

文章编号: 1004-7220(2024)04-0644-07

# 术中塑形与锁钉分布及术后愈合状态对接骨板生物力学的影响

周望<sup>1#</sup>, 徐剑晴<sup>1#</sup>, 何思源<sup>2</sup>, 张述<sup>3</sup>, 王俊文<sup>4</sup>, 焦竞<sup>4</sup>, 米博斌<sup>5</sup>, 刘国辉<sup>5</sup>,  
朱威威<sup>1</sup>, 何智圣<sup>1</sup>, 张柳云<sup>1</sup>, 刘梦星<sup>1,6</sup>

(1. 武汉迈瑞科技有限公司, 武汉 430065; 2. 东南大学 生物科学与医学工程学院, 南京 210096;

3. 天津市医疗器械质量监督检验中心, 天津 300384; 4. 武汉市第四医院 骨科, 武汉 430030;

5. 华中科技大学同济医学院附属协和医院, 武汉 430022; 6. 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司, 广东 深圳 518057)

**摘要:**目的 分析塑形对接骨板弯曲强度以及不同锁钉分布情况对接骨板受力的影响,为临床上对接骨板进行塑形与选择不同的锁钉分布方式提供生物力学依据。方法 根据 YY/T 0342—2020 标准对接骨板四点弯曲强度进行有限元仿真分析,并应用理论分析及有限元仿真方法对不同锁钉分布的假体模型进行受力分析。结果 在 30° 折弯时,3.7 mm 厚接骨板比 2.7 mm 厚接骨板的等效塑性应变高 28%;3.7、2.7 mm 厚接骨板的极限折弯角度分别为 55°、67°。折痕对接骨板受力影响较小,未塑形结构四点弯曲强度为 2.64 N·m,等效弯曲刚度为 1.12 N·m<sup>2</sup>;带折痕四点弯曲强度为 2.63 N·m,等效弯曲刚度为 1.10 N·m<sup>2</sup>;正反折弯后接骨板四点弯曲强度由 2.64 N·m 降低至 2.45 N·m,降低约 7.72%,等效弯曲刚度由 1.12 N·m<sup>2</sup>降低至 0.98 N·m<sup>2</sup>,降低了 12%,影响较为明显。植入填塞螺钉后单孔接骨板四点弯曲强度改善较为明显,由 2.64 N·m 提升至 3.15 N·m,提升约 19.32%,等效弯曲刚度由 1.12 N·m<sup>2</sup>提升至 1.14 N·m<sup>2</sup>,提升幅度为 2.1%。骨折线两侧至少各留出两个锁定孔不植入锁钉比打满锁钉应力降低约 50%。在未形成骨痂的情况下,术后 16 周下地行走,TC4 材质应力达到 852.7 MPa,出现屈服。结论 在需要进行较大塑形的临床场景下,不适合厚度过大的接骨板,厚度大塑形后更易出现接骨板断裂问题,可指导临床基于塑形角度选择合适厚度接骨板,极端情况可选择植入填塞螺钉。建议临床固定锁钉时,避免打满螺钉的固定锁钉方式;骨折线两端各保留两个锁定孔不固定锁钉,生物力学效果最好。

**关键词:** 塑形; 接骨板; 锁钉分布; 四点弯曲强度; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.011

## Effect of Intraoperative Shaping, Screw Distribution, and Postoperative Healing on Plate Biomechanics

ZHOU Wang<sup>1#</sup>, XU Jianqing<sup>1#</sup>, HE Siyuan<sup>2</sup>, ZHANG Shu<sup>3</sup>, WANG Junwen<sup>4</sup>, JIAO Jing<sup>4</sup>,  
MI Bobin<sup>5</sup>, LIU Guohui<sup>5</sup>, ZHU Weiwei<sup>1</sup>, HE Zhisheng<sup>1</sup>, ZHANG Liuyun<sup>1</sup>, LIU Mengxing<sup>1,6</sup>

(1. Wuhan Mindray Technology Co., Ltd., Wuhan 430065, China; 2. School of Biological Science &amp; Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China; 3. Tianjin Medical Device Quality Supervision and Inspection Center, Tianjin 300384, China; 4. Department of Orthopedics, Wuhan Fourth Hospital, Wuhan 430030, China; 5. Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430022, China; 6. Shenzhen Mindray Bio-medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen 518057, Guangdong, China)

收稿日期: 2023-12-16; 修回日期: 2024-02-05

基金项目: 湖北省重点研发计划项目(2022BAD175), 武汉市重点研发计划项目(2023020402010591)

通信作者: 刘梦星, 高级工程师, 硕士生导师, E-mail: liumengxing@mindray.com

#为共同第一作者

**Abstract: Objective** To analyze the influence of shaping on the bending strength of bone plates and the influence of different locking nail distributions on plate force to provide biomechanical references for shaping plates and selecting different locking nail distributions. **Methods** Finite element simulation analysis of the four-point bending strength of a plate was performed according to the YY/T 0342—2020 standard. Theoretical analysis and finite element simulation method were used to analyze the force on prosthesis models with different lock-nail distributions. **Results** At 30° bending, the 3.7 mm-thick plate had 28% higher equivalent plastic strain than the 2.7 mm-thick plate. The 3.7 and 2.7 mm-thick plates had ultimate bending angles of 55° and 67°, respectively. The crease had little impact on the plate stress. The four-point bending strength and equivalent bending stiffness of the unshaped structure were 2.64 N·m and 1.12 N·m<sup>2</sup>, respectively. The four-point bending strength and equivalent bending stiffness with the crease were 2.63 N·m and 1.10 N·m<sup>2</sup>, respectively. After forward and backward bending, the four-point bending strength of the plate decreased from 2.64 to 2.45 N·m by approximately 7.72%, and the equivalent bending stiffness decreased from 1.12 to 0.98 N·m<sup>2</sup> by approximately 12%. The impact was obvious. After implantation of tamponade screws, the four-point bending strength of the single-hole plate improved significantly from 2.64 to 3.15 N·m, by approximately 19.32% and the equivalent bending stiffness increased from 1.12 to 1.14 N·m<sup>2</sup>, by approximately 2.1%. At least two locking holes were reserved on both sides of the fracture line. Not inserting the locking screw reduced the stress by approximately 50% compared with the full insertion of the locking screw. During 15-week postoperative walking without bone callus formation, the material stress of TC4 reached 852.7 MPa and yielding occurred. **Conclusions** In a clinical scenario where larger shaping is required, it is not suitable for plates with larger thicknesses and plate fractures are more likely to occur after large-thickness shaping. This can guide the clinical selection of plates with appropriate thickness based on the shaping angle, and tamponade screws can be implanted in extreme cases. Fixing locking screws clinically is recommended; however, a method of fixing the locking screws with full screws is not recommended. The biomechanical effect is best when two locking holes at both ends of the fracture line are maintained without fixing the locking screws.

**Key words:** shaping; bone plate; locking nail distribution; four-point bending strength; finite element analysis

骨板内固定是骨折手术最为常见的治疗方式之一<sup>[1]</sup>。一方面,术中接骨板的服帖度直接影响内固定效果,为实现接骨板与骨骼的良好贴合,有时需对接骨板进行塑形<sup>[2]</sup>。另一方面,接骨板与骨骼的桥接需锁钉固定,在不同手术中,医生根据具体情况确定锁钉的数量与位置,以满足骨折的固定<sup>[3]</sup>。

术中接骨板塑形的临床操作存在差异性。针对不同的手术,需要折弯塑形的角度不同。例如,部分解剖板服帖度较好,可不塑形或仅进行轻微塑形调整;而骨盆、锁骨等部位结构复杂,对接骨板塑形要求较高,塑形角度大<sup>[4-6]</sup>。不同程度的塑形对接骨板的强度影响不同,严重时导致接骨板断裂<sup>[7]</sup>。在临床上,为实现与骨骼服帖,接骨板需折弯至一定角度,存在正反折弯的情况;塑形使用的折弯器易在接骨板表面产生折痕,折痕处可能产生应力集中,均会影响接骨板强度,增加接骨板断裂风险<sup>[8]</sup>。

术中固定接骨板时,锁钉的分布方式将直接影响术后接骨板的受力<sup>[9]</sup>。而恶劣的受力情况会增加接骨板断裂的风险,尤其像股骨这类受力大、受力方向较为清晰部位。

本文聚焦塑形对接骨板弯曲强度、锁钉分布对接骨板受力的影响分析,从而给临床医师提供建议。具体研究步骤如下:①通过模拟影响术前对接骨板塑形的各种因素,确定不同因素对接骨板强度的影响程度,并给出降低影响的建议。②通过对术中锁钉的分布方式、术后骨痂愈合<sup>[10]</sup>等情况进行有限元仿真分析,评估接骨板的受力情况,对接骨板的临床应用给出合理建议。

## 1 材料与方 法

使用两组模型对接骨板进行有限元计算。组1,模拟术前接骨板塑形前后的强度与刚度变化;组2,模拟术后步行时接骨板的受力。

## 1.1 四点弯曲仿真模拟

**1.1.1 四点弯曲有限元模型参数设置** 使用 Creo 8.0 软件(PTC 公司,美国)将骨盆直形锁定接骨板[见图 1(a)]与辊轴进行装配,而后导入 ABAQUS 2022 软件(IMULIA 公司,美国)进行有限元分析,对比不同场景下接骨板的四点弯曲受力情况<sup>[11]</sup>。

**1.1.2 四点弯曲有限元模型建立** 骨折复位前,

需对骨板进行塑形,以满足服帖度要求。涉及 4 种有限元分析场景,分别为:未塑形四点弯曲模型[见图 1(b)];塑形后带折痕四点弯曲有限元模型,其中折痕尺寸为 2.7 mm,最深处为 0.1 mm,宽为 0.1 mm,位于四点弯曲模型中心[见图 1(c)];塑形过程中正反折弯四点弯曲有限元模型,正压后反压,模拟骨板正反折弯[见图 1(d)];植入填塞螺钉后接骨板的四点弯曲模型[见图 1(e)]。

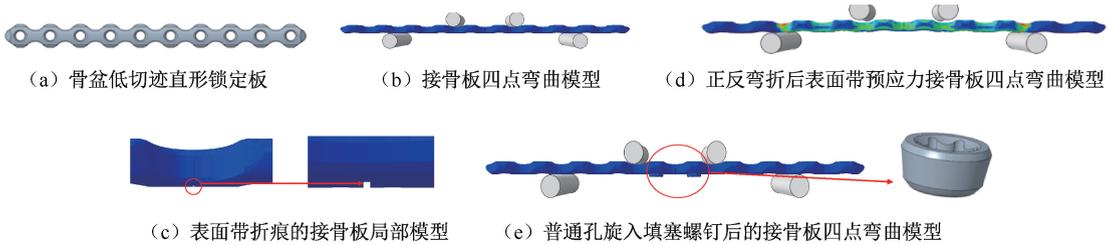


图 1 四点弯曲模型

**Fig. 1 Four-point bending model** (a) Pelvic low profile straight locking plate, (b) Plate Four-point bending model, (c) Plate local model with crease on the surface, (d) Plate four-point bending model with pre-stressing on the surface after forward and backward bending, (e) Plate four-point bending model with common hole screwed into the packing screw

## 1.2 接骨板生物力学仿真模型

**1.2.1 三维模型搭建与仿真参数设置** 使用 Mimics(Materialise 公司,美国)对 1 名健康男性志愿者左下肢进行高分辨率计算机图像[见图 2(a)]进行重建,将重建后的股骨三维模型导入 Creo 中进行模型修复,并模拟接骨板的植入和固定。将三维模型导入 ABAQUS 中进行网格划分与有限元模型搭建,并将划分好的股骨网格模型导入 Mimics 中赋予股骨材料属性<sup>[13]</sup>,模型搭建过程见图 2(b)。

为了模拟 33A2.3 型骨折(AO 分型),在股骨远端 30 mm 处形成 2 mm 间隙,骨折断端彼此不接触。依据骨折治疗的 AO 原则,关节外骨折可选用钢板固定。本文选择武汉迈瑞科技有限公司设计的股骨远端外侧微创锁定接骨板 T 模拟骨折固定,孔数为 13 孔,孔型为“8 字”孔[见图 2(c)],板厚 5.8 mm,同时配合使用 5.0 mm 钛合金梅花头锁钉,将股骨锁定接骨板固定在股骨骨折模型上,通过调整锁钉位置与数量,对比接骨板的应力和应变分布。

装配模型中,锁钉头与接骨板、锁钉与股骨之间无滑动。因此,在有限元模型中,将锁钉头与接骨板、锁钉与股骨之间设置为绑定约束。股骨与接骨板存在一定接触,设置其表面为摩擦接触。根据股骨力线,固定股骨髁间窝,并在股骨头上沿着垂

直轴施加 1 274 N 载荷<sup>[5]</sup>。使用 C3D4 单元进行网格划分,确定接骨板、股骨、单个锁钉的单元数分别为 112 542、1 497 826、5 445,并设置 TC4 或 TA3G 接骨板与 TC4 锁钉的弹塑性材料参数(见表 1)。

表 1 TA3G 与 TC4 材料参数

Tab. 1 Material parameters Of TA3G And TC 4

参数	TA3G	TC4
弹性模量/GPa	118.6	103.4
屈服强度/MPa	441	830
断裂强度/MPa	590	895
断裂延伸率	0.35	0.12

**1.2.2 骨折线周围固定锁钉仿真模型** 骨折复位手术中,骨折线周围不同的锁钉分布形式对植入物受力的影响不同,本文主要对骨折线周围 6 个锁定孔进行研究,未编号孔位均固定锁钉[见图 2(d)]。模型 A~D 为 4 种锁钉固定情况,模型 A 中 6 个锁定孔均固定,模型 B 中 3、4 锁定孔不固定,模型 C 中 2、3、4、5 锁定孔不固定,模型 D 中 6 个锁定孔均不固定。

**1.2.3 不同愈合状态仿真模型** 骨折复位手术完成后,骨折区域会出现骨生长与骨吸收过程,二者的相互作用共同促进骨折恢复,在骨折区域形成骨痂,正常愈合所形成的骨痂的力学性能<sup>[14]</sup>,具体参

数如下:16周皮质骨弹性模量 75 MPa,松质骨弹性模量 4.420 8 MPa。对正常愈合与不愈合情况分别

进行仿真分析,模型与图 2(d)骨折线周围固定锁钉仿真模型一致,仅骨折缝中材料参数不同。

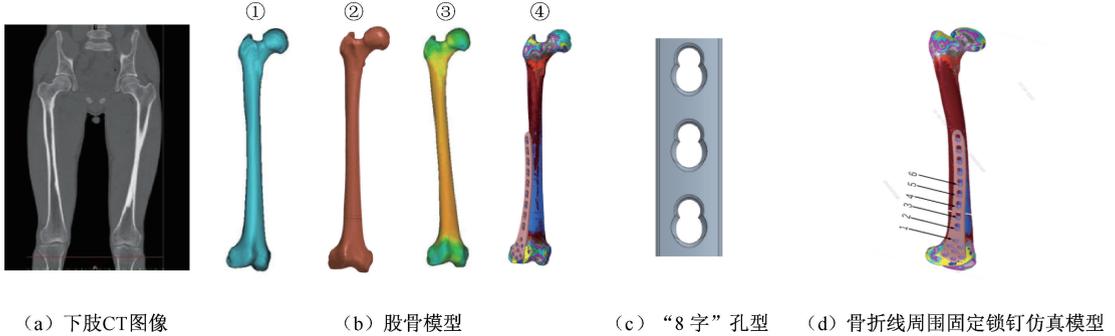


图 2 从 CT 数据中提取骨骼模型模拟植入后接骨板受力

**Fig. 2** Extract bone model from CT data to simulate force on the plate after implantation (a) Lower limb CT image, (b) Femoral model, (c) '8-shaped' aperture, (d) Simulation model of fixing locking screw around fracture line  
注:①、②、③、④分别为股骨三维面片、股骨三维模型、赋予股骨材料后仿真模型、装配完整后的有限元仿真模型。

## 2 结果

### 2.1 塑形对接骨板强度的影响

**2.1.1 板厚对接骨板塑形极限的影响** 区别于其他四点弯曲模型,为更贴近临床,对不同厚度的骨盆锁定接骨板进行三点弯曲折弯分析。结果发现,30°折弯时,3.7 mm 厚接骨板比 2.7 mm 厚接骨板的等效塑性应变高 28%,即同种材料,接骨板越厚,局部的折弯变形越严重,折弯越易形成损伤。在不发生断裂的情况下,3.7 mm 厚接骨板的极限折弯角度为 55°,2.7 mm 厚接骨板的极限折弯角度为 67°。接骨板越厚,其极限塑形角度越小(见图 3)。

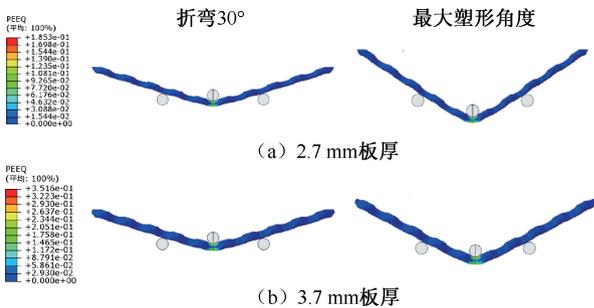


图 3 不同厚度接骨板弯折仿真结果

**Fig. 3** Bending simulation results of plates with different thicknesses  
(a) 2.7 mm thickness, (b) 3.7 mm thickness

**2.1.2 塑形角度对接骨板强度的影响** 为确定塑形角度对接骨板四点弯曲强度的影响趋势,推导其四点弯曲强度计算公式如下:

$$F_1 = \frac{F_y}{\cos(\alpha/2)} \quad (1)$$

$$F_y = F_v/2 \quad (2)$$

$$F_x = F_1 \sin(\alpha/2) \quad (3)$$

式中: $F_1$  为外辊轴对接骨板支撑力; $F_y$  与  $F_x$  分别为外滚轴分力; $F_v$  为四点弯曲轴向屈服载荷; $\alpha$  为接骨板折弯角度[见图 4(a)]; $h$  为接骨板在两个外滚轴中心位置的最大位移。由几何关系可得弯曲部分半径  $R$ 、 $h$  与滚轴间距  $L$  之间的关系:

$$R = \frac{L}{2\sin(\alpha/2)} \quad (4)$$

$$h = R(1 - \cos\alpha/2) + L \cdot \tan\alpha/2 \quad (5)$$

$$M = F_x h + F_y \left(1 + \frac{1}{2}\right) L - \frac{F_1}{2} \cdot \frac{L}{2} \quad (6)$$

将式(4)、(5)代入式(6),计算出理论接骨板四点弯曲强度  $M$ :

$$M = \frac{F_1 L}{2} \left( \frac{1}{(\cos\alpha/2)^2} + \frac{1}{2\cos\alpha/2} - \frac{1}{2} \right) \quad (7)$$

令

$$k = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{(\cos\alpha/2)^2} + \frac{1}{2\cos\alpha/2} - \frac{1}{2} \right) \quad (8)$$

代入式(7),简化可得

$$M = kF_1 L \quad (9)$$

由材料力学公式可知:

$$\sigma_s = M/W_z \quad (10)$$

将式(9)代入式(10),可得

$$\sigma_s = \frac{L}{W_z} k F_1 \quad (11)$$

由测试的弯曲强度公式可知:

$$M_1 = F_1 L / 2 \quad (12)$$

式中:  $M_1$  为测试的接骨板四点弯曲强度;  $k$  为折弯后结构的弯矩变化系数;  $\sigma_s$  为接骨板材料的屈服应力;  $W_z$  为接骨板的抗弯截面模量。

由钛合金材料的应力应变曲线可知, 由于加工硬化作用, 折弯后的接骨板应力超过材料的屈服强度再卸载, 材料的屈服强度会与前一次加载的应力一致, 因此, 塑形后材料的屈服强度会沿着材料曲线提升, 由  $\sigma_s$  增大至  $\sigma_s'$  [见图 4(b)]。

折弯前后  $W_z$  变化可忽略不计, 由式(11)可知, 随着  $\sigma_s$  增大, 在  $\alpha$  较小的情况下,  $k$  变化可忽略不计 [见图 4(c)], 因为  $L$  不变, 故  $F_1$  增大,  $F_1$  增大可得  $M_1$  增大, 故测试的四点弯曲强度增大。随着  $\alpha$  的不断增大,  $k$  增长趋势急剧增加, 但  $\sigma_s$  增长平缓, 此时  $F_1$  开始减小, 相应的  $M_1$  减小, 测试的接骨板四点弯曲强度降低。

### 2.1.3 塑形过程对接骨板强度与刚度的影响 带

折痕接骨板与未塑形接骨板的四点弯曲强度较为一致, 未塑形结构为  $2.64 \text{ N}\cdot\text{m}$ , 带折痕四点弯曲强度为  $2.63 \text{ N}\cdot\text{m}$ , 带折痕四点弯曲仿真强度略低于原结构。正反折弯后接骨板的四点弯曲强度出现较大降低, 由  $2.64 \text{ N}\cdot\text{m}$  降低为  $2.45 \text{ N}\cdot\text{m}$ , 降低约 7.72%。

塑形过程对接骨板等效弯曲刚度的影响程度存在差异。原结构的等效弯曲刚度为  $1.12 \text{ N}\cdot\text{m}^2$ , 带折痕接骨板的等效弯曲刚度为  $1.10 \text{ N}\cdot\text{m}^2$ , 折痕的增加导致接骨板刚度降低约 1.5%。正反折弯后, 接骨板的等效弯曲刚度降低至  $0.98 \text{ N}\cdot\text{m}^2$ , 降低了 12% [见图 4(d)]。

相比无填塞螺钉的原结构, 植入填塞螺钉后单孔接骨板系统的四点弯曲强度改善较为明显, 由  $2.64 \text{ N}\cdot\text{m}$  提升至  $3.15 \text{ N}\cdot\text{m}$ , 提升约 19.32%。填塞螺钉的植入, 使得接骨板的等效弯曲刚度相比无填塞螺钉结构由  $1.12 \text{ N}\cdot\text{m}^2$  提升至  $1.14 \text{ N}\cdot\text{m}^2$ , 提升幅度为 2.1%, 旋入填塞螺钉后, 接骨板折弯区域结构刚度提升, 抵抗变形的能力增加, 使得等效弯曲刚度提升 [见图 4(e)]。

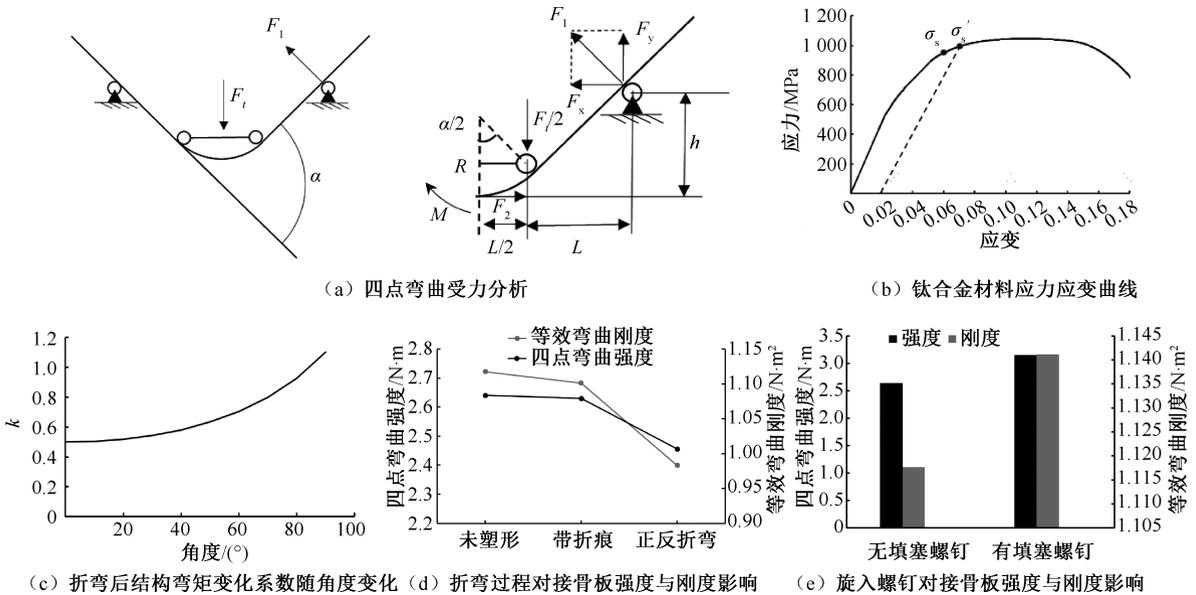


图4 四点弯曲理论受力分析及仿真结果

**Fig. 4 Theoretical force analysis and simulation results of four-point bending** (a) Four-Point bending force analysis, (b) Stress-strain curve of titanium alloy, (c) Moment variation coefficient with angle after bending, (d) Effects of bending process on strength and stiffness of the plate, (e) Effects of screwing on the strength and stiffness of the plate

## 2.2 骨折术后的植入物受力分析

### 2.2.1 骨折线周围的锁钉对植入物受力的影响 通

过4种模型的有限元仿真结果发现, TA3G接骨板的应力约为441 MPa, 模型A在载荷作用下, 接骨板更

易发生屈服,其等效塑性应变远高于其他模型,锁钉的应力也远高于其他模型,模型 B 相比模型 A,其接骨板等效塑性应变与锁钉应力有所降低,但仍高于模型 C、D。模型 C、D 接骨板锁钉应力约为 441 MPa,且两个模型的等效塑性应变相差不大[见图 5(a)]。

**2.2.2 愈合状态对植入物受力的影响** 对术后 16 周有或无骨痂形成后的骨折区域进行仿真分析。

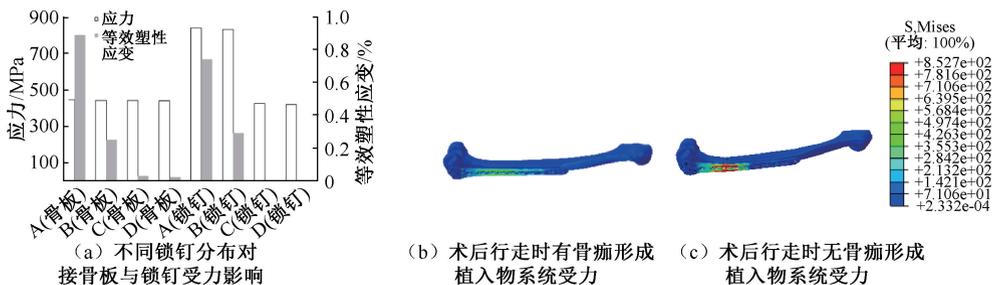


图 5 植入物系统应力

**Fig. 5 Implant system stress** (a) Effects of different nail distributions on plate and nail forces, (b) Implant system force during postoperative walking with bone callus formation, (c) Implant system force during postoperative walking without bone callus formation

### 3 讨论

在塑形对接骨板强度与刚度的仿真中,3.7 mm 厚接骨板的极限折弯角度为  $55^\circ$ ,2.7 mm 厚接骨板的极限折弯角度仅为  $67^\circ$ 。因此,通过增加接骨板厚度提升接骨板强度,不适用塑形角度较大的情况,接骨板越厚,塑形越易形成损伤。接骨板厚度作为接骨板核心尺寸之一,将直接影响接骨板刚度,且厚度与刚度正相关,但随着刚度的提升,变形能力随之减弱<sup>[15]</sup>。根据式(11),由于加工硬化作用,接骨板塑形角度较小时,其四点弯曲强度上升<sup>[16]</sup>;但随着塑形角度不断增大,接骨板的四点弯曲强度会由上升转为下降。另外,折弯时可能产生的损伤,强度先增大后减少的转折点会前移,随着折弯角度不断增大,损伤的影响占比增大,强度下降的速度会更快,极易发生接骨板断裂问题,该趋势与季东升<sup>[17]</sup>测试结果一致。

正反折弯后四点弯曲强度由  $2.64 \text{ N}\cdot\text{m}$  降低为  $2.45 \text{ N}\cdot\text{m}$ ,降低约 7.72%。本文推测,正反折弯后,折弯区域会产生残余应力,残余应力与载荷共同作用,使得接骨板局部能承受的屈服载荷降低,进一步表现为四点弯曲强度降低。带折痕接骨板的等

结果显示,正常愈合 16 周后,植入物系统最大应力为 403.7 MPa[见图 5(b)],仅为 TC4 材料屈服极限 (830 MPa) 的 50%,有较大的安全余量,即良好的骨痂生长过程,接骨板无断裂风险。如果术后过早下地行走运动或骨折区域久不愈合未形成骨痂,接骨板系统的受力如图 5(c) 所示。可以发现,即使应用 TC4 材质接骨板,其应力 852.7 MPa 超过了屈服极限 (830 MPa),存在接骨板断裂风险。

效弯曲刚度为  $1.10 \text{ N}\cdot\text{m}^2$ ,折痕的增加导致接骨板刚度降低约 1.5%;正反折弯后,接骨板的等效弯曲刚度降低至  $0.98 \text{ N}\cdot\text{m}^2$ ,降低了 12%。折痕与正反折弯使得接骨板应力集中部分出现较大形变,而较大形变导致接骨板表面形成损伤,损伤的出现导致刚度降低<sup>[18]</sup>。因此,塑形过程会对接骨板四点弯曲强度与等效弯曲刚度产生不利影响,增大了接骨板的断裂风险。

填塞螺钉植入骨盆接骨板后,接骨板上锁定孔受力后传递至填塞螺钉,使得锁定孔四点弯曲强度由  $2.64 \text{ N}\cdot\text{m}$  提升至  $3.15 \text{ N}\cdot\text{m}$ ,提升约 19.32%,即接骨板的四点弯曲强度得到提升。骨盆接骨板孔型为单孔结构,非单孔接骨板有不同的表现。例如,部分接骨板孔型为“8 字孔”结构,该孔型的最薄弱位置为加压孔非锁定孔,使用填塞螺钉旋入“8 字孔”中的锁定孔部分,对最弱位置加压孔处的强度无提升。因此,使用填塞螺钉无法提升“8 字孔”接骨板的强度。

在载荷作用下,打满锁钉,将增大系统的刚度,使得部分锁钉及锁定孔部位出现应力集中的情况。在满足恢复骨折端的解剖结构的前提下,在接骨板上植入锁钉时,骨折线两侧至少各留出两个锁定孔

不植入锁钉,可以有效降低接骨板与锁钉的应力。远离骨折线的锁钉的数量与位置对植入物的影响较为有限,因此远离骨折线的锁钉的数量与位置可根据临床实际进行选择固定。

长期在高应力作用下,产品极易出现断裂问题<sup>[19-20]</sup>。在骨折愈合效果不好的情况下,植入物便暴露在高应力下,应力达到 852.7 MPa,已超过 830 MPa 屈服极限。在这种情况下,植入物极易出现断裂问题。同时,骨折区域出现骨块缺失,或久不愈合,则极易导致骨骼力线偏移,从而引入侧向力矩,增加植入物断裂风险。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:周望负责仿真分析、数据处理以及论文撰写;徐剑晴负责仿真分析、数据处理以及论文修改;何思渊负责数据处理与论文审阅;刘梦星负责研究指导与论文审阅;张述、王俊文、焦竞、米博斌、刘国辉、朱威威、何智圣、张柳云负责论文审阅。

## 参考文献:

- [1] 钟世镇,朱青安,欧阳钧. 国内创伤骨科生物力学研究概况(综述)[J]. 暨南大学学报(自然科学与医学版), 2000(1): 1-6.
- [2] MUKHOPADHAYA J, JAIN KA. AO principles of fracture management [J]. Indian J Orthop, 2019, 53(1): 217-217.
- [3] ROSELL-PRADAS J, REDONDO-TRASOBARES B, SARASA-ROCA M, *et al.* Influence of plate size and screw distribution on the biomechanical behaviour of osteosynthesis by means of lateral plates in femoral fractures [J]. Injury, 2022, 54(2): 395-404.
- [4] LEE CW, SHIN SJ. Prognostic factors for unstable proximal humeral PH fractures treated with locking-plate fixation [J]. J Shoulder Elbow Surg, 2009(18): 83-88.
- [5] 吴明晖,包钊华,王建东,等. 骨盆微创内固定生物力学分析与优化[J]. 医用生物力学, 2022, 37(2): 250-255.  
WU MH, BAO ZH, WANG JD, *et al.* Biomechanical analysis and optimization of minimally invasive pelvic internal fixation [J]. J Med Biomech, 2022, 37(2): 250-255.
- [6] 刘欢,郑占乐,张英泽. 骨盆骨折内固定的生物力学进展[J]. 河北医科大学学报, 2018(2): 857-860.
- [7] NASSIRI M, MACDONALD B, O'BYRNE MJ. Locking compression plate breakage and fracture non-union: A finite element study of three patient-specific cases [J]. Eur J Orthop Surg Tr, 2012, 22(4): 275-281.
- [8] 谭国庆. 张力带钢板重建骨盆后环稳定性的生物力学研究[D]. 济南: 山东大学, 2012.
- [9] AHMADREZA Z, ALI FA, DENISE E, *et al.* Length of plates and number of screws for the fixation of distal humerus fractures: A finite element biomechanical study [J]. J Hand Surg, 2021, 47(7): 690-691.
- [10] 钟华,张余,赖坤聪. 用于骨科应力遮挡效应研究的带骨痂有限元模型设计[J]. 中国骨科临床与基础研究杂志, 2011, 6(3): 149-152.
- [11] 国家药品监督管理局. YY/T 0342—2020 外科植入物接骨板弯曲强度和刚度的测定[S].
- [12] BERGMANN G, GRAICHEN F, ROHLMANN A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients [J]. J Biomech, 1993, 26(8): 969-980.
- [13] LERCH M, KURTZ A, STUKENBORG C, *et al.* Bone remodeling after total hip arthroplasty with a short stemmed metaphyseal loading implant: Finite element analysis validated by a prospective DEXA investigation [J]. J Orthop Res, 2012, 30(11): 1822-1829.
- [14] KIM SH, CHANG SH, JUNG HJ, *et al.* The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues [J]. Compos Struct, 2010, 92(9): 2109-2118.
- [15] 连晖,丁晓红,焦古月,等. 长骨类骨折内固定系统刚度和应力分布规律[J]. 医用生物力学, 2022, 37(4): 604-611.  
LIAN H, DING XH, JIAO GY, *et al.* Stiffness and stress distribution of internal fixation system for long bone fractures [J]. J Med Biomech, 2022, 37(4): 604-611.
- [16] PARR WCH, TIAN W, CHRISTOPHER T, *et al.* Fatigue implications for bending orthopaedic plates [J]. Injury, 2021, 52(10): 2896-2902.
- [17] 季东升. 骨盆重建板的预弯塑形研究与有限元分析[D]. 天津: 天津科技大学, 2020.
- [18] NASUTION PF, SÆVIK S, BERGE S. Experimental and finite element analysis of fatigue strength for 300 mm 2 copper power conductor [J]. Mar Struct, 2014(39): 225-254.
- [19] 李书荣,李世芸,熊鹰,等. ANSYS 疲劳分析在接骨板选型评估中的应用[J]. 医用生物力学, 2023, 38(3): 556-560.  
LI SR, LI SY, XIONG Y, *et al.* Application of ANSYS fatigue analysis in type selection and evaluation of bone plate [J]. J Med Biomech, 2023, 38(3): 556-560.
- [20] 刘杰,戴晓锋,吴华杰,等. 压缩载荷下不同应变判定皮质骨断裂准确性分析[J]. 医用生物力学, 2023, 38(4): 718-723.  
LIU J, DAI XF, WU JH, *et al.* Prediction on fracture simulation accuracy of cortical bone using different strain criteria under compression loads [J]. J Med Biomech, 2023, 38(4): 718-723.