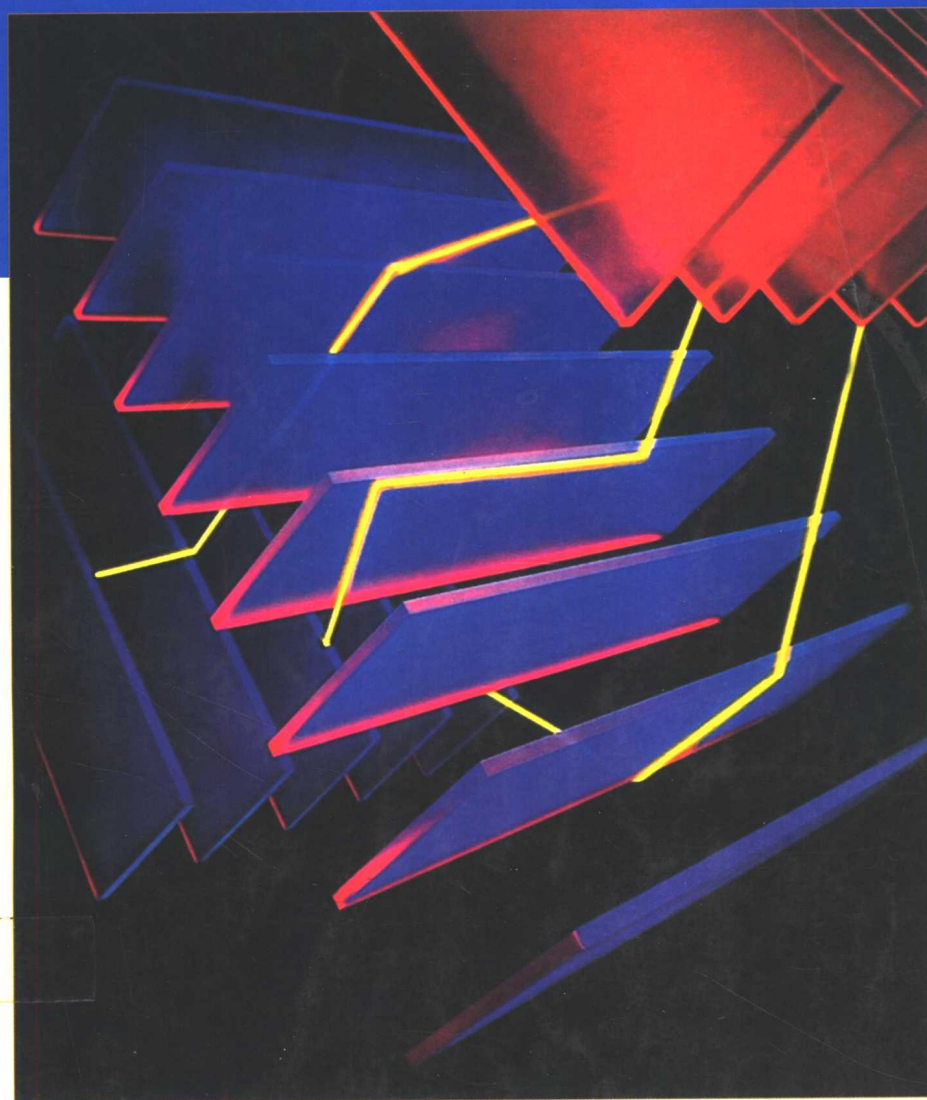


高等医学院校选用教材

医用物理学

吴明海 王晓聆 武宏 主编



43

科学出版社

高等医学院校选用教材

医用物理学

吴明海 王晓聆 武宏 主编

科学出版社

2000

内 容 简 介

本书是依据卫生部医用物理学教学大纲,参考国内外有关教材,结合作者的教学经验编写的。本书围绕提高学生素质教育的目标,突出学生能力的培养。重点讲述与医学密切相关的物理学内容。内容新颖、深入浅出。供医学院校各专业学生使用,也可供有关人员参考。

图书在版编目(CIP)数据

医用物理学/吴明海,王晓聆,武宏主编.-北京:科学出版社,2000.8
(高等医学院校选用教材)

ISBN 7-03-008527-2

I. 医… II. ①吴… ②王… ③武… III. 医用物理学 W. R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2000)第 09408 号

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号
邮政编码:100717

北京双青印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

*

2000 年 8 月第 一 版 开本:850×1168 1/16

2000 年 8 月第一次印刷 印张:13 1/2

印数:1-4 000 字数:271 000

定价:20.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换(环伟))

《医用物理学》教材编委会

主 编：吴明海 王晓聆 武 宏

编 者：(以姓氏笔画为序)

王晓聆 王振华 刘凤芹

邱秀光 吴明海 张菊英

武 宏 盖志刚

前 言

本教材依据卫生部医用物理学教学大纲,参考国内外有关教材,并结合我们的教学经验编写而成。其特点是针对我国目前医学教育现状及培养五年制本科医学专业学生的自然科学思维能力,围绕当前提高学生素质教育的目标,精选内容、突出学生能力的培养。由于受教学时数的限制和为学生打好“三基”(基础理论、基本知识和基本技能)的特定要求,其内容以高中物理学为起点,重点讲述和医学关系密切的物理学内容,并适当地介绍当前物理学在医学应用中的新进展。

由于水平所限,不妥之处在所难免,恳请批评指正。

编 者

2000年8月

目 录

前言

绪论

- 一、物理学研究的对象和方法…………… (1) 二、物理学与医学的关系 …………… (1)

第一章 物体的弹性

- 第一节 应力和应变 …………… (3) 一、弹性和塑性…………… (5)
 一、应力…………… (3) 二、弹性模量…………… (6)
 二、应变…………… (4) 第三节 骨的力学性质 …………… (7)
第二节 弹性模量 …………… (5)

第二章 液体的流动

- 第一节 理想液体 定常流动 …… (10) 一、牛顿黏滞定律 黏度 …… (16)
 一、理想液体 …… (10) 二、泊肃叶定律 …… (19)
 二、定常流动 …… (10) 三、雷诺数 …… (21)
 三、连续性方程 …… (11) 四、斯托克司定律 …… (22)
第二节 柏努利方程及其应用 …… (12) 第四节 血液的流动 …… (23)
 一、柏努利方程 …… (12) 一、血液的流速 …… (23)
 二、柏努利方程的应用 …… (14) 二、血压 …… (24)
第三节 实际液体的流动 …… (16) 三、心脏做功 …… (24)

第三章 液体的表面现象

第一节 液体的表面张力及表面能	一、接触角	(31)
..... (27)	二、毛细现象	(32)
一、液体的表面张力	三、气体栓塞	(33)
..... (27)	第四节 表面活性物质与表面吸附 (34)
二、表面能	一、表面活性物质	(34)
..... (29)	二、表面吸附	(34)
第二节 弯曲液面的附加压强 (30)	
第三节 毛细现象和气体栓塞 (31)	

第四章 振动、波动和声

第一节 简谐振动	一、机械波	(36)	(46)
一、简谐振动方程	二、波动方程	(36)	(48)
二、简谐振动的特征量	第四节 波的能量与强度	(37)	(50)
三、简谐振动的矢量图示法	一、波的能量 (39)	(50)
四、简谐振动的能量	二、波的强度 (40)	(51)
第二节 简谐振动的合成	第五节 波的干涉	(41)	(51)
一、两个同方向、同频率简谐振动的合成	一、惠更斯原理	(41)	(51)
二、同方向、不同频率简谐振动的合成	二、波的叠加原理	(43)	(52)
三、振动谱	三、波的干涉	(43)	(52)
四、两个同频率、互相垂直的谐振荡的合成	第六节 声波	(45)	(54)
第三节 波动	一、声波的性质	(46)	(54)
..... (46)	二、听觉区域和声强级 (46)	(56)
	三、多普勒效应 (46)	(58)
	四、超声波及医学应用 (46)	(60)

第五章 电场与电路

第一节 电偶极子与电偶层	三、心电图	(66)	(68)
一、电偶极子	第二节 生物膜电位	(66)	(72)
二、电偶层	一、能斯特方程	(67)	(72)

二、静息电位	(73)	一、一段含源电路的欧姆定律·····	(78)
第三节 电流 欧姆定律	(74)	二、基尔霍夫定律	(79)
一、电流密度	(74)	第五节 电容器的充放电过程	(82)
二、欧姆定律的微分形式	(75)	一、充电过程	(82)
三、金属与电解质的导电性	(76)	二、放电过程	(84)
第四节 基尔霍夫定律	(78)		

第六章 生物信号检测

第一节 生物信号与检测系统	(86)	一、晶体管放大器	(95)
一、生物信号	(86)	二、放大器的幅频特性	(98)
二、检测系统的组成	(88)	三、运算放大器	(99)
第二节 信号的拾取	(88)	四、干扰、噪声及其抑制	(99)
一、生物检测电极	(88)	第四节 显示和记录装置	(101)
二、换能器	(90)	一、记录装置	(101)
第三节 信号处理	(94)	二、显示装置	(102)

第七章 光的波粒二象性

第一节 光的干涉	(107)	四、旋光性	(119)
一、光的相干性	(107)	第四节 光的粒子性及波粒二象性	(120)
二、杨氏双缝干涉	(107)	一、光电效应与爱因斯坦的光子理论	(120)
三、洛埃镜	(109)	二、康普顿效应	(121)
四、光程	(110)	三、光的粒子性及波粒二象性	(123)
五、薄膜干涉	(110)	第五节 激光	(124)
第二节 光的衍射	(111)	一、激光的产生	(124)
一、单缝衍射	(112)	二、光学谐振腔	(127)
二、圆孔衍射	(114)	三、激光特性	(127)
三、衍射光栅	(114)	四、激光的生物效应	(128)
第三节 光的偏振与旋光性	(115)	五、激光在医学中的应用	(129)
一、自然光和偏振光	(115)		
二、起偏和检偏	(116)		
三、双折射	(118)		

第八章 几何光学

第一节 球面折射	(131)	(142)
一、单球面折射	(131)	二、人眼的分辨本领和视力	(144)
二、共轴球面系统	(133)	三、散光眼的矫正	(145)
第二节 透镜	(134)	第四节 放大镜 检眼镜 纤镜	(146)
一、薄透镜	(134)	一、放大镜	(146)
二、薄透镜公式	(135)	二、检眼镜	(147)
三、薄透镜的组合	(137)	三、纤镜	(148)
四、厚透镜	(138)	第五节 显微镜	(149)
五、圆柱透镜	(140)	一、显微镜的光学原理	(149)
六、透镜的像差	(141)	二、显微镜的分辨本领	(150)
第三节 眼睛的屈光系统	(142)	三、几种特殊显微镜	(151)
一、人眼的光学结构 眼睛的调节			

第九章 X 射线

第一节 X 射线的基本性质	(156)	第四节 X 射线谱	(159)
第二节 X 射线的产生	(157)	一、连续 X 射线谱	(160)
一、X 射线的发生装置	(157)	二、标识 X 射线谱	(161)
二、X 射线的产生	(158)	第五节 物质对 X 射线的吸收	(162)
第三节 X 射线的强度和硬度	(158)	第六节 X 射线的医学应用	(163)
一、X 射线的强度	(158)	一、治疗	(163)
二、X 射线的硬度	(159)	二、诊断	(164)

第十章 原子核和放射性

第一节 原子核的结构与基本性质	(168)	三、原子核的性质	(169)
一、原子核的组成	(168)	四、质量亏损和结合能	(170)
二、原子核的大小与密度	(169)	五、原子核的稳定性	(170)
		第二节 原子核的放射性衰变	(172)

一、核的衰变规律····· (172)	二、带电粒子与物质的相互作用 ····· (186)
二、半衰期和平均寿命····· (173)	三、不同物质对各种射线的吸收 ····· (188)
三、有效半衰期····· (174)	第六节 辐射剂量与辐射防护 ··· (190)
四、统计涨落现象····· (175)	一、照射量····· (190)
五、放射性活度····· (175)	二、吸收剂量····· (191)
第三节 核衰变的类型 ····· (177)	三、剂量当量····· (192)
一、 γ 衰变和内转换····· (177)	四、本底辐射与射线对人体的效 应····· (192)
二、 β 衰变····· (177)	五、辐射防护····· (193)
三、 α 衰变····· (181)	第七节 射线探测器及其医学应用 ····· (194)
第四节 放射平衡和放射性核素来源 ····· (181)	一、放射性射线的探测仪····· (194)
一、放射平衡····· (181)	二、放射性核素在医学上的应用 ····· (198)
二、放射性核素来源····· (182)	
第五节 射线与物质的相互作用··· (184)	
一、 γ 射线与物质的相互作用 ····· (184)	
附录····· (200)	

绪 论

医用物理学是医学专业学生的基础课之一。开设这门课的主要目的是根据专业培养目标的要求，在中学物理学的基础上，进一步深化物理概念和物理规律，扩大物理知识的领域，为学习现代医学打下必要的物理学基础。要学好这门课，首先要了解物理学研究的对象、方法及它与医学的关系。

一、物理学研究的对象和方法

物理学 (physics) 是研究物质运动的普遍性质和基本规律的科学。物理学的研究对象包括机械运动、分子热运动、电磁运动、原子和原子核的运动等。物理现象和物理规律存在于一切自然现象和规律之中。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，其中也必定涉及一些物理现象。例如，细胞、分子、电子之间都遵守万有引力定律；人体的代谢遵从能量守恒和转换定律；生物电的电学性质符合电磁学的规律等。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。

物理学的发展过程是人类对自然界认识过程中的一个重要组成部分。物理学中的规律大都来自长期的科学实践。因此，物理学的研究应以观察和实验为基础，并对观察与实验的结果进行定量的或定性的分析。在观察和实验所得大量资料的基础上，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，被证明能正确反映客观规律时，则上升为定律和理论，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，同样可以指导我们去研究医学。

二、物理学与医学的关系

生产实践和科学实践是物理学发展的动力，反过来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。物理学的一些新发现，

为医学的发展提供了理论基础和手段。反过来,医学的不断发展,又向物理学提出了新的课题。它们互相促进,互相推动。

医学是一门以人为对象的生物科学。它所研究的是属于高级的、复杂的物质运动形态——生命现象。这些运动形态是以物理学和化学的运动形态为基础的。例如,呼吸、消化、血液循环、排泄等生理过程都和物理过程密切相关。因此,不掌握物理学的基本规律,就无法深入了解医学所研究的生命现象。虽然高级的、复杂的生命过程都包含着简单的和普遍的物理学和化学过程,但是生命现象除了必须服从有关的物理学和化学的规律外,还有它独特的规律,因而不能简单地把生命现象看作是物理学和化学的总和,从而单纯地用物理学和化学的规律来加以说明。

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。对生命现象本质的研究,需要研究生物分子本身的结构、构象、能量状态及其变化,以及这些状态和变化与功能之间的联系。这些研究应用了过去已经发展起来以及近代正在发展的各种物理学技术,如电子显微镜、光学显微镜、荧光偏振、光散射,以及各种光谱和波谱等技术。在医学研究、预防、临床诊断和治疗方面的技术手段正日新月异地发展着,其中主要是物理学技术,如各种内镜、微波、超声、激光、磁共振成像(MRI)、电子计算机X线断层扫描术(X-CT)、核医学等技术。物理学每一次的新发现或技术发展到一个新的阶段,都为医学研究和医疗实践提供更先进、更方便和更精密的仪器和方法。

物理学与医学的关系归结为两个主要方面:①物理学知识是了解生命现象所不可缺少的基础。②物理学所提供的方法和技术,为医学研究和医疗实践开辟了新的途径。

由于物理学和医学的关系如此密切,所以物理学是医学学生的一门必修基础课。虽然,它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,对一个医学学生来说是必不可少的。为此,我们一方面要牢固掌握书本的讲授内容,另一方面还要经常注意医学物理学的新进展、新发现,为学好医学打下必要的基础。

(吴明海)

第一章

物体的弹性

在研究刚体的运动时，我们是忽略在外力作用下物体形状和大小的变化而引入刚体这一理想模型的。事实上，任何一个物体在外力作用下，它的形状和大小都要发生变化，即产生一定的形变 (deformation)。如果外力不超过某一限度，去掉外力后，物体能完全恢复原状的称为弹性形变 (elastic deformation)。如果外力超过某一限度，去掉外力物体不再能恢复原状的，称为塑性形变 (plastic deformation)。

研究物体在形状和大小发生改变时的力学问题，不仅在工程技术方面，而且在生物医学方面都是十分重要的。本章将介绍一些有关物体弹性的基本知识。

第一节 应力和应变

一、应 力

设有一粗细均匀，截面积为 S 的棒，在棒两端加上大小相等，方向相反的拉力 F ，如图 1-1 所示。

此时，棒处于张力状态下，棒内部任一截面上都有张力存在。在棒的中央附近取一垂直截面，如图中虚线所示。由于棒的每一部分都处于平衡状态中，所以，分布于此棒截面上的总力和物体两端的拉力相等（张力均匀分布）。我们把分布在截面上的张力和截面积之比，定义为棒在此截面处的应力 (stress)。因为棒的每一部分受到的是张力作用，所以这个应力称为张应力 (tensile stress)，用符号 σ 表示

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

上式为平均值，若求某一点的张应力，则应采用求导数的方法。即

$$\sigma = \frac{dF}{dS} \quad (1-2)$$

如果棒两端受到的是压力，则它的长度缩短。在这种情况下，物体所受到的应

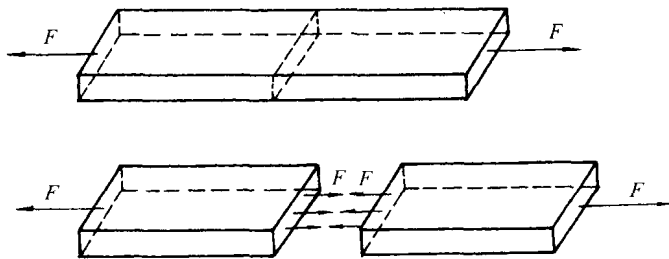


图 1-1 张应力

力叫做压应力 (compressive stress)。

设有一立方体物体,其底面固定在一个平面上,若在其上表面施加一个与表面平行的力 F ,因物体处于平衡状态,所以平面要对立方体底面施以一与 F 大小相等、方向相反的力。如图 (1-2)。

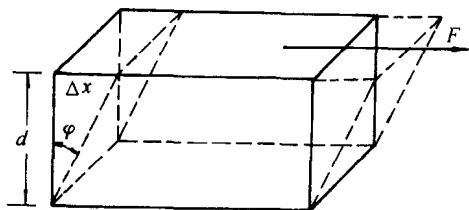


图 1-2 切应变

我们在物体内假想一与底面平行的截面,在此截面的上下两部分必然要受到与截面相切的力的相互作用。此时,单位截面上的力称为切应力 (shearing stress),以符号 τ 表示

$$\tau = \frac{F}{S} \quad (1-3)$$

总之,应力就是作用在单位面积上的内力,与截面正交的叫做法向应力 (normal stress),如张应力和压应力。切应力是与截面平行的力,叫做切向应力 (tangential stress)。应力反映物体发生形变时的内力情况。应力也叫压强。

国际制中,应力的单位是牛·米⁻² ($\text{N} \cdot \text{m}^{-2}$)。

二、应 变

物体受到应力作用时,它的大小、形状、体积都要发生变化。这种变化与它原来的大小、形状、体积之比叫应变 (strain)。每一种应力都将引起一种与其对应的应变。

当物体两端受到张应力时,物体伸长 ΔL ,我们把物体的伸长值 ΔL 与原长度 L_0 之比称为张应变 (tensile strain),以符号 ϵ 表示

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (1-4)$$

当物体受到压力时,若体积发生变化而形状不变,则体积改变量 ΔV 与原体积

V_0 之比, 叫做体应变 (volume strain), 以符号 θ 表示, 即

$$\theta = \frac{\Delta V}{V_0} \quad (1-5)$$

当物体在切应力作用下成为斜的平行六面体, 如图 (1-2), 这说明, 所有平行于立方体底面的截面发生了相对移动, 离底面不同距离, 截面移动的程度不同。若最上层截面移动距离为 Δx , 上下界面的垂直距离为 d , 在无体积变化时, 则两者的比值称为切应变 (shearing strain), 以符号 γ 表示, 在 φ 角很小时, $\text{tg}\varphi$ 可用 φ 角的弧度值代替即

$$\gamma = \frac{\Delta x}{d} = \text{tg}\varphi \approx \varphi \quad (1-6)$$

以上三种应变都是无量纲、无单位的纯数。它们只是相对地表示形变的程度, 而与原来的长度、体积、形状无关。

液体与气体的形状随容器而定。它们没有形状变化的弹性, 只有容积变化的弹性。

第二节 弹性模量

前面讨论了应力与应变的概念, 下面要研究两者之间的关系。

一、弹性和塑性

通常是用测定材料的应力-应变曲线来研究材料的弹性。对不同的材料, 有不同的应力-应变曲线, 但也有其共性。图 1-3 表示某种材料的应力-应变曲线。曲线上的 a 点为正比极限 (proportional limit)。不超过正比极限时, 应力与应变成

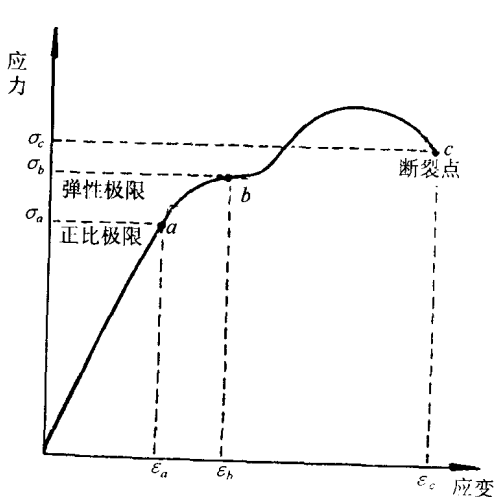


图 1-3 某金属的应力-应变曲线

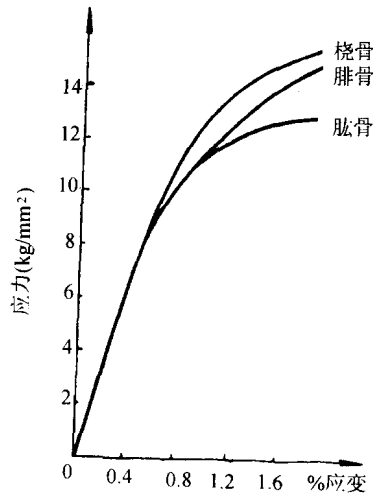


图 1-4 成人湿润四肢应力-应变曲线

正比, 这一规律叫胡克定律。 b 点为弹性极限 (elastic limit), 不超过弹性极限, 外力除去后, 物体仍能复原。应力超过弹性极限, 将遗留永久形变, 即塑性形变。 c 点为断裂点 (fracture point)。当应力达到 c 点时, 材料断裂。断裂点的应力叫强度极限 (strength limit)。

骨也是弹性材料, 在正比极限范围内, 它的张应力和张应变成正比关系。图1-4表示湿润而致密的成人桡骨、腓骨和肱骨的应力-应变曲线, 可见在应变小于 0.5% 的条件下, 这三种四肢骨的应力-应变曲线为直线, 呈正比关系。

二、弹性模量

在正比极限范围内, 应力与应变的比值叫该材料的弹性模量 (modulus of elasticity), 单位与应力相同。

1. 杨氏模量

在张应力或压应力作用下, 正比极限范围内, 长度变化的情况下, 张应力和张应变之比, 或压应力和压应变之比, 称为杨氏模量 (Young modulus), 用符号 E 表示

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta l/l_0} = \frac{l_0 F}{S \Delta l} \quad (1-7)$$

2. 切变模量

在切变情况下, 在弹性极限内, 切应力与切应变成正比, 切应力 τ 与切应变 γ 的比值, 称为切变模量 (shear modulus), 用符号 G 表示

$$G = \frac{\tau}{\gamma} = \frac{F/S}{\varphi} = \frac{F/S}{\Delta x/d} = \frac{Fd}{S \Delta x} \quad (1-8)$$

大多数金属材料的切变模量为杨氏模量的 $1/2 \sim 1/3$ 。

3. 体变模量

在体变的情况下, 在弹性极限内, 压强 P 与体应变 θ 成正比, 压强与体应变的比值, 叫做体变模量 (bulk modulus)。以符号 K 表示

$$K = \frac{-P}{\theta} = -\frac{P}{\frac{\Delta V}{V_0}} = -V_0 \frac{P}{\Delta V} \quad (1-9)$$

式中负号表示体积缩小时压强增大。体变模量的倒数, 叫做压缩率 (compressibility), 记为 k 。

$$k = \frac{1}{K} = -\frac{\Delta V}{PV_0} \quad (1-10)$$

由此可见，材料的 k 值越大，越易被压缩。

表 1-1 列出了几种常见材料的杨氏模量、弹性限度、强度体变模量和切变模量。

表 1-1 一些常见材料的杨氏模量、弹性限度、强度体变模量和切变模量

物质	杨氏模量	弹性限度	抗张强度	抗压强度	体变模量 K	切变模量 G
	$10^9 \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$	$10^7 \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$	$10^7 \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$	$10^7 \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$	$10^9 \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$	$10^9 \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$
铝	70	18	20	—	70	25
铜	110	20	40	—	120	40
玻璃, 熔石英	70	—	5	110	36	30
花岗石	50	—	—	20	—	—
骨	拉伸	—	12	—	—	—
	压缩	9	—	17	—	—
髓	0.02					
血管	0.0002					

例题 1-1 设某人的一条腿骨长为 0.4m，横截面积平均为 5cm^2 ，试求用此骨支持整个体重时（相当于 500N 的力），其长度缩短多少？占原长的百分之几（骨的杨氏模量可按 $1 \times 10^{10} \text{N/m}^2$ 计算）？

解：由 $E = \frac{l_0 F}{S \Delta l}$

$$\text{得 } \Delta l = \frac{l_0 F}{SE} = \frac{(0.4\text{m}) (5 \times 10^2 \text{N})}{(5 \times 10^{-4} \text{m}^2) (10^{10} \text{N/m}^2)} = 4.0 \times 10^{-5} \text{m}$$

$$\Delta l / l_0 = \frac{4.0 \times 10^{-5} \text{m}}{0.4\text{m}} = 1.0 \times 10^{-4}$$

总结前面讲过的公式，列表 1-2。

表 1-2 应力、应变和弹性模量公式比较

应力类型	应力公式	应变公式	弹性模量公式	模量名称
张应力	$\sigma = \frac{F}{S}$	$\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$	$E = \frac{l_0 F}{S \Delta l}$	杨氏模量
压应力				
切应力	$\tau = \frac{F}{S}$	$\gamma = \frac{\Delta x}{d}$	$G = \frac{F/S}{\gamma} = \frac{F d}{S \Delta x}$	切变模量
体压强	P	$\theta = \frac{\Delta V}{V_0}$	$k = \frac{-P}{\theta} = -V_0 \frac{P}{\Delta V}$	体变模量

第三节 骨的力学性质

骨构成了人体支架，是人体运动的被动部分。此外，有一部分骨还起着保护人