

双侧锁定接骨板固定干骺端粉碎性股骨远端骨折的生物力学研究

范志远 邓乡怡 王伟 陈羿丞 陈基施展 陆骅

【摘要】 目的 通过生物力学测试明确双侧锁定接骨板治疗干骺端粉碎性股骨远端骨折的各项力学特性。**方法** 采用 16 根力学测试专用股骨建立干骺端粉碎性股骨远端骨折(AO 分型为 C2.3 型)模型,分为 2 组,对照组为单纯外侧解剖锁定接骨板固定,观察组为外侧解剖锁定接骨板和内侧锁定加压接骨板联合固定,每组 8 根人工骨,其中 5 根依次进行扭转负荷测试、轴向负荷测试和循环轴向负荷测试,检测扭转刚度、轴向刚度、股骨远端内侧压缩位移和内侧骨折端的微动;剩余 3 根进行极限负荷测试,记录内固定失败时的最大载荷。**结果** ①扭转及垂直负荷测试中,观察组的扭转及轴向刚度分别为 $(4.28 \pm 0.43) \text{ Nm/deg}$ 、 $(1\ 850.14 \pm 99.88) \text{ N/mm}$,明显高于对照组的 $(2.26 \pm 0.09) \text{ Nm/deg}$ 、 $(884.02 \pm 68.15) \text{ N/mm}$;②轴向循环负荷测试中,两组模型均未出现螺钉松动或钢板断裂等内固定失败的情况,但对照组骨折端内侧间隙缩小 $(1.54 \pm 0.24) \text{ mm}$,明显大于观察组的 $(0.15 \pm 0.08) \text{ mm}$;③对照组内侧骨折块的微动位移为 $(3.25 \pm 0.21) \text{ mm}$,也明显高于观察组的 $(0.17 \pm 0.05) \text{ mm}$;④轴向极限负荷测试中,观察组发生骨折间隙明显缩窄或内固定失败时的极限载荷为 $(18\ 118.33 \pm 133.33) \text{ N}$,明显高于对照组的 $(6\ 334.33 \pm 34.39) \text{ N}$ 。上述数据组间比较,差异均有统计学意义(P 均 < 0.05)。**结论** 双侧锁定接骨板固定干骺端粉碎性股骨远端骨折可明显增加固定强度,从而为骨折愈合提供更稳定的生物力学环境。

【关键词】 内侧皮质缺损;股骨远端骨折;锁定加压接骨板;内固定;扭转稳定性

The biomechanical stability of bilateral locking plate in fixing metaphyseal comminuted distal femoral fractures. FAN Zhi-yuan, DENG Xiang-yi, WANG Wei, CHEN Yi-cheng, CHEN Jishizhan, LU Hua. Department of Orthopaedics, Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200082, China

Corresponding author: LU Hua, E-mail: lhhawk@hotmail.com

【Abstract】 Objective To define the mechanical characteristics of bilateral locking plate in the treatment of distal femoral fractures with metaphyseal comminuted by biomechanical tests. **Methods** Models of distal femoral fracture with metaphyseal comminuted (AO classification: C2.3) was established by 16 special femurs for mechanical testing. The models were divided into two groups. Simple lateral anatomical locking plates were used in the control group, and there were lateral anatomical locking plate and medial locking compression plate in the observation group. Eight artificial bones in each group were tested. Five of them were subjected to torsion load test, axial load test and cyclic axial load test in turn. Torsional stiffness, axial stiffness, average medial compression displacement of distal femur and fretting of medial fracture end were measured, and the remaining three were tested for ultimate load to record the maximum load when internal fixation failed. **Results** In the torsion and axial loading tests, the torsional and axial stiffness in the observation group was $(4.28 \pm 0.43) \text{ Nm/deg}$ and $(1\ 850.14 \pm 99.88) \text{ N/mm}$, respectively, which was significantly greater than that in the single steel plate group [$(2.26 \pm 0.09) \text{ Nm/deg}$ and $(884.02 \pm 68.15) \text{ N/mm}$, both $P < 0.05$]. In the axial cyclic load test, no failure of internal fixation such as screw loosening or plate breakage occurred in both groups, but the medial gap of the fracture end in the control group was reduced [$(1.54 \pm 0.24) \text{ mm}$], which was significantly wider than that in the observation group [$(0.15 \pm 0.08) \text{ mm}$, $P < 0.05$]. The fretting displacement of medial fracture fragments in the control group [$(3.25 \pm 0.21) \text{ mm}$] was also significantly greater than that in the observation group [$(0.17 \pm 0.05) \text{ mm}$, $P < 0.05$]. In the axial ultimate load test, the ultimate load was $(18\ 118.33 \pm$

133.33) N in the observation group when the fracture gap was significantly narrowed or the internal fixation failed, which was significantly greater than that in the control group $[(6\ 334.33 \pm 34.39)\text{ N}, P < 0.05]$.

Conclusion Bilateral locking plate fixation of metaphyseal comminuted distal femoral fractures can significantly reinforce the fixed strength, providing a more stable biomechanical environment for fracture healing.

【Key words】 Medial cortical bone defect; Distal femoral fracture; Locking compression plate; Internal fixation; Torsional stability

对于干骺端粉碎性股骨远端骨折,功能复位、桥接钢板固定、骨折二期愈合是这类骨折的最佳治疗方案^[1,2]。尽管锁定钢板现已成为治疗股骨远端骨折常见的内固定方式,并在临床应用中取得了较好的治疗效果^[3,4],然而随着外侧锁定接骨板固定的应用增多,骨折愈合相关的并发症也越来越多见^[3-7],尤其对于干骺端粉碎性股骨远端骨折,骨不连等并发症的发生率明显高于其他骨折类型^[5,6]。Cui 等^[8]认为单纯外侧锁定钢板治疗干骺端粉碎性股骨远端骨折存在固定稳定性不足、骨折断端间存在明显移动的情况,同时应力长期集中于外侧钢板,容易诱发钢板断裂而致使内固定失败^[9-12]。增加内侧接骨板理论上可为骨折端内侧提供有效的支撑,减小骨折断端应变,为骨折愈合提供稳定的生物力学环境^[13]。

本研究旨在验证这一假设,比较单纯外侧锁定接骨板与内、外两侧锁定接骨板结合固定干骺端粉碎性股骨远端骨折的生物力学性能,为临床应用双侧接骨板治疗干骺端粉碎性股骨远端骨折提供参考依据。

材料与方法

一、分组并制作骨折固定模型

采用 16 根第 4 代力学检查专用左侧人工股骨 (Sawbones 3414, Pacific Laboratories Inc, 美国) 建立股骨髁上粉碎性骨折 (AO 分型为 C2.3 型) 模型。距髁间窝 6 cm 处,垂直于股骨解剖轴用锯条截除长度约为 2 cm 的骨段,再从髁间截断内外侧髁。

将所建模型分为 2 组,每组 8 根,对照组采用外侧股骨远端解剖锁定接骨板 (8 孔 5.0 mm 系列锁定加压钢板,康朋医疗设备有限公司,中国) 固定;观察组应用同种外侧股骨远端解剖锁定接骨板结合内侧已塑型的锁定加压接骨板 (7 孔 3.5 mm 系列锁定加压钢板,康朋医疗设备有限公司,中国) 固定;外侧接骨板在骨折线近侧分别拧入 4 枚长度分别为 20、26、36、40 mm 的锁定螺钉,骨折线远端分别拧入 4 枚长度分别为 70、75、80、75 mm 的锁定螺钉;内侧接骨板远近端各拧入 2 枚长度为 20 mm 的锁定螺钉 (图 1)。



图 1 股骨干骺端粉碎性骨折内固定模型外观图

所有模型由固定的 2 位骨科医生完成。

二、研究方法

对建好的 2 组模型分别进行生物力学测试,测试内容包括扭转负荷测试、轴向负荷测试、轴向循环负荷测试和轴向极限负荷测试。其中 5 根人工骨依次进行扭转负荷测试、轴向负荷测试和循环轴向负荷测试,检测扭转刚度、轴向刚度、股骨远端平均内侧压缩位移和内侧骨折端的微动;剩余 3 根进行极限负荷测试。在扭转和轴向负荷测试中,每个模型测试 3 次,以确保结果的可重复性;除极限负荷测试外,其余测试均在模型弹性形变范围内进行;每个模型均以相同的顺序进行测试。

(一) 扭转负荷测试

每组中取 5 根人工骨进行扭转负荷测试。通过“U”型夹具将人工骨模型两端固定于 SANS 微机控制电子扭转试验机 (MTS 公司, 美国) 上,最初不施加任何外力,而后分别从顺时针和逆时针两个方向对模型以 0.1 Nm/s 的速度加载至 8 Nm 的扭矩,并通过 PowerTest V3.0 软件记录的扭矩-角度曲线计算标本的扭转刚度 (图 2 a)。

(二) 轴向负荷测试

完成了扭转负荷测试的人工骨进一步进行轴向负荷测试。将人工骨模型于外翻 7° 固定在电子材料试验机 (Z100, ZwickRoell, 德国) 上,轴向负荷通过股骨的力学轴,模拟正常成人步行时股骨的受力状态。预先以 100 N 载荷将人工骨固定,而后以

10 mm/min 的速度加压至 3 kN。记录其载荷-位移曲线,根据公式(轴向刚度=载荷/弹性形变)计算模型的轴向刚度。在轴向刚度测试中,尽量选取位移量较小的阶段进行计算,以确保股骨模型仍在线性弹性区域内(图 2 b)。

(三)轴向循环负荷测试

将模型以外翻 7° 固定于电子万能材料试验机(5569R1812, Instron, 美国)上,预加 100 N 载荷,并将可发出近红外线的标记点固定在骨折断端内侧,作为位移标记点与动作捕捉系统(NDI 公司,加拿大)相对应。然后以 1 Hz 的频率从 0.1~2.0 kN 循环轴向加压 10 000 次,待循环结束后再次将标本以 100 N 负载固定。循环期间动作捕捉系统通过捕捉主动发光的标记点所发出的近红外线,实时得到每个标记点在不同时刻的三维空间坐标信息,利用 position sensor 软件测量模型于循环期间骨折断端内侧的位移变化,即微动位移,并计算相应骨折断端内侧应变:应变=微动位移/骨折间距。待循环结束时,再测量循环实验前后骨折断端内侧的位移变化,即压缩位移。

(四)轴向极限负荷测试

由于股骨近端尤其是股骨颈强度明显小于股骨远端内固定强度,会对实验造成影响,故将人工骨距外侧锁定钢板近端 1.5 cm 以上部分用锯条水平截断,并将截断面打磨以保证其平整。将其预先以 100 N 负载固定于设备上,以 10 mm/min 的速度加载,直至螺钉弯曲、松动、钢板弯曲或骨折间隙缩窄大于 1 cm^[14],其加载负荷即达到内固定的极限载荷,记录内固定失败前的最大负荷。

三、统计学处理

采用 SPSS 18.0 统计软件(IBM 公司,美国)进行

统计学分析。计量资料首先使用 Shapiro-Wilk 检验判断数据是否符合正态分布,对于符合正态分布且方差齐性的数据,以均数±标准差($\bar{x} \pm s$)表示,采用独立样本 *t* 检验进行组间比较。以 $P < 0.05$ 认为差异具有统计学意义。

结 果

所有扭矩-角度和载荷-位移数据显示模型没有发生塑性或永久性形变的迹象。两组模型在扭转负荷测试、轴向负荷测试、轴向循环负荷测试中均没有发生内固定失败的情况。

扭转负荷测试中,观察组的扭转刚度为 (4.28 ± 0.43) Nm/deg,明显高于对照组的 (2.26 ± 0.09) Nm/deg(图 3 a)。轴向负荷测试中,观察组的轴向刚度为 $(1\ 850.14 \pm 99.88)$ N/mm,明显高于对照组的 (884.02 ± 68.15) N/mm(图 3 b)。轴向循环负荷测试中,对照组内侧骨折块的微动位移为 (3.25 ± 0.21) mm,显著高于观察组的 (0.17 ± 0.05) mm(图 3 c);对照组骨折内侧间隙缩小了 (1.54 ± 0.24) mm,大于观察组的 (0.15 ± 0.08) mm(图 3 d)。轴向极限负荷测试中,观察组出现骨折间隙明显缩窄或内固定失败时的极限载荷为 $(18\ 118.33 \pm 133.33)$ N,高于对照组的 $(6\ 334.33 \pm 34.39)$ N(图 3 e)。上述数据组间比较,差异均有统计学意义(P 均 < 0.05)。

观察组和对照组在极限负荷测试中的应力-应变曲线图如图 4 a、b 所示。

讨 论

股骨远端骨折最常见的内固定方式包括股骨逆行髓内钉固定和解剖锁定钢板固定^[10]。与普通钢板相比,锁定钢板与骨皮质不直接接触,保存了

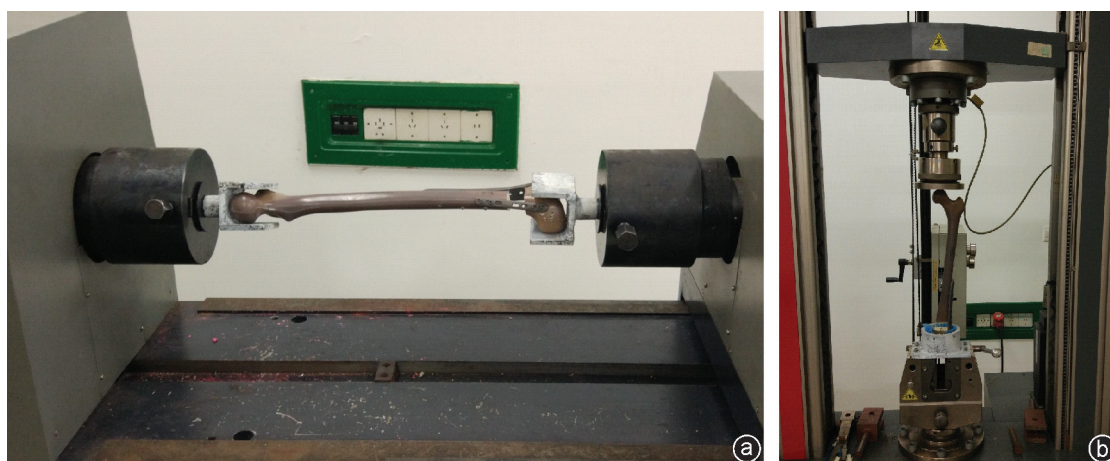


图2 扭转负荷测试(a)、轴向负荷测试现场图(b)

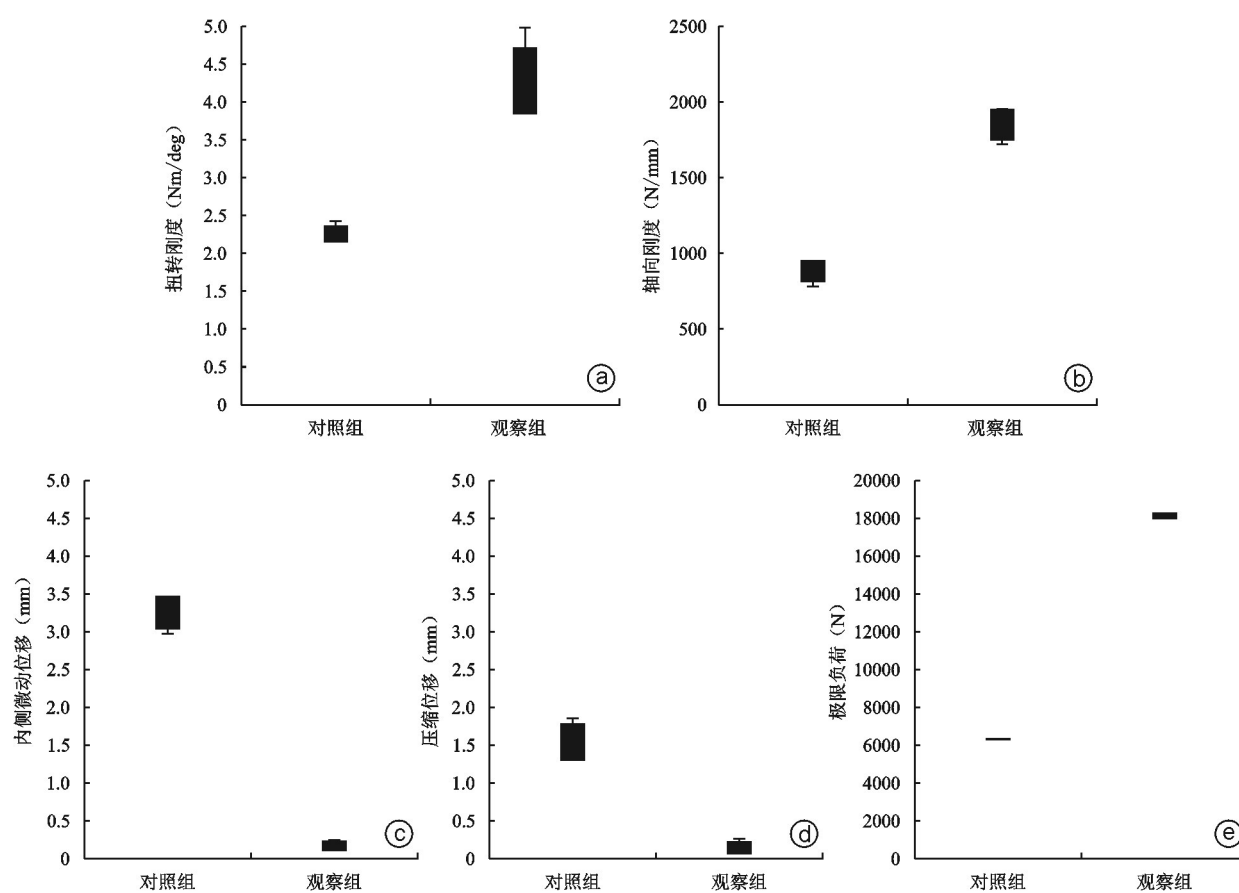


图3 两组扭转刚度(a)、轴向刚度(b)、内侧骨折块的微动位移(c)、压缩位移(d)及极限负荷(e)的对比

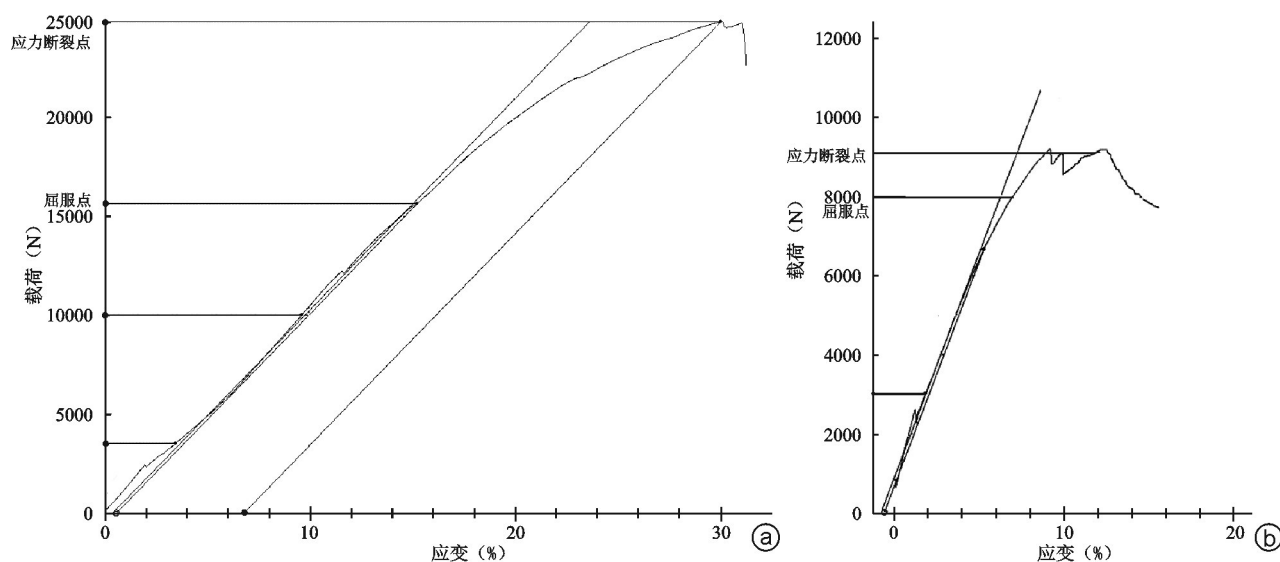


图4 a: 观察组极限负荷测试中的应力-应变曲线图; b: 对照组极限负荷测试中的应力-应变曲线图

骨折愈合必需的骨外膜血供,而且螺钉锁定在钢板上,固定骨折后形成框架结构,使钢板所受载荷平均分布于螺钉之间,从而获得稳定、可靠的固定^[11,12]。对于股骨髁粉碎性骨折,髓内钉无法固定较小的髁

间骨折块,而锁定钢板则可提供较为稳定的固定^[13],因此临床中较为粉碎的股骨远端C型骨折常选用锁定钢板内固定治疗。然而对于C2、C3型等干骺端内侧缺乏支撑的股骨远端骨折,采用锁定钢板固定有

较高的延迟愈合、骨不连以及内固定失效等并发症发生率^[15,16]。

单纯外侧锁定钢板对于干骺端粉碎性股骨远端骨折的固定稳定性不足,可能是这类并发症发生的主要原因。Granata 等^[14]将尸体股骨于股骨髁上 6 cm 处水平截除 2.5 cm,制作成股骨远端粉碎性骨折模型,采用单纯外侧锁定板固定,疲劳测试结果显示标本所能承载的最大负荷为 $(1\,329\pm106)$ N,相当于 70 kg 成人体重的 1.9 倍,而术后 10 周病人步行期间,股骨远端负荷估计超过体重的 2 倍,这表明单纯外侧锁定钢板固定股骨远端粉碎性骨折的固定强度不足以支持病人术后早期的膝关节功能锻炼及负重。临床研究显示,对于存在广泛骨膜剥离、干骺端粉碎性股骨远端骨折,常伴有严重的软组织损伤及骨缺损,单纯的外侧钢板不足以在骨折愈合所需要的时间内维持骨折部位的稳定^[17]。

本研究结果表明双侧锁定接骨板可有效提高固定强度和骨折端稳定性。其中轴向循环负荷测试用于模拟病人术后早期的日常负重活动,两组均未出现螺钉钢板松动或断裂等内固定失败的情况,但对照组骨折内侧间隙缩小了 (1.54 ± 0.24) mm,明显大于观察组的 (0.15 ± 0.08) mm,组间比较,差异具有统计学意义($P<0.05$),说明观察组耐受疲劳负荷的能力更强。轴向极限负荷测试显示观察组在内固定失败前可承受更高的负荷,表明增加内侧钢板对于干骺端粉碎性股骨远端骨折的固定强度更大、更牢固,这可能是由于 C2.3 型股骨远端骨折中内外侧皮质均失去了连续性,单独应用外侧钢板时,内侧因缺乏足够的支撑而无法维持股骨内侧的稳定,导致内侧骨折移位明显增加,增加了骨折延迟愈合或骨不连的风险,而应力长期集中于外侧接骨板可最终导致内固定失败^[18]。当单侧接骨板固定强度不够时,加用内侧板可有助于骨折复位并增强稳定性。Holzman 等^[19]加用内侧接骨板伴植骨技术治疗股骨远端骨折术后骨不连,20 例病人中有 19 例于术后平均 12 个月获得愈合,作者认为这些病人发生骨不连的原因是骨缺损严重,造成内侧无支撑,骨折处不稳定,最终导致骨折不愈合或内固定失败,表明加用内侧接骨板是必要的治疗手段。

在轴向和扭转负荷测试中,观察组轴向及扭转刚度明显高于对照组;在轴向循环负荷测试中,对照组骨折端内侧髁随着负荷的循环加载,其轴向位移可被明显观察到,为 (3.25 ± 0.21) mm,明显高于观察组的 (0.17 ± 0.05) mm,差异有统计学意义($P<$

0.05),表明增加内侧钢板可显著增加内固定结构的稳定性,有效减少内侧骨折断端的微动。然而与骨折粉碎程度相匹配的固定稳定性是骨痂形成、骨折愈合的前提条件^[20-22]。内固定的结构刚度对骨折端的稳定有着重要的影响,而骨折端稳定程度主要是通过骨折端的应变来体现的。Perren 等^[23]提出,当应变达到或超过组织毁坏的拉伸程度时,该组织无法形成。其中,肉芽组织能承受的应变为 100%,纤维组织、肌腱、骨组织相应逐步减小,软骨为 10%,板层骨为 2%。二期愈合时骨折断端的应变须控制在 2%~10%。过于坚强的固定使钢板对骨折端形成明显的应力遮挡^[24],使骨折间隙去负荷,骨折端缺乏应力刺激,骨折断端微动不足影响骨痂生成,增加螺钉松动、内固定失败的风险^[25];而过度降低内固定刚度,骨折端不稳定,骨折断端应变过大,超过骨痂所能耐受的程度,使骨痂断裂,导致骨折延迟愈合甚至不愈合,最终也会发生钢板螺钉的疲劳断裂^[26]。

因此,在治疗干骺端粉碎性股骨远端骨折时,为促进骨痂生成以达到二期愈合,我们需要将骨折断端间的应变控制在 2%~10%。本次实验骨折端间距为 2 cm,通过应变计算公式可得对照组平均应变为 16.25%,观察组平均应变为 0.85%。表明单纯外侧锁定钢板固定干骺端粉碎性股骨远端骨折,其内侧骨折块固定不牢固、稳定性不足,而内侧加用锁定加压钢板则固定强度过大,导致骨折端应变太小,影响骨痂生成。这可能是因为锁定加压钢板自身弹性模量较高,锁定螺钉固定又会增加其结构稳定性,从而导致这一结果。因此选用何种接骨板及螺钉组合作为内侧钢板与外侧锁定钢板结合可达到最佳的治疗效果,仍需要我们进一步研究。

增加内侧锁定加压板固定干骺端粉碎性股骨远端骨折比单纯外侧锁定接骨板固定更为稳定,可明显减少骨折端的应变并增加内固定结构的强度。但是其生物力学优势是否可获得较好的临床治疗效果,仍需进一步研究证实。

参 考 文 献

- [1] Ricci WM, Streubel PN, Morshed S, et al. Risk factors for failure of locked plate fixation of distal femur fractures: an analysis of 335 cases[J]. J Orthop Trauma, 2014, 28(2): 83-89.
- [2] Pawasuttikul C, Chantharasap T. Open biological reduction and a locking compression plate for distal femoral fractures: a review of 40 cases[J]. J Med Assoc Thai, 2014, 97(12): 1325-1331.
- [3] Doshi HK, Wenxian P, Burgula MV, et al. Clinical outcomes of distal femoral fractures in the geriatric population using locking plates with a minimally invasive approach[J]. Geriatr Orthop Surg

- Rehabil, 2013, 4(1): 16-20.
- [4] Kiran KG, Sharma G, Farooque K, et al. Locking Compression plate in distal femoral intra-articular fractures: our experience [J]. Int Sch Res Notices, 2014, 2014: 372916.
- [5] Tank JC, Schneider PS, Davis E, et al. Early mechanical failures of the synthes variable angle locking distal femur plate [J]. J Orthop Trauma, 2016, 30(1): e7-e11.
- [6] Henderson CE, Kuhl LL, Fitzpatrick DC, et al. Locking plates for distal femur fractures: is there a problem with fracture healing? [J]. J Orthop Trauma, 2011, 25 (Suppl 1): S8-S14.
- [7] Vallier HA, Immler W. Comparison of the 95-degree angled blade plate and the locking condylar plate for the treatment of distal femoral fractures [J]. J Orthop Trauma, 2012, 26(6): 327-332.
- [8] Cui S, Bledsoe JG, Israel H, et al. Locked plating of comminuted distal femur fractures: does unlocked screw placement affect stability and failure? [J]. J Orthop Trauma, 2014, 28(2): 90-96.
- [9] Smith TO, Hedges C, MacNair R, et al. The clinical and radiological outcomes of the LISS plate for distal femoral fractures: a systematic review [J]. Injury, 2009, 40(10): 1049-1063.
- [10] Southeast Fracture Consortium. LCP versus LISS in the treatment of open and closed distal femur fractures: does it make a difference? [J]. J Orthop Trauma, 2016, 30(6): e212-e216.
- [11] Kayali C, Agus H, Turgut A. Successful results of minimally invasive surgery for comminuted supracondylar femoral fractures with LISS: comparative study of multiply injured and isolated femoral fractures [J]. J Orthop Sci, 2007, 12(5): 458-465.
- [12] Singh AK, Rastogi A, Singh V. Biomechanical comparison of dynamic condylar screw and locking compression plate fixation in unstable distal femoral fractures: an in vitro study [J]. Indian J Orthop, 2013, 47(6): 615-620.
- [13] Pekmezci M, McDonald E, Buckley J, et al. Retrograde intramedullary nails with distal screws locked to the nail have higher fatigue strength than locking plates in the treatment of supracondylar femoral fractures: A cadaver-based laboratory investigation [J]. Bone Joint J, 2014, 96-B(1): 114-121.
- [14] Granata JD, Litsky AS, Lustenberger DP, et al. Immediate weight bearing of comminuted supracondylar femur fractures using locked plate fixation [J]. Orthopedics, 2012, 35(8): e1210-e1213.
- [15] Henderson CE, Lujan TJ, Kuhl LL, et al. 2010 mid-America Orthopaedic Association Physician in Training Award: healing complications are common after locked plating for distal femur fractures [J]. Clin Orthop Relat Res, 2011, 469(6): 1757-1765.
- [16] Vallier HA, Hennessey TA, Sontich JK, et al. Failure of LCP condylar plate fixation in the distal part of the femur. A report of six cases [J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(4): 846-853.
- [17] Hoffmann MF, Jones CB, Sietsema DL, et al. Clinical outcomes of locked plating of distal femoral fractures in a retrospective cohort [J]. J Orthop Surg Res, 2013, 8: 43.
- [18] Buckley R, Mohanty K, Malish D. Lower limb malrotation following MIPPO technique of distal femoral and proximal tibial fractures [J]. Injury, 2011, 42(2): 194-199.
- [19] Holzman MA, Hanus BD, Munz JW, et al. Addition of a medial locking plate to an in situ lateral locking plate results in healing of distal femoral nonunions [J]. Clin Orthop Relat Res, 2016, 474(6): 1498-1505.
- [20] Bottlang M, Doornink J, Fitzpatrick DC, et al. Far cortical locking can reduce stiffness of locked plating constructs while retaining construct strength [J]. J Bone Joint Surg Am, 2009, 91(8): 1985-1994.
- [21] Bottlang M, Lesser M, Koerber J, et al. Far cortical locking can improve healing of fractures stabilized with locking plates [J]. J Bone Joint Surg Am, 2010, 92(7): 1652-1660.
- [22] Hak DJ, Toker S, Yi C, et al. The influence of fracture fixation biomechanics on fracture healing [J]. Orthopedics, 2010, 33(10): 752-755.
- [23] Perren SM. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation [J]. Clin Orthop Relat Res, 1979, (138): 175-196.
- [24] Watts A, Weinhold P, Kesler W, et al. A biomechanical comparison of short segment long bone fracture fixation techniques: single large fragment plate versus 2 small fragment plates [J]. J Orthop Trauma, 2012, 26(9): 528-532.
- [25] Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP [J]. Injury, 2003, 34(Suppl 2): B63-B76.
- [26] Tan SL, Balogh ZJ. Indications and limitations of locked plating [J]. Injury, 2009, 40(7): 683-691.

(收稿日期: 2018-01-30)

(本文编辑: 陈姗姗)