

上肢康复机器人自适应阻抗交互控制策略

隋修武^{1,2} 刘阳^{1,2} 刘金雨^{1,2} 付世雄^{1,2} 王涛^{1,2}

(1. 天津工业大学机械工程学院 天津 300387; 2. 天津市现代机电装备技术重点实验室 天津 300387)

摘要: 针对传统上肢康复机器人因阻抗参数固定化、动态干扰补偿不足导致的人机交互柔顺性差等问题,提出一种基于阻抗模型的上肢康复机器人交互控制策略。首先,针对系统模型参数以及外界干扰等不确定性因素,设计了自适应鲁棒控制,用以补偿系统的不确定性。其次,针对传统固定阻抗参数导致人机交互柔顺性不足的问题,设计了自适应阻抗参数调节器,将患者发力水平、机器人运动状态与阻抗参数建立联系,实现阻抗参数的动态调节。轨迹跟踪仿真实验结果表明,在动态干扰环境下,相较于传统PD控制,自适应鲁棒控制的肩关节和肘关节轨迹跟踪NRMSD分别降低35.20%和63.31%。主动柔顺仿真实验表明,系统可以依据患者发力水平实时调整训练轨迹并对其进行跟踪,基于自适应鲁棒补偿的变阻抗控制方案较基于PD控制的变阻抗控制,其肩关节和肘关节NRMSD分别降低70.79%和54.53%,这表明所提控制方案的上肢康复机器人不仅具备柔顺性,还具有更强的鲁棒性,能够满足患者康复训练的需求。

关键词: 上肢康复机器人;阻抗控制;自适应鲁棒补偿器;柔顺性

中图分类号: TP242; TN05 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 510.80

Adaptive impedance control strategy for upper-limb rehabilitation robots

Sui Xiuwu^{1,2} Liu Yang^{1,2} Liu Jinyu^{1,2} Fu Shixiong^{1,2} Wang Tao^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China;

2. Tianjin Key Laboratory of Modern Mechanical and Electrical Equipment Technology, Tianjin 300387, China)

Abstract: To address the issues of poor human-robot interaction compliance caused by fixed impedance parameters and insufficient dynamic disturbance compensation in traditional upper limb rehabilitation robots, this study proposes an impedance model-based interactive control strategy. First, an adaptive robust controller was designed to compensate for system uncertainties including model parameters and external disturbances. Second, an adaptive impedance parameter regulator was developed to overcome the compliance deficiency induced by fixed impedance parameters, which dynamically adjusts impedance parameters by establishing correlations between patient exertion levels, robot motion states, and impedance parameters. Trajectory tracking simulation results demonstrate that compared with conventional PD control, the proposed adaptive robust control reduces NRMSD of shoulder and elbow joint trajectories by 35.20% and 63.31%, respectively, under dynamic disturbance conditions. Active compliance simulations reveal that the system can dynamically adjust training trajectories based on patient exertion levels and track them effectively. Compared with variable impedance control using PD compensation, the proposed adaptive robust compensation-based variable impedance control achieves 70.79% and 54.53% reductions in shoulder and elbow joint NRMSD, respectively. These results indicate that the proposed control scheme not only enhances compliance but also exhibits superior robustness, effectively meeting the requirements for patient rehabilitation training.

Keywords: upper-limb rehabilitation robots; impedance control; adaptive robust compensator; compliance

0 引言

近年来,随着全球人口老龄化加剧,脑卒中等急性脑血管疾病引发的偏瘫与截瘫患者数量显著增加^[1]。根据医学

理论和临床经验研究,瘫痪患者通过高强度、重复性运动训练能够有效预防肌肉萎缩,重建神经肌肉功能^[2]。随着康复机器人技术的不断发展,康复机器人逐渐应用于瘫痪患者的肢体恢复训练中。相较于传统人工康复,康复机器人

可依据患者不同的损伤程度,提供适合的康复训练方案,充分保障康复训练动作的精度和规范性^[3]。在运动功能训练过程中,康复机器人主要设有被动康复训练和主动康复训练模式两种模式^[4]。其中,被动康复训练模式适用于完全丧失自主肌力激活能力的患者,由康复机器人全程驱动患者肢体运动轨迹;在主动康复训练模式,康复机器人依据患者的运动能力提供适当阻力,助力患者积极参与康复训练,两种康复训练模式协同促进患者康复。

在人机交互系统中,阻抗控制通过调节阻抗特性(刚度、阻尼和惯性)来协调系统运动与交互力矩之间的关系,阻抗控制已成为机器人环境交互的核心策略^[5-7]。当机器人与变化的环境交互时,选择合适的阻抗系数至关重要。现有阻抗控制策略可分为固定参数型与变参数型两类。固定参数型阻抗控制通常采用离线优化方法确定阻抗参数,其优势在于可确保系统的全局稳定性,但在康复训练应用中,因患者肌力存在个体差异,该策略难以实现动态调整^[8]。针对该局限性,近年来研究者相继提出了多种自适应阻抗控制方法。例如,王玉成等^[9]提出了一种融入可控阻尼的内外环嵌套式自适应阻抗控制方法,解决了超调抑制与变强度训练的难题。Li 等^[10]提出了一种基于表面肌电信号的自适应阻抗控制策略,成功应用于上肢外骨骼机器人的主动康复训练。Zhang 等^[11]提出了一种基于导纳控制的自适应患者协作控制策略,应用于并联式踝关节康复机器人系统以提升康复训练的安全性和有效性。梁旭等^[12]提出基于模糊变阻抗控制,以接触力、位置和速度误差作为出入,实时调整阻抗参数,实现了对环境阻抗的自适应。郭芝森等^[13]提出了一种不依赖环境先验知识的自适应阻抗控制方法,显著提升了力/位置跟踪精度和环境的适应性。值得注意的是,现有研究多基于理想化假设,在位置控制上未充分考虑上肢康复机器人模型参数误差和外部干扰等不确定性因素,这些不确定性因素可能导致跟踪接触失稳等安全隐患,特别是在涉及人体交互的主动康复场景中,可能引发二次运动损伤风险。因此,发展具有强鲁棒性的自适应阻抗控制已成为提升康复机器人安全等级的重要研究方向^[14]。

综合上述内容,本文提出一种基于自适应鲁棒补偿的变阻抗参数控制策略,通过内外环协同控制框架使机器人不仅具有柔顺性,而且具有鲁棒性。研究内容主要如下:1)外环构建变阻抗模型,建立了人机交互力矩、康复机器人运动状态和阻抗参数之间的动态映射关系,解决了传统线性阻抗模型参数调节局限性。2)内环设计自适应鲁棒补偿器,通过自适应律在线估计系统不确定项,并通过Lyapunov稳定性理论严格证明了闭环系统的全局渐近稳定性。

1 上肢康复机器人动力学模型

上肢康复机器人结构如图 1 所示,该系统通过两个驱

动关节分别控制肩关节和肘关节的屈伸运动控制。根据拉格朗日法建立的二自由度上肢康复机器人动力学模型可表示为:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \boldsymbol{\omega} = \boldsymbol{\tau} \quad (1)$$

式中: $\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$ 为广义关节角位移量、角速度、角加速度矢量; $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ 为正定惯性矩阵; $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ 为离心力和哥氏力矩阵; $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ 为重力矩阵; $\boldsymbol{\omega}$ 为模型参数误差和外部干扰, $\boldsymbol{\tau}$ 为上肢康复机器人关节驱动力矩。

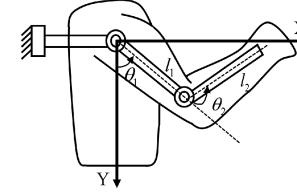


图 1 二自由度上肢康复机器人

Fig. 1 2-DOF upper limb rehabilitation robot

机器人系统的动力学特性如下:

1) $\mathbf{M}(\mathbf{q}) - 2\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ 是一个斜对称矩阵。

2) 惯性矩阵 $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ 为对称正定矩阵, 存在正数 m_1, m_2 满足不等式:

$$m_1 \| \mathbf{x} \|^2 \leq \mathbf{x}^T \mathbf{M}(\mathbf{q}) \mathbf{x} \leq m_2 \| \mathbf{x} \|^2 \quad (2)$$

2 上肢康复机器人控制系统

基于位置的自适应阻抗控制策略如图 2 所示,控制系统由内环和外环两部分组成,其外环采用自适应阻抗控制器,根据人机交互力矩调整期望轨迹形成参考轨迹;内环采用基于自适应鲁棒控制的位置控制器进行上肢康复机器人的关节轨迹跟踪。

2.1 自适应鲁棒控制器

位置跟踪策略是上肢康复机器人的核心控制,优异的鲁棒性能可有效避免患者训练过程中因系统震荡跟踪误差导致的二次损伤,因此本文在传统计算力矩 PD 控制率上引入自适应鲁棒补偿器。

定义跟踪误差为 $e = q_d - q$ 。根据中关于设计关节扭矩的控制方法,设计如下计算力矩 PD 控制律:

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\mathbf{q})(\dot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{K}_p e + \mathbf{K}_d \dot{e}) + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) \quad (3)$$

式中: \mathbf{K}_p 为正定比例系数矩阵; \mathbf{K}_d 为正定微分系数矩阵。根据式(1)和式(3),得到误差方程为:

$$\ddot{e} + \mathbf{K}_d \dot{e} + \mathbf{K}_p e = -\mathbf{M}^{-1} \boldsymbol{\omega} \quad (4)$$

由式(4)得知,由于模型参数以及外界干扰等不确定性因素的存在,传统计算力矩 PD 控制律难以保证系统对期望轨迹的渐近跟踪。为此,本文构造补偿扭矩 $\boldsymbol{\tau}_r$ 以动态抵消系统的不确定项和外部干扰 $\boldsymbol{\omega}$,因此关节力矩控制律为:

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\mathbf{q})(\dot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{K}_p e + \mathbf{K}_d \dot{e}) + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \boldsymbol{\tau}_r \quad (5)$$

误差方程为:

$$\ddot{e} + \mathbf{K}_d \dot{e} + \mathbf{K}_p e = -\mathbf{M}^{-1}(\boldsymbol{\tau}_r - \boldsymbol{\omega}) \quad (6)$$

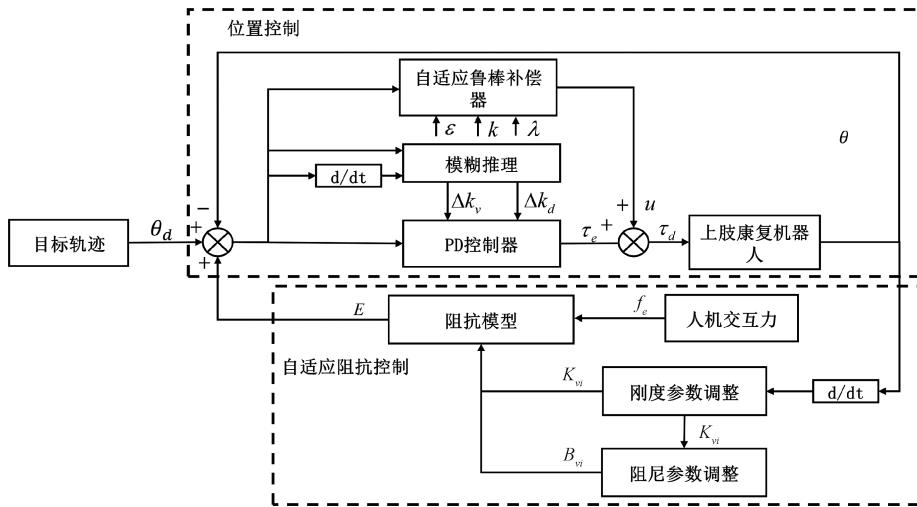


图 2 基于位置的自适应阻抗控制策略图

Fig. 2 Position-based adaptive impedance control architecture diagram

从上述误差方程可以看出,当 $\tau_r - \omega \approx 0, e$ 最终将接近 0。

设计自适应鲁棒补偿器来获得 τ_r , 设计滑模面 s :

$$s = e + \Delta e = (\dot{q}_d - \dot{q}) + \Lambda (q_d - q) \quad (7)$$

式中: $\Lambda = \text{diag}(\lambda_1, \dots, \lambda_n), \lambda_i > 0$ 。

因此设计鲁棒补偿器为:

$$\tau_r = -\hat{\rho} \times \frac{s}{\|s\| + \epsilon} \quad (8)$$

$$\dot{\hat{\rho}} = -\gamma \|s\|, \gamma > 0 \quad (9)$$

式中: $\hat{\rho}$ 为估计的系统不确定项和外部干扰, ϵ 极小的正常数。

2.2 稳定性分析

构造李雅普诺夫函数:

$$V = \frac{1}{2} s^T M(q) s + \frac{1}{2\gamma} \hat{\rho}^2 \quad (10)$$

对 V 求导得式(11):

$$\dot{V} = s^T M s + \frac{1}{2} s^T \dot{M} s - \frac{1}{\gamma} \hat{\rho} \dot{\hat{\rho}} \quad (11)$$

定义 $\dot{q}_r = \dot{q}_d + \lambda e$ ^[15], 结合式(1)、(7)得:

$$M(q)\dot{s} = -Cs + M\dot{q}_r + C\dot{q}_r + G(q) + \omega - \tau \quad (12)$$

$$M(q)\dot{s} = -Cs + \Delta - \tau \quad (13)$$

式中: Δ 为系统不确定项。

根据机器人系统的动力学特性(1), 将式(13)代入式(11)得:

$$\dot{V} = -s^T Cs + s^T \Delta + s^T Cs - s^T \tau_r - \frac{1}{\gamma} \hat{\rho} \dot{\hat{\rho}} \quad (14)$$

将式(8)、(9)代入式(14)并化简得:

$$\dot{V} = \hat{\rho} \frac{\|s\|^2}{\|s\| + \epsilon} + s^T \Delta + (\rho - \hat{\rho}) \|s\| \quad (15)$$

ρ 为不确定项的上界, 可得 $s^T \Delta \leq \rho \|s\|$, 并代入式(15)可得:

$$\dot{V} \leq \hat{\rho} \left(\frac{\|s\|^2}{\|s\| + \epsilon} - \|s\| \right) \leq 0 \quad (16)$$

则可由 Lyapunov 函数确定 $\lim_{s \rightarrow 0} e = 0, \lim_{t \rightarrow \infty} \hat{\rho} = \rho$, 证明设计的控制器全局渐进稳定。

2.3 自适应阻抗控制

传统位置控制策略把人机交互力视为干扰进行抑制, 极大限制了患者在康复训练过程中的参与度。因此, 本文采用基于位置的阻抗控制策略, 阻抗控制模型表达式为:

$$M_d \ddot{E} + B_d \dot{E} + K_d E = \tau_h \quad (17)$$

式中: M_d, B_d, K_d 分别表示惯性系数、阻尼系数和刚度系数。阻抗控制策略可以根据人与机器人之间的交互力矩 τ_h 来调整机器人的运动轨迹。当交互力矩消失时, 机器人的运动轨迹返回到预定义的期望轨迹。

对式(16)进行拉普拉斯变换, 得到传递函数^[16]:

$$E(s) = \frac{\tau_h}{M_d s^2 + B_d s + K_d} \quad (18)$$

式中: s 为复频域中的拉普拉斯变换变量; 系统的固有频率为 $\omega_n = \sqrt{K_d/M_d}$, 系统的阻尼比为 $\zeta = \frac{B_d}{2 \sqrt{M_d K_d}}$ 。

为了提高康复机器人的人机训练性能, 本文采用自适应阻抗模型, 通过实时感知人机交互状态实现调节运动阻抗。主要核心思想是当检测到患肢主动训练意图增加时, 系统能够自主提升阻抗模型刚度、阻尼参数, 形成渐进式阻力反馈机制; 而当患者主动发力减弱时, 系统能够自主降低阻抗参数, 确保训练过程柔顺性。使用式(20)和(22)实现阻抗参数 B_d 和 K_d 的动态调节, 以患者实时产生的交互力矩 τ_h 和患者的最大交互力矩 τ_{max} 之比作为患者发力水平, 将阻抗系数 K_d 与患者的发力水平和康复机器人的运动状态建立联系, 为了提高康复机器人稳定性, 将阻抗模型设置在临界阻尼状态下。这确保当人机交互力增加时, 患者的安全和康复性能。

$$K_d = K_{base} (1 - \alpha \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) \frac{\tau_h}{\tau_{max}}) \quad (19)$$

$$\frac{B_d}{2 \sqrt{M_d K_d}} = 1 \quad (20)$$

$$B_d = 2 \sqrt{M_d K_d} \quad (21)$$

2.4 系统性能评估方法

为了对所提控制策略性能进行评估,利用了最大绝对值误差(maximum absolute error, MAE)、均方根误差(root mean square deviation, RMSD)、归一化均方根误差(normalized root mean square deviation, NRMSD)等统计数据评价轨迹跟踪性能,其定义如下:

$$MAE = \max(|e(j)|) \quad (22)$$

$$RMSD = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n e^2(t_j)}{n}} \quad (23)$$

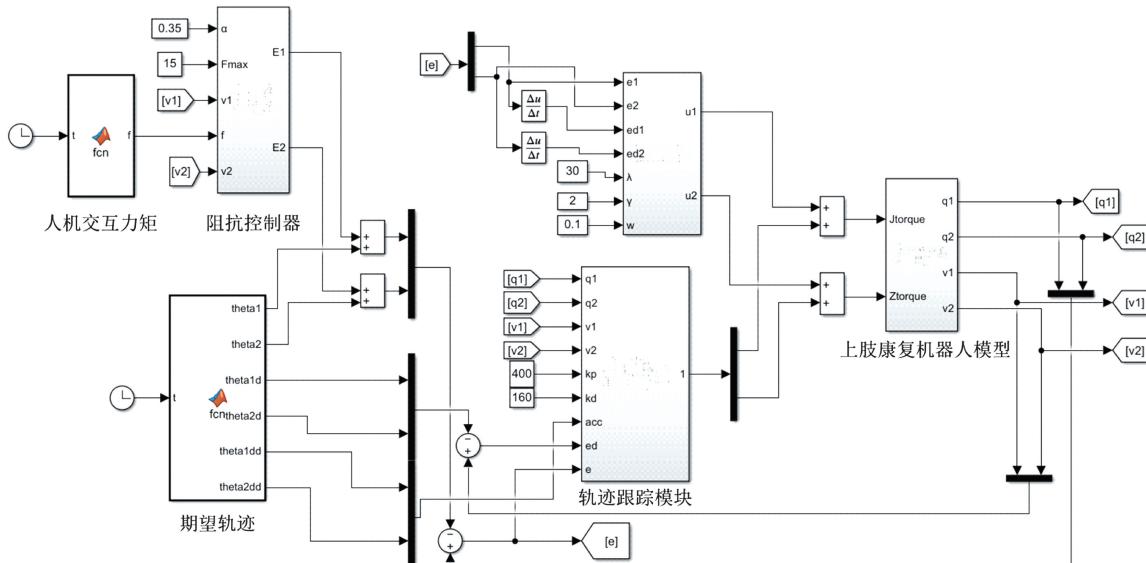


图 3 自适应阻抗控制仿真模型

Fig. 3 Simulation model of adaptive impedance control

3.1 阻抗控制实验

在阻抗控制系统中,刚度系数 K_d 、阻尼系数 B_d 及惯性系数 M_d 是决定关节柔顺控制性能的核心。如图 4 所示,直观的展示各参数对关节位置调整量的动态特性。刚度系数 K_d 主要影响关节位置调整量稳态值,随着 K_d 值的增大,关节位置调整量稳态值逐渐减小,但会降低系统调整时间;阻尼系数 B_d 主要影响关节位置调整量的调整时间,随着 B_d 值的增大,系统的调整时间变长, B_d 值过小也会引起系统超调量变大;惯性系数 M_d 主要对系统引起震荡,随着 M_d 值越小,系统越稳定,调整时间段。因此,在主动康复训练中,可以根据患者的康复需求,调节刚度系数 K_d 来调整关节位置调整量的大小,同时配合阻尼系数 B_d 和惯性系数 M_d 以优化系统响应特性,从而更好的实现人机交互柔顺性。通过仿真分析,选取了固定阻抗参数 $K_d =$

$$NRMSD = \frac{RMSD}{\max(\theta_d) - \min(\theta_d)} \quad (24)$$

式中: $j = 1, 2, \dots, n$ 表示离散采样序列编号, $e(t_j)$ 表示在 t_j 时刻期望轨迹与跟踪轨迹之间的误差。 $\max(\theta_d)$ 和 $\min(\theta_d)$ 分别表示轨迹的最大和最小位置。其中,MAE 直接表征控制器在动态干扰下的瞬态抗干扰能力,RMSD、NRMSD 体现控制器的动态跟踪精度。

3 仿真分析

为了验证所提控制方案的可行性和有效性,通过在 Matlab/Simulink 平台搭建控制系统仿真模型,如图 3 所示,分别进行阻抗控制实验研究阻抗参数对系统动态特性的影响规律;轨迹跟踪仿真实验分析在干扰情况下控制策略的跟踪精度与鲁棒性;主动柔顺仿真实验验证自适应阻抗模型在人机交互场景中的动态调节能力。

$$100, M_d = 1, B_d = 17.$$

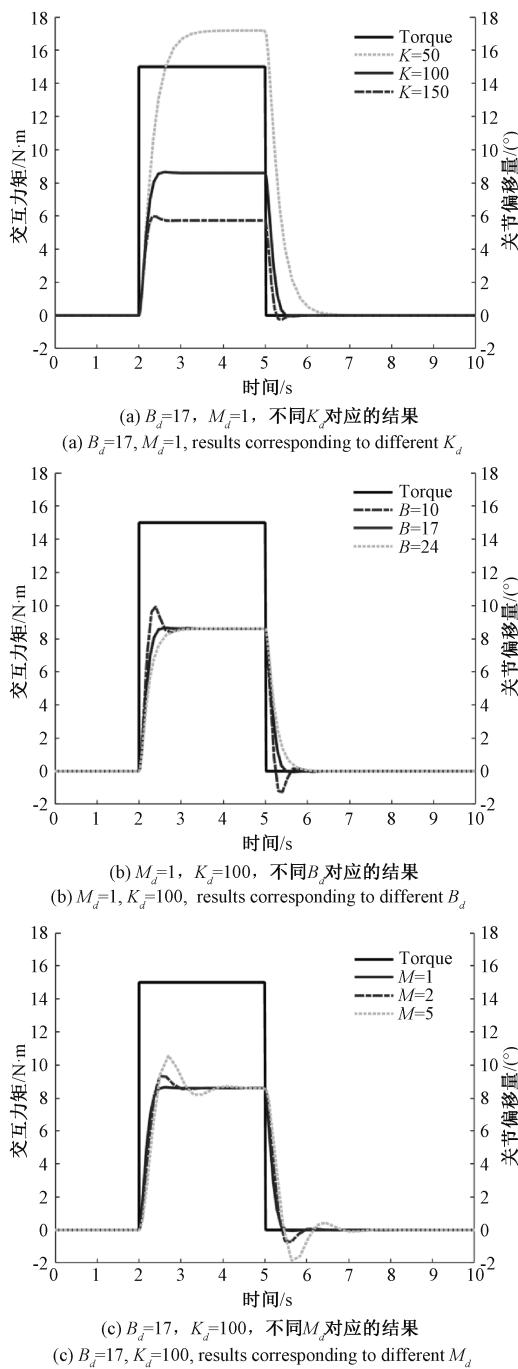
3.2 轨迹跟踪仿真实验

为验证自适应鲁棒控制器的轨迹跟踪性能,本文基于 Matlab/Simulink 平台搭建轨迹跟踪仿真模型。在相同参数配置下,实验设计采用幅值为 2 Nm(肩关节)和 1 Nm(肘关节)、频率为 5 Hz 的正弦干扰力矩,开展自适应鲁棒控制器与 PD 控制器的抗干扰性能对比实验。选取肩关节和肘关节期望轨迹为:

$$\theta_1 = \pi \times (45 \times \sin(\frac{2\pi \times (t + \frac{15}{4})}{5}) + 45) \quad (25)$$

$$\theta_2 = \pi \times (60 \times \sin(\frac{2\pi \times (t + \frac{15}{4})}{5}) + 60) \quad (26)$$

该函数满足肩、肘关节屈曲-伸展康复训练动作和周期

图 4 不同 K_d , B_d 和 M_d 的响应结果Fig. 4 Response performance versus parameters K_d , B_d , and M_d

性康复训练要求。

为优化自适应鲁棒控制器参数设计,通过仿真实验得出以下结论:滑模面参数 λ 主要影响跟踪误差收敛速度, λ 过大会引起系统振荡, λ 过小会导致系统响应慢且调节时间增加,建议 $\lambda \in [1, 50]$; 自适应增益 γ 直接影响系统不确定项的估计速度,增大 γ 可以加速干扰补偿,但会放大噪声,而过小的 γ 会降低系统抗干扰能力,建议 $\gamma \in [0.8\rho_{\max}, 1.5\rho_{\max}]$ 。平滑因子 ϵ 能够有效抑制控制输入的

高频抖振,建议 $\epsilon \in [0.001, 0.1]$ 。

经仿真实验选取自适应鲁棒控制器参数为:

$$\gamma = \text{diag}[2, 2], \epsilon = \text{diag}[0.1, 0.1], \lambda = \text{diag}[30, 30].$$

选取 PD 控制器参数为:

$$k_p = \text{diag}[400, 400], k_d = \text{diag}[160, 160].$$

人机系统的轨迹跟踪曲线以及相应的跟踪误差曲线如图 5、图 6 所示,系统相应的性能指标如表 1 所示。在干扰力矩的作用下,系统产生周期性轨迹跟踪误差,传统计算力矩 PD 控制器在肩关节、肘关节最大跟踪误差分别为 0.3417° 和 1.7805° 。相较之下,本文提出的自适应鲁棒补偿器分别将肩关节、肘关节最大跟踪误差降为 0.2703° (降幅 20.8%)和 0.3998° (降幅 77.5%)。在动态跟踪精度方面,PD 控制器肩关节、肘关节均方根误差为 0.1739° 和 0.7582° ,而自适应鲁棒控制将其分别降至 0.1128° (降幅 35.1%)、 0.2323° (降幅 69.4%)。归一化均方根误差对比表明,所提方法在肩关节和肘关节的 NRMSD 较 PD 分别降低 35.20% 和 69.31% 。

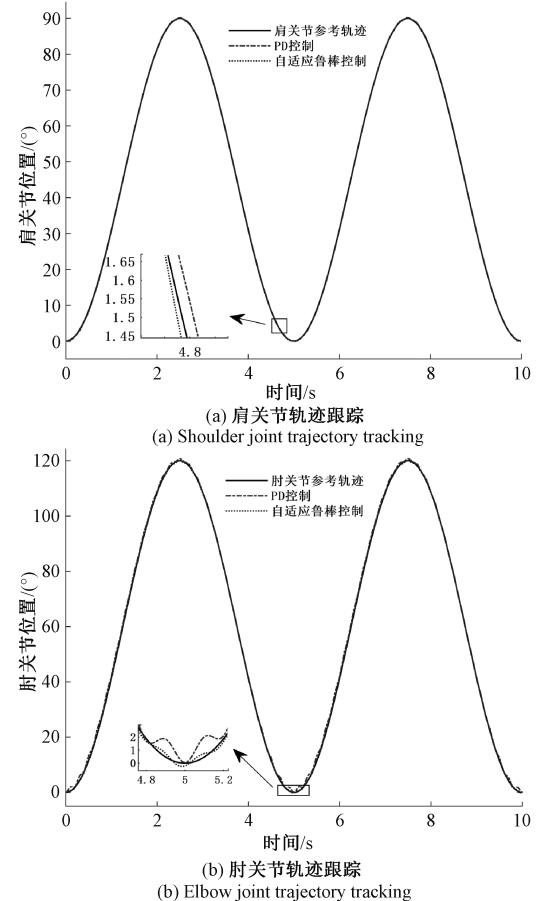


图 5 轨迹跟踪曲线

Fig. 5 Joint trajectory tracking curves

实验仿真结果表明,所提控制方法跟踪性能显著优于传统 PD 控制。与文献[17]阻抗控制方法相比,所提方法

将轨迹超调量降至 1.48%，有效抑制了由外部扰动引起的振荡，避免对患者造成二次损伤。

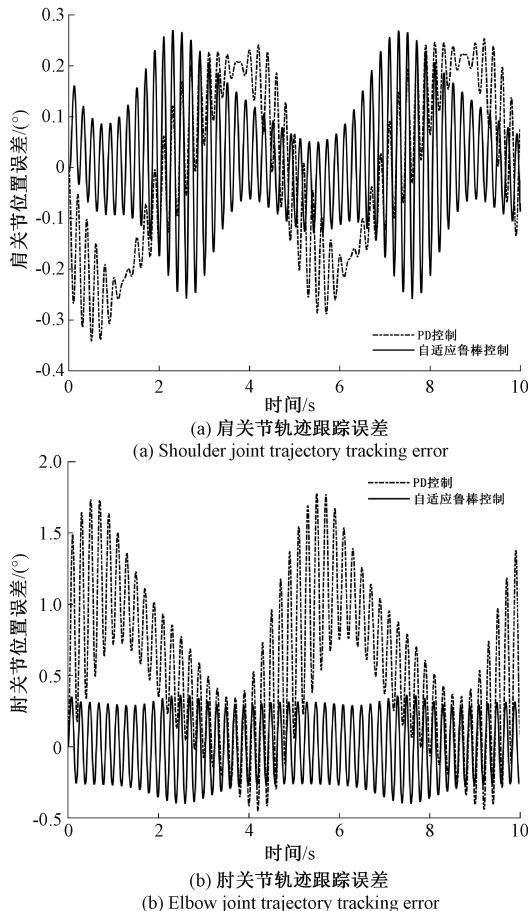


图 6 关节轨迹跟踪误差曲线

Fig. 6 Joint trajectory tracking error curves

表 1 控制器性能指标

Table 1 Controller performance indicators

控制器	关节	性能参数		
		Max(e)	NRMSD	RMSE
PD 控制	肩关节	0.3417	0.0019	0.1739
	肘关节	1.7805	0.0063	0.7582
ARC-PD 控制	肩关节	0.2703	0.0012	0.1128
	肘关节	0.3998	0.0019	0.2323

3.3 主动柔顺仿真实验

随着患者肢体肌肉力量的恢复，被动康复训练的效果慢慢减弱，为了应对这一问题，建议采用主动康复训练。主动康复训练与被动康复训练相似，主动康复训练时，康复系统能够依据患者当前的肌肉力量和康复进展，能够为患者提供一定的阻力，提高康复训练效果。

为验证所提主动康复控制策略的性能，通过 MATLAB/Simulink 搭建固定参数阻抗模型与自适应阻抗模型实验仿真系统，通过对比固定参数阻抗模型与自适

应阻抗模型，分析两类控制策略的性能差异。

实验轨迹采用 3.2 节所述期望轨迹，设置患者主动交互力矩为：

$$\tau_h = \begin{cases} 7, & 0 \leq t < 1.25 \\ 15, & 1.25 \leq t < 3.75 \\ 7, & 3.75 \leq t \leq 5 \end{cases} \quad (27)$$

选取自适应阻抗参数为：

$$\mathbf{M}_d = [1, 1], \mathbf{K}_{base} = [100, 100], \boldsymbol{\alpha} = [0.35, 0.35]$$

仿真结果如图 7 所示，所提自适应阻抗模型在不同的人机交互场景中展现出双向调节能力。当患者发力方向与康复机器人辅助运动方向相同时，自适应阻抗模型通过动态调节阻抗参数，在交互力矩为 7 Nm 和 15 Nm 时将轨迹偏移量较固定阻抗模型分别降低 14.4% 和 26%。当患者发力方向与康复机器人辅助运动方向相反时，在交互力矩为 7 Nm 和 15 Nm 时，自适应阻抗模型轨迹偏移量较固定模型分别提升 34.9% 和 16%。在保证柔顺控制的同时适当增加训练阻力，有效避免患者因康复机器人过度顺应性导致的运动惰性。

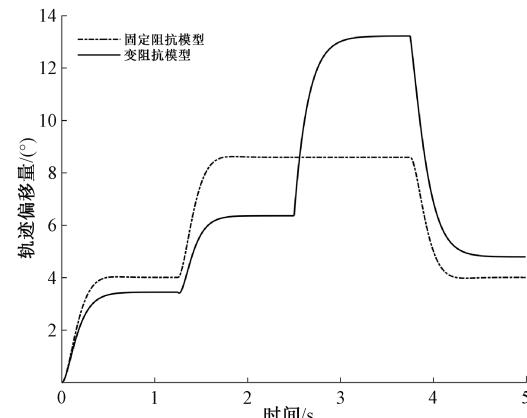
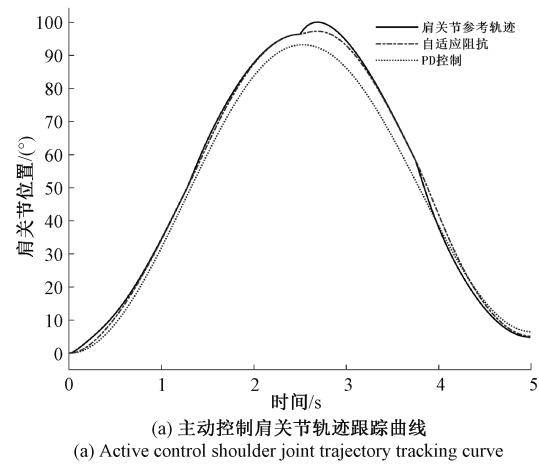


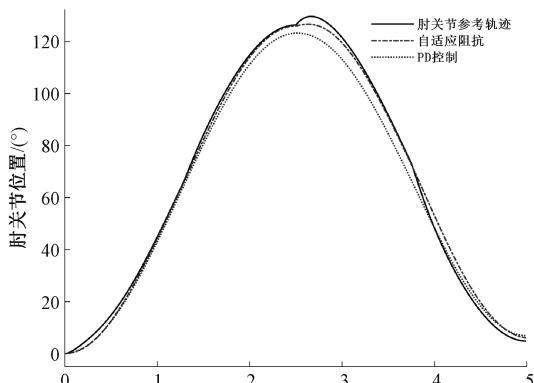
图 7 关节偏移量曲线

Fig. 7 Joint displacement curves

为了验证所提主动控制策略性能，图 8、图 9 分别为各关节的轨迹跟踪曲线和跟踪误差曲线，表 2 为各关节轨迹



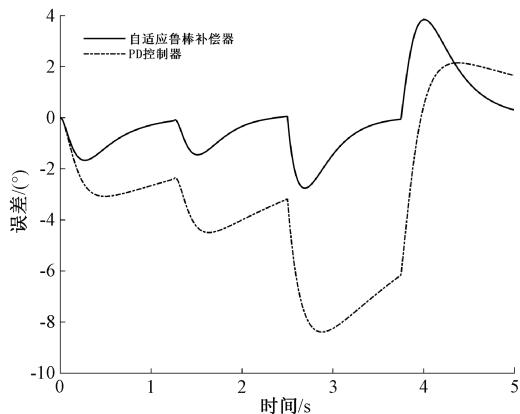
(a) 主动控制肩关节轨迹跟踪曲线
(a) Active control shoulder joint trajectory tracking curve



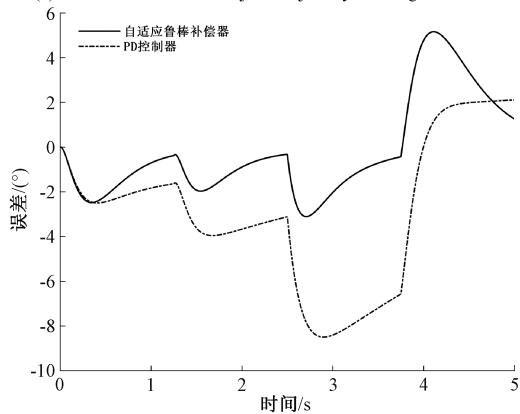
(b) 主动控制肘关节轨迹跟踪曲线
(b) Active control elbow joint trajectory tracking curve

图 8 主动控制关节轨迹跟踪曲线

Fig. 8 Active control joint trajectory tracking curve



(a) 主动控制肩关节轨迹跟踪误差曲线
(a) Active control shoulder joint trajectory tracking error curve



(b) 主动控制肘关节轨迹跟踪误差曲线
(b) Active control elbow joint trajectory tracking error curve

图 9 主动控制关节轨迹跟踪误差曲线

Fig. 9 Active control joint trajectory tracking error curve

跟踪的最大绝对误差、均方根误差以及归一化均方根误差。从图 8 和图 9 可以看出,自适应阻抗控制器能够依据患者的运动意图来调整期望轨迹。同时,在参考轨迹跟踪方面,自适应鲁棒控制器的响应明显优于 PD 控制器。相

较于基于 PD 控制的变阻抗模型,采用基于自适应鲁棒控制的变阻抗模型时,肩关节和肘关节的 NRMSD 分别降低了 70.79% 和 54.53%。

表 2 主动柔顺控制器性能指标

Table 2 Performance metrics of the active compliant controller

控制器	关节	性能参数		
		Max(e)	NRMSD	RMSE
PD 控制	肩关节	8.386 6	0.048 1	4.482 2
	肘关节	8.491 8	0.035 8	4.406 7
ARC-PD 控制	肩关节	3.837 3	0.014 0	1.366 7
	肘关节	5.161 3	0.016 3	2.059 7

4 结 论

本文提出了一种基于自适应阻抗控制的人机交互控制策略,通过动态调整机器人阻抗特性,提升人机协同运动柔顺性与安全性。同时,本文引入自适应鲁棒补偿器,对系统模型不确定性及外部干扰进行估计和动态补偿,提升轨迹跟踪精度和抗干扰能力,保证康复训练安全性。

下一阶段,将在上肢康复机器人实验平台上对自适应阻抗控制系统进行实验,进一步验证本文所提控制策略在主动训练模式下性能与康复训练效果。

参考文献

- ZHANG Y, LIU X Y, QIAO X F, et al. Characteristics and emerging trends in research on rehabilitation robots from 2001 to 2020: Bibliometric study[J]. Journal of Medical Internet Research, 2023, 25: e42901.
- 杨颐,王雪飞,王麟鹏. 神经可塑性与脑卒中后运动功能恢复[J]. 中国医刊, 2016, 51(6): 15-19.
- YANG Y, WANG X F, WANG L P. Neuroplasticity and motor function recovery after stroke[J]. Chinese Journal of Medicine, 2016, 51(6): 15-19.
- 孙长城,王春方,丁晓晶,等. 上肢康复机器人辅助训练对脑卒中偏瘫患者上肢运动功能的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2018, 33(10): 1162-1167.
- SUN CH CH, WANG CH F, DING X J, et al. Effect of upper limb rehabilitation robot-assisted training on upper limb motor function in stroke patients with hemiplegia [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2018, 33(10): 1162-1167.
- CHEN L L, HUANG J B, WANG Y L, et al. Adaptive patient-cooperative compliant control of lower limb rehabilitation robot [J]. Biomimetic Intelligence and Robotics, 2024, 4(2): 100155.
- AICHAOUI M, IKHLEF A. Model-free variable

- impedance control for upper limb rehabilitation robot[J]. Arabian Journal for Science and Engineering, 2024, 50(8): 1-17.
- [6] TRAN T H, CHENG H, RUI H, et al. Evaluation of a fuzzy-based impedance control strategy on a powered lower exoskeleton[J]. International Journal of Social Robotics, 2016, 8(1): 103-123.
- [7] 吴青聪, 张祖国. 基于屏障 Lyapunov 函数的上肢康复机器人自适应主动交互训练控制[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(2): 216-224.
- WU Q C, ZHANG Z G. Adaptive active interactive training control for upper limb rehabilitation robots based on barrier Lyapunov function [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43 (2): 216-224.
- [8] 陈锦锋, 李颖, 曾建平. 不确定下肢康复机器人自适应主动交互控制[J]. 中南大学学报(自然科学版), 2021, 52(12): 4325-4335.
- CHEN J F, LI Y, ZENG J P. Adaptive active interactive control for uncertain lower limb rehabilitation robots [J]. Journal of Central South University(Science and Technology), 2021, 52(12): 4325-4335.
- [9] 王玉成, 贾庆轩, 褚明, 等. 融入可控阻尼的康复机器人自适应交互控制[J]. 机械工程学报, 2023, 59(21): 188-198.
- WANG Y CH, JIA Q X, CHU M, et al. Adaptive interactive control of rehabilitation robots with controllable damping integration [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2023, 59(21): 188-198.
- [10] LI ZH J, HANG ZH C, HE W, et al. Adaptive impedance control for an upper limb robotic exoskeleton using biological signals [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2017, 64(2): 1664-1674.
- [11] ZHANG M M, XIE SH Q, LI X L, 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.
- [12] 梁旭, 王卫群, 苏婷婷, 等. 下肢康复机器人的主动柔顺自适应交互控制[J]. 机器人, 2021, 43(5): 547-556.
- LIANG X, WANG W Q, SU T T, et al. Active compliance adaptive interactive control for lower limb rehabilitation robots [J]. Robot, 2021, 43 (5): 547-556.
- [13] 郭芝森, 张鹏超, 王磊, 等. 基于模糊反演的机器人自适应阻抗控制方法研究[J/OL]. 控制工程, 1-8 [2025-04-03]. <https://doi.org/10.14107/j.cnki.kzgc.20240129>.
- GUO ZH M, ZHANG P CH, WANG L, et al. Research on adaptive impedance control method for robots based on fuzzy backstepping[J/OL]. Control Engineering, 1-8 [2025-04-03]. <https://doi.org/10.14107/j.cnki.kzgc.20240129>.
- [14] HU J, ZHUANG Y T, MENG Q L, et al. Active training control method for rehabilitation robot based on fuzzy adaptive impedance adjustment[J]. Machines, 2023, 11(5): 565.
- [15] YU J, BI SH H, WEN SH J. Modelling and adaptive control of NAO robot arm[J]. International Journal of Advanced Mechatronic Systems, 2021, 9 (2): 102-108.
- [16] 俞子牛, 刘跃跃, 巫亦浩, 等. 基于阻抗模型的不确定环境下微纳操作力跟踪控制策略研究[J]. 仪器仪表学报, 2023, 44(3): 191-199.
- YU Z N, LIU Y Y, WU Y H, et al. Research on force tracking control strategy for micro/nano manipulation in uncertain environments based on impedance model [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2023, 44(3): 191-199.
- [17] 张顺, 单泉, 黄建聪, 等. 臂腕混合式上肢康复机器人被动柔顺性控制[J]. 中国工程机械学报, 2024, 22(4): 468-473.
- ZHANG SH, SHAN Q, HUANG J C, et al. Passive compliance control of arm-wrist hybrid upper limb rehabilitation robots [J]. Chinese Journal of Construction Machinery, 2024, 22(4): 468-473.

作者简介

隋修武, 博士, 副教授, 主要研究方向为智能控制、人机交互、康复机器人等。

刘阳(通信作者), 硕士研究生, 主要研究方向为智能医疗仪器。

E-mail: L1735421808@163.com