



DOI:10.12404/j.issn.1671-1815.2404017

引用格式:凌六一,刘一铭,张奇.基于改进 PSO 算法的下肢外骨骼控制系统设计[J].科学技术与工程,2025,25(14):5913-5923.

Ling Liuyi, Liu Yiming, Zhang Qi. Design of lower limb exoskeleton control system based on chaotic mapping PSO algorithm[J]. Science Technology and Engineering, 2025, 25(14): 5913-5923.

自动化技术、计算机技术

基于改进 PSO 算法的下肢外骨骼控制系统设计

凌六一^{1,2}, 刘一铭^{2*}, 张奇¹

(1. 安徽理工大学电气与信息工程学院, 淮南 232001; 2. 安徽理工大学人工智能学院, 淮南 232001)

摘要 针对样机建立简化的下肢外骨骼模型,应用 D-H 参数法进行动力学分析,并通过实验测得关节角度后进行拟合作为控制器输入。为了解决机器人的轨迹跟踪问题,利用传统 PID 控制拥有较好的跟随效果,但存在响应和寻参速度慢等问题;结合粒子群算法后虽然寻参速度加快,仍出现收敛精度低以及易陷入局部最优解的问题,因此设计了一种基于混沌映射型改进粒子群算法的 PID 控制。结果表明,改进后随机性增强,寻参速度加快,跟踪误差更小;并采用 Simscape 将关节角度进行可视化仿真,结合实验多方面验证控制效果。

关键词 下肢康复机器人;改进粒子群优化;PID 控制;轨迹跟踪;Simulink 仿真

中图分类号 TP242; 文献标志码 A

Design of Lower Limb Exoskeleton Control System Based on Chaotic Mapping PSO Algorithm

LING Liu-yi^{1,2}, LIU Yi-ming^{2*}, ZHANG Qi¹

(1. School of Electrical and Information Engineering, Anhui University of Technology, Huainan 232001, China;

2. School of Artificial Intelligence, Anhui University of Technology, Huainan 232001, China)

[Abstract] A simplified lower-limb exoskeleton model was established for the prototype, and the D-H parameter method was used to perform dynamic analysis. Joint angles were measured experimentally and used as inputs for the controller. To address the robot's trajectory tracking problem, traditional PID control was employed, showing good tracking performance but slow response and parameter tuning speed. Although PSO (particle swarm optimization) accelerated the parameter tuning, issues with low convergence accuracy and local optimum traps persisted. Therefore, a PID control based on a chaotic-mapping improved PSO algorithm was designed. The results show that the randomness was enhanced, the parameter tuning speed was increased, and the tracking error was reduced. Simscape was used for visual simulation of joint angles, and the control performance was further validated through various experiments.

[Keywords] lower limb rehabilitation robot; improve particle swarm optimization; PID control; trajectory tracking; simulink simulation

下肢外骨骼康复机器人是一种现代医疗器械,可以增强人类的运动能力或者取代失去的部分身体机能^[1]。近几十年来,随着人口老龄化和心脑血管疾病人群的增加,对医疗康复机器人的需求也越来越大^[2],它的设计与控制是多个领域和学科的交叉,包含了传感,控制等多项技术^[3]。

以中国为例,一名康复医师需要照顾多名患者,而下肢康复机器人可以显著减少康复医师的重复性工作。患者佩戴它们时只需将其与身体紧密贴合,即可与佩戴者协同工作^[4]。目前,这些机器

人被广泛运用于下肢运动能力受损的患者,例如,脑卒中患者中约 2/3 的人在行走方面有很大的限制,并且有很高的跌倒、骨折和行动能力进一步下降的风险^[5]。下肢康复机器人可以帮助他们恢复下肢肌肉的部分功能,进而重新学习行走^[6]。随着科技水平的不断提升,下肢机器人的控制领域也有了飞速进展,中外出现了许多下肢机器人研发公司;瑞士 Hocoma 公司生产的 LOKOMAT 下肢步态训练机器人^[7],患者通过佩戴保护绑带和外骨骼设备,在平台跑步机上进行自主运动。并且还可以根

收稿日期:2024-05-30; 修订日期:2025-02-14

基金项目:安徽理工大学研究生创新基金(2023cx2184)

第一作者:凌六一(1980—),男,汉族,安徽合肥人,博士,教授。研究方向:检测技术与智能信息处理。E-mail:lyling@aust.edu.cn。

通信作者:刘一铭(2001—),男,汉族,安徽合肥人,博士研究生。研究方向:康复外骨骼控制。E-mail:657447626@qq.com。

投稿网址:www.stae.com.cn

据患者的腿部力量提供实时反馈。以色列公司 ReWalk Robotics 的 ReWalk 可穿戴下肢外骨骼设备^[8],它在传统穿戴设备的基础上配备拐杖,在使用时,患者的双手由拐杖支撑,ReWalk 利用关节传感器检测数据并通过末端执行器驱动外骨骼的运动,模拟人类腿部的自然运动,从而驱动患者移动。北京大艾科技有限公司研制的 AiWalker,辅助患者恢复了部分的运动机能,也取得了较好的应用效果^[9]。

为了充分利用下肢外骨骼机器人的优势,需要能适应患者日常生活以及康复训练中不同情况的控制算法。张政^[10]根据传统 PD 算法,设计了 BangBang-PD 轨迹跟踪算法,用于外骨骼的控制。可以有效控制外骨骼的轨迹误差。但缺乏模型鲁棒性及外界干扰的自适应能力。童火明等^[11]通过模糊 PID 自适应控制算法使下肢外骨骼达到很好的跟随效果,但由于模糊控制自身存在模糊化,推理及去模糊化的过程,会增加计算负担,难以保证较好的实时性。高钰清等^[12]基于经典 PSO 优化算法和 PD 控制生成人体关节力矩,利用上层控制器确定踝关节期望助力力矩。并在分析足-地交互力时利用库伦摩擦模型进行辨识。钟佩思等^[13]提出了一种基于复合粒子速度调节的 PSO 算法,用于优化阻抗控制参数。毕文龙等^[14]利用粒子群对支持向量机进行优化用于脑电控制的相关研究,经过粒子群优化的支持向量机分类准确性明显高于传统分类。

Belkadi 等^[15]提出一种基于自适应 PSO 算法控制器位置和速度两方面跟踪,且保证控制信号无抖动。Amiri 等^[16]比较了 GA 算法、PSO 算法和 Z-N 3 种寻参方法,提出了一种基于 PSO 整定初始化模型自适应控制器的策略。二者都找寻了一种自适应的搜索策略,采用降低减少搜索时间来降低控制信号引起的突变,但对减少的量度难以确定。经典 PSO 算法虽然擅长局部搜索,但是下肢机器人其工作环境及动力学模型具有很强的非线性和时变性,在实时控制方面收敛速度较慢,而且在寻参初期容易出现大幅度震荡。

在对神经网络、模糊控制等融合改进方法进行对比后,现选择改进粒子群算法实时获取 PID 控制系统参数,即在优化算法中加入混沌映射和莱维飞行策略,增强算法的随机性并消除收敛震荡的问题。

1 结构设计及选型

1.1 机械结构设计

根据人体下肢运动特点,分析正常行走步态,利用 SolidWorks 软件设计的下肢可穿戴外骨骼机器

人整体结构模型如图 1 所示。

其中,从下肢外骨骼机械结构上,髋关节有 3 个自由度,踝关节和膝关节均为 1 个自由度。在平面运动中,髋关节和膝关节带动下肢进行屈伸运动。由于踝关节的活动范围很小,所以它被设计为被动驱动关节,在腰部中央放置了一个宽度可调的腰板结构。为了有效地调节腰部的运动,它可以满足使用者运动时大腿的运动。通过电机驱动髋关节的屈伸运动。膝关节自动对准活动膝关节机构,通过人体膝关节的屈伸运动来补偿瞬时旋转中心的移动。而图 2 则是根据机械设计模型搭建的实验样机。整体结构包括:背包(含电池组)、伺服关节电机、松紧调节装置、大小腿绑带以及脚底拖鞋。

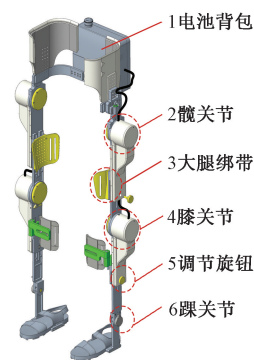


图 1 机械结构模型

Fig. 1 Mechanical structure model

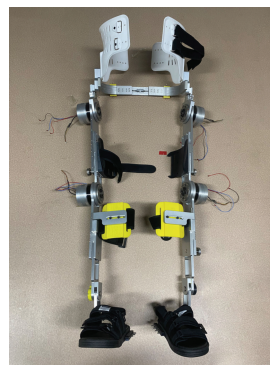


图 2 实验样机

Fig. 2 Experimental prototype

1.2 电机选型及控制器

关节电机内部为 17 位多圈绝对值编码器,额定电压为 48 V,采用 EtherCAT 通信方式。驱动系统采用伺服电机、伺服驱动器(Elmo 驱动器)、谐波减速器(型号:LHS-20-100,减速比 101:1)和编码器的组合设计,外骨骼的 4 个关节电机均选用相同规格。具体参数如表 1 所示。

后续提及的实验部分均在一台工控机上面完

成,其中 CPU 为 Intel (R) core(TM) I5-8250U @ 1.60 GHz,内存容量为 8 GB,采用了 ROS Melodic 环境作为 Ubuntu18.04 操作系统中的运行环境,可以快速运行下肢运动所需的 python、C++ 等代码文件。

表 1 关节电机参数

Table 1 Joint motor parameters

| 电机性能参数 | 具体数值 |
|-----------------------------|------------|
| 额定电压/V | 48 |
| 额定功率/W | 150 |
| 额定力矩/(N·m) | 47 |
| 减速比 | 101 |
| 减速机型号 | LHS-20-100 |
| 通讯方式 | EtherCAT |
| 额定转速/(r·min ⁻¹) | 29.7 |

2 运动学建模及动力学分析

2.1 运动学分析

D-H 建模方法是一种分析连杆运动的方法。由于人体左右对称性,选取人体单腿进行运动学分析。

如图 3 所示,腰部中心为坐标原点设为 O_0 ,髋关节中心设为 O_1 ,膝关节中心为 O_2 ,踝关节中心为 O_3 。其中 Z_0 沿人体额状面向上, X_0 朝向人体矢状面方向, Y_0 垂直于人体。 Z_1 轴与髋关节旋转轴一致, X_1 轴垂直于髋关节平面, Y_1 通过右手定则确定。髋、膝和踝关节的旋转角度分别用 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 。各部分几何参数定义: l_0 为髋关节与腰部中心的水平距离, l_1 为髋关节与膝关节之间的距离, l_2 为膝关节至踝关节的距离, l_3 则为踝关节至脚底中心的距离。其中,D-H 参数表如表 2 所示。

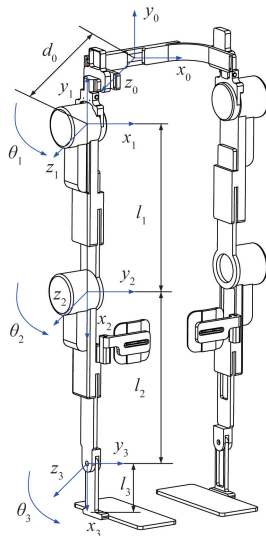


图 3 下肢 D-H 参数标注图

Fig. 3 D-H parameter annotation diagram of lower limb

表 2 下肢外骨骼 D-H 参数

Table 2 D-H parameters of lower limb exoskeleton

| 连杆 i | 关节角 θ_i | 连杆偏距 d_i | 扭角 α | 连杆长度 a_i |
|--------|----------------|------------|-------------|------------|
| 0 ~ 1 | 0 | d_1 | 0 | l_0 |
| 1 ~ 2 | θ_1 | 0 | 0 | l_1 |
| 2 ~ 3 | θ_2 | 0 | 0 | l_2 |
| 3 ~ 4 | θ_3 | 0 | 0 | l_3 |

依据 D-H 参数进行正运动学分析,具体过程如下。

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & l_1 \cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & l_1 \sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_2 \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & l_2 \sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$${}^3_4T = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & l_3 \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & l_3 \sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$${}^0_4T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

式中: $l_0 = 104.5$ cm; $l_1 = 420$ cm; $d_1 = 180.9$ cm; $l_2 = 187.59$ cm; $l_3 = 131$ cm; $n_x = c_{123}$, $o_x = -s_{123}$, $a_x = 0$, $p_x = l_3 c_{123} + l_2 c_{12} + l_1 c_1 + l_0$; $n_y = s_{123}$, $o_y = c_{123}$, $a_y = 0$, $p_y = l_3 s_{123} + l_2 s_{12} + l_1 s_1$; $n_z = 0$, $o_z = 0$, $a_z = 1$, $p_z = d_0$; s_i 表示 $\sin\theta_i$, s_{12} 表示 $\sin(\theta_1 + \theta_2)$, 以此类推。

如图 4 所示,将求得的参数输入 robotics 工具箱中,经 MATLAB 验证,得出的结果与计算结果完全一致。

2.2 动力学模型分析

为了便于进行动力学分析,选取人体单腿作为研究对象,对应的参数标注如图 5 所示。

在髋/膝二自由度外骨骼机器人的 Euler-Lagrange 动力学方程为

$$\mathbf{M}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{C}(\dot{\theta}, \theta)\dot{\theta} + \mathbf{G}(\theta) + \mathbf{F}(\theta) = \boldsymbol{\tau}_1 + \boldsymbol{\tau}_2 \quad (6)$$

式(6)中: $\mathbf{M}(\theta)$ 为惯性矩阵; $\mathbf{C}(\dot{\theta}, \theta)$ 为科里奥利

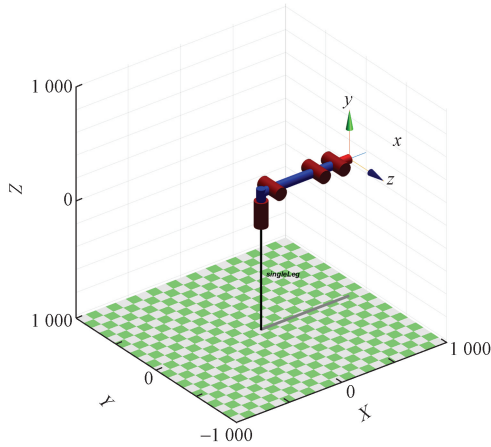
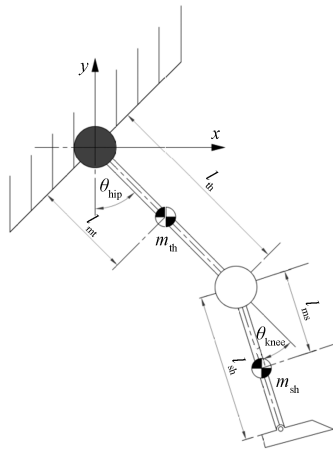


图4 基于 robotics 工具箱的运动学验证
Fig. 4 Kinematic verification based on robotics toolbox



θ_{hip} 和 θ_{knee} 分别为髋关节和膝关节角度; l_{th} 和 l_{sh} 为人体大腿和小腿的长度; m_{th} 和 m_{sh} 为大腿和小腿的质量; l_{mt} 为大腿关节到质心的距离; l_{ms} 为小腿关节到质心的距离

图5 参数标注图

Fig. 5 Parameter annotation diagram

力和质心矩阵; $G(\theta)$ 为重力矢量; $F(\theta)$ 为摩擦力项; $\theta = [\theta_{hip}, \theta_{knee}]^T$. τ 为输入控制矢量, 其中 τ_1 为人体力矩; τ_2 为下肢外骨骼力矩^[17]. 在传统分析动力学模型的基础上引入摩擦力项。

轨迹误差可以表示为

$$e(t) = \theta_d(t) - \theta(t) \quad (7)$$

式(7)中: $\theta_d(t) = [\theta_{dh}, \theta_{dk}]^T$, 其中 θ_{dh} 为人体髋关节期望的角度输入, θ_{dk} 为人体膝关节期望的角度输入。

$$\ddot{\theta} = M^{-1}[\tau - C(\dot{\theta}, \theta)\dot{\theta} - G(\theta) - F(\theta)] \quad (8)$$

$$\ddot{e} = \ddot{\theta}_d - \ddot{\theta} \quad (9)$$

式中: M 与 $M(\theta)$ 一致, $\theta(t)$ 为系统实际达到的角度随时间变化的函数; \ddot{e} 为误差随时间变化的二阶导数; $\dot{\theta}$ 和 $\ddot{\theta}$ 为实际关节角度的一阶、二阶导数; $\ddot{\theta}_d$

为期望关节角度的二阶导数。

式(3)可以写成

$$\tau = M(\ddot{\theta}_d - u) + C(\dot{\theta}, \theta)\dot{\theta} + G(\theta) + F(\theta) \quad (10)$$

式(10)中: u 为控制输入量。

采用PID反馈控制, 所以 u 可以表示为

$$u = K_p e + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \dot{e} \quad (11)$$

将式(11)代入式(10)可得

$$\tau = M \left[\ddot{\theta}_d + K_p e + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \dot{e} \right] + C(\dot{\theta}, \theta)\dot{\theta} + G(\theta) + F(\theta) \quad (12)$$

选取黑色固定轴中心为零势能点, 定义踝、膝关节中心点为点 A 、 B 便于分析, 并建立广义坐标系。

其中动能为

$$\begin{cases} K = \frac{1}{2} m v^2 + \frac{1}{2} I \omega^2 \\ I = \frac{1}{12} m l^2 \end{cases} \quad (13)$$

势能为

$$u = mgh \quad (14)$$

因此联立力矩为

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial L}{\partial \theta} = \tau \quad (15)$$

其中动势能 $L = k - u$ 。

$$u_1 = -m_{th} g l_{mt} \cos \theta_{hip} \quad (16)$$

$$u_2 = -m_{sh} g [l_{th} \cos \theta_{hip} + l_{ms} \cos(\theta_{hip} - \theta_{knee})] \quad (17)$$

结合 $u = u_1 + u_2$ 可得

$$u = u_1 + u_2 = -m_{th} g l_{mt} \cos \theta_{hip} - m_{sh} g \times [l_{th} \cos \theta_{hip} + l_{ms} \cos(\theta_{hip} - \theta_{knee})] \quad (18)$$

$$\frac{\partial u}{\partial \theta_{hip}} = m_{th} g l_{mt} \sin \theta_{hip} + m_{sh} g l_{th} \sin \theta_{hip} + m_{sh} g l_{ms} \sin(\theta_{hip} - \theta_{knee}) \quad (19)$$

$$\frac{\partial u}{\partial \theta_{knee}} = m_{sh} g l_{ms} \sin(\theta_{hip} - \theta_{knee}) \quad (20)$$

$$\begin{cases} x_A = l_{mt} \sin \theta_{hip} \\ x_B = l_{th} \sin \theta_{hip} + l_{ms} \sin(\theta_{hip} - \theta_{knee}) \end{cases} \quad (21)$$

$$\begin{cases} y_A = -l_{mt} \cos \theta_{hip} \\ y_B = l_{th} \cos \theta_{hip} - l_{ms} \cos(\theta_{hip} - \theta_{knee}) \end{cases} \quad (22)$$

由方程组式(17)、式(18)结合 $V^2 = x^2 + y^2$

得出

$$\begin{cases} V_A^2 = l_{mt}^2 \cos^2 \theta_{hip} \theta_{hip}^2 + l_{mt}^2 \sin^2 \theta_{hip} \theta_{hip}^2 = l_{mt}^2 \theta_{hip}^2 \\ V_B^2 = l_{th}^2 \theta_{hip}^2 + l_{ms}^2 (\theta_{hip}^2 - 2\theta_{hip} \theta_{knee} + \theta_{knee}^2) + (2l_{th} l_{ms} \cos \theta_{knee} \dot{\theta}_{hip} (\dot{\theta}_{hip} - \dot{\theta}_{knee})) \end{cases} \quad (23)$$

$$K = K_1 + K_2 = \left(\frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_{\text{hip}}^2 + \frac{1}{2} m_{\text{th}} V_A^2 \right) + \left[\frac{1}{2} I_{\text{sh}} (\dot{\theta}_{\text{hip}} - \dot{\theta}_{\text{knee}})^2 + \frac{1}{2} m_{\text{sh}} V_B^2 \right] \quad (24)$$

再将式(15)、式(18)、式(23)、式(24)联立, 得

$$\begin{aligned} \tau_1 &= \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{\text{hip}}} - \frac{\partial K}{\partial \theta_{\text{hip}}} + \frac{\partial u}{\partial \theta_{\text{hip}}} \\ &= \left(m_{\text{th}} l_{\text{mt}}^2 + \frac{1}{12} m_{\text{th}} l_{\text{th}}^2 + \frac{1}{12} m_{\text{sh}} l_{\text{sh}}^2 + \right. \\ &\quad \left. m_{\text{sh}} l_{\text{sh}}^2 + m_{\text{sh}} l_{\text{ms}}^2 + 2 m_{\text{sh}} l_{\text{sh}} l_{\text{ms}} \cos \theta_{\text{knee}} \right) \ddot{\theta}_{\text{hip}} + \\ &\quad \left(-\frac{1}{12} m_{\text{sh}} l_{\text{sh}}^2 - m_{\text{sh}} l_{\text{ms}}^2 - \right. \\ &\quad \left. m_2 l_{\text{th}} l_{\text{ms}} \cos \theta_{\text{knee}} \right) \ddot{\theta}_{\text{knee}} \end{aligned} \quad (25)$$

$$\begin{aligned} \tau_2 &= \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{\text{knee}}} - \frac{\partial K}{\partial \theta_{\text{knee}}} + \frac{\partial u}{\partial \theta_{\text{knee}}} \\ &= \left(-\frac{1}{12} m_{\text{sh}} l_{\text{sh}}^2 - m_{\text{sh}} l_{\text{ms}}^2 - \right. \\ &\quad \left. m_2 l_{\text{th}} l_{\text{ms}} \cos \theta_{\text{knee}} \right) \ddot{\theta}_{\text{hip}} + \\ &\quad \left(\frac{1}{12} m_{\text{sh}} l_{\text{sh}}^2 + \frac{1}{12} m_{\text{sh}} l_{\text{ms}}^2 \right) \ddot{\theta}_{\text{knee}} \end{aligned} \quad (26)$$

2.3 电机摩擦项补偿

由于采用的电机为伺服电机, 在式(1)中提到的 $F(\theta)$ (摩擦力项) 成为影响电机运行和轨迹误差大小的重要因素, 具体当伺服电机处于正转与反过程, 摩擦力矩表现的摩擦参数为不相同的两个值, 因此需要辨识并进行抵消, 从而提升伺服控制系统的动态性能。

于是利用 Stribeck 摩擦模型^[18], 将电机上加装的力矩传感器进行力矩采集和数据处理, 同样利用 MATLAB 平台对伺服系统的摩擦模型参数进行参数优化和在线估计辨识, 最终可以抵消大部分摩擦干扰给伺服电机带来的影响, 消除 $F(\theta)$ 项对运动的影响。

外骨骼机器人所用的伺服电机可以描述为

$$J\ddot{\theta} = u - F \quad (27)$$

式(27)中: J 为转动惯量; θ 为电机运动的角度; u 为控制器输入; F 为摩擦力矩。

具体的摩擦力辨识值为

$$F_s = [F_e + (F_s - F_e) e^{-\left(\frac{\dot{\theta}}{V_s}\right)^2}] \text{sgn}(\dot{\theta}) + \alpha \dot{\theta} \quad (28)$$

式(28)中: F_e 、 F_s 、 α 、 V_s 为摩擦系数; F_e 为库伦摩擦; F_s 为静摩擦; α 为黏性摩擦系数; V_s 为切换速度。

采用分段最小二乘法得到电机正反转时的摩擦力系数^[19]。如图6所示, 通过摩擦力辨识后, 将辨识出的摩擦参数加入伺服电机中进行补偿控制,

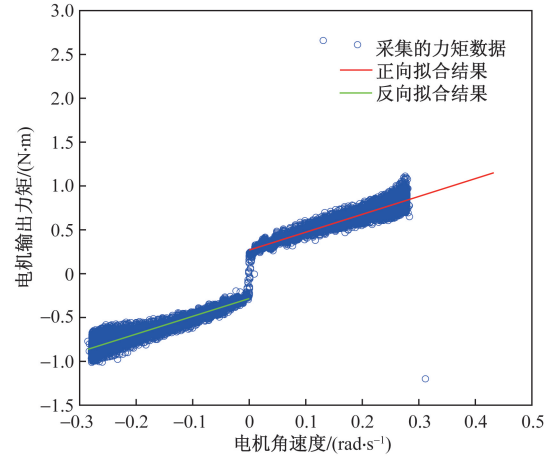


图6 电机端摩擦力拟合曲线

Fig. 6 Fitting curve of motor end friction force

可以减小摩擦力造成的影响。

3 步态数据采集

步态分析是下肢外骨骼机器人研究的重要组成部分, 是设计下肢外骨骼结构的重要理论依据。利用了若干关节角度编码器和3D打印套件组合采集正常行走时各关节的步态数据, 并在 MATLAB 中对数据进行拟合, 建立髋关节、膝关节的数学模型。得到髋、膝关节运动角度从而用于后续研究及仿真。

选取右侧膝关节进行角度采集, 实验过程和结果分别如图7和图8所示。将数据采集结果与标准 CGA (clinical gait analysis) 数据库对比, 可以得出实验测得的数据能够符合正常下肢行走步态以及人体运动规律。



图7 膝关节编码器采集

Fig. 7 Knee joint encoder acquisition

4 控制器设计及算法仿真

4.1 PID 控制器设计

利用外骨骼机器人进行轨迹跟踪控制时, 一般

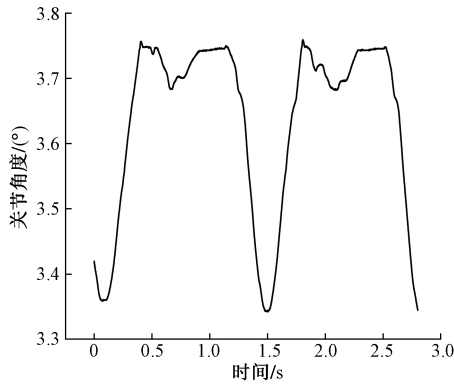


图8 采集结果

Fig. 8 Collection results

包含离线轨迹定义、在线轨迹调节和实施轨迹跟踪3个阶段^[20],针对实时轨迹跟踪,可以使用PID控制器。整体控制系统是利用图7中的角度传感器采集人体髌膝关节角度作为期望输入,通过 PSO 算法寻参后的 PID 控制器进行轨迹跟踪,将反馈后的实际轨迹输出应用到机器人进行运动。其中 PID 控制器的一般形式为

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{de(t)}{dt} \tag{29}$$

控制框图如图9所示,期望轨迹输入 θ_d 通过 PID 控制器调节后,得出实际轨迹输出 θ 下发到机器人执行器中。在进行 PID 控制的过程中, K_p 、 K_i 、 K_d 3个参数的选择相当重要,传统参数的选取都是靠人工经验进行选取,经过分析后采用改进 PSO 算法对 PID 控制器中的这3个参数进行优化。相较于传统的试凑法以及 PSO 算法,寻参效果好,速度快,随机性更加突出。

4.2 基于混沌映射型的改进 PSO 算法

4.2.1 PSO 算法

粒子群算法是一种启发式的全局优化方法,它通过模拟鸟群觅食行为来寻找最解。在 PSO 算法

中,每个“粒子”代表一个可能的解,即一组 PID 参数,所有的粒子构成一个“群体”。在进行 PID 参数整定时,PSO 算法产生的粒子群中的每个粒子对应一组 PID 参数。这些参数被赋予给 PID 控制器,并在 Simulink 模型中运行,以评估该组参数下的系统性能。性能指标被反馈给 PSO 算法,作为粒子适应度的依据。通过迭代,PSO 算法不断地更新粒子群的位置,直到找到最优的 PID 参数组合,使得控制系统的性能指标达到最佳状态。

4.2.2 算法改进

对传统 PSO 算法进行改进,引入了 Chebyshev 映射函数,用于将粒子的位置映射到 PID 参数空间,具有良好的遍历性和随机性,具体的函数为

$$x_{n+1} = \cos(k \arccos x_n), \quad x_n \in [-1, 1] \tag{30}$$

而莱维飞行是一种随机搜索策略,其特点是在大部分时间里进行较小范围的搜索,偶尔进行长距离的跳跃。这种“长尾”跳跃行为使得粒子跳出局部最优解,从而增强了算法的全局搜索能力。其中所需参数如表3所示。一般情况下, β 作为描述莱维分布形状的参数,在区间 $[1, 3]$ 范围内,选取常规值 1.5。 u 和 v 满足正态分布,具体表达式为

$$\sigma_u = \left[\frac{\Gamma(1 + \beta) \sin \frac{\pi\beta}{2}}{\Gamma\left(\frac{1 + \beta}{2}\right) \times 2^{\frac{\beta-1}{2}}} \right]^{\frac{1}{\beta}} \tag{31}$$

$$\begin{cases} u \sim N(0, \sigma_u^2) \\ v \sim N(0, 1) \end{cases} \tag{32}$$

利用改进 PSO 算法优化时,一般遵循如下步骤,具体流程如图10所示。

4.2.3 性能指标的选取

选取 ITAE 作为性能指标函数,ITAE 的计算方法将误差的绝对值与时间进行加权积分,具体的评价公式为

$$ITAE = \int_0^{\infty} t |e(t)| dt \tag{33}$$

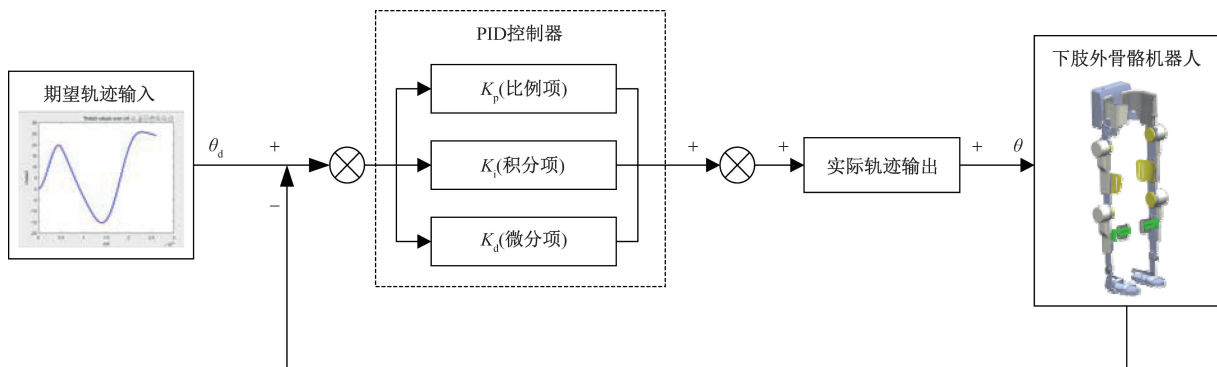


图9 PID 控制系统框图

Fig. 9 PID control system block diagram

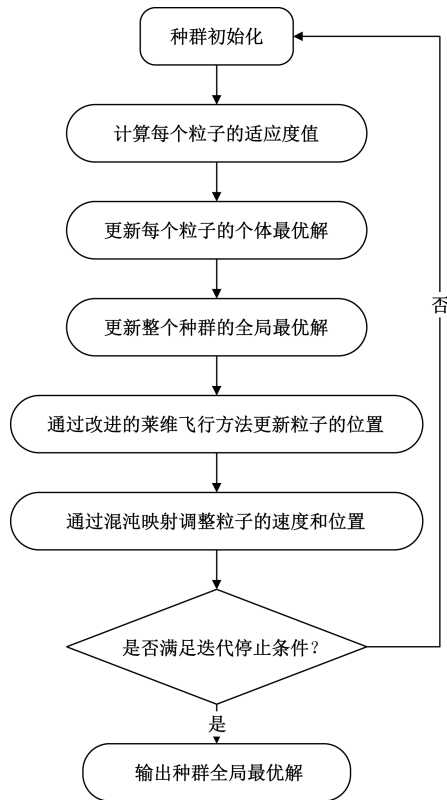


图 10 改进 PSO 控制算法流程图

Fig. 10 Flow chart of improved PSO control algorithm

式(33)中: t 为时间; $e(t)$ 为轨迹跟踪角度误差。

ITAE 相较于其他常见的性能指标函数^[21],系统响应素和稳态性能更好,更适用于评估系统跟踪期望信号的能力。表 3 为对应算法的基本参数表。

由于采用随机策略进行算法优化,因此每次仿真的结果不具有唯一性,故重复随机仿真 5 次结果,性能指标如表 4 所示(改进前采用试凑法选取 PID 参数: $K_p = 0.1$ 、 $K_i = 100$ 、 $K_d = 0.5$)。

选取第 2 组实验数据,得到适应度函数收敛曲线如图 11 所示,可以发现迭代 13 次以后达到最优值,此时适应度值为 14.875。

如图 12 所示的阶跃响应曲线,利用传统 PID 控

表 3 基本参数表

Table 3 Basic parameters table

| 参数 | 对应数值 |
|---------------|--------------|
| 迭代次数 | 100 |
| 种群数 | 50 |
| 优化变量上限 | [100,200,10] |
| 优化变量下限 | [0.01,0,0] |
| 维度 | 3 |
| 个人学习因子 c_1 | 1.2 |
| 社会学习因子 c_2 | 1.2 |
| 惯性权重 ω | 0.8 |
| 混沌映射类型 | Chebyshev 映射 |

表 4 整定结果与性能指标

Table 4 Setting results and performance indicators

| 次数 | $\sigma/\%$ | t_s/s | K_p | K_i | K_d |
|----|-------------|---------|----------|--------|-------|
| 1 | 4.497 | 0.120 | 27.662 | 5.433 | 0.504 |
| 2 | 4.006 | 0.120 | 30.925 | 4.977 | 0.479 |
| 3 | 4.829 | 0.120 | 7.383 | 20.212 | 0.010 |
| 4 | 3.893 2 | 0.120 | 14.457 4 | 10.516 | 0.344 |
| 5 | 4.703 6 | 0.120 | 38.285 | 3.912 | 0.548 |

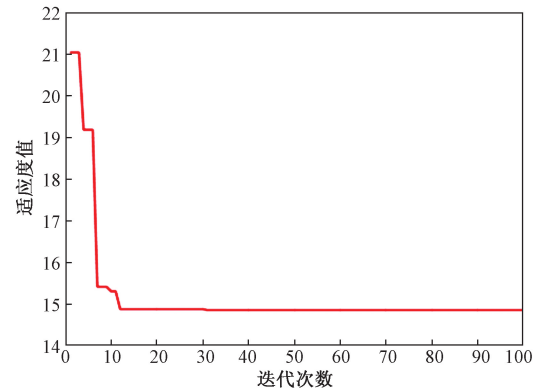


图 11 适应度函数收敛曲线

Fig. 11 Convergence curve of fitness function

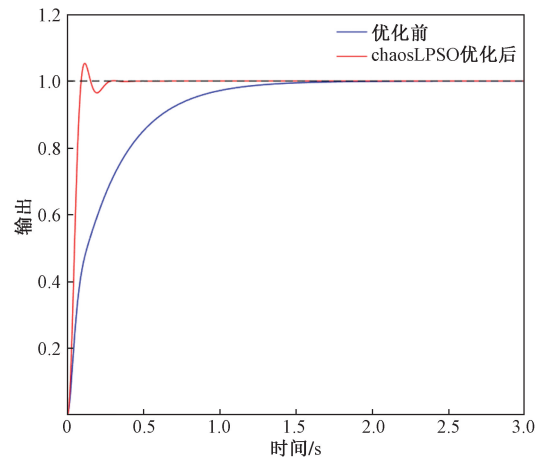


图 12 阶跃响应曲线

Fig. 12 Step response curve

制算法在 9.25 s 达到稳定状态,说明系统延迟严重。而采用算法优化以后, K_p 、 K_i 、 K_d 分别修正为 30.925、4.977、0.479,虽存在 4.006% 的超调量,但是在 0.12 s 即可达到稳定状态,可以迅速实现跟踪效果。综上所述,利用改进的 PSO 算法优化 PID 控制方法可以有效地提高系统的响应速度。

4.3 基于 Simscape 的运动学仿真

为了使下肢机器人仿真轨迹在移植到控制器后,不会因为跟踪误差过大的问题报错。故采用三次多项式^[22]进行轨迹规划,使轨迹交界处(即 $t_f = 5$ s 时刻左侧过渡部分 θ_{if-} 和右态采集部分的轨迹 θ_{if+} 衔接,其中某个关节的三次多项式可以写为

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 \tag{34}$$

机器人某一关节的位置、速度约束条件可以写为

$$\begin{cases} \theta(0) = 0 \\ \dot{\theta}(0) = 0 \end{cases} \tag{35}$$

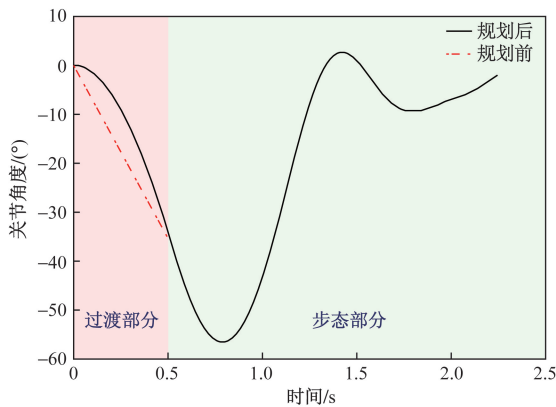
$$\begin{cases} \theta(t_{f-}) = \theta(t_{f+}) \\ \dot{\theta}(t_{f-}) = \dot{\theta}(t_{f+}) \end{cases} \tag{36}$$

对多项式组求解得出

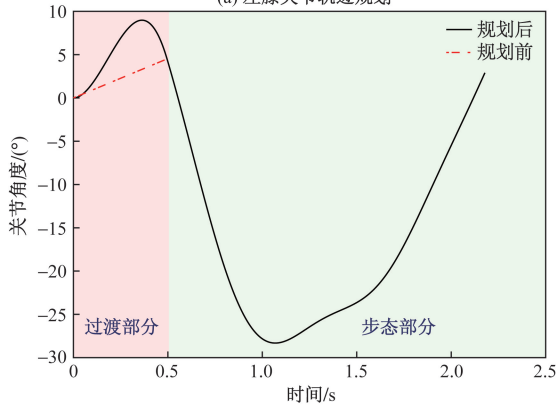
$$\begin{cases} a_0 = 0 \\ a_1 = 0 \\ a_2 = \frac{3}{t_f^2}(\theta_f - \theta_0) - \frac{2}{t_f}\dot{\theta}_0 - \frac{1}{t_f}\dot{\theta}_f \\ a_3 = -\frac{2}{t_f^2}(\theta_f - \theta_0) + \frac{1}{t_f}(\dot{\theta}_0 + \dot{\theta}_f) \end{cases} \tag{37}$$

选取一侧关节的轨迹衔接效果如图 13 所示(红色虚线部分为未规划前的电机运行轨迹),其中过渡部分为 0~5 s(红色区域),其余部分为正式步态轨迹部分(绿色区域)。

在 SolidWorks 中将设计好的简化外骨骼模型,通过 Simscape 软件实现可视化仿真从而验证上述拟合轨迹的合理性。仿真结果如图 14 所示(其中删除了一些仿真过程中无需使用的机构,如背包和



(a) 左膝关节轨迹规划



(b) 左髋关节轨迹规划

图 13 关节轨迹规划结果

Fig. 13 Joint trajectory planning results

电机部件)。

经处理后仿经真验证:采集的轨迹输入经过拟合处理后轨迹衔接情况良好,可以用于仿真模型的步态行走。将角度数据输入仿真软件得到如图 15 的仿真力矩,与测量力矩曲线基本一致,证明运动学模型搭建满足要求。

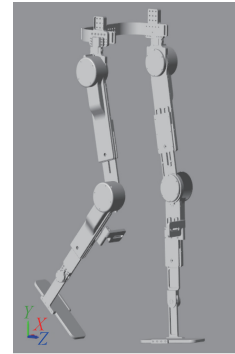


图 14 Simscape 动力学仿真界面

Fig. 14 Simscape dynamics simulation interface

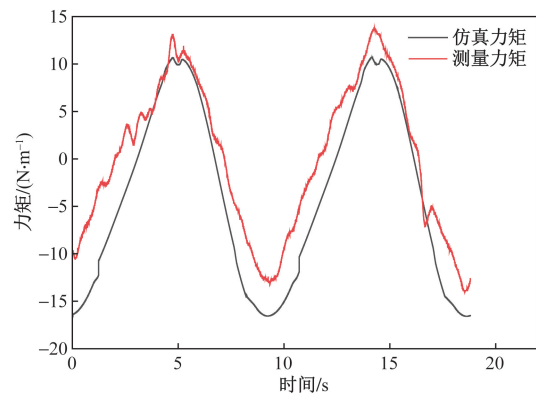


图 15 Simscape 角度数据输出图

Fig. 15 Simscape angle data output diagram

5 实验验证

5.1 实验过程

为验证仿真实验,搭建实验平台,利用工控机作为上位机输入关节轨迹和控制器代码,穿戴试验过程如图 16 所示。

穿戴好下肢外骨骼机器人后,受试者(身高 180 cm,体重 70 kg)手握急停进在平地行走状态下进行 10 min 的关节轨迹跟踪实验,具体实验过程及步态划分如图 17 所示。

通过将实验过程步态与仿真步态对比,得出外骨骼的跟踪效果良好,可以稳定安全地辅助受试者行走,整个过程无报警及意外发生,无不良感受。

5.2 实验数据分析与验证

通过下肢外骨骼实验测得的左、右髋关节、膝



图 16 外骨骼穿戴实验

Fig. 16 Exoskeleton wearing experiment

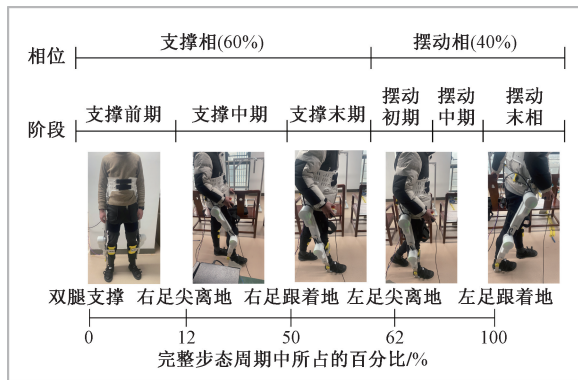


图 17 实验步态周期图

Fig. 17 Experimental gait periodogram

关节数据如图 18 所示,可以用于分析和评价轨迹跟踪效果^[23]。

实验 52 s 共分为两个阶段:轨迹规划阶段(0 ~ 5 s)和轨迹输入阶段(5 ~ 52 s),可以看出在轨迹规划阶段存在一个小范围的跟踪误差,随着算法 PID 控制器的调整作用,误差开始减小。5 s 后进入步态轨迹输入阶段,角度变化增大,但跟踪误差极小,基本稳定在 $\pm 0.2^\circ$ 范围内,尽管在衔接处(红色虚线处)存在一定误差,但是校准速度很快,可以快速跟踪输入轨迹。

如图 19 所示,将本文中改进的 PSO 算法与标准 PSO 算法迭代过程进行对比,改进 PSO 优化算法在第 12 代就寻优完成,而标准 PSO 优化算法优化的速度较慢,迭代到第 46 代算法才收敛稳定。说明改进后的粒子群算法大幅提高了系统的响应速度。

通过表 5 的误差效果可以看出,通过控制器调节后,除右腕关节外,其余关节的均方差(MSE)处于 10^{-2} 量级,各个关节角度平均值(Mean)均小于 0.2° ,均方根误差(RMSE)也都在 0.2° 以下。右腕关节的跟踪误差由于实验环境变化以及装配关系稍大,但也满足实际需求。

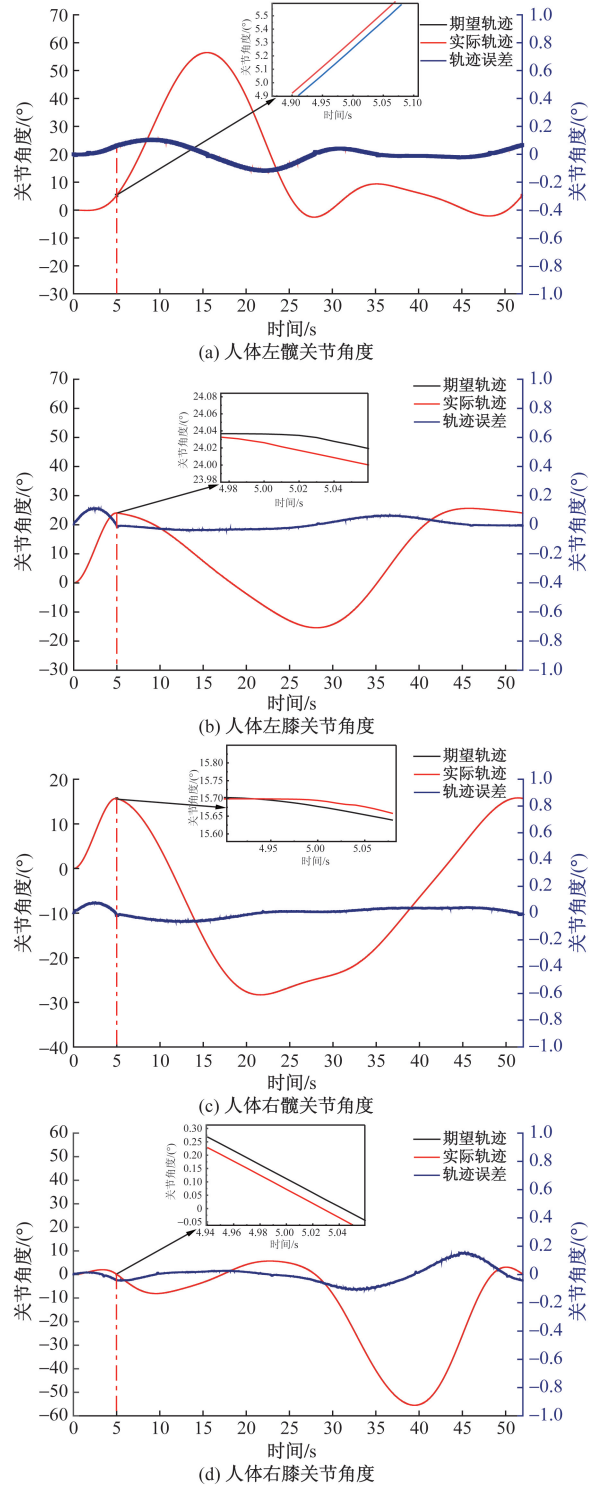


图 18 实验中各关节角度

Fig. 18 The angles of each joint in the experiment

表 5 各关节跟踪误差效果评价

Table 5 Evaluation of tracking error effects for each joint

| 部位 | 均方差 | 均方根误差 | 平均值 |
|----|-------------------------|--------|---------|
| 左髋 | 9.2287×10^{-4} | 0.0304 | 0.0279 |
| 左膝 | 1.9034×10^{-5} | 0.0044 | 0.0020 |
| 右腕 | 1.1557×10^{-2} | 0.1075 | 0.1058 |
| 右膝 | 9.1813×10^{-5} | 0.0096 | -0.0047 |

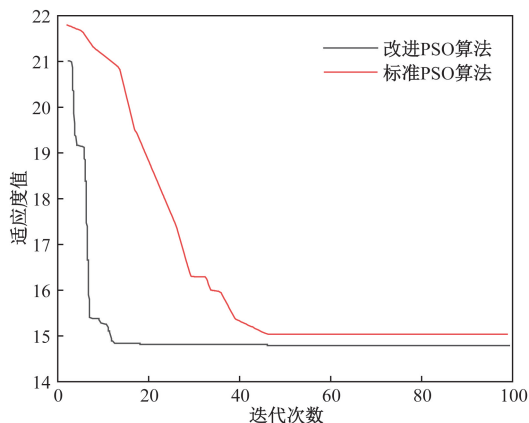


图 19 不同 PSO 算法适应度值对比图

Fig. 19 Comparison of fitness values of different PSO algorithms

6 结论

完成了对下肢外骨骼机器人的机械结构设计与优化,对机器人的正运动学进行分析,通过 Euler-Lagrange 动力学方程对其进行运动学建模。在建立模型的过程中除了考虑传统的人机交互力矩外,综合考虑了由电机自身产生的摩擦力矩,利用 Stribeck 摩擦模型进行补偿。通过将传统粒子群算法进行改进,融合 Levy 飞行策略和混沌映射,增加了算法的随机性和多样性,相较于传统的 PID 控制以及经典算法控制,寻参效果更好,随机性更强。

通过实验的方式,得到了各个关节角度的数据,对跟踪误差的效果进行验证,可以满足期望的要求。

参 考 文 献

- [1] Yao Y, Shao D, Tarabini M, et al. Advancements in sensor technologies and control strategies for lower-limb rehabilitation exoskeletons: a comprehensive review[J]. *Micromachines*, 2024, 15. DOI: 10.3390/mi15040489.
- [2] 王德生. 世界智能机器人产业发展动态[J]. *竞争情报*, 2024, 20(1): 55-63.
Wang Desheng. Global development trend of the intelligent robot industry, wang desheng. development trends of world intelligent robot industry[J]. *Competitive Intelligence*, 2024, 20(1): 55-63.
- [3] 张明路, 钟道方, 田颖, 等. 穿戴式下肢外骨骼机器人研究现状[J]. *科学技术与工程*, 2021, 21(19): 7856-7862.
Zhang Minglu, Zhong Daofang, Tian Ying, et al. Research status of wearable lower limb exoskeleton robots[J]. *Science Technology and Engineering*, 2021, 21(19): 7856-7862.
- [4] Plaza A, Hernandez M, Puyuelo G, et al. Lower-limb medical and rehabilitation exoskeletons: a review of the current designs[J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2023(16): 278-291.
- [5] Duncan P W, Sullivan K J, Behman A L, et al. Body-weight-supported treadmill rehabilitation after stroke[J]. *The New England Journal of Medicine*, 2011, 364(21). DOI: 10.1056/NEJMoa1010790.
- [6] Su D, Hu Z, Wu J, et al. Review of adaptive control for stroke lower limb exoskeleton rehabilitation robot based on motion intention recognition[J]. *Front Neurobot*, 2023, 17: 15-27.
- [7] Cherni Y, Blache Y, Begon M, et al. Effect of robotic-assisted gait at different levels of guidance and body weight support on lower limb joint kinematics and coordination[J]. *Sensors*, 2023, 23. DOI: 10.3390/s23218800.
- [8] Zeilig G, Weingarden H, Zwecker M, et al. Safety and tolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study[J]. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2012, 35(2): 96-101.
- [9] 刘京运. 从马拉松到冬奥会, 大艾外骨骼机器人为残疾人创造更多可能[J]. *机器人产业*, 2022(4): 35-39.
Liu Jingyun. From marathon to Winter Olympics, Da Ai exoskeleton robotics create more opportunities for disabled people[J]. *Robotics Industry*, 2022(4): 35-39.
- [10] 张政. 下肢外骨骼机器人控制方法的研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2015.
Zhang Zheng. Research on control methods for lower limb exoskeleton robots [D]. Taiyuan: Taiyuan University of Technology, 2015.
- [11] 童火明, 李肖, 陈诚, 等. 基于气动肌肉驱动的下肢康复机器人设计与仿真[J]. *机床与液压*, 2023, 51(19): 99-105.
Tong Huoming, Li Xiao, Chen Cheng, et al. Design and simulation of lower limb rehabilitation robots driven by pneumatic muscles [J]. *Machine Tool and Hydraulic*, 2023, 51(19): 99-105.
- [12] 高钰清, 靳葳, 徐鉴, 等. 踝关节外骨骼人机耦合动力学与助力性能分析[J]. *力学学报*, 2022, 54(12): 3496-3512.
Gao Yuqing, Jin Wei, Xu Jian, et al. Analysis of human-machine coupling dynamics and assistance performance of ankle exoskeleton [J]. *Journal of Mechanics*, 2022, 54(12): 3496-3512.
- [13] 钟佩思, 杨世浩, 张超, 等. 下肢外骨骼机器人阻抗控制参数优化研究[J]. *科学技术与工程*, 2023, 23(18): 7831-7837.
Zhong Peisi, Yang Shihao, Zhang Chao, et al. Optimization of impedance control parameters for lower limb exoskeleton robots [J]. *Science Technology and Engineering*, 2023, 23(18): 7831-7837.
- [14] 毕文龙, 魏笑, 谭草, 等. 基于粒子群优化支持向量机康复下肢外骨骼的脑电控制研究[J]. *科学技术与工程*, 2023, 23(16): 6952-6958.
Bi Wenlong, Wei Xiao, Tan Cao, et al. Research on EEG control of lower limb exoskeleton rehabilitation based on particle swarm optimization support vector machine[J]. *Science Technology and Engineering*, 2023, 23(16): 6952-6958.
- [15] Belkadi A, Oulhadj H, Touati Y, et al. On the robust PID adaptive controller for exoskeletons: a particle swarm optimization based approach[J]. *Applied Soft Computing*, 2017, 60: 87-100.
- [16] Amiri M S, Ramli R, Barari A. Optimally initialized model reference adaptive controller of wearable lower limb rehabilitation exoskeleton[J]. *Mathematics*, 2023, 11(7): 1-14.
- [17] Yu L, Leto H, Bai S. Design and gait control of an active lower limb exoskeleton for walking assistance[J]. *Machines*, 2023, 11. DOI: 10.3390/machines110908640.
- [18] 张来福, 田赞, 姜敏, 等. 基于遗传算法的伺服系统摩擦参数

- 辨识与仿真[J]. 计算机应用, 2016, 36(S1): 110-112.
- Zhang Laifu, Tian Yun, Jiang Min, et al. Identification and simulation of friction parameters in servo systems based on genetic algorithm[J]. Computer Application, 2016, 36(S1): 110-112.
- [19] 张奇, 刘振, 谢宗武, 等. 具有谐波减速器的柔性关节参数辨识[J]. 机器人, 2014, 36(2): 164-170.
- Zhang Qi, Liu Zhen, Xie Zongwu, et al. Parameter identification of flexible joints with harmonic reducers[J]. Robotics, 2014, 36(2): 164-170.
- [20] Li W Z, Cao G Z. Review on control strategies for lower limb rehabilitation exoskeletons [J]. IEEE Access, 2021, 9: 123040-123060.
- [21] Liao J, Zhou F, Zheng J. An improved parameter identification algorithm for the friction model of electro-hydraulic servo systems [J]. Sensors, 2023, 23. DOI: 10.3390/s23042076.
- [22] 赵相博, 潘松峰, 赵加龙. 搬运机器人关节空间轨迹规划研究[J]. 自动化技术与应用, 2020, 39(11): 86-90.
- Zhao Xiangbo, Pan Songfeng, Zhao Jialong. Research on joint space trajectory planning of moving robots[J]. Automation Technology and Applications, 2020, 39(11): 86-90.
- [23] Kim J, Quinlivan B T, Deprey L A, et al. Reducing the energy cost of walking with low assistance levels through optimized hip flexion assistance from a soft exosuit [J]. Scientific Reports, 2022, 12(1). DOI: 10.1038/s41598-022-14784-9.