

基础研究

三种骨水泥弥散类型对胸腰段椎体强化术后
术椎应力影响的三维有限元分析陈荣彬¹, 李 勇¹, 白 杰², 张劲新¹, 余照宇¹

(1 广东省中医院珠海医院骨三科 519015 珠海市; 2 广州中医药大学第二临床医学院 510405 广州市)

【摘要】目的:利用三维有限元分析胸腰段椎体强化术后三种骨水泥弥散类型在不同载荷下术椎的应力分布变化。**方法:**通过 1 例 L1 椎体压缩性骨折患者和 3 例 L1 椎体强化术后骨水泥分别呈弥散型、团块型、混合型患者的原始 CT 资料,通过 Mimics 19.0、Geomagic Studio 2013 及 Solid Works 2017 等软件处理,建立 T11~L2 椎体功能单元压缩性骨折及三种骨水泥弥散类型的有限元模型,运用有限元分析方法,约束 L2 椎体下表面所有节点各向活动,于 T11 椎体上表面施加均匀分布的 400N 面载荷,压力方向垂直向下,模拟正常人体上半身重量;同时在 T11 椎体上表面于不同方向施加 10N·m 力矩,模拟正常人体前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转 6 种运动状态。并在 T11 表面分别施加 0.3MPa(低压力)、1MPa(中压力)、4MPa(高压力)分别模拟日常生活活动,比较 4 种模型在不同载荷情况下应力分布情况。**结果:**骨水泥注入后,在各级压力下,骨水泥呈团块型分布对术椎应力明显高于弥散型与混合型,4 种模型术椎的应力与压力增加呈正相关,在 6 种载荷下,骨水泥呈团块型分布对术椎的应力均明显高于混合型与弥散型,混合型对术椎的应力较低,且在施加 0.3、1、4MPa 压力下,术椎在前屈载荷下所受应力最大,团块型应力最高,分别为 63.295MPa、84.419MPa、174.96MPa;弥散型为 62.348MPa、80.974MPa、160.95MPa、混合型为 47.667MPa、62.171MPa、124.35MPa。**结论:**胸腰段椎体强化术后术椎应力与其所受压力及载荷方向相关,团块型骨水泥是导致术椎应力增高的重要因素,骨水泥呈混合型分布可能是理想的弥散类型。

【关键词】骨水泥;弥散类型;椎体强化术;有限元

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2020.07.07

中图分类号:R682.3,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2020)-07-0628-10

Three-dimensional finite element analysis of the influence of three subtypes of bone cement distribution on the postoperative stress of thoracolumbar vertebral body/CHEN Rongbin, LI Yong, BAI Jie, et al/Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2020, 30(7): 628-637

【Abstract】 Objectives: Using finite element method to analyze the distribution changes of stress under different loads in three subtypes of diffuse-type bone cements after thoracolumbar vertebroplasty. **Methods:** To establish the finite element models of T11-L2-vertebral-function-unit compression fracture and three subtypes of diffuse-type bone cement based on the CT source data of bone cement of 1 patient with L1 spinal compression fracture and 3 patients undergone L1 vertebroplasty, presenting diffuse subtype, bulk subtype and mixed subtype respectively, and computed by Mimics 19.0, Geomagic Studio 2013, and Solid Works 2017 software. Using the method of finite element analysis, to simulate the weight of the upper half of a normal person after limited every activity of all the nodes under the L2 vertebral surface, and applied evenly 400N surface load on the T11 vertebra, with vertically downward pressure. At the same time, 10N·m torque was applied on the surface of the T11 vertebra with different directions, to simulate 6 movement conditions, namely anterior flexion, posterior extension, right-side bending, left-side bending, left lateral rotation and right lateral rotation. Also, pressure of 0.3MPa (lying flat), 1MPa (standing), and 4MPa (loading) were applied respectively on the T11 surface to simulate daily-life activities. The stress distribution of the 4 models under

基金项目:广东省医学科学技术研究基金(项目编号:A2018165);广东省中医药局科研项目基金(项目编号:20194010)

第一作者简介:男(1991-),医学硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(0756)3325538 E-mail:469843897@qq.com

通讯作者:张劲新 E-mail:352339592@qq.com

different load conditions was observed. **Results:** After the injection of bone cement, under different levels of pressures, the distribution, regarding the operated vertebra, of the bulk subtype bone cement was significantly higher than that of the diffuse subtype and mixed subtype. The stress of the operated vertebra showed a positive correlation to the increase of the pressure in 4 types of models. For 6 movement conditions, the distribution, regarding the operated vertebra, of the bulk subtype bone cement was significantly higher than that of the diffuse subtype and mixed subtype, and the stress of the operated vertebra of the mixed subtype was relatively lower. After applications of 0.3, 1, and 4MPa pressure, the operated vertebra with anterior flexion encountered the maximum stress, and the stress of the bulk subtype was the highest, which were 63.295MPa, 84.419MPa and 174.96MPa respectively, while that of the diffuse subtype were 62.348MPa, 80.974MPa and 160.95MPa, and that of the mixed subtype was 47.667MPa, 62.171MPa and 124.35MPa. **Conclusions:** The stress of the post-vertebroplasty vertebra is correlated to the pressure and the load directions. Bulk subtype bone cement is an important factor leading to the increase in stress of the operated vertebra. Bone cement with mixed subtype distribution is possibly a more ideal diffuse type.

[Key words] Bone Cement; Diffusion Type; Vertebroplasty; Finite Element

[Author's address] Orthopedics Department, Guangdong Province Hospital of Traditional Chinese Medicine Zhuhai Branch, Zhuhai, 519015, China

骨质疏松性椎体压缩骨折 (osteoporotic vertebral compression fracture, OVCF) 是骨质疏松症最常见的并发症之一^[1], 目前已经成为老年患者及临床医生面临的严重问题。经皮椎体成形术 (percutaneous vertebroplasty, PVP) 及经皮椎体后凸成形术 (percutaneous kyphoplasty, PKP) 作为治疗 OVCF 的微创手术技术, 因其能恢复椎体高度、稳定椎体、迅速缓解疼痛、改善患者的生活质量, 已经在临床得到广泛应用^[2]。尽管临床疗效得到公认, 但近年来的研究发现术后术椎出现再次塌陷的现象并不少见^[3,4], 以随访时侧位 X 线 DR 片椎体高度下降 4mm 为标准, 术后早期出现术椎塌陷的发生率为 14.36%~16.5%^[4-6]。术椎的再次塌陷因伴随椎体高度的显著丢失、进行性的脊柱后凸畸形, 往往会导致持续性的腰背部疼痛^[7], 严重影响患者的生活质量, 且临床处理较为棘手, 严重者甚至需要行翻修手术重新稳定骨折节段^[8,9]。相关研究表明, 骨水泥呈团块型分布是导致 PVP/PKP 术后术椎再次塌陷的危险因素^[5,10], 目前国内尚缺少相关生物力学机制研究。本研究利用临床真实病例建立 OVCF 术前及 PVP 术后三种骨水泥弥散类型三维有限元模型, 旨在探讨骨质疏松性椎体压缩骨折 PVP 术后骨水泥弥散类型对术椎椎体应力的影响, 为临床寻求最佳的骨水泥弥散类型提供理论依据。

1 资料和方法

1.1 研究对象

选取 1 例 65 岁女性患者, 临床诊断为 L1 椎体骨质疏松压缩性骨折, 骨密度 T 值=-2.6, 获取 T11~L2 节段 CT 数据。同时选取 3 例女性患者, 平均年龄 63.0±3.2 岁, 经临床确诊为 L1 骨质疏松性椎体压缩性骨折, 均行 L1 PVP, 术后骨水泥分别呈团块型、弥散型、混合型分布, 获取术后扫描术椎的 CT 数据。

4 例患者均为遭受突然摔倒暴力造成的骨折, 未合并心脑血管疾病、严重肝肾功能损害, PVP 术式骨水泥注入量均为 3.5ml, 实验方案经患者及家属同意, 签署知情同意书, 实验方案得到医院伦理委员会批准。

1.2 CT 数据采集及扫描参数

采用东芝 Aquilion one 640 的 64 排螺旋 CT 对目标节段进行连续扫描, 扫描球管电压 135kV, 电流 115mAs, 扫描架倾斜角 0°, 视界 146mm, 层厚和层间距均为 0.5mm, 图像矩阵为 512×512。扫描范围从 T11~L2 椎体, 共 378 层, 扫描结果以标准 Dicom 格式保存。

1.3 生物力学处理软件

实验所用软件: Mimics 19.0 三维重建软件 (比利时 Materialise 公司)、Geomagic Studio 2013 逆向工程处理软件 (美国 Raindrop 公司)、Solidworks 2017CAD 软件 (法国 Dassault Systemes 公司)、ANSYS 19.0 有限元分析软件 (美国 ANSYS 公司)。

1.4 有限元模型的建立、处理和分析方法

1.4.1 骨水泥弥散类型分型方法 依据术后 DR

资料,利用 PhotoShop CS5 图形处理软件,对图像进行对比度及亮度等调整图像锐利度,利用魔棒及快速选择等工具选出骨水泥团块区域及弥散区域,通过直方图查看选择区域的像素值,利用像素值与分辨率的换算就能得出选区面积,计算骨水泥平均弥散区与平均团块区面积的比值(K)^[11],定义 K 值<50%为团块型,50%≤K 值≤100%为混合型,K 值>100%为弥散型,测量方法如图 1 所示。

本研究为保证观察 K 值的一致性,前期通过收集 90 例胸腰段骨质疏松压缩性骨折患者椎体强化术后的 X 线片资料(图 2),并采用上述测算方法计算骨水泥弥散 K 值,为减少误差,测量由两人完成取结果平均值并进行分组,其中弥散型 28 例,团块型 31 例,混合型 31 例,比较三组骨水泥 K 值差异有统计学意义($P<0.05$,表 1)。

1.4.2 T11~L2 三维几何模型的建立 本实验依据既往有限元建模过程^[6],将收集的 CT 图像数据以 DICOM 格式导入 Mimics 19.0 software(Materialise Company, Leuven, Belgium)软件中,依据不同组织的灰度值进行自动化阈值分割区分,初步分离出骨骼组织,利用切割蒙板(crop mask)建立各个部分结构模型,然后再利用手工编辑图层工具擦除多余的部分或者补上缺失的部分,最后对模型分别进行 wrap 和 smoothing 处理,填补孔和光滑表面,初步建立相应三维模型,导出 STL 格式模型数据档。

1.4.3 三维几何模型的简化处理 将 Mimics 19.0 软件生成的 STL 格式档导入 Geomagic Studio 2013 软件中,抹去模型钉状物和多余特征

处理,然后对模型进行优化光滑处理,使用精确曲面模块探测模型轮廓线,对变形或者不合理的轮廓进行编辑,适当添加轮廓线以方便生成曲面片;曲面片生成成功后拟合曲面,然后将拟合完成的曲面,将光滑后的模型导出为通用的 STEP 格式模型数据档。

1.4.4 骨水泥弥散类型模型、关节软骨及椎间盘结构的建立 将 Geomagic Studio 2013 软件生成的几何模型格式档导入 Solid Works 2017 软件中,对几何模型进行特征识别和曲面诊断,对有问题的曲面进行修复,在零件界面使用特征/曲面等模块进行建立关节软骨模型,建立松质骨、纤维环、髓核、软骨终板、小关节面、三种骨水泥弥散类型模型,再进入装配界面调整 L1 椎体内骨水泥的位置,最后将模型保存为 SLDPRT 零件格式档,进行组合处理并保存。

1.4.5 T11~L2 模型的网格划分 将 Solidworks 中生成的体网格模型导入 ANSYS 19.0 软件中,在分析材料库中分别建立皮质骨、松质骨、骨折后皮质骨、骨折后松质骨、关节面、髓核、纤维环等,然后定义模型间的接触类型,对模型进行网格划分,为了保证计算的精度达到分析的要求,对网格的类型和网格大小进行控制,将所有网格大小设置为 2.0mm,如图 3 所示。

1.4.6 网格模型的材料属性 椎体的赋值是在 Materials 中根据腰椎 CT 的灰度值应用公式自动定义椎体的密度^[12]、弹性模量和泊松比^[13],定义为 10 级,最大弹性模量为 12000MPa 以表示正常皮质骨^[14],单元类型为 10 节点 solid92,骨折后皮质骨、松质骨、髓核、纤维环、关节软骨^[15]以及韧带^[16]

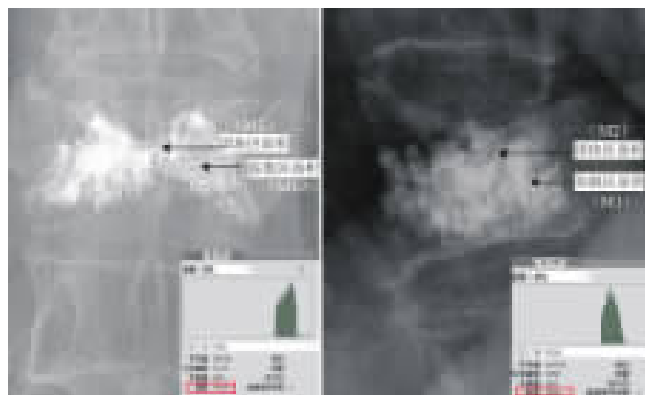


图 1 像素值为 N(图中红色线框内的值,左侧红色线框内像素值为弥散区像素值,右侧红色线框内像素值为团块区像素值),分辨率的平方为 A(查看图片分辨率为 96 像素/英寸),平均弥散区面积($M1$)=平均弥散区 $N/A \times 6.45$,平均团块区面积($M2$)=平均团块区 $N/A \times 6.45$,骨水泥 K 值= $M1/M2 \times 100\%$;1 平方英寸等于 6.45 平方厘米

Figure 1 The pixel value was N(the value in the red wireframe in the figure, the pixel value in the left red wireframe was the diffuse area pixel value, and the pixel value in the right red wireframe was the pixel value of the clump area), the square resolution was A

(the resolution of viewing the picture was 96 pixels/inch), the average diffusion area($M1$)=the average diffusion area(N)/ $A \times 6.45$, and the average mass area($M2$)=the average mass area(N)/ $A \times 6.45$, bone cement K value= $M1/M2 \times 100\%$; 1 square inch was equal to 6.45 square centimeters



图 2 a 骨水泥呈团块型分布(K 值 27%) b 骨水泥呈混合型分布(K 值 75%) c 骨水泥呈弥散型分布(K 值 143%) 图 3 T11~L2 节段网格模型

Figure 2 a Distribution of bone cement in lump type (K value 27%) b Distribution of bone cement in mixed type(K value 75%) c Distribution of bone cement in dispersion type(K value 143%) **Figure 3** T11~L2 Segment grid model

的具体材料属性见表 2。

1.4.7 胸腰段 OVCF 模型的建立 将已赋值的模型以 CDB 格式保存并导入 ANSYS 软件,在 ANSYS 软件中添加前纵韧带、棘上韧带、横突间韧带以及关节囊韧带,韧带的走行方向和起止点根据解剖学位置添加,建立 T11~L2 节段 OVCF 模型(图 4),其中椎体与椎间盘之间的接触关系定义为 Bonded(always),上下关节之间的接触定义为 standard,摩擦系数 0.1。

1.4.8 约束条件的设置及载荷的施加 在模型中固定 L2 椎体下表面所有节点的各向活动,于 T11 椎体上终板施加均匀分布的 400N 载荷,压力方向垂直向下,模拟正常人体上半身重量,同时在 T11 椎体上终板于不同方向施加 10N·m 力矩,模拟正常人体前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转 6 种运动状态。

由于人体在正常情况下直立站立状态时,相当于对椎体垂直向下施加 0.3MPa (1mmHg=0.133kPa)的轴向压力^[17,18],故本研究模拟人体中立位(低压力)、正常行走活动(中压力)及突然暴力摔倒(高压力)时的椎体受力情况^[19,20],在 T11 上终板分别施加 0.3MPa(低压力)、1.0MPa(中压

力)、4.0MPa(高压力)的轴向压力,观察术椎在不同压力下的力学变化。

1.5 主要观察指标

采用 Von Mises 应力作为主要的生物力学分析指标,观察 4 个模型 L1 手术椎体再各向载荷和各级压力的应力分布和受力大小变化。

1.6 统计学方法

采用 SPSS 19.0 统计学软件进行处理分析,计量资料以($\bar{x} \pm s$)表示,三组骨水泥弥散 K 值的比较采取配对 *t* 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 三维有限元模型的建立

成功构建 T11~L2 骨质疏松性椎体压缩性骨折模型及椎体成形术后骨水泥呈团块型、弥散型、混合型的三维有限元模型,三种骨水泥弥散类型的模型见图 5,有限元模型包括椎体、L1 椎体压缩性骨折椎体、椎间盘和韧带等建构,共生成 258767 个单元,450356 个节点数,有限元网格图见图 3,T11~L2 节段 OVCF 模型见图 4。

2.2 有限元模型的有效性验证

对已建立的 T11~L2 节段 L1 椎体压缩性骨折的三维有限元模型设置边界条件和载荷,由于模型左右对称,侧屈取左侧屈,旋转取右旋转,观察 T11 椎体在不同载荷下的运动范围,结果显示,在前屈、后伸、左侧弯和右旋转 4 种载荷的角位移分别为 7.23°、5.15°、8.11°、3.67°,与陈伟健等报道^[21]的相同边界条件和载荷条件下的三维有限元分析的角位移实验数据接近(表 3),证实本研究建立的三维有限元模型的有效性。

表 1 各组骨水泥弥散构成 K 值比较 ($\bar{x} \pm s$)

Table 1 Comparison of K value of cement diffusion in each group

类型 Dispersion types	例数 Number	K 值 K value
弥散型 Dispersion type	28	154.88±58.88 ^①
团块型 Lumpy type	31	29.57±13.48 ^①
混合型 Mixed type	31	73.31±16.70 ^①

注:①组间两两比较 $P < 0.05$

Note: ①Compared between every two groups, $P < 0.05$

表 2 有限元模型中各结构单元类型和材料属性

Table 2 Types of structural elements and material properties in the finite elementmodel

组织类型 Organization type	单元类型 Module type	弹性模型 (MPa) Elastic model	泊松比 Poisson's ratio
正常皮质骨 Normal cortical bone		12000	0.3
骨质疏松皮质骨 Osteoporotic cortical bone	4节点壳单元 4-node shell element	8040	0.3
骨折后皮质骨 Cortical bone after fracture	4节点壳单元 4-node shell element	3360	0.3
正常松质骨 Normal cancellous bone		132	0.2
骨质疏松松质骨 Osteoporotic cancellous bone	10节点体单元 10-node block element	34	0.2
骨折后松质骨 Cancellous bone after fracture	10节点体单元 10-node block element	28	0.2
骨水泥 Bone cement	10节点体单元 10-node block element	3000	0.41
终板 Endplate	10节点体单元 10-node block element	23.8	0.28
髓核 Nucleus pulposus	10节点体单元 10-node block element	8.4	0.48
纤维环基质 Fibre ring matrix	杆单元 Bar element	92	0.45
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	杆单元 Bar element	8	0.25
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	杆单元 Bar element	10	0.45
横突间韧带 Intertransverse ligament	杆单元 Bar element	40	0.45
棘间韧带 Interspinous ligament	杆单元 Bar element	12	0.45
黄韧带 Ligamenta flava	杆单元 Bar element	20	0.45
棘上韧带 Supraspinous ligament	杆单元 Bar element	12	0.45
关节囊韧带 Ligament of articular capsule	杆单元 Bar element	32	0.45

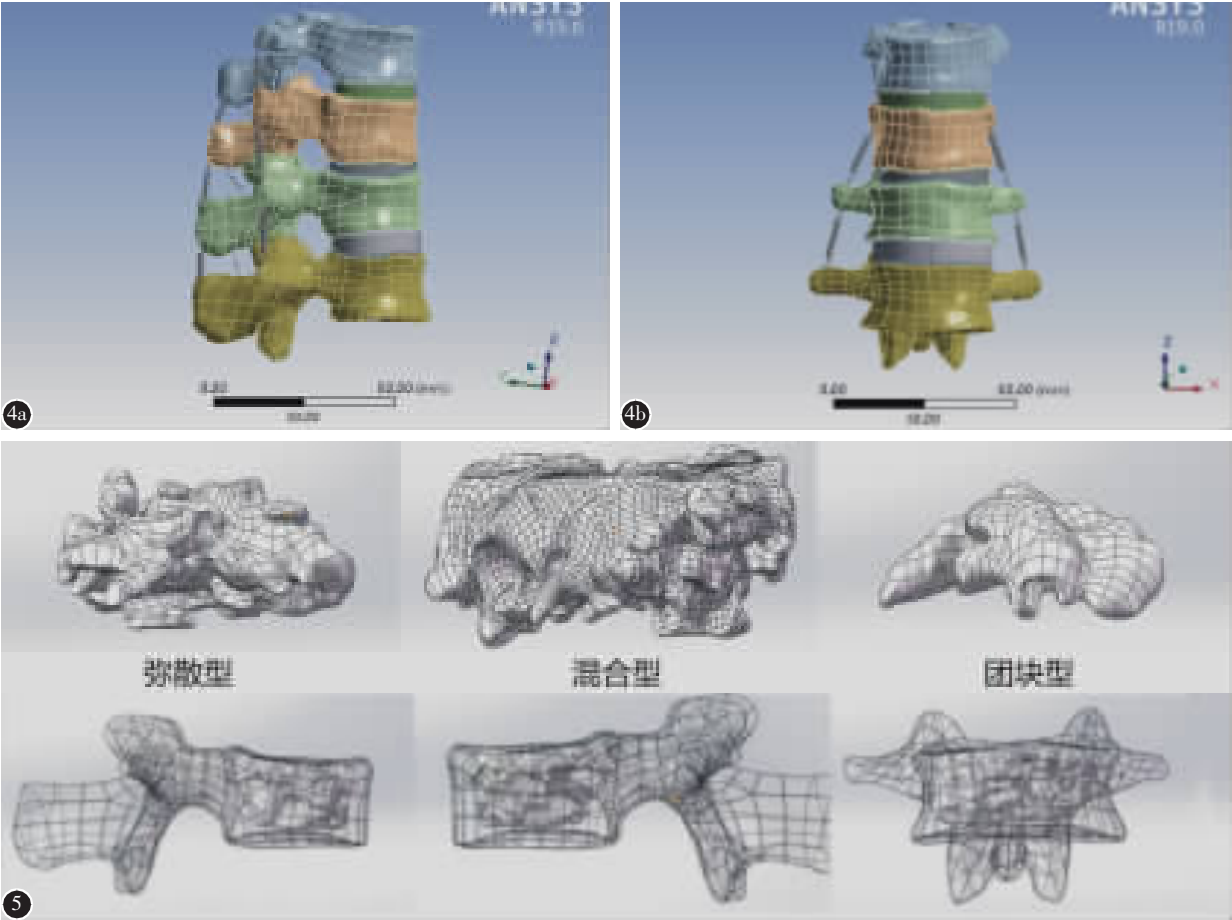


图 4 a、b T11~L2 节段 OVCF 三维有限元模型 图 5 三种骨水泥弥散类型的三维有限元模型

Figure 4 a, b 3D finite element model of T11-L2 segment OVCF Figure 5 Three -dimensional finite element model of three kinds of bone cement

2.3 结果分析

2.3.1 不同压力和载荷方向下术前 L1 骨折椎体的应力比较 PVP 手术前,在 T11 椎体表面分别施加 0.3MPa、1MPa、4MPa 3 级压力,不论载荷方向,随着压力的增加,L1 椎体所受的最大 Von Mises 应力呈线性增加,应力云图提示椎体前缘局部受力增大,但受力分布区域变化不大,见表 4、图 6。

2.3.2 不同压力和载荷下 PVP 术后 L1 椎体术椎的应力比较 3 种类型骨水泥弥散腰椎模型在不同应力载荷下,结果显示,L1 椎体所受的最大 Von Mises 应力与压力的增加呈正相关;在各向载荷下,前屈运动 L1 术椎所受的应力是最大的,其中团块型骨水泥弥散模型在各运动状态下,其最大应力值均比混合型及弥散型高,见表 5、图 7。其中在前屈载荷方向下,在 0.3MPa 压力下各模型最大应力值分别为:术前 44.076MPa、弥散型

62.348MPa、团块型 63.295MPa、混合型 47.667MPa;在 1MPa 压力下各模型最大应力值分别为:术前 64.918MPa、弥散型 80.974MPa、团块型 84.419MPa、混合型 62.171MPa;在 4MPa 压力下各模型最大应力值分别为:术前 154.26MPa、弥散型 160.95MPa、团块型 174.96MPa、混合型 124.35MPa。

3 讨论

自 1987 年 Galibert 等^[22]首次报道 PVP 治疗椎体血管瘤以来,PVP 和 PKP 目前已经在临床广泛应用于治疗骨质疏松性椎体压缩性骨折,然而近年来,大量研究表明,椎体强化术后仍会出现术椎再塌陷这一并发症。He 等^[4]以末次随访椎体高度下降 4mm 作为术椎再塌陷的标准,224 例行 PVP 术的 OVCF 患者中,随访共有 37 例患者出现术椎再次塌陷,发生率为 16.5%,我们前期的一项大样本回顾性研究中^[5],以同样的标准,对 411 例行 PVP 术的 OVCF 患者随访,共 59 例手术椎体出现塌陷,发生率为 14.36%。对于 PVP 和 PKP 术后出现术椎塌陷的原因,主要观点包括:骨质疏松的自然进程^[23]、骨折椎体内裂隙样变(intervertebral cleft,IVC)^[3,10]、PKP 术式^[24]、过度恢复术椎前缘高度^[25]等,但以上因素国内外研究仍存在较大的争议。此外,临床研究^[5,10]证实骨水泥呈团块型分布是导致椎体强化术后术椎塌陷的危险因素,但对其相关生物力学机制缺乏深入探讨,由于尸体实验及动物实验的局限性,本研究力图用有限元分析的方法从临床实例来观察 PVP 术后骨水泥弥散类型对术椎的生物力学影响。

OVCF 最常见的部位是胸腰段,且容易发生骨折的地方通常位于 T12 和 L1,这也是造成后凸畸形的主要原因。当 OVCF 发生于胸腰椎交界区域时,椎体成形术后术椎更易出现塌陷,Chen 等研究^[26]发现,OVCF 行 PVP 术后出现术椎塌陷其骨折椎体主要位于 T11~L2。因此本研究以胸腰段(L1)单椎体 OVCF 病例作为研究对象,利用 OVCF 患者的真实 CT 原始数据直接建模,其数据来源真实、准确,在建模过程中缺少人为干预,三维模型仿真度高。本研究建立的模型在不同载荷条件下 T11 的角位移数据与既往报道相同边界条件和加载条件下的三维有限元分析研究结果数据^[21]接近,证实本实验模型的有效性,能够真实模

表 3 T11~L2 节段 OVCF 有限元模型 T11 角位移与陈伟健等研究的比较

Table 3 Comparison between T11 angular displacement of T11~L2 segment OVCF finite element model and Chen Weijian et al

运动状态 Motion state	T11 角位移 T11 angular displacement	
	本研究 Our research	陈伟健等 ^[21] Chen JW, et al
前屈(°)Flexion	7.23	7.11
后伸(°)Extension	5.15	5.09
左旋转(°)Left rotation	8.11	7.98
右侧屈(°)Right lateral flexion	3.67	3.77

表 4 术前 L1 椎体最大 Von Mises 应力值

Table 4 Maximum Von Mises stress of L1 vertebral body before operation

压力 Stress	0.3MPa	1MPa	4Mpa
站立 standing state	22.935	43.781	133.120
前屈 flexion	44.076	64.918	154.260
后伸 extension	21.878	28.208	112.00
左侧弯 Left rotation	39.819	49.715	138.230
右侧弯 Right rotation	35.703	49.305	128.340
左旋转 Left lateral flexion	26.610	46.705	135.820
右旋转 Right lateral flexion	25.675	41.603	130.680

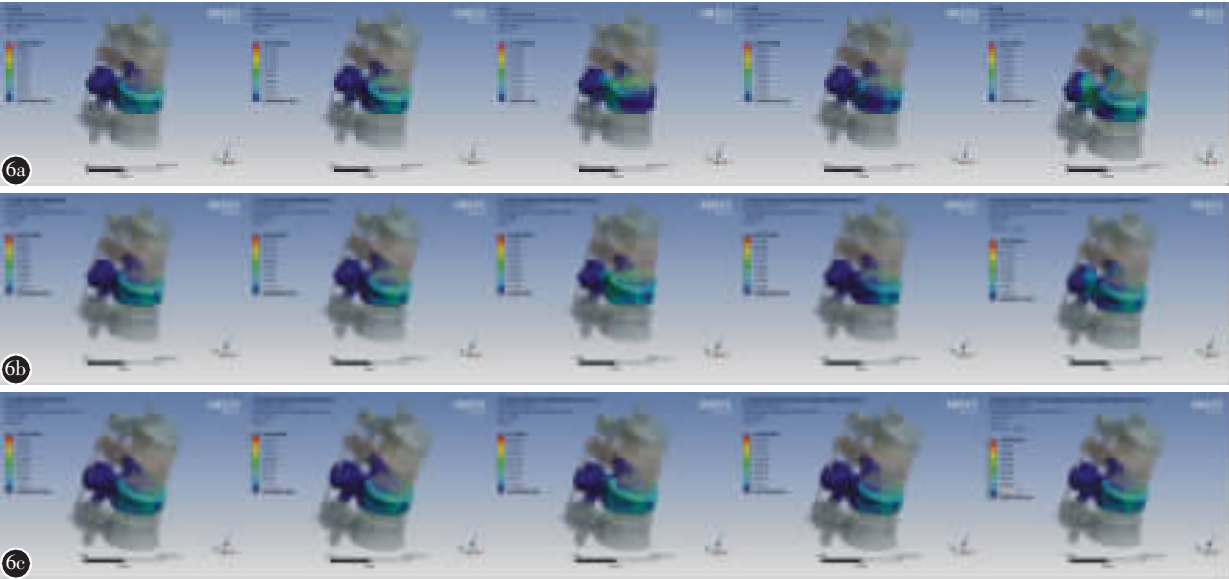


图 6 术前 L1 椎体在 0.3MPa(a)、1MPa(b)、4MPa(c)压力下各载荷方向的应力云图(从左到右分别为站立状态、前屈状态、后伸状态、右侧弯状态、右旋转状态)

Figure 6 Stress nephogram of L1 vertebral body at 0.3MPa(a), 1MPa(b) and 4MPa(c) before operation(from lesft to right: standing state, flexion state, extension state, rightrotation state and rightlateral flexion state)

表 5 在不同载荷下不同弥散类型的 L1 椎体最大 Von Mises 应力值 (MPa)

Table 5 Maximum Von Mises stress values of L1 vertebral body with different dispersion types under different load

类型 dispersion types	压力 Stress	前伸 Flexion	后屈 Extension	左侧弯 Left rotation	右侧弯 Right rotation	左旋转 Left lateral flexion	右旋转 Right lateral flexion
弥散型 Dispersion type	0.3MPa	62.348	37.161	43.316	42.836	28.688	30.245
	1MPa	80.974	49.564	53.766	55.292	41.995	36.074
	4MPa	160.95	102.75	113.71	121.94	121.78	114.06
混合型 Mixed type	0.3MPa	47.667	28.916	37.582	39.29	23.157	22.69
	1MPa	62.171	38.92	52.852	51.968	35.586	34.473
	4MPa	124.35	83.819	118.43	106.35	104.32	101.82
团块型 Lumpy type	0.3MPa	63.295	47.5	48.2	44.942	26.164	28.361
	1MPa	84.419	61.542	61.981	58.265	47.642	44.718
	4MPa	174.96	121.87	138.09	141.07	138.03	131.91

拟不同情况下手术椎体的受力情况。

相关研究表明,椎体强化术后骨水泥的弥散方式以团块型、混合型、弥散型为主^[11,27,28],但大部分研究以术后 X 线片进行评价,缺乏相关量化指标,加之影响骨水泥弥散的混杂因素较多,目前对于椎体强化术后骨水泥弥散形态的分型尚无统一标准。贺双军等^[29]在术后正位 X 线片上依据椎体左、右两侧的团块状骨水泥连接与否及骨水泥在 X 线片显像的密集程度,将骨水泥分布形态分为“H”型和“O”型,该方法依据二维图像进行分型简单易行,但该方法缺乏客观评价,主观性太强,无法真实反映骨水泥分布及形态。He 等^[30]根据术后正侧位 X 线片将图像划分多个小正方形单位,分

别计算骨水泥及椎体截面的面积比值,以此作为骨水泥空间分布标准。赵永生等^[11]将 PVP 和 PKP 术后患者的正侧位 X 线片,以曲线勾勒出椎体内骨水泥的均匀高密度团块区及周围不均匀密度弥散区,通过计算两个区域面积的比值 K 值,将 K 值<50%定义为团块型、50%<K 值<100%定义为混合型、K 值>100%定义为弥散型,通过该方法评价三种骨水泥弥散方式对临床疗效的影响,较好地将骨水泥的弥散形态进行量化分型。

本研究关于骨水泥弥散模型的建立,由于骨水泥在椎体分布较为复杂,大部分研究通过生成骨水泥单元,注入椎体后再进行模拟实验^[31,32],其难以体现实际操作中骨水泥的注入情况,且骨水

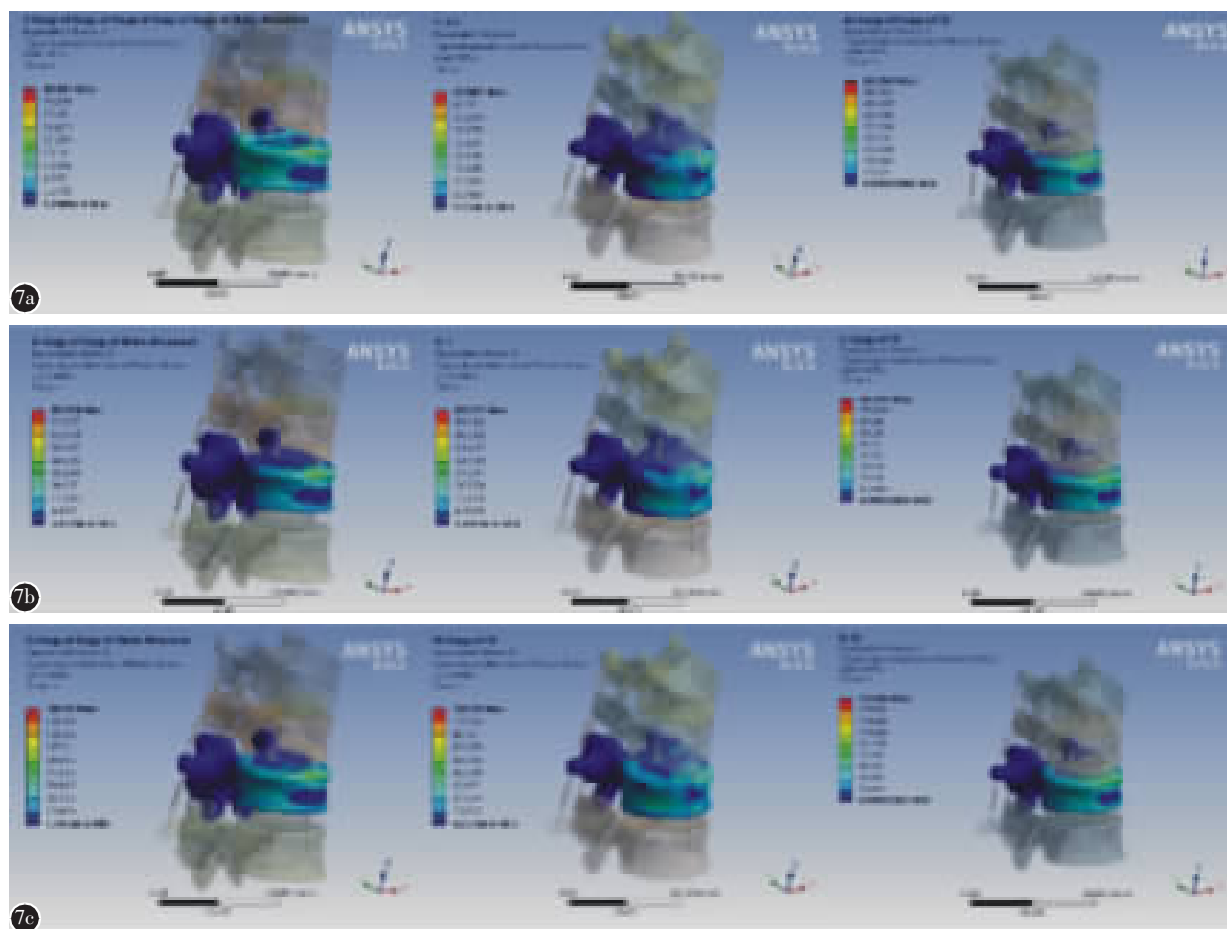


图7 前屈载荷状态不同压力下 L1 椎体的应力云图 a 0.3MPa b 1MPa c 4MPa(从左至右分别为弥散型、混合型及团块型)

Figure 7 Stress nephogram of L1 vertebral body under forward bending load under different pressures a 0.3MPa b 1MPa c 4MPa(from left to right: dispersion type, mixed type and lumpy type)

泥的弥散类型无法实现真实模拟。如何将骨水泥的弥散情况真实变现实本实验研究的难点。本研究参考赵永生等^[11]的骨水泥弥散的量化分型方法,通过 photoshop 软件计算术后 X 线正侧位片骨水泥团块区与弥散区的比值 K 值,将骨水泥弥散情况分为团块型($K < 50\%$)、弥散型($K > 100\%$)、混合型($50\% \leq K \leq 100\%$)三种,采用患者术后真实 CT 数据建立三种骨水泥弥散类型的有限元模型,在一定程度上真实反映骨水泥的弥散形式,较其他建模方法更加客观准确。

椎体强化术的相关生物力学已经证实,注入骨水泥后可以增加椎体骨折的稳定性^[33,34],PKP 或 PVP 可以增加椎体的刚度和强度^[35],但 PVP 或 PKP 术后仍会出现术椎塌陷^[3-6],在本研究中,骨水泥注入后,不管是何种骨水泥弥散类型,术椎的最大 Vonmises 应力均较术前明显增加,通过逐步

施加 0.3MPa、1MPa、4MPa 三级压力模拟站立、行走、突然摔倒三种日常行为模式,结果显示,随着压力的增加,术椎的应力呈线性增加,因此,我们认为椎体强化术后仍需支具制动保护,剧烈运动或暴力外伤、跌倒将增加术椎塌陷或骨折的风险。

临床研究表明,术椎塌陷与术中骨水泥的分布模式密切相关,其中骨水泥呈团块型分布是术椎再塌陷的危险因素^[5,10]。本研究结果显示,当骨水泥呈团块型分布时,在不同载荷方向下,骨水泥呈团块型分布的术椎最大 Vonmises 应力均明显高于混合型及弥散型;在前屈状态下,三种弥散类型对术椎的应力均较其他载荷方向明显增高,团块型高于混合型及弥散型,应力云图显示,术椎的应力集中于上下终板,骨水泥呈团块型分布应力在术椎上下终板更为集中。当骨水泥在椎体中集中分布呈团块状时,骨水泥未充分弥散,存在未被

骨水泥弥散的区域越多,再塌陷的风险也随之增加^[7],Ha 等^[9]通过有限元分析发现,当骨水泥呈团块型分布时,骨水泥未填充部分将发生应力遮挡效应,如同时合并骨质疏松,可进一步减少骨小梁充盈,加速骨量的流失,在应力作用下可能会导致椎体内的微骨折和椎体的高度进行性丢失。此外,在脊柱轴向负荷的情况下,会引起更大的应力集中于椎体的上缘和下缘,当骨水泥呈团块型分布时,意味着骨水泥距离上下终板的间距增大,将增加骨水泥未填充区域的应力,很大程度上增加了术椎塌陷的风险。

骨水泥呈团块型分布与 PKP 术式的选择、术前合并 IVC 等因素相关^[3,10,24],PKP 术需要通过球囊扩张的形式对骨折椎体的高度进行恢复,在此过程中将挤压非骨折区域的骨小梁,骨水泥难以得到充分弥散,易呈团块型分布,团块型骨水泥造成椎体上下椎板之间存在骨水泥支撑的区域,进而发生应力遮挡^[36]导致塌陷。当术椎存在 IVC 导致术后再塌陷的机制在于注入骨水泥因裂隙存在而呈现团块状,而非均匀渗透分布,未弥散区域容易发生再次塌陷^[37]。有生物力学研究^[38]发现,骨水泥在填充骨折区域的同时满足非骨折区域弥散,术椎将承受更小的压力和负荷。这与我们的研究结果一致,当骨水泥呈混合型分布时,骨水泥能在非骨折区域充分弥散,在各级压力和各向载荷下,术椎所受的应力均明显低于弥散型与混合型,应力云图显示,当骨水泥呈混合型分布时,术椎的应力分布更为均匀。因此,我们建议:(1)OVCF 患者行椎体强化术时,应尽量使骨水泥在椎体内充分弥散,在满足骨折区域弥散的同时,还需关注非骨折区域的弥散;(2)当应对术前合并 IVC、术椎塌陷风险高的患者尽量选择 PVP 术,以应注重骨折裂隙的填充,同时保证骨水泥在术椎的充分弥散;(3)骨水泥呈混合型分布可能是最佳的弥散方式,尽量避免团块型分布;(4)椎体强化术后仍需严格制动,避免弯腰、剧烈运动及暴力外伤。

4 结论

综上,通过本研究发现,骨水泥注入骨折椎体后将明显增加术椎的应力,且术椎应力的增加与施加压力的增加呈正相关,骨水泥呈团块型分布将明显增加术椎的应力,这可能是导致术椎塌陷的重要原因,而骨水泥呈混合型分布可能是最佳

的弥散方式。本研究的不足之处在于:①建立的模型较为简单,仅建立了椎间盘、韧带、终板等结构,相关力学结构缺乏针对性处理,实验过程无法真正模拟真实人体,今后在脊柱相关力学结构构建上仍需进一步完善;②本研究暂未涉及腰背部肌肉,各向载荷施加过程未考虑肌肉组织对椎体结构的限制作用,后期拟对模型进一步优化,建立肌肉模型,以强化仿真效果。

5 参考文献

1. 丁超,孙强.老年性骨质疏松症相关问题研究进展[J].中国骨质疏松杂志,2016,22(3):372-375.
2. Buchbinder R, Johnston RV, Rischin KJ, et al. Percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fracture[J]. Cochrane Database Syst Rev, 2018, 11: CD006349.
3. Yu W, Xu W, Jiang X, et al. Risk factors for recollapse of the augmented vertebrae after percutaneous vertebral augmentation: a systematic review and meta-analysis[J]. World Neurosurg, 2018, 111: 119-129.
4. He D, Lou C, Yu W, et al. Cement distribution patterns are associated with recompression in cemented vertebrae after percutaneous vertebroplasty: a retrospective study [J]. World Neurosurg, 2018, 120: e1-e7.
5. 吴钊钿,陈荣彬,李勇,等.骨水泥弥散类型与椎体强化术后再次发生椎体塌陷的相关性分析[J].中国医药导报,2018,15(27):62-65.
6. 何奇龙,陈荣彬,李勇.骨水泥的弥散情况对经皮椎体成形的疗效影响[J].中国中医骨伤科杂志,2018,26(6):51-55.
7. Kim YY, Rhyu KW. Recompression of vertebral body after balloon kyphoplasty for osteoporotic vertebral compression fracture[J]. Eur Spine J, 2010, 19(11): 1907-1912.
8. Li X, Lu Y, Lin X. Refracture of osteoporotic vertebral body after treatment by balloon kyphoplasty: three cases report [J]. Medicine, 2017, 96(49): e8961.
9. Ha KY, Kim KW, Kim YH, et al. Revision surgery after vertebroplasty or kyphoplasty[J]. Clin Orthop Surg, 2010, 2(4): 203-208.
10. 唐永超,李永贤,张顺聪,等.骨水泥椎体强化术后椎体再塌陷的危险因素分析[J].中国脊柱脊髓杂志,2017,27(11):985-990.
11. 赵永生,李强,历强,等.骨水泥弥散类型对治疗骨质疏松性椎体压缩骨折的影响[J].中国骨伤,2017,30(5):446-452.
12. Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone [J]. Med Eng Phys, 1995, 17(5): 347-355.
13. David LK, Elise FM, Tony MK. Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone [J]. J Orthop Res, 2002, 20 (4): 801-805.

14. Goel VK, Kong W, Han JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles[J]. Spine, 1993, 18(11): 1531-1541.
15. Sylvestre PL, Villemure I, Carl-éric Aubin. Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model [J]. Med Biol Eng Comput, 2007, 45(10): 977-988.
16. Cheng-Kung Cheng, Chen-Sheng Chen, Chien-Lin Liu. Biomechanical analysis of the lumbar spine with anterior interbody fusion on the different locations of the bone grafts [J]. Biomed Mater Eng, 2002, 12(4): 367-374.
17. 费琦, 李秋军, 李东, 等. 椎体后凸成形术后骨水泥椎间盘渗漏对邻近节段力学影响的有限元分析 [J]. 中华医学杂志, 2011, 91(1): 51-55.
18. 徐建彪, 张伟学, 王鸿晨, 等. 骨水泥注入量对经皮椎体后凸成形术后相邻椎体应力影响的有限元分析[J]. 脊柱外科杂志, 2017, 15(3): 177-181.
19. Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants[J]. Eur Spine J, 1998, 7(2): 148-154.
20. 刘仕友, 路青林, 郑伟, 等. 椎体后凸成形椎间盘骨水泥渗漏时行相邻椎体预防性强化的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(22): 4001-4005.
21. 陈伟健, 谢炜星. 胸腰段骨质疏松性椎体压缩性骨折有限元模型的建立[J]. 山东医药, 2018, 58(32): 55-58.
22. Galibert P, Deramond H, Rosat P, et al. Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty[J]. Neurochirurgie, 1987, 33(2): 166-168.
23. Liu JT, Li CS, Chang CS, et al. Long-term follow-up study of osteoporotic vertebral compression fracture treated using balloon kyphoplasty and vertebroplasty[J]. J Neurosurg Spine, 2015, 23(1): 94-98.
24. Li YX, Guo DQ, Zhang SC, et al. Risk factor analysis for re-collapse of cemented vertebrae after percutaneous vertebroplasty(PVP) or percutaneous kyphoplasty(PKP)[J]. Int Orthop, 2018, 42(9): 2131-2139.
25. Niu J, Zhou H, Meng Q, et al. Factors affecting recompression of augmented vertebrae after successful percutaneous balloon kyphoplasty: a retrospective analysis[J]. Acta Radiol, 2015, 56(11): 1380-1387.
26. Chen LH, Hsieh MK, Liao JC, et al. Repeated percutaneous vertebroplasty for refracture of cemented vertebrae [J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2011, 131(7): 927-933.
27. 申沧海, 冯永键, 王贵江, 等. 经皮椎体成形术与经皮椎体后凸成形术治疗不同形状骨质疏松性椎体压缩骨折的效果比较[J]. 广东医学, 2015, 36(4): 563-566.
28. 吴强, 莫世赞, 包拥政, 等. 椎体成形治疗后骨水泥在椎体内弥散的影响因素 [J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(43): 6922-6928.
29. 贺双军, 吕南宁, 刘昊, 等. 经皮椎体后凸成形术骨水泥分布形态对术后早期疗效的影响[J]. 中华骨科杂志, 2019, 39(3): 137-143.
30. He X, Li H, Meng Y, et al. Percutaneous kyphoplasty evaluated by cement volume and distribution: an analysis of clinical data[J]. Pain Physician, 2016, 19(7): 495-506.
31. 李飞虎, 谢恩, 郝定均, 等. PVP 术后相邻节段椎体应力分布的有限元分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2017, 32(11): 1135-1137.
32. Liang D, Ye LQ, Jiang XB, et al. Biomechanical effects of cement distribution in the fractured area on osteoporotic vertebral compression fractures: a three-dimensional finite element analysis[J]. J Surg Res, 2015, 195(1): 246-256.
33. Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis[J]. Spine, 2003, 28(10): 991-996.
34. Baroud G, Nemes J, Heini P, et al. Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study[J]. Eur Spine J, 2003, 12(4): 421-426.
35. Cho AR, Cho SB, Lee JH. 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): E1101-1110.
36. Liu JT, Li CS, Chang CS, et al. Long-term follow-up study of osteoporotic vertebral compression fracture treated using balloon kyphoplasty and vertebroplasty[J]. J Neurosurg Spine, 2015, 23(1): 94-98.
37. Li D, Wu Y, Huang Y, et al. Risk factors of recompression of cemented vertebrae after kyphoplasty for osteoporotic vertebral compression fractures[J]. Int Orthop, 2016, 40(6): 1285-1290.
38. Wu AM, Chi YL, Ni WF. Vertebral compression fracture with intravertebral vacuum cleft sign: pathogenesis, image, and surgical intervention[J]. Asian Spine J, 2013, 7(2): 148-155.

(收稿日期:2019-11-04 修回日期:2020-02-15)

(英文编审 谭 啸)

(本文编辑 彭向峰)