

## Biomechanical Study of Mini-Titanium Plate in Different Placement for Fixing Metatarsals Fractures

Wenping Tian, Lele Dong, Maolin Liu, Jianjun Fan, Haitao Dong, Haitao Wei

Department of Orthopaedics, The First Affiliated Hospital of Baotou Medical College, Inner Mongolia University of Science and Technology, Baotou  
Email: tianwp2007@sina.com

Received: Nov. 27<sup>th</sup>, 2012; revised: Dec. 8<sup>th</sup>, 2012; accepted: Dec. 23<sup>rd</sup>, 2012

**Abstract: Objective:** To study relevant biomechanical performance of mini-titanium-plate in different placement of treatment of foot fracture, and evaluate the effects of mini-plate applied to fractures of hands and feet. **Method:** Six adult cadaver foos made in metatarsals fracture model (transverse fracture of the middle, from the second toe to the fifth toe), including 3 males and 3 females, with an average of 41 years old (ranged from 23 to 50 years old). All 54 Metatarsals were divided into 2 groups randomly and made inner fixed with Medicon mini-plate in dorsal (A group) and lateral (B group) side according grouping respectively then fracture model fixed in special fixture applied by Electronic universal testing machine and Torsion testing machine for biomechanical test. Biomechanical tests including axial compression, tension, then A and B group. Tree-point bend, and torsion were made in each model, then compared between. **Result:** Comparison in biomechanics: the strength of three point bend in dorsal group is higher than lateral group obviously ( $p < 0.05$ ), and the strength of axial compression, tension and torsion test showed no significant differences between the two groups ( $p > 0.05$ ). **Conclusion:** The comparison of the strength of three-point bend for metatarsals fracture fixed by Mini-plate: the strength of dorsal placement is higher than lateral placement and the different placement affects biomechanical strength.

**Keywords:** Fracture; Internal Fixation; Biomechanical; Mini-Titanium-Plate; Position

## 微型钛板不同放置位置固定足跖骨骨折的生物力学研究

田文平, 董乐乐, 柳茂林, 樊建军, 董海涛, 魏海涛

内蒙古科技大学包头医学院第一附属医院骨科, 包头  
Email: tianwp2007@sina.com

收稿日期: 2012年11月27日; 修回日期: 2012年12月8日; 录用日期: 2012年12月23日

**摘要: 目的:** 对比研究微型钛板不同放置位置固定足跖骨骨折的相关生物力学性能, 为提高微型钛板治疗手足部骨折的临床疗效提供可靠的生物力学依据。 **方法:** 采集成人足部标本, 男3例, 女3例, 年龄23岁~50岁, 平均41岁, 排除足骨明显损伤、骨病、骨质疏松等。剥离皮肤、肌肉、肌腱等软组织后用生理盐水浸湿纱布包裹双层塑料袋密封, 于-20摄氏度冰箱保存备用。实验前将足冷冻标本置于室温下自然解冻, 制成第2~5跖骨标本54个(除外第一跖骨)。制作骨折(横行、中段)模型。实验模型建立后分两组: A组和B组。A组采用Medicon 2.0系列四孔直型微型钛板放置于跖骨背面固定, B组放置于跖骨侧面固定。将标本夹锁于微型特制夹具上, 安置于微机控制电子万能材料试验机、扭转试验机测试台内, 进行三点弯曲、拉伸和扭转实验, 测试其生物力学特性并进行比较。 **结果:** 生物力学测试结果: 微型钛板背面组三点弯曲强度测量明显高于侧面组( $p < 0.05$ ), 轴向拉伸、扭转强度测量对比无显著差异( $p > 0.05$ )。 **结论:** 微型钛板固定跖骨骨折三点弯曲强度比较: 背面放置大于侧面放置, 微型钛板内固定放置位置不同影响骨折固定的生物学强度。

**关键词:** 骨折; 内固定; 生物力学; 微型钛板; 位置

## 1. 实验材料与仪器

### 1.1. 实验材料

采集新鲜成人足部分(图 1), 男 3 例, 女 3 例。年龄 23 岁~50 岁。拍摄 X 片(图 2), 排除明显骨损伤、骨病、骨质疏松等影响骨质结构的情况。剥离皮肤、肌肉、肌腱等软组织后用生理盐水浸湿纱布包裹双层塑料袋密封, 于-20 摄氏度冰箱保存、备用<sup>[1]</sup>。

### 1.2. 实验仪器

HY-3080 微机控制电子万能材料试验机(上海衡翼), 见图 3;

HY-1000NM 微机控制扭转试验机(上海衡翼), 见图 4;

骨密度仪(Link), 见图 5;

低温冰箱, 温度湿度计;

数码相机 1 台(佳能 500 万像素);

指掌骨夹具(特制), 见图 6;

常规手术器械: 手术刀, 组织剪, 纹式钳, 持骨器, 复位钳, 镊子, 骨凿, 电钻, 线锯;

德国 Medicon 微型钛板器械盒 2 套。指骨钛板 0.6 mm 掌骨钛板 1.0 mm;

螺钉规格: 直径 2.0 mm, 1.6 mm, 1.2 mm, 见图 7。



Figure 1. Foot specimens  
图 1. 新鲜足标本 Fresh



Figure 2. Foot X-ray  
图 2. 足 X 光片



Figure 3. Electronic universal material testing machine  
图 3. 电子万能材料试验机



Figure 4. Computer controlling torsion testing machine  
图 4. 微机控制扭转试验机



Figure 5. Bone mineral density meter  
图 5. 骨密度仪

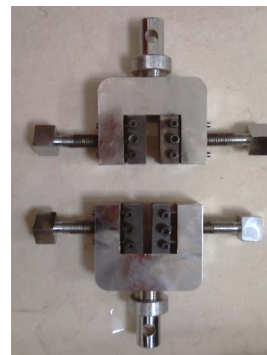


Figure 6. Metatarsus jig (special)  
图 6. 跖骨夹具(特制)

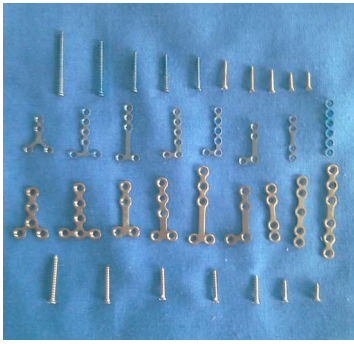


Figure 7. Microtitanium plate and screws  
图 7. 微型钛板螺钉



Figure 8. Production metatarsal fracture  
图 8. 跖骨骨折模型

## 2. 实验方法

### 2.1. 实验模型的建立

实验前将足冷冻标本置于室温下自然解冻，制成在第 2~5 跖骨标本 54 个(除外第一跖骨)，所选标本取样对比时结构、材料力学性质、尺寸均尽可能保持一致，以提高试验检测精度<sup>[2]</sup>，如第 2 和第 3 跖骨或第 4 和第 5 比较。制作骨折(横行、中段)模型见图 8。

### 2.2. 实验方法设计

实验模型建立后，分成 2 组：A 组和 B 组。A 组采用四孔直型 2.0 系列微型钛板放置于跖骨背面固定，B 组将四孔直型 2.0 系列微型钛板放置于跖骨侧面固定。见图 9。固定术后分别照 X 光片，见图 10。将标本置于微型特制夹具上固定锁紧，安置于微机控制电子万能材料试验机、微机控制扭转试验机测试台内，进行三点弯曲、拉伸和扭转测试。测试前先进行预试验，以消除骨的松弛、蠕变等流变学影响，然后进行正式力学试验。测试其生物力学特性并进行比较。

### 2.3. 生物力学测定

#### 2.3.1. 三点折弯试验

试验采用背侧顶点折弯模式<sup>[3]</sup>，即施压点位于掌侧骨折线上，两个承压点以施压点为中心，对称分布于背侧，跨距 L 为 40 mm，见图 11。施压点的载荷的速度为 2 mm/min，试验数据的采样频率为 5 次/秒，并由计算机即时绘制应力 - 形变曲线(force-displacement curve)。当内固定折断、脱出，骨折成角大于 30°，跖骨再骨折，或应力 - 形变曲线上显示应力下降低于最大值的 1/2，表明内固定失效，此时结束试验<sup>[6,7]</sup>。



Figure 9. after miniature titanium plate screw fixation  
图 9. 微型钛板螺钉固定后



Figure 10. After fixation X-ray  
图 10. 固定后 X 光片



Figure 11. Three-point bending test  
图 11. 三点折弯试验

### 2.3.2. 轴向拉伸试验

试验采用特制的微型跖指骨拉伸夹具内，以保证跖骨头的稳定不内滑及碎裂，上下间距为 40 mm，见图 12。拉伸的速度为 2 mm/min，采样频率为 5 次/秒，并即时绘制应力 - 形变曲线 (force-displacement curve)。当内固定脱出，跖骨再骨折，或应力 - 形变曲线上显示应力下降低于最大值的 1/2，表明内固定失效，此时结束试验<sup>[4-6]</sup>。

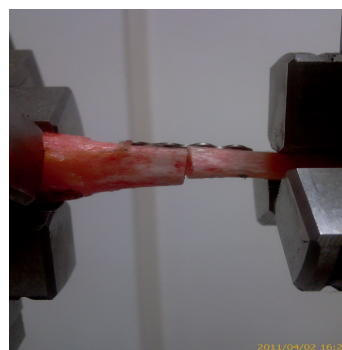


Figure 13. Torsional stress test  
图 13. 扭转应力试验

### 2.3.3. 扭转应力试验

试验时，将掌骨两端横置固定于试验机上的三爪夹具内并夹紧锁定，并施以扭转应力，见图 13。载荷速度为 15°/min，试验数据的采样频率为 1 Hz，并由计算机即时绘制扭矩 - 扭角曲线(torsional torque-torsional angle curve)。见图 14。当明显可见的内固定折断、脱出，或扭矩 - 扭角曲线显示扭矩降低，或扭角已达 45°，实验结束。由扭矩 - 扭角曲线可得最大扭矩  $T_{max}(N \cdot m)$ ，即内固定失效时的扭矩。

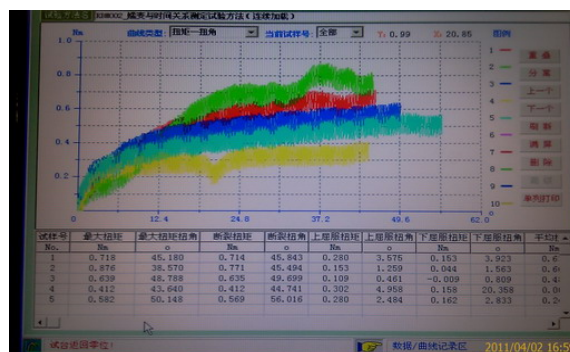


Figure 14. Torque-torsional angle curve comparison chart  
图 14. 扭矩 - 扭角曲线

## 2.4. 统计学分析

所有数据采用 SPSS17.0 进行统计分析。采用成对样本 t 检验。由载荷 - 变形曲线关系图中读出最大载荷(扭矩)、最大载荷时的变形(扭角)以及计算机软件得出弹性比率进行比较，显著性(a)设在 0.05 水平。

Table 1. Three-point bending load deformation elastic ratio relationship contrast (n = 9)  
表 1. 三点折弯载荷变形弹性比率关系对比(n = 9)

## 3. 实验结果和数据的处理分析

组别	n	最大载荷 Fmax(N)	最大载荷时变形(mm)	弹性比率 E (刚度 N/mm)
A 组	9	285.43 ± 97.53	2.22 ± 0.39	242.76 ± 97.46
B 组	9	209.72 ± 93.42	3.34 ± 0.71	218.97 ± 92.03

### 3.1. 三点折弯实验结果，见表 1

由折弯载荷 - 变形曲线关系及上表中分析 A 组(背面)在折弯载荷增加下短时间内即达到最大应力，且变形较小，弹性比率大，即材料的刚度也大，也即相

对硬度或抵抗变形的能力越大。而 B 组(侧面)在折弯载荷增加下达到最大应力的时间长，应力小变形大，弹性比率小。最大应力值 A 组  $285.43 \pm 97.5 \text{ N}$  明显大于 B 组  $209.72 \pm 93.42 \text{ N}$ ，但变形却  $2.22 \pm 0.39 \text{ mm}$  明显小于  $3.34 \pm 0.71 \text{ mm}$ 。弹性比率为计算机软件据载荷-变形曲线关系自动计算得出。经统计学处理显示，两组间比较( $t = 2.396, 0.02 < p < 0.05$ )，差异有显著性意义，表明微型钛板置于背面抗弯强度大于侧面。



Figure 12. Axial tensile test  
图 12. 轴向拉伸试验

### 3.2. 轴向拉伸实验结果，见表 2

由拉伸载荷 - 变形曲线分析 A 组(背面)、B 组(侧面)，跖骨拉伸时在弹性范围内，初始时拉伸载荷与骨的应变呈线性关系，它随载荷的增加而增加，而后呈

**Table 2. Axial tensile load deformation elastic ratio relationship contrast (n = 9)**  
**表 2. 轴向拉伸载荷变形弹性比率关系对比(n = 9)**

组别	n	最大载荷 Fmax(N)	最大载荷时 变形(mm)	弹性比率 (刚度 N/mm)
A 组	9	238.78 ± 105.58	1.86 ± 1.28	925.30 ± 597.47
B 组	9	255.95 ± 135.42	2.10 ± 1.02	734.97 ± 382.63

非线性增加，增加到一定程度随之破坏。表中数据分析 A 组弹性比率较高但所能承受的最大载荷却小。经统计学处理显示，两组间比较(p > 0.05)，差异无显著性意义。表明微型钛板置于背面与侧面抗拉强度无明显差别。

### 3.3. 扭转实验结果，见表 3

由扭矩扭角曲线图分析(图 14)，由于跖骨呈非圆断面，在测试初始值时呈线性变化，而后呈非线性变化，扭矩与扭角不成比例增加。而且起始时曲线上升均较快相接近即扭矩均增加迅速而后逐渐平缓上升，考虑应与起始载荷下钛板固定骨折断端间的磨擦力较大即抗弯刚度短时间内大，但随着载荷的不断增大，扭角加大，突破其屈服点后，转为以钛板螺钉为主的抗扭刚度。表中数据经统计学处理显示，两组间 p > 0.05，差异无显著性意义。在临床实践中我们的手指骨折在外力下旋转超过 10°~15°时即已影响功能，视为内固定失效，但从曲线图看出扭角 15°时不是最大扭矩，反而似乎从此才开始形成差距，图中查出 15°时 A 组平均扭矩 0.387 Nm，B 组 0.402 Nm，数值差距更小图中几乎重叠，统计分析无意义。上述表明微型钛板置于背面与侧面扭转强度无明显差别。

## 4. 讨论

四肢外伤骨折中手足掌指(趾)跖骨骨折的发生率高，尤其近年来由于交通、建筑行业的快速发展，手足的高能量创伤相对增多，兼合并全身复合伤。这些

**Table 3. Torsional torque and torsional Angle relationship contrast (n = 9)**  
**表 3. 扭转扭矩与扭角关系对比(n = 9)**

组别	N	最大扭矩 Mmax (Nm)	最大扭矩时 扭角(°)	最大扭矩时 时间(T)	切变比率 (刚度 Nm/°)
A 组	9	0.644 ± 0.232	41.11 ± 3.04	139.20 ± 28.04	0.104 ± 0.082
B 组	9	0.671 ± 0.109	45.96 ± 2.78	146.12 ± 27.28	0.118 ± 0.064

给创伤科、手足外科医生带来新的难题和挑战。传统的治疗方法手法复位或切开复位克氏针、钢丝固定加石膏或支具外固定，缺点在于外固定范围大、时间长，固定不牢靠，手足关节活动受限明显，现已远远不能满足临床需要。

从 80 年代起，欧美等国率先将掌指骨的板钉固定系统应用于临床，从而使手部的骨折得到及时的复位、可靠的固定和早期的功能锻炼<sup>[7]</sup>。微型钛板在足掌指跖骨骨折内固定中具有生物力学上的优势，近年来已得到大家的共识。Christopher 等<sup>[8]</sup>从生物力学的角度比较了不同内固定方法与骨折愈合的关系，表明应用微型钢板内固定手部骨折，在表面刚度、骨折断端的稳定性和压力方面均优于其他内固定方法。唐康来等<sup>[9]</sup>和李墨等<sup>[10]</sup>报道，对掌骨骨折 5 种不同内固定物术后抗扭转、抗折曲及抗强度定量分析测定：微型解剖钛板在各项指标上均优于拉力螺钉、克氏针等内固定物。Lu 等<sup>[11]</sup>对掌、指骨骨折常用的 5 种内固定方法进行生物力学比较发现，在压缩、抗弯、扭转力学测试中骨干侧方微型钛板强度最佳，其次为交叉克氏针。

微型钛板的理念和技术到我国近 10 年的时间，随着医疗技术、器械的革新，生活方式、理念的改变，生活节奏、要求的提高，绝对手术人群急剧增加，其临床效果也在临床实践中得到肯定和认可，微型钢(钛)板的应用范围不断扩大：颅面骨<sup>[12]</sup>、手足指掌趾跖骨、桡骨小头骨折、尺骨冠状突骨折、尺骨茎突<sup>[13]</sup>、肱骨髁部骨折、尺骨鹰嘴尖部骨折、桡骨茎突骨折，桡骨远端掌侧或背侧缘骨折<sup>[14]</sup>、舟状骨骨折、膝关节内(髌骨股骨髁)游离骨折、肋骨骨折、脊柱椎管扩大成型术<sup>[15]</sup>等等。

在临床应用中，逐渐出现了一些问题和争议，如微型钛板螺钉对肌腱等周围软组织的影响、感染、内固定折断弯曲失效、术后手指偏斜、骨折畸形愈合等等。针对这些问题，我们如何减少和尽可能避免这些并发症，从而提高临床疗效？这些影响及并发症，是否与我们的钛板放置位置有关呢？内植物放置于背面和侧面到底有无显著差别？尤其在生物力学性能方面，是否对其固定强度形成影响？目前国内未见相关的报道，也无相关的系统的、细致的、长期的对比研究。

大多数学者建议内植物应放置于骨的后外侧方,是从防止对肌腱等软组织的干扰,防止和减少术后的肌腱粘连可能的角度考虑,也有部分学者建议劈开或掀起肌腱放置于背侧。从符合内固定的原则讲,内植物应放置于骨的张力侧,而掌骨跖骨的张力侧在背面,而且从掌跖骨的解剖结构上,如果从背面固定螺钉的长度可以更长(约 2 mm),把持力更大即固定的强度更可靠。为了实现保护与运动功能,骨必须具备一定的刚度与强度。骨的刚度与强度一方面取决于骨的结构(形状和大小),一方面与骨的材料力学特性有关<sup>[6]</sup>。在临床实践中治疗四肢骨折因侧面固定不能对抗压应力,固定不可靠致内植物失效的情况时有发生。因此我们有必要对微型钛板的不同放置位置在生物力学性能方面进行对比研究和评估。期望通过本次课题实验为提高微型钛板治疗手足部骨折的临床疗效提供可靠的生物力学依据。

本课题采用 6 例 54 足跖骨标本作为实验材料,因足跖骨和手掌骨具有相近相似的大小、形态、结构等生物学特性,也限于标本来源,防腐尸体的生物力学性能又大大降低不能准确反映客观数据。我们通过将 Medicon2.0 系列四孔直型微型钛板放置于足跖骨背面固定和放置于足跖骨侧面固定,进行三点弯曲、轴向拉伸和扭转测试其生物力学特性并进行比较。结果微型钛板背面组三点弯曲强度测量明显高于侧面组( $p < 0.05$ ),而三点弯曲强度正是我们手足部在抓握屈伸功能活动中最重要、最常用、最有意义的一项强度指标。轴向拉伸、扭转强度测量对比无显著差异( $p > 0.05$ )。这二项指标体现在手足部的功能作用中也是次要的。另外轴向压缩强度在本实验中未予测定,一者对于横行骨折的跖骨骨折模型测定不具意义,二者在抓握屈伸功能作用中也是次要的。综合实验结果表明微型钛板内固定放置位置不同影响骨折固定的生物学强度。

不足之处:本实验系体外标本生物力学研究,忽略了跖骨周围附着肌肉、肌腱、韧带等因素的影响,与活体仍有一定差异。此外受样本量限制,数据统计结果还需大样本进一步证实。还需在临床实践应用中进一步验证、观察,对比研究微型钛板的不同放置位置对手足部骨折愈合的影响,对肌腱软组织的影响等,这也正是我们下一步亟待面临的课题。

## 5. 结论

微型钛板螺钉固定足跖骨骨折生物力学测试三点弯曲强度比较:背面放置大于侧面放置,微型钛板内固定放置位置不同影响骨折固定的生物学强度。

这提示我们在手术入路、内植物的放置位置等方面要综合考虑,尤其是不稳定性、粉碎性骨折,毕竟微型钛板的固定是一种有限强度的固定。以往只注重避免对肌腱软组织的影响,而忽略了内固定的强度即内固定的有效性是我们第一应该考虑的,而对肌腱的影响粘连是次要的<sup>[17]</sup>:从骨折及肌腱愈合的机制分析,在愈合早期即已形成粘连,且长期的制动及局部水肿、压迫,可加重粘连的形成,故手指骨骨折术后粘连的主因是由于缺乏有效的固定而又必须长时间制动引起;而通常认为由于微型钛板的置入破坏了伸肌腱与骨膜之间的腱床,增加了粘连的可能,引起的关节僵硬只是次要因素。所以骨折的解剖复位、坚强有效的内固定、恰当牢固的缝合方法、早期适当的康复训练,是减少肌腱外源性愈合、促进内源性愈合、防止术后肌腱粘连的有效方法。至于因微型钛板置入导致伸指功能受限的原因,认为是由于纵行切开伸肌装置及内置物的反复刺激导致伸肌腱纤维组织炎性改变,肌腱纤维延长,张力降低等导致。对于近、中节指骨而言,屈伸肌腱均紧贴骨膜走行,术后由于出血、机化、骨痂形成等原因引起的肌腱粘连所导致的关节僵硬更多见。因而在近、中节指骨骨折使用微型钛板螺钉内固定时,必须严格行骨膜下剥离及微创操作,以减少对指背腱膜形成的医源性损伤,减少对肌腱的刺激症。因此只有在保证生物学固定强度的基础上,我们才能做到对周围软组织的保护,也才能真正做到更早期的功能锻炼。

另外临床病例中,高能量的手足外伤越来越多,常伴随着指掌跖骨多发、粉碎骨折。在应用微型钛板的手术操作过程中,除应考虑钛板的放置位置外,我们还应考虑对游离骨折块的处理,在四肢大、长骨折中我们比较重视,但在手足骨折中我们常常忽略。外伤或手术造成的骨缺损会极大地降低骨强度,尤其降低骨抗扭转的性能。手术中去除小片骨或单纯螺钉拧入骨内,产生应力集中源<sup>[18]</sup>。如果用一枚或几枚拉力微型螺钉(1.2 mm)固定后再用钛板固定,则可排除单纯钛板覆盖不全或固定不实之虑。而且又便于术后更早

期行功能锻炼, 早期恢复功能。

## 参考文献 (References)

- [1] 黎小坚, M. Harold Frost, 朱绍舜等. 基础骨生物学新观[J]. 中国骨质疏松杂志, 2001, 7(3): 253-261.
- [2] 王以进, 王介麟编著. 骨科生物力学[M]. 北京: 人民军医出版社, 1989: 160-187.
- [3] 张立山, 潘勇卫, 田光磊等. 顺行髓内针内固定术治疗掌骨骨折的生物力学研究[J]. 中华外科杂志, 2010, 48(4): 606-609.
- [4] J. B. Jupiter, D. C. Ring. AO manual of fracture management: hand and wrist. Davos Platz: Thieme, 2005: 73-80.
- [5] E. Wafts, N. Ashammakhi, H. Happonen, et al. Bioabsorbable miniplating versus metallic fixation for metw fractures. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2003, 410: 310-319.
- [6] American Society of Agricultural and Biological En (ASABE). ANSI/ASAE S459 DECOI—Shear and three-point bending test of animal bone. ASABE Standards, 2006: 624-627.
- [7] B. Petravic, H. Siebert. AO classification of fractures of the hand foot. Handchirurgie, Mikrochirurgie, Plastische Chirurgie, 1998, 30: 40-44.
- [8] D. Christopher, B. L. Preval, R. Eppley, et al. Mini and microplating of plalangeal and melacarpaltraetare: A biomechanical-stady. Journal of Hand Surgery, 1995, 20: 44-49.
- [9] 唐康来, 杨柳, 徐建中等. 微型钢板螺钉在掌指骨骨折治疗中的应用研究[J]. 中国矫形外科学杂志, 2002, 9(1): 23-25.
- [10] 李墨, 赵虹. 微型钢板治疗掌骨骨折的临床应用[J]. 长春中医药大学学报, 2007, 23(2): 64-65.
- [11] W. W. Lu, K. Furumachi, W. Y. Ip, et al. Fixation for comminuted phalangeal fractures. A Biomechanical study of five methods. Journal of Hand Surgery, 2006, 21(6): 765-767.
- [12] 杨建平. 微型钛板坚强内固定在下颌骨骨折中的应用[J]. 2003, 8(6): 386-387.
- [13] 黎启福, 侯之启, 赵金平. 指骨钢板固定近尺骨小头处骨折11例的疗效观察[J]. 中国当代医药, 2010, 17(18): 156-157.
- [14] 郭志民, 丁真奇, 练克俭等. 微型钢板在腕肘部关节内骨折固定中的应用[J]. 临床骨科杂志, 2008, 11(1): 33-34.
- [15] 陈良, 庞清江, 张前法等. 微型钛板腰椎管成形术在腰椎管狭窄症的应用[J]. 中国修复重建外科杂志, 2006, 20(4): 410-412.
- [16] 汤亭亭, 裴国献等, 主译. 骨科生物力学暨力学生物学(第三版)[M]. 济南: 山东科学技术出版社, 2009: 114-157.
- [17] R. S. Duran, R. G. Houser. Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones two and three. AAOS Symposium on Flexor Tendon Surgery in the Hand, St. Louis: CV Mosby, 1975: 105-114.
- [18] 广适存, 郭霞等, 主译. 肌肉骨骼系统基础生物力学(第三版)[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2008: 22-27.