

控制与决策

Control and Decision

基于功能性电刺激的腕部震颤抑制系统线性自抗扰控制

刘艳红, 陶长春, 张赞, 吴振龙, 楚冰

引用本文:

刘艳红,陶长春,张赞,吴振龙,楚冰. 基于功能性电刺激的腕部震颤抑制系统线性自抗扰控制[J]. *控制与决策*, 2023, 38(7): 1869–1877.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2021.1866>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于模型信息的电静液作动器降阶线性自抗扰控制

Reduced order linear active disturbance rejection control based on model information of electro–hydrostatic actuator
控制与决策. 2023, 38(3): 681–689 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2021.1339>

高阶大惯性系统的线性自抗扰控制器设计

Design of linear active disturbance rejection controller for high–order large inertia system
控制与决策. 2023, 38(4): 999–1007 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2021.1576>

不确定受扰电液伺服系统智能自学习PID控制

Intelligent self–learning PID control of electro–hydraulic servo system with uncertain disturbances
控制与决策. 2023, 38(3): 654–660 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2021.1001>

基于PID参数整定的线性自抗扰控制参数整定

Tuning of linear active disturbance rejection controllers based on PID tuning rules
控制与决策. 2021, 36(7): 1592–1600 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.1408>

基于强化学习的小型无人直升机有限时间收敛控制设计

Finite time control based on reinforcement learning for a small–size unmanned helicopter
控制与决策. 2020, 35(11): 2646–2652 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.0328>

基于功能性电刺激的腕部震颤抑制系统线性自抗扰控制

刘艳红^{1†}, 陶长春¹, 张赞¹, 吴振龙¹, 楚冰²

(1. 郑州大学 电气工程学院, 郑州 450001;

2. 南安普顿大学 电子与计算机科学系, 南安普顿 SO17 1BJ)

摘要: 功能性电刺激是实现病理性腕部震颤抑制的重要手段。但是, 由于腕部肌骨系统生理特性复杂, 难以对其准确建模, 限制了震颤抑制控制的效果。针对上述问题, 首先, 建立腕部肌骨系统的 Hammerstein 模型, 给出参数辨识方法; 然后, 针对肌肉非线性招募特性通过前馈控制进行模型线性化, 进而设计自抗扰控制器实现对肌骨系统建模误差和震颤等外部扰动的估计和补偿, 根据带宽法和稳定裕度要求完成控制器参数整定, 并对闭环系统的跟踪和抗扰性能进行仿真分析; 最后, 基于腕部震颤抑制系统平台对所提出自抗扰控制方法与 PID 控制进行对比实验, 验证所提出控制方案的有效性。

关键词: 腕部震颤抑制; 功能性电刺激; 肌骨模型; 线性自抗扰控制; 实验验证

中图分类号: TP273

文献标志码: A

DOI: 10.13195/j.kzyjc.2021.1866

引用格式: 刘艳红, 陶长春, 张赞, 等. 基于功能性电刺激的腕部震颤抑制系统线性自抗扰控制[J]. 控制与决策, 2023, 38(7): 1869-1877.

Linear active disturbance rejection control of wrist tremor suppression system based on functional electrical stimulation

LIU Yan-hong^{1†}, TAO Chang-chun¹, ZHANG Zan¹, WU Zhen-long¹, CHU Bing²

(1. School of Electrical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China; 2. Department of Electronics and Computer Science, University of Southampton, Southampton SO17 1BJ, U.K.)

Abstract: Functional electrical stimulation is one of effective and important means of pathological tremor suppression. However, due to the complex physiological and structural characteristics of the wrist musculoskeletal system, it is difficult to develop its accurate model, which greatly limits the performance of tremor suppression. In this paper, we first establish a Hammerstein model of wrist musculoskeletal system and propose a parameter identification procedure. Then, a feed-forward linearization controller is designed to cancel the nonlinear muscle recruitment characteristics. An active disturbance rejection control is proposed to estimate and compensate the model errors and external disturbances. The bandwidth method and stability margin analysis are used to complete the parameter tuning of the active disturbance rejection controller, and the tracking performance and disturbance rejection property are verified by simulation. Finally, based on the tremor suppression platform, comparative experiments with the PID controller are carried out to verify the effectiveness of the proposed control method.

Keywords: wrist tremor suppression; functional electrical stimulation; wrist musculoskeletal system; linear active disturbance rejection control; experimental verification

0 引言

病理性震颤在临床上往往表现为腕关节等上肢末端部位的不自主颤动^[1]。据统计, 60 岁以上人群中病理性震颤的发病率约为 9%^[2]。腕部震颤会严重影响日常生活和社交活动, 降低患者的生活质量。功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)是

抑制腕部震颤的一种有效手段, 其原理是通过设计控制系统产生适当的电脉冲信号刺激相关肌肉, 使腕部产生与震颤运动相反的动作, 从而达到抑制震颤的目的^[3]。

针对基于 FES 的腕部震颤抑制系统的控制问题, 姚鹏等^[4]利用 Matlab 建立腕关节肌骨系统的 Hill-

收稿日期: 2021-11-01; 录用日期: 2022-04-15.

基金项目: 科技部重点研发计划项目(2020YFB1313701); 国家自然科学基金项目(62103376, 52106030, 62003309); 河南省引智计划项目(GZS2019008); 河南省科技攻关项目(212102311052).

责任编辑: 方勇纯.

[†]通讯作者. E-mail: liuyh@zzu.edu.cn.

type 模型,采用PID控制调节施加在前臂肌肉上电刺激脉冲的幅值. Padilha等^[5]设计了PI控制器,通过FES改变关节阻抗用以抑制震颤.但是,由于人体肌骨系统模型具有非线性、时变、结构复杂等特点,使得PID控制的效果受限.为了降低模型不确定性对系统性能的影响,曹力等^[6]设计了神经网络控制器,用以提高基于FES的腕部震颤系统自适应控制能力,但是训练神经网络需要大量样本数据,算法耗时繁琐.为提高控制系统的实时性,Verstappen等^[7]采用较为简单的Hammerstein模型结构对肌肉进行建模,并采用临界二阶阻尼系统表征骨骼动态特性,采用高阶重复控制方法设计了FES控制系统对腕部震颤进行抑制;Freeman等^[8]在上述研究的基础上,提出一种结合前馈线性化与重复控制的震颤抑制方法,对FES系统进行控制;Copur等^[9]使用Hammerstein对腕部肌肉进行建模,腕部骨骼使用刚体动力学模型,对FES系统设计了基于梯度和频率修正逆的重复控制方法完成对腕部震颤的抑制.考虑到腕部震颤信号中包含多种主要频率成分,Zhang等^[10]基于Hammerstein肌骨系统模型,采用多周期重复控制实现对多种频率腕部震颤信号的抑制,提高了震颤抑制效果.由于肌骨系统结构复杂,且不同患者肌骨系统模型参数、腕部震颤信号均具有不同特性,如何设计具有良好模型参数变化适应性和鲁棒性的震颤抑制控制系统亟待进一步研究.

自抗扰控制将建模误差和外部干扰视为系统的总扰动,通过设计扰动观测器对其进行补偿,将复杂不确定被控对象简化为积分串联标准型进行控制,可同时提高系统的跟踪性能和抗干扰能力,且控制器设计简单^[11-12],已成功应用于热力系统控制^[13]、电力电子装置^[14]、机器人控制^[15]等诸多领域.腕部震颤抑制控制本质上是在抑制外部扰动的同时实现对自主运动意愿的快速跟踪.鉴于此,本文对基于功能性电刺激的腕部震颤抑制系统提出一种线性自抗扰控制(linear active disturbance rejection control, LADRC)方案.首先,建立腕部肌骨系统的Hammerstein模型并完成参数辨识;然后,针对肌肉招募特性设计线性化控制器实现肌骨模型的线性化,并设计线性自抗扰控制器实现腕部震颤抑制,根据带宽法并结合系统稳定裕度确定控制器参数;最后,通过仿真和实验验证所提出控制方案的有效性.

1 腕部肌骨系统模型

人体腕部的内缩外展运动主要由桡侧腕屈肌(flexor carpi radialis, FCR)和桡侧腕伸肌(extensor

carpi radialis, ECR)驱动桡骨完成,其中FCR负责支配腕部的屈曲运动,ECR负责支配腕部的伸展运动^[16].腕部肌骨系统模型包括肌肉模型和骨骼模型. Hammerstein肌肉模型由非线性静态肌肉招募特性和线性激活特性组成,模型结构简单,且能够较好地描述肌肉系统特性^[17],因此本文采用Hammerstein模型进行腕部肌骨系统建模,具体结构如图1所示.其中: $u_{\text{fcr}}(t)$ 和 $u_{\text{ecr}}(t)$ 分别为作用于FCR、ECR的电刺激信号, $f_{\text{fcr}}(u_{\text{fcr}})$ 和 $f_{\text{ecr}}(u_{\text{ecr}})$ 为肌肉招募特性, $\bar{u}_{\text{fcr}}(t)$ 和 $\bar{u}_{\text{ecr}}(t)$ 为肌肉招募效应产生的稳态力矩, $G_{\text{fcr}}(s)$ 和 $G_{\text{ecr}}(s)$ 为肌肉线性激活动力学特性(linear activation dynamics, LAD), $\tau(t) = \tau_{\text{fcr}}(t) - \tau_{\text{ecr}}(t)$ 为作用于桡骨上的总扭矩, $d(t)$ 为病理性震颤信号, $G_{\text{RBD}}(s)$ 为腕部桡骨的骨骼动力学模型, $y(t)$ 为腕部运动的角度.

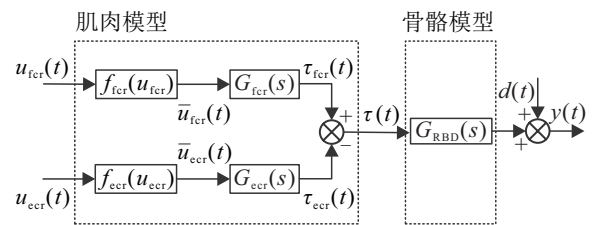


图1 Hammerstein肌骨系统模型

考虑到在同一时刻只刺激一块肌肉,为降低模型辨识和控制系统的复杂度,将 $u_{\text{fcr}}(t)$ 与 $u_{\text{ecr}}(t)$ 合并为一个电刺激输入信号 $u(t)$,有

$$u_{\text{fcr}}(t) = \begin{cases} u(t) + u_{\text{fcrzo}}, & u(t) \geq 0; \\ 0, & u(t) < 0. \end{cases} \quad (1)$$

$$u_{\text{ecr}}(t) = \begin{cases} 0, & u(t) \geq 0; \\ -u(t) + u_{\text{ecrzo}}, & u(t) < 0. \end{cases} \quad (2)$$

其中 u_{fcrzo} 和 u_{ecrzo} 为招募特性曲线的死区值,本文根据实验数据选取 $u_{\text{fcrzo}} = u_{\text{ecrzo}} = 50 \mu\text{s}$.

当 $u(t)$ 超过 u_{max} 时,招募特性曲线进入饱和区,且患者在饱和输入下会感到不适.本文选取 $u_{\text{max}} = 300 \mu\text{s}$.当 $u(t)$ 位于死区与饱和区之间时,肌肉招募特性曲线 $f_{\text{fcr}}(u_{\text{fcr}})$ 和 $f_{\text{ecr}}(u_{\text{ecr}})$ 为连续单调增函数,可写为

$$f(u(t)) = \begin{cases} f_{\text{fcr}}(u(t) + u_{\text{fcrzo}}), & \\ u(t) \in [0, u_{\text{max}} - u_{\text{fcrzo}}]; & \\ -f_{\text{ecr}}(u_{\text{ecrzo}} - u(t)), & \\ u(t) \in [u_{\text{ecrzo}} - u_{\text{max}}, 0]. & \end{cases} \quad (3)$$

其参数化模型可表示为

$$f(u) = m_0 + m_1 u + m_2 u^2 + \dots + m_p u^p. \quad (4)$$

式(4)需满足如下单调增条件:

$$\frac{df(u)}{du} = m_1 + m_2u + \dots + m_p u^{p-1} > 0. \quad (5)$$

其中: p 为模型阶次; m_0, m_1, \dots, m_p 为待辨识参数. 由文献[18]可知, $p=3$ 时模型具有较好的拟合效果.

由于腕部桡侧肌肉FCR与ECR具有相似的线性激活动力学特性^[19], 有 $G_{fcr}(s) \approx G_{ecr}(s) = G_{LAD}(s)$. 将肌肉的线性激活动力学特性 $G_{LAD}(s)$ 与桡骨模型 $G_{RBD}(s)$ 合并可得到腕部的等效线性肌骨模型 $G(s) = G_{LAD}(s)G_{RBD}(s)$. 根据文献[17], 等效线性肌骨模型可表示为

$$G(s) = \frac{b}{s^n + a_{n-1}s^{n-1} + a_{n-2}s^{n-2} + \dots + a_1s + a_0}, \quad (6)$$

其中 b 和 $a_{n-1}, a_{n-2}, \dots, a_1, a_0$ 为待辨识参数.

本文根据开环实验辨识腕部肌骨系统的模型参数, 其中非线性招募特性 $f(u)$ 采用峰值脉冲响应法进行辨识, 即通过建立输入电刺激信号与肌肉响应峰值间的映射关系, 并借助约束优化方法进行参数估计; 线性肌骨模型 $G(s)$ 参数采用最小二乘法进行辨识. 本文采用如下拟合度指标表征模型的拟合效果:

$$\rho_{fit} = \left(1 - \frac{\|y - y_{sim}\|_2}{\|y - \bar{y}\|_2}\right) \times 100\%. \quad (7)$$

其中: y 为量测输出, y_{sim} 为模型输出, \bar{y} 为量测输出的均值.

基于第1位受试者的实验数据, 可得到非线性招募特性和等效线性肌骨模型, 即

$$f(u) = 2.6267 \times 10^{-4} - 6.6848 \times 10^{-5}u - 9.5845 \times 10^{-9}u^2 - 1.4905 \times 10^{-10}u^3, \quad (8)$$

$$G(s) = \frac{3.438}{s^2 + 10.24s + 39.86}. \quad (9)$$

在相同电刺激输入信号下, 辨识得到的 Hammerstein 模型输出和实际测量输出如图2所示,

拟合度为 60.32%, 非线性招募特性 $f(u)$ 满足单调递增特性, 因此所建模型能够较好地反映腕部肌骨系统的动态特性.

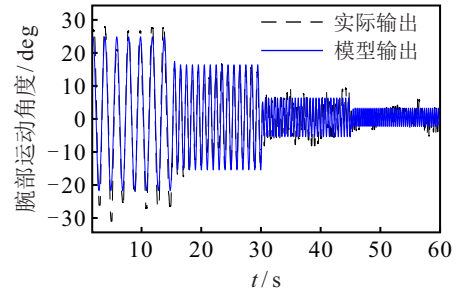


图2 相同电刺激输入信号下实际输出和模型输出

2 腕部震颤抑制控制器设计

本节首先针对腕部肌骨模型中的非线性肌肉招募特性 $f(u)$ 设计线性化控制器以实现肌骨系统模型的线性化, 利用模型的已知信息抵消系统中的部分非线性动态, 将其他非线性动态和外部干扰视为总扰动, 采用自抗扰控制进行补偿和消除, 从而减少自抗扰控制器设计和参数调整的负担. 控制系统整体框架如图3所示. 其中: LADRC 为线性自抗扰控制器; $\bar{u}'(t)$ 为线性自抗扰控制器的输出信号, 其与线性化控制器 $f^{-1}(\bar{u}')$ 共同产生电刺激输入信号 $u(t)$; $\bar{u}(t)$ 为肌肉在电刺激信号作用下产生的内部力矩, 是作用于等效线性肌骨模型上的内部输入量, 不能被测量, 但是由于 $f^{-1}(\bar{u}) \cdot f(u) \approx 1$, 有 $\bar{u}(t) \approx \bar{u}'(t)$; $r(t)$ 为参考输入信号; $n(t)$ 为测量噪声. LADRC 控制器包括线性扩张状态观测器 (linear extended state observer, LESO) 和线性状态误差反馈调节律 (linear state error feedback regulation rate, LSEFRR). 其中: LESO 实现对状态和总扰动的估计, LSEFRR 用于消除参考输入信号与 LESO 观测信号间的误差实现震颤抑制.

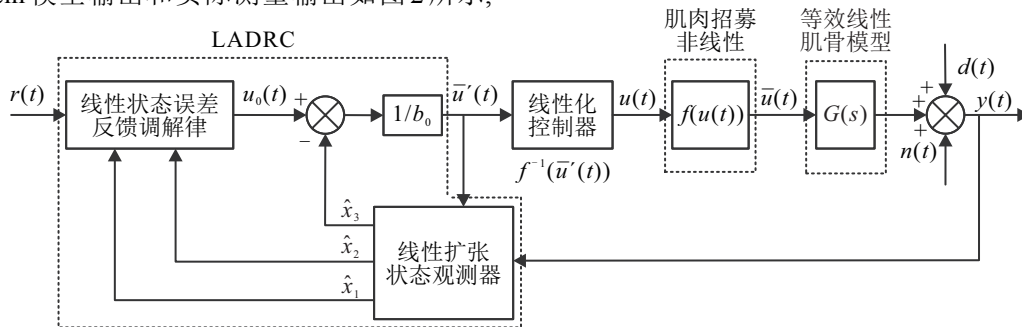


图3 腕部震颤抑制控制系统整体框架

2.1 线性自抗扰控制器设计

本文针对腕部肌骨系统模型特点设计二阶线性自抗扰控制器实现震颤抑制. 首先, 将等效线性肌骨模型 $G(s)$ 重写为

$$\ddot{y} = -a_1\dot{y} - a_0y + d + b\bar{u}. \quad (10)$$

令 $f = -a_1\dot{y} - a_0y + d + (b - b_0)\bar{u}$ 为系统总扰动, 包括建模误差、线性化误差和震颤信号等. 不失一般性, 假设 f 连续可微, \dot{f} 有界, 有

$$\dot{y} = f + b_0 \bar{u}, \quad (11)$$

其状态空间描述为

$$\begin{cases} \dot{x} = Ax + B\bar{u} + E_e, \\ y = Cx. \end{cases} \quad (12)$$

其中: $x = [x_1 \ x_2 \ x_3]^T = [y \ \dot{y} \ f]^T$ 为扩张状态, $A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$, $B = [0 \ b_0 \ 0]^T$, $C = [1 \ 0 \ 0]$, $E_e = [0 \ 0 \ f]^T$.

设计扩张状态观测器

$$\dot{\hat{x}} = A\hat{x} + B\bar{u} + L(y - C\hat{x}). \quad (13)$$

其中: $\hat{x} = [\hat{x}_1, \hat{x}_2, \hat{x}_3]^T$ 为扩张状态的估计, $L = [l_1, l_2, l_3]^T$ 为观测器误差反馈增益矩阵.

设计反馈控制律

$$\bar{u} = \frac{u_0 - \hat{x}_3}{b_0}, \quad (14)$$

其中反馈调节律为

$$u_0 = k_p(r - \hat{x}_1) - k_d \hat{x}_2, \quad (15)$$

式中 k_d 和 k_p 为误差调节器的增益.

目前已有大量文献从不同角度对自抗扰控制系统的稳定性进行理论分析,包括不确定性为状态函数^[20]以及存在建模误差^[21]等.本文所针对的腕部震颤抑制系统受到的不确定性干扰是有界的,因此可在扰动有界的条件下分析闭环系统的稳定性.具体地,观测器误差系统可表示为

$$\dot{\hat{e}} = A_e \hat{e} + E_e, \quad (16)$$

其中 $A_e = A - LC = \begin{bmatrix} -l_1 & 1 & 0 \\ -l_2 & 0 & 1 \\ -l_3 & 0 & 0 \end{bmatrix}$.

此外,在控制律(14)作用下的闭环系统为

$$\dot{y} = \hat{x}_3 - f + k_p(r - \hat{x}_1) - k_d \hat{x}_2. \quad (17)$$

令 $e = r - y$ 为跟踪误差,则其动态满足

$$\ddot{e} = -\hat{e}_3 - k_p e - k_p \hat{e}_1 - k_d \dot{e} - k_d \hat{e}_2 + \ddot{r} + k_d \dot{r}. \quad (18)$$

令 $X = [e, \dot{e}, \hat{e}_1, \hat{e}_2, \hat{e}_3]^T$ 为包含观测器误差系统和跟踪误差系统的整个系统状态变量,则系统的状态空间表示为

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -k_p & -k_d & -k_p & -k_d & -1 \\ 0 & 0 & -l_1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -l_2 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -l_3 & 0 & 0 \end{bmatrix} X + \begin{bmatrix} 0 \\ \ddot{r} + k_d \dot{r} \\ 0 \\ 0 \\ \dot{f} \end{bmatrix}. \quad (19)$$

选择误差调节器增益 $k_p = \omega_c^2$, $k_d = 2\omega_c$, 观测器

误差反馈增益 $l_1 = 3\omega_o$, $l_2 = 3\omega_o^2$, $l_3 = \omega_o^3$, 则系统的特征多项式为

$$D_X(\lambda) = d_0 \lambda^5 + d_1 \lambda^4 + d_2 \lambda^3 + d_3 \lambda^2 + d_4 \lambda + d_5. \quad (20)$$

其中: $d_0 = 1$, $d_1 = 3\omega_o + 2\omega_c$, $d_2 = 3\omega_o^2 + 6\omega_o\omega_c + \omega_c^2$, $d_3 = \omega_o^3 + 6\omega_o^2\omega_c + 3\omega_c^2\omega_o$, $d_4 = 2\omega_c\omega_o^3 + 3\omega_c^2\omega_o^2$, $d_5 = \omega_o^3\omega_c^2$. 式(20)可进一步写为

$$D_X(\lambda) = (\lambda + \omega_c)^2(\lambda + \omega_o)^3. \quad (21)$$

在跟踪控制中参考输入信号的各阶导数有界,并注意到 $\omega_c > 0$, $\omega_o > 0$, \dot{f} 有界,故整个系统BIBO稳定.

2.2 线性自抗扰控制器的参数整定

自抗扰控制的参数整定方法包括带宽法、人工智能法、实用非线性ESO参数整定法等^[22].人工智能法和实用非线性ESO参数整定法主要针对非线性自抗扰控制器的参数整定,而带宽法是线性自抗扰控制器参数整定的有效方法.带宽法由Gao^[23]首次提出,该方法通过将自抗扰控制器从非线性形式转化为线性形式,大大减少了需整定参数的数量,且物理意义明确,便于工程应用.对于二阶线性自抗扰控制器,需整定的参数仅包括控制增益 b_0 、控制器带宽 ω_c 和观测器带宽 ω_o .本文采用带宽法进行腕部震颤抑制系统LADRC的参数整定.根据文献[24],对于实际工程系统, b_0 取值应大于被控对象模型中控制输入的增益 b ,否则会造成系统不稳定,但过大的 b_0 会使得系统响应变慢,因此本文选择 b_0 稍大于辨识得到的模型参数 b , 即 $b_0 \approx 1.02b = 3.5$; 控制器带宽 ω_c 可根据闭环系统的期望响应速度确定,本文选取 $\omega_c \approx 10/t_s^*$, 其中 t_s^* 为期望的动作反应时间.由于运动员的动作反应时间约为 0.3 s ^[25], 考虑到普通人反应能力较低,选择期望的 $t_s^* = 0.5\text{ s}$, 则 $\omega_c = 20$.观测器带宽 ω_o 一般根据 ω_c 进行调节.所设计的腕部震颤抑制控制器需开展人体实验,为保证受试者的安全并缓解肌肉疲劳,需要尽量减小控制量的幅值和速率,因此在参数整定过程中还需要通过仿真分析各参数变化对控制性能的影响,寻找适用于腕部震颤抑制的自抗扰控制器参数.在仿真中本文采用辨识得到的首位受试者腕部肌骨模型,并加入均值为0、方差为0.001的高斯噪声,根据单一变量法分析参数变化对系统性能的影响.

首先,保持 ω_c 不变,分析 ω_o 的变化对系统性能的影响,仿真结果如图4所示.由图4(a)可见,随着 ω_o 的增加,系统对阶跃信号的响应速度增加,由于 ω_o 为扩张状态观测器的极点, ω_o 越大,观测器的极点离虚轴越远,观测误差收敛速度越快,从而能够更快地实现

对总扰动的估计和补偿,提高系统的响应速度.但随着 ω_o 的增大,噪声对系统的影响也越大,会导致控制量产生剧烈的变化,如图4(b)所示.此外,过大的电刺激信号会使得受试者不舒适并产生肌肉疲劳.综合考虑系统响应速度和控制信号的幅值,选取 $\omega_o = 20$.

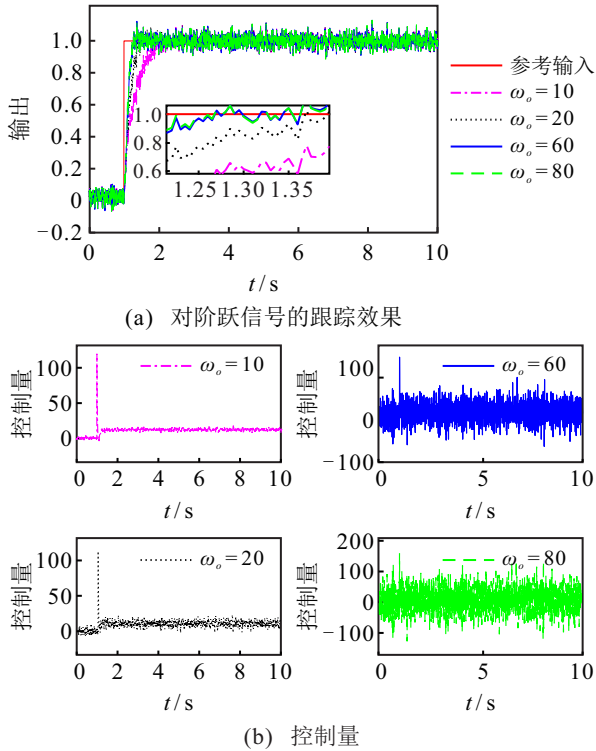


图4 不同 ω_o 下系统的响应曲线($\omega_c = 20$)

然后,保持 $\omega_o = 20$ 不变,分析 ω_c 的变化对系统性能的影响,仿真结果如图5所示.

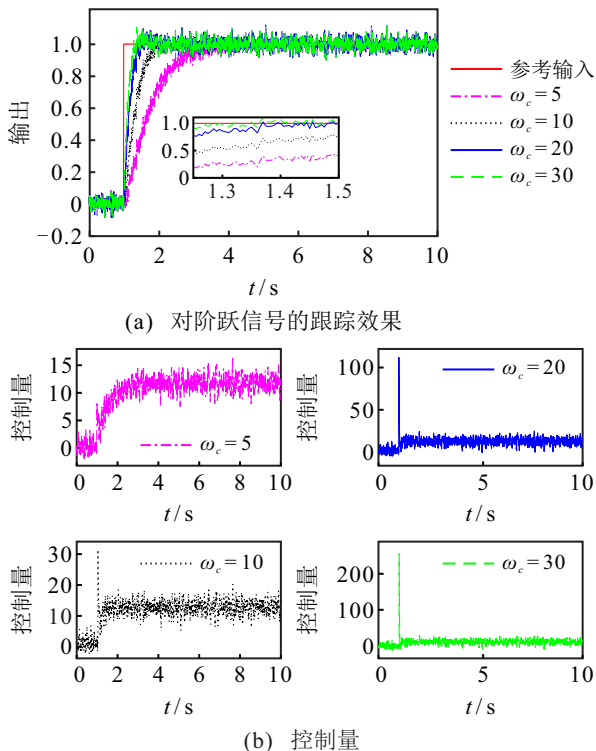


图5 不同 ω_c 下系统的响应曲线($\omega_o = 20$)

由图5(a)可见, ω_c 的减小会降低系统的响应速度,过小的 ω_c 不能满足人体动作反应速度的需求;随着 ω_c 的增大,控制器的响应速度虽然加快,但控制量也随之增大,如图5(b)所示,造成受试者的不适.

进一步,分析不同参数对系统稳定性能的影响.

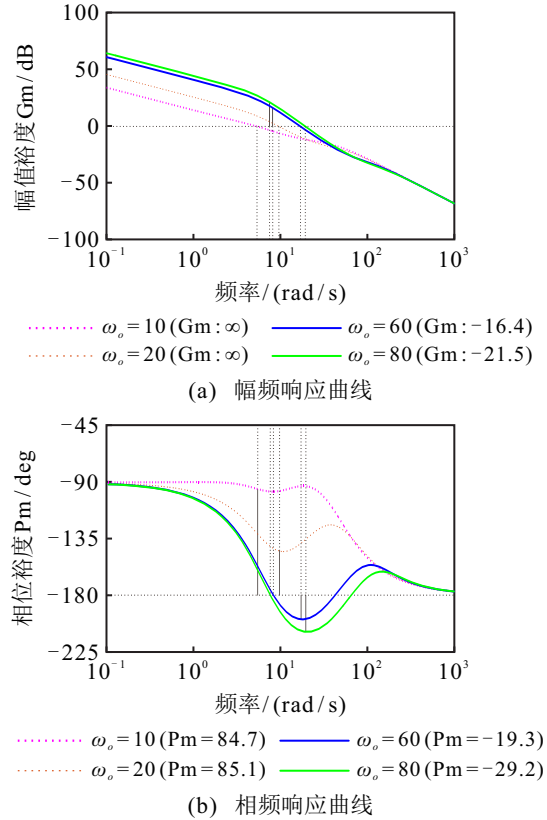


图6 不同 ω_o 下系统的频域特性曲线($\omega_c = 20$)

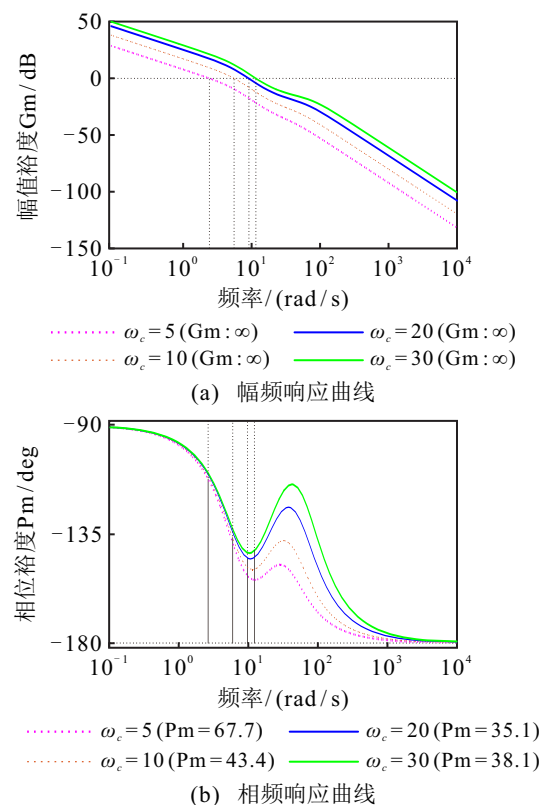


图7 不同 ω_c 下系统的频域特性曲线($\omega_o = 20$)

对于不同的 ω_o 、 ω_c 分别分析系统的稳定裕度,频率特性如图6和图7所示.由图6可见, ω_o 过大时,幅值裕度和相位裕度为负,系统不稳定;结合考虑响应速度与控制量的大小,在LADRC中选取 $\omega_o = 20$.此外,由图7可见, $\omega_c = 20$ 时系统稳定,虽然相位裕度比 $\omega_c = 10$ 和 $\omega_c = 30$ 时稍小,但综合考虑响应速度和控制输入,选取 $\omega_c = 20$.

注1 一般在整定LADRC参数时选取 $\omega_o > \omega_c$,以实现对总扰动的快速估计,但过大的 ω_o 会使得系统对噪声敏感,引起控制量幅值的增加.对于腕部震颤抑制控制系统,需要在抑制干扰和噪声的同时,尽量降低控制量的幅值,缓解电刺激引起的肌肉疲劳.因此,本文通过对系统在不同ADRC参数下进行大量仿真分析,在综合考虑干扰抑制性能、跟踪控制性能和控制量幅值等因素的基础上选择合适的控制器参数,并通过实验验证所整定的ADRC参数不仅能够满足控制性能的要求,而且能够减小控制量幅值.

3 仿真和实验验证

3.1 震颤抑制效果仿真实验

为了验证所提出控制器对手腕震颤抑制的性能,首先通过仿真将其与PID的控制效果进行对比.根据第2节的讨论,选取LADRC的参数如下: $\omega_o = 20$, $\omega_c = 20$, $b_0 = 3.5$.PID控制器的参数基于多目标遗传算法进行整定,本文选取绝对误差积分指标(integral absolute error, IAE)作为参数寻优的性能指标,采用该指标设计的控制器能够具有适当的阻尼和良好的瞬态响应性能;将最大灵敏度(maximum sensitivity, MS)指标作为等式约束以保证PID控制器的鲁棒性.经参数寻优所得到的PID控制器参数为 $k_p = 7.2637$, $k_i = 50.1583$, $k_d = 0.26298$.

1) 跟踪性能仿真实验.

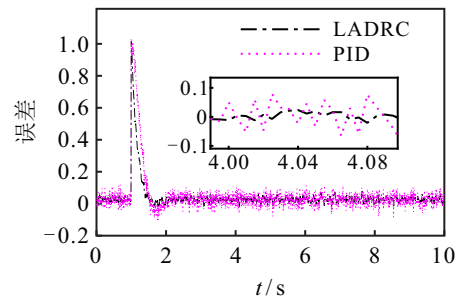
①对阶跃参考输入的跟踪性能.

考虑到震颤信号在频率和幅值方面的特点,在仿真中对系统加入幅值为0.3、频率为2 Hz的正弦信号模拟震颤信号,另外,加入均值为0、方差为0.001的高斯噪声模拟外部测量误差,系统对阶跃参考输入信号的跟踪效果如图8所示.

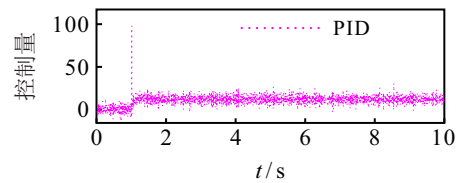
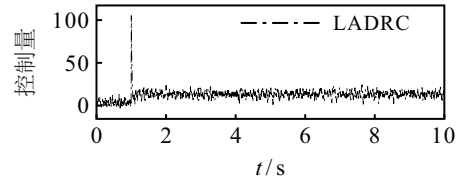
②对正弦参考输入信号的跟踪性能.

由于主动意愿下动作频率通常小于2 Hz^[26],将参考输入信号调整为幅值为1、频率为0.1 Hz的正弦信号,其他条件不变,仿真结果如图9所示.

根据仿真结果,在输出控制量基本相同的条件下,LADRC比PID控制有更小的跟踪误差.具体地,在跟踪阶跃信号和正弦信号时PID控制器作用下的均方根误差(root mean square error, RMSE)分别为

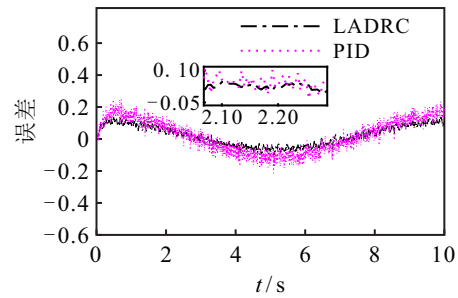


(a) 阶跃信号下跟踪误差

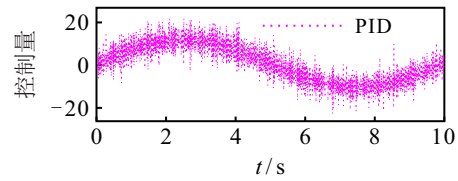
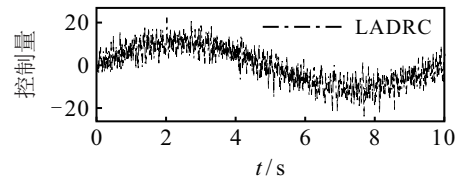


(b) 控制量

图8 阶跃信号的跟踪控制仿真实验结果



(a) 正弦信号下跟踪误差



(b) 控制量

图9 正弦信号的跟踪控制仿真实验结果

0.1000和0.1071,而LADRC的RMSE分别为0.0763和0.0743,表明LADRC较PID控制的跟踪性能更好.

2) 鲁棒性能.

人体腕部肌骨系统存在建模不确定性,且不同受试者的模型参数不同.为验证控制算法的鲁棒性,在不改变控制器参数的条件下,将被控对象非线性模型参数 m_p ($p = 0, 1, 2, 3$)和等效线性肌骨模型参数 (a_1, a_0, b) 在标称值 $\pm 50\%$ 的范围内摄动,同时在

50 s时增加与期望信号幅值一致的阶跃扰动,进行400次蒙特卡洛实验,实验结果如图10所示.图10中, RMSE_te为不同控制器跟踪性能的RMSE指标, RMSE_ad为不同控制器抗扰动性能的RMSE指标.由图10可见,所提出LADRC的RMSE_te和RMSE_ad分布更集中且范围更小,表明该控制器能够容忍参数的不确定性,该结论与文献[27]中关于自抗扰控制器对参数b变化的鲁棒性的理论分析结果一致.

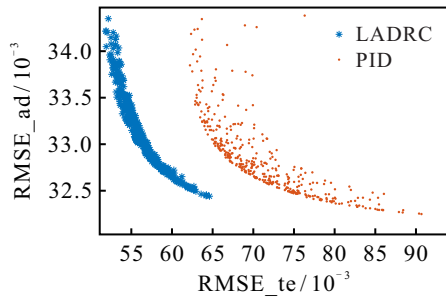


图10 蒙特卡洛实验结果

3.2 实验验证

1) 实验平台.

本文所采用的腕部震颤抑制控制实验平台如图11所示.该平台包含1套震颤诱发装置,使得正常人在该装置的帮助下可作为受试者腕部震颤抑制控制实验.通过直流电机旋转产生扭矩,经过联轴器带动U型夹板运动,当受试者的手放在夹板中时,其腕部可按照一定的频率振动.在联轴器上安装编码器,以获取受试者的腕部伸展和收缩运动的角度数据,利用dSPACE 1202进行数据处理并根据控制算法生成控制信号,控制信号通过二通道电刺激器产生FES信号作用于受试者腕部肌肉上,FES信号强度的调节通过脉宽调制技术完成.



图11 震颤抑制实验平台

2) 实验和结果分析.

招募3名受试者进行腕部震颤抑制控制实验,受试者均无异常腕部震颤且对实验知情.

实验1 受试者腕部自然静止时的震颤抑制实验,以验证受试者在无腕部自主运动意愿时震颤抑制控制系统的性能.具体实验步骤为:①在受试者无自主性腕部运动和无功能性电刺激作用下,诱发腕部产生震颤;②20 s后在受试者不知情条件下,施加功能

性电刺激.

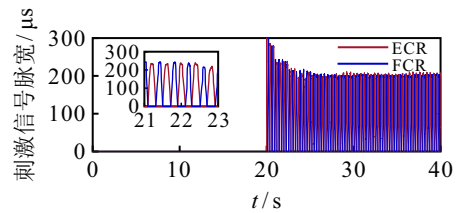
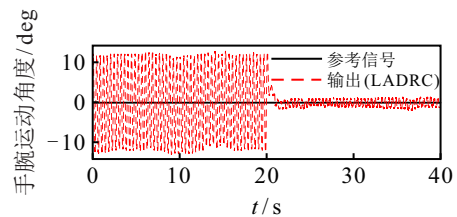
实验2 受试者具有自主运动意愿的腕部震颤抑制实验,以验证受试者在具有腕部自主运行意愿时震颤抑制系统的性能.具体实验步骤为:①无功能性电刺激控制时,在诱发受试者腕部产生震颤的条件下使得受试者按照预设轨迹进行腕部运动;②20 s后在诱发受试者腕部产生震颤的同时施加功能性电刺激,使得受试者按照预设轨迹进行腕部运动.

在实验过程中,诱发腕部震颤频率为2 Hz,幅值为0.3;线性自抗扰控制器以及PID控制器的参数与仿真环节相同.利用RMSE和震颤抑制率(tremor suppression rate, TSR)量化分析不同控制算法的性能. TSR的计算公式如下:

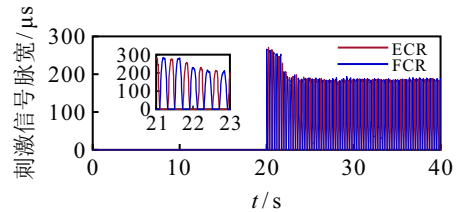
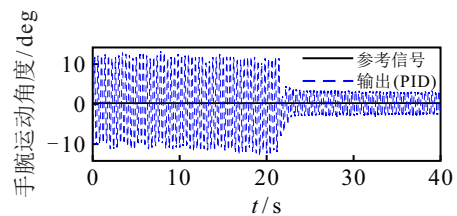
$$TSR = \frac{\phi_{off} - \phi_{on}}{\phi_{off}} \times 100\% \quad (22)$$

其中: ϕ_{off} 为无功能性电刺激作用条件下腕部角度, ϕ_{on} 为施加电刺激后的腕部角度.

本文对所有受试者就实验1和实验2分别进行3次实验,其中受试者1对实验1和实验2的一次实验结果如图12和图13所示.由实验结果可见,在受试者无自主运动条件下与有自主运动意愿条件下,不同控制器输出的电刺激信号强度大致相同,但LADRC比



(a) LADRC 震颤抑制效果



(b) PID 震颤抑制效果

图12 无自主运动条件下腕部震颤抑制实验结果

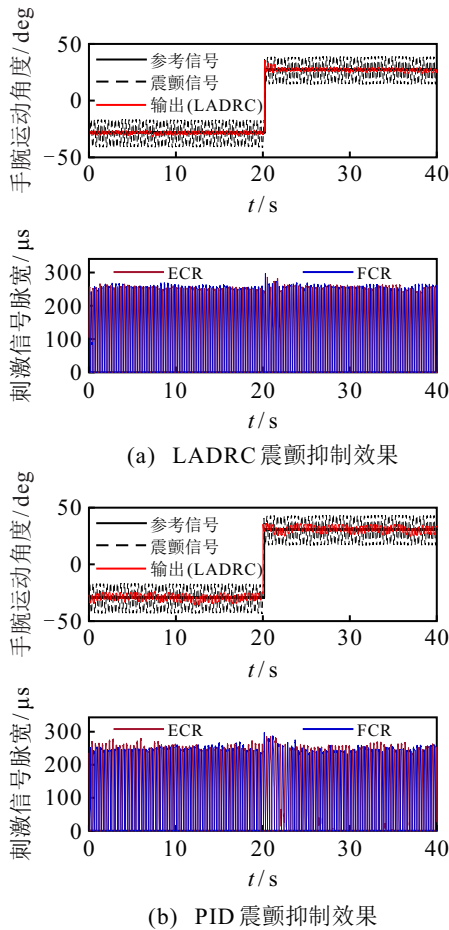


图 13 有自主运动意愿条件下腕部震颤抑制实验结果

表 1 实验 1 中两种控制方法下震颤抑制实验结果

index	RMSE/(°)			TSR/%		
	受试者 1	受试者 2	受试者 3	受试者 1	受试者 2	受试者 3
PID	2.4942	2.4139	2.5442	69.54	70.69	70.71
	2.4506	2.5601	2.4999	70.07	68.91	70.65
	2.5442	3.0397	2.5506	68.93	63.09	70.05
LADRC	0.8503	0.8629	0.8136	90.13	89.91	90.50
	0.8273	0.8881	0.8629	90.40	89.62	89.93
	0.8590	0.8136	0.8651	90.03	90.49	89.90

表 2 实验 2 中两种控制方法下震颤抑制实验结果

index	RMSE/(°)			TSR/%		
	受试者 1	受试者 2	受试者 3	受试者 1	受试者 2	受试者 3
PID	3.5435	4.6360	4.0965	63.84	57.37	60.83
	3.8024	4.4731	4.3269	61.20	58.87	58.63
	3.0287	4.4131	4.1193	69.09	59.42	60.61
LADRC	1.3319	1.5927	1.2683	86.41	85.36	87.87
	1.3038	1.5432	0.8521	86.69	85.81	91.85
	1.3416	1.7256	1.2069	86.31	84.13	88.46

PID控制具有更好的震颤抑制效果. 为量化分析震颤抑制效果, 本文统计所有受试者在不同实验条件下的实验结果, 如表 1 和表 2 所示. 由表 1 可见, 在实验 1 中各受试者在 LADRC 控制下的 RMSE 小于 0.888 1°, 震颤抑制率均达到了 89% 以上, 而 PID 控制下 RMSE

超过 2.413 9°, 震颤抑制率均低于 71%. 由表 2 可见, 实验 2 环节主动运动意愿条件下, LADRC 控制下的 RMSE 小于 1.725 6°, 震颤抑制率均达到了 84.13% 以上, 而 PID 控制下 RMSE 超过 3.028 7°, 震颤抑制率均低于 69.09%, 由此得出, 不论受试者有无主动运动意愿, LADRC 控制的跟踪与震颤抑制效果均明显优于 PID 控制.

4 结论

本文针对基于功能性电刺激的病理性腕部震颤抑制问题提出了一种线性自抗扰控制方案. 首先, 建立了腕部肌骨系统模型并设计开环实验实现参数辨识; 然后, 在对系统模型进行线性化的基础上设计了二阶线性自抗扰控制器, 给出了控制器的参数整定方法并进行了仿真实验验证; 最后, 招募受试者在腕部震颤抑制系统平台上进行了实验验证. 实验结果表明, LADRC 控制的跟踪与震颤抑制性能均优于 PID 控制, 从而验证了所提出控制方案的有效性.

参考文献 (References)

- [1] Shanker V. Essential tremor: Diagnosis and management[J]. BMJ: Clinical Research Ed, 2019, 366: 14485.
- [2] Bhidayasiri R. Differential diagnosis of common tremor syndromes[J]. Postgraduate Medical Journal, 2005, 81(962): 756-762.
- [3] Pascual-Valdunciel A, Hoo G W, Avrillon S, et al. Peripheral electrical stimulation to reduce pathological tremor: A review[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2021, 18(1): 33.
- [4] 姚鹏, 张定国, 刘建荣. 抑制腕部病理性震颤的功能性电刺激系统的仿真与实验[J]. 中国生物医学工程学报, 2014, 33(3): 379-384. (Yao P, Zhang D G, Liu J R. Suppressing pathological tremor on wrist joint using functional electrical stimulation: Simulation and experiment[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2014, 33(3): 379-384.)
- [5] Padilha Lanari Bó A, Azevedo-Coste C, Poignet P, et al. On the use of FES to attenuate tremor by modulating joint impedance[C]. The 50th IEEE Conference on Decision and Control and European Control Conference. Orlando, 2011: 6498-6503.
- [6] 曹力, 李睿, 汤启宇, 等. 功能电刺激腕关节运动的自适应控制技术研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(6): 877-881. (Cao L, Li R, Tang Q Y, et al. Adaptive neural network control of FES in wrist movements[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2008, 27(6): 877-881.)
- [7] Verstappen R J L M, Freeman C T, Rogers E, et al. Robust higher order repetitive control applied to human tremor suppression[C]. IEEE International Symposium

- on Intelligent Control. Dubrovnik, 2012: 1214-1219.
- [8] Freeman C T, Sampson P, Burrige J H, et al. Repetitive control of functional electrical stimulation for induced tremor suppression[J]. *Mechatronics*, 2015, 32: 79-87.
- [9] Copur E H, Freeman C T, Chu B, et al. Repetitive control of electrical stimulation for tremor suppression[J]. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 2019, 27(2): 540-552.
- [10] Zhang Z, Chu B, Liu Y H, et al. Multiperiodic repetitive control for functional electrical stimulation-based wrist tremor suppression[J]. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 2022, 30(4): 1494-1509.
- [11] 梁青, 王传榜, 潘金文, 等. 线性自抗扰控制参数 b_0 辨识及参数整定规律[J]. *控制与决策*, 2015, 30(9): 1691-1695.
(Liang Q, Wang C B, Pan J W, et al. Parameter identification of b_0 and parameter tuning law in linear active disturbance rejection control[J]. *Control and Decision*, 2015, 30(9): 1691-1695.)
- [12] 高阳, 吴文海, 高丽. 高阶不确定非线性系统的线性自抗扰控制[J]. *控制与决策*, 2020, 35(2): 483-491.
(Gao Y, Wu W H, Gao L. Linear active disturbance rejection control for high-order nonlinear systems with uncertainty[J]. *Control and Decision*, 2020, 35(2): 483-491.)
- [13] Wu Z L, He T, Li D H, et al. Superheated steam temperature control based on modified active disturbance rejection control[J]. *Control Engineering Practice*, 2019, 83: 83-97.
- [14] Li Y F, Zhang C H, Song J Q, et al. An active disturbance rejection control strategy for a three-phase isolated matrix rectifier[J]. *IEEE Transactions on Transportation Electrification*, 2022, 8(1): 820-829.
- [15] 陈志刚, 阮晓钢, 李元. 立方体机器人自抗扰平衡控制方法[J]. *控制与决策*, 2019, 34(6): 1203-1210.
(Chen Z G, Ruan X G, Li Y. Dynamic modeling of a cubical robot balancing on its corner[J]. *Control and Decision*, 2019, 34(6): 1203-1210.)
- [16] Bó A P L, Poignet P, Zhang D G, et al. FES-controlled co-contraction strategies for pathological tremor compensation[C]. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Louis, 2009: 1633-1638.
- [17] Liu Y H, Qin Y H, Huo B Y, et al. Functional electrical stimulation based bicep force control via active disturbance rejection control[C]. *The 5th International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics*. Shenzhen, 2020: 306-311.
- [18] Alibeji N, Kirsch N, Farrokhi S, et al. Further results on predictor-based control of neuromuscular electrical stimulation[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2015, 23(6): 1095-1105.
- [19] Colacino F M, Emiliano R, Mace B R. Subject-specific musculoskeletal parameters of wrist flexors and extensors estimated by an EMG-driven musculoskeletal model[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2012, 34(5): 531-540.
- [20] Xue W C, Chen S, Zhao C, et al. On integrating uncertainty estimator into PI control for a class of nonlinear uncertain systems[J]. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 2021, 66(7): 3409-3416.
- [21] Patelski R, Dutkiewicz P. On the stability of ADRC for manipulators with modelling uncertainties[J]. *ISA Transactions*, 2020, 102: 295-303.
- [22] 李杰, 齐晓慧, 万慧, 等. 自抗扰控制: 研究成果总结与展望[J]. *控制理论与应用*, 2017, 34(3): 281-295.
(Li J, Qi X H, Wan H, et al. Active disturbance rejection control: Theoretical results summary and future researches[J]. *Control Theory & Applications*, 2017, 34(3): 281-295.)
- [23] Gao Z Q. Scaling and bandwidth-parameterization based controller tuning[C]. *Proceedings of the American Control Conference*. Denver, 2003: 4989-4996.
- [24] Tatsumi J, Gao Z Q. On the enhanced ADRC design with a low observer bandwidth[C]. *Proceedings of the 32nd Chinese Control Conference*. Xi'an, 2013: 297-302.
- [25] 李志伟, 吴应广. 足球运动员自我控制能力的特征[J]. *体育学刊*, 2017, 24(6): 61-66.
(Li Z W, Wu Y G. Characteristics of football player's self control ability[J]. *Journal of Physical Education*, 2017, 24(6): 61-66.)
- [26] Taheri B, Case D, Richer E. Robust controller for tremor suppression at musculoskeletal level in human wrist[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014, 22(2): 379-388.
- [27] Xue W C, Huang Y. Performance analysis of 2-DOF tracking control for a class of nonlinear uncertain systems with discontinuous disturbances[J]. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 2018, 28(4): 1456-1473.

作者简介

刘艳红(1970—), 女, 教授, 博士生导师, 从事康复医疗机器人建模与控制、智能人机交互、非线性系统控制等研究, E-mail: liuyh@zzu.edu.cn;

陶长春(1997—), 男, 硕士生, 从事康复机器人、自抗扰控制的研究, E-mail: 1322881726@qq.com;

张赞(1980—), 女, 讲师, 博士生, 从事重复控制、自抗扰控制及在生物医学工程和康复机器人中的应用等研究, E-mail: zanzan@zzu.edu.cn;

吴振龙(1992—), 男, 讲师, 博士, 从事先进PID控制、自抗扰控制和分数阶控制及在康复机器人和能源系统中的应用等研究, E-mail: wuzhenlong2020@zzu.edu.cn;

楚冰(1983—), 男, 副教授, 博士, 从事迭代学习和重复控制及其在机器人、电力电子装置和康复系统中的应用等研究, E-mail: b.chu@soton.ac.uk.