DOI: 10.3901/JME.2020.19.200

上肢外骨骼机器人的阻抗控制与关节试验研究*

李海源¹ 刘畅² 严鲁涛¹ 张斌¹ 李端玲¹ 张勤俭³

(1. 北京邮电大学自动化学院 北京 100876;

2. 北京交通大学机械与电子控制工程学院 北京 100044;

3. 北京信息科技大学机电工程学院 北京 100192)

摘要: 外骨骼机器人穿戴于人体上, 可以作为一种助力、增强或者交互的工具, 应用于康复、遥操作等领域。针对上肢外骨骼机器人的人机交互控制问题, 提出一种上肢外骨骼机器人的阻抗控制模型, 并建立了一体化关节的动力学模型, 详细设计了单关节的阻抗控制方法。基于外骨骼机器人在人机交互控制中的随动任务特性, 设计了基于力的阻抗控制方法以及基于位置的阻抗控制方法。针对阻抗控制模型为二阶系统的特点, 提出了阻抗控制参数优化分析的方法。建立了单关节阻抗控制的数值仿真模型, 通过仿真试验分析了惯性参数、阻尼参数、刚度参数以及人机接触刚度对阻抗控制性能的影响。开展了单关节系统的阻抗控制硬件试验。试验结果表明单关节系统的触碰检测、重力补偿以及阻抗控制均可实现, 并且操作者与关节系统可以实现协同运动。

关键词: 上肢外骨骼; 阻抗控制; 遥操作; 机器人; 人机交互

中图分类号: TP24

Research on Impedance Control of an Upper Limb Exoskeleton Robot and Joint Experiments

LI Haiyuan¹ LIU Chang² YAN Lutao¹ ZHANG Bin¹ LI Duanling¹ ZHANG Qinjian³

(1. School of Automation, Beijing University of Posts and Telecommunications, Beijing 100876;

2. School of Mechanical, Electronic and Control Engineering, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044;

3. School of Electromechanical Engineering, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 100192)

Abstract: The exoskeleton robot is worn by the human operator, which can be designed as an assistance, augmentation or interaction device for rehabilitation or teleoperation field. Human-robot interaction control is important for an upper limb exoskeleton robot. An impedance control model for an upper limb exoskeleton robot is proposed and the dynamics model of an integrated joint and the impedance control approach is designed in detail. A position-based impedance control method and a force-based impedance control method are presented to deal with the following task in exoskeleton robot interaction. Parameter improvement method of impedance control is discussed based on characteristics of a secondary system. The numerical simulation model of a single joint's impedance control is established, and the influence of inertia, damping, stiffness and human-robot stiffness parameter on impedance control performance is respectively analyzed by simulation experiments. The physical experiments of a single joint's impedance control are set up. The experimental results show that the collision safety function, gravity compensation, and impedance control are available and the human-robot cooperative movement is verified.

Key words: upper limb exoskeleton; impedance control; teleoperation; robot; human-robot interaction

0 前言

外骨骼机器人通过穿戴于人体外侧, 可充分适

配人体生理结构, 从而与人协同运动, 达到运动辅助、能力提升、医疗康复、人机交互等多种目的^[1]。随着机器人技术的快速发展, 外骨骼机器人应用领域不断扩大, 结合了生物、医学、材料、传感、控制、机电、信息等技术, 在医疗康复、军事装备、深空与深海探测、航天航空、工业装配等服务、工

* 国家重点研发计划“智能机器人”重点专项(2019YFB1309802)、中国载人航天预先研究项目(060601)和中央高校基本科研业务费专项资金(2019RC28)资助项目。20200531 收到初稿, 20200815 收到修改稿

业以及特种环境中具备广泛的应用前景^[2-3]。

外骨骼机器人按照人体解剖学分类,可以分为上肢、下肢、腰颈部等。针对人体具体部位,上肢外骨骼机器人涉及臂与手,臂主要包括前臂、大臂以及肩、肘与腕关节,手主要包括手掌与手指;下肢外骨骼机器人涉及腿与脚,腿主要包括大腿、小腿以及髌、膝与踝关节,脚主要包括脚掌与脚趾;腰颈部外骨骼涉及腰、胸、颈部脊柱及关节。外骨骼机器人按照用途分类,主要包括:人体增强、行为助力、康复训练、遥操作控制以及虚拟现实人机交互等。

人体增强外骨骼机器人^[4]能够向人体提供能量并增强人体四肢的运动,多用于军事、工业领域,也可以用于载人航天中宇航员出舱太空行走以及未来行星地表的负重作业。康复训练外骨骼机器人^[5-6]能够替代或辅助医师,主要服务于脑卒中、外伤导致的运动损伤以及老年退行性病变导致的失能患者康复中。行为助力外骨骼机器人^[7-8]主要是作为穿戴式工具帮助老弱者行动,使失能、半失能群体重新获得日常能力。国内,北京航空航天大学机器人研究所^[9]针对下肢外骨骼机器人开展设计,进行康复训练与助力行走。北京航空航天大学自动化学院开展了绳驱上肢外骨骼机器人的系统设计与试验研究^[10]。北京工业大学机电学院开展了上肢外骨骼机器人的人机相容性分析,进行了构型优化^[11]。电子科技大学开展了下肢外骨骼机器人步态研究及试验,评估助力与康复方面的性能^[12]。哈尔滨工业大学机电工程学院开展了人体增强、助力行走搬运的全身外骨骼机器人^[13]。近年,外骨骼机器人也被研究用于遥操作控制以及虚拟现实人机交互。外骨骼机器人作为主端的人机交互设备控制从端机器人进行任务操作成为热点。外骨骼机器人由于其拥有有力反馈和人机协同运动的特性,人机相容性好,具备更好的直观控制和沉浸感。未来可应用于深空深海探测^[14]、在轨服务与维护^[15]、核探测^[16]以及桥梁检测^[17]中的远程遥操作任务。在商业领域,外骨骼机器人已开始走向市场,如国外的 ReWalk,国内大艾机器人、傅利叶智能等科技公司推出了外骨骼机器人产品,展现较好的应用前景。由于上肢的应用在远程操作中任务更多,在此重点研究上肢外骨骼机器人相关控制。

“人在回路”是外骨骼机器人的一个典型特点,操作人员与外骨骼机器人共同感知和执行,实现人机交互控制。在外骨骼与人的实际运动过程中,二者之间的运动位置必然不能完全重合,且由于外骨

骼机器人各个连杆都会与人的上肢接触而产生相互作用力,因此不仅要控制外骨骼的位置跟随,还要控制外骨骼作用于人体上肢的接触力,达成外骨骼机器人和人体上肢之间的主动柔顺交互控制。

主动柔顺控制包括力位混合控制和阻抗控制等类型。力位混合控制^[18]使机器人末端执行器和环境接触后在某些方向上仅进行位置控制,而在其他方向进行柔顺力控制。该方法需要控制模式的切换且常被应用于环境和操作任务已知且不变的场景中。但在外骨骼机器人与人体上肢协同的运动过程中,不仅在各个方向上都需要柔顺性的体现,而且二者之间的接触状态也在实时变化,因此能同时进行力和运动动态交互的阻抗控制方法是重点的研究方向。阻抗控制^[19]可以将机器人和周围环境纳入同一系统,建立目标阻抗的期望关系,并进行机器人实时的位置控制和力控制。基于此,通过阻抗控制方法来动态地实现外骨骼机器人对人体上肢的跟随。以上肢外骨骼机器人为研究背景,重点进行单个关节阻抗控制器的设计、仿真及试验研究。

1 外骨骼机器人系统

1.1 外骨骼机器人结构

在前期研究^[20]中已对人体上肢外骨骼机器人开展了机构设计。针对遥操作等需求,考虑工作空间,优化得到多种外骨骼机器人构型,对其进行仿真试验,选择一种最优构型,并完成了外骨骼机器人系统设计,如图 1 所示。该外骨骼机器人覆盖人体上肢的肩关节、肘关节与腕关节,具备 7 个自由度。在肩和腕部分别具有 3 个自由度,在肘部具备 1 个自由度。外骨骼机器人穿戴于人体左侧上肢或者右侧上肢,与人体上肢共同完成肩部内收外展、

图 1 外骨骼机器人整体系统

肩部屈曲伸展、上臂内旋外旋、肘部屈曲伸展、前臂内旋外旋、腕部内收外展和腕部屈曲伸展的关节运动。上肢外骨骼机器人采用模块化设计,驱动系统采用集成的一体化关节。每个关节能够采集电流信息和运动信息。

1.2 外骨骼机器人控制系统

外骨骼机器人控制系统由上位机控制器、关节驱控单元以及电源等组成,各个关节驱控单元通过EtherCAT总线连接,并与上位机控制器通信,如图2所示。各个关节驱控单元包括伺服电动机、谐波减速器、编码器、电源板、驱动板以及控制板,形成一体化驱动控制模块。各个关节将传感器采集到的运动、电流信息反馈给控制器。为安全考虑,在电源和控制器之间增设急停开关按钮,在外骨骼机器人行为异常时进行急停操作。

图2 外骨骼机器人控制系统

外骨骼机器人需要跟随人体上肢的运动,交互过程需要柔顺,因此,针对其中的单个关节开展阻抗控制研究。

2 外骨骼机器人的阻抗控制

2.1 外骨骼机器人阻抗控制模型

外骨骼机器人与人体协同运动时采用阻抗控制方法,可将人机的关系模型等效为质量-弹簧-阻尼物理系统,如图3所示。

图3 外骨骼机器人与人体上肢之间的物理模型

期望位移(角度)为 X_d ,实际执行的位移为 X 。在人体与机器人接触过程中,二者之间产生交互力 F 。将该接触等效为以目标质量 M 、目标阻尼 B 、目标刚度 K 表示的阻抗控制系统,实现柔性控制,见式(1)

$$F = M(\ddot{X}_d - \ddot{X}) + B(\dot{X}_d - \dot{X}) + K(X_d - X) \quad (1)$$

阻抗控制的原理是将实际需要控制的接触力用等效阻抗来代替,当外骨骼机器人与人体存在偏差时,接触处产生阻抗补偿力,实现位置和力的动态交互。由式(1)可知,阻抗控制既可以通过位置偏差求得需要施加的接触力,也可通过接触力求得需产生的位置偏差,因此前者为基于力内环的阻抗控制方法,后者为基于位置内环的阻抗控制方法。对外骨骼机器人的两种阻抗控制方法进行研究,并通过简化,详细设计单关节系统的阻抗控制器。

2.2 基于力的阻抗控制方法

首先考虑整个外骨骼机器人系统,外骨骼机器人运动中由于系统的动力学参数不准确而存在较大控制误差,同时刚性过大易产生较大接触力,因此可以设计基于力内环的阻抗控制方法。在位置控制模式中,将机器人末端运动作为期望运动,集成前馈动力学与重力补偿和比例微分PD反馈控制。在柔顺控制模式中,机器人与人之间力的补偿由位置偏差引起的阻抗产生,通过雅可比转置计算关节端的补偿力矩,如图4所示。在位置控制模式中,可以关闭阻抗控制;在柔顺控制模式中,采用阻抗控制,可以保留或者关闭PD控制。

动力学模型^[21]为

$$\tau = \tau_{pd} + \tau_d + \tau_{ext} + \tau_{ref} =$$

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) \quad (2)$$

式中, τ_{pd} 为PD反馈控制律补偿力矩; τ_d 为重力补偿力矩和动力学前馈; τ_{ext} 为操作者与机器人运动时外力引起的力矩; τ_{ref} 为阻抗控制器实际补偿的力矩; M 、 B 、 K 分别表示机器人实际的惯性参数、阻尼参数和重力参数。各部分力矩计算如下

$$\tau_{pd} = P\theta_e + D\dot{\theta}_e \quad (3)$$

$$\tau_d = \tilde{M}(\theta_d)\ddot{\theta}_d + \tilde{C}(\theta_d, \dot{\theta}_d)\dot{\theta}_d + \tilde{G}(\theta_d) \quad (4)$$

$$\tau_{ext} = -J^T(\theta)F_{ext} = -J^T(\theta)K_{ext}\Delta X \quad (5)$$

$$\tau_{ref} = -J^T(\theta)F_{ref} \quad (6)$$

式中, $\tilde{M}$ 、 $\tilde{C}$ 、 $\tilde{G}$ 表示控制模型中的惯性参数矩阵、阻尼参数矩阵和重力参数矩阵, F_{ext} 为机器人末端与人的接触外力, F_{ref} 为虚拟的阻抗力,

$\theta_e = \theta_d - \theta$ 。关节力矩计算如下

$$\tau = \tilde{M}(\theta_d)\ddot{\theta}_d + \tilde{C}(\theta_d, \dot{\theta}_d)\dot{\theta}_d + \tilde{G}(\theta_d) + P\theta_e + D\dot{\theta}_e - J^T(\theta)(M\Delta\ddot{X} + B\Delta\dot{X} + K\Delta X) \quad (7)$$

采用雅可比矩阵实现关节坐标和末端笛卡尔坐标的转换。由于针对单个关节进行控制, 图 4 中的正逆运动学被简化, 雅可比矩阵为单位矩阵, 同时, 位移为关节的旋转角度 $X = \theta_z$, 外力为绕电动机输出轴的扭矩 $F_{\text{ref}} = T_z$ 。因此速度转换关系为式(8),

加速度转化关系为式(9)

$$\dot{X} = J(\theta)\dot{\theta} = \dot{\theta}_z \quad (8)$$

$$\ddot{X} = J(\theta)\ddot{\theta} + \dot{J}(\theta)\dot{\theta} = \ddot{\theta}_z \quad (9)$$

将其代入式(7)中, 可以得到关节阻抗控制力矩如下

$$\tau = \tilde{M}(\theta_d)\ddot{\theta}_d + \tilde{C}(\theta_d, \dot{\theta}_d)\dot{\theta}_d + \tilde{G}(\theta_d) + P\theta_e + D\dot{\theta}_e - M\Delta\ddot{\theta} - B\Delta\dot{\theta} - K\Delta\theta \quad (10)$$

图4 基于力内环的外骨骼机器人阻抗控制模型

2.3 基于位置的阻抗控制方法

基于位置的阻抗控制通过计算机器人与操作者的接触力偏差得到需要补偿的位置, 然后计算期望位置, 即将力的补偿转换为位置的补偿, 如图5所示。

针对单关节系统, 图5中的正逆运动学被简化。仿真中, 关节实际位置与操作者位置出现偏差时, 通过位置偏差与接触刚度的作用计算实际的接触力。

图5 基于位置内环的外骨骼机器人阻抗控制模型

单关节中, $\Delta\theta_{\text{ref}} = \Delta X$, 关节期望位置为

$$\tilde{\theta}_d = \theta_d - \Delta\theta_{\text{ref}} \quad (11)$$

令 $\theta_e = \tilde{\theta}_d - \theta$, 则位置控制计算如下

$$\tau = \tilde{M}(\theta_d)\ddot{\tilde{\theta}}_d + \tilde{C}(\tilde{\theta}_d, \dot{\tilde{\theta}}_d)\dot{\tilde{\theta}}_d + \tilde{G}(\tilde{\theta}_d) + P\theta_e + D\dot{\theta}_e \quad (12)$$

2.4 阻抗控制器的参数分析

阻抗控制器属于二阶系统, 阻抗参数关系到系

统性能。阻尼系数 B 会影响系统阶跃响应的稳定过程, 因此应将阻尼参数设定为临界阻尼状态或过阻尼状态以完成关节相对人体上肢运动的跟踪。刚度参数 K 是阻抗控制柔顺跟随的关键, 同时影响响应速度, 因此选用较低的刚度可能会产生跟随迟缓的现象。惯性参数 M 的选取由实际惯性矩阵决定, 因此在保证系统稳定的前提下, 惯性参数需匹配控制器性能和系统固有属性。当 M 和 B 参数初步设定后, 通过仿真试验优化 K 值。之后设定惯性参数 M 和刚度参数 K , 进行阻尼系数 B 的选取。最后进行惯性参数 M 的选取。

3 关节阻抗控制仿真

在仿真中采用两种阻抗控制方法实现单关节系统跟随操作者运动。由于单自由度关节的笛卡儿位置与关节位置为一一对应关系, 因此采用关节位置进行跟随效果的比较分析。仿真环境采用 Matlab。文中单位统一为: 惯性参数 M 单位为 $\text{kg} \cdot \text{m}^2$, 刚度参数 K 单位为 $\text{N/m}(\text{N/rad})$, 阻尼系数 B 单位为 $\text{N} \cdot \text{s/m}(\text{N} \cdot \text{s/rad})$ 。

3.1 关节试验系统建模

如图 6a 所示, 外骨骼机器人的单关节与连杆组成试验系统, 在连杆末端添加配重。 M 、 m 分别表示连杆转动惯量和质量, θ 为连杆与水平线的夹角, r 为关节输出轴与连杆质心之间的距离。实际运动中关节轴处存在摩擦力 $\tau_{\text{fric}} = b\dot{\theta} + f \text{sgn}(\dot{\theta})$, b 为粘性摩擦系数, f 为库伦摩擦系数。据此建立 Matlab 仿真模型。

图 6 单关节试验系统

3.2 基于力的关节阻抗控制仿真

单关节基于力的阻抗控制仿真框图如图 7 所示, 通过仿真试验探究阻抗参数对阶跃响应的影响。

图 7 单关节基于力的阻抗控制仿真图

首先, 确定刚度参数 K_d 的取值。惯性参数 $M_d = 0.25$ 与系统惯量相似, 阻尼参数 $B_d = 5$, 分别取刚度参数 $K_d = 10, 20, 30, 40, 50$ 进行仿真试验, 获得关节位置和接触力的阶跃响应如图 8a 所示。随着刚度参数的增大, 实际位置相对期望位置的响应时间缩短, 稳定时间减小, 但会出现超调量。接触力矩随着刚度参数的增加, 超调量增大。当 $K_d = 40$ 时, 运动响应快且无超调量, 同时力矩较为稳定。

然后, 分析阻尼参数 B_d 对位置和力控制的影响。

惯性参数 $M_d = 0.25$, 刚度参数 $K_d = 40$, 分别取阻尼参数 $B_d = 1, 5, 10, 15, 20$ 进行仿真试验, 获得关节位置和接触力如图 8b 所示。随着阻尼参数的增大, 实际位置相对期望位置超调量减小, 但系统响应时间与稳定时间变长, 且接触力矩的超调量减小。因此当 $B_d = 5$ 时, 阶跃响应输入下控制效果好。

最后, 分析惯性参数 M_d 对位置和力控制的影响。阻尼参数 $B_d = 5$, 刚度参数 $K_d = 40$ 。分别取惯性参数 $M_d = 0.1, 0.25, 0.5, 1, 1.5$ 进行仿真试验, 获得

关节位置和接触力的阶跃响应如图 8c 所示。随着惯性参数的增大, 实际位置与期望位置的响应时间变慢, 超调量增加。同时随着惯性参数的增加, 接触力矩的超调量先增大后减小, 稳定时间先减小后增大。当 $M_d = 0.25$ 时, 响应时间快且不会产生超调量。由此, 确定较优的阻抗控制参数。

图 8 基于力的阻抗控制参数对运动控制效果的影响

3.3 基于位置的关节阻抗控制仿真

单关节基于位置的阻抗控制仿真框图如图 9 所示, 采用同种阻抗参数设定方法探究基于位置的阻抗控制参数对控制性能的影响。

图 9 单关节基于位置的阻抗控制仿真图

首先, 分析刚度参数 K_d' 。惯性参数 $M_d' = 0.25$, 阻尼参数 $B_d' = 10$, 取刚度参数 $K_d' = 10, 50, 100, 200, 300$

进行仿真试验, 获得关节位置和接触力的阶跃响应如图 10a 所示。接触力和位置角度随着刚度参数的增加, 均表现出响应时间加快, 稳定时间变短。在 $K_d' = 100$ 时, 稳态误差相对较小且响应快。

然后, 分析阻尼参数 B_d' 。惯性参数 $M_d' = 0.25$, 刚度参数 $K_d' = 100$, 分别取阻尼参数为 $B_d' = 1, 5, 10, 15, 20$ 进行仿真试验, 获得关节位置和接触力的阶跃响应如图 10b 所示。随着阻尼参数 B_d' 取值的增大, 接触力与位置角度均表现为响应时间减小, 稳定时间先减小后增大的趋势。在 B_d' 增大的过程中, 关节角度稳态误差先减小后增大, 且在 $B_d' = 15$ 时误差最小。

图 10 基于位置的阻抗控制参数对运动控制效果的影响

最后, 分析惯性参数 M_d' 。阻尼参数 $B_d' = 15$, 刚度参数 $K_d' = 100$, 分别取惯性参数 $M_d' = 0.1, 0.25, 0.5, 1, 2$ 进行仿真试验, 获得关节位置和接触力的阶跃响应如图 10c 所示。随着刚度参数 M_d' 取值的增大, 接触力与位置均表现为响应时间变慢, 稳定时间增长。当 $M_d' = 0.1$ 时, 系统的响应时间较短。因此, 通过多次试验, 得到一组控制效果较好的参数。

综上所述, 通过仿真试验选定阻抗控制参数能

有效地进行期望位置的跟踪。在基于位置的阻抗控制仿真中,刚度参数对系统的控制效果影响最大,因此确定刚度参数即可快速找到一组最优的参数。基于力的阻抗控制方法对参数的改变较为敏感,且参数的改变易造成系统的超调或者不稳定现象。

3.4 人机接触刚度对阻抗控制效果影响

人体与单关节系统接触时,二者之间的刚度参数对控制性能存在影响。分别选取上一节中得到的两种最优阻抗控制参数,依次选取接触刚度 $K_e = 10, 15, 20, 25, 30$, 得到位置、力的控制性能,如图 11 和图 12 所示。

当选用优化的阻抗控制参数时,取不同接触刚度参数,发现基于力的阻抗控制仿真试验中,随着接触刚度的增大,响应时间变慢但稳态位置并不发生改变。基于位置的阻抗控制中,随着接触刚度的增大,系统响应时间变慢且稳态误差增大。同时,阻抗力矩在完成跟随后会稳定在某一恒定值,表明系统达到稳定时实际位置和期望位置之间还存在着偏差并实时补偿力矩。因此,对于对位置精度要求不高的系统,选用基于位置的阻抗控制结构能够快速达成位置和力的交互。而对于位置精度要求高的系统,选择基于力的阻抗控制方法能够有效地保证位置精度。

图 11 不同接触刚度下基于力的阻抗控制效果
(M_d, B_d, K_d) = (0.25, 5, 40)

图 12 不同接触刚度下基于位置的阻抗控制效果
(M'_d, B'_d, K'_d) = (0.1, 15, 100)

4 单关节运动跟随试验

4.1 控制模式

单关节试验系统配置如图 6 所示,控制流程模

式如图 13 所示。系统启动后,执行器上电,通过参数辨识算法得到系统的动力学参数,完成初始化。控制模式共分为接触受力、重力补偿和阻抗控制。接触受力试验通过设定关节系统与操作者之间的接触阈值来保证跟随运动中的安全性;重力补偿试验通过控制算法进行关节相对操作者的运动跟随。在重力补偿控制的基础上,增加阻抗控制器实现基于力的阻抗控制完成二者交互。此外,在每次控制结束后返回初始零点。

图 13 控制模式及流程图

4.2 接触受力试验

接触受力试验为保证关节与操作者的接触安全性,需在二者之间设定安全阈值 α 。当受到的接触力使得当前电流在阈值之内,关节的运动不会停止。当受到的接触力超过电流阈值,关节停止运动。设定安全阈值为 3.5 A,采用关节位置控制,同时检测每个位置的电流是否超出了阈值,超出立即停止运动。分别进行关节受到操作者的持续受力和间断冲击受力时的电流值,如图 14 和图 15 所示。

图 14 关节在持续接触受力与未接触时的实时电流

当关节与操作者持续接触受力时,相比未接触时关节的电流值会随着受力的增大而增大(阻力矩),当接触受力产生的电流相比未接触电流超过

阈值 3.5 A 时, 关节停止在当前位置。当关节与操作者间断接触受力时, 仅在受到力处产生关节电流的突变, 在未超过安全阈值时二者能一起运动, 当冲击受力超过阈值时关节停止在安全位置。综上所述, 接触受力试验保证了关节与操作者之间运动的安全性。

图 15 关节在间断接触受力与未接触时的实时电流

4.3 重力补偿运动跟随试验

如式(4)所示, 重力补偿跟随试验根据辨识到的参数和当前的位置信息计算需要补偿的电流值用于补偿重力, 以达到关节随人体上肢的跟踪运动。关节限制位置为(0, 360°)范围内, 随着不同的负载或不同的杆长(连杆等距分布 4 个安装孔位), 电流计算值也不同, 如图 16 所示。

图 16 不同杆长、不同负载下关节重力补偿的电流值

采用杆长位置 3, 负载 1.25 kg 的情况下, 人手与关节协同运动时, 关节重力补偿的实际电流和计算电流值如图 17 所示。图 17a 显示关节控制的实际电流值与重力补偿的计算值基本一致, 误差范围为-0.216 8~0.1592 A, 如图 17b 所示。

(a) 关节采集的电流与重力补偿计算的电流

(b) 关节采集的电流与重力补偿计算的电流误差

图 17 关节重力补偿试验实际与计算电流的比较

4.4 阻抗控制运动跟随试验

阻抗控制试验在重力补偿的基础上将人和关节连杆之间受到的作用力等效为一个弹簧-阻尼系统。同样采用杆长位置 3, 负载 1.25 kg, 刚度参数 $K=2 \text{ N/rad}$, 阻尼参数 $B=0.5 \text{ N}\cdot\text{s/rad}$ 。关节与操作者协同运动实时产生的重力补偿电流计算值、阻抗控制电流计算值与关节输入电流计算值如图 18a 所示。关节输入电流计算值等于阻抗控制补偿电流计算值与重力补偿电流计算值之和。如图 18b 所示, 关节实时采集的电流值与关节输入电流计算值基本一致; 二者之间的电流误差如图 18c 所示, 误差范围为-0.112 8~0.126 A。基于阻抗控制方法的关节能够与人体达成实时的运动和力的交互, 完成柔顺地跟随。

(a) 阻抗控制补偿试验计算的电流值

(b) 关节采集的电流与阻抗控制补偿计算的电流

(c) 关节采集电流与阻抗控制补偿电流

图 18 关节阻抗控制补偿试验实际与计算电流的比较

5 结论

采用阻抗控制方法实现关节和操作者之间的柔顺控制,并设计了基于力的阻抗控制方法和基于位置的阻抗控制方法,建立阻抗参数的初步设定规则。搭建关节仿真系统,分析了阻抗参数和接触刚度对实时跟随效果的影响。得到基于力的阻抗控制方法能够使关节和操作者之间完成更精确、更稳定的交互运动。进行了外骨骼机器人单关节系统基于力的阻抗控制试验。仿真和物理试验表明阻抗控制能够使关节系统跟随操作者运动,并体现柔顺性。提出的阻抗控制方法,可以解决外骨骼机器人跟随操作者运动中运动和力的交互问题。

后续,将对整个外骨骼机器人进行阻抗控制试验,分析与验证柔顺性能,并在康复、助力、航天和遥操作应用中探究外骨骼机器人的力反馈与人机协同运动特性。

参 考 文 献

- [1] PONS J L. Wearable robots; Biomechatronic exoskeletons [M]. England: John Wiley and Sons, 2008.
- [2] 赵新刚, 谈晓伟, 张弼. 柔性下肢外骨骼机器人研究进展及关键技术分析[J]. 机器人, 2020, 42(3): 365-384.
- ZHAO Xingang, TAN Xiaowei, ZHANG Bi. Development of soft lower extremity exoskeleton and its key technologies: A survey[J]. Robot, 2020, 42(3): 365-384.
- [3] BOGUE R. Robotic exoskeletons: A review of recent progress[J]. Industrial Robot: An International Journal, 2015, 42(1), 5-10.
- [4] LOOZE DE M P, BOSCH T, KRAUSE F, et al. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load[J]. Ergonomics, 2015, 59(5), 671-681.
- [5] GIJBELS D, LAMERS I, KERKHOFS L, et al. The Armeo Spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis: A pilot study[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2011, 8(1): 5.
- [6] KIM B, DESHPANDE A D. An upper-body rehabilitation exoskeleton harmony with an anatomical shoulder mechanism; Design, modeling, control, and performance evaluation[J]. The International Journal of Robotics Research, 2017, 36(4): 414-435.
- [7] TALATY M, ESQUENAZI A, BRICENO J E. Differentiating ability in users of the ReWalk(TM) powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics[C]// Proceedings of IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Piscataway: IEEE, 2013: 6650469.
- [8] TUCKER M R, OLIVIER J, PAGEL A, et al. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2015, 12(1): 1.
- [9] LI Jian, CHEN Diansheng, TAO Chunjing, et al. Synthesis and experiment of a lower limb exoskeleton rehabilitation robot[J]. Industrial Robot-An International Journal, 2017, 44(3): 264-274.
- [10] CHEN Weihai, LI Zhongyi, CUI Xiang, et al. Mechanical design and kinematic modeling of a cable-driven arm exoskeleton incorporating inaccurate human limb anthropomorphic parameters[J]. Sensors, 2019, 19(20): 4461.
- [11] 张雷雨, 李剑锋, 刘钧辉, 等. 上肢康复外骨骼的设计与人机相容性分析[J]. 机械工程学报, 2018, 54(5): 19-28.
- ZHANG Leiyu, LI Jianfeng, LIU Junhui, et al. Design and human-machine compatibility analysis of co-exos for upper-limb rehabilitation[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(5): 19-28.
- [12] HUANG Rui, WU Qian, QIU Jing, et al. Adaptive gait planning with dynamic movement primitives for walking assistance lower exoskeleton in uphill slopes[J]. Sensors and Materials, 2020, 32(4): 1279-1291.
- [13] ZHANG Guoan, LIU Gangfeng, MA Sun, et al. Biomechanical design of escalating lower limb exoskeleton with novel linkage joints[J]. Technology & Health Care, 2017, 25(S1): 267-273.
- [14] REBELO J, SEDNAOUI T, DEN EXTER E B, et al. Bilateral robot teleoperation: A wearable arm exoskeleton featuring an intuitive user interface[J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2014, 21(4): 62-69.
- [15] SAGARDIA M, HERTKORN K, HULIN T, et al. VR-OOS: The DLR's virtual reality simulator for telerobotic on-orbit servicing with haptic feedback[C]// IEEE Aerospace Conference, Piscataway: IEEE, 2015: 1-17.
- [16] NAGATANI K, KIRIBAYASHI S, OKADA Y, et al. Emergency response to the nuclear accident at the Fukushima Daiichi nuclear power plants using mobile

- rescue robots[J]. Journal of Robotic Systems, 2013, 30(1): 44-63.
- [17] SUTTER B, LELEVE A, PHAM M T, et al. A semi-autonomous mobile robot for bridge inspection[J]. Automation in Construction, 2018, 91(7): 111-119.
- [18] MADANI M, MOALLEM M. Hybrid position/force control of a flexible parallel manipulator [J]. Journal of the Franklin Institute, 2011, 348(6):999-1012.
- [19] OTT C, MUKHERJEE R, NAKAMURA Y. Unified impedance and admittance control[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation, Piscataway: IEEE, 2010: 554-561.
- [20] LIU Chang, LI Haiyuan, ZHANG Qinjian. Configuration comparison and design of an upper limb exoskeleton for robot teleoperation[C]// Proceedings of IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA), Piscataway: IEEE, 2019: 921-926.
- [21] SICILIANO B, SCIAVICCO L, VILLANI L, et al. Robotics: modeling, planning and control[M]. London: Springer, 2009.

作者简介: 李海源, 男, 1986年出生, 博士, 高级工程师, 硕士研究生导师。主要研究方向为医疗手术与遥操作机器人、灵巧手与灵巧操作机器人、模块化自重构机器人。

E-mail: lihaiyuan@bupt.edu.cn

张勤俭(通信作者), 男, 1972年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为智能制造、机器人与特种加工。

E-mail: 13671245929@126.com