

術中心ポンプ機能のモニタリング

上松 治 孝*

山本 道 雄*

I. はじめに

心臓のポンプ機能とは、肺で酸素化された血液を各臓器に送り出すことである。心臓のポンプ機能は種々の因子によって影響を受ける。多くの麻酔剤が心筋の収縮力を低下させるとともに、体血管抵抗も変化させる。さらに、種々の手術操作の影響が加わると循環動態はさらに複雑に変化する。

このため、手術中、心ポンプ機能をモニターすることは重要なことである。

ここでは、はじめに心臓のポンプ機能を調節する因子について述べ、つぎにそのためのモニタリングの方法について概略を説明する。

II. 心拍出量に影響を与える因子

心拍出量は、1分間に心臓が各臓器に送り出す血液量を表わす。その正常値は、心拍出量を体表面積で割った値、心係数で表現すると、年齢により変化をみるが、健常者では $2.5 \text{ l/min/m}^2 \sim 4.4 \text{ l/min/m}^2$ 程度を示す。図1は年齢による心係数の変化を示した¹⁾。

心臓は各組織の酸素需要に見合う血液量を送り出す一方、その量は帰ってきた静脈血の量に等しい。心拍出量は複雑な機構によって調節されている。

心拍出量調節機構のひとつとして Frank-Starling の法則がある。Frank はカエルの心筋の等尺性、等張性収縮がある限度内で、心筋の休止期の筋長が増すとともにより大きな収縮張力の発生

がみられることを示し、一方 Starling はイヌの心肺標本を用いて、心機能と静脈流入量、動脈圧の関係を調べ、心拍出量は拡張期静脈流入圧によって決まり、収縮によって出される機械的エネルギーは心筋線維の長さに比例することを明らかにした²⁾。図2^{2,3)}は Starling の曲線で心室拡張期容量の増加にともない心拍出量は増加(代償相)するが、あるところまでくると、心室拡張期容量の増加に対し、心拍出量は減少(非代償相)する。

さらに Sarnoff⁴⁾ は心室容積と心仕事量の関係は、同一標本でも単一不変ではないが、他の条件を一定とすれば Starling の法則に従っていることを示した。すなわち、カテコールアミン、血中 O_2 、 CO_2 濃度などの影響があると、同一の心室容積でも心仕事量は変化するが、同一条件下では Starling 曲線が描かれる。この曲線を Sarnoff の

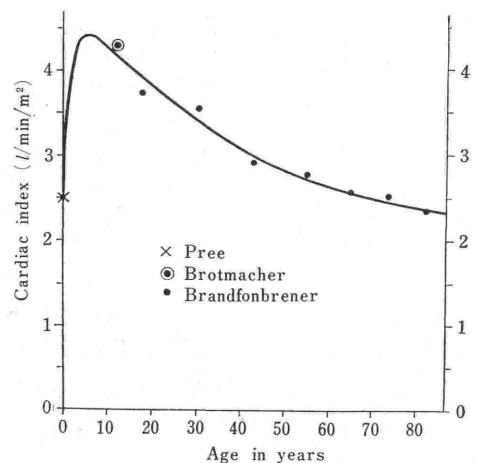


図1. 心係数と年齢の関係(稲垣¹⁾)

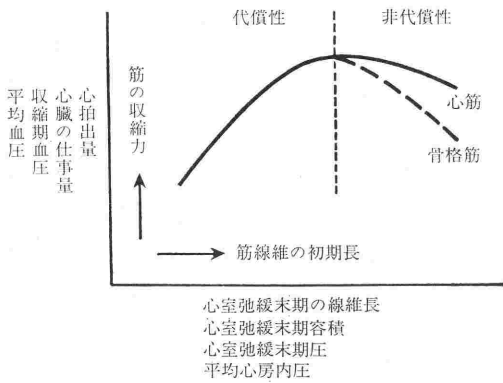


図 2. 心機能また動作曲線

1 拍出に伴う仕事量の関係を示す曲線を心室機能曲線、その他のものを心室動作曲線という⁹⁾。また筋繊維初期長の代わりにその他、肺動脈楔入圧や、肺動脈拡張期圧を用いることもある。(Mitchell and Mullins⁹⁾)

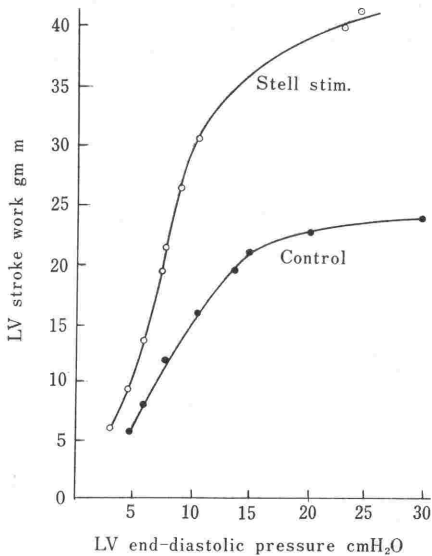


図 3. Sarnoff の心機能曲線

左室拡張終期圧を横軸に、縦軸に1回仕事量を示す。交感神経の刺激により心機能曲線は左上方に移動する。(Sarnoff⁹⁾)

心機能曲線(図3⁹⁾)と呼ぶ。

以上、要するに心拍出量は生体内では Frank-Starling の法則がそのままでは出現せず、全血量、胸腔内圧、静脈系の緊張、心房の収縮など心筋の伸展に関する因子と、心拍数、交感神経、カテコールアミン、O₂、pH、CO₂、心筋の壊死など心筋の収縮力に関与する因子の関係によって心拍出

量が決まる。

III. モニタリング

1. 動脈圧 (AP) の測定

循環系機能のモニターとしての動脈圧の測定は容易なためほとんどすべての症例に用いられている。収縮期動脈圧は1回拍出量や、体血管抵抗などに影響される。拡張期動脈圧は冠循環の灌流圧として測定の意義は高い。

また心拍出量が同時に測定されると、左室1回仕事量 (LVSWI) および体血管抵抗 (SVR) が平均動脈圧 (\overline{MAP}) より求められる。

平均動脈圧 \overline{MAP} は拡張期圧 + 1/3 (収縮期圧 - 拡張期圧) によって近似値を求めることができる。

脈圧より心拍出量、1回拍出量を求める方法を pulse contour method と呼ぶ。この方法の代表的計算方法として Warner's method がある⁶⁾。彼は pulse contour method をコンピューター化し、その拍出量を1拍ごとに、また、心拍数との積により連続的に心拍出量を計測する試みをしている。しかし、この方法はあくまでも動脈コンプライアンス、体血管抵抗がほとんど変化しない場合に適応であり、血管収縮剤、たとえばフェニレフリンや血管拡張剤、たとえばソディウムニトロプルシッドなどを使用したときには信頼ができない⁷⁾。

動脈圧測定の方法には、非観血的方法と観血的方法がある。非観血的方法は、通常、上腕部にマンシエットをまき、聴診器でコロトコフ音を聴取するが、新生児や動脈圧が低い場合には、超音波ドプラー血流計により血流再開による収縮期圧を計る場合もある⁸⁾。

非観血的動脈圧測定における誤差のもっとも大きな原因はマンシエットの幅の不適合である。腕の太さに比較してマンシエットの幅が異常に広いときは、動脈圧は実際よりも低く、逆の場合には、実際より高く聴取される。至適なマンシエットの幅は、腕の直径の120%、腕の周囲の40%とされている⁹⁾。

観血的動脈圧測定法は、連続測定が可能で、低血圧、脈圧の減少など非観血的方法では測定できない速い動脈圧の変化を連続的に測定できる。さら

に、血液ガス測定するとき、頻回の採血を容易にする。

動脈圧測定のためのカニューレションには橈骨動脈、足背動脈、股動脈などが用いられる。橈骨動脈を用いる場合には、この動脈が細いため、あらかじめアレンのテスト¹⁰⁾を行って尺骨動脈からの血流を確認しておくことが望ましい。アレンのテストは、手を固く握らせるとともに橈骨および尺骨動脈を圧迫し、その後手を軽くあけさせる。尺骨動脈の圧迫を除いたとき、手掌の色がすぐに戻るときは、尺骨動脈から十分な血流があり、たとえ橈骨動脈が閉塞しても合併症が起らないことを示す。

穿刺には、18~20ゲージのテフロン製留置針を用いる。正常の動脈圧波形は、急速な立ち上がり、大動脈弁閉鎖による大動脈切痕(D. N)があり、つぎの収縮までゆっくりと下降する。このような波形が現われない原因には、カテーテル内の血栓、空気の混入、カテーテル先端が動脈壁についている場合などがあり、ときどきカテーテルをフラッシュする必要がある。

2. 中心静脈圧 (CVP) の測定

中心静脈圧 (CVP) は右房圧の指標として用いられる。このため、カテーテルの先端は右房、または胸腔内の大静脈に位置させる必要がある。CVP の零点は右心房に相当する位置におく。このため、仰臥位に患者がいる場合には、中腋窩線上を零点とする。通常、水柱マンオメーターで測定するが、圧トランスジューサーを介して電氣的に連続測定を行う場合もある。

水柱圧から水銀圧への換算には、水銀圧 mmHg = 水柱圧 cm/1.36 で求める。

CVP は、患者の血液量、静脈のトーン、右室機能等を反映するが、PEEP のような胸腔内圧の変化に対しても、その圧が変動する。

CVP の正常値は5~10 cmH₂O である。個々の絶対値も重要であるが、術中管理では、一連の値の変化はさらに臨床上意味をもつ。たとえば、100~200 ml の急速輸液を行って、その前後の CVP および動脈圧の変化を測定することにより循環動態が把握できる。

しかし CVP はあくまで右室機能に対する指標であり、CVP の変化がつねに左室拡張終期圧

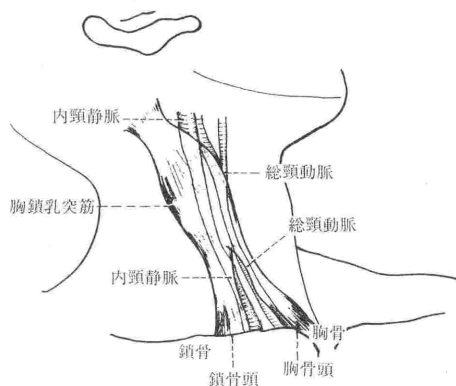


図 4. 右内頸静脈と胸鎖乳突筋の関係
内頸静脈は鎖骨頭に沿って、総頸動脈は胸骨頭の深部にある。

(LVEDP) や左房圧 (LAP) を反映しているものではない。とくに左室機能不全の患者では、差が生じる可能性がある¹¹⁾。

CVP カテーテルの挿入には、肘正中静脈、鎖骨下静脈、内頸静脈、股静脈などが用いられる。肘正中静脈は、それがよくみえるときは挿入が容易でほとんど合併症をともしないが、しばしば内頸静脈や奇静脈への迷入がみられる¹²⁾。挿入後の呼吸性移動や、レントゲンでのカテーテル先端の位置の確認が必要である。

鎖骨下静脈、内頸静脈は右房に近く、とくに麻酔科医が好んで用いるが、Kaplan¹³⁾は、①解剖学的につねに一定の関係をもち、②右房までの距離が短く、直線的であり、③手術中でも頭部からできること、④鎖骨下静脈穿刺より合併症が少ないことから内頸静脈穿刺を推めている。

内頸静脈穿刺には、胸鎖乳突筋との位置関係により、posterior route, anterior route, central route があり、とくに central route が血腫などの合併症が少ないといわれている^{13,14)}。

Central route の方法は、まず患者を15°~20°程度の頭低位とし、首を伸展させ、穿刺の反対側に十分曲げさせる。胸鎖乳突筋、内頸静脈、総頸動脈の位置関係は、図4に示すようになる。胸鎖乳突筋の胸骨頭と鎖骨頭でできる三角形の頂点より、22ゲージの注射針で吸引しながら皮膚面に30°の角度で鎖骨頭の内側縁に沿ってゆっくり押し進める。このとき、左手で総頸動脈を内側に圧排する。通常、2.5~3.5 cm で内頸静脈にあたる。

これ以上、針を押し進めるのは危険であり、あたらないときはさらに外側に針を向けて刺しなおす。注射器で内頸静脈の位置を確認したら、14~16ゲージのイントラカテーテルを同じ角度、同じ深さ、同じ方向にゆっくり押し進める。カテーテルは、約 15 cm で右房に達する。

また上記方法による気胸を予防するため、さらに高位からの内頸静脈穿刺法が発表されている¹⁵⁾。

いずれの穿刺方法、穿刺部位を用いるにしても、カテーテルの先端が右房の近くにあることが重要である。この確認のためには、①呼吸性の圧変動があり、バルサルバテストで直ちに圧が上昇すること、②右室内までカテーテルを入れてその後ゆっくり右房まで引き抜く、③X線にうつるカテーテルを用いて胸部X線写真で確認する、などの方法を用いて確実に右房またはその近くにカテーテルの先端があることを確認しなければならない。

3. 肺動脈圧 (PAP) 肺動脈楔入圧 (PCWP) の測定

肺動脈圧、肺動脈楔入圧測定のため、Swan-Ganz flow directed balloon, tipped catheter が広く用いられている¹⁷⁾。このカテーテルからえられる情報は、肺動脈収縮期および拡張期圧、肺動脈楔入圧、中心静脈圧、心拍出量、混合静脈血である。図5に示すごとく、先端にバルーンがあり、これを空気(炭酸ガスがよりよい)でふくらませ、血流にのせて肺動脈まで送りこむ。このとき、血圧を連続測定することにより、中心静脈圧、右室

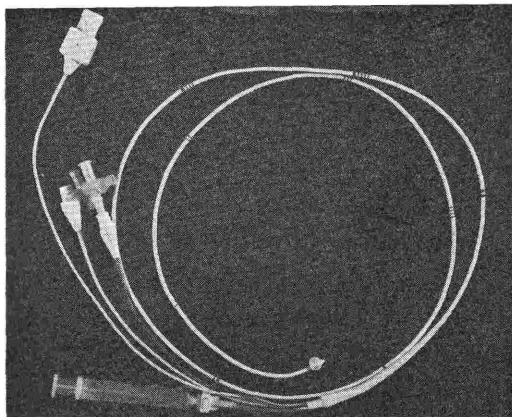


図5. Swan-Ganz flow directed balloon tipped catheter 先端にバルーンがある。

圧、肺動脈圧、肺動脈楔入圧とカテーテルの先端の位置が移動してゆくのに従って血圧が変化するため、カテーテルの先端がどこにあるかを容易に確認できる。従来、透視下で行われなければならなかった肺動脈カテーテルがベッドサイドで行えるようになった。

心拍出量の測定には、Fegler¹⁸⁾によって開発された熱希釈法が用いられている。この方法は、Swan-Ganz catheter® の場合は右房より冷生食水を注入し、カテーテル先端近くにあるサーミスターにより熱を感受し、その希釈曲線を求める。熱希釈法は、他の心拍出量測定方法と高い相関をもっている^{19,20)}。熱希釈法による心拍出量測定の利点は、他の方法に比較して、①採血がいらない。②短期間に繰り返し測定ができる。③指示薬は生食または5%糖液のため生体にほとんど影響を与えない。④キャリブレーションが容易である、などがあげられる。

混合静脈血よりえられる肺動脈血酸素分圧 $P\bar{v}O_2$ は、生体での酸素消費の総和としてとらえることができる。動脈血と混合静脈血酸素含量較差 ($CaO_2 - C\bar{v}O_2$) は心臓が生体の酸素需要に対し、どのように対応しているかをみる目安となる²¹⁾。 ($CaO_2 - C\bar{v}O_2$) は心機能が生体の酸素需要に応じきれないとき増大し、逆に心機能が生体の酸素需要以上に亢進すると減少する。たとえ心機能が低下していても ($CaO_2 - C\bar{v}O_2$) が変わらなければ、心臓は生体の酸素需要に応じていることになる。

Swan-Ganz catheter® からえられる肺動脈圧、肺動脈楔入圧、中心静脈圧、心拍出量と動脈圧より以下のような心機能のパラメーターがえられる。

- 1) $CI = CO / BSA \text{ l/min/m}^2$ (正常値 2.5~4.4¹⁷⁾)
- 2) $SI = CI / HR \text{ m/beat/m}^2$ (正常値 40~60¹⁸⁾)
- 3) $LVSWI = \frac{1.36 \times (\overline{MAP} - PCWP)}{100} \times SI$
gram-meters/m² (正常値 45~60¹⁸⁾)
- 4) $RVSWI = \frac{1.36 \times (\overline{PAP} - CVP)}{100} \times SI$
mgra-meters/m² (正常値 5~10¹⁸⁾)
- 5) $SVR = \frac{\overline{MAP} - CVP}{CO} \times 80 \text{ dyn-sec/cm}^5$
(正常値 900~1500¹⁸⁾)
- 6) $PVR = \frac{\overline{PAP} - PCWP}{CO} \times 80 \text{ dyn-sec/cm}^5$
(正常値 50~150)

CI は心係数, CO は心拍出量, BSA は体表面積, SI は1回心係数, HR は脈拍数, LVSWI は左室1回仕事係数, \overline{MAP} は平均動脈圧, PCWP は肺動脈楔入圧, RVSWI は右室1回仕事係数, SVR は体血管抵抗, CVP は中心静脈圧, PVR は肺血管抵抗, PAP は平均肺動脈圧を示す。

PCWP を横軸に, LVSWI を縦軸にとると, 左室機能曲線 (図3) がえられる。この点の移動により左室機能の推移を視覚的にとらえることができる。

Swan-Ganz catheter® の挿入には, 中心静脈圧測定と同じルートを用いることが多い。静脈穿刺には, 静脈切開による方法と, セルジンガー法に準じて静脈にガイドワイヤーを入れ, さらにダイレーターを挿入して経皮的に行う方法がある。

Swan-Ganz catheter® は静脈内に挿入後, ゆっくり押し進める。右正肘静脈から約 40 cm, 内頸または鎖骨下静脈から 15 cm, 股静脈から 30 cm で右房の近くに先端が達する。ここで許容量までバルーンをふくらませ, カテーテル先端の圧を連続モニターしながら肺動脈楔入圧がえられるまでカテーテルを押し進める。図6は右房, 右室, 肺動脈, 肺動脈楔入圧へと圧が変化してゆく過程を示した。カテーテルの先端が肺動脈楔入圧を示す位置で, 先端より 30 cm のところにある側孔が右房近くになり, CVP の測定に用いる。多くの場合, カテーテルの先端は右中葉または下葉にゆく。必ず, カテーテル留置後, 胸部X線写真によって位置を確認する必要がある。

Swan-Ganz catheter® はポリビニルクロライドでできているため, 時間の経過とともに体温で柔らかくなるが, 右室壁にあたったときなどに

不整脈の出る可能性があり, 心電図モニターは必ずつけておかなければならない。また, 除細動器がすぐに使える準備をしておく必要がある。

Swan-Ganz catheter® による合併症としては, ①バルーンの破裂, ②肺硬塞, ③肺動脈破裂, ④結節形成, ⑤不整脈, ⑥血栓, ⑦感染, などがある²²⁾。これらの合併症を防ぐためには, 正しい使用方法, 注意深い観察とともに, 体内への留置期間を必要最少限度にすることが重要である。Swan-Ganz catheter® は心機能のモニタリングとしてだけでなく, 肺内シャントの測定に役立つ。また, われわれは坐位手術での空気塞栓の早期発見のためのモニターとして, Swan-Ganz catheter® が有用であることを報告している²³⁾。図7に空気塞栓時の肺動脈圧の変化を示した。

4. 収縮期時相 (STI) 収縮期時相 (STI) は, 心電図, 心音図, 頸動脈波, 心尖拍動図, 気管内心拍動波²⁴⁾, 指尖脈波などを用いて心臓の収縮期時相から心機能を評価する方法である²⁵⁾。術中, STI 測定のために心電図, 心音図, 頸動脈波を用いることが多い²⁶⁻²⁹⁾。これら三つの測定法はすべて非観血的であり, 患者への負担は少ない。

図8に示すように, 収縮時間 (Q-A₂) 駆血期 (LVET), 前駆血期 (PEP) をそれぞれ計測する。Q-A₂ は心電図のQ波より心音図の第II音大動脈成分までの時間を, LVET_{II} は頸動脈波の立ち上がりより大動脈切痕 (DN) までの時間を, PEP は Q-A₂ 時間から LVET 時間を引いたものである。これらの時相をできるだけ正確にうるためには, 心電図ではもっともQ波がみやすい誘導を, 心音図では第II音動脈成分のえられるエルブの領域がよい。頸動脈は立ち上がり点, 切痕が鮮明に

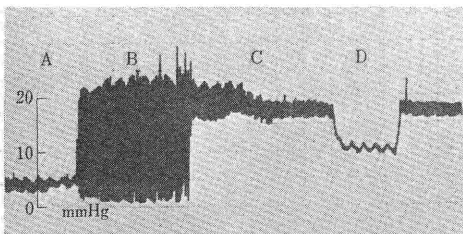


図6. Swan-Ganz catheter® による流れに沿った血圧の変化

A は CVP, B は RVP, C は PAP, D は PCWP を示す。

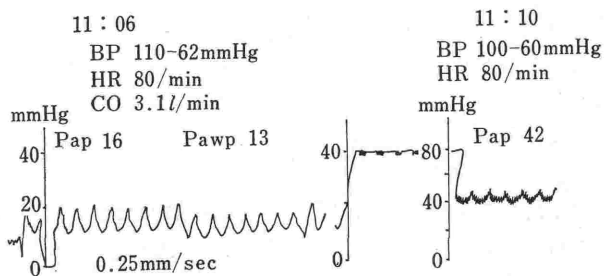


図7. Air embolism 発症直後の肺動脈圧の変化²³⁾
Air が入った直後, 急激な肺動脈圧の上昇がみられる。

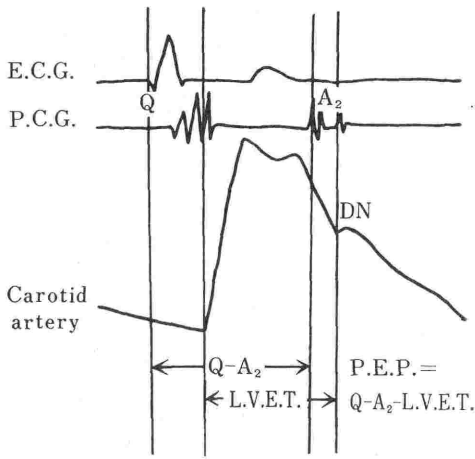


図 8. STI 計測法

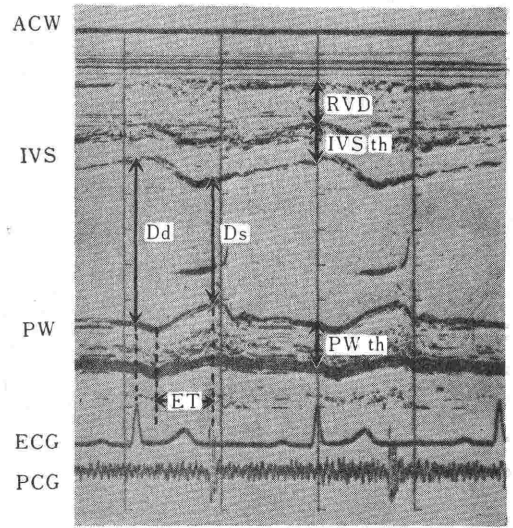
図上段より心電図 (ECG), 心音図 (PCG), 頸動脈波 (CAROTID ARTBRY). Qは心電図のQ波, A₂は心音図大動脈成分, DNは大動脈切痕.

みられるように波形に注意しなければならない。また、記録紙のスピードは 50 mm/sec~100 mm/sec で行う。

各測定値のうち、Q-A₂ 時間は正常者でも、心不全患者でもほとんど変化しない³⁰⁾。LVET, PEP は 1 回拍出量、心拍出量と相関関係が認められるが、高血圧症患者ではその関係が低下する³⁰⁾。しかも各種心疾患や報告者により、心拍出量と PEP, LVET とのあいだの相関関係にはかなりのばらつきがある^{25,31)}。

左室拡張終期圧と PEP, PEP/LVET との関係について Garrard ら³²⁾によると、それぞれ +0.44 +0.57であったと報告している。心収縮力として peak accending aortic blood flow accelation が 1/PEP² と強い相関関係にあるといわれており³³⁾、また dp/dt と PEP は逆相関関係にある。

dp/dt は心筋の収縮性をみるひとつの良い方法ではあるが、左室内圧を直接測定することは、特別な場合以外には必ずしも容易ではない。dp/dt を直接測定する代わりに、Swan-Ganz catheter® と STI の組み合わせによってえられる $\Delta p/\Delta t$ が心筋硬塞患者で直接測定した dp/dt と 0.96 と高い相関関係を示し³⁵⁾、清水²¹⁾はイヌでの実験で 0.91 という値をえ、臨床上有用であると報告している。この方法での Δp とは肺動脈楔入圧、また



中隔 (IVS) 後壁 (PW) エコーグラムと計測法

図 9. 心エコー図

ACW: 前胸壁 IVS: 中隔 PW: 後壁 Dd: 左室拡張終期径 Ds: 左室収縮終期径 RVD: 右室径 IVSth: 中隔厚 PwTh: 後壁厚 を示す。(藤井諒一⁴¹⁾)

は肺動脈拡張期圧と大動脈拡張期圧の差であり、 Δt は STI の計測によってえられる PEP を代入する。

STI は非観血的方法であり、患者の負担も少ないが、測定後ただちに判断するためにはコンピューターによる on-line 化が望ましい²⁰⁾。とくに手術中には、時間の経過とともに循環動態は時々刻々と変化するため、より早い情報の入手、経時的变化の追跡は有力なモニタリングとなりうると考える。

5. 心エコー図 (Echo cardiography)

Mモード心エコーは心の形態学的観察を主に発展してきたが、最近、非観血的、連続的に測定できる心機能検査法として注目をあつめている。

麻酔科領域でも、Mモード心エコーは非観血的心機能測定法として、とくに小児における測定にその有用性を認める発表がみられる^{36~39)}。

心エコーによってえられる心機能の情報には、①左室内径 (拡張期および収縮期)、②左室拡張および収縮期容量、③心筋の厚さ、④駆出分画、⑤心筋収縮速度、などがある⁴⁰⁾。

左室短軸径の計測には、僧帽弁前尖エコーグラム (図 9⁴¹⁾) が用いられる。拡張終期径 Dd は心

電図R波の頂点で、左室収縮期径 D_s は、II音大動脈弁成分のところで行う。左室容量は左室を回転楕円体と仮定し、長軸が短軸 D の2倍と仮定すると、

$$V = \frac{\pi}{6} LD^2 = \frac{\pi}{6} (2D)D^2 = \frac{\pi}{3} D^3 \div D^3$$

より求めることができる⁴²⁾。収縮期および拡張期径より求めたそれぞれの心室容積の差が1回拍出量となる。

左室機能を表わす指標として用いられる駆出分画 (EF) = SV/EDV で表わされ、また平均駆出率 (MSER) = SV/ET であり、これらは容易に算出できる。さらに、Fick または色素希釈法などでえられた心拍出量とエコーでえられた心拍出量との差により逆流量、逆流率が求められる。

心筋収縮速度は V_{cf} で $V_{cf} = \frac{2\pi(Dd - D_s)}{ET \cdot 2\pi Dd} = \frac{Dd - D_s}{ET \cdot Dd}$ 求めることができ⁴³⁾、fractional shortening (Fs) = $\frac{Dd - D_s}{Dd}$ で求められる⁴⁴⁾。

心エコーは右室系にも用いられ、右室収縮時相 (RVSTI) にも応用が可能である。

Mモード心エコーは上記のようないろいろの情報をもたらし、しかも非観血的で連続測定ができるが、心エコー図を判読し、同一点でのエコー図をとるためにはかなりの技術と訓練を必要とする。また実際の計測には、[on-lineによるコンピューター化の試みもなされているが、なおその都度計測をしなければならず、すばやい情報の処理、結果をうることには問題が残っている。

6. その他の測定方法

1) 色素希釈法による心拍出量測定 色素希釈法による心拍出量測定では、再循環があるため、濃度時間面積を求めるのに Hamilton による指数函数的除外法がとられる。

$$\text{心拍出量 } Q = \frac{I}{\int_0^{\infty} cdt} \times 60$$

(I は注入色素量、 $\int_0^{\infty} cdt$ は濃度時間による1回循環時の面積)

注入色素の血中濃度を測定するためには、キュベット法およびイヤピース法がある。キュベット法は連続的に動脈血の吸引を必要とするが、イヤピース法は耳朶で吸光度の差より色素濃度を感知するため、非観血的であり、患者への負担が少な

い。しかし、イヤピース法は色素濃度の較正に問題があり、キュベット法は較正が正確である。

いずれの方法でも色素希釈法では、短時間の反復測定が困難であり、イヤピース法では低拍出状態で再現性が低下する⁴⁶⁾。

注入色素としては、インドシアニングリーンを用いることが多い。注入は右房または末梢静脈より色素を急速注入し、耳朶またはキュベット法ではカニューレションした動脈より constant suction pump で血液を吸引してその濃度を測定する。

2) インピーダンスカルジオグラフィ この方法は、生体に印加した高周波電流のインピーダンスの変動から血流に関する情報をえようとするもので、心拍出量の測定では Kubicek の方法が有名である。

本法による心拍出量の測定は非観血的であり、また希釈法とは異なるためインディケータの注入を必要とせず、何回でも連続測定が可能である。しかし、逆流、短絡など正常の血流動態をとらない場合や、閉塞性肺疾患、胸水貯留例などは他の方法による心拍出量とのあいだに差が生じる⁴⁷⁾。

麻酔中の心ポンプ機能のモニタリングとしての試みもなされているが⁴⁸⁾、この場合、絶対値として評価するのではなく、あくまでも相対的变化を経時的に追跡するのに優れた方法であると報告している^{20,48)}。

7. 各種パラメーターの評価

麻酔、手術中に起きる循環動態の変化は多様であり、その変化に対応した情報をうることは患者の状態を把握するうえで重要なことである。すでにこれまで、種々の情報の入手方法およびその情報の個々の評価について述べてきた。

しかし、それら多数の情報がひとつひとつ別個に記載され、情報と情報が無関係に理解されるなら、その情報の価値は半減する。たとえば、動脈圧 (AP)、心拍数 (HR)、心拍出量 (CO)、中心静脈圧 (CVP)、肺動脈楔入圧 (PCWP) が個々の値として読まれ、相互の関係が無視されるなら、これらの情報はあまり役立たない。これらの情報からえられる心係数 (CI)、1回心係数 (SVI)、左室1回仕事係数 (LVSWI)、体血管抵抗 (SVR)、右室1回仕事係数 (RVSWI)、肺血管抵抗 (PVR)、

などの計算は、さらに循環動態をより詳細に評価するための情報となる。しかし、LVSWI と PCWP によって描かれる左室機能曲線が、その場で臨床上の評価をうることは少ない。左室機能曲線が視覚的に左室機能を評価する優れた方法であることは、すでに述べた。

このような重要な情報がうまくその場で活用できないのは、データの計算にかなりの時間を必要とし、また計算のミスが起きやすいためである。

これらの問題を解決し、すべての情報を総合的に判断するため宮野ら⁴⁹⁾はマイクロコンピュータによる計算と、できるだけ視覚的にとらえるための critical care chart の使用を推めている。彼らは micro computer PC-7200 を用い、clinical data (体重, 身長, 体温, 尿量), laboratory data (pH, PCO₂, PO₂, BE, Hb, 動脈および混合静脈血), hemodynamic data (HR, \overline{AP} , \overline{PAP} , PCWP, CVP, CO) のデータより呼吸器系を含めた総合評価を行っている。

一方、Barash ら⁵⁰⁾ はポータブルな計算機 (TI 59) を用い、循環だけのパラメーターが麻酔器の傍でただちに計算できると報告している。

どのようなコンピューターを用いるにしても、患者からえられた情報を総合的、その場で理解することが重要であり、データのためのデータであってはならない。

IV. ま と め

心ポンプ機能のモニタリングの意義およびその方法について概略を述べた。これらの方法には非観血的方法も、また観血的方法もあり、その測定器も高価なもの廉価なもの種々さまざまである。

測定は、できるだけ患者に負担が少なく、安全、だれにでも容易に測定ができ、再現性が高く、廉価で、とくに手術室では術者や手術野の邪魔にならず、電気メスの使用にも邪魔されないものが望ましい。

一方、麻酔技術の進歩とともに、手術適応は拡大され、手術患者の高令化に伴い、心肺予備能力の低い患者の麻酔をかける機会が増えている。このような患者には、術前からの十分な心肺機能の評価とともに、手術中および術後の管理のため、どのようなモニタリングが必要かを考え、その対

策をたてておかなければならない。

STI, 心エコー図はここ数年麻酔科領域でも使用が試みられているが、その場で判読し、その場で計算するまでにはいたっていない。これらの方法は非観血的であり、患者の負担も少なく、コンピューターによる on-line の試みもなされており、近い将来には麻酔中のモニターとして用いられるものと考ええる。

今回は取り上げなかったが、radio isotope を用いた心機能の評価⁵⁰⁾など、内科領域で用いられている診断法の手術室への導入も可能となるものと考ええる。

文 献

- 1) 稲垣義明: 心拍出量. 呼と循, 14: 972~985, 1966.
- 2) 後藤正義: 心拍出量と心臓の法則, 循環生理学: 心臓と幹循環, 朝倉書店, 東京, p. 272~283, 1971.
- 3) Mitchell, J. H., Mullins, C. B.: Pathophysiology of Congenital Heart Disease, edited by Adams, F. H., Swan, H. J. C., Hall, V. E.: Univ. California Press, Los Angeles, p. 163, 1970.
- 4) Sarnoff, S. J.: Myocardial contractility as described by ventricular function curves: observation of Starling's law on the heart. *Physiol. Rev.* 35: 107~122, 1955.
- 5) Sarnoff, S. J., Brockman, S. K., Gilmore, J. P., Linden, R. J., Mitchell, J. H.: Regulation of ventricular contraction: Influence of cardiac sympathetic and vagal nerve stimulation on atrial and ventricular dynamics. *Circ. Res.* 8: 1108~1122, 1960.
- 6) Warner, H. R.: The role of computers in medical research. *JAMA.* 196: 944~949, 1966.
- 7) English, J. B., Hodges, M. R., Sentker, C., Johansen, R., Stanlea, T. H.: Comparison of aortic pluse-wave counter analysis and thermodilution methods measuring cardiac output during anesthesia in the dog. *Anesthesiology.* 52: 56~61, 1980.
- 8) Gordon, L. S., Johnson, P. E., Penido, J. R. F., Printup, C. A., Dietric, W. R., Buggs, H.: Systolic and diastolic blood pressure measurement by transcutaneous doppler ultrasound in premature infants in critical care nurseries and at closed-heart surgery. *Anesth. Analg.* 53: 914~918, 1974.
- 9) Geddes, L. A., Whistler, S. J.: The error in indirect blood pressure measurement with the incorrect size of cuff. *Am. Heart J.* 96: 4~8, 1978.
- 10) Allen, E. V.: Thromboangiitis obliterans: methods of diagnosis of chronic occlusive arterial

- lesions distal to the wrist with illustrative cases. *Am. J. Med. Sci.* **178**: 237~244, 1927.
- 11) Forrester, J. S., Diamond, G., McHugh, T. J., Swan, H. J. C.: Filling pressures in the right and left sides of the heart in acute myocardial infarction a reappraisal of central-venous-pressure monitoring. *N. Eng. J. Med.* **285**: 190~192, 1971.
 - 12) Kuramoto, T., Sakabe, T.: Comparison of succes in jugular versus basilic vein technic for central venous pressure catheter positioning. *Anesth. Analg.* **54**: 696~697, 1975.
 - 13) Kaplan, J. A.: Hemodynamic monitoring: Cardiac anesthesia. Grune & Stratton, New York, p. 71-115, 1979.
 - 14) Defalque, R. J.: Percutaneous catheterization of the internal jugular vein. *Anesth. Analg.* **53**: 116~121, 1974.
 - 15) Boulanger, M., Delva, E., Maillet, J-G., Paiement, B.: Une nouvelle voie d'abord de la veine jugulaire interne. *Canad. Anesthe. Soc. J.* **23**: 609~615, 1976.
 - 16) 池田和之: モニター, 山村秀雄編: 臨床麻酔学全書上巻. 金原出版, 337~347, 1978.
 - 17) Swan, H. J. C., Ganz, W., Forrester, J. S.: Catheterization of the heart in man with the use of a flow directed balloon tipped catheter. *N. Eng. J. Med.* **283**: 447~451, 1970.
 - 18) Fegler, G.: Measurement of cardiac output in anesthetized animals by a thermo-dilution method. *Quart. J. Expt. Physiol.* **39**: 153~164, 1954.
 - 19) 上松治孝, 曾根健之, 西 仁, 浦野博秀, 棚橋徳重, 安食 了, 伊藤雅治, 山本道雄: 熱希釈法の検討. 岐阜医紀 **25**: 282~287, 1977.
 - 20) 浜野昭彦: Monitorとしての心拍出量. 麻酔 **27**: 21~30, 1978.
 - 21) 清水禮寿: 麻酔と心機能. 臨床麻酔 **3**: 401~409, 1979.
 - 22) Buchbinder, N., Ganz, W.: Hemodynamic monitoring invasive technique. *Anesthesiology* **45**: 146~155, 1976.
 - 23) 粕谷由子, 曾根健之, 村上典之, 大塚節子, 安食了, 上松治孝, 山本道雄: 坐位麻酔と空気栓塞. 臨床麻酔 **3**: 744~748, 1979.
 - 24) 関口弘昌, 重松俊之, 山田かず子, 小野 章, 真木博幸, 長野政雄: 気管内心拍動波による新しい心機能測定法の検討. 麻酔, **25**: 357~362, 1976.
 - 25) 稲垣義明, 増田喜昭: 心機関とは一それによる時相分析の基礎を中心に—日本臨床 **32**: 244~252, 1974.
 - 26) 劔物 修, 本間英司, 白井 修, 高橋長雄: 静脈麻酔薬の PEP, LVET に及ぼす効果—Propanid, Ketamine, CT-1341, Thiamylal の比較検討. 麻酔 **24**: 860~865, 1975.
 - 27) 劔物 修, 一瀬広道, 真弓享久, 荻原 隆, 岩崎寛, 青木 充, 高橋長雄: Halothane/N₂O および enflurane/N₂O 麻酔の PEP, LVET に及ぼす影響. 麻酔 **27**: 578~583, 1978.
 - 28) Kaplan, J. A., Miller, E. D., Bailey, D. R. A.: Comparative study of enflurane and halothane using systolic time intervals. *Anesth. Analg.* **55**: 263~278, 1973.
 - 29) Dauchot, P. J., Rasmussen, J. P., Nicholson, D. H., Divers R. T., Katona, P. G., Zollinger, R. M., Knoke, J. D., Kyo, E. W.: ON-line systolic time intervals during anesthesia in patients with and without heart disease. *Anesthesiology* **44**: 472~480, 1976.
 - 30) Weisser, A. M., Harris, W. S., Schoenfeld, C. D.: Systolic time intervals in heart failure in man. *Circulation* **37**: 149~159, 1968.
 - 31) Weisser, A. M., Harris, W. S., Schoenfeld, C. D.: Bedside technics for the evaluation of ventricular function in man. *Am. J. Cardiol.* **23**: 577~583, 1969.
 - 32) Garrard, C. L., Weisser, A. M., Dodge, H. T.: The relationship of alteratios in systolic time intervals to ejection fraction in patients with cardiac disease. *Circulation* **42**: 455~462, 1970.
 - 33) Reitan, J. A., Smith, N. Ty., Borison, S. V., Kadis, L. B.: The cardiac pre-ejection period: a correlate of peak ascending aortic blood-flow acceleration. *Anesthesiology* **36**: 76~80, 1972.
 - 34) Martin, C. E., Shaver, J. A., Thompson, M. E., Reddy, P. S., Leonard, J. J.: Direct correlation of external systolic time intervals with internal indices of left ventricular function in man. *Circulation* **44**: 419~431, 1971.
 - 35) Diamond, G., Forrester, J. S., Chatterjee, K., Wegner, S., Swan, H. J. C.: Mean electromechanical $\Delta p/\Delta t$, an indirect index of the peak rate of rise of left ventricular pressure. *Amer. J. Cardiol.* **30**: 338~342, 1972.
 - 36) Wexler, L. F., Pohost, G. M.: Hemodynamic monitoring: noninvasive, techniques. *Anesthesiology* **45**: 156~183, 1976.
 - 37) Meyer, R. A.: Echocardiography—application in assesing cardiac performance in clinical care. *Anesthesiology* **45**: 71~78, 1978.
 - 38) Barash, P. G., Glanz, S., Katz, J. D., Taunt, K., Talmer, N. S.: Ventricular function in children during halothane anesthesia: An echocardiographic evaluation. *Anesthesiology* **49**: 79~85, 1978.
 - 39) Rathod, R., Jacobs, H. K., Kramer, N. E., Rao, L. K., Salem, M. R., Towne, W. D.: Echocardiographic assessment of ventricular performance following induction with two anesthetics. *Anesthesiology* **49**: 86~90, 1978.
 - 40) 山田和生, 渡辺佳彦: 循環機能診断法としての映像情報. 総合臨床 **27**: 1829~1836, 1978.
 - 41) 藤井淳一: 心エコー図による心機能の評価. 医学のあゆみ **107**: 826~831, 1978.
 - 42) Pombo, J. F., Troy, B. L., Russell, R. O.: Left

- ventricular volumes and ejection fraction by echocardiography. *Circulation* **43**: 480~490, 1971.
- 43) Cooper, R. H., O' Rourke, R. A., Kaliner, J. S., Peterson, K. L., Leopold, G. R.: Comparison of ultrasound and cineangiographic measurements of the mean rate of circumferential fiber shortening in man. *Circulation* **46**: 914~923, 1972.
- 44) McDonald, I. G.: Echocardiographic assessment of left ventricular function in mitral valve disease. *Circulation* **53**: 865~871, 1975.
- 45) 平川顕名, 小坂田元太, 篠山重威: 心エコー図解析の自動化と心機能の評価. *医学のあゆみ* **107**: 851~857, 1978.
- 46) 浜保良弘: 麻酔における心拍出量測定に関する研究. *麻酔* **21**: 1219~1226, 1972.
- 47) 国重 宏: インピーダンスカルジオグラフィ. *日本臨床* **37**: 622~624, 1979.
- 48) 林 謙一, 大田 修, 大角 毅, 近藤 番: 耳鼻科領域の手術, 検査, ならびに処置と循環機能, -特に impedance Cardiography による心拍出量を中心とした臨床研究-. *麻酔* **26**: 49~58, 1977.
- 49) 宮野英範, 五藤卓雄: マイクロコンピューターによる呼吸循環動態の総合評価. *ICU と CCU* **1**: 553~562, 1977.
- 50) Barash, P. G., Chen, Y., Kitahata, L. M., Koprava, C. J.: The hemodynamic tracking system: a method of data management and guide for cardiovascular therapy. *Anesth. Analg* **59**: 169~174, 1980.