

基础研究

不同载荷下腰 1 椎体内应力分布规律的有限元分析

刘延东¹, 毛景松², 石先明³, 刘景生³

(1 沈阳市第五人民医院骨科; 2 影像科 110023; 3 沈阳市中医院骨科 110004)

【摘要】目的:观察腰 1(L1)椎体在不同载荷作用下椎体内应力分布情况,探讨其应力分布规律及临床意义。**方法:**选取 1 例 27 岁健康男性志愿者,以层厚 1mm 进行 T12~L2 脊柱节段 CT 扫描,将原始数据存盘。运用 3D 软件、Auto CAD 系统及 ANSYS 6.0 有限元软件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(400N、600N、800N、1000N、1200N),模拟脊柱的轴向压缩载荷;在 T12 椎体上表面施加不同等级压力(400N、600N、800N、1000N、1200N)的同时再施 30N·m 的弯矩,模拟脊柱的屈曲压缩载荷。将连接 L1 椎体上下终板凹面最低点的连线 7 等份,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 9 个统计区(椎体前部 A1、A2 和 A3 区,椎体中部 M1、M2 和 M3 区,椎体后部 P1、P2 和 P3 区)。测量 L1 椎体松质骨中间 3 个层面 9 个统计区的平均应力值,将 9 个统计区划分成 6 个组,分别为 I 组 A1、A2、A3, II 组 M1、M2、M3, III 组 P1、P2、P3, IV 组 A1、M1、P1, V 组 A2、M2、P2, VI 组 A3、M3、P3。比较同一等级载荷下 9 个统计区的应力分布情况,并对 6 个组内的松质骨应力值进行两两配对 *t* 检验,分析 L1 椎体内不同载荷作用下应力分布情况。**结果:**轴向加载时同一等级载荷下, III 组内 P2 松质骨平均应力值与 P1、P3 比较, IV 组内 P1 与 A1、M1 比较, V 组内 P2 与 A2、M2 比较, VI 组内 P3 与 A3、M3 比较,差异均有统计学意义($P<0.05$);而 I 组、II 组内的数据经两两比较均无统计学差异($P>0.05$);椎体后部 P 区(P1、P2、P3)的应力值与 M 区、A 区比较最大,其中 P2 区应力最大。屈曲加载时同一等级载荷下, I 组内 A2 与 A1、A3 比较, II 组内 M2 与 M1、M3 比较, III 组内 P2 与 P1、P3 比较, IV 组内 A1 与 M1、P1 比较, V 组内 A2 与 M2、P2 比较, VI 组内 A3 与 M3、P3 比较,差异均有统计学意义($P<0.05$); I 组内 A1 与 A3 比较, II 组内 M1 与 M3 比较, III 组内 P1 与 P3 比较, IV 组内 M1 与 P1 比较,均无统计学差异($P>0.05$);椎体前部 A 区(A1、A2、A3)的应力值与 M 区、P 区比较最大, A2 区应力最大。**结论:**L1 椎体在不同载荷作用下,松质骨内存在着应力分布的集中趋势;轴向加载时应力集中的部位靠近椎体后缘中央,屈曲加载时应力集中的部位靠近椎体前缘中央。

【关键词】腰椎;载荷;应力分布;有限元

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2014.09.10

中图分类号: R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2014)-09-0822-06

Finite element analysis on the stress distribution in the lumbar 1 vertebral body under different loadings/LIU Yandong, MAO Jingsong, SHI Xianming, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2014, 24(9): 822-827

【Abstract】Objectives: To investigate the stress distribution in the body of lumbar 1(L1) vertebral under the different types of compressive loading, and to study the stress distribution and its clinical meaning. **Methods:** Thin-slice CT scanning was performed on the thoracolumbar junction(T12-L2) of a 27-year-old healthy male volunteer. The raw data of the CT scans were stored for further analysis. The 3D finite element model of the thoracolumbar junction(T12-L2) was established by using the 3D software, Auto CAD system and ANSYS 6.0. This model was assigned for two different types of test, the axial compressive loading group and anteflexion compressive loading group. In the axial compressive loading group, different loads(400N, 600N, 800N, 1000N, 1200N) were exerted on the upper surface of T12 to simulate the axial stress. While in the anteflexion compressive loading group, same loads but with additional 30N·m torque were exerted on the upper surface of T12 to simulate anteflexion stress. For statistic purpose, the ligature between the lowest points of vertebral endplates concaves was divided into 7 portions, and then the cancellous bone of the L1 vertebra was divided into 7 layers, and each layer was separated into 9 zones. The average stress was measured on the 9

第一作者简介:男(1969-),主任医师,医学硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(024)25426020 E-mail:liuyandong77@163.com

zones in each layer of the 3 internal cancellous bone layers. Then the 9 zones were divided into 6 groups. Group I: A1, A2, A3; group II: M1, M2, M3; group III: P1, P2, P3; group IV: A1, M1, P1; group V: A2, M2, P2; group VI: A3, M3, P3. Under the same loading, the stress comparisons within the 9 zones were made. The two-paired t test was made on these values of the 6 groups, to study the stress distribution in L1 vertebral body under the different loads. **Results:** In the axial compressive loading group, under the same loading, among the group III: P2 with P1, P3, group VI: P1 with A1, M1, group V: P2 with A2, M2, group VI: P3 with A3, M3, all showed statistical significance. But as for the data of group I, II, there was no significant difference by the two-paired t test. In the posterior area of vertebra, the stress value of P zone was the maximum compared with M zone, A zone. The stress value of P2 was maximum. In anteflexion compressive loading group, under the same loading, among group I: A2 with A1, A3, group II: M2 with M1, M3, group III: P2 with P1, P3, group VI: A1 with M1, P1, group V: A2 with M2, P2, group VI: A3 with M3, P3, all showed statistical significance. Among group I: A1 with A3, group II: M1 with M3, group III: P1 with P3, group VI: M1 with P1, all showed no significant difference. In the anterior area of vertebrae, the stress value of A zone was the maximum compared with M zone, P zone. The stress value of A2 was the maximum. **Conclusions:** Under different loading, the stress concentration in the L1 vertebra cancellous bone is evident. Under the axial compression loading, the stress concentrates in the middle of posterior edge of the vertebral body. While under the anteflexion compression loading, the stress concentrates in the middle of anterior edge of the vertebral body.

[Key words] Lumbar vertebra; Loading; Stress distribution; Finite element

[Author's address] Department of Orthopedics, the 5th People Hospital of Shenyang City, Shenyang, 110023, China

胸腰段椎体因其特殊的解剖结构,在暴力作用下,椎体难以瞬时化解各种有害应力,常造成脊柱骨折,严重者则伤及脊髓导致较高的致残率。近年来,学者们运用各种生物力学分析方法研究脊柱的损伤机制,其中有限元法能够克服其他力学分析方法的缺点,并能准确获得椎体内部结构应力变化的详细情况^[1],目前已被广泛应用。目前对椎体在载荷力作用下的变形程度、骨折块的位移方向及椎管占位情况等方面的研究较多,但椎体内松质骨的受力情况如何,应力集中的趋势变化及分布规律如何,这种应力变化对临床有何指导意义,目前鲜有报道。本研究应用三维有限元分析法建立人体胸腰椎活动节段的力学模型,对 L1 椎体在不同压力载荷作用下内部应力的分配情况进行比较,以揭示椎体内应力分布的变化规律,并探讨其临床意义。

1 材料与方法

1.1 三维有限元模型的建立

选取 1 例正常成年(27 岁、身高 172cm、体重 65kg)健康男性志愿者,既往无腰椎外伤、慢性腰痛及手术史,X 线检查未发现骨性异常与脊柱畸形。用 GE Hispeed CT/I 型螺旋 CT 扫描机自

T12 椎体上缘至 L2 椎体下缘行层厚 1mm 连续扫描。将扫描的图像按照顺序存盘。采用 3D 软件建立脊柱 T12~L2 三维有限数字模型,通过 Auto CAD(computer aided design)系统对该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,形成 T12~L2 活动节段各组件的 CAD 模型,再用 ANSYS 6.0 有限元软件将 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,最后在模型上给出韧带及小关节囊,其位置和方向通过实际测量并参考文献报道^[2,3]得出。T12~L2 节段三维有限元模型各部位的材料参数(表 1)来自于文献^[4-8]。建立的三维有限元模型如图 1、2 所示。

1.2 边界条件和加载方法

应用 ANSYS 6.0 有限元加载软件,将 L2 椎体的下表面在所有方向上完全固定,三个轴向的位移和转角均规定为 0,作为边界条件。加载方法有两种,即轴向压缩和屈曲压缩;加载等级为 5 个,即 400N、600N、800N、1000N 和 1200N。

1.2.1 轴向压缩加载 模拟正常成人直立位时胸腰段椎体所承受的不同生理载荷。将 5 个不同加

载等级的轴向压缩力(400N、600N、800N、1000N 和 1200N)分别均匀加载于活动节段的上表面(以 Z 载荷模拟),即 T12 椎体上表面的各个节点。

1.2.2 屈曲压缩加载 模拟正常成人前屈位时胸腰段椎体所承受的不同生理载荷。除分别将各等级的轴向压缩力(400N、600N、800N、1000N 和 1200N)均匀加载于活动节段上表面的各个节点

表 1 有限元模型结构材料参数			
Table 1 The element types and material properties of the model			
组成 Part	单元划分 No. of elements	弹性模量 Young modulus(MPa)	泊松比 Poisson ratio (u)
椎体皮质骨 Cortical bone	528	12000	0.30
椎体松质骨 Cancellous bone	1920	100	0.20
终板 Endplate	408	25	0.25
纤维环 Annulus	528	92	0.45
髓核 Nucleus	288	0.2	0.49
后部结构 Bony posterior element	750	3500	0.25
韧带及小关节囊 Ligament and capsular	362	28	0.3

外,再将-30N·m(牛顿·米)的矢状方向弯矩加在加载椎体的第 2 层单元的上下两边(以 Y 载荷模拟)。

1.3 椎体内应力统计区的划分

首先将连接 L1 椎体上下终板凹面最低点的连线 7 等份,再以等份点作水平线将 L1 椎体中的松质骨划分为 7 个具有统计节点的层面,统计中间 3 个层面的松质骨在不同载荷下的应力数值。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正中前后径与松质骨前、后缘交叉点(A、B 点)之间的距离 3 等份,等份点记为 C、D。②再将椎体松质骨中间平面正中左右径松质骨左、右两侧缘交叉点(E、F 点)之间的距离 3 等份,等份点记为 G、H。③分别从前后径上的等份点 C、D 作水平线,交于椎体边缘,再分别从左右径的等份点 G、H 作垂直线,交于椎体边缘,这样统计层面的椎体松质骨单元就划分成了 9 个区域,分别记为 A1、A2、A3、M1、M2、M3、P1、P2 和 P3(图 3、4)。每个区域内在中心位置选取 3 个有限单元(elements),每个区在 3 个层面共有 9 个统计数据,加载试验完成后,松质骨内每个有限单元会自动产生一个

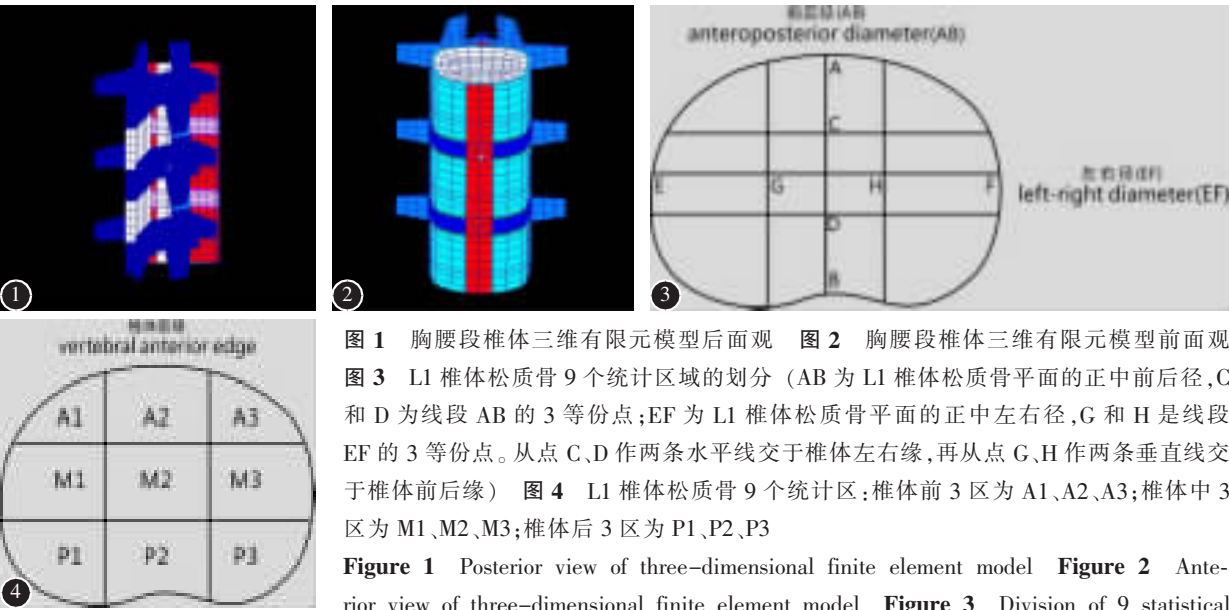


Figure 1 Posterior view of three-dimensional finite element model **Figure 2** Anterior view of three-dimensional finite element model **Figure 3** Division of 9 statistical zone cancellous bone (L1)(The line AB is the anteroposterior diameter of L1 vertebral cancellous bone surface. C and D is the 3 equal division points of the line AB. The line EF is the left-right diameter. G and H is the 3 equal division points of the line EF. From point C and D , the two horizontal lines were drawn to the left-right edge of L1 vertebral cancellous bone. From point G and H , the two vertical lines were drawn to the anteroposterior edge of L1 vertebral cancellous bone) **Figure 4** 9 statistical zone cancellous bone(L1): vertebra anterior 3 zones: A1, A2, A3; vertebra middle 3 zones: M1, M2, M3; vertebra posterior 3 zones: P1, P2, P3

应力值, 每个区采集九个松质骨应力值作为数据统计。这些数据代表着椎体在不同载荷作用下松质骨内所承受的压力分布的大小。有效应力用 Von Mises 应力表示。

1.4 数据统计分析

用 SPSS 16.0 统计软件对数据进行处理, 将轴向压缩加载时和屈曲压缩加载时每次加载实验 3 个层面 9 个统计区域内的松质骨应力值划分为 6 个组, 记为 I 组 A1、A2、A3, II 组 M1、M2、M3, III 组 P1、P2、P3, IV 组 A1、M1、P1, V 组 A2、M2、P2, VI 组 A3、M3、P3。分别对 6 个组内的松质骨应力值进行两两配对 t 检验, 检验水准按 $\alpha=0.05$, 比较不同加载时 9 个统计区域内松质骨应力变化的统计学意义。

2 结果

2.1 轴向压缩加载时 L1 椎体松质骨应力分布

轴向加载时同一等级载荷下, III 组内 P2 松质骨平均应力值与 P1、P3 比较, IV 组内 P1 与 A1、M1 比较, V 组内 P2 与 A2、M2 比较, VI 组内 P3 与 A3、M3 比较, 差异均有统计学意义 ($P<0.05$); 而 I 组、II 组内的数据经两两比较均无统计学差异 ($P>0.05$); 椎体后部 P 区 (P1、P2、P3) 的应力值与 M 区、A 区比较最大, 其中 P2 区应力最

大 (表 2)。

2.2 屈曲压缩加载时 L1 椎体松质骨应力分布

屈曲加载时同一等级载荷下, I 组内 A2 与 A1、A3 比较, II 组内 M2 与 M1、M3 比较, III 组内 P2 与 P1、P3 比较, IV 组内 A1 与 M1、P1 比较, V 组内 A2 与 M2、P2 比较, VI 组内 A3 与 M3、P3 比较, 差异均有统计学意义 ($P<0.05$); I 组内 A1 与 A3 比较, II 组内 M1 与 M3 比较, III 组内 P1 与 P3 比较, IV 组内 M1 与 P1 比较, 均无统计学差异 ($P>0.05$); 椎体前部 A 区 (A1、A2、A3) 的应力值与 M 区、P 区比较最大, A2 区应力最大 (表 3)。

3 讨论

3.1 胸腰段三维有限元模型的建立

有限元分析是工程结构中进行应力分析的方法之一。自从二十世纪 70 年代其被成功引入到骨科生物医学领域后, 该方法已成为脊柱生物力学研究的重要工具。利用它可了解脊柱整体或各个组成部分在不同条件下的应力分布情况, 可在持续性研究中重复及改变任何质量与定量变化, 并能提供用其他生物力学实验方法不能直接测量的局部和内部力学数据, 具有其他力学实验手段不可替代的作用。因此, 对临床研究来讲有限元模型是离体实验模型有力和必要的补充^[9]。到目前为

表 2 轴向加载时 L1 椎体松质骨 9 个统计区在不同载荷时的应力值 ($\bar{x} \pm s, n=9, \text{MPa}$)

Table 2 The average stress value of 9 statistical zone cancellous bone(L1) under axial loading

	应力值 (Stress)				
	400N	600N	800N	1000N	1200N
椎体前区 (Vertebra anterior zone)					
A1	0.11±0.03 ^①	0.12±0.03 ^①	0.12±0.05 ^①	0.13±0.05 ^①	0.14±0.05 ^①
A2	0.13±0.04 ^②	0.15±0.07 ^②	0.15±0.05 ^②	0.16±0.05 ^②	0.18±0.05 ^②
A3	0.11±0.03 ^③	0.12±0.05 ^③	0.12±0.04 ^③	0.13±0.04 ^③	0.14±0.05 ^③
椎体中区 (Vertebra middle zone)					
M1	0.14±0.05 ^①	0.13±0.04 ^①	0.14±0.05 ^①	0.17±0.06 ^①	0.19±0.04 ^①
M2	0.09±0.03 ^②	0.09±0.05 ^②	0.10±0.06 ^②	0.12±0.05 ^②	0.15±0.04 ^②
M3	0.13±0.04 ^③	0.13±0.04 ^③	0.13±0.06 ^③	0.14±0.06 ^③	0.24±0.03 ^③
椎体后区 (Vertebra posterior zone)					
P1	0.25±0.11 ^④	0.31±0.12 ^④	0.36±0.13 ^④	0.44±0.16 ^④	0.48±0.18 ^④
P2	0.35±0.13	0.42±0.15	0.49±0.16	0.55±0.18	0.62±0.20
P3	0.25±0.09 ^④	0.31±0.12 ^④	0.37±0.13 ^④	0.44±0.16 ^④	0.50±0.18 ^④

注: ①与同一载荷 P1 区比较 $P<0.05$; ②与同一载荷 P2 区比较 $P<0.05$; ③与同一载荷 P3 区比较 $P<0.05$; ④与同一载荷 P2 区比较 $P<0.05$

Note: ①compared with P1 area of the same loading level, $P<0.05$; ②compared with P2 area of the same loading level, $P<0.05$; ③compared with P3 area of the same loading level, $P<0.05$; ④compared with P2 area of the same loading level, $P<0.05$

表 3 屈曲加载时 L1 椎体松质骨 9 个统计区在不同载荷时的应力值 ($\bar{x}\pm s, n=9, \text{MPa}$)
Table 3 The average stress value of 9 statistical zone cancellous bone(L1) under anteflexion loading

	应力值(Stress)				
	400N	600N	800N	1000N	1200N
椎体前区(Vertebra anterior zone)					
A1	0.88±0.27 ^①	0.90±0.34 ^①	0.99±0.37 ^①	1.01±0.30 ^①	1.06±0.38 ^①
A2	1.08±0.32	1.13±0.35	1.20±0.36	1.26±0.37	1.33±0.38
A3	0.88±0.26 ^①	0.90±0.33 ^①	0.96±0.36 ^①	0.97±0.37 ^①	0.98±0.35 ^①
椎体中区(Vertebra middle zone)					
M1	0.43±0.10 ^②	0.50±0.14 ^②	0.56±0.23 ^②	0.72±0.25 ^②	0.74±0.24 ^②
M2	0.20±0.06 ^③	0.22±0.08 ^③	0.26±0.09 ^③	0.23±0.10 ^③	0.26±0.11 ^③
M3	0.49±0.18 ^④	0.58±0.18 ^④	0.63±0.24 ^④	0.64±0.15 ^④	0.66±0.24 ^④
椎体后区(Vertebra posterior zone)					
P1	0.26±0.08 ^②	0.26±0.10 ^②	0.30±0.10 ^②	0.34±0.09 ^②	0.44±0.17 ^②
P2	0.05±0.01 ^③	0.05±0.02 ^③	0.06±0.03 ^③	0.13±0.03 ^③	0.20±0.03 ^③
P3	0.26±0.08 ^④	0.27±0.08 ^④	0.27±0.07 ^④	0.32±0.11 ^④	0.37±0.09 ^④

注:①与同一载荷 A2 区比较 $P<0.05$;②与同一载荷 A1 区比较 $P<0.05$;③与同一载荷 A2 区比较 $P<0.05$;④与同一载荷 A3 区比较 $P<0.05$
Note: ①compared with A1 area of the same loading level, $P<0.05$; ②compared with A2 area of the same loading level, $P<0.05$; ③compared with A3 area of the same loading level, $P<0.05$; ④compared with A2 area of the same loading level, $P<0.05$

止,腰椎^[10,11]、颈椎^[12,13]有限元模型已相继建立并广泛应用,并完成了数项模拟实验^[14,15],展示了其简单、优越的性能。

本研究选用 1 例健康成年男性志愿者,既往无腰椎外伤、慢性腰痛及手术史,影像学检查排除了骨性畸形及腰椎不稳,这样能够保证模型尽可能接近正常人体腰椎。本研究采用 CT 扫描及断层图像数字化处理使胸腰段活动节段模型在计算机上得到了重建,误差较小,能较精确地反应骨结构的实际几何形状。利用 Auto-CAD 系统强大的绘图功能,生成胸腰椎活动节段各组件的 CAD 模型,在 ANSYS 6.0 有限元分析软件包分析程序的支持下,将 CAD 模型转换成有限元模型,并通过输入数据指令施加载荷,同时可在屏幕上用指定颜色显示约束和载荷,对任意单元计算结果均可用彩色应力图和位移图显示在屏幕上,在一定程度上实现了科学计算的可视化。

3.2 椎体内应力分析的研究背景

椎体是脊柱最小的运动单元,由皮质骨和松质骨组成,具有连接脊柱、传导载荷的作用。椎体属于不规则骨,由于特殊的几何形态、内部材料分布的复杂性及研究方法的限制,以往对其应力分析的研究^[16-18]往往集中在载荷速率、大小,椎体受到载荷后的位移方向及产生骨折块的力学机制

等。杨欣建等^[19]对 18 例胸腰段脊柱标本进行不同能量的纵向撞击实验,随着应力的不断加大,椎体骨折的发生从软骨板的裂隙、上下终板骨折到椎体骨折,可以看出骨质的形变轨迹由椎体外向椎体内延伸。椎体骨折往往是在外力的作用下传导通过内力的变化而起作用,椎体受到不同等级及方向的载荷后,椎体内部松质骨的应力分布如何,变化趋势怎样,与骨折发生的类型有无关联?本研究主要应用有限元分析法,观察 L1 椎体内部松质骨在不同载荷作用下的应力分布情况,探讨其分布规律及临床意义。

3.3 椎体内应力分布的规律及其临床意义

胸腰段骨折以垂直压缩型和屈曲压缩型多见,故本研究中主要设定轴向压缩和屈曲压缩 2 种加载方式。轴向压缩加载是模拟人体在直立状态下受到的垂直载荷,屈曲压缩加载是模拟人体在身体前屈状态下受到的屈曲载荷。本研究结果显示,L1 椎体在同一等级载荷作用下均出现了松质骨内部的部分区域应力值增高。这种现象表明,脊柱在生理载荷作用下,椎体内的松质骨通过骨小梁的特殊结构来吸收能量,并承载外来应力,维持椎体的解剖结构,保持脊柱的稳定。当破坏载荷产生的有害应力增高时,由于骨小梁不能在短时间内吸收有害应力,骨质就会发生形变,产生骨

折。笔者由此可以推断,椎体骨折可能与椎体松质骨内应力值变大有关。

本研究结果显示,在不同加载方式作用下,L1 椎体松质骨内存在不同的应力分布规律。轴向压缩载荷加载时,椎体 9 个松质骨统计区域内,应力值最大的区域位于脊柱中柱(椎体的后半部)即 P 区,其中 P2 区应力值最大。这种在松质骨内特定区域出现的最大应力值与临床上 Denis^[20]提出的在垂直暴力作用下,脊柱中柱破坏,常产生骨块致椎管占位的胸腰椎爆裂骨折所表现出来的生物力学作用机制相一致。屈曲压缩载荷加载时,9 个松质骨统计区域内,应力值最大的区域位于脊柱前柱(椎体的前半部)即 A 区,其中 A2 区应力值最大。此种在特定区域出现的最大应力值与临床上脊柱屈曲压缩型骨折椎前高度丢失、椎体出现不同程度的楔形变所表现出来的生物力学作用机制相一致。这种椎体内应力分布的特点和趋势与椎体骨折的类型从生物力学角度进行分析,可能存在着一定的相关性,骨结构损伤部位与椎体内应力值大小有关。轴向加载时椎体后部中央应力值最大,屈曲加载时椎体前部中央应力值最大,提示在对脊柱骨折的治疗中应尽力恢复椎体松质骨内的应力结构,防止椎体松质骨内应力出现过大的集中分布现象,只有这样脊柱所承载的负荷才能有效地控制在生理范围内,进而消除或减少椎体内应力集中的产生,避免因潜在的应力分布对椎体造成损害。

4 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. Panjabi MM, Greenstein G, Durancsu J, et al. Three-dimensional quantitative morphology of lumbar ligaments[J]. J Spinal Disorders, 1991, 4(1): 54-62.
3. Natarajan RN, Andersson AG, Patwardhan TP, et al. Study on effect of graded 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
4. 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.
5. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J, et al. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability[J]. Spine, 1995, 20(8): 887-900.
6. 杜东鹏, 于进祥, 葛宝丰, 等. 腰椎间盘突出膨隆的有限元分析[J]. 颈腰痛杂志, 2000, 21(1): 6-8.
7. Shirazi-Adl A, Pamianpour M. Role of posture in mechanics of the lumbar spine in compression.[J] J Spinal Disorders, 1996, 9(4): 277-286.
8. Skalli W, Robin S, Lavaste F, et al. A biomechanical analysis on short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model[J]. Spine, 1993, 18(5): 536-545.
9. Yoganadan N, Kumaresan S, Voo L, et al. Finite element applications in human cervical spine modeling(review)[J]. Spine, 1996, 21(15): 1824-1834.
10. Natarajan RN, Ke JH, Andersson GB, et al. A model to study the disc degeneration process[J]. Spine, 1994, 19(3): 259-265.
11. 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.
12. Saito T, Yamamuro T, Shikata J, et al. Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy, pathogenic analysis of post laminectomy deformities [J]. Spine, 1991, 16(5): 494-502.
13. Kleinberger M. Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics [C]. Proceedings of the 37th Steppe Car Crash Conference. San Antonio Texas, 1993. 7.
14. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar F A, et al. Finite element model of cervical laminectomy with graded facetectomy [J]. J Spinal Disorder, 1997, 10(1): 40-46.
15. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion[J]. Biomed Mater Eng, 1997, 7(4): 221-230.
16. Langrana NA, Harten RD, Lin DC, et al. Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms [J]. Spine, 2002, 27(5): 498-508.
17. Roaf R. A study of the mechanics of spinal injuries[J]. J Bone Joint Surg Br, 1960, 42(7): 810-823.
18. Kazarian LE, Graves GA. Compressive strength characteristics of the human vertebral centrum[J]. Spine, 1977, 2(1): 1-14.
19. 杨欣建, 王正国, 朱佩芳, 等. 胸腰段脊柱爆裂骨折瞬态损伤机制及节段稳定性研究[J]. 中华创伤杂志, 1999, 15(2): 103-106.
20. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries[J]. Spine, 1983, 8(7): 817-831.

(收稿日期:2014-04-11 修回日期:2014-07-17)

(英文编审 蒋欣/贾丹彤)

(本文编辑 李伟霞)