

胫骨髓内钉治疗胫骨骨折扩髓与非扩髓的生物力学分析

王文彬, 冷 冰*

北华大学附属医院骨科中心创伤病区, 吉林 吉林

收稿日期: 2025年10月14日; 录用日期: 2025年11月8日; 发布日期: 2025年11月19日

摘 要

目的: 通过有限元技术分析胫骨顺行髓内钉治疗AO/OTA 43-A3型胫骨远端骨折扩髓与非扩髓的生物力学分布特点, 证实两种手术方式的不同生物力学优势, 为临床医师提供治疗方案的选择与指导。方法: 选取一名健康志愿者, CT扫描其胫骨获取DICOM格式文件, 导入Mimics软件中提取胫骨三维模型。使用Geomagic Wrap软件对胫骨三维模型进行多边形优化, 通过精确曲面命令框操作获取胫骨实体初始模型, 复制偏移得到松质骨实体模型。将其导入SolidWorks软件中通过布尔运算得到皮质骨模型, 并将皮质骨与松质骨进行装配得到胫骨实体模型, 在模型上绘制骨折线并截骨得到AO/OTA 43-A3骨折模型, 绘制2组髓内钉模型A组: 直径10 mm、长度360 mm的髓内钉模拟非扩髓; B组: 直径12 mm、长度360 mm髓内钉模拟扩髓。将胫骨骨折模型分别于2组髓内钉进行装配。将两组2组模型分别导入Ansys软件中分析求解。观察2组模型中胫骨及髓内钉的位移情况和应力分布。结果: 1) 在AO/OTA 43-A3型骨折中胫骨与髓内钉应力及位移集中部位并不会受到所固定髓内钉直径的影响; 2) 在AO/OTA 43-A3型骨折中, 采用未扩髓组髓内钉固定胫骨时, 胫骨与髓内钉最大应力值及位移值均大于扩髓组。结论: 采用胫骨顺行髓内钉治疗AO/OTA 43-A3型胫骨远端骨折中, 扩髓髓内钉固定方案体现出更好的生物力学性能。

关键词

胫骨远端骨折, 扩髓髓内钉, 非扩髓髓内钉, 有限元分析

Biomechanical Analysis of Reamed and Unreamed in Tibial Fractures Treated with Intramedullary Nails

Wenbin Wang, Bing Leng*

Orthopedic Center Trauma Ward, Affiliated Hospital of Beihua University, Jilin Jilin

*通讯作者。

文章引用: 王文彬, 冷冰. 胫骨髓内钉治疗胫骨骨折扩髓与非扩髓的生物力学分析[J]. 临床医学进展, 2025, 15(11): 1704-1716. DOI: 10.12677/acm.2025.15113272

Received: October 14, 2025; accepted: November 8, 2025; published: November 19, 2025

Abstract

Objective: The mechanical distribution characteristics of reamed and unreamed in the treatment of AO/OTA 43-A3 type distal tibial fractures by intramedullary nails were analyzed through finite element technology. The different biomechanical advantages of the two surgical methods were confirmed to provide clinicians with the selection and guidance of treatment plans. **Method:** A healthy volunteer was selected. The tibia was scanned by CT to obtain the DICOM format file, which was imported into the Mimics software to extract the three-dimensional model of the tibia. The Geomagic Wrap software was used to optimize the polygon of the three-dimensional tibia model. The initial tibial solid model was obtained through the operation of the precise surface command box, and the cancellous bone solid model was obtained by replication and offset. The cortical bone model was obtained through a Boolean operation in SolidWorks software, and the cortical bone was integrated with cancellous bone to obtain the tibial solid model. Fracture lines were designed on the model and osteotomy was performed to obtain the AO/OTA 43-A3 fracture model. Two groups of intramedullary nail models were drawn. Group A: An intramedullary nail with a diameter of 10 mm and a length of 360 mm simulated unreamed expansion. Group B: An intramedullary nail with a diameter of 12 mm and a length of 360 mm simulated reamed expansion. The tibial fracture models were assembled with intramedullary nails in the two groups respectively. The two groups of models were respectively imported into the ANSYS software for analysis and solution. Observe the displacement and stress distribution of the tibia and intramedullary nails in the two groups of models. **Result:** 1) In AO/OTA 43-A3 type fractures, the stress and displacement concentration areas of the tibia and intramedullary nail are not affected by the diameter of the fixed intramedullary nail; 1) In AO/OTA 43-A3 type fractures, when the tibia is fixed with an intramedullary nail in the unreamed group, the maximum stress and displacement values of the tibia and intramedullary nail are greater than those in the reamed group. **Conclusion:** In the treatment of AO/OTA 43-A3 type distal tibial fractures with antegrade intramedullary nails, the reamed intramedullary nail fixation scheme demonstrates better biomechanical performance.

Keywords

Distal Tibial Fracture, Reamed Intramedullary Nail, Unreamed Intramedullary Nail, Finite Element Analysis

Copyright © 2025 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

胫骨远端骨折的发生率很高,是最常见的长骨骨折类型之一[1][2],胫骨中、下段位于皮下,肌肉覆盖少,血供差,创伤后易导致开放性骨折,处理上有一定困难[3]。胫骨骨折手术治疗有多种内固定选择方式,先后有经典 Kuntscher 钉、Ender 钉等多种类型的髓内针用于临床,但它们抗旋转能力较差[4]-[6]。目前常用的治疗方式有锁定钢板内固定和交锁髓内钉内固定。交锁髓内钉内固定因软组织剥离少,能够有效减少局部皮肤坏死及内固定外露的风险,治疗胫骨骨折有一定优势[7]。本次课题研究应用有限元方法分析胫骨顺行髓内钉治疗 AO/OTA 43-A3 型胫骨远端骨折扩髓与非扩髓的力学分布特点,证实两种手术方式的不同生物力学优势,为临床医生提供生物力学参考。

2. 材料与方法

2.1. 实验类型

三维有限元分析。

2.2. 时间地点

2023 年 9 月至 2025 年 8 月北华大学附属医院骨科中心和北华大学附属医院影像 CT 室。

2.3. 试验材料及试验设备

2.3.1. 实验对象

收集 1 名健康成年男性胫骨全长 CT 数据，基本资料：28 岁男性，身高 175 cm，体重 75 kg。既往体健，无骨骼系统疾病等病史。

2.3.2. 实验设备及软件

试验设备：AMD Ryzen 7 7840HS with Radeon 780M Graphics 3.80 GHz，机带 RAM：32.0 GB，系统类型：64 位操作系统，基于 x64 的处理器，显卡：AMD RadeonT780M。

软件：Mimics Reserach 21.0 医学影像控制系统(比利时 Materialise 公司)，Geomagic Wrap 2021 逆向工程软件(美国 Geomagic 公司)，Solidworks 2020 CAD 软件(法国 Dassault D systems 公司)，Ansys Workbench 2023 R1 有限元分析软件(美国 Ansys 公司)。

3. 方法

3.1. 胫骨初始模型的建立与优化

将获取的 DICOM 格式的 CT 数据导入 Mimics Reserach 21.0 医学影像控制系统中，确定二维方向，进行阈值设定、裁剪截取、分割软组织与骨骼、腔体填充、光滑等多项操作命令，得到初步粗糙胫骨模型并以 stl 格式保存“见图 1”。将该文件导入到 Geomagic Wrap 软件中，将胫骨粗糙模型应用网格医生、去除特征、删除钉状物、等命令进行初步处理；然后对其进行精确曲面、探测及编辑轮廓线、构造曲面及格栅，最终进行拟合曲面，得到胫骨实体初始模型“见图 2(a)”，复制此模型、整体偏移后得到松质骨模型并以 stp 格式保存“见图 2(b)”。

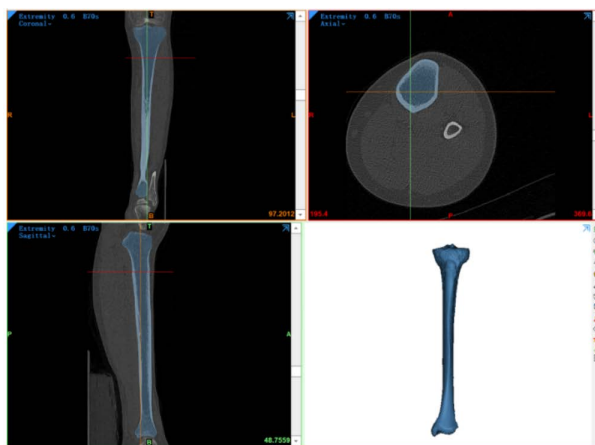


Figure 1. Tibia model

图 1. 胫骨模型

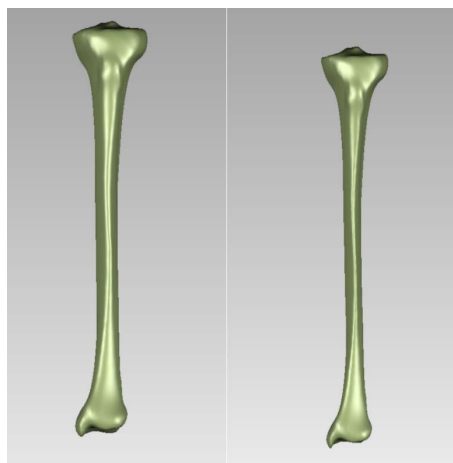


Figure 2. (a) Tibial cortical bone, (b) Tibial cancellous bone
图 2. (a) 胫骨皮质骨, (b) 胫骨松质骨

3.2. 胫骨及骨折模型的建立

将 stp 格式的胫骨初始模型及松质骨模型导入 Solidworks 2020 CAD 软件中, 首先转化为装配体模式, 利用布尔运算删除重叠部分, 得到胫骨皮质骨与松质骨并以.prt 格式保存; 最后将皮质骨与松质骨装配得到完整胫骨模型。参考试模装配相关参考文献[8], 绘制骨折线, 并进行分割, 删除面, 得到 AO/OTA 43-A3 型胫骨远端骨折模型并以.prt 格式保存“见图 3”。



Figure 3. Tibia and fracture model
图 3. 胫骨及骨折模型

3.3. 胫骨顺行髓内钉模型的建立

根据大博医疗提供的胫骨顺行髓内钉尺寸数据, 在 SolidWorks 软件中进行草图绘制、拉伸凸台、切割、折弯等多重命令, 最终得到髓内钉各组件模型(主钉、近端及远端横锁钉), 最后组合为胫骨顺行髓内钉模型并以.prt 格式保存“图 4”。本次课题绘制 2 组髓内钉模型, A 组: 直径 10 mm、长度 360 mm 的髓内钉; B 组: 直径 12 mm、长度 360 mm 髓内钉, 横锁钉模型 5 枚: 分别为 5 mm × 70 mm; 5 mm × 65 mm; 5 mm × 35 mm; 5 mm × 35 mm; 5 mm × 48 mm (见表 1)。

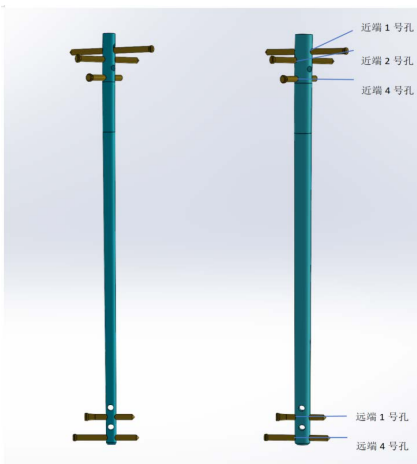


Figure 4. Intramedullary nail
图 4. 髓内钉

Table 1. Material values
表 1. 材料数值

材料名称	直径 × 长度
A 组髓内钉 - 主钉	10 mm × 360 mm
B 组髓内钉 - 主钉	12 mm × 360 mm
近端 1 号孔锁钉	5 mm × 70 mm
近端 2 号孔锁钉	5 mm × 65 mm
近端 4 号孔锁钉	5 mm × 35 mm
远端 1 号孔锁钉	5 mm × 35 mm
远端 4 号孔锁钉	5 mm × 48 mm

3.4. 胫骨骨折模型与内固定模型的装配

将上述绘制完成的胫骨 AO/OTA 43-A3 骨折模型与 2 组髓内钉模型按照标准手术技术进行装配，并以 x_b.格式进行保存“图 5”。



Figure 5. Fracture model and intramedullary nail internal fixation model
图 5. 骨折模型与髓内钉内固定模型

3.5. 材料属性设置及网格划分

将 x_b.格式文件导入 Ansys 软件中，进行材料属性赋值(见表 2)。参考相关文献将材料种类分为 3 种：皮质骨、松质骨、金属钛类髓内钉，采用均分法对材料进行赋值，皮质骨弹性模量为 17,000 MPa，泊松比为 0.33；松质骨弹性模量为 700 MPa，泊松比为 0.2；髓内钉弹性模量为 106,000 MPa，泊松比为 0.33；本研究中涉及的髓内钉系统各组成部分的材料均假设为各向同性、线性、均质、连续的材料[9] [10]。

Table 2. Material properties
表 2. 材料属性

材料名称	杨氏模量(Mpa)	泊松比
皮质骨	17,000	0.33
松质骨	700	0.2
髓内钉	106,000	0.33

将胫骨及髓内钉模型网格设置为三面体结构，网格尺寸设置为 6 mm。胫骨模型、A 组模型(未扩髓)、B 组模型(扩髓)节点数，单元数(见表 3)，网格划分“见图 6”。

Table 3. Grid partitioning values
表 3. 网格划分数值

	节点数	单元数
胫骨	15,097	7568
A 组模型(未扩髓)	21,098	10,170
B 组模型(扩髓)	22,421	10,951

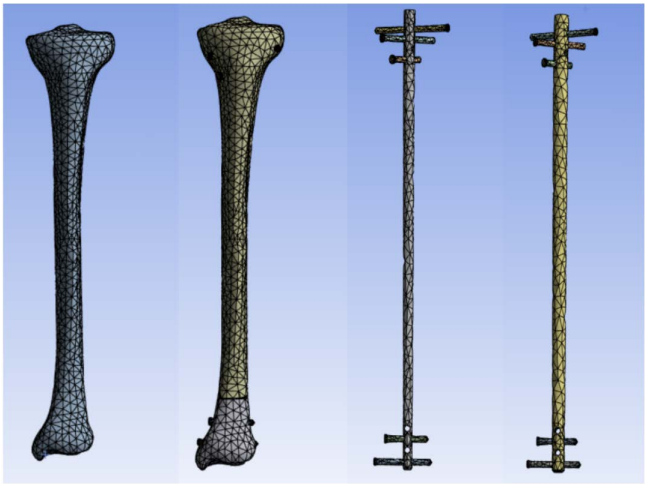


Figure 6. Grid partitioning
图 6. 网格划分

3.6. 载荷条件及接触条件

载荷条件

参考既往相关参考文献给予垂直受力 1200 N，胫骨外侧平台受力 60% (720 N)、内侧平台受力 40%

(480 N) “见图 7(a)”，胫骨远端给予固定“见图 7(b)”，整体受力分布“见图 7(c)”。生理载荷下，股骨远端施加给胫骨平台的剪切力可忽略不计，因此本研究给予垂直方向的胫骨平台应力，模拟 75 kg 人体在单足站立下胫骨骨折及髓内钉模型的受力及位移情况[11] [12]。

接触条件

髓内钉与胫骨的接触关系设置为绑定；主钉与各锁定钉的接触关系设置为绑定；骨折断端接触关系设置为摩擦，摩擦系数为 0.3 [7]。

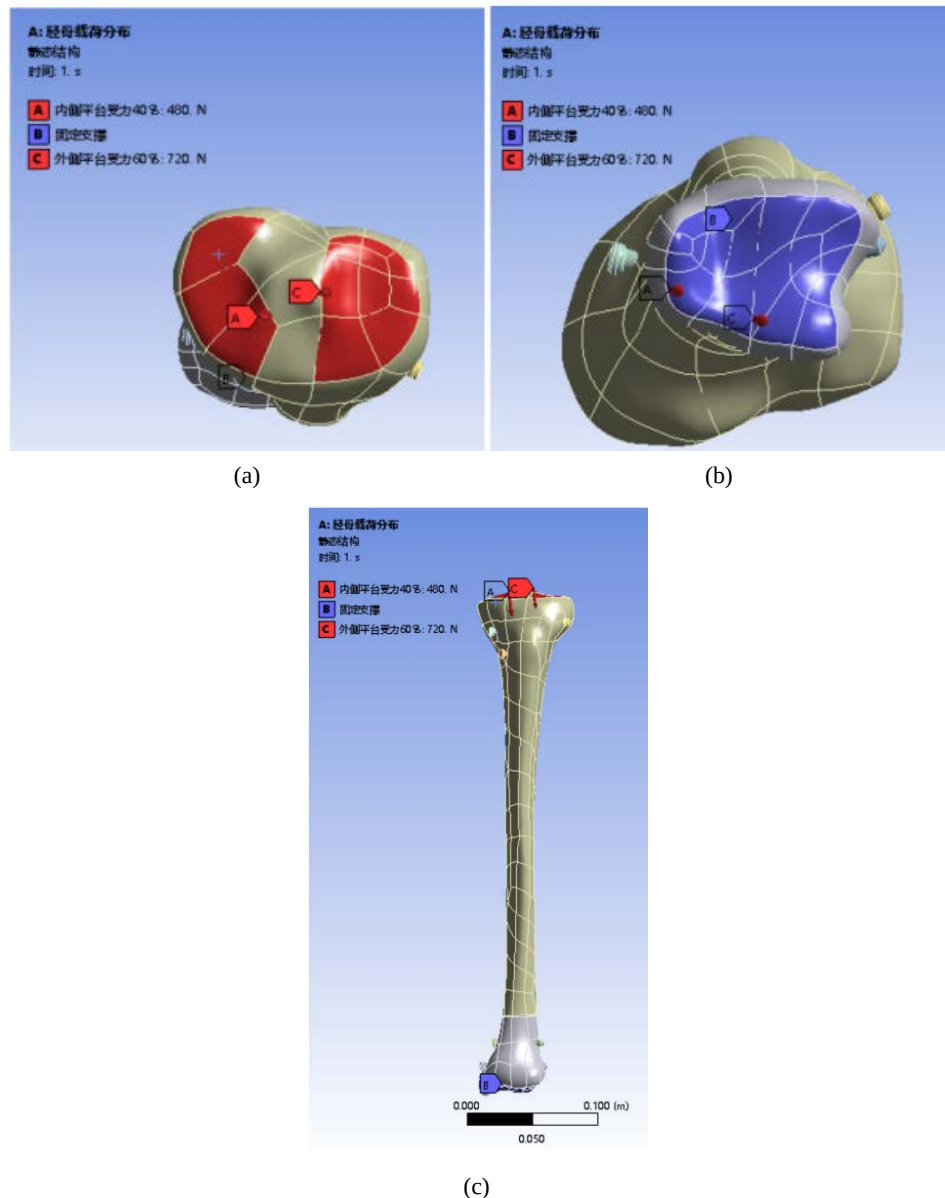


Figure 7. (a) Anterior view of tibia force distribution, (b) Tibial plateau force diagram, (c) Distal tibia fixation diagram
图 7. (a) 胫骨受力正视图, (b) 胫骨平台受力图, (c) 胫骨远端固定图

4. 本研究方法的可行性及有限元模型验证

本次课题思路围绕着“髓内钉治疗胫骨远端骨折扩髓与否”展开讨论，通过旋入同一长度不同直径

的髓内钉进行对比分析，为了验证这一思路的可操作性，对胫骨全 CT 数据进行分析，将数据导入 Mimics 中，选择二维平面，对胫骨髓腔内径进行分段测量，重点测量胫骨峡部，该部位髓腔内径约为 13~14 mm “见图 8”，基于此数据，课题选用 10 mm 和 12 mm 两种直径的髓内钉进行实验：其中 10 mm 髓内钉理论上可直接置入，无需破坏皮质骨原有厚度，恰好模拟非扩髓状态；而 12 mm 髓内钉的置入过程则可模拟临床扩髓操作。最终获得以下几组应力及位移分布图“见图 9~13”。

通过对比分析与已发表的胫骨生物力学研究结论相符合[13]，这一结果充分证实了本研究构建的有限元模型具备良好的稳定性、准确性。

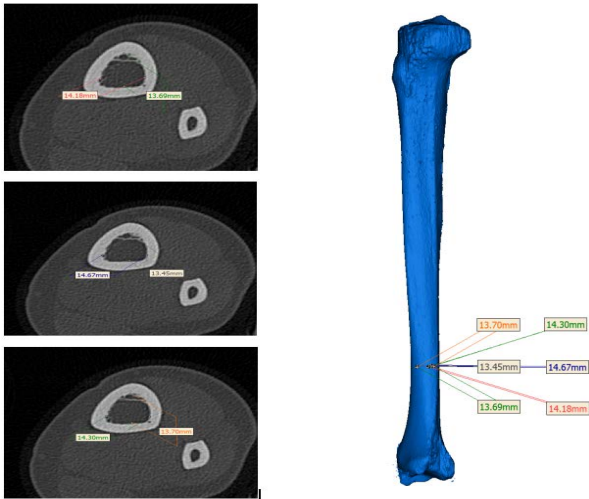


Figure 8. Measurement of the inner diameter of the tibial medullary cavity
图 8. 胫骨髓腔内径测量

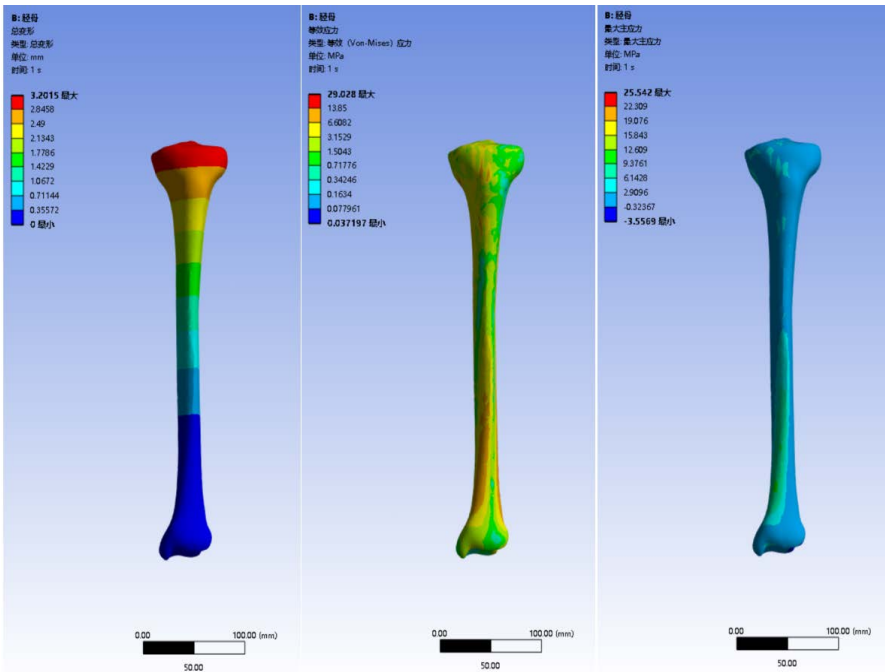


Figure 9. Finite element displacement and stress maps of the normal tibia
图 9. 正常胫骨有限元位移图及应力图

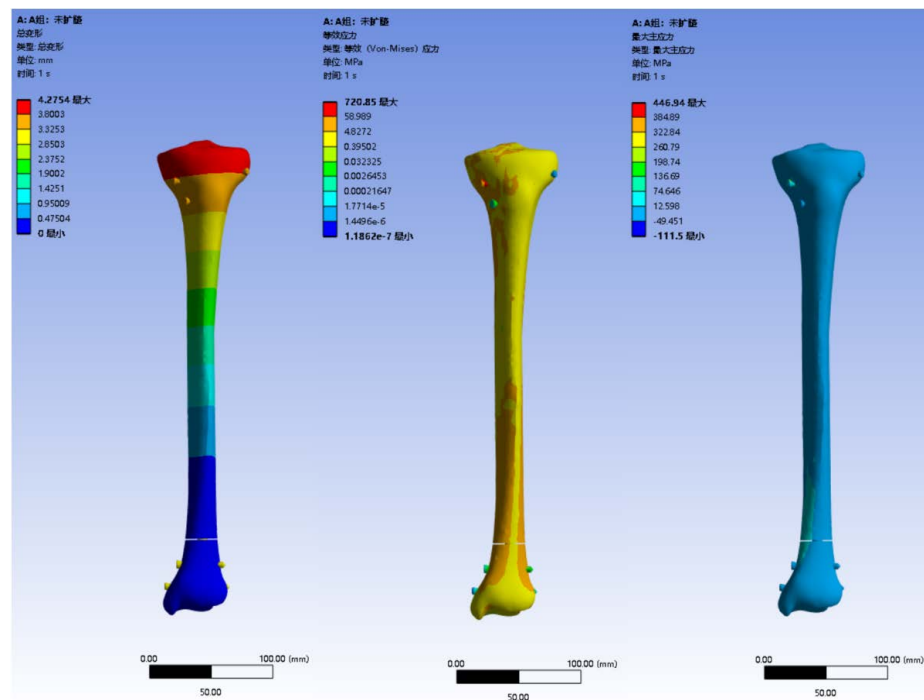


Figure 10. Displacement and stress maps of the tibia in the unreamed group
图 10. 非扩髓组胫骨位移图及应力图

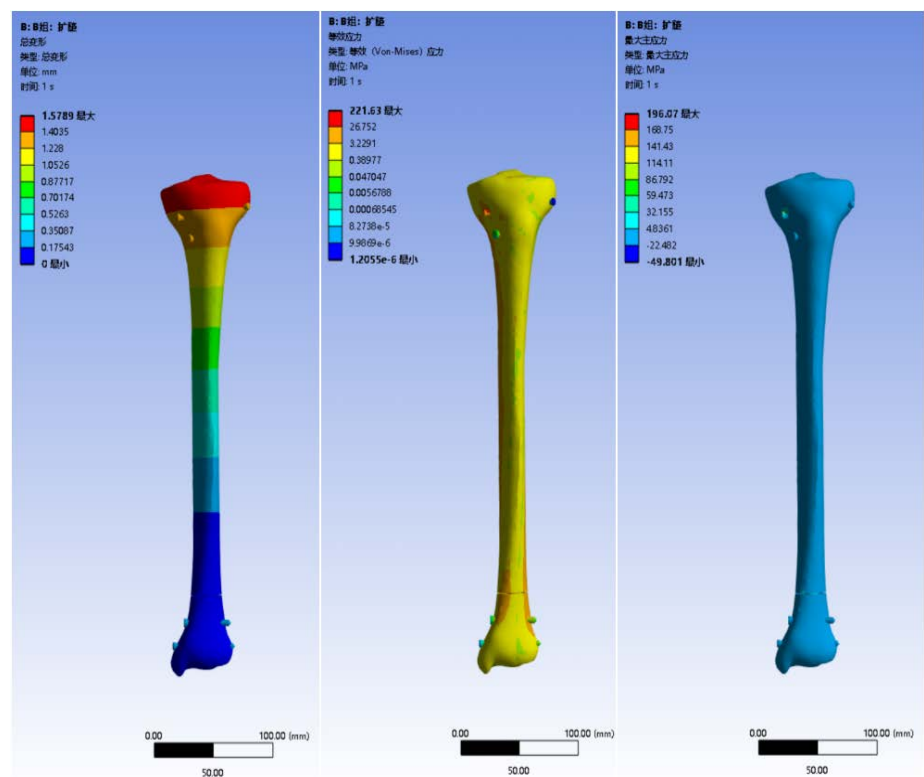


Figure 11. Tibial displacement and stress maps in reamed group
图 11. 扩髓组胫骨位移图及应力图

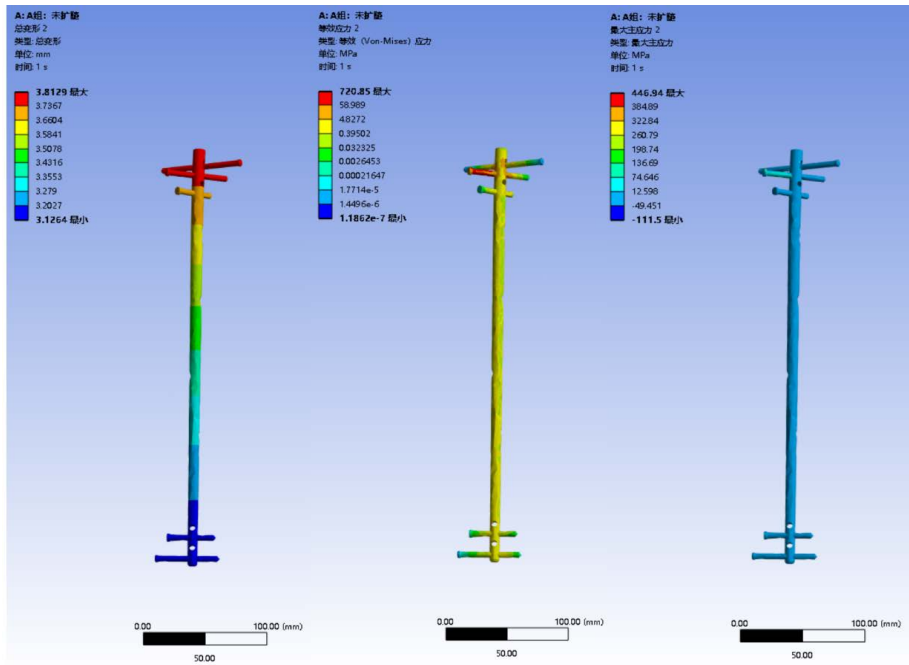


Figure 12. Displacement and stress maps of the intramedullary nail in the unreamed group
图 12. 非扩髓组髓内钉位移图及应力图

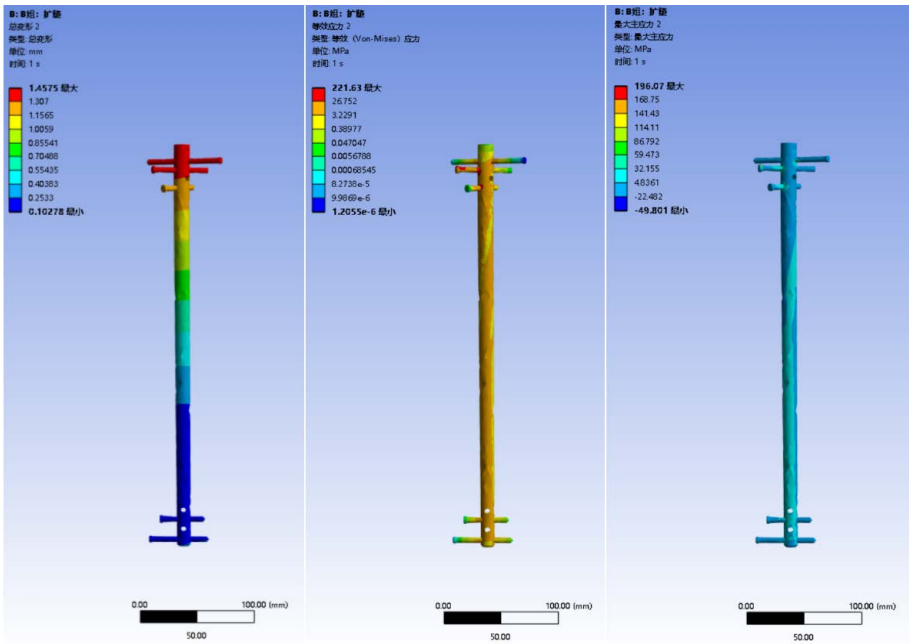


Figure 13. Displacement map and stress map of intramedullary nail in reamer group
图 13. 扩髓组髓内钉位移图及应力图

5. 试验结果

5.1. 胫骨的应力分布

应力分布在 2 组胫骨 - 髓内钉模型的研究中，无论是否采用 10 mm (未扩髓)或 12 mm (扩髓)髓内钉

固定, AO/OTA 43-A3 型骨折中胫骨的最大应力位置相同, 均位于胫骨近端内侧皮质与近端 2 号横锁钉交锁区域。当使用 10 mm 髓内钉固定时, 胫骨最大应力值达 720.85 MPa; 而采用 12 mm 髓内钉固定时, 胫骨最大应力值达到 221.63 MPa, 前者明显大于后者。由此可得出结论 1) AO/OTA 43-A3 型骨折中胫骨的应力集中部位并不会受到所固定髓内钉直径的影响; 2) 该类型骨折中胫骨的应力大小与固定所应用髓内钉的直径存在关联, 表现为髓内钉直径越大, 胫骨所承受的应力就越小。

5.2. 胫骨的位移情况

在 2 组胫骨 - 髓内钉模型的研究中, 无论是否采用 10 mm (未扩髓)或 12 mm (扩髓)髓内钉固定, AO/OTA 43-A3 型骨折中胫骨的位移位置相同, 均位于胫骨平台、胫骨近端内侧皮质与近端 1、2 号横锁钉交锁区域。使用 10 mm 髓内钉固定时, 胫骨最大位移值达到 4.27 mm; 而采用 12 mm 髓内钉固定时, 胫骨最大位移值达到 1.58 mm, 前者明显大于后者。由此可得出结论 1) AO/OTA 43-A3 型骨折中胫骨的位移集中部位并不会受到所固定髓内钉直径的影响; 2) 该类型骨折中胫骨的位移值大小与固定所应用髓内钉的直径存在关联, 表现为髓内钉直径越大, 胫骨位移值越小。

5.3. 髓内钉的应力分布

在 2 组髓内钉模型的研究中, 无论是否采用 10 mm (未扩髓)或 12 mm (扩髓)髓内钉固定, AO/OTA 43-A3 型骨折中髓内钉的最大应力位置相同, 均位于主钉与近端 2 号横锁钉交锁区域。使用 10 mm 髓内钉固定时, 髓内钉固定时最大应力值达到 720.85 MPa; 而采用 12 mm 髓内钉固定时, 髓内钉固定时最大应力值达到 221.63 MPa, 前者明显大于后者。由此可得出结论 1) AO/OTA 43-A3 型骨折中髓内钉应力集中部位并不会受到所固定髓内钉直径的影响; 2) 该类型骨折中髓内钉应力大小与固定所应用髓内钉的直径存在关联, 表现为髓内钉直径越大, 应力就越小。

5.4. 内固定的位移情况

在 2 组胫骨 - 髓内钉模型的研究中, 无论是否采用 10 mm (未扩髓)或 12 mm (扩髓)髓内钉固定, AO/OTA 43-A3 型骨折中髓内钉的位移位置相同, 均位于主钉与近端 1、2 号横锁钉交锁区域。使用 10 mm 髓内钉固定时, 髓内钉最大位移值达到 3.81 mm; 而采用 12 mm 髓内钉固定时, 髓内钉最大位移值达到 1.45 mm, 前者明显大于后者。由此可得出结论 1) AO/OTA 43-A3 型骨折中髓内钉的位移集中部位并不会受到所固定髓内钉直径的影响; 2) 该类型骨折中髓内钉的位移值大小与固定所应用髓内钉的直径存在关联, 表现为髓内钉直径越大, 位移值越小。

6. 讨论

有限元分析是利用数学近似的方法, 把复杂的实体结构转化为有关联的单元, 能够在多种情况下进行仿真运算, 可更加直观地展现实体结构内部的应力变化[14]。近年来, 有限元分析法在骨科力学特性的研究中展现了不可替代的重要作用[15]。

髓腔扩髓这一观点由德国外科医生 Gerhard 于 1940 年首次提出, 扩髓的目的是通过扩大髓腔, 使髓内钉与骨骼更紧密贴合, 减少术后松动风险[16]。Lang 等学者根据胫骨的血供情况进行分析, 从而得出胫骨愈合的血供主要来源于髓内动脉, 而扩髓会严重损伤髓内的血液供应, 从而延长骨折愈合周期[17]。Larsen 等学者认为扩髓更具有优势, 通过统计学方法筛查并分析胫骨干骨折病例, 结果显示未扩髓组胫骨骨折不愈合率高于扩髓组[18] [19]。目前尚未有学者采用有限元分析方法对胫骨顺行髓内钉治疗 AO/OTA 43-A3 型胫骨远端骨折是否扩髓进行生物力学分析。本次实验研究发现, 在赋予相同的材料属性及施加相同载荷条件下, 采用 10 mm (未扩髓)或 12 mm (扩髓)髓内钉固定胫骨时, 胫骨应力集中部位

均位于胫骨近端内侧皮质与近端 2 号横锁钉交锁区域; 髓内钉应力集中部位均位于主钉与近端 2 号横锁钉交锁区域; 胫骨位移集中部位均位于胫骨平台、胫骨近端内侧皮质与近端 1、2 号横锁钉交锁区域; 髓内钉位移情况均位于主钉与近端 1、2 号横锁钉交锁区域。综上所述, 在 AO/OTA 43-A3 型骨折中胫骨与髓内钉应力集中部位及位移集中部位并不会受到所固定髓内钉直径的影响; 与上述不同的是, 在 AO/OTA 43-A3 型骨折中, 采用未扩髓组髓内钉固定胫骨时, 胫骨与髓内钉最大应力值及位移值均大于扩髓组。由此说明髓内钉直径越大时, 胫骨和髓内钉应力值及位移越小。采用扩髓操作旋入更粗直径的髓内钉可使胫骨及内固定应力减小, 有利于防止应力过度集中导致的内固定失效及胫骨再骨折。

7. 结论

从生物力学视角分析, 在采用胫骨顺行髓内钉治疗 AO/OTA 43-A3 型胫骨远端骨折中, 扩髓髓内钉固定方案体现出更好的生物力学性能。通过扩大胫骨髓腔内径, 增加髓内钉与骨的接触面积, 分散胫骨的应力载荷, 同时也降低髓内钉内部的应力集中。从理论上分析, 可降低术后远期内固定失效及胫骨再骨折发生的风险, 其实际的医疗成效尚需后续开展的前瞻性随机对照临床试验予以进一步证实。

本研究的不足之处

1) 本次研究将胫骨及髓内钉材料均设置为均质、各向同性材料, 理论上严格意义上说胫骨及髓内钉应为不均质、各向异性材料, 作者将会在今后的研究中对模型进行修改、提高在以后的课题中进一步完善。2) 本次实验研究未对胫骨周围肌肉组织及韧带结构进行建模, 这些因素对胫骨平衡因素有着明显的影响, 后续会进一步地补充。3) 本次实验研究只单一模拟一位身高体重的男性条件, 未对不同体质指数、不同性别及不同年龄段的个体进行模拟, 需要在以后的课题中进一步完善。4) 本次实验研究排除骨质疏松等情况, 条件单一, 未模拟不同情况下的力学分析, 需要进一步阅读相关文献, 在今后课题中深入研究。

基金项目

本研究获得北华大学附属医院伦理委员会批准(审批号: 20250096)。

参考文献

- [1] Court-Brown, C. and McBirnie, J. (1995) The Epidemiology of Tibial Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 77, 417-421. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.77b3.7744927>
- [2] Alsharef, J.F., Ghaddaf, A.A., AlQuhaibi, M.S., Shaheen, E.A., AboAljadel, L.H., Alharbi, A.S., et al. (2023) External Fixation versus Intramedullary Nailing for the Management of Open Tibial Fracture: Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *International Orthopaedics*, 47, 3077-3097. <https://doi.org/10.1007/s00264-023-05879-7>
- [3] 赵广跃. 胫骨内锁髓内钉的临床应用和研究进展[J]. 中国矫形外科杂志, 1996(4): 295-296.
- [4] Court-Brown, C., McQueen, M., Quaba, A. and Christie, J. (1991) Locked Intramedullary Nailing of Open Tibial Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 73, 959-964. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.73b6.1955445>
- [5] Whittle, A.P., Russell, T.A., Taylor, J.C. and Lavelle, D.G. (1992) Treatment of Open Fractures of the Tibial Shaft with the Use of Interlocking Nailing without Reaming. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 74, 1162-1171. <https://doi.org/10.2106/00004623-199274080-00005>
- [6] Kempf, I., Grosse, A. and Beck, G. (1985) Closed Locked Intramedullary Nailing. Its Application to Comminuted Fractures of the Femur. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 67, 709-720. <https://doi.org/10.2106/00004623-198567050-00005>
- [7] 吴江, 高辉, 戚珊红. 新型全锁定交锁髓内钉固定胫骨骨折的生物力学研究[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2024, 39(12): 1326-1330.
- [8] Kuhn, S., Appelman, P., Mehler, D., Pairon, P. and Rommens, P.M. (2014) Retrograde Tibial Nailing: A Minimally

- Invasive and Biomechanically Superior Alternative to Angle-Stable Plate Osteosynthesis in Distal Tibia Fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, **9**, Article No. 35. <https://doi.org/10.1186/1749-799x-9-35>
- [9] Golovakha, M.L., Orljanski, W., Benedetto, K., Panchenko, S., Büchler, P., Henle, P., *et al.* (2014) Comparison of Theoretical Fixation Stability of Three Devices Employed in Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy: A Finite Element Analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, **15**, Article No. 230. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-230>
- [10] Luo, C., Hua, S., Lin, S., Chen, C. and Tseng, C. (2013) Stress and Stability Comparison between Different Systems for High Tibial Osteotomies. *BMC Musculoskeletal Disorders*, **14**, Article No. 110. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-14-110>
- [11] Luo, C., Hwa, S., Lin, S., Chen, C. and Tseng, C. (2015) Placement-Induced Effects on High Tibial Osteotomized Construct—Biomechanical Tests and Finite-Element Analyses. *BMC Musculoskeletal Disorders*, **16**, Article No. 235. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0630-2>
- [12] 刘晨东, 胡孙君, 张世民. 三种新型内固定方式治疗胫骨平台双髁四象限骨折的有限元研究[J]. 中国修复重建外科杂志, 2023, 37(3): 290-295.
- [13] Tarapoom, W. and Puttapitukporn, T. (2016) Stress Distribution in Human Tibia Bones Using Finite Element Analysis. *Engineering Journal*, **20**, 155-167. <https://doi.org/10.4186/ej.2016.20.3.155>
- [14] 史方石, 袁维. 有限元法在骨科器械和植入物中的应用综述[J]. 科学技术与工程, 2023, 23(30): 12775-12785.
- [15] 赵英红, 平杰, 吴仁愿, 等. 胫骨骨折有限元模型建立及生物力学分析[J]. 军事医学, 2016, 40(12): 988-993.
- [16] Bong, M.R., Koval, K.J. and Egol, K.A. (2006) The History of Intramedullary Nailing. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, **64**, 94-97.
- [17] Lang, G.J., Cohen, B.E., Bosse, M.J. and Kellam, J.F. (1995) Proximal Third Tibial Shaft Fractures. Should They Be Nailed? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **315**, 64-74. <https://doi.org/10.1097/00003086-199506000-00008>
- [18] Forster, M.C., Aster, A.S. and Ahmed, S. (2005) Reaming during Anterograde Femoral Nailing: Is It Worth It? *Injury*, **36**, 445-449. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2004.07.031>
- [19] 李福军, 张远鹰. 交锁髓内钉扩髓与不扩髓的比较[J]. 国际骨科学杂志, 2006(3): 153-155.