

基于镜像疗法的串并混联上肢康复机器人研究

杨涛¹, 刘翠凤², 黄子珊¹

(1. 福建理工大学设计学院, 福建福州 350118; 2. 福建理工大学机械与汽车工程学院, 福建福州 350118)

摘要: 为解决传统上肢康复机器人中电机串联结构固有的驱动系统干扰较大, 以及脑卒中后患者常见的单侧忽略症等问题, 设计了一款基于镜像疗法的串并混联结构上肢康复机器人。该系统具备健侧位姿镜像和手柄直驱两种康复训练模式, 通过电机串并联统一固定于支架解决纯串联结构的弊端。ADAMS 仿真结果, 验证了机器人结构的运动学性能, MATLAB 分析评估了其工作空间覆盖能力, 实物样机实验进一步验证了驱动系统的稳定性和康复训练模式的实用性。结果表明, 该系统的多康复模式满足康复训练的需求。

关键词: 镜像疗法; 串并混联结构; 运动学仿真; 工作空间分析; 多康复模式

中图分类号: TH16; TP242 **文献标志码:** A **文章编号:** 2097-3853(2025)06-0533-08

Research on series-parallel hybrid upper limb rehabilitation robot based on mirror therapy

YANG Tao¹, LIU Cuifeng², HUANG Zishan¹

(1. School of Design, Fujian University of Technology, Fuzhou 350118, China;

2. School of Mechanical and Automotive Engineering, Fujian University of Technology, Fuzhou 350118, China)

Abstract: To address the issues of significant interference in the drive system inherent to the traditional serial motor structure of upper-limb rehabilitation robots and the common unilateral neglect syndrome in post-stroke patients, a serial-parallel hybrid structured upper-limb rehabilitation robot based on mirror therapy was designed. This system features two rehabilitation training modes: mirroring the healthy limb's posture and direct drive via a handle. By unifying the serial and parallel motor arrangement on a fixed bracket, the drawbacks of a purely serial structure were resolved. ADAMS simulation results validated the kinematic performance of the robot structure, MATLAB analysis evaluated its workspace coverage capability, and physical prototype experiments further confirmed the stability of the drive system and the practicality of the rehabilitation training modes. The results demonstrate that the system's multiple rehabilitation modes can meet the requirements of rehabilitation training.

Keywords: mirror therapy; series-parallel hybrid structure; kinematics simulation; workspace analysis; multiple rehabilitation modes

传统康复机器人以被动训练为主, 机器人按固定轨迹带动患肢做重复、枯燥康复训练, 影响患者积极性和康复效果的稳定性^[1]。随着临床康复医学和机器人技术的不断发展, 涌现出主动康复模式、抗阻训练、镜像疗法等多种康复疗法。其

中, 镜像疗法 (mirror therapy, MT) 是一种基于镜像反射原理的康复治疗技术, 通过将健侧肢体活动反射到患侧的视觉反馈机制, 诱导患侧产生同步运动反应, 从而促进偏瘫患者大脑皮质神经元的可塑性重组^[2]。科研机构和医疗技术领域开

收稿日期: 2024-11-12

基金项目: 福建省自然科学基金资助项目 (2023J01947); 福建省大学生创新创业训练计划项目 (S202410388085)

第一作者简介: 杨涛 (1981—), 男, 河北迁安人, 教授, 博士, 研究方向: 康复机器人、工业设计等。

始探索镜像康复机器人在康复医学中的应用,以提供更有效的康复训练^[3]。

近年来,穿戴式上肢康复机器人逐步成为市场主流,穿戴式上肢康复机器人利用柔性固定装置有效固定手腕、小臂和大臂,利用电机或气动肌肉提供机械动力支撑和运动牵引实现高效的康复运动。在相关文献中,河北工业大学团队将 Kinect2.0 检测出的人体健侧运动信息实时映射到上肢康复机器人,带动患肢进行同步康复训练。但 Kinect2.0 对光线要求高,大臂小臂重叠时会导致数据丢失,精度较低^[4]。郑州大学团队利用双目视觉采集系统采集健侧的实时角度,采集便捷,但双目视觉采集系统的数据延迟率较高^[5]。东南大学团队采用并联连杆和串联菱形拉伸结构分别实现 x 和 y 方向上的运动,因仅有两个训练自由度,无法有效覆盖肩部的康复需求^[6]。

针对目前上肢康复机器人存在的缺点,本文设计了一款基于镜像疗法的串并混联康复机器人。该机器人有手柄直驱和镜像两种模式,可灵活应对脑卒中偏瘫康复及多样化的康复训练需要,满足医师和患者个性化的康复治疗需求。

1 系统设计

1.1 主体结构设计

上肢康复机器人的主体结构如图 1 所示,主要由机架、驱动控制系统、上臂和前臂等核心部件组成。上臂和前臂结构件均采用高强度硬铝材料制造,在确保结构稳定的同时,将设备总重量控制在 4.2 kg 以内。机架作为核心支撑结构,为整个机器人系统提供必要的刚性与稳定性,确保在康复训练过程中能够承受动态载荷。

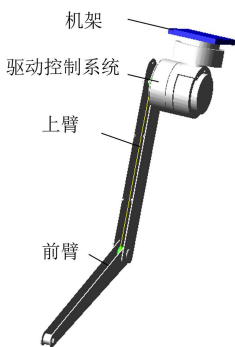


图 1 主体结构模型图

Fig.1 Main structure model diagram

驱动控制系统采用三电机串并混联结构(即

电机 1 与电机 2 为串联结构,电机 2 与电机 3 为并联结构),如图 2 所示。其中电机 1 固定于支撑基座,负责驱动上臂的外展、内收运动;电机 2 通过刚性联轴器与电机 1 的输出轴同轴连接,实现上臂的屈、伸控制;电机 3 机体与上臂结构件固定连接,通过传动机构驱动前臂结构件绕铰接点转动。这种串并联一体化的驱动设计不仅优化了动力传递路径,还降低了远端关节的质量负载,从而提高了系统的动态响应性能。上臂与前臂作为动作执行机构,在电机控制系统的驱动下,能够模拟人体上肢的三自由度运动。

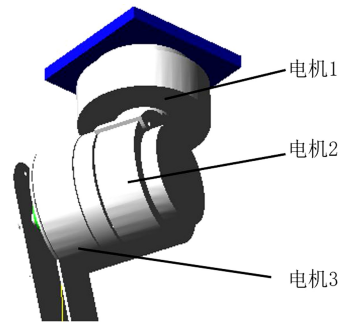


图 2 电机驱动控制系统

Fig.2 Motor drive control system

传动机构包括主动同步带轮、同步带和从动同步带轮,如图 3 所示。电机 3 通过主动同步带轮和同步带驱动从动同步带轮,带动前臂结构件转动。前臂运动主要通过同步带驱动,以减小对患者患肢的压迫。

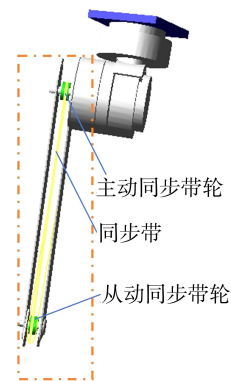


图 3 传动机构

Fig.3 Transmission mechanism

1.2 硬件控制系统

上肢康复机器人的运动控制系统主要由 STM32 核心控制主板、盘式电机、手柄和位姿传感器等模块组成,硬件控制系统如图 4 所示。其

中的位姿传感器是一款低成本、高性能、小体积、低延时的惯性测量单元(IMU)。在静止状态下,横滚、俯仰方向的实际角度与目标角度的偏差平均为 $\pm 0.8^\circ$,在移动状态下,横滚、俯仰方向的实际角度与目标角度的偏差平均为 $\pm 2.5^\circ$,能够满足高精度姿态测量的需求。关节电机选用海泰 HT-04 型号,其特点是无刷电机与行星减速器集成一体,结构紧凑、输出稳定。电机的旋转轴上安装有径向磁化磁铁,磁铁的正负极分布在同一平面两侧,便于磁编码器高精度地读取电机位置信息。

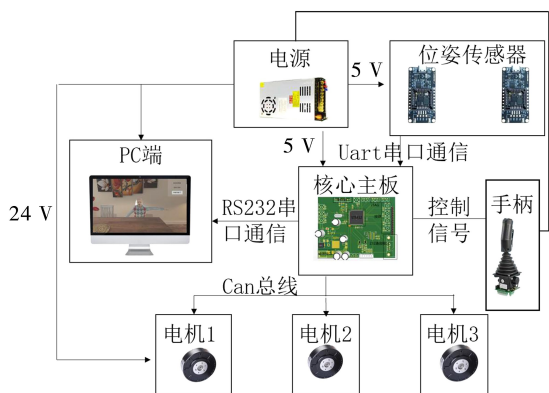


图4 硬件控制系统框图

Fig.4 Block diagram of hardware control system

PC端通过RS232串口与核心控制主板通信,实时接收机器人状态反馈(如关节角度、运动速度等)。姿态传感器持续采集患者上肢运动数据,并通过串口将信息传输至STM32主控板。主控板对传感器数据解析后,结合PD控制算法生成电机控制指令,并通过CAN总线将指令发送至各关节的盘式伺服电机,实现运动控制。

在位置控制方面,控制系统通过设定目标位置,调整电机的驱动,使其最终到达预定位置。与此同时,速度控制参数确保电机能够平稳运行,避免不必要的过快或过慢响应。系统采用PD控制器补偿误差与调节动态响应,其中比例增益(k_p)通过对位置误差的放大作用提升系统响应速度,而微分增益(k_d)则通过抑制误差变化速率来提高系统的动态稳定性,防止出现过冲或振荡等不稳定现象。合理设置这两个增益参数,能够在提高系统响应速度的同时,保持控制系统的稳定性,确保位置精度和运动平滑性之间的最佳平衡。

在镜像模式下,位姿传感器实时采集患者健侧肢体的空间位姿信息,并通过坐标转换生成相

应的电机控制指令。电机内置的光电编码器实时反馈电机角度变化,使系统能够基于实时数据动态调整运动参数。此闭环控制机制提升了康复训练的动作精度和灵活性,确保训练动作与患者的自然动作更加匹配,以进一步优化康复效果和训练体验。在手柄直驱模式下,手柄作为患者与康复机器人之间的交互接口,患者可以通过手柄自主操控机器人,实现肩关节外展、上臂和前臂屈伸等功能性动作。同时系统通过PC端上位机提供即时运动数据反馈,增强患者的参与感。

1.3 软件控制系统

该上肢康复机器人的软件控制系统采用分布式架构,由主控制板和上位机两部分组成。位姿传感器以100 Hz的采样频率实时采集使用者上肢运动数据,通过通信协议传输至主控制板。主控制板内嵌的RS232通信模块对这些信号进行实时处理,经过校验和解析后,以约5 ms的延迟将数据上传至上位机系统。上位机成功接收这些信息后,将机器人的当前姿态、状态信息实时显示在PC端。为后续的分析 and 调试提供可靠的数据支持。康复医师可以在上位机的软件界面清晰地看到机器人各关节的转动角度,这些参数可以作为调整康复训练动作的依据。软件控制系统如图5所示。

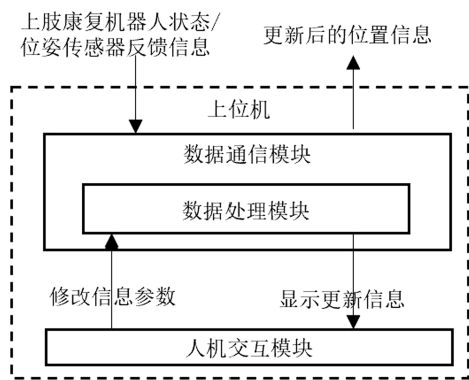


图5 软件控制系统框图

Fig.5 Block diagram of software control system

2 人机镜像运动映射算法

运动映射技术使患者能够通过健侧肢体带动患侧肢体进行镜像康复训练。目前,主要的运动映射方法包括关节、关节和末端映射^[7]。关节映射通过精确捕捉和再现关节运动轨迹,实现高精度、实时、个性化的康复训练。故本设计采用关节映射。在笛卡尔坐标系中,将健肢与康复机器

人关节的工作空间进行配准,实现健肢与机械臂关节运动的对应。

通过正向运动学模型计算健肢末端在笛卡尔空间中的位置和姿态。

$$x_{\text{human}} = f_{\text{human}}(q_{\text{human}}) \quad (1)$$

式中, x_{human} 为健侧末端的笛卡尔坐标系; f_{human} 为正向运动函数; q_{human} 为健侧的关节角度。

通过映射函数(T)将健肢的末端位置和姿态转换为康复机器人的末端位置和姿态。

$$x_{\text{robot}} = T(x_{\text{human}}) \quad (2)$$

式中, x_{robot} 为康复机器人末端的笛卡尔坐标; T 为映射变换函数。

使用逆向运动学模型计算康复机器人需要的关节角度,以实现所需的末端位置和姿态。

$$q_{\text{robot}} = f_{\text{robot}}^{-1}(x_{\text{robot}}) \quad (3)$$

式中, q_{robot} 为康复机器人的关节角度; f_{robot}^{-1} 为逆向运动学函数。

人机镜像映射算法的实现过程如图 6 所示。

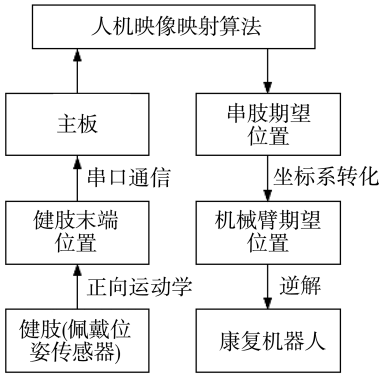


图 6 人机镜像运动映射算法

Fig.6 Human-machine mirror motion mapping algorithm

在镜像模式下,患者健侧的前臂和上臂佩戴位姿传感器,实时采集健侧上肢的运动数据。所采集的位姿数据经过预处理后,通过串口通信传输至机器人主控板。通过正向运动学公式建立健侧末端运动模型,将健侧末端位置与姿态数据由欧拉角转换为四元数,以表示患侧期望的末端位置。随后,基于逆运动学公式,解算得到康复机器人末端执行器的位姿,并将计算结果传递至各关节电机,生成相应的转动角度,驱动患侧肢体完成期望动作,实现镜像式控制。通过镜像式控制,康复机器人能够将健侧运动映射至患侧,结合实时的视觉与触觉反馈,可增强患者的运动控制能力,有效激活神经可塑性,改善患者上肢的运动功能。

3 运动学分析

该康复机器人设计采用三自由度的串并混联结构,各关节的相对位置关系如图 7 所示。

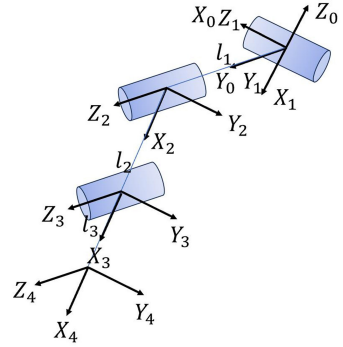


图 7 D-H 坐标系

Fig.7 D-H coordinate system

采用 D-H 参数(denavit-hartenberg, D-H)建立相应的坐标系进行求解,确定康复机器人在空间中的末端位置^[8]。电机 1 与电机 2 之间的距离(l_1)为 57.5 mm。根据《中国成年人人体尺寸》(GB10000-88)^[9]确定上肢参数,上臂长度(l_2)为 270 mm,前臂长度(l_3)为 360 mm。考虑到健肢运动直接镜像映射至患肢可能导致的二次损伤风险,本研究依据人体解剖学特征对机器人关节运动范围进行了安全限制,使其能够满足常规康复训练的需求,同时确保患者运动安全。采用 D-H 参数法建立各连杆坐标系,可以准确描述机器人各关节和连杆之间的相对位置和姿态关系,为后续的运动学分析奠定基础。齐次变换矩阵 T_i^{i-1} 用于表示从坐标系 $i-1$ 到坐标系 i 的过程, $R(z_{i-1}, \theta_i)$ 为绕坐标系 $i-1$ 的 Z 轴旋转 θ_i 角度的旋转矩阵。 $T(z_{i-1}, d_i)$ 为沿坐标系 $i-1$ 的 Z 轴平移 d_i 距离的平移矩阵。 $T(x_i, a_i)$ 为沿坐标系 i 的 X 轴平移 a_i 距离的平移矩阵。 $R(x_i, \alpha_i)$ 为绕坐标系 i 的 X 轴旋转 α_i 角度的旋转矩阵。

$$T_i^{i-1} = R(z_{i-1}, \theta_i) T(z_{i-1}, d_i) T(x_i, a_i) R(x_i, \alpha_i) = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i \cos\alpha_i & \sin\theta_i \sin\alpha_i & a_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i \cos\alpha_i & -\cos\theta_i \sin\alpha_i & a_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

式中, θ_i 为在坐标系 i 内的关节角, ($^\circ$); α_i 为在坐标系 i 内的连杆扭转角, ($^\circ$); d_i 为在坐标系 i 内的连杆偏距, mm。

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & l_3\cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & l_3\sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_2\cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & l_2\sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

最后将相邻间齐次变换矩阵 0_1T 、 1_2T 、 2_3T 带入机器人末端坐标系相对于基坐标系的变换矩阵,得到该机器人的运动学模型:

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} C_1C_{23} & -C_1S_{23} & S_1 & l_1S_1+l_2C_1C_2+l_3C_1C_{23} \\ S_1C_{23} & -S_1S_{23} & -C_1 & l_1C_1+l_2S_1C_2+l_3S_1C_{23} \\ S_{23} & C_{23} & 0 & l_1+l_2S_2+l_3S_{23} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

式中, $C_1 = \cos\theta_1$; $C_2 = \cos\theta_2$; $C_{23} = \cos(\theta_2 + \theta_3)$; $S_1 = \sin\theta_1$; $S_2 = \sin\theta_2$; $S_{23} = \sin(\theta_2 + \theta_3)$ 。

康复机器人末端位置坐标可表示为:

$$P = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1\sin\theta_1+l_2\cos\theta_1\cos\theta_2+l_3\cos\theta_1\cos(\theta_2+\theta_3) \\ -l_1\cos\theta_1+l_2\sin\theta_1\cos\theta_2+l_3\sin\theta_1\cos(\theta_2+\theta_3) \\ l_1+l_2\sin\theta_2+l_3\sin(\theta_2+\theta_3) \end{bmatrix} \quad (9)$$

4 运动学与工作空间仿真分析

在 SolidWorks 软件中完成上肢康复机器人的三维建模,重点考虑人体肩关节和肘关节的生理运动特性和解剖结构适配性。根据临床康复需求,肩关节设计支持 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的外展/内收运动,肘关节实现 $0^\circ \sim 150^\circ$ 的屈曲/伸展运动。完成建模后,将参数化模型导出为 Parasolid 格式文件,完整保留了装配约束关系和几何特征信息。将 Parasolid 模型导入 ADAMS 多体动力学仿真环境,建立动力学仿真模型。通过 ADAMS 仿真分析,可获得机器人末端质心的运动轨迹、位移、速度及加速度等运动学参数。对比仿真结果与理论运动学数据可验证机器人设计的合理性和有效性。

肩关节的驱动函数为:

step(time,0,0d,3.5,45dsin)

step(time,3.5,0d,7,-45dsin)

肘关节的驱动函数为:

Step(time,0,0d,3.5,45dsin)

Step(time,3.5,0d,7,-45dsin)

添加对末端质心的测量,获得其分别在 x 、 y 、 z 方向的位移、速度和加速度,如图 8、图 9、图 10 所示。

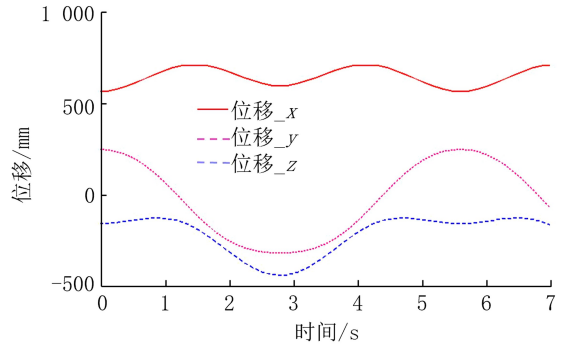


图 8 位移变化曲线图

Fig.8 Displacement curves

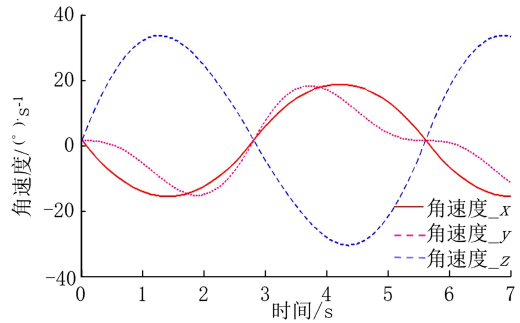


图 9 角速度变化曲线图

Fig.9 Velocity curves

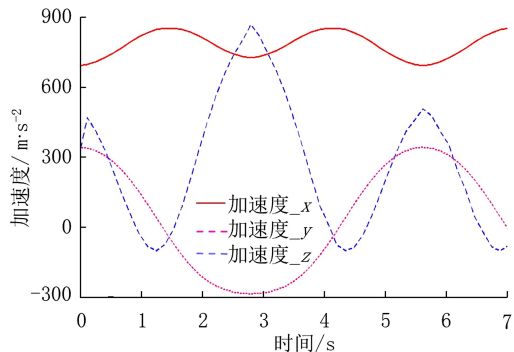


图 10 加速度变化图

Fig.10 Acceleration diagram

由图 8—图 10 可见,肩关节与肘关节的运动轨迹平滑而连续,运动过程稳定,符合实际情况。

位移、速度和加速度没有出现突变,结构设计合理。

机器人的工作空间是评价其康复训练和性能的关键指标^[10]。借助蒙特卡洛法,在 MATLAB 环境中,通过调用 rand 函数生成大量的随机数,这些随机数代表广义坐标空间中的各种可能位置。结合正向运动学的位置矢量计算,以机器人末端为基准点,生成一系列随机点,这些点构成了机器人的工作空间。其原理式为:

$$w = \{q_n \mid q_n \in \text{广义坐标}\} \quad (10)$$

式中, w 为工作空间; q_n 为广义坐标。康复机器人的运动范围如图 11 所示。

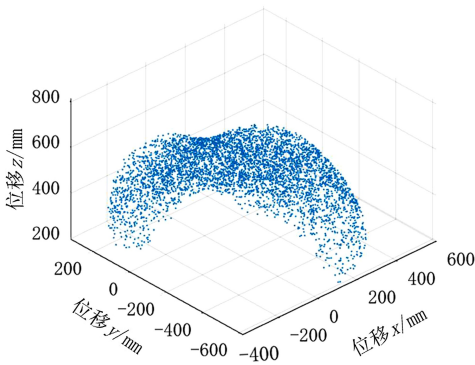


图 11 工作空间点云图

Fig.11 Workspace point cloud

仿真结果表明,机器人末端位置质心在空间中的运动范围为: $-400 \text{ mm} \leq x \leq 580 \text{ mm}$, $-580 \text{ mm} \leq y \leq 200 \text{ mm}$, $200 \text{ mm} \leq z \leq 600 \text{ mm}$ 。此范围内覆盖了康复机器人在肩关节和肘关节的屈曲和伸展康复训练动作下的大部分位置,满足康复训练的动作需求。

5 样机实验

按照设计方案制造实验样机并建立完整的康复机器人系统。对镜像康复训练和手柄直驱模式进行多次试验。

在镜像康复训练模式中,健侧肢体佩戴位姿传感器,而患侧肢体通过柔性装置固定在机械臂上。传感器捕捉健侧肢体的运动数据,并实时传送到控制系统。根据健侧肢体的运动轨迹,控制系统控制机械臂带动患侧肢体进行镜像运动。通过模拟正常肢体的运动,患侧肢体能够进行协同训练,促进运动功能的恢复和改善。

实验中,左臂进行肘关节屈曲、伸展动作,并驱动右肢实现同步的镜像运动。为确保实验的舒

适性与安全性,运动速度控制在试验者感到适宜的范围,且肘关节运动的角度范围设定在 $25^\circ \sim 135^\circ$ 之间。读取 3 个电机的位置信息,利用正运动学公式(见公式 8)运算得出末端轨迹。如图 12 所示,局部放大,可观察出运算得到的末端轨迹存在一定的波动性,影响了其平滑度。为提升轨迹的平滑性和准确性,对数据进行降噪处理。

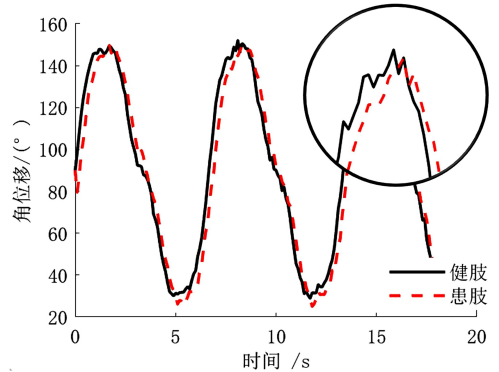


图 12 康复机器人位置跟随滤波前

Fig.12 Position change of rehabilitation robot before filtering

通过 MATLAB 对康复机器人位置跟随曲线进行降噪、拟合并绘制相应的曲线,如图 13 所示。

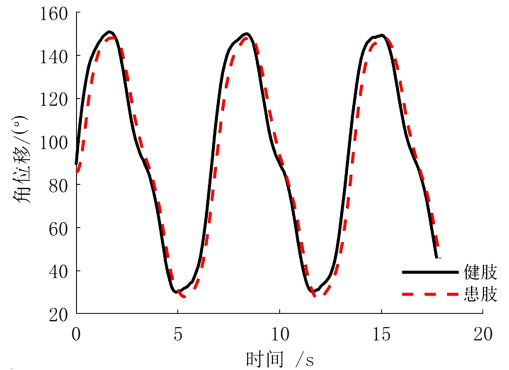


图 13 康复机器人位置跟随滤波后

Fig.13 Position change of rehabilitation robot after filtering

由图 13 可见,两条曲线整体趋势高度一致,均表现出明显的周期性变化,表明机器人末端的实际角位移能够准确跟随目标角位移。曲线周期的峰值稳定在 150° ,谷值接近 20° ,表明系统的工作范围合理且符合预期设定。曲线在上升与下降过程中平滑连续,未出现明显的抖动或突变现象,说明系统在运行过程中具备良好的稳定性与控制性能。由此可见,镜像式上肢康复机器人能够有

效跟随人体健侧肘关节的屈、伸运动,跟随性能良好。位姿传感器采集健侧肢体运动信息的时间以及控制系统输出指令驱动电机带动患侧肢体运动的时间难以精确估计,但滞后时间较短。实验结果表明,所提出的镜像运动模式在响应时间方面具有较好的实时性,能够有效支持患者的镜像康复训练需求,为实现实时交互提供了可靠的基础。

在手柄直驱模式下,实验人员使用健侧肢体操作手柄,手柄的运动信号被传送到康复机器人,驱动患侧肢体执行相应的动作。该模式能够增强患侧肢体的肌肉力量和运动控制能力。康复机器人末端角度变化如图14所示。

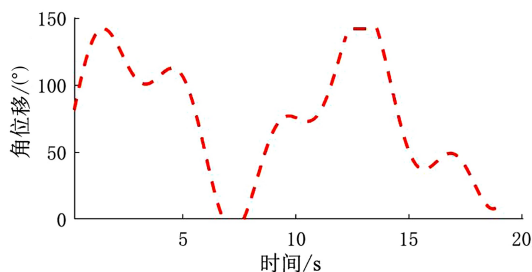


图14 康复机器人末端角度变化

Fig.14 Rehabilitation robot end angle change

实验结果表明,机器人运动范围始终保持在合理的角度区间 $0^{\circ} \sim 150^{\circ}$ 内,曲线平滑且无冲击的角度变化,反映了电机及控制系统的优良性能。样机运行过程中未出现失控现象,提供稳定且安全的运动特性,为患者提供可靠的康复训练,有助于提高康复效果。实验样机如图15所示。



(a) 样机

(b) 手柄模式实验



(c) 镜像模式实验

图15 样机实验

Fig.15 Prototype experiment

6 结论

1) 运动学仿真结果表明,机器人在执行各种康复动作时,运动路径平稳且无干涉,验证了机械结构和运动控制策略的有效性。工作空间仿真验证了机器人能够覆盖所需的范围,符合设计要求。

2) 相较于其他康复机器人单一的康复模式,多功能的设计更能满足不同患者在不同时期的康复训练需求,根据患肢的需求切换合适的康复模式。实验证明,康复机器人样机在两种康复模式下可以完成常规的康复训练动作。手柄直驱模式比较符合患者操作习惯,通过短时间培训,患者较为容易接受;镜像模式需要患者花更多时间学习掌握,但符合康复医学中尽可能少的辅助康复原则,长期来看效果更好。

3) 该设计方案合理且可行,为接下来的控制技术提供理论基础。未来还需深入研究更加柔顺的控制算法。

4) 目前的实验研究以健康群体为主,未来需要进行临床患者的康复训练实验,并根据临床实验不断优化结构。

参考文献:

- [1] TSENG K C, WANG L, HSIEH C, et al. Portable robots for upper-limb rehabilitation after stroke: a systematic review and meta-analysis[J]. Annals of Medicine, 2024, 56(1): 2337735.
- [2] 杜娜, 赵鑫, 李红. 上肢康复机器人的发展及应用综述[J]. 医疗卫生装备, 2024, 45(5): 95-103.
- [3] AI Q S, LIU Z M, MENG W, et al. Machine learning in robot-assisted upper limb rehabilitation: a focused review[J]. IEEE

Transactions on Cognitive and Developmental Systems, 2021, 15(4): 2053–2063.

- [4] 李军强, 胥述, 杨冬, 等. 上肢康复训练机器人镜像运动实现方法[J]. 中国生物医学工程学报, 2021, 40(6): 764–768.
- [5] 陈海洋, 张宏坡, 朱西昆, 等. 基于双目视觉信息采集的镜像康复机器人[J]. 计算机应用与软件, 2021, 38(12): 67–73, 96.
- [6] 李会军, 胡珊珊, 宋爱国. 基于自适应按需辅助的上肢镜像控制策略[J]. 电子与信息学报, 2022, 44(2): 437–445.
- [7] 刘庆祥, 郭冰菁, 韩建海, 等. 体感交互式上肢镜像康复训练机器人系统[J]. 工程设计学报, 2022, 29(2): 143–152.
- [8] DENAVIT J, HARTENBERG R S. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices[J]. Journal of Applied Mechanics, 1955, 22(2): 215–221.
- [9] 国家市场监督管理总局 国家标准化管理委员会. 中国成年人人体尺寸: GB/T1000–2023[S]. 北京: 中国标准出版社, 2023.
- [10] 孟欣, 秦涛, 涂福泉. 2自由度手臂康复机器人运动学及动力学分析[J]. 机械传动, 2019, 43(8): 59–63.

(责任编辑: 马晓磊)

科研简讯

“智慧海洋: AI 赋能海洋可持续发展”报告会成功举办

2025年10月17日,“智慧海洋: AI 赋能海洋可持续发展”专题报告会在福州海峡国际会展中心举行。报告会聚焦人工智能技术与海洋经济的深度融合,探讨海洋科学前沿与产业发展路径。福建省副省长李兴湖出席会议并致辞。

会上,中国工程院院士、自然资源部第二海洋研究所研究员潘德炉,中国大洋矿产资源研究开发协会理事长、自然资源部原总工程师张占海分别作了题为《智慧海洋遥感增值的三点思考》《深蓝梦想 2035 环球海洋科考》的主旨报告,分享了遥感技术在智慧海洋建设领域的学术成果和前沿热点,对未来海洋科考事业高质量发展的宏伟蓝图进行了展望。

在主题报告环节,国家深海基地管理中心副主任孙永福、上海国际问题研究院原副院长杨剑、自然资源部东海发展研究中心副主任叶属峰、福建理工大学智慧海洋与工程研究院副院长欧阳永忠等专家学者,围绕“人工智能与海洋可持续发展”“人工智能在海洋领域的新应用”“人工智能与水下新兴产业”三大议题作了专题报告,内容涵盖深海资源勘探开发、数字孪生海洋建设、海洋环境智能预报、水下机器人技术、海洋人工智能技术等多个领域,展现了当前人工智能技术在海洋领域的创新应用与未来发展方向。

中国海洋发展研究会理事长、自然资源部海域海岛管理司原司长高忠文,自然资源部海岛研究中心主任张海峰,福建理工大学校长韦建刚,福建理工大学苍霞杰出学者特聘教授、福建省教育厅原党组书记、厅长黄红武,福州市副市长赵明正,以及来自中国海洋发展研究中心、中国大洋矿产资源研究开发协会、中国海洋发展研究会北海分会、福建省海洋与渔业经济研究会、自然资源部海岛研究中心、中国海洋大学、福建理工大学等单位的专家学者、师生代表共 150 余人参加活动。

本次报告会由福建省人民政府主办,中国海洋发展研究会、福建理工大学支持,中国海洋发展研究中心秘书处、福建理工大学智慧海洋科学技术学院等单位共同承办,是“2025 世界航海装备大会”同期活动之一。与会代表围绕我国在“智慧海洋”领域的最新科研成果与实践案例开展深入交流,探讨人工智能技术在驱动海洋科技革新、促进海洋可持续发展和经济转型中的广阔前景与未来路径,旨在为全球海洋治理、海洋命运共同体建设以及福建海洋新型产业发展贡献智慧与力量。

(摘自福建理工大学官网)

