

骨水泥分布位置与含量对股骨反转子间骨折应力、位移影响的有限元分析

张乾龙^{1,2}, 买合木提·亚库甫^{1,2}, 宋晨辉^{1,2}, 刘修信^{1,2}, 任政^{1,2}, 刘宇哲^{1,2}, 木牙沙尔·阿布都沙拉木^{1,2}, 萨吉旦·艾克拜尔^{1,2}, 冉建^{1,2}

https://doi.org/10.12307/2023.978

投稿日期: 2022-11-10

采用日期: 2023-01-29

修回日期: 2023-03-01

在线日期: 2023-03-10

中图分类号:

R459.9; R318; R445

文章编号:

2095-4344(2024)03-00336-05

文献标识码: A

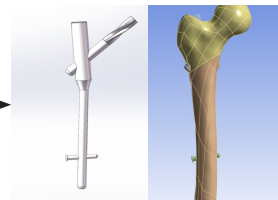
文章快速阅读: 骨水泥分布位置与含量对股骨反转子间骨折应力、位移的影响

模型建立:

- (1) 股骨 CT 数据的提取;
- (2) 优化模型;
- (3) 建立股骨反转子间骨折 (AO 分型 31A3.1)
- (4) 构建增强型股骨近端防旋髓内钉。

装配:

- (1) 在 Solidworks 2017 软件中装配髓内钉和股骨骨折三维模型 (尖顶距 ≤ 25 mm);
- (2) 得到不同含量和位置的骨水泥内固定方式的 5 个模型。



结论: 通过有限元分析发现, 对于股骨反转子间骨折, 骨水泥增强较未增强具有明显的力学稳定性, 并且螺旋刀片周围 5 mL 的增强效果最好, 较未增强型等效应力值下降 19%、位移减少 10%, 对于老年不稳定型股骨转子间骨折是优先选择。

文题释义:

增强型股骨近端防旋髓内钉: 是治疗不稳定型股骨转子间骨折较为理想的内固定之一, 增强即注入聚甲基丙烯酸甲酯(骨水泥)包裹螺旋刀片近端, 增加螺旋刀片的把持力和锚固力, 降低内固定失败风险。

有限元分析: 是一种用于求解微分方程组或积分方程组数值解的数值技术, 具有操作简便、仿真度高、可重复利用等优势, 是用于评估股骨骨折植入物效果的有效工具。

摘要

背景: 股骨近端防旋髓内钉是治疗骨质疏松性反转子间骨折的首选治疗方案, 其中骨水泥增强可减少股骨近端防旋髓内钉切出与切穿的概率, 但目前没有相关生物力学研究证明骨水泥的含量及位置对骨折端应力及位移的影响。

目的: 通过有限元方法分析骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉中骨水泥含量及位置对老年骨质疏松性股骨反转子间骨折应力、应变及位移的影响。

方法: 采用 Mimics 软件建立健康成年女性右侧股骨模型, 并在 Geometric 软件中进行光滑处理, 利用 Solidworks 软件分别建立股骨近端防旋髓内钉(无骨水泥、头端球形 1 mL 骨水泥、头端球形 2 mL 骨水泥、头端球形 3.4 mL 骨水泥、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥)5 种类型内固定方式及股骨反转子间骨折(AO 分型 31-A3.1 型)模型, 装配后, 在 Ansys 软件中比较 5 种模型内植物的总应力分布、应力峰值及位移。

结果与结论: ①无骨水泥与头端球形 1 mL、头端球形 2 mL、头端球形 3.4 mL、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉组内植物的应力峰值分别为 571.07 MPa(位于螺旋刀片与主钉交界处)、495.45 MPa(位于螺旋刀片与主钉交界处)、467.20 MPa(位于主钉与远端螺钉连接处)、642.70 MPa(位于主钉与远端螺钉连接处)、458.58 MPa(位于远端与主钉交界处); ②无骨水泥与头端球形 1 mL、头端球形 2 mL、头端球形 3.4 mL、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉组内植物的最大位移量分别为 9.260 5, 7.589 1, 7.316 8, 6.790 7, 6.615 7 mm, 均位于股骨头近端; ③结果显示, 采用股骨近端防旋髓内钉内固定股骨反转子间骨折时, 骨水泥增强较未增强有明显的力学稳定性, 并且螺旋刀片周围 5 mL 骨水泥的增强效果最好, 对于老年不稳定型股骨转子间骨折是优先选择。

关键词: 内植物; 股骨近端防旋髓内钉; 股骨反转子间骨折; 有限元分析; 骨水泥; 增强型股骨近端防旋髓内钉

Finite element analysis of the effect of the distribution position and content of bone cement on the stress and displacement of reverse femoral intertrochanteric fracture

Zhang Qianlong^{1,2}, Maihemuti·Yakufu^{1,2}, Song Chenhui^{1,2}, Liu Xiuxin^{1,2}, Ren Zheng^{1,2}, Liu Yuzhe^{1,2}, Muyashaer·Abudushalamu^{1,2}, Sajidan·Aikebaier^{1,2}, Ran Jian^{1,2}

¹Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China; ²Sixth Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830002, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Zhang Qianlong, Master candidate, Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China; Sixth Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830002, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Corresponding author: Ran Jian, Chief physician, Master's supervisor, Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China; Sixth Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830002, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Abstract

BACKGROUND: The proximal femoral nail antirotation is the preferred treatment for reverse osteoporotic intertrochanteric fractures. Bone cement

¹新疆医科大学, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830054; ²新疆医科大学第六附属医院, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830002

第一作者: 张乾龙, 男, 1994 年生, 河南省周口市人, 汉族, 新疆医科大学第六附属医院在读硕士, 主要从事创伤骨科力学研究与分析方面的研究。

通讯作者: 冉建, 主任医师, 硕士生导师, 新疆医科大学, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830054; 新疆医科大学第六附属医院, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830002

https://orcid.org/0000-0003-3030-8631(张乾龙)

基金资助: 新疆维吾尔自治区自然科学基金资助项目(2021D01C454), 项目负责人: 刘修信

引用本文: 张乾龙, 买合木提·亚库甫, 宋晨辉, 刘修信, 任政, 刘宇哲, 木牙沙尔·阿布都沙拉木, 萨吉旦·艾克拜尔, 冉建.

骨水泥分布位置与含量对股骨反转子间骨折应力、位移影响的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(3):336-340.



enhancement can reduce the probability of proximal femoral nail antirotation cut-out and cut-through, but there are no relevant biomechanical studies demonstrating the effect of bone cement content and location on the stress and displacement of the fracture end.

OBJECTIVE: To investigate the effects of different contents and locations of bone cement in cement-reinforced proximal femoral nail antirotation on stress, strain, and displacement of reverse osteoporotic femoral intertrochanteric fractures in the elderly by finite element analysis.

METHODS: A healthy adult female right femur model was extracted by Mimics software and smoothed in Geometric software. Five types of internal fixation methods of proximal femoral nail antirotation (cementless, cephalic spherical 1 mL, cephalic spherical 2 mL, cephalic spherical 3.4 mL, and cylindrical 5 mL around spiral blade) and femoral intertrochanteric fracture (AO subtype 31-A3.1 type) model were established in Solidworks software. After assembly, the total stress distribution, peak stress and displacement of the five models of implants with the femur were compared in Ansys software.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The peak stresses of proximal femoral nail antirotation with head-end spherical 1 mL, head-end spherical 2 mL, head-end spherical 3.4 mL, and cylindrical 5 mL enhanced proximal femoral nail antirotation around the spiral blade respectively were 571.07 MPa (located at the junction of the spiral blade and the main nail), 495.45 MPa (located at the junction of the spiral blade and the main nail), 467.20 MPa (located at the junction of the main nail and the distal screw connection), 642.70 MPa (located at the junction of the main nail and distal screw connection), and 458.58 MPa (located at the junction of the spiral blade and the main nail). (2) The maximum displacements of proximal femoral nail antirotation with head end sphere 1 mL, head end sphere 2 mL, head end sphere 3.4 mL, and with cylindrical 5 mL enhancement around the spiral blade were 9.260 5, 7.589 1, 7.316 8, 6.790 7, and 6.615 7 mm, respectively, all of which were located at the proximal end of the femoral head. (3) These findings revealed that for reverse femoral intertrochanteric fractures treated with proximal femoral nail antirotation, the bone cement enhancement had significant mechanical stability compared with no enhancement, and the enhancement of the spiral blade 5 mL around the perimeter was the best, which is more preferable for aged unstable intertrochanteric fractures.

Key words: implant; proximal femoral nail antirotation; reverse femoral intertrochanteric fracture; finite element analysis; bone cement; enhanced proximal femoral nail antirotation

Funding: Natural Science Foundation of Xinjiang Uygur Autonomous Region, No. 2021D01C454 (to LXX)

How to cite this article: ZHANG QL, YAKUFU M, SONG CH, LIU XX, REN Z, LIU YZ, ABUDUSHALAMU M, AIKEBAIER S, RAN J. Finite element analysis of the effect of the distribution position and content of bone cement on the stress and displacement of reverse femoral intertrochanteric fracture. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu.* 2024;28(3):336-340.

0 引言 Introduction

髋部骨折是老年人最常见的四肢骨折之一, 又称为“人生中的最后一次骨折”^[1], 其中股骨转子间骨折是髋部骨折中最为常见的一种, 其发病率占髋部骨折的 50% 左右^[2-3], 发病年龄较股骨颈骨折更大^[4], 常见于老年人, 与骨质疏松关系更为密切。在西班牙对 4 415 例髋部骨折患者进行的流行病学调查中, 4 271 例 (3 346 例女性, 925 例男性) 被诊断为骨质疏松症^[5]。累及转子的骨折属于囊外骨折, 并且发生在血供较好的干骺端, 一般不会给股骨头的血供造成威胁, 故股骨转子间骨折尤其是伴有骨质疏松的不稳定型骨折的首选手术方式已逐渐转变为髓内固定^[4-7]。

髓内固定具备创伤小、符合人体生物力学、内植物并发症少、手术时间短等优势^[8]。根据美国骨科医师协会 2015 年髋部骨折指南, 髓内钉被推荐为不稳定型股骨转子间骨折治疗的优先选择^[9]。据报道, 在 2007 年 1 月至 2017 年 11 年间, 美国有 92.4% 的股骨转子间骨折进行髓内钉固定^[10]。

随着伽玛钉和股骨近端髓内钉内固定等几代内固定的发展和替代, 股骨近端防旋髓内钉独特的螺旋刀片设计可以显著减少股骨头松质骨的损伤, 已成为许多专家公认的理想固定方法。股骨近端防旋髓内钉的防旋螺旋刀片通过压实小梁骨具有更好的锚固作用, 并且无需过度钻孔, 有效保留了松质骨; 然而, 仍有 6%-21% 的概率发生与内固定相关的并发症, 如髓内翻畸形、螺钉切断、脱钉、内固定骨折和股骨颈缩短, 尤其是老年患者, 内固定失败率高达 30%^[11]。

聚甲基丙烯酸甲酯又称为骨水泥, 在骨科有广泛的应用, 例如在腰椎压缩性骨折及髌、膝关节置换等各个方面, 是一种理想的增强、黏附剂, 对人体伤害小, 又能起到理想的效果。有研究表明, 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉是安全有效的^[12], 较单纯螺旋刀片在骨质疏松性骨折中具有更好的生物力学效果^[13-14], 是减少内固定穿出与切出的有效途径^[15]。临床研究表明, 骨水泥增强可以让患者更早下床, 减少继发性骨折和髓内翻等并发症^[16]。除上述研究外, 专注于骨水泥形

态参数如何影响股骨近端力学的生物力学研究很少。另一方面, 缺乏实质性的量化方法来评估增强的效果。有限元方法在生物力学研究中有广泛的应用, 该方法具有多种因素条件的模拟和重复性好等优点。此次研究利用有限元分析比较增强型股骨近端防旋髓内钉骨水泥位置及含量对骨质疏松老年反转子间骨折生物力学性能的影响。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析实验。

1.2 时间及地点 实验于 2022 年 7-9 月在新疆医科大学第六临床医学院 (第六附属医院) 骨科与生物力学实验室完成。

1.3 材料

1.3.1 股骨 CT 数据 选择 20 岁健康女性志愿者 1 名, 身高 170 cm, 体质量 60 kg, 志愿者无内外科疾病史, 无肢体残疾、创伤史, 采用 GE64 排螺旋 CT 双下肢全长进行扫描, 每层 0.6 mm, 得到二维横断图像, 以 Dicom 格式保存影像资料。志愿者对实验方案知情同意。实验已获得获得新疆医科大学第六临床医学院审批, 批准号: LFYLLSC20221215-01。

1.3.2 实验软件 Mimics 19.0、Geomagic studio 2012(64bit)、Solidworks 2019 均由新疆医科大学第六临床医学院 (第六附属医院) 骨科与生物力学实验室提供。

1.4 方法

1.4.1 建立股骨三维模型 将 Dicom 格式的 CT 资料导入 Mimics 19.0 软件中, 利用 3Dbone 工具提取出股骨、骨盆、髌骨、胫骨、腓骨, 隐藏其他骨, 保留股骨, 并三维重建股骨, 通过蒙罩、包裹、光滑等步骤初步建立三维模型^[5](图 1), 导出为 STL 文件。将得到的股骨三维模型资料导入 Geomagic studio 进行优化处理, 通过光滑、删除钉状物、磨砂、网格医生评价无不良表面后, 重画网格、精确曲面、自动曲面化、拟合曲面得到股骨皮质, 复制形成另一个股骨模型, 转换为多边形, 向内偏倚整体 3.64 mm^[17], 再通过上述步骤得到股骨松质三维模型。

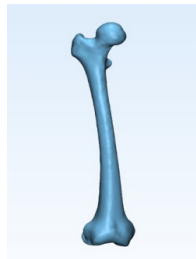
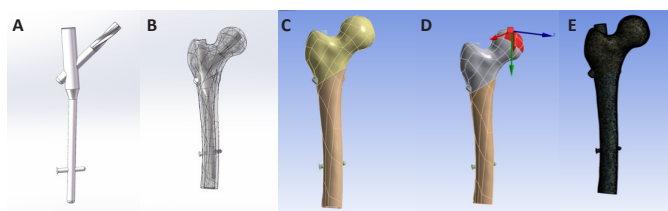


图 1 | 利用 Mimics 软件建立的正常股骨模型
Figure 1 | Normal femoral model separated by Mimics software

1.4.2 建立股骨反转子间骨折(AO 分型 31A3.1) 基于股骨的某一个点建立一个平行于此平面基准面,以转子间骨折 A3.1 为模版,建立一条直线与股骨干约呈 45°,利用分割命令把股骨分为股骨头皮质/松质和股骨干皮质/松质 4 部分。为了减少计算量,同理利用此方法切除股骨远端,为保持两模型一致,4 种髓内钉方式均利用此模型进行。

1.4.3 构建增强型股骨近端防旋髓内钉 主钉长度 200 mm,近端直径 15.25 mm,远端直径 10 mm,外翻角 4°,螺旋刀片直径 10 mm、长度 100 mm,颈干角 130°,远端螺钉直径为 5 mm、长度 30 mm(图 2A),骨水泥含量分别为头端球形 1 mL,头端球形 2 mL、头端球形 3.4 mL、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL,文献表明螺旋刀片周围骨水泥会随着骨水泥量的增大而增大,3-5 mL 效果最好^[18],因此选择具有代表性的 5 mL 进行对比,将不同的内固定模型分别装配至 A3.1 骨折模型中,确定尖顶距 ≤ 25 mm^[19](图 2B),保存为 X_T 格式。

1.4.4 模型装配与生物力学分析 实验共建立股骨近端防旋髓内钉(无骨水泥、头端球形 1 mL 骨水泥、头端球形 2 mL 骨水泥、头端球形 3.4 mL 骨水泥、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥)5 种类型内固定方式。首先在 SpaceClaim 中去除干涉(图 2C);编辑工程数据,将各个模型的弹性模量、泊松比、密度输入至工程数据中,骨质疏松数值设为正常值的 66%,见表 1^[20-22];材料赋值、分配股骨、髓内钉的材料、设置接触(各部件相互作用设置骨折之间摩擦系数为 0.46,骨与内固定的摩擦系数为 0.3,内固定之间摩擦设置为 0.2)^[20],骨水泥与内固定之间设置为绑定;由于患者体质量为 60 kg,模拟患者术后负重步行为体质量的 2 倍^[21],因此沿 Y 轴垂直于股骨头施加 1 200 N 力(图 2D),将股骨远端位移 X、Y、Z 轴均设置为 0;对模型进行四面体网格划分网格大小为 1 mm(图 2E),节点及单元数见表 2;求解。



图注: A 为利用 Solidworks 软件画图软件画出股骨近端防旋髓内钉, B 为装配后, C 为导入到 Ansys 软件中, D 为沿 Y 轴垂直于股骨头施加 1 200 N 力, E 为划分网格为 1 mm 的模型

图 2 | 模型装配与生物力学分析
Figure 2 | Model assembly and biomechanical analysis

1.5 主要观察指标 各组模型内植物的总应力分布、应力峰值及位移。

表 1 | 模型材料属性
Table 1 | Materials and properties of models

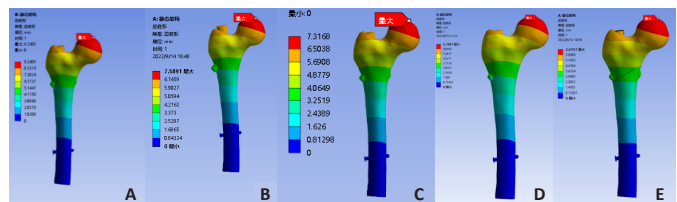
项目	皮质骨 ^[21]	松质骨 ^[21]	髓内钉 ^[20]	骨水泥 ^[22]
表观密度(g/cm ³)	1.8	0.2	4.43	1.18
弹性模量(MPa)	15 000	105.2	110 000	220 000
泊松比	0.37	0.4	0.35	0.2

表 2 | 模型单元节点
Table 2 | Number of elements and nodes in models

模型	股骨		内固定		骨水泥	
	单元	节点	单元	节点	单元	节点
无骨水泥	992 253	1 493 232	162 619	250 374		
头端 1 mL 骨水泥	989 928	1 488 724	162 619	250 374	18 584	11 617
头端 2 mL 骨水泥	986 648	1 485 698	162 619	250 374	19 151	29 578
头端 3.4 mL 骨水泥	978 631	1 473 624	162 619	250 374	41 276	26 909
螺旋刀片周围 5 mL 骨水泥	837 763	1 464 647	162 619	250 374	74 908	48 535

2 结果 Results

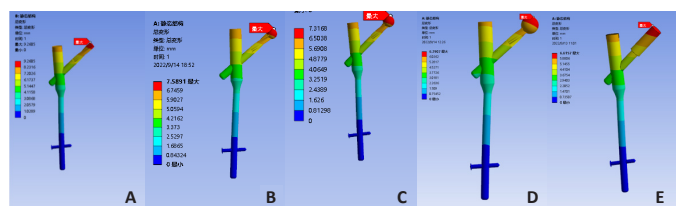
2.1 各组模型内植物的位移分布 股骨近端防旋髓内钉与头端球形 1 mL、头端球形 2 mL、头端球形 3.4 mL、螺旋刀片周围 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉组内植物的最大位移量分别为 9.260 5, 7.589 1, 7.316 8, 6.790 7, 6.615 7 mm, 均位于股骨头近端, 见图 3, 4。



图注: A-E 分别为无骨水泥及头端球形 1 mL 骨水泥、头端球形 2 mL 骨水泥、头端球形 3.4 mL 骨水泥、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉固定模型

图 3 | 各组模型股骨位移分布

Figure 3 | Femoral displacement distribution of models from each group

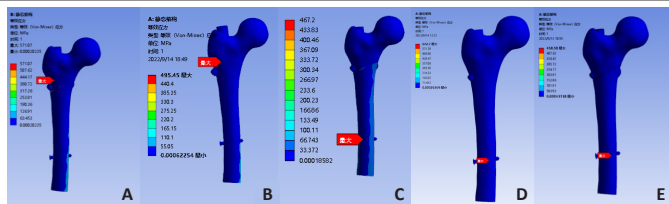


图注: A-E 分别为无骨水泥及头端球形 1 mL 骨水泥、头端球形 2 mL 骨水泥、头端球形 3.4 mL 骨水泥、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉固定模型

图 4 | 各组模型内固定位移分布

Figure 4 | Internal fixation displacement distribution of models from each group

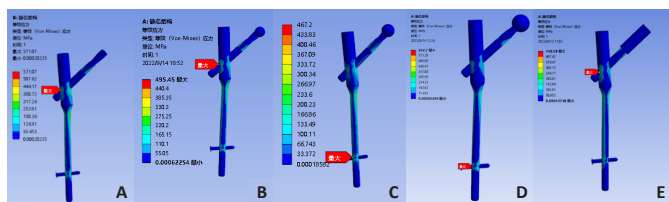
2.2 各组模型内植物的应力分布与应力峰值 无骨水泥与头端球形 1 mL、头端球形 2 mL、头端球形 3.4 mL、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉组内植物的应力峰值分别为 571.07 MPa(位于螺旋刀片与主钉交界处), 495.45 MPa(位于螺旋刀片与主钉交界处)、467.20 MPa(位于主钉与远端螺钉连接处)、642.70 MPa(位于主钉与远端螺钉连接处)、458.58 MPa(位于远端与主钉交界处), 见图 5, 6。



图注：A-E 分别为无骨水泥及头端球形 1 mL 骨水泥、头端球形 2 mL 骨水泥、头端球形 3.4 mL 骨水泥、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉固定模型

图 5 | 各组模型股骨等效应力分布

Figure 5 | Equivalent stress distribution of the femur of models from each group



图注：A-E 分别为无骨水泥及头端球形 1 mL 骨水泥、头端球形 2 mL 骨水泥、头端球形 3.4 mL 骨水泥、螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉固定模型

图 6 | 各组模型内固定等效应力分布

Figure 6 | Equivalent stress distribution of internal fixation of models from each group

2.3 结果分析 通过有限元分析发现，采用股骨近端防旋髓内钉内固定股骨反转子间骨折时，骨水泥增强较未增强有明显的力学稳定性，并且螺旋刀片周围 5 mL 骨水泥的增强效果最好，较未增强型等效应力值下降 19.7%、位移减少 28.5%，见表 3，对于老年不稳定型股骨转子间骨折是优先选择。

表 3 | 各组模型内植物的应力与位移

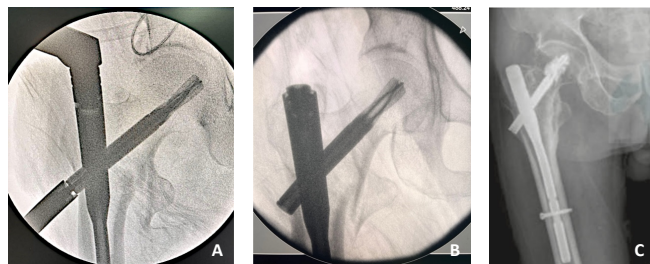
Table 3 | Stress and displacement of implants of models from each group

项目	无骨水泥组	头端 1 mL 骨水泥组	头端 2 mL 骨水泥组	头端 3.4 mL 骨水泥组	螺旋刀片周围 5 mL 骨水泥组
应力 (MPa)	571.07	495.45	467.20	642.70	458.58
位移 (mm)	9.260 5	7.589 1	7.316 8	6.790 7	6.615 7

3 讨论 Discussion

随着老年骨质疏松型股骨转子间骨折发生数量的逐年上升，以及患者对生活质量要求的不断提高，内固定类型不断更新，在股骨转子间骨折手术方法和内固定材料选择方面还存在很多争议。聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥可以根据周围环境任意塑形，能均匀有效地分散载荷，其生物力学强度大、价格相对低廉，但也存在产热高、生物相容性差、不可生物降解等缺陷。从生物力学角度来看，骨水泥增强显著增加了器械化股骨近端防旋髓内钉头部元件的切出阻力，是骨质量差内固定程序的有效补充治疗选择^[23]。股骨近端防旋髓内钉具有学习周期短、手术时间短等优势，螺旋叶片设计的缺点是其对限制术中压缩拉出力的阻力相当低，因此不可避免地在骨质疏松老年人中出现切割、退钉等效应^[24]，给患者造成难以挽回的损失。骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉同时结合了两种材料的优点，是解决股骨近端防旋髓内钉出现切割的

有效办法。SCHUETZE 等^[25]的临床研究表明，增强股骨近端防旋髓内钉刀片是一种安全的方法，骨水泥填充不会增加术后并发症或死亡率。骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉固定手术方法：螺旋刀片周围设计为中空，头端或螺旋刀片周围多孔设计，不断旋转螺旋刀片并缓慢使用注射器推注适宜的骨水泥，使骨水泥均匀分布在带孔螺旋刀片的四周或头端，术中多次透视确保骨水泥位置正确，分布均匀(图 7)。然而，也有报道可能出现并发症，如骨水泥渗漏到髋关节，因此，只有在确认没有导丝穿透股骨头后才能应用该技术。在注射骨水泥之前，应按照之前的建议进行标准的渗漏试验^[26]。



图注：A 为股骨近端防旋髓内钉术中定位；B 为股骨近端防旋髓内钉固定术后；C 为股骨近端防旋髓内钉螺旋刀片打入骨水泥术后 X 射线片

图 7 | 骨水泥增强型股骨近端防旋髓内钉固定手术方法

Figure 7 | Operation methods of bone cement-reinforced proximal femoral nail antirotation fixation

有限元分析是用于评估内固定治疗股骨骨折效果的有效工具，与传统的实验生物力学测试相比，它具有成本低、周期短、效率高等优点^[27]，不仅揭示了形状和功能之间的联系，还为外科医生提供了有价值的信息^[21]。在生理条件下，骨折发生后股骨头皮质骨的应力不再均匀地传导到周围骨骼，而是传递到嵌入股骨头的螺钉，因此，股骨头处存在局部应力集中，最大位移大于正常股骨。因此，骨折内固定后，股骨头尖端会发生一定的变形，变形越大，意味着相应的局部应力越集中，叶片或螺钉断裂的风险越高^[11]。

此次研究表明，对于反转子间骨折，无论是头端球形或螺旋刀片周围圆柱形骨水泥增强内植物的应力值、位移值均明显低于非增强型，头端球形 2 mL 骨水泥增强中应力最低，优于头端球形 1 mL 骨水泥增强，说明骨水泥量的增加增大了骨水泥与股骨与内固定之间的接触面积，有利于应力的分散；但随着头端骨水泥量增加至 3.4 mL 时，反而会造成应力集中，增加失效风险。随着骨水泥量的增加，内植物的位移值越来越小，说明骨水泥增加了股骨与内固定之间的铆定，降低了股骨头内翻的风险，其中螺旋刀片周围圆柱形 5 mL 骨水泥增强型在内植物位移和应力中均表现良好，同时降低了内固定失效与股骨头内翻畸形，是解决老年骨质疏松性不稳定型股骨转子间骨折的有效办法。

研究的优点与不足：①为了防止出现应力奇异，研究对股骨表面进行了光滑处理，可能会与力学实验和临床结果稍有差异。②为了更加直观地观察结果，研究去除了肌肉对力的影响。③研究采用单一类型的骨折，对其他类型骨折不具有普适性，后期会模拟分析骨水泥增强对稳定型股骨转子间

骨折生物力学的影响。随着科技的发展及个性化定制治疗的风靡，可以在模拟患者骨折类型的基础上，利用软件复位，比较不同类型内固定方式的应力和位移情况，可以更好地指导患者术后功能锻炼。④实际的骨水泥注入应该是不规则型与骨小梁紧密相连，研究为了更加精确骨水泥的位置及含量，设计为规则的球形或圆柱体，指定给骨水泥增强区的材料属性是基于理想环境下的结果，几乎没有骨水泥孔隙，可能较实际应用有所偏差。⑤股骨头受到来自不同方向的力，但此次研究仅模拟施加了对股骨头的垂直应力，如果加上对股骨近端的扭矩，结果可能更加符合实际，但不同内固定之间的环境是相同的，因此结果是可信的。

研究的创新之处在于：创造性地解决了一直困扰广大骨科医务工作者的增强型股骨近端防旋髓内钉骨水泥量与位置的分析，利用有限元分析法模拟骨水泥增强型不同位置及含量之间的差异，为临床医师作出更好的选择提供依据。研究结果表明，骨水泥增强能够明显减少股骨头内翻与内固定失效等术后并发症，并且对于老年骨质疏松的反转子间骨折更适宜将 5 mL 圆柱形骨水泥放置在螺旋刀片周围，但这毕竟仅仅只是模拟，后期还需要大量的临床及生物力学进行验证。

随着科技的发展及个性化定制手术的风靡，可以在模拟患者骨折类型的基础上，利用软件复位，比较不同类型内固定方式的位移及应力，个性化评估哪种内固定方式更适用于此患者，进一步通过拓扑优化对内固定材料进行改良，设计出更加适用于骨质疏松患者的内固定方式。

致谢：感谢新疆医科大学第六临床医学院（第六附属医院）骨科实验中心为此次研究提供相应的软件支持。

作者贡献：张乾龙负责实验设计、模型构建及论文撰写，买合木提·亚库甫负责构建指导及完善有限元模型，宋晨辉、刘修信、任政、刘宇哲、木牙沙尔·阿布都沙拉、木萨吉旦·艾克拜尔负责图片编辑、数据收集及统计，再建负责理论指导及模型评估。

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表宗旨。

4 参考文献 References

[1] PARKER M, JOHANSEN A. Hip fracture. *BMJ*. 2006;333(7557):27-30.
[2] LAW GW, WONG YR, GARDNER A, et al. Intramedullary nailing confers an increased risk of medial migration compared to dynamic hip screw fixation in unstable intertrochanteric hip fractures. *Injury*. 2021;52(11):3440-3445.
[3] ZHANG Z, QIU YD, ZHANG YW, et al. Global Trends in Intertrochanteric Hip Fracture Research From 2001 to 2020: A Bibliometric and Visualized Study. *Front Surg*. 2021;8:756614.
[4] CHANG SM, HOU ZY, HU SJ, et al. Intertrochanteric Femur Fracture Treatment in Asia: What We Know and What the World Can Learn. *Orthop Clin North Am*. 2020;51(2):189-205.

[5] TU DP, LIU Z, YU YK, et al. Internal Fixation versus Hemiarthroplasty in the Treatment of Unstable Intertrochanteric Fractures in the Elderly: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Orthop Surg*. 2020;12(4):1053-1064.
[6] NIU E, YANG A, HARRIS AH, et al. Which Fixation Device is Preferred for Surgical Treatment of Intertrochanteric Hip Fractures in the United States? A Survey of Orthopaedic Surgeons. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(11):3647-3655.
[7] PALM H. Hip Fracture: The Choice of Surgery//FALASCHI P, MARSH D. Orthogeriatrics: The Management of Older Patients with Fragility Fractures. Cham (CH). 2021:125-141.
[8] FTOUH S, MORGA A, SWIFT C. Management of hip fracture in adults: summary of NICE guidance. *BMJ*. 2011;342:d3304.
[9] ROBERTS KC, BROX WT, JEVSEVAR DS, et al. Management of hip fractures in the elderly. *J Am Acad Orthop Surg*. 2015;23(2):131-137.
[10] SMITH L, ALBERSHEIM M, BLASCHKE B L, et al. Trend and Economic Implications of Implant Selection in the Treatment of Intertrochanteric Hip Fractures: A Review of the American Board of Orthopaedic Surgery Database From 2007 to 2017. *Am Acad Orthop Surg*. 2021;29(18):789-795.
[11] WANG Y, CHEN W, ZHANG L, et al. Finite Element Analysis of Proximal Femur Bionic Nail (PFBN) Compared with Proximal Femoral Nail Antirotation and InterTan in Treatment of Intertrochanteric Fractures. *Orthop Surg*. 2022;14(9):2245-2255.
[12] KULACHOTE N, SA-NGASOONGSONG P, SIRISREETREERUX N, et al. Predicting Factors for Return to Prefracture Ambulatory Level in High Surgical Risk Elderly Patients Sustained Intertrochanteric Fracture and Treated With Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA) With and Without Cement Augmentation. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*. 2020;11:2151459320912121.
[13] SERMON A, BONER V, BOGER A, et al. Potential of polymethylmethacrylate cement-augmented helical proximal femoral nail antirotation blades to improve implant stability--a biomechanical investigation in human cadaveric femoral heads. *J Trauma Acute Care Surg*. 2012;72(2):E54-E59.
[14] SERMON A, BONER V, SCHWIEGER K, et al. Biomechanical evaluation of bone-cement augmented Proximal Femoral Nail Antirotation blades in a polyurethane foam model with low density. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27(1):71-76.
[15] STRAMAZZO L, RATANO S, MONACHINO F, et al. Cement augmentation for trochanteric fracture in elderly: A systematic review. *J Clin Orthop Trauma*. 2021; 15:65-70.
[16] NI XH, ZHU XY, ZHANG ZY, et al. Clinical effect of cement-enhanced APFN in the treatment of elderly osteoporotic intertrochanteric fractures. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2022;26(11):3872-3877.
[17] 庄华峰, 李毅中, 林金矿, 等. 脆性股骨颈骨折患者股骨颈骨密度及结构的变化 [J]. *中华老年医学杂志*, 2014,33(3):282-285.
[18] 陈心敏, 李文标, 熊凯凯, 等. 钉道强化股骨近端防旋髓内钉治疗老年 A3.3 型股骨转子间骨折: 最佳骨水泥量有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2021, 25(9):1404-1409.
[19] GELLER JA, SAIFI C, MORRISON TA, et al. Tip-apex distance of intramedullary devices as a predictor of cut-out failure in the treatment of peritrochanteric elderly hip fractures. *Int Orthop*. 2010;34(5):719-722.
[20] ZHENG L, CHEN X, ZHENG Y, et al. Cement augmentation of the proximal femoral nail antirotation for the treatment of two intertrochanteric fractures-a comparative finite element study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22(1):1-13.
[21] WANG J, MA JX, LU B, et al. Comparative finite element analysis of three implants fixing stable and unstable subtrochanteric femoral fractures: Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA), Proximal Femoral Locking Plate (PFLP), and Reverse Less Invasive Stabilization System (LISS). *Orthop Traumatol Surg Res*. 2020;106(1): 95-101.
[22] DHANOPIA A, BHARGAVA M. Finite Element Analysis of Human Fractured Femur Bone Implantation with PMMA Thermoplastic Prosthetic Plate. *Procedia Eng*. 2017;173(22):1658-1665.
[23] SERMON A, ZDERIC I, KHATCHADOURIAN R, et al. Bone cement augmentation of femoral nail head elements increases their cut-out resistance in poor bone quality- A biomechanical study. *J Biomech*. 2021;118:110301.
[24] CHRISTIAN K, DANIEL P, ADOLF L L, et al. Inability of Older Adult Patients with Hip Fracture to Maintain Postoperative Weight-Bearing Restrictions. *J Bone Joint Surg Am*. 2018;100(11):936-941.
[25] SCHUETZE K, EHINGER S, EICKHOFF A, et al. Cement augmentation of the proximal femur nail antirotation: is it safe? *Arch Orthop Trauma Surg*. 2021; 141(5):803-811.
[26] PASTOR T, ZDERIC I, GEHWEILER D, et al. Biomechanical analysis of recently released cephalomedullary nails for trochanteric femoral fracture fixation in a human cadaveric model. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2021;142(12):3787-3796.
[27] WANG Y, CHEN W, ZHANG L, et al. Finite Element Analysis of Proximal Femur Bionic Nail (PFBN) Compared with Proximal Femoral Nail Antirotation and InterTan in Treatment of Intertrochanteric Fractures. *Orthop Surg*. 2022;14(9): 2245-2255.

(责任编辑: GW, ZN, QY, YJ)