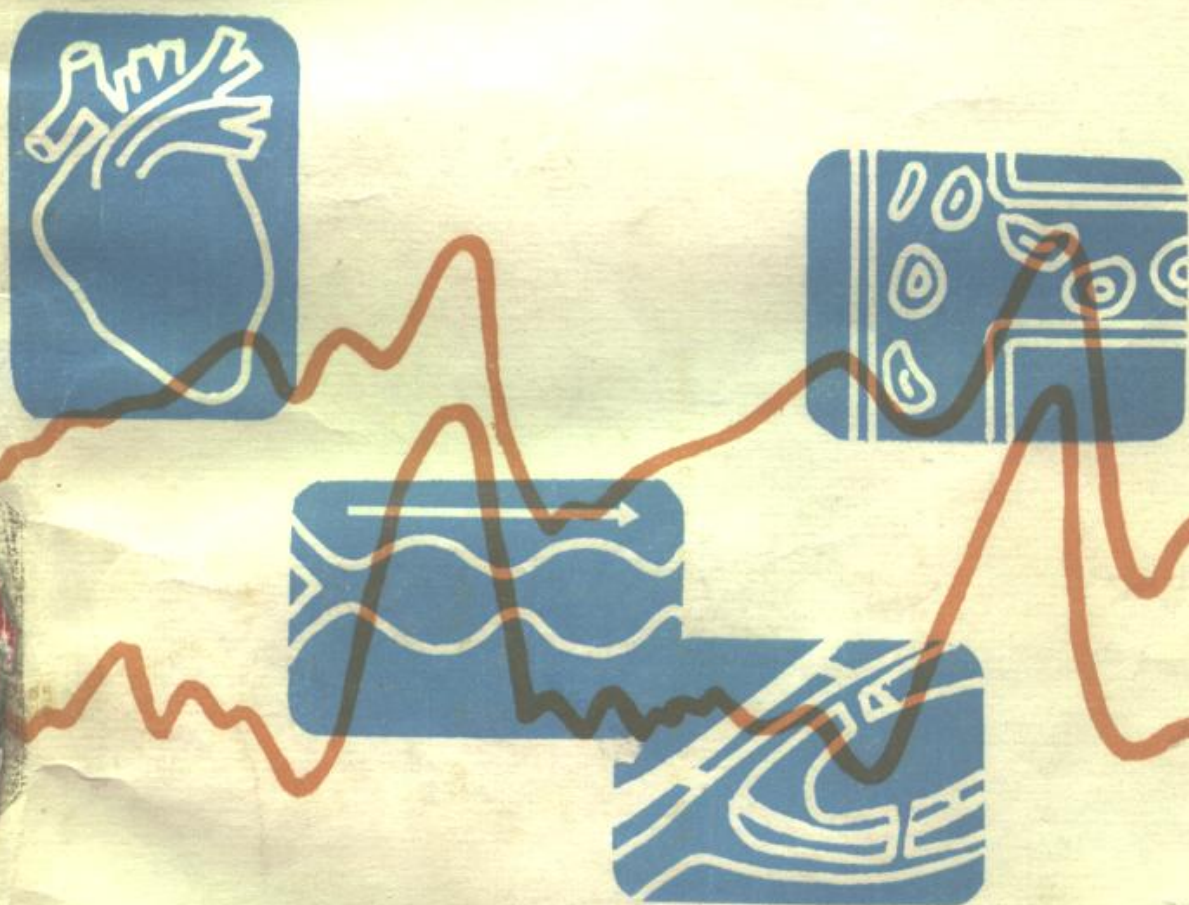


• 高等医药院校教材

血液循环力学

王鸿儒 文宗曜 编著



北京医科大学 联合出版社
中国协和医科大学

血液循环力学

王鸿儒 文宗曜 编著

北京医科大学
中国协和医科大学 联合出版社

血液循环力学

王鸿儒 文宗曜 编著

责任编辑：赵玉衡 张晓华

*

北 京 医 科 大 学

联合出版社出版

中国协和医科大学

(社址：北京医科大学院内)

新华书店总店科技发行所发行 各地新华书店经销

北京密云华都印刷厂印刷

*

开本：787×1092 1/32 印张：10 字数：214千字

1990年7月第一版 1990年7月第一次印刷 印数：1—4000册

ISBN 7-81034-028-x/R·29 定价：2.00元

前 言

循环力学是应用于血液循环系统的力学。它将力学的理论和方法与生理学、医学的原理和方法有机地结合起来，力图用力学的理论和方法来解释和分析心血管系统中血液流动所呈现的生理现象，阐明血液流动的基本规律及某些心血管疾病对血液流动的可能影响，以便为心血管疾病的诊断与治疗提供帮助。由于心血管系统涉及心脏，血管和血液，它们的性能必然会影响血液的流动。因而，循环力学中包括对心脏、血管和血液的力学性质的研究。

1628年，哈维(Harvey)首创了血液循环学说。自17世纪以来，流体动力学的知识已用于心血管问题的诊断，听诊异常的心音。19世纪初以杨氏(Thomas Young)为代表的一些学者，对循环问题的研究所持的观点是：在生命体中发生的力学运动，正如生命体的运动一样，遵守同样的普遍规律。循环问题取决于心脏和动脉的弹性功能。要想弄清这些功能的性质，就必须把它简化为最精确的水力学理论问题。杨氏和19世纪的许多科学家一样，也不太注意生物科学与物理学的界限，但杨氏的观点在早期的循环研究中影响很深。

后来，随着科学的发展，通过很多杰出的科学家的努力，对心血管系统的研究从物理学中分离了出来，成为一门独立的学科——循环力学。但是，这个过程并未完成，需要医学和生理学家与物理学家和工程技术人员密切合作。许多医学

和生理学工作者由于他们在数学和力学方面的不足,对循环力学感到难于理解,而物理学工作者对生理学研究的复杂性则见而生畏。近二、三十年来,由于科学技术的飞跃发展,以及科学家们的努力,使物理学和工程技术对循环力学的发展已经做出了相当大的贡献,有力地促进了合作研究。然而,与此同时,对于只具有一定限度的物理学和数学基础的医学工作者,理解和研究循环力学增长了新的困难,因为循环力学中往往把循环问题抽象为力学的模型,而且形式上往往是十分数学化的。医学工作者阅读这样的现代论文和专著颇感困难。有鉴于此,我校自82年起,开设了循环力学这门课程,意欲使学生掌握循环力学的入门知识。教材中的数学仅用到一些简单的微积分,所用到的物理学知识与医用物理课内容相符,这样,给学生的学习带来了方便。

本书是我们根据该课程的已使用数年的教材改写而成的,在编写中既注意用易于理解的术语描述力学现象,也介绍了因科学发展所带来的新思想、新知识和新概念,并力图使学生体会到他们所学的数理知识是贯穿于现代医学之中的。本书可作为医学专业硕士研究生及高年级本科生学习循环力学的入门教材,也可供对这一领域感兴趣的医学工作者和医学卫生院校物理教师阅读参考。

本书共分九章,主要内容是心脏、血管和血液的力学特性,血液在血管中的流动,以及一些必要的力学基础、研究方法和测量技术。其中第2、3、4、5、8、9章由王鸿儒编写,第1、6、7章由文宗曜编写。由于编者水平所限,特别是对医学所知甚少,书中难免有不妥和谬误,恳请读者批评指正。

编者 于北京医科大学 1990年3月

目 录

前言	()
第一章 循环力学中的模型	(1)
§ 1.1 物理模型	(1)
§ 1.2 数学模型	(4)
§ 1.3 动物模型与混合模型	(10)
第二章 力学基础	(16)
§ 2.1 物体的弹性和塑性	(16)
§ 2.2 流体的粘滞性	(25)
§ 2.3 粘弹性	(28)
§ 2.4 牛顿流体在刚性圆管中的流动	(42)
§ 2.5 牛顿流体在进口、狭窄、分支管处的流 动	(48)
第三章 心脏的力学特性	(59)
§ 3.1 心肌与骨骼肌的区别	(59)
§ 3.2 未受刺激心肌的性质	(61)
§ 3.3 激活心肌的特性	(64)
§ 3.4 心脏的力学特性	(73)
第四章 血管的力学性质	(79)
§ 4.1 血管的力学性质与其组成材料的成分和结 构之间的关系	(79)
§ 4.2 血管壁内的张力	(82)

§ 4.3	动脉的压力-体积关系·····	(86)
§ 4.4	血管壁的粘弹性·····	(89)
§ 4.5	动脉中的波动·····	(91)
§ 4.6	小动脉、毛细血管和静脉的力学性质··	(94)
第五章	血液的流变性质 ·····	(98)
§ 5.1	血液及其模型·····	(98)
§ 5.2	血液的非牛顿粘性·····	(101)
§ 5.3	血液非牛顿粘性原因的推测·····	(106)
§ 5.4	血液流变性质的定量描述·····	(108)
§ 5.5	血液在刚性圆管中的定常流动·····	(112)
§ 5.6	血液流变性的测量·····	(116)
§ 5.7	红细胞的流变性质·····	(126)
§ 5.8	血液流变学在临床医学中的意义·····	(135)
第六章	血液动力学中的测量 ·····	(140)
§ 6.1	对于血液动力学测量的认识·····	(140)
§ 6.2	换能器及其性能评价·····	(143)
§ 6.3	富利叶级数及数据记录与分析·····	(149)
§ 6.4	心血管动力学中主要物理量的测量·····	(155)
第七章	动脉 ·····	(180)
§ 7.1	大动脉内的非稳定压·····	(180)
§ 7.2	大动脉内的血液流动·····	(185)
§ 7.3	动脉内血流的定量描述·····	(212)
§ 7.4	动脉阻抗与动脉波的人射与反射·····	(224)
§ 7.5	肺动脉·····	(235)
第八章	微循环 ·····	(241)
§ 8.1	微循环流动的特点·····	(241)

§ 8.2	血浆层和红细胞的径向迁移·····	(248)
§ 8.3	血管尺寸对血液表观粘度的影响·····	(254)
§ 8.4	毛细血管中红细胞的栓塞效应·····	(265)
§ 8.5	微循环中的物质输运·····	(274)
§ 8.6	肺微循环·····	(282)
第九章	静脉 ·····	(294)
§ 9.1	静脉血液流动的特点·····	(294)
§ 9.2	跨壁压力与静脉的性状·····	(295)
§ 9.3	可塌陷管中的流动·····	(298)
§ 9.4	静脉中的非定常流动·····	(302)
§ 9.5	肌肉活动对静脉血流的影响·····	(304)
§ 9.6	颤振·····	(306)
§ 9.7	肺中的瀑布现象·····	(309)

第一章 循环力学中的模型

十七世纪初，流体力学就已用于心血管系统疾病的临床诊断，并预言血液循环中病理生理现象。例如，异常心音与心血管系统的病理损伤有关。二十世纪五十年代末期创立了心血管外科，开辟了血液动力学的新领域。特别是七十年代以来医生与力学工作者之间进行了广泛合作，在循环力学研究方面取得了巨大进展，诸如心血管力学性质的研究（动脉周向与轴向各向异性，动脉血管的非线性，弹性腔模型等），肺的血液动力学的研究；动脉内脉动流的定量描述；动脉波与阻抗的研究；人工心脏的研制；血液流变性的探讨等方面都取得了一系列重大成就，使人们对于循环系统的认识开始向定量的、有预见性的深刻认识发展。

为什么会在如此短的期间内取得这样大的成就呢？这是因为有些具有远见卓识的医学工作者与力学家的通力合作创造了一套从工程力学角度研究生物体特性的模型方法，大大推进了循环力学研究的进程。

本章着重介绍循环系统的研究方法、即常用的四种模型：物理模型；数学模型；动物模型；混合模型。

§1.1 物理模型

物理模型通常是由非生物物质构成，用以模拟循环系统

的某一器官或组织。根据模拟形式，物理模型又分为以下三类：

一、几何模型

按照一定比例（放大、缩小或照原样）重建原型。强调原型与模型的某种几何学上的相似。例如，为了研究主动脉弓内血液的流体动力学特性。制成一与原型尽量相似的主动脉弓模型。其方法是在新鲜尸体的主动脉内注入硅橡胶，进行铸型（在100mmHg的生理压强下），先造成主动脉弓阳模，再用此阳模铸型，所得的阴模则为所需的物理模型。

二、畸变模型

建立的模型与原型在动力学（力、速度、加速度、雷诺数等）相似。由于按比例变换原型可能使模型中动力学条件发生变化，因此，为了得到动力学上的相似，在一维、二维或三维上将模型畸变是必要的。这样，模型与原型仅是部分相似。例如，血液动力学研究中，往往认为具有相同雷诺数 $Re = \frac{\rho R v}{\eta}$ （式中， ρ 为流体密度、 R 为管径、 η 为流体粘度、 v 为流速）的模型与原型具有相同的流体动力学特性。在模型实验中，为了研究问题方便，可以在 Re 不变条件下，改变流体粘度（ η ）和管径（ R ）使模型相对原型发生畸变，即建立畸变模型。

三、非相似模型

非相似模型与原型在几何学上不存在任何相似，但仍在物理学上存在某种相似，借助于此模型可以研究某些原型中的问题。例如，可以通过血流流过动脉分支与电流流经电路网络都是要求描写流动规律这点上的相似，可用熟悉的电路

计算方法求得微循环中外周阻力的计算公式。

心血管系统中有些重要的物理性质，在循环力学中经常要考查。例如，血液粘滞性；脉动流与脉动压；血管壁的力学特性；外周阻力与主动脉血管的输入阻抗等。又如，体循环中的血液可以视为均匀的牛顿流体、全血（血球压积40—50%，37°C的正常人血）粘度为0.04P，可以用36.7%的甘油水溶液来模拟。

用一种相当简单的环流模型，可以较为精确地模拟脉动压与脉动流。此模拟由一正弦变化位移或压强控制泵驱动一环流系统构成。控制正弦位移的泵带一凸轮转动，凸轮作用在环流系统的弹性软管上、因而能产生如心脏射血样的冲击。另一种控制压强类型是将环流系统中的一部分，置于封闭容器内，容器内的压强可以控制。当容器内压强按正弦波变化时，则该环流系统产生脉动压与脉动流。按照正常生理指标合理设计这一系统，可以产生不同大小的冲击、脉率、收缩期与舒张期。实践表明，控制压强的方法是比较理想的。

各种类型材料制成的柔韧管、可以用来模拟血管壁。比较普遍使用的材料是聚四氟乙烯、硅橡胶、聚氨脂以及其他类型的聚合物，目前还采用定向嵌段聚氨脂来模拟血管的各向异性。正如我们已经知道的，真实的血管壁的力学性质是相当复杂的，它至少包括三种成份，即胶原纤维、弹性硬蛋白、平滑肌细胞。各种成份的比例与排列方向有所不同，从大部是弹性硬蛋白的主动脉，到主要是平滑肌细胞的微动脉，不同动脉的结构成份分布都有明显变化。因此，完全用人造材料来精确模拟血管相当困难。

物理方法模拟心脏运动的模型早已有人提出，例如，

Viëting等人(1972)制成一袋状模型,用它来模拟左心室运动。人工心脏研制工作发展很快,特别是美国Utah大学Kolff为首的一组工学工作者,在这方面做出了突出贡献。清华大学席葆树等人(1983)研制成功一种可以模拟心脏跳动、产生脉动压与脉动流的人工心瓣膜脉的动流实验台,该实验台用电子系统控制,对心瓣膜的工作情况可直接观察与录像。脉动压与脉动流的波形与真实的主动脉产生的波形相似。成都科技大学的陈君楷等人(1987)研制的分布一分段集中三参数血液体循环模拟系统的物理模型,能十分相似地模拟心脏血管系统的血液动力学特性,心室的收缩与舒张均由计算机控制,每次测试可输出28个数据。

物理模型的优点是简单、直观、易于理解,可以在控制条件下进行长时间重复实验,对于所要进行的物理测量也具有明确的意义,它往往为数学模型的建立奠定物理基础。但物理模型存在着明显缺点,即应用范围有限,很难再现活体生理现象,特别是所选择的参数受到限制时表现得更为突出。

§1.2 数 学 模 型

所谓数学模型,就是用一组描写某一物理现象的数学方程构成基本模型。例如,血液动力学中常用的泊肃叶方程。它是从描写在一均匀水平刚性圆管内不可压缩牛顿流体的定态流出发,而建立的数学模型。泊肃叶方程说明流体内动量平衡,无横向压强,纵向压力梯度不变。方程的解预言了一抛物线的速度剖面,沿整个横切面的速度曲线积分,可以求流量

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 l \eta} \quad (1-1)$$

式中, r 为管半径, η 为流体粘度, l 为管长, Δp 为管两端压差。

虽然泊肃叶公式常在医学文献中引用, 但遗憾的是, 在许多血液动力学问题中被无条件地滥用, 以致常常造成错误, 这是因为基本的数学模型条件被武断地忽略了。例如, 真实动脉中的血流是脉动流, 并不满足此模型中提出的层流条件, 动脉是具有粘弹性的非圆形的管腔, 而并非刚性直圆管, 所以对于主动脉内血流情况的描述, 绝对不能应用泊肃叶公式。

Frank(1899) 年提出的脉动流的第一个心血管模型即风箱模型 (windkessel model 有时又翻译成弹性腔模型), 该模型如图1.1所示, 将动脉表示为一弹性腔, 即风箱, 风箱的体积与其内部压强成正比, 假设模型内小动脉以及微循环的外周阻力为 R , 流量 Q_{out} 正比于通过外周的压强差, 即

$$P_a - P_v = R \cdot Q_{out} \quad (1-2)$$

式中, p_a 为模拟主动脉压的风箱内压强、 p_v 为微循环末端压强, 显然, $p_a - p_v$ 为动静脉间压差。如果将静脉 p_v 看成近似为零, 则上式可简化为

$$p_a = R Q_{out} \quad (1-2')$$

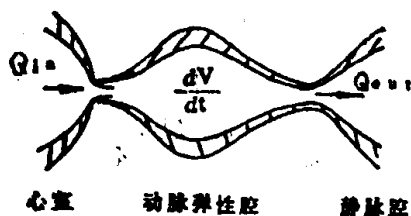


图1.1 风箱模型示意图

又因为动脉体积与它内部压强成正比, 并由下式决定

$$C \cdot dp_a = dV \quad (1-3)$$

式中, C 为动脉柔度(或顺应性), V 为风箱体积, 显然, 对于收缩期风箱内体积变化率必须等于由心脏流入动脉血流量 Q_{in} 与从动脉弹性腔(风箱)经小动脉、毛细血管流入静脉腔的血液体积 Q_{out} 之差, 即

$$\frac{dV}{dt} = Q_{in} - Q_{out} \quad 0 \leq t < T_s \quad (1-4)$$

在舒张期, Q_{in} 等于零, 则上式变为

$$\frac{dV}{dt} = -Q_{out} \quad (T_s \leq t < T) \quad (1-5)$$

T , T_s 分别为心动周期和收缩期由 (1-2'), (1-3)、(1-4)、(1-5) 不难求得 p 与 V 或 Q 的函数关系解, 它说明任何时刻动脉内压强(或流量)随时间变化的规律。在舒张期 Q_{in} 等于零, 这一模型预言动脉压随时间按指数规律下降, 即

$$p_a = e^{-t/RC} \quad (1-6)$$

这一结果与实际情况基本相符, 然而, 在收缩早期阶段, 当流入量 Q_{in} 增大时, 理论预言压强变化率正比于流入量, 而实验表明, 压强本身(与舒张期末的压强 p_d 有关)正比于流量, 即

$$p_a - p_d \propto Q_{in} \quad (1-7)$$

由此可见, 用粗略的数学模型——风箱模型是不能完全正确描述动脉内压力(或流量)随时间变化的。近些年来不少学者对风箱模型作了进一步改进, 特别是考虑了动脉输入阻抗、非线性弹性等因素后, 使得该模型与真实情况趋于一致, 例如, 复旦大学柳兆荣等人对风箱(弹性腔)模型作了

进一步研究,提出了线性弹性腔与非线性弹性腔理论。这里,我们仅对线性弹性腔理论简介如下:

利用公式 (1-2)、(1-3) 可将公式 (1-4)、(1-5) 分别变为

$$\left. \begin{aligned} C \frac{dp_a}{dt} + \frac{p_a - p_v}{R} &= Q_{i_a} \quad (0 \leq t < T_s) \\ C \frac{dp_a}{dt} + \frac{p_a - p_v}{R} &= 0 \quad (T_s \leq t < T) \end{aligned} \right\} \quad (1-8)$$

为了求得心血管动力学参量 (外周阻力 R 、柔量 (顺应性) C 及心输出量 S_v), 将 (1-8) 方程组的上下两式, 分别在收缩期 (T_s) 与舒张期 ($T - T_s$) 内积分得

$$C \int_0^{T_s} \frac{dp_a}{dt} dt + \frac{1}{R} \int_0^{T_s} (p_a - p_v) dt = \int_0^{T_s} Q_{i_a} dt \quad (1-9)$$

$$C \int_{T_s}^T \frac{dp_a}{dt} dt + \frac{1}{R} \int_{T_s}^T (p_a - p_v) dt = 0 \quad (1-10)$$

由于收缩期开始时刻 ($t=0$) 或舒张期终止时刻 ($t=T$), 动脉弹性腔中血压值为舒张压 p_d , 而收缩期终止时刻 ($t=T_s$), 动脉中的血压值为 p^* , 故由方程 (1-9)、(1-10) 得

$$C(p^* - p_d) + 1/R \cdot A_s = S_v \quad (1-11)$$

$$C(p_d - p^*) + 1/R \cdot A_d = 0 \quad (1-12)$$

式中, $S_v = \int_0^{T_s} Q_{i_a} dt$, $A_s = \int_0^{T_s} (p_a - p_v) dt$ 分别表示每搏心输出量及收缩期内, 压力曲线 $p_a(t)$ 之下, 静脉压 p_v 之上所围成搏波图区域的面积, 如图 1.2 所示。 $A_d = \int_{T_s}^T (p_a - p_v) dt$ 表示在舒张期内, 压力曲线 $p_a(t)$ 之下, 静脉在 p_v 之上所围成

脉波波形图区域的面积。

方程(1-11)与(1-12)中含有参量压力脉波波形图面积 A_s 和 A_d 、血压值 p_d 和 p_s^* ，每搏心输出量 S_v ，动脉柔度 C ，以及外周阻力 R ，其中，血压 p_s^* 与 p_d 以及脉波波形面积 A_s 和 A_d ，皆可通过直接测量血压与描记的动脉波波形图而确定出

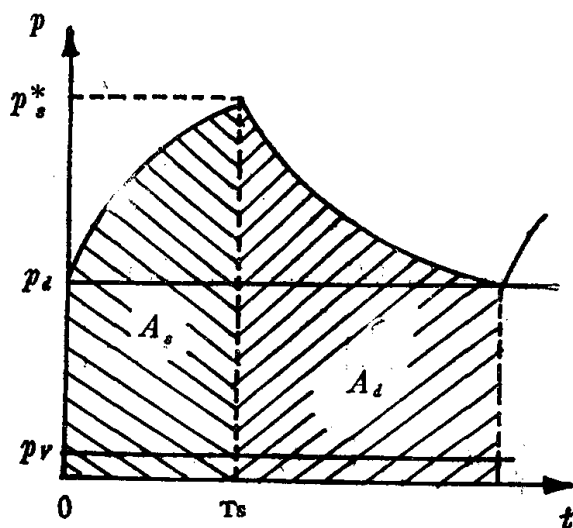


图1.2 脉波波形图面积定义

来。而每搏心输出量可以用电阻抗法，根据Kubicck公式

$$S_v = \rho \left(\frac{L}{z_0} \right)^2 \left(\frac{dz}{dt} \right)_{\max} T_s \quad (1-13)$$

无创伤测得。式中， ρ 为血液电阻率， L 为两接收电极间距离， z_0 为基础电阻抗。 $(dz/dt)_{\max}$ 为阻抗随时间变化最大值，上述诸值皆可无损测得（在测量一章中我们将介绍此法）。由此可见，由方程(1-11)、(1-12)、(1-13)可以无损测得心血管参量 R 、 C 。此理论用于临床已取得了明显效果。

1958年Womersley提出了描写动脉动血流的定态脉动

数学模型。他从描写粘滞流体运动的Navier-Stokes方程（相当于流体力学中的牛顿定律）出发。考虑到压力梯度的脉动变化，找到了与描写刚性直管定态流的泊肃叶方程形式上类似的Womersley方程解，式（详细推导请见§7-3）。

$$Q = \frac{\pi R^4}{\eta} M \frac{M'}{a^2} \sin(\omega t - \phi + \varepsilon_{10}) \quad (1-14)$$

式中， M 为动脉压力梯度常数，即 $M \cos(\omega t - \phi) = \frac{\Delta p}{L}$ ，

ε_{10} ， $\frac{M'}{a^2}$ 皆为与频率有关的参数，其值可以根据频率从Womersley制成的表中查得，（见第七章末的列表）。例如当 $\omega \rightarrow 0$ 时，查表得 $\frac{M'}{a^2} \rightarrow \frac{1}{8}$ ， $\varepsilon_{10} = 90^\circ$ 、 $M \sin(\omega t - \phi$

$$+ \varepsilon_{10}) = M \sin(\omega t - \phi + 90^\circ) = M \cos(\omega t - \phi) = \frac{\Delta p}{L}$$

此时方程（1-14）变成泊肃叶方程（1-1）。Womersely方程所描写的脉动流与实验测量结果相当符合。

Wichael等人（1980）建立了人体内动脉系统流量与压强的计算机数学模型，通过此模型可以算出动脉内压强与血流量，以及阻抗的大小。模型中使用不同的参数值，可以模拟正常与病理生理状态的血压，血流及动脉阻抗波形图。

Beneke（1965）曾用数学模型将左心室模拟成厚壁球壳，将右心模拟成包在心室表面的薄壳，该模型还考虑了左右心室间相互作用。Sallin（1969）通过计算证明，左心室肌纤维绕一旋转椭球呈螺旋形排列，心室肌纤维20%收缩，