

机器人血管介入手术自适应滑模预测控制

孙丽岩, 胡陟, 崔国华, 戴贤萍

上海工程技术大学电子电气工程学院, 上海 201620

【摘要】利用滑模控制的鲁棒性提高控制系统对不同病人血管力学特性变化的适应性,设计自适应滑模控制,通过自适应机制让控制器适应不同虚拟环境模拟的需要,降低滑模控制抖振。在自适应滑模控制作用下引用外推预测算法,降低延时对控制效果的影响,提高力反馈透明度。研究表明,自适应滑模预测控制能提升系统稳定性,提高力反馈控制精度,提高柔性手术器械的力反馈控制系统真实感。本研究为具有柔性控制对象的系统设计以及力反馈真实感的提升有重要理论意义和实用价值。

【关键词】血管介入;非线性;自适应滑模控制;力反馈透明度

【中图分类号】R318;TB114.2

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)12-1564-07

Adaptive sliding mode predictive control for robot-assisted vascular interventional surgery

SUN Liyan, HU Zhi, CUI Guohua, DAI Xianping

School of Electronic and Electrical Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China

Abstract: The robustness of sliding mode control is utilized to improve the adaptability of the control system to changes in vascular mechanical properties of different patients. Adaptive sliding mode control is designed to adapt the controller to the needs of different virtual environment simulations through an adaptive mechanism, thereby weakening the chattering of sliding mode control. The extrapolation prediction algorithm is invoked under the adaptive sliding mode control to reduce the effects of delay on the control and improve force feedback transparency. The experimental results demonstrate that adaptive sliding mode predictive control can enhance system stability, force feedback control accuracy, and fidelity of force feedback control system for flexible surgical instruments. The study has important theoretical significance and practical value for the design of systems with flexible control objects and the improvement of force feedback fidelity.

Keywords: vascular intervention; nonlinearity; adaptive sliding mode control; force feedback transparency

前言

心血管介入手术具有技巧性强、操作复杂、手术时间长、X射线无端损伤等弊端,限制了血管介入手术的进一步发展和普及,而解决这些问题的重要方法是机器人技术和血管介入技术的有机结合^[1]。用导管机器人代替医生输送导管进行手术可以避免射线对人体的损伤,医生也能从手术现场解脱出来,在医学影像的辅助下在手术室外通过操作机器人输送

导管,改站姿为坐姿,防止疲劳,让医生能够更舒适地进行手术。在血管介入手术中,力反馈真实性要求交互系统提供给人手的反馈力跟虚拟环境一样,即要求系统具有透明性,系统透明度影响血管介入手术的效果,而系统存在建模不精确、变参数、延时问题等是影响透明度的因素。2017年,Soltani等^[2]在进行介入器械导管动力学建模时,将与导管弯曲形变有关的内力矩和跟导管形变无关的外部力矩分别进行建模,其动力学模型用来进行控制分析和稳定性验证。2018年,Sankaran等^[3]在欧拉-拉格朗日方程中加入导丝弯曲后的弹性势能,作为对介入器械导丝弯曲变形的补偿项,将弯曲引起的弹性势能作为非线性项,与导丝动力学模型的线性项分开考虑,设计力反馈控制策略。

滑模控制具有迅速响应、对参数变化及扰动不灵敏、实现简单等特点^[4]。使用滑模控制进行介入手

【收稿日期】2023-06-06

【基金项目】国家自然科学基金青年项目(62003207);国家重点研发计划(2019YFC0119303)

【作者简介】孙丽岩,硕士,研究方向:机器人控制技术,E-mail: 511478455@qq.com

【通信作者】胡陟,副教授,硕士导师,研究方向:力触觉反馈、力控制,E-mail: huzhi26@126.com

术力反馈控制,能够适应不同病人不同血管参数的变化。而模拟不同血管分岔口处碰撞力时,介入器械的动态特性不一样,使用自适应滑模控制,可以让系统适应不同动态特性的变化,有效降低抖振^[5-6]。Sira-Ramirez等^[7]将基于反步法的自适应控制和滑模控制设计方法相结合,实现了自适应滑模控制。Lin等^[8]采用自适应滑模控制方法,对不确定伺服系统进行自适应结构控制,设计一种新的积分滑动模面。Wheeler等^[9]为了保证变结构控制增益的参数适应性,提出一种新的自适应估计方法。2022年,Wang等^[10]为解决动态滞后非线性和模型参数中的不确定性,提出一种基于PID滑动面的有限时间自适应滑模控制方法。2023年,Azmi等^[11]针对输入和状态具有时变未知延时的非线性系统,设计了自适应容错控制器,以便在部分和全部执行器故障时提供合适的鲁棒性和性能。

目前血管介入机器人延时问题的研究主要在稳定性方面^[12],延时对透明度的影响已经被证实,并被一些学者列为下一个研究计划^[13-14]。血管介入手术存在着一定的时间延迟,延时的大小会降低医生手术中的力觉临场感,过大的延时会对手术的操作造成影响。在远程控制中延时对操作精度会产生直接影响。位姿与力觉信息的延迟会增加医生操作的心理压力,加大手术风险。本文针对机器人血管介入手术这一时变的动态过程,为消除参数变化及建模不精确因素影响,提出一种自适应滑模控制方法,能够有效降低抖振,达到期望的控制效果。同时采用线性外推算法,实现导管位姿预测,能够缓解延时对手术机器人力触觉反馈效果的影响,提高力反馈透明度^[15]。本文首先介绍血管介入机器人系统透明度分析,然后给出自适应滑模预测血管介入机器人控制系统设计,最后进行仿真实验并提出结论。

1 血管介入手术机器人系统透明度分析

1.1 血管介入手术机器人系统

血管介入手术机器人控制系统设计如图1所示。手术成功的关键在于导管进入血管分叉口时的力触觉信息,它能帮助医生进行判断并进行手术。力跟踪需要系统实时掌握,力反馈系统具有不确定性和非线性,因为力触觉反馈装置转置的传动钢丝绳是柔性的。自适应滑模具有实时识别功能,并对系统状态进行动态调整,使之逐步向实际值靠拢。自适应滑模控制用于主手端介入手术力反馈控制,以提高力反馈精度。

主从式血管介入手术机器人系统的整体结构框架图如图2所示。主从式操作系统由5个部分组成,

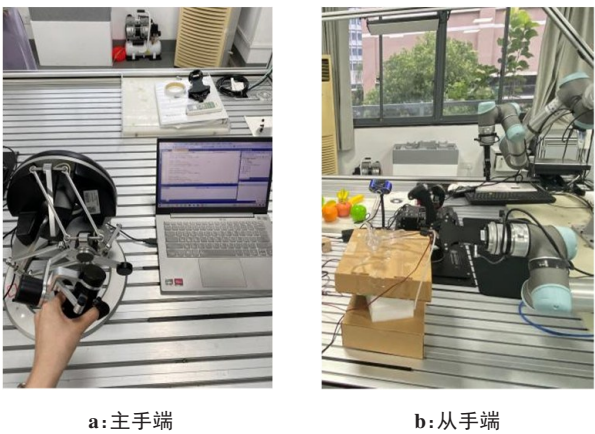


图1 血管介入手术机器人测量系统
Figure 1 Vascular interventional surgery robot measurement system

分别是操作者、主端控制回路、通讯链路、从端控制回路以及机器人。其中主端控制回路是整个系统的核心,也是最关键的环节。在主从式操作中,需要对多个任务进行协同处理,以实现整个控制系统的协调一致。由于导丝的动力学模型具有非线性,在模拟不同力学数据时,导丝可以表现出不同的动态特性。滑模控制具有快速响应、瞬态性能好、消除系统非线性、保证全局稳定等优点,适用于柔性体控制。模拟不同力学数据时,执行器提供力控制量不一样。而不同受力导致导丝在管道中具有不同的弯曲状态,其动力学特性会有变化。在模拟不同的病人血管时,也会有力学参数的变化。

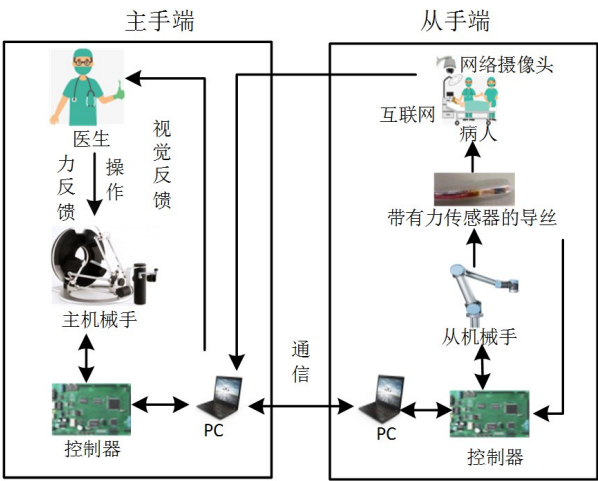


图2 主从式血管介入手术机器人系统结构
Figure 2 Master-slave vascular interventional surgery robot system

主手端力反馈控制需要克服操作者在使用力反馈装置过程中感受到的不符合真实手术操作所感受的重力及摩擦力,即进行力补偿;而力反馈装置也存

在建模不精确和参数变化问题。本文为消除参数变化及建模不精确因素影响采用滑模控制。但是滑模控制的性能是以控制量的高频抖振换取的,不可避免地会出现抖振问题,为了进一步抑制抖振,自适应机制可以减少输入高频抖振,提高力控制精度。本文使用自适应滑模控制器可以有效适应不同力学数据模拟的需要,以及不同人体血管力学参数变化。

1.2 系统延时影响分析

血管介入手术机器人系统存在以下延时环节: 通讯延时、数据获取和处理、力触觉渲染以及执行器响应4个部分^[16],如图3所示。综合各环节实验,即可得到主从系统总延时。(1)通讯延时:在远程手术中,从主控制台发送的控制信号通过网络传输到机器人手臂。网络通讯流程如图4所示。数据传输过程中不可避免地产生时间延迟^[17]。信号延迟不确定性和数据包丢失率等问题严重约束着远程手术的安全开展^[18]。Ainchwar等^[19]通过使用MPC提供一种初步的闭环解决方案,用于补偿记录数据中的时间延时和损失;(2)数据获取和处理延时:从端机械臂与血管环境交互时,会产生碰撞力,安装在导管上的力传感器需要时间采集和处理这些数据,都会产生一定的延时;(3)力触觉渲染延时:在虚拟现实模拟器中,检测到血管和导管碰撞情况下,根据动力学方程和动力学规律进行分析并计算出虚拟力。力觉渲染通过转换、处理计算出的虚拟力,此时也会产生一定的延时;(4)执行器响应延时:本文使用主手端力反馈设备Omega.7,人手操纵操控器产生x、y、z轴方向的3个自由度,利用伺服直流电动机驱动,以产生力反馈。该响应时间与电机驱动器的响应时间、驱动器的电流环速度相关。

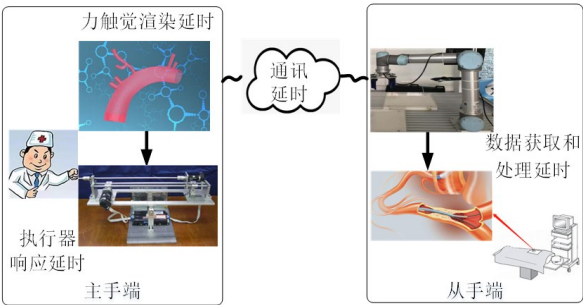


图3 血管介入机器人系统各种延时环节
Figure 3 Various delay links of the vascular interventional robot system

当延时达到100 ms及以上时,受试者的反应速度、操作速度与延时成反比,误差率达到稳定水平,

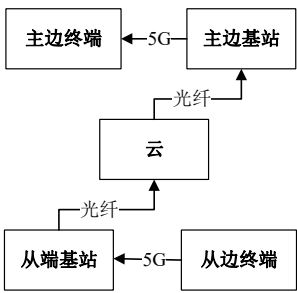


图4 基于5G网络技术的遥操作手术通讯环节
Figure 4 Teleoperation communication link based on 5G network technology

系统的透明性和操作性也会受到影响^[20]。手术效果和成功率的主要影响因素为延时,延时过大的情况下操作时间会增加,同时也会导致手术风险增大^[21]。由于上述4个因素所导致的时间延迟从数十毫秒到数百毫秒不等,具体本地手术延时和远程手术延时大小如表1所示。但在人机交互中,对于硬件配置和软件限制的不同,延迟在所难免^[22]。在基于虚拟现实的远程控制系统中,通过外推算法,降低延时对控制效果造成的影响,具有一定的现实意义。

表1 本地手术延时和远程手术延时(ms)
Table 1 Delays in telesurgery and local surgery (ms)

延时环节	本地手术	远程手术
数据获取和处理延时	5	5
通讯延时	25	140
力触觉渲染延时	5	5
执行器响应延时	50	50
总延时	85	200

2 自适应滑模预测血管介入机器人控制系统设计

2.1 基于指数趋近率控制的抖振分析

离散系统的滑模变结构控制律采用离散指数趋近律进行设计,其优越性很多,但系统会因离散逼近律参数的影响而产生较大的振动,离散时间系统的周期也会受到影响^[23]。基于指数的离散趋近律为:

$$s(k+1) = (1-qT)s(k) - \varepsilon T \operatorname{sgn}(s(k))$$
$$= (1-qT)s(k) - \varepsilon T \frac{s(k)}{|s(k)|}$$
$$= \left(1-qT - \frac{\varepsilon T}{|s(k)|}\right)s(k) = ps(k) \tag{1}$$

其中,采样时间T远小于1 s,即T≪1.0。

由式(1)可知:

$$|p| = \frac{|s(k+1)|}{|s(k)|}, p = 1 - qT - \frac{\varepsilon T}{|s(k)|} \quad (2)$$

显然 $p < 1$ 。针对式(1), 分以下3种情况进行讨论:

(1) 当 $|s(k)| > \frac{\varepsilon T}{2 - qT}$ 时, 有:

$$p > 1 - Tq - \frac{\varepsilon T(2 - qT)}{\varepsilon T} \quad (3)$$

$$p > -1$$

则 $|p| < 1, |s(k+1)| < |s(k)|, |s(k)|$ 是递减的。

(2) 当 $|s(k)| < \frac{\varepsilon T}{2 - qT}$ 时, 有:

$$p < 1 - Tq - \frac{\varepsilon T(2 - qT)}{\varepsilon T} \quad (4)$$

$$p < -1$$

则 $|p| > 1, |s(k+1)| > |s(k)|, |s(k)|$ 是递增的。

(3) 当 $|s(k)| = \frac{\varepsilon T}{2 - qT}$ 时, 有:

$$p = 1 - Tq - \frac{\varepsilon T(2 - qT)}{\varepsilon T} = -1 \quad (5)$$

则 $|p| = 1, |s(k+1)| = |s(k)|, |s(k)|$ 是递增的。

由上述分析可知, $|s(k)|$ 值递减的充分条件为:

$$|s(k)| > \frac{\varepsilon T}{2 - qT} \quad (6)$$

在滑模运动过程中, $|s(k)|$ 的值无限接近 $\frac{\varepsilon T}{2 - qT}$,

一旦满足 $|s(k)| = \frac{\varepsilon T}{2 - qT}$, 系统就进入振荡状态。对

于任意初始值 $s(0) \neq 0$, 当 $k \rightarrow \infty, |s(k)| \rightarrow \frac{\varepsilon T}{2 - qT}$,

且当 $|s(k)| = \frac{\varepsilon T}{2 - qT}$ 时, 有 $s(k+1) = -s(k)$ 。因此, 当 $k \rightarrow \infty$ 时, 滑模运动的稳态振荡幅度为:

$$h = \frac{\varepsilon T}{2 - qT} \quad (7)$$

根据上述分析可知, $s(k)$ 的收敛程度受 ε, q 和 T 的影响, 尤其受 ε, T 的影响。只有当 ε, T 足够小时, $|s(k)|$ 才能变得很小。

2.2 自适应滑模控制器的设计

自适应滑模控制是一种新的控制策略, 针对不确定的非线性系统^[24]。它结合自适应滑模控制和滑动模态自适应控制的优点, 利用自适应控制律获得系统的不确定信息, 再根据所获得的信息对滑动控制器进行调整, 以降低系统的不确定程度和滑模控制的保守性。该系统既保持了滑模控制对外部干扰和未建模动态的鲁棒性, 又消除了自适应控制滑模控制的不足。

本项目设计自适应滑模控制系统, 以适应不同力学数据及动态特性的变化。常规滑模控制具有较强的鲁棒性, 可以适应不同患者血管力学参数的变化。但是, 为了保证分段非线性系统的鲁棒性和抗干扰性, 在靠近滑模面时有较大的切换增益, 不可避免会出现抖振问题。切换增益自适应机制可以减少输入高频抖振, 提高力控制精度。自适应滑模控制可以有效适应不同力学数据模拟的需要, 以及不同人体血管力学参数变化。控制系统整体结构如图5所示。

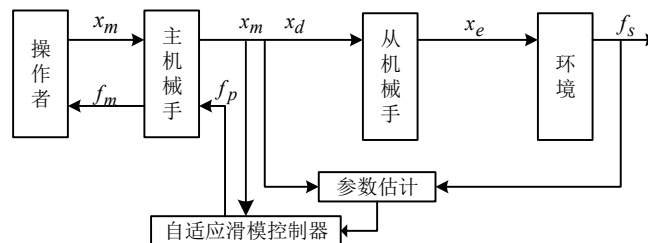


图5 主从式手术机器人自适应滑模控制系统

Figure 5 Adaptive sliding mode control system of master-slave surgery robot

如图5所示, 主机机械手控制器采用自适应滑模控制器, 将从机械手和环境视为广义对象, 输入和输出分别为位置信号和环境接触力。控制算法包括目标参数的在线参数估计和控制器参数的在线调整。常规滑模控制切换增益控制率如下:

$$u_n = -\alpha \sqrt{|s|} \text{sign}(s) \quad (8)$$

其中, $\alpha > 0$ 为控制增益。当 $s \neq 0$ 时:

$$\dot{V} = s\dot{s} \leq -\alpha s \sqrt{|s|} \text{sign}(s) = -\alpha \sqrt{|s|} |s| < 0 \quad (9)$$

设置基于指数趋近律如式(1)所示。使 $|s(k)| > \frac{\varepsilon T}{2 - qT}$ 时, $s(k)$ 值才会递减, 这就要求 $Tq + \frac{\varepsilon T}{|s(k)|} < 2$, 即 ε 的值应满足:

$$\varepsilon < \frac{1}{T}(2 - Tq)|s(k)| \quad (10)$$

取自适应率为:

$$\varepsilon = |s(k)|/2 \quad (11)$$

显然,如果采样时间 T 满足:

$$T < \frac{4}{1 + 2q} \quad (12)$$

则式(10)得到满足。由式(1)和式(11)得到改进的离散趋近律:

$$s(k+1) - s(k) = -qTs(k) - \frac{|s(k)|}{2}T\text{sgn}(s(k)) \quad (13)$$

离散趋近律式(13)所对应的控制律为:

$$u(k) = -(CB)^{-1} \left[CAx(k) - (1 - qT)s(k) + \frac{|s(k)|}{2}T\text{sgn}(s(k)) \right] \quad (14)$$

其中, $s(k) = Cx(k)$ 。由离散趋近律式(13)得:

$$\begin{aligned} & [s(k+1) - s(k)]\text{sgn}(s(k)) \\ &= \left[-qTs(k) - \frac{|s(k)|}{2}T\text{sgn}(s(k)) \right] \text{sgn}(s(k)) \quad (15) \end{aligned}$$

$$= -(q + 0.5)T|s(k)| < 0$$

$$\begin{aligned} & [s(k+1) + s(k)]\text{sgn}(s(k)) \\ &= \left[(2 - qT)s(k) - \frac{|s(k)|}{2}T\text{sgn}(s(k)) \right] \text{sgn}(s(k)) \quad (16) \\ &= (2 - 0.5T - qT)|s(k)| > 0 \end{aligned}$$

结果表明,滑模趋近律式(16)满足离散滑动模态的存在和可到达性条件,控制系统稳定。

2.3 线性外推算法

外推算法是通过牺牲仿真精度来降低仿真过程中使用的网络通信量以及减轻网络延时影响,是在虚拟现实远程控制的重要算法^[25]。在仿真过程中外推算法在观察器上保存物体的运动状态信息如当前位置、速度、加速度等,根据外推算法在本地预测仿真物体的状态,外推算法主要分为通用目的DR和特殊化DR两类推算目标包括位置推算和方向推算。

设离散信号每个采样点 i 所对应的时刻为 t_i , 幅值为 $x(t_i)$, 则:

$$t \in [t(1), t(2), \dots, t(i)] = [t_1, t_2, \dots, t_i] \quad (17)$$

$$x(t) \in [x(t_1), x(t_2), \dots, x(t_i)] = [x_1, x_2, \dots, x_i] \quad (18)$$

其采样步长为 Δt , $x(t)$ 有 M 个极大值和 N 个极小值,具有对应序列的下标时间 (T_m, T_n) 和函数幅值 (U, V) 。 T_m 和 T_n 分别对应于极大值及极小值序列下标的时间矩阵, U 和 V 分别为极大值及极小值的规定的函数幅值。

线性外推法根据端点的发展趋势确定端点处的极值。线性外推算法原理如图6所示,在左端延拓为:连接第一个极大值点 $U(1)$ 和第二个极大值点 $U(2)$ 交于端点横坐标对应轴,得到点 P 。在点 P 的值大于端点值的情况下,认为点 P 为延拓的极大值点;相反,端点是延拓的极大值点,该极大值点的振幅记为 $U(0)$ 。同理,连接第一个极小值点和第二个极小值点交于端点横坐标对应轴,得到点 Q 。在点 Q 的值大于端点值的情况下,则认为点 Q 为延拓的极小值点;相反,认为端点是延拓的极小值点,该极小值点的振幅记为 $V(0)$ 。右端延拓同理,进行上下包络线的拟合。

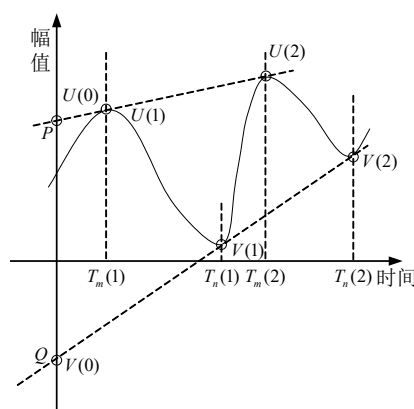


图6 线性外推算法原理

Figure 6 Principle of linear extrapolation algorithm

3 仿真验证

3.1 导丝与血管碰撞力响应模拟

本文以经过与实测交互力验证后的仿真力与力反馈误差为滑模面,设计滑模控制算法。仿真设置血管长度为12 cm,血管分岔口角度为90°。将滑模控制器处理过的位姿变化数据引用在基于弹簧-质子的血管模型中,其中人体模型血管刚度系数 K 为 2×10^5 N/m,粘性系数 $b=20$ N·s/m输出的模拟反馈力如图7所示。图7中测量力数据为实验室前期根据文献[26]的交互装置测得的介入手术交互力,实测的交互力进行滤波得到滤波力。图7中计算力是根据其人体血管数据形成的仿真力。仿真数据与实验中的力有相同的变化趋势,将实测的交互力进行滤波与仿真力比较,最大误差为0.09 N。针对导管与血管发生碰撞时的力突变过程,给出力变化曲线,进行力控制分析。

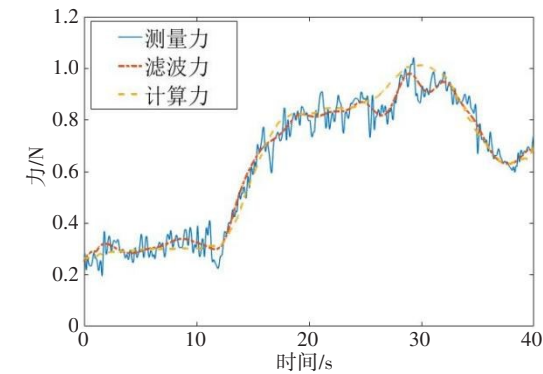


图7 真实交互力与仿真数据对比
Figure 7 Comparison of real interaction forces with simulation data

3.2 基于外推预测算法改进的自适应滑模的力反馈控制

从图8和图9可以看出,在10 s处,期望力线性增加时,基于指数趋近律的滑模控制器和本文算法均可以实现0.15 s内稳定跟踪期望力,跟踪力误差收敛至 5×10^{-5} N范围内,而不带外推的自适应滑模控制器由于系统延时的影响不能够适应这种模式的期望力变化,跟踪误差不收敛。

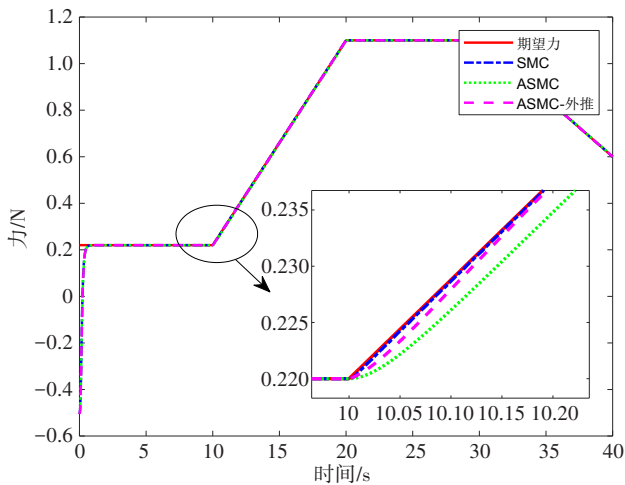


图8 力反馈跟踪曲线
Figure 8 Force feedback tracing curve

从图10和图11可以看出,基于指数趋近律的滑模控制器因滑模面震荡导致控制量的剧烈震荡,不利于工程应用。而本文提出的自适应滑模控制器均能够使滑模面在1 s内收敛,控制量也比较平滑,不存在反复上下波动的情况。

4 结 论

本文设计并实现自适应滑模预测控制策略,可

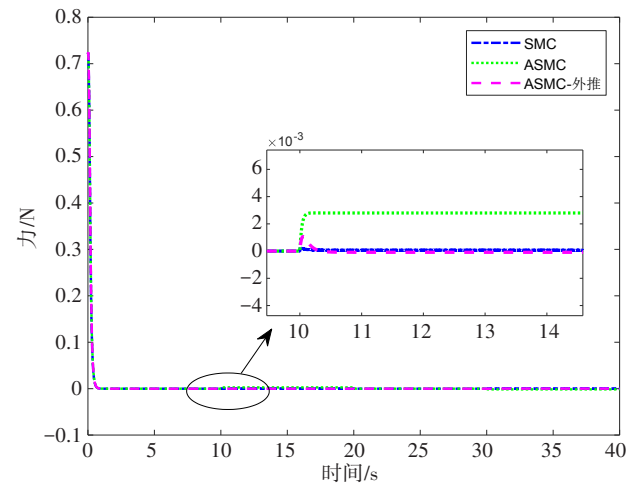


图9 力反馈跟踪控制误差
Figure 9 Force feedback tracking control errors

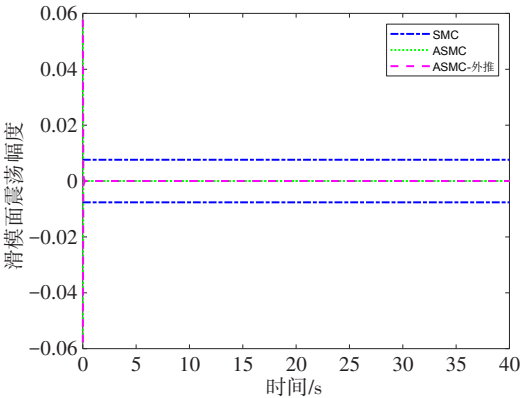


图10 滑模面震荡幅度
Figure 10 Oscillation amplitude of the sliding surface

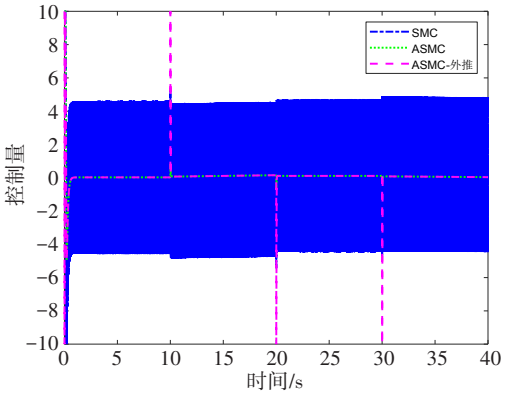


图11 控制量变化过程
Figure 11 Control quantity changes over time

以有效缓解参数变化带来的影响,提高力反馈控制精确度,提升响应速度。采用线性外推算法,实现导管位姿预测,缓解延对手术机器人力触觉反馈效果的影响,提高血管介入手术系统力反馈透明度。

【参考文献】

- [1] Rafii-Tari H, Payne CJ, Yang GZ. Current and emerging robot-assisted endovascular catheterization technologies: a review[J]. *Ann Biomed Eng*, 2014, 42(4): 697-715.
- [2] Soltani MK, Khanmohammadi S, Ghalichi F, et al. A soft robotics nonlinear hybrid position/force control for tendon driven catheters[J]. *Int J Control Autom*, 2017, 15(1): 54-63.
- [3] Sankaran NK, Chembrammel P, Siddiqui A, et al. Design and development of surgeon augmented endovascular robotic system[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2018, 65(11): 2483-2493.
- [4] 高为炳. 变结构控制理论基础[M]. 北京: 中国科学技术出版社, 1990. Gao WB. Basis of variable structure control theory[M]. Beijing: Science and Technology of China Press, 1990.
- [5] 张元涛. 不确定非线性系统的自适应滑模控制及应用研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2011. Zhang YT. Adaptive sliding mode control and its application for uncertain nonlinear systems[D]. Chongqing: Chongqing University, 2011.
- [6] Ma Z, Sun G. Adaptive hierarchical sliding mode control with input saturation for attitude regulation of multi-satellite tethered system[J]. *J Astronaut Sci*, 2017, 64(2): 207-230.
- [7] Sira-Ramirez H, Llanes-Santiago O. Adaptive dynamical sliding mode control via backstepping[C]//Proceedings of 32nd IEEE Conference on Decision and Control. San Antonio: IEEE, 1993: 1422-1427.
- [8] Lin FJ, Chiu SL, Shyu KK. Novel sliding mode controller for synchronous motor drive[J]. *IEEE Trans Aerosp Electron Syst*, 1998, 34(2): 532-542.
- [9] Wheeler G, Su CH, Stepanenko Y. A sliding mode controller with improved adaptation laws for the upper bounds on the norm of uncertainties[J]. *Automatica*, 1998, 34(12): 1657-1661.
- [10] Wang Z, Xu R, Wang L, et al. Finite-time adaptive sliding mode control for high-precision tracking of piezo-actuated stages[J]. *ISA Transact*, 2022, 129: 436-445.
- [11] Azmi H, Yazdizadeh A. Adaptive delay dependent sliding mode fault-tolerant controller design for nonlinear systems with unknown time-varying input and state delays[J]. *Eur J Control*, 2023, 69: 100756.
- [12] Guo J, Liu C, Poignet P. A scaled bilateral teleoperation system for robotic-assisted surgery with time delay[J]. *J Intell Robot Syst*, 2019, 95(1): 165-192.
- [13] Guo S, Song Y, Yin X, et al. A novel robot-assisted endovascular catheterization system with haptic force feedback[J]. *IEEE Trans Robot*, 2019, 35(3): 685-696.
- [14] Bao X, Guo S, Xiao N, et al. A cooperation of catheters and guidewires-based novel remote-controlled vascular interventional robot[J]. *Biomed Microdevices*, 2018, 20(1): 1-19.
- [15] 魏青, 崔龙. 基于时延预测的遥操作机器人预测显示方法[J]. *机器人*, 2017, 39(3): 298-306. Wei Q, Cui L. Predictive display for telerobot based on time-delay prediction[J]. *Robot*, 2017, 39(3): 298-306.
- [16] Korzeniowski P, White RJ, Bello F, et al. VCSim3: a VR simulator for cardiovascular interventions[J]. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2018, 13(1): 135-149.
- [17] Miao Y, Jiang Y, Peng L, et al. Telesurgery robot based on 5G tactile internet[J]. *Mobile Netw Appl*, 2018, 23(6): 1645-1654.
- [18] 刘荣, 赵国栋, 孙玉宁, 等. 5G远程机器人手术动物实验研究[J]. *中华腔镜外科杂志(电子版)*, 2019, 12(1): 45-48. Liu R, Zhao GD, Sun YN, et al. Animal experiment for 5G remote robotic surgery[J]. *Chinese Journal of Laparoscopic Surgery (Electronic Edition)*, 2019, 12(1): 45-48.
- [19] Ainchwar A, Ladoie JS, Neculescu D. Analysis of wireless and internet link failure effects on open loop remote control of motors[C]//ALLSENSORS 2018, The Third International Conference on Advances in Sensors, Actuators and Sensors. 2018: 49-53.
- [20] Jay C, Glencross M, Hubbard R. Modeling the effects of delayed haptic and visual feedback in a collaborative virtual environment[J]. *ACM Trans Comput Hum Interact*, 2007, 14(2): 415-438.
- [21] Perez M, Xu S, Chauhan S, et al. Impact of delay on telesurgical performance: study on the robotic simulator dV-Trainer[J]. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2016, 11(4): 581-587.
- [22] Casiez G, Conversy S, Falce M, et al. Looking through the eye of the mouse: a simple method for measuring end-to-end latency using an optical mouse[C]//Proceedings of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software & Technology. Charlotte, 2015: 629-636.
- [23] Ben Mansour H, Mokhtar L, Said Nouri A. Discrete sliding mode control with optimal generalized sliding function for non-minimum phase system[J]. *Proc Inst Mech Eng Part I J Syst Control Eng*, 2022, 236(6): 1176-1186.
- [24] Tuan HM, Sanfilippo F, Hao NV. A novel adaptive sliding mode controller for a 2-DOF elastic robotic arm[J]. *Robotics*, 2022, 11(2): 47.
- [25] Zhang L, Huang J, Li H. Splitting extrapolation algorithms for solving linear delay Volterra integral equations with a spatial variable[J]. *Appl Numer Math*, 2022, 178(1): 372-385.
- [26] Bao X, Guo S, Xiao N, et al. A cooperation of catheters and guidewires-based novel remote-controlled vascular interventional robot[J]. *Biomed Microdevices*, 2018, 20(1): 1-19.

(编辑:陈丽霞)