

· 基础研究 ·

股骨转子间骨折外侧壁重建 PFNA 固定的有限元分析[△]

刘玉斌, 林志诚, 李松建*

(南方医科大学珠江医院创伤骨科, 广东广州 510280)

摘要: [目的] 构建 3 种不稳定转子间骨折模型并进行三维有限元分析, 探讨外侧壁对股骨转子间骨折术后稳定性影响。[方法] 选取老年女性志愿者 1 名, 获取股骨 CT 数据, 经医学三维软件构建外侧壁完整的股骨粗隆间骨折股骨近端防旋髓内钉 (proximal femoral nail anti-rotation, PFNA) 固定模型 (完整组)、外侧壁缺损的骨折 PFNA 固定模型 (缺损组) 以及外侧壁钢板重建的骨折 PFNA 固定模型 (重建组)。设定边界条件、约束条件, 于股骨头施加不同载荷, 分析股骨-PFNA 系统的 Von Mises 应力、位移以及应变。[结果] 股骨-PFNA 系统位移研究结果显示, 完整组和缺损组较重建组的位移稍大, 但三组差异无统计学意义 ($P>0.05$)。Von Mises 应力研究结果显示: 在不同应力加载下, 三个模型组间平均最大应力差异无统计学意义 ($P>0.05$)。最大主应变依次为重建组>完整组>缺损组。股骨模型中重建组平均最大主应变显著大于缺损组 [$(30.3\pm 15.1)\times 10^{-3}$ vs $(22.5\pm 12.1)\times 10^{-3}$, $P<0.001$], 而 PFNA 模型中重建组和缺损组差异无统计学意义 ($P>0.05$)。[结论] 外侧壁重建可提升股骨-PFNA 系统整体稳定性, 降低股骨-PFNA 系统应力分布, 增加股骨近端应变分布。

关键词: 股骨转子间骨折, PFNA, 稳定性, 有限元分析

中图分类号: R683.42 **文献标志码:** A **文章编号:** 1005-8478 (2024) 20-1882-07

A finite element analysis on lateral wall reconstruction of femoral intertrochanteric fracture with proximal femoral nail anti-rotation fixation // LIU Yu-bin, LIN Zhi-cheng, LI Song-jian. Department of Traumatology, Zhujiang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510280, Guangdong China

Abstract: [Objective] To investigate the effect of lateral wall reconstruction on postoperative stability of femoral intertrochanteric fractures. [Methods] One elderly female volunteer was selected to obtain the femoral CT data. Medical 3D software was used to construct the model of intertrochanteric fracture and proximal femoral nail anti-rotation (PFNA) with intact lateral wall (the intact group), lateral wall defect (defect group), and lateral wall reconstructed by plate (reconstruction group). Boundary conditions and constraint conditions were set, and different loads were applied to the femoral head to analyze Von Mises stress, displacement and strain of the femor-PFNA system. [Results] The displacement femor-PFNA system was slightly larger in the intact group and defect group than that of reconstruction group, whereas which were not statistically significant between any two of the three groups ($P>0.05$). The Von Mises stress was not significantly different in the mean maximum stress between any two of the three model groups under different stress loads ($P>0.05$). The maximum main strain was ranked in the order of reconstruction group > intact group > defect group, which in the reconstructed group was significantly higher than that of the defect group [$(30.3\pm 15.1)\times 10^{-3}$ vs $(22.5\pm 12.1)\times 10^{-3}$, $P<0.001$], while there was no significant difference between the reconstructed group and the defect group in the mean maximum PFNA strain ($P>0.05$). [Conclusion] Lateral wall reconstruction can improve the overall stability of the femor-PFNA system, reduce the stress distribution of the femor-PFNA system, and increase the strain distribution of the proximal femur.

Key words: intertrochanteric fracture of femur, proximal femoral nail anti-rotation (PFNA), stability, finite element analysis

对于老年人股骨转子间骨折的治疗, 早期的坚强内固定可使患者获得早期下地的机会, 从而避免因保守治疗造成的髓内翻及较高的死亡率^[1, 2]。目前, 中心型的髓内固定成为治疗股骨转子间骨折首选的治疗

方式, 特别是对于不稳定的骨折类型^[3]。股骨近端防旋髓内钉 (proximal femoral nail anti-rotation, PFNA) 是治疗老年股骨转子间骨折的经典内置物, 因其独特的螺旋刀片设计, 不仅对股骨头颈部松质骨起到加压

DOI:10.20184/j.cnki.Issn1005-8478.100667

△基金项目:广州市科技一般项目(编号:202201011757)

作者简介:刘玉斌, 主治医师, 研究方向:骨科生物力学, (电子信箱)medlyb@163.com

*通信作者:李松建, (电子信箱)Lisongjian321@126.com

作用,而且起到良好的抗旋转作用。完整的股骨外侧壁为股骨转子间骨折患者 PFNA 术后提供了良好的生物力学支持和外侧支撑,从而提高了转子间骨折术后稳定性,而外侧壁断裂患者则会导致继发性不可控的股骨头塌陷、内翻和股骨干内移,从而影响最终疗效^[4-7]。因此,当外侧壁破裂时,无论是手术前由于创伤还是术中操作的医源性断裂,都会将稳定型骨折转变为不稳定型骨折。文献报道,对于不稳定转子间骨折,可使用螺钉、环扎钢丝或外侧支撑钢板,从而达到外侧壁稳定固定的目的^[8-10]。Jain 等^[11]研究报告提出股骨转子间骨折外侧壁非常重要,当外转子壁破裂时,会导致较差的结果。在这种情况下使用额外的支撑钢板可提供更快的愈合和早期承重,从而获得更好的髋关节功能。Wang 等^[12]研究发现,髓内钉联合重建钢板手术时间较长、术中出血量较多,但在骨折愈合时间、固定失败、并发症发生率、术后功能恢复等方面可能优于单纯髓内钉。上述研究说明外侧壁对股骨转子间骨折术后骨折愈合、并发症防治以及临床功能方面发挥重要作用,然而缺乏关于外侧壁如何影响股骨转子间骨折 PFNA 术后稳定性的生物力学分析。本研究基于医学三维有限元,分析转子间骨折术后股骨近端和 PFNA 假体应力和位移分布情况,明确股骨外侧壁重建与否对 PFNA 术后稳定性影响的生物力学机制。

1 资料与方法

1.1 股骨和 PFNA 模型建立

从本院影像科资料库中选择老年女性志愿者 1 名,年龄 61 岁,身高 161 cm,体重 60 kg,排除外伤、病理性骨折及严重合并症,进行股骨 CT 平扫。扫描范围为右侧股骨头上 10 mm 至右侧股骨髁以远 10 mm。CT 机扫描参数设定如下:骨组织窗扫描,采用的工作电压大小为 120 kV,工作电流是 300 mA,层间距为 0.625 mm,层厚为 1 mm;像素:512×512。得出清晰 CT 图像后,以 Dicom 格式保存并导入 Mimics Research 20.0 软件 (Materialise software, Leuven, Belgium)。在 Mimics 软件中使用 Calculate 3D from Mask 功能,经过系列处理后获得高质量的股骨近端三维模型。将获得的股骨近端医学三维模型导入逆向工程软件 Geomagic Studio 10.0 (Research Triangle Park, NC) 中进行优化处理。在软件中进行快速光滑、砂纸打磨、曲面化、构造格栅、探测轮廓线等一系列操作后,将曲面片拟合形成完整的

NURBS 曲面。之后将获得的模型导入至 SolidWorks 17.0 (Dassault Systemes, USA) 软件中,使用组合、删除等命令操作后,得到厚度为 2 mm 的皮质骨,余下内层为松质骨。

1.2 PFNA 模型建立与分组

使用 SolidWorks 17.0 软件建立 PFNA 内固定装置的有限元分析模型。PFNA 的实际尺寸由厂家提供,通过在软件里建立草图、拉伸、删减、组合等操作,分别建立 PFNA 的主钉、远端锁定螺钉、螺旋刀片各 1 个。并将建立好的 PFNA 三维模型与股骨三维模型进行组配。PFNA 相关数据如下:(1)主钉:长度为 170 mm,远端直径为 9 mm,近端直径为 16 mm,外偏角为 5°;(2)螺旋刀片:长度为 90 mm,直径为 10 mm;(3)远端锁定螺钉:长度为 30 mm,外径为 5 mm,内径为 3 mm。

根据 OTA/AO 分型中对股骨转子间骨折的分型,A3.1、A3.2、A3.3 为逆转子间骨折,从小转子上方至小转子基底部平行线与外侧壁相交点处作连线,模拟 A3.1 型股骨逆转子间骨折。根据 Haq 等^[13]对外侧壁的定义:股骨颈上缘和股骨颈下缘切线与外侧壁相交之间的外侧骨质。根据实验设计,分为外侧壁完整模型(完整组,图 1a)、外侧壁缺损模型(缺损组,图 1b)和外侧壁重建模型(重建组,图 1c)。

1.3 加载与设定

参照文献报道设定^[14, 15],本研究中股骨及内固定的相关材料均为均质、各向同性、连续的弹性材料。接触关系设定如下:近端皮质骨与远端皮质骨之间的关系设定为摩擦,摩擦系数为 0.46;近端松质骨与远端松质骨之间、近端松质骨与主钉之间、近端松质骨与螺旋刀片之间、皮质骨与钢板之间、近端骨皮质与主钉之间、远端松质骨与主钉之间的关系设定为摩擦,摩擦系数为 0.3;钢板与螺旋刀片之间、主钉与远端锁定钉之间、主钉与螺旋刀片之间的关系设定为摩擦,摩擦系数为 0.23;设定螺钉与骨质之间、远端锁定螺钉与骨质之间、螺钉与钢板之间的关系设为绑定。根据 Burkhart 等^[16]在文献中的描述,设置为标准的四面体网络,单元格大小设定为 2 mm。经计算,逆转子间骨折模型单元数为 260 295,节点数为 419 265;外侧壁缺损模型的单元数为 247 714,节点数为 399 190;外侧壁重建模型单元数为 256 561,节点数为 416 254。将组配后的股骨模型远端设置为完全固定,约束股骨远端所有自由度,将股骨远端设置为 Fixed Support,在 X、Y、Z 轴上的旋转和位移均

为 0。实验过程中，通过改变 Y 轴旋转角度，分别观察 2.5°、5°、7.5°、10°、12.5°及 15°情况下股骨-PFNA 假体应力、位移、应变分布情况。根据文献报道^[17]，本研究选取步态周期中单腿站立位相作为研

究，在 Ansys 软件 (Inc., Pittsburgh, PA, USA) 中施加在股骨头上方的轴向载荷分别为 600 N、900 N、1 200 N、1 500 N、1 800 N，分别模拟髋关节的受力为 1 倍、1.5 倍、2 倍、2.5 倍、3 倍体重的情形。

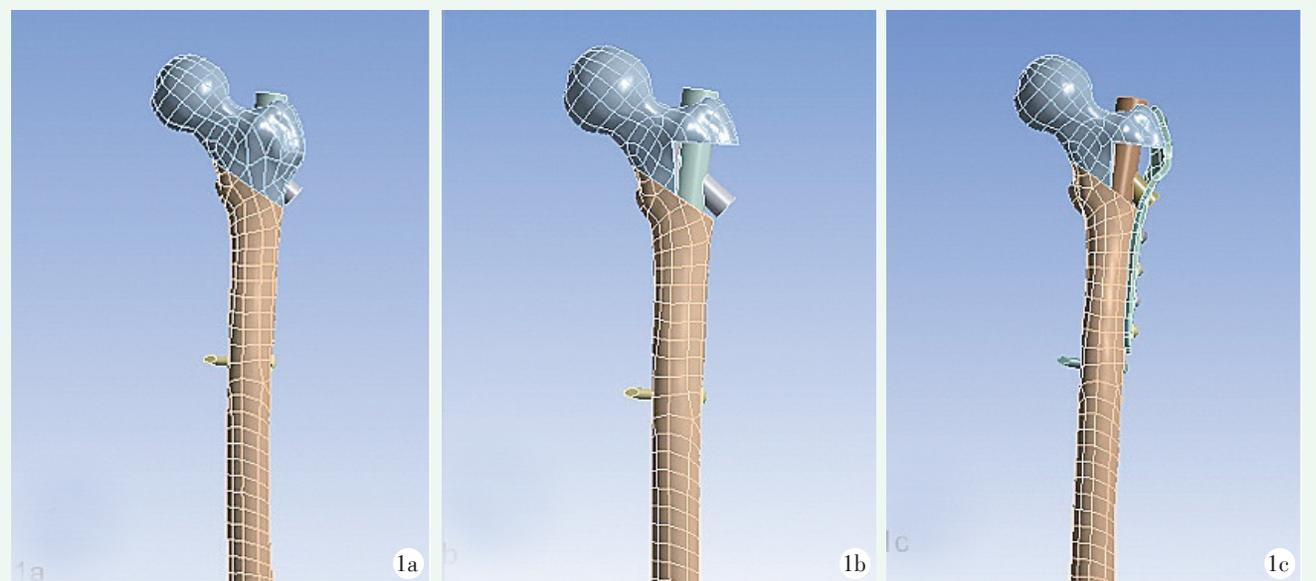


图 1. 股骨近端模型。1a: 外侧壁完整的股骨粗隆间骨折 PFNA 固定模型；1b: 外侧壁缺损的股骨粗隆间骨折 PFNA 固定模型；1c: 外侧壁钢板重建的股骨粗隆间骨折 PFNA 固定模型。

Figure 1. Proximal femur models. 1a: PFNA fixation model of femoral intertrochanteric fracture with intact lateral wall; 1b: PFNA fixation model of femoral intertrochanteric fracture with lateral wall defect; 1c: PFNA fixation model of femoral intertrochanteric fracture with lateral wall reconstructed by plate.

1.4 测量指标

实验过程中，通过改变 Y 轴旋转角度 (2.5°、5°、7.5°、10°、12.5°和 15°)，观察上述 6 个位置情况下股骨-PFNA 系统应力、位移、应变分布情况。测量指标：股骨-PFNA 模型整体的冯米塞斯 (von Mises) 应力、位移以及应变；亚组分析股骨近端模型和 PFNA 模型冯米塞斯 (von Mises) 应力、位移以及应变。

1.5 统计学方法

采用 SPSS 17.0 软件进行统计学分析。计量数据以 $\bar{x} \pm s$ 表示，资料呈正态分布时，采用单因素方差分析 (One Way ANOVA)，两两比较采用 LSD 法。P<0.05 为差异有统计学意义。

2 实验结果

2.1 模型验证

为了验证有限元模型的有效性，选取 1 个正常新鲜股骨标本进行生物力学测 (BOSE 3520-AT, 美国)。设置相同的载荷和边界条件后进行人体股骨

标本的断裂力学实验。利用黑白点光板成像捕捉系统，记录头下 (3 个)、颈部 (3 个)、转子间 (3 个) 共计 9 个位置数据。获得轴向载荷下新鲜股骨标本的应力-应变曲线，并与有限元模型进行相关分析。经验证有限元模型具有良好的可比性，直线回归方程为 $y=-11.1+0.91x$ 。此外，本有限元模型通过文献中已发表的数据进一步得到验证。建立了外侧壁缺损的有限元模型，并将数据与股骨标本发表的论文进行了比较^[18]。初步研究结果显示：本有限元模型和已发表的股骨标本的研究结果具有可比性。

2.2 位移分析

股骨-PFNA 模型位移的研究结果显示：3 个模型中最大位移均呈现在股骨头顶端，且随着应力增加股骨-PFNA 模型的最大位移呈现增加趋势 (表 1)。在任何施加载荷 (600~1 800 N) 情况下，完整组模型的平均位移为 (15.2±5.7) mm，缺损组模型的平均位为 (15.3±5.8) mm，上述两组模型较重建组模型的整体位移 (15.0±5.7) mm 稍大，但差异无统计学意义 (P>0.05)。上述研究提示，外侧壁重建后，可提高股骨-PFNA 系统的整体稳定性。

表 1. 不同轴向载荷下三组位移测量结果比较 (mm, $\bar{x} \pm s$)

Table 1. Comparison of displacement under different loadings among the 3 groups (mm, $\bar{x} \pm s$)

载荷	完整组	缺损组	重建组	P 值
600 N	7.6±0.9	7.6±0.9	7.5±1.0	0.964
900 N	11.4±1.3	11.5±1.4	11.3±1.3	0.983
1 200 N	15.2±1.8	15.3±1.8	15.1±1.7	0.982
1 500 N	19.0±2.2	19.1±2.3	18.8±2.2	0.979
1 800 N	22.8±2.7	22.9±2.7	22.5±2.6	0.977
Mean	15.2±5.7	15.3±5.8	15.0±5.7	0.989

2.3 Von Mises 应力测量

股骨-PFNA 模型应力分布研究结果显示：完整组模型与缺损组模型应力分布情况类似，最大应力集中位于股骨内侧壁，而外侧壁重建后，最大应力集中改变为转子间区域（图 2）。其中缺损组的平均最大应力为 (319.5±131.7) MPa，重建组的平均最大应力

为 (264.1±102.6) MPa，重建组平均最大应力较缺损组减小 17.2%，但 3 个模型组间平均最大应力的差异无统计学意义 ($P>0.05$, 表 2)。提示，当外侧壁重建后，外侧壁钢板可能分担部分最大应力，减少股骨-PFNA 系统的应力集中，从而减少内固定失败的风险。

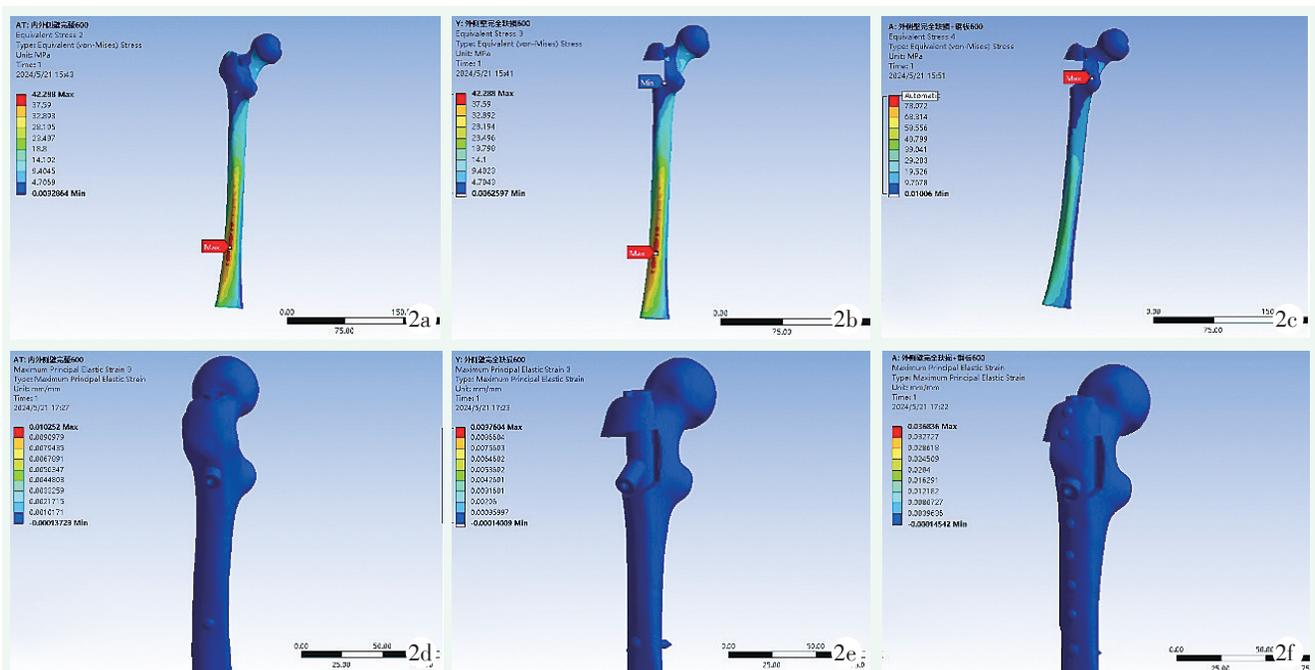


图 2. 2a~2c: 股骨近端应力; 2d~2f: 应变云图; 2a, 2d: 完整组; 2b, 2e: 缺损组; 2c, 2f: 重建组。

Figure 2. 2a~2c: proximal femur stress; 2d~2f: strain nephogram; 2a, 2d: intact group; 2b, 2e: defect group; 2c, 2f: reconstruction group.

表 2. 不同轴向载荷下三组 Von Mises 应力测量结果比较 (MPa, $\bar{x} \pm s$)

Table 2. Comparison of Von Mises stress under different loadings among the 3 group (MPa, $\bar{x} \pm s$)

载荷	完整组	缺损组	重建组	P 值
600 N	168.6±35.9	172.4±41.8	143.9±27.3	0.369
900 N	240.0±52.4	248.2±62.2	205.5±42.9	0.370
1 200 N	309.4±68.0	320.7±82.8	266.1±56.6	0.390
1 500 N	377.1±84.7	392.6±102.5	323.5±73.4	0.383
1 800 N	442.7±99.0	463.6±119.3	381.4±87.5	0.374
Mean	307.6±118.9	319.5±131.7	264.1±102.6	0.171

2.4 应变分析

不同受力下三组的最大主应变比较表 3。股骨模型的最大主应变研究结果显示：平均最大主应变分布为重建组>完整组>缺损组。其中，重建组平均最大主应变为 $(30.3 \pm 15.1) \times 10^{-3}$ ，缺损组平均最大主应

变为 $(22.5 \pm 12.1) \times 10^{-3}$ 。不同受力下三组的 PFNA 应变比较见表 4，PFNA 最大主应变数据表明，重建组模型较完整组模型存在减少趋势，但差异无统计学意义 ($P > 0.05$)。

表 3. 不同受力下三组的 PFNA 最大主应变比较 (10^{-3} , $\bar{x} \pm s$)

Table 3. Comparison of PFNA strain under different loadings among the 3 group (10^{-3} , $\bar{x} \pm s$)

载荷	完整组	缺损组	重建组	P 值
600 N	1.5±0.3	1.3±0.4	1.3±0.2	0.367
900 N	2.2±0.5	2.2±0.6	1.8±0.4	0.368
1 200 N	2.8±0.6	2.9±0.7	2.4±0.5	0.388
1 500 N	3.4±0.8	3.5±0.9	2.9±0.7	0.381
1 800 N	4.0±0.9	4.2±1.1	3.4±0.8	0.371
Mean	2.8±1.1	2.9±1.2	2.4±0.9	0.170

3 讨论

对于股骨外侧壁的认识，最初是从 Gotfried 等^[5]分析了 24 例使用动力髋螺钉 (dynamic hip screw, DHS) 固定股骨转子间骨折术后发生失败的案例，发现均由外侧壁缺损所导致。越来越多的临床研究证实，对伴有外侧壁破裂风险或已经存在外侧壁骨折的股骨转子间骨折，使用 DHS 固定将有更高的内固定失败率^[7, 18, 19]。Palm 等^[6]研究发现，外侧壁可单独作为一个评估股骨转子间骨折术后是否需要二次手术的因素。对于合并有股骨外侧壁缺损的转子间骨折，现在大多数学者认为，应该首选采用髓内固定，比如 PFNA^[4]。Li 等^[20]研究发现，外侧壁厚度 ≤ 18.55 mm，预示髓内钉固定术后存在较高风险的并发症。随着股骨近端解剖学以及生物力学的进一步研究，认为股骨转子间骨折内侧壁、外侧壁、复位质量以及 PFNA 术后尖顶距等，都是影响手术成功与否的重要因素^[21]。对于不稳定转子间骨折，股骨外侧壁如何发挥 PFNA 术后初次稳定性以及二次稳定的生物力学作用，未见文献报道。

在本实验中，分为外侧壁完整组、外侧壁缺损组以及外侧壁重建组。当加载于股骨头表面的轴向载荷不断增大时，3 个模型组最大应力、最大位移、PFNA 最大位移以及最大主应变均呈线性增加趋势，且未发现突然增大的现象。股骨-PFNA 的最大位移往往被用于量化评估股骨-内固定系统总体稳定性^[22]。在加载状态的坐标中，X 轴反映了整体抗张

力的稳定性，Y 轴反映了整体抗旋转的稳定性，Z 轴反映了整体抗压力的稳定性。位移越大，则反映整体抗旋转、抗压缩、抗剪切力的能力越差。股骨-PFNA 位移分布云图显示，重建外侧壁后，股骨-PFNA 系统整体位移较外侧壁完整和缺损时减少。说明重建股骨外侧壁能增加股骨近端的稳定性。股骨-PFNA 系统应力分布云图研究结果显示，完整组模型与缺损组模型应力分布情况类似，最大应力集中位于股骨内侧壁，而外侧壁重建后，最大应力集中改变为转子间区域。上述实验数据说明，随着股骨外侧壁重建，有助于转子间区骨折应力增加。此外，重建组模型的平均最大应力较完整组模型和缺损组模型存在显著减少的趋势，尽管 3 个模型组间差异无统计学意义 ($P > 0.05$)。因此，当外侧壁重建后，外侧壁钢板可能分担股骨-PFNA 系统的部分最大应力，从而减少股骨-PFNA 系统的应力集中，减少内固定失败的风险。本研究还发现，股骨和 PFNA 系统经过外侧壁重建后，显著增加股骨的主应变，减少 PFNA 假体的主应变。说明股骨外侧壁重建后，增加股骨近端应变，且应变大小平均 $(30.3 \pm 15.1) \times 10^{-3}$ ，符合骨折断端微动促进骨折愈合理论 (断端不高于 1 mm 微动)^[23]，达到促进骨折愈合目的。

本研究的优势是对 PFNA 固定股骨转子间骨折的外侧壁问题分别从应力、位移、应变等方面进行系统全面的有限元分析，阐明外侧壁重建对股骨近端生物力学分布影响。本研究不足在于，采用单个标本进行静态条件下的有限元分析，仅模拟步态周期中单腿站立相，而未研究步态周期中其他时相对股骨-PFNA

系统生物力学影响。

基于上述研究数据表明，外侧壁重建提升股骨-PFNA 系统整体稳定性，降低股骨-PFNA 系统应力分布，增加股骨近端应变分布。

参考文献

- [1] Richmond J, Aharonoff GB, Zuckerman JD, et al. Mortality risk after hip fracture [J]. *J Orthop Trauma*, 2003, 17 (1) : 53-56. DOI: 10.1097/00005131-200301000-00008.
- [2] Tawari AA, Kempegowda H, Suk M, et al. What makes an intertrochanteric fracture unstable in 2015? Does the lateral wall play a role in the decision matrix [J]. *J Orthop Trauma*, 2015, 29 (Suppl 4) : S4-9. DOI: 10.1097/bot.0000000000000284.
- [3] Traverso A, Ngo TH, Fernandez Gil G, et al. Clinical and radiological outcome of the Chimaera short nailing system in inter- and subtrochanteric fractures [J]. *Injury*, 2023, 54 (3) : 970-975. DOI: 10.1016/j.injury.2023.01.027.
- [4] Gupta RK, Sangwan K, Kamboj P, et al. Unstable trochanteric fractures: the role of lateral wall reconstruction [J]. *Int Orthop*, 2010, 34 (1) : 125-129. DOI: 10.1007/s00264-009-0744-y.
- [5] Gotfried Y. The lateral trochanteric wall: a key element in the reconstruction of unstable pertrochanteric hip fractures [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2004, 425 (425) : 82-86.
- [6] Palm H, Jacobsen S, Sonne-Holm S, et al. Integrity of the lateral femoral wall in intertrochanteric hip fractures: an important predictor of a reoperation [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2007, 89 (3) : 470-475. DOI: 10.2106/jbjs.f.00679.
- [7] 冯俊超, 高明暄, 骆文远. 股骨转子间骨折外侧壁与内侧壁的意义 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2023, 31 (5) : 436-440. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2023.05.10.
Feng JC, Gao MX, Luo WY. Significance of the lateral and medial walls in femoral intertrochanteric fractures [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2023, 31 (5) : 436-440. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2023.05.10.
- [8] Kulkarni SG, Babhulkar SS, Kulkarni SM, et al. Augmentation of intramedullary nailing in unstable intertrochanteric fractures using cerclage wire and lag screws: a comparative study [J]. *Injury*, 2017, 48 (Suppl 2) : S18-S22. DOI: 10.1016/s0020-1383 (17) 30489-8.
- [9] Rajput AK, Gupta PK, Gill SPS, et al. Prospective comparative study between proximal femoral nail vs. screw augmented proximal femoral nail in unstable intertrochanteric fractures of femur [J]. *Cureus*, 2022, 14 (12) : e32791. DOI: 10.7759/cureus.32791.
- [10] 冯卫, 郝廷, 郝增涛, 等. 三种股骨近端髓内钉固定股骨转子间骨折的有限元分析 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2012, 20 (8) : 730-733. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2012.08.18.
Feng W, Hao T, Hao ZT, et al. Finite element analysis of intertrochanteric fracture fixed with three different kinds of proximal femoral intramedullary nail [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2012, 20 (8) : 730-733. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2012.08.18.
- [11] Jain S, Dawar H, Khare H, et al. Does augmentation of intramedullary nails by a buttress plate effectively restore lateral wall integrity in intertrochanteric fractures [J]. *Int Orthop*, 2022, 46 (10) : 2365-2371. DOI: 10.1007/s00264-022-05488-w.
- [12] Wang R, Zhang H, Wei Q, et al. Intramedullary nails in combination with reconstruction plate in the treatment of unstable intertrochanteric femoral fractures with lateral wall damage [J]. *Int Orthop*, 2021, 45 (11) : 2955-2962. DOI: 10.1007/s00264-021-05004-6.
- [13] Haq RU, Manhas V, Pankaj A, et al. Proximal femoral nails compared with reverse distal femoral locking plates in intertrochanteric fractures with a compromised lateral wall; a randomised controlled trial [J]. *Int Orthop*, 2014, 38 (7) : 1443-1449. DOI: 10.1007/s00264-014-2306-1.
- [14] Kobayashi E, Wang TJ, Doi H, et al. Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings [J]. *J Mater Sci Mater Med*, 1998, 9 (10) : 567-574. DOI: 10.1023/a:1008909408948.
- [15] Helwig P, Faust G, Hindenlang U, et al. Biomechanical evaluation of the gliding nail in trochanteric fractures [J]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2006, 144 (6) : 594-601. DOI: 10.1055/s-2006-942340.
- [16] Burkhart TA, Andrews DM, Dunning CE. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: a review with recommendations associated with the modeling of bone tissue [J]. *J Biomech*, 2013, 46 (9) : 1477-1488. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.022.
- [17] Ding K, Zhu Y, Li Y, et al. Triangular support intramedullary nail: A new internal fixation innovation for treating intertrochanteric fracture and its finite element analysis [J]. *Injury*, 2022, 53 (6) : 1796-1804. DOI: 10.1016/j.injury.2022.03.032.
- [18] Nie S, Li J, Li M, et al. Finite-element analysis of a novel cephalomedullary nail for restricted sliding to reduce risk of implant failure in unstable intertrochanteric fractures [J]. *Orthop Surg*, 2022, 14 (11) : 3009-3018. DOI: 10.1111/os.13497.
- [19] 李亚伟, 沈雪梅, 邵明强, 等. 股骨转子间骨折内固定失败因素的荟萃分析 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2022, 30 (8) : 712-716. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2022.08.08.
Li YW, Shen XM, Shao MQ, et al. A meta-analysis on failure of proximal femoral nail anti-rotation for femoral intertrochanteric fractures [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2022, 30 (8) : 712-716. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2022.08.08.
- [20] Li SJ, Chang SM, Liu H, et al. Residual lateral wall width predicts a high risk of mechanical complications in cephalomedullary nail fixation of intertrochanteric fractures: a retrospective cohort study with propensity score matching [J]. *Int Orthop*, 2023, 47 (7) : 1827-1836. DOI: 10.1007/s00264-023-05780-3.
- [21] Chang SM, Hou ZY, Hu SJ, et al. Intertrochanteric femur fracture treatment in Asia: What we know and what the world can learn [J]. *Orthop Clin North Am*, 2020, 51 (2) : 189-205. DOI: 10.1016/j.ocl.2019.11.011.

(下转 1892 页)