

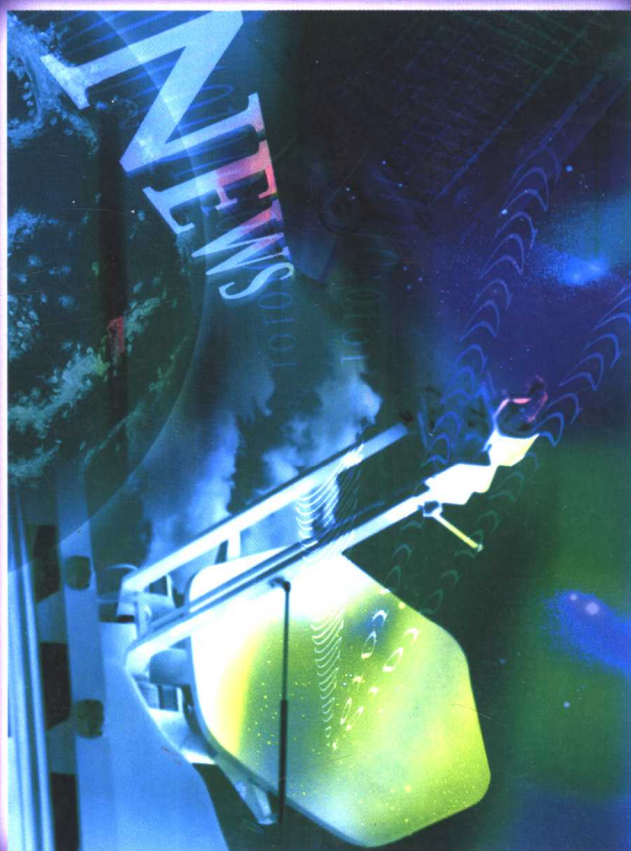
# 高等医药院校教材

(供医药院校本科各专业使用)

总主编 周巨贵 / 副总主编 刘晓勤 文民刚

# 医学物理学(一)

谭小丹 主编



科学出版社

[www.sciencep.com](http://www.sciencep.com)



高等医药院校教材

(供医药院校本科各专业使用)

总 主 编 周巨贵

副总主编 刘晓勤 文民刚

# 医学物理学(一)

谭小丹 主编

科 学 出 版 社

2 0 0 2

## 内 容 简 介

本书从医学对人才培养的总体要求出发,对医药院校的医学物理学课程的框架作了较大的变动,提出了理工医结合的医学物理学课程体系,共包括三个平台。本书为第一平台,重点讲述与医学密切相关的基础物理学内容:流体力学、液体的表面现象、波、电磁学、光的波动性、几何光学、激光、X射线等,每一内容都给出了一定的医学应用分析。

本书供医药院校各专业学生、老师使用,也可供相关医务工作者、生物医学工程技术人员参考。

### 图书在版编目(CIP)数据

医学物理学(一)/谭小丹主编. —北京:科学出版社,2002.6

(高等医药院校教材)

ISBN 7-03-010260-6

I. 医… II. 谭… III. 医用物理学-医药院校-教材 IV. R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2002)第 015337 号

科学出版社 出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

新蕾印刷厂 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

\*

2002年6月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2002年6月第一次印刷 印张:11 1/4

印数:1—4 000 字数:265 000

定价:19.80 元

(如有印装质量问题,我社负责调换〈北燕〉)

# 高等医药院校教材

总 主 编 周巨贵

副总主编 刘晓勤 文民刚

## 医学物理学(一)

主 编 谭小丹

副主编 肖贵遐 刘国庆 李湘荣

编 委 (以姓氏笔画为序)

刘国庆 肖贵遐 李湘荣

陈亚明 郭劲松 谭小丹

主 审 周耀兴 邓亲恺

## 前 言

医学物理学是将物理学的理论、方法和技术应用于医学而形成的一门新兴边缘学科。它的出现大大提高了医学教育水平,促进了临床诊断、治疗、预防和康复手段的改进和更新进程。编者根据现有医药院校医学物理学教学的现状,提出理工医结合的医学物理学课程体系,把物理基本原理与医学应用有机结合,充分体现理工医结合的特色。

该体系共包括三个平台。平台一即为本书《医学物理学(一)》,重点讲述与医学密切相关的基础物理学内容:流体力学、液体的表面现象、波、电磁学、光的波动性、几何光学、激光、X射线等,每一内容都给出了一定的医学应用分析。

平台二为《医学物理学(二)》,在第一平台的基础上,更深层次地讨论医学中的物理知识,主要分为两个部分:一部分为生物力学的基本知识与医学应用,如骨的力学性质与力学分析方法;与心血管研究有关的血液流变学、血管力学性质等。另一部分为生物电的医学应用研究,主要是人体生物电现象以及临床的应用,如心电图的有关知识。

平台三为《医学物理学(三)》,主要讲解狭义相对论和量子力学的基本原理以及相关的近代物理实验。鉴于物理学正在现代科学技术和工程实践中发挥着越来越重要的作用,除基本原理内容之外,还选编一些与医学相关的现代科学技术应用的简明专题材料,做专题选讲或学生课外阅读用,如传感器技术、扫描隧道显微镜技术、纳米材料及其医学应用、电磁波的生物效应及防护等。

由于本书的编写比较仓促,编者水平有限,书中定有不少错误和不妥之处,恳请读者批评指正。

编者

2002年3月

# 目 录

## 前言

|                         |    |
|-------------------------|----|
| 绪论 .....                | 1  |
| 第一章 流体力学 .....          | 3  |
| § 1-1 理想流体的定常流动 .....   | 3  |
| § 1-2 伯努利方程及其应用 .....   | 5  |
| § 1-3 黏性流体的流动 .....     | 10 |
| § 1-4 血液的流动 .....       | 14 |
| 第二章 液体的表面现象 .....       | 17 |
| § 2-1 液体的表面张力和表面能 ..... | 17 |
| § 2-2 弯曲液面的附加压强 .....   | 20 |
| § 2-3 毛细现象和气体栓塞 .....   | 22 |
| § 2-4 表面活性物质与表面吸附 ..... | 24 |
| 第三章 振动和波、声 .....        | 26 |
| § 3-1 简谐振动 .....        | 26 |
| § 3-2 弹性系统的振动 .....     | 29 |
| § 3-3 机械波的产生和传播 .....   | 32 |
| § 3-4 波的干涉 .....        | 36 |
| § 3-5 多普勒效应 .....       | 41 |
| § 3-6 声波 .....          | 44 |
| 第四章 静电场 .....           | 52 |
| § 4-1 电相互作用 .....       | 52 |
| § 4-2 静电场的高斯定理 .....    | 56 |
| § 4-3 静电场的环路定理和电势 ..... | 60 |
| § 4-4 电偶极子、电偶层 .....    | 65 |
| § 4-5 静电场中的导体、电介质 ..... | 67 |
| § 4-6 心电图 .....         | 73 |
| 第五章 电路 .....            | 78 |
| § 5-1 电流 .....          | 78 |
| § 5-2 基尔霍夫方程组 .....     | 81 |
| § 5-3 电容器的充放电 .....     | 84 |
| § 5-4 生物膜电位、电泳 .....    | 87 |
| 第六章 电磁相互作用 .....        | 91 |

|                            |            |
|----------------------------|------------|
| § 6-1 磁感应强度、磁通量 .....      | 91         |
| § 6-2 电流的磁场 .....          | 92         |
| § 6-3 磁场对电流的作用 .....       | 98         |
| § 6-4 磁介质、磁场的能量 .....      | 102        |
| § 6-5 生物磁场和磁场的生物效应 .....   | 106        |
| <b>第七章 波动光学</b> .....      | <b>109</b> |
| § 7-1 光的干涉 .....           | 109        |
| § 7-2 光的衍射 .....           | 114        |
| § 7-3 光的偏振 .....           | 118        |
| <b>第八章 几何光学</b> .....      | <b>125</b> |
| § 8-1 球面折射 .....           | 125        |
| § 8-2 薄透镜 .....            | 129        |
| § 8-3 眼的光学系统 .....         | 134        |
| § 8-4 放大镜、纤镜、显微镜 .....     | 138        |
| <b>第九章 激光及其医学应用</b> .....  | <b>144</b> |
| § 9-1 激光发生原理 .....         | 144        |
| § 9-2 激光的生物效应 .....        | 148        |
| § 9-3 激光在医学中的应用 .....      | 152        |
| § 9-4 激光安全防护 .....         | 156        |
| <b>第十章 X射线及其医学应用</b> ..... | <b>159</b> |
| § 10-1 X射线的产生 .....        | 159        |
| § 10-2 X射线衍射和X射线谱 .....    | 162        |
| § 10-3 X射线的基本性质 .....      | 164        |
| § 10-4 X射线的衰减规律 .....      | 165        |
| § 10-5 X射线在医学上的应用 .....    | 166        |
| § 10-6 X射线的辐射防护 .....      | 168        |

## 绪 论

物理学是关于自然界最基本形态的科学,它研究物质的结构和相互作用,以及它们的运动规律。

物理学真正成为一门科学,是从 1687 年牛顿(I. Newton)发表《自然哲学的数学原理》开始的。到了 19 世纪后期,包含力学、热学、电磁学和光学等在内的经典物理学才建立起了完整的理论体系,并直接导致了第一次工业革命和第二次工业革命。20 世纪初,普朗克(M. Planck)等的量子理论和爱因斯坦(A. Einstein)的相对论开创了近代物理学的新纪元,并一直影响到本世纪。物理学成为自然科学的先驱。

物理学领域包含的尺度小到质子的半径  $10^{-15}$  m,大到目前可探测到的最远的类星体的距离  $10^{26}$  m;包含的时间短到  $10^{-25}$  s 的最不稳定粒子的寿命,长到  $10^{39}$  s 的质子的寿命。如此宽广范围的物理现象都是物理学研究的内容。研究包含如此宽广范围的物理现象,创造为观测自然界所需要的更为有效的实验工具,创立使人们能够解释已经观察到的物理现象的理论,是物理学的目标。

物理学的研究对象主要是:机械运动,分子运动,电磁(波)运动,原子与原子核内粒子的运动等。物理学研究的这些运动,普遍存在于其他高级的、复杂的物质运动形式之中,所以,物理现象也存在于一切自然现象之中。如人体中神经活动包含着复杂的电学过程,一切自然现象,包括生命的和无生命的都要受到能量守恒、万有引力定律等的约束。正是由于物理学所研究的物质运动形态和运动定律具有最基本和最普遍的性质,使得物理学的基本知识成为研究其他自然科学所不可缺少的基础。医学也不例外。

物理学与医学的密切关系首先表现在物理学帮助人们认识生命现象。医学研究的是高级、复杂的物质运动形态——生命现象,而这一运动形态又是以物理学和化学的运动形态为基础的。如呼吸、消化、血液循环、排泄等生理过程都和力学、热学、电学等密不可分。

而从力学角度研究生命现象的历史,一直可以追溯到伽利略(G. Galilei)、牛顿和哈维(W. Harvey)。20 世纪 30 年代,希尔(A. V. Hill)将力学方法和生理学、解剖学等方法相结合,研究组织和器官层次上的生命现象,指出重力、超重和失重对细胞、组织、器官均可产生影响。我国著名的生物物理学家贝时璋研究员认为:生物系统各层次——分子、分子聚集体、亚细胞、细胞组织等的有序结构主要决定于分子内和分子间的各种力发生有组织的协同作用。

其次,物理学为医学提供现代化的研究手段。无论在宏观层面,还是微观(分子)层面的生命科学的研究,均离不开物理学和物理方法的帮助。

1895 年,伦琴(W. K. Röntgen)发现 X 射线,次年即应用于医学上——开创了人体无创检测(透视)的先河。伦琴于 1901 年获得了第一个诺贝尔(A. B. Nobel)物理学奖。1973 年,豪恩斯菲尔德(G. N. Hounsfield)和柯玛克(A. M. Cormack)发明了 X-CT 成像,并应用于临床,1979 年获诺贝尔物理学和医学奖。

1943 年,创建量子力学的理论大师薛定谔(E. Schrödinger)发表了《生命是什么——活细胞的



物理观》,提出了基因中含有遗传密码的猜想。该书是当代分子生物学的发端。1953年,在薛定谔思想的影响下,年轻的物理学家克里克(F. Crick)与生物物理学家沃森(J. D. Watson)首次用X射线衍射技术发现了DNA双螺旋结构,1962年获诺贝尔奖。从此,以分子生物学为先导,在20世纪后半叶直至今天,生命科学获得了空前的大发展。其功绩在于它揭示了生命的本质;从此,生物的多样性与生命本质的一致性,在分子水平上获得了统一。

纳米科学是研究千万分之一米( $10^{-7}\text{m}$ )到十亿分之一米( $10^{-9}\text{m}$ )内原子、分子和其他类型物质的运动变化的学问。而在这一尺度范围内对原子、分子进行操纵和加工的技术被称为纳米技术。在纳米尺度空间,同一种元素或分子表现出人们熟知的两个世界(以原子、分子为主体的微观世界,人类活动的宏观世界)特性迥异的光、电、磁、声、力、化学与生物特性!有时候多一个少一个原子其特性都会发生急剧的变化,这就是纳米尺度空间的魅力所在。

将药物制成纳米颗粒,与磁性纳米颗粒结合在一起,这些纳米尺寸的颗粒可以自由地在血管和人体组织内部运动。在人体外部加以导向,使药物集中到患病的组织中,可成功地分离癌细胞和正常细胞,在治疗骨髓瘤的临床实验上获得了成功。还可利用纳米炸弹攻击生化战剂,密歇根大学科技人员在美军试验场用其研制的针对性极强的纳米炸弹,杀死了含有致命生化武器(炭疽)的孢子。此外,还可杀死大肠杆菌、沙门菌和李氏杆菌等。

再次,物理学和医学是相互促进的。物理学的理论、方法、技术等,虽然是推动生物科学发展的强大动力,但生物科学的对象是复杂的、多层次性的,在许多方面超出了传统物理学的范围和观念,因此,生命科学将会向物理学提出很多挑战性的问题。在对生命科学研究中产生的新思维,也促进了近代物理学的发展,如耗散结构理论、非线性动力学等。

由于物理学和医学的关系如此密切,所以物理学是医药院校一门重要的基础课。掌握物理学所提供的、与医学密切结合的系统知识,对每一个医药院校学生来说必不可少。充分认识物理学于医学乃至整个生命科学的重要意义是学好物理学的首要条件。

# 第一章 流体力学

众所周知,固体各分子间的距离一般是不变的,但气体和液体分子却可以从一个位置移动到另一个位置,由于这种流动性,称气体和液体为**流体**(fluid)。研究静止流体规律的学科称为**流体静力学**(hydrostatics),如高中学过的阿基米德(Archimedes)原理、帕斯卡(Pascal)原理等。研究流体运动规律的学科称为**流体动力学**(hydrodynamics),它是医学中研究血液循环和呼吸过程的基础。

本章主要介绍流体运动的一般规律,并简单介绍血液的流动情况。

## § 1-1 理想流体的定常流动

### 一、理想流体

为了方便研究,建立一流体的理想模型,称之为**理想流体**(ideal fluid),它必须满足两个条件:绝对不可压缩(即各处密度相同),且完全没有黏性(即没有内摩擦)。

实际流体一般是不满足这两个条件的,但是,在一定的情况下可以近似。如液体在外力作用下体积只有微小的变化(对水加  $10^8 \text{ N/m}^2$  的压强,其体积只改变 5%),所以液体的可压缩性一般可以忽略。气体虽然极易压缩,但它流动性很好,只要有很小的压强差,就足以使气体迅速地流动,从而使各处的密度差异减到最小,所以在研究气体的某些问题时,其可压缩性仍然可以忽略。

实际流体都有黏性,当流体各层之间有相对流动时,相邻两层之间有内摩擦力。不过水和酒精等液体的内摩擦力很小,气体的内摩擦力就更小了。但甘油、糖浆等液体的黏性较大,不能忽略。

总之,在一些实际问题的分析中,当可压缩性和黏性只是影响运动的次要因素,而其主要因素是流动性时,一般可采用理想流体模型。

### 二、流线、流管

为了形象地描述流体的流动情况,在流体中画一些曲线,在任意时刻,曲线上任意一点的切线方向为该点流体质元的速度方向,这样的曲线称之为**流线**(stream line)。如图 1-1.1 所示, A 点流体质元的速度方向就是曲线在 A 点的切线方向。

一般流线是随时间而变化的,流线与流体质元的轨迹(称为轨线 path line)并不重合。由于每一点有惟一确定的流速,所以在任意时刻任意两条流线不可能相交。

在流体中作一微小的闭合曲线,通过此曲线上的

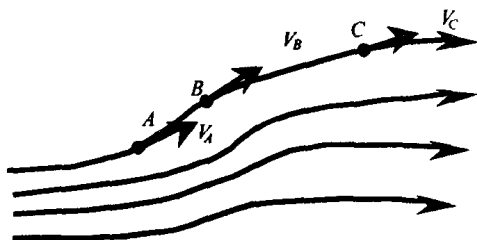


图 1-1.1 流线

各点的流线所围成的细管称为**流管**(stream tube)。如图 1-1.2 所示。因为在任一时刻流线不会相交,流管内外的流体都不会穿越管壁,因而流体在流管中的运动规律可以代表整个流体的运动规律。在后面的章节中将以流管作为研究对象。

### 三、定常流动

如果流体中任意一点的流速不随时间而改变,即流线的形状不随时间而变化,这种流动称为**定常流动**(steady flow)。在定常流动的情况下,流线就是流体质元的运动轨迹,这时,图 1-1.1 中 A 点流体质元的速度永远为  $V_A$ , B 点流体质元的速度永远为  $V_B$ ,但  $V_A$  并不一定等于  $V_B$ 。流体作定常流动时,不仅流速的分布与时间无关,密度的分布也与时间无关。

### 四、定常流动的连续性方程

在流体中任取一曲面  $S$ ,则单位时间内通过该曲面的流体体积和质量,分别称为流体的**体积流量**(volume flow rate)和**质量流量**(mass flow rate)。

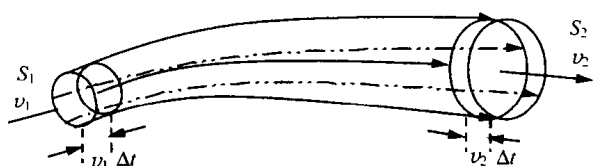


图 1-1.2 流管

连续性方程是质量守恒定律在流体力学中的表现。如图 1-1.2 所示,流体作定常流动,取一很细的流管,流管中任意两截面  $S_1$ 、 $S_2$  上的速度  $v_1$ 、 $v_2$ 、密度  $\rho_1$ 、 $\rho_2$  可认为是均匀的,在  $\Delta t$  ( $\Delta t \rightarrow 0$ ) 时间内,通过  $S_1$  的流体质量为  $\rho_1 v_1 \Delta t S_1$ ,通过  $S_2$  的流体质量为

$\rho_2 v_2 \Delta t S_2$ ,由质量守恒可知

$$\rho_1 v_1 \Delta t S_1 = \rho_2 v_2 \Delta t S_2$$

即

$$\rho_1 v_1 S_1 = \rho_2 v_2 S_2$$

由于截面  $S_1$ 、 $S_2$  是任取的,所以

$$\rho v S = \text{常量} \quad (1-1.1)$$

上式即为流体作定常流动的**连续性方程**(continuity equation):当流体作定常流动时,流管各垂直截面上的质量流量相等。

如果流体是不可压缩的,即流体的密度为常量,则式(1-1.1)化为

$$v S = \text{常量} \quad (1-1.2)$$

即当不可压缩的流体作定常流动时,流管各垂直截面上的体积流量相等,截面大处流速小,截面小处流速大。

人体的血液可近似为不可压缩流体,血液在血管中的流动可近似为定常流动,当血液从心脏→动脉→毛细

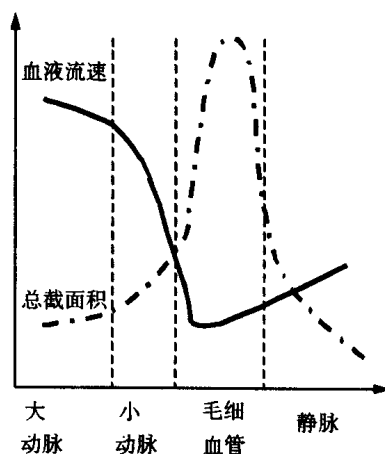


图 1-1.3 血液流速和血管总截面积关系示意图

血管→静脉→心脏流动时,由于血管的总截面积从动脉到毛细血管逐渐增大,而从毛细血管到静脉又逐渐减少,由连续性方程可知,血液的流速(平均速度)从动脉到毛细血管逐渐减少,而从毛细血管到静脉又逐渐增大。如图 1-1.3 所示。毛细血管的总截面积为主动脉截面积的 220 ~ 440 倍,主动脉中血液的平均流速大约为 0.22 m/s,所以毛细血管中血液的平均流速大约为 0.05 ~ 0.1 cm/s,流速很慢。

## § 1-2 伯努利方程及其应用

### 一、伯努利方程

伯努利(D. Bernoulli)方程是理想流体定常流动的动力学方程。如图 1-2.1 所示,理想流体作定常流动,取一很细的流管。设在时刻  $t$ ,该流管中的一段流体在  $A_1 A_2$  位置,两截面面积分别为  $S_1$ 、 $S_2$ ,每截面处质量元的速度分别为  $v_1$ 、 $v_2$ ,经过  $\Delta t$  ( $\Delta t \rightarrow 0$ ) 时间,该段流体到了  $B_1 B_2$  位置。由于该段流体内摩擦力为零,它只受到前后流体对它的推力  $F_1$ 、 $F_2$ ,在  $\Delta t$  时间内  $F_1$ 、 $F_2$  所作的总功为

$$\begin{aligned} W &= F_1 \cdot A_1 B_1 - F_2 \cdot A_2 B_2 \\ &= F_1 \cdot v_1 \Delta t - F_2 \cdot v_2 \Delta t \\ &= P_1 S_1 \cdot v_1 \Delta t - P_2 S_2 \cdot v_2 \Delta t \end{aligned}$$

$P_1$ 、 $P_2$  为压强。由于理想流体绝对不可压缩,根据连续性方程可知,  $A_1 B_1$  和  $A_2 B_2$  段流体体积相等:  $S_1 v_1 \Delta t = S_2 v_2 \Delta t = \Delta V$ , 所以

$$W = P_1 \Delta V - P_2 \Delta V$$

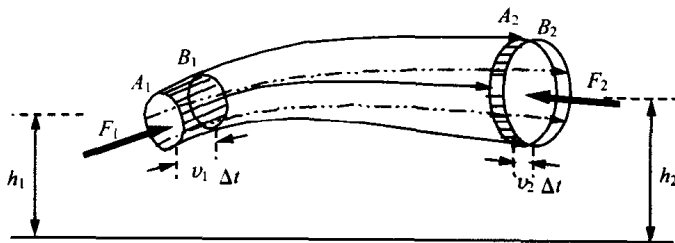


图 1-2.1 伯努利方程

因为是定常流动,  $B_1 A_2$  段流体的机械能不变,所以  $A_1 A_2$  段流体经  $\Delta t$  时间后,机械能的变化量为  $A_1 B_1$  段流体机械能的消失和  $A_2 B_2$  段流体机械能的增加。其相应的动能和势能的变化量分别为

$$\Delta E_k = \frac{1}{2} m v_2^2 - \frac{1}{2} m v_1^2, \quad \Delta E_p = m g h_2 - m g h_1$$

由能量守恒定律,在理想流体中,内部非保守力做功为零,所以外力所做的功等于流体机械

能的增量,即

$$W = \Delta E_p + \Delta E_k$$

$$P_1 \Delta V - P_2 \Delta V = \frac{1}{2} m v_2^2 - \frac{1}{2} m v_1^2 + m g h_2 - m g h_1$$

两边同除以  $\Delta V$ , 得

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \rho g h_2$$

又因为  $A_1 A_2$  段流体是任取的, 即

$$P + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g h = \text{常量} \quad (1-2.1)$$

这就是伯努利方程(Bernoulli equation): 在作定常流动的理想流体中, 沿同一流管的每单位体积流体的动能、势能以及该处的压强之和为一常量。其中,  $P$  和  $\rho g h$  因为不含速度  $v$  称为静压强(static pressure),  $\frac{1}{2} \rho v^2$  称为动压强(dynamical pressure)。

## 二、伯努利方程的应用

伯努利方程是能量守恒定律在理想流体定常流动中的表现, 是流体动力学的基本规律, 有许多实际的应用。以下从压强和流速、高度的关系介绍伯努利方程的应用。

### 1. 压强和流速的关系

当流体在水平管中作定常流动时, 因为各处高度一致, 伯努利方程可写为

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2$$

或

$$P + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{常量} \quad (1-2.2)$$

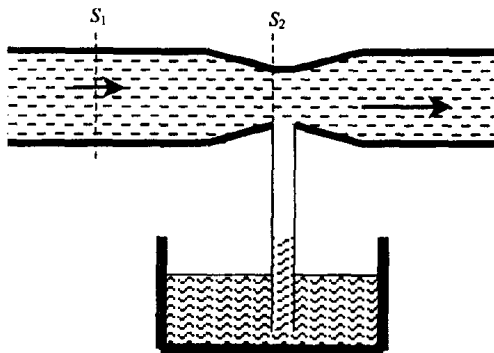


图 1-2.2 空吸现象

即在水平管中作定常流动的流体, 流速小的地方压强大, 流速大的地方压强小。利用这一原理可测流体的速度。以下从空吸现象、比托(Pitot)管和文丘里(Venturi)流量计三方面说明。

#### (1) 空吸现象

如图 1-2.2 所示, 在一水平流管中取两个截面  $S_1$ 、 $S_2$ , 由图可知

$$S_1 > S_2$$

由连续性方程可知

$$v_1 < v_2$$

由式(1-2.2)得

$$P_1 > P_2$$

如果  $S_1$  比  $S_2$  大到一定程度, 则  $P_2$  可能小于大气压强, 此时若在  $S_2$  处接一支管子插入另一有液体的容器中, 则容器中的流体会被吸上来, 这种现象称为空吸现象。

### (2) 比托管

原理如图 1-2.3 所示。流体在水平管中流动, 两个弯成 L 形的管子 A、B, 其中 A 管的开口 C 与流动方向相切, B 管的开口 D 迎着流体的流动方向, 设 C、D 在同一高度上, 由伯努利方程有

$$P_C + \frac{1}{2} \rho v_C^2 = P_D + \frac{1}{2} \rho v_D^2$$

因为开口 D 正对流体的流动方向, 使流体被阻滞, 即  $v_D = 0$ , 开口 C 与流动方向相切,  $v_C = v$ , 所以

$$\frac{1}{2} \rho v^2 = P_D - P_C$$

C、D 两处的压强差由两管中流体高度差决定, 即

$$P_D - P_C = \rho g (h_D - h_C)$$

所以流体的流速为

$$v = \sqrt{2g(h_D - h_C)} \quad (1-2.3)$$

测出 A、B 两管中的高度差即可得到流速。

### (3) 文丘里流量计

流体流过管子的流量可直接用文丘里流量计测量。其原理如图 1-2.4 所示, 在管子的水平

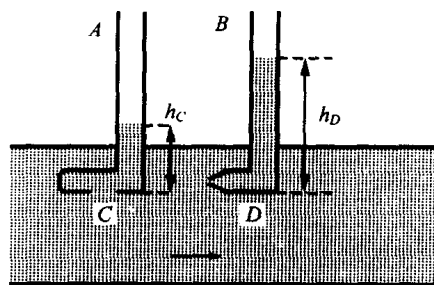


图 1-2.3 比托管原理图

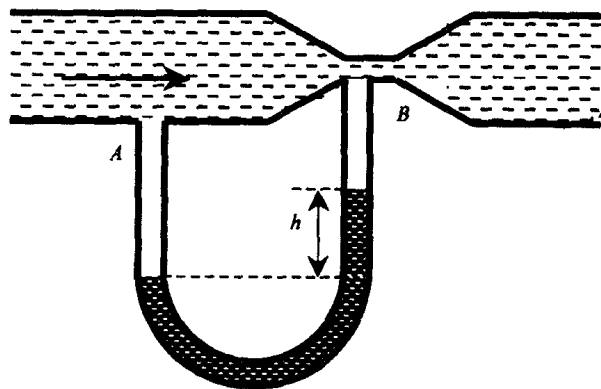


图 1-2.4 文丘里流量计原理图

段中接入一段截面光滑收缩的管子,并在其下方装一盛有水银的 U 形管,组成文丘里流量计。设流体在截面 A 处,截面积为  $S_1$ 、流速为  $v_1$ 、压强为  $P_1$ ;截面 B 处,截面积为  $S_2$ 、流速为  $v_2$ 、压强为  $P_2$ 。两截面处的压强差为

$$P_1 - P_2 = \rho_{\text{水银}} gh \quad (1)$$

对 A、B 两处列伯努利方程

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho_{\text{流}} v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho_{\text{流}} v_2^2 \quad (2)$$

将式①代入式②,得

$$v_2^2 - v_1^2 = 2gh \frac{\rho_{\text{水银}}}{\rho_{\text{流}}} \quad (3)$$

又由连续性方程

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 \Rightarrow v_2 = \frac{S_1 v_1}{S_2} \quad (4)$$

将式④代入式③,得

$$v_1 = S_2 \sqrt{\frac{2gh}{S_1^2 - S_2^2} \times \frac{\rho_{\text{水银}}}{\rho_{\text{流}}}}, \quad Q = v_1 S_1 = S_1 S_2 \sqrt{\frac{2gh}{S_1^2 - S_2^2} \times \frac{\rho_{\text{水银}}}{\rho_{\text{流}}}} \quad (1-2.4)$$

已知  $S_1$ 、 $S_2$ ,测出 U 管中的液面高度差  $h$ ,即可得到流量和流速。

## 2. 压强和高度的关系

当流体在粗细均匀的管中流动时,由连续性方程可知,管中各截面处的流速相等,此时伯努利方程可写为

$$P_1 + \rho gh_1 = P_2 + \rho gh_2$$

或

$$P + \rho gh = \text{常量} \quad (1-2.5)$$

即流体在粗细均匀的管中流动时,高处的压强小,低处的压强大。利用这一原理可解释体位对血压测量的影响。如图 1-2.5 所示,当人平卧的高度和人直立时心脏的高度一致时,测得人平卧时头部的动脉压为 12.6 kPa,人直立时头部的动脉压为 6.8 kPa,减少了 5.8 kPa,这是由高度差引起的,所以测量血压时,要注意体位以及测量部位的不同。

**例 1-2.1** 在如图 1-2.6 所示的虹吸管(syphon)装置中,已知  $h_1$  和  $h_2$ ,问:

(1) 截面均匀的虹吸管下端被塞住时,A、B、C 处的压强各为多少?

(2) 当虹吸管下端开启时,A、B、C 处的压强各为多少? 这时水流出虹吸管的速率为多少?

**解:**(1)当虹吸管下端被塞住时,A、B、C 处的压强分别为

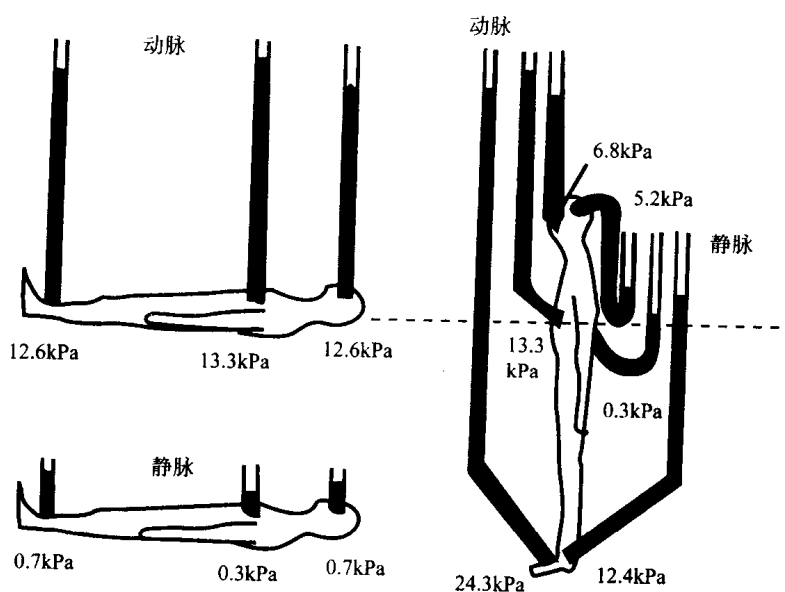


图 1-2.5 体位对血压的影响

$$P_A = P_B = P_0, \quad P_C = P_0 - \rho gh_1$$

式中  $P_0$  为大气压。

(2) 当虹吸管下端开启时,  $A$ 、 $D$  处的压强仍为大气压。又因为  $B$ 、 $C$ 、 $D$  处截面均匀, 所以  $B$ 、 $C$ 、 $D$  处的速度相等, 都为  $v$ 。对  $C$ 、 $D$  两处列伯努利方程

$$P_C + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh_2 = P_D + \frac{1}{2}\rho v^2$$

$$\Rightarrow P_C = P_0 - \rho gh_2$$

对  $B$ 、 $D$  两处列伯努利方程:

$$P_B + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho g(h_2 - h_1) = P_D + \frac{1}{2}\rho v^2$$

$$\Rightarrow P_B = P_0 - \rho g(h_2 - h_1)$$

所以,  $A$ 、 $B$ 、 $C$  处的压强分别为

$$P_A = P_0$$

$$P_B = P_0 - \rho g(h_2 - h_1)$$

$$P_C = P_0 - \rho gh_2$$

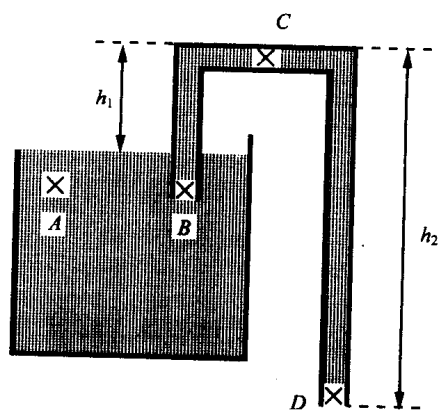


图 1-2.6 例 1-2.1 示意图

因为水容器截面积远大于虹吸管的截面积, 所以  $A$  处的流速可近似为零。对  $A$ 、 $D$  列伯努利方程:



$$P_A + \rho g(h_2 - h_1) = P_D + \frac{1}{2} \rho v^2$$

$$v = \sqrt{2g(h_2 - h_1)}$$

### § 1-3 黏性流体的流动

#### 一、流体的黏性

实际流体都是有内摩擦力的,表现为黏性。当两层非理想流体有相对运动时,会产生切向力,如图 1-3.1 所示。流动快的一层给慢的一层以拉力  $f'$ ,而慢的一层给流动快的一层以阻力  $f$ ,这一对力称为**黏力**(viscous force)或**内摩擦力**,流体的这种性质称为**黏性**(viscosity)。

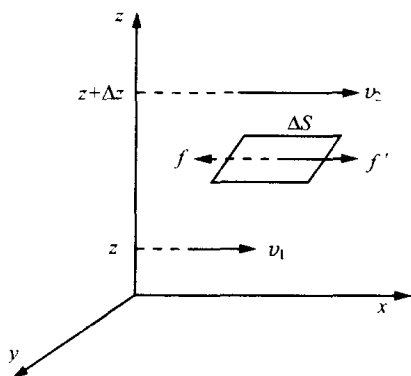


图 1-3.1 黏力

当具有黏性的流体流过固体表面时,靠近固体表面的一层流体附着在固体表面上不动,由于层层之间存在内摩擦力,层层牵制,所以各层流速不相等。图 1-3.2 给出了黏性流体在管道中流动时其截面上的流速分布,距壁越近的流层流速越小。

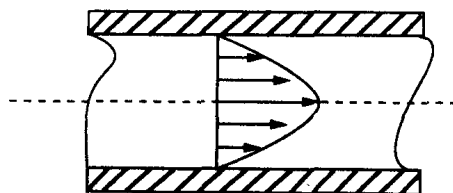


图 1-3.2 流体的黏性

有实验表明,两层流体之间黏力的大小  $f$  正比于速度梯度和面积  $\Delta S$ ,选坐标轴  $z$  垂直于流速方向,如图 1-3.1 所示,则有

$$f = \eta \frac{dv}{dz} \Delta S \quad (1-3.1)$$

上式即为**牛顿黏性定律**。比例系数  $\eta$  称为流体的**黏度**(viscosity)或**动理黏度**(kinetic viscosity)。在国际单位制中,黏度的单位是  $\text{Pa} \cdot \text{s}$ (帕斯卡·秒)或  $\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^2$ 。黏度的另一单位是  $\text{P}$ (poise,泊),  $1 \text{ P} = 0.1 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 。

凡遵从牛顿黏性定律的流体称为**牛顿流体**,其黏度在一定温度下是一常量。不遵从牛顿黏性定律的流体为**非牛顿流体**,其黏度在一定温度下不是一常量。一般只含有相同物质的均匀流体多为牛顿流体。水、酒精、血浆都是牛顿流体,血液因含有血细胞是非牛顿流体。

表 1-3.1 给出了一些流体的黏度值,其大小取决于流体本身的性质。对液体来说,黏度随温度的升高而减小;而对气体来说,黏度随温度的升高而增大。