

## 有限元分析不同固定方式在肱骨远端骨折骨愈合中的生物力学差异

贾争锋<sup>1,2</sup>, 高伟录<sup>1,2</sup>, 李建涛<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>解放军总医院第四医学中心骨科医学部, 北京 100048; <sup>2</sup>解放军总医院研究生院, 北京 100048; <sup>3</sup>国家骨科与运动康复临床医学研究中心, 北京 100048

**摘要:** **背景** 肱骨远端骨折(distal humerus fracture, DHF)的最优固定方式选择仍存在争议。目前的生物力学研究主要集中于固定方式的刚度和稳定性评估, 缺乏对整个愈合周期的动态分析。**目的** 通过对肱骨远端骨折愈合过程中不同固定方式(平行钢板和垂直钢板)的生物力学条件进行全面评估, 提高对钢板配置选择的认知, 并在骨折愈合和康复过程中引入必要的限制, 从而实现更理想的DHF治疗。**方法** 利用一例30岁健康男性的肘关节CT数据, 建立肱骨远端骨折的有限元模型, 构建平行钢板模型和垂直固定模型, 同时基于计算力学建立瞬态骨痂模型。使用ANSYS软件对骨折愈合不同时期(术后0、1、3、6个月)的骨折端相对位移、骨痂最大应力、肱骨及固定装置最大应力分布情况进行有限元分析。模拟肘关节日常活动情况, 设置轴向、弯曲、内翻三种载荷方式。**结果** 在术后早期(0~3个月), 平行钢板组在轴向和弯曲加载下的骨折端位移显著大于垂直钢板组, 而在内翻加载下平行钢板组的位移较小。术后即刻以及术后1个月, 平行钢板组的骨痂应力低于垂直固定组。另外, 垂直钢板组的固定装置应力在术后早期较高, 但随时间逐渐下降。垂直钢板组的应力分布更为均匀, 位移和应力均在适宜范围内。这些结果表明, 平行钢板在术后早期提供了更好的刚度和稳定性, 而垂直钢板则在愈合后期更为稳定可靠。**结论** 有限元分析表明, 两种固定方式的平行钢板在术后早期具有较高的刚度和稳定性, 但其固定装置应力集中可能增加并发症风险; 垂直钢板则表现出更均匀的应力分布, 在愈合后期更为稳定可靠。临床医师在选择固定策略时需综合考虑患者的个体需求及骨折愈合的全周期特性, 以实现更优的治疗效果。

**关键词:** 肱骨远端; 骨折愈合; 有限元分析法; 生物力学

中图分类号: R687.3

文献标志码: A

文章编号: 2095-5227(2025)09-0875-08

DOI: 10.12435/j.issn.2095-5227.25011901

**引用本文:** 贾争锋, 高伟录, 李建涛. 有限元分析不同固定方式在肱骨远端骨折骨愈合中的生物力学差异 [J]. 解放军医学院学报, 2025, 46 (9): 875-882.

### Finite element analysis of biomechanical differences among various fixation methods in bone healing of distal humeral fractures

JIA Zhengfeng<sup>1,2</sup>, GAO Weilu<sup>1,2</sup>, LI Jiantao<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Department of Orthopedics, the Fourth Medical Center of PLA General Hospital, Beijing 100048, China; <sup>2</sup>Graduate School of PLA General Hospital, Beijing 100048, China; <sup>3</sup>National Clinical Research Center for Orthopedics, Sports Medicine and Rehabilitation, Beijing 100048, China

Corresponding author: LI Jiantao. Email: lijiantao618@163.com

**Abstract: Background** The optimal fixation method for distal humeral fractures (DHF) remains controversial. Current biomechanical studies mainly focus on evaluating the stiffness and stability of different fixation techniques, while dynamic analysis over the entire healing period is lacking. **Objective** To comprehensively evaluate the biomechanical conditions of different fixation methods (parallel plating vs orthogonal plating) during the healing process of distal humeral fractures, enhance the understanding of plate configuration selection, and introduce necessary restrictions during the fracture healing and rehabilitation process to achieve more ideal treatment of DHF. **Methods** A finite element (FE) model of a distal humeral fracture was constructed based on elbow CT data from a healthy 30-year-old male. Models of parallel and orthogonal plating were developed, along with a transient callus model based on computational mechanics. Finite element analysis using ANSYS software was conducted at different healing stages (immediately postoperative, and at 1, 3, and 6 months postoperatively) to evaluate relative displacement at the fracture site, peak callus stress, and maximum stress distribution within the humerus and fixation constructs. Simulations incorporated three types of

收稿日期: 2025-01-19

基金项目: 国家自然科学基金项目(82302788)

第一作者: 贾争锋, 硕士, 医师. Email: zhengfengjia301@163.com

通信作者: 李建涛, 博士, 副主任医师. Email: lijiantao618@163.com

loading conditions to mimic daily elbow activities: axial, bending, and varus loading. **Results** In the early postoperative period (0-3 months), the parallel plating group showed significantly greater fracture site displacement under axial and bending loads compared to the orthogonal plating group, whereas it exhibited less displacement under varus loading. At 0 and 1 month postoperatively, the peak callus stress in the parallel plating group was lower than that in the orthogonal plating group. Additionally, the fixation construct in the orthogonal group experienced higher stress levels early after surgery, which gradually decreased over time. The orthogonal plating configuration exhibited a more uniform stress distribution, with displacement and stress levels maintained within a favorable range. These findings suggested that parallel plating offered superior initial stiffness and stability, while orthogonal plating provided more reliable long-term performance during later healing stages. **Conclusion** Finite element analysis indicates that parallel plating offers higher stiffness and stability in the early postoperative period but may lead to stress concentration within the fixation construct, potentially increasing the risk of complications. In contrast, orthogonal plating demonstrates more uniform stress distribution and greater reliability during later stages of fracture healing. Clinical decision-making regarding fixation strategies should consider the patient's individual needs and the entire healing timeline to optimize treatment outcomes.

**Keywords:** distal humerus; fracture healing; finite element analysis; biomechanics

**Cited as:** Jia ZHF, Gao WL, Li JT. Finite element analysis of biomechanical differences among various fixation methods in bone healing of distal humeral fractures[J]. Acad J Chin PLA Med Sch, 2025, 46(9): 875-882.

肱骨远端骨折(distal humerus fractures, DHF)约占累及肱骨骨折的30%,是肘关节手术的常见病因<sup>[1-2]</sup>。这种骨折类型由于其解剖位置的特殊性和复杂性,治疗难度较高。目前,切开复位内固定术(open reduction internal fixation, ORIF)是治疗DHF的“金标准”<sup>[3]</sup>。在DHF内固定术中,最常用的两种钢板技术是平行钢板和垂直钢板<sup>[4]</sup>。平行钢板技术涉及在内侧和外侧放置两块平行的钢板,而垂直钢板技术则有“后外侧”和“后内侧”两种选择,分别使用内侧和后外侧板,或外侧和后内侧板进行固定。平行钢板技术最早由AO/ASIF提出,旨在解决垂直钢板固定方式对早期患者结果不理想的问题,但临床观察却显示,垂直钢板固定方式的患者结果通常更好,这一矛盾现象引起了广泛的关注<sup>[4]</sup>。例如,虽然平行钢板能够提供更高的刚度,但其高并发症发生率和内固定失败率却令人担忧<sup>[5-6]</sup>。这可能与钢板配置的生物力学特性及其对骨折愈合的长期影响有关<sup>[7]</sup>。为了更全面地评估不同固定方式在肱骨远端骨折愈合中的生物力学差异,本研究分别构建平行钢板模型和垂直钢板模型,通过模拟肘关节在日常活动中的不同加载方式(轴向、弯曲、内翻),对骨折愈合不同时期(术后0、1、3、6个月)的骨折端位移、骨痂应力、肱骨远端及固定装置应力分布情况进行分析,旨在提供科学依据,帮助临床医师选择更合适的固定方式,并在骨折愈合和康复过程中引入必要的限制,从而实现更理想的DHF治疗。

## 1 对象和方法

### 1.1 研究对象及设备信息

**1.1.1 研究对象** 选择一例健康志愿者,右肘关节无明显外伤史,X线片检查未见关节畸形、退

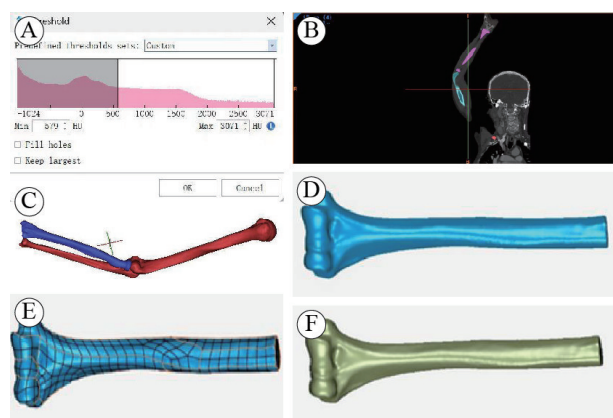
变。该志愿者身高179 cm,体重77.3 kg,签署试验知情同意书。

**1.1.2 研究设备** 右侧肘关节伸直位,CT扫描,层厚为1 mm。CT扫描机:西门子128排多层螺旋扫描机(Siemens Sensation Open 128-slice CT scanner, Siemens, Erlangen, Germany); Thinkpad计算机(Intel Core i7 7700K 八核 4.0 GHz), Windows 11 Home Premium (64bit); 数字建模部分软件: Mimics 21.0 (Materialise company), Geomagic studio2014 (Geomagic company, America), HyperMesh2019 (Altair company); 内固定模型建立软件: Solid Works 2022; 有限元分析使用软件: ANSA21.0(瑞士贝塔公司)。

### 1.2 有限元模型建立

**1.2.1 肱骨远端的数字化模型建立** 先将上肢肱骨模型的连续断层CT扫描的体数据以DICOM格式导入Mimics 21.0软件;后利用软件内的分割功能,选取骨CT区域值(226~1 428 Hu)进行阈值分割,获得初始蒙版;利用蒙版分割功能,将肱骨单独创建初始蒙版;采用区域增长,蒙版编辑、轮廓线计算及填充等操作建立完整的肱骨模型。利用三维工具对模型进行光滑处理,再辅以细节修饰,最终得到肱骨的重建模型,以STL文件格式保存。具体操作及流程见(图1)。

**1.2.2 肱骨远端骨折模型建立** 取肱骨远端适当长度作为此次研究对象,保存为STP格式。进一步将建好的模型导入Solid Works 2022中通过原点配合命令。皮质骨和松质骨进行装配,保存为零件格式。根据A型骨折进行骨折面的模拟,打开建好的肱骨远端模型,模拟切割平面,以尺骨鹰嘴窝上缘向近端模拟一个宽度10 mm的骨缺损区,建立不稳定骨折模型(图2)。



A: 依据CT区域值对区域内组分进行阈值分割; B: 建立拟分割的初始蒙版并分割与编辑; C: 上肢骨模型重建与优化; D: Mimics未优化的螺旋三角化网格表面; E: 肱骨算法处理; F: Geomagic处理后导出。

图1 肱骨远端有限元模型建立过程

Fig. 1 Finite element modeling process of distal humerus

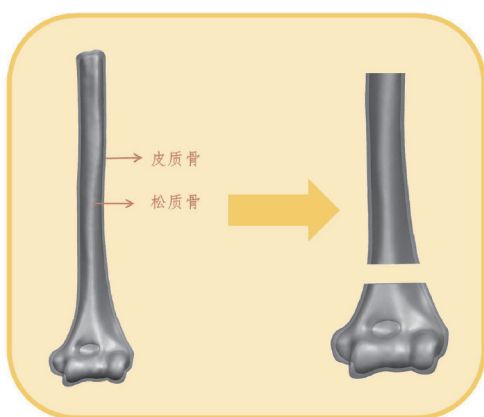
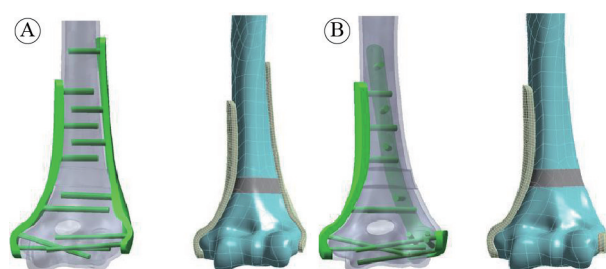


图2 肱骨远端骨折模型建立

Fig. 2 Establishment of distal humerus fracture model

**1.2.3 肱骨远端内固定模型建立** 根据肱骨远端骨折模型,通过三维扫描仪对两种内固定(平行钢板和垂直钢板)接骨板实物进行扫描,并结合厂家产品手册中给出的接骨板和螺钉尺寸数据,使用Solid Works软件绘制接骨板和螺钉三维模型,此次研究对两种内固定模型中螺钉的螺纹均进行简化处理。同时在Solid Works 2022软件中对以上接骨板模型和螺钉模型进行装配,形成两种空间配置:平行或垂直固定之一。最后利用“干涉检查”命令检查模型间是否存在干涉,确定无干涉后将模型保存为STP格式文件(图3)。

**1.2.4 瞬态骨痂模型建立** 骨痂的形成是一个动态过程,其厚度会随着骨折愈合逐渐变化。基于文献中的数据,本研究对骨组织进行建模提出了一个时间依赖性模型,该组织在不同的愈合阶段具有随时间变化的材料特性。本研究仅对组织的



A: 平行钢板内固定装配及效果图; B: 垂直钢板固定装配及效果图。

图3 肱骨远端骨折内固定简化模型建立

Fig. 3 Establishment of a simplified model for internal fixation of distal humeral fractures

中心成分进行建模,因为它提供主要的承载能力,并且对骨折块间隙间片段运动(interfragmentary movement, IFM)最敏感。将一个完整的愈合过程分为4个阶段:术后即刻,术后1个月、3个月和6个月。杨氏愈合组织模量( $E_n$ )在特定的愈合阶段( $n$ )计算方式按照Li等<sup>[8]</sup>的运算方式进行。在构建模型时,将骨痂按不同愈合阶段设置成不同的接触类型(图4)<sup>[9-10]</sup>。

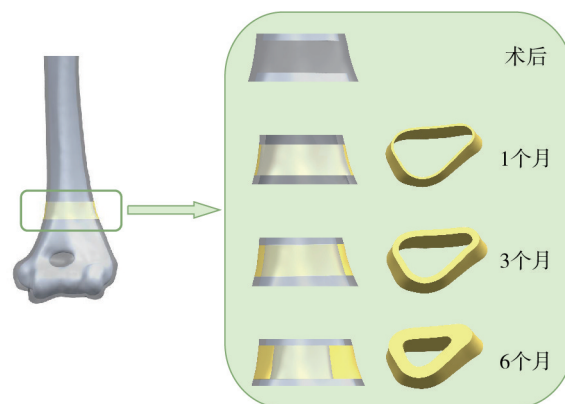


图4 瞬态骨痂模型建立

Fig. 4 Establishment of a transient callus model

### 1.3 肱骨远端骨折内固定的有限元分析

**1.3.1 材料赋值及网格划分** 将上述两种模型(平行钢板和垂直钢板)分别导入有限元分析软件ANSYS 21.0中,创建静态分析模块。由于肱骨形态不规则且骨质不均匀缺乏规律,故将所有模型材质均设为连续、线性、各向同性和线性材料,设置合适的弹性模量和泊松比(表1)。装配体导入Ansys软件中,对骨折固定模型中各材料进行赋值,各材料弹性模量及泊松比<sup>[11]</sup>(表2)。(1)材料性质:钛合金具有线弹性、均匀和各向同性,泊松比为0.3,弹性模量分别为和110 GPa。螺钉与接骨板与肱骨之间设置为绑定关系。(2)网格尺寸:选择在中等网格密度下趋于稳定且计算效率较高的

网格尺寸, 0.5 mm。模型的网格划分采用四面体网格(C3D4), 双板模型共包含 178 577 个单元和 255 958 个节点; 传统的正交解剖锁定板模型共包含 199 884 个单元和 286 339 个节点。

表 1 动态模型下的骨痂载荷分布

指标	术后即刻	1个月	3个月	6个月
标准愈合组织模量	0.2	28	800	1000
泊松比	0.121	0.167	0.3	0.3

表 2 固定模型材料属性

材料	弹性模量(MPa)	泊松比
钢板及螺钉	110 000	0.27
皮质骨	17 000	0.33
松质骨	5 000	0.33

**1.3.2 载荷工况及边界条件** 根据现有文献确定加载条件<sup>[12]</sup>。(1)轴向加载: 在肱骨远端的有限元模型上, 在近端受到限制, 轴向载荷为 200 N, 上臂相对于肱骨干的纵轴处于约 5° 的屈曲角。(2)弯曲加载: 在肱骨远端的计算机模型上施加弯曲载荷(后向挠度和内翻加载), 上臂相对于肱骨干

纵轴弯曲 75° 角, 弯曲载荷为 30 N。(3)内翻加载: 横向载荷施加在桡骨髁上, 载荷为 30 N。载荷根据处理肱骨远端骨折的最新生物力学原则设定。载荷分配, 从间隙远端开始, 桡柱承担 60% 的总载荷, 尺骨柱承担 40% 的总载荷<sup>[13]</sup>。

1.4 主要观察指标

两种模型(平行钢板和垂直钢板)施加不同方向的 3 种载荷后分别观察以下指标: 骨折愈合不同时期(术后 0, 1, 3, 6 个月), 不同固定方式下骨折端位移、骨痂最大 Von Mises 等效应力分布、肱骨及固定装置最大 Von Mises 等效应力分布情况。

2 结果

2.1 骨折愈合不同时期各模型中肱骨远端骨折端相对位移情况

总体趋势, 随着骨折愈合的进行, 肱骨远端骨折端的相对位移逐渐减小(图 5)。术后 3 个月后, 位移明显减少。在术后不同阶段, 在轴向和弯曲加载下, 平行钢板组总位移大于垂直钢板组, 而在内翻加载下平行钢板组总位移小于垂直钢板组(表 3)。

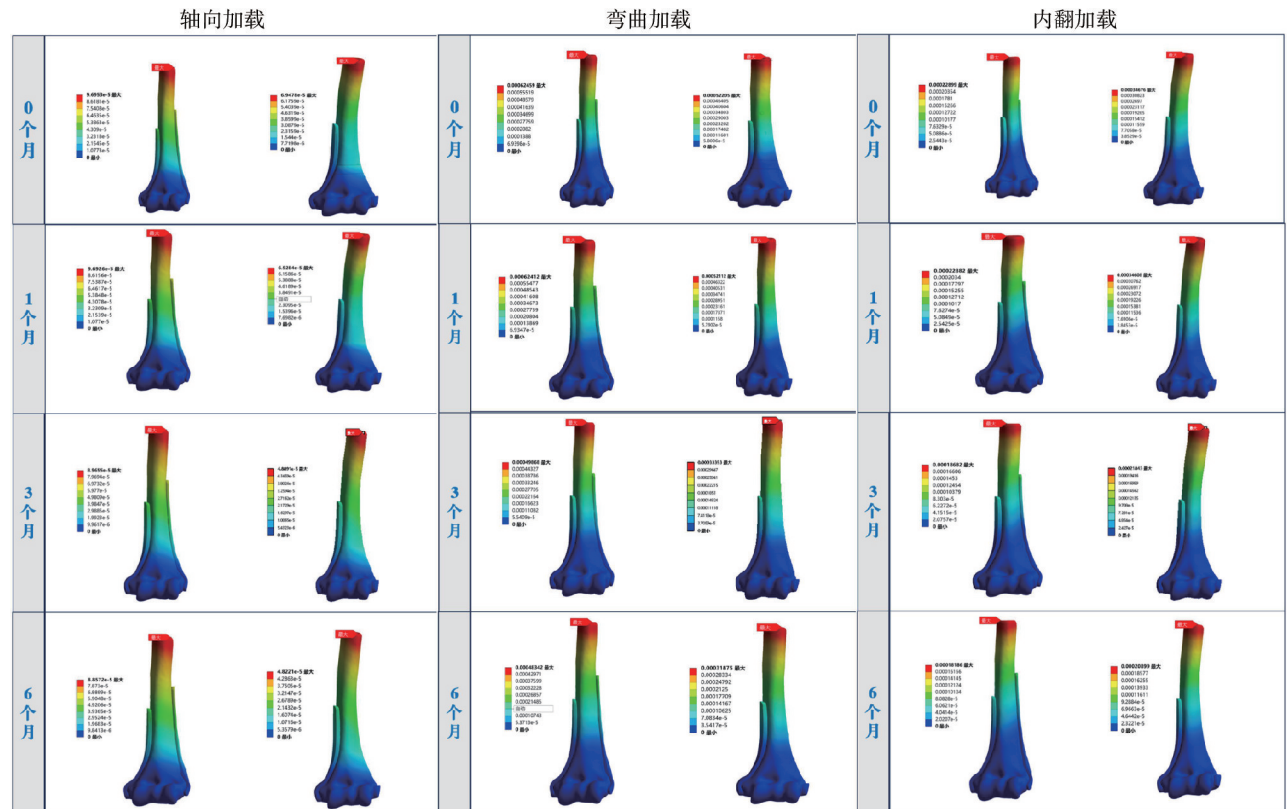


图 5 骨折愈合不同时期不同加载方式下的总位移量云图

Fig. 5 Cloud view of the total displacement of the fracture end at different periods of fracture healing with different loading modes

表3 骨折愈合不同时期不同加载方式下的骨折端总位移量(mm)

Tab. 3 Total displacement of fracture ends at different periods of fracture healing with different modes of loading (mm)

时间	平行钢板组			垂直钢板组		
	轴向	弯曲	内翻	轴向	弯曲	内翻
0个月	0.965 3	6.245 9	2.289 9	0.694 7	5.220 5	3.467 6
1个月	0.969 3	6.241 2	2.288 2	0.699 7	5.211 2	3.460 7
3个月	0.895 5	4.986 8	1.868 2	0.488 9	3.335 3	2.184 3
6个月	0.885 7	4.834 2	1.818 6	0.482 2	3.187 5	2.089 9

## 2.2 骨折愈合不同时期各模型中骨痂的最大应力分布

两种固定方式骨痂应力集中部位的应力随着时间增长而增加(表4),在愈合后期,平行钢板组大于垂直钢板组。愈合前期,平行钢板组的骨痂应力低于垂直钢板组(图6)。两种固定方式的骨痂最大应力部位均位于肱骨远端外侧部分。

表4 骨折愈合不同时期不同加载方式下的骨痂最大应力情况(MPa)

Tab. 4 Maximum stress conditions of callus during different stages of bone fracture healing under various loading conditions (MPa)

时间	平行钢板组			垂直钢板组		
	轴向	弯曲	内翻	轴向	弯曲	内翻
0个月	0.277 3	0.574 3	0.237 6	0.389 7	0.675 2	0.385 2
1个月	0.345 1	0.673 5	0.389 7	0.455 3	0.714 2	0.467 9
3个月	0.721 1	0.967 4	0.721 6	0.659 2	0.876 8	0.615 9
6个月	0.745 6	0.972 8	0.731 4	0.661 7	0.880 9	0.620 7

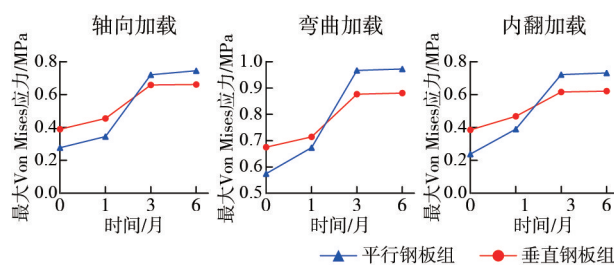


图6 骨折愈合不同时期不同加载方式下的骨痂应力集中情况

Fig. 6 Stress concentration in the bone crust at different periods of fracture healing with different loading modes

## 2.3 骨折愈合不同时期各模型中固定装置的最大Von Mises等效应力分布

两种固定模型中的固定装置最大应力随着骨折愈合逐渐降低(图7),但平行钢板组在弯曲加载下的应力始终高于垂直固定组,而在轴向和内翻加载中低于垂直钢板组。术后3个月后,两种固定装置的应力下降幅度明显变缓(图8,表5)。最大

Von Mises 等效应力位置在平行钢板组出现在螺钉周围,而在垂直钢板组集中在外侧髁附近。

## 3 讨论

本研究利用有限元分析方法评估了两种不同固定方式(平行钢板和垂直钢板)在DHF愈合过程中的生物力学差异,为临床选择更合适的内固定方式提供了科学依据。通过对骨折愈合不同阶段的骨折端位移、骨痂应力以及固定装置应力分布的详细分析,发现平行钢板和垂直钢板在不同加载方式下表现出差异。这些结果不仅验证了之前研究的一些结论,还揭示了新的生物力学规律,为临床治疗提供了更多的参考。

本研究发现,在术后早期(0~3个月),平行钢板在轴向和弯曲加载下的骨折端相对位移高于垂直钢板,而在内翻加载下则小于垂直钢板。这表明,平行钢板在特定方向的刚度表现出局部不足,而其对内翻负载的抵抗能力更为突出。进一步分析表明,这种差异主要来源于钢板的空间配置。平行钢板在内外侧提供了更直接的对抗力,能够有效分散内翻应力。然而,其轴向和弯曲刚度不如垂直钢板的多方向性固定表现。相反,垂直钢板通过后外侧和内侧的垂直排列,形成了更均匀的支撑,能够更好地分散轴向和弯曲应力,但内翻方向的刚性相对不足。这与既往的体外生物力学研究结果基本一致<sup>[14-15]</sup>。随着骨折愈合的进行,在术后3个月后,骨折端的相对位移显著降低。这表明,无论平行钢板还是垂直钢板,在愈合后期均能提供足够的稳定性。然而,在术后6个月时,平行钢板的位移仍略高于垂直钢板,提示其后期稳定性可能稍逊于垂直钢板。这一差异需要在实际临床中结合患者的功能需求和活动强度加以验证<sup>[16]</sup>。

国内外多生物力学研究试图评估肱骨远端骨折固定的稳定性,主要基于对骨板系统整体刚度的评估。垂直钢板通常也能保证固定的必要刚度,但一般来说,它们的机械参数比平行钢板差<sup>[17-18]</sup>。因此,可以注意到生物力学研究和临床观察中形成的结论之间存在一些矛盾。然而,在垂直钢板固定的情况下,据报道临床结果更好,这与平行钢板更刚性的稳定性的事实不一致<sup>[19-21]</sup>。与此同时,生物力学研究似乎并未涵盖该问题的所有临床重要方面<sup>[19, 22]</sup>。钢板放置位置评估的歧义可能是由于测试方法的局限性造成的,例如过度简化

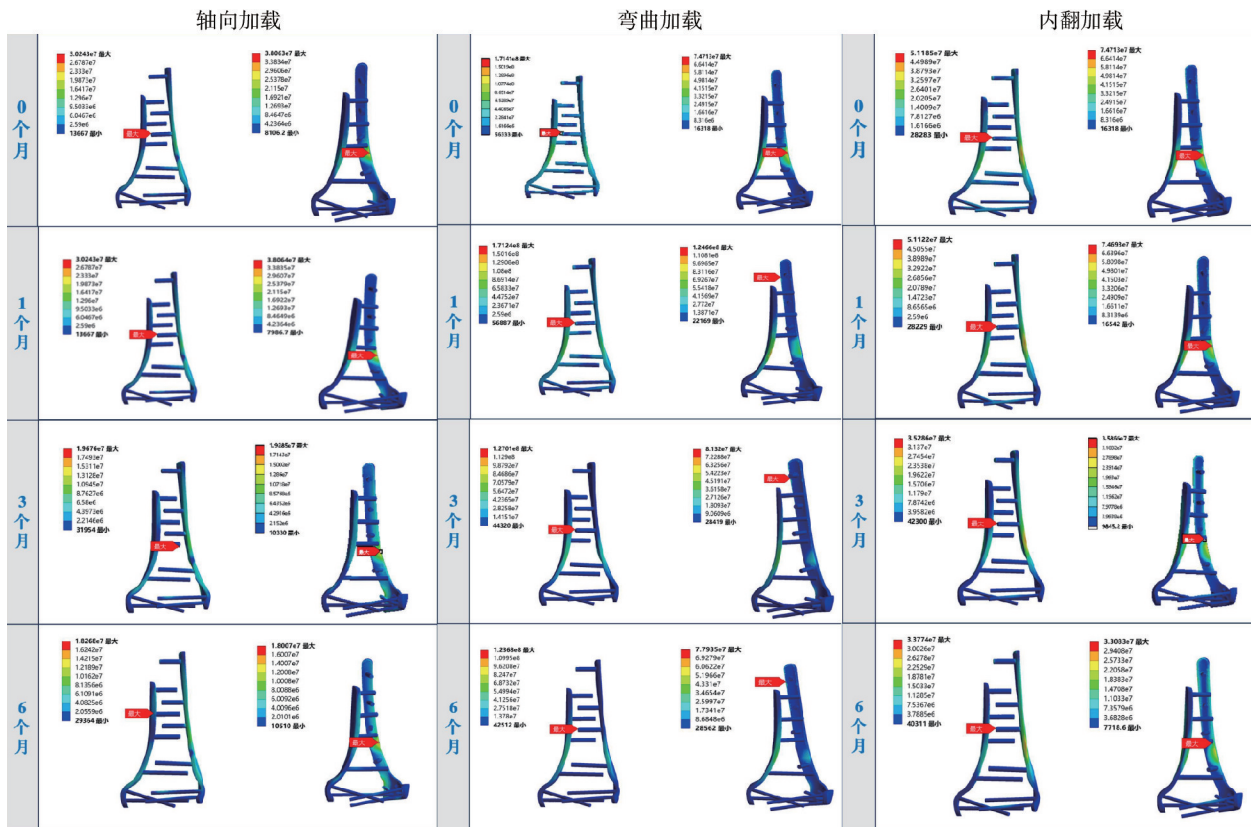


图7 骨折愈合不同时期各模型中固定装置的最大应力分布云图

Fig. 7 Cloud view of stress distribution of the fixation device in each model at different periods of fracture healing

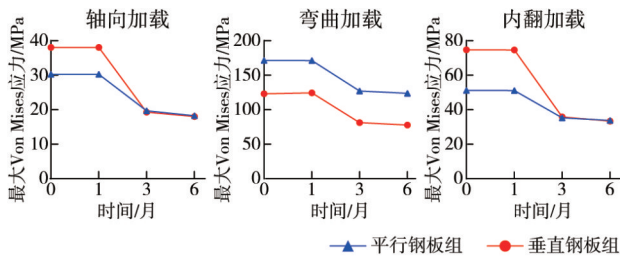


图8 骨折愈合不同时期各模型中固定装置的最大 Von Mises 等效应力分布情况

Fig. 8 Maximum Von Mises stress distributions of fixation devices in each model at different periods of fracture healing

表5 骨折愈合不同时期各模型中固定装置的最大 Von Mises 等效应力分布(MPa)

Tab. 5 Maximum Von Mises stress distributions of fixation devices in each model at different periods of fracture healing (MPa)

	平行钢板组			垂直钢板组		
	轴向	弯曲	内翻	轴向	弯曲	内翻
0个月	30.243	171.41	51.185	38.063	123.02	74.713
1个月	30.243	171.24	51.122	38.062	124.34	74.622
3个月	19.672	127.01	35.286	19.283	81.325	35.861
6个月	18.263	123.68	33.774	18.007	77.794	33.378

的载荷条件(如仅轴向或弯曲载荷)<sup>[7]</sup>。另一个问题是缺乏整个骨折愈合周期的动态评估。这些局限

性可能是特定 DHF 稳定方法的生物力学和临床评估之间存在上述矛盾的原因。而本研究弥补了这一空缺, 从不同时间维度出发, 对肱骨远端骨折不同愈合时间点的生物力学规律进行了描述。

近年来, 随着双钢板固定的广泛应用, 其在提高骨折愈合率和减少并发症方面表现出色, 成为越来越多外科医师的首选方案<sup>[23-24]</sup>。但双钢板固定的位置选择、配置方式等方面仍存在较大的不确定性。其中关键矛盾在于缺乏定量化的生物力学决策框架, 并且缺乏全周期的康复锻炼力学数据指导<sup>[25]</sup>。本研究结果量化不同时期不同载荷下应力变化, 为进行相应的康复训练提供了生物力学数据。我们发现在使用平行钢板时, 应注意弯曲角度的控制, 而在垂直钢板固定时, 应注意扭转以及内外翻及负重的锻炼动作。这部分详细分析还需结合动态角度下的数据, 这将是未来运动生物力学的重点。

虽然本研究提供了一些重要的生物力学数据, 但仍有几个方面需要进一步研究。首先, 本研究使用了理想化的有限元模型, 实际骨折情况可能更加复杂, 包括骨折碎片的数量、位置和形状等。这些因素都可能影响骨折愈合的生物力学条件。

尽管我们根据文献设置了合理的材料属性,但实际人体中的材料属性可能因个体差异而有所不同。其次,本研究主要关注了骨折愈合的早期和中期阶段,未来的研究应进一步评估愈合后期(6~12个月)的生物力学表现,特别是固定装置的长期耐久性。第三,本研究仅考虑了常见的载荷条件,未来的研究应模拟更多复杂的生物力学环境,如肌肉力量的影响、日常活动中的多方向加载等,以更全面地评估固定方式的适用性。通过有限元分析方法,我们能全面地评估不同固定方式在肱骨远端骨折愈合过程中的生物力学表现。这对于临床医师选择更合适的内固定方式具有重要参考价值。平行钢板固定方式在术后早期提供了较高的刚度和稳定性,但其高应力集中和较大的骨折端位移在愈合后期可能成为问题。垂直钢板固定方式虽然在术后早期的刚度和稳定性略低,但其均匀的应力分布和较低的固定装置应力有助于提高骨折愈合的质量和固定装置的耐久性。

综上,本研究通过有限元分析系统地比较了平行钢板和垂直钢板在肱骨远端骨折愈合过程中的生物力学差异。结果表明,随着骨折愈合的进行,骨折端位移不断减小、骨痂应力逐步增加以及固定装置应力分布逐渐增加。两种固定方式中的平行钢板在术后早期具有较高的刚度和稳定性,但其固定装置应力集中可能增加并发症风险;垂直钢板则表现出更均匀的应力分布,在愈合后期更为稳定可靠。两种固定方式在不同愈合阶段均具有独特优势,提示临床医师在选择固定策略时需综合考虑患者的个体需求及骨折愈合的全周期特性,以实现更优的治疗效果。

**作者贡献** 贾争锋: 论文撰写; 李建涛和高伟录: 审读和修订, 监督指导。

**利益冲突** 所有作者声明无利益冲突。

**数据共享声明** 本论文相关数据可依据合理理由从作者处获取, Email: zhengfengjia301@163.com。

#### 参考文献

- 1 Low J, Pareatumbec P, Yew A, et al. Biomechanical evaluation of the effect of varying humeral implant length in total elbow replacement: a finite element analysis [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2024; S1058-2746 (24) 00862-0.
- 2 Bahroun S, Grami H, Kacem MS, et al. Comparative analysis of two double-plate fixation techniques for intercondylar fractures of the distal humerus [J]. *Sci Rep*, 2024, 14 (1): 23913.
- 3 Schmidt-Horlohé KH, Bonk A, Wilde P, et al. Promising results after the treatment of simple and complex distal humerus

- type C fractures by angular-stable double-plate osteosynthesis [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2013, 99 (5): 531-541.
- 4 Zalavras CG, Pappasoulis E. Intra-articular fractures of the distal humerus—a review of the current practice [J]. *Int Orthop*, 2018, 42 (11): 2653-2662.
- 5 Frechette GM, Chan JJ, Kim JM, et al. The outcomes of intra-articular distal humerus open reduction and internal fixation using parallel precontoured plates in the elderly [J]. *J Hand Surg Am*, 2023, 48 (8): 830.
- 6 Kruszewski A, Piszczatowski S, Piekarczyk P, et al. Weak points of double-plate stabilization used in the treatment of distal humerus fracture through finite element analysis [J]. *J Clin Med*, 2024, 13 (4): 1034.
- 7 Zdero R, Brzozowski P, Schemitsch EH. Biomechanical design optimization of distal humerus fracture plates: a review [J/OL]. <https://doi.org/10.1155/2024/6015794>.
- 8 Li ZY, Pollard S, Smith G, et al. Biomechanical analysis of combi-hole locking compression plate during fracture healing: a numerical study of screw configuration [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2024, 238 (3): 313-323.
- 9 贾学海, 马立泰. 胫骨骨折外固定治疗中不同骨愈合阶段固定装置的应力变化: 有限元研究 [J]. *医用生物力学*, 2024, 39 (S1): 346.
- 10 颜华东, 张中, 赵刚, 等. 有限元法分析不同固定方式在胫骨远端粉碎性骨折愈合中的生物力学差异 [J]. *中国组织工程研究*, 2024, 28 (24): 3814-3821.
- 11 Kong LP, Wang Y, Lu QS, et al. Biomechanical properties of a novel fixation system for intra-articular distal humerus fractures: a finite element analysis [J]. *J Orthop Surg Res*, 2021, 16 (1): 674.
- 12 杨旭平. 肱骨远端A型骨折有限元模型的建立及不同固定方式的有限元分析 [D]. 兰州: 甘肃中医药大学, 2023.
- 13 Kudo T, Hara A, Iwase H, et al. Biomechanical properties of orthogonal plate configuration versus parallel plate configuration using the same locking plate system for intra-articular distal humeral fractures under radial or ulnar column axial load [J]. *Injury*, 2016, 47 (10): 2071-2076.
- 14 Kekatpure A, Kekatpure A, Deshpande S, et al. Development of a diagnostic support system for distal humerus fracture using artificial intelligence [J]. *Int Orthop*, 2024, 48 (5): 1303-1311.
- 15 Kuhn I, Goller SS, Böcker W, et al. 'low-plane' fractures of the distal humerus in elderly patients with osteoporosis show high postoperative complication rates [J]. *J Clin Med*, 2024, 13 (21): 6297.
- 16 Zarifian A, Akbarinezhad Fough A, Eygendaal D, et al. Length of plates and number of screws for the fixation of distal humerus fractures: a finite element biomechanical study [J]. *J Hand Surg Am*, 2022, 47 (7): 690.
- 17 Atalar AC, Tunali O, Erşen AL, et al. Biomechanical comparison of orthogonal versus parallel double plating systems in intraarticular distal humerus fractures [J]. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 2017, 51 (1): 23-28.
- 18 Cheng CR, Zhang JX, Jia J, et al. Influence of knee flexion on early femoral fracture healing: a combined analysis of musculoskeletal dynamics and finite elements [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2023, 241: 107757.
- 19 Lan X, Zhang LH, Tao S, et al. Comparative study of perpendicular versus parallel double plating methods for type C distal humeral fractures [J]. *Chin Med J (Engl)*, 2013, 126 (12): 2337-2342.
- 20 Haglin JM, Kugelman DN, Lott A, et al. Intra-articular distal humerus fractures: parallel versus orthogonal plating [J]. *HSS*

- J, 2022, 18 (2): 256-263.
- 21 Han SH, Park JS, Baek JH, et al. Complications associated with open reduction and internal fixation for adult distal humerus fractures: a multicenter retrospective study [J]. *J Orthop Surg Res*, 2022, 17 (1): 399.
  - 22 Zalavras CG, Vercillo MT, Jun BJ, et al. Biomechanical evaluation of parallel versus orthogonal plate fixation of intra-articular distal humerus fractures [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011, 20 (1): 12-20.
  - 23 Allis JB, Cheung EC, Farrell ED, et al. Dual versus single-plate fixation of midshaft clavicular fractures: a retrospective comparative study [J]. *JB JS Open Access*, 2020, 5 (2): e0043.
  - 24 Piggott RP, Hennessy O, Aresti NA. Distal humerus hemiarthroplasty for trauma: a systematic review of the outcomes and complications [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 2022, 31 (7): 1545-1552.
  - 25 Hara A, Kudo T, Ichihara S, et al. Biomechanical evaluation of a transcondylar screw from the dorsolateral plate support on the stabilization of orthogonal plate configuration in distal humeral fracture [J]. *Injury*, 2019, 50 (2): 256-262.

(责任编辑:施晓亚,潘越)

(上接第860页)

- 9 Acar S, Savci S, Keskinoglu P, et al. Tampa scale of Kinesiophobia for Heart Turkish Version Study: cross-cultural adaptation, exploratory factor analysis, and reliability [J]. *J Pain Res*, 2016, 9: 445-451.
- 10 胡文. 简体中文版TSK和FABQ量表的文化调适及其在退行性腰腿痛中的应用研究 [D]. 上海: 第二军医大学, 2012.
- 11 Zimet GD, Powell SS, Farley GK, et al. Psychometric characteristics of the multidimensional scale of perceived social support [J]. *J Pers Assess*, 1990, 55 (3/4): 610-617.
- 12 钟霞, 姜乾金, 钱丽菊, 等. 医务人员压力反应与社会支持、生活事件、应对方式的相关研究 [J]. *中国临床心理学杂志*, 2005, 13 (1): 70-72.
- 13 Sullivan MJL, Bishop SR, Pivik J. The pain catastrophizing scale: development and validation [J]. *Psychol Assess*, 1995, 7 (4): 524-532.
- 14 Yap JC, Lau J, Chen PP, et al. Validation of the Chinese Pain Catastrophizing Scale (HK-PCS) in patients with chronic pain [J]. *Pain Med*, 2008, 9 (2): 186-195.
- 15 吴春香, 林腾珠, 郁毅刚, 等. 军人四肢骨损伤恐动症影响因素分析 [J]. *空军航空医学*, 2024, 40 (6): 540-543.
- 16 Pontillo M, Gunterstockman BM, Mauntel TC, et al. The association between kinesiophobia and functional limitations in service members with knee pain [J]. *Musculoskelet Sci Pract*, 2023, 65: 102766.
- 17 Lumley MA, Cohen JL, Borszcz GS, et al. Pain and emotion: a biopsychosocial review of recent research [J]. *J Clin Psychol*, 2011, 67 (9): 942-968.
- 18 Lonsdorf TB, Menz MM, Andreatta M, et al. Don't fear 'fear conditioning': Methodological considerations for the design and analysis of studies on human fear acquisition, extinction, and return of fear [J]. *Neurosci Biobehav Rev*, 2017, 77: 247-285.
- 19 Davidson P, Carlsson I, Jönsson P, et al. Sleep and the generalization of fear learning [J]. *J Sleep Res*, 2016, 25 (1): 88-95.
- 20 Dymond S, Dunsmoor JE, Vervliet B, et al. Fear generalization in humans: systematic review and implications for anxiety disorder research [J]. *Behav Ther*, 2015, 46 (5): 561-582.
- 21 Frenkel L, Swartz L. Chronic pain as a human rights issue: setting an agenda for preventative action [J]. *Glob Health Action*, 2017, 10 (1): 1348691.
- 22 Murray CJL, Vos T, Lozano R, et al. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010 [J]. *Lancet*, 2012, 380 (9859): 2197-2223.
- 23 Chmielewski TL, Zeppieri G Jr, Lentz TA, et al. Longitudinal changes in psychosocial factors and their association with knee pain and function after anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Phys Ther*, 2011, 91 (9): 1355-1366.
- 24 Coronado RA, Sterling EK, Fenster DE, et al. Cognitive-behavioral-based physical therapy to enhance return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction: An open pilot study [J]. *Phys Ther Sport*, 2020, 42: 82-90.
- 25 George SZ, Lentz TA, Zeppieri G, et al. Analysis of shortened versions of the Tampa scale for kinesiophobia and pain catastrophizing scale for patients after anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Clin J Pain*, 2012, 28 (1): 73-80.
- 26 Leeuw M, Goossens MEJB, Linton SJ, et al. The fear-avoidance model of musculoskeletal pain: current state of scientific evidence [J]. *J Behav Med*, 2007, 30 (1): 77-94.
- 27 Uchino BN. Understanding the links between social support and physical health: a life-span perspective with emphasis on the separability of perceived and received support [J]. *Perspect Psychol Sci*, 2009, 4 (3): 236-255.
- 28 黄雷晶. 社会支持理论研究初探 [J]. *心理月刊*, 2020, 15 (16): 238-239.
- 29 Che XW, Cash R, Ng SK, et al. A systematic review of the processes underlying the main and the buffering effect of social support on the experience of pain [J]. *Clin J Pain*, 2018, 34 (11): 1061-1076.
- 30 Lee JE, Kahana B, Kahana E. Social support and cognitive functioning as resources for elderly persons with chronic arthritis pain [J]. *Aging Ment Health*, 2016, 20 (4): 370-379.

(责任编辑:潘越,武建虎)