

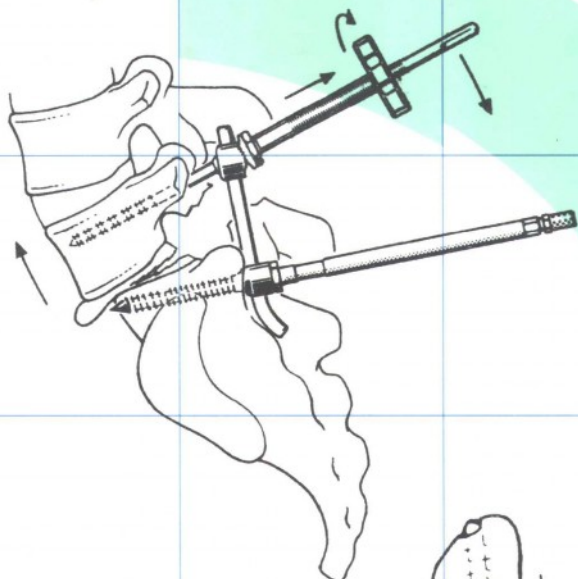
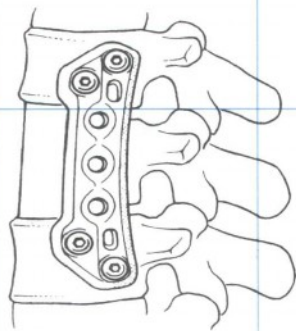


主编 M.Aebi
J.S.Thalgott
J.K.Webb

主译 党耕町
刘忠军
陈仲强

AO ASIF

脊柱内固定



AO ASIF

脊柱内固定

主 编

M. Aebi

J. S. Thalgott

J. K. Webb

副 主 编

M. Goytan

B. Jeanneret

F. Magerl

M. B. Williamson, Jr.

主 译

党耕町 刘忠军 陈仲强

译 者

党耕町 刘忠军 陈仲强

周 方 孙 宇 齐 强

人民卫生出版社

©Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1998

This work is subject to copyright. All rights are reserved, whether the whole or part of the material is concerned, specifically the rights of translation, reprinting, reuse of illustrations, recitation,

broadcasting, reproduction on microfilm or in any other way, and storage in data banks. Duplication of this publication or parts thereof is permitted only under the provisions of the German Copyright Law of September 9, 1965, in its current version, and permission for use must always be obtained from Springer-Verlag. Violations are liable for prosecution under the German Copyright Law.

©中文版权归人民卫生出版社所有, 违法必究。

说明: 出版者不保证本书中有关手术技术或药物应用的准确性。对每一具体病例, 应用者须参照有关文献或查找相应资料。

AO ASIF

脊 柱 内 固 定

主 译: 党耕町 刘忠军 陈仲强

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 67616688)

地 址: (100078) 北京市丰台区方庄芳群园3区3号楼

网 址: <http://www.pmph.com>

E-mail: pmph@pmph.com

印 刷: 中国科学院印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 889 × 1194 1/16 印张: 14.75

字 数: 335千字

版 次: 2000年7月第1版 2000年7月第1版第1次印刷

印 数: 00 001—5 000

标准书号: ISBN 7-117-03756-3/R · 3757

定 价: 86.00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

图字: 01-1999-2100

前 言

由于脊柱外科的植入物和手术术式在 AO 组织中的迅速发展，本书的出版已成为必需。我们并没有试图写一本很深奥的脊柱外科专著，而是一本帮助外科医师们应用 AO 概念和植入物的手册。我们认为在世界各地举办的实用型讲习班对于传授成熟的技术是必需的。这样可以从外科医师以及患者来双方面避免技术并发症和不良后果。本书是一本实用型手册和讲习班上所授课程的纲要，目的在于帮助年轻的脊柱外科医师理解 AO 植入物的正确使用。所列出的适应证将有助于正确应用每一种术式。

必须坚决强调的是，脊柱手术是技术依赖性的。本书中所描述的技术应当只由受过脊柱外科训练并有经验的外科医师来承担。

某些技术，特别是椎弓根螺钉固定和椎间融合器 (Cage)，在美国还没有被最后批准。然而，在世界其它地区，自从椎弓根螺钉被证明改进了固定技术并允许脊柱的节段性矫正以来，使用椎弓根螺钉已经成为脊柱外科医师的一项标准技术。椎间融合器的应用变得愈来愈受欢迎，特别是作为脊柱微创手术的一项工具。这些技术的描述将提供给外科医师应用的准则。

目 录

第1章 目的及原理	1
1.1 引言	1
1.2 稳定的内固定	1
1.3 保护血运	1
1.4 解剖顺列	1
1.5 早期无痛活动	1
第2章 脊柱的生物力学与脊柱器械	2
2.1 引言	2
2.2 机械原理	2
2.3 材料的机械性能	3
2.4 内植物材料	4
2.5 外科稳定的原理	5
2.5.1 支撑原理	5
2.5.2 中和原理	5
2.5.3 张力带原理	5
2.5.4 桥式固定原理	5
2.6 器械的应用	6
2.7 颈椎器械	6
2.8 腰椎和胸腰椎器械	7
2.9 脊柱畸形	8
2.10 腰椎重建	9
2.11 椎骨分离(滑椎)	9
2.12 内植物衰竭——生物力学	9
参考文献	9
第3章 脊椎融合术的生物学	10
3.1 引言	10
3.2 局部宿主因素	10
3.2.1 宿主的软组织床	10
3.2.2 宿主植骨区	10
3.2.3 生长因子	10

3.2.4 电刺激	11
3.3 全身宿主因素	11
3.3.1 激素	11
3.3.2 宿主营养和体内平衡	11
3.4 植骨块的材料	12
3.4.1 植骨块的性能	12
3.5 植骨块材料的类型	12
3.5.1 自体骨	12
3.5.2 同种异体骨	13
3.5.3 异种骨	13
3.5.4 合成的植骨代用品	13
3.5.5 器械在脊柱融合术的生物学作用	13
3.6 结论	14
参考文献	14
第4章 胸椎和腰椎骨折的综合分类法	16
4.1 引言	16
4.2 分类	16
4.3 胸椎和腰椎的骨折分类	18
4.3.1 A型: 椎体压缩	18
4.3.1.1 A1亚型: 嵌压骨折	18
4.3.1.2 A2亚型: 分离型骨折	19
4.3.1.3 A3亚型: 爆散骨折	19
4.3.1.4 A型骨折的局部临床表现和影像学所见	20
4.3.2 B型骨折: 牵张性前后结构的损伤	22
4.3.2.1 B1型损伤: 后方韧带结构为主的损伤	22
4.3.2.2 B2型损伤: 骨性结构为主的后方损伤	23
4.3.2.3 B1及B2型损伤的局部临床表现和影像学所见	25
4.3.2.4 B3型损伤: 经椎间盘的前方损伤	25
4.3.2.5 B3型损伤的局部临床表现和影像学所见	26
4.3.3 C型: 前方和后方结构损伤伴有旋转	26
4.3.3.1 C1型: A型骨折伴有旋转	26
4.3.3.2 C2型: B型骨折伴有旋转	27
4.3.3.3 C3型: 旋转剪切损伤	29
4.3.3.4 C型骨折的局部临床表现和影像学所见	29
4.4 统计资料	30
4.4.1 损伤累及的水平	30
4.4.2 损伤类型的发生率及分布	30
4.4.3 神经损伤的发生率	31
4.5 讨论	31

4.5.1 A 型	33
4.5.2 B 型	33
4.5.2.1 B1 及 B2 型损伤	33
4.5.2.2 B3 型损伤	33
4.5.3 C 型损伤	33
4.6 结论	34
参考文献	34
第 5 章 固定技术: 上颈椎	36
5.1 后路钢丝技术	36
5.1.1 标准技术 (Gallie 技术)	36
5.1.2 楔形加压技术 (Brooks 和 Jenkins 技术)	37
5.2 经侧块关节螺钉固定	38
5.2.1 标准技术	41
5.2.2 空芯螺钉技术	41
5.3 齿状突骨折前路螺钉固定	41
5.3.1 标准拉力螺钉技术	46
5.3.2 空芯螺钉技术	46
第 6 章 下颈椎稳定技术	47
6.1 后路技术	47
6.1.1 钢丝技术	47
6.1.2 钢板技术	47
6.1.2.1 螺钉放置	47
6.1.2.1.1 中、下颈椎	47
6.1.2.1.2 上颈椎	51
6.1.2.1.3 上胸椎 T1-T3	51
6.1.2.1.4 枕骨螺钉	53
6.1.2.2 3.5mm 颈椎钛板	53
6.1.2.2.1 中、下颈椎 (C2-C7) 的金属板固定	53
6.1.2.2.2 枕颈钢板固定	53
6.1.2.2.3 颈胸椎钢板固定	58
6.1.2.3 三分之一管状钢板固定	58
6.1.2.4 钩板	60
6.1.3 颈椎钛金属圆棒系统 (CerviFix)	62
6.1.3.1 内植物与器械	63
6.1.3.2 枕颈固定	64
6.1.3.3 从 C2 至 T7 的颈胸固定 (同枕颈固定)	67
6.1.3.4 将颈椎圆棒系统连接于 6mmUSS 圆棒 (枕颈固定)	68

6.2 前路技术	68
6.2.1 钢板技术	68
6.2.1.1 标准 H 形钢板	69
6.2.1.2 颈椎带锁钛板 (CSLP)	69
第 7 章 胸腰椎稳定技术	75
7.1 前路手术技术	75
7.1.1 钢板技术	75
7.1.1.1 用宽动力加压钢板 (DCP) 进行固定	75
7.1.1.2 前路胸腰椎带锁钛板	77
7.1.2 圆棒系统	80
7.1.2.1 应用前路 USS 进行固定	80
7.1.2.1.1 前路重建	80
7.1.2.1.2 前方椎体重建	84
7.1.2.2 应用前路钛金属圆棒系统 (VentreFix)	
进行固定	86
7.1.2.2.1 双圆棒固定卡结构	87
7.1.2.2.2 骨折固定卡的安装	91
7.1.2.2.3 单臂固定卡——双圆棒系统的安装	91
7.1.2.2.4 单臂固定卡——单棒固定系统	92
7.2 后路技术	92
7.2.1 经椎板螺钉技术	92
7.2.2 椎弓根固定	94
7.2.2.1 胸腰椎槽形钢板	96
7.2.2.2 USS 骨折固定系统	99
7.2.2.2.1 椎体前方骨折而后壁完整时的复位 (A1 和 A2 型)	105
7.2.2.2.2 椎体前方骨折伴后壁骨折 (A3 型)	108
7.2.2.2.3 后方结构骨折或牵张断裂 (B 型)	109
7.2.2.2.4 前、后结构完全断裂并伴旋转 (C 型)	111
第 8 章 系列固定系统: 通用脊柱系统	115
8.1 基本概念	115
8.2 系统	116
8.2.1 器械和内植物	116
8.2.1.1 骨折的固定系列	117
8.2.1.2 腰椎外科固定系列	118
8.2.1.3 侧凸和畸形固定系列	119
8.2.1.4 特殊的内植物和器械	120
8.2.1.4.1 USS 侧开口的椎弓根螺钉	120

8.2.1.4.2	USS 钩: 椎板钩	122
8.2.1.4.3	USS 钩: 特殊的椎弓根钩	122
8.2.1.4.4	USS 钩: 横突钩	128
8.2.1.4.5	USS 棒与侧开口内植物的连接	129
8.2.1.4.6	复合复位钳	130
8.2.1.4.7	棒连接器	132
8.2.1.4.8	USS 横向连接系统	133
8.2.2	USS 用于畸形的矫正	137
8.2.2.1	基本原理	137
8.2.2.1.1	固定结构的基本原理	137
8.2.2.1.2	凹侧弯曲	142
8.2.2.1.3	凸侧	142
8.2.2.1.4	棒的安放和脊柱复位	142
8.2.2.2	侧凸: 后方矫正和稳定	150
8.2.2.2.1	胸椎右侧迟发性侧凸	150
8.2.2.2.2	双弯畸形	153
8.2.2.2.3	侧凸: 前路矫正和稳定	159
8.2.2.2.4	后凸: 后路矫正和稳定	165
8.2.3	USS 治疗退行性腰骶椎疾病	173
8.2.3.1	标准固定	173
8.2.3.2	骶骨固定	183
8.2.4	USS 用于椎体滑脱的复位和稳定	184
8.2.4.1	椎体滑脱	184
第9章	其它固定系统	189
9.1	用于脊柱峡部不连治疗的钩——螺钉系统	189
9.2	脊柱外固定	193
9.2.1	原理和技术	193
9.2.1.1	经皮置入 Schanz 螺钉技术	193
9.2.1.2	术后处理	193
9.2.1.3	胸椎 Schanz 螺钉的安放	193
9.2.1.4	并发症的治疗	198
9.2.1.5	Schanz 螺钉的取出	198
9.2.2	外固定作为下腰痛的诊断手段	198
9.2.2.1	严重 L5 滑椎的渐进复位	199
9.2.3	脊柱骨髓炎的经皮治疗	202
9.2.4	脊柱骨折的外固定	204
9.2.5	不稳定 Malgaigne 骨折的固定	205
9.3	椎间融合器系统	206
9.3.1	钛制椎间融合器的固定	206
9.3.2	前方钛制椎间融合器	208

9.3.3 接触式椎间融合器.....	214
9.3.3.1 椎间融合器与内植物夹持器的连接.....	215
9.3.3.2 椎间融合器的植骨填充.....	216
9.3.3.3 椎间融合器的取出.....	216

目的及原理

1.1 引言

AO 内植物最初是根据 AO 组织的理论对骨折进行内固定而发展起来的。这个理论是在若干年以前提出的 (Muller 等, 1984), 其内固定目标仍然为:

1. 充分满足局部生物力学的要求。
2. 通过无创手术和软组织保护来保护血运。
3. 恢复解剖顺列——尤其是矢状面上。
4. 肌肉和关节的早期无痛活动。

1.2 稳定的内固定

稳定的内固定在设计上体现了充分满足局部生物力学的需要。在脊柱, 应当扩展对这条原理的理解, 对于多关节组合的脊柱, 不仅仅是完成内固定, 还应当结合融合术以达到所需要的稳定性。不论问题是局限于一或二个运动节段 (骨折、肿瘤、退变性疾患、滑椎) 还是多个运动节段 (畸形), 这个原理均适用。内固定的概念可根据情况而改变, 然而内植物的功能却总是相同的: 张力带、支撑、中和、拉力螺钉原理和矫正。所有这些方法的目标是提供适当的稳定性, 不仅维持一个运动节段的完整并使其融合, 而且维持整个脊柱生理上的三维形式和平衡。

1.3 保护血运

保护血液供应是 AO 技术的一个重要原

理。手术暴露脊柱要有良好的基础训练并掌握普通外科原理, 尤其是当从前方暴露脊柱时。后路手术要求骨膜下肌肉细致分离以防止椎旁肌失神经支配和失血供。保护血运在前路和后路是同等重要的, 应当避免损伤节段血管。这一点在处理接近脊髓的节段动脉时特别重要。

1.4 解剖顺列

恢复解剖顺列早已成为治疗骨折的最基本的目标。然而, 这项原则也仍然适用于所有脊柱疾患。保持矢状面上的顺列是关键所在: 在腰椎和颈椎外科中必须防止后凸。时常可以见到医源性平背或颈椎后凸。脊柱某一区域的任何一种顺列不良, 都可能会导致脊柱相邻区域的继发性代偿畸形。这可能是持续性疼痛的根源所在而非畸形本身。预先考虑到矢状面的顺列在任何重建手术中是必不可少的。

1.5 早期无痛活动

早期无痛活动的原理已经经历了时间的检验。内固定的目标应当允许患者尽早离床活动、行走, 而且没有外部的支持。许多发生在大手术或严重创伤后的病理生理学改变与治疗模式有关。如果人体处于非生理的仰卧位过久, 将会导致呼吸、循环系统的紊乱。在脊柱大手术后的 24 ~ 48 小时之内患者应当能够站立并行走。内植物的设计和应用有助于实现这一目标。

脊柱的生物力学与脊柱器械

2.1 引言

肌肉骨骼系统及其功能可利用机械的基本定律来定义。生物力学是探索能量和力在生物系统上的作用。了解这些原理有助于更好地理解脊柱、椎骨以及相连软组织的结构。在评价脊柱时，必须将力、力矩和运动分成独立的单元，这样就有助于理解正常和非正常情况，例如：骨折、畸形和退行性改变。通过外科手段重建正常的脊柱顺列，其目的和作用必须符合机械定律和生物力学原理。只有理解这些原理，包括力的分析、运动学、静态与动态负荷、脊柱衰竭和内植物衰竭的模式，才能做到客观地评价自己的工作。理解这些机械和生物力学原理，可以使人们从一个更加科学的角度来计划和使用脊柱器械。

2.2 机械原理

向量和力常用箭头来表示，二者都是二维定量。箭头的方向表示力的方向；箭头的长度表示力的大小。当描述力是作用在头的前方还是后方时，方向的重要性就很明显。所造成的损伤直接取决于作用力的大小和方向。力可以是线性或环行的。一个环行的力称为力矩，一个力矩产生一个围绕轴的旋转向量。力矩的量为转矩。例如，通过椎弓根插入一个螺钉产生了一个在椎骨上的力矩。围绕轴的力矩的量等于力与轴的垂直距离的乘积。不论何时，只要一个力作用在一个不在其作用线上的点，就有力矩力存在。转矩力可以是偶合的，当二个非同线的力作用

在相同的轴上时就会产生。在这个轴上的合力矩是各个力矩的总和。用拇指和食指使用螺丝刀紧固一个螺丝钉就是一个力偶合的例子。

握持一个离体的重物在脊柱上产生一个压缩力，它等于重物的重量乘以重物与脊柱间的距离。这个重物的作用是在脊柱上产生一个力矩，后者必须被由椎旁肌产生的伸展力所抵消（力偶合）。这个力矩等于伸肌力的大小乘以至脊柱的距离。当所有作用在脊柱上的力的总和是零、而且所有在脊柱上的力矩也是零时，脊柱是平衡的，无线性或角状加速度发生。丧失力偶合的能力将使一个人无法提起一个离体的重物。例如：胸6水平截瘫的患者就不能用双手够到一盘食物，没有背伸肌就会使他失去直立位置而向前栽倒（图2.1）。

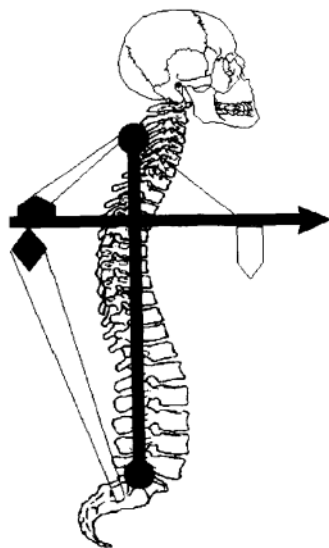


图 2.1 脊柱上的肌肉作用力典型示意图

应教给工地工人减少欲提重物的重量和距离的技巧,从而明显减少在脊柱上的作用力。

2.3 材料的机械性能

至此,所有的讨论都是与作用在某一物体上的力有关的。这个力作用的结果可能使物体处于平衡状态而产生加速度或维持匀速。所有的材料都是通过变形,即改变它的形状或尺寸,对力的作用作出反应。变形可能是很微小的,或者可能达到一定程度而超出材料的屈服点(折断点)。从低处提起一罐牛奶而引起已有骨质疏松的椎体压缩性骨折就是一个例子。不论骨的强度如何,肌肉的力量是维持恒定的。材料(骨)试图抵抗力的作用,然而由于材料脆弱,发生塌陷而导致骨折。研究变形使人们了解在不同情况下衰竭的模式,例如椎体骨折、后方韧带断裂或内植物衰竭。

力和力矩作用在物体上的直接结果是在其内部产生应力和应变而导致变形。物体的变形程度各异,变形的幅度或程度取决于物体的形状和尺寸,以及它的内在材料性能。形状、尺寸、以及内在性能的结合构成了某一物体对外力的变形反应的基础,这种变形反应是一种材料的结构性能。内在材料性能与物体的形状和尺寸没有关系。

假如采用同一种材料制作,一个直径1.0cm的圆棒将比直径0.5cm的圆棒坚硬4倍。每一个棒的结构强度取决于它的横截面积($A = \pi r^2$)。研究骨或脊柱内植物的内在材料性能要求消除物体的几何(形状、尺寸)影响。

在评价一个物体的载荷变形中,需要对物体的内在材料性能进行应力/应变分析。应力等于作用在物体上的力或负荷除以它的横截面积;应变等于原来物体的延长数除以物体的原始长度。对于金属内植物,长度的变化或应变一般是不明显的。这种物体的应力/应变行为描述了它的内在材料反应。从一个物体的应力/应变反应中获得的所有的物理量或数值是它的内在材料性能的指标。

拥有与负荷方向无关的内在材料性能的物体称为各向同性,金属、塑料和玻璃就是各向同性的材料。内在材料性能依赖于负荷方向的材料属于非各向同性,例如木质增强纤维致密材料和肌肉骨骼组织,包括骨、韧带、肌腱、软骨和椎间盘。各向同性的材料拥有自由分布的内部结构,而非各向同性的材料有明显的内部结构有序排列的特征。

载荷变形分析确定了一个物体因力向量的作用而发生的变形,作用在一个物体上的力一般引起X和Y二个方向上的改变。

作用在椎间盘上的压缩力减少了其高度(Y轴),但是又使椎间盘膨出(X轴上增加)。力在一个固定的区域上作用于一个物体就是作用应力的例子。材料受到变形力的应力作用而发生长度的变化,就是它的应变。应力或力与应变或变形的关系确定了一种材料的硬度。

弹性变形是指不论何时只要应力解除,某一材料的应变就完全恢复,而当应变与应力不再成比例时则发生塑性变形。由弹性变形转为塑性变形的点称为屈服点。极限强度指的是物体的衰竭点(例如:在此点钢板折断、椎骨骨折等)。一个材料所能承受的最大应力称为它的强度。这个点与应力/应变曲线下至极限强度点的面积正好吻合。皮质骨极限强度是130mPa,钢是600mPa,而钛是650mPa。小梁骨的极限强度是50mPa。例如,由于存在脊柱畸形的弹性变形,而使利用坚强内植物矫正脊柱侧凸畸形得以实现。脊柱侧凸矫正手术后随着时间的推移偶尔可见矫正的丢失,这是应力松弛的结果,是时间依赖性畸形的复发。

人为因素可能导致衰竭。例如在迟延愈合部位,应力集中在脊柱内植物的纵向部分,由于超出了局部材料的极限强度而可能最终导致衰竭。内植物衰竭可能是对瞬间超负荷的直接反应或者是周期性负荷的结果。疲劳破坏或衰竭取决于内植物的内在材料性能以及暴露于重复的外力(应力)。应力集中的其它原因包括结构上的缺陷、横截面积的突然改变、材料的裂隙、钻孔以及已经植入的装置表面不规则。

有限元分析利用了前面讨论的原理并尝试用于临床情况。众多的因素,例如不同的负荷情况、几何形状和设计、骨和植入装置的材料性能以及内在的生物性能都需要考虑。分析固定原理、在植入过程中接触点及受力等。这样的复杂问题需要分成较小的单元并逐步分析,再利用计算机技术逐步归纳起来。这种生物力学和实验室检验是临床研究的基础。

具有在衰竭之前可以永久变形的性能的材料属于韧性材料,而在衰竭之前没有永久变形的则属于脆性材料。金属,如不锈钢或钛在到达屈服点之前经历弹性变形,之后转为塑性变形直到最后衰竭。不同于金属,骨发生骨折而没有永久变形,它的屈服点就是极限衰竭点。

在应力/应变曲线下的面积代表在衰竭前吸收的能量,它确定了在塑性变形过程中材料的刚度,制造这一变形所消耗的能量在除去应力后能够恢复。到达屈服点前消耗的能量就是该材料的弹性值。

疲劳衰竭是重复性负荷造成累积损害的结果。尽管单项负荷值应当低于极限衰竭点,但是应力的积累造成对植入物的累积性的微小损伤最终导致材料衰竭。脊柱的重复运动平均大约每年300万次,在融合达到坚固之前发生的金属衰竭就是固定棒和螺钉的疲劳衰竭。较大的应力需要较少的运动次数就能造成疲劳衰竭。没有坚固的融合,只要有重复负荷存在,不论应力多少,所有的材料最终将衰竭。

疲劳折断的发生经历初裂及随后的裂缝延伸过程。增强抵御疲劳衰竭的内在因素包括生产方面和/或机械手段以减少初裂,并增加内在材料韧性,因而防止裂缝延伸。

材料硬度是一种材料的机械表面性能的测量。那些抵御其表面弹性变形的材料控制了初裂的发生。硬度可通过使用不同的表面涂层而得到增强。

2.4 内植物材料

常用的脊柱内植物材料包括不锈钢、普通

纯钛和钛-铝-钒合金。合金的标准由美国试验与材料学会(ASTM)制定。由于每个制造商的商品名不同,因此标准合金必须制定成分规范。生产及内植物性能都是基于ASTM的标准。在50多种常用的不锈钢中,仅有两种(ASTMF-55和ASTMF-56)在骨科内植物工业中得到广泛应用。ASTMF-55和ASTMF-56合金又名316号和316L号不锈钢。这些合金的成分包括铬——它提供一个抗腐蚀的氧化膜;钼——抗腐蚀和钼——抵御凹点的腐蚀。这种合金含有少量的碳,一种因独特的生产流程而带来的不理想的成分,造成分离并促进腐蚀。

缝隙腐蚀发生在两种相似金属的界面。在材料缝隙中的液体含有较低浓度溶解氧。由于在相邻液体中氧浓度的差异而产生了电压穴,导致局部腐蚀。这个概念在电弧活动不受制约的(半坚强)固定棒/螺钉或接骨板/螺钉装置中变得很重要。

普通纯钛(ASTMF-67)和钛-铝-钒合金(ASTMF-136)较不锈钢有更好的生物相容性和抗腐蚀性。点状腐蚀和缝隙腐蚀不太明显。钛-铝-钒合金含有大约6%的铝和4%的钒,通常称之为Ti6Al4V。其特性包括高强度——重量比、韧性增加和疲劳寿命延长。它的唯一弱点就是裂口敏感性。裂口敏感性表示在纵向部分的某一点上应力集中造成的初裂。通过改进生产工艺和正确的外科技术和操作可以降低裂口敏感性。

不锈钢拥有高于骨12倍的弹性模量,而钛及其合金的弹性模量是骨的6倍。由于在弹性模量上钛更接近骨,所以许多人认为与不锈钢相比钛是脊柱固定更上乘的内植物材料。降低由于内植物上的切痕造成的疲劳敏感度是关键。这在较长的构造上更明显,如用于脊柱侧凸或后凸时。内植物的衰竭显然是由于脊柱上负荷超过了内植物的耐受极限导致疲劳破坏的结果。精细的外科技术伴满意的融合必须在装置的疲劳衰竭发生前完成。正确的生产标准和质量控制手段正在减少内源性材料衰竭。尽管如此,衰竭仍然是一个内源性或医源性的缺

陷。在迟延愈合或不愈合的情况下，对疲劳衰竭的抵御力变得重要。及早认识和发现这些情况，通过加强融合及更换内植物装置等外科手术来延长结构的疲劳寿命。

2.5 外科稳定的原理

金属内植物在脊柱的应用必须遵循为获取最佳结果而严格规定的原理。本节提及的临床范例将遵循下面几段描述的基本原理。

2.5.1 支撑原理

支撑原理用于防止轴向畸形。导致轴向畸形的力可能直接与轴向负荷有关或者也许继发于弯曲或剪力。用于支撑目的的脊柱器械被安放在承受负荷一侧以及用在需要支持的脊柱部位。支撑钢板发挥减少压缩和剪切力的功能，并且减少转矩力。最大限度的表面接触要求细心的植入物弯折和骨表面准备。螺钉的置入从最接近最大潜在运动区域开始，其余螺钉按顺序依次置入直至钢板二端。支撑的范例包括前路颈椎带锁钢板系统和前路胸腰椎带锁钢板系统（图 2.2）。

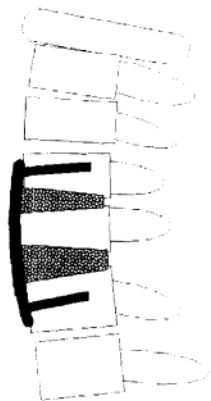


图 2.2 作为支撑内植物范例的前路颈椎钢板

2.5.2 中和原理

中和系统用于应力遮挡以及减少扭曲、剪力和轴向负荷的目的。它的应用提高了这些构造的稳定性，因而提供了早期重建运动功能的

机会。范例包括应用接骨板和固定棒配以多颗螺钉的单纯后方、侧方和前方稳定术，以保护神经结构和融合术的稳定（图 2.3）。

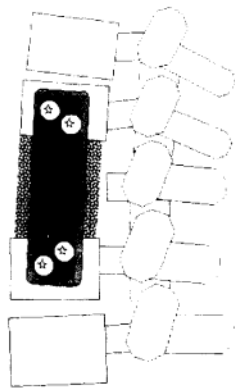


图 2.3 作为中和或保护内植物范例的胸腰段带锁钢板

2.5.3 张力带原理

使用内植物提供后方张力带要求脊柱有完整的压缩负荷承受能力。张力带抵抗牵张力和弯曲力矩。张力带原理通过承重柱实现动态加压，从而促进融合。常见的范例包括应用颈椎钩板的后方单节段固定或后方钢丝固定（图 2.4）。

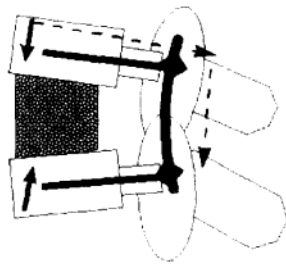


图 2.4 张力带内植物通过负荷承受柱实现动态加压

2.5.4 桥式固定原理

如果承重柱不能承受压缩力，后方固定术就要求有一种足够坚强、可以跨过薄弱节段来维持长度、顺列和稳定性的装置。可以设想一种构造来跨越脊柱的一个节段，要求内植物的构造既稳固又坚硬，它发挥着支持脊柱的功能直至自然再生过程完成（融合）。典型范例包括

安放内固定器治疗胸腰段爆散或压缩骨折。内固定在脊柱前柱的愈合并重获结构强度的过程中始终起着桥梁的作用跨越骨折节段。随着时间的推移,在初期愈合阶段之后将发生负荷分流。如果前柱不能参与负荷分流,例如前方缺损,必须通过外科手术手段建立前方支撑系统,即使用皮质松质骨块或其它假体装置,例如添满骨块的椎间融合器,来避免后方的内植物衰竭。从长远来看,使用器械的后方融合术不能代偿前柱的缺损。内植物构造在安放后一年内必须承受 300 万次负荷仍不衰竭。因此,必须尽快实现融合和前柱的重建以减少衰竭的危险。在跨接构造中,沿着脊柱的多点固定提供更多的应力转移并起到了减少疲劳衰竭的作用(图 2.5)。

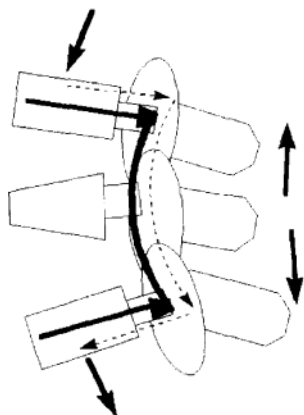


图 2.5 跨接构造在前柱愈合过程中支撑脊柱

2.6 器械的应用

脊柱器械在设计上体现了最大限度地保护神经系统功能、维持整体顺列或减少畸形(正如对脊柱侧凸和后凸)、提供机械稳定性以利早期功能恢复、以及保持脊柱稳固直至融合完成。用于脊柱的器械包括接骨板、固定棒、螺钉、钩和钢丝。使用这些内植物要求了解正常和病理状态下的脊柱生物力学原理。另外,熟悉每一种器械系统或固定方式将有助于获得最大的成功,并将出现问题或并发症的潜在危险

减少到最低限度。

认识制约性和非制约性装置之间的不同以及它们在特定的脊柱病理情况下的应用,有助于选择合适的装置。制约性系统立足于单个部件之间的坚固锁定机制,例如,接骨板和螺钉或固定棒和螺钉。通过节段性固定,将每一节椎骨连接到制约性系统,达到最高的坚固性。非节段性、非制约性内植物的典型范例就是哈氏棒,它跳跃过数个运动节段并通过骨钩附着在末端椎骨上,其中一个对于纵向部分是非制约性的。这套装置在适当的情况下使用曾经是非常成功的,而且在内植物的发展史上代表着一个重要的里程碑。

2.7 颈椎器械

枕颈或 C1-C2 韧带损伤,当没有骨折时,需要融合术以求长期稳定。虽然运用 Halo 架是一种选择,但是合并头部损伤或胸部创伤、患者的适应性问题以及术者的习惯等有可能最终倾向于应用内固定达到稳定的目的。通过螺钉或钢丝附着于枕骨和颈椎后部结构的后路钢丝或固定棒系统是最常见的枕颈内固定术。屈曲、伸展和旋转外力被分流并通过在枕骨和每一椎骨上的制约性系统的多点固定而被减小到最低限度。

C1-C2 区域单纯的韧带损伤涉及到较弱的屈曲、伸展外力和明显旋转外力。后路环形钢丝固定是最常见的。后路钢丝固定纠正了 C1-C2 节段的不稳定,然而,此种情况下的融合将明显消除 C1 和 C2 之间的旋转和屈伸运动。C2-C1 经小关节螺钉固定术可以获得更大的固定强度。这项技术依赖性的术式适用于初次手术为 C1-C2 后路融合术而形成假关节、C1 椎弓环骨折伴韧带断裂或 C1 椎弓环先天缺损伴韧带不完全。这些螺钉属于位置螺钉,不应当使用拉力螺钉技术置入以减少医源性寰椎在枢椎上的后移。

有移位的齿突 II 型骨折的治疗可采用 Halo 架、后路钢丝技术固定 C1-C2、C2-C1

经小关节螺钉固定技术或者前路齿突拉力螺钉固定术。在这类损伤使用Halo架不愈合的发生率为30%，并需要在穿戴Halo背心期间整个颈椎的较长时间的制动。前路齿突拉力螺钉固定术直接作用于骨折。尽管在单螺钉固定术出现了一些临床应用失败后双螺钉技术正在成为标准技术，但是生物力学及组织学的文献报告足以支持单螺钉固定术（图2.6）。

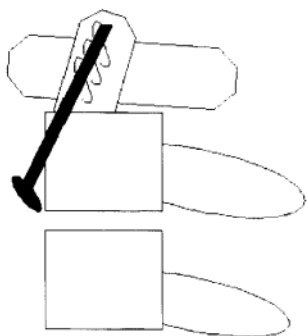


图 2.6 前路齿突拉力螺钉直接作用于骨折

中段及下段颈椎固定方法应用所有前面描述过的原理：后路钢丝可以作为张力带系统、支撑系统或中和系统来使用。钢丝可专门作为张力带系统使用，但却可能由于缺乏矢状位的控制而产生向后的滑椎。前路钢板单独作为支撑可以满足要求（制约性前路颈椎钢板系统，CSLP），或者对应椎体间坚强植骨作为张力带系统使用，使骨块处于压力之下。在第二种情况下，前路钢板不能使用锁定螺钉，必须使用普通高质量螺钉偏心安放以发挥动力加压钢板的作用。

为了强调生物力学原理，钢丝固定最初是设计在适合张力带原理条件下使用的。钢丝固定与螺钉-固定棒或螺钉-接骨板构造相比控制旋转、抵御向前移位均很差，且坚固性也相差很多。在这种情况下强烈建议颈部外部制动直至融合完成（图2.7）。

在颈椎使用支撑钩有明显的缺点。这些装置本身很小并且由于骨质被削弱和过度的扭力而有脱钩的危险。另外，当骨钩并不是很牢固地固定在椎骨上时，由于存在后伸和扭转力矩也可能发生脱钩。固定在椎板上可造成椎管内

某种程度的占位，对于已存在椎管狭窄的病人，无论是先天性或退变性的，都是禁忌的。出于这些原因，现在很少选用这些装置。

制约性前路颈椎钢板系统由于多点固定和坚强设计，在抗扭转、侧屈和后伸方面可提供与后路钢板固定技术同等的坚强度。由于这些系统是以支撑方式工作的，因而不能很好地对抗屈曲力矩。然而，前路钢板固定已经实现了跨越两个运动节段固定和融合的短节段构造的稳定（包括用于骨折、肿瘤或感染的椎体切除术）（图2.8）。

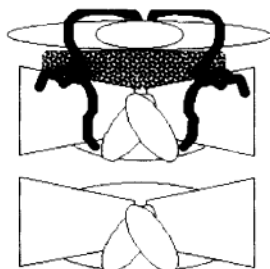


图 2.7 后路钢丝构造不能提供坚强支撑而需要外部制动

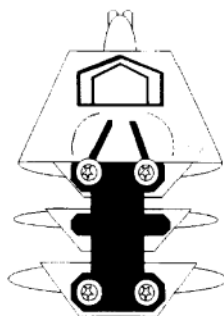


图 2.8 使用锁定螺钉的制约性系统允许单侧皮质固定

使用螺钉与钢板或固定棒的后路颈椎固定，较后路钢丝固定具有节段性固定及更高的抗扭曲、侧屈、屈曲和伸展强度。

2.8 腰椎和胸腰椎器械

胸腰结合部基本上是脊柱的一个平直节段。重建这一正常矢状面顺列可提供最大的生