

·临床生物力学·

胸椎椎弓根根外内固定三维稳定性生物力学实验研究

崔新刚¹, 孙建民¹, 蒋振松¹, 丁自海²

(1. 山东大学附属山东省立医院脊柱外科, 济南 250021; 2. 南方医科大学解剖学教研室, 广州 510515)

【摘要】目的:对比研究两种胸椎椎弓根根外内固定方法及椎弓根固定方法的三维稳定性, 评价胸椎椎弓根根外内固定的生物力学效果。**方法:**新鲜胸椎标本 14 个; 随机分为 2 组(A 组: 螺钉 D=5.5 mm, L=40 mm; B 组: 螺钉 D=6.5 mm, L=50 mm), 7 种固定状态模型。分别测试各状态的三维运动范围(ROM), 并统计学分析对比。**结果:**A 组, 前屈后伸稳定性排列顺序: M2>M3>M4>M1, 左右侧弯: M2>M3>M4>M1, 轴向运动: M2>M3>M4>M1, 其中 M2, M3 差异无显著统计学意义($P>0.05$); B 组, 前屈后伸稳定性顺序: M6>M7>M5>M1, 左右侧弯: M6>M7>M5>M1, 左右旋转: M7>M6>M5>M1, 其中 M6, M7 差异无显著统计学意义($P>0.05$)。**结论:**使用较粗较长的螺钉固定时, 胸椎椎弓根根外内固定三维稳定性优于椎弓根固定, 有较好的生物力学效果。

【关键词】胸椎; 椎弓根外; 内固定; 运动范围; 生物力学

【中图分类号】R318.01 **【文献标识码】**A **【文章编号】**1001-165X(2008)05-0551-03

The biomechanical stability of the thoracic extrapedicular fixation: An 3D ROM experiment

CUI Xin-gang, SUN Jian-min, JIANG Zhen-song, et al.

Department of Spine Surgery, Shandong Provincial Hospital, Shandong University, Jinan 250021, China

【Abstract】Objective: To compare the biomechanical stability of the thoracic extrapedicular fixation method with that of the transverse process-vertebra, the modified costre-transverse process and the transpedicular technique. **Methods:** 14 fresh thoracic specimens were divided into two groups (group A with screws of D/5.5mm and L/40mm, group B of D/6.5mm and L/50mm) and underwent seven fixation models; The ROM of different models in three different techniques were tested and compared separately. **Results:** In group A, the stability of the flexion/extension was M2>M3>M4>M1, the stability of the right and left bending M2>M3>M4>M1, and the stability of the rotation M2>M3>M4>M1, with no significant difference between M2 and M3; In group B, the stability of the flexion/extension was M6>M7>M5>M1, the stability of right and left bending M6>M7>M5>M1, and the stability of the rotation M7>M6>M5>M1, with no significant difference between M6 and M7. **Conclusions:** Adopting the wider and longer screws, extrapedicular fixation has the better biomechanical stability than that of transpedicular fixation.

【Key words】thoracic spine; extrapedicular; fixation; ROM; biomechanics

胸椎椎弓根根外内固定具有解剖学上的可行性^[1]及临床实用上的安全性^[2]。但其生物力学特点及与椎弓根固定间的差异尚不明确。笔者在研究了胸椎椎弓根根外内固定螺钉拔出力基础上^[3], 进一步对其三维稳定性进行研究, 以期建立完整的胸椎椎弓根根外内固定生物力学评价体系。

1 材料和方法

1.1 实验材料及模型制备

新鲜成人冷冻胸椎标本 14 个, T₁~T₁₀ 节段, 排除无脊柱畸形及严重退变, 测试前常温下解冻, 仔细剔除肌肉, 保留韧带及关节囊的完整, 每具分别分离成 1 个试验标本块(肋骨-椎体复合体), 每个试验标本块含 5 个节段(T₇~T₈), 上下端各一个节段(去除肋骨)用做包埋, 中间三个节段(肋骨-椎体复合体 T₇~T₇ 节段)用钉棒固定。14 个标本, 测试时分别用经椎弓根法、经横突-椎体

法, 经改良肋横突法固定(图 1), 固定方式为用钉棒系统(北京富乐)固定 3 个节段(T₇~T₇), 固定时同一人操作, 螺钉最后一圈螺纹完全没入骨质为准, 双侧固定, 放棒确保牢靠。分析比较各种状态下的脊柱稳定性变化。

1.2 分组设计

随机(14 个标本, 不辨源自哪一具尸体)分 2 组, 设定 7 种固定模型状态。每种固定模型状态随机分得 2 个标本块, 进行两次试验。

A 组: 用直径 5.5mm, 长度 40mm 的螺钉。完整无任何固定状态设为模型 1(M1), 椎弓根固定者设为模型 2(M2), 横突-椎体固定者设为模型 3(M3), 改良肋横突固定者设为模型 4(M4)。

B 组: 用直径 6.5mm, 长度 50mm 的螺钉。完整无任何固定状态设为模型 1(M1), 椎弓根固定者设为模型 5(M5), 横突-椎体固定者设为模型 6(M6), 改良肋横突固定者设为模型 7(M7)。

1.3 生物力学测试

所有生物力学测试在非破坏方式下在脊柱三维运动实验机上(美国 MTS858)测定, 将具有 5 节椎体的标本模型的上下各一节牢固固定在实验机特制模具上, 留中间钉棒固定的 3 节测试。对模型施加 10.0 Nm 的纯力耦矩, 使模型产生前屈/后伸、左/右

【收稿日期】2008-04-03

【基金项目】山东省中青年科学家科研奖励基金(2007BS0305)

【作者简介】崔新刚(1970-), 男, 博士, 主治医师, 研究方向: 脊柱解剖与临床, E-mail: like6968504@163.com

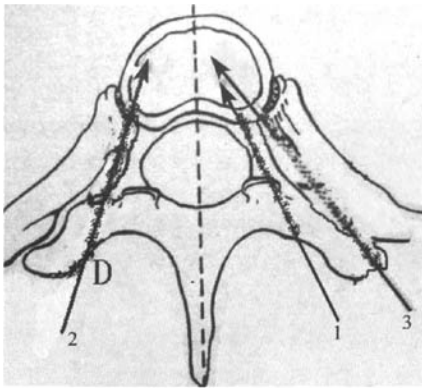


图1 椎弓根固定方法示意图
 1.经椎弓根固定 2.经横突-椎体固定 3.经改良肋横突固定 D.横突中点
 Fig.1 The schematic diagram of pedicle screw fixation
 1, pedicle fixation; 2, transverse process-vertebral fixation; 3, rib- transverse process improved fixation; D, the midpoint of transverse process

侧弯、左/右轴向旋转6种生理运动。由所联微机图象处理和分
 析系统依次对上述模型(M1~M7)测量三维运动范围(ROM)。每次
 测试重复3次加载/卸载循环,在第3次循环时进行运动学测

表1 A组三维运动实验结果 ($\bar{x} \pm s$)°

Tab.1 The three-dimensional motion experimental results in Group A ($Mean \pm SD$)°

组别 Groups	完整无固定(M1) Without fixed	椎弓根固定(M2) Pedicle screw fixation	横突-椎体固定(M3) Transverse process-vertebral fixation	改良肋横突固定(M4) Rib- transverse process improved fixation	P
前屈 Anteflexion	6.07±0.76	3.28±0.34	3.68±0.33*	4.92±0.66	<0.01
中性区 Neutral area	2.34±0.21	1.42±0.16	1.51±0.19	2.12±0.16	
后伸 Retro-extension	5.76±0.65	3.04±0.24	3.44±0.28*	4.62±0.62	<0.01
左侧弯 Left bend	5.26±0.59	2.74±0.42	3.19±0.12*	4.43±0.49	<0.05
中性区 Neutral area	2.20±0.18	1.32±0.14	1.44±0.20	1.52±0.15	
右侧弯 Right bend	5.22±0.65	2.72±0.42	3.16±0.13*	4.40±0.50	<0.05
左旋 Left rotation	8.59±0.68	4.76±0.82	5.07±0.72*	5.42±0.59*	<0.01
中性区 Neutral area	3.42±0.16	2.10±0.20	2.02±0.19	1.90±0.21	
右旋 Right rotation	8.40±0.49	4.54±0.90	4.97±0.70*	5.40±0.57*	<0.01

*与M2比较 P>0.05; #与M2、M3比较 P>0.05 *M2 compared with M2, P>0.05; # compared with M2、M3, P>0.05

2.2 B组结果

不同状态下模型的前屈/后伸范围见表2,所有固
 定方式的稳定性都明显高于完整无固定状态,其稳定
 性排列顺序是: M6> M7> M5>M1, 其中 M6, M7 无显
 著性差异(P>0.05),其他组间有显著性差异(P<0.05)。

不同状态下模型的左/右弯范围见表2,所有固定
 方式的稳定性都明显高于完整无固定状态,其稳定性
 排列顺序是: M6>M7>M5>M1, 其中 M6, M7 无显著性
 差异(P>0.05), M5, M7 无显著性差异(P>0.05),其他组
 间有显著性差异(P<0.05)。

不同状态下模型的左/右旋范围见表2,所有固定

量,以减少标本粘弹性影响。每种固定模型一个标本块测完后,换
 另一个标本块进行相同测试,取平均值。

1.4 统计学处理

用 SPSS10.0 软件对7种模型的ROM 值进行统计分析和比
 较,用 One-way ANOVA 之 Dunnett-t 检验进行两两比较。显著性
 水准均设定在 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 A组结果

不同状态下模型的前屈/后伸范围(表1),所有固
 定方式的稳定性都明显高于完整无固定状态,其稳定
 性排列顺序是: M2>M3>M4>M1, 其中 M2, M3 无显著
 性差异(P>0.05),其他组间有显著性差异(P<0.01)。

不同状态下模型的左/右侧弯范围见下表1,所有
 固定方式的左/右侧弯运动范围都明显小于完整无固
 定状态,所有状态的左/右侧弯数据一致,其稳定性排
 列顺序是: M2>M3>M4>M1, 其中 M2, M3 无显著性差
 异(P>0.05),其他组间有显著性差异(P<0.05)。

不同状态下模型的轴向运动范围见表1,所有固定
 方式的轴向运动运动范围都明显小于完整无固定状
 态,其稳定性排列顺序是: M2>M3>M4>M1, 其中 M2,
 M3, M4 间无显著性差异(P>0.05), M2, M3, M4 与 M1
 组间有显著性差异(P<0.01)。

方式的稳定性都明显高于完整无固定状态,其稳定性
 排列顺序是: M7> M6> M5>M1, 其中 M6, M7 无显著性
 差异(P>0.05),其他组间有显著性差异(P<0.05)。

3 讨论

3.1 胸椎后路固定方式的演变与效果

胸椎后路固定方式有椎板钢丝,椎板钩/横突钩、
 横突螺钉、椎弓根螺钉等,椎弓根钉是目前最常用的固
 定方式,但由于胸椎椎弓根较窄细,不适合较大直径的
 螺钉,一定程度上限制了后路固定的固定强度,同时胸
 椎椎弓根窄细的解剖特点也增加了置钉的危险性和难
 度。1993 Dvorak 首次提出了胸椎经肋骨-横突间隙至

表 2 B 组三维运动实验结果 ($\bar{x}\pm s$)°Tab.2 The three-dimensional motion experimental results in group B ($Mean\pm SD$)°

组别 Groups	完整无固定(M1) Without fixed	椎弓根固定(M2) Pedicle screw fixation	横突-椎体固定(M3) Transverse process-vertebral fixation	改良肋横突固定(M4) Rib- transverse process improved fixation	P
前屈 Anteflexion	6.14±0.33	3.90±0.52	3.07±0.19	3.18±0.38*	<0.01
中性区 Neutral area	2.68±0.30	1.60±0.22	1.40±0.16	1.36±0.17	
后伸 Retro-extension	5.99±0.19	3.69±0.52	2.88±0.26	3.07±0.20*	<0.01
左侧弯 Left bend	5.24±0.38	3.17±0.18#	2.63±0.45 ^a	2.86±0.14	<0.05
中性区 Neutral area	2.21±0.17	1.42±0.20	1.30±0.17	1.34±0.19	
右侧弯 Right bend	5.20±0.39	3.12±0.22#	2.57±0.43 ^a	2.79±0.20	<0.05
左旋 Left rotation	8.51±0.50	4.66±0.53	3.87±0.36 ^a	3.24±0.33	<0.01
中性区 Neutral area	3.39±0.30	2.08±0.19	1.46±0.20	1.35±0.17	
右旋 Right rotation	8.49±0.58	4.65±0.50	3.47±0.36 ^a	3.06±0.59	<0.01

* 与 M6 比较 P>0.05; # 与 M7 比较 P>0.05 *compared with M6, P> 0.05; # compared with M7, P> 0.05

椎体这一固定方式,这是胸椎椎弓根根外内固定的锥形,它的出现主要是为了避免胸椎椎弓根固定的危险,提高置钉安全性^[4],但生物力学的研究较少,这正是此方法出现 10 余年以来临床罕有应用、学术界也少有人感兴趣的原因。只有 Morgenstern 等人作过初步研究,当时比较的是传统肋横突法与椎弓根法,发现生物力学效果与椎弓根法统计学无显著性差异,认为固定可靠,与椎弓根固定相比较为安全,有临床应用价值^[5]。类似的研究见于 Balaband 等人的椎弓根旁固定(BSF)的生物力学^[6,7],认为与椎弓根固定生物力学效果差别无明显统计学意义。

3.2 胸椎椎弓根根外固定的三维稳定性特点

3.2.1 胸椎椎弓根根外固定的前后稳定性 此前的生物力学研究表明,任何一种固定技术哪怕是较早的钢丝技术,都有较好的前后稳定性^[7,8]。本研究表明三种固定方法的前后稳定性都明显高于非固定组,在直径 5.5 mm、长度 40 mm 螺钉固定下,椎弓根组的前后稳定性最好,并与横突固定法的无显著性差异。与肋横突法则有显著性差异。增加直径为 6.5 mm 并增加长度为 50 mm 时,横突法前后稳定性最好,肋横突法次之,椎弓根法最弱,根外固定两法间无显著性差异。根外固定两法与椎弓根法则有显著性差异。可见在较细的螺钉情况下,椎弓根法稳定性会最好,但横突法与之无显著性差异,综合考虑横突法有置钉安全方面的优势,在较细又未有足够长度的螺钉情况下,肋横突法无优势。在较粗较长的螺钉情况下根外固定两法显示了明显优势,椎弓根法则无优势,证实椎弓根窄细的结构确实不适合较粗螺钉,较粗螺钉胀破椎弓根壁,而使其生物力学效果大为降低。也说明肋横突法用较粗较长的螺钉较适合。

3.2.2 胸椎椎弓根根外固定的侧向稳定性 本实验的侧向稳定性特点与前后稳定性特点相似,在较细的螺

钉情况下,椎弓根法稳定性会最好,但横突法并不明显逊色,在较粗较长的螺钉情况下根外固定两法显示了明显优势,椎弓根法则无优势。表明根外固定具有良好的侧向稳定性。

3.2.3 胸椎椎弓根根外固定的轴向稳定性 本实验表明在较细较短螺钉固定下,椎弓根组轴向稳定性最好,但与根外固定法无显著性差异。在较粗较长螺钉固定下,椎弓根根外固定法显示出明显的轴向稳定性优势,与椎弓根法有显著性差异。特别是肋横突法此时的轴向稳定性最好,这是由于此固定点离中线较远,有更长的扭力矩^[9]。

3.3 胸椎根外固定三维稳定性实验的意义

本实验提示:在较粗较长的螺钉固定下根外内固定具有明显的生物力学稳定性优势,其稳定性强于椎弓根固定,且有显著性差异。这进一步表明:胸椎根外固定不仅具有解剖学上的可行性^[1],同时具有可靠的生物力学效果。为临床应用提供了更加充实的理论依据。根据实验结果笔者建议根外内固定螺钉规格:直径 6.0~6.5 mm、长度 45~50 mm 为宜,或根据个体具体情况选用更粗更长的螺钉。

当然由于标本有限,及 T₅~T₇ 椎弓根直径及长度也存在差别,可能对实验结果造成影响,若在标本充足的情况下对足够数量的同节段椎体对三种方法进行实验比较应是最理想的。

【参考文献】

- [1] 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意义[J].中华创伤杂志,2005,21(10):768-772.
- [2] 孙建民,崔新刚,蒋振松,等.脊柱侧凸患者椎弓根形态变化与椎弓根外固定术的应用[J].中国临床解剖学杂志,2006,24(5):584-586.
- [3] 崔新刚,张佐伦,孙建民,等.胸椎椎弓根根外固定螺钉拔出力的实验研究[J].中国脊柱脊髓杂志,2007,17(7):535-585.
- [4] Dvorak M, MacDonald S, Gurr KR, et al. An anatomic, radiographic, and biomechanical assessment of trapezicular screw fixation in the thoracic spine[J]. Spine, 1993, 18(12): 1689-1694.

(下转第 556 页)

表3 不同部位切除 10 cm 腓骨时胫距关节峰值应力的分布※ ($\bar{x}\pm s, \text{MPa}$)

Tab.3 Changes of peak stress of tibiotalar joint in case of cut fibula with the same length (10 cm) from different positions※ ($\text{Mean}\pm\text{SD}, \text{MPa}$)

腓骨切除部位 Cut fibula from different positions	峰值应力 Mpa			
	前内	前外	后内	后外
完整腓骨 Normal fibula	3.34±0.50	3.71±0.48	3.16±0.47	3.64±0.51
下 1/6 点处 At the lower point 1/6	3.98±0.46 [△]	2.83±0.51 [△]	4.03±0.42 [△]	2.51±0.46 [△]
下 1/4 点处 At the lower point 1/4	3.67±0.42 [△]	3.26±0.43 [△]	3.84±0.46 [△]	2.89±0.42 [△]
下 1/3 点处 At the lower point 1/3	3.46±0.51	3.52±0.47	3.56±0.50 [△]	3.48±0.47 [△]
1/2 点处 At the point 1/2	3.38±0.47	3.67±0.46	3.28±0.42	3.57±0.41

※踝关节处于中立位 ※Ankle joint in the neutral position
△与腓骨完整时比较 P<0.05 △Compared with intact fibula P<0.05

3.2 腓骨部分切除后胫距关节内应力的变化及与创伤性关节炎的关系

腓骨部分切除后,由于胫距关节接触面积缩小、移位,使胫距关节内平均应力值增高,峰值应力区重新分布,由正常的负重区移向原来的非负重区,造成关节液流动障碍,使关节软骨从关节液中获得营养成分减少,从而使软骨细胞在缺乏营养物质和水的环境中发生固缩和坏死,关节的功能受到影响,最终发展为创伤性关节炎。

3.3 腓骨截取部位的选择

腓骨远端保留长度对踝关节的影响尚未达成共识。传统认为保留腓骨远端 5 cm 就不会影响踝关节功能^[12],也有学者研究表明,切取腓骨中上段一部分(儿童切取 4.5~6 cm,成人切取 8~23 cm),对踝关节功能无明显影响,不会造成足部畸形或踝关节创伤性关节炎^[4]。本实验结果表明,在腓骨不同部位切除同样长度的骨块,对胫距关节接触面积、应力的影响是不同的。当在

腓骨下 1/6、1/4、1/3 点处(分别距腓骨尖 6、9、12 cm)向近侧切除同样长度的骨块时,胫距关节接触面显著缩小,平均应力值增高,峰值应力区由前外象限移向后内象限。而在腓骨 1/2 点处(约距腓骨尖 18 cm)向近侧切除同样长度的骨块,胫距关节的接触面积及平均应力变化甚微。建议在腓骨移植或其他原因的腓骨切除术时,尽量保留腓骨远端 1/2 以上的腓骨,以保持术后胫距关节接触面积和平均应力的稳定,防止创伤性踝关节炎的发生。

【参考文献】

- [1] 徐达传.实用临床骨缺损修复应用解剖学[M].北京:中国医药科技出版社,1999:384-385.
- [2] 王亦璠.骨与关节损伤 [M].第3版.北京:人民卫生出版社,2001:1096-1118.
- [3] 郭世绶.骨科临床解剖学 [M].济南:山东科学技术出版社,2002:972-1004.
- [4] 金辽沙,毛履真,贺西京.腓骨切除后踝关节的生物力学研究[J].中华骨科杂志,1994,14(7):608.
- [5] 罗映辉,林元问,张鄂华,等.外踝失稳对胫距关节接触面的影响[J].中国临床解剖学杂志,1994,12(4):310-311.
- [6] 谷贵山,徐莘香,严永吉,等.骨折后腓骨长度的恢复与踝关节创伤性关节炎的关系[J].骨与关节损伤杂志,2000,15(4):288-289.
- [7] 邹宇炜,杨新明,苏峰,等.外踝长度缩短时踝关节应力改变的研究[J].中国临床解剖学杂志,2005,23(6):661-667.
- [8] Ramsey P L, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift[J]. J Bone Joint surg, 1974, 58A: 356.
- [9] Greenwald A S, Matejczyk M B, Keppler L, et al. Preliminary observation of the weight-bearing surface of the human ankle joint [J]. SurgForum, 1976, 27: 505-506.
- [10] Hartford J M, Gorczyca J T, McNamara J L, et al. Tibiotalar contact area. Contribution of posterior malleolus and deltoid ligament [J]. Clin Orthop Relat Res, 1995, 11(320): 182-187.
- [11] Minami A, Kasashima T, Iwasaki N, et al. Vascularized fibular grafts. An experience of 102 patients [J]. J Bone Joint Surg (Br), 2000, 82: 1022-1025.
- [12] El-Gammal TA, El-Sayed A, Kotb MM. Microsurgical reconstruction of lower limb bone defects following tumor resection using vascularized fibula osteoseptocutaneous flap[J]. Microsurgery, 2002, 22(5): 193-198.

(上接第 553 页)

- [5] Morgenstern W, Ferguson SJ, Berey S, et al. Posterior thoracic extrapedicular fixation:a biomechanical study [J].Spine, 2003, 28(16): 1829-1835.
- [6] Balaband L,Gallard E,Skalli W,et al.Biomechanical evaluation of a bipedicular spine fixation device:three different strength tests [J].Eur Spine J, 2003, 12(5):480-486.
- [7] Balaband L,Gallard E,Skalli W,et al. Biomechanical evaluation of a

- bipedicular spinal fixation system:a comparative stiffness test [J].Spine, 2002, 27(17): 1875-1880.
- [8] Henriques T,Cunningham BW,Olerud C,et al.Biomechanical comparison of five different atlantoaxial posterior fixation techniques [J].Spine, 2000, 25(22): 2877-2883.
- [9] Husted DS,Yue JJ,Fairchild TA,et al.An extrapedicular approach to the placement of screws in the thoracic spine:an anatomic and radiographic assessment [J].Spine,2003, 28(20):2324-2330.