

人体动态行走中的人-机-环境共融研究

徐垠焮 喻洪流 曹武警 赵伟亮 喻贝贝 蓝贺

人-机-环境共融的基础理论和设计方法是下一代机器人关键技术的研究热点^[1],原因主要在于,目前基于传统理论的多数机器人是与人隔离的,不具备与人进行智能交互的能力,且由于在机器人的感知、认知以及控制等方面存在技术瓶颈,导致多数机器人还很难融入人的生产生活场景中,与人友好交互合作。传统机器人的能力特征可以归纳为人-机空间隔离、人-机非接触、预编程规划、示教盒或者遥控器交互、刚性本体。相比较而言,基于人-机-环境共融机器人的重要特征是人-机同一场景环境、人-机协调互补并自适应环境、预测人的意图、学习人的技能、人-机友好安全交互合作。在人-机的关系上,人的优势是智能和学习,包括经验与快速决策、逻辑思维与推理、对复杂环境变化的感知、学习与技能增长等;而机器人的优势是作业辅助能力,包括连续作业、耐疲劳、速度、精度、重复一致性等。要使人-机协调形成优势互补,亟需机器人能力要突破 3 个方面的挑战:①人-机安全协调——随着机器人进入人的生活场景,人-机将频繁接触,机器人在操作过程中要确保人-机-环境的安全,而人类误操作、机器人故障、环境变化不可避免,如何保障这种机器人操作的安全性,对人-机共融建模和主被动柔顺关节控制等技术提出挑战;②复杂环境感知——目前多数传统机器人只能在预先已知和人工布局的环境中工作,具有已知、简单、非动态、结构化等特点,而人-机-环境共融要求机器人在不可预知动态、复杂、非人工的环境中完成操作,对机器人基于多模态的人-机-环境感知技术提出了更高要求;③人-机友好交互——目前多数传统机器人-机友好性差、智能程度弱、鲁棒性低、环境感弱。

人类由于神经损伤、外伤及老化引起的功能退化等原因都会造成行走的困难。随着现代科学技术的发展,下肢辅助(行走辅助)机器人已经成为帮助这些患者康复的重要手段,它不仅包括辅助功能退化的老年人、中枢神经损伤的截瘫、偏瘫等患者的穿戴式下肢外骨骼机器人,且包括用于截肢的智能仿生下肢等。这里所说的智能仿生下肢假肢实际上大多为膝上截肢患者用的智能仿生假腿(或称智能仿生大腿假肢)。这两种典型的下肢辅助机器人在人-机-环境交互、运动意图与环境感知、关节结构与控制等核心技术方面存在共性。下肢辅助机器人是一种典型的具有人-机-环境交互性要求的机器人,需要以人为中心,实现人体意图预测的能力,通过双向感知等手段增强人对机器人和环境的感知,这些要求对机器人的人-机-环境交互控制技术提出了更高要求。

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2018.11.015

基金项目:国家自然科学基金(61473193);上海辅助设备工程技术研究中心(15DZ2251700)

作者单位:200093 上海,上海理工大学 医疗器械与食品学院 康复工程与技术研究所,上海康复器械工程技术研究中心,民政部神经功能信息与康复工程重点实验室

通信作者:喻洪流,Email: yhl198@hotmail.com

智能人-机辅助行走系统的基本概念

按照辅助关节的分类法,智能人-机辅助行走系统基本可分为躯干-髌-膝-踝-足、躯干-髌-膝-髌-膝-踝-足、髌-膝-踝-足、髌-膝,以及膝-踝-足。详见图 1。

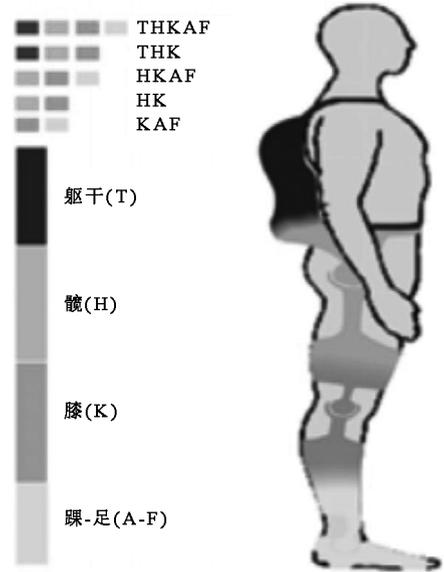


图 1 基于多关节的智能人-机辅助行走系统分类

传统的智能人-机辅助行走系统间的交互是双向闭环的,通过感知人-机反馈的状态信息(如关节角度),机器人系统需要识别人的行走意图,并给人体提供相应的机械动力,从而产生新的人-机状态信息,周而复始。行走意图识别和输出机械动力是智能人-机辅助行走的核心任务,由其决策控制子系统来完成。该子系统是智能人-机辅助行走系统的核心和近年来的研究热点。

人-机共融建模理论研究

目前国内外研究主要集中在人-机耦合建模上^[2-3],人-机耦合系统是将穿戴者和整个外骨骼视为一个相互作用的闭环系统,使人体的输入输出信号与外骨骼的输入输出信号进行协调,达到彼此平衡的目的。外骨骼结构作为整机承力结构有着极其重要的作用,而国内对人体外骨骼结构的研究主要集中在结构减重方案和材料性能研究上,主要方法是根据各材料性能判断适用范围,并进行试验判断。如 Lee 等^[4]用拓扑优化的方法设计出一种具有被动柔顺关节的减重下肢外骨骼,该外骨骼可以减轻施加在膝关节处的负荷。机械膝关节通过双重的滑入配合将人的步态划分为支撑相和摆动相,人体站立阶段膝关节将减重传递到地面,而在摆动阶段可以柔顺地控制腿的摆动,并通过腿的动力学模型和膝关节的生物力学模型,模拟出

无法测量的内部膝关节作用力;减少的膝关节作用力保证了步行运动中支撑人重量的下肢外骨骼的有效性,为计算内部膝关节作用力作为减重百分比提供了基础。从髌关节弹簧处获得的能量表明,下肢外骨骼可以保存人正常行走过程中产生的能量。

在整机结构静动态分析方面,国内研究甚少,并只涉及到基于刚性约束的整机结构静力学分析,主要研究方法主要是利用 Solidworks 对整机进行建模,并利用 Solidworks 进行有限元静力学分析,也有利用 Simulink 进行基于刚性约束的整机结构静力学分析。在人体下肢建模方面,孙棕檀等^[5]将基于 Lagrange 方程或 Kane 方程等传统动力学分析的结果,与 Simulink 等仿真软件输出的结果进行比较分析,证明了传统力学分析应用在下肢建模具有一定的可行性^[5],但由于约束的处理与实际有所偏差,因此可信度值得商榷,所建的模型与人体实际运动情况具有较大差异。相比较而言,Hardyk 采用的基于 Hill 肌肉三元素模型建立的人体下肢模型更为贴近人体的实际下肢结构,对人体运动的建模和仿真更符合人体实际运动状态^[6]。Karavas 等^[7]从表面肌电信号出发,验证得到的肌肉力或转矩与真实人体行走过程中记录下的肌电和扭矩波形进行趋势比较和均方根误差分析,证明模型的精确度较高,对仿真验证算法有着较高的指导意义。

总之,国内外绝大多数研究基本集中在机器人或者人体下肢的结构建模上,这就需要在现有建模技术的基础上,更加深入地考虑人体的生理结构,将辅助行走系统与用户的生物力学模型共融建模,使模型可以响应人的行走运动和外界作用力的影响。

人体下肢辅助机器人的关节设计理论

目前国内外研究主要集中在被动和主动驱动方式,被动驱动方式一般使用被动离合器机构(如弹簧或阻尼器)来模拟人体行走中肌肉的阻抗作用,而主动驱动方式利用电机输出机械动力来辅助用户的关节运动。现在基于主被动关节行走辅助机器人的系统主要应用于脊髓损伤和截瘫患者的辅助行走上^[6]。例如,Kobetic 等^[7]通过增加阻尼控制在行走辅助系统的膝关节上,减少了对功能性电刺激的依赖,改善脊髓损伤患者在平地和下楼梯的行走效果^[8]。

Kirsch 等^[8]通过 SEAHO(semi-active hybrid orthosis)矫形器的髌关节位置反馈控制和基于功能性电刺激的膝踝关节控制,改善截瘫患者的平地行走效果。但是,这些基于主被动关节行走辅助机器人系统都是采用各关节单纯被动或主动混合控制方式,如髌关节主动、膝关节和踝关节被动,这样的控制方法虽然降低了系统控制的难度,但实际上不能模拟人体各关节阻抗-驱动混合的拮抗肌运动模型,不利于应用在基于多种步态动态变化的智能行走辅助机器人。

人-机-环境感知研究

目前国内外研究主要集中在单模态和多模态的多传感器融合性,单模态的智能感知方法是基于一种多个传感器信号的融合,而多模态的感知方法是基于多种传感器信号的融合。常用行走辅助机器人的传感器有肌电、脑电、惯性测量、接触压力

等。例如,日本的 Sankai 等^[9-11]研发的混合助力义肢就是运用肌电来估计人体的运动意图,对原始的肌电进行滤波处理后,将下肢所需要的驱动力矩等效为肌电的函数表达式,建立了肌电与驱动力矩之间的联系;但肌电传感器需要紧贴人体表面,使用不便,因为动态人-机运动和人体皮肤表面出汗会影响测量的准确度,而长时间粘附容易导致传感器脱落。荷兰的 Veneman 等^[12]研发心灵控制外骨骼(mind-controlled exoskeleton),建立脑信号与机器人外骨骼之间的紧密联系,通过信号的感应及反馈,希望能使患者行走自如,该外骨骼采用了稳态视觉诱发电位(steady-state visually evoked potential)技术,通过阅读视觉刺激产生的不同频率引起相关脑电图波动闪烁信号的方法,检测和识别脑电图的波动信号,用于脑指令(如站立、行走等)的确认;该外骨骼还融合了来自大脑的脑电信号和来自肩部肌肉的肌电信号,形成控制外骨骼的电子指令。但该方法需要进行大量实验来采集并验证自然行走大脑皮层的脑电图信号,既耗时又费力,且动态行走会造成采集脑电的头套移位和加大脑电图信号的噪声。

总之,绝大多数现有辅助行走系统虽然配备了多种传感器,但在具体决策(如用户意图识别)和自适应控制过程中,还是采用基于单种多个传感器的感知方法。虽然个别少数辅助行走系统是利用两种以上传感器的感知方法,但这些方法很难应用于人-机协调的动态行走中。而上述每种运动感知技术都有各自的优缺点,仅靠某一种感知技术很难准确的获得人体运动的意图,为实现人-机共融的双向感知,增强人-机-环境共融的动态控制性能,迫切需要研究一种基于跨模态信息融合的人-机双向感知方法。

人-机-环境交互控制研究

目前,国内外关于人-机-环境交互控制的研究还不多见,绝大部分没有考虑环境的因素。哈尔滨工程大学机电实验室研制了一种通过模拟正常人行走的步态、踝关节的运动姿态的下肢康复训练机器人,通过重心控制机器人系统控制重心的运动规律,2个系统协调运动带动下肢做行走运动,实现对下肢各关节的运动训练,通过对患者的被动步态训练来达到康复的目的。张晓超等^[13]在控制策略方面,针对下肢康复训练机器人中的步态控制机器人变负载问题,提出了模糊自整定 PID 的控制方法,最后通过仿真实验进行部分验证。上海理工大学喻洪流等^[14-17]对一种健康腿步态跟随式智能仿生假腿及其智能控制方法进行了研究,这种创新的假腿设计由于健康腿信息融入人-机交互,使得这种假肢具有更好的交互性。

20 多年来所有关于多关节智能人-机辅助行走系统的英文学术文章^[18-20],大概有 67%是关于决策控制子系统的研究。常用的决策控制方法有灵敏度放大(sensitivity amplification)、预设定步态轨迹(predefined gait trajectory)、基于人-机动力学模型(model-based)、基于自适应振荡器(adaptive oscillator-based)、模糊(fuzzy)体能增强或步态辅助康复。基于人-机动力学模型的方法是通过表面肌电信号来识别使用者的意图,来控制膝关节力矩输出。虽然这类方法广泛应用于各种智能辅助行走系统中,但依赖于精确建模和感知,实现起来较为复杂。而美国的 Quintero HA 等^[21]和荷兰的 Veneman JF 等^[12]研发的辅助行走系统则采用了预设定步态轨迹方法,虽然该类方法实现简

单,但只能在特定环境下实现预先规划好的步态轨迹,且环境适应性较差。美国 Kazerooni 等^[20]研发的伯克利下肢外骨骼(Berkeley lower extremity exoskeleton, BLEEX)系统采用的混合辅助方法虽然可以集两种常用方法的优点,并分别应用于步态的支撑和摆动周期,但在周期切换时,通常会产生产不连续机械力输出,导致系统不平衡。

研究趋势分析

行走辅助机器人是帮助下肢功能障碍者康复的重要手段,也是人-机-环境交互最为密切的典型机器人,建立这种机器人的人-机-环境共融理论具有重要的科学意义。然而,由于人体行走是一种动态变化的运动,即在运动过程及不同对象与时间使用中的速度、环境路况及穿戴者的动力学等都是动态变化的。因此,需要探索适应这种行走动态变化的、智能下肢辅助机器人的人-机-环境共融的智能感知与更自然的交互机制,系统地研究适应这种动态变化的、基于多信息融合的行走辅助机器人的人-机-环境融合的科学基础,从而为智能下肢辅助机器人产品设计提供系统的理论与工具。

尽管国内外智能辅助行走系统已有较长时间的研究,但大多是基于复杂人-机动力学模型对智能辅助行走系统进行控制。该控制方式的效果依赖于基于复杂和精确传感器系统的动力学模型,这大大增加了系统本身的负载和复杂程度。基于预设步态轨迹的控制方法虽然实现简单,它大大降低了系统对复杂环境的自适应性,只适用于行走系统在特定环境下的有限步态控制。而基于混合辅助的控制方法虽然可以降低对复杂传感器系统和提高对复杂环境的自适应性,但是控制方法切换时,通常产生不连续的机械动力输出,造成系统的不平衡。另外,现有智能辅助行走系统在人-机-环境共融建模理论,特别是在主被动仿生关节设计理论、人-机自然交互控制以及人-机双向感知等研究方面研究较少,特别是没有足够考虑对行走中动态变化的适应性,更没有形成较系统的人-机-环境共融理论。因此,基于多信息融合的智能辅助行走机器人的人-机-环境交互基础理论研究,特别是基于生物电、视觉、力学等信息融合来建立人-机-环境共融建模理论、人-机-环境双向感知技术及主被动关节设计与自然交互控制理论,是在此领域下一步急需深入研究的问题,认为研究这一方向具有重要的理论价值与应用前景。

参 考 文 献

- [1] 尤放. 人机共融开启智能机器人新纪元[J]. 商业观察, 2015, 32(5): 28-30.
- [2] 刘放, 程文明, 邬钱涌. 基于刚柔耦合系统的人体外骨骼研究[J]. 机械科学与技术, 2013, 32(5): 688-692. DOI: 10.13433/j.cnki.1003-8728.2013.05.013.
- [3] 邵明旭, 王斐, 殷腾龙, 等. 人体下肢生物力学建模研究进展[J]. 智能系统学报, 2015, 10(4): 518-527. DOI: 10.3969/j.issn.1673-4785.201503039.
- [4] Wang D, Lee KM, Ji J. A Passive gait-based weight-support lower extremity exoskeleton with compliant joints[J]. IEEE Trans Robot, 2016, 32(4): 1-11.
- [5] 孙棕檀. 刚柔耦合系统分析动力学建模研究[D]. 哈尔滨工程大学, 2013.

- [6] Hardyk ATT. Force and power-velocity relationships in a multi-joint movement[D]. Pennsylvania State; Pennsylvania State University, 2000.
- [7] Karavas N, Ajoudani A, Tsagarakis N, et al. Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton[J]. Robot Autonom Syst, 2014, 73(1): 78-90. DOI: 10.1016/j.robot.2014.09.027.
- [8] Kirsch N, Alibeji N, Fisher L, et al. A semi-active hybrid neuroprosthesis for restoring lower limb function in paraplegics[D]. USA; 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014; 2557-2560. DOI: 10.1109/EMBC.2014.6944144.
- [9] Kawamoto H, Lee S, Kanbe S, et al. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller[C]. USA; IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2003; 1648-1653. DOI: 10.1109/ICSMC.2003.1244649.
- [10] George T, George KS, Sivanandan KS. Sensing, processing and application of EMG signals for HAL (Hybrid Assistive Limb)[C]. India; International Conference on Sustainable Energy and Intelligent Systems, 2011; 749-753. DOI: 10.1049/cp.2011.0463.
- [11] Lee S, Sankai Y. Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint[C]. USA; IEEE /RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2002; 1499-1504. DOI: 10.1109/IRDS.2002.1043967.
- [12] Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EE, et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2007, 15(3): 379-386. DOI: 10.1109/TNSRE.2003.818185.
- [13] 张晓超, 张立勋. 基于模糊自整定 PID 的下肢康复训练步态机器人变负载控制[J]. 测控技术, 2009, 28(2): 43-46. DOI: 10.19708/j.ckjs.2009.02.012
- [14] Yu HL, Xu ZH, Zhuo J. Dynamics modeling and analysis for hydraulic intelligent prosthetic leg[J]. J Prosthet Orthot, 2010, 22(3): 177-182.
- [15] Yu HL, Xu ZH, Qian XS, et al. Inverse Dynamic Compound Control for Intelligent Artificial Leg Based on PD-CMAC[J]. Wseas Transact Comput, 2009, 8(9): 1554-1562.
- [16] Yu HL, Qian XS, Xu ZH. Study on the usability evaluation of prosthetic leg products based on ergonomics[J]. J Brazil Society Mechan Sci Eng, 2011, 33(3): 366-372.
- [17] 喻洪流, 徐兆红, 卢博睿, 等. 基于 Fuzzy-CMAC 的人体假肢系统智能控制方法研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(1): 83-88.
- [18] Dollar AM, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art[J]. IEEE Transact Robot, 2008, 24(1): 144-158.
- [19] Herr H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions[J]. J Neuroeng Rehabil, 2009, 6: 21. DOI: 10.1186/1743-0003-6-21.
- [20] Ikehara T. Development of closed-fitting-type walking assistance device for legs with self-contained control system[J]. J Robot Mechatron, 2007, 22(3): 380-390.
- [21] Quintero HA, Farris RJ, Hartigan C, et al. A powered lower limb orthosis for providing legged mobility in paraplegic individuals[J]. Top Spinal Cord Inj Rehabil, 2011, 17(1): 25-33. DOI: 10.1310/sci1701-25.

(修回日期: 2018-08-28)

(本文编辑: 汪 玲)