

定量 CT 有限元分析椎体强化对不同位置非强化椎生物力学参数的影响

刘进¹, 夏宾¹, 蔡鹏¹, 顾祖超², 杨浩森¹, 唐静³

https://doi.org/10.12307/2023.778

投稿日期: 2022-10-14

采用日期: 2022-12-09

修回日期: 2023-02-28

在线日期: 2023-03-13

中图分类号:

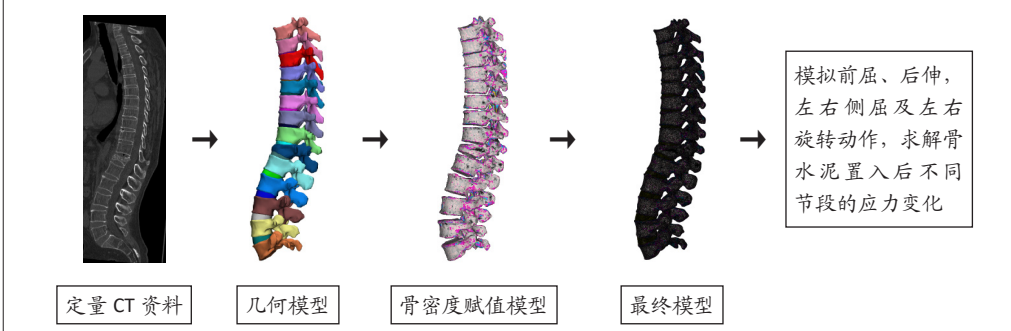
R459.9; R318; R681.5

文章编号:

2095-4344(2023)34-05436-05

文献标识码: B

文章快速阅读: 椎体强化对于骨质疏松脊柱生物力学参数的影响范围



文题释义:

QCT: 定量CT(quantitative computed tomography)是一种测量骨组织体积骨密度的CT扫描技术, 测量结果单位为 g/cm^3 。该技术能够根据骨组织的三维空间分布分别测量松质骨和皮质骨的骨矿物质含量, 不受周围组织的影响, 准确度较双能X射线骨密度仪测量的面积骨密度高。QCT/FEA: 即基于定量CT的有限元分析技术。该技术以QCT扫描数据为基础, 能够建立骨微观三维结构, 并将骨形态、骨密度分布的不同同时整合, 以此进行虚拟力学研究, 还可用于研究骨强度、骨折风险预测等; 缺点在于辐射剂量较大, 尚缺乏标准的有限元建模流程。

摘要

背景: 骨水泥与骨质疏松椎体间在生物力学特性上的巨大差异是否会增加再骨折的发生还存有争议。骨水泥的置入将导致多大范围的非强化椎生物力学参数改变仍然不清楚。

目的: 通过以定量CT为基础的长节段骨质疏松性椎体压缩骨折有限元模型, 分析椎体强化对于骨质疏松脊柱生物力学参数的影响范围。

方法: 以定量CT数据为基础构建 T_4-L_5 长节段 T_{12} 椎体骨质疏松性压缩骨折模型, 在对模型施加150 N垂直载荷的基础上, 沿不同方向分别施加 $1.5 N \cdot m$ 的扭力矩以模拟前屈、后伸、左右侧屈及左右旋转状态, 比较骨水泥置入前后模型椎体、椎间盘及小关节的应力变化。

结果与结论: ①模型骨水泥置入后, 各个运动状态下整体位移幅度平均下降约16%; ②强化椎近端5个椎体应力较术前平均增加约20%, 头端第一椎间盘应力较术前下降约20%, 第二、第三椎间盘应力则分别增加约4%及2%; 强化椎及其尾端邻椎小关节应力较术前下降约6%, 其余尾端小关节及头端相邻4个节段小关节应力均较术前不同程度增加; 并且这种应力改变均表现为距强化椎越近变化越显著的趋势; ③结果表明椎体强化将导致强化椎头尾端多个椎体、椎间盘及小关节应力的显著改变, 且距强化椎越近改变越明显, 这种应力改变可能与椎体强化后再骨折的发生有关。

关键词: 骨质疏松; 骨质疏松性椎体压缩骨折; 椎体成形术; 定量CT; 有限元分析

缩略语: 骨质疏松性椎体压缩骨折: osteoporotic vertebral compression fracture, OVCF; 基于定量CT的有限元分析技术: quantitative computed tomography-based finite element analysis, QCT/FEA

Effect of vertebral augmentation using quantitative computed tomography-based finite element analysis on biomechanical parameters of non-enhanced vertebrae in different locations

Liu Jin¹, Xia Bin¹, Cai Peng¹, Gu Zuchao², Yang Haosen¹, Tang Jing³

¹Department of Orthopedics, Chengdu Seventh People's Hospital, Chengdu 610041, Sichuan Province, China; ²Department of Orthopedics, Chengdu First People's Hospital, Chengdu 610041, Sichuan Province, China; ³Department of Radiology, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, Sichuan Province, China

Liu Jin, MD, Associate chief physician, Department of Orthopedics, Chengdu Seventh People's Hospital, Chengdu 610041, Sichuan Province, China

Corresponding author: Tang Jing, MD, Associate chief physician, Department of Radiology, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, Sichuan Province, China

Abstract

BACKGROUND: Whether the huge difference in biomechanical properties between bone cement and osteoporotic vertebral body will increase the occurrence of refracture is still controversial. The extent to which cement implantation will affect the biomechanical parameters of unaugmented vertebrae remains unclear.

¹成都市第七人民医院骨科, 四川省成都市 610041; ²成都市第一人民医院骨科, 四川省成都市 610041; ³四川大学华西医院放射科, 四川省成都市 610041

第一作者: 刘进, 男, 1985年生, 四川省都江堰市人, 汉族, 2021年四川大学毕业, 博士, 副主任医师, 主要从事脊柱外科、骨质疏松的诊断与治疗相关研究。

通讯作者: 唐静, 博士, 副主任医师, 四川大学华西医院放射科, 四川省成都市 610041

https://orcid.org/0000-0002-5623-6106 (刘进)

基金资助: 四川省卫生健康委员会科研项目 (20PJ194), 项目负责人: 刘进; 成都市卫生健康委员会科研项目 (2020133), 项目负责人: 刘进; 成都医学院-成都市第七人民医院联合科研课题 (2021LHJYPJ-04), 项目负责人: 刘进

引用本文: 刘进, 夏宾, 蔡鹏, 顾祖超, 杨浩森, 唐静. 定量CT有限元分析椎体强化对不同位置非强化椎生物力学参数的影响 [J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(34):5436-5440.



OBJECTIVE: To analyze the influence range of vertebral augmentation on biomechanical parameters of the osteoporotic spine through the finite element model of long-segment osteoporotic vertebral compression fracture based on quantitative CT.

METHODS: The osteoporotic compression fracture model of T₁₂ vertebrae with a long segment of T₄-L₅ was constructed based on quantitative CT data. On the basis of 150 N vertical load, 1.5 N•m torsional torque was applied to the model in different directions to simulate flexion, extension, lateral flexion and rotation. The stress changes of the vertebral bodies, intervertebral disc and facet joint were compared before and after bone cement implantation.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) After implantation of model bone cement, the overall displacement amplitude of each movement state decreased by 16% on average. (2) The stress of the fifth vertebrae away from the treated vertebra at the cephalic side increased by approximately 20% on average; the stress of the first intervertebral disc at the cephalic side decreased by approximately 20%, and the stress of the second and third intervertebral discs increased by approximately 4% and 2%, respectively. The stress of the facet joints of the treated vertebrae and its caudal adjacent vertebrae decreased by approximately 6%, and the stress of the other caudal facet joints and the four cephalic adjacent facet joints increased to different degrees. In addition, the stress changes tended to be more significant the closer to the treated vertebra. (3) The results of this study show that the stress of multiple vertebral body, intervertebral discs and facets at the cephalic and caudal sides from the augmented vertebra will be significantly changed by cement implantation, and the closer to the treated vertebra, the more obvious the effect is. This stress change may be associated with the occurrence of new fractures after vertebral augmentation.

Key words: osteoporosis; osteoporotic vertebral compression fracture; vertebroplasty; quantitative CT; finite element analysis

Funding: Scientific Research Project of Sichuan Provincial Health Commission, No. 20PJ194 (to LJ); Scientific Research Project of Chengdu Municipal Health Commission, No. 2020133 (to LJ); Chengdu Medical College-Chengdu Seventh People's Hospital Joint Research Project, No. 2021LHJYJ-04 (to LJ)

How to cite this article: LIU J, XIA B, CAI P, GU ZC, YANG HS, TANG J. Effect of vertebral augmentation using quantitative computed tomography-based finite element analysis on biomechanical parameters of non-enhanced vertebrae in different locations. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2023;27(34):5436-5440.

0 引言 Introduction

骨质疏松性椎体压缩骨折 (osteoporotic vertebral compression fracture, OVCF) 除导致患者严重疼痛、降低其活动能力外, 还具有较高的病死率^[1]。传统的严格卧床等保守治疗已不能被大部分患者所接受, 椎体强化技术不仅能迅速缓解 OVCF 引起的疼痛、恢复患者活动能力, 还能降低其病死率, 已被广泛应用于 OVCF 的治疗^[2-3]。然而, 骨水泥与骨质疏松椎体间在生物力学特性上的巨大差异是否会增加再骨折的发生还存有争议^[4-5]。究其原因, 在于骨水泥置入后将在多大范围、多大程度上引起骨质疏松脊柱生物力学参数的变化仍然不清楚。围绕这一问题开展的生物力学研究, 由于在建模方式、标本选择以及加载方式等研究方法上的不一致^[6-18], 最终研究结果间也存在有较大差异, 甚至相互矛盾, 因而也不能终结这一争论。

随着有限元分析技术的快速发展, 基于定量 CT 的有限元分析技术 (quantitative computed tomography-based finite element analysis, QCT/FEA) 也逐渐得以应用。QCT/FEA 技术能够将骨微观三维结构、骨形态与骨密度分布的不一致同时整合进行虚拟力学研究, 可以用于研究与年龄及治疗相关的骨强度改变^[19-20], 已逐渐成为骨骼强度研究领域的金标准^[21]。

因此, 为进一步明确椎体强化对于骨质疏松脊柱生物力学参数的影响, 此次研究拟采用 QCT/FEA 技术, 构建以 QCT 数据为基础的 T₁₂ 椎体骨折的长节段 OVCF 模型, 分析椎体强化对于与强化椎不同距离的非强化椎生物力学参数的影响程度。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 以 QCT 为基础的有限元分析实验。

1.2 时间及地点 实验于 2021 年在成都市第七及第一人民医院完成。

1.3 对象 选择成都市第一人民医院骨科收治的 1 例男性 70 岁 T₁₂ 椎体压缩骨折患者的 QCT 资料。该患者因无明显诱因腰背部疼痛 1 d 入院, 既往无肿瘤、脊柱感染及代谢性疾病病史, 双能 X 射线骨密度仪检测 T 值为 -3.2, 面积骨密度值为 0.71 g/cm², QCT 测定体积骨密度为 42.50 g/cm³。

研究方案经成都市第一人民医院伦理委员会批准 (批准号: 2020KT043), 患者及家属同意其病历及检查资料以匿名形式用于临床科研与教学。

1.4 材料 QCT 扫描采用西门子 128 层螺旋 CT、骨密度分析采用 Analysis Bone Mineral Density(option) 软件。有限元分析采用 DELL 工作站; 软件采用 Mimics 17.01(Materialise Corporation, Belgium)、Abaqus 6.14 (Dassault System, France)。

1.5 方法

1.5.1 三维几何模型的建立 采用 Mimics 图像处理软件对获得的 DICOM 格式原始图像进行分割和轮廓提取, 将各椎体及椎间盘三维模型以 STL 几何文件格式导入到 Geomagic 逆向工程软件进行光滑化及曲面拟合, 生产 NURBS 曲面, 得到 T₄-L₅ 节段三维模型。

1.5.2 骨密度赋值 通过 Mimics 软件对前述几何模型进行骨密度赋值, 即将几何模型的每一个体素的 Hounsfield Unit(Hu) 值带入公式换算为骨灰密度, 并获得骨密度赋值后的几何模型 (图 1A), 以 IGES 格式文件导出。换算公式如下^[22-24]:

$$\rho_{\text{ash}}=0.839\rho_{\text{QCT}}+69.8$$

$$\rho_{\text{ash}}=47+1.122 \cdot \text{Hu}$$

其中 ρ_{QCT} 为骨矿物质密度, ρ_{ash} 为骨灰密度, 单位为 kg/m³。

1.5.3 材料属性赋值 将 IGES 文件导入到 hypermesh 软件中, 通过布尔运算进行网格划分, 网格平均尺寸为 1.2 mm。根据已换算出的椎体骨密度分布, 结合文献 [25-26] 中的经验公式计算出弹性模量 (表 1), 根据 KEYAK 等^[27] 及 MORGAN 等^[25] 提出的弹性模量与骨强度之间的关系, 换算出皮质骨、松质骨的骨强度。

表 1 | 骨密度与弹性模量、骨强度之间的关系

Table 1 | Relationship between bone mineral density with elastic modulus and bone intensity

| 公式 | 密度区间 |
|---|---|
| $E=4.73\rho_{\text{ash}}^{1.56}$ | $\rho_{\text{ash}} \leq 270 \text{ kg/m}^3$ |
| $E=1.02\rho_{\text{ash}}^{2.01}$ | $\rho_{\text{ash}} > 600 \text{ kg/m}^3$ |
| $E=3.39\rho_{\text{ash}}+469$ | $270 \text{ kg/m}^3 < \rho_{\text{ash}} < 600 \text{ kg/m}^3$ |
| $\sigma_s=0.0137\rho_{\text{ash}}^{1.88}$ | $\rho_{\text{ash}} \leq 317 \text{ kg/m}^3$ |
| $\sigma_s=0.0114\rho_{\text{ash}}^{1.72}$ | $\rho_{\text{ash}} > 317 \text{ kg/m}^3$ |

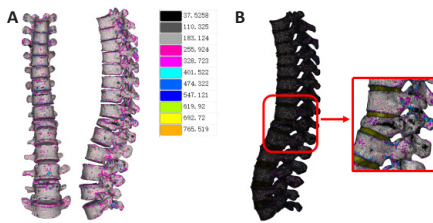
表注: E 为弹性模量, 单位为 MPa; σ_s 为骨强度, 单位为 MPa

经计算, 模型皮质骨的平均骨密度为 322.19 kg/m^3 、松质骨的平均骨密度为 42.50 kg/m^3 ; 模型皮质骨的屈服强度为 77.12 MPa 、松质骨屈服强度为 1.58 MPa 。椎间盘、韧带、骨水泥等结构具体材料属性见表 2; 通过材料参数赋值生成并组合为最终模型见图 1B。

表 2 | 模型各部位材料参数

Table 2 | Material parameters of each part of the model

| 模型部位 | 弹性模量 (MPa) | 泊松比 |
|------|------------|-----|
| 皮质骨 | 11 391.3 | 0.3 |
| 松质骨 | 1 641 | 0.3 |
| 髓核 | 1 | 0.5 |
| 纤维环 | 110 | 0.3 |
| 终板 | 500 | 0.4 |
| 前纵韧带 | 10 | 0.3 |
| 后纵韧带 | 10 | 0.3 |
| 关节囊 | 10 | 0.3 |
| 黄韧带 | 1.5 | 0.3 |
| 棘间韧带 | 1.5 | 0.3 |
| 棘上韧带 | 1.5 | 0.3 |
| 关节软骨 | 10.4 | 0.3 |
| 骨水泥 | 4 000 | 0.3 |



图注: 图 A 为模型骨密度分布云图 (右侧最上端表示最低骨密度值区域, 最下端表示最高骨密度区域); 图 B 为经材料属性赋值后的最终模型 (方框内为骨折区域局部放大)

图 1 | 骨密度分布云图与最终模型

Figure 1 | Bone mineral density distribution cloud of the final model

1.5.4 有限元分析 将上述参数导入非线性有限元分析软件 Abaqus 6.14 作有限元运算求解, 运用 Newton-Raphson 技术求解非线性平衡方程。

边界条件: 设定 L_5 椎体下终板所有节点在 X、Y、Z 轴 3 个方向上完全固定, 所有椎体终板表面与椎间盘完全绑定约束。设定摩擦系数为 0.000 1。椎体承受的力可以通过椎间盘、关节突关节、韧带结构进行传递。

加载方式: 将人体头部、颈椎及 T_{1-3} 节段体质量换算为 150 N 的伴随载荷施加到 T_4 椎体上终板上。分别对各模型施加如下运动载荷: ①从 X 方向施加 $\pm 1.5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 的扭力矩, 模拟前屈、后伸动作; ②从 Y 方向施加 $\pm 1.5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 的扭力矩, 模拟左、右侧屈动作; ③从 Z 方向施加 $\pm 1.5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 的扭力矩, 模拟左、右旋转动作。

1.6 主要观察指标 比较模型模拟 T_{12} 椎体骨质疏松性压缩骨折行椎体成形术骨水泥置入前后各椎体、椎间盘及小关节在不同运动状态 (前屈、后伸, 左右侧屈, 左右旋转) 下的应力变化, 以及各种运动状态下的总位移变化。

2 结果 Results

2.1 位移云图比较 模型强化前后在各个运动状态下整体位移幅度见表 3。可见强化后各运动状态下模型整体位移幅度

均有下降, 平均约 16%, 并以左右侧屈时下降最明显。模型强化前后位移云图比较见图 2。

表 3 | 模型强化前后整体位移

(mm)

Table 3 | Global displacement before and after augmentation

| 时间 | 前屈 | 后伸 | 左侧屈 | 右侧屈 | 左旋转 | 右旋转 | 均值 |
|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 强化前 | 24.66 | 32.39 | 29.65 | 29.92 | 29.93 | 29.95 | 29.42 |
| 强化后 | 22.20 | 29.68 | 19.56 | 21.98 | 26.67 | 26.67 | 24.46 |

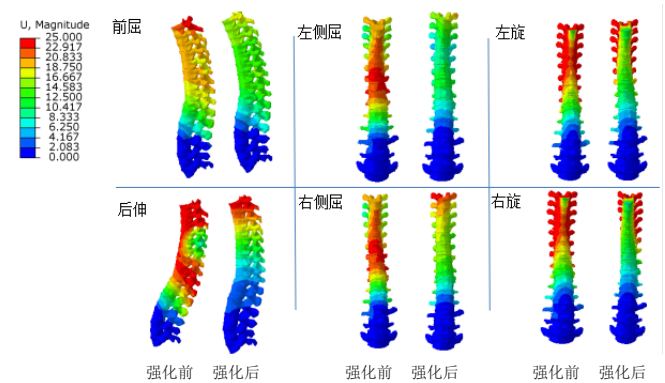


图 2 | 模型强化前后整体位移云图比较

Figure 2 | Comparison of cloud images of global displacement before and after augmentation

2.2 应力变化比较 模型强化前后各椎体、椎间盘及小关节在前屈、后伸、左右侧屈及左右旋转状态下的应力云图见图 3。

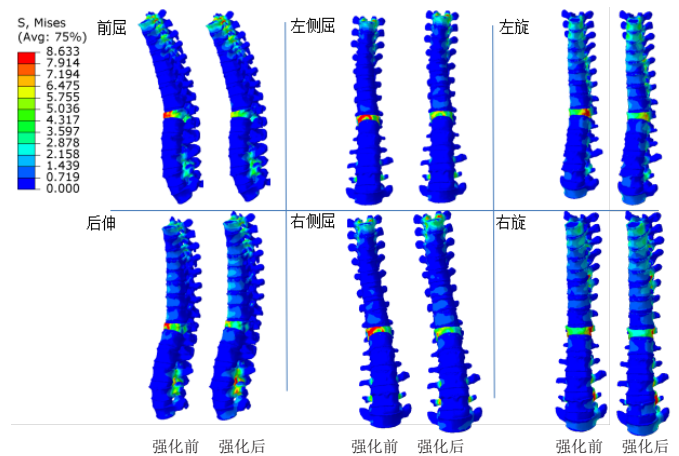
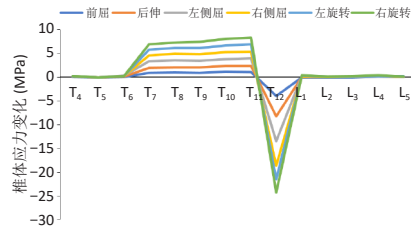


图 3 | 模型强化前后整体应力云图比较

Figure 3 | Comparison of cloud map of global stress cloud before and after augmentation

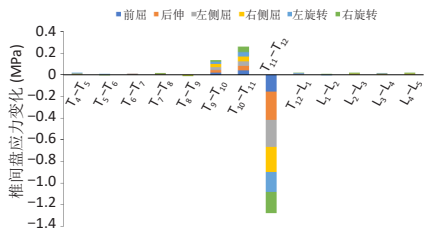
2.2.1 椎体应力变化比较 模型强化后各状态下, 强化椎应力均出现显著下降, 而强化椎头端 5 个椎体 (T_7-T_{11}) 应力均较术前升高约 20%, 并表现为离强化椎越近的椎体应力增加越明显; 而强化椎尾端各椎体应力则无明显变化 (图 4)。这种应力变化以旋转运动最显著, 侧屈次之, 前屈后伸时应力变化最小。

2.2.2 椎间盘应力变化比较 模型强化后各状态下, 强化椎头端相邻椎间盘 (T_{11-12}) 应力下降约 20%, 而强化椎头端第二、三个椎间盘 (T_{10-11} 、 T_{9-10}) 则分别出现 4% 及 2% 的应力增加; 同时, 其余各椎间盘应力则无明显变化。这种应力变化同样以旋转运动时最显著, 侧屈次之, 前屈后伸时最小 (图 5)。



图注：表明强化椎头端 5 个椎体应力较术前明显升高

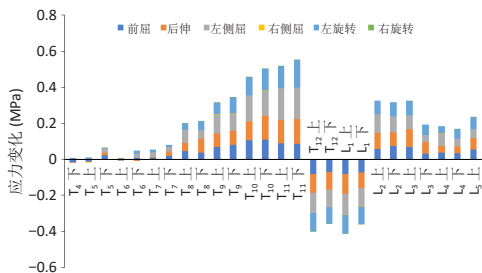
图 4 | 模型强化后各运动状态较术前相应状态的椎体应力变化
Figure 4 | Changes of vertebral stress in each movement state after augmentation compared with the corresponding preoperative state



图注：表明强化椎头端第二、三椎间盘较术前出现应力增加现象

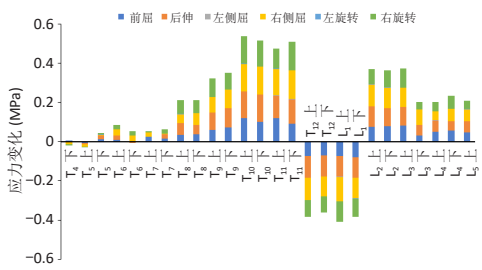
图 5 | 模型强化后各运动状态较术前相应状态的椎间盘应力变化
Figure 5 | Intervertebral disc stress changes in each movement state after augmentation compared with the corresponding preoperative state

2.2.3 小关节应力变化比较 模型强化后各状态下，强化椎及其尾端邻椎 (T_{12} 、 L_1) 双侧小关节应力均较术前显著下降，平均约 6%；而其余尾端椎体及头端相邻的 4 个椎体小关节应力均较术前不同程度增加，并表现为离强化椎越近的小关节应力增加越显著，而且以后伸、侧屈时最明显，见图 6, 7。



图注：表明强化椎头、尾端部分节段小关节应力较术前出现变化

图 6 | 模型强化后各运动状态较术前相应状态的左侧小关节应力变化
Figure 6 | Stress changes of the left facet joint in each movement state after augmentation compared with the corresponding preoperative state



图注：表明强化椎头、尾端部分节段小关节应力较术前出现变化

图 7 | 模型强化后各运动状态较术前相应状态的右侧小关节应力变化
Figure 7 | Stress changes of the right facet joint in each movement state after augmentation compared with the corresponding preoperative state

3 讨论 Discussion

椎体强化是否会导致再骨折风险增加一直是 OVCF 研究领域的热点问题之一。大量学者通过有限元分析技术以及体外标本的生物力学实验对此进行了深入研究，但目前仍没有就此形成一致意见^[6-18]。此次研究通过 1 例包含 T_4 - L_5 节段的 T_{12} 椎体压缩骨折患者 QCT 扫描资料，构建了基于 QCT 数

据的有限元模型，采用 QCT/FEA 技术对模型强化前后屈伸、侧屈及旋转状态下的相关参数进行了比较。作者发现，骨水泥置入后将导致与强化椎相邻的 3-5 个运动节段出现应力改变，而且还表现出距离强化椎越近改变越明显的趋势。这种应力改变意味着椎体强化可能会改变与强化椎相距一定范围内的非强化椎再骨折风险。

在此次研究中，通过对比强化前后模型不同节段应力变化，发现模型中强化椎头端 5 个椎体出现了近 20% 的应力增加，并且头端 2 个椎间盘、4 个小关节以及尾端多个节段小关节应力也出现一定程度的增加。与作者的发现类似，BAROUD 等^[6]采用 L_4 - L_5 节段的有限元模型发现骨水泥在椎体内形成的支柱作用将使骨折椎的刚度增加约 11%、终板位移减少约 7%，邻近椎间盘髓核应力增加约 19%、终板应力增加约 17%。POLIKEIT 等^[7]采用 L_2 - L_3 节段的有限元模型发现强化将导致邻近椎体应力的重新分布，使相邻椎间盘及椎体应力显著增加。NAGARAJA 等^[15]通过 20 份包含 T_{11} - L_3 的脊柱标本进行生物力学测试，发现强化将使头端邻椎及头端椎间盘的应变分别增加 4 倍和 2 倍。CHO 等^[8]、WILCOX 等^[9]以及国内徐建彪等^[10-12]的有限元分析也发现了邻近椎体终板应力增加的现象。但是这些研究由于建模时选择的运动单元有限，仅能反映强化椎所在运动单元的应力改变，没有关注更远节段的应力变化^[6-14]。

当然，也有研究结果与此相反。CHEN 等^[13]采用 T_{12} - L_2 节段有限元模型发现强化仅恢复了由骨折导致的应力变化，并没有增加额外的应力。LUO 等^[16]通过对 28 份包含 2 个运动单元的尸体标本进行生物力学测试，发现强化可以将骨折引起的伤椎及其邻近节段椎体应力改变分别减少 76% 和 81%，形变分别减少约 62% 和 52%，并不增加邻椎的应力。KAYANJA 等^[17]、唐勇涛等^[14]的研究也没有观察到强化后邻椎应力增加的现象。

作者认为这些研究间存在巨大差异的原因可能在于建模方式及实验标本的选择上。对于有限元分析而言，真实的几何外形与符合实际的材料特性是保证其可靠性所必需的因素^[18, 28]。而在这些阴性结果的有限元研究中，建模时所选择的病例均为非骨质疏松患者，其椎体在形状及骨密度等方面都与老年骨质疏松患者存在显著差异^[13-14]。CHAE 等^[29]也证实了采用非骨质疏松患者资料建模进行椎体强化相关有限元分析可能会削弱骨密度对于分析结果的影响。虽然 CHEN 等^[13-14]在材料属性赋值时进行了调整，但是这种调整可能也不足以抵消模型差异带来的影响。而 KAYANJA 等^[17]生物力学实验研究采用的标本并不完全是骨质疏松的椎体标本。此外，生物力学实验还存在标本“疲劳”、获取标本内部应力应变困难以及标本之间存在的个体差异等因素影响^[18, 28]。

此次研究的另一特色在于采用了 QCT/FEA 技术，该技术能够将骨微观三维结构、骨形态与骨密度分布的不一致同时整合进行虚拟力学研究，充分考虑了骨密度对于有限元分析的影响^[30]。而部分采用骨质疏松患者资料建模的有限元分析也并没有按实际的骨密度值进行赋值^[6-14]，仅通过调整材料

参数模拟骨质疏松，仍然存在低估骨密度对于骨质疏松椎体影响的可能^[31]，从而仅得出阴性结果^[13-14]。

此次研究中还发现强化椎体自身应力将显著下降的现象。对此，较多文献也有报道，认为骨水泥弹性模量显著高于人体松质骨^[6, 14, 32]，进入椎体后将会承担更多的载荷而使椎体承担的载荷减少，表现出典型的应力遮挡效应^[33]，而且这种应力遮挡效应是否与观察到的尾端应力变化小于头端有关还需进一步研究。

此次研究在骨水泥模型的构建上，采用了人工模拟骨水泥形态以达到较理想的骨水泥分布状态。这种方式虽然不如直接通过术后CT构建骨水泥模型真实，但是能够避免因实际中骨水泥不规则分布带来的分割困难及个体差异等对有限元分析的影响，也减少了因骨水泥量^[9, 34]、骨水泥分布对于分析结果造成的影响^[33]，更具有代表性。

此次研究的主要不足在于：首先，分析时未对骨折椎体进行复位处理，因而可能会对有限元分析结果产生一定影响^[35]；其次，建模节段长，有限元分析时影响因素多，因而分析结果还需要进一步验证；第三，有限元分析时没有对各椎体内部及上下终板应力等进行比较，对椎间盘、韧带等组织的材料属性赋值可能过于理想。

综上，椎体强化将导致强化椎头尾端，尤其是头端3-5个节段椎体、椎间盘及小关节应力的显著改变，且距强化椎越近改变越明显，这种应力改变可能与椎体强化后再骨折的发生有关。

作者贡献：刘进负责有限元分析、文章写作与修改；夏宾、蔡鹏协助有限元建模；顾祖超负责病例提供；杨浩森负责资料收集、结果解读；唐静负责研究方案设计与指导、文章修改。

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。

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。

版权转让：文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范：该文撰写遵守了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》，文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次文字和图表查重，文章经小同行外审专家双盲审稿，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

[1] ONG KL, BEALL DP, FROHBERG M, et al. Were VCF patients at higher risk of mortality following the 2009 publication of the vertebroplasty “sham” trials? *Osteoporos Int.* 2018;29(2):375-383.

[2] HINDE K, MAINGARD J, HIRSCH JA, et al. Mortality Outcomes of Vertebral Augmentation (Vertebroplasty and/or Balloon Kyphoplasty) for Osteoporotic Vertebral Compression Fractures: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Radiology.* 2020;295:96-103.

[3] CLARK W, BIRD P, GONSKI P, et al. Safety and efficacy of vertebroplasty for acute painful osteoporotic fractures (VAPOUR): a multicentre, randomised, double-blind, placebo-controlled trial. *Lancet.* 2016;388:1408-1416.

[4] ZHU RS, KAN SL, NING GZ, et al. Which is the best treatment of osteoporotic vertebral compression fractures: balloon kyphoplasty, percutaneous vertebroplasty, or non-surgical treatment? A Bayesian network meta-analysis. *Osteoporos Int.* 2019;30:287-298.

[5] LIU J, TANG J, GU ZC, et al. Fracture-free probability and predictors of new symptomatic fractures in sandwich, ordinary- adjacent, and non-adjacent vertebrae: a vertebra-specific survival analysis. *J Neurointerv Surg.* 2021;13(11):1058-1062.

[6] BAROUD G, NEMES J, HEINI P, et al. Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study. *Eur Spine J.* 2003;12(4):421-426.

[7] POLIKEYT A, NOLTE LP, FERGUSON SJ. The Effect of Cement Augmentation on the Load Transfer in an Osteoporotic Functional Spinal Unit: finite-element analysis. *Spine.* 2003;28(10):991-996.

[8] 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. *Pain Physician.* 2015;18(6):E1101-E1110.

[9] WILCOX RK. The biomechanical effect of vertebroplasty on the adjacent vertebral body: a finite element study. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006;220(4):565-572.

[10] 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.

[11] 李安明, 史国号, 王国柱, 等. 椎体成形术对相邻椎体生物力学影响的有限元分析 [J]. 重庆医学, 2021, 50(2):215-219.

[12] 包拥政, 祝周兴, 冯云升, 等. 低弹性模量骨水泥对骨质疏松压缩性骨折椎体及邻近椎体应力的影响: 三维有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(16):2285-2293.

[13] CHEN XS, JIANG JM, SUN PD, et al. How the clinical dosage of bone cement biomechanically affects adjacent vertebrae. *J Orthop Surg Res.* 2020;15:370.

[14] 唐勇涛, 魏思奇, 吴长军, 等. PKP 不同增强方式对相邻椎体结构生物力学影响的有限元分析 [J]. 中国骨科临床与基础研究杂志, 2017, 9(3):167-174.

[15] NAGARAJA S, AWADA HK, DREHER ML, et al. Vertebroplasty increases compression of adjacent IVDs and vertebrae in osteoporotic spines. *Spine J.* 2013; 13(12):1872-1880.

[16] LUO J, ANNESLEY-WILLIAMS DJ, ADAMS MA, et al. How are adjacent spinal levels affected by vertebral fracture and by vertebroplasty? A biomechanical study on cadaveric spine. *Spine J.* 2017;17:863-874.

[17] KAYANJA M, EVANS K, MILKS R, et al. The mechanics of polymethylmethacrylate augmentation. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;443:124-130.

[18] DABIRRAHMANI D, BECKER S, HOGG M, et al. Mechanical variables affecting balloon kyphoplasty outcome – a finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15(3):211-220.

[19] 刘京, 刘莹, 张伟. 基于定量 CT 有限元分析和计算解剖学预测骨折 [J]. 中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志, 2021, 14(6):663-667.

[20] ZHANG M, GONG H, ZHANG K, et al. Prediction of lumbar vertebral strength of elderly men based on quantitative computed tomography images using machine learning. *Osteoporos Int.* 2019;30(11):2271-2282.

[21] GIAMBINI H, DRAGOMIR-DAESCU D, NASSR A, et al. Quantitative computed tomography protocols affect material mapping and quantitative computed tomography-based finite-element analysis predicted stiffness. *J Biomech Eng.* 2016;138(9):1-7.

[22] KANEKO TS, BELL JS, PEJICIC MR, et al. Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases. *J Biomech.* 2004;37(4):523-530.

[23] RHO JY, HOBATHO MC, ASHMAN RB. Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone. *Med Eng Phys.* 1995;17(5):347-355.

[24] HOBATHO MC, RHO JY, ASHMAN RB. Anatomical Variation of Human Cancellous Bone Mechanical Properties In Vitro. *Stud Health Technol Inform.* 1997;40:157-173.

[25] MORGAN EF, BAYRAKTAR HH, KEAVENY TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech.* 2003;36(7):897-904.

[26] HELGASON B, PERILLI E, SCHILEO E, et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(2):135-146.

[27] KEYAK JH, ROSSI SA, JONES KA, et al. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech.* 1998;31(2):125-133.

[28] TENG MM, WEI CJ, WEI LC, et al. Kyphosis correction and height restoration effects of percutaneous vertebroplasty AJNR Am J Neuroradiol. 2003;24(9):1893-1900.

[29] CHAE SW, KANG HD, LEE MK, et al. The effect of vertebral material description during vertebroplasty. *Proc Inst Mech Eng H.* 2010;224(1):87-95.

[30] PANYASANTISUK J, DALLARA E, PRETTERKLIEBER M, et al. Mapping anisotropy improves QCT-based finite element estimation of hip strength in pooled stance and side-fall load configurations. *Med Eng Phys.* 2018;59:36-42.

[31] 郭文文, 刘静, 曹慧, 等. 正常与骨质疏松肋骨的三维重建及有限元分析 [J]. 中国医疗设备, 2018, 33(4):33-37.

[32] 陈荣彬, 李勇, 白杰, 等. 三种骨水泥弥散类型对胸腰段椎体强化术后椎体应力影响的三维有限元分析 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2020, 30(7):628-637.

[33] PENG Y, DU X, HUANG L, et al. Optimizing bone cement stiffness for vertebroplasty through biomechanical effects analysis based on patient-specific three-dimensional finite element modeling. *Med Biol Eng Comput.* 2018;56(11):2137-2150.

[34] 张勋, 孟凡超, 庞倩文, 等. 腰椎经皮穿刺球囊扩张椎体成形术理想骨水泥形态分布及注射量的有限元分析 [J]. 哈尔滨医科大学学报, 2022, 56(1):36-41.

[35] 赵文韬, 秦大平, 张晓刚, 等. 骨质疏松性椎体压缩骨折椎体强化术后不同椎体高度对相邻椎体应力影响的有限元分析 [J]. 中国骨质疏松杂志, 2018, 24(9):1141-1147.

(责任编辑: GD, ZN, ZH)