

文章编号:1004-7220(2015)05-0463-05

螺旋形长型 PHILOS 接骨板治疗 肱骨中上段骨折的生物力学研究

王磊¹, 陈燕豪², 卢春霞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 船舶海洋与建筑工程学院, 上海 200240)

摘要: **目的** 比较长型 PHILOS 接骨板(Synthes 公司, 瑞士)扭转成螺旋形前后的生物力学特性,为临床治疗肱骨中上段骨折提供生物力学依据。**方法** 12 例 Synbone 人工骨(SYNBONE 公司, 瑞士)的右侧肱骨平均分为两组,对照组($n=6$)采用 10 孔的长型 PHILOS 接骨板固定,实验组($n=6$)采用相同的接骨板扭转成螺旋形后固定。肱骨中上段骨折造模后,利用万能力学试验机分别检测并比较两组接骨板固定后的整体构件在轴向拉伸和压缩、同向和反向扭转、前后及内外向三点弯曲 6 种加载方式下的生物力学特性。**结果** 在 100 ~ 500 N 拉伸和压缩载荷下,实验组骨折断端位移分别较对照组增加约 95% 和 58%;在 0.6 ~ 3 N·m 反向扭矩下,实验组扭转角度始终明显小于对照组,减少幅度达到 55% ~ 64%;在 0.6 ~ 3 N·m 的同向扭矩和 1.5 ~ 7.5 N·m 的前后向弯矩下,实验组的扭转角度和挠度均大于对照组,差异有显著性意义($P < 0.05$);当内外向弯矩为 1.5, 3 N·m 时,实验组与对照组的挠度差别无显著性意义($P > 0.05$),而内外向弯矩为 4.5, 6, 7.5 N·m 时,实验组的挠度较对照组小 20% ~ 30%。实验组与对照组构件相比,拉伸和压缩刚度分别低 49% 和 36%,同向和反向扭转刚度分别低 19% 和高 150%,内外向和前后向弯曲刚度分别高 18% 和低 70%,差异均有显著性意义($P < 0.05$)。**结论** 长型 PHILOS 接骨板扭转成螺旋形后固定肱骨中上段骨折的总体力学性能有所改善,可以满足临床对该类骨折的手术固定和术后康复需要。结合微创手术的优势,该技术有望在临床得到广泛应用。

关键词: 螺旋形接骨板; 肱骨干骨折; 扭转; 三点弯曲; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.05.463

Biomechanical study on helical long PHILOS plate fixation for proximal metaphyseal-diaphyseal humeral shaft fractures

WANG Lei¹, CHEN Yan-hao², LU Chun-xia² (1. Department of Orthopaedics, the Sixth People's Hospital affiliated to Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200233, China; 2. School of Naval Architecture, Ocean & Civil Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: **Objective** To compare biomechanical properties of the helical and straight long PHILOS (proximal humerus internal locking system) plates (Synthes Inc., Switzerland), so as to provide some biomechanical evidence for treating proximal metaphyseal-diaphyseal humeral shaft fractures in clinic. **Methods** Twelve Synbone artificial bones of right humerus (SYNBONE Inc., Switzerland) were divided into two groups. In control group ($n=6$), the humerus was fixed with the 10-hole long straight PHILOS plate, while in experimental group ($n=6$), the humerus was fixed with the same long PHILOS plate which was precontoured for moulding (i. e. helical PHILOS plate). After the proximal metaphyseal-diaphyseal humeral shaft fractures were made in all artificial bones, the biomechanical properties of the specimens in two groups under 6 loading modes (i. e., axial tension and compression, torsion in the same and reverse direction, medial-lateral and anterior-posterior three-point bending)

收稿日期:2015-03-12; 修回日期:2015-04-22

基金项目:上海交通大学“医工(理)交叉研究基金”项目(YG2011MS02)。

通信作者:王磊, 副主任医师, Tel: (021)24058061; E-mail: wanglei2264@126.com。

were tested en bloc and compared. **Results** Compare with control group, under 100-500 N tensile and compressive loads, the axial displacement at the fractured end in experimental group increased by about 95% and 58%, respectively. Under 0.6 – 3 N · m torsional moment in reversed direction, the tensional angle in experimental group was obviously smaller than that in control group, with a decrease of 55% – 64%. Under medial-lateral bending moment of 1.5 and 3 N · m, no significant difference was found in deflection of the experiment and control group, while under medial-lateral bending moment of 4.5, 6 and 7.5 N · m, the deflection in experimental group decreased by 20%-30% as compared to control group. Under 0.6 – 3 N · m torsional moment in the same direction and 1.5 – 7.5 N · m anterior-posterior bending moment, both the torsional angle and the deflection in experimental group were larger than those in control group, with a significant difference ($P < 0.05$). Compared with control group, the tensile stiffness and compressive stiffness decreased by 49% and 36%, the torsional stiffness in the same direction decreased by 19% and that in reversed direction increased by 150%, three-point bending stiffness in medial-lateral direction increased by 18% and that in anterior-posterior direction decreased by 70% in experimental group, all with a significant difference ($P < 0.05$). **Conclusions** Compared with the long straight PHILO plate, the long helical PHILOS plate has better biomechanical properties, which can meet the clinical need of proximal metaphyseal-diaphyseal humeral shaft fracture fixation and postoperative rehabilitation. This surgical technique is expected to be widely applied in clinic, especially with the advantage of minimal invasive surgery.

Key words: Helical plate; Humeral shaft fracture; Torsion; Three-point bending; Biomechanics

近年来,长型肱骨近端内固定锁定系统(proximal humerus internal locking system, PHILOS)接骨板已广泛应用于临床治疗肱骨中上段骨折,尤其是合并肱骨近端骨折的固定,取得了满意的疗效。但长型接骨板放置于肱骨外侧时需要剥离部分三角肌止点,远端还需要在直视下显露神经并游离牵拉,容易造成医源性桡神经损伤^[1]。而将长型 PHILOS 接骨板扭转成螺旋形,实际操作中可以避免三角肌止点的剥离和对桡神经的干扰,临床报道已取得了较满意的疗效^[2]。为此,本文针对上述接骨板的扭转塑形,分别检测并比较扭转前后不同方式载荷下接骨板的生物力学特性,以期为临床进一步推广应用螺旋形长型 PHILOS 接骨板治疗肱骨中上段骨折提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 实验标本与制备

Synbone 人工骨(SYNBONE 公司,瑞士),产品编号 5010,为右侧全长肱骨,共 12 例。长型 PHILOS 接骨板(Synthes 公司,瑞士),型号 441.923,为 10 孔长型接骨板。

人工骨分两组,每组 6 例。按标准手术操作,对照组将 10 孔长型 PHILOS 接骨板沿肱骨纵轴紧贴于肱骨外侧放置,近端顶点位于肱骨大结节顶点远端 8 mm,接骨板前缘位于肱二头肌肌间沟后侧 5 mm[见

图 1(a)]。实验组预先将 10 孔长型 PHILOS 接骨板沿肱骨中上段扭转成螺旋形,使得近端仍然紧贴肱骨外侧,但远端向内螺旋直至紧贴肱骨前方,螺旋形的接骨板中段依然紧贴肱骨前外侧[见图 1(b)]。接骨板配套钻头直径为 2.8 mm,均采用直径 3.5 mm 的锁定头螺钉,拧入时使用扭矩保护扳手直至发出弹响。近端第 1、3 排螺孔分别固定长度为 35、45 mm 螺钉各两枚,均未穿出对侧骨面;远端螺钉分别固定于第 6、8、10 孔,对照组螺钉长 36 mm,实验组螺钉长 38 mm,均穿出对侧骨面。在人工骨骨干的近 1/3 处定位,远近各距 5 mm 横行截骨制作间隙为 1 cm 的骨折模型。

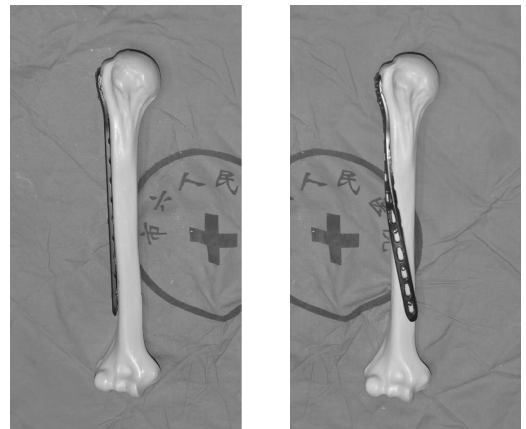
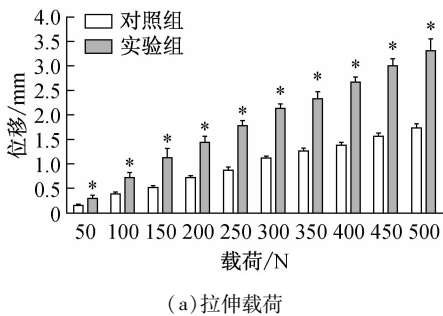


图 1 长型 PHILOS 接骨板固定肱骨中上段
 Fig. 1 Long PHILOS plate fixed on proximal metaphyseal-diaphyseal humeral shaft (a) Straight plate, (b) Helical plate

1.2 生物力学检测

力学测试在上海交通大学船舶海洋与建筑工程学院工程力学系实验室完成。人工骨两端用义齿基托树脂(上海二医张江生物材料有限公司)包埋固定于特制夹具,仅裸露近端接骨板固定范围,两端夹具平行固定于 Zwick/Roell Z050 型万能力学实验机上。经截骨断面确定中心点,使用涨簧式内径百分表(哈量集团)测量相对位移,精确度为 $10\ \mu\text{m}$ 。

每个构件在万能力学实验机依次进行轴向拉伸和压缩、同向和反向扭转、前后及侧向三点弯曲,共计 6 种方式的加载。设定轴向动态加载 $250\ \text{N}/\text{min}$,最大载荷 $500\ \text{N}$;扭转实验 $0.6\ \text{N}\cdot\text{m}/\text{min}$ 逐级加载,最大载荷 $3\ \text{N}\cdot\text{m}$;三点弯曲实验动态加载 $250\ \text{N}/\text{min}$,最大弯矩 $7.5\ \text{N}\cdot\text{m}$ ^[3-4]。每种载荷反复测量 6 次,分别计算和比较相应的轴向、扭转和弯曲刚度。



1.3 统计学方法

对测量实验数据值的偶然误差进行处理后,得到一个满意的估值和置信区间,应用 SPSS 13.0 软件进行统计分析,采用配对 t 检验计算对照组和实验组检测数值的差异, $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 轴向载荷-位移关系

两组构件的轴向载荷-位移关系如图 2 所示。在轴向拉伸载荷下:骨折端位移变化基本上随着拉伸载荷的增加而加大,两组均呈线性变化;在轴向拉力作用下,实验组骨折端位移比对照组增加约 95%。在轴向压缩载荷下:两组构件在轴向压缩力作用下的骨折端位移基本随着载荷的增加而增大,呈线性变化;实验组轴向位移比对照组增加约 58%。

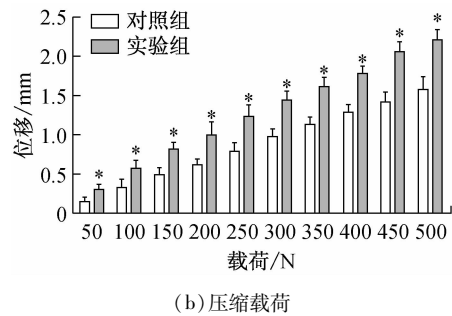


图 2 轴向载荷-位移关系 (* $P < 0.05$)

Fig.2 Axial load-displacement relationship (a) Under tensile load, (b) Under compressive load

2.2 扭矩-扭角关系

两组构件在同向及反向扭转载荷下的扭矩-扭角关系如图 3 所示。结果表明:① 无论同向还是反向扭转载荷作用下,骨折断端的扭矩-扭角基本呈线性变化。② 在相同扭矩载荷作用下,实验组接骨板同向扭转时的扭角较大,但随扭矩增加而变得不明显;反向扭转时的扭角较小,且随扭矩增加而明显。

2.3 三点弯曲弯矩-挠度关系

两组构建的内外向和前后向三点弯曲载荷下的弯矩-挠度关系如图 4 所示。结果表明:① 不同方向三点弯曲载荷作用下弯矩-挠度基本均呈线性变化;② 对照组在前后向弯矩作用下的挠度小于内外向弯矩作用下的挠度,推断钢板的宽度远远大于厚度,故

前后向抗弯能力强于内外向抗弯能力;③ 实验组在前后向弯矩作用下的挠度大于内外向弯矩作用下的挠度,推断接骨板扭转 90° 后,较强的抗弯性能也随之由前后向转为内外向;④ 同在内外向弯矩作用下,当载荷较小时(弯矩小于 $3\ \text{N}\cdot\text{m}$),两组的挠度基本相等;当载荷增加时,实验组的挠度明显小于对照组,实验组的内外向抗弯强度比对照组高 $20\% \sim 30\%$;⑤ 同在前向后弯矩作用下,实验组相应的挠度明显大于对照组,而前后向抗弯强度比对照组小。

2.4 构件的刚度

拉伸载荷作用下的构件拉伸刚度(EF_1)、压缩载荷作用下的构件压缩刚度(EF_2)、同向及反向扭转载荷作用下的构件扭转刚度(EJ_1, EJ_2)、内外向及前后

向载荷作用下的三点弯曲刚度(GJ_1, GJ_2)的测量结果见表1。实验组 EJ_2, GJ_1 比对照组分别高 150%、15%, 实验组 EF_1, EF_2, EJ_1, GJ_2 比对照组分别低

49%、36%、19%、70%, 两者均有显著性差异($P < 0.05$)。

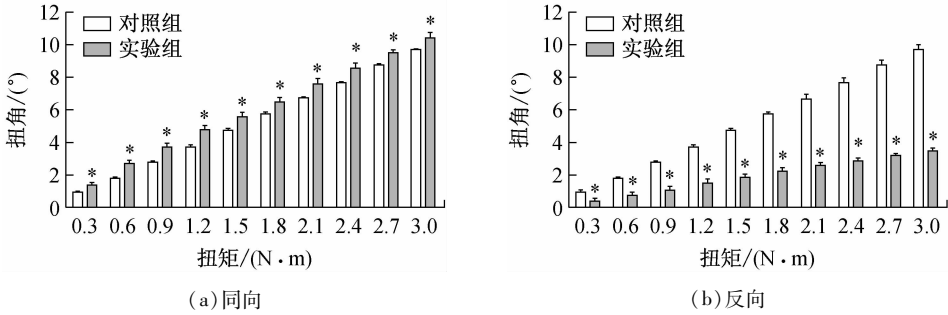


图3 扭矩-扭角关系 (* $P < 0.05$)

Fig.3 Torsional moment-torsional angle relationship (a) In the same direction, (b) In the reversed direction

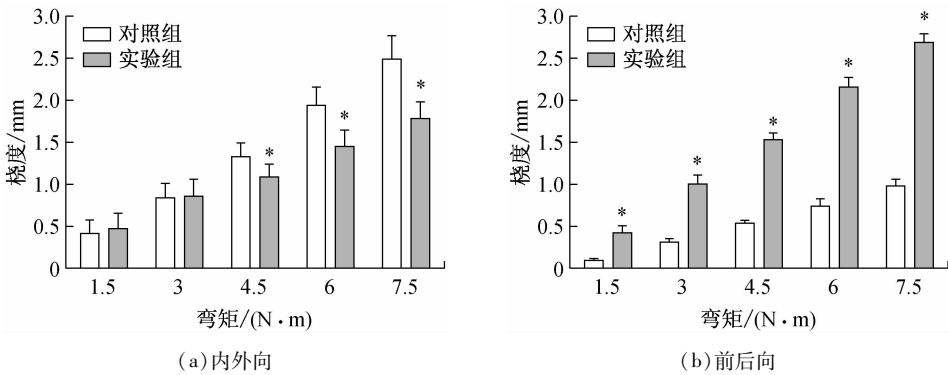


图4 三点弯曲的弯矩-挠度关系 (* $P < 0.05$)

Fig.4 Bending moment-deflection relationship for three-point bending (a) In medial-lateral direction, (b) In anterior-posterior direction

表1 两种钢板固定肱骨的刚度变化 (* $P < 0.05$)

Tab.1 Stiffness change of the two plates

组别	$EF_1 /$ ($N \cdot mm^{-1}$)	$EF_2 /$ ($N \cdot mm^{-1}$)	$EJ_1 /$ [$N \cdot m \cdot (^{\circ})^{-1}$]	$EJ_2 /$ [$N \cdot m \cdot (^{\circ})^{-1}$]	$GJ_1 /$ ($N \cdot m \cdot mm^{-1}$)	$GJ_2 /$ ($N \cdot m \cdot mm^{-1}$)
对照组	283.39 ± 16.95	314.97 ± 9.17	0.32 ± 0.01	0.32 ± 0.01	3.33 ± 0.27	9.94 ± 3.42
实验组	145.79 ± 10.12 *	202.29 ± 21.97 *	0.26 ± 0.03 *	0.80 ± 0.04 *	3.83 ± 0.17 *	3.02 ± 0.31 *

3 讨论

目前,临床治疗肱骨中上段骨折常规采用交锁髓内钉或锁定接骨板经皮内固定技术。相对而言,交锁髓内钉的并发症较多,且技术要求较高,故部分学者更偏好于采用外侧长型 PHILOS 接骨板治疗,并取得了较满意的疗效^[5]。然而在手术操作中,不仅需要切

断部分三角肌止点,在接骨板远端更有可能损伤桡神经。Aksu 等^[1]在使用该技术经皮内固定时,建议在远端常规显露并游离牵开桡神经,这就存在了医源性桡神经损伤的可能。针对上述隐患,本研究对该技术进行改进,将接骨板向内旋转避开三角肌止点,远端放置于肱骨前方,无需常规显露桡神经,结合微创技术临床初步应用疗效满意^[2]。但由于接骨板螺旋形

扭转 90° ,两端锁定螺钉数量有限且固定方向不一,其力学性能的改变尚不明确,故采用人工骨的骨折模型,检测并比较扭转前后内固定的生物力学性能,旨在为该技术的临床推广应用提供进一步的理论依据。

实验证明,在轴向载荷作用下,螺旋形接骨板固定后的骨折端位移增加,但在 300 N 的生理负荷范围内,无论是拉伸还是压缩,断端位移的线性变化依然能在 2 mm 左右的合理微动范围,对骨折愈合的干扰不明显。在检测抗扭转性能时,螺旋形接骨板在同向扭转载荷下,初始扭转角度明显大于直型接骨板,但随着载荷增加,后期差异逐渐减小,在扭矩达到 $3\text{ N}\cdot\text{m}$ 时,仅比直型接骨板增加不到 8% ;在反向扭转载荷下,螺旋形接骨板的扭转角度始终明显小于直型接骨板,减少幅度达到 $55\% \sim 64\%$ 。同向扭转在临床上即为内旋活动,由于术后患肢常规以颈腕吊带贴胸位固定,故临床对抗同向扭转载荷的要求并不高,且在高扭转载荷下螺旋形接骨板与直型接骨板固定后的断端位移实际差异并不大;而在反向扭转载荷下,即外旋活动中,螺旋形接骨板显示出显著优于直型接骨板的抗扭转作用,更适用于术后康复中频繁的外旋操练。在前后三点弯曲载荷下,螺旋形接骨板的抗形变能力虽略差于直型接骨板,但在生理弯矩 $5\text{ N}\cdot\text{m}$ 时,断端位移的线性变化在 2 mm 的合理微动范围内,仍能满足临床功能康复的需要。

螺旋形接骨板最先由 Fernández^[6]于2002年报道应用于肱骨和股骨,其初衷就是为了避开肱骨中下段外侧的桡神经。Krishna等^[7]评价了螺旋形接骨板的生物力学性能,认为扭转后的接骨板可以与螺旋形的骨折线近似垂直相交,固定效果更稳定;螺钉多向置入后,即便骨折端不稳定,也不易松动退出;接骨板的应力遮挡不再与骨干平行,该效应可能会明显减弱;同时由于接骨板置入时的多向性,在一定程度上有利于骨折断端的复位。Akasakal等^[8]在羊胫骨中段分别建立横行和斜形的骨折模型,发现螺旋形接骨板在抗轴向压缩和外旋扭矩作用上均优于直型接骨板,仅在前后向抗弯矩性能上略差,与本研究结果相符合。

相对于传统直型接骨板而言,螺旋形接骨板改变了整体的应力分布,扭转塑形过程会对接骨板力学强度产生影响,而本研究未能对接骨板扭转后的疲劳性能开展分析比较,故建议在临床治疗过程中,对于骨折愈合延迟的患者,要及时分析原因尽早处

理,避免接骨板的疲劳断裂。进一步的研究将采用有限元分析,对接骨板的部分孔径进行设计改动,以期获得更合理的应力分布。

4 结语

螺旋形长型 PHILOS 固定肱骨中上段骨折,其力学性能发生不同程度改变,总体上优于直型接骨板,能够满足术后早期功能锻炼的需要。结合微创技术用于临床手术治疗,可以避免桡神经损伤,建议在临床推广应用。

参考文献:

- [1] Aksu N, Karaca S, Kara AN, et al. Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in diaphyseal humerus and proximal humerus fractures [J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2012, 46(3): 154-160.
- [2] 王磊,陈云丰,魏海峰,等. 长型 PHILOS 接骨板扭转塑形经皮治疗肱骨中上段骨折的初步报告[J]. 生物骨科材料与临床研究, 2011, 8(3): 14-18.
- [3] O'Toole RV, Andersen RC, Vesnovsky O, et al. Are locking screws advantageous with plate fixation of humeral shaft fracture? A biomechanical analysis of synthetic and cadaveric bone [J]. J Orthop Trauma, 2008, 22(10): 709-715.
- [4] 姜朝来,金犇,秦晔,等. 新型微创肱骨前置解剖锁定钢板固定肱骨干中下段骨折的生物力学研究[J]. 医用生物力学, 2011, 26(3): 256-261.
- Jiang CL, Jin W, Qin H, et al. Biomechanical study on the novel minimally invasive anterior anatomic locking plate for mid-distal humeral shaft fractures [J]. J Med Biomech, 2011, 26(3): 256-261.
- [5] 陈雁西,梅炯,李山珠,等. PHILOS 接骨板治疗复杂肱骨干中上段骨折的初步报告[J]. 中华骨科杂志, 2008, 28(11): 917-922.
- [6] Fernández Dell'Oca AA. The principle of helical implants: Unusual ideas worth considering [J]. Injury, 2002, 33 (Suppl 1): SA1-27.
- [7] Krishna KR, Sridhar I, Ghista DN. Analysis of the helical plate for bone fracture fixation [J]. Injury, 2008, 39(12): 1421-1436.
- [8] Aksakal B, Gurger M, Say Y, et al. Biomechanical comparison of straight DCP and helical plates for fixation of transverse and oblique bone fractures [J]. Acta Bioeng Biomech, 2014, 16(4): 67-74.