From the First Surgical Department, Tokyo University School of Medicine

(Director: Professor K. Shimizu, M. D.)

A New Method to Eliminate the Distortions in Ballistocardiogram

By

KENTARO ISONO

(Received for Publication, Sep. 7, 1956)

バリストカルディオグラムひずみの歪を除去する一新方法

醫學士 工學士 磯野健太郎

東京大學醫學部清水外科教室 (主任 清水健太郎教授)

Chapter I. Introduction

In modern surgery, it has become important to grasp every moment the circulatory status of the patients under operation. So I intended to apply the ballistocardiography to the surgical operation. Namely I planned to use a table-type ballistocardiograph as an operating-table, and whenever surgeons take off their hands from the patient, they can see the cardiac output of the patient. Because of the construction, it is the Starr-type table only that is fit for this purpose. But it has been pointed out that the ballistocardiogram, which was recorded by the Starr-type table, involved much distortions^{44, 47}. So I endeavoured firstly to eliminate these distortions, and completed a new method mentioned below.

At first, considering the Starr-type ballistocardiography as a forced vibration of a vibrating system which had second degree of freedom^{47, 48, 49} the nature of the distortions due to resonances was analysed dynamically. Then secondly this mechanical vibrating system was converted into the equivalent electrical circuit^{48, 50}, and a new circuit which had the inverse characteristics to the equivalent circuit was designed. By interposing this newly designed circuit, the distortion-eliminator, between the table and the recorder, the distortions could be eliminated in brief, and in calibration too, by the theory of the equivalent circuit, the force which was given to the body at every heart beat, that is the ballistic force, could be calculated numerically simply.

Changing the constants of the distortion-eliminator, this apparatus can be applied to all table-type ballistocardiographs.

Chapter 2. Dynamical analysis of the ballistocardiography

The table-type ballistocardiography can be considered as a forced vibration of a vibrating system which has second degree of freedom^{47, 48, 49}. (Fig. 2) The equation of motion becomes as (2.1), and the solution of which becomes finally as (2.5). Applying this formula to our Starr-table, the relations in Fig. 3 were obtained.

In order to eliminate the distortions of a ballistocardiogram, we must expand it into the Fourier-series in 1-16 c. p. s., correct them in amplitude and phase in each frequency by means of this graph, and recompose them again, but this is dynamically very complicated and difficult.

We, therefore, analyse this problem by replacing the mechanical vibrating system with the electrical vibration^{48, 50}. The mechanical system can be converted into the equivalent electrical circuit as shown in Fig. 4, and the relation between the force $F(t)$ and the velocity of the table $\dot{x}(t)$ in the mechanical system becomes equal to the relation between the source voltage $e(t)$ and the current $i(t)$ in the electrical system.

Chapter 3. Distortion eliminator

If an electrical circuit which has the inverse characteristics to the equivalent circuit in Fig. 4. can be constructed, the distortion-eliminated ballistocardiogram can be obtained by interposing the inverse circuit between the table and the recorder and adjust its constants to the patient's. (Fig. 5)

Such inverse circuit was found as Fig. 8 (Fig. 6-Fig. 7) (3.1)-(3.9) If we consider the Dock-type ballistocardiograph as a vibrating system which has second degree of freedom⁴⁹ and apply this theory,

we find the equivalent circuit as Fig. 9 and we can construct similar distortion-eliminator. (3. 10) - (3. 11)

Chapter 4. Experiment and results.

Fig. 10 shows this apparatus when it operate, and Fig. 12 shows its regulating board. During the displacement- or velocity-ballistocardiogram is recorded, the natural frequency of the body f_b can be obtained by tapping the patient on the top of the head in the direction of the body-axis. Changing the q -value, a constant which represents the damping nature of the body, from 1 to 7, we determine the constants (L_1 , C_1 , R_1 , l_1 , c_1 , r_1 , l_2 , c_2 , r_2) of the distortion-eliminator (Fig. 12) (Fig. 8) for each q -value by previously calculated graph (Fig. 11). At each time we tap the patient on the top of the head and find at which q -value of the swinging wave is damped only in one wave. If such q -value is found, the wave at that constants of the distortion-eliminator is the pursued distortion-eliminated ballistocardiogram.

Fig. 13 and Fig. 14 show how the ballistocardiogram is amended by changing the f_b and q of the distortion-eliminator constants, and Fig. 15 shows above mentioned distortion-eliminated ballistocardiograms, and the apparent increase of the wave is recognized after the exercise when the cardiac output is imagined larger. The calibration was done by the first method mentioned in the next chapter.

Chapter 5. Calibration

1st method: Laying the body on the table, a known force is added to the table by putting an excentrically loaded motor on the table.

2nd method: Taking down the body from the table, adding a known force to the table, the calibration can be made from the previously measured constants of the body.

3rd method: A method to add a known force directly to the body which lies on the table.

In every method we consider the equivalent

circuit, and we can calculate the ballistic force numerically.

Chapter 6. Discussion

For the natural frequency of the human body is 3-7 c. p. s., and the significant frequency of the ballistocardiogram, when expanded in Fourier-series, is 1-16 c. p. s., the distortions due to resonances of each other can not be eliminated in brief. But when this method is applied, the distortions can be eliminated in the very inverse mechanism in which they are made.

If this method is combined with the experiments with cadavers^{52,53}, the vibrating characteristics of the body will able to be analysed.

There are many questions in evaluating the stroke volume by means of ballistocardiogram, but it is thought that the conclusion about this problem is not still obtained so long as comprehensive experiments are not performed by the distortion-eliminated apparatus.

As in surgical operation, when the same patient lies on the same table and it is imagined that fairly large changes in the circulatory system occurs in relatively short time, if several ballistocardiograms are recorded by distortion-eliminated apparatus and compared with each other, it is considered that it is reasonable to evaluate the change of the stroke volume according to the change of ballistocardiograms.

At any rate, comprehensive animal-experiments by the distortion-eliminated apparatus must be performed. And this method will simply offer distortion-eliminated ballistocardiograms of tachycardial animals too.

Chapter 7. Summary and conclusion

Considering the table-type ballistocardiography as a forced vibration of a vibrating system which had second degree of freedom, a new method which eliminated simply the distortions of ballistocardiograms was mentioned and the correlating problems were discussed.

第1章 緒 言

近年外科學に於ては、麻酔學・抗生物質および手術時病態生理學等の發達により、手術侵襲が飛躍的に増大ししばしば患者の生命の限界近くに達することが多くなったので、術中の患者管理、殊に刻々の循環状態の正確迅速な把握が臨床上極めて重要となつてきた。これに對する従来の検査法として一般には、脈搏・呼吸・血壓等いわゆる臨床症状の他には時に心電圖が検査される位であるが、殊に循環系に急激甚大な變化を與え、之に對する救急の處置が要請される近代外科手術に對しては、決して十分とはいえない状態にある。

この時、1939年 Starr⁴¹⁾により始めて組織的研究が發表されて以來、多くの研究者によつて追求されたバリストカルディオグラフィを見ると、これは當初生體に何らの侵襲を加えることなく、連續的に心搏出量 (stroke volume) を測定せんとしたものであり¹⁻⁴³⁾、同一個人が短時間内に大なる循環状態の變化を來す外科手術患者の場合がその最も適宜となることは明かである。そこで私は之を外科的に應用せんと試みた。

即ち若しテーブル型バリストカルディオグラフィ⁴⁶⁾をそのまま手術臺として用いる時は、術者が一寸手を離すことにより、即座に患者の心搏出量が求められて、直ちに所要の處置がとられることとなり、従来の如何なる方法も企て及ばなかつた患者管理の進歩がなしとげられると考えられたからである。

バリストカルディオグラフィは最初 Starr 型テーブルのみが行われていたが、これによつて得られた曲線には種々の歪が入ることが指摘され^{44, 47)}、Nickerson⁴⁴⁾・von Wittern⁴⁸⁾らによつて歪の少い装置が案出された。けれどもこれら改良型テーブルは或いは操作が複雑で被検者の呼吸を止めさせねばならず、或いは患者の上部に複雑な構造物がある等のために、到底我々外科醫が手術臺として用いることの不可能なものであつて、上述の様な應用に適當なものは Starr 型テーブル^{1, 46)}のみである。

そこで私は、この Starr 型テーブルによるバリストカルディオグラフィの歪を簡単に取除こうと試み、次の一新方法を完成したのでここに報告する。

即ち先づ Starr 型バリストカルディオグラフィを自由度2なる振動系の強制振動とみなして⁴⁷⁻⁴⁹⁾、共振現象により生ずる歪の性質を力學的に解明し、次にこの機械的振動系を等價回路によつて電氣的振動系におきかへ^{48, 50)}新たにこの振動系の等價回路と逆の特性をもつ様に設計された新らしい電氣回路を歪除去器と名付け、この歪除去器をテーブルと記録器の間に挿入することによつて、上述の歪を簡単に除去し、又較正にも等價回路の理論を用いて、一搏動毎に生體がうける力即ちいわゆる ballistic force を簡単に算出しうる様にしたものである。

第6章考按の(3)にのべる様に、バリストカルディオグラフィから、心搏出量 stroke volume を云々することに

は今後研究さるべき種々の問題があるが、この方法により少くとも従来より遙かに正確な ballistic force の曲線がえられたと信ぜられる。

尚この方法は後述する様に、歪除去器の係数をかえれば、他のバリストカルディオグラフィにも適用しうるものである。

第2章 バリストカルディオグラフィの力學的解析

一搏動毎に生體が受ける力即ち、いわゆる ballistic force を今假に第1圖(1)の様に考えると、之を Fourier の級數に展開すれば第1圖(2)のようになる。一方テーブル

Fig. 1. Schematic ballistic force. (Force given to the body at every heart beat.)

Fig. 2. Mechanical vibrating system.

型バリストカルディオグラフィは Smith & Rosenbaum⁴⁹⁾・von Wittern⁴⁸⁾・および Nickerson⁴⁷⁾らの指摘する様に、力學的には第2圖の様な自由度2なる振動系の強制振動とみなすことが出来るから、結局 Fourier の級數に分解した1つの力 $F_0 \cos \omega t$ が生體 m に働く時のテーブル M の動き x を出して、之を1から約16 c. p. s. まで合成するとそれがバリストカルディオグラフィになるわけである。

今 Starr のテーブルについて考えると $S=0$ となるから、運動の方程式は次のようになる。

$$\left. \begin{aligned} M \frac{d^2 x}{dt^2} + Gx + g(x - x_1) + s \left(\frac{dx}{dt} - \frac{dx_1}{dt} \right) &= 0 \\ m \frac{d^2 x_1}{dt^2} + g(x_1 - x) + s \left(\frac{dx_1}{dt} - \frac{dx}{dt} \right) &= F_0 \cos \omega t \end{aligned} \right\} \dots (2.1)$$

但し M = テーブルの質量
 m = 生體の質量

G = テーブルのスティフネス
 g = 生體のスティフネス
 x = テーブルの変位
 x_1 = 生體の変位
 S = テーブルのダンピング = 0
 s = 生體のダンピング (制振係数)

ここで

$$\frac{G}{M} = \Omega_t^2 = (\text{テーブルの固有圓振動数})^2$$

$$\frac{g}{m} = \omega_b^2 = (\text{生體の固有圓振動数})^2$$

$$\frac{s}{M} = \alpha = \frac{\text{生體の制振係数}}{\text{テーブル質量}}$$

$$\frac{m}{M} = \mu = \frac{\text{生體質量}}{\text{テーブル質量}}$$

$$\frac{F_0}{m} = f_0 = \frac{\text{力の最大値}}{\text{生體質量}}$$

とおくと, (2.1)は

$$\left. \begin{aligned} \frac{d^2x}{dt^2} + \Omega_t^2 x - \omega_b^2 \mu (x - x_1) - \alpha \left(\frac{d^2x_1}{dt^2} - \frac{dx}{dt} \right) &= 0 \\ \frac{d^2x_1}{dt^2} + \omega_b^2 (x_1 - x) + \frac{\alpha}{\mu} \left(\frac{dx_1}{dt} - \frac{dx}{dt} \right) &= f_0 \cos \omega t \end{aligned} \right\} \dots (2.2)$$

となる. 之から x_1 を消去して x のみの方程式とする

$$\left[\left(\frac{d^2}{dt^2} + \Omega_t^2 \right) \left(\frac{d^2}{dt^2} + \frac{\alpha}{\mu} \frac{d}{dt} + \omega_b^2 \right) + \mu \frac{d^2}{dt^2} \left(\frac{\alpha}{\mu} \frac{d}{dt} + \omega_b^2 \right) \right] x = \mu f_0 \left(\omega_b^2 \cos \omega t - \frac{\alpha}{\mu} \omega \sin \omega t \right) \dots (2.3)$$

これを $x = A \cos(\omega t + \epsilon)$ とおいてとくと,

$$x = \sqrt{\frac{\mu^2 f_0^2 \omega_b^4 + \alpha^2 f_0^2 \omega^2}{C^2 + D^2}} \cos \left(\omega t + \tan^{-1} \frac{C \alpha \omega + D \mu \omega_b^2}{C \mu \omega_b^2 - D \alpha \omega} \right) \quad (2.4)$$

$$\text{但し } \begin{cases} C = \omega^4 - \omega_b^2 \omega^2 - \Omega_t^2 \omega^2 + \Omega_t^2 \omega_b^2 - \mu \omega_b^2 \omega^2 \\ D = \frac{\alpha}{\mu} \omega^3 - \frac{\alpha}{\mu} \Omega_t^2 \omega + \alpha \omega^3 \end{cases}$$

この形では不便なのでこれをディメンションのない形にするため

$$f = \frac{\omega_b}{\Omega_t} = \frac{\text{生體の固有圓振動数}}{\text{テーブルの固有圓振動数}}$$

$$g = \frac{\omega}{\omega_b} = \frac{\text{強制力圓振動数}}{\text{生體の固有圓振動数}}$$

$$x_{st} = \frac{F_0}{G} = \text{力 } F_0 \text{ が加わった時のテーブルの静的撓み}$$

$$s_c = 2m\omega_b = \text{生體の限界制振}$$

の様におくと,

$$x_{st} = \sqrt{\frac{1 + 4 \frac{s_c^2}{s_c^2} g^2}{E^2 + 4 \frac{s_c^2}{s_c^2} g^2 F^2}} \cdot \cos \left(\omega t + \tan^{-1} \frac{2 \frac{s_c}{s_c} g (E + F)}{E + 4 \frac{s_c^2}{s_c^2} g^2 F^2} \right) \quad (2.5)$$

$$\text{但し } \begin{aligned} E &= g^4 f^2 - g^2 f^2 - g^2 + 1 - \mu g^2 f^2 \\ F &= f^2 g^2 - 1 + \mu f^2 g^2 \end{aligned}$$

實際私の使用した Starr 型テーブル (テーブル質量 = 18.1 kg, 自然振動数 = 25.7 c.p.s.) に體重 60 kg, 自然振動数 = 6, $\frac{s}{s_c} = 0.2$ の人間をのせたとして (2.5) 式から

Fig. 3. Effect of resonances

計算してみると第3圖のようになる. 即ちかかる振動系に於ては, 力 $F_0 \cos \omega t$ を観測値 x で表現せんとする場合, 力の周波数 $f = \frac{\omega}{2\pi}$ によつて, 第3圖の如く振幅も位相も異つた比率で伝えられるので, これらを周波数 1~16 c.p.s. に於て合成したものである所のバリストカルディオグラムは當然様々な歪を含むものとなるわけである. 人體の自然振動数 3~7 c.p.s. を外した自然振動数を有する装置を用いれば, 共振の影響を避けうる様にいわれることもあるが, バリストカルディオグラムを Fourier の級数に展開すれば, 約 1~16 c.p.s. が有意となりこの中に當然 3~7 c.p.s. が入ってくるので, その様に簡単にゆかぬという事実をも又この圖は示している. この歪を除くには, 逆にバリストカルディオグラムを Fourier の級数に展開して, 周波数毎に振幅と位相の補正をなした後再び合成すればよいわけであるが, 被検者によつて質量 m は勿論, 相當するバネおよびダンピングの係数が異ってくるので, その計算は極めて繁雜となり事實上ほとんど不可能である.

そこでいわゆる等價回路を用いて, 機械的振動を, より考察並びに計算に便利な電氣的振動に變換して検討す

Fig. 4. Equivalent circuit

る方式が考えられる^{48,50)}。即ち第4圖右上の様に質量 M をインダクタンス L に除く、ダンピング S を抵抗 R ということにおきかえてゆくと、上の様な機械的振動系は下の様な回路に等価におきかえられ、上圖における生體 m にはたらく力 $F(t)$ とそれによつて生ずるテーブル M の速度 $\dot{x}(t)$ の関係は、下圖における電源電圧 $e(t)$ と電流 $i(t)$ の関係と等しくなり、相互間に全く同様の歪を生ずることになる。この様に考えやすい電氣の形にして歪を解析し、装置の改良をしたのが von Wittern⁴⁸⁾ であるが、そのテーブルは前述の様に構造上外科醫が手術臺として用いるには不適當である。そこで私は次にのべる様な歪除去器 distortion-eliminator を用いてはどうかと考えたのである。

尙力學的考察では簡単のため $S=0$ として Starr のテーブルのみを考えていたが、電氣回路に於ては一般のあらゆるテーブル型バリストカルディオグラフに適用しうる形で考察をすすめる。

第3章 歪 除 去 器

先ず原理をのべる。第5圖において、心搏動によつて生體がうける力、即ち ballistic force の波形を圖式的に

Fig. 5. Principle of distortion-eliminator.

2山の原波 original wave とすれば、それが生體からテーブルへつたわつて、テーブルの變位又は速度として觀測されるまでには、既述の様に様々な歪を含んで圖式的に3山であらわした歪波 distorted wave となり、現在はこれが記録されているわけである。しかし若しテーブルと記録器の間に、この振動系と全く逆の歪を與える様な機構が挿入されたとすると、3つ山の歪波は全く逆の機序で歪が除かれて、圖の様に原波即ちもとの力の波形となつて記録されることとなり、即ちこの機構は歪除去器 distortion-eliminator といふ。處が前述の如く、等價回路はこの振動系と全く同様な歪を與えるから、若し等價回路と逆の特性をもつ回路が出来れば、それは求める歪除去器となりうるわけである。

次にその逆回路の求め方をのべる。第6圖(1)の $F(t)$ に對する $\dot{x}(t)$ (テーブルの速度) の関係は(2)の $e(t)$ に對する $i(t)$ の関係に等價である。しかるに(2)の関係は相反定理 reciprocity theorem により(3)の $e(t)$ と $i(t)$ の関係に等しいから、その関係を對稱座標法により求めると、

$$i = \frac{Z_2}{Z_1 + Z_2} \cdot \frac{1}{j\omega l} e \quad \text{但し} \quad j = \sqrt{-1} \quad \omega = 2\pi f \quad \dots\dots(3.1)$$

Fig. 6.

ここに

$$\left. \begin{aligned} Z_1 &= j\omega L + \frac{1}{j\omega C} + R = \Omega_0 L \left[\frac{1}{Q} + j \left(\frac{\omega}{\Omega_0} - \frac{\Omega_0}{\omega} \right) \right] \equiv \Omega_0 L P(\omega) \\ Z_2 &= \left(\frac{1}{j\omega l} + \frac{1}{\frac{1}{j\omega c} + r} \right)^{-1} \\ &\equiv \omega_0 l \left[-j \frac{\omega_0}{\omega} + \frac{1}{-j \frac{\omega_0}{\omega} + \frac{1}{q}} \right]^{-1} \equiv \frac{\omega_0 l}{p(\omega)} \\ \Omega_0 &= \frac{1}{\sqrt{LC}}, \quad Q = \frac{\Omega_0 L}{R} = \frac{1}{\Omega_0 CR}, \quad \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{lc}}, \\ q &= \frac{\omega_0 l}{r} = \frac{1}{r \omega_0 c} \end{aligned} \right\} \dots\dots(3.2)$$

(3.1)式を書き直せば、

$$i = \frac{\frac{\omega_0 l}{p(\omega)}}{\Omega_0 L P(\omega) + \frac{\omega_0 l}{p(\omega)}} \cdot \frac{1}{j\omega l} \cdot e = \frac{1}{k P(\omega) p(\omega) + 1} \cdot \frac{1}{j\omega l} \cdot e \quad (3.3)$$

$$\left. \begin{aligned} \text{但し} \quad P(\omega) &= \left[\frac{1}{Q} + j \left(\frac{\omega}{\Omega_0} - \frac{\Omega_0}{\omega} \right) \right] \\ p(\omega) &= \left[-j \frac{\omega_0}{\omega} + \frac{1}{-j \frac{\omega_0}{\omega} + \frac{1}{q}} \right] \\ k &= \frac{\Omega_0 L}{\omega_0 l} \end{aligned} \right\} \dots\dots(3.4)$$

今第7圖の様な回路を構成すると、

$$i_1 = e_1 \left(\frac{1}{Z_{11}} + \frac{1}{Z_{12}} \right) \quad \dots\dots(3.5)$$

但し

Fig. 7.

$$\left. \begin{aligned} Z_{11} &= \left[\frac{1}{R_1} + \frac{1}{j\omega L_1} + j\omega C_1 \right]^{-1} \\ &= \Omega_{10} L_1 \left[\frac{\Omega_{10} L_1}{R_1} + j \left(\frac{\omega}{\Omega_{10}} - \frac{\Omega_{10}}{\omega} \right) \right]^{-1} \\ Z_{12} &= \frac{1}{j\omega C_1} + \frac{1}{\frac{1}{j\omega l_1} + \frac{1}{r_1}} \\ &= \frac{1}{\omega_{10} C_1} \left[-j \frac{\omega_{10}}{\omega} + \frac{1}{-j \frac{\omega_{10}}{\omega} + \frac{1}{\omega_{10} C_1 r_1}} \right] \\ \Omega_{10} &= \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}}, \quad Q_1 = \frac{R_1}{\Omega_{10} L_1}, \quad \omega_{10} = \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}}, \\ q_1 &= \omega_{10} C_1 r_1 \end{aligned} \right\} \dots (3.6)$$

今 $\Omega_{10} = \Omega_0$, $Q_1 = Q$, $\omega_{10} = \omega_0$, $q_1 = q$ とすれば... (3.7)

$$\begin{aligned} Z_{11} &= \frac{\Omega_{10} L_1}{P(\omega)}, \quad Z_{12} = \frac{1}{\omega_{10} C_1} p(\omega) \text{ となり,} \\ i_1 &= e_1 \left(\frac{P(\omega)}{\Omega_{10} L_1} + \frac{\omega_{10} C_1}{P(\omega)} \right) = \frac{\omega_{10} C_1}{p(\omega)} (kP(\omega)p(\omega) + 1) e_1 \quad (3.8) \end{aligned}$$

但し $k = \frac{\omega_{10} l_1}{\Omega_{10} L_1}$ とする (3.9)

さらに何らかの方法でこの出力 i_1 に $\omega \cdot p(\omega)$ の形の變形を與えれば、その出力 $\omega \cdot p(\omega) (kP(\omega)p(\omega) + 1) e_1$ となり (3.3) 式の形の逆形を得ること、即ち (3.3) 式により變形された波形の起電力を、その回路を通して更に變形することにより、原形をうる事が出来る。 (∞ : 比例)

その方法として第8圖の様な回路を考える。即ちテ

Fig. 8. Inverse circuit

ーブルの運動速度に比例した起電力を得る装置、即ちピックアップから第7圖の回路に接続するが、その電流に比例し且つ周波数に比例する様な電圧をうるため、變壓器 T を挿入する。適當な變壓器であれば五極真空管 V の格子にかかる電圧は $j\omega M$ の形となり、従つてその出力回路に圖の様に $p(\omega)$ なる特性をもつ回路を挿入することにより、その出力は、

$$v \propto p(\omega)(j\omega M)g_m \quad (\infty : \text{相似})$$

但し g_m : 真空管の相互コンダクタンスの形になる。

この際にピックアップ及び T の一次側のインピーダ

ンスは $Z_{11} \cdot Z_{12}$ の回路のインピーダンスに比して十分小さくとり、その影響が少ない様にし、又直流を供給するための R_2 は Z_{12} に對し十分大でなければならない。又 c_2, r_2, l_2 は出力を大にするために、 q, ω_0 のみ同じであれば適當に大きなインピーダンスとすることが出来る。

即ち上に示した様に、力 $F(t)$ の波形は、第6圖(3)の様な等價回路にてあらわされる變形をうけて $\dot{x}(t)$ (テーブルの速度) となる。この際の各周波数分の關係式は

$$\dot{x}(\omega) = \frac{1}{kP(\omega)p(\omega) + 1} \cdot \frac{1}{j\omega l} \cdot F(\omega)$$

であらわされる。このテーブルの運動を第8圖の回路を通して電壓記録計に描かせると、その時の特性は、 D をフレとすると、

$$\begin{aligned} D(\omega) &= K_1 \cdot p(\omega) j\omega M \cdot \frac{\omega_{10} C_1 (kP(\omega)p(\omega) + 1)}{p(\omega)} \cdot \frac{1}{kP(\omega)p(\omega) + 1} \\ &\quad \cdot \frac{1}{j\omega l} \cdot F(\omega) = K_2 \cdot F(\omega) \end{aligned}$$

となり

$$D(t) = K_2 \cdot F(t)$$

即ち m に加わる力の波形に比例した波形の記録をうることが出来、第8圖の回路は求める歪除去器 distortion-eliminator となる。

使用テーブルがきまれば、歪除去器の諸係数は、生體の質量・自然振動数・及びダンピングをあらわす常數 q をきめると本章の諸式から計算されるから、被検生體を十分含む様に、例えば生體の重量を 10 kg ~ 80 kg, 自然振動数 3 ~ 10 c.p.s., q を 2 ~ 6, 位にとつて設計すればよい。但し $L_1, C_1, R_1, l_1, c_1, r_1$ のうち1つは最初任意に定めてよく、 l_2, c_2, r_2 は l_1, c_1, r_1 と等しいか、インピーダンスの關係で相似的に適當にかえてよい。

我々の實際作つたもの(第10・12圖)では

L_10~100 H (ヘンリー)	0.1 H 毎可變
C_10~20 μF (マイクロファラッド)	
	0.02 μF 毎可變
R_10~500 K Ω (キロオーム)	10 k Ω 毎可變
l_131.4, 86.9, 134.8 H	三段切換
c_10~20 μF	0.02 μF 毎可變
r_10~50 k Ω	0.5 k Ω 毎可變
l_231.1, 69.4, 104.2 H	三段切換
c_20~40 μF	0.1 μF 毎可變
r_20~50 k Ω	0.5 k Ω 毎可變

の様であつたが大體目的を達した。出来れば R_1 が 800 k Ω 位まであつた方がよい。

さて以上は一般のテーブル型バリストカルイオグラフについての考察であつたが、Dock 型バリストカルイオグラフ⁴⁵⁾は第9圖(1)(2)の様にやはり自由度2の振動系と考えることが出来るから⁴⁹⁾、それに対する等價回路は第9圖(3)の様になる。即ち生體質量 m に加わる力 $F(t)$ と下腿にのせた測定器 M の固定臺に對する相對運動の速度 $\dot{x}(t)$ との關係は、第9圖(3)の等價電氣回路における $e(t)$ と $i(t)$ の關係にひとしい。

いものと速度のバリストカルディオグラムである。

第15圖は上述の如くして、ほぼこの人の常数と思われる自然振動数 $f_b=6.5$, $q=5$ に於て歪を除去したバリス

Fig. 12. Regulating board of the distortion-eliminator.

Fig. 13. Amendment of a ballistocardiogram due to various f_b and q value of the distortion-eliminator constants. (I)

Fig. 14. Amendment of a ballistocardiogram due to various f_b and q value of the distortion-eliminator constants. (II)

トカルディオグラムであつて、上は安静時、下は膝の屈伸20回を行つた後のものである。運動後の心搏出量が増加した状態に於て、明瞭にバリストカルディオグラム波形の増大即ち ballistic force の増大が認められる。較正は同圖の右に見る様に、偏心荷重を附した 4.8c.p.s. のモーターをテーブル上にのせて行つた。本測定結果を實測すると第1表の様になり、之を次章にのべる様な較正理論に入れて計算すると、第2表の様になり、心搏動毎に生體からうけている力即ち ballistic force がキロダインの単位で算出される。又表に見る様な値を以て第15圖の中に、100kdyn の力を目盛ることが出来る。以上により ballistic force を定量することが出来るわけである。

Fig. 15. Distortion-eliminated ballistocardiograms. (1) Subject in rest. (2) After the subject performed 20 knee bends. Subject, 20 years, old female, weight 51kg, height 151cm. $f_b=6.5$, $q=5$.

TABLE I MEASURED VALUE OF THE BALLISTOCARDIOGRAMS IN FIG. 15.

	IJ mean	JK mean	Max. amplitude of calibration (mean)
in rest	4.99mm	6.18mm	10.5mm
after exercise	8.01mm	10.54mm	9.8mm

TABLE II CALCULATED FORCE.

	IJ mean	JK mean	Scale (measure)	Scale (calibration)
in rest	25.45kdyn	31.6kdyn	100kdyn = 19.6mm	100kdyn = 9.2mm
after exercise	43.8kdyn	57.6kdyn	100kdyn = 18.3mm	100kdyn = 8.6mm

較正曲線が不整なのは、經濟的理由から我々が用いたモーターが粗悪で、偏心荷重がなくてもそれ自身振動するためと、我々が用いたピックアップが不安定なために患者をのせたままモーターをテーブル上におく較正法、即ち次章にのべる第1法を用いたためであり、他の安定なピックアップを用いて第2法によれば、きれいな曲線となる筈である。

第5章 較正方法

本法の較正方法 calibration に は次の3種が考えられ

る。

(1) 第1法

前章でのべた方法即ちテーブル上に生體をのせたまま同じテーブルに偏心荷重を附したモーターをおいて既知の力を加える方法である。

測定 measurement の場合は(3.3)より

$$i_m = \frac{1}{kP(\omega)p(\omega)+1} \cdot \frac{1}{j\omega l} \cdot e_m$$

今 $\frac{1}{kP(\omega)p(\omega)+1} \cdot \frac{1}{j\omega l} \equiv X(\omega)$ とおけば、

$$i_m = X(\omega)e_m$$

となる。所が歪除去器の特性は $\frac{1}{K_1 X(\omega)}$ となる様にしてあり、(K_1 は常数)歪除去器をつないだ時は、

$$\text{測定時最終出力} = \frac{X(\omega)}{K_1 X(\omega)} e_m = \frac{1}{K_1} e_m \quad \dots\dots\dots(5.1)$$

となつて e_m に比例する量を測定出来る様になつてゐるわけである。

次に較正 calibration の場合を考えると、力は生體でなくてテーブルにかかるから等価回路は第16圖の様になる。

Fig. 16,

$$i_c = \frac{1}{R+j\omega L + \frac{1}{j\omega C} + \frac{1}{\frac{1}{j\omega l} + \frac{1}{\frac{1}{j\omega C} + r}}} \cdot e_c$$

(3.2)および(3.4)によつて之を書き直すと、

$$\begin{aligned} &= \frac{e_c}{\Omega_0 LP(\omega) + \frac{\omega_0 l}{p(\omega)}} \\ &= \frac{1}{\frac{\Omega_0 L}{\omega_0 l} P(\omega) + \frac{1}{p(\omega)}} \cdot \frac{1}{\omega_0 l} \cdot e_c \\ &= \frac{1}{kP(\omega)p(\omega)+1} \cdot \frac{p(\omega)}{\omega_0 l} \cdot e_c \\ &= \frac{1}{kP(\omega)p(\omega)+1} \cdot \frac{1}{j\omega l} \cdot \frac{j\omega p(\omega)}{\omega_0} \cdot e_c \\ &= X(\omega) \cdot \frac{j\omega}{\omega_0} \cdot p(\omega) \cdot e_c \end{aligned}$$

故に歪除去器を通せば

$$\text{較正時最終出力} = \frac{1}{K_1 X(\omega)} \cdot X(\omega) \cdot \frac{j\omega}{\omega_0} \cdot p(\omega) \cdot e_c$$

$$= \frac{j\omega \cdot p(\omega)}{\omega_0 K_1} \cdot e_c \quad \dots\dots\dots(5.2)$$

之を(5.1)と比較すると、單に $\frac{j\omega}{\omega_0} \cdot p(\omega)$ のみが異なるだけである。 j はただ位相のずれのみをあらわすから、結局較正時は測定時にくらべて、同じ力に對して $\left| \frac{\omega}{\omega_0} \cdot p(\omega) \right|$ の値がかかっただけ異つたものを見ているわけであつて、この値は實測されるからそれから較正出来る。

我我の場合で計算の仕方を示すと、(3.4)から

$$p(\omega) = \frac{1}{\frac{1}{q} - j\frac{\omega_0}{\omega}} - j\frac{\omega_0}{\omega}$$

$$\text{ここに於て} \begin{cases} \omega_0 = 2\pi f_b = 2\pi \times 6.5 \\ \frac{1}{q} = \frac{1}{5} \\ \omega = 2\pi \times 4.8 \end{cases}$$

$$\therefore p(\omega) = \frac{1}{0.2 - j1.35} - j1.35 = 0.633 \quad (j = \sqrt{-1})$$

$$\frac{\omega}{\omega_0} = 0.739$$

$$\therefore \left| \frac{\omega}{\omega_0} \cdot p(\omega) \right| = 0.468$$

(5.1) (5.2) より

$$\text{測定時フレ} = \frac{1}{K_1} \cdot F_m \quad (F: \text{力}) \quad \dots\dots\dots(5.3)$$

$$\text{較正時フレ} = \frac{0.468}{K_1} \cdot F_c \quad \dots\dots\dots(5.4)$$

我我が較正に用いた偏心荷重モーターは、4.8 c.p.s. arm 3.3 cm, 偏心荷重 38.1 g なので、力は

$$F(t) = Ml\omega^2 \cos \omega t$$

$$\text{ここで} \begin{cases} M = 38.1 \text{ g} \\ l = 3.3 \text{ cm} \\ \omega = 2\pi \times 4.8 \end{cases}$$

よつて最大力は

$$\begin{aligned} F &= 38.1 \times 3.3 \times 4\pi^2 \times 4.8^2 \\ &= 114200 \text{ dyn} \\ &= 114.2 \text{ kdyn} \end{aligned}$$

フレは第15圖の曲線より第1表の様にえられるから、安静時・運動後にわけて(5.4)より K_1 を出し(5.3)に入れば F_m を算出することが出来る。又その K_1 で $F_m \cdot F_c$ に單位の力、例えば 100 kdyn を入れれば、目盛の大きさがわかる。即ち第2表の様な値を得て第15圖の様に目盛をふることが出来る。

本較正法は實施に當つて簡單であり、又我我の用いたテーブル (electromanometer 式に微分回路を追加) の様に患者の乗降によつてピックアップに不安定性があるものには便利であるが、實際に於ては心搏動の度に ballistic force と較正用の力が重なつて較正曲線にあらわれるため、較正曲線が不整になり、較正用のフレを見るためには長い間の平均を見る必要があり、又誤差も含まれる欠點がある。但し第15圖ではこの他に前述の様に用いたモーターが粗悪で、偏心荷重がなくてもそれ自身かな

りの振動を示すので更にきたない曲線になった。又周波数も 4.8 でなくてもつと大にすればよりきれいになったと思う。

以上の諸欠点をなくするため次にのべる第 2, 第 3 の較正法が考えられる。electromagnetic type によつて速度をピックアップすれば、感度はおちるが、患者の乗降に際して安定となつて、第 2 法が用いられると思われる。

(2) 第 2 法

被検者をテーブルからおろし、テーブルにある周波数の既知の力を加え、力とフレの関係から、既に測定されている生體の諸常數を入れて逆算する方法である。

例えば $F(t)$ として $A \sin \omega_0 t$ なる力を加えればその時のテーブルの速度は $\frac{A}{Z(\omega_0)} \sin \omega_0 t$ であるから歪除器の c_1 を 0 にしておいて記録器をフレさせると、その力に對するフレの巾を較正することが出来る。振動系の等価回路は第 17 圖のようになる。

今測定の時と較正の時の回路を考えると夫々第 18 圖および第 19 圖のようになる。

先ず測定時 (measurement) を考える。

Fig. 17.

Fig. 18. Circuit in measurement.

Fig. 19. Circuit in calibration.

$$\begin{aligned}
 \dot{x}(t) &= \frac{1}{kP(\omega)p(\omega)+1} \cdot \frac{F(t)}{j\omega l} \\
 e_1 &= k_1 \dot{x} \\
 e_2 &= k' j \omega L_1 k_1 \dot{x} = k_2 \dot{x} \\
 i_2 &= \frac{\omega_0 c_1}{p(\omega)} (kP(\omega)p(\omega)+1) e_2 \\
 e_3 &= j \omega M i_2 \\
 e_4 &= g_m \frac{p(\omega)}{\omega_0 c_1} e_3 \\
 &= \frac{g_m M}{\omega_0 c_1} j \omega p(\omega) i_2 \\
 &= g_m M \cdot j \omega (kP(\omega)p(\omega)+1) e_2 \\
 &= \frac{g_m M}{l} k_2 F(t) \quad \dots\dots\dots(5.5)
 \end{aligned}$$

次に較正時 (calibration) を考える。

$$\begin{aligned}
 \dot{x}(t) &= \frac{F(t)}{\Omega_0 L P(\omega)} \\
 e_2 &= k_2 \dot{x} \\
 i_2 &= \frac{P(\omega)}{\Omega_{10} L_1} e_2 \\
 e_3 &= j \omega M i_2 \\
 e_4 &= g_m R_0 e_3 \\
 &= g_m R_0 M j \omega i_2 \\
 &= \frac{g_m R_0 M}{\Omega_{10} L_1} P(\omega) j \omega \dot{x} k_2 \\
 &= \frac{g_m R_0 M}{\Omega_{10} L_1 \Omega_0 L} j \omega k_2 F(t) \\
 &= \frac{c_1}{l} g_m M k_2 R_0 j \omega F(t) \\
 &= \frac{g_m M}{l} k_2 F(t) \quad \dots\dots\dots(5.6)
 \end{aligned}$$

但し生體の諸常數は回路の諸常數に合つていとし、 $R_0 = \frac{1}{j\omega c_2}$ とする。(5.5) (5.6) を比較すると等しいから即ち較正の時は第 19 圖の様に、 $c_1=0$, $c_2=0$ としてテーブルの上に直接標準の力を加えてフレを見れば、そのものが直接目盛になる。

(3) 第 3 法

テーブル上に横たわつてゐる生體に直接既知の力を加えれば較正しうる。偏心荷重を附したモーターで力を加えてもよいが、ここでは簡単に impulse によつて較正する方法を考える。

第 20 圖(1)の質量 M なる重りを h の高さから落せば、その下端で板をたたく時の速度は

$$Mgh = \frac{1}{2} M v^2$$

即ち

$$v_0 = \sqrt{2gh}$$

で與えられる。この時生じる力であるが、この力の時間的變化は、第 20 圖(2)の様なものであつて、その山の高さは、その時の板或いはその板を支えるもの (今の場合は生體) の機械的特性により著しく異なつて来る。しかしながら

$$\int F dt = \int M dv = 2 M v_0$$

であること、即ち同圖の曲線を積分したもの即ち時間軸

Fig. 20

との間に囲まれる面積は不変であるということが出来る。(実際には極くわずかの熱損失があるため微かに差がある。)即ち歪除去器の出力を、力を時間で積分した形のもの、即ち $\int Fdt$ に比例したものにする、それに impulse を上記の方法で加えた時の波形は、第20圖(3)のようになる。理想的な積分が行なえれば實線の様になるが実際には点線の様になるであろう。この時の高さが

$$2Mv_0 = 2\sqrt{2} M \sqrt{gh} \quad (g\text{-cm/sec})$$

であつて較正を行うことが出来る。實際の搏出量は、 M なる質量の血液が v の速度を與えられた時の運動量の變化、即ち力を時間で積分したものに等しいから、この運動量變化を記録する様にするのがよい様に思われるが、力で較正する方法も簡単に之より導きうる。即ち今求めた較正值に積分回路の定数だけ乗ずればよい。

實際の例について説明すると、歪除去器の出力は、力 $F(t)$ に比例した波形を出すために、テーブルの變位に比例した出力を、インダクタンス L_0 を通してその drop $j\omega L_0 i$ を歪除去器に加えることにより、一度微分している。今 L_0 の代りに R_0 を入れると、dropは $R_0 i$ となり微分しないもの、云いかえればもとの力の曲線を積分したものが得られる。その時の積分の定数は $\frac{L \text{ (Henry)}}{R \text{ (Ohm)}}$ となる。即ち kg-m/sec で較正したものに $\frac{L}{R}$ をかければ kg-m/sec^2 即ち 10^2 kdyn の較正が出来る。例えば $R_0 = L_0$ としてこの事を行えば勿論 kg-m/sec の先の目盛はそのまま 10^2 kdyn の目盛となる。

更に以上を説明すると

$$F(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega_0 t + \varphi_n) \quad \dots\dots\dots (5.7)$$

$$i(t) = \frac{a_0}{Z_0} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{a_n}{Z(n\omega_0)} \cos(n\omega_0 t + \varphi_n + \phi_n) \quad \dots\dots\dots (5.8)$$

L_0 を入れている時は、

$$v(t) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{n\omega_0 L_0 a_n}{Z(n\omega_0)} \cos\left(n\omega_0 t + \varphi_n + \phi_n + \frac{\pi}{2}\right) \quad \dots\dots\dots (5.9)$$

歪除去器を通すと、 y : フレ

$$y(t) = k \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega_0 t + \varphi_n) \quad \dots\dots\dots (5.10)$$

即ち歪除去器は各項に $\frac{kZ(n\omega_0)}{n\omega_0 L_0}$, $\angle(-\phi_n - \frac{\pi}{2})$ を乗ずることである。今 L_0 の代りに R_0 を入れると、

$$v'(t) = \frac{a_0}{Z_0} R + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{R_0 a_n}{Z(n\omega_0)} \cos(n\omega_0 t + \varphi_n + \phi_n) \quad \dots\dots\dots (5.11)$$

歪除去器の出力は、

$$y'(t) = \sum_{n=1}^{\infty} k \frac{R_0 a_n}{n\omega_0 L_0} \cos\left(n\omega_0 t + \varphi_n - \frac{\pi}{2}\right) \quad \dots\dots\dots (5.12)$$

この際 $n=0$ に對しては、(即ち直流分に對しては)歪除去器のフレは無感度と考える。これより明かに、

$$\frac{dy'(t)}{dt} = \frac{kR_0}{L_0} \sum a_n \cos(n\omega_0 t + \varphi_n) = \frac{R_0}{L_0} y(t) \quad \dots\dots\dots (5.13)$$

即ち R_0 を入れておくと、

$$\int_0^t F(t) dt = 2Mv_0 \\ = a_0 t + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{a_n}{n\omega_0} \cos\left(n\omega_0 t + \varphi_n - \frac{\pi}{2}\right)$$

$$(5.12) \text{より} = \frac{L_0}{R_0} \frac{1}{k} y'(t)$$

即ちフレ $y'(t)$ (m)と力積(kg-m/sec)の間の關係を示す比例常数 $\frac{L_0}{R_0} \frac{1}{k}$ をうる。従つて $F(\text{kg-m/sec}^2)$ とフレの關係の常数 k は $\frac{L_0}{R_0}$ を知ることにより求めることが出来る。

尚上記の説明には繰返し impulse を考えたために、Fourier 級数となり、第20圖(4)のようになるが、一回の impulse の場合には、これが Fourier 積分となるだけで全く同様のことがいえる。

第6章 考 按

(1) 以上私は主として Starr 型において、テーブル型バリストカルディオグラフィを、自由度2なる振動系の強制振動と考えてその歪を解明し、テーブルと記録器の間に新しい歪除去器、即ち該振動系の等価回路と逆の特性をもつ様新しく設計された回路を挿入することによつて歪のない ballistic force の曲線を得、又等価回路による較正計算によつて、簡単に ballistic force を定量する一新方法の概要をのべた。

從來の様に夫夫振動特性の異つた個人を、一律に Starr のテーブルにのせてバリストカルディオグラムをとれば第2章にのべた理論により、個人によつて各々異つた複雑な歪を含んで、ある場合には臨床的價値の大きな部分を失うこととなり、又事實バリストカルディオグラフィの歴史も之を示している^{6-8,44,47,48,51}。しかし本法を用いると、夫夫の個人により歪が生ずると全く逆の機序で、その歪がとられることになる。前述の様に人體の固有振動数は3~7c.p.s.であり、一方バリストカルディオグラムを Fourier の級数に展開した時有意なる周波数は1~16c.p.s.であるから、如何程裝置を改良しても、その間の共振現象は不可避である。Starr「我々の記録している力は人體を通過する間に歪曲され、これは裝置を

如何に完全なものとしても避けることの出来ないエラーである」といつたが、私の方法によればこのエラーの大部分を除去しうることになるわけである。

それのみならず、若し Starr が行っている様な死體を用いての實驗^{52,53)} etc. と本法を組合せることが出来れば、心臓に既知の力を加えることが出来るから、その力の曲線と出て来た曲線が一致する様に歪除去器の係数を變えてゆけば、今まで單なる推測の範囲を出なかつた生體の振動特性を、その時の歪除去器の係数のヨミから實測することが出来るわけであつて、これはバリストカルディオグラフィ發展のため極めて有用な方法となると考えられる。

尙本研究はバリストカルディオグラフを手術臺として使用せんとして出發したので、Starr 型テーブルを用いているが、この歪除去器の係数をかえれば、Nickerson 型テーブルにも von Wittern 型テーブルにも、又動物用にも適用して歪を除去することが出来るものである。又第3章の最後でふれた通り、本法は Dock 型装置⁴⁹⁾にも之を自由度2の振動系とみなして⁴⁹⁾適用することが出来る。特に動物でも簡単に歪のないバリストカルディオグラムがえられる點は、後述する様に實驗に便利な方法と與えるものと考えられる。

(2) 第4章に於て、適當な q を見出す際、頭頂部を體軸方向に軽くたたくことによつて、心臓に同方向へ加わる力に近似せしめたが、この點につき考察しよう。

解剖學的に心臓自體は骨格系に對して比較的疎に結合しているが、大動脈弓より下行大動脈にかけては、大動脈は骨格系即ち脊柱に密に結合しているとみなしてよいであろう。即ち力學的には、心臓は近似的に骨格系よりのびないひもでぶら下つていてと考えてよい。さてバリストカルディオグラムの I の時期に於ては、心臓に下向きの力が加わると考えられるが、この力は上述のひもによつてそのまま骨格系に伝えられ、次にバリストカルディオグラムの J の時期には、大動脈弓に上向きの力が加えられると考えられるから、これも亦骨格系にそのまま伝えられるわけである。即ちバリストカルディオグラムに於て最も重要な I・J の兩時期に於ては、力は近似的に骨格系即ち脊椎にかかるとみなしてよい。即ち本法の如く自由度2の振動系と考へてよく近似されると考えられる。

そこで頸をのばした状態に於て、頭頂部を體軸方向に軽くたたく場合を考えると、これは最も軟部組織や關節の影響少く脊椎に力を加えることが出来、生體に於て心臓自身に力を加える方法がない以上、最も望ましい近似方法といえと考へられる。

(3) しかば此の様にして果して眞に正しい ballistic force の曲線がえられるであろうか。更に又當初考へられた様に、心搏出量 stroke volume を評價することが出来るであろうか。その様な點について考察を加えよう。

第4章に於て q を種種にかえて頭をたたき、ゆれが一つの山ですぐダンプされる様な所を見出せばそれが生體の q であるとのべたが、若し振動系が正しく自由度2のものであるならば、必ずその様な q が見出される筈である。然し本法において q をかえてゆくと、ゆれの山數が段段減つてはゆくが、最小の所でも完全に一つの山にはならず、多少共ゆれかえしがついてくるのが普通である。これはバリストカルディオグラフィを全く自由度2の振動系と置きかえることが出来ないことを意味している。

一般に自由度3以上の振動系を力學的に解析することは極めて複雑困難となるので、現在までの研究者では Nickerson⁴⁷⁾, Smith & Rosenbaum⁴⁹⁾, von Wittern⁴⁸⁾ らがバリストカルディオグラフィを2自由度と考へて解析して居り、Rappaport⁵¹⁾ は更に1自由度にまで簡易化して種種の力學的考察を加えている。處が等價回路およびその逆回路による我々の方法に従えば、3自由度として解析することも可能である。即ち第21圖に於て現在は

Fig. 21 Dynamical simplification of ballistocardiography.

(5)の様な2自由度で考へて居り、これでも上述の様に案外良好な近似をうるものと考えられるが、3自由度となると(2)の状態における解析が可能となるわけであつて、殊に之を Starr らの行っている様な死體實驗^{52,53)} etc. と組合せることが出来れば、von Wittern⁴⁸⁾ や Reissman⁵⁴⁾ らのいわゆる internal network, interior coupling や external network, exterior coupling が實測されるわけで、バリストカルディオグラフィに大きな發展がもたらされるだろう。

しかしながらこの様にしても、生體の骨格系には心臓の他になお直接力はうけないが、胃・腸・肝臓・膀胱等が疎な支持組織をもつて附着しているわけであるから、これらの質量も考えると第22圖様になつて、當然4, 5, ……或いは更に高自由度の振動系と考へなければならず又本來夫々無限のバネおよびダンピングでおきかへべき生體の支持組織を、第21圖の様に各各1つのバネ及びダンピングを以ておきかえているので、ここにも高度の簡約化があり、従つて誤差介入の餘地があるわけである。これらは恐らくバリストカルディオグラフィなる檢

Fig. 22

査法に宿命的な弱點で数多い死體實驗でも行つて、統計的に出てくる修正係数を見出すしか方法がない様に思われる。

更に嚴密に區別して考慮せねばならぬことは、かくの如くにしてえたバリストカルディオグラムにあらわれるものは、あくまでも心搏動毎に生體がうける力即ちいわゆる ballistic force であり、この ballistic force と心搏出量 stroke volume の相關關係は又別に考えねばならぬということである。

Starr はバリストカルディオグラムより算出した心搏出量と他の方法によるそれとを比較した初期の實驗に於ては、自分でも驚く程兩者が一致したとのべているが、後にはバリストカルディオグラムは心搏出量をあらわすより心力 cardiac force をあらわすといつた方がよいとのべ⁵²⁾、Cathcart ら⁵⁵⁾も Nickerson のテーブルを用いて精細な實驗を行つた結果、バリストカルディオグラフィにより心搏出量を算出するのに反對の結論を出した。

確かに力は質量と加速度の積であらわされるから、同じ質量の血液でも搏出される加速度の大小により、即ち心收縮力の大小により、ballistic force に著しい差が生ずることは明らかである。更に考察を進めれば、同じ質量の血液が同じ加速度で搏出される場合でも、末梢抵抗に差がある場合²⁹⁾即ち心臓血管系の内壓に差のある場合には、要する心收縮力に著しい差があり、即ちバリストカルディオグラムが心力をあらわすということも當らなくなつてくる。かかる意味からバリストカルディオグラムは嚴密にはやはり ballistic force の表現であるというべきであろう。

さて以上の諸點を考えれば、バリストカルディオグラフィで心搏出量を云々せんとすることは、非常に大膽な省略を含む近似法を用い、しかもある場合には極めて相關關係の薄い2量を對比せしめることとなり、従つて結果は殆ど有意のデータを與えぬ如くに想像されるであろう。故に私が單なるバリストカルディオグラフィの研究であるならば、ここで一切心搏出量 stroke volume や心力 cardiac force なる語にふれず、専ら ballistic force を問題にすれば安全であるし、又確かに私の方法

は從來の Starr 型バリストカルディオグラムを、眞の ballistic force の曲線に大きく近づけたといひうるであろう。しかし我々臨床外科醫の關心はあくまで手術の安全にあり、その場合最も大切な酸素の運搬者としての stroke volume を簡単に見出す方法はないかという點にある。その意味に於て敢て私見をのべることにする。

果して、バリストカルディオグラフィより stroke volume を評価せんとすることは、あらゆる場合に於て當を失っていることであろうか。バリストカルディオグラフィは結局 ballistic force なる臨床的意味の尙不明な量のみの測定に終始せねばならぬものであろうか。

これを考えるに當つて、我々はもう一度 Starr 始め多くの初期の研究者が、バリストカルディオグラムより算出した心搏出量と、他の方法より算出したそれとを比較した多くの實驗に於て、明らかにあらわれた兩者の相關關係に注意せねばならぬと思う。若しここで指摘した様な問題が誤差として大なる要素をなすものであるならばこの様なことを全く考慮せずに實驗された初期の研究に於て、かくの如き高度の相關⁵⁶⁾を見ることは、決してなかつたであろうと信ぜられる。つまりある場合には、それらが誤差の要因として比較的小さなものであり、検査の適應をよくえらび、又種種の工夫によつてその場合の誤差を修正してゆくなれば、バリストカルディオグラフィは十分臨床的使用にたえる検査法となりうるといふ希望を與えるものであると思う。

外科手術の場合の如く、同一の個人が同一のテーブル上に横たわつていて、しかも短時間の間にかなり大きな循環狀態の變化があると目される時に、本法の如き歪除去器によつて眞の ballistic force に近いものを數回記録して之らを比較する場合には、之から stroke volume の變化を推算しても、これは十分臨床的使用にたえる検査法となるのではないかと思われる。殊に、常に間髪を入れない處置を要求される手術患者の場合、生體に何らの侵襲を加えることなく、迅速に又連續的に各 stroke volume を測定することの可能な唯一の方法であるバリストカルディオグラフィの特性が他の如何なる方法のよりも優れた長所であることは、争う餘地のない所であると信ずる。

Cournand ら⁵⁶⁾は、ショックの場合 Starr 型バリストカルディオグラフィで算定した stroke volume が、異常に高いことを示し、Cathcart ら⁵⁵⁾も之を以てバリストカルディオグラフィ不信の證據の一つとしている。しかしショックの場合の様に、末梢抵抗が低下して血壓が下つた場合には、同じ心力(搏出力)ならば、同質量の血液をより短時間に搏出すると考えられ、従つて力の周波數が變つて、修正を施さない Starr 型テーブルでは第3圖より明らかな通り、大きく振動特性が變化して歪を導入することが考えられる。よつて本法の様な歪除去装置をつけた上での實驗をしてみない限り、結論は何ともいえないと思われる。

同様のことは動物のバリストカルディオグラフィの場合にもいわれるであろう。即ち従来 140 以上の頻脈ある時バリストカルディオグラムは殆ど価値なしとされて居り⁴⁶⁾、実験動物の多くはその様な頻脈を持つがために、病態生理學的に価値あるバリストカルディオグラムをとることが不可能であるとされて来た。しかしこれは、それらのバリストカルディオグラフが、被検体の振動特性の変化によつて大なる歪をふくむことを示して居るのであつて、若し動物に相當した大いさのテーブルをつくり本法を用いて、歪除去器の係数を動物のそれに合せる時は、やはり歪生成と全く逆の機序で歪がとられるので、脈搏數に關係なく、歪のないバリストカルディオグラムがとられると考えられるのである。

又一般に、バリストカルディオグラムがいわゆる異常な形の場合には、心搏出量の計算が出来ないとされているが、そもそも異常なバリストカルディオグラムは、共振のため大きく歪が入つた結果と考えられるので、本法の様な歪除去器を用いれば、その様な時にも正常な形がえられるものと思われ、従つて心搏出量の算出が可能となると考えられる。

生體の血管系は弾性ある閉じた管系なので、力學的解析が困難であるが、一應理論的には、搏出量は M なる質量の血液が v なる速度を與えられた時の運動量の變化、即ち力を時間で積分したものに等しいと考えられるので、これを尙實驗的に驗する必要があると思われる。而して若しそうであるならば、本法の回路を少しかえることによつて、直接この運動量の變化を記録する様にすることも出来る。

何れにしても人體および動物において、歪を除去したもので廣範な實驗がなされない限り、バリストカルディオグラフィで心搏出量を云々することに對する結論はまだ出せないと考えられるが、本法によれば人體は勿論動物でも簡単に歪のないバリストカルディオグラムがえられるので、新方法としてバリストカルディオグラフィの發展に寄與する所大なりと信ぜられる。

我々の力學的検討によれば von Wittern⁴⁸⁾ の裝置はよい性能を持つが、前述の様に構造上外科手術に適さず、又動物實驗にも不便であろうと思われる。尙較正法に理論上不備な點があると考えられる。

(4) 本研究の第 1 報は 1955 年 4 月第 19 回日本循環器學會にて發表されたが、同年 7 月號の雑誌 *Circulation* には Tobin ら⁵⁷⁾ によつて、やはり電氣回路により歪を除去する方法が發表された。しかしこれは Dock 型バリストカルディオグラフ⁴⁵⁾に適用し、その振動系の自由度を 2 とはみなしていないものであり、本法より更に簡約化を行つたもので當然誤差も大きく、又 Dock 型裝置の特質上、定量的検査の不可能なものである。

(5) 近時捻轉バリストカルディオグラム⁵⁴⁾や 2 方向、3 方向のバリストカルディオグラムを同時に撮影したり⁵⁸⁾、又いわゆるベクトルバリストカルディオグラム

⁵⁹⁾の研究が盛であるが、一方向のみでも未だ上述の様に複雑な問題が残されているので、よく各個の歪を検討して、共振による全く無意味な歪が幾重かされて、更に巨大とならぬ様注意すべきであると思う。

第 7 章 總括および結語

(1) 私はテーブル型バリストカルディオグラフィを、自由度 2 なる振動系の強制振動と考えてその歪を解明し、テーブルと記録器の間に新しい歪除去器、即ち該振動系の等価回路と逆の特性をもつ様新しく設計された電氣回路を挿入することによつて、歪を取りのぞき、又較正時にも等価回路により數値的に ballistic force を算出する一新方法を考案した。ここにその方法の概要をのべ、20 歳の健康なる女子において、運動の前後におけるかかる歪を除去したバリストカルディオグラムを比較し、偏心荷重を附したモーターをテーブル上にのせる方法で較正してその ballistic force を算出し、心搏出量の増加によつて明らかに ballistic force の増大しているのを示した。

(2) 本法はバリストカルディオグラフを手術臺に用いようとして出發したので、Starr 型テーブルにより實驗されたが、歪除去器の係数をかえれば、人體用および動物用のあらゆるテーブル型バリストカルディオグラフに適用され、又第 3 章に示した如くすれば、Dock 型バリストカルディオグラフに於ても、それを 2 自由度の振動系と考えて本法を適用することが出来る。

(3) 本法によれば、夫々の被検者によつて、歪が生ずるのと全く逆の機序によつてそれが除去されるから、心搏動により生體に與えられる力即ち ballistic force は従来より遙かに正確に描記測定される様になつたと信ぜられる。解剖的に骨格系と心臓の結合様式を考えれば、本法の様に 2 自由度の振動系とみなすことはよい近似を與えると思われる。

(4) 若し本法を死體の心臓に既知の力を加えてバリストカルディオグラムをとる實驗^{52, 53)} etc. に用いることが出来れば、従来推測の範圍を出なかつた生體の振動特性を直接測定することが可能となり、バリストカルディオグラフィ研究上有力な方法を與えると思われる。

(5) バリストカルディオグラムは心搏動によつて生體に傳えられる力即ちいわゆる ballistic force の表現であるが、ballistic force の生理學的・臨床的意味の解明は尙極めて困難であつて、バリストカルディオグラムを心搏出量と關連せしめることの可否についての結論は、歪を除去した裝置について尙廣範な實驗を行わない限り、まだ出せないと思われる。又 Starr のいう様にバリストカルディオグラムが心力 cardiac force をあらわすということも常には成立たないと考えられる。しかし少なくとも本法の如くにして歪を除去したバリストカルディオグラムを、同一人につき短時間内に數回記録し、之らと比較する場合には、之らからその間の心搏出量 stroke

volume の變化を推量することが可能ではないかと思われる。

何れにしても今後、人體および動物についての廣範な實驗が必要であるが、本法によれば人體は勿論頻脈ある動物に於ても、簡単に歪のないバリストカルディオムが得られるので、新しい方法としてバリストカルディオフィ發展に寄與する所大なりと信ぜられる。

(6) 外科手術患者の場合本法は、同一患者の短時間内の變化を比較する點、検査が生體に少しも侵襲を加えぬ點、および迅速に連續的に一搏動毎の變化を表現する點等で極めて適した検査法であるが、果して實際にどの程度有用なものとなるかの判定は、尙今後の廣範な實驗的研究に俟たねばならない。

摘筆するに當り、御懇篤な御指導と御校閲を辱うした恩師清水健太郎教授に深甚なる感謝を捧げ、又各専門の立場より貴重な御助力を賜った工學部山本善之助教授、電氣通信研究所河津祐元氏、東芝岩井喜典・三浦二郎兩氏および實驗に際して御援助をいただいた清水外科遠山博・鷺澤徳彌兩學士並びに中央手術部望月眞弓嬢に深く謝意を表します。

尙本論文の要旨は昭和30年4月第19回日本循環器學會、昭和31年4月第20回日本循環器學會および昭和31年4月第56回日本外科學會に於て發表した。

REFERENCES

- 1) Starr, I., Rawson, A. J., Schroeder, H. A., and Joseph, N. K., *Am. J. Physiol.* **127**: 1, 1939.
- 2) Starr, I., and Schroeder, H. A., *J. Clin. Investigation* **19**: 437, 1940.
- 3) Cournand, A., Ranges, H. A., and Riley, R. L., *ibid.* **21**: 287, 1942.
- 4) Starr, I., *Federation. Proc.* **3**: 45, 1944.
- 5) Tanner, J. M., *J. Clin. Investigation* **28**: 567, 1949.
- 6) Paine, R. M., and Shock, N. W., *Circulation* **1**: 1026, 1950.
- 7) Galdson, M., and Steele, J. M., *J. Appl. Physiol.* **3**: 229, 1950.
- 8) Taylor, H. L., and Tiede, K., *J. Clin. Investigation* **31**: 209, 1952.
- 9) Starr, I., *Am. J. M. Sc.* **204**: 753, 1942.
- 10) Starr, I., and Jonas, L., *Arch. Int. Med.* **71**: 1, 1943.
- 11) Starr, I., and Jonas, L., *ibid.* **66**: 1095, 1940.
- 12) Starr, I., *J. Clin. Investigation* **22**: 813, 1943.
- 13) Starr, I., and Mayock, R. L., *Am. J. M. Sc.* **210**: 701, 1945.
- 14) Starr, I., Mayock, R. L., and Battles, M. G., *ibid.* **210**: 713, 1945.
- 15) Starr, I., and Mc Michael, M., *J. Appl. Physiol.* **1**: 430, 1948.
- 16) Nickerson, J. L., *Federation Proc.* **4**: 201, 1945.
- 17) Nickerson, J. L., Warren, J. V., and Brannon, E. S., *J. Clin. Investigation* **26**: 1, 1947.
- 18) Winchell, P., Taylor, H. L., and Chapman, C. B., *Circulation* **4**: 229, 1951.
- 19) Gregerson, M. I. and Nickerson, J. L., *J. Appl. Physiol.* **3**: 329, 1950.
- 20) Fleming, T. C., Habif, D. V., and Nickerson, J. L., *Am. Heart J.* **42**: 334, 1951.
- 21) Berman, B., Braunstein, J. R., and Mc Guire, J., *Circulation* **1**: 1017, 1950.
- 22) Otis, A. B., Rahn, H., Brontman, M., Mullins, L. J., and Fenn, W. O., *J. Clin. Investigation* **25**: 413, 1946.
- 23) Whitehorn, W. V., Edelmann, A., and Hitchcock, F. A., *Am. J. Physiol.* **146**: 61, 1946.
- 24) Dripps, R. D., and Comroe, J. H., *ibid.* **149**: 277, 1947.
- 25) Scarborough, W. R., Penneys, R., Thomas, C. B., Baker, B. M., Jr., and Mason, R. E., *Circulation* **4**: 190, 1951.
- 26) Makinson, D. H., *ibid.* **2**: 186, 1950.
- 27) Mathers, J. A., Griffeath, H. I., Levy, R. L., and Nickerson, J. L., *ibid.* **3**: 224, 1951.
- 28) Stevenson, I. P., Duncan, C. H., and Wolff, H. G., *J. Clin. Investigation* **28**: 1534, 1949.
- 29) Hickam, J. B., Cargill, W. H., and Golden, A., *ibid.* **27**: 290, 1948.
- 30) Hardy, J. D., and Godfrey, L., *J. A. M. A.* **126**: 23, 1944.
- 31) Segers, M., and Walsh, J. P., *Am. J. M. Sc.* **217**: 494, 1949.
- 32) Fletcher, A. G., Jr., Hardy, J. D., Riegel, C., and Koop, C. E., *J. Clin. Investigation* **24**: 405, 1945.
- 33) Wilkins, R. W., and Duncan, C. N., *ibid.* **20**: 721, 1941.
- 34) Taylor, R. D., and Page, I. H., *Am. J. M. Sc.* **205**: 66, 1943.
- 35) Eichna, L. W., Taube, H., and De Graff, A. C., *J. Pharmacol. & Exper. Therap.* **78**: 22, 1943.
- 36) Wegria, R., Nickerson, J. L., Case, R. B., and Holland, J. F., *Am. J. Med.* **10**: 414, 1951.
- 37) Brandt, J. L., Caccese, A., and Dock, W., *Am. J. Med.* **12**: 650, 1952.
- 38) Starr, I., and Rawson, A. L., *Am. J. Physiol.* **134**: 403, 1941.
- 39) Barcroft, H., and Starr, I., *Clin. Sc.*, **10**: 295, 1951.
- 40) Levy, R. L., Mathers, J. A. L., Muller, H. A., and Nickerson, J. L., *J. A. M. A.* **135**: 417, 1947.
- 41) Brown, H. R., Jr., and de Lalla, V., Jr., *Am. J. Med.* **9**: 718, 1950.
- 42) Brown, H. R., Jr., Hoffman, M. J., and de Lalla,

- V., Jr., *Circulation*. **1**: 132, 1950.
- 43) de Lalla, V., Jr., and Brown, H. R., Jr., *Am. J. Med.* **9**: 728, 1950.
 - 44) Nickerson, J. L., and Curtis, H. J., *Am. J. Physiol.* **142**: 1, 1944.
 - 45) Dock, W., and Taubman, F., *Am. J. Med.* **7**: 751, 1949.
 - 46) Brown, H. R., Jr., de Lalla, V., Jr., Epstein, M. A., and Hoffman, M. J., *Clinical Ballistocardiography*, New York, 1952, The McMillan Co.
 - 47) Nickerson, J. L., Mathers, J. A. L., *Am. Heart J.* **47**: 1, 1954.
 - 48) von Wittern, W. W., *Am. Heart J.* **46**: 705, 1953.
 - 49) Smith, J. E., and Rosenbaum, R., *ibid.* **46**: 799, 1953.
 - 50) den Hartog, J. P., *Mechanical Vibration*, New York, Mc Graw-Hill Book Company, Inc.
 - 51) Rappaport, M. B., Sprague, H. B., and Thomson, W. B., *Circulation* **7**: 229, 1953.
 - 52) Starr, I., Horwitz, O., Mayock, R. L., and Krumbhaar, E. B., *ibid.* **1**: 1073, 1950.
 - 53) Starr, I., Schnabel, T. G., Mayock, R. L., *ibid.* **8**: 44, 1953.
 - 54) Reissman, K., Diamond, G., *ibid.* **8**: 585, 1953.
 - 55) Cathcart, R. T., Field, W. W., and Richards, D. W. Jr., *J. Clin. Investigation*. **32**: 5, 1953.
 - 56) Cournand, A., Riley, R. L., Bradley, W. E., Breed, E. S., Noble, R. P., Lawson, H. D., Gregerson, M. I., and Richards, D. W., *Surgery*. **13**: 964, 1943.
 - 57) Tobin, M., Edson, J. N., Dickes, R., Flamm, G. H., and Deutsch, L., *Circulation*. **12**: 108, 1955.
 - 58) Brandt, J. L., Caccese, A., Dock, W., and Schrager, A., *J. Clin. Investigation*. **30**: 971, 1951.
 - 59) Tannenbaum, O., Vesell, H., and Schack, J. A., *Am. Heart J.* **48**: 562, 1954.