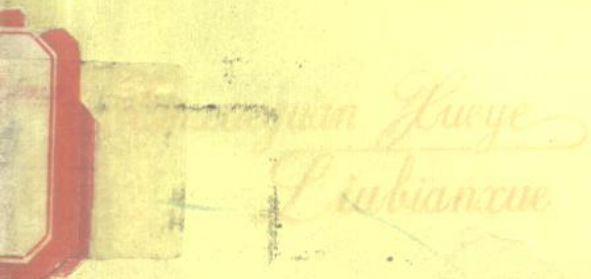


心血管血液流变学

〔日〕 冈 小天 著



*Xin Xue Guan Xue Ye
Liu Bian Xue*

70235

心血管血液流变学

〔日〕冈小天 著

康振黄 陈君楷 等译
邹盛铨 王平子



C0131230



计量出版社

1984·北京

2W83/02

内 容 提 要

本书系统地阐述了心血管血液流变学的基础理论和国际上七十年代以来的最新成果。内容丰富，取材新颖，文笔简练，概念清楚。是当前血液流变学领域内的一本好书。

全书共九章。第一、二章介绍了流变学、生物流变学、血液流变学的基本概念；第三章至第六章，阐述了血液流变学的具体内容，如红细胞的变形性、微循环的流变学、血管流变学等；第七、八章分别介绍脉动流、心血管疾病与血液流变学；第九章展望血液流变学的发展趋势。

本书可供从事生物学、生理学、医学、生物力学及生物医学工程学的科学技术人员和医务人员阅读，也可作为大专院校有关专业高年级学生和研究生的参考书。

SYOTEN OKA

Cardiovascular Hemorheology

Cambridge University Press, 1981

心血管血液流变学

〔日〕 冈小天著

康振黄 陈君楷 等译
邹盛铨 王平子

计量出版社出版

（北京和平里11区7号）

北京计量印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

开本 850 × 1168 1/32

印张 6 1/8

字数 156 千字

印数 1—8000

1984年3月第一版

1984年3月第一次印刷

统一书号 15210·311

定价 1.00 元

译者序

本书是日本著名生物流变学家、日本国立心血管中心研究所主任冈小天的新作。它系统地阐述了心血管血液流变学的基础理论和国际上七十年代以来的最新研究成果。内容丰富，取材新颖，文笔简练，概念清晰。原书用英文写成，图表少而精。确是当前血液流变学领域内的一本佳作。

全书共分九章。第一、二章介绍了流变学、生物流变学和血液流变学的基本概念；第三章详尽地阐述了血液流变学的基础理论和最新成果；第四章介绍了红细胞的变形性；第五章介绍了微循环流变学；第六章介绍了血管流变学；第七章介绍脉动流；第八章介绍心血管系统疾病和血液流变学的情况；第九章展望了血液流变学的发展趋势。

生物流体力学，包括生物流变学，发展到现在，对正常的生理学现象作出解释与分析，取得的进展是重大的。目前的情况是在把这些进展用于相应的病理学诊断和研究方面，更显得有特殊的需要。血流动力学如此，生物流变学也如此。本书除了介绍心血管血液流变学的基本概念、基本理论和有关专题研究的新成果外，特别是第八章把心血管系统疾病和血液流变学对应起来进行有关研究成果的阐述，更是可贵的。这个趋势更加要求工程技术界与生物医学界的同志们相互学习，紧密合作，共同探讨，才能取得新的进展。

参加本书翻译工作的有成都科技大学生物力学研究室的下列同志（按所译章节顺序）：邹盛铨、雍化年、王平子、康振黄、邓小燕、陈君楷。全书由康振黄、邹盛铨校阅。限于我们的水平，错误不当之处在所难免，敬盼读者批评指正。

康 振 黄

1982.10

前 言

自从1929年流变学会建立以来，流变学作为一门研究物质流动与变形的学科得到了发展，这不仅是由于学术上的兴趣，而且为适应工业上的需要。以后，生物流变学，即生物系统的流变学，开始得到迅速发展。特别是对于血液和血管的流变学，A.L. Copley教授把它定名为“血液流变学”。

本书试图阐明心血管血液流变学的基本概念、实验结果和当前的状况。心血管系统血液流变学的重要性正在增加，不仅从物理科学和工程学，而且从生理学、医学和外科学的观点来看都是如此。本书一方面作为一本介绍心血管血液流变学的书为初学者服务，同时也有助于研究工作者作进一步的研究。

由于心血管血液流变学是一门相当新的学科，而且由于它的多学科性特点，有很多问题还不够清楚或者还未得到普遍承认。我相信读者会觉察到许多尚待解决的问题。本书并不是简单地综述一下心血管血液流变学方面做过的工作，我试图提供给读者的是一种有见解的批判性的评价，并指出深入研究的前进道路。

读者会看到，我引用了自己的许多工作。这不是由于我认为我的工作比其他血液流变学工作者做得好，而是因为我了解自己的工作比了解其他人的工作更多。我也引用了一些日本同事的工作，这是因为对于他们的工作，世界其他地方的大多数研究工作者似乎了解得还不多。

我试图在理论方面比单纯的实验或实际工作方面多强调一点，而且也尽可能多地介绍最新的重要工作。但是由于篇幅所限，还有许多著作未能包括进来。

我感到非常荣幸，应剑桥大学出版社的 Alan Winter 博士之约，写一本心血管血液流变学的书，这是一个极其引人注目的书

名.我也诚挚地感谢我们研究所的Hideyuki Niimi 博士和Takashi Yamakawa 医生对这本书稿编写中提出的宝贵意见,没有他们的帮助,本书是不能完成的。

(以下致谢从略——译者)

国立心血管中心研究所
日本,大阪

冈小天
1980年3月

目 录

前 言	(i)
第一章 引 言	(1)
1.1 流变学	(1)
1.2 生物流变学	(2)
1.3 心血管血液流变学	(2)
第二章 流变学的概念	(5)
2.1 固体和流体	(5)
2.2 牛顿流和非牛顿流	(7)
2.3 在圆管中的层流流动	(9)
2.4 湍流	(12)
2.5 悬浮液	(14)
2.6 虎克固体	(17)
2.7 粘弹性	(18)
2.8 应变能密度函数	(22)
2.9 触变性	(23)
第三章 血液流变学	(25)
3.1 血液	(25)
3.2 红细胞聚集	(25)
3.3 红细胞沉降	(28)
3.4 非牛顿型粘性	(29)
3.5 触变性和粘弹性	(31)
3.6 影响血液粘性的因素	(34)
3.7 Casson流体	(36)
3.8 血浆层	(41)
3.9 径向迁移	(43)
3.10 红细胞悬浮液在小管中的流动	(46)
3.11 Fahraeus 效应	(49)

3.12 Fahraeus-Lindqvist 效应	(50)
3.13 壁面效应	(52)
3.14 红细胞悬浮液的扰动流	(54)
3.15 血凝块的粘性	(55)
3.16 失重情况下的血液流变学	(57)
3.17 血液流变学和临床医学	(58)
第四章 红细胞的变形性	(61)
4.1 红细胞的变形性	(61)
4.2 红细胞的形态	(62)
4.3 测量技术	(66)
4.4 影响红细胞变形性的因素	(73)
4.5 在血液流动中变形性的意义	(75)
4.6 红细胞变形性和临床医学	(77)
第五章 微循环流变学	(78)
5.1 微循环流变学的意义	(78)
5.2 血浆通过毛细血管的流动	(78)
5.3 Casson 流体通过毛细血管的流动	(86)
5.4 毛细血管-组织间的流体交换	(88)
5.5 团块流	(92)
5.6 片流	(96)
5.7 微循环和临床医学	(98)
第六章 血管流变学	(100)
6.1 血管壁	(100)
6.2 血管壁上的力	(102)
6.3 周向张力的一般理论	(103)
6.4 血管壁中的应力分布	(107)
6.5 血管壁的增量理论	(112)
6.6 弹性变形的非线性理论	(115)
6.7 束缚对血管应力的影响	(118)
6.8 血管的若干流变学模型	(120)
第七章 脉动流	(124)
7.1 脉动	(124)

7.2	脉波的理论研究	(125)
7.3	刚性管中的振荡流动	(127)
7.4	弹性管中的波传播	(128)
7.5	压力-流量关系	(132)
7.6	微血管中的脉动流	(133)
第八章	心血管疾病的血液流变学特性	(136)
8.1	局部狭窄管中的流动	(136)
8.2	狭窄后的扩张	(140)
8.3	管道分枝处的流动	(142)
8.4	血栓形成	(144)
8.5	动脉粥样硬化	(147)
8.6	动脉壁对蛋白质的吸收	(150)
8.7	大分子的渗透性及其途径	(154)
8.8	蛋白质血管渗透性的物理理论	(158)
8.9	动脉壁面切应力对渗透性的影响	(165)
8.10	血流与动脉内皮的相互作用	(167)
第九章	心血管血液流变学前景的展望	(171)
参考文献		(174)

第一章 引言

1.1 流变学

1920年，一位美国的物理化学家Bingham对油漆、糊状粘土和印刷油墨等物质的流动性质产生了兴趣。并且认为物质的流动和变形在科学上具有重要的意义。因此，1929年成立了美国流变学会。“流变”是希腊语中的“流动”之意。所以，Bingham把物质的流动与变形的科学称为“流变学”。“流动”这个词可以定义为不可逆的随时间而变的变形过程。

因为对于弹性体的变形，我们已经有了经典的弹性理论。而对于流体的流动也有了经典的流体力学。流变学似乎不必要。然而事实绝非如此。经典的弹性理论是建立在虎克定律，即应变与应力成正比的基础上；而流体力学是建立在牛顿的粘性定律，即切变率与切应力成正比的基础上。然而，我们周围的很多物质，却并不服从这些定律。

一般说来，对于某一物质，应力和应变的关系用本构方程来表示。这里应该说明，应力应变这两个词，一般包含随时间的变化率。

弹性理论和流体力学定律强调平衡和运动，而流变学则更具综合性。这种综合的观点反应了材料的变化性和特征性。在流变学中，它们的结构和力学性质之间有非常重要的关系。因为流变学与材料的特殊性有关，所以它主要是一门实验性的学科。但是，包括现象学和分子论二方面的理论，已经有所发展。

流变学具有非常实际的重要意义，工业上处理陶瓷、橡皮、塑料、纤维、油漆和食品等过程都包含有这些物质的流动和变形。流变学最初就是为满足工业上的需要而发展起来的。

因此，流变学象控制论一样有非常广阔的应用范围，而且包

含在很多的科学领域中。它与物理学（特别是材料学和力学）和化学（特别是胶体化学、高分子化学和化学工业）密切相关。

1.2 生物流变学

随着流变学的发展，近来人们非常注意生物系统的流变学，这个领域叫做生物流变学。它是流变学和生物学或医学之间的边缘学科。生物流变学既处理生物机体的流变现象，又处理构成生物体物质的流变性质问题。用生物流变学处理问题的具体例子是：生物流体（血液、淋巴、滑液、脑脊髓和眼球内的液体，痰、唾液和子宫颈粘液），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、眼的水晶体、软骨）、骨骼以及蛋白、核酸、多糖类的分解等。近来很多人注意到生物系统的流变性质和它们的生物功能之间的关系。正如流变学的发展源于工业上的需求一样，生物流变学也是适应医学和生物学的需要而发展起来的。

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，叫做血液流变学。最初，在1952年，Copley在肉眼视觉、显微镜和亚显微范围内确定了血浆的组分和细胞的流变学性质。而血管结构的流变性与流进来的血液直接相关。血流动力学和血液流变学有何不同？最好用流体力学与流变学相比较来解释。

血液流变学在基础研究和临床医学两方面都很重要。它可能有助于医学上对血液循环的认识取得更迅速的进展。

1.3 心血管血液流变学

循环系统将基本物质输送和分配到肌体，排除代谢作用的产物。它也是调节体温的重要角色，在周身传输体液，调节氧和氮气的供应。

心血管系统是由血系、一系列分散和集中的管子以及可以迅速地在肌肉组织和血管壁之间进行交换的微血管系统所组成。图1表示简化了的血管串并联排列的心血管系统图形。心脏由串联的两个系组成，一个推动血液到肺进行氧和二氧化碳的交换（肺

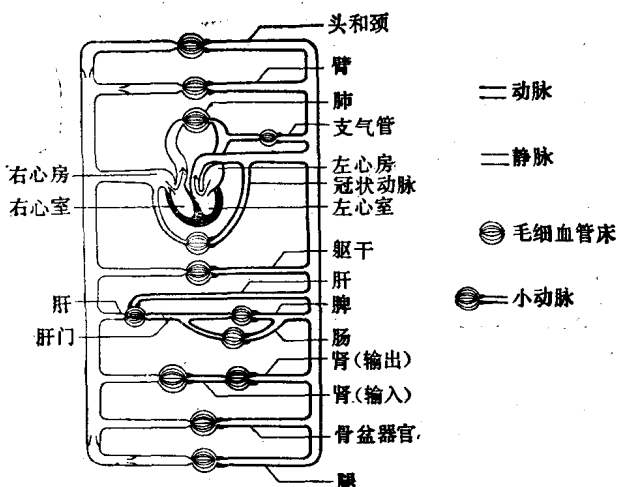


图1 循环系统简图 (取自Green, 1944)

循环) 另一个泵推动血液到整个身体其他组织 (循环系统), 通过心脏的流动, 由单向止逆瓣膜来完成。

虽然心输出量是瞬变的, 然而到外周的流动则是连续的。这是由于当心室收缩 (收缩期) 时主动脉和分枝管二者均扩张之故。当心室松弛 (舒张期) 时, 大动脉的弹性变形恢复。心室的舒张, 使得血液向前推进。

动脉的结构是从主动脉、外周动脉的主要弹性结构变成更多的肌肉结构, 直到在小动脉中肌肉层占主要地位。小动脉是血液循环系统中阻抗的主要来源。小动脉肌肉的收缩通过组织和在动脉中的血压调节血液流量。当血压被小动脉减小时, 动脉血流脉动的特征在毛细血管中可以忽略, 而视为定常流, 因为毛细血管的管壁, 只有一个细胞厚, 而且血液在那里流动非常慢。所以血液和生理组织的物质交换是很容易的。

血液从右心房进入右心室, 被泵入肺动脉系统, 经过肺的毛细血管, 氧气进入并取代二氧化碳。富氧的血液通过肺静脉, 返回左心房和左心室完成整个循环。

在血液循环中，血液流变学在微血管也就是小动脉、毛细血管和小静脉中是非常重要的。在这些微血管中，具体的流变学性质开始发挥更明显的作用。血液中的红细胞在机械力作用下的变形能力，叫做它的可变形性。红细胞的可变形性，在血液循环中起着显著的作用。它允许红细胞通过直径比静止情况下红细胞小的毛细血管通道。通过管壁可以进行物质交换的任何血管都叫做交换血管。这种过程主要发生在微血管中。这种交换由三种机理之一产生，即扩散、容积流动、多孔传输等。微循环、红细胞可变形性和血管渗透性的详细说明，将在后面章节中给出。

第二章 流变学的概念

本章再简明地提供一些在血液流变学中非常重要的基本概念。作为一门迅速发展的学科，定义是使流行的知识严谨化。由于篇幅的限制，不可能充分地讨论这些概念。对于那些不特别重要的术语和概念，我们将试图给出一个简明的定义，或者当它们出现时给以说明。

2.1 固体和流体

(a) 应力和应变

让我们考虑一块在外力作用下平衡的固体（图2），假设在物体内任一点取一个任意平面微元，则力将作用在平面两边。一般来说，力将与平面成某一角度。这两个力自然是相等和方向相反。每个力都可以分解为法向（垂直）分量和切向（剪切）分量。如果平面微元的面积非常小，则这些力与面积之比就与平面微元的面积无关。这个比相应地叫做正应力和切应力。

假设平面微元的位置不变，方位是变化的，则正应力和切应力之值将不变。可以证明，平面微元有三个互相垂直的方位，其切应力为零。进一步还可以看出，随着平面微元方位的改变，三个正应力的总和不变。因此，这三个正应力的总和是个应力不变量。三个正应力的算术平均值，当其取负号或正号时，叫做静水压力或静水张力。正应力、切应力或静水压力的单位在CGS（厘米-克-秒）制中是 $\text{dyn}\cdot\text{cm}^{-2}$ 。

当物体的形状或尺寸改变时，就说物体产生了变形。在物体未变形时，让我们考虑一个矩形微元。当物体变形时，其边长和角度是变化的。在特殊情况下，如果在物体上各点的应变状态相同，就说这个物体经受了各向同性的变形。

(b) 固体和流体的力学准则

在一个变形的固体上，切应力一般不趋于零。而静止的流体

则经常是为零。这就是判别固体和流体的连续介质力学准则。因此，流体显示出对于变形没有阻抗，而固体一般说来保持其重量下的自身形状。

当流体流动时，剪切应力才出现。这就表示流体具有粘性。除粘性之外，在连续介质力学中流体还有可压缩性，可压缩性与静止流体中的正应力有关，而粘性则与运动流体的切应力有关。

当研究某些物体如软的塑性物质时，判别其为固体或流体是很重要的。如果这种物体变形很快，就表示是一种固体，若变形很慢，就表示为流体。在足够低的温度下，它表现出一种玻璃质状态。而在比较高的温度下，它有时又显示为流体状态。

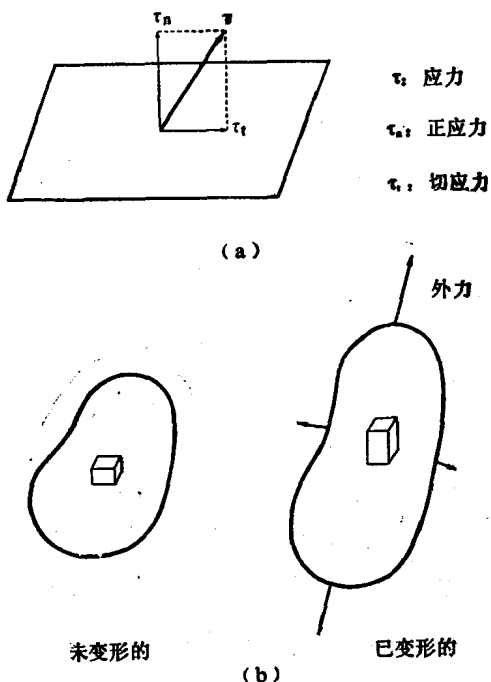


图2 应力 (a) 和变形 (b)

(c) 固体和流体的结构准则

固体和流体状态的差别，可以从结构的观点来判别。例如

水，在一个大气压力下和 0°C 时，显示出一种相态的转变。在 0°C 以下呈固态冰存在，在 0°C 以上则以液体水存在。一般说来，结晶的物质是固体。有些固体是聚合物。然而加热时它们逐渐软化，直到变成流体，没有严格的熔点。

2.2 牛顿流和非牛顿流

(a) 牛顿流

假设在两块平行平板A和B之间充满着流体，板之间的距离 h 非常小（图3），如果B板是固定的，而且有一个恒值的切向力 F 作用于A板。作用在单位面积上的切向力等于 F/S 。其中 S 是流体与平板的接触面积。这时，任何一点的流体流动速度，与从平板B的垂直距离 y 成正比：

$$u = Dy \quad (2.1)$$

式中： D 是常数，一般认为流体与板之间无滑移，我们如果以 u_0 表示A板上的速度，则有：

$$u_0 = Dh \quad \text{或} \quad D = u_0/h \quad (2.2)$$

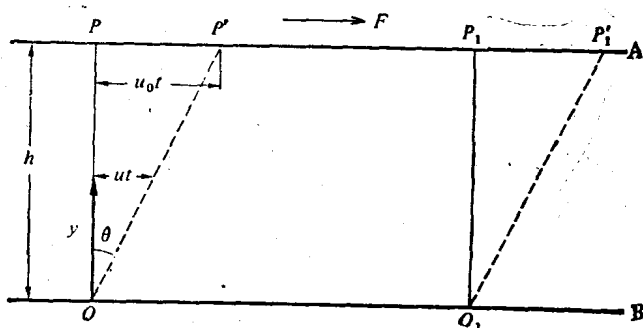


图3 Couette流

因为 D 表示相应的速度和其距离之比，故叫做速度梯度。两平行平板之间的流动，一般叫做Couette流动。

在Couette流动中，流体最初保持矩形区域 OPP_1O_1 ，经过时间 t ，变形成为平行四边形 $OP'P'_1O_1$ 。这种变形叫做剪切，可表示为：

$$\gamma = \tan \theta \quad (2.3)$$

式中 $\theta = \angle POP'$ 。因为 $= PP'/u_0 t$

$$\text{则} \quad \gamma = \tan \theta = u_0 t/h = D t \quad (2.4)$$

$$\text{或} \quad \dot{\gamma} = D \quad (2.5)$$

此处，字母上面的一点，表示随时间的变化率 $\gamma = d\gamma/dt$ ，量 $\dot{\gamma}$ 叫做切变率，而在 Couette 流动中，等于速度梯度。

因为 γ 是无因次量，在 CGS 制中，切变率的量纲为 s^{-1} 。

让我们考察在 Couette 流动中，平行于平板的一个任意平面。在流体的上部分在相反方向上作用一个切向力，流体内单位面积上的切向力 τ 叫做切应力，表示为：

$$\tau = F/S \quad (2.6)$$

切变率和切应力有密切的关系，最简单的关系式就是牛顿的粘性定律：速度梯度与切应力成正比：

$$D = \tau/\eta \quad (2.7)$$

式中 η 是牛顿粘度。服从于牛顿粘性定律的流体叫做牛顿流体，而其流动叫做牛顿流。在牛顿流体中，粘度是一种材料常数，它只取决于温度。从方程 (2.5) 和 (2.7) 可得关系式：

$$\eta = \tau/\dot{\gamma} \quad (2.8)$$

(b) 非牛顿流动

不服从牛顿粘性定律的流体称为非牛顿流体。流体的流变状态由流动曲线给出：

$$\dot{\gamma} = f(\tau) \quad (2.9)$$

式中 $\dot{\gamma}$ 是切变率， τ 是切应力。在这样一种非牛顿流体中，表观粘度 η_a 定义为切应力与切变率之比：

$$\eta_a = \tau/\dot{\gamma} \quad (2.10)$$

表观粘度与牛顿粘度有相同的单位，但是，它不是一个材料常数，因为它取决于切变率。

表观粘度和切变率之间的关系可以分为三类 (图4)：(A) 剪切减薄，即粘度随切变率的增加而减少；(B) 剪切增厚，即粘度随切变率的增加而增加；(C) 牛顿粘度，它不取决于切变率。