

不同内固定系统治疗股骨转子间骨折的力学稳定性

陈曦^{1,2}, 汤涛^{1,2}, 陈铜兵^{1,2}, 李青^{1,2}, 张文³<https://doi.org/10.12307/2025.105>

投稿日期: 2023-10-07

采用日期: 2023-12-14

修回日期: 2024-01-12

在线日期: 2024-01-22

中图分类号:

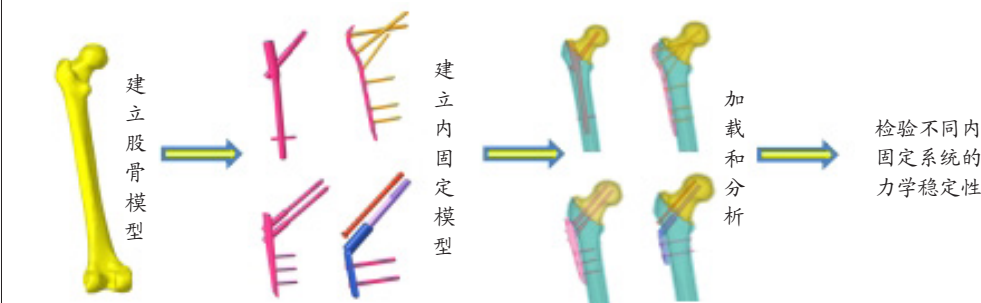
R459.9; R318; R445

文章编号:

2095-4344(2025)09-01783-06

文献标识码: A

文章快速阅读: 不同内固定系统应用于股骨转子间骨折的力学稳定性比较



文题释义:

冯·米塞斯(Von Mises)等效应力: 是一种屈服准则, 通常叫等效应力, 它遵循材料力学第四强度理论(形状改变比能理论), 用应力等值线来表示模型内部的应力分布情况, 可以清晰描述出一种结果在整个模型中的变化, 从而使分析人员可以快速地确定模型中最危险的区域。

压缩刚度: 刚度是指材料或结构在受力时抵抗弹性变形的能力, 是材料或结构弹性变形难易程度的表征, 材料的刚度通常用弹性模量 E 来衡量。压缩刚度通常用压缩载荷和变形的比值来计算, 单位 N/mm 。

摘要

背景: 股骨转子间骨折的骨折类型和固定方式多样, 各固定系统间的力学稳定性相差较大。使用有限元分析方法对各固定系统开展生物力学研究具有科学的临床意义。

目的: 通过有限元方法对比分析多种内固定应用于股骨A031-A2.1型转子间骨折的力学稳定性。

方法: 在已验证有效性的股骨有限元模型基础上, 对模型进行必要的切割, 造模成股骨A031-A2.1型转子间骨折, 模拟临床手术方法置入不同的内固定系统, 分别建立股骨近端防旋髓内钉、动力髌螺钉、经皮加压钢板和股骨近端锁定钢板固定模型。约束4组模型股骨远端下所有节点, 在股骨头上施加700, 1 400和2 100 N的压缩载荷, 通过计算分析, 观察各组模型的等效应力分布和压缩刚度, 比较各组模型之间的力学稳定性。

结果与结论: ①通过计算分析, 对比各组模型的变形量计算压缩刚度后, 在各级载荷作用下, 各组模型上压缩刚度呈现的趋势: 生理组>股骨近端防旋髓内钉组>股骨近端锁定钢板组>经皮加压钢板组>动力髌螺钉组; 完整的生理组模型的压缩刚度明显高于所有的手术组模型; ②观察应力指标, 因存在应力遮挡效应, 致使各固定组的应力峰值均高于生理组, 最大峰值均集中分布于各内固定上; 其中股骨近端防旋髓内钉固定组应力峰值最小, 动力髌螺钉固定组应力最高, 应力分布趋势呈现: 生理组<股骨近端防旋髓内钉固定组<经皮加压钢板固定组<股骨近端锁定钢板固定组<动力髌螺钉固定组; ③分布于骨质模型的应力, 因内固定置入位置不同呈现不同的分布结果; ④提示对于股骨转子间骨折, 各种内固定均能起到有效的固定, 结合有限元分析结果得出股骨近端防旋髓内钉组是较好的一种内固定选择, 呈现变形量小、应力峰值低, 应力分布均匀的特性; 经皮加压钢板组和股骨近端锁定钢板组的力学效果优良, 固定效果接近股骨近端防旋髓内钉固定; 动力髌螺钉固定效果欠佳, 同比其他内固定, 其力学稳定性较差。

关键词: 股骨转子间骨折; 内固定系统; 力学稳定性; 有限元分析; 等效应力; 压缩刚度

Mechanical stability of intertrochanteric fracture of femur with different internal fixation systems

Chen Xi^{1,2}, Tang Tao^{1,2}, Chen Tongbing^{1,2}, Li Qing^{1,2}, Zhang Wen³

¹Changzhou First People's Hospital, Changzhou 213003, Jiangsu Province, China; ²Third Affiliated Hospital of Soochow University, Changzhou 213003, Jiangsu Province, China; ³Orthopedic Institute, Suzhou Medical College, Soochow University, Suzhou 215006, Jiangsu Province, China

Chen Xi, MD, Associate researcher, Changzhou First People's Hospital, Changzhou 213003, Jiangsu Province, China; Third Affiliated Hospital of Soochow University, Changzhou 213003, Jiangsu Province, China

Corresponding author: Zhang Wen, Master, Senior experimentalist, Orthopedic Institute, Suzhou Medical College, Soochow University, Suzhou 215006, Jiangsu Province, China

Abstract

BACKGROUND: Intertrochanteric fracture of femur has various fracture types and fixation methods, and the mechanical stability of each fixation system is quite different. It is of scientific clinical significance to use finite element analysis method to carry out biomechanical research on various fixation systems.

¹常州市第一人民医院, 江苏省常州市 213003; ²苏州大学附属第三医院, 江苏省常州市 213003; ³苏州大学, 苏州医学院骨科研究所, 江苏省苏州市 215006

第一作者: 陈曦, 江苏省常州市人, 汉族, 2019年苏州大学毕业, 博士, 副研究员, 主要从事生物医学工程方面的研究。

通讯作者: 张文, 硕士, 高级实验师, 苏州大学, 苏州医学院骨科研究所, 江苏省苏州市 215006

<https://orcid.org/0000-0003-3638-3579> (陈曦)

基金资助: 国家自然科学基金面上项目 (82072410), 项目负责人: 陈曦

引用本文: 陈曦, 汤涛, 陈铜兵, 李青, 张文. 不同内固定系统治疗股骨转子间骨折的力学稳定性 [J]. 中国组织工程研究, 2025, 29(9):1783-1788.



OBJECTIVE: To compare and analyze the mechanical stability of various internal fixations applied to femoral intertrochanteric fracture A031-A2.1 by finite element method.

METHODS: Based on the validated finite element model of femur (Intact), the model was cut and made into A031-A2.1 intertrochanteric fracture of femur. Different internal fixation systems were implanted by simulating clinical operation methods, and fixation models of proximal femoral nail antirotation, dynamic hip screw, percutaneous compression plate and proximal femoral locking plate were established respectively. All nodes under the distal femur of the four groups of models were constrained, and compression loads of 700, 1 400 and 2 100 N were applied to the femoral head. Von Mises stress distribution and compression stiffness of each group of models were observed through calculation and analysis, and mechanical stability of each group was compared.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Through calculation and analysis, after calculating the compression stiffness by comparing the deformation of each model, the compression stiffness of each model under various loads showed the trend: physiological group > proximal femoral nail antirotation group > proximal femoral locking plate group > percutaneous compression plate group > dynamic hip screw group. The compressive stiffness of the complete physiological group model was significantly higher than that of all surgical group models. (2) The stress index was observed. Due to the stress shielding effect, the stress peak value of each fixed group was higher than that of physiological group, and the maximum peak value was concentrated on each internal fixation. Proximal femoral nail antirotation group had the smallest stress peak, while dynamic hip screw group had the highest stress. The stress distribution trend showed physiological group < proximal femoral nail antirotation group < percutaneous compression plate group < proximal femoral locking plate group < dynamic hip screw group. (3) The stress distribution in the bone model showed different results depending on the implantation location of internal fixation. (4) It is concluded that for intertrochanteric fracture of femur, all kinds of internal fixation can effectively fix it. Combined with the results of finite element analysis, proximal femoral nail antirotation group is a better internal fixation choice, showing the characteristics of small deformation, low stress peak, and uniform stress distribution. The mechanical effect of percutaneous compression plate group and proximal femoral locking plate group is excellent, and the fixation effect is close to proximal femoral nail antirotation fixation. The fixation effect of dynamic hip screw is not good, and the mechanical stability of this group is poor compared with other internal fixation.

Key words: intertrochanteric fracture of femur; internal fixation system; mechanical stability; finite element analysis; equivalent stress; compression stiffness

Funding: National Natural Science Foundation of China (General Program), No. 82072410 (to CX)

How to cite this article: CHEN X, TANG T, CHEN TB, LI Q, ZHANG W. Mechanical stability of intertrochanteric fracture of femur with different internal fixation systems. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2025;29(9):1783-1788.

0 引言 Introduction

随着现代医疗科技的发展和人均寿命的延长，人口老龄化问题日益突出，这是中国当前的基本国情之一，也是世界各国都无法回避的现实问题^[1]。对于骨科学发展来说，老年人口的增多将意味着因骨质疏松症导致内固定失效的问题更为严峻，因骨质疏松症发生骨折的病例同时增多^[2]，这将给骨科临床医生带来巨大的挑战。

骨质疏松性骨折是因患者骨量减少及骨结构破坏，脆性增加，在单纯跌倒或轻微受伤中发生骨折的风险增加，其中以髌部骨折最为严重，最为常见的是股骨颈骨折与股骨转子间骨折^[3-5]。

股骨转子间骨折的手术固定方法多样，目前流行的内固定系统包括股骨近端防旋髓内钉 (proximal femoral nail antirotation, PFNA)^[6]、Gamma 钉、经皮加压钢板 (percutaneous compression plating, PCCP)^[7-8]、动力髌螺钉 (dynamic hip screw, DHS) 和股骨近端锁定加压钢板 (proximal femoral locking plate, PFLP)^[4, 6, 9-10]，每种固定方法各有优劣，力学稳定性也各不相同。此次研究将通过有限元方法对几种固定方法的力学稳定性进行对比分析，为临床选择提供理论参考。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 股骨转子间骨折后各内固定系统固定，通过有限元方法分析其最大变形量 (压缩刚度) 和各模型间的最大等效应力，对比各组模型的力学稳定性差异。

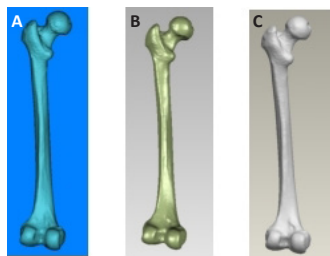
1.2 时间及地点 实验于 2022 年 5 月至 2023 年 5 月在苏州大学骨科研究所开展。

1.3 对象 选择 1 名男性志愿者，身高 173 cm，体质量 65 kg，应用螺旋 CT 对其股骨进行扫描获取断层图像。此

次研究经苏州大学医学伦理委员会批准 (批号: [2019] 伦审研第 (7) 号)，志愿者知情同意并自愿参与此次研究。

1.4 方法

1.4.1 数据采集和建模 应用螺旋 CT 进行扫描，获取男性志愿者股骨断层图像，通过 Mimics 21.0 软件 (Materialise 公司，比利时) 的阈值分割、区域增长和三维重建功能重建股骨模型。应用 Geomagic 12.0 软件 (Raindrop 公司，美国) 建立股骨的面实体模型 (图 1)。



图注: 图 A 为三维几何模型, B 为三维面模型, C 为三维实体模型。

图 1 | 股骨的三维几何模型
Figure 1 | Three-dimensional geometric model of femur

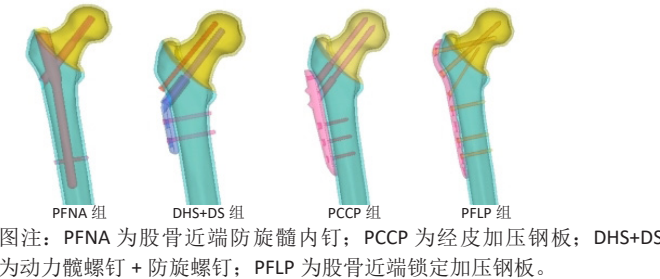
在 Creo Parametric 5.0 软件 (PTC 公司, 美国) 中建立三维实体模型, 并同时将建立的 PFNA、DHS 联合防旋钉 (derotation screw, DS) 系统、PCCP 和 PFLP 与股骨模型进行装配和布尔操作。

1.4.2 体网格划分 装配完成的模型在 Hypermesh 2017 软件 (Altair 公司, 美国) 中, 经过对皮质骨、松质骨和内固定系统进行必要的快速编辑处理后, 划分体网格, 选用四面体 Solid187 单元网格, 从而完成生理组 (Intact 组) 模型的建立, 同时该生理组模型的计算结果已经经过验证, 是科学有效的^[11-13], 可以进行后续的其他研究。

对股骨颈进行必要的切割, 模拟股骨颈 A031-A2.1 型转子间骨折, 骨折线缝隙 0.2 mm, 并行 4 种内固定模型, 从而完成 PFNA 组、DHS+DS 组、PCCP 组和 PFLP 组术后有



有限元模型的建立 (图 2)。各组包含的节点和单元分别为: PFNA 组含 1 229 245 节点和 777 082 单元; DHS+DS 组含 1 446 322 节点和 942 677 单元; PCCP 组含 1 427 167 节点和 926 057 单元; PFLP 组含 1 240 629 节点和 814 856 单元。按照文献要求,对股骨皮质骨、松质骨和内固定系统,分别分配材料属性^[14-17],见表 1。



图注: PFNA 为股骨近端防旋髓内钉; PCCP 为经皮加压钢板; DHS+DS 为动力髋螺钉 + 防旋螺钉; PFLP 为股骨近端锁定加压钢板。
图 2 | 实验组三维有限元模型
Figure 2 | Three-dimensional finite element model of experimental groups

表 1 | 材料属性分配
Table 1 | Material attribute assignment

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	16 800	0.3
松质骨	840	0.2
内固定 (钛合金)	110 000	0.3

1.4.3 边界条件和载荷 将骨模型 (皮质骨和松质骨) 与内固定之间设置为摩擦接触, 摩擦系数 0.4^[18]。股骨所受的载荷是复杂的, 在走路等正常运动时, 经过髋关节的最大压缩力为体质量的 2.6-4.1 倍。股骨上所附着的肌肉情况也很复杂, ME 等^[19]认为股骨模型在肌肉力加载时存在许多不确定性, 包括选择肌肉的数量、肌肉力加载的方向和重力等, 特别是在动态时, 要完全精准模拟的难度太大, 较难实现。为了简化模型分析, 凸显出内固定系统的固定效果, 根据文献的表述, 在股骨头上施加 700 N 模拟人体单腿站立, 1 400 N 和 2 100 N 模拟 2 倍和 3 倍体质量的压缩载荷^[20-23], 对股骨远端髁以下的所有节点进行全约束。

1.5 主要观察指标 在 ANSYS 19.0(ANSYS 公司, 美国) 软件中进行仿真计算, 主要观察 4 组内固定模型在 700, 1 400, 2 100 N 载荷作用下, 模型和内固定系统以及骨质模型上的最大应力 Von Mises 分布和压缩刚度情况。

2 结果 Results

2.1 模型上的变形量分布分析 所有模型在各载荷作用下的最大变形量都发生在股骨头, 这与加载载荷的位置相符合。因皮质骨、松质骨和内固定系统的材料属性为各项同性, 所以结果显示随着载荷增大, 模型上的变形量随着增大, 基本呈线性。在同种载荷作用下, 所有固定组模型的变形量都高于生理组, 见图 3。其中 PFNA 组的

变形在术后组中是最小的, DHS+DS 组最大; 2 100 N 载荷作用时, 各组模型上的最大变形量分布: Intact 组为 2.15 mm, PFNA 组为 2.90 mm, PFLP 组为 3.30 mm, PCCP 组为 3.40 mm, DHS+DS 组为 4.22 mm。700 N 和 1 400 N 的变形量分布趋势与 2 100 N 载荷保持一致。为了便于比较各组之间的差异, 同时与经典的验证文献做比较^[7], 将变形量换算成压缩刚度来呈现更为直观, 压缩刚度的 (计算公式是载荷 / 变形量, 单位 N/mm) 结果为: Intact 组 (979.02 N/mm) > PFNA 组 (724.14 N/mm) > PFLP 组 (630.63 N/mm) > PCCP 组 (617.656 N/mm) > DHS+DS 组 (532.99 N/mm), 完整的生理组模型的压缩刚度明显高于所有的手术组模型, 该结果提示患者骨折后, 经内固定系统能起到有效的复位和固定作用, 但模型上的力学稳定性均有不同程度的下降。

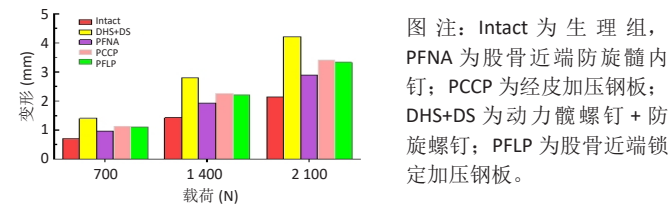


图 3 | 股骨整体模型上的变形量结果
Figure 3 | Deformation results on the whole femur model

2.2 模型上最大等效应力分布分析 随着压缩载荷的增加, 模型上的应力峰值也随着增大, 各种载荷作用下, 术后各模型上的应力峰值远高于 Intact 组 (图 4, 5), 应力峰值均集中分布于内固定上 (图 6), 说明随着内固定的置入, 术后模型呈现应力遮挡效应。当 700 N 作用时, PFNA 组应力峰值为 191.96 MPa, PCCP 组为 258.83 MPa, PFLP 组为 312.66 MPa, DHS+DS 组为 338.849 MPa, PFNA 组最大应力峰值分布于防旋螺钉和髓内钉连接的位置, 其他内固定组上的最高应力均分布于骨折线处, 表明因骨折造成模型上的剪切力增加。当载荷增加到 3 倍体质量 2 100 N 时, DHS+DS 组的应力峰值高达 1 015.47 MPa, PFLP 组为 937.98 MPa, 该数值均超过钛合金的屈服强度^[24], 提示在高载荷的持续作用下, 内固定上可能会出现断钉的风险。在各级载荷作用下通过查看整体模型的 Von Mises 应力分布, 可得到各组模型的分布趋势: Intact 组 < PFNA 组 < PCCP 组 < PFLP 组 < DHS+DS 组。

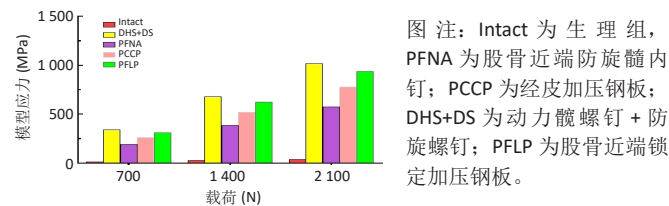
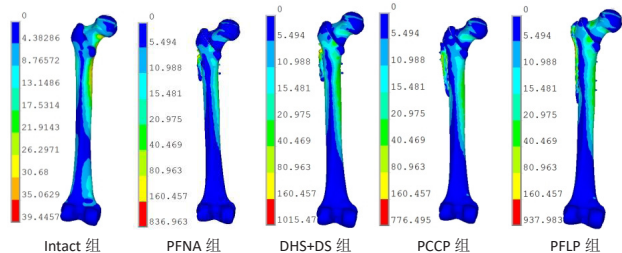


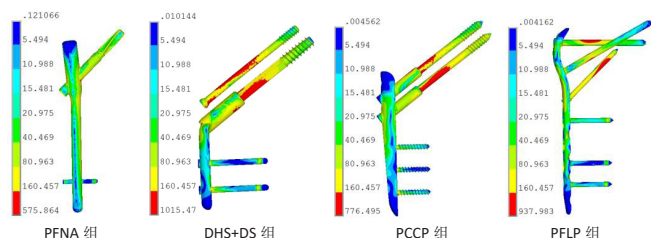
图 4 | 股骨整体模型上的应力分布
Figure 4 | Stress distribution on models of the whole femur



图注: Intact 为生理组, PFNA 为股骨近端防旋髓内钉; PCCP 为经皮加压钢板; DHS+DS 为动力髌螺钉 + 防旋螺钉; PFLP 为股骨近端锁定加压钢板。

图 5 | 在 2 100 N 作用时模型上的应力云图

Figure 5 | Stress nephogram on the model under the action of 2 100 N

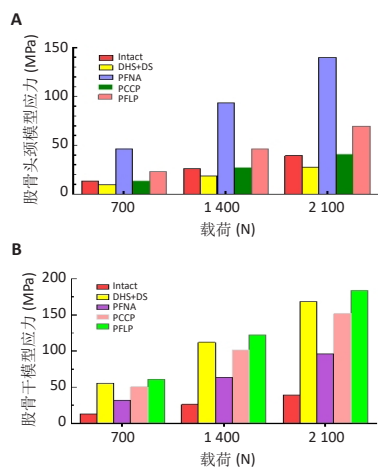


图注: Intact 为生理组, PFNA 为股骨近端防旋髓内钉; PCCP 为经皮加压钢板; DHS+DS 为动力髌螺钉 + 防旋螺钉; PFLP 为股骨近端锁定加压钢板。

图 6 | 在 2 100 N 作用时内固定上的应力云图

Figure 6 | Stress nephogram of internal fixation under the action of 2 100 N

2.3 骨质模型上的应力分布 因应力遮挡效应, 分布于骨质模型上的应力低于内固定 (图 7-9)。术后各组中, 分布于骨质模型上的最大应力峰值出现在 PFLP 组的股骨干上, 2 100 N 载荷作用时为 183.55 MPa。分布于股骨头颈上的最大应力峰值为 PFNA 组, 2 100 N 载荷作用时为 139.33 MPa, 应力峰值主要集中于头颈部骨块的入口点, 转子窝周围。PCCP 组不论在股骨干和股骨头颈上的应力分布都是各组中最小的。



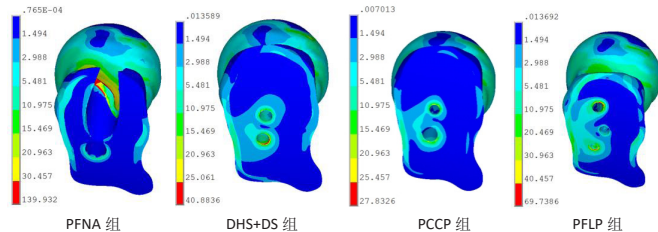
图注: Intact 为生理组, PFNA 为股骨近端防旋髓内钉; PCCP 为经皮加压钢板; DHS+DS 为动力髌螺钉 + 防旋螺钉; PFLP 为股骨近端锁定加压钢板。

图 7 | 各组模型中股骨头颈 (A) 和股骨干 (B) 的应力分布

Figure 7 | Stress distribution of femoral head, neck (A) and shaft (B) in models of each group

3 讨论 Discussion

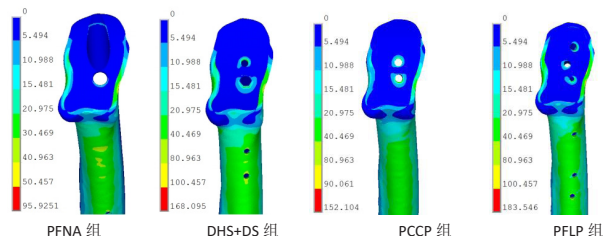
随着老年人口的增多, 因骨质疏松症发生骨折的病例随着增多, 转子间骨折的发生率同时呈逐年上升趋势^[10], 预计到 2050 年, 亚洲地区的股骨转子间骨折人数将上升到 366 万例^[5, 25]。目前针对转子间骨折, 手术固



图注: PFNA 为股骨近端防旋髓内钉; PCCP 为经皮加压钢板; DHS+DS 为动力髌螺钉 + 防旋螺钉; PFLP 为股骨近端锁定加压钢板。

图 8 | 在 2 100 N 作用时股骨头颈上的应力分布

Figure 8 | Stress distribution on femoral head and neck under the action of 2 100 N



图注: PFNA 为股骨近端防旋髓内钉; PCCP 为经皮加压钢板; DHS+DS 为动力髌螺钉 + 防旋螺钉; PFLP 为股骨近端锁定加压钢板。

图 9 | 在 2 100 N 作用时股骨干上的应力云图

Figure 9 | Stress nephogram on femoral shaft under the action of 2 100 N

定已成为首选的治疗方式, 随着多种手术内固定物被设计和研发, 如 PFNA^[6, 26]、Gamma 钉^[27]、PCCP^[7-8]、DHS 和 PFLP 等^[4, 6, 9-10], 但发生内固定物的退出、松动、断裂以及继发周围骨折的风险仍较高, 且各内固定系统的力学稳定性也各不相同。

此次研究选择临床手术较常用的几种内固定治疗股骨转子间骨折, 通过有限元方法比较各组内固定物的力学稳定性差异。选用的生理组模型, 通过计算分析得到的压缩刚度为 979.02 N/mm, 与经典力学测试文献的结果 (757±264) N/mm 较为吻合^[28-30], 验证了所选用的模型是科学有效的。通过分析, 各载荷作用下的最大变形量都发生在股骨头, 这与加载载荷的位置相符合。同时各部分分配的材料属性为各项同性, 所以结果显示随着载荷增大, 模型上的变形量随着增大, 各种载荷作用下, 模型上的变形量分布趋势是近似的。通过对 2 100 N 压缩载荷的变形量进行分析, 能代表 700 N 和 1 400 N 载荷。在各载荷作用下 PFNA 组的变形在术后组中是最小的, DHS+DS 组最大; 2 100 N 载荷作用时, 各组模型上的最大变形量分布为: Intact 组 2.15 mm, PFNA 组 2.90 mm, PFLP 组 3.30 mm, PCCP 组 3.40 mm, DHS+DS 组 4.22 mm。确定完整模型 (Intact) 的压缩刚度均高于所有的手术组, 说明随着内固定系统的置入, 虽然恢复了骨折模型的力学稳定性, 但因有骨折的发生, 力学强度仍然发生了变化, 较难恢复到骨折前的状态。各内固定组模型上的压缩刚度呈现的趋势: Intact 组 > PFNA 组 > PFLP 组 > PCCP 组 > DHS+DS 组。

随着压缩载荷的增加,模型上的应力峰值也随着增大,各种载荷作用下,术后模型上的应力峰值远高于 Intact 组,应力峰值均集中分布于内固定上,说明随着内固定的置入,术后模型呈现应力遮挡效应。当 700 N 作用时,PFNA 组应力峰值为 191.96 MPa, PCCP 组为 258.83 MPa, PFLP 组为 312.66 MPa, DHS+DS 组为 338.849 MPa, PFNA 组最大应力峰值分布于防旋螺钉和髓内钉连接的位置,其他内固定组上的最高应力均分布于骨折线处,表明因骨折造成模型上的的剪切力增加。同时结合模型上的应力分布情况显示: Intact 组 < PFNA 组 < PCCP 组 < PFLP 组 < DHS+DS 组。应力峰值均集中分布于内固定上,该结果与股骨转子间发生骨折后原有的股骨杠杆和支点消失,内固定将重建股骨的机械传导系统理论相符合。

分析结果显示 PFNA 组是较好的一种内固定选择,呈现的变形量小、应力分布峰值低、应力分布均匀的特性,这与该内固定的设计结构相关,也与 PFNA 是髓内固定相关,髓内固定的力学性能整体优于髓外固定^[23]。PFNA 的螺旋刀片和髓内钉结构起到抗旋转和角稳定的功能,螺旋刀片对股骨头松质骨的挤压,增加了刀片在股骨头颈内的锚合力,提高了抗旋转和塌陷的能力,对老年骨质疏松骨折非常适用^[26, 31]。

PCCP 组和 PFLP 组的力学效果优良也最为接近 PFNA 固定。其中 PCCP 是由 GOTFRIED 等在 2000 年设计的股骨转子间骨折内固定物,2 枚股骨颈螺钉平行置入且远端带有螺纹,可以有效起到抗旋、加压的目的^[32]。在 KRISCHAK 等^[33]的力学研究和张凯瑞^[34]的有限元分析研究中均体现了 PCCP 优于 DHS+DS 的力学特性。

PFLP 的设计原理是专为股骨近端设计的,虽在外观上与普通的钢板接近,但其实质为内固定支架,与髓内钉同样符合骨折固定的“BO 理念”^[35-36],因其置入方法可以使用微创技术完成,在治疗股骨转子区骨折中已变得流行。LI 等^[4]探讨股骨外侧壁厚度对股骨转子间骨折内固定系统疗效的影响时,当外侧壁厚度大于 10 mm, PFLP 的力学特性优于 DHS 和 PFNA。

DHS 设计之初视为股骨转子间骨折固定的“金标准”^[6, 37-38],在股骨近端骨折的治疗中曾发挥了巨大的作用。位于髓内的拉力螺钉滑动加压,结合侧方钢板使得股骨头颈与股骨干结为一体,对防止髓内翻的发生起到了积极的作用。但 DHS 防旋作用力差,且无螺旋刀片对骨质的加压作用,所以常结合一颗空心钉一起使用;但其是髓外固定,力臂长、弯矩大,分布于拉力螺钉上的应力高,容易发生螺钉弯曲等不良结果。在此次研究中同样出现类似的现象,分布于 DHS 上的应力峰值高,主要集中于骨折线位置拉力螺钉的下侧,该结果会使得螺钉长期使用后出现

弯曲甚至断钉的风险。

有限元分析将骨骼和承重植入物的应力和应变分析视为结构力学问题,是解决骨科生物力学中遇到数值问题的首选方法。此次研究选用该方法也有不足之处,研究中对模型和力学分析进行了一定程度的简化,没有评估肌肉和韧带等对模型力学的影响,具有局限性。目前,髋关节的有限元分析主要研究某一姿势下的单一载荷,如双脚站立或单脚站立等^[39]。但由于正常生理条件下髋关节的受力并不只是单一的载荷,实际上是多种载荷的组合,随着身体不同的姿势和运动状态而变化,所以完全模拟生理状态下股骨的载荷是极其困难的。关于髋关节的负荷仍然存在争议,例如不同状态下肌肉负荷的数量和方向^[40]。因此,大多数文献在进行下一步的分析研究之前对髋关节受力进行了简化,需要进一步的生物力学研究和临床试验来得出更有说服力的结论^[23]。

作者贡献: 陈曦、张文负责实验设计,陈曦、汤涛、陈铜兵负责实验实施,陈曦、李青、张文负责指标测定,陈曦、张文负责成文和审核。

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: 该文章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] RAAS C, HOFMANN-FLIRI L, HÖRMANN R, et al. Prophylactic augmentation of the proximal femur: an investigation of two techniques. Arch Orthop Trauma Surg. 2016;136(3):345-351.
- [2] CHO HM, CHOI SM, PARK JY, et al. A finite element analysis and cyclic load experiment on an additional transcortical-type hole formed around the proximal femoral nail system's distal locking screw. BMC Musculoskelet Disord. 2022;23(1):92.
- [3] KOVALAK E, ERMUTLU C, ATAY T, et al. Management of unstable pertrochanteric fractures with proximal femoral locking compression plates and affect of neck-shaft angle on functional outcomes. J Clin Orthop Trauma. 2017;8(3):209-214.
- [4] LI S, SU Z, ZHU J, et al. The importance of the thickness of femoral lateral wall for treating intertrochanteric fractures: a finite elements analysis. Sci Rep. 2023;13(1):12679.
- [5] SHEEHAN KJ, SOBOLEV B, GUY P. Mortality by Timing of Hip Fracture Surgery: Factors and Relationships at Play. J Bone Joint Surg Am. 2017;99(20):e106.
- [6] KIM J, OH C, KIM B, et al. Structure-mechanical analysis of various fixation constructs for basicervical fractures of the proximal femur and clinical implications; finite element analysis. Injury. 2023;54(2):370-378.

- [7] GOMEZ-VALLEJO J, BLANCO-RUBIO N, LORENZO-LOPEZ R, et al. Outcomes of basicervical femoral neck fracture treated with percutaneous compression plate (PCCP). *Injury*. 2021;52S42-S46.
- [8] CHEN Y, LI H, DAI L, et al. Imaging observation of percutaneous compression plate use in promoting femoral neck fracture healing. *J Int Med Res*. 2021;49(8):030006052110335.
- [9] ZHU J, LI Y, ZHANG Y, et al. Clinical Outcome and Biomechanical Analysis of Dynamic Hip Screw Combined with Derotation Screw in Treating Displaced Femoral Neck Fractures Based on Different Reduction Qualities in Young Patients (≤ 65 Years of Age). *Biomed Res Int*. 2022; 2022:9505667.
- [10] DING K, ZHU Y, WANG H, et al. A comparative Study of Novel Extramedullary Fixation and Dynamic Hip Screw in the Fixation of Intertrochanteric Fracture: A Finite-Element Analysis. *Front Surg*. 2022;9:911141.
- [11] 恽常军, 钱文杰, 张杰, 等. 肱骨近端锁定接骨板固定治疗 Vancouver B1 型股骨假体周围骨折生物力学特性的有限元分析 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2021,23(9):798-803.
- [12] 艾克白尔·吐逊, 阿吉木·克热木, 谢增如, 等. 两种内固定方式固定青壮年不稳定型股骨颈骨折生物力学特性的有限元分析 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2020,22(9):793-798.
- [13] SUN H, ZHANG H, WANG T, et al. Biomechanical and Finite-Element Analysis of Femoral Pin-Site Fractures Following Navigation-Assisted Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2022;104(19):1738-1749.
- [14] LI J, WANG M, LI L, et al. Finite element analysis of different configurations of fully threaded cannulated screw in the treatment of unstable femoral neck fractures. *J Orthop Surg Res*. 2018;13(1):272.
- [15] GARDNER MP, CHONG ACM, POLLOCK AG, et al. Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. *Ann Biomed Eng*. 2010;38(3):613-620.
- [16] HEINER AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech*. 2008;41(15):3282-3284.
- [17] MA L, ZHOU Y, ZHANG Y, et al. Biomechanical evaluation with finite element analysis of the reconstruction of femoral tumor defects by using a double-barrel free vascularized fibular graft combined with a locking plate. *Int J Clin Exp Med*. 2014;7(9):2425-2434.
- [18] CHANG C, CHEN Y, LI C, et al. Role of the compression screw in the dynamic hip-screw system: A finite-element study. *Medical Engineering & Physics*. 2015;37(12):1174-1179.
- [19] ME T, KE T, MAR F, et al. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Med Eng Phys*. 1996;18(2):122-131.
- [20] CUI Y, XING W, PAN Z, et al. Characterization of novel intramedullary nailing method for treating femoral shaft fracture through finite element analysis. *Exp Ther Med*. 2020;20(2):748-753.
- [21] WANG J, MA J, 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] 张睿, 罗鹏, 胡炜, 等. 新型股骨近端内侧支撑钢板治疗股骨反转子间骨折的生物力学研究 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2017,31(2): 165-170.
- [23] 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.
- [24] NAVARRO M, MICHIARDI A, CASTA OO, et al. Biomaterials in orthopaedics. *J R Soc Interface*. 2008;5(27):1137-1158.
- [25] CHEUNG CL, ANG SB, CHADHA M, et al. An updated hip fracture projection in Asia: The Asian Federation of Osteoporosis Societies study. *Osteoporos Sarcopenia*. 2018;4(1):16-21.
- [26] HELWIG P, FAUST G, HINDENLANG U, et al. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture. *Injury*. 2009;40(3):288-295.
- [27] KWAK DK, KIM WH, LEE SJ, et al. Biomechanical Comparison of Three Different Intramedullary Nails for Fixation of Unstable Basicervical Intertrochanteric Fractures of the Proximal Femur: Experimental Studies. *Biomed Res Int*. 2018;2018:7618079.
- [28] PAPINI M, ZDERO R, SCHEMITSCH EH, et al. The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. *J Biomech Eng*. 2007;129(1):12-19.
- [29] HEINER AD, BROWN TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech*. 2001;34:773-781.
- [30] CRISTOFOLINI L, VICECONTI M, CAPPELLO A, et al. Mechanical validation of whole bone composite femur model. *J Biomech*. 1996; 29(4):525-535.
- [31] WANG H, YANG W, DING K, et al. Biomechanical study on the stability and strain conduction of intertrochanteric fracture fixed with proximal femoral nail antirotation versus triangular supporting intramedullary nail. *Int Orthop*. 2021;46(2):341-350.
- [32] BRANDT SE, LEFEVER S, JANZING HMJ, et al. Percutaneous compression plating (PCCP) versus the dynamic hip screw for peritrochanteric hip fractures: preliminary results. *Injury*. 2002;33:413-428.
- [33] KRISCHAK GD, AUGAT P, BECK A, et al. Biomechanical comparison of two side plate fixation techniques in an unstable intertrochanteric osteotomy model: Sliding Hip Screw and Percutaneous Compression Plate. *Clin Biomech*. 2007;22(10):1112-1118.
- [34] 张凯瑞. 动力髋螺钉与经皮加压钢板固定股骨转子间骨折的三维有限元分析 [D]. 广州: 南方医科大学, 2009.
- [35] SOYLEMEZ M, OZKAN K, T RKMEN I, et al. A biomechanical comparison of proximal femoral nails and locking proximal anatomic femoral plates in femoral fracture fixation A study on synthetic bones. *Indian J Orthop*. 2015;49(3):347.
- [36] IBRAHIM S, MELEPPURAM JJ. A retrospective analysis of surgically-treated complex proximal femur fractures with proximal femoral locking compression plate. *Rev Bras Ortop*. 2017;52(6):644-650.
- [37] GAO Z, WANG M, SHEN B, et al. Treatment of Pauwels type III femoral neck fracture with medial femoral neck support screw: a biomechanical and clinical study. *Sci Rep*. 2021;11(1):21418.
- [38] RAINA DB, MARKEVICIUTE V, STRAVINSKAS M, et al. A New Augmentation Method for Improved Screw Fixation in Fragile Bone. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10:816250.
- [39] ZENG W, LIU Y, HOU X. Biomechanical evaluation of internal fixation implants for femoral neck fractures: A comparative finite element analysis. *Comput Meth Prog Bio*. 2020;196:105714.
- [40] NODA M, NAKAMURA Y, ADACHI K, et al. Dynamic finite element analysis of implants for femoral neck fractures simulating walking. *J Orthop Surg Res*. 2018;26(2):230949901877789.

(责任编辑: GD, ZN, QY, LJY)