

对侧皮质锁定螺钉治疗骨质疏松股骨骨折的有限元分析

<https://doi.org/10.12307/2021.088>

朱云, 陈渝, 邱皓, 刘盾, 靳国荣, 陈诗谋, 翁政

投稿日期: 2020-08-05

送审日期: 2020-08-08

采用日期: 2020-09-15

在线日期: 2021-01-15

中图分类号:

R459.9; R318; R608

文章编号:

2095-4344(2021)24-03832-06

文献标识码: A

文章快速阅读:

建模:

建立骨质疏松股骨骨折模型。

分组:

(1) 传统锁定螺钉固定组;
(2) 对侧皮质锁定螺钉固定组。

观察指标:

(1) 两组间股骨最大等效应力差异;
(2) 两组间钢板、螺钉最大等效应力及应力分布情况;
(3) 两组间骨折断端间微动情况。

文章特点一

△文章通过有限元分析的方法构建锁定螺钉及对侧皮质锁定螺钉骨质疏松股骨骨折模型, 分析对侧皮质锁定螺钉的生物力学特性。

△结果表明, 对侧皮质锁定螺钉在固定骨质疏松股骨骨折时, 具有弹性固定、应力分散及平行微动等特点, 为临床应用提供理论依据。

结论:

(1) 对侧皮质锁定螺钉在骨质疏松股骨骨折中可减少股骨及钢板承受的应力;
(2) 应力均匀分布于所有对侧皮质锁定螺钉, 并在每枚螺杆菌上分布更加均匀;
(3) 对侧皮质锁定螺钉可提供骨质疏松股骨断端的平行微动, 为骨痂对称性生长提供条件;
(4) 结果表明, 应用对侧皮质锁定螺钉较传统锁定螺钉治疗骨质疏松股骨骨折可减少股骨干的应力, 且能分散内固定物上应力, 降低因再骨折或内固定断裂导致再次手术的风险; 对侧皮质锁定螺钉能够提供骨质疏松股骨骨折间平行微动, 促进骨痂对称性生长。

文题释义:

对侧皮质锁定螺钉: 螺杆菌远端和钉尾有螺纹, 通过螺纹分别与钢板对侧皮质和钢板锁定, 而靠近钉尾的螺杆菌近端没有螺纹, 螺杆菌与钢板近侧皮质孔周围有空隙, 而且螺杆菌具有弹性, 受力后螺杆菌可以弯曲。

非对称性骨痂: 锁定钢板同侧面骨痂生长很少, 而锁定钢板固定的对侧, 固定的刚度相对较低, 产生微动刺激了骨痂生长, 导致骨痂生长较多, 从而导致骨痂的不对称性生长, 非对称性骨痂同样会影响骨折愈合。

摘要

背景: 传统锁定螺钉存在刚度过高、钢板近侧应力较集中等问题, 为克服上述不足而设计的对侧皮质锁定螺钉已逐步应用于临床, 但其在骨质疏松骨折治疗中应用的生物力学特性尚不明确。

目的: 通过有限元分析的方法, 探讨在骨质疏松股骨骨折中应用传统锁定螺钉及对侧皮质锁定螺钉的生物力学差异, 为对侧皮质锁定螺钉的临床应用提供参考。

方法: 选择1例老年男性骨质疏松志愿者的股骨二维CT数据, 通过Mimics和Geomagic软件构建骨质疏松股骨骨折模型, 并利用UG软件建立股骨骨折内固定模型; 根据使用螺钉类型分为传统锁定螺钉组(股骨骨折两端使用传统锁定螺钉内固定)和对侧皮质锁定螺钉组(股骨骨折近端使用对侧皮质锁定螺钉内固定, 远端使用传统锁定螺钉内固定); 在Abaqus软件中, 采用三维有限元分析方法分析模拟轴向加载, 扭转加载, 前后4点弯曲加载3种模式下模型的生物力学特性。

结果与结论: ①对侧皮质锁定螺钉组股骨承受较小应力, 降低了骨干再骨折的风险; ②对侧皮质锁定螺钉组钢板应力较传统锁定螺钉组钢板应力较小且分散, 对侧皮质锁定螺钉组螺钉的应力均匀分布在所有对侧皮质锁定螺钉上, 并且对侧皮质锁定螺钉的应力均匀地分布在整个螺杆菌, 从而避免因钢板、螺杆菌局部承受较大应力发生断裂; ③对侧皮质锁定螺钉组骨折断端间微动接近于平行微动, 为骨折II期愈合提供更有利条件; ④上述结果表明, 应用对侧皮质锁定螺钉较传统锁定螺钉治疗骨质疏松股骨骨折可减少股骨干的应力, 且能分散内固定物上应力, 降低因再骨折或内固定断裂导致再次手术的风险; 对侧皮质锁定螺钉能够提供骨质疏松股骨骨折间平行微动, 促进骨痂对称性生长。

关键词: 骨; 股骨; 骨质疏松; 内固定; 螺钉; 骨不连; 有限元分析; 生物力学

Finite element analysis for treatment of osteoporotic femoral fracture with far cortical locking screw

Zhu Yun, Chen Yu, Qiu Hao, Liu Dun, Jin Guorong, Chen Shimou, Weng Zheng

Center for Traumatology (Orthopedic Ward), Ninth People's Hospital of Chongqing, Chongqing 400700, China

Zhu Yun, Master, Attending physician, Center for Traumatology (Orthopedic Ward), Ninth People's Hospital of Chongqing, Chongqing 400700, China

Corresponding author: Weng Zheng, Attending physician, Center for Traumatology (Orthopedic Ward), Ninth People's Hospital of Chongqing, Chongqing 400700, China

重庆市第九人民医院创伤中心(骨科病区), 重庆市 400700

第一作者: 朱云, 男, 1989年生, 安徽省人, 汉族, 2015年重庆医科大学毕业, 硕士, 主治医师, 主要从事创伤骨科的研究。

通讯作者: 翁政, 主治医师。重庆市第九人民医院创伤中心(骨科病区), 重庆市 400700

<https://orcid.org/0000-0002-5840-1021> (朱云)

基金资助: 重庆市北碚区科学技术委员会科研项目(2019-7), 项目负责人: 朱云

引用本文: 朱云, 陈渝, 邱皓, 刘盾, 靳国荣, 陈诗谋, 翁政. 对侧皮质锁定螺钉治疗骨质疏松股骨骨折的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(24):3832-3837.



Abstract

BACKGROUND: To overcome the shortcomings of high stress at the near side of the plate and high stiffness of standard locking screw, a new far cortical locking screw has been developed. The biomechanical character of osteoporotic femoral fracture with far cortical locking screw is still unclear.

OBJECTIVE: To investigate the biomechanical difference of osteoporotic femoral fracture with standard locking screw and far cortical locking screw by finite element analysis so as to provide reference for the clinical application of far cortical locking screw.

METHODS: One male old volunteer with osteoporosis was selected, and the two-dimensional CT data of osteoporotic femur were obtained. The finite element model of osteoporotic femoral fracture was established using the software of Mimics, Geomagic, and the finite element models of internal fixators were established using the software of UG. With three-dimensional finite element analysis, biomechanical characteristics of established model under axial compression, torsion and four point bending loading were analyzed using Abaqus software.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The stress of femur in far cortical locking group was smaller than those of in locking screw group, which decreased the risk of refracture. (2) The plate stress of far cortical locking group was less than that of locking screw group, and dispersed. The stress distribution on the screw in far cortical locking group was evenly distributed on all the far cortical locking screws, and the stress of the locking screws was evenly distributed throughout the screw, to avoid the breakage of internal fixation due to large local stress of plate and screw. (3) Far cortical locking group provided nearly parallel interfragmentary motion, and this motion promoted secondary fracture healing by callus formation. (4) The results imply that treatment of osteoporotic femoral fracture with far cortical locking screw can decrease the stress of femur and distribution of the stress on the internal fixation, and reduce the risk of reoperation due to refracture or internal fixation fracture. Far cortical locking screw can provide nearly parallel interfragmentary motion to promote callus formation.

Key words: bone; femur; osteoporosis; internal fixation; screw; nonunion; finite element analysis; biomechanics

Funding: the Scientific Research Project of Beibei Science and Technology Committee of Chongqing, No. 2019-7 (to ZY)

How to cite this article: ZHU Y, CHEN Y, QIU H, LIU D, JIN GR, CHEN SM, WENG Z. Finite element analysis for treatment of osteoporotic femoral fracture with far cortical locking screw. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2021;25(24):3832-3837.

0 引言 Introduction

内固定治疗骨折距今已有近百余年历史, 骨折治疗理论已由内固定协会 (association of osteosynthesis, AO) 的机械力学固定发展到生物学固定 (biological osteosynthesis, BO)。锁定螺钉是骨折内固定技术的又一重大突破, 其扩大骨质疏松骨折和关节周围骨折内固定手术的适应证, 是一种有效的骨折治疗措施^[1-2]。随着锁定螺钉的广泛临床应用, 研究者发现传统锁定螺钉系统存在刚度过高、钢板近侧应力较集中等问题, 进而一定程度导致骨折延迟愈合及骨不连的发生^[1, 3-7]。为解决上述问题, 近年来出现了一种新型固定技术, 即对侧皮质锁定技术, 其结构在保留锁定螺钉固定强度的同时, 降低了 84% 的固定刚度, 提供了骨折断端的平行微动, 为对称性骨痂生成提供有利条件^[4, 8]。

目前, 对侧皮质锁定技术逐步应用于临床, 并取得较好的临床预期, 但国内外尚未报道对侧皮质锁定技术在骨质疏松骨折的应用, 试验通过有限元分析, 探究对侧皮质锁定技术与传统锁定螺钉在治疗骨质疏松股骨骨折的生物力学差异, 为临床应用提供数据支持。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元分析。

1.2 时间及地点 于 2020 年 4 月至 5 月在重庆市第九人民医院完成有限元分析。

1.3 对象 选择重庆市第九人民医院 1 例志愿者, 根据原发性骨质疏松标准诊断为原发性骨质疏松症^[9]。入院后测定股骨颈 T 值为 -2.8, 诊断为严重骨质疏松, 年龄 65 岁, 男, 身高 176 cm, 体质量 75 kg, 双能 X 射线吸收法检测显示, 双下肢无外伤、肿瘤及其他畸形及病变。该志愿者对试验方案知情同意且已签署知情同意书, 试验已经重庆市第九人民医院伦理委员会审批通过, 审批号: 2020(伦审)023, 批准时间: 2020-03-27。

1.4 方法

1.4.1 资料获取及处理 将志愿者股骨 CT 扫描 Dicom 数据导入 Mimics 16.0 软件 (Materialise 公司, 比利时), 分别定义矢状面、冠状面以及横断面。重建股骨模型; 而后再通过使用软件的动态区域增长的方法, 选择人体骨骼阈值, 建立股骨模型; 依据 POLIKEIT 等^[10]报道的方式, 通过改变骨组织的弹性模量构建骨质疏松股骨模型; 最后保存为二进制 STL 格式文件。

1.4.2 三维模型构建与分组 将前述 STL 文件导入 Geomagic 12.0 软件 (Geomagic 公司, 美国) 进行曲面构建, 适当地处理毛刺和空洞, 随后对表面三角面片进行编修、降噪处理, 实现模型的光顺化。以 STL 格式导出。在上述股骨几何模型的基础上按照 AO/OTA 分型标准创建股骨干骨折 A1 型骨折模型。在 solidworks (solidworks 公司, 美国) 中按照股骨干锁定钢板、锁定螺钉 (DePuy Synthes 公司, 美国) 及对侧皮质锁定螺钉 (Zimmer 公司, 美国) 建立钢板、螺钉模型。内植物均已应用于临床, 生物相容性好, 可长期保存于体内。生物力学研究表明, 每个骨折端利用三四枚锁定螺钉, 就可以达到骨折牢固的固定^[11-14]。因此, 试验中患者的每个骨折端予以 4 枚螺钉固定; 根据内固定方式不同分为 2 组: 传统锁定螺钉组: 骨折近端及远端各 4 枚传统锁定螺钉骨折; 对侧皮质锁定螺钉组: 骨折近端采用 4 枚对侧皮质锁定螺钉, 远端采用 4 枚传统锁定螺钉; 两组钢板均为加压锁定钢板; 在 UG 8.5 软件中, 创建股骨骨折内固定模型。并实现内固定模型与股骨模型的装配, 见图 1。

1.4.3 有限元网格划分、材料属性及边界条件 利用 HyperMesh 12.0 软件划分网格, 定义并赋予材质等操作, 见表 1。

材料属性及边界条件: 利用 Abaqus 11.0 软件 (SIMULIA 公司, 美国) 作为计算工具软件, 设置边界条件: 螺钉和骨头设为绑定; 螺钉与钢板之间设为绑定; 骨块之间摩擦为 0.4。

钢板材质为不锈钢材质，螺钉材质为钛合金。内固定和骨材料参数见表 2。

表 1 | 两组模型有限元分析节点数与网格数

Table 1 | Model nodes and number of units in two groups

项目	对侧皮质锁定螺钉组模型	传统锁定螺钉组模型
节点数	60 298	59 081
网格数	190 549	191 215

表 2 | 模型材料属性

Table 2 | Material properties of models

材料名称	弹性模量	泊松比
骨质疏松皮质骨	6.2 GPa	0.30
骨质疏松松质骨	38 MPa	0.30
钛合金	114 GPa	0.28
不锈钢	210 GPa	0.28

1.4.4 加载模式 分别模拟轴向加载，扭转加载，前后 4 点弯曲加载的模式。轴向加载在股骨顶端端加载 2 100 N 的作用力，用以模拟患者完全负重过程。受力方向为冠状面上内收 10° 角，在矢状面上后倾 9° 角。股骨远端设为绑定。扭转加载以股骨干纵轴为旋转轴，旋转载荷为 0.5 弧度 (对股骨施加扭矩进行旋转，导致转动 0.5 弧度；1 弧度为 57.3°)。股骨远端设为绑定。前后 4 点弯曲，在股骨干前侧和后侧设置圆柱形刚体结构，设置接触属性。后侧的刚体设置为绑定，前侧的刚体设置为等位移加载，见图 2。运用 Abaqus 11.0 软件有限元显示进行运算，通过有限元积分法求得结果。

1.5 主要观察指标 ①两组模型在 3 种加载模式下股骨最大等效应力差异；②两组模型在 3 种加载模式下钢板、螺钉最大等效应力及应力分布情况；③两组模型在轴向加载模式下骨折断端间微动情况。

2 结果 Results

2.1 不同加载模式下股骨最大等效应力 在轴向加载、扭转加载以及前后 4 点弯曲 3 种加载模式下传统锁定螺钉组股骨最大等效应力分别为 93.28, 295.60 和 3 491 MPa；对侧皮质锁定螺钉组股骨最大等效应力分别为 67.38, 278.10 和 3 318 MPa，见图 3，应力云图显示颜色接近蓝色表示应力越小，颜色越接近红色表示应力越大；该结果提示，传统锁定螺钉组股骨较对侧皮质锁定螺钉组股骨承受更大的应力。

2.2 不同加载模式下螺钉应力分布 在上述 3 种不同加载模式下所得螺钉应力云图可以看出，传统锁定螺钉组近端螺钉应力主要集中于靠近骨折断端的螺钉上，并且最大应力多集中于近钢板侧皮质与钢板螺纹孔之间，而对侧皮质锁定螺钉组近端螺钉应力更加均匀地分布于近端四枚螺钉，并且最大应力分布更加分散地分布在螺杆上，各对侧皮质锁定螺钉的螺杆均产生相同程度的“S”样形变，见图 4；此结果与 BOTTLANG 等^[4, 8]的研究一致；表明对侧皮质锁定螺钉组在螺钉应力分布方面表现更优异，避免应力集中。

2.3 不同加载方式下钢板应力分布 不同加载模式下钢板应力云图可以得到，轴向加载、扭转加载以及前后 4 点弯

曲 3 种加载模式下传统锁定螺钉组钢板最大等效应力分别为 41.08, 95.70 和 75.21 MPa；对侧皮质锁定螺钉组钢板最大等效应力分别为 40.76, 81.22 和 68.52 MPa，见图 5；对侧皮质锁定螺钉组钢板较传统锁定螺钉组钢板承受更小的应力；并且通过云图可见对侧皮质锁定螺钉组钢板应力分布更为分散，避免了因应力集中于钢板固定位置而导致的内固定断裂。

2.4 骨折断端的微动 在轴向加载模式下得到骨缝钢板侧与钢板对侧位移，见表 3；对侧皮质锁定螺钉组钢板侧位移大于传统锁定螺钉组相对应的位移；对侧皮质锁定螺钉组钢板侧位移与钢板对侧位移之差明显小于传统锁定螺钉组对应的位移之差；结果表明，对侧皮质锁定螺钉组骨折断端的微动更接近于平行微动，降低骨折断端的钢板侧应力遮挡。

表 3 | 骨折断端间位移

(mm)

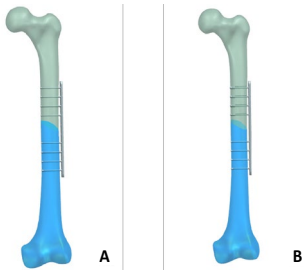
Table 3 | Interfragmentary motion

部位	对侧皮质锁定螺钉组	传统锁定螺钉组
钢板同侧	0.39	0.12
钢板对侧	0.41	0.35

3 讨论 Discussion

AO 理论强调骨折部位良好复位和坚强内固定，锁定钢板和螺钉系统通过锁定螺钉的螺纹与钢板的螺纹孔形成锁定连接，使整体装置成为一个稳定的框架结构，此类结构不需要钢板与骨面的紧密接触，钢板与骨面之间可有一定间隙，其最大优点是减少对局部血供的破坏^[15-17]；通过锁定钢板可达到坚强的内固定有利于骨折愈合^[18-19]；但有研究表明锁定钢板因刚度过高，而不利于骨折的愈合^[5-6, 20]。为了降低锁定钢板系统的刚度，许多学者做了大量的研究，如 BO 理论的出现，标志着骨折部位血供受到重视，与 AO 理论不同，其主要采用桥接技术^[21-23]。桥接固定达到了降低锁定钢板固定的刚度和增加固定间微动的目的，有利于骨折愈合^[11, 24-25]。桥接固定使骨折端有一定的微动，既往研究表明，骨折二期愈合最佳骨折断端间微动为 0.2-1.0 mm^[26-27]。锁定螺钉固定治疗骨折的愈合方式属于典型的二期愈合，骨痂的生长常常预示骨折的良好愈合。KLUG 等^[15]研究发现在桥接固定锁定钢板同侧面骨痂生长很少，而锁定钢板固定的对侧，固定的刚度相对较低，产生微动刺激了骨痂生长，导致骨痂生长较多，从而导致骨痂的不对称性生长。如果骨折断端骨痂形成为非对称性骨痂，同样会影响骨折愈合^[12, 28-29]。另外近期多项研究表明，桥接固定骨折断端处的水平剪切移动增加是轴向活动增加的 3 倍，水平剪切移动同样不利于骨折的愈合^[11, 30-33]。

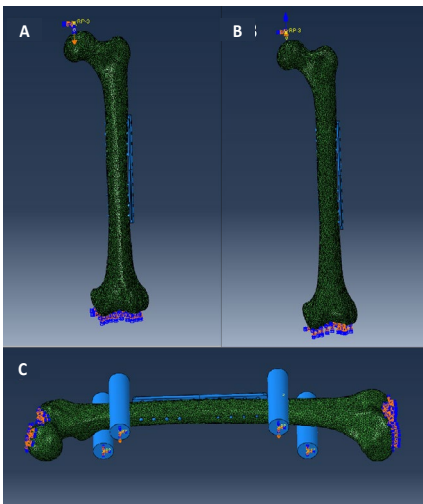
传统锁定钢板系统刚度过高不利于骨痂形成和骨折愈合，为了解决传统钢板刚度高的问题，大量学者研究发现弹性固定才有利于骨痂形成和骨折愈合^[34-35]。刚度过高的锁定固定同样可以导致螺钉在钉板交界处发生断裂，并且在骨折尚未愈合时存在发生螺钉整体拔出的情况^[5, 36]。据报道，利用传统锁定螺钉装置治疗股骨髁上骨折的延迟愈合或不愈



图注：图 A 为传统锁定螺钉组模型；B 为对侧皮质锁定螺钉组模型

图 1 | 各组股骨骨折内骨固定模型

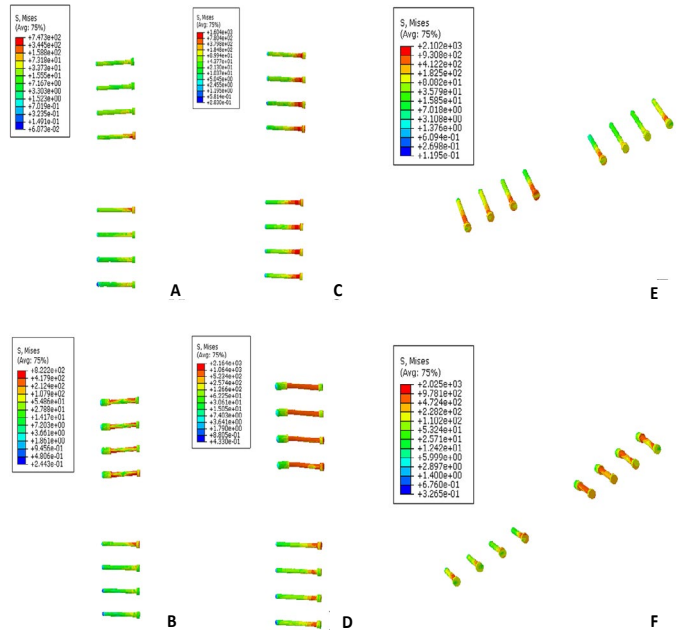
Figure 1 | Femoral fracture internal fixation models in each group



图注：图中 A-C 分别为不同应力加载方向：轴向加载、扭转加载和前后 4 点弯曲加载

图 2 | 模型的 3 种加载方式

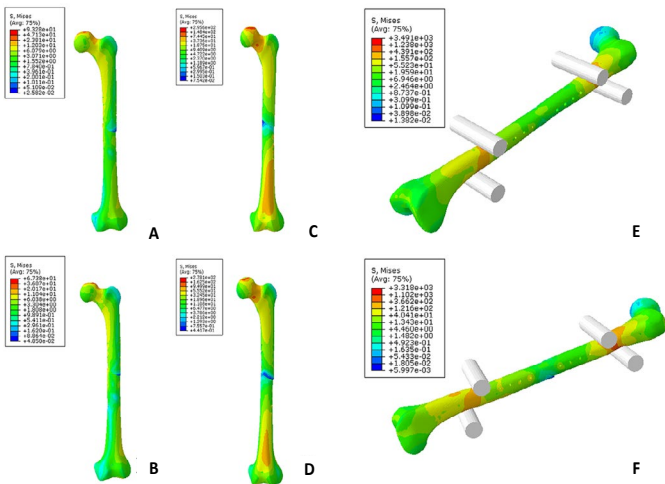
Figure 2 | Three loading modes of the model



图注：图 A 为传统锁定螺钉组轴向加载螺钉应力云图；B 为对侧皮质锁定螺钉组轴向加载螺钉应力云图；C 为传统锁定螺钉组扭转加载螺钉应力云图；D 为对侧皮质锁定螺钉组扭转加载螺钉应力云图；E 为传统锁定螺钉组前后 4 点弯曲加载螺钉应力云图；F 为对侧皮质锁定螺钉组前后 4 点弯曲加载螺钉应力云图

图 4 | 不同加载模式下螺钉应力分布

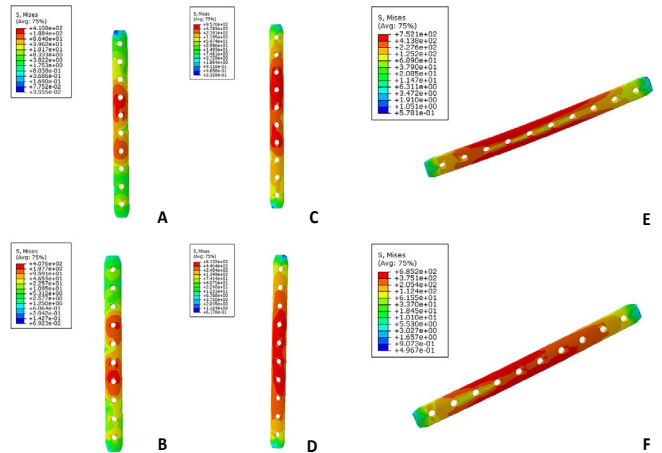
Figure 4 | Screws stress distribution under different loading modes



图注：图 A 为传统锁定螺钉组轴向加载股骨最大等效应力云图；B 为对侧皮质锁定螺钉组轴向加载股骨最大等效应力云图；C 为传统锁定螺钉组扭转加载股骨最大等效应力云图；D 为对侧皮质锁定螺钉组扭转加载股骨最大等效应力云图；E 为传统锁定螺钉组前后 4 点弯曲加载股骨最大等效应力云图；F 为对侧皮质锁定螺钉组前后 4 点弯曲加载股骨最大等效应力云图

图 3 | 不同加载模式下股骨最大等效应力变化

Figure 3 | Changes in maximum equivalent stress of femur under different loading modes



图注：图 A 为传统锁定螺钉组轴向加载钢板应力云图；B 为对侧皮质锁定螺钉组轴向加载钢板应力云图；C 为传统锁定螺钉组扭转加载钢板应力云图；D 为对侧皮质锁定螺钉组扭转加载钢板应力云图；E 为传统锁定螺钉组前后 4 点弯曲加载钢板应力云图；F 为对侧皮质锁定螺钉组前后 4 点弯曲加载钢板应力云图

图 5 | 不同加载方式下钢板最大等效应力及应力分布

Figure 5 | Maximum equivalent stress and stress distribution under different loading modes of plates

合、钢板拔出和内固定断裂等需要再次手术治疗的并发症发生率高达 20%–37%^[1-2, 37-38]。因此，传统锁定钢板、螺钉结构具有以下不足：①结构刚度过高，导致骨折断端微动较小，不易骨痂生长；②钢板应力遮挡致使骨折断端不对称微动，从而导致骨痂生长不对称，钢板对侧骨痂较钢板同侧骨痂形成多，影响骨折愈合；③钢板承受更多应力，并且应力更集中，长此以往导致内固定断裂发生再次骨折。

BOTTLANG 团队^[4, 39]在 2005 年美国矫形研究协会年会上初次提出了对侧皮质锁定观点，并按照此理念设计出首款对侧皮质锁定螺钉，此类螺钉的螺纹设计于螺杆远端和钉尾，而接近钉尾的螺杆近端设计为无螺纹结构，因此可依靠螺纹分别与钢板对侧皮质和钢板进行锁定，螺杆与钢板近侧皮质孔四周存在空隙，而且螺杆具有弹性，受力后螺钉可以弯曲，因此在钢板对侧及钢板侧可以产生对称的

微动。有研究通过相关的生物力学实验和动物实验表明,对侧皮质锁定螺钉和传统锁定螺钉相比,在保持同样内固定强度的同时,对侧皮质锁定系统能够降低 84% 的系统刚度^[26],并且动物实验表明对侧皮质锁定系统骨痂生成较多且分布均匀对称等特点。由于对侧皮质锁定系统螺钉可靠近骨折断端固定,因此减少桥接固定引起的骨折断端水平剪切活动。BOTTLANG 等^[40]的临床研究表明,在临床使用对侧皮质锁定技术治疗 33 例股骨远端骨折时,随访至少 1 年时间,均获得良好的临床疗效。

目前多项研究表明,对侧皮质锁定具有以下生物力学特点:①弹性固定、平行微动:对侧皮质锁定系统螺钉的螺杆具备一定的弹性,在承受应力时会发生“S”样形变,产生骨折断端间微动。骨折断端在钢板侧及钢板对侧的微动接近一致,近似于平行位移,该结构将弹性固定与平行微动相结合,有利于骨痂生长和骨折二期愈合;②刚度二相性:在系统载荷较低条件下,对侧皮质锁定螺钉系统刚度较小;随着载荷增加,达到螺钉形变后,螺杆与钢板侧皮质相接触,钢板侧皮质骨可提供额外的支撑,进而提高对侧皮质锁定螺钉系统的整体刚度,即为刚度二相性;③对侧皮质锁定系统螺钉应力均匀分布:对侧皮质锁定系统应力均匀分布于每一枚对侧皮质锁定螺钉上,并且螺钉的应力则均匀地分布在整个螺杆。目前,依据对侧皮质锁定理念设计出来的螺钉有 Zimmer 公司的 MotionLoc 螺钉、DePuy-Synthes 公司的动态锁定螺钉(dynamic locking screw, DLS)和国产爱湃斯(Aplus)的动态双螺纹锁定螺钉(Dynamic Double Thread Locking screw, DDTL),均已上市。对侧皮质锁定螺钉应用成为预防骨不连方向的热点;对侧皮质锁定螺钉逐步应用于临床,并取得较好的临床预期,但对侧皮质锁定螺钉在骨质疏松骨折中应用是否同样具有以上特点,此类研究鲜有报道。

试验通过有限元分析的方法,首先构建骨质疏松股骨骨折模型,分别应用传统锁定螺钉及对侧皮质锁定螺钉固定骨折;结果表明,在轴向加载、扭转加载以及前后 4 点弯曲三种加载模式下对侧皮质锁定螺钉组股骨承受较小应力,可能因为对侧皮质锁定螺钉的螺杆在受应力时发生“S”样形变,缓冲了整体结构的部分应力,减少股骨所承受的应力,降低骨干再骨折的风险。螺钉及钢板应力云图表明,在不同加载方式下传统锁定螺钉装置的应力集中在螺钉与钢板螺纹孔的钉板交界处,导致此部位更易发生内固定断裂;而对侧皮质锁定系统的应力均匀分布在所有对侧皮质锁定螺钉上,并且对侧皮质锁定螺钉的应力均匀地分布在整个螺杆,减少了应力集中,避免因螺钉局部承受较大应力发生断裂;对侧皮质锁定螺钉组钢板应力较传统锁定螺钉组钢板应力较小且分散,同样可能因对侧皮质锁定螺钉发生“S”形变,且所有对侧皮质锁定螺钉形变程度一致,在缓冲了应力的同时将应力均匀分布在螺杆上,从而降低因螺钉、钢板断裂而导致内固定失效风险。此项结果进一步说明对侧皮质锁定螺钉在

骨质疏松骨折应用中仍能保持其生物力学特性。轴向加载下,对侧皮质锁定螺钉组钢板侧与钢板对侧骨折均发生微动,且微动差值小于传统锁定螺钉组,表明对侧皮质锁定螺钉可提供骨折断端间接近平行的微动,在坚强内固定的同时降低应力遮挡,促进骨折近钢板侧及钢板对侧骨痂对称生长,达到骨折 II 期愈合。

综上所述,对侧皮质锁定螺钉较传统锁定螺钉治疗骨质疏松股骨骨折,可减少股骨及钢板承受的应力,应力均匀分布于所有对侧皮质锁定螺钉,每枚对侧皮质锁定螺杆上分布更加均匀;减少股骨再次骨折、内固定失效发生率,降低再次手术风险。对侧皮质锁定螺钉可提供骨质疏松股骨断端的平行微动,为骨痂对称性生长提供条件,很大程度避免骨不连发生。文章为对侧皮质锁定临床应用于骨质疏松患者提供较好的数据及理论支持。

试验尚存在一些不足之处,有限元分析过程中使用骨质疏松股骨骨折简化模型,忽略周围肌肉、韧带的影响,有限元结果提供在 3 种加载模式下结果,并且不同个体股骨解剖存在一定差异,故而分析结果与真实情况存在一定差异,需与大体本临床结果相结合,并且试验仅设计一种对侧皮质锁定螺钉应用于骨质疏松股骨骨折,目前已上市 3 种类型对侧皮质锁定螺钉临床应用过程中是否存在差异尚需更进一步研究探讨。

作者贡献: 文章设计、评估和撰写为第一作者。实验实施及资料收集为全体作者。

经费支持: 该文章接受了“重庆市北碚区科学技术委员会科研项目(2019-7)”的资助。所有作者声明,经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程,没有因其岗位角色影响文章观点和对数据结果的报道,不存在利益冲突。

伦理问题: 该临床试验研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对人体研究的相关伦理要求。试验已获得重庆市第九人民医院伦理委员会批准,伦理批件号: 2020(伦审)023,审批时间: 2020 年 4 月。

知情同意问题: 参与试验的志愿者为自愿参加,均对试验过程完全知情同意,在充分了解实验方案的前提下签署“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。

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。

数据共享声明: 试验会共享以下数据包括: 文章中报道结果部分的去标识个体基础数据,包括正文、表、图及附件。试验可获得的其他相关文档包括: 研究方案和知情同意书。文章出版后即刻获取数据,无终止日期。研究结果将在同行评议期刊或以会议报道形式发表,出版数据将公开发布于同行评议期刊及 www.figshare.com。获取共享数据的途径: 无限期获取。

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] HENDERSON CE, BOTTLANG M, MARSH JL, et al. Does locked plating of periprosthetic supracondylar femur fractures promote bone healing by callus formation? Two cases with opposite outcomes. *Iowa Orthop J*. 2008;28:73-76.
- [2] LUJAN TJ, HENDERSON CE, MADEY SM, et al. Locked plating of distal femur fractures leads to inconsistent and asymmetric callus formation. *J Orthop Trauma*. 2010;24(3):156-162.
- [3] GARDNER MJ, NORK SE, HUBER P, et al. Stiffness modulation of locking plate constructs using near cortical slotted holes: a preliminary study. *J Orthop Trauma*. 2009;23(4):281-287.
- [4] BOTTLANG M, DOORNINK J, BYRD GD, et al. A nonlocking end screw can decrease fracture risk caused by locked plating in the osteoporotic diaphysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(3):620-627.
- [5] LE L, JABRAN A, PEACH C, et al. Effect of screw thread length on stiffness of proximal humerus locking plate constructs: a finite element study. *Med Eng Phys*. 2019;63:79-87.
- [6] GOUK CJC, BINDRA RR, TARRANT DJ, et al. Volar locking plate fixation versus external fixation of distal radius fractures: a meta-analysis. *J Hand Surg Eur Vol*. 2018;43(9):954-960.
- [7] GUEORGUIEV B, LENZ M. Why and how do locking plates fail? *Injury*. 2018;49 Suppl 1:S56-S60.
- [8] BOTTLANG M, DOORNINK J, FITZPATRICK DC, et al. Far cortical locking can reduce stiffness of locked plating constructs while retaining construct strength. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(8):1985-1994.
- [9] 中华医学会骨质疏松和骨矿盐疾病分会. 原发性骨质疏松症诊疗指南 (2017)[J]. *中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志*, 2017,10(5): 413-444.
- [10] POLIKEIT A, NOLTE LP, FERGUSON SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit. *Spine*. 2003;28(10):991-996.
- [11] BEL JC. Pitfalls and limits of locking plates. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2019;105(1S):S103-S109.
- [12] HOTTMANN NM, JOHNSON MD, BANKS SA, et al. Biomechanical comparison of two locking plate constructs for the stabilization of feline tibial fractures. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2020;33(2):89-95.
- [13] YARBORO SR. Lateral distal femur plate for periprosthetic fracture. *J Orthop Trauma*. 2018;32 Suppl 1:S30-S31.
- [14] BURCHARD R, MASSA R, SOOST C, et al. Biomechanics of common fixation devices for first tarsometatarsal joint fusion—a comparative study with synthetic bones. *J Orthop Surg Res*. 2018;13(1):176.
- [15] KLUG A, GRAMLICH Y, BUCKUP J, et al. Excellent results and low complication rate for anatomic polyaxial locking plates in comminuted proximal ulna fractures. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018;27(12):2198-2206.
- [16] WAJNSZTEJN A, PIRES RES, DOS SANTOS ALG, et al. Minimally invasive posteromedial percutaneous plate osteosynthesis for diaphyseal tibial fractures: technique description. *Injury*. 2017;48 Suppl 4:S6-S9.
- [17] JIN C, WENG D, YANG W, et al. Minimally invasive percutaneous osteosynthesis versus ORIF for Sanders type II and III calcaneal fractures: a prospective, randomized intervention trial. *J Orthop Surg Res*. 2017;12(1):10.
- [18] REISCH T, CAMENZIND RS, FUHRER R, et al. The first 100 patients treated with a new anatomical pre-contoured locking plate for clavicular midshaft fractures. *BMC Musculoskelet Disord*. 2019;20(1):4.
- [19] LAUX CJ, GRUBHOFER F, WERNER CML, et al. Current concepts in locking plate fixation of proximal humerus fractures. *J Orthop Surg Res*. 2017;12(1):137.
- [20] DEKEYSER GJ, KELLAM PJ, HALLER JM. Locked plating and advanced augmentation techniques in osteoporotic fractures. *Orthop Clin North Am*. 2019;50(2):159-169.
- [21] MEEUWIS MA, PULL TER GUNNE AF, VERHOFSTAD MH, et al. Construct failure after open reduction and plate fixation of displaced midshaft clavicular fractures. *Injury*. 2017;48(3):715-719.
- [22] VARKEY D, OSTRUM RF. ORIF with submuscular plating of an intercondylar/supracondylar distal femur fracture. *J Orthop Trauma*. 2018;32 Suppl 1:S28-S29.
- [23] WANG JQ, JIANG BJ, GUO WJ, et al. Serial changes in the head-shaft angle of proximal humeral fractures treated by placing locking plates: a retrospective study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018;19(1):420.
- [24] CHEN YN, CHANG CW, LI CT, et al. Biomechanical investigation of the type and configuration of screws used in high tibial osteotomy with titanium locking plate and screw fixation. *J Orthop Surg Res*. 2019;14(1):35.
- [25] HERNANDEZ MC, REISENAUER JS, AHO JM, et al. Bone autograft coupled with locking plates repairs symptomatic rib fracture nonunions. *Am Surg*. 2018;84(6):844-850.
- [26] JAEBLON T. Biomechanics of far cortical locking. *J Orthop Trauma*. 2011; 25(6):e60.
- [27] DÖBELE S, GARDNER M, SCHRÖTER S, et al. DLS 5.0—the biomechanical effects of dynamic locking screws. *PLoS One*. 2014;9(4):e91933.
- [28] YANG JC, LIN KP, WEI HW, et al. Importance of a moderate plate-to-bone distance for the functioning of the far cortical locking system. *Med Eng Phys*. 2018;56:48-53.
- [29] HAST MW, CHIN M, SCHMIDT EC, et al. Mechanical effects of bone substitute and far-cortical locking techniques in 2-part proximal humerus fracture reconstruction: a cadaveric study. *J Orthop Trauma*. 2020;34(4):199-205.
- [30] ELKINS J, MARSH JL, LUJAN T, et al. Motion predicts clinical callus formation: construct-specific finite element analysis of supracondylar femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2016;98(4):276-284.
- [31] AUGAT P, BURGER J, SCHORLEMMER S, et al. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *J Orthop Res*. 2003;21(6):1011-1017.
- [32] DUDA GN, SOLLMANN M, SPORRER S, et al. Interfragmentary motion in tibial osteotomies stabilized with ring fixators. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;(396):163-172.
- [33] POTTER BK. From bench to bedside: how stiff is too stiff? far-cortical locking or dynamic locked plating may obviate the question. *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(7):1571-1573.
- [34] PRIMEAU CA, MARSH JD, BIRMINGHAM TB, et al. The importance of costing perspective: an example evaluating the cost-effectiveness of a locking versus nonlocking plate in medial opening wedge high tibial osteotomy. *Can J Surg*. 2019;62(1):E14-E16.
- [35] SCHRÖTER S, HOFFMANN T, DÖBELE S, et al. Biomechanical properties following open wedge high tibial osteotomy: Plate fixator combined with dynamic locking screws versus standard locking screws. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018;60:108-114.
- [36] TOTOKI Y, YOSHII Y, KUSAKABE T, et al. Screw length optimization of a volar locking plate using three dimensional preoperative planning in distal radius fractures. *J Hand Surg Asian Pac Vol*. 2018;23(4):520-527.
- [37] EBRAHEIM NA, LIU J, HASHMI SZ, et al. High complication rate in locking plate fixation of lower periprosthetic distal femur fractures in patients with total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2012;27(5): 809-813.
- [38] HABET N, ELKINS J, PEINDL R, et al. Far Cortical locking fixation of distal femur fractures is dominated by shear at clinically relevant bridge spans. *J Orthop Trauma*. 2019;33(2):92-96.
- [39] DOORNINK J, FITZPATRICK DC, MADEY SM, et al. Far cortical locking enables flexible fixation with periarticular locking plates. *J Orthop Trauma*. 2011;25 Suppl 1(Suppl 1):S29-34.
- [40] BOTTLANG M, FITZPATRICK DC, SHEERIN D, et al. Dynamic fixation of distal femur fractures using far cortical locking screws. *J Orthop Trauma*. 2014;28(4):181-188.

(责任编辑: WJ, ZN, SX)