

- skeletal muscle satellite cell number alters muscle morphology after chronic stretch but allows limited serial sarcomere addition[J].Muscle Nerve, 2017,55(3):384—392.
- [51] Sheets K, Overbey J, Ksajikian A, et al.The pathophysiology and treatment of musculoskeletal fibrosis[J].J Cell Biochem,2022,123(5):843—851.
- [52] Cariati I, Scimeca M, Bonanni R, et al. Role of myostatin in muscle degeneration by random positioning machine exposure: an in vitro study for the treatment of sarcopenia[J].Front Physiol,2022,13:782000.
- [53] Rodgers BD, Ward CW. Myostatin/activin receptor ligands in muscle and the development status of attenuating drugs [J].Endocr Rev,2022,43(2):329—365.
- [54] Theret M, Rossi FMV, Contreras O. Evolving roles of muscle-resident fibro-adipogenic progenitors in health, regeneration, neuromuscular disorders, and aging[J].Front Physiol, 2021,12:673404.
- [55] Dykstra PB, Dayanidhi S, Chambers HG, et al.Stretch-induced satellite cell deformation incontractedmuscles in children with cerebral palsy[J].J Biomech, 2021, 126: 110635.
- [56] Dayanidhi S, Kinney MC, Dykstra PB, et al. Does a reduced number of muscle stem cells impair the addition of sarcomeres and recovery from a skeletal muscle contraction? a transgenic mouse model[J].Clin Orthop Relat Res, 2020,478(4):886—899.
- [57] Mackey AL, Magnan M, Chazaud B, et al. Human skeletal muscle fibroblasts stimulate in vitro myogenesis and in vivo muscle regeneration[J].J Physiol,2017,595(15):5115—5127.
- [58] Mendias CL. Fibroblasts take the centre stage in human skeletal muscle regeneration[J].J Physiol, 2017, 595(15): 5005.
- [59] Webster MT, Manor U, Lippincott-Schwartz J, et al.Intravital imaging reveals ghost fibers as architectural units guiding myogenic progenitors during regeneration[J].Cell Stem Cell, 2016,18(2):243—252.
- [60] Contreras O, Rebolledo DL, Oyarzún JE, et al.Connec-tive tissue cells expressing fibro/adipogenic progenitor markers increase under chronic damage: relevance in fibroblast-myofibroblast differentiation and skeletal muscle fibrosis[J].Cell Tissue Res, 2016,364(3):647—660.

·综述·

髋关节助力外骨骼机器人研究现状

林颖^{1,2} 何鹏^{1,2} 叶晶² 陈功² 张明明³ 郭士杰⁴ 郭登极^{1,5}

人口老龄化已经成为世界发展的普遍趋势。据联合国发布的2019年世界人口展望估计,65岁以上的全球人口占比将从2019年的9%增至2050年的16%^[1]。自2000年我国人口老龄化的社会状况不断加剧,人口老龄化和医疗康复问题日益严峻^[2-5],如居家养老护理等生活问题,以及脑卒中等容易引起下肢运动功能障碍的相关疾病^[4-7]。传统的人工护理服务容易造成老年人的依赖性,且存在人力资源不足的问题^[8];人工康复手段存在人员消耗大、可重复性差等问题。因此,传统人工手段的辅助护理和康复训练,已经满足不了老年人和患者下肢的日常护理和医疗康复日益增长的需求。

通过可穿戴外骨骼机器人辅助康复训练以弥补人工手段康复训练和辅助护理的不足成为近十几年来的研究热点^[9-10]。其中,多关节下肢康复助力外骨骼机器人已有许多研究成果和市场应用^[9],如国外的ReWalk、Lokomat、Indego

等,国内的机器人如成都布法罗的AIDER,北京大艾机器人的Ailegs,上海傅利叶智能的Fourier X2和深圳迈步机器人的BEAR—H1等,都属于多关节下肢外骨骼机器人。然而,多关节外骨骼庞大沉重、操作繁琐且需要额外医护人员辅助,不能满足下肢肌力不足的老年人或者脑卒中后康复患者的日常生活和居家康复的独立使用场景。因此,单关节下肢外骨骼机器人因其轻量化、成本低、使用方便等优点,在日常生活的下肢行走辅助场景更具优势。

由于老年人行走过程中更多地使用髋屈肌来弥补踝关节跖屈(plantarflexion)力量不足^[11]而导致的步幅小、步长短。同时,采用髋关节外骨骼在节省新陈代谢能量消耗方面的效率比踝关节外骨骼高^[12]。而且,髋关节外骨骼相对于膝关节和踝关节的外骨骼结构增加的腿部惯性要少。因此,轻量化的髋关节外骨骼更加适合老年人等肌力不足人群和康

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2023.04.026

1 深圳大学机电与控制工程学院,广东省深圳市,518060; 2 深圳市迈步机器人科技有限公司; 3 南方科技大学生物医学工程系;

4 河北工业大学机械工程学院; 5 通讯作者

第一作者简介:林颖,男,硕士研究生; 收稿日期:2020-11-16

复情况较好的脑卒中患者进行下肢运动辅助和康复训练。相对于国外,国内的髌关节助力外骨骼机器人研究起步较晚,其中涉及的新材料、高精度加工、控制方法等多方面学科领域都存在一定差距。因此,本文对国内外的髌关节助力外骨骼研究进行总结分类,分析其关键技术和研究难点,为后续的髌关节助力外骨骼研究提供重要参考。下面从驱动方式、控制方法以及外骨骼的功能和效果评价方法等各方面进行分类阐述。

1 驱动方式

外骨骼机器人的驱动方式决定了其机械结构、传感方式、硬件电路及控制方法等系统方案的确定。髌关节外骨骼机器人末端执行机构常用的驱动方式为电机驱动、绳驱动(cable driven)、气压驱动和新型智能材料驱动。基于驱动方式的髌关节外骨骼机器人及其分类如表1所示。

电机驱动是髌关节外骨骼最常用的驱动方式。电机驱动因其无污染,结构紧凑,能量和信号传递效率高,控制精度高和高扭重比成为髌关节外骨骼机器人中最常用的驱动方式。但是一般的电机驱动主要为刚性驱动,整体柔顺性不足,在使用过程中易造成二次伤害。为了解决此问题,在驱动和执行模块之间添加串联弹性驱动器,使驱动和负载之间具有柔性缓冲,从而实现可控可调的柔顺性能,具有可储能、减少能耗、人机柔顺性交互、更高的力控制带宽和抵抗冲击负载等特点,在人机交互的环境有广泛的应用,在控制上有上

许多相关研究^[26-28]。APO^[14]、NERL-EXO^[15]、FHAH^[17]都采用串联弹性驱动器作为驱动装置,可提供较大的柔性驱动力矩。但采用串联弹性驱动器的驱动装置结构复杂,在减重设计上难度更大。电机驱动方式的电机成本较高,而且为了获得大扭矩,往往要控制好驱动装置的重量和体积。

绳驱动方式多以柔性的织带布或鲍登线为材料传递驱动力。其优势在于可远距离传递力、结构简单、柔顺性好、人机贴合度高、关节活动不会受到外部刚性结构的限制,有助于实现更加自由灵活的交互。但需要考虑材料的疲劳寿命及驱动源的配置,外置的驱动源易造成移动范围受限,另外,绳材料仅能提供单向助力。

气压驱动有体积小、无污染、可吸收冲击和震动等特点,但其速度不稳定、控制精度低、易受外界温度和负载影响,且外置的空气压缩机限制了移动范围,降低使用的灵活和方便性。除上述几种驱动方式,研究者们还致力于开发新型的驱动方式,如采用聚氯乙烯(PVC)凝胶作为驱动器的柔性髌关节行走助力服^[25],为老人或偏瘫患者提供辅助,助力服具有与绳驱动类似的重量轻、柔顺性和贴身的优点,但其仅能辅助关节屈曲,且控制上难以区分复杂的人体运动意图。

2 控制方式

人体运动意图识别是实现人机能量动态交互的关键,机器人通过快速准确识别人体的运动意图才能进一步控制机器人,配合人体完成期望的运动,提供安全合适的辅助。髌

表1 髌关节助力外骨骼机器人的驱动方式对比

驱动方式及设备名称	研发机构	助力大小	优点	缺点
电机驱动				
SMA ^[13]	Honda公司,日本	峰值4N·m	可标准化程度高;易实现自动化控制;可提供较大助力扭矩;易于设计具有高带宽、高性能的力控制器	需要输出大功率时,驱动关节往往体积和重量较大;易增加肢体末端运动惯量,增加代谢消耗;
APO ^[14]	比萨圣安娜大学,意大利	峰值35N·m		
NREL-EXO ^[15]	北卡罗来纳州立大学,美国	额定40N·m,峰值80N·m		
GEMS ^[16]	Samsung公司,韩国	峰值12N·m		
FHAE ^[17]	清华大学,中国	峰值12N·m		
HAE ^[18]	哈尔滨工业大学,中国	额定40N·m		
绳驱动				
Soft Exosuit ^[19]	哈佛大学,美国	-	柔性结构,易适应穿戴者的不同运动状态;柔性驱动,提供与人体肌肉平行助力,更符合人体生物力学;可将系统重量移至人体腰部,降低肢体末端运动惯量;系统重量轻,便于携带与穿戴	仅能提供单向助力;柔性材料存在不稳定性,控制上难度较高
布带驱动柔性外骨骼 ^[20]	九州大学,日本	-		
PH-EXO ^[21]	东南大学,中国			
气压驱动				
气缸驱动髌关节外骨骼 ^[22]	密歇根大学和 波士顿大学,美国	峰值21N·m	结构简单;高功率/质量比;可吸收冲击、减震;无污染,对环境友好	难以密封;不适合低温工作;控制精度低;需要空气压缩装置,限制机器人移动范围;在有负荷的作用下,速度易发生变动
人工气动肌肉髌关节外骨骼 ^[23]	中央大学,日本	最大40N		
人工气动肌肉髌部矫形器 ^[24]	米纳斯联邦大学,巴西	-		
新型智能材料驱动				
PVC驱动柔性外骨骼 ^[25]	信州大学,日本	最大94N	重量轻,柔顺性好,易于穿戴	成本较高;难以批量化生产

关节助力外骨骼机器人主要的控制方式有:基于生物信号感知控制、基于模型识别的控制、离散步态特征识别和连续步态周期相位估计。

2.1 基于生物信号感知控制

肌电信号EMG常用于外骨骼系统的意图识别和功能验证。采用EMG控制外骨骼,简易方法是采用比例肌电控制^[29],控制器直接根据EMG信号强度按一定比例关系输出扭矩,此外,还有将EMG信号经建立的神经肌肉骨骼模型计算关节扭矩^[30]的方法。意大利的APO采集腓肠肌的sEMG信息^[31]识别穿戴者的运动意图。Young等^[29]用臀大肌和股直肌的EMG信号按比例肌电方式控制气压驱动髋关节外骨骼。EMG的意图感知具有运动预判、机器人的自然控制、多模式交互控制^[7,32]等特点与优势。但在使用时由于人体汗液影响^[33]、肌电信号活动不平稳存在一定局限性。

2.2 基于模型识别控制

基于模型识别控制,需要建立人机运动学和动力学模型,经微处理器实现实时人体的运动识别,确定所需的辅助情况,这种方法在全身外骨骼、膝关节外骨骼和踝足矫形器等广泛应用。Qiu等^[18]开发的HAE将放置在大腿和小腿上的IMU获得的髋关节和膝关节的位置、速度信息发送到已建立的人机模型,计算质心和摆动相大腿位置并用扩展卡尔曼滤波将背包内的IMU采集数据融合处理,计算结果经虚拟刚度模型最终输出相应的人机交互力。然而这种策略要求建立的模型要有较高的准确性,因此需要一系列传感器来采集运动学和动力学信息,髋关节外骨骼机器人系统不同于多关节外骨骼,传感器在设备上的使用空间有限,而过多的人体穿戴式传感器会降低使用便携性。此外,模型由于多体相互作用动力学往往较为复杂,计算量庞大且容易造成模型不准确。

2.3 离散步态特征识别

基于步态规律的预定义动作,可以实现简单的离散步态特征识别,Wu等开发的PH-EXO通过电阻式压力传感器检测大腿和机器的交互力,从而识别大腿摆动的意图再提供助力^[21],Nascimento等开发的气动肌肉驱动外骨骼利用电位器检测的髋关节角度和预设值比较从而确定人体意图,进一步控制气动阀门的开关^[24]。以上方法仅简单地划分两种步态的特征,准确率较低,识别的特征不利于提供舒适的辅助力矩,因此现有外骨骼更多采用基于多规则的离散状态分类器,许多下肢外骨骼常用有限状态机(finite state machine, FSM)进行识别分类,由Zhang等开发的NREL-EXO外骨骼利用行走过程足底压力传感器与地面接触情况将步态周期划分成“左腿摆动相—支撑相—右腿摆动相”三种状态,IMU获取的髋关节屈伸角与设定阈值比较,通过多传感器配合将一个步态周期共同分为5种状态^[15]。有限状态机方法将人的

连续步态识别为离散状态,实现起来较为简单有效,但存在以下局限性:基于传感器采集的数据,要考虑数据延迟的影响;个体差异(如关节最大角度),需要时间来手动调试和测试;限制了机器人提供辅助力的连续平稳性以及可微调性。

2.4 连续步态周期相位估计

连续的步态周期相位估计可以解决离散状态识别不连续问题,一般有两种方法实现。第一种方法是利用先前步态周期持续时间的平均值估计当前步态周期持续时间,如Lewis等^[22]开发的气缸驱动的外骨骼利用足底压力传感器脚跟触地间隔作为一个步态周期的持续时间,而当前步态周期持续时间由前面十个周期的平均值计算获得。Jin等^[20]开发的柔性助力服,通过大腿后侧的陀螺仪检测髋关节角度最小值的间隔时间作为一个步态周期,而后步态周期由前五个周期的平均值计算获得。类似地,Ding等^[34,23]开发的鲍登线驱动Soft Exosuit和Kawamura等开发的气动肌肉驱动外骨骼的步态周期分别由前两个周期和前三个周期的平均值计算获得。这种方法可以简单实现连续估计人体的步态周期,应用较广泛,但稳定性和抗干扰性差。第二种方法是基于中枢模式发生器(central pattern generator, CPG)的生物和数学模型实现步态同步。研究者在可穿戴外骨骼机器人上基于CPG模型开发了用于捕获下肢运动的周期性信号特征(即相位,频率,幅度,偏移)的自适应振荡器(adaptive oscillator, AO)的数学模型。通过人体行走时输入周期性信号,如髋关节的角度(意大利的APO^[14]和韩国的GEMS^[16])或角速度(清华大学的FHAE^[17]),同步并不断更新当前的人体步态周期的频率和相位等信息,实现人机同步,外骨骼再根据生物力学规律对当前相位提供辅助,这种方法被广泛应用在上肢^[35-36]和下肢^[37-38]的外骨骼机器人中。相比离散状态识别,连续的相位估计可以降低错误率,提供连续平稳的助力曲线,且不需要进行人机动力学模型计算,避免了模型不准确和计算量庞大的问题。但这类方法也存在一定的局限性,突然的步态异常易导致步态周期估算不准确,造成识别错误,目前解决方案是通过在外骨骼的控制器加入滤波器或引入延迟^[39]。

3 现有髋关节助力外骨骼机器人存在问题及对未来展望

目前的髋关节助力外骨骼机器人在机械系统设计、控制策略以及功能效果验证方法上,仍有诸多挑战。

髋关节助力外骨骼机器人的服务对象多为肌力不足的老年人或脑卒中后需要康复的患者等弱势群体,因此,髋关节外骨骼的设计上要注重便携轻量化的系统设计,其中,驱动系统的设计要求具有轻量化、体积小、效率高等特点。在常用的驱动方式中,气压、液压以及部分绳驱动方式往往需要外置庞大的动力源以减轻负重和提高输出力,限制了移动范围,便携性较差^[23-25]。绳驱动因使用柔性材料容易实现多

自由度活动,但却只能单向提供拉力且助力较小。电机驱动因其力重比、稳定性、控制精度高等优势成为当前外骨骼主流驱动方式,但大扭矩往往需要搭配较大的减速装置,导致其重量较高,例如SEA的形式可提供较大的柔性驱动力,但应用此结构的设备往往也较重,如APO和NREL-EXO。除了轻量化设计,设备体积也需要尽量控制在最小范围以避免干扰人体正常运动,例如APO的SEA结构在额状面上外伸了110mm^[4],影响行走时双手的正常摆动。因此,在满足髋关节生物力学需求的部分力矩的前提下,驱动系统可通过盘式直流电机搭配轻便的减速器,以减小设备体积和重量,达到最佳的设备重量和输出助力的平衡关系。

髋关节助力外骨骼对人体的辅助和康复训练多为人主动参与,因此精准快速的意图识别和舒适的控制输出对主动控制至关重要。传感器配置应当尽量集成于机器中,减少穿戴和使用的不便,如EMG和足底压力传感器的使用由于需要多次校准、调试或穿戴,不便于日常的应用场景。控制输出的辅助助力应该符合人体下肢行走生物力学,充分考虑助力起始和结束时机^[40],助力持续时间^[41],助力大小以及助力曲线的变化过渡等参数的确定,从而提供人体舒适安全的辅助力矩。人体运动意图识别方法的效果决定了能否提供舒适准确的辅助力,对于髋关节助力外骨骼,要解决传感器有限的情况下快速准确地识别步态任务变化的难题,因此,在开发实际的髋关节外骨骼系统中,需要根据各类运动意图识别方法的特点进行权衡,或采用多策略联合,以满足更高的人机交互要求,提高精度和可靠性。控制任务模块化和清晰的控制流程,便于算法的移植和迭代。控制策略智能化也是当前的研究热点,在外骨骼的控制中引入机器学习等算法,通过不断的人机交互调整步态,针对每个不同的穿戴者提供最适用的辅助模式,解决因个体和环境差异带来的步态差别的影响。

外骨骼的功能效果评价上需要根据多种测试方法的人体实验来验证,对于脑卒中的患者需要根据康复评价量表量化下肢运动功能的治疗效果,为科研和临床提供参考。目前,大多数髋关节助力外骨骼机器人研究都能完成人机协调运动,但是对机器人的功能效果评价目前缺少统一的量化指标来评价其功能效果。目前主要通过仿真实验与机器性能实际测试,进行人体实验,用EMG传感器、心肺代谢系统和运动捕捉系统分别测量穿戴者的肌肉活动情况、氧气消耗和人体运动学和动力学变化^[42]作为外骨骼机器人功能效果的评价方法。未来对机器人的功能效果评价可从人机匹配度、助力能力和效果以及人体的新陈代谢、疲劳程度等进行更多的研究。对于脑卒中患者的康复,需要进行大量样本的人体临床实验以验证机器人的康复功能和效果,开展实验前应该对外骨骼的使用进行培训,在专业的治疗师指导下开展机器人辅助实验,且要设置平行随机对照实验,验证机器人的直接影响

和长期影响。通过一系列康复评价量表或与康复中心建立康复评价系统,从肢体运动(如感觉、平衡、关节活动度和疼痛等)、痉挛情况和生存质量(如力气、日常生活活动能力和情绪等)多种维度直观的展现功能障碍恢复的程度,评价机器人参与治疗的康复效果,也有助于临床医生制定针对性的治疗方案,不断改进机器人的软硬件功能提升人机协调康复能力。

4 小结

随着世界人口的增长,老龄化人口和脑卒中患者越来越多,康复和护理机器人的研究将为他们带来更多的希望。尤其针对下肢的康复和居家护理,髋关节外骨骼机器人相对于多关节外骨骼更具优势,可能解决治疗和护理师资源紧缺的问题,提升老年人和患者生活质量同时给予他们更多参与下肢活动和恢复的信心,大大缓解家庭和社会负担。

本文综述了国内外研发的髋关节下肢助力外骨骼机器人系统,从驱动方式及控制策略上比较分析了国内外各个相关研究的特点,针对现有髋关节助力外骨骼机器人在机械系统、控制方案以及功能效果评价上存在的问题,提出解决方案,总结了其未来发展趋势。康复外骨骼机器人系统是一个复杂的多学科交叉、高度融合的机电一体化系统,其发展会进一步推动机器人学、人机工程学、控制科学、机构学等技术的发展。

参考文献

- [1] United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division (2019). World Population Prospects 2019: Ten Key Findings[EB/OL]. [2019-06-17]. https://population.un.org/wpp/Publications/Files/WPP2019_10KeyFindings.pdf.
- [2] 翟振武, 刘雯莉. 人口老龄化: 现状、趋势与应对[J]. 河南教育学院学报(哲学社会科学版), 2019, 38(6): 15—22.
- [3] 孙娟娟, 高秀文. 国际比较中的中国人口老龄化: 趋势、特点及建议[J]. 教学与研究, 2018, 52(5): 59—66.
- [4] 梁海艳. 人口老龄化背景下的社区居家养老[J]. 中国老年学杂志, 2019, 39(13): 3320—3325.
- [5] 廖芮, 张开宁, 王华平, 等. 我国健康老龄化背景下的医养结合: 基本理念、服务模式与实践难题[J]. 中国全科医学, 2017, 20(3): 270—277.
- [6] 张赞, 李亚军. 综合医院及老年医院老年护理单元人性化设计[J]. 中国医院管理, 2014, 34(12): 72—73.
- [7] 侯增广, 赵新刚, 程龙, 等. 康复机器人与智能辅助系统的研究进展[J]. 自动化学报, 2016, 42(12): 1765—1779.
- [8] 赵东辉, 杨俊友, 白殿春, 等. 基于简约模糊系统的多福祉机器人移乘方法[J]. 机器人, 2019, 41(6): 813—822.
- [9] Yan T, Cempini M, Oddo CM, et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2015, 64: 120—136.
- [10] Young AJ, Ferris DP. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(2): 171—182.
- [11] Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathologi-

- cal function[M]. Thorofare, NJ, US: SLACK Incorporated, 2010:93—96.
- [12] Seo K, Lee J, Lee Y, et al. Fully autonomous hip exoskeleton saves metabolic cost of walking[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2016: 4628—4635.
 - [13] Yasuhara K. Motion Assisting Device[P]. USA: 8298164B2, 2012—10—30.
 - [14] Giovacchini F, Vannetti F, Fantozzi M, et al. A lightweight active orthosis for hip movement assistance[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2015, 73:123—134.
 - [15] 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.
 - [16] Seo K, Lee J, Park Y J. Autonomous hip exoskeleton saves metabolic cost of walking uphill[C]// International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, 2017: 246—251.
 - [17] Xue T, Wang ZY, Zhang T, et al. Adaptive oscillator-based robust control for flexible hip assistive exoskeleton[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2019, 4(4): 3318—3323.
 - [18] Qiu S, Guo W, Wang P, et al. A unified active assistance control framework of hip exoskeleton for walking and balance assistance[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). IEEE, 2019: 8179—8186.
 - [19] Asbeck AT, Schmid T K, Walsh CJ. Soft exosuit for hip assistance[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2015, 73: 102—110.
 - [20] Jin S, Iwamoto N, Hashimoto K, et al. Experimental evaluation of energy efficiency for a soft wearable robotic suit[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(8):1192—1201.
 - [21] Wu QC, Wang XS, Du FP, et al. Design and control of a powered hip exoskeleton for walking assistance[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2015, 12:8.
 - [22] Lewis CL, Ferris DP. Invariant hip moment pattern while walking with a robotic hip exoskeleton[J]. Journal of Biomechanics, 2011, 44(5):789—793.
 - [23] Kawamura T, Takanaka K, Nakamura T, et al. Development of an orthosis for walking assistance using pneumatic artificial muscle: A quantitative assessment of the effect of assistance[C]// IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, 2013: 1—6.
 - [24] Nascimento BGD, Vimieiro CBS, Nagem DAP, et al. Hip orthosis powered by pneumatic artificial muscle: voluntary activation in absence of myoelectrical signal[J]. Artificial Organs, 2008, 32(4):317—322.
 - [25] Li Y, Hashimoto M. Design and prototyping of a novel lightweight walking assist wear using PVC gel soft actuators[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2016, 239:26—44.
 - [26] Tagliamonte NL, Accoto D. Passivity constraints for the impedance control of series elastic actuators[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering, 2014, 228(3):138—153.
 - [27] Sariyildiz E, Chen G, Yu H. A unified robust motion controller design for series elastic actuators[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2017, 22(5):2229—2240.
 - [28] 王萌, 孙雷, 尹伟, 等. 一种面向交互应用的串联弹性驱动器有限时间输出反馈控制方法[J]. 机器人, 2016, 38(5): 513—521.
 - [29] Young AJ, Gannon H, Ferris DP. A biomechanical comparison of proportional electromyography control to biological torque control using a powered hip exoskeleton[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2017, 5:37.
 - [30] Karavas N, Ajoudani A, Tsagarakis N, et al. Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2015, 73:78—90.
 - [31] Grazi L, Crea S, Parri A, et al. Gastrocnemius myoelectric control of a robotic hip exoskeleton can reduce the user's lower-limb muscle activities at push off[J]. Frontiers in Neuroscience, 2018, 12:71.
 - [32] 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.
 - [33] Hoover CD, Fulk GD, Fite KB. The Design and initial experimental validation of an active myoelectric transfemoral prosthesis[J]. Journal of Medical Devices, 2012, 6(1):011005.
 - [34] Ding Y, Panizzolo FA, Siviyy C, et al. Effect of timing of hip extension assistance during loaded walking with a soft exosuit[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2016, 13:87.
 - [35] Hu Y, Liang J, Wang T. Parameter synthesis of coupled nonlinear oscillators for CPG-based robotic locomotion[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2014, 61(11): 6183—6191.
 - [36] Kaluza P, Cioacă T. Phase oscillator neural network as artificial central pattern generator for robots[J]. Neurocomputing, 2012, 97(3):115—124.
 - [37] Liu C, Chen Q, Wang D. CPG-inspired workspace trajectory generation and adaptive locomotion control for quadruped robots[J]. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics), 2011, 41(3):867—880.
 - [38] Chen G, Qi P, Guo Z, et al. Gait-event-based synchronization method for gait rehabilitation robots via a bio-inspired adaptive oscillator[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2017, 64(6):1345—1356.
 - [39] Lim B, Lee J, Jang J, et al. Delayed output feedback control for gait assistance with a robotic hip exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2019, 35(4):1055—1062.
 - [40] Young AJ, Foss J, Gannon H, et al. Influence of power delivery timing on the energetics and biomechanics of humans wearing a hip exoskeleton[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2017, 5:4.
 - [41] Lee J, Seo K, Lim B, et al. Effects of assistance timing on metabolic cost, assistance power, and gait parameters for a hip-type exoskeleton[C]//IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, 2017: 498—504.
 - [42] Lee H, Lee S, Chang WK, et al. A wearable hip assist robot can improve gait function and cardiopulmonary metabolic efficiency in elderly adults[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(9):1549—1557.