

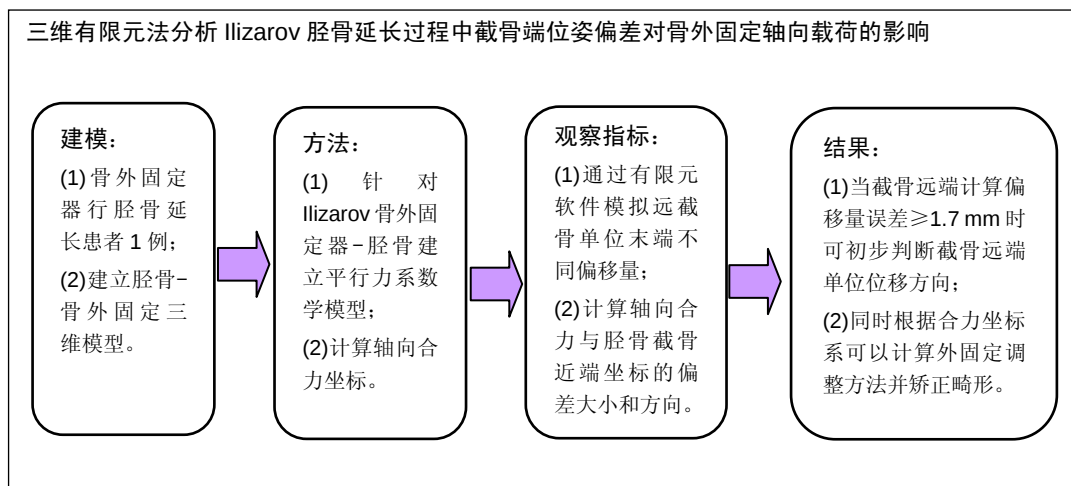
通过轴向载荷预测Ilizarov胫骨延长过程中截骨端位姿偏差的方法

李 慨¹, 谭 琪¹, 张 弢², 侯书军¹, 刘彦士², 张兴鹏² (¹河北工业大学, 机械工程学院, 天津市 300130; ²天津医院骨科, 天津市 300211)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0246

ORCID: 0000-0001-9282-619X(李慨)

文章快速阅读:



李慨, 男, 1969 年生, 天津市人, 汉族, 2007 年哈尔滨工业大学毕业, 博士, 教授, 主要从事组织工程与生物力学研究。

通讯作者: 谭琪, 硕士, 河北工业大学, 机械工程学院, 天津市 300130

中图分类号: R318

文献标识码: B

稿件接受: 2018-01-11



文题释义:

轴向载荷: 轴向载荷是指沿轴的轴线方向的载荷, 文中主要是指 Ilizarov 骨外固定器远近端外环之间各连接杆上沿轴向方向所承受的压力载荷。

平行力系中心: Ilizarov 骨外固定器的轴向方向与空间中各连接杆上压力同向, 合力大小等于各力大小相加之和, 根据合力矩定理可计算出平行力系合力中心位置。

摘要

背景: 临床采用 Ilizarov 骨外固定器胫骨延长时, 准确、及时预测胫骨延长过程中截骨端出现的空间移位情况比较困难。

目的: 通过有限元分析软件(ANSYS)加载轴向负荷并模拟采集 Ilizarov 骨外固定器胫骨延长的三维模型, 建立一种截骨端轴向相对位移的计算方法, 为临床监测截骨延长质量提供理论依据和调整方法。

方法: 选择 1 例 Ilizarov 骨外固定器(四杆偏心分布)行小腿延长的患者进行 CT 扫描, dicom 数据导入 Mimics 建立 3D 模型, 预处理后在 Solidworks 优化建模。设定胫骨断端延长 20 mm, 根据远截骨单位末端冠状位水平偏移量(0, 4, 7, 10, 13, 16 mm)分别建立模型, 采用 ANSYS 静力学模块进行加载(胫骨远端垂直地面 200 N)和有限元分析, 根据骨外固定器轴向各支撑杆载荷数据计算出合力坐标位置, 计算其与胫骨截骨近端坐标的偏差大小和方向。

结果与结论: ①远截骨单位末端冠状位水平偏移量(0, 4, 7, 10, 13, 16 mm)不同模型施加载荷后, 合力坐标位置水平计算偏移量分别为 0.8, 2.9, 5.4, 8.3, 11.8, 14.9 mm, 计算误差分别为 0.8, 1.1, 1.6, 1.7, 1.2, 1.1 mm; ②当计算误差 ≥ 1.7 mm 时合力坐标可判断截骨远端单位位移方向, 为临床外固定调整提供量化依据; 根据合力坐标系可以计算外固定调整方法并矫正畸形; ③综上, 通过 Ilizarov 骨外固定胫骨延长模型的有限元分析, 建立数学模型可用于截骨远端单位轴向偏移量计算, 计算误差 ≥ 1.7 mm 合力坐标可判断截骨远端单位位移方向, 指导临床 Ilizarov 外固定调整, 避免骨延长过程中的并发症。

关键词:

骨延长; Ilizarov 外固定; 断端移位; 空间平行力系; 有限元分析

主题词:

骨延长术; 有限元分析; 外固定器; 组织工程

Li Kai, M.D., Professor,
School of Mechanical
Engineering, Hebei
University of Technology,
Tianjin 300130, China

Corresponding author:
Tan Qi, Master, School of
Mechanical Engineering,
Hebei University of
Technology, Tianjin 300130,
China

Axial loading to predict the posture deviation of the tibial fragment elongated with Ilizarov external fixation

Li Kai¹, Tan Qi¹, Zhang Tao², Hou Shu-jun¹, Liu Yan-shi², Zhang Xing-peng² (¹School of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; ²Department of Orthopedics, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China)

Abstract

BACKGROUND: It is difficult to predict the spatial displacement accurately and timely during the elongation of tibia in the osteotomy by using Ilizarov external fixation.

OBJECTIVE: To load axial load, simulate the acquisition of three-dimensional (3D) models with Ilizarov external fixation by finite element analysis software (ANSYS), establish the calculation method of the axial relative displacement, and provide theoretical basis and adjustment method for clinical monitoring the quality of osteotomy length.

METHODS: The 3D model was built in Mimics by using CT scan of the bone-Ilizarov external fixator (four-bar eccentric distribution) in a patient. The model was optimized in Solidworks. The tibia elongation was assumed to be 20 mm. The model was established according to the horizontal displacement of distal fragment in coronal sections (0, 4, 7, 10, 13 and 16 mm). The axial force of Ilizarov external fixator was set to 200 N and it was analyzed by finite element method through ANSYS static module. The coordinate position of net force was calculated according to the load data, and the magnitude and direction of the tibial osteotomy were calculated.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The models of different horizontal displacement of the distal fragment in coronal section (0, 4, 7, 10, 13 and 16 mm) were loaded. The horizontal offset (0.8, 2.9, 5.4, 8.3, 11.8, 14.9 mm) and errors (0.8, 1.1, 1.6, 1.7, 1.2, 1.1 mm) were calculated respectively. (2) When the calculation error was not less than 1.7 mm, the displacement direction of the distal fragment could be determined, which provided a quantitative basis for clinical treatment; it calculated the external fixed adjustment method and corrected the deformity. (3) In conclusion, the model of Ilizarov external fixation is analyzed by using finite element method, and the mathematical model is established to calculate the axial offset of the distal fragment. When the calculation error is not less than 1.7 mm, the distal fragment displacement can be determined according to the coordinate position of net force, which can guide the regulation of Ilizarov external fixation in clinic, and avoid bone lengthening complications.

Subject headings: Bone Lengthening; Finite Element Analysis; External Fixators; Tissue Engineering

0 引言 Introduction

随着现代社会快速发展,高能量损伤导致的胫骨开放、粉碎伴有骨缺损的胫骨骨折病例逐渐增多^[1-3];同时胫骨骨折切开复位内固定术后感染、慢性骨髓炎等也成为临床棘手的问题^[4-7]。1954年Ilizarov首先采用外固定牵张成骨技术治愈1例胫骨骨折不愈合病例,随后逐渐广泛应用于临床^[8-9];该技术主要适合于伴有骨缺损、软组织条件差的开放骨折、骨折不愈合以及骨髓炎骨段切除并肢体延长等复杂病例^[10-12]。然而Ilizarov骨外固定技术仍然有不足之处,在延长过程中外固定受到非对称肌肉牵张力影响,容易导致远近骨单位出现轴向移位、下肢力线偏转等问题,严重者出现骨矿化障碍、不愈合、畸形愈合等^[13-14]。

Ilizarov肢体延长、矫形过程中力线偏移监测是一项重要评价指标^[15-18],下肢力线偏移容易造成关节软骨退变、严重者关节失稳或僵硬,影响肢体功能^[19]。目前临床骨延长检测主要依赖于2D-X射线检查,难以精确评价骨端空间位姿变化^[13]。针对当前临床采用Ilizarov骨外固定器进行胫骨延长的过程中缺乏提前预测截骨端位姿偏差趋势的问题,文章通过建立胫骨-骨外固定有限元模型来分析骨外固定器各支撑杆受力情况,并通过空间平行力系模型来计算骨外固定器轴向合力坐标位置明确胫骨截骨远端移位情况,为临床预测胫骨延长过程中骨端位姿监测和调整提供一种新的评价方法。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元CT数据分析。

1.2 时间及地点 于2017年5至11月在天津医院实验室

完成。

1.3 对象 选择1例36岁女性双下肢不等长Ilizarov骨外固定器(四杆偏心分布)行右小腿延长患者(图1A),身高166 cm,体质量60 kg。该研究获得患者知情同意和医院伦理委员会批准。

1.4 方法

1.4.1 胫骨-骨外固定器三维模型 建立进行患者CT扫描(GE750,美国通用公司),扫描参数:64排螺旋CT,层厚0.625 mm,螺距0.75 mm, dicom数据导入Mimics 17.0软件中重建骨-外固定模型,提取胫骨模型并分出皮质骨和松质骨。

Mimics处理后的胫骨3D模型输出为STL文件并导入Geomagic 9.0软件,对胫骨模型进行曲面封装、光滑处理并生成可编辑的三维实体(图1B)。然后保存为step格式,导入Solidworks 2014并参考患者Ilizarov外固定杆、环安置位置重新绘制Ilizarov骨外固定器模型,胫骨-外固定模型安装配合,使用Solidworks建立骨痂模型并在截骨端与胫骨装配,将拉压传感器安装于患者的Ilizarov骨外固定器上,确保传感器与骨干同轴^[20],最终生成整体x_t文件。在Solidworks中通过改变胫骨截骨端轴向相对偏移距离制作冠状位水平偏移量(0, 4, 7, 10, 13, 16 mm)不同3D模型(图2)。

将不同截骨端轴向相对偏移量参数Solidworks模型分别导入Ansys 15.0软件中进行静力学仿真计算。

1.4.2 有限元模型建及边界条件和加载 将Solidworks中生成的x_t文件导入Ansys workbench 15.0软件中静力学模块,对皮质骨、松质骨、骨外固定器、骨痂等材料属性

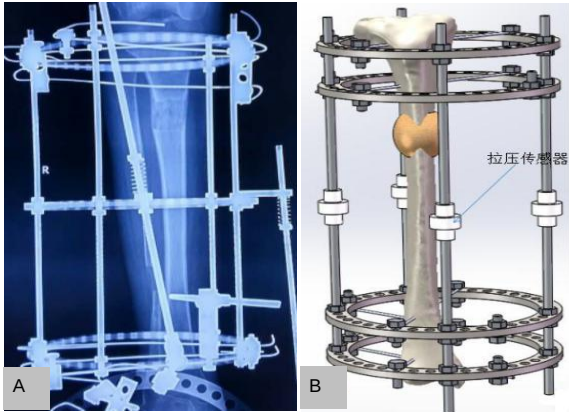


图1 女性36岁右小腿Ilizarov外固定器骨延长患者的治疗相关图片
Figure 1 Treatment-related images of a 36-year-old female patient with tibia elongation by Ilizarov external fixation
图注：图A，B分别为术后2个月正位X射线片和3D模型。

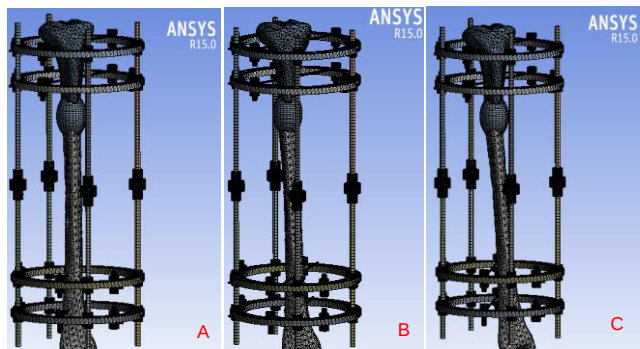


图2 胫骨-Ilizarov 骨外固定模型建立与网格划分
Figure 2 Tibia and Ilizarov external fixation model establishment and grid division
图注：图A-C示远端骨单位冠状位水平位移分别为0，10，16 mm。

表1 胫骨-骨外固定模型材料属性

Table 1 Material properties of the tibia and external fixation

名称	E(MPa)	泊松比
皮质骨	15 100	0.3
松质骨	1 000	0.2
软骨	10	0.167
铝合金	77 000	0.28
不锈钢	193 400	0.33

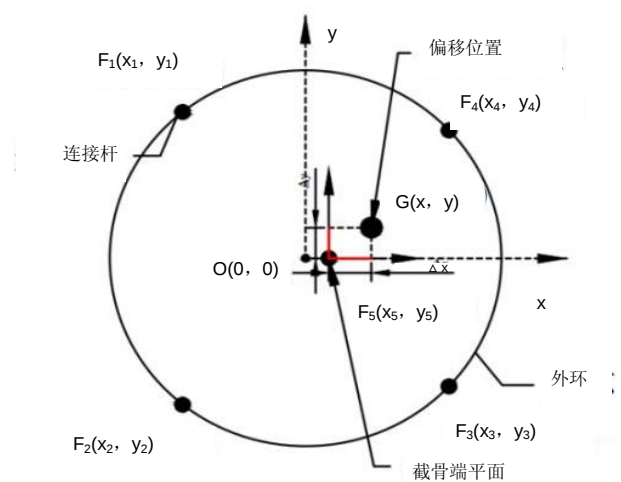


图3 胫骨-Ilizarov 骨外固定骨痂部位受力分解图
Figure 3 Schematic diagram of the load distribution at the callus with tibia-Ilizarov external fixation

$$\begin{cases} \Delta F_1 + \Delta F_2 + \Delta F_3 + \Delta F_4 + \Delta F_5 = G \\ \Delta F_1 x_1 + \Delta F_2 x_2 + \Delta F_3 x_3 + \Delta F_4 x_4 + \Delta F_5 x_5 = Gx \\ \Delta F_1 y_1 + \Delta F_2 y_2 + \Delta F_3 y_3 + \Delta F_4 y_4 + \Delta F_5 y_5 = Gy \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} x = \frac{\sum_{i=1}^5 \Delta F_i x_i}{\sum_{i=1}^5 \Delta F_i} \\ y = \frac{\sum_{i=1}^5 \Delta F_i y_i}{\sum_{i=1}^5 \Delta F_i} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} \Delta x = x - x_5 \\ \Delta y = y - y_5 \end{cases}$$

图4 胫骨-Ilizarov 骨外固定模型计算方程
Figure 4 Equation of tibia and Ilizarov external fixation model

$$\begin{cases} \beta_x = \arcsin(\Delta x / l) \\ \beta_y = \arccos(\Delta y / l) \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} d_1 = d_{x1} + d_{y1} = (x_1 + p) \tan \beta_x + y_1 \cdot \tan \beta_y \\ d_2 = d_{x2} + d_{y2} = (x_2 + p) \tan \beta_x + y_2 \cdot \tan \beta_y \\ d_3 = d_{x3} + d_{y3} = (x_3 + p) \tan \beta_x + y_3 \cdot \tan \beta_y \\ d_4 = d_{x4} + d_{y4} = (x_4 + p) \tan \beta_x + y_4 \cdot \tan \beta_y \end{cases}$$

图5 Ilizarov 骨外固定器各杆调节计算
Figure 5 Calculation of the Ilizarov external fixation rods adjustment

赋值^[21](表1)。胫骨部分采用四面体单元进行网格划分，骨外固定支架采用六面体网格划分，并对细节部位进行局部网格细化，提高计算精度，整个装配模型中总单元数为406 813，总节点数为227 584(图2)。

由于胫骨-骨外固定系统在人体内实际受力情况较复杂，文章在模拟加载时忽略胫骨周围肌肉、韧带等软组织对模型的影响，单纯模拟人体站立情况(胫骨近端添加约

束，远端添加垂直地面载荷)，模拟加载200 N负荷(1/3体质量)。然后通过Ansys中Force Reaction模块采集骨外固定器支撑杆处载荷值，完成设置后对模型进行静力学求解。
1.4.3 构建力学模型 正常下胫骨机械轴和下肢力线轴一致，如果在胫骨延长过程中胫骨截骨远、近端发生轴向相对移位，胫骨远端的受载合力位置将与胫骨截骨近端位置相偏离。以骨外固定器外环为基准平面建立模型：选取



图6 外固定调节图及操作面板
Figure 6 Adjustment and operation panel for the Ilizarov external fixation rods

表2 Ilizarov 骨-外固定模型有限元分析检测的支撑杆压力和位移 (G=200 N)
Table 2 Pressure and displacement of Ilizarov external fixation support rod in finite element analysis

远端骨单位水平偏移 x(mm)	F ₁ (N)	F ₂ (N)	F ₃ (N)	F ₄ (N)	F ₅ (N)	偏移前坐标(mm)	偏移后坐标(mm)	计算偏移量Δx(mm)	计算误差(mm)
0	31.4	31.6	56.7	56.4	23.9	(20, 0)	(20.8, 0)	0.8	0.8
4	29.3	29.7	60.0	59.8	21.2	(20, 0)	(22.9, 0)	2.9	1.1
7	26.9	27.5	64.1	63.9	17.6	(20, 0)	(25.4, 0)	5.4	1.6
10	24.1	24.8	68.7	68.7	13.7	(20, 0)	(28.3, 0)	8.3	1.7
13	19.8	19.7	74.5	74.4	11.6	(20, 0)	(31.8, 0)	11.8	1.2
16	16.4	16.3	79.4	79.1	8.8	(20, 0)	(34.9, 0)	14.9	1.1

表注：F₁、F₂、F₃、F₄、F₅分别为 Ilizarov 骨外固定器轴向支撑杆及骨痂处的载荷。骨外固定器的各轴向支撑杆受力为 F₁、F₂、F₃、F₄；受力 F₅为截骨近端位置。

胫骨横断面为基准平面；取 Ilizarov 骨外固定器外环中心为坐标原点；骨外固定器的各轴向支撑杆受力为 F₁，F₂，F₃，F₄，坐标由 x，y 来表示；受力 F₅ 为截骨近端位置；G 点为胫骨远端模拟受力坐标位置(图3)。

由于骨外固定器刚度较大，因此忽略弯矩对骨外固定器轴向载荷采集的影响。在图3中骨外固定器轴向各支撑杆压力的变化值ΔF₁，ΔF₂，ΔF₃，ΔF₄为支撑螺杆来承受外力载荷，ΔF₅为骨痂处受力大小，G为合外力，建立力学方程为：得出外载荷G的施力点坐标，即骨外固定所受外载荷合力位置坐标；最后确定截骨端轴向偏移量，整体计算过程见图4。

1.4.4 截骨端偏角位姿调整 在计算出胫骨延长过程中截骨端轴向相对偏移后，需要消除截骨端偏移量。此时 Ilizarov 骨外固定器外环可通过微量调节螺杆长度绕截骨中心处旋转调节角度值，使截骨端消除成角，同时保持胫骨无轴向延长。在实际空间中操作要同时考虑偏移距离在坐标平面的投影距离Δx和Δy，相对应的投影偏角为β(其中l是截骨远端到胫骨远端的距离，p为与环心偏距)，调节4只螺杆的长度d_{x1}，d_{x2}，d_{x3}，d_{x4}消除偏距Δx和调节4只螺杆长度d_{y1}，d_{y2}，d_{y3}，d_{y4}消除偏距Δy(设螺杆延长向为正)，4根螺杆调节计算过程见图5。

1.5 主要观察指标 使用Ansys的有限元静力学分析 Ilizarov 骨外固定器支撑杆轴向反作用力，观察轴向支撑杆上载荷F₁，F₂，F₃，F₄的大小，并用数学模型计算判断骨端轴向偏移量。

2 结果 Results

2.1 模型分析结果 通过Ansys的有限元静力学分析反

作用力云图可以看到骨外固定轴向支撑杆上压力和与外加载荷相等，且骨外固定器的轴向支撑杆上载荷F₁，F₂，F₃，F₄随胫骨截骨远、近端轴向相对偏移量x的改变而改变。远截骨单位末端冠状位水平偏移量(0, 4, 7, 10, 13, 16 mm)不同模型施加载荷后，合力坐标位置水平计算偏移量分别为0.8, 2.9, 5.4, 8.3, 11.8, 14.9 mm，计算误差分别为0.8, 1.1, 1.6, 1.7, 1.2, 1.1 mm(表2)。截骨端轴向计算误差≥1.7 mm时合力坐标可判断截骨远端单位位移方向，提示需要进行纠正处理。

2.2 指导纠正截骨端偏角调整方法 远截骨单位末端冠状位水平偏移量(0, 4, 7, 10, 13, 16 mm)不同模型，相对应的截骨端冠状位成角分别为0°, 1.1°, 2.0°, 2.8°, 3.7°, 4.6°，即为 Ilizarov 骨外固定器远端环最终需要调节的角度。以远端骨单位水平偏移10 mm模型为例(图6)，截骨端成角为2.8°，根据图5计算方法可由4根杆负荷及外环坐标可求出杆1,2,3,4的调节距离分别为-0.9,-0.9,1.1,1.1 mm(负号表示向胫骨近端方向调整)。

3 讨论 Discussion

高能量损伤导致的开放性骨折、粉碎性骨折等病例日益增多，临床治疗困难。此外慢性骨髓炎、肢体肿瘤等骨段切除后以及肢体畸形、短缩等病例临床也逐渐增多，以往手术主要通过骨瓣移植等方法^[22-23]，手术复杂且愈后难以达到患者满意。而且治疗过程中容易造成软骨损伤、关节炎症状，严重的会造成关节不稳定，进而可能导致患者需要置换人工膝关节来恢复膝关节力线等相关功能^[24]。

骨延长术以医源性完全骨折为基础，骨和软组织在牵

张再生机制下被牵拉延长。目前,骨延长术是修复骨缺损的较理想方法,其不仅可修复任意长度,而且骨痂矿化速度较快,愈合周期较短。骨延长支架有环形外固定、单臂外固定、髓内固定等,骨延长一般采用环形外固定支架(如Ilizarov骨外固定),因为其稳定性较好,抗弯、抗剪刚度较大,由利于骨痂的形成,提高骨延长的质量;而单臂外固定稳定性、抗弯刚度、抗剪刚度较差,容易在延长过程中受力不均的情况下造成骨成角畸形。髓内固定延长相比单臂和环形外固定患者更易耐受,但是髓内钉延长不能矫正畸形。

Ilizarov骨外固定技术具有微创、便于护理、不限制关节活动、可辅助关节早期功能锻炼等优点,同时对骨周围血运损伤轻微,耐受骨断端微动/缺损等优点,Ilizarov骨外固定器逐渐受到重视并成为创伤中心必备的骨科器械,尤其是牵张成骨技术在开放骨折、各种原因导致的骨缺损(肿瘤、感染、创伤等)、发育性肢体畸形、肢体不等长患者^[25-27],可有效修复骨缺损、矫正肢体畸形、控制感染、有效保留肢体并恢复肢体功能^[28-31]。

然而使用Ilizarov骨外固定器治疗骨延长时,在治疗早期由于骨外固定刚度大于骨周围肌肉,穿针会造成远近端移位;延长后期肌肉抗牵张性能增强超过了骨外固定器的力学性能,破坏支架稳定性,造成截骨端位姿改变^[32]。Ilizarov骨外固定应用需要不断调整,在此过程中容易受到非对称肌肉牵张、偏心负重载荷等影响,临床如未及时发现并纠正会导致断端发生空间移位,影响牵张部位骨愈合质量和肢体矫正。随着计算机辅助医学以及医学工程学科的进展^[33],Ilizarov矫形处方制定问题已经可以通过计算机辅助三维模型予以确定^[34-35]。然而,对于调整过程的监测、发现矫正存在的问题以及载荷状态下骨端位姿变化,目前临床尚无有效解决方案。

目前Ilizarov骨延长检测手段仍停留于患者体征和静态肢体正侧位X射线照射,即使负重位检查也仅提示2D变化,不能有效提示截骨端位姿状况,临床依赖X射线调整外固定位姿需要丰富的临床经验,学习曲线较长。同时X射线检测法只是对截骨端发生相对偏移后进行检测纠正,不能提前预测截骨端位姿偏差趋势且实时查看患者治疗情况,上述因素显著限制了Ilizarov骨外固定的临床应用^[36]。因此研究出标准、客观、量化的骨端位姿评判方法以监测调整外固定架势在必行。

该研究利用CT扫描人体胫骨建立客观、真实的胫骨三维数据模型,并与骨外固定器精确的在Solidworks中配准安装,结合有限元和力学模型的方法,将人体胫骨模型和骨外固定器整体进行静力学分析,弥补了实际生物力学实验中高成本、不可重复利用等缺陷。实时监测Ilizarov骨外固定器轴向压力,并依据平行力系模型来建立计算公式,求出轴向合力的坐标位置,比较与胫骨截骨近端坐标的偏差。该研究通过有限元的方法进行胫骨-骨外固定器的静力学仿真计算,通过对具有不同截骨端偏移参数的有限元模

型计算,验证了可通过骨外固定轴向压力确定胫骨截骨端位姿偏差,研究发现截骨端轴向偏移量的计算误差 $\geq 1.7\text{ mm}$ 时可确定截骨端位姿存在偏移趋势。

该研究证实通过计算合力坐标系空间位姿,发现远截骨单位末端冠状位水平偏移量0, 4, 7, 10, 13, 16 mm时相对应的截骨端冠状位成角分别为 0° , 1.1° , 2.0° , 2.8° , 3.7° , 4.6° ,通过计算外固定杆调整方法,可以精确纠正断端畸形、恢复肢体力线,临床值得推广应用。此外,该研究也为Ilizarov外固定杆连接力传感器检测提供了实验基础,实际临床可将拉压传感器安装于患者的Ilizarov骨外固定器上,用以记录患者行走时Ilizarov外固定负载值,并根据该研究方法计算断端位姿改变,指导外固定调整策略。

该研究的局限和不足之处:①有限元静力学仿真中未能考虑软组织和骨痂刚度变化对实验的影响;②在临床使用中传感器的安装精度、测试精度、骨外固定器的安装状态都会对影响测试精度。

总之,临床预测胫骨延长过程中截骨端位姿偏差趋势需要综合考虑骨外固定器的安装、患者患肢受载荷情况、力学状况等综合因素。通过对使用Ilizarov骨外固定器进行胫骨延长模型的有限元分析,建立数学模型计算截骨远端单位轴向偏移量计算,可为临床预测胫骨延长过程中截骨端位姿提供有效验证方法。计算误差 $\geq 1.7\text{ mm}$ 合力坐标可判断截骨远端单位位移方向,指导临床调整外固定矫正方向,避免骨延长并发症,其效果有待临床验证。

致谢: 对此次研究过程的相关参与人员以及为本次研究提供帮助的人员表示感谢。

作者贡献: 第一、二作者负责实验方案的设计和实验,剩余作者负责文章修改。

经费支持: 该文章没有接受任何经费支持。

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,不存在利益冲突。

伦理问题: 临床试验研究的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对人体研究的相关伦理要求。文章的撰写与编辑修改后文章遵守了《观察性临床研究报告指南》(STROBE指南)。参与试验的患病个体及其家属为自愿参加,对试验过程完全知情同意,在充分了解本治疗方案的前提下签署“知情同意书”。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审,符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

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。

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3.0”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] Alkenani NS, Alosfoor MA, Al-Araifi AK, et al. Ilizarov bone transport after massive tibial trauma: Case report. *Int J Surg Case Rep.* 2016;28:101-106.
- [2] 马翔宇,王东. 开放性骨折修复:创面感染、植入物选择及预后评价[J]. 中国组织工程研究, 2015,19(26):4258-4264.
- [3] 肖樵苏,张先文,叶俊武,等.应用骨搬运术同期治疗合并难治性软组织缺损的胫骨大段骨缺损[J]. 中国修复重建外科杂志, 2016, 30(8): 961-965.
- [4] Sadek AF, Laklok MA, Fouly EH, et al. Two stage reconstruction versus bone transport in management of resistant infected tibial diaphyseal nonunion with a gap. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016;136(9): 1233-1241.
- [5] Yin P, Zhang Q, Mao Z, et al. The treatment of infected tibial nonunion by bone transport using the Ilizarov external fixator and a systematic review of infected tibial nonunion treated by Ilizarov methods. *Acta Orthopaedica Belgica.* 2014;80(3): 426-435.
- [6] 洪帆,谢加兵,丁国正.内固定植入物与外固定支架修复胫骨骨折骨不连的策略及辅助治疗[J].中国组织工程研究,2016,20(26): 3946-3952.
- [7] 赵玉峰,刘华渝,任永川,等. Ilizarov骨延长和骨搬运术治疗下肢长骨创伤后慢性骨髓炎[J]. 中华创伤杂志, 2015, 31(4): 294-298.
- [8] Spiegelberg B, Parratt T, Dheerendra SK, et al. Ilizarov principles of deformity correction. *Ann Royal Coll Surg Eng.* 2010;92(2): 101-105.
- [9] 闫秀中,王燕,焦绍锋,等. Ilizarov环形外固定架治疗胫腓骨开放骨折的临床研究[J]. 中国矫形外科杂志, 2017, 25(4): 321-324.
- [10] 郭乾臣,张强. Ilizarov牵张成骨在肢体延长中的临床应用及新进展[J]. 中华保健医学杂志, 2011,13(4):349-351.
- [11] 殷照阳,殷建,孙晓,等. Ilizarov骨搬运术治疗胫骨感染性骨缺损合并软组织缺损[J]. 中华创伤杂志, 2011,27(10): 901-904.
- [12] 蒲超,朱红,唐付林,等. 应用Ilizarov技术修复胫骨慢性骨髓炎并骨缺损[J]. 中国骨与关节损伤杂志,2013,28(2):168-169.
- [13] Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;250(250): 81.
- [14] Burnei G, Vlad C, Gavrilu S, et al. Upper and lower limb length equalization: diagnosis, limb lengthening and curtailment, epiphysodesis. *Roman J Int Med.* 2012;50(1): 43-59.
- [15] 陈育锋,陈晴,郑大伟,等. 双下肢直立位全长X片在下肢矫畸中的应用[J]. 中国伤残医学,2015,23(19):86-88.
- [16] 夏和桃. 肢体延长的基础进展及临床有关问题[J]. 中国矫形外科杂志,2007,15(8):605-612.
- [17] 王波,胡海涛,潘健,等.膝关节骨性关节炎全膝关节置换术后下肢力线与早期临床效果关系的研究[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2015,30(10):1044-1048.
- [18] 林汉文,温俊茂,黄超原,等.骨性关节炎患者下肢力线改变与疼痛部位的关系:影像学评价[J]. 中国组织工程研究,2017,21(7): 1110-1114.
- [19] Englund M. The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2010; 24(1): 39-46.
- [20] 刘彦士,张强,马信龙,等. 轴向载荷分担比例评价骨愈合刚度及其指导骨外固定器安全拆除时机[J]. 中华创伤骨科杂志, 2016, 18(12): 1050-1056.
- [21] Mehboob A, Mehboob H, Kim J, et al. Influence of initial biomechanical environment provided by fibrous composite intramedullary nails on bone fracture healing. *Comp Struct.* 2017.
- [22] Siddiqui NA, Owen JM. Clinical advances in bone regeneration. *Curr Stem Cell Res Ther.* 2013;8(3): 192-200.
- [23] Schuh R, Panotopoulos J, Puchner SE, et al. Vascularised or non-vascularised autologous fibular grafting for the reconstruction of a diaphyseal bone defect after resection of a musculoskeletal tumour. *Bone Joint J.* 2014;96-B(9): 1258-1263.
- [24] 张立超,张立敏,武丽珠. 全膝关节置换固定和旋转平台假体的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2016,20(39):5801-5806.
- [25] Inam M, Saeed M, Khan I, et al. Outcome of ilizarov fixator in tibial non-union. *J Pak Med Assoc.* 2015; 65(11 Suppl 3): S94-99.
- [26] Khan MS, Raza W, Ullah H, et al. Outcome of ilizarov fixator in complex non-union of long bones. *J Pak Med Assoc.* 2015; 65(11 Suppl 3): S147-151.
- [27] Peng J, Min L, Xiang Z, et al. Ilizarov bone transport combined with antibiotic cement spacer for infected tibial nonunion. *Int J Clin Exp Med.* 2015;8(6): 10058-10065.
- [28] Khan MS, Rashid H, Umer M, et al. Salvage of infected non-union of the tibia with an Ilizarov ring fixator. *J Orthop Surgery (Hong Kong).* 2015;23(1): 52-55.
- [29] 余凯,杨晶,杨广忠,等. Ilizarov牵拉架外固定治疗胫骨骨缺损的钢环参数选择[J]. 中国组织工程研究,2014,18(4): 577-582.
- [30] 田志刚,杜晓杰,林虹,等. 应用Ilizarov技术治疗儿童骨髓损伤后下肢短缩成角畸形[J]. 黑龙江医药, 2015, 28(3): 653-654.
- [31] 蒋守海,董长红,周立国,等. 应用Ilizarov技术修复胫骨长段骨髓炎骨缺损36例[J]. 中国矫形外科杂志,2014,22(18): 1699-1702.
- [32] In Y, Kim SJ, Kwon YJ. Patellar tendon lengthening for patella infera using the Ilizarov technique. *J Bone Joint Surg Br.* 2007; 89(3): 398-400.
- [33] Henderson DJ, Rushbrook JL, Stewart TD, et al. What are the biomechanical effects of half-pin and fine-wire configurations on fracture site movement in circular frames? *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(4): 1041-1049.
- [34] Simpson AL, Ma B, Slagel B, et al. Computer-assisted distraction osteogenesis by Ilizarov's method. *Int J Med Robot.* 2008;4(4):310-320.
- [35] 扈延龄,金丹,苏秀云,等. 基于三维CT数据的髌臼骨折计算机辅助虚拟手术设计[J]. 中华创伤骨科杂志,2008,10(2):135-137.
- [36] Tresley J, Schoenleber SJ, Singer AD, et al. "Ilizarov" external fixation: what the radiologist needs to know. *Skelet Radiol.* 2015;44(2): 179-195.