

中国科学院教材建设专家委员会规划教材

全国高等医药院校规划教材

医用物理学

第2版

主编 李光仲 王云创

科学出版社

需要全本请访问 www.ertongbook.com

中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医药院校规划教材

医用物理学

第2版

主　编　李光仲　王云创

副主编　刘建强　魏冠英　闫　鹏
　　战丽波　赵仁宏　薛　美

编　委　（按姓氏笔画排序）

王云创　刘建强　刘俊杰　闫　鹏　安郁宽
孙锋祥　花贵原　李光仲　范应元　赵仁宏
胡　诚　战丽波　秦　丹　薛　美　魏冠英

科学出版社

北　京

内 容 简 介

本教材根据现代医学对物理学的基本需求，参照教育部高等学校大学物理课程教学指导委员会《医药类专业大学物理课程教学基本要求》和国内外相关文献，结合医药类专业物理课程的特点以及教学实践修订再版。教材内容紧密结合医学，在保持物理学知识的科学性、系统性和完整性的基础上，注重物理学原理、技术和成果在医学中的应用，同时辅以大量的原理示意图以及多种形式的课后思考与练习题，便于学生理解和自主学习。

本教材适用于高等医药院校及综合性大学临床、口腔、儿科、预防、影像、检验、麻醉、药学、康复、护理、法医、眼视光学等医药类相关专业的学生使用，也可作为医学院校其他专业、生命科学有关专业的师生和科研工作者的参考书。

图书在版编目（CIP）数据

医用物理学 / 李光仲，王云创主编. — 2 版. — 北京：科学出版社，2019.8

中国科学院教材建设专家委员会规划教材 • 全国高等医药院校规划教材

ISBN 978-7-03-062017-0

Ⅰ. ①医… Ⅱ. ①李… ②王… Ⅲ. ①医用物理学-医学院校-教材 Ⅳ. ①R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字（2019）第 163607 号

责任编辑：李 植 胡治国 / 责任校对：郭瑞芝

责任印制：赵 博 / 封面设计：范 唯

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

天津文林印务有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2013 年 3 月第 一 版 开本：787×1092 1/16

2019 年 8 月第 二 版 印张：17

2019 年 8 月第九次印刷 字数：390 000

定价：69.80 元

（如有印装质量问题，我社负责调换）

前　言

我们编写的《医用物理学》教材自 2013 年 3 月由科学出版社出版发行以来，已多次印刷，使用本书的院校师生反映较好。为了更加适应现代医学对物理学的基本需求以及当前高等医学教育改革和发展的需要，参照教育部高等学校大学物理课程教学指导委员会《医药类专业大学物理课程教学基本要求》和国内外相关文献，结合医药类专业物理课程的特点以及教学实践对教材进行修订再版。

第 2 版教材的编写总结吸收了第 1 版教材的成功经验，基本保持了原版教材的风格和特点，融教材的先进性、科学性、实用性于一体，以普通物理学为基础，强化现代物理思想、概念和方法，以实现学生自身知识、能力、素质的协调发展，为进一步学习打下坚实的基础。本次再版教材具有以下特点：①在重点阐述物理学的基本理论、基本知识和基本方法的基础上，注重联系医学和生物学实际，重视分析问题、解决问题能力的培养。②充分考虑医药类专业学生数学、物理基础知识较薄弱的特点，注重深入浅出、循序渐进，同时辅以大量的原理示意图，便于学生理解和自主学习。③在每章首页安排其典型医学应用的案例及应用原理简介，以提高学生的学习兴趣，激发学习积极性。④在保持物理学知识的科学性、系统性和完整性的基础上，注重物理学原理、技术和成果在医学中的应用，在相关内容后配有其主要医学应用的介绍，强化物理学与医学的结合。⑤每章后都有精选的多种形式的思考与练习题并附有参考答案，帮助学生复习和巩固关键知识点。

本教材适用于高等医药院校及综合性大学的临床、口腔、儿科、预防、影像、检验、麻醉、药学、康复、护理、法医、眼视光学等医药类本科专业的学生使用，也可作为医学院校其他专业、生命科学有关专业的师生和科研工作者的参考书。

参加本教材编写工作的人员有滨州医学院的李光仲、王云创、魏冠英、安郁宽、闫鹏、刘俊杰、秦丹、战丽波、孙锋祥、花贵原，山东大学的刘建强，潍坊医学院的赵仁宏、范应元，泰山医学院的薛美，湖北民族大学的胡诚等，他们多年来一直从事医用物理学教学及研究工作，具有丰富的教学经验。

本教材编写过程中参考了国内外有关书刊及网络媒体的相应内容，在此，向原著者表示感谢。再版编写得到了滨州医学院教务处和基础医学院领导的关心和大力支持，在此，一并表示诚挚的感谢。

由于本教材作者编写水平有限，书中难免存在不妥之处，恳请广大师生及读者批评指正，以便不断改进和完善。

编　者

2018 年于滨州医学院

目　录

绪论 …… 1
第一章　生物体的力学特性 …… 3
　第一节　应变和应力 …… 4
　第二节　弹性模量 …… 6
　第三节　骨与肌肉的力学特性 …… 9
　思考与练习题一 …… 14
第二章　流体的运动 …… 16
　第一节　理想流体和稳定流动 …… 17
　第二节　连续性方程 …… 19
　第三节　理想流体的伯努利方程 …… 20
　第四节　黏性流体的流动 …… 25
　第五节　黏性流体的运动规律 …… 28
　第六节　血液在循环系统中的流动 …… 32
　思考与练习题二 …… 36
第三章　振动 …… 39
　第一节　简谐振动 …… 40
　第二节　阻尼振动、受迫振动和共振 …… 43
　第三节　简谐振动的合成 …… 45
　第四节　振动在医学中的应用 …… 48
　思考与练习题三 …… 51
第四章　机械波及其医学应用 …… 54
　第一节　机械波 …… 55
　第二节　声波及其医学应用 …… 58
　第三节　多普勒效应 …… 64
　第四节　超声波及其医学应用 …… 68
　思考与练习题四 …… 74
第五章　液体的表面现象 …… 76
　第一节　表面张力和表面能 …… 77
　第二节　弯曲液面的附加压强 …… 79
　第三节　肺泡的表面张力 …… 81
　第四节　毛细现象与气体栓塞 …… 82
　思考与练习题五 …… 84
第六章　静电场及生物电现象 …… 87
　第一节　电场和电场强度 …… 88
　第二节　静电场中的高斯定理 …… 91
　第三节　电势 …… 95

需要全本请访问 www.ertongbook.com

第四节　电偶极子与电偶层……100
第五节　静电场中的电介质……102
第六节　生物电现象及医学应用……105
思考与练习题六……111
第七章　直流电与交流电……113
第一节　直流电……114
第二节　直流电路的基本规律……117
第三节　电容器的充电和放电……122
第四节　交流电……125
第五节　电的生物效应及其医学应用……128
思考与练习题七……133
第八章　电磁现象及其生物效应……136
第一节　磁场和磁感应强度……137
第二节　电流的磁场……139
第三节　磁场对电流的作用……141
第四节　磁介质与超导体……145
第五节　磁场的生物效应及其医学应用……147
思考与练习题八……151
第九章　波动光学……155
第一节　光的干涉……156
第二节　光的衍射……161
第三节　光的偏振……165
思考与练习题九……170
第十章　几何光学……172
第一节　几何光学的基本定律……173
第二节　球面折射……175
第三节　透镜……180
第四节　眼睛……187
第五节　光学仪器……192
思考与练习题十……199
第十一章　X 射线及其医学应用……202
第一节　X 射线的产生……203
第二节　X 射线谱……205
第三节　X 射线的基本性质……208
第四节　物质对 X 射线的衰减规律……210
第五节　X 射线在医学治疗及诊断方面的应用……212
思考与练习题十一……219
第十二章　激光及其医学应用……221
第一节　激光的基本原理……222

第二节　激光器……226
第三节　激光的基本特性……228
第四节　激光的生物效应及医学应用……231
思考与练习题十二……238
第十三章　原子核物理及其医学应用……239
第一节　原子核的基本性质……240
第二节　原子核的衰变……242
第三节　放射性核素的衰变规律……244
第四节　射线与物质的相互作用……246
第五节　辐射剂量与防护……249
第六节　放射性核素在医学上的应用……251
第七节　磁共振成像……254
思考与练习题十三……258
参考文献……260
附录……261

绪　论

物理学是研究自然规律的基本学科之一，它是一切科学技术的基础，对现代科学技术发展起着极其重要的作用。对于医药类相关专业的学生或工作人员来说，学习物理学，一方面可以获得其专业所需的物理学知识，另一方面又可以提高科学素养，以适应 21 世纪高素质医药类专业人才的需要。

一、物理学的研究对象

物理学是研究物质运动的最基本和最普遍性质、探索物质运动规律、物质结构及相互作用的学科。物理学研究的运动包括机械运动、分子热运动、电磁运动、原子内部运动、场与物质的相互作用等，这些运动形式普遍存在于其他高级而复杂的物质运动之中。因此，物理学所研究的规律具有最基本、最普遍的意义，从而使物理学的知识和理论成为研究其他自然科学不可缺少的基础。

由于物理学所研究的物质运动形态和运动规律在各自适用的范围内有其普遍的适用性、统一性和简单性，随着现代科学技术的迅速发展和各门学科之间的相互渗透，形成了许多与物理学直接有关的新兴边缘学科或前沿学科，如物理化学、生物物理学、生物物理化学、量子化学、生物物理遗传学、量子生物学、生物医学工程学等。物理学的每一次重大发现和发明都极大地推动了其他自然科学的发展，促使科学技术和生产技术发生根本性的变革。

医用物理学是把物理学的原理和方法应用于人类疾病的预防、诊断、治疗和保健的一门交叉学科。1895 年伦琴发现 X 射线并用于人体摄像，以及 1898 年居里夫人发现放射性元素镭并用于肿瘤的治疗，奠定了医用物理学的基础，其知识已成为研究医学不可缺少的基础，并为医学研究提供物理依据。

二、物理学与医学的关系

医学是以人体为研究对象，通过科学或技术的手段处理人体的各种疾病或病变的学科。生命现象属于物质的高级而复杂的运动形式，并且有其自身的规律，生命活动中包含着大量的物理现象和物理过程。在医学的发展进程中无时无刻不在运用着物理学的理论、方法和技术。物理学每一新进展无不对医学施以巨大影响，促使医学产生突破性的进步。

（一）物理学知识是理解和揭示生命现象本质不可缺少的基础

物理学是除数学之外的一切其他自然科学和工程技术的基础，当然它也是医学的基础。例如，要研究人体骨骼和关节受力情况，必须具备弹性力学和静力学的知识；要了解声音的传播及超声在医学上的应用，则必须了解机械波的物理性质和传播规律等；认识神经的兴奋传导、心电的形成需要应用电学知识；而视觉的形成及对视觉异常的矫正要运用

光学的知识等。随着现代科学技术的迅速发展，人类对生命现象的认识逐渐深入，没有物理学这一基础理论，不具备一定的物理学知识，就难以进一步认识和洞察生命现象的本质，医学研究和应用也就无法步入更高层次。因此，无论是现代基础医学研究，还是临床医学实践无不把其自身建立在精确的物理学理论基础之上。

（二）物理学的理论、方法和技术为医学基础研究和临床实践开辟了许多新的方法和途径

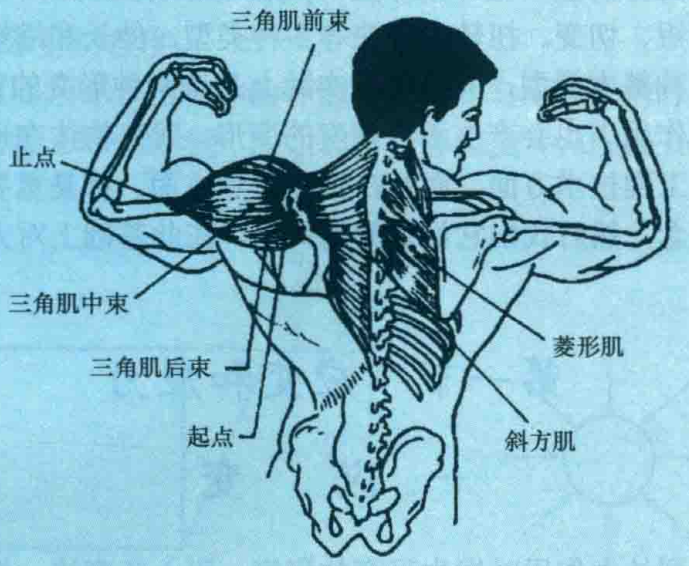
物理学的方法和技术广泛应用于医学的基础研究和临床医疗实践。例如，超声波成像术应用于临床诊断，能无损伤地获得器官或组织的动态图像；心电、脑电、肌电的测量和记录技术、光学显微镜、X 射线透视和照片、放射性同位素、光纤内镜等已广泛应用于医学领域；电子显微镜成为研究细胞超微结构的重要工具；而数字化的 X 射线成像技术（CR、DR）则可以根据临床需要进行各种图像后处理，为影像诊断中的细节观察、前后对比、定量分析提供技术支持；计算机 X 射线断层摄像术（X-CT）则大大提高了图像的质量；磁共振成像（MRI）技术显著提高了成像的灵敏度和照片的清晰度，它既可以显示解剖学图像，又能显示代谢过程和生化信息的图像；而激光扫描共聚焦显微镜能拍摄到细胞内部瞬间变化的实时而真实的彩色图像，为细胞生物学、分子生物学、生物化学、免疫学、遗传学、医学和神经生物学等研究领域提供了崭新的途径；同时各种数字化图像的存储，可方便地在网络上传输，从而为日益发展的医疗远程诊断提供良好的图像基础。总之，物理学的理论发现和技术发展为医学研究和医疗实践提供了理论基础和更先进的方法及仪器。同时，医学的不断发展，又给物理学提出了新的研究课题，两者相互促进和渗透，不断揭示生命现象的本质。

总之，物理学的理论和方法是学习和研究医学的基础，它为现代医学提供了准确可靠的检测手段和先进的治疗方法，极大地促进了医学的发展。因此，在高等医药院校开设物理学课程是十分必要的。通过学习物理学，可以对物理学的基本概念、基本理论、基本方法有比较全面和系统的认识以及正确的理解，获得医学专业所需的必要的物理学知识，为学习医学奠定必要的物理学基础。同时又可以培养学生科学的自然观、宇宙观和辩证唯物主义世界观，培养学生的探索、创新精神和科学的思维方式，提高科学素养。因此，正确认识物理学与医学的关系，才能激发学习兴趣和热情，从而自觉地学好物理学，为今后的工作做好铺垫，成为 21 世纪高素质医药专业人才。

（李光仲）

第一章　生物体的力学特性

生物力学是基于物理学最基本的力学知识，用力学的观点和方法定量地研究和描述人体组织及器官的力学特征。生物力学推动了解剖学、组织学和生理学的发展，使人们对生命现象的认识逐步由定性的现象描述上升到定量的规律。肌肉是运动系统的动力部分，在神经系统的支配下，肌肉收缩牵引骨骼产生运动。骨骼系统是人体的支架，从力学的观点来看，它起着对抗重力、维持体形、完成运动和保护软组织、器官等重要作用。





研究显示，平视时颈部（屈曲 0°）所受压力为 4.5～5.4kg。当颈椎屈曲至 15°时，颈部受到的压力为 12.2kg；当屈曲至 30°时，压力增加至 18.1kg；当屈曲至 45°时，压力增加至 22.2kg；当屈曲至 60°时，压力增加至 27.2kg。低头族长时间脖子往前探，会加重颈椎的负担，容易导致颈椎的生理曲度变形，由正常变直、再变成反弓，就可能出现椎间盘突出，突出后的椎间盘可能压迫脊椎的神经引起上肢的麻、痛等症状，还有可能导致头晕、头痛、颈椎疾病。为了您的健康，请保持正确的颈椎姿势。

学习要求：

（1）掌握描述物体弹性的基本概念：应变、应力和弹性模量。

（2）理解应力与应变的关系以及弹性势能的概念。

（3）了解骨和肌肉的力学特性。

体积和形状不发生改变的物体叫作“刚体”（rigid body），它是力学中的一个理想模型。在现实世界中，真正的刚体是不存在的。事实上任何物体受到外力，不可能不改变形状。物体在外力作用下发生的形状或体积大小的变化，称为形变（deformation）。如果外力撤除后物体能恢复原状，这种形变称为弹性形变（elastic deformation）；如果外力撤除后物体不能恢复原状，则形变称为塑（范）性形变（plastic deformation）。

形变有伸长、缩短、切变、扭转、弯曲等多种类型。伸长和缩短合称为线变。线变和切变是弹性形变的两种基本类型，其他形变实际上是这两种形变的复合。

人体组织在力的作用下也会产生不同程度的变形。研究物体在形状和大小发生改变时的力学性质，不仅在工程技术方面，而且在生物医学方面，都是重要的。本章将首先介绍应变和应力的基本概念，然后找出它们之间的关系，在此基础上对人体骨骼与肌肉的力学特性进行初步讨论。

第一节　应变和应力

一、应　　变

为了反映物体受到外力作用时发生形变的程度，引入应变这一概念来描述，即物体受外力作用时，其长度、形状和体积的变化量与其原有值之比，称为应变（strain）。下面讨论物体长度、形状和体积变化时对应的应变表达形式。

1. 线应变　如图 1-1 所示，当物体受到外力拉伸或压缩时，发生的长度改变量 Δl 与物体原来长度 l_0 的比值，称为线应变（line strain），用 ε 表示，即

$$\varepsilon=\frac{l-l_0}{l_0}=\frac{\Delta l}{l_0} \tag{1-1}$$

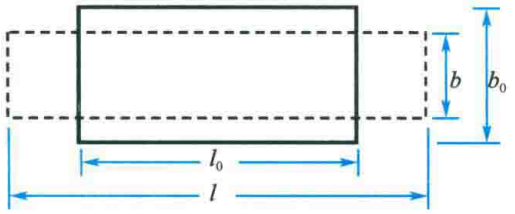


图 1-1　线应变

物体受外力被拉伸时，其线应变称为张应变；物体受外力被压缩时，其线应变称为压应变。

另外，当物体被纵向拉伸时，其横向将产生收缩。实验表明，横向的相对收缩与纵向的相对伸长成正比。设物体横向截面为矩形，其边长分别为 a_0、b_0，拉伸后变为 a 、b，线应变为 $\frac{\Delta l}{l_0}$，如果物体为各向共性（即材料性质与受力方向无关），则

$$\mu=\frac{(a_0-a)/a_0}{\Delta l/l_0}=\frac{(b_0-b)/b_0}{\Delta l/l_0}$$

式中，μ 称为泊松比。对于不可压缩材料 $\mu=\frac{1}{2}$，其他材料 $\mu<\frac{1}{2}$。

需要全本请访问 www.ertongbook.com

2. 切应变　物体受剪切力作用，发生只有形状变化没有体积变化的弹性形变称为剪切形变，简称切应变（shear strain）。所谓剪切力是指大小相等、方向相反而作用线平行的一对力。如图 1-2 所示，有一长立方体物体，其上、下底面受到剪切力 F 的作用，产生剪切形变。设上下两底面相对偏移位移为 Δx，垂直距离为 d，则剪切形变的程度以比值 $\frac{\Delta x}{d}$ 来衡量，称为切应变，用 γ 表示，即

$$\gamma = \frac{\Delta x}{d} = \tan\varphi \tag{1-2a}$$

在实际情况中，一般 φ 角很小，上式可写成

$$\gamma \approx \varphi \tag{1-2b}$$

φ 角又称为剪切角，表示剪切程度。

3. 体应变　如图 1-3 所示，当物体的各部分受到均匀压强作用时，体积发生变化但形状不变，则体积的变化量 ΔV 与原体积 V_0 之比称为体应变（volume strain），用 θ 表示，即

$$\theta = \frac{\Delta V}{V_0} \tag{1-3}$$

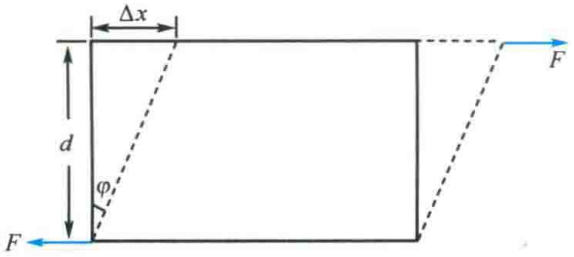
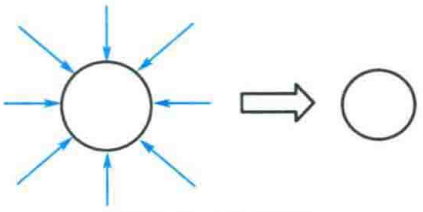


图 1-2　切应变


图 1-3　体应变

以上这三种应变都是无量纲的，即没有单位。它们只是相对地表示形变的程度，而与物体原来的长度、体积或形状都没有关系。

二、应　　力

当物体受外力作用发生形变时，由于组成物体的微观粒子之间的相对位置发生改变，物体内各个相邻的部分之间会出现相互作用的内力，即此力使物体具有恢复原状的趋势称为弹性力。我们用单位面积上的弹性力作为恢复趋势的定量表示，称为应力（stress）。其单位是 $\mathrm{N\cdot m^{-2}}$。对应上面三种应变，有着以下三种形式的应力。

1. 正应力　对于横截面线度远小于其长度的直杆，当杆上受到的一对平衡外力的作用纵向被拉伸，如图 1-4 所示，应用截面法假想将杆截为两部分，取左边部分为分离体，则杆上截面 $m-m'$ 上的内力（横截面上分布的内力系的合力，即弹性力）为 $F'=F$。设杆的截面的面积为 S，则物体内部对于结构均匀的材料，弹性力均匀分布在该截面上，则单位面积上的弹性力叫作

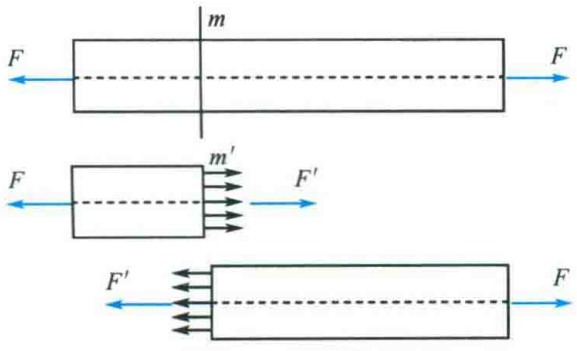


图 1-4　拉伸应力

张应力（tensile stress），用符号 σ 表示：

$$\sigma = \frac{F}{S} \tag{1-4a}$$

在张应变的情况下，物体内部的任一横截面上会有张力存在。被这横截面所分开的两端物体将互相受到张力的作用。分布于此横截面上的总力与物体两端所受的拉力大小相等。

如果物体两端受到的不是拉力而是压力，物体的长度缩短，张应力此时为负值，也称为压应力（compressive stress）。

若物体内部不均匀，可取一微小面元，采用极限或求导的方法求出任意一点的正应力，即

$$\sigma = \lim_{\Delta s \to 0} \frac{\Delta F}{\Delta S} = \frac{\mathrm{d}F}{\mathrm{d}S} \tag{1-4b}$$

由于张应力和压应力都与受力的截面正交，所以张应力和压应力又统称为正应力。

2. 切应力　当物体发生切变时，物体上下两个底面受到与底平面平行但方向相反的外力的作用。物体中的任一与底面平行的截面将把物体分成上下两部分，上部分对下部分有一与上底面的外力大小相等方向相同的力的作用。他们都是与截面平行的剪切力。剪切力 F 与截面 S 之比，称为剪切应力（shearing stress），剪切应力也称为切应力，以符号 τ 表示。有

$$\tau = \frac{F}{S} \tag{1-5a}$$

非均匀物体某一点的切应力则为

$$\tau = \lim_{\Delta s \to 0} \frac{\Delta F}{\Delta S} = \frac{\mathrm{d}F}{\mathrm{d}S} \tag{1-5b}$$

3. 体应力　当物体受到来自各个方向的均匀压力，且物体是各向同性时，如球形的物体，可发生体积的变化。此时物体内部各个方向的截面上都有同样大小的压应力，或者说具有同样的压强，称为体应力（volume stress），因此体应力可以用压强 p 表示。

总之，应力就是物体发生形变后，作用在物体内部单位面积上的内力，它能反映物体发生形变时内部弹性力情况，其单位为 $\mathrm{N \cdot m^{-2}}$。在复杂形变中，截面上各点的应力不一定相等，方向也可以和截面成某一角度，因此可以同时受到切应力和正应力作用。

第二节　弹 性 模 量

应力与应变之间存在着密切的函数关系，这种函数关系称为材料的本构关系，它是材料力学的重要内容。

一、弹性和塑性

在一定的形变限度内，去掉外力后物体能够完全恢复原状，这种物体称为完全弹性体，物体能够恢复形变的特性为弹性。若外力过大，外力除去后，有一部分形变将不能恢复，这种物体称为弹塑性体，外力除去后变形不能恢复的特性称为塑性。

对不同材料，应力与应变之间的函数关系不同，但有其共同特征。图 1-5 表示一个典型的张应变和张应力之间的函数关系曲线。在拉伸的开始阶段（*oa*），应力与应变成正比，从 *a* 点以后，拉伸曲线开始弯曲，说明应力与应变的正比关系被破坏，所以曲线上的 *a* 点称为材料的正比极限（proportional limit），在 *ab* 段，应力与应变不再成正比，但在此范围内，外力除去后材料可以恢复原状，这种形变叫弹性形变。*b* 点称为材料的弹性极限。*b* 点以后属于塑性的范围，应变在此范围时，外力除去后，将沿 *oa* 平行的方向卸载，材料不能恢复原状（*oc'* 段），表现为永久变形。当应力达到 *d* 点时，材料断裂，把 *d* 点称为断裂点（fracture point）。断裂点的应力称为材料的抗张强度（tensile strength）。压缩时，断裂点的压应力称为材料的抗压强度。图中 *bd* 是材料的塑性（范性）范围。若 *d* 点距 *b* 点较远，即 ε_b 与 ε_d 差值较大，则这种材料能产生较大的塑性形变，表示它具有展性（malleability）。如果 *d* 点距 *b* 点较近，即 ε_b 与 ε_d 差值较小，则材料表现为脆性（brittleness）。

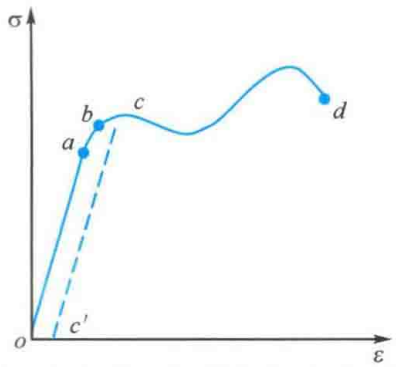


图 1-5　展性金属的应变-应力曲线

二、弹性模量

从应力-应变曲线可以看出，在正比极限范围内，应力与应变成正比，这就是著名的胡克定律（Hooke's law）。对于同一种材料，应力与应变的比值称为该物质的弹性模量（modulus of elasticity）。对于不同的材料，可以有不同的弹性模量，弹性模量的单位为 $N \cdot m^{-2}$。

1. 杨氏模量　实验表明：物体单纯受到张应力或压应力作用时，在正比极限范围内，张应力与张应变或压应力与压应变之比称为杨氏模量（Young's modulus）（表 1-1），用符号 *E* 表示，即

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta l / l_0} = \frac{l_0 F}{S \Delta l} \tag{1-6}$$

表 1-1　一些常见材料的杨氏模量、弹性限度和强度

物质	杨氏模量 E /（10^9 N·m^{-2}）	弹性限度 σ_b /（10^7 N·m^{-2}）	抗张强度 σ_t /（10^7 N·m^{-2}）	抗压强度 σ_c /（10^7 N·m^{-2}）
铝	70	18	20	—
骨 拉伸	16	—	12	—
骨 压缩	9	—	—	17
铜	110	20	40	—
玻璃，熔石英	70	—	5	110
熟铁	190	17	33	—
聚苯乙烯	3	—	5	10
钢	200	30	50	—
木材	10	—	—	10

续表

物质	杨氏模量 E /（10^9 N·m^{-2}）	弹性限度 σ_b /（10^7 N·m^{-2}）	抗张强度 σ_t /（10^7 N·m^{-2}）	抗压强度 σ_c /（10^7 N·m^{-2}）
腱	0.02	—	—	—
橡胶	0.001	—	—	—
血管	0.0002	—	—	—

注：上表所列仅是每种材料的代表值，对于非均匀材料，压缩或拉伸时杨氏模量是不同的

2. 切变模量　在剪切情况下，在弹性范围内，切应力与切应变的比值称为切变模量（shear modulus），以符号 G 表示

$$G=\frac{\tau}{\gamma}=\frac{F/S}{\Delta x/d}=\frac{Fd}{S\Delta x} \tag{1-7}$$

大多数金属材料的切变模量为其杨氏模量的1/3～1/2。切变模量也叫刚性模量。

3. 体变模量　在体变情况下，在弹性范围内，压强与体应变的比值叫作体变模量（bulk modulus），以符号 K 表示

$$K=\frac{-p}{\theta}=-\frac{p}{\Delta V/V_0}=-V_0\frac{p}{\Delta V} \tag{1-8}$$

式（1-8）中，负号表示体积缩小时压强是增加的。体变模量的倒数，称为压缩率（compressibility），记为 k

$$k=\frac{1}{K}=-\frac{\Delta V}{pV_0} \tag{1-9}$$

物质的 k 值越大，越容易被压缩。部分材料的体变模量和切变模量见表 1-2。

表 1-2　一些常见材料的体变模量和切变模量

物质	体变模量 K/（10^9 N·m^{-2}）	切变模量 G /（10^9 N·m^{-2}）
铝	70	25
铜	120	40
铁	80	50
玻璃熔英石	36	30
钢	158	80
钨	—	140
木材	—	10
骨	—	10
水银	25	—
水	2.2	—
乙醇	0.9	—

弹性模量表示物体变形的难易程度，弹性模量越大，物体越不容易变形。例如，钢的杨氏模量为 20×10^{10} N·m^{-2}、切变模量为 8×10^{10} N·m^{-2}，人骨骼的杨氏模量为 15×10^9 N·m^{-2}、切变模量为 3.2×10^9 N·m^{-2}。正如图 1-5 所表示的那样，当物体所受作用力较小时，应力与应变成正比，比例系数——弹性模量为常数。但当所受作用力较大时，应力与应变表现为非线性关系，其弹性模量与变形有关，不再为常量。一般称弹性模量与物体变形有关的物

体为非线性弹性体，大多数生物材料均为非线性弹性体。

例 1-1　股骨是大腿的主要骨骼。如果成年人股骨的最小截面积是 $6\times10^{-4}\ m^2$，问受压负荷为多大时将发生碎裂？又假定直至碎裂前，应力-应变关系还是线性，试求发生碎裂时的应变。（抗压强度 $\sigma_c=17\times10^7\ N\cdot m^{-2}$）

解　导致骨碎裂的作用力

$$F=\sigma_c\cdot s=17\times10^7\times6\times10^{-4}=1.02\times10^5\ (N)$$

这个力是很大的，约为 70kg 重的人体所受重力的 15 倍。但如果一个人从几米高处跳到坚硬的地面上，就很容易超过这个力。

根据骨的杨氏模量 $E=0.9\times10^{10}N\cdot m^{-2}$，可求碎裂时的应变

$$\varepsilon=\frac{\sigma_c}{E}=\frac{17\times10^7}{0.9\times10^{10}}\approx0.019\approx1.9\%$$

由此可见，在引起碎裂的负荷下，骨头的长度将减少1.9%。

三、弹性势能

被拉伸或压缩的弹簧，内部各部分之间的相对位置发生了变化，也具有势能。不只是弹簧，任何发生弹性形变的物体，如卷尽了的发条、拉弯了的弓、正在支撑运动员起跳的撑杆等，也都具有势能，在它们恢复原状的时候都能对外界做功。这种势能叫作弹性势能。

当物体受到外力作用发生弹性形变时，构成弹性体的原子、分子或离子间的距离将发生变化。因而，外力要反抗内力做功，外力做功的结果增加了弹性体的弹性势能，物体获得的弹性势能 E_P 等于外力反抗弹性力所做的功，可以证明

$$E_P=A=\frac{1}{2}kx^2 \tag{1-10}$$

此式即为弹性势能公式。

第三节　骨与肌肉的力学特性

骨骼与肌肉是人体的主要承载系统和做功单元，骨骼与肌肉的力学特性是目前生物力学研究的主要内容之一。

一、骨的成分及特性

人体的骨骼主要由胶原蛋白、无机盐、胶合物质和水组成。就重量而言，无机盐约占70%，胶原纤维占 20%，其他占 10%。胶原纤维具有较大的抗张强度，在骨中构成支架；无机盐结晶附着在支架表面，具有较大的抗压强度。这一结构与钢筋混凝土颇为类似，混凝土抗压强度高而抗张强度低，钢筋的抗张强度高，在混凝土中埋入钢筋后，就大大增强了它的

抗张强度和抗压强度，成为较理想的建筑材料。组成骨的各成分的杨氏模量和强度见表 1-3。

表 1-3　组成骨的各成分的杨氏模量和强度

压缩或拉伸	骨及其成分	杨氏模量 /（10^{10}N·m^{-2}）	强度 /（10^{7} N·m^{-2}）
压缩	密质骨	1.02	14.7
	无机盐成分	0.64	4.4
	胶原蛋白成分	＜0.001	0.01
拉伸	密质骨	2.24	9.8
	无机盐成分	1.66	0.5
	胶原蛋白成分	0.02	0.7

二、骨的力学结构与功能特点

人体骨骼的功能很多，从力学的角度看，它主要起着支持、运动和保护各种器官，提供坚实的动力交接和肌肉连接，便于肌肉和身体的活动等作用。例如，腿骨具有最明显的支持功能，腿骨系统加上肌肉支持着人体。骨关节能使一根骨与另一根骨相对运动，正是这些关节才使步行和各种运动成为可能。有些骨骼起着保护人体精细部位的重要作用，如头颅骨保护脑和几个重要的感觉器官，它是一个非常坚硬的容器。肋骨形成一个保护笼，以保护心脏和肺。脊柱骨除起支持作用外，它还像一根电缆鞘，给脊髓提供易弯曲的屏障。

骨的功能取决于它的形状、内部结构和它的组成部分。有些骨骼是中空的管状骨，如四肢骨。为了说明管状骨在支撑体重等力学性能方面的优越性，我们用以下例子加以说明。

如图 1-6 所示，当一根横梁在外加负荷作用下，梁的上半部出现压应力而压缩，梁的下半部出现张应力而伸长。同时，愈靠近梁的中轴部位的应力和应变愈小，在梁的中轴线上几乎无应力和应变，这说明外加负荷对梁中轴部的影响很小。因此，人类骨骼中的管状骨，在其承受各种外力时具有最佳的力学性能。一方面既可节约构骨物质，减轻自重，降低营养消耗；另一方面又不影响其力学性能，不降低其抗断强度。因此，骨的空心圆柱状是最适合完成人体支持、运动等任务的理想结构。

股骨上端骨小梁的特有结构，使它能最完善地承受加于它的力，图 1-7 表示股骨的头颅部受体重 W 的压力时，压力线和张力线的分布情况，它们与骨小梁的结构相一致。同样地，在股骨的下端，受力的方向几乎是垂直的，骨小梁的排列也是垂直的。此外还有交叉成带的结构以加固骨小梁。因此骨小梁以最少的材料提供足够的抗压强度。

骨骼受到外力作用时，会引起内应力，且外力越大，内应力也越大。有人用刚解剖的新鲜股骨（密质骨样品，其骨质致密而坚硬）做拉伸实验，测量其受力时的伸长量，结果如图 1-8 所示。由图 1-8 可知，应力与应变呈非线性关系，且随着应力的增大，非线性程度增大，当应力约为 120×10^{6} N·m^{-2} 时，骨便断裂；但在曲线的起始部分，非线性程度降低，近似服从胡克定律，这时骨骼可近似认为是线性弹性体。材料试验表明，骨的抗张强度约为钢的 1/4，抗压强度接近花岗石，但骨的密度比钢和花岗石均小。与一般金属材料相比，骨材料具有各向异性的力学性能，骨骼在不同方向的负荷作用下，表现出不同的强度，如图 1-9 所示（图中样品轴线上的短黑线表示拉伸方向）。

需要全本请访问 www.ertongbook.com