

骨水泥不同弥散方式对椎体成形术后生物力学影响的有限元分析

姚龚¹, 沈忆新¹, 李敏², 蔡兵²

(1. 苏州大学附属第二医院骨科, 江苏 苏州 215004; 2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院黄浦分院骨科, 上海 200011)

【摘要】 目的: 探讨术中骨水泥不同弥散方式在治疗骨质疏松性椎体压缩骨折中的生物力学影响。方法: 选取老年骨质疏松性压缩骨折志愿者 1 例, 男性, 68 岁, 身高 172 cm, 体重 60 kg。既往身体健康, 行 X 线片及胸腰部 CT 检查, 诊断为 L₁ 椎体压缩性骨折。从 T₁₀-L₅ 之间使用 CT 扫描, 采用 Mimics 软件提取 CT 数据, 使用 Geomagic wrap 及 Solidworks 建模, 建立术前胸腰段骨质疏松性椎体压缩骨折三维有限元模型(T₁₂-L₂), 同样地模拟出椎体成形术中骨水泥弥散的形态, 根据不同的弥散方式(分为骨水泥与上下终板均不接触、骨水泥仅与上终板接触及骨水泥与上下终板同时接触 3 种情况), 对模型施加直立、直立+前屈、直立+后伸、直立+左侧弯、直立+右旋转 5 种载荷, 同时与术前的无骨水泥腰椎模型进行对比, 记录并比较各个模型载荷下的变形和应力分布。结果: 建立了胸腰段骨质疏松性椎体压缩骨折的三维有限元模型后发现, 在骨水泥与上下终板均不接触、骨水泥仅与上终板接触、骨水泥与上下终板同时接触 3 种不同的模型下, 其变形情况差异不大。在 L₁ 松质骨中, 无骨水泥腰椎组的 Von Mises 应力明显高于骨水泥组。在 3 组不同的骨水泥注入方式中, 骨水泥和上下终板均接触组的 Von Mises 应力水平最低, 仅和上终板接触组其次, 未与上下终板接触组最高。在骨水泥应力比较中, 骨水泥和上下终板均接触组的 Von Mises 应力分别为直立 12.375 MPa、直立+前屈 16.411 MPa、直立+后伸 16.801 MPa、直立+左侧弯 13.425 MPa、直立+右旋转 13.014 MPa, 显著高于另外两组, 其次为仅与上终板接触组, 不与上下终板接触的 Von Mises 应力最低。结论: 骨水泥和上下终板均接触, 可有效吸收并传递载荷带来的应力水平, 降低松质骨的应力水平, 减少手术椎体再骨折的可能。

【关键词】 经皮椎体成形术; 骨水泥; 有限元分析

中图分类号: R681.5

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2021.08.008

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Biomechanical effects of different bone cement diffusion patterns after vertebroplasty: finite element analysis YAO Gong, SHEN Yi-xin*, LI Min, and CAI Bing. *Department of Orthopaedics, the Second Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215004, Jiangsu, China

ABSTRACT Objective: To investigate the biomechanical effects of different bone cement diffusion patterns in the treatment of osteoporotic vertebral compression fractures. **Methods:** One volunteer with L₁ osteoporotic vertebral compression fracture was selected, male, aged 68 years old, heighed 172 cm, weighted 60 kg, and healthy before. CT scans were used from T₁₀-L₅, CT data was extracted with Mimics software, and Geomagic wrap and Solidworks were used to model, and the three-dimensional finite element model(T₁₂-L₂) of preoperative osteoporotic vertebral compression fractures in the thoracolumbar segment was established. Similarly, the situations of bone cement dispersion in vertebroplasty were simulated (the situations of bone cement dispersion had the three kinds, including the bone cement not contacts with upper and lower endplates, the bone cement only contacts with upper endplates, and the bone cement contacts with upper and lower endplates). According to different diffusion situations, five types of loads were applied to the model: upright, upright plus forward flexion, upright plus backward extension, upright plus left bending, upright plus right rotation. Meanwhile, the model was compared with the cementless lumbar spine model, and the deformation and stress distribution of each model under load were recorded and compared. **Results:** After the establishing the finite element model of osteoporotic vertebral compression fracture in the thoracolumbar segment, it was found that the deformation of three different bone cement distribution models above was not significantly different. In L₁ cancellous bone, the Von Mises stress of the cementless lumbar spine group was significantly higher than that of the cemented group. Among the three groups of different bone cement injection situations, the Von Mises stress in the group of bone cement contacts with upper and lower endplates was the lowest, followed by the group of bone cement only contacts with upper endplates, and

通讯作者: 沈忆新 E-mail: shenyixin356@163.com

Corresponding author: SHEN Yi-xin E-mail: shenyixin356@163.com

the highest Von Mises stress was the group that bone cement contacts neither the upper or lower endplates. In the comparison of bone cement stress, the Von Mises stress in the group of bone cement contacts with upper and lower endplates was significantly higher than the other two groups (upright 12.375 MPa, upright plus forward flexion 16.411 MPa, upright plus backward extension 16.801 MPa, upright plus left bending 13.425 MPa, upright plus right rotation 13.014 MPa), and the Von Mises stress in the group of bone cement does not contact with upper and lower endplates was the lowest. **Conclusion:** The bone cement contact with both upper and lower endplates can effectively absorb and transfer the stress level brought by the load, reduce the stress level of cancellous bone, and reduce the possibility of refracture of the operative vertebral body.

KEYWORDS Percutaneous vertebroplasty; Bone cement; Finite element analysis

随着人口老龄化的加剧,骨质疏松性椎体压缩骨折(osteoporotic vertebral compression fractures, OVCFs)的发生率日益增加。经皮椎体成形术(percutaneous vertebroplasty, PVP)是治疗 OVCFs 的微创技术^[1],由于该术式相对微创,且疗效好,故在临床已广泛应用^[2-3]。虽然该手术方式拥有良好的治疗效果,但仍有很多并发症,其中伤椎再塌陷较为常见,越来越多的临床医生开始重视该类问题。手术椎体术后再次塌陷可产生很多问题。患者常常出现腰痛复发,甚至疼痛较术前更严重,腰椎活动受限,脊柱后凸加重。严重者甚至出现骨水泥脱出,出现神经压迫症状,需要再次手术治疗。有研究表明,手术椎体再塌陷与骨水泥在椎体内分布情况有着紧密的联系^[4]。本研究拟采用有限元法模拟不同骨水泥分布方式的椎体,并进行生物力学测定,从而为临床治疗提供有效的证据。

1 资料与方法

1.1 病例选择

1.1.1 纳入标准 经 CT 及 MRI 证实的新鲜骨折患者;单节段椎体骨折;无神经损伤表现,无明显椎管占位;年龄 60~85 岁;骨密度 T 值 < -2.5 SD;伤椎后壁无严重破坏。

1.1.2 排除标准 有手术绝对禁忌,如合并严重的心肺功能、凝血功能障碍,基础情况差,不耐受手术者;除骨质疏松外其他原因引起的病理性骨折,如肿瘤破坏;陈旧性骨折患者;椎管内占位明显需要减压者;骨密度 T 值 \geq -2.5 SD;多节段骨折。

1.1.3 一般资料 根据纳入和排除标准,选取骨质疏松性压缩骨折志愿者 1 例。该患者为男性,68 岁,身高 172 cm,体重 60 kg。既往身体健康,在我院行 X 线片及胸腰部 CT 检查,诊断为 L₁ 椎体压缩性骨折。志愿者在实验前已经被充分告知实验内容,对试验方案志愿者完全知情同意。

1.2 研究方法

1.2.1 相关仪器及软件 CT 扫描机一台;64 排螺旋 CT 机 1 台,型号 SIEMENS Definition AS64(上海交通大学医学院附属第九人民医院黄浦分院影像科提供);个人电脑 1 台(DELL G3 笔记本电脑,具体配

置为 I7-8750H 2.20 GHz/24G/512G+1TB);处理图像、三维建模及有限元分析软件:包括 Mimics 17.0 (Materialise 公司,比利时),3-matic 12.0 (Materialise 公司,比利时),Geomagic wrap 2017 (Raindrop Geomagic 公司,美国),solidworks 2018 (Dassault Systemes 公司,法国)和 ANSYS 2020 R2 (ANSYS 公司,美国)软件。

1.2.2 建立胸腰椎骨质疏松性压缩骨折模型及骨水泥模型 对前述患者进行 CT 检查,该患者椎体前缘高度压缩 1/2,获取该患者的腰椎骨折 CT 图像。扫描采用仰卧位,调节扫描条件、视窗选择骨窗,包括 T₁₀-L₅ 全长脊柱在内的所有椎体结构。扫描层厚 0.625 mm,共有 244 幅图像。以 Dicom(digital imaging and communication in medicine)格式导入 Mimics 中,重建出脊柱的 3D 模型,导出 stl 格式后,进入 Geomagic 进一步优化调整,通过向内偏移得到椎体的松质骨部分。最终通过“精确曲面”功能,得到 T₁₂、L₁、L₂ 椎体的实体模型。然后把实体模型导入 Solidworks 中,通过建立草图、分割、组合等命令,绘制出 T₁₂-L₁、L₁-L₂ 两侧关节突软骨,T₁₂-L₂ 上下椎体终板,T₁₂-L₂ 椎间盘髓核,纤维环等椎体组织。最终装配为完整的术前椎体三维有限元模型。用同样的方法,对该患者术后行 CT 检查,提取出椎体的骨水泥的三维模型,骨水泥体积为 5 500 mm³。参照 Lu 等^[5]的方法,在原始骨水泥的形态上,增加了 3 条直径 4 mm 的细柱状体以达到上下终板表面,模拟出骨水泥和终板的 3 种接触状态(骨水泥与上下终板均不接触、骨水泥仅与上终板接触及骨水泥与上下终板同时接触)。然后将骨水泥装配入胸腰椎三维模型中,骨水泥均位于 L₁ 椎体的中线位置,以达到椎体两侧受力平衡。见图 1。

1.2.3 建立腰椎骨水泥三维有限元模型 将前述建立的模型导入 ANSYS 中进行力学分析。假定所有结构的材料属性为各项同性线弹性材料。建立 4 个不同的有限元模型(手术前腰椎骨折模型、骨水泥不和上下终板接触、骨水泥和上终板接触、骨水泥与上下终板同时接触)。为模拟骨质疏松椎体,材料属性根据以往的参考资料^[6-7],将脊柱胸腰段的皮质骨、

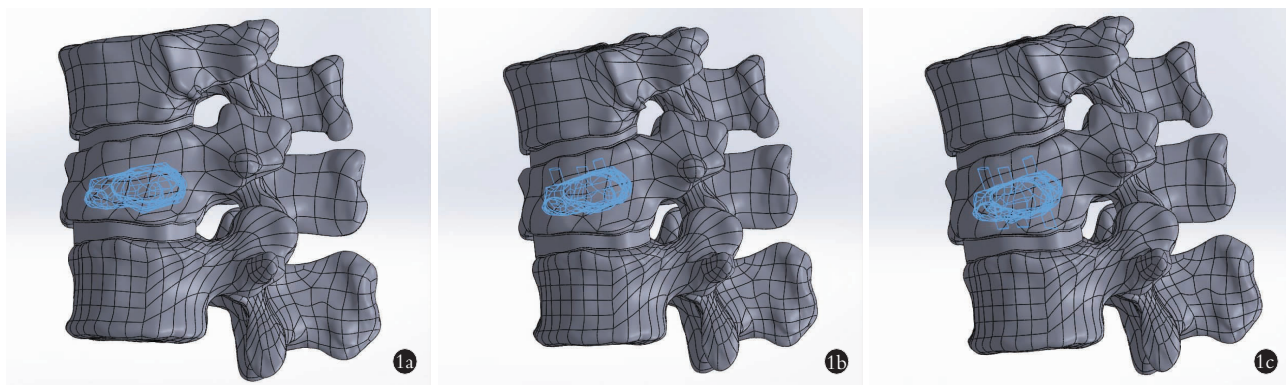


图 1 不同骨水泥工况图 1a. 骨水泥未与上下终板接触 1b. 骨水泥仅与上终板接触 1c. 骨水泥与上下终板均接触

Fig.1 Diagram of different working conditions of bone cement 1a. Bone cement was not in contact with upper and lower endplates 1b. Bone cement was only in contact with upper endplate 1c. Bone cement was in contact with both upper and lower endplates

椎体终板、椎体后部结构的弹性模量减少 33%，将松质骨弹性模量减少 66%，同时考虑老年椎间盘存在髓核脱水，故将髓核的弹性模量增加 1 倍，保持其他结构参数不变。前纵韧带、后纵韧带、棘间韧带、棘上韧带、黄韧带以弹簧单元进行模拟。见表 1。

表 1 脊柱有限元模型的材料参数

Tab.1 Material parameters of the spinal finite element model

结构	弹性模量 (MPa)	泊松比	纵向刚度 (N/mm)
皮质骨	12 000	0.3	
松质骨	100	0.2	
关节软骨	10	0.4	
终板	1 000	0.4	
椎间盘纤维环	4.2	0.45	
椎间盘髓核	0.2	0.49	
前纵韧带			8.74
后纵韧带			5.83
棘间韧带			2.39
棘上韧带			15.38
黄韧带			15.75

1.2.4 边界条件的设定 假定 L₂ 椎体下缘所有节点在 X,Y,Z 轴 3 个方向上的位移都是零，固定 L₂ 下表面。模拟体重 60 kg 的成年人，转化为载荷即 400 N (2/3 体重) 加载至 T₁₂ 上表面以代替直立载荷。同时，在 T₁₀ 椎体上表面施加 10 Nm 的力矩，分为 4 种载荷，方向分别是前屈，后伸，左侧弯和右旋转（由于模型左右对称，此处只研究左侧弯和右旋转），模拟人体胸腰段前屈，后伸，左侧弯和右旋转时的载荷。观察不同载荷下脊柱胸腰段各部分的变形和应力分布情况。本试验将椎体两侧关节突关节以设定以摩擦接触，摩擦系数 0.3。其他接触均为绑

定接触。

1.3 观察项目与方法

本研究对 4 种模型(无骨水泥模型、骨水泥未与上下终板接触、骨水泥仅和上终板接触、骨水泥和上下终板均接触)的 5 种工况(直立、直立+前屈、直立+后伸、直立+左侧弯、直立+右旋转)，共 20 种情况的整体变形情况进行记录，同时对椎体 L₁ 椎体松质骨及椎体内骨水泥的 Von Mises 应力分布进行了描述性分析。所有数据在有限元分析软件 ANSYS 2020 中提取得到。有限元模型经过加载求解后，获得所有节点的应力及变形数据，数量庞大，根据需要将数据用彩色云图或数字表示。

2 结果

2.1 建立 4 个有限元模型

建立了术前腰椎骨折有限元模型以及骨水泥不和上下终板接触、骨水泥仅与上终板接触、骨水泥与上下终板同时接触这 3 种不同的工况，同时给予这 4 种模型直立、直立+前屈、直立+后伸、直立+左侧弯和直立+右旋转 5 种载荷。

2.2 观察不同载荷下整体模型的变形

4 种不同模型 5 种不同工况下的模型整体变形情况见表 2，其中 4 种不同模型直立工况下整体变形情况见图 2。从表 2 及图 2 可以看出，无骨水泥腰椎直立工况最大变形 3.815 4 mm，骨水泥未与上下终板接触最大变形 4.146 7 mm，骨水泥仅和上终板接触最大变形 4.168 9 mm，骨水泥和上下终板均接触最大变形 4.134 9 mm，其变形程度并未出现较大偏差，说明模型建立有效，可进一步用于下一步分析。

2.3 观察不同载荷下 L₁ 松质骨及骨水泥的 Von Mises 应力水平

4 种不同模型 5 种不同工况下，L₁ 松质骨对比中，无骨水泥腰椎的 Von Mises 应力(直立 1.208 6 Mpa，直立+前屈 2.340 6 MPa，直立+后伸 3.964 1 MPa，直

立+左侧弯 1.834 8 MPa, 直立+右旋转 1.047 4 MPa) 水平均明显高于骨水泥组,同时可以看出,骨水泥和上下终板均接触组中的 L₁ 松质骨 Von Mises 应力最低(直立 0.744 7 MPa,直立+前屈 0.937 0 MPa,直立+后伸 1.056 3 MPa,直立+左侧弯 1.344 0 MPa,直立+右旋转 0.752 4 MPa),未与上下终板接触组最高(直立 1.146 3 MPa,直立+前屈 1.121 6 MPa,直立+后伸 1.151 3 MPa,直立+左侧弯 1.379 5 MPa,直立+右旋转 0.809 6 MPa)。见表 3 和图 3。

在不同模型的骨水泥应力水平的对比中,与上下终板均接触组的 Von Mises 应力(直立 12.375 0 MPa,直立+前屈 16.411 0 MPa,直立+后伸 16.801 0 MPa,

直立+左侧弯 13.425 0 MPa,直立+右旋转 13.014 0 MPa) 显著高于另外两组,未与上下终板接触组的 Von Mises 应力最低(直立 1.146 3 MPa,直立+前屈 2.351 6 MPa,直立+后伸 2.395 4 MPa,直立+左侧弯 2.839 0 MPa,直立+右旋转 1.333 1 MPa)。见表 4 和图 4。

3 讨论

目前治疗骨质疏松性胸腰椎压缩性骨折的主流方式为椎体成形术及椎体球囊扩张后成形术。该手术方式临床应用广泛,虽然拥有良好的治疗效果,但仍有很多不良并发症,其中伤椎的再塌陷较为常见,越来越多的临床医生开始重视该类问题。伤椎再塌

表 2 PVP 治疗 L₁ 椎体骨折后各模型不同载荷的整体最大变形 (mm)

Tab.2 The maximum global deformation of each model under different loads after PVP for L₁ vertebral body fracture(mm)

模型	直立	直立+前屈	直立+后伸	直立+左侧弯	直立+右旋转
无骨水泥腰椎	3.815 4	8.783 4	10.748 0	5.151 1	8.557 3
骨水泥未与上下终板接触	4.146 7	9.988 0	11.353 0	6.427 4	9.849 8
骨水泥仅和上终板接触	4.168 9	10.013 0	11.389 0	6.564 1	9.862 2
骨水泥和上下终板均接触	4.134 9	9.975 9	11.320 0	6.420 9	9.837 2

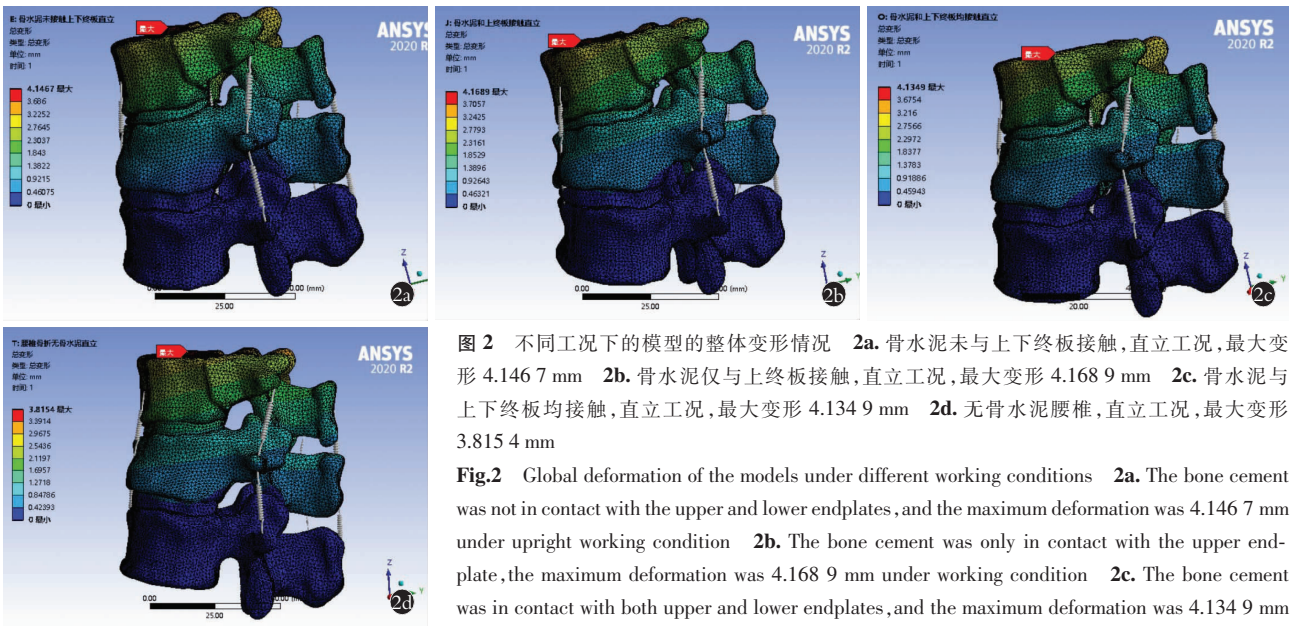


图 2 不同工况下的模型的整体变形情况 2a. 骨水泥未与上下终板接触,直立工况,最大变形 4.146 7 mm 2b. 骨水泥仅与上终板接触,直立工况,最大变形 4.168 9 mm 2c. 骨水泥与上下终板均接触,直立工况,最大变形 4.134 9 mm 2d. 无骨水泥腰椎,直立工况,最大变形 3.815 4 mm

Fig.2 Global deformation of the models under different working conditions 2a. The bone cement was not in contact with the upper and lower endplates, and the maximum deformation was 4.146 7 mm under upright working condition 2b. The bone cement was only in contact with the upper endplate, the maximum deformation was 4.168 9 mm under working condition 2c. The bone cement was in contact with both upper and lower endplates, and the maximum deformation was 4.134 9 mm under upright working condition 2d. Cementless lumbar spine, the maximum deformation was

3.815 4 mm under upright working condition

表 3 各模型不同载荷下 L₁ 松质骨的 Von Mises 应力 (MPa)

Tab.3 The Von Mises stress of L₁ cancellous bone of each model under different loads(MPa)

模型	直立	直立+前屈	直立+后伸	直立+左侧弯	直立+右旋转
无骨水泥腰椎	1.208 6	2.340 6	3.964 1	1.834 8	1.047 4
骨水泥未与上下终板接触	1.146 3	1.121 6	1.151 3	1.379 5	0.809 6
骨水泥仅和上终板接触	0.761 9	1.040 4	1.071 5	1.367 5	0.733 8
骨水泥和上下终板均接触	0.744 7	0.937 0	1.056 3	1.344 0	0.752 4

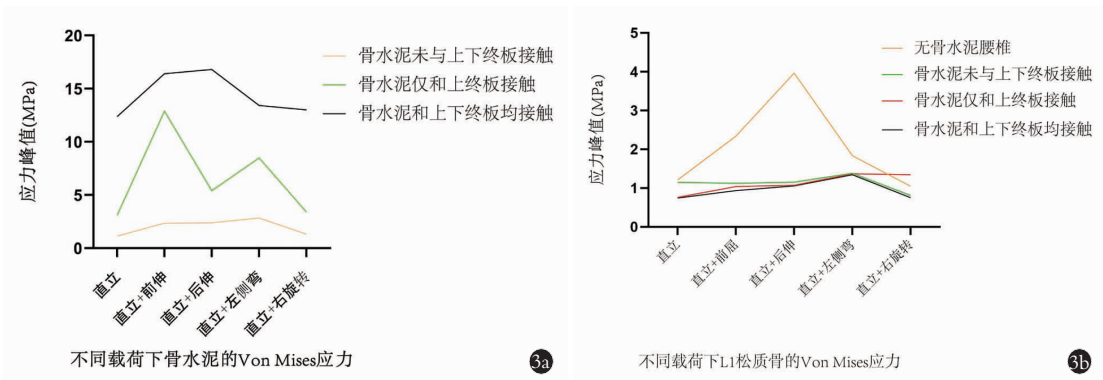


图 3 各模型不同工况下骨水泥及 L₁ 松质骨的 Von Mises 应力水平 3a. 骨水泥的 Von Mises 应力 3b. L₁ 松质骨的 Von Mises 应力
 Fig.3 The Von Mises stress levels of bone cement and L₁ cancellous bone under different working conditions in each model 3a. The Von Mises stress of bone cement 3b. The Von Mises stress of L₁ cancellous bone

表 4 各模型不同载荷下椎体骨水泥的 Von Mises 应力 (MPa)

Tab.4 The Von Mises stress of vertebral bone cement of each model under different loads(MPa)

模型	直立	直立+前屈	直立+后伸	直立+左侧弯	直立+右旋转
骨水泥未与上下终板接触	1.146 3	2.351 6	2.395 4	2.839 0	1.333 1
骨水泥仅和上终板接触	3.091 7	12.899 0	5.414 4	8.488 3	3.410 7
骨水泥和上下终板均接触	12.375 0	16.411 0	16.801 0	13.425 0	13.014 0

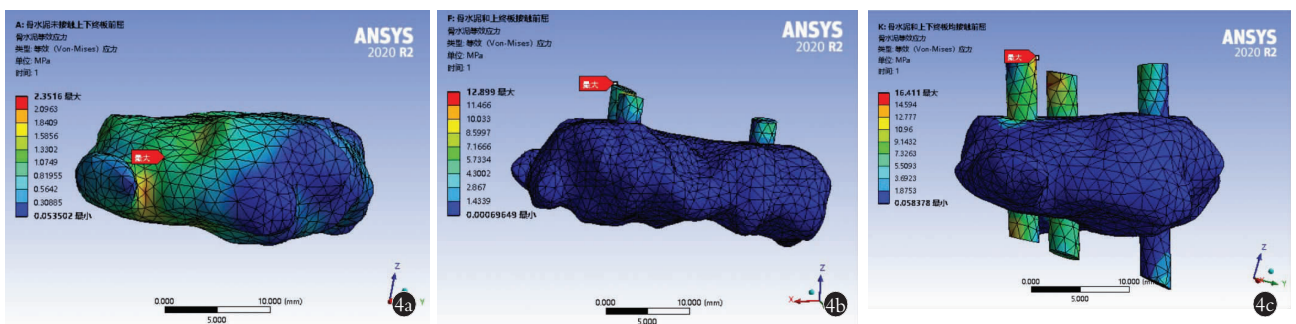


图 4 提取 3 种不同的有限元骨水泥应力情况 4a. 骨水泥未与上下终板接触, 直立+前屈工况, Von Mises 应力 2.351 6 MPa 4b. 骨水泥仅与上终板接触, 直立+前屈工况, Von Mises 应力 12.899 0 MPa 4c. 骨水泥和上下终板均接触, 直立+前屈工况, Von Mises 应力 16.411 0 MPa
 Fig.4 Extraction of stress conditions of three different bone cement finite element 4a. Bone cement was not in contact with upper and lower endplates under working condition of upright plus forward flexion, with the Von Mises stress of 2.351 6 MPa 4b. Bone cement was only in contact with the upper endplate under working condition of upright plus forward flexion, with Von Mises stress 12.899 0 MPa 4c. Bone cement was in contact with upper and lower endplates under upright plus forward flexion, with the Von Mises stress of 16.411 0 MPa

陷率国内外报道不一, Niu 等^[8]的报道中, 患者平均随访 (2.75±0.43) 个月, 伤椎再塌陷率为 14%。Kim 等^[9]的调查显示, 其伤椎再塌陷的发生率为 12.5%。

椎体骨质疏松性骨折多见于胸腰段椎体, 这是脊柱本身的生物力学特点决定的, 有研究表明, 胸腰段椎体承受主要轴向压缩负荷^[10]。研究表明椎体骨折术后再塌陷主要发生在 T₁₀-L₂^[4]。胸腰段椎体的解剖特点决定了这里是发生椎体再塌陷的主要部位。胸腰段椎体较下腰段椎体的体积小, 且脊柱的活动主要也在这个部位, 反复的压缩应力致使手术椎体再次塌陷。本研究选取了 1 例 L₁ 椎体压缩性骨折的患者进行了仿真模拟, 反映出绝大部分胸腰段椎体

骨折的一般情况, 更有临床代表性。

伤椎再骨折的影响因素很多, 有研究表明, 骨密度的降低是危险因素之一^[11-12]。但是更多的学者认为, 骨水泥在椎体内的分布是更加重要的危险因素。Chevalier 等^[13]研究发现骨水泥的分布与椎体的刚度有着紧密的联系, 骨水泥同时接触上下终板可以使椎体的刚度增加 8 倍, 若只接触一侧终板则刚度增加 2 倍。Kim 等^[4]研究发现, PVP 组和 PKP 组均会出现椎体高度丢失, 但是 PKP 组的高度丢失更多, 这可能和 PKP 组骨水泥由于通过球囊挤压形成了空隙, 骨水泥不能很好的弥散至终板所致。Liang 等^[14]通过三维有限元研究认为, 分布不均匀的骨水泥将

增大松质骨周围的 Von Mises 应力,最终导致松质骨由于过大的应力而遭受破坏,从而进一步发生椎体再塌陷。笔者的研究发现,在 L₁ 松质骨中,无骨水泥腰椎组的 Von Mises 应力均明显高于骨水泥组。这说明打入骨水泥后可以显著降低松质骨的应力水平。在 3 组不同的骨水泥注入方式中,骨水泥和上下终板均接触组的 L₁ 松质骨 Von Mises 应力水平最低,仅和上终板接触组其次,未与下终板接触最高,这说明骨水泥和上下终板均接触,可以有效降低松质骨的应力水平,降低再骨折的可能。同样的,骨水泥应力方面,和上下终板均接触组的 Von Mises 应力最高,仅和上终板接触组其次,不与上下终板接触的 Von Mises 应力最低。笔者分析后认为骨水泥和上下终板均接触,可有效吸收并传递载荷带来的应力水平,从另一方面,再次印证了该骨水泥注入方式可减少手术椎体再骨折的风险。

有限元方法是一种在工程力学中广泛应用的数学物理方法,用来模拟并解决力、工程等各种问题。1972 年, Brekelmans 等^[15]首次将有限元法用于骨科生物力学研究,接着, Belytschko 等^[16]首先将有限元分析法应用于脊柱生物力学研究。本试验建模在正常人脊椎 CT 扫描的 Dicom 格式数据的基础上,再应用 Mimics 软件重建人体脊柱骨骼三维图像,然后通过解剖知识正向建模形成了椎间盘、髓核、椎体终板、关节软骨等其他腰椎组织,模型结果可靠。

但本研究也存在局限性:有限元模型在建立的过程中,对标本进行了简化和假设,影响了结果的精确性。本研究采用 1 例腰椎压缩性骨折的的脊柱胸腰段 CT 图像为基础,建立有限元模型。但是脊柱的解剖结构很复杂,脊柱各部分材料属性复杂多样,存在个体差异是不可避免的。

总之,通过以上研究,笔者认为,骨水泥填充的情况是决定手术椎体术后再骨折的危险因素之一。在注射入骨水泥时,如果能使骨水泥与椎体两侧的终板同时接触,将明显改善骨折椎体的力学环境,减少椎体术后再骨折的发生率。

参考文献

[1] Bozkurt M, Kahilogullari G, Ozdemir M, et al. Comparative analysis of vertebroplasty and kyphoplasty for osteoporotic vertebral compression fractures[J]. Asian Spine J, 2014, 8(1): 27-34.
[2] Rao RD, Singrakhia MD. Painful osteoporotic vertebral fracture. Pathogenesis, evaluation, and roles of vertebroplasty and kypho-

plasty in its management[J]. J Bone Joint Surg Am, 2003, 85(10): 2010-2022.

- [3] Peters KR, Guiot BH, Martin PA, et al. Vertebroplasty for osteoporotic compression fractures: current practice and evolving techniques[J]. Neurosurgery, 2002, 51(5 Suppl): S96-S103.
[4] 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.
[5] Lu S, Xu YQ, Zhang MC, et al. Biomechanical effect of vertebroplasty on the adjacent intervertebral levels using a three-dimensional finite element analysis[J]. Chin J Traumatol, 2007, 10(2): 120-124.
[6] Liebschner MA, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, et al. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2003, 28(6): 559-565.
[7] Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, et al. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments[J]. J Biomech, 1992, 25(11): 1351-1356.
[8] 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.
[9] Kim DH, Vaccaro AR. Osteoporotic compression fractures of the spine; current options and considerations for treatment [J]. Spine J, 2006, 6(5): 479-487.
[10] Siminoski K, Lee KC, Jen H, et al. Anatomical distribution of vertebral fractures: comparison of pediatric and adult spines[J]. Osteoporos Int, 2012, 23(7): 1999-2008.
[11] Yoo CM, Park KB, Hwang SH, et al. The analysis of patterns and risk factors of newly developed vertebral compression fractures after percutaneous vertebroplasty[J]. J Korean Neurosurg Soc, 2012, 52(4): 339-345.
[12] Heo DH, Chin DK, Yoon YS, et al. Recollapse of previous vertebral compression fracture after percutaneous vertebroplasty[J]. Osteoporos Int, 2009, 20(3): 473-480.
[13] Chevalier Y, Pahr D, Charlebois M, et al. Cement distribution, volume, and compliance in vertebroplasty: some answers from an anatomy-based nonlinear finite element study[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2008, 33(16): 1722-1730.
[14] Liang H, Ji T, Zhang Y, et al. Reconstruction with 3D-printed pelvic endoprostheses after resection of a pelvic tumour[J]. Bone J, 2017, 99-B(2): 267-275.
[15] Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts[J]. Acta Orthop Scand, 1972, 43(5): 301-317.
[16] Belytschko TB, Andriacchi TP, Schultz AB, et al. Analog studies of forces in the human spine: computational techniques[J]. J Biomech, 1973, 6(4): 361-371.

(收稿日期: 2021-03-18 本文编辑: 王宏)