

DOI: 10.3901/JME.2022.18.159

泵控外骨骼机器人行走协同控制策略^{*}

孙茂文^{1,2} 欧阳小平^{1,2} 王泽正^{1,2} 刘浩^{1,3} 杨华勇^{1,2}

(1. 浙江大学机械工程学院 杭州 310027;

2. 浙江大学流体动力与机电系统国家重点实验室 杭州 310027;

3. 浙江大学先进技术研究院 杭州 310027)

摘要: 人机协同控制是主动式外骨骼机器人实现助力行走的关键技术之一。根据站立相是人体行走的主要发力过程和泵控驱动单元自身具备的优良反驱特性,提出一种站立相主动助力、摆动相被动跟随的外骨骼机器人行走协同控制策略。建立泵控关节的运动学与动力学模型,获得外骨骼机器人关节运动轨迹与泵控驱动单元输出力之间的动力学关系,通过外骨骼机器人背部末端的人机交互力信息实现了站立相的柔顺助力控制。在摆动相过程中,人体的摆动腿具有发力小、速度快的特点,充分利用泵控驱动单元的反驱特性,实现了外骨骼机器人摆动相的被动跟随控制。开展了泵控外骨骼机器人试验测试,结果表明提出的协同控制策略有效可行。降低了人机交互控制的难度,减少了助力行走的能量消耗。

关键词: 外骨骼机器人; 人机协同; 柔顺控制; 反驱特性; 泵控驱动

中图分类号: TH692

Cooperative Control Strategy of Pump-controlled Exoskeleton Robot Walking

SUN Maowen^{1,2} OUYANG Xiaoping^{1,2} WANG Zezheng^{1,2} LIU Hao^{1,3} YANG Huayong^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027;

2. State Key Laboratory of Fluid Power and Mechatronic Systems, Zhejiang University, Hangzhou 310027;

3. Institute of Advanced Technology, Zhejiang University, Hangzhou 310027)

Abstract: Human-robot collaborative control is one of the key technologies for active exoskeleton robots to achieve assisted walking. Based on the excellent backdrivability of the pump-controlled drive unit, an exoskeleton robot walking coordinated control strategy with active assistance in the standing phase and passive follow-up in the swing phase is proposed. The standing phase is the main force generation process of human walking. This paper establishes the kinematics and dynamics model of pump-controlled joints and obtains the dynamic relationship between the joint motion trajectory of the exoskeleton robot and the output force of the pump-controlled drive unit. Based on the human-robot interaction force information at the end of the exoskeleton robot's back, this paper realizes the active and compliant power-assisted control of the standing phase. During the swing phase, the swinging leg of the human body has the characteristics of small force and fast speed. This paper makes full use of the backdrivability of the pump-controlled drive unit to realize the passive follow-up of the swing phase. The actual test results based on the pump-controlled exoskeleton robot show that the proposed walking cooperative control strategy is effective and feasible, which reduces the difficulty of human-robot collaborative control and the energy consumption of assisted walking.

Key words: exoskeleton robot; human-robot collaboration; compliance control; backdrivability; pump-controlled driving

^{*} 国家重点研发计划(2018YFB1305402)和国家自然科学基金(51890883)资助项目。20211207 收到初稿, 20220601 收到修改稿

0 前言

主动式外骨骼机器人能够大幅提升穿戴者的负重与机动能力,在工厂作业、医疗康复和抢险救援等领域具有巨大应用潜力与广阔发展前景^[1-3]。在关于外骨骼机器人的各项技术研究中,驱动单元研制^[4]、功能设计^[5-6]、人机交互^[7-8]和控制^[9]等关键技术一直是研究的热点与难点。

驱动单元是主动式外骨骼机器人的核心部件之一,目前常见的驱动单元有两种:电机与高比率传动装置(如滚珠丝杠或谐波减速器等)组合驱动单元^[10]和阀控液压驱动单元^[11]。两种驱动单元主要通过高比率传动装置^[10, 12]和液压高功率密度特性^[13-14]输出外骨骼运动所需的力/力矩,具有高扭矩、高执行刚度等优势。随着实际应用场景对外骨骼机器人能量效率、舒适性和灵活性需求的提升^[15],需要驱动单元具备良好的低阻抗特性,即反驱特性。然而,实际应用中高比率传动装置和阀控液压驱动单元都具有很高的机械阻抗,导致穿戴者在没有外骨骼助力的情况下无法依靠人体自身反向驱动关节,灵活性较低。电机准直驱驱动单元^[4]和泵控液压驱动单元^[16]由于自身具备的反驱特性逐渐被机器人领域的研究者们关注。已有采用电机准直驱驱动单元在足式机器人中实现了高动态低阻抗控制^[17-18]。然而,电机准直驱驱动单元适合应用于低负载、高灵活度需求的场景,无法满足具有大负载需求的外骨骼机器人。因此,需要研制一种同时具备大负载能力和良好反驱特性的外骨骼驱动单元。泵控液压驱动单元具有高效、高功率密度、优良反驱特性等优点,具备在主动式外骨骼机器人上应用的潜力。几种驱动单元的主要特点对比如表 1 所示。

表 1 不同外骨骼驱动单元的对比

驱动单元	传动方式	优点	缺点
电机和高比率传动装置组合驱动单元	谐波减速器 滚珠丝杠	大扭矩、传动刚度好	传动效率低、建模复杂、反驱特性差、带宽较低
阀控液压驱动单元	伺服阀组	大扭矩、传动刚度好	传动效率低、建模复杂、反驱特性差、体积大、噪声大
电机(准)直驱驱动单元	小比率减速器或无传动装置	高效、高动态响应、反驱特性好	输出力矩小
泵控液压驱动单元	换向阀或直接容积控制	反驱特性好、高效、高功率密度、低噪音	带宽较低

目前泵控液压驱动单元在航空、制造及汽车工

业等领域都进行了广泛研究与应用^[19-20]。将泵控驱动系统用于机器人关节轨迹跟踪和扭矩控制的可行性已在文献[21]中得到了验证。文献[22]根据泵控原理研发了一款人形机器人。此外,泵控驱动单元在单关节助力放大装置中也得到了应用^[16, 23]。尽管泵控液压系统具有高效、高功率密度和易维护等优点,但在多关节大负载外骨骼机器人上的应用还有待进一步研究。其主要技术难点在于泵控系统的集成化设计和泵控驱动单元的智能控制。

人机协同控制是实现外骨骼机器人高效、舒适行走的关键技术之一。为保证外骨骼机器人的良好助力效果和穿戴者的舒适性,需要关节驱动单元进行快速响应,这给人机协同控制带来了极大的挑战。尤其对于关节刚度较大的外骨骼机器人,不容易通过人体运动反向驱动机器人关节,通常需要对当前人体运动意图进行实时判断并通过控制关节驱动系统实现行走助力^[13, 24-35]。这便导致了在一些快速运动(如腿的摆动过程)过程中,人机协同控制更加困难。同时,关节驱动单元运动学与动力学模型的复杂性和强非线性^[26]也极大地增加了协同控制的难度。肌电信号和人机交互力信号常常作为人体运动意图判断的主要信号来源。其中基于肌电信号的人体运动意图判断具有超前预测和能够对人体发力点直接测量的特点^[25, 27-28],基于人机交互力的人体意图判断具有容易采集和抗干扰的特点^[7, 29-30]。由于本文研究的外骨骼机器人主要是在重载工况和野外环境下使用,因此本文选择了人机交互力信息作为运动意图识别信号。

本文根据人体行走过程中的发力特点和泵控驱动系统的优良反驱特性,对泵控外骨骼机器人行走过程设计了站立相主动柔顺助力和摆动相被动跟随的协同控制策略。在站立相过程中,基于运动学和动力学模型,建立了泵控外骨骼机器人关节运动轨迹与泵控驱动单元输出力之间的动力学关系。该协同控制策略大幅降低了外骨骼机器人行走过程中人机协同控制的难度,并提升了助力行走的能量效率和穿戴者的舒适性。

1 泵控外骨骼机器人

1.1 总体构型

本文的研究对象为泵控外骨骼机器人,图 1 所示为外骨骼机器人的结构与试验样机。外骨骼机器人单腿具有六个自由度,每条腿在机器人矢状面包

含髋关节、膝关节和踝关节三个运动自由度。其中, 髋膝关节为主动助力关节, 踝关节为被动关节。如图 1 所示, 对于外骨骼机器人的任意一条腿, 在髋关节附近有三个自由度(D1, D2, D3), 且 D1 为主动驱动自由度; 膝关节有一个自由度(D4), 为主动驱动自由度; 踝关节有一个自由度(D5), 为被动驱动自由度。此外, 在外骨骼机器人背部每一侧都有一个运动范围可调节的旋转被动自由度(D6)。在外骨骼机器人中, 分别在背部、液压缸端部和穿戴鞋底安装了多维力传感器、拉压力传感器和足底压力传感器。为减轻关节重量, 将髋关节与膝关节的动力源设计放置于外骨骼背部, 并通过油管将动力源与关节上的液压缸相连。同时, 为了减轻整机重量, 将外骨骼机器人的大腿、小腿和背部零件采用碳纤维材料进行加工制造。

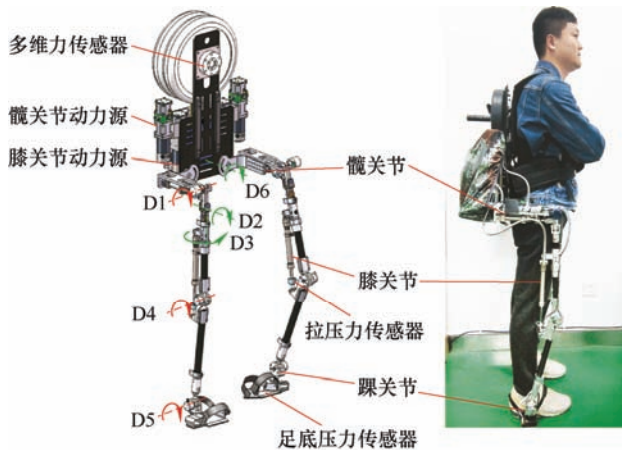


图 1 泵控外骨骼机器人构型与样机

1.2 泵控驱动单元

针对外骨骼机器人的髋关节与膝关节, 分别设计了泵控驱动单元。如图 2a 所示, 膝关节泵控驱动单元主要由以下元件组成: 伺服电机、双向柱塞泵、油箱、压力换向阀、安全阀和液压缸。具体工作原理为: 当伺服电机处于使能状态时, 由其带动柱塞泵旋转形成油液压力, 压力换向阀由初始位切换到工作位, 通过柱塞泵对液压缸的无杆腔进行容积控制产生输出力。当伺服电机处于去使能状态时, 换向阀回归初始位, 液压缸无杆腔直接与油箱连通, 此设计使得泵控驱动单元受外力反驱动时只需要推动液压缸和油箱的油液, 并不需要反向驱动柱塞泵和电机, 从而保证了驱动单元能够在较小的外力作用下进行反向驱动。以上主要对膝关节泵控驱动单元进行了介绍, 它与髋关节泵控驱动单元的结构和原理类似。驱动单元的设计参数, 动态性能和轨迹

跟踪测试, 可参考文献[31]中试验部分的测试结果。

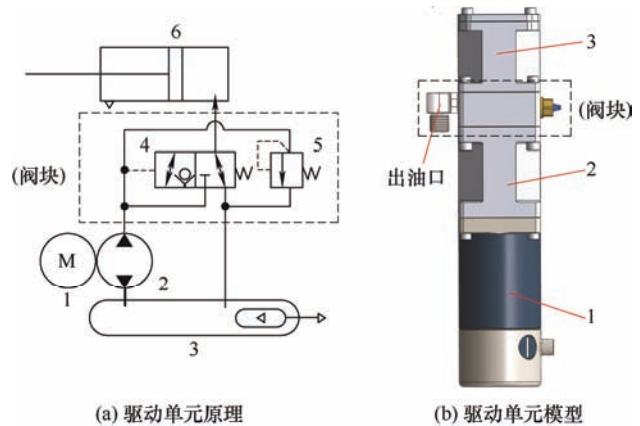


图 2 膝关节泵控驱动单元

1. 伺服电机 2. 双向柱塞泵 3. 油箱 4. 压力换向阀
5. 安全阀 6. 液压缸

1.3 传感与控制系统

根据泵控外骨骼机器人的结构特点和功能需求, 其控制硬件设计为两层, 即运动规划层和作动执行层。运动规划层包括了主节点和关节子节点, 主要功能是完成主节点与各关节子节点之间的任务通信。足底压力传感器和多维力传感器分别将步态信息和人机交互力信息传递给主节点, 主节点再根据信息对各关节进行运动规划。作动执行层包括了关节作动控制器和关节状态传感器, 即电机驱动器、拉压力传感器和角度传感器。主节点通过总线将规划好的关节作动指令传送至子节点控制器, 子节点控制器根据主节点作动指令和关节状态反馈信息产生控制指令对关节进行控制。如图 3 所示, 外骨骼机器人中可以有多条作动器总线, 这种通过总线将机器人控制分为运动规划层和作动控制层的结构, 增加了硬件设计的灵活性和扩展能力。

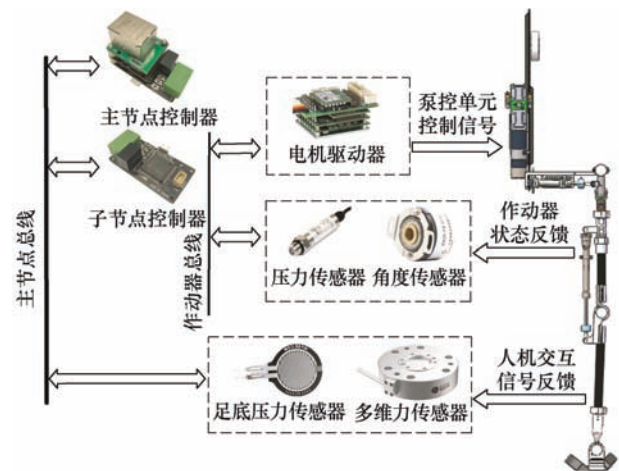


图 3 外骨骼机器人传感与控制系统框图

2 人机协同控制策略

2.1 人体行走特点

已有人体生物学^[32]和人体步态^[33]的研究表明人体行走是一个高效过程,可以分为站立相过程和摆动相过程,如图 4 所示。当行走步频大约在 100 步/min 时,站立相和摆动相过程中髋关节与膝关节的运动角度范围和最大角速度统计结果如表 2 所示。髋关节与膝关节在行走摆动相过程的运动角度范围与最大运动角速度均大于行走站立相过程。根据文献[34],人体在行走摆动相过程中髋膝关节发力较小,站立相中髋膝关节所需的驱动力矩远大于摆动相。以 70 kg 体重的成人作为例,行走摆动相过程中髋关节与膝关节需要的最大力矩大约分别为 21 N·m 和 17.5 N·m,站立相过程中需要的最大力矩大约分别为 70 N·m 和 35 N·m。以上结论从实际行走经验中也能得到验证,行走站立相过程中由于支撑腿需承受整个人体的重量,需要肌肉发力较大。而行走摆动相过程中摆动腿仅需驱动腿部自身重量,没有其他负载需求,因此对应的肌肉发力较小。

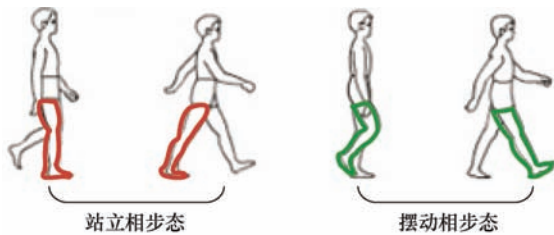


图 4 人体行走步态

综上所述,实际人体行走过程的以下特点对于外骨骼机器人行走协同控制策略的设计具有重要参考价值:① 在人体行走过程中,髋膝关节在摆动相比站立相具有更大的运动角度范围和角速度;② 髋膝关节在站立相所需的驱动力矩远大于摆动相。

表 2 行走过程髋膝关节运动角度范围和角速度^[34]

关节	站立相运动角度范围/(°)	摆动相运动角度范围/(°)	站立相最大角速度/(°/s)	摆动相最大角速度/(°/s)
髋关节	-30~10	-30~15	120	159
膝关节	0~30	0~60	99	410

2.2 人机协同控制策略

目前,已有的外骨骼机器人行走协同控制策略通常都是对站立相和摆动相分别进行控制^[13, 24, 35],存在控制复杂度高、能量消耗大、舒适性差等问题。

由第 2.1 节的分析可知,人体行走摆动相过程具有运动速度快、腿部发力较小的特点,站立相过程具有运动速度较小、发力需求大的特点。针对以上特点,本文提出了泵控外骨骼机器人行走的协同控制策略。首先,通过足底压力传感器判断当前的行走步态^[36]。然后,处于摆动相过程时,直接利用泵控驱动单元良好的反驱特性使外骨骼下肢随人体双腿的运动进行摆动;处于站立相时,则根据外骨骼背部采集的交互力传感信息实现关节的主动柔顺助力控制。该控制策略对发力需求较低的摆动相控制进行了简化,只对需要较大发力的站立相进行控制,降低了外骨骼机器人的行走控制难度和能量损耗。

图 5 为本文提出的针对外骨骼机器人行走站立相过程的主动柔顺助力控制策略。在矢状面,站立相过程中,运动末端为外骨骼机器人的背部,如图 1 所示。通常认为,由于外骨骼末端位置($X \in \mathbf{R}^3$)与人体末端位置($X_h \in \mathbf{R}^3$)出现偏差而导致了人机交互力($F_i \in \mathbf{R}^3$)的产生,通过背部安装的多维力传感器可以实时获得人机交互力信息。如图 5 所示,整个外骨骼机器人行走站立相过程的控制策略分为两个主要部分,一部分是柔顺控制器,另一部分是外骨骼机器人的作动控制器。其控制原理如下:首先,在柔顺控制器中根据反馈的交互力信息生成外骨骼机器人末端位置补偿,并且基于末端位置补偿和期望位置信息获得末端需求速度($\dot{X}_r \in \mathbf{R}^3$);然后,根据外骨骼的逆运动学模型计算出每个关节的需求速度(\dot{q}_r);接着,根据每个关节的需求速度(\dot{q}_r)信息,在虚拟分解控制(Virtual decomposition control, VDC)框架下(在第 3 节进行详细阐述)计算出泵控驱动单元液压缸需要提供的输出力(f_c)。

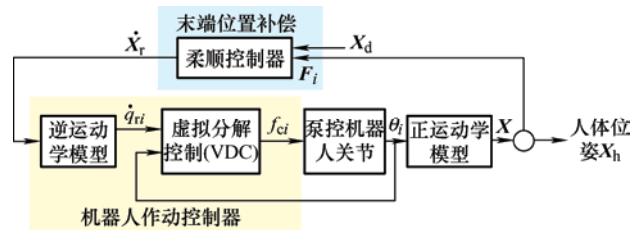


图 5 站立相主动柔顺助力控制策略

根据文献[37-38],柔顺控制器可以设计为

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

式中, $M \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$ 为目标质量矩阵, $B \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$ 为目标阻尼矩阵, $K \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$ 为目标刚度矩阵。由于在实际外骨骼机器人行走过程中,作动频率一般较低,并考虑微分计算过程中传感器噪声放大问题,可忽略式

(1) 的目标质量项, 柔顺控制器可以简化为

$$\mathbf{F}_i = -\mathbf{B}(\dot{\mathbf{X}}_d - \dot{\mathbf{X}}) - \mathbf{K}(\mathbf{X}_d - \mathbf{X}) \quad (2)$$

在 VDC 控制框架中需要将速度 $\dot{\mathbf{X}}_r$ 作为系统的参考输入, 因此需要设计一个控制器使得笛卡尔坐标系下的需求速度 $\dot{\mathbf{X}}_r$ 能够满足目标柔顺特性。当矩阵 \mathbf{B}^{-1} 和 $\mathbf{B}^{-1}\mathbf{K}$ 为对角正定矩阵时, 需求速度 $\dot{\mathbf{X}}_r$ 可设计为

$$\dot{\mathbf{X}}_r = \dot{\mathbf{X}}_d + \mathbf{B}^{-1}(\mathbf{F}_d - \mathbf{F}) + \mathbf{B}^{-1}\mathbf{K}(\mathbf{X}_d - \mathbf{X}) \quad (3)$$

外骨骼机器人关节作动的具体控制将在下一节进行说明。

3 动力学模型及控制

在电机驱动的关节中, 电机输出力矩与关节输出转矩之间的关系可以近似为线性关系。然而, 在泵控液压驱动关节中, 输出力是由电机间接控制液压缸生成的, 而液压缸的输出力与电机扭矩之间的关系是复杂的、动态的和高度非线性的。因此, 已有应用于电机驱动关节的动力学建模方法不能直接应用于泵控液压驱动关节。此外, 电机驱动的机器人关节通常采用开链机械结构, 而本文中的外骨骼机器人关节采用的是闭链机械结构, 将液压缸的直线运动转化为旋转运动。闭链结构在增加关节机械刚度的同时, 也会导致关节运动学和动力学变得更加复杂。将闭链结构直接视为开链结构^[39]则会导致建模不准确等一系列问题。在本文中, 泵控外骨骼机器人的髋关节、膝关节均具有相同的闭链机械结构, 每个闭链包含一个主动伸缩子关节(液压缸)和三个欠驱动旋转子关节, 如图 6、7 所示。

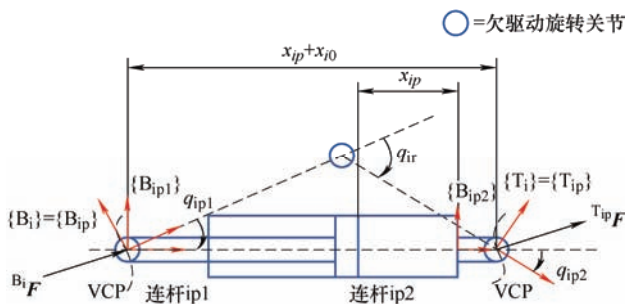


图6 伸缩子关节(液压缸)

接下来, 需要重新对泵控外骨骼机器人的关节进行运动学和动力学建模, 并选择合适的控制方法实现外骨骼机器人行走站立相过程的协同控制。本文选择使用 VDC 方法, 其主要思想是通过虚拟分割点(Virtual cutting point, VCP)^[40]将复杂的系统虚

拟分解为多个子系统, 并针对各个子系统分别进行控制器设计。类似地, 本文将泵控外骨骼机器人虚拟分解成了髋关节、膝关节和踝关节三个子系统, 并针对其中关键的两个主动驱动关节(髋关节和膝关节)进行运动学、动力学建模和分析, 获得关节运动轨迹与泵控驱动单元输出力之间的动力学关系并进行控制器设计。然后, 根据动力学前馈补偿和误差反馈确定液压缸作动输出力。对于系统中的不确定参数, 将通过设计参数自适应控制器进行在线回归预测。驱动单元的控制方法, 文献[41]进行了详细的叙述。

3.1 关节运动学模型

针对具有相同闭链机械结构的髋关节和膝关节, 将每一个闭链关节结构进一步分解为一个伸缩子关节(液压缸)(图 6)和三个旋转子关节(图 7), 并且在每个连杆中设定坐标系用于分析连杆运动学和动力学特性。与开链关节不同, 闭链关节的关节角度和角速度是由伸缩子关节控制的。因此, 首先需要建立运动学模型确定主动伸缩子关节与其他三个欠驱动子关节的关系。

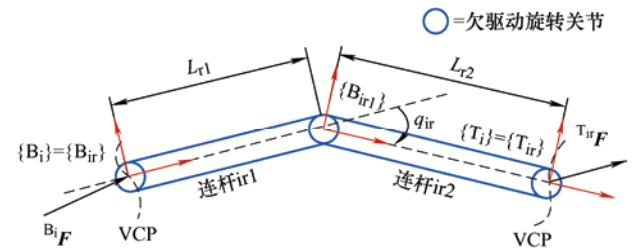


图7 旋转子关节

对于髋关节和膝关节, 都是将液压缸的直线运动转化为旋转运动。如图 6 和图 7 所示, 由余弦定理可获得闭链关节各运动参数的计算公式

$$x_{ip} = \sqrt{L_{r1}^2 + L_{r2}^2 + 2L_{r1}L_{r2}\cos(q_{ir})} - x_{i0} \quad (4)$$

$$q_{ip1} = \arccos\left(\frac{L_{r2}^2 - (x_{ip} + x_{i0})^2 - L_{r1}^2}{-2(x_{ip} + x_{i0})L_{r1}}\right) \quad (5)$$

$$q_{ip2} = \arccos\left(\frac{L_{r1}^2 - (x_{ip} + x_{i0})^2 - L_{r2}^2}{-2(x_{ip} + x_{i0})L_{r2}}\right) \quad (6)$$

式中, x_{ip} 表示驱动液压缸的位移, x_{i0} 表示液压缸的原始长度, q_{ir} , q_{ip1} 和 q_{ip2} 分别表示三个欠驱动旋转关节的角度, 第一位下标参数 $i=1$ 表示参数属于髋关节, 下标 $i=2$ 表示参数属于膝关节; 第二位下标参数 p 表示参数属于伸缩关节参数, 下标 r 表示参数属于旋转关节参数。 L_{r1} 和 L_{r2} 分别表示开链髋膝关节中连杆的长度。

根据式(4)~(6), 关节速度 \dot{x}_{ip} , \dot{q}_{ip1} 和 \dot{q}_{ip2} 可表示为

$$\dot{x}_{ip} = -\frac{L_{r1}L_{r2}\sin(q_{ir})}{x_{ip} + x_{i0}}\dot{q}_{ir} \quad (7)$$

$$\dot{q}_{ip1} = -\frac{(x_{ip} + x_{i0}) - L_{r1}\cos(q_{ip1})}{(x_{ip} + x_{i0})L_{r1}\sin(q_{ip1})}\dot{x}_{ip} \quad (8)$$

$$\dot{q}_{ip2} = -\frac{(x_{ip} + x_{i0}) - L_{r2}\cos(q_{ip2})}{(x_{ip} + x_{i0})L_{r2}\sin(q_{ip2})}\dot{x}_{ip} \quad (9)$$

在完成闭链关节中四个子关节的运动学建模后, 可进一步分析各连杆的速度矢量关系, 为后续各连杆动力学分析做准备。定义速度向量为 ${}^A\mathbf{V} \triangleq [{}^A\mathbf{v} \quad {}^A\boldsymbol{\omega}]^T$, 式中左侧上标 A 表示的是该向量所属的坐标系, ${}^A\mathbf{v} \in \mathbf{R}^2$ 和 ${}^A\boldsymbol{\omega} \in \mathbf{R}$ 分别表示坐标系 {A} 中的线速度和角速度。髋关节和膝关节中的速度矢量之间的关系可表示为

$${}^{B_i}\mathbf{V} = {}^{B_{ip}}\mathbf{V} = {}^{B_{ir}}\mathbf{V} \quad (10)$$

$${}^{B_{ip1}}\mathbf{V} = \mathbf{z}_T \dot{q}_{ip1} + {}^{B_{ip}}\mathbf{U}_{B_{ip1}}^T {}^{B_{ip}}\mathbf{V} \quad (11)$$

$${}^{B_{ip2}}\mathbf{V} = \mathbf{x}_f \dot{x}_{ip} + {}^{B_{ip1}}\mathbf{U}_{B_{ip2}}^T {}^{B_{ip1}}\mathbf{V} \quad (12)$$

$${}^{T_{ip}}\mathbf{V} = \mathbf{z}_T \dot{q}_{ip2} + {}^{B_{ip2}}\mathbf{U}_{T_{ip}}^T {}^{B_{ip2}}\mathbf{V} \quad (13)$$

$${}^{B_{ir1}}\mathbf{V} = \mathbf{z}_T \dot{q}_{ir} + {}^{B_{ir}}\mathbf{U}_{B_{ir1}}^T {}^{B_{ir}}\mathbf{V} \quad (14)$$

$${}^{T_{ir}}\mathbf{V} = {}^{B_{ir1}}\mathbf{U}_{T_{ir}}^T {}^{B_{ir1}}\mathbf{V} \quad (15)$$

$${}^{T_i}\mathbf{V} = {}^{T_{ip}}\mathbf{V} = {}^{T_{ir}}\mathbf{V} \quad (16)$$

式中, $\mathbf{z}_T = (0 \ 0 \ 1)^T$, $\mathbf{x}_f = (1 \ 0 \ 0)^T$ 。 ${}^A\mathbf{U}_B \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$ 为坐标变换矩阵, 坐标 {A}, {B} 为图 6 和图 7 中所示的坐标系。 ${}^A\mathbf{U}_B$ 的作用是将坐标系 {B} 中的矢量转换为坐标系 {A} 中的矢量。

3.2 关节动力学模型

与开链关节不同, 闭链关节的输出力并不是由泵控驱动单元直接控制。因此, 需要通过动力学建模来明确关节运动轨迹与泵控驱动单元输出力之间的关系。在髋关节和膝关节中, 欠驱动旋转子关节安装了轴承, 且运动速度较低。定义力向量为 ${}^A\mathbf{F} \triangleq ({}^A\mathbf{f} \quad {}^A\mathbf{m})^T$, ${}^A\mathbf{f} \in \mathbf{R}^2$ 和 ${}^A\mathbf{m} \in \mathbf{R}$ 分别表示坐标系 {A} 中的二维力和旋转力矩。忽略三个欠驱动旋转子关节的摩擦, 其力矩约束可以表示为

$$\mathbf{z}_T^T {}^{T_{ip}}\mathbf{F} = 0 \quad (17)$$

$$\mathbf{z}_T^T {}^{B_{ir1}}\mathbf{F} = 0 \quad (18)$$

$$\mathbf{z}_T^T {}^{B_{ip1}}\mathbf{F} = \mathbf{z}_T^T {}^{B_{ip1}}\mathbf{U}_{B_{ip}}^T {}^{B_{ip}}\mathbf{F} = 0 \quad (19)$$

在通过第 3.1 节的运动学模型获得各连杆刚体速度向量之后, 各刚体的动力学方程可以表达为

$$\mathbf{M}_A \frac{d}{dt}({}^A\mathbf{V}) + \mathbf{C}_A({}^A\boldsymbol{\omega}){}^A\mathbf{V} + \mathbf{G}_A = {}^A\mathbf{F}^* \quad (20)$$

式中, \mathbf{F}^* 为刚体合力。实际计算过程中, 采用坐标系 $\{B_{ip1}\}, \{B_{ip2}\}, \{B_{ir}\}$ 和 $\{B_{ir1}\}$ 替换坐标系 {A} 即可获得连杆 $ip1$ 、连杆 $ip2$ 、连杆 $ir1$ 和连杆 $ir2$ 的刚体动力学方程。

注意, 关节输出合力向量 ${}^{Toi}\mathbf{F} \in \mathbf{R}^3$ 可以从上一个相邻关节系统中分析获得, 同时也能表达成力 ${}^{T_{ip}}\mathbf{F} \in \mathbf{R}^3$ 和力 ${}^{T_{ir}}\mathbf{F} \in \mathbf{R}^3$ 的合力。整个闭链关节中各连杆刚体的力向量计算公式如下

$${}^{T_i}\mathbf{F} = {}^{T_{ip}}\mathbf{F} + {}^{T_{ir}}\mathbf{F} \quad (21)$$

$${}^{T_{ip}}\mathbf{F} = \alpha_1 {}^{T_i}\mathbf{F} - {}^{Toi}\boldsymbol{\eta} \quad (22)$$

$${}^{T_{ir}}\mathbf{F} = \alpha_2 {}^{T_i}\mathbf{F} + {}^{Toi}\boldsymbol{\eta} \quad (23)$$

$${}^{B_{ip2}}\mathbf{F} = {}^{B_{ip2}}\mathbf{F}^* + {}^{B_{ip2}}\mathbf{U}_{T_{ip}}^T {}^{T_{ip}}\mathbf{F} \quad (24)$$

$${}^{B_{ip}}\mathbf{F} = {}^{B_{ip}}\mathbf{U}_{B_{ip1}}^T {}^{B_{ip1}}\mathbf{F}^* + {}^{B_{ip}}\mathbf{U}_{B_{ip2}}^T {}^{B_{ip2}}\mathbf{F} \quad (25)$$

$${}^{B_{ir1}}\mathbf{F} = {}^{B_{ir1}}\mathbf{F}^* + {}^{B_{ir1}}\mathbf{U}_{T_{ir}}^T {}^{T_{ir}}\mathbf{F} \quad (26)$$

$${}^{B_{ir}}\mathbf{F} = {}^{B_{ir}}\mathbf{F}^* + {}^{B_{ir}}\mathbf{U}_{B_{ir1}}^T {}^{B_{ir1}}\mathbf{F} \quad (27)$$

$${}^{B_i}\mathbf{F} = {}^{B_{ip}}\mathbf{F} + {}^{B_{ir}}\mathbf{F} \quad (28)$$

式(28)中, ${}^{B_i}\mathbf{F} \in \mathbf{R}^3$ 是位于闭链关节的 VCP 力向量。在式(22)中, α_1 和 α_2 为负载分布因子, 并且满足关系 $\alpha_1 + \alpha_2 = 1$ 。由于外骨骼机器人只在矢状面进行助力控制, 对于内力矢量 ${}^{Toi}\boldsymbol{\eta} = ({}^{Toi}f_x \quad {}^{Toi}f_y \quad {}^{Toi}m_z)^T$ 中与矢状面控制有关的三个力/力矩元素(${}^{Toi}f_x$, ${}^{Toi}f_y$ 和 ${}^{Toi}m_z$)可以通过满足式(17)~(19)中的三个约束条件来确定^[40]。

液压缸的输出力 f_{ci} 可通过式(29)计算获得

$$f_{ci} = \mathbf{x}_f^T {}^{B_{ip2}}\mathbf{F} \quad (29)$$

至此, 通过闭链关节运动学和动力学建模获得了关节运动轨迹与泵控驱动单元输出力之间的映射关系。

3.3 关节控制

本节将根据关节动力学前馈补偿和运动反馈共同确定泵控驱动单元的出力。对于髋关节和膝关节, 每个关节的需求速度 \dot{q}_{irr} 都可以通过末端需求速度 \dot{X}_r 和机器人雅可比矩阵 \mathbf{J} 求解获得

$$\dot{q}_{irr} = \mathbf{J}^{-1} \dot{X}_r \quad (30)$$

式中, \mathbf{J}^{-1} 是外骨骼机器人雅可比矩阵的逆。

闭链关节中其他的需求速度变量(如, \dot{x}_{ir1} , \dot{q}_{ip1r} , 和 \dot{q}_{ip2r})可通过式(7)~(9)获得

$$\dot{x}_{ipr} = -\frac{L_{r1}L_{r2}\sin(q_{ir})}{x_{ip} + x_{i0}}\dot{q}_{irr} \quad (31)$$

$$\dot{q}_{ip1r} = -\frac{(x_{ip} + x_{i0}) - L_{r1}\cos(q_{ip1})}{(x_{ip} + x_{i0})L_{r1}\sin(q_{ip1})}\dot{x}_{ipr} \quad (32)$$

$$\dot{q}_{ip2r} = -\frac{(x_{ip} + x_{i0}) - L_{r2}\cos(q_{ip2})}{(x_{ip} + x_{i0})L_{r2}\sin(q_{ip2})}\dot{x}_{ipr} \quad (33)$$

同理, 根据式(10)~(16), 对闭链关节中其他需求速度如下

$$B_i V_r = B_{ip} V_r = B_{ir} V_r \quad (34)$$

$$B_{ip1} V_r = z_T \dot{q}_{ip1r} + B_{ip} U_{B_{ip1}}^T B_{ip} V_r \quad (35)$$

$$B_{ip2} V_r = x_f \dot{x}_{ip} + B_{ip1} U_{B_{ip2}}^T B_{ip1} V_r \quad (36)$$

$$T_{ip} V_r = z_T \dot{q}_{ip2r} + B_{ip2} U_{T_{ip}}^T B_{ip2} V_r \quad (37)$$

$$B_{ir1} V_r = z_T \dot{q}_{irr} + B_{ir} U_{B_{ir1}}^T B_{ir} V_r \quad (38)$$

$$T_{ir} V_r = B_{ir1} U_{T_{ir}}^T B_{ir1} V_r \quad (39)$$

$$T_i V_r = T_{ip} V_r = T_{ir} V_r \quad (40)$$

根据(17)~(19), 闭链关节中三个欠驱动旋转关节所需的扭矩约束可表示为

$$z_T^T T_{ip} F_r = 0 \quad (41)$$

$$z_T^T B_{ir1} F_r = 0 \quad (42)$$

$$z_T^T B_{ip1} F_r = z_T^T B_{ip1} U_{B_{ip1}}^T B_{ip} F_r = 0 \quad (43)$$

对于闭链中的四个刚性连杆, 所需的合力/力矩矢量可表示为

$${}^A F_r^* = Y_A \hat{\theta}_A + K_A ({}^A V_r - {}^A V) \quad (44)$$

式中, 坐标系 $\{A\}$ 可表示为坐标系 $\{B_{ip1}\}, \{B_{ip2}\}, \{B_{ir}\}$ 和 $\{B_{ir1}\}$ 。 $Y_A \hat{\theta}_A$ 是式(20)是等号左侧部分的参数线性化表达, Y_A 是回归矩阵, $\hat{\theta}_A$ 是参数向量。

根据式(21)~(28), 整个闭链关节中的力/力矩向量计算公式

$$T_{O_i} F_r = T_{ip} F_r + T_{ir} F_r \quad (45)$$

$$T_{ip} F_r = \alpha_1 T_i F_r - T_i \eta_r \quad (46)$$

$$T_{ir} F_r = \alpha_2 T_i F_r + T_i \eta_r \quad (47)$$

$$B_{ip2} F_r = B_{ip2} F_r^* + B_{ip2} U_{T_{ip}}^T T_{ip} F_r \quad (48)$$

$$B_{ir1} F_r = B_{ip} U_{B_{ip1}}^T B_{ip1} F_r^* + B_{ip} U_{B_{ip2}}^T B_{ip2} F_r \quad (49)$$

$$B_{ir1} F_r = B_{ir1} F_r^* + B_{ir1} U_{T_{ir}}^T T_{ir} F_r \quad (50)$$

$$B_{ir} F_r = B_{ir} F_r^* + B_{ir} U_{B_{ir1}}^T B_{ir1} F_r \quad (51)$$

$$B_i F_r = B_{ip} F_r + B_{ir} F_r \quad (52)$$

液压缸的需求输出力 f_{cfr} 可以根据式(48)计算获得

$$f_{cfr} = x_f^T B_{ip2} F_r \quad (53)$$

以上过程分析了在获得关节需求角度后, 泵控系统输出力与关节需求角度的复杂的动力学关系。并且最终获得了液压缸的需求输出力。

为保证控制精度, 需要对式(44)中的参数 θ 进行自适应计算。定义投影函数 $\mathcal{P}(s(t), k, a(t), b(t), t)$ 为可微标量函数, 当 $t \geq 0$ 它的时间导数是

$$\dot{\mathcal{P}} = ks(t)\kappa \quad (54)$$

$$\kappa = \begin{cases} 0 & \mathcal{P} \geq a(t) & s(t) \geq 0 \\ 0 & \mathcal{P} \geq b(t) & s(t) \geq 0 \\ 1 & \text{其他} \end{cases}$$

式中, $s(t) \in \mathbf{R}$ 为可变标量, $k > 0$ 为常数, 并且满足 $a(t) \leq b(t)$ 。

关于式(44), 定义

$$s_A = Y_A^T ({}^A V_r - {}^A V) \quad (55)$$

式(54)定义的投影函数具备以下特点: 对任意服从 $a(t) \leq \mathcal{P}_c \leq b(t)$ 的参数 \mathcal{P}_c 满足以下特性

$$(\mathcal{P}_c - \mathcal{P})(s(t) - \frac{1}{k}\dot{\mathcal{P}}) \leq 0 \quad (56)$$

式(54)能用来更新闭链关节动力学参数

$$\hat{\theta}_{Ai} = \mathcal{P}(s_{Ai}, \rho_{Ai}, \underline{\theta}_{Ai}, \bar{\theta}_{Ai}, t) \quad \forall i \in \{1, 2, \dots, 13\} \quad (57)$$

式中, $\hat{\theta}_{Ai}$ 为中 $\hat{\theta}_A$ 第 i 个参数, s_{Ai} 为 s_A 的第 i 个参数, $\rho_{Ai} > 0$ 为更新增益, $\underline{\theta}_{Ai}$ 为参数 θ_{Ai} 的下界, $\bar{\theta}_{Ai}$ 为参数 θ_{Ai} 的上界。式(55)和(57)中, 上下标注 A 代表坐标系 $\{B_{ip1}\}, \{B_{ip2}\}, \{B_{ir}\}$ 和 $\{B_{ir1}\}$ 。

4 试验分析

基于实际的泵控外骨骼机器人样机, 设计了两个测试分别用于验证泵控外骨骼机器人良好的反驱性能和本文提出的行走协同控制策略的有效性。

(1) 泵控外骨骼机器人反驱性能测试。测试过程中, 外骨骼机器人在外力驱动条件下进行摆动测试, 并通过拉压力传感器计算关节的反驱力矩, 如

图8a所示。该测试的主要目的是验证泵控外骨骼机器人的反驱性能,从而证明在行走摆动相过程中释放驱动关节,外骨骼被动跟随人体运动的可行性。

(2) 外骨骼机器人行走协同控制策略测试。在负载 20 kg 的情况下,穿戴外骨骼机器人进行行走测试,如图8b所示。该试验的主要目的是验证本文提出的站立相柔顺助力,摆动相被动跟随的行走协同控制策略的可行性及控制效果。



图8 泵控外骨骼机器人试验

4.1 泵控驱动单元反驱性能测试

测试时将外骨骼机器人的泵控驱动单元设置为去使能状态,穿戴者以 105 步/min 的步频进行单腿摆动。通过采集液压缸端部拉压力传感信息对关节反驱动力矩进行计算,试验结果如图9所示。

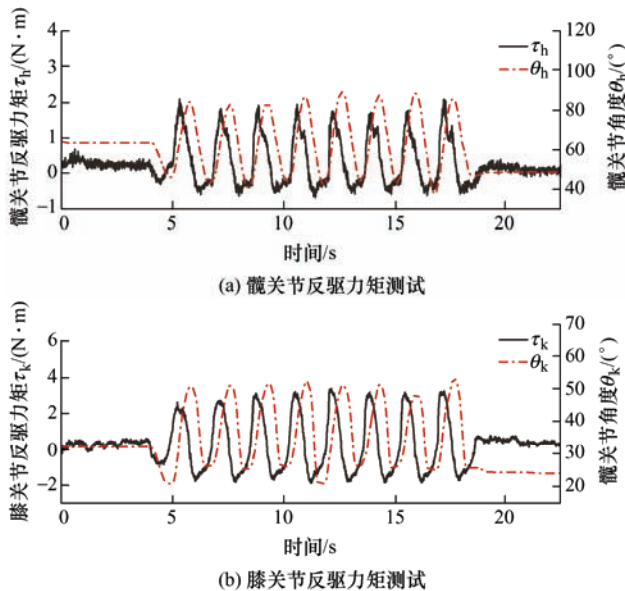


图9 外骨骼机器人关节反驱动力矩测试

图9a、9b分别显示了摆动过程中髋关节反驱动力矩 τ_h 和膝关节反驱动力矩 τ_k 随髋关节角度 θ_h 和膝关节角度 θ_k 的变化,二者变化范围分别为 $-0.7 \sim 2.1 \text{ N} \cdot \text{m}$ 和 $-2.0 \sim 2.7 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。可以看出两个关节的

反驱动力矩值都较小,说明人体只需在足部末端施加较小的外力即可反向驱动两个关节。该试验验证了泵控驱动单元具有良好的反驱特性以及泵控外骨骼机器人关节具有良好的灵活性,并且为摆动相过程中外骨骼机器人被动跟随的实现提供了硬件保证。

4.2 行走过程人机协作试验

在行走测试过程中,外骨骼机器人的负载重量为 20 kg,平均行走速度为 1.29 m/s。通过采集液压缸端部拉压力传感信息来反映液压缸的受力状况。其中对于拉压力传感器数值,压力值为正值,拉力值为负值。通过足底压力传感器实时反映外骨骼机器人所处的行走步态,站立相时标志位数值 $s=1$,摆动相时标志位数值 $s=-1$ 。图10显示了行走过程中膝关节的拉压力值 f_k 与步态的对应关系。为了更加直观,将处于站立相过程区域的背景设置为了黄色。

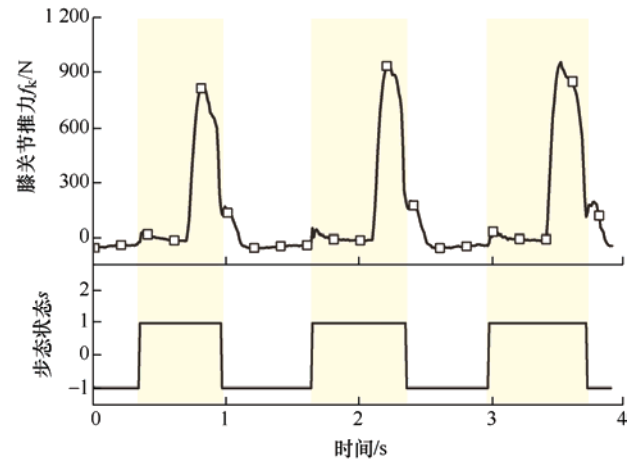


图10 行走过程中步态与液压缸拉压力值的变化

从图10的测试结果可以看出,当外骨骼机器人进入站立状态相时,由拉力(对应负值)快速切换到了压力(对应正值),意味着液压缸由承受外界拉力变为了液压缸自身向外输出推力。值得注意的是,在着地一段时间后压力值的突然增大,这是因为此时外骨骼站立相腿由初步着地变为了完全着地,并由其支撑整个外骨骼机器人和负载的重量。当行走步态由站立相切换到摆动相后,拉压力值迅速下降,并且由于外骨骼机器人随人体运动摆动,液压缸处于承受外界拉力的状态。通过测量获得膝关节液压缸行走过程中承受的最大拉力值为 53 N,相应的关节力矩为 $2.12 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。

整个行走测试过程中,摆动相过程没有出现明显阻力。图10中的测试结果有效验证了本文提出的站立相主动柔顺助力、摆动相被动跟随行走协同控制策略切实可行。但需要注意的是,外骨骼机器人

在由站立相切换至摆动相的过程中, 存在 150 N 左右的残余压力, 持续时间为 0.05~0.10 s。虽然穿戴者并没有主观感受到残余压力带来的不适感, 但此问题仍需后续进一步研究改善。

如图 11 所示, 从上到下分别为行走过程中髋关节运动角度 θ_h , 膝关节的运动角度 θ_k 和背部多维力传感器在 X 方向 f_x 和 Y 方向 f_y 感知的人机交互力信息。测试结果表明, 在 20 kg 负载情况下, 外骨骼机器人行走过程中髋膝关节运动轨迹光滑, 没有出现明显的卡顿和抖动。背部水平 X 方向的最大交互力小于 10.2 N, 主要受力的 Y 方向最大交互力小于 23.7 N, 进一步验证了本文提出的行走协同控制策略的有效性。

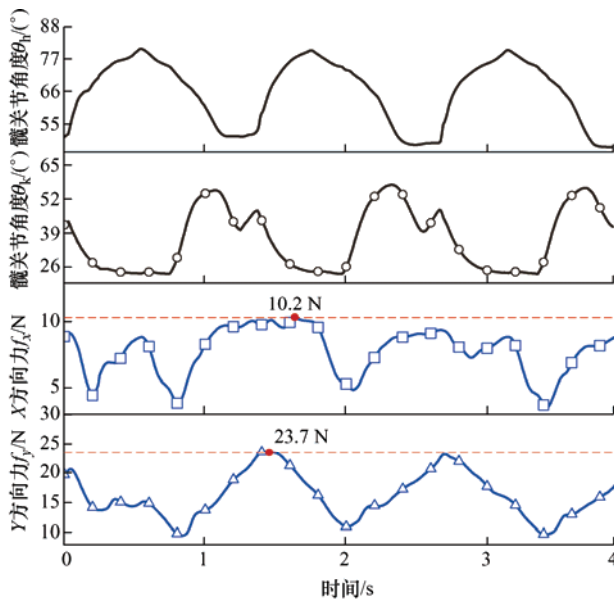


图 11 泵控外骨骼机器人行走测试传感信息

5 结论

本文分析了人体行走过程的发力特点, 基于泵控驱动单元提出了一种站立相主动柔顺助力、摆动被动跟随的外骨骼机器人行走协同控制策略, 降低了外骨骼机器人人机交互控制的难度, 减少了机器人摆动过程的能量消耗。针对行走站立相过程的协同控制, 基于关节运动学和动力学模型建立了泵控外骨骼机器人关节运动轨迹与泵控驱动单元输出力之间的动力学关系。通过实际泵控外骨骼机器人测试, 验证了泵控驱动单元优良的反驱特性和提出的行走协同控制策略的可行性。

参 考 文 献

[1] 黄思翰, 王柏村, 张美迪, 等. 面向人本智造的新一代

操作工: 参考架构、使能技术与典型场景[J/OL]. 机械工程学报: 1-16[2022-01-26]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.2187.TH.20220119.1524.002.html>.

HUANG Sihan, WANG Baicun, ZHANG Meidi, et al. Towards human-centric smart manufacturing: Framework, enabling technologies and typical scenarios of operator 4.0 [J/OL]. Journal of Mechanical Engineering, 1-16[2022-01-26]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.2187.TH.20220119.1524.002.html>.

[2] 陈豫生, 张琴, 熊蔡华. 截瘫助行外骨骼研究综述: 从拟人设计依据到外骨骼研究现状[J]. 机器人, 2021, 43(5): 585-605.

CHEN Yusheng, ZHANG Qin, XIONG Caihua. From anthropomorphic design basis to exoskeleton research status: A review on walking assist exoskeletons for paraplegics [J]. Robot, 2021, 43(5): 585-605.

[3] 欧阳小平, 范伯骞, 丁硕. 助力型下肢外骨骼机器人现状及展望[J]. 科技导报, 2015, 33(23): 92-99.

OUYANG Xiaoping, FAN Boqian, DING Shuo. Present situation and prospect of assisted lower limb exoskeleton robot [J]. Science & Technology Review, 2015, 33(23): 92-99.

[4] YU S, HUANG T, YANG X, et al. Quasi-direct drive actuation for a lightweight hip exoskeleton with high backdrivability and high bandwidth[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2020, 25(4): 1794-1802.

[5] ZHANG T, TRAN M, HUANG H. Design and experimental verification of hip exoskeleton with balance capacities for walking assistance[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2018, 23(1): 274-285.

[6] SAWICKI G S, BECK O N, KANG I, et al. The exoskeleton expansion: Improving walking and running economy[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2020, 17(1): 1-9.

[7] LI Z, HUANG B, YE Z, et al. Physical human-robot interaction of a robotic exoskeleton by admittance control[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2018, 65(12): 9614-9624.

[8] LI Z, YUAN Y, LUO L, et al. Hybrid brain/muscle signals powered wearable walking exoskeleton enhancing motor ability in climbing stairs activity[J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2019, 1(4): 218-227.

[9] 周智雍, 钱伟, 丁加涛, 等. 基于核化运动基元的外骨骼膝关节步态轨迹在线规划[J]. 机器人, 2021, 43(5): 557-566.

- ZHOU Zhiyong, QIAN Wei, DING Jiatao, et al. Online gait trajectory planning of a knee exoskeleton robot based on kernelized movement primitives[J]. Robot, 2021, 43(05): 557-566.
- [10] AGUILAR-SIERRA H, LOPEZ R, YU W, et al. A lower limb exoskeleton with hybrid actuation[C]//5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Piscataway: IEEE, 2014: 695-700.
- [11] ZOSS A B, KAZEROONI H, CHU A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128-138.
- [12] LU R, LI Zhijun, SU Chunyi, et al. Development and learning control of a human limb with a rehabilitation exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2014, 61(7): 3776-3785.
- [13] KIM H, SHIN Y J, KIM J. Design and locomotion control of a hydraulic lower extremity exoskeleton for mobility augmentation[J]. Mechatronics, 2017, 46: 32-45.
- [14] 汪步云, 王月朋, 梁艺, 等. 下肢外骨骼助力机器人关节驱动设计及试验分析[J]. 机械工程学报, 2019, 55(23): 55-66.
- WANG Buyun, WANG Yuepeng, LIANG Yi, et al. Design on articular motion & servo driving with experimental analysis for lower limb exoskeleton robot[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(23): 55-66.
- [15] GE L, ZHU H, GREGG R D. On the design and control of highly backdrivable lower-limb exoskeletons: A discussion of past and ongoing work[J]. IEEE Control Systems, 2018, 38(6): 88-113.
- [16] KAMINAGA H, AMARI T, NIWA Y, et al. Development of knee power assist using backdrivable electro-hydrostatic actuator[C]//2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2010: 5517-5524.
- [17] PARK H W, WENSING P M, KIM S. High-speed bounding with the MIT Cheetah 2: Control design and experiments[J]. The International Journal of Robotics Research, 2017, 36(2): 167-192.
- [18] KENNEALLY G, DE A, KODITSCHKE D E. Design principles for a family of direct-drive legged robots[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2016, 1(2): 900-907.
- [19] 李波, 朱彦超, 舒亮, 等. 考虑流体体积模量变化的 M-EHA 非线性动力学模型[J]. 机械工程学报, 2020, 56(10): 225-234.
- LI Bo, ZHU Yanchao, SHU Liang, et al. Nonlinear dynamic model of M-EHA considering fluid bulk modulus variation[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2020, 56(10): 225-234.
- [20] ZHIHUI L I, SHANG Y, ZONGXIA J, et al. Analysis of the dynamic performance of an electro-hydrostatic actuator and improvement methods[J]. Chinese Journal of Aeronautics, 2018, 31(12): 2312-2320.
- [21] LEE W, KIM M J, CHUNG W K. Joint torque servo control of electro-hydrostatic actuators for high torque-to-weight ratio robot control[C]//2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). IEEE, 2016: 368-375.
- [22] KO T, KAMINAGA H, NAKAMURA Y. Key design parameters of a few types of electro-hydrostatic actuators for humanoid robots[J]. Advanced Robotics, 2018, 32(23): 1241-1252.
- [23] STAMAN K, VEALE A J, KOOIJ H V D. DESIGN, control and evaluation of the electro-hydrostatic actuator, PREHydrA, for gait restoration exoskeleton technology[J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2020, 3(1): 156-165.
- [24] 靳兴来. 液压驱动下肢外骨骼机器人摆动相控制系统研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2017.
- JI Xinglai. Control system research of hydraulic driven lower limb exoskeleton in swing phase[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2017.
- [25] PONS J L. Wearable robots: Biomechatronic exoskeletons[M]. New York: John Wiley & Sons, 2008.
- [26] 韩邦成, 马纪军, 李海涛. 谐波减速器的非线性摩擦建模及补偿[J]. 光学精密工程, 2011, 19(5): 1095-1103.
- HAN Bangcheng, MA Jijun, LI Haitao. Modeling and compensation of nonlinear friction in harmonic driver[J]. Optics and Precision Engineering, 2011, 19(5): 1095-1103.
- [27] 龙亿. 下肢外骨骼人体运动预测与人机协调控制技术研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2017.
- LONG Yi. Human motion prediction and human-robot coordination control for lower extremity exoskeleton [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2017.
- [28] 丁其川, 熊安斌, 赵新刚, 等. 基于表面肌电的运动意图识别方法研究及应用综述[J]. 自动化学报, 2016, 42(1): 13-25.
- DING Qichuan, XIONG Anbin, ZHAO Xingang, et al. A review on researches and applications of sEMG-based

- motion intent recognition methods[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(1): 13-25.
- [29] HADDADIN S, CROFT E. Physical human-robot interaction[M]. Berlin: Springer, 2016.
- [30] LOSEY D P, O'MALLEY M K. Trajectory deformations from physical human-robot interaction[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2017, 34(1): 126-138.
- [31] SUN M, OUYANG X, MATTILA J, et al. One novel hydraulic actuating system for the lower-body exoskeleton[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2021, 34(1): 1-10.
- [32] WINTER D A. Biomechanics and motor control of human movement[M]. New York: John Wiley & Sons, 2009.
- [33] MAJERNIK J. Normative human gait databases[J]. *Statistics Research Letters*, 2013, 2(3): 69-74.
- [34] CGA Normative Gait Database [OL]. [http : //www.clinicalgaitanalysis.com/data/index.html](http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/index.html)
- [35] SUN W, LIN J, SU Shun feng, et al. Reduced adaptive fuzzy decoupling control for lower limb exoskeleton[J]. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 2020, 51(3): 1099-1109.
- [36] DING S, OUYANG X, LI Z, et al. Proportion-based fuzzy gait phase detection using the smart insole[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2018, 284: 96-102.
- [37] HOGAN N. Impedance control-An approach to manipulation. I-Theory. II-Implementation. III-Applications[J]. *Journal of Dynamic Systems Measurement and Control*, 1985, 107: 1-24.
- [38] 李海源, 刘畅, 严鲁涛, 等. 上肢外骨骼机器人的阻抗控制与关节试验研究[J]. *机械工程学报*, 2020, 56(19): 213-222.
- LI Haiyuan, LIU Chang, YAN Lutao, et al. Research on impedance control of an upper limb exoskeleton robot and joint experiments[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2020, 56(19): 213-222.
- [39] TAFAZOLI S, SALCUDEAN S E, HASHTRUDI-ZAAD K, et al. Impedance control of a teleoperated excavator[J]. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 2002, 10(3): 355-367.
- [40] ZHU W. Virtual decomposition control: Toward hyper degrees of freedom robots[M]. Berlin: Springer Science & Business Media, 2010.
- [41] SUN M, OUYANG X, MATTILA J, et al. Lightweight electrohydrostatic actuator drive solution for exoskeleton robots[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2022.
-
- 作者简介: 孙茂文, 男, 1991 年出生, 博士研究生。主要研究方向为外骨骼机器人人机交互控制。
E-mail: 11725063@zju.edu.cn
欧阳小平(通信作者), 男, 1974 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为飞机液压, 电液智能控制, 外骨骼机器人。
E-mail: ouyangxp@zju.edu.cn