

# 外固定架固定 Pilon 骨折负重稳定性的生物力学研究

成永忠<sup>1</sup>, 尹晓冬<sup>1</sup>, 陈洋<sup>1</sup>, 王朝鲁<sup>1</sup>, 刘广伟<sup>2</sup>, 史长龙<sup>1</sup>, 黄晓宇<sup>3</sup>, 陈奕历<sup>4</sup>, 陈泓颖<sup>3</sup>, 汪雄伟<sup>3</sup>, 赵继阳<sup>5</sup>  
(1. 中国中医科学院望京医院创伤一科, 北京 100102; 2. 中医正骨技术北京市重点实验室, 北京 100102; 3. 北京中医药大学临床医学院, 北京 100102; 4. 广东省中医院老年骨折科, 广东 广州 510000; 5. 北京中医药大学第三附属医院创伤关节科, 北京 100102)

**【摘要】** 目的: 探讨外固定架固定 Pilon 骨折后负重稳定性。方法: 选取踝关节骨模型(右侧)6 个及踝关节尸体标本 4 对(8 只), 根据 Ruedi-Allgower Pilon 骨折分型设计截骨线, 采用摆锯依据预先设定的截骨线制备 Pilon 骨折模型; 用微创截骨器对尸体标本行骨折造模, 制备 Pilon 骨折尸体模型。使用外固定架固定踝关节骨模型和尸体标本模型后, 在力学加载机上进行轴向载荷力学加载。对踝关节骨模型分别施加 150、300、450 N 的轴向载荷, 用动态捕捉仪记录腓骨骨折块、胫骨外侧骨折块、胫骨内侧骨折块在三维空间(X、Y、Z 轴)上的位移。对外固定架固定后的踝关节尸体标本模型分别施加 300、600、900 N 的轴向载荷, 拍摄不同载荷条件下外固定架固定下的 Pilon 骨折尸体模型 X 线片, 用 digimizer 软件中测量不同载荷下胫骨前侧角、胫骨踝穴角、距骨移位值、距骨倾斜角度、外踝侧方移位值、内踝侧方移位值、内踝分离移位值、关节面台阶位移值。结果: 对外固定架固定的 Pilon 骨折骨模型分别施加 150、300、450 N 轴向载荷后, 未出现外固定架松动、断裂, 局部固定骨折端的克氏针也未出现松动、断裂及不可逆的塑性形变。腓骨骨折块在 X 轴(左右)位移值分别为 0.032(-0.022, 0.269)、0.061(-0.002, 0.427)、0.212(-0.016, 1.223) mm, Y 轴(上下)位移值分别为 0.002(-0.031, 0.103)、0.051(-1.133, 0.376)、0.128(-1.394, 0.516) mm, Z 轴(前后)位移值分别为 -0.003(-0.130, 0.171)、0.137(-0.076, 0.433)、0.030(-0.487, 0.478) mm; 胫骨外侧骨折块在 X 轴上的位移值分别为 0.000(-0.108, 0.027)、0.083(-0.364, 0.050)、-0.121(-0.289, 0.165) mm, Y 轴上的位移值分别为 -0.009(-0.200, 0.025)、-0.179(-0.710, 0.084)、-0.257(-0.799, 0.027) mm, Z 轴位移值分别为 0.112(-0.024, 0.256)、0.157(-0.068, 0.293)、-0.210(-0.035, 0.430) mm; 胫骨内侧骨折块在 X 轴上的位移值分别为 -0.010(-0.060, 0.013)、-0.165(-0.289, 0.056)、-0.181(-0.395, 0.013) mm, Y 轴位移值分别为 -0.036(-0.156, 0.007)、-0.104(-0.269, 0.178)、-0.245(-0.380, -0.011) mm, Z 轴位移值分别为 -0.005(-0.372, 0.189)、-0.012(-1.774, 0.380)、0.200(-1.963, -0.540) mm。对外固定架固定的 Pilon 骨折尸体模型分别施加 300、600、900 N 轴向载荷后, 胫骨前侧角、胫骨踝穴角、距骨倾斜角、关节面骨折台阶、距骨移位、外踝侧方移位、内踝侧方移位、内踝分离移位在不同加载条件下的数值与未加载比较, 差异均无统计学意义( $P>0.05$ )。结论: 早期负重外固定架能维持骨折端及踝关节稳定, 负重最大不超过 300 N, 临床实际应用中还需结合植入物的材料特性和骨折类型进行选择。

**【关键词】** 接骨架; Pilon 骨折; 负重稳定性; 生物力学

中图分类号: R274.1

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.20230702

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



## Biomechanical study of load-bearing stability of Pilon fracture fixed with external fixator

CHENG Yong-zhong<sup>1</sup>, YIN Xiao-dong<sup>1</sup>, CHEN Yang<sup>1</sup>, WANG Chao-lu<sup>1</sup>, LIU Guang-wei<sup>2</sup>, SHI Chang-long<sup>1</sup>, HUANG Xiao-yu<sup>3</sup>, CHEN Yi-li<sup>4</sup>, CHEN Hong-ying<sup>3</sup>, WANG Xiong-wei<sup>3</sup>, ZHAO Ji-yang<sup>5</sup> (1. The First Department of Trauma, Wangjing Hospital, China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100102, China; 2. Beijing Key Laboratory of Bonesetting Technology of Traditional Chinese Medicine, Beijing 100102, China; 3. Clinical Medical College of Beijing University of Chinese Medicine, Beijing 100102, China; 4. Department of Geriatric Fracture, Guangdong Hospital of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou 510000, Guangdong, China; 5. Department of Traumatic Joints, The Third Affiliated Hospital of Beijing University of Chinese Medicine, Beijing 100102, China)

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(编号: 82274561); 中国中医科学院望京医院高水平中医医院建设项目中医药临床循证研究专项(编号: WJYY-XZKT-2023-02)

Fund program: National Natural Science Foundation of China (No.82274561)

通讯作者: 陈洋 E-mail: 932900418@qq.com

Corresponding author: CHEN Yang E-mail: 932900418@qq.com

**ABSTRACT Objective** To explore weight-bearing stability of Pilon fracture fixed by external fixator. **Methods** Six ankle bone models (right side) and 4 pairs (8 ankle cadaver specimens) were selected. Pilon fracture model was prepared by using the preset osteotomy line based on Ruedi Allgower Pilon fracture type. Pilon fracture model was built by using a minimally invasive osteotomy. After ankle bone model and cadaver specimen model were fixed with external fixator, axial load was carried out on mechanical loading machine. After ankle bone model and cadaver specimen model were fixed with external fixator, axial load was carried out on mechanical loading machine. Axial loads of 150, 300 and 450 N were applied to ankle bone model, and displacements of fibula fracture blocks, lateral tibia fracture blocks and medial tibia fracture blocks in three-dimensional space (X, Y and Z axes) were recorded by dynamic capture instrument. Axial loads of 300, 600 and 900 N were applied to ankle cadaver model fixed by external fixator. X-ray films of Pilon fracture cadaver model fixed by external fixator under different loading conditions were taken. The anterior tibial angle, tibial malleolar point angle, talus shift value, talus tilt angle, lateral malleolar shift value, lateral malleolar shift value, medial malleolar separation shift value and articular surface step displacement value were measured under different loads by digimizer software. **Results** After 150, 300 and 450 N axial loads were applied to Pilon fracture models fixed by external fixator, no loosening or fracture of external fixator was observed, and no loosening, fracture or irreversible plastic deformation of Kirschner needle were observed. The displacement values of fibular fracture pieces on X-axis (around) were 0.032 (-0.022, 0.269), 0.061 (-0.002, 0.427), 0.212 (-0.016, 1.223) mm, and the displacement values on Y-axis (above and below) were 0.002 (-0.031, 0.103), 0.051 (-1.133, 0.376), 0.128 (-1.394, 0.516) mm, and displacement values on Z-axis (front and rear) were -0.003 (-0.130, 0.171), 0.137 (-0.076, 0.433), 0.030 (-0.487, 0.478) mm; the displacement values of lateral tibial fractures on X-axis were 0.000 (-0.108, 0.027), 0.083 (-0.364, 0.050), -0.121 (-0.289, 0.165) mm, and displacement values on Y-axis were -0.009 (-0.200, 0.025), -0.179 (-0.710, 0.084), -0.257 (-0.799, 0.027) mm, and displacement values on Z-axis were 0.112 (-0.024, 0.256), 0.157 (-0.068, 0.293), -0.210 (-0.035, 0.430) mm; the displacement values of medial tibial fracture block on X-axis were -0.010 (-0.060, 0.013), -0.165 (-0.289, 0.056), -0.181 (-0.395, 0.013) mm, and the displacement values on Y-axis were -0.036 (-0.156, 0.007), -0.104 (-0.269, 0.178), -0.245 (-0.380, -0.011) mm, and displacement values on Z-axis were -0.005 (-0.372, 0.189), -0.012 (-1.774, 0.380), 0.200 (-1.963, -0.540) mm. After 300, 600 and 900 N axial loads were applied to Pilon fracture cadaverous models fixed with external fixators, there were no significant difference in anterior tibial angles, angles of malleolar points of tibia, oblique angles of talus, fracture steps, shift values of talus, lateral shift values of lateral malleolus, lateral shift values of medial malleolus, lateral shift values of medial malleolus between under different loading conditions and those without loading ( $P>0.05$ ). No loosening or fracture of external fixator as a whole, loosening, fracture or irreversible deformation of Kirschner needle at the local fixed fracture end occurred. **Conclusion** The early weight-bearing external fixator could maintain stability of fracture end and ankle joint, and the maximum weight is not more than 300 N. In clinical practical application, material characteristics of the implant and type of fracture should be selected.

**KEYWORDS** External fixator; Pilon fracture; Load-bearing stability; Biomechanics

高能量损伤的 Pilon 骨折, 单独采用外固定架或结合有限内固定的治疗方案能最大程度减少切口感染、皮肤坏死、骨髓炎等并发症的发生率<sup>[1]</sup>。基于中国接骨学 (Chinese osteosynthesis, CO) 动静结合、筋骨并重理念的外固定架, 具有构型简单、操作便利、稳定性高等优点, 其在 Pilon 骨折治疗方面具有较好的临床疗效<sup>[2]</sup>。然而, 即使手术很成功, 仍无法避免骨折不愈合及延迟愈合、踝关节功能僵硬等并发症的发生, 而骨折术后早期负重锻炼可以减少这些并发症的发生。从骨折愈合角度来说, 术后早期负重有利于骨痂形成; 可刺激软骨的修复, 诱导间质干细胞 (mesenchymal stem cells, MSCs) 向软骨细胞分化; 还可缩短骨折愈合时间。从改善患者身体功能方面来说, 早期负重和步行训练可促进新陈代谢, 改善运动系统及心、肺功能, 从而减少便秘、深静脉血栓、关节僵硬、坠积性肺炎、压疮等并发症发生率<sup>[3-4]</sup>。但外固定架固定术后早期骨折断端骨痂强度小, 负重锻炼

后存在骨折端再移位、植入物断裂的风险<sup>[5]</sup>。而目前外固定架术后早期负重训练相关研究较少, 因此, 本研究通过模型骨试验及尸体试验探讨外固定架固定 Pilon 骨折后早期负重的稳定性, 为外固定架术后早期负重训练提供生物力学依据及理论指导。

## 1 材料与方法

### 1.1 试验材料

**1.1.1 模型骨** 踝关节骨模型 6 个 (右侧, ENOVO 公司, 中国)。

**1.1.2 尸体标本** 踝关节尸体标本 4 对 (8 只), 其中 2 对男性, 2 对女性 (由北京市解剖协会提供)。肉眼检查标本, 确认标本皮肤完整, 无软组织丢失, 标本外观无畸形; X 线片确认胫骨、腓骨、距骨无骨折, 踝关节间隙平行对称。尸体标本从胫骨中下 1/3 处离断, 保留小腿的下段、踝关节及足。尸体标本于 -20 ℃ 冰箱内保存, 以保证新鲜。本研究通过了伦理审查委员会批准 (批号: WJEC-KT-2023-006-P002)。

### 1.2 试验设备

BOSE 生物材料动态力学试验机 1 台 (SYL-Ladan 678, 鑫峰仪器设备公司, 中国); 动态捕捉系统 1 套 (Optitrack 公司生产, 产品型号 Prime 13, 像素值 130 万, 镜头捕捉频率 120 Hz); 数据采集软件 1 套 (Motive; Body1.10.1 Final 软件及其他同步配套软件); CO 外固定架系统 (含组合式外固定架、克氏针、螺纹针等) 2 套 (泰州五研医疗科技开发有限公司提供, 注册证编号: 苏械准注 2019041112)。

### 1.3 Pilon 骨折模型制备

胫骨截骨线: 先以踝关节平面为基准做 1 条水平线, 距水平线垂直上 2 cm 处横行截骨 (图 1a)。再以横行截骨线的中点做 1 条与胫骨纵轴平行的截骨线, 截骨线穿过关节面将胫骨远端分为大小基本相等的 2 个骨块。纵行截骨线的深度为关节面的 1/2, 将关节面分为 3 部分 (图 1b)。腓骨截骨: 在踝关节面上 3 cm 对腓骨进行横行截骨<sup>[6]</sup>, 见图 1a。

按照上述截骨线要求用摆锯对模型骨进行截骨 (图 2a); 用微创截骨器 (泰州市五研科技有限公司) 沿上述截骨线在尸体标本上行微创闭合截骨, 再施加暴力造成骨折端位移制备 Pilon 骨折模型 (图 2b)。Pilon 骨折尸体模型造模基线资料见表 1。

### 1.4 标本固定

1.4.1 模型骨的固定 用粗螺钉从跟骨上方穿入将足固定在木块上; 再放入力学加载机的夹具上进行力学加载 (图 3a)。最后将光标 Mark 标记点贴在相应的骨折块上 (图 3b)。

1.4.2 尸体标本固定 采用 4 根直径 3.0 mm 的克氏针两两交叉从尸体标本远端穿针将其固定 in 多维力学测量仪中间。再将多维力学测量仪固定在 X 线机器的

射线发射端下方 (图 4)。

1.4.3 外固定架操作 (1) 整体穿针。先在胫骨中下 1/3 处穿入 1 根与胫骨纵轴垂直的克氏针; 在此克氏针下方、胫骨正前方穿入 1 根半针, 在跟骨结节由外向内穿入 1 根克氏针, 再在第 2-4 跖骨穿入



图 1 Pilon 骨折截骨线图 1a. 正位像 1b. 侧位像  
Fig.1 Osteotomy diagram of Pilon fracture 1a. Positive view 1b. Lateral View



图 2 骨折造模图 2a. 模型骨 2b. 尸体标本  
Fig.2 Fracture molding 2a. Diagram for casting model skeleton 2b. Cadaveric specimen

表 1 Pilon 骨折尸体标本模型基线资料  
Tab.1 Baseline data of Pilon fracture cadaver specimen model

标本序号	外踝侧方移 位/mm	内踝侧方移 位/mm	内踝分离移 位/mm	内踝间隙/ mm	距骨移位/ mm	距骨倾斜/ °	关节面骨折 台阶/mm	胫骨前侧 角/°	胫骨踝穴 角/°
1	6.47	0	12.48	10.62	8.26	5.31	2.02	91.91	95.09
2	3.62	0	11.41	10.63	0	13.45	0	85.03	79.06
3	3.65	2.81	10.68	3.61	20.32	1.44	6.76	90.00	104.04
4	0	9.91	0	2.89	0	2.96	2.48	99.93	83.38
5	10.75	11.54	12.24	22.77	18.16	25.85	6.20	81.43	85.76
6	3.25	0	11.22	2.45	9.89	6.26	1.94	78.50	90.64
7	7.40	8.53	7.47	5.34	29.67	26.19	1.40	93.09	106.70
8	7.90	6.37	13.61	8.28	32.01	18.96	2.96	98.22	109.42

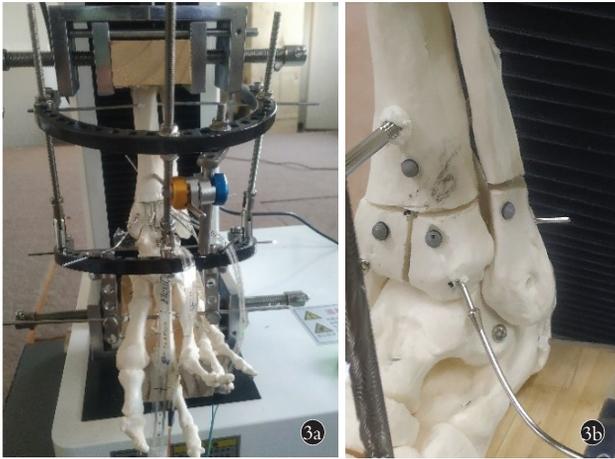


图 3 骨模型固定及 Mark 点放置图 3a. 骨模型固定图 3b. 模型骨折 Mark 点放置图

Fig.3 Diagram of bone models fixation and Mark point placement 3a. Fixation of bone model 3b. Diagram of mark points placement for model fracture



图 4 尸体标本固定图

Fig.4 Diagram of body specimen fixation

1 根克氏针以连接外固定架。(2)局部穿针。①模型骨。胫骨外侧及内侧骨折块分别穿 1 根橄榄针与外固定架相连,下胫腓联合穿 1 根克氏针进行固定,腓骨从外踝尖处进针贯髓腔穿 1 根克氏针。②尸体模型。下胫腓联合水平位置,由外踝外侧平行穿入 1 根 2.0 mm 橄榄针固定下胫腓及胫骨外侧骨块;内踝交叉穿入 2 根 2.5 mm 橄榄螺纹针固定胫骨内侧骨块,从外踝尖端内侧贯髓腔穿入 1 根克氏针固定腓骨。

## 1.5 检测项目与方法

**1.5.1 Pilon 骨折骨模型载荷加载** 成人平均体质量 60 kg,站立状态下单只足负重 30 kg,因此,本研究分别施加载荷为 150、300、450 N,力为轴向压缩力(1 kg=9.8 N)。使用光学动态捕捉仪观察记录骨折

块在三维空间位移情况。X 轴,水平面向左(朝向内踝方向)为正,向右(朝向外踝方向)为负;Y 轴,矢状面向上(朝向胫骨近端)为正,向下(朝向胫骨远端)移位为负;Z 轴,冠状面向后(朝向后踝方向)为正,向前(朝向前踝方向)移位为负。

**1.5.2 Pilon 骨折尸体标本载荷加载** 文献<sup>[7]</sup>报道正常步行时人踝关节所受的合力最大 0.8 kN,经换算为 800 N,平均受力为 0.496 kN,经换算为 496 N。本研究施加载荷分别为 300、600、900 N,力为轴向压缩力。加载载荷前及加载不同载荷后分别拍摄 X 线片,图像导入 Digimizer 软件中,测量不同载荷下胫骨前侧角、胫骨踝穴角、距骨移位值、距骨倾斜角度、外踝侧方移位值、内踝侧方移位值、内踝分离移位值、关节面台阶值。

## 1.6 统计学处理

采用 SPSS 26.0 软件进行统计学分析。连续变量经 S-W(Shapiro-Wilk)检验后,符合正态分布的定量资料采用均数±标准差( $\bar{x} \pm s$ )表示,非正态分布的数据采用中位数  $M(P25, P75)$  表示。符合正态分布的数据通过方差分析比较组间差异,并采用 Dunnett 进行事后检验;非正态分布数据采用 K-W(Kruskal-Wallis)检验组间差异,若有统计学意义,则采用 Wilcoxon 秩和检验进行事后检验。以  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 Pilon 骨折模型骨力学加载结果

对 Pilon 骨折模型骨分别施加 150、300、450 N 载荷的过程中,6 个模型骨均未出现外固定架松动、断裂,局部固定骨折端的克氏针也未出现松动、断裂及不可逆的塑形形变。在分别加载 150、300、450 N 时,各骨折块变化:①腓骨骨折块位移变化:腓骨骨折块在 X 轴和 Y 轴上的移位值逐渐变大,在 Z 轴上移位值先变大,后变小;②胫骨外侧骨折块位移变化:在 X 轴上的移位值先变大后变小,Y 轴上的移位值逐渐变小,Z 轴上的移位值先变大后变小;③胫骨内侧骨折块位移:在 X 轴上位移值逐渐变小,在 Y 轴上移位值逐渐变小,在 Z 轴上移位值先变小后变大。见表 2。

### 2.2 Pilon 骨折尸体标本力学加载结果

分别施加 300、600、900 N 载荷的过程中,均未出现外固定架整体的松动、断裂,局部固定骨折端的克氏针也未出现松动、断裂及不可逆的塑性形变。各加载条件下胫骨前侧角、胫骨踝穴角、距骨移位、距骨倾斜角度、外踝侧方移位、内踝侧方移位、内踝分离移位、关节面骨折台阶与未加载比较,差异均无统计学意义( $P > 0.05$ )。见表 3。

### 3 讨论

#### 3.1 外固定架固定 Pilon 骨折后负重对骨折端及踝关节影响

传统观念认为早期负重有导致骨折端移位、内固定断裂、螺钉松动等的风险而倾向于骨折愈合后在进行负重锻炼<sup>[8]</sup>。尸体标本试验中,分别施加 300、600、900 N 的载荷后,胫骨前侧角与胫骨踝穴角仍位于正常范围内,与未加载(0 N)比较,差异无统计学意义( $P>0.05$ ),结果提示胫骨无外翻移位、腓骨外侧无压缩,表明 Pilon 骨折外固定后在上述负重量下仍维持力学轴线。而距骨移位、距骨倾斜、外踝侧方移位、内踝侧方移位、内踝分离移位、关节面台阶变化均无显著变化,表明外固定架能够维持踝关节稳

定性及控制关节面的位移。试验过程中未出现克氏针断裂或外固定架不可逆的塑性形变。综上,负重量增加为体重 1.5 倍时外固定架仍能稳定固定骨折端,保持踝关节稳定,不一定导致外固定的松动和断裂。

#### 3.2 外固定架固定 Pilon 骨折后负重对骨折端微动的影响

合适的负重训练的目的在于为骨折端提供一定的应力刺激,产生微动,促进骨痂的形成及软骨内成骨,加速骨折的愈合,防止骨折延迟愈合及愈合的发生。本课题组<sup>[9]</sup>行有限元法分析外固定架在 70 N 的稳定性,结果显示外固定架固定稳定无移位,骨折端微动<1 mm。进一步在模型骨中施加 150、300、450 N 载荷,腓骨骨折块、胫骨内侧骨折块、胫骨外侧骨折块 Y 轴上均为摆动微动,胫骨内侧骨折块及胫骨外侧骨折微动绝对值多<1 mm,腓骨骨折块在 300、450 N 时位移值>1 mm,但<2 mm。既往文献<sup>[10]</sup>报道促进骨折愈合的最佳轴向微动为 0.2~0.6 mm,上限可扩展到 1.0 mm,而>2 mm 后将影响骨折愈合。因此,虽然整体微动量在 2 mm 以内,属于促进骨折愈合的生理性微动,但是,在 300、450 N 时腓骨骨折轴向微动量均超过最佳生理微动范围。

X 轴和 Z 轴代表不同方向的剪切微动。对于剪切微动,SCHELL 等<sup>[11]</sup>认为 0.8 mm 以下的剪切微动可以接受。在分别施加 150、300、450 N 载荷的过程中,胫骨外侧骨折块在 X 轴和 Z 轴方向的位移量均在 0.8 mm 以内,腓骨骨折块在 450 N 时 X 轴方向出现>0.8 mm 的位移量,胫骨内侧骨折块则在 300、450 N 时均出现 Z 轴

表 2 不同载荷下骨折块在不同方向位移值[M(P25, P75)]

Tab.3 Displacement values of fracture block at different directions under different loads[M(P25, P75)]

载荷 加载	腓骨骨折块位移值		
	X 轴	Y 轴	Z 轴
150 N	0.032(-0.022, 0.269)	0.002(-0.031, 0.103)	-0.003(-0.130, 0.171)
300 N	0.061(-0.002, 0.427)	0.051(-1.133, 0.376)	0.137(-0.076, 0.433)
450 N	0.212(-0.016, 1.223)	0.128(-1.394, 0.516)	0.030(-0.487, 0.478)
载荷 加载	胫骨外侧骨折块位移值		
	X 轴	Y 轴	Z 轴
150 N	0.000(-0.108, 0.027)	-0.009(-0.200, 0.025)	0.112(-0.024, 0.256)
300 N	0.083(-0.364, 0.050)	-0.179(-0.710, 0.084)	0.157(-0.068, 0.293)
450 N	-0.121(-0.289, 0.165)	-0.257(-0.799, 0.027)	-0.210(-0.035, 0.430)
载荷 加载	胫骨内侧骨折块位移值		
	X 轴	Y 轴	Z 轴
150 N	-0.010(-0.060, 0.013)	-0.036(-0.156, 0.007)	-0.005(-0.372, 0.189)
300 N	-0.165(-0.289, 0.056)	-0.104(-0.269, 0.178)	-0.012(-1.774, 0.380)
450 N	-0.181(-0.395, 0.013)	-0.245(-0.380, -0.011)	0.200(-1.963, -0.540)

单位:mm

表 3 不同力学加载条件下解剖学指标比较

Tab.3 Comparison of anatomical indexes under different mechanical loading conditions

力学 加载	胫骨前侧角 ( $\bar{x}\pm s$ )/°	胫骨踝穴角 ( $\bar{x}\pm s$ )/°	距骨移位[M (P25, P75)]/mm	距骨倾斜 ( $\bar{x}\pm s$ )/°	外踝侧方移位[M (P25, P75)]/mm	内踝侧方移位[M (P25, P75)]/mm	内踝分离移位[M (P25, P75)]/mm	关节面骨折台 阶( $\bar{x}\pm s$ )/mm
0 N	92.24±4.76	86.78±14.51	0(0, 6.25)	3.12±3.30	0(0, 1.67)	2.74(0, 3.98)	0(0, 2.48)	2.73±0.76
300 N	90.11±4.31 <sup>a</sup>	77.22±5.59 <sup>b</sup>	0(0, 0) <sup>c</sup>	3.95±2.30 <sup>d</sup>	0(0, 0) <sup>e</sup>	1.13(0, 4.65) <sup>f</sup>	0(0, 1.25) <sup>g</sup>	3.01±2.12 <sup>h</sup>
600 N	87.91±2.55 <sup>a1</sup>	80.04±6.18 <sup>b1</sup>	0(0, 0) <sup>c1</sup>	2.56±2.94 <sup>d1</sup>	0(0, 0) <sup>e1</sup>	1.17(0, 3.88) <sup>f1</sup>	0(0, 4.89) <sup>g1</sup>	2.76±1.99 <sup>h1</sup>
900 N	89.17±3.75 <sup>a2</sup>	87.2±6.47 <sup>b2</sup>	2.56(0, 6.3) <sup>c2</sup>	4.89±3.41 <sup>d2</sup>	0(0, 0) <sup>e2</sup>	1.00(0, 3.05) <sup>f2</sup>	0(0, 0) <sup>g2</sup>	3.32±1.74 <sup>h2</sup>
检验值	F=1.727	F=2.452	H=4.417	F=0.908	H=0.832	H=1.026	H=1.087	F=0.201
P 值	0.184	0.084	0.220	0.450	0.842	0.795	0.780	0.895

注:与 0 N 比较, <sup>a</sup>t=-1.083, P=0.574; <sup>b</sup>t=-2.202, P=0.091; <sup>c</sup>t=-1.564, P=0.292; <sup>d</sup>t=-2.132, P=0.104; <sup>e</sup>t=-1.504, P=0.322; <sup>f</sup>t=0.093, P=0.999; <sup>g</sup>Z=1.344, P=0.179; <sup>h</sup>Z=1.411, P=0.158; <sup>a1</sup>Z=-0.202, P=0.84; <sup>b1</sup>t=0.548, P=0.512; <sup>c1</sup>t=-0.369, P=0.865; <sup>d1</sup>t=1.176, P=0.301; <sup>e1</sup>Z=0.632, P=0.527; <sup>f1</sup>Z=0.759, P=0.448; <sup>g1</sup>Z=0.801, P=0.423; <sup>h1</sup>Z=0.394, P=0.694; <sup>a2</sup>Z=0.056, P=0.955; <sup>b2</sup>Z=0.900, P=0.368; <sup>c2</sup>Z=0.683, P=0.494; <sup>d2</sup>Z=0.473, P=0.636; <sup>e2</sup>Z=1.016, P=0.31; <sup>f2</sup>t=0.329, P=0.837; <sup>g2</sup>t=0.032, P=0.971; <sup>h2</sup>t=0.680, P=0.854

方向位移量 $>0.8$  mm。在 300、450 N 载荷下,腓骨骨折块和胫骨内侧骨折块部位可能出现影响骨折愈合的微动。综上,结合轴向和不同方向剪切微动的结果,极早期负重量以控制在 150~300 N 可能会更安全。

### 3.3 外固定架固定 Pilon 骨折后负重训练重量选择

尸体试验结果显示,在 900 N 的应力下,外固定架仍能稳定固定 Pilon 骨折,骨折端不会出现明显移位,但由于 X 线片只能记录最终位移量,在外固定架处于弹性形变时,骨折端最终不出现明显变化。模型骨实验记录骨折端动态微动量时发现 450 N 应力下,出现超过生理的骨折微动量,300 N 时出现超过最佳骨折愈合微动量,因此,建议负重量在 150~300 N 更好。而文献研究也给出不同的负重量建议,SARMIENTO 等<sup>[12]</sup>建议骨折愈合早期(1 周左右),给予骨折端 15 kg(相当于 150 N)或自身体重的 1/4 的应力刺激。余浩等<sup>[5]</sup>提倡负重重量范围为体重的 0%~20%,之后逐渐过渡为体重的 20%~50%;黄一拯等<sup>[13]</sup>认为术后 4~12 周内进行部分负重训练的重量宜从体重的 1/12 开始,且不超过 1/4 体重,临床需结合植入物的材料特性和骨折类型进行选择。

### 3.3 本研究的创新性及局限性

本研究的创新性:(1)量化分析力学加载过程中骨折块的移位方向及大小,为后续局部穿针构型的调整提供力学证据支撑。(2)尸体模型与模型骨分别进行试验,可以互相验证,弥补单一试验验证的不足。本研究局限性:(1)模型骨的骨折线与尸体模型的骨折线不完全一致,但两者的 AO 分型是一致,所用的固定方法是一样的,数据仍有一定的参考价值。(2)因试验条件的限制,加之实际人体负重时轴向压缩力为力的主要方向,因而只进行了轴向载荷的加载,未进行扭转载荷的加载,虽然有一定的局限性,但仍对实际负重后外固定架固定的稳定性有一定的参考价值。同时,研究中骨模型与尸体标本试验载荷不完全一致,会使证据的说服力下降。(3)样本数量有限,后续可进一步扩大样本量。

早期负重训练外固定架也能维持骨折端及踝关节稳定,但早期负重量不应超过 300 N,临床应用中还需结合植入物的材料特性和骨折类型进行选择。

#### 参考文献

[1] 朱海涛,王文跃,冯建,等. Ruedi-Allgower II、III 型 Pilon 骨折的治疗体会[J]. 全科医学临床与教育, 2010, 8(3): 286-288.  
ZHU H T, WANG W Y, FENG J, et al. Treatment of ruedi-allgower II and III pilon fractures[J]. Clin Educ Gen Pract, 2010, 8(3): 286-288. Chinese.

[2] 成永忠,白金广,王朝鲁,等. 基于中国接骨学骨折微创与外固定技术的临床实践与智能化思考[J]. 中国骨伤, 2023, 36(9): 795-797.

CHENG Y Z, BAI J G, WANG C L, et al. Clinical practice and intelligent thinking of minimally invasive and external fixation techniques for fractures based on Chinese Osteosynthesis theory [J]. China J Orthop Traumatol, 2023, 36(9): 795-797. Chinese.

[3] KALMET P H S, MEYS G, V HORN Y Y, et al. Permissive weight bearing in trauma patients with fracture of the lower extremities; prospective multicenter comparative cohort study [J]. BMC Surg, 2018, 18(1): 8.

[4] 陈居文,王永清,赵志辉,等. 骨折弹性固定研究进展[J]. 中国矫形外科杂志, 2024, 32(6): 530-534.  
CHEN J W, WANG Y Q, ZHAO Z H, et al. Research progress in elastic osteosynthesis for fracture [J]. Orthop J China, 2024, 32(6): 530-534. Chinese.

[5] 寇冬权. 早期负重和步行对老年股骨颈骨折内固定术后患者的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2011, 33(8): 614-616.  
KOU D Q. Effect of early weight bearing and walking on elderly patients with femoral neck fracture after internal fixation [J]. Chin J Phys Med Rehabil, 2011, 33(8): 614-616. Chinese.

[6] 彭明. Pilon 骨折实验模型设计与内固定生物力学比较研究及手术入路改良 [D]. 长沙: 中南大学, 2007.  
PENG M. Experimental model design of Pilon fracture, biomechanical comparative study of internal fixation and improvement of surgical approach [D]. Changsha: Central South University, 2007. Chinese.

[7] 张军,何旺骁,金亮,等. 评估有无负荷及不同步态下踝关节受力的简化动力学模型 [J]. 西安交通大学学报, 2018, 52(5): 162-168.  
ZHANG J, HE W X, JIN L, et al. A simple dynamic model for assessing the forces on ankle joint under different loads and different gaits [J]. J Xi'an Jiaotong Univ, 2018, 52(5): 162-168. Chinese.

[8] PYLE C, KIM -ORDEN M, HUGHES T, et al. Effect of early weightbearing following open reduction and internal fixation of unstable ankle fractures on wound complications or failures of fixation [J]. Foot Ankle Int, 2019, 40(12): 1397-1402.

[9] 陈奕历. 撬拨复位马蹄环型外固定架固定前柱损伤型 Pilon 骨折实验研究 [D]. 北京: 中国中医科学院, 2022.  
CHEN Y L. Experimental study on prying reduction and horseshoe-shaped external fixator for fixation of Pilon fracture with anterior column injury [D]. Beijing: China Academy of Chinese Medical Sciences, 2022. Chinese.

[10] EPARI D R, GURUNG R, HOFMANN-FLIRI L, et al. Biphasic plating improves the mechanical performance of locked plating for distal femur fractures [J]. J Biomech, 2021, 115: 110192.

[11] SCHELL H, EPARI D R, KASSI J P, et al. The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability [J]. J Orthop Res, 2005, 23(5): 1022-1028.

[12] SARMIENTO A, MCKELLOP H A, LLINAS A, et al. Effect of loading and fracture motions on diaphyseal tibial fractures [J]. J Orthop Res, 1996, 14(1): 80-84.

[13] 黄一拯,万里洋,徐丹,等. Pilon 骨折术后康复中阶梯式踝关节锻炼 [J]. 创伤外科杂志, 2020, 22(5): 363-366.  
HUANG Y Z, WAN L Y, XU D, et al. Effect of progressive ankle strengthening training on the rehabilitation of Pilon fracture [J]. J Trauma Surg, 2020, 22(5): 363-366. Chinese.