

静脈還流と麻酔

無敵剛介*

静脈還流は一拍ごとの心律動のなかで大小循環系への左右心拍出量を償う目的で行われている。中心静脈系への一拍ごとの静脈還流量の適正化は心内血液量、肺循環動態、容量血管内血液量等による passive な緩衝機構や心ポンプ機構、換気運動、心房機能などの active な血行力学的機構によってきわめて効率よく巧妙に行われている。

呼吸や循環機能を生体情報の観察対象とし、その時々刻々の変化を単に追究するのみにとどまらず、むしろ積極的に調節制御せんとするわれわれ麻酔科医にとって、かかる静脈還流機構への関心はきわめて大きい。ある時相では passive に、またある時相ではむしろ active に静脈管内血液移動は行われ、しかも動脈系に比べきわめて小さい圧勾配によってより大きな流量の変動が得られる。かかる低圧系循環動態の特異的心力学的メカニズムへの理解度を充めることは、麻酔科医の循環管理に新しい局面からの検討を加えることになる。すなわち、かかる絶妙な静脈還流機構に対して各種麻酔剤効果や種々の麻酔操作等がいかなる影響を及ぼすものかを知り、少なくともその障害因子について麻酔管理上の観点から追究することは、麻酔科医の循環機能へのアプローチのひとつとして誠に意義深いと考えられる。そこで今回は中心静脈圧測定方法の新しい工夫により、その圧波形の正確な分析等から心機能の一拍ごとの微小変化として捉え、静脈還流機構の変化としてこれを追究することにより麻酔との問題を考えてみた。

すなわち、静脈還流機構を左右する三大因子と

しての *vis a fronte*, *vis a tergo*, *vis a latere* を中心に麻酔管理上の観点から検討を試みた。

I. *Vis a fronte*

心室機能、ことにそのポンプ機能との血行力学的関連性を意味する。右心低圧系への静脈還流量が一定とすると、中心静脈圧 (CVP)、すなわち右心房内充満圧は右心室ポンプ機能に影響される。右心房の *dynamic performance* が静脈還流機構にその役割を十分発揮するためには、右心房圧は一定値を維持する必要がある、心室のポンプ機能を規定する心室拡張末期圧を一定値以上に維持するためにも、心房内血液充満度による一定値以上、そして一定幅の圧の維持はまずきわめて重要な条件である。右心房内圧は拍動する心室 (高圧系) から拍出される血液を償う目的の静脈還流が行われる中心静脈系の高圧系との接点の圧であり、a, b, c, v 波の陽性波と、x 谷, y 谷の陰性波とから成る。陽性波と陰性波とから成る変動幅の広い脈動圧波形のため、その平均圧は末梢静脈圧に比べ十分低くなり、*vis a tergo* による末梢・中心静脈圧勾配が十分に維持できることになる。*Vis a fronte* が心房内圧を規定するのは単なる汲み上げ機構のごとき *out flow* の一方的変化によるものでなく、心房の *active contraction* によって発生する心房圧 a 波の時点で心室拡張末期圧にはずみをつける結果、心筋線維は十分に伸展され、それに比例して心筋収縮速度が促進され心ポンプ機能は促進される。その結果、房室弁の閉鎖、心房内膨隆、房室弁論の心尖部方向への移動 (c 波) とともに盃を逆さにした形態の心房は下

* 久留米大学医学部麻酔学教室

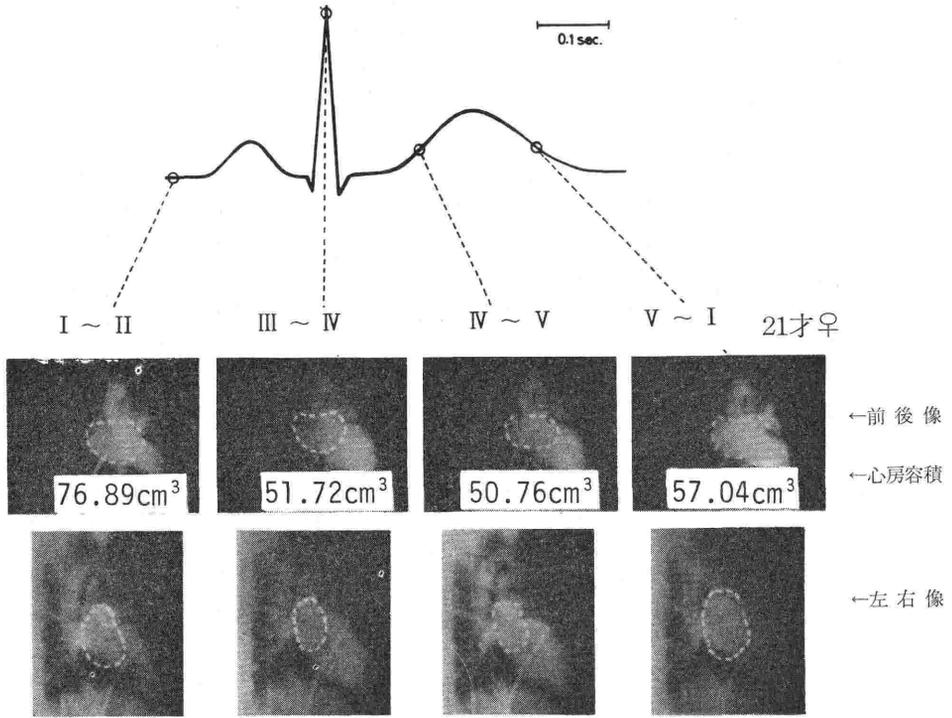


図 1.

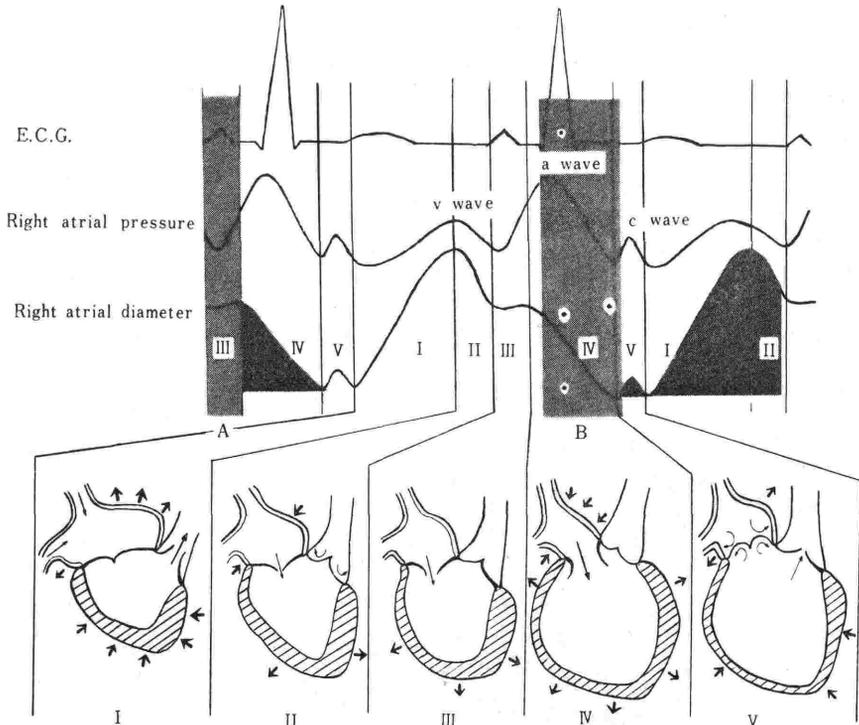


図 2.

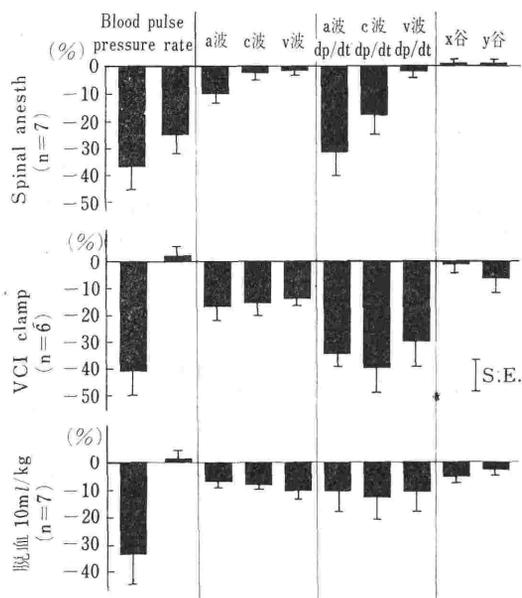


図 3.

方へ引っ張られ、さらに拡大され、心房容積は拡大して(図1)、上下大静脈よりの静脈血流入によりv波が形成される。これによって、低圧系の心房より高圧系の心室への血液の translocation が巧妙に行われる。二点間距離の微細変動を忠実に捉えることのできる高木¹⁾の考案による sonomicrometer により測定した右心房横径とその内圧の変化曲線から、静脈還流機構に関与する右心房の dynamic performance を5つの相に分けることができた(図2)。この5つの相のなかで第IV相が右心房の能動的 active な収縮相であり、右心室の拡張末期に一致する。いわゆる静脈還流減少に基づく中心静脈系血液量の減少が高位脊麻時低血圧の原因であるが、下大静脈狭窄実験による静脈還流量の減少、また、脱血による中心静脈系血液量の減少による低血圧の程度を、イヌにおいて頸髄下部に及ぶ高位脊麻時低血圧の対照時血圧の73.5 ± 12.6%程度になるような実験条件下に右心房圧の下降度を詳細に検討すると、図3ごとく高位脊麻の場合、a波のピーク値の減少とa波 dp/dt max. の減少が著明であることが認められた。右心房の能動的収縮に基づくいわゆる booster pump としての機能低下が加味されることが特徴的であり、このことは右心房径の変化より求め

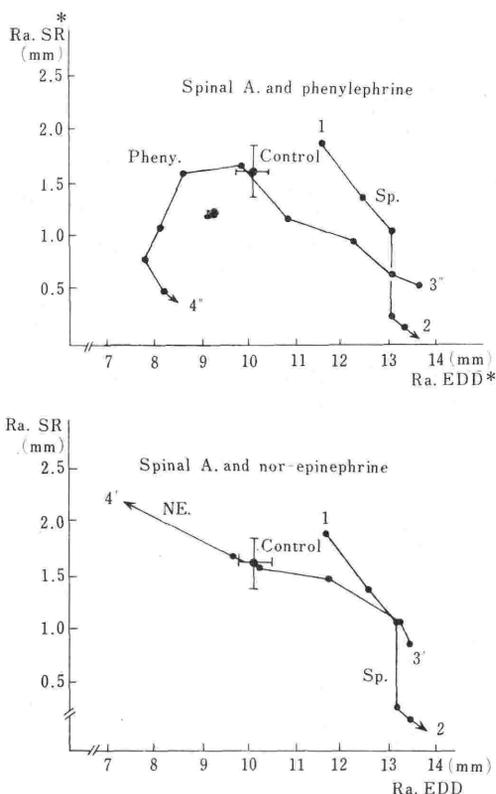


図 4.

Changes of booster pump function of right atrium under high spinal anesthesia

*Ra. SR=Right Atrial Shortening Rate 右心房径短縮速度

Ra. EDD=Right Atrial Endodiastolic Diameter 右心房拡張末期径

Pheny. (3'→4'): Phenylephrine i.d. (30 μg/kg/min.)

NE. (3'→4'): Norepinephrine i.d. (0.8 μg/kg/min)

られた右心房収縮動態の追究によっても確認された²⁾。すなわち、図4において、横軸は右心房の能動的収縮直前の横径の大きさ(Ra. EDD)で、縦軸が右心房の能動的収縮速度(Ra. SR)である。高位脊麻時には左上から右下方へ(1→2)へ変化することから、右心房 booster pump の機能低下がうかがわれ、輸液により、脊麻効果と逆の方向へ回復してゆく。また、β効果のない phenylephrine の一定量以上の投与は、この変化傾向を乱し、右心房収縮速度は却って減少する。

また、臨床的に測定し得る右心房圧波形の変化から、vis a fronte と関連する右心房の機能を評価できる指標³⁾を見出す試みとして、図5に示す

Electromechanical Index (EMI)
of Right Atrial and Right Ventricle

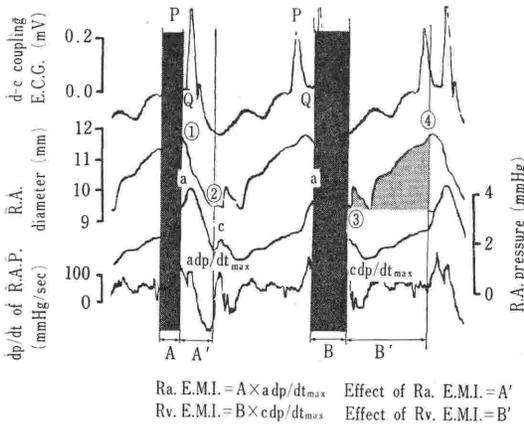


図 5.

ごとく、心電図拡大P波⁴⁾の開始時点から右心房圧a波一次微分最大値(以下a波 dp/dt max.)までの時間Aを右心房の electromechanical time とし、それにa波 dp/dt max. を乗じたものを右心房の active contraction の指標と考え、これを Ra. の electromechanical index (以下Ra. EMI) とした。すなわち、右心房内に充滿された一定量の還流静脈血は、その active contraction によって右心房より右心室房室弁を越えて右心室内へ流入せしめられるので、この機構を推進するのは心房収縮運動であり、Ra. EMI はこの収縮運動のひとつの指標と考えられる。心電図P波よりa波 dp/dt max. ならびにa波最大値を得るまでの時間 electromechanical time は、心房収縮運動が静脈還流促進のため十分に発揮されるために必要な時間的因子と考えられ、輸液効果により延長する⁵⁾。そこで、静脈還流機構に関与する心房収縮運動の有効度⁵⁾を表わす指標としては、右心房収縮時に発生するa波 dp/dt max. にこの時間的因子を乗じた値とした。

一方、房室弁が開放して右心房に貯えられた血液が一気に心室内に流入するが、それを受けて最大に拡張した右心室は房室弁を閉じて一気に肺動脈管内に拍出を開始する。この時点で拍出 power は房室弁心室側より心房側へと膨隆させてc波を生じるが、このc波の一次微分最大値(以下c波 dp/dt max.)は、心室に流入した血液量の大小に比例し、また、心室の収縮力そのものもc波

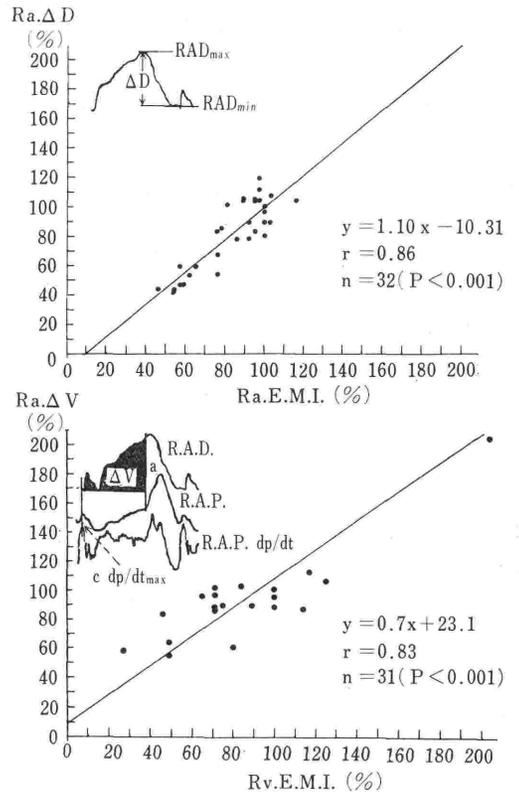


図 6.

dp/dt max. に反映することから、心室の同じく electromechanical time, すなわちQ波からc波 dp/dt max. までの時間Bをかけた値は、c波のあとに続く心房の受動的拡張に伴う静脈還流機構の促進化に密接に関連しているとの考えから、これを reservoir function の指標と考え、Rv. の electromechanical index⁶⁾(以下Rv. EMI) とした。

実際にこれら2つの圧情報が右心房のいかなる仕事量と関連するかを右心房横径の変化との関連において追究してみた。すなわち、心電図のP波と右心房圧のa波 dp/dt から計算される Ra. EMI は右心房横径の縮小度 ΔD にもっとも密接に関連した (r=0.86, P<0.001) (図6上段)。

一方、Rv. EMI は右心房径変化曲線で求められる運動量のうち、受動的運動にあたるc波よりa波の開始時点までの容積変化 ΔV にもっとも相関した (r=0.83, P<0.01) (図6下段)。したがって、Ra. EMI を右心房の active contraction

Degree and Direction of Changes in RaEMI due to Control, Epidural Anesthesia, Infusion and Dopamine with Relation of RaEDP(Y wave)

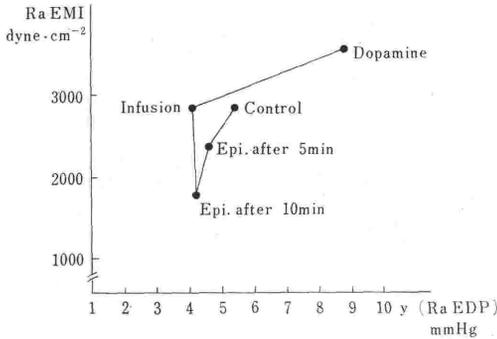


図 7.

に関連した booster pump action の指標, Rv. EMI を右心房の passive な dilatation に関連した reservoir function の指標として右心房機能の心力学的解析に用いた。

図 7 は右心房収縮運動の指標 Ra. EMI の変化を縦軸に, 右心房収縮時点の圧 (右心房拡張末期圧) Y 谷値を横軸にとり, 68 才女性, 股関節全置換術に対する硬膜外麻酔後の低血圧に, 輸液と β 効果を有する dopamine 投与後の変化を経時的に追究したもので, この座標を心室機能曲線の動きにたとえると, 脊麻では右心房運動低下, 輸液

Degree and Direction of Changes in RaEMI due to Dopamine with Relation of RaEDP(Y wave)

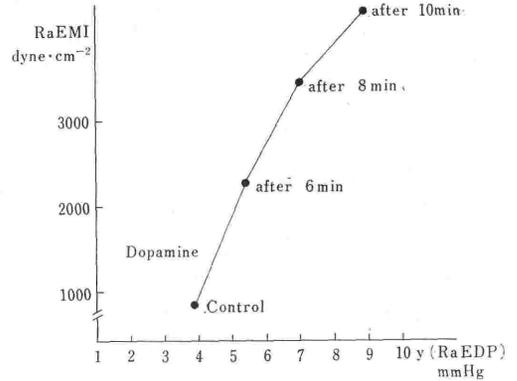


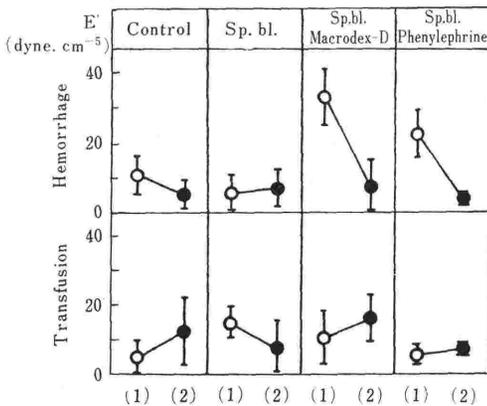
図 8.

により増加, dopamine により右心房運動機能の増加傾向が認められる。図 8 は同患者の硬麻施行後の低血圧に対する dopamine (10 μ g/kg/min.) 投与効果の経時変化を示す。

II. Vis a tergo⁶⁾

(静脈還流下流圧としての右心房圧の変化と体循環平均圧)

Guyton の体循環平均圧は血行力学的に心脈管系全体の基本的圧エネルギーとも考えられる。今、循環血液量 (Q), 体循環平均圧 (Pms), 動脈系



- (1) 10 ml/kg の第 1 回脱血ならびに還血
- (2) 10 ml/kg の第 2 回脱血ならびに還血

図 9.

$$\begin{aligned}
 Q &= Q_A + Q_V \\
 C &= C_A + C_V \\
 \frac{Q_A}{C_A} &= Q_A \cdot E'_A \\
 \frac{Q_V}{C_V} &= Q_V \cdot E'_V \\
 P_m &= \frac{Q}{C} = \frac{Q_A + Q_V}{C_A + C_V} \\
 \frac{C_V}{C_A} &= \pi \\
 E'_V &= \frac{P_m}{Q} \left(1 + \frac{1}{\pi} \right) \quad \dots \text{①式} \\
 \text{Guyton (DOG: 10 kg)} \\
 P_m &= 7 \text{ mmHg} \\
 \frac{C_V}{C_A} &= \pi = 20 \\
 Q &\approx 800 \text{ ml} \\
 E'_V &\approx 11.7 \text{ dyne} \cdot \text{cm}^{-5} \\
 Q &: \text{全血液量} \\
 Q_A, R_v &: \text{動静脈系血液量} \\
 C &: \text{全循環系容量} \\
 C_A, C_V &: \text{動静脈系容量} \\
 P_m &: \text{循環系平均充滿圧} \\
 E'_A, E'_V &: \text{動静脈系容積弾性率}
 \end{aligned}$$

Pressure Volume Curve of Venous System

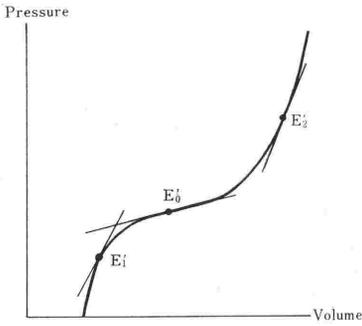


図 10.

血管容量 (CA), 静脈系血管容量 (CV), 静脈系容積弾性率 (E_v'), 血管抵抗 (RA, RV) のそれぞれのあいだに①⁷⁾, および②⁸⁾式が成立する。

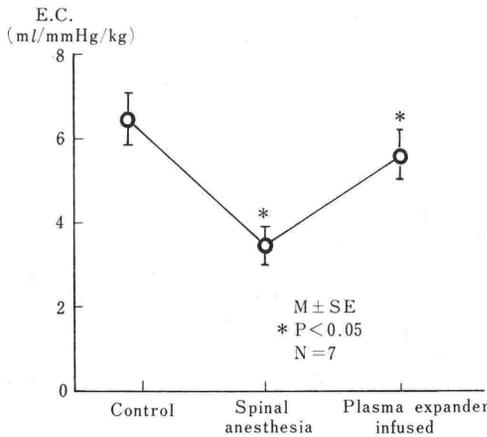
$$E_v' = \frac{P_{ms}}{Q} \left(1 + \frac{CA}{CV} \right) \quad \dots\dots ①$$

$$PRa(CVP) = P_{ms} - \left(\frac{CA}{CA+CV} \cdot RA + RV \right) \cdot Q \quad \dots\dots ②$$

ただし E_v' : 静脈系容積弾性率, P_{ms} : 体循環平均充満圧, Q : 血管内血液量, CA/CV : 動静脈系血管容量比, RA, RV : 動脈系, 静脈系血管抵抗

すなわち, 右心房を含む胸腔内大静脈管内圧を中心静脈圧とすると, 今, 一定量の脱血, ならびに還血に伴う CVP の変化値は上記の式でも明らかなくとく, 種々の因子に左右される。今, 一定量の中心静脈系容量変化に伴う圧の変化度が容積弾性率 (E_v') で表わされるため, 実験犬において,

$$P_{ms} = 7 \text{ mmHg (Guyton)}, \quad \frac{CA}{CV} = \frac{1}{20}, \quad Q = 800 \text{ ml} \quad (10 \text{ kg 成犬})$$



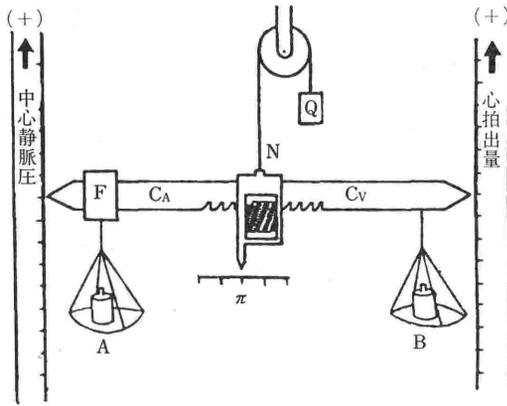
Time course of changes in the effective compliance of the low pressure system

高位脊麻時低圧系循環動態の変化に対する血漿増量剤の効果

	Control Value	High Spinal Anesthesia (% of Control)	6 HES: 25~30 ml/kg/10 min. (% of Control)
平均動脈圧 (mmHg)	91.6±19.3	63.0±2.2%	67.6±4.1%
脈拍数 (beats/min.)	149.3±25.1	94.7±3.1	91.9±4.7
心拍出量 (ml/min.)	1134.7±694.4	78.5±3.1	178.3±18.1
平均右心房圧 (mmHg)	4.7±1.7	83.3±3.2	168.3±6.6
右心房拡張時間率 (%)	47.8±9.4	94.2±1.7	109.9±5.0
右心房壁張力 (dyne/cm ²)	7.6±2.0	79.5±3.6	172.8±7.5
右心室径拡張最大速度 (mm/sec)	25.4±5.5	79.9±3.0	111.9±11.8
右心室径初期収縮速度 (mm/sec)	17.8±5.7	81.8±3.6	119.1±17.0
	average±S.D.	average ±S.E.	average ±S.E.

↑
0.24% Dibucaine 0.1 ml/kg 5分後
C_{5,6}~L_{2,3} 開胸犬 10 kg 前後
38匹

図 11.



- A : デギタリス, イソプロテノール
Ca⁺⁺, OH⁻, B-stimulator
- B : 麻酔剤 (フローセン, バルビツレート), H⁺
- Q : 循環血液量
- F : 静脈還流量
- CA : 動脈系容量
- CV : 静脈系容量
- π : 動静脈系容量比

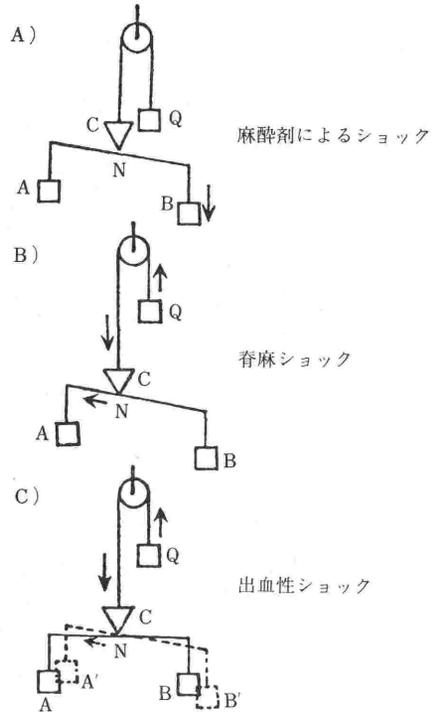


図 12. 循環動態平衡機構とその変化

とすると、 $Ev' = 11.7 \text{ dyne} \cdot \text{cm}^{-5}$ と計算される⁹⁾。一方、実測値では図9に示すごとく 10 ml/kg 脱血を2回繰り返した場合でも Ev' の値は異なる。 Ev' は中心静脈系圧容量曲線の勾配値であるから、このような変動は図10のように説明される。このように拍動流下の中心静脈系容積弾性率の変化は多様で、ことに右心房圧の変化をもって中心静脈系血液量の一定の変化量を推定すること自体、考慮すべき他の因子が多すぎてその臨床的意義も少ないと考える。

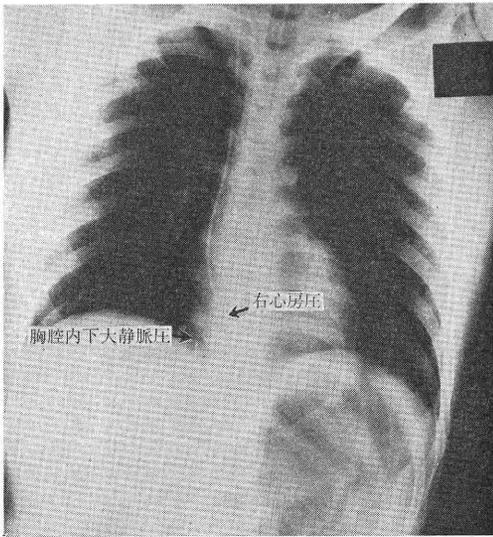
中心静脈系容積弾性率 (Ev') を変化させる因子として麻酔があげられるが、まず脊椎麻酔では $CA/CV = \pi$ は Cv の増大により小さくなり Pms も低下することが考えられるので Ev' は低くなるものと考えられる。しかし実際には Ev' は増加傾向にあり、 Ev' の逆数とも考えられる effective compliance (ただしこの値は体重 kg あたりの脱血量に対する CVP の変化値として求められる) は図11に示すごとく脊麻後低下し、血漿増量剤の輸注による中心静脈系血液量の増加により回復することから、①式において Q の減少を考えざるを得ない。すなわち、図10の volume の低

下に基づき P-V 曲線勾配は急峻となるのがわかる。また図12(B)のテコの支点を支える分銅 Q の重さが小さくなり CA/CV も低下、つまり支点の左方移動による CVP と COP の減少が脊麻時低血圧の特異的变化と考えられ、図12(C)の出血性ショックとは支点 N のずれはむしろ脊麻と逆方向である⁷⁾。

右心房と胸腔内下大静脈管内にミラー社製カテ先トランスジューサーを置き(図13上段)、その内圧変化を測定し、vis a tergo による静脈還流圧勾配の一拍時間内の変化を一拍ごとのリサージュ曲線として表わすと、図13のごとき特異的パターンを示す。(1)から(2)へと硬麻後に変化し、一拍時間内でも末梢より右心房内への静脈還流促進のための圧勾配が著明に減少するが、輸液(3)により増大し、dopamine (4)投与によりさらに静脈還流圧勾配は著明に増大する。

III. Vis a latere

呼吸運動は、静脈還流機構に関与し吸気時に促進され、呼気時には上・下大静脈の右心房への開口部付近で渦流を生じ、右心房内血液の上・下大



Changes of Lissajous Loop Pattern on Correlation Diagram between RAP and ICVP

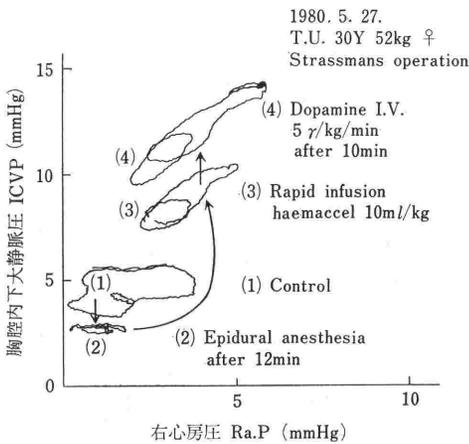
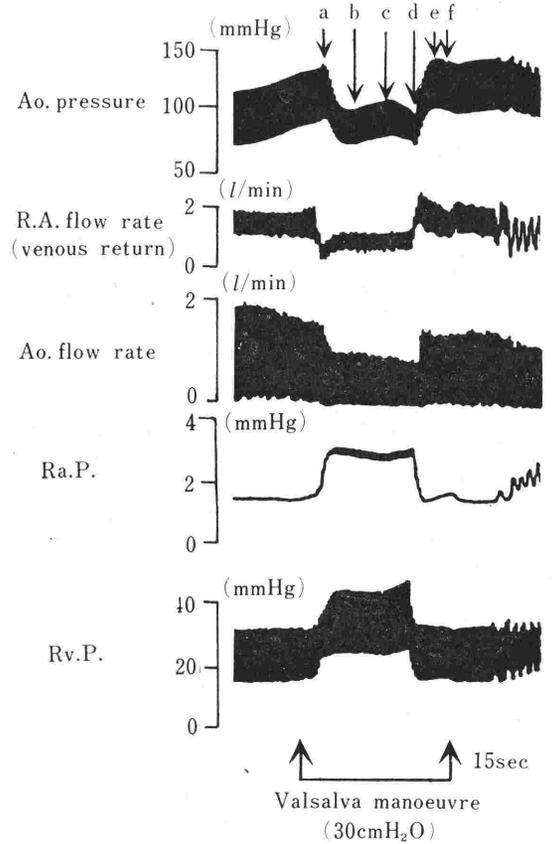


図 13.

静脈管内への逆流は阻止される¹¹⁾。

胸腔内圧の急激な上昇を Valsalva' manoeuvre によって起こすと、CVP は上昇し動脈圧は下降し心拍出量も減少する。一過性の Valsalva's manoeuvre による血圧変化曲線から a→e 相の5つの変化時相が指摘された¹²⁾。図14はイヌにおける Valsalva 操作による大動脈圧、右心房内血流量、大動脈基始部血流量、右心房圧、右心室圧の各変化を示す。今、臨床において Valsalva 操作の影響が一応除去された e 相での右心房圧の X 谷の値を正確に測定し、control 値 (Valsalva's



Valsalva テストによる循環動態の変化

- a 相: 気道内圧上昇直後における血圧の上昇期
- b 相: 加圧中の血圧の下降期
- c 相: 加圧中の血圧の再上昇期
- d 相: 加圧除去直後の血圧の下降期
- e 相: 加圧前の血圧値を越える上昇を示す期間で overshoot という
- f 相: 加圧前の血圧値へもどる期間

図 14.

manoeuvre 前) より上昇したさいの血圧値の低下を認めた後、この変化を図15のごとき座標上に作図すると体循環平均圧 (Pms) が求められる。これは堀¹³⁾が心房ペースングにより動静脈系血管内血液の translocation を起こして Pms を求めたのに対し、Valsalva's 操作を利用して静脈還流減少に基づく血液移動¹⁴⁾の結果の動脈圧、静脈圧の変化から求めたものである。

胸腔内圧の急激な上昇による CVP 上昇変化に対する末梢静脈圧変化の反応態度は、体位変換 (仰臥位より左側臥位への) によってもうかがい知ることができる。図16は縦軸に中心・末梢静脈

Measurement of mean circulatory filling pressure (Pms) with Valsalva manoeuvre

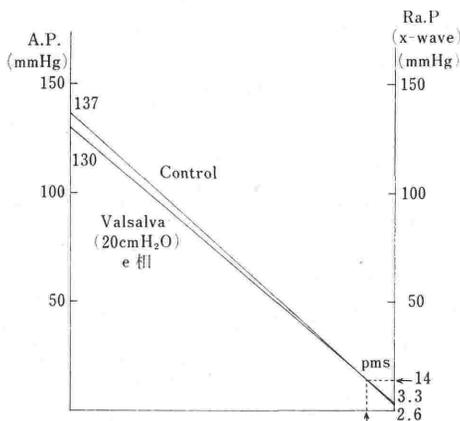


図 15.

心房機能の分析
—緩衝増幅器として—

心房のはたらき	緩衝増幅器の効果
Booster pump	増幅作用
Conduit (導管作用)	入力に対して負荷, 抵抗にならない

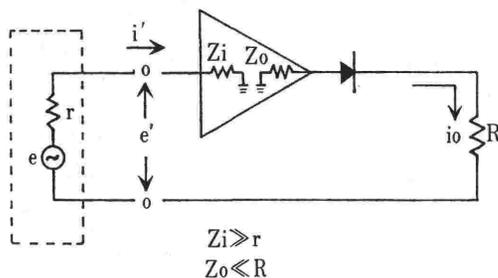


図 18.

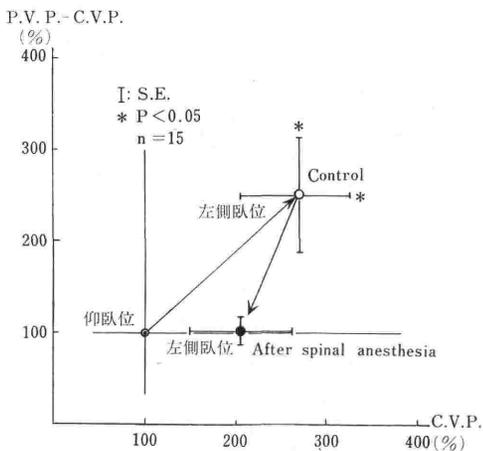


図 16. 脊麻前後の Δ V.P. と C.V.P. の変化

圧差の変化度を, 横軸に中心静脈圧のそれを取り, 仰臥位より左側臥位へ体位変化させると, 中心静

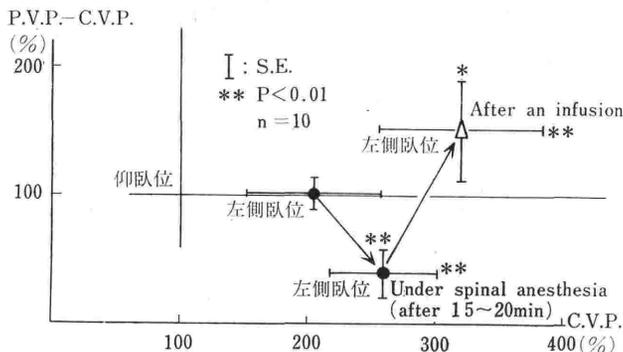


図 17. 急速輸液の C.V.P. および Δ V.P. (P.V.P. - C.V.P.) の変化

脈圧の上昇度にも増して PVP は上昇して, CVP との圧差は大となるが, 脊麻後は CVP 上昇による PVP の上昇度は少なくなる. 図17でみられるごとく輸液のみによりこの体位変換による胸腔内圧上昇による CVP 上昇に対する PVP 上昇反応は改善される.

IV. 今後の課題

生体調節機構上での循環システムの中で占める静脈系(低圧系)について, その多面的な(臨床生理学的)役割を考えると, その血行力学的特性への解明は未だ多くの研究課題が残されているのに気付く. なかんずく, 右心房機能は循環生理学的にも血行力学的にも未だ十分解明されているとはいえない. そこで今回は静脈還流機構に関与する右心房の緩衝増幅器としての機能を中心にその内圧変化の測定拡大記録により心脈力学的分析を行って, 従来の中心静脈系平均充満圧としての循環生理学的意義にとどまらず, 中心部静脈系圧情報としての臨床的意義を確認した.

すなわち, 右心房は拍動心室への静脈還流機構に, ①補助ポンプ, ②reservoir, ③導管, としての働きを発揮し, 大なる入力インピーダンスに対し出力インピーダンスの小なる緩衝増幅器(図18)の役割を果すことが考えられる. すなわち, 小なる圧変動のまま低圧系より高圧系へ

と血流が大量に移行し、やがて慣性力等のエネルギー獲得機構が促進する。

したがって、かかる高圧系と低圧系の接点とも考えられる右心房は循環系制御機構のなかでもっとも絶妙にその機能を発揮するものと考えられ、右心房内圧の圧曲線から得られる種々の情報の循環生理学的追究は、今後新しい局面からの循環動態への臨床的評価が可能となるものと信ずる。

静脈系の特異的血行力学的機能に著しい影響を及ぼすのは、単なる圧勾配のみでなく循環血液量とその物理化学的組成等である。

すなわち、Ht, 粘性, コロイド浸透圧, そして血管抵抗は静脈系循環動態に密接な関連性を示す。循環血液量は容量血管系としての静脈系のトーンスに関係をもつ。それぞれ異なった圧容量曲線を有するそれぞれの部位の静脈系内圧を決定し静脈血還流量を巧妙に変化させ、その結果、心室容積を変化させ心拍出量を決定する。

適正な静脈還流量が維持されるためにはきわめて多くの調節系が働いている。そのなかでも血漿と間質組織とのあいだの体液交換, 組織細胞とその外部環境とのあいだの物質交換を調節する血漿電解質コロイド浸透圧はきわめて重要な低圧系循環動態調節因子である。そしてこれには腎機能, 視床下部, 浸透圧受容体, ADH の分泌速度等が関与する。一方, 循環血漿量調節には副腎皮質からのアルドステロン分泌, またこの分泌調節には血漿 $[Na^+]$, $[K^+]$, renin angiotensine, ACTH など多くの因子がある。すなわち, 左房圧が上昇すると左房壁内にある伸展受容体を刺激し, 迷走神経を介する ADH 分泌を減少させ, 腎での水と Na^+ の排泄を促進する。一方, 呼吸系における $PaCO_2$, $[HCO_3^-]$, PaO_2 , pH 等も脈管系緊張維持, 脈管内血液量保持機構の上で密接に関連しており, 麻酔と静脈還流の問題は今後種々の新しい研究課題を生むことになるであろう。

総 括

1) 静脈還流機構に関与する右心房機能の変化を背景に, vis a fronte, vis a tergo, vis a latere の三つの CVP 規定因子を中心に静脈還流と麻酔

の問題について解説した。

2) Booster pump, reservoir, conduit としての右心房機能を電氣的回路における入力に対して負荷とならず, 出力を増す緩衝増幅器にシミュレーションし, 右心室拡張末期に起こる右心房の active な収縮運動時 (出力インピーダンス), ならびに右心室の収縮運動に伴う右心房の passive な拡張運動時 (入力インピーダンス) の二つの一拍時間における時相を, 静脈還流機構に密接に関連する時点と考えた。

3) この二つの時相における右心房圧とその横径変化の実験的研究により, a 波 dp/dt max. 値に心電図 P 波より a 波 dp/dt max. 時点までの時間 (Ra. EMT) を乗じた値 Ra. EMI が右心房の active な収縮時の横径縮小度に密接に関連し, 一方, c 波 dp/dt max. 値に心電図 Q 波からの c 波 dp/dt max. 時点までの時間 (Rv. EMT) を乗じた値 (Rv. EMI) は右心室の収縮運動に伴う右心房の拡張運動時の容積増大度ともっとも密接に関連する。そこで前者を右心房の active contraction (booster pump) の指標, 後者を右心室の収縮に伴う心房の拡張運動 reservoir の指標と考えた。

4) Ra. EMI と Y 谷, Rv. EMI と X 谷との座標上に右心房機能曲線を画くことができ, この曲線上で脊麻, 硬麻では左下方向輸液により右上方向へ変化し, dopamine によってその曲線勾配は急峻となる。

5) v 波については v 波 dp/dt max. 値に心電図 Q 波より v 波のピーク値の時点 (Rv. work time) までの時間を乗じた値 (Rv. WI) は心房の拡張運動に伴って起こる静脈血還流量を示す指標と考え, この量は肺動脈血流量, 大動脈基始部血流量と密接な相関関係を示した。

6) 中心・末梢静脈圧の同時測定によって静脈圧勾配値の測定を行い, 心拍出量の同時測定から左心機能曲線の勾配と, 静脈帰来の抵抗値を知ることができる。脊麻, 硬麻時には静脈帰来抵抗は減少するが, 左心機能曲線の勾配は減少傾向を示す。Dopamine によって静脈帰来抵抗は増し左心機能曲線の勾配は急峻となる。

7) 末梢静脈圧を中心静脈圧との関連において測定する場合, その測定部位を十分検討すべきで

ある。ただし、中心静脈圧を二個所で同時測定し、両者の変動をリサーチループに画かせると、そのパターン変化から静脈還流動態の変化として捉えることができる。

8) Vis a latere の効果は静脈還流圧勾配に影響を与え、多くの場合その阻害因子となる。仰臥位より左側臥位への体位変換によって起こされる中心静脈圧の上昇には末梢静脈圧(右下肢静脈圧)は直ちに上昇し、その圧勾配の絶対値は得られるが、脊椎麻酔による中心静脈系血液量減少による右心房機能低下によって心ポンプ機能は低下し、下肢静脈管の elasticity の低下と相俟って体位変換に伴う CVP 上昇に伴って下肢静脈圧上昇はみられず、静脈圧勾配維持機構は保てなくなる。しかし一定量の補液による中心静脈系血漿量の増大によって、この圧勾配維持機構が回復する。

9) Valsalva's manoeuvre による動脈圧下降変化曲線からその循環動態変化を a~e の6相に分け、右心房圧、右心房内、静脈還流量、下大静脈血流量、大動脈血流量の諸変化を検討し、ことに e 相の動脈圧と右心房圧 X 谷の変化値から体循環平均圧を求めることができた。

10) 上記の研究結果により、中心静脈圧(CVP)の新しい測定方法に基づく圧波分析より、静脈還流機構に関与する右心房機能の経時的変化として追究できた。また CVP と PVP とを同時測定することにより、左心機能を含め静脈還流動態の麻酔による変化等が追究でき、また右心房圧の拡大記録を回路を digital sample hold 回路を利用して記録幅一ぱいに行い、wave memory を用いて圧波形の分析を正確に行い、Valsalva 操作によって Pms が測定できた。

(本研究の推進には、文部省科学研究費補助金、一般研究(B)、課題番号848184, 048296, 348289の交付を受けた。また測定や記録機器の開発には産業医大物理学 高木俊明講師の指導を得た。)

参考文献

- a) Bergel, C. H.: Cardiovascular fluid dynamics, Vol. 1. Academic Press Inc. Ltd., London, 1972.
b) Bergel, D. H.: Cardiovascular fluid dynamics, Vol. 2. Academic Press Inc. Ltd., London, 1972.

- c) Brecher, G. A.: Venous Return. Grune & Stratton, New York, 1956.
d) Burton, A. C.: Physiology and Biophysics of the Circulation. Year book Medicine Publishers Inc., Chicago, 1965.
e) Folkow, B. & Neil, E.: Circulation. Oxford University Press, London, 1971.
f) Gauer, O.H. and Thron, H. L.: Postural changes on the circulation. In Hamilton, W. F. & Dow, P. (ed.): Handbook of Physiology, Section 2, Vol. III, p. 2409. Amer. Physiol. Soc., Washington, D. C., 1965.
g) Gauer, O. H. & Henry, J. P.: Circulatory basis of fluid volume control. *Physiol. Rev.* 43: 423~481, 1963.
h) Guyton, A.C.: Circulatory Physiology: Cardiac output and its regulation. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1963.
i) Guyton, A. C.: Circulatory Physiology II: Dynamics and control of the body fluids. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1975.
j) Guyton, A. C.: Venous Return. In Hamilton, W. F. and Dow, P. (ed.): Handbook of Physiology, Section 2, Vol. II, p. 1099. Amer. Physiol. Soc., Washington, D. C., 1963.
k) Kalmanson, D.: The Mitral Valva: A Pluridisciplinary Approach. Edward Arnold Ltd., London, 1976.
l) Kelman, G. R.: Applied Cardiovascular Physiology, 2nd Ed. Butterworth & Co. Ltd., London, 1977.
m) 松田幸次郎, 星 猛, 東 健彦: 循環: 静脈帰来と心拍出量. 臨床のための生理学, p. 177. 朝倉書店, 1967.
n) Mirsky, I., Ghista, D. N. & Sandler, H.: Cardiac Mechanics: Physiological, Clinical and Mathematical Considerations. John Wiley & Sons Ins., New York, 1974.
o) Noble, M. I. M.: The cardiac cycle. Blakwell Scientific Publications, London, 1979.
p) 佐川喜一: 静脈還流. 生理学大系, III, 循環の生理学(松田幸次郎編), p. 737. 医学書院, 1969.

文 献

- 1) 高木俊明, 菅野久信, 無敵剛介: 超音波パルス法による右心房径の測定. 医用電子と生体工学 15: 135. 1977.
2) 山田邦夫: 高位脊麻時循環動態に関する研究. 一超音波パルス法による右心房機能の心力学的解析一. 久留米医学会誌 42: 1372~1387, 1979.
3) 堤 宜敬: 術中低圧系循環動態変化に関する基礎的並びに臨床的研究. 久留米医学会誌 42: 1347~1371, 1979.
4) 高木俊明, 菅野久信, 無敵剛介: 直結形心電計の試作. 医用電子と生体工学 15: 206, 1977.
5) Ambrose, J. A., Teichholz, L. E., Meller, J.,

- Weintraub, W., Pichard, A. D., Smith, H., Martinez, E. E. and Herman, M. V.: The Influence of Left Ventricular Late Diastolic Filling on the A Wave of the Left Ventricular Pressure Trace. *Circulation* **60**: 510~519, 1979.
- 6) 森岡 亨: 麻酔からみた静脈系. 麻酔 **22**: 727, 1973.
 - 7) 無敵剛介, 山本英介: 輸液療法の理論と実際. 臨床と研究 **49**: 3128~3135, 1972.
 - 8) Guyton, A. C., Abernathy, B., Langston, J. B., Kaufmann, B. N. and Fairchild, H. M.: Relative importance of venous and arterial resistance in controlling venous return and cardiac output. *Am. J. Physiol.*, **183**: 1008~1014, 1958.
 - 9) 下村 宏: 脊椎麻酔下における静脈系の態度に関する実験的研究について. 久留米医学会誌 **34**: 1161~1173, 1971.
 - 10) Guyton, A. C.: Pressure-volume curves of the entire arterial and venous system in the living animal. *Am. J. Physiol.*, **184**: 257, 1956.
 - 11) 田中元直, 柏木 誠, 仁田桂子, 渡辺 恵, 引地久春, 武田久尚: 心臓内血流性状の非観血的測定と血流性状の検討. 日本循環器学誌 **44**: 107~108, 1980.
 - 12) 丸山恭一, 栗本宗治: Valsalva テストによる麻酔中の循環系反射の研究. 麻酔 **24**: 538~544, 1975.
 - 13) 堀 原一: 循環平均充満圧と動静脈系 Capacitance の新しい測定方法とそれによる病態循環の理解. 脈管学 **9**: 462, 1969.
 - 14) Mastenbrook, S. M. Jr., Webster, J. G. and Updike, S. J.: Venous Return Curves Obtained From Graded Series of Valsalva Maneuvers. *Med. Res, Eng.* **12**: 20~29, 1977.

討 論

平 野 (高知市立市民病院)

心房の径を計測するプローブですが心房壁にプローブを固定してという実験条件では慣性が大きな問題になってきて、正確な観察ができないのではないのでしょうか。

無 敵 (久留米大)

以前に Whitney's mercury-in-silastic tube gauge を使っていたときにはそういうことが問題になりました。拍動が速くなりますと gauge の伸縮が心房運動の速さに追従できなくなる現象がみられました。今回のものは直径が2mmという小型の超音波発振子を使っていますので質量も小さく実際にはあまり問題にしなくともよいように

思います。

平 野

プローブ自身が小さくともそれにコードがついているとやはり壁のうすい心房の運動に影響するのではないのでしょうか。動きが速くなった状態では曲線のノッチなどにもズレがでるでしょうし、それにもまして径と体積との相関関係がどうになるのではないのでしょうか。

無 敵

ですからこの場合、径の動きそのものがそのまま体積の変化だとは考えていないわけです。しかしかなり密接な相関関係はあると思います。さきほど申した通りプローブの径は2mm でした。それについているコードにも特殊なものを用いまして髪の毛ほどの細いものです。

奥 秋 (福島医大)

時間と dp/dt max を掛けたものを electromechanical index としておりますが、これは大変解釈がむずかしいと思うのですが、どのような物理量と解釈したらよいのでしょうか。

無 敵

現在考えていますのは、いま心房が収縮して右心房圧 a 波を発生し心室内に血液を送りこむ時点を想定しますと、輸液などで心房が張っている状態で心房から心室へ多くの flow が動くという場合には、ECG の P 波の時点で電気的興奮が起これ実際の収縮が起きて a 波が生じるが a 波発生までの時間 (electromechanical time) が延長し、a 波の dp/dt max が増大することになります。したがって、心房の仕事という少し問題がありますが、心房が血液の translocation のために active に収縮するに要した時間と力の積というわけで、心房の収縮運動の指標として考えられると思います。

森 岡 (熊本大)

静脈は管腔臓器なので圧と流量との関係が考えられなければならないわけですが、非常に伸び縮みが著しいので圧と流量が動脈系のように並行しないわけです。そこで静脈系を capacitance とか elastance や compliance とかいう考え方でとらえようとするわけです。私は流れを考えるために velocitance などという概念を導入したらどうかと考えていますが、流れについて何かご意見を聞かせて下さい。