文章编号：1000-5404(2010)18-1967-03

论著

用于脊柱内固定器生物力学评价的牛脊椎 A 型骨折模型的建立

王洪伟[1]，李长青[1]，周 跃[1]，赵卫东[2] （400037 重庆，第三军医大学新桥医院骨科[1]；510515 广州，南方医科大学生物力学实验室[2]）

【摘要】 **目的** 建立一种新的评价脊柱不同内固定对稳定性影响的骨折模型。**方法** 取 12 具新鲜小牛胸腰段（$L_1 \sim L_5$）椎体标本，采用楔形截骨法及逐级撞击技术制作 L_3 椎体骨折模型，应用步态分析仪数字动作捕捉及分析系统分别测试正常状态标本与骨折状态标本固定节段 $L_2 \sim L_4$ 的三维运动范围（range of movement，ROM）并计算各运动方向的刚度值。**结果** 实验组 12 具标本均形成胸腰椎 A 型骨折模型，平均撞击能量为 61.7 J。测试过程中观察到骨折模型标本骨折类型较恒定，骨折模型标本的 ROM 和椎间刚度值：前屈为（9.50 ± 0.81）°和（0.42 ± 0.04）Nm/°，后伸为（8.84 ± 0.88）°和（0.46 ± 0.05）Nm/°，左侧弯为（15.18 ± 1.28）°和（0.27 ± 0.02）Nm/°，右侧弯为（15.22 ± 0.94）°和（0.26 ± 0.02）Nm/°，左旋转为（9.25 ± 0.82）°和（0.44 ± 0.04）Nm/°，右旋转为（9.21 ± 0.73）°和（0.44 ± 0.04）Nm/°，与正常标本相比均显著性增大（$P < 0.01$），椎间刚度值显著减小（$P < 0.01$）。模型标本左旋转与右旋转，左侧弯与右侧弯指标差异无统计学意义（$P > 0.05$）。**结论** 通过步态分析仪数字动作捕捉及分析系统的测试，采用楔形截骨法及逐级撞击技术相结合制作的牛脊椎 A 型骨折模型较为理想。

【关键词】 脊柱骨折；模型，生物学；生物力学；骨折固定术，内
【中图法分类号】 R-33；R683.2；R687.32 【文献标志码】 A

Establishment of calf model of spinal fracture type A for biomechanical evaluation of spinal internal fixator

Wang Hongwei[1], Li Changqing[1], Zhou Yue[1], Zhao Weidong[2] ([1]Department of Orthopaedics, Xinqiao Hospital, Third Military Medical University, Chongqing, 400037; [2]Laboratory of Biomechanics, Southern Medical University, Guangzhou, Guangdong Province, 510515, China)

【**Abstract**】 **Objective** To introduce a new fracture experimental model to evaluate the effects of different kinds of internal fixation devices on spinal stability. **Methods** Twelve fresh calf spines from L_1 to L_5 were collected, and then wedge osteotomy was performed on the 1/3 anterior body of L_3 vertebrae. Then drop weight technique and incremental trauma approach was used to produce burst fracture. Ranges of 3 dimensional movements and stiffness of segment L_1 to L_5 were measured with a spinal three motion test device (Eagle-4, Motion Analysis) before and after trauma. **Results** In the course of testing, the fractural model was restored to normal position after unloading. The range of movement and stiffness of the segments are 9.50 ± 0.81° and 0.42 ± 0.04 Nm/° on flexion, 8.84 ± 0.88° and 0.46 ± 0.05 Nm/° on extension, 15.18 ± 1.28° and 0.27 ± 0.02 Nm/°on left bending, 15.22 ± 0.94° and 0.26 ± 0.02 Nm/°on right bending, 9.25 ± 0.82° and 0.44 ± 0.04 Nm/°on left rotation, and 9.21 ± 0.73° and 0.44 ± 0.04 Nm/°on right rotation. These results revealed that the range of movement of the segments on flexion/extension, left/right bending and left/right rotation were significant increased in final trauma specimens compared to those of normal specimens ($P < 0.01$). There were also significant differences of stiffness in all movements between 2 groups ($P < 0.01$). There was no significant difference in bending and rotation between right and left ($P > 0.05$). **Conclusion** The fractural model established using vertebral pre-injury and incremental trauma approach in this study provides an ideal tool for biomechanical evaluation of the internal fixation devices of spine.

【**Key words**】 spinal fractures; models, biological; biomechanics; fracture fixation, internal

Corresponding author: Zhou Yue, Tel: 86-23-68755608, E-mail: happyzhou@vip.163.com

随着生物力学及新型脊柱内固定器械的发展，新型的脊柱内固定方法及内固定器械不断地涌现，我们有必要选择合适的失稳模型来进行生物力学的测试，制造不同的骨折模型，研究内固定方式在不同骨折模型的生物力学固定效果。目前针对具体骨折分型制备脊椎骨折模型的方法较少[1]，根据 Magerl 分型[2]，将

【通信作者】 周 跃，电话：(023)68755608，E-mail：happyzhou@vip.163.com

胸腰椎骨折分类，其中A型占66.1%，在临床上占绝大多数，因此，本研究采用楔形截骨法及逐级撞击法制作临床最常见的Magerl A型胸腰椎骨折模型，探讨A型骨折模型制作过程及造模效果。

1 材料与方法

1.1 标本准备

取12具市售新鲜小牛（体质量470～500 kg，平均483 kg，1月龄）胸腰段（L_1～L_5）椎体标本，雌雄各半，排除严重骨质疏松及畸形变等。剔除所有肌肉组织，保留前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带及关节囊、椎间盘，标本两端（L_1和L_5）分别用聚甲基丙烯酸甲酯包埋，包埋过程中注意不要超过椎体的1/2。双层塑料袋密封保存于－20 ℃冰箱中。测试前8 h将标本移至普通冰箱及室温下（20～25 ℃）逐级解冻。生物力学测试仪器由广州南方医科大学生物力学实验室提供的MTS858多功能生物力学试验机及步态分析仪数字动作捕捉及分析系统（Eagle-4，Motion Analysis）。

1.2 模型制作

对解冻后的标本进行三维运动生物力学测试后，采用楔形截骨法[3]及逐级撞击法[4]相结合制作L_3椎体骨折模型，伤椎椎体前缘中1/3，椎体前后径前2/3进行楔形截骨，10 kg杠铃片从初始高度为50 cm处，自由下落撞击标本顶端，使力学中心位于椎体前1/3部分，若L_3完整无损，则以10 cm为一梯度逐级升高铁锤高度以增大撞击能量，直至L_3发生爆裂骨折。每次升高10 cm自由落体高度撞击使截骨后上下面相接触为止，制作胸腰椎骨折模型。撞击时的能量可根据公式“$E = mgh$”（其中m为杠铃片质量，g为重力加速度，h为撞击高度，单位为m）算出。

1.3 生物力学测试

实验测试在常温常压下进行，对12具标本按完整状态、骨折状态依次在MTS 858试验机上测试。将L_5包埋端固定于MTS 858底盘上，L_1包埋端固定于MTS 858加载盘上，通过材料测试机（MTS 858）加载盘对标本施加一对大小相等、方向相反、相互平行的力，形成作用于标本的纯力矩，通过控制施加力的大小、调整加载盘方向，使标本产生前屈（FL）、后伸（EX）、左侧弯（LB）、右侧弯（RB）、左轴向旋转（LR）、右轴向旋转（RR）6个方向的运动。加载速度为5.0 mm/min，轴向压缩载荷0～500 N，前屈、后伸载荷均为0～100 N。每次测量均加载、卸载3次，加、卸载间隔30 s，只记录第3次的结果（这样可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）。同时应用步态分析仪数字动作捕捉及分析系统测量标本在不同负荷下的运动变化。

1.4 统计学分析

所得原始数据为各状态的前屈、后伸、左右侧弯和左右旋转的三维运动范围（range of mevement，ROM）值。固定椎间的刚度值为4 Nm/ROM。实验结果采用SPSS 15.0统计软件分析，2组间L_2～L_4节段正常状态ROM，椎间刚度值及骨折状态ROM、椎间刚度值比较采用配对t检验。

2 结果

2.1 撞击能量与爆裂骨折模型的制备

因采用逐渐升高铁锤高度来控制撞击能量，提高了模型制备的成功率。本实验中，当撞击高度为0.5 m时，形成爆裂骨折模型的标本2具；撞击高度升至0.6、0.7、0.8 m时，形成爆裂骨折模型的标本数目分别为5、4、1具。撞击高度为（0.63±0.09）m，撞击能量为（61.7±8.8）J。

2.2 三维运动范围及椎间刚度值变化

完整状态和骨折状态标本L_2～L_4节段三维运动变化及椎间刚度值结果见表1。骨折状态标本L_2～L_4节段在前屈、后伸、左右侧弯和左右旋转方向的运动范围及椎间刚度值与完整状态标本比较均有所增加，且存在显著差异（$P<0.01$）。

表1 完整标本及损伤标本L_2～L_4节段三维运动范围及椎间刚度值（$n=12$，$\bar{x}\pm s$）

运动方向	完整状态标本		骨折状态标本	
	运动范围（°）	椎间刚度值（Nm/°）	运动范围（°）	椎间刚度值（Nm/°）
前屈	3.67±0.55	1.11±0.17	9.50±0.81[a]	0.42±0.04[a]
后伸	3.00±0.66	1.39±0.31	8.84±0.88[a]	0.46±0.05[a]
左侧弯	7.51±0.94	0.54±0.07	15.18±1.28[a]	0.27±0.02[a]
右侧弯	7.11±1.11	0.57±0.08	15.22±0.94[a]	0.26±0.02[a]
左旋转	1.29±0.53	3.58±1.38	9.25±0.82[a]	0.44±0.04[a]
右旋转	1.32±0.61	3.70±1.65	9.21±0.73[a]	0.44±0.04[a]

a：$P<0.01$，与完整状态标本对应运动方向比较

2.3 损伤后标本的观察

逐级撞击后骨折标本后纵韧带、黄韧带、棘上韧带、棘间韧带完整，未见明显损伤或断裂。测试过程中见损伤后标本卸载后均能恢复至原位。未被切除的椎体后部1/3椎体被压缩骨折1例，骨折椎椎体楔形截骨上端或下端椎体骨折11例，椎弓、小关节突、椎板、棘突未见明显骨折。

3 讨论

目前用于胸腰椎爆裂性骨折生物力学研究的动物主要是小牛和猪。Wilke等[5]和Cotterill等[6]将牛和人的脊柱进行解剖结构和三维运动生物力学测试比较后指出在体外生物力学测试可用小牛脊柱代替人脊柱当实验材料，因为两者在解剖结构及生物力学特性方面的相似性。Yingling等[7]研究显示猪的颈椎标本轴向压缩刚度和剪切刚度和人的腰椎相似，认为可代替人腰椎标本作为爆裂骨折损伤机制研究，但猪骨密度较人骨密度高，它的生物力学行为与人不同[8]。牛脊柱标本来源广泛，其解剖形态、尺寸及黏弹性与人具有一定的相似性，在一定载荷条件下与人具有相似的生物力学运动范围及刚度，同时采用新生小牛脊柱标本，能够最大程度的保证样本的均一性，避免人体标本可能出现的因年龄、性别、体质量等差异对测量结果产生的影响及可能形成的误差。因此牛脊柱标本是生物力学实验中理想的人尸脊柱的替代材料。因此我们选择同种小牛胸腰椎（L_1～L_5）作为标本。

目前建立实验力学胸腰椎骨折模型的方法主要有：①椎体切除，操作简单，操作时间短，但与临床真实性相差比较远；②预损伤后压缩或撞击，能较好地控制骨折的部位和损伤程度，重复性较好，但是仍然存在单次撞击导致无法精细控制骨折损伤程度，脊柱韧带结

构很容易受损,很容易造成脊柱的三柱损伤,造成较严重的脊柱失稳模型[9];③单次撞击法,该方法接近临床真实性,但各标本的损伤程度不均一,可重复性欠佳;④逐级撞击法,可以确定胸腰椎爆裂性骨折的损伤阈值,得到实验所需的损伤程度较均一的爆裂性骨折模型。制作实验力学椎体切除模型的具体方法主要有 3 种:①Panjabi 法[10],即在标本上切除 T_{12} 上半棘突、椎板及 T_{12} ~ L_1 椎间双侧小关节、后半部椎间盘。保留前半部椎间盘及前纵韧带,模拟屈曲分离骨折类型。②Gurr 法[11],即切除标本第三腰椎和上下椎间盘,造成最严重前中柱损伤模型。③王向阳等[3]"V"形切除 L_1 椎体前 1/3,压缩至闭合,分别测试正常标本,模型标本的前屈 - 压缩刚度及三维运动范围,指出新的骨折模型较为理想。

我们总结以上动物模型及造模方法的优缺点,采用了王向阳的"V"形截骨法及自由落体逐级撞击法相结合来制作牛胸腰椎 A 型骨折模型,通过实验我们得出,骨折模型制作简单,操作时间短,能够较好控制骨折部位及损伤程度,可重复性较好。我们的生物力学实验结果示:骨折模型标本在屈伸、左或右侧弯和左或右轴向旋转的 ROM 值、椎间刚度值与完整组标本相比差异均有明显统计学意义($P < 0.01$),并且左侧弯与右侧弯,左轴向旋转与右轴向旋转之间差异无统计学意义($P > 0.05$)。证明脊柱节段各个方向上失稳,并且左右均一性较好,可重复性好,适合于脊柱内固定器械的生物力学评价。我们在实验过程中,尽量保存可变形体(前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带及关节囊、椎间盘),尤其是保持前纵韧带的完整性,充分发挥可变形体的黏弹性作用,同时自由落体逐级撞击能够尽量保证韧带等软组织结构的完整性,防止一次性巨大撞击导致韧带等软组织结构的巨大损伤,我们经过自由落体逐级撞击标本顶端,使力学中心位于椎体前 1/3 部分,得到的所有的 12 例胸腰椎骨折模型标本均成功制造成 A 型骨折,有 1 具标本未被切除的椎体后部 1/3 椎体被压缩骨折,后部韧带结构未见明显损伤或断裂。我们采用逐渐升高铁锤高度来控制撞击能量,同时我们在建造脊柱骨折模型标本时,在标本上方放置小杠铃片,使大杠铃片顺滑竿自由下落撞击标本时使撞击能量均匀分散于标本,防止标本上端包埋块受到局部暴力而破裂,节省了造模失败再次包埋的时间,提高造模效率。也有学者通过其他方法提高造模成功率,谢宝钢等[12]研究采用应力遮挡技术即采用钢性固定模具分别将致伤椎体邻近上位节段和下位节段固定成一体,由于模具的刚度远远大于脊椎刚度,撞击力经过模具直接传导到致伤椎体及其邻近的椎间盘,大大提高了爆裂性骨折模型制作成功率。张绍东等[13]采用自由落体撞击法在胎牛胸腰段(T_{11} ~ L_1)标本上制作爆裂性骨折,平均撞击能量为 66.2 J,我们通过实验得出在楔形截骨的基础上应用自由落体逐级撞击法,平均撞击能量为 61.7 J。

我们在生物力学测量中应用步态分析仪数字动作捕捉及分析系统(Eagle-4,Motion Analysis)测量标本在不同负荷下的运动变化。Eagle-4 系统可极其精确地捕捉复杂动作,频率可以达到每秒 200 帧。Eagle-4 数字镜头选用高质量的 35 mm 镜头来涵盖较大的采集区域,比标准视频镜头有更大的感应区域,保证系统精确性。另外,Motion Analysis 系统采用动态线性技术,其实时监测功能能够观察到目标细微运动,使测量结果更加精确。我们通过完整标本和骨折标本进行脊柱三维运动变化测试得出,骨折标本在屈伸、左或右侧弯和左或右轴向旋转的 ROM 值比完整标本明显增大,椎间刚度值比完整组标本明显缩小,说明我们通过椎体楔形截骨法与自由落体逐级撞击法相结合建立的 A 型骨折模型是一个比较理想的离体实验模型,可以作为内固定器械生物力学评价的模型。

参考文献:

[1] 张亮,靳安民,陈嘉裕,等. 猪胸腰椎爆裂性骨折 B 型模型的建立[J]. 中国临床解剖学杂志,2009,27(5):599 - 602.
[2] Magerl F, Aebi M, Gertzbein S D, *et al*. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries[J]. Eur Spine J, 1994, 3(4):184 - 201.
[3] 王向阳,徐华梓,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[J]. 温州医学院学报,2000,30(4):300 - 302.
[4] Panjabi M M, Kifune M, Wen L, *et al*. Dynamic canal encroachment during thoracolumbar burst fractures [J]. J Spinal Disord, 1995, 8(1):39 - 48.
[5] Wilke H J, Krischak S, Claes L. Biomechanical comparison of calf and human spines[J]. J Orthop Res, 1996, 14(3):500 - 503.
[6] Cotterill P C, Kostuik J P, D'Angelo G, *et al*. An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine [J]. J Orthop Res, 1986, 4(3):298 - 303.
[7] Yingling V R, Callaghan J P, McGill S M. The porcine cervical spine as a model of the human lumbar spine:an anatomical, geometric, and functional comparison [J]. J Spinal Disord, 1999, 12(5):415 - 423.
[8] 范志丹,夏虹,昌耘冰,等. 伤椎传统短节段椎弓根螺钉固定与附加椎弓根螺钉固定后椎体生物力学稳定性的比较[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2008,12(26):5011 - 5014.
[9] Anekstein Y, Brosh T, Mirovsky Y. Intermediate screws in short segment pedicular fixation for thoracic and lumbar fractures:a biomechanical study[J]. J Spinal Disord Tech, 2007, 20(1):72 - 77.
[10] Panjabi M M, Abumi K, Duranceau J, *et al*. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices:Ⅱ. Stability provided by eight internal fixation devices[J]. Spine, 1988, 13(10):1135 - 1140.
[11] Gurr K R, McAfee P C, Shih C M. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. A calf-spine model[J]. J Bone Joint Surg Am, 1988, 70(8):1182 - 1191.
[12] 谢宝钢,吴梅英,杨吉祥,等. 脊柱爆裂骨折模型的建立及椎管内测压装置的设计[J]. 第三军医大学学报,2001,23(7):803 - 805.
[13] 张绍东,王宸,姜星杰,等. 硫酸钙骨水泥在胸腰椎爆裂骨折椎体成形术中的生物力学性能[J]. 中国矫形外科杂志,2009,17(4):288 - 292.

(收稿 2010-04-08 修回 2010-04-23)
(编辑 王 红)