胫骨近端关节外骨折两种内固定方式的有限元分析

https://doi.org/10.3969/j.issn.2095-4344.3815

投稿日期：2020-06-16
送审日期：2020-06-19
采用日期：2020-07-09
在线日期：2020-11-09
中图分类号：
R459.9；R318；[O242.21]
文章编号：
2095-4344(2021)15-02329-05
文献标识码：A

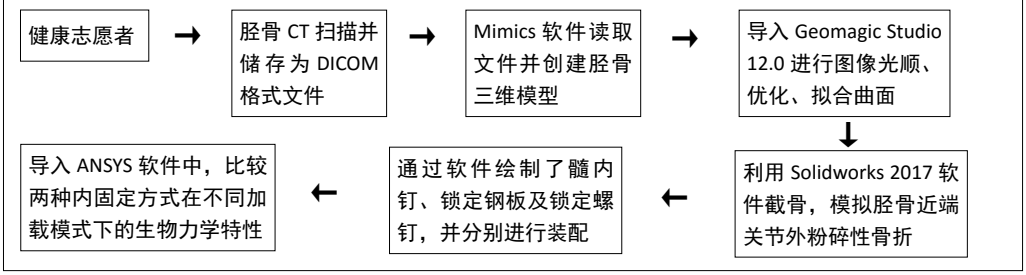
韩世翀，李 昌，刑海洋，葛文龙，王 刚

文章快速阅读：

文章特点—

△采用有限元分析法比较胫骨近端关节外骨折两种不同固定方式的生物力学稳定性，对两组模型分别进行轴向加载、三点弯曲及扭转力加载，模拟胫骨在不同运动状态下所受的载荷；

△结果阐明应用于胫骨近端关节外粉碎性骨折时，髓内钉内固定抗轴向加载及扭转加载能力更好，双侧锁定钢板在对抗弯曲时更具优势。



文题释义：

胫骨近端关节外骨折：胫骨近端是指按胫骨分区法分为 6 个解剖区：Ⅰ区为胫骨头区，Ⅱ区为胫骨结节区，Ⅲ区为近端中段骨干区，Ⅳ区为中段骨干区，Ⅴ区为远侧中段骨干区，Ⅵ区为踝上区。临床上胫骨近端常指Ⅰ-Ⅲ区，该部位骨折多由严重暴力导致，骨折损伤重，常伴有严重的软组织损伤。

有限元分析：通过计算机建立三维模型，利用数学近似的方法对真实的物理系统进行模拟。利用简单而又相互作用的元素，即单元，将简单的问题代替复杂问题，就可以用有限数量的未知量去逼近无限未知量的真实系统。近年来随着计算机技术的发展，有限元分析法已在骨科的生物力学研究领域中广泛应用。

摘要

背景：随着髓内钉技术的不断改进，使用髓内钉内固定治疗胫骨近端骨折逐渐增多，然而髓内钉与双侧锁定钢板固定胫骨近端关节外骨折的生物力学稳定性尚不明确。

目的：采用三维有限元方法模拟胫骨近端关节外粉碎性骨折，分析髓内钉与双侧锁定钢板内固定在不同受力情况下的生物力学特点。

方法：采用胫骨CT数据通过相关软件建立胫骨近端关节外粉碎性骨折的有限元模型，根据内固定原则，分别装配胫骨近端双侧锁定钢板与胫骨近端髓内钉，并应用有限元分析法分析胫骨近端关节外粉碎性骨折两种内固定方式在不同加载状态下的位移及应力情况。

结果与结论：①在轴向载荷下，髓内钉模型内固定系统及胫骨所受应力最小、骨折断端位移最小，内固定物应力主要集中于骨折断端附近，其中髓内钉内固定应力分布更均匀；②在三点弯曲加载下，髓内钉模型的内固定系统及胫骨所受应力最小，但骨折断端位移大于双钢板模型；髓内钉近端第3枚锁钉与主钉的相交处出现应力集中，双侧钢板内固定应力主要集中于锁定螺钉周围；③在扭转力加载下，髓内钉模型的内固定系统所承担的应力最小，骨折断端位移最小；髓内钉内固定应力均匀分布于各个锁钉与主钉的相交处，双钢板应力主要集中于外侧钢板与胫骨近端的接触面；④提示对于胫骨近端关节外粉碎性骨折，髓内钉抗轴向加载及扭转加载能力更好，而双侧锁定钢板在对抗弯曲时更具优势。

关键词：骨；骨折；胫骨近端骨折；三维重建；髓内钉；钢板；位移；应力；有限元分析

Finite element analysis of two internal fixation methods for treating extra-articular proximal tibial fractures

Han Shichong, Li Chang, Xing Haiyang, Ge Wenlong, Wang Gang

China-Japan Union Hospital of Jilin University, Changchun 130033, Jilin Province, China

Han Shichong, Master candidate, China-Japan Union Hospital of Jilin University, Changchun 130033, Jilin Province, China

Corresponding author: Wang Gang, Associate chief physician, Master's supervisor, Associate professor, China-Japan Union Hospital of Jilin University, Changchun 130033, Jilin Province, China

吉林大学中日联谊医院，吉林省长春市 130033

第一作者：韩世翀，男，1995 年生，河南省开封市人，汉族，吉林大学中日联谊医院骨科在读硕士，主要从事四肢创伤骨科及足踝创伤方面的研究。

通讯作者：王刚，副主任医师，硕士生导师，副教授，吉林大学中日联谊医院，吉林省长春市 130033

https://orcid.org/0000-0003-3823-4286 (韩世翀)

引用本文：韩世翀，李昌，刑海洋，葛文龙，王刚 . 胫骨近端关节外骨折两种内固定方式的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究，2021，25(15):2329-2333.

Abstract

BACKGROUND: With the development of intramedullary nail technique, use of intramedullary nailing to treat proximal tibia fractures has gradually increased. However, it is not so clear about the biomechanical stability of intramedullary nails and double locking plate fixation of proximal tibial fractures.

OBJECTIVE: To simulate extra-articular comminuted proximal tibia fracture using three-dimensional finite element, and to analyze biomechanical characteristics of intramedullary nailing and bilateral locking plate fixation under different forces.

METHODS: The finite element model of the extra-articular comminuted proximal tibia fracture was established by using the CT tibial data. According to the principle of internal fixation, the proximal tibia bilateral locking plate and proximal tibia intramedullary nail were assembled. The finite element analysis method was used to analyze the displacement and stress of the two internal fixation methods of the comminuted proximal tibia fracture under different loading conditions.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Under the axial load, in the intramedullary nail model, the stress of internal fixation and the tibia was minimal. The displacement of the fractured end was smallest. The stress of the internal fixation was mainly concentrated near the fractured end, and the stress distribution was more uniform in the intramedullary nail model. (2) Under the three-point bending load, in the intramedullary nail model, the stress of internal fixation and the tibia was minimal, but the displacement of the fractured end was higher than the double-plate model. Stress concentration occurred at the intersection of the third locking nail and the main nail at the proximal end of the intramedullary nail. The internal fixation stress was mainly concentrated around the locking screw on both sides of the steel plate. (3) Under the torsional force, the internal fixation system of the intramedullary nail model bore the smallest stress and generated the smallest fracture end displacement. The internal fixation stress was evenly distributed at the intersection of each locking nail and the main nail in the intramedullary nail model. The stress of the double steel plate was mainly concentrated on the contact surface of the lateral steel plate and the proximal tibia. (4) The results demonstrate that the intramedullary nail has better resistance to axial loading and torsional loading for comminuted extra-articular fractures of the proximal tibia. However, the double locking plate is more advantageous when it is against bending.

Key words: bone; fractures; proximal tibial fracture; three-dimensional reconstruction; intramedullary nail; locking plate; displacement; stress; finite element analysis

How to cite this article: *HAN SC, LI C, XING HY, GE WL, WANG G. Finite element analysis of two internal fixation methods for treating extra-articular proximal tibial fractures. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2021;25(15):2329-2333.*

0 引言 Introduction

胫骨骨折是最常见的长骨骨折，胫骨近端关节外骨折占所有胫骨骨折中的5%–11%[1]。胫骨近端骨折多为高能量损伤，因其多伴有开放性损伤、骨筋膜室综合征和严重的软组织损伤，因此对其治疗带来了更大的挑战[2]。髓内钉作为一种轴心固定，位于中轴线，接近正常下肢力线，受力均匀；同时作为一种弹性固定，可控制旋转、剪切及扭转等应力，在骨折端稳定的情况下，允许骨折断端的微动，有利于骨痂形成[3]，目前髓内钉已成为胫骨骨干骨折治疗的“金标准”。近年来，随着髓内钉技术的不断进步，髓内钉的适应证逐渐扩大至干骺端[4]，其应用于胫骨远端骨折已取得良好的疗效，但是对于胫骨近端骨折的治疗仍存在争议[5]。KANDEMIR 等[6]证实髓内钉与双钢板固定胫骨近端骨折的疲劳强度无明显差异。目前，针对这两种内固定方式的生物力学研究较少，有限元分析作为一种有效和精确的计算手段，已广泛应用在骨科研究领域。为了更深入研究其结构的稳定性和功能性，此次研究利用有限元法，分析胫骨近端粉碎性骨折采用双钢板和髓内钉固定的生物力学特点。

1 材料和方法 Materials and methods

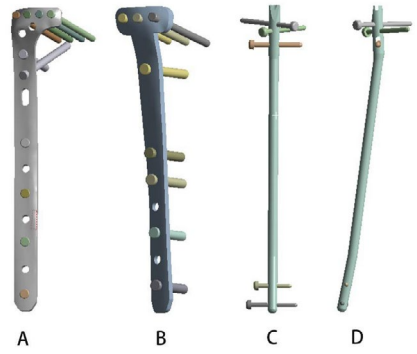
1.1 设计 计算机模拟有限元分析实验。

1.2 时间及地点 于2019年12月在吉林大学中日联谊医院完成。

1.3 对象 选取1名28岁健康男性志愿者的影像学资料，受试者体质量60 kg，身高171 cm。采用GE64排螺旋CT对受试者左侧胫骨扫描，获得胫腓骨原始DICOM数据。志愿者对实验方案知情同意。

1.4 方法

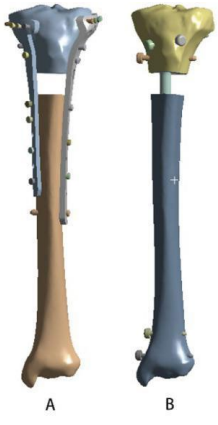
1.4.1 正常胫骨三维模型的构建 将胫腓骨原始DICOM数据导入Mimics 19.0软件，设定适当的灰度阈值，将骨骼区分出来，生成胫骨几何模型，并保存为STL格式。将STL格式文件导入逆向软件Geomagic Studio 12，对其进行降噪、光顺、划分网格及曲面拟合等处理后，保存为STP格式，并导入Solidworks 2017软件。利用软件将胫骨平台下方7 cm处切割产生一个2 cm缺损，以模拟胫骨近端关节外粉碎性骨折。根据胫骨解剖模型及制造商的说明，使用Solidworks 2017绘制了髓内钉(Stryker)、胫骨内外侧钢板(Aplus)及螺钉，螺钉省略螺纹，见**图1**。按照常规手术方式进行装配，分为胫骨近端髓内钉与胫骨近端双侧锁定钢板装配体，见**图2**。



图注：图A为胫骨近端外侧锁定钢板；B为胫骨近端内侧锁定钢板；C、D为胫骨髓内钉

图1 | 内固定物模型

Figure 1 | Internal fixation model



图注：图A为胫骨近端双侧锁定钢板模型，B为胫骨近端髓内钉模型

图2 | 两种内固定方式的有限元模型

Figure 2 | Finite element model with two internal fixtures

1.4.2　定义材料属性及边界定义　在此项研究中，所有材料 (包括骨骼及内固定) 都被简化为各向同性均质材料。皮质骨的弹性模量为 14 GPa，松质骨的弹性模量为 7 GPa，皮质骨与松质骨的泊松比分别设置为 0.33，0.20；设置髓内钉 (钛合金) 的弹性模量为 110 GPa，泊松比为 0.3，锁定钢板及螺钉的弹性模量为 190 GPa，泊松比为 0.27，将其分别设置各个植入物模型 [7]。参考既往相关文献，钢板、髓内钉与胫骨的接触关系、骨折断端之间的接触关系统一设定为摩擦，摩擦系数为 0.2，螺钉与钢板、髓内钉、皮质骨、松质骨接触关系设为绑定 [8-12]。

1.4.3　网格划分　采用四面体单元网格划分，设置胫骨网格直径为 3 mm，髓内钉及钢板为 2 mm，螺钉为 1.5 mm。划分网格后，得到胫骨双钢板模型网格数为 312 379，187 577，髓内钉模型网格数为 250 687，153 615。

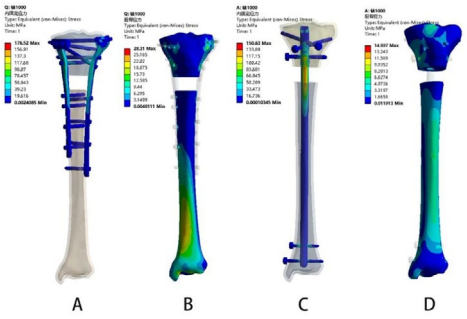
1.4.4　载荷设置及约束条件　根据既往文献报道，膝关节在静息时约承受人体 85.6% 的质量，慢步时约为站立的 2 倍，快跑时单个膝关节所承受的载荷可达人体质量的 3 倍，运动越大，膝关节所受载荷越大 [13]。因此设置轴向载荷的大小为 200，400，600，800，1 000 N，以模拟人在不同运动状态下膝关节所受载荷，并将胫骨远端关节面固定约束，胫骨近端关节面为受力面，其中内侧胫骨平台关节面分担 60% 载荷，外侧平台关节面分担 40% 载荷，受力方向沿下肢力线向下，即胫骨近端关节面中心至胫骨远端关节面中心 [14]。扭转力加载时，将胫骨远端关节面固定，近端关节面施加扭转力，大小为 2，4，6，8，10 N/mm。三点弯曲加载时，将胫骨两端关节面固定，由胫骨内侧向外侧垂直于骨面方向施加载荷，大小为 200，400，600，800，1 000 N。

1.5　主要观察指标　给予两个模型不同的载荷后，分别评价在不同载荷下，各组内固定物的应力分布及最大等效应力；各组胫骨骨折端的最大位移；各组胫骨的应力分布及最大等效应力。

1.6　统计学分析　所有数据均采用 SPSS 统计学软件进行统计，采用 $\bar{x}\pm s$ 的形式表示，组内数据差异采用配对 t 检验比较，$P < 0.05$ 表示差异有显著性意义。

2　结果　Results

2.1　轴向加载下各模型实验结果　双侧锁定钢板固定胫骨近端的模型中，内固定系统所承担的应力平均值为 163.852 MPa，见**图 3A**；胫骨承载力平均值为 24.612 MPa，见**图 3B**；骨折断端位移的平均值为 1.316 mm。髓内钉内固定胫骨近端模型中，内固定所承担的应力平均值为 90.364 4 MPa，见**图 3C**；胫骨承载力平均值为 10.536 MPa，见**图 3D**；骨折断端位移平均值为 0.812 mm。双钢板模型与髓内钉模型在内固定物应力、胫骨承载力及骨折断端的位移中差异均有显著性意义 ($P < 0.05$)，见**表 1**，即在轴向载荷下，髓内钉模型的内固定及胫骨所受应力最小、骨折断端位移最小。从两组模型的应力云图中，可看出内固定物应力主要集中于骨折断端附近，其中髓内钉内固定应力分布更均匀，同时最大应力峰值位于骨折断端，证实髓内钉对于骨折断端的应力传导具有重要作用；而双钢板最大应力峰值则位于锁定螺钉与钢板的相接处。



图注：图 A 为双钢板模型内固定应力分布云图；B 为双钢板模型胫骨应力分布云图；C 为髓内钉模型内固定应力分布云图；D 为髓内钉模型胫骨应力分布云图

图 3　|　各模型轴向加载应力云图

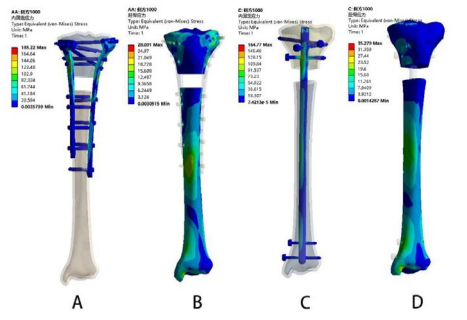
Figure 3　|　**Stress distribution on models with axial loading**

表 1　|　各模型轴向加载有限元分析结果

Table 1　|　**Finite element analysis results of models with axial loading**

指标		200 N	400 N	600 N	800 N	1 000 N
内固定应力 (MPa)	双钢板	161.650	160.990	160.350	159.750	176.520
	髓内钉	30.108	60.232	90.362	120.490	150.630
胫骨应力 (MPa)	双钢板	23.335	23.603	23.823	23.988	28.310
	髓内钉	6.093	8.348	10.580	12.763	14.897
骨折端位移 (mm)	双钢板	0.440	0.879	1.317	1.754	2.191
	髓内钉	0.272	0.541	0.811	1.082	1.353

2.2　三点弯曲加载下各模型实验结果　双钢板模型中，其内固定系统所承担的应力平均值为 162.350 MPa，见**图 4A**；胫骨承载力平均值为 23.411 MPa，见**图 4B**；骨折断端位移的平均值为 0.007 mm。髓内钉模型中，内固定系统所承担的应力平均值为 5.751 MPa，见**图 4C**；胫骨承载力平均值为 3.737 MPa，见**图 4D**；骨折断端位移的平均值为 0.007 mm。双钢板模型与髓内钉模型在内固定物应力、胫骨承载力及骨折断端的位移中差异均有显著性意义 ($P < 0.05$)，见**表 2**；即在三点弯曲加载下，髓内钉模型的内固定及胫骨所受应力最小，但骨折断端位移大于双钢板模型。从两组模型的应力云图中，可看出两组内固定物应力主要集中于骨折断端近端，同时髓内钉近端第 3 枚锁钉与主钉的相交处出现应力集中，表明此锁钉在对抗侧向力时起到了较大的支撑作用；双钢板内固定应力主要集中于锁定螺钉周围。



图注：图 A 为双钢板模型内固定应力分布云图；B 为双钢板模型胫骨应力分布云图；C 为髓内钉模型内固定应力分布云图；D 为髓内钉模型胫骨应力分布云图

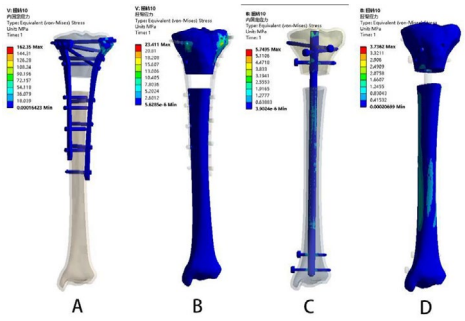
图 4　|　各模型三点弯曲加载应力云图

Figure 4　|　**Stress distribution on models with the three-point bending load**

表 2 | 各模型三点弯曲有限元分析结果
Table 2 | Finite element analysis results of models with three-point bending load

指标		200 N	400 N	600 N	800 N	1 000 N
内固定应力 (MPa)	双钢板	165.410	168.010	170.560	172.890	185.220
	髓内钉	33.063	66.594	99.922	132.690	164.770
胫骨应力 (MPa)	双钢板	24.030	24.685	25.375	26.072	28.091
	髓内钉	7.236	14.356	21.372	28.342	35.279
骨折端位移 (mm)	双钢板	0.047	0.093	0.139	0.185	0.231
	髓内钉	0.060	0.121	0.183	0.243	0.302

2.3 扭转力加载下各模型实验结果 双钢板模型中，其内固定系统所承担的应力平均值为 172.418 MPa，见**图 5A**；胫骨承载力平均值为 25.651 MPa，见**图 5B**；骨折断端位移的平均值为 0.139 mm。髓内钉模型中，内固定系统所承担的应力平均值为 99.408 MPa，见**图 5C**；胫骨承载力平均值为 21.317 MPa，见**图 5D**；骨折断端位移的平均值为 0.182 mm。双钢板模型与髓内钉模型在胫骨所承载应力的差异无显著性意义 ($P > 0.05$)，见**表 3**；但两者在内固定物应力及骨折断端的位移中差异均有显著性意义 ($P < 0.05$)，见表 3；即在扭转力加载下，髓内钉模型的内固定系统所承担的应力最小、骨折断端位移最小。从两组模型的应力云图中，发现髓内钉组内固定应力均匀地分布于各个锁钉与主钉的相交处，表明锁钉在对抗扭转力时仍起到了巨大作用；同时双钢板应力主要集中于外侧钢板与胫骨近端的接触面。



图注：图 A 为双钢板模型内固定应力分布云图；B 为双钢板模型胫骨应力分布云图；C 为髓内钉模型内固定应力分布云图；D 为髓内钉模型胫骨应力分布云图

图 5 | 各模型扭转加载应力云图
Figure 5 | Stress distribution on models with the torsional force

表 3 | 各模型扭转力有限元分析结果
Table 3 | Finite element analysis results of models with torsional force

指标		2 N/mm	4 N/mm	6 N/mm	8 N/mm	10 N/mm
内固定应力 (MPa)	双钢板	162.350	162.350	162.350	162.350	162.350
	髓内钉	5.752	5.751	5.751	5.750	5.750
胫骨应力 (MPa)	双钢板	23.411	23.411	23.411	23.411	23.411
	髓内钉	3.737	3.737	3.737	3.737	3.736
骨折端位移 (mm)	双钢板	0.008	0.008	0.007	0.007	0.007
	髓内钉	0.007	0.007	0.007	0.007	0.070

3 讨论 Discussion

胫骨近端骨折距离膝关节较近，治疗中如果出现内外翻畸形即导致关节倾斜、力线不良，对膝关节功能影响较大，目前临床较多应用钢板、髓内钉方式固定 [14]。相对于髓内钉内固定，锁定钢板对软组织剥离比较大，容易出现皮肤坏死、钢板外露等并发症；而髓内钉技术能达到较小的软组织损伤、更少的血运破坏以及更牢固的固定 [15]。但由于胫骨近端特殊的解剖特点，髓腔宽大，距离关节面较近，对手术技术要求较高，会直接影响髓内钉固定的效果和关节功能，如出现下肢力线畸形、骨折愈合不良等并发症，容易导致治疗失败。尽管随着近年来髓内钉技术的不断进步，结构设计不断优化，手术入路及进针点的不断改进，逐渐克服了髓内钉的缺点 [16]。而既往研究也通过尸体模拟胫骨近端粉碎性骨折，发现髓内钉在面对轴向载荷时，固定更确实、稳定 [17]，但是髓内钉及锁定钢板的应力分布及生物力学特点还需进一步研究 [18-19]，为避免内固定失败提供理论依据。

有限元分析已在骨科研究领域得到广泛认可，其具有精确性、可重复性、同时可给予特定单一的影响因素、排除其他变量的影响等优点，而其他临床研究则不可避免地会受到不可控因素影响。此次研究应用有限元分析软件，建立了基于胫骨近端骨折两种不同治疗方式的三维有限元模型，通过分别给予轴向加载、三点弯曲加载、扭转加载模拟不同的运动方式，从而探讨两种不同方式下的位移、最大等效应力及应力分布。

既往文献报道，内固定所受应力大于 450 MPa 将发生不可逆的形变，大于 600 MPa 可能发生断裂 [20]。此次研究结果显示，两组模型内固定所受应力，随着加载力增加而增加，但均远远小于内固定的屈服强度 [21]，因此就内固定物而言，髓内钉及双侧锁定钢板均可提供可靠的支撑，而不至于出现不可逆形变及断裂的情况。从内固定应力云图中看出，髓内钉组内固定应力分布比双钢板组更均匀。双钢板在轴向加载及三点弯曲加载下，锁定螺钉周围出现应力集中现象，出现这种现象主要因为锁定钢板属于偏心固定，承载的力矩较长，而由于胫骨近端特殊的解剖结构及力学特点，内外双侧钢板并不能使骨折断端受力均匀。在扭转力的加载下，双钢板组中外侧钢板与胫骨近端的接触面出现应力集中，提示外侧钢板近端提供了主要的支撑力来对抗扭转。髓内钉组在轴向加载下内固定应力多集中在骨折断端，在三点弯曲加载及扭转力加载下内固定应力多集中在锁钉与主钉的接触面，提示髓内钉作为中轴线固定，与下肢力线更为接近，主钉在承担轴向加载时提供了主要贡献，而锁钉能有效控制弯曲、剪切及旋转等有害应力。就内固定的最大等效应力而言，两组在 3 种不同模式的加载下，髓内钉所受最大等效应力均远远小于双侧锁定钢板，并且髓内钉所受应力分布更为均匀，考虑到术后康复反复活动及金属的疲劳，过大的应力集中可能会造成内固定物的疲劳断裂，导致手术失败。因此内固定所受应力应尽可能均匀，所承载的应力及最大等效应力越小越好 [22]，提示对于胫骨近端粉碎性骨折，髓内钉内固定的可靠性更好。

此次研究结果显示，髓内钉组与双钢板组在 3 种模式加载力下，胫骨所承载的最大等效应力均小于内固定物所承载的应力，因此在骨折愈合早期，两组内固定物均承担大部分应力，给骨折断端提供了一个稳定的力学环境，有利于骨痂的形成。而在轴向加载和扭转力加载时，双钢板组胫骨所受应力均比髓内钉组胫骨应力大，而在三点弯曲加载力时，两者差异并

无显著性意义。且锁定螺钉周围骨皮质出现了不同程度的应力集中现象，过大的应力增加了胫骨骨小梁微骨折、螺钉周围骨质吸收变薄的风险，甚至可导致锁钉松动、钢板及螺钉断裂[23]。因此就胫骨承载的应力分析，在面对轴向加载和扭转力加载时，髓内钉固定胫骨近端粉碎性骨折的优势更大。

骨折断端在不同加载力下的相对位移是评价模型稳定性的重要标准，位移值越小，证明内固定更确实、牢固[24]。有研究结果显示，当骨折断端有超过 2 mm 的微动时，则将对骨折愈合产生不利的影响[25]。此次研究结果显示，只有双钢板组在面对轴向 1 000 N 的加载时骨折断端的相对位移超过 2 mm，其余都在相对安全的范围内，提示髓内钉与双侧锁钉钢板在固定胫骨近端粉碎性骨折时，均可提供足够的稳定性。在面对轴向加载和扭转加载力时，髓内钉组骨折断端的相对位移均小于双钢板组，并且两者差异有显著性意义，提示相较于胫骨近端双侧锁钉钢板，胫骨髓内钉在抗压缩及抗扭转时表现更为优异，骨折断端更稳定。而在三点弯曲加载力下，双钢板组骨折断端的相对位移较髓内钉组更小，提示双侧钢板抗弯曲性能比髓内钉具有更明显的优势。此次研究结果与冯卫等[26]体外力学研究胫骨近端斜行骨折的实验结果基本相似，显示髓内钉抗轴向载荷刚度最强，锁定钢板组抗三点弯曲刚度最强，可证实此次研究的有效性。

综上所述，髓内钉所受应力分布更均匀，抗轴向加载及扭转加载能力更好，并且血运破坏更少，利于骨折愈合；但是由于髓内钉轴向抗压刚度太强，可能对骨折断端形成的骨痂产生应力遮挡，对骨折愈合产生不利的影响。双侧锁定钢板内固定应力分布不如髓内钉，但因其两者所受应力均远远小于钛合金的屈服强度，而锁定钢板在抗弯曲时骨折断端相对位移更小，稳定性更好，因此双侧锁定钢板在对抗弯曲时更具有优势，但是双锁定钢板却明显增加了治疗费用，增加患者负担。至于临床选择哪种固定方式，还需要更为全面地分析，根据患者情况，结合骨折分型、软组织损伤情况以及术者个人经验谨慎选择，设计个体化手术方案。

作者贡献：韩世翀及王刚负责实验设计，韩世翀及李昌实验实施，邢海洋及葛文龙负责数据统计及校对，韩世翀负责分析数据及撰写，王刚负责审校。

经费支持：该文章没有接受任何经费支持。

利益冲突：文章所有作者共同声明，在课题研究及撰写过程中，不存在任何利益冲突。

机构伦理问题：该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和吉林大学中日联谊医院对研究的相关伦理要求。

知情同意问题：参与实验的志愿者为自愿参加，对实验过程完全知情同意，并签署了“知情同意书”。

写作指南：该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明：文章统计学方法已经吉林大学中日联谊医院生物统计学专家审核。

文章版权：文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名－非商业性使用－相同方式共享4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

[1] HIESTERMAN TG, SHAFIQ BX, COLE PA. Intramedullary nailing of extra-articular proximal tibia fractures. J Am Acade Orthop Surg. 2011;19(11): 690-700.

[2] SEYHAN M, UNAY K, SENER N. Intramedullary nailing versus percutaneous locked plating of distal extra-articular tibial fractures: a retrospective study. Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol. 2013;23(5):595-601.

[3] 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.

[4] KUHN S, HANSEN M, ROMMENS PM. Extending the indications of intramedullary nailing with the Expert Tibial Nail®. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2008;75(2):77-87.

[5] 周栋 , 农鲁明 , 徐南伟 . 解剖型胫骨髓内钉治疗胫骨远端骨折的临床研究 [J]. 中华创伤杂志 ,2011,27(1):41-43.

[6] KANDEMIR U, HERFAT S, HERZOG M, et al. Fatigue failure in extra-articular proximal tibia fractures: locking intramedullary nail versus double locking plates-a biomechanical study. J Orthop Trauma. 2017;31(2):e49-e54.

[7] WONG C, MIKKELSEN P, HANSEN LB, et al. Finite element analysis of tibial fractures. Dan Med Bull. 2010;57(5):A4148.

[8] ATMACA H, ÖZKAN A, MUTLU I, et al. The effect of proximal tibial corrective osteotomy on menisci, tibia and tarsal bones: a finite element model study of tibia vara. Int J Med Robot. 2014;10(1):93-97.

[9] SITTHISERIPRATIP K, OOSTERWYCK HV, SLOTEN JV, et al. Finite element study of trochanteric gamma nail for trochanteric fracture. Med Eng Phys. 2003;25(2):99-106.

[10] SAWATARI T, TSUMURA H, IESAKA K, et al. Three-dimensional finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty—the influence of tibial component inclination. J Orthop Res. 2005;23(3):549-554.

[11] SOWMIANARAYANAN S, CHANDRASEKARAN A, KUMAR RK. Finite element analysis of a subtrochanteric fractured femur with dynamic hip screw, dynamic condylar screw, and proximal femur nail implants – a comparative study. Proc Inst Mech Eng H . 2008;222(1):117-127.

[12] GALLOWAY F, KAHNT M, RAMM H, et al. A Large scale finite element study of a cementless ossointegrated tibial tray. J Biomech. 2013;46(11): 1900-1906.

[13] 莫诒向 , 邓羽平 , 黄文华 , 等 . 腓骨高位截骨术对胫骨平台的生物力学分析 [J]. 中国医学物理学杂志 ,2020,37(5):644-648.

[14] 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 Orthop Traumatol. 2015;16(3): 203-208.

[15] BONO CM, LEVINE RG, RAO JP, et al. Nonarticular proximal tibia fractures: treatment options and decision making. J Am Acad Orthop Surg. 2001; 9(3):176-186.

[16] 黄涛 , 马凯 . 多功能带锁髓内钉与双钢板治疗胫骨近端关节外骨折的临床效果比较 [J]. 创伤外科杂志 ,2017,19(2):126-129.

[17] HÖGEL F, HOFFMANN S, PANZER S, et al. Biomechanical comparison of intramedullar versus extramedullar stabilization of intra-articular tibial plateau fractures. Arch Orthop Trauma Surg. 2013;133(1):59-64.

[18] LEE SM, OH CW, OH JK, et al. Biomechanical analysis of operative methods in the treatment of extra-articular fracture of the proximal tibia. Clin Orthop Surg. 2014;6(3):312-317

[19] HANSEN M, MEHLER D, HESSMANN MH, et al. Intramedullary stabilization of extraarticular proximal tibial fractures: a biomechanical comparison of intramedullary and extramedullary implants including a new proximal tibia nail (PTN). J Orthop Trauma. 2007;21(10):701-709.

[20] VAJGEL A, CAMARGO IB, WILLMERSDORF RB, et al. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2013;71(2):335-342.

[21] CARRERA I , GELBER PE , CHARY G , et al. Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. Int Orthop. 2016;40(10):2163-2169.

[22] 刘立峰 , 蔡锦方 , 梁进 . 跟骨骨折内固定方法的有限元模拟比较 [J]. 中国矫形外科杂志 , 2003, 11(8):557-558.

[23] PARKER PJ, TEPPER KB , BRUMBACK RJ, et al. Biomechanical comparison of fixation of type-I fractures of the lateral tibial plateau: is the antiglide screw effective? Bone Joint J. 1999;81-B(3):478-480.

[24] 杨宗西 , 程晓东 , 朱炼 , 等 . 内侧和外侧锁定钢板固定 Schatzker Ⅵ型胫骨平台骨折的有限元分析 [J]. 中华创伤骨科杂志 , 2018, 20(2):157-161.

[25] KENWRIGHT J, GOODSHIP AE. Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. Clin Orthop Relat Res. 1989;(241): 36-47.

[26] 冯卫 , 刘建国 , 裴福兴 . 带锁髓内钉在胫骨近端骨折的生物力学研 究及临床应用 [J]. 中国生物医学工程学报 ,2005,24(6):728-732.