

新型骨水泥螺钉与传统方式治疗 Kummell 病的生物力学分析

<https://doi.org/10.12307/2022.648>詹乙^{1,2}, 康鑫¹, 王宇航¹, 张海平¹, 何思敏¹, 孙宏慧¹, 郝定均¹, 王彪¹

投稿日期: 2021-07-20

采用日期: 2021-09-16

修回日期: 2021-10-26

在线日期: 2021-12-06

中图分类号:

R459.9; R318; R683.2

文章编号:

2095-4344(2022)21-03381-08

文献标识码: A

文章快速阅读:

文章特点—

△作者所在团队先前已经设计研发了一种新型骨水泥螺钉系统, 该螺钉可应用于胸腰段 Kummell 病的治疗, 运用三维有限元技术探讨新型骨水泥螺钉系统用于 Kummell 病的生物力学性能。

获取 Kummell 病患者胸腰段 CT 图像

建立 T₁₂、L₁、L₂ 三维有限元模型

在 T₁₂ 椎体上表面施加 250 N 垂直向下力作为预载荷, 模拟人胸腰段脊柱直立状态工况; 在 T₁₂ 椎体上表面分别施加前屈、后伸、左屈、右屈、旋转的纯力矩, 大小为 50 N·m, 模拟人体在不同方向上负重弯曲工况。

建立新型骨水泥螺钉三维有限元模型

建立 L₁ 椎体 Kummell 病模型

建立 5 种修复方案模型:

- (1) 单侧新型骨水泥螺钉模型
- (2) 双侧新型骨水泥螺钉模型
- (3) 椎体成形联合单侧椎弓根成形模型
- (4) 椎体成形联合双侧椎弓根成形模型
- (5) 单纯椎体成形模型

文题释义:

Kummell病: 是一种特殊类型的骨质疏松性椎体骨折, 于1891年被德国医生KUMMELL首次报道, 并以其名字命名至今, 亦称作迟发性椎体骨折后骨坏死。该疾病主要表现为脊柱椎体轻微创伤后, 经过几周至几个月的无症状期后, 患者无再次外伤史同一部位出现疼痛且症状逐渐加重, 发生迟发性的椎体塌陷骨折, 晚期患者出现脊柱后凸畸形甚至合并神经损害症状。

三维有限元: 是指将收集到的CT数据或核磁数据资料导入到Mimics图像处理软件中读取图像, 分别提取病变部位及邻近正常部位的数据, 然后分割出各自的三维几何进行重建, 再导入到3-matic进行光滑处理、表面拟合、包覆等处理后, 利用3-matic重建出骨、椎间盘、韧带等模型。最后将各模型导入Geomagic中, 将模型实体化之后导出。到Ansys workbench 软件中进行网格划分、材料属性定义与赋值、约束条件的界定等处理后, 再对模型进行有限元分析。

摘要

背景: Kummell病用普通的骨水泥填充方式治疗时可能发生骨水泥移位这种严重的并发症。

目的: 应用三维有限元法分析新型骨水泥螺钉系统与椎体成形及椎体成形联合椎弓根成形治疗Kummell病的生物力学性能。

方法: 将收集到的Kummell病患者CT数据资料导入到Mimics图像处理软件中读取图像, 建立T₁₂、L₁、L₂椎体3节段三维有限元模型(L₁为患病节段), 利用Creo软件重建出新型骨水泥螺钉模型。对Kummell病三维有限元模型进行5种方案的修复治疗: 单侧新型骨水泥螺钉置入、双侧新型骨水泥螺钉置入、椎体成形联合单侧椎弓根成形、椎体成形联合双侧椎弓根成形、单纯椎体成形, 分析前屈、后伸、左屈、右屈、旋转工况下T₁₂下终板最大等效应力、骨水泥最大等效应力、骨水泥相对位移及骨水泥的稳定性。

结果与结论: ①不同方案下T₁₂下终板受力分布变化不大, 椎体成形联合单侧和双侧椎弓根成形组在不同工况下的最大等效应力值均较大, 其余3组最大等效应力值较小; ②单纯椎体成形组骨水泥最大等效应力值明显大于其他4种方案, 而且应力分布不均匀; ③单纯椎体成形组大多数工况下的骨水泥相对位移最大, 其余方案在不同工况下的骨水泥相对位移不同, 单侧和双侧新型骨水泥螺钉组在前屈、后伸和侧屈工况下的骨水泥相对位移较小, 在旋转工况下单侧和双侧新型骨水泥螺钉组及椎体成形联合单侧和双侧椎弓根成形组骨水泥相对位移无明显差别; ④单侧和双侧新型骨水泥螺钉组骨水泥位移载荷比大于其他方案; ⑤结果表明对于Kummell病, 使用新型骨水泥螺钉治疗会具有更稳定的结构, 能够有效避免骨水泥移位的产生, 但需临床证实其在Kummell病治疗中的实用性。

关键词: Kummell病; 新型骨水泥螺钉; 胸腰椎; 有限元分析; 内固定; 生物力学

Biomechanical properties of a novel bone cement screw and traditional methods for Kummell's disease

Zhan Yi^{1,2}, Kang Xin¹, Wang Yuhang¹, Zhang Haiping¹, He Simin¹, Sun Honghui¹, Hao Dingjun¹, Wang Biao¹

¹Honghui Hospital, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, Shaanxi Province, China; ²Shaanxi University of Chinese Medicine, Xi'an 712046, Shaanxi Province, China
Zhan Yi, Master candidate, Honghui Hospital, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, Shaanxi Province, China; Shaanxi University of Chinese Medicine, Xi'an 712046, Shaanxi Province, China

Corresponding author: Wang Biao, MD, Associate chief physician, Honghui Hospital, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, Shaanxi Province, China

Abstract

BACKGROUND: The serious complication of bone cement displacement is easy to occur when Kummell's disease is treated with common bone cement filling method.

¹西安交通大学附属红会医院, 陕西省西安市 710054; ²陕西中医药大学, 陕西省西安市 712046

第一作者: 詹乙, 男, 1997年生, 江西省上饶市人, 汉族, 陕西中医药大学在读硕士, 主要从事脊柱外科研究。

通讯作者: 王彪, 博士, 副主任医师, 西安交通大学附属红会医院脊柱外科, 陕西省西安市 710054

<https://orcid.org/0000-0001-6595-7469> (詹乙)

基金资助: 国家自然科学基金(81802167), 项目负责人: 王彪; 陕西省重点研发计划(2020GXHLH-Y-003), 项目负责人: 王彪; 陕西省重点研发计划(2020SFY-095), 项目负责人: 何思敏

引用本文: 詹乙, 康鑫, 王宇航, 张海平, 何思敏, 孙宏慧, 郝定均, 王彪. 新型骨水泥螺钉与传统方式治疗 Kummell 病的生物力学分析 [J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(21):3381-3388.



OBJECTIVE: To analyze the biomechanical properties of the novel bone cement screw system, percutaneous vertebroplasty and percutaneous vertebroplasty combined with percutaneous pediculoplasty in treatment of Kummell's disease with three-dimensional finite element method.

METHODS: The collected CT data in Kummell's disease patients were imported into Mimics image processing software to read the images. A three-segment three-dimensional finite element model of T₁₂, L₁, and L₂ vertebrae was established (L₁ was the diseased segment), and a novel bone cement screw model was reconstructed with Creo software. The three-dimensional finite element model of Kummell's disease was repaired and treated with five options: novel unilateral cement screw placement, novel bilateral cement screw placement, percutaneous vertebroplasty combined with unilateral percutaneous pediculoplasty, and percutaneous vertebroplasty combined with bilateral percutaneous pediculoplasty, and pure percutaneous vertebroplasty. Maximum equivalent stress of T₁₂ inferior endplate, maximum Von-Mises of bone cement, relative displacement of bone cement, and stability of bone cement under flexion, extension, left flexion, right flexion, and rotation conditions were analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) There was little change in the stress distribution of the inferior endplate of T₁₂ under different schemes, and the maximum Von-Mises of inferior endplate of T₁₂ of percutaneous vertebroplasty combined with unilateral and bilateral percutaneous pediculoplasty group was larger under different working conditions. The maximum Von-Mises of inferior endplate of T₁₂ of other groups was smaller. (2) The maximum Von-Mises of bone cement of percutaneous vertebroplasty group was obviously larger than that of the other four schemes, and its stress distribution was not uniform. (3) The bone cement displacement of percutaneous vertebroplasty group was the largest under most working conditions, and the relative displacement of the bone cement in the other schemes was different under different working conditions. The relative displacement of the bone cement in the novel unilateral and bilateral cement screw groups was small under flexion, extension and lateral flexion. Under the rotation, there was no significant difference in the relative displacement of the bone cement between the novel unilateral and bilateral cement screw group and the percutaneous vertebroplasty combined with unilateral and bilateral percutaneous pediculoplasty group. (4) The cement displacement load ratio of novel unilateral and bilateral bone cement screw group was higher than those of other schemes. (5) Results showed that for the treatment of Kummell's disease, the use of a novel bone cement screw treatment will have a more stable structure, can effectively avoid bone cement displacement. However, this study requires clinical confirmation of its practicability in the treatment of Kummell's disease.

Key words: Kummell's disease; novel bone cement screw; thoracolumbar vertebrae; finite element analysis; internal fixation; biomechanics

Funding: National Natural Science Foundation of China, No. 81802167 (to WB); Key Research and Development Program of Shaanxi Province, No. 2020GXLH-Y-003 (to WB); Key Research and Development Program of Shaanxi Province, No. 2020SFY-095 (to HSM)

How to cite this article: ZHAN Y, KANG X, WANG YH, ZHANG HP, HE SM, SUN HH, HAO DJ, WANG B. Biomechanical properties of a novel bone cement screw and traditional methods for Kummell's disease. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu.* 2022;26(21):3381-3388.

0 引言 Introduction

随着全球人口老龄化的进展，脊柱骨折尤其是骨质疏松性脊柱骨折的罹患人数逐年增加^[1-4]，临床上 Kummell 病患者也呈增多趋势。当患者经历轻微创伤后表现为几个月甚至几年无症状期后，无再发外伤史同一部位再次出现剧烈疼痛且症状加重，并逐渐进展为脊柱后凸畸形甚至出现神经损害症状，这一类疾患称作 Kummell 病。该病好发于老年人，以胸腰椎多见，最常见于 T₁₂ 椎体，男女比约为 1 : 10^[5-6]。

椎体内裂隙征是 Kummell 病的特征性影像学表现，LIBICHER 等^[7]研究发现椎体内裂隙征在诊断 Kummell 病时具有高达 85% 的敏感度及 99% 的特异度。但椎体内裂隙征并不是诊断 Kummell 病的确诊依据，其不仅见于 Kummell 病，在椎体骨折急性期、椎体感染、椎体原发性或转移性肿瘤等疾患亦可出现椎体内裂隙征^[8-10]。椎体内裂隙征由气体或液体在椎体内积聚形成，在冠状位上通常位于椎体中间或邻近椎体压缩终板一侧，在矢状位上以椎体前缘最为多见^[11]，因此临床上 Kummell 病椎体前缘骨质缺如亦较常见。

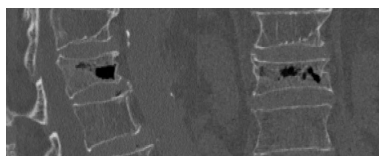
为了更好地治疗 Kummell 病，作者所在团队创新性地研发了新型骨水泥螺钉系统联合椎体成形治疗 Kummell 病，该骨水泥螺钉系统可作为桥梁连接椎体裂隙内骨水泥与正常骨组织，避免椎体成形后骨水泥松动及移位。为了对这种新型骨水泥螺钉进行进一步的研究，以指导临床实践，也为了进一步阐明该螺钉的机械稳定性，此次研究评估新型骨水泥螺钉相比其他治疗方式在 Kummell 病治疗中的机械强度。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元建模实验。

1.2 时间及地点 实验于 2020 年 4-6 月在西安交通大学附属红会医院完成。

1.3 对象 选择 1 例 85 岁患有 Kummell 病的男性志愿者，身高 168 cm，体质量 60 kg，既往无胸腰椎创伤史，无胸腰椎疼痛及活动受限，无慢性内科疾病史，利用 CT 排除了椎体骨折、畸形及退行性病变，见图 1。参与试验的患病个体及其家属为自愿参加，对试验过程完全知情同意，在充分了解试验方案的前提下签署了“知情同意书”。该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和西安交通大学附属红会医院对研究的相关伦理要求。



图注：左为矢状位片，右为冠状位片

图 1 | 采集 Kummell 病患者 CT 图像

Figure 1 | CT imaging of a Kummell's disease patient

1.4 材料 文中所用新型骨水泥螺钉与骨水泥材料属性，见表 1。

表 1 | 新型骨水泥螺钉与骨水泥材料属性

Table 1 | Properties of novel bone cement screw and bone cement

项目	新型骨水泥螺钉	骨水泥
生产厂家	上海锐植医疗器械有限公司	TECRES S.P.A, Italy
批准文号	国械注准 20173464726	国械注进 20173657165
材质及组成	TC4 钛合金 (Ti-6Al-4V)	粉体：聚甲基丙烯酸甲酯，硫酸钡，过氧化苯甲酰 液体：甲基丙烯酸甲酯，N, N 二甲基对甲苯胺，对苯二酚
规格	直径 5.0/5.5/6.0/6.5/7.0/7.5 mm, 长度 30/35/40/45/50/55/60 mm	粉体 20 g, 液体 9.4 g
适应证	骨质疏松性椎体压缩性骨折及合并骨质疏松症的脊柱患者：椎间盘突出，椎管狭窄症，滑脱，肿瘤，脊柱畸形等	骨组织及空隙填充
不良反应	骨水泥渗漏，肺栓塞等	骨水泥向椎体外组织扩散；胸椎旁间隙静脉（肺栓塞），硬脊膜丛（脊髓损伤，神经根损伤），椎间盘。骨水泥植入综合征

研究中应用的椎弓根骨水泥注射装置通过骨水泥固定螺钉、把持器、连接杆和注射器依次连接，见图2。

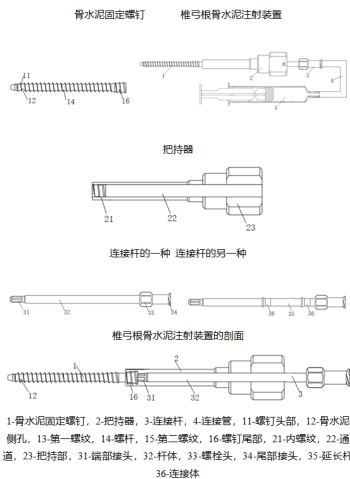


图2 | 新型骨水泥螺钉系统结构示意图

Figure 2 | Structural diagram of novel bone cement screw system

1.5 实验方法

1.5.1 有限元模型的建立 将收集到的患者CT数据资料导入到 Mimics 20.0(Materialise Corporation, Belgium) 图像处理软件中读取图像，分别提取 T₁₂、L₁、L₂ 各椎体及椎间盘等结构的信息，然后分别分割出三维几何，再导入到 3-matic 11.0(Materialise Corporation, Belgium) 进行光滑处理、表面拟合、包覆等处理，并利用 Creo3.0(Paramtric Corporation, USA) 重建出骨水泥螺钉模型，最后将各模型导出实体模型，然后到 Workbench 19.0(ANSYS. USA) 软件中进行网格划分、材料属性定义与赋值、约束条件的界定等处理后，调用 Workbench 有限元软件对生成的椎体节段(L₁ 为患病阶段) 相关有限元模型进行分析。具体技术路线如图3所示。

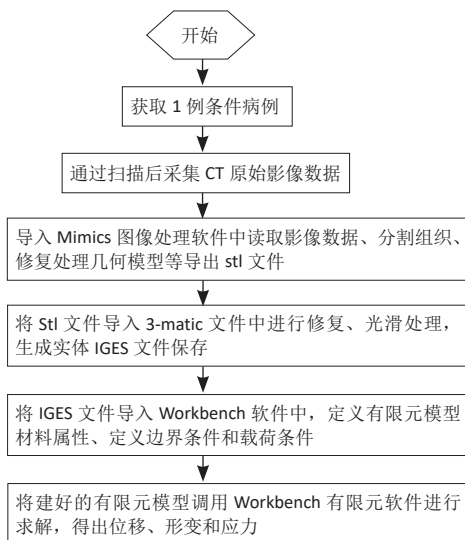


图3 | 有限元建模与分析过程

Figure 3 | Finite element modeling and analysis

研究采用 Mimics(Materialise Corporation, Belgium) 软件进行图像分割和轮廓提取。使用 Mimics 软件将扫描的数据资料加载。

软件会自动识别数据文件格式，并将其加载到系统中。载入后到对象导航窗口可显示绿色数据集按钮代表已导入的数据集，然后弹出信息工作区窗口，显示该数据集的尺寸大

小、数据类型、体素尺寸等。由于在 CT 影像上骨组织和周围组织 Hu 值不同，因此可以直接通过 Hu 值分割出整个骨组织的几何数据，利用区域增长功能可将完整的蒙板分割出 T₁₂、L₁、L₂。如果分割出的图像没有满足所有区域，则可利用图像编辑工具及多层图像编辑工具对蒙板进行修补和填充缺失、空洞及不规则边界，擦除多余部分。二维图像满足要求后继续生成三维的几何模型数据，然后导出相应的 stl 几何文件。

将 Mimics 软件中生成的骨骼三维几何 stl 文件导入 3-matic(Materialise Corporation, Belgium) 软件中，首先使用包裹对模型进行初步处理，此命令会将模型中的钉状物、高度折射边角、小孔、奇异点等进行删除处理，然后通过光顺命令来平滑表面、松弛多边形。光滑处理后的模型在细节上比初始模型明显光滑，但在外形上去相差很小。最后可以使用修复命令对模型进行修复处理，以保证模型没有错误。

再将 3-matic 中建立的骨骼模型体网格导入 Mimics 中，根据下面的腰椎属性经验公式及 CT 值进行材料属性设定^[12]，见图4。密度 $\rho = 1.112 \times HU + 47$ (HU 灰度值，为亨氏单位)^[12]，弹性模量 $E = 1.92 \times \rho - 170$ 。

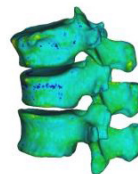


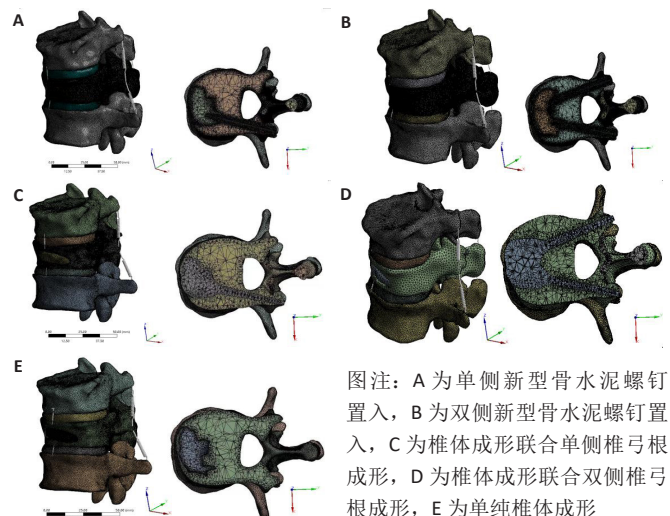
图4 | 椎体的弹性模型和密度赋值
Figure 4 | Elastic model and density assignment of the vertebral body

同时利用 CAD 软件 Cero 3.0(Paramtric Corporation, USA) 建立新型骨水泥螺钉模型，见图5。



图5 | 新型骨水泥螺钉的 CAD 模型
Figure 5 | CAD model of a novel bone cement screw

模型全部导入 Workbench 19.0 软件 (ANSYS, USA) 后，利用 MESH 工具进行网格划分。5种修复方案模型见图6所示。



图注：A 为单侧新型骨水泥螺钉置入，B 为双侧新型骨水泥螺钉置入，C 为椎体成形联合单侧椎弓根成形，D 为椎体成形联合双侧椎弓根成形，E 为单纯椎体成形

图6 | 五种修复模型
Figure 6 | Five repair models

1.5.2 有限元模型的有效性验证 根据 Mimics 软件中计算得到的密度和弹性模量对正常完整的脊柱模型进行材料参数赋值,并以竖直方向 250 N、50 N·m 的扭矩按照前屈、后伸、左屈、右屈、旋转 5 种工况进行模型的有效性验证计算,计算结果见图 7 所示。与根据 SCHUHZ 等^[13]的经典体外胸腰椎生物力学实验结果,对比此次研究建立的完整脊柱模型单个节段的运动自由度,活动度无明显差异,模型有效。

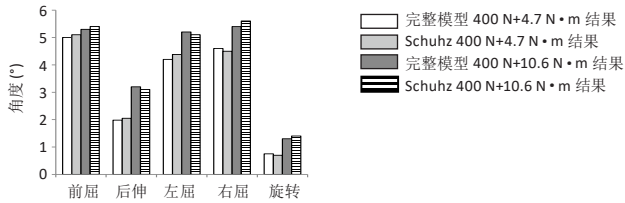


图 7 | 完整脊柱模型的活动度

Figure 7 | Range of motion of the complete spine model

目前对于骨组织属性应设置各向同性还是各向异性并没有统一的定论,此次有限元计算将 T_{12} 、 L_1 、 L_2 视为各向异性材料,参考蔡凯文等^[14]的研究对三类椎骨进行材料参数赋值,其他骨组织结构可以视作各向同性材料,参数如表 2 所示。

表 2 | 各组织的材料属性

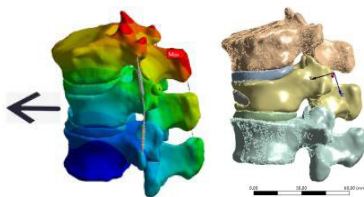
Table 2 | Material properties of tissues

材料	单元类型	杨氏模量 (MPa)	泊松比
骨水泥	Solid 186	4 000	0.33
软骨终板	Solid 186	1 000	0.2
纤维环	Solid 186	8.4	0.45
髓核	Solid 186	8.4	0.45
新型骨水泥螺钉	Solid 186	145 000.0	0.30

所有组别模型均以 L_2 椎体底面为固定 (6 向自由度为 0),在 T_{12} 椎体上表面施加 250 N 垂直向下力作为预载荷,模拟人胸腰椎脊柱直立状态工况;在 T_{12} 椎体上表面分别施加前屈、后伸、左屈、右屈、旋转的纯力矩,大小为 50 N·m,以模拟人体在不同方向上负重弯曲工况。

1.6 主要观察指标 各组修复模型 T_{12} 下终板最大等效应力、骨水泥最大等效应力、骨水泥相对位移及骨水泥的稳定性。

T_{12} 下终板最大等效应力可用于观察 L_1 椎体上位终板应力, T_{12} 下终板所受应力越小则反映出 L_1 椎体所受应力越小,说明 L_1 椎体的稳定性更好;内固定应力大小是评价内固定方法优劣的指标之一,骨水泥最大等效应力越小则骨水泥发生松动位移的可能性越小;骨水泥的相对位移和稳定性指标反映了骨水泥的稳定性,骨水泥相对位移越小、位移载荷比越小越能说明骨水泥的稳定性好,见图 8。

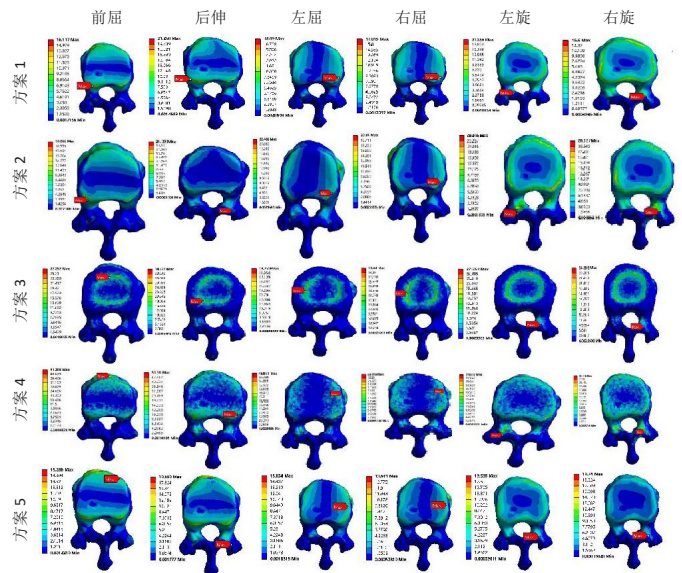


图注:左图为骨水泥最大等效应力实验,右图为骨水泥的稳定性实验

图 8 | 骨水泥位移方向示意图
Figure 8 | Schematic diagram of the displacement direction of bone cement

2 结果 Results

2.1 各组修复模型 T_{12} 下终板最大等效应力 各组修复模型不同工况下的 T_{12} 下终板应力云图,见图 9。其计算结果统计见表 3,图 10。从计算统计结果可知,不同方案下 T_{12} 下终板应力分布变化不大,椎体成形联合单侧和双侧椎弓根成形组不同工况下的 T_{12} 下终板最大等效应力值均较大,其余 3 组 T_{12} 下终板等效应力最大值较小。



图注:方案 1,单侧新型骨水泥螺钉置入;方案 2,双侧新型骨水泥螺钉置入;方案 3,椎体成形联合单侧椎弓根成形;方案 4,椎体成形联合双侧椎弓根成形;方案 5,单纯椎体成形

图 9 | 各组修复模型在不同工况下的 T_{12} 椎体下终板应力云图

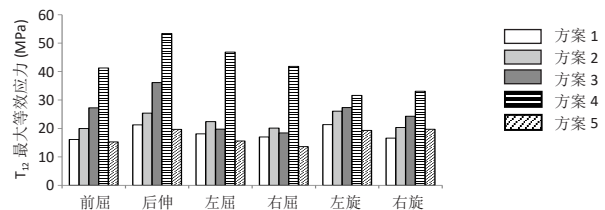
Figure 9 | Stress cloud diagram of the inferior endplate of T_{12} vertebral body under different working conditions of each group of models

表 3 | 各组修复模型不同工况下的 T_{12} 最大等效应力计算结果 (MPa)

Table 3 | Von-Mises calculation results of T_{12} of each repair model under different working conditions

项目	前屈	后伸	左屈	右屈	左旋	右旋
方案 1	16.117	21.258	18.090	17.015	21.356	16.600
方案 2	19.986	25.393	22.402	20.150	26.086	20.327
方案 3	27.257	36.127	19.779	18.440	27.359	24.302
方案 4	41.288	53.380	46.888	41.850	31.632	33.116
方案 5	15.286	19.699	15.634	13.641	19.335	19.740

表注:方案 1,单侧新型骨水泥螺钉置入;方案 2,双侧新型骨水泥螺钉置入;方案 3,椎体成形联合单侧椎弓根成形;方案 4,椎体成形联合双侧椎弓根成形;方案 5,单纯椎体成形

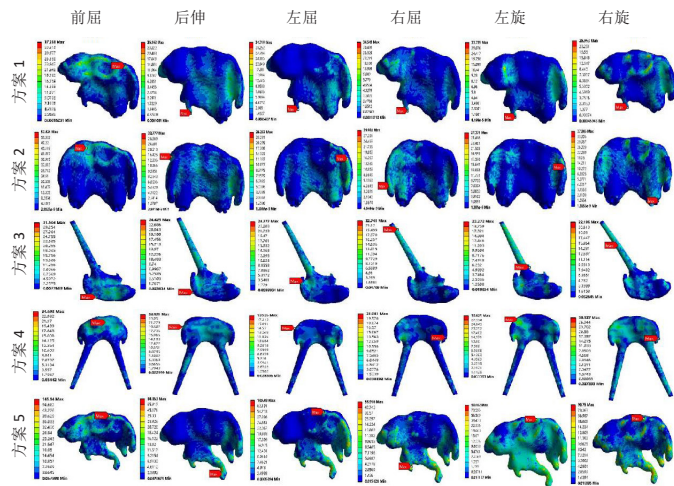


图注:方案 1,单侧新型骨水泥螺钉置入;方案 2,双侧新型骨水泥螺钉置入;方案 3,椎体成形联合单侧椎弓根成形;方案 4,椎体成形联合双侧椎弓根成形;方案 5,单纯椎体成形

图 10 | 各组修复模型不同工况下的 T_{12} 最大等效应力统计柱状图

Figure 10 | T_{12} maximum Von-Mises statistical bar chart of each repair model under different working conditions

2.2 各组修复模型骨水泥最大等效应力 各组修复模型骨水泥最大等效应力云图, 见图 11。其应力计算结果统计见表 4, 图 12。从计算统计结果可知, 单侧新型骨水泥螺钉组、双侧新型骨水泥螺钉组、椎体成形联合单侧椎弓根成形组、椎体成形联合双侧椎弓根成形组之间的骨水泥等效应力无差异, 单纯椎体成形组骨水泥最大等效应力明显大于其他 4 种方案, 而且应力分布并不均匀, 说明其局部受力均大于其他方案。



图注: 方案 1, 单侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 2, 双侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 3, 椎体成形联合单侧椎弓根成形; 方案 4, 椎体成形联合双侧椎弓根成形; 方案 5, 单纯椎体成形

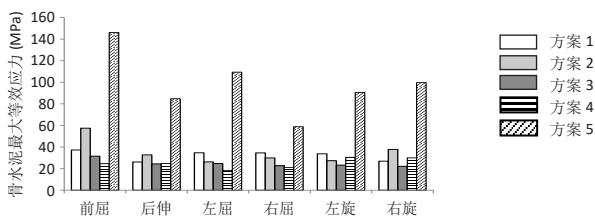
图 11 | 各组修复模型不同工况下的骨水泥等效应力云图

Figure 11 | Stress cloud diagram of the bone cement under different working conditions of each group of models

表 4 | 各组修复模型的骨水泥最大等效应力计算结果 (MPa)
Table 4 | Bone cement Von-Mises calculation results of each repair model

项目	前屈	后伸	左屈	右屈	左旋	右旋
方案 1	37.261	26.162	34.719	34.549	33.735	26.953
方案 2	57.424	32.777	26.267	29.934	27.371	37.845
方案 3	31.504	24.429	24.777	22.741	23.272	22.196
方案 4	24.693	24.821	18.535	21.081	30.625	30.127
方案 5	146.140	84.853	109.480	58.916	90.682	99.750

表注: 方案 1, 单侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 2, 双侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 3, 椎体成形联合单侧椎弓根成形; 方案 4, 椎体成形联合双侧椎弓根成形; 方案 5, 单纯椎体成形



图注: 方案 1, 单侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 2, 双侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 3, 椎体成形联合单侧椎弓根成形; 方案 4, 椎体成形联合双侧椎弓根成形; 方案 5, 单纯椎体成形

图 12 | 各组修复模型不同工况下骨水泥最大等效应力统计柱状图

Figure 12 | Bone cement maximum Von-Mises statistical bar chart of each repair model under different working conditions

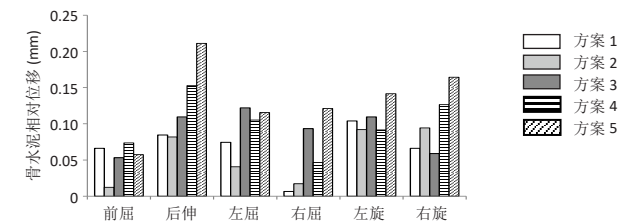
2.3 各组修复模型的骨水泥相对位移 各组修复模型不同工况下的骨水泥的对位移结果统计, 见表 5, 图 13。结合上一

节计算结果可知, 单纯椎体成形组大多数工况下的骨水泥相对位移为最大, 所以其稳定性最差, 其余 4 组方法在不同工况下的骨水泥稳定性不同, 单侧与双侧新型骨水泥螺钉组在前屈、后伸和侧屈工况下的骨水泥稳定性较好, 在旋转工况下单侧新型骨水泥螺钉组、双侧新型骨水泥螺钉组、椎体成形联合单侧椎弓根成形组、椎体成形联合双侧椎弓根成形组的骨水泥稳定性区别不明显。

表 5 | 各组修复模型不同工况下的骨水泥相对位移计算结果 (mm)
Table 5 | Calculation results of relative displacement of bone cement of each repair model under different working conditions

项目	前屈	后伸	左屈	右屈	左旋	右旋
方案 1	0.066 10	0.084 56	0.074 35	0.006 59	0.103 94	0.066 15
方案 2	0.012 41	0.081 90	0.040 71	0.017 23	0.091 93	0.094 32
方案 3	0.053 10	0.109 47	0.122 05	0.093 41	0.109 56	0.058 87
方案 4	0.073 60	0.152 64	0.105 19	0.046 59	0.091 58	0.126 45
方案 5	0.057 50	0.211 09	0.115 52	0.121 06	0.141 46	0.164 33

表注: 方案 1, 单侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 2, 双侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 3, 椎体成形联合单侧椎弓根成形; 方案 4, 椎体成形联合双侧椎弓根成形; 方案 5, 单纯椎体成形



图注: 方案 1, 单侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 2, 双侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 3, 椎体成形联合单侧椎弓根成形; 方案 4, 椎体成形联合双侧椎弓根成形; 方案 5, 单纯椎体成形

图 13 | 各组修复模型不同工况下的骨水泥相对位移统计柱状图

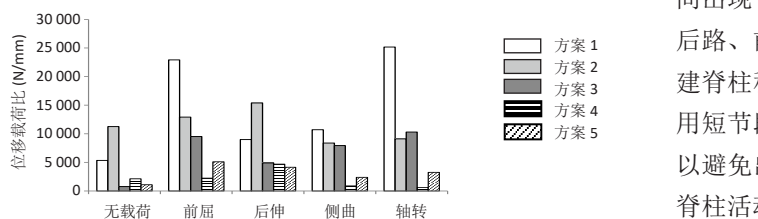
Figure 13 | Statistical histogram of bone cement relative displacement under different working conditions

2.4 各组修复模型骨水泥稳定性实验 约束 L_2 下表面的 6 个自由度, 并且对骨水泥施加 Y 向的拔出力, 计算 Y 向发生相对位移 (骨水泥外表面相对于 L_1 内表面的位移) 1 mm 骨水泥受到的该方向的力 (以 N/mm 为单位), 对各个方案进行对比, 了解该方向上骨水泥的稳定性, 结果统计见表 6, 图 14。从计算结果可知, 单侧与双侧新型骨水泥螺钉组的骨水泥位移载荷比统计值均大于其他 3 种方案, 说明这 2 个方案的骨水泥稳定性最好。

表 6 | 各组修复模型不同工况下的骨水泥位移载荷比计算结果 (N/mm)
Table 6 | Calculation results of displacement load ratio of bone cement of each repair model under different working conditions

项目	无载荷	前屈	后伸	侧屈	轴转
方案 1	5 340.48	22 927.62	8 986.65	10 703.81	25 176.94
方案 2	11 255.98	12 921.04	15 385.16	8 391.96	9 121.89
方案 3	767.51	9 510.92	4 906.55	7 946.92	10 308.95
方案 4	2 146.16	2 267.35	4 708.64	896.86	621.23
方案 5	1 113.92	5 115.20	4 152.69	2 401.10	3 268.25

表注: 方案 1, 单侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 2, 双侧新型骨水泥螺钉置入; 方案 3, 椎体成形联合单侧椎弓根成形; 方案 4, 椎体成形联合双侧椎弓根成形; 方案 5, 单纯椎体成形



图注：方案1，单侧新型骨水泥螺钉置入；方案2，双侧新型骨水泥螺钉置入；方案3，椎体成形联合单侧椎弓根成形；方案4，椎体成形联合双侧椎弓根成形；方案5，单纯椎体成形

图14 | 各组修复模型不同工况下的骨水泥位移载荷比统计柱状图
Figure 14 | Statistical histogram of displacement load ratio of bone cement of each repair model under different working conditions

3 讨论 Discussion

Kummell病最初是由HERMANN KUMMELL博士于1891年提出的延迟性创伤后椎体塌陷，这是一种临床现象，即轻微创伤患者在短暂的无症状期后往往会出现疼痛症状加重和进行性的角状后凸^[15]。最先人们认为在没有神经功能损害的情况下可以优先选择保守治疗方式，例如卧床休息、非类固醇抗炎药及矫形器等^[16-19]，然而椎体内裂隙征导致进行性延迟性椎体塌陷的危险因素在许多情况下对保守治疗反应不佳，因此需要更积极的治疗。在保守治疗中，约60%的患者疼痛仅改善了约3个月，在其余患者中镇痛剂无法控制或减轻疼痛^[20]，所以现在大多数观点都认为Kummell病不能仅通过卧床或支具等保守治疗来治疗，如果不进行手术干预椎体将进行性塌陷，形成后凸畸形及神经功能损害。

随着脊柱微创技术的迅猛发展，椎体成形和椎体后凸成形以创伤小、患者耐受性好、疼痛缓解快、有效畸形矫正等优点已成为治疗无神经功能损害Kummell病的主要方式^[16, 21-26]。单从理论上讲，椎体后凸成形较椎体成形更具优势，其椎体高度复位更佳、骨水泥渗漏概率更低。然而，对于伴有椎体内裂隙征的Kummell病尤其是II期、III期患者，椎体高度恢复最重要的是采用过伸体位充分打开椎体内裂隙，而非使用球囊进行复位；同时将骨水泥靶向注射于椎体内裂隙中时，除椎体前缘缺如者易出现前方骨水泥渗漏外，由于椎体内裂隙各壁均由硬化骨质组成，不易出现骨水泥渗漏。KRAUSS等^[24]对44例合并椎体内裂隙征及148例不合并椎体内裂隙征的骨质疏松性椎体骨折进行经皮椎体成形治疗，发现合并椎体内裂隙征者骨水泥渗漏率明显更低。此外，使用球囊撑开时可能导致菲薄的终板破裂致骨水泥椎间隙渗漏，增加邻近椎体骨折的概率。因此，在临床中过伸体位复位后更多地采用椎体成形而非椎体后凸成形，同时这样对于患者也更经济。

虽然骨水泥的使用取得了令人满意的临床疗效^[16, 25, 27-28]，但术中或术后出现骨水泥移位——这种灾难性的并发症却难免使人忧心忡忡，即便术后疗效满意，也生怕患者在随访期

间出现骨水泥移位。一旦发生骨水泥移位，往往需要开放式后路、前路甚至前后路联合翻修手术以取出移位骨水泥，重建脊柱稳定性，恢复脊柱序列及融合。因此，有部分学者使用短节段或长节段螺钉固定联合椎体成形治疗Kummell病，以避免出现骨水泥移位，但该治疗存在手术创伤较大、丢失脊柱活动度及费用较高等缺点^[16, 29-34]。

目前国内外对于Kummell术后骨水泥移位的原因尚不明确，亦无解决这一难题的具体实施方法，同时亦无相关文献报道采用何种方法避免椎体成形治疗Kummell病后的骨水泥移位，目前在该方面国内外仍处于技术空白阶段。国内外关于该疾患文献报道仅可见几个个案报道，术者仍根据患者病情采用不同的开放手术方式进行翻修手术治疗^[35-37]。为此，作者所在的团队创新性地设计了新型骨水泥螺钉系统联合椎体成形治疗Kummell病，以起到避免骨水泥移位的作用，该椎弓根骨水泥注射装置通过骨水泥固定螺钉、把持器、连接杆和注射器依次连接，先将骨水泥固定螺钉于椎弓根进行螺钉置入，再在体外通过连接杆进行骨水泥注入过程；实现了骨水泥的快速注入且实现了骨水泥的有效固定，避免骨水泥术后移位。连接杆的设计也有效降低了手术难度，减少了局麻患者术中疼痛。这种设计有望能够进一步减少骨水泥移位的问题，同时也能使手术难度得到降低。

以往对于骨水泥松动移位的相关研究多以临床研究为主^[38-40]，由于椎体间生物力学传导存在复杂的影响因素，且临床研究往往受样本个体间的差异影响（例如个体间的体质量、骨密度、骨水泥位置等因素不同），因此，采用可自由造模、组间样本完全同质的三维有限元法可以有效避免类似问题对结果产生干扰^[41]。有限元法采用数学近似法，通过若干个小单元来处理复杂的物理系统，从而可以简化复杂的问题。有限元不需要多个动物尸体标本，这意味着它可以应用于长期重复实验，因此在生物力学模拟方面具有无可比拟的优势^[41]。既往只有一项研究是使用有限元分析来进行关于Kummell病的生物力学分析^[42]，还没有基于有限元分析的研究评估Kummell病椎弓根螺钉方案的生物力学特性。此次研究利用1例患者的脊柱CT影像数据，根据ERDEM等^[43]的研究建立T₁₂-L₂节段椎体模型，利用有限元分析建立相关椎体、Kummell病和新型骨水泥螺钉系统模型，然后对5种不同修复方案在6种不同工况（前屈、后伸、左右侧弯、左右轴向旋转）下的生物力学进行了分析。

此次研究结果表明，在前屈、后伸、左右侧弯和左右轴向旋转这几种情况下，新型骨水泥螺钉系统的各项受力情况会更小，与椎体成形联合单双侧椎弓根成形相比较，无论是单侧还是双侧新型骨水泥螺钉方案的T₁₂下终板最大等效应力值会更小。T₁₂下终板的最大等效应力值高会对L₁椎体产生更大的压力，即更容易导致Kummell病变椎体修复后出现一些并发症。而应用了新型骨水泥螺钉后，相较于椎体成形

联合椎弓根成形术式, Kummell 病变椎体上位邻椎下终板的应力会得到缓解, 这也意味着新型骨水泥螺钉能够极大避免椎体成形联合椎弓根成形手术所带来的椎体负荷过大导致的骨水泥及病椎不稳定, 以及给患者带来生物力学压力、疼痛和不适。

内植物的工作应力大小是评价内植物方法优劣的指标之一, 应力越小内植物位移的风险越小。从骨水泥最大等效应力实验中可以看出, 新型骨水泥螺钉和椎体成形联合椎弓根成形手术方式一样可以减小骨水泥所受的应力值, 骨水泥所受到的应力值越小, 骨水泥产生移位的可能性便会显著减小。相较于单纯使用椎体成形术式, 新型骨水泥螺钉可以显著减小骨水泥所受应力值, 且有着和椎体成形联合椎弓根成形手术相差无几的效果。

在同等实验条件下, 单侧或双侧新型骨水泥螺钉方案的骨水泥位移最小且在骨水泥位移载荷比统计值这一项中最大, 尤其是在前屈、后伸及侧弯这几个方向上, 新型骨水泥螺钉能够更加稳定地固定骨水泥, 在这几个方向上, 单侧/双侧新型骨水泥螺钉方案与椎体成形联合单双侧椎弓根成形术式的差异有统计学意义, 但是在旋转这个项目上, 新型骨水泥螺钉和椎体成形联合单双侧椎弓根成形术式所表现的差异无统计学意义。这可见新型骨水泥螺钉系统在使用时能够有效提升骨水泥在前屈、后伸及侧弯这几个方向上的稳定性, 能够在同等条件下更好地固定骨水泥, 从而避免骨水泥移位。此次研究结果提示, 与传统 Kummell 病修复方式的稳定性相比, 新型骨水泥螺钉系统固定骨水泥在前屈、后伸和左右侧弯方面的刚度更优, 因此它提高了 Kummell 病变椎体骨水泥修复后的即时稳定性, 为受损的胸腰椎与骨水泥的最终融合提供了更好的条件, 有效避免了术后骨水泥位移松动。

综上所述, 通过 5 种不同方案的三维有限元生物力学对比可知, 运用新型骨水泥螺钉系统联合椎体成形治疗 Kummell 病时, 与普通所用单纯椎体成形、椎体成形联合单双侧椎弓根成形相比具有更好的稳定性和安全性。新型骨水泥螺钉系统在修复 Kummell 病模型时能够同时兼顾使用单纯椎体成形手术及椎体成形联合单双侧弓根成形手术这几种修复术式的优点, 既能和单纯进行椎体成形手术一样减小 T_{12} 椎体下终板的应力来减轻 L_1 椎体的压力, 又能和椎体成形联合椎弓根成形手术一样减小骨水泥的最大等效应力值而减小骨水泥所受压力; 最重要的是在同等条件下, 新型骨水泥螺钉避免骨水泥移位的情况和骨水泥的稳定性最好。所以, 从三维有限元生物力学的角度来分析, 新型骨水泥螺钉系统联合椎体成形是一种更优秀的内固定方式, 但是缺乏临床试验验证, 这是研究的一个不足之处, 不过此次研究的目的是检查趋势而不是绝对值。为了克服研究的局限性, 后续还需要进行更多实际的生物力学测试和临床试验。尽管有这些局限性, 研究还是很好地比较了 5 种方案模型的机械效率, 完成

了对 5 种方案的有限元分析研究, 所取得的实验值具有可靠实际的价值, 这为下一步的生物力学测试和临床试验提供了可靠的基础。

致谢: 感谢西安交通大学附属红会医院在本研究中提供的帮助。

作者贡献: 王彪、郝定均、何思敏负责试验设计, 詹乙、康鑫负责试验实施, 张海平、孙宏慧、郝定均负责试验评估, 詹乙、王宇航负责统计数据, 詹乙、王彪负责成文, 所有作者均参与了文章审核。

经费支持: 该文章接受了“国家自然科学基金(81802167)、陕西省重点研发计划(2020GXLH-Y-003)及陕西省重点研发计划(2020SFY-095)”的资金资助。所有作者声明, 经费支持对文章观点和研究数据的客观性没有影响。

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, 不存在利益冲突。

机构伦理问题: 该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和西安交通大学附属红会医院对研究的相关伦理要求。

知情同意问题: 参与试验的患病个体及其家属为自愿参加, 对试验过程完全知情同意, 在充分了解试验方案的前提下签署了“知情同意书”。

写作指南: 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE 指南)。

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] CUI L, CHEN L, XIA W, et al. Vertebral fracture in postmenopausal Chinese women: a population-based study. *Osteoporos Int.* 2017; 28(9):2583-2590.
- [2] RAJASEKARAN S, KANNA RM, SCHNAKE KJ, et al. Osteoporotic Thoracolumbar Fractures-How Are They Different?-Classification and Treatment Algorithm. *J Orthop Trauma.* 2017;31 Suppl 4:S49-S56.
- [3] 王复案, 陈允震. 骨质疏松性椎体压缩性骨折诊疗现状及其对策 [J]. *中国骨质疏松杂志*, 2019,25(5):590-594,599.
- [4] 吴斗, 刘强. 骨质疏松性骨折手术治疗策略 [J]. *中国骨质疏松杂志*, 2019,25(5):581-584.
- [5] OSTERHOUSE MD, KETTNER NW. Delayed posttraumatic vertebral collapse with intravertebral vacuum cleft. *J Manipulative Physiol Ther.* 2002;25(4):270-275.
- [6] YOUNG WF, BROWN D, KENDLER A, et al. Delayed post-traumatic osteonecrosis of a vertebral body (Kummell's disease). *Acta Orthop Belg.* 2002;68(1):13-19.
- [7] LIBICHER M, APPELT A, BERGER I, et al. The intravertebral vacuum phenomenon as specific sign of osteonecrosis in vertebral compression fractures: results from a radiological and histological study. *Eur Radiol.* 2007;17(9):2248-2252.
- [8] MATZAROGLOU C, GEORGIU CS, ASSIMAKOPOULOS K, et al. Kümmell's disease: pathophysiology, diagnosis, treatment and the role of nuclear medicine. Rationale according to our experience. *Hell J Nucl Med.* 2011;14(3):291-299.

- [9] FENG SW, CHANG MC, WU HT, et al. Are intravertebral vacuum phenomena benign lesions? *Eur Spine J*. 2011;20(8):1341-1348.
- [10] 李良辰, 何登伟, 黄文君, 等. Kummell 病椎体裂隙征发生机制的研究进展 [J]. *中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志*, 2015, 8(4):363-366.
- [11] YU CW, HSU CY, SHIH TT, et al. Vertebral osteonecrosis: MR imaging findings and related changes on adjacent levels. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2007;28(1):42-47.
- [12] 邵明昊, 吕飞舟, 马晓生, 等. 腰椎皮质骨钉道螺钉在骨质疏松症患者中应用的三维有限元分析 [J]. *中华老年骨科与康复电子杂志*, 2015(2):1-6.
- [13] KUMARESAN S, YOGANANDAN N, PINTAR FA. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14(1):41-53.
- [14] 蔡凯文, 蒋国强, 卢斌, 等. 椎间隙骨水泥渗漏的不同分型对邻椎相邻终板应力分布的影响: 三维有限元研究 [J]. *中华骨科杂志*, 2019, 39(6):364-373.
- [15] STEEL HH. Kümmell's disease. *Am J Surg*. 1951;81(2):161-167.
- [16] CHEN L, DONG R, GU Y, et al. Comparison between Balloon Kyphoplasty and Short Segmental Fixation Combined with Vertebroplasty in the Treatment of Kümmell's Disease. *Pain Physician*. 2015;18(4):373-381.
- [17] NIU J, SONG D, ZHOU H, et al. Percutaneous Kyphoplasty for the Treatment of Osteoporotic Vertebral Fractures With Intravertebral Fluid or Air: A Comparative Study. *Clin Spine Surg*. 2017;30(8):367-373.
- [18] WANG F, WANG D, TAN B, et al. Comparative Study of Modified Posterior Operation to Treat Kümmell's Disease. *Medicine (Baltimore)*. 2015;94(39):e1595.
- [19] ZHANG X, HU W, YU J, et al. An Effective Treatment Option for Kümmell Disease With Neurological Deficits: Modified Transpedicular Subtraction and Disc Osteotomy Combined With Long-Segment Fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016;41(15):E923-E930.
- [20] LIM J, CHOI SW, YOUM JY, et al. Posttraumatic Delayed Vertebral Collapse : Kummell's Disease. *J Korean Neurosurg Soc*. 2018;61(1):1-9.
- [21] PEH WC, GELBART MS, GILULA LA, et al. Percutaneous vertebroplasty: treatment of painful vertebral compression fractures with intraosseous vacuum phenomena. *AJR Am J Roentgenol*. 2003; 180(5):1411-1417.
- [22] MA R, CHOW R, SHEN FH. Kummell's disease: delayed post-traumatic osteonecrosis of the vertebral body. *Eur Spine J*. 2010;19(7):1065-1070.
- [23] LIU F, CHEN Z, LOU C, et al. Anterior reconstruction versus posterior osteotomy in treating Kümmell's disease with neurological deficits: A systematic review. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2018;52(4):283-288.
- [24] KRAUSS M, HIRSCHFELDER H, TOMANDL B, et al. Kyphosis reduction and the rate of cement leaks after vertebroplasty of intravertebral clefts. *Eur Radiol*. 2006;16(5):1015-1021.
- [25] CHEN GD, LU Q, WANG GL, et al. Percutaneous Kyphoplasty for Kummell Disease with Severe Spinal Canal Stenosis. *Pain Physician*. 2015;18(6):E1021-1028.
- [26] 陈峰, 方文来. Kummell 病的治疗进展 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2013, 28(1): 95-96.
- [27] ZHANG J, FAN Y, HE X, et al. Is percutaneous kyphoplasty the better choice for minimally invasive treatment of neurologically intact osteoporotic Kümmell's disease? A comparison of two minimally invasive procedures. *Int Orthop*. 2018;42(6):1321-1326.
- [28] 王小刚, 杨彬, 王亚寒, 等. 单侧穿刺椎体成形术治疗 Kummell 病的疗效观察 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2019, 27(1):86-88.
- [29] LI HK, HAO DJ, YANG JS, et al. Percutaneous kyphoplasty versus posterior spinal fixation with vertebroplasty for treatment of Kümmell disease: A case-control study with minimal 2-year follow-up. *Medicine (Baltimore)*. 2017;96(51):e9287.
- [30] HUANG YS, HAO DJ, FENG H, et al. Comparison of Percutaneous Kyphoplasty and Bone Cement-Augmented Short-Segment Pedicle Screw Fixation for Management of Kümmell Disease. *Med Sci Monit*. 2018;24:1072-1079.
- [31] HUANG YS, GE CY, FENG H, et al. Bone Cement-Augmented Short-Segment Pedicle Screw Fixation for Kümmell Disease with Spinal Canal Stenosis. *Med Sci Monit*. 2018;24:928-935.
- [32] ZHANG GQ, GAO YZ, ZHENG J, et al. Posterior decompression and short segmental pedicle screw fixation combined with vertebroplasty for Kümmell's disease with neurological deficits. *Exp Ther Med*. 2013; 5(2):517-522.
- [33] DI HX, LIU FY, YANG SD, et al. Short-segment fixation with a cement-augmented pedicle screw for Kummell disease: Case report. *Medicine (Baltimore)*. 2017;96(50):e8617.
- [34] LEE K, ADSUL N, KIM HS, et al. Percutaneous Pedicle Screw Fixation with Bone Cement Augmentation Under Epidural Anesthesia for Treatment of Kümmell Disease in Extremely Old Age. *World Neurosurg*. 2018;119:506-510.
- [35] ZHANG C, WANG G, LIU X, et al. Failed percutaneous kyphoplasty in treatment of stage 3 Kummell disease: A case report and literature review. *Medicine (Baltimore)*. 2017;96(47):e8895.
- [36] TSAI TT, CHEN WJ, LAI PL, et al. Polymethylmethacrylate cement dislodgment following percutaneous vertebroplasty: a case report. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(22):E457-460.
- [37] NAGAD P, RAWALL S, KUNDNANI V, et al. Postvertebroplasty instability. *J Neurosurg Spine*. 2012;16(4):387-393.
- [38] SEO DH, OH SH, YOON KW, et al. Risk Factors of New Adjacent Compression Fracture after Percutaneous Vertebroplasty: Effectiveness of Bisphosphonate in Osteoporotic or Osteopenic Elderly Patients. *Korean J Neurotrauma*. 2014;10(2):86-91.
- [39] 葛云林, 陶利江, 卢一生. 经皮球囊扩张椎体后凸成形术后再发椎体骨折的危险因素和防治策略 [J]. *颈腰痛杂志*, 2016, 37(5): 404-407.
- [40] 陈新来, 于志勇, 黄春选, 等. 球囊扩张椎体后凸成形术后继发相邻节段椎体骨折的危险因素分析 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2016, 31(1):51-53.
- [41] WANG D, LI Y, YIN H, et al. Three-dimensional finite element analysis of optimal distribution model of vertebroplasty. *Ann Palliat Med*. 2020; 9(3):1062-1072.
- [42] SU Y, REN D, JIANG M, et al. T1 finite element model of Kümmell's disease shows changes in the vertebral stress distribution. *Int J Clin Exp Med*. 2015;8(11):20046-20055.
- [43] ERDEM I, TRUUMEEES E, VAN DER MEULEN MC. Simulation of the behaviour of the L1 vertebra for different material properties and loading conditions. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2013; 16(7):736-746.

(责任编辑: GW, ZN, SX)