

# 脊柱椎弓根螺钉应用的生物力学特征★

李现令<sup>1</sup>, 李现今<sup>2</sup>, 张学军<sup>1</sup>, 鲁守彦<sup>3</sup>, 赵萍<sup>4</sup>, 李承鑫<sup>1</sup>, 孙琳<sup>1</sup>, 张昆亚<sup>5</sup>, 张钦明<sup>1</sup>

## Biomechanical study of spinal pedicle screws

Li Xian-ling<sup>1</sup>, Li Xian-jin<sup>2</sup>, Zhang Xue-jun<sup>1</sup>, Lu Shou-yan<sup>3</sup>, Zhao Ping<sup>4</sup>, Li Cheng-xin<sup>1</sup>, Sun Lin<sup>1</sup>, Zhang Kun-ya<sup>5</sup>, Zhang Qin-ming<sup>1</sup>

### Abstract

**BACKGROUND:** Pedicle screw internal fixation after constant development and perfection has been advanced in spinal fixator field from aspect of biomechanics theory.**OBJECTIVE:** To review the biomechanical study of spinal pedicle screws.**METHODS:** CNKI and Pubmed (1986-01/2010-10) were retrieved to search the related articles about biomechanics of pedicle screws using the keywords of "pedicle screws, biomechanics" in Chinese and English. Finally 49 articles were included.**RESULTS AND CONCLUSION:** In the development process of pedicle screws, biomechanics not only provides theoretical foundation for the development of the internal fixation, but also is the ultimate basis and holder effect standard for testing and evaluation of new designs. Pedicle screw implantation point, implant orientation, screw size, screw shape, screw materials have a certain impact on spinal biomechanics.

Li XL, Li XJ, Zhang XJ, Lu SY, Zhao P, Li CX, Sun L, Zhang KY, Zhang QM. Biomechanical study of spinal pedicle screws. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(30):5640-5645. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

### 摘要

**背景:** 椎弓根螺钉内固定经过不断的发展和完善, 生物力学理论在脊柱内固定器方面也有了很大进展。**目的:** 对脊柱椎弓根螺钉应用的生物力学研究进行综述。**方法:** 应用计算机检索 1986-01/2010-10 CNKI 和 Pubmed 数据库, 在标题和摘要中以“椎弓根螺钉, 生物力学”或“Pedicle Screw, Biomechanics”为检索词进行检索。选择文章内容与椎弓根螺钉的生物力学有关者, 同一领域文献则选择近期发表或发表在权威杂志文章。最终入选 49 篇文献进行综述。**结果与结论:** 在椎弓根螺钉的发展过程中, 生物力学不仅为内固定的研制提供理论基础, 也是测试和评价新设计内固定器效果的最终依据和标准。文章结果显示椎弓根螺钉植入点、植入方向、螺钉大小、螺钉形状、螺钉材料对脊柱生物力学均有一定影响。**关键词:** 螺钉; 脊柱; 椎弓根; 应用; 生物力学; 研究进展

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.30.032

李现令, 李现今, 张学军, 鲁守彦, 赵萍, 李承鑫, 孙琳, 张昆亚, 张钦明. 脊柱椎弓根螺钉应用的生物力学特征[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(30):5640-5645. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

<sup>1</sup>Department of Orthopedics, Beijing Children's Hospital, Capital Medical University, Beijing 100045, China;  
<sup>2</sup>Institute of Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;  
<sup>3</sup>Beijing Zhongguancun Hospital, Beijing 100090, China;  
<sup>4</sup>Department of Orthopedics, Anhui Provincial Children Hospital, Hefei 230051, Anhui Province, China;  
<sup>5</sup>Biomechanics Laboratory, College of Bioengineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China

Li Xian-ling★, Master, Physician, Department of Orthopedics, Beijing Children's Hospital, Capital Medical University, Beijing 100045, China  
lixianling20002000@yahoo.com.cn

Correspondence to: Zhang Qin-ming, Doctor, Professor, Department of Orthopedics, Beijing Children's Hospital, Capital Medical University, Beijing 100045, China  
qzhang9611@yahoo.com

Received: 2011-02-23  
Accepted: 2011-06-20

## 0 引言

人类最早应用椎弓根螺钉进行脊柱固定追溯到 19 世纪 70 年代。直到 19 世纪 80 年代 Cotrel、Dubousset 及 Roy-Camile 等正式报道其临床应用已经取得成功。此后椎弓根螺钉内固定经过不断的发展和完善, 逐渐成为所谓脊柱内固定的“金标准”, 这取决于其固定强度, 也是生物力学理论在脊柱内固定器方面的体现。这项技术的应用, 使外科医生可以有效地减少假性关节炎的发生率, 提高患者的满意度, 改善功能性研究的结果。这项技术具有良好的初次后路腰椎手术效果, 可以最终减少对社会的长期经济负担<sup>[1-2]</sup>。椎弓根螺钉就因其良好的生物力学特性, 成为了脊柱内固定器械家族中不可或缺的重要一员。

## 1 资料和方法

### 1.1 资料来源

应用计算机检索 CNKI 和 Pubmed 数据库中 1986-01/2010-10 关于椎弓根螺钉生物力学方面的文章, 在标题和摘要中以“椎弓根螺钉, 生物力学”或“Pedicle Screw, Biomechanics”为检索词进行检索。选择文章内容与椎弓根螺钉的生物力学有关者, 同一领域文献则选择近期发表或发表在权威杂志文章。共检得到 189 篇文章。

### 1.2 入选标准

**纳入标准:** ①具有原创性, 论点论据可靠的文章。②针对性强, 相关度高的文献。③对同一领域的文献选择近期发表或权威杂志的文献。

**排除标准:** 较陈旧的理论观点以及一些重复性研究。

1.3 质量评估 初检得到 189 篇文献, 其中英文文献 121 篇, 中文文献 68 篇。阅读标题和摘要进行初筛, 排除与研究目的不符和重复性文章; 查阅全文, 判断与纳入标准一致的文章, 最后选择 49 篇符合标准的文献。

## 2 结果

### 2.1 脊柱及椎弓根的解剖学基础

脊柱的解剖学基础: 脊柱有 24 块椎骨、1 块骶骨和 1 块尾骨连结而成, 是人体的中轴, 上承托颅, 下接下肢带。各椎体间由椎间盘连接, 具有“弹性垫”一样缓冲作用, 并允许脊柱作各个方向的运动。椎体前面和后面为前、后纵韧带, 防止脊柱过度后伸和前屈的作用。椎弓间由黄韧带连接限制脊柱过度前屈。由各椎骨的椎孔借连接结构组成的椎管容纳并保护脊髓、神经和血管等组织。

椎弓根的应用解剖: 椎弓根的解剖特点和生物学特征是椎弓根螺钉应用的基础。椎弓根是连接椎体和椎弓的桥梁, 于上胸段平对椎体上部, 中、下胸段和腰段平对椎体中上部。其横断面呈椭圆形, 横径小于纵径, 横断面面积自上而下逐渐增大。Roy-Camille 等<sup>[3]</sup>测量 35 具尸体标本, T<sub>12</sub>~L<sub>5</sub> 横径 9~15 mm, 纵径 15 mm。椎弓根中心轴与水平面和矢状面构成一定角度(分别为 f 角和 e 角)。椎弓根直径、成角和螺钉通道长度在不同个体略有差异。近脊椎前方有大血管、植物神经和脏器, 椎弓根内侧缘距脊髓或马尾只有 2.0~3.0 mm 间隙, 其间有丰富血管丛, 脊神经紧靠椎弓根内侧缘行走, 占据椎间隙前上 1/3, 椎弓根下切迹尚有脊血管前支穿入。因此, 椎弓根内侧和下方是钻孔危险区<sup>[3]</sup>。脊神经出椎间隙后, 行走于下位椎弓根外侧附近, 故螺钉偏向椎弓根上方或外侧过多, 也可能损伤脊神经<sup>[4]</sup>。

2.2 脊柱的基础生物力学研究 19 世纪 70 年代以后, 经椎弓根螺钉固定技术由于具有良好的生物力学稳定性, 广泛应用于胸、腰段的脊柱稳定性重建。广泛深入开展的脊柱生物力学研究, 为内植物的设计提供了充分的理论依据, 其基本原则是: 脊柱是由前柱椎间关节及后柱两侧小关节连接而成的, 多节段的三维空间内六个自由度运动的解剖结构, 因此, 节段性的三维空间内可调整的内植物才能适应脊柱的解剖和生理特征<sup>[5-7]</sup>。

1944 年, Bohler 确定了 5 种不同的胸腰

椎损伤机制, 分别为屈曲、伸展、旋转、剪切和轴向负荷。1949 年, Nicoll 通过对 166 例英国煤矿工人胸腰椎骨折病例的回顾性调查, 将胸腰椎骨折分为稳定和不稳定两种类型。Kelly 等于 1986 年提出的两柱理论(以椎体后缘为界, 脊柱分为前、后两柱), 使得胸腰椎损伤的生物力学研究又上了一个台阶。Denis 等 1983 年提出脊柱的“三柱概念”, 即把脊柱纵行分为前、中、后三柱。Denis 等还应用三柱理论对脊柱损伤后的不稳进行分度, 以指导临床分型和治疗方法的选择。三柱理论对脊柱内固定器的发展产生了巨大的作用。

### 2.3 椎弓根螺钉应用于脊柱的生物力学研究

2.3.1 钉孔的准备(Holepreparation)方式对螺钉生物力学的影响 钉孔的准备方法主要有钻法及探法。各种方法对螺钉拔出强度的影响一些作者做了研究。Moran 等比较了用弯探及直探两法, 用双尾 t 检验分析其数据显示两法间无差异。Gcorge 等<sup>[8]</sup>将锥形直探子与钻头比较也未见两法间螺钉拔出强度的差异。Zdelick 等<sup>[9]</sup>的研究同样未发现钻与探法间螺钉拔出强度的差异。

#### 2.3.2 螺钉的植入点与植入方向对生物力学的影响

进钉点的研究: 从胚胎学方面研究可知: 横突、上关节突和椎弓根都来源于同一个骨化中心。从解剖上看, 上关节突较横突更接近椎弓根管口, 其本身几乎就骑在椎弓根之上。椎弓根开口中心就在上关节突下缘连线与其外侧缘垂线的交点处。实际测量证明, 横突中轴线并非都通过椎弓根中心点, 而上关节突下缘却几乎正好在此中心点的平面上<sup>[10]</sup>, 因此各种以横突及关节突定位进钉的方法具有其合理性。

目前的进钉点定位法有如下: ①Roy-Camille 法<sup>[11]</sup>: 进钉点为关节突关节纵向中线及横突横向中线的交点, 进钉方向为垂直于椎体冠状面。②Weinstein 法: 横突的水平中线与通过椎体上关节突的外侧缘的垂直线的交点, 针体与终板平行且与脊柱的矢状面成 10°~15°<sup>[12]</sup>。③Magerl 法: 认为关节突外缘与横突中线的交点是胸椎椎弓根螺钉进钉点, 建议与矢状面呈 10°~20°的内斜角。④Louis<sup>[13]</sup>法: 水平线上经上关节突关节面下缘上方 1 mm, 垂直线为如关节间隙呈矢状则经关节间隙最外缘, 如呈额状则取关节突外 1/3。T<sub>3</sub> 以上为上位胸椎下关节突下 3 mm 和关节突外缘内 3 mm; T<sub>4</sub>~T<sub>10</sub> 位于关节突外缘更内侧一些, 并建议螺钉方向在上段胸椎有 15°~20°

<sup>1</sup>首都医科大学附属北京儿童医院外科, 北京市 100045; <sup>2</sup>中国科学院力学研究所, 北京市 100190; <sup>3</sup>北京市中关村医院, 北京市 100090; <sup>4</sup>安徽省立儿童医院外科, 安徽省合肥市 230051; <sup>5</sup>首都医科大学生物医学工程学院力学实验室, 北京市 100069

李现令★, 男, 1978 年生, 山东省临沂市郯城县人, 汉族, 2009 年首都医科大学毕业, 硕士, 医师, 主要从事临床外科方面的研究。  
lixianling20002000@yahoo.com.cn

通讯作者: 张钦明, 博士, 主任医师, 教授, 首都医科大学附属北京儿童医院外科, 北京市 100045  
qzhang9611@yahoo.com

中图分类号: R318  
文献标识码: A  
文章编号: 1673-8225  
(2011)30-05640-06

收稿日期: 2011-02-23  
修回日期: 2011-06-20  
(20110223014/M·W)

内斜角, 中、下段胸椎螺钉直向前。⑤Krag 法<sup>[14]</sup>: 对 Magerl 的方法进行了改进, 进钉点较 Magerl 方法更靠外。⑥唐天驹等<sup>[15]</sup>推荐的进钉点: 胸椎, 进钉点在小关节面下缘, 距关节面的中线外侧 3 mm; 腰椎, 进钉点在上关节突的外侧缘与横突中线的交点。⑦“AO”推荐的腰椎椎弓根定位点为上关节突外缘的切线和横突平分线的交点<sup>[16]</sup>。⑧侯树勋等<sup>[17]</sup>认为绝大多数椎弓根中心点集中在关节突中点及外缘所做的两条垂线与横突上缘与中轴线所在的两条水平线围成的四边形内。

上述定位方法, 多以横突和关节突为定位标志, 以横突平分线与关节突的垂线的交点做为定位点。但是因乳突肥大、上下关节突增生、横突变异等原因, 易造成椎弓根破裂及神经根损伤。另外当关节突骨折, 骨破坏也可使此标志丧失, 所以上关节突的垂线和横突平分线做为椎弓根中心的定位标志有许多缺陷<sup>[18-19]</sup>。

针对上述定位法可能存在的变异及缺陷, 杜心如等<sup>[20]</sup>提出了腰椎人字嵴定位进钉点的方法, 该人字嵴的出现率为 94.5%, 变异少, 只有少数(19%在 L<sub>5</sub>)人字嵴在干燥标本上较浅和不明显, 但在活体中即使人字嵴较浅在, 仍能易于辨认; 峡部嵴由于无肌肉附着, 所以它不发生退变。其研究证实: 腰椎正位片上, 人字嵴顶点在椎弓根外侧皮质显影偏外处, 或与椎弓根外侧皮质重叠, 所以进钉时需向外倾斜一定角度, 此角度在 5°~10°时多通过椎弓根中心。侧位片上显示此种进钉方法, 在 L<sub>1</sub>: 81.8%; L<sub>2</sub>: 92.4%; L<sub>3</sub>: 74.2%; L<sub>4</sub>: 71.2%; L<sub>5</sub>: 88.2%位于椎弓根纵径中心。在横断面上 L<sub>1</sub>: 84.9%; L<sub>2</sub>: 83.8%; L<sub>3</sub>: 74%; L<sub>4</sub>: 92%; L<sub>5</sub>: 39.7%位于椎弓根横径中心<sup>[20-21]</sup>。

阎德强等<sup>[22]</sup>定位方法与杜心如类似: 其提出“乳副突间凹”, 其结果发现, 乳副突间凹的总存在率为 98.57%, 从 L<sub>1</sub>~L<sub>4</sub>的乳副突间凹存在率为 100%, 但有 10%的 L<sub>5</sub>找不到副突。在 L<sub>5</sub>没有副突的标本中却呈现出显著地上关节突和乳突的外缘与横突间的“U”形凹特征, 其“U”形凹底的上下宽度几乎和椎弓根上下径相同, 左右两侧对称, 提示无副突者进钉乳横凹同样安全, 因此将 L<sub>5</sub>的这一特征也归于进钉标志点。由于 T<sub>11</sub>、T<sub>12</sub> 乳突和副突均位于横突上, 乳突和副突的形状、大小相似, 其乳副突间的凹陷相对宽大且呈沟状, 所以进钉点选择在两乳副突间凹内缘线的中点平行内移 3 mm。观测结果显示, 乳突与副突间的垂直距离有 99.3%位于椎弓根上下径内。因此, 在乳突下缘至副突上缘间进钉是安全的。侧面观测乳突下缘和副突下缘平行于终板时均位于椎弓根的上下径内。X 射线正侧位, 进钉点的投影恰好顺椎弓根轴线并通过椎弓根轴心。他们用这种进钉方法置钉 224 钉, CT 扫描结果获得 100% 定位、置钉准确率。

进钉方向的研究: Barber 等<sup>[23]</sup>通过实验室生物力学测

试验验证两枚以一定会聚角度置入的椎弓根螺钉较平行置入的螺钉具有更大的轴向拔出力。此项试验对临床椎弓根螺钉的置入技巧具有重要的指导意义。

在许多的文章资料中均能看到 e 角与 TSA 角、f 角与 SSA 角, 它们具体的定义与区别如下: ①e 角与 TSA 角之区别: 局部解剖上的 e 角是指椎弓根纵轴与椎体矢状面之间的夹角, 表示椎弓根自后方向前、内方的倾斜角, 测量结果在 T<sub>9</sub>~L<sub>3</sub>之间为 0°~10°之间。e 角对某一椎体而言, 是固定不变的。而 TSA 角是指水平面椎弓根螺钉植入之角度。对同一椎体而言, TSA 角随术者的定位点的选择及钉外展角度的大小而变化, 是一可变角度。②f 角与 SSA 角的区别: 局部解剖学上的 f 角是指椎弓根纵轴与椎体水平面之间的夹角。表示椎弓根自后方向前下方的倾斜角, 在 T<sub>9</sub>~T<sub>12</sub>为 9°~23°之间, 而在腰椎几乎为 0°, 为一固定不变的解剖学角度(对某一椎体而言)。而 SSA 角是矢状面椎弓根螺钉植入的角度, 以与椎体上、下终板平行行为 0°, 斜向上终板为正角, 斜向下终板为负角, 为一可变的角, 因术者的经验不同及椎体不同节段而变化。

可见 e 角和 TSA 角、f 角与 SSA 角是两种不同的含意<sup>[24]</sup>。实际工作中, e 角及 f 角常作为选择 TSA 及 SSA 的参考。

大量研究发现, 根据患者术前的 CT 片上所测得的椎弓根轴线与椎体轴线的水平夹角的大小可指导术中的进钉方向, 且术后对患者钉道的 CT 影像学的研究亦证实了这一点。也有研究表明, 椎弓根螺钉植入的深度与椎弓根钉水平夹角紧密相关。当所选择的进钉点及螺钉通道恰好位于椎弓中轴线的延长线上时, 两者才能相等。下胸椎和上腰椎的 e 角多 <10°, 而 T<sub>11</sub>、T<sub>12</sub> 的 e 角甚至是负值, 如果以这样的角度打入椎弓根螺钉很有可能从椎体的侧壁破出, 易伤及前方大血管及胸腹腔脏器, 但此时从 X 射线片观察, 螺钉深度还未达椎体 80%, 而螺钉的实际深度也很难达到椎体前后径的 80%。下腰椎的 e 角多数较大, 甚至 >30°, 以这样的角度打入螺钉又很有可能从内侧壁破出椎弓根, 直接损伤脊髓而引起严重后果。可见, e 角是不能作为椎弓根螺钉水平偏角, 椎弓根的轴线一般也不能作为椎弓根螺钉通道的轴线, 两者对比有较大的差异<sup>[25]</sup>, 仅能作为术前参考。

正确的螺钉插入角取决于进钉点, 进钉点越靠外侧, 插入角越大; 不同的插入角与脊柱水平相关, 上、中段胸椎椎弓根指向前内侧, T<sub>11</sub> 和 T<sub>12</sub> 椎弓根几乎呈矢状位甚至前外侧方向。故为避免神经并发症, 一些作者提出成角度进钉。Magerl 建议与矢状面呈 10°~20°的内斜角; Louis 建议螺钉方向在上段胸椎有 15°~20°内斜角, 中、下段胸椎螺钉直向前。

权毅等<sup>[10]</sup>也指出: 不论什么方法确定的进钉点只是点的标识, 而事实上椎弓根管口的概念应是一个面或区

域,只要在中心周围 1.5~2 mm 范围内进钉,都是很安全的。但值得提出的是定位点的偏离应由 TSA 角的变化来校正<sup>[10]</sup>。

邹天明等<sup>[26]</sup>报告,钉杆角是椎弓根内固定器对胸腰椎骨折复位的关键角。当螺钉角(即 SSA 角,螺钉与矢状轴在矢状面上的夹角)不理想时,可在钉杆角中得到校正,可利用器械的可调性来弥补。不应根据术前 X 射线片来确定椎弓根螺钉向头尾侧的倾斜角。术中体位复位后,椎体前缘均有不同程度的撑开。因此,应在体位复位后再确定向头尾侧的倾斜角。螺钉在椎体内位置的高低和置入的深度对螺钉所受的弯曲力矩有明显影响。杨惠林等通过研究认为,最理想的螺钉位置是螺钉在位于椎弓根及椎体内的前提下,上螺钉适当向上倾斜,下螺钉适当向下倾斜,更符合力学平行四边形法则,可减少螺钉承受的弯折剪力。Mckinley 等<sup>[27]</sup>通过测试螺钉位置在椎弓根内偏高或偏低时,所承受的弯曲力矩增加 20%~29%,螺钉尾部未完全置入而留于骨质外 3 mm 和 5 mm 时,所承受的弯曲力矩相应增加 33%和 52%。他认为螺钉应置于椎弓根中央,尽量减少其尾部露于骨质外的长度。

**2.4 椎弓根螺钉大小对生物力学的影响** 椎弓根螺钉要穿过椎弓根到达椎体内而起固定作用,故其受到椎弓根的解剖形态及内固定力学需要的限制,在上述限度内不同的螺钉大小呈现出生物力学的差异。

不同直径螺钉对拔出强度的影响: Skinner 等<sup>[28]</sup>认为拔出强度随着外径的增加而增加。Steffee 器械拔出强度最大, AO 次之,其余为 Howmedica 和 Roy-Cam illo 螺钉。Willett 等<sup>[29]</sup>也得到同样结论。Zendriek 等<sup>[30]</sup>和 Krag 等<sup>[31]</sup>的实验也支持这一观点。Krag 等<sup>[31]</sup>认为真正影响螺钉拔出强度的是螺钉的外径与进入深度。

由于在人体时螺钉除受到拔出力外,还承受剪切及弯曲载荷,螺钉的断裂与弯曲难免发生。Roy-camille 等<sup>[32]</sup>报告发生率为 10%~25%,这提示螺钉本身必须具有足够强度。螺钉的抗弯强度与内径的 3 次方成正比<sup>[33]</sup>,所以螺钉的抗弯强度与内径有着密切关系。Davne 等<sup>[34]</sup>计 2 642 枚螺钉断裂 1.1%, Steffee 等<sup>[35]</sup>1 413 枚螺钉断裂 2.5%。实验显示 Schanz 螺钉的断裂与弯曲易发生在螺纹的尾端, Steffee 螺钉易于尾杆上螺纹的起始部<sup>[36]</sup>,为此 Davne 等对螺钉的结构进行改良,将易断裂部位的直径加粗,以增加螺钉本身强度,取得了明显效果。

螺钉进入深度对拔出强度的影响:在解剖形态上,椎弓根螺钉以不穿出椎体前缘皮质为好,以免损伤椎前血管及其他重要结构。然而 Wheeloud 等<sup>[37]</sup>发现,即使侧位片上螺钉达椎体的 80%时,实际已可能穿破下腰椎椎体前壁,穿破的百分率在 L<sub>4</sub>和 L<sub>5</sub>分别 30%和 10%,所以目前对螺钉进入的深度看法也不一致。

实验显示:骨-钉界面强度随着螺钉置入深度的增

加而增加。Weinstein 等<sup>[4]</sup>发现螺钉固定强度的 60%在椎弓根内,达椎体松质骨后增加 15%~20%,至前方骨皮质但未穿透时又增加 16%,穿透前方骨皮质则增加 20%~25%。Krag 等<sup>[14]</sup>的实验也表明这种观点。Krag 研究了特殊的放置方法。但在避免穿出前皮质的前提下一般认为以进入 80%为宜。

**2.5 螺钉的形状对拔出强度的影响** 目前临床上应用的各种不同椎弓根螺钉的螺纹形状一般为锥形螺钉(外锥螺纹 Diapason 及内锥螺纹 AF)和柱形螺钉两种。不同螺纹形状的椎弓根螺钉,其松动情况也不一样,松动原因与螺纹形态有一定关系。Kwok 等<sup>[38]</sup>对相似大小的圆锥形螺钉和圆柱形螺钉作了对比,发现二者的拔出强度无明显差别,圆锥形螺钉能明显增加螺钉的植入扭矩,但圆锥形螺钉的植入扭矩与拔出强度无明显相关性。Willett 等<sup>[29]</sup>对螺钉进行改进,其螺纹部分直径为 6 mm,螺轴直径均为 5 mm,与直径为 5 mm 的 AOSchanz 螺钉比较, AOSchanz 螺钉弯曲或断裂出现在螺轴和螺纹交界处,而改进后的螺钉弯曲或断裂出现在负载点。杨惠林等<sup>[39]</sup>亦对螺钉进行改进,螺钉外直径不变,内直径为锥形,使整个钉部的强度从钉尖到钉肩部呈均匀增加,从而克服了原有螺钉在螺纹与螺轴交界处强度突变而致应力集中易发生断钉的弱点。有些人认为在钉的外形方面,以圆锥形钉的拔出强度优于圆柱形。外锥螺纹及内锥螺纹螺钉的拔出强度也有差异。

**2.6 椎弓根螺钉与椎弓根关系对生物力学的影响** 单纯从螺钉的生物力学角度考虑,增加外径可增加螺钉的拔出强度,但椎弓根螺钉的直径大小必须受到椎弓根的限制,故椎弓根螺钉的直径问题应该是螺钉与椎弓根的相互关系问题。

Brantly 等<sup>[40]</sup>的研究提示一个高强度的螺钉内固定可以通过选择一个临床上可以接受的在长度及直径上均最大的螺钉来获得。理论上应是,在安全的前提下,尽可能使用直径较大的椎弓根螺钉为宜。Bernard 等<sup>[41]</sup>在椎弓根的解剖学研究后提出,在 L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub>及 S<sub>1</sub>节段 7 mm 外径螺钉可安全地使用, L<sub>3</sub>以上需要作 CT 检查了解椎弓根直径以选择合适螺钉。Steinman 等<sup>[42]</sup>提示 L<sub>1</sub>椎弓根螺钉的选择应注意,必要时应依 CT 显示椎弓根宽度选择合适螺钉。

**2.7 骨质密度及骨-螺钉界面对固定影响** 骨密度对椎弓根螺钉的稳定性具有重要影响,是预测螺钉牢靠程度的重要指标。有研究表明椎弓根螺钉力量的 60%在于椎弓根本身<sup>[43]</sup>,是脊柱最坚硬的部分, Steffee 称之为“力核”。Okuyama 等<sup>[18]</sup>通过测量标本的骨密度,研究与拔出强度的关系,认为骨密度每降低 10 mg/cm<sup>2</sup>,其拔出力量大约减少 60 N。当骨密度 < 80 mg/cm<sup>2</sup>时,就应该用聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥等进行强化,同时证明了 F-max 与椎体骨密度的线性相关关系。Yamagata 等<sup>[19]</sup>

也发现骨密度与拔出强度相关(相关系数为 0.68), 在骨质疏松的病例, 固定强度明显减低。

椎弓根螺钉的稳定通过骨-螺钉之间的界面连接实现, 如果骨-螺钉界面之间的把持力不够, 就会造成螺钉的松动, 失去其撑开、复位和固定的作用<sup>[44]</sup>。

以上说明骨密度的高低与椎弓根螺钉固定强度有着十分密切的关系, 一些学者通过研究表明: 拔出强度、扭力矩与骨密度之间存在着明显的正相关。骨质疏松症患者钉-骨界面连接不牢固, 所以对于骨质疏松患者确定治疗方案之前, 应进行骨密度的测定, 并在手术时采取适当的补救措施。

目前国内外研究多集中于向螺钉成形孔道内添加各种能逐渐凝固的凝胶状骨粘合剂, 以增强骨-螺钉界面的结合强度, 包括: ①羟基磷灰石骨水泥。②磷酸钙骨水泥。③碳酸磷灰石骨水泥。④聚甲基丙烯酸甲酯: 樊仕才等<sup>[45]</sup>的研究解释了应用粘合剂增强椎弓根螺钉拔出力的原理: 聚甲基丙烯酸甲酯在螺钉周围分布并不仅仅沿钉道呈棒状分布, 而在椎体内沿骨小梁扩散, 两侧椎弓根注入的骨水泥交互在一起, 加大了骨水泥与骨的界面, 而螺钉与骨水泥紧密结合, 从而克服了骨-钉界面连接不牢固的缺陷。除了应用骨粘合剂进行强化或修复以外, 还可采用较大直径的椎弓根螺钉替换和骨条填充修复失效的椎弓根螺钉固定系统等方法。⑤添加 Biobone: Biobone 是一种新型可吸收陶瓷, 已被广泛应用于肿瘤和骨折后缺损、人工关节置换等领域。它的化学组成和晶体结构同人体骨十分相似, 具有良好的生物相容性和骨传导性, 而且没有任何毒性。与等渗盐水混匀后可随意塑形成膏体状, 并可用注射器从针头推注至所需置入的部位。在 37 °C 的条件下约经 15 min 后凝固并获得近似于松质骨强度, 无聚合热。Biobone 在体内可被缓慢吸收, 最终被正常骨组织爬行替代。并被证明可改善椎弓根螺钉的初始稳定性: F-max 在添加 Biobone 后比对照侧提高了 66.8%。⑥喷涂生物活性玻璃: 俞杭平等<sup>[46]</sup>采用在普通钛合金椎弓根螺钉上均匀喷涂 0.3 mm 厚的生物活性玻璃来增加椎弓根螺钉固定的稳定性。生物活性玻璃最初是作为替代羟基磷灰石的人工骨替代材料而被研制的, 通过体外生物力学研究证实无论是最大拧紧力矩与摩擦力的测定, 还是轴向拔出试验、周期抗屈试验, 均显示生物活性玻璃涂层能明显提高椎弓根螺钉在人体胸腰椎固定中的初始稳定性。

比较目前国内外各种注入骨黏合剂的方法, 生物活性玻璃涂层强化椎弓根螺钉固定具有涂层分布均匀、无椎体外渗漏而危及邻近营养血管和神经根之虞、内固定系统各螺钉强化效果确实且一致等优点, 显示出良好的临床应用前景<sup>[46]</sup>。

此外王祥善等<sup>[47]</sup>通过自行设计的膨胀式脊柱内固定系统(ESS)椎弓根螺钉, 它通过拧入内栓使螺钉前端

的膨胀部直径增加, 在不增加椎弓根处螺钉直径的基础上, 使椎体内的螺钉直径加大, 螺钉与周围骨质接触面增加, 从而使剪切应力增加, 抗拔出能力增强。试验证明 ESS 结构简单有力, 操作方便、安全、无须骨水泥强化, 便具有良好的椎弓根锚固作用。

## 2.8 不同材质及其他辅助结构对螺钉稳定性的影响

2.8.1 不同材质对螺钉稳定性的影响 有研究表明钛合金材料制成的椎弓根螺钉与不锈钢相比具有更好的钉-骨界面, 减少了螺钉的扭转应力, 增强了螺钉的固定能力。

### 2.8.2 其他辅助结构对螺钉稳定性的影响

椎板钩: 据文献报道使用椎板钩能使螺钉拔出强度增加, 并能减少螺钉负荷, 分散固定界面应力, 维持了椎弓根螺钉的稳定性。

带侧孔插套管的螺钉: 聚甲基丙烯酸甲酯强化椎弓根螺钉时使用带侧孔插套管的螺钉其握持力比标准螺钉大 278%。

横杆装置: 文献亦报道了横杆装置连接后可明显增加螺钉稳定性。

2.9 体内与体外试验的比较研究 几乎所有的研究都是用动物或人尸体的脊柱标本做体外试验, 很少有体内试验的报道。Bühler 等<sup>[48]</sup>对 103 例椎弓根螺钉分体内、体外两组进行比较研究, 发现体内螺钉的平均植入扭矩较体外明显增高。在体外, 螺钉的植入扭矩与骨密度存在明显的线性关系, 而在体内无相关性。体外试验没有涉及到肌肉的生物力学作用和神经血管及其他活体组织的协调作用, 不能完全客观地反映器械与人体相互作用的生物力学特性<sup>[49]</sup>。因而体内研究有待进一步开展。

## 3 小结

在椎弓根螺钉的发展过程中, 生物力学不仅为内固定的研制提供理论基础, 也是测试和评价新设计内固定器效果的最终依据和标准。设计完成的新脊柱内固定器必须经过严格的生物力学测试和评估, 方可逐步投入临床使用。因此, 生物力学也是检验内固定器质量的客观标准。

## 4 参考文献

- [1] Gaines RW Jr. The use of pedicle-screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82-A(10):1458-1476.
- [2] Vaccaro AR, Garfin SR. Internal fixation (pedicle screw fixation) for fusions of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 1995;20(24 Suppl):157S-165S.
- [3] Roy-Camille R, Saillant G, Mazeil C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(203):7-17.
- [4] Weinstein JN, Rydevik BL, Rauschnig W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(284):34-46.

- [5] Laine T, Lund T, Ylikoski M, et al. Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J*. 2000;9(3):235-240.
- [6] Tsantrizos A, Baramki HG, Zeidman S, et al. Segmental stability and compressive strength of posterior lumbar interbody fusion implants. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(15):1899-1907.
- [7] Brantigan JW, Steffee AD, Lewis ML, et al. Lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F cage for posterior lumbar interbody fusion and the variable pedicle screw placement system: two-year results from a Food and Drug Administration investigational device exemption clinical trial. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(11):1437-1446.
- [8] George DC, Krag MH, Johnson CC, et al. Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(2):181-184.
- [9] Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, et al. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993;18(12):1673-1676.
- [10] 权毅, 胡修德, 潘显明, 等. 关节突、棘突与椎弓根的X线特征及临床意义[J]. *重庆医学*, 2001, 30(1):38-39.
- [11] Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates. *Orthop Clin North Am*. 1986;17(1):147-159.
- [12] 李兵, 李世德. 椎弓根螺钉植入方法的研究进展[J]. *中国矫形外科杂志*, 2002, 9(1):62.
- [13] Louis R. Spine internal fixation with lous instrumentation. In: An HS, Cotler JM, eds. *Spine Instrumentation*. Baltimore: Williams and Wilkins. 1992:183-196.
- [14] Krag MH, Van Hal ME, Beynon BD. Placement of transpedicular vertebral screws close to anterior vertebral cortex. Description of methods. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1989;14(8):879-883.
- [15] 唐天骝, 杨惠林, 倪才方, 等. 112例椎弓根螺钉位置分析[J]. *中华外科杂志*, 1993, 31(7):17-30.
- [16] Muller MH, Allgower M, Schneider R, et al. *Manual of internal fixation techniques recommended by the AO-ASIF group*. Berlin Heidelberg: Springer-verlag. 1991:666.
- [17] 侯树勋, 史亚民. 国人下胸椎及腰椎椎弓根形态学特点及其临床意义[J]. *中华骨科杂志*, 1994, 14(4):222.
- [18] Okuyama K, Sato K, Abe E, et al. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. An in vitro study of the mechanical stability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993;18(15):2240-2245.
- [19] Yamagata M, Kitahara H, Minami S, et al. Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992;17(3 Suppl):S51-S54.
- [20] 杜心如, 赵玲秀, 张一模, 等. 腰椎人字嵴顶点毗邻结构的观察及其临床意义[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2001, 11(2):91.
- [21] 杜心如, 张一模, 赵玲秀, 等. 腰椎椎弓根螺钉人字嵴顶点进钉方法的放射解剖学研究[J]. *骨与关节损伤杂志*, 2000, 15(3):207-208.
- [22] 阎德强, 谢志军, 李炳辉, 等. 胸腰椎乳副突间凹进钉点的解剖学研究与应用[J]. *中国矫形外科杂志*, 2001, 8(5):507-509.
- [23] Barber JW, Boden SD, Ganey T, et al. Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? *J Spinal Disord*. 1998;11(3):215-220.
- [24] 杜心如, 赵玲秀, 张一模, 等. 腰椎斜位片上判断椎弓根螺钉进钉深度的放射解剖学研究[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2003, 21(1):24.
- [25] 沈炳华, 刘建青, 吕世桥, 等. 椎弓根角和椎弓钉道水平偏角对比的临床意义[J]. *山东医药*, 2002, 42(18):20.
- [26] 邹天明, 郑祖根, 黄士中, 等. 胸腰椎椎弓根钻孔点位移时的钻钉技术研究[J]. *中华创伤杂志*, 2000, 16(11):689.
- [27] McKinley TO, McLain RF, Yerby SA, et al. Characteristics of pedicle screw loading. Effect of surgical technique on intravertebral and intrapedicular bending moments. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999;24(1):18-24.
- [28] Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, et al. Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990;15(3):195-201.
- [29] Willett K, Hearn TC, Cuncins AV. Biomechanical testing of a new design for Schanz pedicle screws. *J Orthop Trauma*. 1993;7(4):375-380.
- [30] Zedrick MR, Wiltse LL. A biochemical study of intrapedicular screw fixation in the Lumbosacral. *Spine Clin Orthop*. 1986;203:75.
- [31] Krag MH, Beynon BD, Pope MH, et al. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine. Design and testing. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;(203):75-98.
- [32] Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;(203):7-17.
- [33] Krag MH. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(3 Suppl):S84-99.
- [34] Davne SH, Myers DL. Complications of lumbar spinal fusion with transpedicular instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992;17(6 Suppl):S184-189.
- [35] Steffee AD, Brantigan JW. The variable screw placement spinal fixation system. Report of a prospective study of 250 patients enrolled in Food and Drug Administration clinical trials. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993;18(9):1160-1172.
- [36] Wittenberg RH, Shea M, Edwards WT, et al. A biomechanical study of the fatigue characteristics of thoracolumbar fixation implants in a calf spine model. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992;17(6 Suppl):S121-128.
- [37] Whitecloud TS, Skalley TC, Cook SD, et al. Roentgenographic measurement of pedicle screw penetration. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(245):57-68.
- [38] Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, et al. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996;21(21):2429-2434.
- [39] 杨惠林, 唐天骝, 朱国良, 等. 钉杆角弓根内固定系统治疗胸腰椎骨折的研究[J]. *中华骨科杂志*, 1995, 15(9):570-572.
- [40] Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, et al. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994;19(15):1752-1758.
- [41] Bernard TN Jr, Seibert CE. Pedicle diameter determined by computed tomography. Its relevance to pedicle screw fixation in the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992;17(6 Suppl):S160-163.
- [42] Steinmann JC, Herkowitz HN, el-Kommos H, et al. Spinal pedicle fixation. Confirmation of an image-based technique for screw placement. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993;18(13):1856-1861.
- [43] 杜心如, 赵玲秀, 叶启彬, 等. 选择腰椎椎弓根螺钉长度的放射解剖学研究[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2002, 20(1):16.
- [44] 陈兴, 马远征, 薛海滨. 骨密度对椎弓根螺钉系统内固定影响的临床研究[J]. *中国骨质疏松杂志*, 2003, 9(2):145.
- [45] 樊仕才, 朱青安, 王柏川, 等. 聚甲基丙烯酸甲酯强化对骨质疏松椎弓根螺钉固定的生物力学作用[J]. *中华骨科杂志*, 2001, 21(2):95.
- [46] 俞杭平, 唐天骝, 杨同其, 等. 生物活性玻璃涂层改善椎弓根螺钉稳定性的生物力学研究[J]. *中华创伤杂志*, 2002, 18(12):724-725.
- [47] 王祥善, 赵卫东, 刘建民, 等. 膨胀式椎管内固定系统椎弓根螺钉的生物力学测试[J]. *医用生物力学*, 2006, 21(2):142-145.
- [48] Bühler DW, Berlemann U, Oxland TR, et al. Moments and forces during pedicle screw insertion. In vitro and in vivo measurements. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(11):1220-1227.
- [49] Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F. A spinal fixation device for in vivo load measurement. *J Biomech*. 1994;27(7):961-967.

**关于作者:** 第一作者调研、分析文献, 并完成本综述, 第一作者对本文负责; 通讯作者指导论文构架、审校论文并提出了重要修改意见。

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

**伦理批准:** 没有与相关伦理道德冲突的内容。

**此问题的已知信息:** 椎弓根螺钉因其良好的生物力学特性, 成为了脊柱内固定器械家族中不可或缺的重要一员。

**本综述增加的新信息:** 探讨椎弓根螺钉植入点、植入方向、螺钉大小、螺钉形状、螺钉材料对生物力学的影响, 骨质密度及骨-螺钉界面对固定影响。

**临床应用的意义:** 几乎所有的研究都是用动物或人尸体的脊柱标本做体外试验, 这些试验没有涉及到肌肉的生物力学作用和神经血管及其他活体组织的协调作用, 不能完全客观地反映器械与人体相互作用的生物力学特性。因而体内研究有待进一步开展。