

文章编号:1004-7220(2013)02-0235-05

动力髋部螺钉与股骨近端髓内钉固定 不稳定股骨转子间骨折的生物力学比较

易先宏¹, 陈红卫², 潘骏¹

(1. 温州医学院附属第二医院 骨科, 浙江 温州 325027; 2. 浙江省义乌市中心医院 骨科, 浙江 义乌 322000)

摘要:目的 比较动力髋部螺钉(dynamic hip screw, DHS)与股骨近端髓内钉(proximal femoral nail, PFN)固定不稳定型股骨转子间骨折的生物力学稳定性。**方法** 8对新鲜冰冻人体股骨标本行标准4部分截骨术,每对分别以DHS及PFN固定后分为DHS组及PFN组,行生物力学测试。在持续加载负荷(0.2、0.4、0.6、0.8、1.0、1.2和1.4 kN)后测量骨折端分离移位程度以反映内植物的稳定性。每个标本重复加载5次,计算其平均值后绘制载荷-距离曲线,并计算刚度值。设定最初载荷为1.4 kN,加载速度10 N/s,每次加载600 N,当压力逐渐增加至最高值时停止,维持10 s后压力逐渐减小至0 N。记录内固定失败时加载的最大压力值作为内植物最大强度。**结果** 所有标本均顺利完成测试,内固定物均无断裂。在不同负荷下DHS组位移变化值与刚度值平均值分别为(3.92 ± 2.21) mm和(215.28 ± 58) N/mm;PFN组分别为(4.22 ± 1.80) mm和(197.06 ± 34.20) N/mm,两组比较均无统计学差异性($P > 0.05$)。PFN组为钉尾端发生新的骨折;DHS组均为钢板远端皮质螺钉处发生骨折,并无螺钉切出股骨头。PFN组内固定失败时平均载荷为(4 312 ± 560) N, DHS组(3 954 ± 520) N,两组比较无统计学差异($P > 0.05$)。**结论** PFN与DHS治疗不稳定型股骨转子间骨折在强度及轴向稳定性上并无本质性差别。临床上需根据具体骨折情况选用合适的内固定材料,治疗中应尽量做到解剖复位,对于难以解剖复位者要力争恢复内后侧骨皮质的连续性。

关键词: 动力髋部螺钉; 股骨近端髓内钉; 骨折; 生物力学测试

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Biomechanical evaluation on dynamic hip screw versus proximal femoral nail fixation for unstable femoral intertrochanteric fractures

YI Xian-hong¹, CHEN Hong-wei², PAN Jun¹ (1. Department of Orthopedics, the Second Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325027, Zhejiang, China; 2. Department of Orthopedics, Central Hospital of Yiwu City, Yiwu 322000, Zhejiang, China)

Abstract: Objective To investigate the biomechanical stability of DHS (dynamic hip screw) and PFN (proximal femoral nail) for treating unstable intertrochanteric fractures. **Methods** A standard 4-part osteotomy was performed in 8 pairs of fresh frozen human cadaver femurs, which were then randomly assigned to two groups: PFN group and DHS group for biomechanical testing. These specimens were applied to a cyclic load up to 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1, 1.2, 1.4 kN, respectively. Fracture displacement was measured during the loading to determine biomechanical stability of the implant. Each specimen was repeatedly loaded for 5 times to calculate the average displacement and draw the load-displacement curve. For failure testing, the initial load and loading rate was set at 1.4 kN and 10 N/s, respectively. The applied compressive load was increased by 600 N each time for five cycles. The pressure was gradually increased to its peak force, and sustained for 10 second before it was gradually decreased to 0 N. The highest force value sustained before failure was defined as the maximum strength of the implant. **Results** The biomechanical testing on all specimens was completed successfully. There was no dam-

收稿日期:2012-05-14; 修回日期:2012-09-30

基金项目:浙江省义乌市科技计划项目(11-3-03)。

通信作者:陈红卫,主任医师,E-mail:wzfey@sina.com。

age to the internal fixation. The average displacement and stiffness in DHS group were (3.92 ± 2.21) mm and (215.28 ± 58) N/mm, while those in PFN group were (4.22 ± 1.80) mm and (197.06 ± 34.20) N/mm, so no significant difference was found between the DHS and the PFN group ($P > 0.05$). New fracture occurred at the distal end of nail in PFN group. The DHS was fractured at the distal cortical screw, but no nail was cut out of the femoral head. The average load required for failure was $(4\ 312 \pm 560)$ N in PFN group and $(3\ 954 \pm 520)$ N in DHS group, and no significant difference was found between the two groups ($P > 0.05$). **Conclusions** The test shows that the PFN does not appear to offer any distinct biomechanical advantage over the DHS in the treatment of unstable intertrochanteric fractures. The implant chosen for treating intertrochanteric fractures must depend on patient's fracture geometry, and anatomic reduction should be conducted in clinical treatment. If the anatomic reduction is difficult, try to recover continuity of the posterior cortical bone would be necessary.

Key words: Dynamic hip screw (DHS); Proximal femoral nail (PFN); Fracture; Biomechanical testing

股骨转子间骨折临床上比较常见,稳定型股骨转子间骨折一般用动力髋部螺钉(dynamic hip screw, DHS)固定效果良好,其内固定失败率不足2%;而对于不稳定型股骨转子间骨折治疗存在更多的争议,文献报道 DHS 固定此类骨折失败率可高达15%^[1]。目前以股骨近端髓内钉(proximal femoral nail, PFN)为代表的髓外固定系统可能是更佳的治疗选择^[2]。但关于两者的比较研究均来源于临床,缺乏足够生物力学依据。本文通过比较 DHS 及 PFN 固定不稳定股骨转子间骨折的强度及稳定性,评价两者治疗不稳定股骨转子间骨折的生物力学性能优劣。

1 材料与方法

1.1 材料

取8对60~80岁男性新鲜尸体股骨,按Kaufer等^[3]所述行标准4部分截骨术模拟Evans III型股骨转子间解剖复位(见图1)。然后随机将其分为2组,按标准股骨转子间骨折内固定手术技术分别以DHS及PFN内固定股骨转子间骨折,左右对照。DHS为135°4孔钛制,PFN为钛制标准型,均由Synthes公司提供(Synthes Inc,瑞士)。截除股骨髁,使其垂直高度保持一致(30 cm),将包埋固定好的骨折模型置ELF33520生物力学试验系统(BOSE公司,美国)上,模拟人体直立时生理负重受力状态,矢状面股骨干内收位,长轴与地面垂线成25°,冠状面中立位固定在夹具上(见图2)。

1.2 轴向压缩试验

将压力传动杆垂直压于股骨头,位移和应力的关系以连续曲线的形式在终端电脑上显示出来。设定最初载荷为200 N,最终载荷为1.4 kN,每个标



图1 股骨转子间4部分骨折截骨模型

Fig. 1 A standard 4-part osteotomy model of intertrochanteric fractures



(a) DHS 固定



(b) PFN 固定

图2 标本固定于生物力学机

Fig. 2 Specimen fixed on a BOSE ELF33520 test system

(a) DHS fixation, (b) PFN fixation

本都被首先加载到200 N 保持 10 s,使骨折块皮质紧密接触,以消除骨折块之间未紧密接触带来的弹性蠕变效应。每次加载 200 N,当压力逐渐增加至每次最高值时停止,维持 10 s 后压力逐渐减小至 0 N。设定每个标本重复进行压缩试验测试 5 次。统计位移变化值及骨折端分开距离,取 0.4、0.6、0.8、1.0、1.2、1.4 kN 计算其平均值后绘制载荷-距离曲线并计算刚度值,进行统计学分析。

1.3 破坏试验

设定最初载荷为 1.2 kN,加载速度 10 N/s,每次加载 600 N,当压力逐渐增加至最高值时停止,维持 10 s 后压力逐渐减小至 0 N。记录内固定失败时加载的最大压力值作为内植物最大强度。内固定失败定义为:内植物穿透股骨头;股骨干或股骨粗隆间骨折端完全分离;股骨发生新的骨折;内植物变形。

1.4 统计学方法

采用 SPSS 19.0 统计软件对资料进行分析,组间差别用成组 t 检验分析,计数资料用 χ^2 检验。检验水准 $\alpha = 0.05$ 。

2 结果

2.1 轴向压缩试验结果

所有标本均顺利完成测试,两组内植物无断裂、变形。根据生物力学机上记录的数据,统计每组标本在载荷为 0.4、0.6、0.8、1.0、1.2、1.4 kN 的压缩位移,计算其平均值,绘制载荷-位移曲线(见图 3)。随着载荷增加,PFN 与 DHS 的垂直位移均逐渐增大,但两者比较无统计学差异性($P > 0.05$);将每个标本在 0.4、0.6、0.8、1.0、1.2、1.4 kN 时压缩刚度的平均值输入 Excel 2007,分析得出直观的柱形图(见图 4),不同负荷下 DHS 组位移变化值与刚度值平均值分别为 (3.92 ± 2.21) mm 和 (215.28 ± 58) N/mm;PFN 组分别为 (4.22 ± 1.80) mm 和 (197.06 ± 34.20) N/mm,两组比较均无统计学差异性($P > 0.05$)。

2.2 破坏试验结果

所有标本均顺利完成测试,两组内植物无断裂、变形。PFN 组内固定失败时平均载荷为 (4.312 ± 0.560) kN, DHS 组为 (3.954 ± 0.520) kN。PFN 组为钉尾端发生新的骨折; DHS 组均为钢板远端皮质螺钉处发生骨折,并无螺钉切出股骨头。两组比较

无统计学差异性($P > 0.05$)。

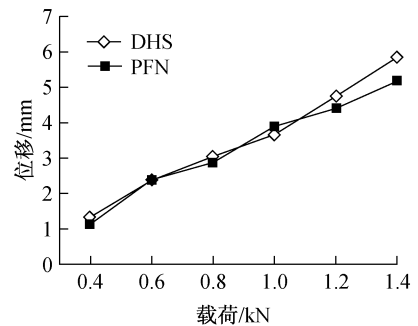


图 3 DHS 组与 PFN 组内固定的载荷-位移曲线

Fig. 3 Load-displacement curve of DHS and PFN group

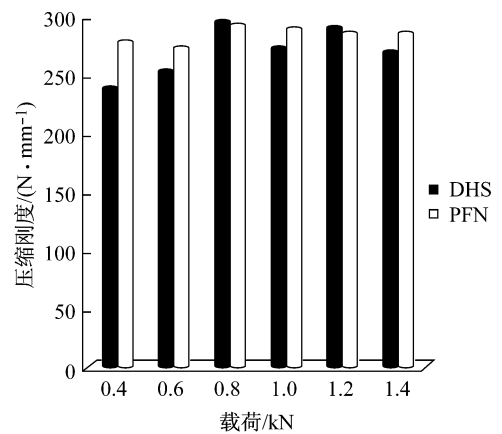


图 4 两种内固定器械的压缩刚度值比较

Fig. 4 Compressive stiffness values of two internal fixation devices

3 讨论

过去髋部骨折采用卧床休息和牵引的非手术治疗方法,但 1 年内死亡率往往超过 50%^[4]。为使股骨转子间骨折的患者尽早恢复活动以避免长期卧床所致相关并发症产生,手术已成为治疗的首选。为使患者手术后早期下床活动,内固定必须有足够的稳定性使患者能完全负重。Kaufner^[5]指出骨折内固定后的强度取决于 5 种独立变量,包括骨的质量、骨折端的几何形状、复位、内植物、内植物的位置,但前两个变量手术医生无法掌控。骨折端的几何形状很大程度上会影响骨折复位的质量,骨折端的几何形状以及内植物的选择在一定程度上影响内植物的位置。因此对特定的骨折而言,内植物的选择是唯一真正的独立变量。

目前治疗股骨转子间骨折两种主要的固定方式分别是髓内固定及髓外固定。以 DHS 为代表的髓外固定已成为治疗此类骨折非常成功的方法。尽管对绝大多数患者 DHS 疗效非常良好,但是对于明显骨质疏松、高龄老年或贫血的患者, DHS 往往切出骨质导致复位丢失,随后螺钉穿透髋关节、骨折塌陷,导致疼痛以及行走困难^[7]。PFN 技术在生物学上结合了闭合复位技术和骨膜有限剥离,有利于保存骨折端血运;钉体轻度外翻设计便于从股骨大粗隆尖插入髓腔。术中及术后出血少,感染及创口等并发症低^[7],但临床比较 DHS 与 PFN 并无差别^[8]。

本研究中采用的骨折模型为股骨转子间 4 部分截骨,模拟 Evans III 股骨转子间骨折。文献报道,此类型骨折高度不稳定,不管采用何种内植物固定,手术并发症显著高于稳定性股骨转子间骨折^[9]。

压缩刚度反映钢板抵抗压缩变形的能力。压缩刚度 = 载荷/位移,即载荷-位移曲线中斜率的倒数 (N/mm),根据曲线载荷-位移曲线可知,两种内固定在载荷为 0.4 ~ 1.4 kN 范围内近似一条直线,由于蠕变效应的存在,为了消除蠕变效应,本研究把载荷为 200 N 时的位移变化排除在外,故可以选择曲线中的 6 个点 (0.4、0.6、0.8、1.0、1.2、1.4 kN) 时刚度的平均值作为此种内固定器械的压缩刚度。假定一般中国老年人的平均最大体重为 60 kg,静止站立时的重力约为 600 N,从载荷-位移曲线上看两组曲线基本重叠,说明 DHS 及 PFN 在承受正常重力下内固定物的抗压缩性能无差别。

Paul^[10] 计算正常行走时髋节能承受 3 ~ 5 倍体重,本研究发现 DHS 及 PFN 均能承受 6 ~ 7 倍体重,两者并无明显差别,说明 DHS 及 PFN 治疗不稳定性股骨转子间骨折均能提供足够的轴向稳定性,使患者术后早日下地活动。

临床上 DHS 与 PFN 均存在髋螺钉切割头、颈骨质的并发症^[11-12]。本研究发现 DHS 内固定失败均为钢板远端皮质螺钉处发生骨折。PFN 组为钉尾骨质发生新的骨折,两组均未发生髋螺钉切割头、颈骨质。从生物力学分析,行走时股骨近端受轴向压缩及弯曲应力,内侧皮质压缩而外侧骨皮质承受张力,骨折在压缩应力作用下有内翻趋势,内固定物则承受弯曲应力。从设计上看 DHS 是联合张力带技术与滑动加压技术;DHS 将内侧皮质压缩负荷转换

为外侧骨皮质的张力,故 DHS 最远端皮质螺钉与外侧骨皮质结合处为应力集中区域,内固定物强度大大高于骨骼强度,临床情况不是出现内固定物疲劳断裂,而往往是内固定物的相对位移,致使髋螺钉切割头、颈骨质。

PFN 结合了髓内轴向稳定与滑动髋螺钉可以滑动加压的特征。理论上中心固定的 PFN 有利于降低弯曲应力,因为它受到应力时沿髓腔中心移动,故降低了内植物的力臂。为了控制旋转必须采用远端锁定,静态锁定以对抗股骨颈平移并防止股骨干向内侧移位。PFN 完成静态锁定后可以承受内侧骨皮质压缩应力,而对外侧骨皮质张力不能有效吸收;当内侧骨皮质严重粉碎时内植物失去内侧支撑,应力完全传导至远端螺钉与骨皮质界面。Pires 等^[11] 认为 PFN 治疗股骨转子间骨折所致螺钉切出主要原因为髓内翻、内侧骨皮质严重粉碎、进针点位置不当以及骨质不佳。本研究采用的虽是不稳定型 4 部分转子间骨折模型模拟解剖复位,内侧骨皮质的支撑作用无完全破坏,故无螺钉切出。

此外为避免上述并发症,有学者^[13-14] 建议采用比 PFN 稳定性更高的 PFNA 治疗不稳定性股骨转子间骨折,但事实上并不能完全避免这些并发症^[15],而喻任等^[16] 建议骨水泥增强 DHS 固定骨质疏松性股骨粗隆间骨折,其临床疗效还待进一步检验。

总之,通过比较 PFN 及 DHS 固定不稳定性股骨转子间骨折的生物力学发现,两者在压缩刚度并无明显差异,且两者提供的强度已大大超过患者术后行走的需要。本研究提示临床上采用 DHS 或 PFN 治疗不稳定型股骨转子间骨折,单靠内植物来维持骨折端的稳定是不现实的;治疗中应尽量做到解剖复位,对于难以解剖复位者要力争恢复内后侧骨皮质的连续性,以减少并发症,使患者尽早恢复行走能力。

参考文献:

- [1] Adams CI, Robinson CM, Court-Brown CM, et al. Prospective randomized controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur [J]. J Orthop Trauma, 2001, 15 (6): 394-400.

- [2] Pajarinen J, Lindahl J, Michelsson O, *et al.* Pertrochanteric femoral fractures treated with a dynamic hip screw or a proximal femoral nail. A randomized study comparing post-operative rehabilitation [J]. *Bone Joint Surg Br*, 2005, 87 (1): 76-81.
- [3] Kaufer H, Matthews LS, Sonstegard D. Stable fixation of intertrochanteric fractures [J]. *Bone Joint Surg Am*, 1974, 56 (5): 899-907.
- [4] Haleem S, Lutchman L, Mayahi R, *et al.* Mortality following hip fracture: Trends and geographical variations over the last 40 years [J]. *Injury*, 2008, 39 (10): 1157-1163.
- [5] Kaufer H. Mechanics of the treatment of hip injuries [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1980, 146: 53-61.
- [6] Jones HW, Johnston P, Parker M. Are short femoral nails superior to the sliding hip screw? A meta-analysis of 24 studies involving 3279 fractures [J]. *Int Orthop*, 2006, 30 (2): 69-78.
- [7] Gadegone WM, Salphale YS. Proximal femoral nail—An analysis of 100 cases of proximal femoral fractures with an average follow up of 1 year [J]. *Int Orthop*, 2007, 31 (3): 403-408.
- [8] Saudan M, Lübbecke A, Sadowski C, *et al.* Pertrochanteric fractures: is there an advantage to an intramedullary nail? A randomized, prospective study of 206 patients comparing the dynamic hip screw and proximal femoral nail [J]. *J Orthop Trauma*, 2002, 16 (6): 386-393.
- [9] Audigé L, Hanson B, Swiontkowski MF. Implant-related complications in the treatment of unstable intertrochanteric fractures: Meta-analysis of dynamic screw-plate versus dynamic screw-intramedullary nail devices [J]. *Int Orthop*, 2003, 27 (4): 197-203.
- [10] Paul JP. Forces transmitted by joints in the human body [J] // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*. London: [s,n.], 1966: 8-15.
- [11] Pires RES, Santana Jr OE, Santos ENL, *et al.* Failure of fixation of trochanteric femur fractures: Clinical recommendations for avoiding Z-effect and reverse Z-effect type complications [J]. *Patient Saf Surg*, 2011, 5 (1): 17.
- [12] Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, *et al.* The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip [J]. *Bone Joint Surg Am*, 1995, 77 (7): 1058-1064.
- [13] Al-yassari G, Langstaff RJ, Jones JW, *et al.* The AO/ASIF proximal femoral nail (PFN) for the treatment of unstable trochanteric femoral fracture [J]. *Injury*, 2002, 33: 395-399.
- [14] 王丽珍, 赵峰, 樊瑜波. 新型带锁髓内钉在股骨粗隆间骨折愈合过程中的生物力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26 (4): 305-309.
- Wang LZ, Zhao F, Fan YB. Biomechanical research of a new proximal femoral nail antirotation in the process of intertrochanteric fracture healing [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26 (4): 305-309.
- [15] Brunner A, Jöckel JA, Babst R. The PFNA proximal femoral nail in treatment of unstable proximal femur fractures-3 cases of postoperative perforation of the helical blade into the hip joint [J]. *J Orthop Trauma*, 2008, 22 (10): 731-736.
- [16] 喻任, 张玉发, 倪诚, 等. 可注射磷酸钙骨水泥增强 DHS 固定骨质疏松性股骨粗隆间骨折的体外生物力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25 (1): 51-55.
- Yu R, Zhang YF, Ni C, *et al.* Biomechanical evaluation of an injectable calcium phosphate cement incorporating DHS for osteoporotic intertrochanteric fracture: An in vitro study [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25 (1): 51-55.