

文章编号:1004-7220(2014)04-0306-07

# 脊髓受压损伤机制的三维有限元分析

徐超<sup>1,2</sup>, 严亚波<sup>1</sup>, 吴子祥<sup>1</sup>, 张扬<sup>1</sup>, 赵雄<sup>1</sup>, 裴国猷<sup>1</sup>, 雷伟<sup>1</sup>

(1. 第四军医大学西京医院 骨科, 西安 710032; 2. 解放军 63888 部队, 济源 454650)

**摘要:** **目的** 建立胸腰段脊髓的三维有限元模型,通过生物力学实验研究爆裂骨折时脊髓损伤的机制。**方法** 利用有限元仿真技术,对爆裂骨折时脊髓受压情况进行仿真模拟,并通过与已经验证的模型及体内、体外实验结果相对比的方式对仿真结果进行检验。**结果** 在爆裂骨折初期,脊髓白质的应变高于灰质。随着骨碎片位移的增加,灰质的应变逐渐上升,最终在骨碎片位移达到峰值时,白质的应变高于灰质。**结论** 脊柱发生爆裂骨折时,脊髓损伤的严重程度取决于脊髓后部组织的受累情况。脊髓前角(运动功能区)和后角(感觉功能区)发生创伤的顺序也对脊髓损伤的程度有重要影响。临床上,可以通过评估脊髓运动功能区和感觉功能区发生损伤的严重程度,更加准确判断患者病情。对于脊髓损伤过程中应变分布的进一步研究,能够在应对脊髓损伤时采取更为有效的治疗与预防措施。

**关键词:** 脊髓; 爆裂骨折; 有限元分析; 损伤机制; 椎管占位

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## 3D finite element analysis on injury mechanism of spinal cord compression

XU Chao<sup>1,2</sup>, YAN Ya-bo<sup>1</sup>, WU Zi-xiang<sup>1</sup>, ZHANG Yang<sup>1</sup>, ZHAO Xiong<sup>1</sup>, PEI Guo-xian<sup>1</sup>, LEI Wei<sup>1</sup> (1. Department of Orthopedics, Xijing Hospital, the Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China; 2. No. 63888 Army, Jiyuan 454650, China)

**Abstract:** **Objective** To construct 3D finite element model of the thoracolumbar spinal cord, and study the mechanism of spinal cord injury caused by burst fracture through biomechanical experiments. **Methods** The compression simulation on burst fracture was performed using finite element technology, and the results were verified by comparing the tested models with the *in vivo* and *in vitro* experimental results. **Results** The strain distribution in white matter of the spinal cord was higher than that in grey matter at the initial stage of burst fracture. As the displacement of bony fragments increased, the strain distribution in grey matter increased subsequently. But when the displacement of bony fragments finally reached the maximum, the strain in white matter was higher than that in grey matter. **Conclusions** Traumatic severity of the spinal cord during burst fracture is dependent on the posterior encroachment, and the traumatic procedure order for ventral horn (motor function) or dorsal horn (sensory function) of cord tissue also plays an important role in the evaluation. In clinical practice, the patient's condition can be evaluated more accurately by assessing severity of the spinal motor and sensory functions. Further understanding on strain distribution in the spinal cord during the injury may inspire new strategies for treating or preventing spinal cord injury.

**Key words:** Spinal cord; Burst fracture; Finite element analysis; Injury mechanism; Spinal canal compromise

收稿日期:2013-08-30; 修回日期:2013-11-08

基金项目:国家自然科学基金资助项目(81301292)。

通信作者:雷伟,教授,博士研究生导师, E-mail:leiwei@fmmu.edu.cn。

随着现代建筑业及交通运输业的发展,爆裂性骨折的发生率也随之明显上升<sup>[1]</sup>。在青年人群中,爆裂骨折是一种比较常见的脊髓损伤原因,约占所有脊柱骨折的15%<sup>[2]</sup>。在胸腰椎过渡区域,相对固定的胸椎后凸过渡为活动性的腰椎前凸,造成此处易受创伤性损害<sup>[3]</sup>。已有多位学者报道了由脊柱骨折引起的继发性神经损伤,而椎管占位情况往往被视为评估神经损伤程度的重要指标<sup>[4]</sup>。有关胸腰椎爆裂骨折引起椎管狭窄所致神经损害的机制,LeMay等<sup>[5]</sup>认为,创伤后机体血糖浓度异常(>175 mg/dL或<65 mg/dL)时会加重神经功能损害;Rasmussen等<sup>[6]</sup>认为,胸腰椎骨折所在节段的脊髓横截面面积是衡量神经功能损害的最重要指标;但Zhao等<sup>[7]</sup>则认为,胸腰椎骨折时椎管狭窄与神经功能损害并无密切联系,不应将椎管狭窄作为外科减压手术的主要指征。由于骨折碎片突入椎管后发生位移,骨折的位置不能体现椎管阻塞的严重程度<sup>[8]</sup>,故一些椎管轻度狭窄的患者会出现严重的神经功能损害。目前,椎管发生占位时胸腰椎脊髓的损伤机制仍不明确。Russell等<sup>[9]</sup>通过三维有限元模型分别模拟了脊髓被撞击和椎骨错位情况下的损伤情况,结果发现脊髓被撞击时,背侧灰质的应变值较高;而在椎骨错位时,整个脊髓平面及相临平面的白质应变值均增加,故建议应根据损伤类型不同进行差别化的损伤处理,这为今后的临床工作提供了新思路。

有限元模型能同时提供三维位移和应力-应变数据,可以避免许多传统实验的局限性。黄菊英等<sup>[10]</sup>利用有限元模型对腰椎间盘突出症的力学特征进行仿真模拟,为腰椎间盘突出症的力学机理提供一种检测评估方法。建立起适用于软组织研究的有限元模型对于进一步了解创伤性损伤中脊髓的损伤机制至关重要。然而,在模拟爆裂骨折的领域,有限元模型的应用还处于初级阶段。Wilcox等<sup>[8]</sup>建立了一个脊柱与脊髓的复合体模型,用以模拟骨折碎片的相互挤压作用;苏进等<sup>[11]</sup>建立了全腰椎有限元接触模型,并引入接触理论提高有限元模型的真实性和可靠性;Li等<sup>[12]</sup>对人颈段脊髓进行建模,模拟其在生理活动状态下的应力-应变分布。脊髓由硬脊膜、软脊膜、白质和灰质组成,不同组织的应力-应变分布差异很大,每种组织都具有独特的机

械参数。Sparrey等<sup>[13]</sup>创建出精确的脊髓三维有限元模型用以分析椎体的爆裂骨折,当椎管占位逐渐加重时,该模型将应力-应变分布的组织差异性考虑进去,量化了脊髓灰质和白质的应变分布,从而帮助更好研究爆裂骨折过程中脊髓的损伤机制。

## 1 材料与方法

使用SimpleWare软件,依据第四军医大学解剖学教研室的代表性的脊髓横断面水平截取白质和灰质的外形轮廓。每个横断面的面积设定为Ko等<sup>[14]</sup>在报道中使用的值,将胸腰椎脊髓的总长度定为55 mm,并依据胸腰段椎管的内部形态设计硬脊膜的几何形状。本实验中采用模型加载后力学参数与以往相同模型及体内实验结果相比较的方式进行验证,使用已验证过的有限元模型<sup>[15]</sup>计算各个横断面的椎管面积。结果表明,本研究中计算出的面积与Tan等<sup>[16]</sup>报道的结果具有很好的一致性。

脊髓的不同组分具有各自独特的机械参数,模拟脊髓损伤过程时将这些差异考虑进去,对研究脊髓的损伤机制非常重要。因而,对每一横断面的白质、灰质进行独立建模。在白质元件的外表面,建立一层壳元素来代表软脊膜,并用含有8个节点的三维实体元素为硬脊膜建模。在胸腰椎各个节段,设定脊髓组织的所有组分都具有线性、各向同性弹性材料的属性(见表1),同时设计硬脊膜的形态与椎管内部形态相适应(见图1)。为了简化模型,在本研究中不考虑脑脊液的存在。

表1 脊髓模型各组分的机械参数

Tab.1 Mechanical properties of components of the spinal cord model

	弹性模量/ MPa	泊松比	密度/ (mg·mm <sup>-3</sup> )	元素类型	参考文献
灰质	0.656	0.499	1.04	Solid 45	[12,17]
白质	0.277	0.499	1.04	Solid 45	[12,18]
软脊膜	11.5	—	1.13	Shell 63	[19,20]
硬脊膜	142	0.45	1.13	Solid 45	[19,20]
骨碎片	12 000	0.3	1.83	Solid 45	[21]

Bilston等<sup>[22]</sup>在体外利用单轴拉伸实验验证了本文使用的有限元模型,该模型的边界条件和载荷与体内实验结果一致。本研究中,固定脊髓下部的

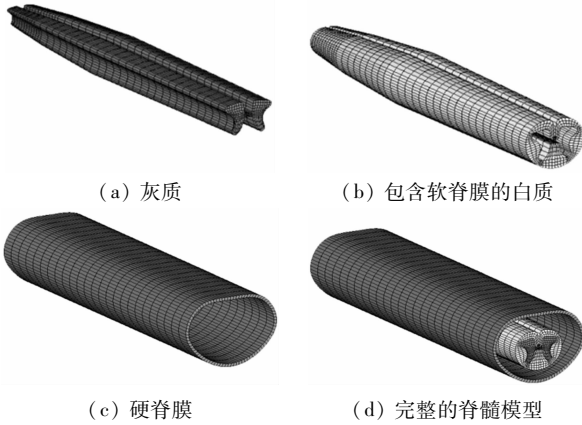


图1 胸腰椎脊髓有限元模型

Fig.1 Finite element model of the thoracolumbar spinal cord

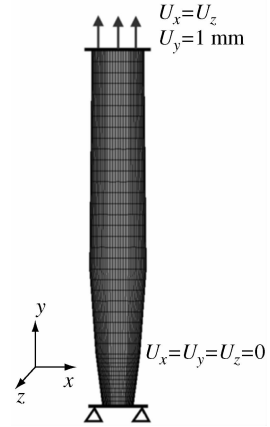
- (a) Grey matter, (b) White matter with pia mater, (c) Dura mater, (d) Assembly of the spinal cord model

大部分节点,而设定上部的大部分节点可以优先移动。沿  $y$  轴正方向将脊髓拉伸 2.75 mm (5% 应变), 这一拉伸被分配至大部分上部节点 (见图 2 (a))。记录这些节点在  $y$  轴上的反作用力和位移情况。

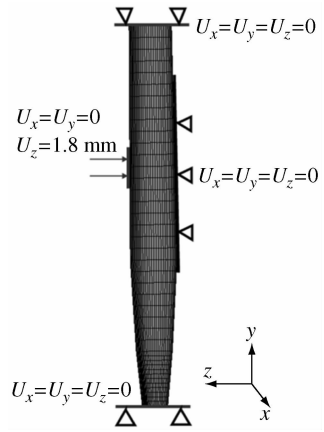
作为对单轴拉伸实验的补充, Hung 等<sup>[23]</sup> 在横向压缩脊髓条件下也验证了本文中使用的三维有限元模型。将脊髓的头尾两端在各个方向上切实固定,同时固定脊髓的腹侧面,模拟椎体后壁的约束效果。然后,在脊髓的中 1/3 将其沿负  $z$  轴方向移动 1.8 mm,用以模拟压缩载荷 (见图 2 (b))。记录脊髓背腹方向的反作用力和变形情况。

为模拟胸腰椎爆裂骨折时脊髓 (含硬脊膜) 的受压情况,设定边界条件和载荷为 Wilcox 等<sup>[8]</sup> 报道的值,同时在脊髓模型中添加模拟硬脊膜的元素。为防止刚体运动的出现,限制包含硬脊膜在内的脊髓头尾两端的运动,同时固定位于硬脊膜背侧上的节点,从而模拟椎管后壁对脊髓的限制。实验中使用一块尺寸为 12 mm × 12 mm × 20 mm 的矩形块状物来模拟骨碎片<sup>[24-25]</sup>, 放置于椎管内狭小的间隙中,直接接触腹侧硬脊膜。设定骨碎片的静态位移为 5.4 mm<sup>[8]</sup> (见图 3 (a)), 并赋予其皮质骨的机械参数。临近模型边界的节点不作为此次脊髓应变研究的重点。记录模拟过程中骨碎片在  $z$  轴方向所受的反作用力及其位移情况。

在脊髓的每个横断面,应变分布于 8 个不同的



(a) 单轴拉伸实验



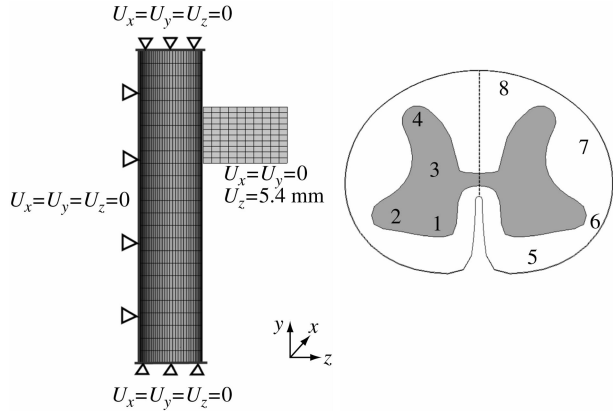
(b) 压缩实验

图2 其他实验中的边界条件和载荷

Fig.2 Boundary conditions and loadings in the other experiments

- (a) Uniaxial tensile experiment, (b) Compression experiment

功能区域。记录每个功能区域的应变值 (见图 3 (b))。位于白质的 4 个功能区域包括前根纤维 (ventral root fibers, VRF)、脊髓小脑前束 (anterior spinocerebellar tract, ASCT)、脊髓小脑后束 (posterior spinocerebellar tract, PSCT)、脊髓薄束 (fasciculus gracilis, FG), 而位于灰质的 4 个功能区包括支配近端肌肉的前角运动神经元 (anterior horn motor neurons for proximal muscles, AHMN-PM)、支配远端肌肉的前角运动神经元 (anterior horn motor neurons for distal muscles, AHMN-DM)、胶样质 (substantia gelatinosa, SG) 和 克拉克柱 (clarke's nucleus, CN)。记录骨碎片位移增加时 8 个功能区的应变分布。



(a) 本实验中的边界条件和载荷 (b) 脊髓的8个功能区域

1、2 - 支配近、远端肌肉的前角运动神经元, 3 - 拉克立柱, 4 - 胶质质, 5 - 前根纤维, 6 - 脊髓小脑前束, 7 - 脊髓小脑后束, 8 - 脊髓薄束

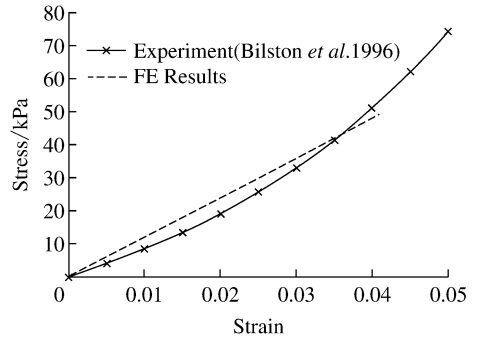
图3 本实验的边界条件和载荷及所记录的应变分布区域

Fig. 3 Boundary conditions and loading in present study and recorded areas of the strain distribution (a) Boundary conditions and loading in present study, (b) Eight regions in spinal cord tissues

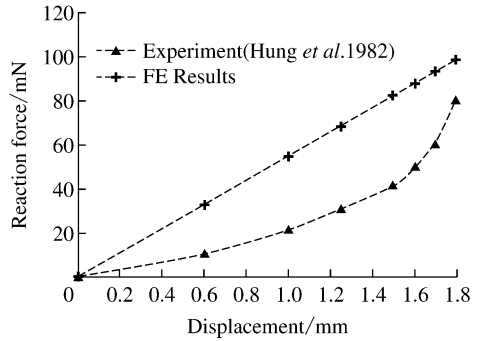
## 2 结果

图4(a)所示为脊髓(不含硬脊膜)在静态牵张载荷下通过三维有限元模拟得出的应力—应变曲线,并与 Bilston 等<sup>[22]</sup>报道的体外实验结果进行比较。脊髓上部的大部分节点在位移达到 2.75 mm 时会产生 1.3 N 的反作用力和平均为 40 kPa 的应力,该应力低于体外实验条件下脊髓应变 5% 时所测得的值。但在脊髓应变较小时,两个实验的结果显示出较好的一致性。实验所得脊髓组织(不含硬脊膜)的刚度与上述体外实验和另一个单轴拉伸实验<sup>[26]</sup>的结果吻合良好。Hung 等<sup>[23]</sup>进行的体内实验验证了脊髓受压过程中本文有限元模型的模拟结果。图4(b)所示为脊髓在承受静态压缩载荷时,分别利用有限元模拟和体内实验得出的力—位移关系;最终,有限元模拟结果呈线性关系,而体内实验呈非线性,但本研究结果还是与实验研究的结果呈现出相同的趋势。

当骨碎片在椎管内移动时,首先压迫的是脊髓前角。因此,脊髓前角早于脊髓后角出现应变的增加。当骨碎片位移增加至 1.6 mm 时,AHMN-DM 和 AHMN-PM 的应变开始增加,分别为 0.012 和 0.04 (见表 2)。当位移增加至 2.1 mm (椎管阻塞



(a) 本实验与单轴拉伸实验<sup>[22]</sup>应力—应变曲线比较



(b) 本实验与压缩实验<sup>[23]</sup>力—位移曲线比较

图4 本实验与其他实验结果的比较

Fig. 4 Comparison of present study and the other experiments

(a) Stress-strain curves of present study and uniaxial tension test, (b) Force-displacement curves of present study and compression test

表2 灰质中各功能区域随骨碎片在椎管内位移变化的应变值

Tab.2 Variation of strain distribution in grey matter with bone displacement in the spinal canal

位移/mm	应变			
	AHMN-DM	AHMN-PM	SG	CN
1.6	0.012	0.04	—	—
2.1	0.02	0.1	—	—
2.7	0.18	0.26	0.02	0.05
5.4	0.21	0.48	0.42	0.35

19.1%)时,AHMN-DM 和 AHMN-PM 的应变分别达到 0.02 和 0.1 (见图 5(a))。当压力进一步向后扩散时,SG 和 CN 的应变开始增加。当位移增加至 2.7 mm (椎管阻塞 25%)时,SG 和 CN 的应变分别达到 0.02 和 0.05 (见图 5(b)),此时 AHMN-DM 和 AHMN-PM 的应变分别为 0.18 和 0.26。而当位移增加至 5.4 mm (椎管阻塞 55%)时,AHMN-DM、AHMN-PM、SG 和 CN 应变的峰值分别达到 0.21、0.48、0.42 和 0.35 (见图 5(c)、(d))。

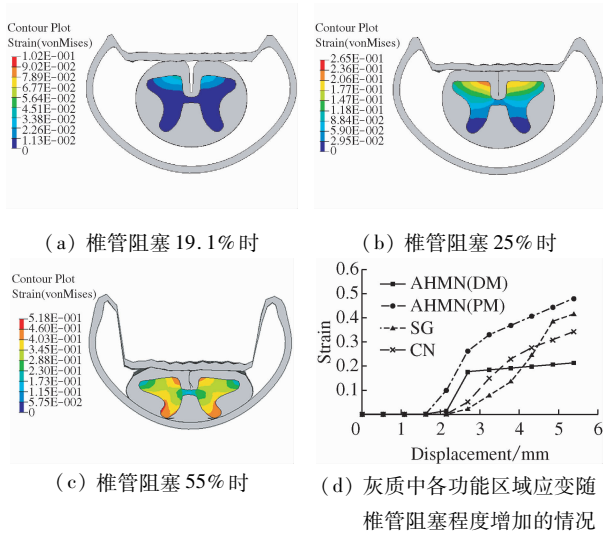


图5 灰质中各功能区域的应变分布

Fig.5 Strain distributions in grey matter (a) 19.1% canal occlusion, (b) 25% canal occlusion, (c) 55% canal occlusion, (d) Strain distribution in the function areas of white matter as the percent canal occlusion increased

图6所示为白质4个功能区的应变分布。当骨碎片位移增加至1.6 mm时,VRF和ASCT的应变首先开始增加,分别为0.03和0.002(见表3)。当位移增加至2.1 mm(椎管阻塞19.1%)时,VRF和ASCT的应变分别为0.11和0.01(图6(a))。当

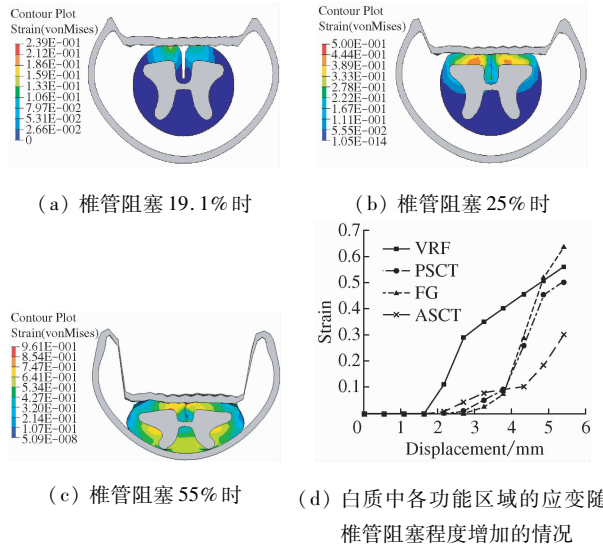


图6 白质中各功能区域的应变分布

Fig.6 Strain distributions in white matter (a) 19.1% canal occlusion, (b) 25% canal occlusion, (c) 55% canal occlusion, (d) Strain distribution in the function areas of white matter as the percent canal occlusion increased

压力向后扩散时,PSCT和FG的应变开始增加。当位移增加至2.7 mm(椎管阻塞25%)时,PSCT和FG的应变分别为0.01和0.02(图6(b)),而此时VRF和ASCT的应变分别为0.29和0.04。当位移增加至5.4 mm(椎管阻塞55%)时,VRF、ASCT、PSCT和FG的应变达到峰值,分别为0.56、0.30、0.50和0.63(图6(c)、(d))。

表3 白质中各功能区域随骨碎片在椎管内位移变化的应变值  
Tab.3 Variation of strain distribution in white matter with bone displacement in the spinal canal

位移/mm	应变			
	VRF	ASCT	PSCT	FG
1.6	0.03	0.002	—	—
2.1	0.11	0.01	—	—
2.7	0.29	0.04	0.01	0.02
5.4	0.56	0.30	0.50	0.63

### 3 讨论

在本研究中,量化记录了脊髓不同功能区随骨碎片位移增加而应变上升的情况,可以帮助更深入了解爆裂骨折对脊髓的潜在损伤机制。依据脊髓不同组分的特有机机械参数建立有限元模型,对于更好研究每一功能区域的损伤机制及判断脊髓损伤的类型具有重要意义。实验结果表明,在爆裂骨折初期,白质的应变高于灰质;随着骨碎片位移的增加,灰质的应变逐渐上升;最终在骨碎片位移达到峰值时,白质的应变高于灰质。

同时,本实验也存在一定的局限性。Russell等<sup>[9]</sup>模拟外力碰撞脊髓时设计脊髓具有黏弹性材料属性,并且模拟了碰撞的动态过程,脊髓在碰撞过程中应变分布的变化情况与本实验所得数据一致性较差。这主要是因为本实验中三维有限元模型是具有各向同性线性材料属性的静态模型,仅能显示碰撞早期脊髓应变分布的变化趋势,不能精确模拟整个碰撞过程中脊髓的应变分布情况。Persson等<sup>[27]</sup>报道了在模拟脊髓损伤的模型中增加脑脊液建模的重要性,本实验中未对脑脊液进行建模,对模拟结果的准确性造成了影响。

目前外科治疗胸腰椎爆裂骨折时,椎管占位的百分比(percentile canal compromise, PCC)是一个重

要的检查指标<sup>[6]</sup>, PCC 较其他方法能更准确地评估椎管受累程度。基于大量证据, Wilcox 等<sup>[8]</sup>提出椎管占位低于 60% 是外科治疗胸腰椎爆裂骨折的手术指征。本研究使用的有限元模型将脊髓的末端也考虑为脊髓的一部分, 精确模拟了胸腰段脊髓的几何形态, 可以清晰区分灰质、白质、硬脊膜和软脊膜的边界; 通过模拟骨碎片在椎管内的移动过程, 量化记录了脊髓不同功能区域的应变分布。

本研究通过比较脊髓运动功能区和感觉功能区受损的情况, 可以较好理解影像学改变和神经功能损害程度不一致的现象。Wilcox 等<sup>[8]</sup>发现, 骨碎片的最终位置并不能准确反映脊髓应变的峰值或椎管阻塞的最大程度, 故不能反映在发生撞击瞬间脊髓组织所受损害的严重程度。基于本研究的结果, 推测如果患者的 ASIA (美国脊柱损伤协会) 运动功能评分低于感觉功能评分, 则骨碎片的最终位置可以反映椎管阻塞的严重程度; 因为在这种情况下, 骨碎片移动时的冲击速度较低, 即使累及脊髓后部组织, 也很少对骨碎片造成反弹。与此相反, 如果骨碎片的冲击速度很高, 则脊髓被严重压缩的同时, 会对骨碎片产生反弹作用; 在这种情况下, 即使最终的椎管阻塞并不严重, 依然会出现严重的脊髓组织损伤和神经功能损害。

综上所述, 胸腰段脊柱发生爆裂骨折时, 脊髓损伤的严重程度取决于脊髓后部组织的受累情况; 若脊髓后角已经受累, 则预示脊髓受损程度较重。脊髓前角 (运动功能区) 和后角 (感觉功能区) 发生创伤的顺序也对脊髓损伤的程度有重要影响。临床上经常出现临床症状与影像学检查不一致的情况, 此时可以通过评估脊髓运动功能区和感觉功能区发生损伤的严重程度, 更加准确判断患者病情。本文的模拟结果还需要进一步的临床研究加以验证。

## 参考文献:

[1] 王向阳, 戴力扬. 胸腰椎爆裂性骨折模型[J]. 医用生物力学, 2006, 21(2): 153-158.  
Wang XY, Dai LY. Thoracolumbar burst fracture model for biomechanical study [J]. J Med Biomech, 2006, 21(2): 153-158.

[2] Wood K, Butterman G, Mehdor A, et al. Operative compared with nonoperative treatment of a thoracolumbar burst

fracture without neurological deficit. A prospective, randomized study [J]. Bone Joint Surg Am, 2003, 85(5): 773-781.

- [3] Harrop JS, Hunt GE, Vaccaro AR. Conus medullaris and cauda equina syndrome as a result of traumatic injuries: Management principles [J]. Neurosurg Focus, 2004, 16(6): e4.
- [4] Zeng ZL, Zhu R, Li SZ, et al. Formative mechanism of intracanal fracture fragments in thoracolumbar burst fractures: A finite element study [J]. Chin Med J, 2013, 126(15): 2852-2858.
- [5] LeMay DR, Gehua L, Zelenock GB, et al. Insulin administration protects neurologic function in cerebral ischemia in rats [J]. Stroke, 1988, 19(11): 1411-1419.
- [6] Rasmussen PA, Rabin MH, Mann DC, et al. Reduced transverse spinal area secondary to burst fractures: Is there a relationship to neurologic injury [J]. Neurotrauma, 1994, 11(6): 711-720.
- [7] Zhao X, Fang XQ, Zhao FD, et al. Traumatic canal stenosis should not be an indication for surgical decompression in thoracolumbar burst fracture [J]. Med Hypotheses, 2010, 75(6): 550-552.
- [8] Wilcox RK, Boerger TO, Allen DJ, et al. A dynamic study of thoracolumbar burst fractures [J]. Bone Joint Surg Am, 2003, 85(11): 2184-2189.
- [9] Russell CM, Choo AM, Tetzlaff W, et al. Maximum principal strain correlates with spinal cord tissue damage in contusion and dislocation injuries in the rat cervical spine [J]. J Neurotrauma, 2012, 29(8): 1574-1585.
- [10] 黄菊英, 李海云, 吴浩. 腰椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 96-101.  
Huang JY, Li HY, Wu H. Simulation calculation on biomechanical properties of lumbar disc herniation [J]. J Med Biomech, 2012, 27(1): 96-105.
- [11] 苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 建立全腰椎有限元接触模型[J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 200-205.  
Su J, Zhao WZ, Chen BZ, et al. Establishing finite element contact model of human L1 ~ L5 lumbar segments [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 200-205.
- [12] Li XF, Dai LY. Three-dimensional finite element model of the cervical spinal cord: Preliminary results of injury mechanism analysis [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2009, 34(11): 1140-1147.
- [13] Sparrey CJ, Manley GT, Keaveny TM. Effects of white, grey, and pia mater properties on tissue level stresses and strains in the compressed spinal cord [J]. J Neurotrauma, 2009, 26(4): 585-595.
- [14] Ko HY, Park JH, Shin YB, et al. Gross quantitative measurements of spinal cord segments in human [J]. Spinal

- Cord, 2004, 42(1): 35-40.
- [15] Qiu TX, Teo EC, Zhang QH. Comparison of kinematics between thoracolumbar T11-T12 and T12-L1 functional spinal units [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2006, 220(4): 493-504.
- [16] Tan SH, Teo EC, Chua HC. Quantitative three-dimensional anatomy of lumbar vertebrae in Singaporean Asians [J]. Eur Spine J, 2002, 11(2): 152-158.
- [17] Zhong ZC, Wei SH, Wang JP, *et al.* Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method [J]. Med Eng Phys, 2006, 28(1): 90-98.
- [18] Denoziere G, Ku DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc [J]. J Biomech, 2006, 39(4): 766-775.
- [19] Ozawa H, Matsumoto T, Ohashi T, *et al.* Mechanical properties and function of the spinal pia mater [J]. J Neurosurg Spine, 2004, 1(1): 122-127.
- [20] Zarzur E. Mechanical properties of the human lumbar dura mater [J]. Arq Neuropsiquiatr, 1996, 54(3): 455-460.
- [21] Wilcox RK, Bilston LE, Barton DC, *et al.* Mathematical model for the viscoelastic properties of dura mater [J]. J Orthop Sci, 2003, 8(3): 432-434.
- [22] Bilston LE, Thibault LE. The mechanical properties of the human cervical spinal cord in vitro [J]. Ann Biomed Eng, 1996, 24(1): 67-74.
- [23] Hung TK, Lin HS, Bunegin L, *et al.* Mechanical and neurological response of cat spinal cord under static loading [J]. Surg Neurol, 1982, 17(3): 213-217.
- [24] Greaves CY, Gadala MS, Oxland TR. A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord; An investigation of three injury mechanisms [J]. Ann Biomed Eng, 2008, 36(3): 396-405.
- [25] Tencer AF, Allen BL, Ferguson RL. A biomechanical study of thoracolumbar spine fractures with bone in the canal. Part III. Mechanical properties of the dura and its tethering ligaments [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1985, 10(8): 741-747.
- [26] Oakland RJ, Hall RM, Wilcox RK, *et al.* The biomechanical response of spinal cord tissue to uniaxial loading [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2006, 220(4): 489-492.
- [27] Persson C, Summers J, Hall RM. The importance of fluid-structure interaction in spinal trauma models [J]. J Neurotrauma, 2011, 28(1): 113-125.

## 《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、波兰《哥白尼索引》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2012年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2011年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)23271133;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@gmail.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn