

低弹性模量新型组合式锁定加压钢板固定股骨粉碎性骨折的三维有限元分析

周江军 赵敏 易蕊 刘达 杨俊 程球新 余专一 付美清 史柏娜 雷雪

【摘要】 **目的** 通过有限元分析的方法观察低弹性模量 Ti2448 的新型组合式锁定加压钢板 (NALCP) 固定股骨粉碎性骨折的应力分布情况。**方法** 采用 64 排螺旋 CT 对 1 名健康成年男性股骨进行层厚为 5 mm (拆薄图像层厚 0.625 mm) 扫描, 获得股骨 CT 数据, 通过 Mimics 10.0、Geomagic studio 12.0 等逆向工程软件获得股骨有限元模型, 模拟股骨中段粉碎性骨折, 分别采用 Ti-6Al-4V (普通弹性模量, 为 110 GPa) 及 Ti2448 (低弹性模量, 为 30 GPa) 两种弹性模量方案钢板模拟手术固定, 加以缓慢行走单腿股骨载荷及扭转载荷, 分析两种弹性模量钢板及股骨的应力分布情况。**结果** 两种载荷情况下, 两种固定方案钢板应力分布变化趋势均匀, 骨折断端周围为应力集中区域, 最大应力集中点位置均位于滑槽钢板与主钢板锁定孔, 两种方案主钢板应力变化不大。与 Ti-6Al-4V 钢板方案相比, Ti2448 滑槽钢板最大应力在缓慢行走载荷和扭转载荷下分别减少了 20.6% 和 15.2%, 而骨折块轴向最大应力则分别增加了 95.8% 和 95.7%。**结论** 低弹性模量 NALCP 既能够为股骨干 32-C2.1 型骨折提供坚强的力学稳定性, 又能增加骨折断端力学刺激, 并能有效固定骨碎块。

【关键词】 股骨骨折; 骨折固定术, 内; 弹性模量; 有限元分析; 生物力学

基金项目: 全军后勤科研重点项目 (BNJ13J003); 南京军区面上项目 (12MA049); 江西省科技支撑计划 (20132BBG70092)

Finite element analysis of new design assembly locking compression plate with low modulus titanium alloy in the treatment of middle femoral comminuted fracture Zhou Jiangjun*, Zhao Min, Yi Rui, Liu Da, Yang Jun, Cheng Qiuxin, Yu Zhuanyi, Fu Meiqing, Shi Bona, Lei Xue. *Department of Orthopedics, the 184th Hospital of PLA, Spinal surgery treatment center of Nanjing Military Region, Yingtan 335000, China

Corresponding author: Zhao Min, Email: zhaomin184@sina.com

【Abstract】 **Objective** To explore the stress distribution of new design assembly locking compression plate (NALCP) with different modulus in the treatment of middle femoral comminuted fracture by finite element analysis (FEA). **Methods** A male volunteer received CT scanning with 0.625 mm slice thickness. The CT data was converted to middle femoral comminuted fracture FEA model by Mimics, Geomagic studio 12.0, etc. The femoral fracture was fixated by Ti-6Al-4V (high modulus group, E = 110 GPa) and Ti2448 (low modulus group, E = 30 GPa) respectively, and loads were applied on the three models to simulate a person slowly walking by one leg or torsion. The stress distribution of the plate and bone was observed. **Results** In two conditions, the stress distribution tendency of the three kinds of plates was uniformity roughly. The maximum stress was situated in the locking-hole which links the main plate and the runner plate. The stress forces of the main plate in two groups were almost the same. In two conditions of slow walking by one leg or torsion, compared with group Ti-6Al-4V, the maximum stress of runner plate in group Ti2448 were reduced 20.6% and 15.2%, and the axial maximum stress of the bone block were increased 95.8% and 95.7%. **Conclusions** NALCP with low modulus titanium alloy would provide adequate mechanical stability and stress stimulation, which would apt to fixate the bone block.

【Key words】 Femoral fracture; Fracture fixation, internal; Elastic modulus; Finite element analysis; Biomechanics

Fund program: Supported by Major Scientific Research Projects of Logistics Department of PLA (BNJ13J003); Nanjing Military Medical Technology Innovation Project (12MA049); Science Support Programs of Jiangxi Province (20132BBG70092)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-7041.2016.03.014

作者单位: 335000 江西省鹰潭市, 解放军第一八四医院骨科、南京军区脊柱外科诊疗中心 (周江军、赵敏、杨俊、程球新、余专一、付美清、史柏娜、雷雪); 北京军区总医院医务部 (易蕊); 成都军区总医院骨科 (刘达)

通信作者: 赵敏, Email: zhaomin184@sina.com

骨折愈合需要在相对稳定的环境内完成,而且在相同的血运条件下骨折块与主干分离越小,愈合越理想^[1]。精确的解剖复位和可靠的内固定可以促进骨折的一期愈合^[2],但常规方法中拉力螺钉或钢丝捆扎固定的稳定性不够好^[3]。因此,本课题组设计研制了新型组合式锁定加压钢板(new design assembly locking compression plate, NALCP)系统(专利号:ZL 201220339335. 2,图 1),目的就是通过滑槽钢板的螺钉将骨块固定,使骨块与主干成为一体,达到更强的稳定性,且对骨块的血运破坏相对较少。笔者前期研究发现,采用目前骨科使用最广泛的 Ti-6Al-4V(普通弹性模量,为 110 GPa)会造成一定的应力遮挡,滑槽钢板出现较大应力集中^[4]。临床很多学者认为,采用弹性模量更低的材料 β 钛合金(弹性模量 28 ~ 33 GPa)用于骨折内固定术,能够增加骨折断端的应力,减少钢板的应力集中,促进骨折端骨量生长^[5-8]。因此,本研究采用有限元分析的方法建立 Ti-6AL-4V 和 Ti2448(低弹性模量,为 30 GPa)两种 NALCP 固定股骨粉碎性骨折的模型(AO 分型 32-C2.1),比较分析股骨及钢板的应力分布情况。

1 材料与方法

1.1 设备及软件

硬件设备:美国 GE 公司 64 排 128 层螺旋 CT (LightSpeed VCT 64), Thinkpad W510 (I7-Q720, 4 G, 320 GB, NVIDIA Quadro FX 880M/1G)。软件环境:Windows 7 旗舰版 64 位; Mimics 10. 0; Solidworks 2011; Geomagic studio 12. 0; Hyperesh 11. 0; Abaqus 6. 11。

1.2 滑槽钢板的设计

采用微弧面滑槽钢板方案,通过滑槽钢板侧孔打入万向锁定钉以交叉方式三角固定骨碎块,滑槽钢板通过锁定螺帽经锁定孔与主钢板锁定(图 1、2)。采用“微弧面”设计后,滑槽钢板可通过形变任意添加至主钢板上,而主钢板则与普通锁定钢板尺寸一致。

1.3 股骨固定有限元模型的建立

1.3.1 正常股骨几何模型 选取 1 名正常健康志愿者(年龄 30 岁,身高 170 cm,体质量 70 kg),行右侧下肢股骨全长 CT 扫描,层厚 5 mm,间隔 5 mm,拆薄后层厚 0. 625 mm,将扫描得到的图片文件导入到医学图像前处理软件 Mimics10. 0 进行骨骼信息的提取,并将得到的信息文件输入到逆向工程软件 Geomagic 中进行 3D 曲面构型,最终将得到的股骨 Nurbs 曲面以. iges 的格式保存。

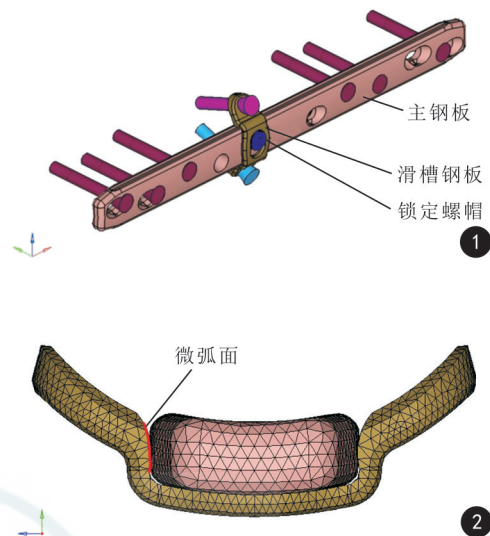


图 1 新型组合式锁定加压钢板系统示意图 图 2 微弧面滑槽钢板方案,滑槽钢板内侧面与主钢板外侧面以微弧面接触,侧孔螺钉交叉固定骨块形成环抱而增加骨块稳定性

1.3.2 股骨固定几何模型 在有限元前处理软件 Hypermesh 中通过实体分割的方法,建立股骨粉碎性骨折模型,骨折上下断面之间缝隙为 1 mm。在 CAD 软件 Solidworks 软件中建立钉板固定系统,如图 2 所示。将固定方案导入 Hypermesh,分别采用 Ti-6Al-4V 及 Ti2448 两种弹性模量钢板模拟手术,并对固定方案和股骨骨折模型进行装配。

1.3.3 股骨固定有限元模型 将股骨几何实体模型在 Hypermesh 中进行网格划分。螺钉模型采用六面体,其余钢板及骨骼模型均采用四面体。整体网格尺寸设置为 3 mm^[9],并在模型曲率较大的地方进行加密,同时模型内部的网格密度粗化,在一些重要的部位如接触、约束有可能发生的位置进行人为网络细化,提高计算精度。模型共计 35 946 个节点、101 993 个体单元。

1.4 有限元分析

1.4.1 材料分配 所有模型均以各向同性的均质线性材料进行模拟。模型中的材料属性及网格化后属性如表 1 所示。

表 1 模型中骨及不同材料的属性

| 材质 | 弹性模量(GPa) | 泊松比 |
|--------------|-----------|-----|
| 股骨骨折模型 | 13 | 0.3 |
| Ti-6AL-4V 钢板 | 110 | 0.3 |
| Ti2448 钢板 | 30 | 0.1 |

1.4.2 定义接触、约束、载荷及边界条件 (1) 模拟缓慢行走载荷:在骨折断面之间以及主钢板和滑槽钢板之间分别定义为有摩擦的接触,其中骨折断

面摩擦系数设为 0.4, 钢板之间定义为 0.2。模拟人步行过程中单腿股骨所受的载荷, 在股骨头上表面以及大转子外侧以点耦合的方式施加载荷以模拟髌臼接触力和肌肉外展力, 同时对股骨远端面的六个自由度施加约束, 载荷的施加方向以及大小如图 3 所示^[10]。按照 abaqus 接口在 Hypermesh 定义一个静态分析 step, 并将接触及载荷边界条件添加其中。
 (2) 扭转载荷: 以股骨近端为扭转平面, 进行扭矩载荷为 15 N·m 的扭转加载, 其余约束及加载同缓慢行走载荷。



图 3 载荷的施加方式

1.4.3 模型验证 为了确认有限元分析结果的可靠性, 选择本实验中钢板固定之前的完整骨骼模型, 按照王国栋等^[11]实验中的加载模式进行加载, 并计算 8 个应变仪对应位置节点的应变值。

1.4.4 有限元计算 将设置好研究工况的两种骨折固定模型以 .inp 文件的形式导入到 Abaqus 6.11 中直接进行求解并进行后处理。观察钢板及骨折碎块应力分布情况。

2 结果

2.1 模型验证结果

本实验模型有限元模型验证结果与王国栋等^[11]力学实验及有限元模型结果一致性良好(图 4), 证明本实验有限元模型的建立可信。

2.2 模拟缓慢行走载荷

在缓慢行走载荷下: 低弹性模量钢板应力分布与普通钢板变化趋势均匀一致, 骨折断端周围为应力集中区域, 主钢板最大应力集中点位置均位于滑槽钢板与主钢板锁定孔, 即第 5 孔, 滑槽钢板最大应力位置分别见图 5A 和图 6A, 其中两种方案主钢板应力相差不大, 而低弹性模量滑槽钢板应力较小, 骨折块轴向最大应力较大(图 5B、6B)。与 Ti-6AL-4V

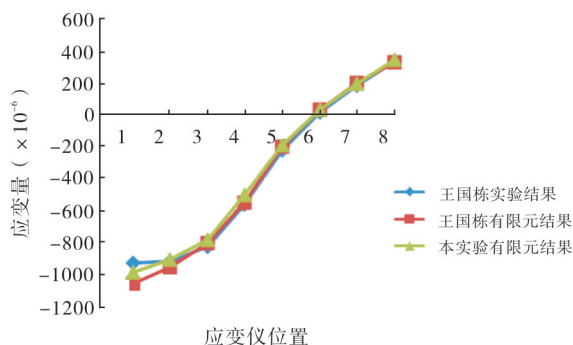


图 4 完整骨骼有限元模型实验验证: 本实验有限元分析结果与王国栋实验结果曲线走形基本一致

钢板固定相比, Ti2448 滑槽钢板最大应力减少 20.6%, 而骨折块轴向最大应力增加了 95.8%; 两种固定方案钢板应力最大值和骨骼模型应力分布情况见表 2、3。

表 2 缓慢行走载荷下两种固定方案钢板最大应力值(MPa)

| 固定方案 | 主钢板 | 滑槽钢板 |
|----------|-----------|-----------|
| 普通弹性模量钢板 | 1.557e+03 | 2.160e+03 |
| 低弹性模量钢板 | 1.521e+03 | 1.715e+03 |

表 3 缓慢行走载荷下两种固定方案骨骼模型应力分布情况(MPa)

| 固定方案 | 骨骼最大应力 | 骨折块轴向最大应力 |
|----------|-----------|-----------|
| 普通弹性模量钢板 | 3.696e+02 | 1.093e+02 |
| 低弹性模量钢板 | 6.404e+02 | 2.140e+02 |

2.3 扭转载荷

在扭转载荷下, 低弹性模量钢板应力分布、主钢板最大应力、滑槽钢板最大应力及骨折块轴向应力与普通钢板基本一致。见图 7、8。与 Ti-6AL-4V 钢板固定相比, Ti2448 滑槽钢板最大应力减少了 15.2%, 而骨折块轴向最大应力增加了 95.7%; 两种固定方案钢板最大应力和骨骼模型应力分布情况见表 4、5。

表 4 扭转载荷下两种固定方案钢板最大应力值(MPa)

| 固定方案 | 主钢板 | 滑槽钢板 |
|----------|-----------|-----------|
| 普通弹性模量钢板 | 1.565e+03 | 2.260e+03 |
| 低弹性模量钢板 | 1.557e+03 | 1.917e+03 |

3 讨论

高能量创伤往往导致四肢长骨严重的粉碎性骨折, AO 分型中 B 型或 C 型骨折越来越常见, 髓内钉固定是目前最常见的内固定方式之一, 而对于一些开放性骨折, 由于清创时骨膜血运已破坏, 若采用髓

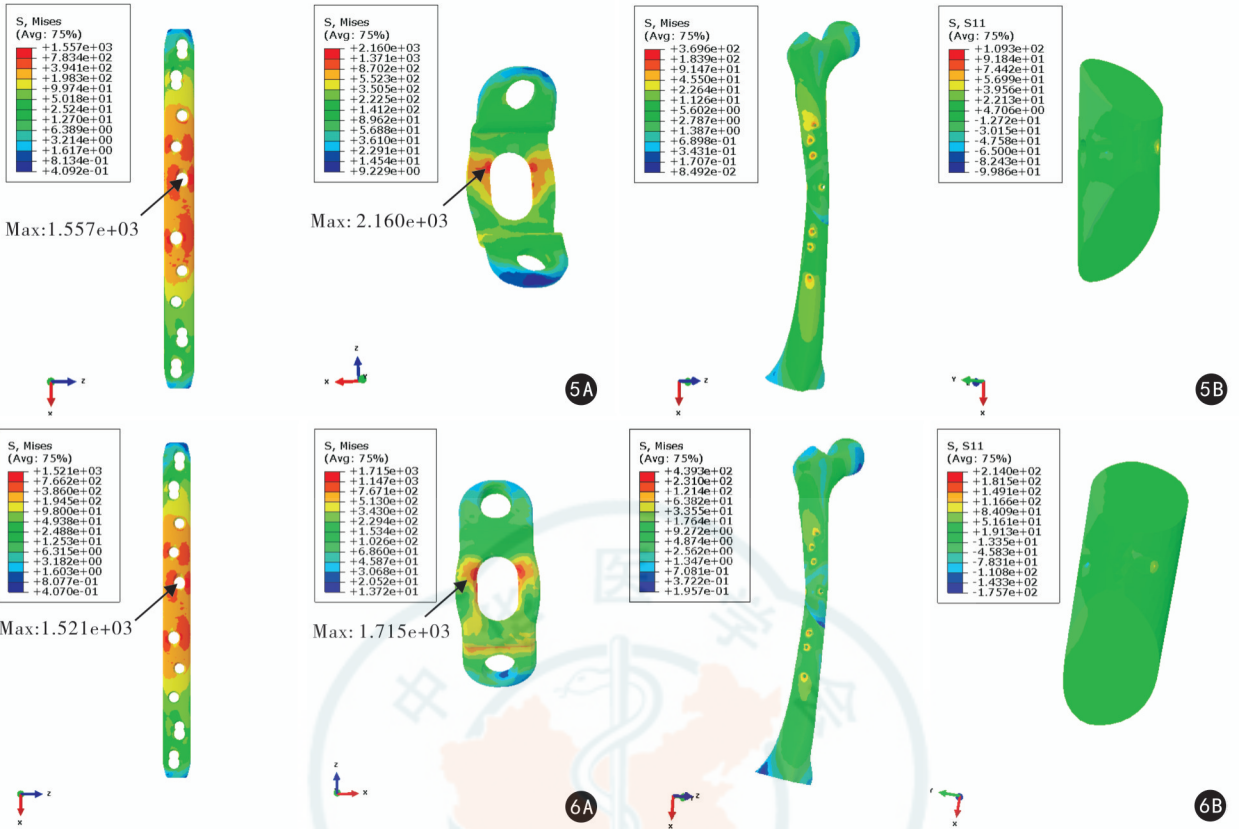


图5 缓慢行走载荷下普通弹性模量钢板固定 5A 普通钢板应力云图 5B 骨骼应力云图及骨折块轴向应力云图 图6 缓慢行走载荷下低弹性模量钢板固定 6A 低弹性模量钢板应力云图 6B 骨骼应力云图及骨折块轴向应力云图

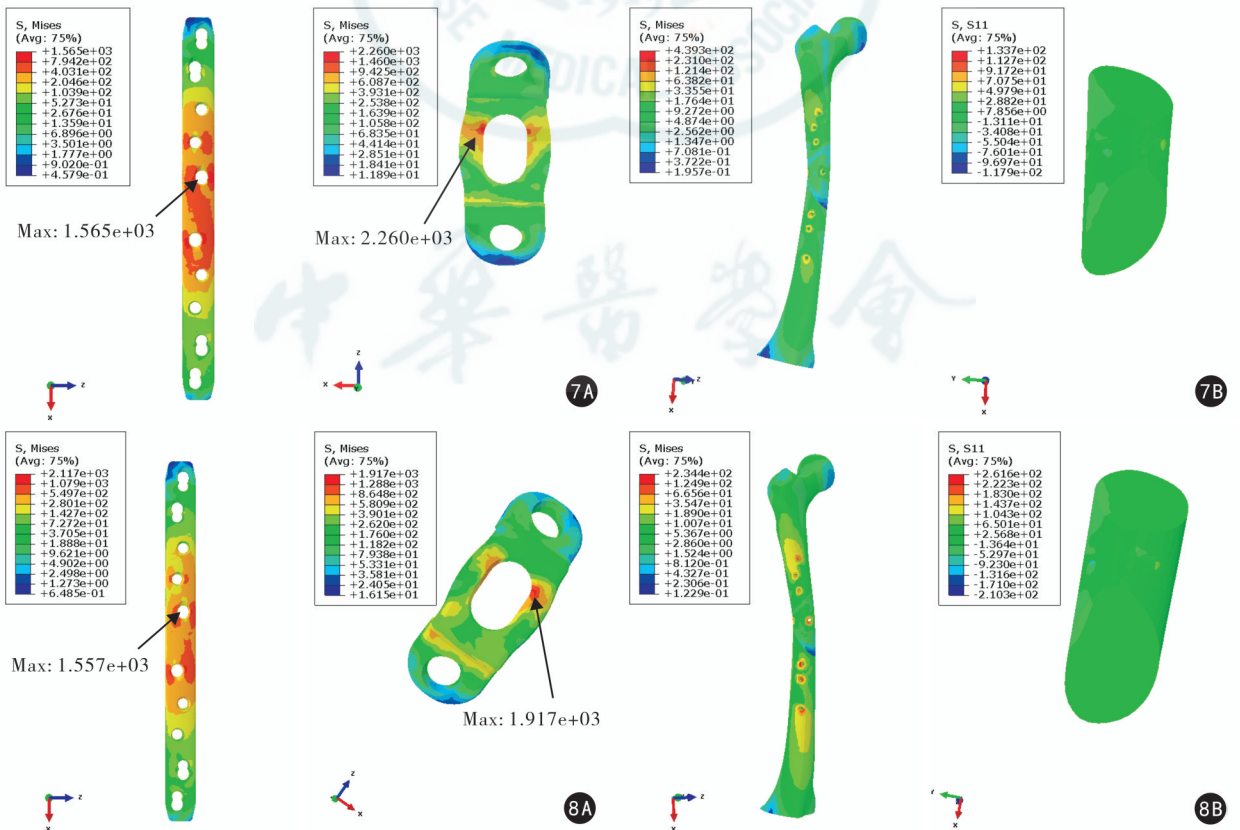


图7 扭转载荷下普通弹性模量钢板固定 7A 普通钢板应力云图 7B 骨骼应力云图及骨折块轴向应力云图 图8 扭转载荷下低弹性模量钢板固定 8A 低弹性模量钢板应力云图 8B 骨骼应力云图及骨折块轴向应力云图

表 5 扭转载荷下两种固定方案骨骼模型
应力分布情况 (MPa)

| 固定方案 | 骨骼最大应力 | 骨折块轴向最大应力 |
|----------|-----------|-----------|
| 普通弹性模量钢板 | 4.393e+02 | 1.337e+02 |
| 低弹性模量钢板 | 7.673e+02 | 2.616e+02 |

内钉固定易造成骨折端血运差而造成骨不连, 钢板固定成为这类骨折的又一选择。为避免钢板断裂, 采用锁定加压钢板固定时常常需要至少 4 孔的跨度才能减少应力集中^[12]。但是如何在血运破坏相同的情况下促使粉碎性骨折更快愈合呢? 刘云鹏等^[1]通过动物实验证实, 游离骨块移位越小, 骨折愈合越理想。在骨骼中, 骨组织中的成骨细胞和破骨细胞通过感受力学刺激来对骨的生长或吸收进行调控, 当骨的应变及应力在一定范围时骨组织发生生长, 而低于适合的应变及应力时则骨组织发生吸收, 过高则导致骨损伤^[13]。然而, 在正常负重情况下, 粉碎性骨折与横行骨折受力完全不同, 由于几何结构的关系, 轴向应力过大反而容易导致骨碎块侧方移位^[14]。Ueng 等^[15-16]在治疗股骨髓内钉术后骨不连时, 术中发现大多患者局部骨折断端旋转不稳定, 骨折块之间接触不良, 给予植骨并增加附加钢板增强局部稳定性后, 骨不连均得到治愈。但是, 纯粹的稳定也不利于骨痂生长, Sigurdson 等^[17]研究认为, 骨折术后仅给予持续稳定的固定而没有轴向的应力骨痂生长非常缓慢, 而在足够的轴向压力与牵张力的刺激下, 骨折断端骨痂可以加速形成。

本课题组设计了 NALCP, 目的是将骨碎块部分“环抱”, 与骨干组成一个整体, 维持骨块的稳定性, 这样在纵向应力下, 轴向应力能有效地刺激断端^[18], 而不会造成骨块移位, 滑槽钢板的“环抱”作用也使得骨碎块与骨干直接形成正向压力, 当肢体活动时, 骨断端之间压应力比静息时更大^[19]。

由于目前常用的金属植入材料 Ti-6Al-4V 弹性模量远远大于骨骼的弹性模量, 采用这样高刚度、高弹性模量的钢板固定骨折会造成大部分载荷由钢板传递, 而骨组织承担的载荷小, 在骨折愈合中得不到有效的应力刺激, 也就是我们所说的应力遮挡效应。Lin 等^[6]研究表明, 低弹性模量钢板能促进兔子四肢长骨骨折断端骨质生长, 骨皮质生长是 Ti-6Al-4V 的 2 倍。为此, 本研究采用生物力学分析及新型材料或钢板的测试中常用的有限元分析方法^[20-23]将与骨骼弹性模量相近的 Ti2448 用于 NALCP 中, 以期改善应力遮挡情况。

本研究有限元分析应力分布云图可以看出, 缓慢行走及扭转载荷下, Ti-6Al-4V 和 Ti2448 两种弹性模量模型的应力分布变化趋势及钢板的应力集中

点基本一致, 骨折断端周围为应力集中区域, 但是 Ti2448 组的高应力区域明显少于 Ti-6Al-4V 组, 且两种载荷下滑槽钢板的最大应力也减少了 20.6% 和 15.2%, 而骨折块轴向最大应力则分别增加了 95.8% 和 95.7%, 也就是说低弹性模量的 Ti2448 组的 NALCP 可以给骨折断端更多的应力刺激, 同时能减少主钢板及滑槽钢板的应力集中情况。因此, 我们可以认为低弹性模量的 NALCP 更加利于粉碎性骨折的愈合。

本实验中股骨头所加载的纵向力量达到了体质量的 238%^[10], 这是对缓慢步行的模拟, 远远高于很多学者所用的载荷值^[22-23], 容易造成钢板断裂。因而粉碎性骨折患者术后不能早期完全负重下地活动, 适当地负重及轴向刺激才能避免钢板断裂, 并同时促进骨折愈合^[12]。滑槽钢板中, 锁定螺钉与滑槽钢板接触部位为应力集中区域, 为整个固定系统的应力集中点, 还需进一步改进, 并进行体外生物力学实验予以验证。

参 考 文 献

- [1] 刘云鹏, 姜俊杰, 孙涛, 等. 游离骨折块移位距离对骨折愈合影响的实验研究[J]. 中华创伤杂志, 2010, 26(10): 923-929. DOI:10.3760/cma.j.issn.1001-8050.2010.10.018.
- [2] Nassiri M, Macdonald B, O'byrne JM. Computational modelling of long bone fractures fixed with locking plates-How can the risk of implant failure be reduced? [J]. J Orthop, 2013, 10(1): 29-37. DOI:10.1016/j.jor.2013.01.001.
- [3] 笪虎, 程建华, 刘建秦. 单皮质钢板内固定长骨折游离大骨片的实验研究[J]. 解剖与临床, 2010, 15(4): 250-252. DOI:10.3969/j.issn.1671-7163.2010.04.008.
- [4] 周江军, 易蕊, 赵敏, 等. 新型组合式锁定加压钢板不同滑槽钢板方案治疗股骨粉碎性骨折的三维有限元分析[J]. 中华创伤骨科杂志, 2015, 17(8): 725-729. DOI:10.3760/cma.j.issn.1671-7600.2015.08.016.
- [5] Wu J, Liu ZM, Zhao XH, et al. Improved biological performance of microarc-oxidized low-modulus Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn alloy[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2010, 92(2): 298-306. DOI:10.1002/jbm.b.31515.
- [6] Lin DJ, Chuang CC, Chern Lin JH, et al. Bone formation at the surface of low modulus Ti-7.5Mo implants in rabbit femur[J]. Biomaterials, 2007, 28(16): 2582-2589. DOI:10.1016/j.biomaterials.2007.02.005.
- [7] 石磊, 王陵, 雷伟, 等. 低弹性模量膨胀螺钉在骨质疏松绵羊的体内研究[J]. 中国骨质疏松杂志, 2011, 17(9): 761-765. DOI:10.3969/j.issn.1006-7108.2011.09.002.
- [8] 沙漠, 郭征, 付军, 等. 新型低弹高强度 β 钛合金对大鼠骨质疏松性骨折愈合的影响[J]. 中华创伤杂志, 2009, 25(12): 1123-1128. DOI:10.3760/cma.j.issn.1001-8050.2009.12.356.
- [9] Koivumäki JE, Thevenot J, Pulkkinen P, et al. Ct-based finite element models can be used to estimate experimentally measured

- failure loads in the proximal femur [J]. *Bone*, 2012, 50(4): 824-829. DOI:10.1016/j.bone.2012.01.012.
- [10] Radcliffe I, Taylor M. Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis [J]. *Clinical Biomechanics*, 2007, 22(4): 422-430. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2006.12.001.
- [11] 王国栋, 姜海波, 张元民, 等. 髓内持骨动力性髓内钉固定股骨干骨折的三维有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2014, 18(40): 6524-6530. DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.40.022.
- [12] Niikura T, Lee SY, Sakai Y, et al. Causative factors of fracture nonunion: the proportions of mechanical, biological, patient-dependent, and patient-independent factors [J]. *J Orthop Sci*, 2014, 19(1): 120-124. DOI:10.1007/s00776-013-0472-4.
- [13] Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians[J]. *Angle Orthod*, 2004, 74(1): 3-15.
- [14] Steiner M, Claes L, Ignatius A, et al. Disadvantages of interfragmentary shear on fracture healing-mechanical insights through numerical simulation[J]. *J Orthop Res*, 2014, 32(7): 865-872. DOI:10.1002/jor.22617.
- [15] Ueng SW, Shih CH. Augmentative plate fixation for the management of femoral nonunion with broken interlocking nail[J]. *J Trauma*, 1998, 45(4): 747-752.
- [16] Choi YS, Kim KS. Plate augmentation leaving the nail in situ and bone grafting for non-union of femoral shaft fractures [J]. *Int Orthop*, 2005, 29(5): 287-290. DOI:10.1007/s00264-005-0668-0.
- [17] Sigurdson U, Reikeras O, Utvag SE. The influence of compression on the healing of experimental tibial fractures[J]. *Injury*, 2011, 42(10): 1152-1156. DOI:10.1016/j.injury.2010.08.018.
- [18] 潘锐, 董军. 轴向应力在延长段骨痂生长愈合中的作用[J]. *中国病理生理杂志*, 2005, 21(2): 390-393. DOI:10.3321/j.issn:1000-4718.2005.02.042.
- [19] Dragomir-Daescu D, Salas C, Uthamaraj S, et al. Quantitative computed tomography-based finite element analysis predictions of femoral strength and stiffness depend on computed tomography settings[J]. *J Biomech*, 2015, 48(1): 153-161. DOI:10.1016/j.jbiomech.2014.09.016.
- [20] Jiang-Jun Z, Min Z, Ya-Bo Y, et al. Finite element analysis of a bone healing model: 1-year follow-up after internal fixation surgery for femoral fracture[J]. *Pak J Med Sci*, 2014, 30(2): 343-347.
- [21] 张国栋, 林海滨, 陈宣煌, 等. 股骨颈骨折预测的 Ansys 非线性屈曲分析[J]. *中华实验外科杂志*, 2012, 29(4): 738-740. DOI:10.3760/cma.j.issn.1001-9030.2012.04.061.
- [22] 周江军, 朱治宇, 赵敏, 等. 股骨骨折髓内钉置入内固定后 1 年骨愈合有限元模型的快速建立[J]. *中国组织工程研究*, 2013, 17(39): 6926-6931. DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2013.39.011.
- [23] 黄进成, 刘曦明, 蔡贤华, 等. 复杂髌臼骨折内固定术后有限元分析[J]. *中华实验外科杂志*, 2014, 31(7): 1454-1456. DOI:10.3760/cma.j.issn.1001-9030.2014.07.021.

(收稿日期:2015-04-14)

(本文编辑:张萍)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

中华医学会杂志社关于论文二次发表的声明

某些由政府机构和专业组织制定的指南以及作者以其他语言发表的科研成果等,需要让更多的读者了解。根据国际惯例(参考《向生物医学期刊投稿的统一要求》)和我国的实际情况,凡符合下列条件并提供相应材料,中华医学会系列杂志允许或接受论文用同一种语言或另一种语言的二次发表。

1. 作者须征得相关期刊的同意,首次发表论文的期刊和准备二次发表的期刊均无异议。作者需向二次发表的期刊提供首次发表该论文期刊的同意书,论文首次发表的时间和论文复印件、单行本或原稿。

2. 尊重首次发表的权益,二次发表至少在首次发表 1 周之后。

3. 二次发表的论文应面向不同的读者,建议节选或摘要刊登。

4. 二次发表的论文必须完全忠实原文,真实反映原有的资料及观点,作者的顺序不能改动。

5. 在二次发表的题名中应标出是某篇文章的二次发表(全文、节选、全译或节译)。

6. 在二次发表的题名页脚注中,要让读者、同行和文献检索机构知道该论文已全文或部分发表过,并标引首次发表的文献。如:“本文首次发表在《中华内科杂志》,2006,45(1):21-24”,英文为“This article is based on a study first reported in the *Chi J Intern Med*,2006,45(1):21-24”。

中华医学会杂志社