

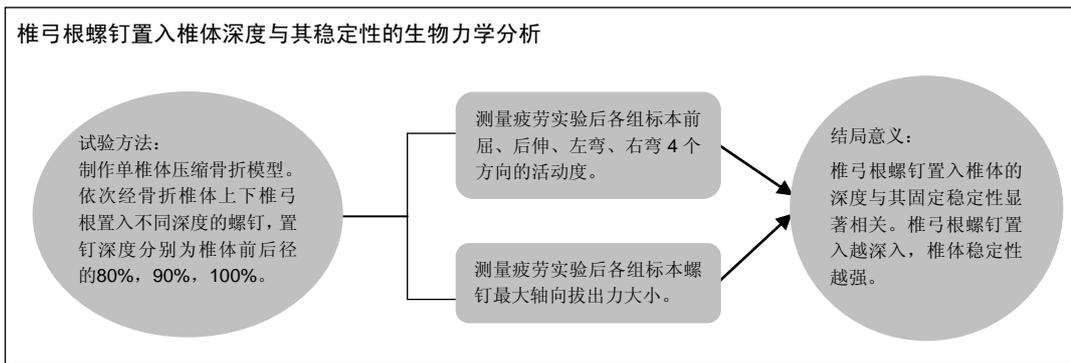
椎弓根螺钉置入椎体深度与其稳定性的生物力学分析

杜 炜, 钱明权(南京医科大学附属无锡市第二人民医院骨科, 江苏省无锡市 214002)

引用本文: 杜炜, 钱明权. 椎弓根螺钉置入椎体深度与其稳定性的生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(9):1289-1294.

DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2016.09.011 ORCID: 0000-0001-6482-1113 (杜炜)

文章快速阅读:



杜炜, 男, 1973年生, 1996年上海医科大学毕业, 硕士, 副主任医师, 主要从事关节、脊柱方面的研究。

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2016)09-01289-06

稿件接受: 2016-01-25

http://www.crter.org

文题释义:

椎弓根螺钉: 不同于一般骨螺钉, 基于椎弓根的解剖特性, 置入螺钉必须位于正确的通道上, 该技术对术者的操作要求较高, 发生螺钉松动或脱出等概率较高, 尤其用于骨质疏松的患者, 其内固定效果更差。

椎弓根螺钉置入椎体深度: 椎弓根螺钉进钉深度与内固定系统的稳定性呈正相关性, 随着进钉深度增加, 内固定系统的稳定性呈增高趋势。并且只有进钉深度足够, 才能保证从椎弓根传递到脊柱的力量通过椎体的力学核心, 抵抗了前柱损伤造成的轴向剪切力, 有效提高了骨折后脊柱的稳定性。提示脊柱外科内固定手术中, 在确认椎弓根螺钉不穿透椎体前缘皮质的前提下, 应尽可能地增加进钉深度, 以增加内固定的生物力学稳定性。

摘要

背景: 椎弓根螺钉系统置入对于骨折复位或对力学稳定性的影响由多方面因素决定。椎弓根螺钉固定失败的原因主要是折断及疲劳松动, 研究证明影响椎弓根螺钉生物力学稳定性的主要影响因素为其长度及直径, 有关其置入深度的研究报道较少。

目的: 基于生物力学分析椎弓根螺钉置入椎体深度与其固定稳定性的关系。

方法: 在 15 个 5 月龄猪 L₂ 椎体标本上制作单椎体压缩骨折模型。根据椎体前后径长度, 依次经骨折椎体上下椎弓根置入不同深度的螺钉, 置钉深度分别为椎体前后径的 80%, 90%, 100%。固定标本后, 在 WDT-10KN 型万能材料试验机上, 以频率为 0.5 Hz(340±125) N 的的载荷对标本进行 10 000 次疲劳实验。测量疲劳实验后各组标本前屈、后伸、左弯、右弯 4 个方向的活动度以及螺钉最大轴向拔出力大小, 并比较各组间的差异。

结果与结论: ①疲劳实验后各组标本前屈、后伸、左弯、右弯 4 个方向的活动度, 置入 100%组和置入 90%组均显著小于置入 80%组($P < 0.05$), 置入 100%组显著小于置入 90%组($P < 0.05$)。②疲劳试验后各组螺钉最大拔出力, 置入 100%组和置入 90%组显著大于置入 80%组($P < 0.05$), 置入 100%组显著大于置入 90%组($P < 0.05$)。③结果提示, 椎弓根螺钉置入椎体的深度与其固定稳定性显著相关。椎弓根螺钉置入越深入, 椎体稳定性越强, 置入 100%组 > 90%组 > 80%组。

关键词:

骨科植入物; 脊柱植入物; 椎弓根螺钉; 置入椎体深度; 内固定; 稳定性; 生物力学; 活动度; 轴向拔出力

主题词:

骨钉; 内固定器; 生物力学; 组织工程

Du Wei, Master, Associate chief physician, Department of Orthopedics, Wuxi No. 2 People's Hospital, Nanjing Medical University, Wuxi 214002, Jiangsu Province, China

Depth of pedicle screw into the vertebral body and its stability: a biomechanical analysis

Du Wei, Qian Ming-quan (Department of Orthopedics, Wuxi No. 2 People's Hospital, Nanjing Medical University, Wuxi 214002, Jiangsu Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Effects of pedicle screw placement on fracture reduction or stability of mechanics are influenced by various factors. Pedicle screw fixation failure is mainly due to fracture, loosening and fatigue. The main influential factors for biomechanical stability of pedicle screw are length and diameter. The research on the depth is less.

OBJECTIVE: To analyze the relationship between pedicle screw placement depth of vertebral body and the fixed stability based on the biomechanics.

METHODS: A model of single vertebral compression fractures was made in 15 pigs aged 5 months on L₂ vertebral specimen. According to the length of anteroposterior diameter, vertebral pedicle screws were inserted in different depths (80%, 90% and 100% of anteroposterior diameter). After fixation, specimens were loaded 10 000 times at the frequency of 0.5 Hz (340±125) N on a WDT-10KN type universal material testing machine. Ranges of motion at anteflexion, backward extension, left bending and right bending and the maximum axial pullout force were measured in each group, and the difference of intergroup data was compared.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Ranges of motion at anteflexion, backward extension, left bending and right bending in each group were significantly smaller in the 100% and 90% groups than in the 80% group ($P < 0.05$), and above parameters were smaller in the 100% group than in the 90% group ($P < 0.05$). (2) After fatigue test, the maximum axial pullout force was significantly larger in the 100% and 90% groups than in the 80% group ($P < 0.05$), and above data were significantly larger in the 100% group than in the 90% group ($P < 0.05$). (3) Results indicate that the depth into the vertebral body was significantly associated with its fixed stability. The deeper the depth into the vertebral body, the stronger the vertebral stability was: 100% group > 90% group > 80% group.

Subject headings: Bone Nails; Internal Fixators; Biomechanics; Tissue Engineering

Cite this article: Du W, Qian MQ. Depth of pedicle screw into the vertebral body and its stability: a biomechanical analysis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2016;20(9):1289-1294.

0 引言 Introduction

椎弓根螺钉技术现已广泛应用于脊柱外科领域,包括脊柱创伤、畸形(侧弯或滑脱)、退行性疾病等,通过椎弓根进行螺钉固定,能够提供脊柱前、中、后三柱的固定,尤其是后路经椎弓根螺钉内固定技术,由于其在脊柱三柱固定生物力学方面的优越性,目前已成为最值得肯定的胸腰椎后路固定方法^[1-3],椎弓根钉不同于一般骨螺钉,基于椎弓根的解剖特性,置入螺钉必须位于正确的通道上,该技术对术者的操作要求较高,发生螺钉松动或脱出等概率较高,尤其用于骨质疏松的患者,其内固定效果更差^[4]。

有研究表明,椎弓根螺钉置入因素对于骨折复位或对力学稳定性的影响是多方面因素决定的。椎弓根螺钉固定失败的原因主要是疲劳松动及折断,研究证明影响椎弓根螺钉固定生物力学稳定性的主要因素为螺钉直径、置入角度、螺纹深度及形状设计、骨密度等,有关其置入深度的研究报道较少。生物力学实验证明螺钉只有沿椎弓根的中心长轴置入并达理想深度,才能获得最

佳稳定性和理想的临床疗效^[5]。为了全面评价内固定系统的生物力学性能,本研究基于脊柱活动度及螺钉轴向拔出力角度探讨椎弓根螺钉置入不同深度对其固定稳定性的影响,旨在为临床确定螺钉置入深度提供参考。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 对比观察实验。

1.2 时间及地点 于2015年6至8月在南京医科大学附属无锡市第二人民医院骨科完成。

1.3 材料

脊椎标本: 采用5月龄猪L₁₋₃标本(无锡市第二人民医院动物实验中心)15具,雌雄不拘,剔除肌肉及周围软组织,保留韧带和关节囊,所有标本均排除明显骨质疏松、先天性脊柱畸形、骨折和肿瘤等病变,以保证测试标本正常。用双层塑料袋密封后-20℃保存,测试前1d室温下解冻后用于实验,标本两端用以自凝牙托粉(上海医疗器械股份有限公司齿科材料厂)包埋。将标本置于标准自然位,防止过伸或过屈,避免旋转。

椎弓根螺钉: 钛合金材质(Ti6Al4V), 螺纹长45 mm, 直径6 mm, 生物相容性良好, 购自武汉德骼拜尔外科植入物有限公司。

1.4 方法

椎体压缩骨折模型的制备: 参照Gepstein改良方法对L₂椎体进行预处理, 然后将处置过的标本固定在万能材料试验机加压造成L₃椎体中部骨折。以游标卡尺测量椎体前缘高度, 记录实验数据。然后在万能材料试验机上以300 N载荷、5 mm/min的速度将处置过的L₂椎体压至椎前高度减少1/2, 造成L₂椎体中部骨折。

标本的固定: 所有脊柱内同定操作实验均由同一课题组完成。将制备好的15具L₂压缩骨折标本随机均分为3组, 每组5具标本。以CT扫描出椎体前后径全长, 用游标卡尺测量螺钉的进钉深度, 以椎体前后径为标准, 依次经骨折椎体上下椎弓根置入不同深度的椎弓根螺钉, 置钉深度分别为椎体前后径的80%, 90%, 100%, 摄X射线片。

测试方法: 所有猪脊椎L₂标本在载荷、材料力学性质、截取节段、高度等方面均保持一致。将标本固定于WDT-10KN型万能材料试验机上, 将L₃下端固定, 保持中立位, 以5 mm/min速度轴向压缩, 至楔形间隙消失为止, 同时筛选标本无结构破坏或变形, 重复3次以消除椎间盘黏弹性对实验结果的影响, 以频率为0.5 Hz (340±125)N的载荷对标本进行10 000次循环加载的疲劳实验, 之后用7 N·m载荷对标本进行4个方向(前屈、后伸、左弯、右弯)加载, 测量各个方向加载时每个标本的运动范围。保留L₂椎体, 固定于底座上, 沿螺钉的纵轴方向以5 mm/min的恒定速度对螺钉进行拔出试验, 随着位移增大, 力值逐渐增加, 当力值-位移曲线出现峰值时进行记录, 此时即为螺钉的最大轴向拔出力值^[6]。

1.5 主要观察指标 测量疲劳实验后各组标本前屈、后伸、左弯、右弯4个方向的活动度以及螺钉的最大轴向拔出力。

1.6 统计学分析 所有实验数据采用SPSS 18.0软件进行统计学分析, 数据以 $\bar{x}\pm s$ 表示, 数据间比较采用 t 检验, $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果 Results

2.1 疲劳实验后的标本情况 疲劳实验结束后, 各组脊椎标本在CT扫描后行钉道解剖, 未发现螺钉固定位置偏斜、螺钉断裂及松动等情况发生。

2.2 标本的活动范围比较 见表1及图1。

表1 不同置入深度标本的活动范围比较 ($\bar{x}\pm s$, $n=5$, °)
Table 1 Comparison of range of motion of samples in different depths

置入深度	加载方向			
	前屈	后伸	左弯	右弯
椎体前后径80%	3.08±0.25	3.16±0.32	6.21±0.86	6.31±0.78
椎体前后径90%	2.12±0.16 ^a	2.25±0.52 ^a	5.14±0.65 ^a	5.32±0.52 ^a
椎体前后径100%	1.86±0.13 ^{ab}	1.93±0.22 ^{ab}	4.16±0.45 ^{ab}	4.56±0.83 ^{ab}

表注: 与椎体前后径 80%比较, ^a $P < 0.05$; 与椎体前后径 90%比较, ^b $P < 0.05$ 。

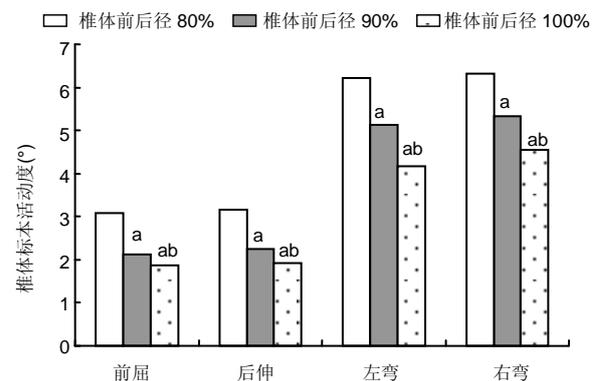


图1 不同置入深度椎体标本的活动度比较

Figure 1 Comparison of range of motion of vertebral samples at different depths

图注: 与椎体前后径 80%比较, ^a $P < 0.05$; 与椎体前后径 90%比较, ^b $P < 0.05$ 。结果显示, 疲劳实验后各组不同方向活动度为: 置入 80%组 > 90%组 > 100%组 ($P < 0.05$)。

实验结果可见, 对标本进行4个方向(前屈、后伸、左弯、右弯)加载, 不同螺钉置入深度组的活动范围比较, 在前屈、后伸、左弯、右弯4个方向, 置入100%组和置入90%组均显著小于置入80%组 ($P < 0.05$), 置入100%组均显著小于置入90%组 ($P < 0.05$)。提示提示疲劳实验后各组不同方向活动度为: 置入80%组 > 90%组 > 100%组 ($P < 0.05$)。

2.3 螺钉的最大拔出力比较 见表2及图2。实验结果可见, 不同螺钉置入深度组的最大拔出力比较, 置入100%组和置入90%组显著大于置入80%组 ($P < 0.05$), 置入100%组显著大于置入90%组 ($P < 0.05$)。疲劳试验后各组螺钉拔出力为: 置入100%组 > 90%组 > 80%组 ($P < 0.05$)。

3 讨论 Discussion

3.1 脊柱内固定稳定性的影响因素 虽然脊柱融合的修复效果众所周知, 但仍需了解椎弓根螺钉固定的生物力学强度与螺钉直径及位置的关系。目前有关椎弓根螺

表 2 不同置入深度的螺钉最大拔出力比较 ($\bar{x}\pm s, n=5, \text{kN}$)
Table 2 Comparison of the maximum axial pullout force at different depths

置入深度	最大拔出力
椎体前后径80%	0.50±0.02
椎体前后径90%	0.62±0.01 ^a
椎体前后径100%	0.78±0.02 ^{ab}

表注: 与椎体前后径 80%比较, ^a $P < 0.05$; 与椎体前后径 90%比较, ^b $P < 0.05$ 。

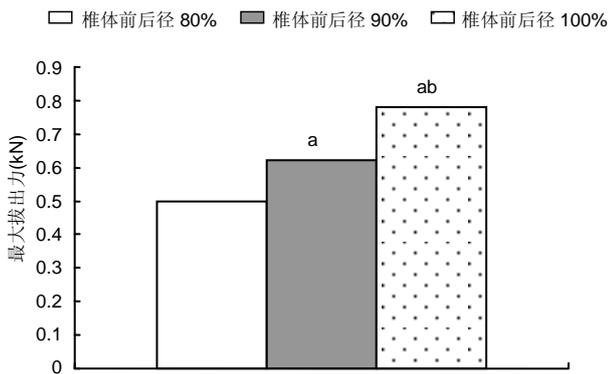


图 2 不同置入深度螺钉的最大拔出力比较

Figure 2 Comparison of the maximum axial pullout force at different depths

图注: 与椎体前后径 80%比较, ^a $P < 0.05$; 与椎体前后径 90%比较, ^b $P < 0.05$ 。结果显示, 疲劳实验后各组不同方向活动度为: 置入 100%组 > 90%组 > 80%组 ($P < 0.05$)。

钉内固定强度与其生物力学关系的研究有限。在椎弓根螺钉初始放置时是需要非常小心的。当患者骨质疏松时会改变置入螺钉的拔出强度以及生物力学运动方向(轴向旋转和屈伸), 因此优化椎弓根螺钉置入深度可以提高固定强度, 降低螺钉松动或拔出的风险。如果椎弓根螺钉把持力不够或者术后患者过重负荷, 极易引起椎弓根螺钉松动或脱出, 从而导致内固定失败。手术置钉过程中经常会碰到各种原因使螺钉置入位置不理想, 包括螺钉本身材料设计、患者骨密度以及术者操作技术等等是椎弓根螺钉固定强度的主要影响因素, 从而导致内固定失效或假关节形成。理想的椎弓根螺钉应具有一定的生物力学稳定性和生物学相容性, 材料本身又要有较高的强度, 以防止螺钉置入后出现弯曲、断裂^[7-12]。目前的椎弓根螺钉螺纹大多在钉尖部分较深, 越靠向尾侧螺纹越浅、甚至消失, 相对地螺纹的根径则从下向上逐渐增粗, 呈向下的锥形。这种结构克服了有螺纹与无螺纹交界处的强度突变, 可增强螺钉的抗弯强度从而减少断钉的发生。另外, 导致螺钉松动和轴向脱出的一个重要因

素是周围骨质与螺钉界面的握持力, 尤其是骨质疏松的患者, 因此提高螺钉的拔出力对增强螺钉的稳定性至关重要^[13-15]。但目前有关椎弓根螺钉置入深度的研究报道较少, 本研究旨在基于生物力学水平探讨椎弓根螺钉置入椎体的深度对其固定稳定性的影响。

此次研究即采用疲劳实验检测脊柱活动度和螺钉拔出力, 评价椎弓根螺钉置入后的稳定性, 结果提示螺钉进钉深度与脊柱稳定性有一定相关性, 其进钉深度越深, 螺钉的松动及拔出率越低。临床采用椎弓根钉技术固定胸腰椎压缩性骨折时, 在可能的情况下应当适当加大椎弓根螺钉的进钉深度, 且固定后早期不要下床活动, 避免过早活动导致胸腰椎位置发生微动, 从而应力分布不均, 防止过度承重而导致的椎弓根螺钉松动与拔出, 又不影响骨折愈合。

3.2 椎弓根螺钉置入椎体深度与脊柱稳定性的关系 脊柱的生物力学是内固定器设计和研制的基础, 也是评价其固定稳定性和实用价值的标准。胸腰椎的载荷主要通过前区椎体、后区关节突关节及其附属结构、韧带、肌肉传导。胸腰椎病变部位置入内固定器械后脊柱载荷重新分布, 除了上述前、后区承载通道, 载荷的一部分转移到内置物上, 它构成了第 3 区, 但随着术后时间的延长, 由于骨融合的增加, 载荷的分配发生变化, 应力分配随时间变化的可能原因有, 骨-金属界面的变化, 如螺钉松动或由于骨重塑导致的螺钉移位; 金属-金属连接处的变化, 如松动、断裂; 内固定物自身的变化, 如腐蚀等。如何增强椎弓根螺钉的稳固性, 是目前的研究热点^[16-19]。

椎弓根螺钉置入后在体内受 3 种应力的共同作用, 即轴向拔出力、横向屈曲力和旋转应力, 脊柱后路经椎弓根螺钉内固定器械所传递的载荷是轴向载荷通过脊柱前、中柱传递后的残余部分, 因此大多数生物力学实验以轴向拔出力作为评定螺钉把持强度的指标^[20]。

椎弓根螺钉技术的固定效果可靠, 但并发症也并不多见, 其中断钉及螺钉松动的问题更是不容忽视。影响螺钉松动的主要因素有螺钉的直径、螺纹参数、螺钉的直径、骨密度等。螺钉的直径对固定强度有显著的影响, 直径越大越能增加螺钉的把持力。当骨对螺钉的把持力不够或内置物承载过大时, 均会造成椎弓根螺钉松动或脱出, 使内固定失效或假关节形成。研究表明, 骨质疏松时椎弓根螺钉直径增大并不能增加其把持力, 而螺钉的进钉深度是增加螺钉把持力的影响因素之一。本研究结果得出, 椎弓根螺钉的固定强度为: 置入 100%组 >

置入 90%组>置入 80%组,提示椎弓根螺钉进钉深度与内固定系统的稳定性呈正相关性,随着进钉深度增加,内固定系统的稳定性呈增高趋势。并且只有进钉深度足够,才能保证从椎弓根传递到脊柱的力量通过椎体的力学核心,抵抗了前柱损伤造成的轴向剪切力,有效提高了骨折后脊柱的稳定性。提示脊柱外科内固定手术中,在确认椎弓根螺钉不穿透椎体前缘皮质的前提下,应尽可能地增加进钉深度,以增加内固定的生物力学稳定性^[21-23]。

此次研究结果可见,对腰椎标本进行 4 个方向(前屈、后伸、左弯、右弯)加载,不同螺钉置入深度组的活动范围比较,在前屈、后伸、左弯、右弯 4 个方向,置入 100%组和置入 90%组均显著小于置入 80%组($P < 0.05$),置入 100%组均显著小于置入 90%组($P < 0.05$)。提示提示疲劳实验后各组不同方向活动度为:置入 80%组>90%组>100%组($P < 0.05$)。不同螺钉置入深度组的最大拔出力比较,置入 100%组和置入 90%组显著大于置入 80%组($P < 0.05$),置入 100%组显著大于置入 90%组($P < 0.05$)。疲劳试验后各组螺钉拔出力为:置入 100%组>90%组>80%组($P < 0.05$)。

有研究表明,生理状态下,脊柱在 4 个月的时间里要承受约 100 万次的屈伸活动。无论内固定如何牢固,最后仍然靠骨性融合来完成生物力线的矫正和矢状面重建,术后早期过度活动,会导致内固定受到异常应力,是产生螺钉松动的原因之一。目前关于术后患者的下床活动时间,尚无生物力学研究证实^[24-25]。

3.3 本研究的优点及不足之处 本研究属于体外生物力学实验。目前少见脊柱内固定系统稳定性测试的标准方案报道,但大多数认为,为了保证实验的可重复性,疲劳实验应以不损伤韧带、关节囊等软组织结构为前提。本研究对于脊柱压缩骨折模型伤椎的处理,采用万能材料试验机压缩模拟骨折,该方法优点是可控性及重复性好,接近临床。

椎弓根螺钉的直径、螺纹深度及形状设计、骨密度、螺纹切入的骨质密度及操作技术等多方面因素决定了椎弓根螺钉系统置入后的骨折复位效果及力学稳定性^[26-29]。由于很难复制活体脊柱的实际状态,本研究仅观察在伤椎复位前负荷不变的前提下不同的螺钉置入深度与固定稳定性的关系,通过固定后即刻生物力学指标的变化来分析其对骨折固定稳定性的影响,而螺钉的置入深度与远期稳定性的关系尚无法确定;同时本研究没有考虑肌肉及韧带组织的生物力学作用,关于这些

因素对生物力学指标的影响尚需进一步探讨。

因此,目前大多数研究认为螺钉置入应达适宜深度,在获得牢靠固定的同时也能降低弯曲力从而避免螺钉折断,因此椎弓根螺钉置入深度离体实验可为临床提供重要的参考数据。本研究结果表明,在骨折椎体完全复位的情况下,螺钉的置入深度与椎体复位稳定性即骨折重建相关。

结论:综上所述,脊柱内固定术中椎弓根螺钉进钉深度与椎体稳定性相关,椎弓根螺钉进钉深度越深,稳定性越好。

致谢:感谢南京医科大学附属无锡市第二人民医院骨科对本研究的技术支持

作者贡献:两位作者均参与文章的设计、实施及评估。

利益冲突:所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

伦理问题:实验过程中对动物的处置符合 2009 年《Ethical issues in animal experimentation》相关动物伦理学标准的条例。

文章查重:文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审:本刊实行双盲外审制度,文章经国内小同行外审专家审核,符合本刊发稿宗旨。

作者声明:文章第一作者对研究和撰写的论文中出现的不良行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

文章版权:文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

4 参考文献 References

- [1] 范小波.关于椎弓根螺钉置入深度对其稳定性影响的生物力学研究[D].河北医科大学,2011.
- [2] 章筛林,石志才,张晔,等.骨水泥椎体强化椎弓根钉置入对骨质疏松脊柱生物力学稳定性的影响[J].中国组织工程研究与临床康复,2009,13(4): 617-620.
- [3] 孙志明.椎弓根螺钉置入深度在胸腰椎骨折矢状面重建中的生物力学研究[D].天津医科大学,2008.
- [4] 郑召民.髂骨钉钉道影像解剖学及髂骨钉在腰-髂重建中的生物力学研究[D].中山大学,2007.
- [5] Law M,Tencer AF,Anderson PA. Caudo-Cephalad loading of pedicle screws:mechanisms of loosening and methods of augmentation.Spine. 1993;18(16): 2438-2443.
- [6] 韩世强.椎弓根螺钉进钉深度与远期稳定性关系的研究[D].河北北方学院,2014.

- [7] 陈辉,于滨生,郑召民,等.髂骨钉置入深度对腰椎-骨盆重建结构的生物力学影响[J].中华外科杂志,2008,46(15):1179-1182.
- [8] 朱如森,冯世庆,刘岩.脊柱内固定椎弓根螺钉植入后生物力学的稳定性[J].中国组织工程研究,2013,17(17):3056-3063.
- [9] Tokuhashi Y,Ajiro Y,Umezawa N. Outcomes of posterior fusion using pedicle screw fixation in patients ≥ 70 years with lumbar spinal canal stenosis. *Orthopedics*. 2008;31(11):1096.
- [10] Hee HT,Yu ZR,Wong HK. Comparison of segmental pedicle screw instrumentation versus anterior instrumentation in adolescent idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. *Spine(Phila Pa 1976)*. 2007;32(14):1533-1542.
- [11] 崔轶,雷伟,刘达,等.两种椎弓根螺钉钉道强化技术在骨质疏松绵羊椎体的应用[J].医用生物力学,2011,26(2):150-158.
- [12] 王正,沈国平,陈伟兵,等.椎弓根螺钉内固定稳定性的生物力学测试[J].医用生物力学,2002,17(2):80-84.
- [13] 林周胜,黄志平,陈建庭,等.棒直径对椎弓根螺钉固定稳定性和脊柱承载影响的生物力学研究[J].实用医学杂志,2013,29(1):1-3.
- [14] 范海涛.骨质疏松性椎体骨折手术治疗进展[J].安徽医科大学学报,2012,47(4):473-476.
- [15] Weinstein JN,Spratt KF,Spengler D,et al. Spinal pedicle fixation:reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. *Spine*. 1988;13(9):1012-1018.
- [16] Ashman RB. In vitro spinal arthrodesis implant mechanical testing protocols. *J Spinal Dis*. 1989;2(4):274-281.
- [17] 李志刚,李建涛.胸腰椎骨折内固定术后椎弓根螺钉折断的原因分析[J].中外健康文摘,2013,35:42-43.
- [18] Austin A, Green S, Ahsan S, et al. Cadaveric Study of Appropriate Screw Length for Distal Radius Stabilization Using Volar Plate Fixation. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2015;44(8):369-372.
- [19] Karami KJ, Buckenmeyer LE, Kiapour AM, et al. Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth effect on screw stability under cyclic loading and subsequent pullout. *J Spinal Disord Tech*. 2015;28(3):E133-139.
- [20] Bengard MJ, Gardner MJ. Screw depth sounding in proximal humerus fractures to avoid iatrogenic intra-articular penetration. *J Orthop Trauma*. 2011;25(10):630-633.
- [21] Miyawaki S, Tomonari H, Yagi T, et al. Development of a novel spike-like auxiliary skeletal anchorage device to enhance miniscrew stability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015;148(2):338-344.
- [22] Chen Z, Wu B, Zhai X, et al. Basic study for ultrasound-based navigation for pedicle screw insertion using transmission and backscattered methods. *PLoS One*. 2015;10(4):e0122392.
- [23] Amaritsakul Y, Chao CK, Lin J. Comparison study of the pullout strength of conventional spinal pedicle screws and a novel design in full and backed-out insertions using mechanical tests. *Proc Inst Mech Eng H*. 2014;228(3):250-257.
- [24] Migliorati M, Signori A, Silvestrini-Biavati A. Temporary anchorage device stability: an evaluation of thread shape factor. *Eur J Orthod*. 2012;34(5):582-586.
- [25] Moon SH, Um HS, Lee JK, et al. The effect of implant shape and bone preparation on primary stability. *J Periodontal Implant Sci*. 2010;40(5):239-243.
- [26] 胡勇,谢辉,徐荣明,等.青少年脊柱侧凸患者胸椎椎弓根螺钉置入的准确性和安全性评价[J].中国脊柱脊髓杂志,2006,16(11):820-824.
- [27] Wadhwa RK, Thakur JD, Khan IS, et al. Adjustment of suboptimally placed lumbar pedicle screws decreases pullout strength and alters biomechanics of the construct: a pilot cadaveric study. *World Neurosurg*. 2015;83(3):368-375.
- [28] Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: a finite element study. *J Neurosurg Spine*. 2015;23(4):471-478.
- [29] Calvert GC, Lawrence BD, Abtahi AM, et al. Cortical screws used to rescue failed lumbar pedicle screw construct: a biomechanical analysis. *J Neurosurg Spine*. 2015;22(2):166-172.