

文章编号: 1004-7220(2023)01-0104-06

前外侧或后内侧辅助钢板结合髓内钉固定 胫骨近端 1/3 骨折的生物力学研究

许毅博, 路遥, 马腾, 任程, 李明, 孙亮, 黄强, 王谦, 薛汉中,
李忠, 张堃

(西安交通大学医学院附属红会医院 创伤骨科, 西安 710054)

摘要:目的 研究髓内钉结合辅助钢板固定胫骨近端 1/3 骨折的稳定性, 比较并观察胫骨近端 1/3 骨折后内侧辅助钢板与前外侧辅助钢板结合髓内钉固定的生物力学特点。**方法** 选取 Sawbones 第 4 代人工胫骨模型。根据辅助钢板位置分为后内侧钢板组和前外侧钢板组, 每组 4 例, 髓内钉远近端均 2 枚锁定钉固定, 钢板远近端各 3 枚皮钉双层皮质固定。模拟 AO 分型 41-A2 型骨折, 水平截骨平面位于胫骨髓内钉近端锁定钉远端 0.5 cm 即近端关节面以远 5~6 cm 位置。截骨完成后, 通过生物力学试验机分别进行轴向压缩、三点弯曲、循环加载及极限应力测试, 比较各组轴向刚度、三点弯曲刚度等结果。**结果** 轴向压缩实验表明, 后内侧钢板组平均轴向刚度低于前外侧钢板组, 两组间差异无统计学意义。三点弯曲实验表明, 后内侧钢板组无论是对抗内翻应力(钢板位于骨折压力侧, $t=3.679, P<0.05$)还是外翻应力(钢板位于骨折张力侧, $t=8.975, P<0.05$), 其弯曲刚度均优于前外侧钢板组。**结论** 辅助钢板结合髓内钉固定胫骨近端 1/3 骨折可以提高近端骨折块固定的稳定性, 并允许患者更早负重。钢板置于后内侧或者前外侧均能够提供足够的轴向强度, 后内侧辅助钢板在生物力学上对抗内外翻应力比前外侧辅助钢板更有优势。研究结果为辅助钢板结合髓内钉治疗胫骨近端骨折临床决策提供必要依据。

关键词: 胫骨近端骨折; 髓内钉; 辅助钢板; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.015

Anterolateral or Posteromedial Plate-Assisted Intramedullary Nailing for Fixation of Proximal Third Tibia Fractures: A Biomechanical Study

XU Yibo, LU Yao, MA Teng, REN Cheng, LI Ming, SUN Liang, HUANG Qiang,
WANG Qian, XUE Hanzhong, LI Zhong, ZHANG Kun

(Department of Trauma Orthopaedics, Honghui Hospital, Xi'an Jiaotong University College of Medicine, Xi'an 710054, China)

Abstract: Objective To study the stability of plate-assisted intramedullary nailing for fixing proximal third tibia fractures, compare and observe biomechanical characteristics of anterolateral or posteromedial plate-assisted intramedullary nailing after fixation of proximal third tibia fractures. **Methods** Eight artificial tibia of 4th-generation sawbones were divided into two groups based on location of the assisted plate, namely, anterolateral plate group and posteromedial plate group, with 4 specimens in each group. Each two locking bolts were fixed to the

收稿日期: 2022-01-17; 修回日期: 2022-02-27

基金项目: 陕西省卫生健康委员会卫生健康科研课题(2021C001)

通信作者: 马腾, 副主任医师, E-mail: free40@126.com

intramedullary nail proximally and distally, and each three bicortical screws were fixed to the plate proximally and distally. The specimens were osteotomized with a 10-mm defect which located 0.5 cm to the proximal locking bolt of intramedullary nail or 5-6 cm distally to the knee joint line, in order to simulate an AO/OTA 41-A2 type proximal third tibia fracture after fixation of intramedullary nail. After osteotomy was finished, axial compression test, three-point bending test, cyclic loading and overstress test were conducted by mechanical testing machine. The results of axial stiffness and three-point stiffness between two groups were compared and analyzed. **Results** Axial compression test showed that the average axial stiffness in posteromedial plate group was lower than that in anterolateral plate group, but no significantly statistical differences were found between the two groups. Three-point bending test showed that the average bending stiffness in posteromedial plate group was significantly higher than that in anterolateral plate group when stimulating either varus stress (plate located at pressure side of the fracture, $t=3.679$, $P<0.05$) or valgus stress (plate located at tension side of the fracture, $t=8.975$, $P<0.05$). **Conclusions** Plate-assisted intramedullary nailing for fixation of proximal third tibia fractures can minimize the angulation malalignment, improve the stability of nailed proximal tibial fragment and allow the early weight bearing. Both anterolateral and posteromedial plate-assisted intramedullary nail can provide satisfactory axial stability for proximal third tibia fractures, while posteromedial plate-assisted intramedullary nail shows better bending stability than anterolateral plate in countering varus or valgus stress deformity. This study provides an essential basis for clinical decision making about plate-assisted intramedullary nailing for fixing proximal third tibia fractures.

Key words: proximal tibia fracture; intramedullary nail; assisted plate; biomechanical test

髓内钉是治疗胫骨干骨折的金标准,因其较低的并发症发生率及良好的临床疗效得到创伤骨科医师的青睐^[1]。然而,胫骨近端 1/3 骨折的髓内钉治疗仍然具有很大的挑战性。尽管胫骨近端骨折仅占所有胫骨骨折的 11%,但在髓内钉置入过程中,58%~84%患者会出现近端骨折块固定失败导致力线异常,且仍有较高的成角畸形的发生率^[2-5]。而胫骨近端轻度的内外翻畸形可导致关节力线的不良,增加了非计划二次手术发生率,最终造成创伤性关节炎的发生,影响患者预后功能和社会功能,造成巨大的经济损失与社会影响^[6-7]。

相较而言,诸如辅助钢板等有效辅助技术的应用,在辅助骨折复位、提高胫骨近端骨折块稳定性方面具有极大的优势^[8-9]。目前,对于辅助钢板的放置位置及螺钉数量和螺钉穿透骨皮质数量仍有争议,而关于胫骨近端 1/3 骨折髓内钉治疗的生物力学研究主要针对髓内钉本身设计改进以及髓内钉与钢板或外固定架的比较,有关辅助钢板本身生物力学特点的研究鲜有报道。

本文基于第 4 代人工胫骨与人体骨骼具有相似生物力学特性的优点,通过制备及比较髓内钉结合辅助钢板固定胫骨近端 1/3 骨折的生物力学特

点,分析不同位置辅助钢板的优势和缺点,为完善髓内钉治疗胫骨近端骨折临床决策提供依据。

1 材料和方法

1.1 材料

选取 8 具第 4 代人工胫骨(长度 375 mm,内径 9 mm, Sawbones 公司,美国)模型,分为后内侧组($n=4$)和前外侧组($n=4$)。后内侧组胫骨模型通过髓内钉结合近端后内侧辅助钢板进行固定;前外侧组胫骨模型通过髓内钉结合近端前外侧辅助钢板进行固定。所有辅助钢板为七孔重建钢板,髓内钉长度 345 mm,直径 9 mm,均由天津正天医疗器械有限公司生产。所有标本及内固定物的置入均由同一位富有经验的高年资医师根据标准手术操作过程进行置入。所有髓内钉均于远近端通过水平置入两枚锁定钉进行固定,所有钢板均在骨折远近端各置入 3 枚皮钉双层皮质固定[见图 1(a)、(b)]。

1.2 方法

1.2.1 骨折模型建立 本文模拟 AO 分型 41-A2 型骨折,水平截骨平面位于胫骨髓内钉近端锁定钉远端 5~10 mm,即距离近端胫骨平台关节面以远

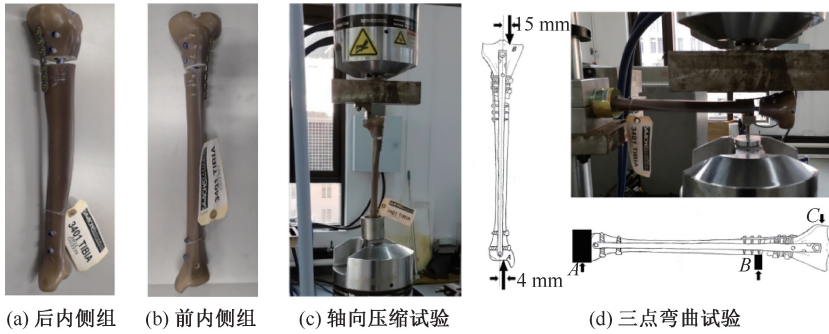


图1 人工胫骨骨折固定标本及生物力学测试

Fig. 1 Artificial tibia fracture fixation specimens and biomechanical test (a) Posteromedial plate group, (b) Anterolateral plate group, (c) Axial compression test, (d) Three-point bending test

5~6 cm 位置,之后通过摆锯制作长度约 10 mm 骨缺损。截骨完成后,模型远近端通过骨水泥 (polymethyl methacrylate, PMMA) 固定于生物力学机器的操作台。在其远近端置入相关的位移及角度传感器,记录试验过程中模型在不同应力情况下的结果。

1.2.2 生物力学测试 所有测试均在 MTS 力学试验机 (MTS 公司,美国) 上完成,每组标本完成相关测试后最终比较其平均值。标本通过骨水泥及金属工装底座固定于力学试验机上,所有模型在试验机上固定的位置相同,均以胫骨的空间位置为准,从而能更好模拟成人站立负重时的受力情况,故施加载荷的方向同钢板和髓内钉的位置无关。轴向载荷时,胫骨垂直,面向正前方;三点弯曲时,载荷方向在胫骨正内侧以及正外侧[见图 1(c)、(d)]。首先,施加轴向压缩载荷,胫骨近端关节面压缩中点位于胫骨平台关节面中心偏内侧 15 mm 及偏外侧 13 mm 位置,远端在胫骨穹顶中心偏内侧 4 mm 位置^[10]。轴向压缩从 40 N 匀速增加到 700 N,停止并卸去载荷。对标本施加三点弯曲载荷时,从 40 N 匀速增加到 700 N,停止并卸去载荷,弯曲载荷分别于标本内侧和外侧试验两次,分别模拟内翻和外翻两种情况下标本对抗弯曲应力的情况。垂直压缩循环载荷时对标本施加 40 N 到 700 N 轴向压缩正弦载荷,频率为 2 Hz,持续加载 10^5 个周期。最后,对各组标本轴向施加垂直载荷,速率为 10 N/s 递增,直至失效并记录极限载荷。

1.2.3 结果评价 轴向试验和三点弯曲试验均以 100 Hz 频率采集载荷和位移数据,建立载荷-位移曲线并计算压缩及弯曲刚度;循环试验记录首次循环和

末次循环的最大位移差,最后评价失效测试的结果。本研究中,所有内固定-骨-结构复合体应力下稳定性失效判定标准为:① 内固定物断裂或螺钉退出,② 轴向应力下远近端骨折块位移大于 2 mm,③ 弯曲应力下远近端冠状面成角大于 5° 。上述形变在无应力施加时无法恢复,即可判断装置稳定性失效^[11]。

1.3 统计学处理

采用 SPSS 24.0 软件对研究数据进行统计分析。计量资料采用 Shapiro-Wilk 检验对其进行正态性检测,符合正态分布的计量资料均采用均值 \pm 标准差的形式进行描述;对压缩刚度、弯曲刚度、极限压缩强度、循环载荷采用独立样本 *t* 检验比较其差异。 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 结果

所有标本均成功完成所有试验,试验过程中未见失效。后内侧钢板组标本的平均轴向刚度低于前外侧钢板组,但两组间差异无统计学意义(见图 2)。

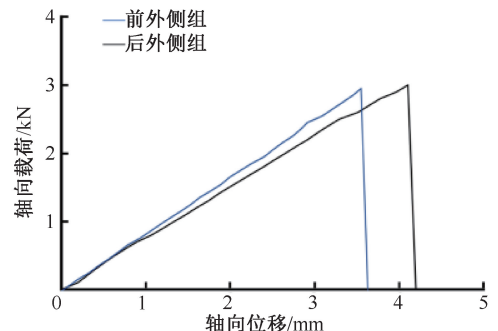


图2 两组模型轴向压缩试验载荷-位移曲线

Fig. 2 Axial load-axial displacement curves of two groups in axial compression test

三点弯曲试验方面,内翻时,后内侧钢板组标本平均弯曲刚度高于前外侧钢板组,两组间差异有统计学意义($t = 3.679$ $P = 0.010$);外翻时,后内侧钢板组标本平均弯曲刚度显著高于前外侧钢板组,两组间差异有统计学意义($t = 8.975$, $P < 0.001$)。该结果表明,对抗内外翻应力时钢板置于后内侧更有优势(见图 3)。

两组标本循环试验结束后均未观测到失效。后内侧钢板组标本首次循环和末次循环的平均最大位移差低于前外侧钢板组,两组间差异无统计学意义。在垂直压缩失效测试时,后内侧钢板组标本平均极限载荷低于前外侧钢板组,但是两组标本平

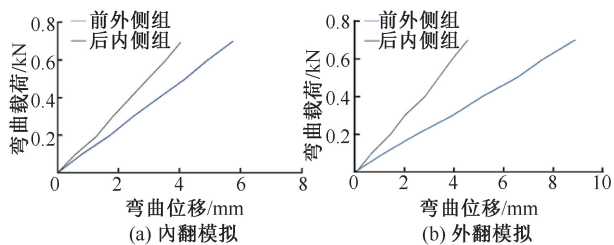


图 3 两组模型三点弯曲实验载荷-位移曲线

Fig. 3 Load-displacement curves of two groups in three-point bending test (a) Simulating varus, (b) Simulating valgus

均极限载荷均超过 3 kN,组间差异无统计学意义(见表 1)。

表 1 两组模型力学测试相关结果比较

Tab. 1 Comparison of mechanical test results from two groups

组别	轴向压缩试验			三点弯曲实验	
	刚度/($N \cdot mm^{-1}$)	循环位移差/mm	极限载荷/N	抗内翻刚度/($N \cdot mm^{-1}$)	抗外翻刚度/($N \cdot mm^{-1}$)
后内侧组	634.34±252.75	1.34±0.33	3 072.20±161.43	172.03±30.13	144.93±17.02
前外侧组	772.75±584.36	1.36±0.63	3 085.75±516.05	112.40±11.97	68.38±1.22
<i>t</i>	-0.435	-0.057	-0.050	3.679	8.975
<i>P</i>	0.679	0.956	0.962	0.010	<0.001

3 讨论

胫骨近端 1/3 骨折往往由高能量损伤如车祸伤及高处坠落伤导致,且伴随粉碎骨折块及膝关节周围软组织损伤^[12-13]。目前对于胫骨近端 1/3 骨折的治疗仍没有形成统一共识。常见的固定方式包括钢板、外固定架以及髓内钉等。髓内钉由于可以避免骨折端切开从而保护软组织的特点,受到临床医生广泛的应用,其微创置入,稳定性好,在肢体抗旋转以及抗肢体短缩方面具有明显的优势,且术后能较早开始肢体的功能锻炼,对骨折部位血运影响较小,骨折不愈合及骨感染发生率较低^[14]。Meena 等^[15]前瞻性比较 58 例髓内钉及锁定钢板固定胫骨近端关节外骨折患者的临床疗效,结果表明,髓内钉组患者在术后住院时间、完全负重时间及骨折愈合时间方面明显优于钢板组。

然而即使是目前最为常用的髓内钉治疗胫骨近端 1/3 骨折,仍有较高的成角畸形的发生率,其原因同胫骨近端的解剖特点密切相关^[6]。胫骨近端独特的喇叭形倒三角几何形状也决定了髓内钉在宽松的髓腔固定时无法完全保证周围的皮质接

触,匹配不佳无法达到坚强的固定效果。因此,要达到稳定的固定往往取决于近端交锁钉的理想置入^[16]。同时,由于髌韧带止于胫骨结节部位,在膝关节屈曲时伸膝装置紧张,牵拉近端骨折块向前移位,而腓绳肌腱和腓肠肌腱同时将远端骨折块向后牵拉引起向后移位。当插入髓内钉时需要过度屈曲膝关节,进一步加深移位趋势。鹅足肌腱附着在胫骨前内侧,其牵拉容易造成骨折端向内成角移位,由此也带来了一系列由于固定稳定性不足引发相关力线异常,导致髓内钉治疗失败^[17]。Freedman 等^[3]针对 133 例胫骨髓内钉治疗病例的影像学结果表明,在胫骨中远端骨折中,超过 5°力线异常的发生率为 7%~8%;而在胫骨近端,其发生率高达 58%。Lang 等^[5]通过回顾性分析 32 例胫骨近端骨折髓内钉治疗的病例发现,84%病例存在至少 5°的成角畸形。外翻、向前成角以及近端骨折整体向前移位是最常见的畸形表现。为了达到胫骨近端 1/3 骨折的满意复位,最常见的方法是通过联合辅助钢板固定或者近端骨折块的阻挡钉的置入来辅助维持髓内钉的居中,并最终维持骨折的稳定。

髓内钉联合钢板固定能够为早期功能锻炼提

供足够坚强的稳定性。在置入髓内钉前,首先应用锁定钢板固定骨折近端,为髓内钉近端入口提供稳定结构及支撑点。此方法能够取得坚强的固定效果,使患者早期即可进行膝关节屈伸及部分负重功能锻炼,提高骨折的愈合率。Kim等^[8]研究认为,在对胫骨近端骨折进行治疗时,可选用单皮质钢板进行临时复位固定,在髓内钉固定牢固后可选择去掉临时固定的钢板或者保留来增加固定强度,以减少畸形及不愈合的发生率;同时由于避免了骨折部位的医源性损伤,也降低了术后感染。Nork等^[18]报道了13例应用钢板辅助复位的髓内钉治疗胫骨近端骨折病例,3例钢板临时固定,髓内钉固定后取出,10例钢板在髓内钉交锁完成后单皮质螺钉更换为双皮质螺钉。

目前关于胫骨近端1/3骨折髓内钉治疗的生物力学研究主要关注于髓内钉本身设计改进以及髓内钉同钢板和外固定架之间的比较,较少研究关注辅助钢板及其位置结合髓内钉固定的生物力学特点。Hogel等^[19]应用16例胫骨尸体骨模型模拟胫骨近端C2型骨折,其中8例应用髓内钉结合2枚空心螺钉固定,另外8例应用5孔锁定加压钢板并辅助2枚空心钉固定。结果表明,在纵向循环载荷下,髓内钉组固定更加牢固,承受的力更大;在软组织损伤较重时,选择髓内钉更好。张庆杰等^[20]研究表明,髓内钉固定的生物力学效果优于锁定接骨板。而针对胫骨近端骨折的髓内固定,Freeman等^[21]通过比较髓内钉近端锁定钉不同数量及角度情况下的生物力学特性发现,近端4枚螺钉且锁定对于近端骨折块的稳定性有很大提升。

临床上,内固定物选择的倾向往往基于生物力学试验的结果^[22]。胫骨近端骨折髓内钉及其辅助钢板的固定效果与内固定物的生物力学性能密切相关。不同内固定物固定各有优劣,即使是同一种内固定物,放置的位置、角度不同,其稳定性也有所不同^[23]。因此,如果多层次的生物力学研究能够有确定性的结果,往往可以对于临床上特定内固定物选择有很好的佐证和指导。本文在基于临床上辅助钢板结合髓内钉固定胫骨近端骨折疗效满意的基础上,通过力学试验解释其力学机制,并为临床辅助钢板放置位置提供最优选择。参考文献[10, 19, 21]中胫骨近端骨折生物力学的相关试验设计,

本文成功构建胫骨近端1/3骨折辅助钢板结合髓内钉固定的模型,通过轴向压缩及三点弯曲实验比较不同辅助钢板位置的生物力学特点。结果表明,在轴向刚度方面,前外侧辅助钢板结合髓内钉高于后内侧辅助钢板,但差异并没有统计学意义,且两组轴向载荷均能够超过3 kN,即无论是前外侧还是后内侧辅助钢板,其结合髓内钉固定胫骨近端1/3骨折,在垂直方向上均能够达到理想的固定强度。三点弯曲模拟外翻载荷时,前外侧钢板属于骨折压力侧,后内侧钢板属于骨折张力侧,后内侧钢板组标本平均弯曲刚度明显优于前外侧钢板组;然而在模拟内翻载荷时,前外侧钢板属于骨折张力侧,后内侧钢板属于骨折压力侧,后内侧钢板组标本平均弯曲刚度仍然优于前外侧钢板组。综上所述,后内侧钢板组无论是对抗外翻还是内翻应力,均优于前外侧钢板组,可以满足患者日常的负重活动和功能锻炼。本文采用后内侧钢板位置时,螺钉从髓内钉后方穿过胫骨双层皮质;而前外侧钢板螺钉从髓内钉前方穿过双层皮质。本文认为,在胫骨近端,其横截面为顶点向前的近似三角形结构,后内侧钢板螺钉工作距离较长,而前外侧钢板螺钉工作距离较短,故在对抗内外翻应力方面前外侧钢板弱于后内侧钢板。循环载荷结果表明,两组标本首次和末次载荷最大位移差无统计学意义,且均没有失效的发生,提示后内侧和前外侧辅助钢板结合髓内钉均能够满足患者日常的活动和锻炼。

本研究局限性如下:① 每组标本数量较少,在比较标本平均刚度时难免会有偏倚;② 由于力学试验机的因素,未将扭转应力测试纳入本次实验;③ 由于骨折模型及髓内钉和钢板固定不可能达到完全一致,术者在模型建立操作过程中会存在误差,也会对实验结果造成影响;④ 仅比较钢板不同位置对胫骨近端骨折固定稳定性的影响,未对螺钉数量及螺钉穿过皮质数量进行分析。后续研究中在扩大每组样本量的前提下会完善测试过程,争取得到更加有效和具有指导意义的结果。

4 结论

髓内钉固定胫骨近端1/3骨折仍有较高的畸形发生率,而辅助钢板结合髓内钉固定胫骨近端1/3骨折可以有效减少骨折成角畸形的发生率,提高近

端骨折块固定的稳定性,并允许患者更早负重。钢板置于后内侧或者前外侧均能够提供足够的轴向强度,其中后内侧辅助钢板在生物力学上对抗内外翻载荷比前外侧辅助钢板更有优势。研究结果为辅助钢板结合髓内钉治疗胫骨近端骨折临床决策提供必要依据。

参考文献:

- [1] LI C, QIAN RX, LU K. Suprapatellar nailing in proximal third tibial fractures: Clinicoradiological outcome [J]. *Injury*, 2021, 51(8) : 1879-1886.
- [2] BHANDARI M, GUYATT G, TORNETTA P, et al. Randomized trial of reamed and unreamed intramedullary nailing of tibial shaft fractures [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2008, 90(12) : 2567-2578.
- [3] FREEDMAN EL, JOHNSON EE. Radiographic analysis of tibial fracture malalignment following intramedullary nailing [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1995(315) : 25-33.
- [4] KRIEG JC. Proximal tibial fractures: Current treatment, results, and problems [J]. *Injury*, 2003, 34(Suppl 1) : 2-10.
- [5] LANG GJ, COHEN BE, BOSSE MJ, et al. Proximal third tibial shaft fractures. Should they be nailed? [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1995(315) : 64-74.
- [6] AHLERS J, VON ISSENDORFF WD. Incidence and causes of malalignment following tibial intramedullary nailing [J]. *Unfallchirurgie*, 1992, 18(1) : 31-36.
- [7] 方娟, 宫赫, 朱东, 等. 正常和膝外翻情况下胫骨近端内部结构模拟 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(4) : 381-385.
FANG J, GONG H, ZHU D, et al. Simulation for internal structure of proximal tibia in both normal and valgus knees [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(4) : 381-385.
- [8] KIM KC, LEE JK, HWANG DS, et al. Provisional unicortical plating with reamed intramedullary nailing in segmental tibial fractures involving the high proximal metaphysis [J]. *Orthopedics*, 2007, 30(3) : 189-192.
- [9] CINATS DJ, PEREY B, MOOLA F, et al. Plate-assisted intramedullary nailing of proximal third tibia fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2020, 34(6) : 321-326.
- [10] MORRISON JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking [J]. *J Biomech*, 1970, 3: 51-61.
- [11] ZHANG CM, SUN L, WANG Q, et al. A new technique for placement of blocking screws and its mechanical effect on stability of tibia fractures with distal fragments after insertion of small-diameter intramedullary nails [J]. *Orthop Surg*, 2021, 13: 2127-2136.
- [12] COURT-BROWN CM, BUGLER KE, CLEMENT ND, et al. The epidemiology of open fractures in adults. A 15-year review [J]. *Injury*, 2012, 43(6) : 891-897.
- [13] COURT-BROWN CM, CHRISTIE J, MCQUEEN MM. Closed intramedullary tibial nailing. Its use in closed and type I open fractures [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1990, 72(4) : 605-611.
- [14] BONG MR, KUMMER FJ, KOVAL KJ, et al. Intramedullary nailing of the lower extremity: Biomechanics and biology [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2007, 15(2) : 97-106.
- [15] MEENA RC, MEENA UK, GUPTA GL, et al. Intramedullary nailing versus proximal plating in the management of closed extra-articular proximal tibial fracture: A randomized controlled trial [J]. *J Orthop Traumatol*, 2015, 16(3) : 203-208.
- [16] RICCI WM, O' BOYLE M, BORRELLI J, et al. Fractures of the proximal third of the tibial shaft treated with intramedullary nails and blocking screws [J]. *J Orthop Trauma*, 2001, 15(4) : 264-270.
- [17] HIESTERMAN TG, SHAFIQ BX, COLE PA. Intramedullary nailing of extra-articular proximal tibia fractures [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2011, 19(11) : 690-700.
- [18] NORK SE, BAREI DP, SCHILDHAUER TA, et al. Intramedullary nailing of proximal quarter tibial fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2006, 20(8) : 523-528.
- [19] HÖGEL F, HOFFMANN S, PANZER S, et al. Biomechanical comparison of intramedullar versus extramedullar stabilization of intra-articular tibial plateau fractures [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2013, 133(1) : 59-64.
- [20] 张庆杰, 王永清, 周星衡, 等. 锁定多向带锁髓内钉与锁定接骨板固定胫骨平台骨折的有限元分析 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2015, 17(3) : 251-256.
- [21] FREEMAN AL, CRAIG MR, SCHMIDT AH. Biomechanical comparison of tibial nail stability in a proximal third fracture: Do screw quantity and locked, interlocking screws make a difference? [J]. *J Orthop Trauma*, 2011, 25(6) : 333-339.
- [22] 郑诚功. 骨科生物力学研究的发展与现状 [J]. *医用生物力学*, 2007, 22(4) : 326-327.
CHENG CK. Development and current status of orthopaedic biomechanics research [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(4) : 326-327.
- [23] AUGAT P, BLIVEN E, HACKL S. Biomechanics of femoral neck fractures and implications for fixation [J]. *J Orthop Trauma*, 2019, 33(Suppl 1) : S27-S32.