

穿戴式柔性下肢助力机器人发展现状及关键技术分析

李剑锋¹ 李国通¹ 张雷雨¹ 杨东升² 王海东¹

摘要 穿戴式柔性下肢助力机器人技术在康复医疗、助老助残、生活起居等方面具有广阔的应用前景, 具有质量轻、体积小、可穿戴性强、人机相容性好等优势. 为促进我国柔性下肢助力机器人的研究和发展, 总结国内外在该领域的研究进展, 阐述了多种助力系统的组成、驱动原理和运动学信息等, 分析了各助力系统的辅助力/矩传递规律及其助力效果. 同时, 对柔性下肢助力机器人所涉及的安全与可靠性、步态检测技术、驱动方式及控制策略、助力性能评估等关键技术进行了分析. 在总结研究成果及分析关键技术的基础上, 指出柔性下肢助力机器人今后的发展方向、研究思路和面临的挑战. 对于柔性下肢助力机器人及相关的研究工作, 具有一定的指导意义.

关键词 柔性下肢助力机器人, 穿戴设备, 外骨骼, 髋关节, 下肢步态

引用格式 李剑锋, 李国通, 张雷雨, 杨东升, 王海东. 穿戴式柔性下肢助力机器人发展现状及关键技术分析. 自动化学报, 2020, 46(3): 427–438

DOI 10.16383/j.aas.c180286

Advances and Key Techniques of Soft Wearable Lower Limb Power-assisted Robots

LI Jian-Feng¹ LI Guo-Tong¹ ZHANG Lei-Yu¹ YANG Dong-Sheng² WANG Hai-Dong¹

Abstract Soft wearable lower limb power-assisted robots have broad application prospects in the fields of rehabilitation, the elderly and the disabled, daily livings and other aspects of life, with the advantages of light weight, small volume, strong wearable feature, and human-machine compatibility. In order to promote the research and development of the soft wearable robots in China and summarize the research progress in those fields at home and abroad, the components, driving principle and kinematic information of various power assisted systems are discussed and the transfer law of the assistance force/moment and their power-assisted effect are analyzed. Moreover, key techniques such as the safety and reliability, gait detection, driving methods and control strategies, and power-assisted evaluation are analyzed in detail. On the basis of the above analysis, the future development, methods and challenges are presented, which has certain guidances for the related research works.

Key words Soft limb lower power-assisted robot, wearable equipment, exoskeleton, hip joint, gait of lower limb

Citation Li Jian-Feng, Li Guo-Tong, Zhang Lei-Yu, Yang Dong-Sheng, Wang Hai-Dong. Advances and key techniques of soft wearable lower limb power-assisted robots. *Acta Automatica Sinica*, 2020, 46(3): 427–438

助力外骨骼在康复医疗、助老助残、生活起居等方面具有广阔的应用前景^[1], 尤其是针对运动障碍患者而研制的外骨骼式助力机器人发展迅速^[2].

基于助力或康复功能的可穿戴机器人, 主要用于减轻穿戴者身体负担、增强人体力量或临床康复训练等, 如日本筑波大学的 HAL (Hybird assistive limb) 系列^[3–4]、瑞士苏黎世大学的 Lokomat^[5]、德国 LokoHlep 公司的 LokoHlep^[6] 及北京工业大学研制的上肢、下肢及踝助力外骨骼^[7–9] 等. HAL 系列^[3–4] 为一种全身外骨骼, 在肘、肩、髋、膝关节处, 均设置了单自由度主动关节, 在踝关节处采用含弹簧的被动转动关节, HAL 与人体进行紧致连接, 以提高穿戴者运动能力和肢体力量. Lokomat^[5] 由外骨骼本体、悬吊减重系统、跑台三部分组成, 可实现患者被动运动和协助运动两种模式. 外骨骼式助力机器人依赖于其刚性本体结构, 固联于外骨骼的穿戴具以紧致穿戴的方式与人体相连接^[10], 外骨骼的关节轴线相对于人体关节易产生位移偏离, 产生较大的附加扭矩, 阻碍人体关节运动, 甚至对穿戴者产

收稿日期 2018-05-07 录用日期 2018-07-23
Manuscript received May 7, 2018; accepted July 23, 2018
国家自然科学基金 (51675008, 51705007), 北京市自然科学基金 (3171001, 17L20019, 3202003), 北京市教委科技计划 (KM201810005015), 中国博士后基金 (2018T110017) 资助
Supported by National Natural Science Foundation of China (51675008, 51705007), Natural Science Foundation of Beijing (3171001, 17L20019, 3202003), Beijing Municipal Education Commission Science and Technology Plan (KM201810005015), and China Postdoctoral Science Foundation (2018T110017)
本文责任编辑 邓方
Recommended by Associate Editor DENG Fang
1. 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院 北京 100124 2. 北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100191
1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124 2. School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191

生伤害^[11],难以实现有效的助力行走功能.针对上述问题,众多学者尝试采用冗余被动自由度来适应下肢人机关节难以对齐等问题^[12-14],而被动副的添加将导致机器人系统的质量增大,进一步加剧人体运动所需的代谢消耗.穿戴下肢助力外骨骼后,下肢的附加质量会增加下肢惯量,在正常行走过程中加速或减速,附加质量会增加人体代谢消耗,同时附加质量在下肢的分布情况对代谢消耗影响较大,脚部附加质量代谢值占总代谢消耗的7.5%/kg~8.5%/kg,而腰部附加质量相应的代谢值仅为总代谢消耗的1%/kg~2%/kg^[15].助力外骨骼与下肢步态不一致时,对下肢施加的辅助力/矩可能会被人体作为扰动力,限制人体非助力自由度的活动范围,产生不必要的肌肉收缩,进而加剧人体的代谢消耗^[11].

柔性助力机器人可在一定程度上解决和避免助力外骨骼存在的人机关节难以对齐、附加质量大、步态不一致等问题^[16].国内外一些院校的实验室和医疗机构相继开展了穿戴式柔性助力机器人的相关研究,研制了多种相关样机和产品,以增强腰部及下肢的肌肉力量、降低代谢消耗、延缓疲劳,如加拿大皇后大学的PLAD^[17]、北海道大学的Smart suit^[18]及河南科技大学的腰部助力机器人^[19]、哈佛大学的Soft exosuit^[20-21]及日本冈山大学的Power assist wear^[22]等.与外骨骼式助力机器人相比,柔性助力机器人从人因工程学角度出发,采用柔性材料(布带、气动肌肉等),穿戴及包覆在下肢周围,人体骨骼作为支撑构件,可实现与下肢生物力学更好的人机相容性和穿戴舒适性^[23],在助力装置本体中,不存在刚性连杆和机械关节,不需人机关节轴线精确对齐,对人体关节自由度影响较小,穿戴者可在紧急情况下执行避险动作,避免了因人机运动学不相容导致的与助力无关的附加力/矩^[24],且能够最大限度的减小助力装置自身的质量、体积等引起的附加机械阻抗和自由度限制.柔性助力机器人在助力应用中与助力外骨骼相比,具有质量轻、人机相容性好、人机约束强度弱、体征差异适应性强、结构柔顺、人机穿戴舒适性好等关键优势.

为促进我国柔性下肢助力机器人的研究和发展,总结国内外在该领域的研究进展,对柔性下肢助力机器人所涉及的安全与可靠性、驱动方式及控制策略、步态检测技术、助力效果评估等关键技术进行了详尽的分析.在总结研究成果及分析关键技术的基础上,指出柔性下肢助力机器人今后的发展方向、研究思路和面临的挑战.

1 穿戴式柔性下肢助力机器人

穿戴式柔性下肢助力机器人采用轻质、柔性材

料作为辅助力/矩的传递单元,可长时间穿戴,可以对人体下肢进行单关节或多关节协同助力.用于健康人群尤其是士兵的远距离负重行走、连续搬运等领域,降低人体软组织(肌肉、肌腱、韧带等)的承受载荷,提高人体运动能力,进而减少人体的代谢消耗和延缓身体疲劳.对于运动功能障碍患者及中风患者等,可提供适量的外部辅助作用力,改善患者行走步态,提高行走效率.根据人体下肢的待助力关节数量,将柔性下肢助力机器人分为单关节助力型和多关节协同助力型两类.

1.1 单关节助力型

人体下肢主要由髋、膝以及踝关节组成,尤其是髋、踝关节具有多个自由度,在行走过程中每个关节所需的生物力矩不一致^[25],对不同的关节助力,产生的代谢消耗水平不同,助力效果亦不同.设计者通过设计不同的助力装置本体,对髋、膝或踝关节进行单独助力,使助力目的更加明显,助力系统简约,助力策略相对容易实现.

单关节助力机器人主要用于健康人群的负重行走、上下楼梯及反重力补偿等,为下肢待助力关节提供辅助力/矩,提高负重能力,降低人体代谢消耗^[26-45].具有代表性的单关节助力机器人为延边大学的可穿戴柔性助力服^[26]、日本松下电器公司的Cross-wire assist suit^[27]及美国麻省理工学院的移动式踝助力外骨骼^[28]等,如表1所示.其驱动方式以电机驱动和气动人工肌肉驱动为主,为了减轻下肢末端的附加质量,将控制板、驱动器等单元放置在人体的背部或腰部位置,采用按照人体生理参数设计的柔性布带、钢丝绳或者气动肌肉作为辅助力/矩的传递单元,穿戴及包覆于人体下肢,使穿戴者更容易适应助力系统,且助力装置总体质量轻,增加了助力系统的柔顺性,使助力系统的运动轨迹与人体下肢运动轨迹协调一致,而不影响人体下肢的正常运动,实现人机共融.

1.1.1 髋关节

髋关节由髋臼和股骨头构成,它属于多轴球窝关节,具有3个自由度,可完成前屈/后伸、内收/外展及旋内/旋外运动,实现在步行运动过程中的直线行走、平衡调节和改变方向的功能.髋关节助力装置是一种可穿戴于患者外侧的柔性机械系统,借助驱动系统,辅以角位移传感器以及力矩传感器,使患者与下肢助力装置的运动协调一致,帮助患者抬腿,加大蹬地力量,扩大患者的行走步幅,对穿戴者髋关节提供有规律、适宜的助力.以髋关节助力为目标的柔性助力机器人,采用柔性构件代替刚性连杆,对髋关节助力时,其旋转中心与髋关节旋转中心重合,人机干涉小,结构简单、使用方便,有效减小了助力装

置的质量和惯量.

表 1 单关节助力型机器人
Table 1 Single joint power-assisted robot

序号	名称	驱动方式	驱动关节	质量 (kg)
1	日本中央大学 行走助力机器人 ^[29]	气动人工肌肉	髋	—
	膝关节柔性助力服 ^[37]		膝	—
2	日本信州大学 ^[31] 轻质行走助力服	PVC 凝胶驱动器	髋	0.6
	延边大学 ^[26] 可穿戴柔性助力服		电机	2.7
4	日本松下电器公司 ^[27] 交叉线助力服	电机	髋	9.3
5	首尔国立大学 ^[28] 膝关节助力服	电机	膝	—
6	日本冈山大学 ^[36] 下肢助力裤	气压	膝	1.5
	大连理工大学 ^[39] 软式气动助力服		膝	—
8	韩国高等科学技术研究所 柔性下肢助力外骨骼 ^[41]	电机	踝	—
	麻省理工学院 ^[42] 移动式踝助力外骨骼		电机	踝
10	哈佛大学 ^[43] 柔性仿生主动矫形器	气动人工肌肉	踝	—
11	新加坡国立大学 ^[45] 柔性气动袜	气压	踝	—

日本中央大学的 Kawamura 等^[29] 研制了用于提高老年人行走能力的行走助力机器人 (图 1), 采用直纤维型气动人工肌肉作为驱动单元, 在步态周期的摆动阶段, 通过拉紧/释放相应结点, 以髋关节为旋转中心, 产生一个使大腿向前、向上摆动的辅助力/矩, 增加步长, 从而提高行走能力. 在跑步机上行走速度 0.97 m/s 的条件下, 平均步长增加 23 mm, 下肢缝匠肌活性降低, 但在支撑期半腱肌活性增加. 另外, 日本信州大学的 Li 等^[30-31] 开发了采用聚氯乙烯凝胶 (Poly vinyl chloride, PVC) 作为驱动单元的轻质行走助力服 (图 2), 驱动单元由两个 PVC 模块组成, 沿下肢表面分布, 两端固定在大腿前侧的结点处, 通过改变驱动单元的电压, 使 PVC 收缩/膨胀, 拉紧/释放端部结点, 对髋关节前屈运动提供辅助力/矩, 辅助力可达 94 N.

延边大学的 Jin 等^[26] 研制了以柔性连接布带为力矩传递单元的可穿戴柔性助力服 (图 3), 采用电机和柔性布带作为驱动单元, 柔性布带沿大腿表面分布, 电机通过牵引柔性布带, 对髋关节施加以较小

的辅助力/矩. 对 9 名受试者在 1.03 ± 0.11 m/s 的行走速度和最大辅助力为 24.5 ± 3.92 N 的条件下, 代谢消耗平均减少 5.9%, 能量输入效率为 24%, 而文献 [32] 单独对髋关节后伸运动提供辅助力/矩, 其能量输入效率为 18%, 表明该助力服^[26] 为日常行走节省的能量较少, 但能量输入效率较高.



图 1 行走助力机器人

Fig. 1 Orthosis for walking assistance



图 2 轻质行走助力服

Fig. 2 Lightweight walking assist wear

上述柔性助力机器人仅可在矢状面内对髋关节提供辅助力/矩, 难以对髋关节内收/外展、旋内/旋外运动进行助力. 日本松下电器公司研究所的 John 等^[27] 研制的交叉线助力服 (图 4), 不仅可以实现髋关节的前屈/后伸运动, 还可实现对髋关节内收/外展、旋内/旋外的助力, 在行走中实现转向功能. 采用

电机和鲍登线作为驱动单元, 4 根鲍登线相互交叉沿大腿前后两侧分布, 背部 4 个电机可单独控制鲍登线的拉伸, 选择性地驱动鲍登线, 可为髌关节前屈/后伸、内收/外展及旋内/旋外提供辅助力/矩, 辅助力可达 100 N. 同时 John 等^[33] 又研制了一种与文献 [26] 类似的助力系统, 采用电机驱动, 由鲍登线代替柔性布带模拟生物肌肉, 对髌关节提供辅助力/矩, 但其助力效果不佳.



图 3 可穿戴柔性助力服
Fig. 3 Soft wearable robotic suit

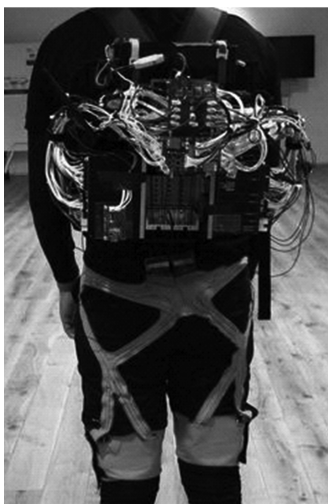


图 4 交叉线助力服
Fig. 4 Cross-wire assist suit

1.1.2 膝关节

膝关节由股骨下端、胫骨上端和髌骨构成, 是转动轴变化的转动副, 具有一个自由度, 能做屈/伸运动. 目前已提出的人体外骨骼膝关节运动学模型, 由于膝关节转动轴线的位姿在屈伸过程中不断变化,

出现外骨骼关节轴线与人体膝关节轴线不对齐的现象. 人-机闭链也变成了超定运动系统, 从自由度的角度分析, 人机运动不相容实际上是由人机闭链过约束导致的^[34]. 以膝关节助力为目标的柔性助力机器人, 采用柔性构件代替刚性结构, 利用柔性气囊结构或柔索结构直接作用于膝关节, 避免了刚性结构自由度约束, 使膝关节可以按照穿戴者的运动意图完成相应的屈/伸运动.

韩国首尔国立大学的 Park 等^[35] 开发了膝关节助力服 Knee tendon-suit, 助力服本体由柔性纺织材料的连接布带组成, 鲍登线的线管和钢丝绳分别固定在上肢组件和下肢组件的相应结点, 电机通过牵引钢丝绳, 将辅助力/矩沿助力服本体传递至膝关节. 另外, 日本冈山大学的 Sasaki 等^[36] 开发的下肢助力裤 (图 5), 驱动单元由铝膜气囊叠加组成, 采用尼龙带将铝膜气囊固定在膝关节表面, 改变铝膜气囊内部压力, 将辅助力/矩通过尼龙带传递至膝关节. 由肌电图 (Electromyogram, EMG) 数据显示, 下肢肌肉活性明显降低, 上述两个助力装置均可用于对人上下楼梯助力, 减缓肌肉疲劳.



图 5 下肢助力裤
Fig. 5 Pneumatic lower limb power assist wear

日本中央大学的 Mohri 等^[37] 开发了一种可增强下肢膝关节力量、减轻提升物体时腰部负载的膝关节柔性助力服 (图 6), 采用直纤维型气动人工肌肉和钢丝绳作为驱动单元, 钢丝绳两端固定在助力服本体的相应结点, 与人工肌肉连接, 人工肌肉收缩牵引钢丝绳, 向穿戴者的膝关节传递辅助力/矩, 在提升重物时为穿戴者提供反重力支撑. EMG 测试结果表明, 股直肌中最大自主收缩值 (Maximum voluntary contraction, MVC) 最大可降低 7%. Mohri 等^[38] 对该助力服的结构进行了改进, 将三个气动人

工肌肉并行固定在大腿外侧, 腓肠肌最大自主收缩值 MVC 最大可降低 34%, 而股直肌的值基本不变, 表明改进后的柔性助力服可增强腓肠肌的肌肉强度, 而对股直肌影响较小。



图 6 膝关节柔性助力服
Fig. 6 Knee auxiliary power assist suit

另外, 大连理工大学的张宪^[39]开发了一种新型软式气动助力服, 将 PVC 材质的塑料剪裁成特定的形状, 利用热贴合技术黏贴制成外形为 U 型的助力气囊, 采用连接布带将气囊固定至待助力关节处, U 型气囊不充气时可贴附在膝关节处, 充气后又可利用自身的弧度, 对膝关节屈伸提供辅助力/矩。利用测试实验平台采集了关节运动的角度、力矩等数据, 验证了该软式气动助力服具有良好的助力性能。

1.1.3 踝关节

踝由踝关节、距骨下关节和距舟关节组成, 其复杂的运动几乎全部发生在踝关节, 是广义的球副, 具有 3 个自由度。踝关节是人体距离地面最近、负重最多的关节, 特别是在奔跑和跳跃等运动时, 踝关节承受巨大的载荷和冲击, 因此, 踝关节扭伤在日常生活较为常见^[40]。以踝关节助力为目标的柔性助力机器人, 通过气动肌肉或钢索结构等直接作用于踝关节, 可完成踝关节跖屈/背伸、旋内/旋外、内翻/外翻等助力运动。

韩国高等科学技术研究所的 Park 等^[41]设计的柔性下肢助力外骨骼系统(图 7), 鲍登线两端固定在助力系统的相应结点处, 电机通过拉伸鲍登线对踝关节跖屈运动进行助力。另外, 美国麻省理工学院的 Mooney 等^[28, 42]研制了一种移动式踝助力外骨骼(图 8), 采用电机作为驱动单元, 绞盘致动器固定在胫骨下侧, 两个玻璃纤维支柱分别固定在靴子内侧和外侧的跖趾关节处, 在踝关节跖屈阶段, 绞盘

制动器向前拉动玻璃纤维支柱近端, 对踝关节背伸运动提供辅助力/矩, 在摆动阶段钢丝绳处于松弛状态。在行走速度 1.4 m/s 的条件下, 人体代谢消耗降低了 $11 \pm 4\%$ 。上述两种助力装置均可延迟行走时肌肉疲劳, 可有效地对行走运动提供辅助力/矩。



图 7 柔性下肢助力外骨骼
Fig. 7 Soft lower limb exoskeleton

哈佛大学的 Park 等^[43]针对神经肌肉损伤引起的步态病变问题, 开发了一种柔性仿生主动矫形器(图 9), 支撑构件由软塑料和复合材料组成, 采用气动人工肌肉作为驱动单元, 三个人工肌肉平行附着在小腿侧部, 可分别独立驱动, 通过不同的驱动方式, 牵引钢丝绳拉动脚掌上相应的锚点, 可对踝关节跖屈及内翻/外翻提供缓慢变辅助力, 踝关节跖屈/背伸的运动范围为 $12^\circ \sim -20^\circ$, 对患者的步态病变的物理治疗及恢复具有重要意义。Wehner 等^[44]提出的主动踝-足矫形器, 与文献 [43] 相比, 两者均采用人工肌肉作为驱动单元, 区别在于人工肌肉的布置方式和数量不同, 对踝关节康复训练达到的运动自由度也不同, 但助力效果不佳。

新加坡国立大学的 Low 等^[45]设计的柔性气动袜 Soft robotic exosock(图 10), 可协助患者踝关节被动康复, 以预防深静脉血栓 (Deep vein thrombosis, DVT)。气动驱动器由弹性材料 (Dragon skin 10) 组成, 内部为 Z 字形通道。驱动器内部压力增加, 辅助患者完成背伸运动; 降低内部压力, 驱动器长度恢复至初始长度, 辅助完成跖屈运动。在脚跟处安装 IMU 惯性单元, 检测踝关节跖屈/背伸角度。Soft robotic exosock 可使踝关节从静止位置平均背屈 $16.4 \pm 1.3^\circ$, 平均误差为 $2.7 \pm 1.4^\circ$, 具有较好的助力和康复效果。



图 8 移动式踝助力外骨骼

Fig. 8 Active autonomous ankle exoskeleton



图 10 柔性气动袜

Fig. 10 Soft robotic exosock

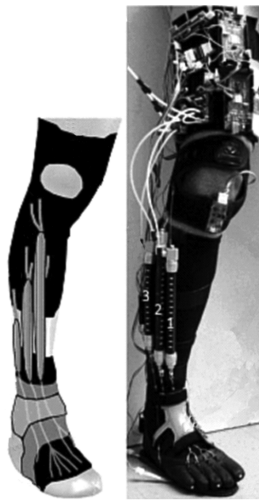


图 9 柔性仿生主动矫形器

Fig. 9 Bio-inspired active soft orthotic

1.2 多关节协同助力型

多关节协同助力机器人助力策略和单关节助力机器人相似,不再单独对某一关节进行助力,而是通过控制策略同时对多关节进行助力,主要用于健康人群的负重行走、连续搬运、上下楼梯及反重力支撑等.助力系统采取不同的助力关节组合方式,穿戴者行走所产生的代谢消耗水平不同,助力效果也不同.依据待助力关节的组合方式,可将多关节协同助力型机器人分为:髌+膝+踝、髌+踝以及髌+膝,其中具有代表性的多关节协同助力机器人为哈佛大学的 Soft exosuit^[20-21]、苏黎世联邦理工学院的 Myosuit^[46]以及日本关西学院大学的步态辅助机器人^[47]等,如表 2 所示.其驱动方式以电机驱动为主,为了减轻下肢末端的附加质量,将控制板、驱动器单元放置在人体的背部或腰部位置.

表 2 多关节协同助力型机器人

Table 2 Multi-joint coordinated power-assisted robot

序号	名称	驱动方式	驱动关节	质量 (kg)
1	哈佛大学 ^[20-21]	电机	髌 + 踝	10.1
	Soft exosuit			
2	苏黎世联邦理工学院	电机	/	/
	Myosuit ^[25]		髌 + 膝	4.6
3	柔性康复助力服 ^[29]	气压	髌 + 踝	—
	日本冈山大学 ^[22]		髌 + 膝 + 踝	3.7
4	气动助力服	气动人工肌肉	髌 + 膝	0.65
	日本关西学院大学 ^[26]			
	步态辅助机器人			

哈佛大学仿生设计实验室开发了第一代穿戴式柔性下肢助力外衣 Soft exosuit^[48] (图 11(a)), 外衣本体采用多条布带组成,沿下肢表面分布,采用 McKibben 型气动人工肌肉作为驱动单元,固定在外衣本体的相应结点处,通过拉紧/释放相应结点,实现对髌、膝及踝关节的协同助力.随后研制了第 2 代 Soft exosuit^[20] (图 11(b)),采用更加符合人因工程学、适于穿戴的柔性连接布带,电机和鲍登线作为驱动单元,鲍登线线管和钢丝绳分别固定在助力外衣的相应结点,通过牵引钢丝绳,将辅助力/矩沿外衣本体传递至髌、踝关节.采用惯性传感器和足底压力传感器检测下肢步态信息,基于采集的步态信息,实时控制鲍登线的拉紧与释放.在行走速度 1.5 m/s 和负重 23.4 kg 的条件下,人体平均代谢消耗减小 $14.2 \pm 6.1\%$ ^[21],此外,由运动学和动力学信息验证了 Soft exosuit 在不同助力模式下,具有较好的运动协调性,克服了人机间的天然异构性.



图 11 柔性助力外衣
Fig. 11 Soft exosuit

苏黎世联邦理工学院的 Schmidt 等^[46] 研制了柔性下肢助力装置 Myosuit (图 12), 助力装置本体相对于 Soft exosuit, 在大腿前侧增加了被动元件(橡胶带等), 沿下肢表面分布, 通过人造肌腱仿生人体下肢肌腱功能, 钢丝绳通过人造肌腱的滑轮系统向上延伸固定在腰部位置, 通过牵引钢丝绳, 将辅助力/矩沿助力装置本体传递至髋、膝关节。由下肢肌电信息判断下肢的运动状态, 为平坐姿态的穿戴者提供反重力补偿, 辅助其连续、平稳地站立, 辅助力/矩可达膝关节力量的 36% 和生物力矩的 26%。基于下肢助力的 Myosuit, Bartenbach 等^[49] 针对下肢运动障碍患者, 如中风患者、肌肉损伤患者等, 设计了用于恢复下肢运动、提高下肢能力的柔性康复助力服, 每条腿配置一个线性驱动器, 通过耦合关节中扭矩和功率的协同作用, 实现对下肢多关节的康复训练功能。



图 12 自主助力服
Fig. 12 Myosuit

另外, 日本岗山大学的 Sasaki 等^[22] 和日本关西学院大学的 Hashimoto 等^[47] 分别研制了基于气压驱动的气动助力服 Power assist wear 和步态辅助机器人。Power assist wear (图 13) 的驱动单元由多个铝膜气囊组成, 采用尼龙带将其包覆在下肢表面, 改变铝膜气囊内部压力, 尼龙带将辅助力/矩传递至下肢待助力关节。而步态辅助机器人(图 14) 采用气动人工肌肉作为驱动单元, 在步态周期的摆动阶段, 通过人工肌肉的收缩/膨胀直接作用于待助力关节, 实现对髋、膝关节协同助力, 以增强独立行走能力。结果表明, Power assist wear 可对健康人群在上下楼梯时提供有效的辅助力/矩, 在背负、搬运过程中, 可减轻膝关节及腰部肌肉的负担^[50]。



图 13 气动助力服
Fig. 13 Power assist wear

2 关键技术分析

2.1 安全与可靠性设计

柔性下肢助力机器人是一种典型的人机一体化装置, 人机穿戴连接后助力装置与下肢皮肤或衣物表面密切接触, 形成空间封闭运动结构, 助力系统任何一个“非理性”的动作都可能对人体造成严重的伤害。为了在人机连接界面处实现辅助力/矩的传递及人机关节的协同运动, 在柔性助力机器人设计中, 必须具有很高的安全性与可靠性。

1) 系统刚度: 柔性助力机器人采用柔性材料, 以人体骨骼作为力传递过程中的支撑构件, 将辅助力/矩沿着助力装置本体传递至下肢待助力关节。由于人工肌肉的可压缩性、柔性布带以及钢丝绳的弹性变形等, 导致驱动单元的输出位移曲线和对下肢待助力关节的输入位移曲线难以重合, 产生迟滞效应; 同时, 助力装置本体沿下肢的轨迹布置也会影响助力系统的精确性, 故系统刚度直接影响辅助力/矩



图 14 步态辅助机器人

Fig. 14 Gait-assisted robot

的传递效率和时效性. 采用高刚度的柔性材料, 进行合理的力传递轨迹规划和建立辅助力/矩传递模型是提高系统刚度的必要条件.

2) 生物力学要求: 在穿戴设计上, 柔性助力系统需结构紧凑、质量轻, 且具有较高的运动灵活性和力传递效益. 人机穿戴可实现柔性本体与待助力关节旋转中心对齐的功能, 在进行助力系统本体设计时, 需考虑个体体征差异而导致的人机穿戴连接误差. 助力系统本体包覆在下肢软组织表面, 皮肤表面压力直接影响助力系统的穿戴舒适度, 同时皮下相关肌肉活性亦受到一定的影响. 因此, 基于辅助力传递模型和布带的宽度, 研究在行走过程中与布带接触的皮肤表面压力变化, 将皮肤表面压力控制在舒适范围之内^[51], 以及在助力过程中助力系统本体沿下肢分布的轨迹规划问题, 对于实现柔性助力系统人机运动相容性具有实际意义.

2.2 步态信息检测技术

检测在行走过程中穿戴者的步态信息, 获取下肢关节运动意图, 是在合适的时刻对待助力关节提供适当辅助力/矩的重要判断依据. 在柔性助力机器人中, 步态信息检测技术主要有基于压力传感器的力感知技术及惯性传感器的姿态感知技术和基于 EMG 的表面肌电技术.

基于压力传感器的力感知技术, 通过将压力传感器嵌入鞋垫内部, 检测足部人机作用力和地面支撑反力, 获取下肢运动学信息^[22, 52-53]. 文献 [52] 采用一种碳黑 (Carbon black, CB)/硅胶 (Silicone rubber, SR) 复合电介质衬底在柔性纺织品上的传感器, 将其内置于足底鞋垫, 在足着地的四种模式下, 测试足底的压力分布, 结果表明该测试系统可较好地识别不同着地模式, 验证了该系统的稳定性.

基于惯性传感器的姿态感知技术通常将多个惯

性传感器布置于下肢各关节附近, 实时获取布置点的位姿信息, 通过建立人体下肢运动学模型, 获取下肢运动学信息^[26, 54-55]. 文献 [54] 将 4 个惯性传感器分别放置在骨盆左右两侧和左右脚的脚跟处, 通过建立 3R (R 代表转动副) 模型, 求解出髋、膝及踝关节的角度, 该检测结果与光学运动捕捉系统相比, 误差约为 1°, 具有较高的准确性.

基于 EMG 的表面肌电技术通过附着在人体下肢肌肉的肌电传感器, 检测与待助力关节相关肌肉群的活动程度, 对下肢相关肌肉进行更加细致的检测和控制, 对不同步态模式进行识别和分类^[47, 56-57]. 文献 [47] 通过在行走时获取下肢肌肉表面肌电图 (EMG) 信号, 检测下肢相关肌肉活性, 进而判断穿戴者在行走时的运动意图, 实时控制布置于下肢的人工肌肉的收缩/膨胀, 以在合适的时刻对待助力关节施加辅助力/矩.

2.3 驱动方式及控制策略

驱动方式及控制策略直接影响助力装置的结构设计、固定方式等, 对柔性助力机器人的助力性能产生直接影响. 柔性下肢助力机器人的驱动方式主要为电机驱动和气压驱动两种, 且各有优缺点, 少数采用基于 PVC 材料的柔性驱动, 如表 3 所示, 相应控制策略主要分为基于力信号与肌电信号两类.

表 3 各驱动方式的优缺点

Table 3 The advantages and disadvantages of each drive

驱动类型	优点	缺点
电机驱动	1) 标准化程度高	1) 运动平衡性差
	2) 易实现自动化控制	2) 易受到外界负载的影响
	3) 采用钢丝绳连接, 能量传递方便、信号传递迅速	3) 需要输出大功率时, 电机体积大
	4) 无污染	
气压驱动	1) 质量轻、结构简单	1) 难以密封
	2) 高功率/质量比	2) 不适合低温工作
	3) 自然柔顺性	3) 易压缩, 难以精确控制
	4) 粘性小, 无污染	4) 在有负荷的作用下, 速度易发生变动

在柔性助力机器人系统中, 采用电机驱动的主要有美国哈佛大学的 Soft exosuit^[20-21]、延边大学的可穿戴柔性助力服^[26] 及日本松下电器公司的交叉线助力服^[27] 等, 为减轻下肢的附加质量, 降低下肢惯量, 将电机、控制器等放置在人体躯干上. Soft exosuit^[20-21] 采用力位混合控制的方法, 控制器根据步态特征对电机输出预定的位置轨迹, 钢丝绳在待助力关节处产生预定位移, 通过拉力传感器测量辅助力, 以辅助力作为反馈信号, 判断其是否达到预

期的力峰值/预紧力. 交叉线助力服^[27]采用基于力信号的控制方法, 将预定输入与有效输出的差值作为速度控制函数的变量, 控制电机速度, 实现多种髋关节助力模式.

气压驱动方式以气体为介质, 通过对一系列阀的控制, 改变气动人工肌肉或气囊的压力值, 直接作用于下肢待助力关节. 采用气压驱动的主要有日本冈山大学的 Power assist wear^[22]、日本中央大学的行走助力机器人^[29]及日本关西学院大学的步态辅助机器人^[47]等, 其中, Power assist wear^[22]的驱动单元由铝膜气囊叠加组成, 通过尼龙带将驱动单元包覆在待助力关节表面, 采用基于力信号的控制方法, 在足底布置压力传感器, 作为气泵控制阀的开闭条件, 进而控制对气囊的充气与排气, 实现相应的助力功能. 步态辅助机器人^[47]采用基于肌电信号的控制方法, 由下肢肌电信号作为控制器的输入信号, 将脚跟触地时的肌电电位值定义为阈值. 在行走期间, 当肌电电位值超过阈值时, 空气压缩机向人工肌肉充气; 反之, 人工肌肉排气, 完成对待助力关节的助力. 日本信州大学^[30-31]研制的轻质行走助力服采用基于力信号的控制方式, 力传感器将采集到的数据传输至控制器, 以识别步态模式, 并根据行走时的步态变化控制模块中电压的变化, 进而实现 PVC 凝胶驱动单元的收缩/膨胀, 对髋关节提供辅助力/矩.

2.4 助力性能评估

助力机器人与穿戴者之间紧密接触, 共同存在于同一空间内. 人-机-环境之间存在信息和能量的相互传递, 人机之间需要相互协作, 最终达到人机一体化的协调控制要求. 在负重行走、连续搬运及上下楼梯等活动中, 通过测量穿戴者的代谢消耗、肌肉活性、运动学及动力学数据等, 对比分析相关指标的变化情况, 是评估柔性助力效果的常用方法. 实现下肢柔性助力系统的量化分析、评价与优化, 建立一套完整的性能评价体系, 对改善柔性助力机器人的助力性能具有重要意义.

通过测量受试者和环境之间 O_2 和 CO_2 的交换量, 测量行走过程中人体代谢消耗, 评估其助力效果, 如移动式踝助力外骨骼^[42]和 Soft exosuit^[58]等. 通过采集步态周期内下肢相应肌肉群 EMG 数据, 检测肌肉活动程度, 评估其助力效果, 如韩国高等科学技术研究所的柔性下肢助力外骨骼^[41]、日本关西学院大学的步态辅助机器人^[47]等. 测量助力模式下各关节运动学信息(关节角度、角速度等)和正常行走时的运动学信息, 对比分析待助力关节角度等数据的重合性, 以评价其对自然步态的影响, 如日本松下电器公司的交叉线助力服^[27]、日本信州大学的轻质步行助力服^[30-31]等. 另外, 亦可采用力传感器测得

作用于待助力关节的辅助力/矩, 与正常行走时待助力关节所需要的生物力/矩对比, 以评价助力系统的性能, 如日本中央大学的膝关节柔性助力服^[37-38]、苏黎世联邦理工学院的 Myosuit^[46]等.

3 结束语

从单关节助力型和多关节协同助力型两方面综述了穿戴式柔性下肢助力机器人的发展现状, 并对其关键技术进行了分析:

1) 穿戴式助力外骨骼存在人机关节轴线难以对齐、下肢附加质量大及人机步态难以保持一致等缺点. 针对上述问题, 柔性下肢助力机器人采用更加符合人因工程学的柔性材料(布带、气动肌肉等)作为辅助力/矩传递单元, 以人体骨骼作为支撑构件, 穿戴及包覆于下肢周围, 模仿人体韧带和肌腱, 随着下肢步态变化产生辅助力/矩, 对下肢待助力关节进行一定的动力补偿. 以柔性单元为助力装置本体, 驱动单元功率远低于助力外骨骼, 携带的电源系统尺寸和容量大幅降低, 总体质量轻, 体积小, 增加了系统的柔顺性, 降低对人体下肢正常运动的影响. 根据待助力关节数量, 将穿戴式柔性下肢助力机器人分为单关节助力型和多关节协同助力型, 阐述了多种助力机器人的系统组成、驱动原理和运动学信息, 分析了各助力系统的辅助力/矩传递规律及助力效果, 对比分析了各助力系统的优势与不足.

2) 穿戴式柔性下肢助力机器人是典型的人机交互系统, 在人机界面处实现辅助力/矩的传递及人机关节的协同运动, 主要从系统刚度及生物力学要求两方面对其安全性和可靠性进行了分析. 步态的检测和判定主要依赖于步态检测系统, 而步态检测的准确性及可靠性是精确控制的前提和基础, 基于压力传感器的力感知技术及惯性传感器的姿态感知技术和基于 EMG 的表面肌电技术是步态信息检测的常用方法. 驱动方式及控制策略对柔性机器人的助力性能产生直接影响, 其驱动方式主要为电机驱动和气压驱动两种, 相应控制策略主要分为基于力信号与肌电信号两类. 助力效果评估还未建立一套完整的评价体系, 目前常用的评估方法为检测穿戴者的代谢消耗、肌肉活性、运动学及动力学数据等, 对比分析相关指标的变化情况, 并以此评估柔性助力装置的助力性能.

3) 穿戴式柔性下肢助力机器人仍存在诸多问题需要进一步研究: a) 柔性助力系统从人因工程学角度出发, 采用柔性材料代替刚性连杆, 增加了助力系统的柔顺性, 但助力系统建模比较困难, 构型分析等工作难以进行; b) 由于生物肌电信号的随机性较高, 力传感信号具有滞后性, 从而导致获取穿戴者准确的运动意图具有较大的挑战性; c) 柔性助力机器人

无外部骨骼的支撑作用, 穿戴者的人体骨骼承受支撑力, 支撑力对人体骨骼的影响同样需要相应的分析; d) 需要制定更加有效的主被动训练策略, 有效的提高运动训练的效果; e) 虚拟现实技术与柔性助力机器人训练策略相结合将能够增加穿戴者运动训练的趣味性和针对性, 提高穿戴者主动参与运动训练的积极性, 取得更好的训练效果。

References

- Dollar A M, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics*, 2008, **24**(1): 144–158
- Hu Jin, Hou Zeng-Guang, Chen Yi-Xiong, Zhang Feng, Wang Wei-Qun. Lower limb rehabilitation robots and interactive control methods. *Acta Automatica Sinica*, 2014, **40**(11): 2377–2390
(胡进, 侯增广, 陈翼雄, 张峰, 王卫群. 下肢康复机器人及其交互控制方法. *自动化学报*, 2014, **40**(11): 2377–2390)
- Sankai Y. HAL: hybrid assistive limb based on cybernics. In: *Proceedings of the Robotics Research. Springer Tracts in Advanced Robotics*, vol. 66. Berlin, Heidelberg, Germany: Springer, 2010. 25–34
- Kawamoto H, Hayashi T, Sakurai T, Eguchi K, Sankai Y. Development of single leg version of HAL for hemiplegia. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Minneapolis, USA: IEEE, 2009. 5038–5043
- Hocoma. Lokomat [Online], available: <http://www.hocoma.com>, July 24, 2014.
- Freivogel S, Mehrholz J, Husak-Sotomayor T, Schmalohr D. Gait training with the newly developed “LokoHelp”-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study. *Brain Injury*, 2008, **22**(7–8): 625–632
- Li J F, Zhang Z Q, Tao C J, Ji R. Structure design of lower limb exoskeletons for gait training. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2015, **28**(5): 878–887
- Li Jian-Feng, Xu Cheng-Hui, Tao Chun-Jing, Ji Run, Li Shi-Cai, Zhang Zhao-Jing. A parallel ankle rehabilitation mechanism and its performance analysis based on 3-UPS/RRR. *Acta Automatica Sinica*, 2016, **42**(12): 1794–1807
(李剑锋, 徐成辉, 陶春静, 季润, 李世才, 张兆晶. 基于 3-UPS/RRR 的并联踝关节康复机构及其性能分析. *自动化学报*, 2016, **42**(12): 1794–1807)
- Zhang Lei-Yu, Li Jian-Feng, Liu Jun-Hui, Hou Zeng-Guang, Peng Liang, Wang Wei-Qun. Design and human-machine compatibility analysis of Co-Exos for upper-limb rehabilitation. *Journal of Mechanical Engineering*, 2018, **54**(5): 19–28
(张雷雨, 李剑锋, 刘钧辉, 侯增广, 彭亮, 王卫群. 上肢康复外骨骼的设计与人机相容性分析. *机械工程学报*, 2018, **54**(5): 19–28)
- Aliman N, Ramli R, Haris S M. Design and development of lower limb exoskeletons: a survey. *Robotics and Autonomous Systems*, 2017, **95**: 102–116
- Schiele A, Van Der Helm F C T. Influence of attachment pressure and kinematic configuration on pHRI with wearable robots. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2009, **6**(2): 157–173
- Schiele A. Ergonomics of exoskeletons: objective performance metrics. In: *Proceedings of the 3rd Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Salt Lake City, UT, USA: IEEE, 2009. 103–108
- Viteckova S, Kutilek P, Jirina M. Wearable lower limb robotics: a review. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2013, **33**(2): 96–105
- Pons J L. Rehabilitation exoskeletal robotics. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2010, **29**(3): 57–63
- Browning R C, Modica J R, Kram R, Goswami A. The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2007, **39**(3): 515–525
- Asbeck A T, De Rossi S M M, Galiana I, Ding Y, Walsh C J. Stronger, smarter, softer: next-generation wearable robots. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 2014, **21**(4): 22–33
- Frost D M, Abdoli-E M, Stevenson J M. PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, **19**(6): E403–E412
- Imamura Y, Tanaka T, Suzuki Y, Takizawa K, Yamanaka M. Analysis of trunk stabilization effect by passive power-assist device. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 2014, **26**(6): 791–798
- Li Xiang-Pan, Han Jian-Hai, Guo Bing-Jing, Zhang Yan-Bin, Zhao Fei-Fei, Noritsugu T. Development of wearable power assist robot for low back support using soft pneumatic actuators. *Acta Automatica Sinica*, 2016, **42**(12): 1849–1858
(李向攀, 韩建海, 郭冰菁, 张彦斌, 赵菲菲, 则次俊朗. 基于柔性气压驱动器的可穿戴式腰部助力机器人研究. *自动化学报*, 2016, **42**(12): 1849–1858)
- Asbeck A T, De Rossi S M M, Holt K G, Walsh C J. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. *The International Journal of Robotics Research*, 2015, **34**(6): 744–762
- Panizzolo F A, Galiana I, Asbeck A T, Christopher S, Kai S, Kenneth G H, et al. A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2016, **13**(1): 43
- Sasaki D, Noritsugu T, Takaiwa M. Development of pneumatic lower limb power assist wear driven with wearable air supply system. In: *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Tokyo, Japan: IEEE, 2013. 4440–4445
- Majidi C. Soft robotics: a perspective: current trends and prospects for the future. *Soft Robotics*, 2014, **1**(1): 5–11
- Schiele A, Van der Helm F C T. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2006, **14**(4): 456–469
- Farris D J, Sawicki G S. The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective. *Journal of the Royal Society Interface*, 2012, **9**(66): 110–118

- 26 Jin S H, Iwamoto N, Hashimoto K, Yamamoto M. Experimental evaluation of energy efficiency for a soft wearable robotic suit. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, **25**(8): 1192–1201
- 27 John S W, Murakami K, Komatsu M, Adachi S. Cross-wire assist suit concept, for mobile and lightweight multiple degree of freedom hip assistance. In: Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Robotics. London, UK: IEEE, 2017. 387–393
- 28 Mooney L M, Rouse E J, Herr H M. Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of walking. In: Proceedings of the 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Chicago, IL, USA: IEEE, 2014. 3065–3068
- 29 Kawamura T, Takanaka K, Nakamura T, Osumi H. Development of an orthosis for walking assistance using pneumatic artificial muscle: a quantitative assessment of the effect of assistance. In: Proceedings of the 13th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Seattle, WA, USA: IEEE, 2013. 1–6
- 30 Li Y, Hashimoto M. Design and prototyping of a novel lightweight walking assist wear using PVC gel soft actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2016, **239**: 26–44
- 31 Li Y, Hashimoto M. PVC gel soft actuator-based wearable assist wear for hip joint support during walking. *Smart Materials and Structures*, 2017, **26**(12): 125003
- 32 Asbeck A T, Kai S, Walsh C J. Soft exosuit for hip assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, **73**: 102–110
- 33 John S W, Komatsu M, Murakami K, Ozawa J, Yamamoto M. Soft hip walking assist experimental system featuring variable compliance control. In: Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Consumer Electronics. Las Vegas, NV, USA: IEEE, 2017. 400–401
- 34 Li Jian-Feng, Huang Xiang-Qiang, Tao Chun-Jing, Wang Sa, Ji Run. Configuration synthesis and structure design of knee rehabilitation exoskeleton. *Journal of Harbin Engineering University*, 2017, **38**(4): 625–632
(李剑锋, 黄相强, 陶春静, 王飒, 季润. 膝关节康复外骨骼构型综合与结构设计. 哈尔滨工程大学学报, 2017, **38**(4): 625–632)
- 35 Park D, In H, Lee H, Lee S, Koo I, Kang B B, et al. Preliminary study for a soft wearable knee extensor to assist physically weak people. In: Proceedings of the 11th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence. Kuala Lumpur, Malaysia: IEEE, 2014. 136–137
- 36 Sasaki D, Noritsugu T, Takaiwa M. Development of pneumatic lower limb power assist wear without exoskeleton. In: Proceedings of the 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Algarve, Portugal: IEEE, 2012. 1239–1244
- 37 Mohri S, Inose H, Yokoyama K, Yamada Y, Kikutani I, Nakamura T. Development of endoskeleton type knee auxiliary power assist suit using pneumatic artificial muscles. In: Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Alberta, Canada: IEEE, 2016. 107–112
- 38 Mohri S, Inose H, Arakawa H, Yokoyama K, Yamada Y, Kikutani I, et al. Development of non-rotating joint drive type gastrocnemius-reinforcing power assist suit for squat lifting. In: Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Munich, Germany: IEEE, 2017. 851–856
- 39 Zhang Xian. Development of Soft Pneumatic Wearable Power Assist Suit [Master thesis], Dalian University of Technology, China, 2015.
(张宪. 软式可穿戴气动助力衣服的开发 [硕士学位论文], 大连理工大学, 中国, 2015.)
- 40 Bian Hui, Liu Yan-Hui, Liang Zhi-Cheng, Zhao Tie-Shi. A novel 2-RRR/UPRR robot mechanism for ankle rehabilitation and its kinematics. *Robot*, 2010, **32**(1): 6–12
(边辉, 刘艳辉, 梁志成, 赵铁石. 并联 2-RRR/UPRR 踝关节康复机器人机构及其运动学. 机器人, 2010, **32**(1): 6–12)
- 41 Park J, Park H, Kim J. Performance estimation of the lower limb exoskeleton for plantarflexion using surface electromyography (sEMG) signals. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 2017, **12**(2): 16-00595
- 42 Mooney L M, Herr H M. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2016, **13**: 4
- 43 Park Y L, Chen B R, Young D, Stirling L, Wood R J, Goldfield E, et al. Bio-inspired active soft orthotic device for ankle foot pathologies. In: Proceedings of the 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. San Francisco, USA: IEEE, 2011. 4488–4495
- 44 Wehner M, Park Y L, Walsh C, Nagpal R, Wood R J, Moore T, et al. Experimental characterization of components for active soft orthotics. In: Proceedings of the 4th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Roma, Italy: IEEE, 2012. 1586–1592
- 45 Low F Z, Yeow R C H, Yap H K, Lim J H. Study on the use of soft ankle-foot exoskeleton for alternative mechanical prophylaxis of deep vein thrombosis. In: Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Singapore, Singapore: IEEE, 2015. 589–593
- 46 Schmidt K, Duarte J E, Grimmer M, Sancho-Puchades A, Wei H Q, Easthope C S, et al. The myosuit: bi-articular anti-gravity exosuit that reduces hip extensor activity in sitting transfers. *Frontiers in Neurobotics*, 2017, **11**: 57
- 47 Hashimoto Y, Nakanishi Y, Saga N, Nagase J Y, Satoh T. Development of gait assistive device using pneumatic artificial muscle. In: Proceedings of the Joint 8th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 17th International Symposium on Advanced Intelligent Systems. Sapporo, Japan: IEEE, 2016. 710–713
- 48 Wehner M, Quinlivan B, Aubin P M, Martinez-Villalpando E, Baumann M, Stirling L, et al. A lightweight soft exosuit for gait assistance. In: Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013. 3362–3369
- 49 Bartenbach V, Schmidt K, Naef M, Wyss D, Riener R. Concept of a soft exosuit for the support of leg function in rehabilitation. In: Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Singapore, Singapore: IEEE, 2015. 125–130

- 50 Sasaki D, Takaiwa M. Development of pneumatic power assist wear to reduce physical burden. In: Proceedings of the 2014 IEEE/SICE International Symposium on System Integration. Tokyo, Japan: IEEE, 2015. 626–631
- 51 Li J F, Li S C, Zhang L Y, Tao C J, Ji R. Position solution and kinematic interference analysis of a novel parallel hip-assistive mechanism. *Mechanism and Machine Theory*, 2018, **120**: 265–287
- 52 Guo X H, Huang Y, Cai X, Liu C X, Liu P. Capacitive wearable tactile sensor based on smart textile substrate with carbon black/silicone rubber composite dielectric. *Measurement Science and Technology*, 2016, **27**(4): 045105
- 53 Shu L, Hua T, Wang Y Y, Li Q, Feng D D, Tao X M. In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2010, **14**(3): 767–775
- 54 Mueller J K P, Evans B M, Ericson M N, Farquhar E, Lind R, Kelley K, et al. A mobile motion analysis system using inertial sensors for analysis of lower limb prosthetics. In: Proceedings of the Future of Instrumentation International Workshop. Oak Ridge, TN, USA: IEEE, 2011. 59–62
- 55 Hu X Y, Yao C, Soh G S. Performance evaluation of lower limb ambulatory measurement using reduced inertial measurement units and 3R gait model. In: Proceedings of the 14th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Singapore, Singapore: IEEE, 2015. 549–554
- 56 Triloka J, Senanayake S M N A, Lai D. Neural computing for walking gait pattern identification based on multi-sensor data fusion of lower limb muscles. *Neural Computing and Applications*, 2017, **28**(S1): 65–77
- 57 Meng M, Luo Z Z, She Q S, Ma Y L. Automatic recognition of gait mode from EMG signals of lower limb. In: Proceedings of the 2nd International Conference on Industrial Mechatronics and Automation. Wuhan, China: IEEE, 2010. 282–285
- 58 Quinlivan B T, Lee S, Malcolm P, Rossi D M, Grimmer M, Siviý C, et al. Assistance magnitude versus metabolic cost reductions for a tethered multiarticular soft exosuit. *Science Robotics*, 2017, **2**(2): eaah4416



李剑锋 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院教授。1999 年获北京航空航天大学机器人所博士学位。主要研究方向为机器人，并联机构与穿戴外骨骼技术。E-mail: lijianfeng@bjut.edu.cn

(**LI Jian-Feng** Professor at the College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology. He received his Ph.D. degree from the Robotics Institute, Beihang University in 1999. His research interest covers robot, parallel mechanism, and wearable exoskeleton technology.)



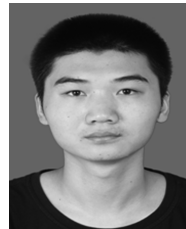
李国通 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院博士研究生。2016 年获得北京联合大学机电学院学士学位。主要研究方向为穿戴外骨骼技术与外固定技术。E-mail: enter1026@163.com

(**LI Guo-Tong** Ph.D. candidate at the College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology. He received his bachelor degree from the College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Union University in 2016. His research interest covers wearable exoskeleton technology and external fixation technology.)



张雷雨 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院讲师。2016 年获北京航空航天大学机器人所博士学位。主要研究方向为机器人，并联机构与穿戴外骨骼技术。本文通信作者。

E-mail: zhangleiyu1988@126.com
(**ZHANG Lei-Yu** Lecturer at the College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology. He received his Ph.D. degree from the Robotics Institute, Beihang University in 2016. His research interest covers robot, parallel mechanism, and wearable exoskeleton technology. Corresponding author of this paper.)



杨东升 北京航空航天大学机器人研究所博士研究生。主要研究方向为移动机器人，环境感知和运动控制。

E-mail: ydsf16@buaa.edu.cn
(**YANG Dong-Sheng** Ph.D. candidate at the Institute of Robotics, Beihang University. His research interest covers mobile robot, environment perception, and motion control.)



王海东 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院硕士研究生。2017 年获得内蒙古大学交通学院学士学位。主要研究方向为穿戴外骨骼技术。

E-mail: whd@emails.bjut.edu.cn
(**WANG Hai-Dong** Master student at the College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology. He received his bachelor degree from the Transportation Institute, Inner Mongolia University in 2017. His main research interest is wearable exoskeleton technology.)