

中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的力学特点

辛大奇, 霍洪军, 杨学军, 邢文华, 赵岩, 付裕, 祝勇, 李峰(内蒙古医科大学第二附属医院脊柱外科, 内蒙古自治区呼和浩特市 010030)

文章亮点:

- 1 通过对不同椎体随机置入不同截面积椎弓根螺钉, 对其轴向拔出力进行分析及对比研究, 评价其力学效能。
- 2 观察椎弓根-肋骨中应用不同截面积螺钉行内固定治疗是否有差异性, 置钉过程中是否会对椎弓根-肋骨复合体造成较大毁损, 是否可满足临床内固定需要。
- 3 实验得出上胸椎椎弓根-肋骨复合体中应用直径 5.5 mm 以上的椎弓根螺钉, 可获得坚强的内固定, 可满足临床内固定的需要。

关键词:

植入物; 脊柱植入物; 脊柱; 中上胸椎; 椎弓根-肋骨复合体; 椎弓根; 椎弓根螺钉; 直径; 内固定; 生物力学

主题词:

脊柱; 胸椎; 内固定器; 肋骨; 生物力学

基金资助:

内蒙古自治区科技厅基金项目(20090501)

摘要

背景: 由于椎弓根毗邻结构的重要性, 一旦置钉偏差损伤毗邻结构后果极为严重, 虽然胸椎椎弓根-肋骨复合体置入螺钉的安全性明显大于椎弓根螺钉, 但关于椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积的螺钉的力学研究尚少有人涉及。

目的: 分析中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的力学特征。

方法: 取 5 具新鲜成人胸椎 T₁-T₁₀ 标本及相连的一段肋骨(长 50-60 mm), 以双功能骨密度测试仪测量椎体骨密度, 排除骨质疏松椎体, 同时行胸椎 CT 扫描。按照 CT 测量结果置入直径分别为 5.5, 6.0 和 6.5 mm 的椎弓根螺钉, 进行 CT 扫描证实螺钉的位置, 生物力学测试机上测量每颗螺钉的最大拔出力。

结果与结论: 38 个骨密度正常的标本共分别置入 25 枚 5.5 mm、25 枚 6.0 mm 和 26 枚 6.5 mm 螺钉, 由于螺钉破坏椎弓根-肋骨复合体和螺钉穿破椎体, 共得出 68 枚螺钉最大拔出力结果, 三者的最大轴向拔出力分别为(812.36±147.22) N, (868.64±160.48) N, (946.48±157.58) N, 其中 6.5 mm 与 5.5 mm 螺钉的最大轴向拔出力的差异有显著性意义($P < 0.05$)。提示中上胸椎椎弓根-肋骨复合体中应用直径 5.5 mm 以上的椎弓根螺钉, 可获得坚强的内固定, 可满足临床内固定需要。

辛大奇, 霍洪军, 杨学军, 邢文华, 赵岩, 付裕, 祝勇, 李峰. 中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的力学特点[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(9):1356-1361.

Mechanical property of different cross-sectional area screws in middle and upper thoracic vertebral pedicle-rib complex

Xin Da-qi, Huo Hong-jun, Yang Xue-jun, Xing Wen-hua, Zhao Yan, Fu Yu, Zhu Yong, Li Feng (Department of Spine Surgery, Second Affiliated Hospital of Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010030, Inner Mongolia Autonomous Region, China)

Abstract

BACKGROUND: Due to the importance of pedicle adjacent structures, once the screw replacement appears a deviation, adjacent structures may be damaged, leading to extremely serious consequences. Although the security of screw placement in thoracic vertebral pedicle-rib complex is significantly greater than that of pedicle screws, the mechanics of the pedicle-rib complex at different cross-sectional areas of the screw are rarely reported.

OBJECTIVE: To observe mechanical property of different cross-sectional area screws in the middle and upper thoracic vertebral pedicle-rib complex.

METHODS: Five specimens of adult cadaveric thoracic spine (T₁-T₁₀) and adjacent rib segment (50-60 mm long) were used. The bone density of specimens was measured using difunctional bone density testing machine, and osteoporotic vertebral body was excluded. The position of the screws was detected with CT images. The maximal withdrawal force of the pedicle screw was measured with biomechanical force test machine.

RESULTS AND CONCLUSION: Thirty-eight specimens at normal bone density were implanted with 25 screws (5.5 mm), 25 screws (6.0 mm) and 26 screws (6.5 mm). Because the pedicle screws destroyed the pedicle-rib complex and perforated the vertebral body, we finally obtained the withdrawal force of 68 screws. The axial

辛大奇, 男, 1980 年生, 内蒙古自治区突泉县人, 汉族, 2011 年内蒙古医学院毕业, 硕士, 主治医师, 主要从事脊柱外科方面的研究。

通讯作者: 霍洪军, 硕士, 主任医师, 教授, 内蒙古医科大学第二附属医院脊柱外科, 内蒙古自治区呼和浩特市 010030

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.

2014.09.008

[http://www.crter.org]

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2014)09-01356-06

稿件接受: 2013-12-25

Xin Da-qi, Master, Attending physician, Department of Spine Surgery, Second Affiliated Hospital of Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010030, Inner Mongolia Autonomous Region, China

Corresponding author: Huo Hong-jun, Master, Chief physician, Professor, Department of Spine Surgery, Second Affiliated Hospital of Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010030, Inner Mongolia Autonomous Region, China

Accepted: 2013-12-25

withdrawal force of pedicle screws at different diameters was (812.36±147.22) N, (868.64±160.48) N and (946.48±157.58) N, respectively. There were significant differences between the 5.5 mm screws and the 6.5 mm screws ($P < 0.05$). Experimental findings indicate that, the pedicle screws (diameter > 5.5 mm) are suitable in the middle and upper thoracic vertebral pedicle-rib complex due to strong internal fixation and clinical requirement.

Subject headings: spine; thoracic vertebrae; internal fixator; rib; biomechanics

Funding: the Science and Technology Ministry of Inner Mongolia Autonomous Region, No. 20090501

Xin DQ, Huo HJ, Yang XJ, Xing WH, Zhao Y, Fu Y, Zhu Y, Li F. Mechanical property of different cross-sectional area screws in middle and upper thoracic vertebral pedicle-rib complex. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2014;18(9):1356-1361.

0 引言 Introduction

脊柱后路内固定技术由过去的Harrington简单非节段后柱固定发展到现在的节段性后路椎弓根螺钉固定, 最终形成了经椎弓根后路三柱内固定的现代后路脊柱内固定技术, 因为椎弓根螺钉技术在生物力学强度、三维稳定性等方面具有其他脊柱内固定方式无可替代的优越性, 使其广泛应用于脊柱复杂畸形、创伤和肿瘤等疾病的治疗^[1], 广泛用于脊柱外科, 并取得良好的治疗效果。胸椎毗邻的诸多结构, 如内侧的硬膜囊和脊髓, 上、下两侧的椎间孔内容物, 前方侧面的胸膜、肺、奇静脉系、胸导管以及前方的食管、左心房及血管等均非常重要, 如果置入钉时出现偏差而损伤毗邻结构则后果非常严重。根据胸椎形态学分析结果, 已经证实了第四胸椎的椎弓根横径最为狭窄, 平均约小于5 mm。因此, 显然对于较为狭窄的椎弓根来说, 尤其在脊柱畸形及存在解剖变异的患者, 则椎弓根内固定操作方法较为困难, 而且潜在的风险较高、并发症更多, 所以必须使用直径更小的螺钉, 以避免穿透椎弓根。虽然螺钉的位置不当时未必造成严重的并发症, 但穿透椎弓根则可导致内固定后的稳定性有所下降。

虽然在近年来各种计算机辅助导航法在胸椎椎弓根螺钉置入手术中逐渐获得广泛应用, 明显提高了螺钉置入位置的准确率^[2], 但在儿童中上胸椎可容纳多大直径的螺钉就成为了儿童椎弓根螺钉临床应用中争论的焦点之一^[3], 因此, 为了解决胸椎椎弓根直径过小而导致的椎弓根螺钉使用受限的问题, 可寻求根外固定这一新的后路固定方法^[4], 为解决中上胸椎椎弓根直径太小或变异椎体及发育畸形椎体中应用后路椎弓根螺钉技术, 很多学者作了大量的研究^[5-7]。

椎弓根-肋骨复合体作为椎弓根根外内固定具有解剖学可行性及临床实用安全性^[8]。在胸椎进行后路内固定时, 对于椎弓根较细或椎弓根变异及畸形较大的椎体, 为了有效地加强置入螺钉的安全性, 可将螺钉置入椎弓根-肋骨复合体, 此种方法可以将胸椎后路固定技术的并发症降到最低限度, 同时可以作为椎弓根内固定失败的补救措施, 谢陶敢等^[9]经测量T₁-T₁₀的最大内倾角度和最小内倾角度后认为在每一个节段经椎弓根-肋骨复合体置钉时均存在20°-25°的安全置钉内倾角度范围。由于存在如此大的安全

置钉角度范围, 必将使得操作的难度明显下降, 从而增加了临床的可操作性。Dvorak等^[10]最先报道了经椎弓根-肋骨复合体进钉路径的研究, 同时还进行了生物力学分析。但标本未行骨密度测定, 所以所测得的椎弓根螺钉的拔出力的结果明显偏小, 从Dvorak等的研究中无法判断螺钉的拔出力偏小的原因究竟是骨质密度下降导致的还是操作方法引起的。O'Brien等^[11]作了经椎弓根钉和经椎弓根旁钉抗拔出力的对比实验, 发现椎弓根旁螺钉的抗载荷能力是椎弓根螺钉的64%。由于椎弓根-肋骨复合体可容纳较粗的螺钉可弥补抗载荷能力的下降^[12], 脊柱内固定的基本目的是通过固定使骨折复位或者损伤的脊柱维持稳定及恢复正常的生理功能, 所以应该在正常生理负荷的条件下评价脊柱内固定物的稳定性。评价胸椎后路螺钉内固定稳定性的因素包括螺钉的最大轴向拔出力、螺钉的拧紧力矩以及引起螺钉松动的循环渐增载荷等, 最大轴向拔出力是螺钉稳定性中最为关键的因素^[13-14]。

目前国内外有少数学者对椎弓根-肋骨复合体内置入螺钉的生物力学进行研究, 并同椎弓根螺钉的生物力学对比进行研究, 但尚无对椎弓根-肋骨复合体中不同截面积螺钉的生物力学进行研究。既往研究均是测量同截面积螺钉在不同椎弓根-肋骨复合体中的最大拔出力, 而临床中医生往往根据不同椎体选择不同截面积螺钉, 实验拟通过对中上胸椎椎弓根-肋骨复合体进行不同序数椎弓根-肋骨复合体进行随机置钉, 并对螺钉进行生物力学实验, 测定不同截面积螺钉在椎弓根-肋骨复合体的最大轴向拔出力, 并评价其生物力学性能, 为临床中椎弓根-肋骨复合体应用后路椎弓根螺钉技术提供理论依据。

1 材料和方法 Materials and methods

设计: 生物力学实验。

时间及地点: 实验于2011年2至6月在内蒙古医科大学解剖教研室、内蒙古医科大学第二附属医院实验室及内蒙古农业大学实验研究中心完成。

材料: 选取由内蒙古医学院解剖教研室提供的5具冷冻的新鲜成人胸椎T₁-T₁₀脊柱标本(性别不限), 以及与其相连的一段肋骨(长50-60 mm), 保留其椎肋关节、软组织和壁胸膜。排除骨质疏松的椎体, 同时行CT扫描。实验前24 h室温解冻(图1)。

图1 新鲜成人胸椎 T₁-T₁₀ 脊柱标本Figure 1 Fresh adult spine specimens at thoracic T₁-T₁₀

图注: 新鲜成人胸椎 T₁-T₁₀ 脊柱标本。新鲜成人胸椎 T₁-T₁₀ 脊柱及其相连的一段肋骨, 骨密度正常。

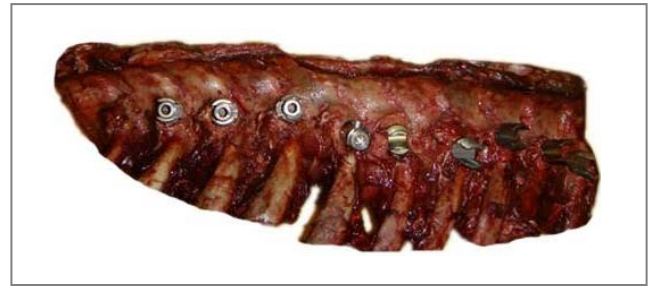


图2 螺钉进钉点及各钉进钉角度示意图

Figure 2 Diagram of screw inserting point and inserting angle

图注: 上位胸椎下关节突外侧缘可用于内外平面上胸椎椎弓根轴投射点的定位, 椎弓根肋骨头复合体的进钉点可偏外约 2 mm。

检测不同截面积螺钉使用的实验仪器:

仪器	来源
LV41692DOXBravo 双功能骨密度测试仪	美国 GE 公司
X 射线机	美国 GE 公司
CT	德国西门子公司
WDW-20 生物力学测试机	上海精密仪器有限公司
富乐椎弓根螺钉后路内固定器械	北京富乐有限责任公司

螺钉: 使用北京富乐公司加工生产的同一批椎弓根螺钉(医疗器械批准文号: 0905, 螺钉批号: 6045), 为钛合金材料, 直径分别为 5.5, 6.0, 6.5 mm, 长度均为 40 mm。

方法:

骨密度测定: 双功能骨密度测试仪测量每个椎体密度。标准为正常: T 值 > -1.0 ; 骨量减少: $-2.5 < T$ 值 ≤ -1.0 ; 骨质疏松: T 值 ≤ -2.5 。其中 5 个椎体单元中, 排除骨含量减少的 8 个椎体及骨质疏松椎体标本 4 个, 其余 38 个椎体骨密度正常进入生物力学实验。

螺钉置入: 首先对椎体标本拍摄椎体正侧位 X 射线片和 CT 检查, 以排除椎体骨折及肿瘤。根据螺钉截面面积分成 3 组, 其中 5.5 mm 25 枚, 6.0 mm 25 枚, 6.5 mm 26 枚, 随机进行螺钉置入。所有椎体标本双侧椎弓根-肋骨头复合体均置钉, 所有椎弓根螺钉的进钉点均按 Husted 等^[15]推荐的方法来确定。锥子放置在横突尖, 略偏向头侧, 并沿横突和肋骨间前进。进入方向应向尾侧略倾斜, 从内侧进入肋椎关节, 有条件者最好在透视下完成。用一椎弓根探针探测四周的骨以及预置螺钉的深度。螺钉被置入横突和肋骨的交界, 即椎弓根的外侧皮质和肋骨的内侧皮质间。向肋骨头方向进钉, 使螺钉与椎体的角度在冠状面上略小于或等于横突-椎体角, 在矢状面上略大于横突-椎体角^[16], Ebraheim 等^[17]认为在置入中上关节突的外面较难看到, 因为它位于相应的下关节突外侧缘前, 所以上位胸椎下关节突外侧缘可用于内外平面上胸椎椎弓根轴投射点的定位, 椎弓根肋骨头复合体的进钉点可偏外约 2 mm(图 2), 横断面置钉角度结合置钉前标本 CT 测量的角度, 头尾侧方向结合 X 射线侧位片测量的角度及置钉过程中观察进钉点与椎体前缘方向。

用咬骨嵌咬除进钉点表面骨皮质后, 用尖锥在骨质表面扎一骨凹, 使用直径为 4.0 mm 的扩张器扩孔, 扎入长度统一为 40 mm。然后探查感觉钉道完全在骨质内, 随机拧入直径分别为 5.5, 6.0, 6.5 mm, 长度统一为 40 mm 椎弓根螺钉。

内固定评价: 内固定后立即摄 X 射线片和 CT 片, 以便确认螺钉内固定位置是否恰当。X 射线片从矢状位上可更清楚地评价螺钉的长短及位置, 螺钉应该与上终板平行, 并且不可超过椎体的前缘^[18]。在试验中为了排除由于不同的螺钉深度的不同, 对实验结果造成的影响, 因此将所有的螺钉进钉深度均以螺钉的螺纹全部进入为骨质内为标准。

生物力学实验: 因为椎弓根-肋骨复合体螺钉的生物力学性能与椎肋关节和肋横突关节完整性之间存在着很大的关系, 所以不能将脊柱分成单个的椎体, 必须将其作为一个整体来进行测试。即使骨密度未合格的标本, 未置钉, 但均未拆分, 使用无弹性的力学固定带将整个脊柱标本固定于夹具之上, 该夹具可在前后、左右两个轴向上平行移动及转动, 以便于可调整固定椎体的位置, 使试验机的拉力方向与椎弓根螺钉的长轴相一致。然后将已置入椎弓根螺钉的脊柱标本与夹具一同置到生物力学测试机。

实验中使用的力传感器采用应变式的优质、高精度传感器, 预先标定, 所测量的误差小于 0.01%。传感器与计算机相连, 计算机采集系统采集拔出载荷和拔出位移后绘出力-位移曲线, 在计算机上可直接得出最大轴向拔出力。

螺钉出现拔出破坏的标准是载荷位移曲线出现了最高点, 然后出现明显的下降。同时观察椎弓根螺钉拔出时椎弓根肋骨-复合体和椎体损伤的情况, 主要观察椎体是否发生骨折, 椎弓根-肋骨头是否发生分离, 是否发生螺钉明显松动。

主要观察指标: 中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的力学特征。

统计学分析: 全部计量资料均以 $\bar{x} \pm s$ 表示, 螺钉最大拔出力组间差异比较采用单因素方差分析, 各组间两两比较采用 SNK- q 检验, 取 $q=0.05$ 为检验水准。应用 SPSS 13.0(美国 SPSS 公司)进行统计学处理。

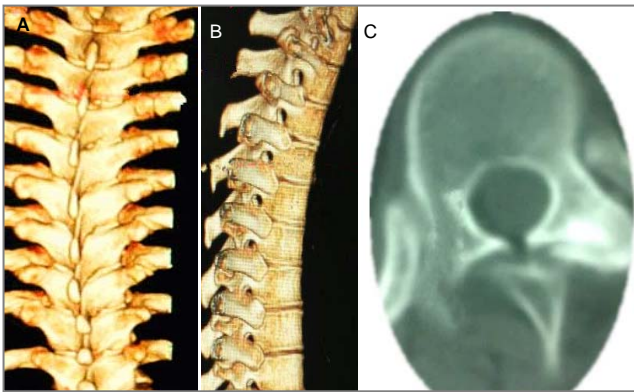


图3 置钉前中上胸椎椎弓根-肋骨复合体的CT三维重建及横断面CT

Figure 3 CT three-dimensional reconstruction and cross-section of the middle and upper thoracic vertebral pedicle-rib complex before screw implantation

图注: ①图中A为置钉前中上胸椎椎弓根-肋骨复合体的CT三维重建正位; B为置钉前中上胸椎椎弓根-肋骨复合体的CT三维重建侧位; C为置钉前中上胸椎椎弓根-肋骨复合体横断面CT图像。②螺钉置入前中上胸椎椎弓根-肋骨复合体形态正常。

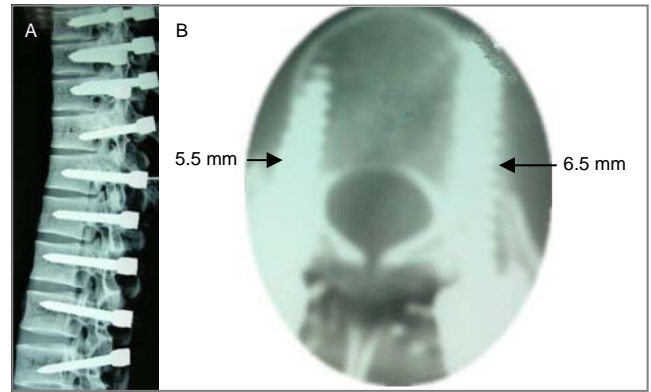


图4 置钉后中上胸椎椎弓根-肋骨复合体的X射线侧位图像及横断面CT图像

Figure 4 CT lateral image and cross-sectional CT of the middle and upper thoracic vertebral pedicle-rib complex after screw implantation

图注: ①图中A为置钉后中上胸椎椎弓根-肋骨复合体的X射线侧位图像; B为置钉后中上胸椎椎弓根-肋骨复合体的横断面CT图像。②螺钉成功置入上胸椎椎弓根-肋骨复合体中。

2 结果 Results

38个椎体标本进入生物力学实验, T_1 - T_{10} 椎体共随机置入螺钉76枚。

76枚螺钉中直径5.5 mm 25枚, 直径6.0 mm 25枚, 直径6.5 mm 26枚, 实验过程由于在直视下徒手操作, 共8枚出现螺钉穿透, 其中I度穿破4枚, 螺钉的极少部分穿出侧壁; II度穿破2枚, 螺钉穿出椎弓根侧壁的部分小于其直径的1/2; III度穿破2枚, 螺钉穿出椎弓根侧壁的部分超过其直径的1/2^[19]。其中5.5 mm 2枚、6.0 mm 3枚、6.5 mm 3枚, 虽有8枚螺钉穿出侧壁, 但所有螺钉均未引起椎体骨折, 椎弓根-肋骨头未发生分离, 同时螺钉无明显松动, 上述8枚螺钉未进入力学测试, 共得出68枚螺钉最大拔出力结果, 并进入统计学分析。

2.1 中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的影像学结果 影像学结果显示, 不同截面积螺钉均成功置入中上胸椎椎弓根-肋骨复合体(图3, 4)。

2.2 中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的最大轴向拔出力 3种螺钉的最大轴向拔出力, 其中轴向拔出力最大的为直径6.5 mm螺钉, 最大拔出力为(946.48±157.58) N, 最小的是5.5 mm为(812.36±147.22) N, 而最大轴向拔出力处于中间的6.0 mm螺钉的最大轴向拔出力为(868.64±160.48) N。

SNK-q检验结果显示, 6.5 mm组与5.5 mm组螺钉的最大轴向拔出力的比较差异有显著性意义($P < 0.05$), 6.5 mm组与6.0 mm组及6.0 mm组与5.5 mm组螺钉的最大轴向拔出力的比较差异无显著性意义($P > 0.05$; 图5)。

2.3 中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的生物相容性 实验应用钛金属椎弓根螺钉与人体有较好的生物相容性。

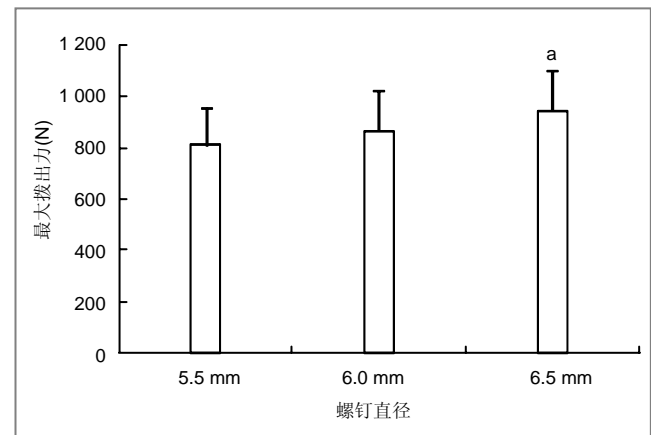


图5 椎弓根-肋骨复合体不同截面积螺钉的最大拔出力

Figure 5 The maximal withdrawal force of different cross-sectional area screws in the middle and upper thoracic vertebral pedicle-rib complex

图注: ①5.5 mm和6.5 mm组检测23根螺钉, 6.0 mm组检测23根螺钉。②与直径5.5 mm螺钉比较, ^a $P < 0.05$ 。

3 讨论 Discussion

在使用各种脊柱内固定系统时必须对其生物力学进行精确的分析, 这样才能明确怎样使用该系统对进行脊柱内固定及外科矫形治疗。脊柱的解剖学结构特点使用螺钉固定的基础。中上胸椎椎弓根形态不同, 椎弓根-肋骨复合体由于肋骨在侧后方与椎弓根紧贴, 故椎弓根-肋骨复合体形态差异较小^[8], 而螺钉的大小、形状、疲劳特性以及椎体骨密度则是影响固定强度的主要因素。胸椎钉道的准备、螺钉置入点和置入方向是影响固定强度的重要技术因素。Bhandari等^[20]将几种不同几何形状的螺钉作为研究对, 得出螺芯为锥型外径为柱状的螺钉比单存圆柱型螺钉的拔出力大。同时内固定器械中一些辅助装置也可加强螺钉固定效果, Deligianni等^[21]研究表明椎弓根固定中使用横杆装置能提高装置的刚度, 同时可吸收部分结构应变, 减少螺钉

钉弯矩, 进而减少螺钉在周期性非轴向载荷时植入骨界面时出现的疲劳破坏。Hasegawa等^[22]进行椎弓根头尾方向位移试验后得出结论, 使用椎板钩在同一平面加强椎弓根钉同定, 可有效改善固定刚度, 减少螺钉负荷, 从而更好地维持其稳定性, 显著增加椎弓根螺钉的机械强度。对于骨质疏松患者较为有效。同时临床固定中适当应用导航等设备也是为了手术精确化, 可减少由于技术因素导致螺钉生物力学性能下降, 同时可增加手术的安全性。影响螺钉内固定稳定性的因素较多, 包括螺钉因素的影响, 内固定方法、骨质密度的影响及固定后内固定物承载负荷的影响。

胸椎后路螺钉内固定稳定性的评价方法包括最大轴向拔出力、螺钉的拧紧力矩以及引起螺钉松动的循环渐增载荷等。其中螺钉的最大轴向拔出力在螺钉后路内固定稳定性中起到最关键的作用。而最大轴向拔出力的大小主要取决于足够的骨-螺钉界面把持力和螺钉与周围骨质的剪切应力。最大轴向拔出力与螺钉置入时的最大拧紧力矩及能够引起螺钉松动的载荷呈正相关^[23], 实验对椎弓根-肋骨复合体中应用不同截面积螺钉进行生物力学研究。White等^[24]最新的研究结果证实经PRU置钉的生物力学性能与椎弓根螺钉比较略差, 但已经远远超过了脊柱后路矫形固定的生物力学要求。

通常认为, 螺钉的直径是最为重要的因素, 因为螺钉的直径越大, 螺钉与骨的接触面积越大, 其抗拔出能力也越大^[25]。但也有些学者认为, 椎弓根螺钉与椎弓根面积比为70%时效果最佳, 当面积比大于90%时拔出力增加反而不明显, 而且容易发生椎弓根破裂损伤^[26]。作者为了消除螺钉长度的影响螺钉长度统一选择40 mm长螺钉, 本实验经过测得直径为5.5, 6.0, 6.5 mm螺钉在椎弓根肋骨头复合体中的最大轴向拔出力, 并发现6.5 mm组与5.5 mm组螺钉最大轴向拔出力差异有显著性意义($P < 0.05$)。

实验经过骨密度测量排查实验排除骨质疏松的标本, 骨密度对螺钉生物力学的影响已经得到广泛认识, 研究表明, 骨密度每降低10 g/L, 最大拔出力下降60 N^[27]。骨含量减少后螺钉拔出明显减少, 同时临床上已将严重骨质疏松作为脊柱后路内固定手术的禁忌症。

殷渠东等^[28]通过测量螺钉最大轴向拔出力和能量吸收值的研究, 结果表明“椎弓根-肋骨”单元螺钉的抗拔出略小于椎弓根螺钉, 但统计学分析差异无显著性意义($P > 0.05$)。无论是经椎弓根螺钉或是经“椎弓根-肋骨”螺钉, 螺钉在椎体内的部分均相同, 仅仅是螺钉后部的位置有所差异。螺钉的稳定程度主要取决于螺钉-骨界面。由于椎弓根皮质与松质骨并非均一性, 置入螺钉紧靠椎弓根皮质时较完全位于椎弓根松质骨内螺钉的抗拔力和扭矩大, 在临床中螺钉穿破椎弓根外侧皮质后实际仍然位于“椎弓根-肋骨”单元, 其对螺钉起到固定作用。因此, 螺钉少许穿破椎弓根外侧皮质或“椎弓根-肋骨”单元中置入螺钉仍有较好的力学稳定性能。

皮质骨对螺钉的最大拔出力也有较大影响, 由于经椎弓根-肋骨复合体进钉, 部分螺钉在关节间隙中, 理论上他的拔出力应该较椎弓根下降, 但Dvokar等^[10]在所进行的研究中置入了120枚螺钉, 其中螺钉的平均最大轴向拔出力为392.N, 肋横突结合区螺钉的平均最大轴向拔出力为679.4 N, 其中椎弓根螺钉显著大。唐祀衡等^[29]通过研究螺钉把持椎弓根皮质骨量对螺钉内固定强度的影响发现, 当椎弓根螺钉进钉深度与椎弓根长度相等, 直径超出椎弓根皮质骨内径0.1-0.5 mm的螺钉, 最大拔出力与无皮质骨把持的螺钉比较, 增加34.5%, 直径超出椎弓根皮质骨内径0.5-1.0 mm的螺钉, 最大拔出力与无皮质骨把持的螺钉比较可增加77.9%。Weinsterin等^[30]通过研究也发现, 椎弓根螺钉在穿破椎体前缘骨皮质时拔出力可增加20%-25%的。Hirano等^[31]经过对椎弓根骨质结构的研究后认为椎弓根皮质下的骨质骨密度高于骨小梁的密度, 椎弓根螺钉固定纵向负载强度的80%与拔出强度的60%均取决于皮质骨, 而非松质骨, 所以认为当螺钉的螺纹完全啮合于椎弓根内外侧皮质下骨质时才能达到最大固定强度。

也有学者认为“椎弓根-肋骨间”可随着螺钉矢状角的增加, 两侧螺钉将形成“辐辏”现象, 即两螺钉的钉尖向中央会聚, 能够产生更大的抗拔出^[32-33], 可提高内固定安装后的力学性能。实验过程由于为徒手置钉, 螺钉可能不完全位于椎弓根肋骨-复合体中, 可能对实验结果产生影响, 本实验由于使用WDW-20生物力学测试机进行力学实验可能较国内、外较大力学实验室中MTS力学测试机存在一定误差, 可能会对实验结果有一定影响。

实验选用临床中内固定常用的3种直径螺钉, 在椎弓根-肋骨复合体中置钉后未见椎弓根肋骨复合体发生破裂、严重骨折、螺钉明显松动及脱落现象, 同时因胸椎椎弓根外入路置钉与椎弓根入路置钉的生物力学性能相似, 同时手术操作相像, 考虑到对患者的安全性, 所以建议对于因胸椎椎弓根横径过于窄小螺钉置入困难的部分胸椎及椎弓根固定术发生失败而又需要实现内固定的椎体, 可选择“椎弓根-肋骨复合体”进行置钉, 可作为椎弓根固定技术操作困难时的有效补充。当椎弓根螺钉穿破内侧壁而导致的胸椎椎弓根螺钉固定失败时可选择“椎弓根-肋骨”的方式进行补救, 已达到临床治疗的目的。

综上所述, 如果椎肋复合体直径及纵径允许的情况下, 椎弓根-肋骨复合体中应用椎弓根螺钉技术, 可作为不允许椎弓根内固定及椎弓根固定失败时的有效补充, 但由于本实验为标本实验, 对于临床中患者尚无椎弓根-肋骨复合体内固定术远期观察, 故仅作为椎弓根内固定术的有效补充, 同时在避免椎弓根-肋复合体破裂的情况下选择直径间差距1 mm的螺钉可获得更好的生物力学及内固定效果。

作者贡献: 所有作者共同参与实验的设计、实施及评估。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 实验获得内蒙古医学院伦理委员会批准。

学术术语: 椎弓根-肋骨复合体一是指椎弓根内侧壁与肋骨小头的外侧壁之间的复合体, 与椎弓根一样, 位于椎体的后上方, 其解剖结构包括有内侧的椎弓根、外侧的肋骨小头、肋骨颈、后方的横突及肋突关节和肋椎关节等。

作者声明: 文章为原创作品, 无抄袭剽窃, 无泄密及署名和专利争议, 内容及数据真实, 文责自负。

4 参考文献 References

- [1] Lehman RA Jr, Lenke LG, Keeler KA, et al. Operative treatment of adolescent idiopathic scoliosis with posterior pedicle screw-only constructs: minimum three-year follow-up of one hundred fourteen cases. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008; 33(14):1598-1604.
- [2] 杨立利, 陈华江, 陈德玉, 等. 计算机辅助导航技术在脊柱侧凸术中应用的初步经验[J]. *中国矫形外科杂志*, 2007, 15(23): 1773-1776.
- [3] 陈立言, 彭新生, 李佛保, 等. 椎弓根钉固定在10岁以下小儿胸腰椎疾患治疗中的应用[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2006, 16(4): 263-266.
- [4] 董健文, 戎利民, 刘斌, 等. 胸椎椎弓根外固定技术的临床应用[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(44): 8697-8700.
- [5] Maruyama T, Takeshita K, Nakamura K, et al. Spatial relations between the vertebral body and the thoracic aorta in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004; 29(18):2067-2069.
- [6] 崔新刚, 张佐伦, 陈海松, 等. 胸椎椎弓根根外内固定的应用解剖学研究及其意义[J]. *中华创伤杂志*, 2005, 21(10): 768-772.
- [7] McCormack BM, Benzel EC, Adams MS, et al. Anatomy of the thoracic pedicle. *Neurosurgery*. 1995; 37(2): 303-308.
- [8] 邢文华, 贾连顺, 霍洪军, 等. 胸椎椎弓根-肋骨复合体螺钉置入内固定的应用解剖学特征[J]. *中国组织工程与临床康复*, 2011, 15(43): 8063-8067.
- [9] 谢陶敢, 陈其昕, 李方才, 等. 胸椎椎弓根-肋骨单元与椎弓根的CT测量[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2008, 18(9): 665-668.
- [10] Dvorak M, MacDonald S, Gurr KR, et al. An anatomic, radiographic, and biomechanical assessment of extrapedicular screw fixation in the thoracic spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993; 18(12): 1689-1694.
- [11] O'Brien MF, Lenke LG, Mardjetko S, et al. Pedicle morphology in thoracic adolescent idiopathic scoliosis: is pedicle fixation an anatomically viable technique? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000; 25(18): 2285-2293.
- [12] Kim YJ, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004; 29(3): 333-342.
- [13] Krag MH, Beynon BD, Pope MH, et al. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Disord*. 1988; 1(4): 287-294.
- [14] 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.
- [15] Husted DS, Haims AH, Fairchild TA, et al. Morphometric comparison of the pedicle rib unit to pedicles in the thoracic spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004; 29(2): 139-146.
- [16] 韦兴, 侯树勋, 史亚民, 等. 胸椎经“椎弓根-肋骨间”螺钉与椎弓根螺钉固定的抗拔出比较[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2006; 16(8): 623-625.
- [17] Ebraheim NA, Jabaly G, Xu R, et al. Anatomic relations of the thoracic pedicle to the adjacent neural structures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997; 22(14): 1553-1557.
- [18] 吴叶, 侯树勋, 吴闻文, 等. 胸椎椎弓根螺钉植入位置的分区及临床意义[J]. *中华外科杂志*, 2005, 43(24): 1572-1575.
- [19] Guzey FK, Emel E, Hakan Seyithanoglu M, et al. Accuracy of pedicle screw placement for upper and middle thoracic pathologies without coronal plane spinal deformity using conventional methods. *J Spinal Disord Tech*. 2006; 19(6): 436-441.
- [20] Bhandari M, Patenall V, Devereaux PJ, et al. An observational study of duplicate presentation rates between two national orthopedic meetings. *Can J Surg*. 2005; 48(2): 117-122.
- [21] Deligianni D, Korovessis P, Baikousis A, et al. Factor analysis of the effectiveness of transfixation and rod characteristics on the TSRH screw-rod instrumentation. *J Spinal Disord*. 2000; 13(1): 50-57.
- [22] Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, et al. An experimental study of a combination method using a pedicle screw and laminar hook for the osteoporotic spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997; 22(9): 958-963.
- [23] 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.
- [24] White KK, Oka R, Mahar AT, et al. Pullout strength of thoracic pedicle screw instrumentation: comparison of the transpedicular and extrapedicular techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006; 31(12): E355-358.
- [25] Krag MH, Beynon BD, Pope MH, et al. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Disord*. 1988; 1(4): 287-294.
- [26] Bambakidis NC, Feiz-Erfan I, Horn EM, et al. Biomechanical comparison of occipitatlantal screw fixation techniques. *J Neurosurg Spine*. 2008; 8(2): 143-152.
- [27] 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.
- [28] 殷渠东, 郑祖根, 蔡建平, 等. 置入胸椎“椎弓根-肋骨”单元螺钉的应用解剖和力学测试[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2005, 23(5): 538-539.
- [29] 唐祀衡, 陈建海, 姜保国, 等. 椎弓根螺钉把持椎弓根皮质骨对其固定强度的影响[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2005, 15(7): 429-432.
- [30] 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 (Phila Pa 1976)*. 1988; 13(9): 1012-1018.
- [31] Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997; 22(21): 2504-2510.
- [32] 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.
- [33] 董献成, 荆鑫, 张明建, 等. 胸椎椎弓根螺钉固定失败经椎弓根外入路补救的力学测试[J]. *临床骨科杂志*, 2008, 11(6): 564-566.