

文章编号:1004-7220(2013)03-0338-06

# 内侧支撑螺钉在锁定钢板治疗肱骨近端骨折中的生物力学优势

曾浪清<sup>1</sup>, 陈云丰<sup>1</sup>, 李元超<sup>2</sup>, 王磊<sup>1</sup>, 宋文奇<sup>1</sup>, 刘燕洁<sup>1</sup>, 章伟<sup>1</sup>, 张长青<sup>1</sup>, 曾炳芳<sup>1</sup>

(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 机械与动力工程学院, 生命质量研究所, 上海 200240)

**摘要:** **目的** 探讨内侧支撑螺钉在肱骨近端锁定钢板固定肱骨近端骨折中的生物力学性能。**方法** 将30个人工合成左侧肱骨随机分成3组,建立外科颈骨折模型,采用肱骨近端锁定钢板固定:A组,近端内侧骨皮质支撑,无内侧支撑螺钉;B组,3枚内侧支撑螺钉支撑,无内侧骨皮质支撑;C组,无内侧骨皮质和内侧支撑螺钉支撑。分别对3组标本进行轴向压缩、抗扭、剪切力压缩、模型失效测试。**结果** A、B、C 3组轴向压缩最大载荷为A组((240.88 ± 19.13) N) > B组((169.04 ± 19.26) N) > C组((128.58 ± 17.53) N),  $P < 0.05$ ;抗压刚度为A组((424.4 ± 101.2) N/mm) > B组((230.7 ± 40.54) N/mm) > C组((147.0 ± 29.2) N/mm,  $P < 0.05$ );抗扭测试最大扭矩A组((8.92 ± 0.25) N·m)、B组((9.09 ± 0.31) N·m) > C组((7.57 ± 0.53) N·m,  $P < 0.05$ ),抗扭刚度A组((1.80 ± 0.07) N·m/(°))、B组((1.86 ± 0.07) N·m/(°)) > C组((1.53 ± 0.10) N·m/(°),  $P < 0.05$ );剪切力压缩测试最大载荷为A组((444.71 ± 20.87) N) > B组((228.79 ± 28.95) N) > C组((188.73 ± 26.15) N,  $P < 0.05$ ),抗压刚度为A组((470.0 ± 54.4) N/mm) > B组((183.89 ± 29.64) N/mm) > C组((140.2 ± 32.1) N/mm,  $P < 0.05$ );模型失效载荷A组((2 949.76 ± 355.08) N) > B组((2 448.13 ± 402.39) N)、C组((2 222.55 ± 336.41) N,  $P < 0.05$ )。**结论** 肱骨近端内侧骨皮质支撑具有最佳的生物力学性能,采用3枚内侧支撑螺钉重建肱骨近端内侧柱支撑的生物力学性能较无内侧柱支撑时明显增强。通过内侧骨皮质支撑或内侧支撑螺钉重建肱骨近端内侧柱支撑值得临床运用,以预防术后内固定失败。

**关键词:** 肱骨近端骨折; 锁定钢板; 内固定; 力学特性; 轴向压缩

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Biomechanical advantages of medial support screws in locking plate for treating proximal humerus fractures

ZENG Lang-qing<sup>1</sup>, CHEN Yun-feng<sup>1</sup>, LI Yuan-chao<sup>2</sup>, WANG Lei<sup>1</sup>, LIU Yan-jie<sup>1</sup>, ZHANG Wei<sup>1</sup>, ZHANG Chang-qing<sup>1</sup>, ZENG Bing-fang<sup>1</sup> (1. Department of Orthopaedics, the Sixth People's Hospital, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200233, China; 2. Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering Laboratory, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract: Objective** To evaluate the biomechanical advantages of medial support screws (MSSs) in locking proximal humeral plate for treating proximal humerus fractures. **Methods** Thirty synthetic left humeri were randomly divided into 3 groups to establish the fracture models. Group A was fixed with a locking proximal humerus plate with medial cortical support, but without MSSs; group B was fixed with 3 MSSs, but without medial cortical support; group C was fixed with neither medial cortical support nor MSSs. Axial compression, torsion, shear stiffness and failure tests were applied on the specimens of the three groups. **Results** For axial compression

收稿日期:2012-05-21; 修回日期:2012-08-01

基金项目:上海市自然科学基金项目(12ZR1422300)。

通信作者:陈云丰, 副教授, 硕士研究生导师, E-mail: drchenyf@yahoo.com.cn。

tests, the maximum load of group A, B, C was  $(240.88 \pm 19.13)$ ,  $(169.04 \pm 19.26)$ ,  $(128.58 \pm 17.53)$  N, respectively; the axial stiffness of group A, B, C was  $(424.4 \pm 101.2)$ ,  $(230.7 \pm 40.54)$ ,  $(147.0 \pm 29.2)$  N/mm, respectively, showing significant differences ( $P < 0.05$ ). For torsion tests, the maximum torque of group C was  $(7.57 \pm 0.53)$  N · m, which was statistically different from both group A ( $(8.92 \pm 0.25)$  N · m) and group B ( $(9.09 \pm 0.31)$  N · m,  $P < 0.05$ ), and the torsional stiffness of group C ( $(1.53 \pm 0.10)$  N · m/(°)) was statistically different from both group A ( $(1.80 \pm 0.07)$  N · m/(°)) and group B ( $(1.86 \pm 0.07)$  N · m/(°),  $P < 0.05$ ), but no significant differences were found between groups A and groups B in the maximum torque and torsional stiffness ( $P > 0.05$ ). For shear stiffness tests, the maximum load of group A, B, C was  $(444.71 \pm 20.87)$ ,  $(228.79 \pm 28.95)$ ,  $(188.73 \pm 26.15)$  N, respectively; the shear stiffness of group A, B, C was  $(70.0 \pm 54.4)$ ,  $(183.89 \pm 29.64)$ ,  $(140.2 \pm 32.1)$  N/mm, respectively, showing significant differences ( $P < 0.05$ ). For failure tests, the failure load of group A ( $(2\ 949.76 \pm 355.08)$  N) was statistically different from both group B ( $(2\ 448.13 \pm 402.39)$  N) and group C ( $(2\ 222.55 \pm 336.41)$  N) ( $P < 0.05$ ), but no statistical differences were found between group B and group C ( $P > 0.05$ ). **Conclusions** Using three MSSs in locking plate for proximal humerus fractures shows optimal biomechanical properties, as compared to the situation without restoration of the medial column support. The reconstruction of the medial cortical support or MSSs for proximal humerus fractures helps to enhance the mechanical stability of the humeral head and prevent failure after internal fixation.

**Key words:** Proximal humerus fracture; Locking plate; Internal fixation; Mechanical properties; Axial compression

肱骨近端骨折是临床常见骨折,其发生率约占全身骨折的5%<sup>[1]</sup>。移位、不稳定的肱骨近端骨折常采用手术治疗。相比其他传统治疗方法,采用切开复位锁定钢板治疗具有很多优点,如成角固定、固定更牢靠及允许早期康复锻炼等<sup>[2]</sup>,但近年来研究发现肱骨近端骨折内固定术后内固定失败率为8.6%~22.0%<sup>[3-5]</sup>。术中未重建肱骨近端内侧柱支撑是肱骨近端骨折术后内固定失败的危险因素之一<sup>[3]</sup>。Gardner等<sup>[6]</sup>认为,术后肱骨头塌陷与术中未重建肱骨近端内侧柱支撑相关。肱骨近端内侧粉碎性骨折及内侧骨皮质复位欠佳时,将内侧支撑螺钉(medial support screw, MSS)准确地置入肱骨头内下区软骨下骨是重建肱骨近端内侧柱支撑的方法之一<sup>[6]</sup>。Zhang等<sup>[7]</sup>发现,置入于肱骨头内下区的内侧支撑螺钉有助于增强复杂骨折内固定的稳定,避免术后骨折端移位及减少术后内固定失败。

锁定钢板治疗肱骨近端骨折内侧支撑螺钉的支撑作用仅限于临床文献报道,缺乏生物力学的证据。因此,本研究通过生物力学实验,验证锁定钢板治疗肱骨近端骨折其内侧支撑螺钉对肱骨头支撑作用的生物力学性能,以指导临床治疗。

## 1 材料与方 法

### 1.1 材 料

30个人工合成左侧肱骨(HI-C型)由杭州奥斯

本科技有限公司提供。肱骨近端锁定钢板及配套螺钉30套(见图1),由厦门大博颖精医疗器械有限公司提供。所有模型均采用美国Shore-Western 306拉扭复合生物力学试验机(动态位移:±50 mm;动态轴向荷载:±14.2 kN;静态扭角:±140°;静态扭矩:120 N · m)进行生物力学测试。肱骨近端锁定钢板手术工具一套。实验标本固定、包埋材料:义齿基托树脂(上海交通大学医学院张江生物材料有限公司)。

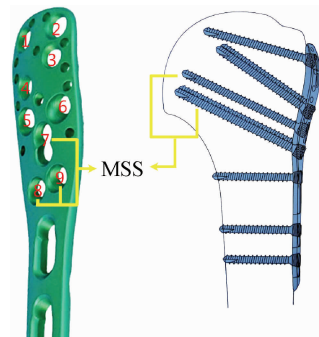


图1 肱骨近端锁定钢板近端螺钉分布及内侧支撑螺钉  
Fig.1 The proximal screw distributions and the medial support screw (MSS) of locking proximal humeral plate

### 1.2 实验分组

将30具人工合成肱骨标本随机分成3组,每组10个标本,骨折模型为肱骨外科颈两部分骨折模型,均采用肱骨近端锁定钢板固定。每组骨折模型

及固定方式如下:

A组(见图2(a)、(b)):肱骨近端内侧骨皮质支撑,无内侧支撑螺钉支撑,于肱骨头下1 cm作一水平线(a线),采用摆锯沿此线切断肱骨,模拟肱骨外科颈简单的二部分骨折。骨折端解剖复位,钢板近端分别于1~6孔置入6枚锁定螺钉。

B组(见图2(b)、(e)):3枚内侧支撑螺钉支撑,无内侧骨皮质支撑,于肱骨头下1 cm作一水平线(a线),此线与肱骨干骺端外侧骨皮质交点与肱骨头内下方最低点的连线(b线),依次沿b线和a线采用摆锯切一楔形骨缺损,模拟肱骨近端内侧粉碎性骨折。钢板近端于7~9孔置入3枚锁定螺钉至肱骨头内下区-即内侧支撑螺钉,余1~6孔随机取3孔置入锁定螺钉。

C组(见图2(c)、(f)):无内侧骨皮质和内侧支撑螺钉支撑,骨折模型同B组。钢板近端分别于1~6孔置入6枚锁定螺钉。

3组近端锁定螺钉均置入于肱骨头关节面下5~8 mm<sup>[8]</sup>,模拟临床工作中螺钉置入肱骨头软骨下骨。肱骨干均于1枚皮质骨螺钉加3枚锁定螺钉固定。于a线以远15 cm切除远端肱骨,标本长约20 cm。标本远端夹具固定,义齿基托树脂包埋,包埋深度约12 cm。

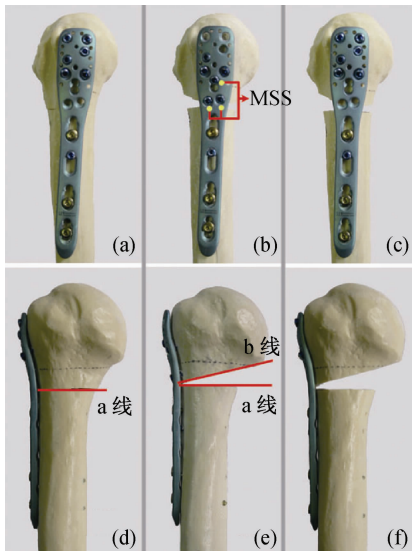


图2 标本模型分组

Fig.2 Division of the proximal humeral fracture models

### 1.3 生物力学测试

1.3.1 轴向压缩测试 标本竖直,肱骨头顶部施加

垂直向下的压力。预载荷50 N,速率5 mm/min<sup>[9]</sup>,最大位移0.5 mm,重复3次,记录每次最大载荷;根据加载数据绘出每次加载曲线,计算其抗压刚度;取最大载荷及抗压刚度的平均值(见图3(a))。

1.3.2 抗扭测试 采用圆柱形夹具,夹具圆壁均匀分布3个直径4 mm的圆孔,采用3枚长3 cm、直径4 mm的半螺纹螺钉穿过夹具圆壁上的圆孔,固定肱骨头,螺钉置入深度约2 cm。预载荷0 N·m,速率12°/min,最大扭角5°,重复3次,记录每次最大扭矩;根据加载数据绘出每次加载曲线,计算其抗扭刚度;取最大扭矩及抗扭刚度的平均值(见图3(b))。

1.3.3 剪切力压缩测试 标本外展20°,模拟摔倒时上肢撑地,肱骨近端受体重剪切力导致骨折的效应<sup>[9]</sup>。肱骨头顶部施加垂直向下的压力。预载荷50 N,速率5 mm/min<sup>[9]</sup>,最大位移1 mm,重复3次,记录每次最大载荷;根据加载数据绘出每次加载曲线,计算其抗压刚度;取最大载荷及抗压刚度的平均值(见图3(c))。

1.3.4 模型失效测试 标本位置同3步骤,预载荷50 N,速率5 mm/min。当标本出现骨折、钢板或螺钉断裂及载荷出现峰值时停止测试,此时最大载荷即模型失效载荷<sup>[9]</sup>(见图3(c))。

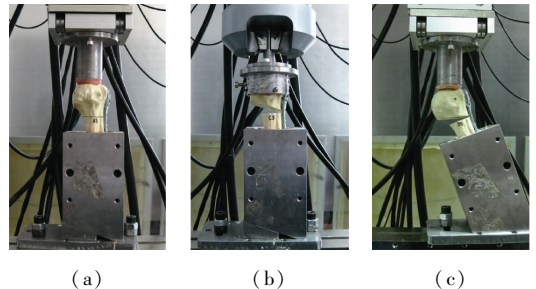


图3 生物力学测试 (a)轴向压缩测试,(b)抗扭测试,(c)剪切力压缩测试及模型失效测试

Fig.3 Mechanical testing (a) Axial compression test, (b) Torsion test, (c) Shear stiffness compression and failure test on the plated humeral constructs

### 1.4 统计学处理

采用SAS 11.0统计学软件对所得数据进行处理,计量资料用均数±标准差表示,3组之间计量资料比较,均满足正态分布,采用单因素方差分析(one-way ANOVA),进一步两两比较采用SNK法。 $P < 0.05$ 认为差异有统计学意义。

## 2 结果

实验过程中没有发生钢板、螺钉的松动或断裂,

步骤 2.1 ~ 步骤 2.3 均未发生标本骨折。3 组标本在 4 个实验步骤的最大扭矩、最大载荷、抗扭刚度及抗压刚度比较见表 1。

表 1 3 组在 4 个实验步骤的实验结果比较 ( $\bar{x} \pm s, n=10$ )

Tab.1 Results under four different load steps for three groups

组别	抗扭测试(扭转角度 5°)		轴向压缩测试(位移 0.5 mm)		剪切力测试(位移 1 mm)		失效载荷/ N
	最大扭矩/ N·m	抗扭刚度/ [N·m·(°) <sup>-1</sup> ]	最大载荷/ N	抗压刚度/ (N·mm <sup>-1</sup> )	最大载荷/ N	抗压刚度/ (N·mm <sup>-1</sup> )	
A 组	8.92 ± 0.25	1.80 ± 0.07	240.9 ± 19.1	424.4 ± 101.2	444.7 ± 20.9	470.0 ± 54.4	2 949.8 ± 355.1
B 组	9.09 ± 0.31	1.86 ± 0.07	169.0 ± 19.3 <sup>a</sup>	230.7 ± 40.54 <sup>a</sup>	228.8 ± 29.0 <sup>a</sup>	183.9 ± 29.6 <sup>a</sup>	2 448.1 ± 402.4 <sup>a</sup>
C 组	7.57 ± 0.53 <sup>a,b</sup>	1.53 ± 0.10 <sup>a,b</sup>	128.6 ± 17.5 <sup>a,b</sup>	147.0 ± 29.2 <sup>a,b</sup>	188.7 ± 26.2 <sup>a,b</sup>	140.2 ± 32.1 <sup>a,b</sup>	2 222.6 ± 336.4 <sup>a</sup>
F 值	47.06	45.14	92.94	47.67	290.53	198.05	10.36
P 值	<1 × 10 <sup>-4</sup>	<1 × 10 <sup>-4</sup>	<1 × 10 <sup>-4</sup>	<1 × 10 <sup>-4</sup>	<1 × 10 <sup>-4</sup>	<1 × 10 <sup>-4</sup>	5 × 10 <sup>-4</sup>

注:<sup>a</sup> 与 A 组比较,  $P < 0.05$ ; <sup>b</sup> 与 B 组比较,  $P < 0.05$

### 2.1 轴向压缩测试

3 组最大载荷及抗压刚度有差异;进一步两两比较,均为 A 组 > B 组 > C 组,比较差异均有统计学意义 ( $P < 0.05$ , 见图 4 (a))。

### 2.3 剪切力压缩测试

3 组最大载荷及抗压刚度有差异;进一步两两比较,均为 A 组 > B 组 > C 组,比较差异均有统计学意义 ( $P < 0.05$ , 见图 4 (c))。

### 2.2 抗扭测试

3 组最大扭矩及抗扭刚度有差异;进一步两两比较, A 组和 B 组最大扭矩及抗扭刚度均 > C 组,差异均有统计学意义 ( $P < 0.05$ ), A 组与 B 组最大扭矩及抗扭刚度比较无差异 ( $P > 0.05$ , 见图 4 (b))。

### 2.4 模型失效测试

3 组最大失效载荷有差异;进一步两两比较, A 组 > B 组和 C 组 ( $P < 0.05$ ), B 组与 C 组比较无差异 ( $P > 0.05$ , 见图 4 (d))。

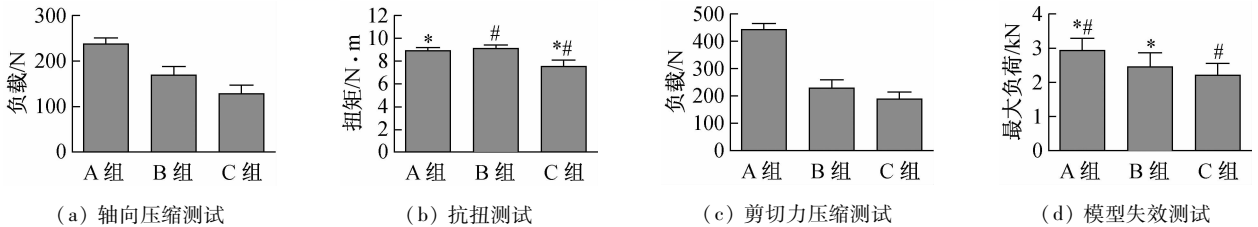


图 4 3 组标本在 4 个实验步骤的最大载荷比较 (\*, #,  $P < 0.05$ )

Fig.4 Comparison of the maximum loads among three groups under four load steps (a) Axial compression test, (b) Torsion test, (c) Shear stiffness compression test, (d) Failure test

### 2.5 模型失效类型

A 组因肱骨干骨折失效 7 例(见图 5 (a))、因肱骨头骨折失效 3 例,均无钢板明显弯曲;B 组因钢板明显弯曲、肱骨头塌陷失效 5 例,因肱骨头骨折失效 5 例(见图 5 (b));C 组因钢板明显弯曲、肱骨头塌陷失效 6 例(见图 5 (c)),因肱骨头骨折失效 4 例。

## 3 讨论

近年来生物力学测试被广泛应用于骨折内固定的研究<sup>[9]</sup>。本研究通过生物力学测试表明,锁定钢板治疗肱骨近端骨折时,肱骨近端内侧骨皮质支撑具有最佳的生物力学稳定性;当肱骨近端未获骨皮质支撑,而采用 3 枚内侧支撑螺钉重建内侧柱支撑

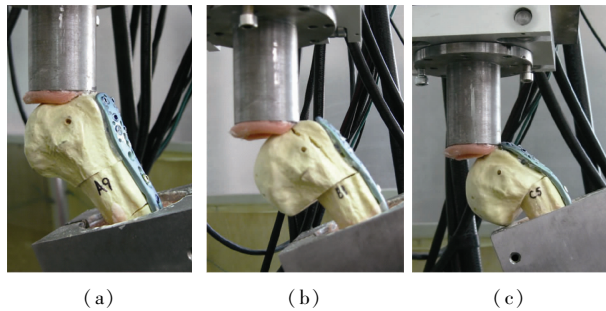


图5 模型失效类型 (a) 肱骨干骨折, (b) 肱骨头骨折, (c) 肱骨头塌陷、钢板明显弯曲, 模型失效

Fig. 5 Shear failure mode (a) Humeral shaft fracture, (b) Humeral head fracture, (c) Specimens failed by significant plate bending

时,其生物力学稳定性优于未重建肱骨近端内侧柱支撑。3组模型失效类型上有所差异。肱骨近端内侧骨皮质支撑时,模型失效时钢板无明显的弯曲,表现为肱骨干或肱骨头骨折;当无内侧骨皮质支撑时,轴向载荷施加到一定程度,模型表现为钢板明显弯曲,肱骨干内侧骨皮质抵住肱骨头,继而可能发生肱骨头骨折或肱骨头塌陷、钢板弯曲,模型失效。

Lescheid 等<sup>[10]</sup>采用人工肱骨进行的生物力学实验亦表明肱骨近端内侧骨皮质支撑与内侧骨皮质缺损比较,轴向抗压强度及抗剪切力强度,前者明显大于后者,这与本研究结果相似;抗扭强度前者大于后者,但两者比较无统计学意义,这与本研究结果有所差别,其原因可能是使用的标本量较少,每组仅6~7例标本;但并未对肱骨近端锁定钢板内侧支撑螺钉的生物力学性能进行研究,且内侧支撑螺钉的支撑作用仅限于临床文献报道,缺乏生物力学的证据。因此,本研究通过生物力学实验,验证肱骨近端锁定钢板内侧支撑螺钉的生物力学性能,以指导临床实践。

根据实验结果,建议临床工作中,当肱骨近端内侧骨皮质为简单骨折时,应争取内侧骨皮质的解剖复位,以获得最强的内侧柱支撑;当肱骨近端内侧骨皮质粉碎性骨折或无法达到满意复位时,可通过2~3枚内侧支撑螺钉来重建肱骨近端内侧柱支撑;而肱骨近端内侧柱支撑未获重建时,其抗扭及抗压稳定性都较差,容易导致术后内固定失败。

相比其他传统治疗方法,采用切开复位锁定钢板治疗肱骨近端骨折具有成角固定、固定更牢靠、允

许患者早期康复锻炼及肩袖损伤少等优点<sup>[2]</sup>,且其临床治疗效果也更好<sup>[11]</sup>。但锁定钢板治疗肱骨近端骨折具有一定的内固定失败率及并发症发生率,其常见的并发症有内翻畸形(16%)、肱骨头坏死(10%)及螺钉穿出肱骨头关节面(8%)等<sup>[12]</sup>。这些并发症常发生于骨质疏松、骨折端复位欠佳及未重建肱骨近端内侧柱支撑的患者<sup>[3-4]</sup>,术中未重建肱骨近端内侧柱支撑是术后内固定失败的危险因素之一<sup>[3]</sup>。重建肱骨近端内侧柱支撑能增强固定的稳定性、使肱骨头得到有效的支撑<sup>[6]</sup>,分担一些内翻应力、减小螺钉和骨质接触面的应力,从而有效地避免术后肱骨头内翻、塌陷及内固定失败。因此,术中重建肱骨近端内侧柱支撑非常重要。

肱骨近端内侧骨皮质的解剖复位是重建肱骨近端内侧柱支撑的方法之一<sup>[6]</sup>,本研究证实肱骨近端内侧骨皮质支撑具有最佳的生物力学稳定性。肱骨近端内侧骨皮质解剖复位、骨皮质相互接触时,其相互间的摩擦力等均能增强内固定稳定性、增强其抗旋转能力。因此,对于肱骨近端内侧骨皮质简单骨折,术中应争取内侧骨皮质的解剖复位,以获得较佳的内侧柱支撑,预防术后内固定失败。当肱骨干远端内侧粉碎性骨折、骨缺损、骨皮质复位欠佳时,可通过置入肱骨头内下区软骨下骨的内侧支撑螺钉来重建肱骨近端内侧柱支撑<sup>[6]</sup>。研究发现,内侧支撑螺钉有利于增强肱骨近端骨折内固定的稳定性,减少术后内固定失败<sup>[7,13]</sup>。但这些仅限于临床文献报道,无相关生物力学实验证据。本研究通过生物力学实验证实肱骨近端内侧骨皮质粉碎或骨缺损时,内侧柱支撑螺钉的支撑作用能明显增强其内固定的稳定性,值得临床推广和运用。

对于肱骨近端粉碎性骨折和局部骨缺损时,文献有关肱骨近端骨折内侧柱支撑重建方法的报道众多,尚无金标准。有学者通过自身骨移植来达到解剖复位<sup>[14]</sup>,但这通常需要取患者自身髂骨植骨;有学者在钢板内固定的同时,于近端填塞磷酸盐骨水泥来增强内固定的稳定性<sup>[15]</sup>;有学者在钢板内固定的同时采用6~8cm同种异体腓骨骨内植入于肱骨近端髓腔,使肱骨头得到支撑,能有效预防术后肱骨头塌陷、内固定失败<sup>[16]</sup>,但异体腓骨条价格较昂贵,术中需从肱骨干远端外侧置入腓骨条,且可能增加感染的风险;此外,还有学者建议术中采用缝线张力

带加固(2号不可吸收线穿过钢板缝合孔及肩袖肌止点)能抵消部分肩袖肌产生的内翻应力,减少术后并发症<sup>[17]</sup>。本文认为,术中钢板放置的位置、高度适当,通过透视确认,采用2~3枚内侧柱支撑螺钉重建肱骨近端内侧柱支撑较容易实现,且通常不必大范围剥离周围软组织和牵开骨折块。此外,对于复杂、骨质疏松性骨折,术中常规采用缝线张力带加固,使肱骨头得到稳定固定。

本研究尚存在一些不足之处,如没有考虑软组织因素,人工合成肱骨的解剖形态与真实肱骨也存在一定差异,骨折模型亦较简单,无法模拟更加复杂的肱骨近端骨折。但本研究在相同客观的条件下针对肱骨近端两部分骨折锁定钢板固定,通过对内侧骨皮质支撑、内侧支撑螺钉支撑及未重建内侧柱支撑三者进行相同的生物力学实验步骤;证实了肱骨近端内侧骨皮质支撑具有最佳的生物力学性能和固定稳定性,其次为内侧支撑螺钉支撑,而未重建内侧柱支撑时其生物力学稳定性最差,有助于指导肱骨近端骨折的临床治疗。

## 4 结语

肱骨近端内侧骨皮质支撑具有最佳的生物力学性能,术中应尽量争取肱骨近端内侧骨皮质的解剖复位;采用3枚内侧支撑螺钉支撑的生物力学性能较无内侧柱支撑时明显增强,故当肱骨近端内侧粉碎性骨折、骨缺损、骨皮质复位欠佳时,可通过置入3枚内侧支撑螺钉来重建肱骨近端内侧柱支撑,预防术后内固定失败。

## 参考文献:

[1] Court-Brown CM, Caesar B. Epidemiology of adult fractures: A review [J]. *Injury*, 2006, 37(8): 691-697.  
[2] Helmy N, Hintermann B. New trends in the treatment of proximal humerus fractures [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2006, 442: 100-108.  
[3] Krappinger D, Bizzotto N, Riedmann S, et al. Predicting failure after surgical fixation of proximal humerus fractures [J]. *Injury*, 2011, 42(11): 1283-1288.  
[4] Solberg BD, Moon CN, Franco DP, et al. Locked plating of 3- and 4-part proximal humerus fractures in older patients: The effect of initial fracture pattern on outcome [J]. *J Orthop Trauma*, 2009, 23(2): 113-119.

[5] Bogner R, Hubner C, Matis N, et al. Minimally-invasive treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus in elderly patients [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2008, 90(12): 1602-1607.  
[6] Gardner MJ, Weil Y, Barker JU, et al. The importance of medial support in locked plating of proximal humerus fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2007, 21(3): 185-191.  
[7] Zhang L, Zheng J, Wang W, et al. The clinical benefit of medial support screws in locking plating of proximal humerus fractures: A prospective randomized study [J]. *Int Orthop*, 2011, 35(11): 1655-1661.  
[8] Schulte LM, Matteini LE, Neviasser RJ. Proximal periarticular locking plates in proximal humeral fractures: Functional outcomes [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011, 20(8): 1234-1240.  
[9] 丁志宏, 张岩, 王铭春, 等. LISS 钢板治疗股骨远端骨折的生物力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2009, 24(2): 143-147.  
Ding ZH, Zhang Y, Wang MC, et al. Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system used to treat distal femur fractures [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2): 143-147.  
[10] Lescheid J, Zdero R, Shah S, et al. The biomechanics of locked plating for repairing proximal humerus fractures with or without medial cortical support [J]. *J Trauma*, 2010, 69(5): 1235-1242.  
[11] Brunner F, Sommer C, Bahrs C, et al. Open reduction and internal fixation of proximal humerus fractures using a proximal humeral locked plate: A prospective multicenter analysis [J]. *J Orthop Trauma*, 2009, 23(3): 163-172.  
[12] Sproul RC, Iyengar JJ, Devcic Z, et al. A systematic review of locking plate fixation of proximal humerus fractures [J]. *Injury*, 2011, 42(4): 408-413.  
[13] Hardeman F, Bollars P, Donnelly M, et al. Predictive factors for functional outcome and failure in angular stable osteosynthesis of the proximal humerus [J]. *Injury*, 2012, 43(2): 153-158.  
[14] Micic ID, Kim KC, Shin DJ, et al. Analysis of early failure of the locking compression plate in osteoporotic proximal humerus fractures [J]. *J Orthop Sci*, 2009, 14(5): 596-601.  
[15] Egol KA, Sugi MT, Ong CC, et al. Fracture site augmentation with calcium phosphate cement reduces screw penetration after open reduction-internal fixation of proximal humeral fractures [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012, 21(6): 741-748.  
[16] Hettrich CM, Neviasser A, Beamer BS, et al. Locked plating of the proximal humerus using an endosteal implant [J]. *J Orthop Trauma*, 2012, 26(4): 212-215.  
[17] Badman B, Frankle M, Keating C, et al. Results of proximal humeral locked plating with supplemental suture fixation of rotator cuff [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011, 20(4): 616-624.