

[美] E. L. 雷定 等著

赵钟岳 等译

骨科实用生物力学

GUKE
SHIYONG
SHENGWU LIXUE

8-35

R68--35

1

骨科实用生物力学

[美] E. L. Radin S. R. Simon 著
R. M. Rose I. L. Paul

赵钟岳 王德琪 吕端勉 赵德田 罗先正 译

人民卫生出版社

**PRACTICAL BIOMECHANICS
FOR THE ORTHOPEDIC SURGEON**

E. L. Radin S. R. Simon

R. M. Rose I. L. Paul

John Wiley & Sons

1979

骨科实用生物力学

〔美〕E. L. 雷定 等著

赵 钟 岳 等译

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

北京印刷一厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092 毫米 32 开本 57/8 印张 121 千字

1983 年 4 月第 1 版 1983 年 4 月第 1 版第 1 次印刷

印数: 00,001—8,400

统一书号: 14048·4344 定价: 0.91 元

〔科技新书目 43—68〕

前 言

生物力学采用力学的事实、概念、原理、名词和数学,解释人体正常及异常的解剖及生理现象,有助于临床骨科医生更好地理解和治疗肌肉骨骼系统的疾病。因此,它已成为现代骨科医生必须具备的科学基础。在我国,生物力学的介绍、掌握与运用,还处于初始阶段,很有必要加速普及这门科学。翻译一本入门书,是达到这一目的有效途径之一。本书译者虽受水平和能力的限制,以致译文中可能会有未能察觉的谬误,但他们的尝试,应该得到国内同道的支持和勉励。

开展生物力学工作,首先要临床骨科医生与力学工程师密切联合,相互了解对方领域中的知识、技术和需要解决的问题,共同进行探讨。本书由美国麻省总医院骨科医生和麻省理工学院生物力学教师联合编写。从临床实际出发,引导骨科医生、医学生掌握与运用这门科学,正是体现了共同探讨的方针,希望引起同道们注意。

我国在发展生物力学的路途中,任重而道远,愿骨科医生与生物力学工程师共勉之。

冯传汉

1982年5月1日

译 者 的 话

本书是由美国哈佛医学院骨科 Radin 副教授及 Simon 讲师与麻省理工学院 Rose 教授及 Paul 副教授编写的。全书特点，是以骨科临床实例概括了生物力学的基本原理并加以讨论，可作为临床骨科医生比较实用的参考书。除第五章外，各章都附有生物力学专用词汇注解。为了力求本书的翻译符合实际，我们请了沈阳第三机床厂傅正愉同志、国家体委运动医学研究所翁庆章同志、冶金部钢铁研究总院列怀文同志以及北京第二医学院物理教研组张友竹同志对本书加以审校。译者们谨致谢意。由于我们业务水平所限，译文可能有不正确之处，希读者及时提出，以便再版时改正。

译 者

1982 年 4 月

序 言

在哈佛医学院赞助之下，本书作为骨科医生的生物力学进修教材已达数年之久。我们经常强调生物力学原则的临床应用。在本书工程教学中，我们一反通常采取先学基本原则，然后再应用的方式来学习。因为读者是医生，从临床实例概括基本原则的方式，是他们熟悉的。与临床问题有关的工程原则可以得到充分的讨论，即使有从一章到另一章的重复内容，我们觉得这种重复是好的教学法。为了有效地讲授，我们也并不放松严格性。如果要很严格地说明这些原则，我们只能建议从材料科学课程中学习。

作 者

目 录

第一章 脊椎的生物力学	1
(一) 功能解剖.....	1
(二) 压缩及压缩骨折.....	2
(三) 脊柱的力学——牛顿第一及第三定律.....	5
(四) 拉力.....	8
(五) 剪力.....	9
(六) 向量.....	10
(七) 施加的力与产生的应力.....	11
(八) 弯曲.....	14
(九) 应力集中.....	21
(十) 扭转.....	22
(十一) 腰骶部的屈曲锻炼及脊柱支具.....	24
(十二) 脊椎滑脱是疲劳骨折.....	25
(十三) 脊椎的抗弯曲力.....	27
(十四) 矫正脊柱弯曲的力学.....	29
(十五) 牵引、石膏管型及支具.....	35
(十六) 内固定器械.....	40
第二章 骨折力学和骨折固定	47
(一) 骨折力学.....	47
(二) 长骨内的张应力：弯曲及扭转.....	47
(三) 骨折的力学：张应力及应力集中.....	53
(四) 断裂的动能学，断裂韧性及冲击.....	57
(五) 疲劳断裂；“行军”骨折；皮质骨的抗断裂力.....	59

(六) 金属植入物的腐蚀·····	64
(七) 用于内固定器械的植入材料·····	68
(八) 骨折治疗中的力学因素·····	76
(九) 内固定器: 钢丝与张力带·····	78
(十) 内固定器: 钢板·····	81
(十一) 螺旋骨折·····	85
(十二) 螺钉·····	87
(十三) 钉、棒和针·····	88
(十四) 植骨·····	94
第三章 运动损伤的生物力学 ·····	100
(一) 运动损伤及牛顿第三定律·····	100
(二) 肌肉骨骼的主动减震作用·····	108
(三) 疲劳引起的运动损伤·····	110
(四) 运动的力学·····	114
(五) 肌撕裂, 滑囊炎, 肌腱炎及半月板撕裂的力学·····	120
第四章 关节退行性变的力学 ·····	124
(一) 骨关节病是磨损现象·····	124
(二) 关节内的应力分布·····	124
(三) 关节软骨的力学性能: 粘弹性·····	126
(四) 关于软骨磨损的力学因素·····	127
(五) 治疗骨关节病的力学问题·····	130
(六) 通过关节的摩擦·····	137
(七) 试用人工润滑剂治疗骨关节病·····	143
第五章 关节置换 ·····	145
(一) 一般概念·····	145
(二) 正常髋关节的应力·····	146

(三) 全髋关节置换后的应力分布·····	149
(四) 髋臼假体的应力分布及关节剪力·····	151
(五) 髋臼的骨粘固剂和软骨下骨之间的应力·····	153
(六) 股骨假体的应力分布·····	155
(七) 固定后股骨假体继发的应力·····	157
(八) 围绕股骨假体的骨粘固剂和骨内的力 和应力·····	157
(九) 膝关节的稳定性——牛顿力学回顾·····	161
(十) 非约束型膝关节假体的关节接触应力·····	164
(十一) 约束型假体的应力·····	167
(十二) 半约束型的全膝关节假体·····	170
(十三) 聚乙烯的磨损·····	172

第一章 脊椎的生物力学

(一) 功能解剖

脊椎的功能是在各种体位支撑躯干，为躯干活动提供足够的机动性，同时保护脊髓不受损伤。日常生活中需要的复杂躯干活动，有弯腰、扭转及负重等。这些功能必须极其稳定地完成，因为脊椎脱位往往导致残废，造成极大的不幸。脊椎的活动从来不是脆弱和“松弛”的，而是骨与软组织高度复杂的相互作用，并与肌肉收缩协调一致。

人的脊椎是由椎间盘及韧带联接起来的多节椎骨所构成。这种杆状支柱的屈曲性来自多个连接装置的微小位移（图 1·1）。这种结构的优点是只需各个椎间盘及韧带的微小运动即可取得大幅度及各方向的综合运动。多个相对不活动的节段与少数几个高度活动的关节相比，更容易维持脊椎固有的稳定状态。

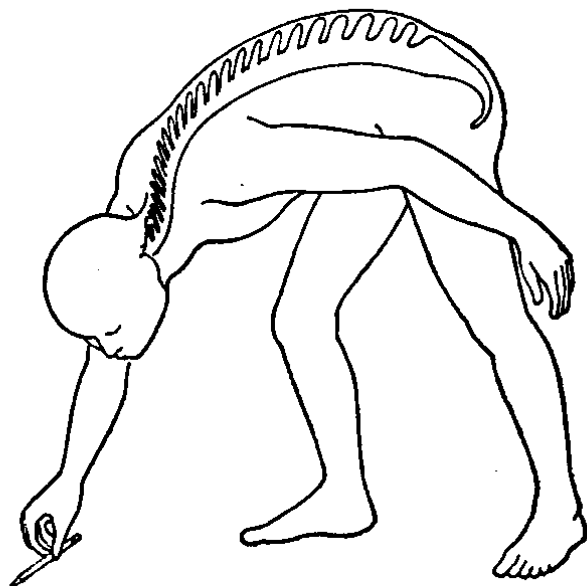


图 1·1 躯干的高度挠曲性来自多个连接装置的少量移位

尽管脊椎的结构适当，它仍然容易发生力学损伤 (mechanical failure)。本章考查一些这方面的损伤，并且讨论力学因素如何影响其发生以及随后的治疗。所举各型损伤是用

来介绍普遍关心和实用的生物力学概念。

(二) 压缩及压缩骨折

压缩 (compression), 简而言之就是挤压。脊椎通常受着上部体重的挤压。在结构上它能耐受相当大的挤压而不损坏。重叠堆集的几个椎体及椎间盘承受同样的挤压力。受挤压的每个单元沿着挤压力的方向短缩变形 (纵形收缩), 同时向侧方膨胀 (图 1·2)。对抗因挤压而发生骨折的力量取决于两个因素: 结构的几何学 (大小及形状) 以及它构成的材料。

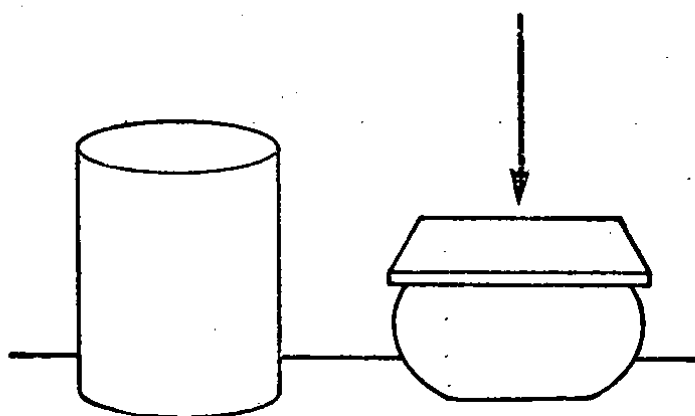


图 1·2 物体受到挤压时即发生形变以适应压力。注意整个高度减少以及在挤压负荷下的桶状变形

假如两个相同的椎骨并排着, 它们耐受挤压的能力是否加倍? 也就是说, 它们是否能加倍坚固呢? 由直观, 我们觉得每个椎骨受压力量相等, 但是现在却有两个椎骨, 而同一压力分散在加倍的面积上 (图 1·3), 因此每个椎骨只承受二分之一的压力, 要比单独一个椎骨受到的压力少 50%。从自体结构来说, 每个椎体的强度并未增加, 但是由于支撑的面积加倍, 每个椎体承受的应力减少, 有效地将每个的负荷减半。为了排除几何学的影响, 我们可用截面面积除负荷, 求得每一单位截面的压应力 (compressive stress)。应力的单

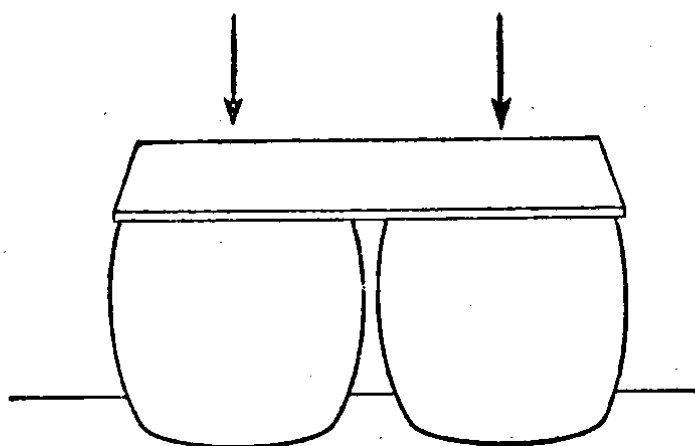


图 1·3 如图 1·2 所示,相同的力分布在两个大小相同的物体上,每一物体只承受一半的负荷,所以形变也减半

位是力/面积: 牛顿 (Newton)/平方米 (N/m^2), 磅/平方吋 (psi) 等。讨论椎骨材料的内在强度时, 所指的机械应力也用这种单位。

假如我们将同样的应力加到一个椎间盘和椎体上, 它们各自对此压力的阻力是多少? 换句话说, 椎间盘和椎体各自有多大强度? 在相同的应力之下, 椎体比较椎间盘变形少。骨比椎间盘坚强。在相同的压应力下引起变形的程度反映出椎间盘比椎体更易变形。但是只有在开始受压时假定二者的高度相同才能准确反应出来。再者, 为了表示物质的特性而不是其几何学特征, 必须用总高度去除总形变量。材料在长度上的尺度变化 (dimensional change) 称为应变 (strain), 而上述状况称为压应变 (compressive strain)。应变通常用原有长度乘以形变量的百分比来表示。百分之十的应变表示物体改变了原有长度的十分之一。

椎体、椎间盘或其它物体只有受到挤压时才被压缩, 只有应力出现时才产生应变。这两个数量之间存在着一定的关系。小的应变, 关系简单, 任何材料都可用一个固定的数值

表示，这个数值就是应力/应变。此数值称为弹性模量 (elastic modulus) 或杨 (young) 氏模量，用以说明不同材料的形变率。弹性模量越高，所需产生一定应变 (形变) 的应力就越大，材料就越坚强。例如，椎体的弹性模量比椎间盘为高，它比椎间盘坚强，在相同的压力下形变也少。如果一个人的脊椎在一天之内短缩 2 厘米，主要是椎间盘丧失的高度，因为它比椎体容易发生形变。

脊椎最常见的损伤是椎体压缩骨折 (图 1·4)。既然椎体比椎间盘坚硬，为什么比骨质更易变形的椎间盘不首先破裂呢？因为物体由形变大到失去其完整性而断裂的临界点，一种材料与另一种材料各不相同。使材料达到断裂点的应力称为它的极限强度 (ultimate strength)。由于各种材料的强度不同，其极限强度也不同，但是二者不一定有直接关系。

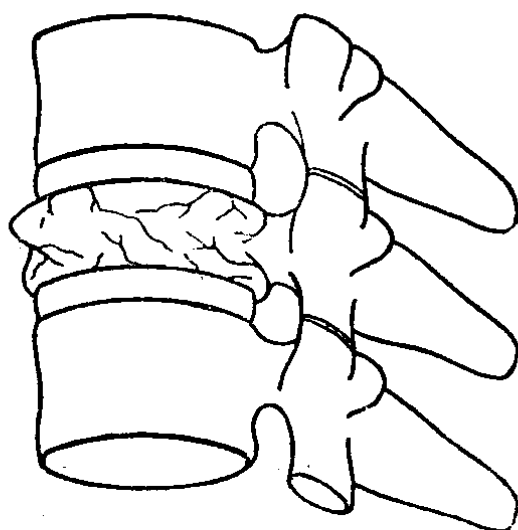


图 1·4 最常见的脊椎损伤——压缩骨折

椎体骨质的强度比构成椎间盘的物质约大 100 倍，所以在椎间盘发生的任一压应变 (压缩的%) 要比在椎体中发生的容易 100 倍 (就是只需 $1/100$ 的压应力即可发生)。根据这个道理，在应力低于破坏骨质所需要的应力时，椎间盘发生的压应变比椎体的大 100 倍，以致几乎所有的实际压缩位移都在椎间盘 (图 1·5)。只有在椎间盘的形变已到达最大应变时，骨质才开始破坏。

超出正常骨质强度的异常负荷，或者负荷基本正常而骨

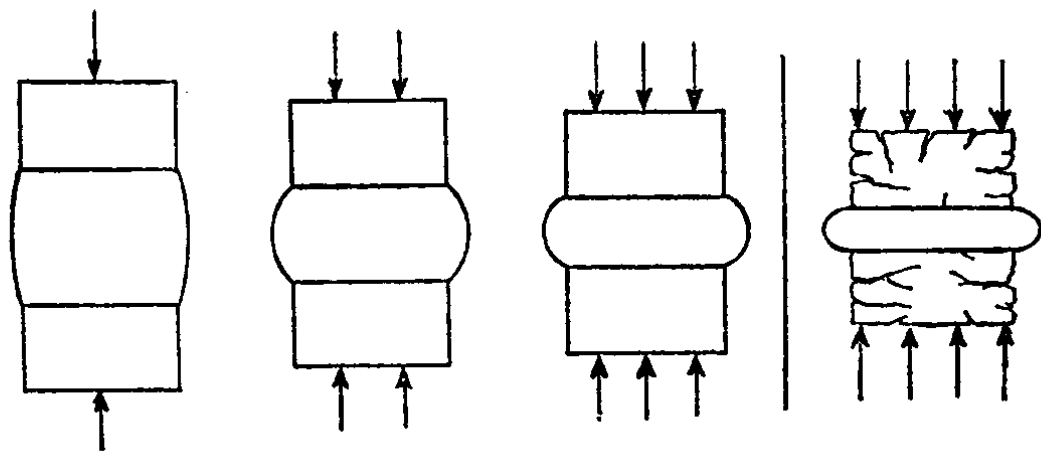


图 1·5 一个椎体-椎间盘单元承受低或中负荷时，椎间盘的结构首先变形，因为它不如骨质硬。然而承受高负荷时，因为骨质的极限强度比椎间盘为低，故椎体折断

质本身异常脆弱，均可发生骨折。因为骨质的力学特性改变了，疏松的骨骼受到了日常生活中正常的挤压就常有压缩骨折发生。由于改变正常生理情况(如 Wolff 定律所述的失用性萎缩或疏松)或病理情况(骨软化症，佝偻病，特发性骨质疏松症)，生物性材料可改变其特性。这些情况可改变材料的强度(弹性模量)，也就是在任一已知应力下出现大的形变。这些情况也可以减少椎体的极限强度，就是说，结构超出了这一形变量就要断裂。

(三) 脊柱的力学——牛顿第一及第三定律

我们已经讨论过脊柱的个别部分如椎体及椎间盘的一些性质。现在我们要探讨脊柱本身的基本力学性质。

压应力仅在椎体两面有相等而反向的负荷时才产生(图 1·6)。这同实践经验是一致的。如果物体的一侧受力而没有相对抗的力，此物体即被推开。为了保持物体不动，必须有等值而反向的力以阻止被推动。这是牛顿第一定律的实质，说明如果一个物体静止不动，那么作用于它的合力必定

为零。脊椎并不“飞入空间”也不“倒在地上”，压向尾端的负荷不论多么大，都被同等大的压向头侧的力量相抗衡。

如果将承受负荷的椎骨堆垛起来而不是并列排放，其总压缩力并不增加（图 1·7）。负荷从一节椎骨向下传递到另一节椎骨。每节椎骨可以说是承受着全部负荷。负荷沿着脊椎向下传递时，由于上面椎骨的重量，使每个后续椎骨的负荷稍有增加。每节椎骨的截面递增。我们可以假设这代表身体试图在所有的水平面都要保持相同的压应力。

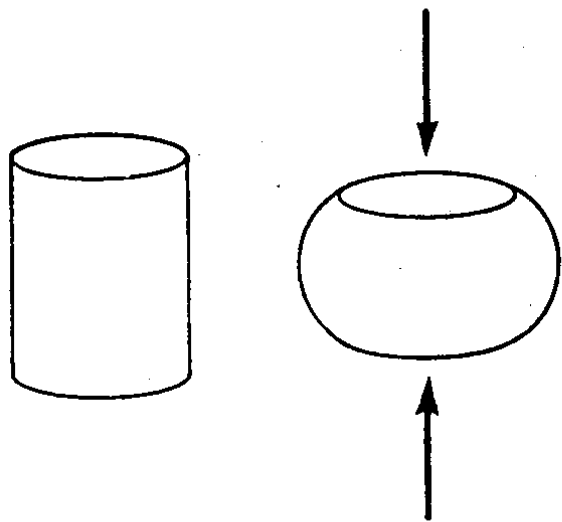


图 1·6 为了产生压应力，在一物体的顶端施加负荷，就必须在其对侧施加等量的负荷，致使这一材料受到挤压

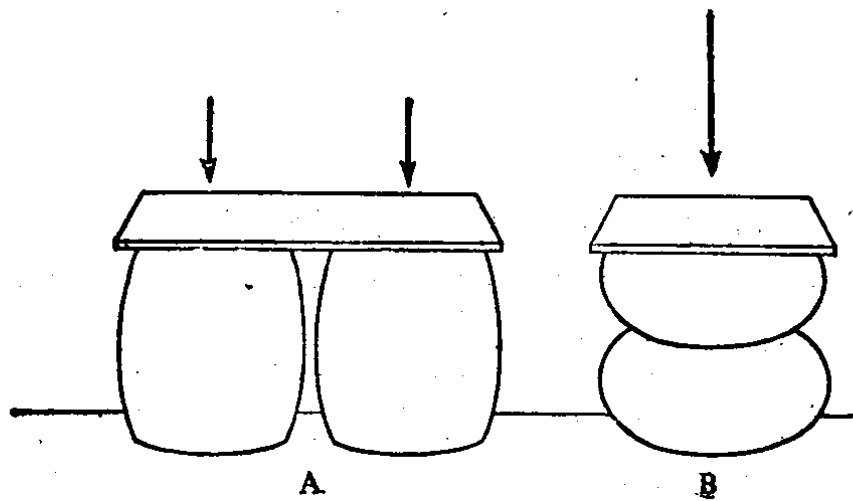


图 1·7 如果将两个物体堆垛或者并列排放，给两种放置都加以相同的力，堆垛着的所承受力的面积小。B 图中横切面为 A 图的一半，因此在堆垛上面的物体所受的压力为 A 图中每个个体的两倍。堆垛着的每个个体都承受全部负荷

图 1·7B 中，上面的椎骨顶面承受负荷，根据牛顿第一定律，我们知道在底面一定发生等值而反向的负荷。这就把两节椎骨挤压在一起。每节椎骨都受到挤压。下一节椎骨顶面的力与上一节底面的力等值而方向相反。牛顿第三定律是：每一作用力必有与其力等值而方向相反的反作用力*。作用力是由一个椎骨作用于另一椎骨的力；反作用力是由此而产生并作用于前一个椎骨的反向力。牛顿的第一及第三定律可用于推论作用在任何骨头或者骨骼肌肉组成部分的力。从施加的各力，可以得出作用在这些骨头以及其它肌肉骨骼系统的各力。

堆垛的椎骨受到挤压时虽然不改变其总强度，却发生尺寸的变化。脊柱的每节椎骨及椎间盘作为一个相对独立的单

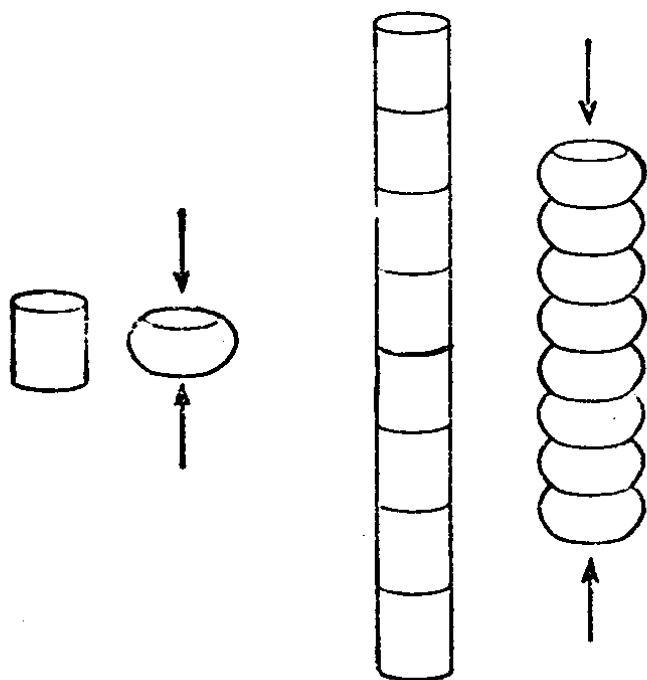


图 1·8 堆垛的每个个体所承受的负荷都相同，因此单个个体的形变乘上个体总数等于堆垛的总形变

* 等值与反向的“反作用”不仅限于力而且也包括运动。我们将在本章的后一部分与脊椎侧凸、挺腰及脊椎骨折脱位一起讨论。

元而变形；如果有10节椎骨堆垛在一起，在同一情况下每节形变相同，因为每节的负荷相等(图1·8)。堆垛10节椎骨减少的全长等于各节椎骨减少的长度总和。

(四) 拉力(张力*)

骨科经常用骨牵引治疗颈椎骨折脱位，试图用牵引力将变位的节段恢复其原形及原位。所用之力即为拉力(tension)(图1·9)。

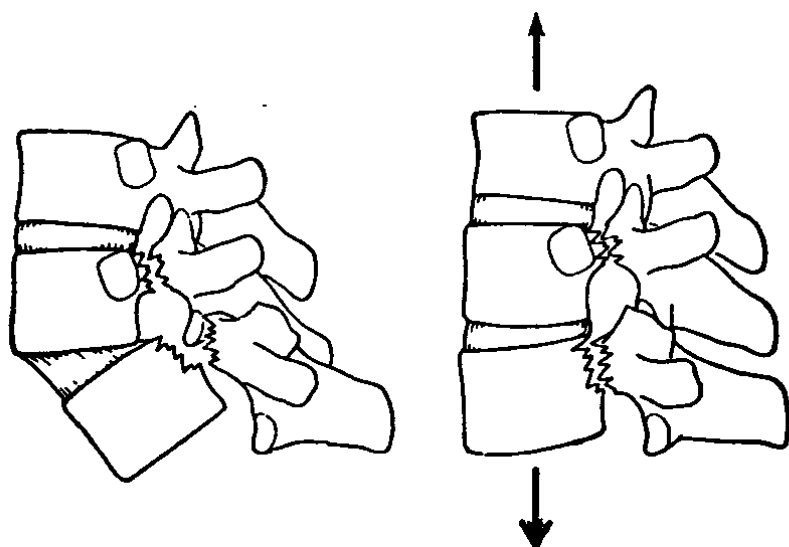


图1·9 新鲜骨折脱位时，许多韧带及骨结构都被破坏。对所用的拉力来说，这些破坏的结构并不是坚固的，此处比邻近部位的形变大。因此牵引往往能使碎块对线和复位

牵引力被体重以及反向作用的肌肉痉挛所抵销，继而牵拉每一椎体、椎间盘以及有关的韧带。按照牛顿第一定律，如果仰卧的病人不被牵向床头，力是平衡的。不发生运动，椎旁软组织有效地伸展着。在这样牵拉之下，椎间盘变得窄长，椎旁韧带也受到牵伸。骨折处由于骨头断裂而不连接，

* “拉力”与“张力”在英语中用同一词 tension 表达，但两者力学概念不同：拉力是物体受的外力；张力是物体在外力作用下发生形变时物体内部各部分之间的相互作用力，是内力。——译者注。