

文章编号:1004-7220(2016)01-0045-05

# 腰椎爆裂骨折椎体松质骨内力学分布特点的有限元研究

刘延东<sup>a</sup>, 毛景松<sup>b</sup>, 杨丽萍<sup>b</sup>

(沈阳市第五人民医院 a. 骨科; b. 医学影像科, 沈阳 110023)

**摘要:** **目的** 运用有限元方法模拟腰椎爆裂骨折的过程, 观察腰椎在轴向压缩载荷作用下松质骨内的应力分布情况。**方法** 建立正常人体胸腰段(T12~L2)运动节段的三维有限元模型, 在T12椎体上表面施加不同等级的压力(0.4、0.6、0.8、1.0、1.2 kN), 模拟腰椎爆裂骨折发生时椎体承受的不同等级的轴向压缩载荷。将连接椎体上下终板凹面顶点的连线7等分, 在此基础上将L1椎体中的松质骨划分为7个具有统计节点的层面, 每个统计层面划分成6个统计区。分别测量L1椎体松质骨内3个层面(第1、4、7层面)18个统计区的平均应力。在同一等级载荷下对3个层面内的平均应力进行单因素方差分析, 分析腰椎椎体松质骨内不同载荷作用下的应力分布情况。**结果** 在5个不同等级载荷下, 第1、7层松质骨平均应力分别与第4层比较有统计学意义( $P < 0.05$ ), 而第1、7层平均应力比较无统计学意义( $P > 0.05$ )。轴向加载时, 相比第1、7层应力, 椎体松质骨中间层面(第4层)应力最小。**结论** 腰椎在轴向压缩载荷作用下, 椎体松质骨内存在应力集中的现象, 接近椎体上下软骨板的松质骨应力较大, 而椎体松质骨中间层面应力较小, 椎体内应力集中分布在上下软骨板的特点与腰椎爆裂骨折所致终板破裂的生物力学机制相一致, 提示腰椎椎体骨结构损伤可能与椎体内应力集中有关。

**关键词:** 腰椎; 爆裂骨折; 应力分布; 有限元分析

**中图分类号:** R318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.3871/j.1004-7220.2016.01.045

## Finite element study on stress distribution character of vertebral cancellous bone in lumbar burst fracture

LIU Yan-dong<sup>a</sup>, MAO Jing-song<sup>b</sup>, YANG Li-ping<sup>b</sup> (*a. Department of Orthopedics, b. Department of Radiology, the 5th People's Hospital of Shenyang, Shenyang 110023, China*)

**Abstract: Objective** To simulate the process of lumbar burst fracture by finite element method, and investigate stress distributions on the cancellous bone of lumbar vertebrae under axial compressive loads. **Methods** The 3D finite element model of normal human thoracolumbar motion segments (T12-L2) was established. Stress at different levels (0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2 kN) was applied on the surface of T12 thoracic vertebra to simulate the different axial compressive loads at the occurrence of lumbar burst fracture. The ligature between concave vertexes of the inferior and superior endplates was divided into 7 portions, and the cancellous bone of the L1 vertebra was then divided into 7 layers with each layer separated into 6 statistic zones. The average stress on 18 statistic zones at 3 layers (Layer 1, 4, 7) of the cancellous bone was calculated, respectively. The average stress on 3 layers under the same loads was analyzed by one-way ANOVA, and stress distribution on the cancellous bone of lumbar vertebrae under different loads was also analyzed. **Results** Under axial loads at 5 different levels, the average stress on Layer 1 and Layer 7 had obvious statistical significance compared with that on Layer 4 ( $P < 0.05$ ), but no significant difference between Layer 1 and Layer 7 ( $P > 0.05$ ). The stress on the middle layer (Layer 4) was the minimum compared with that on Layer 1 and Layer 7. **Conclusions** Under axial compressive loads, the stress

收稿日期:2015-06-23; 修回日期:2015-08-05

通信作者:刘延东,主任医师, E-mail: liuyandong77@163.com。

concentration occurred in the cancellous bone of lumbar vertebrae. The stress at adjacent vertebral endplates (inferior and superior endplates) was larger, while the stress on the middle layer was relatively smaller. The phenomenon that vertebral stress concentrating on inferior and superior endplates was consistent with the biomechanical mechanism of broken endplates caused by lumbar burst fracture, which indicates that the damage to lumbar structure may be related to the stress concentration on lumbar vertebrae.

**Key words:** Lumbar vertebra; Burst fracture; Stress distribution; Finite element analysis

腰椎爆裂骨折是临床上常见的高能量脊柱创伤,因其对脊柱的中柱破坏较大,常常造成脊柱的力学不稳定,严重者伤及脊髓会导致较高的致残率。学者们运用各种力学分析方法研究腰椎爆裂骨折的发生原因,为治疗骨折和预防远期并发症提供理论参考。有限元法能够准确获得模型内各个点位的应力变化情况<sup>[1]</sup>,目前已广泛应用于骨科生物力学分析领域。针对腰椎爆裂骨折发生的原因,Roaf<sup>[2]</sup>认为是脊柱在轴向载荷作用下,椎体内压力增高,而引起椎体爆裂;Ruth等<sup>[3]</sup>认为骨折发生时,不是由于椎体内压升高导致骨折,而是髓核进入椎体内起到楔形分离作用使椎体劈裂。而目前有关椎体内松质骨在暴力载荷作用下椎体内压升高有何意义、其应力分布规律如何以及这种应力分布与腰椎爆裂骨折的发生有无关系,目前尚未见明确的报道。本文运用三维有限元法建立人体胸腰段脊柱节段的力学模型,模拟腰椎爆裂骨折,分析腰椎椎体松质骨应力的分配情况,揭示椎体内应力分布的变化规律,探讨应力分布的临床意义。

## 1 材料与方法

### 1.1 三维有限元模型的建立

选取1名健康男性志愿者(年龄27岁、身高172 cm、体重65 kg)的脊柱T12~L2运动节段为研究对象。受试者既往无腰椎骨折、慢性腰痛及手术史,X线检查排除腰椎退行性变与脊柱畸形。使用GE 16排 Hispeed CT/I型螺旋扫描机对志愿者自T12椎体上缘至L2椎体下缘行层厚1 mm连续扫描。将扫描图像按照顺序存盘,在数字化仪(Sunmagraphics III型)上进行数字化处理,建立脊柱T12~L2数字模型,通过Auto CAD系统对该活动节段中不同材料特性的组件分别进行造型,各层面用不同颜色加以区别,并根据需要适当划分网格,即形成T12~L2活动节段各组件的CAD模型;再采用ANSYS 6.0软件将CAD模型转换成有限元分析模

型,不同的组件用不同的层、组和颜色加以区别;然后合并各部分组件,得到T12~L2活动节段的有限元模型;最后在模型上添加韧带及小关节囊,其位置和方向通过实际测量并参考文献[4-5]得出。T12~L2节段三维有限元模型各部位的材料参数见表1,建立的有限元模型如图1所示。

表1 有限元模型材料参数<sup>[6-7]</sup>

Tab.1 Material properties of the finite element model<sup>[6-7]</sup>

组成	单元数目	弹性模量/MPa	泊松比
椎体皮质骨	528	12 000.0	0.30
椎体松质骨	1 920	100.0	0.20
终板	408	25.0	0.25
纤维环	528	92.0	0.45
髓核	288	0.2	0.49
后部结构	750	3 500.0	0.25
韧带及小关节囊	362	28.0	0.30

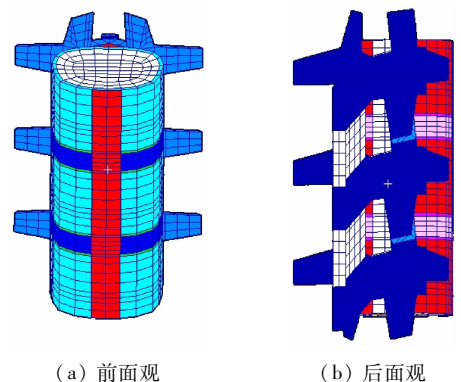


图1 胸腰段椎体三维有限元模型

Fig.1 3D finite element model of the thoracolumbar vertebrae

(a) Anterior view, (b) Posterior view

### 1.2 模型的验证和加载条件

在模拟外力作用下,对模型施加7.5 N·m力矩进行前屈、背伸、侧屈以及旋转实验,计算模型在各个节段的活动度(range of motion, ROM),并与Panjabi等<sup>[6]</sup>测得的标本数据进行对比。结果表明,

本文设计的有限元模型基本达到了设计要求,可以应用于实验研究(见图2)。

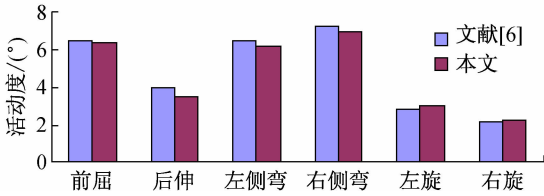


图2 单纯力矩下本研究模型与文献[6]实验模型运动范围比较

Fig.2 Comparison of ROM under pure moments between the finite element model in present study and the experimental model reported in literature [6]

将L2椎体下表面在所有方向上完全固定,3个轴向的位移和转角均规定为零作为边界条件。加载方法为轴向垂直压缩,模拟腰椎爆裂骨折;加载等级为0.4、0.6、0.8、1.0、1.2 kN,模拟正常成人直立位时胸腰段椎体所承受的不同载荷。将5种不同加载等级的轴向压缩加载力分别均匀分布于活动节段的上表面,即T12椎体上表面的各个节点。

### 1.3 椎体内应力统计区的划分

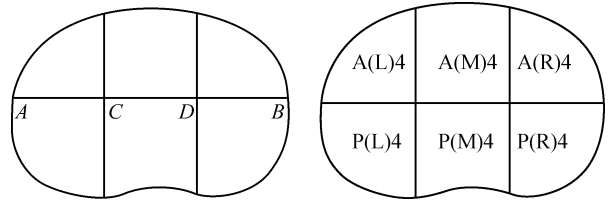
分析L1椎体在不同方向及大小载荷作用下内部应力的分布规律,故统计数据取自于L1椎体的松质骨,不包括椎体边缘皮质骨。首先将连接L1椎体上下终板凹面定点的连线7等分,再以等分点作水平线将L1椎体中的松质骨划分为7个具有统计节点的层面,统计第1、4、7共3个层面的松质骨在不同载荷下的平均应力。将每一层的椎体松质骨单元按如下方法划分统计区域:

(1) 在俯视图下,将椎体松质骨中间平面(第4层)正中左右径与松质骨左右两侧缘交叉点(A、B点)之间的距离3等分,等分点记为C、D[见图3(a)]。

(2) 再分别从左右径的等分点C、D作垂直线,交于椎体前后缘,这样统计层面的椎体松质骨单元就划分了6个区域,松质骨前半部记为A区,分别为A(L)4、A(M)4、A(R)4;后半部计为P区,分别为P(L)4、P(M)4、P(R)4[见图3(b)]。

同理,椎体松质骨第1层分别计为A(L)1、A(M)1、A(R)1、P(L)1、P(M)1、P(R)1,椎体松质骨第7层分别计为A(L)7、A(M)7、A(R)7、P(L)7、P(M)7、P(R)7。每个区域内在中心位置选取3个有

限单元(element),一个层面共有18个统计数据,这些数据代表椎体在不同载荷作用下松质骨内所承受的应力大小。有效应力用Von Mises应力表示。



(a) 6个统计区域的划分 (b) 中间层面统计区划分

图3 腰椎椎体松质骨应力统计区域划分示意图

Fig.3 Schematic diagram of stress statistical zone for the cancellous bone of lumbar vertebrae (a) Division into 6 statistical zones, (b) 6 statistical zones in the middle layer (Layer 4)

### 1.4 数据统计分析

采用SPSS 16.0统计软件对腰椎松质骨3个层面的有限元数据进行处理,每个层面共有18个统计数据,计算每个层面的平均应力。同一等级载荷下,对3个层面的数据进行单因素方差分析,差别具有统计学意义的再进行LSD检验。对3组数据进行两两比较,检验水准 $\alpha=0.05$ ,比较3个层面松质骨应力变化的统计学意义。

## 2 结果

不同等级轴向加载时,在椎体松质骨的3个层面,第1层(上层)、第7层(下层)分别与第4层(中层)的平均应力进行两两比较,结果均显示差异有统计学意义( $P<0.05$ );而第1、7层的平均应力两两比较均无统计学意义( $P>0.05$ ,见表2)。

表2 不同等级轴向加载时腰椎3个层面松质骨平均应力 ( $\bar{x} \pm s, n=18$ )

Tab.2 Average stress on the cancellous bone of lumbar vertebrae at 3 layers under different axial loads

载荷/kN	应力/MPa		
	上层	中层	下层
0.4	2.718 ± 0.521 <sup>**</sup>	1.165 ± 0.286	2.861 ± 0.283 <sup>*</sup>
0.6	3.857 ± 0.663 <sup>**</sup>	1.547 ± 0.626	3.929 ± 0.583 <sup>*</sup>
0.8	4.477 ± 1.136 <sup>**</sup>	1.869 ± 0.654	4.331 ± 1.249 <sup>*</sup>
1.0	4.603 ± 1.012 <sup>**</sup>	2.200 ± 0.431	4.446 ± 0.962 <sup>*</sup>
1.2	4.614 ± 1.323 <sup>**</sup>	2.387 ± 0.466	4.657 ± 1.377 <sup>*</sup>

注: \* 与同等级载荷中层松质骨应力比较, $P<0.01$ , \*\* 与同等级载荷下层松质骨应力值比较, $P>0.05$

### 3 讨论

#### 3.1 脊柱生物力学的实验研究及有限元分析方法的优点

目前,脊柱生物力学的实验研究通常采用体外模型撞击和计算机模拟两种方法。体外模型撞击通常使用人的尸体标本作为实验材料,撞击过程结束后,对获得的数据进行分析;但这种实验方法不能从实验过程中得到标本撞击后各组织内部应力的变化数据,不能计算应力的方向、大小和集中部位,进而无法分析骨折发生的机制和各个部位损伤的关系。随着计算机技术的飞速发展,有限元法被成功引入到医学研究领域,促进了骨科生物力学的发展。有限元法在一定程度上可代替生物力学实验,并能对实验条件进行控制和模拟活体下的力学情况,可以反复多次进行实验。与尸体标本撞击实验相比,有限元法能做到完全控制实验条件,不受标本数量及质量的限制以及伦理的约束,可以动态研究和分析被试骨质的应力大小和变化,而这些结果在体外尸体模型实验中是无法获取的。腰椎有限元模型<sup>[8-9]</sup>目前已相继建立并广泛应用,完成了数项模拟实验<sup>[10-11]</sup>,展示了其简单、优越的性能。有限元法已经广泛地应用于腰椎生物力学研究中<sup>[12-13]</sup>。本研究选用健康成年男性志愿者,排除既往无腰椎外伤、慢性腰痛及手术史,影像学检查排除骨性畸形及腰椎不稳,保证了模型尽可能接近正常人体腰椎;采用CT扫描及断层图像数字化处理,重建胸腰段活动节段模型,误差较小,能较精确地反映胸腰段椎体结构的实际几何形状。

#### 3.2 腰椎爆裂骨折发生机制的研究现状

腰椎爆裂骨折是脊柱在短时间内遭受的以轴向载荷为主的暴力损伤。该类型骨折破坏了脊柱的中柱,严重影响了脊柱的力学传导和神经功能的稳定。有关腰椎爆裂骨折发生机制的研究,主要集中在复合外力作用下椎体变形程度、骨折块产生机制、椎体节段承受应力大小和方向等方面,而有关骨折发生时椎体内压的变化还鲜有文献报道。Kazarian等<sup>[14]</sup>通过对人体椎体标本进行不同加载速率的轴向压缩力学实验发现,椎体变形的同时,椎体的内压亦发生了变化;在最高速率加载组,标本所承受的载荷与刚度均同步增高,同时椎体的形变却很小;他们把椎体

形态的变化归因于椎体内压的变化,并提出假设,当椎体遭受挤压时,由于内压升高所形成的逐出力方向和速率对骨折类型有影响。Ochia等<sup>[15]</sup>利用人体腰椎运动节段标本进行相同载荷、不同加载速率的轴向压缩实验,结果表明,高速率加载的标本形成爆裂骨折,低速率加载标本形成压缩性骨折,但低速率组所测定的椎体内压最大值明显大于高速率组,且有统计学意义。本实验结果表明,爆裂骨折发生时椎体内压的确有升高,但不是造成爆裂骨折的直接原因。

#### 3.3 椎体内应力分布的特点及其临床意义

腰椎爆裂骨折是脊柱在垂直压缩暴力作用下引发的脊柱严重创伤,故本实验设定轴向压缩加载以模拟人体在直立状态下受到的垂直载荷。研究表明,L1椎体松质骨3个不同层面在不同载荷作用下均出现随着载荷等级的不断增加,松质骨内应力逐渐变大、椎体内压明显上升的趋势,说明脊柱在垂直载荷作用下,椎体内骨小梁通过特殊结构不断吸收能量,松质骨内压力相应升高,椎体通过承载外来应力来维持脊柱的稳定。当破坏载荷产生的有害应力在松质骨内过于集中于某一部位时,骨小梁就会发生断裂,产生骨折,故推测椎体骨折可能与椎体松质骨内应力集中有关。

此外,在5个不同等级轴向载荷作用下,随着载荷不断增加,L1椎体松质骨3个层面内的应力也明显升高,其应力分布特点如下:同一等级载荷下,中间层面(Layer 4)松质骨应力均低于上、下两个层面(Layer 1、Layer 7)的应力,且有统计学意义;而上、下两个层面的应力比较接近,且无明显差别。这种在松质骨内接近上下终板区域出现的应力集中现象与临床上出现的以终板破裂为主的爆裂骨折所表现出来的生物力学作用机制相一致。

从生物力学角度进行分析,轴向载荷下椎体松质骨骨小梁内应力分布特点与腰椎爆裂骨折的好发部位可能存在一定的相关性,骨结构损伤部位与椎体内应力集中有关。随着载荷不断增加,椎体松质骨内压力也不断增加,但中间层面压力增加幅度与临近上、下终板松质骨压力增加幅度相比较低,这种现象表明爆裂骨折时椎体内压力的确有升高现象,但是对于Kazarian等<sup>[14]</sup>通过实验研究所提出的“椎体内压增高所形成的逐出力方向影响骨折类型”的

判断,尚有待于进一步探讨;而 Ruth 等<sup>[3]</sup>应用人体标本进行了相同载荷、不同加载速率的轴向压缩实验,结果发现,低速率组所测定的内压与高速率组相比反而有明显的下降趋势。

综上所述,椎体内压升高与腰椎爆裂骨折的发生关联不大。在临床治疗中,尽力恢复椎体松质骨内的解剖结构,尤其是恢复临近上下终板的松质骨,将有利于腰椎骨折后椎体内应力骨小梁的恢复,防止出现腰椎塌陷变扁造成力学不稳的现象;这样既能保持脊柱的完整性,又能保护脊髓及马尾神经,防止出现远期的神经不稳定。

### 参考文献:

[1] Bay BK, Yerby SA, Mclain RF, *et al.* Measurement of strain distributions within vertebral body sections by texture correlation [J]. *Spine*, 1999, 24(1): 10-17.

[2] Roaf R. A study of the mechanics of spinal injuries [J]. *J Bone Joint Surg*, 1960, 42(7): 810-823.

[3] Ruth S, Randal P. Internal pressure measurements during burst fracture formation in human lumbar vertebrae [J]. *Spine*, 2002, 27(11): 1160-1167.

[4] Panjabi MM, Greenstein G, Durancesu J, *et al.* Three-dimensional quantitative morphology of lumbar ligaments [J]. *J Spinal Disorders*, 1991, 4(1): 54-62.

[5] Natarajan RN, Andersson AG, Patwardhan TP, *et al.* Study on effect of geaded facetectomy on change in lumbar motion segment torsional flexibility using three-dimensional continuum contact representation for facet joints [J]. *J Biomech Eng*, 1999, 121(2): 215-221.

[6] Panjabi MM, Oxland TR, Takata KL, *et al.* Articular facets

of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy [J]. *Spine*, 1993, 18(10): 1298-1310.

[7] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J, *et al.* Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. *Spine*, 1995, 20(8): 887-900.

[8] Natarajan RN, Ke JH, Andersson GB, *et al.* A model to study the disc degeneration process [J]. *Spine*, 1994, 19(3): 259-265.

[9] 戴力扬,屠开元,徐印坎,等. 腰椎椎体应力分布的三维有限元分析 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 1991, 9(1): 46-48.

[10] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, *et al.* Finite element model of cervical laminectomy with graded facetectomy [J]. *J Spinal Disorder*, 1997, 10(1): 40-46.

[11] Kumaresan S, Yoqanandan N, Pintar FA, *et al.* Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion [J]. *Biomed Mater Eng*, 1997, 7(4): 221-230.

[12] 秦计生,王昱,彭雄奇,等. 全腰椎三维有限元模型的建立及其有效性验证 [J]. *医用生物力学*, 2013, 28(3): 321-325.

Qin JS, Wang Y, Peng XQ, *et al.* Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(3): 321-325.

[13] 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.

[14] Kazarian LE, Graves GA. Compressive strength characteristics of the human vertebral centrum [J]. *Spine*, 1977, 2(1): 1-14.

[15] Ochia RS, Ching RP. Internal pressure measurements during burst fracture formation in human lumbar vertebrae [J]. *Spine*, 2002, 27(6): 1160-1167.

(上接第 44 页)

[15] Stenfelt S, Puria S, Hato N, *et al.* Basilar membrane and osseous spiral lamina motion in human cadavers with air and bone conduction stimuli [J]. *Hear Res*, 2003, 181(1): 131-143.

[16] 姚文娟,李兵,胡宝琳,等. 置换部分听骨膈复物后对人耳听力恢复的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 58-64.

Yao WJ, Li J, Hu BL, *et al.* Effect of partial ossicular prosthesis replacement on hearing restoration of human [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 58-64.

[17] Kim N, Homma K, Puria S. Inertial bone conduction;

Symmetric and anti-symmetric components [J]. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2011, 12(3): 261-279.

[18] Greenwood DD. Critical bandwidth and the frequency coordinates of the basilar membrane [J]. *J Acoust Soc Am*, 1961, 33(10): 1344-1356.

[19] Smith P. Noise exposure in hyperbaric environments [C]//*Proceedings of Oceans 1984*. Washington DC: IEEE, 1984: 521-526.

[20] Fluor E, Adolfson J. Hearing in hyperbaric air [J]. *Aerosp Med*, 1966, 37(8): 783-785.