

文章编号:1004-7220(2021)01-0062-06

锁定加压接骨板固定股骨近端假体周围骨折的生物力学分析

伏治国¹, 施耀华¹, 翟羽¹, 张曦¹, 董启榕², 张文³(1.南京中医药大学附属常州市中医医院 骨科, 江苏 常州 213003; 2.苏州大学附属第二医院 骨科, 江苏 苏州 215004;
3.苏州大学 骨科研究所, 江苏 苏州 215006)

摘要:目的 评价锁定加压接骨板(locking compression plate, LCP)固定股骨近端假体周围骨折(periprosthetic proximal femur fracture, PPF)的生物力学强度。方法 采用LCP和倒置股骨远端微创锁定接骨板(less invasive stabilization system, LISS)分别固定8对左、右配对的Vancouver B1型成人尸体PPFF标本,假体柄对应长度的股骨分别采用4枚双层皮质锁定螺钉固定(LCP组)和4枚单层皮质锁定螺钉固定(LISS组),骨折远端均采用4枚双层皮质锁定螺钉固定,两种接骨板使用锁定螺钉的螺孔距骨折端的距离相等。通过4点弯曲试验和扭转试验,对比分析两组的最大弯曲载荷、最大弯曲位移、抗弯刚度、最大扭矩、最大扭转角度和抗扭转刚度。结果 LCP组最大弯曲载荷、最大弯曲位移和抗弯刚度均大于LISS组,但差异无统计学意义($P>0.05$)。LCP组最大扭矩、最大扭转角度和抗扭转刚度均大于LISS组,差异具有统计学意义($P<0.05$)。结论 LCP抗扭转刚度明显优于LISS,对PPFF固定的力学稳定性更好。

关键词:股骨骨折; 假体周围骨折; 骨板; 力学测试

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.01.010

Biomechanical Analysis on Locking Compression Plate for Fixing Periprosthetic Proximal Femur Fracture

FU Zhiguo¹, SHI Yaohua¹, ZHAI Yu¹, ZHANG Xi¹, DONG Qirong², ZHANG Wen³

(1. Department of Orthopaedics, Changzhou Hospital of Traditional Chinese Medicine, Nanjing University of Chinese Medicine, Changzhou 213003, Jiangsu, China; 2. Department of Orthopaedics, the second Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215004, Jiangsu, China; 3. Institute of Orthopaedics, Soochow University, Suzhou 215006, Jiangsu, China)

Abstract: Objective To evaluate biomechanical strength of locking compression plate (LCP) for fixation of periprosthetic proximal femur fractures (PPFF). **Methods** Eight matched pairs of Vancouver type B1 adult cadaveric PPF specimens were fixed with the LCP and the inverted distal femoral less invasive stabilization system (LISS), respectively. Four bicortical locking screws (LCP group) and four unicortical locking screws were used to the length of prosthesis stem, and four double cortical locking screws were used to fix the distal end of the fracture in two groups, the distance from the locking screws to the fracture were also equal. The maximum bending load, maximum bending displacement, bending stiffness, maximum torque, maximum torsional angle and torsional stiffness of two groups in four-point bending test and torsion test were compared and analyzed.

收稿日期:2020-03-01; 修回日期:2020-04-14

通信作者:张曦,教授,E-mail: gkax@163.com

Results The maximum bending load, maximum bending displacement and bending stiffness of LCP group were all larger than those of LISS group, but the difference was not statistically significant ($P>0.05$). The maximum torque, maximum torsional angle and torsional stiffness of LCP group were obviously larger than those of LISS group, and there was a statistical difference between two groups ($P<0.05$). **Conclusions** The stiffness of anti-torsion with LCP is significantly better than that with LISS. Consequently, LCP has better biomechanical stability for PPF.

Key words: femoral fractures; periprosthetic fractures; bone plate; mechanical test

全髋关节置换术(total hip arthroplasty, THA)是治疗老年髋部创伤和退变的常用手术,随着THA临床应用的逐年增长,随之而来的股骨近端假体周围骨折(periprosthetic proximal femur fracture, PPF)也不断增多,已成为THA术后需要再手术的常见并发症之一。手术治疗是处理PPF的主要方式,除了考虑和重建假体的稳定性之外,常常需要对骨折进行内固定。由于股骨近端髓腔内假体的存在,PPF治疗多采用接骨板等髓外固定的方式。其中,股骨远端微创锁定接骨板(less invasive stabilization system, LISS)倒置固定是目前临床上最常用的固定方式之一,在假体柄对应的股骨段采用单层皮质锁定螺钉固定^[1-2]。但是,进行THA并发生PPF多为老年患者,其髋部骨骼往往骨质疏松或骨量下降,采用单层皮质螺钉固定的LCP常常因螺钉拔出而出现固定失败^[3-4]。Kobbe等^[1]采用LISS固定,16例PPF患者经过3年随访发现,术后主要的并发症是螺钉拔出松动,发生率约13%。研究表明,双层皮质锁定螺钉接骨板固定能够提供更好的稳定性^[5]。因此,本课题组设计了一种用于固定PPF的锁定加压接骨板(locking compression plate, LCP),接骨板在假体对应长度的股骨可以使用双层皮质的锁定螺钉,以提高LCP对PPF的固定强度^[6-7]。本文以股骨远端LISS倒置固定为对照,对LCP固定尸体PPF标本的生物力学测试结果进行报告。

1 材料与方法

1.1 材料

1.1.1 实验材料 8对左、右配对的成人尸体股骨标本,由南京中医药大学解剖教研室提供,男5例,女3例,死亡年龄38~68岁,平均45.2岁[见图1(a)]。标本纳入标准:防腐处理的成人尸体标本,股骨解剖结构正常。排除标准:股骨畸形、骨

折、肿瘤等病理性改变。

股骨假体:HARMONY双涂层型,规格10~14,中国嘉思特华剑医疗器械有限公司。

LCP:与股骨假体柄近端1/2对应长度设计3枚向后内成角度的锁定孔,分布于LCP中轴线偏后,可以使用3枚向后内方向的锁定螺钉固定[见图1(b)白色箭头],与假体柄远端1/2对应长度设计3枚向前内成角度的锁定孔,分布于LCP中轴线偏前,可以使用3枚向前内方向的锁定螺钉固定[见图1(b)黑色箭头],成角度设计的锁定螺钉在股骨假体的后方或前方实现双层皮质固定,在假体对应段的股骨最多可使用6枚双层皮质的锁定螺钉[见图1(c)]。LCP远端1/2中轴线设计锁定孔及锁定加压孔[见图1(d)黄色箭头](中国常州华森医疗器械有限公司)。

股骨远端LISS:产品编号30722,中国常州华森医疗器械有限公司。

1.1.2 主要仪器设备 INSTRON E10000型万能材料试验机(INSTRON公司,美国)。

1.2 方法

1.2.1 PPF模型建立 8对左、右配对的尸体股骨标本置于-20℃冰箱保存,制作模型时在常温下解冻。按THA的标准技术植入股骨柄假体^[8]。一侧股骨采用LCP固定(LCP组),对侧采用倒置股骨远端LISS固定(LISS组)。将合适长度的LCP和LISS置于股骨外侧合适位置,用记号笔在股骨外侧标记接骨板的位置和拟使用锁定螺钉的螺孔。在距假体柄远端以远5mm处用摆锯横行截断股骨,制作Vancouver B1型PPF模型^[9-10],分别用相应的LCP和LISS固定骨折,利用股骨粗线和接骨板位置的标记线维持骨折的对位、对线,骨折近、远端各使用4枚锁定螺钉固定,两种接骨板使用锁定螺钉的螺孔距骨折端的距离相等。其中,LCP组骨折

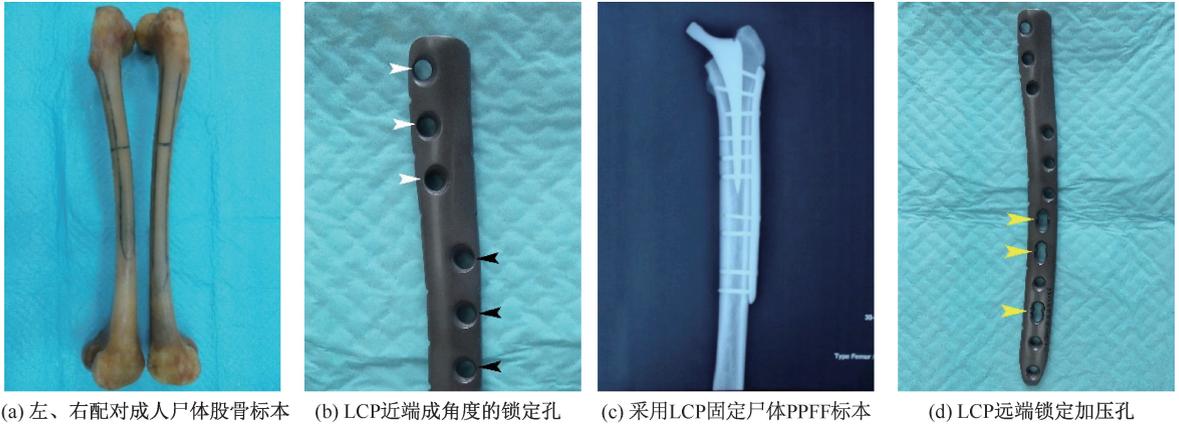


图1 尸体股骨标本和锁定加压接骨板

Fig.1 Adult cadaveric femoral specimens and LCP

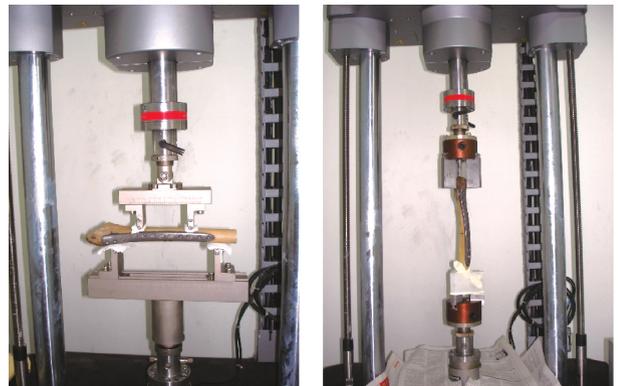
(a) A matched pairs of adult cadaveric femoral specimens, (b) Angulated locking holes at the proximal half of LCP (white arrow and black arrow), (c) Cadavic PPF specimen fixed with LCP, (d) Locking compression holes on the distal LCP (yellow arrow)

近端分别使用2枚向后内和前内双层皮质固定的锁定螺钉,LISS组骨折近端采用股骨外侧单层皮质锁定螺钉固定。用于扭转试验的4对股骨标本,取出股骨柄假体,用摆锯将转子部位修整,形成互成60°的3个骨面。并于骨折线远端150 mm处截除股骨远端,用摆锯将截骨端修整成互成60°的3个骨面。近、远端的3个骨面分别对应扭转试验夹具的3个固定夹块。

1.2.2 生物力学测试 在苏州大学骨科研究所对两种接骨板固定的PPFF标本进行生物力学测试。测试分为:①4点弯曲试验。4对PPFF标本用于4点弯曲试验,标本置于INSTRON万能材料试验机,进行前后位加载。两加载点和两支点以骨折线为中线,加载点间距10 cm,支点间距离20 cm,预加载10 N,再以2.5 mm/min匀速弯曲加载,以接骨板固定失效(接骨板松脱或股骨劈裂)为加载终点^[11]。记录弯曲载荷和弯曲位移[见图2(a)]。②扭转试验。4对PPFF标本用于扭转试验,将标本用夹具固定于INSTRON万能材料试验机,近端固定于上夹具,加载扭转载荷,远端固定于下夹具,为固定端。标本近、远端的3个骨面分别对应夹具的3个夹块,以20°/min速度匀速扭转加载,以接骨板固定失效为加载终点^[12]。记录扭矩和扭转角度[见图2(b)]。

1.3 生物力学分析

1.3.1 4点弯曲试验 以弯曲载荷-弯曲位移曲线



(a) 4点弯曲试验

(b) 扭转试验

图2 生物力学测试

Fig.2 Biomechanical test (a) Four-point bending test, (b) Torsion test

的线性部分计算两种接骨板的抗弯刚度,抗弯刚度=弯曲载荷/弯曲位移^[10-11]。比较两种接骨板的最大弯曲载荷、最大弯曲位移和抗弯刚度。

1.3.2 扭转试验 以扭矩-扭转角度曲线的线性部分计算两种接骨板的抗扭转刚度,抗扭转刚度=扭矩/扭转角度^[10-11]。比较两种接骨板的最大扭矩、最大扭矩角度和抗扭转刚度。

1.4 统计学分析

数据用SPSS 22.0统计分析软件处理, $\alpha = 0.05$ 。数据以均数±标准差表示,采用配对t检验对两组的最大弯曲载荷、最大弯曲位移、抗弯刚度、最大扭矩、最大扭矩角度和抗扭转刚度进行对比分析, $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

2 结果

4点弯曲试验:LCP组最大弯曲载荷、最大弯曲位移和抗弯刚度均大于LISS组,但差异无统计学意义($P>0.05$) [见表1、图3(a)、图4(a)]。LCP组内固定失效多发生在骨折远端,骨折远端股骨劈裂,螺钉松动;而LISS组内固定失效多发生在骨折近端,骨折近端股骨裂开,螺钉松动 [见图5(a) 白色箭头]。

色箭头]。

扭转试验:LCP组最大扭矩、最大扭转角度和抗扭转刚度均大于LISS组,差异具有统计学意义($P<0.05$) [见表1、图3(b)、图4(b)]。LCP组的内固定失效多发生在骨折远端,骨折远端股骨劈裂,螺钉松动;而LISS组的内固定失效多发生在骨折近端,骨折近端股骨裂开,螺钉松动 [见图5(b) 白色箭头]。

表1 两种接骨板固定PPFF标本生物力学测试结果

Tab.1 Biomechanical test results from two kinds of bone plates for PPFF specimens

组别	4点弯曲试验			扭转试验		
	最大弯曲载荷/ N	最大弯曲位移/ mm	抗弯刚度/ ($N \cdot mm^{-1}$)	最大扭矩/ ($N \cdot m$)	最大扭转角度/ ($^{\circ}$)	抗扭转刚度/ ($N \cdot m \cdot (^{\circ})^{-1}$)
LCP组	3 071.68±725.52	4.47±0.49	681.84±157.10	9.08±0.86	23.44±2.59	0.57±0.06
LISS组	2 504.23±523.86	4.28±0.32	591.98±200.72	6.25±0.37	17.17±1.63	0.44±0.06
<i>t</i>	2.077	0.383	3.525	9.905	7.490	19.011
<i>P</i>	0.173	0.739	0.072	0.01	0.017	0.003

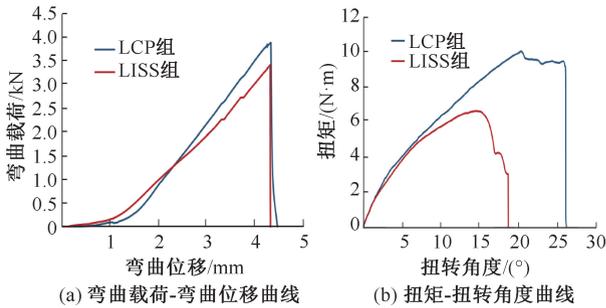


图3 锁定加压接骨板和微创锁定接骨板生物力学测试曲线拟合

Fig.3 Curve fitting of biomechanical test on LCP and LISS

(a) Bending load-bending displacement curve, (b) Torque-torsional angle curve

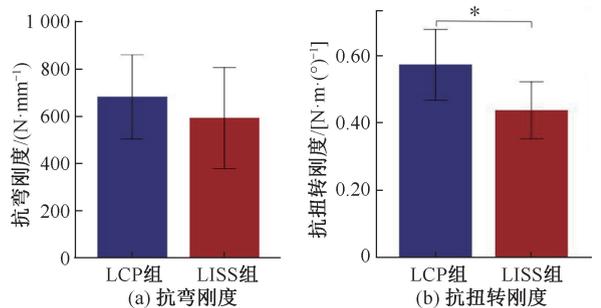


图4 锁定加压接骨板和微创锁定接骨板力学性能比较

(* $P<0.05$)

Fig.4 Comparison of mechanical properties for LCP and LISS

(a) Bending stiffness, (b) Torsional stiffness



(a) 4点弯曲试验内固定失效



(b) 扭转试验内固定失效

图5 生物力学测试内固定失效标本

Fig.5 Femoral specimens of the plate failed in biomechanical test (a) Femoral specimens of the plate failed in 4-point bending test, (b) Femoral specimens of the plate failed in torsion test

3 讨论与结论

PPFF 是 THA 术中和术后的常见并发症之一。由于股骨髓腔内假体的存在,外伤应力常常集中在假体柄远端部位,导致 75%~80% 的 PPFF 发生于这个部位^[10,13]。其中,Vancouver B1 型 PPFF 是临床上最常见的损伤类型^[14]。因此,本文选择制作 Vancouver B1 型 PPFF 模型进行研究。

生物力学研究表明,成角度设计的双层皮质锁定螺钉固定能有效防止螺钉拔出,增加 LCP 固定的力学强度^[5,10]。为了能够在股骨假体周围实现螺钉的双层皮质固定,Lenz 等^[15]设计了一个翼形金属片,其翼上设计有螺钉孔,将该金属片卡在 LCP 的近端,可以通过翼上的钉孔在股骨柄假体的前、后方达到螺钉的双层皮质固定。该研究采用这种复合固定方式固定尸体 PPFF 标本,与近段采用单层皮质锁定螺钉的 LCP 固定标本进行力学测试对比,发现这种复合结构的 LCP 固定强度明显优于近段单层皮质固定的 LCP,不易出现固定失败。Lenz 等^[9]进一步对 LCP 进行设计改良,在其近端设计 3 个向后内成角度的锁定孔,可以使用 3 枚螺钉在股骨大转子及其远端的有限长度内于股骨假体的后方达到双层皮质固定^[9]。通过弯曲试验、扭转试验和循环负荷试验,比较成角度双层皮质锁定螺钉 LCP 和单层皮质锁定螺钉 LCP 的固定强度。测试结果表明,前者的弯曲位移和旋转位移小于后者;前者出现固定失败的循环负荷次数明显大于后者,表明采用双层皮质锁定螺钉固定的生物力学强度明显优于单层皮质。

与文献^[9,15]中的设计相比较,除了在 LCP 与假体柄近端 1/2 对应长度设计了 3 枚向后内成角度的锁定孔外,本文在 LCP 与假体柄远端 1/2 对应长度还设计了 3 枚向前内成角度的锁定孔,即在假体对应段的股骨长度最多可以使用 6 枚双层皮质固定的锁定螺钉。并且将 LCP 近端的锁定孔设计于中轴线的偏后和偏前位置,减小螺钉与 LCP 的成角度数,降低锁定螺钉与假体接触的风险。同时,锁定螺钉既向后内成角度固定,又向前内成角度固定,不同的置钉方向使螺钉的应力更加分散,对骨的把持力更强,也使得 LCP 的力学结构更加平衡,固定的稳定性更好。4 点弯曲试验的结果表明,虽

然 LCP 组与 LISS 组最大弯曲载荷、最大弯曲位移和抗弯刚度的差异无统计学意义,但前者的最大弯曲载荷和抗弯刚度仍大于后者。另外,LCP 组的内固定失效多发生在骨折远端,而 LISS 组的内固定失效多发生在骨折近端,表明 LCP 近端多角度设计的锁定螺钉对骨折近端固定的强度更高;而在其远端,由于 4 枚锁定螺钉的应力集中于同一轴线,相对易出现股骨劈裂而发生内固定失效。LISS 在骨折远端的螺钉为双层皮质固定,近端为单层皮质固定,单层皮质固定的螺钉应力集中于同轴线的单层骨皮质,更易出现单侧股骨皮质裂开,导致内固定失效。扭转试验结果表明,LCP 组最大扭矩和抗扭转刚度,以及出现内固定失效时的扭转角度明显大于 LISS 组。同样,扭转试验中 LCP 组的内固定失效多发生在骨折远端,而 LISS 组的内固定失效多发生在骨折近端,均体现出前者抗扭转的力学性能优于后者。

本文在 LCP 的远端设计了锁定加压孔,对于横断和短斜形 PPFF,可以采用结合孔的皮质骨螺钉对骨折断端进行加压固定,增加骨折端的紧密接触和接触应力,使骨折可以经一期愈合的方式较快的完成骨愈合^[16]。而对于长螺旋形和长斜形 PPFF, LCP 可以作为相对稳定的固定方式,在相对稳定的情况下,当生理负荷通过骨折部位时,骨折端可产生应变;当骨折部位的应变处于骨折愈合所允许的范围时,有利于骨痂形成和骨折愈合^[16]。试验结果表明,本文设计的 LCP 具有更高的抗弯刚度和抗扭转刚度,更高的力学刚度能够更好地控制骨折端的应变,有利于骨折的愈合。采用 LCP 近端双层皮质锁定螺钉固定 PPFF,提供了更好的生物力学稳定性,一方面有利于骨折间隙血管的长入,促进骨折愈合,另一方面可以使 PPFF 患者术后能够尽早下床活动。适当的负重使骨折部位产生力学刺激,力学刺激会引发一系列机械和生物学反应,促进成骨和骨折愈合^[17-18]。因此,成不同角度的双层皮质锁定螺钉固定的 LCP 具有更好的固定强度,有利于骨折愈合,使患者术后可以早期进行活动,降低并发症的发生率,提高生活质量。

本研究存在的局限性如下:①有限的尸体标本资源使得两组样本量较小,随机测量误差可能对测试结果存在一定的影响,需要继续增加样本

量,进行测试和验证。②尸体标本 PPF 模型及内固定的力学测试由于缺少肌肉系统对骨折的稳定作用,其力学测试结果并不能完全反映活体的力学参数。

参考文献:

- [1] KOBBE P, KLEMM R, REILMANN H, *et al.* Less invasive stabilisation system (LISS) for the treatment of periprosthetic femoral fractures: A 3-year follow-up [J]. *Injury*, 2008, 39(4) : 472-479.
- [2] KÄÄB MJ, STÖCKLE U, SCHÜTZ M, *et al.* Stabilisation of periprosthetic fractures with angular stable internal fixation: A report of 13 cases [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2006, 126(2) : 105-110.
- [3] SCHMOTZER H, TCHEJEYAN GH, DALL DM. Surgical management of intra- and postoperative fractures of the femur about the tip of the stem in total hip arthroplasty [J]. *Arthroplasty*, 1996, 11(6) : 709-717.
- [4] ZDERO R, WALKER R, WADDELL JP, *et al.* Biomechanical evaluation of periprosthetic femoral fracture fixation [J]. *Bone Joint Surg Am*, 2008, 90(5) : 1068-1077.
- [5] FULKERSON E, EGOL KA, KUBIAK EN, *et al.* Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: A biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques [J]. *Trauma*, 2006, 60(4) : 830-835.
- [6] 伏治国, 张曦, 韦冬. 股骨假体周围骨折锁定装置: 中国, 201420352677. 7 [P]. 2014-11-05.
- [7] 伏治国, 施耀华, 张曦, 等. 股骨近端假体周围骨折锁定加压接骨板的设计 [J]. *中华解剖与临床杂志*, 2018, 23(6) : 526-532.
- [8] 邱贵兴, 戴尅戎. 骨科手术学 [M]. 3 版. 北京: 人民卫生出版社, 2005.
- [9] LENZ M, GUEORGUIEV B, JOSEPH S, *et al.* Angulated locking plate in periprosthetic proximal femur fractures: Biomechanical testing of a new prototype plate [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2012, 132(10) : 1437-1444.
- [10] HOFFMANN MF, BURGERS TA, MASON JJ, *et al.* Biomechanical evaluation of fracture fixation constructs using a variable-angle locked periprosthetic femur plate system [J]. *Injury*, 2014, 45(7) : 1035-1041.
- [11] SNOW M, THOMPSON G, TURNER PG. A mechanical comparison of the locking compression plate (LCP) and the low contact-dynamic compression plate (DCP) in an osteoporotic bone model [J]. *Orthop Trauma*, 2008, 22(2) : 121-125.
- [12] BEINGESSNER D, MOON E, BAREI D, *et al.* Biomechanical analysis of the less invasive stabilization system for mechanically unstable fractures of the distal femur: Comparison of titanium versus stainless steel and bicortical versus unicortical fixation [J]. *Trauma*, 2011, 71(3) : 620-624.
- [13] LINDAHL H, MALCHAU H, HERBERTS P, *et al.* Periprosthetic femoral fractures classification and demographics of 1049 periprosthetic femoral fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register [J]. *Arthroplasty*, 2005, 20(7) : 857-865.
- [14] LINDAHL H, GARELLICK G, REGNÉR H, *et al.* Three hundred and twenty-one periprosthetic femoral fractures [J]. *Bone Joint Surg Am*, 2006, 88(6) : 1215-1222.
- [15] LENZ M, WINDOLF M, MÜCKLEY T, *et al.* The locking attachment plate for proximal fixation of periprosthetic femur fractures: A biomechanical comparison of two techniques [J]. *Int Orthop*, 2012, 36(9) : 1915-1921.
- [16] RUEDI TP, BUCKLEY RE, MORAN CG. *AO principles of fracture management* [M]. 危杰, 译. 2 版. 上海: 上海科学技术出版社, 2010: 175-191.
- [17] 秦岭. 力学刺激促进成骨和骨再生 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(2) : 129-132.
- QIN L. Mechanical stimulation enhances osteogenesis and bone generation [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(2) : 129-132.
- [18] RUBIN C, TURNER AS, BAIN S, *et al.* Anabolism. Low mechanical signals strengthen long bones [J]. *Nature*, 2001, 412(6847) : 603-604.