

DOI:10.11784/tdxbz202503005

踝关节骨折康复机器人系统及其主被动康复控制方法

宋轶民¹, 刘佳琳^{1,2}, 倪沫楠³, 贺志远^{1,4}, 孙 涛¹

(1. 天津大学机构理论与装备设计教育部重点实验室, 天津 300350;

2. 通用技术集团机床工程研究院(天津)有限公司, 天津 300400;

3. 天津市医疗器械质量监督检验中心, 天津 300384; 4. 天津大学浙江国际创新设计与智造研究院, 绍兴 312077)

摘 要: 踝关节骨折术后的康复训练对恢复患者踝关节的正常生理功能至关重要。然而, 传统康复方法存在康复医师短缺、人力成本高及锻炼效果不佳等问题。随着现代医学与机器人学的交叉融合, 康复机器人技术得到了广泛关注和应用。现有的踝关节康复机器人及其训练方法主要面向神经损伤康复, 难以满足骨折康复的需求。为满足不同踝关节骨折患者在不同康复阶段的训练需求, 本文开发了一种踝关节骨折康复机器人系统, 并提出了被动和主动康复训练方法。首先, 基于 R-3RRS-P 混联结构设计了踝关节骨折康复机器人, 并开发了机器人控制系统来完成机器人运动调试、康复训练设置、实时信息显示以及安全配置等功能。基于机器人逆运动学, 设计了位置控制器并提出了被动康复训练方法, 能够根据患者的骨折情况设置个性化的训练范围。在主动康复方面, 结合六维力传感器、位置控制器和导纳控制器, 设计了自主活动训练和抗阻训练两种模式, 能够根据患者的活动范围和力量参数, 个性化设置导纳控制器参数。最后, 选取健康受试者开展被动和主动康复训练试验。结果表明, 机器人具有良好的跟踪性能, 各康复训练模式均能达到设计效果, 验证了踝关节骨折康复机器人系统及其康复训练方法的安全性和可行性。

关键词: 踝关节骨折康复机器人; 并联机构; 被动康复; 主动康复

中图分类号: TP242.6

文献标志码: A

文章编号: 0493-2137(2026)07-0665-12

Ankle Fracture Rehabilitation Robot System and Active/Passive Rehabilitation Control Methods

Song Yimin¹, Liu Jialin^{1,2}, Ni Monan³, He Zhiyuan^{1,4}, Sun Tao¹

(1. Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design of Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300350, China; 2. Genertec Machine Tool Engineering Research Institute (Tianjin) Co., Ltd., Tianjin 300400, China; 3. Tianjin Medical Devices Quality Supervision and Testing Center, Tianjin 300384, China; 4. International Institute for Innovative Design and Intelligent Manufacturing of Tianjin University in Zhejiang, Shaoxing 312077, China)

Abstract: Rehabilitation training following ankle fractures is essential for restoring normal physiological function of the ankle joint. Traditional rehabilitation methods are limited, however, by a shortage of rehabilitation specialists, high labor expenses, and poor therapeutic outcomes. With the integration of modern medicine and robotics, rehabilitation robot technology has gained widespread attention and application. Current ankle rehabilitation robots and training methods are predominantly tailored for neurological injury rehabilitation, limiting their applicability to fracture rehabilitation. To meet the diverse training needs of ankle fracture patients across diverse rehabilitation stages, an ankle fracture rehabilitation robotic system had been developed, along with passive and active rehabilita-

收稿日期: 2025-03-04; 修回日期: 2025-04-15.

作者简介: 宋轶民 (1971—), 男, 博士, 教授, ymsong@tju.edu.cn.

通信作者: 贺志远, hezhiyuan@tju.edu.cn.

基金项目: 中国博士后科学基金资助项目 (2024M752356); 国家资助博士后研究人员计划资助项目 (GZC20231911); 天津市应用基础研究重点资助项目 (22JCZDJC00150, 22JCYBJC01670); 绍兴市基础公益专项项目 (2024A14003); 机构理论与装备设计教育部重点实验室(天津大学)开放基金.

Supported by the China Postdoctoral Science Foundation (No. 2024M752356), the Postdoctoral Fellowship Program of CPSF (No. GZC20231-911), the Key Project of Applied Basic Research of Tianjin, China (No. 22JCZDJC00150, No. 22JCYBJC01670), the Basic Public Welfare Research Project of Shaoxing (No. 2024A14003), the Open Foundation of the Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design of Ministry of Education (Tianjin University).

tion training methods. First, an ankle fracture rehabilitation robot based on the R-3RRS-P hybrid structure and a robotic control system were developed. The control system facilitated robot motion calibration, rehabilitation training configuration, real-time data display, and implementation of safety protocols. A position controller based on the robot's inverse kinematics was implemented to support passive rehabilitation training, allowing individualized adjustment of the training range based on the patient's fracture condition. For active rehabilitation, active range of motion training and resistance training modes were developed by integrating a six-dimensional force sensor with a position controller and an admittance controller. These modes enable individualized adjustment of the admittance controller parameters based on the patient's range of motion and strength parameters. Finally, experiments using both passive and active rehabilitation training were conducted with healthy participants. The results indicate that the robot demonstrates excellent tracking performance, and all rehabilitation training modes successfully achieve the intended outcomes. These findings confirm the safety and feasibility of the ankle fracture rehabilitation robotic system and its associated training methods.

Keywords: ankle fracture rehabilitation robot; parallel mechanism; passive rehabilitation; active rehabilitation

踝关节作为人体下肢运动链的关键承重关节,具有复杂的生物力学特性与运动协调功能,是创伤性骨折的高发部位. 流行病学调查数据显示,踝关节骨折年发病率已达到 0.179%^[1],形成显著的社会医疗负担. 临床研究表明,踝关节骨折后及时开展系统性康复干预对预防关节僵硬黏连、创伤性关节炎、深静脉血栓形成等继发性功能障碍具有关键作用,同时能有效促进踝关节运动功能的重建^[2-3].

然而,传统康复方式采用“一对一”手法治疗,严重依赖医师经验,难以实现关节活动度与肌力恢复的精准量化. 同时,目前康复医师严重短缺,导致患者治疗连续性受损,影响康复效果. 在此背景下,智能康复机器人技术通过多维度运动参数调控、生物反馈机制整合及训练过程数字化记录等特性,为踝关节骨折康复提供了精准化解决方案. 该技术不仅能实时监测关节活动轨迹,还可基于生物力学模型动态调整训练强度,显著提高康复治疗的科学性与可重复性.

踝关节是由距膝关节 (talocrural joint, TC) 和距下关节 (subtalar joint, ST) 两个独立关节构成的复合关节系统. 从运动学角度分析,踝关节可实现 3 个自由度的运动: 跖屈/背屈运动由 TC 独立完成; 内翻/外翻运动由 ST 独立完成; 而内收/外展则是一种复合运动模式,需要 TC 和 ST 协同作用,并伴有胫腓骨的旋转运动^[4-5]. 在运动学建模研究方面, Dul 等^[6]提出的踝关节运动学模型具有较高的准确性,该模型将踝关节简化为两个旋转关节的串联结构,分别对应 TC 和 ST,且两者的旋转轴为空间不相交直线. 基于上述运动学特征,研究者们开发了多种类型的踝关节康复机器人. 早期研究中的康复机器人设计^[7-8]存在明显的局限性: 患者踝关节需固定在机器人动平台上方,但由于机器人的运动中心难以与患者踝关节运动中心精确重合,在康复训练过程中易导致患者踝关节

发生意外位移^[9],增加了二次损伤的风险. 针对这一问题,后续研究对机器人结构进行了优化改进^[10-12],通过机械设计实现了机器人运动中心与踝关节运动中心的对准. 然而,这些改进方案仍将踝关节简化为单一的球铰链结构,未能完全符合踝关节的实际运动学特征. Chen 等^[13]考虑模拟踝关节的不同运动轴,提出一种 3-PUU/R 踝关节康复机构. Zhang 等^[14-15]进一步基于解剖结构提出踝关节的等效模型,并设计了多种踝关节康复机器人构型. 值得注意的是,踝关节骨折患者的局部解剖结构已发生病理性改变,这对康复机器人的运动模拟精度提出了更高要求,需要精准地复现踝关节的生理运动特征,以确保康复训练的安全性和有效性.

踝关节康复训练主要可分为被动康复和主动康复两种模式^[16-17]. 现有基于踝关节康复机器人的康复训练方法多聚焦于神经损伤康复领域,而对骨折康复的适用性研究相对不足. 在被动康复方面,现有研究主要通过预设机器人运动轨迹进行训练^[18-19]. Jamwal 等^[20-21]针对神经损伤康复,采用阻抗控制方法调节机器人辅助程度,实现了患者参与度可调的康复训练. Dong 等^[22]开发了基于导纳控制的被动柔顺训练系统,可根据患者肌力实时调整预定轨迹,提升了训练安全性. Zhang 等^[23]的研究同样基于导纳控制,通过动态调节机器人柔顺性来应对大角度运动时的交互力矩变化,进一步提高了被动康复的安全性. Li 等^[24]开发了单轴和多轴被动康复训练,设计了多种被动康复轨迹. 由于神经损伤患者的踝关节生理结构保持完整,这些方法在神经损伤康复中具有较好的适应性. 然而,对于踝关节骨折患者而言,其生理结构已遭受破坏,且目前康复训练主要依赖临床经验,存在康复不当导致二次损伤的风险. 考虑到踝关节骨折分型众多,前期被动康复应根据患者具体骨折

类型制定个性化的训练范围, 以实现安全的康复训练^[25]. 在主动康复方面, 不同训练模式可产生差异化的康复效果. Saglia 等^[19]基于位置控制实现了等长训练, 并利用导纳控制开发了等张训练模式, 同时设计了辅助控制方案用于主动活动度训练. Yoon 等^[18]通过调节阻抗参数, 开发了等长、等张和等速训练模式. Dong 等^[22]基于导纳控制实现了等张训练和主动训练模式. Li 等^[24]同样基于导纳控制实现了主动康复训练. Sun 等^[26]提出了恒力矩训练与组合训练模式, 用于中风患者的脚踝康复. 而踝关节骨折患者的运动控制能力良好, 康复过程中应以主动康复为主, 康复训练重点在于生理功能的康复, 更注重踝关节活动度和力量的恢复. 因此, 应开发多样化的训练模式以满足不同的康复需求, 并充分考虑患者间活动范围与力量水平的个体差异, 实现个性化参数设置, 同时确保训练过程的安全性.

针对现有踝关节康复机器人存在的局限性, 本团队研发了一种基于 R-3RRS-P 混联结构的踝关节骨折康复机器人^[27]. 该机器人能够准确模拟踝关节真实运动学特征, 在保持脚踝空间位姿不变的情况下切换运动轴, 分别实现与踝关节 TC 轴和 ST 轴的精准匹配, 从而完成绕 TC 轴的跖屈/背屈训练和绕 ST 轴的内翻/外翻的训练, 提高了对骨折康复的适用性和安全性. 基于该康复机器人平台, 本研究开发了相应的机器人控制系统, 并提出了主、被动康复训练方法. 在被动康复训练方面, 采用位置控制策略, 设计了可定制的康复训练轨迹, 能够根据患者个体化的骨折情况, 设置相应的被动康复训练范围. 在主动康复训练方面, 整合六维力传感器、位置控制器和导纳控制器, 开发了自主活动训练和抗阻训练两种模式, 并实现了基于患者个体活动范围和力量参数的个性化训练. 最后通过受试者试验, 验证了踝关节骨折康复机器人系统及其康复训练方法的安全性和可行性.

1 踝关节骨折康复机器人系统

1.1 机器人机械结构

踝关节骨折康复机器人采用 R-3RRS-P 混联结构, 如图 1 所示, 主要由机座、减速转台、转动平台、3 条 RRS 支链和动平台构成. 其中, 动平台配有带可调节挡板的脚踏板, 用于固定患者脚踝. 在患者脚踝中心调整时, 步进电机 V 通过动平台内部的齿轮传动和同步带机构, 将动力分配至 3 个输出轴, 各输出轴通过联轴器驱动梯形丝杠转动, 从而实现动平台的垂

直升降. 每条 RRS 支链的球副与梯形丝杠的滑块相连, 其中球副由 1 个万向节和 1 个转动副组成. 转动平台、3 条 RRS 支链和动平台构成 3-RRS 并联机构, 该机构具有 1 个移动和 2 个转动自由度. 此外, 固定在机座上的减速转台为 3-RRS 并联机构提供支撑, 并额外增加 1 个转动自由度. 通过这种结构设计, 机器人整体实现了 1 个移动和 3 个转动自由度.

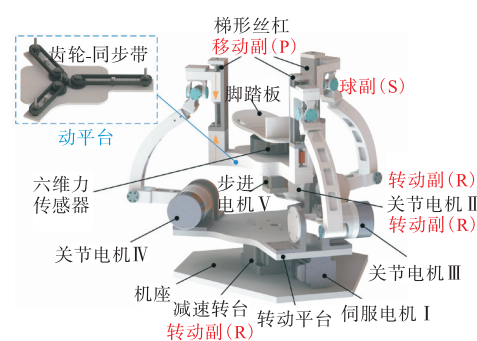


图 1 踝关节骨折康复机器人模型

Fig.1 Model of ankle fracture rehabilitation robot

该康复机器人具有 3 个转动自由度, 可实现绕任意空间轴的旋转运动, 从而精确模拟踝关节绕 TC 轴的跖屈/背屈运动和绕 ST 轴的内翻/外翻运动, 更适用于骨折术后康复. 机器人运动范围为绕踝关节 TC 轴 $-25^{\circ} \sim 45^{\circ}$, 绕踝关节 ST 轴 $-25^{\circ} \sim 25^{\circ}$. 通过调节动平台的高度, 机器人能够适应不同脚踝高度的患者, 确保机器人运动中心与踝关节运动中心重合, 适应脚踝高度为 55 ~ 88 mm. 在运动控制方面, 通过协调控制关节电机 II ~ IV 和步进电机 V, 机器人能够在维持踝关节空间位姿不变状态下实现机器人运动轴的动态切换, 以准确匹配踝关节 TC 轴和 ST 轴. 这一设计不仅能真实地模拟踝关节复杂的运动模式, 而且在切换转轴的同时避免了踝关节的移动, 有效防止踝关节骨折后生理结构的二次破坏, 提高了机器人对骨折康复的适用性和训练的安全性, 更好地满足踝关节骨折康复的临床需求.

1.2 控制系统硬件组成

机器人控制系统的硬件组成包括: 伺服电机 I 配备伺服驱动器, 并通过减速转台实现动力传递; 关节电机 II ~ IV 采用关节模组直接与 RRS 支链的驱动关节相连; 步进电机 V 配备步进驱动器, 并通过行星减速器将动力传递至动平台. 脚踏板下方安装有六维力传感器, 用于测量交互力和力矩. 控制系统采用 EtherCAT 通信协议, 运动控制器作为主站, 控制精度为 0.01° . 自主开发上位机软件, 采用无线传输模块基于 TCP/IP 协议与运动控制器实现无线通信, 经测

试通信距离可达 20 m.

1.3 康复训练软件设计

1.3.1 主界面

软件主界面由单轴调试、踝关节康复设置和机器人运动 3 个功能模块组成,如图 2 所示. “连接”按钮用于建立上位机和控制器的通讯连接. 单轴调试模块可实现对各驱动关节的运动控制,机器人运动模块则用于机器人动平台位姿的调整. 在踝关节康复设置模块中,机器人初始化后可设置患者脚踝相关参数,完成踝关节与动平台的相对位姿校准. 之后用户可根据需求进入被动康复或主动康复界面. 此外,界

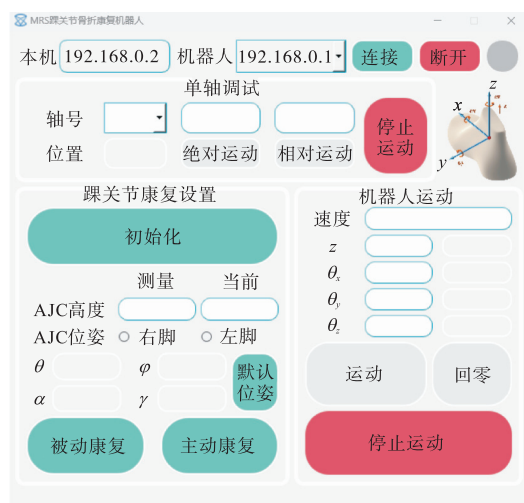


图 2 康复训练软件主界面

Fig.2 Main interface of the rehabilitation training software

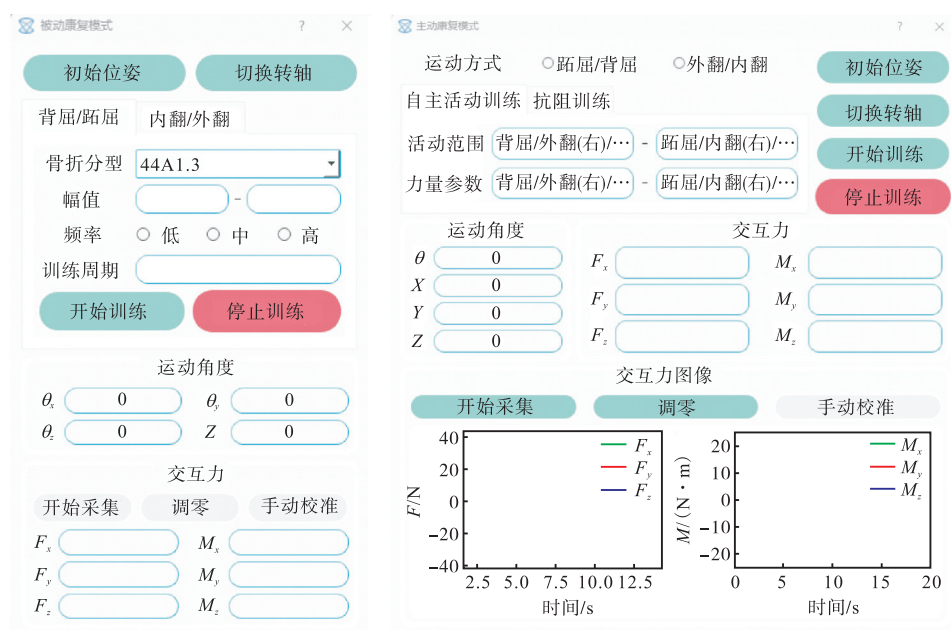
面设有“停止运动”按钮,可实现紧急制动,确保人机交互的安全性.

1.3.2 被动康复界面

被动康复界面包含训练参数设置、安全控制和实时反馈 3 个功能区域,如图 3(a)所示. 在训练参数设置区域,可自定义训练范围或根据患者骨折分型匹配预设范围,并设置训练频率和周期. “开始训练”用于启动康复训练,“初始位姿”用于机器人复位,“切换转轴”用于机器人运动中心在背屈/跖屈和内翻/外翻训练之间切换. 安全控制上设有“停止训练”按钮,可在紧急情况下终止训练. 此外,界面可实时显示机器人运动角度和人机交互力数据,为医师提供客观评估依据,便于调整训练方案.

1.3.3 主动康复界面

主动康复界面集成训练模式选择、安全控制和实时监测功能模块,如图 3(b)所示. 在训练模式上提供自主活动训练和抗阻训练,每种模式均支持个性化设置活动范围和力量水平等关键参数. 界面同样设有“开始训练”、“初始位姿”和“切换转轴”3 个按钮,与被动康复界面对应的按钮功能相同. 安全控制上,除了设置“停止训练”按钮以外,机器人还将严格限制踝关节在预设活动范围内运动,且当交互力矩超过设定阈值时暂停训练. 界面不仅实时显示机器人运动角度和人机交互力数据,还引入了图像显示功能,可直观反映患者主动施力情况.



(a) 被动康复界面

(b) 主动康复界面

图 3 康复训练界面

Fig.3 Interface used for rehabilitation training

2 被动康复训练方法

在踝关节骨折患者的前期康复阶段, 由于患者主动运动能力不足或关节活动度受限, 需要机器人辅助进行被动康复训练, 完成活动度的恢复. 本系统采用的被动康复训练方法, 如图 4 所示, 主要包含以下步骤: 首先, 基于患者的个体情况, 设置不同的康复训练范围, θ_+ 和 θ_- 分别表示绕踝关节 TC 轴和 ST 轴正方向和负方向的最大运动范围; 随后根据康复需求设计相应的被动康复训练轨迹 θ_p , 并将其输入位置控制器, 实现对机器人运动的精确控制. q_d 和 q 分别表示各关节电机的期望位置和实际位置, e 表示实际与期望位置的偏差. 该被动康复方法考虑了不同患者不同骨折类型需设置的安全训练范围, 避免了踝关节生理结构的二次破坏, 增强了康复训练的安全性和个性化程度, 为患者前期活动度恢复提供了可靠保障.

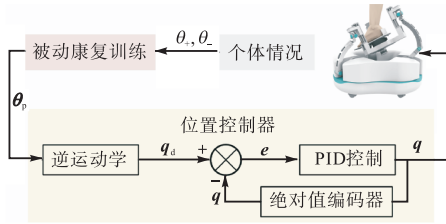


图 4 被动康复训练方法

Fig.4 Methods of passive rehabilitation training

2.1 位置控制器

在位置控制器中, 首先通过逆运动学算法将机器人末端执行器的期望轨迹转换为各驱动关节的期望轨迹. 随后, 基于关节电机的 PID 控制算法, 结合编码器实时反馈信息, 实现对驱动关节运动的精确控制, 确保各关节严格遵循期望轨迹运动.

机器人机构简图如图 5 所示, RRS 支链的关节中心分别用 A_i 、 B_i 和 C_i ($i=1,2,3$) 表示, $\{O\}$: O -xyz、 $\{O_q\}$: O_q - $x_q y_q z_q$ 和 $\{O_k\}$: O_k - $x_k y_k z_k$ 分别表示建立在机座的基坐标系、建立在转动平台的相对静坐标系和建立在动平台的动坐标系. 在机器人初始位姿下, $\{O\}$ 、 $\{O_q\}$ 和 $\{O_k\}$ 保持互相平行.

对于 3-RRS 并联机构部分, 参考坐标系 $\{O_k\}$ 到 $\{O_q\}$ 的变换矩阵 ${}^q R_k$ 为

$${}^q R_k = R_z(\varphi) R_y(\omega) R_x(\psi) \quad (1)$$

在参考坐标系 $\{O_q\}$ 中 B_i 的位置矢量可表示为

$${}^q B_i = r_k + {}^q R_k {}^k B_i \quad i=1,2,3 \quad (2)$$

式中: $r_k = [X \ Y \ Z]^T$, 为 O_k 在系 $\{O_q\}$ 中的位置矢量; ${}^k B_i = [b_i \cos \gamma_i \ b_i \sin \gamma_i \ 0]^T$, $\gamma_i = \pi/3 + 2\pi(i-1)/3$.

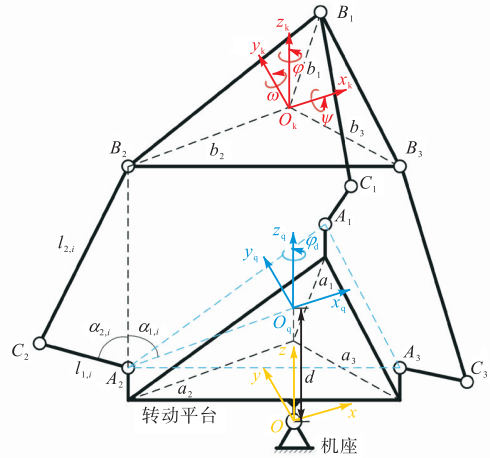


图 5 R-3RRS-P 机器人机构简图

Fig.5 Mechanism diagram of the R-3RRS-P robot

根据 3-RRS 并联机构的几何特性, 可得到

$$\tan \gamma_i = {}^q B_i(2) / {}^q B_i(1) \quad (3)$$

式中 ${}^q B_i(j)$ 为矢量 ${}^q B_i$ 的第 j 个元素. 从式 (3) 可得式 (2) 的 6 个位姿参数中 3 个未知量的约束方程为

$$\begin{cases} \varphi = \arctan \left(\frac{3b_1 \sin \omega \sin \psi}{(b_1 + 2b_2) \cos \omega + 3b_1 \cos \psi} \right) \\ X = \frac{b_1}{2} (\sin \varphi \sin \omega \sin \psi + \cos \varphi \cos \psi - \cos \varphi \cos \omega) \\ Y = b_2 \cos \omega \sin \varphi \end{cases} \quad (4)$$

式 (4) 称为 3-RRS 机构的伴随运动表达式.

另外, 由几何关系可以推导出 $\alpha_{1,i}$ 和 $\alpha_{2,i}$ 为

$$\alpha_{1,i} = \arccos \frac{A_i B_i \cdot A_i O_q}{|A_i B_i| \cdot |A_i O_q|} \quad (5)$$

$$\alpha_{2,i} = \arccos \frac{|A_i B_i|^2 + l_{1,i}^2 - l_{2,i}^2}{2|A_i B_i| l_{1,i}} \quad (6)$$

式中: $A_i B_i = {}^q B_i - {}^q A_i$; $A_i O_q = -{}^q A_i$; ${}^q A_i = [a_i \cos \gamma_i \ a_i \sin \gamma_i \ 0]^T$.

机器人绕 z 轴的角位移 φ_d 由串联的 R 副直接驱动, 同时 3-RRS 机构围绕轴线 z_k 的伴随旋转运动可通过伺服电机 I 进行动态补偿. 因此, 驱动关节的位置逆解可表示为

$$\alpha_i = \alpha_{1,i} + \alpha_{2,i} \quad i=1,2,3 \quad (7)$$

$$\alpha_4 = \varphi_d - \varphi \quad (8)$$

机器人的期望运动轨迹 $\theta_i(t)$ 可表示为

$$\theta_i(t) = [\varphi(t) \ \omega(t) \ \psi(t) \ Z(t)]^T \quad (9)$$

基于机器人的逆运动学, 可求得各关节电机的期

望运动轨迹为

$$\mathbf{q}_d(t) = [\alpha_1(t) \ \alpha_2(t) \ \alpha_3(t) \ \alpha_4(t)]^T \quad (10)$$

根据电机的编码器能够分别测量各关节电机的实际轨迹 $\alpha_{m,j}(t)$, 其中 $j=1,2,3,4$, 可表示为

$$\mathbf{q}(t) = [\alpha_{m,1}(t) \ \alpha_{m,2}(t) \ \alpha_{m,3}(t) \ \alpha_{m,4}(t)]^T \quad (11)$$

每个关节的运动误差 $e_j(t)$ 表示为

$$e_j(t) = \alpha_j(t) - \alpha_{m,j}(t) \quad (12)$$

为了使电机按照期望轨迹运动, 误差 $e_j(t)$ 被输入到关节各电机的 PID 控制器中进行计算, 即

$$\alpha_j(t) = K_p e_j(t) + K_i \int_0^t e_j(t) dt + K_d \frac{de_j(t)}{dt} \quad (13)$$

式中 K_p 、 K_i 、 K_d 分别为经过系统辨识和参数整定获得的的比例系数、积分系数和微分系数。基于这些优化参数, 位置控制器能够精确调节各关节运动, 最终实现机器人末端执行器对期望轨迹的准确跟踪。

2.2 被动康复训练轨迹设计

Ni 等^[25]的研究指出, 不同分型的踝关节骨折患者在术后被动康复阶段需要采用差异化的安全活动范围。基于这一发现, 本系统设计的被动康复训练轨迹具备可调节性, 能够根据患者个体化的骨折类型和康复情况进行动态调整。机器人辅助被动康复训练轨迹的具体设计为

$$\theta_p(t) = \mu \sin[2\pi f(t+t_0)] - \lambda \quad (14)$$

式中: $\mu = |\theta_+ + \theta_-|/2$; $\lambda = |\theta_+ - \theta_-|/2$, θ_+ 和 θ_- 可根据不同患者的情况进行设置; $t_0 = \arcsin(\lambda/\mu)/(2\pi f)$; f 为轨迹的频率。在康复训练过程中, 系统采用以下角度定义: 跖屈/背屈训练时, θ_+ 表示跖屈角度, θ_- 表示背屈角度; 外翻/内翻训练时, θ_+ 为内翻角度, θ_- 为外翻

角度。为确保训练过程平稳舒适, 机器人运动轨迹采用正弦函数规划。这种设计有效避免了速度与加速度的突变对患者脚踝的机械冲击, 提高了康复训练的舒适性和安全性。

3 主动康复训练方法

在踝关节骨折康复过程中, 患者运动控制能力良好, 应以主动康复训练为主, 进行系统的功能康复, 以促进骨折后踝关节正常生理功能的恢复。如图 6 所示, 本系统所采用的主动康复训练方法由位置控制器、导纳控制器、主动康复训练模块和参数设置模块 4 个核心部分组成。踝关节骨折康复过程中, 康复训练的重点随康复阶段而变化: 前期一般以恢复关节活动度为主, 活动度恢复后则侧重于力量训练^[26]。根据患者不同康复阶段的需求, 设计了两种主动康复训练模式: 自主活动训练和抗阻训练。自主活动训练主要面向康复的前中期, 用于踝关节活动度的恢复; 而抗阻训练则面向康复的中后期, 在踝关节活动度基本恢复后开始力量锻炼。

在训练开始前, 康复医师可根据患者的个体情况选择适宜的训练模式, 并输入个体化参数以完成导纳控制器的个性化设置。训练过程中, 系统通过六维力传感器实时监测并计算患者踝关节主动施加的交互力矩, 并将其作为输入信号传递至导纳控制器。导纳控制器根据输入力矩生成机器人的期望轨迹, 该轨迹随后被传递至位置控制器, 经处理后输出各驱动关节的期望运动轨迹, 最终实现机器人对患者踝关节主动运动的精确响应。

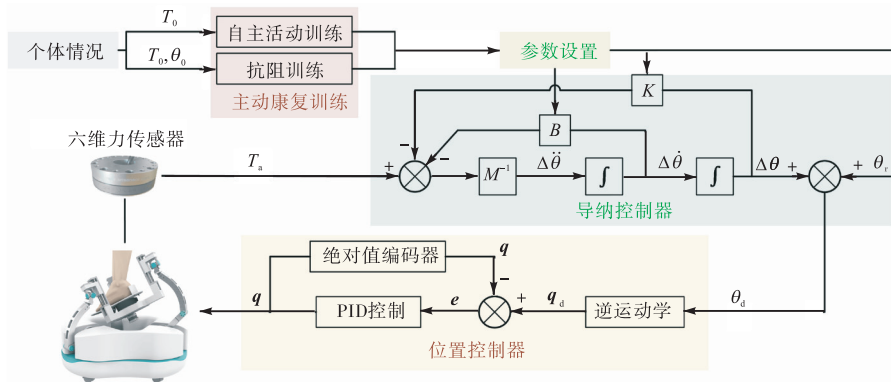


图 6 主动康复训练方法

Fig.6 Method of active rehabilitation training

3.1 导纳控制器

在人机交互控制策略中, 阻抗控制和导纳控制是两种主要方法。与阻抗控制相比, 导纳控制可通过安

装在机器人末端动平台的六维力传感器直接获取人机交互力和力矩信息, 并利用机器人运动学模型实现柔顺控制。因此, 本研究采用导纳控制策略来实现主

动康复训练. 导纳控制模型可表示为

$$T_a(t) = M[\ddot{\theta}_d(t) - \ddot{\theta}_r(t)] + B[\dot{\theta}_d(t) - \dot{\theta}_r(t)] + K[\theta_d(t) - \theta_r(t)] \quad (15)$$

式中: $T_a(t)$ 为踝关节施加的力矩; $\theta_r(t)$ 和 $\theta_d(t)$ 为康复训练的初始轨迹和期望轨迹; M 、 B 、 K 分别为惯性、阻尼和刚度系数.

令 $\Delta\theta(t) = \theta_d(t) - \theta_r(t)$ 时, 式(15)改写为

$$T_a(t) = M\Delta\ddot{\theta}(t) + B\Delta\dot{\theta}(t) + K\Delta\theta(t) \quad (16)$$

对式(16)进行拉普拉斯变换, 得到

$$\Delta\theta(s) = T_a(s) / (Ms^2 + Bs + K) \quad (17)$$

为将导纳控制算法嵌入控制程序中, 对式(17)进行离散化处理, 得到

$$\Delta\ddot{\theta}(n) = M^{-1} [T_a(n) - B\Delta\dot{\theta}(n-1) + K\Delta\theta(n-1)] \quad (18)$$

式中 $T_a(n)$ 和 $\Delta\ddot{\theta}(n)$ 分别表示第 n 个控制周期对应的踝关节施加力矩和加速度; $\Delta\theta(n-1)$ 和 $\Delta\dot{\theta}(n-1)$ 分别为第 $n-1$ 个控制周期对应的位置和速度.

第 n 个控制周期对应的位置和速度为

$$\begin{cases} \Delta\dot{\theta}(n) = \Delta\dot{\theta}(n-1) + \Delta\ddot{\theta}(n)\Delta T \\ \Delta\theta(n) = \Delta\theta(n-1) + \Delta\dot{\theta}(n)\Delta T \end{cases} \quad (19)$$

式中 ΔT 为控制器的控制周期.

3.2 自主活动训练设计

在踝关节骨折患者的康复前期, 患者踝关节活动度尚未完全恢复且力量不足. 因此设计自主活动训练, 当患者施加较小的力时, 机器人随之运动; 当患者停止施力时, 机器人立即暂停运动, 从而实现安全的关节活动度训练. 自主活动训练允许患者脚踝在可活动范围内进行自由运动, 机器人不提供阻力, 因此可忽略导纳模型的弹簧特性, 刚度系数设为 0. 在训练开始前, 根据评估的踝关节力量水平, 将力量参数 T_0 输入自主活动训练模式, 导纳控制器的参数设置为

$$M = M_1, B = T_0/a, K = 0 \quad (20)$$

式中 M_1 和 a 均为常数. 在自主活动训练中, M 取定值时, 通过调节 B 能够调整训练的速度. 经多次仿真实验, M_1 取值为 0.2 kg、 a 取值为 5 时, 针对不同患者的不同力量参数 T_0 , 训练速度始终保持在合理范围内, 能够保证训练安全.

由于自主活动训练模式中脚踝可带动机器人自由运动而不回到初始位姿, 因此不设定固定初始位置, 且初始速度和加速度均为 0, 即 $\dot{\theta}_r(t) = 0$, $\ddot{\theta}_r(t) = 0$. 因此, 该训练模式的导纳模型可简化为

$$T_a(t) = M\ddot{\theta}_d(t) + B\dot{\theta}_d(t) \quad (21)$$

这种设计确保了训练强度与患者力量水平相匹配, 既保证了训练的安全性, 又促进了关节活动度的逐步恢复.

3.3 抗阻训练设计

在踝关节骨折患者康复的中后期, 患者踝关节活动度逐步恢复, 此时需要加强力量训练以促进功能重建. 因此设计抗阻训练, 当患者踝关节施加力量增加时, 机器人运动角度相应增大; 当患者停止施力时, 机器人自动复位至初始位姿, 从而完成力量训练. 在抗阻训练中, 患者脚踝运动时机器人提供阻力, 因此应利用导纳模型的弹簧特性, 通过设置合理的刚度系数使机器人提供合适的阻力. 在训练开始前, 根据评估的踝关节力量水平和活动范围, 将力量参数 T_0 和范围参数 θ_0 输入抗阻训练模式, 导纳控制器的参数设置为

$$M = M_2, K = T_0/\theta_0, B = 2\xi\sqrt{MK} \quad (22)$$

式中: M_2 为常数; ξ 为阻尼比. 在抗阻训练中, $K = T_0/\theta_0$ 能够确保患者施加力矩为 T_0 时能够带动机器人运动角度为 θ_0 . 通过多次仿真实验, 阻尼比 $\xi = 0.9$ 时, 既能减小训练中机器人的超调和振荡, 又能加快其到达理想位置的时间; 而 M_1 取值为 0.6 kg, 能够使训练速度和加速度保持在合理范围内.

由于抗阻训练模式中机器人始终施加阻力使脚踝回到初始位姿, 因此设定初始位置、速度和加速度均为 0, 即 $\theta_r(t) = 0$ 、 $\dot{\theta}_r(t) = 0$ 、 $\ddot{\theta}_r(t) = 0$. 因此, 抗阻训练的导纳模型可表示为

$$T_a(t) = M\ddot{\theta}_d(t) + B\dot{\theta}_d(t) + K\theta_d(t) \quad (23)$$

这种设计确保了训练强度与患者康复进展相匹配, 既实现了渐进式力量训练, 又保证了训练过程的安全性和可控性.

4 康复训练试验验证

为验证所提出的踝关节骨折康复机器人康复训练方法的可行性, 选取 6 名无踝关节骨折病史的健康成年受试者进行被动和主动康复训练试验. 如图 7 所示, 试验过程严格按照标准化流程进行: 受试者为坐姿, 调整座椅高度至适宜位置; 使用固定绑带将受试者足部稳妥固定于机器人脚踏板; 通过调节机器人动平台高度, 确保受试者踝关节中心与机器人运动中心精确重合.

4.1 被动康复训练

试验开始前测量不同受试者的踝关节活动范围, 对每名受试者的被动康复训练范围进行个性化设置, 如表 1 所示. 以受试者 1 为例, 被动康复训练结果如

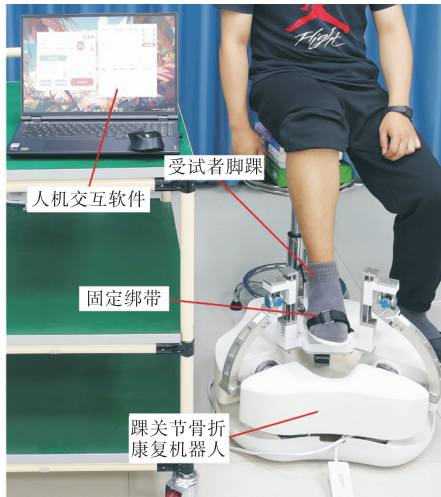


图 7 受试者康复训练试验

Fig.7 Rehabilitation training tests for the participant

表 1 受试者被动康复参数设置与误差结果

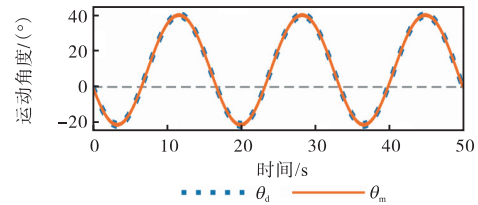
Tab.1 Parameter settings and error results for passive rehabilitation of the participants

编号	训练方式	训练范围/(°)	$e_{RMS}/(^{\circ})$	$e_{NRMS}/\%$
1	跖屈/背屈	-21 ~ 40	0.027 6	0.045 2
	内翻/外翻	-21 ~ 21	0.014 1	0.033 5
2	跖屈/背屈	-20 ~ 41	0.029 6	0.048 4
	内翻/外翻	-20 ~ 20	0.015 9	0.039 8
3	跖屈/背屈	-24 ~ 44	0.032 2	0.047 4
	内翻/外翻	-22 ~ 22	0.017 3	0.039 3
4	跖屈/背屈	-23 ~ 45	0.032 1	0.047 2
	内翻/外翻	-22 ~ 24	0.017 9	0.040 7
5	跖屈/背屈	-21 ~ 42	0.030 9	0.049 0
	内翻/外翻	-21 ~ 21	0.020 1	0.047 8
6	跖屈/背屈	-22 ~ 44	0.032 8	0.049 7
	内翻/外翻	-22 ~ 21	0.018 4	0.042 8
平均值	跖屈/背屈		0.030 9	0.047 8
	内翻/外翻		0.017 3	0.040 7

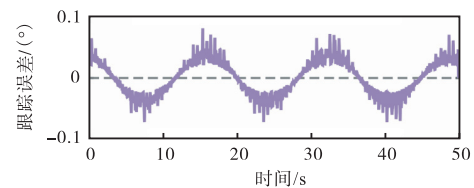
图 8 和图 9 所示, 机器人成功辅助受试者踝关节完成了跖屈/背屈和内翻/外翻两个方向的被动康复训练. 在跖屈/背屈训练中, 受试者踝关节从中立位开始, 先完成背屈 21° , 随后反向运动至跖屈 40° , 最后返回中立位, 共完成 3 个训练周期. 整个过程中, 机器人系统跟踪误差保持在 $-0.0711^{\circ} \sim 0.0801^{\circ}$ 范围内. 在内翻/外翻训练中, 受试者踝关节从中立位运动至内翻 21° , 再反向运动至外翻 21° , 最后返回中立位, 同样完成 3 个训练周期, 系统跟踪误差范围为 $-0.0416^{\circ} \sim 0.0413^{\circ}$.

6 名受试者被动康复训练的均方根误差(e_{RMS})与归一化均方根误差(e_{NRMS})如表 1 所示. 在跖屈/背屈训练中, 其最大值分别为 0.0328° 和 0.0497% , 平均值分别为 0.0309° 和 0.0478% ; 在内翻/外翻训练中, 其最大值分别为 0.0201° 和 0.0478% , 平均值分别为

0.0173° 和 0.0407% . 试验结果表明, 机器人系统在整个训练过程中表现出良好的轨迹跟踪性能, 误差范围满足使用要求. 此外, 受试者在训练过程中未报告任何不适感受, 验证了该康复训练方法的安全性和可行性.



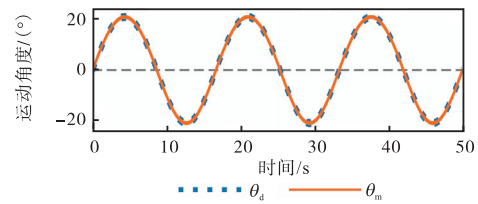
(a) 运动角度



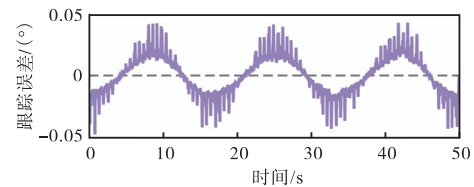
(b) 跟踪误差

图 8 受试者 1 被动康复训练结果(跖屈/背屈)

Fig.8 Passive rehabilitation training results for participant 1 (plantarflexion/dorsiflexion)



(a) 运动角度



(b) 跟踪误差

图 9 受试者 1 被动康复训练结果(内翻/外翻)

Fig.9 Passive rehabilitation training results for participant 1 (inversion/eversion)

4.2 主动康复训练

参考 Sun 等^[26]通过测量关节活动度设置机器人的控制参数的方法, 试验开始前测量每名受试者的活动范围与踝关节力量水平, 得到受试者的训练范围与力量参数如表 2 所示. 在自主活动训练和抗阻训练中输入不同受试者的训练范围和力量参数进行个性化设置, 匹配合适的训练难度, 并限制机器人运动范围, 防止踝关节运动超出自身极限, 确保训练过程的安全性.

表 2 受试者主动康复参数设置

Tab.2 Parameter setting for active rehabilitation of participants

编号	训练方式	训练范围/(°)	力量参数/(N·m)
1	跖屈/背屈	-21 ~ 40	-9.5 ~ 13.0
	内翻/外翻	-21 ~ 21	-7.7 ~ 8.5
2	跖屈/背屈	-20 ~ 41	-15.0 ~ 14.0
	内翻/外翻	-20 ~ 20	-11.2 ~ 12.0
3	跖屈/背屈	-24 ~ 44	-11.0 ~ 13.2
	内翻/外翻	-22 ~ 22	-9.0 ~ 9.6
4	跖屈/背屈	-23 ~ 45	-7.5 ~ 8.0
	内翻/外翻	-22 ~ 24	-5.0 ~ 5.5
5	跖屈/背屈	-21 ~ 42	-10.3 ~ 10.0
	内翻/外翻	-21 ~ 21	-6.5 ~ 6.5
6	跖屈/背屈	-22 ~ 44	-14.0 ~ 13.5
	内翻/外翻	-22 ~ 21	-8.0 ~ 7.5

4.2.1 自主活动训练

以受试者 1 为例, 自主活动训练结果如图 10 和图 11 所示, 受试者成功完成了跖屈/背屈和内翻/外翻两个方向的自主活动训练. 为消除受试者与机器人间交互力的微小波动对系统稳定性的影响, 对测量的踝关节施加力矩 T_a 进行滤波处理, 得到计算力矩 T_c . 图中, θ_d 表示康复训练的期望轨迹, θ_m 表示基于各关节电机编码器反馈值计算得到的实际测量轨迹. 由试验结果可以看出, 当受试者踝关节主动运动时 (即 $|T_c| > 0 \text{ N}\cdot\text{m}$), 机器人能够准确跟随踝关节运

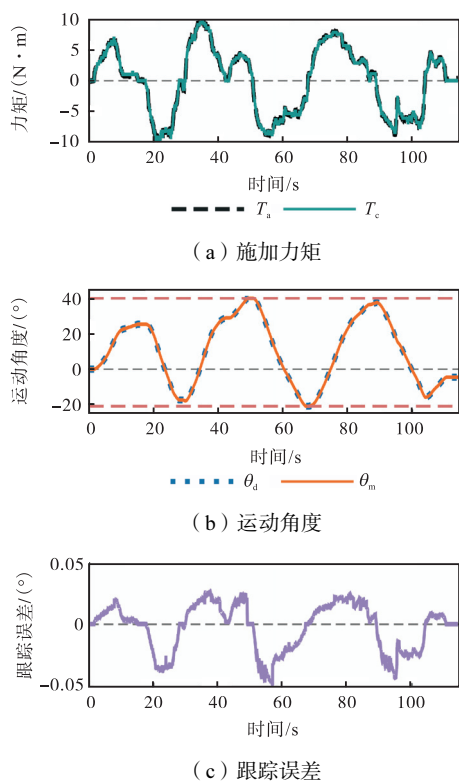


图 10 受试者 1 自主活动训练结果 (跖屈/背屈)

Fig.10 Active range of motion training results for participant 1 (plantarflexion/dorsiflexion)

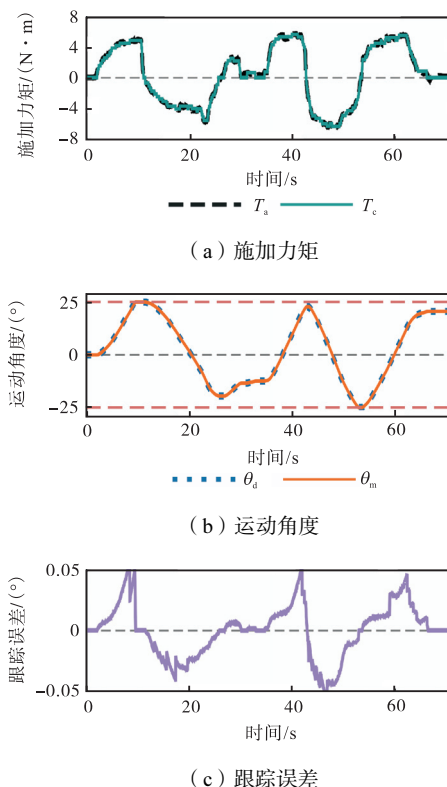


图 11 受试者 1 自主活动训练结果 (内翻/外翻)

Fig.11 Active range of motion training results for participant 1 (inversion/eversion)

动. $T_c > 0 \text{ N}\cdot\text{m}$ 时, 对应踝关节进行跖屈或内翻运动, 机器人向正方向运动; $T_c < 0 \text{ N}\cdot\text{m}$ 时, 对应踝关节进行背屈或外翻运动, 机器人向负方向运动; 当踝关节停止施力时 (即 $T_c = 0 \text{ N}\cdot\text{m}$), 机器人立即暂停运动. 这一过程完全符合自主活动训练的设计预期. 值得注意的是, 当机器人运动到达预设极限位置 (跖屈 40° , 背屈 21° , 外翻 21° , 内翻 21°) 时, 系统自动停止运动, 表明受试者踝关节已达到最大活动角度, 这一保障机制有效保障了训练安全. 此外, 机器人实际测量轨迹与期望轨迹基本重合, 控制算法与无线通信延迟导致的系统跟踪误差最大值为 0.540° .

6 名受试者自主活动训练的均方根误差与归一化均方根误差如表 3 所示, 在跖屈/背屈训练中, 其最大值分别为 0.2036° 和 0.3375% , 平均值分别为 0.1841° 和 0.2920% ; 在内翻/外翻训练中, 其最大值分别为 0.2089° 和 0.4974% , 平均值分别为 0.1692° 和 0.4032% . 与文献[22-23]中的误差结果相比较小, 误差范围满足使用要求. 且所有受试者在整个训练过程中未报告任何不适感受, 证实了该训练模式的安全性和可行性.

4.2.2 抗阻训练

以受试者 1 为例, 抗阻训练结果如图 12 和图 13 所示, 受试者成功完成了跖屈/背屈和内翻/外翻两个

表 3 自主活动训练误差结果

Tab.3 Error results from active range of motion training

编号	训练方式	$e_{\text{RMS}}/(\text{°})$	$e_{\text{NRMS}}/\%$
1	跖屈/背屈	0.189 1	0.310 0
	内翻/外翻	0.208 9	0.497 4
2	跖屈/背屈	0.181 4	0.297 4
	内翻/外翻	0.177 0	0.442 4
3	跖屈/背屈	0.171 9	0.252 8
	内翻/外翻	0.141 4	0.335 9
4	跖屈/背屈	0.203 6	0.299 4
	内翻/外翻	0.192 9	0.448 4
5	跖屈/背屈	0.160 7	0.255 1
	内翻/外翻	0.161 0	0.383 4
6	跖屈/背屈	0.197 8	0.337 5
	内翻/外翻	0.133 9	0.311 4
平均值	跖屈/背屈	0.184 1	0.292 0
	内翻/外翻	0.169 2	0.403 2

方向的抗阻训练. 训练过程显示, 当受试者踝关节主动运动(即 $|T_c| > 0 \text{ N}\cdot\text{m}$)时, 机器人能够提供稳定的阻力; 随着踝关节施加力矩 T_c 的增大, 机器人运动角度相应增大; 当 T_c 减小时, 机器人运动角度也随之减小; 当踝关节停止施力(即 $T_c = 0 \text{ N}\cdot\text{m}$)时, 机器人自动返回初始位姿. 这一动态响应过程完全符合抗阻训练的设计预期. 与自主活动训练类似, 系统设置了严格的安全保护机制: 当机器人运动到达预设极限位

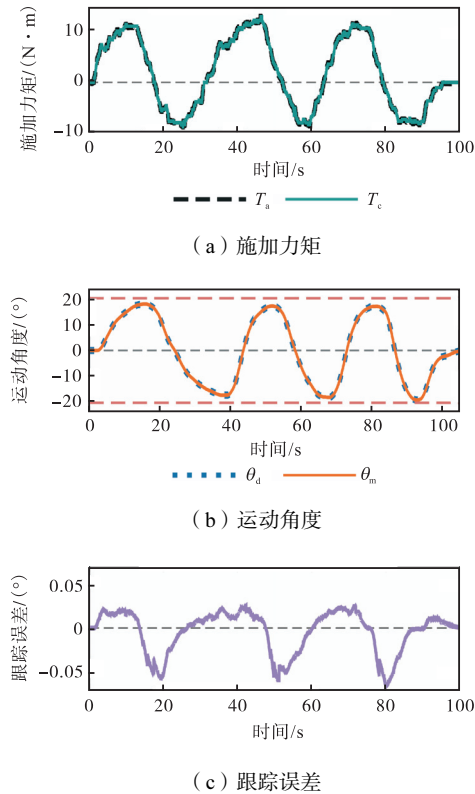


图 12 受试者 1 抗阻训练结果(跖屈/背屈)

Fig.12 Resistance training results for participant 1 (plantarflexion/dorsiflexion)

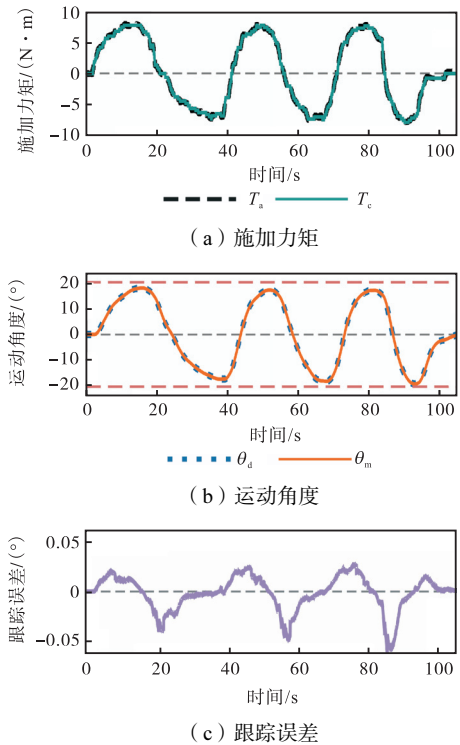


图 13 受试者 1 抗阻训练结果(内翻/外翻)

Fig.13 Resistance training results for participant 1 (inversion/eversion)

置(跖屈 40° , 背屈 21° , 外翻 21° , 内翻 21°)时, 自动停止运动, 表明受试者脚踝已达到最大安全活动角度, 有效防止了过度训练造成的潜在风险. 此外, 机器人实际测量轨迹与期望轨迹保持了良好的一致性, 控制算法与无线通信延迟导致的系统跟踪误差最大值为 0.65° .

6 名受试者自主活动训练的均方根误差与归一化均方根误差如表 4 所示, 在跖屈/背屈训练中, 其最大值分别为 0.2381° 和 0.4314% , 平均值分别为 0.2252° 和 0.3916% ; 在内翻/外翻训练中, 其最大值

表 4 抗阻训练误差结果

Tab.4 Error results from resistance training

编号	训练方式	$e_{\text{RMS}}/(\text{°})$	$e_{\text{NRMS}}/\%$
1	跖屈/背屈	0.236 2	0.430 4
	内翻/外翻	0.163 8	0.425 4
2	跖屈/背屈	0.238 1	0.431 4
	内翻/外翻	0.168 3	0.447 9
3	跖屈/背屈	0.225 3	0.373 6
	内翻/外翻	0.168 2	0.381 9
4	跖屈/背屈	0.193 4	0.322 9
	内翻/外翻	0.176 4	0.402 8
5	跖屈/背屈	0.237 0	0.419 8
	内翻/外翻	0.105 4	0.253 7
6	跖屈/背屈	0.221 4	0.371 6
	内翻/外翻	0.159 7	0.373 6
平均值	跖屈/背屈	0.225 2	0.391 6
	内翻/外翻	0.157 0	0.381 4

分别为 0.1764° 和 0.4479% , 平均值分别为 0.1570° 和 0.3814% . 与文献[22-23]中的误差结果相比较小, 误差范围满足使用要求. 在整个训练过程中, 所有受试者未报告任何不适感受, 证实了该训练模式的安全性和可行性.

5 结 语

本文针对踝关节骨折康复的临床需求, 充分考虑不同康复阶段的特点, 基于自主研发的踝关节骨折康复机器人, 设计了完整的机器人软硬件系统, 并提出了被动和主动康复训练方法.

在机器人系统设计方面, 机器人采用 R-3RRS-P 混联结构, 实现了 1 个移动自由度和 3 个转动自由度. 该系统具备以下优势: ①可自适应调节不同患者的踝关节高度; ②安全可靠的运动转轴切换机制; ③精确的踝关节运动模拟功能. 控制系统采用 EtherCAT 通信协议实现硬件间的高速数据传输, 并通过无线通信连接控制器与上位机. 开发的康复训练软件包括主界面、被动康复界面和主动康复界面 3 大模块, 集成了机器人运动调试、康复参数设置、实时数据监测等功能, 同时配备了活动范围限制、交互力预警和紧急制动等多种安全保护机制.

在被动康复训练方法方面, 基于机器人逆运动学开发了高精度位置控制器, 设计了可定制的被动康复训练轨迹. 该方法可根据患者个体化的骨折情况设置相应的康复训练范围. 通过健康受试者的试验结果表明, 该系统具有良好的轨迹跟踪性能, 满足被动康复训练的需求.

在主动康复训练方法方面, 结合六维力传感器、位置控制器和导纳控制器, 开发了自主活动训练和抗阻训练两种模式. 该方法支持根据患者的活动范围和力量水平进行个性化参数设置, 实现了精准康复. 健康受试者的试验结果表明, 系统在两种训练模式下均表现出优异的跟踪性能, 达到了预期设计效果, 能够满足主动康复训练的需求.

本文提出的踝关节骨折康复机器人系统及主动被康复训练方法为实现精准化、科学化、安全化的骨折康复提供了重要的理论依据和实践指导. 需要指出的是, 目前的研究仅基于健康受试者完成了系统初步功能验证, 未来将开展临床试验, 进一步验证所提方法的有效性、安全性和普适性.

参考文献:

- [1] Juto H, Nilsson H, Morberg P. Epidemiology of adult ankle fractures: 1756 cases identified in Norrbotten County during 2009—2013 and classified according to AO/OTA[J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2018, 19(1): 441-449.
- [2] Ovaska M. Complications in ankle fracture surgery[J]. Acta Orthopaedica, 2015, 86(Suppl 358): 1-35.
- [3] 张 雨, 戴 闽, 范红先, 等. 踝关节骨折术后踝关节功能的康复治疗[J]. 实用临床医学, 2012, 13(4): 42-45.
Zhang Yu, Dai Min, Fan Hongxian, et al. Rehabilitation treatment of ankle joint function after ankle fracture surgery[J]. Practical Clinical Medicine, 2012, 13(4): 42-45 (in Chinese).
- [4] Siegler S, Chen J, Schneck C D. The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—Part I: Kinematics[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 1988, 110(4): 364-373.
- [5] van den Bogert A J, Smith G D, Nigg B M. *In vivo* determination of the anatomical axes of the ankle joint complex: An optimization approach[J]. Journal of Biomechanics, 1994, 27(12): 1477-1488.
- [6] Dul J, Johnson G E. A kinematic model of the human ankle[J]. Journal of Biomedical Engineering, 1985, 7(2): 137-143.
- [7] Girone M, Burdea G, Bouzit M, et al. A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation[J]. Autonomous Robots, 2001, 10(2): 203-212.
- [8] Saglia J A, Tsagarakis N G, Dai J S, et al. A high-performance redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation[J]. The International Journal of Robotics Research, 2009, 28(9): 1216-1227.
- [9] Dong M J, Zhou Y, Li J F, et al. State of the art in parallel ankle rehabilitation robot: A systematic review[J]. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 2021, 18(1): 52.
- [10] Jamwal P K, Xie S Q, Tsoi Y H, et al. Forward kinematics modelling of a parallel ankle rehabilitation robot using modified fuzzy inference[J]. Mechanism and Machine Theory, 2010, 45(11): 1537-1554.
- [11] Wang C, Fang Y, Guo S. Multi-objective optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified differential evolution algorithm[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2015, 28(4): 702-715.
- [12] Li J, Zuo S, Zhang L, et al. Mechanical design and performance analysis of a novel parallel robot for ankle

- rehabilitation[J]. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 2020, 12(5): 051007.
- [13] Chen X C, Liu J X, Dong J A, et al. Analysis and optimization design of motion characteristics for a 3-PUU/R parallel ankle joint rehabilitation mechanism[J]. *Robotica*, 2024, 42(10): 3450-3479.
- [14] Zhang J J, Liu C L, Liu T, et al. Module combination based configuration synthesis and kinematic analysis of generalized spherical parallel mechanism for ankle rehabilitation[J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2021, 166(12): 104436.
- [15] Zhang J J, Yang S, Liu C L, et al. Configuration and kinematics of a 3-DOF generalized spherical parallel mechanism for ankle rehabilitation[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2024, 37(24): 1-13.
- [16] Adamson C, Cymet T. Ankle sprains: Evaluation, treatment, rehabilitation[J]. *Maryland Medical Journal*, 1997, 46(10): 530-537.
- [17] Bryan E. Phases of rehabilitation[J]. *Foot and Ankle Clinics*, 2013, 18(2): 357-367.
- [18] Yoon J, Ryu J, Lim K B. Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises[J]. *Journal of Robotic Systems*, 2006, 22(Suppl 1): S15-S33.
- [19] Saglia J A, Tsagarakis N G, Dai J S, et al. Control strategies for patient-assisted training using the ankle rehabilitation robot (ARBOT) [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2013, 18(6): 1799-1808.
- [20] Jamwal P K, Hussain S, Ghayesh M H, et al. Impedance control of an intrinsically compliant parallel ankle rehabilitation robot[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2016, 63(6): 3638-3647.
- [21] Jamwal P K, Hussain S, Ghayesh M H, et al. Adaptive impedance control of parallel ankle rehabilitation robot[J]. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 2017, 139(11): 1-7.
- [22] Dong M, Fan W, Li J, et al. A new ankle robotic system enabling whole-stage compliance rehabilitation training[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2021, 26(3): 1490-1500.
- [23] Zhang M, Xie S Q, Li X, et al. Adaptive patient-cooperative control of a compliant ankle rehabilitation robot (CARR) with enhanced training safety[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2018, 65(2): 1398-1407.
- [24] Li J F, Zhou Y, Dong M J, et al. Clinically oriented ankle rehabilitation robot with a novel mechanism[J]. *Robotica*, 2023, 41(1): 277-291.
- [25] Ni M N, Sun T, Zhang T, et al. Quantitative initial safety range of early passive rehabilitation after ankle fracture surgery[J]. *Injury*, 2022, 53(6): 2281-2286.
- [26] Sun Z D, Mu A L, Wang C B, et al. Research on an ankle rehabilitation robot for hemiplegic patients after stroke[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2023, 237(10): 1177-1189.
- [27] Ni M N, Liu J L, Sun Z, et al. Design and experiment of an ankle rehabilitation robot after fracture surgery[J]. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 2024, 16(12): 121014.

(责任编辑: 王晓燕)