

复杂不稳定型股骨粗隆间骨折3种固定系统的生物力学研究

施慧鹏¹, 孙辉¹, 胡海¹, 王挺¹, 高悠水¹, 李晓林¹, 王成焘²

(1. 上海交通大学附属第六人民医院 骨科, 上海 200233; 2. 上海交通大学 机械工程学院, 上海 200030)

摘要:目的 针对复杂不稳定型股骨粗隆间骨折,比较动力髋螺钉(dynamic hip screw, DHS)、股骨近端防旋髓内钉(proximal femoral nail antirotation, PFNA)和股骨近端内固定支架(proximal femoral internal-fixator, PFI)有效性及力学差异。方法 取18具Synbone股骨近端人工骨模型,制成复杂不稳定型股骨粗隆间骨折模型(Evans-Jensen III型),分别以DHS、PFNA和PFI固定,用实验应力分析方法,比较3种固定方式的差异及优劣。结果 在压缩载荷300、600、1 200 N下,DHS固定后骨折两端的位移均最大,与PFI、PFNA相比均有显著性差异($P < 0.05$),PFI与PFNA骨折两端的位移均无显著性差异($P > 0.05$)。在扭转载荷300、600、1 200 N下,DHS及PFNA固定后骨折两端的位移均最大,两者间无显著性差异($P > 0.05$);PFI与DHS、PFNA相比均有显著性差异($P < 0.05$)。结论 在复杂不稳定型股骨粗隆间骨折中,PFI系统的抗压稳定性与PFNA系统接近,但抗扭转稳定性强于PFNA系统;无论是抗压稳定性还是抗扭转稳定性方面,DHS固定系统都最小。

关键词:股骨粗隆间骨折;骨折固定;生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.02.006

Biomechanical Study of Three Fixation Systems for Complex Unstable Femoral Intertrochanteric Fractures

SHI Huipeng¹, SUN Hui¹, HU Hai¹, WANG Ting¹, GAO Youshui¹, LI Xiaolin¹, WANG Chengtao²

(1. Department of Orthopedic Surgery, Shanghai Jiao Tong University affiliated Sixth People's Hospital, Shanghai 200233, China; 2. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China)

Abstract: Objective To compare the effectiveness and mechanical differences in the dynamic hip screw (DHS), proximal femoral nail antirotation (PFNA), and proximal femoral internal fixator (PFI) for fixing complex unstable proximal intertrochanteric fractures by biomechanical testing. **Methods** Eighteen Synbones of the proximal femur were made to simulate complex unstable femoral intertrochanteric fracture models (Evans-Jensen Type III), which were fixed by DHS, PFNA, and PFI, respectively. The models were tested using a biomechanical testing machine, in order to compare their differences and advantages for fixing fractures. **Results** Under the compressive loads of 300, 600, and 1 200 N, the fracture displacement of the DHS was the maximum, with a significant difference compared with PFNA and PFI ($P < 0.05$). There were no significant differences between PFNA and PFI ($P > 0.05$). Under torsional loads of 300, 600, and 1 200 N, the torsional displacements of DHS and PFNA

at the fracture ends were the maximum, with no significant difference ($P > 0.05$). There were significant differences between PFI and PFNA as well as PFI and DHS ($P < 0.05$). **Conclusions** For complex unstable proximal intertrochanteric fractures, the stability of the compression resistance of the PFI system is similar to that of the PFNA system. However, the torsional resistance of PFI is stronger than that of PFNA. The DHS system shows the least resistance with respect to compression and torsion.

Key words: femoral intertrochanteric fractures; fracture fixation; biomechanics

股骨粗隆间骨折,特别是老年骨折正在不断上升,病死率高达15%~20%^[1]。随着社会人口的老齡化以及交通伤的逐年增加,其发生率也呈上升趋势。根据美国的一项统计显示,美国每年有25万例髋部骨折,预计到2040年将达到50万例,其中近一半为股骨粗隆间骨折^[2]。股骨近端的骨结构具有特殊性,此部位骨要承受来自人体垂直向下的应力,还要承受活动时导入髋关节的剪式应力。因此,股骨粗隆间骨折特别是骨质疏松性骨折的治疗尤其困难,手术治疗已经成为这一骨折的首选,但内固定的问题时有出现,难以令人满意,严重影响着患者的预后。目前用于治疗粗隆骨折的内固定材料虽然很多,但大致分为两种固定方式:①髓外固定系统,以动力髋螺钉(dynamic hip screw, DHS)为代表;②髓内固定系统,以股骨近端髓内钉(proximal femoral nail antirotation, PFNA)为代表。

DHS是针对股骨粗隆骨折和股骨髁部骨折特点以及相应部位的解剖特点而设计的具有动力加压特点的钉-板固定系统。DHS的最大优点为结构牢固,具有滑动加压功能。但DHS不适用于粗隆间不稳定骨折,或是粗隆下骨折,或患者有严重骨质疏松,文献报道这类骨折使用DHS固定可出现高达50.0%~76.9%的并发症^[3],如髋内翻、主钉切出、内固定失败等。而且由于所用钢板较长,术中暴露范围广,增加了术中出血和感染的发生率及骨折愈合的时间,不符合生物学固定概念。

近年来PFNA在治疗股骨粗隆间骨折上由于其更符合股骨粗隆间生物力学特点而得到较广泛的应用。但PFNA在应用于肥胖者或股骨上端有过度弯曲畸形的病例,复位和置入遇到很大困难^[4],对于骨折疏松严重、股骨大粗隆有粉碎性骨折、粉碎性骨折波及梨状窝、反粗隆间骨折及粗隆下骨折者不太适用^[5],可能出现进钉点股骨粗隆间再骨折、骨折再移位、甚至股骨干骨折等,导致手术复位困

难,术后复位欠佳,股骨远端继发性骨折、头部锁定穿出、髋内翻畸形等并发症^[6]。

股骨近端内固定支架(proximal femoral internal-fixator, PFI)是在外固定架基础上结合诸多内固定系统的优点,借鉴了椎弓根螺钉的固定方式试图找到一种治疗股骨粗隆骨折的利器。PFI的螺钉有锁定机制,对复杂粉碎性股骨粗隆骨折能达到很好的固定效果。

本文借助实体模型(人工骨),通过连续持续力学加载(压缩和扭转载荷),观察载荷节点上骨折端的位移或扭转角度变化,考察3种不同固定方式(DHS、PFNA和PFI)对复杂不稳定型股骨粗隆间骨折的固定效果;选择最佳的固定方式指导临床治疗,从而改善复杂不稳定型股骨粗隆间骨折的疗效。

1 实验与方法

1.1 Synbone 人工骨

左侧全股骨模型(型号2612),由瑞士Synthes医疗器械有限公司提供。

1.2 内固定材料

左侧DHS系统(型号JJSZ01-1009),侧钢板为9孔长,钛合金(上海开为医药科技有限公司);左侧PFNA系统(型号472.340),主钉长度380mm,钛合金(瑞士Synthes公司);股骨近端微创外固定架(PFI),钛合金(上海开为医药科技有限公司)。

1.3 骨折模型制备

按照股骨粗隆间骨折Evans-III型进行建模。具体方法如下:骨折为四骨折片段,骨折累及两个粗隆。主骨折线自大粗隆外侧向下内延伸至小粗隆下缘,呈大小粗隆间走形。次要骨折线有两条,外侧一条近似平行水平面与主要骨折线呈30°~45°,接近大粗隆基底,将大粗隆外侧分解为独立骨折块。内侧一条近似平行水平面与主要骨折线呈30°~45°,位于小粗隆上缘水平,将小粗隆完全游

离。所有骨折模型(见图1)制备操作由同一具有中级职称的骨科医师完成。



图1 不稳定型粗隆间骨折模型

Fig.1 Model of unstable proximal intertrochanteric fractures

1.4 内固定方式实验模型的制备

共18根Synbone人工股骨,接受两种载荷加载:压缩载荷及扭转载荷。每种载荷9根模型骨。按照固定方式分为3组:DHS组、PFNA组、PFI组,每组3根模型骨。每组骨折模型制备后按照每种内固定方式的操作说明配装置入物。每组模型骨及置入材料均一次性使用,未循环使用。所有置入物固定操作均由同一具有高级职称医师完成,并严格按照器械商提供的操作步骤和要求进行,术后已接受X线片检查。

1.5 加载载荷

采用垂直压缩载荷及股骨头扭转载荷两种单独载荷持续加载模型标本。在持续加载压缩载荷过程中,取载荷至300、600、1 200 N时的3个时间观察节点(按60 kg体重的0.5倍、1倍和2倍取值)。同理,在持续加载扭转载荷过程中,取载荷至300、600、1 200 N时的3个时间观察节点(按60 kg体重的0.5倍、1倍和2倍取值)。分别于股骨粗隆间骨折端近侧及远侧各置入1枚1.0 mm克氏针,将带有NDI Optotrak标识点的刚体单元固定于克氏针上,所有标本骨折远近端固定刚体单元的克氏针定位基本一致。近端克氏针定位于股骨颈内侧缘以外5 cm附近。远端克氏针定位于股骨大粗隆与股骨干外侧皮质移行点附近1 cm范围内。NDI Optotrak 3020运动捕捉系统(NDI公司,加拿大)能够捕捉目标的三维运动轨迹,包括旋转和位移。

1.6 实验过程

实验夹具制作模拟正常人单腿站立的股骨解

剖位置,标本冠状面取内收25°位置,矢状面取中立位。将夹具固定在万能材料试验机主机底座上。加压模具为自主设计。模块与模型接触界面与股骨头大小匹配,并通过模块周围螺钉将模块与股骨头紧密固定。标本表面置入带标识点克氏针。对于垂直压缩载荷,采用缓慢加压方式(静力加压模式),加载速度设定为10 N/s。由NDI Optotrak运动捕捉系统记录位移变化,当位移曲线达到平稳后,即位移随着力的增大改变很小,再持续加载20 s后停止加载,最大加载力不超过2 kN(按60 kg人体重的3倍左右为加载上限)。记录最终加载数据,并保存观察节点的变化情况。对于股骨头扭转载荷,从股骨头固定夹具按下肢外旋进行缓慢扭转实验,加载速度为5°/min,按以上步骤记录角度变化。当角度变化曲线达到平稳后,即角度随着力的增大改变很小,再持续加载20 s后停止加载,最大加载力不超过2 kN。记录最终加载数据,并保存观察节点的变化情况。实验过程如图2所示。

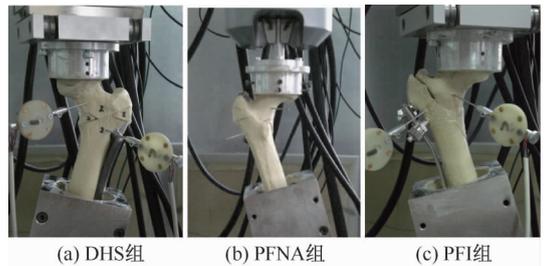


图2 实验加载过程

Fig.2 Loading process in the experiment (a) DHS group, (b) PFNA group, (c) PFI group

1.7 统计分析

采用SPSS 18.0统计软件处理数据。使用重复测量方差分析对各固定方式不同压缩载荷观察节点时的冠状面位移、不同扭转载荷观察节点时的角度等数据进行统计学分析,多重比较采用LSD法。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 压缩载荷-位移关系

持续压缩载荷作用,观察3种固定方式在3个载荷强度(300、600、1 200 N)下股骨粗隆间骨折端两侧的冠状面位移变化(见图3、表1)。DHS固定后在压缩载荷3个观察节点时骨折两端的位移均

最大,与 PFI、PFNA 相比均有显著性差异 ($P < 0.05$)。PFI 与 PFNA 在压缩载荷 3 个观察节点时骨折两端的位移均无显著性差异 ($P > 0.05$)。

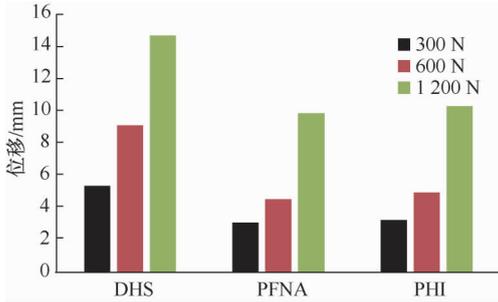


图3 3种固定系统在不同压缩载荷下位移比较
 Fig.3 Displacement comparison under different compressive loads by 3 fixation systems

表1 3种固定系统在不同压缩载荷下骨折端两侧位移变化
 Tab.1 Displacement changes at fracture ends under different compressive loads by 3 fixation systmes mm

载荷/N	DHS 组(A)	PFNA 组(B)	PFI 组(C)
300	5.38 ± 0.28	3.12 ± 1.01 *	3.27 ± 0.79 **
600	9.12 ± 1.43	4.56 ± 0.85 *	4.98 ± 0.99 **
1 200	14.67 ± 2.11	9.87 ± 1.22	10.31 ± 0.76

注: *表示 A 与 B 比较, $P < 0.05$; **表示 A 与 C 比较, $P < 0.05$

2.2 扭转载荷-角度关系

在持续扭转载荷作用下,观察并比较 3 种固定方式在 3 个载荷强度 (300、600、1 200 N) 下股骨粗隆间骨折端两侧扭转角度变化 (见图 4、表 2)。DHS 及 PFNA 固定后在扭转载荷 3 个观察节点时骨折两端的位移均最大,两者间无显著性差异 ($P > 0.05$)。PFI 与 DHS、PFNA 相比均有显著性差异 ($P < 0.05$)。

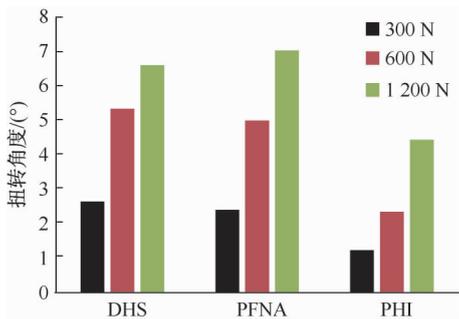


图4 3种固定系统在不同扭转载荷下角度变化比较
 Fig.4 Angle changes under different torsional loads by 3 fixation systmes

表2 3种固定系统在不同扭转载荷下骨折端两侧的扭转角度变化
 Tab.2 Torsional angle changes at fracture ends under different torsional loads by 3 fixation systmes (°)

载荷/N	DHS 组(A)	PFNA 组(B)	PFI 组(C)
300	2.64 ± 0.11	2.40 ± 0.47	1.23 ± 0.01 *
600	5.32 ± 0.59	4.98 ± 0.77	2.34 ± 0.04 *
1 200	6.58 ± 1.11	7.01 ± 0.77	4.43 ± 0.81 *

注: *表示 A、B 与 C 比较, $P < 0.05$

3 讨论

由于股骨粗隆区具有高度应力集中、股骨颈剪切力较大的特殊生物力学特征,使得钉-板固定承受较大的局部应力,对于内侧皮质的应力缓解则较差。针对于此,较为符合生物学固定的内固定技术越来越受到重视^[7-8]。

治疗股骨粗隆骨折的成败很大程度上取决于对骨折固定的稳定程度。总体来说,固定的稳定性主要取决于以下几个方面:① 骨质量;② 骨折类型;③ 复位效果;④ 内植物设计;⑤ 内植物位置^[9-11]。医师能控制的主要是后三者。

DHS 是临床常见的内固定系统之一,为典型的髓外固定系统,力臂长,弯矩大。在固定 31-A2 型不稳定骨折时,因不能通过股骨矩传递压缩力,常发生螺钉弯曲现象。Wu 等^[9]认为,DHS 虽然有动静力加压作用且结构牢固,但它无有效的抗旋转作用。PFNA 为中心性固定,力臂短,通过主钉螺旋刀片机远近端交锁钉将载荷传到骨折近端,随着骨折稳定下降,载荷主要通过内固定物传递到骨折远端,达到弹性内固定的目的。临床实践已经证明髓内固定较髓外固定更符合微创原则,且 PFNA 内固定特殊的防旋设计,在骨折端起到了有效的抗旋转作用。PFI 系统的手术理念及手术技术与传统手术有所不同,主要体现在固定理念及复位技术方面;不再采用切开复位,而是用牵引、牵开器恢复肢体的力线、长度及旋转。在大多数情况下,可用牵开器或支架临时固定,确认力线正确后再用 PFI 固定。此外,PFI 可以没有一般外固定支架较大的外形和体积,对患者的日常生活影响较小。PFI 非常适用于老年合并骨质疏松患者和复杂不稳定型的骨折,内支架系统的设计理念本身并不是坚强内固定,故在骨折段不会产生较大的剪切应力,能降低内固定失败率,同时最大限度地保护骨折端的血运,促进骨折的愈合。

本研究经生物力学测试后证实,对于各型股骨粗隆间骨折,髓内固定的抗压缩及抗扭转力学性能均明显好于髓外固定。

4 结语

在复杂不稳定型股骨粗隆间骨折3种固定方法中,在抗压缩稳定性方面,PFI及PFNA系统优于DHS固定系统。在抗扭转稳定性方面,PFI系统最大,PFNA系统其次,DHS固定最小。PFI及PFNA两种固定方法的系统稳定性相似。DHS的抗扭转稳定性最差。

本研究是实体生物力学实验。虽然人工骨模型的骨弹性模量、骨密度等物理指标基本统一,与尸体模型相比,排除了标本之间个体差异,但人工骨模型仍不能代表人体真实的情况。同时,本实验仅对骨模型进行评估,而没有加载周围软组织,特别是韧带结构。由于人体结构复杂,需要认真评估可能的软组织影响。同时,本实验为静态模拟,没有进行动态生物力学模拟,不能反映骨折愈合过程中可能出现的情况。因此,后续研究应进行动态应力加载,进一步判断这些固定方式的疲劳情况。

参考文献:

- [1] 周方,张志山,田云. 微创内固定系统治疗复杂股骨粗隆骨折的初步报告 [J]. 中华创伤骨科, 2006, 8(12): 1113-1117.
- [2] VERDONSCHOT NJ, HUISKES R, FREEMAN MA, *et al.* Pre-clinical testing of hip prosthetic designs: A comparison of finite element calculations and laboratory tests [J]. Proc Inst Mech Engr H, 1993, 207(3):149-154.
- [3] BERGMANN G, GRAICHEN F, ROHLMANN A, *et al.* Hip joint loading during walking and running, measured in two patients [J]. J Biomech, 1993, 26(8): 969-990.
- [4] DAVY DT, KOTZAR GM, BROWN RH, *et al.* Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty [J]. J Bone Joint Surg Am, 1988, 70(1): 45-50.
- [5] WANG CJ, BROWN CJ, YETTRAM AL, *et al.* Intramedullary femoral nails: One or two lag screws? A preliminary study [J]. Med Eng Phys, 2000, 22(9): 613-624.
- [6] WANG CJ, BROWN CJ, YETTRAM AL, *et al.* Intramedullary nails: Some design features of the distal end [J]. Med Eng Phys, 2003, 25(9): 789-794.
- [7] 龚伟华,曾一鸣,唐坚,等. 髋部骨折的发生与股骨近端三维几何解剖形态的相关性研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 109-114.
- JUN WH, ZENG YM, TANG J, *et al.* Correlation between the incidence of hip fractures and the proximal femur by 3D geometric anatomy [J]. J Med Biomech, 2013, 28(1): 109-114.
- [8] 易先宏,陈红卫,潘骏. 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[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 235-239.
- YI XH, CHEN HW, PAN J. Biomechanical evaluation on dynamic hip screw versus proximal femoral nail fixation for unstable femoral intertrochanteric fractures [J]. J Med Biomech, 2013, 28(2): 235-239.
- [9] WU CC, SHIN CH, CHEN WJ, *et al.* Treatment of cutout of a lag screw of a dynamic hip screw in an intertrochanteric fracture [J]. Arch Orthop Trauma Surg, 1998, 117(4-5): 193-196.
- [10] HARDY CC, DESCAMPS PY, KRALLIS P, *et al.* Use of an intramedullary hip-screw compared with a compression hip-screw with a plate for intertrochanteric femoral patients [J]. J Bone Joint Surg Am, 1998, 80(5): 618-630.
- [11] WATSON JT, MOED BR, CRAMER KE, *et al.* Comparison of the compression hip screw with the Medoff sliding plate for intertrochanteric fractures [J]. Clin Orthop Relat Res, 1998 (348): 79-86.