

右冠動脈系における心筋内ポンプ説と冠循環系の キャパシタンスについて

—— 実験的検討 ——

岡山大学第一内科学教室 (主任：長島秀夫教授)

中 津 高 明

(昭和61年11月12日受稿)

Key words : 右冠動脈

冠微小循環

冠キャパシタンス

冠血管抵抗

緒 言

虚血性心疾患の増加につれ冠循環における flow mechanics の解明がますます重要性を増している。しかし直接、心筋とのガス交換や物質交換の場である冠微小循環については、方法的に直接観察することが難しいためその研究は殆ど進んでいない。現在、この解析の方法は実験データとそれにみあう電気的な等価アナログ回路の作成という手法^{1,2)}が一般的である。拍動心での左冠動脈系における等価回路は大別すると Spaan (1981) らの心筋内ポンプ (以下 IMP) 説³⁾ に基づく回路と、Downey (1981) らの vascular waterfall 説⁴⁾ に基づく回路の二つがあり、両説の等価回路における大きな差異はキャパシタンスの大きさと、ダイオードおよび back pressure の有無である。一方、右冠動脈系ではその微小循環の特性は左冠動脈とは違うことが予測され、この解明は左冠動脈のそれを知るうえで重要と考えられるが右冠動脈系における等価回路の報告は未だ見られない。そこで著者は右冠動脈について、1) IMP 説が成立するか否か、もし成立するなら、2) IMP の大きさはどの程度か、3) 右冠動脈系における血

管抵抗はどのように評価できるか、4) 右冠動脈系のキャパシタンス (以下 Cim) はどの程度か、以上の4点について検討した。

方 法

1. 実験操作および方法

雑種成犬9頭(18-30 kg)を用い、pentobarbital 麻酔(25-35 mg/kg)後、100% O₂ と room air の混合気による人工呼吸下に正中開胸を行い、心臓を露出し心外膜にてハンモック状に固定した。heparin 静注(500単位/kg)後、図1のごとく右冠動脈起始部(以下 RCA)にカニューレを挿入し、灌流圧を任意に変えることのできる自作の定圧灌流装置を介して、自己の大腿動脈より導いた動脈血液で灌流し、カニューレ挿入部で冠灌流圧(以下 CP)と冠血流量(以下 CBF)を測定した。灌流回路は回路自体のキャパシタンスなどの影響を除くためできるだけ短くし、狭窄作成用の screw clamp 取り付け部以外は、stainless steel tube および硬質の polyethylene tube を使用した。又、頸動脈より大動脈基部に挿入したカテーテルにて血圧(以下 BP)を、右室心尖部より挿入したカテーテルにより右室圧(以下 RVP)を測定した。冠

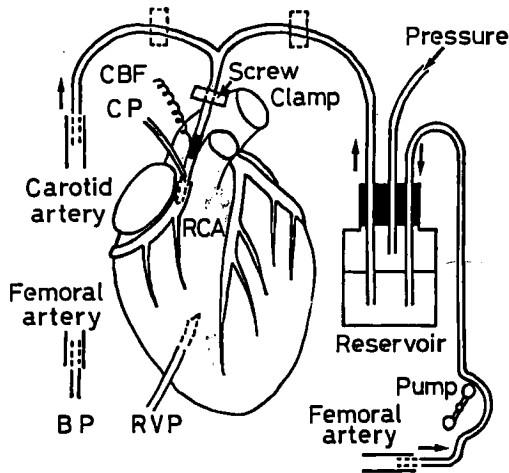


Fig. 1 Schematic representation of the experimental procedure.

Abbreviations ; BP, aortic blood pressure ; CP, coronary pressure ; CBF, coronary blood flow ; RCA, right coronary artery

血流量測定はカニューラ型電磁血流量計 (Model FF-030 T, 日本光電工業社製) により行い, 各実験終了後, 自動注入機を用いて自家血にて血流計の較正を行った。また各部の血圧は電気血圧計 (Model MPU-0.5, 日本光電工業社製) を用いて測定した。記録は Siemens-Elcoma 社製 Mingograph Model 804 を使用し, 紙送り速度 2.5 mm/sec, 25 mm/sec, 及び 100 mm/sec で行った。尚, 実験中は血液ガスは 1 回呼吸量の調節と必要に応じて, 7% NaHCO₃ 静注により生理的範囲に保ち, 測定は Corning 社製の Model 165/2 ガス分析装置を使用した。

実験 1 : AC load line の検討

冠灌流回路に screw clamp を用いて数段階の狭窄を作成した。この結果, 狭窄より末梢の CP は低下するが, 血液リザーバーの内圧を上げることにより平均冠灌流圧 (mean CP) を無狭窄時の値に保ち, 狭窄より末梢で CP の phasic pattern の振幅と CBF の phasic pattern の振幅を検討した。尚, RVP および mean BP は実験中は輸液量を調節することで一定に保った。

実験 2 : 時定数の検討

実験 1 が終了後, 各冠灌流圧で, 血行動態が安定した時点で回路を瞬時に遮断し, CP の時

間的変動を検討した。冠動脈遮断は最低 15 秒間行った。尚, collateral が右冠動脈遮断後の末梢 CP に与える影響を見るために, 三例で左冠動脈起始部および左回旋枝起始部に occluder を装着し右冠動脈と同時に clamp することにより, collateral も遮断した。

2. データの解析

まず図 2 に示す等価アナログ回路を想定した。ここで Repi, Capi は心筋外の太い冠動脈の抵抗とキャパシタンスを示すが, これらは心筋内のそれらに比べると非常に小さいと, されておりこれを無視すると, この回路は基本的には 2 つの pressure source (Pe, Pim) をもつ RC parallel 回路と考えられる。そして心筋内冠動脈系の血管抵抗はキャパシタ (Cim) をはさんで Cim より上流 (動脈側) の抵抗 (Rp) と下流 (静脈側) の抵抗 (Rd) の 2 つの要素を持つ。この時 Pe は定圧灌流装置からの灌流圧を示し, コイル (Ls) と抵抗 (Rs) は回路中の clamp にて作成した狭窄を示す。よって Pe, Rs, Ls は本実験系における灌流回路を模式化したものである。また Pim は IMP に相当し, したがって交流電源である。Cim と Rd の下流には共通の直流電源

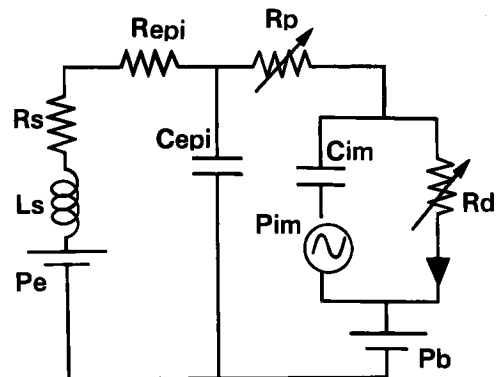


Fig. 2 Simplified electrical equivalent circuit for RCA.

Abbreviations ; Pe, perfusion pressure ; Ls, inductance on stenosis ; Rs, stenosis resistance ; Repi, resistance of epicardial artery ; Capi, capacitance of epicardial artery ; Rp, proximal resistance to Cim ; Rd, distal resistance to Cim ; Cim, capacitance of intramyocardial vessels ; Pim, intramyocardial pump ; Pb, back pressure.

(Pb) が, Pe とは逆方向に入っている. 上記のアナログ回路が, 実験的に得られた右冠動脈のデータを矛盾なく説明し得るか否か, またその場合の Pim, Cim, Rp, Rd の値を検討した.

(1) Pim および Rp の求めかた

灌流回路の血液リザーバー内を加圧することにより mean CP を一定に保ちながら段階的に冠灌流回路の狭窄を強めると, CP 及び CBF の phasic pattern が著明に変化する. このことは図2の回路で考えた場合, Pe は一定のため Pim および Cim より Rp に向かう電気現象として理解される. したがって Rp は各々の段階の狭窄による CP の振幅とそれに対応する CBF の振幅の関係を一次回帰した直線 (AC load line) の傾きとして考えられ, Pim は Y 軸切片 (pressure axis intercept) として求められる (図4). ただし, CP の振幅が 5 mmHg 以下の所は灌流回路の inersia や capacitor としての影響を受けると考えられ, 解析からは除外した.

(2) 全血管抵抗 (Rt) の求めかた

Rt は mean CBF に対する抵抗であり, 図2に示す回路では Repi は充分小さい⁵⁾ のでこれを無視すると, Rp + Rd で示される. 実験においては, 回路を瞬時に clamp すると CP は下降し約15秒後には一定圧となる. この15秒後の圧は冠循環の出口の圧である右房圧よりかなり高く, これを wedge pressure (以下 Pw) とすると冠駆動圧は CP と Pw の差 (CP - Pw) となる. したがって Rt は

$$Rt = (CP - Pw) / mCBF \quad (式1)$$

として求めた.

(3) 時定数の求めかた

灌流回路を clamp すると, clamp 末梢の CP は Pw まで下降するが, CP の下降曲線は初期 (clamp より 0.5 sec 程度まで) の急速に下降する部 (第1相) と, その後の緩やかに下降する部 (第2相) の2相に分けられる. このうち第1相は主に心表面の大きい冠動脈のキャパシタンス (Cepi) に由来する⁶⁾ ものと考えられ, また第2相の後半部には血流遮断による心筋遮断による心筋虚血の影響が加わると考えられるため, これらを解析から除外し血流遮断後の 0.6 sec 以降 3.0 sec までを解析した. 0.6 sec より 2.0 sec

までは 0.1-0.2 sec ごとに 2.0 sec 以降は 0.3-0.5 sec ごとに 3.0 sec まで (CP - Pw) の値を測定し, この値の対数を時間 (t) に対して一次回帰した. したがって回帰直線は

$$\log (CP - Pw) = -At + B \text{ で表され, これは } CP - Pw = e^B \times e^{-At} \quad (式2)$$

と書き替えられる. また, 一般に RC 回路における電気理論による⁷⁾ と, 階段型電圧入力 (Vo) を加えたときの抵抗 (R) にかかる電位差の変化 (Vr) は時間を t とすると

$$Vr = Vo e^{-t/RC} \quad (式3)$$

で示され, 式2と式3により, 時定数 (T) はこの一次回帰により得られた直線の傾き A から

$$T = 1/A \quad (式4)$$

として求められ, IMP も回帰直線の Y 切片 B から

$$IMP = e^B \quad (式5)$$

で理論上, 求められる事になる.

(4) 冠キャパシタンス (Cim) の求めかた

(3) で求めた時定数 (T) は Cim と Rd の積 (Cim × Rd) である. したがって

$$Cim = T/Rd$$

となり, ここで Rd = Rt - Ra ゆえ

$$Cim = T / (Rt - Ra) \quad (式6)$$

で求められることになる.

以上の解析で各動物から得られた結果をまとめて mean ± SD で示し, 各群間の差は paired t-test にて行い p < 0.05 を有意水準とした.

成 績

実験に用いた犬の基礎血行動態を表1に示す. 尚, 血液ガスは PH 7.4 ± 0.1, PO₂ 150.5 ± 10.5 mmHg, PCO₂ 31.7 ± 5.2 mmHg であった.

1. 冠血管抵抗および Pw

(a) Cim より動脈側の抵抗 (Rp)

図3に典型例を示す. 狭窄より末梢側の mean CP を一定に保ちながら, A から D に向かい狭窄の程度を強くすると CP の phasic pattern は振幅を増し, 反対に CBF は平均冠血流量には変化がないにもかかわらず, その phasic pattern は振幅を減じた. 即ち, CP も CBF も平均値は変化せず, mean を中心に上下に同じ量

の変化を示した。phasic CP の振幅と phasic CBF の振幅との関係は、80~120 mmHg の間で平均三つの異なる mean CP にて求めたが、9頭の犬で得られた21の回帰直線は $r > 0.92$ の相関を得た(図4)。この直線の slope は R_p を表すものと考えられ平均 $0.304 \pm 0.15 \text{ mmHg} \cdot \text{min/ml}/100 \text{ g RV}$ ($n=21$, CP 80-120 mmHg)

Table 1 Mean value and standard deviation of hemodynamic measurements before experiment. ($n=9$)

	mean	±SD	
H R	131	11	beats/min
mBP	96	18	mmHg
RVSP	25	6	mmHg
mCBF	83	30	ml/min/100g

Abbreviations ; HR, heart rate ; mBP, mean aortic blood pressure ; RVSP, right ventricular systolic pressure ; mCBF, mean coronary blood flow.

であった。

(b) wedge pressure (Pw)

7頭, 17回の検討から得られた Pw は初期の CP の値にかかわらず平均 $21.5 \pm 3.7 \text{ mmHg}$ (CP 80-120 mmHg) とほぼ一定の値を示した。このときの RVSP は $27.9 \pm 4.3 \text{ mmHg}$ であり, Pw は RVSP より有意に小さかった(図6左図)。

(c) 全冠血管抵抗 (Rt)

Rt は有効冠灌流圧 (mean CP - Pw) を平均冠血流量で除して求めた。これは等価回路では $R_p + R_d$ に相当し, 平均 $1.02 \pm 0.43 \text{ mmHg} \cdot \text{min/ml}/100 \text{ g RV}$ ($n=21$, CP 80-120 mmHg) であった。

(d) R_p と R_t の関係

R_p と R_t の関係は図5に示すように密接な正相関 ($r=0.88$, $n=21$) を示し, その回帰式は $R_p = 0.36 \times R_m + 0.10$ であった。

2. Intramyocardial pump (IMP)

IMP は前述のごとく, phasic CP の振幅と

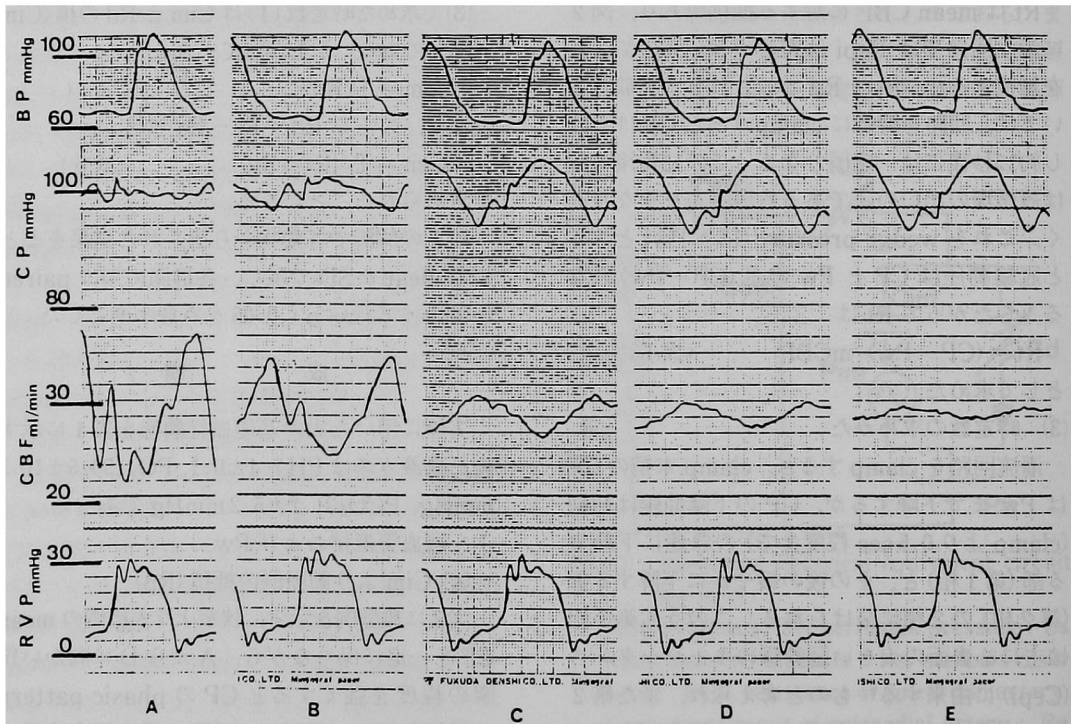


Fig. 3 Effect of stenosis grade on the phasic components of coronary flow.

The stenosis grade is step-wisely increased from panel A to panel E.

Abbreviations ; BP, aortic blood pressure ; CP, coronary pressure ; CBF, coronary blood flow ; RVP, right ventricular pressure.

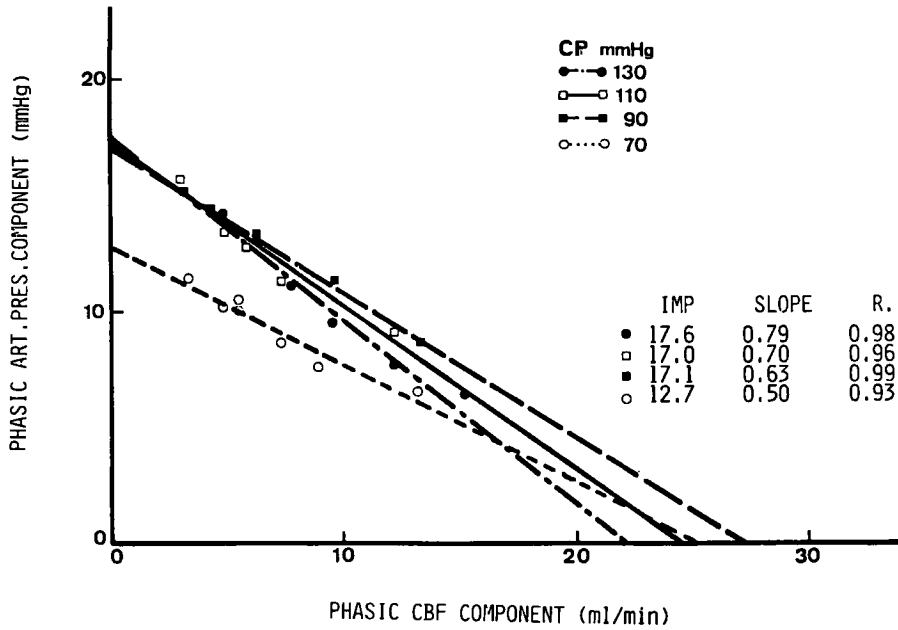


Fig. 4 Relationships between phasic pressure components and phasic flow components obtained at four different values of perfusion pressure of dog No. 2. (AC load line)

The slope of each regression line represents R_p , and pressure axis intercept represents P_{im} in Fig. 2.

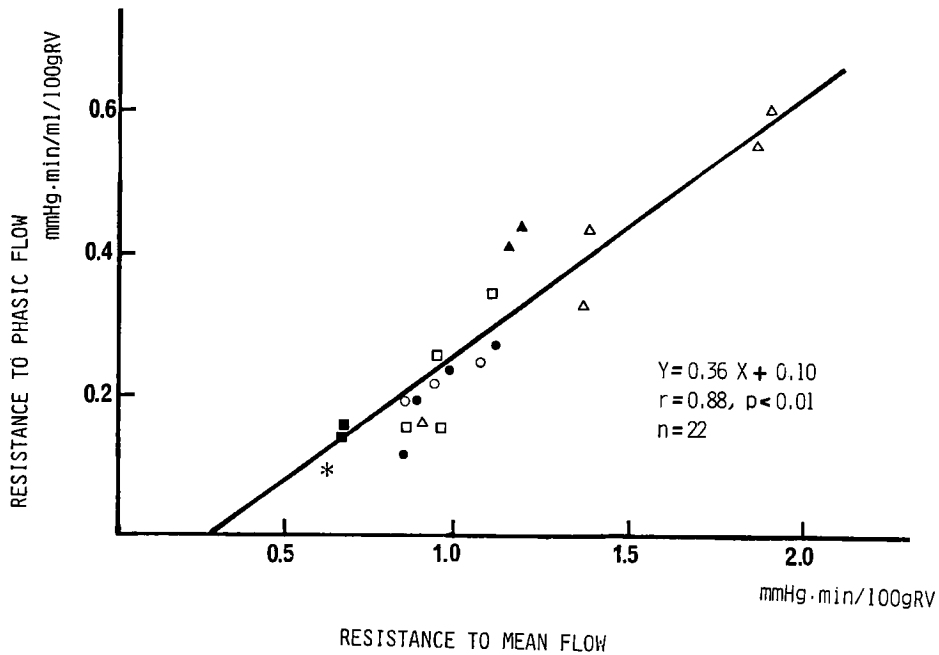


Fig. 5 Relationship between coronary resistance to phasic flow (R_p) and coronary resistance to mean flow (R_t)

Each dog is represented by a different type of symbol.

phasic CBFの振幅の関係の回帰直線のY切片として求められる(図4). 9頭21回から得られたIMPの値は平均 19.26 ± 3.74 mmHgで, RVPの 25.69 ± 6.04 mmHgに比べて有意に小さかった(図6, 右図). 一方, 右冠動脈遮断後のCPの下降曲線より求めたIMPは, 平均 29.6

± 6.0 mmHgであった.

3. 冠キャパシタンス

(a) 時定数(T)

前述したように灌流回路を瞬時に遮断すると

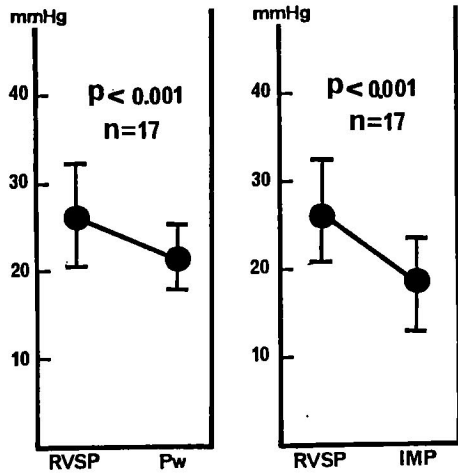


Fig. 6 Comparison among RVSP and Pw and IMP.

Abbreviations ; RVSP, right ventricular systolic pressure ; Pw, wedge pressure ; IMP, intramyocardial pump.

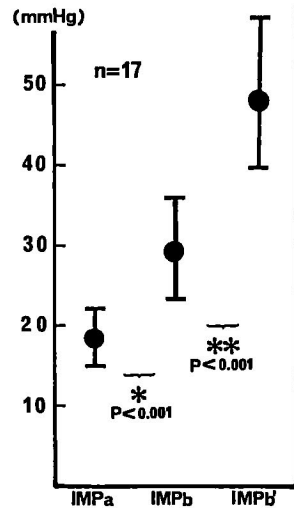


Fig. 8 Comparison among IMPa and IMPb and IMPb'.

IMPa is obtained as Y-intercept from AC load line, and IMPb is calculated from the decay curve of CP including the value of Pw. IMPb' is also calculated from the decay curve, but ignoring the value of Pw.

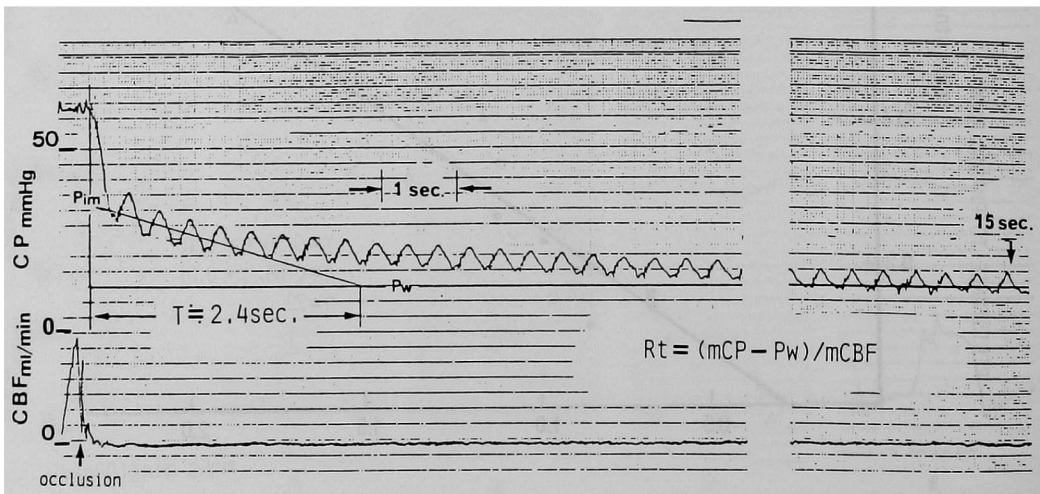


Fig. 7 The decay curve of CP after clamping the perfusion line in dog No. 3.

Abbreviations ; CP, coronary pressure ; CBF, coronary blood flow ; T, time constant ; Pim, intramyocardial pump ; Pw, wedge pressure ; Rt, total coronary resistance.

CPは血流遮断15秒後にPwまで下降しその後は、ほとんど変化しなかった(図7)。また、CPの phasic pattern は血流遮断直後より心拍動を反映し周期的に脈動した。血流遮断後0.5秒から3秒までの間におけるCPとPwの差(CP-Pw)の対数とこれに対応する遮断からの時間は直線関係を示した($r > 0.96$, $n = 17$)。したがってCP-Pwは時間に対して指数関数の関係であり、これより求めた時定数は $2.41 \pm 0.83 \text{ sec}$ ($n = 17$)であった。尚、この値は血流遮断直前の平均冠灌流圧とは一定の関係を示さなかった。

(b) 冠キャパシタンス(Cim)

Cimはmean CPが80-120 mmHgの範囲では $0.074 \pm 0.024 \text{ ml/mmHg/100 g RV}$ ($n = 17$)とほぼ一定の値を示した。

考 案

右冠動脈系における本実験の等価回路は、左冠動脈系の検討から導かれたIMP theoryの等価回路中に、新たにPbを加えたものである。Spaanらの回路では、Peを切ると、冠動脈末梢圧(Prc)は理論的には0まで落ちることになる。しかし本実験2で得られたごとく、実際にはPeをoffにした時のCPは約21 mmHgと、右房圧に比べてかなり高い圧となる。したがってこの事実を説明するために、等価回路中にPeと反対向きに直流電源Pbを加える必要がある。即ち前述したように、右冠動脈系がSpaanらのIMP theoryの等価回路に相当すると考えると、冠血流を遮断したとき、電気理論からはCPは右冠動脈の時定数の3倍以上の時点では、0ないし右房圧まで下降する筈である。しかし本実験では時定数は平均約3秒であり、時定数の約5倍のにあたる15秒後にはほぼ一定となりPwとして平均 $21.5 \pm 3.7 \text{ mmHg}$ の圧が残った。この圧は右房圧に比べかなり高い値であった。本実験ではこのPwをPbと見なした。つまりIMPは以下の2つの方法により求めることができる。すなわち、A-C load lineのY切片として求める方法(以下IMP_a)と冠動脈遮断0秒後の圧として求める方法(以下IMP_b)であり、これらは理論的には一致するはずである。Pbを0 mmHgとしてIMP_bを求めるとIMP_bは

$48.3 \pm 9.8 \text{ mmHg}$ となりIMP_aの値 $19.3 \pm 3.7 \text{ mmHg}$ との差は約 $30.0 \pm 4.3 \text{ mmHg}$ にもなり両者にはかなりの差が生ずる(図8)。これに対しPbとしてPwの値を使用するとIMP_bは平均 $29.2 \pm 6.0 \text{ mmHg}$ となり、IMP_aとの差は平均 $9.0 \pm 2.7 \text{ mmHg}$ と明らかに縮小する。以上よりPbを0とするSpaanの回路より、Pwとした方が妥当であると思われた。Pwは真のPbが虚血等に修飾された値と考えられPwとPbとの差は数 mmHg以内であると考えている。またPbの成因については、不明であるがcollateral遮断前後で、Pwの値は変化しない点から、collateralはPwの成因としてはあまり関与していないと考えられた。またvascular waterfall theoryにおいても、Pbは存在するが、これはclosing pressureでCPがPbまで落ちると冠微小循環は概念的にはcollapseする^{8,9)}が、これに対して本実験では微小循環は開存したまま血流が停止した状態と想像され、CPはPbを越えてはじめてこの一種の水溜まりから下流に血流を維持できると考えられる。金子らは、左冠動脈において拡張期つまり心拍動のない状態では冠灌流圧の低下に伴い、微小循環系に赤血球のスラッジ形成がおこりある程度灌流圧が維持されているにもかかわらず、血流が停止する現象を認めている¹⁰⁾。一方、拍動心では心臓の収縮拡張が微小循環系に対するポンプ効果を持つために、この現象は起きないと述べている。右冠動脈系ではこのポンプ効果が小さいため拍動心でも赤血球のスラッジが起りかなり高いPwの一因となり、また後述する左冠動脈系のPwより高いPwの原因となっているのかもしれない。左右冠動脈のPwの大きさを比較すると、Spaanらは左冠動脈で約14 mmHgと報告しており右冠動脈に比べてかなり低い。しかし彼等の報告にはPwはあまり詳しくは説明されておらず単純に比較検討は出来ないように思われた。

冠血管抵抗の主たる発生部位は細動脈から毛細管をへて細静脈に至るまでとされている。本実験におけるシュミレーション回路ではこれを2つのcompartmentに分けた。すなわちCimを中心に、これより近位の抵抗をRp、遠位の

それを R_d とした。図4のように Phasic CBF の振幅と phasic CP の振幅は、冠灌流回路の狭窄によって変化し、両者の間に AC load line が成立し、 R_p はこの回帰直線の傾きとして求められる。したがって R_p は心収縮に関係なく一定であると考えることができ、その値は平均 $0.30 \pm 0.15 \text{ mmHg} \cdot \text{min/ml}/100 \text{ gRV}$ であった。全冠血管抵抗 (R_t) は mean flow に対する抵抗で平均 $1.02 \pm 0.43 \text{ mmHg} \cdot \text{min/ml}/100 \text{ gRV}$ であり、 R_t の値から R_p の値を引いて得られる R_d は平均 $0.70 \pm 0.23 \text{ mmHg} \cdot \text{min/ml}/100 \text{ gRV}$ となる。また R_t と R_p の関係は $R_p = 0.36 \times R_t + 0.10$ であるので全冠血管抵抗の約36%が R_p に、約64%が R_d に依存すると考えられた。以上のデータより右冠動脈も Spaan の言うように、その抵抗は収縮拡張を問わず一定と考えられた。しかし R_t にたいする R_p の割合は、Spaan らによれば左冠動脈では約63%と、 R_d より R_p が明らかに大きい³⁾ のに対し、本実験の右冠動脈における検討では、36%にすぎず、左冠動脈の場合とは異なる結果を示した。つまり右冠動脈では心筋内冠動脈系のキャパシタより下流(静脈側)の血管抵抗が上流(動脈側)のそれより2倍程度大きいことになり、左右冠動脈の微小循環に差異のある事が示唆された。いずれにしても本実験からは R_p は平均冠血流量と平均有効冠灌流圧とから求めた R_t の一次関数と考えられ、右冠動脈でも生理的灌流圧の範囲では、冠血管抵抗は mean flow に対する resistance で代表でき、心拍動は冠血管抵抗に何ら影響しないと考えることが可能であった。

一方、冠キャパシタンスについては心筋外の冠血管に於いては非常に小さく、その主体は心筋内にあると考えられている。従って本研究では Capi は無視しえる値と考えて検討した。時定数と R_d から求めた右冠動脈系の、心筋内キャパシタンスは本実験では $0.074 \pm 0.83 \text{ ml/mmHg}/100 \text{ gRV}$ であった。左冠動脈系のキャパシタンスについては、Spaan らは $0.07 \text{ ml/mmHg}/100 \text{ gRV}$ と報告し、左右の冠血管系のキャパシタンスは一見同程度と考えられた。しかし Spaan らは P_w を考慮に入れず、かつ接線法により求めた時定数からキャパシタンスを

算定している。従って、右房圧よりもかなり高い値を示す P_w を考慮すると、彼等の成績はそのキャパシタンスについて overestimate している可能性がある。また接線法で時定数を求める事は接線を引くこと自体が不正確になりやすく、この方法から求めた時定数やキャパシタンスもまた本実験に比べて不正確であると思われる。ちなみに本実験においても P_w を計算に入れずキャパシタンスを算定してみると平均 $0.15 \pm 0.04 \text{ ml/mmHg}/100 \text{ gRV}$ とかなり大きくなり、これを Spaan の左冠動脈におけるデータと比較すると右冠動脈系がキャパシタンスに関してはむしろ大きい可能性が示唆された。いずれにしても本実験の結果は、右冠動脈系のキャパシタンスが大きいことを示しており、IMP theory に矛盾しない成績と考えられる。解剖学的には金子らは人の左冠血管系の再構築を試み毛細血管の動脈側と静脈側に囊状の構造物を認めキャパシタとして機能しようと報告している¹⁰⁾。あるいはこれが大きいキャパシタンスの裏づけの一つになるかもしれない。また冠血管系のキャパシタンスが可変かどうかの問題については mean CP が $80 \sim 120 \text{ mmHg}$ の間では、ほぼ constant であると考えられる。キャパシタンスが変動するものかどうか¹¹⁾ は興味のある処ではあるが、IMP theory では元来キャパシタンスが大きいため、多少の変動はほとんどその Flow mechanics に影響を与えないと考えられる。

A-C load line の y 切片より求めた IMP の値は平均約 $19.3 \pm 3.7 \text{ mmHg}$ であった。右室収縮期圧は平均約 $25.7 \pm 6.0 \text{ mmHg}$ で、IMP の値は右室収縮期圧に比べ低く約77%であった。一方 Spaan らは左冠動脈系の IMP の大きさについて左室収縮期圧 100 mmHg に対して約 53 mmHg と報告しており、その割合は約53%であった。IMP は心収縮による心筋内圧の冠循環系への反映であり、冠循環に対しては動脈側の流入血は減少し、冠静脈側への流出血は増加するように働くと考えられる。心筋内圧の絶対値については測定法がまだ確立せず、必ずしも一定の見解に達していない。Stein らは左室において心筋内圧は、心内膜側で収縮期に左室内圧と同程度かこれを凌駕し、心外膜側に向かい

低下し、収縮拡張を通しては心室内圧波形を模倣するという報告している¹²⁾。右室の心筋内圧については全く報告が認められないが、左室における Stein らの報告を参考にすると、右冠動脈系の IMP は左冠動脈系より小さいことは理解しやすい。しかし各心室内圧に対する IMP の割合が左が53%に比べて右が77%と大きいことは、右室心筋では transmural な心筋内圧の変化¹³⁾が少ない可能性や右室心筋内の微小循環は左室に比べて解剖学的あるいは機能的に、心内膜側にその比率が大きい可能性等も考えられるが、現在までのところ、こうした考えに一致するような解剖学的ないし生理学的報告は認められない。

以上より本実験系の CP 80~120 mmHg の間では右冠動脈の flow mechanics は、概ね IMP theory で説明可能であった。すなわち右冠動脈系の時定数は冠血流遮断後の CP の下降から見るとかなり長く、したがってこれから求めた C_{im} も大きかった。vascular waterfall theory では Canty あるいは Downey らは C_{im} をステップ状の圧入力を左冠動脈に加えることにより求めており⁴⁾、この方法によるとかなり短い time constant (約 50 msec) となり、 C_{im} は 0.01 ml/mmHg/100 g LV 以下で、これが vascular waterfall theory の一つの拠り所となっている。右冠動脈系ではこの報告はなく、どちらの方法の C_{im} が正しいかを確かめる術はないが、本実験の結果からは右冠動脈系では IMP theory が支持され、長い時定数ゆえに冠血管抵抗は心周期に連動しては動かず、平均冠血管抵抗で代表できると言える。このことは臨床的にも重要な意味をもち、 P_b がいかなる状態でも不変であると仮定すると、たとえば冠拡張剤の評価も平均冠血管抵抗のみを検討すれば良いことになる。また本実験から得られた、右冠動脈系の等価回路は、 P_b を加えた点で original の等価回路と違っている。Spaan らの実験でも約 14 mmHg の P_w がやはり存在し、この値は無視するには大きすぎ、彼等の回路にも組み入れられるべきと考えられる。また C_{im} の算定にもこの P_w を

含めた検討がなされるべきで、事実本実験でも時定数は P_w の値により変動し、仮に P_w を 0 mmHg として時定数を算定すると、本実験で得られた値の約 2 倍となり必然的に C_{im} も大きくなった。このように P_b の問題は、冠動脈系の Flow mechanics を考える上で重要な課題であるとおもわれる。以上述べてきたように、本実験では右冠動脈系の Flow mechanics の説明には modified IMP theory が最も適していると考えられた。

結 論

麻酔開胸犬を用い、右冠動脈の flow mechanics が IMP theory に合致するかどうかを生理的冠灌流圧下に検討した。

- (1) 右冠動脈の flow mechanics も、IMP theory における等価回路中に逆向きの直流電源 (P_b) を入れることで、基本的には IMP theory で説明することができた。
- (2) 右冠動脈系での IMP の大きさは 19.3 ± 3.7 mmHg であり、これは RVSP の約 77% であった。
- (3) 右冠動脈の簡素化した等価回路では心筋内の冠血管抵抗を、心筋内冠血管キャパシタを中心に、これより上流(動脈側)の抵抗 (R_p) と下流(静脈側)の抵抗 (R_d) に分けて考えた。この際の全冠血管抵抗 (R_t) に寄与する R_p の割合は約 36% であった。
- (4) 右冠動脈系のキャパシタンスは 0.07 ± 0.02 ml/mmHg/100 g RV であり、灌流圧が 80~120 mmHg の間では灌流圧に関係なく不変であった。

稿を終えるに臨み、御指導、御校閲を頂いた長島秀夫教授に深甚なる謝意を表するとともに、直接御指導頂いた原岡昭一教授に深謝いたします。また実験に際して直接御指導、御協力頂いた斎藤大治講師、草地省蔵博士、谷 秀樹学士に感謝いたします。なお本論文の要旨は昭和 61 年 3 月 29 日、第 50 回日本循環器学会総会で発表しました。

文 献

1. Mate RE, Burns T, Cauty JM : Modeling diastolic impedance to coronary blood flow ; in *Mechanics of the Coronary Circulation*, Mate, Nerem, and Stein eds, American Society of Mechanical Engineers (1985) pp 41-44.
2. Eng Calvin, Jentzer JH, Kirk ES : The effect of the coronary capacitance on the interpretation of diastolic pressure flow relationships. *Circ Res* (1982) 50, 334-341.
3. Spaan JE, Breuls PW, Laird JD : diastolic systolic coronary flow differences are caused by intramyocardial pump action in the anesthetized dog. *Circ Res* (1981) 49, 584-593.
4. Downey JM, Lee J : Location and magnitude of the coronary artery capacitance ; in *Mechanics of the Coronary Circulation*, Mate, Nerem, and Stein eds. American Society of Mechanical Engineers (1985) pp 45-48.
5. Kelley KO : Segmental alpha receptor-mediated vasoconstriction in the canine coronary circulation. *Circ Res* (1978) 43, 908-917.
6. Spaan JE : Coronary diastolic pressure-flow relationships and zero flow pressure explained on the basis of intramyocardial compliance. *Circ Res* (1985) 56, 298-304.
7. Villars FM, Benedek GB : 医系の物理 3 a (1984) pp 265-294.
8. Downey JM, Kirk ES : Inhibition of coronary blood flow by vascular waterfall mechanism. *Circ Res* (1975) 36, 753-760.
9. Permutt S, Rillely RL : Hemodynamics of collapsible vessels with tone : vascular waterfall. *J Appl Physiol* (1963) 18, 924-932.
10. 金子 昇 : 心筋内微小循環系の基本構造と機能特性に関する形態学的研究. *東女医大誌* (1980) 51, 1574-1592.
11. Cauty JM : Pressure and tone dependence of coronary input impedance and capacitance. *Am J Physiol* (1985) 248, H 700-711.
12. Stein PD, Sabbah NH : Intramyocardial pressure and coronary extravascular resistance. *J Biomech Eng* (1985) 107, 46-50.
13. Hoffman JIE, Baer RW : Regulation of transmural myocardial blood flow. *J Biomech Eng* (1985) 107, 2-9.

**The intramyocardial pump theory and capacitance in the
right coronary system of open-chest dogs**

Takaaki NAKATSU

**The First Department of Internal Medicine, Okayama University Medical School,
Okayama**

(Director: Prof. H. Nagashima)

The flow mechanics of the right coronary system were studied in anesthetized open-chest dogs. The right coronary system fitted the intramyocardial pump (IMP) theory, and the IMP value was 19.3 ± 3.7 mmHg. This value was lower than that of the left coronary system found by Spaan. Total resistance of the right coronary system was 1.0 ± 0.4 mmHg/ml/100g RV. When the total resistance was assumed to be the sum of two components of resistance, one component (R_p) was proximal to the intramyocardial capacitor (C_{im}) and the other (R_d) was distal to C_{im} , the relationship between R_t and R_p was: $R_t = 0.36R_p + 0.10$ ($r > 0.88$). The time constant of the right coronary system was 2.4 ± 0.8 sec, and the capacitance of the right coronary system was calculated to be 0.074 ± 0.024 ml/mmHg/100g RV. This capacitance was as large as that of the left coronary system reported by Spaan. In summary, the right coronary system had a large capacitance, so that the resistance of the right coronary system did not change throughout the cardiac cycle as in the left coronary system showed by Spaan. However, the flow mechanics of the right coronary system differed from the left quantitatively.