

脉搏图像分析

目 录

第一篇 数学模型与仪器设计

第一章 概 论	(1)
第一节 体循环系统的特性和前辈学者的几种数学模型.....	(1)
第二节 脉搏图象分析建模方法概述.....	(7)
第三节 动脉压力波图、容积波图及确定标志点的方法.....	(12)
第四节 脉图标志点的辨认与脉图取样.....	(18)
第二章 脉图仪器设计原理与脉图分析程序	(21)
第一节 MX-811 型脉象仪的原理与设计.....	(21)
第二节 诊断程序.....	(31)
第三章 房室模型的建立	(38)
第一节 左心室收缩期动力学研究.....	(39)
第二节 左心室舒张期动力学.....	(46)
第三节 主动脉瓣口界面上的动量输运.....	(55)
第四节 动脉血流的分析.....	(58)
第五节 动脉压力波表述方程组.....	(67)
第六节 动脉与毛细血管网和静脉系间的血流.....	(73)
第七节 血流更新速度.....	(76)
第四章 动脉弹性运动	(82)
第一节 脉冲响应与传递函数.....	(82)
第二节 体积形变与一维等熵流方程.....	(88)
第五章 体循环系统的能量输运与耗散	(91)
第六章 数学模型的验证	(96)
第一节 脉图法与导管法测定心输出量的对照.....	(96)
第二节 血压方程和波速方程的建立与验证.....	(100)
第三节 电学模型设计原理与实验结果.....	(110)
第四节 重复性试验.....	(117)
第七章 多元分析与判别方程的建立	(120)
第二篇 血流动力学参数的临床变化	
第八章 心动周期时相	(127)
第一节 心动周期时相的测定.....	(127)
第二节 等容收缩相与喷血相比值.....	(136)
第九章 压力	(140)
第一节 传统医学血压指标存在的问题与平均压概念的提出.....	(140)
第二节 动脉压力.....	(145)

第三节	左心室压力	(160)
第四节	左心房压力	(170)
第十章	动量输运系数	(178)
第一节	射流压力时间常数	(178)
第二节	左心室输运系数	(189)
第三节	动脉输运系数	(197)
第四节	动脉终端输运系数	(207)
第五节	系统输运系数	(215)
第十一章	容量与流量	(225)
第一节	左心室输出量	(225)
第二节	左心室舒张末期容量	(235)
第三节	动脉血容量	(247)
第四节	有效大循环血量	(255)
第五节	左心房血容量	(264)
第六节	左心室喷血分数	(269)
第十二章	阻 抗	(279)
第一节	喷血阻抗	(279)
第二节	动脉特性阻抗	(287)
第三节	总阻抗	(293)
第十三章	能量输运	(302)
第一节	左心室功率与心肌耗氧量	(302)
第二节	心肌能量转化系数	(316)
第三节	左心室机械效率	(327)
第四节	动脉机械效率	(336)
第十四章	弹性模量	(349)
第一节	左心室体积弹性模量	(349)
第二节	动脉弹性模量	(356)
第三节	左心房动态体积弹性模量	(362)
第十五章	波速与血流平滑度	(365)
第一节	主动脉与外周动脉脉搏波传播速度	(365)
第二节	血流的平滑度	(370)
第十六章	子系统之间的动态平衡	(378)
第一节	射流压与总泵压比值	(378)
第二节	心室—动脉动量输运比值	(388)
第三节	心室动脉机械效率比值	(395)
第四节	心肌功能指数	(402)

第一章 概 论

第一节 体循环系统的特性和前辈学者的 几种数学模型

一、前 言

从近代世界医学发展的历史步伐来看，一般认为五十年代是生理医学年代，六十年代是电子医学年代，七十年代以后是数学医学年代、是医学与数理工程学科相结合的年代。近代科学发展的一个显著特征，是各门学科之间互相渗透和结合，在两门或几门学科的边缘结合部，通常是一门新兴的边缘科学的生长点。一系列新兴的边缘学科已从结合部蓬勃的发展起来，并不断的取得新的成就。由于数学与生物医学相结合，诞生了数学生物学；由于力学与生物医学相结合，产生了生物力学、控制论和系统辨识理论（identification of systems theory）的发展，为研究生物体内进行着的复杂的讯息处理和调节的动态过程，开拓了新的途径。prigogin正是从统计力学的理论出发，研究远离平衡状态的热力学问题，建立了耗散结构理论，为生物医学研究开拓了一个新的领域，用数理工程的理论和技术研究医学，产生了医学工程学，它是多门学科相结合的一门新兴的学科，它将是八十年代医学发展的带头学科。

心血管血流动力学（Cardiovascular Hemodynamics）是生物力学范畴中的一个组成部分，后者是医学工程学的一个分枝学科。生物力学是了解生命活动的力学，心血管血流动力学是试图了解循环系统生命活动的力学，它包括心脏力学、血管力学、血流动力学三部份。我们在应用脉搏图象研究循环系统的行为过程中，首先从血流动力学角度弄清了循环系统的物理几何特性和生理特性，并且在前辈学者已作出重大贡献的基础上进行了探索。

二、体循环系统的特性

分析体循环动力结构的特性是建立脉图与心血管血流动力学表述方程的客观条件。动脉搏动是循环系统功能活动的一个显著的讯号，若从宏观出发把体循环看成一个动力系统，则这个系统是由左心室、动脉系、微循环和静脉三个分系统所组成的。“系统的行为取决于：

- 1、成分或分系统的特性。
- 2、成分或分系统间的联络结构。
- 3、系统的输入变量。系统的特性作用于输入就是输出。”

这个系统具有以下宏观特性：

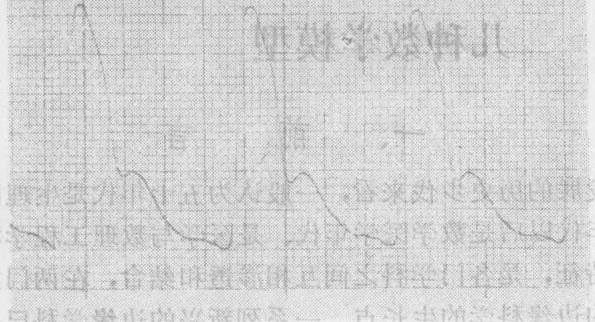
（一）非独立系统：（1）由于体循环系统是整个循环系统的分系统，而整个循环系统又是生命有机体的一个分系统，尽管它在研究者的控制下，可以当作独立系统来研究，但在把它当作独立系统进行研究时，随时都要注意到该系统的特性和功能活动受其他系统的特性所

控制。(2)系统内部维持着恒定的压力梯度、速度梯度,构成一种远离平衡的有结构的状态,这种结构是靠不断的从系统外提供能量(心肌)、质量(肺循环)来补偿系统内的能量、动量、质量流的消耗,才得以维持的。因此这种动力结构是耗散结构。

(二)相对稳定的有序状态:

1、任一固定空间内,流体参量是瞬变的,但它是周期性的,同一人在一定的时期一定的条件下,每一周期中相应瞬时的流体参量是基本相同的,表现在动脉搏动图是可以重复的(图一)。

图一 动脉搏动图



图

2、任一固定时间内,该系统空间任一微分位置的差别,其流体参量也是有差别的,但在同一人一定时期一定条件下,系统的压力梯度,流速梯度是稳定的,因而是有秩序的。

3、同一个体在同一时间空间和环境条件下,其动脉收缩压、舒张压,平均脉压,平均动脉压是稳定的(见第六章第四节)。

(三)非平衡状态:

体循环系统表现为两种非平衡状态:

1、平衡附近状态,(1)由于心脏的周期性活动间断的喷出血液,扰动波不断的从血管中扫过,由于血管壁弹性运动的惯性力、阻尼粘滞力、周向应力的存在,动脉壁随着血管内压力的变化,处在不断的强迫运动和强迫阻尼振动之中,血管壁的弹性恢复力和血液给管壁施加的强迫压力之间总是在趋向平衡的弛豫过程之中。(2)虽然喷血期左心室压力与升主动脉根部的压力是相等的,但是由于左心室收缩不断增加喷射压力,将血液以动量形式输入主动脉,主动脉血液也以动量的形式向远心端输出,因而左心室与主动脉的压力也是处在平衡附近状态。

2、远离平衡状态:将体循环作为一个独立的动力系统,从宏观角度看,不同时间不同空间其压力、能量、动量、质量是不相等的。从微观看,不同空间和时间,血管的惯性力、阻尼粘滞力及周向应力是不均等的,血液分子的能量、运动速度、自由程也是不同的。从轴向空间看,处于非平衡状态的血液柱,在不断的进行着动量、质量和能量的输运过程,处于非平衡状态的管壁周向应力,表现为不断的进行着管壁的弹性运动与弹性振动波向远心端的传播。从径向空间看,管壁的周向应力与血液的强迫压力之间在不断的进行着能量转换,表现为血管的弹性扩张与回缩运动。

3、不可逆过程,在一定时期,一定条件下,系统中的舒张期动脉压是稳定的,一搏期间左心室输入动脉中的血液质量和静脉回流到右心的血液质量是相等的。左心室一搏期间喷出的血液所具有的能量(dis),在体循环管系的传输过程中,随着流程的增大,其能量被

逐渐消耗 (des)，到中心静脉压等于零处，全部能量被消耗掉了， $\int ds = dis - des = Q$ 。

(四) 物理几何因素十分复杂，特性太多。特性之间多呈非线性关系。由于神经体液调节机能的存在，分系统或成分间，存在着一系列的反馈途径，系统的输入受系统的输出所控制。系统中的流体是生物流体，其中血浆具有牛顿液体的性质，而血液具有静粘液体的性质，血液粘度不仅是切速度的函数，而且受管道物理几何条件及流体力学参量变化的影响。

依据上述特性，从力学和生命科学相结合的角度来看，可以把人体的血液循环系统看成是在一般力学规律基础上还具有生命现象所独有的高级运动形式的动力体系，是并受整个有机体内外环境制约的、处于高度严密的控制和调节之下的、非平衡的有序的、相对稳定的结构。这种结构，不仅依靠系统内的耗散过程来维持，而且还依靠系统内外一系列的不同等级的自动控制和调节作用，才能维持其结构状态的相对稳定性和有序性。

按照经济效能准则和反映事物客观规律的真实程度来判断一个理论的正确程度和实用价值，那么一个较好的理论体系（表述脉搏讯号和体循环动力结构的方程组及其基础理论），必须能比较全面地比较真实地反映出上述体循环动力结构的特性，并且在研究生理与临床病理状况中，能解决更多的实际问题。

三、心脏力学的研究概况

心脏是一个生物泵，是动脉压力波的振源，根据许多学者对心肌特性进行研究的结果表明：在无激状态下的心肌，是不均匀的各向异性的和不可压缩的粘弹性材料，在经典力学中、用以描述粘弹性材料的应力—应变关系的物理模型，有Y.C. Maxwell (1831—1879) 描述流体弹性特性和Voigt (1850—1919) 描述晶体粘性特性的弹簧阻尼模型，有L. Kelvin 描述粘弹特性的标准线性模型。一些学者借鉴上述经典力学中的物理模型，来建立无激状态下的肌肉模型，并推广到心肌，对肌肉进行实验分析，建立伸长度、张力、弹性模量的表述方程：

$$\frac{\delta T}{\delta L} = \frac{dp}{dL} + \frac{\delta S}{\delta \eta} \left[(1 - F) \frac{\delta t}{\delta L} \right] + \frac{\delta S}{\delta L} \eta$$

$$\frac{\delta T}{\delta L} = \frac{dp}{dL} + \frac{\delta S}{\delta \eta} \left[(\delta L - F \delta t) \right] + \frac{\delta S}{\delta L} \eta$$

Fung, Y.C. 在肌电式试验台上，用应力松弛、蠕变、振动和应力—应变试验等方法，研究结果表明：在人体温度和 P^H 条件下，在应变直到肌肉初始长度 30% 范围内，无论加载或卸载，心肌应力—应变关系都可以用指数率来描述：

$$T = (T^* + \beta) e^{a(\lambda - \lambda^*)}$$

式中， T 为肌肉张力， λ 为延伸率， a, β 为常数， L 为肌肉长度， δL 为 δT 时间内肌肉长度增量， P 为并联单元中的张力， S 为串联单元中的张力， η 为串连单元的弹性伸长 $\eta(S, L)$ 。

在从力学角度进行试验研究的同时，许多学者从生理学角度对心脏力学进行了研究。在 Stephen Hales (1677—1761) 研究血压与心排量关系首创 Windkessel 循环理论的基础上，Otto Frank (1865—1944) 阐述了心脏力学，报道了 (1895年) 心室舒张末期容量与收缩压的关系。接着，Starling (1914年) 对这一关系进行了更全面的研究，建立了一系列著名的 Frank—Starling 关系的试验曲线。Gorden 和 Close 对骨骼肌和心肌的收缩试验证明：心肌当时的张力 (TL) 与最大张力 (T_{max}) 的比值同心肌缩短值 ($L_{max} - D$) 成正比。Sonnenblik, E.H. 以及其他一些学者从生理学试验方法的角度对心脏力学进行了许多

工作，但是迄今心肌本构方程尚未建立，心脏力学的表述方程尚未充分研究，这就大大的限制了脉图曲线表述方程的建立与完善。

四、血管力学的研究概况

自从世界伟大的数学家欧拉 (Euler) 写出动脉脉冲波的数学理论 (1775年) 以来，许多学者对血管的力学特性和脉搏波的传播进行了大量的研究，得出了广泛的数据。已知血管为粘弹性体，应力与形变呈非线性关系，且具有滞后现象，从波在弹性管内的运动是弹性和惯性力平衡的结果出发，建立血管壁受力—形变的表述方程，有以下三种处理方式：

$$1、\text{作线性处理：} dp = \frac{h \cdot E}{2r} \cdot \frac{dA}{A}$$

$$\gamma = \gamma^* e^{\frac{1}{E} (T - T^*)}$$

$$2、\text{作拟线性处理：} T = (T^* + \beta) e^{a(\lambda - \lambda^*)}$$

$$3、\text{作非线性处理：} T = \frac{E^*}{a} \left[\left(\frac{\gamma}{\gamma^*} \right)^a - 1 \right] + T^*$$

$$\frac{E}{E^*} = \left(\frac{\gamma}{\gamma^*} \right)^a \quad a \neq 0$$

式中：p为压力，T为张应力，h为管壁厚度，E为管壁杨氏模量，A为管道截面积，r为管道半径，λ为延伸率，上标*为参考状态。

小动脉的应力—应变关系和较大的动脉相同，应力水平随血管直径变小而降低。静脉的应力—应变曲线与动脉非常类似，它的特点是：(1)低工作应力与低杨氏模量。(2)流经管道的体积流量率仅仅取决于管道进口端的压力，与出口端的压力无关。(3)若管径大、流速高、雷诺系数大于1，则管内出现扰动现象，反之则管道在静态下发生形变，保持同外力的平衡状态。

在目前阶段，国外学者们从生物力学角度上对脉搏波和血管力学的研究，还主要集中在研究影响脉搏波传播速度的因素和血管的弹性上面，力图通过脉搏波传播速度来测定人体动脉的弹性状况。对于古典的著名的Woens—Kortneg方程：

$$C^2 = \frac{h \cdot E}{2\rho r}$$

通过对脉搏波的复杂的数学分析进行修正，对于轴向波在固定的无应力血管中：

$$C^2 = \frac{Eh}{2(1 - \nu^2)\rho\gamma}$$

轴向波在未固定的柱状管内：

$$C^2 = \frac{E}{\rho_w(1 - \nu^2)}$$

对于扭转波：

$$C^2 = \frac{G}{\rho_w}$$

式中：C为波速，E为管壁杨氏模量，h为管壁厚度，ν为血管壁的泊松比，ρ为液体密度，γ为管道半径，ρ_w为壁组织密度，G为管壁剪切弹性模量。

五、研究血流动力学的几个理论

随着流体力学定常流理论与非定常流理论的发展，血流动力学研究也随之从两个方向发展。

1、以定常流理论为基础，从泊肃叶 (Poiseuille) (1799—1869年) 阐明血液流动中的粘性、阻力、压力、流量间的关系开始，发展为静脉回归理论。

2、以非定常流理论为基础，从 Stephenson, Hales (1677—1761) 阐明心脏的脉动流变为微循环的平滑流动的原理开始，在非定常流理论的基础上研究血流动力学是近二十年来的主要研究方向。由于动脉中血液流速和脉搏波传播速度不同，在通常情况下，主动脉的血液流速为40—60厘米/秒，脉搏波速度却是6—8米/秒，两者相差10倍以上，依据对这两种速度取不同的态度，产生了两种古典的理论：

(1) 把流速与波速的差别予以忽略，建立波动方程论述脉搏波传播的理论 (Young 1809, Weber 1850)，直至发展到今天的从粘性流体与弹性管道的运动方程入手，解析脉动流的理论。

(2) 注意到血液流速比脉搏波速度小10倍以上，忽略血液流速，从建立压力波的表述方程入手依据压力波形的表述方程进一步研究血流动力学 (如Frank弹性腔模型1899年)，从这条思路发展形成线化理论和非线化理论，现将几种理论简单介绍如下：

(一) 静脉回归理论：

使用心肺泵和弹性材料制成的动静脉槽，并设置动脉阻抗和静脉阻抗 (R_a, R_v)，以每搏心输出量与静脉回心血量相等为前提条件，以全循环运动停止、各腔压力达到平衡时的平均充盈压力为 P_{mc} 作为假定条件，依据这个模型推导血流动力学关系式：

$$Q = \left(\frac{V}{c_a + c_v} - P_{ra} \right) \div \left(\frac{c_a}{c_a + c_v} R_a + R_v \right)$$

$$= (P_{mc} - P_{ra}) \div \left(\frac{c_a}{c_a + c_v} R_a + R_v \right)$$

$$P_a = P_{mc} + \frac{c_v}{c_a + c_v} R_a \cdot Q$$

式中：P为压力，V为容量，C为体积弹性系数 ($C = dv/dp$)，Q为体积流量，下标a为动脉，下标v为静脉。

(二) 弹性管道脉动流理论：

这个理论是通过研究脉冲在充满粘性液体的弹性管道中 (物理模型) 传播的规律，来研究血流动力学，而不是首先建立动脉脉搏波的表述方程。这个理论对于脉动压力和脉动流的振幅、速度等，在管道传输过程中的影响因素 (管壁弹性模量，管壁内粘滞摩擦力的阻尼系数，波的频率、色散、群速度和相速度，波的反射，管内粘滞液体的粘滞摩擦力和阻尼系数等) 进行了精辟的分析，在此基础上推导出有关血流动力学参数的理论式。

$$Z_c = \frac{\rho v}{A}$$

$$I = P \div (Z_c c^{0.07})$$

$$W_z = Z_c (1 + \bar{R}_z) / (1 - R_z)$$

$$\bar{R} = e^{a + ib}$$

$$\beta = W(W\eta/2v_{(0)}E)$$

$$E = E_{dyn} \left(2 + \frac{d}{r} \right) / \left[2 + 3 \frac{d}{r} + 1.5 \left(\frac{d}{r} \right)^2 \right]$$

$$E_{dyn} = \frac{\Delta S}{\Delta L} \cdot \frac{1m}{gm} \cos \psi$$

式中： I 为流量， β 为阻尼系数， v 为脉搏波速度， E 为管壁杨氏模量， P 为压力， Z_c 为始端阻抗， Z_0 为特性阻抗， W_2 为终端阻抗， R 为反射系数。

(三) 弹性腔理论

Otto Frank的弹性腔 (Elastic Reservoir) 模型，是由一个空气小室、动力泵和末端有阻抗的弹性管道所组成。这个模型给予三个假定条件：(1) 把整个动脉系看成一个弹性腔，并且腔内各点压力相等，腔本身无阻抗，只有终端才有阻抗存在。(2) 假定脉搏速度无穷大。(3) 动脉系管壁应力与应变成线性关系，体积弹性系数 $C = \frac{dv}{v dp}$ 。据此导出表述方程：

$$\frac{dp}{dt} = \frac{1}{c} (Q_{in} - Q_{out})$$

式中： Q_{in} 为流入弹性腔的流量， Q_{out} 为流出弹性腔的流量， R 为末端阻抗。由式(1)可得： $Q_{out} = \frac{P}{R}$ ，代入式(1)得： $\frac{dp}{dt} = \frac{1}{c} (Q_{in} - \frac{P}{R})$ 。积分得： $P = R(Q_{in} - \frac{1}{c} \frac{dP}{dt})$ 。整理得： $\frac{dP}{dt} + \frac{P}{Rc} = Q_{in}$ 。解得： $P = RQ_{in} - R^2c \frac{dQ_{in}}{dt}$ 。

式中 Q 为流量， P 为压力，下标 in 为进入弹性腔， out 为流出弹性腔， R 为末端阻抗。

(四) 线性化理论

McDonald 和 Womersley 在理想流体一元管流线性化方程的基础上，利用阶跃波在均匀管段终端设有阻抗的管道传输的瞬变特性，来研究动脉中的血流。这个理论有两个假定条件：(1) 主动脉为均匀管段无分枝，而只有在髂动脉处有分枝，才出现终端反射与阻抗；(2) 管壁应力与应变呈线性关系。据此求得瞬态压力与瞬态流量的分析表达式：

$$P(x,t) = P_0 \sum_{n=0}^{\infty} \left\{ \bar{R}_0^{n-1} \bar{R}_L^n u \left[t - \frac{2(n-1)L+x}{a} \right] - \bar{R}_0^{n-1} \bar{R}_L^n u \left[t - \frac{2nL+x}{a} \right] \right\}$$

流体脉冲波在管路中的传输方程

$$P = P_1 e^{i\omega t - \gamma z} + P_2 e^{i\omega t + \gamma z}$$

$$I = I_1 e^{i\omega t - \gamma z} - I_2 e^{i\omega t + \gamma z}$$

的基础上，利用阶跃波在均匀管段终端设有阻抗的管道传输的瞬变特性，来研究动脉中的血流。这个理论有两个假定条件：(1) 主动脉为均匀管段无分枝，而只有在髂动脉处有分枝，才出现终端反射与阻抗；(2) 管壁应力与应变呈线性关系。据此求得瞬态压力与瞬态流量的分析表达式：

$$P(x,t) = \frac{P_0}{Z_c + Z_0} \sum_{n=1}^{\infty} \left\{ \bar{R}_0^{n-1} \bar{R}_L^n u \left[t - \frac{2(n-1)L+x}{a} \right] - \bar{R}_0^{n-1} \bar{R}_L^n u \left[t - \frac{2nL+x}{a} \right] \right\}$$

$$Q(x,t) = \frac{P_0}{Z_c + Z_0} \sum_{n=1}^{\infty} \left\{ \bar{R}_0^{n-1} \bar{R}_L^{n-1} u \left[t - \frac{2(n-1)L+x}{a} \right] - \bar{R}_0^{n-1} \bar{R}_L^{n-1} u \left[t - \frac{2nL-x}{a} \right] \right\}$$

表达式表明：瞬态压力与瞬态流量波的形态是由一系列阶跃波按端点反射系数($\bar{R}_0 R_0$)与管长 L 同观测点(x)的位置所决定的规律排列组合而成，在一定的始端阻抗(Z_0)和终端阻抗(Z_L)的条件下，描出的波形经线性化后能够粗略的反映出脉搏波的主峰波、重搏波、和逐步衰减的曲线段。

Mc Donna Ld根据这个理论推导了计算血液流量、动脉弹性、阻抗和反射系数等。

(五) 非线性化理论：

1973年，Streeter 和 Wylie 在 Womersley 的基础上考虑到动脉管的复杂结构，各段反射不同，在电子计算机上进行数字模拟得：

$$C^2 = \frac{1}{C_0^2 + \frac{1}{a}} \quad C_0^2 = \frac{dp}{dA}$$

这一方法，得不到明确量纲，还不能解决人体血流动力学实际问题。

第二节 脉搏图象分析建模方法概述

一、建模方法的选择

(一) 生物数学方法的比较

体循环系统，是在生命有机体各系统间互相制约之中的，一个具有反馈调节和自动控制的（即医学所谓的神经体液反射调节功能）动态平衡系统。它的基本生理功能，是按组织细胞的需要输送血液。其动力学过程的集中表现，是动脉中脉动流的传输。因此把动脉脉动波作为一个讯号进行处理，是估计循环系统行为过程有关参数——定量的研究体循环系统的生理病理变化的一个较佳的无创性方法。对动脉搏动波进行分析，以研究人体病理生理过程，在我国已有数千年的历史了。从黄帝内经开始，脉学已成为中医学的一个重要组成部分，中医脉学，可以说是一个古典的生物讯号分析的学问，它所积累的数千年的丰富临床实践经验，同国外生物力学及医学界学者在这个领域内所作的卓越贡献一样，是进一步发展的基础。为了使中医脉学现代化，为了应用脉图研究心血管功能活动，首先必须建立脉搏图象分析的数学模型。建立生物数学模型的方法，一般可以分为三大类：（1）经典的方法（即理论建模的方法）：它是一般物理学所常用的传统的方法，经典物理学就是用这种方法建立起来的。它的特点是突出研究对象的1—2个特性，忽略其他特性，并对这1—2个特性进行比较严密的研究，量纲明确，精度较高。但是，对于生命有机体来说，它不仅特性数量特别庞大并呈随机变量出现，而且存在着特性之间的和特性自身的复杂反馈过程。因此，脱离生命有机体的整体条件，孤立地研究1—2个特性的物理模型所得的实验结果，仍属非生命的结果，由于忽略的因素太多，使之与有机整体在生命活动过程中的这些特性表现有着相当大的差距。运用经典的方法来研究有机整体的生命活动过程，无疑是比较片面的、比较粗糙的。

（2）系统辨识的方法（即实验建模的方法）：它是通过建立系统模型，收集系统的输入输出数据，来建立系统的数学模型的。这种方法是将整个系统的动态行为过程综合的进行研究，它避免了经典方法建模中对被研究系统的特性忽略太多的缺点，但是这种方法对于解决数量庞大的生物特性呈随机变量出现的问题，仍然存在着许多难以解决的困难。

（3）多元分析与聚类分析的方法：这种方法用于研究生物系统的特性呈随机变量出现

的规律,是比较方便的。

(二) 临床医学对脉搏图象分析建立数学模型的要求

研究动脉搏动图的目的,是为了通过对人体脉搏图象的分析,了解人体生命活动过程中体循环系统的生理和病理变化的规律,得到这些变化的定量的参数。为了得到同构模型,求得生理学和物理学定义明确的参数式,要求尽可能的弄清人体循环系统的物理几何条件和生理条件,把生理过程和物理过程结合起来,依据医学和其他有关学科的规律,建立微分平衡方程,经典建模的方法仍然是需要采用的,为了能在有机整体生命活动过程中,研究体循环系统的行为过程,需要克服体循环系统十分复杂的生理解剖条件和物理几何条件,以及生物学特有的复杂的神经体液反馈调节过程给经典方法建模带来的难以克服的困难,只有采用系统辨识的方法建模,才能满足临床医学的要求,为了对生命有机体在多因素随机变量的复杂情况下,探求不同的生理状况、不同的病理与生理状况之间、同一病理过程的不同发展阶段之间的数学表述式,需要采用多元分析的方法来建模。

建模方法的选择,取决于被研究的对象和研究的目的,由于前面介绍的体循环系统的特性和研究脉搏图象分析的目的,我们采用系统辨识方法为主,以理论建模方法和多元分析方法作为补充,来建立脉搏图象分析的数学模型。

二、建立脉搏图象分析数学模型的方法

(一) 系统辨识方法的应用

体循环系统,是一个具有四个隔腔和自动控制装置的动态系统。左心房与左心室之间有二尖瓣,左心室与动脉之间有主动脉瓣,动脉与微循环和微循环与静脉之间有毛细血管前后括约肌作为它们之间的阀门,使之成为这个动态系统的四个子系统。体循环系统解剖结构上的这一特点,使之具备了借用系统辨识理论中的隔腔模型(Compartmental modal)的条件。

动脉为粘弹性体,并且处于血管周围支持组织的约束之中。动脉血流的方式是脉动传输。左心室做功给予喷入主动脉的血液的能量,是在脉动传输过程中被逐渐消耗掉的,因此血管壁的张应力不等于管内的强迫压力,不适宜于应用血管张应力与血管内强迫压力的平衡方程来描述血管壁的形变与管内压力波变化的关系。由于血管内压力波与在压力波作用下引起血管截面积形变波不相同,那么把压力波当成输入讯号,血管截面积的形变当成输出讯号,血管在压力波作用下的弹性运动就可以用脉冲响应方法来描述,并通过传递函数求解。

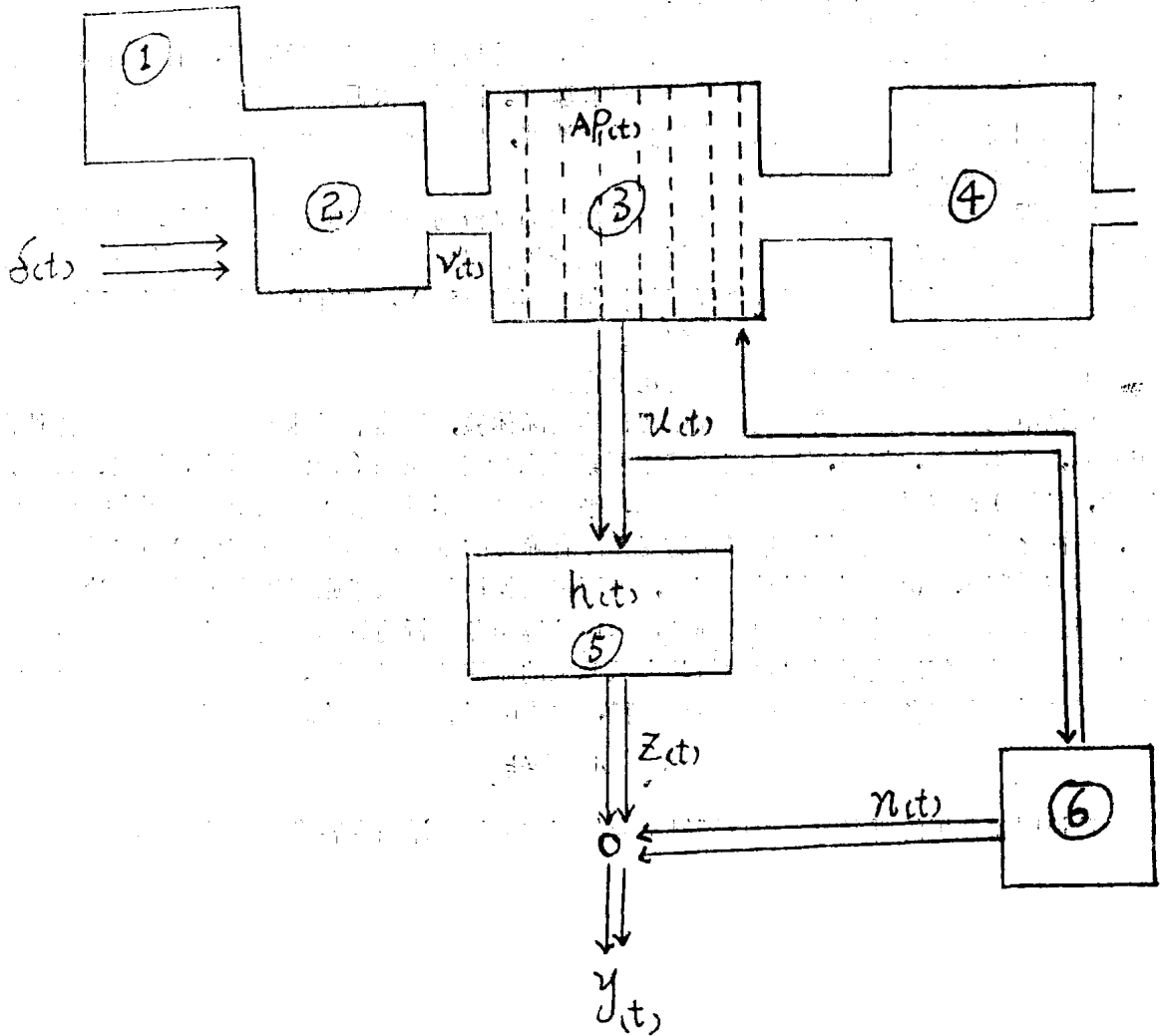
神经体液的反射性调节,对动脉压力波和血管形变度的影响,是生命有机体所特有的。在已知它们的反射性调节讯号输入输出的生理学关系的条件下,可以把反馈过程的影响,看成系统外生成的一个额外的附加讯号,由于这个讯号与系统行为过程的有效讯号相关,与过程输出的噪声无关,故可以用工具变量法(instrument variable)来处理。

心脏的周期性运动,左心房、室压力的时相性变化,是形成动脉压力波的输入讯号,因此在分析动脉的输出讯号—动脉压力波和体表动脉搏动图时,必须考虑到动脉系统输入讯号—左心室压力与射流的时相性变化。简单粗糙的把动脉的输入讯号假定为一个瞬时的矩形脉冲、正弦或余弦脉冲、或尖脉冲,再依动脉搏动图来剖析动脉的动态行为都是不合乎人体的实际情况的。把心脏的周期性运动与压力波的时相性变化,同动脉压力波的变化割裂开来进行研究,是难以得到真实反映人体心血管血流动力学变化的科学结果的。

心脏的周期性运动,是由心室肌的去极和复极过程所引起的,心室肌去极过程的生物电讯号为心电图上的QRS波,按照心肌的生理学特性(全或无定律),心肌在去极时的能量

释放是完全的、瞬时的，同生物电位的变化是并行发生的。心室肌释放化学能的讯号可以假定为 $\delta(t)$ ，这类似心电图的QRS波。左心室射流压力讯号的时相性变化是输出讯号， $\delta(t)$ 是左心室的输入讯号。

对整个系统来说， $\delta(t)$ 是系统的输入讯号，动脉搏动图 $y(t)$ 是系统的输出讯号，动脉系只是整个系统的一个子系统，亦是整个系统的一个中心腔室。脉搏图象分析，就是按照系统或子系统的输入输出讯号来分析系统的或子系统的特性和行为过程的。系统和子系统的输入输出讯号之间的关系，按已知的解剖生理条件可归纳为如下的模式图：



图中方框示子系统，①左心房及肺血管床，②左心室，输入讯号 $\delta(t)$ ，输出讯号 $v(t)$ ，③动脉系，输出讯号为 $u(t)$ （压力波）④毛细血管网和静脉系，⑤动脉壁脉冲响应装置， $h(t)$ 为脉冲响应讯号， $z(t)$ 为输出讯号，⑥反馈装置， $n(t)$ 为反馈讯号。

系统输入输出讯号关系的表述式为：

$$y(t) = z(t) + n(t)$$

$$z(t) = h(t) + u(t)$$

$\frac{du}{dt} = VK \cdot V(t) - BK \cdot u(t)$

$$\frac{dv}{dt} = \delta - VK \cdot V(t)$$

(二) 运用经典方法来弥补系统辨识方法应用上的不足
 由于医学领域内对体循环系统的研究，已积累了丰富的资料，对它的解剖结构和生理功能活动的规律也有了较深刻的了解，它并非是一个黑箱，充分利用医学和其他有关学科的理论 and 实验结果，建立体循环系统的实验模型并进行验证，就可以使系统的输入输出讯号的线性表述方程的建立，简便得多（详见后述）。

依据系统辨识方法与经典方法相结合所建立的脉搏图象分析数学模型，来设计电学模型，用它对脉搏图象分析的数学模型进行试验验证。同样，依据脉搏图象分析的数学模型，设计了脉图仪，通过脉图仪选取适当的低通滤波带，便可分别取得 $u(t)$ 、 $z(t)$ 和 $y(t)$ 讯号。

(三) 多元分析方法的应用：

在依据脉搏图象分析的数学模型所推导出来的血流动力学参数式的基础上，对不同生理和病理情况下的脉搏图象进行单元分析和多元分析，以建立心血管血流动力学参数之间的控制方程（即单因素 A 与单因素 B 之间互相控制的回归方程），和有关疾病的判别方程，作为医学临床应用的脉搏图象分析的计算程序。

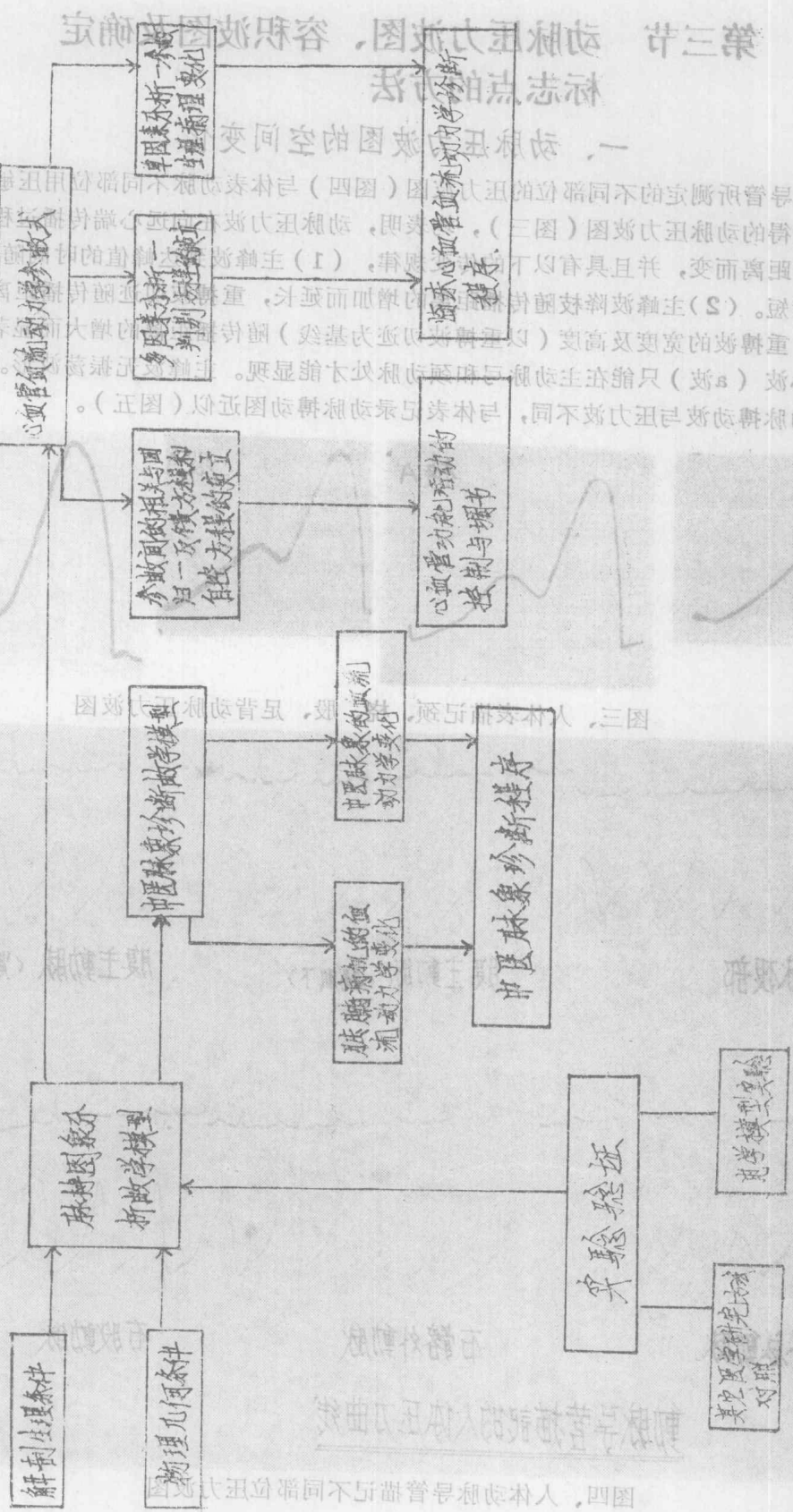
(四) 中医脉象分析的数学模型的建立方法

依据中医脉象学的经典记载和临床切诊的实际体验，虽然中医脉象有二十八脉和各种临床兼脉，种类繁多，但是，构成它的基本要素是六个基本属性（浮沉、迟数，滑涩、大小、弦软，长短）和三种基本情况（太过之脉，平人之脉，不及之脉）。六个基本属性是确定的，属性之间是有界的，但是诸属性的变异没有确切的量度，其变异只有前述的三种基本情况，这三种基本情况之间界限是模糊的，因而采用模糊集合数学原理建立中医脉象诊断的数学模型。在中医脉象凭图诊断的基础上，运用脉搏图象分析的数学模型所导得的血流动力学参数式，统计分析反映不同脏腑病机的中医脉象的血流动力学机理，进一步通过多元分析建立中医各种脉象和各种脏腑病机的判别方程，作为中医脉学临床诊断的计算程序。

三、小结：

脉搏图象分析的研究方法和内容概括为如下方框图，详细内容将在以后诸章中介绍。

① ② ③ ④ ⑤ ⑥ ⑦ ⑧ ⑨ ⑩ ⑪ ⑫ ⑬ ⑭ ⑮ ⑯ ⑰ ⑱ ⑲ ⑳ ㉑ ㉒ ㉓ ㉔ ㉕ ㉖ ㉗ ㉘ ㉙ ㉚ ㉛ ㉜ ㉝ ㉞ ㉟ ㊱ ㊲ ㊳ ㊴ ㊵ ㊶ ㊷ ㊸ ㊹ ㊺ ㊻ ㊼ ㊽ ㊾ ㊿

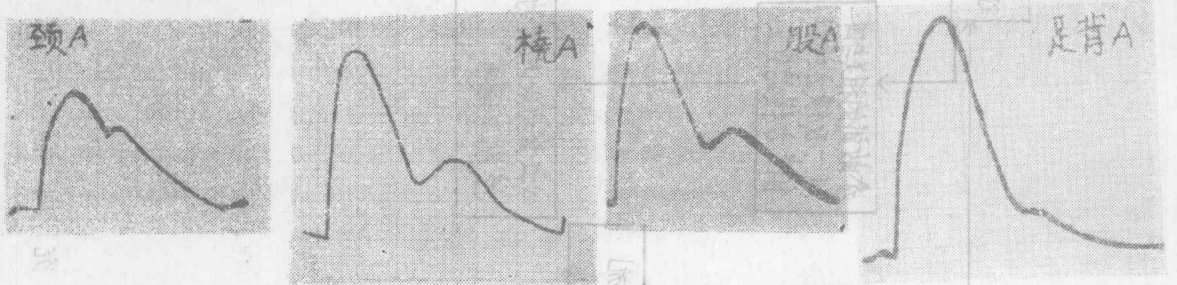


框方内容研究分析图象搏脉

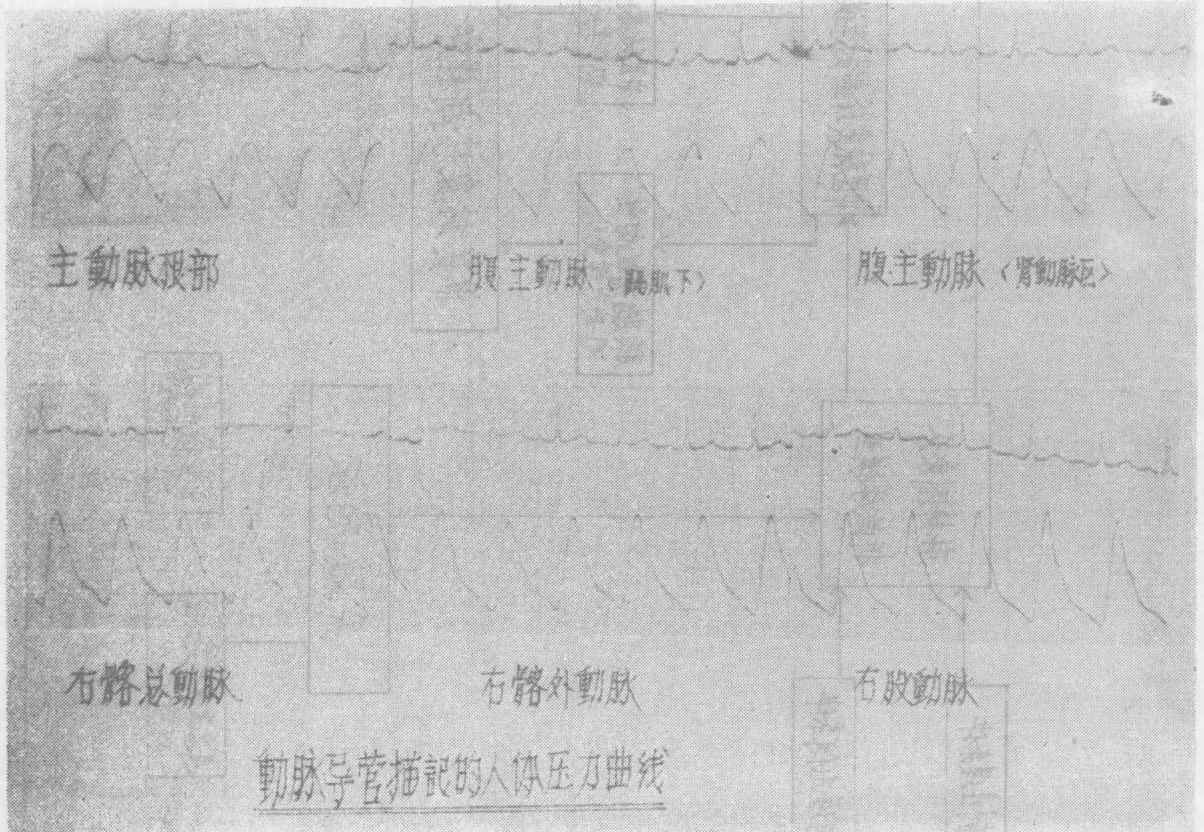
第三节 动脉压力波图、容积波图及确定标志点的方法

一、动脉压力波图的空间变化

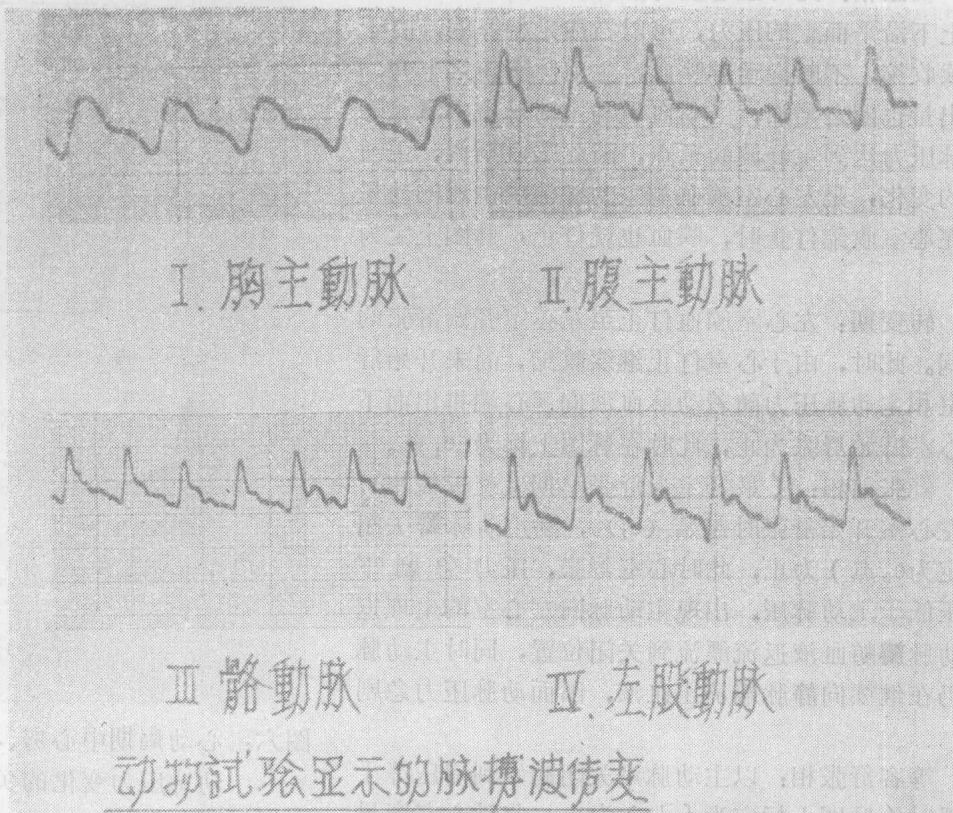
用动脉导管所测定的不同部位的压力波图(图四)与体表动脉不同部位用压敏元件作为传感器所测得的动脉压力波图(图三),均表明,动脉压力波在向远心端传播过程中,其形态随传播的距离而变,并且具有以下传变规律,(1)主峰波到达峰值的时间随传播的距离增大而缩短。(2)主峰波降枝随传播距离的增加而延长,重搏波切迹随传播距离增大而降低。(3)重搏波的宽度及高度(以重搏波切迹为基线)随传播距离的增大而显著。(4)主峰波前小波(a波)只能在主动脉弓和颈动脉处才能显现。主峰波无振荡波形。动脉试验所记录的动脉搏动波与压力波不同,与体表记录动脉搏动图近似(图五)。



图三、人体表描记颈、桡、股、足背动脉压力波图



图四、人体动脉导管描记不同部位压力波图



动物试验显示的脉搏波传变

〈注.各图放大比例以坐落格为准〉

图五、动物试验记录的动脉搏动波（传感器埋于动脉壁表面组织中所得）

由上列诸因素来看，动脉压力波波是周期性单波，由于它在动脉中的传播不是以疏密波的方式而是以管壁应力波的方式传播的，因此在传播中不会出现激波，不遵循压缩单波传变的规律。

二、压力波图与心动周期时相

左心室的周期性运动是动脉压力波的根源。主动脉压力波的变化，取决于左心室的动量输入与主动脉的动量输出，左心室活动周期有时相性变化，动脉压力波也会有时相性变化，应按心动周期不同时相标定动脉压力波。

生理学，对每一心动周期中，不同时相的压力与容量的变化，分为如下七个时相（图六）：

1、等容收缩相：心室开始收缩至主动脉开始开启之间的间期。在心室开始收缩时，左房室压力基本相等，房室瓣在漂浮状态中互相接触，当室压大于房压时，房室瓣闭紧并出现第一心音。由于心室继续收缩，压力上升，房室瓣及半月瓣随之凸出，形成心房及主动脉压的增量，在脉图上表现为b点前弧度。当心室压力略大于主动脉压力时，主动脉瓣开放，开始向主动脉喷血，脉图上定为b点。

2、喷血相：此时左心室与主动脉形成一腔，主动脉瓣口上下沿平面上的压力，可以看成是相等的，由于心室继续收缩，不断向动脉喷血，主动脉压随之上升，动脉流出量也随之增加，当射血量与主动脉流出量相等时，动脉压力达到主峰波的顶点，因此喷血期内，主动脉压力的变化，是左心室喷血与主动脉流出血液的动量之差，在心室收缩行止时，喷血也就行止，脉图上定为 e 点。

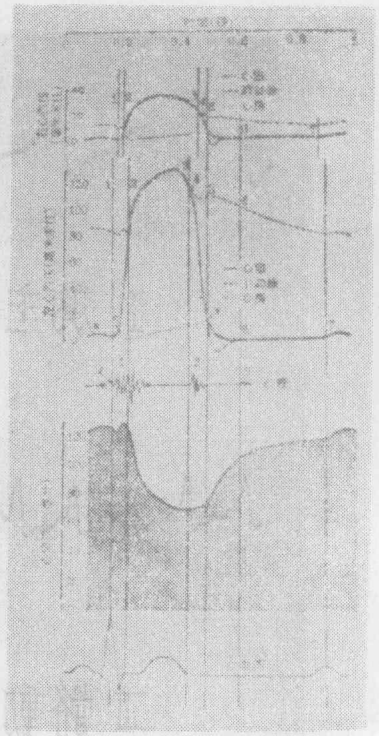
3、转变期：左心室喷血行止至左心室开始舒张的短暂时间。此时，由于心室行止继续收缩，尚未开始舒张，心室和主动脉压力随着动脉血液向远心端排出而下降，至心室开始舒张为止，此时在脉图上标为 e_1 点。

4、舒张前相：（最好定为舒张早期生理返流相），此期由左心室开始舒张时起始（ e_1 ），到主动脉瓣关闭（脉图定为 e_2 点）为止，此时心室舒张，压力急剧下降，室压低于主动脉压，出现主动脉向左心室的生理返流，主动脉瓣随血液返流漂流到关闭位置，同时主动脉远侧端仍在继续向静脉端流出血液，因而动脉压力急剧下降。

5、等容舒张相：以主动脉瓣关闭起始到房压等于室压的瞬时（脉图上标定为 f 点）为止。此时心室容量不变，心室压力继续下降，主动脉与心室间的压力差急剧增大，主动脉瓣随界面两侧净压力的大小发生弹性振动（弹性牵引向心室内凹进），出现第三心音，音调的高低，取决于瓣膜的固有频率（阻尼与弹性模量），音调的强弱取决于瓣膜界面上净压力的大小。

6、左心室充盈相：由房室瓣开放起始。此时心室继续舒张，心室压继续下降，左房压也随之下下降，但左房压略高于左室压力，左房血液被抽吸入左心室，当左心室舒张行止时，左房压力随之达到与左室压平衡，此时左室抽吸左房血液的过程行止，此后缓慢的上升，逐渐趋向左室、左房与肺血管床压力之间的平衡，直至左心房开始收缩为止。此时动脉压力波出现重搏波，脉图上标名为 f、g、L 波，这是由于舒张早期，室压急剧下降，主动脉近心端出现生理返流，近心端压力低于远心端压力，当左心房充盈开始后，主动脉瓣界面压力差增量停止，瓣膜处于一固定状态，远心端动脉血液返流到近心端，造成近心端压力的增加，直到重建动脉压力梯度为止。在心血管动力学上，称它为返潮波。

7、心房收缩相：心房收缩，使心室压力增加，主动脉瓣界面上的净压力减少，瓣膜弹性位移，主动脉压力出现一微小增量，脉图标名为 a 波。



图六：心动周期中心房、心室、动脉压力变化的关系。

三、动脉容积波与压力波

依据我们建立的脉搏讯号分析的数学模型与南昌无线电八厂合作研制的脉图仪，具有低通滤波器，使用液态传感器，拾取的为动脉容积变量，该传感器在 40HZ 以下不发生谐振，低通滤波器分为 40HZ、20HZ、10HZ 三挡，由于动脉阻尼振动波和反馈讯号通常在 10HZ 到 40HZ 之间，采用 10HZ 低通滤波带拾取桡动脉脉图（图七）与压敏元件所取的桡动脉图是一