

胫骨远端骨折应用交锁髓内钉固定时远端不同锁定钉状态的有限元分析

陈庆贺 邓玲珑 喻爱喜

【摘要】 目的 探究胫骨远端骨折应用交锁髓内钉固定时远端不同锁定钉状态的稳定性及其生物力学特性。方法 选择一名健康成年男性的胫骨 CT Dicom 数据,应用 mimics、geomagic 和 solidworks 软件构建胫骨、髓内钉、锁定钉的 3D 模型,然后按照髓内钉远端不同锁定状态分为试验组(两枚横向锁定钉和一枚纵向锁定钉)和对照组(两枚横向锁定钉),分别给予轴向、侧向和扭转方向的不同大小的载荷,以模拟正常人体胫骨和内固定系统在不同受力情况下的应力和位移分布情况。结果 试验组和对照组的应力分布没有明显差异,二者都集中在骨-螺钉结合部位,但试验组在轴向、侧向和扭转方向的不同大小的载荷下的最大等效应力均略低于对照组,在轴向 300、600、900 N 载荷下,试验组的最大等效应力为 24.84、49.68、74.52 MPa,对照组的为 27.80、55.51、83.27 MPa;在扭转 2、4、6 N/m 的载荷下,试验组的最大等效应力为 144.87、290.92、431.80 MPa,对照组为 146.01、292.03、434.80 MPa;在侧向 300、600、900 N 载荷下,试验组的最大等效应力为 209.79、419.58、629.37 MPa,对照组为 210.47、420.94、631.41 MPa。在形变位移方面,两组的内固定系统都没有发生明显形变,且试验组的最大位移均略小于对照组。在轴向 300、600、900 N 载荷下,试验组的最大位移为 0.022 9、0.045 8、0.068 7 mm,对照组的为 0.024 1、0.048 1、0.072 3 mm;在扭转 2、4、6 N/m 的载荷下,试验组的最大位移为 0.217 8、0.428 8、0.597 8 mm,对照组为 0.218 5、0.436 9、0.607 2 mm;在侧向 300、600、900 N 载荷下,试验组的最大位移为 0.949 2、1.898 5、2.847 7 mm,对照组为 0.952 5、1.905 0、2.857 6 mm。结论 通过应力和位移对比分析,在使用髓内钉固定胫骨远端骨折时,髓内钉远端固定两枚横向锁定钉已经提供了足够的稳定性,与使用三枚锁定钉相比,两枚锁定钉可减少额外的手术时间和不必要的辐射暴露。在实际情况中还需要手术医生结合临床的具体情况为病人选择最合适的手术方案。

【关键词】 胫骨远端骨折;有限元分析;髓内钉;锁定钉

Finite Element Analysis of Different Distal Locking Nail States in Fixation of Middle and Distal Tibial Fractures with Interlocking Intramedullary Nails. Chen Qinghe, Deng Linglong, Yu Aixi. Department of Trauma and Micro-Orthopaedics, Zhongnan Hospital of Wuhan University, Wuhan 430000, China

Corresponding author: Yu Aixi, E-mail: yuaixi666@163.com

【Abstract】 Objective To investigate the stability and biomechanical properties of different distal locking nail states in the fixation of distal tibial fractures with interlocking intramedullary nails. **Methods** CT Dicom data of a healthy adult tibia were selected. 3D models of the tibia, intramedullary nail and locking nail were constructed by mimics, geomagic and solidworks software. Then, according to the different locking states of the distal end of the intramedullary nail, the models were divided into the test group (two transverse locking nails and one longitudinal locking nail) and the control group (two transverse locking nails), and different loads were applied in the axial, lateral, and torsional directions to simulate the stress and displacement distribution of the normal human tibia and the internal fixation system under different stress conditions. **Results** There was no significant difference in stress distribution between the test group and the control group, both of which were concentrated at the bone-screw junction. However, the maximum equivalent stress in the test group was slightly lower than that in the control group under different loads in the axial, lateral and torsional directions. Under axial loads of 300, 600, and 900 N, the maximum equivalent stress of the test group was 24.84, 49.68, 74.52 MPa, and that of the control group was 27.80, 55.51, 83.27 MPa, respectively. Under the torsional load of 2, 4,

and 6 N/m, the maximum equivalent stress of the test group was 144.87, 290.92, 431.80 MPa, and that of the control group was 146.01, 292.03, 434.80 MPa, respectively. Under the lateral load of 300, 600, and 900 N, the maximum equivalent stress of the test group was 209.79, 419.58, and 629.37 MPa, and that of the control group was 210.47, 420.94, and 631.41 MPa, respectively. In terms of deformation and displacement, there was no significant deformation of the internal fixation system in the two groups, and the maximum displacement of the test group was slightly smaller than that of the control group. Under the axial load of 300, 600, and 900 N, the maximum displacement of the test group was 0.022 9, 0.045 8, 0.068 7 mm, and that of the control group was 0.024 1, 0.048 1, and 0.072 3 mm, respectively. Under the torsional load of 2, 4, and 6 N/m, the maximum displacement of the test group was 0.217 8, 0.428 8, and 0.597 8 mm, and that of the control group was 0.218 5, 0.436 9, and 0.607 2 mm, respectively. Under the lateral load of 300, 600, and 900 N, the maximum displacements of the test group were 0.949 2, 1.898 5, and 2.847 7 mm, and those of the control group were 0.952 5, 1.905 0, and 2.857 6 mm, respectively. **Conclusion** By comparative analysis of stress and displacement, when using intramedullary nails to fix distal tibial fractures, the distal fixation of two locking nails has provided sufficient stability, and two locking nails can reduce additional operation time, patient cost, and unnecessary radiation exposure compared with the use of three locking nails. In clinical practice, it is also necessary for the surgeon to select the most appropriate surgical plan for the patients according to the specific situation.

【Key words】 Distal tibia fracture; Finite element analysis; Intramedullary nail; Locking screw

胫骨骨折是最常见的骨折之一,尤其是在年轻的高能量创伤病人中。其中胫骨远端骨折占所有胫骨骨折的37.8%^[1]。胫骨远端因为软组织覆盖少、血供少,且骨折位置与踝关节接近,因此骨折后更容易发生感染、骨折延迟愈合甚至骨不连等并发症。目前临床上胫骨远端骨折的主要内固定方式为钢板内固定和交锁髓内钉内固定^[2],钢板内固定因为需要广泛剥离软组织,因此容易导致骨不连及内固定物感染^[3]。相对于钢板内固定,髓内钉内固定因为不需要暴露骨折断端,则可以避免这些并发症。近年来,髓内钉内固定已经被越来越多的临床医师作为胫骨远端骨折的首选治疗方式^[4]。然而髓内钉远端锁定钉配置影响内固定的稳定性,容易导致骨折断端的相对位移,进而导致骨不连^[5]。目前关于髓内钉远端锁定钉的配置尚没有统一明确的定论,所以本研究拟比较胫骨髓内钉远端两枚和三枚锁定钉这两种配置的生物力学特性,旨在为胫骨髓内钉治疗胫骨远端骨折的临床手术方案选择提供更全面的生物力学依据。

资料与方法

一、时间及地点

试验于2023年6月至8月在武汉大学中南医院完成。

二、试验对象选择

一名23岁男性志愿者,身高176 cm,体重70 kg,发育良好,通过影像学排除骨质疏松、病理性骨折及骨肿瘤等异常情况。

三、材料

128排双源螺旋CT(德国Siemens公司),Mimics 21.0软件(比利时Materialise公司),Geomagic 2021软件(美国Geomagic公司),solidworks 2021(美国达索系统公司),ANSYS Workbench 2023(美国ANSYS公司)。

四、试验方法

(一)三维重建

通过武汉大学中南医院医学影像科获取志愿者胫骨原始影像Dicom数据,将Dicom数据导入Mimics,确定阈值。利用不同组织的CT值,确定合理阈值范围,分离出骨组织,然后对其进行区域增长、空洞填充、蒙版分离及光滑等步骤生成胫骨模型stl文件。然后将stl文件导入Geomagic Wrap软件中,通过精确曲面、光滑、构建曲面片、构建格栅、拟合NURBS曲面等操作,生成拥有规则Nurbs曲面的胫骨模型stp文件。用solidworks软件将stp胫骨模型文件打开,利用分割功能切割1 mm厚度的骨质以模拟胫骨远端横行骨折(距离踝关节面以上90 mm)。

(二)胫骨髓内钉的建模及装配

根据生产厂家提供的髓内钉参数及从CT数据上测量得到的胫骨模型参数,建立相匹配胫骨髓内钉和锁定螺钉模型,使用solidworks软件进行胫骨髓内钉和锁定螺钉的草图绘制,通过旋转、拉伸、切割螺旋线、删除部分等一系列操作完成胫骨髓内钉和锁定螺钉模型的制作。所制作的胫骨髓内钉近端直径为11.5 mm,远端直径为10 mm,近端有一15°的外偏角,长度为280 mm;锁定钉直径5 mm,分别制作三枚长度分别为35、40、60 mm的锁定螺钉。固定方法分为对照组(远端两枚横向锁定钉)和试验组(远

端两枚横向锁定钉和一枚纵向锁定钉),对照组近端固定 4 枚螺钉,远端固定 2 枚横向锁定钉,试验组在对照组的基础上在远端再固定 1 枚纵向锁定钉,详见图 1。使用“检查干扰”命令检查模型是否存在干扰,并将模型保存为 stp 文件。

(三)材料属性设置及网格划分

利用 solidworks 关联 Workbench 的功能,将模型通过 solidworks 导入 Workbench。然后创建静力分析模块。参考之前的文献^[6-7],为胫骨、髓内钉及锁定钉材料属性赋值,设置合适的弹性模量和泊松比,详见表 1。根据手术方案设置接触处理以模拟真实固定情况。胫骨、髓内钉和锁定钉使用四面体网格(C3D4)进行网格划分,模型中的节点数和网格数见表 2。

(四)载荷及约束条件的设置

约束胫骨远端关节面的 6 个方向自由度,作为胫骨模型施加载荷的边界条件,在胫骨平台和胫骨内侧关节面施加载荷,对胫骨模型分别施加轴向载荷、侧向载荷以及扭转载荷以模拟人们正常活动对胫骨产生的影响,参考既往文献,用 300、600、900 N

的力分别模拟人在站立、行走及跑步时胫骨所受的轴向和侧向载荷,用 2、4、6 N/m 的力分别模拟人在站立、行走及跑步时胫骨所受的扭转载荷。

(五)主要观察指标

分别观察胫骨和内固定模型在不同载荷条件下的应力分布和最大位移,比较两种髓内钉固定方式的力学稳定性。

结 果

一、胫骨正常模型有效性验证

在 300 N 轴向载荷下,胫骨模型的位移变化在 0.02 mm 到 0.20 mm 之间,这与既往的研究结果相差不大^[8-9],考虑到胫骨个体的差异,因此本胫骨模型的有限元分析具有可靠性。

二、轴向载荷下胫骨内固定模型应力及位移分析

在 300、600 及 900 N 轴向载荷下,两组的最大等效应力均集中在髓内钉远端锁定钉附近,对照组的最大等效应力分别为 27.80、55.51、83.27 MPa,试验组的最大等效应力分别为 24.84、49.68、74.52 MPa。在约束胫骨远端关节面 6 个自由度的情况下,对照组与试验组都是胫骨近端螺钉两端的位移最大,在不同轴向载荷下,对照组的最大位移分别为 0.024 1、0.048 1、0.072 3 mm,试验组的最大位移分别为 0.022 9、0.045 8、0.068 7 mm。在轴向载荷下,两组的应力分布云图和位移云图相似,但试验组的最大等效应力和最大位移均小于对照组,详见图 2、3。

三、扭转载荷下胫骨内固定模型应力及位移分析

在 2、4、6 N/m 的扭转载荷下,两组的等效应力都主要集中在内固定模型上,两组的最大等效应力都集中在髓内钉远端锁定钉与胫骨模型相交处,且试验组的最大等效应力均小于对照组。位移分析方面,在三组不同的扭转载荷下,两组的最大位移值都在胫骨近端的螺钉两端,且试验组的最大位移均小于对照组,详见图 4、5。

四、侧向载荷下胫骨内固定模型应力及位移分析

在 300、600、900 N 的侧向载荷下,应力云图显示两组的内固定模型都承载了主要的等效应力,最大等效应力集中在髓内钉远端第一颗锁定钉与胫骨模型相交处,且试验组的最大等效应力均小于对照组。与应力分析趋势相同,位移云图显示,对照组与试验组的最大位移都发生在胫骨近端的螺钉两端,且试验组的最大位移均小于对照组,详见图 6、7。

两组内固定模型在不同大小的轴向、侧向和扭转载荷的最大应力值和最大位移值见表 3、4。

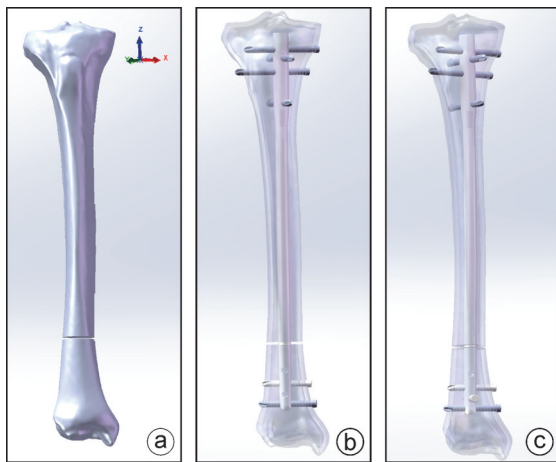


图 1 胫骨骨折模型 a: 胫骨远端骨折模型; b: 对照组模型; c: 试验组模型

表 1 材料属性赋值

材料	弹性模量(MPa)	泊松比
皮质骨	16 700	0.3
松质骨	155	0.2
髓内钉和锁定螺钉	110 000	0.3

表 2 两组有限元模型的单元数和节点数

组别	节点数	单元数
试验组	490 256	456 328
对照组	310 734	274 802

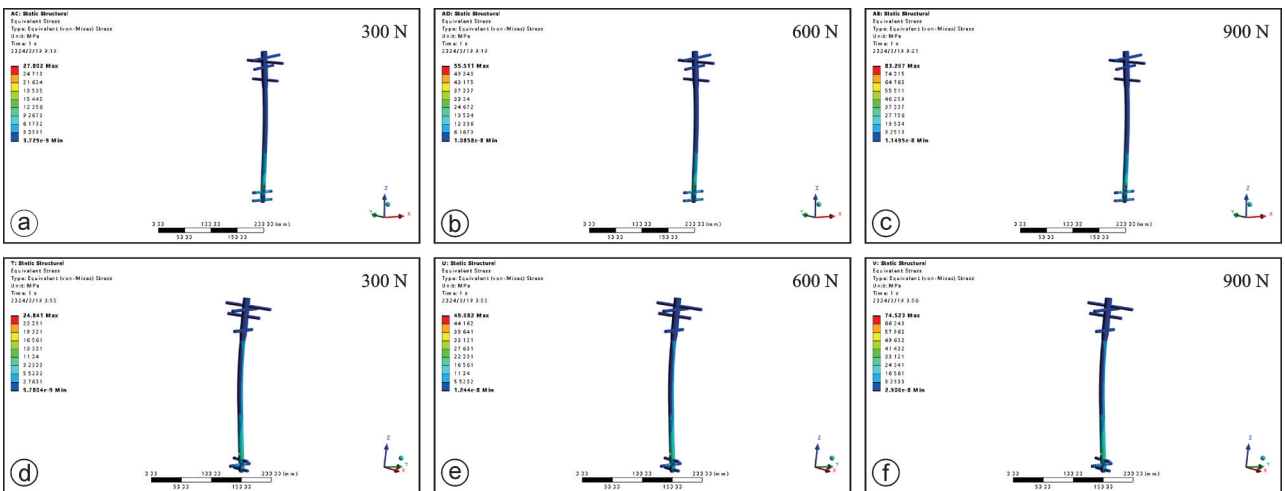


图2 对照组(a~c)和试验组(d~f)有限元模型不同轴向载荷下应力云图

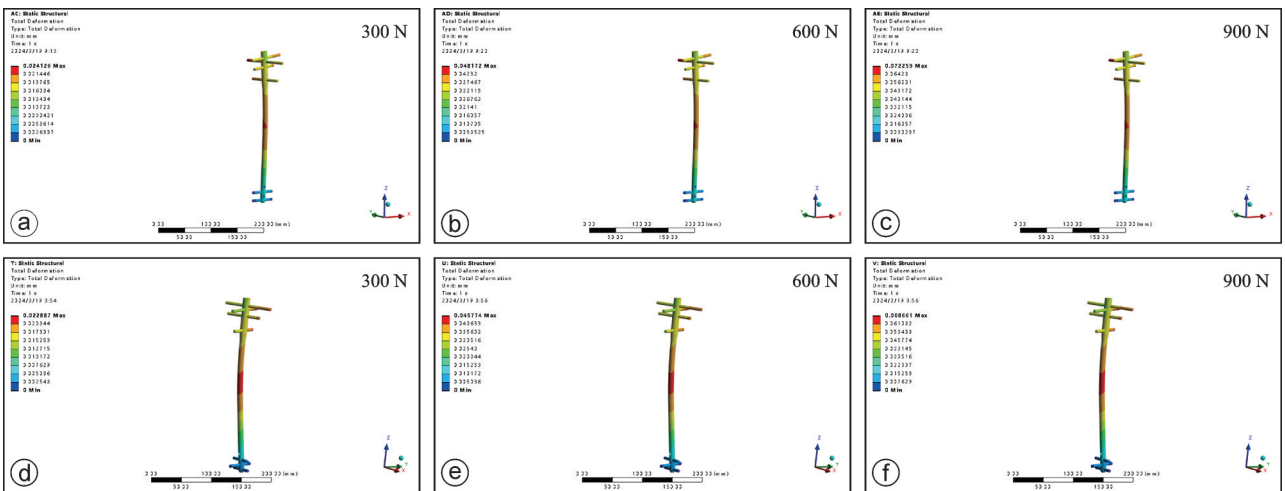


图3 对照组(a~c)和试验组(d~f)有限元模型不同轴向载荷下位移云图

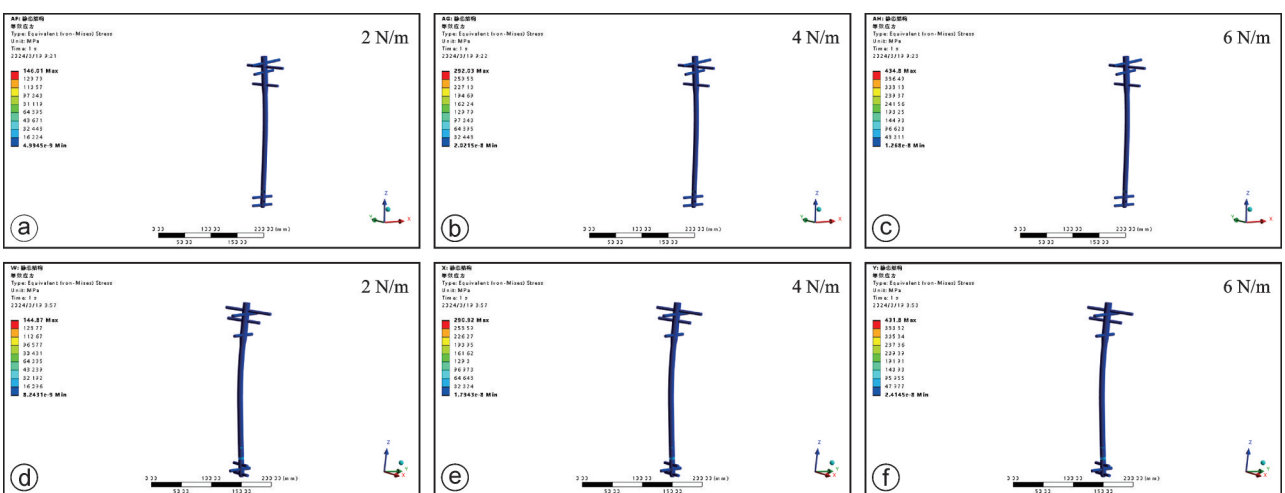


图4 对照组(a~c)和试验组(d~f)有限元模型不同扭转载荷下应力云图

讨论

在胫骨远端,胫骨从骨干向干骺端过渡,胫骨由三角形变为圆形,周围皮质变薄,中央被干骺端

继发海绵状骨和松质骨取代。而且胫骨前后动脉围绕着胫骨远端内侧表面形成了一个树形血管网络,并滋养该区域,损伤该区域可能会增加术后延迟愈合甚至骨不连的风险。骨折的愈合过程分为

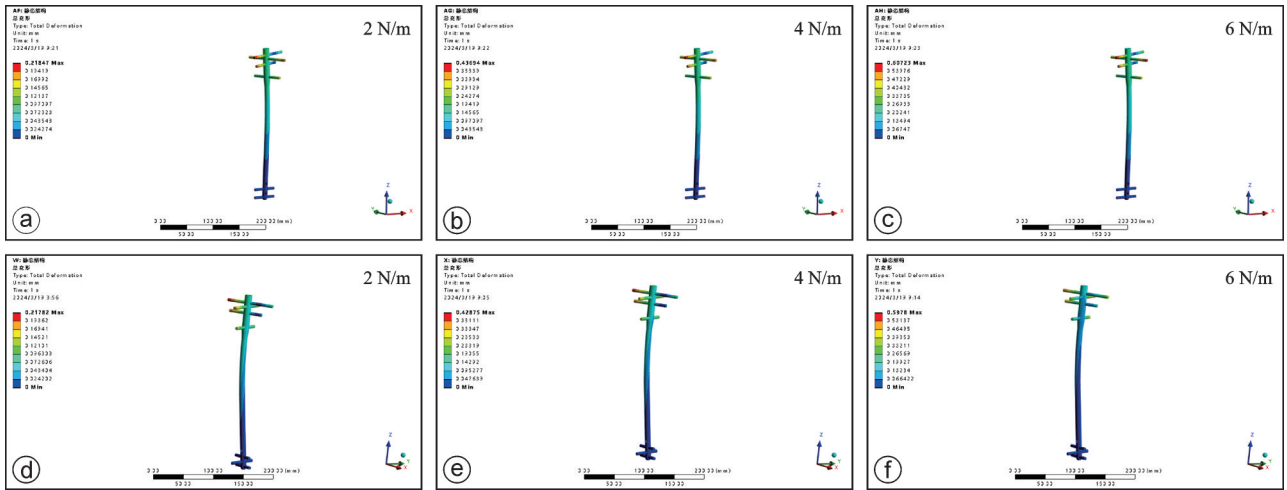


图 5 对照组(a~c)和试验组(d~f)有限元模型不同扭转载荷下位移云图

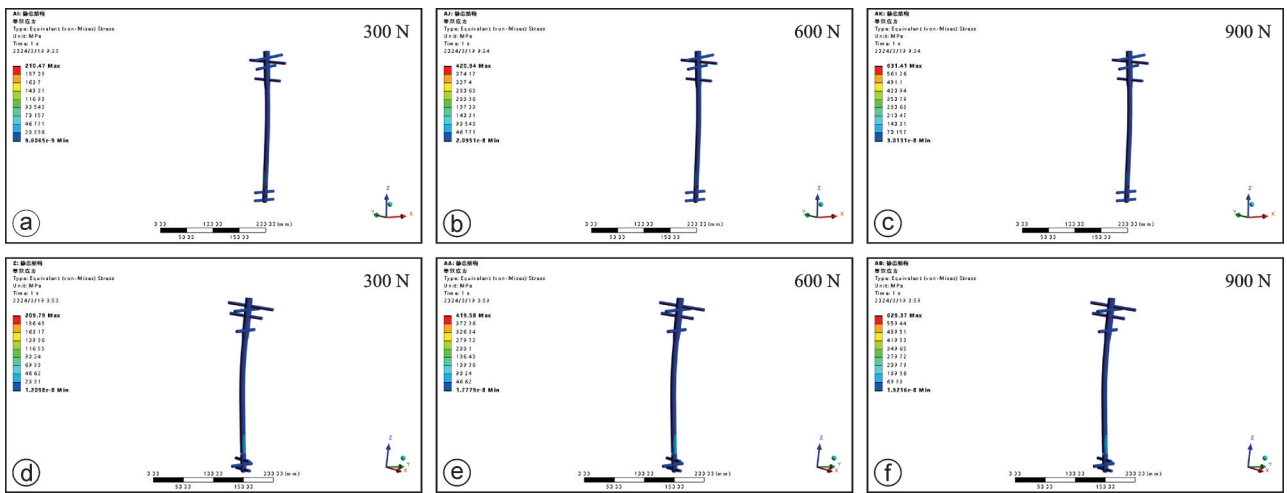


图 6 对照组(a~c)和试验组(d~f)有限元模型不同侧向载荷下应力云图

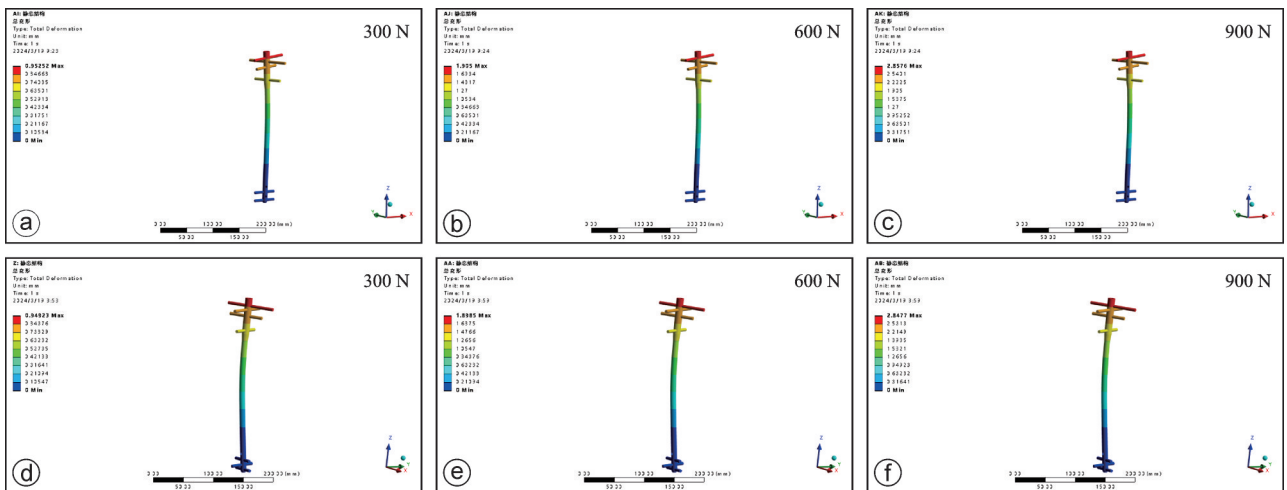


图 7 对照组(a~c)和试验组(d~f)有限元模型不同侧向载荷下位移云图

血肿机化期、骨痂形成期和骨痂塑型期,在骨折行复位内固定术后,胫骨和内固定系统形成复杂的生物力学系统,这一生物力学系统不仅作为骨折断端的机械桥梁,允许骨折断端之间的载荷传递,减少

骨折断端之间的微动,还可以通过影响骨折断端的力学环境从而影响骨折愈合的生物反应。在骨折得到稳定的固定后,适当的应变有助于骨痂的形成,根据Perren^[10]的应变理论,不同的组织能承受的

表3 两组模型不同载荷下最大应力(MPa)

组别	轴向力			扭转力			侧向力		
	300 N	600 N	900 N	2 N/m	4 N/m	6 N/m	300 N	600 N	900 N
对照组	27.80	55.51	83.27	146.01	292.03	434.80	210.47	420.94	631.41
试验组	24.84	49.68	74.52	144.87	290.92	431.80	209.79	419.58	629.37

表4 两组模型不同载荷下位移情况(mm)

组别	轴向力			扭转力			侧向力		
	300 N	600 N	900 N	2 N/m	4 N/m	6 N/m	300 N	600 N	900 N
对照组	0.024 1	0.048 1	0.072 3	0.218 5	0.436 9	0.607 2	0.952 5	1.905 0	2.857 6
试验组	0.022 9	0.045 8	0.068 7	0.217 8	0.428 8	0.597 8	0.949 2	1.898 5	2.847 7

最大应力不同。例如,纤维细胞能承受100%的应变,软骨细胞能承受10%的应变,骨细胞只能承受2%的应变。当骨折断端间的应变<2%时,骨细胞得不到有效的刺激从而不能分化为骨痂;当骨折断端间的应变在5%~10%时,有利于骨痂的生长;当骨折断端间的应变>10%时,骨折断端内固定系统的稳定性就会受到影响^[10-12]。目前多认为骨折端最合适的轴向微动幅度为0.2~1.0 mm,超过2.0 mm将不利于骨折愈合^[13-14]。

目前钢板螺钉和髓内钉内固定是两种被广泛接受和有效的治疗方法,两种方法各有其适应证及并发症^[15]。钢板内固定经常被报道与术后感染有关。与钢板内固定相比,髓内钉固定不需要广泛剥离软组织和骨膜,从而很大程度上避免了一些软组织并发症^[16-17],但也存在髓内钉松动、骨不连等问题,Bleeker等^[18]在一项Meta分析中研究了1 332例胫骨远端关节外骨折病人,发现51%的病人选择髓内钉内固定,其中5.9%的病人出现骨不连。而Vallier等^[19]通过一项前瞻性随机试验发现约7.1%的胫骨远端骨折病人在接受髓内钉治疗后出现骨不连。出现骨不连的主要原因是胫骨髓腔大小和髓内钉直径不贴合造成的髓内钉不稳定^[20]。近年来,一些关于增加远端锁定钉数量和调整锁定钉方向能否提高骨折断端稳定性的研究被发表^[21-24]。Chan等^[25]的研究表明3枚远端锁定钉提高了胫骨远端骨折髓内钉内固定的力学稳定性,相较于两枚锁定钉,3枚锁定钉提高了内固定系统的结构刚度,降低了骨折断端的位移形变。也有学者认为两枚平行远端锁定钉可以提供必要的稳定性^[26]。然而固定较多的锁定钉又会增加手术时间和手术难度,医生和病人会暴露在更长的辐射下^[27-28]。

有限元分析在骨科方面应用已有40余年,

Brekelmans等^[29]等首先利用有限元分析股骨的力学特点。有限元分析主要被用于原理分析^[30]、植入物设计^[31-32]和术前规划^[33]。在评估骨折内固定装置的稳定性方面,尸体的生物学检验仍然是“金标准”,但尸体生物学测试具有昂贵和不可重复试验等缺点。相较于尸体生物学检验,有限元分析具有便宜便捷、易编辑和能够很好地反映研究对象力学特点的优点^[30,34]。Gray等^[8]将人体胫骨和有限元胫骨模型比较,证明有限元模型完全可以替代人体胫骨进行力学试验,而且能更好地反映一些力学试验中不能直接观测的指标。

在本研究中,我们通过有限元分析的方法来研究胫骨远端骨折髓内钉固定是否需要加用锁定钉进一步固定。通过比较两种内固定装置的应力和形变位移的分布情况来反映其稳定性^[35-36]。不同载荷下胫骨骨折断端和内固定系统的位移变化能够评估骨折内固定的稳定性。此次研究中,在轴向、侧向和扭转方向模拟人体正常站立载荷下,两种固定方式的位移形变均在2 mm内;而在模拟人体行走和跑步的载荷中,两种内固定方式除了模拟跑步载荷的侧向载荷的位移形变大于2 mm,其余均小于2 mm,表明两种固定方式都不允许在骨折愈合早期进行过度运动。同时试验组在三个方向的不同载荷下的最大位移都略小于对照组,表明胫骨远端骨折远端固定三枚锁定钉比两枚锁定钉有更好的稳定性。最大应力是另一个反映骨折断端和内固定系统稳定性的重要指标,如果内固定系统的最大应力大于屈服强度,它们就会侧向变形甚至断裂^[37]。在本研究中,两种固定方式的最大应力都小于其屈服强度,因此胫骨和内固定系统不会因为肢体承重而发生弯曲或断裂,在轴向、侧向和扭转方向分别模拟胫骨在站立、步行和跑步受到的载荷时,两种内固定系统的最大应力

都集中在骨-螺钉结合部位,且试验组的最大应力均略小于对照组。

通过最大应力和位移形变对比分析,与远端使用两枚锁定钉固定胫骨远端骨折相比,使用三枚锁定钉在一定程度上有助于髓内钉的稳定,从而进一步避免骨不连的发生。但通过试验数据可以看出,虽然试验组的应力和形变位移都优于对照组,但二者的差异很小。所以在使用胫骨髓内钉固定胫骨远端骨折时,两枚锁定钉已经提供了足够的稳定性,与使用三枚锁定钉相比,两枚锁定钉能减少额外的手术时间、病人费用和不必要的辐射暴露。但在实际的临床操作中,手术医生仍然需要根据病人的骨折复杂程度,选择最适合的手术方案。

本研究有如下局限性,首先本研究基于有限元的方法只分析了胫骨远端简单横行骨折,没有对其他复杂骨折进行分析,也忽略了腓骨和下肢肌肉对胫骨稳定性的影响。同时有限元模型也不能完全模拟胫骨材料参数,可进一步进行标本力学试验验证结果。最终,研究结论需进一步的临床研究予以证实。

参 考 文 献

- [1] Jeremić D, Rajović N, Gluscević B, et al. Updated Meta-analysis of randomized controlled trials comparing external fixation to intramedullary nailing in the treatment of open tibial fractures [J]. *Medicina (Kaunas)*, 2023, 59(7): 1301.
- [2] Joveniaux P, Ohl X, Harisbouré A, et al. Distal tibia fractures: management and complications of 101 cases [J]. *Int Orthop*, 2010, 34(4): 583-558.
- [3] Radaideh A, Alrawashdeh MA, Al Khateeb AH, et al. Outcomes of treating tibial shaft fractures using intramedullary nailing (IMN) versus minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis (MIP-PO) [J]. *Med Arch*, 2022, 76(1): 55-61.
- [4] Kuhn S, Appelman P, Paireon P, et al. The retrograde tibial nail: presentation and biomechanical evaluation of a new concept in the treatment of distal tibia fractures [J]. *Injury*, 45 Suppl 1: S81-S86.
- [5] Gao F, Wang XH, Xia SL, et al. Intramedullary nail fixation by suprapatellar and infrapatellar approaches for treatment of distal tibial fractures [J]. *Orthop Surg*, 2022, 14(9): 2350-2360.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] Gray HA, Taddei F, Zavatsky AB, et al. Experimental validation of a finite element model of a human cadaveric tibia [J]. *J Biomech Eng*, 2008, 130(3): 031016.
- [9] Chen YN, Lee PY. Mechanical behaviors of titanium, nickel-titanium, and stainless elastic intramedullary nail in fixation of tibial diaphyseal fractures [J]. *Injury*, 2023, 54(12): 111097.
- [10] Perren SM. Backgrounds of the technology of internal fixators [J]. *Injury*, 2003, 34 Suppl 2: B1-B3.
- [11] Glatt V, Evans CH, Tetsworth K. A concert between biology and biomechanics: the influence of the mechanical environment on bone healing [J]. *Front Physiol*, 2017, 7: 678.
- [12] Zhou Z, Yan Y, Yu H, et al. Effect of inter-fragmentary gap size on neovascularization during bone healing: a micro-CT imaging study [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022, 10: 808182.
- [13] 史金友, 肖玉周, 吴敏, 等. 微动本质及骨折愈合生物力学分期的研究 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2021, 35(9): 1205-1211.
- [14] Epari DR, Gurung R, Hofmann-Fliri L, et al. Biphasic plating improves the mechanical performance of locked plating for distal femur fractures [J]. *J Biomech*, 2021, 115: 110192.
- [15] Kaya O, Tosun HB, Kürüm H, et al. Comparative study of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) and intramedullary nailing (IMN) for treating extraarticular distal tibial fractures: clinical and radiological outcomes [J]. *Med Sci Monit*, 2023, 29: e942154.
- [16] Paireon P, Ossendorf C, Kuhn S, et al. Intramedullary nailing after external fixation of the femur and tibia: a review of advantages and limits [J]. *Eur J Trauma Emerg Surg*, 2015, 41(1): 25-38.
- [17] Chun DI, Min TH, Kang EM, et al. Comparison of radiological and clinical outcomes in patients treated with standard plating versus intramedullary nailing in distal tibial fracture [J]. *Orthop Surg*, 2022, 14(3): 536-542.
- [18] Bleeker NJ, van de Wall BJM, IJpma FFA, et al. Plate vs. nail for extra-articular distal tibia fractures: How should we personalize surgical treatment? A Meta-analysis of 1 332 patients [J]. *Injury*, 2021, 52(3): 345-357.
- [19] Vallier HA, Cureton BA, Patterson BM. Randomized, prospective comparison of plate versus intramedullary nail fixation for distal tibia shaft fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2011, 25(12): 736-741.
- [20] Zelle BA, Bhandari M, Espiritu M, et al. Treatment of distal tibia fractures without articular involvement: a systematic review of 1 125 fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2006, 20(1): 76-79.
- [21] Greenfield J, Appelman P, Wunderlich F, et al. Retrograde tibial nailing of far distal tibia fractures: a biomechanical evaluation of double- versus triple-distal interlocking [J]. *Eur J Trauma Emerg Surg*, 2022, 48(5): 3693-3700.
- [22] Lowenberg DW, Debaun MR, Behn A, et al. Interlocking screw configuration influences distal tibial fracture stability in torsional loading after intramedullary nailing [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2020, 30(7): 1205-1213.
- [23] Alemdaroğlu KB, İltar S, Öztürk A, et al. The role of biplanar distal locking in intramedullary nailing of tibial shaft fractures [J]. *Arch Bone Jt Surg*, 2019, 7(1): 33-37.
- [24] 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.
- [25] Chan DS, Nayak AN, Blaisdell G, et al. Effect of distal interlocking screw number and position after intramedullary nailing of distal tibial fractures: a biomechanical study simulating immediate weight-bearing [J]. *J Orthop Trauma*, 2015, 29(2): 98-104.
- [26] Agathangelidis F, Petsatodis G, Kirkos J, et al. Distal locking screws for intramedullary nailing of tibial fractures [J]. *Orthopaedics*, 2016, 39(2): e253-e258.
- [27] Ramos L, Bertrand ML, Benitez-Parejo N, et al. How many distal bolts should be used in unreamed intramedullary nailing for diaphyseal tibial fractures? [J]. *Injury*, 2012, 43 Suppl 2: S59-S62.
- [28] Kariya A, Jain P, Patond K, et al. Outcome and complications of distal tibia fractures treated with intramedullary nails versus minimally invasive plate osteosynthesis and the role of fibula fixation [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2020, 30(8): 1487-1498.

- [29] Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts [J]. *Acta Orthop Scand*, 1972, 43(5): 301-317.
- [30] Levadnyi I, Awrejcewicz J, Zhang Y, et al. Comparison of femur strain under different loading scenarios: experimental testing [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2021, 235(1): 17-27.
- [31] 范智荣, 苏海涛, 周霖, 等. 新型股骨颈内固定系统治疗不稳定性股骨颈骨折的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2021, 25(15): 2321-2328.
- [32] Zhang JF, Hu YC, Wang BC, et al. 3D finite element analysis of the modular prosthesis with tooth mechanism of the femoral shaft [J]. *Orthop Surg*, 2020, 12(3): 946-956.
- [33] Meslier QA, Shefelbine SJ. Using finite element modeling in bone mechanoadaptation [J]. *Curr Osteoporos Rep*, 2023, 21(2): 105-116.
- [34] Katz Y, Yosibash Z. New insights on the proximal femur biomechanics using digital image correlation [J]. *J Biomech*, 2020, 101: 109599.
- [35] Förch S, Sandriesser S, von Rütten C, et al. Cerclage wiring improves biomechanical stability in distal tibia spiral fractures treated by intramedullary nailing [J]. *J Clin Med*, 2023, 12(5): 1770.
- [36] Hu J, Peng Y, Li J, et al. Spatial bridge locking fixator versus traditional locking plates in treating AO/OTA 32-A3.2 fracture: finite element analysis and biomechanical evaluation [J]. *Orthop Surg*, 2022, 14(8): 1638-1648.
- [37] Liu B, Lv Y, Li X, et al. Influence of different fixation modes on biomechanical conduction of 3D printed prostheses for treating critical diaphyseal defects of lower limbs: a finite element study [J]. *Front Surg*, 2022, 9: 959306.

(收稿日期: 2024-01-14)

(本文编辑: 龚哲妮)

引用格式

陈庆贺, 邓玲珑, 喻爱喜. 胫骨远端骨折应用交锁髓内钉固定时远端不同锁定钉状态的有限元分析[J]. *骨科*, 2024, 15(3): 235-242. DOI: 10.3969/j.issn.1674-8573.2024.03.008.