

文章编号:1004-7220(2010)02-0100-05

对带横连杆的椎弓根钉固定胸腰段脊柱骨折(T11~L3)的稳定性评价

朱旻宇¹, 黄其杉², 池永龙^{2,3}, 吴立军³, 滕红林¹, 王靖¹

(1. 温州医学院附属一医 骨科, 温州 325000; 2. 温州医学院附属二医 骨科, 温州 325000; 3. 温州医学院 数字化医学研究所, 温州 325000)

摘要: 目的 评价带横连杆椎弓根钉固定胸腰椎骨折后脊柱的稳定性。方法 将新鲜小牛胸腰椎标本(T11~L3)用椎体楔形切除法在L1椎体上制作严重压缩性骨折模型,部分骨折标本作带或不带横连杆的椎弓根钉内固定。这样共有4种脊柱标本:(1)正常标本;(2)未固定骨折标本;(3)用带横连杆椎弓根钉固定的骨折标本;(4)用不带横连杆椎弓根钉固定的骨折标本。用三维激光扫描仪依次测量各脊柱标本在前屈-后伸、左-右侧屈和左-右旋转6个方向的运动范围,然后将其标准化为稳定指数以比较4种标本的差异。结果 与未固定骨折标本相比,两种固定均能显著提高损伤脊柱在各个运动方向的稳定性。带横连杆椎弓根钉固定的骨折标本稳定性虽优于无横连杆固定,但无统计差异。结论 椎弓根钉内固定,无论有无横连杆,均能有效提高损伤脊柱的稳定性,而横连杆似乎未能进一步增加稳定效果。

关键词: 椎弓根钉; 横连杆; 骨折, 脊柱; 稳定性

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Assessment for the stability of fracture thoracic-lumber spine (T11 ~ L3) fixed with crossbar-equipped pedicle screws

ZHU Min-yu¹, HUANG Qi-shan², CHI Yong-long^{2,3}, WU Li-jun³, TENG Hong-lin¹, WANG Jing¹ (1. Department of Orthopedics, The First Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325000, China; 2. Department of Orthopedics, The Second Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325027, China; 3. Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325035, China)

Abstract: Objective To determine the stability of fracture thoracic-lumber spine (T11 ~ L3) fixed with crossbar-equipped pedicle screws. **Method** The thoracic-lumber spine segments (T11 ~ L3) were obtained from calves. A wedge cut was performed on L1 vertebral body to produce a model resembling severe vertebral compressive fracture. Some of the fracture spine segments were fixed with pedicle screws with and without crossbar. Thus, 4 types of spine segments were available: (1) normal segments; (2) unfixed fracture; (3) fracture fixed with crossbar-equipped pedicle screws and (4) fracture fixed with pedicle screws without crossbar. The segmental stability was determined by measuring the range of motion (ROM) at directions of flexion/extension, left/right axial rotation and left/right lateral bending using a three-dimensional laser scanner. Each ROM was standardized into a stability potential index (SPI) for the comparison among 4 groups. **Results** Compared to unfixed fracture, both fixations significantly increase stability of injured specimens at each motion direction. The stability of injured segment fix with crossbar-equipped pedicle screws is higher than that fixed without crossbar, but the difference does not reach statistically significant. **Conclusions** Pedicle screw fixation can significantly increase the

收稿日期:2009-12-04; 修回日期:2010-02-27

作者简介:朱旻宇(1982-),男,研究方向:脊柱外科。

通讯作者:黄其杉,副教授,副主任医师,硕士研究生导师, Tel:(0577)88879034, E-mail:hqshaq@yahoo.com.cn。

stability of fracture spine. However, crossbar may not play a further role in raising fixative stability.

Key words : Pedicle; Monosegmental; Internal fixation; Biomechanical; Cross-link

横连杆是椎弓根钉棒固定系统的重要组成部分,主要作用是将整个内固定系统连接成一个整体。在短节段固定时,横连杆通常被认为是提供三维强度不可缺少的部分,而在单节段固定时,常常由于内固定系统后方空间的限制而放弃使用横连杆。但目前尚缺乏足够的依据来说明后路单节段内固定治疗胸腰椎骨折时,放弃使用横连杆是否会影响生物力学稳定性。本实验的目的正是通过生物力学实验就此方面进行论证。

1 材料与方 法

1.1 标本的准备

取8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,保留完整韧带、小关节及椎骨,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℃冰柜中待用。测试前10h将标本移至室温下(20~25℃)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 mm/45 mm。

1.3 骨折模型的建立

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]。

1.4 固定方法

选择伤椎(L1)及与骨折终板相邻的正常椎(T13)置入螺钉,安装单节段内固定系统,利用纵向连接棒自身角度自动撑开复位。所有固定好的标本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15°~20°;F角正常椎0°,骨折椎-5°~-20°左右。其中固定一不装横连杆(No cross-link, NCL,见图2),固定二装横连杆(Cross-link, CL,见图3)。

1.5 实验方法

应用南方医科大学生物力学实验室脊柱三维运

动试验机^[2]对同一组标本依次以同样的顺序进行4种状态的测量,避免由于标本个体差异以及测量顺序不同造成的运动学数据不均衡。

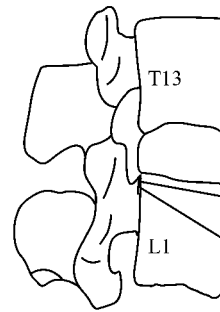


图1 骨折模型示意图
Fig.1 Fractured model

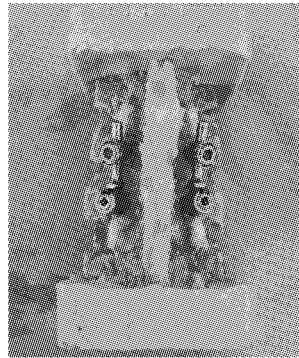


图2 固定一(无横连杆)
Fig.2 Group1-NCL

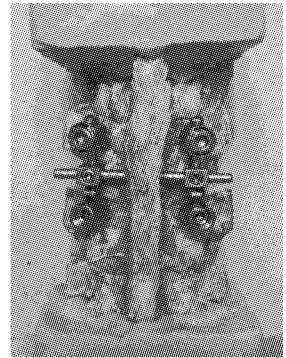


图3 固定二(横连杆)
Fig.3 Group2-CL

将T11及L3两包埋端分别固定于上下两个加载盘,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,通过调整加载盘方向,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°)摄取在零载荷和最大载荷(4.0 N·m)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、卸载间隔30 s,只记录第3次的结果,以减少脊柱黏弹性的影响,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)固定一状态(NCL);(4)固定二状态(CL)。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内完成解冻和测量,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的影响,我们将各个状态的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。

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

得到4种状态6个方向运动的ROM(见表1),将其标准归一化为稳定性指数SPI。骨折模型的T13-L1节段在前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转运动方向上的SPI较完整状态分别增大了107.0%、84.0%、33.0%、34.0%、59.0%和66.0%,均有统计学意义($P < 0.01$),表明骨折模型较正常状态明显失稳。

表1 4种状态固定节段运动范围(ROM)

Tab.1 Range of motion(ROM) of four conditions

	Intact/°	Fractured/°	NCL/°	CL/°
FL	5.46 ± 2.36	10.18 ± 3.69	1.55 ± 0.46	1.22 ± 0.31
EX	4.45 ± 2.01	7.33 ± 3.08	1.37 ± 0.35	1.20 ± 0.25
LB	8.00 ± 3.15	9.34 ± 3.56	1.48 ± 0.36	0.93 ± 0.30
RB	7.92 ± 3.59	10.36 ± 2.09	1.45 ± 0.65	1.03 ± 0.21
LR	3.75 ± 1.98	5.95 ± 3.13	1.22 ± 0.21	0.64 ± 0.13
RR	4.05 ± 2.00	6.59 ± 3.40	0.85 ± 0.31	0.53 ± 0.18

NCL组和CL组在前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、

左旋转、右旋转运动的稳定指数SPI较正常组分别减小63.8%、67.4%、76.9%、75.8%、63.5%和75.3%,稳定性显著提高($P < 0.01$),较骨折状态分别减小82.5%、82.3%、79.8%、82.0%、77.1%和85.0%,稳定性显著提高($P < 0.01$);CL组在6个运动方向上的SPI均较NCL组小,但两组间SPI无显著性差异($P > 0.05$);CL组的左右轴向旋转运动SPI减小程度(54.1%和44.0%)较屈伸(22.8%和10.0%)及左右侧屈(33.0%和21.0%)运动明显。(见表2)

表2 4种状态固定节段SPI

Tab.2 SPI of four conditions

	Intact	Fractured	NCL	CL	P(NCL vs CL)
FL	1.00 ± 0.00	2.07 ± 0.72	0.36 ± 0.14	0.28 ± 0.07	0.68
EX	1.00 ± 0.00	1.84 ± 0.82	0.33 ± 0.14	0.29 ± 0.08	0.88
LB	1.00 ± 0.00	1.33 ± 0.29	0.23 ± 0.10	0.16 ± 0.06	0.42
RB	1.00 ± 0.00	1.34 ± 0.24	0.24 ± 0.09	0.19 ± 0.06	0.60
LR	1.00 ± 0.00	1.59 ± 0.62	0.37 ± 0.15	0.17 ± 0.06	0.25
RR	1.00 ± 0.00	1.66 ± 0.46	0.25 ± 0.07	0.14 ± 0.07	0.39

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^[2]。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,得到节段的运动范围(ROM)^[4],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在 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°^[5]。

Wilke 等人研究发现,12~16 w 的小牛椎间盘弹性及椎间活动度与人体脊柱相似^[6]。王新伟等^[7]采集 1 w 以内的新鲜小牛胸腰椎脊柱标本 20 具,测量椎体及椎间盘的最大横径、矢状径和前部高度,测试屈曲、伸展、侧屈及扭转状态下的载荷-应变、载荷-位移关系以及最大载荷时的应力强度及轴向刚度,并进行极限力学性能测试,发现出生 1 w 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;尽管该实验发现,出生 1 w 内的小牛胸腰椎椎体及椎间盘大小小于成年人,但只要选择合适大小的内固定规格,并不影响其可行性,另外以小牛胸腰椎标本进行生理载荷下的非破坏性实验,可满足生物力学需要。

后路椎弓根钉棒固定系统主要包括椎弓根钉、纵向连接棒、横向连接杆等几个部分,整个内固定装置组成一个坚强的三维固定支架,通过椎弓根钉与纵向连接棒之间的撑开、加压等作用力,为失稳脊柱提供三维矫正和坚强的三柱固定,恢复脊柱的正常排列,横向连接杆在整个内固定系统中的作用是连接两侧装置,使之连成一个整体,特别是在脊柱后部结构发生破坏时其作用最为明显。

目前关于横连杆的稳定作用仍有不少争议,但多数学者^[8-11]认为,使用横连杆可以增加内固定的稳定性,并可以使应力在内固定装置中均匀分布,内固定系统可以抵抗由于创伤带来的不稳定而可能产生的扭曲和剪切应力,同时,使用横连杆能提高内固定装置的刚度,吸收部分结构应变。Robert 等^[8]通过脊柱三维运动测试发现跨节段(跨 2、3、4 个运动单元)固定加 1 根或者 2 根横连杆标本的稳定性强于单纯跨节段固定,说明横连杆能显著提高固定的稳定性;Lim 等^[9]对临床普遍应用的椎弓根螺钉固定系统的不同连接方式进行生物力学实验以及有限元分析,认为水平横向连接能提高固定器械在各

个运动方向上的稳定性,特别是轴向旋转运动,这与 Lynn 等^[10]的结论是一致的。

虽然以上研究已经表明横连杆在后路钉棒固定系统中的作用,但研究所采用的损伤模型并非骨折模型,而且损伤较重,稳定性较差,以突出横连杆的作用。而临床上用后路单节段固定治疗的骨折患者,其损伤通常较轻,脊柱无明显的失稳,因此有必要建立这样的骨折模型进行生物力学测试,以评价横连杆在后路单节段固定治疗胸腰椎骨折中的作用。

通过本研究发现,无横连杆的单节段固定亦能显著提高损伤脊柱的稳定性,起到坚强固定的效果,在增加横连杆固定后,各个运动方向稳定性进一步加强,特别是旋转运动,但两种固定之间的稳定性无异,说明无横连杆的单节段固定能够取得同有横连杆固定同样的稳定效果。

而在 Lim TH 的研究^[9]中,没有横连杆固定的标本,在旋转方向上的稳定性较正常标本差,增加横连杆后旋转运动稳定性显著提高,造成这种差异可能与实验条件、内固定器械的不同有关,但笔者认为最重要的是与骨折模型建立的不同,本实验中的骨折模型损伤主要集中在前中柱,其上终板、椎体后缘及后柱结构组织基本保持完整,Lim TH 所采用的损伤模型是将整个椎间盘摘除,其稳定性必然较本实验骨折模型差,在进行前屈/后伸、左/右侧屈方向运动时,虽然整个内固定装置没有连成一个完整的三维固定支架,但由于有螺钉和纵向连接杆的撑开与固定,固定节段的稳定性尚能达到理想的范围,但在进行旋转运动时,这种没有横连杆而造成的不稳定就体现得较为明显。

横连杆能使整个内固定支架的三维结构更为完整和稳定,能够提供更坚强的固定,使脊柱在各个运动方向上的稳定性特别是轴向旋转运动方向得到提高,而提高程度的多少取决于内固定装置本身及在不加横连杆固定时的初始稳定性,在本研究中笔者发现一个趋势,就单个标本而言,固定后初始旋转稳定性越差的标本,横连杆对其稳定性的提高程度越明显,因此作者认为横连杆对于越不稳定的骨折意义越大。

作者认为,对于较为稳定、损伤较轻的胸腰椎骨折,可以行单纯钉棒内固定而不加横连杆;对于伴有

轻度后部结构损伤、稳定性较差但仍能施行单节段固定的胸腰椎骨折,可以加横连杆,此观点尚待进一步的生物力学实验以及临床研究证明。

致谢: 特别感谢南方医科大学赵卫东老师在实验过程中提供帮助和指导!

参考文献:

- [1] Panjabi MM. Biomechanical evolution of spinal fixation devices stability provided by eight internal fixation devices [J]. *Spine* 1988,13:1134.
- [2] 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.
- [3] A Biomechanical Comparison of Calf Versus Cadaver Lumbar Spine Models [J]. *Spine* 2004,29(11):E217-E220.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] Wilke H n J, Krischak S, Claes L. Biomechanical compression of calf and human spines [J]. *J Orthop Res*, 1996,14:500-503.
- [7] 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.
- [8] Robert H, Werner H, Qi L. Mechanical Stiffness of Segmental Versus Nonsegmental Pedicle Screw Constructs: The Effect of Cross-Links [J]. *Spine* 2006,31(2):E35-E38.
- [9] Lim TH, Eck JC, An HS, *et al.* Biomechanics of transfixation in pedicle screw instrumentation [J]. *Spine* 1996,21:2224-2229.
- [10] Lynn G, Mukherjee DP, Kruse RN, *et al.* Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation; the effect of cross links [J]. *Spine* 1997,22:1568-1573.
- [11] Deligianni D, Korovessis P, Baikousis A, *et al.* Factor analysis of the effectiveness of transfixation and rod characteristics on the TSRH screwrod instrumentation [J]. *Spinal Disorders* 2000,13(1):50-57.

(上接第93页)

参考文献:

- [1] Yingsakmonkol W, Karaikovic E, Gaines RW, *et al.* The accuracy of pedicle screw placement in the thoracic spine using the "Funnel Technique": part 1. A cadaveric study [J]. *J Spinal Disord Tech*,2002,15(6):445-449.
- [2] 王涛,汤呈宣,杨国敬,等. "漏斗技术"置入胸椎椎弓根螺钉准确性研究[J]. *中国骨伤*,2009,22(8):593-595.
- [3] Kim YJ, Lenke LG, Bridwell KH, *et al.* Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? [J]. *Spine*,2004,29(3):333-342.
- [4] 韦兴,侯树勋,史亚民,等. 胸椎经"椎弓根-肋骨间"螺钉与椎弓根螺钉内固定的抗拔出出力比较[J]. *中国脊柱脊髓*,2006,16(8):623-625.
- [5] 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]. *J Spinal Disord*,1988,1(4):287-294.
- [6] Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, *et al.* Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability [J]. *Spine*, 1997,22(21):2504-2509.
- [7] 孙寒松,门德华,唐天驹,等. 椎弓根内固定置钉方法改进的生物力学特征[J]. *中国临床康复*,2005,9(2):60-62.
- [8] Weinstein JN, Rydevik BL, Raushtng WR. Anatomical and technical considerations of pedicle screw fixation [J]. *Clin Orthop*, 1992,284:34-46.
- [9] Daftari TK, Horton WC, Hutton WC. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws [J]. *J Spinal Discord*, 1994,7(2):139-145.