



脊柱内固定手术学

主编 刘忠 副主编 温剑涛 辛仲斌



兰州大学出版社
LANZHOU UNIVERSITY PRESS

责任编辑 / 敬兆林 封面设计 / 张友乾

ISBN 978-7-311-03071-1



9 787311 030711 >

定价：38.00 元

脊柱内固定手术学

JIZHUNEIGUDINGSHOUSHUXUE

主编 刘忠 副主编 温剑涛 辛仲斌



兰州大学出版社

图书在版编目(CIP)数据

脊柱内固定手术学/刘忠主编. —兰州:兰州大学出版社, 2008. 4

ISBN 978-7-311-03071-1

I. 脊... II. 刘... III. 脊柱—外科手术—固定术
IV. R681.5

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2008)第 053937 号

责任编辑 敬兆林
封面设计 张友乾

书 名	脊柱内固定手术学
主 编	刘 忠
副 主 编	温剑涛 辛仲斌
出版发行	兰州大学出版社 (地址:兰州市天水南路 222 号 730000)
电 话	0931-8912613(总编办公室) 0931-8617156(营销中心) 0931-8914298(读者服务部)
网 址	http://www.onbook.com.cn
电子信箱	press@onbook.com.cn
印 刷	兰州残联福利印刷厂
开 本	787×1092 1/16
印 张	18.75
字 数	396 千字
版 次	2008 年 6 月第 1 版
印 次	2008 年 6 月第 1 次印刷
书 号	ISBN 978-7-311-03071-1
定 价	38.00 元

(图书若有破损、缺页、掉页可随时与本社联系)

序 言

近年来,随着国家工业化进程的加快、交通运输业的快速发展,以及工程建筑业的规模扩大,虽然安全问题愈来愈受重视,工作环境也在不断地得到改善,但是各种脊柱脊髓损伤却呈现出增多的趋势。因此,脊柱外科在创伤外科中的分量也比以前加重了许多,愈来愈受到相关领导、专家、学者,以及各级医务工作人员的重视。而随着患者的增多,从事脊柱外科的医生队伍也在不断壮大,脊柱外科在理论及技术上也有了很大的发展。

伴随材料科学、工程力学的发展,为临床研究和应用的脊柱内固定器械也在不断推进之中,但如何正确使用这些内固定器械就成为脊柱外科医生亟待解决的问题之一。正是在这样的背景下,由刘忠教授主编的《脊柱内固定手术学》,就显得较为及时与重要了。刘忠教授早年参军,在部队野战医院从事医务工作,而后又进入兰州医学院进一步学习深造,积 40 年骨科临床工作经验,在脊柱外科理论与实践上均有一定的造诣。

《脊柱内固定手术学》——在涉及脊柱创伤的基础理论等内容的同时,重点结合作者自己的经验,就脊柱内固定的选择和应用做了深入浅出的介绍,其中不乏作者个人的创新。一方面,强调脊柱基础理论的重要性;另一方面,又着重阐明各种脊柱内固定装置的特点,以及如何选择适合的仪器才能达到较好的治疗目的,尤其是在各种内固定装置的置入上作了大量详尽的描述。这也是该书的精华之所在。

《脊柱内固定手术学》——不仅重点突出,条理明晰,而且语言通俗易懂,便于脊柱外科医生等相关人士学习、参考,同时也可作为相关院校的教材。

葛家祥

2008 年 4 月 29 日于兰州

前 言

脊柱外科作为骨科的一个分支,近年来,同其它学科一样,发展迅速。甘肃省中医院骨科,伴随建院 55 年的历程,在陇原人民的关怀下,在院领导的支持和帮助下,深研岐黄医术,经过几代前辈同道、学者的不懈努力,从手法整复、小夹板固定到内服外用治疗骨伤疾病,践行医者仁术,用精湛的医术为患者服务,造福陇原人民。但随着社会的不断进步,患者对骨伤科疾病治疗的要求也在不断提高,我们为了适应患者的要求,在脊柱外科领域不断地进行探索和学习国内外先进经验,并做了大量的临床工作。

目前,我国医学界与国际接轨,紧盯世界先进技术,脊柱外科的植入物和手术式在 AO 组织中快速发展,临床脊柱外科医生非常需要一本应用 AO 概念、理论和植入物相结合的实用手册。而脊柱外科手术的技术依赖性又很强,医生必须熟练掌握脊柱内固定技术,从而避免手术并发症和其它不良后果。因此,我们结合本院近年来脊柱外科临床内固定技术的经验,并充分吸收国内外经验,以“枢法模·丹历”脊柱内固定系统为基础编写了本书,全面系统地介绍了脊柱内固定各种技术的原理、手术适应症、操作步骤、注意事项及临床应用,图文并茂,并重点以图解注明,以期对年轻临床脊柱外科医生有所帮助,尽量少走弯路。我们不是要编写一本很深奥的脊柱外科专著,而是以总结我院引进 AO 脊柱内固定技术的经验为主,意在抛砖引玉,希望对同道们能有所帮助。

由于近年来世界各国脊柱外科发展迅速,而作者又为一线临床医务人员,平时又担负着较为繁重的医学教研工作,可能对许多资料收集不全面,特别是脊柱肿瘤部分,敬请谅解。

本书得以出版,首先衷心感谢兰州军区总医院葛宝丰院士在百忙之中给予精心指导。同时,也感谢为本书首次出版给予大力帮助的同道和朋友们。

由于时间仓促,水平有限,不妥之处,恳请赐正。

刘忠

2008 年 4 月于兰州

目 录

第一章 内固定基础	(1)
第一节 骨科内固定基础	(1)
第二节 脊柱外科内固定基础	(6)
附一 AO 学派及 AO 思想	(9)
附二 术语汇编	(10)
第二章 脊柱的生物力学	(14)
第一节 概述	(14)
第二节 椎间盘的生物力学	(20)
第三节 椎体及后柱骨结构的生物力学	(22)
第四节 韧带、肋骨框架及肌肉的生物力学	(24)
第五节 脊椎滑脱的生物力学改变	(26)
第六节 脊髓的生物力学	(26)
第七节 脊柱损伤的生物力学	(29)
第八节 脊柱不稳定的生物力学	(37)
第三章 脊柱内固定的生物力学	(44)
第一节 脊柱内固定材料	(44)
第二节 各种内固定器的生物力学评估	(45)
第三节 胸腰椎内固定器的生物力学特点	(49)
第四节 人工椎间盘及椎体的生物力学	(56)
第四章 脊柱的应用解剖	(63)
第五章 脊柱手术入路	(73)

第一节	脊柱后方和侧后方手术入路	(73)
第二节	颈椎前方手术入路	(92)
第三节	改良的颈胸结合部前方手术入路	(101)
第四节	颈胸结合部的侧前方手术入路	(105)
第五节	胸腰椎前方手术入路和技术	(114)
第六节	腰椎前方手术入路	(120)
第六章	颈椎内固定技术	(126)
第一节	ABC 颈椎前路钢板内固定技术	(126)
第二节	Caspar 颈椎前路钢板内固定技术	(129)
第三节	Orion 颈椎前路钢板内固定技术	(130)
第四节	Zephyr 颈椎前路钢板内固定技术	(131)
第五节	颈椎前路椎间融合器技术	(133)
第六节	颈椎前路螺纹融合器技术	(136)
第七节	Pyramesh 钛网融合器技术	(137)
第八节	AO 颈椎前路自锁钢板内固定技术	(138)
第九节	颈椎后路 AXIS 钢板内固定技术	(141)
第十节	颈椎后路 Cervifix 内固定技术	(143)
第十一节	颈椎后路 Apofix 内固定技术	(145)
第十二节	颈椎后路 Vertex 内固定技术	(146)
第七章	胸腰椎内固定技术	(151)
第一节	植入物	(151)
第二节	脊柱后路常用固定方法	(157)
第三节	国内常用椎弓根螺钉内固定技术	(166)
第四节	中华长城椎弓根螺钉矫形系统固定技术	(178)
第五节	国外多钩脊柱内固定系统简介	(187)
第六节	胸腰椎前路棒固定技术	(191)
第七节	胸腰椎前路钛金属圆棒固定技术	(195)
第八节	金田器械前路复位固定技术	(201)
第九节	胸腰椎前路 Z 形板内固定技术	(205)
第十节	胸腰椎前路带锁钛板固定技术	(212)
第十一节	胸腰椎前路宽动力加压钢板固定技术	(214)
第八章	骶椎内固定技术	(218)
第一节	概述	(218)
第二节	固定原则	(220)
第三节	腰骶椎融合术指征	(224)
第四节	内固定器的选择	(227)

第五节 手术方法及常见并发症	(232)
第九章 椎体间融合技术	(237)
第一节 椎体间融合技术	(237)
第二节 篓笼状椎间融合装置	(239)
第十章 椎体间非融合技术	(248)
第一节 人工椎间盘置换	(248)
第二节 全椎间盘置换	(262)
第三节 人工髓核置换	(275)

第一章

内固定基础

第一节 骨科内固定基础

一、目的和原则

所有骨折都导致骨骼及其周围软组织的复合损伤。在骨折发生及修复阶段中,我们会看到局部的循环障碍和炎症表现及因此而产生的疼痛和反射性制动。循环障碍、炎症和疼痛这三种因素将引起关节、肌肉功能废用,从而造成所谓“骨折病”的发生(Lucas-Cham-Pionniere, 1907)。

骨折病的成因有两个:疼痛和缺乏运动及变化的机械负荷对于骨骼肌肉复合体的生理刺激。骨折病的临床过程常表现为慢性水肿、软组织萎缩和局部骨质疏松。水肿则引起肌肉内部纤维化及肌肉萎缩。这种纤维化的过程使得肌肉与骨骼和筋膜之间发生非生理性粘连,因而出现邻近关节的僵硬。

这些后遗症如进一步发展,即便经过长期的理疗往往也难以改善。此时医生所能做到的充其量是嘱咐病人停止工作数周或数月,而病人极有可能从此部分或全部丧失工作能力。1945年,根据瑞士国家保险公司的统计,35%的胫骨骨折病人和70%的股骨骨折病人因永久性部分丧失工作能力而获赔偿。由此可见,骨折的后遗症比骨折不愈合或畸形愈合更易造成永久性损害。“生命在于运动,运动即是生命”这句话应被视为骨折治疗的指导原则。充分、主动、无痛的活动可使骨骼和软组织的正常血运得以迅速恢复,同时还将增加滑膜液对关节软骨的营养,如果再加上部分负重,便会重新获得骨吸收与骨生成之间的平衡,从而大大减少创伤后骨萎缩的发生。只有当无需任何外固定而且允许关节肌肉进行充分、主动、无痛的活动时,才可以认为是达到了满意的内固定效果,这便是AO的主要目的。只有在骨折愈合过程中施以

坚强的内固定,这个目的才可顺利达到。

1958年初,AO归纳了四项治疗原则,以期提高骨折治疗的总体疗效,特别是内固定的疗效(Muller等人,1984)。这四项原则如下:

一是骨折端的解剖复位,特别是关节内骨折。

二是为满足局部生物力学需要而设计的坚强内固定。

三是无创外科操作技术的应用,以保护骨折端及软组织的血运。

四是肌肉及骨折部位邻近关节早期、主动、无痛的活动,以防止骨折病的发生。

然而,在早期的机械性的完善与相接触的骨折端缺血之间存在着一种需要打破的危险的平衡。生物学固定的想法正在向两个方向发展。一个方向是有关弹性接骨板的应用,而另一个方向涉及应用传统钢板来连接复杂的骨折区域。在骨折的骨骼上仅用3~4个螺钉拧在远近端的正常部分。

弹性接骨板的设计是为了防止早先被认为造成钢板置入后骨皮质骨萎缩的应力遮挡作用。这个概念已被明确证实是错误的。弹性固定后骨质疏松的发生不是减少而是增多了。这是由于紧密贴附的接骨板造成更为明显的血运干扰所致。与传统的接骨板相比,LC-DCP(限制接触型动力加压钢板)则可以保护骨膜的血液供应,比使用下面平坦的DCP(动力加压钢板)更少发生骨质疏松,并且还允许钢板下面的骨皮质产生薄层的骨痂连接。这在临床上具有一定的重要性。由于迅速的再塑形过程,在大多数病例中应用一般的DCP后骨皮质的愈合是成功的。然而,对于防止钢板下骨皮质骨萎缩的可能性,则引起了很大的

科研和临床兴趣。

另一个非常成功的思路是桥连钢板的想法(Muller和Wizel,1984;Heitemeyer和Hier-holzer,1985)。其基本概念是将骨折部位远近端正常的骨骼以钢板相连,而对骨折区域及骨折块则无任何干扰。粉碎的骨折如以一块波形钢板连接,则有以下两个机械学优点:一是当钢板跨越一个广泛骨折区域,钢板中间部分在骨骼上没有任何固定,此时钢板承受的变形应力更为分散,避免出现由于过大的变形应力造成易于疲劳的部位发生断裂。二是钢板通过一段距离再应用于骨骼上,允许修复组织获得更佳的血供,而位于桥置部分的修复组织所提供的机械支持则更有益处。

第二项原则“坚强内固定”,也是出于同样的考虑。所有手术固定的方法,对于控制长度、轴线和旋转,都应提供良好的稳定性。拉力螺钉固定的方法,无论伴有或不伴有中和钢板,依靠绝对的稳定造成最完美的愈合,这种愈合产生于骨折精确复位后直接的血管性(哈佛氏)连接,在这种情况下,如见到云雾状的骨痂则意味着缺乏稳定性。此时只有靠自然力来补偿,也就是说需要通过减少负重来降低对骨折部位的刺激。

应用髓内钉或外固定架时,骨折愈合的方式与应用钢板连接所造成的直接血管性愈合截然不同。此时,一定量的骨折端的活动是不可避免的,甚至是所需要的。只有通过自然力生成骨痂以加固骨折端的“焊接”的方式来提供稳定性。

总而言之,无骨痂愈合本身并不是目的。这只是有活力的骨皮质在绝对稳定和良好血运条件下具有的一种有趣的生物学特性。在临床上,这只与应用拉力螺钉后

(伴有或不伴有中和钢板)所产生的骨折端加压有关。

第三项原则“无创外科操作技术”已被更好地强调。这不仅是对软组织而言,还包括骨折端,尤其是骨折端的血运(Must等,1989)。

第四项原则“早期、无痛的活动”已经过时间的检验。术后立即进行活动,被证实可以明显减少大多数骨折所造成的永久性障碍。在过去的20年中,人们又加入了一项新的内容并对之进行了详细评价,即对于严重创伤病人在伤后数小时内早期、全面护理的优越性。许多病生理情况,以往被认为是由创伤造成的,而现在看来则是与治疗的方法有关。尤其是如果人体久卧于非生理的仰卧位,就会导致长期的心脏呼吸功能紊乱,其结果常常是多器官的衰竭。这些问题在Border等人所著的《钝性多发创伤:综合病生理及其治疗》(1990)一书中另有详述。

总之,此四项治疗原则所表达的初步设想,其侧重点已有某些变化,但总体来看,已经受住了时间的检验。

二、骨折治疗的基本目的

总体来说,骨折的治疗,应该力求肢体功能的早日完全恢复。所以,在适当的解剖形状下的坚固愈合则是其根本目的。就骨干骨折而言,这意味着至少要纠正决定关节关系的骨折端的相对位置(如重新恢复总长度和对于屈曲和旋转畸形的复位)。对关节内骨折而言,精确地重新建立关节,其本身就是目的。解剖关系的重建为理想的功能恢复提供了最好的机会,因而应该选择解剖关系的重建而不是“可接受的畸形”。

三、内固定的三个适应症

(一)长时间的软组织制动,尤其是在关节周围,会造成骨折病。

(二)对于波及到负重关节面的骨折,精确的关节面重建至关重要。任何关节面的不适合都会使局部应力增加,继而加速创伤后关节炎的发生。

(三)某些长管状骨骨折后功能的恢复,尤其取决于早期精确而稳定的重建,同时也取决于为防止永久性功能减退所需要的立即活动。如前臂双骨折和股骨裸上骨骨折。

应该再次强调,骨折治疗的目的不仅仅是牢固愈合,而同样重要的是早期、全面地恢复肢体功能,包括恢复骨骼和软组织的完整性。

四、内固定的科学基础

内固定要求对正确应用内固定物 and 手术器械的原则和技术应有充分了解。要达到预期的效果并防止合并症,对于环境中生物学反应变化(如应力、血运)的认识也是必需的。

(一)技术背景

在骨折愈合过程中,机械性介入与生物学反应之间存在着紧密的联系。内固定需要有关机械因素的丰富知识。这些因素对于可靠的和无干扰的骨折愈合以及整体性的患肢功能重建可以提供良好的环境。

(二)稳定性

骨折后的稳定性(自生性的或固定后的)决定了骨折愈合过程中的大多数生物学反应。如果血运正常,则愈合的形式以及迟延愈合或者不愈合的发生均主要取决于与稳定性有关的力学条件。骨折后稳定性的重建(如良好的复位和加压)可以靠内固

定物来减少所承受的负荷。固定的稳定性对于内固定物的疲劳和腐蚀是一个至关重要的参数。“稳定性”这一名词的用法在医学和技术科学中各有所不同。在内固定方面,稳定性被用来描述对于骨折端制动的程度。稳定的固定是指一种在负荷下几乎没有移位的固定。名词“绝对稳定”用来描述一种特殊情况,即骨折面之间(加压下)完全没有相对的移位。在同一骨折面内可以同时存在绝对的和相对的稳定区域。

(三)稳定性、应变与骨折愈合

不稳定的程度最好以应变的量来表示,即修复组织形变。假如结果性应变始终处于对修复组织生成起到至关重要作用的水平之下,骨折端的相对活动则与初始的骨折愈合相一致(Per-ren 和 Cordey, 1977, 1980)。不言而喻,如果应变太低,组织分化(刺激下)的力学诱导就会降低。在低应变下牢固固定的骨折中,骨骼的内塑形是受坏死区域诱导的。

对于细胞水平上的不稳定起决定作用的关键因素是结果性张力,张力决定组织因素分化的条件,其中包括移位的程度和间隙的宽度(相对变形 $8L/L$)。

应用修复组织应变的概念来分析骨折愈合比仅仅靠移位(不稳定)来判断更为适宜。因为应变表示组织因素(如细胞)的变形。这可以使医生通过考虑相对移位(骨折不稳定)和骨折间隙宽度来决定临界变形量。

用应变这一概念来分析力学条件,就可以理解为什么具有单纯的窄小间隙的骨折对于很小的移位都不能耐受(这种移位或许不能被视力所察觉,必须靠智力来认识)。不稳定可以被多发骨折片(粉碎)骨折很好地耐受,因为全部移位被许多骨折间隙所分担,因此,在某一单独的间隙里面,

相对移位则被减弱。在没有精确复位的情况下,由于较大的间隙宽度降低了应变,对移位更具有耐受性。基于紧密但不充分的适合而缺乏加压是危险的这个事实,我们将讨论紧密的适合和通过加压来提高稳定性的重要性。这种危险性是由于高应变下组织分化和造成更多腐蚀的内固定物所受到的很大负荷所带来的诸多问题所引起的。

骨折可能本身是稳定的,或者通过组织生成的生物学过程来得到自生性稳定。这是由于随后发生的向着更坚硬的组织的分化——从肉芽组织到骨。同时,增长的骨痂直径提供对于稳定性具有改善力量的修复组织。活动造成骨折表面吸收,结果是间隙加宽和必然的组织相对变形的更加减少(应变)。

如果修复组织中的结果性应变(位于或在骨折周围)超过临界限度,则进一步的分化及愈合将停滞。用修复组织中应变的概念来表示不稳定,可以使骨折愈合的过程得以正确理解(应变的生物学)。这可以解释为什么某些没有完全消除骨折端活动的固定方法却可以产生愈合(用髓内钉固定不愈合),而另一些方法仅留有很少的间隙却不能耐受甚至仅在显微镜下可见的、不可视见的移位。

在骨—骨或骨—内固定物的界面,活体骨对于高应变条件的反应是表面吸收(Per-ren 等人, 1975)。这样,在相对不稳定条件下的愈合中,表面间的距离增宽,意味着对于一定量的移位,每一组织因子(细胞)受到的结果性应变减弱。

(四)稳定性和内固定载荷

获得稳定性的程度对于用于固定的内固定物承受的负荷量具有决定作用。在可能发生疲劳断裂或(磨损)腐蚀方面,内固

定物所承受的负荷是十分关键的。

(五) 疲劳

由于骨折后骨骼承重能力的恢复,解剖复位后骨折端的牢固固定可以重新获得结构的连续性。因此,作用于内固定物上的负荷减少。“骨骼应该保护内固定物”(Weber)。由于不正确地应用内固定物而造成的相对应力的增加,比内固定物得到金属学改进后相对强度的增加更大。“一个差的医生的作用大大超过一个好的金属学家”,医生可将内固定物的负荷改变2~4倍,而金属学家则仅可将金属强度提高30%。而后者常常是通过改善弹性(韧性)或材料的组织相容性来达到的。

作用于内固定钢板上的弯曲应力的测量,如Klaue等人在1985年所做的那样,显示了稳定性在保护钢板不受到超载荷所具有的重要作用。

(六) 腐蚀

正如我们以后将要谈到的,按照当今国际标准,内固定材料最重要的腐蚀形式(实际上是唯一的)是磨损腐蚀。磨损产生于横跨作用的交变负荷以及一个内固定物中的两个金属组件之间移动的界面,如螺钉和髓内钉。内固定物所承受的负荷的动力越大,磨损越大,越容易产生对保护性钝化层的不断损害。牢固固定有利于减少腐蚀。

稳定性除对骨折愈合的方式及加固内固定物—骨骼接触面以防止生物学松动具有影响之外,固定的稳定性也影响内固定物的机械学表现和腐蚀,而后者又决定着内固定物的生物相容性。

(七) 力、应力、应变、硬度

力作用于物体时便产生内应力。作用力与所造成的变形之间的关系叫做硬度,硬度越小变形越大。在医学文献中,“坚强”

一词常用来作为硬度的同义词。

力、应力、应变这三种因素都可以分解成静力(持续的)和动力(随时间变化)部分。

(八) 负荷概述

负荷包括三种力的组成部分及三种力矩的组成部分。负荷作用于某一材料或装置。

机械负荷的形式:负荷随着或不随时间变化,不随时间变化者称为静力负荷,持续或间断随时间变化者称为动力负荷。内固定物处于张力下所造成的加压是静力的,力随肢体功能(如运动)而改变者称为动力或功能性力。

同时作用于骨折部位的一些因素可以不计。例如:①内固定物产生的静力;②肢体活动造成的动力(该力有造成骨折不稳定的趋势);③力所作用的接触面大小。

因此,不同部位存在着不同的力学条件。由于局部的力学条件不同,在同一骨折部位可以见到不同的愈合形式。

(九) 内固定物断裂

对于内固定物,两种情况可以使其断裂,即单独很大的超载和多发、较小的超载疲劳。为什么在这些情况下,很厚的钢板也会很容易断裂?

当一个内固定物连接一处很长的缺损并受到不断增加的负荷时(如不断负重),所产生的应力最终会达到强度极限而致使内固定物断裂。这种情况被称为“负荷始动断裂”。

另一种情况存在于骨折高负重区域。当骨折面吸收而间隙加宽时,内固定的应变最终达到了临界极限而致使内固定物断裂。这被称为“形变始动断裂”。

第二节 脊柱外科内 固定基础

1930年,Breasted翻译了Edwin Smith于1862年获得的4000~5000年以前的莎草纸文稿,该著作被认为是历史上最早的矫形外科文献。Imhoptep的著作中,除了有关脊柱脱位、半脱位和扭伤的记载外,还有脊柱损伤所致瘫痪的记载,并且区分为上位脊柱损伤所致四肢瘫和由下位脊髓损伤所致的截瘫。

18世纪末,Nicholas Andry发表了一部骨骼肌肉系统的文章:L'Orthopedie a Andry,被称为现代矫形外科之父。书中描述了肌肉牵引作用、不良姿势和脊柱畸形等内容,并形象地将一根绑在弯曲树干上的木棒比喻为矫正脊柱侧弯。

希腊医生Paul被认为是第一个行椎板切除术的人。当时患者脊柱骨折,且后柱结构压迫了脊髓。除此之外,他还提出了用夹板固定脊柱骨折复位。Percival Pott于1899年对脊柱结核及其相关畸形作了经典描述,因此,这种疾病以后就称为Pott病。

在计算机问世不久,Radon于1917年建立了计算机断层(CT)图像重建的数学计算理论。Oldendorf从中联想到这项技术可用于检测脑病。1961年,Oldendorf发表了CT发展史上具有里程碑意义的文章。Cormack在1956~1979年间通过数学计算证明它与断层成像的关系。

磁共振成像也是由许多先驱经过几代人的努力,才成为今天这样对脊柱外科医生有用的工具。1972年,美国人Damadian为利用磁共振原理成像的设备申请了专

利。1979年,英国人Northampton、Moore和Hinshaw用MRI进行了第一例头部扫描,而Reid首先做出胸、腹部MRI成像单元。之后,在脊髓水肿、出血、椎间盘水肿或退变、韧带损伤等病变的诊断中,MRI逐渐取代了脊髓造影。

现代医学把对腰椎间盘突出认识和手术治疗方法归功于神经外科医生William、Jason、Mixer和Joseph Seaton Barr。1932年底Joseph Barr和Philip医生为第一例椎间盘破裂的病人做了手术。

在Mixer和Barr之前曾做过髓核摘除的切除者包括瑞士医生Kocher(1896)、Krause(1908)、George Middleton(1911)、Walterdady(1929)和Pettot Sutaillis(1929)。他们都认为这是肿瘤、软骨瘤或内生软骨瘤。此外,Joel Goldthwait(1911)、Murray Danforth、Philip Wilson(1925)和Bartolotti(1917)在各自的研究中也描述过椎间盘突出。1939年,Love医生开创了硬膜外椎间盘切除术,舍弃了当时流行的经硬膜手术入路。此后,微创切除技术和经皮椎间盘切除术先后发展起来。

Kambin通过不同尸体骨标本的切片研究,指出三角区测量的意义及其积极的辅助作用。1973年,Kambin经L₄₋₅间隙插入Craig套管进行了椎间盘膨出的减压术。1980年,他又系统总结了“经皮外侧椎间盘切除术”的原则和技术。

Hijikata用口径为2.6mm的套管吸取髓核组织。Onik发明了一种口径为2.5mm的吸管用以吸取髓核组织,结果令人失望。Kambin证实可以轻柔地操作一口径为6.5mm的套管来吸取髓核组织,由此插入手工切取椎间盘组织的器械。最近Mirkovic发明了一种7mm套管。

1888年,美国的Wilkins报告了 $T_{12}\sim L_1$ 脱位患者,经复位后局部出现了一个鹅蛋大小的隆起。Wilkins用炭化银线将钢丝缠绕在 T_2 和椎弓根上行胸腰椎后路内固定术。1891年,Berthoid Hadra用钢丝缠在相邻棘突上为1例颈椎骨折病人行内固定术。

1909年,Frita Lange用钢丝或银丝将钢棒或明胶棒固定在棘突上,以固定治疗脊柱疾病。1911年,纽约两家医院的医生都报道了脊柱融合术。Fred Albee取一片长而薄的胫骨置于棘突基底部,以获得生物学固定。20世纪20年代,Don King医生用螺钉固定关节突关节面,从而达到脊柱固定的效果。

椎弓根螺钉的最早报道见于1944年。近20年来由于其优越的生物力学特性、短节段三柱固定、骨性愈合率高、用途广泛等,已广泛用于脊柱胸腰段固定。用于颈椎固定则历史较短,1964年,Leconte首次报道用于治疗 C_2 骨折;Bome(1984)报道了18例 C_2 椎弓根螺钉内固定后获得良好的解剖复位和神经功能恢复。Roy用螺钉固定 C_2 椎弓根治疗Hangnan骨折。1994年,Abumi首次报道对下位颈椎外伤患者行椎弓根内固定效果良好,无严重并发症,次年又将适应症扩大至非外伤性颈椎不稳。

1952年,Philip Wilson报道了在棘突一侧用钢板和螺钉,而对侧用骨固定。Harrington用棒和钩做后路脊柱矫形和暂时固定,因此被称为脊柱固定术的先驱。20世纪70年代,Edward Luque发明了一套椎板下棒—钢丝系统,并在20世纪80年代推广。该系统并不昂贵,适用于脊柱后路支撑,尤其是屈伸和旋转过程,且通常无需外固定辅助,因此,使许多贫困病人得到治

疗,并可节省既往方法的监护治疗和随访费用。

法国人在椎弓根内固定系统的进一步发展贡献突出。20世纪60~70年代,Roy Camille和Rene Louis发展T钢板和棒。20世纪70年代末,瑞士的Fritz Magerl发明了既可经开放手术又可经皮置入的椎弓根Schanz钉,并在20世纪80年代推广。另一位瑞士人Dick将Schanz钉改进为内固定器。对椎弓根螺钉系统作出贡献的还有Cotrel、Dubousset、Cleveland、Arthur Steffee、Baltimore、Charles Edwards、Dallas和John Anthony Herring。

Hodgson将脊柱前路融合固定技术先后扩展至结核和椎间盘病变的治疗中,即对急性期行结核病灶清创,去除脓液和坏死物,一期植入自体骨。随后出现了大量改进方法,第一例用钢板固定的脊柱前路融合术是由Humphries完成的。最近,Kaneda、Yuan、Armstrong、Kostuik又进行了一些改进。对于脊柱侧凸患者,脊柱前路固定棒已由最初Dwyer的可弯曲钢缆和Ziekle的可弯曲棒发展到今天更为坚固的固定器械。

1933年,Burns最先报道腰椎椎体前路融合。最近,金属融合器因其稳定性更高而受到普遍欢迎,但如何提高不同类型融合器的融合率仍有待进一步研究。

1956年,法国人Van Steenbrughe设计了各种椎间盘/髓核假体并获专利。17年后,Vrbaniak就报道了第一例椎间盘修复术动物模型。自从关于论述人工椎间盘的专著1990年出版以来,有很多文摘和书籍论述了此课题。

非金属材料的弹性越低,就越容易模拟椎间盘的运动学特性。然而,如何研制一种具有40年以上使用寿命,并且很容易与

周围骨融合的非金属假体, 是一大挑战。Van Steenbrughe 首先提出了功能性假体的概念, 他设计了一种由多种非金属复合材料制成的椎间盘, 其内部有形状可变的塑料垫子, 但没有考虑到植入物的固定, 也未进行试验室检验。Lee 运用了一种软的、具有弹性的核状物模拟髓核功能, 同时在 6~15 层的纤维环中嵌入另一个弹性体和两层硬板, 以增强纤维环的硬度。多次试验证明它具有较好的抗压、抗扭的仿生性。然而, 植入物移位可能是这些仿生材料用于人体试验的最大障碍。

Link Charite 设计的假体经历了最大量、最长期的临床试验。这种假体从第一代到目前的第三代, 经过了几次结构和工艺制造上的设计变化。它安有两块钴-铬-钼合金的凹面终板, 采用长钉或齿与椎体相互连接, 在两块终板间, 一个双凸面聚乙烯片嵌合其中, 使假体可在三个方向旋转, 但由于缺乏弹性材料, 抗压性不令人满意。

1984 年以来, 欧洲的假体技术已经历了三代产品, 2000 例以上患者接受了假体移植。Griffith 等通过 93 例三代假体植入者(共植入 139 个假体)的多因素回顾性研究, 对 Link Charite 假体进行了详细的临床研究。1988~1989 年美国的 Steffee 进行了 6 例临床试验性研究, 用他研制的由一个橡胶核和两块钛板组成的假体置换病变、损伤的髓核, 取得了较好的疗效。由于这种橡胶核混有炭化物(hexene-based carbon black filled)和经硫化处理的聚乙烯材料, 可促进骨长入其多孔表面。

Marnay 设计了一种环帽状 Propis 假体。它由两块钛板聚乙烯核组成, 在钛板表面有一层软血浆喷射层。Marnay 进行了 50 例临床试验, 长达 7 年的随访 30 例术后

满意(满意率 60%)。

Fernstrom 进行了第一例不锈钢球式的髓核假体植入术。由于它不易被腐蚀, 且其小球形状可使邻近椎体能很好地活动。尽管其临床效果相当不错, 但考虑到植入物可能松动而影响远期疗效, 仍未被用于临床。

近年来, 组织工程成为生物材料研究的主题。Gruber 等运用组织工程技术, 进行了一些基础研究, 并初步了解了纤维环细胞再生的可能性。如果植入多孔材料的生物表面能像支架一样引导纤维组织长入, 并修补纤维环缺损, 便可降低椎间盘再次发生突出的可能性, 并防止椎间盘进一步退化, 增强髓核假体植入的效能。

在对髓核组织再生的研究中, Gan 等通过体外试验研制了多孔的、具有生物活性的玻璃作为支架, 髓核细胞依附于这种支架生长, 并保持正常的基因表达。Stone 使用了一种干性多孔、体积适宜、生物相容性纤维, 这种纤维含有促使组织再生的粘多糖成分, 因而更符合生物学特征。近年来, 基因治疗已被用于脊柱融合术, 相信不久它也会被应用于纤维环修补或椎间盘再生。

近 20 年来, 组织工程虽然取得了很大的进展, 但该技术仍然处于研究初期, 如使椎间盘再生应用于临床还有许多工作要做。至于髓核细胞再生, 由于纤维环破裂, 其研究成果用于临床可能要经历更长的时间。除非其再生可控, 否则, 髓核再生就缺乏相应的理化环境, 仍然存在髓核突出的可能。研制椎间盘、髓核假体历经 30 余年, 而研造一个适合髓核再生的人工环境还有大量、艰苦的研究工作要做。