



DOI: 10.12086/oe.2021.200383

## 基于 3D 打印的胫骨骨折外固定生物力学研究

王晶<sup>1</sup>, 乌日开西·艾依提<sup>1\*</sup>,  
艾合买提江·玉素甫<sup>2</sup>

<sup>1</sup>新疆大学机械工程学院, 新疆 乌鲁木齐 830047;

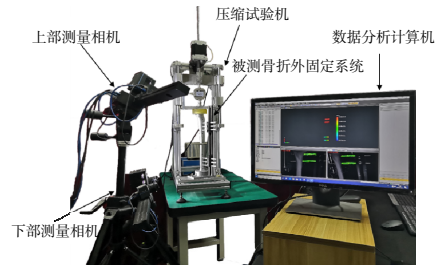
<sup>2</sup>新疆医科大学第一附属医院显微修复外科, 新疆 乌鲁木齐 830054

**摘要:** 利用逆向工程与 3D 打印技术定制了患者的胫骨干骨折模型, 对 Orthofix 单边外固定器固定胫骨干骨折方式的生物力学进行了研究。通过设计正交试验方案, 采用 XTDIC 三维全场变形测量系统对 Schanz 钉在针夹上的分布、最外侧 Schanz 钉到骨折断端的距离、胫骨到外固定器的距离三种因素对 Schanz 钉的变形进行了测量。实验结果表明: 当 Schanz 钉数量较少时, 在压力载荷作用下会造成 Schanz 钉的弯曲变形增大, 增加了外固定器塑性变形及疲劳断裂的可能性。根据综合九种方案的力学分析结果, 外固定器到胫骨的距离对 Schanz 钉的变形影响最显著。当在针夹上安装 6 根 Schanz 钉, 外侧 Schanz 钉到骨折断端的距离为 120 mm 和外固定器到胫骨的距离为 30 mm 时的方案综合性能最优。

**关键词:** 3D 打印; 外固定; 正交试验; 生物力学

**中图分类号:** TA166; R687.3

**文献标志码:** A



王晶, 乌日开西·艾依提, 艾合买提江·玉素甫. 基于 3D 打印的胫骨骨折外固定生物力学研究[J]. 光电工程, 2021, 48(7): 200383  
Wang J, Aiyiti W, Yusufu A. Biomechanical study on external fixation of tibial fractures based on 3D printing[J]. *Opto-Electron Eng.* 2021, 48(7): 200383

## Biomechanical study on external fixation of tibial fractures based on 3D printing

Wang Jing<sup>1</sup>, Wurikaixi Aiyiti<sup>1\*</sup>, Aihemaitijiang Yusufu<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi, Xinjiang 830047, China;

<sup>2</sup>Department of Microsurgical and Reconstruction, the First Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi, Xinjiang 830054, China

**Abstract:** The tibial shaft fracture model was customized by reverse engineering and 3D printing technology, and the biomechanics of the Orthofix Unilateral External Fixator for tibial shaft fracture was studied. Through the design of an orthogonal experiment scheme, the distribution of the Schanz's nails on the clamp, the distance from the lateral the Schanz's nails to the fracture end, and the distance from the tibia to the external fixture were measured by the XTDIC-CONST 3D Full-Field Strain Measurement and Analysis System. The experimental results show that when

收稿日期: 2020-10-19; 收到修改稿日期: 2021-03-30

基金项目: 新疆维吾尔自治区自然科学基金资助项目(2019D01C040)

作者简介: 王晶(1993-), 男, 硕士, 主要从事 3D 打印技术方面的研究。E-mail: 596707392@qq.com

通信作者: 乌日开西·艾依提(1972-), 男, 博士, 教授, 主要从事 3D 打印技术方面的研究。E-mail: wurikaixi@sina.com

版权所有©2021 中国科学院光电技术研究所

the number of the Schanz's nails decreased, the bending deformation of the Schanz's nails will increase from pressure load, which increases the possibility of plastic deformation and fatigue fracture of the external fixator. According to the mechanical analysis results of the nine schemes, the distance from the external fixture to the tibia has the most significant effect on the deformation of the Schanz nail. When installing six Schanz pins in the clip, the distance from the lateral Schanz's nail to the fracture end is 120 mm, and the distance from the external fixture to the tibia is 30 mm. The comprehensive performance of the scheme is the best.

**Keywords:** 3D printing; external fixation; orthogonal experiment; biomechanics

## 1 引言

3D 打印技术是通过 CAD 设计数据采用材料逐层累加的方法制造实体零件的技术, 在消费电子产品、汽车、航天航空、医疗、军工、艺术设计等领域得到了广泛应用<sup>[1]</sup>。3D 打印技术与医疗相结合在辅助外科手术、个性化医疗器械、组织工程、医学教育与基础科研方面拥有极佳的应用前景<sup>[2]</sup>, 尤其是在骨科中得到了越来越多的关注及应用研究<sup>[3-5]</sup>。

外固定器固定是治疗骨折时常见的固定方式之一, 医生通常根据经验选择外固定的类型、安装位置及 Schanz 钉的数量<sup>[6-8]</sup>, 如图 1 所示为胫骨骨折的外固定方式。当固定方案不合理时会造成外固定的稳定性差甚至导致 Schanz 钉断裂。在传统骨折治疗的生物力学研究中, 常使用简化的骨模型或尸体骨通过万能力学试验机、位移传感器、粘贴应变片的方法对外固定的稳定性进行研究<sup>[9-11]</sup>; 简化的骨模型与某一具体病人的骨折情况存在差异, 每根尸体骨之间的力学性能也存在差距, 且足够数量、尺寸一致的新鲜尸体骨来源有限; 测量过程中使用万能力学试验机无法测量单根 Schanz 钉的变形量、应变片和位移传感器采集到离散

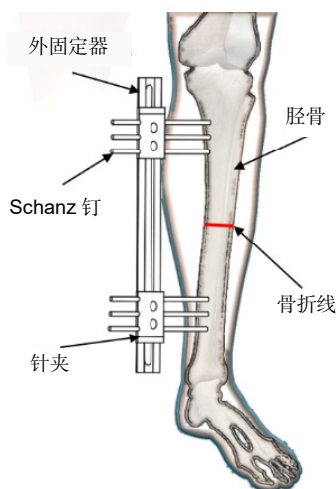


图 1 外固定器固定胫骨示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the external fixator fixing tibia

的点在反映变形的完整性方面有所不足。学者们为了使分析结果更接近患者的真实情况, 利用逆向工程重构患者的骨骼进行数值模拟分析<sup>[12]</sup>, 运用 3D 打印技术制作骨模型进行实验分析并制定了个性化的治疗方案<sup>[13-15]</sup>。刘豫鑫等<sup>[16]</sup>采用三维全场变形测量的方法研究了锁定钢板工作长度的生物力学, 但所用的简单骨模型与胫骨解剖形态存在差异, 对植入物的稳定性结果产生影响。

本文采用逆向工程和 3D 打印技术相结合的方法重构了骨折患者的 1:1 的胫骨骨折模型, 在测量方法上采用了 XTDIC 三维全场变形测量系统对 Orthofix 单边外固定器的整体变形进行精确的测量, 以便探索更加合理的、个性化的固定方案, 为医生制定手术方案提供依据。

## 2 骨折模型的建立

合作医院(新疆医科大学第一附属医院)的医生希望针对不同的骨折患者来制定个性化的固定方案, 因此可以利用逆向工程建立骨折模型进行针对性地分析。虽然 3D 打印骨模型与真实骨的力学性能不同, 但是 Schanz 钉变形的趋势相同。本研究采用一名 34 岁女性胫骨骨折患者的腿部 CT 数据(经医生与患者沟通, 患者同意使用 CT 数据, 并通过伦理审查)。应用医学影像处理软件 Mimics(Materialise Company, 比利时)对 CT 数据进行阈值分割、区域增长等处理提取胫骨干骨折模型并保存为 3D 打印所通用的 STL 格式, 再导入到 3D 打印机(Z18, MakerBot, 美国)中进行打印, 继而进行生物力学分析, 图 2 为骨折模型制作流程图。

## 3 实验方案

### 3.1 设计正交试验方案

本研究主要对胫骨干外固定方式中的 Schanz 钉在针夹上的分布 A 和最外侧 Schanz 钉到骨折断端的距

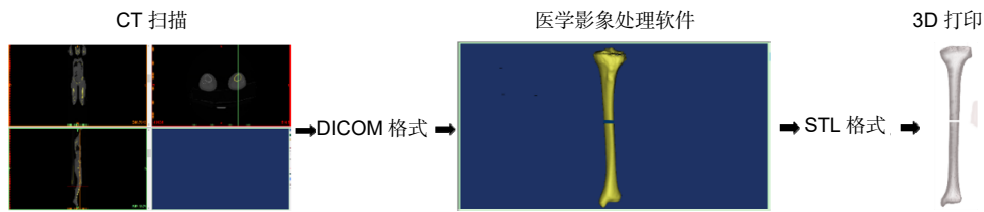


图 2 骨折模型制作流程图

Fig. 2 The flow chart of the fracture model making

离 B 和胫骨到外固定器的距离 C 三种因素综合考虑, 根据患者的主治医师所提出的要求确定每个因素的三个水平, 采用  $L_9(3^3)$  正交表进行正交试验, 对外固定器的生物力学进行测试, 确定最佳因素水平的固定方案, 保证外固定的稳定性。所选因素与水平如表 1 所示, Schanz 钉在胫骨上的分布试验方案见表 2。

### 3.2 三维全场变形测量

本次实验最大轴向载荷为 370 N, 对应一个体重为 74 kg 的成年人双足站立时胫骨所承受的轴向负荷。将骨折模型两端用环氧树脂固化, 并用 Orthofix 单边外固定器(10119, 苏州悦来医疗器械有限公司, 中国)固定, 确保骨折间隙的两端在轴向加载的过程中没有接触, 外固定系统置于自制的压缩试验机上, 载荷通

过贯通式步进电机的丝杆施加, 保证轴向压缩时载荷传递模拟生理条件下力线的传递, 其速度可由步进电机手轮控制器调节。根据表 2 试验编号依次进行压缩实验, 加载至 370 N, 循环加载 5 次, 采用由两组 Basler 相机组成的 XTDIC 三维全场变形测量系统(XTDIC-CONST-SD, 新拓三维技术有限公司, 中国), 一组测量骨折断端以上的 Schanz 钉, 一组测量骨折断端以下的 Schanz 钉。为了精确得到 Schanz 钉的三维点的数据, 将两组 Basler 相机标定在一个坐标系内, 利用其非接触性、无破坏性、高精度、测量速度快的特点, 可以得到更加准确的测量结果。实验中以 200 Hz 的频率同时对外固定器上下的 Schanz 钉的变形进行测量, 如图 3 所示。图 4 为三维全场变形测量系统所采集的胫骨到外固定器之间 Schanz 钉的位移云图。

表 1 因素与水平表

Table 1 Factor and level table

水平	因素 A	因素 B/mm	因素 C/mm
1	1、2、3	100	40
2	1、2	120	30
3	1、3	140	50

表 2 正交试验表

Table 2 Orthogonal test table

胫骨骨折模型孔的 布局示意图	试验 编号	因素			H <sub>1</sub>	H <sub>2</sub>	H <sub>3</sub>	H <sub>4</sub>	H <sub>5</sub>	H <sub>6</sub>	H <sub>7</sub>	H <sub>8</sub>	H <sub>9</sub>	H <sub>10</sub>	
		A	B	C											
	1	A <sub>1</sub>	B <sub>1</sub>	C <sub>1</sub>	●	●	●					●	●	●	
	2	A <sub>1</sub>	B <sub>2</sub>	C <sub>2</sub>		●	●	●			●	●	●		
	3	A <sub>1</sub>	B <sub>3</sub>	C <sub>3</sub>			●	●	●	●	●	●			
	4	A <sub>2</sub>	B <sub>1</sub>	C <sub>2</sub>	●	●								●	●
	5	A <sub>2</sub>	B <sub>2</sub>	C <sub>3</sub>		●	●						●	●	
	6	A <sub>2</sub>	B <sub>3</sub>	C <sub>1</sub>			●	●				●	●		
	7	A <sub>3</sub>	B <sub>1</sub>	C <sub>3</sub>	●		●						●		●
	8	A <sub>3</sub>	B <sub>2</sub>	C <sub>1</sub>		●		●				●		●	
	9	A <sub>3</sub>	B <sub>3</sub>	C <sub>2</sub>			●		●	●			●		

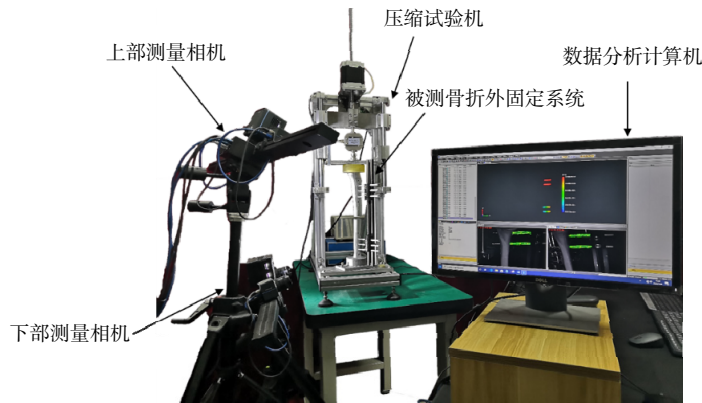


图 3 实验展示图

Fig. 3 Experiment display diagram

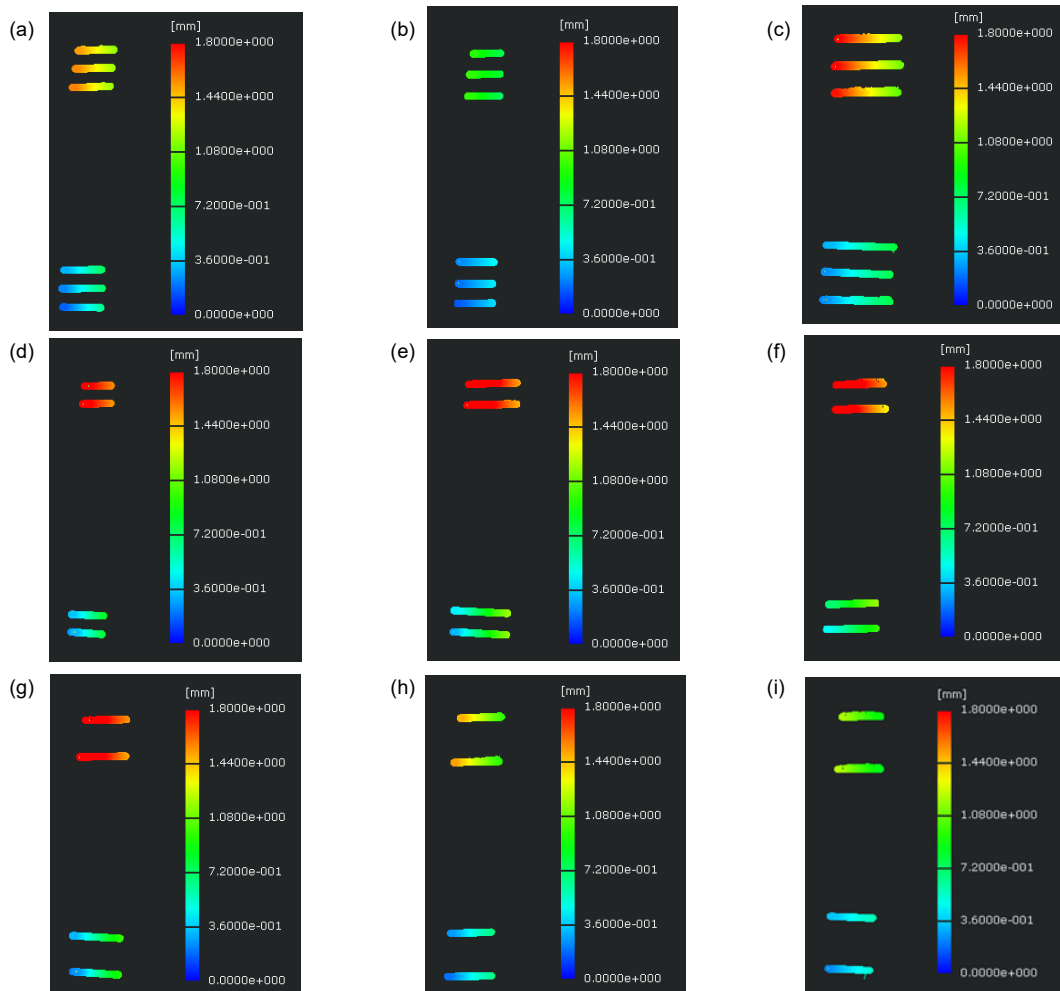


图 4 Schanz 钉位移云图。(a) 方案 A<sub>1</sub>B<sub>1</sub>C<sub>1</sub>; (b) 方案 A<sub>1</sub>B<sub>2</sub>C<sub>2</sub>; (c) 方案 A<sub>1</sub>B<sub>3</sub>C<sub>3</sub>; (d) 方案 A<sub>2</sub>B<sub>1</sub>C<sub>2</sub>; (e) 方案 A<sub>2</sub>B<sub>2</sub>C<sub>3</sub>; (f) 方案 A<sub>2</sub>B<sub>3</sub>C<sub>1</sub>; (g) 方案 A<sub>3</sub>B<sub>1</sub>C<sub>3</sub>; (h) 方案 A<sub>3</sub>B<sub>2</sub>C<sub>1</sub>; (i) 方案 A<sub>3</sub>B<sub>3</sub>C<sub>2</sub>

Fig. 4 Schanz nail displacement cloud map. (a) Scheme A<sub>1</sub>B<sub>1</sub>C<sub>1</sub>; (b) Scheme A<sub>1</sub>B<sub>2</sub>C<sub>2</sub>; (c) Scheme A<sub>1</sub>B<sub>3</sub>C<sub>3</sub>; (d) Scheme A<sub>2</sub>B<sub>1</sub>C<sub>2</sub>; (e) Scheme A<sub>2</sub>B<sub>2</sub>C<sub>3</sub>; (f) Scheme A<sub>2</sub>B<sub>3</sub>C<sub>1</sub>; (g) Scheme A<sub>3</sub>B<sub>1</sub>C<sub>3</sub>; (h) Scheme A<sub>3</sub>B<sub>2</sub>C<sub>1</sub>; (i) Scheme A<sub>3</sub>B<sub>3</sub>C<sub>2</sub>

## 4 实验结果与讨论

### 4.1 实验结果

在正交试验不同因素水平的组合下, 利用三维全场变形测量系统得到 Schanz 钉的三维点坐标, 通过创建截线的方式可输出 Schanz 钉上某一条线的三维信息。Schanz 钉变形量与胫骨到外固定距离  $d$  的关系如图 5 所示, 图 5(a)~5(i) 分别对应试验 1~9。总体来说, 外固定器上下两端 Schanz 钉的变形量相差较小。当 Schanz 钉数量相同时胫骨到外固定器的距离越小, Schanz 钉的变形量越小; 当胫骨到外固定器的距离一定时, 随着 Schanz 钉数量减少, 外固定器上每根 Schanz 钉的变形量增大。不同的方案 Schanz 钉向上或向下变形的趋势不同。

各试验组 Schanz 钉的变形量见表 3。对各试验组的刚度进行比较可以看出  $A_1B_2C_2$  的刚度最好, 见图 6。外固定器在加载方向上的刚度由公式  $K_F=F/X$  导出,  $F$  表示施加在胫骨平台上的外力,  $X$  表示 Schanz 钉的变形量。

### 4.2 分析与讨论

通过对胫骨外固定系统中 Schanz 钉的变形量直观分析表明: 极差  $R_C > R_A > R_B$ , 所以实验中各因素对 Schanz 钉变形量影响的主次顺序为外固定架到胫骨的距离(C)、Schanz 钉在针夹上的位置(A)、外侧 Schanz 钉到骨折断端的距离(B), Schanz 钉变形量越大外固定器的稳定性越差。在 A 因素下  $K_1 < K_3 < K_2$ , 可知  $A_1$  为因素 A 的最佳方案; 故分析可知  $B_2$ 、 $C_2$  为因素 B、C

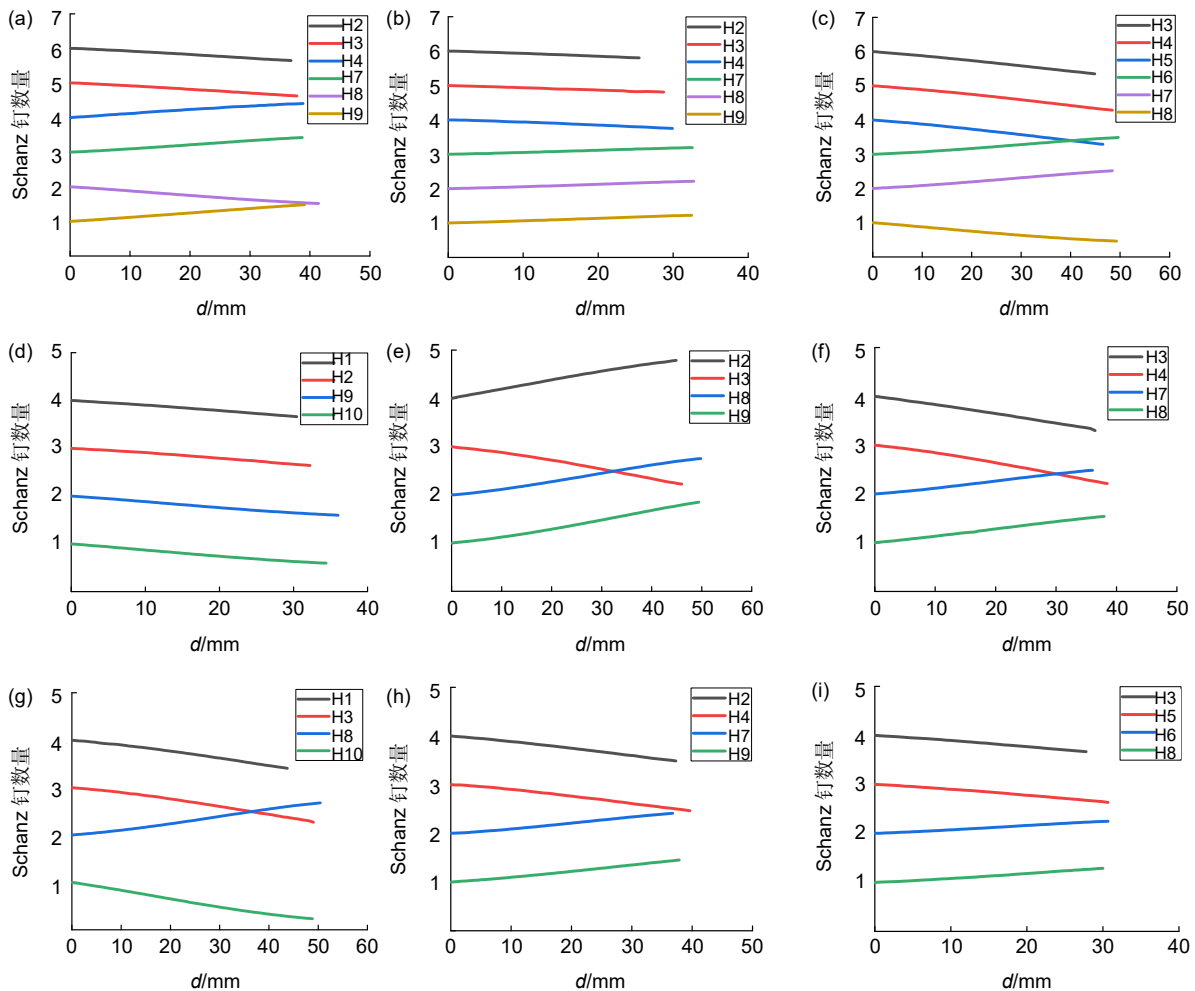


图 5 Schanz 钉的变形量与距离的关系图。(a) 方案  $A_1B_1C_1$ ; (b) 方案  $A_1B_2C_2$ ; (c) 方案  $A_1B_3C_3$ ; (d) 方案  $A_2B_1C_2$ ; (e) 方案  $A_2B_2C_3$ ; (f) 方案  $A_2B_3C_1$ ; (g) 方案  $A_3B_1C_3$ ; (h) 方案  $A_3B_2C_1$ ; (i) 方案  $A_3B_3C_2$

Fig. 5 The relationship between the deformation of Schanz's nails and the distance. (a) Scheme  $A_1B_1C_1$ ; (b) Scheme  $A_1B_2C_2$ ; (c) Scheme  $A_1B_3C_3$ ; (d) Scheme  $A_2B_1C_2$ ; (e) Scheme  $A_2B_2C_3$ ; (f) Scheme  $A_2B_3C_1$ ; (g) Scheme  $A_3B_1C_3$ ; (h) Scheme  $A_3B_2C_1$ ; (i) Scheme  $A_3B_3C_2$

表 3 各试验组 Schanz 钉的变形量

Table 3 Deformation of Schanz's nail in each experimental group

试验方案	Schanz 钉的变形量/mm
A <sub>1</sub> B <sub>1</sub> C <sub>1</sub>	0.42±0.03
A <sub>1</sub> B <sub>2</sub> C <sub>2</sub>	0.21±0.02
A <sub>1</sub> B <sub>3</sub> C <sub>3</sub>	0.60±0.06
A <sub>2</sub> B <sub>1</sub> C <sub>2</sub>	0.44±0.01
A <sub>2</sub> B <sub>2</sub> C <sub>3</sub>	0.79±0.11
A <sub>2</sub> B <sub>3</sub> C <sub>1</sub>	0.62±0.07
A <sub>3</sub> B <sub>1</sub> C <sub>3</sub>	0.69±0.21
A <sub>3</sub> B <sub>2</sub> C <sub>1</sub>	0.48±0.05
A <sub>3</sub> B <sub>3</sub> C <sub>2</sub>	0.31±0.06

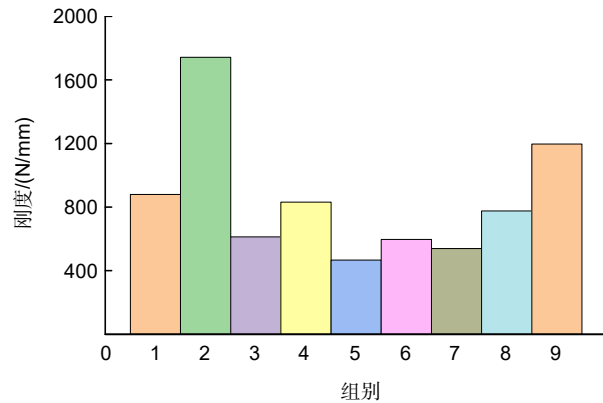


图 6 9 组胫骨骨折外固定模型刚度比较  
Fig. 6 Comparison of the stiffness of 9 groups of tibial fracture external fixation models

的最佳方案, 见表 4。

通过对变形量数据方差分析表明:  $F_A$  的伴随概率  $p_A(0.00018)$ 、 $F_B$  的伴随概率  $p_B(0.013)$ 、 $F_C$  的伴随概率  $p_C(0.00006)$  均小于显著性水平(0.05), 即三种因素的不同水平对 Schanz 钉的变形量产生了显著影响。同时由  $p_C < p_A < p_B$  可得出影响 Schanz 钉变形量的因素主次顺序为 C、A、B, 如表 5 所示。

在相同载荷下的条件下, 外固定器到胫骨的距离

为 30 mm 时, Schanz 钉作为悬臂梁所承受的弯矩最小, 其变形也就最小。Schanz 钉的数量增多时, 外固定器上每根钉子所承受的载荷减小。当 Schanz 钉数量相同时, Schanz 钉在针夹上的分布对外固定器的稳定性也有影响, 即 Schanz 钉在针夹 1、3 位置的变形量小于在 1、2 位置的变形量, 相邻的 Schanz 钉在胫骨上的跨度越小时胫骨所受的约束力越集中, 外固定系统越不稳定。当 Schanz 钉离骨折断端越远, 外固定器的工

表 4 变形量直观分析表

Table 4 Intuitive analysis table of deformation

实验结果分析	因素		
	A	B	C
$K_1$	1.2367	1.5517	1.5171
$K_2$	1.8568	1.4817	0.9667
$K_3$	1.4721	1.5322	2.0818
极差 R	0.2067	0.0233	0.3717
因素主次	C	A	B
最优方案	A <sub>1</sub>	B <sub>2</sub>	C <sub>2</sub>

表 5 实验结果变形量数据方差分析表

Table 5 Analysis of variance table of experimental results deformation data

差异源	III 型平方和 SS	自由度 df	均方 MS	F 值	显著性
因素 A	0.0653	2	0.0327	5689.2903	0.00018
因素 B	0.0009	2	0.0004	75.7741	0.013
因素 C	0.2073	2	0.1036	18049.8767	0.00006
误差	1.148E-5	2	5.741E-6		
总计	0.2735	8			

作长度越大, 稳定性越差; 但 Schanz 钉离骨折断端越近, 施加在胫骨平台上的载荷对 Schanz 钉的扰动越大, 胫骨外固定系统的稳定性越差, 所以外侧 Schanz 钉到骨折断端的距离为 120 mm 时, 胫骨外固定系统的稳定性最好。经与医生讨论, 该实验方案得到的结果与医生前期开展的相似病例治疗的结果吻合, 医生认为力学实验能够定量、直观的分析每根 Schanz 钉的受力情况, 可为医生制定手术方案提供参考。

## 5 结 论

本文通过逆向工程与 3D 打印技术相结合的方法制作了一名 34 岁女性患者的胫骨干骨折模型, 并对骨折外固定器的生物力学进行了分析, 主要结论如下:

1) 针对不同骨折的患者利用逆向工程和 3D 打印相结合的方式制作 1: 1 的骨折模型, 并进行外固定方式的实验研究, 有助于准确地为其提供个性化的治疗方案。

2) Schanz 钉在针夹上的位置、外侧 Schanz 钉到骨折断端的距离和外固定器到胫骨的距离三个因素对 Schanz 钉的变形量和刚度均有影响, 且外固定器到胫骨的距离对其影响最显著。

3) 通过对三种因素不同水平下 Schanz 钉的变形量分析, 当 Schanz 钉在针夹上的位置为 1、2、3, 外侧 Schanz 钉到骨折断端的距离为 120 mm 和外固定器到胫骨的距离为 30 mm 时为最优方案, 且外固定器的刚度最大, 即 6 根 Schanz 钉分别置于两截断骨的中部时, 外固定器到胫骨的距离越小, 外固定器的刚度越好。

## 参考文献

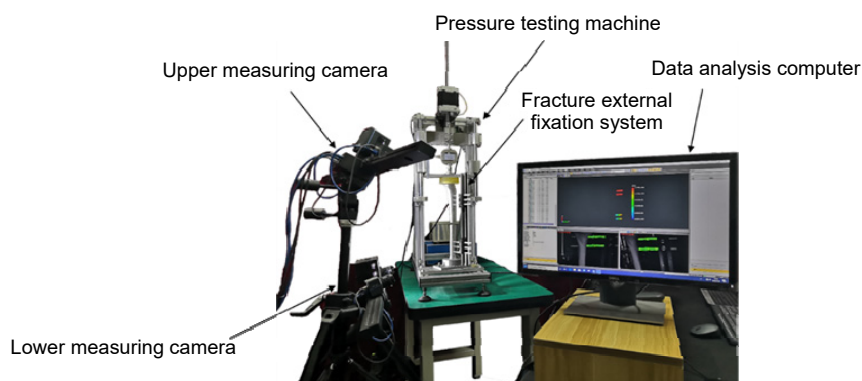
- [1] Lu B H, Li D C. Development of the additive manufacturing (3D printing) technology[J]. *Mach Build Autom*, 2013, **42**(4): 1–4.  
卢秉恒, 李涤尘. 增材制造(3D 打印)技术发展[J]. *机械制造与自动化*, 2013, **42**(4): 1–4.
- [2] Deng B, Ouyang H B, Huang W H. Application progress of three-dimensional printing in medical field[J]. *Chin J Med Phys*, 2016, **33**(4): 389–392.  
邓滨, 欧阳汉斌, 黄文华. 3D 打印在医学领域的应用进展[J]. *中国医学物理学杂志*, 2016, **33**(4): 389–392.
- [3] Application of 3D printing technology in the orthopedic surgery assist[D]. Urumqi: Xinjiang University, 2017.  
阿依古丽·喀斯木. 3D 打印技术在骨科手术辅助中的应用研究[D]. 乌鲁木齐: 新疆大学, 2017.
- [4] Jiang M H, Cai L H, Lei Q, et al. Application research and prospect of 3D printing technology in department of orthopedics[J]. *Chin J Inj Repair Wound Heal (Electron Ed)*, 2016, **11**(4): 288–290.  
蒋明辉, 蔡立宏, 雷青, 等. 3D 打印技术在骨科临床的应用研究及展望[J]. *中华损伤与修复杂志(电子版)*, 2016, **11**(4): 288–290.
- [5] Wang L, Dai K R. Individualized treatment of orthopaedics and 3D printing technology[J]. *J Med Biomech*, 2014, **29**(3): 193–199.  
王燎, 戴魁戎. 骨科个性化治疗与 3D 打印技术[J]. *医用生物力学*, 2014, **29**(3): 193–199.
- [6] Lowenberg D W, Githens M, Boone C. Principles of tibial fracture management with circular external fixation[J]. *Orthop Clin North Am*, 2014, **45**(2): 191–206.
- [7] Emami A, Mjöberg B, Karlström G, et al. Treatment of closed tibial shaft fractures with unilateral external fixation[J]. *Injury*, 1995, **26**(5): 299–303.
- [8] Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, et al. Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled?[J]. *Injury*, 2003, **34**(S2): B11–B19.
- [9] Kouassi K J E, Cartiaux O, Fonkoué L, et al. Biomechanical study of a low-cost external fixator for diaphyseal fractures of long bones[J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, **15**(1): 247.
- [10] Shi D, Liu K Y, Zhang H M, et al. Investigating the biomechanical function of the plate-type external fixator in the treatment of tibial fractures: a biomechanical study[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2020, **21**(1): 128.
- [11] Moazen M, Calder P, Koroma P, et al. An experimental evaluation of fracture movement in two alternative tibial fracture fixation models using a vibrating platform[J]. *Proc Inst Mech Eng Part H*, 2019, **233**(5): 595–599.
- [12] Keremu A, Aiyiti W, Teng Y. Finite element analysis of bone plate fixation for femoral shaft fracture[J]. *Mach Des Manuf*, 2020(9): 172–175.  
阿孜古丽·克热木, 乌日开西·艾依提, 滕勇. 接骨板固定股骨干骨折的有限元分析[J]. *机械设计与制造*, 2020(9): 172–175.
- [13] Zhang J F. Experimental study on reconstruction of diaphyseal defect with 3D-printing modular intercalary endoprosthesis[D]. Tianjin: Tianjin Medical University, 2019.  
张剑锋. 3D 打印组配式节段型人工假体重建骨干缺损的实验研究[D]. 天津: 天津医科大学, 2019.
- [14] Gao F Y, Wang Q, Liu C X, et al. Individualized 3D printed model-assisted posterior screw fixation for the treatment of craniovertebral junction abnormality: a retrospective study[J]. *J Neurosurg: Spine*, 2017, **27**(1): 29–34.
- [15] Li L, Yang L F, Yu F, et al. 3D printing individualized heel cup for improving the self-reported pain of plantar fasciitis[J]. *J Transl Med*, 2018, **16**(1): 167.
- [16] Liu Y X. The effect of working length of locking plate on the mechanics of femoral shaft fracture[D]. Tianjin: Tianjin Medical University, 2017.  
刘豫新. 锁定钢板工作长度对股骨干骨折力学的影响[D]. 天津: 天津医科大学, 2017.

# Biomechanical study on external fixation of tibial fractures based on 3D printing

Wang Jing<sup>1</sup>, Wurikaixi Aiyiti<sup>1\*</sup>, Aihemaitijiang Yusufu<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi, Xinjiang 830047, China;

<sup>2</sup>Department of Microsurgical and Reconstruction, the First Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi, Xinjiang 830054, China



Experiment display diagram

**Overview:** The combination of 3D printing technology and medical treatment has excellent application prospects in auxiliary surgery, personalized medical devices, tissue engineering, medical education, and basic scientific research, especially in orthopedics, which has received more and more attention and application research. The external fixture is an effective treatment for the fracture. Different patients have different external fixation parameters due to different fracture locations. The implantation effect of external fixations is not ideal, which may bring the risk of the secondary operation. Therefore, a detailed and appropriate preoperative surgical plan is particularly important. With the wide application of 3D printing technology in orthopedics, preoperative biomechanical analysis of customized medicine has become a research hotspot.

Doctors usually choose the type of external fixation, the location of the installation, and the number of Schanz's nails according to their experience. When the fixation scheme is unreasonable, it will cause poor stability of external fixations and even lead to the fracture of Schanz's nail. In this paper, a biomechanical study was conducted on the parameters of external fixation for a patient with a tibial fracture, in order to finding a more reasonable fixation scheme, providing the basis of doctors to formulate the operation plan, reducing the operation time, and relieving the pain of patients.

The 1:1 tibial fracture model of patients with fracture was reconstructed by combining reverse engineering and 3D printing technology, which could be simulated more accurately according to the patient's situation. Through the design of the orthogonal experiment, the external fixation system was loaded with 0 N to 370 N for 5 times on a self-made compression testing machine. The deformation of the external fixture was measured by XTDIC-CONST 3D Full-Field Strain Measurement and Analysis System, including the distribution of Schanz's nail on the pin clamp, the distance from the outermost Schanz's nail to the fracture end, and the distance from the tibia to the external fixture.

According to the mechanical analysis results of the nine schemes, the 3D printing customized tibial fracture model is helpful to formulate a personalized treatment plan according to the patient's condition more accurately. The distance from the external fixture to the tibia has the most significant influence on the deformation of Schanz's nail. When installing six Schanz pins in the clip, the distance from the lateral Schanz's nail to the fracture end is 120 mm, and the distance from the external fixture to the tibia is 30 mm, and the stiffness of the external fixture is the largest.

Wang J, Aiyiti W, Yusufu A. Biomechanical study on external fixation of tibial fractures based on 3D printing[J]. *Opto-Electron Eng*, 2021, 48(7): 200383; DOI: 10.12086/oe.2021.200383

Foundation item: National Natural Science Foundation of the Xinjiang Uygur Autonomous Region (2019D01C040)

\* E-mail: wurikaixi@sina.com