

细胞穿刺机构的自适应有限时间鲁棒精密运动控制

郑义隆^{1,2}, 熊文韬^{1,2}, 张俊辉^{1,2}, 余胜东²

(1. 温州大学机电工程学院, 温州 325035; 2. 国科温州研究院 (温州生物材料与工程研究所), 温州 325000)

摘要: 为解决细胞穿刺机构在宏微复合驱动下, 由压电迟滞、机械摩擦与传动间隙等强非线性耦合导致的定位精度低、鲁棒性差的难题, 提出一种自适应快速非奇异终端滑模(Fast non-singular terminal sliding mode, FNTSM)控制策略, 以摆脱对精确动力学模型的依赖, 实现跨尺度精密运动控制。首先, 建立考虑迟滞、摩擦等不确定性扰动的压电驱动细胞穿刺机构动力学模型。其次, 为突破传统滑模控制对扰动上界先验知识的依赖和抖振问题, 设计了一种融合时延估计技术与自适应增益调节的 FNTSM 控制器。该控制器利用 TDE 在线估计并补偿系统集总扰动, 通过 FNTSM 保证系统状态在有限时间内收敛; 同时, 引入 PID 型滑模面并设计自适应律动态调整滑模面参数, 增强了系统对摩擦系数时变、负载突变等强时变扰动的抑制能力与响应速度。实验表明, 在对正弦轨迹的跟踪中, 该控制器的均方根误差百分比为 1.39%, 最大跟踪误差百分比为 4.79%, 相较于传统 PIDSM 控制器, 最大跟踪误差百分比降低 50.9%; 在与近年提出的 PIDSMC-RBF 先进控制器的对比中, 最大跟踪误差百分比降低 9.28%。该控制器有效提升了细胞穿刺机构在跨尺度运动下的轨迹跟踪精度, 为显微操作提供了可靠技术方案。

关键词: 细胞穿刺; 压电驱动; 滑模控制; 时延估计; 自适应控制; 精密运动控制

中图分类号: TP273 文献标识码: A

Adaptive Finite-Time Robust Precision Motion Control for Cell Injection Mechanisms

ZHENG Yilong^{1,2}, XIONG Wentao^{1,2}, ZHANG Junhui^{1,2}, YU Shengdong²

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Wenzhou University, Wenzhou 325035, China; 2. Wenzhou Institute, University of Chinese Academy of Sciences, Wenzhou 325000, China)

Abstract: To address the challenges of low positioning accuracy and poor robustness caused by the strong nonlinear coupling of piezoelectric hysteresis, mechanical friction, and transmission backlash in the macro-micro composite-driven cell injection mechanism, an adaptive fast non-singular terminal sliding mode (FNTSM) control strategy is proposed. This strategy aims to eliminate dependence on precise dynamic models and achieve cross-scale precise motion control. First, a dynamic model of the piezoelectric-driven cell injection mechanism is established, considering uncertainties such as hysteresis, friction, and other perturbations. Then, to overcome the dependence on the prior knowledge of disturbance bounds and the chattering issue in traditional sliding mode control, a FNTSM controller is designed that integrates time delay estimation (TDE) technology with adaptive gain adjustment. This controller uses TDE to estimate and compensate for lumped disturbances in real-time, ensuring system states converge within a finite time through FNTSM. Additionally, a PID-type sliding mode surface is introduced, and an adaptive law is designed to dynamically adjust the sliding mode surface parameters, enhancing the system's ability to suppress strong time-varying disturbances such as friction coefficient changes and load mutations, as well as improving response speed. Experimental results show that in tracking a sine wave trajectory, the controller's root mean square error percentage is 1.39%, with a maximum tracking error percentage of 4.79%. Compared to the traditional PIDSM controller, the maximum tracking error

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (31971290); 温州市科技计划项目 (G20240009ZG2024002)。

收稿日期: **修订日期:**

设置了格式: 字体: (默认) Times New Roman, (中文) 微软雅黑, 小五, 字体颜色: 文字 1, 图案: 清除

is reduced by 50.9%. In comparison with the recently proposed PIDSMC-RBF advanced controller, the maximum tracking error percentage is reduced by 9.28%. The proposed controller effectively improves the trajectory tracking accuracy of the cell injection mechanism under cross-scale motion, providing a reliable technological solution for micro-manipulation operations.

Key words: cell injection; piezoelectric drive; sliding mode control; time delay estimation; adaptive control; precision motion control

引言

生命科学研究已深入单细胞及亚细胞尺度，细胞微注射技术为此提供了关键的研究手段。该技术通过向活细胞特定区域精准递送外源性功能分子^[1-3]，实现了对细胞内生理过程的动态追踪与功能调控。其在人工辅助生殖^[4]、疾病信号通路分析、高通量药物筛选^[5]及斑马鱼胚胎基因编辑^[6]等前沿领域展现出显著的应用价值，并形成标准化操作流程。

细胞穿刺机构作为无菌微操作设备，其驱动性能直接影响活细胞存活率与实验可重复性。压电作动器（Piezoelectric actuator, PEA）凭借其微秒级响应、纳米级分辨率和无电磁干扰的特性，成为该领域的主流驱动方案^[7]。然而，PEA固有的迟滞与蠕变效应会显著降低开环位移精度^[8-9]，其微米量级的行程也限制了其在大范围细胞操作中的应用。

为拓展PEA的运动范围，研究中常采用串联柔性铰链的位移放大机构^[10]，但这在放大行程的同时也加剧了迟滞非线性性的影响。一种更具工程实用性的跨尺度运动策略是构建宏-微复合驱动系统：利用PEA实现微观精定位，并借助滑块-弹簧机构的机械传动链提供厘米量级的宏观行程。该多尺度架构虽扩展了操作空间，但也引入了新的技术挑战：机械传动链固有的库伦摩擦、背隙等非线性因素与PEA的迟滞、蠕变效应产生强非线性叠加^[11]。其中，传动链运动副的间隙导致定位精度离散化，而弹簧刚度或丝杠副接触面摩擦系数的时变特性，则进一步加剧了系统动力学模型的不确定性。此外，宏、微子系统在响应时间常数上的数量级差异，使得传统线性控制器难以实现二者的运动协调。因此，开发鲁棒性强的非线性控制策略是实现跨尺度运动协调的关键。

针对线性控制的局限，当前主流的复合控制架构虽通过迟滞前馈补偿与摩擦补偿策略^[12]取得了一定进展，但其对模型的强依赖性存在本质缺陷。PEA老化、传动链润滑状态改变等因素均会导致先验模型失配，进而显著削弱控制鲁棒性。为突破模型依赖的瓶颈，滑模控制因其对参数扰动和外部干扰的强鲁棒性而备受关注^[13-14]。滑模控制通过开关函数将多个干扰源统一为集总扰动，理论上可实现对系统非精确模型的有效控制。然而，经典滑模控制在宏-微复合驱动系统中的应用仍存在局限。传统滑模面设计通常仅包含比例项，在应对多尺度系统的相位延迟与摩擦抖振时，易引发稳态误差或加剧抖振。对此，PID型滑模面^[15]通过引入积分项来持续修正宏、微子系统间的跟踪偏差，有效抑制了由传动链间隙迟滞引起的定位精度离散化问题^[16-17]；微分项则通过预判误差变化趋势来动态调整控制量，显著缩短了系统的响应时间；比例项则根据误差动态调节系统状态收敛于滑模面的速率。三者协同作用，形成了对相位延迟和摩擦抖振的基础解耦机制，并通过动态增益特性抑制了传统滑模控制的固有抖振。相较于只有比例项的滑模控制器，传统固定增益的PID型滑模面设计能有效提升系统对摩擦参数时变等非线性因素的适应能力，为细胞穿刺等精密运动控制应用中的高精度运动协调提供了保障^[18]。但该设计仍无法实时感知突变的摩擦和迟滞扰动。

时延估计（Time delay estimation, TDE）技术作为一种高效、实时的非线性控制策略，通过时延信号在线估计系统状态，可有效处理未建模动态、复杂非线性耦合及外部干扰^[19]。TDE已成功应用于多关节机器人^[20]、多旋翼无人机^[21]及生物细胞显微操作系统^[22]等精密运动控制场景。然而，TDE的性能受系统采样周期及未知扰动特性的影响。在宏-微复合驱动系统中，传动链的机械背隙与PEA的迟滞、蠕变效应共同构成了强时变复合扰动，这对TDE的观测能力构成了严峻挑战。特别是在机构运动方向反转时，摩擦力的瞬时突变会导致TDE的扰动估计误差显著放大，直接影响系统控制精度。

自适应增益调节机制作为一种动态参数优化方法，能够通过实时调整控制律增益来有效应对迟滞非线性强度变化、摩擦系数漂移等时变扰动，从而显著提升控制系统的环境适应能力^[23]。为突破单一技术的性能边界，本研究提出一种融合TDE、自适应增益与FNTSM的三元协同控制策略。该策略旨在兼顾对未知扰动的实时估计、加速系统状态收敛并降低模型依赖度，其优势在于无需依赖精确的迟滞与摩擦模型，从

带格式的：两端对齐

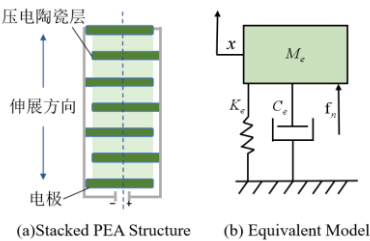
带格式的：两端对齐

而提升系统在跨尺度运动下的抗扰能力、跟踪精度和响应速度，为微纳操作中机械与迟滞非线性的协同抑制提供了新思路。

本文的主要工作体现在以下^{三三}3个方面：（1）引入自适应增益调节机制对滑模面系数进行动态调整，根据实时跟踪误差调整控制增益，增强对突变扰动的鲁棒补偿能力；（2）通过 TDE 技术实现对系统未建模动态与外部扰动的在线补偿，规避了传统滑模控制对精确模型的依赖；（3）为进一步提升穿刺机构的定位精度、动态响应及抗干扰能力，提出一种自适应快速终端滑模控制策略，该策略集成了 FNTSM、TDE 和自适应增益调节机制，具备输出连续、抑制抖振、有限时间收敛和高控制精度的特点，同时兼具无模型控制的特性。最后，利用李雅普诺夫理论证明了所提闭环控制系统的稳定性。

1 动力学模型建模与问题表述

经典的堆叠式 PEA 结构如图 1(a)所示，其动力学特性可等效为图 1(b)所示的质量-弹簧-阻尼系统^[24]。



(a) 堆叠式 PEA 结构 (b) 等效模型

图 1 PEA 结构及动力学模型

Fig.1 Structure and dynamic model of PEA

本文采用的 PEA 基于粘滑驱动原理^[25]，其核心结构如图 2(a)所示，运行机理分解见图 2(b)-(e)。该机构中，PEA 的钳口与丝杠螺纹啮合，通过周期性电压激励实现步进式旋转驱动。

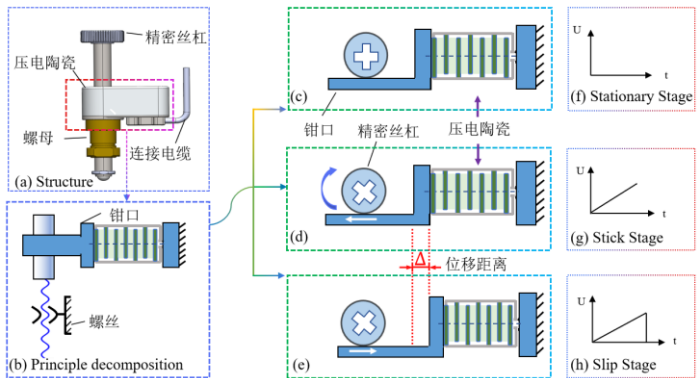


图 2 压电丝杠原理图

Fig.2 Schematic diagram of the piezoelectric screw

具体而言，压电丝杠的运动遵循惯性粘滑机制：如图 2(f)-(h)所示，完整工作周期包含^{三三}3个阶段，静止阶段：在无电压输入或电压保持恒定时，机构处于静态平衡状态，由于精密丝杠的导程小于 1 mm，具有自锁特性，如图 2 (f)；粘滞位移阶段：斜坡电压驱动 PEA 膨胀，静摩擦力促使丝杠连续转动，从而产

带格式的：列表段落，编号 + 级别：1 + 编号样式：a, b, c, ... + 起始编号：1 + 对齐方式：左侧 + 对齐位置：0 厘米 + 缩进位置：0.63 厘米

生连续微小位移，如图 2 (g)；滑移复位阶段：电压骤降引发 PEA 快速收缩，动摩擦力不足以克服惯性，丝杠保持原位，钳口则瞬时滑移复位并产生位移距离 Δ ，如图 2 (h)。PEA 的微小形变逐渐积累为丝杠的宏观旋转位移。进一步结合直线位移平台及预紧弹簧消除设计，该旋转位移被有效转化为穿刺针的精密直线进给运动。

细胞穿刺机构的结构如图 3 所示，建立其动力学模型

$$M_e \ddot{x}(t) + C_e \dot{x}(t) + K_e x(t) = K_e du + f_h + f_d \quad (1)$$

式中： $x(t)$ 、 $\dot{x}(t)$ 和 $\ddot{x}(t)$ 分别代表输出位移、速度及加速度， M_e 为有效质量， K_e 和 C_e 分别为刚度和阻尼。 d 为压电系数， u 为输入电压， f_d 为包含外界扰动等的系统总扰动， f_h 为迟滞变量与摩擦力。

引入一个常数 $\bar{m}$ ，接着定义一个变量 p

$$p = \left(\bar{m} - \frac{M_e}{k_e d} \right) \ddot{x}(t) - \frac{1}{k_e d} (C_e \dot{x}(t) + K_e x(t) - f_d - f_h) \quad (2)$$

上式变量 p 含了摩擦力、迟滞效应、建模误差等所引起的其他不确定性扰动，将变量 p 视为集总扰动。

通过将(2)式代入(1)式，可得到简化的动力学模型

$$\bar{m} \ddot{x}(t) = u + p \quad (3)$$

由于 PEA 的迟滞非线性效应会显著增加系统的建模难度，并且考虑到制造误差、电子信号的噪音等实践问题，为了工程易用性，本文将基于简化的动力学模型(3)式，设计一种无需依赖精确迟滞动力学模型的鲁棒精密运动控制策略，实现生物细胞的显微手术。



图 3 细胞穿刺机构的结构图

Fig.3 Schematic of the cell puncture mechanism

2 鲁棒控制器设计

2.1 传统的 PIDSM-TDE 设计

本文的目标是设计一种鲁棒控制器，确保系统在面临不确定扰动及迟滞非线性的情况下，控制器仍能够保持高精度的轨迹跟踪能力。轨迹跟踪误差定义如下

$$e(t) = x_d(t) - x(t) \quad (4)$$

式中： $x_d(t)$ 为期望位移。

为提高控制器瞬态响应能力并减小稳态误差，选择 PID 型滑模面

$$s(t) = \dot{e}(t) + k_1 e(t) + k_2 \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (5)$$

采用 FNTSM 型趋近律

$$\dot{s}(t) = -K_1 s(t) - K_2 \text{sig}(s(t))^\beta \quad (6)$$

FNTSM 型趋近律能够有效抑制抖振并促使系统收敛，式中 β 、 K_1 和 K_2 为正值， $\text{sig}(s(t))^\beta = |s(t)|^\beta \text{sign}(s(t))$ 。

控制律的具体形式如下

$$u = \bar{m} \left[\begin{array}{c} -k_1 \dot{x}(t) - k_2 x(t) + \ddot{x}_d(t) + k_1 \dot{x}_d(t) + k_2 x_d(t) \\ + k_s \operatorname{sign}(s(t)) + K_1 s(t) + K_2 \operatorname{sig}(s(t))^\beta \end{array} \right] - \hat{p} \quad (7)$$

式(7)中, $\hat{p}$ 表示对 p 的估计值, 可利用 TDE 技术可实现在线估算。

采用 TDE 技术, 实现对 $\hat{p}$ 的在线估计, 公式如下

$$\hat{p} = p_{(t-L)} \quad (8)$$

式中, $(t-L)$ 为以 L 为采样间隔的时延值, $\ddot{x}_{(t-L)}$ 表示 $\ddot{x}(t)$ 的时延值。

根据动力学模型 (3) 式得

$$p_{(t-L)} = \bar{m} \ddot{x}_{(t-L)} - u_{(t-L)} \quad (9)$$

结合(7)式和(9)式, 控制律完整的数学表达式为

$$u_{\text{PIDSM-TDE}} = \underbrace{\bar{m} \left[\begin{array}{c} -k_1 \dot{x}(t) - k_2 x(t) + \ddot{x}_d(t) + k_1 \dot{x}_d(t) + k_2 x_d(t) \\ + k_s \operatorname{sign}(s(t)) + K_1 s(t) + K_2 \operatorname{sig}(s(t))^\beta \end{array} \right]}_{\text{PIDSM}} - \underbrace{\left[\bar{m} \ddot{x}_{(t-L)} - u_{(t-L)} \right]}_{\text{TDE}} \quad (10)$$

式中 k_s 为正参数。

定义 TDE 误差 $\tilde{p}$, 表达式为

$$\tilde{p} = \hat{p} - p \quad (11)$$

通过将(10)式代入(3)式中得系统误差动态方程

$$\frac{\tilde{p}}{\bar{m}} = \ddot{e}(t) + k_1 \dot{e}(t) + k_2 e(t) + k_s \operatorname{sign}\{s(t)\} + K_1 s(t) + K_2 \operatorname{sig}(s(t))^\beta \quad (12)$$

因 TDE 技术的有界性, 总是存在一个正值 γ , 使 TDE 误差满足条件 $|\tilde{p}| \leq \gamma$ 。

引理 1 若存在 Lyapunov 函数 $V(x)$ 满足以下一阶非线性微分不等式

$$\dot{V}(x) + \alpha V(x) + \rho V^\sigma(x) \leq 0 \quad (13)$$

式中: 对于任意给定的初始条件 $V_0 = V(x(0))$, 满足 $\alpha, \rho > 0$, $0 < \sigma < 1$, 稳定时间为^[26]

$$t_s \leq \frac{1}{\alpha(1-\sigma)} \ln \frac{\alpha V_0^{1-\sigma} + \rho}{\rho} \quad (14)$$

定理 1 如图 3 所示的细胞穿刺机构, 采用非线性控制律(10)进行鲁棒精密运动控制, 滑模面 $s(t)$ 渐近收敛于以下区间

$$|s(t)| \leq \max \left\{ \frac{\gamma}{\bar{m} K_1}, \left(\frac{\gamma}{\bar{m} K_2} \right)^{\frac{1}{\beta}} \right\} \quad (15)$$

证明:

首先定义 Lyapunov 函数

$$V(t) = \frac{1}{2} s(t)^2 \bar{m} \quad (16)$$

将 $V(t)$ 关于时间求导

$$\begin{aligned} \dot{V}(t) &= \bar{m} s(t) \dot{s}(t) = \bar{m} s(t) [\ddot{e}(t) + k_1 \dot{e}(t) + k_2 e(t)] \\ &= \bar{m} s(t) \left[\frac{\tilde{p}}{\bar{m}} - k_s \operatorname{sign}(s(t)) - K_1 s(t) - K_2 \operatorname{sig}(s(t))^\beta \right] \\ &= -\bar{m} k_s |s(t)| - \bar{m} s(t) \left[K_1 s(t) + K_2 \operatorname{sig}(s(t))^\beta - \frac{\tilde{p}}{\bar{m}} \right] \end{aligned} \quad (17)$$

上式中的 $-\bar{m} k_s |s(t)|$ 为负值。因此(17)式分两种情况进行讨论

$$\dot{V}(t) \leq -\bar{m} s(t) \left[\left(K_1 - \frac{\tilde{p}}{\bar{m} s(t)} \right) s(t) + K_2 \operatorname{sig}(s(t))^\beta \right] \quad (18)$$

设置了格式: 字体: 加粗

带格式的: 缩进: 首行缩进: 2 字符

设置了格式: 字体: 加粗

带格式的: 缩进: 首行缩进: 2 字符

$$\dot{V}(t) \leq -\bar{m}s(t) \left\{ K_1 s(t) + \left[K_2 - \frac{\bar{p}}{\bar{m} \text{sig}(s(t))^\beta} \right] \text{sig}(s(t))^\beta \right\} \quad (19)$$

对于(18)式(19)式, 当分别满足 $K_1 > \frac{|\bar{p}|}{\bar{m}s(t)}$ 和 $|s(t)|^\beta > \frac{|\bar{p}|}{\bar{m}K_2}$ 时, $\dot{V} < 0$, 所提控制律满足李亚普诺夫稳定性要求。

由于 TDE 技术的有界特性, 对于(18)式, 滑模面最终收敛至区间 $\left[0, \frac{\gamma}{\bar{m}K_1}\right]$ 。当(19)式满足 $|s(t)|^\beta > \frac{|\bar{p}|}{\bar{m}K_2}$ 时, 滑模面最终收敛至区间 $\left[0, \left(\frac{\gamma}{\bar{m}K_2}\right)^{\frac{1}{\beta}}\right]$ 。

定义

$$U = \max \left\{ \frac{\gamma}{\bar{m}K_1}, \left(\frac{\gamma}{\bar{m}K_2}\right)^{\frac{1}{\beta}} \right\} \quad (20)$$

结合(18)式和(19)式, 得到滑模面收敛区域为

$$|s(t)| \leq U \quad (21)$$

2.2 基于自适应规则的 PIDSM-TDE 设计

为进一步提升细胞穿刺机构在不确定扰动影响下的鲁棒性, 本文提出了一种能够自动调整 PID 滑模面参数的自适应滑模控制器。对于简化动力学模型(3), 自适应 PID 滑模面定义如下

$$s(t) = \dot{e}(t) + \hat{k}_1 e(t) + \hat{k}_2 \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (22)$$

其中, 增益 $\hat{k}_1$ 和 $\hat{k}_2$ 分别由以下自适应规则给出

$$\dot{\hat{k}}_1 = -\eta_1 s(t) e(t) \quad (23)$$

$$\dot{\hat{k}}_2 = -\eta_2 s(t) \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (24)$$

式中, η_1 和 η_2 是正的常数, 分别控制增益的自适应速度。

采用 FNTSM 型趋近律

$$\dot{s}(t) = -K_1 s(t) - K_2 \text{sig}(s(t))^\beta \quad (25)$$

控制律设计如下

$$u = \bar{m} \left[k_s \text{sign}\{s(t)\} - \hat{k}_1 \dot{x}(t) - \hat{k}_2 x(t) + \ddot{x}_d(t) + \hat{k}_1 \dot{x}_d(t) \right] - \hat{p} \quad (26)$$

由于所提控制律包括了自适应 PID 滑模面和 TDE 技术, 因此将其简称为 APIDSM-TDE 控制律。完整的表达式如下

$$u_{\text{APIDSM-TDE}} = - \underbrace{\left[\bar{m} \ddot{x}_{(t-L)} - u_{(t-L)} \right]}_{\text{TDE}} + \bar{m} \left[k_s \text{sign}\{s(t)\} - \hat{k}_1 \dot{x}(t) - \hat{k}_2 x(t) + \ddot{x}_d(t) + \hat{k}_1 \dot{x}_d(t) \right] + \hat{k}_2 x_d(t) + K_1 s(t) + K_2 \text{sig}(s(t))^\beta \quad (27)$$

将上式代入(3)式, 得系统误差动态方程

$$\frac{\bar{p}}{\bar{m}} = \ddot{e}(t) + \hat{k}_1 \dot{e}(t) + \hat{k}_2 e(t) + k_s \text{sign}\{s(t)\} + K_1 s(t) + K_2 \text{sig}(s(t))^\beta \quad (28)$$

定理 2: 如图 3 所示的细胞穿刺机构, 采用非线性控制律(27)实现精密鲁棒运动控制, 采用自适应 PID 型滑模面(22)与 FNTSM 型趋近律(25), 系统状态 $s(t)$ 在有限时间收敛于以下区间

$$|s(t)| \leq \max \left\{ \frac{\gamma}{\bar{m}K_1}, \left(\frac{\gamma}{\bar{m}K_2} \right)^{\frac{1}{\beta}} \right\} \quad (29)$$

收敛时间为

$$t_s \leq \max \{t_{1s}, t_{2s}\} \quad (30)$$

其中

$$t_{1s} \leq \frac{1}{\left[K_1 - \frac{\gamma}{\bar{m}s(t)} \right] (1-\beta)} \ln \left[2^{\frac{1-\beta}{2}} \left[K_1 - \frac{\gamma}{\bar{m}s(t)} \right] K_2^{-1} \cdot \bar{m}^{\frac{\beta-1}{2}} V_0^{\frac{1-\beta}{2}} + 1 \right] \quad (31)$$

$$t_{2s} \leq \frac{1}{K_1(1-\beta)} \ln \left[2^{\frac{1-\beta}{2}} K_1 \left(K_2 - \frac{\gamma}{\bar{m}sig(s(t))^\beta} \right)^{-1} \bar{m}^{\frac{\beta-1}{2}} V_0^{\frac{1-\beta}{2}} + 1 \right] \quad (32)$$

证明:

首先定义 Lyapunov 函数

$$V(t) = \frac{1}{2} \bar{m} s(t)^2 \quad (33)$$

将 $V(t)$ 关于时间求导可得

$$\begin{aligned} \dot{V}(t) &= \bar{m} s(t) \dot{s}(t) \\ &= \bar{m} s(t) \left[\ddot{e}(t) + \dot{k}_1 e(t) + \dot{k}_2 \dot{e}(t) + \dot{k}_2 \int_0^t e(\tau) d\tau + \dot{k}_2 e(t) \right] \\ &= \bar{m} s(t) \left[\frac{\tilde{p}}{\bar{m}} - k_s \operatorname{sign}\{s(t)\} - K_1 s(t) - K_2 sig(s(t))^\beta \right. \\ &\quad \left. + \dot{k}_1 e(t) + \dot{k}_2 \int_0^t e(\tau) d\tau \right] \\ &= \underbrace{\bar{m} s(t) \left[\dot{k}_1 e(t) + \dot{k}_2 \int_0^t e(\tau) d\tau \right]}_{V_1 < 0} - \underbrace{\bar{m} k_s |s(t)|}_{V_2 < 0} - \bar{m} s(t) \left[K_1 s(t) + K_2 sig(s(t))^\beta - \frac{\tilde{p}}{\bar{m}} \right] \end{aligned} \quad (34)$$

由于 $V_1 < 0$ 、 $V_2 < 0$ ，上式可简化为

$$\dot{V}(t) < -\bar{m} s(t) \left[K_1 s(t) + K_2 sig(s(t))^\beta - \frac{\tilde{p}}{\bar{m}} \right] \quad (35)$$

上式分两种情况讨论

$$\dot{V}(t) < -\bar{m} s(t) \left[\left(K_1 - \frac{\tilde{p}}{\bar{m}s(t)} \right) s(t) + K_2 sig(s(t))^\beta \right] \quad (36)$$

$$\dot{V}(t) < -\bar{m} s(t) \left\{ K_1 s(t) + \left[K_2 - \frac{\tilde{p}}{\bar{m} sig(s(t))^\beta} \right] sig(s(t))^\beta \right\} \quad (37)$$

对于(36)式、(37)式，当分别满足 $K_1 > \frac{|\tilde{p}|}{\bar{m}s(t)}$ 和 $|s(t)|^\beta > \frac{|\tilde{p}|}{\bar{m}K_2}$ 时，有 $\dot{V} < 0$ 。即证得所提控制律满足李雅普

诺夫稳定性要求。对于(36)式，由于 TDE 技术的有界性， $|\tilde{p}| \leq \gamma$ 。滑模面收敛于区间 $\left[0, \frac{\gamma}{\bar{m}K_1} \right]$ 。对于(37)式

满足 $|s(t)|^\beta > \frac{|\tilde{p}|}{\bar{m}K_2}$ 时滑模面收敛于区间 $\left[0, \left(\frac{\gamma}{\bar{m}K_2} \right)^{\frac{1}{\beta}} \right]$ 。

定义

$$U = \max \left\{ \frac{\gamma}{\bar{m}K_1}, \left(\frac{\gamma}{\bar{m}K_2} \right)^{\frac{1}{\beta}} \right\} \quad (38)$$

滑模面将收敛于

$$|s(t)| \leq U \quad (39)$$

根据引理 1 的有限时间稳定原理, (36)式可改写为

$$\dot{V}(t) + \bar{m}s(t) \left[\left(K_1 - \frac{\bar{p}}{\bar{m}s(t)} \right) s(t) + K_2 \text{sig}(s(t))^\beta \right] < 0 \quad (40)$$

进一步整理为

$$\dot{V}(t) + 2 \left[K_1 - \frac{\gamma}{\bar{m}s(t)} \right] V(t) + 2^{\frac{\beta+1}{2}} \cdot \bar{m}^{\frac{1-\beta}{2}} \cdot K_2 V(t)^{\frac{\beta+1}{2}} < 0 \quad (41)$$

根据引理 1, 得误差收敛时间

$$t_{1s} \leq \frac{1}{\left[K_1 - \frac{\gamma}{\bar{m}s(t)} \right] (1-\beta)} \ln \left[2^{\frac{1-\beta}{2}} \left[K_1 - \frac{\gamma}{\bar{m}s(t)} \right] K_2^{-1} \cdot \bar{m}^{\frac{\beta-1}{2}} V_0^{\frac{1-\beta}{2}} + 1 \right] \quad (42)$$

(37)式改写为

$$\dot{V}(t) + \bar{m}s(t) \left[K_1 s(t) + \left(K_2 - \frac{\bar{p}}{\bar{m} \text{sig}(s(t))^\beta} \right) \text{sig}(s(t))^\beta \right] < 0 \quad (43)$$

同样, 进一步整理为

$$\dot{V}(t) + 2K_1 V(t) + 2^{\frac{\beta+1}{2}} \cdot \bar{m}^{\frac{1-\beta}{2}} \cdot \left[K_2 - \frac{\gamma}{\bar{m} \text{sig}(s(t))^\beta} \right] V(t)^{\frac{\beta+1}{2}} < 0 \quad (44)$$

根据引理 1, 得误差收敛时间

$$t_{2s} \leq \frac{1}{K_1(1-\beta)} \ln \left[2^{\frac{1-\beta}{2}} K_1 \left(K_2 - \frac{\gamma}{\bar{m} \text{sig}(s(t))^\beta} \right)^{-1} \bar{m}^{\frac{\beta-1}{2}} V_0^{\frac{1-\beta}{2}} + 1 \right] \quad (45)$$

综合(42)式和(45)式, 误差收敛时间为

$$t_s \leq \max \{t_{1s}, t_{2s}\} \quad (46)$$

与传统固定增益控制器相比, 所提自适应控制器通过在线调整 PID 滑模面参数, 能够主动适应细胞穿刺过程中刚度突变等强非线性特性, 实现精确的运动控制; 其次, 通过自适应律调节切换增益, 能够在保证系统对不确定扰动强鲁棒性的同时, 有效抑制控制器固有的抖振问题; 最后, 该控制器免除了繁琐的人工参数整定过程, 显著提升了系统的自主性与对不同细胞样本的通用性, 具有重要的工程应用价值。

2.3 鲁棒精确微分器 (Robust exact differentiator, RED)

本文采用高分辨率光栅尺对细胞穿刺机构进行实时位移反馈。由于所提控制器, 需要同时获取速度与加速度信息。而在工程实践中, 通常不会配置速度或加速度传感器。虽然这些运动参数可由位移信号经数值微分计算得到, 但光栅尺测量过程中不可避免的电子噪声与机械振动会在微分运算中被显著放大, 从而加剧干扰。尽管常规滤波方法在一定程度上能够削弱高频噪声, 但会造成相位延迟, 影响系统的快速响应能力。

因此, 在运动参数估计中采用 RED 方法, 通过位移信号实时推算速度和加速度, 有效抑制噪声干扰, 避免常规微分运算引起的“微分爆炸”问题。

RED 的表达式如下

$$\begin{cases} \dot{y}_0 = v_0 = -\eta_1 |y_0 - x|^{2/3} \text{sign}(y_0 - x) + y_1 \\ \dot{y}_1 = v_1 = -\eta_2 |y_1 - v_0|^{1/2} \text{sign}(y_1 - v_0) + y_2 \\ \dot{y}_2 = -\eta_3 \text{sign}(y_2 - v_1) \end{cases} \quad (47)$$

式中, $y_0 = \hat{x}$ 、 $y_1 = \hat{\dot{x}}$ 和 $y_2 = \hat{\ddot{x}}$ 分别表示 RED 产生的位移、速度和加速度信号的估计值。其中, $\eta_1 = 3\eta^{1/3}$, $\eta_2 = 1.5\eta^{1/2}$, $\eta_3 = 1.2\eta$, $\eta \geq |x|$ 。

接下来通过数值仿真实验, 在一个严苛的环境下验证 RED 的性能。实验中期望位移信号为:

$$x = Ae^{-nt} \sin(\omega t) \mu\text{m}, \quad n = 0.6, \quad \omega = 1.5\pi, \quad A = 8 \times 10^{-6}.$$

采用 RED 对位移信号进行估计, $\eta = 0.005$, 获得速度和加速度信号, 如图 4 所示。见图 4 (a), RED 能够实现对期望位移信号的准确估计, 其估计误差见图 4 (b)。在图 4 (c) 中, 在 0 时刻期望速度为 $38 \mu\text{m/s}$, RED 在此时刻存在较大估计误差, 见图 4 (d) 所示, 经过 1.5s 时间, RED 的估计值能够收敛于期望速度, 并实现对期望速度的实时估计。在图 4 (e) 中, 在 0 时刻期望加速度为 $-40 \mu\text{m/s}^2$, RED 在此时刻存在巨大的估计误差, 见图 4 (f) 所示。尽管如此, 经过 2s 时间, RED 的估计值也能够收敛于期望加速度, 并实现对期望加速度的准确估计。

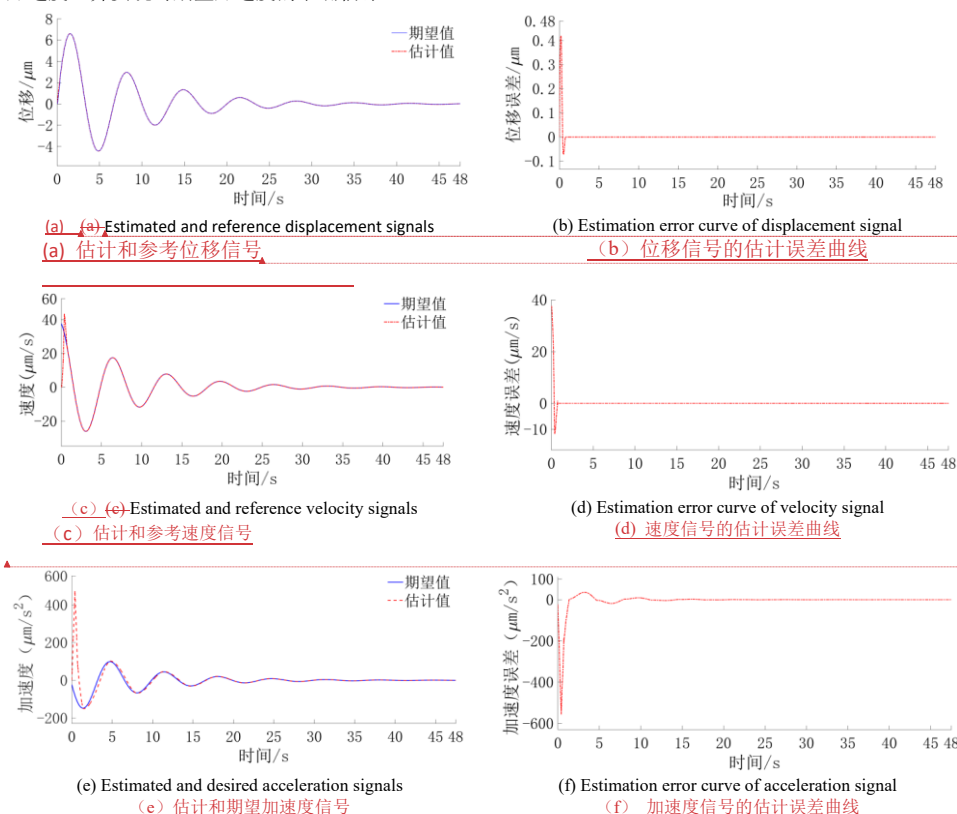


图 4 RED 在线估计位移、速度和加速度信号

Fig.4 Online estimation of displacement, velocity, and acceleration signals by RED

设置了格式: 字体: (默认) Times New Roman, (中文) + 中文正文 (宋体), 小五

设置了格式: 字体: (中文) + 中文正文 (宋体), 小五

带格式的: 列表段落, 编号 + 级别: 1 + 编号样式: a, b, c, ... + 起始编号: 1 + 对齐方式: 左侧 + 对齐位置: 0 厘米 + 缩进位置: 0.63 厘米

设置了格式: 字体: (中文) + 中文正文 (宋体), 小五

带格式的: 列表段落, 左, 缩进: 左侧: 0.63 厘米

带格式的: 列表段落, 左, 缩进: 左侧: 0.63 厘米

设置了格式: 字体: (中文) + 中文正文 (宋体), 小五

带格式的: 两端对齐

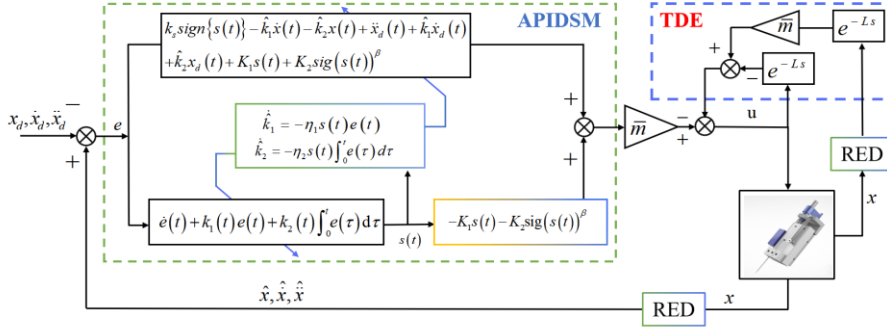


图 5 APIDSM-TDE 控制系统框图

Fig.5 APIDSM-TDE control system block diagram

总体看来,RED 在改善信号质量和抗噪能力方面具有显著优势。图 5 给出了集成 RED 的 APIDSM-TDE 控制器的系统框图。

3 实验分析

为深入评估不同控制策略的性能,本文对 PIDSM、PIDSM-TDE、APIDSM 和 APIDSM-TDE 四种控制器进行了系统对比,并引入均方根误差百分比(Root mean square error percentage, RMSEP)和最大跟踪误差百分比(Maximum error percentage, MEP)作为定量指标,以全面衡量其在高动态轨迹跟踪任务中的精度与鲁棒性。此外,为进一步验证 APIDSM-TDE 控制器的先进性,本文还与近年来运动控制领域提出的,径向基函数神经网络(Radial basis function neural network, RBFNN)与 PID 型滑模控制结合的滑模控制器(PIDSMC-RBF)进行了对比。RMSEP 和 MEP 的定义如下:

$$RMSEP = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (e_i)^2}}{\max(x_d) - \min(x_d)} \times 100\% \quad (48)$$

$$MEP = \frac{\max(|e_i|)}{\max(x_d) - \min(x_d)} \times 100\% \quad (49)$$

为在接近真实物理环境的条件下对所提控制策略的性能进行定量评估,本研究搭建了一套高精度的硬件在环仿真实验平台,其系统架构如图 6 所示。该平台以一台搭载 Intel Core i9-12900K 处理器并运行 Windows 操作系统的上位机作为开发与监控终端。控制算法在 MATLAB/Simulink 环境中进行设计并自动编译生成可执行代码,下载至专用的压电控制器中。该控制器负责解析控制律并驱动芯明天公司的 N-81.26K 型压电丝杠,其具备 26 mm 的宏动工作行程。在反馈回路中,采用 FAGOR 公司的 H2RZ30D 型高精度光栅尺,分辨率为 20 nm,对末端位移进行实时非接触式测量。其输出的原始 TTL 信号在回传至控制器前,经过 RS485 转换模块增强信号抗干扰能力,并送入 RED 中以精确估计速度状态和抑制测量噪声。该系统构成了一个完整、实时的闭环控制回路,为验证算法的有效性与鲁棒性提供了可靠的实验基础。

设置了格式: 英语(美国)

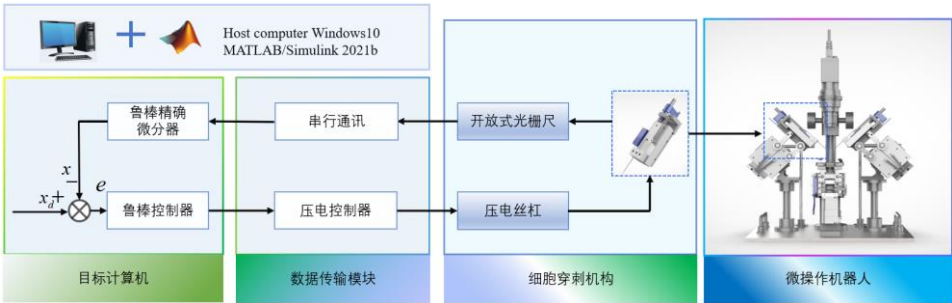


图 6 细胞穿刺机构硬件在环控制流程图

Fig.6 Hardware-in-the-loop control flowchart for the cell puncture mechanism

为在接近真实物理环境的条件下对所提控制策略的性能进行定量评估，本研究搭建了一套高精度的硬件在环仿真实验平台，其系统架构如图 6 所示。该平台以一台搭载 Intel Core i9-12900K 处理器并运行 Windows 操作系统的上位机作为开发与监控终端。控制算法在 MATLAB/Simulink 环境中进行设计并自动编译生成可执行代码，下载至专用的压电控制器中。该控制器负责解析控制律并驱动芯明天公司的 N-81.26K 型压电丝杠，其具备 26-mm 的宏动工作行程。在反馈回路中，采用 FAGOR 公司的 H2RZ30D 型高精度光栅尺，分辨率为 20 nm，对末端位移进行实时非接触式测量。其输出的原始 TTL 信号在回传至控制器前，经过 RS485 转换模块增强信号抗干扰能力，并送入 RED 中以精确估计速度状态和抑制测量噪声。该系统构成了一个完整、实时的闭环控制回路，为验证算法的有效性与鲁棒性提供了可靠的实验基础。

为实现精确的细胞级微操作，本研究设计并集成了一套模块化细胞穿刺机构，该机构作为末端执行器安装于自主研发的五自由度混联式显微操作机器人上，见图 7 所示。

硬件在环仿真实验中，穿刺机构所跟踪的正弦参考信号，周期为 12 s，振幅设定为 200 μm 。数学表达式为

$$S_d = 200 \sin\left(\frac{\pi t}{60}\right) \mu\text{m} \quad (50)$$

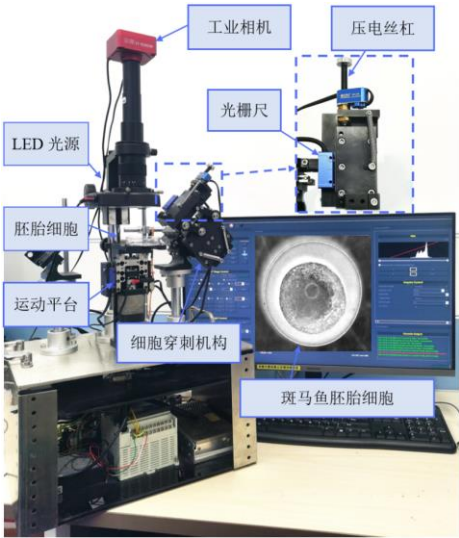


图 7 显微操作机器人

Fig.7 Microscopic operation robot

带格式的：两端对齐

硬件在环仿真实验中，穿刺机构所跟踪的正弦参考信号，周期为 12 s，振幅设定为 200 μm。数学表达式为

$$S_d = 200\sin\left(\frac{\pi t}{60}\right)\mu\text{m}$$

(50)

带格式的：公式3，左

域代码已更改

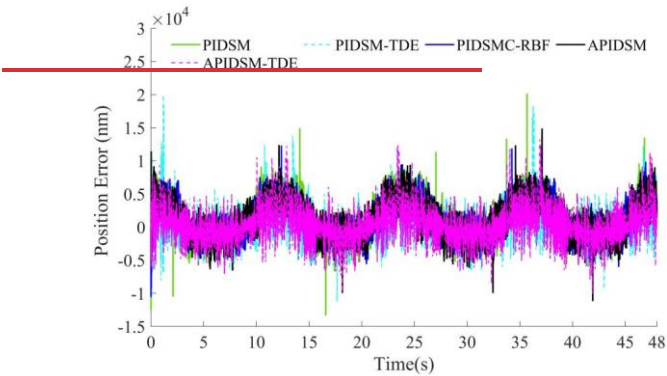


图 8—跟踪正弦轨迹时的位移误差曲线

Fig.8—Displacement errors in sinusoidal trajectory tracking

表 1—三种控制器硬件在环仿真实验的 MEP 和 RMSEP 指标

Table 1—Hardware-in-the-loop evaluation of the three controllers with MEP and RMSEP performance

控制器	RMSEP	MEP
PIDSM	1.63	9.75
PIDSM-TDE	1.60	6.41
PIDSMC-RBF	1.49	5.28
APIDSM	1.43	4.82
APIDSM-TDE	1.39	4.79

如表 1 所示，在对大幅值低频正弦轨迹进行高动态跟踪实验中，本文提出的 APIDSM-TDE 控制器表现出良好的控制性能，在高精度跟踪与鲁棒性两方面优势显著。具体数据显示，APIDSM-TDE 控制器的 RMSEP 仅为 1.39%，MEP 低至 4.79%，相较于传统 PIDSM 控制器的 RMSEP 为 1.63%、MEP 为 9.75%，以及 PIDSM-TDE 控制器的 RMSEP 为 1.60%、MEP 为 6.41%，控制精度与稳定性均实现大幅提升。如图 8 所示，跟踪正弦轨迹时的位移误差曲线反映了不同控制器的误差对比。

带格式的：两端对齐

表 1 3 种控制器硬件在环仿真实验的 MEP 和 RMSEP 指标

Table 1 Hardware-in-the-loop evaluation of the three controllers with MEP and RMSEP performance

控制器	RMSEP	MEP
PIDSM	1.63	9.75
PIDSM-TDE	1.60	6.41
PIDSMC-RBF	1.49	5.28
APIDSM	1.43	4.82
APIDSM-TDE	1.39	4.79

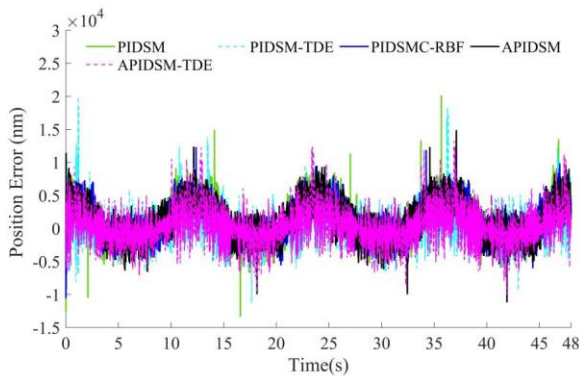


图 8 跟踪正弦轨迹时的位移误差曲线

Fig.8 Displacement errors in sinusoidal trajectory tracking

为明确各控制机制的作用价值，本文对 PIDSM、PIDSM-TDE、APIDSM 和 APIDSM-TDE 四种控制器开展消融实验。结果表明，集成自适应律的 APIDSM 系列控制器在性能上明显优于传统结构。APIDSM 控制器凭借自适应律对滑模参数的动态优化，将 RMSEP 降至 1.43%，MEP 控制在 4.82%；APIDSM-TDE 控制器则通过自适应律与 TDE 技术的协同工作，进一步将 RMSEP 优化至 1.39%，MEP 压缩至 4.79%，清晰印证了双机制融合对提升控制性能的关键作用。

此外，本文将 APIDSM-TDE 控制器与运动控制领域近年提出的先进策略，即 RBFNN 与 PID 型滑模控制结合的 PIDSMC-RBF 控制器^[27]进行对比。实验结果显示，PIDSMC-RBF 控制器的 RMSEP 为 1.49%，MEP 为 5.28%，整体控制效果劣于 APIDSM-TDE 控制器，后者的 MEP 比前者降低了 9.28%。二者性能差异的核心原因在于 PIDSMC-RBF 控制器的设计与当前实验场景存在显著适配偏差。PIDSMC-RBF 原适配场景为高频衰减型短时长轨迹，其 RBFNN 的权值更新策略与学习速率均针对“短时高频动态”特性优化，而当前实验为低频长时正弦轨迹，动态变化平缓且持续时间更长，导致神经网络出现权值更新滞后与计算累积延迟，无法实时响应系统慢变非线性。相比之下，APIDSM-TDE 的 TDE 技术无需复杂迭代计算，可实时估计并补偿系统总不确定性，自适应律则能动态优化滑模参数，更契合低频长时、大幅值场景的控制需求。

综上所述，APIDSM-TDE 控制器在消融实验中展现出优越的跟踪精度和鲁棒性，在与 PIDSMC-RBF 控制器的对比中，凭借对低频长时轨迹的适配性、无模型补偿的实时性及更强的非线性抑制能力，凸显较显著优势。证明了 APIDSM-TDE 控制器在复杂、非线性和时变系统中的创新性与实际应用价值，尤其适用于细胞穿刺等精密控制任务。

4 结束语

为解决细胞穿刺机构在跨尺度运动中面临的迟滞、摩擦等强非线性与时变扰动问题，本文提出了一种融合自适应律、TDE 和 FNTSM 的 APIDSM-TDE 鲁棒精密运动控制策略。所提控制器通过引入能够动态调整滑模面参数的自适应增益调节机制，增强了系统对突变扰动的鲁棒补偿能力；同时，利用 TDE 技术在线估计并前馈补偿了系统总的不确定性，从而规避了对精确动力学模型的依赖，实现了无模型控制的特性。此外，为确保从位移信号中精确获取速度和加速度状态，本研究集成了鲁棒精密微分器，有效抑制了测量噪声在微分过程中被放大的问题。硬件在环实验结果表明，所提控制器在正弦轨迹跟踪中表现出良好性能，其 RMSEP 为 1.39%，MEP 为 4.79%，均优于所有对比控制器。消融实验进一步验证了各核心模块的贡献：自适应机制的引入使 APIDSM 控制器的 MEP 降至 4.82%，而 TDE 技术的引入则使 PIDSM 控制器的 MEP

带格式的：居中

带格式的：两端对齐

从 9.75%降低至 6.41%，二者协同工作使 APIDSM-TDE 达到最优控制效果。与近年提出的 PIDSMC-RBF 先进控制器相比，本文所提控制器的 MEP 降低了 9.28%，展现出更强的非线性抑制能力和高动态补偿能力。未来的工作将聚焦于将该控制策略应用于真实的活细胞穿刺实验中，以进一步验证其在复杂生物环境下的有效性。

参考文献：

[1] Permana S, Grant E, Walker G M, et al. A review of automated microinjection systems for single cells in the embryogenesis stage[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2016, 21(5): 2391-2404.

[2] Chow Y T, Chen S, Wang R, et al. Single cell transfection through precise microinjection with quantitatively controlled injection volumes[J]. Scientific reports, 2016, 6(1): 24127.

[3] Braude P, Pickering S, Flinter F, et al. Preimplantation genetic diagnosis[J]. Nature Reviews Genetics, 2002, 3(12): 941-953.

[4] Bai F, Wang D Y, Fan Y J, et al. Assisted reproductive technology service availability, efficacy and safety in mainland China: 2016[J]. Human Reproduction, 2020, 35(2): 446-452.

[5] 王晓曼, 刘文奇. 基于复杂网络的胃癌关键基因筛选与分析[J]. 数据采集与处理, 2019, 34 (95): 854-862.
WANG Xiaoman, LIU Wenqi. Key gene screening and analysis of gastric cancer based on complex networks[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2019, 34(5): 854-862.

[6] 潘东霞, 王辉, 熊本海, 等. CRISPR-Cas 基因编辑技术在羊生产应用中研究进展[J]. 遗传, 2024, 46(9): 690-700.
PAN Dongxia, WANG Hui, XIONG Benhai, et al. Research progress of CRISPR-Cas gene editing technology in sheep production[J]. Heredity, 2024, 46(9): 690-700

[7] Yu S, Wu H, Xie M, et al. Precise robust motion control of cell puncture mechanism driven by piezoelectric actuators with fractional-order nonsingular terminal sliding mode control[J]. Bio-Design and Manufacturing, 2020, 3(4): 410-426.

[8] Kang S, Wu H, Yang X, et al. Fractional-order robust model reference adaptive control of piezo-actuated active vibration isolation systems using output feedback and multi-objective optimization algorithm[J]. Journal of Vibration and Control, 2020, 26(1-2): 19-35.

[9] Xu Q. Continuous integral terminal third-order sliding mode motion control for piezoelectric nanopositioning system[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2017, 22(4): 1828-1838.

[10] Yu S, Xie M, Wu H, et al. Design and control of a piezoactuated microfeed mechanism for cell injection[J]. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2019, 105: 4941-4952.

[11] Lin J, Qi C, Xue Y, et al. A method toward comprehensive identification for piezoelectric dynamic system with multi-modal hysteresis and uncertainty compensation[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2024.

[12] Wei W, Tao T, Jian H, et al. On the hysteresis characteristics and compensation control strategy of a pneumatic hydrodynamic retarder[J]. Physics of Fluids, 2024, 36(2).

[13] Zhao K, Liu W, Zhou R, et al. Model-free fast integral terminal sliding-mode control method based on improved fast terminal sliding-mode observer for PMSM with unknown disturbances[J]. ISA Transactions, 2023, 143: 572-581.

[14] Yu S, Xie M, Wu H, et al. Composite proportional-integral sliding mode control with feedforward control for cell puncture mechanism with piezoelectric actuation[J]. ISA Transactions, 2022, 124: 427-435.

[15] Khan A H, Li S. Sliding mode control with PID sliding surface for active vibration damping of pneumatically actuated soft robots[J]. IEEE Access, 2020, 8: 88793-88800.

[16] Li M, Yang K, Zhu Y, et al. State/model-free variable-gain discrete sliding mode control for an ultraprecision wafer stage[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016, 64(8): 6695-6705.

[17] Wang P, Zhang D, Lu B. Trajectory tracking control for chain-series robot manipulator: Robust adaptive fuzzy terminal sliding mode control with low-pass filter[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2020, 17(3): 1729881420916980.

[18] Gao X, Deng J, Wang W, et al. A compact 2-DOF cross-scale piezoelectric robotic manipulator with adjustable force for biological delicate puncture[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2024.

[19] Yuan S, Deng W, Yao J, et al. Robust control for bidirectional stabilization system with time delay estimation[J]. International Journal of Control, Automation and Systems, 2024, 22(4): 1163-1175.

[20] Mišković L, Tricomi E, Zhang X, et al. Hybrid rigid-soft and pneumatic-electromechanical exoskeleton for multi-joint lower limb assistance[J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2024.

[21] Saied M, Shraim H, Francis C. A review on recent development of multirotor UAV fault-tolerant control systems[J]. IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine, 2023, 39(9): 146-180.

[22] Yu S, Xie M, Ma J, et al. Precise robust motion tracking of a piezoactuated micropuncture mechanism with sliding mode control[J]. Journal of the Franklin Institute, 2021, 358(8): 4410-4434.

[23] 任明亮, 贾志强, 盛庆红, 等. 基于自适应平滑 KF-PDA 算法的舰船单目标跟踪[J]. 数据采集与处理, 2024, 39(06): 1470-1478.

REN Mingliang, JIA Zhiqiang, SHENG Qinghong, et al. Ship single-target tracking based on adaptive smooth KF-PDA algorithm[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2024, 39(6): 1470-1478.

[24] Zhang D J, Zhao Z Y, Gao H Y, et al. Dynamic response of sandwich panel attached with a double mass-spring-damping system to shallow-buried explosion: Analytical modeling[J]. Science China Technological Sciences, 2024, 67(2): 568-586.

[25] Pan Q, Chen X, Zhang Y, et al. A cross-band piezoelectric screw motor operating in multimode[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2024.

[26] Yu S, Yu X, Shirinzadeh B, et al. Continuous finite-time control for robotic manipulators with terminal sliding mode[J]. Automatica, 2005, 41(11): 1957-1964.

[27] Ma J, Xie M, Chen P, et al. Motion tracking of a piezo-driven cell puncture mechanism using enhanced sliding mode control with neural network[J]. Control Engineering Practice, 2023, 134: 105487.

作者简介:



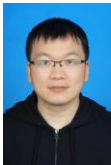
郑义隆 (1999-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 智能机器人、生物细胞跨尺度力位混合控制策略的研究, E-Mail: 2523239936@qq.com



熊文韬 (1995-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 显微操作机器人与鲁棒精密运动控制的研究。



张俊辉 (2001-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 机器视觉、鲁棒精密运动控制的研究。



余胜东 (1987-), 通信作者, 男, 副研究员, 硕士生导师, 研究方向: 非线性鲁棒控制与微纳操作机构设计的研究, E-mail: shengdong@nuaa.edu.cn