

细胞流变学

胡金麟 主编



科学出版社

细胞流变学

胡金麟 主编

吴云鹏 审阅

国家自然科学基金资助项目

北京市自然科学基金资助项目

科学出版社

2000

内 容 简 介

本书紧密结合当前生物学和生物流变学的研究热点,发挥交叉学科的研究优势及特点,从内皮细胞流变学的角度,结合作者们自己的研究成果,介绍了国内外有关剪切力诱导内皮细胞信号转导的最新研究进展。同时以自己的研究成果为主,介绍了血细胞流变学的一些研究进展,内容充实、角度新颖,有些研究如剪切力诱导内皮细胞原癌基因表达、剪切力诱导内皮细胞膜上离子通道的开放等,在国内仍处于起步阶段,因此本书的内容可以起到抛砖引玉的作用。本书可供从事生物力学、生物物理学、生物医学工程学、血液流变学等领域的研究人员参考,也可供基础医学、临床医学研究人员及大专院校有关专业师生参考。

图书在版编目(CIP)数据

细胞流变学/胡金麟主编.-北京:科学出版社,2000.9

ISBN 7-03-008443-8

I. 细… II. 胡… III. 细胞学:生物流变学 IV. Q66

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2000)第 06466 号

科学出版社出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

北京双青印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

*

2000 年 9 月第 一 版 开本: 787×1092 1/16

2000 年 9 月第一次印刷 印张: 21 1/4

印数: 1—4 000 字数: 482 000

定价: 35.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换<环伟>)

细胞流变学

主 编：胡金麟 副研究员，中国人民解放军总医院基础医学研究所病理生理学研究室 100853

副主编：李玉珍 助理研究员，中国人民解放军总医院基础医学研究所病理生理学研究室 100853

徐丽萍 副主任检验师，黑龙江省中西医结合研究所
150090

赵军平 主治医师，中国人民解放军总医院基础医学研究所 100853

编 委(按姓氏笔画排序)：

丁 颖 研究生，中国人民解放军总医院临床检验科 100853

丁库克 研究生，北京工业大学生物医学工程中心 100022

牛晓静 主管检验师，山东省单县中心医院检验科 274300

丛玉隆 主任医师教授，中国人民解放军总医院临床检验科
100853

龙建军 副主任医师，江苏省徐州市心血管病研究所 221009

李绵洋 主治医师，中国人民解放军总医院临床检验科
100853

李雪梅 主管检验师，黑龙江省中西医结合研究所 150090

祁 威 副主任医师，哈尔滨市第十医院神经内科 150074

何作云 主任医师教授,第三军医大学新桥医院心内科
400037

宋 欣 技师,中国人民解放军总医院病理科 100853

宋晓燕 研究生,北京工业大学生物医学工程中心 100022

骆秉荃 主任医师教授,江苏省徐州市心血管病研究所
221009

常小飞 研究生,北京工业大学生物医学工程中心 100022

魏茂元 主任检验师,黑龙江省中西医结合研究所 150090

序

脊椎动物生命的基本特征之一是血液在血管中终生不停地流动,以便向组织、细胞传递物质、能量和信息,保证机体功能、结构和代谢的进行,维持种属的延续和进化。因而血液的流动特性及血液与血管内皮细胞之间的相互作用受到了国内外基础、临床医学专家们的重视,出版了一些专著、参考书。但关于细胞流变学的专门著作尚不多见。细胞流变学是新兴的交叉学科,胡金麟副研究员力图紧密结合当前生物医学和生物流变学的研究热点,从血细胞和内皮细胞流变学的角度,介绍了国内外有关细胞流变学研究的最新进展。

《细胞流变学》的作者们是一群年轻、富有朝气的科研工作者,他们当中既有从事流变学基础研究的研究人员,也有长期从事血液流变学临床应用研究的医生。他们的思路活跃、角度新颖,将国内外文献报道与作者们的研究结果有机地结合,内容充实,基本反映了有关血细胞和内皮细胞流变学的主要进展,有些内容在国内仍处于起步阶段。相信本书的出版对从事生物物理学、生物力学、血液流变学、基础医学和临床医学等领域的工作人员都有参考价值。

田牛
吴祖泽

2000年3月

作者前言

自从 20 世纪 70 年代国内开展临床血液流变学的应用研究至今,经过近 30 年的不断探索和不懈努力,不仅在血液流变学的理论上取得很大的进展,而且已在临床疾病的预防、诊断、治疗、预后估计等领域得到了广泛的应用。目前的研究工作已从单纯的血液流变学研究向血液-血管流变学的研究发展,不再将血液作为孤立的研究对象,而是将血液放在其流动环境中,研究在血液循环过程中血液有形成分如红细胞、白细胞、血小板等的功能及其与血液流动的关系、血液流动与血管内皮细胞之间相互作用的规律以及在病理生理条件下的变化情况等,这是今后血液流变学研究的一个重要方向。

在生物体内物理意义的力如重力、应力等对组织细胞的发生、发育等起着举足轻重的作用。冯元桢先生曾指出:“应力-生长关系是生物力学的活的灵魂”。血液在血管中不断地流动,它对血管壁始终有切应力、压应力和周向拉应力的作用,这种力的作用将伴随生物体的一生。但是细胞是如何感受这些力的刺激并把这些力刺激的信号转化成化学信号的机制仍知之甚少,越来越多的研究证明在内皮细胞上存在有对力学信号敏感并对其信号转导有可能起作用的分子调节体,如力敏感性离子通道、信号分子、细胞骨架、整合素等。

从流变学的分支看,血液流变学也只是生物流变学研究中的一个分支,而生物流变学又是流变学的一个分支。本书介绍的内皮细胞流变学就是生物流变学的另一个重要分支。我们撰写本书的目的也在于介绍一些有关内皮细胞流变学的国内外最新研究动态。在本书撰写过程中我们力求紧密结合当前生物学和生物流变学的研究热点,发挥交叉学科的研究优势及特点,从血细胞流变学及内皮细胞流变学的角度,结合作者自己的研究成果,介绍国内外有关血细胞流变学及流动剪切力诱导内皮细胞信号转导的最新研究进展。其中有关不同疾病时的血液黏度、红细胞变形性以及白细胞变形性的资料都是来自我们自己的研究结果,有关内皮细胞流变学的资料,如剪切力诱导内皮细胞形态学、细胞骨架蛋白的变化、 K^+ 通道的开放、c-fos 蛋白的表达等,

都来自我们承担的国家自然科学基金和北京市自然科学基金资助项目的研究成果。本书可作为从事生物力学、生物物理学、生物医学工程学、血液流变学等领域的人员参考,也可供基础医学、临床医学研究人员及大专院校有关专业师生参考。

作为本书的主编,在我写完本书的最后一章时,我的心情却远没有在我动笔写本书第一个字时的心情来的轻松。毕竟,我和我的合作者们的劳动成果就要呈现在广大同行专家、学者们面前,接受广大读者的检阅了。我们都是从事流变学研究几年乃至十几年的年轻人,虽然我们也做了一些基础研究和临床应用研究工作,但由于我们的水平有限,难免挂一漏万,对国内同行的相关工作表述可能不充分,对国外研究成果的表达也许不全面。此外,由于各位作者负责的章节不同,在写作风格、叙述角度、内容涵盖等方面难免有不尽人意之处,个别章节在内容上可能有交叉、重复,恳请广大读者批评指正。

我要感谢参加本书编写和关心本书写作的所有人员,他们当中,既有田牛教授这样几十年从事微循环研究的德高望重的老一辈专家教授,也有长期从事临床血液流变学基础及应用研究的骆秉荃教授、何作云教授、魏茂元教授、丛玉隆教授等。有与我共同完成国家自然科学基金资助项目的同事李玉珍、赵军平、宋欣等人的努力,也包含了我的研究生宋晓燕、常小飞、丁库克、李绵洋、丁颖等人的研究成果。多年从事心血管疾病研究的龙建军等人,对白细胞流变学有较多研究的何作云、牛晓静、程庆儒等人以及对临床血液流变学有较多研究的徐丽萍等人,将他们多年来的研究成果无私地贡献给了这本书。正是上述这些专家、学者、同事和合作者们的共同努力,才促成了本书的出版,这里特别值得一提的是我们研究室的薛会静、许俊妹同志,由于她们出色的文字录入、排版、打印等工作,确保了本书的按时出版。借此机会,我谨向上述各位为本书的出版做出贡献的同道们表示衷心的感谢。

当我将本书的写作情况和书稿内容向吴祖泽院士汇报并想请他为本书作序时,吴院士在百忙之中审阅了本书大部分书稿并欣然命笔。田牛教授自我 1986 年从事微循环及流变学研究时就一直是我的良师益友,他为本书的出版也倾注了不少心血。从他们身上我们能深深体会到老一辈科学家对我们年轻一代的殷切希望。

我还要感谢我的夫人郜翠萍和我的儿子胡凡,在我写这本书的半年多的时间内,他(她)们放弃了许多本应属于他(她)们的时间和乐趣。正是他们的默默无闻的牺牲和奉献,为我的写作环境提供了全面、周到的保障,保证了我全身心地投入到本书的写作之中。

最后,我诚恳地希望广大读者对本书提出宝贵意见。

联系电话: 010-66939774

地 址: 北京市海淀区复兴路 28 号中国人民解放军总医院基础医学研究所病理生理学研究室

邮政编码: 100853

E-mail: Laker_JL@btamail.net.cn

胡金麟

2000 年 1 月 18 日

目 录

1 流变学的基础知识	(1)
1.1 流体的物理性质	(2)
1.2 流动与变形的力学分析	(6)
1.3 流体的几个典型流动	(8)
2 血液流变学的基本概念	(13)
2.1 流变学	(13)
2.2 牛顿流体与非牛顿流体	(15)
2.3 血液	(22)
2.4 血液的流变特性	(25)
2.5 血液的流动特性	(26)
2.6 影响血液流动的主要因素	(28)
3 血液流变学的临床应用	(31)
3.1 血液黏度的改变与相关疾病	(32)
3.2 血液流变指标异常与恶性肿瘤	(33)
3.3 脑血管疾病与血液流变学	(34)
3.4 慢性肾功能衰竭与血液流变学	(35)
3.5 静-静脉体外膜肺氧合与血液流变学	(36)
4 红细胞流变学	(39)
4.1 红细胞生理	(39)
4.2 红细胞变形性	(43)
4.3 红细胞变形性的临床意义	(48)
5 白细胞流变学	(54)
5.1 白细胞生理	(54)
5.2 白细胞的流变特性及功能	(59)
5.3 白细胞流变特性的临床意义	(64)
6 血小板流变学	(71)
6.1 血小板生理	(71)
6.2 血小板形态结构	(72)
6.3 血小板功能	(76)
6.4 剪切力与血小板	(77)
6.5 剪切力诱导血小板聚集的分子机制	(83)

6.6	影响血小板流变特性的因素	(92)
6.7	血小板与内皮细胞的相互作用	(95)
7	微循环流变学	(106)
7.1	微循环的流动特征	(106)
7.2	微循环系统中的流体力学问题	(111)
7.3	微血管的力学性质	(113)
7.4	微血管中的血液流动	(115)
8	心血管疾病与血液流变学	(119)
8.1	血液流变特性的影响因素	(119)
8.2	冠心病与血液流变学	(120)
8.3	冠心病危险因子与血液流变学	(122)
8.4	高黏血症分型与常用降低血液黏度的药物	(127)
9	糖尿病与血液流变学	(132)
9.1	糖尿病血液流变学改变	(132)
9.2	血液流变学异常与糖尿病血管并发症	(136)
9.3	糖尿病血液流变学异常的治疗	(138)
10	血液黏度的测量方法与质量控制	(144)
10.1	毛细管黏度计	(144)
10.2	回转式黏度计	(145)
10.3	质量控制建议	(150)
11	内皮细胞的基本功能和相关结构	(154)
11.1	血管发生和血管生成	(155)
11.2	内皮细胞间连接	(157)
11.3	血管调节	(161)
11.4	内皮在凝血中的作用	(163)
11.5	内皮细胞和血细胞相互作用	(165)
11.6	内皮细胞的异质性	(168)
11.7	周细胞的生理	(171)
12	流动调节的内皮细胞力信号转导	(179)
12.1	动脉循环中的血液流动	(179)
12.2	血液流动与内皮细胞的相互作用	(181)
12.3	力信号转导的可能途径	(185)
12.4	血流动力学反应	(198)
12.5	细胞内钙	(201)
12.6	转录因子和剪切反应元件	(203)
12.7	剪切力介导的血管调控	(204)
12.8	流动依赖性的动脉重构	(210)
12.9	未来的研究方向	(211)

13 内皮细胞力信号转导的结构基础	(216)
13.1 概述	(216)
13.2 张力整合模型和力转导	(217)
13.3 力信号转导的分子路径	(221)
13.4 力的化学转导机制	(223)
13.5 热力学调控机制	(224)
13.6 动力学调控机制	(225)
13.7 力信号转导的调节	(225)
14 内皮细胞形态流变学	(230)
14.1 微血管内皮细胞培养方法	(231)
14.2 剪切力对内皮细胞形态学的影响	(235)
14.3 剪切力实验装置	(237)
14.4 剪切力对脑微血管内皮细胞的影响	(239)
15 内皮细胞骨架蛋白流变学	(242)
15.1 剪切力对细胞骨架蛋白的影响	(242)
15.2 微丝	(244)
15.3 微管	(249)
16 离子通道流变学	(273)
16.1 内皮细胞离子通道	(273)
16.2 钾离子通道	(277)
16.3 钙离子通道	(279)
16.4 机械敏感性离子通道	(281)
16.5 内皮细胞膜离子通道的功能	(286)
16.6 微血管内皮细胞钾离子通道	(287)
17 内皮细胞基因调控流变学	(297)
17.1 机械信号在内皮细胞中的转导	(297)
17.2 离子通道	(299)
17.3 G 蛋白耦联受体	(301)
17.4 点黏附连接蛋白和整合素族	(302)
17.5 蛋白激酶	(304)
17.6 转录因子、即早基因	(306)
17.7 c-fos 蛋白	(308)
18 平滑肌细胞流变学	(313)
18.1 流动诱导的平滑肌细胞应答	(313)
18.2 动脉粥样硬化	(314)
附录一：缩略词	(319)
附录二：索引	(321)

流变学的基础知识

公元前 6 世纪,古希腊的哲学家赫拉克利特(Heraclitus)就提出了“万物皆流”的思想($\pi\alpha\nu\tau\alpha \rho\epsilon\iota$),表达了朴素的辩证法的世界观:运动是绝对的,静止是相对的。几乎在同一时期,我国伟大的思想家孔子面对泗河,发出了警示后人两千多年的感叹“逝者如斯夫,不舍昼夜”,将时间的流逝比做流水。两位先哲给我们的启迪是分析问题要有运动的观点、变化的观点和发展的观点。当时间以百万年、千万年为单位计算时,地壳、山岩也可以流动、变形,当时间以微秒、纳秒甚至更小单位计算时,水在外界力的作用下也可以表现为弹性体。我国著名地质学家李四光根据岩体蠕变现象研究地壳运动规律,在石油勘探、开发中取得了举世瞩目的成果。恩格斯在《自然辩证法》中指出:整个自然界是在永恒的流动和循环中运动着。从最小的东西到最大的东西,从沙粒到太阳,从原生生物到人,都处于永恒的产生和消灭中,处于不断的流动中,处于无休止的运动和变化中^[1]。

其实,流变学的种种现象就在我们身边,人们在生活中常常有这样的经验,像水、牛奶等液体非常容易流动,食油、洗发液、胶水液体等就黏稠得多,而沥青等则非常难以流动。物质的流动性与它的黏稠程度有很大关系,越黏稠的物质越不易流动。我们把衡量物质黏稠程度的物理量称为物质的黏度。

在这一章里,我们首先介绍一些与流变学有密切关系的流体力学的基本知识,对于从事医学科学研究的人员,这些公式、定义可能显得十分艰涩,所以我们省略了那些枯燥的公式

推导,尽可能用通俗的语言,把流变学要用到的基本知识介绍给大家。

1.1 流体的物理性质

1.1.1 流体的易流动性

从力学的角度看,流体与固体的最大差别在于它们抵御外力的能力不同。固体有程度不等的抵抗外界压力、拉力、剪切力的能力,比如我们用双手去压一块石头,它可能没有任何外观上的变化。固体在受到外力作用时,会产生相应的变形去抵抗外力,只是这种变形非常小,用肉眼根本看不出来。而流体则不同,处于静止状态下的流体不能抵抗剪切力作用,也就是说流体在很小的剪切力作用下也会产生连续不断的变形,直到剪切力消失为止。流体的这种性质称为流体的易流动性,它是流体的固有属性之一。正是由于流体的易流动性,所以流体没有固定的形状,所谓山有定势,水无常形。正是由于流体的这种易流动性,才出现了专门研究流体流动规律的流体力学。

1.1.2 流体的黏性

1.1.2.1 流体的黏性

黏性是流体的固有属性之一,不论是静止流体还是运动流体都具有黏性。流体在剪切力的作用下,将产生连续不断的变形以抵抗外力,这就是流体黏性的表现。在研究流体黏性的诸多实验中,最著名的是反映流体黏性的牛顿平板实验。为了引出牛顿切应力公式,我们简单介绍一下牛顿平板实验的大致内容。

设有两块相距为 b 的平板 B 和 C ,平板的面积为 A ,两平板之间充满均匀的真实流体,平板的面积 A 足够大,平板四周边界对平板之间流体流动的影响可以忽略不计。 B 板在下面固定不动, C 板在切向力 F 的作用下以速度 U 匀速向前作直线运动(参见图 1.1)。

实验结果发现两平板之间的流体流动有以下特点:

(1)与 C 板接触的流体粘在 C 板上,并以速度 U 随 C 板一起运动。与 B 板接触的流体粘在 B 板上,速度为零。两板之间流体的运动速度 u 呈线性分布,即:

$$u = \frac{U}{b} \times y \quad (\text{公式 1.1})$$

(2)切向力 F 与平板面积 A 的比值 F/A 与速度距离的比值 U/b 成正比,即:

$$\frac{F}{A} = \mu \times \frac{U}{b} \quad (\text{公式 1.2})$$

式中 μ 为比例系数,即我们通常所说的黏性系数或动力黏性系数,或称为绝对黏性系数,它是一个与流体物理特性有关的系数。

进一步的力学分析表明:流体对平板 C 单位面积上的作用力 P_{yx} 等于单位面积平板对流体的作用力,它们大小相等,方向相反。 P_{yx} 表示流体流动时在 $y=\text{常数}$ 的平面上沿 x 方向所受的切向力,即单位面积上流体所受到的剪切应力或称摩擦力,一般将此力称为剪切力或切应力。它与速度的关系可写成下式:

$$P_{yx} = \frac{F}{A} = \mu \times \frac{U}{b} \quad (\text{公式 1.3})$$

如果将结果推广到流体作任意层流直线运动的情况,如图 1.1 所示,取 y 位置上厚度为 dy 的薄层,薄层下表面的流速为 u ,薄层上表面的流速为 $u+du$,根据式 1.3,相邻流体薄层之间的切应力为

$$P_{yx} = \mu \times \frac{u + du - u}{dy} = \mu \times \frac{du}{dy} \quad (\text{公式 1.4})$$

这就是著名的牛顿切应力公式, du/dy 称为切变率或剪切率,它代表单位长度内流体速度的变化率。我们把流体运动规律符合这个公式的流体称为牛顿流体,一般气体和分子结构简单的液体都是牛顿流体,如最常见的水。流动规律不符合该公式的流体称为非牛顿流体,也就是说切应力 P_{yx} 与剪切速率 du/dy 是非线性关系,如血液是典型的非牛顿流体。

应当特别指出的是牛顿切应力公式只能应用或推广应用于牛顿流体作层流运动的情况,不能任意扩大应用范围。

1.1.2.2 黏性系数

黏性系数 μ 是流体黏性大小的一种度量,同一流体的黏性系数与流体的温度有很大关系,而与压力的关系不大。气体与液体的黏性系数 μ 随温度的变化规律是不一样的,气体的黏度随温度的升高而增大,液体的黏度随温度的升高而降低。冬天的食油要比夏天的黏稠得多就是这个道理。

在国际单位制中,黏度的单位是:

$$[\mu] = \text{牛顿} \times \text{秒} / \text{米}^2 = \text{N} \cdot \text{s} / \text{m}^2$$

黏性系数 μ 的另一种形式是运动黏性系数,用 ν 表示

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (\text{公式 1.5})$$

单位是: $[\nu] = \text{米}^2 / \text{秒} = \text{m}^2 / \text{s}$, ρ 为流体的密度。

在温度为 20°C , 压力为一个大气压的条件下,空气的 $\nu = 0.151 \times 10^{-4} \text{m}^2 / \text{s}$, 水的 $\nu = 0.1 \times 10^{-5} \text{m}^2 / \text{s}$ 。

血液流变学中常用的黏性系数单位还有帕秒 ($\text{Pa} \cdot \text{s}$)、毫帕秒 ($\text{mPa} \cdot \text{s}$)、泊 (P) 和厘泊 (cp) 等,它们之间的换算关系是:

$$1 \text{Pa} \cdot \text{s} = 1 \text{N} \cdot \text{s} / \text{m}^2 = 1000 \text{mPa} \cdot \text{s}$$

$$1 \text{P} = 1 \text{dyn} \times \text{s} / \text{cm}^2 = 100 \text{cp}$$

$$1 \text{cp} = 1 \text{mPa} \cdot \text{s}$$

$$1 \text{N} / \text{m}^2 = 10 \text{dyn} / \text{cm}^2$$

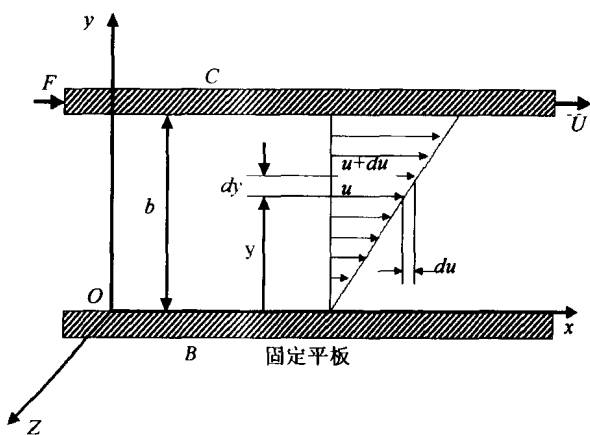


图 1.1 牛顿平板实验示意图

泊和厘泊在以前的文献中可以见到,现在一般都用帕秒(Pa·s)或毫帕秒(mPa·s)的单位来表示黏度。本书中涉及到的黏度值,单位均以 mPa·s 表示。虽然剪切力的国际单位一般用 N/m²,但目前一般文献中常见的单位仍是 dyn/cm²,本书采用 N/m² 单位。

1.1.2.3 理想流体

黏性系数等于零的流体称为理想流体^[2]。

自然界中的真实流体都是有黏性的,但是黏性的存在给计算和理论推导工作带来了很大的困难,描述真实流体的流动公式也复杂得多,为了简化计算,突出主要问题,在对空气、水等黏度很低的流体进行计算时,常常忽略流体黏性的存在,这样可以较为方便地计算出流体运动的主要特性。然后,将黏性的影响以修正项的形式加以修正。实际上,在很多流动的问题中,只有在流体与边界物面接触的很小的范围内,流体流动的速度梯度较大,流体表现出较大的黏性力,这一靠近物面边界的区域称为边界层。在边界层外,流体的速度梯度很小,黏性力与惯性力相比可以忽略不计,在这样的区域中可以认为流体的黏性系数为零,流体近似为理想流体。理想流体只是作为理想的计算模型存在,有些公式也是以理想流体为前提条件而成立,如大家熟知的伯努利方程。所以我们在应用这些公式时不要忽略理想流体这个假设前提。

1.1.3 流体的可压缩性

流体的压缩性指的是流体的体积在外力的作用下可以改变的特性,当流体的质量不变时,体积越小,其密度越大。流体的压缩性通常用压缩性系数 β 表示,它表示在温度一定的条件下,每增加一个单位压力时流体体积的相对缩小量,即

$$\beta = -\frac{1}{\rho} \frac{dv}{dp} = \frac{1}{\rho} \frac{d\rho}{dp} \quad (\text{公式 1.6})$$

压缩性系数的倒数就是流体的体积弹性模量 E ,它是单位体积的相对变化所需要的压力的增量。

$$E = \frac{1}{\beta} = \rho \frac{dp}{d\rho} \quad (\text{公式 1.7})$$

不同的流体具有不同的 E 值, E 值越大说明流体越不容易被压缩。在常温下水的弹性模量。

$$E_{\text{水}} = 2.1 \times 10^9 \text{ N/m}^2$$

可见水的可压缩性很差。密度为常数的流体称为不可压缩流体,严格的讲,真实流体都是可压缩流体,但有些流体的密度变化很小,比如像水这样的弹性模量很大的流体一般可近似视为不可压缩流体。不可压缩流体和理想流体一样,都是一种抽象模型。

易流动性、黏性和可压缩性是流体的三个重要的物理性质。

1.1.4 几个基本概念

1.1.4.1 定常流动

若流场中各点的任意流体物理量 B 都不随时间变化,我们就称该流场为定常流场,

流动称为定常流动。

1.1.4.2 正压场

如果整个流场中流体的密度只是压力的函数而与其他变量无关,我们就称这样的流场为正压流场。

1.1.4.3 雷诺数

雷诺数(Re)是反映流体流动特征的无量纲数,表示惯性力与黏性力之比。

$$Re = \frac{\rho V D}{\mu} \quad (\text{公式 1.8})$$

式中, V 为流体流动的特征速度,对圆管流动, V 等于圆管的平均流速。 D 为流场的特征长度,对圆管而言, D 等于圆管直径。 ρ 为流体密度, μ 为流体黏度。

1.1.4.4 层流

我们以著名的雷诺实验来引入层流的概念。我们将一个水箱连接一段水平玻璃管,玻璃管下游连接一个阀门以控制流量。为观察流动状态,在圆管的入口处注入一股很细的有色液体,如图 1.2 所示。

当阀门逐渐开启时,我们可以清楚地看到在圆管的轴心处有一条清晰的有色直线形的流束,当移动有色液体管的位置时,仍然可以观察到这条有色直线流束。也就是说:管中流体的流线之间层次分明,互不掺混。我们将这样的流动状态称为层流(图 1.3A)。

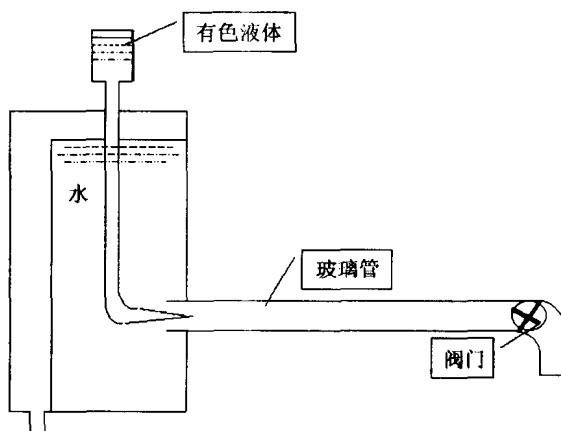


图 1.2 雷诺实验示意图

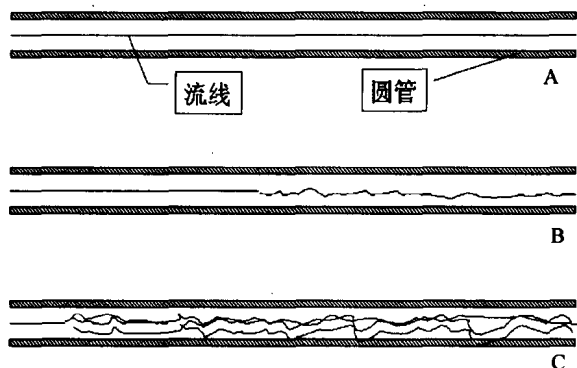


图 1.3 雷诺实验流线示意图

2000 时为层流。

1.1.4.6 边界层

流体流动时与壁面之间形成一个很薄的区域,在此区域内流体流动的速度梯度很大,黏性力起很大作用,不可忽视。在此区域之外,流体流动的速度梯度较小,黏性力可以忽略。当血液在血管中流动时,靠近血管壁的区域即为边界层,由于此区域的速度变化很大,

1.1.4.5 湍流

如果我们继续将阀门开大,这时水流速度也逐渐增大,当流速达到某一数值时,只要外界稍有扰动,流线即产生震荡,但流线之间仍然层次分明,互不掺混(图 1.3B)。当流速继续增大时,震荡的流束会突然破散,流体将做复杂的、无规则的、随机的不定常流动(图 1.3C)。我们称这种流动状态为湍流^[1~2]。

一般圆管内流动时雷诺数 $Re <$

对血管壁表面的内皮细胞的作用力也很大,而且流动也很复杂,在血管弯曲的部位可以有二次流动、分离流动等,进而对内皮细胞损伤起重要的始动作用。而在血管轴心附近,血液流动相对平稳,流动多为层流,对血管壁的影响也小得多。

1.2 流动与变形的力学分析

1.2.1 流体微团受力分析

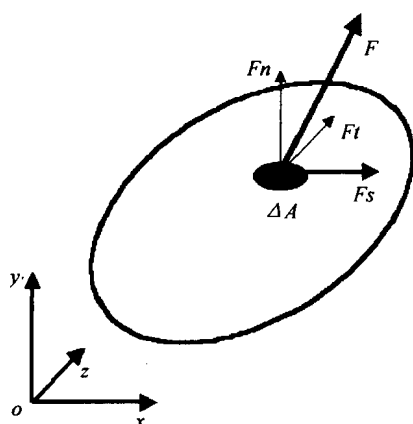


图 1.4 流体微团受力分析示意图

为了说明流变学中常用的几种力的概念,我们来考虑任一流场中流体微团的受力情况。如图 1.4 所示,在流场中取一个任意小的流体微团 ΔA ,它受到矢量力 $\vec{F}$ 的作用。

我们将 $\vec{F}$ 在笛卡儿坐标系中分解,它可以分解为三种力:沿流体运动方向的切向力 F_s 、垂直于流体运动方向的法向力 F_n 、与切向力、法向力平面垂直的分力 F_t 。其中,切向力 F_s 就是我们今后经常用到的剪切力,法向力 F_n 又可称为正压力。在分析血管壁受力时,这三个力分别对应内皮细胞所受到的沿血液流动方向的剪切力(F_s)、垂直于血管壁的压应力(F_n)和沿血管周向的拉应力(F_t)。

1.2.2 流体微团运动分析

微团分析是描述流体运动学的最常用方法,这里我们简单介绍一下微团分析的基本思想。设在时刻 t ,从流场中任取一个正交六面体的流体微团,由于流体微团上各点的运动速度不同,因此该微团在经历了一个任意小的时间间隔 δt 后,微团运动到一个新的位置,其形状、大小均发生了改变。

以图 1.5 中的 $OBDC$ 微团平面为例,设微团的 $\vec{OB} = \Delta x$,它在 δt 时间内运动到了 $\vec{O'B'}$,则按照矢量运算规则:

$$\vec{O'B'} = \vec{OB} + \vec{BB'} - \vec{OO'} \quad (\text{公式 1.9})$$

如果 B 点的运动速度为 V_B , O 点的运动速度为 V_O ,则 $\vec{BB'} = V_B \times \delta t$, $\vec{OO'} = V_O \times \delta t$, 带入式 1.9。

$$\begin{aligned} \vec{O'B'} &= \vec{OB} + \vec{BB'} - \vec{OO'} \\ &= \Delta x i + V_B \times \delta t - V_O \times \delta t \\ &= \Delta x i + [V_{(x+\Delta x, y, z)} - V_{(x, y, z)}] \times \delta t \\ &= \Delta x i + \frac{\partial V}{\partial x} \Delta x \delta t + \dots \end{aligned}$$

同理,可以证明