

DOI: 10.3901/JME.2023.05.001

智能上肢假肢感觉反馈研究进展*

胡雅雯 姜 力 杨 斌

(哈尔滨工业大学机器人技术与系统国家重点实验室 哈尔滨 150080)

摘要: 近年来,具有神经控制和感觉反馈能力的双向生机接口成为智能上肢假肢的发展趋势。目前,大部分的研究集中在上肢假肢的机构、传感器设计和神经控制等领域,而在感觉反馈方面的研究较少,缺乏合适的感觉反馈降低了智能假肢的操作性能并限制了假肢的实际应用。首先概述了智能假肢双向生机接口的现状,然后详细介绍了基于经皮神经电刺激、振动刺激、压力刺激等感觉反馈方法,以及感觉替代、模态匹配、躯体特定区匹配等感觉反馈策略,在此基础上对上肢假肢感觉反馈的自然性和交互信息的多模态等发展趋势进行了展望。

关键词: 智能假肢; 生机接口; 感觉反馈; 电刺激

中图分类号: TP241

Research Progress of Sensory Feedback for Intelligent Upper-limb Prosthesis

HU Yawen JIANG Li YANG Bin

(State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150080)

Abstract: In recent years, the bidirectional bio-machine interface with the ability of neural control and sensory feedback has become the development trends of intelligent upper limb prosthesis. Most of the research focuses on the mechanism, sensor design and neural control of upper limb prosthesis, while less research on sensory feedback. The lack of reliable sensory feedback reduces the operational performance and limits the practical application of prosthetics. Firstly, the development status of bidirectional bio-machine interface of intelligent prosthesis is briefly summarized. Sensory feedback methods based on transcutaneous electrical nerve stimulation, vibration stimulation and pressure stimulation are introduced in detail. Sensory feedback strategies including sensory substitution, modality matched feedback and somatotopic matched feedback are also discussed. Based on the analysis, the naturalness of upper limb prosthetic sensory feedback and the multimodality of interactive information are prospected.

Key words: intelligent prosthesis; bio-machine interface; sensory feedback; electrical stimulation

0 前言

上肢截肢会严重影响截肢患者的日常生活,上肢假肢可以一定程度上恢复截肢者的上肢功能,提高截肢患者的生活质量^[1]。假肢智能化的重要特征之一是具有双向信息交互和控制能力的生机接口,即神经系统能够根据意愿控制假肢运动,同时假肢的工作状态能够反馈给神经系统,实现假肢与人体

神经系统的互连。目前,国内外对智能上肢假肢的研究主要集中在假肢的本身结构、智能感知能力和控制方法,而对人体感知反馈系统的设计及反馈策略的研究则相对较少。研究表明,感觉反馈不仅可以提高用户对假肢的控制效果,还可以减轻幻肢痛^[2-3]。但目前仅有少数的商业假肢具有简单的感觉反馈功能^[4],在反馈信息多样性和感觉自然性方面与人体的自然感觉差距很大。

理想的感觉反馈应该能复现人体自然的生理感觉,一些研究采用植入式电极直接刺激周围神经或大脑感觉皮层来实现自然的反馈效果,但受限于神

* 国家重点研发计划(2018YFB1307200)和国家自然科学基金(91948302, 51875120)资助项目。20211201 收到初稿, 20220925 收到修改稿

经科学和电极技术以及外科手术的风险性,该方式仍处于实验室阶段^[5-6]。另一种应用更为普遍的技术路线是使用不同模态的人工感觉反馈信息,在人脑中形成新的感觉映射,以替代自然的感受,即感觉替代。这种反馈方案更为安全、灵活,包括经皮神经电刺激(Transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS)、振动刺激、力刺激、皮肤旋转拉伸等方式,但在感受自然性上有一定的不足^[7-9]。考虑到易用性和安全性,非侵入式反馈是实现人体神经系统与假肢自然的感受交互的理想方式。本文首先对智能假肢双向生机接口的现状进行概述,然后从刺激方式、反馈策略两个角度介绍假肢手感觉反馈的研究现状,最后对智能假肢感觉反馈的发展进行展望。

1 智能上肢假肢的生机交互

自 1948 年首个肌电假肢问世以来^[10],单自由度肌电假肢仍然是目前最主流的上肢假肢。与早期的绳索式假肢相比,最显著的技术进步体现在人机交互方式上,它以表面肌电信号(Surface electromyography, sEMG)为载体,建立了假肢与神经系统之间的信息通道,开启了神经控制在假肢中应用的先河。随着生机电一体化技术的迅速发展,上肢假肢的外形和功能越来越仿人,控制方法也越来越自然。Touch Bionics 公司研制的 i-Limb 仿人型假肢手,是世界上首个各手指可独立运动的多自由度灵巧假肢产品,标志着商业假肢实现了从单自由度向多自由度的跨越^[11]。此外,上肢假肢的生机接口技术也得到了快速发展,实现了多模式识别和多自由度同步比例控制。

生机接口作为智能假肢系统的核心单元,对假肢系统的性能具有决定性作用,有助于充分发挥上肢假肢的灵巧性。生机接口解码人体的运动意图并发送给假手,并将假手状态编码后发送给人体。与人体运动意图解码领域的巨大进展相比,由于人体感知神经系统的复杂性,在感受反馈领域还没有匹配的进步,重建感受反馈通路成为了假肢领域的研究热点之一。

世界各国制定了一系列假肢研发计划,推动了假肢及其生机接口技术的快速发展。2005 年,美国国防部高级研究计划局(Defense advanced research projects agency, DARPA)启动了假肢领域最大的研究计划“Revolutionary Prosthetics”,目标是研制在

灵巧性、感知功能和人机交互性能方面与人体手臂相当的多自由度上肢假肢,并能够在短期内投入临床应用。在生机接口方面,该计划突破了以肌电信号为单一控制源的传统模式,采用肌电、脑电等多源生物信号联合控制多自由度假肢,并针对不同生物信号的特点研究其解码方法。此外,对截肢程度较高的使用者,使用靶向肌肉移植技术建立胸部肌肉与截断肢体的映射关系,做到部分恢复受试者对假肢的运动和感受功能^[12]。以意大利和德国为代表的欧洲国家开展的 NEUROBOTICS 系列研究计划,在神经控制、仿生传感器等方面取得了突破,其研究表明生机接口是影响智能假肢发展的关键问题,而感受反馈有助于提高生机接口的性能。

日本东京大学以 Tokyo Hand 为平台,构建了双向生机交互系统。基于三通道 EMG 信号识别人手动作模式,采用 TENS 将假手的力信息反馈给人体,并通过核磁共振(Magnetic resonance imaging, MRI)分析了使用具有感受反馈的双向交互系统前后人脑的变化情况,验证了感受反馈及双向生机交互对于人体“幻肢感”和神经控制的重要性^[13]。德国宇航中心以 DLR-HIT Hand 为平台,采用十通道 sEMG 信号实现假手手指位置的同步比例控制,利用 TENS 基于空间和频率编码反馈手指的位置信息,证明了电刺激在本地反馈上的有效性^[14]。Serbia 公司以 Michelangelo Hand 为平台,如图 1 所示,通过 sEMG 信号提取抓取力意图,利用 TENS 反馈拇指与食指间的压力。并以电刺激电极与肌电电极分别布置在两臂的物理方式,为解决电刺激噪声对 EMG 信号采集的干扰问题,将刺激电极与肌电电极分别布置在人体两侧^[15]。Johns-Hopkins 大学以 Bebionic Hand 为平台,如图 2 所示,采用基于模式识别的 sEMG 信号控制和单通道 TENS 反馈为双向人机接口,以痛觉和无痛触觉的方式实现仿生皮肤不同类别的压强信息的反馈,通过脑电信号(Electroencephalogram, EEG)检测感受皮层的兴奋情况,证明被试对假肢的本地感^[16]。

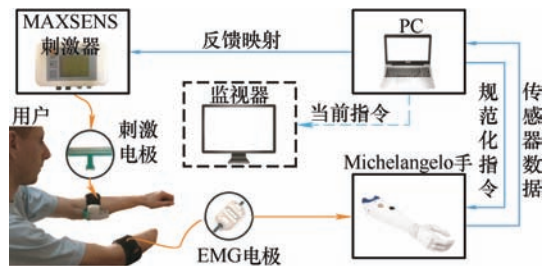


图 1 Michelangelo Hand 双向生机接口

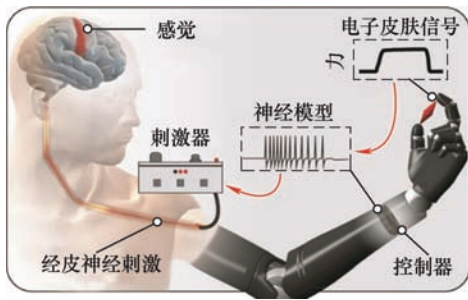


图2 Beibionic Hand 双向神经通道

国内的上海交通大学、哈尔滨工业大学、清华大学、东南大学、西安交通大学、中科院先进研究院、华中科技大学等单位在假肢机构设计、神经控制及系统集成方面取得了一批研究成果, 与国际先进水平保持同步发展, 在感觉反馈通道的研究中以非侵入式方法为主。东南大学采用振动刺激和电刺激反馈假肢手的接触力, 把振动刺激装置设计成袖带形式, 将压力信息通过微型振动阵列反馈给受试者^[17-18]。为了深入研究电刺激的原理, 上海交通大学对刺激电极和电极阵列刺激下的皮肤组织特性进行了建模, 得到了对应于不同皮肤感受器的最优刺激范式^[19], 为电触觉反馈的实现提供了理论基础。哈尔滨工业大学的黄琦等设计了多通道电刺激器, 并且在多自由度灵巧假肢平台上成功进行了无视觉反馈的肌电假肢力控抓取实验。

2 感觉反馈方式及策略

具有感觉反馈功能的生机交互接口已成为智能化假肢的核心组成之一^[20], 不仅能够提高使用者对假手的控制能力^[21], 还有助于增加截肢者对假肢的本体感并减少幻肢痛^[2-3, 22], 因此重建感觉反馈通道是上肢假肢领域的研究热点之一。

感觉反馈通道的研究内容主要包括传感系统、信号处理系统和生机接口。理想的假肢传感系统应该涵盖来自外部交互(触觉、痛觉和热感知)和内部本体感^[23](关节位置和压力)的所有信息, 并且传感器的体积和密度需要和人手的感受器密度相当。一些研究提出了传感合成皮肤的概念, 以模拟人类皮肤中的机械感受器^[24]。OSBORN 等通过模仿皮肤机械感受器的多层结构, 将柔性力传感器嵌入硅胶中, 设计了一种仿生多层合成皮肤, 具有类似于人体皮肤的柔顺性^[25]。SHEN 等提出的柔性离子凝胶压感皮肤, 实现了高达 1.5 kPa^{-1} 的高灵敏度和超宽的的压力检测范围(约 35 Pa 至 330 kPa), 响应时间约 18 ms , 能够集成在柔软的仿生手中提供实时的感觉反馈^[26]。传感系统将传感器读取的触觉信号转换成

电信号, 经过适当的编码之后再以侵入式或非侵入式的方式传递给使用者^[27], 主要反馈方式有 TENS、振动反馈、压力反馈等。

2.1 感觉反馈方式

2.1.1 经皮神经电刺激

TENS 通过置于皮肤表面的电极向人体输送微电流, 刺激皮下神经从而形成感觉。该方式通过调节电刺激参数(如幅值、频率、脉冲宽度)可以选择性刺激皮肤中不同的感受器, 产生按压、振动、轻触、瘙痒等不同的感觉类型^[28]。TENS 是最早应用于假肢的感觉反馈方式之一, 具有较高的安全性、易用性, 不仅可以实现多模态信息反馈^[29], 提高使用者对假肢的控制效果, 还能够减轻由截肢引起的幻肢痛^[2-3]。KJIMOTO 等将不同类型的机械感受器产生的感觉称为“触觉原色”, 通过调节多通道 TENS 电刺激电极的刺激参数, 从而选择性刺激不同类型的感受器。他们提出将不同感受器产生的感觉组合起来, 能够形成拟人的丰富感觉^[30]。

TENS 在人体产生感觉的部位不局限于电极所在的位置。HIRATA 等使用两通道电刺激电极, 通过调节幅值参数, 在被试的非电极区域产生了“幻感”, 如图 3 所示, 被试感觉刺激所在的位置在靠近较高刺激强度电极的某一点, 且随两通道的刺激强度的比例变化而变化^[31]。考虑到 TENS 过程中可能发生的安全问题(如皮疹或烧伤), PATRICIU 等基于实验研究发现皮肤灼伤主要是因为局部电流密度过大, 且电极的阳极比阴极更易出现灼伤^[32]。AKHTAR 等提出, 在电刺激过程中减少电极-皮肤界面的阻抗变化是提高安全性和舒适性的有效手段^[33]。

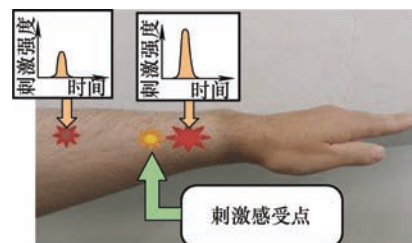


图3 TENS 触觉错觉

在智能假肢的双向生机接口中, 通常采用 EMG 信号作为实现人体神经系统对假肢的控制信号, 由于 TENS 与肌电电极共享人体的体表传导环境, 因此两者不可避免地会产生相互干扰。电刺激信号对微弱的 EMG 信号的干扰更为明显, 可导致 EMG 信号品质下降甚至饱和失效。为解决双向通道兼容性

的问题,最早提出的方法是分时采样法,将电刺激系统与肌电控制系统做成一体。进一步,一些研究采用数字信号处理和物理隔离的方式来消除电刺激噪声,典型的处理方式包括分时工作、滤波器以及改变刺激波形以抑制噪声源^[34]等,典型的物理隔离方式包括改变皮肤电极界面、建立电磁隔离带和刺激部位远离控制信号采集位置等。

2.1.2 振动刺激

振动刺激是将振动元器件放置于使用者的皮肤上,利用振动诱发皮肤的触觉,通过调节振动参数(如振动频率、幅值、持续时间等)传递触觉信息。1953年,振动反馈首次被应用于假肢领域^[35],之后便被广泛使用和探索。1970年,ROBERT等在截肢者的残肢安装振动刺激器来反馈肘关节的位置信息,提高了Boston手臂运动控制的准确性^[36]。2006年,PYLATIUK等设计的力反馈系统,通过微型振动电机向受试者反馈抓取力,解决了因控制不精确导致的抓握力过大的问题,结果表明在没有视觉反馈的情况下,振动反馈可以使平均抓握力降低54%^[37]。哈尔滨工业大学团队通过实验发现,使用假肢手在无反馈的条件下抓取物体的成功率为42%,而在振动反馈条件下的成功率可达到80%^[38]。当前,体积小、低功耗的振动元件已经可以集成在假肢接受腔中,用于给截肢患者提供力信息的反馈。由于其装置简单和对生物电信号无干扰等优点,成为目前最常用的感觉反馈方式之一,也是唯一被应用于商业假手的反馈方式。

2.1.3 压力反馈

压力反馈,指通过致动器(如气动系统、伺服电机)在垂直方向上推动皮肤,一般用来反馈假手的抓握力或者手指的开合尺寸,具有感觉直观和不易产生疲劳等优点。压力反馈最早于1916年应用于假肢,通过气动装置将假手手指的压力施加到残肢皮肤上。ANTFOLK等设计了一个简单的感觉反馈系统,如图4所示,集成在假手手指上的硅胶球与置于残肢幻指区的硅胶气垫通过气管连接,当在感应球施加压力时,即可通过空气传导使硅胶气垫充气,用于反馈手指的法向力^[39]。MOAED等首次利用EMG信号控制假手同时抓取两个不同的物体,并使用多通道触觉反馈系统反馈了两种不同的抓握力^[40]。压力反馈的不足之处在于其感觉模式单一、装置的重量和功耗难以降低且响应时间较长,制约了其在便携系统中的应用。CASINI等设计的便携式力反馈装置如图5所示^[41]。感觉反馈的作用部位通常在上肢残肢区,但上臂、前臂的感觉阈限与手指

相差较大,考虑到足部无毛皮肤与手部无毛皮肤具有相同的机械感受器,PANARESE等将假肢手的指尖力反馈到被试的脚趾,并验证了其可行性^[42]。

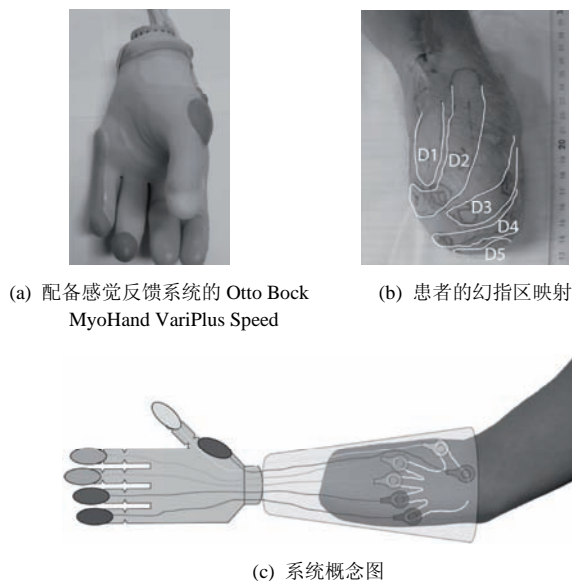


图4 空气传导压力反馈装置^[39]



图5 可穿戴式机械感觉反馈装置^[41]

综上所述,振动反馈的应用较早,具有功耗低、体积小和成本低的优点,且对前向通道的影响较小^[43],但其空间分辨力较低。相比于振动反馈,电刺激反馈的可控制参数更多、空间分辨率更高^[44],且有助于减轻幻肢痛并增强本体感,缺点在于易引起人体不适,也更容易对生物控制信号(如EMG)造成干扰。其他的人工感觉反馈方式如皮肤旋转拉伸、听觉反馈、温度反馈等,因其可传递的信息相对较少,只适合作为辅助反馈的手段,为用户提供更加丰富的感觉。现有的商业假肢普遍缺少可靠的感觉反馈系统,只能依赖受试者自身的视觉对假手抓取的过程进行监测。视觉反馈作为一种基础的反馈方式,可以获得假手与物体的相对位置、接触状态,但只能通过物体的形变间接判断接触力的大小,无法直观地获取力的信息,给使用者带来较大的认知

负担,同时可能会导致抓取失败。

2.2 感觉反馈策略

2.2.1 感觉替代

感觉替代是将假肢的传感器信息通过不同模式的刺激传递给人体,如使用机械振动反馈指尖力。当患者将刺激视为触觉的延伸而非抽象信号时,就实现了感觉替代^[45]。常用的实现方式有振动反馈、压力反馈、TENS 以及听觉反馈等。因其相对灵活并较容易实现,成为最常用的反馈策略和研究热点。但这种策略需要患者花费大量的时间学习编码的刺激信息与特定感知信息(如关节角度)的映射关系,将编码后的感觉“翻译”为其他模式的真实信息,存在较大的认知负担,未来制约感觉替代策略发展的因素或许在于经过长期的训练之后该策略能否以流畅、自然的方式帮助患者控制假肢。

2.2.2 模态匹配

模态匹配是将假肢的传感器信息通过相同模式的方式传递给人体的一种反馈策略,强调刺激的物理形式的一致性,如将假手的接触力以力觉反馈的方式作用在残肢皮肤上。模态匹配反馈的映射关系简单,能够显著降低使用者的认知负担。该策略主要的刺激方式包括压力刺激、温度反馈、振动刺激^[46-48](反馈表面纹理信息)等,通过调节频率、幅值等参数,电触觉反馈也可以产生模态匹配的效果。其中,温度反馈一般采用固定在使用者皮肤上的 Peltier 元件反馈假肢接触的物体温度信息,如图 6 所示的 BioTac 仿生手指^[47]。温度反馈具有感觉效果直观、可调节范围大的优点,但其响应速度慢且功耗大。

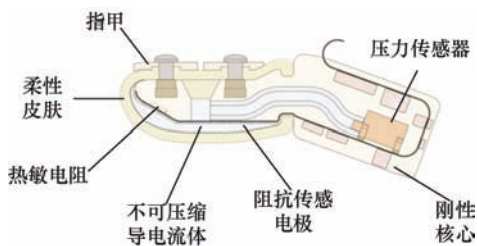


图 6 BioTac 仿生手指

2.2.3 躯体特定区匹配

截肢导致与环境相互作用的感觉器官丧失,但是躯体感觉神经和中枢神经系统仍保持作用^[49]。躯体特定区匹配是一种基于神经科学原理的反馈策略,旨在模拟直接刺激人体的自然感觉,追求感觉的自然性和直观性^[50],从而降低患者的认知负担。实现方式主要有神经映射、直接神经刺激、定向神经移植。

神经映射主要是利用幻肢感,通过刺激患者的幻指区,激活原有的神经通路重建感觉通路。具体表现为触摸特定区域的残肢皮肤,可被感知为对截肢手的触摸。这种反馈方式产生的感觉自然且无需训练,但是需要对幻指区进行识别。一些患者的残肢存在手掌和 5 个手指的映射区,另一些患者的残肢只存在部分区域的映射区,并且不是所有的截肢者都存在幻指区^[51]。幻肢感可以自发发生,也可以通过非侵入性神经刺激诱发产生^[52]。上海交通大学团队使用 TENS 对不同截肢程度的手指映射区进行了识别,如图 7 所示,实验显示,在 11 个月内受试者映射区的位置和感知阈值表现稳定^[53]。

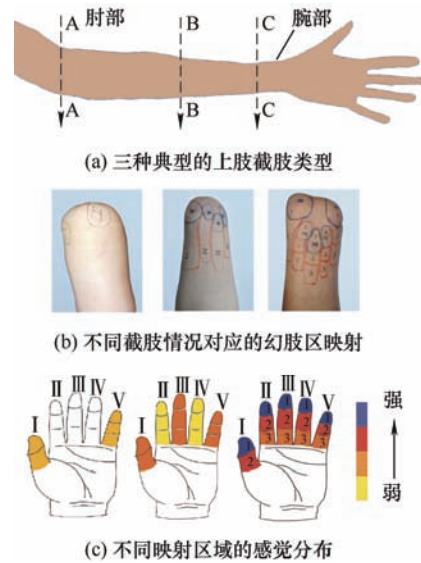


图 7 幻指区与截肢水平的关系

靶向肌肉移植(Targeted muscle reinnervation, TMR),是将截断肢体的神经转移到不受截肢影响的目标肌肉(如胸部区域)中,该方法能够改善术后神经性疼痛^[54](如幻肢痛),主要用于肩关节截肢的短残肢情况。美国 DARPA 的“Revolutionizing Prosthetics”便采用此方法对受试者进行了“橡胶手错觉”实验,如图 8 所示,研究显示 TMR 能够实现被试对假肢的本体感觉。

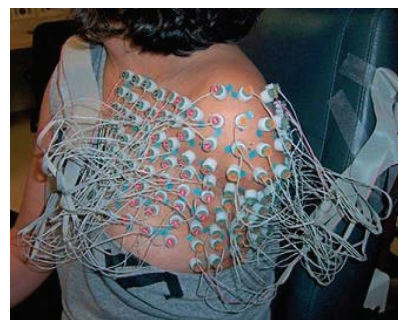


图 8 DARPA 定向神经移植^[6]

直接神经刺激,按照刺激位置的不同可分为周围神经系统刺激和中枢神经系统刺激。前者是将电极植入残肢的传入神经,D'ANNA等将横向束内多通道电极植入尺神经和正中神经,如图9所示,通过周围神经刺激反馈手指位置信息,在分辨四种直

径圆柱体尺寸的实验中,截肢患者的识别正确率达78%^[55]。后者是通过脑机接口直接刺激大脑的躯体感觉皮层,WODLINGER等^[56]使用中枢神经系统刺激,使一名四肢瘫痪的患者能够控制具有十个自由度的高性能假肢。

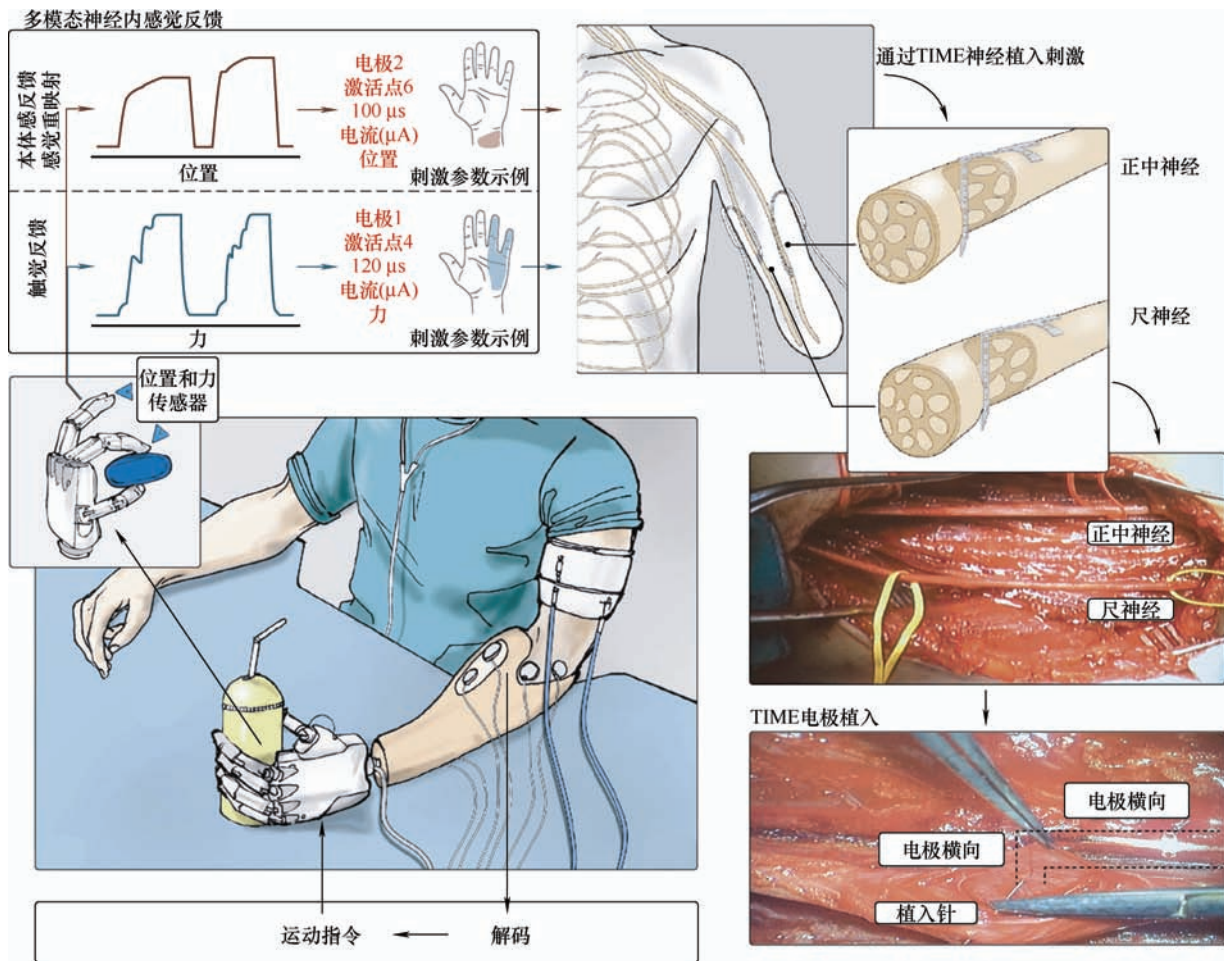


图9 周围神经刺激实验装置

3 发展趋势及挑战

用户需求评估显示,假手的感觉反馈是至关重要的^[57]。近年来对于假肢感觉反馈的研究工作逐渐增多,但目前只有振动刺激应用于商业假手设备。现有研究往往只关注单一的反馈方式,采用单通道(或双通道)的电刺激或机械刺激方式对假肢单模态感官信息(多为抓握力信息)进行反馈,在反馈信息来源多样性、感觉自然性与人体感觉神经系统存在很大的差距,主要面临以下几个挑战。

智能假肢的多模态反馈包含物理信息多模态和反馈方式多模态两个方面:①多模态物理信息的神经反馈。目前集成到假手的感知系统主要是对指尖力信息的反馈,而人手的触觉传感器却可以产生力、

温度、关节位置、滑动等丰富的感觉。假肢设备需配备能采集多模态物理信息的传感系统,为感觉反馈通路提供不同的物理信息以满足不同的操作情况。值得一提的是,多通道经皮电刺激反馈具有静态选通和动态选通的优势,不仅可以调节电刺激的时域参数和频域参数,还可以改变电极单元间距、动态选通速度以及选通模式(如图10所示),得到丰富的时空频编码策略,理论上能够传递无限数量的信息。②多模态感觉反馈方式。要传递丰富的物理信息,还需要具备多模态的反馈方式。将机械刺激反馈与电刺激反馈结合,侵入式反馈和非侵入式反馈方式结合,形成混合的刺激方式,根据传感器信息的模态自主选择模态匹配的刺激方式,提高截肢者对多种物理信息的辨别力。

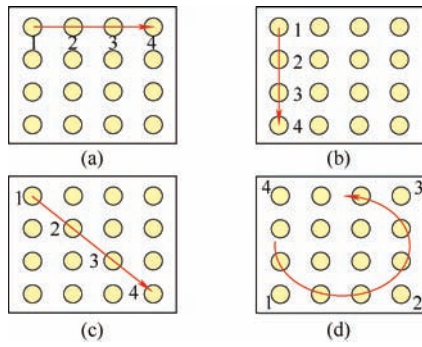


图 10 电刺激反馈阵列的动态选通模式

日常生活中存在复杂的作业环境和抓取任务, 需要使用者能快速准确获取相关信息, 而现有的感觉反馈方法产生感觉不够自然, 这会增加使用者的认知负担, 并降低使用者的反应速度, 这可能与感觉功能最大的好处之一——“减少有意识的注意力^[58]”背道而驰。因此, 应用于临床的感觉反馈系统必须保证反馈的生理自然性。定向神经移植技术和直接神经刺激的方法产生的感觉相对自然, 但外科手术的风险和电极技术限制了该技术的应用; 具有较高安全性的替代法需要使用者进行大量的训练来学习映射策略, 强行在大脑建立映射关系, 且存在难以区分不同手指的问题; 模态匹配法有助于减少使用者的认知负担, 将物理信息以相同的模式反馈给人体, 但感知反馈信号的部位并非发生在假肢上施加刺激的解剖学位置, 仍无法满足理想的“自然的生理反馈”的效果。研究表明, 基于幻肢感的神经映射机制是建立无创自然感觉反馈的有效手段。利用残肢端与幻肢区“点到点”的神经映射关系, 通过非侵入式的电刺激或机械刺激方式, 实现模态和躯体双匹配的自然交互效果, 重建感觉神经通路, 从而有效提高假手的操作性能^[59]。

建立基于神经工程学的感觉反馈客观评价指标也是实现自然感觉反馈的有效途径。在现有的研究中, 普遍采用心理物理实验评估对产生的感觉的敏感程度和分辨能力。这些研究以感觉强度、感觉种类、感觉位置、舒适度和自然性等为评价指标, 让被试选择预定义的李克特式量^[60-62]对感觉进行定性的评估。也有学者提出使用跨模态一致性效应任务来量化反馈质量^[63], 但其结果取决于受试者的主观感受, 在受试者本身和受试者之间均存在可变性, 因此需要进行较大样本的统计实验。通过神经工程学的方式(如核磁共振、脑电图、功能性红外光谱等)对神经系统和躯体感觉皮层的响应进行监测, 建立一个能够定量描述感觉反馈性能的指标。客观的评价指标有助于提高感觉反馈的性能, 如 SU 等利用

EEG 对幻指区和非幻指区诱发大脑活动的差异进行评估, 以指导非侵入式刺激界面的选择^[64]。WANG 等从 EEG 中提取事件相关电位进行分析, 评估不同刺激模式 TENS 产生的感觉^[65]。目前用于评估感觉反馈的客观评价方法还处于初级研究阶段, 在截肢患者被试的数量和质量上还有所欠缺, 并未实际应用于假肢反馈系统中。在未来的研究工作中, 被试样本应涵盖不同截肢情况以及不同幻指状况的患者, 保证结果的准确性和普适性。同时, 将主观评价指标与客观评价指标结合, 对感觉反馈系统性能进行全面的评价, 量化刺激参数以及精确定位躯体感觉映射区域, 对感觉重建的时空频编码策略进行优化, 进一步提高感觉反馈的自然性。

4 结论

具有感知反馈功能的生机接口已成为智能化假肢的核心组成之一, 是决定智能假肢技术水平和应用前景的主要因素, 但是在商业化假肢产品中很少有实际应用, 视觉反馈仍然是信息反馈的主要形式^[11]。要重建人手的感知功能仍有许多工作需要完成, 未来的研究应侧重于多模态反馈, 通过多样化的刺激方式将丰富的传感信息传递给患者。另一个方面, 要模仿生理感觉输入建立自然的感覺通路, 尽管基于外科手术的直接神经刺激等侵入式的技术可能是理想的解决方案, 但在可预见的未来, 非侵入式的人体作用方式仍然会是临床首选, 兼具低风险和感觉自然的神经映射反馈策略需要更多的研究, 建立客观和主观相结合的性能评价指标也有助于实现自然的感覺反馈。

参 考 文 献

- [1] LI C, LI G, JIANG G, et al. Surface EMG data aggregation processing for intelligent prosthetic action recognition[J]. *Neural Computing and Applications*, 2018, 32(22): 16795-16806.
- [2] BENSMAIA S, TYLER D, MICERA S. Restoration of sensory information via bionic hands[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2020: 1-13.
- [3] OSBORN L E, DING K, HAYS M A, et al. Sensory stimulation enhances phantom limb perception and movement decoding[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2020, 17(5): 056006.
- [4] JABBAN L, DUPAN S, ZHANG D, et al. Sensory feedback for upper-limb prostheses: Opportunities and

- Barriers[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2022, 30: 738-747.
- [5] BECERRA-FAJARDO L, KROB M, MINGUILLON J, et al. Floating EMG sensors and stimulators wirelessly powered and operated by volume conduction for networked neuroprosthetics[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, BioMed Central, 2022, 19(1): 1-19.
- [6] CHRISTIE B, OSBORN L E, MCMULLEN D, et al. Perceived timing of cutaneous vibration and intracortical microstimulation of human somatosensory cortex[J]. Brain Stimulation, 2022, 15(3): 881-888.
- [7] HAO M, CHOU C, ZHANG J, et al. Restoring finger-specific sensory feedback for transradial amputees via non-invasive evoked tactile sensation[J]. IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology, 2020, 1: 98-107.
- [8] VARGAS L, HUANG H, ZHU Y, et al. Object recognition via evoked sensory feedback during control of a prosthetic hand[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2022, 7(1): 207-214.
- [9] WANG H, CHAI G, SHENG X, et al. A programmable, multichannel, miniature stimulator for electrotactile feedback of neural hand prostheses[C]//IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, 2021: 1026-1029.
- [10] GRAUPE D, CLINE W. Functional separation of EMG signal via ARMA identification methods for prosthesis control purposes[J]. IEEE Transactions on Systems, 1975, 5(2): 252-259.
- [11] CONNOLLY C. Prosthetic hands from touch bionics[J]. Industrial Robot, 2008, 35(4): 290-293.
- [12] MULVEY M, FAWKNER H, RADFORD H, et al. Perceptual embodiment of prosthetic limbs by transcutaneous electrical nerve stimulation[J]. Neuromodulation: Technology at the Neural Interface, 2012, 15(1): 42-47.
- [13] KATO R, YOKOI H, HERNANDEZ A, et al. Mutual adaptation among man and machine by using f-MRI analysis[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2009, 57(2): 161-166.
- [14] PATEL G, DOSEN S, CASTELLINI C, et al. Multichannel electrotactile feedback for simultaneous and proportional myoelectric control[J]. Journal of Neural Engineering, 2016, 13(5): 056015.
- [15] STRBAC M, ISAKOVIC M, BELIC M, et al. Short- and long-term learning of feedforward control of a myoelectric prosthesis with sensory feedback by amputees[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(11): 2133-2145.
- [16] OSBORN L E, DRAGOMIR A, BETTHAUSER J, et al. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain[J]. Science Robotics, 2018, 3(19).
- [17] 宋爱国, 吴常铖. 具有自主学习能力和力触觉感知反馈能力的智能肌电假手[J]. 科技纵横, 2016, (11): 69-71.
- SONG Aiguo, WU Changcheng. Intelligent EMG artificial hand with autonomous learning ability and force tactile perception feedback ability[J]. IEEE Spectrum, 2016, (11): 69-71.
- [18] 胡旭晖, 石珂, 祝佳航, 等. 基于力触觉感知与电刺激反馈的灵巧假手[J]. 机械工程学报, 2019, 55(11): 10-18.
- HU Xuhui, SHI Ke, ZHU Jiahang, et al. Dexterous prosthetic hand with force perception and electrical stimulation[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(11): 10-18.
- [19] YIMENG G, SHUAN Y, KAIHUA Z, et al. Mediating different-diameter A β nerve fibers using a biomimetic 3D TENS computational model[J]. Journal of Neuroscience Methods, Elsevier, 2020, 346: 108891.
- [20] 姜力, 杨斌, 黄琦, 等. 智能假肢手的生机电集成[J]. 机器人, 2017, 39(4): 387-394.
- JIANG Li, YANG Bin, HUANG Qi, et al. Biomechatronic integration of intelligent prosthetic hand[J]. Robot, 2017, 39(4): 387-394.
- [21] MARASCO P, HEBERT J, SENSINGER J, et al. Illusory movement perception improves motor control for prosthetic hands[J]. Science Translational Medicine, 2018, 10(432).
- [22] PAGE D M, GEORGE J A, KLUGER D T, et al. Motor control and sensory feedback enhance prosthesis embodiment and reduce phantom pain after long-term hand amputation[J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2018, 12.
- [23] MENDEZ V, IBERITE F, SHOKUR S, et al. Current solutions and future trends for robotic prosthetic hands[J]. Annual Review of Control Robotics and Autonomous Systems, 2021, 4(1): 595-627.
- [24] ISKAROUS M, THAKOR N. E-Skins: biomimetic sensing and encoding for upper limb prostheses[J]. Proceedings of the IEEE, 2019, 107(10): 2052-2064.
- [25] OSBORN L, NGUYEN H, BETTHAUSER J, et al. Biologically inspired multi-layered synthetic skin for

- tactile feedback in prosthetic limbs[C]//International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. IEEE, 2016: 4622-4625.
- [26] SHEN Z, ZHU X, MAJIDI C, et al. Cutaneous ionogel mechanoreceptors for soft machines, physiological sensing, and amputee prostheses[J]. *Advanced Materials*, 2021, 33(38).
- [27] SVENSSON P, WIJK U, BJRKMAN A, et al. A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses[J]. *Expert Review of Medical Devices*, 2017, 14(6): 439-447.
- [28] KACZMAREK K, WEBSTER J, BACH-Y-RITA P, et al. Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1991, 38(1): 1-16.
- [29] ARAKERI T, HASSE B, FUGLEVAND A. Object discrimination using electrotactile feedback[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2018, 15(4): 12-25.
- [30] KAJIMOTO H, KAWAKAMI N, MAEDA T, et al. Electro-tactile display with tactile primary color approach[C]//Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems. Sendai, Japan. 2004.
- [31] HIRATA T, NAKAMURA T, KATO R, et al. Development of mobile controller for EMG prosthetic hand with tactile feedback [C] //2011 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics: Institute of Electrical and Electronics Engineers. IEEE, 2011: 110-115.
- [32] PATRICIU A, YOSHIDA K, STRUIJK J, et al. Current density imaging and electrically induced skin burns under surface electrodes[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52(12): 2024-2031.
- [33] AKHTAR A, SOMBECK J, BOYCE B, et al. Controlling sensation intensity for electrotactile stimulation in human-machine interfaces[J]. *Science Robotics*, 2018, 3(17): eaap9770.
- [34] JIANG L, HUANG Q, ZHAO J, et al. Noise cancellation for electrotactile sensory feedback of myoelectric forearm prostheses[C]//2014 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA). IEEE, 2014.
- [35] CONZELMAN J, ELLIS H, O'BRIEN C. Prosthetic device sensory attachment: US, 1952265872[P]. 1953-10-27.
- [36] MANN RW. Kinesthetic sensing for the EMG controlled "Boston Arm"[J]. *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, 1970, 11(1): 110-115.
- [37] PYLATIUK C, KARGOV A, SCHULZ S. Design and evaluation of a low-cost force feedback system for myoelectric prosthetic hands[J]. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2006, 18(2): 57-61.
- [38] 李楠, 刘波, 霍宏, 等. 基于肌力信号与电刺激感觉反馈的多自由度机械手人机交互控制[J]. *机器人*, 2015, 37(6): 718-724.
- LI Nan, LIU Bo, HUO Hong, et al. Human-machine interaction control based on force myograph and electrical stimulation sensory feedback for multi-dof robotic hand[J]. *Robot*, 2015, 37(6): 718-724.
- [39] ANTFOLK C, BJRKMAN A, FRANK S O, et al. Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin[J]. *Journal of rehabilitation medicine: official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2012, 44(8): 702-707.
- [40] MOAED A. ABD, JOSEPH INGICCO, DOUGLAS T. H, et al. Multichannel haptic feedback unlocks prosthetic hand dexterity[J]. *Scientific Reports*, Nature Publishing Group, 2022, 12(1): 1-17.
- [41] CASINI S, MORVIDONI M, BIANCHI M, et al. Design and realization of the CUFF - clenching upper-limb force feedback wearable device for distributed mechano-tactile stimulation of normal and tangential skin forces[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots & Systems. IEEE, 2015.
- [42] PANARESE A, EDIN B, VECCHI F, et al. Humans can integrate force feedback to toes in their sensorimotor control of a robotic hand[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009, 17(6): 560-567.
- [43] PYLATIUK C, KARGOV A, SCHULZ S. Design and evaluation of a low-cost force feedback system for myoelectric prosthetic hands[J]. *Jpo Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2006, 18(2): 57-61.
- [44] PATEL G K, DOSEN S, CASTELLINI C, et al. Multichannel electrotactile feedback for simultaneous and proportional myoelectric control[J]. *Journal of neural engineering*, 2016, 13(5): 056015.1-056015.13.
- [45] SAUNDERS I, VIJAYAKUMAR S. The role of feed-forward and feedback processes for closed-loop prosthesis control[J]. *Journal of Neuroengineering & Rehabilitation*, 2011, 8(1): 60-60.
- [46] AJOUDANI A, GODFREY S B, BIANCHI M, et al. Exploring teleimpedance and tactile feedback for intuitive

- control of the Pisa/IIT SoftHand[J]. IEEE Transactions on Haptics, 2014, 7(2): 203-215.
- [47] JIMENEZ M, FISHEL J. Evaluation of force, vibration and thermal tactile feedback in prosthetic limbs[C]//IEEE Haptics Symposium, 2014: 437-441.
- [48] STEPP C, MATSUOKA Y. Relative to direct haptic feedback, remote vibrotactile feedback improves but slows object manipulation[C]//IEEE Engineering in Medicine and Biology, 2010: 2089-2092.
- [49] RASPOPOVIC S, VALLE G, PETRINI F. Sensory feedback for limb prostheses in amputees[J]. Nature Materials, 2021, 20(7): 925-939.
- [50] GEORGE J, KLUGER D, DAVIS T, et al. Biomimetic sensory feedback through peripheral nerve stimulation improves dexterous use of a bionic hand[J]. Science Robotics, 2019, 4(32): 2352-2363.
- [51] BJORKMAN A, WIJK U, ANTFOCK C, et al. Sensory qualities of the phantom hand map in the residual forearm of amputees[J]. Journal of Rehabilitation Medicine, 2016, 48(4): 365-370.
- [52] DIMANTE D, LOGINA I, SINISI M, et al. Sensory feedback in upper limb prostheses[J]. Proceedings of the Latvian Academy of Sciences, 2020, 74(5): 308-317.
- [53] CHAI G, SUI X, LI S, et al. Characterization of evoked tactile sensation in forearm amputees with transcutaneous electrical nerve stimulation[J]. Journal of Neural Engineering, 2015, 12(6): 066002.
- [54] MORRIS M, DY C, BOYER M, et al. Targeted muscle reinnervation and the volar forearm filet flap for forequarter amputation: description of operative technique[J]. Journal of Hand Surgery Global Online, 2020, 2(5): 306-311.
- [55] D'ANNA E, VALLE G, MAZZONI A, et al. A closed-loop hand prosthesis with simultaneous intraneural tactile and position feedback[J]. Science Robotics, 2019, 4(27).
- [56] WODLINGER B, DOWNEY J, TYLER-KABARA E, et al. Ten-dimensional anthropomorphic arm control in a human brain-machine interface: difficulties, solutions, and limitations[J]. Journal of Neural Engineering, 2015, 12(1).
- [57] FRANCESCA C, LISA C, RINALDO S, et al. Literature review on needs of upper limb prosthesis users[J]. Frontiers in Neuroscience, 2016, 10: 209.
- [58] SCHOFIELD J, EVANS K, CAREY J, et al. Applications of sensory feedback in motorized upper extremity prosthesis: a review[J]. Expert Review of Medical Devices, 2014, 11(5): 499-511.
- [59] ANTFOCK C, D'ALONZO M, CONTROZZI M, et al. Artificial redirection of sensation from prosthetic fingers to the phantom hand map on transradial amputees: vibrotactile versus mechanotactile sensory feedback[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2013, 21(1): 112-120.
- [60] VALLE G, PETRINI F, STRAUSS I, et al. Comparison of linear frequency and amplitude modulation for intraneural sensory feedback in bidirectional hand prostheses[J]. Scientific Reports, Nature Publishing Group, 2018, 8(1): 16666.
- [61] GENG B, DONG J, JENSEN W, et al. Psychophysical svaluation of subdermal electrical stimulation in relation to prosthesis sensory feedback[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2018, 26(3): 709-715.
- [62] GUÉMANN M, HALGAND C, BASTIER A, et al. Sensory substitution of elbow proprioception to improve myoelectric control of upper limb prosthesis: experiment on healthy subjects and amputees[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2022, 19(1): 59.
- [63] BLUSTEIN D, WILSON A, SENSINGER J. Assessing the quality of supplementary sensory feedback using the crossmodal congruency task[J]. Scientific Reports, 2018, 8(1): 6203.
- [64] SU S, CHAI G, MENG J, et al. Towards optimizing the non-invasive sensory feedback interfaces in a neural prosthetic control[J]. Journal of Neural Engineering, 2022, 19(1): 16-28.
- [65] WANG Y, FANG P, TANG X, et al. Effective evaluation of finger sensation evoking by non-invasive stimulation for sensory function recovery in transradial amputees[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2022, 30: 519-528.

作者简介: 胡雅雯, 女, 1996 年出生, 博士研究生。主要研究方向为智能上肢假肢的电触觉感觉反馈。

E-mail: huyawen@stu.hit.edu.cn

姜力(通信作者), 男, 1970 年出生, 博士, 教授。主要研究方向为生机电一体化, 机器人灵巧操作。

E-mail: jiangli01@hit.edu.cn