

# 電氣的等価回路による循環器系に関する 模型の設計と製作

東京女子医科大学生理学教室 (主任 菊地隼二教授)

田 タ	中 ナカ	一 イチ	郎 ロウ
登 ト	坂 サカ	恒 ツネ	夫 オ
藤 フジ	田 タ	哲 テツ	弥* ヤ

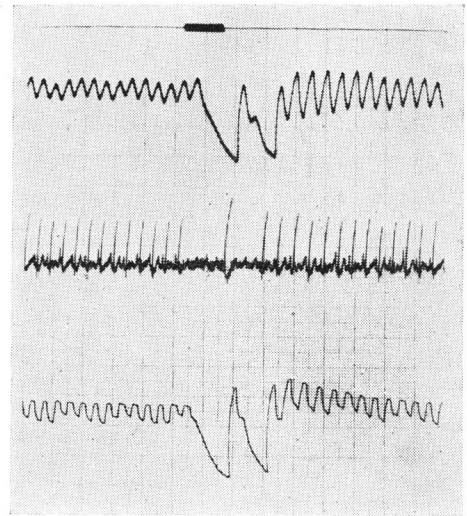
(受付 昭和37年 1月16日)

## 1. 緒 言

循環系の動態力学に関する研究は古くから試みられているが、近年電子工学の発達に伴い、超低周波領域の増巾も可能となる一方圧力の電気変換<sup>5)</sup>

すなわち容量変換法および抵抗変換法 (strain-gauge 法) などが確立され圧力の微細な変化や時間的経緯も記録することが可能となった。またこれらの測定法はカテーテル法の発達に伴って臨床面に広く活用され心疾患には欠くべからざる診断法の一つにまで発展した。他面血流量の測定<sup>3)</sup>は圧測定ほど容易でなく、気泡血流量計, Rotameter, 電磁流量計など各種の測定器が考案されているがこれらはいずれも血流の by-pass 法によるもので実験的段階を出ていない。最近田中および藤田<sup>4)</sup>はサーミスターを応用した恒温熱流量計を製作し、カテーテル法により生体内における各流量の時間的経緯を追求することが可能となりつゝある (第1図は恒温熱流量計による血流の血圧との同時記録を示したものである<sup>4)</sup>)。

このように血圧および血流の動的測定が広く臨



第1図 犬の血流と血圧との同時記録例。上から迷走神経末端刺激のシグナルマーク、恒温熱流量計による動脈平均血流曲線、心電図及びエレクトロマンノメーターによる動脈内圧曲線。迷走神経末端刺激による心週期の延長にともない平均血流および血圧が指数函数的に下降する。迷走神経刺激前の心週期は約0.43秒。(田中および藤田)

**Ichiro TANAKA, Tsuneo TOSAKA and Tetsuya FUJITA** (Department of Physiology, Tokyo Women's Medical College): A model of circulatory system by means of electrical equivalent circuit for medical student.

\* 東京医科大学大学院学生 (外科学専攻)

床上応用されるようになった現在において、それ等に関する基礎的理解が広く臨床医家に要求されるに至った。

しかるに血圧および血流に関する理論的理解は必ずしも容易ではなく、水流を用いた静力学的模型、また2連球を用いた動力学的模型など種々の模型が提出されているがいずれも定量的には充分なものではない。

著者らはこれらの複雑な血行動態に関する種々の要素を電氣的等価回路におきかえ血圧曲線を中心として血行動態の理論の解析を容易にするような簡単な模型を設計、製作した。これらの模型により生理的および病的状態における各要素の定量的分析が容易であり、教育上の模型として有用なものと考えられるのでここに報告する。

## 2. 原 理

血管内を血液が流れる場合、その静力学的並びに動力学的理解が必要なことは言うまでもない。まず静力学面から考えると、いま剛体管中を粘性流体が流れる場合、その定常状態において Poiseuille の法測が適応される<sup>1)2)</sup>。すなわち今2点間の圧差を  $P$ 、その長さを  $l$ 、管の半径を  $r$ 、流体の粘性を  $\eta$ 、単位時間あたりの流量を  $F$  とすれば次のような関係が成り立つ。

$$\frac{P}{F} = \frac{8l\eta}{\pi r^4} \dots\dots\dots (1)$$

ここに  $F$  は次のように表わされる。

$$F = \frac{dQ}{dt}$$

ただし  $Q$  は流体の量、 $t$  は時間とする。

しかし血液は完全粘性体ではなく偽塑性流体と考えられるものであり、また流速が一定以上になると乱流現象がおこるなど厳密な意味では Poiseuille の法測が成立しない。しかし血行の基本的な静力学的分析をする上には粘性と管径がこの式に従つて流動抵抗 ( $\frac{P}{F}$ ) を規定するものと考えてよい。

生体内血行における流動抵抗は (1)式からも明らかのように主として毛細管に存し、末梢抵抗 ( $R_p$ ) と称せられている。

末梢抵抗は  $P$  を平均血圧 (mmHg)、 $V$  を分時搏出量 (cc/min) とすると次のような式で表わされる。

$$R_p = 13.6 \times 980 \times \frac{P}{V} \text{ dyne} \cdot \text{sec/cm}^5$$

この値は正常成人では約1500、高血圧症患者では3000~5000 dyne·sec/cm<sup>5</sup> とされている。

次に動力学的な面から考察するに、血管は compliance (振動系に力  $K$  を加えた時  $x$  だけ変位した時  $\frac{x}{K}$  で表わされる量) を有しており心室収縮期に得た圧縮エネルギーを弾性エネルギーとして保持し、心室拡張期においても圧を保ち収縮期も血流が持続する (室拡張期における大動脈圧及び平均血流の経過は第1図のようである)。

血管壁に加えられた圧とその際壁の伸展により蓄えられる血液量との関係は compliance を  $c$  とすると次のような式で表わされる。

$$P = \frac{1}{c} Q \dots\dots\dots (2)$$

このように compliance と流動抵抗を含む機械系に圧力が加わつた場合の圧及び流れを電気振動系と等価な理論形式で論ずると以下のようである。

まず静力学的関係を示す (1)式には次の式が対応する。

$$\frac{E}{I} = R \dots\dots\dots (3)$$

但し  $E$  は電圧、 $I$  は電流、および  $R$  は電気抵抗を表わす。

流動抵抗  $\frac{8l\eta}{\pi r^4}$  は電気抵抗  $R$  に置き換えることができることになる。また compliance に対しては電気容量が対応する。

$$E = \frac{1}{C} q \dots\dots\dots (4)$$

但し  $C$  は電気容量、 $q$  は電荷とする ( (3)式参照)。すなわち血圧 ( $P$ ) に対しては電圧 ( $E$ )、血流 ( $F$ ) に対して電流 ( $I$ ) および血液量に対しては電荷がそれぞれ対応し、血管系は与えられた電圧に対して電気容量 ( $C$ ) と電気抵抗 ( $R$ ) が並列に存在する等価回路によつて表わされる。

ここに電圧 ( $E$ ) は心室内圧に対応する周期的に与えられるものである故、等価回路について電

気容量（或は電気抵抗）の端子間に生ずる電圧（ $E_t$ ）は、 $E$ が加わった時（心室収縮期に対応）には与えられた電圧（ $E$ ）と同じ時間的経過を示すものである。 $E$ が消失した時（心室弛緩期に対応）は次式に示されるような指数函数的時間経過に従って圧の変化が起る（但し電源回路を介しての放電電流は無視できる量とする）。

$$\frac{E_t}{E} = e^{-t/RC} \dots\dots\dots (5)$$

たゞし $e$ は自然対数の底とする。 $R \cdot C$ は $E_t$ の下降の時定数である。 $E_t$ は零に至らないうちに次の電圧が加わる場合には電圧は零になることがない。生体においては動脈血圧が零に至るはるかに前に次の室収縮期が到来するので零に至らず収縮期圧、すなわち血管系の時定数および心週期で定まる最低血圧を生ずる。

以上主として圧を中心に述べたが、血流（又は電流）は次のように表わされる。収縮期における心室からの total output ( $F_s$ ) は (1)および (2) 式より

$$F_s = c \frac{\partial P}{\partial t} + \frac{P \pi r^4}{8 l \eta} \dots\dots\dots (6)$$

但し、 $F_s \geq 0$

等価回路において式 (6)に対応するものは式 (3)

および (4)より

$$I = C \cdot \frac{\partial E}{\partial t} + \frac{E}{R} \dots\dots\dots (7)$$

但し、 $I \geq 0$

また室拡張期における総血流 ( $F_d$ ) は次の如く表わされる。

$$F_d = -\frac{P \pi r^4}{8 l \eta} \exp -t \cdot \pi r^4 / 8 l \eta c \dots\dots\dots (8)$$

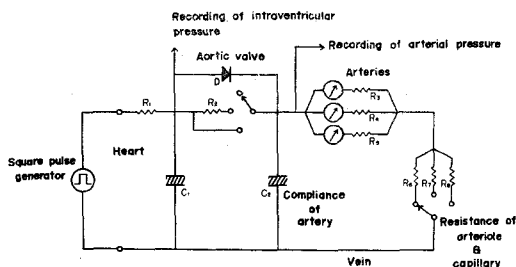
但しここにおける $P$ は収縮期圧を表わす。等価回路において式 (8)に対応するものは次の如くである。

$$I = -\frac{E}{R} \exp -t/RC \dots\dots\dots (9)$$

但し、生体における血流の時間的経過はこれにくらべて甚だ複雑なものである。

### 3. 設計ならびに製作

以上のごとく循環器系における各機械的要素を電気的要素におきかえて、実際には第2図のような大循環系の電気的模型を製作した。



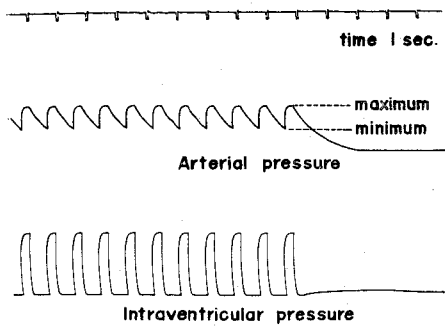
第2図 循環器系に関する電気的等価回路 (説明本文参照)

すなわち心臓（左心室内圧）としては短形波発生装置を、大動脈弁にはゲルマニウム、ダイオード ( $D$ ) を、動脈の compliance としてはコンデンサー ( $C_2$ ) また、末梢抵抗としては電気抵抗 ( $R_6$ ) が用いられ、短形波発生装置に対して  $D$  が直列に  $C_2$  と  $R_6$  が並列に接続された回路である。以下各々の要素別に説明する。

心臓（心室内圧）に対応するものは短形波発生装置 (Square pulse generator)、抵抗 ( $R_1$ ) および容量 ( $C_1$ ) から成り立っている。 $R_1$  は短形波発生装置の内部抵抗であり、これは血管系の流動抵抗に相当する抵抗値に較べて非常に小さいものである。短形電圧による  $C_1$  の充放電の時定数は  $C_1 \cdot R_1$  で表わされ、これは比較的小さいもので実際記録される心内圧曲線に近くなるようにこの値は定められた。

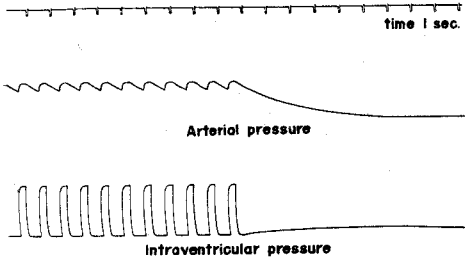
大動脈弁に相当するものはゲルマニウム・ダイオード ( $D$ ) を使用した。この場合逆方向の抵抗は無敵大でないが末梢抵抗 ( $R_6, R_7$  或は  $R_8$ ) はこれより遥かに小さく設計されているので実際には  $C_2$  の放電時にダイオードの逆向き電流は無視できる。

血管系についてはその compliance および末梢抵抗に対応するものは第2図におけるコンデンサー  $C_2$  および抵抗  $R_6$  (或は  $R_7$ , 又は  $R_8$ ) である。 $(R_3, R_4$  および  $R_5$  については後述する)。  $R_6$  は正常末梢抵抗に対応するもので、 $R_7$  は  $R_6$  の約3倍、 $R_8$  は更にそれより大きな値でいずれも末梢抵抗の増大した場合に対応するものである。すでに述べたように心室拡張期における動脈圧の下



Ex.1 Normal

第3図 等価回路による動脈圧と心内圧との同時記録(そのⅠ) 正常例 時標は1秒。



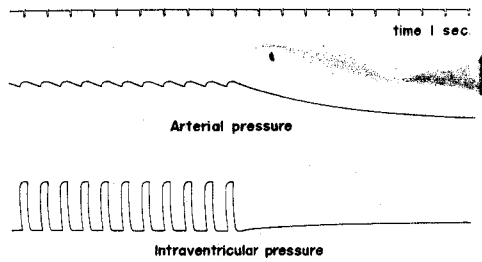
Ex.2 Arteriosclerosis (I)

第4図 等価回路による動脈圧と心内圧との同時記録(そのⅡ) 動脈硬化例。正常例に較べて心停止時における圧降下の時定数がいちじるしく延長している点に注意(時定数は正常例の約3倍)。

降の時定数は  $C_2 \cdot R_6$  (或は  $C_2 \cdot R_7$ , 又は  $C_2 \cdot R_8$ ) で表わされる。  $C_2 \cdot R_6$  の値は生体における実験例に一致するように定めた。第3図は本装置による正常例における心室内圧と動脈圧との同時記録例を示したものである(圧は第2図における矢印、Recording of intraventricular pressure および Recording of arterial Pressure より各々導出)。記録の後部で収縮期および停止時における圧下降の経過を示した(第1図に示された生体における実験例と比較参照されたい)。

第4及び第5図はそれぞれ末梢抵抗を順次  $R_7$ ,  $R_8$  と大きくした状態(すなわち細動脈硬化症に対応)における記録を示したものである。動脈硬化症では症例によつて末梢抵抗の変化に加うるに

compliance の変化が無視できないと思われるが、この模型では2者を独立に変化させることができるわけである(第2図の回路において便宜上 compliance は一定とした)。第4および第5図に示されるようにこれらの例では時定数の延長により最低血圧は上昇を示す。この際生体においては、末梢抵抗が増大すると一定血流量に保つよう心臓の補償機構が働き、心室圧は増加する。従つて動脈における最高血圧も上昇を示すが、第4および第5図の記録例では心室圧は正常と等しくした。



Ex.3 Arteriosclerosis (2)

第5図 等価回路による動脈圧と心内圧との同時記録(そのⅢ) 高度の動脈硬化例。更に上昇し圧下降の時定数は更に延長を示す。

血流は大動脈弁を経て各動脈に分流する。この回路では便宜上  $R_3$ ,  $R_4$  および  $R_5$  で代表して示してあるが、これらの各抵抗値は生体における動脈各分枝の既知の流量の逆比になるように定められた。ちなみに冠動脈の分時血流量を1とした場合、脳循環は4.5、肝循環は7.5(肝動脈1.5および門脈6.0)、腎循環が5及びその他9.5とすると、それぞれの抵抗値( $R_a, R_b, R_c, R_d$ 及び $R_e$ )の間に次の関係が成立するというようにした。

$$R_a : R_b : R_c : R_d : R_e = 1 : 1/4.5 : 1/7.5 : 1/5 : 1/9.5$$

またこの模型ではこれ等の抵抗は末梢抵抗を表わすものではないから次の関係が成り立つ必要がある。

$$\frac{1}{R_a} + \frac{1}{R_b} + \dots + \frac{1}{R_n} \gg \frac{1}{R_5}$$

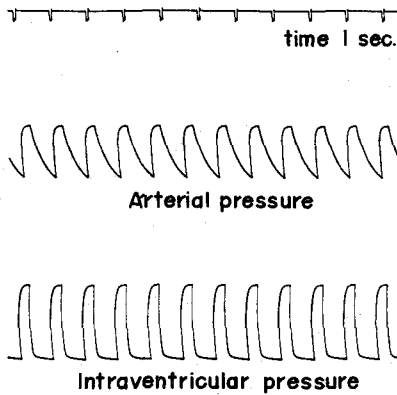
図に示すごとく各抵抗には直列に電流計が挿入されており、それ等により各動脈の血流量が読め

るようにした。この血流量の時間的な記録をするためには各々の抵抗値を2つに別ける。例えば、

$$R_n = R_{na} + R_{nb}$$

とし  $R_{na}$  は  $n$  に無関係に一定値として  $R_{nb}$  の端子電圧を誘導し、オシログラフで記録すればよい。但し、この模型では動脈の血流波型 (pulsatile flow wave) については複雑になるので考慮されていない故、平均血流として考えるべきである。

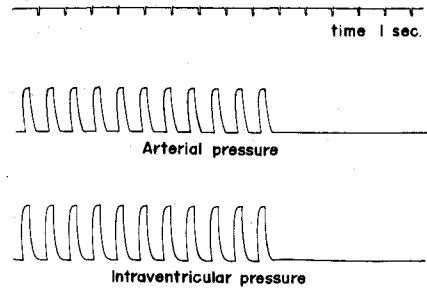
次に第2図でゲルマニウム・ダイオード (D) の下に記載されているロータリスイッチを切替え



#### Ex. 4 Aortic insufficiency

第6図 等価回路による動脈圧と心内圧との同時記録。(そのIV) 大動脈弁閉鎖不全例

ることにより上から正常の大動脈弁、弁不全及び弁欠損の場合にそれぞれ対応する状態を表わす。弁不全の場合 ( $R_2$  の端子にした場合) には  $C_2$  の放電電流は末梢を流れるものと  $R_2$  を流れるものとの和になるが  $R_2$  は末梢抵抗に比較して小さな値にしてあるのでこの際の  $C_2$  放電の時定数は  $C_2 \cdot R_2$  できまる。この場合の動脈圧を心室圧と



#### Ex. 5 Defect of aortic valve

第7図 等価回路による動脈圧と心内圧との同時記録。(そのV) 大動脈弁欠損例。心停止時における圧下降の時定数は零に近い。

同時に記録したものが第6図である。図より明らかなように圧降下の時定数は減少し、その結果最低血圧の低下がみられる。生体においては大動脈弁の完全欠損は存在しないが、模型実験でその場合ロータリスイッチを一番下の端子に接続した際を考えてみると、 $C_2$  の放電は  $R_1$  を通つて行なわれる結果、大動脈圧の経過は心室内のそれと全く等しくなる。大動脈の拡張期圧の下降の時定数は  $R_1 \cdot C_1$  すなわち零に近く、最低血圧は心室の拡張期圧に等しい。第7図はその際の記録を示したものである。

#### 文 献

- 1) **Catton, W.T.:** Physical methods in physiology. Philosophical Library, Inc., New York (1957)
- 2) **Rushmer, R.F.:** Cardiac diagnosis, A Physiologic approach. W.B, Saunders Co., Philadelphia (1956)
- 3) 田中一郎・藤田哲弥: Thermistor を用いた electronic flowmeter, 恒温熱血流計の試作. Medical Apparatus Culture 2 754 (1961)
- 4) 田中一郎・藤田哲弥: 未発表.
- 5) 富田恒男・米満澄・待山昭二: 心臓カテーテルによる圧測定の理論. 臨床病理 2 107 (1953)