

股骨夹具修复股骨粗隆间骨折的有限元分析

陈升阳¹, 章龙飞¹, 蔡宇浩¹, 陈嘉智¹, 武永霞¹, 窦 帮²

¹上海工程技术大学机械与汽车工程学院, 上海

²上海交通大学医学院附属松江医院, 上海

收稿日期: 2025年11月17日; 录用日期: 2025年12月10日; 发布日期: 2025年12月18日

摘要

针对股骨粗隆间骨折的修复问题, 本文以最常见的股骨近端防旋髓内钉(PFNA)装置作为测试装置。本文采用有限元分析的方法, 对比分析了髓内钉主钉与螺旋刀片的不同夹角(68° 、 64° 和 72°)静止站立状态下股骨、内固定装置变形及应力的分布特征, 并与同等条件下正常股骨的力学特征进行了比较。结果表明, 68° PFNA组的股骨最大变形与正常股骨最为相似, 最大等效应力集中在骨钉处, 相较于 64° 和 72° PFNA组更有利于骨折修复, 故佐证 68° 为股骨夹具修复的最佳角度。

关键词

股骨粗隆间骨折, 有限元分析, 等效应力, 变形

Finite Element Analysis of Femoral Prosthesis for the Repair of Intertrochanteric Fracture of the Femur

Shengyang Chen¹, Longfei Zhang¹, Yuhao Cai¹, Jiazh Chen¹, Yongxia Wu¹, Bang Dou²

¹School of Mechanical and Automotive Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai

²Songjiang Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai

Received: November 17, 2025; accepted: December 10, 2025; published: December 18, 2025

Abstract

Focusing on the repair of intertrochanteric fractures, this study uses the most common Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA) device as the test apparatus. Employing the finite element analysis method, the study compares and analyzes the distribution characteristics of deformation and stress in the femur and internal fixation device under static standing conditions for different angles (68° ,

文章引用: 陈升阳, 章龙飞, 蔡宇浩, 陈嘉智, 武永霞, 窦帮. 股骨夹具修复股骨粗隆间骨折的有限元分析[J]. 建模与仿真, 2025, 14(12): 95-101. DOI: 10.12677/mos.2025.1412662

64°, and 72°) between the main nail and the spiral blade. These findings are then compared with the mechanical characteristics of a normal femur under the same conditions. The results indicate that the maximum deformation of the femur in the 68° PFNA group most closely resembles that of a normal femur, with the maximum equivalent stress concentrated at the bone nail. Compared to the 64° and 72° PFNA groups, the 68° configuration is more conducive to fracture healing, thereby validating 68° as the optimal angle for femoral prosthesis repair.

Keywords

Intertrochanteric Fracture of the Femur, Finite Element Analysis, Equivalent Stress, Deformation

Copyright © 2025 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

股骨在人体承重中承担着非常重要的作用，在暴力冲击下易发生骨折。髋部骨折为股骨骨折中最常见的一种，而股骨转子间的骨折占髋部骨折的 50%以上[1][2]，伴随着世界人口老龄化的加剧，股骨转子间的发病率呈显著上升趋势。

股骨骨折最主要的治疗方式是采用内固定手术。内固定物(如螺钉、钢板、髓内钉)的核心作用在于复位并稳定骨折断端，临时代替骨骼传导应力[3]。因此，深入研究股骨、髓内钉及钢板等内固定系统在负载状态下的应力分布与传递机制，对于优化固定方案、预防内固定失败及促进骨折愈合具有重要的理论和临床意义。近年来，随着数字医学技术的不断发展并完善，有限元方法作为生物力学的研究工具被广泛利用。如樊国峰等[4]采用有限元方法研究不同螺钉布置情况下，板及螺钉上最大等效应力的分布情况；林臻等[5]通过有限单元法分析了不同骨折线位置股骨近端抗旋髓内钉刀片两种锁定方式下的力学性能；于权等[6]建立了三维有限元模型分析不同厚度股骨近端外侧壁动力髓螺钉内固定的生物力学性能；宋旭彬等[1]采用有限单元法分析了两种不同内固定系统治疗股骨转子间骨折的变形、应力分布特征。

本文通过有限元方法研究股骨在使用股骨近端防旋髓内钉(PFNA)型固定夹具中，PFNA 主钉与螺旋刀片间不同角度下，在日常生活中静立站立情况下的股骨及髓内钉的力学分布特征。

2. 对象和方法

2.1. 设计

有限元分析实验。

2.2. 实验设备及软件

Mimics、Geomagic Studio 10.0 (Raindrop Inc., 美国)、SioldWorks、ANSYS Workbench 2016 R1 (ANSYS Inc., 美国)。

2.3. 方法

将 DICOM 格式的股骨 CT 数据导入 Mimics 20.0 中将 CT 数据转变为 3D 几何模型并通过平滑、减面、包覆功能对生成的三维几何模型进行自动三角划分并平滑处理三角形表面网格，得到股骨的 stl 格式

文件。导入模型后使用网格医生修补骨头表面空洞，得到分离的皮质骨，打断剩余牵连骨裂部分，将模型分为三部分，分别为：大转子、小转子、主体。根据骨裂位置特征将三部分进行拼接对齐，合并为一个整体，**图 1** 为合并后的股骨模型图。

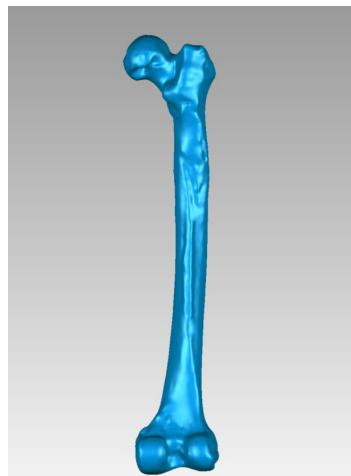


Figure 1. Schematic diagram of the femur model
图 1. 股骨模型图

建立 PFNA 的三维模型

在 SioldWorks 中建立 PFNA 装置的三维模型。PFNA 的实际尺寸通过制造商目录获得，在软件中通过系列操作，建立 PFNA 的主钉、螺旋刀片和远端锁定螺钉的三维模型，如**图 2** 所示。

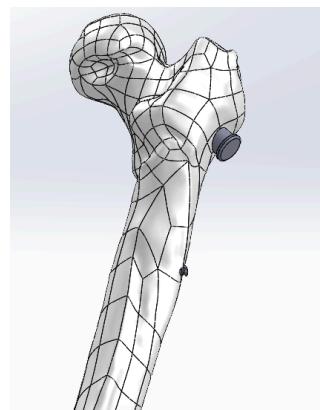


Figure 2. PFNA assembly diagram
图 2. PFNA 装配图

3. 有限元分析

3.1. 网格划分

把骨骼和骨钉模型分别导入有限元分析软件中，使用精确曲面中修理曲面片功能优化模型，令曲面片完全包裹骨骼，并修补干涉曲面片，进行网格划分，划分出三角形网格 169,436 个，**图 3** 为股骨网格划分图。对于骨折模型，建立 3 组含 PFNA 装置的三维有限元模型，其主钉与螺旋刀片的夹角分别为 68°、64° 及 72°，三种模型的网格单元及节点数见**表 1**。



Figure 3. Femur mesh partition diagram
图3. 股骨网格划分图

Table 1. Number of nodes and elements
表1. 节点及单元数

	PFNA 模型 68°	PFNA 模型 64°	PFNA 模型 72°
节点数	245,486	245,083	242,862
单元数	164,337	164,408	163,355

3.2. 参数选取

有限元计算采用线弹性模型，材料属性基于文献[2]：松质骨弹性模量为 1.5 GPa，皮质骨弹性模量为 17 GPa，泊松比为 0.3，考虑 PFNA 由钛合金制成，查阅相关资料，医用钛合金的泊松比选用 0.316。材料属性如表 2 所示。

Table 2. Material property assignment
表2. 材料属性分配

材料	弹性模量	泊松比
皮质骨	17	0.3
松质骨	1.5	0.3
内固定(钛合金)	110	0.316

各个模型间的接触关系设定为摩擦：骨折块之间、内固定装置间及骨与内固定装置间的摩擦系数分别为 0.46、0.218 及 0.42。

3.3. 载荷边界

在股骨头上表面选取一个直径为 20 mm 的区域施加载荷，并于股骨髁底部施加约束。为模拟双足静止站立状态，在该加载区域沿 Z 轴施加 -600 N 的载荷。

4. 结果分析

4.1. 正常股骨分析

在进行骨折有限元分析之前，首先进行了正常股骨受轴向载荷下的应力及位移计算。对正常股骨 Z

轴施加-600 N 的载荷, 得到在静立情况下正常股骨的等效应力、最大主应力及总变形的分布情况, 如图 4 所示。由图可知, 等效应力最大值出现在股骨主体外侧, 为 31.313 MPa; 最大主应力出现在股骨底端, 大小为 29.853 MPa; 位移最大值出现在股骨受力位置, 大小为 0.513 mm。

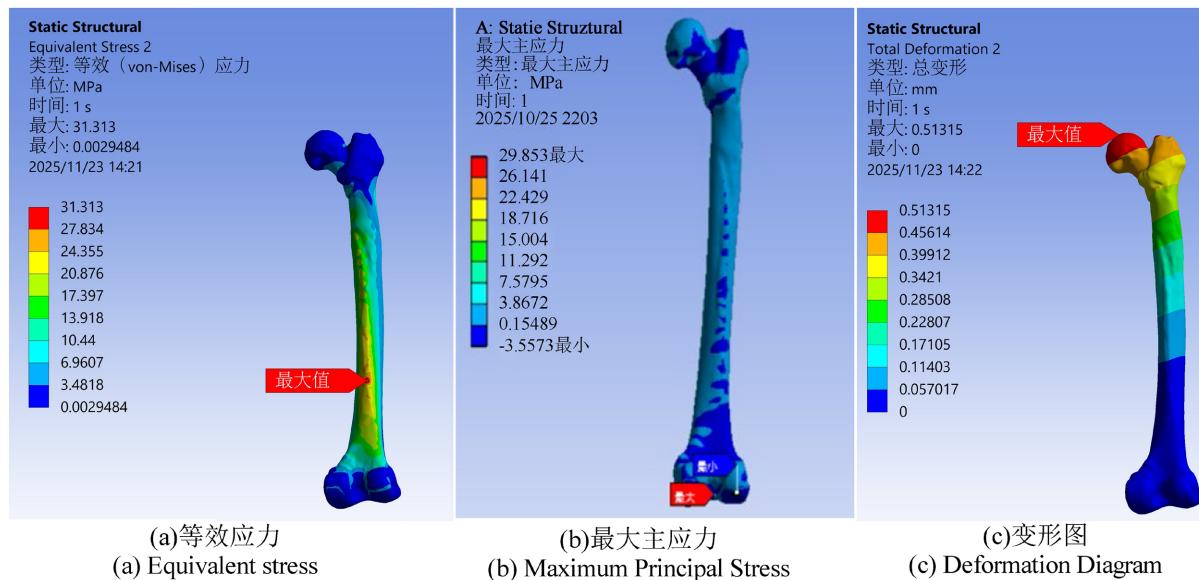


Figure 4. Stress and deformation contour maps of the normal femur
图 4. 正常股骨应力及变形云图

4.2. 股骨粗隆间骨折力学特性分析

本研究的实验角度设置源于临床专业医师的参考建议, 将内固定 PFNA 模型 68° 视为骨折固定的潜在最优角度。为进行充分验证, 设计了一项对比研究, 除 68° 组外, 另设置了 64° 与 72° 两个角度以模拟静止站立状态下股骨、内固定的变形及应力分布情况。

4.2.1. 髓内钉总变形

图 5 为三种角度下髓内钉变形图。由图可知, 三组髓内钉最大变形均集中于主钉顶端与螺旋刀片上端, 最小变形主要集中于主钉底端。其中 68° PFNA 组最大变形为 0.46482 mm, 64° PFNA 组最大变形为 0.260 mm, 72° PFNA 组最大变形为 0.229 mm; 最小变形分别为 0.137 mm、0.076 mm、0.068 mm。

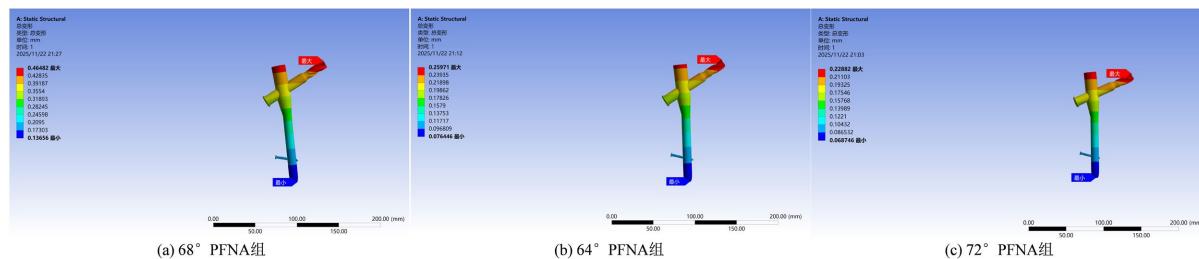


Figure 5. Total deformation maps of the intramedullary nail
图 5. 髓内钉总变形图

4.2.2. 髓内钉最大等效应力情况

图 6 为髓内钉等效应力云图。云图显示三组髓内钉最大等效应力都集中于主钉侧面以及螺丝与主钉

交界处，但 68° 髓内钉最大等效应力分布面积明显大于其他两组。其中 68° 、 64° 、 72° PFNA 组最大等效应力分别为 179.83 MPa 、 277.38 MPa 、 159.95 MPa 。

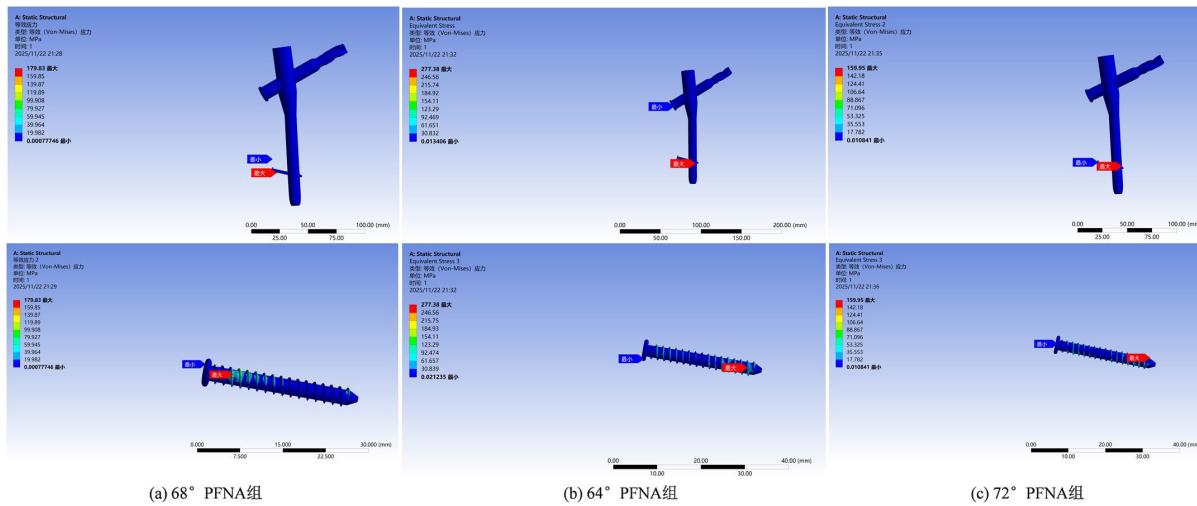


Figure 6. Equivalent stress maps of the intramedullary nail under different angles of PFNA groups
图 6. 不同角度 PFNA 组下髓内钉等效应力图

4.2.3. 股骨总变形

图 7 为不同角度 PFNA 组下股骨变形云图。由图可知， 68° PFNA 组股骨最大位移值为 0.48993 mm ， 64° PFNA 组别股骨最大位移为 0.271 mm ； 72° PFNA 组股骨最大位移为 0.246 mm 。其从股骨及髓内钉变形云图来看，股骨与髓内钉最大位移值近似相同。此外， 68° PFBN 组的股骨最大变形量与正常股骨受同等载荷的作用下的变形是最接近的。

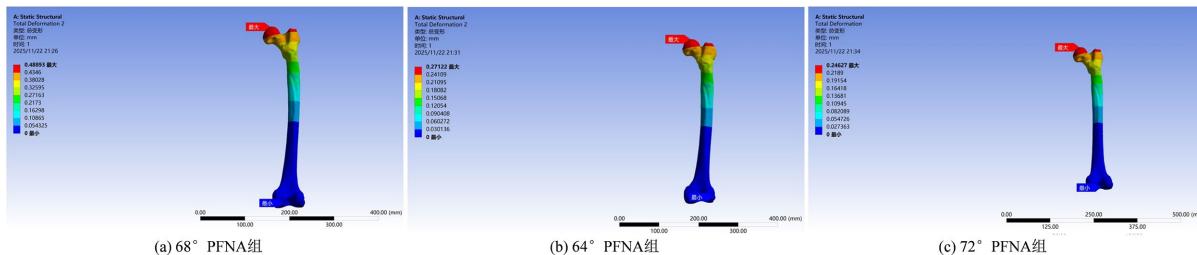


Figure 7. Femur deformation contour maps under different PFNA angles of PFNA groups
图 7. 不同角度 PFNA 组下股骨变形云图

4.2.4. 股骨等效应力

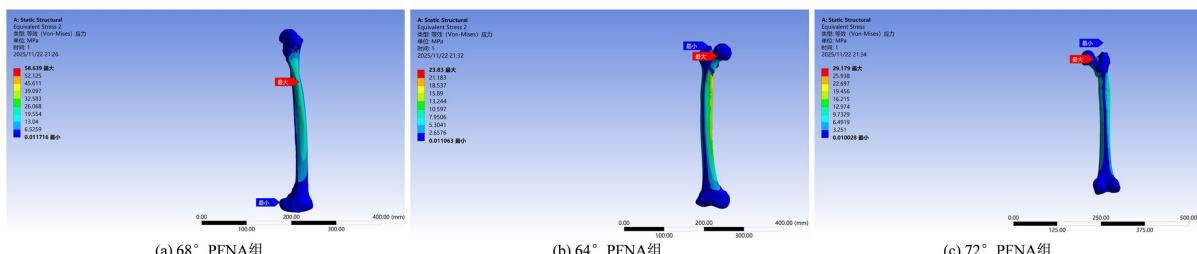


Figure 8. Equivalent stress contour maps of the femur under different angles of PFNA groups
图 8. 不同角度 PFNA 组下股骨等效应力云图

图 8 为不同角度 PFNA 组下股骨最大等效应力云图。由图可知, 68° PFNA 组最大等效应力集中于股骨体及 PFNA 打孔处, 64° PFNA 及 72° PFNA 组最大等效应力集中于髓内钉螺丝和股骨的交界处。68°、64° 及 72° PFNA 组股骨最大等效应力分别为 58.639 MPa、23.83 MPa、29.197 MPa。

5. 结论

本研究采用数值模拟的方法分析了静止站立状态下受 600 N 载荷下, 正常股骨及三组不同角度(68°、64° 和 72°)PFNA 组下股骨的力学特征。主要结论如下: 1) 股骨近端防旋髓内钉(PFNA)68°组的最大变形最接近于正常股骨受轴向载荷下的最大变形。2) 在最大等效应力方面, PFNA 68°组的股骨最大值出现在 PFNA 的打孔处, 而 64°组与 72°组均出现在骨折大转子附近, 而该骨折模型的骨折处恰为大转子处, 不利于后期的骨折修复。3) 髓内钉的等效应力分析中, 68°的数值最小。佐证了 68°组为同等情况下的最佳方案。

在 A1.2 型股骨转子间骨折模型中, 三种不同内固定角度固定骨折后, 其股骨的最大等效应力均分布于髓内钉螺旋刀片与股骨连接的位置, 作者认为这与内固定装置的应力遮挡有关。

6. 讨论

本研究采用有限元分析方法, 系统比较了不同角度下采用防旋股骨近端髓内钉(PFNA)治疗 A1.2 型股骨粗隆间骨折的生物力学性能。在建模过程中, 为降低计算复杂度, 对实验模型进行了一定程度的简化, 未纳入骨骼肌与韧带等软组织的影响。目前关于髋关节生物力学的研究多聚焦于特定静态姿势, 如双足站立或单足站立等。这些实验均在体外条件下完成, 难以真实还原生理状态下髋关节的复杂运动与受力情况。实际上, 髋关节在人体活动中的受力是一个多维度、动态变化的过程, 载荷形式多样且随姿势改变而不断调整。由于完全模拟真实生理状态下的髋关节生物力学环境极为困难, 当前多数研究在建模时均会对结构进行合理简化, 并将误差控制在可接受范围内[7]。基于现有研究结果, 我们认为针对该议题仍需开展更深入的生物力学探索并积累更多临床数据, 以进一步完善相关结论。

参考文献

- [1] 宋旭彬, 吴斗, 赵恩哲, 等. 新型股骨颈螺旋刀片系统治疗股骨转子间骨折的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2025, 29(33): 7041-7047.
- [2] Zhang, C., Feng, J., Wang, S., Gao, P., Xu, L., Zhu, J., et al. (2020) Incidence of and Trends in Hip Fracture among Adults in Urban China: A Nationwide Retrospective Cohort Study. *PLOS Medicine*, 17, e1003180. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1003180>
- [3] 张强, 杨兴虎, 王金山, 等. 不同固定方式在复杂桡骨远端骨折治疗中的疗效比较[J]. 内蒙古医科大学学报, 2025, 47(3): 291-295+300.
- [4] 樊国峰, 董巍, 陈胜乐, 等. 基于有限单元法的股骨干粉碎性骨折锁定板内固定优化仿真[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2014, 29(12): 1212-1214.
- [5] 林臻, 陈少坚, 高连云, 等. 股骨近端抗旋髓内钉螺旋刀片两种锁定方式治疗不稳定股骨粗隆间骨折的力学比较[J]. 中国现代医生, 2021, 59(21): 58-61+193.
- [6] 于权, 王晖, 秦泗通, 等. 不同股骨近端外侧壁厚度置入动力髓螺钉固定失效风险的有限元分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2023, 38(2): 163-166.
- [7] 巩少康. 不同髓内固定方式应用于股骨粗隆间骨折的有限元分析[D]: [硕士学位论文]. 开封: 河南大学, 2023.