

医用物理学

YIYONG WULIXUE 第二版

缪毅强 黄 昕 编著



上海交通大学出版社

SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY PRESS

内容提要

医用物理学

(第二版)

缪毅强 黄 昕 编著

上海交通大学出版社

内 容 提 要

本书阐述与医学基础和临床及医学科学研究关系密切的物理学基础理论和科学思维方法,包括流体力学、振动和波、声和超声、分子动理论、液体表面现象、电学、波动光学、几何光学、激光、X射线成像的物理基础、原子核物理、磁共振成像,还介绍了生命现象和现代医学高新技术中的物理原理等内容。

本书适合医学院校的临床医学、药学、检验、预防医学、高级护理、口腔、影像、麻醉、医学英语、眼视光、法医、儿科等本、专科专业的教学,也可供其他相关专业的师生和研究工作者参考。

图书在版编目(CIP)数据

医用物理学/缪毅强,黄昕编著. —2版. —上海:上海交通大学出版社,2013

ISBN 978-7-313-03425-0

I. 医... II. ①缪...②黄... III. 医用物理学
IV. R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2013)第 030244 号

医用物理学

(第二版)

缪毅强 黄 昕 编著

上海交通大学出版社出版发行

(上海市番禺路 951 号 邮政编码 200030)

电话:64071208 出版人:韩建民

上海颀辉印刷厂 印刷 全国新华书店经销

开本:787mm×1092mm 1/16 印张:14.5 字数:355 千字

2003 年 8 月第 1 版 2013 年 5 月第 2 版 2013 年 5 月第 5 次印刷

印数:3 030

ISBN 978-7-313-03425-0/R 定价:32.00 元

版权所有 侵权必究

告读者:如发现本书有印装质量问题请与印刷厂质量科联系
联系电话:021-57602918

前言

医用物理学是医学院校各专业学生的公共基础课。在本书编写的过程中,参照了卫生部颁布的高等医学院校医用物理学教学大纲、兄弟院校的医用物理学教材,以及国内外有关文献,再根据我们多年从事医学教学的经验和体会,以普通物理学为前提,精选了与医学基础、临床应用和医学科学研究关系密切的有关物理学内容。

物理学是研究物质运动的普遍性质和基本规律,是自然科学的主导。物理现象和物理规律存在于一切自然现象之中,而生命现象是物质世界中的高级运动形态,因而,物理学是自然科学和工程技术的基础,也是医学的基础。物理学的那种由观察、实验、假设最后形成定理和理论的研究方法,不仅适用于物理学研究,同样可以指导我们去研究医学。

物理学与医学的关系是相辅相成的。物理学为现代医学的发展提供了理论基础和技术手段。例如,各种内窥镜、微波、超声、激光、磁共振成像、电子计算机 X 线断层扫描术、核医学等物理技术,在医学研究、预防、临床诊断和治疗等方面的应用和发展,都证明了掌握物理学的重要性。反之,医学的不断发展,特别是随着人们对生命现象认识的逐步深入,以及层出不穷的医学难关的攻克,都需要更方便和更精密的仪器和方法,于是这又给物理学提出了新课题。因此它们之间是互相促进和推动的。

本书由缪毅强(第 1~6 章)和黄昕(第 7~12 章)共同编写。本书在编写过程中得到了原上海第二医科大学物理教研组部分同志的大力协助,出版过程中得到了上海交通大学物理系、上海交通大学医学院和上海交通大学出版社的大力支持,在此,编著表示衷心的感谢。

由于编著水平所限,书中不足之处在所难免,敬请读者给予谅解和指正。

编者

2012 年 12 月

第 4 章 分子动理论	56
4.1 物质的微观模型	58
4.2 理想气体分子动理论	59
4.3 气体分子的统计分布	63
4.4 气体的输运过程	68
第 5 章 液体表面现象	70
5.1 表面张力	70
5.2 液体表面内外压强差	72
5.3 液体的表面张力	74
5.4 毛细现象 气体表面	75

目 录

第 1 章 流体力学	1
1.1 理想液体的流动	1
1.2 实际液体的流动	8
1.3 血液的流动	14
习题	17
第 2 章 振动和波	21
2.1 谐振动	21
2.2 谐振动的合成	24
2.3 波动	30
2.4 波的干涉 驻波	34
习题	38
第 3 章 声和超声	42
3.1 声波	42
3.2 声强级 声压级 响度级	44
3.3 多普勒效应	47
3.4 超声波医学应用	50
习题	56
第 4 章 分子动理论	58
4.1 物质的微观模型	58
4.2 理想气体分子动理论	59
4.3 气体分子的统计分布	63
4.4 气体的输运过程	66
习题	68
第 5 章 液体表面现象	70
5.1 表面张力	70
5.2 弯曲液面内外的压强差	72
5.3 肺泡的表面张力	74
5.4 毛细现象 气体栓塞	75

习题	78
第6章 电学	80
6.1 真空中的静电场	80
6.2 直流电路	86
6.3 带电粒子输运过程中的电动势	91
6.4 交流电路	96
6.5 电磁波谱	101
6.6 生物电信号与检测系统	104
习题	106
第7章 波动光学	109
7.1 光的干涉	109
7.2 光的衍射	112
7.3 光的偏振 双折射	116
7.4 旋光现象	121
习题	122
第8章 几何光学	124
8.1 球面折射	124
8.2 共轴球面系统的三对基点	126
8.3 眼屈光	127
8.4 放大镜 检眼镜 纤镜	135
8.5 显微镜 电子显微镜	138
8.6 几种医用显微镜	143
习题	146
第9章 激光	149
9.1 激光产生的原理	149
9.2 常用激光器	152
9.3 激光的特点	156
9.4 激光的生物效应及医学应用	156
9.5 全息照相技术	158
习题	159
第10章 X射线成像的物理基础	160
10.1 X射线的产生与性质	160
10.2 X射线的衍射和谱线	162
10.3 X射线与物质的相互作用及吸收规律	164

10.4 X射线的医学应用.....	167
10.5 X射线电子计算机断层扫描装置.....	170
习题.....	173
第 11 章 原子核物理	175
11.1 原子核衰变.....	175
11.2 放射性衰变规律.....	180
11.3 射线与物质的相互作用.....	185
11.4 放射性射线的生物效应、剂量与防护	189
11.5 放射性核素在医学上的应用.....	193
11.6 放射性核素的探测和成像系统.....	197
习题.....	201
第 12 章 磁共振成像	203
12.1 物理学基础.....	203
12.2 磁共振成像原理.....	209
12.3 磁共振图像重建.....	213
12.4 磁共振成像设备的结构与主要部件.....	216
12.5 MRI 应用	218
习题.....	220
附录	222
附表 1 国际单位制(SI)	222
附表 2 国际单位制的一些导出单位	222
附表 3 基本物理常数	222
附表 4 常用计量单位转换表	223
参考文献	224

所谓理想液体(ideal liquid)就是绝对不可压缩而又没有黏滞性的液体。根据这一概念得出的结论,在一定条件下可以近似地说明实际液体流动的情况。

1.1.3 稳定流动

流动液体所在空间各点的速度可以是不同的,如果在每一定点液体的速度都不随时间而变,则液体的这种流动就称为稳定流动,也称作定常流动(steady flow)。例如,在图 1-1 所示的流管中,虽然经过 A、B、C 各点的液体质点速度不同,但对于点 A,所有先后经过该点的液体质点的速度都是相同的,而在 B、C 各点,所有先后经过那里的液体质点也分别具有稳定的速度,所以这种流动就是稳定流动。一般比较缓慢的流动是稳定流动,如管道和渠道中缓慢的水流,人体血液循环系统中的一些部位的血流也属于稳定流动。



图 1-1 稳定流动

第 1 章 流体力学

液体和气体都没有固定的形状,且其中一部分对另一部分很容易发生相对运动,这种特性称为流动性。凡具有流动性的物体统称为流体。液体和气体都是流体。

流体力学(Fluid Mechanics)是研究流体的运动,以及流体与其中的物体之间相互作用规律的科学。

流体力学是水力学、空气动力学等工程科学以及血流动力学、血液流变学等医学科学的理论基础。

本章以液体的流动为主要研究对象,所得出的一些基本规律,对气体在一定条件下也可适用。

1.1 理想液体的流动

1.1.1 理想液体

液体的流动比较复杂,影响其流动的因素多种多样,为了使问题简化而便于分析,我们先把一些次要的因素去掉,而建立一个理想液体模型。例如,液体的压缩性是很小的,每增加一个大气压,10℃的水体积只减小了原体积的 $1/20\,000$ 。因此在一般情况下可以忽略液体的压缩性。另外,液体还具有黏滞性(viscosity),即内摩擦。内摩擦是指液体内部各液层之间做相对运动时所产生的摩擦现象。例如,液体以不太大的速度在管中流动时,管中心处流速最大,越靠近管壁流速越小,这时速度不同的各液层间就有沿分界面切向的摩擦力存在。有些液体,例如血液、甘油等,内摩擦较大,还有些液体,例如水、酒精等,内摩擦较小,气体的内摩擦更小。如果研究这种黏滞性小的流体在小范围内流动时,黏滞性可不考虑。

所谓理想液体(ideal liquid)就是绝对不可压缩而又没有黏滞性的液体。根据这一模型得出的结论,在一定条件下可以近似地说明实际液体流动的情况。

1.1.2 稳定流动

流动液体所在空间各点的速度可以是不同的,如果在每一定点液体的速度都不随时间而变,则液体的这种流动就称为稳定流动,也称定常流动(steady flow)。例如,在图 1-1 所示的液流中,虽然经过 A, B, C 各点的液体质点速度不同,但对于点 A,所有先后经过这里的液体质点的速度总是相同的,而在 B, C 各点,所有先后经过那里的液体质点也分别具有稳定的速度,所以这种流动就是稳定流动。一般比较缓慢的流动是稳定流动,如管道和渠道中缓慢的水流,人体血液循环系统中的一些部位的血流也属于稳定流动。

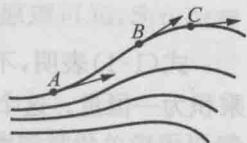
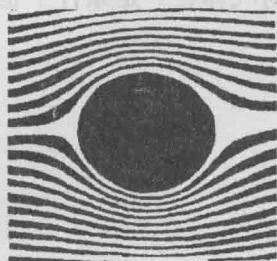


图 1-1 流线

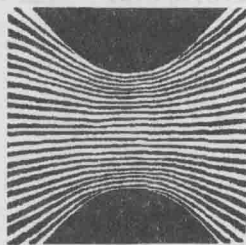
1.1.3 流线和流管

为了形象地描述液体的流动情况,在任一瞬时,我们在液体中画出一些曲线,如图 1-1 所示,并使这些曲线上每一点的切线方向和流过该点的液体质点的速度方向一致,这样的曲线称为这一时刻的流线。由于稳定流动液体所在空间各点的速度不随时间而变,所以稳定流动的流线是不随时间而变的曲线。在这种情况下,处于流线上的液体质点,由于其速度方向总是与此流线的切线方向相合,因而它将始终沿此流线运动。即液体作稳定流动时,流线就是液体质点的运动轨迹。图 1-2 画出了液体流过圆柱形障碍物时的流线及液体流过横截面不同的管道时的流线。

由流线围成的管子称为流管(图 1-3)。由于每一时刻,液流中任一点处只可能有一种流速,所以各流线彼此不会相交,因而流管中的液体不能流出管外,管外的液体也不可能流入管内。



(a)



(b)

图 1-2 液体流过不同物体时的流线

(a) 圆柱形障碍物 (b) 横截面不同的管道

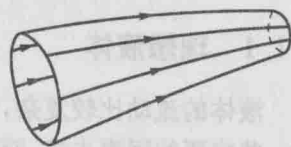


图 1-3 流管

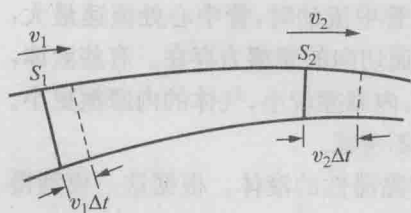


图 1-4 液流连续原理

1.1.4 液流连续原理

现在来考虑不可压缩液体的稳定流动。在一流管中,任意取两个垂直于流管的截面,其截面积分别为 S_1 和 S_2 (图 1-4),如以 v_1 和 v_2 表示液体在两截面处的流速,则在很短的时间 Δt 内流过左边截面的液体体积为 $S_1 v_1 \Delta t$,流过右边截面的液体体积为 $S_2 v_2 \Delta t$ 。不可压缩液体作稳定流动时,在 Δt 时间内流过左边截面液体的体积应该等于

$$S_1 v_1 \Delta t = S_2 v_2 \Delta t$$

上式两边除以 Δt ,得

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 \quad (1-1)$$

式(1-1)表明,不可压缩液体作稳定流动时,在同一流管中任一截面处,截面积与流速的乘积为一恒量。这个结论称为液流连续原理(principle of continuity of flow)。式中 $S_1 v_1$ 或 $S_2 v_2$ 表示单位时间内流过流管横截面的液体体积,称为流量,用 Q 表示。于是液流连续原理也可理解为流量守恒。

$$Sv=Q=\text{恒量} \quad (1-2)$$

液流连续原理对实际液体也可适用,这是因为实际液体的压缩性很小,可以忽略。但由于实际液体的黏滞性,造成在流管中同一截面上的各点速度不同,因此对于实际液体应用连续原理时,应采用截面上速度的平均值。

1.1.5 伯努利方程

伯努利方程(Bernoulli's equation)是理想液体做稳定流动的基本动力学方程,它表明理想液体做稳定流动时,同一流管各处的速度、高度和压强三者之间关系的基本规律。

在做稳定流动的理想液体中取一流管,如图 1-5 所示,并任意取两个垂直于流管的截面,截面积分别为 S_1 和 S_2 ,两截面处的流速分别为 v_1 和 v_2 ,压强分别为 p_1 和 p_2 ,相对于某一参考水平面的高度分别为 h_1 和 h_2 。我们以 S_1, S_2 之间的一段液体为研究对象,根据功能原理,即重力和弹力之外的力对物体所做的功,等于物体机械能的增量这一规律,来推导伯努利方程。

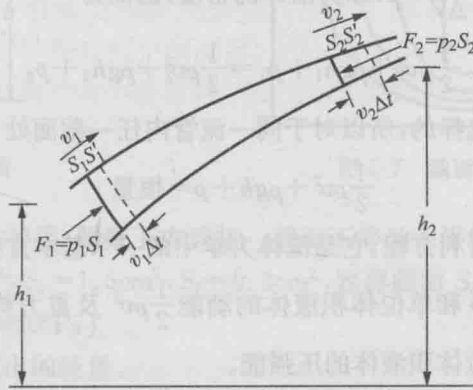


图 1-5 伯努利方程原理图

首先,计算 $S_1 S_2$ 这一段液体在 Δt 时间内推移到 $S_1' S_2'$ 过程中,重力和弹力之外的力对它做的功。实际上就是这一段液体以外的液体对流管内这段液体所做的功。

因为所讨论的是理想液体,即不考虑液体的内摩擦力,因而流管周围的液体对流管内液体的作用力都垂直于流管表面,就是说,这些力的方向垂直于液体的运动方向,因而不做功。这样,我们只要考虑流管内部作用在这一段液体前后的压力所做的功即可。在 Δt 时间内截面 S_1 推移到 S_1' ,作用在 S_1 上的压力 $F_1 = p_1 S_1$ 做正功 $p_1 S_1 v_1 \Delta t$;在 Δt 时间内截面 S_2 推移到 S_2' ,作用在 S_2 上的压力 $F_2 = p_2 S_2$ 做负功 $p_2 S_2 v_2 \Delta t$ 。所以作用在这一段液体前后的压力所做的功为

$$A = p_1 S_1 v_1 \Delta t - p_2 S_2 v_2 \Delta t$$

式中 $S_1 v_1 \Delta t$ 和 $S_2 v_2 \Delta t$ 分别为 $S_1 S_1'$ 和 $S_2 S_2'$ 之间的液体体积,根据连续原理可知, $S_1 v_1 \Delta t = S_2 v_2 \Delta t$,即这两个体积相等,用 ΔV 表示此体积,所以有

$$A = (p_1 - p_2) \Delta V$$

其次,计算 $S_1 S_2$ 这一段液体,在 Δt 时间内推移到 $S_1' S_2'$ 过程中机械能的增量。由于理想液体是不可压缩的,截面 S_1 和 S_1' 之间的液体的质量一定等于截面 S_2 和 S_2' 之间液体的质量,

用 Δm 表示。液体做稳定流动时,截面 $S_1'S_2$ 之间的液体的动能恒定不变,所以 S_1S_2 这一段液体推移到 $S_1'S_2'$ 过程中,动能的增量等于截面 S_2S_2' 之间液体的动能与截面 S_1S_1' 之间液体的动能之差,即

$$\Delta E_K = \frac{1}{2} \Delta m v_2^2 - \frac{1}{2} \Delta m v_1^2$$

根据类似的分析,可得重力势能的增量

$$\Delta E_P = \Delta m g h_2 - \Delta m g h_1$$

于是,机械能的增量

$$\Delta E = \Delta E_K + \Delta E_P = \left(\frac{1}{2} \Delta m v_2^2 + \Delta m g h_2 \right) - \left(\frac{1}{2} \Delta m v_1^2 + \Delta m g h_1 \right)$$

根据功能原理,得

$$(p_1 - p_2) \Delta V = \left(\frac{1}{2} \Delta m v_2^2 + \Delta m g h_2 \right) - \left(\frac{1}{2} \Delta m v_1^2 + \Delta m g h_1 \right)$$

以 ΔV 除上式,并移项,由于 $\frac{\Delta m}{\Delta V} = \rho$,即为液体的密度,因而得

$$\frac{1}{2} \rho v_1^2 + \rho g h_1 + p_1 = \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \rho g h_2 + p_2 \quad (1-3)$$

因为截面 S_1 和 S_2 是任意选择的,所以对于同一流管内任一截面处,有

$$\frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g h + p = \text{恒量} \quad (1-4)$$

式(1-3)或式(1-4)称为伯努利方程,它是流体力学中的一个基本方程。

从式(1-4)可知,压强 p 和单位体积液体的动能 $\frac{1}{2} \rho v^2$ 及重力势能 $\rho g h$ 具有相同的量纲,因此把公式中的 p 叫做单位体积液体的压强能。

伯努利方程表明:理想液体作稳定流动时,在同一流管中任何截面处,单位体积液体的动能、重力势能和压强能三者之和是一恒量。

伯努利方程由理想液体导出,但一般说来,应用于不易压缩和黏滞性较小的实际液体时,还是很接近实际情况的,而对于黏滞性大的液体,使用伯努利方程必须加以修正。如我们以后研究的关于血液在心脏里做功的过程,就可以用伯努利方程。

对于气体来说,因为只要极小的压强差就能使气体流动起来,而极小的压强差并不引起气体密度的显著改变,因此在研究气体流动的许多问题中,压缩性常可忽略,而气体的黏滞性又很小,所以一般情况下气体作稳定流动时,伯努利方程也可应用。

例 1-1 一开口大容器中盛水,其侧壁下方开有小孔,如图 1-6 所示,求水从小孔中流出的速度。

解 水在一般情况下其压缩性可忽略,小范围内流动时黏滞性的影响也可忽略,所以可视为理想液体。又因是大容器,水面下降慢,可看作为稳定流动。所以满足伯努利方程的应用条件。

选择流管中容器液面和小孔出口两处列伯努利方程,并选择经过小孔的水平面为高度参考水平面。

伯努利方程的形式为

$$\frac{1}{2}\rho v_a^2 + \rho gh_a + p_a = \frac{1}{2}\rho v_b^2 + \rho gh_b + p_b$$

由连续原理 $S_a v_a = S_b v_b$, 因 $S_a \gg S_b$, 故 $v_b \gg v_a$, 可认为 $v_a \approx 0$ 。

由于容器液面和小孔出口均与大气接触, 所以两处皆为大气压 $p_a = p_b = p_0$ 。

设参考水面过小孔, 则 $h_b = 0, h_a = h$ 。

将以上各量代入伯努利方程, 简化后得

$$\rho gh = \frac{1}{2}\rho v_b^2$$

$$v_b = \sqrt{2gh}$$

上式表明小孔流速与自由落体的速度具有同样的表达形式, 称为托里拆利定理。

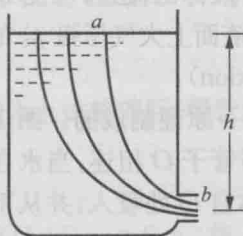


图 1-6 小孔流速图

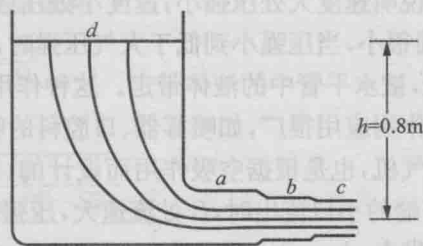


图 1-7 截面不等的水平管

例 1-2 有一盛水的大容器, 侧壁下方连接一截面不等的水平管, 如图 1-7 所示。

已知: 管截面 $S_a = 1\text{cm}^2$, $S_b = 1.5\text{cm}^2$, $S_c = 0.2\text{cm}^2$, 容器截面 $S_d \gg S_a$, 水面高度 $h = 0.8\text{m}$ 。

[取 $g \approx 10\text{m/s}^2$, $p_0 = 1\text{atm} \approx 10^5\text{Pa}$]

求: (1) 水平管中水流出的流量。

(2) a, b, c 各处的流速。

(3) a, b, c 各处的压强。

解 (1) $Q = S_a v_a = S_b v_b = S_c v_c$

$$v_c = \sqrt{2gh} = \sqrt{2 \times 10 \times 0.8} = 4\text{m/s}$$

$$Q = S_c v_c = 0.2 \times 10^{-4} \times 4 = 8 \times 10^{-5} \text{m}^3/\text{s}$$

(2) $v_a = Q/S_a = 8 \times 10^{-5} / (1 \times 10^{-4}) = 0.8\text{m/s}$

$$v_b = Q/S_b = 8 \times 10^{-5} / (0.5 \times 10^{-4}) = 1.6\text{m/s}$$

(3) c 为出口处, c 处压强为大气压, $p_c = p_0 = 1\text{atm} \approx 10^5\text{Pa}$

选流管中 d, a, b 处列伯努利方程, 选经过 a, b, c 之水平面为高度参考水平面, 考虑到 d 处压强为大气压 $p_d = p_0$, 且容器截面 $S_d \gg S_a$, 而 $v_d \approx 0$ 。则伯努利方程为

$$p_0 + \rho gh = \frac{1}{2}\rho v_a^2 + p_a = \frac{1}{2}\rho v_b^2 + p_b$$

将已知量及已得各量代入方程可求得

$$p_a = p_0 + \rho gh - \frac{1}{2}\rho v_a^2 = 10^5 + 1000 \times 10 \times 0.8 - \frac{1}{2} \times 1000 \times 0.64$$

$$= 10^5 + 0.8 \times 10^4 - 0.32 \times 10^3 = 1.0768 \times 10^5 \text{Pa} \approx 1.0768 \text{atm}$$

$$p_b = p_0 + \rho gh - \frac{1}{2} \rho v_b^2 = 10^5 + 1000 \times 10 \times 0.8 - \frac{1}{2} \times 1000 \times 2.56$$

$$= 10^5 + 0.8 \times 10^4 - 1.28 \times 10^3 = 1.0672 \times 10^5 \text{ Pa} \approx 1.0672 \text{ atm}$$

1.1.6 伯努利方程的应用

1) 空吸作用

在图 1-8 所示的水管中, A, C 处的截面积远大于 B 处的截面积, 管中液体由 A 经 B 流向 C。水平管本身为一流管。根据连续原理, 在截面积小的 B 处流速必大于截面积大的 A, C 处流速。因为流管是水平的, 伯努利方程可写成

$$\frac{1}{2} \rho v_A^2 + p_A = \frac{1}{2} \rho v_B^2 + p_B \quad (1-5)$$

上式说明速度大处压强小; 速度小处压强大。如增加流管中液体的流速, 可使 B 处流速很大, 压强很小, 当压强小到低于大气压强时, 容器中的液体将受液面上大气压强 p_0 的作用被压到 B 处, 被水平管中的液体带走。这种作用叫做空吸作用(suction)。

空吸作用应用很广, 如喷雾器、口腔科的吸唾器, 都是根据这一原理制成的。图 1-9 所示的水流抽气机, 也是根据空吸作用而设计的。需要抽气的容器与管子 O 相连, 当水自圆锥形的 A 管下端的小口流出时, B 处流速大, 压强低, 使容器中的气体自 O 处吸入, 并从下面的水管把水流带走。

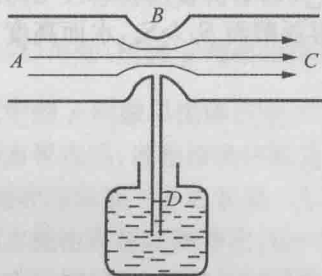


图 1-8 空吸作用

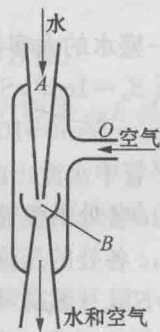


图 1-9 水流抽气机

2) 汾丘里管

汾丘里管(Venturi tube)是一种用来测量管道中流体的流速和流量的装置。如图 1-10 所示, 汾丘里管的中间一节细小(称为喉管), 两头粗大(称为主管), 它被水平地连接在待测的管道上进行测量。

如果已知截面 S_1 和 S_2 的大小及被测流体的密度 ρ , 只要测得 S_1 和 S_2 处的压强 p_1 和 p_2 , 或者它们的差值 $p_1 - p_2$, 就可算出流体的流速和流量。

假定管道中流过的液体满足伯努利方程的应用条件, 即理想液体做稳定流动, 对水平管道则有

$$\frac{1}{2} \rho v_1^2 + p_1 = \frac{1}{2} \rho v_2^2 + p_2$$

上式可写成

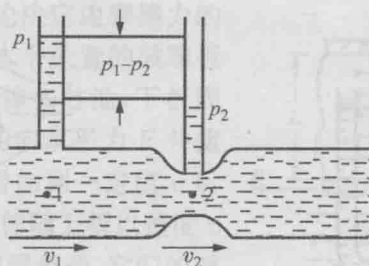


图 1-10 汾丘里管

$$p_1 - p_2 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2) = \frac{1}{2} \rho v_1^2 \left(\frac{v_2^2}{v_1^2} - 1 \right)$$

式中 v_1 和 v_2 表示 S_1 和 S_2 处的流速, 根据连续原理有

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1}$$

将它代入上式整理后, 得管道中液体流速

$$v_1 = S_2 \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho(S_1^2 - S_2^2)}} \quad (1-6)$$

而流量 $Q = S_1 v_1 = S_2 v_2$, 将上式代入有

$$Q = S_1 v_1 = S_1 S_2 \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho(S_1^2 - S_2^2)}} \quad (1-7)$$

在式(1-6)、式(1-7)中, 如果已知 S_1, S_2, ρ , 那么只要测得 $p_1 - p_2$ 即可算出流速或流量。在实际应用中, 液体不可能完全满足理想液体的条件, 在流动过程中必然有一定的能量损失, 所以上述公式的计算结果还需经实验校正。

汾丘里流速计在生物医学科学实验中可用以测量动脉血流速度, 这种装置需要有与动脉血管连接的特殊套管, 并且用一种特别设计的差示压力计测量压强差。

临床医学所用的喷射器(injector)实际上也是一种汾丘里管的变形装置, 如图 1-11 所示, 由一汾丘里管与另一管子相互套叠连接组成。气流(驱动气体)从左管进入, 在喷嘴口流速很大, 压强很小, 可低于大气压。另一种气体(带动气体)可从侧管带入, 针状阀可调节进气量。两种气体混合后输送给病人, 临床病房和麻醉手术中可以控制气体之混合比例, 以适应不同患者的需要。

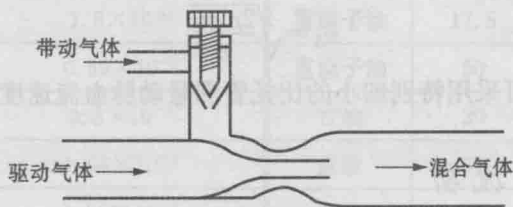


图 1-11 喷射器

3) 比托管

在伯努利方程中, 单位体积液体的动能 $\frac{1}{2} \rho v^2$, 在一定条件下, 可以转化为压强能。我们进

行如图 1-12 所示的实验。

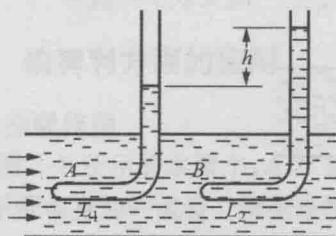


图 1-12 测速原理

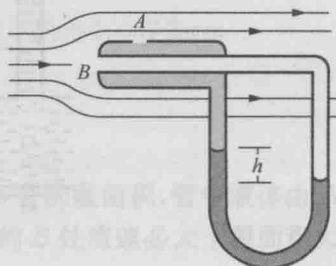


图 1-13 比托管

在流动液体中,插入两个开有小孔并弯成直角的细管 L_1 和 L_2 。 L_1 的小孔 A 在管的侧面,而 L_2 的小孔 B 在管的前端。实验指出,当 L_2 管中液柱上升高度大于 L_1 管中液柱上升高度时,而且测定两管液柱高度差 h ,即可求得液体流速。两管中液柱会产生高度差的原因是由于小孔 A 在 L_1 管的侧面,液体从小孔侧面平行于小孔流过,流速不受影响,这时 L_1 管内液柱高度指示的液体压强叫做静压强;而小孔 B 在 L_2 管的前端,它迎向液流,液体在流入小孔后,流动被阻止,流速减为零,此时原来液体的动能就转化为压强能而使压强升高,这部分由动能转化而来的压强叫做动压强。可见 L_2 管中液柱高度指示的压强是液体静压强和动压强之和,称为总压强或全压强,故 L_2 管中液柱高度大于 L_1 管中液柱高度。应用伯努利方程于 A、B 两处,得

$$\frac{1}{2}\rho v_A^2 + p_A = 0 + p_B$$

又因

$$p_B - p_A = \rho gh$$

代入上式即可得液流速度

$$v_A = \sqrt{2gh}$$

由此可见,只要测出 L_1 、 L_2 管中液柱高度差 h ,即可求得液流速度 v_A 。

实际测定流体速度的一种仪器叫做比托管(Pitot tube)。它把静压管 L_1 和总压管 L_2 结合起来制成,如图 1-13 所示。已知待测流体的密度为 ρ ,压强计中液体的密度为 ρ' ,测得压强计两臂的液柱高度差为 h ,则可求得流体速度

$$v_A = \sqrt{\frac{2\rho'gh}{\rho}} \quad (1-8)$$

在生理科学实验中,可采用特别细小的比托管测量动脉血流速度。

1.2 实际液体的流动

1.2.1 牛顿黏滞定律 黏滞系数

实际液体或多或少地具有黏滞性。所谓黏滞性(也称黏性),简单地说,就是液体具有内摩擦力(internal friction)或黏滞力(viscous force)的特性。

我们设想下面的实验来讨论决定内摩擦力的因素。如图 1-14 所示,在两片水平放置的玻璃板之间放一层厚度为 l 的黏滞液体如甘油,下板固定,对上板施一沿液面向右的切向水平力 F 并使之移动。实验发现,板的速度增加到一定值 v 后就不变了,黏附在上板的一层液体随上板以速度 v 一起运动,并依次带动下面各液层流动,它们的速度从上到下依次递减,黏附在下板的液层静止不动,即速度为 0。为保持下板不动,必须有一向左的水平力 F 作用在下板上。

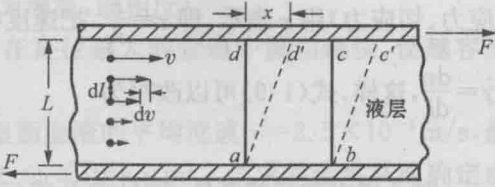


图 1-14 牛顿黏滞定律

由此可见,两玻璃板之间的液体是分层流动的,即液体分为许多平行于玻璃板的薄层以不同的速度运动。这样,相邻两液层间因速度不同而做相对滑动,快的一层给慢的一层以拉力,慢的一层给快的一层以阻力,这一对作用力和反作用力就称为内摩擦力或黏滞力。

由图 1-14 可见,在距离 l 内液层的速度从 0 增加到 v ,我们把在速度垂直方向上单位距离内速度的增量称为速度梯度(velocity gradient),所以这里速度梯度为 $\frac{v}{l}$ 。一般情况下速度的变化是不均匀的,则速度梯度为 $\frac{dv}{dl}$ 。速度梯度表示流动的液体内一层过渡到另一层时速度变化的快慢程度。因为玻璃板和各液层没有加速度,所以各液层间的内摩擦力等于作用力 F 。实验证明:内摩擦力与液体的流动层的接触面积 A 成正比;与速度梯度 $\frac{dv}{dl}$ 成正比,即

$$F = \eta A \frac{dv}{dl} \tag{1-9}$$

关系式(1-9)称为牛顿黏滞定律。比例系数 η 称为液体的黏滞系数(coefficient of viscosity)或黏度(viscosity)。在 SI 制中,它的单位为 $\text{Pa} \cdot \text{s}$ (帕·秒),有的场合也采用 CGS 制,则黏滞系数的单位为 P(泊), $1\text{P} = 1\text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^2$,泊的百分之一称为厘泊。泊与帕·秒的关系为

$$1\text{P(泊)} = 0.1\text{Pa} \cdot \text{s(帕} \cdot \text{秒)}$$

黏滞系数和温度有显著的关系,对于液体来说,黏滞系数随着温度的升高而减小,气体则相反,它的黏滞系数随着温度的升高而增大。表 1-1 列出了几种液体的黏滞系数。

表 1-1 几种液体的黏滞系数

液体	温度/℃	黏滞系数/(Pa·s)	液体	温度/℃	黏滞系数/(Pa·s)
水	0	1.8×10^{-3}	蓖麻子油	17.5	1.225
水	37	0.69×10^{-3}	蓖麻子油	50	0.1227
水	100	0.3×10^{-3}	甘油	20	0.830
水银	0	1.68×10^{-3}	血液	37	$(2.0 \sim 4.0) \times 10^{-3}$
水银	20	1.55×10^{-3}	血浆	37	$(1.0 \sim 1.4) \times 10^{-3}$
水银	100	1.0×10^{-3}	血清	37	$(0.9 \sim 1.2) \times 10^{-3}$

1.2.2 牛顿液体和非牛顿液体

在血液流变学中,把沿液层切向的内摩擦力 F 液层的接触面积 A 比值称为剪应力(切变

应力、切应力)用 τ 表示,即 $\tau=\frac{F}{A}$,把速度梯度称为剪变率(或切变速率、切变率),用 $\dot{\gamma}$ 表示,即 $\dot{\gamma}=\frac{dv}{dl}$,这样,式(1-9)可以改写为

$$\tau=\eta\dot{\gamma} \tag{1-10}$$

对于像水这样的液体,满足关系式(1-10),其剪应力 τ 与剪变率 $\dot{\gamma}$ 之间成简单的比例关系,或者说,其黏度在一定温度下是一个不随剪变率 $\dot{\gamma}$ 而变化的常量,我们称这样的液体为牛顿液体,油以及动物和人体的血清、血浆等也是牛顿液体,并称 η 为牛顿黏度。

凡是剪应力 τ 与剪变率 $\dot{\gamma}$ 之间不能表示成如式(1-10)那样简单比例关系的液体称为非牛顿液体。这就是说,对于非牛顿液体,其黏度在一定温度下不是常量,而是一个随剪应力 τ 而变化的量,也是一个随剪变率 $\dot{\gamma}$ 而变化的量,通常称之为非牛顿液体的表现黏度,并用 η_s 表示。染料的水溶液、石膏的水溶液、油脂的混浊液,以及胶体溶液等是非牛顿液体,血液因含有血细胞,所以也是非牛顿液体。

1.2.3 层流和湍流 雷诺数

如果液体流动时层次分明,各层液体之间只作相对滑动,液体质点没有横向混杂,这种流动称为层流(laminar);如果液体流速增大到某种程度时,液体质点除了有前进方向的运动之外,还有横向或反向运动,失去层状分布的性质而变成无规则的运动,而且会出现旋涡,这种流动称为湍流(turbulent flow)。

图 1-15 是演示层流与湍流的实验装置。图 1-15(a)表示自 A 进入 C 管的水流速度不大时,由容器 B 中流来的液体成为一条与管轴平行的清晰细流,和周围的水不相混杂,这时 C 管中的水流即为层流。图 1-15(b)表示自 A 进入 C 管的水流速度很大时,由容器 B 中流来的液体散开掺乱到水流中去,这时 C 管中水流紊乱而且出现旋涡,即为湍流。

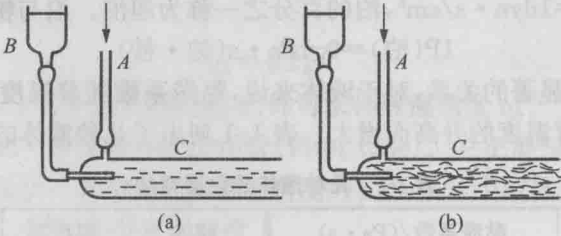


图 1-15 演示实验装置
(a) 层流 (b) 湍流

在一根管子中,影响湍流出现的因素除速度外,还有液体的密度 ρ ,黏度 η 及管子直径 d ,雷诺仔细研究了层流转变到湍流的过程,发现决定于这样一个量

$$Re=\frac{\rho v d}{\eta} \tag{1-11}$$

Re 称为雷诺数(Reynold's number),它是一个无量纲的值。

实验结果表明,当

$Re<2\,000$ 时,液体为层流;

$Re>3\,000$ 时,液体为湍流;