

文章编号:1004-7220(2020)03-0325-06

## 兔脊柱节段压缩的生物力学研究

张玉文<sup>1</sup>, 郭媛<sup>2</sup>, 张绪树<sup>2</sup>, 韩世冰<sup>1</sup>, 陈维毅<sup>2</sup>

(太原理工大学 1. 机械与运载工程学院; 2. 生物医学工程学院, 太原 030024)

**摘要:**目的 通过进行动物脊柱的轴向压缩实验,探究脊柱损伤的病理机制,为脊柱损伤的治疗、预防和研究提供参考。方法 通过轴向压缩实验对兔脊柱节段进行生物力学研究,同时利用数字图像相关(digital image correlation, DIC)技术记录压缩过程并进行应变分析。结果 沿脊柱从上向下,节段的极限载荷和承载能力均不断增加;相对应的单椎体的平均极限载荷明显大于节段;椎间盘在水平和竖直方向的应变明显大于上下椎体。结论 在脊柱承受压应力的过程中,应重点考虑椎间盘的承载能力,脊柱节段的损伤主要表现为椎间盘异常。研究结果有助于脊柱压缩性骨折的预防和治疗,以及相关治疗器械和辅助器械的设计。

**关键词:**脊柱节段; 轴向压缩; 椎间盘; 极限载荷; 应变

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.03.010

## Biomechanical Study on Segmental Compression of Rabbit Spine

ZHANG Yuwen<sup>1</sup>, GUO Yuan<sup>2</sup>, ZHANG Xushu<sup>2</sup>, HAN Shibing<sup>1</sup>, CHEN Weiyi<sup>2</sup>

(1. School of Mechanical and Transportation Engineering; 2. School of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)

**Abstract: Objective** To investigate the pathological mechanism of spinal injury by axial compression experiment on animal spine, so as to provide references for the treatment, prevention and research of spinal injury. **Methods**

The biomechanical study of rabbit spine segments was performed by axial segment compression experiment. The compression process was recorded and strain analysis was performed by digital image correlation (DIC) technology. **Results** From the top to the bottom of the spine, the ultimate load and bearing capacity of the segment increased continuously; the average limit load of the corresponding single vertebral body was significantly larger than the segment; the strain of the intervertebral disc in the horizontal and vertical directions was significantly larger than that of the upper and lower vertebral bodies. **Conclusions** In the process of spine compression, the bearing capacity of the intervertebral disc should be taken into account and the injury of spinal segments is mainly manifested as abnormality of the intervertebral disc. The research findings contribute to the prevention and treatment of spinal compression fractures, as well as the design of related therapeutic instruments and assistive devices.

**Key words:** spinal segment; axial compression; intervertebral disc; ultimate load; strain

收稿日期:2019-01-21; 修回日期:2019-03-15

基金项目:国家自然科学基金项目(11472185,11772214)

通信作者:郭媛,副教授,硕士生导师,E-mail: guoyuan@tyut.edu.cn

脊柱是人体的神经中枢。自古以来,中外医生对人体脊椎的生理和病理开展了大量研究。20世纪以后,随着现代建筑业及交通业的迅猛发展,高能量暴力所导致的脊柱骨折发生率呈逐年上升趋势<sup>[1-2]</sup>。在日常生活中,脊柱的承载方式较为复杂,一般是压缩与弯曲的组合,但通常以压应力为主,脊柱由于受压而导致的骨折是临床常见的人体脊柱损伤之一。因此,脊柱压缩性骨折的研究一直是许多学者关注重点。例如,戴力扬<sup>[3]</sup>通过施加不同组合的轴向载荷和弯矩发现,在椎弓根和椎弓根相邻部分的应力集中较为明显,证明脊柱骨折与脊柱的应力集中有关。Nikodem等<sup>[4]</sup>通过改变脊柱节段样品的切除位置和方向,施加载荷的速率和类型,定量分析这些因素对骨组织力学参数的影响。黄建松等<sup>[5]</sup>对胸椎和腰椎各椎体施加静态和动态载荷,发现从胸椎到腰椎,几何尺寸和破坏载荷逐渐增加,并且胸椎和腰椎的动静应力强度比分别为1.51和1.46。秦大平等<sup>[6]</sup>建立腰椎三维有限元模型,为通过有限元分析研究脊柱骨折的损伤机制提供思路和方法。有研究者建立建胸腰椎节段有限元模型并进行生物力学分析,同时采取人尸体标本的力学性能试验加以验证,认为该有限元模型可以作为骨折风险和骨质疏松程度的评估依据<sup>[7-8]</sup>。Jones等<sup>[9]</sup>利用人和动物尸体模型、有限元模型等模拟脊柱损伤过程,认为脊柱损伤是由于机械环境改变引起,并对脊柱的几何和运动形态有明显影响。Iyer等<sup>[10]</sup>建立人体脊柱的数学模型并通过生物力学检测发现,模型预测得到的压缩力与胸椎和腰椎体内椎间盘的内压力密切相关。Panjab等<sup>[11]</sup>通过动物实验发现,脊椎发生屈曲损伤后在侧弯时稳定,但在屈伸时稳定性最差,而过伸损伤在轴向旋转和侧弯时稳定性最差,压缩损伤对稳定性影响较小。

尽管目前关于脊柱压缩性骨折的力学研究已有较多报道,但主要集中在骨折对脊柱稳定性的影响以及内固定器械的生物力学评价方面,有关脊柱本身对载荷的响应及其与压缩性骨折损伤机制的关系鲜有报道。

由于动物标本可以进行大样本实验,本文选择130 d兔龄新西兰大白兔,以兔脊柱的胸椎和腰椎节段作为研究对象,进行轴向压缩实验,与单椎体

压缩实验结果进行分析比较,并通过数字图像相关(digital image correlation, DIC)技术进行应变分析,从宏观力学方面分析兔脊柱节段的生物力学特性。DIC技术采用非接触测试应变方法,通过对变形前后采集试件的图像进行相关处理,可以实时得到压缩过程中计算区域内所有点的应变。这种方法既避免了粘贴应变片所消耗的时间以及对试件本身力学特性的影响,也可以弥补应变片只能测试一点应变的缺点。

本文通过对动物脊柱进行压缩实验,可以探究脊柱骨折的机制,有助于压缩性骨折的预防和治疗,以及相关治疗器械和辅助器械的设计。

## 1 材料与方法

研究发现,脊柱骨折会受到施加载荷方向、类型以及加载速度等因素的影响<sup>[4]</sup>。Bouxein等<sup>[12]</sup>实验结果表明,身体前倾和载荷增加同样会使椎体骨折风险大大增加。本文选取脊柱节段(两个椎体加一个椎间盘)作为实验样本,沿脊柱从上向下施加轴向载荷,最终使节段发生压缩性骨折。

### 1.1 脊柱节段压缩实验

**1.1.1 培养实验兔** 购买新西兰大白兔,记录其出生日期、取脊柱日期、兔龄、样本量,对每只兔测量体重并记录。剖取出整体脊柱,保留部分软组织、节段肋骨、盆骨,低温冰箱-80℃冷冻保存备用;

实验兔具体信息:2015年4月11日出生;2015年8月18日取脊柱冷冻(兔龄为130 d),实验兔1~5的体质量分别为2.74、2.52、2.64、2.60、2.58 kg,平均2.52~2.74 kg。

**1.1.2 截取脊柱节段** 将脊柱取出,并在常温下解冻10~12 h后,去除脊柱上附着的肌肉、韧带等组织,并将肋骨、骨盆等结构从脊柱上剥离,然后从第2节胸椎开始,两个椎体加一个椎间盘作为1个节段,依次截取,标号,用浸泡生理盐水的纱布包裹后,放入冰箱中冷藏备用。

**1.1.3 放置实验样本** 将实验样本放置在Instron 5544万能材料试验机压头上,调节横梁位置,使得上压头刚好与椎体上表面接触。胸椎和腰椎的各个节段沿高度方向压缩。

**1.1.4 预循环设置** 实验前,通过预实验得出的各个节段极限载荷,选取极限载荷5%~10%作为预循

环的最大载荷,循环次数为3次,具体参数如下: T2~3和T4~5:速率300 N/min,最大载荷15 N; T6~7至T10~11:速率300 N/min,最大载荷20 N; T12~L1至L6~7:速率300 N/min,最大载荷30 N。设置试验机的参数:数据采集频率为8 ms/次;压缩速率为1.0 mm/min;结束条件包括:最大载荷1.999 kN确保试验机不过载,胸椎和腰椎各节段分别达到每个节段中椎间盘高度50%、100%、120%,以保证脊柱节段发生骨折<sup>[13]</sup>,在试验机周围搭建DIC数字散斑三维全场变形测量与分析系统以测量位移,并在实验进行过程中另外增设1台摄像机拍摄压缩过程,用于后期分析<sup>[14]</sup>。

**1.1.5 实验步骤** 准备工作完成后,测量实验环境温度,之后开启试验机、DIC数字散斑三维全场变形测量与分析系统、辅助摄像机,实验达到预设结束条件后自动停止,记录并整理实验数据。

## 1.2 面积测量

(1) 实验前,对处死时间和保存条件相同的一批实验用兔中的1只进行CT(型号:NeuViz 128,东软医疗系统有限公司,中国)断层扫描,具体参数为:断层图像分辨率 $512 \times 512$ ,像素尺寸 $601.56 \mu\text{m}$ ,层厚0.5 mm。

(2) 将兔脊柱CT扫描文件导入Mimics 19.0(Materialise公司,比利时),根据骨头的默认灰度值进行三维实体重建。

(3) 根据CT图片的矢状面、冠状面和横断面图片,人为选取面积较小的位置,并在此基础上,分别在上下各取2~3个横断面进行面积测量,选取最小值。

(4) 打开Contour Visible,显示基于图像分割的蒙板提取的轮廓线;点击Measurements中的Measure Area对该截面椎孔及椎体外表面的轮廓线进行面积测量,并将数据记录到Excel表格中;计算后得到椎体该截面表面积。

## 1.3 应变分析

通过搭建DIC数字散斑三维全场变形测量与分析系统,拍摄压缩过程的图像,分析获得脊柱节段的实际位移和应变。DIC技术采用非接触测试应变方法,可以获得试件上任意一点的应变。

DIC数字散斑三维全场变形测量与分析系统分析采用双相机定位模式,对实验试件上进行三维定位识别,通过两个相机的空间定位,计算试件上点

和区域在空间上的应变。双相机的空间标定需要在实验前用标定板标定,得出两个相机的焦距、成像中心,径向畸变、切向畸变等参数。

使用图像处理软件Match ID-3D,导入相机参数,导入参考位置图像(第1张图像),并将DIC数字散斑三维全场变形测量与分析系统得出的计算图像全部导入,选取整个节段作为计算区域,根据系统要求设置计算相关准则等等参数,选取初始计算子集和计算子集大小及数量,软件自动识别试件的三维空间位置,通过计算变形前后试件的图像像素点的位移量,进而获得试件实际的位移和应变。

## 2 结果

### 2.1 载荷分析

通过脊柱节段压缩实验,对Insrtion 5544万能材料试验机获得的载荷、位移数据进行分析,以实验兔3的T8~9和实验兔5的L4~5节段为例,选取节段压缩的载荷-位移曲线的最大峰值作为该节段的极限载荷(见图1)。

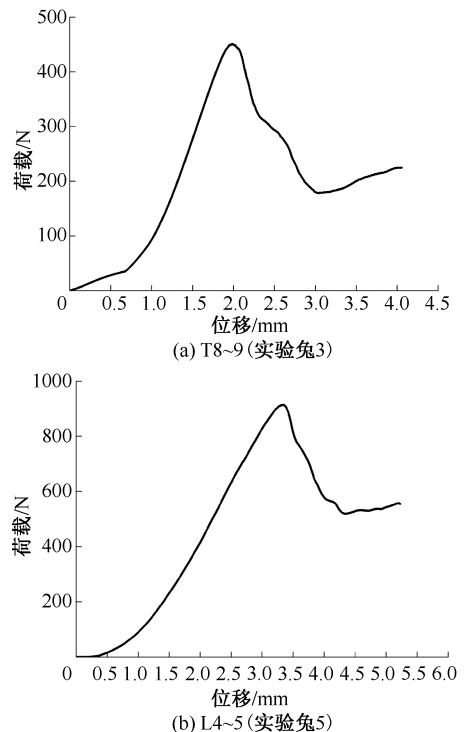


图1 脊柱节段载荷-位移曲线

Fig.1 Load-displacement curve of the spine

- (a) Segment T8-9 (experiment rabbit No.3),
- (b) Segment L4-5 (experiment rabbit No.5)

对获得的极限载荷数据进行分析比较,计算每个节段的平均极限载荷,并对平均极限载荷与节段以及节段极限载荷和体质量的相关性进行分析。

由图2、3可知,同一实验兔不同节段的极限载荷以及同一兔龄实验兔节段平均极限载荷,随着胸椎到腰椎生理结构的逐渐变化,节段的极限载荷呈现明显增长,与节段呈线性相关( $R^2>0.95$ )。

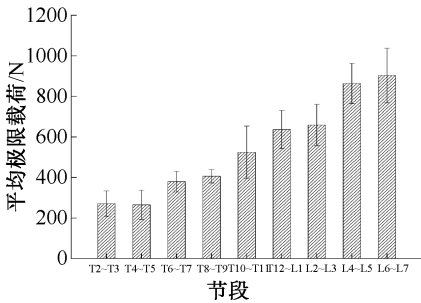


图2 节段平均极限载荷

Fig.2 Average ultimate load of each segment

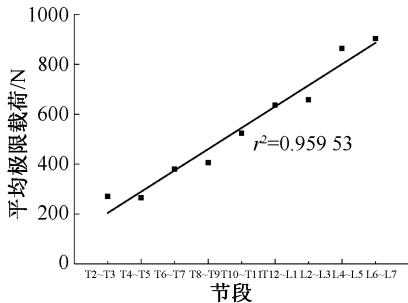


图3 平均极限载荷与节段相关性

Fig.3 Correlation between average ultimate load and segment

脊柱节段 T2~3、T4~5、T6~7、T8~9、T10~11、T12~L1、L2~3、L4~5、L6~7 与体质量的相关系数

表1 实验兔各节段极限应力

Tab.1 Ultimate stress of the experimental rabbits

节段	应力/MPa						
	实验兔 1	实验兔 2	实验兔 3	实验兔 4	实验兔 5	均值	标准差
T2~3	5.690	4.985	7.967	7.337	6.147	6.425	1.215
T4~5	3.551	6.006	7.767	5.452	6.750	5.905	1.576
T6~7	6.997	7.625	8.505	8.533	6.750	6.819	0.828
T8~9	7.473	7.475	8.462	7.880	6.773	7.613	0.620
T10~11	10.856	7.812	12.768	7.175	8.505	9.423	2.332
T12~L1	12.910	10.314	13.306	10.493	14.480	12.301	1.827
L2~3	10.074	12.024	10.884	10.831	13.961	11.555	1.515
L4~5	13.527	13.098	13.780	10.246	13.608	12.850	1.478
L6~7	14.570	10.223	11.015	10.624	18.169	12.920	3.408

分别为 0.127 3、0.212 6、0.003 1、0.043 4、0.398 8、0.162 8、0.375 2、0.040 1、0.766 7。由此可见,同一兔龄不同个体间、同一节段的极限载荷差异性较小,与体质量不存在相关性( $R^2<0.95$ )。

图4所示为同一兔龄节段平均极限载荷和相应的两椎体平均极限载荷的对比结果,单椎体极限载荷的数据来源于文献[15]。结果表明,相对于脊柱节段,单个椎体的承载能力和极限载荷明显较大。

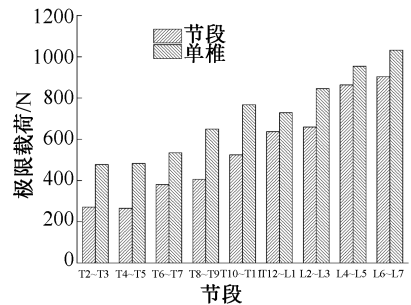


图4 节段平均极限载荷和相应单椎平均极限载荷对比

Fig.4 Comparison of the average ultimate load of the segment and the average ultimate load of the single vertebra

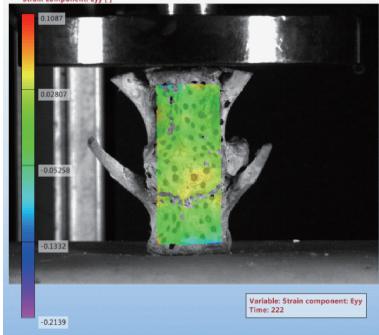
## 2.2 应力分析

由 Instron 5544 万能材料试验机得出的极限载荷,与1.2节所描述方法得到的最小横断面积,计算各节段椎体极限应力以及平均极限应力。由表1兔龄为130 d的5只实验兔各节段极限应力以及各节段平均极限应力数据可知,腰椎节段的极限应力明显大于胸椎,而且在胸腰椎位置极限应力发生突变。

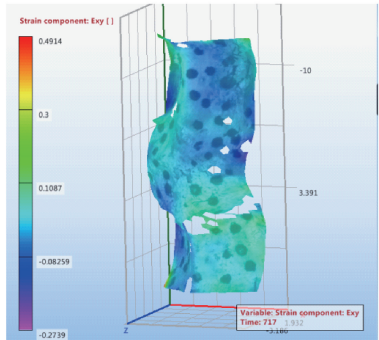


### 2.3 应变分析

使用标定软件 MatchID Calibration 和三维应变计算软件 MatchID Stereo 对 DIC 数字散斑三维全场变形测量与分析系统采集到的双相机数据(以实验兔 3 的 L6~7 节段为例)进行计算分析(见图 5)。



(a) 冠状面观测图



(b) 三维示意图

图 5 三维全场应变计算结果

Fig.5 Calculation results of 3D full field strain

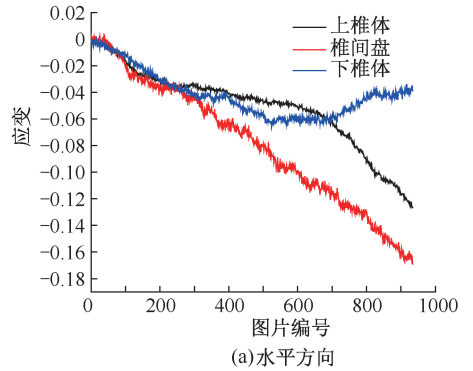
(a) Observation map of coronal plane,

(b) 3D schematic diagram

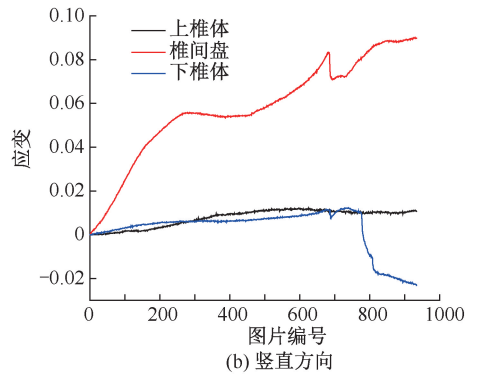
脊柱节段表面不在同一个平面上,使用两台摄像机拍摄时,有些部分因被遮挡,无法采集到图像上,故 DIC 数字散斑三维全场变形测量与分析系统测试和计算过程中,不能识别节段表面所有的计算点,造成部分区域数据的缺失。

分别选取上椎体、椎间盘和下椎体 3 个区域进行水平和垂直方向应变计算(以实验兔 3 的 L6~7 节段为例),其中横坐标“图片编号”按照采集时间顺序进行编号(见图 6)。椎间盘在水平和垂直方向的应变均大于其他两个区域。图 6(b)中编号为 682 所对应的椎间盘和下椎体在垂直方向上应变发生突变,尤其是椎间盘的突变更为明显,此时整个节段的载荷达到最大,位移达到椎间盘高度的 55.92%,可认为此时椎间盘发生了破

坏。计算此刻 3 个区域水平和垂直方向的平均应变,对比发现椎间盘区域的应变明显大于上下椎体区域(见表 2)。



(a) 水平方向



(b) 垂直方向

图 6 3 个区域不同方向应变曲线

Fig.6 Strain curves at 3 regions in different directions

(a) In horizontal direction, (b) In vertical direction

表 2 应变计算结果

Tab.2 Calculation results of strain

区域	计算 点数	标准		平均	
		偏差	标准	应变	偏差
上椎体	830	-0.103	0.003	0.015	0.001
椎间盘	692	-0.153	0.002	0.088	0.002
下椎体	785	-0.039	0.003	0.013	0.001

### 3 讨论

脊柱骨折是脊柱在受到超过其本身强度极限的载荷而发生的形态和结构上的变化,包括脊柱椎体的骨折以及椎间盘的破坏。选取同一兔龄的新西兰大白兔,对胸椎和腰椎进行节段轴向压缩实验,获得各个节段的极限载荷。结果表明,腰椎节段的极限载荷远大于胸椎,说明当脊柱受到压应力时,腰椎比胸椎具有更加良好的承载能力,即各节段的承载能力与在其在整个脊柱所处的位置密切

相关。这与文献[5]中得到的结果一致。

通过极限载荷和椎体最小横截面积获得各个节段的极限应力。结果发现,腰椎节段的极限应力明显大于胸椎,在胸腰椎位置发生突变,这与已有文献[15-16]中的结论一致。椎体的破坏程度取决于所施加的轴向应力大小;而胸腰椎处于胸椎和腰椎的结构移行区,上下椎体活动度差异较大,相对于其他节段,更容易造成损伤。

通过对比发现,相应单椎体的平均极限载荷远大于节段,表明脊柱节段压缩过程中,由于含有椎间盘结构,降低了脊柱节段的承载能力。椎间盘是复杂结构的脊柱组成部分,承担联结上下椎体和力传导缓冲的重要作用,是脊柱最易出现损伤和退变的结构<sup>[17-18]</sup>。另外,通过计算应变发现,椎间盘在垂直方向和水平方向的应变均大于上下椎体,这与文献[19-20]中的描述和结论一致。

本文对压缩骨折时脊椎节段的力学性能进行分析,为研究脊柱骨折的病理机制提供参考。但由于实验是在离体环境下进行,对脊柱节段进行处理时只保留椎体和椎间盘部分,剔除肌肉、韧带等各种组织,与体内环境存在较大区别。因此,后续实验中还需要研究整体脊柱组织(包含骨性部分及周边相关组织)的力学性能。

## 4 结论

本文使用 Instron 5544 万能材料试验机对脊柱胸椎和腰椎的各节段进行压缩实验。结果表明,从胸椎到腰椎的生理结构顺序来说,脊柱节段的极限载荷和承载能力均不断增加。对于脊柱节段,相对应的单椎体平均极限载荷明显大于节段的极限载荷。本文还通过搭载 DIC 数字散斑三维全场变形测量与分析系统采集图像以及使用图像处理软件 MatchID 处理采集到的图像,计算脊柱节段压缩过程中椎间盘及上下椎体的应变。结果表明,椎间盘在水平和垂直方向的应变明显大于上下椎体。综上所述,在脊柱承受压应力的过程中,应重点考虑椎间盘的承载能力,脊柱节段的损伤主要表现为椎间盘的异常。

## 参考文献:

[1] PEDRAM H, REZA ZM, REZA RM, *et al.* Spinal fractures

resulting from traumatic injuries [J]. *Chin J Traumatol*, 2010, 13(1): 3-9.

[2] WANG H, ZHANG Y, XIANG Q, *et al.* Epidemiology of traumatic spinal fractures: Experience from medical university-affiliated hospitals in Chongqing, China, 2001-2010 [J]. *J Neurosurg Spine*, 2012, 17(5): 459-468.

[3] 戴力扬. 胸腰椎爆裂性骨折损伤机理的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2000, 15(1): 19-21.

DAI LY. A biomechanical study of the mechanism associated with thoracolumbar burst fractures [J]. *J Med Biomech*, 2000, 15(1): 19-21.

[4] NIKODEM A, SCIGALA K. Impact of some external factors on the values of mechanical parameters determined in tests on bone tissue [J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2010, 12(3): 85-93.

[5] 黄建松, 李政年. 人体胸腰椎体几何学测量及生物力学特性实验研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2015, 34(5): 629-633.

[6] 秦大平, 张晓刚, 聂文忠, 等. 不同运动状态下模拟人体腰椎结构特征变化的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(4): 61-68.

QIN DP, ZHANG XG, NIU WZ, *et al.* Finite element analysis on simulation of change characteristics in human lumbar vertebrae [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(4): 61-68.

[7] 梁德华, 鲁世保. 有限元分析法在胸腰段脊柱骨折的应用进展[J]. *北京医学*, 2016, 38(7): 706-708.

[8] IMAI K. Analysis of vertebral bone strength fracture pattern, and fracture location: A validation study using a computed tomography-based nonlinear finite element analysis [J]. *Aging Dis*, 2015, 6(3): 180-187.

[9] JONES CF, CLARKE EC. Engineering approaches to understanding mechanisms of spinal column injury leading to spinal cord injury [J]. *Clin Biomechan*, 2018, 4(64): 69-81.

[10] IYER S, CHRISTIANSEN BA, ROBERTS BJ, *et al.* A biomechanical model for estimating loads on thoracic and lumbar vertebrae [J]. *Clin Biomech*, 2010, 25(9): 853-858.

[11] PANJABI MM, DURANCEAU JS, OXLAND R, *et al.* Multidirectional instabilities of traumatic cervical spine injuries in a porcine model [J]. *Spine*, 1989, 14(10): 1111-1115.

[12] BOUXSEIN ML, MYERS ER, HAYES WC. *Biomechanics of age-related fractures [M]//Osteoporosis*. San Diego: Academic Press, 1996: 373-393.

[13] 谢勇, 晏佳果. 离体脊柱生物力学测试的加载方法研究进展[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(2): 174-180.

XIE Y, YAN YG. Advances in loading methods of *in vitro* spinal biomechanical test [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(2): 174-180.