



普通高等教育“十一五”国家级规划教材
全国高职高专院校规划教材
供医药卫生类相关专业使用

物理学

第二版

徐龙海 主编



科学出版社

普通高等教育“十一五”国家级规划教材
全国医药高等学校规范教材

供高专、高职临床医学、护理、涉外护理、助产、检验、药学、药剂、卫生保健、康复、
口腔医学、口腔工艺技术、医疗美容技术、社区医学、眼视光、中医、中西医结合、
影像技术等专业使用

物 理 学

(第二版)

主 编 徐龙海

副主编 孙福玉 王立普 肖 珊

编 者(按姓氏汉语拼音排序)

何 文 (张掖医学高等专科学校)

邵江华 (宁夏医科大学)

孙福玉 (内蒙古赤峰学院医学部)

王洪国 (聊城职业技术学院)

王立普 (邢台医学高等专科学校)

王幼珍 (上海健康职业技术学院)

肖 蓉 (井冈山学院医学院)

肖 珊 (江西医学院上饶分院)

徐龙海 (聊城职业技术学院)

张怀岑 (井冈山学院医学院)

科 学 出 版 社

北 京

· 版权所有 侵权必究 ·

举报电话:010-64030229;010-64034315;13501151303(打假办)

内 容 简 介

本书是普通高等教育“十一五”国家级规划教材,全书共分13章,较为全面系统地介绍了医用物理学的基本概念、基本规律和研究方法,并介绍了物理学所提供的技术和方法在生命科学、医学科学研究及临床医疗实践中的应用。全书构思新颖,图文并茂,是一本很好的教科书。

本书可供相关医学类高职护理、助产、检验、药学、康复、影像、口腔工艺等专业学生作为教材使用。

图书在版编目(CIP)数据

物理学 / 徐龙海主编. —2版. —北京:科学出版社,2011.2

普通高等教育“十一五”国家级规划教材·全国医药高等学校规划教材

ISBN 978-7-03-030057-7

I. 物… II. 徐… III. 物理学-高等学校-教材 IV. 04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2011)第 010246 号

责任编辑:魏雪峰·许贵强 / 责任校对:李 影

责任印制:徐晓晨 / 封面设计:黄 超

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

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>

北京京华虎彩印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2003年8月第 一 版 开本:850×1168 1/16

2011年1月第 二 版 印张:10 1/2

2017年7月第四次印刷 字数:268 000

定价:24.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

第二版前言

本书是全国卫生职业教学新模式研究课题组根据现代医学对物理学的基本需求,结合近几年教学改革的经验而编写的一本教改教材。

在本书的编写中,我们坚持“贴近学生,贴近社会,贴近岗位”的基本原则,把教材的科学性和实用性相统一。既注重对物理基本知识、基本规律的阐释,又注重适当联系医学实际;既注重介绍经典物理的基本理论,又注重反映物理科学的新成就。力求使本书更加适合卫生类高等职业教育教学的要求。

本书继续保持第一版教学内容所体现的“浅、宽、新、用”特点。所谓“浅”,即在讲述物理理论时力求讲清物理理论的意义,不求数学的严格推导,做到概念明确、深入浅出。所谓“宽”,即在物理知识的选取上,尽量做到知识面宽。所谓“新”,即注重介绍物理新技术在医学中的应用,如激光技术、CT技术等。所谓“用”,即在知识的选取上,注重选取和医学联系密切的应用性强的内容。为使同学们对医用物理学有更加系统和立体的认识,第二版中我们充实了人体力学基础、电磁现象、磁共振成像等内容。为增加教材的可读性,我们增加了物理学在医学中的应用案例。

本教材是我们进行医用物理教学改革的新尝试。在编写中得到了课题组成员单位领导的关心和大力支持,得到参与教学改革的各校学生的大力配合。本书插图绝大部分由王洪国重新电脑绘制。在编写过程中我们还应用了许多专家、学者的研究成果,其文献俱附于后。在此,对所有为本书编写提供帮助的专家、学者、领导、学生及其他人员表示衷心的感谢。

由于编写水平有限,时间仓促,疏漏和不妥之处在所难免,恳请读者批评指正。

编 者

2010年10月

第一版前言

本书是全国卫生职业教学新模式研究课题组根据现代医学对物理学的基本需求,结合教学实践和教改经验而编写的一本教改教材。

在本书的编写中,我们坚持“贴近学生,贴近社会,贴近岗位”的基本原则,把教材的科学性和实用性相统一。既注重对物理基本知识、基本规律的阐释,又注重适当联系医学实际;既注重介绍经典物理的基本理论,又注重反映物理科学的新成就。力求使本书更加适合卫生高等职业教学的要求。

本书力求体现“浅、宽、新、用”的特点。所谓“浅”,即在讲述物理理论时力求讲清物理理论的意义,不求数学的严格推导,做到概念明确、深入浅出。所谓“宽”,即在物理知识的选取上,尽量做到知识面宽,为此书中增加了许多“链接”内容,以使学生对物理学有一个更系统立体的认识。所谓“新”,即注重介绍物理新技术在医学中的应用,如激光技术、CT技术等。所谓“用”,即在知识的选取上,注重选取和医学联系密切的应用性强的内容,如我们开篇即从振动与波动讲起,而不再重复牛顿定律的讲授等。

本教材是我们进行卫生职业教学新模式研究的初步成果,是医用物理教学改革的新尝试。在编写中得到了课题组成员单位领导的关心和大力支持,得到参与教学改革的各校学生的大力配合。本书插图绝大部分由韩继广同志电脑绘制。在编写过程中我们还应用了许多专家、学者的研究成果,其文献俱附于后。在此,对所有为本书编写提供帮助的专家、学者、领导、学生及其他人员表示衷心的感谢。

由于编写水平有限,时间仓促,错误和不妥之处在所难免,恳请读者批评指正。

编 者

2003年7月

目 录

绪论	(1)
第1章 人体力学的基础	(2)
第1节 刚体转动	(2)
第2节 应力与应变	(4)
第3节 弹性模量	(5)
第4节 骨与肌肉的力学特性	(6)
第2章 振动、波动和声波	(10)
第1节 简谐振动	(10)
第2节 阻尼振动、受迫振动和共振	(12)
第3节 简谐振动的合成	(13)
第4节 机械波	(15)
第5节 波的能量	(16)
第6节 惠更斯原理	(17)
第7节 波的干涉	(18)
第8节 波的衍射	(20)
第9节 声波	(20)
第10节 多普勒效应	(22)
第11节 超声波及其在医学中的应用	(23)
第3章 流体的运动	(28)
第1节 理想流体与稳定流动	(28)
第2节 伯努利方程	(29)
第3节 黏滞流体的运动规律	(31)
第4节 血液在循环系统中的流动	(33)
第5节 液体的表面现象	(34)
第4章 静电场	(39)
第1节 电场、电场强度和电势	(39)
第2节 电偶极子和电偶层	(45)
第3节 心电知识	(46)
第5章 直流电	(49)
第1节 基尔霍夫定律	(49)
第2节 RC电路的充放电过程	(51)
第3节 生物膜电势	(52)
第6章 电磁现象	(56)
第1节 磁感应强度	(56)
第2节 电流的磁场	(58)
第3节 磁场对电流的作用	(60)
第4节 磁场的生物效应	(62)
第5节 电磁感应定律	(63)

第6节 电磁波	(67)
第7章 光的波动性	(73)
第1节 光的干涉	(73)
第2节 光的衍射	(75)
第3节 光的偏振	(80)
第4节 双折射与旋光现象	(81)
第8章 光的粒子性	(83)
第1节 光电效应	(83)
第2节 康普顿效应	(85)
第3节 光的波粒二象性	(86)
第4节 光的吸收	(86)
第9章 几何光学	(91)
第1节 球面折射	(91)
第2节 透镜	(92)
第3节 眼睛	(95)
第4节 几种医用光学仪器	(97)
第10章 原子核与放射性	(104)
第1节 原子及原子核的基本性质	(104)
第2节 原子核的衰变类型及衰变规律	(108)
第3节 放射性核素在医学上的应用	(110)
第4节 基本粒子简介	(111)
第11章 激光	(115)
第1节 激光的产生	(115)
第2节 激光的特性与生物效应	(116)
第3节 激光在医学上的应用	(118)
第12章 X射线	(120)
第1节 X射线的产生	(120)
第2节 X射线的吸收	(122)
第3节 X射线的医学应用及防护	(124)
第4节 X射线CT	(126)
第13章 磁共振成像	(130)
第1节 磁共振的基本概念	(130)
第2节 磁共振成像原理	(131)
第3节 磁共振成像系统	(133)
第4节 磁共振的应用	(134)
实验部分	(136)
实验1 刚体转动实验	(136)
实验2 液体黏滞系数的测定	(138)
实验3 示波器的使用	(141)
实验4 透镜焦距的测量	(146)
实验5 单缝衍射实验	(148)
实验6 钠光谱(D)线波长的测定	(149)
参考文献	(153)
物理学教学大纲(草案)	(154)

绪 论

没有今日的基础科学,就没有明日的科技应用……可以想象,我们现在的基础科学将怎样地影响 21 世纪的科技文明。

——李政道

一、物理学的研究对象

在所有的自然科学中,物理学是关于自然界最基本运动形态的科学。它研究的是物质运动的基本规律及其内部结构,研究物质间相互作用和运动转化的普遍规律。由于物理学所研究的规律在自然界中具有最基本、最普遍的意义,因此,物理学知识成为研究其他自然科学不可缺少的基础。在自然科学尚未分类的时代,物理学几乎就是全部的自然科学。随着科学的发展,逐步出现了许多与物理学相关的分支学科,而物理学成为近代科学的基础和带头学科。

医用物理学是物理学的重要分支学科,它是现代物理学与医学相结合形成的交叉学科,是物理知识和规律在生命科学中的应用和发展。

二、物理学的研究方法

物理学是一门实验科学,物理学的基本规律无一不是实验事实的归纳与总结,物理学家任何新思想的正确与否无一不需要经过实验的检验。物理学的研究遵循由实践到理论,再由理论到实践这样循环往复的一般研究规律。从伽利略和牛顿时代到今天的物理学发展,实验对物理学的发展做出了重要贡献。

物理学研究方法包括观察、实验、假说和理论等环节,以客观原型实验事实为依据,通过简化抽象出反映问题本质属性的物理模型,如质点、点电荷、薄透镜等,这样处理不仅使问题的研究大为简化,而且使得出的结论具

有更广泛的适用性。当然,许多重大理论的发现,绝非简单实验结果的总结,它需要直觉和想象力、大胆的猜测和假设,需要深刻的洞察力、严谨的数学推理和逻辑思维,所有这些构成了物理学的研究方法。

物理学研究方法对人类的思维方式产生了深刻的影响。伽利略被誉为“科学之父”,由他开始的物理学的归纳、分析、比较、观察的实验方法,成为其他科学的基本方法。在教学中,物理学思想已成为启迪学生创新思维、培养创造型人才的火种。

三、物理学与医学科学的关系

随着医学科学的发展,医学科学已从对生命的宏观形态的研究进入到微观机制的研究,从细胞水平的研究上升到分子水平的研究,生命科学的理论逐步建立在精确的物理学基础之上,揭示生命现象的本质。物理学所提供的技术和方法正日益广泛地应用于生命科学、医学研究及临床医疗实践中。例如,光学显微镜、X 线透视、放射性检查等在医学中的应用早已为人们所熟知,而现代的 X-CT 技术、磁共振成像技术、光纤内镜技术等也变得越来越普遍,各种热疗、电疗、光疗、放疗、超声治疗、低温冷冻治疗等成了常用的辅助治疗手段。

总之,物理学在理论和技术上的进步,为生命科学和医学的发展提供了理论基础和技术方法。同时,生命科学和医学科学的发展,又向物理学提供了崭新的研究课题,使医学物理学的内容更加丰富多彩。正因为如此,医学物理学成为一门医学类专业必不可少的基础课程,通过对它的学习,我们不仅可以掌握必要的物理学的基本概念、基本规律、研究方法,而且可以为学习其他学科和技术打下坚实的基础。

第 1 章 人体力学的基础

学习目标

1. 能说出刚体的转动定律, 会描述角动量与角动量守恒。
2. 会描述应力与应变, 能举例说明其在医学中的应用。
3. 能说出弹性与塑性的概念, 会描述弹性模量与应变的关系。
4. 能举例说明骨和肌肉的力学特性在医学中的应用。

案例

骨骼与应力

俗语“伤筋动骨一百天”说的是人们对骨折愈合期的一种粗略经验, 骨折手术后一般要经过 15 周到 20 周才能完全愈合。骨折愈合的前三四周是骨痂形成期, 骨痂丰富了才能促成骨的再生和愈合, 骨痂在应力的作用下才能产生, 由于新生骨痂疏松, 运动和应力过大又会损伤骨痂的固化和强化, 为此需要对骨折部分进行固定并施加一定的压应力。由此看来, 科学地使用应力刺激对临床上治愈骨折有重要的意义。

第 1 节 刚体转动

在外力作用下, 形状和大小都不发生改变的物体叫刚体。实际上物体在力的作用下, 都会发生形变, 所以刚体是一种理想模型。当研究的重点是物体的转动属性时, 在许多情况下, 其形状和大小的变化可以忽略, 可把物体近似看作刚体处理。

刚体运动有两种最基本的形式, 即平动与转动。刚体平动时, 在同一时刻刚体内各质点有完全相同的速度和加速度。因此刚体可当作一个质点来处理。刚体转动时, 如果刚体各质点都绕一固定轴做圆周运动, 我们将刚体的这种运动叫做刚体的定轴转动。刚体的一般运动可看做是平动和转动的叠加, 例如车轮的滚动, 可看做车轮中心的平动与整个车轮绕其中心轴转动的合运动。本节只限于讨论刚体的定轴转动。

一、刚体的定轴转动

刚体做定轴转动时, 刚体上各点的速度、加速度以及在同一段时间内的位移各不相同, 然而各点在同一时间内转动的角度却是相同的。所以可以用角量(角位移、角速度、角加速度)来描述整个刚体的转动。

如图 1-1-1 所示, P 为刚体中的某一点, 过 P 点垂直于转动轴 AA' 的平面叫转动平面, 交转轴于 O , 则 P 点在转动平面上绕 O 做圆周运动。在此平面内, 做垂直于转轴的参考线 OX , 半径 OP 与 OX 的夹角 θ 就是决定刚体位置的角坐标, 在任意 Δt 时间内角坐标的增量 $\Delta\theta = \theta_2 - \theta_1$, 叫做刚体的角位移, 角位移 $\Delta\theta$ 的正负代表刚体转动的方向, 在图 1-1-1 中, $\Delta\theta > 0$, 表示刚体逆时针转动, $\Delta\theta < 0$, 表示刚体顺时针转动。

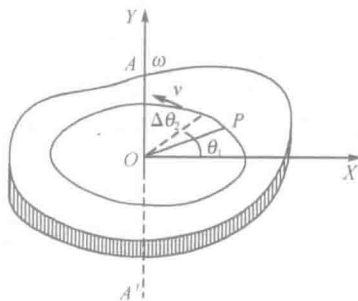


图 1-1-1 刚体的定轴转动

角坐标和角位移的单位为弧度(rad)。比值 $\frac{\Delta\theta}{\Delta t}$ 叫刚体的平均角速度, 用 $\bar{\omega}$ 表示, $\bar{\omega} = \frac{\Delta\theta}{\Delta t}$, 而

$$\omega = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\theta}{\Delta t} = \frac{d\theta}{dt} \quad (1.1.1)$$

叫刚体的瞬时角速度, 简称角速度, 它的单位是弧度 $\cdot$ 秒 $^{-1}$ ($\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$)。角速度的正负与角位移相同。

如果 ω 不变, 则刚体做匀速转动。如果 ω 随时间改变, 则刚体做变速转动。刚体的平均角加速度为 $\bar{\beta} = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}$, 而角加速度为

$$\beta = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \omega}{\Delta t} = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d^2\theta}{dt^2} \quad (1.1.2)$$

角加速度的单位为弧度·秒⁻² (rad·s⁻²)。角加速度的正负与角速度的增量相同。

刚体转动中的角位移、角速度、角加速度统称为角量。质点运动和刚体平动中的位移、速度和加速度称为线量。

二、转动定律

在外力的作用下,刚体绕定轴转动,获得加速度。为了得到外力矩与角加速度的关系,首先讨论质量为 m 的质点的定轴转动。如图 1-1-2(a)所示,一个质量为 m 的质点,力 F 作用在质点上,并位于其转动平面内。质点在力 F 的作用下,围绕通过点 O 的轴做半径为 r 的圆周运动。

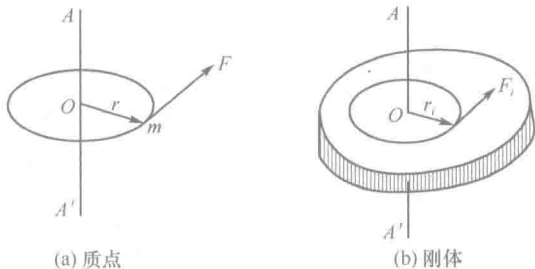


图 1-1-2 转动定律

根据牛顿第二定律, $F = ma$, a 为质点的切向加速度。由于 $a = r\beta$, 于是 $F = ma = mr\beta$, 而力 F 对转轴 O 的力矩为 $M = Fr$, 因此得到

$$M = (mr^2)\beta$$

上式表明,在外力矩作用下,质点的角加速度 β 的大小与力矩 M 的大小成正比。

刚体可以看成是由许多质点所组成的。在力 F 的作用下,每个质点受到一个力矩的作用,即 $M_1 = m_1 r_1^2 \beta$, $M_2 = m_2 r_2^2 \beta$, 对于定轴转动的刚体,每个质点所受的力矩方向相同,刚体所受的总力矩就是各质点的力矩之和,即

$$M = \sum_i M_i = (\sum_i m_i r_i^2) \beta$$

式中: $\sum_i m_i r_i^2$ 为刚体的转动惯量 J , 于是得到

$$M = J\beta \quad (1.1.3)$$

上式表明,刚体转动的角加速度与作用在刚体上的力矩成正比,与刚体的转动惯量成反比,这一定律称为刚体的转动定律。它相当于质点运动的牛顿第二定律。

链接

一些物体的转动惯量的公式

①圆环:质量 m 、半径 R

转轴:过中心与环面垂直

$$J = \frac{1}{2} mR^2$$

②薄圆盘:质量 m 、半径 R

转轴:过中心与环面垂直

$$J = \frac{1}{2} mR^2$$

③球壳:质量 m 、半径 R

转轴:沿直径

$$J = \frac{2}{3} mR^2$$

④圆环:质量 m 、半径 R

转轴:沿直径

$$J = mR^2$$

⑤圆柱体:质量 m 、半径 R

转轴:沿几何轴

$$J = \frac{1}{2} mR^2$$

⑥球体:质量 m 、半径 R

转轴:沿直径

$$J = \frac{2}{5} mR^2$$

三、角动量与角动量守恒

1. 角动量 质量为 m 的质点在外力矩 M 的作用下,绕定轴转动, r 为转轴 O 到质点 P 的矢径,质点的动量为 $m\mathbf{v}$ 。定义矢径 $\mathbf{r}$ 与动量 $m\mathbf{v}$ 的矢量乘积为角动量,用 $\mathbf{L}$ 表示,即角动量的大小

$$L = mvr = mr^2\omega$$

角动量的方向与角速度的方向相同,其单位为 $\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ 。

刚体定轴转动的角动量应是其各个质点的角动量的总和,即

$$L = \sum_i m_i \mathbf{v}_i \cdot \mathbf{r}_i = (\sum_i m_i r_i^2) \omega$$

因为 $\sum_i m_i r_i^2 = J$ 是刚体的转动惯量,代入上式得

$$L = J\omega \quad (1.1.4)$$

转动定律 $M = J\beta$ 也可用角动量来描述,即

$$M = J \frac{d\omega}{dt} = \frac{d(J\omega)}{dt} = \frac{dL}{dt} \quad (1.1.5)$$

上式表示,对给定的轴,刚体所受到的力



矩等于刚体的角动量对时间的变化率,这是转动定律的另一种表达式,但它的适用范围更广。

2. 角动量守恒定律 由式(1.1.5)可知,如果刚体所受的合外力矩 $M=0$,即 $\frac{dL}{dt}=0$,也就是说刚体的角动量不随时间的变化而变化,刚体的角动量保持一常数,即此时刚体的角动量守恒。这就是刚体的角动量守恒定律。

第2节 应力与应变

一、应变

在弹性力学中,物体受到外力作用时,其形状和大小的改变称为形变。在外力去掉之后,根据形变能否恢复为原来的形状,形变又分为弹性形变和塑性形变。在一定的形变范围内,去掉外力后物体能够完全恢复原状的形变,称为弹性形变。为了反映物体受到外力作用时发生的形变程度,将物体的体积、长度和形状的变化与其原有值之比,称为应变。下面分别讨论物体在上述三种形变时应变的具体表现形式。

1. 线应变 如图 1-2-1 所示,一粗细均匀各向同性的细棒原长为 L_0 ,在外力作用下被拉长,长度伸长量为 ΔL ,则长度的变化量 ΔL 与原长 L_0 的比值 $\frac{\Delta L}{L_0}$ 称为该物体的拉伸应变或张应变,用符号 ϵ 表示,即

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (1.2.1)$$

当物体在外力作用下被压缩时,应变仍用上式表示,但 ΔL 为负,应变 ϵ 为负值,此种应变称为压缩应变或压应变。拉伸应变和压缩应变统称为线应变。

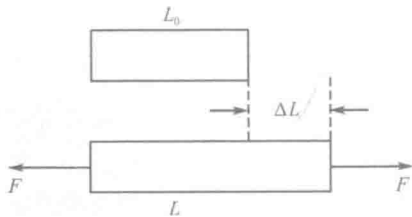


图 1-2-1 拉伸应变

2. 体应变 如果各向同性的物体在各个方向上受到的压力改变量相同时,物体的形状

不变,仅仅发生体积的变化,则体积的改变量 ΔV 与原体积 V_0 之比,叫做体应变,用符号 θ 表示,即

$$\theta = \frac{V - V_0}{V_0} = \frac{\Delta V}{V_0} \quad (1.2.2)$$

显然 $\Delta V > 0$ 时, θ 为正; $\Delta V < 0$ 时, θ 为负。

3. 切应变 物体在一对剪力作用下所产生的形变叫做剪切形变,所谓剪力就是指大小相等、方向相反而作用线不重合的一对力。如图 1-2-2 所示,在剪力的作用下,正方体的上下底面产生相对位移 Δx 而变成平行六面体,但体积没有变化。设上下底面垂直距离为 d ,则比值 $\frac{\Delta x}{d}$ 叫做物体的切应变或剪应变,用符号 γ 表示,即

$$\gamma = \frac{\Delta x}{d} = \tan \varphi \quad (1.2.3)$$

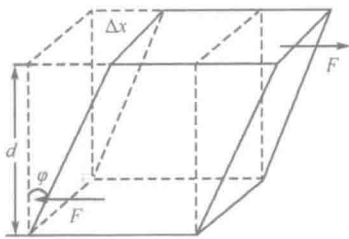


图 1-2-2 剪应变

在形变很小时,切变角 φ 一般都很小,上式可以写成

$$\gamma \approx \varphi$$

三种应变都无量纲,没有单位。它们只是相对地表示形变程度,而与原来的长度、形状和体积都没有关系。气体、液体没有自身形状,所以它们没有线应变和切应变,只有体应变。固体则三种应变均有。

二、应力

以拉伸应变为例,对同一物体若施以不同的作用力,它将产生不同的应变,由此可见,形变的程度不仅与物体的性质有关,而且还与受力的大小有关。对于上面三种应变,下面具体分析物体内部的受力情况。

十分明显,弹性体受外力而产生形变时,微观粒子之间的位置发生了相对变化,其内部会出现因形变而产生的内力,从而使物体具有恢复原状的趋势。为了描述物体内部各处的强度,引入应力概念。我们定义物体内部单

位面积上受到的内力叫做应力。

1. 正应力 如图 1-2-3 所示,在外力 F 作用下,物体被拉伸。在物体上任选一与外力垂直的截面 S , S 将物体分成左右两段。这两段物体将互相受到内力的作用,且分布于任一截面上的合力和物体两端受到的拉力相等。实验表明,物体的线应变一方面与物体所受到的内力大小成正比,另一方面又与物体的横截面积成反比。因此,定义物体内部单位面积上受到的内力,叫做拉伸应力或张应力,用符号 σ 表示,即

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (1.2.4)$$

上式为截面 S 上的应力平均值。如果求某一点的拉伸应力,则应采用求导数的方法,即

$$\sigma = \frac{dF}{dS}$$

如果物体受到的是压力作用时,应力称为压缩应力或压应力。线应变时,内力方向与截面正交,因而线应变产生的应力为正应力。

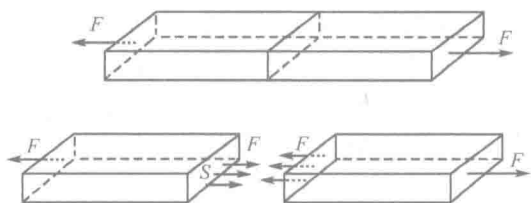


图 1-2-3 拉伸应力

2. 体应力 当物体受到外力作用,体积发生变化,而形状不变时,如果物体各向同性,则其内部在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。所以体应力可以用压强的增量 ΔP 来表示。

3. 切应力 当物体发生切应变时,物体上下两个界面受到与界面平行但方向相反的外力作用。在物体上任一与界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界面方向相反的内力的作用。它们都是平行于截面的切向内力。切向内力 F 与截面积 S 之比,称为切应力或剪应力,用符号 τ 表示,即

$$\tau = \frac{F}{S} \quad (1.2.5)$$

对某一点的切应力为

$$\tau = \frac{dF}{dS}$$

在国际单位制中,应力的单位是帕斯卡(Pa), $1\text{Pa} = 1\text{N} \cdot \text{m}^{-2}$ 。

总之,应力就是作用在单位面积上的内力,与截面正交的正应力称为法向应力,切应力则是与截面平行的应力,称为切向应力。在复杂形变中,截面上各处的应力不一定相等,方向可以与截面成一定的角度。因此,正应力和切应力可以同时存在。

链接

骨骼具有良好的自身修复能力,并可随力学环境的变化而改变其性质与外形。应力的增加使骨骼中的基质呈碱性,这使基质中的带有碱性的磷酸盐沉淀下来,骨骼中的无机盐成分因此而增加,骨骼的密度、抗压性就得到增加;相反,如应力减少,则骨骼中基质呈酸性,它将溶解骨中的一部分无机盐,并将这些无机盐搬出体外,使骨骼萎缩,产生骨质疏松。

第3节 弹性模量

一、弹性与塑性

实验表明,物体在外力作用下将产生应变,切应变的大小随着应力的变化而变化。对于不同材料其变化情况虽然不同,但它们具有一个共同的变化趋势。如图 1-3-1 所示为典型的展性金属应力-应变关系曲线。由原点到 a 点应力和应变成正比关系,但从 a 点起,直线开始弯曲,标志着应力和应变成正比的关系被破坏了,因此 a 点叫做正比极限。由 a 到 b 点应力和应变不再成正比。但在这一范围内去掉外力时,材料仍能恢复原状,超过 b 点后,撤去外力材料不能完全恢复原状,将产生永久形变,因此 b 点叫弹性极限。超过 b 点就进入塑状,材料表现出永久变形。当应力达到 c 点时,材料断裂, c 点叫断裂点。断裂点的应力称为极限强度。拉伸时,断裂点的极限强度称为被试材料的抗张强度;压缩时,断裂点的极限强度称为被试材料的抗压强度。不同材料的极限强度不同,同种材料的抗张强度和抗压强度也不同,它们表征材料的强度特性。如果材料的 ϵ_b 与 ϵ_c 差值较大,说明这种材料能产



生较大的塑性形变,表示它具有展性;如果材料的 ϵ_b 与 ϵ_c 差值较小,则材料表现出脆性。

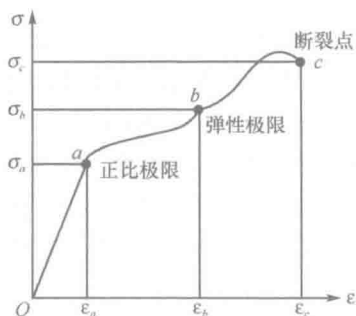


图 1-3-1 展性金属的应力-应变曲线

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,这一规律即是著名的虎克定律。对于同一种材料,应力与应变的比值是一定的,它是反映材料自身弹性强弱的物理量,叫做该物体的弹性模量。虎克定律可写成

$$\text{应力} = \text{弹性模量} \times \text{应变}$$

弹性模量是材料的重要特征,它表示材料抵抗外力变形作用的能力。

在拉伸或压缩情况下,弹性模量称为杨氏模量;在体变情况下,弹性模量叫做体变模量;在切变情况下,弹性模量称为切变模量。

1. 杨氏模量 在拉伸或压缩情况下,弹性模量称为杨氏模量,用符号 E 表示。即

$$E = \frac{\frac{F}{S}}{\frac{\Delta L}{L_0}} = \frac{FL_0}{S\Delta L} \quad (1.3.1)$$

对于均匀材料(如钢)拉伸、压缩时的 E 是相同的,对于非均匀材料(混凝土、骨骼等)拉伸、压缩时的 E 是不相同的。杨氏模量的单位是 Pa。表 1-3-1 列出了一些常见材料的杨氏模量、弹性限度和极限强度。

当细棒被纵向拉长时将发生横向收缩。实验表明:横向线度的相对缩短与纵向线度的相对伸长成正比。用 d 表示横向线度(如果横断面是圆形, d 为其直径), Δd 表示其变化量,则

$$\frac{\Delta d}{d} = \mu \frac{\Delta l}{l_0} \quad (1.3.2)$$

式中: μ 是材料的特征常数(纯数),称为泊松比。

表 1-3-1 一些常见材料的杨氏模量、弹性限度和极限强度(单位:Pa)

材料	杨氏模量	弹性限度	抗张强度	抗压强度
不锈钢	19.7×10^{10}	30×10^7	50×10^7	—
熟铁	19.0×10^{10}	17×10^7	33×10^7	—
铜	12.6×10^{10}	20×10^7	40×10^7	—
铝	6.8×10^{10}	18×10^7	20×10^7	—
玻璃	5.5×10^{10}	—	5×10^7	110×10^2
花岗石	5.0×10^{10}	—	—	20×10^3
砖	2.0×10^{10}	—	—	4×10^7
木材	1.0×10^{10}	—	—	10×10^7
骨(拉伸)	1.6×10^{10}	—	12×10^7	—
骨(压缩)	0.9×10^{10}	—	—	17×10^7
腱	0.2×10^8			
橡胶	0.01×10^5			
血管	0.002×10^8			

例 1-3-1 弹跳蛋白是一种存在于跳蚤的弹跳机构和昆虫的飞翔机构中的蛋白,其杨氏模量接近于橡皮。今有一截面积为 30cm^2 的弹跳蛋白,加 270N 的力后长度为原长的 1.5 倍,求其杨氏模量。

$$\text{解: 由 } E = \frac{FL_0}{S\Delta L},$$

$$\text{得 } E = \frac{270 \times L_0}{0.5L_0 \times 30 \times 10^{-4}} = 1.8 \times 10^5 (\text{Pa})$$

弹跳蛋白的杨氏模量为 $1.8 \times 10^5 \text{Pa}$ 。

2. 体变模量 在体变情况下,弹性模量叫做体变模量,用符号 K 表示,即

$$K = -\frac{\Delta P}{\theta} = -\frac{\Delta PV_0}{\Delta V} \quad (1.3.3)$$

式中:负号表示体积缩小时,压强是增大的。将体变模量的倒数称为压缩率,用符号 κ 表示,即

$$\kappa = \frac{1}{K} = -\frac{\Delta V}{\Delta PV_0}$$

第 4 节 骨与肌肉的力学特性

一、骨的力学特性

骨骼系统的主要作用是保护内脏、提供坚实的动力交接和肌肉联结,便于肌肉和身体的



活动,骨组织是一种特殊的结缔组织,它具有一定的结构形状及力学特性,又有很强的自我修复功能与力学适应性。

从功能上看,骨最主要的机械性能是其强度和硬度,由应力-应变曲线可获其相关信息。图1-4-1是皮质骨、玻璃、金属的机械性能。可以看出,当变形较小时,骨骼为线形弹性体,但当变形大于一定值后,表现出明显的塑性。

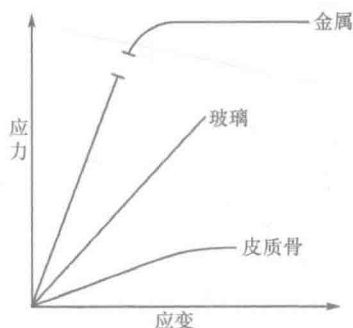


图 1-4-1 不同材料的应力-应变曲线

不同性质的骨结构各有其机械性能:皮质骨较松质骨硬,能承受较大的应力,但在破坏前仅能有较小的应变。体外实验表明,松质骨在应变超过 75% 才会折断,而皮质骨在应变超过 2% 就会破坏。工程力学中称最大应变小于 5% 的材料为脆性材料。图 1-4-2 是两种骨材料破坏时的断裂面示意图。



图 1-4-2 脆性材料与延性材料的断裂面

力学实验表明,骨骼是典型的非线性弹性体,图 1-4-3 是密质骨的拉伸实验曲线。显然在曲线的开始部分,非线性程度较低,可近似认为骨骼是线性弹性体,即在有限单向载荷作用下,其应力-应变关系满足虎克定律。与一般的金属材料不同,骨骼在不同方向载荷作用下表现出不同的力学性能(各向异性)。图 1-4-4 是人股骨标准试样在不同方向拉伸时的刚度和强度变化曲线,可以看出,在纵轴方向上加载时,试样的刚度和强度最大,而在横轴方向上最小。骨骼的变形、破坏与其受力方式有关。人体骨骼受力

形式多种多样,可根据外力和外力方向,将骨骼的受力分为拉伸、压缩、弯曲、剪切、扭曲和复合载荷 6 种。

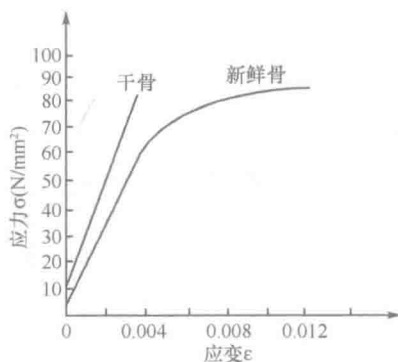


图 1-4-3 骨骼的单项拉伸曲线

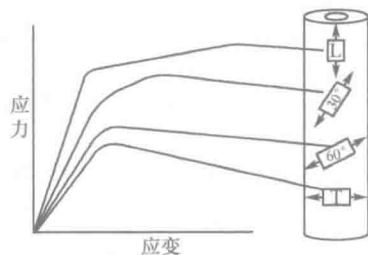


图 1-4-4 骨骼不同方向的拉伸曲线

二、肌肉的力学特性

可兴奋细胞——肌纤维是肌肉的主要成分。肌纤维的直径为 $10 \sim 60 \mu\text{m}$, 它由直径为 $1 \mu\text{m}$ 左右的许多肌原纤维组成, 肌原纤维又是由直径更小的许多蛋白微丝组成。这些蛋白微丝之间可以相互作用, 使肌肉发生收缩或伸长。肌原纤维发生伸缩的基本单元为肌节, 肌节的长度是变化的, 充分缩短时长约 $1.5 \mu\text{m}$, 放松时为 $2.0 \sim 2.5 \mu\text{m}$, 而完全伸长时可达为 1mm 左右。肌肉的功能是将化学能转变为机械能。目前关于肌肉力学性质的研究结果大部分都是针对骨骼肌进行的。

1. 肌肉的力学模型 与一般材料特性不同, 肌肉收缩时产生的张力变化主要依赖于肌肉内结构的变化, 图 1-4-5 给出了一根肌纤维的张力-长度曲线。可以看出, 在肌节处于休息长度时张力最大, 但当肌节长度达到 $3.6 \mu\text{m}$ 后, 主动张力却变为零。肌纤维具有主动收缩性, 此外, 肌纤维及其周围的结缔组织还可以被动承载, 因此整块肌肉伸缩时的张力应为主动张力与被动张力之和, 如图 1-4-6



所示。

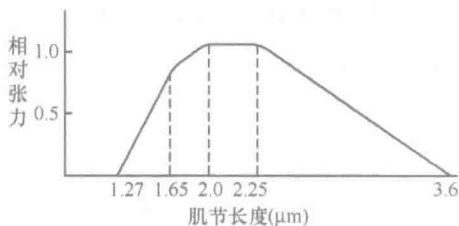


图 1-4-5 肌纤维长度-主动张力曲线

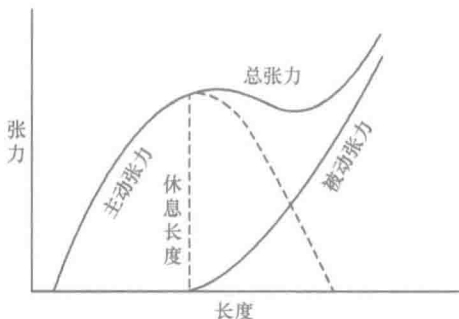


图 1-4-6 整块肌肉的力学特性

整块肌肉的力学特性较为复杂,为研究方便,可将其表示为图 1-4-7 所示的三单元模型。图中收缩元代表肌肉中有活性的主动收缩成分,当肌肉兴奋时可产生张力,其张力的大小与其微观结构有关,骨骼肌处于静息状态时,收缩元对张力没有贡献,并联弹性元代表肌肉被动状态下的力学性质,主要与主动收缩单元周围的结缔组织有关;串联弹性单元主要代表主动收缩单元的固有弹性及与之相串联的部分结缔组织。

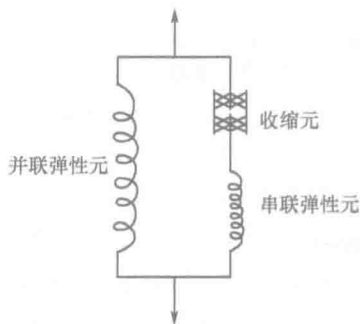


图 1-4-7 肌肉的三单元模型

整块肌肉可认为是由许多这样的模型混联在一起构成的,模型的串联构成肌肉的长度,模型的并联构成肌肉的厚度,因此,可以把肌肉看成由多个模型串联和并联而成。由多个模型串联而成的肌肉,各个收缩元产生相同的收缩力,每个模型受到的外力相等,

也等于整个肌肉两端的外力,而肌肉的伸长或缩短的总长度却等于各个模型伸长或缩短之和。由此可见,肌肉长度的增加,对其收缩速度有良好影响,但不影响它的收缩力。在多个模型并联而成的肌肉的一个断面上,各个模型产生同样的变形与相同的收缩速度,而肌肉两端的作用力是各个模型对其两端的作用力之和。因此,肌肉生理横断面的增加会导致肌肉收缩力的增加,但不会影响肌肉收缩速度。

2. Hill 方程 前面的内容表明,肌肉的收缩速度与收缩力之间存在相关关系,对此, Hill 进行了详细的阐述。Hill 取青蛙的缝匠肌为试样,两端夹紧,保持长度 L_0 不变,以足够高的频率和电压加电刺激,使之挛缩产生张力 P_0 ,然后将其一端松开,使其张力下降为 P ,在张力变化过程中测量张力 (P) 与速度 (v),并同时测定肌肉收缩时产生的热量与维持挛缩状态需要的热量。考虑肌肉收缩时,一方面对外做功(记为 W),另一方面对外释放热量(记为 H),由能量守恒原理,肌肉收缩时对外释放的能量为

$$E = W + H \quad (1.4.1)$$

肌肉对外所做的功等于负荷 P 和肌肉缩短距离 x 的乘积,即

$$W = Px \quad (1.4.2)$$

另外,从实验发现,肌肉收缩时释放的热量 H 与肌肉缩短距离成正比,即

$$H = ax \quad (1.4.3)$$

比例因子 a 表示肌肉收缩单位长度所释放的热量,具有力的量纲。

将关系式(1.4.2)和关系式(1.4.3)代入关系式(1.4.1),即得肌肉收缩时所释放能量 E 的表达式:

$$E = (P + a)x \quad (1.4.4)$$

若将上式对时间求导数,考虑到距离的导数就是速度,我们有:

$$\frac{dE}{dt} = (P + a)v \quad (1.4.5)$$

实验表明,当肌肉收缩时,对外释放能量 E 的时间变化率随负荷减小而增大,且与肌肉能提起的最大负荷 P_0 和实际负荷 P 之差成正比,假定比例系数为 b ,那么有:

$$(P + a)v = b(P_0 - P) \quad (1.4.6)$$

这便是 Hill 导出的肌肉力-速度关系方

程,经简单代数运算后,Hill方程可改写为

$$(P+a)(v+b) = (P_0+a)b \quad (1.4.7)$$

这个方程的右侧为常数,与双曲线方程相似,这说明肌肉力与其收缩速度成反比。

本章讲述了人体力学的基础知识,阐明了角动量、应力、应变、弹性模量等基本概念,研究了刚体定轴转动的规律:

$$M = J\beta$$

即刚体转动的角加速度与作用在刚体上的力矩成正比,与刚体的转动惯量成反比,这一定律称为刚体的转动定律。本章还介绍了骨与肌肉的力学特性。

小结

目标检测

一、名词解释

1. 刚体
2. 角动量
3. 应变和应力
4. 弹性和塑性

二、简答题

1. 若刚体转动的角速度很大,作用于刚体的力一定

很大吗?

2. 形变是怎样定义的? 它有哪些形式?
3. 肌纤维会产生哪几种张力? 整体肌肉的实际张力与这些张力有何关系?

三、计算题

1. 飞轮由静止开始做匀加速转动,前2min转了3600转,求飞轮的角加速度和第二分钟末的角速度。
2. 质量为200g,半径为15cm的水平转盘以5rad/s的角速度旋转,一质量为20g的虫子掉在盘心并沿矢径方向向外爬行。求当虫子爬到盘边缘时,圆盘旋转的角速度。
3. 在骨试样的拉伸试验中,测出长度为10cm、截面积为4cm²的试样的杨氏模量 $E=16 \times 10^9 \text{ N/m}^2$,若断裂应变 $\frac{\Delta l}{l} = 0.01$,求使骨试样断裂的最小力。
4. 松弛的二头肌,伸长5cm时所需的力为25N,而当这条肌肉处于紧张状态时,产生同样伸长则需500N的力,如将此肌肉看成是一条长0.2m,横截面积为50cm²的圆柱体,求上述两种状态的杨氏模量。
5. 某人体重60kg,其腿骨长1.2m,平均横截面积3cm²,求此人站立时腿骨骼缩短了多少? 骨的杨氏模量按 $1 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$ 计算。

(张怀岑)



第2章 振动、波动和声波

学习目标

1. 会描述简谐振动的基本规律,能说出两个同频率、同方向的振动合成的结果。
2. 会描述波的传播规律,能说出波的干涉、衍射现象的一些基本规律。
3. 能举例说明超声波的特性及在医学中的应用。

案例

次声波

次声波是一种振动频率低于 20Hz 的机械波,传播距离远,穿透能力强,人的耳朵听不见。当使用次声波武器对有生力量杀伤时,在毫无知觉的情况下次声波已悄悄进入人体,人体各器官就会不由自主地随之共振不止。轻者头痛、恶心、眩晕,次重者肌肉痉挛、全身颤抖、呼吸困难、神经错乱,严重者脱水休克、失去知觉、血管破裂、内脏损伤而迅速死亡,并且从外观上看无任何痕迹。所以,有人称它是“杀人不见血的新式武器”。

1968 年 4 月的一个傍晚,在法国马赛附近的一户 12 人家庭正在吃晚饭,突然间一个个莫名其妙地失去知觉,短短几十秒后 12 人全部死亡,与此同时,还在田间干活的另一家农民,10 个人也当场毙命。这是什么原因造成的呢?后来经调查,才知道坐落在 16km 外的国防部次声实验所正在进行次声武器试验,由于技术上的疏漏,次声波泄露出来,造成了这一杀人不见血的惨案。

第1节 简谐振动

微风中树叶的颤动给人以美的享受,人体中心脏的跳动给人以生命的支撑。大千世界的这种“颤动”和“跳动”——一种看似简单,周而复始的运动,构成了多彩世界的美妙音符。物理学上我们把物体或物体的一部分在某一位置(平衡位置)附近来回地做周期性运动叫做机械振动,简称振动。振动现象是多种多样的,其中最简单最基本的振动是简谐振动,一切复杂的振动都可以分解成若干个简谐振动。

一、简谐振动及简谐振动方程

将一质量可忽略的弹簧,一端固定,另一端系一一定质量的物体,放在光滑的水平面上。其中弹簧和物体相连组成弹簧振子,如图 2-1-1 所示。

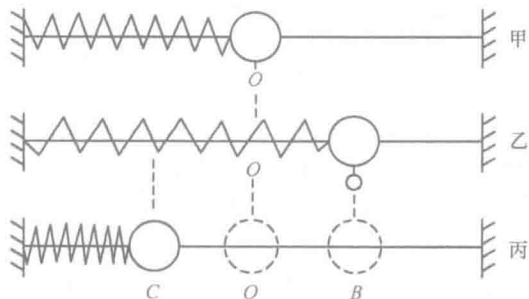


图 2-1-1 弹簧振子的简谐运动

当弹簧处于自然状态时,作用在振子上的合力为零,这个位置称为平衡位置。将物体从平衡位置向右拉到位置 B 后放开,物体就在平衡位置附近振动。

仔细观察物体的运动,我们可以看到物体被拉到 B 位置时,弹簧由于伸长而产生一个向左指向平衡位置的弹力即回复力,放开振子以后,振子就在这个弹力的作用下向左做加速运动。当物体到达平衡位置 O 时,它所受到的合力为零,加速度也为零,但速度并不为零,由于惯性,它将继续向左运动,此后弹簧被压缩,被压缩的弹簧产生一个向右指向平衡位置的弹性回复力,该力与运动方向相反,因此物体将做减速运动,直至到达位置 C,速度减小为零。此后物体又在回复力的作用下向右加速返回平衡位置,跟前面所述情况相似,振子到达平衡位置后仍然不停下来,而是通过该位置,到达位置 B。这样振子就完成了—个全振动,如此周而复下去。

设弹簧的劲度系数为 k , 物体的质量为 m , 忽略各种阻力, 取弹簧原长(平衡位置) O 处为坐标原点, x 坐标轴指向右为正。物体位置坐标为 x , 所受弹性回复力 F 可表示成