

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2006974

交互式自解耦桌面康复训练机器人系统*

欧阳云霞, 李会军, 宋爱国

(东南大学 仪器科学与工程学院 南京 210096)

摘 要:传统的康复机器人机构运动学多解,末端控制复杂,且往往只有视听反馈,无力反馈,未能达到最好的康复效果。为此,研制了一款基于自解耦机构的交互式康复系统,内含并联连杆机构,实现平动与转动自由度的解耦、力与力矩的解耦;基于患者末端位置设计了 3 种控制模式,包括:人体主导模式、机器人主导模式以及安全停止模式,实现高精度的轨迹跟踪,动态调节辅助力和安全停止功能;将力反馈技术同虚拟现实、康复医疗技术相结合,实现患者与系统之间的多感官反馈;实验证明系统在 500 mm×350 mm 工作空间内精确跟踪康复运动轨迹,关节运动轨迹误差小于 5 mm,系统可提供误差小于 1 N 的反馈力,并可在危险区急停,验证了康复训练系统的有效性。

关键词: 康复机器人;自解耦;人机交互;虚拟场景

中图分类号: TP242.6 TH89 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Interactive self-decoupling desktop rehabilitation training robot system

Ouyang Yunxia, Li Huijun, Song Aiguo

(School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

Abstract: The traditional rehabilitation robot mechanism has many kinematics solutions. In addition, the terminal control is complicated, and there is only audio-visual feedback and weak feedback. It fails to achieve the best rehabilitation effect. An interactive rehabilitation system based on the self-decoupling mechanism is developed. It contains parallel connecting rod mechanism to realize the decoupling of translational and rotational degrees of freedom and the decoupling of force and moment. Three control modes are designed based on the patient's terminal position, including the human-led mode, robot-led mode and safe stop mode, which can realize high-precision trajectory tracking, dynamic adjustment of auxiliary force and safe stop function. The force feedback technology is combined with virtual reality and rehabilitation medical technology to realize multi-sensory interaction between the patient and the system. Experimental results show that the system can accurately track the rehabilitation trajectory in the 500 mm × 350 mm working space. The joint motion trajectory error is less than 5 mm, and the system can provide feedback force with an error less than 1 N. And it can stop in the danger zone. The effectiveness of the rehabilitation training system is evaluated.

Keywords: rehabilitation robot; self-decoupling; human-computer interaction; virtual scene

0 引 言

偏瘫是脑中风患者最为常见的症状之一,其根本原因是人的中枢神经系统受到不同损伤,导致人无法有效地控制肢体运动,患者丧失部分肢体能力。研究证明合适的康复训练可以重新建立残肢与中枢神经系统的联系,达到康复的目的^[1-3],且康复训练过程中,患者主动性

和积极性越高,康复训练效果越好^[4]。面对中国社会老龄化现状和庞大的残疾人群,康复机器人的研究具有重要的学术价值和发展前景。

自 20 世纪 80 年代以来,康复机器人技术发展迅速,上肢康复机器人分为末端牵引式和外骨骼式^[5]。华盛顿大学开发了七自由度的外骨骼式上肢康复机器人——CADEN-7,将康复训练具体到了不同的部位,并利用柔索驱动实现远距离传递动力源^[6-7];著名的 ARMin 上肢康

收稿日期:2020-10-05 Received Date: 2020-10-05

* 基金项目:国家重点研发计划(2017YFB1303201)项目资助

复机器人就是典型的外骨骼式,可以实现肩部的旋内/外,大臂转动,肘部屈/伸等运动,并为患肢提供了重力补偿^[8-10],然而外骨骼式存在关节中心无法对齐,安全性不高等问题。末端牵引式使患者手臂与机器人末端相连,通过机器人运动从而带动患者训练,控制简单且可靠性更强。美国麻省理工学院研制出了第一台末端牵引式康复训练机器人 MIT-Manus^[11-12],采用五连杆实现患者的平面二位训练;瓦拉多利德大学利用连杆的二轴滑动机构开发了 E2Rebot,基于笛卡尔的 XY 轴,采用十字轴结构,结合虚拟游戏实现主动与被动两种训练模式^[13];意大利帕多瓦大学设计了三自由度的 NeRebot 末端牵引式上肢康复机器人,利用柔索驱动,减轻了手臂自重对治疗的影响^[14]。

康复机器人作用对象是人,由人和机器人共同完成训练目标,所以二者之间的双向信息交互就非常重要^[15-16]。目前大多数传统的康复机器人交互性不足,往往只存在视听觉交互,机器人无法充分了解患者的意图;并且大多数康复机器人基本都以串联式机器人机构作为主体,虽然设计理论与控制方案成熟,但是也存在运动反解存在多解性、末端精度较难提高,系统结构复杂、惯性冲击大等问题^[1]。因此,在康复机器人领域中研究含有并联机构的交互式机器人具有一定的现实意义。

本文从现有的康复机器人存在的问题和研究现状出发,设计了一种末端牵引的交互式自解耦桌面康复训练机器人系统,满足上肢康复训练的基本需求,基于患者位置,具有多种控制模式。其包含的并联连杆机构实现了运动的自解耦,降低了力位控制的难度;系统在训练过程中结合力反馈技术与虚拟康复训练场景实现多通道信息反馈,患者能够充分意识到自己的功能障碍问题,积极参与针对性训练,从而使得肌肉运动激励受损大脑,促进神经系统的功能重组。

1 康复训练系统

交互式自解耦桌面康复训练机器人系统主要包括机器人机构、搭建虚拟环境的上位机和控制箱。控制箱中的编码器实时采集患者患侧的运动状态,发送给上位机处理,上位机通过向控制箱发送训练指令控制机器人调整驱动力,带动患者运动;患者通过机器人机构与虚拟环境进行视听及力觉交互。系统架构如图 1 所示。

1.1 自解耦平动机构设计

人体上肢关节有较多自由度,且每个关节有不同的活动范围,使用末端牵引式康复机器人可以实现上肢各个关节的复合康复训练。目前大多数牵引式康复机器人多以串联结构机器人为主体,运动学反解存在多解情况,力位控制复杂,末端精度难以提高。本设计为解决上述

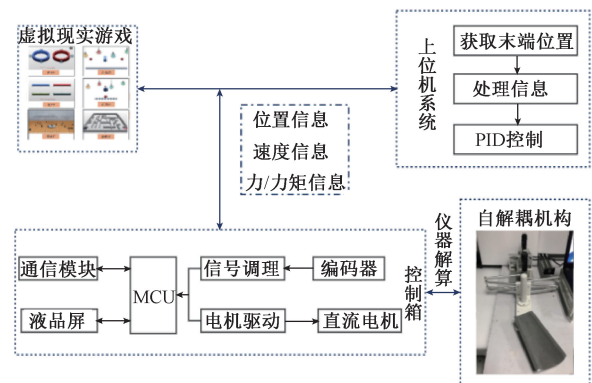


图 1 系统架构

Fig. 1 System structure

问题,采用含有并联机构的混联机构设计思想^[17],设计了二自由度平动机构,实现了机构的自解耦,有效降低运动学分析、力学分析的难度;同时为满足人体功效学在末端串联了可随动的患肢支撑托架。

系统实物和整体结构设计原理如图 2、3 所示。设计采用并联连杆结构实现机构自解耦和机器人本体 X 方向上的运动;采用串联菱形拉伸结构,实现机器人本体 Y 方向上的运动;末端串联手臂托架结构,支撑患者患肢。

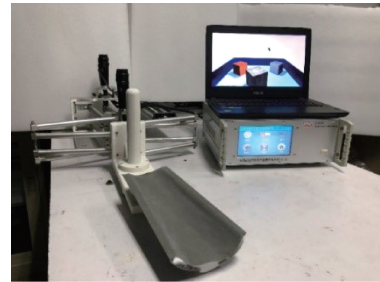


图 2 系统设备实物

Fig. 2 Picture of the system

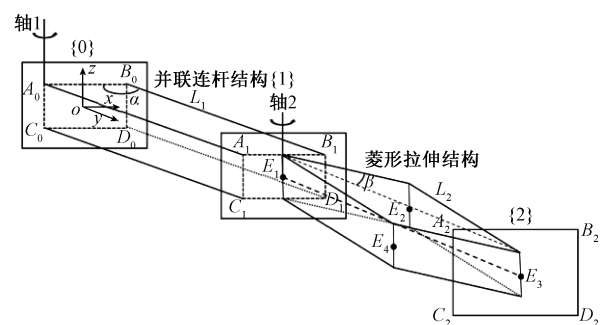


图 3 系统设备结构原理

Fig. 3 Structure schematic of the system

并联连杆机构的工作原理如图 4 所示。没有应用并联连杆机构转动时,末端直线处会在机构转动时耦合一

个额外的自由度,如图4所示,增大后续解算复杂度。当采用并联连杆机构后,如图5所示,在平面 $A_1B_1C_1D_1$ 沿 X 轴运动时,双并联连杆可以很容易地实现该轴轴向的转动转换为大位移平动,并且确保两个平面一直保持平行状态,不会在末端产生额外的自由度,实现平动自由度和转动自由度的自解耦,有效地实现了机械解耦的要求,简化了空间结构的复杂性,后续的位置解算、力解算难度大大降低。

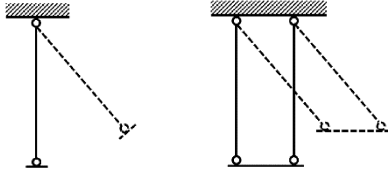


图4 并联与非并联机构对比

Fig. 4 Comparison of parallel and non-parallel mechanisms

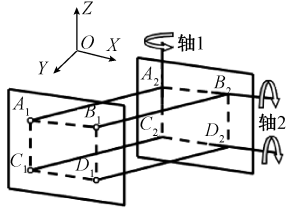


图5 并联连杆结构工作原理

Fig. 5 Principle of parallel connecting rod structure

由于并联连杆机构在 Y 方向上只能产生很小的位移,不能满足康复上肢的工作空间需求,所以串联了菱形拉伸机构。同时考虑到偏瘫患者的患肢较为虚弱,不能自主支撑,且患肢是不断运动的,为满足人体功效学,本设计在菱形拉伸机构末端串联了一个随动的末端托架机构,如图6所示,末端托架机构支撑患者肌肉无力的患肢,握柄和手臂托架可以自由旋转,增加冗余的被动自由度给患者提供更为舒适的操作体验。

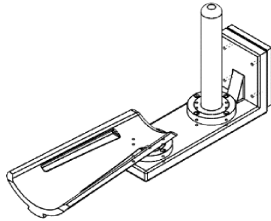


图6 末端托架机构

Fig. 6 End bracket mechanism

1.2 机构运动学分析

如图3所示,并联连杆结构和菱形拉伸结构主要运动关节有两个,分别绕轴1、轴2转动。

设平面 $A_0B_0C_0D_0$ 的中点 O 为坐标系 $\{0\}$ 的原点,即基坐标系;平面 $A_1B_1C_1D_1$ 的中点 E_1 为坐标系 $\{1\}$ 的原点;平面 $A_2B_2C_2D_2$ 的中点 E_3 为坐标系 $\{2\}$ 的原点。通过光电编码器采集末端绕轴1和轴2的转动角度 α 和 β ;各连杆参数及变化范围如表1所示。

表1 各连杆参数及变化范围

Table 1 Parameters and ranges of various links

i	a_i	α_i	d_i	θ_i	range
1	L_1	0	0	$\pi/2$	$20^\circ \sim 55^\circ$
2	0	0	$L_2 \cos \beta$	0	$15^\circ \sim 165^\circ$

正向运动学分析是已知轴1和轴2的转动角度 α 和 β ,求 E_3 的坐标 $(X, Y, Z)^T$ 。

相邻两连杆之间的变换关系如式1所示:

$$T_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

按照“从左向右”的原则得到各连杆变换矩阵式:

$$T_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & L_1 \cos \theta \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & L_1 \sin \theta \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$T_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 2L_2 \cos \beta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

E_1 在基坐标系中的位置为:

$$E_1 = \begin{bmatrix} E_{1x} \\ E_{1y} \\ E_{1z} \\ 1 \end{bmatrix} = T_1 \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \cos \alpha \\ L_1 \sin \alpha \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

E_3 在坐标系 $\{1\}$ 中的位置为:

$$E_3 = \begin{bmatrix} E_{3x} \\ E_{3y} \\ E_{3z} \\ 1 \end{bmatrix} = T_2 \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 2L_2 \cos \beta \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

E_3 的空间坐标可用 $\overrightarrow{OE_3} = \overrightarrow{OE_1} + \overrightarrow{E_1E_3}$ 表示。

由式(4)(5)相加得到末端位置 E_3 在基坐标中的空间坐标位置,如式(6)所示。

$$E_3 = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \cos \alpha \\ L_1 \sin \alpha + 2L_2 \cos \beta \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

根据表1中各连杆参数和 α 、 β 的转动变化范围,以及 E_3 的空间坐标得到机器人末端运动空间范围为 $500\text{ mm} \times 350\text{ mm}$,如表2所示,满足大部分上肢康复患者的需求。

表2 系统末端实际工作空间

Table 2 The practical workspace of system end

方向		运动范围/mm	
X 轴	正方向	250	250
	负方向	250	250
Y 轴		175	175

逆向运动学是已知 E_3 的坐标 $(X, Y, Z)^T$,解算轴1和轴2的转动角度 α 和 β 。因为 E_1 始终在以 O 为中心, L_1 为半径的圆弧上,即:

$$x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 = L_1^2 \quad (7)$$

根据式(4)、(6)可解算出两个轴的转动角度:

$$\begin{cases} \alpha = \cos^{-1}\left(\frac{X}{\sqrt{L_1^2}}\right) \\ \beta = \cos^{-1}\left(\frac{Y - \sqrt{L_1^2 - X^2}}{2L_2}\right) \end{cases} \quad (8)$$

从式(8)可以看出系统运动学逆解是唯一的,各轴转动角度与末端位置一一对应,证实了混联机构自解耦的有效性。

2 系统交互设计

2.1 系统控制模式设计

康复系统不同于普通的机器人,它需要在人机交互中发挥患者的残存功能,最大限度地激发患者主动参与训练的积极性,同时也要确保交互过程的稳定性和安全性。脑卒中患者在初期功能几乎完全丧失,此时训练应由机器人主导。在后期,患者逐渐康复,已有主动意识,此时应由人主导。患肢在康复训练中可能会产生抽搐,这就要求系统在整个交互过程中的安全性,避免人机之间的冲突运动^[18]。

基于康复系统对于稳定性和安全性的需求,本设计设计了3种控制模式,包括:人体主导模式、机器人主导模式以及安全停止模式。人体主导模式主要针对运动功能恢复的患者,由患者主导训练;机器人主导模式主要针对瘫痪初期的患者,在此模式中,如果患者偏离设定轨迹,机器人将提供辅助力,从而调整患者的位置。安全停止模式用于避免患者出现肌肉痉挛或是严重偏离设定轨迹等情况对患肢造成二次伤害,实现人机交互的安全性。

康复系统根据系统末端位置的瞬时位置决定控制模式。如图7所示, $x(t)$ 为期望轨迹,当系统末端接近期望轨

迹时,处于人体主导区域(human-led dominant area, H-D),当处于机器人主导区域(robot-led dominant area, R-D)时,系统将会帮助患者回到人体主导区域,在系统末端严重偏离到外部安全停止区域(safe stop area, S-T)时,系统将会急停。

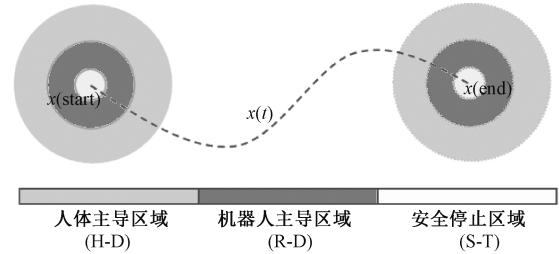


图7 控制区域

Fig. 7 Control area map

为适应处于不同康复阶段的病人,人体主导区域和机器人主导区域的范围是可以调节的。在治疗初期,患者几乎不能运动或是其患肢运动意图不可靠,因此,H-D缩小到非常小的区域,甚至没有,在这种情况下,康复系统其实就是一个辅助机器人;在患者逐渐康复过程中,H-D慢慢增大,允许患者自主运动。这个方案也适用于痉挛患者的训练,根据患者痉挛的严重程度调整R-D的范围,痉挛更严重的患者,系统的R-D也更大,如果患者进入到S-T,则暂停整个训练,保证患者的交换安全。

2.2 R-D 模式控制器

在R-D模式下采用位置-速度串级PID闭环控制算法,将患肢末端实际位置与设定位置的位置差送入算法中,以实现动态调节驱动力,帮助患者回到H-D的功能。

系统控制如图8所示,在康复过程中,上位机采集编码器数据,实时解算末端位置,控制系统及时计算出位置差作为外环信息进行PID控制,计算出外环误差率后作为内环调节参数,进行内环速度闭环控制,系统进一步调节PWM占空比从而调整电机的转速以及电流大小。

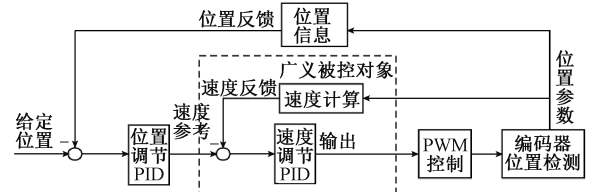


图8 系统控制框图

Fig. 8 Diagram of system control

图8虚线中的对象为广义被控对象,其等效控制框图如图9所示。

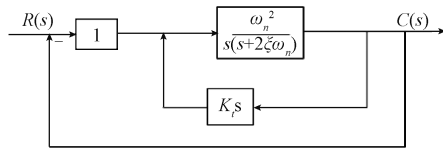


图9 速度反馈控制

Fig. 9 Speed feedback control

其中: K 为速度反馈系数。由图 9 可知系统的开环传递函数为:

$$G(s) = \frac{\omega_n^2}{s(s + 2\xi\omega_n + K_t\omega_n^2)} = \frac{K}{s\left(\frac{s}{2\xi\omega_n + K_t\omega_n^2} + 1\right)} \quad (9)$$

式中: $K = \frac{\omega_n}{2\xi + K_t\omega_n}$ 为系统的开环增益。

相应地,其闭环传递函数为:

$$\Phi(s) = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi_t\omega_n s + \omega_n^2} \quad (10)$$

式中: $\xi_t = \xi + \frac{1}{2}K_t\omega_n$, 引入内环速度反馈使得系统的阻

尼比增加,且不改变系统的无阻尼振荡频率。与普通的 PID 控制器相比,微分器对输入信号的高频噪声具有放大作用,而速度反馈中噪声成分很弱,如图 10 所示为阶跃信号加干扰后,串级 PID 和普通 PID 的仿真结果,可看出串级闭环控制抗干扰能力优于普通 PID 控制器。

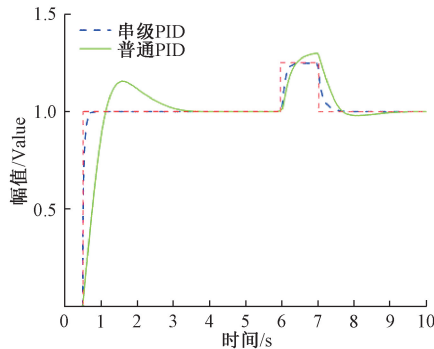


图10 阶跃信号加干扰的仿真结果

Fig. 10 Simulation results of the step signal with interference

2.3 H-D 模式交互设计

在 H-D 模式中,患者完全自主运动。研究表明,在偏瘫患者自主康复过程中,使用以任务为导向的循环训练法对患者的康复起到了积极的促进作用^[19],同时充分的感知刺激可重构大脑神经网络。传统的康复反馈以患者的视觉、听觉反馈为主,视听觉在人脑中的通讯是单向的,是非接触的信息反馈;而力反馈在运动控制中为双向通讯传输,是接触式信息反馈,它可以给人以力感和运动

感的刺激^[20],提高人机交互质量,从而提高康复效率。基于此,本设计研究面向上肢康复患者的多通道信息反馈系统,以视觉、听觉、力觉作为反馈信息。

本设计针对上肢瘫痪的患者病症和康复系统的控制特点,在 CHAI3D 平台上进行开发,构建了一套虚拟康复训练系统,如图 11 所示。患者或医师可在训练菜单中选择任一康复训练任务进入相应的虚拟训练场景,患者操纵设备控制虚拟场景界面中的虚拟代理运动,设备末端位置和虚拟代理位置相互映射,实现视觉实时反馈;系统在患者完成每个任务下的子任务时,会播放成功的提示音,及时进行听觉反馈;当虚拟代理与物块发生接触时,虚拟代理末端就会产生一个二维接触力,反馈到设备末端,从而让患者产生类似于接触到真实物体一样的临场感,实现力反馈,增加康复训练任务的沉浸感^[21-22]。同时系统会及时记录患者完成任务的情况,例如完成时间、训练稳定性等,供医师参考。若患者末端偏离 H-D 范围,则将自动进入 R-D 模式中。

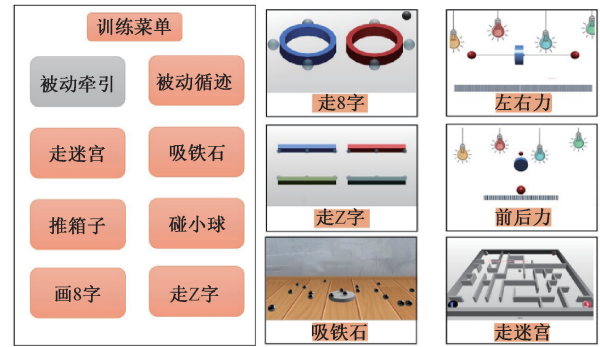


图11 虚拟场景界面:各游戏界面

Fig. 11 Virtual scene interface including various game interfaces

本设计采用 God-Object 算法进行虚拟场景中的反馈力计算^[23]。算法模型如图 12 所示,其中白色小球是虚拟场景中与患者进行视觉交互的虚拟代理,而黑色小球是实际患者操纵的设备末端位置,它们之间使用一个虚拟化的弹簧进行连接。当虚拟环境中的代理与物体发生碰撞时,白色小球的运动会受到限制,但是黑色小球的移动却不受影响,两个小球之间会产生一个相对位移 d ,反馈力的计算就和这个相对位移有关,即 $F = -K_m \cdot d$, K_m 表征物体表面刚度,力方向与弹簧的形变方向相反。虚拟康复训练场景允许用户更改 K_m 值,调整力反馈级别。

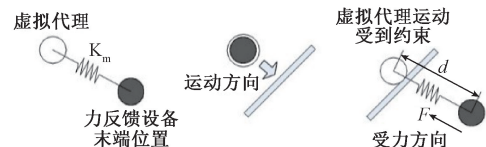


图12 God-Object 算法模型

Fig. 12 God-Object algorithm model

桌面康复系统通过电机的堵转作用产生力矩,从而通过装置传递到用户的手中。对于在虚拟场景中计算出来的反馈力,上位机将反馈力参数传递给下位机,由2个直流电机直接提供反馈力给患者。本设计的并联连杆机构实现了力与力矩的解耦,简化了力求解的复杂度。根据图6的机构模型进行力学分析,设作用在患者身上两个方向上的反馈力大小为 F_x 、 F_y ,轴1、轴2的电机输出力矩为 M_1 和 M_2 , E_1 、 E_3 的y轴间距为 d ,可得 $M_1 = F_x d$ 。根据式(6)有

$$d = (L_1 \sin \alpha + 2L_2 \cos \beta) \quad (11)$$

采用虚功法对轴2的反馈力进行分析。假设 E_3 在当前位置受到沿y轴的反馈力 F_y 移动了位移 Δ ,虚功为 δW ,则:

$$\begin{cases} \delta W = F_y \times \Delta \\ \delta W = M_2 \times \delta \beta \\ \Delta = 2L_2 \times \sin \beta \times \delta \beta \end{cases} \quad (12)$$

根据式(11)、(12),得到当设备末端反馈力为 F_x 、 F_y 时,各个电机输出力矩为:

$$\begin{cases} M_1 = F_x (L_1 \sin \alpha + 2L_2 \cos \beta) \\ M_2 = 2F_y L_2 \sin \beta \end{cases} \quad (13)$$

3 实 验

为测试康复训练系统的康复效果,本设计在R-D模式下规划直线轨迹以及8字型轨迹,由设备完全牵引测试者运动沿轨迹运动,验证系统的R-D控制器性能;在H-D模式的虚拟场景中设置参考力值,采集设备末端输出力,验证系统反馈力计算准确性及力跟踪性能;在S-T模式下由测试者人为操作机器人末端超出安全范围,测试系统的安全停止能力。

3.1 R-D 控制器性能测试实验

为验证康复系统R-D模式控制器性能及机构自解耦的有效性,本实验将H-D半径设置为0,利用桌面式力反馈设备末端牵引十名测试者(5男5女)进行直线轨迹跟踪运动以及8字轨迹跟踪运动,通过研究其轨迹跟踪能力测试R-D控制器的辅助性能。多次实验,取10位测试者结果的平均值,图13所示为各轨迹跟踪图。

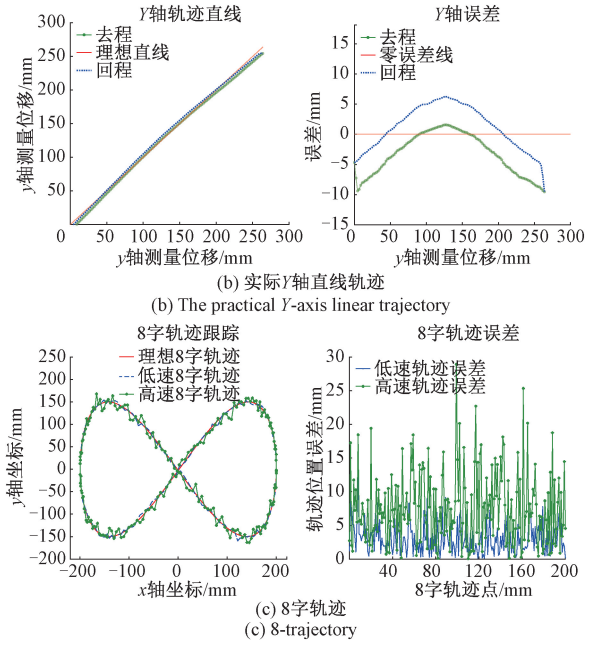
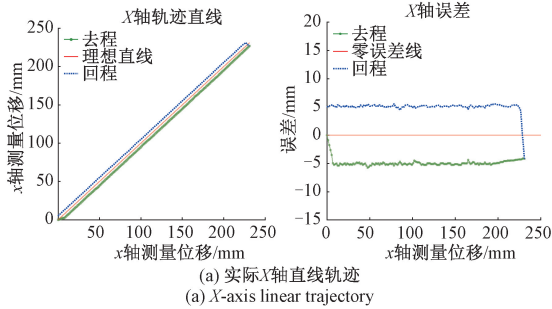


图13 各轨迹跟踪图

Fig. 13 Tracking diagram of each trajectory

记录单个采样点的位置跟踪误差为:

$$\begin{cases} err_{xi} = \sqrt{(\Delta x_i)^2} \\ err_{yi} = \sqrt{(\Delta y_i)^2} \end{cases} \quad (14)$$

式中: Δx_i 是x方向上的位置误差; Δy_i 是y方向上的误差。

位置跟踪误差平均值为:

$$\begin{cases} err_x = \frac{\sum_{i=1}^N err_{xi}}{N} = 5.366 \\ err_y = \frac{\sum_{i=1}^N err_{yi}}{N} = 4.473 \\ err_{slow} = \frac{\sum_{i=1}^N err_{8i}}{N} = 4.059 \\ err_{high} = \frac{\sum_{i=1}^N err_{8i}}{N} = 8.279 \end{cases} \quad (15)$$

单位:mm

根据式(15)得出系统在x方向实际直线运动的位置跟踪总体平均误差为5.366 mm;系统在y方向实际直线运动位置跟踪总体平均误差为4.473 mm。8字轨迹跟踪低速情况下总体平均误差为4.059 mm,高速情况下总体平均误差为8.279 mm,在康复训练过程中,运动速度缓慢,证实了机构自解耦提高了末端控制精度,康复运动轨迹跟踪效果良好,R-D控制器性能满足康复需求。

3.2 H-D 模式性能测试实验

为验证患者在 H-D 模式中可以在 H-D 范围内自由移动,且在偏离 H-D 范围后,系统会将其拉回至 H-D 范围,本实验将 H-D 直径设置为 0.1 m,测试者进行直线轨迹跟踪运动。图 14 所示为实验结果。

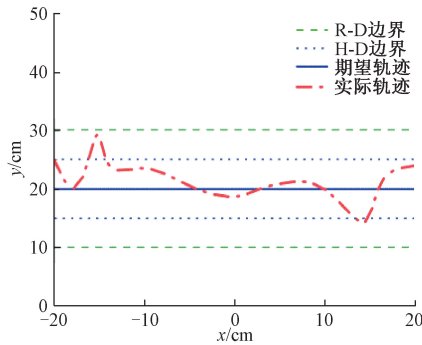


图 14 H-D 模式性能结果

Fig. 14 H-D mode performance result picture

从图 14 可以看出,患者在 15~25 cm 范围内可以自由移动,超出这个范围,系统具备将其拉回的能力。

3.3 虚拟环境力跟踪实验

当设备末端处于不同位置时,如果需要输出相同的反馈力,需要代入到不同的力臂进行计算,而位置误差则会影响力矩的计算,存在误差传递的问题,所以本实验为测试系统在虚拟场景中碰撞物体后的力跟踪性能,针对 X 轴、Y 轴的不同位置,在虚拟环境中稳定接触障碍物,虚拟环境中计算出来的力值 0 N~10 N,步进 0.5 N 记录实际末端的实际输出力情况。实验结果如图 15 所示。

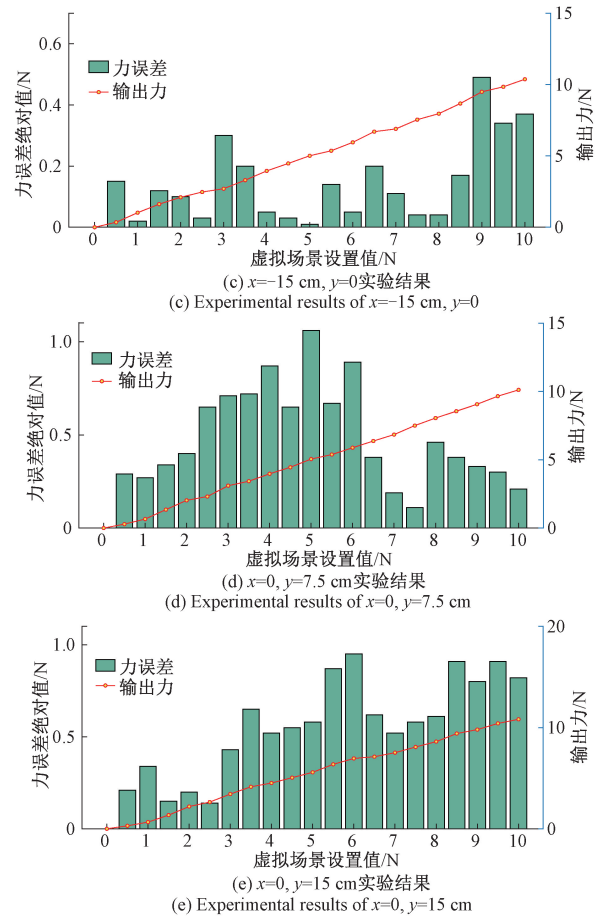
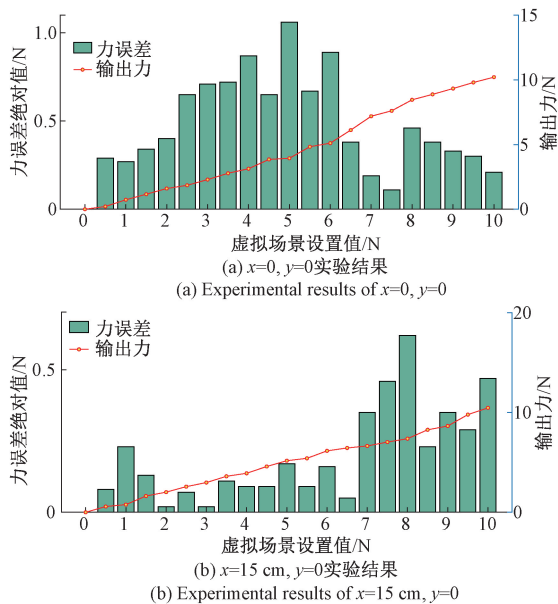


图 15 二轴反馈力结果

Fig. 15 Two-axis feedback force result

从图 15 中可以看出,当末端处于不同位置上时,设备的输出力最大误差为 1.06 N,平均力误差为 0.54 N。考虑到设备在运行过程中,存在内部或外部的摩擦阻力、惯性力及零件装配误差的影响,而人手可以分辨的最小力约为 1.667 N^[24],所以本设计的力跟踪性能满足人上肢康复对力感知精度的要求。

3.4 S-T 性能测试

本实验将 R-D 直径设置为 0.2 m,并让测试者将系统末端快速推至 S-T,来测试系统的安全停止能力。如图 16 所示,系统在被迫进入该区域后停止在 S-T 中。

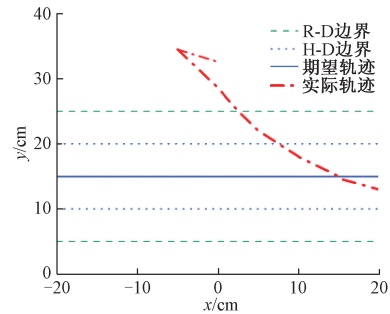


图 16 S-T 模式性能结果

Fig. 16 Performance results of S-T mode

4 结 论

交互式自解耦桌面康复训练机器人系统针对上肢偏瘫患者的需求,设计了自解耦的平动机构,实现了平动自由度、转动自由度的解耦,及力与力矩的解耦,降低运动学分析和力控制的难度,各轴转动角度与末端位置一一对应;系统设计了3种控制模式,包括:人体主导模式、机器人主导模式以及安全停止模式。实现高精度的轨迹跟踪,动态调节辅助力和安全停止功能;结合了虚拟现实技术和力反馈技术,实现多通道信息反馈,增强康复训练的趣味性,增加了虚拟训练场景的真实感与沉浸感,减轻患者的心理负担;通过实验证实康复系统的可行性和有效性。

参考文献

- [1] 杨启志, 曹电锋. 上肢康复机器人研究现状的分析[J]. 机器人, 2013, 35(5): 630-640.
YANG Q ZH, CAO D F. Analysis of research status of upper limb rehabilitation robot [J]. Robot, 2013, 35(5): 630-640.
- [2] 王丹. 康复护理干预对脑卒中后偏瘫患者神经功能缺损改善的影响[J]. 中国实用医药, 2020, 15(32): 173-174.
WANG D. Effect of rehabilitation nursing intervention on improvement of neurological function defect in patients with hemiplegia after stroke [J]. China Practical Medical, 2020, 15(32): 173-174.
- [3] 李帅旗, 魏艳霞, 贾东佩. 早期康复训练在脑卒中患者中的应用价值探究[J]. 航空航天医学杂志, 2020, 31(9): 1128-1129.
LI SH Q, WEI Y X, JIA D P. Research on the application value of early rehabilitation training in stroke patients [J]. Journal of Aerospace Medicine, 2020, 31(9): 1128-1129.
- [4] GUI K, LIU H, ZHANG D. Toward multimodal human-robot interaction to enhance active participation of users in gait rehabilitation [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(11): 2054-2066.
- [5] 余灵, 喻洪流. 上肢康复机器人研究进展[J]. 生物医学工程学进展, 2020, 41(3): 134-138, 143.
YU L, YU H L. Research progress of upper limb rehabilitation robot [J]. Advances in Biomedical Engineering, 2020, 41(3): 134-138, 143.
- [6] ROSEN J, PERRY J C, MANNING N, et al. The human arm kinematics and dynamics during daily activities-toward a 7 DOF upper limb powered exoskeleton [C]. 12th International Conference on Advanced Robotics, 2005: 532-539.
- [7] PERRY J C, ROSEN J, BURNS S. Upper-limb powered exoskeleton design [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2007, 12(4): 408-417.
- [8] NEF T, RIENER R. ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot [C]. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005: 57-60.
- [9] ZEN Ö, TRAVERSA F, GADI S, et al. Multi-purpose robotic training strategies for neurorehabilitation with model predictive controllers [C]. 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2019: 754-759.
- [10] JUST F, ÖZEN Ö, TORTORA S, et al. Feedforward model based arm weight compensation with the rehabilitation robot ARMin [C]. 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2017: 72-77.
- [11] EMERSON I, POTGIETER J, XU W L. Evaluation of a prototype integrated robotic and virtual mirror therapy system for stroke rehabilitation. [C]. 2017 24th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP), 2017: 1-6.
- [12] EMERSON I, POTGIETER J, XU W L. Evaluation of a prototype integrated robotic and virtual mirror therapy system for stroke rehabilitation [C]. 2017 24th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP), 2017: 1-6.
- [13] FRAILE J C, PÉREZ-TURIEL J, BAEYENS E, et al. E2Rebot: A robotic platform for upper limb rehabilitation in patients with neuromotor disability [J]. Advances in Mechanical Engineering, 2016, 8(8): 61-64.
- [14] MASIERO S, POLI P, ARMANI M, et al. Robotic upper limb rehabilitation after acute stroke by NeReBot: Evaluation of treatment costs [J]. BioMed Research International, 2014, DOI: 10.1155/2014/265634.
- [15] GUI K, LIU H, ZHANG D. Toward multimodal human-robot interaction to enhance active participation of users in gait rehabilitation [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(11): 2054-2066.
- [16] 郑悦, 景晓蓓, 李光林. 人机智能协同在医疗康复机器人领域的应用 [J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(10): 2373-2380.
ZHENG Y, JING X B, LI G L. Application of human-machine intelligence cooperation in the field of medical

- rehabilitation robot [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(10): 2373-2380.
- [17] FOUIGNER A, SCHEME E, CHAN A D C, et al. Resolving the limb position effect in myoelectric pattern recognition [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2011, 19(6): 644-651.
- [18] ZHANG J, CHEAH C C. Passivity and stability of human-robot interaction control for upper-limb rehabilitation robots [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(2): 233-245.
- [19] 赵剑, 王柳, 史丽娟, 等. 面向言语康复的多模态人机交互系统 [J]. 吉林大学学报(工学版), 2020, 50(4): 1478-1486.
- ZHAO J, WANG L, SHI L J, et al. Multimodal human-computer interaction system for speech rehabilitation [J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2020, 50(4): 1478-1486.
- [20] 黄效梅, 周丹. 探讨以任务为导向的循环训练法在脑卒中患者康复中的应用 [J]. 检验医学与临床, 2018, 15(9): 1331-1334.
- HUANG X M, ZHOU D. To explore the application of task-oriented circulatory training method in the rehabilitation of stroke patients [J]. Laboratory Medicine and Clinic, 2018, 15(9): 1331-1334.
- [21] 黄慧, 贾艳滨, 沈拾亦. 虚拟现实技术在认知康复中的研究进展 [J]. 中国康复医学杂志, 2020, 35(2): 244-247.
- HUANG H, JIA Y B, SHEN SH Y. Research progress of virtual reality technology in cognitive rehabilitation [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2020, 35(2): 244-247.
- [22] 刘婷婷, 刘箴, 钱平安, 等. 虚拟现实在特殊人群康复中的应用研究 [J]. 系统仿真学报, 2018, 30(9): 3229-3237.
- LIU T T, LIU J, QIAN P AN, et al. Research on the application of virtual reality in rehabilitation of special population [J]. Journal of System Simulation, 2018, 30(9): 3229-3237.
- [23] 秦欢欢, 宋爱国, 莫依婷, 等. 带有双手力觉反馈的人机交互系统设计 [J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(7): 66-73.

QIN H H, SONG A I G, MO Y T, et al. Design of human-computer interaction system with two-hand power feedback [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(7): 66-73.

- [24] MASSIMINO M J. Improved force perception through sensory substitution [J]. Control Engineering Practice, 1995, 3(2): 215-222.

作者简介



欧阳云霞, 2018 年于辽宁大学获得学士学位, 现为东南大学硕士研究生, 主要研究方向为康复机器人。

E-mail: 220183255@seu.edu.cn

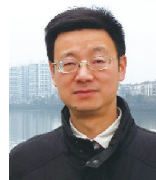
Ouyang Yunxia received her B. Sc. degree from Liaoning University in 2018. She is currently a master student at Southeast University. Her main research interest is rehabilitation robot.



李会军(通信作者), 2005 年于东南大学获得博士学位, 现为东南大学教授、硕士生导师, 主要研究方向为机器人遥操作技术、康复机器人等。

E-mail: lihuijun@seu.edu.cn

Li Huijun (Corresponding author) received her Ph. D. degree from Southeast University in 2005. She is currently a professor and a master advisor at Southeast University. Her main research interests include robot teleoperation, rehabilitation robot, etc.



宋爱国, 分别在 1990 年和 1993 年于南京航空航天大学获得学士学位和硕士学位, 1996 年于东南大学获得博士学位, 现为东南大学教授、博士生导师, 主要研究方向为机器人传感与控制技术、信号处理、遥操作技术等。

E-mail: a. g. song@seu.edu.cn

Song Aiguo received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 1990 and 1993, and received his Ph. D. degree from Southeast University in 1996. He is currently a professor and a Ph. D. advisor at Southeast University. His main research interests include robotic sensor and control, signal processing, teleoperation, etc.