

血液动力学 原理和方法

柳兆荣 李惜惜 著

复旦大学出版社

Q463
LZR

V7122/02

血液动力学原理和方法

柳兆荣 李惜惜 著



A0290078

复旦大学出版社

责任编辑 范仁梅

责任校对 马金宝

血液动力学原理和方法

柳兆荣 李惜惜 著

出 版 复旦大学出版社

(上海国权路 579 号 邮政编码 200433)

发 行 新华书店上海发行所

印 刷 复旦大学印刷厂

开 本 850×1168 1/32

印 张 15.125

字 数 445 000

版 次 1997 年 12 月第 1 版 1997 年 12 月第 1 次印刷

印 数 1—1 000

书 号 ISBN 7-309-01937-7/O · 177

定 价 20.00 元

本版图书如有印订质量问题, 请向承印厂调换。

内 容 简 介

本书系统地介绍了血液动力学的基本原理和方法,包括血管的力学性质、动脉中血液流的分析模型、血液脉动流的压力-流量关系、脉搏波的传播和反射、血管阻抗、心脏力学、心室与血管耦合以及比较血液动力学等。全书内容丰富、叙述清晰、分析推导严谨,既系统阐述血液动力学的基本原理和分析方法,又注意介绍血液动力学的近代发展和主要应用。

本书可以作为大专院校理、工科,生物医学工程,生物学和医学等专业研究生和本科生的教材或教学参考书。同时可供从事与生物力学、生物医学工程、循环生理和临床医学有关的医学界、生理病理学界和工程技术界的人员参考。

前 言

长期自然选择的结果,使生物组织的结构和功能都与其所处的环境相适应。同样,哺乳类动物的血液循环系统也早已形成与其所处环境相适应的独特的结构形态和相应的功能特征。解剖学和生理学分别对血液循环系统的结构形态和功能特征作过系统的观察和研究。然而,进一步对这种结构与功能之间的关系进行研究,尤其是对两者之间的定量关系进行详细的研究则是血液动力学的任务。应用于血液循环系统的血液动力学将力学的理论和方法与生物学、医学的原理和方法有机地结合起来,研究血液和血管的力学特性,分析血液在心血管系统中的流动规律,探讨某些血液循环系统疾病对血液流动特征的可能影响。因而,血液动力学将为血液循环系统的生理特征和病理现象提供更深入、更科学的分析手段。

心血管疾病是当前严重威胁人类健康的主要疾病,每年因心、脑血管疾病致死的人数居人类死亡总数的首位,耗费的医疗费用居高不下,给家庭和社会造成巨大负担。为了早期诊断,及时防治心、脑血管疾病,有必要研制和开发更新型、有效和价廉的循环系统功能检测仪器和心、脑血管疾病的诊断仪器。血液动力学提供确定心血管参数的方法,因而有可能为新型检测和诊断仪器的研制及其临床应用提供新思想和新方法,从而在循环系统的临床医学和医疗仪器工程之间架起一座联系的桥梁。

血管系统具有将血液从身体一部位输送到另一部位的功能,通常血管系统必须承受流动着的血液对血管壁的作用力,并且对这种血液

动力学的环境作出相应的适应性反应。大量事实表明:动脉粥样硬化斑块并不是随机地分布在动脉系统的任何位置,而是仅出现在血液动力学环境中具有明显变异的若干部位。血液动力学将对不同动脉管所处的力学环境进行仔细分析并可能对这种力学环境的变异性提供确切的定量描述,进而为分析血管在不同力学环境中的适应性反应、讨论动脉粥样硬化的形成和发展提供必不可少的条件。

血液动力学自从本世纪 50 年代末由 Womersley 和 McDonald 创建以来,已有 40 多年的发展历史,但是在对心血管系统结构和功能之间定量关系进行分析,在循环系统临床医学与医疗仪器工程之间架起联系的桥梁,以及在对血管重建的血液动力学环境进行定量描述等方面,血液动力学依然具有重要的研究价值和广阔的应用前景。

本书系统地介绍了血液动力学的基本原理和方法,具体内容是这样安排的:第一章介绍血管的力学性质,以了解动脉所处的力学环境及相应的性状;第二章和第三章介绍动脉中血液流动的定量分析模型及血液脉动流的压力-流量关系,为定量描述动脉中血液流的特性打下基础。第四章和第五章讨论动脉中脉搏波的传播规律和反射特性,以便深入了解动脉中血液脉动流的基本特征。第六章介绍血管的阻抗,特别详细讨论了血管输入阻抗的性质及其在诊断心血管疾病和评价某些药物疗效方面的应用。第七章介绍心脏力学,重点介绍心脏的泵功能以及心脏的输出功率。第八章介绍心室与血管的耦合,重点介绍心室与动脉系统的优化耦合和相互影响。本书最后的第九章从生物相似原理出发介绍比较血液动力学和血液动力学参数的归一化方法。全书努力做到对生理背景进行合理的归结,并在结论推导过程中注意严谨详细,既对血液动力学的基本原理和分析方法作系统阐述,又注意介绍血液动力学的近代发展和主要应用。

本书以作者近些年来对研究生讲授血液动力学的讲稿为基础,结合总结多年来从事血液动力学研究工作的部分成果编写而成。历届研究生在听课过程中曾对血液动力学的若干问题进行过有益的讨论,有的还参加过部分课题的研究并取得有价值的研究成果。这些都丰富了本书的内容。在本书定稿过程中,何烽负责打印手稿,吴驰绘制全书插

图。学生们的辛勤工作使本书更趋完善。在此,作者对他们表示衷心感谢。

本书部分内容曾得到国家自然科学基金重点项目的资助,特在此表示谢意。

作者

1997 年 6 月

于复旦大学

目 录

前言

第一章 血管的力学性质	1
§ 1.1 血管的构造	1
§ 1.2 血管壁的张力	5
§ 1.3 血管壁的应力和应变	9
§ 1.4 增量弹性模量	14
§ 1.5 血管的粘弹特性	17
§ 1.6 粘弹血管壁的力学模型	24
§ 1.6.1 几种简单模型	24
§ 1.6.2 蠕变特性	26
§ 1.6.3 应力松弛	28
§ 1.6.4 综述	29
§ 1.7 血管壁为零应力状态	31
§ 1.8 应力与血管重建	35
§ 1.8.1 动脉管径的适应性变化	36
§ 1.8.2 流量持续变化引起的动脉重建	39
§ 1.8.3 高血压与动脉粥样硬化引起的血管重建	42
第二章 动脉中血液流的分析模型	46
§ 2.1 阻力模型	48
§ 2.1.1 刚性均匀圆管中的定常流动	48
§ 2.1.2 Poiseuille 关系式的推导	49
§ 2.1.3 Poiseuille 定律在循环系统中的适用性	52

§ 2.1.4	阻力模型的引进和应用	55
§ 2.2	弹性腔模型	60
§ 2.2.1	压力随时间的变化	62
§ 2.2.2	弹性腔模型在确定动脉顺应性中的应用	65
§ 2.2.3	确定动脉顺应性方法的比较	72
§ 2.2.4	弹性腔模型的适用性	73
§ 2.3	Womersley 理论	76
§ 2.3.1	血液运动方程	77
§ 2.3.2	血管壁方程	78
§ 2.3.3	方程的简化	81
§ 2.3.4	方程的解	84
§ 2.3.5	复波速	89
§ 2.3.6	周围组织的约束	90
§ 2.3.7	血流速度	93
§ 2.4	脉搏波的非线性理论	94
§ 2.4.1	动脉中的小扰动波	94
§ 2.4.2	流动参量的变化趋势	97
§ 2.4.3	有限振幅波的演变	98
第三章	动脉中血液流动的压力-流量关系	101
§ 3.1	动脉中血液的流动速度	101
§ 3.2	压力梯度与流量之间的关系	108
§ 3.3	粘弹管	115
§ 3.4	血管壁的径向运动	117
§ 3.5	流速波形随血管径向位置的变化	120
§ 3.6	附录: $1-F_{10}$ 的渐近表达式	125
第四章	脉搏波的传播	130
§ 4.1	压力和流量的脉动规律	131
§ 4.1.1	压力和流量所满足的方程	132
§ 4.1.2	方程的解	137
§ 4.1.3	压力和流量的脉动规律	139

§ 4.2 传播因子	142
§ 4.2.1 传播因子的复数表示式	142
§ 4.2.2 传播因子的物理意义	144
§ 4.2.3 波速比和每波长传输	146
§ 4.2.4 波的衰减	150
§ 4.2.5 群速度	153
§ 4.3 表观传播因子	156
§ 4.4 传播因子的确定	159
§ 4.4.1 表观传播因子的测定	160
§ 4.4.2 压力和流量与真实传播因子的关系	161
§ 4.4.3 真实传播因子的测定	163
§ 4.5 脉搏波波速	168
§ 4.6 影响脉搏波传播的因素	172
§ 4.7 压力脉搏波波速的测量	179
§ 4.7.1 前沿速度	180
§ 4.7.2 表观波速	185
§ 4.7.3 动脉压对脉搏波波速的影响	188
§ 4.8 流量波速度以及表观压力波速与表观流量波速的 比较	189
§ 4.9 动脉中的波动模式	193
第五章 脉搏波的反射	197
§ 5.1 脉搏波反射的生理事实	197
§ 5.2 反射系数	201
§ 5.3 血管段接头处反射系数的计算	207
§ 5.3.1 血管接头处反射系数的一般表达式	207
§ 5.3.2 分叉接头达到阻抗匹配的条件	211
§ 5.3.3 管段接头反射系数随分支管面积比的变化	214
§ 5.3.4 狗腹主动脉-髂动脉分支的反射系数	216
§ 5.3.5 人体腹主动脉-髂动脉分叉的反射系数	217
§ 5.4 均匀血管段内脉搏波反射对流动参数的影响	219

§ 5.4.1	压力的变化	220
§ 5.4.2	流量的变化	226
§ 5.4.3	输入阻抗的变化	229
§ 5.4.4	压力波表观相速度 c_{ap} 的变化	232
§ 5.4.5	流量波表观相速度 c_{aq} 的变化	233
§ 5.4.6	举例说明	234
§ 5.5	脉搏波在活体主动脉中的反射	236
§ 5.5.1	脉搏波谐波振幅的变化	237
§ 5.5.2	功能反射位置的确定	240
§ 5.5.3	脉搏波反射的位置	242
§ 5.5.4	重复反射的可能性	243
第六章	血管阻抗	246
§ 6.1	血管阻抗概念的引进	246
§ 6.2	几种常见的血管阻抗	249
§ 6.2.1	输入阻抗	249
§ 6.2.2	纵向阻抗	254
§ 6.2.3	横向阻抗	257
§ 6.2.4	特性阻抗	259
§ 6.3	几种特殊情况下的血管输入阻抗	263
§ 6.3.1	纯粘性阻力的血管段	263
§ 6.3.2	纯顺应性的血管段	265
§ 6.3.3	纯流动惯性的血管段	267
§ 6.4	均匀血管段输入阻抗的一般性质	270
§ 6.4.1	当 $\omega \rightarrow \infty$ 时的渐近情况	272
§ 6.4.2	当 $\omega \rightarrow 0$ 时的渐近情况	272
§ 6.4.3	介于两种渐近情况之间血管输入阻抗的变化 特征	273
§ 6.4.4	粘弹管情况	280
§ 6.5	非对称 T 型管的输入阻抗	283
§ 6.6	血管输入阻抗的测量	289

§ 6.7	主动脉输入阻抗	294
§ 6.8	主要分支动脉的输入阻抗	302
§ 6.9	肺动脉的特性阻抗	305
§ 6.10	血管阻抗的生理变化	307
§ 6.11	血管输入阻抗的病理变化	317
§ 6.12	有关测定血管输入阻抗的说明	321
§ 6.12.1	线性化假定	322
§ 6.12.2	血管阻抗的标准化	325
§ 6.12.3	总压还是静压	329
第七章	心脏力学	332
§ 7.1	心脏	332
§ 7.1.1	心电系统	334
§ 7.1.2	心动周期的力学过程	336
§ 7.2	心肌力学	339
§ 7.2.1	心肌收缩的滑移理论	339
§ 7.2.2	离体心肌的长度-力-速度关系	340
§ 7.2.3	Hill 方程	345
§ 7.3	心肌模型	347
§ 7.3.1	Maxwell 模型	347
§ 7.3.2	Voigt 模型	350
§ 7.3.3	正切弹性模量的确定	351
§ 7.4	完整心脏	352
§ 7.4.1	完整心脏的力-速度关系	354
§ 7.4.2	心室壁应力	355
§ 7.4.3	用心室内压力表示心室速度 V_{SE}	356
§ 7.5	完整心脏的压力-容积关系	357
§ 7.5.1	完整心脏的压力-容积环及其对应的心脏动作 过程	357
§ 7.5.2	影响心脏功能诸因素对压力-容积环的影响	359
§ 7.5.3	收缩期末的压力-容积关系	360

§ 7.6 心室功	362
§ 7.6.1 功和功率	362
§ 7.6.2 用瞬时压力和瞬时流量计算功率	364
§ 7.6.3 用压力和流量的谐波分量计算功率	367
§ 7.6.4 心室外功率的典型值	370
§ 7.6.5 心室效率	376
§ 7.7 心室的后负荷	377
§ 7.7.1 心室后负荷	377
§ 7.7.2 心室后负荷的模拟	379
第八章 心室与血管的耦合	383
§ 8.1 心室-血管耦合系统的心输出量	384
§ 8.1.1 心室-血管耦合的基本框架	384
§ 8.1.2 心室与动脉系统耦合时的平衡心搏出量	386
§ 8.1.3 体循环系统的心输出面	388
§ 8.1.4 肺循环系统的心输出面	389
§ 8.1.5 静脉回流量的确定	390
§ 8.1.6 整个闭合循环系统中的心输出量	391
§ 8.1.7 循环系统诸因素对心输出量的影响	392
§ 8.2 定常状态下心室-动脉系统的优化耦合	394
§ 8.2.1 优化耦合的判据	394
§ 8.2.2 心室搏出功和心室搏出功率	399
§ 8.2.3 优化外周阻力	402
§ 8.2.4 优化每搏输出量	403
§ 8.2.5 优化当量弹性模量	405
§ 8.2.6 最大搏出功和最大搏出功率	406
§ 8.2.7 小结	406
§ 8.3 计及心脏瓣膜的优化耦合	407
§ 8.3.1 主动脉瓣两侧的平均压力和功率	408
§ 8.3.2 心室与动脉系统的优化耦合	411
§ 8.3.3 小结	414

§ 8.4	狗左心室与其后负荷的优化耦合	415
§ 8.5	脉动流状态下左心室-体动脉系统的优化耦合	419
§ 8.5.1	脉动流中的平均势功率	420
§ 8.5.2	左心室-体动脉系统优化耦合模型的建立	421
§ 8.5.3	压力和流量波形	425
§ 8.5.4	两种优化耦合模型的比较	430
§ 8.5.5	心血管参数对压力和流量的影响	436
第九章	比较血液动力学	439
§ 9.1	生理参数随体重的变化	441
§ 9.2	量纲分析和 π 定理	444
§ 9.3	心血管系统的相似原理	450
§ 9.4	心血管系统动力学的相似判据	455
附录	血液动力学主要参量的单位换算表	459
	主要参考文献	462

第一章 血管的力学性质

自从英格兰著名生理学家 Stephen Hales (1677—1761) 提出正是由于大动脉管的弹性可扩张性才使心脏间歇性射血变成小血管中血液的平稳流动的论断以来, 动脉管的弹性腔功能及其在循环系统中的作用已是众所周知的事实。动脉管的这种弹性腔功能显然是由动脉管壁的力学性质所决定的, 因此, 研究血管的力学性质对于了解心血管系统的生理功能是必不可少的。其次, 在循环系统中, 血液的流动是以血管壁作为其边界的, 血液的流动与血管壁的运动是耦合在一起并且互相制约的。为了更好地分析和定量地描述血管内血液的流动规律, 有必要首先了解血管壁的力学性质。此外, 一些严重威胁人类健康的心血管疾病(如高血压、动脉粥样硬化等), 无论是为了研究其病理机理, 或是为了对其进行诊断和治疗等也都无不与血管壁的力学性质联系在一起。因此, 在系统介绍血液动力学的开始, 有必要首先对血管的力学性质有所了解。

§ 1.1 血管的构造

血管的力学性质不仅取决于构成血管壁的组分及各组分含量的比例, 而且还取决于它的构造和微结构。血管的构造随血管部位的变化有显著的差异。通常动脉和静脉血管壁由内、中、外三层构成。内层主要由内皮细胞和基质膜构成; 中层可分为若干同心的、具有弹性的薄层, 每层均由弹性蛋白、胶原和平滑肌纤维交织组成; 血管壁的外层是松弛

的结缔组织。

整个血管系统内除了毛细血管和动静脉交通支以外,所有血管壁内都含有丰富的弹性纤维,这些弹性纤维呈卷曲状的网络结构,其纵向有若干裂隙(见图 1-1 中)。弹性蛋白纤维的杨氏弹性模量较小,约为

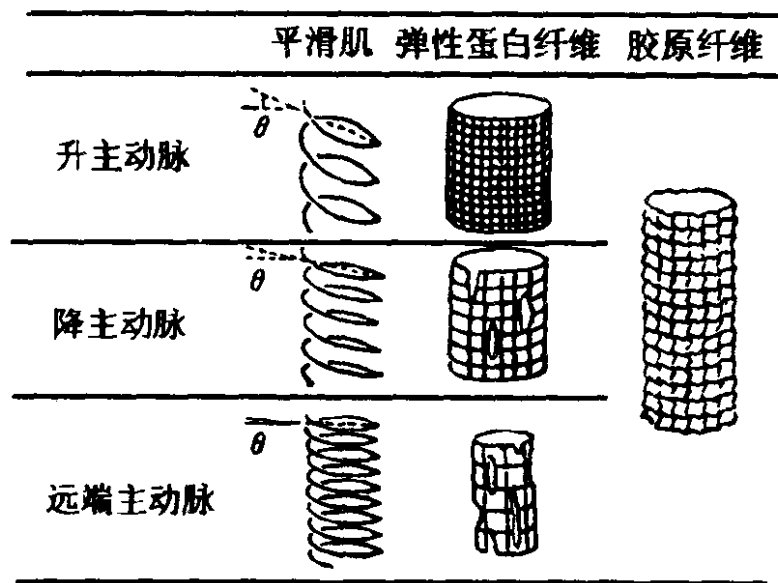


图 1-1 血管壁内三种主要组分构造的示意图

$3 \times 10^5 - 6 \times 10^5 \text{N/m}^2$, 抗张强度较低,迟滞环很小,应力松弛相当不明显,相当接近于完全弹性体。胶原纤维在血管壁中形成另一种网络(见图 1-1 右),在应力较小时,这种网络皱缩成波纹状;在一般扩张压作用下,胶原纤维并不伸展,仅当血管扩张到一定程度后,胶原纤维才伸展到其原有长度;若血管壁继续扩张,则胶原纤维将产生极大的张力,以对抗血管的进一步扩张。胶原纤维的杨氏弹性模量比弹性蛋白纤维大得多,约为 10^9N/m^2 量级,其抗张强度也很高,约为 $5 \times 10^7 - 10 \times 10^7 \text{N/m}^2$, 其迟滞环和应力松弛现象也均较弹性蛋白纤维显著。血管壁中的平滑肌呈螺旋结构(图 1-1 左),从近心主动脉到远心的外周血管,平滑肌的含量逐步增多,而且螺旋结构的间距也越来越小。平滑肌纤维由细长的、纺锤形细胞所构成。在松弛状态下,平滑肌的应力-应变曲线存在很大的迟滞环,应力松弛也十分明显,可趋近于零;在神经刺激下,平滑肌可能动地收缩,产生主动张力达 10^5N/m^2 以上。平滑肌的收缩和松弛,可以控制小动脉的直径甚至导致血管闭锁。引起平滑

肌收缩的原因通常有神经作用、化学物质作用以及物理作用等。

根据 Harkness 等(1957)的研究,在整个血管系中,不同动脉管段中所含弹性蛋白纤维和胶原纤维的比例是不同的,这由图 1-2 给予说明。图中表征弹性蛋白纤维含量的曲线是以弹性蛋白纤维作为弹性蛋白纤维与胶原纤维总和的百分比画出的。正如图中曲线所表明的,在胸主动脉中,弹性蛋白纤维约占总纤维元的 60%,而胶原纤维则只占总纤维元的 40%;在胸外血管中,这种比例将反过来,弹性蛋白纤维只占 30%,而胶原纤维则占 70%。

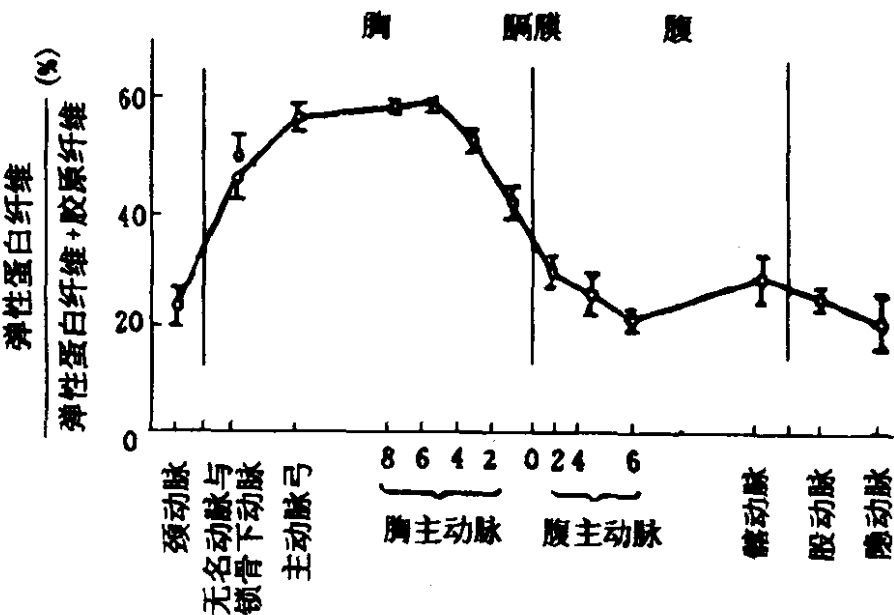


图 1-2 动脉管壁中,弹性蛋白纤维所占的百分比(图中纵坐标表示弹性蛋白纤维在弹性蛋白纤维和胶原纤维总和中所占的百分比(Harkness 等,1957))

表 1-1 给出狗不同动脉管段血管壁各组分所占的百分比。正如表中所表明的:狗的主动脉与其他动脉截然不同。狗主动脉中弹性蛋白纤维含量与胶原纤维含量之比约等于 2,而在股动脉、颈动脉和冠状动脉中,这两种纤维的比值则大约变成 1/2。从主动脉、大动脉到分支动脉,平滑肌含量所占的百分比将越来越高。

一般认为血管壁在径向扩张增大时,刚性很快增加的原因是与其中胶原纤维和弹性蛋白纤维的不同分布有关。在应变不大时,大部分胶原纤维是松弛和卷曲的,所有应力只由弹性蛋白纤维承受。当应变增大时,胶原纤维被拉直,它的应力逐步增大。由于这些纤维比弹性蛋白纤维