

控制与决策

Control and Decision

基于积分障碍李雅普诺夫函数的下肢康复机器人柔顺控制

孙哲, 陈易洲, 周袁, 陈博

引用本文:

孙哲, 陈易洲, 周袁, 等. 基于积分障碍李雅普诺夫函数的下肢康复机器人柔顺控制[J]. *控制与决策*, 2025, 40(9): 2647–2653.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2024.1178>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于时间延时估计和自适应模糊滑模控制器的双机械臂协同阻抗控制

[Coordinated impedance control for dual-arm robots based on time delay estimation and adaptive fuzzy sliding mode controller](#)

控制与决策. 2021, 36(6): 1311–1323 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.1701>

输入饱和的充液航天器抗干扰有限时间滑模控制

Anti-disturbance finite-time sliding mode control for liquid-filled spacecraft with input saturation

控制与决策. 2021, 36(5): 1078–1086 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.0820>

空间机器人捕获航天器操作的避撞柔顺复合自抗扰控制

Collision avoidance and compliant composite active disturbance rejection control of space robot capture spacecraft

控制与决策. 2021, 36(2): 355–362 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.0507>

带有输出约束的柔性关节机械臂预设性能自适应控制

Prescribed performance adaptive control of flexible-joint manipulators with output constraints

控制与决策. 2021, 36(2): 387–394 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2019.0974>

气动人工肌肉驱动的机器人控制方法研究现状概述

Overview of control methods for pneumatic artificial muscle-actuated robots

控制与决策. 2021, 36(1): 27–41 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2020.0793>

基于积分障碍李雅普诺夫函数的下肢康复机器人柔顺控制

孙哲[†], 陈易洲, 周袁, 陈博

(浙江工业大学信息工程学院, 杭州 310023)

摘要: 为保障下肢失能患者主动康复训练的效果和安全性, 针对下肢康复外骨骼机器人设计一种基于非对称积分障碍李雅普诺夫函数的无力矩传感器导纳控制方法. 首先, 基于广义动量法设计一种滑模观测器, 用以实时估计人机交互力矩, 从而降低下肢外骨骼对力矩传感器的依赖; 其次, 面向下肢外骨骼构建一种导纳控制框架, 利用饱和函数将外环导纳模型生成的参考轨迹约束在预定的安全区间内, 以保证外骨骼的柔顺性与安全性; 此外, 针对内环步态轨迹跟踪设计一种基于非对称积分李雅普诺夫函数的反演滑模控制算法, 保障系统的输出约束性能和步态轨迹跟踪精度; 最后, 基于李雅普诺夫稳定性判据证明控制系统的稳定性, 并在下肢康复机器人实验平台上验证所提出控制算法的有效性和优越性.

关键词: 非对称积分障碍李雅普诺夫函数; 导纳控制; 力矩观测器; 反演滑模控制; 下肢康复外骨骼机器人

中图分类号: TP242 **文献标志码:** A

DOI: 10.13195/j.kzyjc.2024.1178

引用格式: 孙哲, 陈易洲, 周袁, 等. 基于积分障碍李雅普诺夫函数的下肢康复机器人柔顺控制 [J]. 控制与决策, 2025, 40(9): 2647-2653.

Compliant control of lower limb rehabilitation robots based on integral barrier Lyapunov function

SUN Zhe[†], CHEN Yi-zhou, ZHOU Yuan, CHEN Bo

(College of Information Engineering, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310023, China)

Abstract: To ensure the effectiveness and safety of active rehabilitation training for patients with lower limb disabilities, this study designs a torque-less sensor admittance control method based on an asymmetric integral barrier Lyapunov function for lower limb rehabilitation exoskeleton robots. Firstly, a sliding mode observer is designed based on the generalized momentum method to estimate the human-robot interaction torque in real-time, thereby reducing the reliance on torque sensors by the lower limb exoskeleton. Then, an admittance control framework is constructed for the lower limb exoskeleton, utilizing a saturation function to constrain the reference trajectory generated by the outer loop admittance model within a predetermined safe range, ensuring the compliance and safety of the exoskeleton. Additionally, for the inner loop gait trajectory tracking, an inverse sliding mode control algorithm based on an asymmetric integral Lyapunov function is designed to guarantee the system's output constraint performance and gait trajectory tracking accuracy. Finally, the stability of the control system is proven based on the Lyapunov stability criterion, and the effectiveness and superiority of the proposed control algorithm are verified on a lower limb rehabilitation robot experimental platform.

Keywords: asymmetric integral barrier Lyapunov function; admittance control; torque observer; backstepping sliding mode control; lower limb rehabilitation exoskeleton robot

0 引言

近年来, 可穿戴外骨骼在医疗领域受到了研究者的广泛关注^[1]. 其中下肢康复外骨骼机器人 (LLRER) 是最典型的穿戴式运动辅助设备之一, 它通过辅助步行康复训练来改善下肢运动功能障碍患者的行走能力^[2-3]. 现有的商业设备通常采用被动模式, 忽视了患

者的主观运动意图, 造成患者不适, 进而引起患者对于安全性的担忧^[4].

导纳控制由于其人机物理交互的特性, 被广泛用于外骨骼控制中^[5-6]. 其控制机理是外环根据获取交互作用情况下的力/力矩信息实时重塑参考轨迹并进行内环跟踪控制^[7-8]. 因此, 获取人机交互下的力

收稿日期: 2024-10-08; 录用日期: 2024-12-17.

基金项目: 国家自然科学基金项目 (62473337, 62003305); 浙江省重点研发计划项目 (2024C03040, 2022C03029).

责任编辑: 夏元清.

[†]通信作者. E-mail: sunzhe726@zjut.edu.cn.

/力矩信息对实现导纳控制是不可或缺的. 然而, 附加的传感器装置不仅会使系统结构变得更加复杂, 而且其安装位置也会极大影响测量信息的准确性. 近年来, 无传感器的控制方法得到了广泛的关注. 文献 [9] 提出了一种自适应模糊滑模观测器实现电机无传感器控制; 文献 [10] 基于广义动量法设计了一种 Luenberger 观测器, 用于估计机器人关节空间中的外部力矩.

虽然导纳控制可以根据人体运动意图调整预期运动轨迹, 但是该方法缺乏相应的位置约束, 仍无法完全保证患者安全. 屏障李雅普诺夫函数 (BLF) 常被用于实现系统的状态约束问题^[11-12]. 文献 [13] 提出了非对称积分屏障李雅普诺夫函数 (AIBLF) 的概念, 相较于常见的 BLF 方法, 该方法在非对称约束边界中直接约束状态而非误差变量, 方便工程实现. 然而, 人机交互力矩的存在会显著降低基于 AIBLF 的控制器的跟踪性能且通过导纳控制器重塑后的参考轨迹可能会突破 AIBLF 的约束边界, 导致 AIBLF 失效. 因此, 如何优先考虑安全性同时增强交互顺应性仍是 LLRER 研究领域的迫切需求.

根据上述文献的研究内容, 本文提出一种基于 AIBLF 的下肢外骨骼机器人的无力矩传感器导纳控制方法, 在保证 LLRER 柔顺性的同时, 使其运行在预设的安全范围内, 提升 LLRER 的安全性能. 本文的主要贡献如下: 1) 为 LLRER 构造一个导纳控制器, 并利用饱和函数将生成的轨迹约束在预定的安全范围内, 保证 LLRER 的安全性; 2) 设计一种基于广义动量的滑模观测器, 实现对外骨骼关节的人机交互力矩的精准估计; 3) 基于 AIBLF 设计反演滑模控制器 (A-SMC), 使外骨骼具有强鲁棒性, 且使得状态能被约束在非对称的边界内, 进一步保证 LLRER 的安全性.

1 下肢外骨骼模型

简化的二自由度 LLRER 动力学模型为

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + \bar{d} = \tau + \tau_{\text{ext}}. \quad (1)$$

其中: $q, \dot{q}, \ddot{q} \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ 为外骨骼关节角度、角速度和角加速度; $M(q) \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ 为惯性矩阵; $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ 为哥氏力和离心力矩阵; $G(q) \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ 为重力矢量; $\tau \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ 为关节电机控制输入矢量; $\tau_{\text{ext}} \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ 为人机交互力矩; $\bar{d} = d(t) + \Delta_d \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ 为集总扰动项, 其中 $d(t)$ 为外部扰动, Δ_d 为集总参数不确定性.

该模型满足以下性质.

性质 1^[14] $M(q)$ 为正定对称矩阵;

性质 2^[14] $M(q) - 2C(q, \dot{q})$ 是斜对称矩阵;

性质 3^[10] $\dot{M}(q) = C(q, \dot{q}) + C^T(q, \dot{q})$ 成立.

对系统 (1) 做如下假设.

假设 1 集总扰动项 \bar{d} 和它的一阶导 $\dot{\bar{d}}$ 是有界的;

假设 2 考虑到康复训练过程中的人机交互力矩可以看作是对外骨骼系统的外部干扰且远远大于集总扰动项 \bar{d} , 在本文中假设 $\tau_{\text{ext}} \approx \tau_{\text{ext}} - \bar{d}$.

外骨骼系统具有人机强交互特性, 本文采用导纳框架实现人机耦合. 通常, 导纳控制模型为以下形式:

$$M_d \ddot{e}_f + B_d \dot{e}_f + K_d e_f = -\tau_{\text{ext}}. \quad (2)$$

其中: M_d, B_d 以及 K_d 分别为期望的惯性矩阵、阻尼矩阵以及刚度矩阵, 且为 2×2 维的正定对角矩阵; $e_f = q_d - q_{ra}$ 且 $q_d, q_{ra} \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ 分别为期望轨迹与导纳参考轨迹. 通过该模型, 期望轨迹 q_d 可以根据人机交互力矩重塑为导纳参考轨迹 q_{ra} 以使外骨骼表现一定的柔顺性.

2 力矩观测器设计

为了估计人机交互力矩, 设计一种基于广义动量的滑模观测器. 外骨骼关节的广义动量为

$$\theta = M(q)\dot{q}. \quad (3)$$

考虑到外骨骼动力学模型 (1)、假设 2 以及性质 3, 可以将 θ 的一阶导写作

$$\dot{\theta} = C^T \dot{q} - G + \tau + \tau_{\text{ext}}. \quad (4)$$

定义 $x_1 = q, x_2 = \theta$, 得到如下状态方程

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = M^{-1}x_2, \\ \dot{x}_2 = C^T \dot{x}_1 - G + \tau + \tau_{\text{ext}}. \end{cases} \quad (5)$$

之后, 定义估计误差为 $e_o = \xi - x_2$, 其中 ξ 为 x_2 的估计值, 且其一阶导被设计为

$$\dot{\xi} = C^T \dot{x}_1 - G + \tau - \mu e_o + \hat{\tau}_{\text{ext}}. \quad (6)$$

其中常数 $\mu > 0$. 之后可以得到

$$\dot{e}_o = \dot{\xi} - \dot{x}_2 = \hat{\tau}_{\text{ext}} - \mu e_o - \tau_{\text{ext}}. \quad (7)$$

根据式 (7) 可以构造一个如下滑模面:

$$S_o = \dot{e}_o + \mu e_o = \hat{\tau}_{\text{ext}} - \tau_{\text{ext}} = \begin{bmatrix} S_{o1} \\ S_{o2} \end{bmatrix}. \quad (8)$$

引理 1^[15] 假设 $x_1, x_2, \dots, x_n > 0$ 且 $0 < \beta < 1$, 则以下式子成立:

$$\sum_{i=1}^n x_i^{\beta+1} \geq \left(\sum_{i=1}^n x_i^2 \right)^{\frac{\beta+1}{2}}. \quad (9)$$

定理 1 考虑系统 (1), $\hat{\tau}_{\text{ext}}$ 被设计为

$$\dot{\hat{\tau}}_{\text{ext}} = -k_1 \text{sgn}(S_o). \quad (10)$$

其中: $k_1 = \text{diag}(k_{11}, k_{21})$ 为正定对角矩阵; $\text{sgn}(\ast) =$

$[\text{sgn}(*_1), \text{sgn}(*_2)]^T$. 那么, 当观测误差 e_o 收敛到滑模面 $S_o = 0$ 时, 可以得到 $\hat{\tau}_{\text{ext}} = \tau_{\text{ext}}$.

证明 选取 Lyapunov 函数

$$V_o = \frac{1}{2} S_o^T S_o. \quad (11)$$

对 Lyapunov 函数求导得到

$$\dot{V}_o = S_o^T \dot{S}_o = S_o^T [-k_1 \text{sgn}(S_o) - \dot{\tau}_{\text{ext}}]. \quad (12)$$

考虑到外骨骼的机械结构以及 LLRER 通常进行低速运动, 人机交互力矩的变化较小, 因此可以做以下合理性假设, 即 $\dot{\tau}_{\text{ext}}$ 具有上界 $\bar{\tau}_{\text{ext}}$. 所以, 当 $\bar{\tau}_{\text{ext}i} \leq k_{1i}$ 时, $\dot{V}_o \leq 0$ 成立, 人机交互力矩估计值 $\hat{\tau}_{\text{ext}}$ 渐近收敛于实际的人机交互力矩 τ_{ext} . \square

3 控制器设计

在实际的人机交互过程中, 根据导纳控制方法重塑后的导纳参考轨迹 q_{ra} 可能会超出规定的安全运动范围, 即 $q_{rai} < -k_{ai}$ 或者 $q_{rai} > k_{bi}$, 其中 $k_{ai} > 0$, $k_{bi} > 0$ 为事先设置的第 i 个关节非对称的安全运动上下边界. 因此设置一个饱和函数来约束 q_{ra} .

$$q_{ri} = \begin{cases} -\gamma_{ia}(1 - e^{\frac{q_{rai} + \rho_i k_{ai}}{\gamma_{ia}}}) - \rho_i k_{ai}, & q_{rai} < -\rho_i k_{ai}; \\ q_{rai}, & -\rho_i k_{ai} \leq q_{rai} \leq \rho_i k_{bi}; \\ \gamma_{ib}(1 - e^{\frac{-q_{rai} + \rho_i k_{bi}}{\gamma_{ib}}}) + \rho_i k_{bi}, & q_{rai} > \rho_i k_{bi}. \end{cases} \quad (13)$$

其中: q_{ri} 为参考轨迹, $\gamma_{ia} = (1 - \rho_i)k_{ai}$, $\gamma_{ib} = (1 - \rho_i)k_{bi}$, $0 < \rho_i < 1$ ($i = 1, 2$). 此时, 控制器的目的为 $q \rightarrow q_r$.

将外骨骼的关节角度误差定义为

$$z_1 = q - q_r = [z_{11}, z_{12}]^T. \quad (14)$$

选取 AIBLF^[13] 实现状态约束

$$V_{1i} = \int_0^{z_{1i}} \frac{\delta(k_{ai} + k_{bi})^2}{(k_{ai} + \delta + q_{ri})(k_{bi} - \delta - q_{ri})} d\delta, \quad (15)$$

其中 $i = 1, 2$.

引理 2^[13] 以下不等式在 $-k_{ai} < q_i < k_{bi}$ 时成立:

$$\frac{1}{2} z_{1i}^2 \leq V_{1i} \leq z_{1i} \phi_i. \quad (16)$$

其中:

$$\phi_i = \frac{(k_{ai} + k_{bi})^2}{(k_{ai} + q_i)(k_{bi} - q_i)}, \quad i = 1, 2. \quad (17)$$

式 (15) 可以被简化成以下形式:

$$V_{1i} = (k_{ai} + k_{bi})(k_{ai} + q_{ri}) \ln \frac{k_{ai} + q_{ri}}{k_{ai} + z_{1i} + q_{ri}} + (k_{ai} + k_{bi})(k_{bi} - q_{ri}) \ln \frac{k_{bi} - q_{ri}}{k_{bi} - z_{1i} - q_{ri}}. \quad (18)$$

对其求导可得

$$\dot{V}_{1i} = \phi_i z_{1i} \dot{z}_{1i} + \frac{\partial V_{1i}}{\partial q_{ri}} \dot{q}_{ri}. \quad (19)$$

其中

$$\frac{\partial V_{1i}}{\partial q_{ri}} = (k_{ai} + k_{bi}) \left[-\ln \frac{(k_{bi} - q_{ri})(k_{ai} + q_i)}{(k_{ai} + q_{ri})(k_{bi} - q_i)} \right]. \quad (20)$$

设计中间变量 $\lambda = [\lambda_1, \lambda_2]^T$ 且

$$\lambda_i = -\frac{1}{z_{1i}} \frac{\partial V_{1i}}{\partial q_{ri}}, \quad i = 1, 2. \quad (21)$$

根据式 (19) ~ (21) 可得

$$\dot{V}_{1i} = \frac{z_{1i}(k_{ai} + k_{bi})^2}{(k_{ai} + q_i)(k_{bi} - q_i)} \dot{z}_{1i} - \lambda_i \dot{q}_{ri} z_{1i} = \frac{z_{1i} \dot{q}_i (k_{ai} + k_{bi})^2}{(k_{ai} + q_i)(k_{bi} - q_i)} - \dot{q}_{ri} z_{1i} \left[\lambda_i + \frac{(k_{ai} + k_{bi})^2}{(k_{ai} + q_i)(k_{bi} - q_i)} \right]. \quad (22)$$

定义变量 $\alpha = [\alpha_1, \alpha_2]^T$ 且

$$\alpha_i = \lambda_i + \frac{(k_{ai} + k_{bi})^2}{(k_{ai} + q_i)(k_{bi} - q_i)}, \quad i = 1, 2. \quad (23)$$

因此, 设计虚拟控制变量 $\beta = [\beta_1, \beta_2]^T$, 且

$$\beta_i = -k_{2i} z_{1i} + \frac{(k_{ai} + q_i)(k_{bi} - q_i) \dot{q}_{ri} \alpha_i}{(k_{ai} + k_{bi})^2}. \quad (24)$$

其中: $i = 1, 2$, k_{2i} 为正常数, 并且定义正定对角矩阵为 $k_2 = \text{diag}(k_{21}, k_{22})$.

定义误差变量 z_2 为

$$z_2 = \dot{q} - \beta = [z_{21}, z_{22}]^T. \quad (25)$$

此外, 定义滑模面 S 为

$$S = z_2 + c z_1 = [S_1, S_2]^T, \quad (26)$$

其中参数 $c = \text{diag}(c_1, c_2)$ 为正定对角矩阵.

基于该滑模面与力矩观测器的估计值设计 A-SMC 控制律 τ 为

$$\tau = M(\dot{\beta} - c\dot{z}_1) + \Lambda - CS - k_3 S - k_4 \text{sgn}(S) + C\dot{q} + G - \hat{\tau}_{\text{ext}}. \quad (27)$$

其中: $\Lambda = -\left[\frac{z_{11}(k_{a1} + k_{b1})^2}{(k_{a1} + q_1)(k_{b1} - q_1)}, \frac{z_{12}(k_{a2} + k_{b2})^2}{(k_{a2} + q_2)(k_{b2} - q_2)} \right]^T$; $\dot{\beta} = [\dot{\beta}_1, \dot{\beta}_2]^T$, $\dot{z}_1 = [\dot{z}_{11}, \dot{z}_{12}]^T$; 控制器增益 $k_3 = \text{diag}(k_{31}, k_{32})$, $k_4 = \text{diag}(k_{41}, k_{42})$ 为正定对角矩阵.

4 稳定性分析

定理 2 所设计的控制器 (27) 可以使误差 z_1 , z_2 达到一致最终有界, 同时保证外骨骼的关节角度能够被约束在所设定的安全范围内.

证明 将式 (24) 和 (25) 代入 (22) 可得

$$\dot{V}_{1i} = -k_{2i} z_{1i}^2 \phi_i + z_{1i} z_{2i} \phi_i. \quad (28)$$

选取 Lyapunov 函数为

$$V_2 = \sum_{i=1}^2 V_{1i} + \frac{1}{2} S^T M S. \quad (29)$$

根据性质 2 和引理 2, 对式 (29) 求导可得

$$\begin{aligned} \dot{V}_2 &= \sum_{i=1}^2 \dot{V}_{1i} + \frac{1}{2} S^T \dot{M} S + S^T M \dot{S} = \\ &\sum_{i=1}^2 (-k_{2i} \phi_i z_{1i}^2 - c_i \phi_i z_{1i}^2 + c_i \phi_i z_{1i}^2 + \\ &z_{1i} z_{2i} \phi) + S^T (M \dot{S} + C S) = \\ &-\sum_{i=1}^2 (k_{2i} + c_i) \phi_i z_{1i}^2 + S^T [M (M^{-1} (\tau + \\ &\tau_{\text{ext}} - C \dot{q} - G) - \dot{\beta} + c \dot{z}_1) + C S - A] = \\ &-\sum_{i=1}^2 (k_{2i} + c_i) \phi_i z_{1i}^2 + S^T [-k_3 S - \\ &k_4 \text{sgn}(S) - \tilde{\tau}_{\text{ext}}], \end{aligned} \quad (30)$$

其中 $\tilde{\tau}_{\text{ext}} = \hat{\tau}_{\text{ext}} - \tau_{\text{ext}}$. 根据定理 1, 可以认为存在 $\bar{\tau}_{\text{ext}i} = \bar{S}_{oi}, i = 1, 2$, 满足 $|\tilde{\tau}_{\text{ext}i}| \leq |\bar{\tau}_{\text{ext}i}|$. 当 $k_{3i} + k_{4i} > |\bar{\tau}_{\text{ext}i}|$ 时, $\dot{V}_2 \leq 0$ 恒成立, 系统稳定.

此外, 式 (30) 可以进一步推导为

$$\begin{aligned} \dot{V}_2 &\leq -\sum_{i=1}^2 (k_{2i} + c_i) \phi_i z_{1i}^2 - S^T k_3 S + |S|^T |\tilde{\tau}_{\text{ext}}| \leq \\ &-\sum_{i=1}^2 (k_{2i} + c_i) \phi_i z_{1i}^2 - S^T \left(k_3 - \frac{1}{2} E\right) S + \\ &\frac{1}{2} \bar{\tau}_{\text{ext}}^T \bar{\tau}_{\text{ext}} \leq -\kappa V_2 + \varepsilon. \end{aligned} \quad (31)$$

其中:

$$\begin{aligned} |*| &= [|*|_1|, |*|_2]^T, \\ \kappa &= \min\left(k_{21} + c_1, k_{22} + c_2, \frac{\lambda_{\min}(2k_3 - E)}{\lambda_{\max}(M)}\right), \\ \varepsilon &= \frac{1}{2} \bar{\tau}_{\text{ext}}^T \bar{\tau}_{\text{ext}}, \end{aligned} \quad (32)$$

且 λ_{\max} 、 λ_{\min} 分别为矩阵最大特征值和矩阵最小特征值, E 为 2 阶单位矩阵.

在式 (31) 两边同乘 $e^{\kappa t}$ 可得

$$\frac{dV_2}{dt} e^{\kappa t} \leq -\kappa V_2 e^{\kappa t} + \varepsilon e^{\kappa t}, \quad (33)$$

整理式 (33) 可得

$$\frac{d}{dt} (V_2 e^{\kappa t}) \leq \varepsilon e^{\kappa t}. \quad (34)$$

通过积分可得

$$V_2 \leq [V_2(0) - \varepsilon \kappa^{-1}] e^{-\kappa t} + \varepsilon \kappa^{-1} \leq V_2(0) + \varepsilon \kappa^{-1}. \quad (35)$$

根据引理 2 以及式 (35), 可以得到以下不等式:

$$\frac{1}{2} z_1^T z_1 \leq \sum_{i=1}^2 V_{1i} \leq V_2 \leq V_2(0) + \varepsilon \kappa^{-1}, \quad (36)$$

$$\frac{1}{2} S^T M S \leq V_2 \leq V_2(0) + \varepsilon \kappa^{-1}. \quad (37)$$

因此可得, 每个变量都被保持在以下各自的有界范围内

$$\|z_1\| \leq \sqrt{2[V_2(0) + \varepsilon \kappa^{-1}]} \leq \Delta_1, \quad (38)$$

$$\|S\| \leq \sqrt{2[V_2(0) + \varepsilon \kappa^{-1}] \lambda_{\min}^{-1}(M)} \leq \Delta_2, \quad (39)$$

$$\|z_2\| \leq \Delta_2 + Q \Delta_1, \quad (40)$$

其中 $Q = \max(c_1, c_2)$. 此外, 需要注意的是, 选取参数时需要满足 $\kappa > 0, k_3 > \frac{1}{2} E$. \square

5 实验结果

为了验证所设计算法的有效性, 通过下肢外骨骼实验平台进行实验分析, 实验平台如图 1 所示. 1 名健康成年男性 (24 岁, 171 cm, 80 kg) 参与了本次实验. 设计的控制算法在 Matlab/Simulink 上实现编程, LLRER 运动控制通过 Matlab/Simulink、树莓派 4B 以及电机 (RoboCT JA-110) 协同完成, 编码数据的传输通过 UDP 协议和 CAN 通信实现. 设计的控制算法由 Matlab/Simulink 执行, 电机模组的执行器单元通过树莓派连接到计算机. 执行器由外部供电, 电机编码器信号通过 CAN 通信至树莓派, 然后通过 UDP 通信传输回计算机, 系统可以在 8 ~ 10 ms 内完成有效通信并反馈控制信号以驱动电机执行器.

外骨骼的模型参数如下所示:

$$\begin{aligned} M(q) &= \begin{bmatrix} 2.77 + 0.89 \cos(q_2) & 0.79 + 0.45 \cos(q_2) \\ 0.79 + 0.45 \cos(q_2) & 0.79 \end{bmatrix}, \\ C(\dot{q}, q) &= \begin{bmatrix} -0.45 \sin(q_2) \dot{q}_2 & -0.45 \sin(q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ 0.45 \sin(q_2) \dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix}, \\ G(q) &= \begin{bmatrix} -43.32 \sin(q_1) - 9.48 \sin(q_1 - q_2) \\ -9.48 \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (41)$$

期望轨迹的表达式为 $q_d(t) = [q_{d1}, q_{d2}]^T$, 其中 q_{d1} 和 q_{d2} 分别为

$$\begin{aligned} q_{d1} &= 0.139 - 0.327 \cos(0.78t) + 0.155 \sin(0.78t) - \\ &0.078 \cos(1.55t) - 0.008 \sin(1.55t) - \\ &0.008 \cos(2.33t) - 0.024 \sin(2.33t), \\ q_{d2} &= 0.312 + 0.091 \cos(0.77t) + 0.401 \sin(0.77t) - \\ &0.221 \cos(1.55t) + 0.165 \sin(1.55t) - \\ &0.021 \cos(2.32t) - 0.055 \sin(2.32t). \end{aligned} \quad (42)$$

考虑到量测噪声与受试者运动差异等因素对实

际应用的控制性能的影响, 实验通过被动模式和主动模式分别验证算法的跟踪性能和安全约束性能.

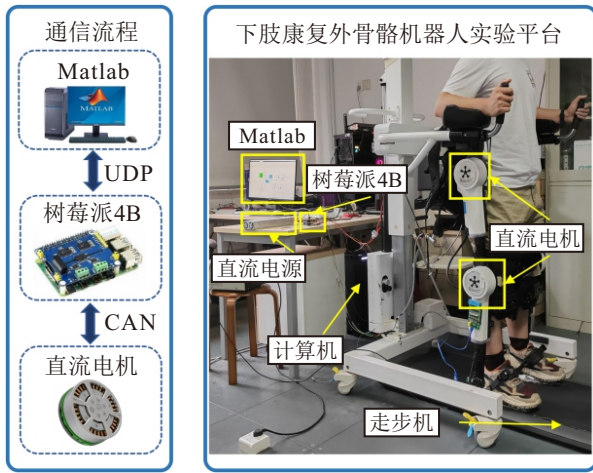


图1 LLRER 实验平台

5.1 被动模式

在该模式下, 外骨骼不采用导纳结构, 直接跟踪由式 (13) 约束 q_d 后的参考轨迹 q_r , 用于测试内环控制器的跟踪性能.

考虑受试者实际运动状态、实验设备硬件偏差以及人类行走关节运动范围^[16], 选取 $k_{a1} = 0.3, k_{a2} = 1.1, k_{b1} = 0.48, k_{b2} = 0.05, \rho_1 = \rho_2 = 0.8$. 此外, 经过实验测试和权衡, 选取控制参数为 $k_1 = \text{diag}(60, 60), \mu = \text{diag}(30, 20), k_2 = \text{diag}(12, 15), k_3 = \text{diag}(25, 12), k_4 = \text{diag}(1, 1), c = \text{diag}(15, 20)$. 采用传统 SMC 和非对称积分障碍李雅普诺夫函数控制器 (AIBLFC)^[17] 作为基准控制器进行比较.

图 2 ~ 图 5 展示了 3 种控制方法的轨迹跟踪效果, 可以看出, 本文提出的 A-SMC 相较于 SMC 和 AIBLFC 具有更高的跟踪精度. 由于髋关节相较于膝关节承受了绝大部分人体下肢重量, 其跟踪精度一般相较于膝关节偏低. 而对于 AIBLFC 而言, 可能由于受试者运动差异、关节模型耦合的影响, 膝关节具有更低的跟踪精度, 侧面印证了 A-SMC 相较于 AIBLFC 具有更强的鲁棒性.

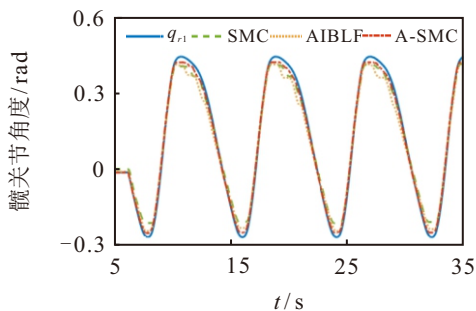


图2 髋关节跟踪情况对比

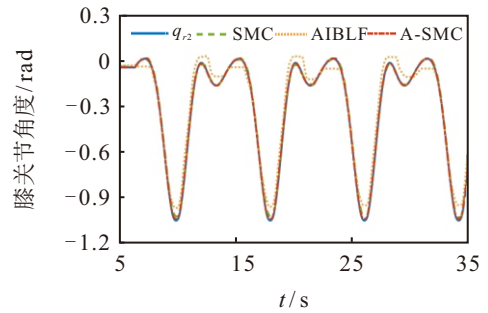


图3 膝关节跟踪情况对比

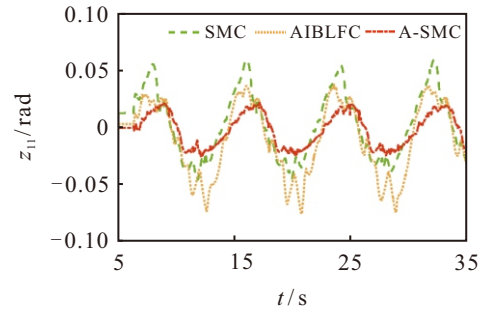


图4 髋关节跟踪误差对比

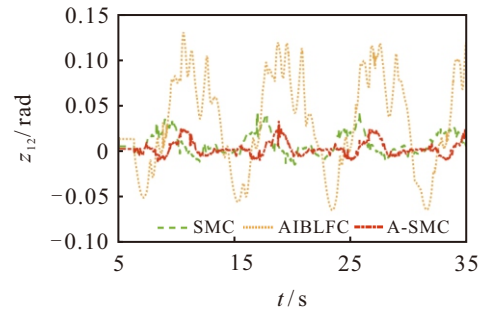


图5 膝关节跟踪误差对比

5.2 主动模式

在该模式下, 受试者被要求尽可能顺应外骨骼步态频率并适当发力, 此时外骨骼采用导纳结构, 跟踪约束后的参考轨迹 q_r . 控制器参数为 $M_d = \text{diag}(1, 1), B_d = \text{diag}(57.2, 57.2), K_d = \text{diag}(114.4, 114.4)$, 其余参数均与被动控制实验中相同.

观测器估计结果如图 6 ~ 图 9 所示, 可以看出, 所设计的力矩观测器能较为准确地估计外骨骼关节的广义动量, 而广义动量的估计差值仅与人机交互力矩有关, 这意味着基于广义动量估计得到的人机

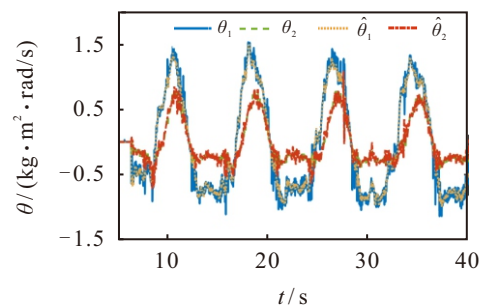


图6 广义动量估计 (A-SMC)

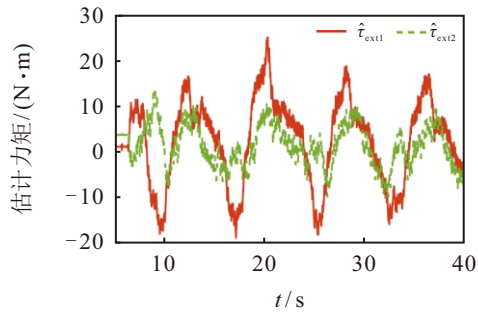


图7 力矩估计 (A-SMC)

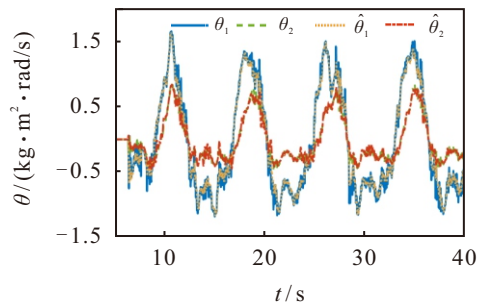


图8 广义动量估计 (SMC)

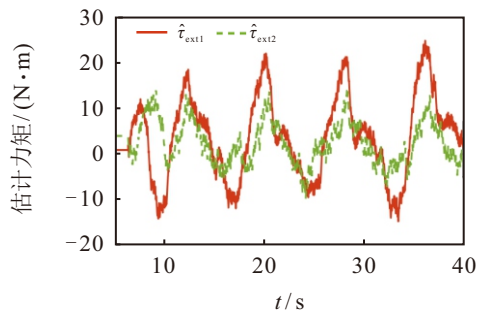


图9 力矩估计 (SMC)

交互力矩是准确的. 此外, 从图7~图9中可以看出, 不同算法下的人机交互力矩的幅值和频率是近似的. 其原因是受试者被要求尽可能在每次实验中力度和频率保持一致, 从而使不同算法作用下的人机交互力矩最大幅值与变化频率尽可能一致. 受试者被这样要求的目的是为了在“主动模式”下能尽量公平地对比不同控制方法的步态跟踪效果.

外骨骼髋关节与膝关节的跟踪情况如图10~图13所示, 可以看出, 在人机交互力矩的作用下, 实际应用中重塑后的导纳参考轨迹 q_{ra} 存在超出设

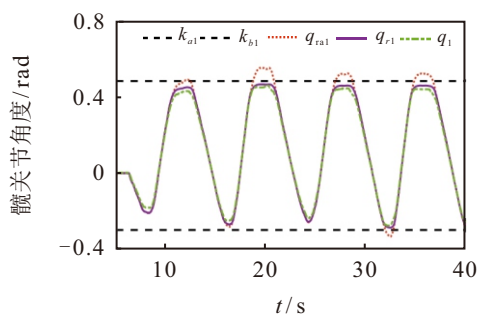


图10 髋关节轨迹 (A-SMC)

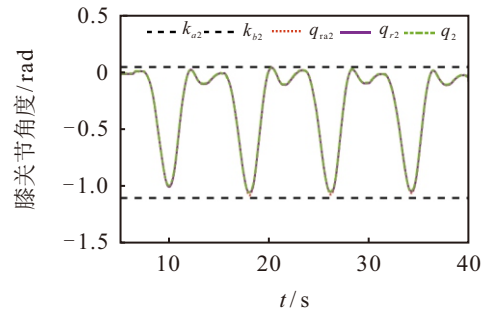


图11 膝关节轨迹 (A-SMC)

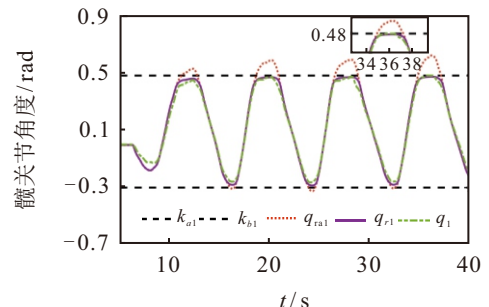


图12 髋关节轨迹 (SMC)

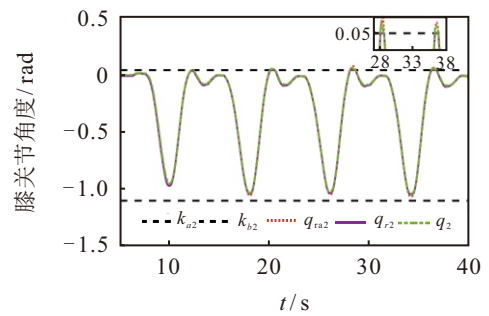


图13 膝关节轨迹 (SMC)

定安全范围的情况, 其中髋关节最为明显, 结合图7和图9可以发现髋关节为行走的主要发力点, 该处具有较大的人机交互力矩. 参考轨迹 q_r 可以有效地被饱和函数约束在安全范围内. 此外, 由于SMC缺乏约束性能, 出现实际轨迹超出了预设的安全范围的情况; 而A-SMC则完全被约束在安全范围内, 说明该方法具有较好的系统输出约束性能, 能够提高LLRER安全性能.

6 结论

本文针对LLRER, 提出了基于AIBLF的无力矩传感器导纳控制方法, 实现患者主动康复训练的同时保证训练安全性. 该方法基于广义动量设计了滑模观测器用以估计人机交互力矩, 从而消除外骨骼对于力矩传感器的依赖. 在此基础上为外骨骼构建了导纳框架, 通过饱和函数将参考轨迹约束在预定的安全区间内. 此外, 结合AIBLF和反演法设计了反演滑模控制器用于内环步态轨迹跟踪, 保证了较高的轨迹跟踪精度和系统鲁棒性的同时确保系统的输出约束性能, 提高了外骨骼的安全性. 详细证明了

该控制系统的稳定性, 对比实验结果表明, 所设计的控制方法可以在考虑安全性的同时增强交互顺应性。后续将在评估量化受试者康复状态制定自适应与个性化控制方案上开展研究工作。

参考文献 (References)

- [1] Wu Q C, Wang Z J, Chen Y. sEMG-based adaptive cooperative multi-mode control of a soft elbow exoskeleton using neural network compensation[J]. *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2023, 31: 3384-3396.
- [2] Ma Y, Wu X Y, Yi J G, et al. A review on human-exoskeleton coordination towards lower limb robotic exoskeleton systems[J]. *International Journal of Robotics and Automation*, 2019, 34(4): 431-451.
- [3] Cao W J, Chen C J, Wang D S, et al. A lower limb exoskeleton with rigid and soft structure for loaded walking assistance[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2022, 7(1): 454-461.
- [4] Yang W, Zhang J Y, Zhang S, et al. Lower limb exoskeleton gait planning based on crutch and human-machine foot combined center of pressure[J]. *Sensors*, 2020, 20(24): 7216.
- [5] Tu Y, Zhu A B, Song J Y, et al. An adaptive sliding mode variable admittance control method for lower limb rehabilitation exoskeleton robot[J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(7): 2536-1557.
- [6] Wu Q C, Chen B, Wu H T. Adaptive admittance control of an upper extremity rehabilitation robot with neural-network-based disturbance observer[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 123807-123819.
- [7] 陈平, 李灿, 雷学军. 3D 视觉结合图像检测与导纳控制的圆轴孔零件机器人装配[J]. *控制与决策*, 2023, 38(4): 963-970.
(Chen P, Li C, Lei X J. Robotic assembly of cylindrical shaft and hole parts based on 3D vision, image detection and admittance control[J]. *Control and Decision*, 2023, 38(4): 963-970.)
- [8] 李德昀, 徐德刚, 桂卫华. 基于时间延时估计和自适应模糊滑模控制器的双机械臂协同阻抗控制[J]. *控制与决策*, 2021, 36(6): 1311-1323.
(Li D Y, Xu D G, Gui W H. Coordinated impedance control for dual-arm robots based on time delay estimation and adaptive fuzzy sliding mode controller[J]. *Control and Decision*, 2021, 36(6): 1311-1323.)
- [9] 彭思齐, 宋彦彦. 基于自适应模糊滑模观测器的永磁同步电机无传感器矢量控制[J]. *控制与决策*, 2018, 33(4): 644-648.
(Peng S Q, Song Y Y. Sensorless vector control of PMSM based on adaptive fuzzy sliding mode observer[J]. *Control and Decision*, 2018, 33(4): 644-648.)
- [10] Yang C G, Peng G Z, Cheng L, et al. Force sensorless admittance control for teleoperation of uncertain robot manipulator using neural networks[J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 2021, 51(5): 3282-3292.
- [11] 陈强, 丁科新, 南余荣. 带有输出约束的柔性关节机械臂预设性能自适应控制[J]. *控制与决策*, 2021, 36(2): 387-394.
(Chen Q, Ding K X, Nan Y R. Prescribed performance adaptive control of flexible-joint manipulators with output constraints[J]. *Control and Decision*, 2021, 36(2): 387-394.)
- [12] Li Z J, Li G X, Wu X Y, et al. Asymmetric cooperation control of dual-arm exoskeletons using human collaborative manipulation models[J]. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 2022, 52(11): 12126-12139.
- [13] Liu B J, Hou M S, Ni J K, et al. Asymmetric integral barrier Lyapunov function-based adaptive tracking control considering full-state with input magnitude and rate constraint[J]. *Journal of the Franklin Institute*, 2020, 357(14): 9709-9732.
- [14] Siciliano B, Khatib O. *Springer handbook of robotics*[M]. New York: Springer, 2016: 773-792.
- [15] Yu S H, Yu X H, Shirinzadeh B, et al. Continuous finite-time control for robotic manipulators with terminal sliding mode[J]. *Automatica*, 2005, 41(11): 1957-1964.
- [16] 吴哲. 可穿戴下肢外骨骼机器人多姿态运动特性分析与实验研究[D]. 烟台: 烟台大学, 2024, 14-17.
(Wu Z. Analysis of multi-posture motion characteristics and experimental research of wearable lower limb exoskeleton robot[D]. Yantai: Yantai University, 2024, 14-17.)
- [17] Li J F, Wang X, Jiao R, et al. Asymmetric integral barrier Lyapunov function-based human-robot interaction control for human-compliant space-constrained muscle strength training[J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 2024, 54(7): 4305-4317.

作者简介

孙哲 (1989-), 男, 副教授, 博士, 主要研究方向为滑模控制理论及应用、下肢康复外骨骼, E-mail: sunzhe726@zjut.edu.cn;

陈易洲 (2000-), 男, 硕士生, 主要研究方向为下肢康复外骨骼, E-mail: czyhermit@gmail.com;

周袁 (1998-), 男, 博士生, 主要研究方向为下肢康复外骨骼, E-mail: 1111220300007@zjut.edu.cn;

陈博 (1984-), 男, 教授, 博士生导师, 主要研究方向为信息融合、康复机器人, E-mail: bchen@zjut.edu.cn.