

文章编号:1004-7220(2018)01-0006-07

# 骨水泥对椎体成形术治疗胸腰椎骨质疏松 压缩性骨折的生物力学影响

李家琼<sup>1</sup>, 王冬梅<sup>1</sup>, 孙璟川<sup>2</sup>, 杨勇<sup>2</sup>, 史建刚<sup>2</sup>

(1. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240; 2. 第二军医大学附属长征医院 骨科, 上海 200003)

**摘要:**目的 运用有限元方法模拟椎体成形术中骨水泥剂量对不同骨质疏松程度胸腰椎 T11 ~ L3 生物力学影响, 为术前骨水泥注射量的选择提供理论依据。**方法** 基于 CT 图像建立胸腰椎 T11 ~ L3 有限元模型并验证。建立 12 个不注射骨水泥的不同骨质疏松程度椎体对照组模型, 向椎体 L1 分别注射 1.8、3.6 mL 骨水泥, 建立 24 个不同骨质疏松程度的骨水泥增强椎体有限元模型。在椎体 T11 上表面施加 500 N 垂直载荷和 7 N·m 力矩并计算分析椎体在垂直、后伸、前屈、侧弯及扭转工况下的应力和位移。**结果** 注射骨水泥后, 扭转载荷下椎体应力和位移变化最大。与对照组模型相比, 注射 1.8 mL 骨水泥时, 随椎体骨质疏松程度加重, 扭转载荷下椎体 L1 应力从增加 55.0% 上升到 87.7%, 位移从减小 6.5% 上升到 32.0%; 最大骨质疏松程度的椎体 T12 和 L2 扭转应力变化率分别为 3.6% 和 5.7%。注入 3.6 mL 骨水泥时, 随椎体骨质疏松程度加重, 扭转载荷下椎体 L1 应力从增加 288.5% 上升到 313.8%, 位移从减小 8.9% 上升到 44.7%; 最大骨质疏松程度的椎体 T12 和 L2 扭转应力变化率分别为 7.3%、7.6%。**结论** 骨质疏松程度的加重和骨水泥注射量的增加会引起椎体应力增加, 特别是扭转载荷下椎体应力变化最大。对骨质疏松程度严重的骨折椎体选择小剂量骨水泥以避免较大的应力增加, 且应限制病人的扭转活动。

**关键词:** 椎体成形术; 骨质疏松; 骨水泥; 生物力学; 有限元方法

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2018.01.002

## Biomechanical Effects of Cement Volume on Treatment of Thoracolumbar Compression Fracture with Vertebroplasty

LI Jiaqiong<sup>1</sup>, WANG Dongmei<sup>1</sup>, SUN Jingchuan<sup>2</sup>, YANG Yong<sup>2</sup>, SHI Jiangan<sup>2</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China; 2. Department of Orthopedics, Shanghai Changzheng Hospital affiliated to the Second Military Medical University, Shanghai 200003, China)

**Abstract: Objective** To explore the biomechanical effect from different volumes of bone cement on osteoporotic spine T11-L3 at different levels of osteoporosis in vertebroplasty by the finite element method, so as to offer theoretical foundation for the selection of cement volume before vertebroplasty. **Methods** Based on CT scan images, the finite element models of spine T11-L3 were built and validated. Twelve models of osteoporotic spine T11-L3 without bone cement were developed as the control models. The spine L1 was injected with 1.8 mL and 3.6 mL bone cement, respectively, to strengthen the spine and build 24 models of spine T11-L3 at different levels of osteoporosis. The vertical load (500 N) and the torque (7 N·m) were applied on superior face of the spine

收稿日期:2017-04-05; 修回日期:2017-06-29

基金项目:上海市卫生和计划生育委员会科研课题(201640262)

通信作者:王冬梅,副教授,E-mail: dmwang@sjtu.edu.cn

T11 to calculate and analyze vertebral stress and displacement under the working conditions of standing, backward extension, anteflexion, lateral bending and rotation, respectively. **Results** After injection of bone cement, the changes in vertebral stress and displacement under torsional loads were the maximum. For the models with injection of 1.8 mL bone cement, as the levels of osteoporosis increased, the stress of spine L1 increased from 55.0% to 87.7%, and the displacement decreased from 6.5% to 32.0% under torsional loads. The torsional stress of spine T12 and L1 at the highest level of osteoporosis increased by 3.6% and 5.7%, respectively. For the models with injection of 1.8 mL bone cement, as the level of osteoporosis increased, the stress of spine L1 increased from 288.5% to 313.8%, and the displacement decreased from 8.9% to 44.7% under torsional loads. The torsional stress of spine T12 and L1 at the highest level of osteoporosis increased by 7.3% and 7.6%, respectively. **Conclusions** The deterioration in osteoporosis and the increase in cement volume will lead to the increase in vertebral stress. The vertebral stress and displacement will increase most under torsional loads. Therefore, for patients with vertebral fracture at high level of osteoporosis, low-dosage bone cement should be considered in order to avoid a large increase in stress, and torsional movement of the patients should be restricted. **Key words:** vertebroplasty; osteoporosis; bone cement; biomechanics; finite element method

随着我国人均寿命的增长,人口老龄化程度不断加剧。据报道,截止2010年,中国60岁以上人口约1.8亿,并以每年约2.9%的速度增长<sup>[1-3]</sup>。其中,约6.6%的60岁以上老年人患有骨质疏松症,而骨质疏松症常常会引起骨折,每年新增骨质疏松性椎体压缩骨折患者约180万人,预计到2020年椎体骨折患病总人数将高达3675万。由此可见,骨质疏松性椎体压缩骨折作为一种常见老年骨科系统疾病,已经极大地影响了我国老年人生活,也加重了病患家庭负担。椎体成形术(vertebroplasty)可以有效恢复骨折椎体的强度和刚度,已经作为一种常见的治疗骨质疏松性压缩骨折方法被广泛应用于临床。临床上多选用骨水泥PMMA作为椎体成形术的注射材料,但对骨水泥注射量的选择一直没有统一的执行标准。研究发现,注入1mL骨水泥(填充率4%)的骨折椎体初始刚度恢复小于15%,注入3.5mL骨水泥(填充率10%)即可恢复骨折椎体的初始刚度<sup>[4-5]</sup>。Belkoff等<sup>[6]</sup>认为,骨水泥注射量为2mL时,骨折椎体即可恢复强度;当骨水泥注射量为4mL时,骨折椎体即可恢复刚度。包拥政等<sup>[7]</sup>研究了分别注入1、2、4、6mL骨水泥骨折椎体及相邻椎体的应力变化情况,结果表明,注射了骨水泥的椎体应力增加,且随骨水泥注射量增加,骨折椎体及邻近椎体应力增大。虽然上述研究探讨了不同骨水泥注射量对骨折椎体的生物力学影响,但均为在固定骨质疏松程度下开展的研究。而临床上,骨质疏松压缩性骨折患者的椎体骨质疏松程度往往不

同。在不同骨质疏松程度条件下,椎体具有不同的弹性模量,故即使注射相同剂量的骨水泥,椎体的应力和位移变化也会不同。研究表明,注入骨水泥后骨折椎体和相邻椎体的应力增加可能是导致相邻椎体再次骨折的原因,而相同载荷下注入骨水泥的椎体位移减小则表明椎体刚度增加<sup>[4-7]</sup>。即使注射相同剂量骨水泥,由于骨质疏松程度不同会导致椎体应力和位移变化不同,从而使椎体最终的生物力学响应不同。因此,探究不同骨质疏松程度下骨水泥注射量对椎体T11~L3的生物力学影响具有重要的临床意义。本文运用ABAQUS 6.12首先建立胸腰椎T11~L3节段骨质疏松模型,在此基础上建立不同骨质疏松程度下1.8mL和3.6mL骨水泥增强L1的T11~L3三维有限元模型。通过有限元计算分析不同骨质疏松程度椎体T11~L3应力和位移随骨水泥注射量的变化规律,为椎体成形术前根据病患骨折变形和骨质疏松程度选择合适骨水泥注射量提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 模型建立

从脊椎CT数据库中按临床标准选取胸腰椎T11~L3节段的CT图像,将图像导入Mimics 10.01(Materialise公司,比利时)中建立三维数字化胸腰椎模型,再在Geomagic Studio 2012(Geomagic公司,美国)中重建NURBS曲面模型,最后在UG 10.0(Simens公司,德国)中补充T11~L3节段的椎间

盘,最终建立 T11 ~ L3 节段的胸腰椎几何模型。在 HyperMesh 11.0 (Altair 公司,美国)中对模型进行网格划分,椎体皮质骨、松质骨、终板、椎间盘、关节软骨、骨水泥等均采用单元尺寸为 1 mm 的 C3D10 单元<sup>[8]</sup>。椎体松质骨和骨水泥相交部分的共用面采用共节点处理。将椎体小关节部分的面网格沿外法线方向进行偏置得到小关节软骨,小关节软骨之间为面-面接触,滑动摩擦系数为 0.05<sup>[9]</sup>。在椎体上添加 7 种韧带:前纵韧带、后纵韧带、小关节韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带和横突间韧带<sup>[10-11]</sup>,用只承受拉伸载荷而受压载荷为 0 的 T3D2 单元模拟韧带。将 HyperMesh 11.0 中椎体 T11 ~ L3 各节段的皮质骨和松质骨四面体网格模型导入 Mimics 10.01 中,计算每个四面体网格单元的灰度值 HU,根据 HU 与骨密度关系对椎体 T11 ~ L3 皮质骨和松质骨进行材料属性赋值,具体计算公式为<sup>[12-14]</sup>:

$$\rho = \rho_{\max} HU / HU_{\max} \quad (1)$$

式中: $\rho$  为表观密度,单位  $\text{g}/\text{cm}^3$ ;  $\rho_{\max}$  为骨骼最大密度;  $HU_{\max}$  为骨骼最大灰度值。根据骨骼材料参数理论,椎体皮质骨和松质骨弹性模量与骨密度分别存在以下关系<sup>[15-16]</sup>:

$$E_{\text{皮质骨}} = 2\,065\rho^{3.09} \text{ MPa} \quad (2)$$

$$E_{\text{松质骨}} = 1\,904\rho^{1.64} \text{ MPa} \quad (3)$$

将在 Mimics 10.01 中完成材料属性赋值的椎体 T11 ~ L3 皮质骨和松质骨的网格模型重新导入 HyperMesh 11.0 中。根据 Polikeit 等<sup>[17]</sup>的研究,将皮质骨密度以 3% 梯度下降到原密度的 67%,松质骨密度以 6% 梯度下降到原密度的 34%,则可得到 12 个不同骨质疏松程度的椎体 T11 ~ L3 模型。

根据陈庆宏<sup>[18]</sup>对 156 例胸腰椎单纯形椎体压缩性骨折病例的分析可知,椎体 L1 为发生骨折次数最多的节段,故在椎体 L1 中注射骨水泥。Wilcox 等<sup>[19]</sup>认为,椎体中骨水泥的分布方式对椎体应力影响较小,故假设骨水泥在椎体内部以球形分布<sup>[7]</sup>且位于椎体前段(见图 1)。将骨水泥注射量设为 1.8、3.6 mL,结合椎体骨质疏松程度,得到 24 个不同骨质疏松程度的骨水泥增强胸腰椎 T11 ~ L3 有限元模型。此外,建立 12 个不注射骨水泥的不同骨质疏松程度胸腰椎 T11 ~ L3 有限元模型作为对照组模型。

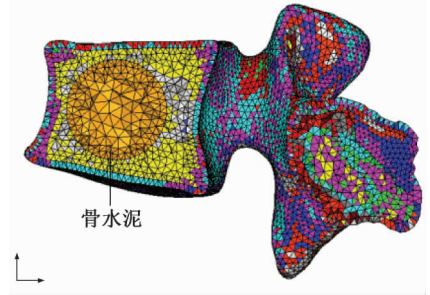


图1 骨水泥在椎体 L1 分布示意图

Fig.1 Distribution of bone cement in spine L1

## 1.2 约束条件及载荷加载方法

在 ABAQUS 6.12 中进行模拟加载和应力分析,并结合文献[20]中实验结果验证模型的可靠性。

(1) 垂直:约束椎体 L3 下表面 6 个自由度,同时在 T11 节段上表面垂直向下施加 500 N 均布载荷,模拟人体垂直站立时胸腰椎 T11 ~ L3 受力情况;

(2) 后伸、前屈、侧弯和轴向旋转:约束椎体 L3 下表面 6 个自由度,在椎体 T11 上表面垂直向下施加 500 N 均布载荷和不同方向 7 N·m 弯矩,模拟人体在后伸、前屈、侧弯和轴向旋转情况下受力情况。

## 2 结果

### 2.1 胸腰椎 T11 ~ L3 有限元模型验证

在椎体 T11 上表面分别施加 250、500、750、1 000、1 250、1 500 N 垂直均布载荷,将 T11 ~ 12、T12 ~ L1、L1 ~ 2、L2 ~ 3 节段的位移结果与文献[20]中实验结果进行对比(见图 2)。结果表明,本文模拟结果与文献中的实验结果吻合较好,胸腰椎 T11 ~ L3 的位移变形在合理范围之内,从而验证了所建胸腰椎有限元模型的可靠性。

### 2.2 椎体 L1 节段应力与位移

通过模拟计算发现,椎体 L1 在垂直和后伸工况下,最大应力位于椎体后缘;在前屈工况下,最大应力位于椎体前缘;在侧弯和扭转工况下,最大应力位于椎弓根。对照组模型中随着骨质疏松程度加重,椎体 L1 在 5 种工况下应力峰值呈下降趋势,且在扭转工况下应力峰值的下降趋势最明显,从 4.214 MPa 下降到 3.291 MPa[见图 3(a)]。当注入 1.8、3.6 mL 骨水泥后,5 种工况下椎体 L1 应力峰值显著增加扭转应力峰值增加趋势最明显。随

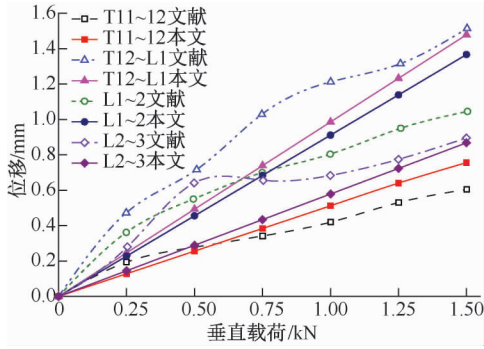
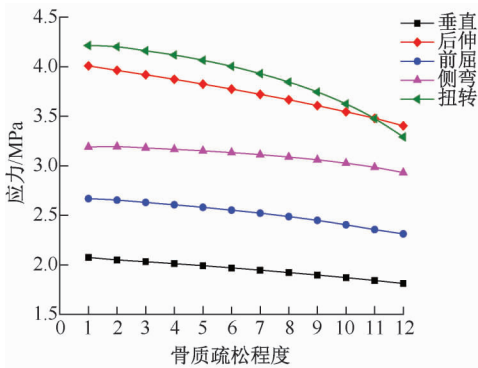
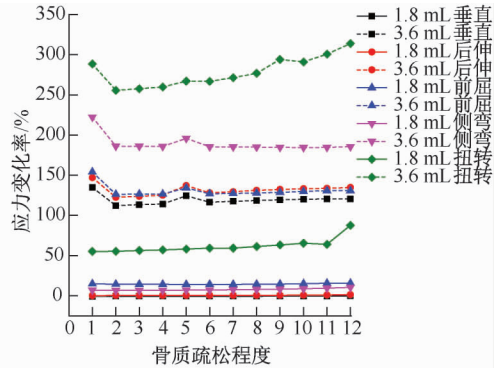


图2 本文模型位移结果与文献结果对比  
 Fig.2 Comparison of displacement results between present study and literature

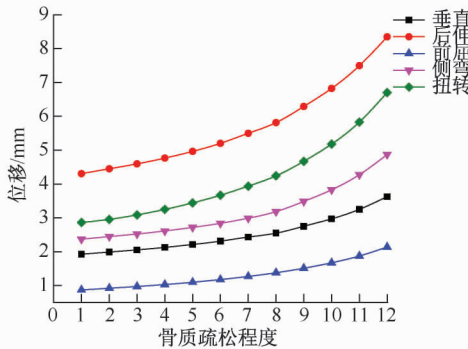
骨质疏松程度加重,与对照组模型相比,1.8 mL 骨水泥模型椎体 L1 扭转应力从增加 5.2% 上升到 87.0%,达到 6.178 MPa;3.6 mL 骨水泥模型椎体 L1 扭转应力从增加 288.5% 上升到 313.0%,达到 13.62 MPa[见图 3(b)]。对照组模型中随骨质疏松程度加重,椎体 L1 位移增大,其中前屈位移增加幅度最大[见图 3(c)]。分别注入 1.8、3.6 mL 骨水泥,椎体 L1 位移显著减小。与对照组模型相比,随骨质疏松程度加重,1.8 mL 骨水泥模型椎体 L1 扭转位移从减小 6.5% 上升到 32.0%;3.6 mL 骨水泥模型椎体 L1 扭转位移从减小 9% 上升到 45% [见图 3(d)]。



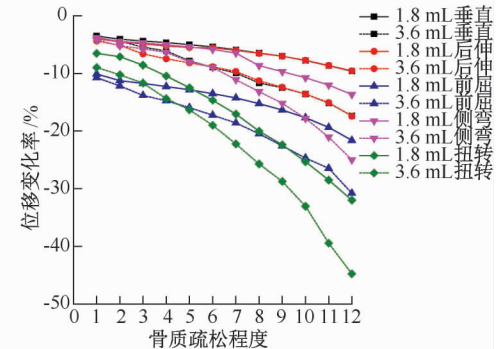
(a) 对照组椎体L1应力



(b) 5种工况下两种模型L1应力变化



(c) 对照组椎体L1位移



(d) 5种工况下两种模型L1位移变化

图3 椎体 L1 应力及位移变化

Fig.3 Variations of stress and displacement for spine L1 (a) Stress of vertebrae L1 in control group, (b) Stress variation of two types of L1 under 5 working conditions, (c) Displacement of vertebrae L1 in control group, (d) Displacement variation of two types of L1 under 5 working conditions

## 2.2 椎体 L1 上下终板和上下椎间盘应力

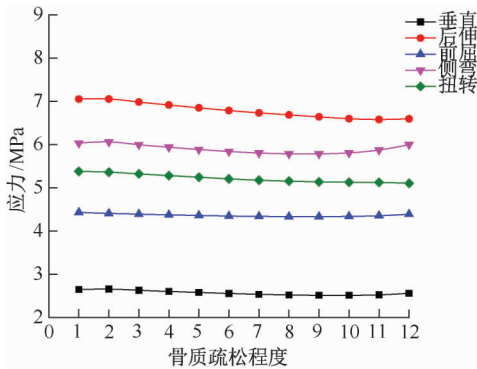
当椎体 L1 分别注入 1.8、3.6 mL 骨水泥后,L1 上终板在 5 种工况下的应力峰值均增大,且扭转应力峰值增加最明显,与对照组相比,扭转应力增加

最大分别达到 30% 和 47%。同样,L1 下终板在扭转工况下的应力峰值增加最快。在椎体骨质疏松程度最大时,扭转工况下的应力峰值分别增加了 19% 和 33%。针对 L1 上椎间盘,随骨质疏松程度加重,

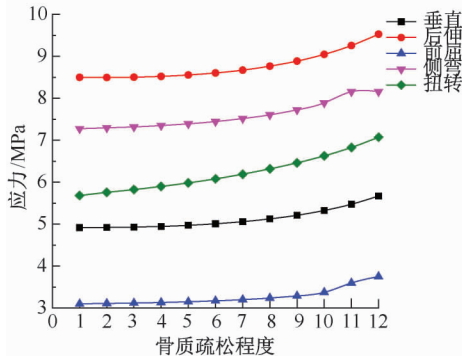
L1 上椎间盘在后伸工况下应力水平最大, 达到 4.134 MPa。当椎体 L1 分别注入 1.8、3.6 mL 骨水泥时, 导致椎体 L1 上椎间盘应力增加, 且扭转工况下应力增加最大, 分别达到 8.8% 和 20.8%。同样, 在椎体 L1 注入 1.8、3.6 mL 骨水泥, 导致椎体 L1 下椎间盘应力增加, 其中扭转工况下应力增幅最大, 分别达到 13.5% 和 14.4%。

### 2.3 椎体 T12 和 L2 应力

对照组模型中随骨质疏松程度加重, 椎体 L2 应力峰值增加, 而椎体 T12 的应力水平基本不变 [见图 4(a)、(b)]。当向椎体 L1 分别注入 1.8、3.6 mL 骨水泥时, 椎体 T12 和 L2 的应力都有所增加, 且在扭转工况下增幅最大 [见图 4(c)、(d)]。

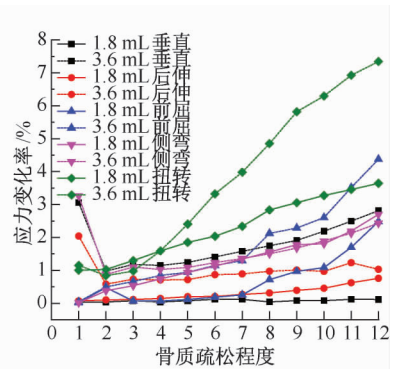


(a) 对照组椎体 T12 应力

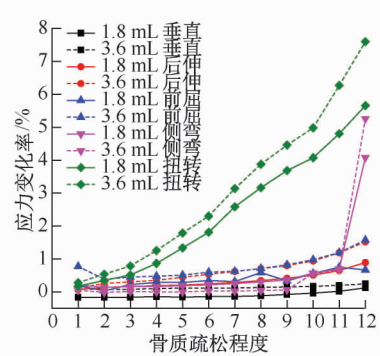


(c) 对照组椎体 L2 应力

与对照组模型相比, 注入 1.8 mL 骨水泥时, T12 扭转应力随骨质疏松程度加重从增加 1.0% 到最大增加 3.7%; 而 L2 扭转应力从增加 0.18% 到最大增加 5.00%。当椎体 L1 注入 3.6 mL 骨水泥时, 与对照组模型相比, 随骨质疏松程度加重, 椎体 T12 应力从增加 1.15% 上升到 8%, 而 L2 应力从增加 0.28% 上升到 7.60%。椎体 L1 注入 3.6 mL 骨水泥, 椎体 T12 和 L2 在后伸工况下应力最大, 且在骨质疏松最严重的情况下后伸应力分别为 6.665、9.537 MPa, 其应力分布如图 5 所示。通过模拟可以发现, 椎体 T12 和 L2 在垂直和后伸工况下, 最大应力位于椎体后缘; 在前屈工况下, 最大应力位于椎体前缘; 在侧弯和轴向旋转工况下, 最大应力位于椎体椎弓根。



(b) 5 种工况下两种模型 T12 应力变化



(d) 5 种工况下两种模型 L2 应力变化

图 4 椎体 T12 和 L2 应力变化

Fig. 4 Variations of stress for spine T12 and L2 (a) Stress of vertebrae T12 in control group, (b) Stress variation of two types of T12 under 5 working conditions, (c) Stress of vertebrae L2 in control group, (d) Stress variation of two types of L2 under 5 working conditions

## 3 讨论

本文主要探讨不同骨质疏松程度下骨水泥注射量对胸腰椎 T11 ~ L3 的生物力学影响。通过等

比例降低椎体皮质骨和松质骨密度建立椎体 T11 ~ L3 骨质疏松模型 (即对照组模型), 并在椎体 L1 分别注入 1.8、3.6 mL 骨水泥建立骨水泥模型, 研究椎体 T11 ~ L3 在垂直、后伸、前屈、侧弯及扭转 5 种

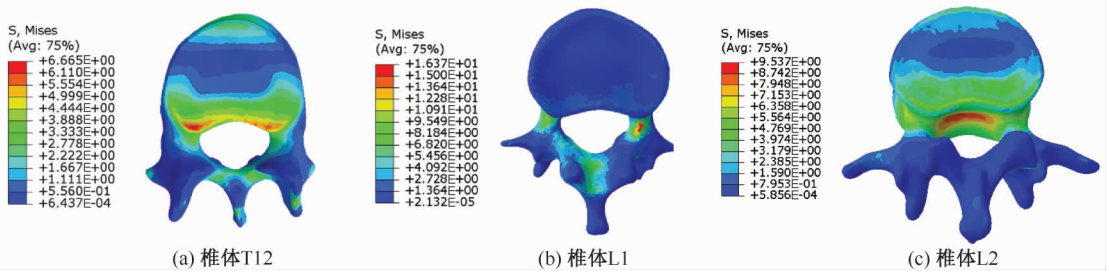


图5 3.6 mL 骨水泥模型不同椎体最大应力分布

Fig.5 Maximum stress distribution on different vertebral spines in 3.6 mL-cement model (a) Spine T12, (b) Spine L1, (c) Spine L2

工况下受力变化。目前,骨水泥注射量对不同骨质疏松程度椎体的生物力学影响尚未明确,故本文研究结果能够为临床椎体成形术前根据患者骨折变形和骨质疏松程度选择合适的骨水泥注射量提供理论依据。

针对椎体 L1 位移, Berlemann 等<sup>[21]</sup>认为,骨水泥使骨折椎体刚度增加,并引起刚度的增高效应。将 1.8、3.6 mL 骨水泥分别注入椎体 L1,在扭转工况下位移下降最大,分别为 32% 和 45%,即椎体 L1 刚度增加,与 Berlemann 等<sup>[21]</sup>的结论相符。随着骨水泥注射量增加,椎体 L1 位移减小量增加,即骨水泥注射量越大椎体刚度恢复越好。此外,随骨质疏松程度加重,椎体 L1 位移减小量更大,即骨质疏松程度越大,骨水泥对骨折椎体复位效果越明显。针对椎体 L1 应力,注入 1.8、3.6 mL 骨水泥的椎体 L1 在扭转工况下分别增加 87.7% 和 313.9%,随骨水泥注射量增加,椎体应力增加越显著,这也与包拥政等<sup>[7]</sup>的研究结果相符。此外,注射相同剂量的骨水泥,随骨质疏松程度加重,椎体应力也会增加。

椎体成形术后骨水泥会导致骨折椎体上下终板和椎间盘应力变化。注入 1.8、3.6 mL 骨水泥椎体 L1 上终板在扭转工况下应力变化最大,且较对照组分别增加 30.3% 和 47.4%;同样,椎体 L1 下终板扭转应力分别增加 19.1% 和 32.8%;椎体 L1 上椎间盘扭转应力较对照组分别增加 8.9% 和 20.8%;椎体 L1 下椎间盘分别增加 13.5% 和 14.4%。这与 Polikeit 等<sup>[17]</sup>得出的骨水泥会使骨折椎体上下终板和椎间盘应力增加的结论相符,且骨水泥注射量越大,应力增加越大。此外,同等骨水泥注射量下,随骨质疏松程度加重,椎体 L1 上下终板及椎间盘应力增加。例如,随骨质疏松程度加重,注入 3.6 mL 骨水泥椎体 L1 上终板扭转应力增

加 6.8%~47.4%。因此,骨水泥会导致骨折椎体相邻终板和椎间盘应力增加,且骨水泥注射量越大、骨质疏松越严重,应力增加越明显。

椎体 L1 中注射 1.8 mL 骨水泥会使 T12 扭转应力最大增加 3.6%,L2 扭转应力最大增加 5.7%;注射 3.8 mL 骨水泥会使 T12 扭转应力最大增加 7.3%,L2 扭转应力最大增加 7.6%。因此,骨水泥会使骨折相邻椎体应力增大,这与 Polkeit 等<sup>[17]</sup>的结论相符,且增加骨水泥注射量,应力增大效果越明显。在同等载荷和相同骨水泥注射量条件下,椎体 T12 和 L2 应力随骨质疏松程度加重而增大。例如,向 L1 注射 3.6 mL 骨水泥,随骨质疏松程度加重,椎体 L2 在扭转工况下应力从增加 0.28% 上升到 7.60%。因此,骨水泥注射量的增加和骨质疏松程度的加重都会使骨折相邻椎体应力增加。

本文的局限性如下:在建立骨质疏松椎体模型时,将皮质骨和松质骨密度按照等比例下降,与临床病患椎体的实际骨质疏松情况存在差异;将骨水泥在椎体内部的分布简化为球形;仅考虑了 1.8、3.6 mL 两种骨水泥剂量。

## 4 结论

椎体成形术中向骨折椎体注射骨水泥可以有效恢复骨折椎体的刚度,但也会增加骨折椎体和邻近椎体应力,导致相邻椎体再次骨折风险增加。骨水泥注射量增加,椎体骨质疏松程度加重,椎体应力增加。不同工况下骨水泥引起的应力增加效果不同,其中扭转工况下应力增幅最大。本文建议:对骨折变形严重但骨质疏松程度较轻的患者,注射 3.6 mL 骨水泥;对骨折变形较小且骨质疏松程度严重的患者,注射 1.8 mL 骨水泥,可以恢复骨折椎体刚度,并减小应力增加引起的再次骨折风险;对骨

折变形严重且骨质疏松严重的患者,注射 3.6 mL 骨水泥,可以首先保证恢复骨折椎体刚度,但这时需要限制患者在日常生活中的活动强度。本文研究结果揭示了骨水泥注射量增加和骨质疏松程度加重对椎体应力水平变化的影响,为临床上术前根据病患骨折变形和椎体骨质疏松程度选择合适的骨水泥剂量提供理论依据。

### 参考文献:

- [ 1 ] 中华人民共和国国家统计局. 2010 年第六次全国人口普查主要数据公报(第 1 号)[J]. 中国计划生育学杂志, 2011, 54(8): 511-512.
- [ 2 ] 中华医学会骨质疏松和骨矿盐疾病分会. 原发性骨质疏松症诊治指南(2011 年)[J]. 中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志, 2011, 4(1): 2-17.
- [ 3 ] 中国健康促进基金会骨质疏松防治中国白皮书编委会. 骨质疏松症中国白皮书[J]. 中华健康管理学杂志, 2009, 3(3): 148-154.
- [ 4 ] 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.
- [ 5 ] MARTINČIĆ D, BROJAN M, KOSEL F, *et al.* Minimum cement volume for vertebroplasty [J]. Int Orthop, 2015, 39(4): 727-733.
- [ 6 ] BELKOFF SM, MATHIS JM, JASPER LE, *et al.* The biomechanics of vertebroplasty: The effect of cement volume on mechanical behavior [J]. Spine, 2001, 26(14): 1537-1541.
- [ 7 ] 包拥政, 祝周兴, 冯云升, 等. 骨水泥注射体积与骨质疏松压缩性骨折椎体及邻近椎体应力的关系[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(52): 8365-8372.
- [ 8 ] 蔡康健, 王丽珍, 姚杰, 等. 腰椎椎体有限元建模的最优单元尺寸和材料属性分布及建模方法[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 135-141.  
CAI KJ, WANG LZ, YAO J, *et al.* The optimal element size, material property distributions and modeling methods for finite element modeling of lumbar vertebra [J]. J Med Biomech, 2016, 31(2): 135-141.
- [ 9 ] DAMMAK M, SHIRAZI-ADL A, ZUKOR DJ. Analysis of cementless implants using interface nonlinear friction: Experimental and finite element studies [J]. J Biomech, 1997, 30(2): 121-129.
- [10] 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.
- [11] SMIT TH, ODGAARD A, SCHNEIDER E. Structure and function of vertebral trabecular bone [J]. Spine, 1997, 22(24): 2823-2833.
- [12] PENG L, BAI J, ZENG X, *et al.* Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions [J]. Med Eng Phys, 2006, 28(3): 227-233.
- [13] BACA V, HORAK Z, MIKULENKA P, *et al.* Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(7): 924-930.
- [14] TADDEI F, PANCANTI A, VICECONTI M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models [J]. Med Eng Phys, 2004, 26(1): 61-69.
- [15] WIRTZ D C, SCHIFFERS N, PANDORF T, *et al.* Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur [J]. J Biomech, 2000, 33(10): 1325-1330.
- [16] 王惊, 李元超, 汪方, 等. 人体松质骨矿质密度与弹性模量关系[J]. 医用生物力学, 2014, 29(5): 465-470.  
WANG J, LI YC, WANG F, *et al.* Relationship between mineral density and elastic modulus of human cancellous bone [J]. J Med Biomech, 2014, 29(5): 465-470.
- [17] 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.
- [18] 陈庆宏. 胸腰段单纯性椎体压缩性骨折 156 例治疗总结[J]. 按摩与康复医学, 2006, 22(8): 22-24.
- [19] WILCOX RK. The biomechanics of vertebroplasty: A review [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2004, 218(1): 1-10.
- [20] EL-RICH M, ARNOUX PJ, WAGNAC E, *et al.* Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions [J]. J Biomech, 2009, 42(9): 1252-1262.
- [21] BERLEMANN U, FERGUSON SJ, NOLTE LP, *et al.* Adjacent vertebral failure after vertebroplasty [J]. Bone Joint J, 2002, 84(5): 748-752.