

基础研究

腰 1 椎体应力的有限元分析及分区

肖永川¹, 许泽川², 梁川东¹, 姚云翔¹, 李育刚¹, 常山¹(1 成都医学院第一附属医院骨科 610500 成都市; 2 成都医学院第二附属医院·核工业
四一六医院脊柱骨科 610050 成都市)

【摘要】目的:利用有限元分析法研究在不同等级载荷及不同运动状态下腰 1(L1)椎体皮质骨及松质骨的应力分布情况, 并建立应力分区。**方法:**选取 1 例志愿者行胸腰段 CT 平扫, 获取 CT 原始数据以 DICOM 导入 Mimics、Geomagic、SolidWorks、HyperMesh、Abaqus 等有限元软件, 构建正常胸腰段椎体(T11~L2)模型, 在 T11 椎体上缘均匀施加力学载荷, 将在载荷 500N、弯矩 7.5N·m 下产生的所有运动状态称为 α 组, 载荷 600N、弯矩 7.5N·m 下产生的所有运动状态称为 β 组, 载荷 700N、弯矩 7.5N·m 下产生的所有运动状态称为 γ 组。选取 L1 椎体, 从矢状面观正中分割分为上下两部分, 上半部分标记为 A 区, 下半部分标记为 B 区; 从椎体正中央至椎体边缘呈同心圆均匀划分 6 段, 上下各构成三维圆柱形 6 部分, 从外缘到中央依次标记为 1、2、3、4、5、6 区, 构成 A1、A2、A3、A4、A5、A6、B1、B2、B3、B4、B5、B6 区域共 12 部分; 分别在 α 、 β 、 γ 三组中均匀采集上述 12 区域内皮质骨及松质骨应力数据, 对皮质骨及松质骨相邻区域内应力值进行两两配对 t 检验, 将差异具有统计学意义的两相邻区域独立成区, 将差异无统计学意义的两相邻区域进行合并成区, 得到最终应力分区。**结果:**在 α 组中, A1 区域皮质骨和松质骨的平均应力与 A2 区域比较差异均具有统计学意义; A2 区域与 A3 区域比较差异无统计学意义; A3 区域与 A4 区域比较差异具有统计学意义; A4 区域、A5 区域、A6 区域三者之间两两比较差异均无统计学意义; B 区域规律同 A 区域。在 β 组中, 皮质骨中 A 区域及 B 区域应力均满足 α 组中统计学意义规律, 松质骨中 A4 区域与 A5 区域、B4 区域与 B5 区域两两比较差异具有统计学意义, 其规律与 α 组一致。在 γ 组中, 皮质骨及松质骨 A4 区域与 A5 区域、B4 区域与 B5 区域应力两两比较差异具有统计学意义, 其余与 α 组规律相同。根据统计学规律, 将 L1 椎体分为 A1(A I)、A23(A II)、A456(A III)、B1(B I)、B23(B II)、B456(B III)六个区域, 其中 A II 区域应力分布最为集中, 称之为核心应力区, A I、B I、B II 应力分布次之, 称之为主要应力区, A III、B III 应力分布最少, 称之为次要应力区。**结论:**L1 椎体应力分布较为固定且呈现一定规律性, 其中核心应力区、主要应力区和次要应力区承受应力依次减弱, 有助于临床骨折类型预判和评估。

【关键词】腰椎; 应力分区; 载荷; 有限元

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2020.11.08

中图分类号: R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2020)-11-1016-11

Finite element analysis and zoning of stress in lumbar 1 vertebra/XIAO Yongchuan, XU Zechuan, LIANG Chuandong, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2020, 30(11): 1016-1026

【Abstract】Objectives: To explore the stress distribution of the cortical bone and cancellous bone in the L1 vertebral body under different levels of load and different motion states by finite element analysis, and to establish the stress zone. **Methods:** One volunteer underwent plain CT scan of thoracolumbar vertebrae. The original data of CT were obtained by DICOM and imported into finite element software such as Mimics, Geomagic, SolidWorks, HyperMesh, Abaqus and so on. The normal thoracolumbar vertebra model(T11~L2) was constructed, and the mechanical load was applied evenly on the upper edge of the vertebral body. All motion states produced under load 500N and bending moment 7.5N·m were in the α group, those produced under 600N and 7.5N·m were in the β group, and those produced under 700N and 7.5N·m were in the γ group. The L1 vertebral body was divided equally into upper and lower parts in the sagittal view, with the upper

基金项目:四川省卫生健康委员会科研课题(编号:20PJ157)

第一作者简介:男(1992-),硕士研究生在读,研究方向:脊柱生物力学

电话:(028)83016226 E-mail:392558439@qq.com

共同第一作者:许泽川 E-mail:328688003@qq.com

通讯作者:常山 E-mail:824187042@qq.com

part marked as area A, and the lower part as area B. Six segments were divided equally in concentric circle from the center to the edge of the vertebral body, and the upper and lower parts formed a three-dimensional circular cylinder. From the outer edge to the center, they were marked as A1, A2, A3, A4, A5, A6, B1, B2, B3, B4, B5, B6, totally 12 parts. The load data of cortical bone and cancellous bone in the above 12 regions were uniformly collected in α , β and γ groups, and the stress values in the adjacent areas of cortical bone and cancellous bone were tested by pairwise t test. The two adjacent regions with statistically significant difference were separated into different regions, and the two adjacent regions with no statistically significant difference were merged into one region, and the final stress zones were obtained. **Results:** In group α , the average stress of cortical bone and cancellous bone in A1 region was significantly different from that in A2 region, there was no significant difference between that in A2 region and A3 region, and there was significant difference between that in A3 region and A4 region. There was no significant difference among those in A4, A5 and A6. The law of region B was the same as that of region A. In β group, the A region and B region of cortical bone met the statistically significant rule of α group. There were significant differences between A4 and A5, B4 and B5 in cancellous bone, and the others were the same as those in α group. In γ group, the differences between cortical bone and cancellous bone in A4 region and A5 region, in B4 region and B5 region were statistically significant, and the others were the same as those of α group. According to the statistical law, the L1 vertebra was divided into six regions: A1(A I), A23(A II), A456(A III), B1(B I), B23(B II) and B456(B III). Among them, the stress distribution in A II region was the most concentrated and called the core stress zone; the stress distribution in A I, B I and B II was the second, and called the main stress zone; the stress distribution of A III and B III was the least, and called the secondary stress zone.

Conclusions: The stress distribution of the L1 vertebral body is relatively fixed and presents a certain regularity. The core stress area, the main stress area and the secondary stress area are gradually weakened, which is helpful for the prediction and evaluation of clinical fracture types.

[Key words] Lumbar spine; Stress zoning; Loading; Finite element

[Author's address] Department of Orthopedics, the First Affiliated Hospital of Chengdu Medical College, Chengdu, 610500, China

腰 1(L1)椎体位于脊柱胸腰段的中心,是力学集中部位,在暴力作用下常常造成骨折及附属结构的损伤。据文献报道,L1 椎体骨折在整个脊柱损伤中最多见,占 40%左右^[1-3]。目前,对于 L1 椎体骨折多采用手术治疗,主要方式有脊柱内固定术(椎弓根螺钉系统)和椎体成形术(PKP/PVP)。但在手术治疗过程中,部分患者需要填充人体骨及骨水泥,在填充过程中应优先填入椎体哪个区域能最大程度恢复脊柱的生物力学稳定性,目前理论指导不够完善。既往研究^[4]认为脊柱前中柱承受大部分载荷。但是,从对于单个椎体的受力情况并未分析。本研究拟应用有限元分析法,研究在不同等级载荷及不同运动状态下 L1 椎体皮质骨和松质骨的应力分布情况,并建立应力分区,旨在指导临床医生能最有效地重建脊柱生物力学稳定性,进而达到快速康复的目的。

1 材料与方法

1.1 有限元模型的建立

选取 1 例 27 岁健康正常志愿者,胸腰椎影像学资料提示无明显异常,骨密度检查提示正常骨量,签署知情同意书。志愿者行胸腰段 CT 平扫(T10-L3),扫描厚度为 0.625mm,数据以 DICOM 格式存入 Mimics 中。对胸腰段不同组织结构阈值进行识别,选取合适的 T11~L2 椎体皮质骨阈值读取,构建 T11~L2 椎体皮壳模型,再将模型导入 Geomagic 进行光顺完善修复后利用 Mimics 生成胸腰段附属结构及组织(椎体皮质骨、松质骨、终板、纤维环、髓核、关节突);将完善后的模型导入 HyperMesh、Solidworks 进行装配,材料赋值。采用均一赋值法进行赋值^[5-8](表 1)。赋值完毕后进行模型整合,将各独立实体设定接触关系,皮质骨、松质骨、终板之间设定为绑定关系,纤维环、髓核与终板之间定义为面面接触,上下关节突关节之间定义为面对面接触,摩擦系数设置为 0.1。椎旁韧带用非线性材料弹簧单元模拟,运用 Abaqus 施加力学载荷最终形成完整的有限元模型^[9](图 1)。

1.2 模型验证

采用实体力学中力矩-旋转角度曲线进行验证,将其与 Panjabi 等^[10]的体外实验结果进行对比

表 1 模型材料属性

材料 Material	弹性模量(MPa) Elastic modulus	泊松比 Poisson's ratio
皮质骨 Cortical bone	12000	0.3
松质骨 Cancellous bone	100	0.3
终板 Endplate	1000	0.4
纤维环 Fibrous ring	4.2	0.45
髓核 Nucleus pulposus	1	0.49
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	20	0.3
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	20	0.3
棘上韧带 Supraspinous ligament	15	0.3
棘间韧带 Interspinous ligament	15	0.3
横突间韧带 Intertransverse ligament	58.7	0.3

分析(图 2),从图中可以看出,构建的有限元模型的力矩-旋转角度曲线基本落在 Panjabi 等的体外实验结果范围之内,说明构建的模型真实有效,具有科学性与可重复性,可以对实验数据及结果对比分析研究。

1.3 力学加载及分组

固定 L2 椎体下表面,在 T11 椎体上表面轴向均匀施加人体体重 2/3 的载荷 500N^[11,12],同时在此基础上施加 7.5N·m 的弯矩,模拟椎体轴向压缩、前屈、后伸、侧屈、旋转等 5 种运动状态,将该组合称为 α 组;同理,在 T11 椎体上表面均匀施加 600N 载荷,同时在此基础上施加 7.5N·m 的弯矩,模拟椎体轴向压缩、前屈、后伸、侧屈、旋转等 5 种运动状态,将该组合称为 β 组;在 T11 椎体上表面轴向均匀施加 700N 载荷,同时在此基础上施加 7.5N·m 的弯矩,模拟椎体轴向压缩、前屈、后伸、侧屈、旋转等 5 种运动状态,将该组合称为 γ 组(图 3)。

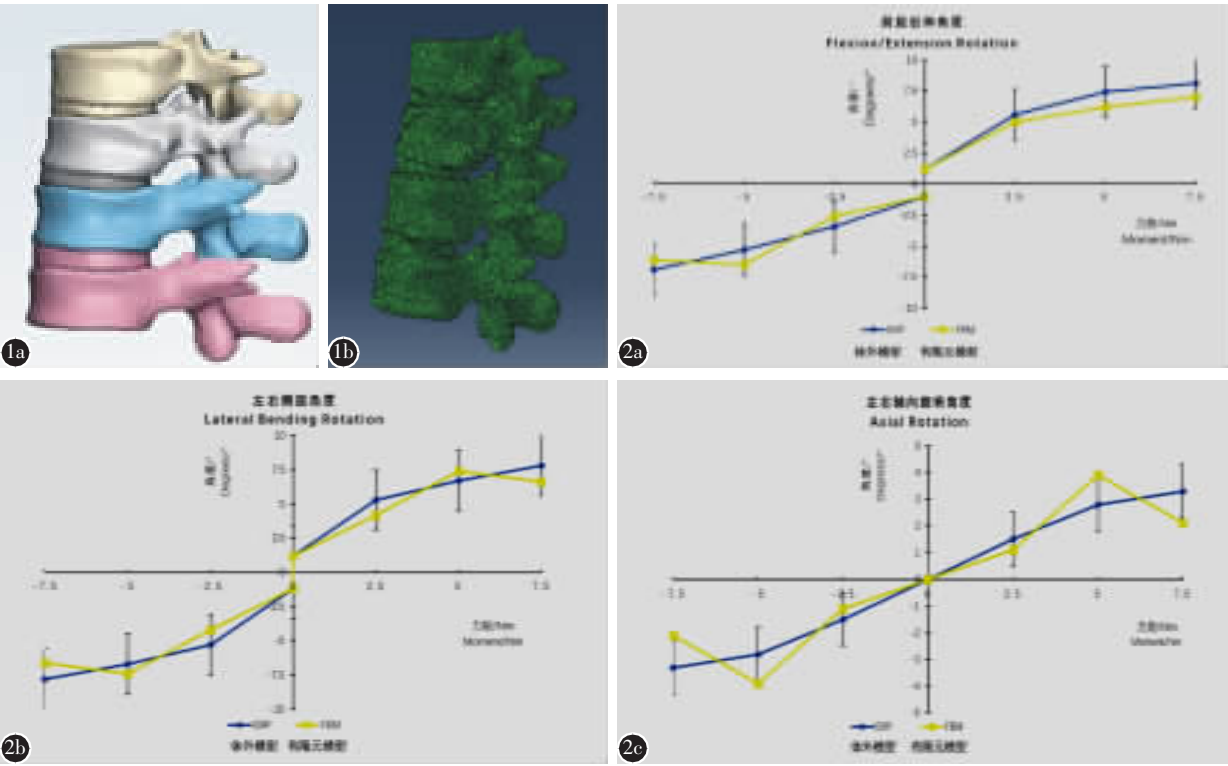


图 1 a 胸腰段三维有限元模型 b 有限元模型网格划分图 图 2 构建模型有限元实验力矩-旋转角度曲线 (黄色)与 Panjabi 体外实验力矩-旋转角度曲线(蓝色)比较 a 前屈后伸角度曲线 b 左右侧屈角度曲线 c 左右轴向旋转角度曲线
Figure 1 a Three-dimensional finite element model of thoracolumbar b Finite element model meshing diagram Figure 2 Comparison between the torque-rotation angle curve(yellow) of the finite element model and the torque-rotation angle curve of Panjabi in vitro(blue) a Flexion and extension angle curve b Left and right lateral bending angle curve c Left and right axial rotation angle curve

1.4 L1 椎体分区初步构想

首先将 L1 椎体上下缘固定,从正中分割,椎体被均匀分为上下两部分,上半部分标记为 A 区,下半部分标记为 B 区。然后选取椎体正中央至椎体边缘呈同心圆均匀划分 6 段,上下各构成三维圆弧柱形 6 部分,从外缘到中央依次标记为 1、2、3、4、5、6 区,共分为 12 部分(A1、B1、A2、B2、A3、B3、A4、B4、A5、B5、A6、B6 区)(图 4)。

1.5 数据采集

采集 α 、 β 、 γ 三组 L1 椎体皮质骨及松质骨 12 部分区域的应力数据,每部分均匀采集 10 点,以均数表示该部位的平均值。

1.6 统计学分析

使用 SPSS 24.0 统计软件分析计算。相邻两区域的平均应力值之间采用两两配对 t 检验,检验水准均设为 $\alpha=0.05$,即 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 L1 椎体皮质骨及松质骨应力云图

轴向加载时皮质骨及松质骨应力主要集中于椎体后缘中央;前屈加载时应力主要集中于椎体上半部分前缘中央;后伸加载时应力大部分集中于椎体上半部分后缘中央、小部分集中于椎体前

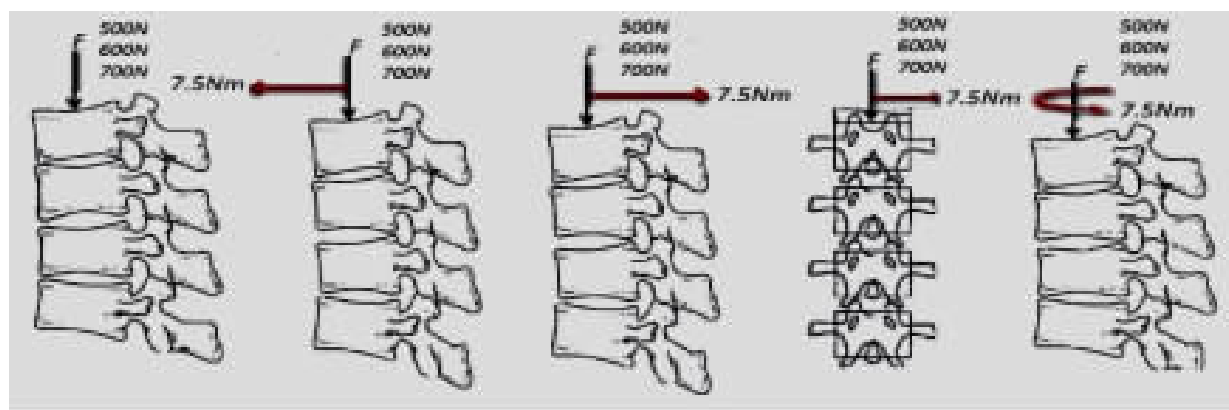


图 3 不同运动状态力学加载示意图(黑色箭头表示总应力及其大小,红色箭头表示力矩方向) a 轴向压缩(侧视图,只加载 500、600、700N 应力,不施加任何力矩) b 前屈状态(侧视图,加载 500、600、700N 垂直应力,向前施加 $7.5\text{N}\cdot\text{m}$ 力矩) c 后伸状态(侧视图,加载 500、600、700N 垂直应力,向后施加 $7.5\text{N}\cdot\text{m}$ 力矩) d 左侧弯椎体(前视图,右侧弯时力矩方向相反) e 左旋转状态(上视图,右旋时力矩方向相反)

Figure 3 Schematic diagram of mechanical loading in different motion states (the black arrow indicated the total stress and its magnitude, and the red arrow indicated the moment) a Axial compression(side view, only 500, 600, 700N stress, no torque) b Forward flexion state (side view, load 500N, 600N, 700N vertical stress, $7.5\text{N}\cdot\text{m}$ torque forward) c Extension state (side view, load 500, 600, 700N vertical stress, and apply $7.5\text{N}\cdot\text{m}$ torque backward) d Left curved vertebral body (front view, opposite direction of moment in right bending) e Left rotation state (top view, opposite torque direction during right rotation)

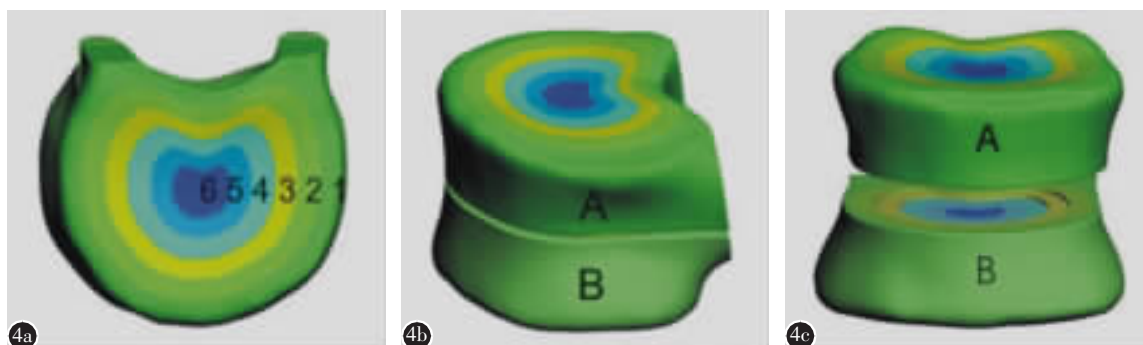


图 4 L1 椎体分区初步构想图 a 横断面 b 矢状面 c 冠状面

Figure 4 Preliminary zoning map of L1 vertebra a Cross section b Sagittal plane c Coronal plane

缘中央;侧屈加载时应力集中于同侧椎体外后缘;旋转加载时应力集中于椎体后缘中央(图 5~10)。

2.2 L1 椎体各区域应力分布情况

三组各区域应力值和占总应力值的百分比见表 2、3。 α 组 L1 椎体外缘即 A1、A2、A3、B1、B2、B3 区应力占整个椎体受力的绝大部分,占 71%,其中 A2、A3 区域受力最为集中;椎体内缘即 A4、A5、A6、B4、B5、B6 区域应力占整个椎体受力的少部分,占 29%。 β 组 L1 椎体外缘即 A1+A2+A3+B1+B2+B3 区域所占整个椎体受力的绝大部分,占 76.2%,其中 A2、A3 区域受力最为集中;椎体内缘即 A4、A5、A6、B4、B5、B6 区域应力占整个椎体受力的少部分,占 23.8%。 γ 组中 L1 椎体外缘即 A1+A2+A3+B1+B2+B3 区域应力占整个椎体受力的绝大部分,占 59%,其中 A2、A3 区域受力最为集中;椎体内缘即 A4、A5、A6、B4、B5、B6 区域应力占整个椎体受力的少部分,占 41%。

2.3 L1 椎体应力分区

将具有统计学意义的相邻区域单独成区,将无统计学意义的区域合并成区。在 α 组中,将 L1 椎体分为 A1(A I)、A23(A II)、A456(A III)、B1(B I)、B23(B II)、B456(B III)六个区域;在 β 组中,各区域几乎满足 α 组中统计学规律,仅松质骨中 A4 区域与 A5 区域、B4 区域与 B5 区域两两比较与 α 组中相对应区域统计学意义不一致,仍按照 α 组合并规律,将 L1 椎体分为 A1(A I)、A23(A II)、A456(A III)、B1(B I)、B23(B II)、B456(B III)六个区域;在 γ 组中,绝大部分区域满足 α 组中统计学规律,仅皮质骨及松质骨 A4 区域与 A5 区域、B4 区域与 B5 区域两两比较与 α 组中相对应区域统计学意义不同,也将按照 α 组合并规律,将 L1 椎体分为 A1(A I)、A23(A II)、A456(A III)、B1(B I)、B23(B II)、B456(B III)六个区域。最终将 L1 椎体分为 A I、A II、A III、B I、B II、B III 六个区域。

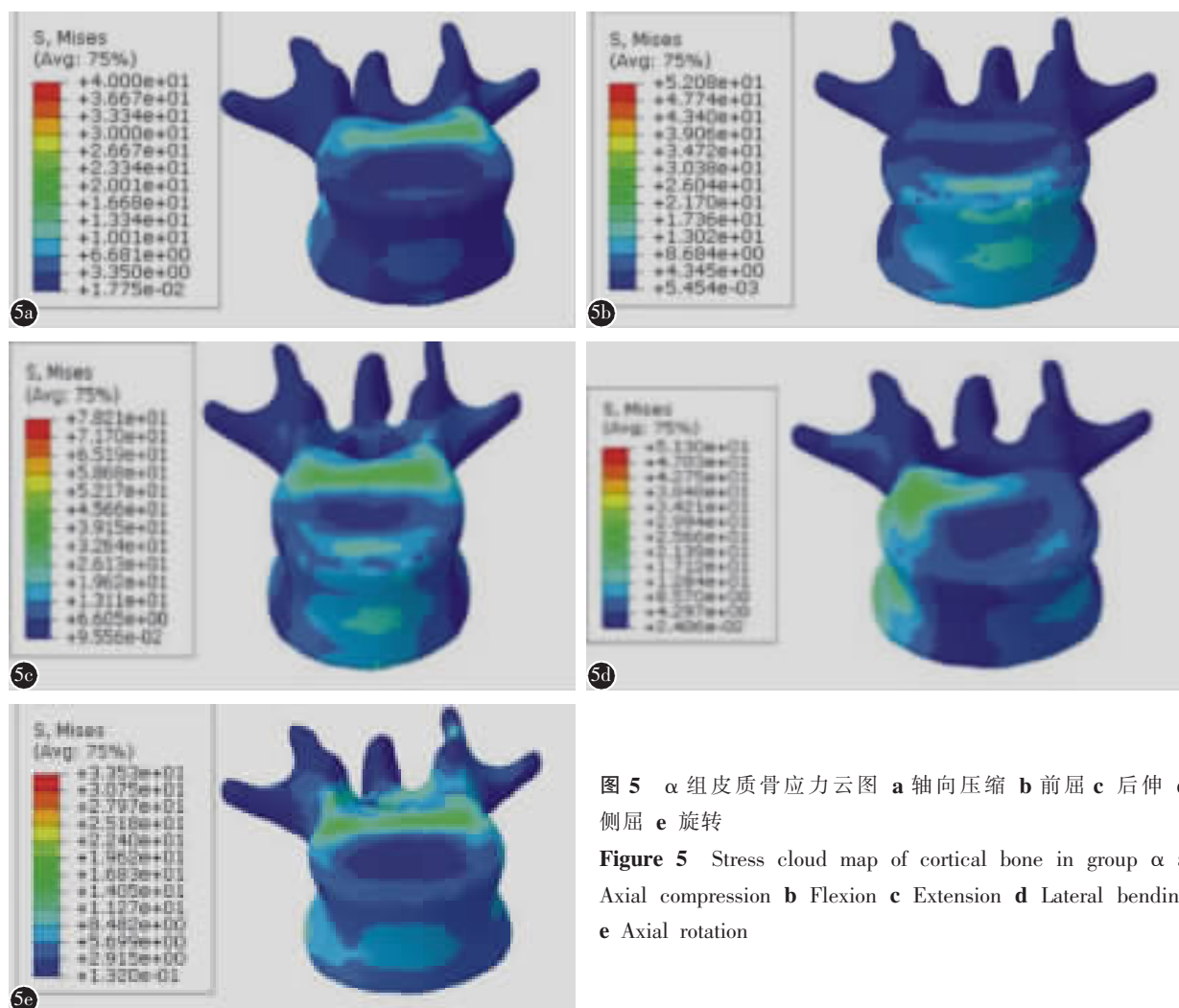


图 5 α 组皮质骨应力云图 a 轴向压缩 b 前屈 c 后伸 d 侧屈 e 旋转

Figure 5 Stress cloud map of cortical bone in group α a Axial compression b Flexion c Extension d Lateral bending e Axial rotation

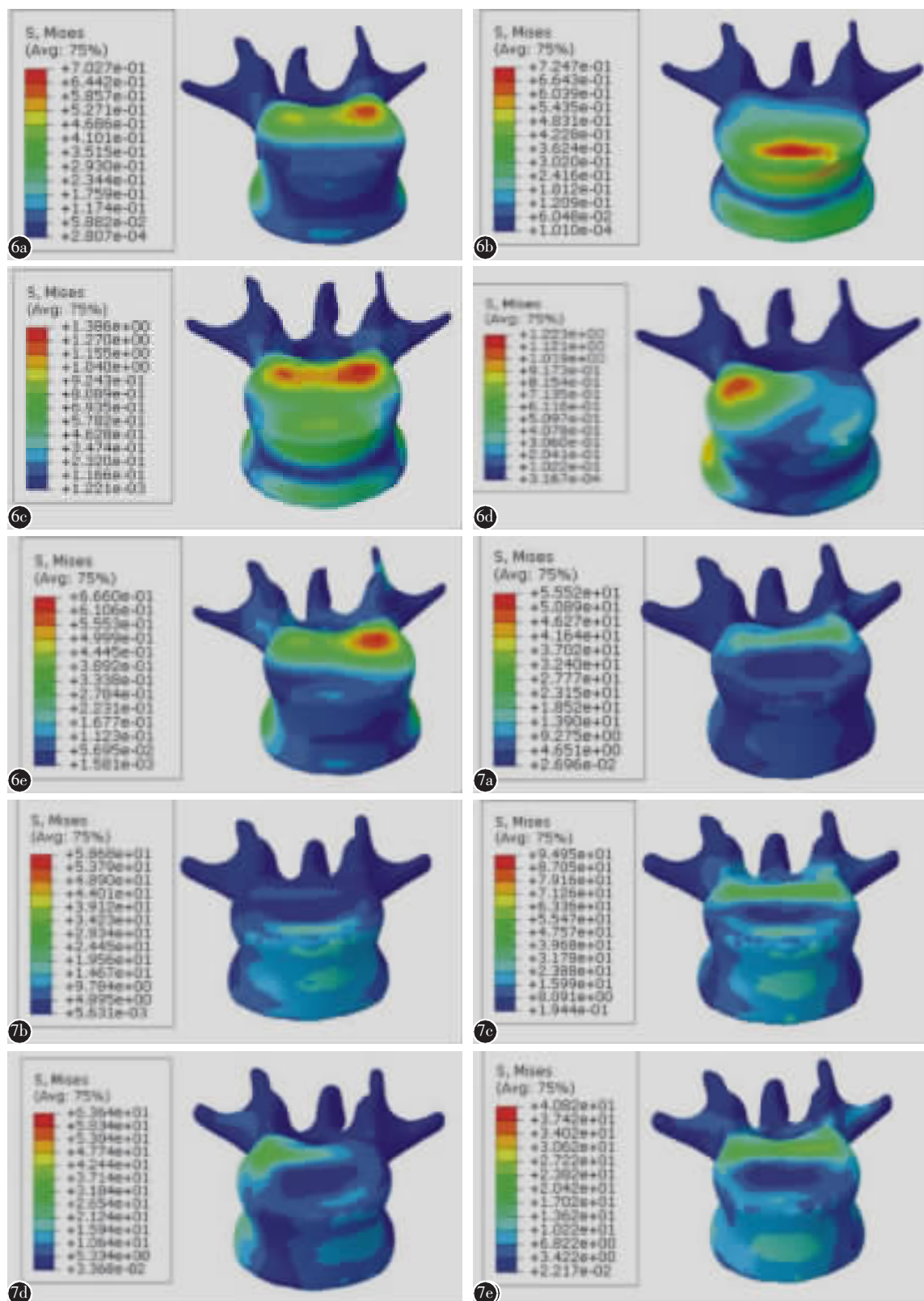


图 6 α 组松质骨应力云图 a 轴向压缩 b 前屈 c 后伸 d 侧屈 e 旋转 图 7 β 组皮质骨应力云图 a 轴向压缩 b 前屈 c 后伸 d 侧屈 e 旋转

Figure 6 Stress cloud map of cancellous bone in group α a Axial compression b Flexion c Extension d Lateral bending e Axial rotation **Figure 7** Stress cloud map of cortical bone in group β a Axial compression b Flexion c Extension d Lateral bending e Axial rotation

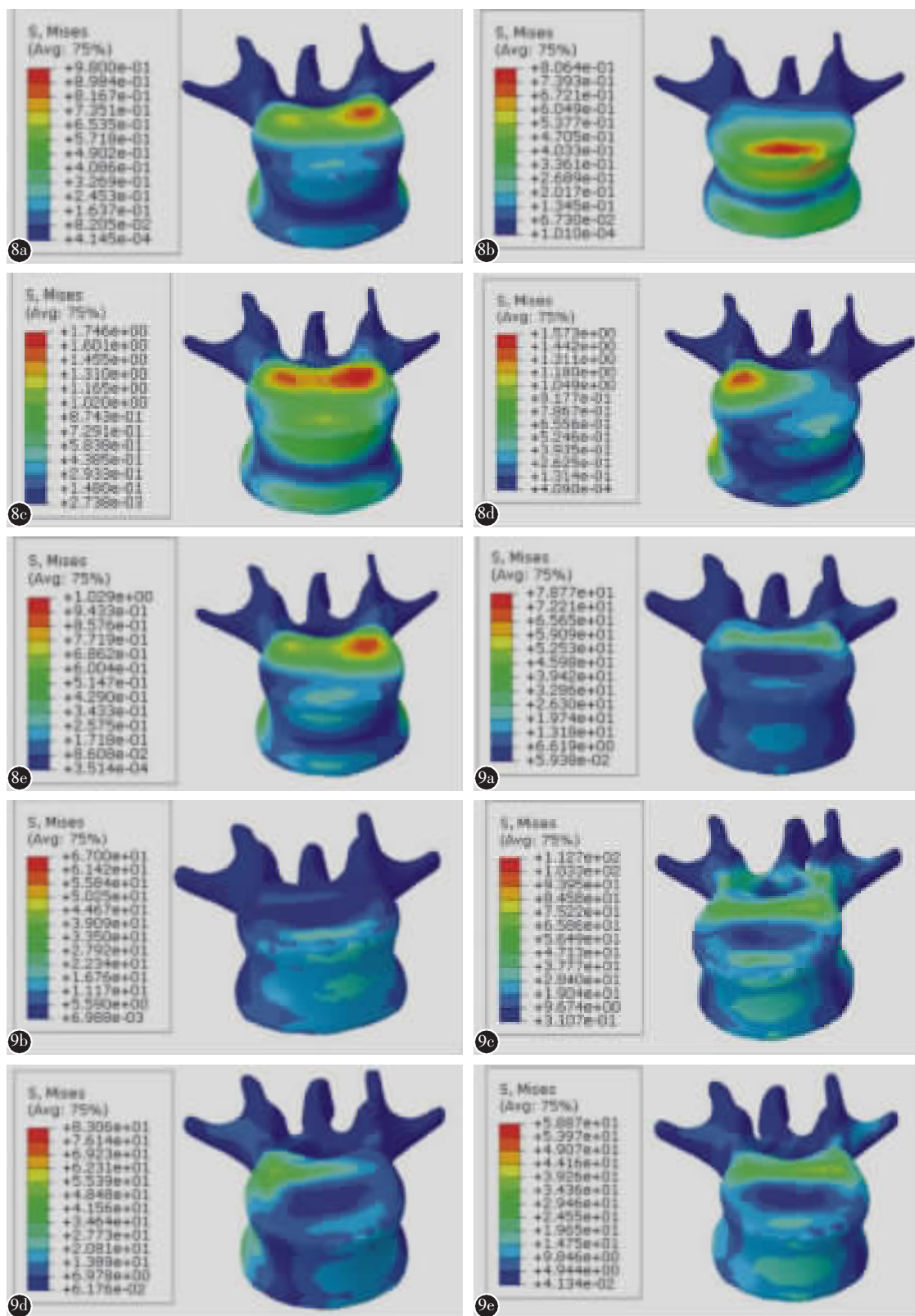


图8 β 组松质骨应力云图 a 轴向压缩 b 前屈 c 后伸 d 侧屈 e 旋转 图9 γ 组皮质骨应力云图 a 轴向压缩 b 前屈 c 后伸 d 侧屈 e 旋转

Figure 8 Stress cloud map of cancellous bone in group β a Axial compression b Flexion c Extension d Lateral bending e Axial rotation **Figure 9** Stress cloud map of cortical bone in group γ a Axial compression b Flexion c Extension d Lateral bending e Axial rotation

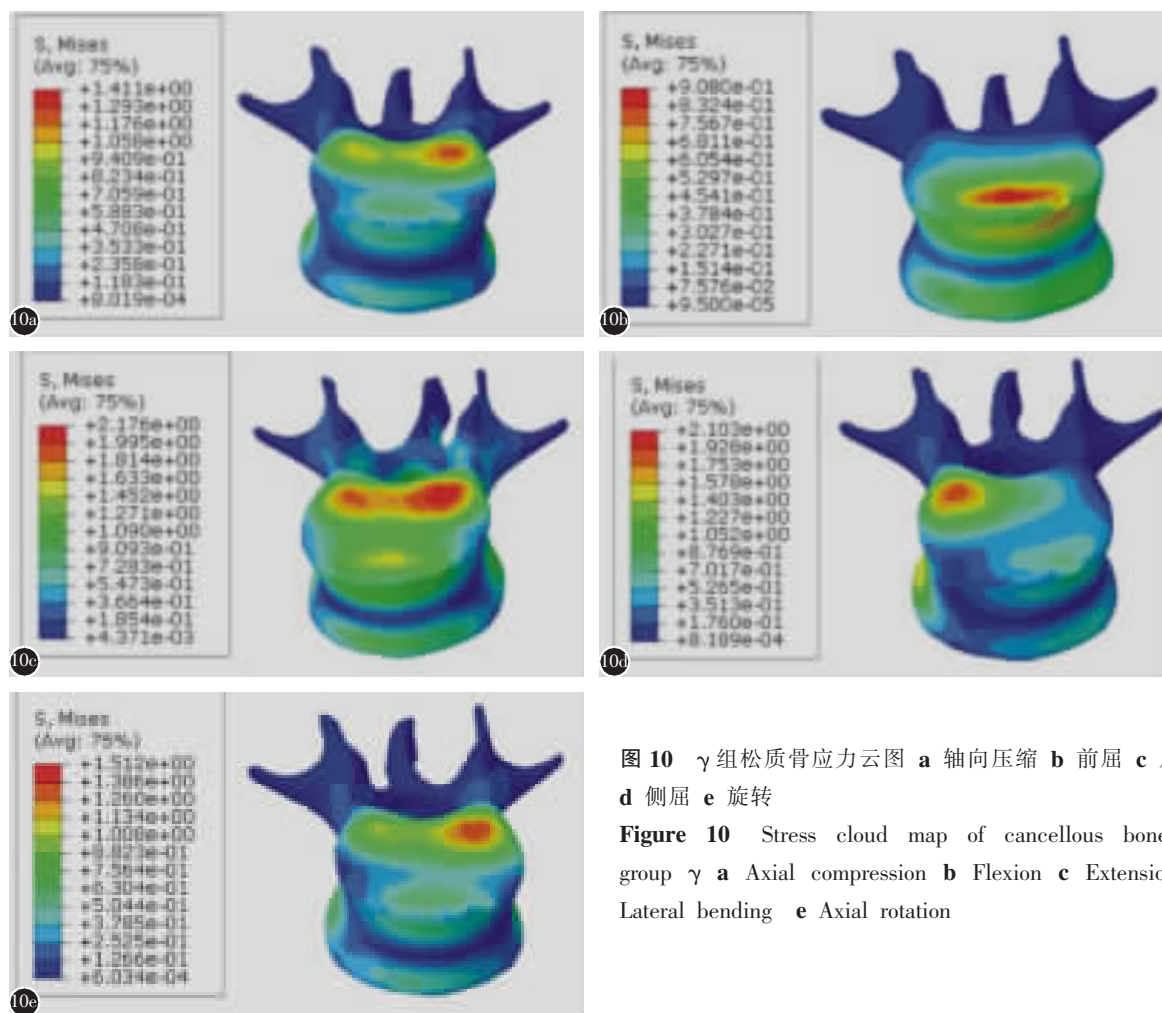


图 10 γ 组松质骨应力云图 a 轴向压缩 b 前屈 c 后伸 d 侧屈 e 旋转

Figure 10 Stress cloud map of cancellous bone in group γ a Axial compression b Flexion c Extension d Lateral bending e Axial rotation

Ⅲ六个区域(图 11)。

在六个区域中,A I 区域应力值占 L1 椎体总应力值的 9.5%~10.1%,A II 区域应力值占 L1 椎体总应力值的 27.9%~30.1%,A III 区域应力值占 L1 椎体总应力值的 7.8%~15.2%,B I 区域应力值占 L1 椎体总应力值的 7.1%~8.9%,B II 区域应力值占 L1 椎体总应力值的 25.5%~29.2%,B III 区域应力值占 L1 椎体总应力值的 10.7%~13.8%。从 L1 椎体应力趋势可以得出,A II 区域应力值占 L1 椎体总应力值 27%~30.1%,应力最为集中,该区域可被称为核心应力区;椎体外缘 A I、B I、B II 三个区域总应力较为集中,总共占 L1 椎体总应力的 22%~45.9%,该区域被称为主要应力区,A III、B III 两个区域总共占 L1 椎体总应力的 18.5%~29%,被称为次要应力区。因此,L1 椎体被分成三个体积不一、大小各异区域,该分区法称三分区法。

3 讨论

随着工业化的进展及交通事故的频发,脊柱骨折日益增多,其中以 L1 椎体为代表的胸腰段骨折最为多见。在 L1 椎体的手术治疗过程中,植入物(骨组织、骨水泥等)优先植入椎体的哪个区域能够最有效地恢复椎体的生物力学稳定性或植入椎体的哪个部位即能够满足椎体的基本生物力学稳定性成为临床医师的困扰。因此,本研究拟运用有限元分析法,研究 L1 椎体的生理应力分布区域,观察应力集中趋势,归纳总结,提出了 L1 椎体应力分区,以指导临床医生最有效地重建脊柱生物力学稳定性。

既往对于 L1 单个椎体的有限元生物力学研究较多,但是对 L1 椎体应力集中趋势进行应力分区却相对较少。刘延东等^[13]进行了初步探讨,但是该研究不够完善,仅仅研究椎体单一或部分运动状态,不能准确体现 L1 椎体的整个运动状态

应力分布集中趋势, 或者仅仅研究松质骨而忽略椎体的主要受力结构——皮质骨的受力情况, 结果不够全面。本研究观察了椎体在不同载荷下的受力情况, 提出了 L1 椎体应力分区。

表 2 L1 椎体皮质骨及松质骨在不同载荷下的平均应力值 ($\bar{x}\pm s$, MPa)
Table 2 Average stress values of cortical and cancellous bones of L1 vertebrae in α , β and γ groups

	α 组 Group α		β 组 Group β		γ 组 Group γ	
	A区 Region A	B区 Region B	A区 Region A	B区 Region B	A区 Region A	B区 Region B
皮质骨 Cortical bone						
1 区 Region 1	7.742 $\pm$ 3.764 ^①	5.642 $\pm$ 2.889 ^①	10.090 $\pm$ 4.182 ^①	7.322 $\pm$ 3.293 ^①	13.944 $\pm$ 6.303 ^①	13.164 $\pm$ 5.342 ^①
2 区 Region 2	9.349 $\pm$ 4.052	8.930 $\pm$ 4.301	13.874 $\pm$ 4.418	13.118 $\pm$ 5.708	22.109 $\pm$ 12.437	15.977 $\pm$ 6.163
3 区 Region 3	11.824 $\pm$ 6.336 ^①	10.549 $\pm$ 5.363 ^①	17.165 $\pm$ 8.044 ^①	16.993 $\pm$ 9.220 ^①	21.725 $\pm$ 11.149 ^①	21.055 $\pm$ 11.202 ^①
4 区 Region 4	3.835 $\pm$ 1.915	3.605 $\pm$ 2.944	3.886 $\pm$ 1.865	3.743 $\pm$ 1.741	11.107 $\pm$ 6.048 ^①	11.808 $\pm$ 8.471 ^①
5 区 Region 5	3.669 $\pm$ 2.330	3.666 $\pm$ 3.030	3.867 $\pm$ 1.838	3.835 $\pm$ 1.855	5.511 $\pm$ 3.171	1.526 $\pm$ 0.299
6 区 Region 6	3.452 $\pm$ 2.029	2.577 $\pm$ 1.486	3.857 $\pm$ 1.869	3.715 $\pm$ 1.766	5.241 $\pm$ 3.350	1.547 $\pm$ 0.318
$\bar{x}\pm s$	6.646 $\pm$ 4.671	5.828 $\pm$ 4.358	8.790 $\pm$ 6.696	8.121 $\pm$ 6.844	13.273 $\pm$ 10.006	10.847 $\pm$ 9.481
松质骨 Cancellous bone						
1 区 Region 1	0.250 $\pm$ 0.117 ^①	0.198 $\pm$ 0.086 ^①	0.313 $\pm$ 0.153 ^①	0.250 $\pm$ 0.100 ^①	0.362 $\pm$ 0.154 ^①	0.333 $\pm$ 0.123 ^①
2 区 Region 2	0.388 $\pm$ 0.142	0.343 $\pm$ 0.138	0.401 $\pm$ 0.177	0.425 $\pm$ 0.170	0.589 $\pm$ 0.216	0.591 $\pm$ 0.258
3 区 Region 3	0.388 $\pm$ 0.140 ^①	0.351 $\pm$ 0.146 ^①	0.443 $\pm$ 0.169 ^①	0.436 $\pm$ 0.177 ^①	0.611 $\pm$ 0.241 ^①	0.598 $\pm$ 0.262
4 区 Region 4	0.343 $\pm$ 0.141	0.322 $\pm$ 0.149	0.397 $\pm$ 0.162 ^①	0.403 $\pm$ 0.158 ^①	0.547 $\pm$ 0.203 ^①	0.478 $\pm$ 0.182 ^①
5 区 Region 5	0.346 $\pm$ 0.138	0.319 $\pm$ 0.149	0.370 $\pm$ 0.155	0.327 $\pm$ 0.106	0.516 $\pm$ 0.207	0.435 $\pm$ 0.173
6 区 Region 6	0.336 $\pm$ 0.104	0.291 $\pm$ 0.107	0.365 $\pm$ 0.136	0.321 $\pm$ 0.107	0.501 $\pm$ 0.203	0.425 $\pm$ 0.164
$\bar{x}\pm s$	0.342 $\pm$ 0.128	0.303 $\pm$ 0.130	0.381 $\pm$ 0.151	0.361 $\pm$ 0.145	0.521 $\pm$ 0.204	0.477 $\pm$ 0.206

注: ①与相邻下一区域比较 $P<0.05$

Note: ①Compared with the next adjacent region, $P<0.05$

表 3 不同载荷下 L1 椎体皮质骨及松质骨各区域应力占总应力的百分比 (%)
Table 3 The percentage of stress in cortical and cancellous bone to the total stress of L1 vertebra in α , β and γ groups

	α 组 Group α		β 组 Group β		γ 组 Group γ	
	A区 Region A	B区 Region B	A区 Region A	B区 Region B	A区 Region A	B区 Region B
皮质骨 Cortical bone						
1 区 Region 1	9.8	7.2	9.5	6.9	9.3	8.7
2 区 Region 2	11.9	11.3	13.1	12.5	14.7	10.6
3 区 Region 3	15.0	13.4	16.2	16.1	14.4	14.0
4 区 Region 4	4.9	4.6	3.7	3.5	7.4	7.8
5 区 Region 5	4.7	4.7	3.7	3.6	3.7	1.0
6 区 Region 6	4.4	3.3	3.6	3.5	3.5	1.0
总计 Total	50.7	44.5	49.8	46.1	53.0	43.1
松质骨 Cancellous bone						
1 区 Region 1	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2
2 区 Region 2	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
3 区 Region 3	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
4 区 Region 4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.3
5 区 Region 5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3
6 区 Region 6	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3
总计 Total	2.5	2.3	2.1	2.0	2.0	1.9

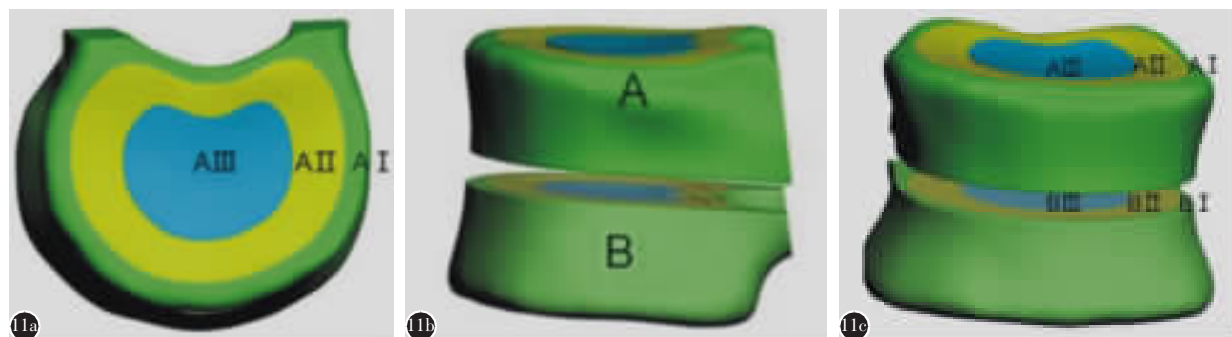


图 11 L1 椎体应力分区图[核心应力区(A II);主要应力区(A I +B I +B II);次要应力区(A III+B III)] a 横断面 b 矢状面 c 冠状面

Figure 11 Stress zoning map of L1 vertebra[core stress zone(A II); main stress zone(A I +B I +B II); secondary stress zone(A III+B III)] a cross section b sagittal plane c coronal plane

笔者前期研究结果显示 L1 椎体骨折部位多集中于椎体上半部位及椎体外缘。椎体是由外侧坚固而致密的皮质骨和内层疏松多孔的松质骨构成,从矢状面观,椎体皮质骨侧壁中央呈圆弧形凹陷,松质骨呈上下两端致密,中间疏松的骨小梁结构,从横断面观,椎体呈不规则椭圆形,椎体上下壁中央具有向心性弧形凹陷,且有研究表明,椎体上下壁厚度外周大于中央^[14]。既往,对 L1 椎体生物力学的研究表明^[15],椎体在受到暴力发生骨折时总是先累及椎体外缘,并且在受到轴向压缩负荷时骨折部位常为椎体后缘,前屈状态下承受压缩载荷时骨折发生在椎体前缘。李光灿等^[16]及 Zhao 等^[17]在研究椎体及终板抗压强度时发现 L1 椎体外周抗压强度大于中央,即由外向内,其抗压强度逐渐减弱。我们对 L1 椎体的 CT 影像学、解剖学、生物力学研究分析,初步提出对 L1 椎体的 12 应力分区,结合 L1 椎体在 α 、 β 、 γ 三组中的有限元应力分析及统计学规律,提出 L1 椎体三分区法,即核心应力区、主要应力区、次要应力区。

既往对 L1 椎体骨折的治疗后部分椎体易发生再骨折,主要为椎体内应力分布异常所致^[18,19],其直接原因可能为临床医师在椎体重建时植入物植入区域不正确所致,其核心为缺乏单个椎体的生物力学理论指导。本研究提出的三分区法揭示了 L1 椎体在载荷作用下,应力的核心、主要、次要三大集中部位,提示椎体在发生骨折时将从核心应力区即椎体的外上缘开始,逐步到主要应力区即整个椎体外缘,最后到次要应力区即椎体中心。因此,临床医生在重建椎体生物力学时应优先恢复核心应力区的应力结构,再次恢复主要应力

区的应力结构,最后恢复次要应力区的应力结构。

本研究应用有限元分析法,结果显示 L1 椎体应力分布较为固定且具有一定规律性,可将其分为核心应力区、主要应力区和次要应力区,三个区域承受应力依次减弱,有助于临床骨折类型预判和评估。

4 参考文献

1. Bouyer B, Vassal M, Zairi F, et al. Surgery in vertebral fracture:epidemiology and functional and radiological results in a prospective series of 518 patients at 1 year's follow-up [J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2015, 101(1): 11-15.
2. Cahueque M, Cobar A, Zu Iga C, et al. Management of burst fractures in the thoracolumbar spine[J]. J Orthop, 2016, 13(4): 278-281.
3. 程黎明,曾至立,杨志勇,等. 脊柱脊髓损伤流行病学特点分析和手术疗效探讨[J]. 中华创伤骨科杂志, 2008, 10(3): 245-248.
4. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1983, 8(8): 817-831.
5. Denozière 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.
6. Mo Z, Zhao Y, Du C, et al. Does location of rotation center in artificial disc affect cervical biomechanics[J]. Spine, 2015, 40(8): e469-e475.
7. Kim TY, Kang KT, Yoon DH, et al. Effects of lumbar arthrodesis on adjacent segments differences between surgical techniques[J]. Spine, 2012, 37(17): 1456-1462.
8. Ambati DV, Wright EK, Lehman RA, et al. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: a finite element study [J]. Spine J, 2015, 15(8): 1812-1822.

9. Li J, Shang J, Zhou Y, et al. Finite element analysis of a new pedicle screw-plate system for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion[J]. *PLoS One*, 2015, 10(12): e0144637.
 10. Panjabi MM, Oxland TR, Lin RM, et al. Thoracolumbar burst fracture: a biomechanical investigation of its multidirectional flexibility[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 1994, 19(5): 578-585.
 11. 李浩. 老年胸腰椎骨折的有限元分析及其临床应用[D]. 上海交通大学. 2014.
 12. Chosa E, Totoribe K, Tajima N. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method[J]. *J Orthop Res*, 2004, 22(1): 158-163.
 13. 刘延东, 毛景松, 石先明, 等. 不同载荷下腰 1 椎体内应力分布规律的有限元分析[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2014, 24(9): 822-827.
 14. Edwards WT, Zheng Y, Ferrara LA, et al. Structural features and thickness of the vertebral cortex in the thoracolumbar spine[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2001, 26(2): 218-225.
 15. Landham PR, Gilbert SJ, Baker-Rand HLA, et al. Pathogenesis of vertebral anterior wedge deformity: a 2-stage process [J]. *Spine*, 2015, 40(12): 902-908.
 16. 李光灿, 李康华, 郑连杰, 等. 全脊柱终板抗压强度分布规律的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(6): 521-526, 554.
 17. Zhao FD, Pollintine P, Hole BD, 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.
 18. Cho AR, Cho SB, Lee JH, et al. Effect of augmentation material stiffness on adjacent vertebrae after osteoporotic vertebroplasty using finite element analysis with different loading methods[J]. *Pain Physician*, 2015, 18(6): E1101-E1110.
 19. Liebschner MA, Rosenberg WS, Keaveny TM. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty[J]. *Spine*, 2001, 26(14): 1547-1554.
- (收稿日期:2020-02-23 末次修回日期:2020-04-25)
- 【专家点评】** 有限元技术已广泛应用于桥梁和汽车设计等工程学领域;在医学仿生领域也有应用。但人体为多关节、多种软组织结构,受力情况也多为复合性受力,十分复杂。本研究实验方法以垂直施力等单因素方式进行有限元分析,可能难以准确模拟患者真实情况,其结果甚至有悖。但有限元分析具有一定的参考价值,可为临床医生使用工程学软件进行基础研究提供新的思路,有助于临床医学领域的探索。
- (英文编审 唐翔宇/谭 啸)
(本文编辑 卢庆霞)