

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.07.019

生物力学和材料

## 锁定接骨板外置治疗42A3型骨折的生物力学分析

王芸<sup>1,2</sup>, 王泉治<sup>1,2</sup>, 米雷<sup>1,2</sup>, 张冠军<sup>3</sup>, 张玲<sup>4</sup>, 杨韵琪<sup>1,2</sup>, 方诗涛<sup>1,2</sup>

1. 湖南中医药大学临床医学院, 湖南 长沙 410208; 2. 湖南省脑科医院(湖南省第二人民医院)骨科中心, 湖南 长沙 410021; 3. 湖南大学机械与运载工程学院, 湖南 长沙 410082; 4. 中南大学湘雅三医院护理部, 湖南 长沙 410013

**【摘要】目的:**构建锁定接骨板外置治疗胫骨干横形骨折(AO-OTA分型:42A3型)的模型,运用有限元分析的方法,分析不同骨折断端分离间隙时,接骨板、螺钉及胫骨的应力及分布情况,并为该治疗方案提供理论依据。**方法:**获得1名健康志愿者左侧胫骨的CT扫描DICOM图像,使用Mimics 21.0软件、Geomagic Studio 2014软件、SolidWorks软件、Hypermesh14.0软件、MSC.Patran 2019软件和MSC.Nastran 2019软件建立接骨板外置治疗不同骨折分离间隙的42A3型骨折有限元模型,并通过有限元分析胫骨、接骨板及螺钉的最大应力值及分布情况。**结果:**在0.2~2.0 mm分离间隙下,随着骨折断端分离间隙增大,力加载终止时刻及力加载全程胫骨、接骨板、螺钉最大应力值均呈上升趋势;且接骨板最大应力值>螺钉最大应力值>胫骨最大应力值;接骨板最大应力值在接骨板第3、4、5板孔附近;螺钉最大应力值在第3螺钉尾部;胫骨最大应力值出现在骨折断面处;胫骨、接骨板、螺钉力加载全程最大应力值均大于其自身力加载终止时刻最大应力值。**结论:**当42A3型骨折断端分离间隙小于2.0 mm时,锁定接骨板外置治疗42A3型骨折的生物力学可达到固定强度,该治疗方式可供选择。

**【关键词】**胫骨骨折;有限元分析;生物力学;锁定接骨板

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2023)07-0909-08

## Biomechanical analysis of external locking plate in the treatment of type 42A3 fracture

WANG Yun<sup>1,2</sup>, WANG Xiaoye<sup>1,2</sup>, MI Lei<sup>1,2</sup>, ZHANG GuanJun<sup>3</sup>, ZHANG Ling<sup>4</sup>, YANG Yunqi<sup>1,2</sup>, FANG Shitao<sup>1,2</sup>

1. School of Clinical Medicine, Hunan University of Chinese Medicine, Changsha 410208, China; 2. Orthopedic Center, Hunan Brain Hospital (Hunan Second People's Hospital), Changsha 410021, China; 3. School of Mechanical and Vehicle Engineering, Hunan University, Changsha 410082, China; 4. Nursing Department, Xiangya Third Hospital, Central South University, Changsha 410013, China

**Abstract: Objective** To establish a finite element model of external locking plate for the treatment of tibial transverse fractures (AO-OTA: 42A3), and to analyze the stress distribution of the plate, screw and tibia in different fracture gaps, thereby providing a preliminary theoretical basis for the therapeutic scheme. **Methods** The DICOM file of CT scanning data of the left tibia in a healthy volunteer was obtained. Mimics 21.0 software, GeomagicStudio2014 software, SolidWorks software, Hypermesh 14.0 software, MSC.Patran 2019 software and MSC. Nastran 2019 software were used to establish the finite element models of type 42A3 fractures with different fracture gaps treated with external locking plate. The maximum stress values and distributions of tibia, plate and screw were analyzed with finite element method. **Results** When the fracture gaps was 0.2-2.0 mm, with the fracture gaps increasing, the maximum stress values of tibia, plate and screw were upward at the end of force loading and during the loading. The bone plate had the maximum stress value, followed by screw and tibia. The maximum stress of the locking plate was near the third, fourth, and fifth holes of the plate; the maximum stress value of the screw occurred at the tail of the third screw; and the maximum stress value of the tibia appeared at the fracture section. The maximum stress values of tibia, plate and screw during the loading were all greater than the maximum stress values at the end of the loading. **Conclusion** When the fracture gap is less than 2.0 mm, the external locking plate for the treatment of type 42A3 fractures can achieve sufficient biomechanical strength, which makes it be an alternative therapeutic option.

**Keywords:** tibial fracture; finite element analysis; biomechanics; locking plate

**【收稿日期】**2023-01-26

**【基金项目】**湖南省卫生计生委科研基金(B2017108)

**【作者简介】**王芸,研究方向:骨外科学,E-mail: 373136099@qq.com

**【通信作者】**王泉治,主任医师,研究方向:创伤骨科,E-mail: 330243@hnu.edu.cn

## 前言

研究发现,精神心理疾病患者由于其不稳定的精神状态,易导致自伤自残事件的发生;相关精神类药物的服用,将增加骨质疏松的发病率,以上原因共同导致精神心理疾病患者的骨折发生率高于正常人<sup>[1]</sup>。且由于患者精神心理状况的不稳定,缺乏自制力、存在不配合治疗等问题,其骨折延迟愈合及不愈合发生率要高于非精神心理疾病患者,因此应当加强对精神心理疾病患者骨折治疗问题的关注。由于胫骨内侧仅覆盖着稀疏的软组织,损伤后多为开放性骨折<sup>[2]</sup>,且胫骨中下段血供较差<sup>[3]</sup>,术前和术后的并发症发生率都很高<sup>[4]</sup>,这为精神心理疾病患者胫骨干开放性骨折的治疗带来了更大的困难<sup>[5]</sup>。目前胫骨干骨折以手术治疗为主,术式包括髓内钉固定、外固定器固定和钢板螺钉固定<sup>[6-7]</sup>。由于精神心理疾病患者的疾病特点,合并胫骨干开放性骨折时,往往处于患者精神心理疾病发病期,常常难以配合治疗。髓内钉固定开放性骨折易发生感染、螺钉断裂等问题,且一旦形成髓内感染,感染将难以控制<sup>[8]</sup>,髓内钉固定,发生畸形愈合率亦较高<sup>[9]</sup>,且在髓内钉插入过程中常导致半月板、韧带等损伤,术后膝关节前疼痛发生率可达47%<sup>[10]</sup>;外固定器治疗为开放性胫骨干骨折首选治疗方式,可以提供临时固定,最大限度减少软组织损伤<sup>[9]</sup>,但固定器体积大,不利于术后患者活动,且精神心理疾病患者发病期常将外固定架自行拆除而使固定失效;精神心理疾病患者胫骨开放性骨折往往污染严重,钢板螺钉内固定前需彻底清创,且开放手术治疗会导致广泛的软组织剥离等,将增大骨折处感染、伤口愈合不良或骨折不愈合的风险<sup>[11]</sup>。因此,笔者尝试使用锁定钢板外置治疗精神心理疾病合并开放性胫骨干骨折,且研究表明已取得了较好的临床疗效。但由于锁定钢板外置治疗开放性胫骨干骨折力学稳定性无相关理论依据,故本文拟通过有限元分析的方法对锁定钢板外置治疗骨折分离间隙在2.0 mm以内的42A3型骨折进行生物力学分析,为锁定钢板外置治疗42A3型骨折提供理论依据。

## 1 材料和方法

### 1.1 材料

**1.1.1 实验器材** 64排螺旋CT机(Siemens, Germany)、Mimics 21.0软件(Materialise Company, Belgium)、Geomagic Studio 2014软件(Raindrop Company, America)、Solid Works软件(Dassault Systemes, America)、Hypermesh 14.0软件(Altair

Company, America)、MSC.Patran 2019软件(NASA Company, America)、MSC.Nastran 2019软件(NASA Company, America)、LCLP08有限接触型金属锁定接骨板系统-窄型锁定板及5.0锁定钉(大博医疗器械公司)。

**1.1.2 志愿者资料** 25岁男性、身高173 cm,体重69.5 kg,自愿参加,无小腿创伤及手术病史,签署知情同意书,通过肉眼观察及拍摄胫骨正侧位X线片,排除胫骨畸形、骨折、肿瘤、感染等疾病,对志愿者胫骨全长进行CT扫描,获得DICOM格式的影像数据,扫描层厚为0.625 mm。

**1.1.3 接骨板的选择及其属性设置** 选用大博医疗器械公司生产的钛合金材料LCLP08有限接触型金属锁定接骨板系统-窄型锁定板(8孔),接骨板参数:厚度4.5 mm,宽度14.0 mm,孔距16.0 mm,配有螺钉为5.0锁定钉(图1)。



图1 锁定接骨板模型

Figure 1 Locking plate model

### 1.2 实验方法

**1.2.1 左胫骨三维模型重建** 将获得的DICOM图像文件,导入Mimics 21.0软件,利用灰度值的不同提取出胫骨并进行三维重建,以初步构建出正常完整胫骨STL格式模型。

**1.2.2 建立接骨板外置固定42A3型骨折不同分离间隙的三维模型** 将STL模型导入Geomagic Studio 2014软件,行修补、降噪及曲面化处理,并逆向处理出42A3型骨折模型,按照骨折分离间隙的不同分为间隙0.2 mm组、0.4 mm组、0.6 mm组、0.8 mm组、1.0 mm组、1.2 mm组、1.4 mm组、1.6 mm组、1.8 mm组和2.0 mm组共10组,并在SolidWorks软件中对胫骨、锁定接骨板及螺钉按照锁定接骨板于胫骨外侧外固定的方式进行装配,根据AO骨折内固定原则给予骨折端远端及近端各3枚锁定螺钉固定,锁定接骨板中间2孔空置,完成锁定接骨板外固定的42A3型骨折的10组几何实体STP模型(图2),最终得到的有限元模型由3部分组成:胫骨、锁定接骨板、6枚锁定螺钉。

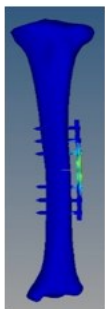


图2 锁定接骨板外置治疗胫骨 42A3 型骨折有限元模型  
Figure 2 Finite element model of external locking plate  
in the treatment of type 42A3 fractures

将 STP 文件导入 Hypermesh 14.0 软件中进行网格划分,该有限元模型中共包含 2 432 402 个面单元、1 211 087 个节点、网格大小为 4.0 mm。以 BDF 格式导出文件,最后在 MSC.Nastran 2019 软件中进行有限元网格属性设置、材料参数定义,在 MSC.Patran 2019 软件中设置边界条件以及施加载荷,进而分析模型在不同条件下的应力分布情况。

**1.2.3 材料属性** 材料属性参考国内外其他学者发表的研究数据,将胫骨皮质骨、松质骨及钢板均定义为各向同性均质材料<sup>[12-14]</sup>,见表 1。

表 1 胫骨外固定各结构材料参数 Table 1 Material parameters of external tibial fixation		
结构	弹性模量/MPa	泊松比
胫骨皮质骨	17 000	0.30
胫骨松质骨	700	0.20
固定钢板(Ti-6Al-4V)	106 000	0.33

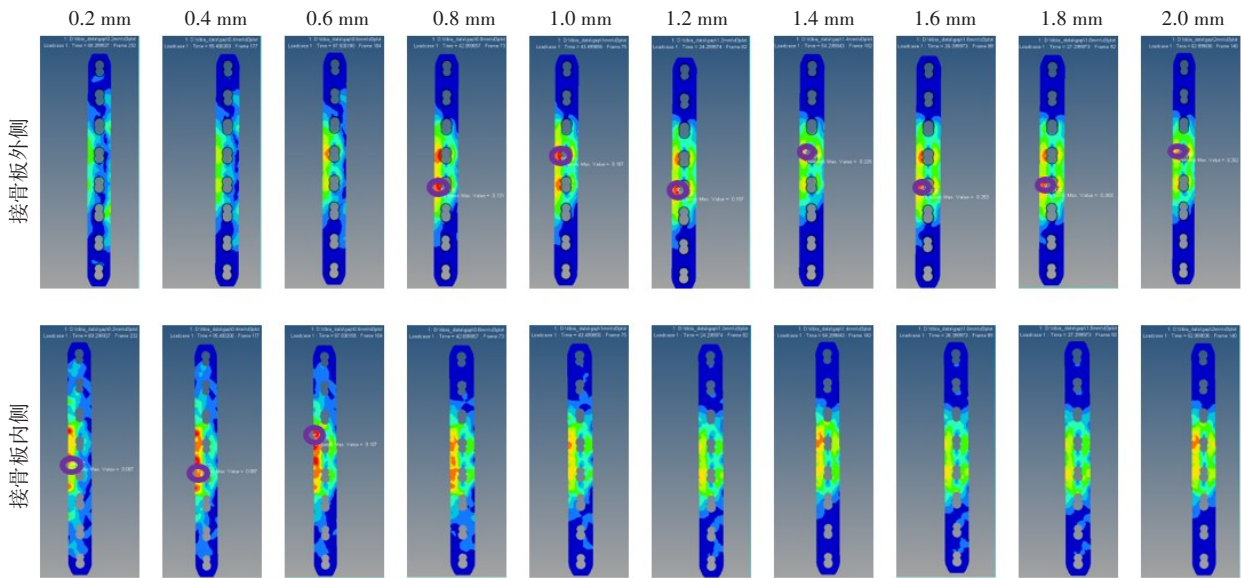


图3 不同骨折断端分离间隙时力加载全程接骨板最大应力值位置  
Figure 3 Positions of the maximum stress values of the locking plate during the loading in different fracture gaps

**1.2.4 边界条件设置** 将设置好材料属性的固定模型在 MSC.Patran 2019 软件中设置固定胫骨上端,自上而下加载 695 N 的力,以胫骨平台为中心,轴向加压,受力方向自胫骨干垂直于地面,以模拟人在正常站立时的静态受力情况。

**1.3 主要观察指标**  
在给予相同大小的轴向力后,观察 10 组模型的胫骨、接骨板、螺钉力加载全程及终止时刻的最大应力值及其分布情况。

2 结果

**2.1 接骨板应力分析**  
**2.1.1 力加载全程接骨板最大应力值分析** 力加载全程接骨板最大应力值位置如图 3 所示,力加载全程接骨板最大应力值随着骨折断端分离间隙的增大而逐渐增大,且骨折断端分离间隙为 0.2~0.6 mm 时,力加载全程最大应力值位于贴近胫骨面侧接骨板(接骨板内侧);当骨折断端分离间隙增大至 0.8~2.0 mm 时,力加载全程最大应力值位于远离胫骨面侧接骨板(接骨板外侧),加载过程中接骨板达到最大应力值时的时间并无明显规律。力加载全程接骨板最大应力值主要分布在接骨板内侧的 3、4、5 孔附近以及接骨板外侧的 4、5 孔附近,均位于骨折端,如表 2 所示,且当骨折断端分离间隙由 0.2 mm 增大到 2.0 mm 时,力加载全程接骨板最大应力值增大约 4.51 倍。  
**2.1.2 力加载终止时刻接骨板最大应力值分析** 力加载终止时刻接骨板最大应力值位置如图 4 所示,力加载终止时刻接骨板最大应力值随着骨折间隙的增大而逐渐增大,最大应力值在骨折断端分离间隙为



表2 力加载全程接骨板最大应力值位置  
Table 2 Positions of maximum stress values of the locking plate during the loading

间隙/mm	接骨板内侧	接骨板外侧
0.2	第4与第5板孔中间左边缘	-
0.4	第4与第5板孔中间左边缘	-
0.6	第3与第4板孔中间左边缘	-
0.8	-	第5板孔左侧
1.0	-	第5板孔左侧
1.2	-	第4板孔左上方
1.4	-	第4板孔左上方
1.6	-	第5板孔左侧
1.8	-	第5板孔左侧
2.0	-	第4板孔左上方

0.2~0.8 mm时,出现在接骨板内侧;最大应力值在骨折断端分离间隙为1.0~2.0 mm时,出现在接骨板外侧,位置集中在3、4、5孔板附近,如表3所示。当骨折断端分离间隙由0.2 mm增大到2.0 mm时,力加载终止时刻接骨板最大应力值增大大约4.72倍。

2.2 螺钉应力分析

2.2.1 力加载全程螺钉最大应力值分析 力加载全程螺钉最大应力值随着骨折断端分离间隙的增大而逐渐增大,当骨折断端分离间隙从0.2 mm变为2.0 mm时,最大应力值增大了4.67倍,且加载全程最大应力值位置均位于第3个螺钉的尾部,如图5所示。

2.2.2 力加载终止时刻螺钉最大应力值分析 力加载终止时刻螺钉最大应力值随着骨折断端分离间隙的增大而逐渐增大,当骨折断端分离间隙从0.2 mm增

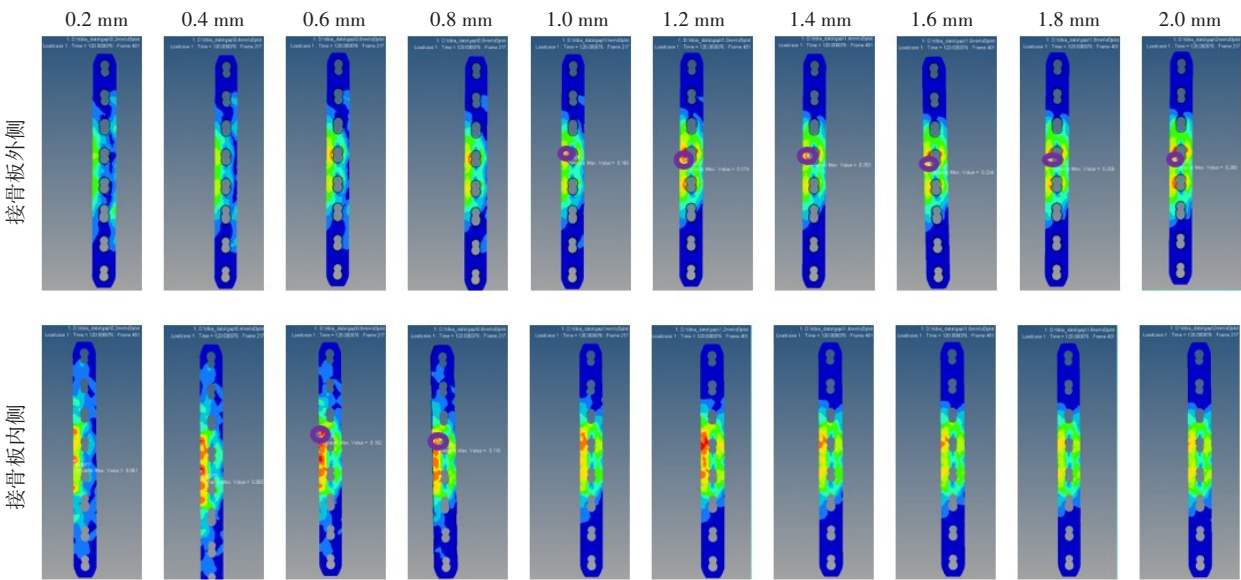


图4 不同骨折断端分离间隙时力加载终止时刻接骨板最大应力值位置  
Figure 4 Positions of the maximum stress values of the locking plate at the end of loading in different fracture gaps

表3 力加载终止时刻接骨板最大应力值位置  
Table 3 Positions of maximum stress values of the locking plate at the end of loading

间隙/mm	接骨板内侧	接骨板外侧
0.2	第4与第5板孔中间边缘处	-
0.4	第4与第5板孔中间边缘处	-
0.6	第3与第4板孔中间边缘处	-
0.8	第4孔板左上方	-
1.0	-	第4孔板左上方
1.2	-	第4板孔左边
1.4	-	第4板孔左边
1.6	-	第4孔板左下方
1.8	-	第4孔板左下方
2.0	-	第4孔板左下方

大到2.0 mm时,螺钉力加载终止时刻最大应力值增大大约5.33倍,且终止时刻最大应力值均位于第3螺钉的尾部,如图6所示。

2.3 胫骨应力分析

2.3.1 力加载全程胫骨最大应力值分析 力加载全程胫骨最大应力值随着骨折断端分离间隙的增大而逐渐增大,当骨折断端分离间隙从0.2 mm增大至2.0 mm时,胫骨力加载全程最大应力值增大大约4.75倍,最大应力值均出现在骨折断面位置,且均位于骨折断面的下接触面,如图7所示。

2.3.2 力加载终止时刻胫骨最大应力值分析 力加载终止时刻胫骨最大应力值随着骨折断端分离间隙的增大而逐渐增大,骨折断端分离间隙由0.2 mm增大

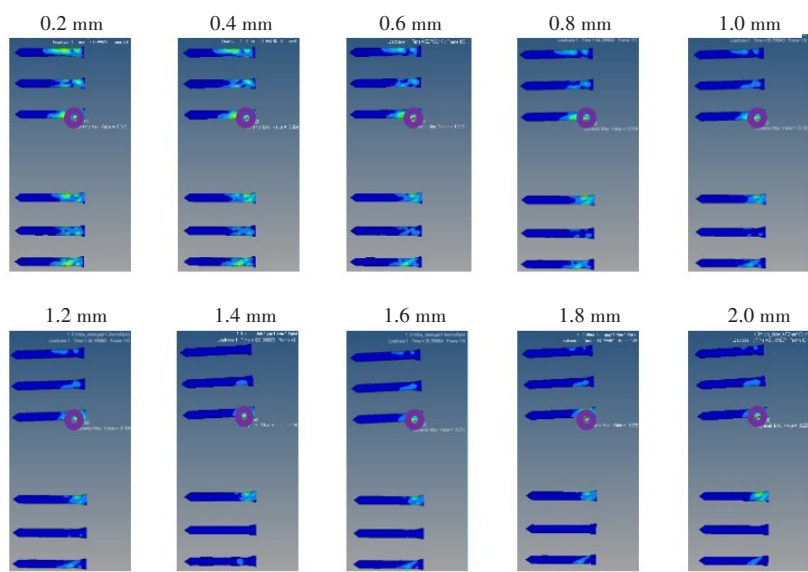


图5 力加载全程螺钉最大应力值位置

Figure 5 Positions of the maximum stress values of the screw during the loading

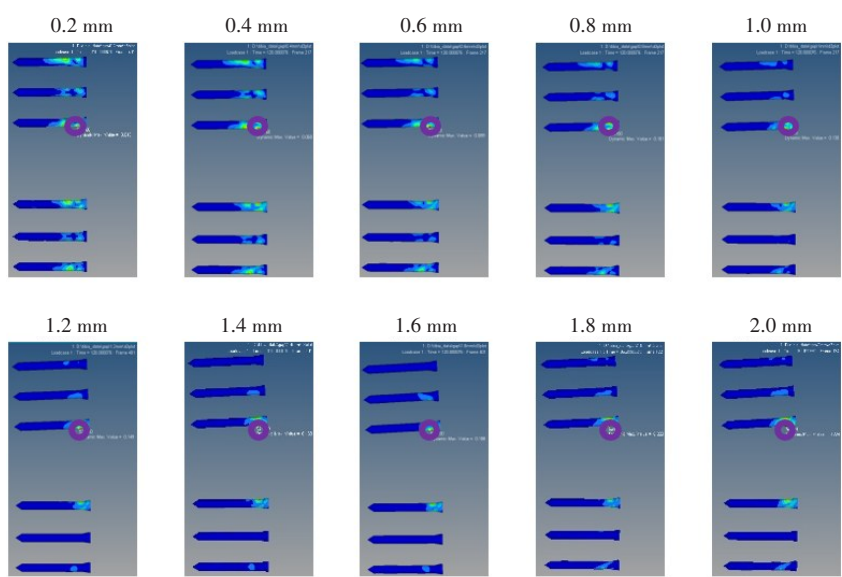


图6 力加载终止时刻螺钉最大应力值位置

Figure 6 Positions of the maximum stress values of the screw at the end of loading

到 2.0 mm 时,力加载终止时刻最大应力值增大约 3.9 倍,且最大应力值均位于骨折断面位置;当骨折断端分离间隙为 0.6 mm 及 0.8 mm 时,最大应力值位于骨折处上接触面,其余组最大应力值均位于骨折处下接触面,如图 8 所示。

2.4 锁定接骨板外固定治疗胫骨 42A3 型骨折生物力学分析汇总

表 4 为骨折断端分离间隙为 0.2~2.0 mm 时,力加载全程及力加载终止时刻接骨板、螺钉及胫骨的最大应力值。如图 9 所示,在力加载全程及力加载终止时刻,胫骨、接骨板及螺钉的最大应力值均随骨折断端分离间隙的增大而增大;且在实验中,相同骨折断

端分离间隙下,力加载全程最大应力值:接骨板>螺钉>胫骨;力加载终止时刻最大应力值:接骨板>螺钉>胫骨。相同骨折断端分离间隙下,同一部位力加载全程最大应力值大于力加载终止时刻其自身最大应力值。

3 讨论

由于胫骨干软组织覆盖范围有限的解剖结构特殊性<sup>[15]</sup>,一旦发生骨折,常为开放性骨折,而对于不稳定期精神心理疾病患者来说,较低的治疗配合度,将使手术治疗方案的选择面临着更大的困难。开放性胫骨骨折的治疗重点在于彻底清创及骨折端维持

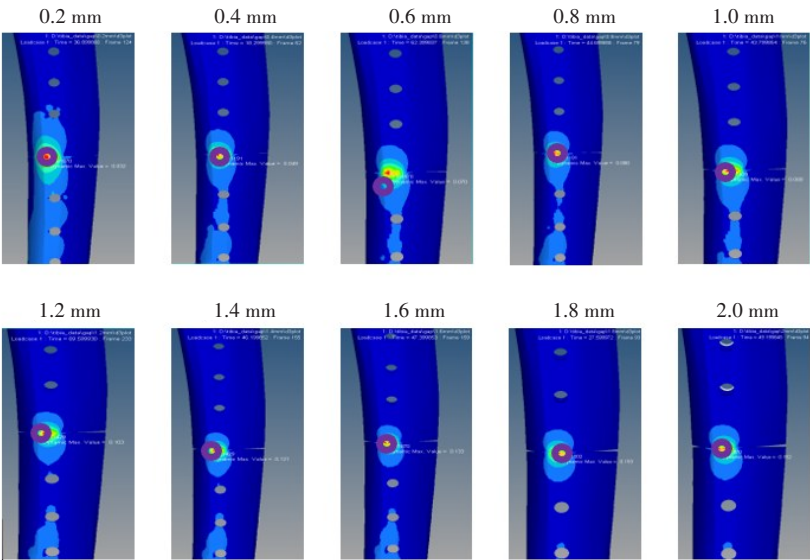


图7 力加载全程胫骨最大应力值位置

Figure 7 Positions of the maximum stress values of the tibia during the loading

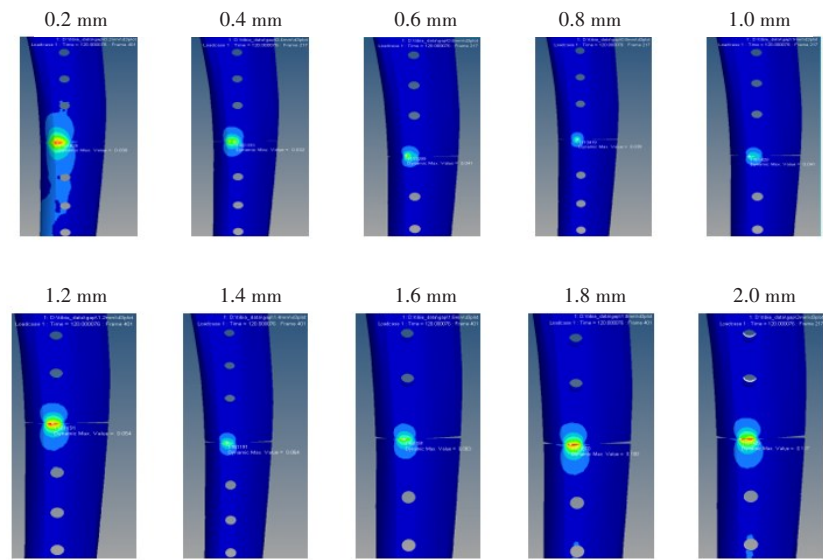


图8 力加载终止时刻胫骨最大应力值位置

Figure 8 Positions of the maximum stress values of the tibia at the end of the loading

表4 不同骨折断端分离间隙下的最大应力值(MPa)

Table 4 Maximum stress in different fracture gaps (MPa)

状态	0.2 mm	0.4 mm	0.6 mm	0.8 mm	1.0 mm	1.2 mm	1.4 mm	1.6 mm	1.8 mm	2.0 mm
终止时刻接骨板	61.15	81.70	102.00	116.00	165.00	174.20	203.10	234.20	256.50	287.70
终止时刻螺钉	42.95	59.60	88.50	102.00	130.00	149.00	167.90	185.60	189.10	204.80
终止时刻胫骨	30.39	32.00	41.20	38.80	38.70	53.90	64.28	83.36	99.79	117.10
加载全程接骨板	67.02	86.50	107.00	131.00	167.00	196.60	224.90	253.00	283.40	301.90
加载全程螺钉	48.59	63.80	91.00	104.00	135.00	163.80	187.20	210.50	228.40	229.30
加载全程胫骨	31.98	48.80	69.80	80.50	89.10	103.10	121.40	133.30	152.60	151.80

足够稳定的机械强度<sup>[16-17]</sup>,且考虑到精神心理疾病患者的不配合性,锁定钢板外置的治疗方案较符合此类患者胫骨开放性骨折的临床治疗要求。通过螺钉与钢板锁定,可为骨折断端提供较为强大的稳定



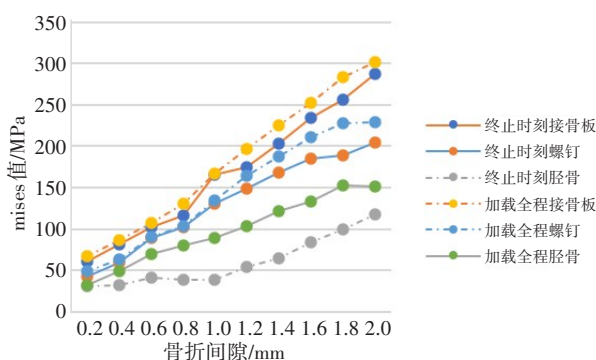


图9 不同骨折断端分离间隙下力加载终止时刻及力加载全程各部位mises应力最大应力值

Figure 9 Maximum mises stress values of all the parts at the end and during loading in different fracture gaps

性<sup>[18-19]</sup>;未留置金属内固定物在手术口内,降低了感染的发生风险;锁定钢板采用外固定的手术方式,对手术区造成的创伤小,仅需要螺钉插入的小切口<sup>[20]</sup>,更有利于保障骨折断端的血运,符合骨折治疗“重点维护局部软组织血运”的BO原则<sup>[21]</sup>;且该外固定手术方式有利于临床换药等术后护理工作的进行。程杰等<sup>[22]</sup>已通过临床试验证明锁定钢板外置治疗胫骨开放性骨折的愈合时间少于临床平均胫骨骨折愈合时间,且经过Johner-Wruh标准进行评定,该治疗方案取得了较好的治疗疗效。但有关锁定钢板外置治疗的生物力学理论支持较少,笔者通过有限元分析方法,为该治疗方式提供一定的理论支持。有文献研究表明骨折治疗应将骨折间隙控制在2.0 mm内有利于骨折的愈合<sup>[23]</sup>,故将模型的骨折间隙控制在2.0 mm内,以分析在符合临床治疗原则的前提下,该治疗方式有限元模型的最大应力情况以及是否在材料及胫骨屈服强度之内。由于人类下肢在日常生活中,主要承受轴向应力作用,故本研究进行轴向应力的有限元分析<sup>[24]</sup>。

经有限元分析发现,用锁定钢板外置治疗骨折分离间隙为0.2~2.0 mm的42A3型骨折时,钢板、螺钉力加载全程及终止时刻最大应力值均随着骨折间隙的增大而增大,但其最大应力值均远远小于所选钛合金Ti-6Al-4V接骨板材料的标准屈服强度894~1 034 MPa<sup>[25]</sup>,证明在骨折分离间隙小于2.0 mm时,用接骨板外置治疗42A3型骨折,接骨板及螺钉所承受的最大应力值在材料的安全强度范围之内,可为骨折断端提供足够的稳定性,实现外固定器负重的要求,满足外固定器应力方面稳定性的需求。无论是接骨板、螺钉还是胫骨,力加载全程的最大应力值均大于相同骨折断端分离间隙下力加载终止时刻最大应力值,说明患者站立活动发生过程中骨折模

型受的轴向最大应力值要高于其站立活动终止后的静止状态所受的轴向最大应力值。接骨板力加载全程及终止时刻最大应力部位集中在接骨板中间位置即3、4、5孔处,螺钉最大应力值在第3螺钉的尾部,说明此处应力更为集中,容易因材料疲劳而发生断裂。胫骨力加载全程及终止时刻最大应力值亦随着骨折分离间隙的增大而增大,且始终小于正常骨骼可以承受的最大轴向载荷193 MPa<sup>[26]</sup>,故该治疗方式胫骨最大应力值在胫骨应力的安全范围内,应用存在合理性。

本研究的不足之处:只分析了有限元模型轴向压力的受力情况,而未对人体正常活动时的拉力、旋转、弯曲及联合应力进行有限元分析;只分析了作用于骨的外力,未分析肌肉收缩和韧带张力引起的内力。

综上所述,锁定接骨板外置治疗精神心理疾病发病期的精神心理病患者合并开放性42A3型骨折从生物力学上分析存在一定的合理性。

## 【参考文献】

- [1] 杨媛. 住院精神分裂症患者骨质疏松的影响因素研究[D]. 天津: 天津医科大学, 2018.  
Yang Y. Study on influencing factors of osteoporosis in hospitalized schizophrenic patients[D]. Tianjin: Tianjin Medical University, 2018.
- [2] Beale B, McCally R. Minimally invasive fracture repair of the tibia and fibula[J]. Vet Clin North Am Small Anim Pract, 2020, 50(1): 183-206.
- [3] Szelerski L, Pajchert Kozłowska A, Żarek S, et al. A new criterion for assessing Ilizarov treatment outcomes in nonunion of the tibia[J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2021, 141(5): 879-889.
- [4] Albright PD, MacKechie MC, Roberts HJ, et al. Open tibial shaft fractures: treatment patterns in Latin America[J]. J Bone Joint Surg Am, 2020, 102(22): e126.
- [5] 常文利, 张英泽, 陈伟. 胫骨中下段骨折不愈合原因的研究进展[J]. 中国骨与关节杂志, 2017, 6(9): 713-716.  
Chang WL, Zhang YZ, Chen W. Research progress on causes of nonunion of middle and lower tibial fractures[J]. Chinese Journal of Bone and Joint, 2017, 6(9): 713-716.
- [6] Vaienti E, Schiavi P, Ceccarelli F, et al. Treatment of distal tibial fractures: prospective comparative study evaluating two surgical procedures with investigation for predictive factors of unfavourable outcome[J]. Int Orthop, 2019, 43(1): 201-207.
- [7] Schaffer NE, Wilson JL, Yee MA, et al. Intramedullary nail for a distal tibia fracture[J]. J Orthop Trauma, 2020, 34 Suppl 2: S37-S38.
- [8] Costa ML, Achten J, Griffin J, et al. Effect of locking plate fixation vs intramedullary nail fixation on 6-month disability among adults with displaced fracture of the distal tibia: the UK fixDT randomized clinical trial[J]. JAMA, 2017, 318(18): 1767-1776.
- [9] Patel I, Young J, Washington A, et al. Malunion of the tibia: a systematic review[J]. Medicina (Kaunas), 2022, 58(3): 389.
- [10] Cinats DJ, Viskontas D, Boyer D, et al. The influence of sagittal proximal tibial anatomy in tibial intramedullary nailing[J]. J Orthop Trauma, 2020, 34(11): 606-611.
- [11] Li YC, Jiang X, Guo QH, et al. Treatment of distal tibial shaft fractures by three different surgical methods: a randomized, prospective study[J]. Int Orthop, 2014, 38(6): 1261-1267.
- [12] Wang YQ, Qi EP, Zhang XJ, et al. A finite element analysis of relationship between fracture, implant and tibial tunnel[J]. Sci Rep, 2021, 11(1): 1781.
- [13] 王进, 赵广雷, 黄钢勇, 等. 3D打印金属垫块修复全膝关节置换(TKA)术中胫骨平台骨缺损的三维有限元分析[J]. 复旦学报(医学版), 2020,

- 47(2): 232-239.  
Wang J, Zhao GL, Huang GY, et al. 3D printed metal pads for total knee arthroplasty (TKA) Three dimensional finite element analysis of tibial plateau defect during operation[J]. Fudan University Journal of Medical Sciences, 2020, 47(2): 232-239.
- [14] 杨卫强, 赵永明, 丁童, 等. 动态锁定螺钉固定胫骨远端骨折的有限元分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2021, 29(9): 835-838.  
Yang WQ, Zhao YM, Ding T, et al. Finite element analysis of dynamic locking screw fixation of distal tibia fracture[J]. Orthopedic Journal of China, 2021, 29(9): 835-838.
- [15] Vaienti E, Schiavi P, Ceccarelli F, et al. Treatment of distal tibial fractures: prospective comparative study evaluating two surgical procedures with investigation for predictive factors of unfavourable outcome[J]. Int Orthop, 2019, 43(1): 201-207.
- [16] 刘安彬, 莫开胜, 廖启云. 锁定钢板外置固定与外固定架固定治疗开放性胫骨干骨折的疗效比较[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2021, 36(8): 866-868.  
Liu AB, Mo KS, Liao QY. Comparison of the efficacy of external fixation with locking plate and external fixator in the treatment of open tibia shaft fracture[J]. Chinese Journal of Bone and Joint Injury, 2021, 36(8): 866-868.
- [17] Henkel J, Medeiros Savi F, Berner A, et al. Scaffold-guided bone regeneration in large volume tibial segmental defects[J]. Bone, 2021, 153: 116-163.
- [18] 李达, 樊仕才. 锁定钢板外置与外固定架固定胫骨骨折的生物力学比较[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2018, 33(8): 813-816.  
Li D, Fan SC. Biomechanical comparative study on fixation of tibial fractures by external fixation of locking plate and external fixator[J]. Chinese Journal of Bone and Joint Injury, 2018, 33(8): 813-816.
- [19] 焦玉爽, 陈伟, 杜红杰, 等. 外置锁定钢板治疗胫骨近端骨折的有限元分析[J]. 新医学, 2019, 50(6): 408-411.  
Jiao YS, Chen W, Du HJ, et al. Finite element analysis of external locking plate for treatment of proximal tibial fracture[J]. Journal of New Medicine, 2019, 50(6): 408-411.
- [20] 李晓初, 吕阳, 王养发, 等. 锁定加压钢板外置治疗开放性胫骨骨折的研究现状及进展[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2020, 35(2): 222-224.  
Li XC, Lü Y, Wang YF, et al. Research status and progress of external locking compression plate in the treatment of open tibial fractures[J]. Chinese Journal of Bone and Joint Injury, 2020, 35(2): 222-224.
- [21] 贾军锋, 唐承杰, 乐劲涛, 等. 胫骨远端骨折3种不同固定方式的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(32): 5188-5194.  
Jia JF, Tang CJ, Le JT, et al. Finite element analysis of three different fixation methods for distal tibial fractures[J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2019, 23(32): 5188-5194.
- [22] 程杰, 郝廷, 刘广辉, 等. 外置锁定钢板治疗 Gustilo IIIA 型胫骨开放性骨折[J]. 中国矫形外科杂志, 2020, 28(22): 2104-2106.  
Cheng J, Hao T, Liu GH, et al. Treatment of type Gustilo IIIA open tibial fracture with external locking plate[J]. Orthopedic Journal of China, 2020, 28(22): 2104-2106.
- [23] Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, et al. Effects of mechanical factors on the fracture healing process[J]. Clin Orthop Relat Res, 1998 (355 Suppl): S132-S147.
- [24] 陈志达, 肖棋, 姚小涛, 等. 轴向叩击应力对内固定和外固定治疗胫骨骨折影响的有限元分析[J]. 骨科, 2019, 10(5): 395-401.  
Chen ZD, Xiao Q, Yao XT, et al. Three dimensional finite element study of axial percussion stress for bone healing in internal fixation and external fixation of tibial fractures[J]. Orthopaedics, 2019, 10(5): 395-401.
- [25] 王海燕, 许贵存, 蔡永强, 等. 胫骨远端骨折解剖锁定钢板固定的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(35): 5691-5696.  
Wang HY, Xu CG, Cai YQ, et al. Finite element analysis of posterior anatomical locking plate for distal tibia[J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2017, 21(35): 5691-5696.
- [26] Abdul Wahab AH, Wui NB, Abdul Kadir MR, et al. Biomechanical evaluation of three different configurations of external fixators for treating distal third tibia fracture: Finite element analysis in axial, bending and torsion load[J]. Comput Biol Med, 2020, 127: 104062.

(编辑: 薛泽玲)