

镁合金钢板内固定治疗胫骨中段骨折的有限元分析

徐景超¹, 张雁儒^{1,2*}, 杨越¹, 李昊³, 李洁洁³, 余进伟⁴

(1.河南理工大学 骨科研究所, 河南 焦作 454001; 2.宁波大学 医学院, 浙江 宁波 315211;
3.河南理工大学 医学院, 河南 焦作 454001; 4.河南理工大学第一附属医院, 河南 焦作 454002)

摘要: 运用有限元分析法, 评价镁合金、钛合金、不锈钢 3 种不同材料在治疗胫骨干骨折的力学性能差异. 以 Dicom 格式导入 Mimics 20.0 软件中建立胫骨三维模型, 并运用 Geomagic 与 Solidwork 软件制作胫骨骨折内固定模型, 将上述模型导入 Workbench 2020 软件中, 赋予材料属性, 给予轴向载荷、扭转载荷 2 种加载模式, 分析 3 种材料的应力和位移. 在 600 N 轴向加载模式下, 钛合金内固定应力为 (117.42 ± 0.07) MPa, 位移为 (0.73 ± 0.11) mm; 镁合金内固定应力为 (117.11 ± 0.04) MPa, 位移为 (0.82 ± 0.08) mm; 不锈钢内固定应力为 (117.53 ± 0.03) MPa, 位移为 (0.62 ± 0.13) mm. 在 30 N·mm 扭转加载模式下, 钛合金内固定应力为 (174.50 ± 0.33) MPa, 位移为 (0.75 ± 0.07) mm; 镁合金内固定应力为 (168.75 ± 0.15) MPa, 位移为 (0.82 ± 0.16) mm; 不锈钢内固定应力为 (176.23 ± 0.51) MPa, 位移为 (0.61 ± 0.13) mm. 结果表明: 2 种不同加载模式下 3 种不同材料的内固定结果数值差异不大, 镁合金内固定与钛合金内固定、不锈钢内固定力学性能相似, 而镁合金更亲和人体, 可以代替传统医用金属材料用以治疗胫骨中段骨折.

关键词: 胫骨中段骨折; 镁合金; 钛合金; 不锈钢; 有限元分析; 内固定

中图分类号: R608

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2022) 04-0109-06

近年来, 临床上常用于治疗骨折患者的内固定金属材料通常为不锈钢和钛合金^[1-2], 但由于这 2 种材料的弹性模量远远高于人体骨的弹性模量, 因此易产生应力遮挡效应, 导致骨折的愈合缓慢, 甚至引起骨折周围组织炎症反应^[3-4]. 镁合金同上述 2 种材料相比具有与人体骨相似的弹性模量(镁合金 44.8 GPa, 皮质骨 12.1 GPa), 因而能减少应力遮挡效应的产生. 镁元素是人体必需的定量元素, 镁合金植入人体内能被人体缓慢吸收, 可避免内固定物需要二次取出给患者带来的损伤^[5-7].

本研究采用有限元分析法进行胫骨骨折的力学分析, 以胫骨干骨折为例, 验证不同材料(镁合金、钛合金、不锈钢)之间的力学性能差异, 并根据有限元分析结果探讨镁合金在临床中代替传统医用材料治疗胫骨中段骨折的可行性.

1 材料与方法

1.1 模型建立

随机选取 1 例下肢的 CT 数据导入 Mimics 20.0 软件中, 运用软件中阈值分割功能, 将胫骨分离单独保存. 将上述胫骨文件以 STL 格式导出至 Geomagic studio 12 软件, 运用该软件中网格医生、光滑、自动拟面等功能修复和整理胫骨表面数据, 通过偏移功能偏移 4 mm 制作松质骨模型, 分别保存 2 个模型并以 Step 格式导出. 将 Step 文件导入至 Solidwork 软件, 以冠状面为基准面, 胫骨平台近端至远端 80 mm 处切除 3 mm 模拟制作胫骨骨折模型, 同时制作内固定模型, 使之完全贴合胫骨干. 采用软件内组合功能装配胫骨模型与内固定物, 并以 Step 格式将文件导出备用. 由于螺钉的螺

收稿日期: 2021-10-27.

宁波大学学报(理工版)网址: <http://journal.lg.nbu.edu.cn/>

基金项目: 河南省科技攻关重点项目 (201402003).

第一作者: 徐景超 (1996-), 男, 河南周口人, 讲师, 主要研究方向: 骨科植入材料. E-mail: 1251621511@qq.com

*通信作者: 张雁儒 (1970-), 男, 河南西华人, 教授, 主要研究方向: 创伤骨科. E-mail: zyr@hpu.edu.cn

纹会增加模型的计算量,且对结果影响较小,故可忽略螺钉的螺纹.

1.2 参数设置

将胫骨 Step 格式文件导入至 Ansys workbench 2020 软件,设置胫骨骨折模型的材料属性与网格划分,胫骨骨折模型网格尺寸为 3.0 mm,内固定模型网格尺寸为 3.5 mm. 材料属性与网格单元节点参数分别见表 1 和表 2.

表 1 材料参数

名称	弹性模量/MPa	泊松比	密度/(g·cm ⁻³)
皮质骨	12 000	0.30	1.2
松质骨	8 000	0.30	1.2
钛合金	102 040	0.29	4.5
镁合金	44 800	0.32	2.8
不锈钢	210 000	0.28	7.7

表 2 单元节点

名称	单元	节点
胫骨近端	25 473	42 868
胫骨远端	43 027	70 301
内固定	1 904	5 637

1.3 边界及约束条件

将胫骨骨折模型远端底部设定为完全约束,在胫骨平台给予 600 N 轴向力以及 30 N·mm 扭转力. 螺钉远端与骨的约束条件为摩擦,摩擦系数为

0.2,螺钉与接骨板的约束条件为绑定. 接骨板与皮质骨的约束条件为摩擦,摩擦系数为 0.2,骨与骨的摩擦系数为 0.3.

1.4 观察指标

观察镁合金、钛合金、不锈钢 3 种材料内固定模型在 2 种不同加载模式下的应力分布与形变,以及骨折模型应力的分布与形变.

1.5 统计分析

采用 SPSS 15.0 软件对研究数据进行统计分析.

2 结果

2.1 轴向加载模式下内固定的应力和形变

在轴向 600 N 加载模式下,3 种不同材料的内固定物的应力峰值与形变位移结果见表 3 和图 1~3. 从表 3 和图 1~3 可知,内固定物的应力与材料的弹性模量成正比,形变与材料的弹性模量成反比,其中不锈钢的应力最大,其次为钛合金,镁合金最小,但差异较小,无统计学意义($P>0.05$). 在不同材料内固定形变中,镁合金位移最大,其次为钛合金,不锈钢位移最小,3 种材料的位移差异较大,具有统计学意义($P<0.05$).

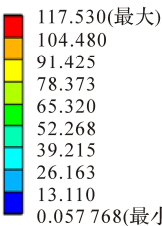
2.2 扭转加载模式下内固定的应力和形变

在 30 N·mm 扭矩加载模式下,3 种不同材料内固定与轴向加载结果见表 4 和图 4~6. 从表 4 和图 4~6 可知,不锈钢内固定的应力最大,其次为钛合

表 3 轴向加载模式下 3 种不同材料内固定物应力和位移比较

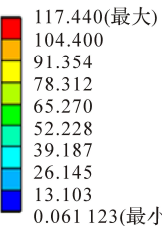
分组	骨折端应力/MPa	内固定应力/MPa	骨折端位移/mm	内固定位移/mm
镁合金	15.87±0.11	117.11±0.04	1.24±0.07	0.82±0.08
钛合金	15.84±0.09	117.42±0.07	1.13±0.37	0.73±0.11
不锈钢	16.21±0.10	117.53±0.03	0.97±0.23	0.62±0.13
<i>P</i> 值	0.124	0.675	0.036	0.033

结构静力分析
钢板应力
类型: 等效应力
单位: MPa
时间: 1



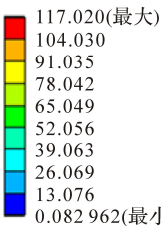
(a) 不锈钢

结构静力分析
钢板应力
类型: 等效应力
单位: MPa
时间: 1



(b) 钛合金

结构静力分析
钢板应力
类型: 等效应力
单位: MPa
时间: 1



(c) 镁合金

图 1 3 种不同材料内固定轴向加载应力云图

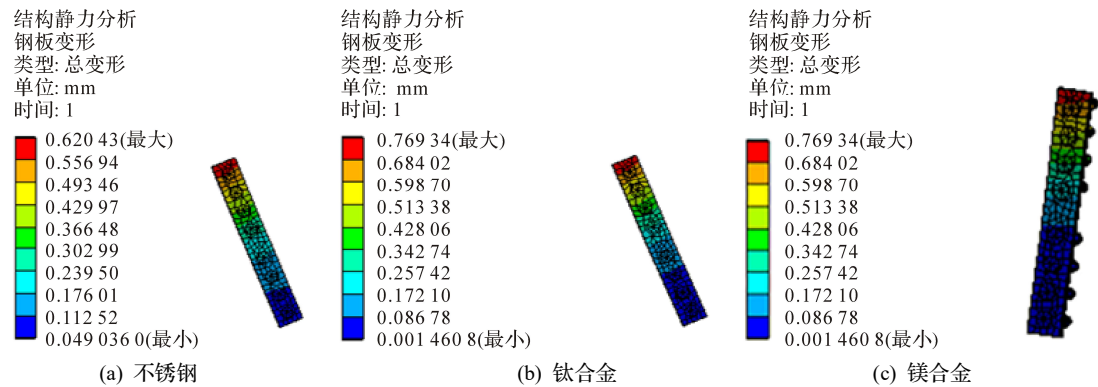


图2 3种不同材料内固定物轴向加载形变云图

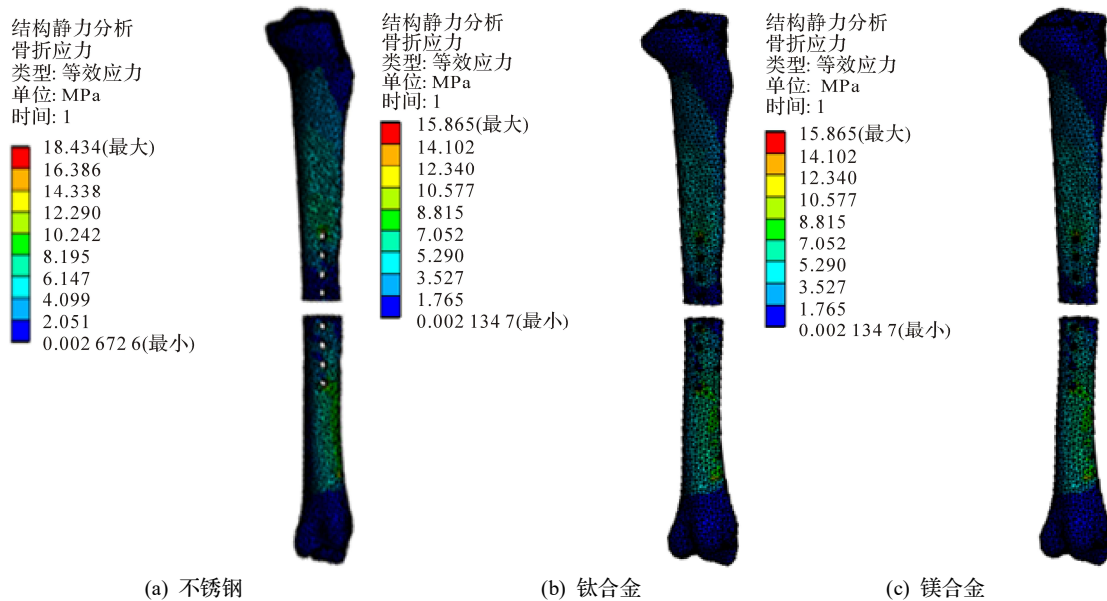


图3 3种不同材料骨折模型轴向加载应力分布云图

表4 扭转加载模式下3种不同材料内固定物应力和位移比较

分组	骨折端应力/MPa	内固定应力/MPa	骨折端位移/mm	内固定位移/mm
镁合金	25.86±0.12	168.75±0.15	1.13±0.13	0.82±0.16
钛合金	21.14±0.22	174.50±0.33	1.07±0.22	0.75±0.07
不锈钢	24.26±0.45	176.23±0.51	0.98±0.56	0.61±0.13
P值	0.032	0.092	0.066	0.072

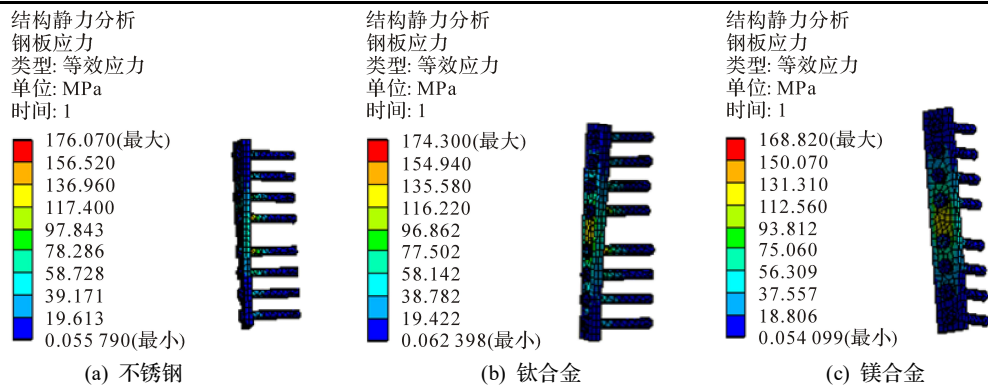


图4 3种不同材料内固定扭转应力云图

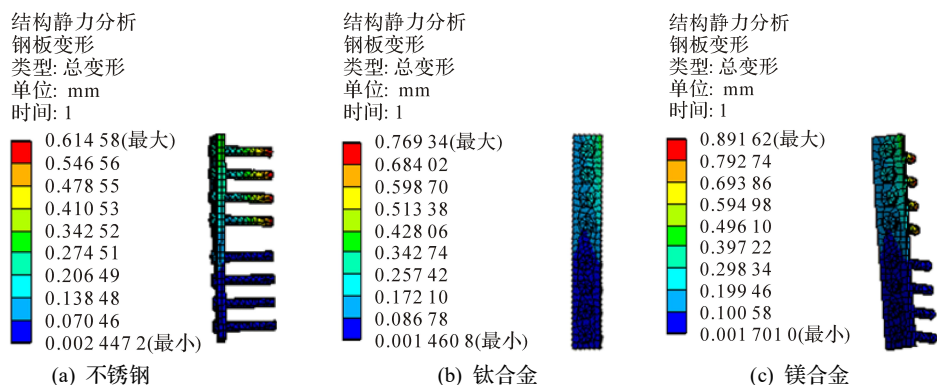


图5 3种不同材料内固定扭转形变位移云图

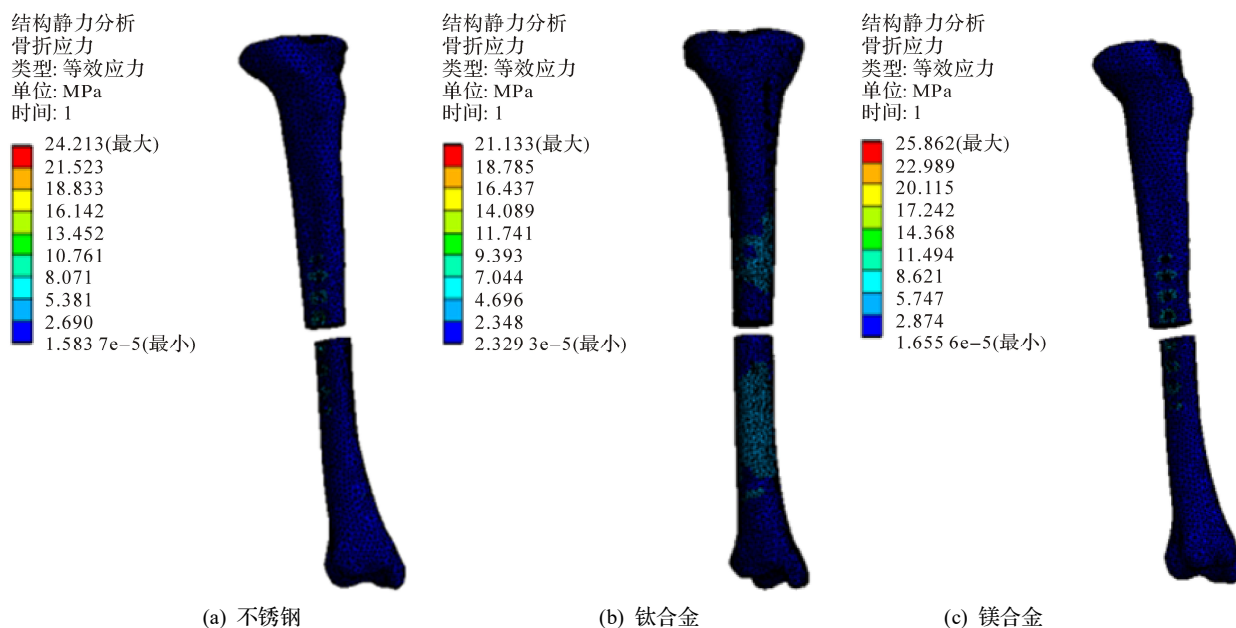


图6 3种不同材料骨折模型扭转形变位移云图

金, 镁合金应力最小. 位移则是镁合金最大, 钛合金其次, 不锈钢最小.

3 讨论

胫骨骨折是常见的下肢骨折, 临床针对大多数胫骨骨折都选择采用金属接骨板内固定进行治疗, 其临床效果表现较好^[1]. 目前临床使用接骨板金属材料多数为钛合金(弹性模量 102 GPa)、不锈钢(弹性模量 210 GPa)等刚度较大材料, 骨的弹性模量为 10~18 GPa, 过大的弹性模量会使应力集中于接骨板而不易传达至骨折端, 从而引发应力遮挡效应, 造成接骨板松动、二次骨折等问题^[8-9].

骨折愈合是一个极其复杂的生物学过程, 良好的力学环境能有效提高骨折的愈合率. 同时, 在良好的力学环境下, 骨折端的微动对骨的愈合不

可缺失, 骨折的微动可以刺激成骨细胞、骨细胞的代谢, 微动宜在 0.2~2.0 mm 之间, 超过 2.0 mm 则不利于骨的愈合^[10-12].

随着医用金属材料的发展, 镁合金渐渐被使用, 镁合金的弹性模量与人体皮质骨相似, 不易引起应力遮挡效应的出现, 而且镁是人体必需的定量元素, 随着骨折的愈合镁合金接骨板会被逐渐吸收, 无需二次手术取出, 有助于患者术后康复. 已有研究表明^[13-15], 镁合金不仅能够促进骨的形成, 还可以有效降低骨折周围组织炎症产生的概率^[16-17]. Weng 等^[18]和 Willbold 等^[19]通过轴向加载模式对比了不同医用金属材料应力分布, 得出镁合金应力分布比钛合金更加均匀, 即镁合金在拥有良好降解速率的前提下更符合内固定的要求, 但是该研究目前尚未使用骨骼模型, 因此得出的

结果不能有力证明镁合金在骨骼固定中更加具有优势。张余等^[20]运用有限元法评价了镁合金与钛合金在寰枢椎复位内固定钢板中力学性能的差异, 得出了镁合金经口咽前路寰枢椎复位内固定钢板(Transoralpharyngeal Atlantoaxial Reduction Plate, TARP)系统效果更好, 但是该研究模型 TARP 系统只作用于椎骨, 不能证明长骨骨折情况下镁合金内固定是否同样具有优势。

本研究以胫骨中段骨折模型为研究对象, 其结果显示镁合金在胫骨平台承受 600 N(完全负重)的轴向载荷下应力与钛合金、不锈钢类似, 无显著性差异($P>0.05$)。但是在形变位移上镁合金与钛合金、不锈钢差异较大, 这是由材料的金属特性所决定, 且 3 种不同材料的内固定微动范围在 2.0 mm 以内, 不会对骨折的愈合造成影响。在胫骨骨折模型上端承受 30 N·mm 扭矩加载模式下镁合金与钛合金、不锈钢的表现差异不大, 在统计学上无显著性差异($P>0.05$)。

虽然钛合金和不锈钢接骨板的应力及微动情况均好于镁合金接骨板, 但是三者差异较小, 且其结果也与钛合金和不锈钢材料弹性模量较高有关。综合考虑骨折端的微动、接骨板强度、应力遮挡的产生率以及术后康复等因素, 认为在治疗胫骨中段骨折内固定的医用金属材料中镁合金优于钛合金和不锈钢。此外, 本研究结果只是通过有限元法分析镁合金、钛合金和不锈钢内固定在胫骨干骨折力学性能上的差异, 且由于有限元分析模型设定偏理想化, 与人体实际结构会有些许差异(韧带、肌肉、镁合金降解等因素), 因此镁合金材料在医用金属材料中是否具有优势还有待进一步研究。

参考文献:

- [1] Lan C B, Wu Y, Guo L L, et al. Effects of cold rolling on microstructure, texture evolution and mechanical properties of Ti-32.5Nb-6.8Zr-2.7Sn-0.3O alloy for biomedical applications[J]. Materials Science and Engineering: A, 2017, 690:170-176.
- [2] Owaid M N, Ibraheem I J. Mycosynthesis of nanoparticles using edible and medicinal mushrooms[J]. European Journal of Nanomedicine, 2017, 9(1):5-23.
- [3] Limmahakhun S, Oloyede A, Sitthiseripratip K, et al. Stiffness and strength tailoring of cobalt chromium graded cellular structures for stress-shielding reduction[J]. Materials & Design, 2017, 114:633-641.
- [4] Taheri A M, Saedi S, Turabi A S, et al. Mechanical and shape memory properties of porous Ni_{50.1}Ti_{49.9} alloys manufactured by selective laser melting[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2017, 68: 224-231.
- [5] 袁广银, 牛佳林. 可降解医用镁合金在骨修复应用中的研究进展[J]. 金属学报, 2017, 53(10):1168-1180.
- [6] Li G Y, Zhang L, Wang L, et al. Dual modulation of bone formation and resorption with zoledronic acid-loaded biodegradable magnesium alloy implants improves osteoporotic fracture healing: An *in vitro* and *in vivo* study[J]. Acta Biomaterialia, 2018, 65:486-500.
- [7] Berglund I S, Dirr E W, Ramaswamy V, et al. The effect of Mg-Ca-Sr alloy degradation products on human mesenchymal stem cells[J]. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2018, 106(2):697-704.
- [8] 刘国光. 不同固定方法治疗 167 例胫骨骨折的病例对照研究[J]. 中外医学研究, 2017, 15(6):115-116.
- [9] Ai J, Kan S L, Li H L, et al. Anterior inferior plating versus superior plating for clavicle fracture: A meta-analysis[J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2017, 18(1): 159.
- [10] 周凯华, 陶星光, 梁会, 等. 基于有限元分析比较碳纤维增强聚醚醚酮复合板与钛制钢板固定胫骨中段骨折的效果[J]. 中国骨与关节损伤杂志 2020, 35(10): 1028-1032.
- [11] Mitkovic M, Milenkovic S, Micic I, et al. Results of the femur fractures treated with the new selfdynamisable internal fixator (SIF)[J]. European Journal of Trauma and Emergency Surgery: Official Publication of the European Trauma Society, 2012, 38(2):191-200.
- [12] Bottlang M, Lesser M, Koerber J, et al. Far cortical locking can improve healing of fractures stabilized with locking plates[J]. The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume, 2010, 92(7):1652-1660.
- [13] 袁广银, 章晓波, 牛佳林, 等. 新型可降解生物医用镁合金 JDBM 的研究进展[J]. 中国有色金属学报, 2011, 21(10):2476-2488.
- [14] 郑玉峰, 顾雪楠, 李楠, 等. 生物可降解镁合金的发展现状与展望[J]. 中国材料进展, 2011, 30(4):30-43; 29.
- [15] Dziuba D, Meyer-Lindenberg A, Seitz J M, et al. Long-term *in vivo* degradation behaviour and biocompatibility of the magnesium alloy ZEK100 for use as a biodegradable bone implant[J]. Acta Biomaterialia, 2013, 9(10):8548-8560.

- [16] Wu Y F, Wang Y M, Zhao D W, et al. *In vivo* study of microarc oxidation coated Mg alloy as a substitute for bone defect repairing: Degradation behavior, mechanical properties, and bone response[J]. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2019, 181:349-359.
- [17] Wong C C, Wong P C, Tsai P H, et al. Biocompatibility and osteogenic capacity of Mg-Zn-Ca bulk metallic glass for rabbit tendon-bone interference fixation[J]. *International Journal of Molecular Sciences*, 2019, 20(9):2191.
- [18] Weng W J, Biesiekierski A, Li Y C, et al. A review of the physiological impact of rare earth elements and their uses in biomedical Mg alloys[J]. *Acta Biomaterialia*, 2021, 130:80-97.
- [19] Willbold E, Gu X N, Albert D, et al. Effect of the addition of low rare earth elements (lanthanum, neodymium, cerium) on the biodegradation and biocompatibility of magnesium[J]. *Acta Biomaterialia*, 2015, 11:554-562.
- [20] 张余, 马立敏, 蓝国波, 等. 镁合金与钛合金经口咽前路寰枢椎复位内固定钢板治疗寰枢椎脱位的三维有限元分析[J]. *中华创伤杂志*, 2012, 28(10):921-925.

Finite element analysis research of magnesium alloy plate internal fixation for middle tibial fracture

XU Jingchao¹, ZHANG Yanru^{1,2*}, YANG Yue¹, LI Hao³, LI Jiejie³, YU Jinwei⁴

(1.Institute of Orthopedics, Henan Polytechnic University, Jiaozuo 454001, China;

2.School of Medicine, Ningbo University, Ningbo 315211, China;

3.School of Medicine, Henan Polytechnic University, Jiaozuo 454001, China;

4.Department of Orthopedics, First Affiliated Hospital of Henan Polytechnic University, Jiaozuo 454002, China)

Abstract: The present study was designed to evaluate the mechanical properties of magnesium alloy, titanium alloy and stainless steel in the treatment of tibial shaft fracture by using finite element analysis method. A case of high-definition tibia CT data was selected and imported into Mimics 20.0 software in Dicom format. A three-dimensional model of tibia was established. Both Geomagic and Solidwork software packages were used to make internal fixation model of tibia fracture. The model was then imported into Workbench 2020 software with the material attributes specified. Two loading modes, the axial and torsional loading, were given to analyze the stress and displacement of the two materials. Under 600 N axial loading mode, the internal fixed stress of titanium alloy was (117.42 ± 0.07) MPa and the displacement was (0.73 ± 0.11) mm. The internal fixed stress of magnesium alloy was (117.11 ± 0.04) MPa and the displacement was (0.82 ± 0.08) mm. The internal fixed stress of stainless steel was (117.53 ± 0.03) MPa and the displacement was (0.62 ± 0.13) mm. The internal fixed stress of titanium alloy was (174.50 ± 0.33) MPa and the displacement was (0.75 ± 0.07) mm under the torsional loading mode of 30 N·mm. The internal fixed stress of magnesium alloy was (168.75 ± 0.15) MPa and the displacement was (0.82 ± 0.16) mm. The internal fixed stress of stainless steel was (176.23 ± 0.51) MPa and the displacement was (0.61 ± 0.13) mm. The results of internal fixation of three groups of different materials under two different loading modes were not significantly different. The results show that the mechanical properties of magnesium alloy internal fixation are similar to those of traditional titanium alloy internal fixation and stainless steel internal fixation. Moreover, magnesium alloy is better for the human body and may replace the traditional medical metal materials in the treatment of mid-segment tibial fracture.

Key words: middle tibial fracture; magnesium alloy; titanium alloy; stainless steel; finite element analysis; internal fixation

(责任编辑 史小丽)