

高等医药院校教材

# 血液流变学

主编 王鸿儒

1.3

R

北京医科大学  
中国协和医科大学 联合出版社

# 血液流变学

主 编 王鸿儒

(姓氏笔划为序)

副主编	阮晓声	宋立川	李田勋
编 者	王鸿儒	(北京医科大学)	
	阮晓声	(浙江医科大学)	
	宋立川	(华北煤炭医学院)	
	李田勋	(潍坊医学院)	
	赵仁宏	(潍坊医学院)	
	童家骥	(青岛医学院)	
	董 超	(新乡医学院)	

北京医科大学  
中国协和医科大学 联合出版社

(京) 新登字 147 号

**图书在版编目 (CIP) 数据**

血液流变学/王鸿儒编著. —北京: 北京医科大学、中国协和医科大学联合出版社, 1997.

ISBN 7—81034-698-9

I. 血… II. 王… III. 血液流动-流变学 IV. R331.3

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (97) 第 00551 号

北京医科大学  
中国协和医科大学 联合出版社出版发行

(100083 北京学院路 38 号 北京医科大学院内)

北京怀柔东晓印刷厂印刷 新华书店经销

\* \* \* \*

开本: 850×1168 1/32 印张: 5.25 字数 136 千字

1997 年 4 月第 1 版 1997 年 4 月北京第 1 次印刷 印数: 1—5000 册

定价: 8.80 元

# 前 言

1920年，美国物理化学家 Bingham 对油漆、糊状粘土和印刷油墨等物质的流动性质进行了研究，并认为物质的流动和变形在科学上具有重要意义。1929年成立了美国流变学会。Bingham 把物质的流动和变形的科学称为“流变学”。“流动”一词可定义为不可逆的随时间而变的变形过程。

对于弹性体的变形，已经有了经典的弹性理论；对于流体的流动亦有了经典的流体力学。经典的弹性理论是建立在胡克定律，即应变与应力成正比的基础上的；经典的流体力学是建立在牛顿粘滞定律，即切变率与切应力成正比的基础上的。而流变学则是研究不符合牛顿粘滞定律流体的流动即非牛顿流动，并研究物体在超过弹性极限的应力作用下的永久变形即塑性变形的科学。流变学用本构方程来表达物质的多样性和个性。本构方程是在不同物理条件下以特定的物理变量如切应力、应变和时间等描述物质状态的方程，亦称为流变状态方程。

“生物流变学”这个词是 1948 年第一届国际流变学会议上由 Copley 提出的。生物流变学是流变学与生物或医学之间的边缘学科。生物流变学研究生物机体内的流变现象，和构成生物机体的物质的流变特性。1962 年首次出版了“生物流变学”杂志 (Biorheology)，主编是 Copley 和 Scott Blair。

在生物流变学中研究得最多的是血液和血管，生物流变学的这个领域称为血液流变学。血液流变学的研究范围相当广泛。首先是研究全血以及血细胞，尤其是红细胞、白细胞、血小板的流变特性。其次是微循环的流变学、毛细血管中血液流动的特征、白

细胞在毛细血管血流中的分布，以及血管的流变学。最近有些学者提出血液流变学还应研究毛细血管外间隙中组织液和淋巴液以及淋巴管的流变学。

如按研究水平，血液流变学可分为宏观血液流变学、细胞血液流变学、分子血液流变学，以及研究三者之关系的普通血液流变学。

1966年在冰岛召开了第一届国际血液流变学会议后，血液流变学有了迅速的发展，随着基础研究的进展，临床研究也逐渐活跃起来。血液流变学之所以能如此迅猛发展，正是由于血液流变学在医学上有着重要的意义。1981年作为《生物流变学》的姐妹刊物《临床血液流变学》杂志（Clinical Hemorheology）创刊。主编是 Copley 和 Witte。

血液流变学应用于临床，就称为临床血液流变学。60年代以来，由于血液流变学的发展，对于循环障碍的机制和心脏病的病理过程提出了新的看法，从此临床血液流变学得到迅猛的发展，很多学者和医务工作者测定了多种疾病患者血液粘度的变化，发现血液流变学指标可以作为某些疾病的诊断指标。通过动态的监测和研究某些疾病过程中的血液流变性质的变化，发现这种变化可以作为某些疾病转归的指标，并能从血液流变学角度提出一些治疗方法。此外尚在临床上用于药物的作用和副作用的研究。我国从70年代以来，相继开展了这方面的工作，并研制了仪器设备，建立了研究方法。在中西医结合研究中，特别是将血液流变学用于血瘀证的研究，包括对血瘀证的实质、诊断指标、治疗方法和药物等各方面的研究都取得了可喜的进展。总之，血液流变学为临床医学带来了新的概念和新的信息，开辟了新的治疗途径。因此，不少医务工作者要求学习血液流变学，并将新的概念和新的技术应用于自己的工作领域，以获取新的成果。与此同时，在不少医学院校中相继开设了血液流变学课程。为了适应这种需要，我

们在多年进行血液流变学研究和教学工作的基础上，共同编写了这本作为介绍基础性内容的《血液流变学》。至于在临床应用方面的大量资料，可在学习本书的基础上查阅其他书籍和有关文献。本书在编写上力图简明扼要，便于初学者学习，但由于我们的水平所限，缺点和错误在所难免，热忱地期待读者指正。

王鸿儒

一九九七年一月于北京

# 目 录

## 前言

第一章 流变学的基本概念 .....	(1)
§ 1-1 物体的弹性和塑性 .....	(1)
一、应力和应变 .....	(1)
二、胡克定律和弹性模量 .....	(3)
§ 1-2 流体的粘滞性 .....	(6)
一、牛顿粘滞定律 .....	(6)
二、牛顿流体与非牛顿流体 .....	(6)
§ 1-3 粘弹性 .....	(9)
一、粘弹性的特点 .....	(9)
二、粘弹性体的力学模型 .....	(13)
三、动粘弹性 .....	(16)
第二章 血液的流变性质 .....	(19)
§ 2-1 几种常见的血液粘度 .....	(19)
一、全血粘度和表现粘度 .....	(20)
二、相对粘度和比粘度 .....	(20)
三、还原粘度 .....	(20)
§ 2-2 血液的非牛顿粘性 .....	(21)
一、应力-切变率关系的非线性 .....	(21)
二、Casson 方程与屈服应力 .....	(22)
三、触变性与粘弹性 .....	(24)
§ 2-3 影响血液粘度的因素 .....	(24)
一、红细胞压积 .....	(24)
二、红细胞的变形性 .....	(25)

三、红细胞的聚集 .....	(27)
四、血浆粘度 .....	(27)
五、渗透压和 pH 值 .....	(27)
六、温度 .....	(28)
七、管径 .....	(28)
八、管壁效应 .....	(32)
九、抗凝剂 .....	(32)
§ 2-4 血液粘度的正常值及其生理波动 .....	(33)
一、血液粘度的正常值 .....	(33)
二、血液粘度的生理性波动 .....	(35)
§ 2-5 血液粘度的测定 .....	(36)
一、毛细管粘度计 .....	(36)
二、锥—板粘度计 .....	(37)
三、共轴圆筒旋转粘度计 .....	(38)
§ 2-6 血液的粘弹性和触变性 .....	(39)
一、血液的粘弹性 .....	(39)
二、血液的触变性 .....	(41)
<b>第三章 红细胞的流变特性</b> .....	(46)
§ 3-1 红细胞的形态结构 .....	(46)
一、人血红细胞的主要参数 .....	(46)
二、红细胞的构造 .....	(47)
三、红细胞的流变特征 .....	(47)
§ 3-2 红细胞膜的结构及其特性 .....	(49)
一、红细胞膜的结构 .....	(49)
二、红细胞膜的流动性 .....	(52)
三、红细胞膜的弹性 .....	(52)
四、红细胞膜的粘性 .....	(53)
§ 3-3 红细胞的变形性 .....	(55)
一、红细胞变形性及其生理意义 .....	(55)
二、决定红细胞变形性的内在因素 .....	(55)



三、影响红细胞变形性的外部因素 .....	(57)
§ 3-4 红细胞变形性的测定 .....	(59)
一、激光衍射法 .....	(60)
二、微孔筛滤过法 .....	(62)
三、微吸管法 .....	(65)
§ 3-5 红细胞聚集 .....	(66)
一、红细胞聚集的形成及其与切变率的关系 .....	(67)
二、红细胞聚集时细胞表面能量分析 .....	(67)
三、红细胞聚集与红细胞变形性的关系 .....	(71)
§ 3-6 红细胞聚集的测定 .....	(72)
一、血液相对粘度法 .....	(73)
二、血沉方程K值法 .....	(74)
三、动态光学法 .....	(75)
第四章 白细胞的流变特性 .....	(77)
§ 4-1 白细胞的形态和功能 .....	(77)
一、白细胞的形态 .....	(77)
二、白细胞的流变学及其功能间的关系 .....	(78)
§ 4-2 白细胞的流变特性 .....	(79)
一、单个白细胞的流变特性 .....	(79)
二、白细胞悬浮液的流变学 .....	(84)
三、正常和病理白细胞的流变特性 .....	(84)
§ 4-3 白细胞流变特性的测定 .....	(86)
一、白细胞变形性测定 .....	(86)
二、白细胞粘附性测定 .....	(87)
三、白细胞趋化移动测定 .....	(88)
四、白细胞聚集性的测定 .....	(88)
第五章 血小板的流变特性 .....	(89)
§ 5-1 血小板的形态和功能 .....	(89)
一、形态和结构 .....	(89)
二、功能 .....	(90)

§ 5-2	影响血小板功能的流变因素	(91)
一、	血小板流态	(91)
二、	血流速度	(92)
三、	切变率	(92)
四、	剪切时间	(93)
五、	血液其他成分	(94)
六、	止血过程	(94)
§ 5-3	血小板粘附性的测定	(95)
一、	体内血小板粘附性测定	(95)
二、	体外血小板粘附测定	(96)
§ 5-4	血小板聚集性的测定	(97)
一、	比浊法	(98)
二、	阻抗法	(100)
三、	流变聚集法	(101)
§ 5-5	体外血栓形成的测定	(101)
第六章	微循环流变学	(106)
§ 6-1	微循环结构和功能的流变学特征	(106)
一、	微循环的结构功能特征	(107)
二、	与微循环相关的流变学特征	(109)
三、	微循环中的血流动力学分析	(110)
§ 6-2	微循环中的血液流动特点	(113)
一、	血浆层	(113)
二、	Fåhræus 效应	(114)
三、	红细胞的径向迁移	(117)
四、	毛细血管中血液流动特点——团流	(119)
§ 6-3	血细胞的流变特性对微循环的影响	(122)
一、	红细胞的流变学特征在微循环中的意义	(122)
二、	微循环中的白细胞	(126)
三、	微循环中的血小板	(132)
§ 6-4	通过毛细血管壁的物质交换	(133)

一、血浆通过毛细血管壁流动·····	(134)
二、毛细血管—组织间的流体交换·····	(135)
三、通过毛细血管壁的扩散运输·····	(136)
第七章 血液流变学的临床应用·····	(139)
§ 7-1 心脑血管系统疾病·····	(139)
一、高血压病·····	(139)
二、心肌梗塞·····	(140)
三、脑血管意外·····	(142)
四、肺源性心脏病·····	(143)
§ 7-2 其他疾病·····	(144)
一、血液系统疾病·····	(144)
二、代谢性疾病·····	(146)
三、肿瘤及其转移·····	(147)
§ 7-3 改善血液流变性的方法·····	(148)
一、血液稀释疗法·····	(149)
二、血浆分离疗法和血浆滤过疗法·····	(150)
三、药物治疗·····	(150)
四、驻极体技术改善血液流变性·····	(151)
§ 7-4 中医与血液流变学·····	(151)
一、紫舌为血瘀的研究·····	(152)
二、内结为血瘀的研究·····	(153)
三、活血化瘀治则和血液流变学疗法·····	(154)

# 第一章 流变学的基本概念

在本章中主要介绍一些在血液流变学中非常重要的基本概念。

## § 1—1 物体的弹性和塑性

### 一、应力和应变

固体受力后不会散开,是由于分子间存在着互斥力和互引力。在未受作用力时,两种分子力恰相平衡,合力为零。施以拉力时,使物体分子间距离增加,互引力起主要作用,宏观来说,物体内部有张力发生;施以压力时,使物体分子间距离缩短,互斥力起主要作用,同时,物体内部有压力发生。这种张力和压力都是内力,它们对抗物体形状和大小发生改变。物体形状和大小的改变称为形变,形变时物体同时有外力和内力存在。物体的形变有时是非常复杂的,复杂的形变可以看作几种简单形变的总和。简单形变包括拉伸、压缩、切移、扭转和弯曲,而这些形变又由两种最基本的形变所组成,即长变和切变。

为了从数量上描述各种形变的特点,首先引入下列几个基本概念。

1. 应变 如图 1—1 (a) 所示,一长度为  $l_0$  的细棒,在拉力作用下被拉长,发生的长度变化以  $\Delta l$  表示,称为绝对伸长,它不能全面描述棒的长度变化;为要达到全面描述长度变化的目的,应该取相对伸长,即长度变化量与原长之比  $\Delta l/l_0$ ,称为张应变。棒受压力而单向压缩时,其应变仍为  $\Delta l/l_0$ ,但  $\Delta l$  表示缩短,为负值,

此种应变称为压应变。张应变和压应变都属于线应变，以符号  $\epsilon$  表示之，则

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

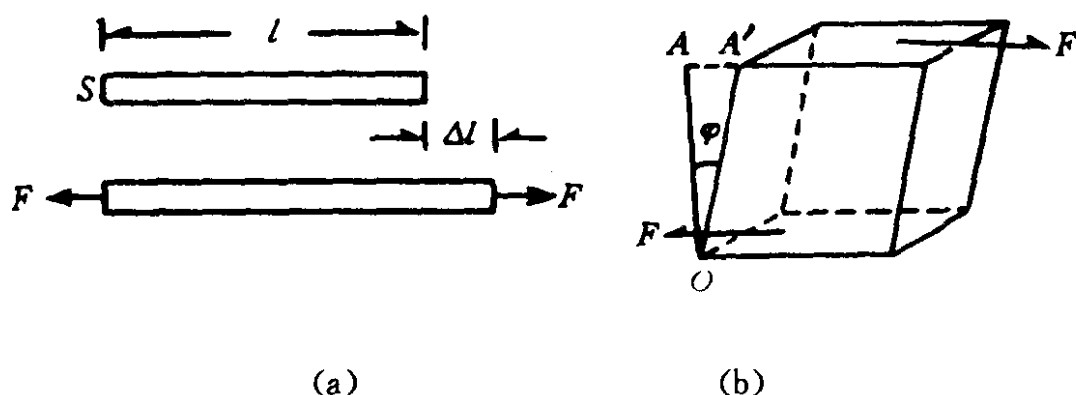


图 1-1 张应变和切应变

物体的另一种基本形变是形状改变，但大小不变。为具体起见，考虑一个立方体物体，如图 1-1 (b) 所示，称为切变。变形中所有和底面平行的面，彼此间发生了位移。和底面距离不同的平面移动的距离虽然不同，但任一平面的位移  $AA'$  和该平面与底面的垂距  $OA$  之比，则一定不变。这个比值称为切应变，由  $\gamma$  表示，则

$$\gamma = \frac{AA'}{OA} = \text{tg}\Phi \approx \Phi \quad (1-2)$$

因为在实际情况下，对于固体， $\Phi$  角很小，所以一般即用垂直于底面的  $OA$  线所转的角度  $\Phi$  来量度切变。

由流体静压力产生的应变称为体积应变，它的定义是体积的改变量  $\Delta V$  与原体积  $V_0$  之比。用符号  $\theta$  表示，则

$$\theta = \frac{\Delta V}{V_0} \quad (1-3)$$

各种应变都是一个没有量纲的量。

2. 应力 物体形变时的内力是极大数量的原子、分子或离子

相互作用的力，所以内力发生在物体的截面上，截面两侧的原子、分子或离子相互作用力的大小即内力的大小  $F$  与截面积  $S$  之比，称为应力。对线应变来说，内力方向与截面正交，称为正应力，用  $\sigma$  表示，则

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (1-4)$$

对于切变来说，内力方向与截面平行，称为切应力，以  $\tau$  表示，则

$$\tau = \frac{F}{S} \quad (1-5)$$

对于上述应变来说，由于物体处于静态，物体的内力  $F$  就等于物体所受的张力、压力或切力。对于体积应变来说，应力则等于所受压强的改变量  $\Delta p$ 。

应力的量纲是  $ML^{-1}T^{-2}$ ，单位是 Pa（帕），或  $N \cdot m^{-2}$ 。

在复杂形变中，截面上各处的应力不一定相等，内力的方向也可以与截面成某一角度，因此，可以同时具有切应力和正应力。

## 二、胡克定律和弹性模量

应力和与之相应的应变的相互关系，表征着不同物体的力学性质。有关这方面研究的弹性理论，在工程技术中称为材料力学。材料的性质不同其应力—应变曲线的形状就不同。这里，以某种金属材料拉伸实验所得的应力—应变曲线，来说明材料的一些基本性质。如图 1-2 所示，曲线的  $oa$  段，应力和应变成正比。从点  $a$ （应变  $< 1\%$ ）起，直线开始弯曲，标志着应力和应变的比例关系破坏了， $a$  点称为正比极限。各种材料的曲线有不同的斜率，各种材料具有不同的正比极限。这些实验结果总结成重要的胡克定律：在正比极限内，应力与相关应变成正比。所谓“相关”是指张应力与张应变相关，压应力与压应变相关，切应力与切应变相关。胡克定律中的比例常数，称为材料的弹性模量，胡克定律可写成

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

弹性模量是材料非常重要的特征，它表示材料的刚度，也就是抵抗负载变形作用的能力。

在图 1-2 中曲线的  $ab$  段，应力和应变不再成正比。但是，如果与  $o$ 、 $b$  间任一点相当的负荷撤去后，仍可循原线返回，即材料又恢复到原来的长度。对于撤去负载后能消失的形变，称为弹性形变；物体恢复原状的性质称为弹性。撤去负载后不能消失的形变，称为塑性形变，图 1-2 中的  $b$  点以后，即发生塑性形变，材料发生永久变形，与  $b$  点相应的应力称为弹性极限。

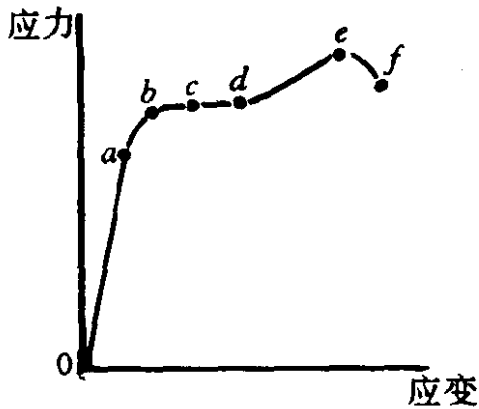


图 1-2 某金属材料的应力—应变曲线

在拉伸实验中，继续增加应力，超过曲线的  $c$  点以后，出现了水平部分，它相当于负载不增加而试件继续被拉长，出现了材料的流动状态，与  $c$  点相应的应力称为屈服应力，而点  $c$  称为屈服点。这种在

恒定的应力下，物体缓慢持续变形的现象，称为蠕变。试件的流动状态是短促的，在  $d$  点以后又获得抗拉的能力。继续增加应力，试件的某处开始收缩，形成细颈，此时应力达极大值，相当于曲线上点  $e$ 。此后，细颈逐渐被拉长，应力渐减，越来越细，至点  $f$  即行断裂， $f$  点称为断裂点，断裂点的应力称为极限强度。各种材料有不同的极限强度，同一材料的抗张强度和抗压强度也不相同，它们表征着材料的强度特性。在弹性极限与断裂点之间，若材料能产生大的塑性变形，表明它具有展性；若弹性极限与断裂点相距很近，表明材料脆性较强。强度表示材料抵抗破坏的能力，判断物体是否容易断裂。

对于线应变，胡克定律的表达式为

$$\sigma = E\epsilon \quad (1-6)$$

$E$  称为材料的杨氏模量。

当细棒被纵向拉长时，将发生横向收缩。实验表明：横向线度的相对缩短与纵向相对伸长成正比。若用  $d$  表示横向线度（若横截面积呈圆形  $d$  可表其直径）， $\Delta d$  表示其缩短量，则有

$$\frac{\Delta d}{d} = \mu \frac{\Delta l}{l_0} \quad (1-7)$$

式中  $\mu$  是材料的特征常数（是纯数），称为泊松比。

对于切变，胡克定律的表达式为

$$\tau = G\gamma \quad (1-8)$$

$G$  称为材料的切变模量。

对于体应变，胡克定律的表达式为

$$\Delta p = -K\theta \quad (1-9)$$

式中负号表示，当体积缩小时，压强是增加的，即  $\Delta p$  为正。 $K$  称为体变模量。

对于血管的性质，还常采用可扩张度和顺应性来描述，可扩张度的量值等于体变模量的倒数，即定义为每升高单位压强，所产生的体应变为可扩张度。顺应性定义为压强改变一个单位时对应的容积改变量，以  $C$  表示，即

$$C = \frac{dV}{dp} = V \cdot \frac{1}{K} \quad (\text{体积} \times \text{可扩张度}) \quad (1-10)$$

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，所以流体没有自己确定的外形。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。

任一材料可由  $E$ 、 $K$ 、 $G$ 、 $\mu$  四个量中的两个独立的量来表征，根据四个量之间的关系，可以由其中两个量求出另外的两个量。



## § 1-2 流体的粘滞性

### 一、牛顿粘滞定律

在液体流动中，正应力的贡献是压力，它在各方向上都相等，与所选面积的取向无关。当所选面积为相邻流层之间的接触面时，其切应力阻碍相邻流层之间的相对运动。切应力表现流体的一种性质，即粘滞性。而切应力（粘滞应力）只有在液体元产生形变而流动时才会出现。量度粘滞性的物理量称为粘度。

在液体中取一体积元，如其流速不变，则其所受的粘滞合力必须等于推动该体积元运动的外力。就维持某一给定的流速来说，粘度较大的液体所需的切应力比较大；对于一给定粘度的液体来说，切应力愈大，各层之间的相互滑动愈快，即速度梯变愈大。在液体中的切应力  $\tau$ 、粘度  $\eta$  和速度梯度  $du/dz$  之间的关系式称为牛顿粘滞定律，即

$$\tau = \eta \frac{du}{dz}$$

单位时间内的切变  $d\gamma/dt$ ，称为切变率，并用  $\dot{\gamma}$  表示，根据  $\dot{\gamma} = du/dz$ （证明见下文），牛顿粘滞定律又常写成

$$\tau = \eta \dot{\gamma} \quad (1-11)$$

切变率的量纲是  $T^{-1}$ ；粘度的量纲是  $ML^{-1}T^{-1}$ 。切变率的单位是  $s^{-1}$ ；粘度的单位，在 SI 制中是  $N \cdot s \cdot m^{-2}$ ，或  $Pa \cdot s$ 。

液体的粘度随温度的升高而降低。

[关于  $\dot{\gamma} = du/dz$  的证明] 如图 1-3 所示，在流动的液体中，取  $t=0$  时的一长方形液体元  $OPQR$ ，设  $OP=dz$ ，且  $O$  点和  $R$  点的流速为  $u$ ， $P$  点和  $Q$  点的流速为  $u+du$ 。经时间  $t$  后， $OPQR$  变形为  $O'P'Q'R'$ ，即产生切变  $\gamma$ ，且