

文章编号:1004-7220(2012)05-0588-05

# 不同器械固定股骨干横行骨折的生物力学研究及其临床选用

严雪港<sup>1</sup>, 姜跃国<sup>1</sup>, 鲍同柱<sup>2</sup>, 赵卫东<sup>3</sup>, 舒旗威<sup>1</sup>(1. 浙江省奉化市人民医院 骨科, 奉化 315500; 2. 湖北省宜昌市中心人民医院 骨科, 宜昌 443003;  
3. 南方医科大学 医学生物力学重点实验室, 广州 510515)

**摘要:** **目的** 通过比较 TiNi 记忆合金环抱接骨板(环抱器)、有限接触动力加压接骨板(加压钢板)与交锁髓内钉(交锁钉)治疗股骨干横行骨折的生物力学,为临床选用提供依据。**方法** 8对模型随机一侧用环抱器和交锁钉固定,对侧用钢板固定,行轴向、三点弯和扭转试验。**结果** 轴向试验:环抱器组应变大于钢板、髓内钉组,后两组相仿;100 N时,各组位移相仿;200~600 N时,环抱器组位移大于钢板、髓内钉组,后两组相仿。三点弯试验:环抱器组挠度较钢板、髓内钉组大,后两组相仿。扭转试验:环抱器、髓内钉两组扭角相仿,钢板组较环抱器组( $\geq 3 \text{ N} \cdot \text{m}$ )和髓内钉组小。**结论** 环抱器、交锁钉和加压钢板固定股骨干横行骨折的稳定性依次加强,环抱器固定后的轴向微动可促进骨折愈合。

**关键词:** 股骨; 固定; 应变; 位移; 骨折; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Biomechanical study and clinical choice of different fixation devices to treat femoral fracture

YAN Xue-gang<sup>1</sup>, JIANG Yue-guo<sup>1</sup>, BAO Tong-zhu<sup>2</sup>, ZHAO Wei-dong<sup>3</sup>, SHU Qi-wei<sup>1</sup>

(1. Department of Orthopedics, Fenghua People's Hospital, Fenghua 315500, China; 2. Department of Orthopedics, Yichang Central People's Hospital, Yichang 443003, China; 3. Key Laboratory of Medical Biomechanics, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the biomechanical properties of transverse fractured femurs when fixed by Ti-Ni shape-memory alloy embracing plate (TiNi SMA), limited-contact dynamic compression plate (LC-DCP) and static interlocking intramedullary nail (SliN), respectively, so as to provide the theoretical evidence for orthopedic surgeons in clinical application. **Methods** Eight pairs of cadaveric femurs were used with one side randomly fixed by TiNi SMA and SliN and the other side fixed by LC-DCP. Then the axial compression test, three-point bending test, and torsion test were conducted. **Results** For axial compression test, the strains of TiNi SMA group were greater than those of LC-DCP group and SliN group ( $P < 0.05$ ), while no significant differences were found between LC-DCP group and SliN group ( $P > 0.05$ ). The displacements of TiNi SMA group were greater than those of LC-DCP group and SliN group ( $P < 0.05$ ) under the load of 200~600 N, and there were no significant differences between LC-DCP group and SliN group ( $P > 0.05$ ). For three-point bending test, the displacements of TiNi SMA group were greater than those of LC-DCP group and SliN group ( $P < 0.05$ ), while no significant differences were found between LC-DCP group and SliN group ( $P > 0.05$ ). For torsion test, the torsion angles of TiNi SMA group were similar to those of SliN group ( $P > 0.05$ ), but the torsion angles of LC-DCP group were smaller than those of TiNi SMA group ( $\geq 3 \text{ N} \cdot \text{m}$ ) and SliN group ( $P < 0.05$ ). **Conclusions** When the

fractured femurs are fixed by three internal fixation devices, the stability of TiNi SMA group is weakest, SLiN group being better, and LC-DCP group being best. The axial micromotion in TiNi SMA group can promote the healing of fracture.

Key words: Femur; Fixation; Strain; Displacement; Fracture; Biomechanics

股骨干骨折多采用手术治疗。环抱器、加压钢板和交锁钉是目前较为常用的3种治疗股骨干骨折的内固定器械,但很多骨科医生对这3种内固定器械的选用缺乏足够的理论基础,全凭经验及个人喜好应用,在一定程度上对患者造成了伤害。本文通过对上述3种内固定器械固定离体股骨后的生物力学测试,以期全面了解器械之间的差异,为临床应用提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 器械与仪器

6齿TiNi记忆合金环抱接骨板,环抱器内径 =  $0.87 \times$  股骨直径<sup>[1]</sup>;8孔有限接触动力加压接骨板;静力型交锁髓内钉,长度为股骨大粗隆至外上髁连线减去2~3cm,直径比扩髓的直径少1mm。

MTS-858 Mini Bionix 生物力学测试机(由美国MTS公司提供);YE2568A 程控静态应变仪(由江苏联能电子技术有限公司提供);高精度标距电阻应变片(由邢台金力传感元件厂提供),电阻值为  $(120.0 \pm 0.1) \Omega$ ,灵敏系数为  $(2.05 \pm 0.28) \%$ 。

### 1.2 标本制作及分组

福尔马林固定的成年股骨成对标本8对,男女不限,每实验组8根股骨(由三峡大学医学院解剖教研室提供),仔细剔除周围软组织后,摄X线片以排除病理性改变,确保骨质情况基本相同,湿盐水纱布包裹,储存于-20℃冰箱内。测试前0.5h常温解冻,股骨远端用牙托粉固定。按Panjabi原则<sup>[2]</sup>取股骨大转子与外髁连线中点水平线为预骨折线,在预骨折线下端1cm内后方“T”形粘贴高精度标距电阻应变片,测定轴向600N的应变。测试后在预骨折线处横断股骨,按标准内固定法,每对股骨随机一侧用环抱器固定,另一侧用加压钢板固定;因环抱器对骨质无损坏,测试后不改变骨质的生物力学特性,测试后拆除环抱器,再用交锁钉固定(见图1),固定后骨折端须紧密接触。



(a) 环抱器固定 (b) 加压钢板固定 (c) 髓内钉固定

图1 器械固定示意图

Fig.1 Picture of the fixation devices (a) Fixed by TiNi shape-memory alloy embracing plate (TiNi SMA), (b) Fixed by limited-contact dynamic compression plate (LC-DCP), (c) Fixed by static interlocking intramedullary nail (SLiN)

### 1.3 测试方法

每个标本测试前先行1/10预加载,待试件稳定后开始测试。横断股骨前先将标本连于生物力学测试机和静态应变仪,检测轴向载荷600N时的应变。横断股骨后安置内固定,再行以下3组测试,记录各组测试数据并比较力学性能。

(1) 轴向压缩试验:模拟股骨生理受力情况,从顶端逐渐加载100~600N,每100N检测载荷一应变和载荷一位移值(应变值与位移值来自同一次测试数据)。

(2) 三点弯曲试验(环抱器、钢板两组从器械对侧加载,髓内钉组从股骨内侧加载):将模型固定于16cm支座上,从中点逐渐加载弯矩4~20N·m,每4N·m检测弯矩一挠度值。

(3) 扭转试验:从股骨顶端按下肢外旋方向扭转,扭矩为1~5N·m,每1N·m检测扭矩一扭角值。

### 1.4 统计学方法

采用SPSS 10.0统计软件包分析。3种器械固定股骨受力后的应变、位移、弯矩、扭矩采用区组设计方差分析和LSD法两两比较,数据以均数±标准差表示, $\alpha=0.05$ 为检验水准。

## 2 结果

### 2.1 轴向压缩试验

各级轴向载荷下,环抱器组应变值均大于钢板、髓内钉两组,比较差异有统计学意义( $P < 0.05$ ),钢板、髓内钉两组差异无统计学意义( $P > 0.05$ )。轴

向载荷为100 N时,各组位移值比较差异无统计学意义( $P > 0.05$ );200~600 N时,环抱器组位移值大于钢板、髓内钉组,比较差异有统计学意义( $P < 0.05$ ),钢板、髓内钉两组差异无统计学意义( $P > 0.05$ ,见表1、2)。加压钢板和交锁钉抗轴向压缩性能相当,均较环抱器强。

表1 轴向压缩试验各级载荷作用下3组应变值变化( $n=8, \mu\epsilon, \bar{x} \pm s$ )

Tab.1 Strains under different loads in axial compression test for three internal fixation groups

组别	载荷/N					
	100	200	300	400	500	600
环抱器组	17.50 ± 10.52	41.50 ± 28.77	73.38 ± 49.38	127.75 ± 84.84	210.50 ± 164.41	246.38 ± 194.22
钢板组	5.75 ± 3.88 *	14.88 ± 11.17 *	25.75 ± 17.60 *	31.25 ± 27.18 *	47.25 ± 29.50 *	44.13 ± 38.55 *
髓内钉组	2.13 ± 1.81 * <sup>△</sup>	5.38 ± 4.14 * <sup>△</sup>	8.88 ± 6.64 * <sup>△</sup>	14.75 ± 8.81 * <sup>△</sup>	16.75 ± 10.31 * <sup>△</sup>	20.50 ± 10.14 * <sup>△</sup>

注:各级载荷3组之间经方差分析, $F$ 值分别为13.589,11.158,9.286,10.096,9.104,9.277; $P$ 值分别为0.001,0.001,0.003,0.002,0.003,0.003,说明3组之间差异具有统计学意义;两两之间经LSD法统计:\*与环抱器组比较 $P < 0.05$ ;△与钢板组比较 $P > 0.05$

表2 轴向压缩试验各级载荷作用下3组位移值变化( $n=8, \text{mm}, \bar{x} \pm s$ )

Tab.2 Displacements under different loads in axial compression test for three internal fixation groups

组别	载荷/N					
	100	200	300	400	500	600
环抱器组	0.42 ± 0.44	0.76 ± 0.55	1.14 ± 0.84	1.49 ± 0.99	1.81 ± 1.05	2.23 ± 1.17
钢板组	0.10 ± 0.03 **	0.22 ± 0.05 *	0.39 ± 0.10 *	0.58 ± 0.19 *	0.76 ± 0.27 *	0.93 ± 0.37 *
髓内钉组	0.10 ± 0.03 ** <sup>△</sup>	0.22 ± 0.07 * <sup>△</sup>	0.34 ± 0.08 * <sup>△</sup>	0.51 ± 0.13 * <sup>△</sup>	0.66 ± 0.15 * <sup>△</sup>	0.85 ± 0.19 * <sup>△</sup>

注:各级载荷3组之间经方差分析, $F$ 值分别为4.088,7.048,6.339,6.323,7.539,8.389; $P$ 值分别为0.040,0.008,0.011,0.011,0.007,0.004,说明3组之间差异具有统计学意义;两两之间经LSD法统计:\*与环抱器组比较 $P < 0.05$ ;\*\*与环抱器组比较 $P > 0.05$ ;△与钢板组比较 $P > 0.05$

### 2.2 三点弯曲试验

各级弯矩下环抱器组挠度均大于钢板、髓内钉两组,比较差异有统计学意义( $P < 0.05$ ),钢板、髓

内钉两组差异无统计学意义( $P > 0.05$ ,见表3)。加压钢板和交锁钉抗弯曲性能两者相当,均较环抱器强。

表3 三点弯曲试验各级弯矩下对侧至板侧加载时3组标本挠度值变化( $n=8, \text{mm}, \bar{x} \pm s$ )

Tab.3 Deflections under different bending moment loaded at the contralateral side in 3-point bending test for three internal fixation groups

组别	弯矩/N·m				
	4	8	12	16	20
环抱器组	0.81 ± 0.57	1.58 ± 0.70	2.57 ± 0.84	3.67 ± 0.73	4.59 ± 0.78
钢板组	0.32 ± 0.27 *	0.61 ± 0.28 *	0.97 ± 0.28 *	1.38 ± 0.35 *	1.89 ± 0.44 *
髓内钉组	0.22 ± 0.15 * <sup>△</sup>	0.50 ± 0.29 * <sup>△</sup>	0.77 ± 0.38 * <sup>△</sup>	1.13 ± 0.52 * <sup>△</sup>	1.44 ± 0.64 * <sup>△</sup>

注:各级载荷3组之间经方差分析, $F$ 值分别为5.775,12.181,22.715,44.763,54.830; $P$ 值分别为0.015,0.001,0.000,0.000,0.000,说明3组之间差异具有统计学意义;两两之间经LSD法统计:\*与环抱器组比较 $P < 0.05$ ;△与钢板组比较 $P > 0.05$

### 2.3 扭转试验

各级扭矩下,环抱器、髓内钉两组扭角差异无

统计学意义( $P > 0.05$ ),均较钢板组小,比较差异有统计学意义( $P < 0.05$ ,见表4)。加压钢板抗扭转性

表4 扭转试验各扭矩作用下3组扭转角度的变化 ( $n=8, \bar{x} \pm s$ )

Tab.4 Torsional angles under different torques in torsion test for three internal fixation groups

组别	扭矩/N·m				
	1	2	3	4	5
环抱器组	0.36 ± 0.21	0.82 ± 0.41	1.45 ± 0.64	2.08 ± 0.94	2.71 ± 1.26
钢板组	0.12 ± 0.05 **	0.28 ± 0.12 **	0.48 ± 0.24 *	0.67 ± 0.28 *	0.83 ± 0.32 *
髓内钉组	0.51 ± 0.35 **▲	1.38 ± 0.95 **▲	2.01 ± 1.22 **▲	2.59 ± 1.33 **▲	3.03 ± 1.32 **▲

注:各载荷3组之间经方差分析,  $F$  值分别为 7.180, 7.845, 8.582, 11.418, 11.250;  $P$  值分别为 0.007, 0.005, 0.004, 0.001, 0.001, 说明3组之间差异具有统计学意义; 两两之间经 LSD 法统计: \* 与环抱器组比较  $P < 0.05$ ; \*\* 与环抱器组比较  $P > 0.05$ ; ▲ 与钢板组比较  $P < 0.05$

能最强,环抱器和交锁钉基本相当。

### 3 讨论

随着各种坠落伤及严重道路交通事故等高能损伤的发生率不断上升,近年来股骨干骨折逐渐增多,约占全身骨折6%<sup>[3-4]</sup>。钢板螺钉系统在股骨干骨折的治疗上起着重要的作用,该方法可以在直视下对骨折块进行解剖复位,对股骨颈、髌臼、股骨远端等组织不会造成额外损伤。赵建宁等<sup>[5]</sup>通过波形钢板固定股骨骨折后发现优良率达94.7%。交锁髓内钉作为骨折内夹板,固定于股骨干的轴线上,其对股骨的长度、旋转、力线的维持具有显著的作用<sup>[6]</sup>,是目前治疗股骨干骨折最常用的内固定器械<sup>[7]</sup>。王明才等<sup>[8]</sup>通过生物力学及临床应用发现,交锁髓内钉无生物应力遮挡作用,且具有安全、可靠、操作简单特点。言湛军等<sup>[9]</sup>通过交锁钉和加压钢板固定尺骨骨折的生物力学性能测试发现,交锁钉在力学刚度和强度上均优于动力加压钢板。上述实验结果与本文的实验结果略有不符,可能与实验过程中对交锁钉采用原位固定,没有在骨折端加压有关,临床应用时值得注意。环抱器是新近研制的治疗长管状骨骨折的内固定器械,其临床上的应用较加压钢板和交锁髓内钉少,但其固定后即不损伤骨膜,又不破坏髓内血供,有较好的应用前景。戴尅戎等<sup>[10]</sup>通过动物体外力学实验发现,环抱器有良好的抱持力及抗弯和抗扭性能,能够起稳定骨折端的作用,而对抗压缩应力的作用明显低于接骨板,有利于促进骨折愈合。

#### 3.1 生物力学与骨折愈合

良好的血供是骨折顺利愈合的基础,骨折早期力学环境对毛细血管的生长相当敏感,适当的细微运动可以增加骨折区毛细血管的生长<sup>[11]</sup>。乔林

等<sup>[12]</sup>通过对新西兰大白兔横断截骨后检测固定组与微动组的血管内皮生长因子(vascular endothelial growth factor, VEGF),发现微动可以通过促进 VEGF 的表达,使毛细血管再生增加,促进骨痂生长。如果骨折端周围血供基本完整,则骨折断端间的应力刺激是骨折愈合的重要因素之一。坚强内固定可增加骨折段端间的稳定性,但减少了应力刺激,不利于骨折愈合,而一定的生物力学刺激可能会加速细胞分化,刺激各种骨细胞大量增生,促进骨折愈合。Wolf 定律指出,骨折愈合对力的刺激很敏感,微动在骨折断端间产生的纵向压应力,可刺激骨膜骨痂生长,促进骨折愈合<sup>[13]</sup>。相关研究表明<sup>[14-15]</sup>,如骨折端存在合适微动,则4周即有较多矿物质沉积,胶原含量丰富,表面可见新生骨形成。

骨组织对应力的反应较为敏感,骨组织细胞具有感受应力刺激的功能,合理的应力刺激不但可以诱导骨髓间充质干细胞分化为成骨细胞,提高其功能活性,而且在编织骨向板层骨的改建过程中起着重要促进作用<sup>[16-18]</sup>。

#### 3.2 生物力学性能比较

通过实验发现,环抱器抗侧弯性能较加压钢板和交锁钉弱,抗扭转性能较加压钢板弱,与交锁钉相当,加压钢板抗侧弯性能和交锁钉相当,抗扭转性能较交锁钉强。因此,环抱器的生物力学稳定性在3种内固定器械中最弱,交锁钉次之,加压钢板最强。再者,根据 Wolf 关于“新骨的形成取决于骨折端承受应力反应”的定律,骨折端之间应变越大,越能促进骨折愈合。本实验发现,环抱器内固定后骨折端应变最大,钢板及髓内钉固定后无差异。因此对于稳定型股骨干骨折,如术后能积极配合治疗,则生理载荷下 1~2 mm 的微动和骨折端较大的应变能有效促进骨折的愈合<sup>[13]</sup>,最好选用环抱器内固定,

对于后续治疗不能配合的患者,固定较为坚强的加压钢板或交锁钉为最佳选择,以防因患者不适当的活动导致内固定失败。

由于实验标本数量有限,本文没有模拟斜形骨折和粉碎性骨折等不稳定骨折的生物力学特性,尚需进一步研究。

## 参考文献:

- [1] 郑海,朱振安,薛文东. 镍钛形状记忆合金锯齿臂环抱器内径与开口距离对其抱持力影响的实验研究[J]. 医用生物力学, 2006, 21(2): 129-132.  
Zheng H, Zhu ZA, Xue WD. Experimental investigation on the effect of inner diameter and extended distance of arms of shape memory alloy sawtooth-arm fixator(SSEF) on the embracing force [J]. J Med Biomech, 2006, 21(2): 129-132.
- [2] Panjabi MM. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. Spine (Phila Pa 1976), 1988, 13(10): 1129-1134.
- [3] 胥少汀,葛宝丰,徐印坎,等. 实用骨科学.第3版[M]. 北京:人民军医出版社,2008:342-346.
- [4] Wiess RJ, Montgomery SM, Al Dabbagh Z, et al. National data of 6409 Swedish inpatients with femoral shaft fractures; Stable incidence between 1998 and 2004 [J]. Injury, 2009, 40(3): 304-308.
- [5] 赵建宁,陆维举,周利武,等. 波形钢板固定股骨骨折的生物力学实验研究与临床应用[J]. 医用生物力学, 1998, 13(4): 227-232.  
Zhang JN, Lu WJ, Zhou LW, et al. Biomechanical experiment and clinical application of immobilization of the femur with wave plates [J]. J Med Biomech, 1998, 13(4): 227-232.
- [6] 裴国献. 洛克伍德-格林成人骨折(第6版)[M]. 北京:人民军医出版社,2009:1521-1576.
- [7] Wild M, Gehrmann S, Jungbluth P, et al. Treatment strategies for intramedullary nailing of femoral shaft fractures [J]. Orthopedics, 2010, 33(10): 3928.
- [8] 王明才,吴维才,丁援建,等. 交锁加压髓内钉固定股骨骨折的生物力学试验与临床应用[J]. 医用生物力学, 1997, 12(3): 184-189.
- Wang MC, Wu WC, Ding YJ, et al. A biomechanical study and clinical application of compression intramedullary locking screw for treating femoral fracture [J]. J Med Biomech, 1997, 12(3): 184-189.
- [9] 言湛军,郑祖根,王以进,等. 交锁钉与加压钢板固定尺骨骨折的生物力学比较[J]. 中国矫形外科杂志,2008,16(10): 771-773.
- [10] 戴尅戎,倪诚,吴小涛,等. 形状记忆锯齿臂环抱内固定器的实验研究与临床应用[J]. 中华外科杂志,1994,32(10): 629-632.
- [11] Wallace AL, Draper ERC, Strachen RK, et al. The vascular response to micromovement in experimental fracture. In: Micromovement in orthopaedics [M]. London: Oxford, 1992: 40-44.
- [12] 乔林,侯树勋,李文峰,等. 微动对骨折端微循环及血管内皮生长因子(VEGF)表达的影响[J]. 中华创伤骨科杂志,2005,7(1): 52-54.
- [13] Goodship AE, Norroddin N, Francis M. The stimulation of prostaglandins synthesis by micromovement in fracture healing. In: Micromovement in orthopaedics [M]. London: Oxford, 1992: 31-34.
- [14] 任可,张春才,汪光晔,等. 天鹅型形状记忆接骨器对骨折愈合时应力遮挡率及骨痂成熟过程的影响[J]. 中国骨伤,2009,22(3): 202-205.
- [15] 喻鑫罡,张先龙,曾炳芳. 骨折段低频可控微动影响骨痂矿化与力学特性的实验研究[J]. 上海交通大学学报(医学版),2008,28(12): 1491-1495.
- [16] Bhatt KA, Chang EI, Warren SM, et al. Uniaxial mechanical strain: An in vitro correlate to distraction osteogenesis [J]. J Surg Res, 2007, 143(2): 329-336.
- [17] Koike M, Shimokawa H, Kanno Z, et al. Effects of mechanical strain on proliferation and differentiation of bone marrow stromal cell line ST2 [J]. J Bone Miner Metab, 2005, 23(3): 219-225.
- [18] Liu X, Zhang X, Luo ZP. Strain related collagen gene expression in human osteoblast-like cells [J]. Cell Tissue Res, 2005, 322(2): 331-334.