

血液循環系の工学的解析と循環モデルの開発

早稲田大学理工学部機械工学科 (指導: 土屋喜一教授)
東京女子医科大学第一外科学教室 (主任: 和田寿郎教授)

梅 津 光 生
ウメ ツ ミツ オ

(受付 昭和54年4月27日)

Engineering Analysis of Cardiovascular System for developing a Mock Circulator

Mitsuo UMEZU

Department of Mechanical Engineering (Prof. Kiichi TSUCHIYA) Faculty of
Science and Engineering, Waseda University

Visiting Fellow, Department of 1st Surgery (Prof. Juro WADA) Heart Institute of
Japan, Tokyo Women's Medical College

Cardiovascular system could be regarded as a closed loop fluid system, which shows, as a whole, very complicated hemodynamic behaviors. For designing a mock circulatory system keeping as high resemblance to such behavioral characteristics of the cardiovascular system as possible, the author determined the specifications of dimensions and materials of elements constructing the simulator, using engineering analysis method on referable physiological and anatomical data.

A mock circulator is developed which has mechanical and functional characteristics as follows:

- 1) This is a closed loop fluid mechanical model which is composed of some lumped factors: 2 pulsatile pumps (right and left heart), 7 elastic tubes (blood vessels) and 7 piston-cylinders (peripheral resistances). Pulsatile pump is a dual chamber type (atrium and ventricle) and each chamber contains elastic membrane as myocardium and each membrane is driven by the pneumatic pressure. Output flow can be controlled by changing pulse rate and driving pressure independently each other. Elastic tubes as blood vessels are made of latex rubber, which are enveloped in a compliance regulating tank, respectively. Piston-cylinder as a peripheral resistance has a blood pressure regulating part in it. This part contains a lot of latex grain, and by controlling the density of the grain, flow resistance can be varied.
- 2) As circulating fluid, water is used instead of blood. Fluid volume of total and each lumped element coincide with those of 20 kg dog: circulating time also coincides with that of the living body.

Dynamic behaviors of the closed circuit model were compared with the hemodynamics of the experimental dog, whose heart was totally replaced by the artificial heart. And it was proved that those two showed high resemblance to each other.

目 次

- I. 開発目的
- II. 循環モデル開発の基本構想
- III. 人工心臓の設計, 製作
- IV. 血管系の設計, 製作
- V. 循環モデルの特性
- VI. 考察
- VII. 結語
- 文献

I 開発目的

血液循環系を工学的にとらえた場合, 心臓というポンプを有する一種の流体回路系とみることができる. 筆者は今までに医工学, 特に人工臓器の開発研究を進めてきたが, 多くの場合, たとえば人工心臓を例にとると, 血液循環系という生体系内に人工臓器という工学系を組込むことになる. その人工臓器の機能を十分に発揮させるためには, 単に生体系—工学系の接続部分の条件を一致させるだけでは不十分であり, 血液循環系全体の特性を十分に把握した上で, 人工心臓の設計およびポンプ駆動制御方法の検討を行うことが重要である. しかし, 血液循環系の一巡回路としての特性はほとんど明確にされていないため, 試作した人工心臓をいきなり動物に装着しても, 動物実験データから得られる情報を有効に分析することができない. そこで筆者は, 動物の血液循環に近い状態を機械的に再現できるモデルを開発して, それを動物実験データの情報分析に利用するものひとつの有効な方法と考え, 血液循環系のマクロな挙動が表現できるような循環モデルの開発を試みることにした. 今までの血液循環系のシミュレーションモデルは, 循環系的一部分である大動脈管の特性とか末梢循環の特性というように, 個々のミクロな挙動を調べるためのものが主であつたのに対し, 今回開発するモデルは, 血液循環系全体のグローバルな特性をつかむため, 一巡の回路としてモデルを構成する. モデル実験は動物実験特有の“個体差”の問題を取除くことができ, 実験結果の再現性が保証される. また, 実験者が実験条件を自由に設定することができ, 動物実験で

は得られないような異常状態を作成することもできる, などの利点を有している. 本論文は, 血液循環モデルを工学的に開発していつた過程と, 実現したモデルの特性に関してまとめたものである.

II 循環モデル開発の基本構想

循環モデル開発の基本構想としては次の2項目を掲げた.

1) 20kg程度のイヌを対象としてモデル化を行なう. モデル作成の際は, 生理学, 解剖学的データ¹⁾²⁾をもとに, 血液循環系の構成要素のうちの類似した性質のものをひとまとめにし, いわゆる集中定数化を行なう. これにより循環モデルは, 拍動ポンプから成る心臓部分, ゴム管から成る血管部分, および血圧降下をおこす末梢抵抗部分によつて構成する.

2) マクロにみれば血液循環系からの水の出入りは無視できるので, モデルは完全閉鎖型—ループとし, 全血液量を生体(20kg, イヌ)と一致させ, 1,600mlとする. この場合, 生体の心拍出量と, モデルにおける拍動ポンプ拍出量とを一致させるならば, 循環時間も一致することになり, 循環系の動的挙動を調べる際に有利である. なお, 作動流体は血液のかわりに水道水(20°C)を用いることにする.

以上の構想をもとに, 今回開発するモデルにおいては血液循環系主要部の圧力—流量関係が生体とできるだけ類似した特性を有するモデルの開発を試みる. 以下, 心臓部分と血管部分に分けて, それぞれの開発過程に関し説明する.

III 人工心臓の設計, 製作³⁾

1. 基本仕様

人工心臓は, 右心用, 左心用として計2基を用いる. ポンプは形態よりもむしろ機能を重視して設計するため, 直管形という単純形態とする. 弁は生体心臓と同じく心室前後に配し, 心房も取付ける. ポンプ容量を決定するにあたり, 全血液量1,600mlの10%を心臓部分の血液量とし⁴⁾, 房室4つの部屋にそれぞれ40mlずつ配分する. 心臓ポンプと血管部との接続条件をなるべく生体と一

致させるため、解剖学的データをもとに¹⁾、ポンプ流入・流出径をそれぞれ $\phi 12$, $\phi 10$ mm とする。ポンプ流量特性の基準状態として、流入・流出圧をそれぞれ 5 と 100mmHg のときのポンプ拍出量を 2l/min (1 回拍出量 20ml, 拍動数 100cpm) に設定する。なお、1 回拍出量、拍動数、ポンプ収縮時間等は独立に変化できる機構とし、1 回拍出量と心室拡張末期容量の比 (Ejection Fraction) を 0.2~0.7 で可変、拍動数を 40~160cpm で可変とする。以下、上記の仕様を満たす人工心臓を試作していった過程を示す。

2. 各部の設計、製作

1) 駆動装置

一般にポンプ駆動方式はメカニカルドライブとエアドライブの 2 方式に分類できる。上記の仕様では駆動制御のパラメタが多数存在し、その場合はエアドライブ方式が機構的にも単純で、操作も簡便であるため、図 1 に示すようなエアドライブ方式の駆動回路を設計し製作した。駆動回路は心房、心室部のポンプ収縮力を調整するための空圧回路部分と、拍動数、収縮時間などの時間的なタイミングを設定するための電気回路部分とに分けられ、空圧回路では心房、心室用の 2 系統の回路

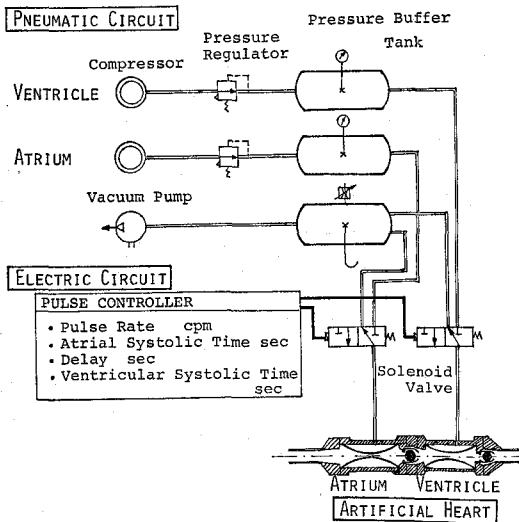


図 1 人工心臓の駆動回路説明図 (空圧回路と電気回路によって構成した。)

が並列に並ぶ。

2) 心室部の設計

エアドライブ方式の人工心臓では、弾性膜を空気圧で変形させ、弁のはたらきで中の血液を一方方向に拍出させる機構をもっており、構造上、外筒 (ケーシング)、弾性膜、人工弁に分類できる。

(i) ケーシング：透明アクリル製で、弾性膜と弁をフランジ構造で両端からはさみこんでボルトで固定する。透明なので中の弁や膜の動きが観察できる。

(ii) 弾性膜：大変形が可能な天然ゴム (ラテックスゴム) を用いる。形状は基本仕様のごとく円筒形とするが、内径 D と長手方向の長さ L との比 L/D が膜の変形特性に大きく影響することが予想される。両端固定の薄肉円筒の大変形に関する数値解析は難しいため、実際に各種 L/D (D は固定) の試験用弾性膜をつくり、膜の変形特性を実験的に調べ、その中から最適な L/D を求めることにした。図 2 に膜の変形状態を示す。膜は 3 方向から均等につぶれ、各駆動圧力に対して、

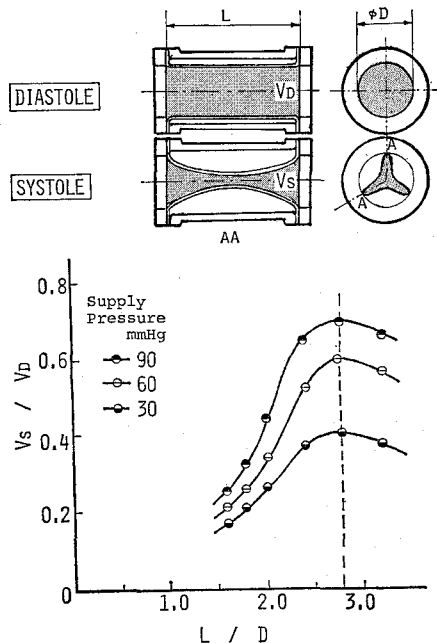


図 2 心室用弾性膜の変形特性 ($L/D = 2.8$ で一番変形効率がよい。)

表1 Characteristics of the ventricular tube

Thickness (mm)	1.0	1.5	1.8
Minimum pressure to deform (mmHg)	10	30	50
Maximum inflow velocity (cm/s)	70	100	120
Filling time(s)	0.30	0.22	0.18
Water hammer at inlet side (mmHg)	180	300	600

L/D=2.8で一番効率よく変形することがわかった。次に弾性膜の肉厚 t を決定するためL/D=2.8において t=1.0, 1.5, 1.8mm の3種類の膜を製作し、その特性を比較したところ表1の結果を得た。t=1.8mm では復元力が大のため流入速度が大きく、拡張期の血液充填は0.18sec と短時間で完了するが、膜の復元に伴う拡張期水撃が一番大きい。これに対し、t=1.0mm の膜では、水撃の影響は小さくおさえられるが、復元力が3種の膜の中で一番小さいため、血液充填に時間がかかる。しかし、後述の心房の付加によりそれを補償できるので、最終的にこの t=1.0の膜が生体心の流入特性の状態に一番近い特性を示した。したがって心室用弾性膜の肉厚は t=1.0mm と決定した。

(iii) 人工弁：人工心臓ポンプには各種人工弁の取付が可能な形態をとるが、ポンプ原型モデルでは、製作が容易で、しかも各弁の間で特性の差が比較的少ないボール弁を試作することにした。弁入口径を D、みかけ上のボール移動時間を T、1回拍出量を SV、流量係数を C、比重量を γ 、および弁前後の圧力損失を ΔP とすれば、弁部をオリフィスと考えると⁵⁾、

$$SV = \frac{C \cdot T}{\left(\frac{\pi D^2}{4}\right)} \sqrt{\frac{2g\Delta p}{\gamma}} \quad \dots\dots (1)$$

が成立する。今、SV=20ml、 $\Delta P=25\text{mmHg}$ と仮定し、実験的に求めた C=0.4および T=0.18sec を(1)式に代入し、Dについて解くと、D=13.6mm となるので、房室弁入口径は14mm とした。それに伴い、圧損の少ない流路面積を求めた結果ボール移動距離は9mm、ボール径は $\phi 16\text{mm}$ と決定した。一方、動脈弁の諸値も同様に求めた。

動脈弁は相対的に房室弁よりも小型化され、入口径は11mm、弁移動距離6mm、ボール径 $\phi 13\text{mm}$ と算出され、それをもとに弁を試作した。弁はボールにはシリコンゴム、弁座にはテフロンを用いた。

3) 心房部の設計

心房のはたらきは、心室に対する血液リザーブ要素、心臓の拍動に伴う圧力変動の干渉要素といったとらえ方ができるが、著者はそれを発展させて、ポンプ流量特性を高めるための一種の流量補償要素として心房をとらえ、人工心房の設計を行なった。

(i) 人工心房の駆動方法：

ポンプ流入部付近の数式モデルを作成し検討したところ、図3(A)のごとく心房を心室と同期させて駆動すれば、高拍動数領域における心室への血液充填量不足を補償できることがわかり⁶⁾、実験的に駆動方法を調べた。図3(B)、(C)は房室駆動方法を決定するための実験結果であり(B)より、高拍動数(ここでは150cpm)の場

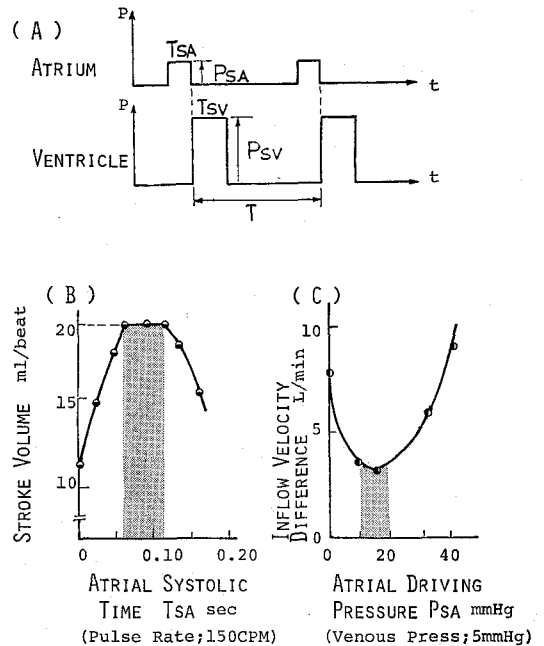


図3 心房の最適駆動条件の決定 (ハッチング部は最適な心房駆動時間、駆動圧力を示す。)

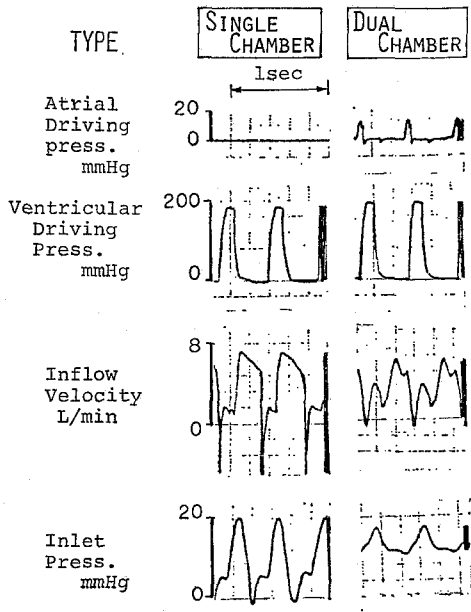


図4 2つのタイプの人工心臓（心室形，心房心室形）の流入特性の比較（房室形では流入がなめらかである。）

合，1回拍出量20mlを確保できる心房収縮時間は，心室収縮の直前の0.10sec付近であることがわかった⁷⁾。また，図4に示したごとく，心房付加により，心室のみの場合と比較してポンプへの流入がなめらかにおこる。図3(C)は流入側の流速変動と心房駆動圧との関係を求めたものであり，この場合，駆動圧が15mmHgのとき流速変

動を最小におさえられることがわかった⁸⁾。以上から，心房の最適駆動時間，駆動圧力を決定することができた。

(ii) 人工心房容量の決定：

心房容量 V_a を決定するため， V_a とポンプ流量特性との関係を実験的に調べることにした。実験は， $V_a=0$ （心房ナシ），22，36，52，60mlの大きさの心房を試作し，それらを心室に取付け，前述のタイミングで房室駆動を行なつて，それぞれの流量特性を求めた。図5がその結果であり，心房をつけない場合 ($V_a=0$) は，100cpmを越えようと，拡張期のポンプ流入特性が悪化し，1回拍出量20mlを確保できないため，グラフにおいて線形性が保持できない。しかし， $V_a \geq 36$ mlでは，170cpmまで線形性が維持でき，結果として V_a の容量は36ml以上では，それより心房を大きくしても意味がないことがわかった。

以上の各種検討から，写真1に示す直管形の心房心室駆動人工心臓を設計，試作した。ポンプ流量特性をまとめると，図6のようになり，駆動圧を170~230mmHg，拍動数を40~160cpmの間でそれぞれ独立に変化させることによつて，図6のハッチング部分の座標値をとることができることがわかり，これははじめに述べたポンプの基本仕様(Ⅲ・1)を十分満足するものである。

IV 血管系の設計，製作

1. 基本仕様

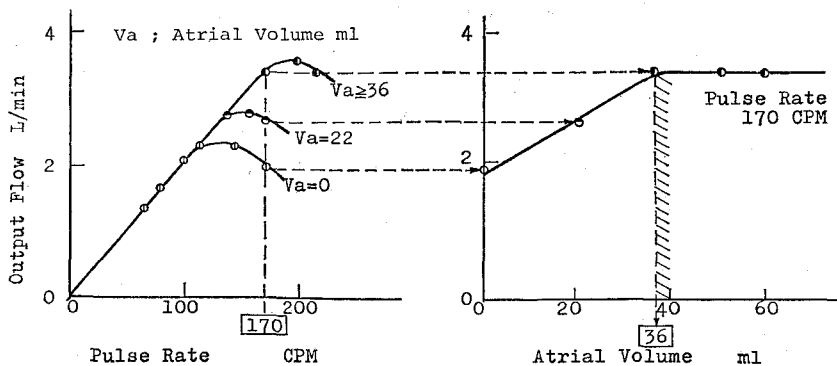


図5 心房容量の決定（右図は170cpmの場合，心房容量が36mlあれば十分であることを示している。）

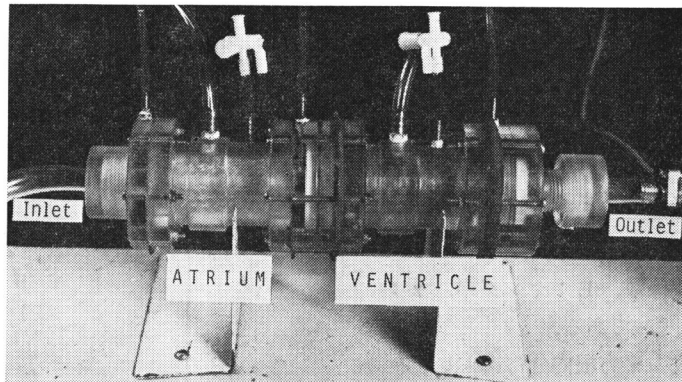


写真1 人工心臓ポンプ（空気圧駆動方式で、房室2室によって構成した。）

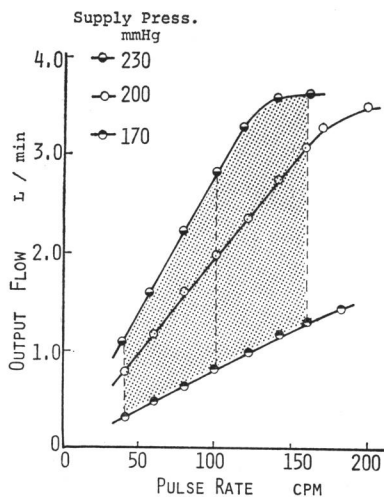


図6 人工心臓の流量特性（実験における流入・流出圧はそれぞれ5, 100mmHg, 房・室駆動時間はそれぞれ0.10, 0.15secであり、駆動圧、拍動数を独立に設定することによりハッチング部の座標値が得られる。）

20kgのイヌの総血液量1,600mlのうち、心臓部は10%で、残り90%を体循環と肺循環とで7:1に配分する¹⁾⁴⁾。各循環系内の容量配分を決定する場合、血圧降下の状態から、動脈系と、末梢・静脈系の2つに大きく分割し、それぞれの部分の合計容量を生体データに合致させるようにして、体循環動脈系14%、末梢・静脈系65%とする²⁾⁴⁾。肺循環系は末梢部分を定義しにくいいため、動、静脈容量比を1:1とする。本モデルでは人工心臓の接続条件、特に血圧波形を生体に近づけ

るため、大動脈、大静脈、肺動脈、肺静脈では脈波の速度が実際の生体と一致するような性状のゴム管を数式的、実験的に求める。なお、血管用の弾性チューブはそれぞれ空気室内に蔵し、内圧の調整によつて弾性管の拘束条件を規定して、コンプライアンス (dV/dp) 値を変化できる構造とする。心臓と直接には接続しない末梢部分は集中定数化し、容量要素と抵抗要素の2つに分割する。末梢の容量が循環系全体の挙動に与える影響は大と考えられるため、体循環では機能別に3本の並列回路として構成し⁹⁾、肺循環では全体容量が少ないため、抵抗部に組入れて考えることにする。末梢抵抗要素は、ある通過流量に対し、所望の圧力降下が得られるような性能が要求される。抵抗は体循環の末梢容量前後に6個、肺循環に1個の計7個を設ける。以上の血管系各要素間を塩化ビニール管を用いて接続し、一巡回路を構成する。以下、各部の設計について述べる。

2. 各部の設計、製作

1) 大動脈管、大静脈管の設計

大動脈管の容量は全体の4.4%²⁾、すなわち、 $1,600 \times 0.044 = 70\text{ml}$ である。径Dと長さLの関係は $L = 18D$ 程度といわれており²⁾、したがつて、

$$\frac{\pi}{4} D^2 \cdot L = \frac{\pi}{4} D^2 \cdot (18D) = 70 \quad \dots (2)$$

(2)の式を解くと、 $D \approx 17\text{mm}$ 、 $L \approx 300\text{mm}$ となる。一方、大静脈では、 $L = 15D$ 程度であり、L

を同一とすると、 $D=20\text{mm}$ 、 $L=300\text{mm}$ と決定した。次に各管の肉厚決定に際し、脈波の伝ば速度に注目し¹⁰⁾、生体の血管壁と類似した特性を有する弾性管を数式的、実験的に選定することにした。一般に流体の満たされた管路内における圧力波の伝ば速度 a は、次式で示される¹¹⁾。

$$a = \sqrt{\frac{gK}{\gamma(1+K \cdot D/tE)}} \quad \dots\dots (3)$$

ただし、 K ：体積弾性係数、 E ：ヤング率、 γ ：比重量、 g ：重力加速度、である。

血管の場合、(3)式の平方根内分母において、 $KD/tE \gg 1$ とみなせるから、(3)式は

$$a = \sqrt{\left(\frac{g}{\gamma}\right) \cdot \left[E \cdot \left(\frac{t}{D}\right)\right]} \quad \dots\dots (4)$$

という形に書き直せる。血管では E の値は圧力によつて変化し、動脈血管では内圧 P が 10mmHg 付近で $E=1.0 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$ であったものが、圧力上昇とともに E の値が増大し、 $P=100\text{mmHg}$ では $E=4.0 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$ になる¹²⁾。静脈管では血管壁の構成因子が動脈管とは異なり、 E の値は動脈管の3倍程度¹³⁾といわれているので、通常の低圧時では $E=3.0 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$ と考えられる。

一方、天然ゴムの薄肉弾性管では E は生体の血管壁の数倍といわれており¹⁰⁾、弾性管の肉厚決定のためには E の正確な値を知る必要がある。薄肉円筒(内径 D 、肉厚 t ($D/t \gg 1$) 長さ L) において、内圧が0のときの内容積を V_0 ml、内圧 P のときの内容積を V ml とすると、薄肉円筒の円周方向と軸方向の応力の関係式、および円筒管におけるつりあいの関係式を解いて¹⁴⁾、

$$P = \frac{E \cdot t}{1-\nu^2} (\pi L)^{1/2} \left[V_0^{-1/2} - V^{-1/2} \right] \quad \dots\dots (5)$$

(ただし、 ν ：ポアソン比) という形に表現できる。いま、大動脈用弾性管 ($D=17\text{mm}$ 、 $L=300\text{mm}$) で、 $E=10^7 \text{dyn/cm}^2$ 程度と仮定し、実際の血管壁の特性に近いチューブの肉厚を予想すると、(5)式の計算結果から $0.4 < t < 0.8$ となつたため、試験用として、肉厚 $t=0.5, 0.75\text{mm}$ の2種類のチューブを用意した。また、静脈用弾性管については同様の検討により、 $t=0.2, 0.3, 0.4\text{mm}$ の3種の試験用チューブを用意した。図7のプロットは、各弾性管の容積—圧力特性の実

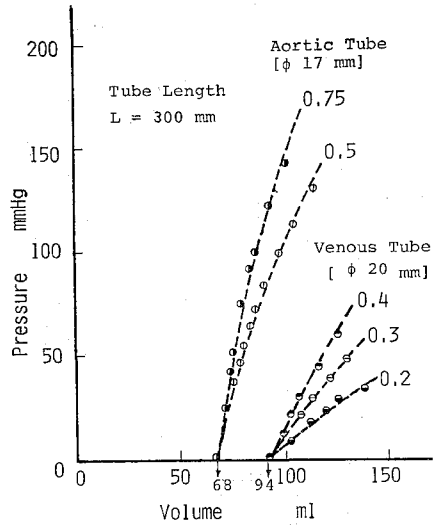


図7 血管用弾性管の圧力—容積特性 (この中から動脈管は肉厚 0.5mm、静脈管は 0.3mm のものを選定)

験値である。実験結果において、動脈管、静脈管の圧力の代表値としてそれぞれ $100, 15\text{mmHg}$ を考え、この時の容量(実験値)を(5)式に代入し、ヤング率 E を算出した。その E の値を用いて、今度は再び(5)式における容積—圧力の理論計算値を求め、図7中に破線で表示した。その結果、計算値(破線)と実験値(プロット)とはすべての領域において一致し、計算上の E の値を、各ゴム管の E の値として用いて差支えないことがわかつた。圧力伝ば速度 a は(4)式で示されるが、各種弾性管と血管の脈波速度とを一致させるためには、(4)式の平方根内第2項の $E \cdot (t/D)$ の値を等しくするよう各変数の値を定めればよい。大動脈、大静脈の肉厚 t と内径 D との比は、それぞれ $2/25, 2/30$ 程度¹⁵⁾であるので、 $E \cdot (t/D)$ の値を計算すると、

$$\begin{aligned} \text{大動脈;} & 4 \times 10^6 \times (2/25) \\ & = 3.2 \times 10^5 \text{dyn/cm}^2 \dots\dots (6) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{大静脈;} & 3 \times 10^6 \times (2/30) \\ & = 2.0 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2 \dots\dots (7) \end{aligned}$$

となる。各種弾性管の中からこれらの値と合致したものを探すと、まず、大動脈用弾性管の計算上の E の値は、 $t=0.5, 0.75$ に対し、それぞれ $E=$

10.5 × 10⁶, 9.2 × 10⁶ dyn/cm² であつた。したがつて E · (t/D) の値は、

$$\left. \begin{aligned} t=0.5\text{mm}; 10.5 \times 10^6 \times (0.5/17) \\ = 3.1 \times 10^5 \text{ dyn/cm}^2 \\ t=0.75\text{mm}; 9.2 \times 10^6 \times (0.75/17) \\ = 4.1 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2 \end{aligned} \right\} \dots (8)$$

となつた。一方、大静脈においても同様の方式で E · (t/D) の値を求めると、

$$\left. \begin{aligned} t=0.2\text{mm}; 10.1 \times 10^6 \times (0.2/20) \\ = 1.0 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2 \\ t=0.3\text{mm}; 11.2 \times 10^6 \times (0.3/20) \\ = 1.7 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2 \\ t=0.4\text{mm}; 11.8 \times 10^6 \times (0.4/20) \\ = 2.4 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2 \end{aligned} \right\} \dots (9)$$

となつた。したがつて、(6)と(8)、(7)と(9)より、大動脈管、大静脈管としては、静脈管としては、それぞれ肉厚が0.5、0.3mm のものを用いると、生体の血管壁の特性と一番類似したものが得られることがわかつた。

2) 肺動脈、肺静脈管の設計

肺循環系の総血液量は体循環系の約1/7の180ml とし、動脈系、末梢・静脈系に等しく配分した。肺循環系は低圧系に属し、図7に示した各種チューブの特性から判断して、肺動脈管、肺静脈管とも、体循環の静脈用弾性管を使用することにした。生体の肺動脈、肺静脈のEの値をそれぞれ1.5 × 10⁶, 2.0 × 10⁶ dyn/cm² と仮定し、t/Dの値をそれぞれ1/10, 1/20とすれば、E · (t/D)の値はともに1.5 × 10⁵ dyn/cm² となり、前項で算出した値(9)を参照すると、t=0.3mm の場合の値が一番近く、肺動脈管、肺静脈管とも、t=0.3mm の弾性管を採用することにした。

3) 末梢抵抗の設計

動脈系は総血液量の14%、すなわち220ml であり、大動脈管の容量70ml と接続チューブ部分の容量30ml とを差引いた残りである120ml を動脈側の末梢抵抗の容量とする。末梢部は3本の並列回路とするので、体循環系では末梢容量前・後に3 × 2 = 6個の抵抗をおく。3本の弾性管は佐藤⁹⁾が機能別に定義したものをを用い、貯蔵床、短絡

路、栄養血管床を示す。動物実験から、3本の流量比 Q₁ ; Q₂ ; Q₃ = 4 : 4 : 3、流入・流出抵抗比 (RA/RV) の値はそれぞれ、10/1, 1/1, 3/1との結果が示されている。いま、平均動脈圧を100mmHg、静脈圧を5mmHg とし、その間の95mmHg の圧力降下がすべて抵抗部分でおこるとすると、上記の順に末梢弾性管内圧を P₁, P₂, P₃ としてそれぞれの値を計算すると、

$$P_1 = (100 - 5) \times \frac{1}{10 + 1} + 5 = 14 \text{ mmHg} \quad (10)$$

同様に、P₂ = 53mmHg, P₃ = 29mmHg となる。したがつて、2.0l/min という基準拍出量に対し、各部の血圧降下は、貯蔵床の場合、通過流量800 ml/min に対し、(10)より入口側抵抗部 (RA1) で86mmHg、出口側 (RV1) で9mmHg の圧力降下がおこるようにすればよい。同様に短絡路では、600ml/min に対し、RA2, RV2とも48mmHg の圧力降下、また栄養血管床では、600ml/min の通過流量に対し、RA3で71mmHg, RV3で24 mmHg の圧力降下をつくらばよい。以上のような流量—圧力の関係を正確に設定できる性能を有

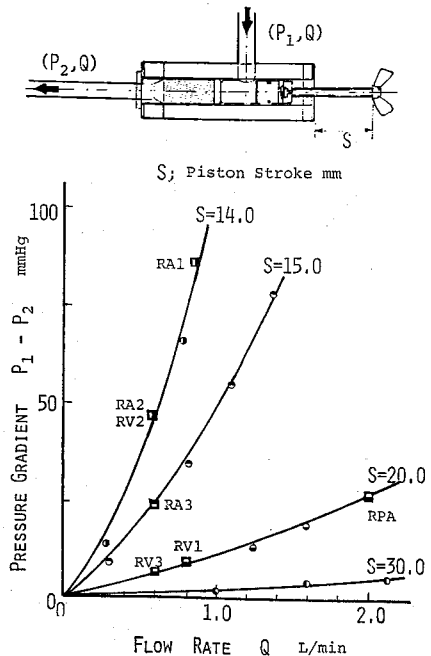


図8 末梢抵抗の流量—圧力特性 (四角印のプロットは抵抗各部の基準設定値を示す。)

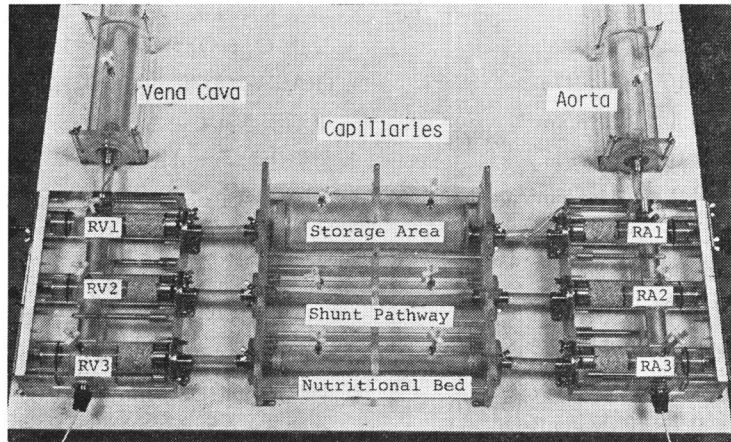


写真2 循環モデルの末梢部（末梢は機能別に3本の並列回路とし、各々の流入流出部にはピストン—シリンダ形の抵抗を配した。）

する抵抗として、ピストン—シリンダ形の抵抗装置を開発した。各シリンダ部容量は40mlで、シリンダ内に2mm角のラテックスゴム粒を詰め、それをピストンで押し、中のゴム粒密度を変化させて抵抗変化をおこす構造であり、ピストンの動いた距離（ストローク：S）を選ぶことにより、所望の圧力—流量関係を得ることができる。図8は末梢抵抗の特性をまとめたものであり、図中、四角印のプロットは、上述の基準状態における各部抵抗の設定値である。すなわち、RA1, RA2, RV2は共に $S=14\text{mm}$ 、RA3は $S=15\text{mm}$ 、RV1, RV3は $S=20\text{mm}$ に設定する。写真2は末梢部分を拡大したものである。なお、肺循環用の抵抗（RPA）も同一のものを使用し、基準状態では、 2l/min の通過流量に対し 30mmHg の圧力降下が必要で、結局、RV1と同じ $S=20\text{mm}$ に設定する。

4) 末梢容量要素の設計

末梢系と静脈系の血管量の総和は、全血液量の約65%、すなわち $1,040\text{ml}$ であり⁴⁾、そこから末梢抵抗部（ 120ml ）と大静脈（ 95ml ）および接続チューブ部分を除くと、末梢容量部は 730ml となる。貯蔵床、短絡路、栄養血管床のキャパシタンス比 $C_1 : C_2 : C_3$ は、右心バイパスの実験より $76 : 1 : 8$ である⁹⁾。各容量を V_1, V_2, V_3 と

すると、この比は、それぞれのキャパシタンス $C_1 \sim C_3$ と前項で求めた末梢圧 $P_1 \sim P_3$ との積の比と考えることができる。 $P_1 : P_2 : P_3 = 14 : 53 : 29$ であつたから、

$$V_1 : V_2 : V_3 = 76 \times 14 :$$

$$1 \times 53 : 8 \times 29 \approx 20 : 1 : 4 \dots \dots (11)$$

と計算される。チューブの長さを 230mm として、(11)をもとに3本の各管の内径 D_1, D_2, D_3 を求めると、順に $57, 12, 26\text{mm}$ と算出された。なお、弾性管肉厚 t は、容量変化の少ない短絡路は 1.0mm を用い、他は 0.5mm のものを使用した。

5) 接続チューブの設計

各要素の接続には、 $\phi 10, \phi 12$ の塩化ビニール管を用いた。接続チューブの選択にあつては圧力損失を低くおさえ、かつ各要素間をなるべく短い管で接続できるよう考慮した。圧力損失が一番大と予想される部分は、心臓前後に接続されている曲り管部と考えられる。まず、左心の出口では流速 w は、流速波形を矩形波と考えて、

$$W = \frac{SV}{\frac{\pi D^2}{4} \cdot Ts} \dots \dots (12)$$

となる。ただし、SV：一回拍出量、D：管内径、Ts：心室収縮時間。Dは 10mm であり、基準状態では $SV=20\text{ml}$ 、 $Ts=0.15\text{sec}$ である。これら

を(12)式に代入すると、 $w=1.7 \times 10^2 \text{ cm/s}$ となる。作動流体として 20°C の水道水を用いると、レイノルズ数 Re は、動粘度を ν (ここでは $0.01 \text{ cm}^2/\text{s}$)として、

$$Re = w \cdot D / \nu \quad \dots\dots (13)$$

となり、(13)式を解くと、 $Re=1.7 \times 10^4$ となつて乱流域にはいる¹⁶⁾。このとき管摩擦係数 λ は、

$$\lambda = 0.316 \times Re^{-1/4} \quad \dots\dots (14)$$

であり、上記の Re を代入すると $\lambda=0.028$ となる。したがつて、管摩擦による圧力損失 Δp は、チューブの長さ L ($=200\text{mm}$)とすると、

$$\Delta p = \lambda \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{W^2}{2g} = 8.25 \text{ cmAg} \doteq 6 \text{ mmHg} \quad (15)$$

となる。この(15)の値は直線部分の圧損であり、途中の曲り管部では、損失係数 ζ は、次式となる¹⁷⁾。

$$\zeta = 0.007 \cdot \alpha \cdot \theta^{1.1} \cdot Re^{-2} \quad \dots\dots (16)$$

ただし、曲率半径を ρ とすると、 α は、 $\alpha=0.48$

$\times(\rho/D)$ で与えられる。また、 θ が 45° 付近では $\beta=0.24$ が適用される。 $\rho=5\text{cm}$ として(16)式の ζ を求めると、 $\zeta=0.11$ となる。したがつて圧損 Δp は、

$$\Delta p = \zeta \frac{W^2}{2g} = 1.62 \text{ cmAg} \doteq 1.2 \text{ mmHg} \quad (17)$$

となり大変に小さい。静脈管内では Re は一桁小さく、 Δp も小である。以上、(16)、(17)より、接続チューブ部の圧力損失は無視できるものであることがわかつた。

以上をもとに、循環モデル各部のシステムパラメタが決定でき、一巡の数式モデルを構成して循環系のおよその特性を調べた後⁶⁾、写真3に示す血液循環系の機械式モデルが構成できた。設計諸元は表2にまとめる。大きさは、たて \times 横 $=2 \times 1 \text{ m}$ である。

V 循環モデルの特性

循環モデルを使用の際は、水道水をモデル内に

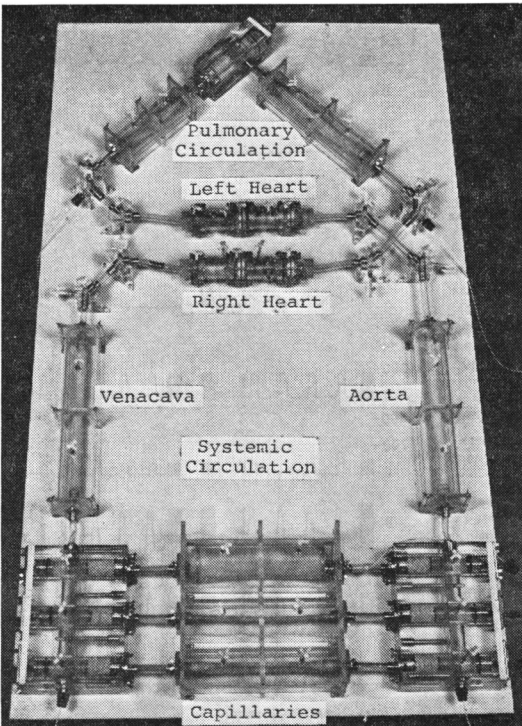


写真3 血液循環モデル全景写真(一巡閉鎖の流体回路系で、血液の代わりに水道水を用いる。大きさはたて \times 横 $=2 \times 1 \text{ m}$)

表2 System parameters of the mechanical simulator

Element	Volume (Vml)	Length (Lmm)	Diameter (ϕ Dmm)	Thickness (tmm)
Heart	160			
Left Atrium	40	75	26	0.3
Left Ventricle	40	75	26	1.0
Right Atrium	40	75	26	0.3
Right Ventricle	40	75	26	1.0
Vessels	1440			
Systemic Circulation	1255			
Aorta	70	300	17	0.5
Capillary Resistance	240	—	—	—
Capillaries				
Storage Area	580	230	57	0.5
Shunt Pathway	30	230	12	1.0
Nutritional Bed	120	230	26	0.5
Connecting Tube	106	200	10	1.0
		800	12	1.0
Connector	14	—	—	—
Venacava	95	300	20	0.3
Pulmonary Circulation	185			
Pulmonary Arteries	70	230	20	0.3
Pulmonary Resistance	40	—	—	—
Connecting Tube	28	150	10	1.0
		150	12	1.0
Connector	7	—	—	—
Pulmonary Veins	40	125	20	0.3
Total	1600ml			

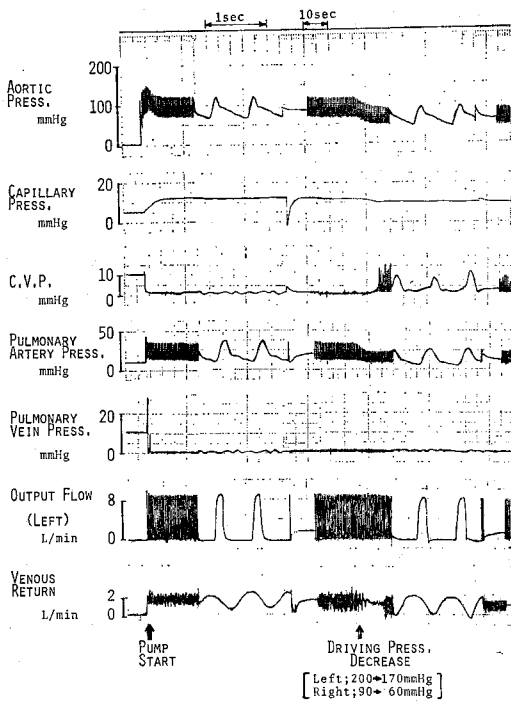


図9 循環モデルの動特性 (I) (ポンプ駆動開始後20秒で安定, その後駆動圧の低下により, 拍出量は低下し, 各部の血圧も変化した.)

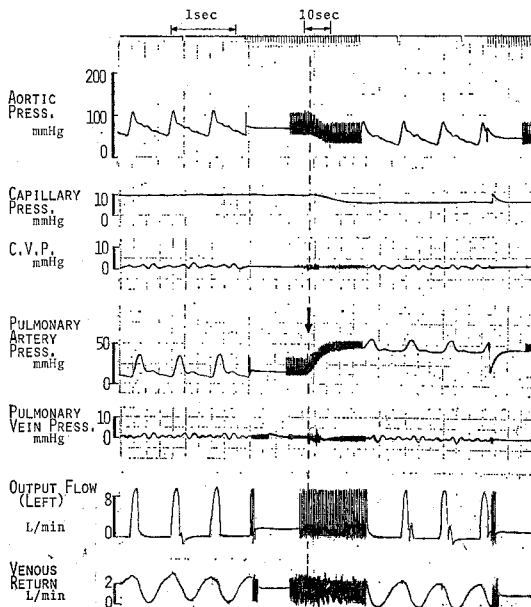


図10 循環モデルの動特性 (II) (肺血管抵抗の上昇が, 体循環系各部の血圧にまで影響を与えた.)

注入し, 各部の血圧 (平均充満圧) を生体と同様 7mmHg に設定する. その際, 回路内の気泡はすべて取除く. 各抵抗部のピストンストロークを基準値に設定し, ポンプ駆動圧力も基準拍出量 (2l/min) となるようあらかじめ左心200mmHg, 右心90mmHg に設定しておく.

図9は初期状態からポンプ駆動を開始した場合の立上り特性を示したものである. モデルにおける動脈圧をはじめとする各部の血圧は約20秒で安定状態となる. さらにその状態から両心のポンプ駆動圧を170, 60mmHg へと下げ, 拍出量低下の状態をつくると, 約15秒で別の安定状態に到達する. その場合, モデルにおける動脈圧, 肺動脈圧の低下と, 中心静脈圧の上昇が顕著であつた.

別の実験として, 図10のごとく, 肺血管抵抗を急激に上昇させた場合の循環系各部への影響を調べた. その結果, 約20秒で別の安定状態へ移行したが, 肺循環系のパラメータ変動に対し, 大動脈

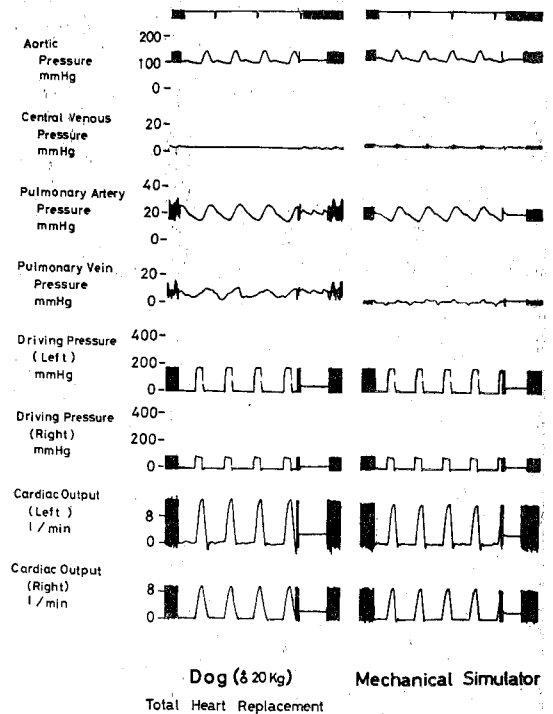


図11 動物実験 (両心置換) と循環モデルの血行動態の比較 (循環モデルを調整することによって動物の血液循環に近い状態が再現できた.)

圧、末梢圧といった体循環系の各部に対しても血圧変化をもたらした。

次に、モデルの駆動部分である人工心臓と同型のものを用いてイヌの生体心の両心を置換する実験を行なった¹⁸⁾。完全両心置換時のイヌの血行動態を計測し、その状態になるべく近い状態をモデルで再現した結果が図11である。ポンプ駆動条件を一致させ、循環血液量、末梢抵抗、弾性管の拘束条件を調整することによつて、図11のごとく、動物実験データを循環モデルによつてほぼ再現することができ、本モデルが基本仕様を十分に満足しうる性能を有していることが確認できた。

VI 考 察

1. 本モデルの特性に関する考察

1) 一巡回路系としての本モデルの特性

工学的解析をベースに構成した血液循環モデルの最大の特徴は、一巡回路系であるという点である。図9から得られた循環系の立上り特性は、一巡回路でなくては取得できないデータである。人工心臓の駆動開始から安定までの過渡的な挙動は動物実験データと酷似しており、安定までに要する時間は、人工心臓を装着した場合の循環平衡時間と近い値が得られた¹⁹⁾。その理由は、生体と循環時間を一致させ、しかも心臓前後の弾性管、および末梢の容量要素の特性が生体と類似していたためと考えられる。血液循環系における安定状態とは、同一回路内にあるパワーの異なる右心、左心2基のポンプが、最終的に末梢インピーダンスとマッチングした状態である。したがつて、システムパラメタのうちの1つが変化する場合、たとえば図10における肺血管抵抗の増大の場合のように、その影響は単に肺循環系各部の血圧変化をひきおこす。この時、ポンプ駆動条件は変化しなくとも、肺動脈圧の大幅な上昇により右心流出負荷が増大し、一種の右心不全をおこし、右心拍出量は減少する。そして左心のポンプ機能は正常でも肺循環から還つてくる流量が減少しているため、左心拍出量は減少し、結果として大動脈圧も低下する。したがつて、末梢圧も低値で安定し、末梢容量の一部は肺動脈系へと volume shift してい

る。このように、簡単なモデルでも一巡回路として構成するだけで、神経系等の特別な制御回路を必要とせず、一巡回路の特性によつて循環系各部の血圧、血流量の大きな変化が観察できる。したがつて、動脈圧、左房圧といった個々の部分の現象変化を調べるには、その部分のみに注目するのではなく、循環系全体のマクロな挙動の追跡過程において個々の状態変化をとらえるべきであり、本モデルを用いれば多くの有益な情報が得られると考えられる。

2) 人工心臓の特性

モデルの駆動部分、すなわち人工心臓の一番の特徴は、心室のみならず心房をも駆動する点である。心房駆動によりポンプへの流入速度変動をおさえ、しかも拍動数が170cpm といった高拍動数領域でも一回拍出量を低拍動数のときと同じく一定に保持できることがわかつた。これにより、今後、安静時から運動時までの幅広いシミュレーションが可能と思われる。しかし、このポンプの拍出量特性は生体心とくらべ、静脈圧変化に対して感受性に乏しい。これは内外の施設で開発されている多くの人工心臓に対してもいえることで²⁰⁾、わずかな心房圧変化に対して拍出量を自動的に変化させる特性をもたせるには、そこに何らかの制御系が必要となる²¹⁾。また、正常心では動脈圧変化に対し、拍出量変化は大きくないが、一般に空気圧駆動の人工心臓では、流出負荷変化に対してポンプ特性が影響を受ける。しかし、本モデルでは末梢抵抗一定で各種循環動態を比較検討するという使い方が多く、その場合、一巡回路の特性から流出負荷変動は小さくおさえられることになり、このポンプ特性でも十分に使用に耐えると思われる。また、動脈圧負荷の増大によつて拍出量の減少傾向を示すという本ポンプの特性が病的心臓の特性と類似しているため、使い方によつては精度の高い心不全のシミュレーションを行なうことも可能と考えられる。

3) 血管系の特性

工学的解析と実験的検討より得られた血管用の各種弾性管内での圧波形は、一応予想どおりのも

のが得られた。特に動脈系に関しては設計どおりの脈圧が得られた。静脈に関しては、肉厚の薄い静脈管が圧平 (collapse) して、正確な静脈圧が得られない場合も存在した。ポンプに接続する静脈側塩ビ管では、 $Re=3,500$ で層流と乱流の境界付近であるが、現実には心房を付加して図4に示したごとくポンプへの流速を低下させても流速変動は残存し、結局静脈弾性管の圧平を招いた。今後はこの部分の設計の際は、圧力波の減衰の問題を考慮し、適切な材質、抵抗値等を決定してゆく必要がある。

末梢抵抗に関しては、通過流量と圧力降下の関係を厳密に設定できる性能を有するものであることを確認した。この部分は神経系の支配を考慮した場合、操作部となる所であり、今後はピストンにサーボ機構を取付けるなどして抵抗の自動制御化を進めてゆくことも重要な課題と考える。

末梢容量要素の存在は、全循環系をすみやかに安定状態へ移行させる上で重要な役割をはたしている。図9において、ポンプ駆動圧の低下とともに末梢圧は12mmHgから10mmHgへ低下し、末梢部に貯留している容量の一部を大静脈へ送り、ただちに新しい安定状態を作っている。また、図10においては、肺循環のパラメータ変化に対しても、体循環末梢容量の一部を肺動脈系へ shift させ、新たな安定状態へ持つてゆくことがみられる。これらの変化は、外部から人為的な制御を加えなくてもおこる現象であり、1)で述べた一巡閉鎖の流体回路系の特徴を示すものといえる。実際は末梢組織における水の出入りなどもあり、また初期状態における平均充満圧が、全体の圧力-流量特性に大きな影響を与えることもわかってきたので、今後、末梢容量特性の精度の向上に関してはそれらを考慮し、また末梢抵抗変化との関連も明確にしながらか末梢部の設計を行なつてゆくことが重要である。

2. 他のシミュレーションモデルとの比較

血液循環系のシミュレーションモデルには過去において、電気モデル、数式モデル、機械式モデルなどが目的に応じて様々な形で考案されてき

た²²⁾。しかし、本モデルの開発目的に掲げたように、一巡回路としてのマクロな挙動を再現しようとする循環モデルは多くはない。一巡モデルでは、Guytonの高血圧機序を調べる大変複雑な数式モデルが有名である²³⁾。また、最近では人工心臓の制御方法やポンプ設計方法を解明するための数式モデルも作製され²⁴⁾、動物実験データの分析に役立つ例もある²⁵⁾。機械式の閉鎖一巡モデルは、内外をみてもほとんど存在せず、わずかに人工心臓のテスト用としてBrightonが1972年に発表したモデルがあるのみである。これは一巡回路といつても、数式モデルにおける集中定数化した容量 (capacitance)、抵抗 (resistance)、慣性 (inertance) をそのまま機械的な表現に置きかえたものであり、本質的には数式モデルと等価である。したがって、機械式モデルから得られるデータは数式による計算結果を上回ることはない。これに対し、今回開発したモデルは、血液循環系の主要構成部分の特性を十分に把握し、各部分の特性が忠実に再現できる機構を設計製作したものである。したがって、設計の段階で圧力伝ばの問題や、心房駆動時の流入特性の問題というような、集中定数化したモデルでは得ることが難しいデータも十分に考慮してモデルの設計ができた。もしもそれらを数式的に求めようとしても、膨大な数の偏微分方程式が並ぶばかりで、そのような数式モデルの構成は不可能に近い。このように、本モデルは、数式モデルとして実現しにくい部分をひとまず機械的に構成することを試みたものであり、このシミュレーションデータは、他のモデルから得られたデータと比べ現実的であるため、動物実験データと比較的容易に検討しあうことができ、今後、より高次元モデル作成のためにも有利と考えられる。

VII 結 語

血液循環系という複雑なシステムを工学的手法を用いて解析、設計した。その結果、人工心臓、弾性管、ピストン-シリンダ形抵抗によつて構成される一巡閉鎖形の血液循環系の機械式モデルが実現した。そのモデルは、生体の血液循環系の主

な部分の圧力-流量関係を十分に再現できる特性を有していることが確認できた。今後は、血液循環系の流体回路を支配する制御機構（神経系）をも開発して、より高性能の循環モデルの作成をめざして研究を進める予定である。

鹽本研究費の一部は（財）日本心臓血圧研究振興会の補助によるものであることをここに付記し、関係各位にお礼を申し上げます。

稿を終るに臨み、工学サイドの永きにわたるご指導と綿密なご校閲を賜った早稲田大学理工学部土屋喜一教授に深甚なる謝意を表します。さらに医学サイドについて懇篤なるご指導とご校閲をいただいた東京女子医科大学日本心臓血圧研究所外科和田寿郎主任教授に深謝し、また本研究を進める上でご協力をいただいた早大土屋研究室および女子医大第一外科医局それぞれの関係諸氏に厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) **Green, H.:** Medical Physics, Vol. 1, The Year Book Medical Publishers, Inc., Chicago, (1944) p.210 [Attinger, E.O. (Editor)] Pulsatile Blood Flow, First Edition. McGraw-Hill Book Comp. New York (1964) より引用。
- 2) 堀原一：静脈帰来、呼吸と循環 20(8)644~655 (1972)
- 3) **Tsuchiya, K et al.:** Pulsatile blood pump and its control. Proc. IFAC Sympto. on control aspects of artificial internal organs (1977)
- 4) 二宮石雄：血管の機能。三島好雄編：血管の話、初版。出光書店、東京 (1973) 99~108頁。
- 5) 板谷松樹：水力学。10版、朝倉書店、東京 (1972) 91~96頁
- 6) 小野敏和・他：血液循環系の制御に関する研究（第1報）。医用電子と生体工学 12 (Suppl.) 34 (1974)
- 7) 梅津光生：血液循環系の機械モデルの開発とその医工学的臨床的評価に関する研究。早大大学院修士論文 (1976) 24~27頁
- 8) 堀江 明：血液循環代行システムの開発に関する研究。早大大学院 修士論文 (1977) 52~62頁
- 9) 佐藤登志郎：体循環系の力学的特性による心拍出量の制御。医用電子と生体工学 13 (1) 26~34 (1975)
- 10) 菅原基晃：人工心臓によって発生する Water Hammer 現象の解析。医用電子と生体工学 12 (3) 160~164 (1974)
- 11) 前掲 5) 224~227頁
- 12) **Bergel, D.H.:** Arterial Viscoelasticity [in Attinger, E.O. (Editor)] Pulsatile Blood Flow, First Edition. McGraw-Hill Book Comp. New York, (1964) p.275~292.
- 13) 岡 小天：レオロジー、初版。裳華房、東京 (1974) 147~150頁
- 14) 奥村敦史：材料力学。10版、コロナ社、東京 (1970) 325~329頁
- 15) 前掲 4) 87頁
- 16) 前掲 5) 124~126頁
- 17) 前掲 5) 146~148頁
- 18) 富野哲夫・他：完全置換型人工心臓の装着法と駆動法。人工臓器 4 (Suppl.) 59 (1975)
- 19) 山越憲一・他：人工心臓および体外循環時における循環平衡時間。心臓 7 (7) 859~860 (1975)
- 20) 阿久津哲造・他：完全人工心臓の最近の進歩。人工臓器 3 (2) 106~108 (1974)
- 21) 山越憲一・他：人工心臓の心拍出量制御による循環平衡特性の改善。人工臓器 4 (6) 369~376 (1975)
- 22) 阿部 裕：シミュレーションの医学応用。医用電子と生体工学 10 (6) 533~537 (1972)
- 23) **Guyton, A.C. et al.:** Circulatory physiology: Cardiac output and its regulation, 2nd Edition. W.B. Saunders, Philadelphia (1973)
- 24) **Tsang, S.H.L. et al.:** Simulation of cardiovascular dynamics with the all pneumatic artificial ventricle system as a replacement of the myocardial function. J. of Biomechanical Engineering 100 35~43 Trans ASME (1978)
- 25) 井街 宏・他：人工心臓を含む循環系ディジタルシミュレーションモデルの有用性について。心臓 10 (1) 85~86 (1978)
- 26) **Brighton, J.A. et al.:** Simulation of the human systemic and pulmonary circulations for teisting artificial hearts. 2nd International JSME Sympo. 229~236 (1972)