

徐乙铭, 吴钦木. 基于模糊扩张观测器的下肢外骨骼滑模控制 [J]. 智能计算机与应用, 2024, 14(10): 143-148. DOI: 10.20169/j. issn. 2095-2163. 241020

基于模糊扩张观测器的下肢外骨骼滑模控制

徐乙铭, 吴钦木

(贵州大学 电气工程学院, 贵阳 550025)

摘要: 针对下肢外骨骼机器人系统强耦合和易受不确定性因素干扰的问题, 提出一种基于模糊扩张状态观测器的非奇异快速终端滑模控制策略。首先, 建立外骨骼动力学方程, 将不确定性、动态耦合和外部干扰视为总扰动, 实现系统的解耦。然后, 设计模糊扩张状态观测器估计总扰动, 对滑模进行补偿; 采用非奇异快速终端滑模控制实现系统快速跟踪步态轨迹, 避免了传统终端滑模的奇异性。最后, 在外骨骼样机中进行实验验证, 实验结果表明所提策略提高了系统的抗扰能力和跟踪精度, 降低了滑模抖振。

关键词: 外骨骼机器人; 非奇异快速终端滑模控制; 模糊扩张状态观测器; 跟踪步态

中图分类号: TP242

文献标志码: A

文章编号: 2095-2163(2024)10-0143-06

Lowerlimb exoskeleton sliding mode control based on fuzzy extended observer

XU Yiming, WU Qinmu

(College of Electrical Engineering, Guizhou University, Guiyang 550025, China)

Abstract: In response to the challenges of strong coupling and vulnerability to uncertainties in lower limb exoskeleton robot systems, a non-singular fast terminal sliding mode control strategy based on a fuzzy extended state observer is proposed. Initially, the dynamic equations of the exoskeleton are established, treating uncertainties, dynamic couplings, and external disturbances as total disturbances to achieve system decoupling. Subsequently, a fuzzy extended state observer is designed to estimate the total disturbances and compensate for the sliding mode. The non-singular fast terminal sliding mode control is employed to enable rapid tracking of gait trajectories, thereby circumventing the singularity issues associated with traditional terminal sliding mode control. Finally, experimental validation on an exoskeleton prototype demonstrates that the proposed strategy enhances the system's disturbance rejection capability and tracking accuracy while reducing sliding mode oscillations.

Key words: exoskeleton robot; non-singular fast terminal sliding mode control; fuzzy extended state observer; tracking of gait

0 引言

目前, 国内老龄化趋势加重, 脑卒中等神经系统疾病造成的下肢运动功能受损的人数也在增多^[1]。而人体中枢神经系统具有可重新构造的特性, 长期大量的康复训练可以帮助患肢恢复部分运动功能。目前, 下肢外骨骼机器人步态轨迹跟踪可以克服传统康复无法使患者每次训练的运动轨迹和力度保持一致的缺点, 帮助患者恢复部分运动能力^[2]。

在康复过程中, 如何控制外骨骼直接关系到训练过程中步态轨迹的跟踪效果和康复效果。目前, 国内外学者针对下肢外骨骼机器人运动控制过程中存在

外部干扰、关节摩擦等不确定因素的影响, 提出了多种步态轨迹的跟踪控制策略。在传统控制中, 文献[3]针对不确定性扰动设计了一种基于 BP 神经网络补偿的 PD 控制器。文献[4]设计了一种模糊 PID 的控制方法, 降低了超调量。传统控制策略大多需要精确的数学模型, 并存在抗扰能力不足的问题。

由于下肢外骨骼机器人强耦合多干扰的特点, 很多研究将滑模控制应用到外骨骼机器人控制策略中^[5-6]。滑模控制是一种非线性变结构控制, 对外部干扰和模型不确定具有鲁棒性。但在实际的控制系统中, 当扰动值较大时, 需要增大滑模控制中的切换增益, 此时容易产生抖振。为克服这一问题, 可

基金项目: 贵州省科技支撑计划项目(黔科合支撑[2021]一般 442, 黔科合支撑[2023]一般 179)。

作者简介: 徐乙铭(1999-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 下肢外骨骼机器人控制。

通讯作者: 吴钦木(1975-), 男, 博士, 教授, 硕士生导师, 主要研究方向: 控制理论与应用, 运动控制等。Email: qmwu@gzu.edu.cn

收稿日期: 2023-10-08

以设计干扰观测器,在滑模控制律中加入扰动估计值对干扰进行补偿,从而降低抖振。扩张状态观测器不依赖系统模型的确切信息,可将内部不确定性和外部扰动作为扩张状态给出并实时估计该状态^[7]。文献[8]采用基于线性扩张状态观测器(Linear Extended State Observer, LESO)用于估计佩戴者施加的力矩和外骨骼不确定性,提出基于LESO的快速终端滑模控制器应用于步行康复的髌关节外骨骼机器人。

为了避免传统终端滑模存在奇异性和提高系统的抗扰能力,降低滑模抖振,本文提出基于模糊扩张状态观测器(Fuzzy Extended State Observer, FESO)的非奇异快速终端滑模控制(Nonsingular Fast Terminal Sliding - Mode Control, NFTSMC)策略(NFTSMC-FESO)。采用NFTSMC使下肢外骨骼机器人快速跟踪步态轨迹,同时利用模糊规则调节观测器带宽,通过对比PD控制,验证了本文所提策略能提高系统的抗扰能力,减小滑模抖振和跟踪误差。

1 系统的数学模型

1.1 动力学模型

下肢外骨骼机器人是多自由度、多关节、强耦合的系统。本文为简化人体步行过程,设计仅为髌关节和膝关节驱动,并且沿着人体矢状面运动的4自由度下肢外骨骼机器人。下肢外骨骼机器人的动力学方程用拉格朗日方法表示为^[9]:

$$M_0(q)\ddot{q} + C_0(q, \dot{q})\dot{q} + G_0(q) + w = \tau \quad (1)$$

其中, $q = [q_1 \quad q_2]^T$, $\dot{q} = [\dot{q}_1, \dot{q}_2]^T$ 和 $\ddot{q} = [\ddot{q}_1 \quad \ddot{q}_2]^T$ 分别表示髌关节和膝关节的角度、角速度和角加速度; $w = [w_1 \quad w_2]^T$ 表示外部干扰和内部不精确建模部分; $\tau = [\tau_1 \quad \tau_2]^T$ 表示外骨骼机器人的髌关节和膝关节力矩; $M_0(q) \in R^{2 \times 2}$ 、 $C_0(q) \in R^{2 \times 2}$ 、 $G_0(q) \in R^{2 \times 1}$ 分别表示标称系统的正定惯性矩阵、离心力和哥氏力矩阵。

其中,

$$\begin{aligned} \dot{M}_0(q) &= \begin{bmatrix} \dot{M}_{11} & M_{12} \\ \dot{M}_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \\ \dot{C}_0(q, \dot{q}) &= \begin{bmatrix} \dot{C}_{11} & C_{12} \\ \dot{C}_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \\ \dot{G}_0(q) &= \begin{bmatrix} \dot{G}_1 \\ \dot{G}_2 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2)$$

标称项为:

$$\begin{aligned} \dot{M}_{11} &= m_1 d_1^2 + m_2(L_1^2 + d_2^2 + 2L_1 d_2 \cos q_2) + J_1 + J_2 \\ \dot{M}_{12} &= m_2(d_2^2 + L_1 + d_2 \cos q_2) + J_2 \\ \dot{M}_{21} &= m_2(d_2^2 + L_1 d_2 \cos q_2) + J_2 \\ \dot{M}_{22} &= m_2 d_2^2 + J_2 \\ \dot{C}_{11} &= -2m_2 L_1 d_2 \dot{q}_2 \sin q_2 \\ \dot{C}_{12} &= -m_2 L_1 d_2 \dot{q}_2 \sin q_2 \\ \dot{C}_{21} &= m_2 L_1 d_2 \dot{q}_1 \sin q_2 \\ \dot{C}_{22} &= 0 \\ \dot{G}_{11} &= (m_1 d_1 + m_2 L_1) g \cos q_1 + m_2 d_2 g \cos(q_1 + q_2) \\ \dot{C}_{12} &= m_2 g d_2 \cos(q_1 + q_2) \end{aligned} \quad (3)$$

其中, J_1, J_2 分别表示大小腿沿着矢状面运动时的转动惯量; m_1, m_2 分别表示大小腿质量; L_1, L_2 分别表示大小腿长度; d_1, d_2 分别表示大小腿质心与髌/膝关节中心的距离。

1.2 下肢关节解耦模型

对于式(1),下肢外骨骼动力学模型是一个多输入多输出系统,其角加速度可表示为:

$$\ddot{q} = B(\tau - C_0 \dot{q} + G_0 - W) \quad (4)$$

$$\text{其中, } B = \begin{bmatrix} \dot{b}_{11} & b_{12} \\ \dot{b}_{21} & b_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{|M_0|} \begin{bmatrix} \dot{M}_{22} & -M_{12} \\ -M_{21} & M_{11} \end{bmatrix},$$

$$|M_0| = M_{11}M_{22} - M_{12}M_{21}.$$

将式(4)写成标量形式:

$$\begin{cases} \ddot{q}_1 = b_{11}\tau_1 + b_{12}\tau_2 - \varphi_1 \\ \ddot{q}_2 = b_{21}\tau_1 + b_{22}\tau_2 - \varphi_2 \end{cases} \quad (5)$$

其中,

$$\begin{aligned} \varphi_1 &= b_{11}(C_{11}\dot{q}_1 + C_{12}\dot{q}_2 + G_1 + w_1) + \\ & b_{12}(C_{21}\dot{q}_1 + C_{22}\dot{q}_2 + G_2 + w_2) \\ \varphi_2 &= b_{21}(C_{11}\dot{q}_1 + C_{12}\dot{q}_2 + G_1 + w_1) + \\ & b_{22}(C_{21}\dot{q}_1 + C_{22}\dot{q}_2 + G_2 + w_2) \end{aligned} \quad (6)$$

令总扰动 $f = [f_1 \quad f_2]^T$, 式(5)可解耦^[10]为:

$$\begin{cases} \ddot{q}_1 = \hat{b}_{11}\tau_1 + f_1 \\ \ddot{q}_2 = \hat{b}_{22}\tau_2 + f_2 \end{cases} \quad (7)$$

其中, $\hat{b}_{11}, \hat{b}_{22}$ 表示 b_{11}, b_{22} 的估计量,总扰动有界且可微。

令 $y_1 = q_1, y_2 = q_2, \tau_1 = u_1, \tau_2 = u_2$, 则解耦后的单输入单输出的系统为:

$$\begin{aligned} \ddot{y}_1 &= \hat{b}_{11}u_1 + f_1 \\ \ddot{y}_2 &= \hat{b}_{22}u_2 + f_2 \end{aligned} \quad (8)$$

由式(8)可知,系统解耦后,可以通过设计髌/膝关节两通道的控制策略进行步态轨迹跟踪。

2 控制器设计

2.1 模糊扩张状态观测器设计

取系统状态变量为: $\mathbf{x}_h = [x_1 \ x_2 \ x_3]^T$, $\mathbf{x}_k = [x_4 \ x_5 \ x_6]^T$, $[\dot{x}_1 \ \dot{x}_2 \ \dot{x}_3]^T = [y_1 \ \dot{y}_1 \ f_1]^T$, $[\dot{x}_4 \ \dot{x}_5 \ \dot{x}_6]^T = [y_2 \ \dot{y}_2 \ f_2]^T$, 则系统的状态方程为:

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{x}}_h = \mathbf{A}\mathbf{x}_h + \mathbf{B}_1 u_1 + \mathbf{E}f_1 \\ y_1 = \mathbf{C}\mathbf{x}_h \\ \dot{\mathbf{x}}_k = \mathbf{A}\mathbf{x}_k + \mathbf{B}_2 u_2 + \mathbf{E}f_2 \\ y_2 = \mathbf{C}\mathbf{x}_k \end{cases} \quad (9)$$

其中, $\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \hat{e} & 1 & 0 \\ \hat{e} & 0 & 1 \\ \hat{e} & 0 & 0 \end{bmatrix}$, $\mathbf{B}_1 = [0 \ \hat{b}_{11} \ 0]^T$,

$\mathbf{B}_2 = [0 \ \hat{b}_{22} \ 0]^T$, $\mathbf{E} = [0 \ 0 \ 1]^T$, $\mathbf{C} = [1 \ 0 \ 0]$ 。

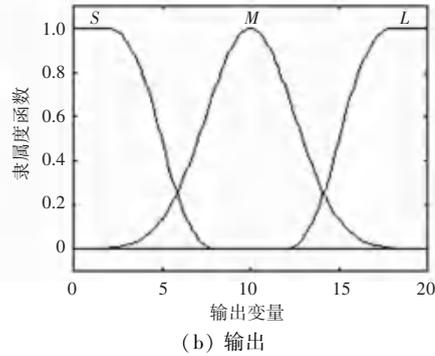
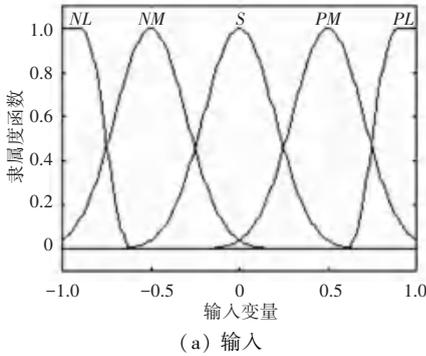


图 1 输入和输出的隶属度函数

Fig. 1 Input and output membership functions

表 1 模糊规则

Table 1 Fuzzy rules

若 $(k_1 e + k_2 \dot{e})$	PL	PM	S	NM	NL
则 (w_0)	S	M	L	M	S

通过重心法,对模糊系统反模糊化,则期望带宽 w_0^* 为:

$$w_0^* = \frac{\int w_0 \mu(w_0) dw_0}{\int \mu(w_0) dw_0} \quad (11)$$

为说明模糊扩张状态观测器观测误差有界,定义观测误差为 $\boldsymbol{\eta}_1 = \hat{\mathbf{x}}_h - \mathbf{x}_h$, $\boldsymbol{\eta}_2 = \hat{\mathbf{x}}_k - \mathbf{x}_k$ 则:

$$\dot{\boldsymbol{\eta}}_1 = \mathbf{A}_e \boldsymbol{\eta}_1 + \mathbf{d} \quad (12)$$

其中, $\mathbf{A}_e = \begin{bmatrix} \hat{e} - \beta_1 & 1 & 0 \\ \hat{e} - \beta_2 & 0 & 1 \\ \hat{e} - \beta_3 & 0 & 0 \end{bmatrix}$, $\mathbf{d} = \mathbf{E}f_1$, f_1 有界。

则可设计 LESO 的状态方程为:

$$\begin{cases} \dot{\hat{\mathbf{x}}}_h = \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}_h + \mathbf{B}_1 u_1 + \mathbf{L}(x_1 - \hat{x}_1) \\ \hat{y}_1 = \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}_h \\ \dot{\hat{\mathbf{x}}}_k = \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}_k + \mathbf{B}_2 u_2 + \mathbf{L}(x_4 - \hat{x}_4) \\ \hat{y}_2 = \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}_k \end{cases} \quad (10)$$

其中, $\hat{\mathbf{x}}_h$, $\hat{\mathbf{x}}_k$ 分别表示 $\mathbf{x}_h, \mathbf{x}_k$ 的估计量, $\mathbf{L} = [\beta_1 \ \beta_2 \ \beta_3]^T$ 。

为简化调整过程,将观测器增益带宽化^[11]得:

$$\mathbf{L} = [3w_0 \ 3w_0^2 \ w_0^3]^T$$

其中, w_0 表示观测器带宽。

由于 LESO 通常把 w_0 设置为常数,固定带宽可能会导致下肢外骨骼系统抗扰能力不足、响应过慢等问题,因此可利用单输入单输出的模糊系统实时调节带宽,输入为跟踪误差 e 和跟踪误差变化率 \dot{e} 的线性组合,输出为期望带宽 w_0^* 。图 1 为模糊系统的输入隶属度函数和输出隶属度函数。模糊规则^[12]见表 1。

根据极点配置法计算 $\beta_1, \beta_2, \beta_3$, 并通过模糊规

则得到观测器带宽 w_0^* , 则 $\mathbf{A}_e = \begin{bmatrix} \hat{e} - 3w_0^* & 1 & 0 \\ \hat{e} - 3w_0^{*2} & 0 & 1 \\ \hat{e} - w_0^{*3} & 0 & 0 \end{bmatrix}$ 为

Hurwitz。

设 Lyapunov 函数为:

$$\mathbf{V} = \boldsymbol{\eta}_1^T \mathbf{P} \boldsymbol{\eta}_1 \quad (13)$$

其中, \mathbf{P} 为正定矩阵,是 Lyapunov 方程 $\mathbf{A}_e^T \mathbf{P} + \mathbf{P} \mathbf{A}_e = -\mathbf{Q}$ 的唯一解,这里 \mathbf{Q} 表示单位对角矩阵。

则式(13)的导数有:

$$\dot{\mathbf{V}} = -\boldsymbol{\eta}_1^T \mathbf{Q} \boldsymbol{\eta}_1 + 2\mathbf{d}^T \mathbf{P} \boldsymbol{\eta}_1 = -(\boldsymbol{\eta}_1^T - \mathbf{d}^T \mathbf{P})(\boldsymbol{\eta}_1^T - \mathbf{d}^T \mathbf{P})^T + (\mathbf{d}^T \mathbf{P})(\mathbf{d}^T \mathbf{P})^T \quad (14)$$

根据式(14),当 $\|\boldsymbol{\eta}_1^T\|_2 > 2\|\mathbf{d}^T \mathbf{P}\|_2$, 进一步有:

$$\|\boldsymbol{\eta}_1\|_2 > 2\|\mathbf{P}\mathbf{d}\|_2 = 2\lambda_{\max}(\mathbf{P})f_1 \quad (15)$$

其中, $\lambda_{\max}(\mathbf{P})$ 表示 \mathbf{P} 矩阵的最大特征值。则满足式(15)时, 此时 \dot{V} 负定, 因此观测器估计误差 η_1 有界, 同理 η_2 也有界。

2.2 非奇异快速终端滑模设计

非奇异快速终端滑模控制器, 用于保证下肢外骨骼的状态变量有外部扰动的情况下, 快速收敛到期望轨迹。定义髋/膝关节期望角度轨迹 $\mathbf{q}_d = [q_{d1} \quad q_{d2}]^T$, 则有:

$$\begin{cases} \dot{e}_1 = q_{d1} - q_1 \\ \dot{e}_2 = q_{d2} - q_2 \end{cases} \quad (16)$$

设计非奇异快速终端滑模面:

$$\begin{cases} s_1 = e_1 + a_1 |e_1|^{\alpha_1} \text{sgn}(e_1) + b_1 |\dot{e}_1|^{\beta_1} \text{sgn}(\dot{e}_1) \\ s_2 = e_2 + a_2 |e_2|^{\alpha_2} \text{sgn}(e_2) + b_2 |\dot{e}_2|^{\beta_2} \text{sgn}(\dot{e}_2) \end{cases} \quad (17)$$

其中, a_n, b_n 分别表示正常数; $\alpha_n = g_n/h_n$; $\beta_n = p_n/q_n, g_n, h_n, p_n, q_n$ 为正奇数, 满足 $\alpha_n > \beta_n, 1 < \beta_n < 2(n = 1, 2)$, 避免了奇异问题; sgn 为符号函数。

当系统状态到达滑模面时 $\dot{s} = 0$, 将式(8)代入, 则等效控制律为:

$$\begin{aligned} u_{eq1} &= \frac{1}{\hat{b}_{11}} \left(\frac{1}{c_1} |\dot{e}_1|^{2-\beta_1} (d_1 |e_1|^{\alpha_1-1} + 1) \text{sgn}(\dot{e}_1) - f_1 \right) \\ u_{eq2} &= \frac{1}{\hat{b}_{22}} \left(\frac{1}{c_2} |\dot{e}_2|^{2-\beta_2} (d_2 |e_2|^{\alpha_2-1} + 1) \text{sgn}(\dot{e}_2) - f_2 \right) \end{aligned} \quad (18)$$

其中, $c_n = b_n \beta_n, d_n = a_n \alpha_n (n = 1, 2)$ 。

采用指数趋近律 $\varepsilon \text{sgn}(s_1) + ks$, 提高控制器的鲁棒性, 则设计切换控制律:

$$\begin{aligned} \ddot{u}_{r1} &= \frac{1}{\hat{b}_{11}} (\varepsilon_1 \text{sgn}(s_1) + k_1 s_1) \\ \ddot{u}_{r2} &= \frac{1}{\hat{b}_{22}} (\varepsilon_2 \text{sgn}(s_2) + k_2 s_2) \end{aligned} \quad (19)$$

则总控制律为:

$$\begin{cases} u_1 = u_{eq1} + u_{r1} \\ u_2 = u_{eq2} + u_{r2} \end{cases} \quad (20)$$

为证明滑模控制的稳定性, 设 Lyapunov 函数为:

$$V_1 = \frac{1}{2} s_1^2 \quad (21)$$

则其导数为:

$$\dot{V}_1 = s_1 (\dot{e}_1 + d_1 \dot{e}_1 |e_1|^{\alpha_1-1} + c_1 |\dot{e}_1|^{\beta_1-1} (-f_1 - \hat{b}_{11} u_1)) \quad (22)$$

根据式(20)得到:

$$\begin{aligned} \dot{V}_1 &= -\varepsilon_1 c_1 |\dot{e}_1|^{\beta_1-1} |s_1| - k_1 c_1 |\dot{e}_1|^{\beta_1-1} s_1^2 = \\ &= -\sqrt{2} \varepsilon_1 c_1 |\dot{e}_1|^{\beta_1-1} V_1^{\frac{1}{2}} - 2k_1 c_1 |\dot{e}_1|^{\beta_1-1} V_1 = \\ &= -\rho_1 V_1^{\frac{1}{2}} - \rho_2 V_1 \end{aligned} \quad (23)$$

由式(23)可知, 当 $\dot{e}_1 \neq 0, \rho_1 > 0, \rho_2 > 0$ 时, 则 $\dot{V}_1 < 0$, 系统状态将在有限时间内收敛至滑模面上。

考虑若 $\dot{e}_1 = 0$ 时, 由式(8)、式(20)推得:

$$\begin{aligned} \ddot{e}_1 &= -\frac{1}{c_1} |\dot{e}_1|^{2-\beta_1} (d_1 |e_1|^{\alpha_1-1} + 1) \text{sgn}(\dot{e}_1) - \\ &= \varepsilon_1 \text{sgn}(s_1) - k_1 s_1 = -\varepsilon_1 \text{sgn}(s_1) - k_1 s_1 \end{aligned} \quad (24)$$

由式(24)表明, 当 $s_1 > 0$ 时, $\ddot{e}_1 < -\varepsilon_1$; 当 $s_1 < 0$ 时, $\ddot{e}_1 > \varepsilon_1$, 表明系统的状态变量不会一直停留在点 ($e_1 \neq 0, \dot{e}_1 = 0$), 因此, 在相平面中的任何位置都可以收敛到滑模面上, 因此跟踪误差将在有限时间收敛至 0。

综上, 系统的 FESO 估计误差有界, 同时 NFTSMC 跟踪误差在有限时间内收敛至 0, 因此该系统稳定, 图 2 为系统结构框图。

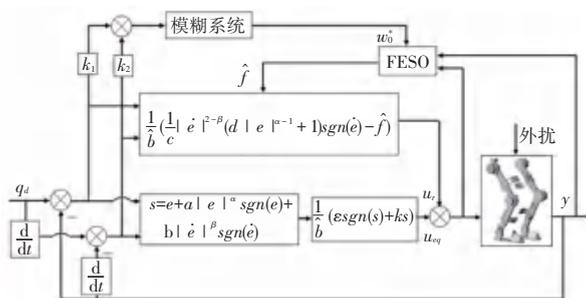


图 2 控制系统框图

Fig. 2 Block diagram of control system

3 实验及结果分析

3.1 下肢外骨骼实验平台

本文所提策略的实验仿真验证均在单下肢外骨骼康复机器人物理样机进行,图 3 为下肢外骨骼实验平台。外骨骼样机的控制系统基于 ARM Cortex-M4 架构的芯片 STM32F405VGT6,内部时钟频率为 168 MHz,运行 RT-Thread 操作系统。髋关节和膝关节电机采用额定转矩为 $0.45 \text{ N} \cdot \text{m}$,额定转速为 $2\ 640 \text{ r/min}$,额定功率为 160 W 的无刷直流电机。电机控制芯片采用基于 STM32F405RGT6,与主控芯片之间采用 RS485 总线进行数据通信,具体采集 IMU、电流等传感器数据。



图 3 下肢外骨骼实验平台

Fig. 3 Lower limb exoskeleton experimental platform

3.2 实验与结果

本文为验证所提出的基于模糊扩张状态观测器的非奇异快速终端滑模控制策略的有效性和优越性,招募受试者一名(年龄 24 岁,身高 176 cm,体重 68 kg),受试者在外骨骼实验样机以预先设定好的轨迹进行单下肢被动训练,训练时间为 10 s,训练的步态周期为 3,同时要求受试者腿部不能发力,仅由外骨骼机器人带动下肢进行步态轨迹跟踪运动。图 4 为采用 NFTSMC-FESO 和 PD 控制的下肢外骨骼机器人轨迹跟踪实验结果。从图 4 中可以看出,本文所提策略的髋、膝关节轨迹跟踪最大误差约为 0.55° 和 0.59° ;PD 控制的髋、膝关节轨迹跟踪最大误差约为 2.11° 和 3.13° 。在 3~5 s 过程中,由于外部不确定干扰的影响,PD 控制的跟踪误差增大,而本文所提出策略在步态轨迹跟踪过程中,误差保持在 $[-0.6^\circ, 0.6^\circ]$ 区间中,抗干扰能力强,降低了步态轨迹跟踪误差,改善了受试者在下肢被动训练过程的训练效果。

为进一步说明所提算法的跟踪性能,需要计算平均绝对误差(MAE),计算结果见表 2。研究得出的公式可写为:

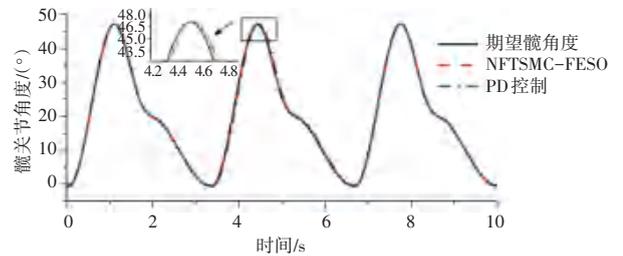
$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i - x_i| \quad (25)$$

其中, y_i 表示期望值, x_i 表示实际值。本文所提策略在髋/膝关节轨迹跟踪中 MAE 比 PD 控制减小了约 62% 和 74%。

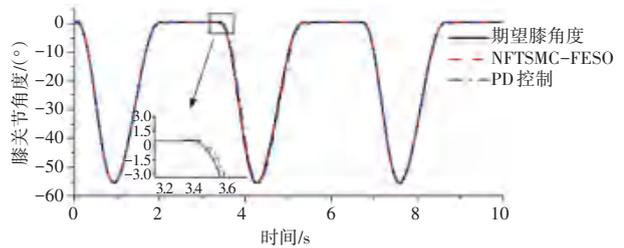
表 2 轨迹跟踪的平均绝对误差

Table 2 The MAE of trajectory tracking ($^\circ$)

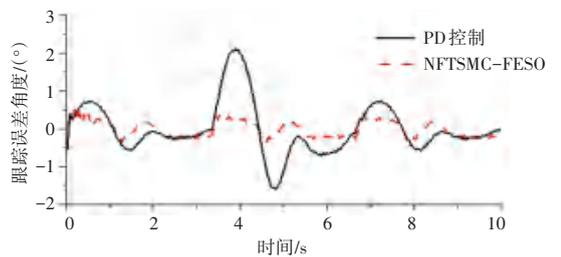
关节位置	MAE	
	NFTSMC-FESO	PD 控制
髋关节	0.19	0.50
膝关节	0.14	0.54



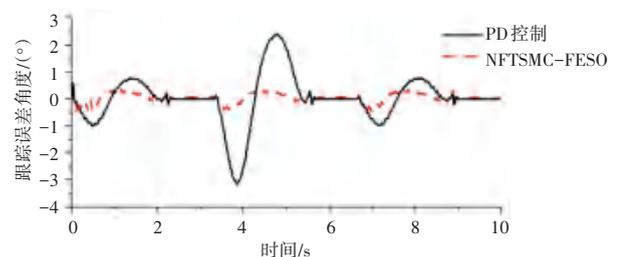
(a) 髋关节轨迹跟踪



(b) 膝关节轨迹跟踪



(c) 髋关节轨迹跟踪误差

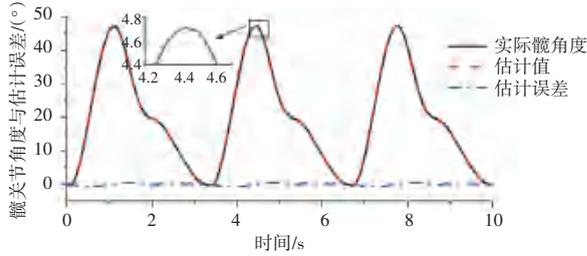


(d) 膝关节轨迹跟踪误差

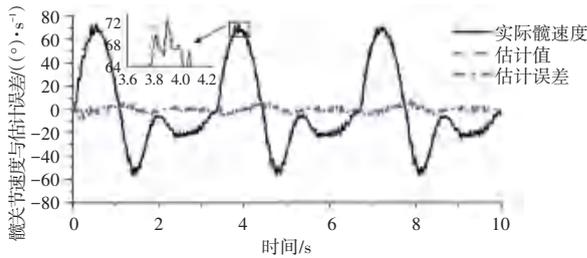
图 4 下肢外骨骼轨迹跟踪实验结果

Fig. 4 Lower limb exoskeleton trajectory tracking experimental results

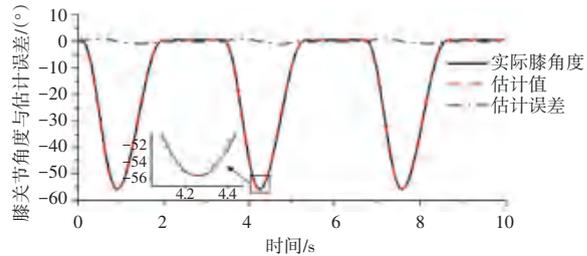
为验证模糊扩张状态观测器的估计性能,图5为观测器估计髋/膝关节角度和速度的估计情况,其中划线为估计值,点划线为估计误差。分析图5就可以看出观测器估计误差有界,其中髋关节角度估计最大误差约为 0.57° ,速度估计最大误差约为 $7.42^\circ/\text{s}$;膝关节角度估计最大误差约为 0.99° ,速度估计最大误差约为 $10.1^\circ/\text{s}$ 。



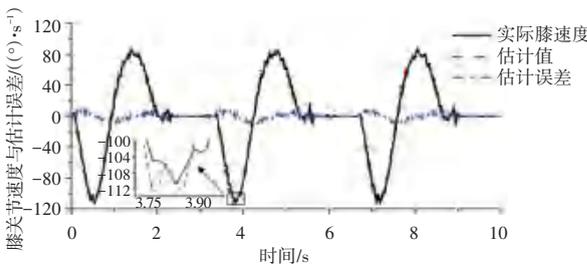
(a) 髋关节角度估计与估计误差



(b) 髋关节速度估计与估计误差



(c) 膝关节角度估计与估计误差



(d) 膝关节速度估计与估计误差

图5 观测器估计实验结果

Fig. 5 Experimental results estimated by the observer

4 结束语

本文针对下肢外骨骼机器人在基于预定轨迹的位置跟踪过程中,容易受到不确定性因素干扰的问题,首先将外骨骼机器人系统解耦,通过设计非奇异快速终端滑模控制实现了外骨骼髋关节和膝关节步态轨迹的快速跟踪;同时设计了基于模糊调节带宽的扩张状态观测器,利用模糊观测器估计总扰动,引入到滑模控制中,实现对滑模控制的补偿,降低滑模抖振。然后,给出了观测器估计误差的有界性和非奇异快速终端滑模控制系统的稳定性分析。最后,通过实验对比分析,本文所提策略步态轨迹跟踪的平均绝对误差比PD控制减小了约62%和74%。

参考文献

- [1] 王陇德,彭斌,张鸿祺,等.《中国脑卒中防治报告2020》概要[J]. 中国脑血管病杂志,2022,19(2):136-144.
- [2] 李晓飞,范元勋,许鹿辉.基于ESO的电动伺服系统RBF神经网络滑模控制[J]. 组合机床与自动化加工技术,2023(4):108-111.
- [3] 陈靓,黄玉平,郑继贵,等.基于BP神经网络补偿的下肢外骨骼位置控制[J]. 计算机仿真,2020,37(2):349-354.
- [4] 钟浩杰,罗吉庆,张石磊,等.基于FPGA的模糊PID控制在下肢外骨骼中的应用研究[J]. 电子测量技术,2022,45(13):14-18.
- [5] ALAWAD N A, HUMAIDI A J, ALARAJI A S. Observer sliding mode control design for lower exoskeleton system: Rehabilitation case[J]. Journal of Robotics and Control (JRC), 2022, 3(4): 476-482.
- [6] 杨鹏,刘佳浩,王婕,等.面向人机交互的下肢外骨骼自适应轨迹跟踪[J]. 计算机仿真,2021,38(6):295-300.
- [7] GAO Zhiqiang. Scaling and bandwidth-parameterization based controller tuning[C]//Proceedings of the 2003 American Control Conference. Denver, USA; IEEE, 2003: 4989-4996.
- [8] HSU S H, CHUAN C C, LEE H J, et al. Design and implementation of a robotic hip exoskeleton for gait rehabilitation[J]. Actuators, 2021, 10(9):212.
- [9] 马晓君,刘玉阳,贾秋生,等.下肢外骨骼康复机器人动力学仿真与分析[J]. 机械传动,2022,46(12):106-111.
- [10] LONG Yi, DU Zhiqiang, LIN Cong, et al. Active disturbance rejection control based human gait tracking for lower extremity rehabilitation exoskeleton[J]. ISA Transactions, 2017, 67: 389-397.
- [11] GAO Zhiqiang. Active disturbance rejection control: A paradigm shift in feedback control system design[C]// Proceedings of the 2006 American Control Conference. Minneapolis, USA; IEEE, 2006: 2399-2405.
- [12] NAGHDI M, SADRNIYA M A. A novel fuzzy extended state observer[J]. ISA Transactions, 2020, 102: 1-11.