

# 不同姿势对脊椎胸腰节段爆裂骨折的影响

李武杰, 郭立新

(东北大学 机械工程与自动化学院, 辽宁 沈阳 110819)

**摘 要:** 根据临床医学的统计结果, 建立了一个比较完整详细的 T12 - L2 胸腰椎节段的脊椎有限元模型, 并赋予模型带有失效准则的非线性材料属性来研究不同姿势下脊椎爆裂骨折的生物力学原理. 垂直压缩载荷由一个刚体球垂直碰撞脊椎模型产生. 在碰撞之前, 脊椎模型分别处于直立、前屈、后伸的姿势下, 由此获得 3 种姿势下的骨折过程和评估爆裂骨折程度的纵向高度、横向宽度和关节突接触力的评价参数. 研究结果表明, 后伸姿势下椎管狭窄程度最大, 爆裂骨折程度最严重.

**关键词:** 有限元方法; 脊椎胸腰节段; 爆裂骨折; 碰撞载荷; 生物力学

**中图分类号:** R 681.5; R 318.01 **文献标志码:** A **文章编号:** 1005-3026(2020)04-0534-07

## Effect of Different Postures on Burst Fracture of Thoracolumbar Segment

LI Wu-jie, GUO Li-xin

(School of Mechanical Engineering & Automation, Northeastern University, Shenyang 110819, China. Corresponding author: LI Wu-jie, E-mail: neulwj@163.com)

**Abstract:** Based on the statistical results of clinical medicine, a complete and detailed spine finite element model of the T12-L2 thoracolumbar segment was established, and the nonlinear material properties with failure criteria were given to the model to study the biomechanism of spinal burst fractures in different postures. The vertical compressive load was generated by a rigid ball vertically colliding with the thoracolumbar model. Before the collision, the thoracolumbar model was in the upright, forward flexion, and backward extension postures, thereby obtaining the fracture process in three postures and the evaluation parameters of longitudinal height, lateral width, and articular process contact force to evaluate the degree of burst fracture. It was found that in the backward extension posture, the canal stenosis was the most serious in burst fracture.

**Key words:** finite element method; thoracolumbar segment; burst fracture; impact load; biomechanics

有将近一半的脊椎骨折发生在 T11 - L2 节段中. 虽然爆裂骨折在其中的占比为 15%, 但是爆裂骨折引起的神经损伤率却高达 60%. 爆裂骨折的表现是发生骨折的椎骨节段, 其部分骨折碎片侵入到椎管中, 造成椎管狭窄, 引起神经损伤. 垂直方向的高能量冲击力是引起爆裂骨折的最重要原因, 常见于生活中的事例就是高空坠落和车祸.

Holdsworth<sup>[1]</sup> 首先提出了爆裂骨折定义, 并将脊椎定义为两柱体来解释爆裂骨折. Denis<sup>[2]</sup> 在此基础上定义了更细分的三柱体来解释爆裂骨

折. Kifune 等<sup>[3]</sup> 利用一个高塔释放重物的设备冲击胸腰椎节段来再现爆裂骨折的发生, 以研究在不同的冲击能量下, 爆裂骨折的发生率. Isomi 等<sup>[4]</sup> 研究在爆裂骨折后, 人体在前屈和后伸姿势时, 椎管的横截面面积变化. El-Rich 等<sup>[5]</sup> 建立一个 L4 - L5 节段的腰椎模型并赋予失效材料来研究在不同的载荷速率下腰椎发生骨折的具体过程. 王吉博<sup>[6]</sup> 建立了 T10 - L2 节段的有限元模型来模拟爆裂骨折后的两种治疗方案效果. 文献<sup>[7]</sup> 统计了各种不同的骨折类型并加以分类, 归

纳总结了诱发不同骨折类型的作用力的形式。

本文的目的是研究人体脊椎胸腰节段在直立、前屈和后伸三种姿势下爆裂骨折的发生机制，提取评估爆裂骨折的相关参数，分析三种姿势下爆裂骨折的严重程度，为爆裂骨折的研究提供一个新思路和方法。

## 1 材料和方法

### 1.1 T12 - L2 胸腰椎模型的建立

本模型是以一个处于 50 百分位的成年中国女性仰卧的脊椎 CT 断层图片为基础重建的几何

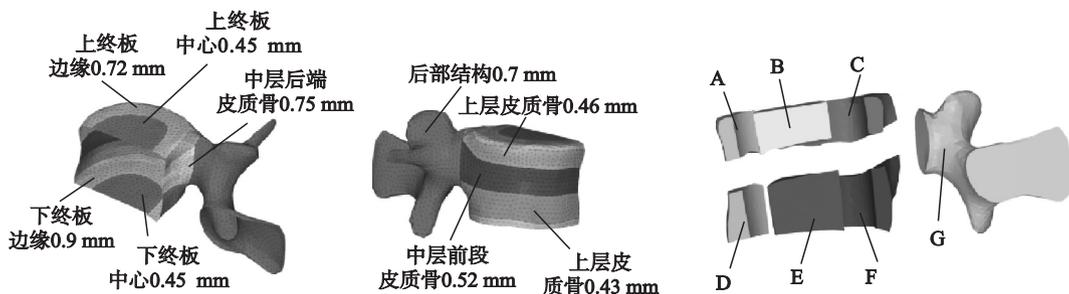


图 1 皮质骨和松质骨的不同材料属性区域示意图

Fig. 1 Schematic diagram of different material property regions of cortical bone and cancellous bone

椎间盘建立在相邻上下终板间，椎间盘被划分为两个部分，分别为纤维环和髓核，所占体积分别约为 56% 和 44%。纤维环被划分为纤维环基质和纤维环纤维两部分，其中，纤维环纤维的体积约为基质的 19%。椎间盘在纵向被划分为 7 层结构，纤维环基质在周向被划分为 6 层结构，纤维环纤维为 3D - truss 单元包裹基质，与上下终板的角度约为  $\pm 35^\circ$ 。胸腰椎段共有 7 个韧带结构，分别为前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、横突间韧带、囊韧带。所有韧带都以 1 mm 厚度的面单元组成，除了囊韧带为 3 节点三角形

模型。CT 图像厚度为 0.6 mm，T12 - L2 节段的 CT 图像为 374 张，然后导入到 MIMICS 软件中获得胸腰节段的 3D 几何外形，再导入到处理几何软件 ANSA 中进行有限元网格的划分，最后导入到 hypermesh 中进行材料属性的赋予、边界条件的加载等，利用内置的 RADIOSS 求解器进行计算分析。

椎体可分为皮质骨和松质骨。为了得到更准确的结果，根据文献[8]的研究，本模型将皮质骨和终板划分为 9 个不同厚度的 3 节点三角形网格区域，将松质骨划分为 7 个不同材料属性的 4 节点四面体网格区域，如图 1 所示。

单元外，其余韧带都是 4 节点四边形单元，如图 2 所示。

### 1.2 模型的材料属性

骨骼的材料属性与弹塑性材料存在类似的变形及屈服极限点，在屈服极限点以前，骨头的属性为弹性材料，在超过屈服点之后，材料的属性为塑性变形。因此使用 Johnson - Cook 弹塑性材料公式来模拟骨骼的材料性质，并加入失效条件来模拟骨骼的断裂。在标准温度下，塑性应力的等效公式为

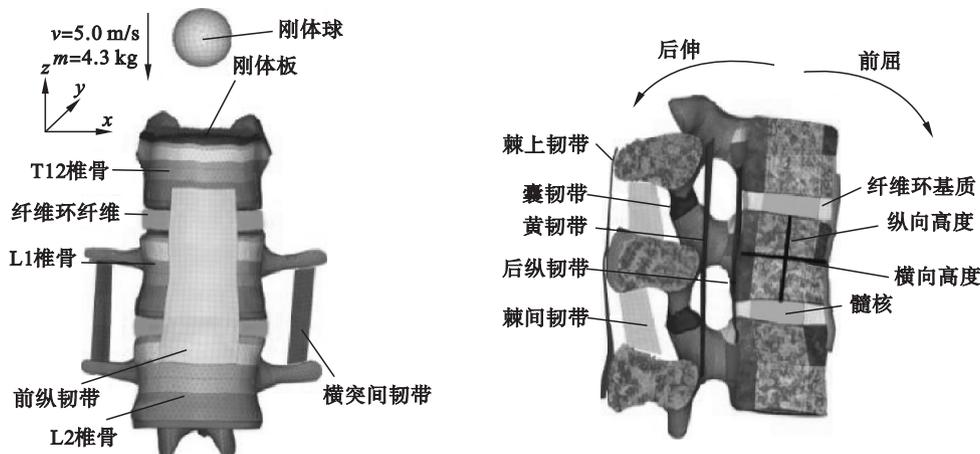


图 2 T12 - L2 节段有限元模型

Fig. 2 Finite element model of T12-L2

$$\sigma = (A + B\varepsilon_p^n)(1 + C \ln \dot{\varepsilon}), \quad (1)$$

$$\dot{\varepsilon}^* = \begin{cases} \dot{\varepsilon}/\dot{\varepsilon}_0, & \dot{\varepsilon} \geq \dot{\varepsilon}_0; \\ 1, & \dot{\varepsilon} < \dot{\varepsilon}_0. \end{cases} \quad (2)$$

式中: $\sigma$  为等效应力; $A$  为屈服应力; $B$  为硬化模量; $n$  为硬化指数; $C$  为应变率系数; $\varepsilon_p$  为塑性应变; $\dot{\varepsilon}$  为瞬时的应变率; $\dot{\varepsilon}_0$  为参考应变率. 当塑性应变  $\varepsilon_p$  到达设定的最大应变  $\varepsilon_{\max}$  时, 面网格将会被删除, 体网格将失效, 偏应力将恒为零. Johnson - Cook 弹塑性材料公式的参数选用文献[9]中的参数, 利用反证法得出脊椎 L1 椎骨材料属性, 如表 1 所示. 因为 Johnson - Cook 公式为简化的弹塑性变形, 并且将各向异性的骨头材料假设为各向同性, 需要对采取的参数进行验证. 验证方法

见文献[9]中的实验条件, 在 10 mm/s 和 2 500 mm/s 两个速度载荷下, 将椎骨 L2 节段压缩, 得到力位移曲线中的最大失效力(椎体刚度下降点的作用力)和失效能量面积(力位移曲线在刚度下降前与  $x$  轴所构成的面积), 对比实验结果确定参数是否合理. 结果如表 2 所示, 可知各项参数的选择是合理正确的.

纤维环和髓核采用了带有应变能密度公式的一阶不可压缩 Mooney - Rivlin 超弹性公式:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3). \quad (3)$$

式中: $C_{10}, C_{01}$  为材料常数; $I_1, I_2$  为变形张量的不变量; $W$  为能量密度.

表 1 椎骨的材料属性  
Table 1 Material properties of vertebral bone

材料属性	松质骨(A~G区)及终板中心区域(与B区同)							皮质骨和终板边缘
	A	B	C	D	E	F	G	
密度/( $\text{kg} \cdot \text{mm}^{-3}$ )	1.8	1.8	2.0	2.0	2.5	2.5	1.8	0.2
弹性模量/MPa	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	4 014
泊松比 $\nu$	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.3
屈服应力 A/MPa	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	142.5
硬化模量 B/MPa	8.5	7.0	8.5	8.1	12.5	12.5	7.0	1 338
硬化指数 $n$	1	1	1	1	1	1	1	1
失效塑性应变 $\varepsilon_p$	0.082	0.06	0.082	0.08	0.104	0.104	0.06	0.071
塑性最大应力/MPa	2.65	2.3	2.65	2.6	3.25	3.25	2.3	190
应变率系数 $C$	0.533	0.533	0.533	0.533	0.533	0.533	0.533	0.272
参考应变率 $\dot{\varepsilon}_0$	0.008	0.008	0.008	0.008	0.008	0.008	0.008	0.008

表 2 材料参数的失效验证结果  
Table 2 Validation of material properties in failure

速度/( $\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$ )	失效力/N			失效能量/J		
	$F_{\min}$	$F_{\text{model}}$	$F_{\max}$	$E_{\min}$	$E_{\text{model}}$	$E_{\max}$
10	2 179	6 518	7 637	0.38	5.9	8.14
2 500	7 589	10 151	11 809	4.54	7.2	8.32

Mooney - Rivlin 超弹性公式没有考虑到应变率的影响, 但实验结果表明, 应变率对椎间盘的材料属性有很大的影响, 因此将材料属性分为低速和高速材料, 如表 3 所示. 其中低速材料应用于静态或准静态分析, 如本文中模型的验证是在准静态条件下模拟的, 采用低速率材料属性. 碰撞是在高应变率的动态条件下模拟的, 选用高速率材料属性. 纤维环纤维和韧带的材料属性采用文献[10]的数据.

表 3 椎间盘的材料属性  
Table 3 Material properties of intervertebral disc

材料属性	髓核		纤维环基质	
	低速率	高速率	低速率	高速率
密度/( $\text{kg} \cdot \text{mm}^{-3}$ )	1	1	1.2	1.2
泊松比 $\nu$	0.495	0.495	0.45	0.45
$C_{10}$ /MPa	0.12	31.8	0.18	11.8
$C_{01}$ /MPa	0.03	8.0	0.045	2.9

### 1.3 仿真边界条件

仿真的坐标轴系如图2所示, 竖直向上为 $z$ 轴的正方向,  $y$ 轴方向为从左到右,  $x$ 轴方向为从前到后. L2下表面和后部结构的所有自由度都被固定.

为了将冲击力均匀同时地传递到椎骨上, 在T12上方建立1个以T12上表面外形为基础, 厚度为3 mm的刚体板并与T12绑定连接. 撞击脊椎的刚体球忽略重力加速度, 给予1个竖直向下的5 m/s初速度, 刚体球半径为11 mm, 质量为4.3 kg, 刚体球最低点距离刚体板上表面20 mm, 刚体球的中心与T12中心处于1条竖直直线上.

本文模拟3种姿势下的爆裂骨折结果, 3个模拟过程分别为直立姿势、前屈姿势和后伸姿势. 直立姿势就是模型建立时的姿势, 前屈姿势和后伸姿势需要将脊椎模型弯曲一定角度. 结合脊椎的生理活动曲线, 保证撞击前模型的完整性, 根据文献统计的人体脊椎各节段的活动范围<sup>[11]</sup>, 本文在T12上表面施加了使脊椎前屈和后伸弯曲 $8^\circ$ 的力矩, 仿真持续总时间为6 ms. 为了使计算步长在合理范围, 节约计算时间和得到易收敛的结果, 在撞击前的0~4 ms, 将 $8^\circ$ 的弯曲力矩线性增长地施加到T12上, 在4 ms后保持 $8^\circ$ 直到仿真结束. 为了保证在刚体球撞击椎体时与T12中心仍

处于同一竖直直线上, 在前屈后伸姿势时, 刚体球应在仿真开始前调整到相应的位置.

椎间盘和韧带与椎骨的连接方式为绑定接触, 相邻的关节突、刚体球与刚体板及所有的不同结构的部件之间都采用了无摩擦的接触方式以防止可能的穿透.

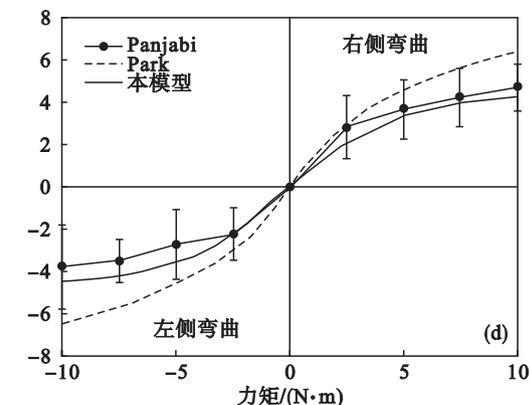
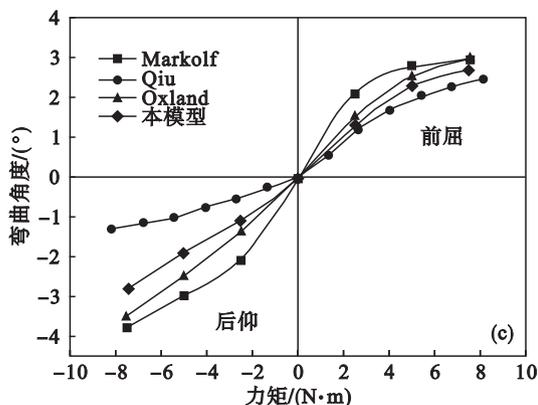
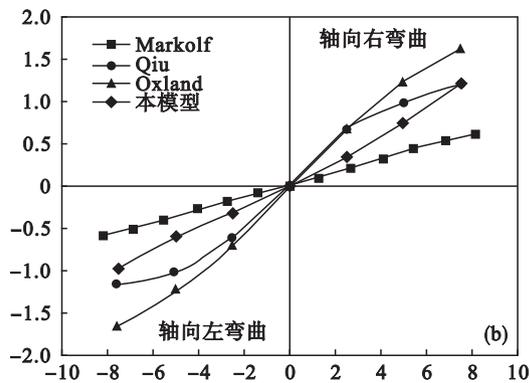
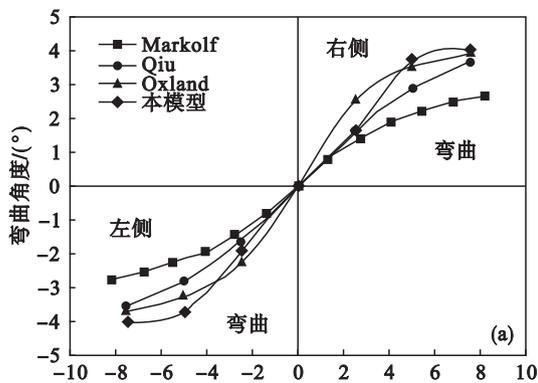
### 1.4 模型验证

为了保证结果的准确性, 需要对模型进行验证. 将T12-L2模型分成T12-L1和L1-L2两段分别验证. T12-L1在前后弯曲、左右侧弯、轴向左向右弯曲6个方向上施加7.5 N·m线性增加的力矩. L1-L2在同样的6个方向上施加包含100 N预应力的10 N·m线性增加的力矩.

## 2 结果

### 2.1 模型验证结果

T12-L1, L1-L2节段模型的验证结果如图3所示, 与已发表的参考文献结果<sup>[12-13]</sup>相比, 在误差允许的范围内高度吻合, 变化趋势也非常相近, 因此, 模型的验证结果是准确的, 可以进行模拟分析.



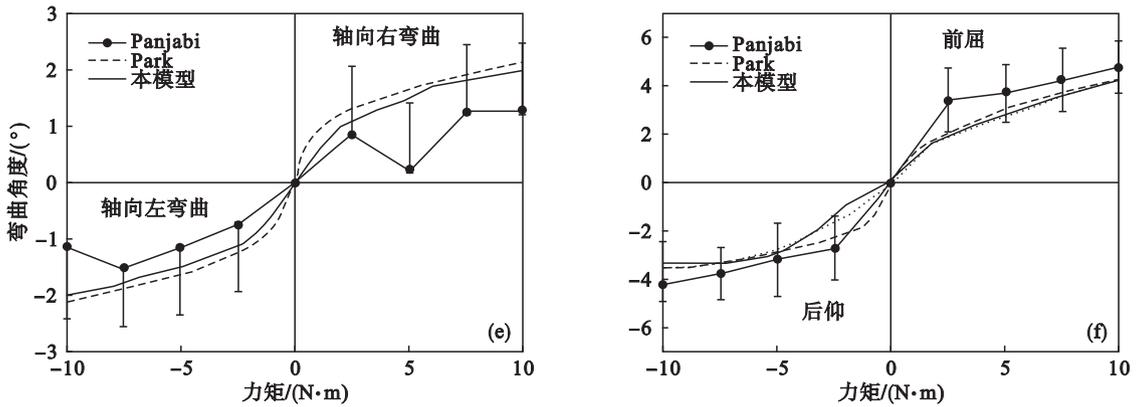


图 3 模型的验证结果

Fig. 3 Model validation results

(a) ~ (c)—T12 - L1 节段; (d) ~ (f)—L1 - L2 节段.

## 2.2 实验模拟结果

3 种模拟条件下刚体球撞击模型产生的最大接触力为  $(11 \pm 0.8)$  kN, 因此, 可以认为 3 种模拟为相同能量冲击下的对比. 在 3 种模拟仿真中, 破坏的位置都发生在 L1 椎体. 在前屈姿势下, 由于 L1 上端骨折分离出的楔形碎片变形太大, 因此, 在前屈姿势下, 模拟在 5.7 ms 停止.

在直立状态时, 骨折破坏开始于椎体上半部分的后壁处及两侧的椎弓根与终板的邻近区域,

随后骨折向椎体中心和前部延伸, 在骨折延伸过程中, 椎体下半部分前端在矢状面上裂开. 在后伸姿势时, 骨折的破坏过程与直立状态时相似, 但椎体下半部分保持完整. 在前屈姿势下, 骨折开始于椎体上半部分的中间前壁靠近终板的位置, 随后破坏向终板中心延伸. 3 种姿势在 4 个时间点: 4.5, 5.0, 5.5, 6.0 ms (前屈状态 5.7 ms) 的应力云图如图 4 所示.

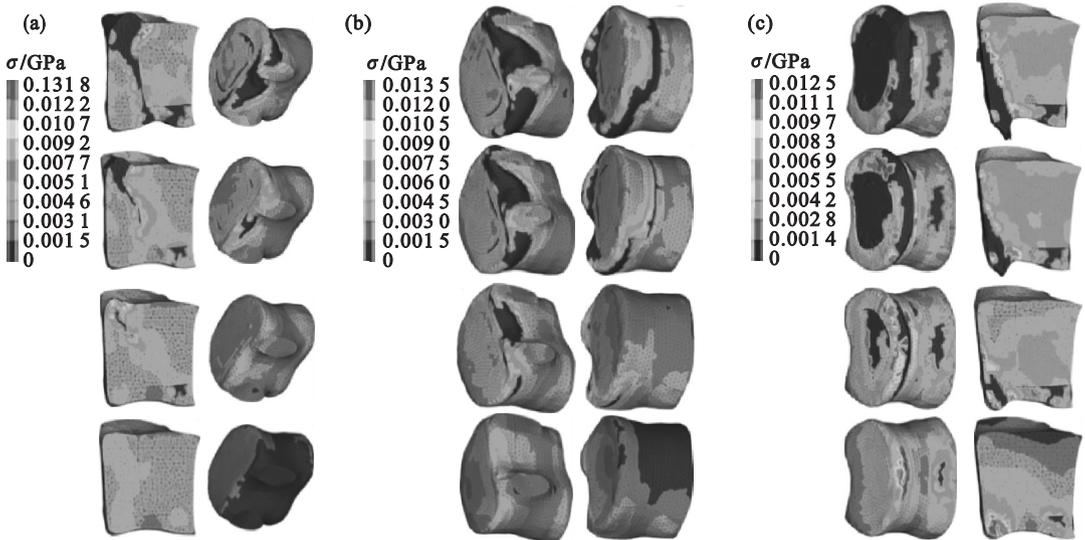


图 4 不同姿势下松质骨在 4 个时间节点的应力云图

Fig. 4 Stress distribution of trabecular bone in different postures at four time points

(a)—直立姿势; (b)—后伸姿势; (c)—前屈姿势.

3 种姿势下椎体 L1 的纵向高度减少、横向宽度增加, T12 - L1 关节突接触力的时间曲线如图 5 ~ 7 所示. 在图 5 中, 前屈姿势高度丢失最大, 为 4.12 mm, 后伸姿势为 3.64 mm, 直立姿势最小, 为 3.19 mm. 在图 6 中, 后伸姿势横向宽度增加 7.32 mm, 向椎管内偏移量最大; 直立姿势横向宽度增加 2.33 mm; 在前屈姿势下, 横向宽度基本没

有变化. 在图 7 中, 后伸姿势得到最大的接触力为 0.36 kN, 直立姿势下的最大接触力为 0.136 kN, 前屈姿势下的最大接触力为 0.09 kN.

3 种姿势下的最终骨折形式如图 8 所示 (隐藏部分失效单元), 其相应的骨折类型都可在文献 [7] 中找到对应的分类.

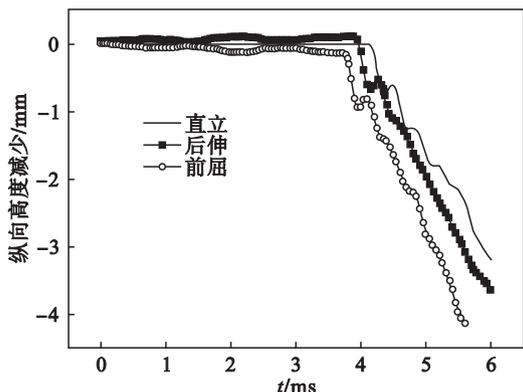


图 5 纵向高度减少位移曲线

Fig. 5 Displacement curves of longitudinal height reduction

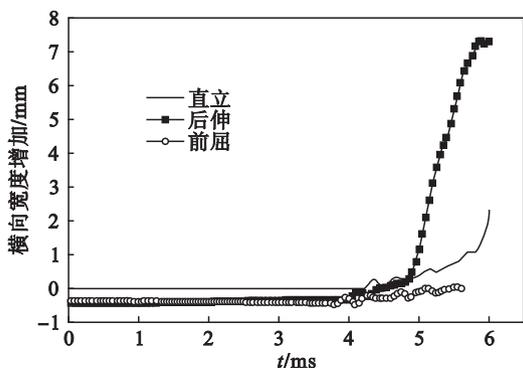


图 6 横向宽度增加位移曲线

Fig. 6 Displacement curves of lateral width increase

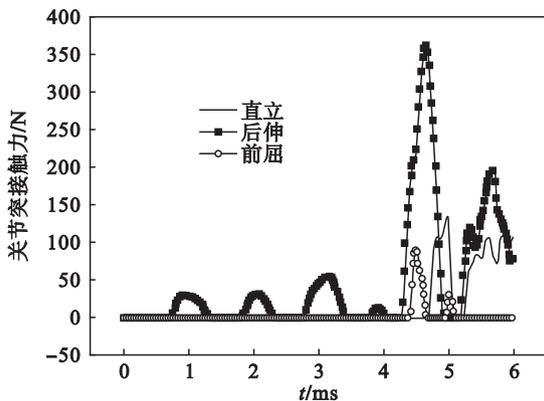


图 7 关节突接触力曲线

Fig. 7 Contact force curves of facet joints

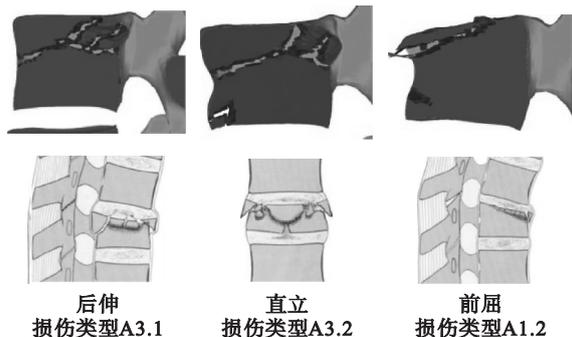


图 8 仿真骨折结果与 Magerl 的分类对比图

Fig. 8 Comparison of simulation fractures to Magerl's classification

### 3 讨 论

本文使用了一个具有破坏准则的胸腰椎节段模型来研究在 3 种不同姿势下该节段的爆裂骨折原理. 这个方法不仅再现了脊椎爆裂骨折的过程, 还对比了 3 种不同姿势下爆裂骨折的差异, 并且将得到的 3 种骨折类型与文献进行对比分析, 保证了其骨折形式的合理性. 碰撞产生的骨折更符合实际情况. 在韧带结构中, 压缩力为主要作用力时, 很少发生破坏<sup>[2]</sup>, 因此本模型没有将韧带结构的破坏准则加入. 根据文献<sup>[14]</sup>可知, 产生椎体破坏的冲击能量为 50 ~ 180 J, 本文的冲击能量为 56 J, 在此区间内.

临床观测 CT 图和实验室碰撞结果如图 9 所示<sup>[15-16]</sup>. 图 9a 的结果与本次模拟前屈状态下的碰撞结果相似, 椎体前柱完全破坏, 椎体高度严重损失. 图 9b 的 CT 图表明椎骨的上终板完全破坏, 从上终板到椎体前柱, 部分椎体形成楔形碎片, 脊椎后柱侵入到椎管当中, 造成椎管狭窄, 这与本次模拟后伸姿势下的碰撞结果相似. 图 9c 是实验室中 T12 - L2 节段垂直碰撞的结果, 其终板完全破坏, 且在椎骨前部结构中, 有楔形的骨头碎片形成, 这与本文直立姿势的模拟仿真结果非常相似.

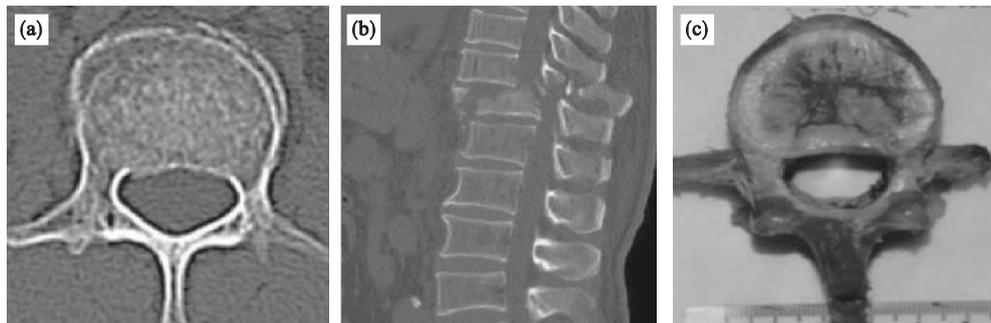


图 9 临床 CT 观测图和实验室碰撞结果图

Fig. 9 CT images in clinic observation and collision result in experiment

(a) — 与前屈姿势骨折相似的 CT 扫描图; (b) — 与后伸姿势骨折相似的 CT 扫描图;  
 (c) — 与直立姿势骨折相似的实验室碰撞结果.

文献[7]统计了大量的骨折类型并描述了相应作用力形式。爆裂骨折的最主要作用力就是垂直向下的压缩力,这与本文的垂直冲击力相吻合。不同力造成不同骨折类型的原因:①脊椎在受到垂直载荷作用前有预加载时,其椎间盘产生了不同方向的剪切力;②关节突在不同的预加载条件下,在受到垂直载荷时传递的接触力是不同的。

纵向高度减少被用来评估椎体的骨折严重程度,横向宽度增加则与椎管狭窄相关,是爆裂骨折的重要评价参数。关节突是脊椎重要的维持稳定的结构,也是评价椎管狭窄的参数,因此,关节突接触力在爆裂骨折的形成中也有重要作用。在图 5~7 中,前屈姿势的纵向高度减少最大,与后伸姿势与直立姿势相比增加了约 12% 和 29%;而在横向宽度参数上,前屈姿势下基本没有变化,后壁的完整也间接表明了这点;关节突接触力上也是最小值。而后伸姿势在横向宽度增加和关节突接触力中的值都是最大的,即造成的椎管狭窄程度最严重,也最有可能引发严重的神经损伤。

## 4 结 语

本文通过建立一个完整的胸腰椎节段 T12 - L2,利用失效准则模型研究直立、前屈、后伸 3 种姿势下爆裂骨折的原理机制,得到了 3 个在临床观测中分类的骨折类型,为爆裂骨折的研究提供了一个新的方法和思路。在这 3 种姿势中,后伸姿势下爆裂骨折的程度更严重。

### 参考文献:

- [1] Holdsworth F. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine [J]. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 1970, 52(8): 1534 - 1551.
- [2] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries [J]. *Spine*, 1983, 8(8): 817 - 831.
- [3] Kifune M, Panjabi M M, Liu W, et al. Functional morphology of the spinal canal after endplate, wedge, and burst fractures [J]. *Journal of Spinal Disorders*, 1997, 10(6): 457 - 466.
- [4] Isomi T, Panjabi M M, Kato Y, et al. Radiographic parameters for evaluating the neurological spaces in experimental thoracolumbar burst fractures [J]. *Journal of Spinal Disorders*, 2000, 13(5): 404 - 411.
- [5] El-Rich M, Arnoux P J, Wagnac E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions [J]. *Journal of Biomechanics*, 2009, 42(9): 1252 - 1262.
- [6] 王吉博. 有限元法评估经皮椎体成形和后凸成形治疗脊柱三明治骨折的生物力学变化 [J]. *中国组织工程研究*, 2017, 21(35): 5703 - 5708.  
(Wang Ji-bo. Biomechanical characteristics of percutaneous kyphoplasty versus percutaneous vertebroplasty for spinal sandwich fracture by finite element analysis [J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2017, 21(35): 5703 - 5708.)
- [7] Magerl F, Aebi M, Gertzbein S D, et al. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries [J]. *European Spine Journal*, 1994, 3(4): 184 - 201.
- [8] Zhao F D, Pollintine P, Hole B D, et al. Vertebral fractures usually affect the cranial endplate because it is thinner and supported by less-dense trabecular bone [J]. *Bone*, 2009, 44(2): 372 - 379.
- [9] Garo A, Arnoux P J, Wagnac E, et al. Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2011, 49(12): 1371 - 1379.
- [10] Shirazi-Adl A, Ahmed A M, Shrivastava S C. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression [J]. *Spine*, 1986, 11(9): 914 - 927.
- [11] Wilke H J, Krischak S, Claes L. Biomechanical comparison of calf and human spines [J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 2010, 14(3): 500 - 503.
- [12] Qiu T X, Tan K W, Lee V S, et al. Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2006, 28(7): 656 - 664.
- [13] Moramarco V, Perez d P A C, Doblare M. An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment [J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(2): 334 - 342.
- [14] Germaneau A, Vendeuvre T, Saget M, et al. Development of an experimental model of burst fracture with damage characterization of the vertebral bodies under dynamic conditions [J]. *Clinical Biomechanics*, 2017, 49: 139 - 144.
- [15] 陈晓晖, 靳激扬, 何仕诚. 脊椎胸腰段爆裂骨折的 CT 评估 [J]. *现代医学*, 2008, 36(5): 349 - 352.  
(Chen Xiao-hui, Jin Ji-yang, He Si-cheng. CT evaluation of thoracolumbar burst fracture [J]. *Morden Medical Journal*, 2008, 36(5): 349 - 352.)
- [16] Wilcox R K, Allen D J, Hall R M, et al. A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach [J]. *European Spine Journal*, 2004, 13(6): 481 - 488.