

· 基础研究 ·

内侧支撑髓内钉和股骨近端抗旋髓内钉治疗股骨转子间骨折 A3.3 型的生物力学研究

聂少波^{1,2}, 李建涛^{1,2}, 赵燕鹏^{1,2}, 赵喆³, 朱保障⁴, 闫云超⁵, 张里程^{1,2}, 唐佩福^{1,2}

(1. 中国人民解放军总医院第一医学中心骨科, 北京 100853; 2. 国家骨科与运动康复临床医学研究中心, 北京 100853; 3. 清华长庚医院, 北京 102218; 4. 北京纳通医学科技研究院有限公司, 北京 100094; 5. 中国人民解放军总医院第一医学中心放射科, 北京 100853)

【摘要】 目的: A3 型股骨转子间骨折是极其不稳定的骨折, 临床上常常采用髓内治疗, 但是髓内固定失败率高, 股骨后内侧结构不能重建是主要原因。介绍一种可以早期重建股骨内侧支撑的新型内侧支撑髓内钉, 通过生物力学试验验证力学效果。**方法:** 利用人工股骨模型(Sawbones)制作内侧失支撑的 A3.3 型转子间骨折模型, 分别用新型内侧支撑髓内钉(medial sustainable nail-Ⅱ, MSN-Ⅱ)和股骨近端抗旋髓内钉(proximal femoral nail anti-rotation, PFNA-Ⅱ)固定后, 行轴向加载和轴向破坏试验, 测定两种内固定物的轴向刚度、屈服载荷、头颈骨块的位移和断端扭转角度, 比较两种内固定的生物力学差异, 明确重建内侧支撑的髓内钉早期重建股骨内侧支撑的效果。**结果:** MSN-Ⅱ 的轴向刚度、屈服载荷、当轴向载荷为 1 800 N 时头颈骨块的位移、破坏试验后的骨折断端扭转角度分别为 (222.76±62.46) N/mm, (4 241.71±847.42) N, (11.51±0.62) mm, (1.71±0.10)°; PFNA-Ⅱ 分别为 (184.58±40.59) N/mm, (3 058.76±379.63) N, (16.15±1.36) mm, (2.52±0.26)°, 两组差异均有统计学意义。**结论:** MSN-Ⅱ 轴向刚度优于 PFNA-Ⅱ, 在固定 A3.3 型骨折时能耐受更大的载荷, 具有更大的轴向和旋转稳定性, 是重建 A3 型股骨转子间骨折内侧支撑有效的手段。

【关键词】 股骨转子间骨折; 内侧支撑; 髓内钉; 生物力学

中图分类号: R683.4

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2020.12.014

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Biomechanical study on the treatment of intertrochanteric fracture of A3.3 type with medial sustainable nail and proximal femoral anti-rotation nail

NIE Shao-bo, LI Jian-tao, ZHAO Yan-peng, ZHAO Zhe, ZHU Bao-zhang, YAN Yun-chao, ZHANG Li-cheng, and TANG Pei-fu*. *Department of Orthopaedics, the First Medical Center, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China

ABSTRACT Objective: A3 intertrochanteric fracture is an extremely unstable fracture, which is often treated with intramedullary nail, but the implant failure is common due to the posterior medial fragment cannot be reconstructed. A new medial sustainable nail (MSN-Ⅱ) which can reconstruct the femoral medial support by sustainable screw was introduced in this study. The mechanical effect was verified by biomechanical experiment. **Methods:** The loss medial support model of intertrochanteric fracture (A3) was made by artificial Sawbones model, fixed with MSN-Ⅱ and PFNA-Ⅱ, underwent axial loading and axial failure tests. The axial stiffness, yield load, displacement of head-neck fragment and torsional angle of fracture site of these nails were recorded and compared for biomechanical differences. The effect of early reconstruction of medial support with MSN-Ⅱ was determined. **Results:** The axial stiffness, yield load, the displacement of head and neck fragment when the axial load was 1 800 N and torsional angle of the fracture site after the axial failure test of MSN-Ⅱ were (222.76±62.46) N/mm, (4 241.71±847.42) N, (11.51±0.62) mm, (1.71±0.10)° respectively, while the PFNA-Ⅱ was (184.58±40.59) N/mm, (3 058.76±379.63) N, (16.15±1.36) mm, (2.52±0.26)° respectively. The difference between the two groups was statistically significant. **Conclusion:** The axial stiffness of MSN-Ⅱ is better than that of PFNA-Ⅱ. The MSN-Ⅱ can bear more loads when fixed A3.3 intertrochanteric fracture and has greater axial and rotational stability. It is an effective means to reconstruct the medial support of A3 intertrochanteric fracture.

KEYWORDS Trochanteric fractures; Medial support; Intramedullary nail; Biomechanical study

基金项目: 首都卫生发展科研专项项目(编号: 2016-1-5012)

Fund program: Provided by Capital Health Research and Development of Special Grants(No. 2016-1-5012)

通讯作者: 唐佩福 E-mail: pftang301@163.com

Corresponding author: TANG Pei-fu E-mail: pftang301@163.com

股骨转子间骨折是老年人常见的致死和致残原因之一^[1],每年全世界约有 75 万人受累^[2],一年死亡率高达 37%^[3]。为延长寿命,改善患者的生活质量,学者们进行了不懈的努力,从 20 世纪 50 年代开始的髓外治疗到现在常用的髓内治疗。虽然治疗手段一直在改进,但是并发症仍然不容忽视,尤其是占到总患者 10%~34% 的 A3 型骨折,并发症发生率明显高于 A1 和 A2 型骨折,同时累及内侧壁和外侧壁,内固定后极易失败^[4-9],失败率甚至高达 56%^[10]。A3 型转子间骨折失败率高的主要原因和股骨内、外侧骨块粉碎,力学传导的支撑结构中有关^[11]。A3 型骨折的骨折线同时累及股骨内、外侧,但在生物力学研究中发现,内侧壁的重建要比外侧壁更重要^[12],在病例分析中也发现移位的外侧壁在髓内固定后无须额外的固定^[13]。Hao 等^[11]回顾性分析了 140 例 A3 型转子间骨折患者,发现后内侧失支撑和复位质量差是内固定失效的危险因素,但是目前如何简单快速重建 A3 型骨折的后内侧支撑还是一道难题^[14]。内侧支撑髓内钉 (medial sustainable nail, MSN) 是笔者团队研发的早期重建内侧支撑的股骨髓内钉,在早期研究中,刚度和力学稳定性明显优于股骨近端抗旋髓内钉 (proximal femoral nail anti-rotation, PFNA-Ⅱ)^[15]。但进一步研究发现 MSN 存在过度滑动和极限载荷低的缺点,因此继续改进,设计出新型内侧支撑钉 (medial sustainable nail-Ⅱ, MSN-Ⅱ),希望通过生物力学试验验证是否可以有效解决 A3 型转子间骨折内侧支撑重建困难的问题。

1 材料与方法

1.1 材料

人工合成股骨模型(第 4 代 Sawbones, SKU3406, 美国),E10KNB 电子式生物力学测试机。根据 Sawbones 数据设计 3D 打印的截骨模块,生物力学夹具,MSN-Ⅱ(图 1)及配套器械,PFNA-Ⅱ及配套器械等。测试机器由北京纳通医学科技研究院有限公司提供,内固定材料由山东威高骨科材料股份有限公司提供。

1.2 试验模型准备

按照内固定操作流程,将 MSN-Ⅱ 和 PFNA-Ⅱ 分别植入 Sawbones 后再按照流程取出。用 3D 打印的截骨导板,根据文献提示^[16]制作 A3.3 型骨折模型。去掉小转子水平的横行骨块后,将内固定重新装入 Sawbones 内,制成标本(图 2)。将标本用钛基低熔点合金固定在特制的力学测试夹具上备用。标本固定在夹具上能保持股骨处于内收 10°、后倾 9°的位置,以模拟人单腿站立的情况^[17]。在股骨内侧断端两端划线标记,以备测量近端头颈骨块的旋转。



图 1 MSN-Ⅱ 实体图

Fig.1 Entity diagram of MSN-Ⅱ

1.3 生物力学试验

1.3.1 预试验及样本量计算 选择 MSN-Ⅱ 和 PFNA-Ⅱ 标本各 1 个,轴向 100 N 预加载,消除内固定和模型之间的蠕变。卸载预加载的载荷后再通过股骨头施加轴向负荷(图 3a)。从 0 N 开始,以 6 mm/min 速度持续加载到 1 800 N,重复 4 次后测算两种髓内钉的刚度。按照刚度进行样本量估算,MSN-Ⅱ 为 (232.6 ± 36.9) N/mm,PFNA-Ⅱ 为 (191.15 ± 22.65) N/mm,第 1 类错误 α 为 0.05,把握度为 0.9,因此每组至少需要 4 根人工骨模型,两组共需 8 根人工骨。

1.3.2 轴向加载和轴向破坏试验 选择 8 根 Sawbones,随机分为两组,按照前述方法制作标本后,按照预试验方法进行轴向负荷测试,最后从 0 N 开始,以 6 mm/min 的速度持续加载应力直到人工骨标本出现断裂,持续记录载荷和位移数据,绘制载荷-位移曲线图。分别记录屈服载荷和 1 800 N 的轴向载荷下头颈骨块的位移距离。屈服定义为载荷-位移曲线在上升过程中突然转折,并维持转折后平直的趋势。曲线的斜率为刚度,曲线在屈服点对应的轴向载荷定义为屈服载荷^[18]。轴向破坏试验后,测量股骨内侧标记线的位移,按照周长和半径的公式换算为近端头颈骨块扭转角度(图 3b)。

1.4 统计学处理

数据采用 SPSS 22.0 进行分析,定量资料采用均值 $\pm$ 标准差($\bar{x} \pm s$)表示。采用 Shapiro-Wilk 检验数据是否符合正态分布。如果数据符合正态分布且方差齐,组间比较采用 t 检验;如果数据分布不符合正态分布,且方差不齐,组间比较采用校正的 t' 检验或秩和检验。两种髓内钉的轴向刚度、屈服载荷、1 800 N



图 2 A3.3 型股骨转子间骨折模型及测试标本制备示意图 2a. 在 3D 打印的截骨模型辅助下,第 1 刀截骨 2b. 第 2 刀截骨 2c. 截骨线示意图 2d. 骨折模型制作完成后示意图 2e. 骨折模型和髓内钉再组装,形成测试标本

Fig.2 Preparation of model and test specimens with A3.3 intertrochanteric fracture 2a. The first cut was used for osteotomy with the aid of the 3D-printed osteotomy model 2b. The second cut for osteotomy 2c. Diagram of osteotomy line 2d. Proximal morphology of the femur after osteotomy 2e. Test specimens assembled from fracture models and intramedullary nails



图 3 生物力学试验示意图 3a. 测试标本在生物力学测试机上进行轴向加载和轴向破坏测试 3b. 在测试标本内侧标记,测试完成后通过标记线的位移测算断端扭转角度

Fig.3 Schematic diagram of biomechanical experiment 3a. Test specimens were tested for axial loading and axial failure on a biomechanical testing machine 3b. The position of the fragment was marked on the medial of the test specimen,and the torsional angle of the head-neck fragment was measured by the displacement of the marker line after the test

时头颈骨块的位移和骨折断端扭转角度均采用 t 检

验进行统计分析。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 轴向加载试验

轴向加载试验结果见表 1。MSN-Ⅱ 组的轴向刚度为 (222.76 ± 62.46) N/mm,PFNA-Ⅱ 组为 (184.58 ± 40.59) N/mm,MSN-Ⅱ 组的轴向刚度高于 PFNA-Ⅱ 组;在 1 800 N 时,MSN-Ⅱ 组股骨近端位移 (11.51 ± 0.62) mm,PFNA-Ⅱ 组的位移 (16.15 ± 1.36) mm,MSN-Ⅱ 组小于 PFNA-Ⅱ 组。

2.2 轴向破坏试验

轴向破坏试验结果见表 1。MSN-Ⅱ 组内固定骨折模型的屈服载荷和断端扭转角度分别为 $(4\,241.71\pm847.42)$ N、 $(1.71\pm0.10)^\circ$,PFNA-Ⅱ 组为 $(3\,058.76\pm379.63)$ N、 $(2.52\pm0.26)^\circ$,MSN-Ⅱ 组的屈服载荷大于 PFNA-Ⅱ 组,扭转角度小于 PFNA-Ⅱ 组。MSN-Ⅱ 双平面固定,具有更强的抗扭转性能;PFNA-Ⅱ 是单钉固定,抗扭转性能差。

3 讨论

3.1 股骨转子间骨折治疗现状及对照组设置理由

髓内钉被推荐用于 A3 型骨折的治疗^[19]。髓内钉的种类繁多,在 A3 型骨折治疗中,目前并无统一

表 1 两组模型的生物力学试验指标比较($\bar{x}\pm s$)
Tab.1 Comparison of biomechanical parameter between two groups of models($\bar{x}\pm s$)

组别	标本数	轴向刚度(N/mm)	1 800 N 时位移(mm)	屈服载荷(N)	扭转角度($^\circ$)
MSN-Ⅱ	4	222.76±62.46	11.51±0.62	4 241.71±847.42	1.71±0.10
PFNA-Ⅱ	4	184.58±40.59	16.15±1.36	3 058.76±379.63	2.52±0.26
t 值		2.29	6.21	2.55	5.82
P 值		0.028	0.001	0.044	0.001

的最佳固定类型^[20]。张军等^[21]研究发现在治疗不稳定型股骨转子间骨折时, PFNA 和 Intertan 效果相当, 但 PENA 更适合骨质疏松严重的患者。Vaquero 等^[22]研究发现 PFNA 和 Gamma 3 治疗不稳定转子间骨折时并发症相当, 分别为 45% 和 40%, 且在 1 年的随访中, 在关节活动范围、临床评分和影像学指标上并无明显差别。PFNA-Ⅱ尤其适用于骨质疏松性患者, 是目前常用的固定材料^[23], 因此将 PFNA-Ⅱ作为对照组, 代表了现阶段最常用的治疗手段。

3.2 MSN-Ⅱ重建股骨内侧壁

髓内固定治疗 A3 型转子间骨折术后内固定失效风险较高的原因和股骨内外侧壁同时损伤及内固定强度不足有关^[24-25]。骨折后股骨内外侧皮质同时损伤, 尤其是 A3.3 型骨折, 股骨内侧又合并骨折块, 增加了不稳定的程度。在重建过程中, 股骨内侧属于压力侧, 其重建尤其重要。Nie 等^[12]用尸体骨制作了股骨内侧和外侧缺损的模型, 通过生物力学测试证实, 内侧壁重建比外侧壁更重要。现有的内固定材料都无法实现内侧坚强的重建, 虽然有学者通过附加切口, 辅助钢板或者钢丝固定, 但是延长了手术时间, 增加了出血量, 增大了患者的手术风险^[26], 因此如何简单有效地解决内后方支撑仍是函待解决的问题。笔者通过在髓内钉内下方增加支撑钉, 早期重建了股骨内侧支撑, 且无须额外增加手术切口, 不明显增加手术时间, 可能是个不错的选择。在本力学试验中, MSN-Ⅱ具有更高的屈服载荷, 因此笔者认为 MSN-Ⅱ可以提供更好的轴向稳定性。

3.3 MSN-Ⅱ提高了固定强度

由于 A3 型骨折股骨内侧和外侧均破坏, 股骨近端的受力大部分需要内固定来支撑, 因此如果强度不足, 内固定极易发生断裂^[24-25]。在本研究中, MSN-Ⅱ的轴向刚度明显强于 PFNA-Ⅱ, 是 PFNA-Ⅱ的 1.2 倍, 因此 MSN-Ⅱ固定 A3 型骨折, 能够对抗更大的负荷。另外人在负重行走的过程中, 髋关节局部受力一般为体重的 2~3 倍^[27]。目前大部分国人的体重在 60~70 kg, 因此本试验选择了 1 800 N 用来模拟国人行走过程中的股骨头负重, 通过头颈骨块的位移模拟负重情况下患者近端骨块的移位。研究发现 MSN-Ⅱ固定后的股骨, 在 1 800 N 的压力作用下头颈骨块位移小于 PFNA-Ⅱ固定的股骨。因此认为, MSN-Ⅱ稳定性更强, 在早期下地活动的过程中, 采用 MSN-Ⅱ固定, 断端位移更小, 更不容易造成疼痛, 有利于患者活动; 更不容易造成骨折断端移位, 导致内固定失效的发生。

3.4 MSN-Ⅱ抗扭转

股骨受力过程中股骨断端除了轴向受力, 还存

在扭转受力。髋部是个特殊的受力位置, 人在单腿站立的时候, 股骨并不是处于直立位置, 而是外展后倾, 导致身体上的应力向远端传导的过程中, 不可避免地在骨折断端产生扭转移位。PFNA-Ⅱ通过头钉螺旋刀片的设计, 将股骨头内松质骨压实到头钉周围, 增加了头钉把持和抗旋能力。但是 PFNA-Ⅱ是单钉固定, 而 MSN-Ⅱ的设计属于双钉固定, 因此抗旋性能理论上要优于 PFNA-Ⅱ。在轴向测试中, 通过在股骨内侧标记, 测算骨折块之间的扭转角度, 发现 MSN-Ⅱ固定后的 A3 型骨折扭转稳定性更好。同时由于 MSN-Ⅱ支撑钉是支撑在头钉下, 并不像股骨近端髓内钉 (proximal femoral nail, PFN) 的双钉平行性分布, 避免了“Z”字切出效应。MSN-Ⅱ的支撑钉重建了股骨近端三角稳定结构, 分散头钉上的压力, 从而减少断钉和头钉切出的风险。同时增加的支撑钉也实现了双平面固定, 抗扭转性能明显优于单钉固定的髓内钉, 理论上造成内固定失效的风险更小。

3.5 去除 PFNA-Ⅱ潜在干扰

PFNA-Ⅱ存在过度滑动的缺点^[24], 可能会对结果产生干扰, 为了减少干扰, 在制作模型的时候, 楔形去掉了一部分小转子间为中点的股骨内侧壁, 在股骨转子间区域并未增加骨折线, 避免了 PFNA-Ⅱ头钉可能在股骨转子间区域过度滑动对稳定结果造成的影响。在排除这一影响因素后, MSN-Ⅱ组的头颈骨块位移仍然明显小于 PFNA-Ⅱ组, 提示 MSN-Ⅱ可以抵抗更强的负荷、且更加稳定, 避免了远端锁钉断裂的风险。分析其原因可能是股骨应力在经过 MSN-Ⅱ近端的三角稳定结构时, 应力被均匀分散到远端股骨上, 而近端头颈骨块的应力被分散后减小, 因此在骨折断端并未增加更多移位的风险。

3.6 研究局限性

为了保证试验条件均一性, 笔者采用了人工骨模型, 并采用 3D 打印的截骨模板制造转子间骨折模型, 手术操作统一由高年资医生完成。但是本研究仍然有不足之处, 采用人工骨保证了试验条件均一性, 但和临床实际情况仍有一定的差异, 未来还需要进一步以尸体骨为基础进行研究。

其次, 试验条件并未纳入循环疲劳, 未分析抗疲劳性。总之, 在固定 A3.3 型转子间骨折时, MSN-Ⅱ在轴向刚度、屈服载荷和断端位移上均优于 PFNA-Ⅱ, 且在轴向压力的负荷下, 断端扭转移位更小, 因此 MSN-Ⅱ的轴向和扭转稳定性都优于 PFNA-Ⅱ。重建内侧支撑的 MSN-Ⅱ可能是简单有效解决股骨内侧支撑的选择。

参考文献

- [1] Ren Y, Hu J, Lu B, et al. Prevalence and risk factors of hip fracture in a middle-aged and older Chinese population [J]. Bone, 2019, 122:

- 143–149.
- [2] Mattisson L, Bojan A, Enocson A. Epidemiology, treatment and mortality of trochanteric and subtrochanteric hip fractures; data from the Swedish fracture register [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2018, 19 (1): 369.
 - [3] 杨雷, 郭晓山. 老年股骨转子间骨折治疗现状 [J]. *中国骨伤*, 2019, 32(2): 97–100.
YANG L, GUO XS. Treatment status of intertrochanteric fracture in the elderly [J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2019, 32(2): 97–100. Chinese with abstract in English.
 - [4] Ímerci A, Aydoğan NH, Tosun K. A comparison of the InterTan nail and proximal femoral nail antirotation in the treatment of reverse intertrochanteric femoral fractures [J]. *Acta Orthop Belg*, 2018, 84 (2): 123–131.
 - [5] Freigang V, Gschrei F, Bhayana H, et al. Risk factor analysis for delayed union after subtrochanteric femur fracture; quality of reduction and valgization are the key to success [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2019, 20(1): 391.
 - [6] 孙群周, 阮成群, 李光明, 等. 重建股骨距与股骨近端防旋髓内钉治疗老年不稳定股骨粗隆间骨折的疗效比较 [J]. *中国骨伤*, 2016, 29(8): 684–688.
SUN QZ, RUAN CQ, LI GM, et al. Comparison of the efficacy of reconstructed femoral calula and proximal femoral anti-rotation intramedullary nail in the treatment of unstable intertrochanteric fractures in the elderly [J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2016, 29(8): 684–688. Chinese with abstract in English.
 - [7] Buyukdogan K, Caglar O, Isik S, et al. Risk factors for cut-out of double lag screw fixation in proximal femoral fractures [J]. *Injury*, 2017, 48: 414–418.
 - [8] Hoffmann MF, Khoriaty JD, Sietsema DL, et al. Outcome of intramedullary nailing treatment for intertrochanteric femoral fractures [J]. *J Orthop Surg Res*, 2019, 14(1): 360.
 - [9] Karakus O, Ozdemir G, Karaca S, et al. The relationship between the type of unstable intertrochanteric femur fracture and mobility in the elderly [J]. *J Orthop Surg Res*, 2018, 13(1): 207.
 - [10] Haidukewych GJ, Israel TA, Berry DJ. Reverse obliquity fractures of the intertrochanteric region of the femur [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2001, 83(5): 643–650.
 - [11] Hao Y, Zhang Z, Zhou F, et al. Risk factors for implant failure in reverse oblique and transverse intertrochanteric fractures treated with proximal femoral nail antirotation (PFNA) [J]. *J Orthop Surg Res*, 2019, 14(1): 350.
 - [12] Nie B, Chen X, Li J, et al. The medial femoral wall can play a more important role in unstable intertrochanteric fractures compared with lateral femoral wall; a biomechanical study [J]. *J Orthop Surg Res*, 2017, 12(1): 197.
 - [13] Kim Y, Bahk WJ, Yoon YC, et al. Radiologic healing of lateral femoral wall fragments after intramedullary nail fixation for A3.3 intertrochanteric fractures [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2015, 135(10): 1349–1356.
 - [14] Biber R, Berger J, Bail HJ. The art of trochanteric fracture reduction [J]. *Injury*, 2016, 47: S3–S6.
 - [15] Li J, Han L, Zhang H, et al. Medial sustainable nail versus proximal femoral nail antirotation in treating AO/OTA 31–A2.3 fractures; finite element analysis and biomechanical evaluation [J]. *Injury*, 2019, 50(3): 648–656.
 - [16] Kregor PJ, Obrensky WT, Kreder HJ, et al. Unstable pertrochanteric femoral fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2014, 28 (Suppl 8): S25–S28.
 - [17] Nüchtern JV, Ruecker AH, Sellenschloh K, et al. Malpositioning of the lag screws by 1-or 2-screw nailing systems for pertrochanteric femoral fractures; a biomechanical comparison of gamma 3 and intertan [J]. *J Orthop Trauma*, 2014, 28(5): 276–282.
 - [18] Knoke M, Gradl G, Maier KJ, et al. Rotationally stable screw–anchor versus sliding hip screw plate systems in stable trochanteric femur fractures; a biomechanical evaluation [J]. *J Orthop Trauma*, 2013, 27(6): e127–e136.
 - [19] Mandal S, Banerjee U, Mukherjee AS, et al. Results of "trochanteric femoral nailing (TFN)" in comminuted unstable trochanteric fractures [J]. *Acta Orthop Belg*, 2019, 85(4): 525–534.
 - [20] Singh AK, Narsaria N, Gupta RK. A biomechanical study comparing proximal femur nail and proximal femur locking compression plate in fixation of reverse oblique proximal femur fractures [J]. *Injury*, 2017, 48: 2050–2053.
 - [21] 张军, 曹烈虎, 陈晓, 等. PFNA 与 InterTAN 髓内钉治疗不稳定股骨粗隆间骨折疗效的比较 [J]. *中国骨伤*, 2017, 30(7): 597–601.
ZHANG J, CAO LH, CHEN X, et al. Comparison of PFNA and InterTAN intramedullary nails in the treatment of unstable intertrochanteric fractures [J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2017, 30(7): 597–601. Chinese with abstract in English.
 - [22] Vaquero J, Munoz J, Prat S, et al. Proximal femoral nail antirotation versus Gamma 3 nail for intramedullary nailing of unstable trochanteric fractures. A randomised comparative study [J]. *Injury*, 2012, 43 (Suppl 2): S47–S54.
 - [23] Radaideh AM, Qudah HA, Audat ZA, et al. Functional and radiological results of proximal femoral nail antirotation (PFNA) osteosynthesis in the treatment of unstable pertrochanteric fractures [J]. *J Clin Med*, 2018, 7(4): 78.
 - [24] Makki D, Matar HE, Jacob N, et al. Comparison of the reconstruction trochanteric antigrade nail (TAN) with the proximal femoral nail antirotation (PFNA) in the management of reverse oblique intertrochanteric hip fractures [J]. *Injury*, 2015, 46 (12): 2389–2393.
 - [25] Polat G, Akgül T, Ekinci M, et al. A biomechanical comparison of three fixation techniques in osteoporotic reverse oblique intertrochanteric femur fracture with fragmented lateral cortex [J]. *Eur J Trauma Emerg Surg*, 2019, 45(3): 499–505.
 - [26] Ehrnthaller C, Olivier AC, Gebhard F, et al. The role of lesser trochanter fragment in unstable pertrochanteric A2 proximal femur fractures—is refixation of the lesser trochanter worth the effort [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2017, 42: 31–37.
 - [27] Ceynowa M, Zerdzicki K, Klosowski P, et al. The early failure of the gamma nail and the dynamic hip screw in femurs with a wide medullary canal. A biomechanical study of intertrochanteric fractures [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2020, 71: 201–207.

(收稿日期: 2020-07-12 本文编辑: 连智华)