

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2210534

基于神经网络的足踝外固定矫形方案设计方法

葛韵斐¹, 张 氢¹, 徐立伟¹, 沈义东², 孙远韬¹

(1. 同济大学机械与能源工程学院 上海 201804; 2. 盐城市第一人民医院肢体矫形外科 盐城 224006)

摘要:针对六轴外固定器在足踝矫形时的调整方案设计问题以及矫形器在治疗过程中的位姿变化轨迹优化问题,提出了基于神经网络的足踝外固定矫形方案设计方法。首先结合神经网络对六轴外固定器进行了运动学分析,其次讨论了针对不同矫形目标的常规踝构型、斜接串联构型、对接串联构型以及并联构型等不同矫形器构型模式,最后分析了六轴外固定器的计算机辅助调整方案并考虑了伸缩螺杆调节顺序对治疗轨迹的影响。实验结果表明,基于所提方法设计的六轴外固定器调整方案可以对不同足踝畸形类型下的矫正治疗进行有效指导并均能取得理想的残余畸形,平均残余位移畸形小于1 mm且平均残余成角畸形小于1°;同时也可以使六轴外固定器在治疗过程中的位姿变化轨迹更接近理想线性轨迹,优化后的位置轨迹偏移量和姿态轨迹偏移量分别减少了31%和19%,有效减缓了患者的痛苦并改善足踝矫形治疗体验。

关键词:足踝畸形;六轴外固定器;矫形方案;神经网络

中图分类号: TH781 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.2

Research on foot and ankle deformity correction schemes with external fixator based on neural network

Ge Yunfei¹, Zhang Qing¹, Xu Liwei¹, Shen Yidong², Sun Yuantao¹

(1. School of Mechanical Engineering, Tongji University, Shanghai 201804, China; 2. Department of Orthopaedics, The First people's Hospital of Yancheng, Yancheng 224006, China)

Abstract: Aiming at the design of the adjustment scheme for the hexapod external fixator and the optimization of the position and posture changing trajectory of the fixator during the deformity correction of the foot and ankle, a method of adjustment scheme for the external fixator based on the neural network is proposed. Firstly, the kinematics of the hexapod external fixator is analyzed with the neural network. Secondly, different deformity correction modes including ankle mode, miter mode, butt mode and parallel mode, are discussed. Finally, a computer-aided adjustment scheme of the hexapod external fixator is proposed and the adjustment sequence of telescopic screws is discussed in the calculation. Experimental results show that the adjustment scheme which designed based on the proposed method could effectively guide the correction of different types of foot and ankle deformities. They could achieve ideal remained deformity and the average residual displacement deformity is less than 1 mm and the average residual angular deformity is less than 1°. Meanwhile, with this adjustment scheme, the position and posture changing trajectory of the hexapod external fixator could be closer to the ideal linear trajectory, and the offset of optimized position changing trajectory and optimized posture trajectory changing are reduced by 31% and 19% respectively, which effectively alleviate the pain of patients and improved the experience of deformity correction.

Keywords: foot and ankle deformity; hexapod external fixator; correction scheme; neural network

0 引 言

在临床肢体矫形外科领域,由于先天疾病、后天运动损伤或受其他疾病并发症影响,有关人体足踝部位的骨

折和畸形疾病十分常见^[1],其相关治疗比长骨畸形矫正更复杂、更具挑战性。考虑到足踝部位复杂的关节功能和组织环境,不宜选择具有较大侵入性的内固定治疗方法^[2],更适合采用基于“张力-应力”法则的外固定治疗方法并应用外固定器进行缓慢持续的牵伸,可以有效刺

激新骨及其附着的肌肉、筋膜、血管、神经和软组织的同步生长与愈合,同时通过动态调整可避免残余畸形以改善治疗效果^[3-4]。伊里扎洛夫(Ilizarov)环形外固定器是最为经典和重要的外固定器,其采用微创治疗方法且具有较好的稳定性,并已被广泛应用于临床足踝矫形治疗^[5-6]。但因受限于机构学特性,Ilizarov 环形外固定器无法实现多平面足踝畸形的同步调整,往往需要医生在治疗过程中修改矫形器的构型以分阶段完成治疗目标;同时,其也无法理想地完成平移和扭转等畸形的矫正^[7]。针对这些问题,若干种六轴外固定器被不断引入市场并被应用于临床^[8-9],这些六轴外固定器构型更简单,功能更全面并且通常由远近端固定环以及连结两环的六根可调伸缩螺杆共同组成。通过手术将远近端环分别固定于骨段后可以通过不断调节伸缩螺杆的长度,来实现对多平面足踝畸形的同步调整。相比于传统根据医生经验对 Ilizarov 外固定器进行调整^[10],在采用六轴外固定器进行治疗时,通过计算机辅助软件的数字化赋能,医生可以在简单输入临床诊疗参数后获得精细准确的矫形方案,从而了解六轴外固定器中所有伸缩螺杆的每日调整量以及通过固定顺序调节后矫形器空间构型的变化。多年来,六轴外固定器在各类足踝畸形矫正治疗中均取得了成功应用^[11-13]。不过在实际应用时,因为每天需要对6个螺杆的长度逐个调整,所以矫形器的姿态会形成若干个中间状态,其位姿变化轨迹也会呈现局部非线性形,因此患者会不可避免的经受由于若干次牵伸外固定器而带来的疼痛。为了尽可能改善治疗体验、减少患者痛苦,需要在满足矫形治疗目标的基础上使矫形器的位姿变化轨迹更接近理想的直线轨迹。这可以通过优化螺杆调整顺序来实现,但目前临床足踝矫形所采用的计算机辅助调整方案设计方法并未考虑该因素。虽然国内部分学者已针对治疗轨迹的优化开展了相关研究并取得了较好的结果,但大多针对的是矫形器的位置变化轨迹,对于姿态变化轨迹并未有太多关注^[14]。同时,考虑到国内有关足踝畸形外固定矫正模式的研究还不是很多^[15-16]。为此,本文基于神经网络对六轴外固定器运动学开展了研究,并提出了一种考虑螺杆调节顺序的矫形调整方案设计方法;同时,讨论了包括常规踝构型模式、斜接串联构型模式、对接串联构型模式以及并联构型模式等在内不同的足踝畸形矫正模式;最后利用自主设计的计算机辅助软件开展了普适性和有效性验证。

1 原理与方法

1.1 基于神经网络的矫形调整原理

从机构学的角度看,如图1所示的六轴外固定器本质上是一类六自由度的并联机构,最具代表性的泰勒

空间支架(Taylor spatial frame, TSF)^[8]就是以斯图尔特(Stewart)并联机构为基础设计构造的。因此在计算外固定器的矫形调整方案时,伸缩螺杆长度和远近端固定环相对空间位姿之间的映射关系可以结合并联机构运动学进行分析。其中,根据两固定环相对位姿计算连接螺杆长度的过程称为六轴外固定器逆运动学,而根据螺杆长度分析两环之间相对位姿的过程则称为六轴外固定器正运动学。准确的运动学分析是对六轴外固定器足踝矫形调整方案进行合理设计的重要基础。

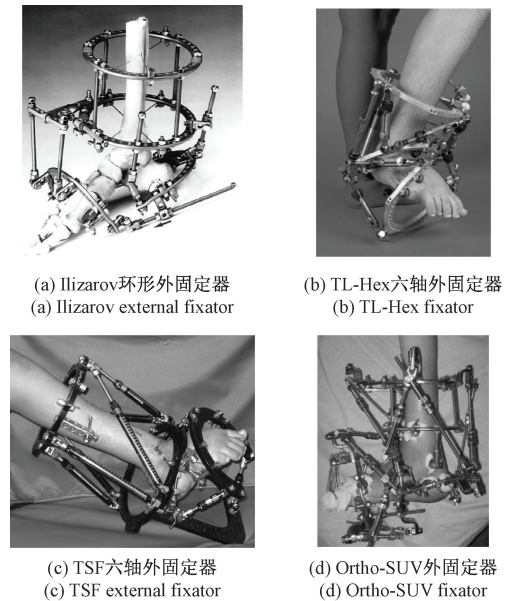


图1 不同种类的环形外固定器

Fig. 1 Different kinds of circular external fixators

为了方便开展运动学分析,首先需要对六轴外固定器进行坐标系定义,可如图2所示以两环几何中心为原点分别设计近端环坐标系 S_p 和远端环坐标系 S_d ,并假设近端环坐标系为参考坐标系。

1) 六轴外固定器逆运动学

在逆运动学分析中,可以利用坐标参数 $P(x_d, y_d, z_d, \alpha_d, \beta_d, \gamma_d)$ 描述对照环坐标系 S_d 相对于参考环坐标系 S_p 沿6个空间自由度的相对位置和姿态,并可通过式(1)实现坐标系的旋转变换^[17]。因此如图2所示, S_d 中远端环上的伸缩螺杆连接铰点向量 $UD_i^{S_d}(i=1\sim 6)$ 可以通过式(2)转化为 S_p 中的向量 $UD_i^{S_p}(i=1\sim 6)$,结合 S_p 中近端环上的连接铰点向量 $UP_i^{S_p}(i=1\sim 6)$ 则可以根据式(3)计算伸缩螺杆长度 $L_i(i=1\sim 6)$ 。

2) 六轴外固定器正运动学

相较于逆运动学,六轴外固定器正运动学分析十分复杂。根据式(3),利用六根伸缩螺杆长度计算远近端

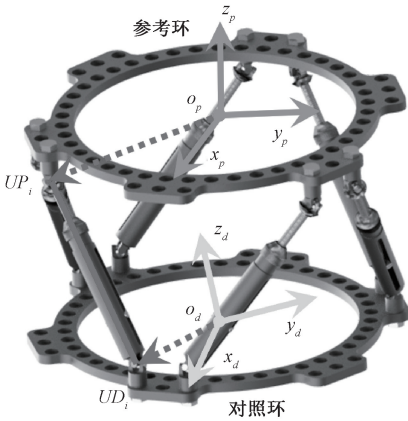


图2 六轴外固定器中远近端环坐标系定义

Fig. 2 Coordinates of distal and proximal rings in external fixator

固定环相对位姿等效于求解如式(4)所示的强耦合多元非线性方程组,求解方法通常包括解析法和数值法^[18]。利用解析法进行求解时,需要对指定模型进行分析以获得特定解,求解难度大且通用性差。数值方法则包括有迭代法和智能优化算法,其中迭代法易受初值选取影响且计算量大,因此目前大多采用包括遗传算法、蚁群算法等在内的智能优化算法对数值解进行搜索,虽然计算精度理想但耗时较长。

应用六轴外固定器进行足踝畸形矫正时,都需要根据矫正调整方案的指导对6根伸缩螺杆的长度进行定期调节,因此对照固定环相对于参考固定环的空间位姿会不断改变,并在经过若干个位姿节点后到达终点,利用六轴外固定器进行畸形矫正时对照环的空间位姿变化如图3所示。

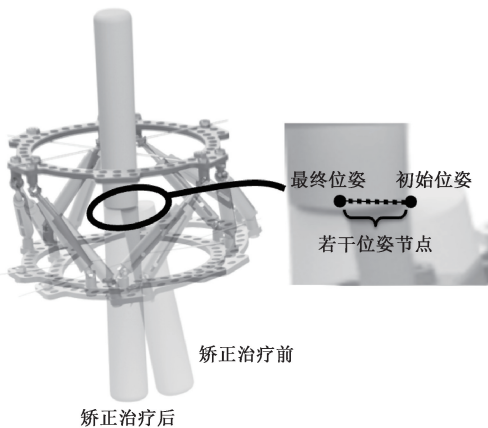


图3 应用六轴外固定器开展畸形矫正的过程

Fig. 3 The process of deformity correction with six-axis external fixator

$$\mathbf{r}^{S_p} = \mathbf{T} \times \mathbf{r}^{S_d} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \times \mathbf{r}^{S_d} \quad (1)$$

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_z(\gamma_d) \times \mathbf{R}_y(\beta_d) \times \mathbf{R}_x(\alpha_d) = \begin{bmatrix} c\gamma_d & -s\gamma_d & 0 \\ s\gamma_d & c\gamma_d & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} c\beta_d & 0 & s\beta_d \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta_d & 0 & c\beta_d \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha_d & -s\alpha_d \\ 0 & s\alpha_d & c\alpha_d \end{bmatrix}, \quad \mathbf{t} = [x_d \quad y_d \quad z_d]'$$

式中: c 代表 \cos , s 代表 \sin 。

$$\mathbf{UD}_i^{S_p} = \mathbf{T} \times \mathbf{UD}_i^{S_d}, \quad (i = 1 \sim 6) \quad (2)$$

$$\mathbf{L}_i = \mathbf{UP}_i^{S_p} - \mathbf{UD}_i^{S_p}, \quad (i = 1 \sim 6) \quad (3)$$

$$(\mathbf{L}_i)^2 = (\mathbf{UP}_i^{S_p} - \mathbf{UD}_i^{S_p})^2 = (\mathbf{UP}_i^{S_p} - \mathbf{T}(x_d, y_d, z_d, \alpha_d, \beta_d, \gamma_d) \times \mathbf{UD}_i^{S_d})^2, \quad (i = 1 \sim 6) \quad (4)$$

其中, \mathbf{r}^{S_p} 和 \mathbf{r}^{S_d} 分别代表坐标系 S_p 和 S_d 中的向量, \mathbf{T} 为旋转变换矩阵, \mathbf{R} 和 \mathbf{t} 分别为矩阵中的转动和移动分量。

对螺杆长度进行调节时,如果不考虑螺杆调节的顺序,那么在计算矫正调整方案的过程中只需要执行1次六轴外固定器正运动学计算,此时计算耗时较小且子节点间位姿变化轨迹呈直线^[16]。但事实上,每天对6根螺杆长度的调节是手动依此进行的,因此对照环在两个位姿节点之间的位置(姿态)变化轨迹会如图4所示经过5个子节点,子节点位姿变化轨迹都是非线性的且不同的螺杆调整顺序会产生不同的轨迹。

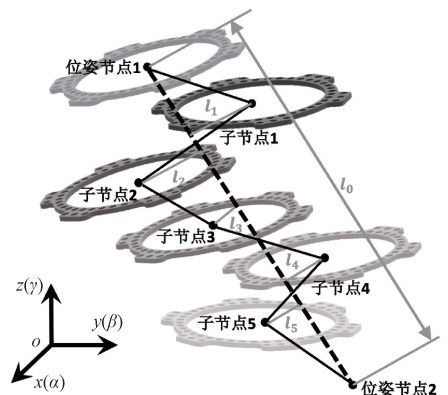


图4 每组外固定器调节中子节点的位置(姿态)变化轨迹

Fig. 4 Position (posture) changing trajectories of sub-points

由于对照环与畸形骨段固定连接,因此对照环的位姿变化轨迹将反应实际的骨段治疗轨迹,且其与理论轨迹的偏差越大则会给患者带来越强的牵拉疼痛感^[19],因此在计算矫正调整方案时需要保证子节点位置和姿态的变化轨迹与线性轨迹之间的累计偏差量最小,从而改善

患者治疗体验,即最小化如式(5)所示的目标函数 D :

$$D = \Delta T + \Delta R \quad (5)$$

式中: ΔT 表示位置变化轨迹的累积偏差量, ΔR 表示姿态变化轨迹的累积偏差量。考虑到两者度量单位的差异,因此式(5)可以写为:

$$D = \Delta T + \Delta R = \sum_{i=1-5} \frac{l_i(T)}{l_0(T)} + \sum_{j=1-5} \frac{l_j(R)}{l_0(R)} \quad (6)$$

式中: $l_i(T)$ 表示子节点位置变化轨迹中每一个子节点到理论位置变化轨迹的距离, $l_j(R)$ 则表示子节点姿态变化轨迹中的每一个子节点到理想直线轨迹的距离。 $l_0(T)$ 和 $l_0(R)$ 分别表示两节点间理论位置和姿态轨迹的直线长度。

为了充分比较以找到最优的螺杆调节顺序,需要对每两个节点之间存在的 720 种子节点轨迹进行遍历,以计算每种顺序下目标函数 D 的值。假设在调整方案的指导下,需要对 6 根伸缩螺杆长度进行 n 组调节,那么至少共需要 $n \cdot 720 \cdot 5$ 次六轴外固定器正运动学计算,如果按照常规的智能优化算法进行解算,计算量巨大。因此本文提出基于神经网络的六轴外固定器正运动学解法,通过训练多层感知器并结合杆长误差补偿算法^[20],构造出从矫形器螺杆长度到对照环位姿参数的非线性映射关系,实现六轴外固定器正运动学快速准确求解。多层感知器是一种简单的神经网络模型,由多层神经元组成,包括输入层、输出层以及若干隐藏层,且如式(7)所示,每一层与其上层相连接接收输入,同时也与下一层相连传递输出^[21]。

$$y_j = f\left(\sum_{i=1}^n \omega_{ij} \times x_i - b_j\right), \quad j = 1 \sim m \quad (7)$$

式中: n 为该层输入数量, m 为该层所含神经元数量, ω_{ij} 和 b_j 分别为层间连接权值和阈值^[22], x 和 y 分别为该层输入和输出, f 为激活函数。为了实现六轴外固定器正运动学求解,需要将矫形器各螺杆长度作为神经网络输入,并将对照环位姿参数作为输出,所以输入层和输出层的神经元个数均设计为 6。为了准确构造复杂的非线性映射关系,设计了两层隐藏层,同时根据经验将所有隐藏层的神经元个数均设置为 20^[23]。所建立的多层感知器结构如图 5 所示。

因为多层感知器是有监督神经网络,所以为了避免出现正运动学多解的问题,需要合理选取训练样本进行网络的训练。因此,根据六轴外固定矫形器在实际矫形过程中对照环相对于参考环的位姿可达空间,对训练样本的选取设定范围,如表 1 所示。在表中所规定的选取范围内随机选择对照环各位姿参数值,并利用六轴外固定器逆运动学计算对应的 6 根伸缩螺杆长度后,可将对照环随机位姿参数和对应的矫形器螺杆长度共同构造为

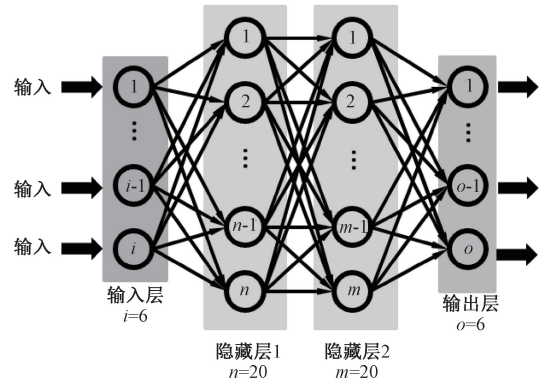


图 5 用于六轴外固定器正运动学求解的神经网络结构
Fig. 5 Neural network architecture for kinematic analysis of six-axis external fixator

一组样本,总计构造了 10 000 组样本用于网络训练和 100 组样本用于效果测试。考虑到位姿参数中不同的组成所处分布区间的大小差异较大,为了防止出现“大数吃小数”的问题,对样本中的位姿参数进行归一化处理,同时为了提高网络训练效率和计算精度,对样本中的螺杆长度也进行归一化处理。

表 1 对照环位姿参数取值范围

Table 1 Posture and position ranges of corresponding ring

位置参数	数值/mm	姿态参数	数值/(°)
x	-40~40	α	-60~60
y	-40~40	β	-60~60
z	-300~-100	γ	-90~90

多层感知器隐藏层中用于非线性映射的激活函数均被设置为线性整流函数 (rectified linear unit, ReLu) 函数,而输出层的激活函数则设置为恒等函数。同时采用随机梯度下降方法对模型参数进行更新,并采用模型预测值与真实值之间的残差作为损失函数,如式(8)所示。

$$Loss = \frac{1}{2 \cdot s} \times \sum_{i=1}^s (T_i + R_i) \quad (8)$$

$$T_i = \sqrt{(x_i - x'_i)^2 + (y_i - y'_i)^2 + (z_i - z'_i)^2}$$

$$R_i = \sqrt{(\alpha_i - \alpha'_i)^2 + (\beta_i - \beta'_i)^2 + (\gamma_i - \gamma'_i)^2}$$

其中, s 表示利用小批量样本进行网络训练时的单次样本数, $x_i, y_i, z_i, \alpha_i, \beta_i$ 以及 γ_i 表示样本数据中的理想位姿参数,而 $x'_i, y'_i, z'_i, \alpha'_i, \beta'_i$ 以及 γ'_i 表示网络输出的计算位姿参数。

尽管多层感知器可有效构造出矫形器螺杆长度和对照环位姿参数之间的非线性映射关系,但由于其网络结构的有限性,数值计算能力往往会陷入瓶颈从而导致计算位姿的误差超出容许范围。因此为了保证正运动学解

的精确性,在利用所训练的多层感知器获得初始计算结果后,采用如图6所示的杆长误差补偿算法对结果进行优化以得到满足精度要求的矫形器对照环计算位姿。

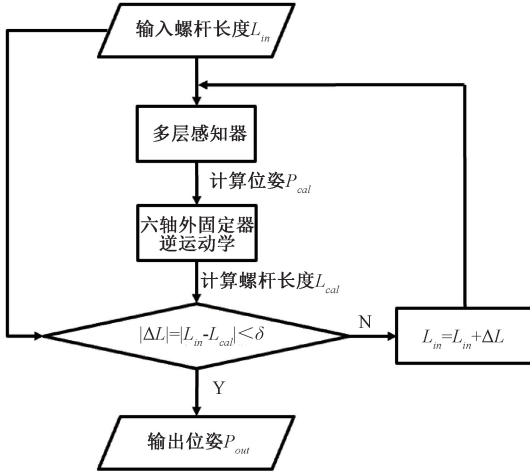


图6 杆长误差补偿算法

Fig. 6 Compensation algorithm with errors of struts lengths

在杆长补偿算法中,将一组指定的矫形器伸缩螺杆长度 L_{real} 作为初始的输入螺杆长度 L_{in} ,首先利用训练后的多层感知器计算获得初始的计算位姿 P_{cal} ,接着采用六轴外固定器逆运动学计算初始计算位姿对应的计算螺杆长度 L_{cal} 。按式(9)对螺杆长度和输入螺杆长度进行比较并得到杆长误差 ΔL ,如果 $|\Delta L_i| (i = 1 \sim 6)$ 均小于所设阈值 δ ,则认为矫形器对照环计算位姿等于理想位姿,可作为结果输出;如存在 $|\Delta L_i| (i = 1 \sim 6)$ 大于 δ ,则需要按式(10)对输入螺杆长度进行杆长误差补偿并重复上述过程,直至 $|\Delta L_i| (i = 1 \sim 6)$ 均小于所设阈值 δ 。

$$\Delta L = L_{in} - L_{cal} \quad (9)$$

$$L_{in} = L_{in} + \Delta L \quad (10)$$

利用杆长补偿算法,可以通过不断修正输入螺杆长度 L_{in} ,从而对矫形器对照环位姿参数 P_{cal} 进行迭代计算,使其逐渐收敛于理想的正运动学解。

1.2 计算机辅助足踝畸形调整方案

针对差异性的先天或后天足踝畸形,利用六轴外固定器开展临床矫形治疗时,需要设计不同的外固定器构型模式以满足不同的治疗需求,常见的构型模式包括常规踝构型模式、斜接串联构型模式、对接串联构型模式以及并联构型模式等。根据临床诊疗数据并基于六轴外固定器的矫形调整原理,可以获得矫形器的调整方案,用于指导医生和患者对矫形器中的六根伸缩螺杆进行缓慢调节以达到治疗效果。

在不同模式下,矫形器调整方案的计算逻辑是类似的。假设以骨段 B_1 为参考,在设计和确定不同的外固定器构型模式之前,都需要以 B_1 断端中点为参考点,并通

过临床诊疗测得如图7所示的畸形参数 $D(D_x, D_y, D_z, D_{rx}, D_{ry}, D_{rz})$ 和安装参数 $M(M_x, M_y, M_z, M_{rx}, M_{ry}, M_{rz})$,以用于描述差异性的足踝畸形病例以及六轴外固定器中参考环 R_1 在患者肢体或足踝上的安装情况。

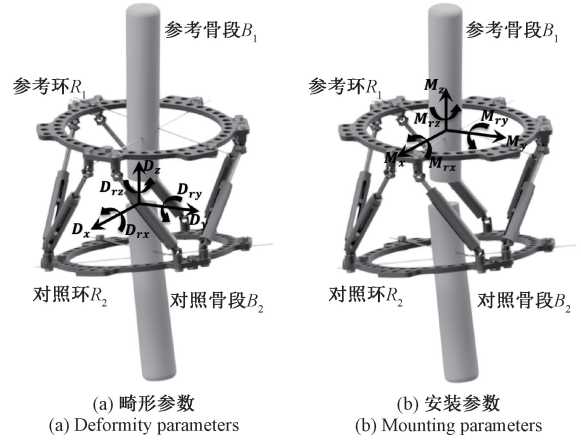


图7 临床诊疗测量参数

Fig. 7 Diagnosis parameters in clinical

根据诊疗测量获得的畸形参数 D 以及安装参数 M 可以构造位姿变换矩阵 T_D 和 T_M ,用于分别描述骨段 B_2 和参考环 R_1 相对于参考骨段的空间位姿关系。同时基于六轴外固定器正运动学并结合测量得到的六根伸缩螺杆长度可以求出矩阵 T_H ,其可以表示对照环 R_2 相对于参考环的空间位姿关系。因此根据位姿变换矩阵 T_D 、 T_M 和 T_H 可以利用式(11)推导出矩阵 T_R 以描述 R_2 相对于骨段 B_2 的空间位置关系。

$$T_R = T_D^{-1} \times T_M \times T_H \quad (11)$$

同时,确定安全矫形速度后,可采用式(12)对矫形过程中畸形参数的变化序列进行计算。

$$D_i = D + i \times \Delta D = D + i \times \left(\frac{D_p - D}{Numbers} \right) \quad (12)$$

其中, $i = 1 \sim Numbers$ 并且满足如下条件,

$$Numbers = \frac{\max(D_{pj} - D_j)}{CorrectSpeed}, \quad (j = 1 \sim 6)$$

D_i 表示经过 i 次变化后的畸形状态, D_p 表示治疗目标, $Numbers$ 表示完成治疗目标所需要对畸形参数进行变化的次数, j 用于选择一组畸形参数中不同的指标而 $CorrectSpeed$ 表示最大安全矫形速度。根据矫形过程中畸形参数的变化序列,可以得到每一组畸形参数对应的位姿变换矩阵 $T_{D_i} (i = 1 \sim Numbers)$,利用式(13)可以推导出矩阵 T_{H_i} 用于表示此畸形状态下对照环 R_2 相对于参考环 R_1 之间的空间位置关系。

$$T_{H_i} = T_M^{-1} \times T_{D_i} \times T_R \quad (13)$$

基于六轴外固定器逆运动学可以计算此时连接于远近端环的6根伸缩螺杆长度 $L_{n_i} (n = 1 \sim 6, i = 1 \sim$

Numbers),并最终得到完整的矫形调整方案。此方案可以指导医生或患者缓慢调节螺杆以实现治疗目标。但如前文所述,每天在对6根螺杆的长度进行调节时均需要考虑其调整顺序从而改善患者的治疗体验。因此还要利用基于多层感知器结合杆长补偿算法的六轴外固定器正运动学,选出每天的最佳螺杆调节顺序。

在不同模式下,六轴外固定器的构型存在差异,并且有关矫形调整方案的分析也存在区别。因此,针对不同的外固定器构型模式及其计算机辅助足踝矫形调整方案进行了介绍。

1) 常规踝构型模式

常规踝构型模式简单且实用,其通过调整背伸角度治疗马蹄内翻足畸形等疾病。如图8(a)所示,在常规踝构型模式中,全环固定连接在患者胫骨上,U型环与足部固定连接且开口朝前方,同时螺杆按图示顺序依次与两环连接。在该模式中,胫骨及足部均可作参考骨段。临床诊疗获得的畸形参数 D 和安装参数 M 可以分别描述患者足部与胫骨之间以及参考骨段与其固定连接环之间的相对位姿关系。基于6根伸缩螺杆的长度并根据通用的逻辑可计算获得对应的矫形器调整方案。

2) 斜接串联构型模式

如图8(b)所示,斜接串联构型主要通过两组六轴外

固定器拼接形成,其中2个2/3环分别固定在胫骨和前足上,1个全环固定在足部跟骨或距骨上,12根螺杆分两组将两个2/3环分别与全环按图所示连接。在斜接串联构型模式中,中、后足和前足相对于胫骨的矫正可同时实现,因此可通过两组独立的计算分别获得两套矫形器调整方案以指导医生或患者对两组六轴外固定器分别缓慢调整,以同时矫正包括马蹄内翻足畸形在内的踝关节畸形和中足畸形等。对于近端的一组六轴外固定器,在其调整方案计算过程中,胫骨和中、后足均可作参考骨段,而对于远端的六轴外固定器,前、中和后足均可作参考骨端参与调整方案的计算。

3) 对接串联构型模式

如图8(c)所示,在标准的对接串联构型模式下,矫形器同样是由两组六轴外固定器共同拼接组成,其一般包括与胫骨和前足分别固定连接的完整全环或2/3环、12根伸缩螺杆以及1个平行于胫骨轴线方向的U型环且该U型环连接在与胫骨固定的另一块U型环上。在对接串联构型模式下,前足与后足之间的畸形以及足踝畸形可以得到同时矫正,比如矫正畸形糖尿病足等。与斜接串联构型模式一样,两组六轴外固定器各自对应的调整方案可以通过独立的计算获得且在计算过程中,胫骨远端和前、后足均可作为参考骨端。

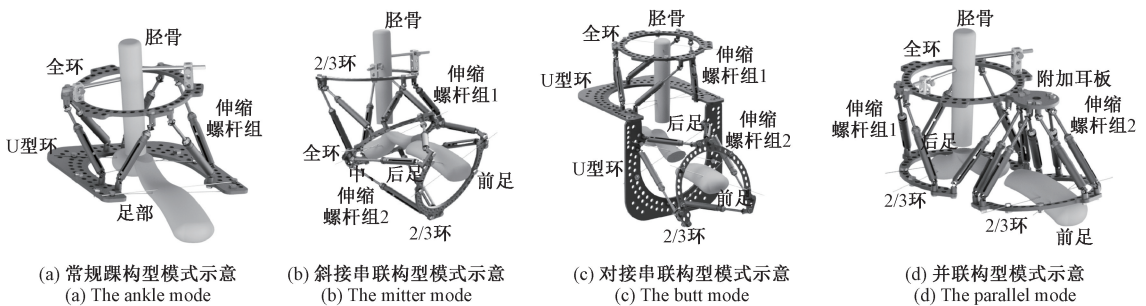


图8 不同的外固定器构型模式

Fig. 8 Different deformity correction modes

4) 并联构型模式

如图8(d)所示,并联构型模式一般包括1个与胫骨固定的完整全环,2个分别与前足和后足固定的2/3环,12根伸缩螺杆以及1个与全环相连的附加耳板。此模式同样也将患者前足和后足考虑为两个独立单元并利用两组六轴外固定器进行矫形,其中一组通过6根螺杆将全环与2/3环相连以用于治疗后足畸形,在对其调整方案进行计算时,胫骨和后足均可作为参考骨段;而另一组则通过剩下的6根螺杆将附加耳板与2/3环连接并用于前足畸形矫正,对该组六轴外固定器的调整方案进行计算时通常会选择前足作为参考骨段。

2 实 验

依据基于神经网络的矫形调整原理和不同模式下的调整方案计算方法,本文采用VTK技术构建了如图9所示的足踝矫形调整方案计算机辅助设计软件。在该软件中,通过输入初始螺杆长度、畸形参数、安装参数以及其他相关治疗参数,可得6根伸缩螺杆的长度变化序列即矫形器调整方案,同时给出方案中每组螺杆的调整顺序。借助该软件开展了临床足踝畸形矫正实验,分别对本文方法的普适性和有效性进行了验证。

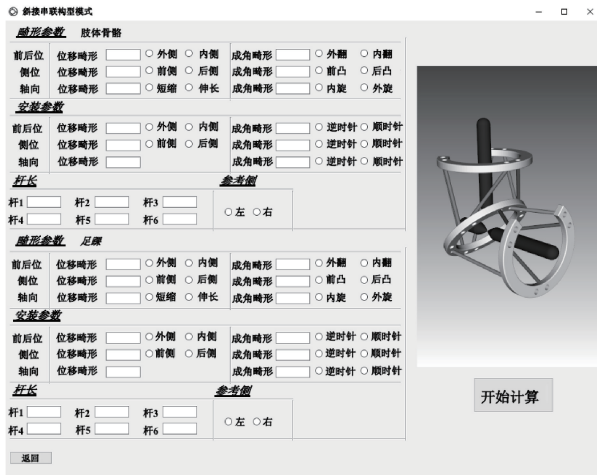


图9 基于VTK的足踝畸形调整方案计算机辅助设计工具

Fig. 9 Computer aided tools for designing deformity correction scheme based on VTK

2.1 普适性验证

为了验证矫形调整原理的计算方法具有普遍的适用性,需要考虑不同类型的足踝畸形,并在对应的构型模式下对各畸形病例开展矫正实验。但由于不同形式的足踝畸形疾病发生的概率差别很大且病例样本有限,在临床应用中一些矫形器构型模式的治疗案例较为少见。

因此在开展普适性验证实验时,通过设计如图10所示的人造骨模型以模拟不同类型的足踝畸形,在对应构型模式下对矫形器进行安装、对矫形调整方案进行计算并开展畸形矫正模拟。为每种构型模式各设计了2组人造骨模型并进行了相应的实验,模拟矫正后的残余畸形结果如表2所示。

2.2 有效性验证

相较传统的六轴外固定器调整方案计算方法,基于神经网络的方案考虑了矫形器构型每一次变化时伸缩螺

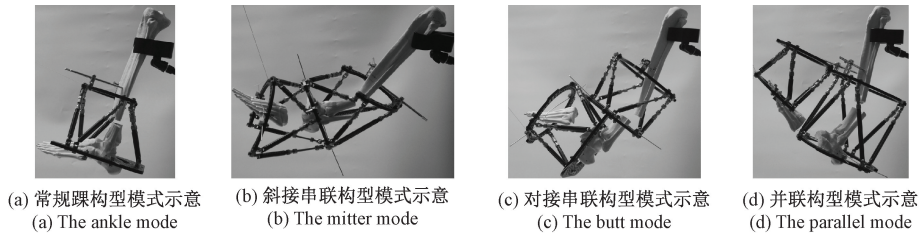


图10 不同构型模式下开展模拟足踝畸形矫正实验示意

Fig. 10 Simulated ankle deformity correction experiments under different configuration modes

表2 模拟足踝畸形矫正实验相关参数及实验结果

Table 2 Parameters and results in deformity correction simulation experiments

残余畸形	常规踝构型模式		斜接串联构型模式				对接串联构型模式				并联构型模式			
	组1	组2	组3		组4		组5		组6		组7		组8	
位置	-	-	近	远	近	远	近	远	近	远	近	远	近	远
D_x/mm	0	0	0	2.5	0	-1.0	0	2.0	0	1.5	0	-1.0	0	0
$D_{rx}/(^{\circ})$	1.2	0	0	0	1.9	1.1	0	1.4	0	0	2.3	0	0	0
D_y/mm	0	-2.1	2.3	0	0	0	0	0	1.0	0	1.2	-2.7	0	2.1
$D_{ry}/(^{\circ})$	0	0	-1.5	0	0	0	-1.2	0	0	-2.3	0	0	1.3	3.3
D_z/mm	0	0	0	2.6	1.6	0	0	0	0	0	1.4	0	1.7	-1.5
$D_{rz}/(^{\circ})$	0	0	0	-2.7	0	0	2.3	0	0	0	0	0	1.9	0

杆的调整顺序,以形成最理想的外固定器运动轨迹,同时缓解治疗过程中患者的疼痛感并改善治疗体验。为了验证其有效性,将基于神经网络的六轴外固定器足踝调整方案及相关计算机三维辅助设计软件应用于5组临床畸形矫正的案例中,某治疗案例中患者的畸形参数和六轴外固定器参考环的安装参数分别如表3、4所示,利用计算机辅助软件生成的含螺杆调节顺序的调整方案如表5

所示。在治疗过程中对患者畸形患处定期拍摄如图11所示的X线片以检查治疗效果并跟踪记录足踝畸形状态和矫形器结构状态,可将这些作为判断本文方法有效性的依据。

对螺杆调节顺序进行优化后,按调整方案开展矫形治疗时,对照环在整个治疗过程中位置和姿态的变化轨迹以及对应的局部子节点轨迹分别如图12(a)、(b)所

表 3 某治疗案例中患者的畸形参数

Table 3 Deformity parameters of one case

测量方位	位移	成角
正位	0	外翻 2°
侧位	前侧 2 mm	屈曲 7°
轴位	短缩 8 mm	0°

表 4 某治疗案例中矫形器参考固定环的安装参数

Table 4 Mounting parameters of one case

测量方位	位移	成角
正位	外侧 18 mm	0°
侧位	后侧 24 mm	逆时针 3°
轴位	近端 99 mm	内旋 5°

表 5 含螺杆调节顺序的六轴外固定器调整方案示意

Table 5 Deformity correction scheme including struts adjustments sequences

组号	杆 1	杆 2	杆 3	杆 4	杆 5	杆 6	螺杆顺序
1	183	193	166	151	141	196	4 5 6 3 1 2
2	183	193	167	153	143	197	4 5 6 3 1 2
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
10	185	194	172	168	160	208	4 5 6 3 1 2

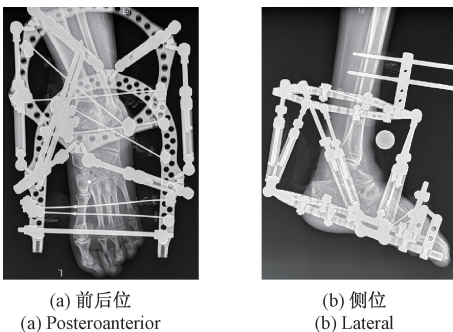


图 11 用于畸形诊断的足踝 X 线片
Fig. 11 X-ray images for deformity diagnosis

示。为了对比传统方法以体现本文方法的优越性,在图 12 中同时提供了按传统顺序进行螺杆长度调节时对照环的位姿变化轨迹。由图 13 可知,每一次变化矫形器构型后子节点位置和姿态轨迹在不同方法下的累积偏移量。

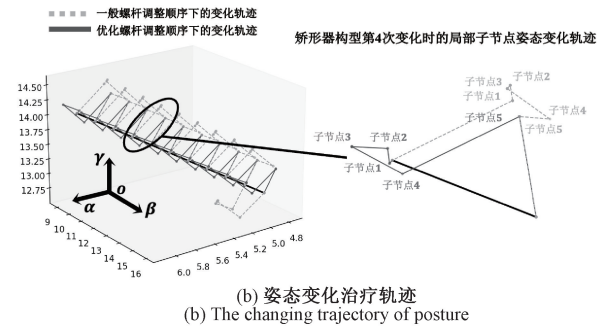
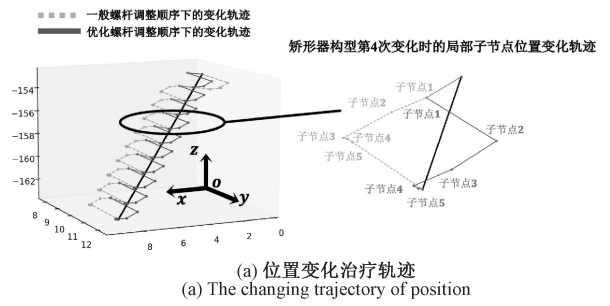


图 12 对照环位置和姿态变化轨迹
Fig. 12 The changing trajectory of position and posture about corresponding ring

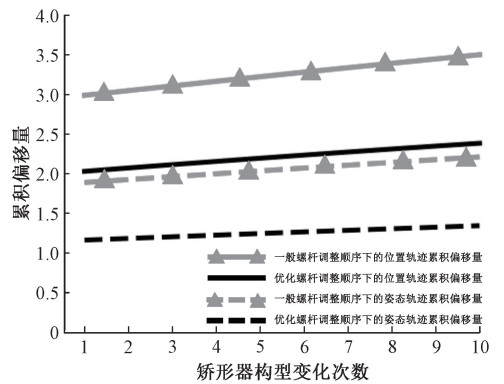


图 13 子节点位置和姿态轨迹的累积偏移量
Fig. 13 The changing trajectory of position and posture about sub-points

3 结果与讨论

根据各组成骨模型的模拟足踝畸形,在对六轴外固定器的构型模式进行确定后,可以基于计算机辅助软件生成调整方案。在不同的实验案例中,各矫正治疗目标均可实现,并可获得如表 2 所示的理想残余畸形^[24-26],平均残余位移畸形小于 1 mm 且平均残余成角畸形小于 1°。验证了本文有关矫形器调整方案的分析和基于神经网络的矫形调整原理的普适性,可用于矫形治疗不同形式的足踝畸形。在有效性验证的实验中,对伸缩螺

杆调节顺序进行优化后获得的对照环位姿变化轨迹,要比传统螺杆调节顺序下产生的结果更逼近理想轨迹,优化后的位置轨迹偏移量和姿态轨迹偏移量分别减少了31%和19%,从而可以有效得缓解患者的疼痛感并改善治疗体验。

4 结 论

针对应用于足踝畸形矫正治疗的六轴外固定器,提出了基于神经网络的计算机辅助调整方案分析及计算方法,同时考虑了伸缩螺杆调节顺序对矫形器位置和姿态变化轨迹的影响。在对六轴外固定器进行运动学分析的基础上,讨论了常规踝构型模式、斜接串联构型模式、对接串联构型模式以及并联构型模式等在内不同的足踝畸形矫正模式。经过临床普适性和有效性实验,验证了有关六轴外固定器调整方案的分析 and 设计方法的合理性,证明了其不仅可以保证不同类别畸形疾病的矫正效果,还可以优化矫形器的位姿变化轨迹,进而缓解患者在矫形过程中的不适感并降低治疗风险。

伦理声明:本研究通过了江苏省盐城市第一人民医院伦理委员会的审批(伦审号:【2021】-(K-54))

参 考 文 献

- [1] 舒衡生. Ilizarov 技术在下肢创伤的基础和临床研究[D]. 天津:天津医科大学, 2009.
SHU H SH. Basical and clinical resraech of Ilizarov method on the lower limb trauma [D]. Tianjin: Tianjin Medical University, 2009.
- [2] 杨敬, 王强, 朱伟, 等. 泰勒空间外架技术结合足部“U”形截骨治疗创伤后马蹄内翻足畸形[J]. 骨科, 2021, 12(3):200-205.
YANG J, WANG Q, ZHU W, et al. Correction of posttraumatic talipes equinovarus deformity with Taylor spatial frame and scythe-shaped osteotomy [J]. Department of Orthopaedics, 2021, 12(3):200-205.
- [3] 花奇凯, 秦泗河, 赵良军, 等. Ilizarov 技术胫骨横向骨搬运术治疗糖尿病足[J]. 中国矫形外科杂志, 2017, 25(4):303-307.
HUA Q K, QIN S H, ZHAO L J, et al. Transverse tibial bone transport by Ilizarov technique for treatment of diabetic foot [J]. Orthopedic Journal of China, 2017, 25(4):303-307.
- [4] 董长红, 蒋守海, 徐明亮, 等. Ilizarov 技术结合跗骨 V 形截骨治疗创伤性马蹄内翻足[J]. 中国修复重建外科杂志, 2015, 29(12):1474-1477.
DONG CH H, JIANG SH H, XU M L, et al. Ilizarov technology combined with tarsal V-Shape osteotomy for treatment of traumatic clubfoot [J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2015, 29(12):1474-1477.
- [5] 秦泗河, 郭保逢, 任龙喜, 等. 有限矫形手术与 Ilizarov 技术治疗青少年先天性马蹄内翻足[J]. 中国修复重建外科杂志, 2012, 26(1):31-35.
QIN S H, GUO B F, REN L X, et al. Limited operations and Ilizarov technique for correction of congenital clubfoot in adolescents [J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2012, 26(1):31-35.
- [6] 张子阳, 臧建成, 秦泗河. Ilizarov 技术治疗烧伤后马蹄内翻足畸形[J]. 中国修复重建外科杂志, 2018, 32(2):178-181.
ZHANG Z Y, ZANG J CH, QIN S H. Effectiveness of Ilizarov technique in treatment of clubfoot after burns[J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2018, 32(2):178-181.
- [7] 刘红顺, 周细作, 康庆林. 泰勒支架矫正踝关节周围畸形[J]. 中国矫形外科杂志, 2018, 26(7):663-666.
LIU H SH, ZHOU X Z, KANG Q L. Taylor spatial frame using for deformity correction around ankle [J]. Orthopedic Journal of China, 2018, 26(7):663-666.
- [8] DORON K, MARK E. Clinical utility of the Taylor spatial frame for limb deformities [J]. Orthopedic Research and Reviews, 2017, 9: 51-61.
- [9] BASHA K, ALAWADHI A, ALYAMMAHI M, et al. Comparison of three circular frames in lower limb deformity correction: A biomechanical study [J]. Cureus, 2022, 14(5): e25271.
- [10] EUGEN R, ROBERT R, GOSHEGER G, et al. Deformity correction and extremity lengthening in the lower leg: Comparison of clinical outcomes with two external surgical procedures [J]. SpringerPlus, 2016, 5(1): 2003.
- [11] DABASH S, POTTER E, CATLETT G, et al. Taylor spatial frame in treatment of equinus deformity [J]. Strategies in Trauma and Limb Reconstruction, 2020, 15(1):28-33.
- [12] WROTSLAVSKY P, KRIGER S J, HAMMER-NAHMAN S M, et al. Computer-assisted gradual correction of

- charcot foot deformities: An in-depth evaluation of stage one of a planned two-stage approach to charcot reconstruction [J]. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 2020, 59(4): 841-848.
- [13] LIU Y, YUSHAN M, LIU Z, et al. Application of elliptic registration and three-dimensional reconstruction in the postoperative measurement of Taylor spatial frame parameters[J]. *Injury*, 2020, 51(12): 2975-80.
- [14] 孙昊, 张习帅, 陈建文, 等. 基于蚁群算法的骨外固定器处方优化[J]. *仪器仪表学报*, 2018, 39(10): 232-240.
- SUN H, ZHANG X SH, CHEN J W, et al. Optimization of electronic prescription for parallel external fixator based on ant colony algorithm[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2018, 39(10): 232-240.
- [15] 关升升, 杜辉, 秦泗河. 计算机辅助环形外固定器在足踝外科中的临床进展[J]. *中华骨与关节外科杂志*, 2021, 14(6): 572-576.
- GUAN SH SH, DU H, QIN S H. Application and development of Ilizarov technique in foot and ankle surgery[J]. *Chinese Journal of Bone and Joint Surgery*, 2021, 14(6): 572-576.
- [16] 葛韵斐, 张氢, 孙远韬. 多畸形矫正模式下的六轴外固定支架调整方案计算方法研究[J]. *机械设计*, 2021, 38(5): 10-18.
- GE Y F, ZHANG Q, SUN Y T. Research on the method of calculating the adjustment schedule of hexapod external frames under multiple deformity-correction modes [J]. *Journal of Machine Design*, 2021, 38(5): 10-18.
- [17] SHABANA A A. *Dynamics of multibody systems* [M]. Berlin: Springer-Verlag, 2005.
- [18] 曲展龙. 六自由度并联机构的仿真与结构优化[D]. 黑龙江: 哈尔滨工业大学, 2013.
- QU ZH L. Simulation and optimization of 6-dof stewart parallel manipulator [D]. Heilongjiang: Harbin Institute of Technology, 2013.
- [19] 王亚洲, 徐佳, 康庆林. Taylor 空间支架的临床应用进展 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2014, 22(19): 1773-1777.
- WANG Y ZH, XU J, KANG Q L. Clinical application progress of Taylor spatial frame [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2014, 22(19): 1773-1777.
- [20] 谢志江, 李星君, 李诚, 等. 位移补偿 BP 神经网络的 3-PPR 并联机构的正解研究 [J]. *计算机集成制造系统*, 2015, 21(7): 1804-1809.
- XIE ZH J, LI X J, LI CH, et al. Forward kinematics of 3-PPR Parallel mechanism based on displacement compensation of BP neural network [J]. *Computer Integrated Manufacturing Systems*, 2015, 21(7): 1804-1809.
- [21] TOQUICA J S, OLIVEIRA P S, SOUZA W, et al. An analytical and a deep learning model for solving the inverse kinematic problem of an industrial parallel robot [J]. *Computers & Industrial Engineering*, 2020: 106682.
- [22] 王启明, 苏建, 张兰, 等. 基于 L-M 算法的正交 Stewart 平台位姿正解的初值补偿 [J]. *吉林大学学报 (工学版)*, 2017, 47(1): 97-104.
- WANG Q M, SU J, ZHANG L, et al. Forward kinematics of orthogonal Stewart platform based on L-M algorithm [J]. *Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition)*, 2017, 47(1): 97-104.
- [23] 林杰克, 施光林, 汤澍. 改进型 BP 神经网络的 3-UPS-RCR 并联机构位置正解 [J]. *机械设计与研究*, 2020, 36(3): 30-34, 49.
- LIN J K, SHI G L, TANG SH. Forward kinematics solution analysis of 3-UPS-RCR parallel mechanism based on improved BP neural network [J]. *Machine Design and Research*, 2020, 36(3): 30-34, 49.
- [24] WEI M, CHEN J, GUO Y, et al. The computer-aided parallel external fixator for complex lower limb deformity correction [J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2017, 12(12): 2107-2117.
- [25] PALEY D, HERZENBERG J E, TETSWORTH K, et al. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies [J]. *Orthopedic Clinics of North America*, 1994, 25(3): 425-465.
- [26] YUNFEI G, QING Z, YUANTAO S, et al. Optimization of deformity correction modes and their control methods for hexapod robot based external fixator [C]. Capetown: 2021 IEEE 12th International Conference on Mechanical and Intelligent Manufacturing Technologies (ICMIMT), 2021: 270-276.

作者简介



葛韵斐,2017年于兰州理工大学获得学士学位,现为同济大学博士研究生,主要研究方向为智能外固定矫形系统、并联机器人以及医学图像处理。

E-mail: yunfei_ge@tongji.edu.cn

Ge Yunfei received his B. Sc. degree from Lanzhou University of technology in 2017. He is currently a Ph. D. candidate at Tongji University. His main research interests include intelligent system of external fixators, parallel manipulator and medical image processing.



张氢,1989年于武汉理工大学(原武汉交通科技大学)获得学士学位,分别在1990年和1999年于武汉理工大学获得硕士和博士学位,现为同济大学机械与能源工程学院教授,主要研究方向为智能优化设计与智能康复和矫形医疗器械系统研发等。

E-mail: zhqing_tj@126.com

Zhang Qing received his B. Sc. degree, M. Sc. degree and Ph. D. degree all from Wuhan University of Technology in 1989,

1990, and 1999, respectively. He is currently a professor in the College of Mechanical Engineering at Tongji University. His main research interests include intelligent rehabilitation and deformity correction medical system and intelligent optimization design.



沈义东(通信作者),2010年于南京医科大学获得学士学位,2019年于天津医科大学获得硕士学位。现为江苏省盐城市第一人民医院骨科主治医师,主要研究方向为:Ilizarov技术、泰勒空间支架技术、肢体畸形矫正与重建。

E-mail: easternshen@163.com

Shen Yidong (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Nanjing Medical University in 2010, and received his M. Sc. degree from Tianjin Medical University in 2019. He is currently the attending physician of the Department of Orthopedics of the First People's Hospital of Yancheng City, Jiangsu Province. His main research interests include Ilizarov technology, Taylor spatial frame technology and correction and reconstruction of limb deformity.