

### 3 种内固定治疗 PauwelsⅢ型股骨颈骨折的生物力学研究

王斌, 钟浩博, 杨剑锋

(广东省惠州市第一人民医院, 广东 惠州 516003)

**摘要 目的:**比较空心钉、动力髋螺钉及股骨近端锁定钢板固定 PauwelsⅢ型股骨颈骨折的生物力学特征。**方法:**通过 CT 扫描获取 Sawbone 人工股骨的数据,利用 Mimics15.0 软件、3Matic7.0 软件及 3D 打印机制作 PauwelsⅢ型股骨颈骨折(Pauwels 角 = 70°)截骨模具及 3 种内固定(空心钉、动力髋螺钉及股骨近端锁定钢板)的固定导向模具。利用制作的股骨颈骨折截骨模具将 18 根 Sawbone 股骨均制成 PauwelsⅢ型股骨颈骨折模型,并将其分为 3 组,每组 6 根。空心钉组、动力髋螺钉组和锁定钢板组均借助制作的内固定导向模具,分别以 3 枚直径 7.3 mm 空心钉、动力髋螺钉、股骨近端锁定钢板进行固定。将股骨颈骨折内固定模型固定于夹具上,应用生物力学材料测试机进行静态加压测试和循环载荷测试。**结果:**①静态加压测试结果。测试过程中,空心钉组先发生成角位移再出现垂直位移;动力髋螺钉组及锁定钢板组先出现一定程度的垂直位移,达到一定程度后才出现成角位移,其中动力髋螺钉组同时发生了股骨头旋转。3 组的固定刚度比较,差异有统计学意义[(319.00 ± 44.00) N · mm<sup>-1</sup>, (540.00 ± 102.00) N · mm<sup>-1</sup>, (441.00 ± 116.00) N · mm<sup>-1</sup>,  $F=7.165, P=0.026$ ]。动力髋螺钉组和锁定钢板组的固定刚度均大于空心钉组( $P=0.010, P=0.050$ );动力髋螺钉组和锁定钢板组的固定刚度比较,差异无统计学意义( $P=0.249$ )。3 组的失效载荷比较,差异有统计学意义[(2.11 ± 0.56) kN, (5.77 ± 0.56) kN, (4.69 ± 0.91) kN,  $F=21.597, P=0.002$ ]。动力髋螺钉组和锁定钢板组的失效载荷均大于空心钉组( $P=0.001, P=0.004$ );动力髋螺钉组和锁定钢板组的失效载荷比较,差异无统计学意义( $P=0.108$ )。②循环载荷测试结果。测试过程中,空心钉组 1 根股骨出现退钉现象。3 组的股骨头轴向位移比较,差异有统计学意义[(4.34 ± 0.50) mm, (2.63 ± 0.41) mm, (2.61 ± 0.43) mm,  $F=14.734, P=0.005$ ]。动力髋螺钉组和锁定钢板组的股骨头轴向位移均小于空心钉组( $P=0.003, P=0.003$ );动力髋螺钉组和锁定钢板组的股骨头轴向位移比较,差异无统计学意义( $P=0.958$ )。**结论:**动力髋螺钉固定和股骨近端锁定钢板固定治疗 PauwelsⅢ型股骨颈骨折,在固定刚度和后期稳定性方面较空心钉固定具有一定优势,但二者之间无明显差别。

**关键词** 股骨颈骨折;骨折固定术,内;生物力学

#### A biomechanical study of three kinds of internal fixation for treatment of Pauwels type Ⅲ femoral neck fractures

WANG Bin, ZHONG Haobo, YANG Jianfeng

The First People's Hospital of Huizhou, Huizhou 516003, Guangdong, China

**ABSTRACT Objective:** To compare the biomechanical characteristics of internal fixation between hollow nail, dynamic hip screw and proximal femoral locking plate in treatment of Pauwels type Ⅲ femoral neck fractures. **Methods:** The data of Sawbone artificial femurs was obtained by CT scanning, and the osteotomy mould of Pauwels type Ⅲ femoral neck fracture (Pauwels angle of 70 degrees) and the moulds for guiding three kinds of internal fixation (hollow nail, dynamic hip screw and proximal femoral locking plate) were made by using Mimics 15.0 software, 3Matic 7.0 software and 3D printer. Eighteen Sawbone femurs were made into Pauwels type Ⅲ femoral neck fracture models by using the ready-made femoral neck fracture osteotomy mould, and the ready-made models were divided into hollow nail group, dynamic hip screw group and locking plate group, 6 models in each group. The femoral neck fracture models in the 3 groups were fixed with three 7.3-mm diameter hollow nails, dynamic hip screws and proximal femoral locking plates respectively with the assistance from internal fixation guide moulds. The static pressure test and cyclic loading test were carried out by using biomechanical material tester after the internal fixation models of femoral neck fracture were fixed with the clampers. **Results:** During the process of testing, angular displacements and subsequent vertical displacements were found in hollow nail group, while vertical displacements were found firstly and angular displacements were not found till the vertical displacements reached a certain degree in dynamic hip screw group and locking plate group, moreover, femoral

基金项目:广东省惠州市科技计划项目(2016Y064)

通讯作者:王斌 E-mail:wangbin12120123@sina.com

head rotation was found simultaneously in dynamic hip screw group. There was statistical difference in fixation rigidity between the 3 groups (319.00 +/- 44.00, 540.00 +/- 102.00, 441.00 +/- 116.00 N/mm,  $F = 7.165$ ,  $P = 0.026$ ). The fixation rigidity was greater in dynamic hip screw group and locking plate group compared to hollow nail group ( $P = 0.010$ ,  $P = 0.050$ ), and there was no statistical difference in fixation rigidity between dynamic hip screw group and locking plate group ( $P = 0.249$ ). There was statistical difference in failure loads between the 3 groups (2.11 +/- 0.56, 5.77 +/- 0.56, 4.69 +/- 0.91 kN,  $F = 21.597$ ,  $P = 0.002$ ). The failure loads were greater in dynamic hip screw group and locking plate group compared to hollow nail group ( $P = 0.001$ ,  $P = 0.004$ ), and there was no statistical difference in failure loads between dynamic hip screw group and locking plate group ( $P = 0.108$ ). One nail dropped out in hollow nail group during the process of testing. There was statistical difference in axial displacements of femoral head between the 3 groups (4.34 +/- 0.50, 2.63 +/- 0.41, 2.61 +/- 0.43 mm,  $F = 14.734$ ,  $P = 0.005$ ). The axial displacements of femoral head were smaller in dynamic hip screw group and locking plate group compared to hollow nail group ( $P = 0.003$ ,  $P = 0.003$ ), and there was no statistical difference in axial displacements of femoral head between dynamic hip screw group and locking plate group ( $P = 0.958$ ). **Conclusion:** Dynamic hip screw internal fixation and proximal femoral locking plate internal fixation show superiorities to hollow nail internal fixation in fixation rigidity and later-stage stability in treatment of Pauwels type III femoral neck fractures, while there is no significant difference between the two methods.

**Keywords** femoral neck fractures; fracture fixation, internal; biomechanics

股骨颈骨折占髋部骨折的 50% 以上<sup>[1-2]</sup>, 通常需要手术治疗。Pauwels III 型股骨颈骨折的骨折线与髂棘连线的夹角大于  $50^\circ$ <sup>[3]</sup>, 剪切力大, 术后容易发生内固定失败。为寻求 Pauwels III 型股骨颈骨折的最佳固定方式, 我们对临床上常用的空心钉固定、动力髌螺钉固定及股骨近端锁定钢板固定 3 种内固定方式治疗 Pauwels III 型股骨颈骨折的生物力学特性进行了研究, 现总结报告如下。

## 1 材料与仪器

**1.1 实验材料** Sawbone 第四代人工股骨[右侧, 颐诺(上海)医学教学发展实业有限公司], 直径 7.3 mm 空心钉、动力髌螺钉、股骨近端锁定钢板(大博医疗科技股份有限公司)。实验方案经医院医学伦理委员会审查通过。

**1.2 实验仪器** DiMetal-100 金属 3D 打印机(华南理工大学), ElectroForce 3510 生物力学材料测试机(BOSE 公司), LightSpeed VCT 螺旋 CT 机(GE 公司), Mimics15.0 软件、3Matic7.0 软件(Materialise 公司)。

## 2 方法

**2.1 模型建立** 通过 CT 扫描获取 Sawbone 人工股骨的数据, 利用 Mimics15.0 软件和 3Matic7.0 软件建立股骨 3D 模型[图 1(1)]。在建立的股骨 3D 模型上通过股骨颈轴线中点设计 Pauwels 角为  $70^\circ$  的 Pauwels III 型股骨颈骨折模型, 据此建立截骨模具模型, 应用 3D 打印机制作股骨颈骨折截骨模具[图 2(1)]。通过软件模拟空心钉、动力髌螺钉及股骨近端锁定钢

板固定 Pauwels III 型股骨颈骨折过程, 确定螺钉在股骨颈和股骨头内的最佳位置[图 1(2)、图 1(3)、图 1(4)], 据此设计并以 3D 打印机制作内固定导向模具[图 2(2)、图 2(3)、图 2(4)]。利用制作的股骨颈骨折截骨模具将 18 根 Sawbone 股骨均制成 Pauwels III 型股骨颈骨折模型, 并将其分为 3 组, 每组 6 根。空心钉组、动力髌螺钉组和锁定钢板组均借助制作的内固定导向模具, 分别以 3 枚直径 7.3 mm 空心钉、动力髌螺钉、股骨近端锁定钢板进行骨折固定。

**2.2 生物力学指标测定** 将股骨颈骨折内固定模型固定于夹具上, 应用生物力学材料测试机进行静态加压测试和循环载荷测试(图 3)。静态加压测试模拟股骨颈骨折内固定术后下地负重时的受力情况, 可以获得轴向刚度和失效载荷, 每组测试 3 根股骨。沿股骨轴线方向从 0 N 开始逐渐加载至骨折线劈裂、内固定切出或变形。循环载荷测试用于评估骨折内固定术后活动时的受力稳定性, 体现内固定的抗疲劳性能, 每组测试 3 根股骨。以正弦波形沿股骨轴线从 210 N 加载至 2100 N, 频率 2 Hz, 记录循环 10 000 次时股骨头轴向位移。

**2.3 数据统计** 采用 SPSS25.0 软件进行数据统计分析。3 组刚度、失效载荷、股骨头轴向位移的组间总体比较均采用单因素方差分析, 组间两两比较采用 LSD-t 检验。检验水准  $\alpha = 0.05$ 。

## 3 结果

**3.1 静态加压测试结果** 测试过程中, 空心钉组先发生成角位移再出现垂直位移; 动力髌螺钉组及锁定

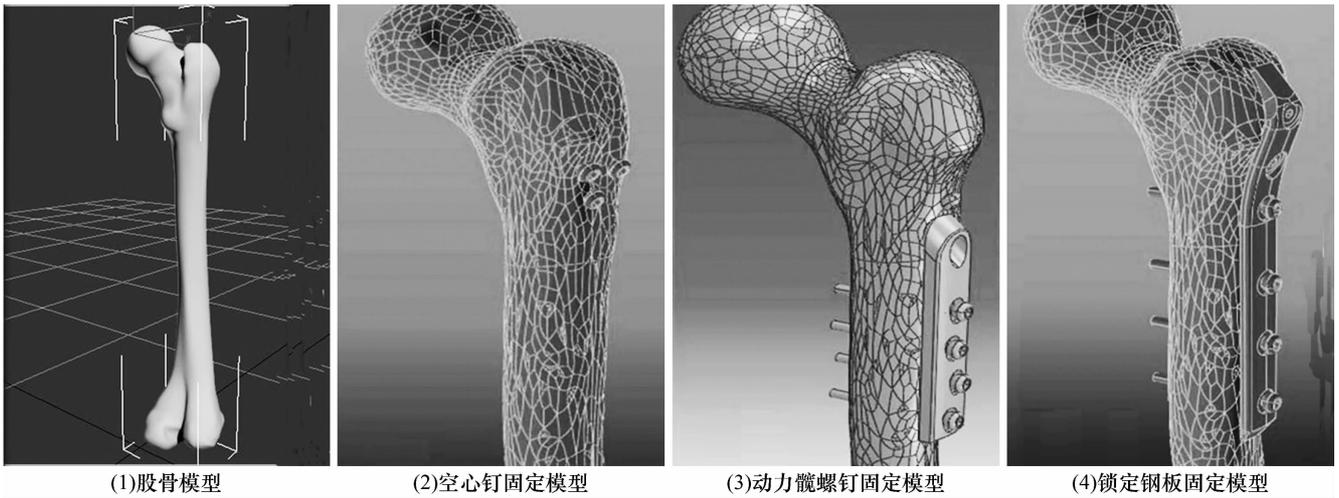


图1 股骨 3D 模型



图2 截骨及固定导向模具



图3 空心钉固定生物力学指标测定

钢板组先出现一定程度的垂直位移,达到一定程度后才出现成角位移,其中动力髁螺钉组同时发生了股骨头旋转。3 组的固定刚度比较,差异有统计学意义。动力髁螺钉组和锁定钢板组的固定刚度均大于空心

钉组 ( $P = 0.010, P = 0.050$ ); 动力髁螺钉组和锁定钢板组的固定刚度比较,差异无统计学意义 ( $P = 0.249$ )。3 组的失效载荷比较,差异有统计学意义。动力髁螺钉组和锁定钢板组的失效载荷均大于空心钉组 ( $P = 0.001, P = 0.004$ ); 动力髁螺钉组和锁定钢板组的失效载荷比较,差异无统计学意义 ( $P = 0.108$ )。见表 1。

**3.2 循环载荷测试结果** 测试过程中,空心钉组 1 根股骨出现退钉现象。3 组的股骨头轴向位移比较,差异有统计学意义。动力髁螺钉组和锁定钢板组的股骨头轴向位移均小于空心钉组 ( $P = 0.003, P = 0.003$ ); 动力髁螺钉组和锁定钢板组的股骨头轴向位移比较,差异无统计学意义 ( $P = 0.958$ )。见表 1。

#### 4 讨论

治疗股骨颈骨折时,内固定所产生的生物力学效应会影响骨折的愈合<sup>[4]</sup>。通常压缩应力能促进骨折愈合,而张应力和剪切应力可导致骨折延迟愈合或不

表 1 3 种不同内固定方式固定 Pauwels III 型股骨颈骨折的生物力学指标测定结果

组别	样本量(根)	固定刚度( $\bar{x} \pm s, N \cdot mm^{-1}$ )	失效载荷( $\bar{x} \pm s, kN$ )	股骨头轴向位移( $\bar{x} \pm s, mm$ )
空心钉组	3	319.00 ± 44.00	2.11 ± 0.56	4.34 ± 0.50
动力髋螺钉组	3	540.00 ± 102.00	5.77 ± 0.56	2.63 ± 0.41
锁定钢板组	3	441.00 ± 116.00	4.69 ± 0.91	2.61 ± 0.43
F 值		7.165	21.597	14.734
P 值		0.026	0.002	0.005

愈合<sup>[5]</sup>。无论内固定物如何设计,必须能够传递正常载荷,并有足够的强度,在骨折愈合前不会出现疲劳断裂。本实验模拟人体负重时髋关节的力学加载,其中静态加压测试为静态递增式应力加载,模拟股骨颈骨折内固定术后下地负重时的受力情况;循环加载测试评估骨折内固定术后活动时的受力稳定性,体现内固定的抗疲劳性能。由于股骨近端扭力的产生较为复杂,实验室条件下很难模拟生理情况下股骨近端旋转应力的加载,本实验暂无法评估 3 种内固定的抗扭转性能。

3 枚空心钉固定是治疗股骨颈骨折常用的内固定方式,空心钉在股骨颈内呈倒三角形置入,空间分布合理,能产生一定的抗剪切力、抗弯曲力及抗旋转力,并提供轴向加压<sup>[6-8]</sup>。Pauwels III 型股骨颈骨折的骨折线与水平线夹角 > 50°,空心钉置入的方向并不与骨折线垂直,加压后骨折端的压缩力仅为加压力的一个分力,另一个分力则加大了骨折端的剪切力。实验结果显示,3 枚空心钉的固定刚度和后期稳定性均不及动力髋螺钉固定和股骨近端锁定钢板固定。动力髋螺钉固定在生物力学测试中表现出较好的固定刚度及耐疲劳稳定性,这可能与固定方式和内固定物本身的强度有关。动力髋螺钉在股骨外侧通过钢板连接于股骨干上,将骨折端的张力和剪切力传导为股骨外侧的压应力和拉应力,并对骨折端有加压作用,适用于不稳定型股骨颈骨折的固定<sup>[8-10]</sup>。静态加压测试过程中,动力髋螺钉组出现股骨头旋转移位,体现了动力髋螺钉作为单钉固定在抗旋能力方面的不足<sup>[11]</sup>。Freitas 等<sup>[12]</sup>提出以动力髋螺钉联合空心钉固定治疗股骨颈骨折,可起到防旋作用。股骨近端锁定钢板将空心钉固定和外侧钢板固定相结合,兼具空心钉固定与动力髋螺钉固定的优点,既可在股骨颈中呈立体排列起到防旋及分担应力的作用,又能将张力和剪切力经钢板传导至股骨外侧壁,从而有效降低骨折不愈合率及术后翻修率<sup>[13-15]</sup>。本研究中股骨近端锁定钢板的固定刚度及抗疲劳稳定作用与动力髋螺钉

固定相当,并且在静态加压测试过程中没有出现股骨头旋转移位。

本研究的结果提示,动力髋螺钉固定和股骨近端锁定钢板固定治疗 Pauwels III 型股骨颈骨折在固定刚度和后期稳定性方面较空心钉固定具有一定优势,但二者之间无明显差别。

### 5 参考文献

- [1] 孙永强. 髋部骨折的分型与治疗[J]. 中医正骨, 2013, 25(7): 3-7.
- [2] 张保中, 常晓. 股骨颈骨折的分型及治疗方法的选择[J]. 中国骨伤, 2016, 29(11): 973-976.
- [3] 刘云鹏, 刘沂. 骨与关节损伤和疾病的诊断分类及功能评定标准[M]. 北京: 清华大学出版社, 2002: 69.
- [4] JO S, LEE SH, LEE HJ. The Correlation between the fracture types and the complications after internal fixation of the femoral neck fractures[J]. Hip Pelvis, 2016, 28(1): 35-42.
- [5] ESTRADA LS, VOLGAS DA, STANNARD JP, et al. Fixation failure in femoral neck fractures[J]. Clin Orthop Relat Res, 2002, (399): 110-118.
- [6] ZDERO R, KEAST - BUTLER O, SCHEMITSCH EH. A biomechanical comparison of two triple - screw methods for femoral neck fracture fixation in a synthetic bone model[J]. J Trauma, 2010, 69(6): 1537-1544.
- [7] YANG JJ, LIN LC, CHAO KH, et al. Risk factors for nonunion in patients with intracapsular femoral neck fractures treated with three cannulated screws placed in either a triangle or an inverted triangle configuration[J]. J Bone Joint Surg Am, 2013, 95(1): 61-69.
- [8] IMREN Y, GURKAN V, BILSEL K, et al. Biomechanical comparison of dynamic hip screw, proximal femoral nail, cannulated screw, and monoaxial external fixation in the treatment of basicervical femoral neck fractures[J]. Acta Chir Orthop Traumatol Cech, 2015, 82(2): 140-144.
- [9] RUPPRECHT M, GROSSTERLINDEN L, RUECKER AH, et al. A comparative biomechanical analysis of fixation devices for unstable femoral neck fractures: the Intertan versus cannulated screws or a dynamic hip screw[J]. J Trauma, 2011, 71(3): 625-634.

(下转第 13 页)

全血含量的 6 倍左右。

本研究的结果表明,自体细胞生长因子注射联合体外冲击波能有效治疗下肢骨折不愈合,其效果优于单纯体外冲击波治疗。由于样本量较小、观察时间较短、观察指标较为单一,该疗法的疗效还有待于进一步的研究来证实。

## 5 参考文献

[1] 陈剑,袁文,宋滇文. 富血小板血浆在骨愈合治疗中的作用[J]. 中国组织工程研究, 2011, 15(41): 7755 - 7758.

[2] 谭勇海,姜红江,秦立武,等. 自体细胞生长因子治疗中青年股骨颈骨折延迟愈合 62 例[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2014, 22(4): 61 - 62.

[3] 谭训香,金鑫,谭勇海,等. 自体骨髓联合细胞生长因子治疗胫腓骨骨不连 42 例的体会[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2016, 24(1): 44 - 45.

[4] 贾朗,黄荣忠,王愉乐,等. 不同强度体外冲击波联合骨髓间充质干细胞移植对大鼠骨缺损的修复效果[J]. 上海交通大学学报(医学版), 2016, 36(12): 1706 - 1712.

[5] 李恩. 体外冲击波治疗骨不连临床研究[D]. 太原:山西医科大学, 2016.

[6] RODRIGUEZ - MERCHAN EC, FORRIOL F. Nonunion: general principles and experimental data[J]. Clin Orthop Relat Res, 2004, 20(419): 4 - 12.

[7] 葛站勇,白俊清. 胫骨骨不连的常见原因及治疗进展[J]. 中国煤炭工业医学杂志, 2013, 16(3): 508 - 510.

[8] 潘治军,杨涛,思玉楼,等. 280 例骨不连病例原因分析[J]. 中国骨伤, 2013, 26(4): 284 - 286.

[9] 黄志明,熊涛,林川. 18 例肱骨干骨折术后骨不连原因分析[J]. 重庆医学, 2008, 37(21): 2472 - 2474.

[10] MELNYK M, HENKE T, CLAES L, et al. Revascularisation during fracture healing with soft tissue injury[J]. Arch Or-

thop Trauma Surg, 2008, 128(10): 1159 - 1165.

[11] 彭国常,汪玉辉,李跃,等. 胫骨内固定术后非感染性骨不连的原因分析及治疗[J]. 临床医学工程, 2014, 21(1): 52 - 53.

[12] 蒋亮东,陶澄,何爱咏,等. 75 例股骨骨折不愈合发生的原因分析[J]. 重庆医学, 2014, 43(8): 970 - 972.

[13] 崔博,郑学清,舒畅,等. 体外冲击波诱导骨髓间充质干细胞向成骨细胞分化[J]. 中国老年学杂志, 2012, 32(3): 554 - 556.

[14] CHEN HS, CHEN LM, HUANG TW. Treatment of painful heel syndrome with shock waves[J]. Clin Orthop Relat Res, 2001, (387): 41 - 46.

[15] MCCLURE SR, VAN SICKLE D, WHITE MR. Effects of extracorporeal shock wave therapy on bone[J]. Vet Surg, 2004, 33(1): 40 - 48.

[16] FRAIRIA R, BERTA L. Biological effects of extracorporeal shock waves on fibroblasts. A review[J]. Muscles Ligaments Tendons J, 2011, 1(4): 138 - 147.

[17] WANG CJ, HUANG KE, SUN YC, et al. VEGF modulates angiogenesis and osteogenesis in shockwave - promoted fracture healing in rabbits[J]. J Surg Res, 2011, 171(1): 114 - 119.

[18] VULPIANI MC, VETRANO M, CONFORTI F, et al. Effects of extracorporeal shock wave therapy on fracture nonunions[J]. Am J Orthop (Belle Mead NJ), 2012, 41(9): 122 - 127.

[19] 鲍小明. VEGF 在骨质疏松性骨折愈合中的作用[J]. 中国矫形外科杂志, 2012, 20(22): 2054 - 2056.

[20] BROWN GA. AAOS clinical practice guideline: treatment of osteoarthritis of the knee: evidence-based guideline, 2nd edition[J]. J Am Acad Orthop Surg, 2013, 21(9): 577 - 579.

(收稿日期:2018-05-07 本文编辑:李晓乐)

(上接第 9 页)

[10] STOFFEL K, ZDERIC I, GRAS F, et al. Biomechanical evaluation of the femoral neck system in unstable pauwels III femoral neck fractures: a comparison with the dynamic hip screw and cannulated screws[J]. J Orthop Trauma, 2017, 31(3): 131 - 137.

[11] 郝江峰,王东,孙海钰. DHS 与加压空心钉治疗股骨颈骨折的生物力学研究[J]. 山西医科大学学报, 2013, 44(9): 698 - 700.

[12] FREITAS A, TORRES GM, SOUZA AC, et al. Analysis on the mechanical resistance of fixation of femoral neck fractures in synthetic bone, using the dynamic hip system and an anti - rotation screw[J]. Rev Bras Ortop, 2014, 49(6): 586 - 592.

[13] 夏志锋,梁明,李亚峰,等. 三种内固定方式修复股骨颈骨折的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(31): 4630 - 4636.

[14] THEIN R, HERMAN A, KEDEM P, et al. Osteosynthesis of unstable intracapsular femoral neck fracture by dynamic locking plate or screw fixation: early results[J]. J Orthop Trauma, 2014, 28(2): 70 - 76.

[15] ALSHAMEERI Z, ELBASHIR M, PARKER MJ. The outcome of intracapsular hip fracture fixation using the Targon Femoral Neck (TFN) locking plate system or cannulated cancellous screws: A comparative study involving 2004 patients[J]. Injury, 2017, 48(11): 2555 - 2562.

(收稿日期:2018-05-01 本文编辑:李晓乐)