

# 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

<https://doi.org/10.3969/j.issn.2095-4344.4014>

陈心敏<sup>1</sup>, 李文标<sup>1</sup>, 熊凯凯<sup>1</sup>, 熊晓燕<sup>1</sup>, 郑利钦<sup>2</sup>, 李木生<sup>2</sup>, 郑永泽<sup>2</sup>, 林梓凌<sup>3</sup>

2095-4344.4014

投稿日期: 2020-04-03

送审日期: 2020-04-10

采用日期: 2020-05-16

在线日期: 2020-09-02

中图分类号:

R459.9; R318; R445

文章编号:

2095-4344(2021)09-01404-06

文献标识码: A

## 文章快速阅读:

### 模型建立:

(1) 选取 1 例左侧股骨转子间骨折患者的原始 CT 资料;  
(2) 提取、优化模型。

### 装配股骨近端防旋髓内钉和股骨三维模型

### 模型构建:

(1) 构建 AO31-A3.3 骨折模型;  
(2) 构建 3 个不同骨水泥注入量的模型。

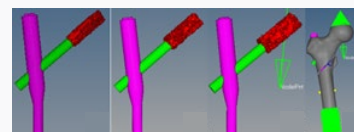
### 文章特点一

△骨水泥钉道强化股骨近端防旋髓内钉治疗老年 A3.3 型股骨转子间骨折可以有效减少螺旋刀片的切割, 降低内固定失败的风险, 但注入的最佳骨水泥量仍不明确。

△运用有限元法模拟注入不同数量的骨水泥, 具体、直观、仿真地展示其对骨折端和内固定稳定性的影响, 对临床和后续研究具有参考价值 and 指导意义。

### 结论:

钉道强化股骨近端防旋髓内钉治疗老年 A3.3 型股骨转子间骨折注入的骨水泥量不宜过多, 可能不超过 3 mL 具有最佳的生物力学效果。



## 文题释义:

**钉道强化股骨近端防旋髓内钉:** 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, 钉道强化即注入骨水泥包裹螺旋刀片近端, 增加螺旋刀片把持力和锚固力, 降低内固定失败风险。

**有限元分析:** 具有操作简便、仿真度高、可重复利用等优势, 从简单的骨骼应力到手术内固定的选择, 以及动态骨折的仿真分析均可应用, 在骨科领域蓬勃发展。

## 摘要

**背景:** 骨质疏松和骨折类型是影响股骨近端防旋髓内钉内固定后失效的两个重要原因, 而钉道强化股骨近端防旋髓内钉治疗老年 AO31-A3.3 型股骨转子间骨折可以有效降低术后失败率, 但注入骨水泥的具体数量仍有待商榷。

**目的:** 探讨钉道强化股骨近端防旋髓内钉治疗老年 A3.3 型股骨转子间骨折的最佳骨水泥量。

**方法:** 选取 1 名志愿者 CT 资料导入 Mimics 19.0 和 Geomagic studio 2017 软件中进行提取、优化得到右侧股骨三维模型; 运用 Solidworks 2017 软件画出内固定模型并与股骨模型按照标准手术技术装配, 再导入 Hypermesh 14.0 软件中截骨得到 AO31-3.3 型股骨转子间骨折模型, 将螺旋刀片近端周围松质骨重新定义为骨水泥, 分别得到 A(2.2 mL)、B(4.2 mL)、C(6.4 mL) 3 个不同骨水泥注入量的钉道强化股骨近端防旋髓内钉模型, 设置材料属性参数、边界条件、施加载荷, 分别导入 LS-DYNA 软件求解。

**结果与结论:** ① 3 个模型头颈骨块内翻和旋转角度、股骨近端整体应力无明显差异, 但 B、C 模型螺旋刀片切割严重且出现螺旋刀片断裂, A 模型螺旋刀片切割轻微无断裂; ② 骨水泥强大的锚固力能稳定螺旋刀片, 但容易导致局部应力集中; ③ 钉道强化股骨近端防旋髓内钉治疗老年 A3.3 型股骨转子间骨折注入的骨水泥量不宜过多, 可能不超过 3 mL 具有最佳的生物力学效果。

**关键词:** 骨; 股骨; 骨折; 骨水泥; 髓内钉; 有限元分析; 生物力学

**缩略语:** 股骨近端防旋髓内钉: proximal femoral anti-rotation nail, PFNA

## Type A3.3 femoral intertrochanteric fracture with augmented proximal femoral nail anti-rotation in the elderly: finite element analysis of the optimal amount of bone cement

Chen Xinmin<sup>1</sup>, Li Wenbiao<sup>1</sup>, Xiong Kaikai<sup>1</sup>, Xiong Xiaoyan<sup>1</sup>, Zheng Liqin<sup>2</sup>, Li Musheng<sup>2</sup>, Zheng Yongze<sup>2</sup>, Lin Ziling<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Fengcheng Hospital of Traditional Chinese Medicine, Fengcheng 331100, Jiangxi Province, China; <sup>2</sup>Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China; <sup>3</sup>First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

**Corresponding author:** Lin Ziling, MD, Chief TCM physician, Master's supervisor, First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

<sup>1</sup>丰城市中医院, 江西省丰城市 331100; <sup>2</sup>广州中医药大学, 广东省广州市 510405; <sup>3</sup>广州中医药大学第一附属医院, 广东省广州市 510405

**第一作者:** 陈心敏, 男, 1992 年生, 江西省赣州市人, 2019 年广州中医药大学毕业, 硕士, 医师, 主要从事骨与关节损伤的中西医结合治疗和生物力学研究。

**通讯作者:** 林梓凌, 博士, 主任中医师, 硕士生导师, 广州中医药大学第一附属医院, 广东省广州市 510405

<https://orcid.org/0000-0002-9519-4797> (陈心敏)

**基金资助:** 国家自然科学基金资助项目 (81673996), 项目负责人: 林梓凌

**引用本文:** 陈心敏, 李文标, 熊凯凯, 熊晓燕, 郑利钦, 李木生, 郑永泽, 林梓凌. 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.



## Abstract

**BACKGROUND:** Osteoporosis and fracture type are two important reasons for the postoperative failure of proximal femoral nail anti-rotation. The treatment of elderly patients with type AO31-A3.3 femoral intertrochanteric fractures by bone cement augmented proximal femoral nail anti-rotation can effectively reduce the failure rate, but the specific amount of bone cement injected remains to be discussed.

**OBJECTIVE:** To investigate the optimal amount of bone cement in the treatment of type A3.3 intertrochanteric femur fracture with augmented proximal femoral nail anti-rotation in elderly.

**METHODS:** CT data of one volunteer were imported into Mimics 19.0 and Geomagic studio 2017 to extract and optimize the three-dimensional model of the right femur. Internal fixation model was drawn and assembled with femur model according to the standard operation technology, then imported into Hypermesh 14.0 software to simulate type AO31-3.3 intertrochanteric femur fracture. The spongy bone around the proximal helical blade was redefined as bone cement, obtaining A, B and C models with 2.2 mL, 4.2 mL, and 6.4 mL of bone cement, respectively. The material property parameters, boundary conditions, and applied loads were set and imported into LS-DYNA software for solution.

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) There was no significant difference in the inversion and rotation angles of the head and neck fragment and the overall stress in three models, but the blade cutting in model B and model C was severe and the helical blade was broken, while the blade cutting in model A was slight and did not break. (2) The strong anchoring force of bone cement could stabilize the helical blade, but easily led to local stress concentration. (3) The amount of bone cement injected into the proximal femoral nail anti-rotation for the treatment of type A3.3 intertrochanteric femur fracture in elderly should not be too much, and less than 3 mL may have the best biomechanical effect.

**Key words:** bone; femur; fracture; bone cement; intramedullary nail; finite element analysis; biomechanics

**Funding:** the National Natural Science Foundation of China, No. 81673996 (to LZL)

**How to cite this article:** CHEN XM, LI WB, XIONG KK, XIONG XY, ZHENG LQ, LI MS, ZHENG YZ, LIN ZL. Type A3.3 femoral intertrochanteric fracture with augmented proximal femoral nail anti-rotation in the elderly: finite element analysis of the optimal amount of bone cement. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2021;25(9):1404-1409.

## 0 引言 Introduction

股骨转子间骨折在老年人中较为常见<sup>[1-2]</sup>, 保守治疗容易并发压疮、坠积性肺炎等, 而手术治疗预后较好, 成为临床治疗的主要方式<sup>[3-4]</sup>。手术治疗内固定主要分为两种<sup>[5]</sup>, 髓外固定主要包括动力髌螺钉和股骨近端解剖型锁定钢板, 髓内固定主要是股骨近端防旋髓内钉 (proximal femoral nail anti-rotation, PFNA)。对于不稳定型股骨转子间骨折, PFNA 具有更好的生物力学和临床效果<sup>[6-7]</sup>。

AO31-A3 型股骨转子间骨折又称为反转子间骨折, 属于不稳定型股骨转子间骨折, 其骨折线自近内侧延伸至远外侧, 近端骨块受臀中肌和外旋肌群的牵拉外展外旋, 小转子骨块受内收肌和髂腰肌的牵拉作用向内侧移位, 股骨干常有向内移位趋势。而 AO31-A3.3 型股骨转子间骨折内外侧壁皆损伤, 更增加了其不稳定性及手术复位固定难度, 内固定失败风险和并发症概率较 AO31-A3.1 型和 AO31-A3.2 型股骨转子间骨折更高, 单纯的 PFNA 内固定预后并不理想。因此, 李尧等<sup>[8]</sup>使用 PFNA 联合横向小钢板重建外侧壁治疗 A3 型股骨转子间骨折; 姜昊等<sup>[9]</sup>使用有限切开钛缆捆扎辅助 PFNA 治疗老年骨质疏松性 A3 型股骨转子间骨折, 但均需更广泛的软组织切开和剥离, 手术时间相对较长, 手术风险增高。而临床已有众多学者使用骨水泥钉道强化 PFNA 治疗股骨转子间骨折并行术后随访<sup>[10-12]</sup>, 证实此方法固定可靠, 术后可早期负重, 并发症少, 安全有效, 是临床治疗老年股骨转子间骨折的有效术式。

作者前期研究通过有限元法比较钉道强化 PFNA 和普通 PFNA 发现, 钉道强化 PFNA 治疗老年股骨转子间 A3.3 型骨折具有更好的生物力学效果<sup>[13]</sup>, 但并未阐述钉道强化 PFNA 的骨水泥量问题, 现有研究认为注入的骨水泥量 3-5 mL 为适宜, 但临床和生物力学证据国内外报道甚少<sup>[14-15]</sup>。文章旨在通过有限元法研究钉道强化 PFNA 治疗老年股骨转子间 A3.3 型骨折的最佳骨水泥量, 为临床治疗提供参考和依据。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 有限元分析实验。

1.2 时间与地点 于 2020 年 3 月在丰城市中医院创伤骨科完成。

1.3 对象

1.3.1 病例选取 选择 1 例合适患者作为志愿者并收集 CT 资料: ①基本资料: 78 岁, 女性, 身高 158 cm, 体质量 64 kg。②病史: 因“摔倒致左髋部疼痛、活动受限 3 h”于 2019-12-06 入院, X 射线片提示左股骨转子间骨折, 骨质疏松。既往无手术史, 无肿瘤史, 无先天骨骼变异, 近年未服影响骨代谢药物。③伦理与知情同意: 详细告知患者实验过程和实验目的, 患者表示理解支持并签署知情同意书, 同时取得丰城市中医院伦理委员会批准 (医院伦理批件号: NO.Y[2020]009, 审批时间: 2020-01-09)。

1.3.2 扫描条件 ①地点: 丰城市中医院影像科 CT 室; ②体位与部位: 志愿者取仰卧位, 采用 GE 64 排螺旋 CT 同时扫描双侧髋部至小腿中上段并以 Dicom 格式保存扫描的 CT 数据, CT 数据包含股骨全长; ③扫描参数设置: 扫描电压 120 kV, 扫描电流 250 mA, 层厚 2 mm, 层距 5 mm, 每个扫描层的像素矩阵密度大小为 512×512。

1.4 材料 ①计算机: 联想 Thinkpad P52 移动图形工作站; ②实验软件: 详见表 1。

表 1 | 实验软件及来源

Table 1 | Experimental software and sources

实验软件	生产公司	提供单位
Mimics 19.0 软件	Materialise 公司, 比利时	广州中医药大学
Geomagic studio 2017 软件	Geomagic 公司, 美国	国家重点学科中
Solidworks 2017 软件	Dassault Systemes 公司, 美国	医骨伤科学数字
Hypermesh14.0 软件	Altair 公司, 美国	骨科与生物力学
LS-DYNA 软件	LSTC 公司, 美国	实验室提供

1.5 方法

1.5.1 重建右侧股骨三维模型 在 Mimics 19.0 软件中导入志愿者的 CT 影像资料, 选择“bone”阈值辨别股骨, 再通过

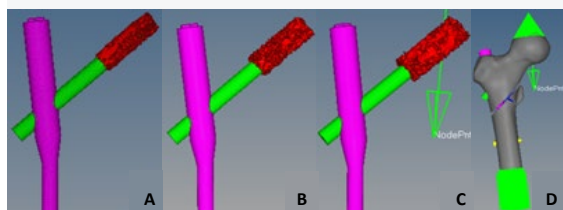
编辑蒙罩、材料填充、3D 提取、光顺等步骤后得到右侧股骨三维模型，并储存为 STL 格式文件导入 Geomagic studio 2017 软件，先后予划分网格、构造格栅、拟合曲面等处理后得到更为优化、仿真的右侧股骨三维模型，以 STEP 格式保存。

**1.5.2 建立 PFNA 模型** 参照第 2 代 AO PFNA 的具体参数，在 Solidworks 2017 软件中新建零件，通过拉伸、旋转、螺旋线、组合、放样等步骤得到 PFNA 内固定三维模型，PFNA 内固定模型基本参数为：主钉长 170 mm，螺旋刀片直径 10 mm，长度 105 mm，颈干角 130°，5° 外翻角。

**1.5.3 构建不稳定型股骨转子间骨折 PFNA 模型** 在 Solidworks 2017 软件中将右侧股骨三维模型与 PFNA 内固定模型按照标准手术技术进行装配、组合，确定尖顶距 ≤ 25 mm，并储存为 STEP 格式导入 Hypermesh 14.0 软件中，内固定直接进行网格划分，骨皮质及骨松质参照何祥鑫等<sup>[16]</sup>对股骨通过表面网格定义皮质骨、内部网格定义松质骨的方式划分，并检查网格质量均良好，利用 Delete 命令删除部分单元模拟 AO31-A3.3 型骨折，形成股骨头颈骨块、小转子骨块和股骨干骨块三部分，同时删除股骨远端以减少运算量，储存为普通 AO31-A3.3 型股骨转子间骨折 PFNA 模型。

**1.5.4 材料属性与边界条件** 设置高龄股骨近端松质骨、皮质骨和 PFNA 内固定的密度、弹性模量、泊松比、屈服应力等参数<sup>[17-22]</sup>，并选取控制卡片；边界条件设置为股骨远端完全固定，模拟单足站立，在与股骨干长轴呈 10°，垂直于股骨头球面，1 s 内线性加载大小为 990 N 的载荷<sup>[23]</sup>。各部件相互作用设置骨与骨之间摩擦系数为 0.46<sup>[24]</sup>，骨与内固定的摩擦系数为 0.3，螺旋刀片与主钉设置为 0.23。

**1.5.5 定义骨水泥与分析** 王勇等<sup>[10]</sup>认为骨水泥量在 3-5 mL 为宜，将骨水泥量分为 3 组：小于 3 mL 组、3-5 mL 组、大于 5 mL 组。截取模型中螺旋刀片近端凹槽周围不同数量松质骨重新定义为骨水泥部件，计算其体积约为 1 167.536 mm<sup>3</sup>(约 2.2 mL) 另存为 A 模型；体积约为 4 152.510 mm<sup>3</sup>(约 4.2 mL) 另存为 B 模型；体积约为 6 523.973 mm<sup>3</sup>(约 6.5 mL) 另存为 C 模型。3 个模型骨水泥部件的材料参数：表观密度为 1.18 g/cm<sup>3</sup>，弹性模量为 220 000 MPa，泊松比 0.2，屈服应力 100 MPa<sup>[25]</sup>，骨水泥与螺旋刀片近端接触关系设置为绑定，分别保存为 K 文件导出，详见图 1。



图注：A、B、C 分别为不同骨水泥量钉道强化模型（骨水泥量分别为 2.2、4.2、6.5 mL），D 为设置完成参数和边界条件模型

图 1 | 不同骨水泥量钉道强化 PFNA 股骨转子间骨折模型

Figure 1 | Models of femoral intertrochanteric fracture treated with different amounts of bone cement augmented proximal femoral nail anti-rotation

**1.5.6 运算** 分别将 K 文件导入 LS-DYNA 软件中，设置运行内核和内存提交运算，运算结果于 Hyperview 14.0 软件中查看。

**1.6 主要观察指标** 3 个模型主要对比指标为：①螺旋刀片切割；②股骨颈内翻；③股骨颈旋转；④股骨近端应力；⑤内固定应力。

## 2 结果 Results

**2.1 单元、节点数** 3 个模型具体的单元、节点数详见表 2。

表 2 | 模型单元节点数

Table 2 | Number of elements and nodes in models

部件	A 模型		B 模型		C 模型	
	单元	节点	单元	节点	单元	节点
总数	290 908	64 053	290 908	64 053	290 908	64 053
股骨	245 490	52 752	243 608	52 444	241 695	52 130
内固定	40 690	11 491	40 928	11 565	40 928	18 162
骨水泥	4 727	1 712	6 371	1 960	8 284	8 894

表注：A、B、C 分别为不同骨水泥注入量 (2.2, 4.2, 6.4 mL) 的钉道强化股骨近端防旋髓内钉模型

**2.2 螺旋刀片切割** 螺旋刀片的切割主要体现在松质骨单元的消失。股骨头颈骨块受力下压时，应力通过皮质骨、松质骨传导至螺旋刀片，当应力超过松质骨屈服应力时，则出现断裂、消失。A 模型松质骨单元消失最少 (17 413)，切割最轻微；C 模型松质骨单元消失最多 (39 808)，切割最严重，且 B、C 模型转子区域的松质骨亦出现消失，切割程度与骨水泥量成正比，详见图 2。

**2.3 股骨颈内翻** 股骨头颈骨块受力下压，内侧小转子骨块破裂，支撑相对较弱，骨水泥强化螺旋刀片强大的锚固力支撑着头颈骨块，3 个模型头颈骨块内翻均较小，分别约为 3.1°、1.3° 及 1.2°，但 B、C 模型股骨头下方皮质骨有不同程度破裂，详见图 3。

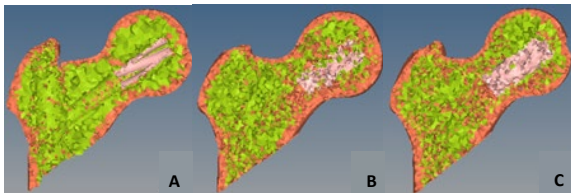
**2.4 股骨颈旋转** 股骨头颈骨块与小转子骨块相抵，因股骨颈前倾，受力时后内侧皮质破裂消失导致股骨颈旋转，而 3 个模型中骨水泥强化螺旋刀片使得头颈骨块旋转移位较小，但 B、C 模型股骨头后下方皮质骨受损伤严重，详见图 4。

**2.5 股骨近端应力** 骨水泥强化螺旋刀片后，对头颈骨块的锚固力明显增加，股骨近端应力主要集中在内固定和骨水泥。A 模型应力最大，约为 789.7 MPa；C 模型最小，约为 767.6 MPa，3 个模型整体应力相差不大，详见图 5。

**2.6 内固定应力** 3 个模型内固定均承受了最大应力，主要集中于螺旋刀片尖端以及螺旋刀片和主钉连接处，而 B、C 模型应力集中更为明显，螺旋刀片尖端出现了断裂、移位，详见图 6。

## 3 讨论 Discussion

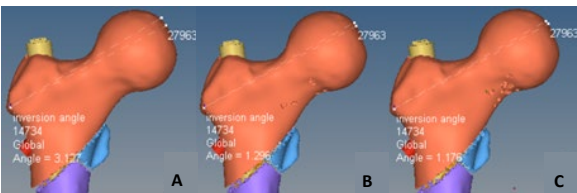
骨水泥即骨黏剂，是一种用于填充骨与植入物间隙或骨腔并具有自凝特性的生物材料。在现实中，水泥是用来描述将两种物质结合在一起的物质，然而骨水泥是作为一个空



图注：A、B、C 分别为不同骨水泥注入量 (2.2, 4.2, 6.4 mL) 的钉道强化股骨近端防旋髓内钉模型。A、B、C 模型切割程度各不相同，松质骨单元消失数量与骨水泥量呈正比

图 2 | 各模型螺旋刀片切割

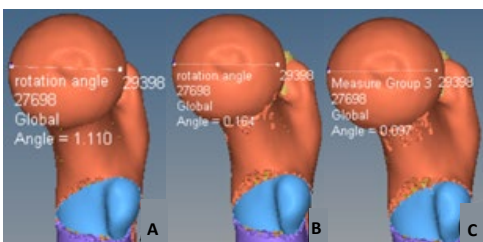
Figure 2 | Blade cutting of models



图注：A、B、C 分别为不同骨水泥注入量 (2.2, 4.2, 6.4 mL) 的钉道强化股骨近端防旋髓内钉模型。A、B、C 模型股骨颈内翻角度均较小，但 B、C 模型股骨头下方皮质骨有不同程度破裂

图 3 | 各模型股骨颈内翻

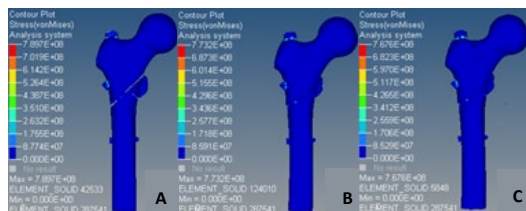
Figure 3 | Inversion of femoral neck in models



图注：A、B、C 分别为不同骨水泥注入量 (2.2, 4.2, 6.4 mL) 的钉道强化股骨近端防旋髓内钉模型。A、B、C 模型经骨水泥强化旋转移位较小，但 B、C 模型股骨头后下方皮质骨受损严重

图 4 | 各模型股骨颈旋转

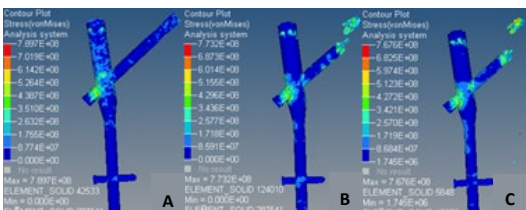
Figure 4 | Rotation of femoral neck in models



图注：A、B、C 分别为不同骨水泥注入量 (2.2, 4.2, 6.4 mL) 的钉道强化股骨近端防旋髓内钉模型。A、B、C 模型股骨近端应力呈递减趋势

图 5 | 各模型股骨近端应力

Figure 5 | Von Mises stress distribution of the femur in models



图注：A、B、C 分别为不同骨水泥注入量 (2.2, 4.2, 6.4 mL) 的钉道强化股骨近端防旋髓内钉模型。B、C 模型螺旋刀片尖端出现断裂，A 模型尖端应力集中未断裂

图 6 | 各模型内固定应力

Figure 6 | Von Mises stress distribution of internal fixation in models

间填充，创造一个紧密的空间容纳内植物紧贴骨头，从而达到“灌浆”的作用。骨水泥没有内在的黏合性能，而是增强不规则骨表面和假体之间紧密、机械的固定<sup>[26-27]</sup>。骨水泥主要分为聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥、磷酸钙骨水泥及其他复合骨水泥材料。其中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，临床使用最为广泛；磷酸钙骨水泥又称自固化磷酸钙人工骨，虽具有良好的生物相容性、骨传导性及生物降解性能，但其存在力学强度较差，无法满足临床应用要求等不足，主要用于颅颌面外科手术；复合骨水泥是通过取长补短、优化骨水泥性能而得到的既能满足使用需求、又能有效减少不良反应的骨水泥材料<sup>[28-30]</sup>。

骨水泥在骨科临床中应用广泛，如在人工膝关节和髋关节置换术中，通过骨水泥增强假体稳定性，提高术后疗效<sup>[31]</sup>；骨水泥钉道强化椎弓根螺钉内固定用于治疗重度骨质疏松腰椎退行性疾病，增加螺钉的把持力，明显降低螺钉松动率，取得了较好的效果<sup>[32-33]</sup>，但骨水泥的注入量并不是越多越好，如使用骨水泥钉道强化椎弓根螺钉内固定，过量的骨水泥容易导致骨水泥渗漏、椎弓根骨折、神经根刺激等并发症<sup>[34]</sup>。同理，骨水泥钉道强化 PFNA 是在普通 PFNA 手术基础上，通过简便易行的方法注入骨水泥，既保留了 PFNA 内固定创伤小、软组织损伤少、手术时间短等优点，又可靠地增加了骨折端和内固定稳定性，且骨质疏松是 PFNA 内固定术后失效的一个重要原因<sup>[35-36]</sup>，而骨水泥的力学强度很好地克服了股骨头颈骨块中脆弱稀疏骨质疏松性骨质微损伤的后果，减少了螺旋刀片的切割，降低了内固定失败的风险<sup>[37]</sup>。作者前期研究亦证实骨水泥钉道强化 PFNA 治疗老年 A3.3 型股骨转子间骨折具有更好的临床和生物力学效果，值得推广应用，故研究钉道强化 PFNA 最佳骨水泥量是非常必要的。如果螺旋刀片尖端注入的骨水泥量过多，注入过程中必将产热过剧，有可能损伤股骨头血运环境，且股骨转子间骨折患者多患骨质疏松，过多高强度的骨水泥容易引起应力集中，受力后可能导致周围骨质疏松性骨小梁断裂，引起螺旋刀片失稳；如果注入的骨水泥量过少，则周围骨质疏松性骨小梁间隙未被填充完全，螺旋刀片接触面积偏少，固定效果较差。现有研究注入骨水泥量大多为 3-5 mL，但因病例少、随访时间短等原因，注入的最佳骨水泥量尚需进一步研究证实。

此文通过有限元法建立不同骨水泥量钉道强化 PFNA 模型，结果显示：①使用的骨水泥参数主要是参照聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥，其生物力学强度大，密度高，具有强大的抗断裂作用和稳固性，在坚强固定的同时也容易产生应力集中，螺旋刀片包裹的骨水泥越多，所受应力就越难分散、传导，进而集中于螺旋刀片尖端，随着应力的增大，最终使得 B、C 模型内固定螺旋刀片尖端出现断裂。②股骨近端具有和其他部位不一样的承重和稳定结构：股骨近端包含了大量丰富的松质骨，主要是普通的骨小梁和应力骨小梁，通过抵抗、

缓冲弯曲应变而在维持股骨的弹性稳定方面起着重要作用,是股骨近端弹性稳定的重要结构<sup>[38]</sup>;其中主张力骨小梁是股骨 Ward 三角区最重要的力学结构之一,横跨了大转子、转子间、股骨颈与股骨头,在正常站立时主要承载弯曲应力,而在发生股骨近端骨折时则主要承载剪切应力<sup>[39]</sup>。骨水泥注入后,填充于骨小梁的间隙,增加了稳定性和接触面积,却也使骨小梁不能通过弯曲、变形来分散、传导应力;骨水泥注入越多,则失效的骨小梁越多,应力只能通过皮质骨继续传导,故 B、C 模型的股骨头下方皮质骨因承受、吸收强大应力而断裂受损。③股骨转子间骨折多发生于老年人,故此研究股骨各部分材料参数均设置为骨质疏松参数,其骨矿化程度增加,骨结构更脆弱<sup>[40]</sup>。骨质疏松患者脆弱的股骨近端骨小梁受到微小应力时,即可产生微骨折,持续存在的应力导致微骨折范围变大,骨小梁的“桁架结构”遭到破坏,无法提供有效接触和支撑,B、C 模型应力集中更为明显,骨小梁破坏愈多,则使螺旋刀片切割愈严重。④ B、C 模型头颈骨块内翻和旋转角度均要小于 A 模型,但 3 个模型内翻和旋转角度均很小,在临床实际中这种微小差距带来的影响微乎其微;而值得注意的是,此次研究只是模拟一次单足站立,在临床中患者需术后早期部分负重,螺旋刀片切割越严重,头颈骨块越不能维持弹性稳定,最终 B、C 模型头颈骨块内翻和旋转可能较 A 模型更为严重。

作者认为,运用骨水泥钉道强化 PFNA 治疗老年股骨转子间 A3.3 型骨折,若注入的骨水泥量过多,容易产生应力集中,破坏股骨近端自身的承重和稳定结构;注入的骨水泥量过少则不能有效增加螺旋刀片的接触面积,临床疗效亦不理想。临床中通过套筒注入骨水泥难免出现骨水泥丢失,再结合此文实验结果,作者认为骨水泥钉道强化 PFNA 注入的最佳骨水泥量可能不宜超过 3 mL,此数量具有较好的生物力学,这与现有文献注入骨水泥量 3-5 mL 有一定的差异,其原因可能是注入的最佳骨水泥量与骨质疏松程度密切相关,骨质疏松越严重,需要注入的骨水泥则越多,这样才能有效填充间隙、增加接触面积,而两者是否确实具有相关性,则需要更多的临床病例和随访来证实与支撑。

此次研究通过有限元法探讨骨水泥钉道强化 PFNA 治疗老年股骨转子间 A3.3 型骨折的最佳骨水泥量:①创造性地通过计算骨水泥单元总体积来换算注入的骨水泥量,使得骨水泥量数字化,更加客观、真实,实验数据和结果更加科学、更具说服力;②既往螺旋刀片切割程度只能通过观察松质骨单元消失的图片估算,此次研究通过精确计算消失的松质骨单元,具体、客观、简洁地展示了螺旋刀片的切割程度;③实验结果中包裹了骨水泥的螺旋刀片尖端出现断裂,这对术者在临床中使用钉道强化 PFNA 治疗老年股骨转子间骨折具有重要的预警作用,严格控制骨水泥量才能取得较好的术后疗效。

此次研究仍存在着一些不足与展望:①此次实验股骨各部分均设置为均质的、各向同性材料,如设置为不均质的各

向异性材料,则实验结果将更加精确;②钉道强化椎弓根螺钉骨水泥只分布在尖端,而此次实验骨水泥包裹了螺旋刀片整个螺旋形部分,是否骨水泥注入螺旋刀片尖端具有更好的生物力学效果呢?两个注入位置各有怎样的优缺点呢?③股骨近端骨质疏松程度不同,骨小梁的稀疏、脆性程度亦不同,而骨质疏松越严重,螺旋刀片的把持力就越弱,是否需注入的骨水泥就越多?作者后续将进一步研究解答。

**致谢:**感谢广州中医药大学岭南医学研究中心数字骨科与生物力学实验室为此次研究提供相应的软件支持,感谢导师林梓凌对此文实验思路的指导。

**作者贡献:**陈心敏负责实验设计及论文撰写,郑利钦、李木生、郑永泽负责构建、完善有限元模型,李文标、熊凯凯、熊晓燕负责数据收集及统计,林梓凌负责理论指导及模型评估。

**经费支持:**该文章接受了“国家自然科学基金(81673996)”的基金资助。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:**文章中治疗干预手段采用股骨近端防旋髓内钉,文章的全部作者声明,没有接受该器械的任何资助,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》和丰城市中医院对研究的相关伦理要求(医院伦理批件号:NO.Y[2020]009,审批时间:2020-01-09)。

**知情同意问题:**参与实验的患病个体为自愿参加,对实验过程完全知情同意,并签署“知情同意书”。

**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] XIA WB, HE SL, XU L, et al. Rapidly increasing rates of hip fracture in Beijing, China. *J Bone Miner Res.* 2012;27(1):125-129.
- [2] WANG J, WANG Y, LIU WD, et al. Hip fractures in Hefei, China: the Hefei osteoporosis project. *J Bone Miner Metab.* 2014;32(2):206-214.
- [3] ADIB HAIBAGHERY M, ABBASINIA M. Quality of life of the elderly after hip fracture surgery: a case-control study. *J Caring Sci.* 2013;2(1):53-59.
- [4] CLOSE JD, SWARTZ K, DEU R. Hip fracture in older patients: tips and tools to speed recovery. *J Fam Pract.* 2013;62(9):484-492.
- [5] 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.
- [6] GUO Y, YANG HP, DOU QJ, et al. Efficacy of femoral nail anti-rotation of helical blade in unstable intertrochanteric fracture. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2017;21(3 Suppl):6-11.
- [7] XU R, RU J, JI F, et al. Comparison of efficacy, complications and TGF-β2 expression between DHS and PFNA in elderly patients with osteoporotic femoral intertrochanteric fracture. *Exp Ther Med.* 2018;16(1):394-399.

- [8] 李尧,胡传真,茅凌洲,等. 股骨近端防旋髓内钉联合小钢板重建外侧壁治疗 AO/OTA 31-A3 型股骨转子间骨折 [J]. 中国修复重建外科杂志, 2019,33(10):1223-1227.
- [9] 姜昊,曹烈虎,潘思华,等. 有限切开钛缆捆扎辅助 PFNA 与单纯微创辅助 PFNA 治疗老年骨质疏松性 31-A3 型股骨粗隆间骨折的疗效对比 [J]. 中国骨与关节杂志, 2019,8(3):191-195.
- [10] 王勇,潘骏. 标准骨水泥强化型 PFNA 治疗老年股骨粗隆间不稳定骨折 [J]. 中国矫形外科杂志, 2018,26(18):1653-1658.
- [11] 陈宏峰,杨冬松,凌建生,等. 骨水泥强化型股骨近端防旋髓内钉固定治疗严重骨质疏松性股骨转子间骨折 [J]. 中华创伤骨科杂志, 2020,22(3):259-262.
- [12] 王兆稳,袁治国,白登彦,等. PFNA 联合骨水泥注入治疗老年骨质疏松性股骨粗隆间骨折 [J]. 甘肃医药, 2017,36(12):1048-1050.
- [13] 陈心敏,罗斯嘉,夏卓伟,等. 钉道强化股骨近端防旋髓内钉治疗老年 A3.3 型股骨转子间骨折的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2020,24(27):4265-4271.
- [14] 许兵,吴银生,王勇,等. 骨水泥强化型 PFNA 治疗老年性股骨粗隆间骨折的生物力学研究 [G]. 第二十四届中国中西医结合骨伤科学学术年会论文汇编. 2017.
- [15] 曾秋涛,赵洪斌,林勇,等. 带孔螺旋刀片骨水泥增强型 PFNA 治疗转子间骨折的疗效分析 [J]. 江西医药, 2017,52(12):1330-1331.
- [16] 何祥鑫,林梓凌,李鹏飞,等. 基于 Hypermesh 14.0 和 LS-DYNA 的老年转子间骨折有限元建模分析 [J]. 中国组织工程研究, 2018,22(11): 1725-1730.
- [17] GUO S, QU X, HE X, et al. Powder injection molding of Ti-6Al-4V alloy. *J Mater Proc Technol.* 2006;173(3):310-314.
- [18] HELGASON B, VICECONTI M, RÚNARSSON TP, et al. On the mechanical stability of porous coated press fit titanium implants: a finite element study of a pushout test. *J Biomech.* 2008;41(8):1675-1681.
- [19] CARNEY KS, PEREIRA JM, REVILOCK DM, et al. Jet engine fan blade containment using an alternate geometry. *Int J Impact Eng.* 2009;36(5): 720-728.
- [20] HINÜBER C, KLEEMANN C, FRIEDERICHS RJ, et al. Biocompatibility and mechanical properties of diamond-like coatings on cobalt-chromium-molybdenum steel and titanium-aluminum-vanadium biomedical alloys. *J Biomed Mater Res A.* 2010;95(2):388-400.
- [21] GOFFIN JM, PANKAJ P, SIMPSON AH, et al. Does bone compaction around the helical blade of a proximal femoral nail anti-rotation (PFNA) decrease the risk of cut-out: A subject-specific computational study. *Bone Joint Res.* 2013;2(5):79-83.
- [22] BOBBILI R, RAMAKRISHNA B, VEMURIMADHU V. Dynamic compressive behavior and fracture modeling of Titanium alloy IMI 834. *J All Comp.* 2017;714:225-231.
- [23] NODA M, ADACHI K. Biomechanical study using finite element method of element 'breakdown' technique on cutout mechanism after gamma nailing. *EC Orthop.* 2018:458-466.
- [24] EBERLE S, GERBER C, VON OLDENBURG G, et al. A biomechanical evaluation of orthopaedic implants for hip fractures by finite element analysis and in-vitro tests. *Proc Inst Mech Eng H.* 2010;224(10): 1141-1152.
- [25] DHANOPIA MB. Finite element analysis of human fractured femur bone implantation with PMMA thermoplastic prosthetic plate. *Proc Eng.* 2017;173:1658-1665.
- [26] VAISHYA R, CHAUHAN M, VAISH A. Bone cement. *J Clin Orthop Trauma.* 2013;4(4):157-163.
- [27] Chow LC. Calcium phosphate cements. *Monogr Oral Sci.* 2001;18: 148-163.
- [28] 张磊,唐晓菊,黄有荣,等. 聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥及磷酸钙骨水泥的材料性能及改性的研究进展 [J]. 广西医学, 2019, 41(16): 2114-2118+2122.
- [29] 伦登兴,徐丽娜,冯江涛,等. 可注射性硫酸钙骨水泥的生物力学研究 [J]. 中华骨科杂志, 2020,40(10): 661-668.
- [30] 郭良煜,郭卫春. 磷酸钙骨水泥在骨修复应用研究的新进展 [J]. 中国骨与关节杂志, 2020,9(2):157-160.
- [31] MONZÓN RA, COURRY JG, DISSE GD, et al. Bone cement in total hip and knee arthroplasty. *JBS Rev.* 2019;7(12): e6.
- [32] 陈孜,赵国辉,金丹杰,等. 后路短节段内固定结合伤椎强化技术治疗骨质疏松性胸腰椎爆裂性骨折 [J]. 中国微创外科杂志, 2019, 19(12):1088-1091.
- [33] 杨红军,苏高建,冯智海,等. 新型骨水泥椎弓根螺钉内固定系统治疗重度骨质疏松腰椎退变性疾病临床研究 [J]. 中国骨与关节杂志, 2019,8(9):703-708.
- [34] 陈晓峰,李浩,欧志聪,等. 不同置钉和骨水泥剂量对椎弓根螺钉固定强度的影响 [J]. 中国矫形外科杂志, 2019, 27(14): 1306-1310.
- [35] 段志斌. 股骨近端防旋髓内钉术后螺旋刀片穿出股骨头的影响因素分析 [D]. 南昌: 南昌大学, 2018.
- [36] 武政,刘向栋,常宝生. PFNA 治疗高龄不稳定性股骨转子间骨折内固定失败的危险因素分析 [J]. 局解手术学杂志, 2017,26(8):616-619.
- [37] 卫祺,张立智,张世民. 骨水泥材料在增强股骨转子间骨折内固定中的应用进展 [J]. 中华创伤骨科杂志, 2020, 22(1):84-87.
- [38] THOMAS CD, MAYHEW PM, POWER J, et al. Femoral neck trabecular bone: loss with aging and role in preventing fracture. *J Bone Miner Res.* 2009;24(11):1808-1818.
- [39] CHRISTOPHER JJ, RAMAKRISHNAN S. Assessment and classification of mechanical strength components of human femur trabecular bone using texture analysis and neural network. *J Med Syst.* 2008;32(2): 117-122.
- [40] BURR DB. Bone material properties and mineral matrix contributions to fracture risk or age in women and men. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2002;2(3):201-204.