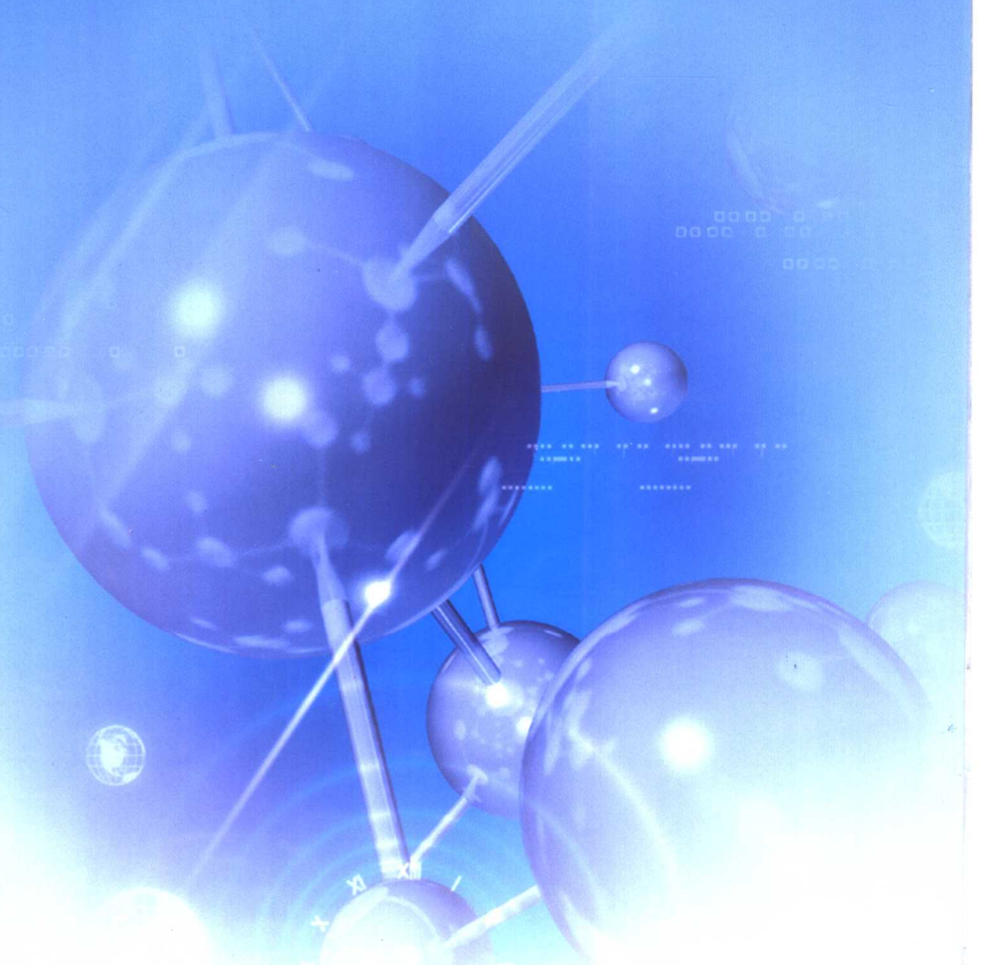
医用物理学

缪毅强 姚鸣放 编著



上海交通大学出版社

医用物理学

缪毅强　姚鸣放　编著

上海交通大学出版社

内 容 提 要

本书是根据医用物理学教学大纲，总结多年教学经验而编写的。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、液体表面现象、电学、电子学基础、波动光学、几何光学、激光和X射线、原子核物理，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。

本书可作为医学院校各专业学生学习医用物理学基础课程的教材，也可供其他专业人员参考。

图书在版编目（CIP）数据

医用物理学／缪毅强、姚鸣放编著．—上海：上海交通大学出版社，2003（2004重印）
ISBN 7-313-03425-3

Ⅰ．医…　Ⅱ．①缪…②姚　Ⅲ．医用物理学　Ⅳ．R312

中国版本图书馆CIP数据核字（2003）第054212号

医用物理学
缪毅强　姚鸣放　编著
上海交通大学出版社出版发行
（上海市番禺路877号　邮政编码200030）
电话：64071208　出版人：张天蔚
常熟市文化印刷有限公司印刷　全国新华书店经销
开本：787mm×1092mm　1/16　印张：13.75　字数：335千字
2003年8月第1版　2004年6月第2次印刷
印数：3 101－5 150
ISBN7－313－03425－3/R・033　定价：27.00元

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，参照了卫生部颁发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。要学好医用物理学，有必要了解物理学研究的对象、研究方法，并掌握物理学在医学上的应用。

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，不管生命活动多么复杂，其中也必定包含着物理现象和规律。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。

物理学的规律大都来自长期的科学实践。物理学的研究以观察和实验为基础，将所得的大量数据和资料，经过分析、概括、判断和推理，把事物的本质和内在联系抽象到更一般的形式，于是就有了假设。由假设再经反复验证，并被证明能正确反映客观规律时，则上升为定律和理论，把理论再回到实践中去检验。物理学这种由观察、实验、假设最后形成定理和理论的研究方法，不仅适用于物理学的研究，而且可以指导我们去研究医学。

生产实践和科学实践是物理学发展的动力，而物理学的成就又促进了生产实践和科学实践的发展。物理学与医学的关系也不例外，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，生命科学已经从宏观形态的研究进入到微观机制的探讨，从细胞水平进入到分子水平，以及层出不穷的医学难关的攻克，都需要更方便、更精密的仪器和方法，于是这又向物理学提出了新课题。因此它们之间是互相促进和推动的。

虽然物理学所讨论的内容并不直接用于解决医疗实践中所遇到的具体问题，但是掌握物理学所提供的、与医学紧密结合的一些系统知识，对每一个医学专业学生来说是必不可少的。为此，我们不仅要牢固掌握书本知识，而且要经常关注医用物理学的新进展、新发现，为适应高速发展的现代医学科学技术打好必要的理论基础。

编著者

2003年7月

于上海第二医科大学

目　录

第一章　流体力学

液体和气体都没有固定的形状，并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，其中所得出的一些基本规律，在一定条件下对气体也可适用。

第一节　理想液体的流动

一、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二万分之一。因此在一般情况下可以忽略液体的压缩性。另外，液体还具有粘性，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，越靠近管壁则流速越小，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(如血液、甘油)内摩擦较大，有些液体(如水、酒精)内摩擦较小，气体的内摩擦更小。如果研究这种粘性小的流体在小范围内流动时，粘性可不考虑。

所谓理想液体(ideal liquid)就是绝对不可压缩而又没有粘性的液体。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。

二、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(steady flow)，又称定常流(动)。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A点，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。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某些部位的血流也属于稳定流动。

三、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

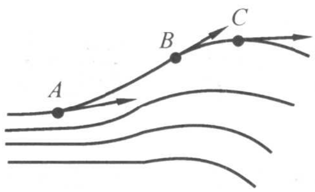
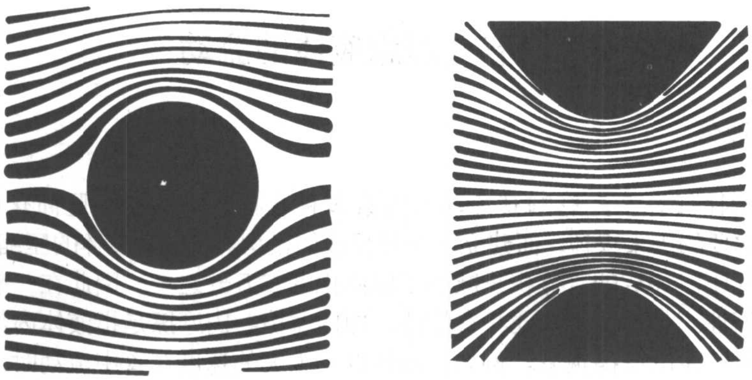


图 1-1 流线

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。



(a) (b)

图 1-2

(a) 液体流过圆柱形障碍物时的流线 (b) 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。

四、液流连续原理

现在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 $S_2 v_2 \Delta t$。不可压缩液体做稳定流动时，在 Δt 时间内流过左边截面液体的体积应该等于流过右边截面液体的体积，即

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

上式两边除以 Δt，得

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 \tag{1-1}$$

(1-1)式表明，不可压缩液体做稳定流动时，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_1v_1 或 S_2v_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

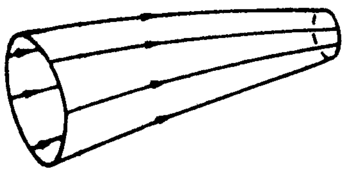


图 1-3　流管

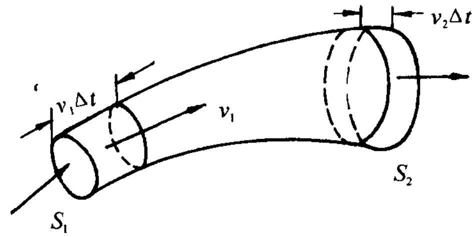


图 1-4　液流连续原理

原理也可理解为流量守恒。其公式如下

$$Sv = Q = \text{恒量} \tag{1-2}$$

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。由于实际液体的粘性，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。

五、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，S_2，两截面处的流速分别为 v_1，v_2，压强分别为 p_1，p_2，相对于某一参考水平面的高度分别为 h_1，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。

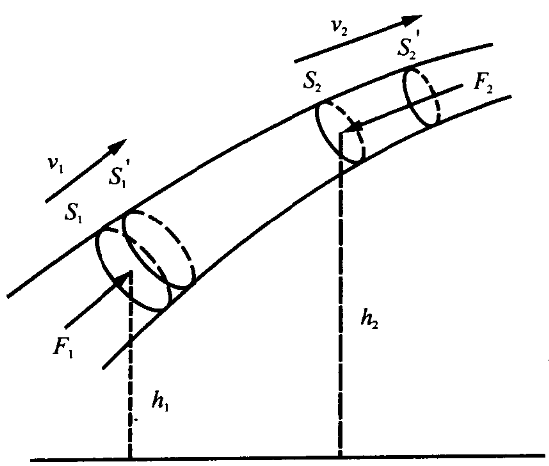


图 1-5　伯努利方程

首先，计算 S_1S_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

它所做的功，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$F_1=p_1S_1$做正功$p_1S_1v_1\ \Delta t$；在Δt时间内截面S_2推移到S_2'，作用在S_2上的压力$F_2=p_2S_2$做负功$p_2S_2v_2\ \Delta t$。所以作用在这一段液体前后的压力所做的功为

$$A=p_1S_1v_1\ \Delta t-p_2S_2v_2\ \Delta t$$

式中$S_1v_1\ \Delta t$和$S_2v_2\ \Delta t$分别为S_1S_1'和S_2S_2'之间的液体体积，根据液流连续原理可知，$S_1v_1\ \Delta t=S_2v_2\ \Delta t$，即这两个体积相等，用$\Delta V$表示此体积，所以有

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

其次，计算S_1S_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

$$\Delta E_k=\frac{1}{2}\ \Delta mv_2^2-\frac{1}{2}\Delta mv_1^2$$

根据类似的分析，可得重力势能的增量

$$\Delta E_p=\ \Delta mgh_2-\ \Delta mgh_1$$

于是，机械能的增量

$$\Delta E=\ \Delta E_k+\ \Delta E_p=(\frac{1}{2}\ \Delta mv_2^2+\ \Delta mgh_2)-(\frac{1}{2}\ \Delta mv_1^2+\ \Delta mgh_1)$$

根据功能原理，得

$$(p_1-p_2)\Delta V=(\frac{1}{2}\ \Delta mv_2^2+\ \Delta mgh_2)-(\frac{1}{2}\ \Delta mv_1^2+\ \Delta mgh_1)$$

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

$$\frac{1}{2}\rho\ v_1^2+\rho gh_1+p_1=\frac{1}{2}\rho v_2^2+\rho gh_2+p_2 \tag{1-3}$$

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

$$\frac{1}{2}\rho v^2+\rho gh+p=\text{恒量} \tag{1-4}$$

(1-3)式或(1-4)式称为伯努利方程，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ρgh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：理想液体做稳定流动时，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。

伯努利方程是由理想液体导出的。一般说来，它应用于不易压缩和粘性较小的液体时，还是很接近实际情况的，而对于粘性大的液体，必须加以修正。还要指出，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，而气体的粘性又很小，所以一般

情况下气体做稳定流动时，伯努利方程也可应用。

例1－1　一大容器中盛水，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: 在一般情况下水的压缩性可忽略，在小范围内流动时粘性的影响也可忽略，所以可视为理想液体。又因容器大，水面下降慢，可作为稳定流动，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出伯努利方程，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

$$p_a=p_b=p_o$$

因高度参考水平面经过小孔，则

$$h_b=0 \quad h_a=h$$

将以上各量代入伯努利方程，简化得

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

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

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，上式称为托里拆利定理(Torricelli's theorem)。

例1－2　有一盛水大容器，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=1cm²，S_b=0.5cm²，S_c=0.2cm²，容器截面 $S_d \gg S_a$，水面高度 h=0.8m。〔取 $g \approx 10\text{m/s}^2$，p_o=1 atm ≈ 10^5Pa(N/m²)〕

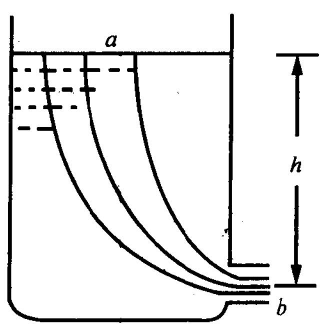


图1-6　小孔流速

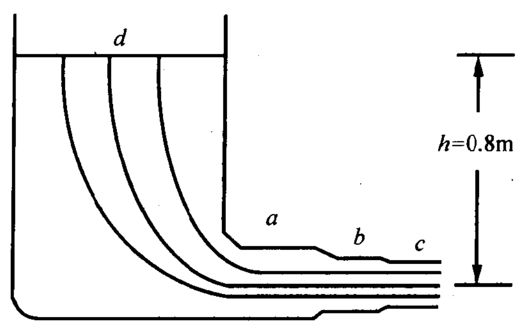


图1-7　截面不等的水平管

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) $Q=S_a v_a=S_b v_b=S_c v_c$

$v_c=\sqrt{2gh}=\sqrt{2\times10\times0.8}=4\text{m/s}$

$Q=S_c v_c=0.2\times10^{-4}\times4=8\times10^{-5}\text{m}^3/\text{s}$

(2) $v_a=Q/S_a=8\times10^{-5}/(1\times10^{-4})=0.8\text{m/s}$

$v_b=Q/S_b=8\times10^{-5}/(0.5\times10^{-4})=1.6\text{m/s}$

(3) c 为出口处，c 处压强为大气压，$p_c=p_o=1\,\text{atm}\approx10^5\text{Pa}$

选择流管中 d，a，b 处列出伯努利方程，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 $p_d=p_o$，且容器截面 $S_d\gg S_a$，而 $v_d\approx0$，则伯努利方程为

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

将已知量及已得的各量代入方程，可求得

$$p_a=p_o+\rho gh-\frac{1}{2}\rho v_a^2=10^5+1\,000\times10\times0.8-\frac{1}{2}\times1\,000\times0.64$$
$$=10^5+0.8\times10^4-0.32\times10^3=1.0768\times10^5\text{Pa}(\approx1.076\,8\text{atm})$$
$$p_b=p_o+\rho gh-\frac{1}{2}\rho v_b^2=10^5+1\,000\times10\times0.8-\frac{1}{2}\times1\,000\times2.56$$
$$=10^5+0.8\times10^4-1.28\times10^3=1.0672\times10^5\text{Pa}(\approx1.067\,2\text{atm})$$

六、伯努利方程的应用

1. 空吸作用

如图 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

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

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_o 的作用被压到 B 处，并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。如图 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。

2. 文丘里管

文丘里管(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，文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，S_2 的大小及被测流体的密度 ρ，只要测得 S_1，S_2 处的压强 p_1，p_2 或

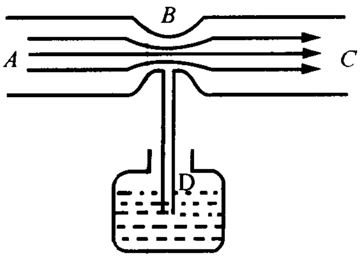


图1-8 空吸作用

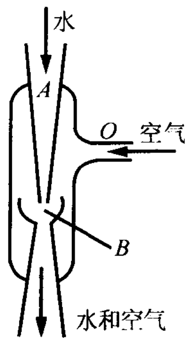


图1-9 水流抽气机

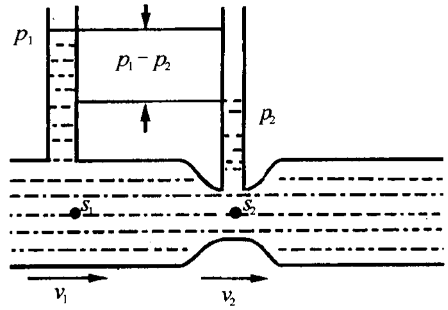


图1-10 文丘里管

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

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

式中 v_1，v_2 表示 S_1，S_2 处的流速，根据连续原理有

$$\frac{v_1}{v_2}=\frac{S_2}{S_1} \tag{1-6}$$

将它代入上式整理后，得管道中液体流速

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

而流量 $Q=S_1v_1=S_2v_2$，将上式代入有

$$Q=S_1v_1=S_1S_2\sqrt{\frac{2(p_1-p_2)}{\rho(S_1^2-S_2^2)}} \tag{1-7}$$

在式(1-6)，式(1-7)中，如果 S_1，S_2，ρ 已知，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须经实验修正。

文丘里流速计在生物医学科学实验中可用来测量动脉血流速度，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，由一文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。在临床病房和麻醉手术中可以控制气体之混合比例，以适应患者的需要。

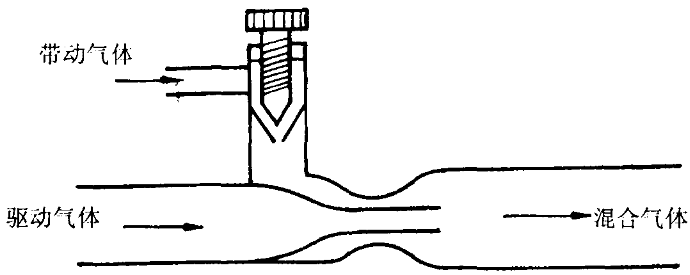


图 1-11 喷射器

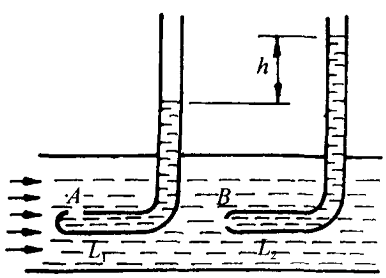


图 1-12 测速原理

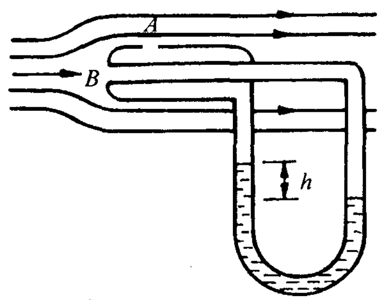


图 1-13 皮托管

3. 皮托管

在伯努利方程中，单位体积液体的动能为$\frac{1}{2}\rho v^2$，在一定条件下，它可以转化为压强能。我们进行如图 1-12 所示的实验，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，而且测定了两管液柱高度差 h，即可求得液体流速。两管中液柱产生高度差的原因是由于小孔 A 在 L_1 管的侧面，液体从小孔侧面且平行于小孔流过，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，这时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。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
$$p_B - p_A = \rho g h$$
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皮托管(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'，测得压强计两臂液柱高度差为 h，则可求得流体速度
$$v_A = \sqrt{2\rho' gh/\rho} \tag{1-8}$$

在生理科学实验中，可采用特别细小的皮托管测量动脉血流速度。

第二节 实际液体的流动

一、牛顿粘性定律 粘性系数

实际液体或多或少地具有粘性。所谓粘性，简单地说，就是液体具有内摩擦力(internal friction)或粘性力(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 的粘性液体如甘油，下板固定，对上板施加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，粘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，粘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。

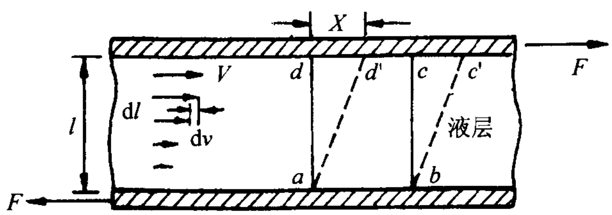


图 1-14 牛顿粘滞定律

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粘性力。

由图可见，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 $\frac{\mathrm{d}v}{\mathrm{d}l}$。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 $\frac{\mathrm{d}v}{\mathrm{d}l}$ 成

正比，即：

$$F=\eta A\frac{\mathrm{d}v}{\mathrm{d}l} \tag{1-9}$$

关系式(1-9)称为牛顿粘性定律。比例系数 η 称为液体的粘性系数(coefficient of viscosity)或粘度(viscosity)。在SI制中，它的单位为Pa·s(帕·秒)，还常采用CGS制，则粘性系数的单位为P(泊)，1P=1dyn·s/cm^2，P的百分之一称为厘cP(厘泊)。泊与帕·秒的关系为

1P(泊)=0.1Pa·s（帕·秒）

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

表1－1 几种液体的粘性系数。

液体	温度(℃)	粘性系数(Pa·s)	液体	温度(℃)	粘性系数(Pa·s)
水	0	1.8×10^{-3}	蓖麻子油	17.5	$1\,225.0\times10^{-3}$
水	37	0.69×10^{-3}	蓖麻子油	50	122.7×10^{-3}
水	100	0.3×10^{-3}	血液	37	$(2.0\sim4.0)\times10^{-3}$
水银	0	1.68×10^{-3}	血浆	37	$(1.0\sim1.4)\times10^{-3}$
水银	20	1.55×10^{-3}	血清	37	$(0.9\sim1.2)\times10^{-3}$
水银	100	1.0×10^{-3}			

二、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 与液层的接触面积 A 的比值称为剪应力(或切变应力、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 $\dot{\gamma}=\frac{\mathrm{d}v}{\mathrm{d}l}$，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，其粘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，油及动物和人体的血清、血浆等也是牛顿液体，并称 η 为牛顿粘度。

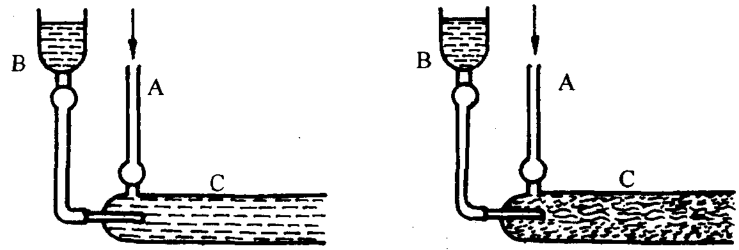
凡是剪应力 τ 与剪变率 $\dot{\gamma}$ 之间不能表示成如式(1-10)那样简单的比例关系的液体称为非牛顿液体。这就是说，对于非牛顿液体，其粘度在一定温度下不是常量，而是一个随剪应力 τ 而变化的量，也是一个随剪变率 $\dot{\gamma}$ 而变化的量，通常称之为非牛顿液体的表现粘度，并用 η_a 表示。染料的水溶液、石膏的水溶液、油脂的混浊液，以及胶体溶液等是非牛顿液体，血液因含有血细胞，所以也是非牛顿液体。

三、层流和湍流 雷诺数

如果液体流动时层次分明，各层液体之间只做相对滑动，液体质点没有横向混杂现象，这种流动称为层流或片流(laminar flow)；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管进入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管进入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。



(a)　(b)

图1-15

(a) 层 流　(b) 湍 流

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

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

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，液体做层流；

$Re>3\,000$ 时，液体做湍流；

$2\,000<Re<3\,000$ 时，液流不稳定(可由层流变为湍流，或相反)。

由式(1-11)可见，粘度越小，密度越大的液体，在直径越大的管道中流动越快，便越容易发生湍流；反之，越不容易出现湍流。

例1－3　设主动脉的内直径 $d=2.0\times10^{-2}$m，里面血液的平均流速 $v=2.5\times10^{-1}$m/s，血液的粘度和密度分别为 $\eta=3.0\times10^{-3}$Pa·s 和 $\rho=1.05\times10^{3}$kg/m^3。试求雷诺数从而确定血液做层流还是湍流。

解：

$$Re=\frac{\rho vd}{\eta}=\frac{(1.05\times10^{3})\times(2.5\times10^{-1})\times(2.0\times10^{-2})}{3.0\times10^{-3}}=1\,750$$

这个数值小于2 000，所以血液在主动脉中做层流。需要指出的是，心脏收缩开始射血期内，血流速度快，主动脉中可能出现湍流，在心脏瓣膜附近，由于其启闭而造成突然的局部血流高速流动，也可能引起湍流，在正常的血液循环系统中的其他部位，雷诺数一般不至于高到会引起湍流。

湍流对于血液循环的不利影响为血液在做湍流时能量损耗比层流大，会加重心脏的负