

现代肢体残疾外科治疗学

主 编 宁志杰 鲁玉来

人民军医出版社

R

106217

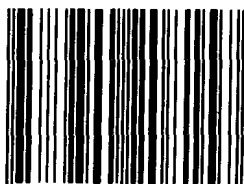
现代肢体残疾外科治疗学

XIANDAI ZHITI CANJI WAIKE ZHILIAOXUE

主 编 宁志杰 鲁玉来
副主编 门洪学 毛宾尧 贾连顺
姚建祥 邬华彬 周天健
主 审 卢世璧
编 委 (以姓氏笔画为序)

丁伯坦	门洪学	王庆良	王吉波
毛宾尧	宁志杰	孙 磊	孙玉华
毕复海	李子荣	李承球	朱大成
刘晓平	邬华彬	汪启筹	张 辉
周天健	范启申	姚建祥	侯希敏
徐 林	贾连顺	秦泗河	黄庆森
黄宏前	黄彦杰	梅芳瑞	鲁玉来
蔡钦林	廖可国		

ISBN 7-80020-815-X



9 787800 208157 >

人民军医出版社

北 京

(京)新登字 128 号

图书在版编目(CIP)数据

现代肢体残疾外科治疗学/宁志杰,鲁玉来主编.-北京:人民军医出版社,1998.9

ISBN 7-80020-815-X

I. 现… II. ①宁…②鲁… III. 四肢-外科学:治疗学 IV. R658

中国版本图书馆 CIP 数据核字(98)第 01495 号

12/6

人民军医出版社出版

(北京市复兴路 22 号甲 3 号)

(邮政编码:100842 电话:68222916)

人民军医出版社激光照排中心排版

国防科工委印刷厂印刷

新华书店总店北京发行所发行

*

开本:787×1092mm 1/16·印张:28·字数:648 千字

1998 年 9 月第 1 版 1998 年 9 月(北京)第 1 次印刷

印数:0001~5200 定价:50.00 元

ISBN 7-80020-815-X/R·744

〔科技新书目:457—164⑧〕

(购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换)

编 著 者

(以姓氏笔画为序)

- | | |
|-----|------------------|
| 丁伯坦 | 中国康复研究中心 |
| 门洪学 | 第 208 医院全军骨科中心 |
| 王吉波 | 第 146 医院济南军区骨科中心 |
| 王庆良 | 第四军医大学西京医院骨科 |
| 王少波 | 北京医科大学三院骨科 |
| 王智良 | 新疆生产建设兵团医院 |
| 毛宾尧 | 宁波市第一人民医院骨科研究所 |
| 宁志杰 | 第 88 医院全军骨科中心 |
| 孙 磊 | 第 88 医院全军骨科中心 |
| 孙玉华 | 第三军医大学新桥医院 |
| 任先军 | 第三军医大学新桥医院 |
| 邬华彬 | 第 359 医院骨科 |
| 朱大成 | 第 88 医院全军骨科中心 |
| 朱庆生 | 第四军医大学西京医院 |
| 刘晓平 | 济南军区总医院骨科 |
| 毕复海 | 武警山东总队医院骨科 |
| 李光业 | 第二军医大学长海医院骨科 |
| 李子荣 | 北京中日友好医院骨科 |
| 李新忠 | 第 359 医院骨科 |
| 李承球 | 南京大学鼓楼医院骨科 |
| 李佩佳 | 第 88 医院全军骨科中心 |
| 张 辉 | 泰山医学院附属医院 |
| 张雪非 | 第 359 医院骨科 |
| 吴其常 | 第 208 医院全军骨科中心 |
| 陈晓华 | 海军 414 医院骨科 |
| 汪启筹 | 上海第二医科大学新华医院骨科 |
| 杨 文 | 北京医科大学三院骨科 |
| 周天健 | 中国康复研究中心 |
| 周江南 | 湖南医科大学骨科 |
| 范启申 | 第 89 医院全军创伤骨科中心 |
| 侯希敏 | 青岛市第二人民医院骨科 |

姚建祥	武警部队总医院骨科
徐 林	北京医科大学人民医院骨科
秦泗河	北京儿麻矫治中心
贾连顺	第二军医大学长征医院骨科
黄庆森	天津市第三医院骨科
黄彦杰	第 88 医院全军骨科中心
黄宏前	第 117 医院骨科
梅芳瑞	第三军医大学新桥医院骨科
韩文祥	锦州市第二人民医院骨科
鲁玉来	泰山医学院骨科研究所
蔡钦林	北京医科大学三院骨科
廖可国	第 88 医院全军骨科中心

协 助 编 著 者

于秀淳	王开友	王 宁	王增涛	卢一生	匡正达
郭 刚	周祥吉	杨永竑	贾庆卫	黄云钟	鲁 雯
燕好军					

内 容 提 要

本书由数十位矫形外科及康复医学专家集体编著。分总论和各论两个部分,总论概述了骨骼系统生物力学基础、肢体残疾的诊断与功能重建方法、心理康复及牵引治疗措施等;各论系统介绍了先天或后天原因所致四肢、脊柱常见的 50 余种严重畸形和运动功能障碍的诊断、手术适应证、国内外矫形外科新技术、新方法,以及康复训练指导与假肢、矫形器的使用等。内容理论联系实际,图文并茂,具有较强的科学性和实用性。

读者对象:矫形外科、康复医学专业人员,以及矫形器具、假肢科研设计人员等。

责任编辑 黄栩兵 靳纯桥

前 言

肢体残疾外科治疗是骨科学的重要内容。据 1987 年我国第一次残疾人抽样调查,当时有肢体残疾者 755 万人,占 7.16%。由于肢体残缺或四肢躯干麻痹、畸形,造成运动系统功能缺陷,使患者求学、就业、恋爱、婚姻等面临困难,不能和正常人一样参与社会活动。随着社会进步和经济文化的发展,矫形与康复的要求十分迫切。大量实践证明,外科手术是矫形与康复的有效方法,如小儿麻痹后遗症,手术有效率可达 95%~98%,肢体残疾的外科治疗已成为当前和今后残疾人康复事业的经常性任务之一。因此,急需一部论述此类问题的专著。中国残疾人康复协会肢体残疾康复专业委员会,组织 52 位在矫形外科和康复医学领域中做出突出业绩的、在海内外享有盛誉的老教授和中、青年专家,集体撰写了我国第一部《现代肢体残疾外科治疗学》,作者们除对我国肢体残疾矫形的临床和科学研究成果进行总结外,还广泛吸收了国外最新进展。本书共 26 章,分总论和各论。总论部分概述了骨骼系统生物力学基础、肢体残疾的诊断及心理康复、牵引治疗方法等;各论按照引起肢体残疾的原因分章论述,在理论和实践上都达到了较高水平,有些治疗方法为作者所首创。本书可作为广大骨科医生,特别是青年医生的工具书。本书的出版又一次体现了作者们对残疾人康复事业的一片真诚爱心。

本书撰写出版过程中,得到了中国残疾人康复协会、济南军区第 88 医院、泰山医学院以及社会各界同仁的大力支持和热情帮助;中国工程院院士、著名骨科专家卢世璧教授在百忙中担任本书主审。在此,一并表示最诚挚的谢意!

书中不足或不妥之处在所难免,恳请读者批评指正。

中国肢体残疾康复专业委员会

宁志杰 鲁玉来

1998 年 3 月

目 录

第一章 骨骼系统生物力学基础	(1)	第四节 步态分析	(56)
第一节 骨的生物力学基础	(1)	一、步态分析的方法	(56)
一、生物力学概念简介	(1)	二、步态的基本概念	(56)
二、影响骨的力学性能的因素	(4)	三、正常步态	(56)
第二节 韧带和肌腱的生物力学	(6)	四、常见的异常步态	(57)
一、韧带(关节囊)的生物力学	(7)	第三章 肢体残疾功能重建方法简介	(59)
二、肌腱的生物力学	(9)	第一节 手术治疗	(59)
第三节 关节的生物力学	(10)	一、适应证	(59)
一、膝关节的生物力学	(10)	二、禁忌证	(59)
二、髋关节的生物力学	(17)	三、手术方法的选择	(59)
三、踝关节的生物力学	(21)	第二节 物理治疗	(60)
第四节 脊柱的生物力学	(23)	一、直流电药物离子透入法	(60)
一、脊柱的运动节段	(23)	二、高、中、低频电疗法	(60)
二、脊柱的运动范围	(24)	第三节 功能训练与康复	(63)
三、脊柱的动力学分析	(25)	第四节 矫形器	(66)
四、下腰段脊柱外加载荷时		一、矫形器的作用	(66)
的力学分析	(27)	二、矫形器设计与制作原则	(66)
五、脊柱侧凸矫形的受力分析	(28)	三、下肢矫形器	(67)
第二章 肢体残疾的诊断方法	(31)	四、躯干矫形器	(72)
第一节 病史、病因和分级	(31)	五、上肢矫形器	(77)
第二节 物理检查	(33)	第五节 截肢者康复和假肢	(79)
一、检查时的注意事项	(33)	一、截肢者康复	(79)
二、体态与姿势	(33)	二、上肢假肢	(84)
三、重力线	(33)	三、下肢假肢	(86)
四、关节功能检查	(34)	第六节 人工关节置换术	(91)
五、周围神经检查	(38)	一、人工髋关节置换术	(91)
六、反射	(39)	二、人工膝关节置换术	(97)
七、特殊体征试验	(40)	第四章 心理康复	(98)
八、肢体测量	(42)	一、心理康复在矫形外科中的地位	(98)
九、肌力检查	(43)	二、肢体残疾病人	(99)
第三节 影像学 and 神经-肌电检查	(46)	三、术前焦虑反应及原因	(99)
一、X线摄片检查	(46)	四、手术后及康复期的心理问题	(101)
二、膝关节造影	(49)	五、手术前心理准备与方法	(101)
三、脊髓造影	(50)	第五章 牵引治疗	(103)
四、计算机体层摄影	(53)	一、一般概念	(103)
五、磁共振成像	(54)	二、牵引技术	(105)
六、神经-肌电检查	(55)	三、常见并发症	(108)

四、护理注意事项	(108)	五、某些躯干肌瘫痪的手术治疗	(150)
第六章 石膏固定技术	(110)	六、麻痹性脊柱侧凸症的手术治疗	(151)
一、石膏的特征	(110)	七、骨盆倾斜的治疗	(155)
二、石膏固定操作技术	(110)	第六节 下肢短缩畸形的手术治疗	(156)
三、并发症	(113)	一、短肢骨骺刺激术	(157)
第七章 小儿麻痹后遗症	(114)	二、长肢骨骺阻滞术	(157)
第一节 诊断、鉴别诊断和手术		三、健侧下肢切骨短缩术	(158)
治疗原则	(114)	四、髂骨截骨下肢延长术	(159)
一、诊断	(114)	五、股骨干一次性截骨延长术	(160)
二、鉴别诊断	(114)	六、股骨髁上截骨缓慢延长术	(161)
三、手术治疗原则	(114)	七、胫骨骨骺牵伸延长术	(162)
第二节 常见髋部瘫痪和畸形的		八、胫骨上干骺端截骨延长术	(163)
手术治疗	(115)	九、胫骨下干骺端截骨延长术	(164)
一、髋部瘫痪和畸形的分类	(115)	十、胫骨干一次性截骨延长术	(165)
二、髋部屈曲挛缩畸形的分型治疗	(115)	第七节 连枷腿的手术治疗	(165)
三、髋关节松弛畸形的分型治疗	(118)	一、手术方案的制定	(166)
第三节 常见膝部瘫痪和畸形的		二、连枷髋的手术治疗	(167)
手术治疗	(125)	三、连枷膝的手术治疗	(171)
一、髂胫束切断术	(125)	四、连枷足	(175)
二、膝屈曲挛缩软组织松解术	(125)	第八节 爬行畸形的矫治	(176)
三、股骨髁上截骨术	(126)	第九节 常见上肢瘫痪与畸形的治疗	(179)
四、胫骨上端截骨术	(127)	一、肩关节畸形的治疗	(179)
五、胫骨平台下截骨增高术	(127)	二、肘关节畸形的治疗	(181)
六、膝前骨阻挡术	(127)	三、前臂及腕关节畸形的治疗	(184)
七、膝后韧带固定术	(128)	第八章 脑性瘫痪	(187)
八、鹅掌成形术	(128)	第一节 传统手术治疗方法	(188)
九、髌骨脱位矫正术	(128)	一、上肢畸形的手术治疗	(188)
十、膝外翻与胫骨外旋的治疗	(129)	二、下肢畸形的手术治疗	(192)
十一、股四头肌瘫痪的手术治疗	(129)	第二节 选择性脊神经后根切断术	(195)
十二、有关新材料、新技术的应用	(131)	一、选择性腰骶神经后根切断术	(196)
第四节 常见足踝部瘫痪与畸形的		二、选择性颈神经后根切断术	(196)
手术治疗	(132)	第九章 脊髓损伤	(198)
一、下垂足(又称马蹄足)的治疗	(132)	一、分类	(198)
二、高弓足的治疗	(139)	二、诊断	(199)
三、跟行足的治疗	(140)	三、治疗	(205)
四、锤状趾治疗	(142)	第十章 脊髓损伤并发症	(210)
五、连枷足治疗	(143)	第一节 骨关节系统并发症	(210)
第五节 常见脊柱、骨盆瘫痪与畸形的		一、关节挛缩	(210)
手术治疗	(147)	二、痉挛	(211)
一、脊柱侧凸症病理生理改变	(147)	三、截瘫神经痛	(214)
二、临床表现和诊断	(148)	四、深部静脉血栓与肺栓塞	(216)
三、脊柱侧凸分型	(149)	五、异位骨化	(217)
四、James 分类方法	(150)	六、骨质疏松	(218)

七、高钙血症	(219)	第一节 先天性髋关节脱位	(256)
八、压疮	(219)	第二节 先天性髋内翻	(262)
第二节 呼吸系统并发症	(222)	第三节 先天性胫骨假关节	(263)
第三节 消化系统并发症	(226)	第四节 先天性马蹄内翻足	(266)
一、消化道麻痹	(226)	第五节 多关节挛缩症	(272)
二、应激性溃疡	(226)	第十三章 关节僵直	(275)
三、上肠系膜动脉综合征	(227)	一、肩关节纤维性僵直和骨性强直	(277)
四、排便障碍	(227)	二、肘关节纤维性僵直或骨性强直	(279)
第四节 泌尿生殖系统并发症	(228)	三、腕关节纤维性僵直或骨性强直	(281)
一、排尿障碍	(228)	四、髋关节纤维性僵直和骨性强直	(282)
二、性功能障碍	(232)	五、膝关节纤维性僵直和骨性强直	(283)
第五节 自主神经功能障碍	(233)	六、踝关节纤维性僵直和骨性强直	(289)
一、直立性低血压	(233)	第十四章 类风湿性关节畸形	(292)
二、自主神经反射亢进	(233)	第十五章 肿瘤性骨关节畸形	(295)
三、下肢水肿	(235)	一、原发性骨肿瘤及瘤样病变	(295)
四、全身麻醉时心跳骤停	(235)	二、骨干部肿瘤性骨关节畸形的	
五、心跳停止	(235)	矫治	(297)
第六节 病理性截瘫	(235)	三、关节部肿瘤性骨关节畸形的	
第十一章 脊髓损伤的康复	(238)	矫治	(298)
第一节 康复评定	(238)	第十六章 颈椎疾病引起的肢体	
一、康复评定的内容	(238)	功能障碍	(301)
二、再评定	(239)	第一节 颈椎间盘突出症	(301)
三、预后的评定	(239)	第二节 脊髓型颈椎病	(307)
第二节 康复目标的制定和治疗程序	(240)	第三节 自发性寰枢椎脱位	(311)
一、康复目标的制定	(240)	一、感染性自发性寰枢椎脱位	(311)
二、康复治疗程序	(241)	二、类风湿性颈椎炎	(312)
第三节 物理治疗	(243)	第十七章 常见脊柱畸形	(316)
一、急性期的物理治疗	(243)	第一节 脊柱侧凸症	(316)
二、恢复期床上及垫上的物理治疗	(243)	第二节 驼背畸形	(322)
第四节 作业治疗	(246)	第十八章 常见腰椎疾病引起的肢体	
一、颈髓损伤的作业治疗	(246)	功能障碍	(329)
二、日常生活动作(ADL)训练	(246)	第一节 腰椎管狭窄症	(329)
第五节 体育运动训练	(248)	第二节 腰椎间盘突出症	(332)
一、医疗体育运动的作用	(248)	第三节 腰椎滑脱	(337)
二、轮椅运动的锻炼项目	(248)	第十九章 股骨头骨坏死	(350)
三、各运动项目的医疗价值	(249)	第一节 儿童股骨头骨坏死	(350)
四、轮椅运动训练的重要性	(250)	第二节 成人股骨头骨坏死	(352)
第六节 脊髓损伤患者的终生		第二十章 膝内翻与膝外翻	(357)
健康管理	(250)	一、膝内翻	(357)
一、尿路管理	(250)	二、膝外翻	(358)
二、自我管理	(252)	第二十一章 先天性斜颈	(360)
三、心理康复	(254)	第二十二章 前臂缺血性肌挛缩	(363)
第十二章 下肢常见先天性残疾	(256)	第二十三章 臀肌筋膜挛缩症	(368)

第二十四章 手部残疾	(370)	二、肌皮神经损伤		(396)
第一节 外伤性关节僵直与畸形	(370)	三、腋神经损伤		(396)
一、外伤性瘢痕挛缩性关节		第五节 下肢神经损伤		(397)
僵直与畸形	(370)	一、坐骨神经损伤		(397)
二、外伤性肌腱断裂	(376)	二、股神经损伤		(398)
三、肌腱粘连性关节僵直与畸形	(377)	三、胫神经损伤		(398)
四、纤维性关节僵直与畸形	(378)	四、腓总神经损伤		(399)
五、骨性关节僵直畸形	(379)	第二十六章 断肢(指)再植与拇指		
第二节 并指畸形和多指畸形	(383)	重建术		(400)
一、皮肤并指	(383)	第一节 断肢再植		(400)
二、骨性并指	(384)	第二节 断指再植		(410)
三、多指畸形	(385)	第三节 拇指重建术		(419)
第二十五章 周围神经损伤致残	(387)	一、皮瓣转移重建拇指术		(420)
第一节 臂丛神经损伤	(388)	二、足趾、拇甲皮瓣移植重建拇指术		(425)
第二节 桡神经损伤	(391)	三、手指移位重建拇指术		(428)
第三节 正中神经损伤	(393)	四、掌骨延长重建拇指术		(429)
第四节 上肢其他神经损伤	(395)	参考文献		(430)
一、尺神经损伤	(395)			

第一章 骨骼系统生物力学基础

生物力学是研究生物体力学问题的科学,是力学、生物学、生理学、解剖学和医学等学科相互渗透的边缘科学;而骨骼系统生物力学是生物力学的一个重要组成部分。它们研究骨、软骨、关节及其相关软组织的力学性能。这些组织的损伤、重建和疾病过程中的力

学现象和特征,为骨科临床工作者提供了有价值的参考资料。因其涉及面广,本章只介绍骨骼系统及其与骨科临床相关的生物力学基础,并尽量缩减力学计算,增加图示,以便于理解和实际应用。

第一节 骨的生物力学基础

一、生物力学概念简介

1. 应变(Strain) 骨与其它材料一样,在受力(或载荷下)会产生变形,如在压力或拉力下会变短或变长,在剪切力下会产生角度上变形。变形长度与其原长度之比称为线应变,如某一材料在拉力下其原长度自1m拉长到1.1m,则其应变应为 $0.1\text{m}/1\text{m}$ 之比即10%;而剪切应变则为某一结构中的角度变形量与原角度之比,为其弧度的比量。

2. 应力(Stress) 应力是结构在某一平面上,把响应外部施加的载荷而产生的单位面积的内力,以单位面积所受的内力表示。骨试样测量应力时的三个常用单位为牛顿每平方厘米(N/cm^2),牛顿每平方米或帕斯卡($\text{N}/\text{m}^2, \text{Pa}$)和兆牛顿每平方米或兆帕斯卡(MN/m^2 或 MPa)。

3. 应力-应变曲线 把一骨组织的标准试样装在试验卡具上,加载直至其断裂,两个量臂间的应变可用应变计加以测量,应力则从测出的总载荷中算出。所得应变和应力值可画出一应力-应变曲线图(图1-1)。皮质骨在弹性区内,不产生永久变形,即当载荷去除

后其变形可恢复,此区内其任一点的应力与应变成正比。至屈服点(B)后其变形不能再恢复,少量应力即可引起较大应变,直至极限断裂点(C)骨皮质断裂,故自屈服点至极限断裂点的那部分曲线为非弹性区。骨皮质屈服点时应力和应变分别称做屈服应力(B')和屈服应变(B''),极限断裂点的应力和应变就叫做极限断裂应力(C')和极限断裂应变(C'')。

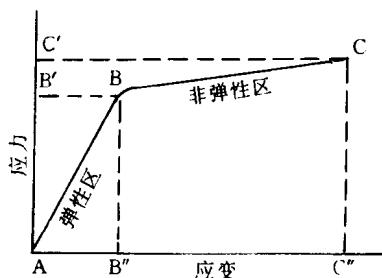


图 1-1 在拉伸下试验得到的皮质骨应力-应变曲线

4. 刚度(Rigidity)和强度(Strength)

刚度是一种材料抗变形的能力,刚度值可用材料弹性区中任何一点的应力除此点的应变得出,称为弹性模量,又称杨氏模量,刚度

大的材料具有较高的弹性模量,其抗变形能力大,骨皮质的弹性模量为 $(7\sim 21)\times 10^9\text{N/m}^2$,不锈钢的则为 $(196\sim 210)\times 10^9\text{N/m}^2$,即不锈钢的刚度比骨皮质的大10倍左右。

强度是指材料的抗破坏(抗断裂)的能力,在应力-应变曲线上,其极限断裂点的极限应力表示其强度。材料受载荷时该材料蓄积能量,到断裂点时才释放而引起破坏,故材料储存能量的能力也可表示其强度,应力-应变曲线下方的面积大小可表示该材料的能量储存能力的大小。骨在高速外力作用下,其能量储存能力大,而在低速外力作用下则小,因之,在高速外力作用下骨的强度比低速外力下为强,但由于高速外力下骨内储存能量较大,一旦到达断裂点,其断裂烈度就较大,往往发生粉碎骨折,移位明显,其周围软组织损伤也相应较严重。

骨的刚度与强度受骨标本的各种因素的影响:男性高于女性;老年人低于青少年;新鲜湿骨高于干骨;胫骨压缩极限强度较高,但其不同部位的强度也有不同。因限于篇幅,具体数据可参阅有关文献。骨的受力方向不同,其强度也有所不同,纵向的拉伸及压缩强度明显高于横向受力时,这就是“骨的各向异性”特点(图1-2)。图示不同的四个方向受拉力时股骨干皮质骨试样的应力应变曲线。

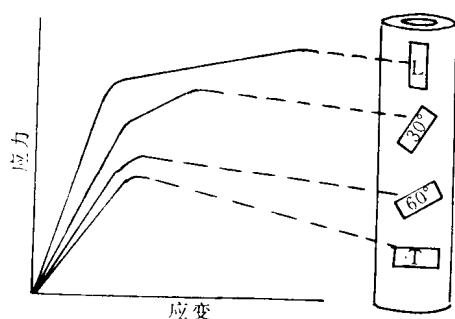


图1-2 以四个方向试验人股骨干皮质骨试样,在拉伸下显示的各向异性特性。四个方向是纵向(L)、与骨轴线倾斜 30° 、 60° 和横向(T)

5. 孔隙率(Porosity) 骨皮质和松质内有很多空隙,其孔隙率有很大差异。孔隙率指的是非矿物组织所占骨容积的比例,以百分比表示。人胫骨横截面的皮质孔隙率为 $5\%\sim 30\%$,而其骨松质的为 $30\%\sim 90\%$ 。因此,皮质骨较松质骨坚硬,断裂前能承受较大应力而能耐受的应变则小。承受的应变超过 2% 时皮质骨即断裂,而松质骨的应变超过 7% 时方断裂,这是由于后者的孔性结构而具有较高的能量储存能力所致。

6. 拉伸 拉伸载荷下由骨表面向外施加大小相等方向相反的力,在骨内部产生拉(张)应力和拉应变。拉应力为离开骨结构表面力的分布,最大拉应力发生在与载荷垂直的平面上。在拉伸载荷下结构变长变窄,最后使骨粘合线失去衔接及骨单元彼此拉开而产生断裂。不少撕脱骨折是由于拉伸力引起的(图1-3)。

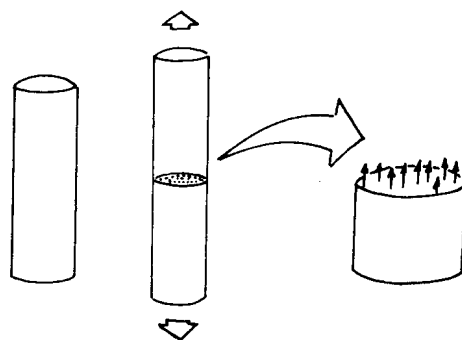


图1-3 拉伸载荷

7. 压缩 压缩载荷向着结构表面施加大小相等对向的力,而在结构内部产生压应力和压应变,压应力可视为指向结构表面的很多小力,最大压应力发生在与载荷垂直的平面上。压缩载荷下结构变短变宽。压缩下骨组织的断裂机制主要是骨单元的斜向开裂。压缩载荷产生的常见骨折是脊柱压缩骨折(图1-4)。

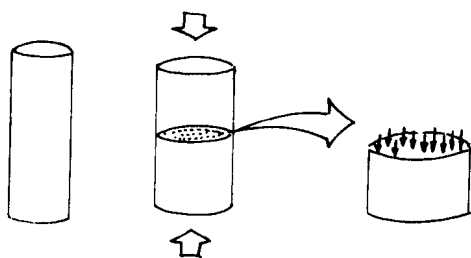


图 1-4 压缩载荷

8. 剪切 剪切是在平行于结构表面施加载荷,在结构内部产生剪应力和剪应变,剪应力可视为作用在与载荷平行的结构表面的很多小力,其内部可发生角变形,直角变成钝角或锐角,其结构刚度值称为剪切模量(图 1-5,图 1-6)。

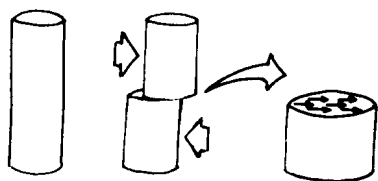


图 1-5 剪切载荷

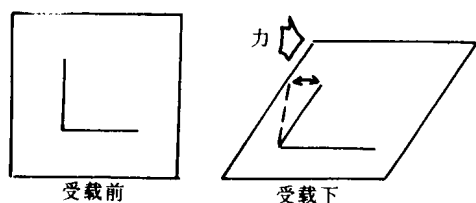


图 1-6 结构在剪切下受载时,原来成直角的两条线改变方向,直角变成钝角或锐角。这种角度改变示出剪应变

9. 弯曲 当一载荷作用于结构能使之绕一根轴挠曲时就出现弯曲,此时承载面上有一个中性轴,该处既不受拉也不受压,而拉应力和拉应变作用在拉伸侧,而压应力和压应变作用在受压一侧,应力值与距中性轴的距离成正比,距中性轴越远,应力值越高,也就是结构表层的极纤维承受压应力最大。因

骨结构是不对称的,故拉应力与压应力并不相等。成熟骨受弯曲时,由于骨抗拉强度低于抗压强度,故骨折首先发生在受拉力侧(图 1-7)。

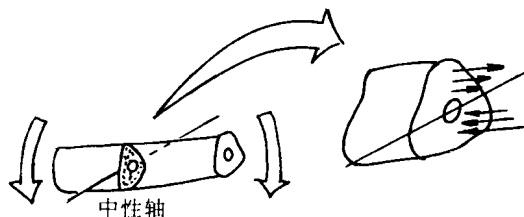


图 1-7 承受弯曲的骨横截面

示出了中性轴周围的应力分布。拉应力作用在上侧,压应力作用在下侧。在骨的周边应力值最高,而中性轴附近的应力值最低。由于骨是非对称的,所以拉应力和压应力不相等

10. 扭转 结构受一能使之绕一轴扭转的载荷时则发生扭转。此时结构同时受剪切、拉伸及压缩力。剪应力分布在整個结构上,最大剪应力发生在远离中性轴处,同时最大拉应力和压应力分别发生在与最大剪应力呈 45° 的方向上。剪应力与距中性轴的距离呈成比,距中性轴越远剪应力值也越高。扭转下形成的骨折,首先在剪力下损伤形成裂纹,然后呈 45° 垂直于拉应力方向扩大骨折,呈带尖的螺旋状,酷似扭转一粉笔,使之折断时的断面形状(图 1-8,图 1-9)。

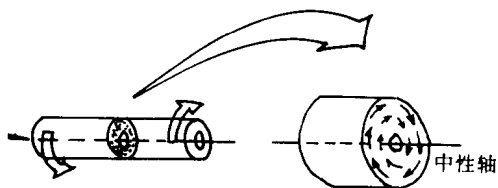


图 1-8 在扭转下受载的圆柱体横截面

示出中性轴周围的剪应力分布。应力值在圆柱体周边处最高,而在中性轴附近最低

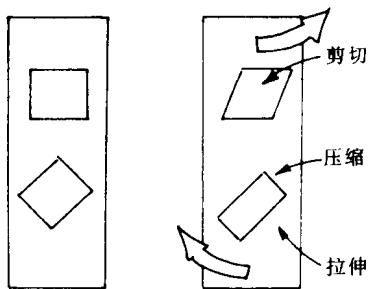


图 1-9 一小段骨在扭转下受载

最大剪应力作用在与中性轴平行和垂直的平面上。最大拉应力和最大压应力作用在与中性轴呈对角的平面上

11. 联合载荷 日常生活中,人体骨骼所受载荷往往是上述载荷的联合作用,分析受力情况也就较繁难。

二、影响骨的力学性能的因素

(一)内在因素

1. 骨组织的质量 例如各种原因引起的骨质疏松可使骨强度显著下降。

2. 骨小梁的合理分布 如股骨颈部的抗拉力线和抗压力线分布,大大增加了股骨颈的力学强度。

3. 骨的空心管型结构 骨的空心管型结构不仅有利于减低骨的自重及有益于血液循环及骨生长修复,而且使之具有较强的抗弯、抗扭能力。纵向结构如长骨具有抗弯曲能力,它取决于其几何学结构及与几何学结构有关的质量分布。在弯曲下,骨的横截面积和骨组织在中性轴周围的分布均影响其强度与刚度。弯曲情况下,把骨面积和骨组织离中性轴的分布距离都考虑进去的量称为面积惯性矩(area momentum of inertia),大体上说约与骨材料同中性轴的距离的立方呈正比关系,与质量无关。即骨空心结构,把大部分骨质量置于距中性轴较远的部位,不仅减低了

骨重量,还能用最小量的材料而具有较大抗弯力。骨扭转时如同弯曲时一样,骨的横截面积和中性轴周围骨组织的分布,将这两大因素一起考虑的量称为极惯性量(polar momentum of inertia),大体上约与骨材料同中性轴的距离的 4 次方成正比,即长骨的空心结构,可提供更为有效的抗扭能力。

4. 骨的横截面积及形状对其强度和刚度的影响 如图 1-10 所示,胫骨远端和近端的横截面,虽然其近端横截面的骨性面积很小,却因大量骨组织分布在远离中性轴的部位,而具有较高的极惯性矩,有较高的抗扭能力。远端横截面的骨性面积虽较大,但因骨组织分布靠近中性轴,抗扭能力较小而承受相对较高剪应力,远端横截面上的剪应力值约为近端横截面剪应力值的 2 倍。可以料到,胫骨的扭转骨折通常发生在胫骨远端。

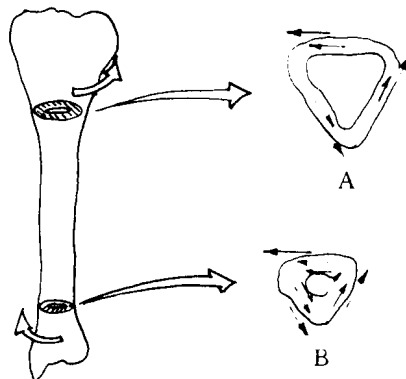


图 1-10 承受扭转载荷的胫骨,两个横截面上的剪应力分布

由于近端横截面(A)有较多的骨质远离中性轴分布,因而惯性矩高于远端横截面(B)

(二)外在因素

1. 关节对骨受力的影响 关节酷似公路与桥的交接部分,能使衔接处旋转,因而减少比较坚强的路面(关节上方的骨)的弯曲应力(图 1-11)。

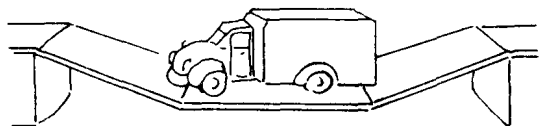
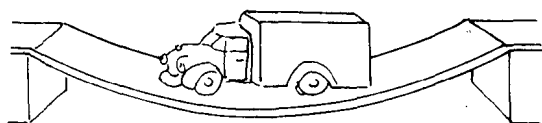


图 1-11 用交接作用来减低道路的每段弯曲

2. 肌肉收缩力 肌肉收缩力可改变骨所受应力大小。例如负重或走路时,股骨颈上受偏心力而产生弯矩,股骨颈外上部受拉应力,内侧受压应力,当臀中肌收缩时,它对股骨颈施加压力,抵消了拉应力,可使股骨颈外上方既无压应力也无拉应力(图 1-12)。运动员能很好地利用肌力活动来使骨免受损伤,而老年人灵活性减低,往往不能有效地发挥此种肌力保护作用而易使已疏松了的骨发生骨折。

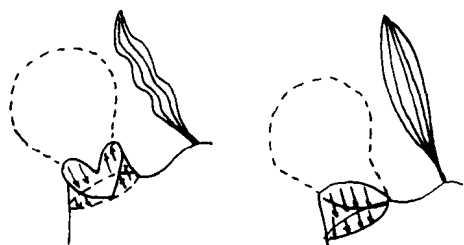


图 1-12 股骨颈承受弯曲时的应力分布

臀中肌松弛时(左图),拉应力作用在上部的骨皮质上,压应力作用在下部的骨皮质上。臀中肌收缩(右图)使拉应力抵消

3. 液静压的作用 图 1-13 显示放在一个周围受约束的装水袋子上面的负荷,可因内部产生的液静压力均匀地压向四周而得到支撑。腹腔好似一个装满液体的袋,在腹肌强

有力收缩下可提供较强的液静压力,能支持上身一部分体重,而保护脊柱避免过大的压缩。这种现象也见于椎间盘的功能及中西医结合治疗骨折时。

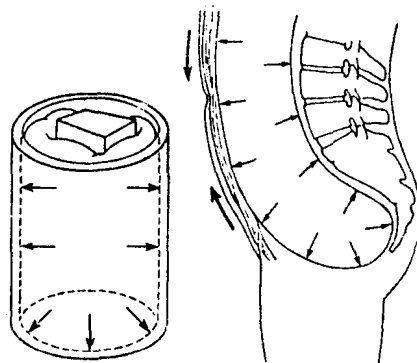


图 1-13 液静压作用

- 1-放在一个受约束的袋子上面的负荷,它产生内部的液体静压力而支撑着负荷;
- 2-腹腔好比一个装着水的囊。在负荷之下,如果能遏止其侧方的形变,腹腔就能支持上身体重的一部分。腹肌强有力的收缩提供这种遏止作用

4. 生理应力对维持骨功能的作用 长期来人们发现生理应力调整骨生长吸收和重建。一个长期处在低于正常生理应力状态下的骨可产生骨质疏松变得脆弱,而一个处于超过生理应力状态下的骨也会遭到破坏,因此,骨存在着一个最佳生理应力范围。Pauwels 曾提出过骨组织最优应力的 3 次函数。Kazarian 等用石膏把恒河猴全身制动 60d,随后取制动的猴和对照组猴身上椎骨做体外压缩试验,结果是制动椎骨的断裂载荷和能量储存能力都减为 1/3,刚度也明显下降。

5. 应力遮挡 把比骨刚度大 10 倍的钢板固定骨折,由于高刚度的钢变形小于骨的骨变形,而代替承受了生理应力,钢板下骨受不到生理应力而局部产生骨质疏松,使该部分骨强度大为降低。有实验证明,钢板固定下骨直径减小 20%,抗扭强度减少 68%。这就

是钢板固定下的应力遮挡现象。可以设想,骨折愈合后不及时去除钢板,此种现象将持续发生。

6. 应力集中 骨上的孔、槽、沟、线纹及缺损等任何截面上的改变,都可使应力集中,从而大大地减低局部骨强度(图 1-14)。骨有尖而深的裂缝可使拉应力集中系数达 10 000。切除一小块骨或在骨中插入一个螺钉,其产生的较小的缺损即可形成一个应力增加点,受载时,应力增高点阻碍应力在整个

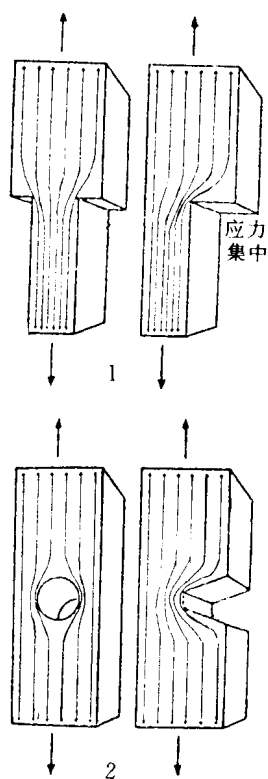


图 1-14 应力集中

- 1-在尖锐的内角处,横截面的突变易使应力集中;
- 2-应力集中在孔的侧分线部位及槽的底部。锐槽能使应力更加集中

骨上的均匀分布,就使力集中在缺损周围,导致骨强度减低。应力增高点的弱力效应在扭转载荷下特别显著,在这种载荷形式下,骨的强度降低可达 60%。Burstein 等实验证明,在兔股骨上钉一螺钉或钻一孔,即刻效应是骨的能量储存能力减少 70%,随后由于骨重建,此作用消失,但在拔除螺钉后,由于拔螺钉时的微小损伤和残留小孔,这种效应再度显现。

7. 压电效果 骨生长吸收和重建过程中,压电效应占有重要位置。Yasuda, Fukada, Bassett 等人对压电效应的研究,观察到两个基本事实:①受机械应力的骨能产生可测量到的电信号;②施加于活体骨上的电荷能导致骨性能改变,并参与活骨的重建过程。一般认为负电极性可诱导成骨,而正电极性反之。动物实验证实,平均负电极性与压缩区相一致(成骨),平均正电极性和拉力区相一致(骨吸收),故一般认为压应力和其间断性质有助于骨折愈合,观察指出一定的压缩性活动量和骨折愈合并不矛盾。最近有人证明微小的剪力也有可能促进骨痂形成,但明显的剪力不利于骨愈合。临床上已采用植入性负极电装置,和非植入性电磁场诱导成骨,取得良好治疗效果。

8. 疲劳 活骨在一次极限断裂载荷下发生骨折,也可在接近正常载荷的多次重复下导致典型的疲劳骨折。疲劳骨折常在持续活动后产生。有研究认为,这种活动引起肌肉疲劳,肌肉疲劳时收缩力减退,因而协调骨中所受的应力能力也减小,使骨承受异常高的载荷,就能出现疲劳骨折,特别是在骨的拉力侧,这就是疲劳骨折的肌肉学说。

第二节 韧带和肌腱的生物力学

韧带(包括关节囊)、肌肉和肌腱等基本上是由胶原组织所组成。胶原组织主要包括

胶原纤维、弹性纤维和网织纤维及基质。胶原纤维为组织提供强度和刚度,弹性纤维在