

文章编号:1004-7220(2009)04-0285-05

螺钉 F 角对腰椎后路单节段固定稳定性的影响

朱旻宇^a, 池永龙^{b,c}, 吴立军^c, 黄其杉^b, 徐华梓^{b,c}, 毛方敏^b

(温州医学院 a. 附属第一医院, 骨科 温州 325000; b. 附属第二医院, 骨科 温州 325000; c. 数字化医学研究所, 温州 325000)

摘要: **目的** 比较4组不同椎弓根螺钉置入方式对后路单节段固定生物力学稳定性的差异。**方法** 将24具新鲜小牛胸腰椎标本(T11~L3)分为4组,用椎体楔形切除法在L1椎体上制作严重压缩性骨折模型,用4组不同进钉角度行后路单节段椎弓根钉内固定,对固定后的标本施加频率为1.0 Hz的前屈/后伸、左/右侧屈和左/右旋转疲劳载荷各3 000次,经脊柱三维运动测量系统测量正常、损伤、固定和疲劳后4种状态下固定节段(T13~L1)前屈/后伸、左/右侧屈和左/右旋转运动范围,将其标准化为稳定指数后比较四组内固定方式在4种状态下6个载荷方向上稳定性的差异。**结果** 4组固定均能显著提高骨折模型在6个载荷方向上的稳定性($P < 0.01$),而且显著强于正常标本组($P < 0.01$),但四组间无显著性差异($P > 0.05$);疲劳试验后4组标本在6个载荷方向上的稳定性均小于各自疲劳试验前,但两者间无显著性差异($P > 0.05$),且4组间无显著性差异($P > 0.05$)。**结论** 只要保证螺钉在椎弓根及椎体内且伤椎螺钉避开骨折区域,螺钉的F角大小不会影响单节段固定的即刻稳定性及疲劳后稳定性。

关键词: 椎弓根; 单节段; 内固定; 生物力学; 循环载荷

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Biomechanical analysis of posterior monosegmental fixation: effect of the angle of pedicle screw implanted

ZHU Min-yu^a, CHI Yong-long^{b,c}, WU Li-jun^c, HUANG Qi-shan^b, XU Hua-zi^{b,c}, MAO Fang-min^b. (a. Department of Orthopedics, The First Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325000; b. Department of Orthopedics, The Second Affiliated hospital of wenzhou medical college, Wenzhou 325000; c. Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325000)

Abstract: Objective Compare the biomechanical properties of four groups with different posterior monosegmental fixation and make the evaluation. **Method** Twenty four fresh frozen of one-week-old calf spines (T11—L3) were divided into four groups following the introduction of incomplete compression fracture at the vertebral body of L1 by the method of excision. Four types of monosegmental fixation were applied to the four groups respectively to restore spinal stability. A cyclic loading were applied to the specimens at rate of 1.0 Hz up to 3000 cycles in flexion/extension, left/right lateral bending and left/right rotation respectively. Segmental stability (T13—L1) tests were then performed on the specimens in the condition of intact, injured, fixation respectively. Range of motion (ROM) in flexion/extension, left/right axial rotation, left/right lateral bending were determined by three dimensional laser scanner. Then the ROM was standardized into stability potential index (SPI) to compare the stability in six loading directions of four types of fixation in four conditions. **Result** All of the four groups with monosegmental fixation could significantly increase the stability in six motion directions when compared to their injury condition ($P < 0.01$), and significant superior than that of intact condition ($P < 0.01$), but there was no significant difference among the four groups ($P > 0.05$). The stability in six motion directions

收稿日期:2008-12-01; 修回日期:2009-06-02

基金项目:浙江省温州医学院重大科研专项资助项目(QTJ06012);广东省自然科学基金项目(5300714)

作者简介:朱旻宇(1982-),住院医师,研究方向:脊柱外科。

通讯作者:池永龙,教授,主任医师,博士生导师, Tel: (0577)88879014; E-mail: feyjk@163.com

after cyclic loading was inferior when compared to that of before cyclic loading respectively, but there was no significant difference in between ($P > 0.05$), or among the four groups ($P > 0.05$). **Conclusions** As long as it could ensure to implant the pedicle screw into pedicle and vertebra, and avoid the fractured areas in the affected segment, the angle of pedicle screw directed to superior or inferior endplate will not affect both the instant and post-fatigue stability.

Key words: Pedicle; Monosegmental; Internal fixation; Biomechanical; cyclic load

单节段固定治疗胸腰椎骨折已有10多年历史,其特点是只固定一个脊柱运动单元,其中2枚螺钉直接固定于受伤椎体,而受伤椎体在椎弓根平面的骨质往往已经遭到破坏,为了避开骨折区域临床医师无法以 $0^\circ F$ 角(图1)进钉,所以伤椎螺钉与健侧终板通常成一定角度以避开骨折区域获得更好的钉道条件,也有人主张将4枚钉形成在侧位片上向前开口的“八”字型以提高内固定稳定性。但是目前尚缺乏相关生物力学研究来阐述 F 角的不同对单节段固定稳定性有何影响,本文对此问题展开研究。

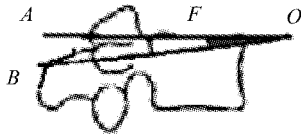


图1 F 角示意图, AO 为终板平行线, BO 为螺钉在侧位片上的进钉角度, F 角即 AO 与 BO 的交角

Fig.1 Conceptual diagram of angle F , AO paralleled to the end plate of vertebral body, BO was the direction of pedicle screw implanted in the lateral view, the intersection of AO and BO was angle F

1 材料与方法

1.1 标本准备

取24具1周龄新鲜小牛T11~L3段脊柱标本,

经X线摄片排除骨病及畸形,剔除所有肌肉组织,保留韧带、小关节及完整的椎骨,标本两端(T11和L3)分别用聚甲基丙烯酸甲酯包埋,双层塑料袋密封保存于 -20°C 冰柜中待用。测试前10h将标本移至室温下($20\sim 25^\circ\text{C}$)进行解冻。

1.2 固定器械

采用浙江广慈医疗器械公司提供的后路单节段椎弓根钉棒固定系统,材料为钛合金,螺钉直径/长度为 $6.0\text{ mm}/45\text{ mm}$ 。

1.3 骨折模型建立

采用椎体楔形切除法将所有标本于L1椎体前方楔形锯开至椎体后缘,楔形骨块前方高度约为椎体的 $1/2$,保留L1椎体上终板与前纵韧带完整,模拟L1严重压缩性骨折模型^[1],如图2(a)所示。

1.4 固定方法

选择受伤椎椎(L1)及与相邻正常椎(T13)置入螺钉,安装单节段内固定器械。固定好的标本L1节段上下终板之间距离与正常时基本一致。进钉方向: E 角向内 $15^\circ\sim 20^\circ$; F 角A组:正常椎 0° ,骨折椎 $-15^\circ\sim -20^\circ$ 左右,B组:正常椎 0° ,骨折椎 $-5^\circ\sim -10^\circ$,C组:正常椎 $15^\circ\sim 20^\circ$ 左右,骨折椎 $-15^\circ\sim -20^\circ$ 左右,D组:正常椎 $15^\circ\sim 20^\circ$ 左右,骨折椎 $-5^\circ\sim -10^\circ$ 。所有内固定均不加横连杆,固定完毕后均拍X线片,确保内置物位置满意,如图2(b~e)。

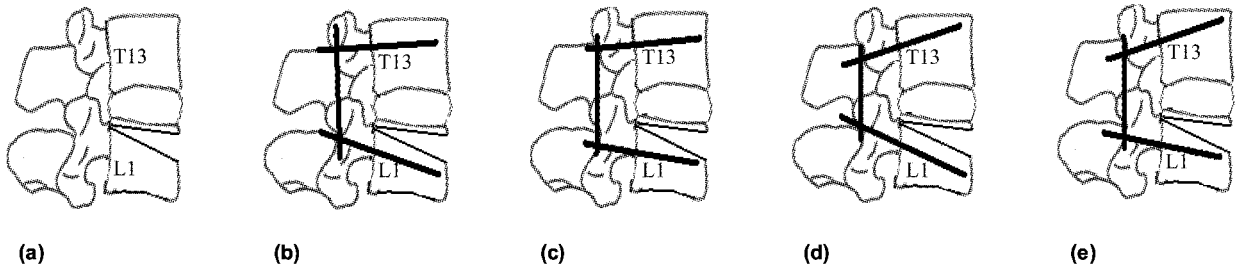


图2 (a)骨折模型;(b)A组;(c)B组;(d)C组;(e)D组

Fig.2 (a)Injured model, (b)Group A, (c)Group B, (d)Group C, (e)Group D

1.5 实验方法

将 9 个三维标志物分别固定于测量节段 (T13 ~ L2) 横突、棘突及椎体前方,每节 3 个标记物互成 120°,相邻节段互相错开,上下 3 个同一方位标记物不共线,以便于三维激光扫描仪扫描、定位后应用专用图像分析系统进行计算和数据转换。应用南方医科大学生物力学实验室脊柱三维运动试验机进行测量。将两包埋端分别固定于上下 2 个加载盘,其中下加载盘固定,上加载盘可活动,通过上加载盘对标本施加一对大小相等(4.0 N·m)、方向相反、相互平行的纯力矩,调整加载方向,使标本产生前屈(Flexion, FL)、后伸(Extension, EX)、左侧屈(Left bending, LB)、右侧屈(Right bending, RB)、左旋转(Left rotation, LR)、右旋转(Right rotation, RR)6 个方向的生理运动。由三维激光扫描仪(美国 3DD 公司生产,精度 0.01°)摄取在零载荷和 4.0 N·m 载荷时的脊柱运动图像,用三维图像分析系统进行图像分析并计算出 T13 ~ L1 节段的运动范围(Range of Motion, ROM)。每次测量均反复加载、卸载 3 次,加载、卸载间隔 30 s,只记录第 3 次的结果,以减少脊柱粘弹性的影响,得到相对稳定的运动学测量数据。每个标本依次进行 4 种状态三维运动测试:(1)完整状态(Intact);(2)骨折状态(Fractured);(3)固定状态(Instrumented);(4)疲劳后状态(Post-fatigue)。疲劳实验将固定后的标本置于 MTS 858 材料试验机(南方医科大学全军生物力学实验室)上,对标本施加轴向压缩载荷,所施加的疲劳载荷平均压力为 500 N、300 N(正弦交变压力),疲劳频率为 1.0 Hz,前屈/后伸、左/右侧屈和左/右旋转循环

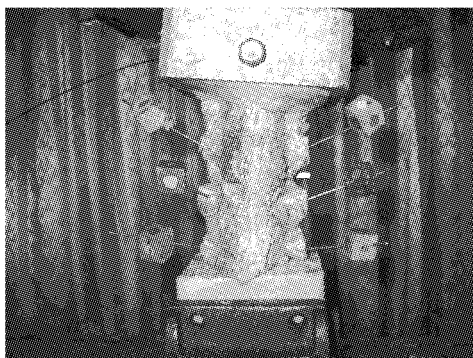


图 3 脊柱三维运动测试照片(中国南方医科大学)
 Fig.3 Three-dimensional movements test(Southern Medical University, China.)

运动各 3 000 次^[2]。实验中,不断用生理盐水喷洒标本,保证其在整个实验期间湿润,每具标本保证在 24 h 完成解冻和测量,尽量减少由于标本组织变性导致的误差。

1.6 统计学处理

为尽量减少标本间个体差异对 ROM 的影响,将各个状态的 ROM 进行标准化^[3],称之为稳定指数(stability potential index, SPI),以反映各种状态的稳定性,设定完整状态下各个运动方向的 SPI 为 1,骨折状态的 SPI = 骨折状态 ROM/完整状态 ROM,固定状态的 SPI = 固定状态 ROM/完整状态 ROM,疲劳后状态的 SPI = 疲劳后状态 ROM/完整状态 ROM。

采用 SPSS 11.0 统计软件分析,组内各状态 SPI 采用单因素方差分析(one-way ANOVA)及均数间多重比较 LSD(Least Significant Difference)t 检验。统计检验的显著性均设定在 $\alpha = 0.05$ 。

2 结果

A、B、C、D 四组正常状态在前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转的 SPI 均设为 1。骨折模型的建立较为满意,A、B、C、D 四组之间在 6 个运动方向的 SPI 无显著性差异($P > 0.05$)(见表 1)。

表 1 骨折状态 SPI 值

Tab.1 SPI of Fractured condition

	A	B	C	D
FL	2.00 ± 0.61	1.84 ± 0.87	1.77 ± 0.47	1.67 ± 0.35
EX	1.44 ± 0.28	1.75 ± 1.03	1.60 ± 0.57	1.78 ± 0.36
LB	1.29 ± 0.52	1.09 ± 0.49	1.57 ± 0.53	1.49 ± 0.51
RB	1.23 ± 0.06	1.32 ± 0.28	1.61 ± 0.43	1.65 ± 0.37
LR	1.52 ± 0.35	1.49 ± 0.46	1.50 ± 0.27	1.78 ± 0.63
RR	1.53 ± 0.30	1.54 ± 0.42	1.68 ± 0.21	1.91 ± 0.39

固定后 A、B、C、D 4 组标本在 6 个方向的 SPI 显著小于骨折标本及正常标本组($P < 0.01$)4 组之间在 6 个运动方向上的 SPI 均无显著性差异($P > 0.05$)。其中 A 组标本在后伸、前屈、右侧屈、左侧屈、左旋方向上的 SPI 小于其他 3 组,但无统计学意义($P > 0.05$)(见表 2)。

表2 固定状态 SPI 值

Tab.2 SPI of Instrumented condition

	A	B	C	D
FL	0.21 ± 0.10	0.34 ± 0.23	0.24 ± 0.06	0.27 ± 0.18
EX	0.21 ± 0.17	0.34 ± 0.16	0.26 ± 0.11	0.23 ± 0.04
LB	0.11 ± 0.11	0.22 ± 0.20	0.24 ± 0.13	0.18 ± 0.03
RB	0.13 ± 0.09	0.24 ± 0.24	0.23 ± 0.12	0.20 ± 0.06
LR	0.24 ± 0.19	0.35 ± 0.28	0.27 ± 0.19	0.27 ± 0.13
RR	0.21 ± 0.11	0.23 ± 0.15	0.29 ± 0.17	0.21 ± 0.21

疲劳实验后 A、B、C、D 4 组标本在 6 个方向上的 SPI 较疲劳实验前均有不同程度增大,但各组各个方向疲劳实验前后 SPI 无显著性差异 ($P > 0.05$), 4 组在 6 个方向的 SPI 仍然显著小于骨折标本及正常标本组 ($P < 0.01$), 且 4 组之间在 6 个方向上 SPI 仍无显著性差异 ($P > 0.05$)。其中 A 组标本在 6 个运动方向上的 SPI 均小于其它 3 组, 但无统计学意义 ($P > 0.05$) (见表 3)。

表3 疲劳后状态 SPI 值

Tab.3 SPI of post-fatigue

	A	B	C	D
FL	0.30 ± 0.17	0.43 ± 0.29	0.36 ± 0.08	0.36 ± 0.10
EX	0.27 ± 0.16	0.38 ± 0.22	0.46 ± 0.14	0.43 ± 0.07
LB	0.23 ± 0.16	0.31 ± 0.21	0.36 ± 0.16	0.32 ± 0.09
RB	0.18 ± 0.09	0.34 ± 0.30	0.36 ± 0.15	0.29 ± 0.10
LR	0.30 ± 0.21	0.39 ± 0.16	0.44 ± 0.18	0.43 ± 0.22
RR	0.27 ± 0.18	0.40 ± 0.20	0.45 ± 0.19	0.43 ± 0.28

3 讨论

脊柱节段运动具有 6 个自由度,属于三维运动,其较精确的测量必须采用三维立体测量技术。脊柱的稳定性常用脊柱运动范围 (range of motion, ROM) 即节段间的角度变化和节段间的位移表示,脊柱的不稳定要与相应的运动方向及范围结合起来。随着计算机图像处理技术和计算机视觉研究的不断深入,采用立体测量技术确定物体的空间位置的技术已经相当成熟。脊柱节段承受载荷后,椎间盘及韧带受力后产生形变,表现为节段间的运动,在分析节段间运动时,一般可将节段上、下椎骨视为不

变形体,而将椎骨的连接结构看成可变形体。节段运动就是上下椎骨空间位置的相对改变。根据刚体运动学理论,刚体上任意不共线的运动代表了整个刚体的运动^[4]。刚体在空间的三维运动,常用空间直角坐标系下沿 3 个坐标轴的旋转 6 个自由度来描述,通过立体图像分析,可以根据固定在每个椎体上不共线的 3 个标记物的位置,采用空间解析几何的方法计算出加载前后椎体中心点的空间坐标,通过比较加载前后坐标的变化,就可以求出椎体空间位置的改变,得到节段的 ROM^[5]。本实验所采用脊柱三维试验机的试验原理是以上述理论为基础,在纯力矩加载下对脊柱的活动进行三维扫描,并将图像传入电脑进行三维运动分析。此试验机的准确度已经被证实 60 mm × 60 mm × 150 mm 的测量范围内其最大的测量误差为 1 mm 或 1°^[6]。

椎弓根螺钉固定强度的高低取决于螺钉-骨界面的生物力学性能,而螺钉-骨界面的生物力学性能又受许多因素的影响,主要的影响因素有:椎弓根螺钉本身的直径和形状、进钉深度、椎体骨密度,同时也包括进钉角度。准确的定位,合理的进钉方向和深度能使椎弓根螺钉的置入获得最佳的生物力学效应。实验证明,只有螺钉沿椎弓根的解剖长轴中心准确置入并达理想深度,才能获得最佳稳定性和理想的临床疗效^[7],而椎弓根和椎体组成一个比较复杂的三维立体结构,螺钉可沿不同的 E 角和 F 角经椎弓根的解剖长轴中心到达椎体。

通过本研究发现,4 组单节段固定均能提供可靠的即刻稳定性,这与已有的单节段生物力学研究结果基本一致^[8,9],经过疲劳实验,4 组固定的稳定性虽有不同程度下降,但与疲劳试验前相比无明显差别,可见其疲劳后稳定性仍然是可靠的;虽然 4 组之间的稳定效果无显著差异,但发现 A 组在疲劳前 5 个方向和疲劳后 6 个方向上的 SPI 均小于 B、C、D 3 组,对骨折状态稳定性提高程度较 B、C、D 3 组大,疲劳后稳定性下降程度亦小于 B、C、D 3 组,可见 4 组中 A 组的即刻稳定性、疲劳后稳定性、抗疲劳能力相对最为理想。A 组固定目前在临床上最为常用,本实验证明这种方法可行。

杨惠林等^[10]提出,最理想的螺钉位置是螺钉在位于椎弓根和椎体内的前提下,上螺钉适当向上倾斜,下螺钉适当向下倾斜。实验前笔者曾预测这种

内固定方式(C组)会优于其他3组,因为上下螺钉均与上下终板成一定的夹角,更符合力学平行四边形法则,减少螺钉承受弯折剪力,增大上下螺钉的撑开强度。但实验结果提示C组的即时稳定性、疲劳后稳定性及抗疲劳能力并非最强,本文认为造成此结果的原因可能有以下几点:(1)与终板成一定角度进钉使椎弓根钉经过椎弓根长轴的长度减小,影响其稳定性及抗疲劳能力。(2)1周龄小牛椎体在靠近终板区域仍为骨骺,因此,部分螺钉其实是固定在骨骺上,其稳定性必然降低。虽然C组结果较A组差,但由于成人椎体越靠近终板区域骨质密度越大,在保证螺钉位于椎弓根和椎体内的前提下,螺钉适当向上下终板倾斜是也许能够提高固定强度。

综上所述,只要保证螺钉位于椎弓根及椎体内、伤椎螺钉适当避开骨折区域,单节段固定能提供可靠的即时稳定性及疲劳后稳定性,螺钉F角的大小不会影响其即刻稳定性及疲劳后稳定性。因此,临床医生可以根据个体骨折情况,适当选择合适的钉道进钉。本文推荐A组固定形式,因为在本实验中其各项指标均稍优于其他方法,且目前在临床上这种方法最为常用;也可以选择C组固定形式,前提是保证4枚螺钉尽可能多的经过椎弓根长轴中心区域,而且保证螺钉不穿透终板到达椎间隙而发生并发症。

本实验是在离体的1周龄新鲜小牛胸腰椎标本上进行的。目前认为小牛胸腰椎能够替代人体胸腰椎标本进行生物力学研究,但与人体胸腰椎相比,其在解剖结构与生物力学等方面仍有一定差异,而且离体实验无法模拟在体的生物力学环境,未考虑肌肉、腹压及活体组织的协调等因素对脊柱稳定性的影响,因此,实验结果直接运用到临床仍需谨慎,但以上实验能一定程度上反映出脊柱的稳定状况。随着数字化技术与医学生物力学的发展,期待能通过两者的进一步有机结合,能更加真实模拟脊柱在

体生物力学环境,通过此途径,实验结果更接近于真实情况,研究更有意义,而且可以重复利用,效率更高。

致谢: 特别感谢南方医科大学生物力学实验室赵卫东老师在本课题上提供的帮助和指导!

参考文献:

- [1] Panjabi M M. Biomechanical evolution of spinal fixation devices stability provided by eight internal fixation devices [J]. *Spine*, 1988,13:1134-1140.
- [2] 陈劲松,刘艺明,刘志成,等. 椎体成形治疗胸腰段压缩骨折的力学研究[J]. *医用生物力学*, 2008,23(4):311-316.
- [3] Lee H, Jason C, Hiroguki Yoshida, et al. A biomechanical comparison of calf versus cadaver lumbar spine models [J]. *Spine*, 2004,29(11):217-220.
- [4] 朱青安,胡庆茂,李慧友,等. 脊柱三维运动分析系统及其在腰椎稳定性分析中的应用[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 1995,5(4):153-156.
- [5] 张春礼,王全平,王军,等. 视频图像微机分析颈椎三维运动检测系统[J]. *医用生物力学*, 1993,8(4):220-225,219.
- [6] Zhu Q, Ouyang J, Lu W, et al. Traumatic instabilities of the cervical spine caused by high-speed axial compression in a human model. An in vitro biomechanical study [J]. *Spine*, 1999, 24(5):440-444.
- [7] Law M, Tencer AF, Anderson PA. Caudo-cephalad loading of pedicle screws: Mechanisms of loosening and methods of augmentation [J]. *Spine*, 1993,18(16):2438-2443.
- [8] Lim TH, Kim JG, Fujiwara A, et al. Biomechanical evaluation of diagonal fixation in pedicle screw instrumentation [J]. *Spine*, 2001,26:2498-2503.
- [9] Christian HF, Christof H, Caroline H, et al. Comparative biomechanical testing of anterior and posterior stabilization procedures [J]. *Spine*, 2005,30(13):E352-E362.
- [10] 杨惠林,唐天骝,朱国良,等. 钉杆角椎弓根内固定系统治疗胸腰椎骨折的研究[J]. *中华骨科杂志*, 1995,15(9):570-572.