

骨水泥填充位置对骨质疏松性椎体压缩骨折的生物力学特性影响：
一项三维有限元分析<https://doi.org/10.12307/2022.294>叶林强¹, 卢国樑², 江晓兵¹, 李真², 翁泮³, 梁德¹, 黄学成⁴, 冯永洪²

投稿日期: 2021-03-13

采用日期: 2021-04-23

修回日期: 2021-07-13

在线日期: 2021-07-26

中图分类号:

R459.9; R318.08; R615

文章编号:

2095-4344(2022)28-04435-06

文献标识码: A

文章快速阅读:

文章特点一

△当采用双侧经皮椎体强化治疗骨质疏松性椎体压缩骨折时,骨水泥在骨折椎体内的填充位置包括前外侧、前内侧和后外侧3种,尤其多见于椎体体积相对较大的腰椎。目前尚未发现有相关生物力学研究对比这3种骨水泥填充位置对强化椎体的生物力学特性影响差异。

△采用三维有限元分析的方法,比较3种骨水泥填充位置对骨折椎体的最大米塞斯应力和骨折区域最大位移差异,评估3种骨水泥填充位置对骨质疏松性椎体压缩骨折的生物力学特性影响。

骨质疏松性L₁-L₅三维有限元模型建立:

- (1) 选择1名健康志愿者的腰椎CT数据;
- (2) 建立并验证正常L₁-L₅三维有限元模型;
- (3) 通过改变材料建立骨质疏松性L₁-L₅三维有限元模型。

骨质疏松性椎体压缩骨折及3种骨水泥填充位置模拟:

- (1) 于L₃模拟骨质疏松性椎体压缩骨折;
- (2) 于L₃骨质疏松性椎体压缩骨折分别模拟3种骨水泥填充位置;
- (3) 比较4组模型中L₃椎体最大米塞斯应力和骨折区域最大位移。

结论:

前外侧骨水泥填充可以更好地恢复骨折椎体的强度和稳定性,建议通过靶向穿刺置管、精准注射骨水泥技术首先保证骨水泥在骨折椎体前外侧骨折区域的填充。

文题释义:

骨质疏松性椎体压缩骨折:是老年性骨质疏松常见并发症,首选保守治疗,保守治疗效果不佳或不适合保守治疗的患者可行微创经皮椎体强化治疗,通过往骨折椎体注入骨水泥起到恢复椎体高度、缓解疼痛、强化椎体等作用。

骨水泥填充位置:骨折区域微动刺激骨膜神经和骨折椎体强度变差,是骨质疏松性椎体压缩骨折引起胸腰背疼痛和骨折椎体进展性塌陷的重要病理基础;骨水泥精准分布在骨折区域及与周围骨质充分嵌插以稳定骨折区域和恢复骨折椎体强度,是经皮椎体强化有效治疗骨质疏松性椎体压缩骨折的重要机制之一,骨水泥填充位置是指骨水泥相对于骨折区域横断面在椎体内的填充位置。

摘要

背景:当采用双侧经皮椎体强化治疗骨质疏松性椎体压缩骨折时,骨水泥在骨折椎体内的填充位置包括前外侧、前内侧和后外侧3种,尤其多见于椎体体积相对较大的腰椎。目前尚未发现有相关生物力学研究对比这3种骨水泥填充位置对骨折椎体的生物力学特性影响差异。

目的:采用三维有限元分析法比较3种骨水泥填充位置对骨质疏松性椎体压缩骨折的生物力学特性影响。

方法:建立L₁-L₅节段骨质疏松性腰椎三维有限元模型并在L₃椎体构建骨质疏松性椎体压缩骨折模型,然后于骨质疏松性椎体压缩骨折模型分别模拟3种骨水泥填充位置:前外侧、前内侧和后外侧,共获得4组模型。在相同边界条件下(前屈、后伸、侧屈、旋转)进行三维有限元分析,计算比较4组模型中L₃椎体最大米塞斯应力和骨折区域最大位移。

结果与结论:①在前屈加载条件下,前外侧、前内侧和后外侧骨水泥填充后的L₃椎体最大米塞斯应力分别约为骨质疏松性椎体压缩骨折模型的18.31%, 19.43%, 28.31%,骨折区域最大位移分别约为骨质疏松性椎体压缩骨折模型的13.92%, 16.49%, 29.90%。说明与经皮椎体强化前相比,经皮椎体强化后的最大米塞斯应力和最大位移均显著降低,前外侧骨水泥填充的最大米塞斯应力和最大位移最小;在后伸、侧屈和旋转加载条件下可见类似结果;②结果发现,前外侧骨水泥填充可以更好地恢复骨折椎体的强度和稳定性,建议通过靶向穿刺置管、精准注射骨水泥技术首先保证骨水泥在骨折椎体前外侧骨折区域的填充。

关键词:骨水泥;骨质疏松;椎体压缩骨折;经皮椎体强化;骨水泥填充位置;三维有限元分析

缩略语:骨质疏松性椎体压缩骨折: osteoporotic vertebral compression fractures, OVCFs

Biomechanical effects of cement filling location on osteoporotic vertebral compression fracture: a three-dimensional finite element analysis

Ye Linqiang¹, Lu Guoliang², Jiang Xiaobing¹, Li Zhen², Weng Rui³, Liang De¹, Huang Xuecheng⁴, Feng Yonghong²¹Department of Spinal Surgery, First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China;²Department of Spinal Surgery, Dongguan Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Dongguan 523000, Guangdong Province, China; ³Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China; ⁴Department of Human Anatomy, School of Basic Medical Sciences, Southern Medical University, Guangzhou 510000, Guangdong Province, China

¹广州中医药大学第一附属医院脊柱骨科,广东省广州市 510405; ²广州中医药大学东莞医院脊柱骨科,广东省东莞市 523000; ³广州中医药大学,广东省广州市 510405; ⁴南方医科大学基础医学院人体解剖学教研室,广东省广州市 510000

第一作者:叶林强,男,1987年生,广东省东莞市人,汉族,主治医师,主要从事骨质疏松相关脊柱伤病的诊治研究。

通讯作者:卢国樑,主任医师,硕士生导师,广州中医药大学东莞医院脊柱骨科,广东省东莞市 523000

<https://orcid.org/0000-0002-9013-2247> (叶林强)

基金资助:广东省医学科学技术研究基金(A2017024),项目负责人:叶林强;广东省中医药局科研项目(20182030),项目负责人:叶林强

引用本文:叶林强,卢国樑,江晓兵,李真,翁泮,梁德,黄学成,冯永洪.骨水泥填充位置对骨质疏松性椎体压缩骨折的生物力学特性影响:一项三维有限元分析[J].中国组织工程研究,2022,26(28):4435-4440.



Ye Linqiang, Attending physician, Department of Spinal Surgery, First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

Corresponding author: Lu Guoliang, Chief physician, Master's supervisor, Department of Spinal Surgery, Dongguan Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Dongguan 523000, Guangdong Province, China

Abstract

BACKGROUND: When bipedicular percutaneous vertebral augmentation is performed for osteoporotic vertebral compression fractures, three types of cement filling location in the vertebral body are commonly seen, including anterolateral, anteromedial, and posterolateral, especially in lumbar spine with big volume of vertebral bodies. At present, no relevant biomechanical research has been found to compare the impact of these three bone cement filling locations on the biomechanical properties of fractured vertebral bodies.

OBJECTIVE: To analyze and compare biomechanical effects of three types of cement filling location on osteoporotic vertebral compression fracture using three-dimensional finite element analysis method.

METHODS: Osteoporotic L₁-L₅ three-dimensional finite element model was constructed and osteoporotic vertebral compression fractures model was simulated in L₃. Three types of cement filling location, including anterolateral, anteromedial, and posterolateral, were simulated in osteoporotic vertebral compression fractures model, respectively. Four models were got for the test eventually. Maximum von Mises stress of L₃ vertebral body and maximum displacement of L₃ fractured area were calculated for the four models under the same loading conditions, including flexion, extension, lateral bending, and rotations.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Under flexion, maximum von Mises stress of L₃ vertebral body in anterolateral, anteromedial, and posterolateral sites was about 18.31%, 19.43%, and 28.31% of that in osteoporotic vertebral compression fractures model, respectively. Maximum displacement of L₃ fractured area was about 13.92%, 16.49%, and 29.90% of that in osteoporotic vertebral compression fractures model, respectively. Therefore, compared with percutaneous vertebral augmentation pre-operation, maximum von Mises stress and maximum displacement were decreased significantly after percutaneous vertebral augmentation, with those in anterolateral site being decreased the most significantly. Similar changes could be seen in extension, lateral bending, and rotations loading conditions. (2) The results showed that anterolateral cement filling could better restore strength and stability of fractured vertebral body. To make cement fill in the anterolateral fractured area first using precise puncture and cement injection technique is suggested.

Key words: bone cement; osteoporotic; vertebral compression fracture; percutaneous vertebral augmentation; cement filling location; three-dimensional finite element analysis

Funding: Project of Medical Science and Technology Foundation of Guangdong Province, No. A2017024 (To YLQ); Scientific Research Project of Traditional Chinese Medicine Bureau of Guangdong Province, No. 20182030 (To YLQ)

How to cite this article: YE LQ, LU GL, JIANG XB, LI Z, WENG R, LIANG D, HUANG XC, FENG YH. Biomechanical effects of cement filling location on osteoporotic vertebral compression fracture: a three-dimensional finite element analysis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2022;26(28):4435-4440.

0 引言 Introduction

经皮椎体强化用于治疗保守治疗效果不佳或不适合保守治疗的骨质疏松性椎体压缩骨折 (osteoporotic vertebral compression fractures, OVCFs) 患者, 可以有效缓解和改善功能障碍, 已被证实是一种有效的微创手术治疗方式^[1-2]。但少部分 OVCFs 患者接受经皮椎体强化后疼痛缓解不佳, 并且强化椎体再发塌陷, 既往临床和三维有限元研究证实, 骨水泥在骨折区域填充不佳是经皮椎体强化后疼痛缓解不佳和强化椎体再发塌陷的主要原因^[3-6]。作者在临床中发现, 当采用双侧经皮椎体强化治疗 OVCFs 时骨水泥充分填充在骨折区域, 常见的骨水泥在骨折椎体内的填充位置包括前外侧、前内侧和后外侧 3 种, 尤其多见于椎体体积相对较大的腰椎。然而, 目前尚未发现有相关生物力学研究对比这 3 种骨水泥填充位置对骨折椎体的生物力学特性影响差异。为了进一步探讨骨水泥在骨折椎体内的最佳填充位置, 基于前期研究基础设计了此次实验, 应用三维有限元分析法构建腰椎模型, 对骨水泥在骨折椎体内的前外侧、前内侧和后外侧 3 种骨水泥填充位置进行全面、系统的对比分析研究, 试图从生物力学角度明确骨水泥在骨折椎体内的最佳填充位置。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 3 种骨水泥填充位置的三维有限元分析。

1.2 时间及地点 实验于 2020 年 1-12 月在广州中医药大学第一附属医院完成。

1.3 对象 选择 1 名 26 岁健康男性志愿者, 身高 172 cm, 体质量 65 kg, 排除脊柱创伤、严重退行性变、畸形、肿瘤, 对实验知情同意并签署知情同意书。研究已通过广州中医药大学第一附属医院伦理委员会的批准, 影像科技师采用德

国西门子公司生产的 64 排螺旋 CT 扫描机对纳入对象的腰椎进行连续扫描, 层厚 0.625 mm, 扫描电压 120 kV, 电流 205.50 mA, 扫描矩阵 512×512, 扫描数据以 DICOM 格式直接存储。

1.4 实验设备 计算机硬件 Intel(R) Core(TM) i7-8700K CPU 3.70 GHz, 32G 内存, NVIDIA GeForce RTX 2060 显卡, Windows 10 64 位操作系统; Mimics 19.0 医学图像处理软件 (Materialis 公司, 比利时); Geomagic Studio 逆向工程软件 (Geomagic 公司, 美国); Solidworks 2017 三维设计软件 (Solidworks 公司, 美国); Abaqus 6.12 有限元分析软件 (Abaqus 公司, 美国)。

1.5 实验方法

1.5.1 正常 L₁-L₅ 三维有限元模型的建立 利用 Mimics 19.0 软件读取 DICOM 格式图像文件, 然后通过阈值分割、擦除、填充等功能提取 L₁-L₅ 椎骨信息, 最后通过三维重建功能重建 L₁-L₅ 椎骨。将模型以点云格式文件从 Mimics 19.0 软件输出, 导入到 Geomagic Studio 2013 软件, 光滑处理椎骨模型, 生成几何实体模型, 输出为 stp 文件。然后将 L₁-L₅ 模型导入 Solidworks 2017 软件中组成装配体, 在 L₁-L₅ 椎骨轮廓的基础上进行皮质骨、纤维环、髓核、软骨终板、关节突关节软骨及韧带的建模。皮质骨和软骨终板的厚度均为 0.5 mm^[7], 关节突关节软骨的厚度 0.2 mm^[8], 髓核占整个椎间盘体积的 43%^[9], 纤维环的纤维体积约占纤维环体积的 20%, 纤维成剪刀方式走行, 并与椎间盘平面成 ±30°^[10]。三维有限元模型的韧带包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊、棘间韧带、棘上韧带及横突间韧带, 韧带的起始点参考解剖书上描述的附着点^[11]。在 Abaqus 6.12 软件中导入以上模型进行装配、材料属性赋予、相互关系定义和网格划分。皮质骨和关节软骨的单元类型定义为壳单元, 后方骨性结构、松质骨、软骨

终板、纤维环和髓核的单元类型定义为体单元，韧带、关节囊和纤维环纤维的单元类型定义为桁架单元。材料属性均定义为线性、均质、各向同性，材料属性参数均来源于参考文献 [12-14]，见表 1。

表 1 | 三维有限元模型各结构的材料属性参数

Table 1 | Material properties of different structures in the three-dimensional finite element models

材料名称	杨氏模量 (MPa)	泊松比	横截面积 (mm ²)	状态
皮质骨	8 040(67% 正常)	0.3	-	骨质疏松
松质骨	34(34% 正常)	0.2	-	骨质疏松
后方结构	2 345(67% 正常)	0.25	-	骨质疏松
终板	15.9(67% 正常)	0.4	-	骨质疏松
髓核	1.0	0.495	-	正常
环基质	4.2	0.45	-	正常
纤维环纤维	25	0.3	0.1	正常
关节软骨	23.8	0.4	-	正常
前纵韧带	20	0.3	40	正常
后纵韧带	70	0.3	20	正常
黄韧带	50	0.3	40	正常
关节囊	50	0.3	30	正常
棘间韧带	20	0.3	40	正常
棘上韧带	28	0.3	30	正常
横突间韧带	28	0.3	10	正常
骨水泥	3 000	0.4	-	植入物

表注：“-”代表无相关数据

关节突关节的相互关系设定为无摩擦 [15]，其余各部分的相互关系设定为绑定。最后，L₁-L₅ 三维有限元模型由 349 538 节点和 235 596 单元组成，其中壳单元 13 519、体单元 218 237、桁架单元 3 840，见图 1。

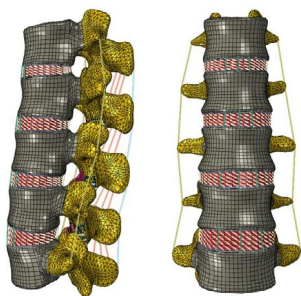


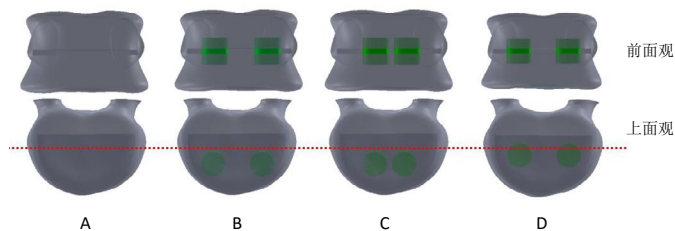
图 1 | 椎体 L₁-L₅ 三维有限元模型
Figure 1 | L₁-L₅ three-dimensional finite element model

1.5.2 正常 L₁-L₅ 三维有限元模型的验证 运动范围：完全固定 L₅ 下终板，在 L₁ 上终板分别施加前屈、后伸、左右侧屈及左右旋转 7.5 N·m 扭矩，计算模型在各个工况下的运动范围。椎间盘内压：完全固定 L₅ 下终板，在 L₄ 上终板分别施加 300 N 和 1 000 N 的压缩力，计算 L₄-L₅ 椎间盘内压。计算所得运动范围和椎间盘内压，均与相同边界条件下的体外生物力学实验结果相比较，以验证模型 [16-17]。

1.5.3 OVCFs 三维有限元模型的建立 通过改变已验证的正常 L₁-L₅ 三维有限元模型的材料属性参数建立骨质疏松性 L₁-L₅ 三维有限元模型 [18]，见表 1。在 L₃ 椎体的前 2/3 中间平面形成一长、宽、高分别为 20 mm、30 mm 和 2 mm 的裂隙 (椎体骨折区域) 以模拟 OVCFs 前柱及部分中柱失去正常支撑的特点，从而建立 OVCFs 三维有限元模型 [19]，见图 2A。

1.5.4 模拟经皮椎体强化治疗 OVCFs 在骨折椎体的左右两侧分别植入一个大小、形状一样的骨水泥柱以模拟双侧经皮椎体强化治疗 OVCFs [20]，骨水泥材料属性采用临床常用的聚甲

基丙烯酸甲酯骨水泥材料属性参数 (杨氏模量：3 000 MPa，泊松比：0.4)，单个骨水泥柱的体积约为 3 mL [21]。根据临床上在经皮椎体强化后 CT 观察到的骨水泥在骨折椎体内的填充位置，分别模拟以下 3 种骨水泥填充位置：①前外侧：两侧骨水泥均位于前柱并靠近椎体外缘，见图 2B；②前内侧：两侧骨水泥均位于前柱并靠近椎体中线，见图 2C；③后外侧：两侧骨水泥均位于前中柱交界区并靠近椎体外缘，见图 2D。



图注：A 为骨质疏松性椎体压缩骨折模型；B 为经皮椎体强化前外侧骨水泥填充；C 为经皮椎体强化前内侧骨水泥填充；D 为经皮椎体强化后外侧骨水泥填充。虚线为前、中柱的分界线

图 2 | 骨质疏松性椎体压缩骨折模型及 3 种骨水泥填充位置的前面观和上面观

Figure 2 | Anterior and superior views of osteoporotic vertebral compression fractures model and three types of cement filling

最终获得 4 组实验组模型，包括 OVCFs 模型、前外侧骨水泥填充、前内侧骨水泥填充和后外侧骨水泥填充。4 组实验组模型均由 5 个椎骨和 4 个椎间盘组成。OVCFs 模型由 362 739 节点和 244 609 单元组成，其中壳单元 13 457、体单元 227 312、桁架单元 3 840；前外侧骨水泥填充模型由 366 457 节点和 246 941 单元组成，其中壳单元 13 457、体单元 229 644、桁架单元 3 840；前内侧骨水泥填充模型由 365 698 节点和 246 372 单元组成，其中壳单元 13 457、体单元 229 075、桁架单元 3 840；后外侧骨水泥填充模型由 364 933 节点和 245 799 单元组成，其中壳单元 13 457、体单元 228 502、桁架单元 3 840。

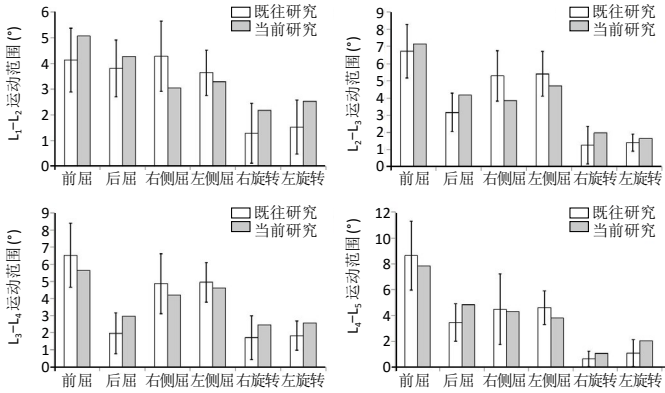
1.5.5 OVCFs 模型及 3 种骨水泥填充位置的有限元运算分析

模型边界和加载条件：完全固定 L₅ 下终板，即约束 L₅ 下终板 X、Y、Z 三个方向的自由度，在 L₁ 上终板分别施加前屈、后伸、侧屈及旋转 7.5 N·m 力矩模拟人体在各个自由度下的活动，载荷均匀分布在整個上终板的表面。使用 abaqus 6.12 有限元分析软件进行分析运算。

1.6 主要观察指标 比较 4 组模型的 L₃ 椎体最大米塞斯应力及骨折区域最大位移。骨折区域最大位移定义为 4 组实验组模型分别与骨质疏松性模型的 L₃ 椎体最大位移差值。最大米塞斯应力被认为可以反映骨强度 [22]，最大位移被认为可以反映骨折端的稳定性 [23]。

2 结果 Results

2.1 正常 L₁-L₅ 三维有限元模型的验证 图 3 为既往研究与当前研究在相同边界和加载条件的 L₁-L₅ 各节段的运动范围 [17]；图 4 为既往研究与当前研究在相同边界和加载条件的 L₄-L₅ 椎间盘内压 [16]。



图注：当前研究与既往体外生物力学实验结果相近

图3 | 既往研究与当前研究的L₁-L₅各节段椎体运动范围

Figure 3 | Range of motion of L₁-L₅ in previous study and current study

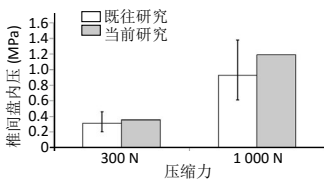
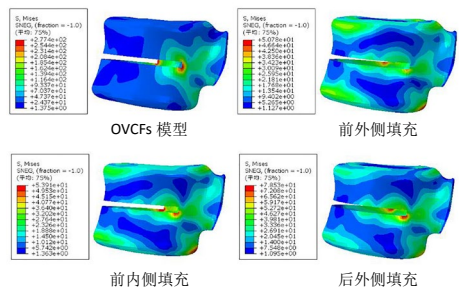


图4 | 既往研究与当前研究的L₄-L₅椎间盘内压

Figure 4 | L₄-L₅ intradiscal pressure of previous study and current study

可以看出,当前研究与既往体外生物力学实验结果相近,因此当前研究建立的三维有限元模型是有效的,可以用于分析L₁-L₅节段的生物力学和手术方式模拟的受力分析。

2.2 OVCFs模型和3种位置骨水泥填充后L₃椎体最大米塞斯应力 在前屈加载条件下,4组模型的L₃椎体最大米塞斯应力分布在皮质骨,前外侧、前内侧和后外侧骨水泥填充后L₃椎体最大米塞斯应力分别约为OVCFs模型的18.31%,19.43%,28.31%,见图5。



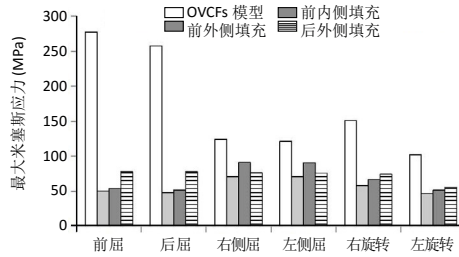
图注：4组模型的L₃椎体最大米塞斯应力分布在皮质骨,前外侧、前内侧和后外侧骨水泥填充后L₃椎体最大米塞斯应力分别约为OVCFs模型的18.31%,19.43%,28.31%

图5 | 骨质疏松性椎体压缩骨折(OVCFs)模型和3种位置骨水泥填充后前屈加载条件下的L₃椎体米塞斯应力云图

Figure 5 | Nephograms of the von Mises stress under flexion in L₃ vertebral body for osteoporotic vertebral compression fractures model after three types of cement filling

所以,与OVCFs模型相比,经皮椎体强化后的最大米塞斯应力均显著降低,前外侧骨水泥填充的最大米塞斯应力最小,在后伸、侧屈和旋转加载条件下可见类似结果,见图6。

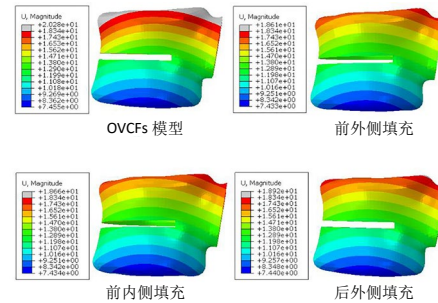
2.3 OVCFs模型和3种位置骨水泥填充后L₃骨折区域最大位移 在前屈加载条件下,OVCFs模型的L₃椎体最大位移为18.34 mm,前外侧骨水泥填充、前内侧骨水泥填充和后外侧骨水泥填充与骨质疏松性模型L₃椎体最大位移的差值分别是0.27,0.32,0.58 mm,所以前外侧、前内侧和后外侧骨水泥填充后L₃骨折区域最大位移分别约为OVCFs模型的13.92%,16.49%,29.90%,见图7。



图注：与OVCFs模型相比,经皮椎体强化后的最大米塞斯应力均显著降低,前外侧骨水泥填充的最大米塞斯应力最小

图6 | 骨质疏松性椎体压缩骨折(OVCFs)模型和3种位置骨水泥填充后L₃椎体最大米塞斯应力

Figure 6 | Maximum Von Mises stress of L₃ vertebral body in osteoporotic vertebral compression fractures model after three types of cement filling

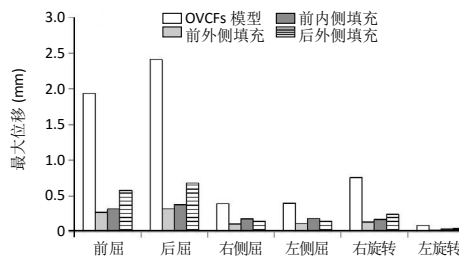


图注：前外侧、前内侧和后外侧骨水泥填充后L₃骨折区域最大位移分别约为OVCFs模型的13.92%,16.49%,29.90%

图7 | 骨质疏松性椎体压缩骨折(OVCFs)模型和3种位置骨水泥填充后前屈加载条件下的L₃椎体位移云图

Figure 7 | Nephograms of the displacement under flexion in L₃ vertebral body for osteoporotic vertebral compression fractures model after three types of cement filling

所以,与OVCFs模型相比,经皮椎体强化后的最大位移均显著降低,前外侧骨水泥填充的最大位移最小,在后伸、侧屈和旋转加载条件下可见类似结果,见图8。



图注：与OVCFs模型相比,经皮椎体强化后的最大位移均显著降低,前外侧骨水泥填充的最大位移最小

图8 | 骨质疏松性椎体压缩骨折(OVCFs)模型和3种位置骨水泥填充后L₃骨折区域最大位移

Figure 8 | Maximum displacement of L₃ fracture area in osteoporotic vertebral compression fractures model after three types of cement filling

3 讨论 Discussion

骨水泥在骨折区域填充不佳,是经皮椎体强化治疗OVCFs术后疼痛缓解不佳和强化椎体再发塌陷的主要原因。骨折区域微动刺激骨膜神经和骨折椎体强度变差是OVCFs引起胸腰疼疼痛和骨折椎体进展性塌陷的重要病理基础,所以骨水泥精准分布在骨折区域及与周围松质骨充分嵌插以稳定骨折区域和恢复骨折椎体强度,是经皮椎体强化有效治疗OVCFs的重要机制之一。既往研究表明,骨折椎体强度和刚度的恢复与骨水泥注入量的相关性较弱^[21],骨水泥注入量与临床疗效的相关性也存在争议性^[24-26]。

作者认为既往研究没有关注骨水泥在骨折区域的填充情况,可能是骨水泥注入量与骨折椎体生物力学特性和临床疗效相关性较弱的主要原因。HE等^[3]最早提出骨水泥在骨折区域填充不佳是初次经皮椎体成形不能有效缓解OVCFs患者疼痛的主要原因,他们回顾性分析了15例初次经皮椎体成形治疗OVCFs失败的原因,这组病例的平均骨水泥注入量为5.7 mL,最低和最高骨水泥注入量分别为3.6 mL和11 mL,初次经皮椎体强化后CT显示4例的骨折区域没有骨水泥填充,11例的骨折区域为骨水泥不完全填充,所有患者的疼痛经再次经皮椎体成形治疗后骨水泥重新在骨折区域充分填充,疼痛获得缓解。江晓兵等^[6]回顾性分析了45例因OVCFs住院并行经皮椎体成形治疗的患者,根据骨水泥在骨折区域的填充情况把患者分为骨水泥在骨折区域填充充分组和填充不佳组,结果发现填充充分组术后3 d的目测类比评分和Oswestry功能障碍指数优于填充不佳组,末次随访时填充充分组Cobb角无明显丢失,填充不佳组Cobb角显著丢失;他们的进一步有限元分析研究发现,与骨水泥在骨折区域填充充分相比,填充不佳导致强化椎体应力和骨折区域位移均较大^[4]。他们的临床研究和三维有限元分析研究结果均表明,骨水泥在骨折区域填充不佳会影响胸腰背疼痛缓解不佳,也可能是强化椎体仍发生进展性塌陷的危险因素。

靶向骨折区域穿刺置管、精准注射骨水泥技术可使骨水泥在椎体骨折区域精准填充。作者前期的危险因素分析研究发现,传统经皮椎体成形的穿刺置管技术使骨水泥注入点远离骨折区域,是骨水泥在骨折区域填充不佳的独立危险因素^[5]。考虑到骨水泥在骨折区域充分填充的重要性和传统经皮椎体成形的穿刺置管技术的不足,作者的另一项临床研究对传统经皮椎体成形技术进行改良,制订靶向经皮椎体成形技术流程,其关键技术包括靶向骨折区域穿刺置管、侧口推杆推注骨水泥,研究表明与传统经皮椎体成形治疗OVCFs相比,靶向经皮椎体成形更能保证骨水泥在骨折区域充分填充,更有利于术后即刻胸腰背疼痛的缓解^[27]。YUAN等^[28]的临床研究表明,采用靶向骨折区域穿刺、注射骨水泥实行经皮椎体成形治疗OVCFs可减少透视次数、手术时间、骨水泥注入量、骨水泥渗漏和邻近椎体骨折,是一种安全有效的技术。所以,随着技术和器械的改良,靶向骨折区域穿刺置管、精准注射骨水泥技术安全有效,骨水泥在椎体骨折区域精准填充已经可以实现。

骨水泥填充位置与经皮椎体强化疗效具有一定相关性。张大鹏等^[29]研究证实,骨水泥在椎体内单侧填充发生邻近或同一椎体再骨折及远期脊柱侧凸的风险较高。LIU等^[30]研究表明,双侧骨水泥融合在一起对短期疼痛的缓解优于双侧骨水泥呈分开状态。TAN等^[31]研究发现,骨水泥与椎体上下终板相接触可以降低强化椎体再塌陷风险。作者在临床中发现,采用双侧经皮椎体强化治疗OVCFs,当骨水泥充分填充在骨折区域,常见的骨水泥在骨折椎体内填充位置包括前外侧、前内侧和后外侧3种,尤其多见于椎体体积相对较大

的腰椎,但目前相关研究较少。HE等^[32]的研究对比了H型(前外侧)和O型(前内侧)骨水泥填充的影像学 and 临床效果差异,结果发现H型骨水泥填充患者在术后1年随访时胸腰背疼痛缓解程度优于O型骨水泥填充的患者。为了明确前外侧、前内侧和后外侧骨水泥填充对OVCFs的生物力学特性影响差异,实验通过CT扫描数据构建L₁-L₅节段三维有限元模型,与既往体外生物力学实验结果对比,此次实验建立的三维有限元模型能够模拟腰椎生理活动和力学传导,可用于进一步实验。通过赋予骨质疏松材料属性建立骨质疏松性腰椎^[18];压缩骨折建模方面,考虑到压缩骨折主要损伤椎体前柱和部分中柱的支撑作用,在L₃椎体中部的2/3形成1裂隙(骨折区域)以模拟其前柱和部分中柱失去支撑的特性;在经皮椎体强化建模方面,采用2个圆柱体模拟双侧穿刺注射骨水泥的手术方式;以上建模方法均是一种简化的方式,主要为了保证实验的可重复性。研究发现模拟经皮椎体强化后,L₃椎体最大米塞斯应力和骨折区域最大位移均显著降低,说明经皮椎体强化可恢复OVCFs的强度和稳定性,其中前外侧骨水泥填充的椎体最大米塞斯应力和骨折区域最大位移最低,说明前外侧骨水泥填充更有利于恢复OVCFs的强度和稳定性。因此基于该研究结果,为OVCFs患者行经皮椎体强化治疗,建议通过靶向穿刺置管、精准注射骨水泥技术首先保证骨水泥在椎体前外侧骨折区域的填充。

研究存在一定的局限性:首先,为了简化起见,将脊柱材料属性定义为均质、线性和各向同性,不规则的骨水泥分布采用圆柱体模拟,与真实人体和真实手术存在一定差异,但因为研究关注的是组间差异,所以相信赋予更加符合生物学结构的材料属性参数和更真实的骨水泥分布形态模拟会得出一致的结论;其次,众所周知,经皮椎体强化几乎不可能完全复位骨折椎体,但没有模拟压缩骨折的楔形变,这可能会对实验结果产生一定的影响。最后,此次实验结论将来需要临床试验进一步验证。

作者贡献: 叶林强、卢国樑、江晓兵进行试验设计,试验实施为叶林强、翁涛、黄学成,试验评估为卢国樑、江晓兵,资料收集为李真、梁德、冯永洪,叶林强成文,卢国樑、江晓兵审核。

经费支持: 该文章接受了“广东省医学科学技术研究基金(A2017024)及广东省中医药局科研项目(20182030)”的资助。所有作者声明,经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

写作指南: 该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] BEALL DP, CHAMBERS MR, THOMAS S, et al. Prospective and Multicenter Evaluation of Outcomes for Quality of Life and Activities of Daily Living for Balloon Kyphoplasty in the Treatment of Vertebral Compression Fractures: The EVOLVE Trial. *Neurosurgery*. 2019;84(1):169-178.
- [2] LOU S, SHI X, ZHANG X, et al. Percutaneous vertebroplasty versus non-operative treatment for osteoporotic vertebral compression fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Osteoporos Int*. 2019;30(12):2369-2380.
- [3] HE SC, TENG GJ, DENG G, et al. Repeat vertebroplasty for unrelieved pain at previously treated vertebral levels with osteoporotic vertebral compression fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008;33(6):640-647.
- [4] 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 Surg Res*. 2015;195(1):246-256.
- [5] YE LQ, LIANG, JIANG XB, et al. Risk Factors for the Occurrence of Insufficient Cement Distribution in the Fractured Area after Percutaneous Vertebroplasty in Osteoporotic Vertebral Compression Fractures. *Pain Physician*. 2018;21(1):E33-E42.
- [6] 江晓兵, 莫凌, 梁德, 等. 骨水泥在椎体骨折线内弥散情况对椎体成形术治疗效果的影响 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2014,24(2):144-149.
- [7] WANG MD K, JIANG PH DC, WANG PH DL, et al. The biomechanical influence of anterior vertebral body osteophytes on the lumbar spine: A finite element study. *Spine J*. 2018;18(12):2288-2296.
- [8] SCHMIDT H, HEUER F, WILKE HJ. Which axial and bending stiffnesses of posterior implants are required to design a flexible lumbar stabilization system? *J Biomech*. 2009;42(1):48-54.
- [9] POLIKEIT A, FERGUSON SJ, NOLTE LP, et al. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis. *Eur Spine J*. 2003;12(4):413-420.
- [10] OTTARDI C, GALBUSERA F, LUCA A, et al. Finite element analysis of the lumbar destabilization following pedicle subtraction osteotomy. *Med Eng Phys*. 2016;38(5):506-509.
- [11] 丁文龙, 王海杰. 系统解剖学 [M]. 3版. 北京: 人民卫生出版社, 2015:40-50.
- [12] CHEUNG JT, ZHANG M, CHOW DH. Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18(9):790-799.
- [13] POLIKEIT A, NOLTE LP, FERGUSON SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(10):991-996.
- [14] GALBUSERA F, BELLINI CM, ANASETTI F, et al. Rigid and flexible spinal stabilization devices: a biomechanical comparison. *Med Eng Phys*. 2011;33(4):490-496.
- [15] DREISCHARF M, ZANDER T, SHIRAZI-ADL A, et al. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *J Biomech*. 2014;47(8):1757-1766.
- [16] BRINCKMANN P, GROOTENBOER H. Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy. An in vitro investigation on human lumbar discs. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(6):641-646.
- [17] PANJABI MM, OXLAND TR, YAMAMOTO I, et al. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am*. 1994;76(3):413-424.
- [18] ZHAO WT, QIN DP, ZHANG XG, et al. Biomechanical effects of different vertebral heights after augmentation of osteoporotic vertebral compression fracture: a three-dimensional finite element analysis. *J Orthop Surg Res*. 2018;13(1):32.
- [19] CHIANG CK, WANG YH, YANG CY, et al. Prophylactic vertebroplasty may reduce the risk of adjacent intact vertebra from fatigue injury: an ex vivo biomechanical study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(4):356-364.
- [20] LIEBSCHNER MA, ROSENBERG WS, KEAVENY TM. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(14):1547-1554.
- [21] MOLLOY S, MATHIS JM, BELKOFF SM. The effect of vertebral body percentage fill on mechanical behavior during percutaneous vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(14):1549-1554.
- [22] MAKNIKAS A, ALEKNA V, ARDATOV O, et al. FEM-Based Compression Fracture Risk Assessment in Osteoporotic Lumbar Vertebra L₁. *Appl Sci*. 2019;9(15):3013.
- [23] LI QL, LI XZ, LIU Y, et al. Treatment of thoracolumbar fracture with pedicle screws at injury level: a biomechanical study based on three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2013;23(7):775-780.
- [24] NIEUWENHUIJSE MJ, BOLLEN L, VAN ERKEL AR, et al. Optimal intravertebral cement volume in percutaneous vertebroplasty for painful osteoporotic vertebral compression fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012;37(20):1747-1755.
- [25] KAUFMANN TJ, TROUT AT, KALLMES DF. The effects of cement volume on clinical outcomes of percutaneous vertebroplasty. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2006;27(9):1933-1937.
- [26] JIN YJ, YOON SH, PARK KW, et al. The volumetric analysis of cement in vertebroplasty: relationship with clinical outcome and complications. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011;36(12):E761-772.
- [27] 叶林强, 梁德, 姚珍松, 等. 靶向椎体成形术与传统椎体成形术治疗骨质疏松性椎体压缩骨折的疗效比较 [J]. *中华创伤杂志*, 2017, 33(3):247-252.
- [28] YUAN L, BAI J, GENG C, et al. Comparison of targeted percutaneous vertebroplasty and traditional percutaneous vertebroplasty for the treatment of osteoporotic vertebral compression fractures in the elderly. *J Orthop Surg Res*. 2020;15(1):359.
- [29] 张大鹏, 毛克亚, 强晓军, 等. 椎体增强术后骨水泥分布形态分型及其临床意义 [J]. *中华创伤杂志*, 2018,34(2):130-137.
- [30] LIU H, ZHANG J, LIANG X, et al. Distribution Pattern Making Sense: Patients Achieve Rapider Pain Relief with Confluent Rather Than Separated Bilateral Cement in Percutaneous Kyphoplasty for Osteoporotic Vertebral Compression Fractures. *World Neurosurg*. 2019;126:e1190-e1196.
- [31] TAN L, WEN B, GUO Z, et al. The effect of bone cement distribution on the outcome of percutaneous Vertebroplasty: a case cohort study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21(1):541.
- [32] HE S, ZHANG Y, LV N, et al. The effect of bone cement distribution on clinical efficacy after percutaneous kyphoplasty for osteoporotic vertebral compression fractures. *Medicine (Baltimore)*. 2019;98(50):e18217.

(责任编辑: GW, ZN, ZJP)