

柳兆荣 李惜惜 著

弹性腔理论及其在 心血管系统 分析中的应用



科学出版社

弹性腔理论及其在 心血管系统分析中的应用

柳兆荣 李惜惜 著

科学出版社

1987

内 容 简 介

本书系统地介绍了弹性腔理论及其在心血管系统分析与心血管参数检测中的应用,提出了适于临床应用的利用压力脉搏波波形图无创伤检测心血管动力学参量的方法。全书共分血液流动的概述、弹性腔模型的建立、线性弹性腔理论、非线性弹性腔理论与多弹性腔理论五章。内容丰富,深入浅出,便于应用。

本书可供生物力学、生物医学工程、医学、生理学研究人员,以及高等院校有关专业的师生参考。

弹性腔理论及其在 心血管系统分析中的应用

柳兆荣 李惜惜 著

责任编辑 马素卿

科学出版社出版

北京朝阳门内大街 137 号

中国科学院印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

*

1987 年 1 月第 一 版	开本: 787×1092 1/32
1987 年 8 月第一次印刷	印张: 8 1/8
印数: 0001—3,600	字数: 184,000

统一书号: 13031·3622

本社书号: 4662·13-10

定价: 1.95 元

前 言

弹性腔模型(即 Windkessel 模型)是一种分析心血管系统血液流动特性的简化模型。这个模型是将心血管系统的某一部分(例如主动脉等)看作一个弹性腔,并假定血液流动参量(例如压力等)在其中处处相等,从而使问题的分析大为简化。弹性腔模型最早于 18 世纪由英格兰著名生理学家 Stephen Hales 提出,经上世纪末、本世纪初 Frank 和其他德国学者的努力,才使这个分析模型逐渐完善。由于这个分析模型直观、简单,并且所得结果在某些方面基本上可以刻画出心血管系统血液流动的特征,因此至今仍然在心血管系统的模拟和分析,以及心血管参数的检测等方面得到较为广泛的应用。

自 1979 年以来,我们复旦大学生物力学研究组,在有关医疗单位协作下开展了有关压力脉搏波波形图生理学含义的研究,发现用弹性腔理论可以建立起脉搏波波形图面积与心血管参量之间的定量关系,从而提出一种利用压力脉搏波波形图无创伤检测心血管参量的方法。

为了使这个研究成果在临床应用中得到进一步检验与推广,特别是探讨这个方法在中医脉象定量研究中的可能应用,1982 年在上海市卫生局中医处倡导下举办了“脉搏波波形图与脉象的血液动力学基础”的讲座,系统地介绍了弹性腔模型的建立及其在心血管参数分析中的应用。本书基本上是在这次讲座内容基础上整理补充而成的。书中涉及内容的大部分是我们这几年在这方面工作的总结。但是,为了使读者对这个问题有一个比较系统的了解,书中也注意总结国外在这方面的一些重要研究成果。

在完成这项工作的过程中,作者得到许多方面的协作和

支持。上海市高压血研究所是较早开展这项研究工作的动物试验与临床应用的单位,由于陈德奎同志和他所领导的研究组在动物试验与临床应用方面所做的大量工作,使得本书中所介绍的利用压力脉搏波波形图计算心血管动力学参量的方法基本上趋于成熟和适合于临床应用。此外,上海市中医脉象协作组所属的其他医疗单位(特别是上海市第一人民医院、上海中医学院和上海中医门诊部等)在推广应用这个方法时所积累的许多有价值的资料和经验,以及中国人民解放军海军医学研究所刘忠权主任领导的研究组对我国人体动脉所测定的压力-体积试验数据等,都大大地丰富和补充了这项研究成果,本书中许多试验与临床的原始数据都是他们提供的。作者感谢他们的支持和协助。同时,作者还要感谢我们研究组的黄林同志,自1982年以来,他参加了有关临床与动物试验数据的整理和计算工作,本书第三章的3.5和3.6节,以及第四章的4.2和4.4节中的一些具体数值结果,都是他帮助计算得到的。

在开展这项研究工作的近五年时间内,曾得到上海市中医界老前辈张镜人主任的关心指导、上海市卫生局中医处领导王翘楚同志的热情支持鼓励,以及美籍著名生物力学家冯元桢教授的具体指点帮助,作者对他们表示衷心的感谢。

最后还应感谢上海医科大学的蒋有铭教授,他审阅了本书的初稿,并提出了一些宝贵的意见。

由于作者水平所限,书中难免会有不妥与谬误,恳请批评指正。

作者

于复旦大学

1986年3月

目 录

第一章 血液流动的概述	(1)
1.1 血液循环	(1)
1.2 脉动流与频率参数 α	(7)
1.3 层流与湍流	(10)
1.4 血液在血管中的定常层流流动	(14)
1.5 脉搏波与脉图	(24)
第二章 弹性腔模型的建立	(36)
2.1 弹性腔模型	(36)
2.2 弹性腔模型的基本方程	(41)
第三章 线性弹性腔理论	(53)
3.1 血压随心血管动力学参量的变化	(53)
3.2 脉搏波波形图面积与心血管动力学参量之间的关系	(65)
3.3 在胸阻抗法测心输出量中的应用	(70)
3.4 利用压力脉搏波波形图计算心血管动力学参量	(80)
3.5 脉搏波波形图因子 η	(93)
3.6 外周阻力的简便计算	(102)
3.7 利用压力脉搏波波形图估算心输出量	(113)
第四章 非线性弹性腔理论	(117)
4.1 人体动脉的压力-体积关系	(117)
4.2 非线性弹性腔理论	(132)
4.3 心血管参量的确定	(147)
4.4 非线性弹性腔模型的改进	(156)
第五章 多弹性腔模型	(165)
5.1 多弹性腔模型的提出	(166)
5.2 血管段中血液流动的集中参数	(168)
5.3 血液流动基本参量的电学量比拟	(177)
5.4 血液流动的等效回路	(187)

5.5 双弹性腔模型·····	(198)
5.6 心血管系统的模拟·····	(206)
5.7 传输线模型·····	(217)
5.8 波的反射和动脉脉搏波·····	(235)
5.9 附录·····	(246)

附录

有关参量的国际单位制(SI)与其它单位制之间的换算·····	(251)
--------------------------------	---------

主要参考文献·····	(252)
-------------	---------

第一章 血液流动的概述

为了便于介绍下面各章所要阐述的内容——弹性腔理论及其在心血管系统分析中的应用,有必要在本章中首先简要地介绍一下心血管系统中血液流动的基本概况和主要特征。

1.1 血 液 循 环

1.1.1 血液循环的概况

血液在人体的循环系统中周流不息、循环不止。它一方面将氧气和营养物质运送到全身各处,另一方面又从全身各处将新陈代谢所产生的二氧化碳和其他代谢废物运送到肺和其他排泄器官排出体外。

人体的循环系统包括动力系统与管路系统两部分。其动力系统为心脏,其管路系统是血管。心脏与血管组合成心血管系统。

人体血液循环包括肺循环与体循环两条回路:

肺循环——血液自右心室出发,流经肺动脉,到达肺泡毛细血管网进行气体交换,然后汇入肺静脉,最后经左心房流到左心室。这条循环回路较短,又称小循环。

体循环——血液自左心室出发,流经主动脉及其各级分支动脉,到达各器官和组织内的毛细血管网。在此,血液与组织、细胞进行物质交换与气体交换。然后,血液经各级静脉汇合进入腔静脉,最后经右心房流回右心室。这条循环回路较长,又称大循环:

血液循环途径的示意图如图 1-1 所示:

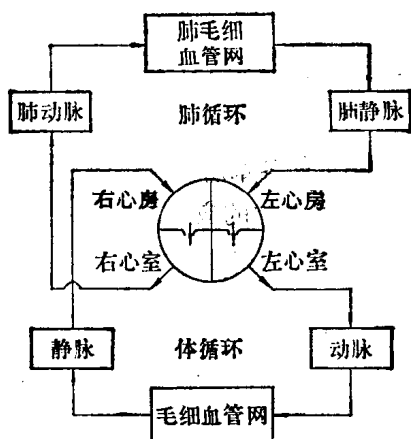


图 1-1 血液循环途径的示意图

1.1.2 心脏

心脏是推动血液循环的动力源。如图 1-2 所示,心脏可分为左、右两部分,而且左、右两部分都含有心室,即左心室(LV)和右心室(RV)。在两个心室的底部各附有一个心房,这就是左心房(LA)和右心房(RA)。可见,心脏是由左心房、左心室、右心房和右心室这四个弹性的腔室所组成的。

对于心脏的这四个腔室,存在着四个对血液流动起着单向导流作用的单向阀门(通常称为心脏瓣膜),这就是界于左心房与左心室之间的二尖瓣、界于右心房与右心室之间的三尖瓣、界于左心室与主动脉之间的主动脉瓣,以及界于右心室与肺动脉之间的肺动脉瓣。

心脏有节律地收缩与舒张运动,以及心脏瓣膜的单向导流作用,保证了心脏能起到推动血液循环的动力泵作用。其工作情况大致是这样的:心脏处于全舒张状态,心房与心室内压力低于静脉压,血液将从静脉流入心房,由于此时房室瓣(即

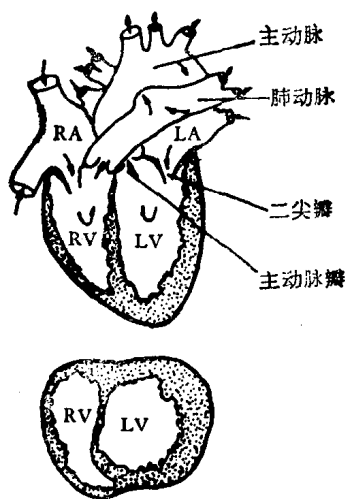


图 1-2 心脏的纵向与横向剖面图
(引自 Attinger, 1964)

二尖瓣与三尖瓣)已开启,血液就从心房直接流入心室;心房收缩,迫使血液进一步流入心室。接着,心室开始收缩,当心室内血液压力迅速上升到超过心房内压时,房室瓣关闭;心室继续收缩,心室内压力上升到超过动脉内压时,主动脉瓣与肺动脉瓣开启,左、右心室内血液分别以很快的速度向主动脉与肺动脉喷射。心室收缩终止而开始舒张时,心室内压力急剧下降,并很快地低于动脉压,此时主动脉瓣与肺动脉瓣迅速关闭阻止血液倒流。心室继续舒张,心室内压力下降到低于心房内压时,房室瓣再次开启,以后重复上述过程。

心脏的这种有节律的收缩与舒张运动,通常称为心搏。由于推动血液循环的主要动力是来自于心室的舒-缩活动,因此,人们往往以心室的舒-缩活动作为心搏的标志,并把心室的收缩期称为心脏的收缩期,把心室的舒张期称为心脏的舒张期。心脏收缩-舒张一次所需要的时间称为心动周期。对于

正常成年人,心动周期大约为 0.8 s ,其中收缩期大约为 0.3 s ,舒张期大约为 0.5 s 。

1.1.3 血管

血管是血液循环的管路系统,包括动脉、毛细血管与静脉。

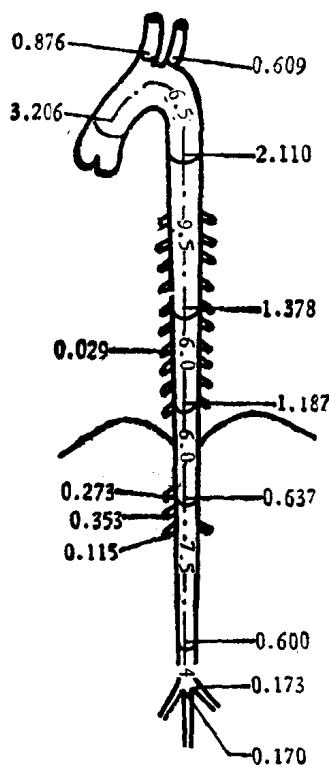


图 1-3 狗主动脉及其主要分支不同部位的横截面积
(引自 Patel 等,1963)

动脉是将血液从心脏输送到毛细血管的中间管段。随着动脉远离心脏的不断分支,动脉管管径将逐渐变小,这样,可将动脉分为大、中、小三种,其中大动脉是指靠近心脏的动脉,包括主动脉、肺动脉、无名动脉等;中动脉是指大动脉的分支,如尺动脉、桡动脉、股动脉等;小动脉是指毛细血管之前内径约为 $20\sim 30\text{ }\mu\text{m}$ 的动脉。

动脉的横截面一般是圆的,其管壁厚度 h 与内直径 d 之比 $\frac{h}{d} \approx 0.07\sim 0.13$ 。通常,动脉管具有一定的锥度,即越远离心脏,动脉管的横截面积越小,有时称此为动脉管的“几何锥削”。图 1-3 表示了狗的主动脉及其主要分支动脉不同部

位处的横截面积的变化情况。以狗为例,主动脉血管段横截面积的变化可近似表示为

$$A = A_0 e^{-\beta x / a_0} \quad (1-1)$$

式中, A_0 与 a_0 表示主动脉上游某处的横截面积与内半径, A 表示距离该处为 x 的下游某位置的主动脉横截面积, β 是一个界于 0.02 与 0.05 之间的无量纲量。

不同种类的动物, 动脉管的锥削情况是不相同的. 对于狗体总结出的公式(1-1)并不一定适用于人。

虽然, 对于单根动脉管而言, 越远离心脏其横截面积越小, 但是, 动脉树总的横截面积却往往是越来越大的。这是因为动脉树是高度枝化的, 分支血管横截面积之和通常总是大于主血管的横截面积。表 1-1 给出了人体血管段的内直径与

表 1-1 人体血管内直径与总截面积的数据比较

血 管	内 直 径	总的横截面积(cm^2)
主 动 脉	2.5 cm	4.5
动 脉	0.4 cm	20
微 动 脉	30 μm	400
毛细血管	6 μm	4500
微 静 脉	20 μm	4000
静 脉	0.5 cm	40
腔 静 脉	3 cm	18

(引自 Dinnar, 1981)

总截面积的参考数据比较。由此可以得到一个关于人体动脉血管分支的经验公式:

$$A_1 = 1.26 A_0 \quad (1-2)$$

式中, A_0 是主血管的横截面积, A_1 是其一级分支管的总横截面积。显然, 由主血管经 n 级分支后, 所得分支血管的总截面积 A_n 与主血管截面积 A_0 之间将有关系式为

$$A_n = (1.26)^n A_0 \quad (1-3)$$

虽然这个公式是相当粗糙的, 但是有时在某些计算中却是

参考价值的。

动脉管除了有几何锥削与高度枝化之外,其弹性特性也是处处不同的。通常,越远离心脏,动脉管的管壁的刚性越强,有时称这种特性为动脉管壁的“弹性锥削”。例如对于狗,不同动脉管段的管壁杨氏弹性模量 $E(\text{Nm}^{-2} \times 10^5)$ 约为:升主动脉与降主动脉, $E \approx 3-6$; 腹主动脉, $E \approx 9-11$; 股动脉, $E \approx 9-12$; 颈动脉, $E \approx 7-11$ 。

静脉是将血液从毛细血管输送回到心脏的血管。静脉的内径通常较相应的动脉内径大,其直径变化范围可以从最细静脉的 $140 \mu\text{m}$ 到大静脉的 3 cm 。因此,静脉系统的总体积也较动脉系统大。此外,静脉血管壁通常比动脉血管壁硬,其杨氏弹性模量往往要比相应的动脉管壁的大 $2-4$ 倍。但是,由于静脉管壁比动脉管壁薄很多,所以内压引起静脉管径的变化却比动脉还要大,而且当静脉管外压力大于管内压力时,静脉管将出现塌陷现象。

毛细血管是体内分布最广、管壁最薄、管径最小的血管,它们彼此连成网状。毛细血管网的密集程度往往随着所在组织与器官的不同而不同。在心、肺、肾等功能旺盛的器官内,毛细血管网很密集;在肌腱等代谢作用较低的组织内,毛细血管网很稀疏。通常,毛细血管直径为 $8 \mu\text{m}$ 左右,管壁厚度为 $1 \mu\text{m}$ 左右。

1.1.4 血液

循环系统的工作介质是血液。血液的主要作用是向各组织供给从肺内摄取到的氧气,并将各组织产生的二氧化碳运送到肺部。同时,血液还把通过胃肠道消化食物而吸收的营养物质运送给组织,并把组织产生的非气体的代谢废物运送到肾脏排出体外。

血液是由有形成分和血浆所组成的,也就是说,血液是有形成分散于血浆之中的一种悬浮液。在这些有形成分中,红血球最多。对于正常的成年人,红血球约占整个血液体积的 40—45%。血液中的其他有形成分是白血球与血小板等,但其含量很少。通常,白血球约占总血液体积的 1/600,血小板约占总血液体积的 1/800。

血浆含有 90% 以上的水,其密度约为 1.03 g/cm^3 , 呈弱碱性。

由于血液是具有红血球等有形成分的悬浮液,因而呈现出非牛顿特性,这表现在其粘度不再是恒定的常量,而是随着切变率的变化而改变。当切变率较低时,血液的粘度明显增高,这是由于此时血液中的红血球聚集在一起而形成缞钱状之故;当切变率较高时,血液粘度较低,这是由于较高的切变率使血液中的血球变形以及其指向与流线方向更加一致所引起的。此外,血液的粘度还与血液中所含血球体积的百分比(称为该血球的压积)有关。通常,血球压积越高,对应血液的粘度越大。正常人体(即血球压积为 45%),血液的粘度大约为 $\eta = 4 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ (即 4 cP(厘泊)),差不多是水粘度的 4 倍。血浆是牛顿流体,即其粘度与切变率无关,大约为 $1.2 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$, 差不多接近于水的粘度。血液除了具有上述的低切变率时,表观粘度明显增高的特性之外,对于较高的切变率,在较细的管子(例如直径小于 $500 \mu\text{m}$)中,血液的表观粘度还将随着管径的减小而减小,通常称这为 Fahraeus-Lindqvist 效应。

1.2 脉动流与频率参数 α

我们知道,当心室收缩、主动脉瓣开启后,血液从左心室

射出,这时主动脉和其他大动脉中的血液压力将上升;而在舒张期、心脏停止射血时,主动脉和其他大动脉中的血液压力将重新下降.由于动脉是弹性的,动脉中血液压力的上升必然伴随着血管壁的向外扩张;而当动脉中血液压力下降时,血管壁将重新回弹.这个过程在每一个心动周期重复一次.因此,对于血管壁的每一微元,都可以看成是在作周期等于心动周期的周期振荡.同时,伴随着动脉中压力的脉动,动脉中的血液也将以脉动的形式在流动.这就是说,由于心脏有节奏地间歇射血,使主动脉与其他大动脉中血液流动的参数——压力、速度、血管半径等都是一些随时间变化的量.通常称流动参量随时间变化的流动为不定常流动.由于心脏的间歇射血是周期性的,因此,大动脉中血液的不定常流动也呈现周期性,有时就称这种流动为血液的脉动流。

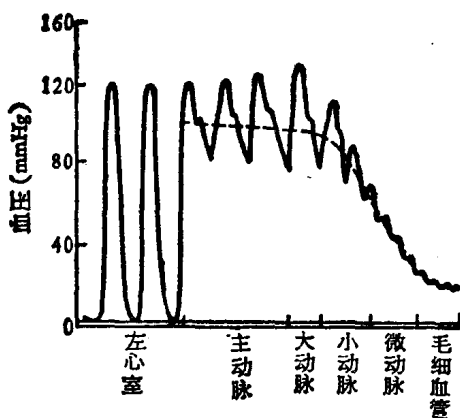


图 1-4 人体体循环中,血压的变化情况
(引自 Caro 等,1978)

图 1-4 给出了人体体循环中,由于左心室的周期性收缩与舒张引起动脉中的血液压力的变化情况。从图中可看出,

对于主动脉与大动脉,血液压力的脉动是十分显著的.可以想象,主动脉与大动脉内血液的流动速度以及动脉管的管径也都在随时间作急剧的变化.因此,对于主动脉与大动脉中的血液流动,通常必须认为是脉动流,也就是说必须考虑其流动参量随时间的变化情况.另一方面,从图 1-4 中还可看到,在微动脉与毛细血管中,血液的压力脉动已十分不显著,此时,往往可以近似地认为血液的流动参量与时间无关,也即认为血液的流动是定常的。

作为判断血管中血液流动是脉动流或是定常流的指标是什么呢?下面引进的频率参数 α (也称为 Womersley 数)就是作为判断血液流动是否定常的判据。

Womersley 数 α 定义为:

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (1-4)$$

式中, D 为动脉管的直径, $\omega = \frac{2\pi}{T}$, 此处 T 为心动周期, $\nu = \eta/\rho$ 为血液的运动粘性系数, η 为血液的动力粘性系数(简称粘度), ρ 为血液的密度。

频率参数 α 是一个表征血液在血管中流动时,局部惯性力与粘性力比值大小的量。当 α 数较大时,与血液流动的粘性力比之,其局部惯性力较大,因而不能忽略,此时血液的流动必须考虑其脉动性;当 α 数较小时,与血液流动的粘性力比之,其局部惯性力的作用是很小的,因而可以略而不计,此时流动可以近似认为是定常的流动。

由 α 数的定义式(1-4)可知,对于同一个个体来说,若心动周期 T 与血液运动粘性系数 ν 保持不变,这样, α 数将与血管的直径 D 成正比.血管直径 D 越大,所对应的血液流动的 α 数越大;血管直径 D 越小,所对应血液流动的 α 数将越小。表

1-2 列出狗的不同血管段所对应的 α 数(表中的 α 数是对心率为 2Hz 算得的)。对于人体,所对应的 α 数基本上是表中所列的狗的 α 数的 1.5 倍。例如,对于人体的升主动脉, α 数差不多是 20 左右。由此可清楚地看到,对于微动脉与毛细血管,其对应的 α 数十分小,因此可认为血液在这些血管中的流动是定常的,当分析血液在这些血管中的流动特性时,可以不考虑血液流动的脉动性,而主要是讨论血液粘度的影响;对于主动脉与其他大动脉,由于所对应的 α 数较大,说明血液在这些血管中的流动将具有较大的脉动,因此在分析血液的流动特性时必须考虑血液流动的脉动性。

表 1-2 狗不同血管段的 α 数(对心率为 2 Hz 计算的)

血 管	内直径 $D(\text{cm})$	α 数
升主动脉	1.5	13.2
降主动脉	1.3	11.5
腹主动脉	0.9	8
股 动 脉	0.4	3.5
颈 动 脉	0.5	4.4
微 动 脉	0.005	0.04
毛细血管	0.0006	0.005

1.3 层流与湍流

对于象水这样的牛顿流体在直的圆管内流动时,若流动速度较低,我们可以看到管内流体质点在流动过程中的运动层次分明,没有横向的混杂,我们称流体的这种流动为层流流动;若流体的流动速度较高,我们可以看到管内流体质点在运动中相互混杂,整个流动杂乱无章,我们称流体的这种流动为湍流流动。