



高等医药院校规划教材

供医学及相关专业使用

RENTI XUEYE
LIUBIANXUE

人体血液 流变学

李著华 邹平 ⊙主编
王树人 曾晓荣 ⊙主审



科学出版社

高等医药院校规划教材

供医学及相关专业使用

人体血液流变学

主 编 李著华 邹 平
主 审 王树人 曾晓荣
副主编 姜云海 黄 珀 郑尚彬 张 英 杜 杰
编 委 (按姓氏汉语拼音排序)
陈 蓉 杜 杰 黄 珀 姜云海 李著华
宋 靖 汤 军 唐 华 唐碧华 万 英
王顺蓉 许 标 张 英 张春梅 张春燕
郑尚彬 邹 平

科 学 出 版 社

北 京

· 版权所有 侵权必究 ·

举报电话:010-64030229;010-64034315;13501151303(打假办)

内 容 简 介

本教材的编写旨在进一步提高人体血液流变学课程的教学质量和水平,整合利用教学资源,深化医学教学改革进程。使医学生通过该课程的学习,能够更深刻地认识人体血液流动的生理、病理规律,分析阐明相关疾病的发病机理和针对性选择其新治疗措施,对于现代医学人才的培养具有重要作用。本书包括了血液流变学基础理论、血液流变性检测方法技术、血液流变性改变与疾病、调整血液流变性措施在疾病治疗中的应用等四大部分。

本教材供医学及相关专业的本科生和研究生使用。

图书在版编目(CIP)数据

人体血液流变学 / 李著华, 邹平主编. —北京: 科学出版社, 2016. 2
高等医药院校规划教材
ISBN 978-7-03-047133-8

I. 人… II. ①李… ②邹… III. 血液流变学—高等学校—教材 IV. R331.3

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2016)第 012209 号

责任编辑:张映桥 / 责任校对:郑金红

责任印制:赵博 / 封面设计:金舵手世纪

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

科学出版社出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

北京厚诚则铭印刷科技有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2016 年 2 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2016 年 2 月第一次印刷 印张:10 1/4

字数:243 000

POD 定价:40.00 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

前 言

血液流变学是从宏观、微观、亚微观水平上研究血液及其成分的流动特性、变形规律和血管壁流变特性的一门科学。它涉及物理学、医学和生物工程学等多门学科,也是一门新兴的交叉学科。它与医学、药学的联系十分紧密,在医学基础与临床研究中具有重要意义。医学生通过对该课程的学习,能够更深刻地认识人体血液流动的生理、病理规律,分析、阐明相关疾病的发病机制和针对性选择其新治疗措施,对于现代医学人才的培养具有重要作用。

在深化医学教学改革的过程中,我校为了进一步提高血液流变学课程的教学质量和水平,整合利用教学资源,决定由物理学教研室和病理生理学教研室共同承担医学及相关专业本科学生的血液流变学课程,并组织物理学和病理生理学两个教研室的教师编写了这本涵盖基础和临床的人体血液流变学教材。该教材包括了血液流变学基础理论、血液流变性检测方法技术、血液流变性改变与疾病、调整血液流变性措施在疾病治疗中的应用等四大部分,由于学时所限,我们只编写了 13 章内容,可供医学及相关专业的本科生和研究生使用。

在本书编写过程中,参考了国内外相关的血液流变学书籍、教材和有关文献资料,在此表示感谢!鉴于编者水平有限,书中不足之处敬请各位同仁和读者提出宝贵意见。

编 者

2015 年 11 月

目 录

第一章 绪论	(1)
第二章 血液流变学的物理基础	(5)
第一节 应变和应力	(5)
第二节 物体的弹性和塑性	(8)
第三节 流体的黏滞性	(9)
第四节 圆管中的流动——泊肃叶定律	(14)
第五节 物体的黏弹性	(17)
第三章 血液的流变性	(21)
第一节 血液的组成	(21)
第二节 影响血液黏度的因素	(23)
第三节 血液的本构方程	(28)
第四节 常用血液黏度测定仪器	(29)
第四章 血细胞的流变性	(32)
第一节 红细胞的流变性	(32)
第二节 血小板的流变性	(38)
第三节 白细胞的流变性	(44)
第五章 微循环血液的流变性	(50)
第一节 微循环的结构和功能特点	(50)
第二节 微循环的血流特点	(53)
第三节 微循环中血细胞的流变性	(59)
第四节 血流变因素变化对微循环灌注的影响及意义	(61)
第六章 血液流变性检测	(63)
第一节 血液黏度检测	(63)
第二节 血细胞比容测定	(70)
第三节 红细胞沉降率测定	(71)
第四节 红细胞变形性检测	(73)
第五节 红细胞集聚性测定	(75)
第六节 血小板黏附性测定	(78)
第七节 血小板聚集性测定	(81)
第八节 体外血栓形成测定	(85)
第七章 微循环血液流变性的检测	(88)
第一节 检测微循环障碍的常用方法	(88)
第二节 微循环检测的主要指标	(91)
第三节 常见的微循环障碍	(93)
第四节 甲襞微循环的检查	(94)
第五节 微循环激光多普勒检测技术	(97)

第八章 心脑血管疾病的血液流变性变化	(102)
第一节 心脑血管疾病的血液流变性障碍	(102)
第二节 脑血管疾病的血液流变性障碍	(107)
第九章 休克时的血液流变性变化	(110)
第一节 休克过程中的血液流变性变化	(110)
第二节 休克时血液流变性障碍的后果	(116)
第三节 休克时血液流变性障碍的防治	(116)
第十章 血液黏滞异常综合征的血液流变性变化	(118)
第一节 血液高黏滞综合征	(118)
第二节 血液低黏滞综合征	(126)
第十一章 肿瘤与血液流变性变化	(127)
第一节 肿瘤与血液高黏滞	(127)
第二节 肿瘤血行转移与血液流变性的关系	(131)
第三节 血液流变学在肿瘤诊断、治疗、预后及转移中的价值	(132)
第四节 改善肿瘤患者血液流变性的措施	(133)
第十二章 糖尿病的血液流变性改变	(136)
第一节 糖尿病时的血液流变性改变	(136)
第二节 糖尿病血管病变	(139)
第三节 血液流变性障碍对糖尿病的影响	(139)
第四节 糖尿病的血液流变学治疗原则	(140)
第十三章 调整血液流变性在疾病治疗中的应用	(142)
第一节 血液稀释疗法	(142)
第二节 活血化瘀疗法	(143)
第三节 高新技术血液疗法	(145)
参考文献	(148)
附录 主要词汇中英文对照	(151)

第一章 绪 论

一、血液流变学发展简史

近代对于血液流变现象的研究可以追溯到几百年前,1675年 Leeu Wenhok 就报告了红细胞通过毛细血管发生变形的现象,但是对红细胞可变形性及其意义的深入研究仅有二三十年的历史。1687年牛顿建立了牛顿黏滞定律。1750年 Boerhaave 在球结膜血管中看到了红细胞的向轴集中流动现象。

1840年法国科学家 Poiseuille 观察了动物肠系膜微血管中血液流动,并在玻璃细管中研究了均质流体在圆管中流动时流量、压力和阻力间的关系,提出了 Hagen-Poiseuille 定律,这个定律和牛顿黏滞定理一起,奠定了血液流变学的物理基础。

流变学的概念始于1920年,美国物理化学家 Bingham 从事油漆、油墨等流动性的研究,提出了有关通用物质的变形和流动学科的重要性。在他的倡导下,1929年美国成立了最早的流变学学会。随着工业的发展,流变学得到迅速发展,并日益引起各国科学界的重视。

1931年 Fahraeus 等在观察血液在不同管径的细管中流动时,发现在一定的管径范围内,血液表观黏度随管径减小而下降,这一现象被称为 Fahraeus-Lindqvist 效应。Fahraeus-Lindqvist 效应是微血管中血液流动的一个重要性质,这一发现对了解血液在微血管中流动的规律有极其重要的意义。

1941年 Krinsely 等用光学显微镜研究微循环时,观察到了红细胞聚集,严重时末梢循环血流有明显的紊乱,他称之为“sludging”或“blood sludge”。

第二次世界大战以后,随着现代科技的进步,血液流变学也得到迅猛发展,逐渐成为了一门独立的学科,1948年第一届国际流变学大会在荷兰召开,A. L. Copley 在会议上作了“关于生物流变学诸问题”的报告,首次提出“生物流变学”(biorheology)这一概念。此后世界各国的很多流变学学会如英国流变学学会、德国流变学学会、荷兰尼德兰流变学学会、瑞典流变学联合委员会、法国流变学全国委员会及日本流变学学会等纷纷成立。

20世纪50年代以来,生物流变学特别是包括血液在内的体液流变特性的研究得到迅猛发展。20世纪50年代中期,在英国伦敦、牛津先后召开了血液流变学学术会议。

1951年在美国物理学会第二十五届年会流变学分会上,A. L. Copley 提出“血液流变学”(hemorrheology)的概念,其定义为“从宏观、微观以至亚微观的水平研究血细胞及血浆成分与流动性质,并包括与血液直接接触的血管的流变性质”,成为现代血液流变学发展的开端。

1958年在第三届国际流变学会议上提出了成立生物流变学研究组织,研究生物体内物质流动和变形规律。在 Copley 的主持下,讨论了“血流和血管壁关系”这一专题。在生物流变学的研究中,血液和血管流变学为主题的研究最为活跃。

1961年 Wells 等发明了适于血液黏度测定锥板旋转黏度计,这极大地推动了临床血液流变学的研究。20世纪60年代建立起的测定红细胞可变形性的筛滤新方法的应用促进了红细胞变形性的研究。

20世纪60年代中期,国际性杂志《生物流变学》(Biorheology)应运问世。1966年,首届血液流变学国际学术会议于冰岛雷克雅未克召开并成立了国际血液流变学协会。1969年在德

国海德堡举行的第2届国际血液流变学学术会议期间,把血液流变学协会的范围扩大到包括生物流变学的所有领域,于是协会的名称也改为国际生物流变学协会。4年举办一次血液流变学国际学术会议(ICB)后来分别成功在法国(里昂)、以色列(雷桩法特)、美国(拉霍亚)、日本(东京)、德国(巴登—巴登)、加拿大(温哥华)、法国(甫锡)、中国(香港、重庆)、土耳其(安塔利亚)等地举办,吸引了全世界成千上万的业内专家、学者参会,得到了与会者的高度评价,为该领域的发展和进步做出了显著贡献。由于血液流变学在医学上有着重要的意义,血液流变学发展迅速,随着基础研究的进步,临床应用也日渐活跃,从事该学科的研究人员骤增。

1981年在东京举行的第四届国际生物流变学大会,已是有30多个国家参加的世界规模的学术大会。由于血液流变学同临床医学的关系密切,大会决定出版国际学术交流刊物《临床血液流变学》(*Clinical Hemorheology*),也作为国际生物流变学会的会刊。目前国际生物流变学协会主办两种学术刊物:*Biorheology*(《生物流变学》)和*Clinical Hemorheology*(《临床血液流变学》),都有我国学者担任编委。

到2014年已召开过多次国际生物流变学学术会议,并分别于1992年和2005年两次在我国召开了第八届和第十二届国际生物流变学学术会议。

我国生物流变学与血液流变学研究起步较晚,其中重要的分支微循环血流动力学则是从1979年“生物力学之父”冯元桢教授回国讲学才开始发展起来的。在此之前的血液循环整体研究主要是遵循网络思想进行,虽然也取得了一些进展,但成就有限。

20世纪70年代开始在我国医学中尤其是中西医结合研究上予以应用,此时的研究与中医学的血瘀症及活血化瘀研究相联系,随后发展很快,并形成了一支由医学、力学、物理学、化学等各方面人员组成的研究队伍。中国生物物理学会、中国生物医学工程学会、中国病理生理学会、中国力学学会等组织成立了血液流变学的学术组织,开展各项学术活动,出版专著,1990年以来我国出版了《血液流变学杂志》《微循环杂志》《微循环技术》等。同时,国内医学界在临床诊断与疗效评定中开始应用血液流变学指标。血液流变学仪器也得到推广应用,国产化程度不断提高。血液流变学在基础研究和临床应用上都有巨大的进步。我国微循环研究者开始应用微血流动力学、生物流变学与临床血液流变学、活体微循环与大循环显微电视同步检测技术、计算机数据及图像处理技术、无创伤临床研究和检测系统等一系列方法,对微血管的正常功能及其障碍从临床到实验都做了研究。对休克、糖尿病、脑卒中、冠心病、高血压、肿瘤等疾病发病机制和防治作了进一步探讨。这些成绩逐渐使我国的血液流变学特别是微循环流变学研究在国际上独树一帜。

特别指出的是,近年来,随着计算机的普及及计算能力的不断提高,加上如有限差分法、有限元法、有限体积法等近似计算方法的发展,基于数值计算的计算流体力学(*computational fluid dynamics, CFD*)方法对传统的血流动力学研究方法有巨大的冲击和改变。在血流动力学的数值仿真研究中,可通过采用准确的血液流变学模型、真实的血管壁本构关系以及真实的管壁质量传输特性获得有关血液流动的重要参数。同时,现代的可视化技术可将“数值实验”的结果更直观、更全面、更快速地展现出来。利用数值仿真技术开展血液流体动力学的研究将使人们对心血管系统的运动规律、生理功能、疾病机制的认识得到深化,不仅对现代生命科学的发展有重要的基础理论意义,而且给血液疾病的预防、诊断、治疗提供科学的理论指导和新的方法手段,也必将促进临床医学技术的发展。

二、血液流变学研究内容及其分类

血液流变学从学科背景上说属于流变学的范畴,流变学是介于物理、化学、力学、医学、生

物和工程技术之间的一门边缘交叉学科,是研究物质在应力的作用下流动与变形的科学。作为一门独立的学科,它于1928年由美国的物理化学家 Bingham 所创立。

(一) 研究内容

流变学是一门研究方法的科学,其研究对象没有任何限制。从物质状态来说,流变学研究的对象包括固体、流体和悬浮体。故而,流变学可以分成流体流变学、固体流变学及悬浮体流变学。但是在实际生产生活中,对流体流变学的研究远远超过固体流变学和悬浮体流变学。流体流变学研究的对象是流体,而牛顿流体的流动与变形问题已由牛顿流体力学解决,所以现代流变学的主要研究对象就是非牛顿流体。根据非牛顿流体的不同类型,又分为润滑剂流变学、食品流变学、生物流变学、石油流变学、聚合物流变学等各学科分支,还有与社会科学交叉的心理流变学等。其中,与医药学关系最紧密的就是生物流变学和血液流变学。

1. 生物流变学 近来人们特别关注生物系统的流变学问题,这就是生物流变学。生物流变学是横向切割各学科的交叉学科,广泛应用于研究遗传学、细胞的变异、胚胎学、癌的生长、大分子系统的结构、电学以及信息论和控制论等,还将会对优生控制和延年益寿有利,同时也将给空间生物医学以巨大的影响,促进载人航天飞行的进展。生物流变学主要研究生命体中的活物质以及那些从机体分离出的有主要生物学意义的物质的流动与变形,生物流变学中目前研究最为广泛深入的是血液流变学和血管流变学,是现代医学和理工科学之间的一门重要边缘科学。另外,临床生物流变学在临床处理、诊断治疗和采取预防措施中将起到越来越重要的作用。生物流变学既处理生物机体的流变学问题,也处理组成生物体的物质流变性质问题。例如,生物流体(血液、淋巴、滑液、唾液和子宫颈黏液等),原生质浆的流动,细胞(红细胞、海胆卵)的变形,软组织(血管、肌肉、心脏、膀胱、肠系膜)、骨骼以及蛋白、核酸、多糖类的分解等。随着研究的深入,近年人们又开始关注生物系统的流变性质与其生物功能之间的关系。生物流变学是为适应生物学和医学的需要而发展起来的。

2. 血液流变学 在生物流变学中,最主要也是最活跃的研究领域是以血液和血管为研究对象的,这个领域的研究就叫作血液流变学,这门学科在宏观、微观与亚微观水平上研究血液的细胞成分和血浆的流动与变形性质,以及直接与血液接触的血管结构的流变性质,即从多个层次上来研究血液与血管流变问题,是生命科学研究的一门前沿学科,它是生物流变学最主要的分支。血液流变学在基础研究和临床医学两方面都很重要。它可能在医学上对血液循环的进一步深入认识有帮助,还能帮助我们在许多疾病临床症状出现之前就观察到血液流变特性的改变,从而及时了解血液流变特性及其相关的生理病理变化,并据此采取有效措施改善血液流变特性以及相关生理特性,这是预防和治疗疾病、防止疾病恶化的重要手段之一。

近年来血液流变学的研究进展很快。许多研究者对血液触变性、黏性及其与各种疾病关系等进行了大量的研究和实验,通过对血液黏度的测量可以对消化道疾病、高血压、糖尿病、脑血栓、冠心病、老年痴呆等多种疾病的医学诊断和治疗方案的确定提供帮助。

弹性力学和流体力学是以物体的变形和运动为其研究重点,根据流变学的特点,流变学则以物质的本构方程为研究重点。对于给定的物质,其本构方程式一般表示该物质的应力和应变的关系,而且在其应力和应变中还有时间变化率。此外,本构方程也同温度有关。由于物质本构方程反映了物质的多样性和个性,所以,流变学非常重视与物质结构的关系研究。流变学问题涉及多种物质的特性,所以流变学必须以实验研究为前提,同时,也要积极开展理论研究。

(二) 血液流变学的分类

按照血液流变学研究的层次,可以把血液流变学分为以下几个部分。

宏观血液流变学(macroscopic hemorheology)将血液作为连续介质,研究血液与血浆的宏

观流变性质,即剪切率(shear rate)、剪切应力(shear stress)与黏度(viscosity)的关系,以及血管壁上剪切应力分布等。

细胞血液流变学(cellular hemorheology)是在细胞水平上研究血液流变性质,主要包括红细胞变形、红细胞聚集、红细胞表面电荷、白细胞流变性质以及血小板流变性质等。

分子血液流变学(molecular hemorheology)则从分子水平研究血液成分的流变特性,包括球蛋白成分对血浆和血液黏度的影响,钙离子与红细胞膜蛋白之间的相互作用,选择素(selectin)与结合素(integrin)对白细胞黏附作用的影响等。

临床血液流变学(clinical hemorheology)专门研究血液的流动性、血液的有形成分、血管和心脏的黏弹性在各种疾病时的变化,了解这些变化的病理生理意义,以利于疾病的诊断、治疗和预防的血液流变学,称为临床血液流变学或医学血液流变学。

三、血液流变学的发展趋势

血液流变学从宏观研究开始,发展到现在,微观研究与临床应用也已经大规模展开,随着技术的进步和宏观血液流变学研究日益深入的同时,细胞流变学及分子流变学的研究应不断加强,在临床血液流变学检测中逐步增加细胞流变学和分子流变学的测试指标,从而进一步满足临床应用的需要,促进临床的发展。血液流变学的发展方向应该是基础研究和临床应用并举,微观研究和宏观研究同时开展,国外的许多学者对血液流变学的发展提出了若干的课题,如日本的冈小天把血液流变学的发展概括为8个课题:以血液黏度为中心;以微循环及糖尿病为中心;狭窄部分的扩张和血流;以血栓为中心;以动脉硬化为中心;以动脉壁通透性为中心;从血液流变性角度观察药物疗效;抗血栓材料等。这8个方面较全面地反映了血液流变学未来的发展方向。20世纪50年代,由于J. R. Womersley、D. A. McDonald、冯元桢等的努力,我国开辟了血液、血管流变学现代研究的道路。20世纪60年代以来,人们对微循环流动做了大量工作,冯元桢将所涉及的力学问题进行了归纳:与末梢动脉-小动脉血液流动有关的,主要是Fahraeus-Lindqvist效应、Fahraeus效应、红细胞径向分布不均匀性、低雷诺数进口流动等;与毛细血管中血液流动有关的主要包括红细胞与管壁相互作用、壁透流动、Fahraeus逆效应、组织压力测量等问题,这些研究都已经取得了一些成绩,但距离完全解决问题还是有距离的。

思考题

1. 血液流变学在临床医学中的应用? 血液流变学与医学的关系怎样?
2. 血液流变学的理论基础是什么?
3. 血液流变学发展历程中的几个重要事件的时间、地点、人物?
4. 国际血液流变学未来发展总趋势和方向是什么?

(许 标)

第二章 血液流变学的物理基础

血液流变学是一门新兴的生物力学及生物流变学的分支学科。它涉及的领域十分广泛,包括生物学、数学、化学、物理学及医学等有关学科。本章主要介绍血液流变学中所涉及的物理学基础理论。

第一节 应变和应力

血液在流动中,将受到外围组织及血管壁的作用力,在其内部会有应力和应变存在。相反,应力和应变又会改变血液的流变特性。本节将阐明应变和应力这两个概念的意义。

一、应变

物体在外力作用下发生的形状和大小的改变,称为形变(deformation)。在外力去掉后,根据形变能否恢复原来的形状,可以把形变分为弹性形变和塑性形变。在一定的形变范围内,去掉外力后物体能够完全恢复原状的形变,称为弹性形变(elastic defomation)。外力超过一定限度后,去掉外力物体不再能完全恢复原状的形变,称为塑性形变(plastic defomation)。形变大小不能准确地反映物体的形变程度,为了反映物体在外力作用时发生的形变程度,引入应变(strain)这一概念,即物体的体积、长度和形状的改变量与原有值之比。

(一) 线应变

如图 2-1 所示,一粗细均匀各向同性的细棒原长为 l_0 ,两端受到大小相等方向相反的拉力 F 后伸长到 l ,则长度的变化量 Δl 与原长 l_0 的比值 $\Delta l/l_0$ 称为该物体的拉伸应变或张应变(tensile strain),用符号 ε 表示,即

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2-1)$$

当物体受到压力作用被压缩时,应变仍用式(2-1)表示,但 Δl 为负,应变 $\varepsilon < 0$,这种应变称为压缩应变或压应变(compressive strain)。拉伸应变和压缩应变统称为线应变(linear strain)。

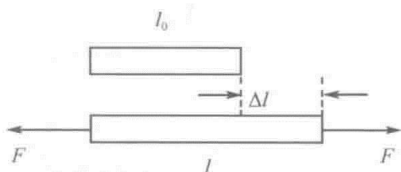


图 2-1 张应变

(二) 体应变

各向同性物体各部分在各个方向上受到相同压力时,物体的体积发生变化而形状不变,则体积的改变量 ΔV 与原体积 V_0 之比称为体应变(volume strain),用符号 θ 表示,即

$$\theta = \frac{V - V_0}{V_0} = \frac{\Delta V}{V_0} \quad (2-2)$$

(三) 切应变

物体受剪切力作用,发生只有形状变化而体积不变的弹性形变称为剪切形变(shear defomation)。所谓剪切力是指大小相等、方向相反而作用线平行的一对力。如图 2-2 所示,在剪切力作用下,立方体的上下底面发生相对位移 Δx 而变成平行六面体,但体积没有变化。在变形中所有和底面平行的面都相对于底面发生了位移,和底面距离不同的平面,移动的距离不

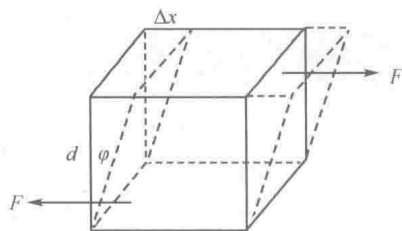


图 2-2 切应变

同,但任一平面的位移和该平面与底面的垂距之比则一定不变,这个比值称为切应变 (shearing strain) 或剪应变,用符号 γ 表示。设上下底面相对偏移位移为 Δx ,垂直距离为 d ,则

$$\gamma = \frac{\Delta x}{d} = \operatorname{tg}\varphi \quad (2-3)$$

因为实际情况下,切变角 (angle of shear) φ 一般都很小,上式可以写成

$$\gamma \approx \varphi \quad (2-4)$$

应变是一个无量纲的纯数,它们只是相对地表示形变程度,而与物体原来的长度、体积和形状都没有关系。

(四) 应变率

应变随时间的变化率,即单位时间内增加或减少的应变称为应变率 (strain rate)。应变率是表征材料快速变形的一种量度,它描述的是材料的变形速率。其单位为 S^{-1} 。

二、应 力

物体受外力作用产生形变时,组成物体的微观粒子之间的相对位置发生变化,其内部会出现因形变而产生的内力,从而使物体具有恢复原状的趋势。为了描述物体内部各处内力的强度,引入应力 (stress) 概念,即物体内部单位面积上受到的内力。

(一) 张应力

如图 2-3 所示,设横截面积为 S 的棒,两端各加大小相等而方向相反的拉力 F ,这时棒处在张力状态中。在棒中假想做一与棒垂直的截面,如图中虚线所示。因棒处于平衡状态,截面右侧部分对左侧部分产生拉力 F ,反之也一样。若此假想截面离棒端不太近,则拉力 F 均匀地分布在横截面积 S 上。我们把分布在此横截面上的拉力 F 和截面面积 S 的比值定义为棒在此面积处的应力。由于物体处于拉伸状态,这种应力称为拉伸应力或张应力 (tensile stress),用符号 σ 表示,即

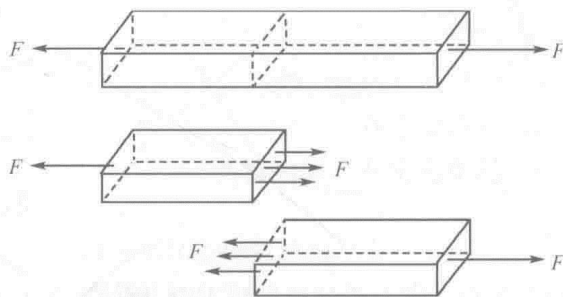


图 2-3 张应力

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (2-5)$$

若拉力不是均匀分布于横截面上, σ 为截面上的平均值,如果要求某一点的张应力,则应采用求导数的方法,即

$$\sigma = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta S} = \frac{dF}{dS} \quad (2-6)$$

如果物体两端受到的是压力作用,物体被压缩,此时 σ 为负值,其应力称为压缩应力或压

应力(compressive stress)。线应变时,内力方向与截面垂直,所以线应变产生的应力又称为正应力。

(二) 体应力

当各向同性物体受到来自各个方面的均匀压力作用时,可发生体积变化而形状不变,则其内部在各个方向的截面上都有同样大小的压应力,或者说具有同样的压强。所以体应力(volume stress)可以用压强 P 来表示。

(三) 切应力

如图 2-4 所示,当物体发生切应变时,物体上下两个底面受到与底面平行但方向相反的两个外力作用。在物体内任一与底面平行的截面把物体分成上下两个部分。上部分对下部分有一与下底面的外力大小相等方向相反的内力的作用,而下部分对上部分则有一与上底面的外力大小相等方向相反的内力的作用。它们都是与截面平行的切向内力。切向内力 F 与截面积 S 之比称为切应力(shearing stress)或剪切应力,用符号 τ 表示,即

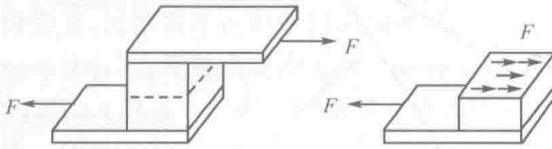


图 2-4 切应力

$$\tau = \frac{F}{S} \quad (2-7)$$

对于某一点的切应力为

$$\tau = \lim_{\Delta s \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta S} = \frac{dF}{dS} \quad (2-8)$$

现在我们讨论在应力作用下的另一例子。如图 2-5 所示,设物块为正方形,其表面有两对作用力 F_x 和 F_y 。当物体处于平衡时,物块中任一部分必然也处于平衡状态。因此对角线所表示的面上,分布的合力也必定有 F_x 和 F_y 两个分量。虽然与上下底面平行的截面和与左右两界面平行的截面是切应力,但是对角线所在的斜截面上则纯属压应力和张应力。

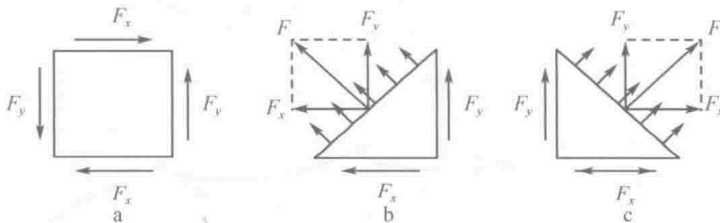


图 2-5 物体内的应力情况

a:作用在物体上的切力;b:斜截面上的应力纯属压应力;c:斜截面上的应力纯属张应力

总之,应力就是作用在单位面积上的内力,与截面正交的应力称为正应力或法向应力(normal stress)。与截面平行的应力称为切应力或切向应力(tangential stress)。在复杂形变中,截面上各点的应力不一定相等,方向也可以和截面成某一角度,因此,同一截面上可以同时受到切应力和正应力作用。

第二节 物体的弹性和塑性

一、弹性和塑性

应力和与之相关应变的相互关系称为材料的本构关系,它表征着不同材料的力学性质,是材料力学的重要内容,同时它也是血液流变学的重要基础。如图 2-6 所示,是通过实验测得的某一金属材料受到拉伸时的应力-应变关系曲线。拉伸曲线对各种材料来说,实验数据不同,各个阶段的范围也不一样,但是大致的形式是一样的。曲线的 oa 段,应力和应变成正比关系。从 a 点起,直线开始弯曲,标志着应力和应变的正比关系被破坏,因此 a 点叫做正比极限(proportional limit)。曲线的 ab 段,应力和应变不再成正比,但在这一范围内除去外力后,材料仍能恢复原状, b 点以后属于塑性(plasticity)范围,材料在外力除去后不能恢复原状,表现出永久形变,因此与 b 点对应的应力称为弹性极限(elastic limit)。继续增大应力,超过曲线的 c 点以后,曲线出现了水平部分,虽保持原应力不再增加,应变仍继续增大,因此与 c 点对应的应力叫作屈服应力(yield stress),而 c 点称为屈服点(yield point)。 d 点以后出现一段曲线上升的阶段,说明材料又获得抗拉的能力。当应力达到 e 点时,材料断裂, e 点叫作断裂点(fracture point)。断裂点的应力称为抗张强度(tensile strength)。当材料被压缩时,断裂点的应力称为抗压强度(compressive strength)。图中 be 是材料的塑性范围。如果 b 、 e 两点间横坐标间距较大,说明这种材料能产生较大的塑性形变,表示它具有展性(malleability);如果 b 、 e 两点间横坐标间距较小,则材料表现出脆性(brittleness)。

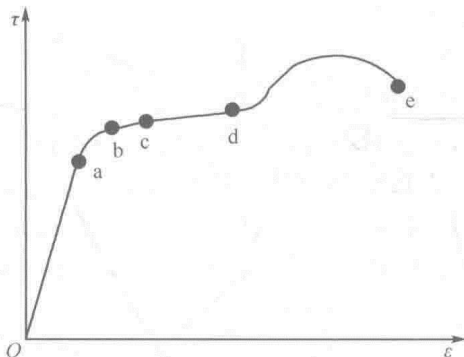


图 2-6 拉伸曲

二、胡克定律和弹性模量

由应力-应变关系曲线可知,在正比极限范围内应力与应变成正比,这一规律是罗伯特·胡克(R. Hooke)首先于 1678 年发现的,称为胡克定律(Hooke's law)。对于不同的材料其比例系数不同。某一材料的应力与应变的比值称为该材料的弹性模量(elastic modulus)。则胡克定律可以表示为

$$\text{应力} = \text{弹性模量} \times \text{相关应变}$$

对于线应变,胡克定律的表达式为

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2-9)$$

E 称为材料的杨氏模量(Young's modulus)。

对于体应变,胡克定律的表达式为

$$\Delta P = -K\theta \quad (2-10)$$

式中负号表示体积缩小时压强是增加的。 K 称为体变模量(bulk modulus)。

对于血管的性质,常采用可扩张度和顺应性来描述,血管的可扩张度,数值上等于体变模量的倒数,即血管的压缩系数,定义为每增加单位压强时所产生的体应变。血管顺应性定义为容积的改变量与相应压强增加值的比值,用符号 C 表示,即

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = V_0 \frac{1}{K} \quad (2-11)$$

式(2-11)表明,血管顺应性等于血管原体积和可扩张度的乘积。

对于切应变,胡克定律的表达式为

$$\tau = G\gamma \quad (2-12)$$

G 称为材料的切变模量(shear modulus)。

切变模量仅对固体材料有意义,流体不能抵抗切力作用,任何小的切力都会引起流动,所以流体没有确定的外形。因此,流体的切应力和切变模量都等于零,这是处于静态流体的最基本的力学性能。

弹性模量的大小反映了各种材料抵抗外加负载变形作用的能力,它由材料自身的性质决定。弹性模量越大,物体越不容易变形。

第三节 流体的黏滞性

一、牛顿黏滞定律

(一) Couette 流动与速度梯度

实际流体在流速不大时,流速是分层有规律变化的,各流层间仅有相对滑动,而没有横向混杂,流体的这种流动状态称为层流(laminar flow)。为了研究流体黏滞力的规律,让我们看如图 2-7 所示的两平行平板间流体的流动情况。图中 A 板固定, B 板以恒定速度 v_0 从左向右沿板面运动,两板间充满不可压缩的液体。液体在 A、B 两平板间作稳定层流。由于分子力作用,附着在 B 板上的液层速度为 v_0 ,附着在 A 板上的一层流体速度为零。B、A 间各层流体的速度从上到下由 v_0 均匀减少到零,形成如图 2-7 所示的速度分布情况,这种流动称为库埃特流动(Couette flow)。

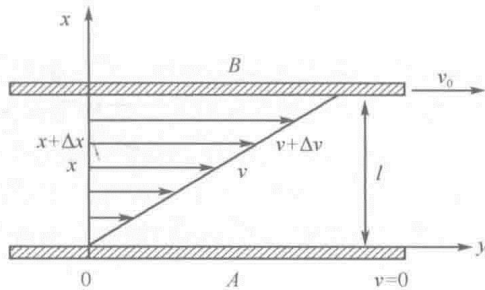


图 2-7 Couette 流动线

为了描述流体由一层过渡到另一层速度变化的快慢程度,我们引入速度梯度的概念。在与速度垂直方向上,单位距离内速度的改变称为速度梯度(velocity gradient)。如果流体沿 y 方向流动,在其垂直方向上相距 Δx 的两流层速度差为 Δv ,比值 $\frac{\Delta v}{\Delta x}$ 表示在 Δx 距离内的平均

速度梯度。若速度的改变是不均匀的,则在任何一点的速度梯度为

$$\lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta x} = \frac{dv}{dx}$$

当流体作 Couette 流动时,因 A、B 两板间的流速是随 x 成正比例增加的,所以各流层的速度梯度均相等,若 A、B 两板间的垂直距离为 l ,两板上流体速度差为 v_0 ,根据速度梯度的定义,则

$$\frac{dv}{dx} = \frac{v_0}{l} \text{ 或 } \frac{\Delta v}{\Delta x} = \frac{v_0}{l} \quad (2-13)$$

在层流液体中,取 $t = 0$ 时的一长方形液体元 $OPQR$ 。如图 2-8 所示,设 $OP = \Delta x$ 。 OR 层流速为 v , PQ 层流速为 $v + \Delta v$ 。经过时间 t 后, $OPQR$ 变形为 $OP'Q'R$,即产生剪切形变,由于 $\overline{PP'} = \Delta v \cdot t$,则

$$\gamma = tg\varphi = \frac{\Delta v \cdot t}{\Delta x} \quad (2-14)$$

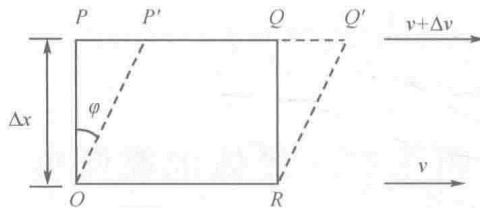


图 2-8 流体流动时的剪切变形

当 PQ 和 OR 两流层无限接近 ($\Delta x \rightarrow 0$) 时,上式可以写成

$$\gamma = tg\varphi = \frac{dv}{dx} \cdot t \quad (2-15)$$

将切应变 γ 随时间的变化率称为切变率 (shear rate),用符号 $\dot{\gamma}$ 表示,即 $\dot{\gamma} = d\gamma/dt$,则由式 (2-15) 可得

$$\dot{\gamma} = \frac{dv}{dx} \quad (2-16)$$

式 (2-16) 表明,在稳定流动的流体中,任一位置处的切变率和该位置处的速度梯度相等。血液流动时呈现的黏度与其切变率有关。

(二) 牛顿黏滞定律

实际流体在流动时常表现出黏滞性,这是因为流体在作层流时,相邻两流层作相对滑动,两流层之间存在着切向的阻碍相对滑动的相互作用力。这种力称为流体的内摩擦力 (internal friction) 或黏滞力 (viscous force)。运动快的流层对运动慢的流层施以拉力,而运动慢的流层对运动快的流层施以阻力。如图 2-7 所示的情况,上层液体对下层液体的内摩擦力与液体流动方向相同,下层液体对上层液体的内摩擦力与液体的流动方向相反。这种两层流体之间的内摩擦力又叫作剪切力。

实验表明,相邻两流层间的内摩擦力 f 的大小与两流层的接触面积 S 成正比,与接触处的速度梯度 $\frac{dv}{dx}$ 成正比,即

$$f = \eta S \frac{dv}{dx} \quad (2-17)$$

上式称为牛顿黏滞定律,式中比例系数 η 称为流体的黏度系数 (coefficient of viscosity),

简称为黏度 (viscosity)。它由流体本身的性质决定, 并和温度有关。一般说来, 液体的黏度 η 随温度的升高而减小, 气体的黏度 η 随温度的升高而增大。在国际单位制中, η 的单位是 $\text{N} \cdot \text{S} \cdot \text{m}^{-2}$ 或 $\text{Pa} \cdot \text{S}$, 在厘米克秒 (CGS) 制中, η 的单位是 $\text{dyn} \cdot \text{S} \cdot \text{cm}^{-2}$ (dyn 为达因) 或 P (poise, 泊), $1\text{Pa} \cdot \text{S} = 10\text{P}$ 。黏度系数也叫动力黏度 (dynamic viscosity) 或绝对黏度 (absolute viscosity), 它是流体黏滞性的量度。

流层单位面积上的内摩擦力 (或剪切力) f/S 叫做切应力, 故式 (2-17) 可写为

$$\tau = f/S = \eta \frac{dv}{dx} \quad (2-18)$$

根据式 (2-16) 表明的切变率等于速度梯度, 则有

$$\tau = \eta \dot{\gamma} \quad (2-19)$$

式 (2-17)、(2-18)、(2-19) 是牛顿黏滞定律的三种表达形式。牛顿黏滞定律是研究血液流动及生物材料力学性质的重要基础。在血液流变学中, 牛顿黏滞定律常采用式 (2-19) 的形式。

二、牛顿流体和非牛顿流体

(一) 牛顿流体

遵循牛顿黏滞定律的流体称为牛顿流体 (Newtonian fluid), 例如水、乙醇、血清、血浆等都属于牛顿流体。牛顿流体是均匀单一的流体, 这种流体的黏度 η 在一定温度时具有恒定的数值, 牛顿流体的切应力 τ 与切变率 $\dot{\gamma}$ 成正比, 则切应力 τ 与切变率 $\dot{\gamma}$ 的关系曲线即流体曲线是一条通过原点的直线, 如图 2-9 所示。流动曲线的斜率就是牛顿流体的黏度 η , 即

$$\eta = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} = \text{tg}\theta \quad (2-20)$$

图 2-10 表示了牛顿流体的常黏度特性。

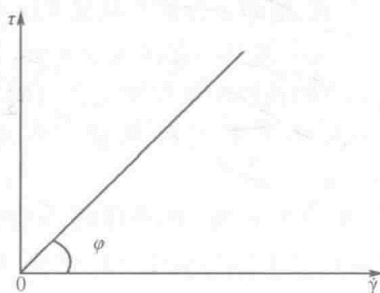


图 2-9 牛顿流体的流动曲线

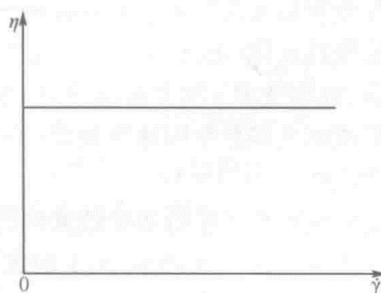


图 2-10 牛顿流体的常黏度特性

(二) 非牛顿流体及非牛顿流体的流变性

1. 非牛顿流体的基本概念 不遵循牛顿黏滞定律的流体称为非牛顿流体 (non-Newtonian fluid), 如高分子溶液、长分子链的液体、胶体粒子的离散系统和许多生物流体等均为非牛顿流体。非牛顿流体往往是一种非均匀分散体系, 一般是由液相和固相组成的混合物, 血液是一种非均匀液体, 含有大量悬浮的血细胞, 亦为非牛顿流体。

非牛顿流体的切应力 τ 是切变率 $\dot{\gamma}$ 的函数, 可表示为 $\tau = f(\dot{\gamma})$ 。如果仍用切应力与切变率之比来定义黏度, 称为表观黏度 (apparent viscosity), 用符号 η_a 表示, 即

$$\eta_a = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} = \frac{f(\dot{\gamma})}{\dot{\gamma}} \quad (2-21)$$

非牛顿流体的表观黏度不是常量, 即切应力与切变率不是正比关系, 在不同切变率下有不同