

FENG Ziyue, MO Zhenji, ZHAO Jialong, ZHENG Bo, YUAN Shuai. Teleimpedance Control for Lunar Construction Based on Biomechanical Impedance Identification of Human Body (in Chinese). *Chinese Journal of Space Science*, 2026, **46**(3): 735–748. CSTR:32142.14.cjss.2025–0142. DOI:10.11728/cjss.2026.03.2025–0142

基于人体生物力学阻抗辨识的月面 建造远程变阻抗控制*

冯籽越¹ 莫臻极¹ 赵嘉龙¹
郑博² 袁帅¹

1(哈尔滨工业大学航天学院 哈尔滨 150001)

2(上海航天控制技术研究所 上海 201109)

摘要 随着月球探索的不断发展, 针对月面基地建设及设施建造等任务需求, 远端机械臂在不确定、非结构化环境下的交互行为对安全性、准确性和透明度提出更高要求. 仿人变阻抗控制方法能够在兼顾环境交互力安全的同时实现高精度的控制, 为解决月面人机协同难题提供了新思路. 使用基于人体阻抗参数的远程变阻抗机械臂控制策略, 将人体变阻抗参数映射到远端机械臂, 满足月面建造任务的复杂交互需求. 该方法通过融合 4 通道表面肌电信号与上肢肌肉力学模型, 构建人体末端刚度实时辨识系统. 为解决仿人变阻抗的泛化问题, 引入个性化人体物理参数, 克服了传统测量方法的局限性并提升了泛化性能. 同时, 在远程变阻抗控制中, 通过力觉、视觉反馈提升交互过程中的信息透明度, 并利用人体自然神经反射实现阻抗的自适应调整. 进而, 基于月面桁架建设平台的装配任务需求, 验证了远程变阻抗控制相较于传统遥操作方案的优势.

关键词 表面肌电信号, 人体上肢刚度辨识, 生物力学, 遥操作, 变阻抗控制, 月面建造

中图分类号 V19

Teleimpedance Control for Lunar Construction Based on Biomechanical Impedance Identification of Human Body

FENG Ziyue¹ MO Zhenji¹ ZHAO Jialong¹
ZHENG Bo² YUAN Shuai¹

1(School of Astronautics, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001)

2(Shanghai Institute of Spaceflight Control Technology, Shanghai 201109)

Abstract Driven by the continuous progress in lunar exploration, teleoperated robotic arms require

* 国家自然科学基金项目资助 (52238002)

2025-08-03 收到原稿, 2025-09-15 收到修定稿

©The Author(s) 2026. This is an open access article under the CC-BY 4.0 License
(<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

highly safe, accurate, and transparent control strategies to handle uncertain and unstructured environments during lunar base construction. Humanoid variable impedance control ensures both safe environmental interaction and high-precision tracking, providing a robust solution for human-robot collaboration. This study investigates a teleoperation strategy that maps human impedance parameters onto a remote robotic arm to meet the interactive demands of lunar tasks. By integrating four-channel surface ElectroMyoGraphy (sEMG) signals with an upper limb mechanics model (built upon Hill's model and kinematics), a real-time identification system for human end-effector stiffness is established. Unlike conventional methods, this strategy incorporates personalized physical parameters to enhance the generalization of humanoid impedance control. Furthermore, force and visual feedback are utilized to improve information transparency and leverage natural neural reflexes for adaptive impedance adjustment. Finally, experimental results on a lunar truss assembly platform demonstrate that the proposed humanoid variable impedance control significantly outperforms traditional teleoperation schemes.

Key words surface ElectroMyoGraphy (sEMG), Human upper-limb stiffness identification, Biomechanics, Teleoperation, Variable impedance control, Lunar surface construction

0 引言

随着月球探索的全面推进,月表初期建设面临多重问题.在建设初期,严酷的月球环境与极其有限的人力资源,使得月面机器人的部署成为拓展探测范围、提升作业效率的必然要求^[1].尽管许多航天机构正在积极探索空间机器人协作系统^[2],但复杂的非结构化月表环境对传统刚性作业机器人的适应性构成了严峻困难.虽然遥操作机器人系统在核电站维护、深海勘探等高危场景中已验证了可行性^[3],但月面大时延及复杂任务的需求使传统遥操作面临巨大挑战.针对月面作业的遥操作,其灵活性与自适应能力是核心瓶颈,而变阻抗控制方法为此提供了解决思路.传统的遥操作变阻抗方法通常采用预编程方式设定阻抗参数,仅能在有限的预设值间切换,难以适应复杂多变的月面环境.相比之下,在人与外界环境的交互中,人体能够根据任务需求自然调节肌肉收缩程度,面对需求高刚性的操作环节,肌肉收缩控制手臂的刚度、阻尼(阻抗)特性提高,保证操作的完成,或面对突发危险与对接触力要求高的操作任务,手臂自然顺从环境,在危险时防止机械受损并满足高精度操作的接触力需求.将人的这种变阻抗的适应特性引入遥操作机械臂,提出远程变阻抗控制方法,为解决传统遥操作面临的难题提供新的范式.根据空天遥操作建造场景中的环境交互力动态变化的各种装配任务,本文提出一种基于人体上肢生物力学阻抗辨识模型的远程变阻抗控制方法.

该方法提取人体上肢的变阻抗特性,并将其作为远端变阻抗控制系统的输入参数.利用人体的刚度参数辅助阻抗控制已在多个领域有初步运用.例如在医疗领域,基于阻抗控制的柔顺机械臂被广泛应用于患者康复训练^[4],预测患者的刚度变化意图,使用变阻抗机械臂引导患者康复患肢.这种“人在环”的控制架构将人类的认知和适应能力与机器人的精度和强度相结合来增强机器人的认知能力^[5].依托快速神经反射能力,人类能够动态调整自身阻抗特性,从而确保了在非结构化环境中的操作安全性与环境适应性^[6].

变阻抗控制作为柔顺控制的一种,已广泛应用于对力要求精确控制的多种场景,例如锉削、抛光、研磨、插口对接以及轴孔装配等,此类任务在月面建造过程中具有高度代表性.现有研究表明^[7-10],在表面处理与精密装配等关键领域,阻抗控制技术相较于传统控制方案在作业稳定性和环境鲁棒性方面展现出显著优势.

Ajoudani等^[11-13]通过系列研究探讨了利用上肢8通道表面肌电信号(sEMG)映射末端阻抗的方法,并将其应用于遥阻抗控制.实验证实,引入人体阻抗数据可在遥操作下有效提升遥操作机械臂的柔顺性.然而,上述研究尚未深入探讨sEMG的个体差异对辨识准确性的影响,而这种个体差异及其伴随的标定需求,正是限制sEMG广泛应用于上肢刚度估计领域的核心瓶颈.在sEMG辨识人体参数领域,现有研究^[14-16]多采用深度学习等数据驱动方法进行阻抗与肌力辨识.不同于上述方法,本文采用生物力学方法

构建刚度辨识模型, 通过采集操作者生理数据, 建立了定制化的肌肉力学模型, 利用由 sEMG 辨识的肌肉力参数反演人体上肢刚度, 为辨识系统的泛化问题提供了解决方案. 此外, 针对月面遥操作建造场景, 基于上肢 sEMG 数据与生物力学原理构建了实时阻抗辨识系统, 并据此提出一种远程变阻抗控制方法. 实验结果验证了该方案在地月时延等条件下相较于传统方法的优势.

1 月面遥操作建造场景

现有的月球科研站设计方案^[17]显示, 多数刚性结构的建造仍需依赖大量的装配作业. 鉴于完全依赖宇航员执行此类任务并不可行, 亟须借助自主或遥操作机器人系统. 月表基地建设涉及的配套设备安装 (包括精密科学仪器部署、电气线路铺设、管线接口的连接、太阳能电站组建等), 均涉及多种经典装配作业任务以及对接触力控制要求严苛的表面交互任务, 远程变阻抗控制作为解决上述问题的有效方法之一, 凭借其灵活性与安全的力交互特性, 亦能为月面建造中可能出现的机构故障提供有效的应对方案.

构建图 1 所示月面遥操作建造系统, 其结构组成如下.

(1) 主端操作者与力反馈手柄. 该部分包括操作者本身 (人在环) 与力反馈手柄. 操作者接收从端的视觉反馈, 通过力反馈手柄获取从端环境力反馈, 同时通过力反馈手柄实现从端的位姿指令输入.

(2) 肌电信号采集装置与上肢姿态测量装置. 肌电信号采集装置通过皮肤表面的贴片电极采集人体肌肉在皮肤表面的电信号, sEMG 能很好地反映肌肉的激活程度, 根据肌肉的激活可以计算得到对应肌肉

的施力情况, 结合上肢姿态测量装置测得的上肢姿态信息, 在上肢力学模型中辨识出人体上肢的刚度信息. 在控制回路中, 操作者因为远端视觉、力觉反馈而引起的神经回路反射引起的上肢刚度变化也会反映到 sEMG 的变化上, 通过刚度辨识模型, 实现变阻抗参数提取.

(3) 从端机械臂. 搭载位姿跟踪算法执行主端指令, 机械臂末端集成 6 轴力传感器与模块化末端执行器, 在完成接触力动态检测的同时, 通过变阻抗控制器实现柔顺装配作业.

(4) 桁架搭建平台. 桁架结构是一种常用的建筑结构, 其优势在于力的高效传递与结构性能的优化平衡, 恰好匹配了月面极端环境的建筑需求, 根据这一特点, 设计了桁架搭建平台用于月面桁架搭建模拟. 桁架搭建平台具备模块化桁架搭建功能, 可作为通信塔架、太阳能电站及各类科学载荷的集成基座. 桁架搭建平台采用丝杠升降机构实现已建桁架的层间抬升, 为连续搭建创造作业空间, 从端机械臂抓取构件将其安装到桁架上, 安装完一层之后, 由抬升机构将桁架抬升, 实现连续作业. 桁架搭建环节包括高精度的孔位对准操作 (梁与连接件之间的孔位对准) 与高要求轴孔装配 (梁与连接件之间的轴孔装配) 两大装配需求, 特别针对月表基地建设中的多数典型装配任务进行模拟, 可以提供月球表面建设过程中各种场景的装配任务环境. 同时, 桁架的高拓展性使其能够集成太阳能板、观测相机等设备. 针对此类设备的装配, 往往涉及减震、精准对接及线缆插接等对力控精度要求极高的应用场景.

针对月面桁架结构组装需求, 构建月面遥操作建造验证场景. 主端系统包含操作者、力反馈操纵杆、表面肌电采集系统及上肢姿态测量系统, 操作者通过力

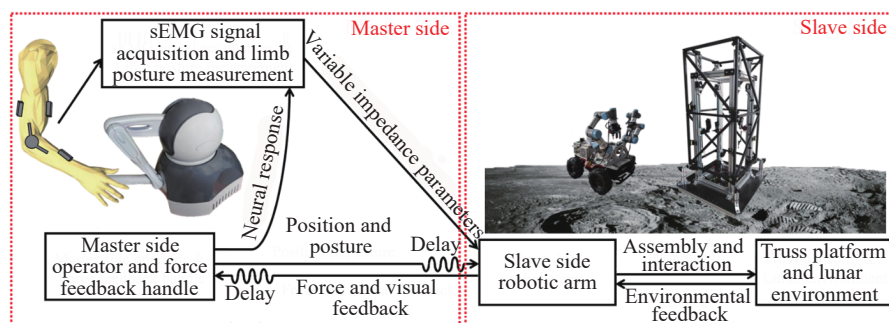


图 1 月面遥操作建造场景

Fig. 1 Lunar surface teleoperation construction scene

反馈操纵杆向远端发送位姿指令, 同步采集人体生理信号实现实时阻抗参数解析. 从端机械臂依托变阻抗控制策略, 在非结构化月面环境中完成桁架精准装配, 并将接触力反馈数据与三维视觉信息实时回传至主端操作者, 触发操作者神经反射驱动的动态阻抗更新.

2 基于生物力学的上肢力学模型

远程变阻抗控制的核心在于人体阻抗参数的有效获取. 由于人体系统的高度复杂性, 阻抗参数的精确估计仍面临困难, 且估计结果的准确性验证在现有研究中仍缺乏统一标准. 结合工程应用背景, 人体阻抗辨识的重点在于捕捉其动态变化趋势. 为此, 在Hill肌肉模型^[18-22]的基础上构建上肢力学模型, 通过引入生物力学机理实现对上肢刚度的辨识. 同时, 该方法通过融合操作者的个性化生理数据, 为解决sEMG辨识的跨个体泛化问题提供了可行途径. 在简化传统刚度测量方式^[23-29]的同时, 本方法能够实时提取适用于变阻抗遥操作的阻抗参数.

2.1 上肢生物力学模型

重点研究上肢在伸展与屈曲运动中的平面刚度. 该平面运动主要由肱二头肌、肱三头肌及肱桡肌协同驱动, 因此将这三块核心肌肉纳入建模范畴. 根据肌肉在骨骼上的解剖附着位置, 建立如图2所示简化肌肉模型 (肌肉以虚线表示).

为增强模型的泛化能力, 引入操作者身高作为个性化形态学参数. 根据人体解剖统计数据^[30,31], 上臂与前臂长度分别按身高的18.6%与14.6%进行比例标定. 同时, 肌肉的起止点位置亦是模型构建的关键.

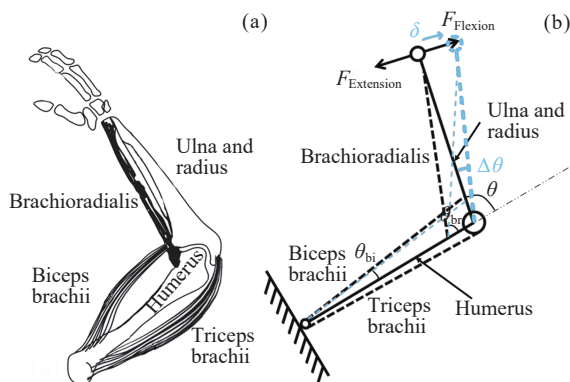


图2 人体上臂生物力学模型

Fig. 2 Biomechanical model of human upper arm

参考成年人的解剖数据^[32]来设定附着点位置. 并将距离关节中心极近的附着点 (例如肱二头肌与肱三头肌的起点) 简化为附着于关节中心处, 如图2所示.

基于图2(b)所示模型, 将肘关节运动拆解为屈曲 (Flexion) 和伸展 (Extension) 两种力学状态进行独立分析. 尽管在维持静态关节稳定性 (例如举重、托举) 时, 肱二头肌与肱三头肌可能产生拮抗肌共缩现象以增强关节刚性, 但通过标准化动作控制设计实现两种运动模式解耦, 确保测量数据能够分别反映屈曲与伸展阶段对应肌群的力学特征. 图2(b)中符号 F_{Flexion} 与 $F_{\text{Extension}}$ 分别表征屈曲相与伸展相下上肢末端所受外力, 其方向始终沿前臂运动轨迹的切线方向分布. 基于整体力学平衡分析, 上肢末端外力与肌肉收缩力的力学关系为

$$F_{\text{Flexion}} = \frac{1}{l_f} (l_{\text{up}} \sin \theta_{\text{bi}} F_{\text{bi}} + l_{\text{bro}} \sin \theta_{\text{br}} F_{\text{br}}), \quad (1)$$

$$F_{\text{Extension}} = \frac{l_{\text{ti}}}{l_f} F_{\text{tri}}. \quad (2)$$

其中, l_f 和 l_{up} 分别表示前臂与上臂长度, l_{bro} 表示肱桡肌起点到肘关节距离, l_{ti} 表示肱三头肌止点到肘关节距离; θ_{bi} 和 θ_{br} 分别表示肱二头肌以及肱桡肌与肱骨的夹角; F_{bi} , F_{br} , F_{tri} 分别表示肱二头肌、肱桡肌与肱三头肌的收缩力.

基于广义刚度^[33]理论, 提出通过上肢末端力与广义位移的数学关系推导末端刚度的计算方法. 人体上肢刚度 K_h 在屈曲状态与伸展状态下的核心表达式为

$$K_h = \begin{cases} \frac{F_{\text{Flexion}}(S_{\text{arm}}, \eta_{\text{EMG}})}{l_f \cdot \Delta \theta}, & \text{屈曲阶段;} \\ \frac{F_{\text{Extension}}(S_{\text{arm}}, \eta_{\text{EMG}})}{l_f \cdot \Delta \theta}, & \text{伸展阶段.} \end{cases} \quad (3)$$

其中, F_{Flexion} 和 $F_{\text{Extension}}$ 为末端力, 分别代表上臂屈曲与伸展时对应激活的肌肉对外界的力, 由上臂模型数据 S_{arm} 与肌电特征 η_{EMG} 计算获得; $l_f \cdot \Delta \theta$ 为末端的广义位移, $\Delta \theta$ 为广义坐标系下的肘关节夹角. 当不同的肌肉激活时, 计算其对应运动的广义刚度.

阻抗信息中阻尼参数 B 的表达式为

$$B = 2\xi \sqrt{MK_h}. \quad (4)$$

其中, ξ 为阻尼系数, K_h 为根据式(3)计算得到的人体上肢刚度, M 为上肢惯性矩阵.

各肌肉力基于生物力学模型, 通过对实时sEMG信号的在线辨识获得, 并将其映射为变阻抗控制中刚

度 K 与阻尼 B 的动态输入。

2.2 肌电信号处理与特征值提取

由上述肌肉模型所计算出的肌肉张力, 为后续的肌力估计奠定基础。基于肌肉的电生理特性, 其张力的产生机制主要取决于肌肉激活度, 该参数直接决定了主动收缩力的幅值。为建立“肌肉长度-激活度-张力”的动态映射关系, 利用 sEMG 量化肌肉激活水平, 实现对张力变化的间接表征。根据人体上肢各块肌肉的作用, 选取四块主导肘-腕关节阻抗特性的关键肌肉作为 sEMG 信号源, 包括肱二头肌、肱桡肌、肱三头肌外侧头及肱三头肌长头。

使用归一化为最大自主收缩百分比 (Percentages Maximum Voluntary Contraction, PMVC, 定义符号 P) 的分段窗均方根 (Root Mean Square, RMS) 作为 sEMG 提取的时域特征值, 该特征在肌肉力估算领域已被广泛证明具有优异的代表性能^[34,35]。实时刚度辨识过程中的 t_s 时刻, 最大自主收缩百分比 P 的表达式为

$$\tilde{s}_i(t_s) = P_i(t_s) = \frac{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{t=t_s+1}^{t_s+n} [e_i(t)]^2}}{\max_{t' \in k \cdot n (k \in \mathbb{N})} \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{t=t'+1}^{t'+n} [e'_i(t)]^2}} \times 100\% \quad (5)$$

其中, e'_i 为肌肉 i 最大自主收缩 (MVC) 下肌电信号的电信号幅值, e_i 为肌肉在当前收缩状态下信号的幅值, n 为分段肌电信号数据的分段长度。

获取最大自主收缩百分比 P 的前提是准确标定 MVC 基准值, 其流程主要包括设备校准、受试者预训练、最大自主收缩及重复性验证。针对不同目标肌群, 应严格规范关节位姿与运动导向, 以确保肌肉达到生理极限激活状态。最后, 选取该激活状态下信号窗口内的幅值峰值作为标定参考。

2.3 基于生物力学的肌肉模型

为实现对肌肉收缩力的准确估计, 基于骨骼肌生物力学特性构建了力学模型。针对月面建造任务的特殊性, 重点聚焦于稳态下的肌肉阻抗特性辨识。鉴于阻尼单元主要影响肌肉激活初期的瞬态响应 (其典型时间常数约为 100 ms), 对长时稳态交互过程中的阻抗贡献相对较小, 故在模型构建中将其忽略。据此, 采用改进的 Hill 三元素模型进行肌肉建模, 该模型具体

包含收缩元 (CE)、串联弹性元 (SEE) 及并联弹性元 (PEE)。

肌肉的内力 T_{CE} 被并联弹性单元 T_{PE} 修正为外部测量的张力 T 。在此过程中, 其还通过串联弹性单元进行传递, 得到两个平衡方程, 即

$$T = T_{CE} + T_{PE}, \quad (6)$$

$$T = K_{SE}(\varepsilon - \varepsilon_i). \quad (7)$$

其中, T_{CE} 为收缩元产生的主动张力, 表征了肌肉细胞的主动张力; T_{PE} 为并联弹性元产生的被动张力, 表征了包裹肌肉的结缔组织等结构的弹性贡献; K_{SE} 为串联弹性元的等效刚度, 表征了肌腱等连接组织的弹性特征; ε 为肌肉总应变, ε_i 为肌肉内部收缩的应变。

通过联立式 (6) 与式 (7), 可得肌肉对外张力 T 与肌肉主动张力 T_{CE} 的关系, 即

$$T = \frac{K_{SE}}{K_{SE} + K_{PE}} T_{CE} + \frac{K_{SE} K_{PE}}{K_{SE} + K_{PE}} \varepsilon. \quad (8)$$

根据式 (8) 肌肉模型, 肌肉的张力可以分为两个部分, 分别是肌肉张力提供的主动部分和肌肉结缔组织拉长产生的被动部分。

对于肌肉主动收缩部分, 肌肉张力和肌肉长度存在非线性的关系^[36]。当肌肉处于静息长度附近时, 主动张力达到峰值, 当肌肉收缩或者拉长时, 张力均趋于下降。其物理机制归因于肌节内粗、细肌丝重叠程度的动态变化^[37,38]。如图 3 所示, 在静息长度时 (位置 3), 细肌丝与粗肌丝的横桥区实现最大程度的重叠, 即所有肌球蛋白头部均能与对应的 G-肌动蛋白分子有效结合。当肌肉长度降低时 (位置 1, 2), 细肌

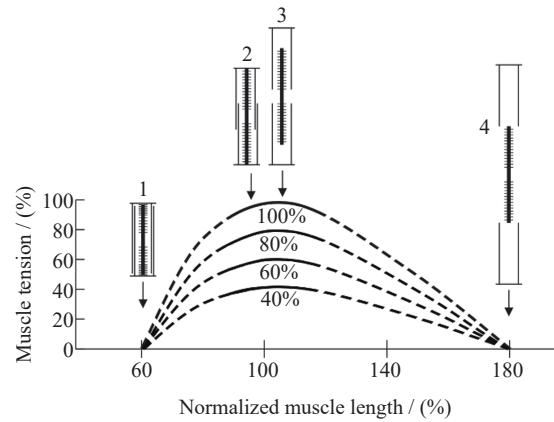


图 3 不同肌肉激活程度下肌肉张力与长度的关系
Fig. 3 Muscle tension-length relationship under different muscle activation

丝之间开始出现物理重叠, 这种干涉现象限制了其与粗肌丝横桥区的有效结合, 导致主动张力随之下降. 反之, 当肌肉继续伸长时, 由于横桥结合数量减少, 张力呈现线性衰减. 这一下降趋势持续至静息长度的170%~180%处(位置4), 此时肌球蛋白头部与G-肌动蛋白分子完全脱离重叠, 主动张力降至零.

对于肌肉的被动张力部分, 在式(8)中体现为线性关系. 在生物力学中, 普遍认为这样的被动收缩力主要来源于肌肉中的结缔组织在肌肉伸长状态下产生的张力^[22,39].

图4给出了肌肉张力与肌肉长度的总和关系. 对于不同种类肌肉的结缔组织数量和特性的区别, 其被动激活特性会有所改变, 体现在被动部分中是常数项的改变.

根据上述原理, 使用分段函数来映射肌肉力, 即

$$F_i^{\text{muscle}} = \begin{cases} \alpha \cdot \omega(l_i) \cdot \varphi(\tilde{s}_i) + 0, & x < 1; \\ \alpha \cdot \omega(l_i) \cdot \varphi(\tilde{s}_i) + \eta(l_i), & x \geq 1. \end{cases} \quad (9)$$

其中, $i \in \{\text{bi}, \text{br}, \text{ti1}, \text{ti2}\}$ 为肌肉索引, 分别代表肱二头肌、肱桡肌、肱三头肌长头及外侧头; α 为缩放系数; l_i 表示归一化肌肉长度(以肘关节屈曲90°时的静息长度为基准), $\omega(l_i)$ 是根据图4结论拟合的三阶长度-张力多项式; $\varphi(\tilde{s}_i)$ 为关于归一化百分比激活 $\tilde{s}_i$ 的函数, 反映了肌肉激活水平对主动力的影响; $\eta(l_i)$ 是肌肉被动张力与肌肉长度的线性特征.

为实现肌肉力的精准估算, 利用最小二乘法对各肌群的模型参数进行辨识优化, 即

$$(\alpha', \omega', \varphi', \eta')_i = \arg \min_{\alpha, \omega, \varphi, \eta} \|F(l_i, \alpha, \omega, \varphi, \eta) - F_m(S_{\text{arm}})\|_2^2. \quad (10)$$

其中, $\alpha', \omega', \varphi', \eta'$ 等代表对肌肉力的最优拟合, F_m 是实验测量后经由2.1节中上肢生物力学模型计算得到

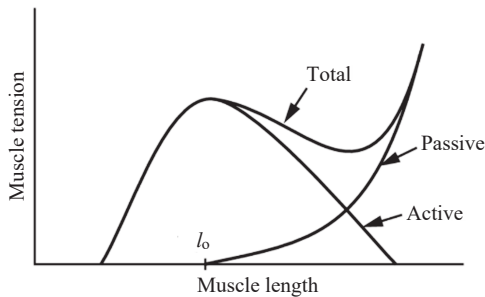


图4 肌肉张力与肌肉长度的总和关系

Fig. 4 Muscle tension-length total relationship

的肌肉力.

得到机电-肌肉张力的映射关系后, 通过式(3)(4)计算得到人体上肢估计时变阻抗.

3 面向月面精细建造的远程变阻抗控制算法

3.1 变阻抗控制方法

阻抗控制通过模拟质量-弹簧-阻尼模型, 实现在机械臂末端的阻抗特性, 类似于人体骨骼肌模型, 虚拟阻抗模型包含阻尼单元 B_d 、刚度单元 K_d 以及惯性单元 M_d . M_d , B_d , K_d 为人为设置的阻抗参数, M_d 由机械臂物理结构与质量计算得出. 末端接触力 F_{ext} 、刚度单元 K_d 、阻尼单元 B_d 的表达式为

$$\begin{cases} F_{\text{ext}} = M_d \ddot{\delta} + B_d \dot{\delta} + K_d \delta, \\ K_d = K_h = \frac{\alpha \cdot \omega(l_i) \cdot \varphi(\tilde{s}_i) + \eta(l_i)}{l_i \cdot \Delta \theta}, \\ B_d = 2\xi \sqrt{M_h K_d}. \end{cases} \quad (11)$$

其中, 末端接触力 F_{ext} 可以理解为环境因素, 表示为 $F_{\text{ext}}(x)$; $\delta = x_d - x$ 为位置误差, 其中 x_d 为末端期望位置, x 为末端实际位置; δ 为末端位置在设置阻抗参数与末端接触力下的位置修正量; M_h 为上臂生物力学模型中的惯性矩阵.

操作者根据感知反馈调节上肢位姿与肌肉激活程度, 实现自身阻抗特性的动态调制, 并将其映射为机械臂的期望末端阻抗 K_d 与 B_d . 通过这种方式, 系统能够实时调节机械臂的柔顺性, 最终通过变阻抗控制策略实现对非结构化、不确定环境的自适应作业.

由式(11)可以得到末端位置修正量的二阶微分, 即

$$\ddot{\delta} = M_d^{-1}(F_{\text{ext}} - B_d \dot{\delta} - K_d \delta). \quad (12)$$

获得位置修正量 δ 在频域上可以表示为

$$\delta(s) = \frac{-F_{\text{ext}}(s)}{M_d s^2 + B_d s + K_d}. \quad (13)$$

$\delta(s)$ 可以看成是一个对输入信号 $F_{\text{ext}}(s)$ 的低通滤波, 对于外力的突变能在保持较为稳定的控制输出, 同时做出响应.

实际的控制中, 获得的末端位置修正量通过机械臂的雅可比矩阵转换到机械臂关节角的变化上. 关节角的修正量可表示为

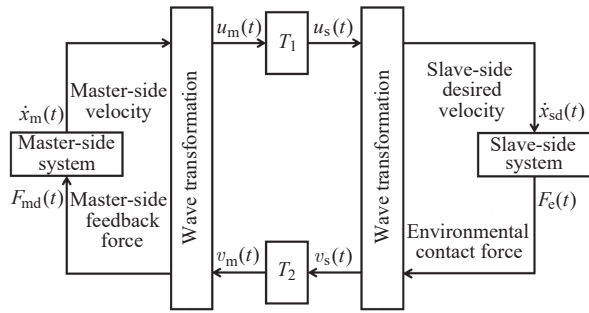


图7 基于波变量的时延补偿控制架构

Fig. 7 Time-delay compensation control architecture based on wave variables

对于恒定的时延影响, 系统的输入能量可表示为

$$\begin{aligned} \int_0^t P_m d\tau &= \int_0^t [\dot{x}_m^T(\tau)F(\tau) - \dot{x}_{sd}^T(\tau)F_e(\tau)]d\tau = \\ &= \frac{1}{2} \int_{t-T_1}^t u_m^T(\tau)u_m(\tau)d\tau + \\ &= \frac{1}{2} \int_{t-T_2}^t u_s^T(\tau)u_s(\tau)d\tau \geq 0. \end{aligned} \quad (18)$$

由式 (18) 可以看出, 系统是耗散的、无源的, 系统一定稳定. 这里采用通信固定时延, 通过波变量作为抗时延方法.

根据波变量方法, 主从端接收的控制信号可表示为

$$\begin{cases} \dot{x}_{sd}(t) = \dot{x}_m(t - T_1) + [F_{md}(t - T_1) - F_e(t)]/b, \\ F_{md}(t) = F_e(t - T_2) + b \cdot [\dot{x}_m(t) - \dot{x}_{sd}(t - T_2)]. \end{cases} \quad (19)$$

由式 (19) 可知, 根据透明性原则, 波变量法的透明性取决于波阻抗参数 b , 其增加时, 位置跟踪精度提升, 力跟踪误差变大, 其减小时反之. 根据地月任务的时延, 需要合理调节波阻抗参数 b , 以获得平衡的控制透明度.

4 实验验证

4.1 上肢刚度辨识实验及结果

在刚度辨识部分需要测量不同肌肉激活状态与肘关节屈曲角度下的肌肉末端力. 实验平台如图 8 所示, 实验具体流程如下.

(1) 预实验准备. 安置表面肌电电极、佩戴肘关节限位装置及腕部固定带. 受试者进行模拟实验, 调试六维力传感器与肌电采集系统, 确保施力误差控制在



图8 上肢刚度辨识实验平台

Fig. 8 Experimental platform for upper limb stiffness estimation

目标值的 $\pm 10\%$ 范围内. 预实验准备结束之后, 受试者充分休息, 防止肌肉疲劳造成的影响.

(2) 上肢悬吊定位. 通过弹性悬吊系统将受试者前臂固定于实验平台, 调整肩关节外展角度至手臂与实验台平行, 使肘关节屈曲轴心与试验台垂直.

(3) 肘关节屈曲实验. 在 $60^\circ \sim 120^\circ$ 屈曲范围内以 10° 为间隔设置 7 个测试位, 每个角度下沿前臂运动切向施加 10~80 N 递增负荷 (10 N 步长, 重复测量两次). 受试者采用前臂中立位握姿, 开始施力后 2 s 内匀速达到目标负荷并维持等长收缩 5 s, 肌电信号与末端力数据同步采集. 单次测试后解除限位 2 min 放松, 完成单一角度所有负荷力组次后实施 10 min 以上放松.

(4) 肘关节伸展实验. 除将握姿调整为前臂旋前位, 实验参数与屈曲实验保持对称性设计.

在肌电信号处理上, sEMG 预处理流程包括: 使用 50 Hz 陷波滤波器去除工频干扰影响, 利用 20~450 Hz 的带通滤波器处理大部分噪声同时提取 sEMG 有效频带. 预处理结束后对信号进行分段、加窗操作, 随后对分段窗 (窗长 128 ms) 内的信号进行时域特征提取.

图 9 为在不同关节屈曲角度的情况下, 各块肌肉最大自主收缩百分比与相对肌肉力之间的关系. 图 9(a)~(d) 右下角给出了对应的肌肉力与肌肉长度的关系, 可以看出除了肱三头肌外侧头的趋势是肌肉力随着肌肉长度增加而减少, 其他肌肉都呈现出图 4 所示的趋势, 可以证明肌肉模型的准确性以及实验数据的准确性.

各肌群的肌肉力模型参考式 (9). 其内部涉及的各项拟合函数的表达式为

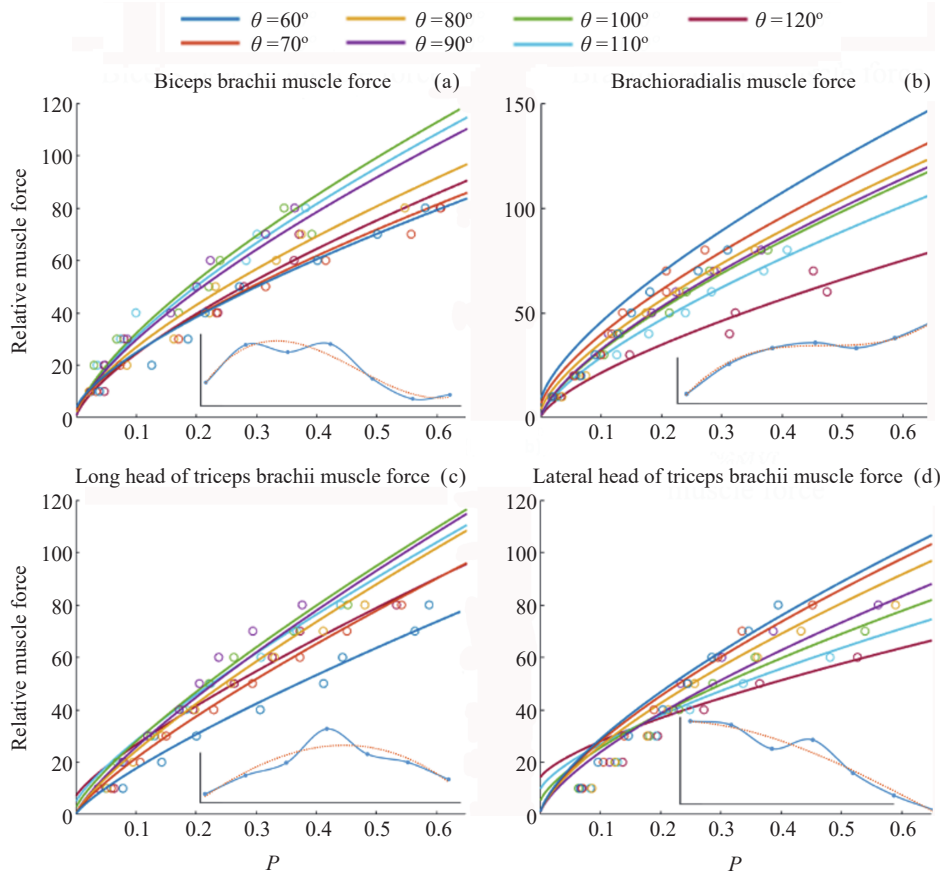


图9 不同角度下各块肌肉肌力与最大自主收缩百分比的关系

Fig. 9 Specific muscle force and PMVC relationships across different joint angles

$$\omega(l_i) = al_i^3 + bl_i^2 + cl_i + d. \quad (20)$$

$$\varphi(\tilde{s}_i) = \tilde{s}_i^\beta. \quad (21)$$

$$\eta(l_i) = \begin{cases} 0, & l_i \leq \tilde{l}_i; \\ \gamma(l_i - \tilde{l}_i), & l_i > \tilde{l}_i. \end{cases} \quad (22)$$

其中, $\tilde{l}_i$ 表示肌肉 i 的静息长度, l_i 表示肌肉 i 的归一化肌肉长度. 表 1 给出了各目标肌群对应的具体系数值. 其中 β 为式 (21) 中激活度函数 $\varphi(\tilde{s}_i)$ 的幂次参数, γ 对应式 (22) 中描述被动张力的线性系数, 而 a, b, c, d 则构成了式 (20) 中表征长度-张力特性的三阶多项式系数. 这些参数为后续人体上肢刚度的实时估计提供了数据基础.

综合上述肌力与 sEMG 及关节角度的映射关系, 利用式 (1)~(3) 所示的上肢力学模型, 可计算得出不同关节角度与激活程度下的末端刚度分布. 其屈曲与伸展状态下的刚度热力图如图 10 和图 11 所示, 其中 P 为不同肌肉的最大自主收缩百分比, $i \in \{\text{bi}, \text{br}, \text{ti1}, \text{ti2}\}$ 为肌肉索引, θ 为上肢肘关节角度,

用于计算肌肉归一化长度 l_i .

通过以上研究成果, 通过基于生物力学的上肢力学模型, 使用上肢肌肉的肌电信号提取的 P_i 与肘关节角度 θ , 能够实现实时的人体上肢刚度参数提取, 并将其用于远程阻抗控制.

4.2 月面桁架结构远程变阻抗装配实验

面向图 1 所示的月面建造场景开展远程变阻抗控制实验. 利用 4.1 节获取的实时人体刚度辨识参数, 并将其应用于所设计的月面作业变阻抗控制方案中, 据此构建如图 6 所示的双向遥操作系统架构. 通过对比基于人体变阻抗的遥操作方法与传统固定阻抗方案在模拟月面轴孔装配任务中的表现, 证实了本文提出的方法在复杂力交互场景下具有更优异的作业性能.

这里采用 Geomagic Touch 触觉交互手柄作为主端输入设备, UR3 e 机械臂作为从端遥操作执行机构; 同时, 使用 PLUX OpenSignal 套件采集肌电信号, 并基于 ROS 实现控制系统的集成.

表 1 肌肉力学模型拟合参数辨识结果
Table 1 Identification results of muscle model fitting parameters

肌肉	$\varphi(\bar{s}_i)$	$\eta(l_i)$	$\omega(l_i)$			
	β	γ	a	b	c	d
肱二头肌	0.7	80	6.8×10^5	-20.5×10^5	20.6×10^5	-6.9×10^5
肱桡肌	0.7	75	0.27×10^5	-0.80×10^5	0.81×10^5	-0.27×10^5
肱三头肌长头	0.8	180	-1.1×10^5	2.9×10^5	-2.6×10^5	0.76×10^5
肱三头肌外侧头	0.7	365	0.67×10^5	-2.1×10^5	2.2×10^5	-0.74×10^5

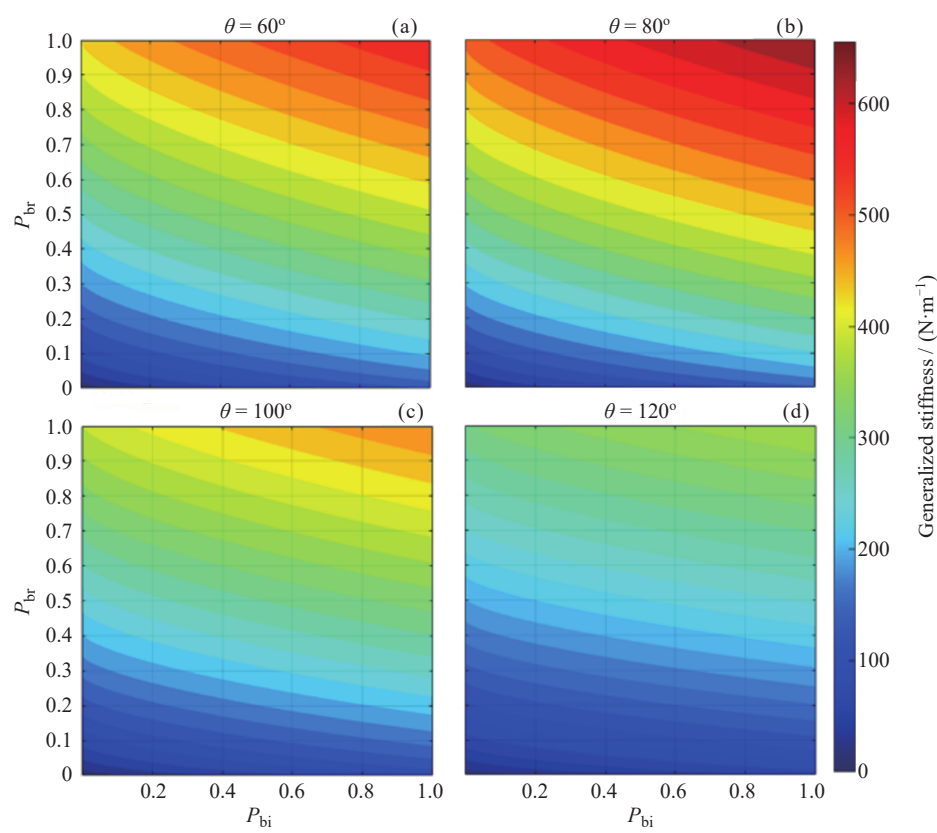


图 10 不同角度下屈曲刚度与最大自主收缩百分比的关系
Fig. 10 Relationship between flexion stiffness and PMVC at different angles

针对图 12 所示的月面建造任务, 将其核心操作抽象为典型的轴孔装配工况. 轴孔装配主要包括对准与装配两个阶段, 两阶段需求机械臂的末端力学性能有所区别. 对于变阻抗操作, 在第一阶段位姿对准过程中, 控制系统通过低阻抗参数实现被动柔顺调整, 允许轴端利用约束实现自主对心修正; 第二阶段插入装配时, 系统动态提升阻抗参数以增强轴向抗扰刚度, 抵抗孔壁摩擦阻力. 此过程中有阶段性的阻抗需求变化, 使其成为适合检验变阻抗控制性能的应用场

景之一. 对比定阻抗遥操作, 这种变阻抗策略能根据装配环境需求实时改变阻抗参数, 实现安全、精准的装配作业.

利用 4.1 节中人体刚度辨识实验实现了人体上肢末端生物力学刚度参数的实时辨识 (响应时间 $< 200 \text{ ms}$), 为避免因阻抗参数高频变动引发控制系统失稳, 采用滑动窗口均值滤波策略, 即以 1.5 s 时窗内的阻抗辨识均值作为控制指令输出.

实验设计 2 类阻抗模式进行对比研究, 分别是定

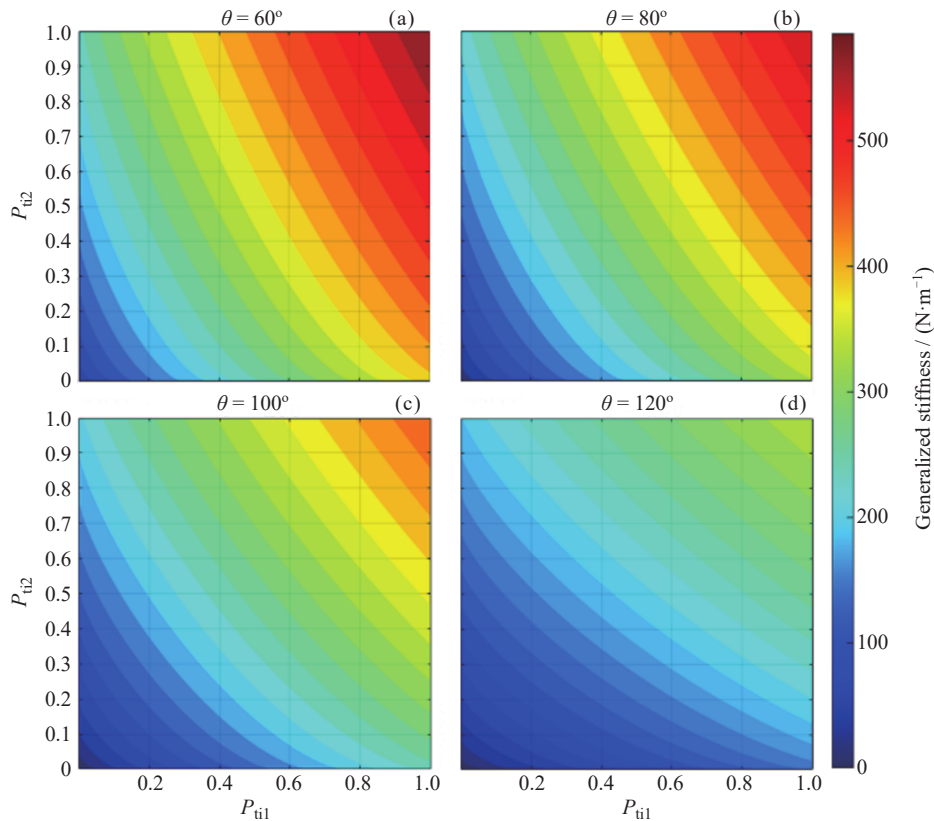


图 11 不同角度下伸展刚度与最大自主收缩百分比的关系

Fig. 11 Relationship between extension stiffness and PMVC at different angles

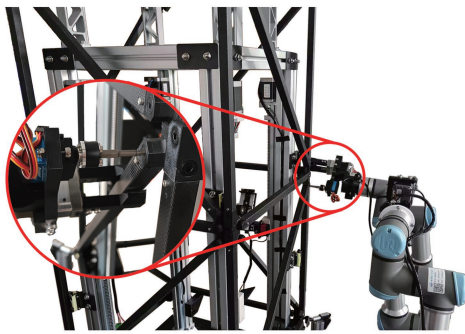


图 12 月面桁架结构变阻抗装配实验从端平台

Fig. 12 Experimental platform for variable impedance assembly of lunar truss structure

阻抗模式, 刚度系数 $K=800 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$; 变阻抗模式, 刚度辨识模型输出的实时人体刚度.

图 13 给出了定阻抗和变阻抗实验在两次轴孔装配实验中轴向位移修正与环境力的变化, 图 14 与图 15 为两次轴孔装配实验中实际位移的跟踪情况.

从图 13 的实验结果中可以看出, 整个进入过程

明显分为两个阶段, 产生两个峰值, 其中第一个峰值就是轴孔对准阶段产生的变化, 第二个峰值是轴孔装配阶段的变化. 可以很明显地看出, 在对准阶段, 定阻抗与变阻抗在机械臂末端位置的控制效果较为接近, 不过变阻抗条件下末端接触力相比定阻抗条件下更小, 该阶段, 较低的阻抗能够提高较高的灵活性, 实现更快的配合; 在装配阶段, 无论是位置的控制精度以及末端交互力方面, 变阻抗控制效果都要优于定阻抗控制效果, 呈现出更小的交互力以及更精确的位置控制. 但是同时变阻抗在装配阶段产生的接触力的振荡频率要比定阻抗条件下稍高.

根据图 14 与图 15 的实验结果可以发现, 在变阻抗相较于定阻抗的控制中, 位移跟踪的精度更高, 也能发现在 2 s 的时延状态下, 变阻抗在抗时延方面一定程度上优于定阻抗模式. 针对图 14 位移跟踪误差的分析, 计算其绝对误差积分, 可以得到两次实验中固定阻抗条件下, 绝对误差积分分别为 2.5290 m 与 1.4617 m; 变阻抗条件下, 绝对误差积分分别为 1.1335 m 与 1.2765 m. 可以看出, 与固定阻抗的控制

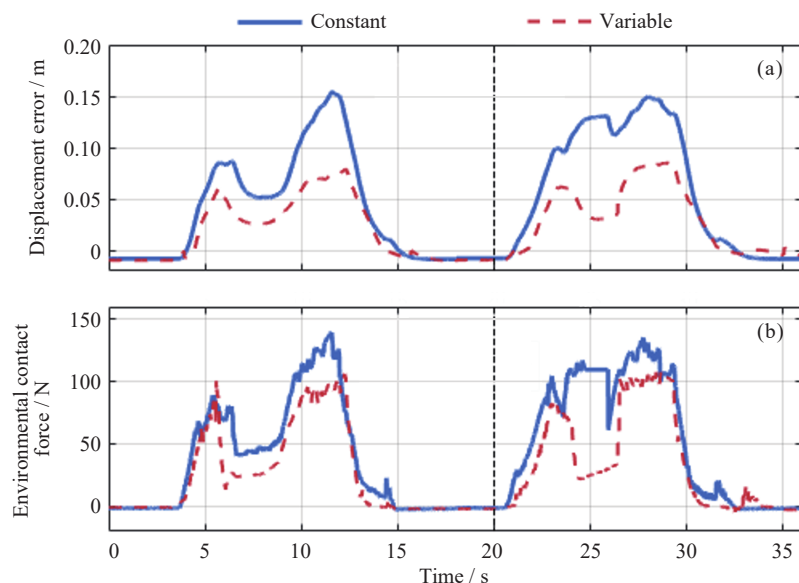


图 13 不同控制策略下轴向位移修正 (a) 与环境力 (b) 的时变特征对比 (虚线为两次实验的节点)

Fig. 13 Comparison of time-varying axial displacement correction (a) and environmental contact force (b) under different control strategies (The dashed line is a node of the two experiments)

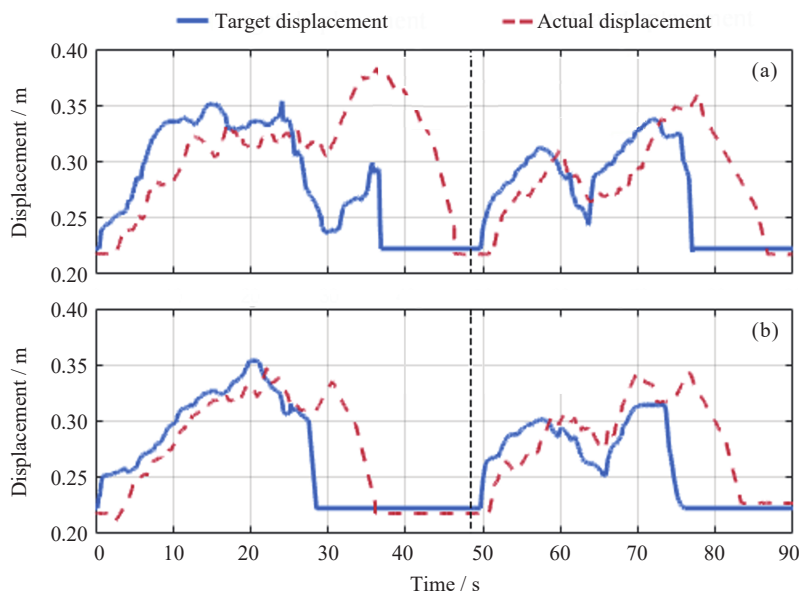


图 14 2 s 时延下恒定阻抗与可变阻抗控制策略的位移跟踪性能对比

Fig. 14 Comparison of displacement tracking performance under constant and variable impedance control strategies with 2 s delay

方案相比, 变阻抗的遥操作精度稍优.

在实验中, 变阻抗策略表现出优秀的性能, 既能保证低阻抗下操作的精度与灵活性, 又能保证在高阻抗操作环境下, 实现更优异的控制精度, 同时保证机械臂末端力的交互安全.

5 结论

为了实现在月面建造背景下的高灵活度强适应性的装配需求, 将人体末端阻抗运用到遥操作机械臂上. 对于人体末端阻抗估计, 使用生物力学对人体上

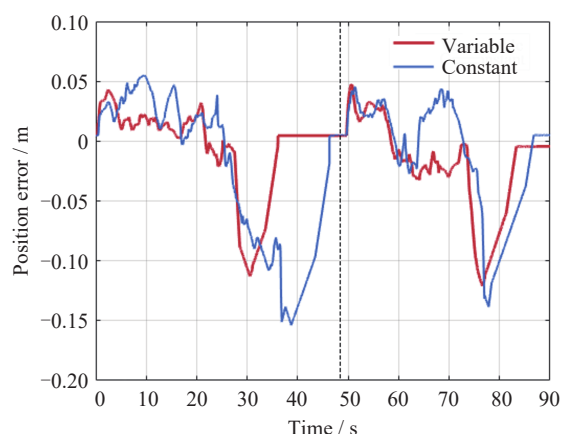


图 15 2 s 时延不同阻抗策略下的位移跟踪误差

Fig. 15 Displacement tracking error under different impedance strategies with 2 s delay

肢骨骼与骨骼肌肉系统进行建模,并搭建实验平台进行人体上肢肌肉力的映射实验,实验结果很好地符合生物力学的骨骼肌发力原理,实现了 sEMG-肌肉力的映射。在建模过程中,通过引入身高及肌肉最大自主收缩标定值等个体生理特征,为模型的泛化能力提供了支持。基于 sEMG-肌肉力-末端刚度的映射路线,实现了响应时间小于 200 ms 的上肢刚度实时辨识,并将其作为阻抗指令输入,使远程机械臂具备了仿人阻抗特性。实验结果表明,该策略在轴孔装配任务中展现出优于传统方案的作业性能,能够适应月面非结构化环境下的多样化需求,显著提升了交互过程的安全感。

尽管本研究取得了一定成果,但仍存在局限性。目前仅在轴孔装配任务中进行了验证,尚未推广至更多复杂的工况。此外,变阻抗引起的末端反馈力振荡仍需进一步抑制,以满足高精度作业对振动控制的要求。考虑到不同操作者的生理差异(例如脂肪含量、肌肉质量及手臂几何参数等)对肌电特征与阻抗特性的显著影响,后续研究将重点针对上肢刚度辨识的个体泛化性开展深入探讨,通过引入更多维度的个体化参数,进一步提升模型的跨受试者适配精度。

医学伦理 研究不涉及人体或动物实验。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突。

参考文献

[1] ZHANG Yulin, LIU Hongwei, JIANG Chao, *et al.* Several

engineering and technical issues in the development of cislunar space[J]. *Journal of Astronautics*, 2023, 44(4): 612-632 (张育林, 刘红卫, 蒋超, 等. 地月空间发展的若干工程与技术问题[J]. *宇航学报*, 2023, 44(4): 612-632)

- [2] PANZIRSCH M, SINGH H, WU X W, *et al.* Virtual elasto-plastic robot compliance to active environments[J]. *Science Robotics*, 2025, 10(99): eadq1703
- [3] KEBRIA P M, ABDI H, DALVAND M M, *et al.* Control methods for internet-based teleoperation systems: a review[J]. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 2019, 49(1): 32-46
- [4] KREBS H I, HOGAN N, AISEN M L, *et al.* Robot-aided neurorehabilitation[J]. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1998, 6(1): 75-87
- [5] YANG X, SHU L, CHEN J N, *et al.* A survey on smart agriculture: development modes, technologies, and security and privacy challenges[J]. *IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica*, 2021, 8(2): 273-302
- [6] ABU-DAKKA F J, SAVERIANO M. Variable impedance control and learning—a review[J]. *Frontiers in Robotics and AI*, 2020, 7: 590681
- [7] LI Zhengyi. Research and Application of Robot Force Position Control Methods for Robot-Environment Interaction[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2011 (李正义. 机器人与环境间力/位置控制技术研究与应用[D]. 武汉: 华中科技大学, 2011)
- [8] HADDADIN S, SHAHRIARI E. Unified force-impedance control[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2024, 43(3): 2112-2141
- [9] CHAN S P, LIAW H C. Generalized impedance control of robot for assembly tasks requiring compliant manipulation[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 1996, 43(4): 453-461
- [10] SONG H C, KIM Y L, LEE D H, *et al.* Electric connector assembly based on vision and impedance control using cable connector-feeding system[J]. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 2017, 31(12): 5997-6003
- [11] AJOUDANI A, TSAGARAKIS N G, BICCHI A. Tele-impedance: preliminary results on measuring and replicating human arm impedance in tele operated robots[C]//Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Karon Beach, Thailand: IEEE, 2011: 216-222
- [12] AJOUDANI A, TSAGARAKIS N G, BICCHI A. Tele-impedance: towards transferring human impedance regulation skills to robots[C]//Proceedings of 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Saint Paul, MN, USA: IEEE, 2012: 382-388
- [13] AJOUDANI A, TSAGARAKIS N, BICCHI A. Tele-impedance: teleoperation with impedance regulation using a body-machine interface[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2012, 31(13): 1642-1656
- [14] SU H, QI W, LI Z J, *et al.* Deep neural network approach in EMG-based force estimation for human-robot interaction[J]. *IEEE Transactions on Artificial Intelligence*, 2021,

- 2(5): 404-412
- [15] HAN L J, CHENG L, ZOU Y X, *et al.* Physics-informed deep transfer learning for sEMG-based multiple joint angle and torque estimation[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2025, **74**: 2531213
- [16] ZOU Y X, CHENG L, LI Z W. A multimodal fusion model for estimating human hand force: comparing surface electromyography and ultrasound signals[J]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2022, **29**(4): 10-24
- [17] YU Dengyun, GE Zhijiang, WANG Naidong, *et al.* Supposal for structure form of lunar base[J]. *Journal of Astronautics*, 2012, **33**(12): 1840-1844 (于登云, 葛之江, 王乃东, 等. 月球基地结构形式设想 [J]. 宇航学报, 2012, **33**(12): 1840-1844)
- [18] HOGAN N. Impedance control: an approach to manipulation[C]//Proceedings of 1984 American Control Conference. San Diego, CA, USA: IEEE, 1984: 304-313
- [19] FLASH T, HOGAN N. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model[J]. *Journal of Neuroscience*, 1985, **5**(7): 1688-1703
- [20] HILL A V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle[J]. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 1938, **126**(843): 136-195
- [21] HOUK J C. A Mathematical Model of the Stretch Reflex in Human Muscle Systems[D]. Cambridge: Massachusetts Institute of Technology, 1963
- [22] MARTINS J A C, PIRES E B, SALVADO R, *et al.* A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles[J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 1998, **151**(3/4): 419-433
- [23] BENNETT D J, HOLLERBACH J M, XU Y, *et al.* Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement[J]. *Experimental Brain Research*, 1992, **88**(2): 433-442
- [24] LACQUANITI F, CARROZZO M, BORGHESE N A. Time-varying mechanical behavior of multijointed arm in man[J]. *Journal of Neurophysiology*, 1993, **69**(5): 1443-1464
- [25] GOMI H, KAWATO M. Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement[J]. *Biological Cybernetics*, 1997, **76**(3): 163-171
- [26] BURDET E, OSU R, FRANKLIN D W, *et al.* A method for measuring endpoint stiffness during multi-joint arm movements[J]. *Journal of Biomechanics*, 2000, **33**(12): 1705-1709
- [27] FRANKLIN D W, BURDET E, OSU R, *et al.* Functional significance of stiffness in adaptation of multijoint arm movements to stable and unstable dynamics[J]. *Experimental Brain Research*, 2003, **151**(2): 145-157
- [28] LI Fanqi. Research on sEMG-based Estimation of Arm Stiffness Impedance Control[D]. Suzhou: Soochow University, 2020 (李凡奇. 基于 sEMG 的人体手臂刚度估计的阻抗控制研究 [D]. 苏州: 苏州大学, 2020)
- [29] WANG Chenliang. Research on sEMG-based Prediction of Arm and Hand Stiffness and Humanoid Hand Variable Impedance Control[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2018 (王晨亮. 基于 sEMG 的人体手臂刚度预测及仿人手变阻抗控制研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2018)
- [30] FREIVALDS A. Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modeling and Musculoskeletal Injuries[M]. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, 2011
- [31] VEEGER H E J, YU B, AN K N, *et al.* Parameters for modeling the upper extremity[J]. *Journal of Biomechanics*, 1997, **30**(6): 647-652
- [32] GRAY H. Anatomy of the Human Body[M]. 21st ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1924
- [33] MIZRAHI J. Mechanical impedance and its relations to motor control, limb dynamics, and motion biomechanics[J]. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2015, **35**(1): 1-20
- [34] DISSELHORST-KLUG C, SCHMITZ-RODE T, RAU G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications[J]. *Clinical Biomechanics*, 2009, **24**(3): 225-235
- [35] STAUDENMANN D, ROELEVELD K, STEGEMAN D F, *et al.* Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – a tutorial and review[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, **20**(3): 375-387
- [36] WINTERS T M, TAKAHASHI M, LIEBER R L, *et al.* Whole muscle length-tension relationships are accurately modeled as scaled sarcomeres in rabbit hindlimb muscles[J]. *Journal of Biomechanics*, 2011, **44**(1): 109-115
- [37] HERZOG W. The role of titin in eccentric muscle contraction[J]. *The Journal of Experimental Biology*, 2014, **217**(16): 2825-2833
- [38] ROWEN D A, LIKENS A D, STERGIOU N. Revisiting a Classic: Muscles, Reflexes, and Locomotion by McMahon[M]//STERGIOU N. Biomechanics and Gait Analysis. London: Academic Press, 2020: 149-224
- [39] FUNG Y C. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues[M]. New York, NY: Springer, 1993

作者简介



冯籽越 男, 2001年10月出生于浙江省金华市, 博士研究生, 主要研究方向为面向月面建造的人机交互、遥操作等。
E-mail: 24B918067@stu.hit.edu.cn



袁帅 (通信作者) 男, 1988年10月出生于湖南省常德市, 现为哈尔滨工业大学航天学院飞行器动力学与控制研究所副所长, 教授、博士生导师, 主要研究方向为轻量化智能优化算法、飞行器控制与规划, 以及未来月球科研站建造基础理论和关键技术等方面。
E-mail: shuaiyuan@hit.edu.cn