

· 基础研究 ·

通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统治疗胸腰椎失稳性伤病的生物力学测试

刘峻, 张恩忠, 谭远超

(文登整骨医院脊柱脊髓科, 山东 威海 264400)

【摘要】 目的:评价通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统(GSPS)治疗脊柱失稳性伤病的生物力学性能。**方法:**用新鲜猪胸腰段脊柱标本(T₁₀-L₃)制成失稳模型和骨折模型各 4 具,分别用自行研制的 GSPS 模拟手术固定。对试件进行轴向和弯曲扭转加载测试,观察 GSPS 的应力、应变关系特点。测试 GSPS 连接棒从弹性夹块中的拔出力。**结果:**在 0~600 N 轴向加载范围内,GSPS 各点应变与应力呈线性关系;弯曲扭转实验中,试件两端之间相对扭转角与弯矩呈线性关系,当弯矩达到 300 N·cm 时,扭转角不到 6°;GSPS 的连接棒从弹性夹块中拔出的最小拔出力大于 3 300 N。**结论:**GSPS 具有较高的抗轴向和弯扭载荷的能力,显示出高弹性。采用弹簧垫连接钉棒具有很高的可靠性。

【关键词】 胸椎; 腰椎; 骨折; 关节不稳定性; 内固定器; 生物力学

Biomechanical test of the general spinal pedicle screw-rod orthopaedics fixation system in the treatment of diseases related to spinal instability LIU Jun, ZHANG En-zhong, TAN Yuan-chao. Department of Spine and Spinal Cord Surgery of Wendeng Orthopaedics Hospital, Weihai 264400, Shandong, China

ABSTRACT Objective:To evaluate the biomechanical performance of the spinal universal fixation system(GSPS) in treating the diseases related to spinal instability. **Methods:**Four instable models and 4 fracture models were made of fresh pig's thoracolumbar specimens(T₁₀-L₃). Self-designed GSPS were used in the simulated operation. Axial loading test and torsion test were made. The stress-strain relation of the GSPS was observed. The extracting force of link bar from elastic jig was tested. **Results:**The strain value of each tested point changed linearly when the axial load changed from 0 to 600 N. There was linear relation between the torsion and the torsion angle. The latter was less than 6°when the former reached 300 N·cm. The minimum extracting force of the link bar from the elastic jig was more than 3 300 N. **Conclusion:**The GSPS has high energy and high elasticity on anti-axial and anti-torsion load. It is stable to use elastic link bar.

Key words Thoracic vertebrae; Lumbar vertebrae; Fractures; Joint instability; Internal fixators; Biomechanics

Zhongguo Gushang/China J Orthop & Trauma, 2008, 21(8):574-577 www.zggszz.com

经椎弓根内固定技术治疗胸腰椎骨折首先由 Roy-Camille 在 1986 年报道,由于力学强度显著高于以往的脊柱内固定技术,其研究与应用发展迅速,国内外已广泛应用于临床。但随着临床应用病例的增多,文献报道的问题也逐渐增多,屡见有关螺钉松动、断钉等并发症的报道^[1]。为提高临床疗效,降低内固定失效率,2003 年我们自行设计了可用于全脊柱的通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统。为了给临床推广应用提供生物力学依据,对该器械治疗胸腰椎骨折和腰椎失稳的力学特性及连接的可靠性进行生物力学研究,报告如下。

1 材料与方法

1.1 实验材料

1.1.1 内固定器械 通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统为自行研制,文登整骨科技开发有限公司生产提供。由椎弓根螺钉、弹性夹块、连接棒及横联杆组成。

1.1.2 实验标本 取 8 具新鲜猪胸腰段脊柱标本(T₁₀-L₃),每组 2 具,分别标记为 I A、I B、I C、I D、II A、II B、II C、II D。剔除所有肌肉组织,保留韧带、小关节及椎骨完整。-20℃冰箱中塑料袋密封保存,测试前室温下自然解冻。

1.1.3 电阻应变片 选用由黄岩测试仪器厂生产的 BX350-1AA 电阻应变片,灵敏度 K=2.14,电阻值为 350 Ω。

1.2 试件制作

1.2.1 造模方法 切除 L₁-L₂ 间关节突关节,造成腰椎失稳性疾病模型,共 4 具;参照王向阳^[2]法,在 L₁ 椎体前作 V 形切除,高度为椎体前缘中 1/3,深度为椎体前后径的 2/3,制成胸腰段椎体骨折模型,共 4 具。

1.2.2 布电阻应变片 分别在连接棒中部的腹向和背向侧各纵向贴一电阻应变片;在连接棒中部的两侧与棒成 45°角各贴一电阻应变片(见图 1)。右侧连接棒背侧应变片为 1 号,腹侧应变片为 2 号,右侧斜向 45°应变片为 3 号,左斜向 45°应变片为 4 号;左侧连接棒背侧应变片为 5 号,腹侧应变片为

通讯作者:刘峻 E-mail:liujun0528@yahoo.com.cn

6 号,右侧斜向 45°应变片为 7 号,左斜向 45°应变片为 8 号。

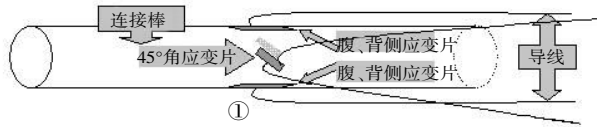


图 1 应变片分布示意图

Fig.1 The sketch map for the position of the strain flake

1.2.3 置入内固定器械 按临床实际应用方法置入通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统的椎弓根螺钉,并安装连接棒。腰椎失稳性疾病模型固定 L₁-L₂ 节段,固定节段椎体间置入 2 枚规格为(直径)12 mm×(长度)21 mm 的 WDFC;L₁ 骨折模型椎弓根螺钉固定于 T₁₂ 和 L₂ 两侧椎弓根。

1.2.4 牙槽粉包埋 将通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统固定模型的头、尾端椎体分别用牙槽粉包埋。

1.2.5 静态应变测试仪的桥接方式 采用方式 2 桥接,电阻片一对一补偿。

1.3 加载测试方案

1.3.1 轴向加载实验 在试件的顶部中心位、左侧位、右侧位、前位及后位共选择 5 个加载点(见图 2)。前、后、左、右加载点与中心加载点的间距均为 2 cm。按 150 N 逐级递增加载,最大载荷为 600 N。每种模型试件各 4 个,每一点逐级加载至最大载荷后完全卸载,每个试件用同样方法共重复加载 3 次。分别记录各测试点在每一个加载点的应变数值。轴向加载实验在多功能加力架上进行,测量并记录各个加载点的载荷及应变值,通过计算机及绘图软件给出钢板应变与外载荷的关系曲线。

1.3.2 弯曲扭转实验 将试件尾端固定在加力架上,在头端施加弯扭载荷(见图 3)。加载点距椎体中心距离为 3.4 cm。加载端每扭转 1°,记录 1 次弯扭载荷,直至扭转达到 6°停止继续加载。完全卸载后按前法重复加载,每个试件共 3 次。

1.3.3 连接棒从弹性夹块中拔出出力实验 按手术实际固定

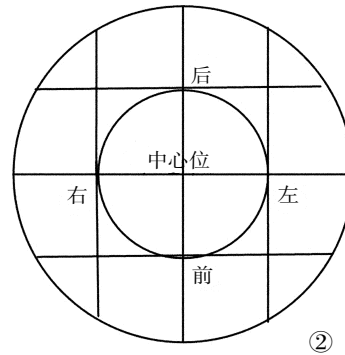


图 2 轴向加载方案示意图

Fig.2 The sketch map for the axial loaded position

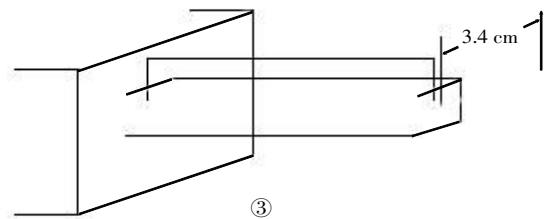


图 3 弯曲扭转实验加载示意图

Fig.3 The sketch map for the torsion loaded position

方法,将通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统的连接棒和椎弓根螺钉通过弹性夹块固定牢固,连接棒的一端超出弹性夹块 1 cm。把固定后的钉棒试件放于弯曲扭转实验的加载台下方,连接棒通过加载台的圆孔伸出至加载台上方,用加载机的夹具固定连接棒的上端。按照 0.5 mm/min 的速度进行轴向拉伸加载,测定连接棒从弹性夹块中的最小及最大拔出力。实验共制备 5 个试件,分别标记为 I~V。每个试件加载测试 1 次。

2 结果

2.1 轴向加载实验 在各加力点轴向加载时,其载荷与应变呈线性关系(见表 1,2)。当载荷达到 600 N 时,各应变点的应

表 1 腰椎失稳模型各加载点分级加载载荷应变关系(n=12, $\bar{x} \pm s$)

Tab.1 The strain relation for step loading at each point on the instable models (n=12, $\bar{x} \pm s$)

载荷 (N)	应变值									
	中心位加载				前偏心加载				后偏心加载	
	1#	2#	5#	6#	1#	2#	5#	6#	1#	2#
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
150	-15.9±1.3	53.4±1.3	71.5±1.6	-70.3±1.5	-23.2±1.8	59.5±1.4	68.5±1.7	-73.6±1.8	-90.8±1.6	50.5±1.2
300	-53.2±2.3	108.9±1.5	163.5±2.1	-156.2±1.9	-54.1±1.7	117.9±1.8	122.4±1.7	-125.3±1.9	-157.5±1.7	157.3±1.2
450	-134.4±2.1	135.2±1.7	200.7±1.6	-267.6±1.8	-101.7±1.8	159.1±1.9	160.5±2.1	-192.3±2.2	-248.9±1.7	206.3±1.2
600	168.3±2.3	258.5±2.1	315.5±2.1	-338.7±2.3	-144.3±1.9	210.2±1.6	203.4±1.9	-251.7±1.8	-305.6±1.9	281.9±1.6

载荷 (N)	应变值							
	后偏心加载		左偏心加载				右偏心加载	
	5#	6#	1#	2#	5#	6#	1#	2#
0	0	0	0	0	0	0	0	0
150	71.1±1.3	-140.3±0.8	-31.3±1.6	54.3±1.5	25.6±1.7	-52.1±1.3	-16.6±1.6	50.8±1.6
300	188.3±1.4	-242.3±1.2	-81.2±1.8	141.6±1.9	64.1±1.8	-93.3±1.6	-79.3±1.8	77.9±1.7
450	259.8±1.5	-399.3±1.2	-150.9±1.9	227.5±1.8	97.3±2.1	-109.4±1.6	-124.6±1.8	127.7±1.9
600	369.4±1.5	-537.1±1.3	-194.5±1.9	338.9±2.2	151.2±1.9	-112.5±2.1	-187.7±2.1	170.8±1.9

表 2 腰椎骨折模型各加载点分级加载载荷应变关系 (n=12, $\bar{x}\pm s$)

Tab.2 The strain relation for step loading at each point on the fracture models (n=12, $\bar{x}\pm s$)

载荷 (N)	应变值									
	中心位加载				前偏心加载				后偏心加载	
	1#	2#	5#	6#	1#	2#	5#	6#	1#	2#
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
150	466.9±2.3	-489.4±1.3	380.5±1.6	-585.3±1.5	907.2±1.8	-868.5±1.4	719.5±1.7	-941.6±1.8	385.8±1.6	-392.5±1.2
300	927.2±2.3	-959.9±1.5	769.5±2.1	-1177.2±1.9	1870.1±1.7	-1890.9±1.8	1524.4±1.7	-1945.3±1.9	664.5±1.7	-729.3±1.2
450	1621.4±2.1	-1675.2±1.7	1378.7±1.6	-2112.6±1.8	2487.7±1.8	-2407±1.9	2049.5±2.1	-2586.3±2.2	906.9±1.7	-979.3±1.2
600	1892.3±2.3	-1980.5±2.1	1612.5±2.1	-2529.7±2.3	2888.3±1.9	-2813.2±1.6	2399.4±1.9	-3017.7±1.8	1080.6±1.9	-1187.9±1.6

载荷 (N)	应变值									
	后偏心加载		左偏心加载				右偏心加载			
	5#	6#	1#	2#	5#	6#	1#	2#	5#	6#
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
150	347.1±1.3	-575.3±0.8	548.3±1.6	-573.3±1.5	477.6±1.7	-758.1±1.3	801.6±1.6	-817.8±1.6	591.8±1.6	-731.5±1.5
300	596.3±1.4	-1053.3±1.2	1144.2±1.8	-1175.6±1.9	1022.1±1.8	-1607.3±1.6	1446.3±1.8	-1448.9±1.7	1081.9±1.7	-1317.1±1.5
450	814.8±1.5	-1440.3±1.2	1671.9±1.9	-1692.5±1.8	1515.3±2.1	-2368.4±1.6	1997.6±1.8	-2007.7±1.9	1507.8±2.1	-1832.0±1.8
600	995.4±1.5	-1817.1±1.3	2131.5±1.9	-2148.9±2.2	1960.2±1.9	-3052.5±2.1	2520.7±2.1	-2514.8±1.9	1889.9±2.0	-2227.5±2.1

变值仍呈线性变化,表明模型的整体结构仍处于稳定状态,显示出高弹性。

2.2 弯曲扭转实验 弯扭矩与试件两端之间相对扭转角呈线性关系(见表 3)。弯扭矩达到 300 N·cm 时,扭转角不到 6°,试件整体结构无任何破坏的迹象,说明试件结构有良好的抗弯扭能力。

表 3 腰椎失稳模型及腰椎骨折模型弯扭载荷与扭转角度的关系

Tab.3 The connection between torsion load and torsion angle on the stable and fracture models

扭转角度	标本数	弯扭矩(N·cm)	
		失稳模型	骨折模型
0°	12	0	0
2°	12	130.5±1.3	137.0±1.4
4°	12	224.7±2.2	249.2±2.1
6°	12	328.1±3.1	376.1±2.5

2.3 连接棒从弹性夹块中拔出实验 实验显示连接棒最小拔出力,即连接棒开始在弹性夹块中滑动时的载荷均大于 3 300 N;最大拔出力,即最大滑动摩擦力均大于 8 500 N(见表 4)。实验数据说明,采用弹性夹块固定钉棒具有很高的可靠性。

表 4 连接棒最小和最大拔出力(N)

Tab.4 The minimum and maximum extracting forces of link bar(N)

拔出力	试件号				
	I	II	III	IV	V
最小值	3 371	3 581	3 457	3 349	3 483
最大值	8 679	8 905	8 858	8 597	8 921

3 讨论

通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统采用以下设计来避免

以往器械并发症:①采用弹簧垫来连接钉、棒,钉棒间连接简单、可靠。目前应用后路内固定器械大多采用附加锁定设计来防止螺钉和棒之间松动,如 Dick 和 RF。不但增加操作时间,而且存在锁定装置失效的可能。一处锁定松动则全套器械松动,导致固定失败。通用脊柱内固定系统(ALPF II)钉棒之间的连接采用弹簧垫连接,利用钛合金的高弹性增加螺母与螺钉螺纹之间的摩擦力达到锁定螺母的作用。弹簧垫与棒之间为面接触,大大增加了弹簧垫与棒之间的摩擦力。实验显示,连接棒最小拔出力大于 3 300 N,最大拔出力大于 8 500 N。因此,弹簧垫的设计可以有效防止螺钉松动及棒的脱落,使固定更为可靠。②椎弓根螺钉与弹簧垫之间采用弧轨纹牙锁定设计。当撑开、压缩等矫形操作完成后,拧紧螺母,使垫片与弹簧垫上的弧轨之间的纹牙紧密咬合,不但使矫形操作更方便,而且可有效防止钉杆角丢失。由于采用了以上两方面的设计,通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统整体具有很高的可靠性。轴向加载实验中,各加载点载荷达到 600 N 时,各应变点的应变值仍呈线性变化,表明模型的整体结构仍处于稳定状态,显示出高弹性。弯曲扭转实验中,弯扭矩达到 300 N·cm 时,扭转角不到 6°,试件整体结构无任何破坏的迹象,说明试件结构有良好的抗弯扭能力。③设计了中间钉,避免了器械自身干扰,使器械安装更方便。Steeffee 及 SF 采用钉板系统固定,在多节段固定时,要求椎弓根钉必须位于同一直线,如果稍有偏斜,将使钢板安装困难^[3]。为此我们设计了中间钉,提拉钉与弹簧垫之间采用套入式安装,而中间钉则采用顶端 U 形开口,用弧形带锁结构固定,在多节段固定中安放更方便,大大缩短了手术时间,简化了手术操作。④适用范围更进一步扩大。通过对不同直径和长度椎弓根的选择,可用于颈椎、胸椎及腰椎腰骶部矫形内固定;可用于脊柱骨折、脊柱失稳及腰椎滑脱的复位固定,特别是复杂脊柱疾病如多发脊柱骨折合并脱位、特发性脊柱侧弯等的治疗中,根据需要选择提拉钉与普通钉联合应用,可获得多维纠正畸形的效果。

· 基础研究 ·

骶髂关节解剖型棒-板内固定系统的生物力学评价

郑琦¹, 毕大卫², 石仕元¹, 费骏¹, 魏威¹, 祖罡², 汪翼凡¹, 王以进³

(1.浙江中医药大学附属中西医结合医院, 浙江 杭州 310003; 2.萧山区第一人民医院; 3.上海大学生物力学研究所)

【摘要】 目的:探讨采用新型骶髂关节解剖型棒-板内固定系统(SABP)治疗骨盆骶髂关节骨折脱位的生物力学性能。**方法:**采集新鲜的冷冻尸体骨盆标本 20 具,造成骨盆骨折模型,采用实验应力分析方法,对 SABP 内固定和骶骨螺钉结合 Galveston 技术内固定、骶骨棒固定、重建钢板固定、骶髂关节螺钉等 5 种固定作对照比较,分别测定它们的刚度和强度,用以评价骨盆的稳定性。**结果:**采用新型骶髂关节解剖型棒-板内固定系统治疗骨盆骶髂关节骨折脱位,较骶骨螺钉结合 Galveston 技术内固定、骶髂关节螺钉、重建钢板固定、骶骨棒固定其骨盆的刚度分别高 10%、11%、16%、21%,强度分别高 12%、14%、21%、31%;应变分别小 13%、14%、22%、25%,位移分别小 10%、12%、16%、20%,差异有统计学意义($P<0.05$),并且超过正常人骨盆标本,但差异无统计学意义($P>0.05$)。**结论:**采用新型 SABP 内固定装置治疗骨盆骨折,其强度、刚度最佳,优于其他内固定方法,是一种理想的新型内固定器械。

【关键词】 骨盆骨折; 骶髂关节; 脱位; 骨折固定术,内; 生物力学

A biomechanical evaluation of the sacroiliac anatomy type Bar-plate internal fixation system ZHENG Qi*, BI Da-wei, SHI Shi-yuan, FEI Jun, WEI Wei, ZU Gang, WANG Yi-fan, WANG Yi-jin. *Department of Orthopaedic, Red Cross Hospital, Hangzhou 310003, Zhejiang, China

ABSTRACT Objective: To evaluate the biomechanical personality of the sacroiliac anatomy type Bar-plate system (SABP), which was of fixation usage to the fracture or dislocation of the sacroiliac joint. **Methods:** Twenty fresh and freeze cadaver pelvises were prepared with pelvic fracture model, compared with different internal fixation systems such as Galveston technique, transiliac rod fixation, reconstruction plate and sacroiliac joint screws using experimental stress analysis methods, and then the stability of the pelvic was obtained and evaluated. **Results:** Using new SABP system to treat pelvic sacroiliac joint fracture and dislocation was higher 10%, 11%, 16%, 21% in the strength; more 12%, 14%, 21%, 31% in rigidity; less 13%, 14%, 22%, 25% in straining; less 10%, 12%, 16%, 20% in shifting than the Galveston technique, transiliac rod fixation, reconstruction plate and sacroiliac joint screws, with remarkable statistic difference ($P<0.05$), and it was even better than cadaver pelvis. **Conclusion:** To treat pelvic facture, the fixation with new SABP system is of better strength, rigidity and stability, and the SABP system is an ideal new application.

Key words Pelvis; Fractures; Sacroiliac joint; Dislocations; Fracture fixation, internal; Biomechanics

Zhongguo Gushang/China J Orthop & Trauma, 2008, 21(8): 577-580 www.zggszz.com

骶髂关节脱位是创伤性骨盆环损伤中最不稳定的类型,

Tile^[1-2]报道骨盆垂直不稳定的患者有 60% 将遗留永久性疼痛和功能障碍。而各种骨折脱位的复位固定方法各具其优缺点,治疗失败也屡见报道^[3]。根据多年的临床实践和解剖形态学的研究,研制了新型骶髂关节解剖型棒-板内固定系统(sacro-

基金项目:杭州市医学重点专科专病项目(编号:2005633Q28)

通讯作者:郑琦 Tel:0571-56109704 E-mail: drzhq007@sohu.com

总之,实验模拟通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统治疗胸腰椎失稳性伤病的模型在加载过程中,通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统的各点应变在一定轴向载荷和弯矩载荷内呈线性变化,并且表现出高弹性,模型结构无明显破坏迹象。说明通用脊柱椎弓根钉棒矫形固定系统内固定完全满足了脊柱胸腰段生物力学要求,并且为弹性固定。下一步将与国内外同类椎弓根固定器械进行生物力学参数对比研究以及临床对照研究,对 ALPF II 型器械的性能作出更全面的评价。

参考文献

- 1 孔德明,孔繁荣,张卓,等.通用型脊柱内固定系统(GSS)治疗胸腰椎骨折.实用骨科杂志,2005,11(4):296.
- 2 王向阳,徐华祥,池永龙,等.用于脊柱内固定器生物力学评价的骨折模型建立.温州医学院学报,2000,30(4):300-302.
- 3 霍洪军,肖宇龙,杨学军,等.应用椎弓根钉棒系统矫治脊柱侧凸.中国脊柱脊髓杂志,2004,14(9):552.

(收稿日期:2008-06-25 本文编辑:王玉蔓)