

# 面向人机融合的智能动力下肢假肢研究现状与挑战

王启宁<sup>1,2</sup> 郑恩昊<sup>1</sup> 陈保君<sup>1</sup> 麦金耿<sup>1</sup>

**摘要** 智能动力下肢假肢在残疾人生活中起着越来越重要的作用. 解决人-智能假肢-环境融合中的关键科学问题是实现假肢穿戴者安全、流畅运动的必要条件. 本文针对此问题, 综述了面向人机融合的智能动力下肢假肢研究, 包括智能动力下肢假肢的仿生结构和控制方法、人体运动意图识别、复杂环境下的人-智能假肢融合、以及用于下肢假肢的感知替代和反馈, 深入探讨了智能动力下肢假肢人机融合研究中所面临的挑战和问题, 最后, 本文对该领域的未来发展方向进行了展望和总结.

**关键词** 智能动力下肢假肢, 人机融合, 运动意图识别, 感知替代

**引用格式** 王启宁, 郑恩昊, 陈保君, 麦金耿. 面向人机融合的智能动力下肢假肢研究现状与挑战. 自动化学报, 2016, 42(12): 1780-1793

**DOI** 10.16383/j.aas.2016.y000007

## Recent Progress and Challenges of Robotic Lower-limb Prostheses for Human-robot Integration

WANG Qi-Ning<sup>1,2</sup> ZHENG En-Hao<sup>1</sup> CHEN Bao-Jun<sup>1</sup> MAI Jin-Geng<sup>1</sup>

**Abstract** Robotic lower-limb prosthesis plays an increasingly important role in amputees' daily activities. One of the key programs in this research area is the human-prosthesis-environment interaction, and its solution is a crucial step towards reliable and smooth motions of the amputee wearing a robotic prosthesis in practical applications. In this paper, we overview the state-of-the-art of the robotic lower-limb prosthesis in the context of human-prosthesis-environment interaction. The overview includes bio-inspired mechanical structure design, control strategy, human intending recognition, human-prosthesis interaction in complex environments, and sensory substitution for human-in-loop control. At last, existing challenges and future directions are discussed.

**Key words** Powered lower-limb prosthesis, human-robot integration, locomotion intent recognition, sensory substitution

**Citation** Wang Qi-Ning, Zheng En-Hao, Chen Bao-Jun, Mai Jin-Geng. Recent progress and challenges of robotic lower-limb prostheses for human-robot integration. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(12): 1780-1793

全国残疾人抽样调查结果显示, 我国现有各类残疾人总数逾 8000 万, 其中肢体残疾者超过 2400 万<sup>[1]</sup>. 肢体的残缺严重影响了残疾人士的正常生活和工作. 因此, 残疾人士的康复工程已成为我国社会和谐发展的重要因素. 国务院 2015 年 7 号文《关于加快推进残疾人小康进程的意见》, 明确指出保障和改善残疾人民生是全面建设小康社会、实现共同富裕、促进社会公平正义的必然要求. 对残疾人康复

设备的研究将促进社会和谐发展, 带来巨大的社会效益和经济效益.

假肢是肢体残疾人解决行动障碍的重要手段之一. 区别于上肢假肢, 下肢假肢控制涉及人体运动平衡问题, 对残疾人日常生活的影响十分关键. 目前虽然已经有一些商业化的下肢假肢, 但其中绝大多数假肢的关节是无动力的. 残疾人穿戴这类假肢行走, 要比健康人多耗费 20%~30% 的能量, 且健侧和患侧的运动表现出明显的不对称性<sup>[2]</sup>. 对于更加复杂的行走环境, 比如楼梯和凹凸不平的路面, 残疾人走起来会非常吃力, 且无法维持运动稳定性. 因此, 如何实现引入机器人技术的智能下肢已成为国际研究热点. 目前的研究重点主要包括两个方面: 智能肢体的设计与控制<sup>[3-7]</sup> 以及基于多传感器融合的人体运动意图识别研究<sup>[8-15]</sup>. 前者主要关注如何利用智能仿生技术设计假肢的机械结构和控制方法, 使假肢关节在行走过程中具有更接近于人体关节的力学特性; 而后者则关注如何根据采集的人体生物信号和假肢传感器信号识别出人的运动意图, 并根据识别结果调整假肢的控制参数, 以实现自然、流畅、稳定的行走.

收稿日期 2016-02-01 录用日期 2016-11-17  
Manuscript received February 1, 2016; accepted November 17, 2016

国家万人计划青年拔尖人才支持计划, 国家自然科学基金(61005082, 61020106005, 61533001), 北京市科技计划项目(Z151100003715001, Z151100000915073) 资助

Supported by the National Program for Support of Top-notch Young Professionals, National Natural Science Foundation of China (61005082, 61020106005, 61533001), Beijing Municipal Science and Technology Project (Z151100003715001, Z151100000915073)

本文责任编辑 王卫群

Recommended by Associate Editor WANG Wei-Qun

1. 北京大学工学院 北京 100871 2. 北京大学工程科学与新兴技术高精尖创新中心 北京 100871

1. College of Engineering, Peking University, Beijing 100871  
2. Beijing Innovation Center for Engineering Science and Advanced Technology (BIC-ESAT), Beijing 100871

## 1 智能动力下肢假肢的结构仿生和控制

### 1.1 智能动力下肢假肢的仿生结构研究

所谓智能动力下肢假肢, 即假肢可以随着患者步行速度、关节角度变化自动调整对膝关节、踝关节的力矩控制, 使假肢步态在功能上尽可能地接近健康腿, 具有较高的仿生性能. 世界上一些假肢公司也推出了相应的智能假肢产品. 比较有代表性的智能假肢产品包括德国奥托博克公司的 Genium 智能仿生假肢、冰岛奥索公司的锐欧仿生磁控膝关节 (REHO KNEE)、英国英中耐公司的艾伦 (Elan) 仿生电子踝脚等. 这类假肢虽然可以使患者实现基本行走的恢复, 但由于各关节没有动力, 使得该类假肢还不能使患者方便地实现上/下楼梯、上/下斜坡、快速行走等功能. 因此不属于智能动力下肢假肢, 故本文不做过多的阐述.

智能动力下肢假肢利用其仿生机机械结构和驱动系统来补偿残疾人缺失部分肢体的功能, 重现其缺失关节的生物力学特性, 实现稳定流畅地行走. 为了满足实际应用的需求, 智能动力下肢假肢的机械结构需要在如下几个方面提高性能: 1) 机械结构所占的空间尽量少, 假肢的运动不能干涉健康肢体部分的正常运动, 在外形上尽量与原有肢体相似; 2) 机械结构质量尽量小, 减轻残疾人的额外负担; 3) 驱动系统能够为关节提供足够的关节力矩. 这 3 个条件是此消彼长的关系, 限于目前驱动技术的发展水平, 只能在性能上有所折中. 近 20 年来, 一些科研机构持续开展智能动力下肢假肢研究, 比如 Klute 等研制了一款由气动人工肌肉 (McKibben actuator) 驱动的动力踝关节假肢<sup>[16]</sup>. Versluys 等设计了另一款使用气动人工肌肉 (Pleated pneumatic artificial muscle) 驱动的动力踝关节假肢<sup>[17]</sup>. 通过控制高压空气的注入来驱动人工肌肉收缩, 在行走支撑后期为踝关节跖屈运动提供助力. 气动人工肌肉虽然具有很多优点, 比如可以提供足够大的动力并具有一定的柔性, 但由于空气具有易压缩性, 气动人工肌肉的输出很难得到精确的控制. 此外, 气压驱动的能量效率较低、耗能多、噪音大, 且高压气压泵的体积和重量较大, 不便于携带, 限制了假肢在日常生活中的使用. 相比气动人工肌肉, 电机具有更高的能量效率, 更易于实现精确控制, 且体积相对较小, 便于集成到假肢上. 因此, 一些研究团队选择电机作为智能下肢的驱动单元. 美国麻省理工学院的 Herr 研究团队设计了一款具有动力踝关节的小腿假肢 (原理样机如图 1(a) 所示), 该假肢由直流电机与弹簧机构串联的柔性驱动器 (Series elastic actuation) 进行驱动<sup>[2, 18-20]</sup>. 与传统假肢相比, 残疾人穿戴该假肢进行平地行走时可以减少 7%~20% 的能量消耗. 美国亚利桑那州立大学的 Sugar 等研发了另一款动力踝关节假肢 SPARKY<sup>[4, 21-23]</sup> (最新一代样

机 Odyssey 如图 1(b) 所示). 踝关节由直流电机驱动, 同时借助弹簧机构进行储能, 提高能量效率. 比利时布鲁塞尔自由大学的 Cherelle 等研制了一款动力小腿假肢 AMP-foot 2.0<sup>[5]</sup> (如图 1(c)). 其踝关节驱动机构含有一个串联弹簧机构、一个储能弹簧机构和一个锁死机构. 在行走支撑相, 锁死机构关闭, 电机不断拉伸弹簧并将能量储存在储能弹簧机构里; 在支撑阶段后期的蹬地时刻, 通过控制锁死机构打开将之前储存的能量全部释放出来, 为蹬地提供动力. 虽然这款假肢具有较好的能量利用效率, 但是踝关节的角度却不能进行精确地控制. 美国范德比尔特大学的 Goldfarb 等研制了一款具有膝关节和踝关节的大腿假肢<sup>[24-25]</sup> (如图 1(d)). 该假肢的两个关节均由电机丝杠机构进行驱动. 虽然该膝关节假肢可以输出较大的关节力矩, 使穿戴者可以完成更为复杂的运动. 但该假肢整体重量太大, 仅适用于身体状况良好且运动控制能力强的穿戴者使用, 而且穿戴者很容易感到疲劳. 在假肢的临床应用和商业化过程中, 智能假肢在满足运动性能的前提下, 还应具有较高的集成化和轻量化. 北京大学研究团队近年来针对智能踝关节展开研究工作, 先后研制了具有柔性可控关节和分段平脚的智能动力假肢 PANTOE<sup>[6]</sup> (如图 1(e)) 和关节阻尼可控

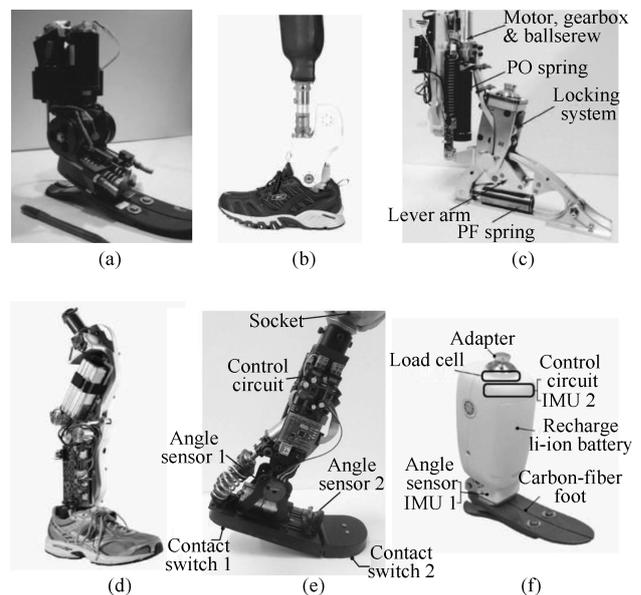


图 1 智能动力下肢假肢 ((a) MIT 智能动力小腿假肢<sup>[2]</sup>; (b) 智能动力小腿假肢 Odyssey<sup>[21]</sup>; (c) 储能小腿假肢 AMP-foot 2.0<sup>[5]</sup>; (d) 含膝、踝关节的智能动力大腿假肢<sup>[24]</sup>; (e) 含踝、趾关节的智能动力假肢 PANTOE<sup>[6]</sup>; (f) 智能动力小腿假肢 PKU-RoboTPro<sup>[7]</sup>)

Fig. 1 Robotic lower-limb prostheses ((a) MIT powered ankle-foot prosthesis<sup>[2]</sup>; (b) Odyssey<sup>[21]</sup>; (c) AMP-foot 2.0<sup>[5]</sup>; (d) Vanderbilt powered lower-limb prosthesis<sup>[24]</sup>; (e) PANTOE<sup>[6]</sup>; (f) PKU-RoboTPro<sup>[7]</sup>)

的地形自适应假肢 PKU-RoboTPro<sup>[7]</sup> (如图 1 (f)). PKU-RoboTPro 主要关注重量轻和对不同地形的适应, 该假肢目前已经实现了产品化.

## 1.2 智能动力下肢假肢的控制

下肢智能假肢的作用是替代穿戴者缺失部分肢体的功能, 一方面需要假肢重现肢体的动力学和运动学特性, 一方面需要假肢根据穿戴者的运动意图实现相应的运动. 在下肢智能假肢控制研究中, 比较常用的控制策略为分层控制策略, 如图 2 所示. 高层控制器识别人的运动意图, 中层控制器识别步态相位或者步态阶段, 底层控制器根据识别出的运动模式和步态相位实现闭环控制、驱动假肢运动. 在控制方法中, 有限状态控制 (Finite state machine) 是最常用的控制方法, 即把下肢行走的步态周期划分为几个离散的阶段, 在每个阶段分别设置控制方程或控制参数.

在美国范德比尔特大学的大腿动力假肢研究中<sup>[26]</sup>, 假肢控制器采用了有限状态控制. 一个步态周期分为了 4 个阶段 (状态): 落地期-腿弯曲 (Stance flexion), 摆动前期 (Pre-swing), 摆动期-腿伸展 (Swing extension), 摆动期-腿弯曲 (Swing flexion). 每个阶段均采用了阻抗控制 (Impedance control), 每个阶段分别设置了对应的阻抗系数. 该控制算法经过实际穿戴实验的验证, 证明了其可以产生于健康人关节相似的力矩和角度曲线. 在该研究中<sup>[26]</sup>, 按照分层控制策略分类, 基于有限状态的阻抗控制算法属于中层控制器, 其底层控制器采用力矩控制. 在基于同样大腿动力假肢平台的另一个研究<sup>[27]</sup>中, 研究者引入了高层控制器, 利用模式分类的方法识别了坐、站、平地行走 3 种运动模式. 除大

腿动力假肢外, 小腿智能假肢也采用有限状态的控制方法, 比如在基于 MIT 踝关节动力假肢的研究<sup>[2]</sup>中, 落地期分为了 3 个阶段: 可控跖屈 (Controlled plantar flexion, CP)、可控背屈 (Controlled dorsiflexion, CD) 和蹬地跖屈 (Powered plantar flexion, PP). 在每个阶段采用了基于模型的阻抗控制. 一名残疾人穿戴实验表明, 该假肢和其控制方法能够降低被试穿戴普通被动假肢 14% 的能耗. 同样地, 该研究设计了中层和底层控制器. 在同样基于 MIT 踝关节动力假肢的研究<sup>[28]</sup>中, 中层控制器依然采用了有限状态控制, 底层控制器采用了基于希尔肌肉模型 (Hill-type muscle) 的控制算法. 该控制算法可以让动力假肢自适应斜坡的角度, 而不依靠过多检测地形的传感信息. 在北京大学的智能小腿假肢 PKU-RoboTPro 研究中<sup>[7]</sup>, 底层控制器采用了阻尼控制方法 (Damping control), 即通过控制每个步态周期中 CP 和 CD 阶段的阻尼系数, 让假肢踝关节力矩和角度曲线与健侧腿更相似, 达到更高的步态对称性和行走稳定性, 3 名残疾人被试的穿戴实验也表明, 依靠该控制方法, PKU-RoboTPro 在平地行走、上/下楼梯和上/下斜坡等地形行走中增强了步态对称性和行走稳定性.

## 2 人体运动意图识别

### 2.1 基本的定义和分类

人体运动意图识别在穿戴智能动力下肢假肢控制系统中起着至关重要的作用. 人体运动意图识别的最终目的是准确、及时地解码人神经中枢中运动意图的信息, 智能动力下肢假肢的底层控制器根据此运动意图信息来选择相应的控制策略. 因此, 运动

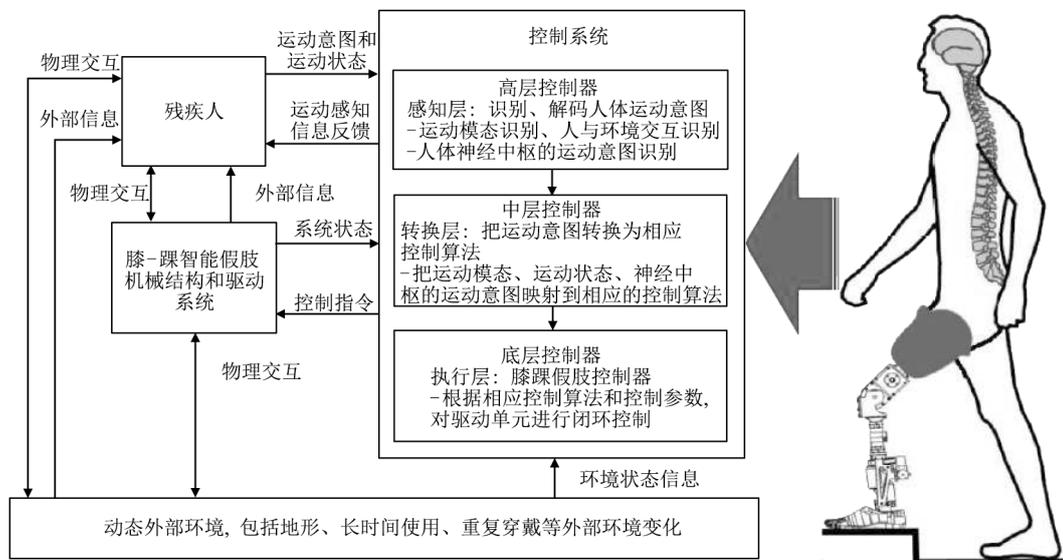


图 2 智能动力下肢假肢的分层控制策略

Fig. 2 Hierarchical control strategy of robotic lower-limb prostheses

意图识别的性能(如识别精度、实时性、抗干扰性等)直接影响着智能动力假肢的运动效果,进而影响残疾人运动的安全性与流畅性。用于智能动力下肢假肢控制的人体运动意图识别主要包括如下几部分内容:对神经中枢运动意图信息的直接解码,比如关节角度、关节力矩、关节角速度等;人体运动模态识别以及模态切换的识别,比如平地行走、上/下楼梯等;下肢行走步态阶段/相位的检测和估计;人-智能假肢交互状态的识别,比如交互力等。识别人体运动意图有两个必要手段:一是需要设计传感方法和系统来准确提取、测量人的运动信息,二是需要设计后续的处理算法把原始的信号转换为具体的运动意图信息。其中,传感方法是实现运动意图识别的第一个环节,其效果直接影响着后续的处理算法和最终的识别性能。在智能动力下肢假肢的应用中,为了保证应用效果,传感方法需要尽可能地满足两个条件:1) 传感系统的硬件或者测量前端尽可能少地对穿戴者(下肢截肢残疾人)造成运动干涉或者干扰,并且易于穿戴。2) 传感方法准确地测量到尽可能多的人体运动相关的信号。这两个条件也是该领域中的研究目标,基于现有的技术,可以测量(满足上述两个条件)的人体运动信号主要包括如下几大类:1) 生物信号或者神经信号,其包含神经中枢信息或者包含神经中枢信息的次级反映,该类信号主要包括脑电信号、肌肉电信号和其他外周神经类电信号等。2) 机械信号,其反映人体运动学和动力学信息,如关节角度、运动加速度、地面交互力等。3) 生物力学信号,一般情况下,该类信号由专门为测量人体运动信息而设计的传感系统测得。该信号既包括反映生物力学特性的物理信息,如足底压力分布、人机交互力分布等,也包括反映人体运动的生物信息,如运动过程中伴随的肌肉收缩信息等。研究者为了得到精度更高、实时性更强的人体运动意图识别,也会将这几类信号进行融合,来相互补偿各自的优缺点。除这几类信号外,还有一些研究者尝试使用其他的技术来识别人体运动意图,如超声信号,虽然获得了一定的识别效果,但是还没有用于智能下肢假肢的可行性的系统研究,本文对基于这些传感技术的研究不做过多讨论。后续的处理算法的目的是将传感系统测得的信号转换为对应的运动意图,在现有的研究中,后续处理算法根据运动意图识别的任务类型和传感方法来设计,主要包括如下几类:基于机器学习和模式识别的算法,主要用于运动模态和步态阶段的识别;基于模型的估计算法,主要用于基于神经信号的运动意图控制(Volitional control);以及基于其他类型的估计算法等。

## 2.2 基于神经信号的运动意图识别研究

神经信号反映了中枢神经系统的活动,按照现有传感技术的测量方式,可以分为侵入/植入式(In-

vasive)和非侵入/植入式(Non-invasive)两种。侵入式的神经信号包括,主要包括皮质脑电图(Electrocorticography, ECoG)、皮质神经元记录(Neural recordings)、植入式外周神经测量(Peripheral nerve recordings)、植入式肌肉电信号等,非侵入式的测量手段主要包括表面肌电信号(Surface electromyography, sEMG)、表面脑电图(Electroencephalograph, EEG)等。侵入式测量将测量电极直接植入到神经信号的信息源头(如皮质神经元记录)、或者神经信号通路(如植入式外周神经信号),因此测得的信号更加准确和真实,基于植入式神经信号已有个别的临床研究应用于上肢相关的运动意图识别,得到了很有意义的初步结果,但是目前的植入式测量技术对生物体存在直接的物理伤害和更多未知的风险,与大规模、系统性的临床研究还有一定的距离,本文不做过多的讨论。非侵入式的神经信号中,表面脑电信号虽然包含了大脑活动的信息,但是大脑皮层的神经元脉冲信号经过颅骨和头皮后存在天然的失真,并且在实际测量中需要穿戴脑电帽,特别是在行走过程中极易受到干扰,在智能动力下肢假肢中应用非常少。用于智能动力下肢假肢控制的人体运动意图识别研究中,目前最常用的神经信号是表面肌电信号(sEMG)。

表面肌电信号(sEMG)是肌肉收缩过程中伴随产生的电信号,并反映到皮肤表面的微弱电势差。表面肌电信号的优点是:其是肌肉收缩信息的直接反映,信号的延时小、信息保真度高。相比于侵入式神经信号和非侵入式脑电信号,表面肌电信号测量系统仅需要表面电极贴合在对应肌肉的皮肤表面,测量相对方便。因此在目前用于智能动力下肢假肢控制的人体运动意图识别研究中,表面肌电信号是研究者最常用的神经信号。在基于表面肌电信号的运动意图识别研究中,一些研究者设计基于机器学习和模式识别模型的后续处理算法,对下肢运动模态以及模态之间的切换进行识别<sup>[8-9, 29-32]</sup>。比如,美国北卡罗来纳州立大学 Huang 研究团队提出了基于表面肌电信号的人体运动模态识别方法<sup>[8-9, 29-30]</sup>。在文献[8]中,作者测量了8名健康被试和2名大腿截肢的残疾人在7种日常生活中常见的运动模态下的表面肌电信号,提取了单侧下肢16个通道的信号。为了根据肌电信号识别出运动模态,作者设计了基于步态相位的分类器(Phase-dependent classifier),即选取了两个步态事件(脚后跟落地 Foot-contact 和脚尖离地 Foot-off)附近一段时间的sEMG信号,计算了该时间窗内的一些特征值(平均值、标准差等),最后根据模式分类算法(线性判别分析分类器)将sEMG转换为最终的运动模态。最终,7种运动模态的平均识别错误率为7.4%。在文献[9]中,作者将该方法应用到大腿截

肢残疾人的连续运动模式识别. 其中, 大腿残肢的表面肌电信号 (7~9 个通道信号) 和假肢的机械信号 (测力传感器 Loadcell) 都用于识别运动意图的信号源. 相比之前的工作, 文献 [9] 中用滑动窗来分割传感数据, 并且每一个步态阶段分别训练分类器模型. 在该方法识别的 5 名残疾人进行的 6 种生活常见的运动模式和 5 种运动模式切换的任务中, 实现了平均 97% 的识别准确率 (基于支持向量机), 并且能够实现平均提前 420 ms 识别出下一步的运动模式. 除此之外, 美国俄勒冈大学 Hahn 团队的 Miller 等研究了基于 sEMG 信号的小腿截肢残疾人运动意图识别<sup>[31]</sup>, 研究人员测量了 5 名单侧小腿截肢残疾人残肢上的 4 个通道的肌肉信号, 设计了基于步态时间 (Gait event) 的分析窗来提取时域特征值进行模式分类. 在 7 种常见的运动模式的识别中, 获得了 97.9% 平均识别准确率. 同时在该文章中, 作者还研究了肌电极位置发生变化对识别性能的影响, 为基于表面肌电信号的运动意图识别研究提供了参考. 清华大学 Jin 等曾研究了基于 sEMG 的运动模式识别方法<sup>[32]</sup>, 13 名健康被试和 1 名大腿截肢残疾人参加了实验并且记录了 13 个通道的臀部肌肉, 为了识别 6 种运动模式, 作者在每个步态周期的 sEMG 信号提取时域特征, 通过比较特征的分布特点来区分运动模式, 最终达到了平均 87.5% 的识别准确率.

表面肌电信号是神经中枢运动信息的直接反映, 一些研究者提取被试主动收缩肌肉时的 sEMG 信号, 实现主动的运动意图控制<sup>[10, 22, 33-36]</sup>. 比如, 美国麻省理工大学 Herr 研究团队在文献 [22] 中, 通过采集残端上的 sEMG 信号, 通过残疾人的主动收缩来控制动力小腿假肢实现平地行走和下楼梯之间的模式切换. 在该研究中, 残余腓肠肌和胫骨前肌的收缩信号作为控制动力假肢进行步态切换的触发信号, 通过了 1 名残疾人被试的实际控制, 证实了 sEMG 主动控制的可行性. 后续, 该团队在基于动力小腿假肢 BiOM 的研究<sup>[33]</sup>中, 采集了小腿残肢的肌电信号, 计算其移动平均值, 并且建立了从 sEMG 到踝关节力矩的方程, 被试在行走过程中可以通过主动收缩残端肌肉来控制踝关节在蹬地阶段的力矩. 在实验中, 双侧小腿截肢的残疾人穿戴 BiOM 在平地行走和上/下楼梯的运动中都实现了对假肢的主动控制. 北京大学王启宁团队在文献 [34] 中, 测量了小腿截肢残疾人残余的胫骨前肌和腓肠肌的肌电信号, 并建立了从肌电信号到踝关节跖屈角度和背屈角度的映射方程. 通过对残疾人一段时间的训练后, 残疾人可以在上/下斜坡时通过肌肉收缩控制智能假肢关节角度的大小, 以适应不同的斜坡角度 (如图 3(a) 所示). 美国芝加哥康复中心的 Hargrove 等在文献 [10] 中, 采集了 6 名单侧大腿截肢残疾人残端上 9 个通道的 sEMG 信号, 实验中残疾人被试坐在

椅子上 (非负重条件下) 通过屏幕提示的动作, 包括膝关节屈、伸, 踝关节背屈、跖屈, 膝关节内收、外展和踝关节内旋、外旋, 残疾人进行运动想象并收缩肌肉, 产生了相应的“模式”, 通过对肌肉提取时域特征值并结合模式分类算法, 得到了 90% 左右的平均识别率. 该类型的研究利用了表面肌电信号意图控制的优势, 但是该方法受到残疾人肌肉收缩情况的制约, 目前应用的被试数目较少.

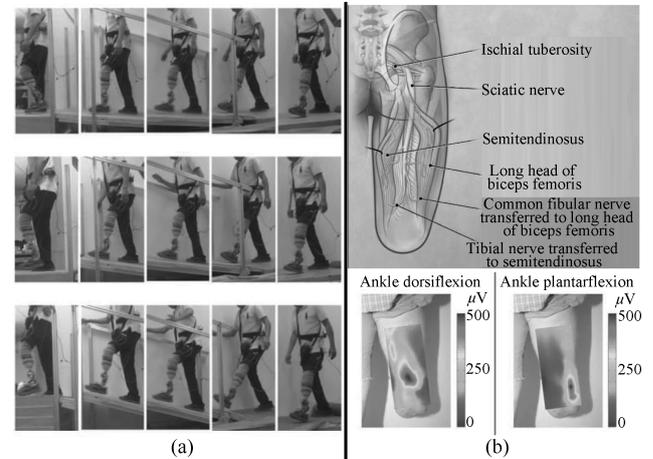


图 3 基于 sEMG 运动意图识别研究 ((a) 残疾人穿戴智能动力小腿假肢, 通过 sEMG 主动控制在不同角度的斜坡上行走<sup>[34]</sup>; (b) 大腿肌肉重定向手术示意图 (上), 重定向手术后通过收缩大腿肌肉来反映踝关节的跖屈和背屈<sup>[37]</sup>)

Fig. 3 Human intent recognition based on sEMG signals ((a) sEMG-based volitional control of robotic transtibial prosthesis, and the amputee walks on ramps with different angles<sup>[34]</sup>; (b) Target muscle reinnervation (TMR)(upper half), sEMG signals of ankle dorsiflexion and ankle plantarflexion through TMR muscles (bottom half)<sup>[37]</sup>)

在基于 sEMG 信号的运动意图识别研究中, 残疾人残肢肌肉的活性或者残余肌肉的多少直接影响着识别效果. 一些研究者依靠有限的信号源设计识别算法来提高识别精度 (如前所述), 还有一些研究者从截肢患者本身出发, 通过手术的方式重构残疾人残端的神经通路, 提高肌肉的活性. 美国芝加哥康复中心 Kuiken 团队提出了利用神经重定向手术将截断的运动神经末梢转移至其他健全的下肢肌肉来提高残疾人肌肉的自主收缩能力, 进而提升识别效果<sup>[37]</sup>. 在文献 [37] 中, 作者对一名大腿截肢患者在手术的过程中实施了神经重定向手术 (Targeted muscle reinnervation). 该手术首先切断了控制大腿半腱肌和股二头肌的神经, 然后将坐骨神经 (Sciatic nerve) 的胫骨神经 (Tibial nerve) 分支连接到半腱肌, 将坐骨神经的腓总神经 (Common peroneal nerve) 分支连接到股二头肌. 经过几个月的康复后, 重定向的神经通路实现了功能上的重定向, 当患者意图做出踝关节背屈动作时, 半腱肌会产生收缩; 当

患者意图做出踝关节跖屈动作时, 股二头肌会产生收缩. 研究人员对该名患者的运动模式进行了识别, 在该患者穿戴大腿动力下肢假肢(美国范德比尔特大学研发的大腿动力假肢)行走时测量了其残肢上的 sEMG 信号(包括原生的肌肉和重定向后的肌肉), 最终实现了 98.2% 的识别准确率. 神经重定向手术为下肢运动意图识别提供了一个全新的研究角度, 由于该方法需要在截肢手术过程中进行, 目前应用的被试较少.

### 2.3 基于机械信号的运动意图识别

机械信号主要记录人在运动过程中的运动学信息与动力学信息, 主要包括关节角度、关节角速度、线性加速度、角加速度、倾角、地面交互力等. 其中, 测量运动学信息的传感系统主要包括集成的惯性传感器(也可成为惯性导航模块)、电位计、编码器等. 其中, 集成惯性传感器集成了线性加速度传感器和陀螺仪芯片, 输出的原始信号为三轴线性加速度和三轴角速度, 通过四元数法、卡尔曼滤波器算法或者方向余弦矩阵算法等解算出欧拉角, 电位计和编码器则可以通过与假肢机械结构的匹配和集成测量得到关节角度和关节角速度. 测量动力学信息的传感系统主要为各种测力传感器, 比如应变式测力传感器、压敏薄膜电阻等, 主要测量拉力、压力以及扭矩. 相对于表面肌电信号这种神经生物信号, 机械信号传感技术更加成熟稳定, 并且体积小、集成性强, 所以机械信号在智能动力下肢假肢的控制和运动意图识别中应用较为广泛<sup>[38-39]</sup>.

有一些研究者专门基于机器学习和模式分类的方法处理集成到智能假肢上的机械传感信号. 比如, 美国范德比尔特大学的 Goldfarb 团队在文献 [28] 中, 作者设计了基于下肢运动模式的下肢假肢控制方法, 控制器首先识别出穿戴者(大腿截肢残疾人)的运动意图, 然后基于有限状态和阻抗控制的方法控制假肢关节的驱动器. 用于控制的下肢运动意图包括坐、站、不同速度下的行走, 以及不同的人机交互状态, 为识别出运动意图, 机械信号(由集成到假肢的机械传感器测量)包括关节角度、关节角速度、假肢与假肢接受腔之间的交互力和地面交互力, 识别的模型为高斯混合模型, 1 名被试参与了穿戴实验, 通过识别算法实现了 100% 的识别准确率, 但是存在 500 ms 的延时. 美国芝加哥康复中心的 Hargrove 团队在文献 [11] 中, 依靠范德比尔特大学的大腿动力假肢和集成在假肢上的机械传感器(惯导模块、力传感器等)进行运动模式的识别, 该研究也是领域中首次研究残疾人穿戴智能动力下肢假肢时的运动模式识别, 依靠机械传感器和模式分类算法实现了 93.9% 的平均识别率(6 名大腿截肢被试, 5 种运动模式和 8 种运动模式之间的切换). 在其后续研究中, 该团队又相应改进了其识别策略, 比如引

入了动态贝叶斯网络(Dynamic Bayesian network)和一段时间的历史数据作为先验概率<sup>[40]</sup>, 相比之前的研究最终的识别错误率降低了 50%. 该团队还利用机械信号和神经信号融合的手段获得更高的识别精度<sup>[41]</sup>, 该研究采集了 BiOM 上的惯导信息和小腿残肢上 4 个通道的肌电信号, 通过模式分类的方法, 在 10 种运动模式切换的识别中得到了 95% 左右的平均识别精度.

### 2.4 神经生物信号和机械信号的局限

基于神经生物信号(表面肌电信号)和机械信号的运动意图识别已经取得了一系列的成果, 有一些研究已经在智能动力下肢假肢上开始临床实验<sup>[11, 34, 41]</sup>, 但是目前的研究仍然存在着一些局限和不足. 实现稳定、可靠的智能动力下肢假肢控制仍然存在着一系列挑战和问题.

神经生物信号主要为表面肌电信号, 其在采集的过程中存在着诸多局限: 1) 表面肌电信号是肌肉收缩过程中生物电信号在皮肤表面产生的电位差, 信号幅值非常微弱( $\mu V$  级别), 实际采集过程中需要金属电极紧贴在被测肌肉位置处的皮肤表面, 信号的波形、质量和进一步的识别效果都很大程度上受到测量位置的影响<sup>[42]</sup>, 每次测量时都需要重新对准测量位置, 这个因素制约了表面肌电信号在智能动力假肢控制中的应用. 2) 表面肌电信号的质量受到皮肤表面的阻抗系数的影响, 皮肤表面的阻抗系数则由一系列不可避免的因素改变, 比如长时间运动后的汗液, 这也影响表面肌电信号的采集效果<sup>[43]</sup>. 3) 表面肌电信号虽然能准确反映肌肉收缩的信息, 但是用于下肢智能假肢控制时, 残疾人由于截肢存在着肌肉的缺失, 长时间截肢后还会存在着残余肌肉萎缩等问题. 针对残余肌肉数目少或者肌肉萎缩的穿戴者来说, 表面肌电信号无法获得有效的运动信息<sup>[43]</sup>, 制约了该信号的应用. 4) 残疾人在穿戴下肢假肢时, 需要将残肢套入内衬套中, 通过连杆与假肢本体连接, 因此在行走中残端几乎承担了身体全部的重量, 与接受腔之间存在很强的交互力. 表面肌电信号测量需要将金属电极贴在残端表面, 长时间使用后, 金属电极会对残肢测量点处的表面皮肤造成压迫, 严重时会带来皮肤溃疡和损伤<sup>[42]</sup>, 影响残疾人正常运动. 机械类信号稳定性好、重复度高, 但是在实际使用过程中也存在着一些局限和不足: 1) 机械信号反映了人在运动过程中或者人在与外部环境发生交互时的运动学与力学信息, 存在着一定的滞后性<sup>[9]</sup>, 而在实际假肢使用中, 机械间隙、穿戴不对心等问题都会加剧机械信号的滞后性, 降低识别效果. 2) 集成在假肢上的机械信号反映了假肢的运动信息, 不是穿戴者本身的运动意图, 因此在意图识别中存在着局限性<sup>[11]</sup>.

## 2.5 基于生物力学信号的运动意图识别

在用于智能下肢假肢的运动意图识别中, 识别系统的可靠性、稳定性决定着结果的准确性和实时性等性能指标, 这些指标又进一步决定了残疾人在穿戴智能假肢运动中的安全性. 为了克服现有神经生物信号和机械信号传感方法的不足, 一些研究人员通过多传感融合的方式, 如将多种机械信号和表面肌电信号进行融合, 共同作为识别算法分类器的输入信号来提高信息维度<sup>[9, 41]</sup>. 还有一些研究人员通过改进后续处理算法, 如识别算法来提高识别精度<sup>[40]</sup>, 但是受到信号源的影响, 效果仍然有限. 除在现有基础上的研究, 还有一些研究人员通过设计新的传感方法来从更多维度, 或者更有效地提取人的运动信息.

一般情况下, 生物力学信号传感系统是专门测量人体运动信息而设计的传感系统, 比较典型的生物力学传感方法为足底压力分布测量系统<sup>[44]</sup>. 足底压力分布本质上为机械信号, 即人运动过程中的地面反作用力, 由于足部的生物结构特点, 造成了足底压力的分布有很强的运动相关性, 并且包含了很多有生物力学意义的信息. 用于智能动力假肢的足底压力分布测量系统一般为方便穿戴的足底压力鞋垫, 压力鞋垫上会集成薄膜式压敏电阻或者研究人员自主研发的测力传感器(如光电式). 理想情况下, 压力测量点分布越多信息越丰富, 但是数据量和计算负担会增加, 为了折中, 研究人员会选取几个关键的测量点反映足底压力分布信息, 比如大脚趾尖、第一跖骨、第四第五跖骨和脚后跟<sup>[45]</sup>. 足底压力分布可以直接反映步态信息, 很多研究人员利用足底压力分布进行步态阶段的检测和估计<sup>[44]</sup>, 用于智能动力下肢假肢控制. 还有一些研究人员利用足底压力分布进行运动模式的识别<sup>[46]</sup>.

在该方向的研究中, 除脚底压力鞋垫以外, 还有一部分研究者研究传感方法, 从新的信号源中提取

有效的人体运动信息. 比如北京大学王启宁团队研发了基于电容传感的人体运动意图识别方法, 通过测量人运动过程中的电容信号来进行运动意图的识别. 该团队 Zheng 等在文献 [47] 中, 提出了用电容信号识别运动模态的方法. 该文章中, 作者设计的电容传感系统包括两个电容环, 分别穿戴在大腿和小腿处, 电容环内测贴合了多个金属电极, 每两个金属电极与人体形成了耦合电容(两个金属电极为平板电容两个电极, 中间的人体以及空隙形成了电容电介质). 行走过程中, 腿部肌肉收缩带来的形变改变耦合电容的电介质, 进而使电容信号发生改变. 为了验证电容传感方法的可行性, 作者采集了 10 名被试在 11 种运动模式下的电容信号, 通过线性的模式分类算法得到了 95% 平均识别精度. Chen 等在文献 [48] 中, 将电容传感的方法应用到小腿截肢残疾人上, 并设计了基于电容信号的运动模态识别方法, 研究了电容传感在残疾人运动模态识别中的性能, 最终在 5 名残疾人 6 种运动模态的识别中得到了 94% 左右的平均识别率. 该团队在后续的研究中, 对基于电容传感的运动意图识别做了更深入的研究. 在文献 [12] 中, 设计了非接触式电容传感方法, 将金属电极集成到假肢接受腔内, 以非接触皮肤的方式与人体耦合形成电容(金属电极与人体为等效电容的两个电极, 残疾人穿戴的内衬套为电介质), 在运动过程中, 残端肌肉收缩以及残端与接受腔的交互力都会带来电容信号的变化(原理示意如图 4(a) 所示). 作者基于非接触式电容信号实现了在 6 名残疾人穿戴被动假肢进行 6 种运动模式下 95% 的平均识别率. 在后续的研究中<sup>[13]</sup>, 作者将电容信号与智能动力假肢上的机械传感信号进行融合, 设计了基于电容-机械信号融合的识别方法, 在 6 名残疾人穿戴智能动力小腿假肢的实验中(穿戴如图 4(b) 所示), 实现了对 6 种运动模态以及运动模态之间切换的识别, 最终平均识别准确率为 95%. 基于电容传感的运动意图识别, 相比基于肌电信号的研究, 不仅可以

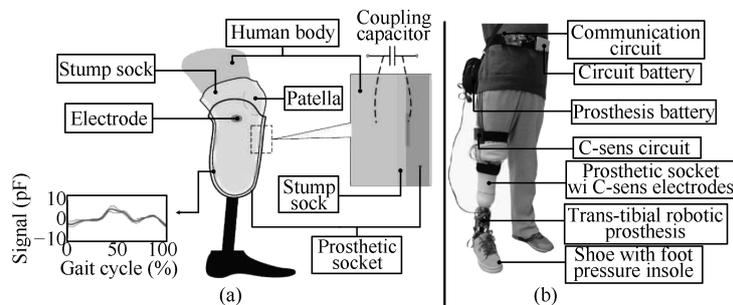


图 4 基于非接触式电容传感的运动意图识别 ((a) 非接触式电容传感在小腿假肢上测量原理示意图; (b) 基于非接触式电容传感的运动意图识别研究, 与小腿智能动力假肢穿戴示意图)

Fig. 4 Lower-limb motion intent recognition based on noncontact capacitive sensing ((a) The sensing principle of noncontact capacitive sensing on transtibial prosthesis; (b) A study on noncontact capacitive sensing based locomotion transition recognition with robotic prosthesis, and its placement on human body)

达到同样的识别精度, 而且克服了表面肌电信号测量必须接触皮肤的缺点, 为该领域的研究提供了一个新的方法。

### 3 面向环境适应的人-假肢融合

从人机交互的方式来说, 智能动力假肢属于穿戴式机器人<sup>[49]</sup>, 假肢机械结构的本体与穿戴者以及外部环境存在着很强的物理交互。为了实现人穿戴智能假肢在实际的随机环境中流畅的运动, 并保持稳定可靠的性能, 需要假肢的控制系统能够适应外部环境的变化, 在复杂的环境中实现人与智能假肢的融合。理想情况下, 智能动力假肢需要适应的环境的变化主要包括如下两点: 1) 地形的变化, 比如从平地变为上楼梯、行走的斜坡角度发生变化等。由于不同地形下的行走下肢关节有相应的动力学参数, 因此假肢在不同地形下的运动需要不同的控制参数。地形识别同运动意图识别中运动模式的识别有相似的研究方法, 即穿戴者(残疾人)在行走时需要调节身体, 产生相应的运动模式来应对地形的变化。2) 外部环境参数的变化, 相比地形变化, 环境参数变化情况多样、随机, 并且很难对环境参数的变化进行准确的建模或者结构化处理。比较典型的环境参数变化的情况就是对假肢的重新穿戴, 截肢残疾人穿戴智能假肢时, 需要将残肢套入接受腔内, 通过接受腔与假肢其他部分连接。下肢残肢的形状不规则, 不同次穿戴假肢时相对位置会发生变化, 进而对传感系统测量造成影响, 比如表面肌电信号电极测量位置变化、惯性传感器测量得到的倾角变化、电容传感系统电极与人体之间相对位置变化等。另一种环境参数的变化就是在长期穿戴假肢后, 残疾人的运动控制机制会发生适应性的改变。这种机制使神经系统适应性改变后, 原先适合的智能肢体变得难以控制, 从而导致人的运动协调恶化, 形成新的、不符合预期的运动控制方式。如果利用开始阶段的数据作为识别算法模型进行训练, 后续的识别效果会随着时间的推移变差, 加上隔天假肢重新穿戴这一干扰因素, 识别效果会受到更严重的影响。研究环境变化对假肢控制与意图识别的影响, 解决这些科学问题, 并设计具有环境适应能力的人-假肢融合控制系统是保证智能动力假肢满足实际应用需求的必要条件。该领域的研究可以分为如下几类: 1) 与运动意图识别研究类似, 直接进行地形识别的研究。2) 研究环境条件变化对运动意图识别的影响。3) 针对某种环境变化带来的干扰因素, 研究运动意图识别方法或者假肢控制器, 使其具有环境适应能力。

在地形识别的研究中, 一些研究者基于如前所述的 3 种信号(神经信号、机械信号和生物力学信号)用于地形识别, 与运动意图识别研究类似。比如北京大学研究团队利用足底压力鞋垫和智能小腿

假肢上集成的惯性传感器, 并根据传感信号提取有生物力学意义的特征, 然后设计了基于模糊逻辑的地形识别方法, 在 6 名健康被试和 3 名残疾被试进行 5 种地形识别以及 8 种地形识别的切换中达到了 98.7% 的平均识别准确率, 在地形切换中的平均滞后为 9.1% 个步态周期<sup>[14]</sup>。还有一些研究者在已有运动意图识别的传感系统基础上增加新的传感手段, 实现地形识别<sup>[50-51]</sup>。美国北卡罗来纳州立大学 Huang 团队在文献 [50] 中设计了一个传感系统用于检测前方的地形环境信息, 该传感系统集成了惯导模块和激光测距传感器, 放置在被试的腰部, 根据惯导的倾角数据和激光传感器的距离信号解算出前方的地形, 该信息作为研究中运动意图识别的先验知识以提高识别性能, 最终该方法分别在健康被试和 1 名残疾人被试上做了实验, 平均识别准确率为 98%, 并且能够在地形切换的平均前 500 ms 识别出地形变化。美国芝加哥康复中心的 Krausz 等在文献 [51] 中使用微软公司的 Kinect 传感器采集前方的图像, 并利用其深度信息来判别前方的台阶地形。作者在该研究中基于图像分割原理识别出台阶的高度、深度、坡度和台阶数目等信息, 并在实时的台阶行走实验中基于 Kinect 传感实现了 98.8% 的识别准确率。

外部环境参数变化的情况较多, 并且很难建立数学模型, 领域中针对此问题的研究也比较多样, 比如美国俄勒冈大学 Hahn 团队在基于表面肌电的运动模式识别的研究中, 评估了表面肌电信号测量电极位置变化对识别效果的影响<sup>[31]</sup>, 实际应用中肌电信号电极在不同次的测量时测量位置(人为经验确定)会发生变化。文献 [31] 中, sEMG 电极在前后两组实验中分别针对每块待测肌肉移动 3 cm, 最终实验结果表明, 每个通道的 sEMG 电极移动都会显著降低识别准确度, 其中腓肠肌受到电极测量位置影响最大, 识别率下降了 60% 左右。国内, 北京大学王启宁团队在基于非接触式电容传感的运动意图识别研究中<sup>[12]</sup>, 研究了重新穿戴假肢和残疾人负重变化对识别精度的影响, 对假肢(接受腔)的重新穿戴和负重变化都属于外部环境条件的变化, 都会对测量系统造成间接的影响。该研究中结果表明, 负重变化不会对电容传感系统造成影响, 即识别率没有降低; 对假肢接受腔的重新穿戴会对识别准确率造成最多 5% 的识别率降低。美国芝加哥康复中心 Hargrove 团队在文献 [52] 中, 针对被试对运动意图识别的影响做了研究, 该研究使用了范德比尔特大学研发的大腿动力假肢, 信号源为假肢上集成的机械传感信号。作者在模式分类算法中引入了时程信息, 设计了不依赖于被试的模式分类算法。实验中, 把训练好的算法模型应用到新的被试上, 运动模式的平均识别率在 90% 左右, 模式切换的平均识别率在 85% 左右。一些研究人员在假肢机械结构设计和

假肢底层控制器中引入了自适应机制, 比如机械结构中的串联柔性驱动器和可控柔性驱动器<sup>[38]</sup>, 以及基于踝关节肌肉模型的假肢控制算法<sup>[28]</sup>等, 虽然这些控制器具有一定的地形、行走速度自适应能力, 但是需要针对不同的穿戴者手动设置控制参数, 重新穿戴也会对控制参数造成影响. 美国北卡罗来纳州立大学的 Wen 和亚利桑那州立大学的 Si 等在文献 [53] 中设计了基于自适应动态规划的下肢假肢控制算法, 能够自动调节阻抗控制器的参数, 该研究对算法进行了初步的仿真验证. 综上所述, 针对外部环境参数变化的人-假肢融合研究较为初步, 还存在很多不足和挑战.

#### 4 感知反馈与替代

人体的运动控制是一个双向的回路, 不仅需要肌肉骨骼等组织进行驱动, 还需要视觉、触觉和听觉等感知器官提供运动反馈信息, 以实现精细、有效的运动控制. 对于截肢患者来说, 肢体的缺失不仅削弱了运动能力, 也丧失了一些重要的感知反馈, 比如触觉和本体感知等. 目前大部分下肢动力假肢研究主要关注假肢本身的结构设计与控制, 以改善假肢的运动控制功能, 而对假肢的运动反馈研究则相对不足, 这就造成了截肢患者对假肢的控制是单向的, 不完整的. 因此, 为了重构截肢患者与动力假肢的双向交互回路, 让截肢患者像控制自己的健康肢体一样控制假肢运动, 需要赋予假肢一定的感知反馈能力.

目前常采用的感知反馈方法是将假肢的运动信息按照一定的方式进行编码, 然后利用感觉刺激装置产生相应的刺激序列, 并作用于截肢患者身体的特定部位. 经过一段时间的训练, 截肢患者可以掌握不同刺激序列与假肢运动反馈之间的映射关系. 这样一来, 截肢患者便可以通过感知不同的刺激方式来了解假肢的运动状态.

感知反馈的实现手段可以分为侵入式和非侵入式两大类. 其中, 侵入式刺激手段通常将电极植入到病患的中枢神经或外周神经系统, 采用微电流刺激特定感觉神经, 使病患产生相应的感觉. 这种刺激方式的优点在于可以对刺激序列进行更加精细的控制, 如果刺激位置和刺激参数选取得当, 可以让病患获得更加“自然”和“真实”的感觉. 但这种方式也存在一定的不足. 首先, 为了植入刺激电极, 需要进行相应的手术; 此外, 电极的生物相容性和在人体内的长期工作稳定性还无法满足假肢日常使用的要求. 因此, 这种刺激手段还不成熟, 尚处于实验室研究阶段. 目前, 针对中枢神经系统的感觉刺激研究主要在啮齿类<sup>[54-55]</sup>和灵长类动物<sup>[56-61]</sup>身上进行实验, 距离应用到人体身上还有一定的距离. 而针对外周神经系统的相关研究目前已经在四肢截肢患者身上进行了初步测试<sup>[62-64]</sup>. Yoo 等将两个含有 8

触点的平界面神经电极 (Flat interface nerve electrodes, FINE)<sup>[65-66]</sup> 和一个含有 4 触点的螺旋电极 (Spiral electrode)<sup>[67-68]</sup> 分别植入到四肢截肢患者残肢的正中神经、尺神经和桡神经, 同时采用一个 24 通道的电刺激仪产生不同的刺激序列<sup>[64]</sup>. 不同电极触点的电刺激参数主要包括电脉冲幅值、脉冲宽度、脉冲间隔时间和刺激频率等, 通过调整这些电刺激参数的数值, 可以让被试产生手部不同区域被以不同大小的力触碰的感觉. 将该感知反馈系统与上肢机器假肢手的控制相结合, 得到了令人满意的控制效果: 一位四肢截肢被试控制假肢手成功抓取樱桃并使其完好无损. 除了前面提到的微电流刺激的方式, Kuiken 等还提出了一种称为目标感觉神经移植术 (Targeted sensory reinnervation, TSR) 的方法<sup>[69-71]</sup>. 研究者首先将四肢截肢患者残肢中受损的感觉神经移植到胸部, 经过一段时间的恢复, 使被移植神经与胸部肌肉成功融合. 研究者发现, 当移植了神经的胸部区域被触碰时, 患者会产生已截肢肢体的某些部位被触碰的感觉. 基于这一发现, Kuiken 等使用表面电刺激仪和温度探针等装置刺激移植了残存感觉神经的胸部区域, 使患者重新获得已截肢肢体对触觉和温度的感觉<sup>[70]</sup>. 通过将假肢手传感器测得的压力和温度信号传递给位于胸部的刺激装置并产生相应的刺激, 可以让截肢患者接收到假肢手的感知反馈. 值得说明的是, 目前还没有研究将侵入式感知反馈方法应用下肢动力假肢的控制中.

非侵入式的感知反馈通常采用感知替代 (Sensory substitution) 手段实现, 即利用感知功能完善的感觉器官替代受损的感知功能. 其工作原理是, 利用传感装置测量受损感官无法感知的信息, 然后根据测得的传感信息按照特定的方式生成刺激序列, 并通过一定的刺激手段作用于感知功能完善的感受器. 通过这种方式, 可以建立原受损感知与新的替代感知之间的映射关系. 经过一段时间的训练与适应, 便可以利用这种新的方式“恢复”受损的感知功能. 感知替代的优点在于简单易行, 既不需要在体内植入电极, 也不需要进行手术, 因而病患的接受度较高. 但缺点是这种替代方式不够自然, 患者可能需要经过长时间的训练才能掌握. 常见的感知替代方式包括视觉反馈<sup>[72]</sup>、听觉反馈<sup>[73-75]</sup>和触觉反馈<sup>[15, 76-88]</sup>等. 其中, 视觉反馈装置由于便携性较差的缘故, 很难在假肢的日常控制中得到应用. 而听觉反馈装置的工作表现常常受到嘈杂环境的干扰, 且配戴听觉反馈装置可能会影响日常的语言交流, 同样无法满足日常使用的要求. 相比之下, 触觉反馈装置的便携性更好, 对使用环境的要求也较低, 因此应用的前景更好. 根据刺激原理的不同, 触觉反馈系统可以分为两类: 基于电触觉刺激<sup>[77-78]</sup>和基于振动触觉刺激<sup>[15, 79-88]</sup>的感知反馈系统. 其中, 振动触觉

刺激因为舒适度较好的缘故, 得到了更多使用者的青睐<sup>[89]</sup>. 振动触觉刺激系统的主要刺激参数包括刺激频率、振动幅值、持续时间、刺激位置和刺激模式等. 通过改变刺激参数可以生成不同的振动刺激序列, 并让使用者产生不同的感觉. 在不同的刺激序列与反馈信息之间建立一一对应的关系, 让使用者可以通过感知刺激序列来理解其所传达的反馈信息. 振动触觉反馈系统目前主要应用在上肢假肢的控制中, 这主要是因为假肢手在抓取物体时对抓握力的控制有很高的要求. 如果抓握力较小, 物体很容易滑落, 而抓握力过大又可能会损坏物体, 因此需要通过某种方式将抓握力信息反馈给假肢使用者. 针对这一问题, Cipriani 等设计了一款基于振动触觉的感知反馈系统<sup>[79]</sup>. 该系统将 5 个绳索拉力传感器集成在假肢手上, 当利用假肢手抓取物体时, 这些传感器会记录抓握力的大小. 然后系统会根据力的大小调整振动刺激的频率, 从而达到传递力反馈的目的. 在下肢假肢的控制中, 振动触觉反馈也有一些应用, 其主要通过将行走过程中的一些关键运动信息反馈给使用者, 来帮助使用者有效地调整身体位姿, 提高行走的稳定性<sup>[85-87]</sup>. Fan 等设计了一款含有 4 个压力传感器的鞋垫用于记录足底 4 个关键位置的接触力大小, 同时在大腿中部的前、后、内和外侧各放置一个由气动控制的囊状驱动器. 在行走过程中, 系统根据不同压力传感器的测量值控制相应的驱动器振动, 从而将足底的压力信息“传递”到大腿上<sup>[85]</sup>. Rusaw 等开发了一套类似的振动反馈系统, 不过刺激的施加是通过振动器实现的, 振动器的振动幅值与对应压力传感器的测量值成正比<sup>[86]</sup>. 该系统在 24 位小腿截肢被试身上进行了测试, 实验结果表明, 使用该感知反馈系统明显提高了截肢被试的身体位姿控制能力. 与以上的两项研究不同, Crea 等提出的振动反馈系统传递的信息不是足底压力, 而是行走过程中步态相位的切换时刻<sup>[87]</sup>. 该反馈系统含有 3 个振动器, 分别放置在大腿的前、后和外侧. 当步态相位切换通过压力传感鞋垫检测出来后, 会触发相应的振动器振动. 使用者可以利用该反馈信息改善自己的行走步态. 前面提到的几款感知反馈系统的主要目的是, 通过将有用的运动信息反馈给假肢穿戴者帮助其调控健康肢体的运动, 以提高行走的稳定性, 研究中被试穿戴的假肢多为被动假肢. 而另外一些研究则关注于如何将反馈信息直接应用到下肢动力假肢关节的运动控制中<sup>[15, 88]</sup>. Chew 等设计了一款针对假肢踝关节位置控制的振动反馈系统<sup>[88]</sup>. 该系统将 9 个振动器集成到假肢接受腔的内衬套上. 当屏幕上显示的一个虚拟踝关节处于不同的关节角度时, 系统会产生相应的振动刺激模式并作用于被试. 利用该触觉反馈, 被试可以通过一个手持遥控器控制虚拟踝关节运动到期望的关节角度. 这项研究

初步验证了该方法的可行性, 但不足之处在于没有与假肢的控制器结合起来. Chen 等也提出了一款用于假肢踝关节位置控制的振动反馈系统, 并将该系统与假肢的自主肌电控制器相结合, 实现了被试对假肢关节角度的闭环控制<sup>[15]</sup>. 该系统将 6 个振动器放置在大腿上, 前、后两侧各三个并沿直线上下等间距分布, 相邻振动器之间的距离约为 7 cm. 研究者将踝关节角度的运动范围划分为 7 个阶段 ( $-17.5^{\circ} \sim -12.5^{\circ}$ 、 $-12.5^{\circ} \sim -7.5^{\circ}$ 、 $-7.5^{\circ} \sim -2.5^{\circ}$ 、 $-2.5^{\circ} \sim +2.5^{\circ}$ 、 $+2.5^{\circ} \sim +7.5^{\circ}$ 、 $+7.5^{\circ} \sim +12.5^{\circ}$  和  $+12.5^{\circ} \sim +17.5^{\circ}$ , 其中正值表示背屈运动, 负值表示趾屈运动), 当踝关节角度处于不同的阶段时, 相应的振动模式就会被触发. 此外, 研究者为了验证将该感知反馈系统与自主肌电控制结合起来的可行性, 将动力小腿假肢的自主肌电控制器移植到虚拟踝关节的控制中, 并通过虚拟踝关节控制实验进行测试. 在实验中, 两位小腿截肢被试可以通过收缩残肢的背屈和趾屈肌肉自主控制虚拟踝关节运动. 与此同时, 他们还实时接收到关于踝关节角度的振动触觉反馈, 帮助自己调整残肢肌肉的收缩强度. 实验结果表明, 利用该感知反馈系统, 关节角度的绝对控制误差减少了约 50%.

## 5 问题与挑战

首先, 国内外针对智能下肢仿生结构的研究已经取得了一些进展, 但总体来说还比较初步. 无论是假肢的机电设计和功能实现, 还是与假肢控制相关的人机交互和感知融合, 都还有很多基础科学问题和工艺技术需要研究: 1) 现有智能动力下肢假肢的关节驱动器普遍存在重量大、输出力矩小、关节柔性不可调、能量效率相对较低等不足, 导致假肢关节很难表现出与人体关节类似的运动特性, 成为实现残疾人稳定、舒适、自然、对称行走的障碍. 2) 具有多关节的智能动力下肢假肢, 各关节之间的关联控制将直接影响残疾人在不同行走步态中的稳定性、安全性和穿戴舒适性. 平地行走、上/下楼梯、上/下台阶等不同行走步态中各关节间的关联控制规律将对多关节假肢的智能控制策略和步态切换策略提供重要的指导. 目前针对假肢多关节关联控制的相关研究还是空白.

其次, 在人体运动意图识别的研究中, 虽然目前运动模态和运动模态切换的识别准确率达到了 95% 以上, 但是下肢运动涉及了安全性的问题, 5% 左右的错误率仍然可能会导致摔倒的风险. 该方向的挑战主要来自于传感方法的局限, 如前所述, 现有研究中使用最多的机械信号和表面肌电信号存在着明显的局限和不足, 虽然有一些研究人员提出了新的传感方法, 比如电容传感、深度传感等, 在一定程度上克服了现有研究的不足. 但是整体研究仍然很初步,

从有限的残端侧提取运动信息、并对未来时刻的运动状态进行预测仍然有很大的挑战。

第三, 之前针对下肢智能假肢的运动意图识别研究中, 绝大多数集中在实验室环境下几种特定的运动模式, 鲜有研究涉及复杂动态环境下运动意图识别的研究。当环境发生变化时, 如重新穿戴假肢、复杂环境下的随机步态等, 对识别模型都会造成严重的影响, 识别效果也会显著降低。此外, 当残疾人长期穿戴假肢后, 由于其对某种行走姿势的适应, 运动习惯会发生变化, 这对运动意图识别的模型也会带来未知的影响。目前这些对实际应用非常关键的科学问题还鲜有涉及, 很多还是空白。

第四, 针对残疾人穿戴智能假肢的感知与替代, 目前虽然已经有一些非侵入式感知反馈系统在下肢动力假肢的控制中进行了测试, 但总体而言还非常初步, 尚有很大的空间可以挖掘。一方面, 目前大多数研究所采用的刺激装置都非常简单, 可控的刺激参数相对较少, 造成可以准确区分的刺激模式种类较少。所以, 可以反馈的运动信息种类以及分辨率都受到一定的限制。另一方面, 大多数感知替代方法都不够自然, 需要经过长时间的训练才能掌握并得到应用。因此, 如何优化感知替代方式、帮助使用者更容易地适应新的感知方式也是需要解决的问题。

最后, 目前针对智能下肢的神经可塑性研究还是空白, 长期使用基于人机融合的智能下肢会对残疾人的中枢神经系统产生哪些影响? 是否会重新激活大脑皮层中与残疾人缺失肢体相关的运动感知区域? 亦或者形成新的与智能下肢相关的运动感知区域? 中枢神经系统的适应性改变反过来又如何影响智能下肢的演化? 这些具有重要科学意义的问题都还没有得到解答, 未来有必要针对这些问题开展系统的研究。

## 6 总结与展望

综上, 虽然智能动力下肢假肢领域的研究取得了长足的进步和发展, 但仍然有很多基础科学问题和技术难点值得深入研究。未来, 智能动力假肢的仿生结构设计、以及面向复杂环境的人机融合将会成为研究重点, 以临床实验驱动的控制算法、传感方法和感知反馈将会成为该领域中新的研究亮点。

## References

- 1 中国残疾人联合会. 第二次全国残疾人抽样调查主要数据公报. 2006.
- 2 Au S K, Weber J, Herr H. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, **25**(1): 51–66
- 3 Sup F, Varol H, Mitchell J, Withrow T J, Goldfarb M. Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2009, **14**(6): 667–676
- 4 Hitt J, Sugar T, Holgate M, Bellmann R, Hollander K. Robotic transtibial prosthesis with biomechanical energy regeneration. *Industrial Robot: An International Journal*, 2009, **36**(5): 441–447
- 5 Cherelle P, Grosu V, Matthys A, Vanderborght B, Lefeber D. Design and validation of the ankle mimicking prosthetic (AMP) foot 2.0. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014, **22**(1): 138–148
- 6 Zhu J Y, Wang Q N, Wang L. On the design of a powered transtibial prosthesis with stiffness adaptable ankle and toe joints. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2014, **61**(9): 4797–4807
- 7 Wang Q N, Yuan K B, Zhu J Y, Wang L. Walk the walk: a lightweight active transtibial prosthesis. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 2015, **22**(4): 80–89
- 8 Huang H, Kuiken T A, Lipschutz R D. A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, **56**(1): 65–73
- 9 Huang H, Zhang F, Hargrove L J, Dou Z, Rogers D R, Englehart K B. Continuous locomotion-mode identification for prosthetic legs based on neuromuscular-mechanical fusion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, **58**(10): 2867–2875
- 10 Hargrove L J, Simon A M, Lipschutz R, Finucane S B, Kuiken T A. Non-weight-bearing neural control of a powered transfemoral prosthesis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2013, **10**: 62, DOI: 10.1186/1743-0003-10-62
- 11 Young A J, Simon A M, Hargrove L J. A training method for locomotion mode prediction using powered lower limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014, **22**(3): 671–677
- 12 Zheng E H, Wang L, Wei K L, Wang Q N. A noncontact capacitive sensing system for recognizing locomotion modes of transtibial amputees. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, **61**(12): 2911–2920
- 13 Zheng E H, Wang Q N. Noncontact capacitive sensing based locomotion transition recognition for amputees with robotic transtibial prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, DOI: 10.1109/TNSRE.2016.2529581
- 14 Yuan K B, Wang Q N, Wang L. Fuzzy-logic-based terrain identification with multisensor fusion for transtibial amputees. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2015, **20**(2): 618–630
- 15 Chen B J, Feng Y G, Wang Q N. Combining vibrotactile feedback with volitional myoelectric control for robotic transtibial prostheses. *Frontiers in NeuroRobotics*, 2016, **10**: 1–14
- 16 Klute G K, Czerniecki J, Hannaford B. Development of powered prosthetic lower limb. In: Proceedings of the 1st National Meeting, Veterans Affairs Rehabilitation Research and Development Service. Washington D. C., USA, 1998.
- 17 Versluys R, Lenaerts G, Desomer A, Pareit O, Vanderborght B, Van der Perre G, Peeraer L, Lefeber D. A biomechatronic transtibial prosthesis powered by pleated pneumatic artificial muscles. *International Journal of Modelling, Identification and Control*, 2008, **4**(4): 394–405
- 18 Robinson J L, Smidt G L, Arora J S. Accelerographic, temporal, and distance gait factors in below-knee amputees. *Physical Therapy*, 1977, **57**(8): 898–904
- 19 Au S K, Herr H. Powered ankle-foot prosthesis. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 2008, **15**(3): 52–59

- 20 Au S K, Berniker M, Herr H. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. *Neural Networks*, 2008, **21**(4): 654–666
- 21 Hitt J K, Sugar T G, Holgate M A, Bellman R D. An active foot-ankle prosthesis with biomechanical energy regeneration. *Journal of Medical Devices*, 2010, **4**(1): 011003, DOI: 10.1115/1.4001139
- 22 Bellman R D, Holgate M A, Sugar T G. SPARKY 3: design of an active robotic ankle prosthesis with two actuated degrees of freedom using regenerative kinetics. In: Proceedings of the 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Scottsdale, AZ: IEEE, 2008. 511–516
- 23 Holgate M A, Hitt J K, Bellman R D, Sugar T G, Hollander K W. The SPARKY (spring ankle with regenerative kinetics) project: choosing a DC motor based actuation method. In: Proceedings of the 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Scottsdale, AZ: IEEE, 2008. 163–168
- 24 Goldfarb M, Lawson B E, Shultz A H. Realizing the promise of robotic leg prostheses. *Science Translational Medicine*, 2013, **5**(210): 210ps15, DOI: 10.1126/scitranslmed.3007312
- 25 Lawson B E, Mitchell J, Truex D, Shultz A, Ledoux E, Goldfarb M. A robotic leg prosthesis: design, control, and implementation. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 2014, **21**(4): 70–81
- 26 Sup F, Bohara A, Goldfarb M. Design and control of a powered transfemoral prosthesis. *The International Journal of Robotics Research*, 2008, **27**(2): 263–273
- 27 Varol H A, Sup F, Goldfarb M. Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2010, **57**(3): 542–551
- 28 Eilenberg M F, Geyer H, Herr H. Control of a powered ankle-foot prosthesis based on a neuromuscular model. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, **18**(2): 164–173
- 29 Huang H, Zhang F, Sun Y L, He H B. Design of a robust EMG sensing interface for pattern classification. *Journal of Neural Engineering*, 2010, **7**(5): 056005, DOI: 10.1088/1741-2560/7/5/056005
- 30 Zhang F, Liu M, Huang H. Effects of locomotion mode recognition errors on volitional control of powered above-knee prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2015, **23**(1): 64–72
- 31 Miller J D, Beazer M S, Hahn M E. Myoelectric walking mode classification for transtibial amputees. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, **60**(10): 2745–2750
- 32 Jin D W, Yang J K, Zhang R H, Wang R C, Zhang J C. Terrain identification for prosthetic knees based on electromyographic signal features. *Tsinghua Science and Technology*, 2006, **11**: 74–79
- 33 Kannape O A, Herr H M. Volitional control of ankle plantar flexion in a powered transtibial prosthesis during stair-ambulation. In: Proceedings of the 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Chicago, IL: IEEE, 2014. 1662–1665
- 34 Chen B J, Wang Q N, Wang L. Adaptive slope walking with a robotic transtibial prosthesis based on volitional EMG control. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2015, **20**(5): 2146–2157
- 35 Hoover C D, Fulk G D, Fit K B. Stair ascent with a powered transfemoral prosthesis under direct myoelectric control. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2013, **18**(3): 1191–1200
- 36 Farmer S, Silver-Thorn B, Voglewede P, Beardsley S A. Within-socket myoelectric prediction of continuous ankle kinematics for control of a powered transtibial prosthesis. *Journal of Neural Engineering*, 2014, **11**(5): 056027, DOI: 10.1088/1741-2560/11/5/056027
- 37 Hargrove L J, Simon A M, Young A J, Lipschutz R D, Finucane S B, Smith D G, Kuiken T A. Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers. *New England Journal of Medicine*, 2013, **369**(13): 1237–1242
- 38 Jiménez-Fabián R, Verlinden O. Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons. *Medical Engineering & Physics*, 2012, **34**(4): 397–408
- 39 Tucker M R, Olivier J, Pagel A, Bleuler H, Bouri M, Lamercy O, del R Millán J, Rienen R, Vallery H, Gassert R. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2015, **12**: 1, DOI: 10.1186/1743-0003-12-1
- 40 Young A J, Simon A M, Fey N P, Hargrove L J. Intent recognition in a powered lower limb prosthesis using time history information. *Annals of Biomedical Engineering*, 2014, **42**(3): 631–641
- 41 Tkach D C, Hargrove L J. Neuromechanical sensor fusion yields highest accuracies in predicting ambulation mode transitions for trans-tibial amputees. In: Proceedings of the 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine, Biology Society (EMBC). Osaka: IEEE, 2013. 3074–3077
- 42 Young A J, Hargrove L J, Kuiken T A. The effects of electrode size and orientation on the sensitivity of myoelectric pattern recognition systems to electrode shift. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, **58**(9): 2537–2544
- 43 Sensinger J W, Lock B A, Kuiken T A. Adaptive pattern recognition of myoelectric signals: exploration of conceptual framework and practical algorithms. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009, **17**(3): 270–278
- 44 Taborri J, Palermo E, Rossi S, Cappa P. Gait partitioning methods: a systematic review. *Sensors*, 2016, **16**(1): 66–85
- 45 Wang X G, Wang Q N, Zheng E H, Wei K L, Wang L. A wearable plantar pressure measurement system: design specifications and first experiments with an amputee. *Intelligent Autonomous Systems 12*. Berlin Heidelberg: Springer, 2013. 273–281
- 46 Chen B J, Wang X G, Huang Y, Wei K L, Wang Q N. A foot-wearable interface for locomotion mode recognition based on discrete contact force distribution. *Mechatronics*, 2015, **32**: 12–21
- 47 Zheng E H, Chen B J, Wei K L, Wang Q N. Lower limb wearable capacitive sensing and its applications to recognizing human gaits. *Sensors*, 2013, **13**(10): 13334–13355
- 48 Chen B J, Zheng E H, Fan X D, Liang T, Wang Q N, Wei K L, Wang L. Locomotion mode classification using a wearable capacitive sensing system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2013, **21**(5): 744–755
- 49 Pons J L. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Hoboken: John Wiley & Sons, 2008.

- 50 Liu M, Wang D, Huang H H. Development of an environment-aware locomotion mode recognition system for powered lower limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, **24**(4): 434–443
- 51 Krausz N E, Lenzi T, Hargrove L J. Depth sensing for improved control of lower limb prostheses. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, **62**(11): 2576–2587
- 52 Young A J, Hargrove L J. A classification method for user-independent intent recognition for transfemoral amputees using powered lower limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, **24**(2): 217–225
- 53 Wen Y, Si J, Gao X, Huang S, Huang H. A new powered lower limb prosthesis control framework based on adaptive dynamic programming. *IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems*, 2016, DOI: 10.1109/TNNLS.2016.2584559
- 54 Fridman G Y, Blair H T, Blaisdell A P, Judy J W. Perceived intensity of somatosensory cortical electrical stimulation. *Experimental Brain Research*, 2010, **203**(3): 499–515
- 55 Semprini M, Bennicelli L, Vato A. A parametric study of intracortical microstimulation in behaving rats for the development of artificial sensory channels. In: Proceedings of 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). San Diego, CA: IEEE, 2012. 799–802
- 56 Romo R, Hernández A, Zainos A, Salinas E. Somatosensory discrimination based on cortical microstimulation. *Nature*, 1998, **392**(6674): 387–390
- 57 Fitzsimmons N A, Drake W, Hanson T L, Lebedev M A, Nicolelis M A L. Primate reaching cued by multichannel spatiotemporal cortical microstimulation. *Journal of Neuroscience*, 2007, **27**(21): 5593–5602
- 58 O' Doherty J E, Lebedev M A, Ifft P J, Zhuang K Z, Shokur S, Bleuler H, Nicolelis M A L. Active tactile exploration using a brain-machine-brain interface. *Nature*, 2011, **479**(7372): 228–231
- 59 Tabot G A, Dammann J F, Berg J A, Tenore F V, Boback J L, Vogelstein R J, Bensmaia S J. Restoring the sense of touch with a prosthetic hand through a brain interface. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2013, **110**(45): 18279–18284
- 60 Berg J A, Dammann J F, Tenore F V, Tabot G A, Boback J L, Manfredi L R, Peterson M L, Katyal K D, Johannes M S, Makhlin A, Wilcox R, Franklin R K, Vogelstein R J, Hatsopoulos N G, Bensmaia S J. Behavioral demonstration of a somatosensory neuroprosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2013, **21**(3): 500–507
- 61 Zaimi B, Ruiz-Torres R, Solla S A, Miller L E. Multi-electrode stimulation in somatosensory cortex increases probability of detection. *Journal of Neural Engineering*, 2013, **10**(5): 056013, DOI: 10.1088/1741-2560/10/5/056013
- 62 Horch K, Meek S, Taylor T G, Hutchinson D T. Object discrimination with an artificial hand using electrical stimulation of peripheral tactile and proprioceptive pathways with intrafascicular electrodes. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, **19**(5): 483–489
- 63 Raspopovic S, Capogrosso M, Petrini F M, Bonizzato M, Rigosa J, Di Pino G, Carpaneto J, Controzzi M, Boretius T, Fernandez E, Granata G, Oddo C M, Citi L, Ciancio A L, Cipriani C, Carrozza M C, Jensen W, Guglielmelli E, Stieglitz T, Rossini P M, Micera S. Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses. *Science Translational Medicine*, 2014, **6**(222): 222ra19, DOI: 10.1126/scitranslmed.3006820
- 64 Tan D W, Schiefer M A, Keith M W, Anderson J R, Tyler J, Tyler D J. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. *Science Translational Medicine*, 2014, **6**(257): 257ra138, DOI: 10.1126/scitranslmed.3008669
- 65 Yoo P B, Durand D M. Selective recording of the canine hypoglossal nerve using a multicontact flat interface nerve electrode. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, **52**(8): 1461–1469
- 66 Schiefer M A, Freeberg M, Pinault G J C, Anderson J, Hoyer H, Tyler D J, Triolo R J. Selective activation of the human tibial and common peroneal nerves with a flat interface nerve electrode. *Journal of Neural Engineering*, 2013, **10**(5): 056006, DOI: 10.1088/1741-2560/10/5/056006
- 67 Naples G G, Mortimer J T, Scheiner A, Sweeney J D. A spiral nerve cuff electrode for peripheral nerve stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1988, **35**(11): 905–916
- 68 Fisher L E, Tyler D J, Anderson J S, Triolo R J. Chronic stability and selectivity of four-contact spiral nerve-cuff electrodes in stimulating the human femoral nerve. *Journal of Neural Engineering*, 2009, **6**(4): 046010, DOI: 10.1088/1741-2560/6/4/046010
- 69 Kuiken T A, Marasco P D, Lock B A, Harden R N, Dewald J P A. Redirection of cutaneous sensation from the hand to the chest skin of human amputees with targeted reinnervation. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2007, **104**(50): 20061–20066
- 70 Kuiken T A, Miller L A, Lipschutz R D, Lock B A, Stubblefield K, Marasco P D, Zhou P, Dumanian G A. Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study. *The Lancet*, 2007, **369**(9559): 371–380
- 71 Sensinger J W, Schultz A E, Kuiken T A. Examination of force discrimination in human upper limb amputees with reinnervated limb sensation following peripheral nerve transfer. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009, **17**(5): 438–444
- 72 Zambbarbieri D, Schmid M, Magnaghi M, Vermi G, Macellari V, Fadda A. Biofeedback techniques for rehabilitation of the lower limb prosthetic subject. In: Proceedings of the 1998 Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (MEDICON). Lemesos: MEDICON, 1998. 1–5
- 73 Bamberg S J M, Carson R J, Stoddard G, Dyer P S, Webster J B. The lower extremity ambulation feedback system for analysis of gait asymmetries: preliminary design and validation results. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2010, **22**(1): 31–36
- 74 Yang L, Dyer P S, Carson R J, Webster J B, Foreman K B, Bamberg S J M. Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait. *Gait & Posture*, 2012, **36**(3): 631–634
- 75 Gonzalez J, Soma H, Sekine M, Yu W. Psycho-physiological assessment of a prosthetic hand sensory feedback system based on an auditory display: a preliminary study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012, **9**: 33, DOI: 10.1186/1743-0003-9-33

- 76 Witteveen H J B, Droog E A, Rietman J S, Veltink P H. Vibro- and electrotactile user feedback on hand opening for myoelectric forearm prostheses. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, **59**(8): 2219–2226
- 77 Sabolich J A, Ortega G M. Sense of feel for lower-limb amputees: a phase-one study. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 1994, **6**(2): 36–41
- 78 Buma D G, Buitenweg J R, Veltink P H. Intermittent stimulation delays adaptation to electrocutaneous sensory feedback. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, **15**(3): 435–441
- 79 Cipriani C, Zaccone F, Micera S, Carrozza M C. On the shared control of an EMG-controlled prosthetic hand: analysis of user-prosthesis interaction. *IEEE Transactions on Robotics*, 2008, **24**(1): 170–184
- 80 Cipriani C, D'Alonzo M, Carrozza M C. A miniature vibrotactile sensory substitution device for multifingered hand prosthetics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, **59**(2): 400–408
- 81 Stepp C E, An Q, Matsuoka Y. Repeated training with augmentative vibrotactile feedback increases object manipulation performance. *PLoS One*, 2012, **7**(2): e32743, DOI: 10.1371/journal.pone.0032743
- 82 Wall III C, Kental E. Control of sway using vibrotactile feedback of body tilt in patients with moderate and severe postural control deficits. *Journal of Vestibular Research*, 2005, **15**(5–6): 313–325
- 83 Alahakone A U, Senanayake S M N A. A real-time system with assistive feedback for postural control in rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, **15**(2): 226–233
- 84 Gopalai A A, Senanayake S M N A. A wearable real-time intelligent posture corrective system using vibrotactile feedback. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2011, **16**(5): 827–834
- 85 Fan R E, Culjat M O, King C H, Franco M L, Boryk R, Bissley J W, Dutson E, Grundfest W S. A haptic feedback system for lower-limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2008, **16**(3): 270–277
- 86 Rusaw D, Hagberg K, Nolan L, Ramstrand N. Can vibratory feedback be used to improve postural stability in persons with transtibial limb loss? *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2012, **49**(8): 1239–1254
- 87 Crea S, Cipriani C, Donati M, Carrozza M C, Vitiello N. Providing time-discrete gait information by wearable feedback apparatus for lower-limb amputees: usability and functional validation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2015, **23**(2): 250–257
- 88 Chew A W. A Vibrotactile Display Design for the Feedback of External Prosthesis Sensory Information to the Amputee Wearer [Ph. D. dissertation], Massachusetts Institute of Technology, USA, 2006
- 89 Kaczmarek K A, Webster J G, Bach-y-Rita P, Tompkins W J. Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1991, **38**(1): 1–16



**王启宁** 北京大学工学院研究员。2009年获北京大学力学系博士学位。主要研究方向为智能机器人, 康复工程。本文通信作者。

E-mail: qiningwang@pku.edu.cn

(**WANG Qi-Ning** Professor at the College of Engineering, Peking University. He received his Ph. D. degree from

Peking University in 2009. His research interest covers robotics and rehabilitation engineering. Corresponding author of this paper.)



**郑恩昊** 中国科学院自动化研究所助理研究员。2016年获北京大学工学院博士学位。主要研究方向为神经接口, 类脑机器人。

E-mail: enhao.zheng@ia.ac.cn

(**ZHENG En-Hao** Assistant professor at The State Key Laboratory of Management and Control for Complex

Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. He received his Ph. D. degree from Peking University in 2016. His research interest covers neural interfaces and brain-inspired robotics.)

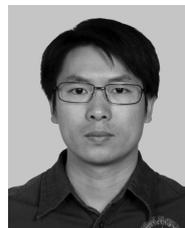


**陈保君** 意大利圣安娜高等研究院博士后。2016年获北京大学工学院博士学位。主要研究方向为神经接口, 康复工程。

E-mail: chenbaojun@pku.edu.cn

(**CHEN Bao-Jun** Postdoctor at the BioRobotics Institute, Scuola Superiore Sant'Anna, Italy. He received his Ph. D. degree from Peking University in

2016. His research interest covers neural interfaces and rehabilitation engineering.)



**麦金耿** 北京大学工学院博士后。2016年获北京航空航天大学博士学位。主要研究方向为机器人和智能制造。

E-mail: jingengmai@pku.edu.cn

(**MAI Jin-Geng** Postdoctor at the College of Engineering, Peking University. He received his Ph. D. degree from

Beihang University in 2016. His research interest covers robotics and intelligent manufacturing.)