を除いた血流量を測定している。

ここで測定している心拍出量は下行大動脈血流から， $CO = 0.69 \times 1.22 \text{ ABF}$ の算出式で求めている。

b) Cardio Q¹³⁾ (DELTEX 社) も同様に下行大動脈血流による心拍出量を算出するが，M mode 法による確認はできず身長，体重から心拍出量を算出している¹⁰⁾。プローブは6mmと細くよりフレキシブルで装着をより安易にして操作性を高めるとともに，血流波形の解析により心機能を類推したり，輸液状況をより細かく把握し，術後の早期退院などを可能としている。心拍出量波形の解析を重視したタイプの測定装置である。

経食道ドプラーは今まで数多くのものが出現しては消失しているが，その原因は測定値の正確度の問題であり，時にはプローブの固定がうまくいかず全く測定不能な症例が存在することである。

経食道心エコー図

TEE による M モード法や，大動脈，肺動脈，僧帽弁血流波形などから CO を算出できるが，臨床の現場では即時性がない。また，心臓そのものの変形やドプラー血流の精度の問題が有り，心拍出量の定量的評価はやさしくない。しかし，最近では心内膜を自動的にトレースする automatic border detection システム (日本フィリップス社) を利用して，また，ATL 社の心エコー装置では，ドプラー血流を autotrace することが可能となり，僧帽弁血流波形などから，持続的に心拍出量を求めることができる。

さらに最近の進歩は心エコー図の3次元解析に

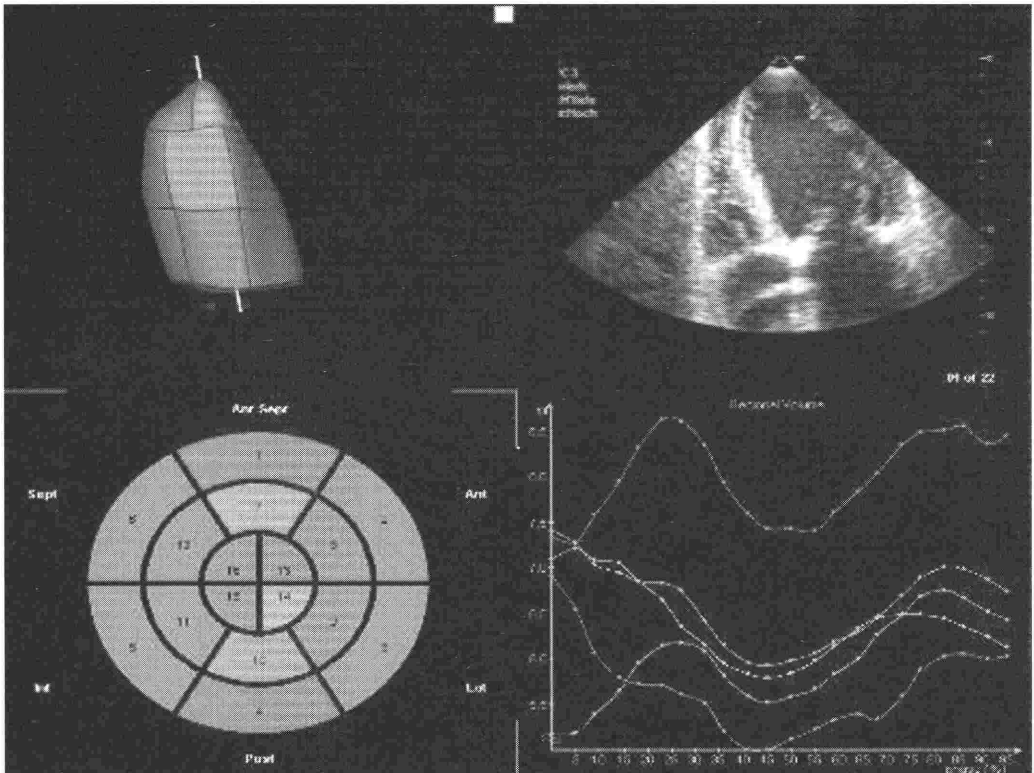


図4 左上：心筋局所別の色枠による壁運動異常の評価
 右上：心エコー図（胸壁または経食道心エコー）
 左下：心筋壁の分類（ASE分類）
 右下：左室全体および局所毎の駆出率の変化

よる左室の容量評価が可能となり、局所の壁運動の駆出率や壁運動異常が検出できるようになってきた（図4；トムテック社）。3次元解析には多少の時間がかかるが機器の改良で、現在では10分程度で構築することができるようになっており、より詳細な血行動態の解析が可能となってきた。

おわりに

心拍出量測定はさまざまな進歩を遂げている。しかし、その一方では同じような技術が再登場したりすることも多く、経食道心ドプラーやインピーダンス法によるものなどがその例である。非侵襲的な方法はその精度が悪く、また測定に熟練を要するため、心拍出量を正確に知りたければ肺動脈カテーテルによる測定法がまだ一般的であり、連続性もかなり実現されてきている。新しい展開としては、経食道心エコー図に付加された心機能評価であり、さらには心拍出量ではなく、1

回拍出量を直接測定して、輸液や心機能評価を試み、患者の心合併症を防止するという試みである。酸素化能における、血液ガスとパルスオキシメーターの関係のように、侵襲的だが確実な測定法と簡単で非侵襲的な測定法が確立されれば、両者の選択肢が増え、臨床の現場における心拍出量測定の意義が高まると考えられる。

文 献

- 1) Eagle KA, Brundage BH, Chaitman BR, et al : Guidelines for perioperative cardiovascular evaluation for noncardiac surgery. Report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on practice guidelines (committee on perioperative cardiovascular evaluation for noncardiac surgery. Circulation 93 : 1278-1317, 1996
- 2) Practice guidelines for pulmonary artery catheterization : a report by the American Society of Anesthesiologists Task Force on Pulmonary Artery Catheterization. Anesthesiology 78 : 380-394, 1993

- 3) Yelderman M : Continuous measurement of cardiac output with the use of stochastic system identification techniques. *J Clin Monit* 6 : 322-332, 1990
- 4) Seguin P, Colcanap O, Le Rouzo A, et al : Evaluation of a new semi-continuous cardiac output system in the intensive care unit. *Can J Anaesth* 45 : 578-583, 1998
- 5) 近藤 泉, 野村 実, 吉田啓子ら : 体外循環前後における左心室機能および右心機能の変化, *循環制御* 14 : 51-56, 1993
- 6) N.W.F.Linton, R.A.F.Linton. : Estimation of changes in cardiac output from the arterial blood pressure waveform in the upper limb. *Br J Anaesth* 86 : 486-496, 2001
- 7) Nilsson LB, Eldrup N, Berthelsen PG : Lack of agreement between thermodilution and carbon dioxide-rebreathing cardiac output. *Acta Anaesthesiol Scand* 45 : 680-685, 2001
- 8) Berkenstadt H, Margalit N, Hadani M, et al : Stroke volume variation as a predictor of fluid responsiveness in patients undergoing brain surgery. *A. Anesth Analg* 92 : 984-989, 2001
- 9) 吉田啓子, 野村 実, 田口晶子ら : 非観血的循環動態モニター DYNEMO 3000 Cardiovascular Anesthesia 4 : 63-65, 200
- 10) Sinclear S, James Singer M : Intraoperative intravascular volume optimisation and length of hospital stay after repair of proximal femoral fracture: randomised controlled trial *BMJ* 315 : 909-912, 1997