

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2025.03.017

生物力学与材料

双臂手术机器人力控制优化

方程, 胡陟

上海工程技术大学电子电气工程学院, 上海 201620

【摘要】讨论双臂手术机器人辅助系统中的机械臂在拉伸软组织时的情况,探讨拉伸过程中的力控制优化问题。采用自适应阻抗控制方案,以解决软组织接触环境中非线性刚度变化带来的力误差挑战。该方案结合在线自适应策略,用于调整阻抗参数和参考轨迹。通过基于李亚普诺夫函数的估计器提高轨迹精度,通过模型预测控制调整阻抗参数,使机器人在拉伸过程中能够避免实时力超调并提高力收敛速度。实验结果显示,提出的控制策略成功规避了力超调,在实时接触过程中加快力收敛速度。这种方法有助于实现软组织手术中的精确力控制,为未来临床应用奠定基础。

【关键词】力跟踪;自适应阻抗控制;力超调避免;加速收敛;模型预测控制

【中图分类号】R318;TP242

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)03-0397-09

Force control optimization for dual-arm surgical robot

FANG Cheng, HU Zhi

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

Abstract: This study explores how the robotic arm in a dual-arm surgical robot-assisted system stretches soft tissue, and specifically discusses the issue of force control optimization during the stretching. To address the force error challenges posed by non-linear stiffness changes in soft tissue contact, adaptive impedance control scheme is adopted, which combines with an online adaptive strategy to adjust impedance parameters and reference trajectories. The trajectory accuracy improvement through an estimator based on Lyapunov function and impedance parameter adjustment through model predictive control enable the robot to void real-time force overshoot and improve the force convergence speed during the stretching. Experimental results show that the proposed control strategy successfully avoids force overshoot and accelerates force convergence during real-time contact. The proposed approach supports precise force control during soft tissue surgery and lays a foundation for future clinical applications.

Keywords: force tracking; adaptive impedance control; force overshoot avoidance; accelerated convergence; model predictive control

前言

口腔根尖周围病变在口腔颌面外科领域比较常见,机器人辅助内镜微创手术是治疗这种病变的重要手段。由于口腔根尖周围病变的病理特性和解剖复杂性,进行口腔根尖微创手术时,需要对软组织进行适度的拉伸操作以确保手术区域的有效显露。然

而,必须谨慎控制施加在组织上的力,以确保手术的安全性。本文聚焦于口腔双臂手术机器人辅助根尖微创手术中拉伸操作的安全控制。在拉伸过程中,柔顺力控制是确保手术安全性的关键。由于口腔软组织在拉伸过程中可能会遇到局部组织刚度变化,而接触环境的刚度不确定性可能导致力控制效果较差。因此,在这个过程中,软组织受力若不能迅速达到安全水平并持续维持,可能会对患者的舒适度造成负面影响,同时也会增加软组织损伤的风险。为了解决这一问题,本文提出关于双臂手术机器人操作过程中柔顺力控制的研究策略,旨在提高其在医疗辅助中的安全性。一般情况下,可以实现准确的机器人建模^[1]。然而,在外科手术过程中准确地对软组织进行建模是具有挑战性的。在实际应用中,软组织模型中的误差可能会积累,影响运动规划的准

【收稿日期】2024-11-09

【基金项目】国家自然科学基金(62003207);国家重点研发计划(2019YFC0119303);中国博士后基金面上项目(2021M690629)

【作者简介】方程,硕士研究生,研究方向:机器人技术,E-mail:fangchengemail@163.com

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

确性,潜在地导致与期望轨迹的偏差,从而影响力跟踪性能。在手术中准确估计软组织信息对于实现期望的结果至关重要。在实践中,外科机器人通常通过在手腕和末端执行器之间安装力/扭矩传感器来收集与外界的接触力信息。将这些信息与它们自己的运动状态结合起来,用于估计软组织信息,实现在力控制过程中对标准外伤力的精确跟踪。在过去的几十年中,研究人员一直在探索实时力跟踪。在具有确定性环境信息或已知静态环境的环境中,传统的力控制策略,包括阻抗控制^[2-4]、混合位置和力控制^[5],可以取得出色的性能。然而,在涉及不确定性和动态变化的软组织的环境中,准确地制定一个能够精确描述各种未知特征的模型是具有挑战性的。这种复杂性使得力跟踪特别具有挑战性。

在未知和变化的环境中的力跟踪控制方法可以分为3大类别^[6]:(1)间接调整参考轨迹;(2)直接调整参考轨迹;(3)变阻抗控制。第一类系统地确定环境参数,如刚度和位置,以精确生成参考轨迹。第二类使用先前信息更新参考轨迹。最后一类基于力反馈信息有针对性地调整阻抗参数。在文献[7]中引入一种基于小波神经网络的智能阻抗控制方法,用于自适应可变阻抗,该方法增强了在动态和未知环境中的力跟踪和交互效率,优于传统的阻抗控制方法。在文献[8]中通过引入一个预PID调节阻抗函数和一个动态自适应调整函数改进力控制器,解决瞬态接触力响应、超调和稳态力跟踪误差的问题。文献[9]中提出一种基于非线性观测器和自适应径向基函数神经网络的力跟踪阻抗控制方案,专为具有不确定性和外部干扰的机器人系统设计。文献[10]提出一种自适应可变阻抗控制方法,该方法通过调整目标刚度来补偿地形不确定性,在复杂未知地形中最小化力跟踪误差并提高机器人稳定性。文献[11]中介绍在未知接触环境中实现高性能运动跟踪和力/阻抗控制的统一方法,用于控制和动态轨迹调整的健壮模型。文献[12]提出一种基于自适应阻抗控制的磨削和抛光机器人的混合控制策略,通过主动和顺应运动消除由加工接触引起的冲击。在文献[13]中提出一种用于柔性机械臂的自适应神经网络边界控制方案,解决输入约束、模型不确定性和外部干扰的问题。文献[14]中的康复步行的最优阻抗控制器通过在治疗过程中实时估计关节扭矩来最大程度地提高患者参与度,通过基于估计扭矩的模型预测控制调整机器人阻抗参数。

尽管这些力跟踪应用展示这3类方法的可行性,但它们的重点主要在于实时跟踪接触力到期望力的能力。然而,对力跟踪性能的全面评估受到限制。

在接触力迅速收敛到期望力并在此过程中发生力超调的问题上,缺乏深入的探讨。在外科机器人辅助系统中,这一方面至关重要。外科机器人辅助系统必须在协助外科手术过程中实现出色的力跟踪性能。这意味着在拉伸软组织过程中,接触力必须能够迅速而准确地收敛到标准外伤力,而不会发生超调。本文的主要贡献总结如下:(1)引入基于Lyapunov的环境属性估计器,用于表征碰撞过程中环境位置和刚度的动态特性,使用Lyapunov直接法确保全局渐近稳定性和收敛性;(2)对自适应阻抗控制过程进行性能分析,揭示力控制过程中力超调与力误差收敛速率之间的平衡关系,这为后续提出的控制方案奠定坚实的基础;(3)提出基于模型预测控制(MPC)的自适应阻抗控制方案,旨在有效防止力超调,同时保持力跟踪和加速力误差的收敛。

1 系统框架

1.1 机器人与环境的接触模型

六关节机器人的动力学方程描述了系统中每个关节运动与施加扭矩之间的关系^[15-16]。通常动力学方程的形式如下所示:

$$M \cdot \ddot{q} + C \cdot \dot{q} + G = \tau \quad (1)$$

当然,为了使机器人系统能够感知外部力,可以考虑在动力学方程中引入外部扭矩项。方程可以修改如下所示:

$$M \cdot \ddot{q} + C \cdot \dot{q} + G = \tau + \tau_{\text{ext}} \quad (2)$$

在这里, q 是关节广义坐标的向量, $\dot{q}$ 是广义坐标速度的向量, $\ddot{q}$ 是广义坐标加速度的向量, M 代表惯性矩阵, C 是科里奥利-离心矩阵, G 代表重力矩阵, τ 表示关节扭矩的向量, τ_{ext} 表示外部力引起的关节扭矩的向量。通过雅可比矩阵 J^T 的变换,可以将其表示为实际坐标空间的形式:

$$M \cdot J^T \cdot \ddot{x} + C \cdot J^T \cdot \dot{x} + G = \tau + \tau_{\text{ext}} \quad (3)$$

对于外部扭矩分量,可以使用扭矩的定义: $\tau_{\text{ext}} = J^T \cdot F_{\text{ext}}$,其中 F_{ext} 是末端执行器上的力。将这个表达式代入动力学方程,可以得到:

$$M \cdot J^T \cdot \ddot{x} + C \cdot J^T \cdot \dot{x} + G = \tau + J^T \cdot F_{\text{ext}} \quad (4)$$

在考虑与机器人进行交互的环境模型时,通常将其概念化为一个二阶质点-弹簧-阻尼器系统。为了简化问题,本文中的环境模型被模拟为一个单弹簧系统,描述如下所示:

$$F_e = K_e(X_e - X) \quad (5)$$

其中, X_e 是环境的位置。 $K_e \in R^{6 \times 6}$ 是环境的对角刚度矩阵。机器人与环境的接触模型如图1所示。

1.2 机器人与环境接触模型

如图2所示,阻抗控制在力跟踪^[17]中的示意如

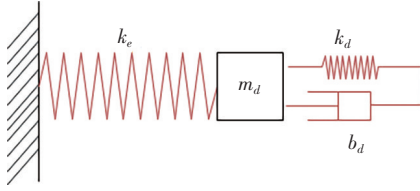


图1 机器人环境阻抗模型

Figure 1 Robot-environment impedance model

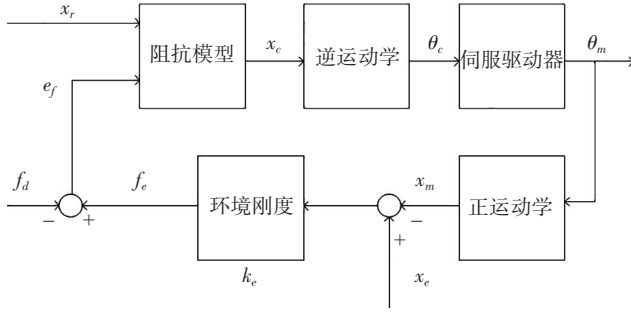


图2 力跟踪流程图

Figure 2 Force tracking flowchart

下。其中 x_r 、 x_c 和 x_m 分别表示机器人臂末端执行器的参考位置轨迹、执行器接收到的指令位置轨迹和测量位置轨迹。假设存在精确的位置控制即 $x_c = x_m$ 。由外部接触力引起的位置误差为 $e_x = x_m - x_r = x_c - x_r$ 。此外,当末端执行器与外部环境发生交互时,环境被概念化为具有刚度 k_e 的线性弹簧,其中 x_e 表示环境与末端执行器之间的初始接触位置。外部接触力 $f_e = k_e(x_m - x_e) = k_e(x_c - x_e)$ 。 f_d 表示机器人末端执行器对接触环境施加的期望力。力跟踪误差 $e_f = f_e - f_d$ 。

$$m_d \cdot \frac{d^2 e_x}{dt^2} + b_d \cdot \frac{de_x}{dt} + k_d \cdot e_x = e_f \quad (6)$$

其中, m_d 、 k_d 和 b_d 是用于模拟机器人系统的质点-弹簧-阻尼器系统的参数。通过将位置差 e_x 与参考轨迹 x_r 进行校准,得到指令轨迹:

$$x_c = x_r + e_x \quad (7)$$

关于阻抗模型,通常将其表示为具有传递特性的二阶线性系统。传递函数 $G(s) = 1/(m \cdot s^2 + b \cdot s + k)$ 。式(7)可以重写为:

$$x_c = x_r + e_f \cdot G(s) \quad (8)$$

该参考轨迹由伺服驱动系统进行跟踪。将式(5)和式(8)代入 e_f 的表达式中,可以重新定义为:

$$e_f = k_e \cdot x_c - k_e \left(x_r + \frac{e_f}{m_d \cdot s^2 + b_d \cdot s + k_d} \right) - f_d \quad (9)$$

重新排列式(9)得到:

$$e_f \cdot (m_d \cdot s^2 + b_d \cdot s + k_d + k_e) = (m_d \cdot s^2 + b_d \cdot s + k_d) \cdot [k_e \cdot (x_e - x_r) - f_d] \quad (10)$$

通过变换式(10),得到:

$$(e_f)_{ss} = \frac{k_d}{k_d + k_e} [k_e \cdot (x_e - x_r) - f_d] \quad (11)$$

其中, $(e_f)_{ss}$ 表示系统的稳态力跟踪误差。根据式(11),当式(12)中至少满足一个条件时,力跟踪误差可以收敛到零:

$$\begin{cases} x_r = x_e - \frac{f_d}{k_e} \\ k_d = 0 \end{cases} \quad (12)$$

将 k_d 设置为零是实现力跟踪误差收敛到零的一种直接方法。然而,这会导致对外部力或位移的最小响应,使得机器人无法保持所需的稳定性和精度。式(12)表明,通过精确获取关于环境位置 x_e 和刚度 k_e 的信息,可以使用这个公式计算参考轨迹。这个计算过程有助于精确施加期望力 f_d 到环境中。本研究的主要目标是设计自适应阻抗控制器,其包含一个能够快速而准确估计环境特性的估计器,以及一个在一定程度上解决力超调和力误差收敛速度之间不平衡的控制方案。

2 自适应阻抗控制器

利用基于 Lyapunov 函数^[18-19]的参数估计器来描述环境属性,特别是 x_e 和 k_e 。随后对自适应阻抗参数进行理论分析,为后续讨论奠定理论基础。最后介绍一种基于 MPC^[20-22]的自适应阻抗控制方案,其目标是在防止力超调的前提下,保持力的跟踪,并加速力误差的收敛。

2.1 环境属性的估计

定义 $\hat{x}_e$ 和 $\hat{k}_e$ 为 x_e 和 k_e 的估计值。基于式(12),参考轨迹 x_r 可以重新表达为:

$$x_r = \hat{x}_e - \frac{f_d}{\hat{k}_e} \quad (13)$$

估计的接触力 $\hat{f}_e$ 是:

$$\hat{f}_e = \hat{k}_e (x_m - \hat{x}_e), \hat{x}_e \leq x_m \quad (14)$$

估计力收敛到真实力的特征由以下表达:

$$\hat{f}_e - f_e = (\hat{k}_e - k_e) x_m - (\hat{k}_e \hat{x}_e - k_e x_e) \quad (15)$$

为了促进跟踪误差向零的收敛,将式(6)重新写成如下形式:

$$m \cdot \frac{d^2 e_x}{dt^2} + b \cdot \frac{de_x}{dt} + k \cdot e_x = k_p \cdot e_f + k_v \cdot \dot{e}_f + k_i \cdot \int_0^t e_f dt \quad (16)$$

在接触过程中,为了实现恒定的接触力,需要 x_m 大于 x_e 。为了简化计算,不失一般性,设置

$\ddot{x}_r = \dot{x}_r = 0$, 将式(13)和式(16)合成得到以下等式:

$$m \cdot \ddot{e}_j + (b + k_e \hat{k}_e) \cdot \dot{e}_j + (k + k_p \hat{k}_e) \cdot e_j + k_i \hat{k}_e \int_0^t e_j dt = 0 \quad (17)$$

从式(17)可以看出, 如果 $\hat{f}_e \rightarrow f_e$, 那么 $f_e \rightarrow f_d$ 。为了实现力跟踪, 必须确保 $\hat{f}_e \rightarrow f_e$ 。基于式(15), 设计以下的 Lyapunov 函数 $V(\hat{k}_e, \hat{x}_e)$, 以推导出 $\hat{k}_e$ 和 $\hat{x}_e$ 的更新法则, 确保 $\hat{f}_e \rightarrow f_e$:

$$V(\hat{k}_e, \hat{x}_e) = \frac{\varepsilon_1}{2} \cdot (\hat{k}_e - k_e)^2 + \frac{\varepsilon_2}{2} \cdot (\hat{k}_e \hat{x}_e - k_e x_e)^2 \quad (18)$$

其中, λ_1 和 λ_2 是正常数。 $V(\hat{k}_e, \hat{x}_e)$ 的导数可以表示为:

$$\dot{V}(\hat{k}_e, \hat{x}_e) = \varepsilon_1 (\hat{k}_e - k_e) \dot{\hat{k}}_e + \varepsilon_2 (\hat{k}_e \hat{x}_e - k_e x_e) (\dot{\hat{x}}_e \hat{k}_e + \hat{x}_e \dot{\hat{k}}_e) \quad (19)$$

如果 $\hat{x}_e$ 和 $\hat{k}_e$ 按照以下更新率进行更新, 那么估计值将会收敛到真实值:

$$\begin{cases} \dot{\hat{k}}_e = -\frac{x_m \cdot (\hat{f}_e - f_e)}{\varepsilon_1} \\ \dot{\hat{x}}_e = \frac{(\hat{f}_e - f_e)}{\hat{k}_e} \cdot \left(\frac{x_m \hat{x}_e}{\varepsilon_1} + \frac{1}{\varepsilon_2} \right) \end{cases} \quad (20)$$

将式(20)代入式(19)并简化, 得到以下表达式:

$$\dot{V}(\hat{k}_e, \hat{x}_e) = -(\hat{f}_e - f_e)^2 \quad (21)$$

这个 Lyapunov 函数的导数是负半定的, 因此 $\hat{x}_e$ 和 $\hat{k}_e$ 有保证收敛到真实值 x_e, k_e 。

2.2 性能分析

为了减轻在力跟踪中的力超调现象, 引入一种自适应机制来补偿阻抗参数。保持质量系数不变确保系统不会产生振荡。通过有效的在线生成参考位置, 解决力误差, 消除避免冗余的刚度系数调整的必要性。考虑到力超调主要源于接触力的振荡收敛, 控制方案则优先考虑在阻抗模型内进行在线阻尼系

数补偿。

$$f_e(t) - f_d(t) = m_d \cdot \ddot{e}_x(t) + (b_d + \hat{b}(t)) \cdot \dot{e}_x(t) + k_d \cdot e_x(t) \quad (22)$$

$\hat{b}(t)$ 使用基于力误差的一种变体形式进行在线补偿:

$$\begin{cases} \hat{b}(t) = \frac{b_d}{\dot{e}_x(t)} \cdot u(t) \\ u(t) = u(t - T_s) + \lambda \cdot \frac{f_d(t - T_s) - f_e(t - T_s)}{b_d} \end{cases} \quad (23)$$

其中, T_s 是控制器的采样周期, λ 表示控制器的更新速率。初始条件 $u(0)$ 通常被认为设定为零。

为了便于后续分析, 控制回路中的传递函数如图3所示。定义 $y(t) = f_d(t) - f_e(t)$, 并将式(23)重新表述为:

$$bu(t) = bu(t - nT_s) + \lambda y(t - nT_s) + \dots + \lambda y(t - T_s) \quad (24)$$

将式(24)代入式(22)得到:

$$\begin{aligned} e_f &= m_d \cdot \ddot{e}_x(t) + (b_d + \hat{b}(t)) \cdot \dot{e}_x(t) + k_d \cdot e_x(t) \\ &= m_d \cdot \ddot{e}_x(t) + b_d \cdot \dot{e}_x(t) + k_d \cdot e_x(t) + \\ &\quad \lambda \cdot (y(t - nT_s) + \dots + y(t - T_s)) \end{aligned} \quad (25)$$

对式(25)进行拉普拉斯变换, 可得出控制器的稳态传递函数为:

$$\frac{\hat{e}(s)}{y(s)} = \frac{\lambda \cdot (e^{-nT_s} + \dots + e^{-T_s}) + 1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} \quad (26)$$

假设 n 的值非常大, 式(26)可以重新定义为:

$$\begin{aligned} \frac{\hat{e}(s)}{y(s)} &= \frac{\lambda \cdot (e^{-nT_s} + \dots + e^{-T_s}) + 1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} = \frac{\lambda \cdot \sum_{n=1}^{\infty} e^{-nT_s} + 1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} = \\ &= \frac{\lambda \cdot \frac{e^{-T_s}}{1 - e^{-T_s}} + 1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} \end{aligned} \quad (27)$$

通过泰勒展开 $e^{-T_s} \approx 1 - T_s s$, 式(27)可以重新表述为:

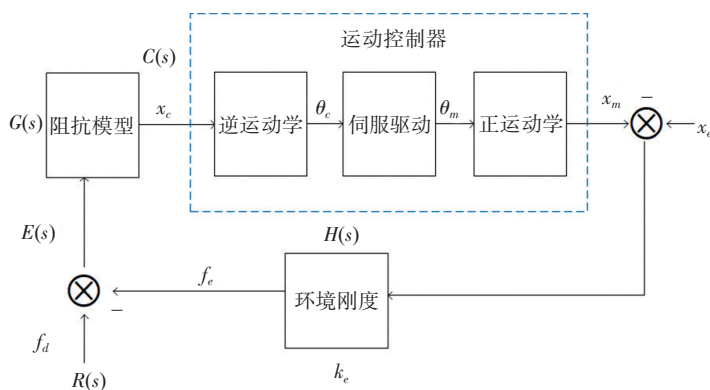


图3 力跟踪传递函数流程图

Figure 3 Force tracking transfer function flowchart

$$G(s) = \frac{\hat{e}(s)}{y(s)} = \frac{\lambda \cdot \frac{1 - T_s s}{T_s s} + 1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} \quad (28)$$

闭环系统的误差传递函数 $\Phi(s)$ 由下式给出:

$$\Phi(s) = \frac{E(s)}{R(s)} = \frac{1}{1 + G(s)H(s)} \quad (29)$$

对于简单的输入信号 $R(s) = \frac{1}{s}$ 、 $R(s) = \frac{1}{s^2}$ 和反馈回路传递函数 $H(s) = k_e$, 系统的稳态误差为:

$$\begin{aligned} (e_f)_{ss} &= \lim_{s \rightarrow 0} \Phi(s) R(s) = \lim_{s \rightarrow 0} \Phi(s) \frac{1}{s} \\ &= \lim_{s \rightarrow 0} s \cdot \frac{1}{\lambda \cdot \frac{1 - T_s s}{T_s s} + 1} \cdot \frac{1}{s} = 0 \end{aligned} \quad (30)$$

对于更复杂的输入信号, 例如 $r(t) = \cos(at^2)$, 动态误差通过长除法计算:

$$\begin{aligned} (e_f)_{ss} &= \lim_{s \rightarrow 0} \Phi(s) R(s) = \lim_{s \rightarrow 0} \Phi(s) \frac{1}{s^2} \\ &= \lim_{s \rightarrow 0} s \cdot \frac{1}{\lambda \cdot \frac{1 - T_s s}{T_s s} + 1} \cdot \frac{1}{s^2} = 0 \end{aligned} \quad (31)$$

$$\begin{aligned} (e_f)_{ss}(t) &= \Phi(0)r(0) + \dot{\Phi}(0)\dot{r}(0) + \ddot{\Phi}(0)\ddot{r}(0) + \dots \\ &= 0 + 0 - \frac{bT_s(\cos(at^2)4a^2t^2 + 2a\sin(at^2))}{\lambda \cdot k_e} + \dots \end{aligned} \quad (32)$$

从式(30)~式(32)可以看出, 随着输入变得更加复杂, 动态力误差与 λ 。根据文献[16]中的描述, $u(t)$ 和 $y(t)$ 之间的关系如下:

$$u(t) = -\frac{\lambda}{b_d} \cdot y(t) \quad (33)$$

与式(28)类似, 控制器的瞬态传递函数由下式

给出:

$$G(s) = \frac{\hat{e}(s)}{y(s)} = \frac{\lambda + 1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} \quad (34)$$

闭环系统的瞬态传递函数 $\Omega(s)$ 如下:

$$\Omega(s) = \frac{G(s)H(s)}{1 + G(s)H(s)} = \frac{(\lambda + 1)k_e}{m_d s^2 + b_d s + k_d + (\lambda + 1)k_e} \quad (35)$$

根据式(35), 控制器振荡形式的阻尼比 ξ 为:

$$\xi = \frac{b_d}{2\sqrt{m_d(k_d + (\lambda + 1)k_e)}} \quad (36)$$

分析表明, 对于较大的 λ 值, 力跟踪曲线呈现明显的振荡, 导致较大的力超调和更快的收敛速度。相反, 较小的 λ 值导致最小的超调, 但收敛性能较差, 从而产生更大的力误差。因此, 设计一种既能实现最小力超调又能实现快速收敛速度的控制方案是至关重要的。

2.3 基于 MPC 的自适应可变阻抗控制

为了平衡力超调和力误差收敛速度, 提出一种新的控制方案, 该方案有效减轻了力超调并在很大程度上缩短了力误差的收敛时间。如第 2.2 小节所讨论的, 实现在没有超调的情况下实时力收敛涉及在特定时间间隔内战略性地设置控制速率 λ_1 和 λ_2 。然而, 离线确定最佳切换点 θ 具有挑战性, 因为它依赖于实时系统状态。为了解决这一难题, 采用 MPC。通过利用接触力模型和系统状态, MPC 预测未来的力并制定一个用于实现快速且无超调收敛的代价函数。优化过程通过调整未来的控制序列来最小化代价, 如图 4 中的控制框图所示。

$$\begin{cases} f_e(t) - f_d(t) = m \cdot \ddot{e}_x(t) + (b + \hat{b}_1(t)) \cdot \dot{e}_x(t) + k \cdot e_x(t), t \leq \theta \\ f_e(t) - f_d(t) = m \cdot \ddot{e}_x(t) + (b + \hat{b}_2(t)) \cdot \dot{e}_x(t) + k \cdot e_x(t), t > \theta \end{cases} \quad (37)$$

系统状态如下:

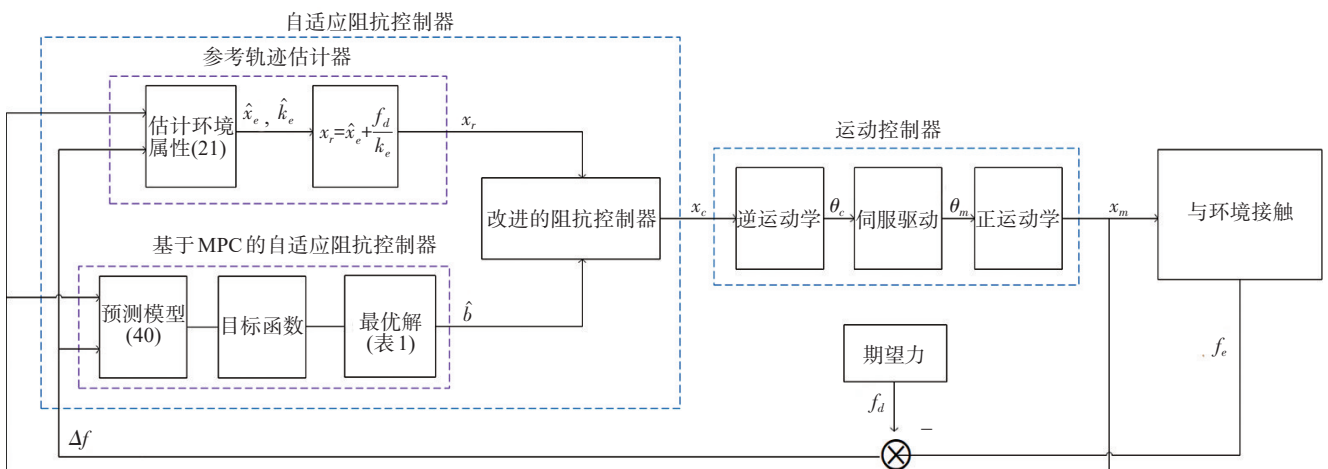


图4 机器人辅助手术系统软组织拉伸时的控制图

Figure 4 Control diagram of the robotic-assisted surgical system during soft tissue stretching

$$\begin{bmatrix} \ddot{x}_m \\ \dot{x}_m \\ \dot{f}_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\hat{b}}{m_d} & -\frac{k_d}{m_d} & \frac{1}{m_d} \\ 1 & 0 & 0 \\ k_e & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_m \\ x_m \\ f_e \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{k_d}{m_d} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} x_r + \begin{bmatrix} \frac{f_d}{m_d} \\ 0 \\ -k_e x_e \end{bmatrix} \quad (38)$$

其中, x_r 由式(13)确定, k_e 由式(20)确定, $\hat{b}$ 由式(23)确定, 预测模型预测未来 N 个采样点的潜在总接触力:

$$\sum_{i=1}^N f_e(k+i) = \hat{k}_e(k) (x_m(k+i) - \hat{x}_e(k)) \quad (39)$$

其中, $x_m(k+i)$ 由式(22)确定。目标函数和约束由下式给出:

$$m_{\hat{b}_1, \dots, \hat{b}_N} \sum_{i=1}^N f_e(k+i) \quad (40)$$

$$f_e(k+i) \leq f_d, i = 1, 2, \dots, N \quad (41)$$

优化参数 $\hat{b}_{k+1}$ 的算法流程如下: 首先, 设定预测窗口 Window, 并获取当前时刻的系统状态 x_k 作为计算基准。接着, 逐步预测未来 Window 个采样点的运动状态 x_k 和接触力 $f_e(k+1)$ 。如果某个采样点的接触力 $f_e(k+1)$ 超过设定的阈值 f_d , 则记录该采样点的下标并终止预测。然后, 根据预测的未来状态计算控制参数 $\hat{b}_{k+1}$ 。如果发生超调, 则在满足约束条件的前提下, 从超调点之后的预测序列中选择代价函数最大的控制序列, 并取该序列的首个控制参数 $\hat{b}_2$ 作为新的控制量 $\hat{b}_{k+1}$ 。如果未发生超调, 则直接保持原控制参数 $\hat{b}_1$ 作为 $\hat{b}_{k+1}$ 。最后, 返回优化后的控制参数 $\hat{b}_{k+1}$, 确保系统在预测窗口内的接触力能够快速收敛, 并避免超调。

3 实验

3.1 双臂手术机器人牵拉实验平台

本研究以 UR5 机器人为实验主体, 在双臂机器人的研究和控制方面, 常以两个单臂机器人的协调控制为基础^[23-24]。目前, 双臂协调系统一般采用独立的机械臂控制器, 两台机械臂系统独立运行, 其硬件和软件相互独立。为实现协调操作, 双臂通过以太网接口进行信息交互。实验平台的硬件组成包括两台六自由度的 UR5 工业机器人、控制柜、人体头部模型、驱动器、工控机、人机交互设备和示教器, 详见图5。

3.2 双臂手术机器人力控优化策略实验验证

本小节根据以下实验顺序验证第2.3小节提出的基于MPC的自适应阻抗控制策略实现高性能目标(即在规避力超调的前提下, 接触力快速收敛)的有效性。(1)验证传统阻抗控制器无法实现预期的力跟踪效果;(2)验证自适应阻抗参数控制器和自适应参考轨迹控制器在实现力跟踪方面的有效性, 并且确认它们在实现高性能目标方面的局限性;(3)验证混合自适应阻抗控制器(即将自适应阻抗参数控制器

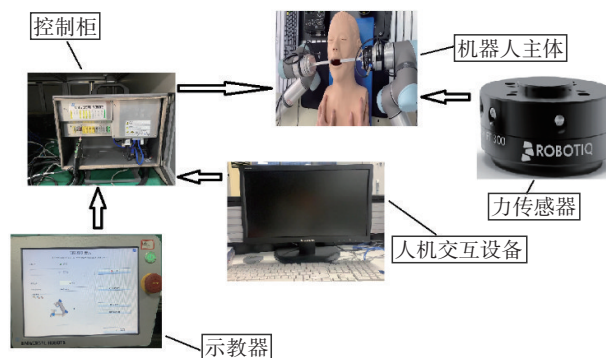


图5 双臂手术机器人实验平台组成

Figure 5 Composition of experimental platform of dual-arm surgical robot

及自适应参考轨迹控制器简单组合使用)虽然在性能上略有提升, 但无法实现高性能目标;(4)验证基于MPC的自适应阻抗控制器实现高性能目标的有效性。

3.2.1 传统阻抗控制器 为了验证传统阻抗控制器在软组织环境力控中的局限性, 设计一组对比实验, 以左臂为实验对象, 将不同阻抗参数的传统阻抗控制的末端接触力跟踪效果进行对比, 机械臂执行牵拉操作任务^[25]。在操作过程中只比较Z轴方向的力跟踪效果, 在末端接触软组织刚度变化的情况下, 对双臂末端六维力传感器测得的力变化进行分析, 机械臂的运动主要分为以下3个阶段: 未接触阶段、接触阶段和力跟踪阶段。根据图6中力跟踪阶段末端力的表现, 传统阻抗控制在实时接触力增大后趋于稳定, 但无法实现对期望力的持续跟踪。在图7中, 保持其他阻抗参数不变, 仅增大阻抗控制器的弹簧系数导致实时接触力的收敛值增加, 并且接触阶段实时力迅速收敛至稳定值。在图8中, 当其他阻抗参数保持不变, 仅增大阻抗控制器的阻尼系数导致实时接触力的收敛值增加, 但接触阶段实时力的收敛速度减小。在图9中, 当其他阻抗参数保持不变, 仅增大阻抗控制器的质量系数导致实时接触力的收敛值增加, 但其稳定性受到破坏, 出现明显的震荡。通过上述4个对比实验发现, 传统阻抗控制无论如何设置阻抗参数, 都难以实现对期望力的精准持续跟踪。此实验揭示了阻抗控制器的阻抗参数如何影响实时接触力曲线, 为后续对自适应阻抗控制器的设置提供重要的参考。

3.2.2 自适应阻抗控制器 根据式(6)可知, 阻抗控制器中包含两类参数:(1)阻抗参数;(2)参考轨迹。因此自适应阻抗控制器的设计通常是围绕这两个方向。本实验的自适应阻抗参数控制器的设计如式(22)所示, 其中机器人的采样周期为125 Hz。自适

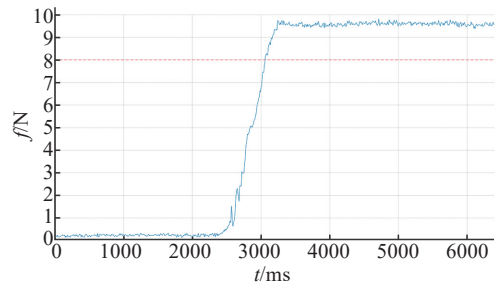


图 6 $m_d = 2, b_d = 12, k_d = 20$ 力跟踪图
Figure 6 Force tracking diagram for $m_d = 2, b_d = 12, k_d = 20$

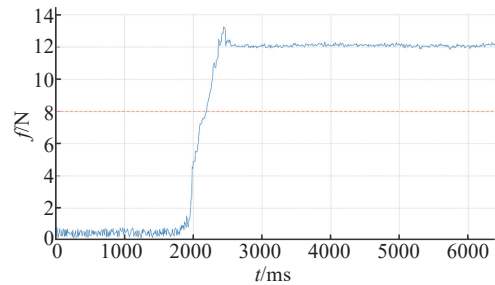


图 7 $m_d = 2, b_d = 12, k_d = 30$ 力跟踪图
Figure 7 Force tracking diagram for $m_d = 2, b_d = 12, k_d = 30$

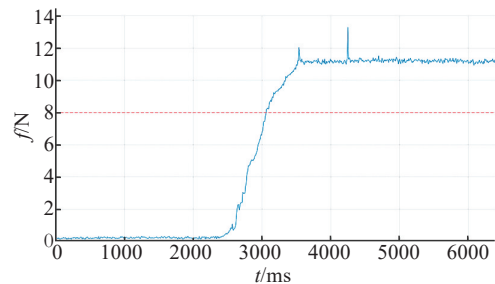


图 8 $m_d = 2, b_d = 20, k_d = 20$ 力跟踪图
Figure 8 Force tracking diagram for $m_d = 2, b_d = 20, k_d = 20$

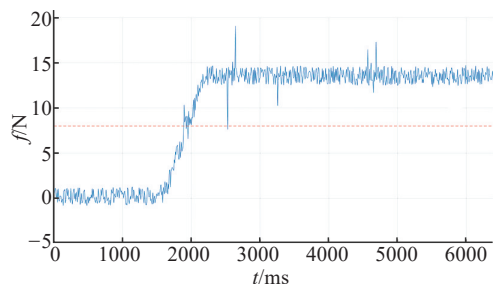


图 9 $m_d = 3, b_d = 12, k_d = 20$ 力跟踪图
Figure 9 Force tracking diagram for $m_d = 3, b_d = 12, k_d = 20$

应参考轨迹控制器的设计如式(13)所示,其中 ε_1 及 ε_2 均设置为1,更新率设为20次。

观察图 10 可知应用自适应阻抗参数控制器可以有效实现对期望力的跟踪,且不同的 λ 具有不同的性能表现, $\lambda = 0.05$ 时,实时接触力在 1 632 ms 时达到

期望力,在 1 960 ms 时达到了峰值为 12.39 N,随后经过反复震荡收敛至期望力。 $\lambda = 0.01$ 时,实时接触力在 1 832 ms 时达到了期望力,在 2 224 ms 达到了峰值为 10.94 N,随后逐步收敛至期望力。由此可知,自适应阻抗参数控制器不同的 λ 设置会影响机械臂执行牵拉操作任务时的性能表现, λ 较小会使实时接触力收敛速度较慢,但力超调峰值较小。 λ 较大会使实时接触力收敛速度较快,但力超调峰值会较大。因此,仅使用自适应阻抗参数控制器无法执行接触力收敛速度快且无力超调的性能表现。

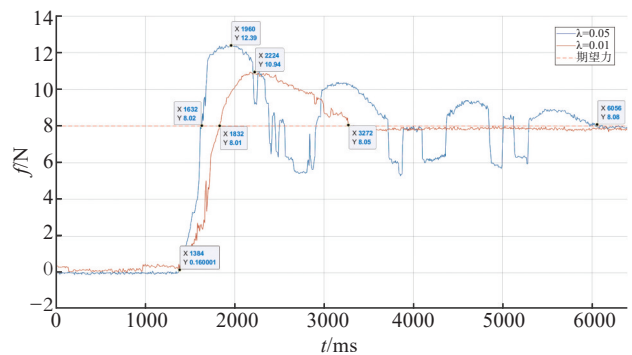


图 10 自适应阻抗参数控制器不同 λ 对比
Figure 10 Comparison of adaptive impedance parameter controller with different λ

由图 11 可知,应用自适应参考轨迹控制器可以有效实现对期望力的跟踪,对比自适应阻抗参数控制器,其实时接触力曲线虽未发生力超调现象,但收敛速度过慢,从 1 384 ms 开始到 4 080 ms 才收敛至期望力,这收敛速度在执行机械臂牵拉操作任务时是无法接受的。因此,能够结合两者优点的控制策略(收敛速度快且无力超调)代表了一种优越的解决方案。

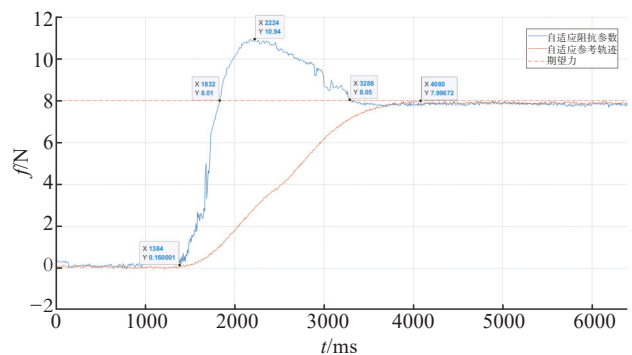


图 11 自适应阻抗参数与自适应参考轨迹对比
Figure 11 Comparison of adaptive impedance parameters and adaptive reference trajectories

3.2.3 混合自适应阻抗控制器 由上述实验结果可知,自适应阻抗参数控制器和自适应参考轨迹控制器在执行机械臂牵拉任务时分别实现了有效的力跟踪,并展现出各自显著的性能特点。然而,为了进一步提升性能,本实验考虑设计一款混合自适应阻抗控制器,将自适应阻抗参数控制器和自适应参考轨迹控制器结合使用。

在图12中,应用自适应阻抗控制器执行牵拉任务时,在2160 ms时达到期望力,但随后在2520 ms达到了峰值为10.11 N。尽管相较于单独使用自适应控制器,混合方案在实时接触力性能上略有提升,但并未达到预期的性能目标,即快速收敛和无力超调,简单地将两者组合使用并不能实现预期的性能水平。这一研究提示需要更深入的探索和改进混合控制策略,以实现更高效的机械臂牵拉任务控制,提高系统的性能和稳定性。

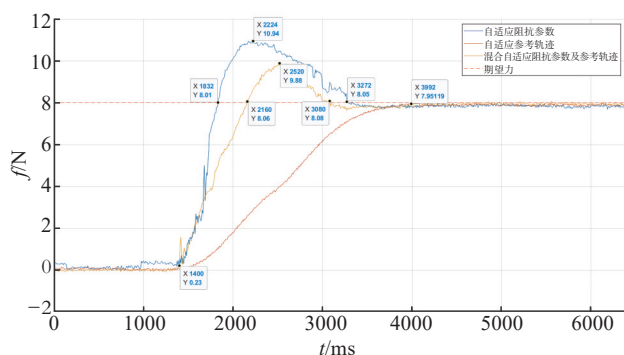


图12 混合自适应参考轨迹及阻抗参数阻抗控制器

Figure 12 Hybrid adaptive reference trajectory and impedance parameter impedance controller

3.2.4 基于MPC的自适应阻抗控制策略的有效性 在实验中,机器人采样的频率被设定为125 Hz,因此采样周期为8 ms。本次机械臂牵拉实验采用的基于MPC的自适应阻抗控制器,按照第2.3小节的设计方案进行构建。其中 $\lambda = 0.01$ 。由图13可知,第2.3小节中所提出的控制器可以实现收敛速度快且无力超调的力跟踪性能,其中Window为预测窗口大小。蓝色力曲线中预测窗口为5,橙色力曲线预测窗口被设置为10,黄色力曲线预测窗口为25。不同的预测窗口大小亦会实现不同的效果。(1)蓝色力跟踪曲线中,预测窗口时间间隔为40 ms。在664 ms达到了期望力,但却发生了力超调现象,在704 ms达到了力峰值8.65 N,后续收敛至了期望力;(2)橙色力跟踪曲线中,预测窗口时间间隔为80 ms。在1040 ms接触到期望力,随后持续跟踪期望力;(3)黄色力跟踪曲线中,预测窗口时间间隔为200 ms。在2176 ms时才接触到期望力并随后持续跟踪。

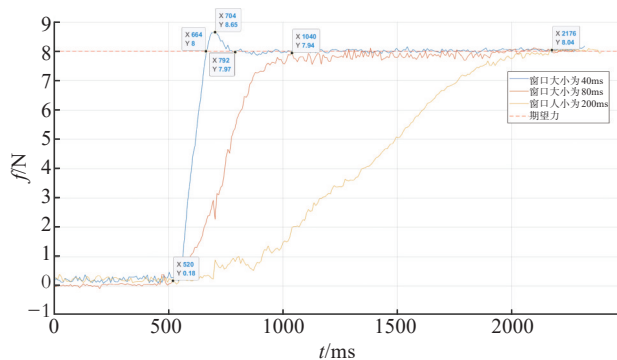


图13 基于MPC的自适应阻抗控制器

Figure 13 Adaptive impedance controller based on MPC

由该对比实验可知,对于预测窗口大小的设置会影响到实时接触力跟踪曲线性能。较小的预测窗口会使收敛速度变快,但会发生力超调现象。较大的预测窗口使收敛速度变慢,但会避免力超调问题。所以利用机械臂进行软组织牵拉实验时可反复调整预测窗口大小,便可实现实时接触力收敛至期望力速度快且无力超调现象的产生。

4 结论

本研究提出的基于MPC的自适应阻抗控制方法具有有效的性能表现,其特点是在力跟踪过程中表现出精确性,且避免力超调及力误差快速收敛,这是通过两个关键组成部分实现的。首先,基于李亚普诺夫函数的估计器实现参考轨迹的实时估计,使系统能够快速适应环境变化。其次,基于MPC的阻抗参数补偿器通过对未来系统状态的预测实现实时补偿。这种主动的方法有效地消除力超调,并在力跟踪过程中增强整个系统的稳定性。这种方法注重实时响应和系统稳定性,在复杂环境中为高性能外科机器人系统提供支持,具有在医疗应用中发挥巨大潜力的特点。

【参考文献】

- [1] Pérez J, Aguilar J, Dapena E. MIHR: a human-robot interaction model[J]. IEEE Lat Am Trans, 2020, 18(9): 1521-1529.
- [2] Abu-Dakka FJ, Saveriano M. Variable impedance control and learning-a review[J]. Front Robot AI, 2020, 7: 590681.
- [3] Yu XB, Li B, He W, et al. Adaptive-constrained impedance control for human-robot co-transportation[J]. IEEE Trans Cybern, 2022, 52(12): 13237-13249.
- [4] Bogdanovic M, Khadiv M, Righetti L. Learning variable impedance control for contact sensitive tasks[J]. IEEE Robot Autom Lett, 2020, 5(4): 6129-6136.
- [5] Zhang ZG, Chen YJ, Wu YN, et al. Hybrid force/position control for switchable unmanned aerial manipulator between free flight and contact operation[J]. IEEE Trans Autom Sci Eng, 2024, 21(3): 4283-4297.
- [6] Duan JJ, Gan YH, Chen M, et al. Adaptive variable impedance control for dynamic contact force tracking in uncertain environment[J]. Rob Auton Syst, 2018, 102: 54-65.

- [7] Hamedani MH, Sadeghian H, Zekri M, et al. Intelligent impedance control using wavelet neural network for dynamic contact force tracking in unknown varying environments[J]. Control Eng Pract, 2021, 113: 104840.
- [8] Cao HL, He Y, Chen XA, et al. Smooth adaptive hybrid impedance control for robotic contact force tracking in dynamic environments [J]. Ind Rob, 2020, 47(2): 231-242.
- [9] Yang ZQ, Peng JZ, Liu YH. Adaptive neural network force tracking impedance control for uncertain robotic manipulator based on nonlinear velocity observer[J]. Neurocomputing, 2019, 331: 263-280.
- [10] Xu K, Wang SK, Yue BK, et al. Adaptive impedance control with variable target stiffness for wheel-legged robot on complex unknown terrain[J]. Mechatronics, 2020, 69: 102388.
- [11] Lin YJ, Chen Z, Yao B. Unified motion/force/impedance control for manipulators in unknown contact environments based on robust model-reaching approach[J]. IEEE ASME Trans Mechatron, 2021, 26(4): 1905-1913.
- [12] Zhou HB, Ma ST, Wang GL, et al. A hybrid control strategy for grinding and polishing robot based on adaptive impedance control [J]. Adv Mech Eng, 2021, 13(3): 168781402110040.
- [13] Ren Y, Zhao ZJ, Zhang CL, et al. Adaptive neural-network boundary control for a flexible manipulator with input constraints and model uncertainties[J]. IEEE Trans Cybern, 2021, 51(10): 4796-4807.
- [14] dos Santos WM, Siqueira AA. Optimal impedance *via* model predictive control for robot-aided rehabilitation[J]. Control Eng Pract, 2019, 93: 104177.
- [15] Sharkawy AN, Koustoumpardis PN. Human-robot interaction: a review and analysis on variable admittance control, safety, and perspectives[J]. Machines, 2022, 10(7): 591.
- [16] Liu CG, Li ZY. Force tracking smooth adaptive admittance control in unknown environment[J]. Robotica, 2023, 41(7): 1991-2011.
- [17] Cao HL, Chen XA, He Y, et al. Dynamic adaptive hybrid impedance control for dynamic contact force tracking in uncertain environments[J]. IEEE Access, 2019, 7: 83162-83174.
- [18] Zhou P, Hu XK, Zhu ZG, et al. What is the most suitable Lyapunov function?[J]. Chaos Solitons Fractals, 2021, 150: 111154.
- [19] Mondié S, Egorov A, Gomez MA. Lyapunov stability tests for linear time-delay systems[J]. Annu Rev Control, 2022, 54: 68-80.
- [20] Bednarczyk M, Omran H, Bayle B. Model predictive impedance control[C]//2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2020: 4702-4708.
- [21] Izadi V, Ghasemi AH. Adaptive impedance control for the haptic shared driving task based on nonlinear MPC[C]//ASME 2020 Dynamic Systems and Control Conference. New York, NY, USA: ASME, 2020: V001T17A004.
- [22] Assirelli A, Risbourg F, Lunardi G, et al. Whole-body MPC without foot references for the locomotion of an impedance-controlled robot[EB/OL]. (2022-09-16). <https://laas.hal.science/hal-03778738>.
- [23] Jiao CT, Yu LS, Su XJ, et al. Adaptive hybrid impedance control for dual-arm cooperative manipulation with object uncertainties[J]. Automatica, 2022, 140: 110232.
- [24] Fabian J, Garcia-Cardenas F, Canahuire R, et al. Sensorless impedance control for the UR5 robot[C]//2020 International Conference on Control, Automation and Diagnosis (ICCAD). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2020: 1-6.
- [25] Feng Z, Liang WY, Ling J, et al. Adaptive robust impedance control for an ear surgical device with soft interaction[J]. IEEE ASME Trans Mechatron, 2022, 27(3): 1784-1795.

(编辑:陈丽霞)