

椎弓根皮质劈裂经伤椎置钉内固定的生物力学研究

闫 石 苏 峰 张志敏 韩世强

摘 要 **目的** 探讨椎弓根皮质劈裂对椎体骨折内固定稳定性生物力学的影响,通过生物力学测试对椎弓根皮质劈裂后不同伤椎置钉方式的螺钉内固定稳定性进行评价。**方法** 取新鲜小牛胸腰段($T_{11} \sim L_3$)标本 36 具,随机分为 4 组,分别为 A、B、C、D 组。A 组为椎弓根皮质完整组,B、C、D 组均为椎弓根皮质破裂组。4 组标本于 L_1 椎体上制作单椎体压缩骨折模型,然后对 B、C、D 3 组 T_{12} 胸椎任意一侧椎弓根行外侧 1/4 切除,作为椎体压缩骨折合并椎弓根皮质劈裂模型。A、B 组均为四钉组,C 组为经与劈裂椎弓根同侧的伤椎椎弓根置入一钉组(5 钉组);D 组为经伤椎置入两钉组(6 钉组)。各组标本行相应螺钉固定,然后在 HY-3080 微机控制电子万能材料试验机上以 500N 的载荷对 4 组标本均进行 10000 次疲劳试验,分别测量疲劳试验后 4 组标本的轴向压缩刚度、 T_{12} 椎体椎弓根劈裂侧螺钉拔出力的及 4 个方向的活动范围,比较 4 组的差异。**结果** 与 B 组比较,A、C、D 3 组的模型刚度和最大拔出力均高于 B 组($P < 0.05$);B 组模型在屈伸、侧弯 4 个方向的运动范围(ROM)均明显高于 A、C、D 3 组($P < 0.05$)。C、D 两组模型刚度大于 A 组($P < 0.05$);C、D 两组模型在屈伸、侧弯 4 个方向的运动范围(ROM)及螺钉最大拔出力均低于 A 组($P < 0.05$)。C 组各个检测指标与 D 组比较差异均无统计学意义($P > 0.05$)。**结论** 椎弓根劈裂将严重影响椎体骨折内固定的稳定性,经伤椎置钉可以明显提高劈裂椎弓根内固定的稳定性。

关键词 椎体骨折 椎弓根螺钉 椎弓根劈裂 稳定性

[中图分类号] R683.2 [文献标识码] A

Biomechanical Study of the Influence on the Stability for the Pedicle Screws Fixation by Injured Vertebral Screw in the Pedicle Cortex Perforation. Yan Shi, Su Feng, Zhang Zhimin, Han Shiqiang. Graduate School of Hebei North University, Hebei 075000, China

Abstract **Objective** Explore the impact on stability of the vertebral body fracture when fixing the pedicle screw internal fixation with the pedicle cortex perforation. By biomechanical testing to evaluate the internal fixation stability by different way injured vertebra transpedicular screw when the pedicle cortex perforation. **Methods** Totally 36 of fresh thoracic and lumbar vertebrae samples of calf ($T_{11} \sim L_3$), were randomly divided into four groups, A, B, C and D. The compression fracture of the single vertebrae was modeled in L_1 of the four groups. Then the samples of group B, C and D were removed a quarter of either side of lateral T_{12} thoracic pedicle, which was considered as the pedicle cortex perforation model. The groups of A and B were placed four screws; group C with splitting pedicle ipsilateral in the injured vertebral pedicle were placed five screws; group D with splitting pedicle ipsilateral in the injured vertebral pedicle were placed six screws. After 10000 times by 500N load on the HY-3080 almighty material test machine. The drawing force of the screw and the stability of injured thoracolumbar vertebrae were measured and the differences in every group were compared. **Results** Compared with group B, the stiffness and the drawing force in the other three groups were higher than in group B ($P < 0.05$), the group of B in four directions (ROM) were significantly higher than those of the other three groups ($P < 0.05$). The stiffness and the drawing force in groups of C and D were greater than group A ($P < 0.05$); two groups of C and D in the four directions (ROM) were lower than group A ($P < 0.05$). Every testing index in group C had no statistically significant difference with group D ($P > 0.05$). **Conclusion** The pedicle cortex perforation will seriously affect the stability of the fractured vertebral body. The injured vertebra transpedicular screw can increase the internal fixation stability.

Key words Vertebral fractures; Pedicle screw; Pedicle cortex perforation; Stability

胸腰椎骨折在脊柱外科疾病中较为常见,目前多采用椎弓根钉内固定进行治疗,该方法不仅可以对椎

体高度进行有效重建,同时还能够间接对骨折块进行恢复,从而恢复患者的生理曲度,达到纠正后凸畸形的治疗目的^[1,2]。椎弓根钉固定系统主要通过通过对脊柱的三柱进行固定,并通过多种矫正力作用,使脊柱恢复原有的三维形态以及生理弯曲^[3]。椎弓根内固定系统是治疗脊柱骨折的主要术式,以其结构简单、

基金项目:河北省重大医学科研基金资助项目(zd2013050)

作者单位:075000 张家口,河北北方学院(闫石);河北北方学院附属第一医院(苏峰、张志敏、韩世强)

通讯作者:苏峰,电子邮箱:634459593@qq.com

操作方便、三维稳定固定和固定节段短等优点越来越广泛应用于临床脊柱外科手术的手术中^[4]。随着其应用范围的扩大,应用次数的增多,其弊端也不断出现,临床医师改进这些弊端的报道不断涌现。本研究通过人为建造制作椎弓根皮质劈裂模型,来研究椎弓根皮质劈裂对骨折椎体稳定性及不同伤椎置钉方式对螺钉内固定稳定性的影响,旨在为临床医师面对椎弓根置钉劈裂时的特殊情况提供参考和借鉴。

材料与方法

1. 实验标本:36 具新鲜小牛脊柱为标本,并截取其中的 $T_{11} \sim L_3$ 椎体作为实验标本,经肉眼及 X 线检查排除骨质疏松及畸形病变的椎体,以保证所用椎体均正常。

2. 器械及仪器:椎弓根螺钉内固定材料(上海三友医疗器械有限公司,螺钉外径 6.25mm,内径 4.0mm,螺纹长度 50mm,螺距 2.0mm;生物力学机(上海衡仪精密仪器有限公司,型号:HY-3080);电子扫描仪(广州市亨润电子科技有限公司,型号 LPS-60DS);自凝牙托粉(上海医疗器械股份有限公司齿科材料厂,批号:2012-05-4);自凝牙托水(上海新世纪齿科材料有限公司,批号 1104);游离卡尺(上海精密仪器有限公司,精确度为 0.02mm)。

3. 模型制作:(1) 标本的分组与压缩骨折模型制作:将 36 具标本随机分为 4 组,分别记为 A、B、C、D 组。清除标本周围软组织,保留椎间纤维环、韧带及椎间小关节,确保椎体骨质结构的完整;自凝牙托粉包埋标本两端的 T_{11} 及 L_3 椎体。用 3.0mm 钻头电钻在 4 组标本的 L_1 椎体中间做“V”型打眼,高度为椎体前缘 1/2,深度为椎体前后径的 2/3(打眼时注意前纵韧带的完整性),然后将椎体固定于生物力学机上以 300N 载荷、5mm/min 速度压缩至椎体前缘闭合,作为压缩骨折模型,见图 1。(2) 标本模型的内固定:相同椎弓根螺钉均以同椎体矢状面成 7° 的角度,依次经骨折 L_1 椎体相邻的上下椎体椎弓根置入椎弓根螺钉,此项操作由同一人员完成,并于内固定后再次进行 X 线片检查,排除内置不合理的螺钉。(3) 椎弓根劈裂模型制作:将内固定后的 B、C、D 3 组 T_{12} 椎体左侧的椎弓根行外侧 1/4 骨皮质切除,即为置入的螺钉通道的外侧 1/4,长为 10mm,宽为 5mm,见图 2,直至露出螺钉外侧螺纹,并清除螺纹内骨质,作为椎弓根皮质劈裂椎体骨折模型。



图 1 压缩骨折模型

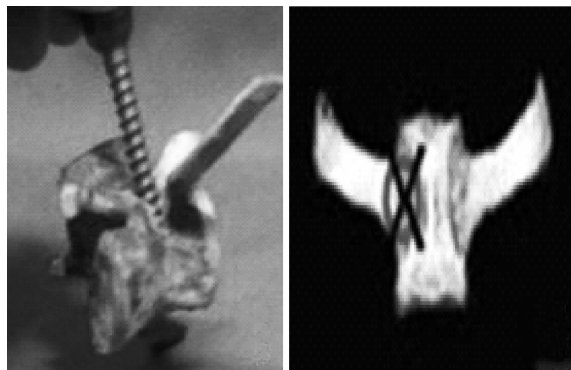


图 2 椎弓根劈裂模型

4. 标本模型的疲劳实验:将内固定后的 4 组标本模型固定于生物力学机上,牙托粉包埋的下端 L_3 椎体固定于底座夹具上,调整标本于中立位,实验开始前对每具标本均以 $7.5 \text{ N} \cdot \text{m}$ 力偶矩进行 3 次前屈循环加压,疲劳实验以 500N 载荷对标本进行 10000 次循环加压。

5. 轴向压缩刚度实验:将疲劳实验后的各组标本模型固定于生物力学机上,调整标本于中立位,设定 500N 力值,以 5mm/min 的速率对标本行压缩实验,直至标本出现最大位移,记录各标本位移数值,并计算每组标本的平均刚度值。

6. 标本三维运动测试:用 $8 \text{ N} \cdot \text{m}$ 载荷对固定好的标本进行 4 个方向(左侧弯、右侧弯、前屈、后伸)加压,同时电子扫描仪摄取零负荷和最大负荷时的图像,并测量每个标本的活动范围。

7. 螺钉最大拔出力实验:取下横连及纵棒,将每具标本的 T_{12} 椎体仔细分解下来,见图 3,将单个 T_{12} 椎体固定在生物力学机特制底座上,将椎弓根劈裂侧置入的螺钉顶帽固定于加载端(A 组可拔任意一侧椎弓根螺钉),垂直方向上以 10mm/min 的位移速度对螺钉进行拔出试验,记录螺钉拔出过程的曲线,直至曲线出现最高峰,并有下降趋势时,停止拔出,曲线最高峰即为螺钉的最大拔出值。



图 3 最大拔出力实验模型

8. 统计学方法:采用 SPSS 17.0 统计软件分析。标本固定后的轴向压缩刚度、标本的 ROM、椎弓根螺钉最大拔出值等计量资料,组间两两比较采用完全随机设计资料的方差分析,方差齐的用完全随机设计资料的方差分析,方差齐的计量资

料比较采用 $LSD-t$ 检验, 方差不齐的计量资料采用 $DunnnettT3$ 检验, 采用单因素方差分析 ($one-way ANOVA$), 以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

1. 4 组标本模型轴向压缩刚度和最大拔出力的测试: 椎弓根劈裂 (4 钉组, 即 B 组) 的轴向压缩刚度和最大拔出力均小于椎弓根皮质完整组、椎弓根劈裂 (5 钉组) 及椎弓根劈裂 (6 钉组), 差异均有统计学意义 ($P < 0.05$)。C 和 D 两组的轴向压缩刚度大于 A 组 ($P < 0.05$), C 和 D 两组的最大拔出力小于 A 组 ($P < 0.05$)。C 和 D 两组的轴向压缩刚度和最大拔出力差异无统计学意义 ($P > 0.05$, 表 1)。

2. 不同固定方式下的标本最大运动范围: B 组模型在屈伸、侧弯 4 个方向的运动范围 (ROM) 均明显高于 A、B、C 3 组 ($P < 0.05$)。C、D 两组模型在屈伸、侧弯 4 个方向的运动范围 (ROM) 均低于 A 组 ($P < 0.05$)。C 和 D 两组的各个方向的 ROM 比较。

表 1 4 组不同固定方式下标本的轴向压缩刚度和最大拔出力的比较 ($\bar{x} \pm s, n = 9$)

指标	椎弓根皮质完整 (A) 组	椎弓根劈裂 4 钉 (B) 组	椎弓根劈裂 5 钉 (C) 组	椎弓根劈裂 6 钉 (D) 组
轴向压缩刚度 (N/mm)	195.26 $\pm$ 25.57 *	139.92 $\pm$ 14.25 ^Δ	284.39 $\pm$ 19.84 * ^Δ	294.53 $\pm$ 19.64 * ^Δ *
最大拔出力 (N)	686.80 $\pm$ 25.14 *	367.22 $\pm$ 45.53 ^Δ	559.21 $\pm$ 32.40 * ^Δ	567.07 $\pm$ 34.29 * ^Δ *

与 B 组比较, * $P < 0.05$; 与 A 组比较, ^Δ $P < 0.05$; 与 C 组比较, * $P > 0.05$

表 2 4 组不同固定方式下标本各个方向最大运动范围的比较 ($\bar{x} \pm s, mm$)

组别	n	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯
A 组	9	17.55 $\pm$ 0.59 *	10.35 $\pm$ 0.46 *	8.87 $\pm$ 0.55 *	8.95 $\pm$ 0.59 *
B 组	9	20.10 $\pm$ 0.70 ^Δ	12.49 $\pm$ 0.57 ^Δ	11.26 $\pm$ 0.54 ^Δ	11.22 $\pm$ 0.42 ^Δ
C 组	9	13.65 $\pm$ 0.69 * ^Δ	8.24 $\pm$ 0.47 * ^Δ	7.41 $\pm$ 0.30 * ^Δ	7.20 $\pm$ 0.54 * ^Δ
D 组	9	13.38 $\pm$ 0.88 * ^Δ *	8.05 $\pm$ 0.37 * ^Δ *	7.23 $\pm$ 0.29 * ^Δ *	7.06 $\pm$ 0.43 * ^Δ *

与 B 组比较, * $P < 0.05$; 与 A 组比较, ^Δ $P < 0.05$; 与 C 组比较, * $P > 0.05$

2. 胸腰椎的解剖结构与椎弓根皮质破裂的相关性: 胸腰段椎体一般指 $T_{11} \sim L_2$, 是脊柱由僵硬的胸椎向活动范围较大的腰椎移行部位, 后突角度 10° 左右。小关节的方向由冠状位向斜行矢状位方向改变, 椎体从上向下逐渐增大, $T_{11} \sim L_2$ 因为肋骨是浮肋较上位胸腰椎降低, 这些特点决定了胸腰椎段容易发生骨折^[8]。有研究表明, 胸腰椎椎弓根横径不一致, 胸腰椎椎弓根各节段椎弓根矢状径均明显大于横径, T_3 的横径最低值可至 3.0mm, L_1 横径 $< 5mm$ 的比例最多达到 20%, 而目前所用螺钉直径多为 4.50 ~ 6.25mm, 所以椎弓根内置入螺钉造成椎弓根外侧皮质破裂的可能性远大于其他侧皮质^[9]。研究表明椎

讨 论

1. 选择理想的标本及模型是进行实验研究的前提: 王新伟等^[5]研究发现, 与人体相比, 小牛脊柱椎体及椎间盘更接近圆柱状, 椎间盘占脊柱高度的比例更大, 并发现出生 1 周内的小牛胸腰椎标本在人生理载荷范围内, 呈线形变化, 与人体一致。本研究亦选用新鲜小牛脊柱标本制作实验模型, 被认为是生物力学试验中人体标本的理想替代材料^[6]。本研究采用对椎体预损伤后在力学实验机上逐级压缩的 Chiba 法进行骨折造模^[6]。该方法可较好地控制骨折的部位及损伤程度, 可重复操作, 并能按实验要求控制脊柱的损伤范围, 克服了传统的椎体压缩骨折模型的制作是通过由自由落体或撞击等脊柱爆裂性骨折造模而造成的难以控制骨折模型的损伤程度的缺点。椎弓根劈裂模型的制作采用叶保国等^[7]的研究椎弓根螺钉位于椎弓根中轴线, 咬骨钳破坏椎弓根外侧壁, 咬除范围为椎弓根外侧壁的 1/4。

弓根四周皮质厚度下侧 $>$ 上侧 $>$ 内侧 $>$ 外侧骨皮质, 外侧骨皮质最薄可能是导致椎弓根螺钉内固定时椎弓根皮质破裂的原因之一^[9]。

3. 椎弓根皮质的完整对椎弓根的生物力学效果至关重要: 胸腰椎椎弓根是椭圆形的, 纵径大于横径, 中间层是松质骨, 外层是皮质骨, 当选用的螺钉直径不当, 螺钉直径小于椎弓根横径时, 拧入的螺钉螺纹把持的是松质骨; 当螺钉直径大于椎弓根中心松质骨直径时, 螺钉的螺纹会与皮质骨相咬合, 把持的骨质中包含皮质骨, 螺钉螺纹中咬合的骨量多少均会影响椎弓根螺钉的拔出力, 当然并不是越大越好, 因为直径太大会破坏椎弓根皮质, 椎体周围的组织损伤也增

大。Panjabi 等^[10]研究发现椎弓根皮质破裂将严重影响椎弓根的生物力学效果。杜心如等^[11]研究称椎弓根螺钉把持力的 60% 在于椎弓根本身,它是脊柱最坚硬的部分,Steffee 称之为“力核”,其后端骨质密度最高,是发挥固定作用的主要部位^[12]。殷建新^[13]报道,椎弓根螺钉固定纵向负载强度的 80%,拔出强度的 60% 取决于椎弓根而不是椎体,认为螺钉的螺纹完全啮合于椎弓根内外侧皮质下骨质才能达到最大固定强度,与杜心如等^[11]报道一致。

4. 伤椎置钉的生物力学优势:传统的骨折椎体置钉方式为在骨折椎体上下临近椎体置入椎弓根螺钉通过纵向撑开使压缩椎体复位,并维持椎体稳定性,但是由于椎体内松质骨难以短时间内恢复原形态,致使置入椎弓根内的螺钉承载大部分应力,导致应力集中由此容易造成椎弓根螺钉松动、断裂,为此有研究者开始研究在伤椎椎弓根置钉,由此来分担四根螺钉时的集中应力。Dick 等^[14]报道在牛腰椎模型上行 6 钉固定和 4 钉固定生物力学实验比较,发现 6 钉固定具有明显优势:轴向承载能力增加 160%,抗屈能力增加 48%,抗扭转能力增加 38%。伤椎置钉时向前提供了一个推力,产生前凸力量以矫正后凸畸形,恢复脊柱矢状面平衡,提供了良好的伤椎两侧或一侧三点固定,避免传统跨节段 4 钉固定的“平行四边形效应”及“悬挂效应”,从而增加脊柱的稳定性,有利于伤椎骨折复位及矫正后凸畸形。同时,伤椎置入螺钉,可有效分散钉棒间的应力分布,并缩短钉棒系统的力臂,从而会减少内固定装置的松动或断裂。临床应用也证实伤椎置钉可以进行伤椎复位,恢复脊柱序列,增加固定椎的牢固性,减少了术后椎体高度丢失、内固定器械松动、断裂等并发症^[15]。因此伤椎置钉有较为肯定的生物力学优势。

本实验研究结果显示,椎弓根完整组(A 组)同椎弓根劈裂组(B 组)比较显示椎弓根完整 A 组的轴向压缩刚度、螺钉最大拔出力均较椎弓根劈裂 B 组大,且最大活动范围(ROM)A 组小于 B 组,说明椎弓根劈裂后内固定稳定性减低;伤椎置钉组(C、D 组)同椎弓根劈裂组(B 组)比较显示伤椎置钉后椎体的轴向压缩刚度、螺钉最大拔出力均较椎弓根劈裂组 B 组大,且最大活动范围均较椎弓根劈裂组减小,说明伤椎置钉后椎弓根的稳定性增加。伤椎置钉 5 钉组和 6 钉组比较显示两者的轴向压缩刚度、最大拔出力及最大活动范围没有统计学意义,说明伤椎单侧置钉和双侧置钉对脊柱内固定刚度和稳定性的影响无明显

差异。伤椎置钉组(C、D 组)和椎弓根完整组(A 组)比较显示伤椎置钉后脊柱轴向压缩刚度较 A 组大、最大活动范围较 A 组小,说明伤椎置钉后可以增加脊柱的轴向压缩刚度及稳定性。同时,C、D 两组的螺钉最大拔出力小于椎弓根完整组螺钉最大拔出力,说明椎弓根劈裂后,内固定的稳定性将降低。综上所述,椎弓根劈裂将严重影响椎体骨折内固定的稳定性,经伤椎置钉可以明显提高劈裂椎弓根内固定的稳定性。

参考文献

- 1 牟哲飞,叶秀云,倪跃平. 后路短节段椎弓根钉内固定结合骨水泥灌注伤椎成形治疗胸腰椎骨折[J]. 中国医师进修杂志,2009,32(14):53-55
- 2 Bartanusz V, Muzumdar A, Hussain M, et al. Spinal instrumentation after complete resection of the last lumbar vertebra: an In Vitro Biomechanical Study after L5 spondylectomy [J]. Spine, 2011, 36(13): 1017-1021
- 3 Machino M, Yukawa Y, Ito K, et al. Posterior/anterior combined surgery for thoracolumbar burst fractures - posterior instrumentation with pedicle screws and laminar hooks, anterior decompression and strut grafting[J]. Spinal Cord, 2011, 49(4): 573-579
- 4 姜保国,张殿英,傅中国. 椎弓根内固定在腰椎管狭窄减压手术中的应用[J]. 中国脊柱脊髓杂志,2003,13(6):344-346
- 5 王新伟,陈德玉,鲍达,等. 小牛胸腰椎解剖、生物力学研究及其临床意义[J]. 脊柱外科杂志,2003,1(4):223,225
- 6 Yu BS. Biomechanical comparison of the posterolateral fusion and posterior lumbar interbody fusion using pedicle screw fixation system for unstable lumbar spine[J]. Hokkaido Igaku Zasshi, 2003, 78: 211-218
- 7 叶保国. 椎弓根皮质破裂对椎弓根固定影响的生物力学研究[D]. 长春:吉林大学,2004:35
- 8 Wang XY, Dai LY, Xu HZ, et al. The load-sharing classification of thoracolumbar fractures: an in vitro biomechanical validation [J]. Spine, 2007, 32(11): 1214-1219
- 9 杜心如,张一模,赵玲秀,等. 椎弓根毗邻结构的观察及其临床意义[J]. 中华矫形外科杂志,2000,7(11):1063-1065
- 10 Panjabi MM, O. Houeran JD, Crisco JJ 3rd, et al. Complexity of the thoracic spine pedicle anatomy[J]. Eur Spine J, 1997, 6(1): 19-24
- 11 杜心如,赵玲秀,叶启彬. 经椎弓根脊柱内固定术的一些进展[J]. 实用骨科杂志,2000,6(3):167-171
- 12 丁小谋,邹宏恩. 椎弓根螺钉固定的生物力学研究进展[J]. 颈腰痛杂志,2001,22(2):160-162
- 13 殷建新. 影响椎弓根螺钉固定强度的相关因素[J]. 中国组织工程研究,2013,17(43):7642-7647
- 14 Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA, et al. A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screws and cross-linkage in lumbar pedicle fixation[J]. J Spinal Disord, 1994, 7(5): 402-407
- 15 孟庆勇,母心灵,潘玉林,等. 经伤椎置椎弓根钉内固定治疗胸腰椎椎体骨折脱位[J]. 中国矫形外科杂志,2011,19(18): 1555-1557

(收稿日期:2014-06-05)

(修回日期:2014-08-26)