

• 综 述 •

假肢中的感知及其反馈技术研究进展

朱波^{1,2,3}, 褚亚奇^{1,2,3} 综述 赵新刚^{1,2} 审校

1. 中国科学院 沈阳自动化研究所 机器人学国家重点实验室(沈阳 110016)
2. 中国科学院 机器人与智能制造创新研究院(沈阳 110016)
3. 中国科学院大学(北京 100049)

【摘要】 假肢是帮助截肢患者获得或部分获得健全人肢体功能的重要工具。与传统的仅具装饰性功能和仅有前馈控制通路的假肢相比,假肢的感知反馈功能是其正常工作和实现自身安全的重要保障,包括位置、力、纹理、粗糙度、温度等环境信息及假肢自身信息感知能力。本文从感知信号识别方式和感知反馈方式两个方面总结了近年来国内外假肢在感知及反馈技术领域的发展和现状。其中,在感知信号识别方式上,主要概况了当前常用的与感知信息采集相关的传感器及其在假肢中的应用现状。同时从力反馈刺激、侵入式与非侵入式电刺激、震动刺激等方面对感知反馈方式进行总结和分析。最后,提出假肢在感知及反馈技术方面目前仍存在的一些问题,并对其发展趋势进行展望。

【关键词】 假肢;感知反馈;触觉传感器;电刺激

Research progress on perception and feedback technology in artificial prosthesis

ZHU Bo^{1,2,3}, CHU Yaqi^{1,2,3}, ZHAO Xingang^{1,2}

1. State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, P.R.China
2. Institutes for Robotics and Intelligent Manufacturing, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, P.R.China
3. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, P.R.China

Corresponding author: ZHAO Xingang, Email: zhaoxingang@sia.cn

【Abstract】 Artificial prosthesis is an important tool to help amputees to gain or partially obtain abled human limb functions. Compared with traditional prosthesis which is only for decoration or merely has feedforward control channel, the perception and feedback function of prosthesis is an important guarantee for its normal use and self-safety. And this includes the information of position, force, texture, roughness, temperature and so on. This paper mainly summarizes the development and current status of artificial prostheses in the field of perception and feedback technology in recent years, which is derived from two aspects: the recognition way of perception signals and the feedback way of perception signals. Among the part of recognition way of perception signals, the current commonly adopted sensors related to perception information acquisition and their application status in prosthesis are overviewed. Additionally, from the aspects of force feedback stimulation, invasive/non-invasive electrical stimulation, and vibration stimulation, the feedback methods of perception signals are summarized and analyzed. Finally, some problems existing in the perception and feedback technology of artificial prosthesis are proposed, and their development trends are also prospected.

【Key words】 artificial prosthesis; perceptual feedback; tactile sensor; electrical stimulation

引言

当前我国众多残疾人士中超过三分之一为四肢残疾,其中多数属于截肢患者^[1]。假肢是帮助截肢患者获得失去肢体部分功能的重要工具,通常分

为上肢假肢和下肢假肢,上肢假肢通常代偿手或手臂的功能,下肢假肢通常能帮助下肢截肢患者获得部分失去的行走能力。大部分传统假肢仅具有前向控制功能,在使用时需要经过长期大量的训练和适应,同时使用者需要时刻小心盯着自己的假肢,造成使用假肢时无法进行其他活动、过度集中注意力容易疲惫等困扰。在假肢上加入感知功能,模仿人类原生的触觉、温度觉、痛觉等感知能力是解决上述困扰的方法^[2]。

DOI: 10.7507/1001-5515.201904064

基金项目: 国家自然科学基金(61773369, U1813214)

通信作者: 赵新刚, Email: zhaoxingang@sia.cn



目前,国内外已有很多学者对假肢的感知反馈系统进行了研究,也取得了一些很好的成效,但是很少有文章对假肢的感知反馈系统进行总结。基于此,本文首先介绍假肢系统,然后分别从感知信号识别方式和人体的反馈刺激方式两方面总结分析假肢感知反馈系统的发展与现状,然后对其发展趋势进行分析与展望,以期在相关研究人员进行假肢的感知及其反馈技术研究时能给予一定的借鉴和参考。

1 假肢系统

医学上一般将人原生肢体与神经中枢的信息交流通路分为上行通路和下行通路两条。为控制肢体完成预期运动,脊髓和大脑皮层等神经中枢通过下行神经通路上的运动神经元将控制信息传达到肢体的目标肌肉。而上行通路通常负责将肢体所处的环境信息和肢体本身的信息传递给神经中枢,肢体表层和深层具有能将温度、接触面纹理、粗糙度等外部环境信息和关节位置、肌肉状态等肢体内部信息转化为化学信号和电信号的感受器,感受器感知到的信息由感觉神经通路传递给神经中枢。

为了使假肢最大程度地还原人类原生肢体的功能,假肢通常也期望包含上行通路和下行通路。如图1所示,下行通路通常也叫前馈控制通路,在这个通路上,假肢系统通过表面肌电图(surface electromyography, sEMG)信号、脑电图(electroencephalography, EEG)信号等方式解码假肢使用者的意图,根据使用者的意图控制假肢相应的关节,

目前大部分非装饰性的假肢系统都包含这个通路^[3]。上行通路也叫感知反馈通路,即感知假肢使用环境及假肢自身状态并将所感知的信息反馈给使用者的通路,通常包含感觉信号的采集与编码、信号解码与人体刺激反馈几个部分^[4]。

在假肢系统上加入感知反馈系统有很多优点,如能增加患者对假肢的接受度,使用者通常会对没有感知反馈(仅有视觉反馈)的假肢产生很强的抵触情绪;另外,使用带有感知反馈系统的假肢可以减轻使用者的幻肢痛,降低肌肉疲劳,在长时间使用后部分使用者甚至认为假肢就是自己身体的一部分;在对假肢进行控制方面,增加感知反馈系统相当于将开环控制转化为闭环控制,这样可以显著增加使用者对假肢的使用效率,提高抓握、防滑等动作的成功率。基于此,大部分假肢需求者都希望假肢上能加入感知反馈系统以便更灵活自然地使用假肢^[5-7]。

2 感知信号识别方式

人原生肢体可感知的信息主要可分为两类:其一是肢体内部的信息,主要包括关节的位置和肌肉发力的大小;其二是肢体与环境的交互信息,主要通过皮肤上的感受器识别。而人体皮肤表面分布着广泛复杂的感受器,主要用于识别触觉信号,包括纹理、温度、应变、震动、滑动等。假肢系统识别以上信号的方式主要通过人造传感器将不同感知信号转换为电信号,再将电信号编码后识别以应用。在传感器的研究中,主要有两种方法,一种是

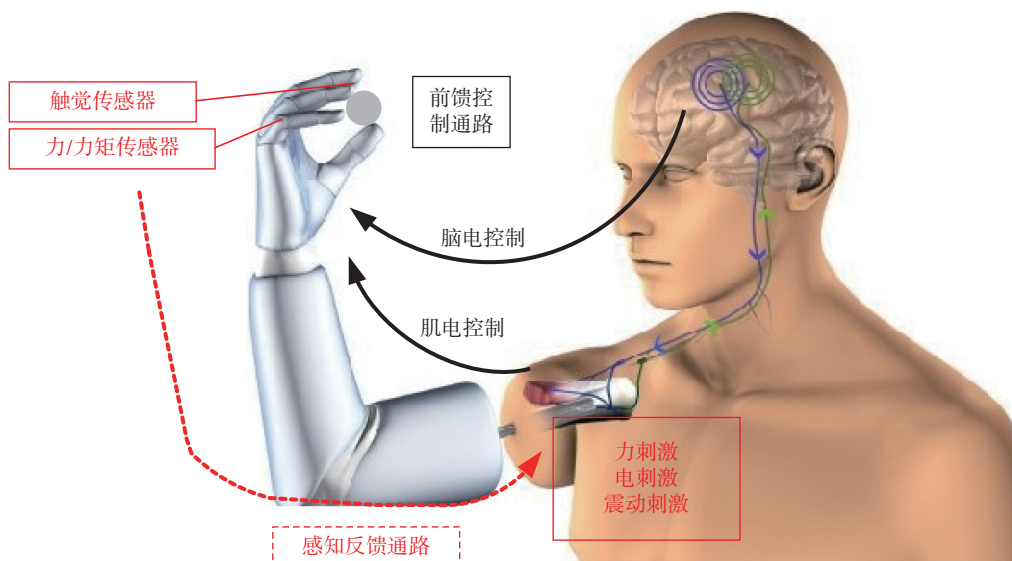


图1 假肢系统示意图

Fig.1 Diagram of artificial prosthetic system

将其他领域较为成熟的传感器作适当的改良后迁移使用在假肢上,下文称其为“迁移”法;另一种是根据假肢的特性创造全新的传感器,下文称其为“创造”法。假肢常见的感知传感器中,力与位置的检测借助机器人相关领域工业技术的发展,目前已经相对成熟,当前假肢感知中的检测难点与研究热点主要在于触觉信号的检测,即触觉传感器在假肢中的应用。触觉传感器通常放置于假手指尖等部位,用于感知压力、应变、纹理等信息,从传感器原理上主要分为电阻式、电容式、光电式、压电式等^[8-9]。本文将以传感器原理作为分类,阐述分析常用传感器的研究进展。

2.1 电阻式触觉传感器

电阻式传感器主要分为应变式和压阻式两种,当在传感器上施加应变或压力时,传感器内部变形会造成传感器电阻变化,通过测量电阻变化可以获得外界应变和压力的信息。应变式的传感器主要由安装在背衬材料上的电阻箔构成,通常比较适合测量动态应变,使用在假肢上的应变传感器通常需要具备体积小、重量轻等特性。Yin等^[10]研发出一种柔性、仿生的电阻微流体剪切力传感器,该传感器通过嵌在聚二甲基硅氧烷中的液态金属组成,能模拟指尖检测剪切力和震动等信息。压阻式的传感器主要由金属和半导体制成,Stassi等^[11]已经成功将压阻式传感器集成到微机电系统和印制电路板中,使之易于在穿戴式设备和假肢上使用,但是该传感器除制作成本高外,还比较容易断裂,为了解决此问题,他们将压敏材料嵌入柔性聚合物中取得了较好的柔韧度,但同时使传感器损失了部分精度。以上两种传感器均为使用“创造”法产生的传感器,其共有的特点是仿生、适用于假肢,但同时制造成本高、精度也有待提高。

2.2 电容式触觉传感器

电容式触觉传感器通常由两个平行的导电层组成,中间以介电材料隔离,当传感器受到压力时,导电层之间的距离减小,同时介电材料变形,使得传感器电容变化。电容式传感器对微小变化力表现灵敏,并且受温度影响小,通常具有较低的功耗。Totaro等^[12]将导电织物和弹性层组合为可拉伸的电容式传感器,并将其应用于关节的角度和运动检测。Wang等^[13]使用“迁移”法将现有的电容式传感器安装在假手上,成功检测到了0~3 N的压力变化,该实验所测试的传感器精度高、稳定性好,但是体积较大,同时检测范围受限,要想在假肢上推广使用还需要进一步改进。

2.3 光电式触觉传感器

光电式传感器主要由传感器内部光源发出光,经外界物体表面反射后,被传感器内部的光学检测器采集编码。光电式传感器在假肢上使用时可检测到滑动和纹理等信号,同其他传感器相比,具有不受电磁干扰的优势。Sani等^[14]已成功将光电传感器安装在假手指末端用于检测所抓物体的粗糙度和是否滑动等信息,较好地解决了假手抓取东西时由于握力判断误差容易滑动的问题,这是典型的“迁移”法。但另一方面,光电式传感器通常体积较大并且不易和柔软的材料相集成,限制了光电式传感器的使用范围。

2.4 压电式触觉传感器

压电式触觉传感器通常由具有压电效应的材料组成,例如聚偏二氟乙烯。当材料所受的外界压力变化时,压电材料内部的电荷分布也会产生改变,通过测量由电荷分布变化产生的电压可求出传感器所受的力。压电式的触觉传感器是少数不需要外界供电的传感器,通常具有高灵敏度、易于检测受力变化等优势,它的缺点是不易于检测静止的力。Marino等^[15]最近研发出一种基于氧化锌(ZnO)的纳米压电式传感器,该传感器由“创造”法产生,具有高度的灵活性和生物相容性,研究者已经成功将这种纳米传感器应用于可穿戴设备中,但是单独将该传感器应用于假肢试验上时,初步试验效果并不理想,还需要进一步研究和改进。

2.5 组合式触觉传感器

除了使用单一原理组成的传感器外,还有研究者结合多种传感器的优势,形成组合式的传感器,以便检测多种感知信息,形成电子皮肤。美国斯坦福大学的Wang等^[16]成功集成了温度、湿度、压力和震动等多种信息检测的传感器,它们将传感器集成在柔性材料上形成电子皮肤,这样的电子皮肤具有和人体皮肤比较接近的特性。此类组合式的传感器通常由“创造”法产生,但同时会结合“迁移”法的优势,使用已经在“迁移”法中验证的效果较好的传感器所使用的原理和方法进行研发。

通过对感知信号的识别总结分析可以看出,采用“迁移”法在假肢上配备的传感器,由于传感器本身技术较为成熟,一般具有精度高、稳定性好等优势,但同时常常会有体积大、非仿生、非柔性等诟病,较难完全融入到假肢系统中。相较而言,通过“创造”法研发的传感器,虽然技术成熟度不够,精度和稳定性等均有所欠缺,但是和假肢的集成度高,在假肢上使用也更自然方便,尤其是近年

来出现的电子皮肤由于具有仿人体皮肤的特性,相较于其他单一的传感器,其具有仿生、柔性和可检测多种信号等众多优势,是假肢感知信号识别传感器研究中的热点和趋势。

3 感知反馈方式

感知反馈系统主要指将感知传感器采集编码的信号反馈到控制者,控制者可以根据反馈回来的信号调整控制决策,使假肢使用更加灵活自然。感知反馈系统以反馈信号接收终端的不同可分为两类,分别是反馈终端为假肢本身和反馈终端为使用者人体。为使假肢更加逼近原生肢体的感觉,同时减少截肢患者幻肢痛,增加使用者本体感,一般希望感知系统能反馈到人体。反馈到人体上的方式主要有有力反馈、震动反馈、电刺激反馈等,本文将分别总结分析不同感知反馈方式的特性。

3.1 力刺激反馈

力反馈是在大臂或者小臂上加装电机、连杆等机构令使用者感受到不同压力或拉力的一种感知反馈方式。一般而言,加上力反馈后假肢的抓取成功率和抓取效率比不加力反馈时会提升很多。Battaglia等^[17]研制了一款绷带式压力反馈装置,该装置使用一个微型电机连接一个绷带,将绷带绑在截肢患者的残肢上,通过绷带的绷紧和放松给予不同的信息反馈,成功将假肢的开合状态反馈给使用者。虽然力反馈易于实现,但是通常力反馈的装置体积和重量都比较大,不利于穿戴。

3.2 电刺激反馈

电刺激通常以电极安放位置不同分为侵入式电刺激和非侵入式电刺激两种方式。侵入式电刺激将刺激电极植入人体内部进行反馈刺激,而非侵入式电刺激直接将刺激电极配置于使用者皮肤表面进行刺激。

3.2.1 侵入式电刺激反馈 侵入式电刺激反馈系统通过手术在受试者身体某个部位植入刺激电极,使植入的电极和体内神经直接或间接连接起来,以特定模式的电流通过植入的电极向体内神经传输感知信息。侵入式电刺激反馈系统由于具有高仿生的特性,理论上可以产生任何同正常人一样的知觉反馈,但是受神经解码知识和手术风险等限制,目前仅有少数研究者和研究机构在开展相关研究。

侵入式电刺激反馈系统根据所刺激的神经和方式不同可分为针对性神经刺激(靶向刺激)、周围神经刺激和中枢神经刺激三类^[8],由于周围神经的刺激更易设施并且手术风险更小,所以大部分研

究者选择周围神经进行侵入式感知反馈试验。Schiefer等^[4]在两名截肢患者上臂周围神经植入袖套式电极,在采集受试者所能承受的最大电刺激电流强度后,使假肢的抓握力和位置参数分别正比于刺激电流强度便于给予受试者刺激反馈,然后该研究进行了抓取不同尺寸的正方体木块和寻找磁铁两个试验,并与没有感知反馈(仅有视觉反馈)的假肢作对比,发现侵入式电刺激反馈与仅有视觉反馈的表现几乎相当,造成这样的原因可能是在同时有视觉反馈和电刺激反馈的试验中,受试者更倾向于使用视觉反馈而忽略电刺激反馈,由于该试验受试者并没有进行长期大量的适应性训练,所以不能排除由于受试者对系统的使用熟练度不足因而引入的试验误差。

3.2.2 非侵入式电刺激反馈 非侵入式电刺激系统将刺激电极配置于受试者身体表面,通过电极向受试者施加特定的电刺激以形成感知反馈。非侵入式电刺激反馈系统通过调节反馈电流的波形、幅值、频率和占空比等使受试者产生不同的感觉(灼烧感、疼痛感、酥麻感、痒感等),受试者经过一定周期的训练将不同的感觉和相应的假肢动作映射起来作为反馈方式。相比于侵入式电刺激反馈方式,非侵入式电刺激反馈虽然不如侵入式电刺激反馈直观和原生,但是这种方式不会对受试者造成创伤,更易于开展相关试验,所以国内外有众多研究者对非侵入式电刺激反馈进行了相关研究,其部分统计分析如表1所示。

Isaković等^[18]在3名截肢患者身上使用阵列式电极进行非侵入电刺激反馈试验,分别抓取4个不同尺寸的物体,试验结果发现,使用非侵入式电刺激反馈系统的假肢抓取成功率明显比没有感知反馈系统的假肢高,但是该试验分类较少,并且没有给出具体的训练时间。为了测试多分类情形下非侵入式电刺激的效果,Arakeri等^[19]通过调幅区分27个不同大小、重量物体的抓握反馈效果,8个人经过5 d训练后,识别成功率为 $49.2\% \pm 10.6\%$,该试验同时发现训练时间越长,反馈效果越好。为了测试是否能在健全者身上寻找非侵入式电刺激的先验参数,D'alonzo等^[20]在健全者手掌上设置18个刺激点,然后寻找手臂上相似刺激的点,发现其中16个点可以通过刺激手臂获得和手掌上相同的刺激体验,但是将这16个点在截肢患者身上试验时发现并没有原生肢体特有的感觉,该试验说明非侵入式电刺激可能无法达到侵入式电刺激相同的刺激效果。Štrbac等^[21]通过电极阵列编码反馈被抓物

表 1 非侵入式电刺激统计对比

Tab.1 Statistical comparison of non-invasive electrical stimulation

参考文献	试验人数/人(健全/截肢)	训练时长(次数)	可分类级数	试验结果或效果
Isaković等 ^[18]	3/3	—	4	有一定效果
Arakeri等 ^[19]	8/1	5 d	27(平均精度 49.2%)	分类越多,训练难度越大
Štrbac等 ^[21]	10/6	5~8次	10	反馈效果明显
Chai等 ^[22]	9/0	3 d	—	在不同部位刺激效果几乎一样
Schweisfurth等 ^[3]	11/1	—	8	电刺激比压力刺激效果好
姜力等 ^[23]	2/0	60次	6	加入电刺激反馈提高了动作执行效率和准确率

体形状和握力等信息,在 10 名健全者和 6 名截肢患者身上进行测试,发现当使用假肢分别抓取 6 个不同形状类别的物体和 4 个不同体积类别的物体时,抓取成功率大于 90%,但是当要区分的形状类别大于 6 个,体积类别大于 4 个时,抓取成功率将显著下降。在和其他非侵入式的感知反馈对比方面, Schweisfurth 等^[3]在 11 名健全者和 1 名截肢患者身上分别进行力反馈和电刺激反馈试验,当使用不同的刺激参数区分 8 种不同的假手握力时,电刺激反馈方式的准确率和效率均比力反馈方式好。

非侵入式电刺激反馈除了对普通皮肤区域进行刺激,还有一种特别的方式,某些截肢患者会在截肢后的残肢上形成手指的幻影区, Chai 等^[22]通过试验发现,如果在患者残肢的手指幻影区布置电刺激反馈,患者的前期训练效率会比在其他区域布置电极高,但是经过长期训练后,在其他区域执行电刺激的抓取成功率和在幻影区域的抓取成功率相同,部分证明了只要经过充足时间的训练,非侵入式电刺激的部位对反馈效果影响并不是特别大。

虽然非侵入式电刺激有众多优势,但是也有一个比较难解决的问题,电刺激调制信号的频段与 sEMG 信号的有用信息频段通常存在交叠,针对使用 sEMG 信号作为前馈控制通路信号的假肢系统,电刺激信号会对 sEMG 信号形成干扰,基于频率分离的数字滤波器难以在滤除电刺激干扰噪声的同时保留 sEMG 信号的有用信息。另外,由于人体环境的复杂性,电刺激信号通过人体后再采集时会产生畸变,难以从电刺激器输出的原始信号中获取有效的噪声先验信息,这使得基于先验信息的滤波器通常无法应用。针对电刺激对 sEMG 信号的干扰问题,哈尔滨工业大学的姜力等^[23]提出了一种基于最小均方(least mean square, LMS)原理的自适应滤波器,采用一个 sEMG 信号传感器作为参考电极,放置在与动作无关的部位或 sEMG 信号微弱的部位作为参考信号,其他 sEMG 信号传感器作为测量电极,放置在与动作相关的部位,采集由人体动

作产生的 sEMG 信号,将两组信号通过有限冲激响应(finite impulse response, FIR)滤波器,并采用梯度下降法求取 FIR 参数,得到较好的滤波效果。

3.3 震动刺激反馈

震动刺激反馈是将电机等震动器件固定在受试者小臂或者大臂上,以不同的震动频率或强度给予穿戴者不同的感知反馈方式。Nabeel 等^[24]在 6 名健全者和 1 名截肢患者身上采用假手配合微型振动马达进行震动刺激反馈试验,在动作分类较少时抓取成功率和抓取效率均较高,不过试验表明,震动刺激反馈虽然简单易行,但人类对不同等级的震动分辨率似乎不太高,同时受试者通常需要经过大量训练熟悉后才能显著提高假肢使用效率。Raveh 等^[25]让 43 名身体健康、年龄范围为(26±6.6)岁的受试者经过短暂训练后,以右手 sEMG 信号控制假手并给予震动刺激反馈判断是否抓牢物体,同时左手进行虚拟汽车越野的电脑游戏,让左右手进行双重任务,并用眼动仪监视受试者视觉注意力,记录完成每项任务的时间和游戏中虚拟汽车越野的时间。试验发现,在有震动刺激反馈和没有震动刺激反馈两种情况之间,受试者的视觉注意力或表现时间的差异没有统计学意义,表明在没有大量训练的情况下,简单的震动刺激反馈并不能使视觉注意力减小。Clemente 等^[26]通过在 sEMG 信号控制的假手上引入震动刺激反馈,让 5 名受试者区分有无抓取到物体,经一个月训练使用后,受试者们表示震动刺激反馈显著改善了假肢的使用体验。

3.4 其他反馈

除了力刺激反馈、电刺激反馈和震动刺激反馈等方式外,学者们还研究了诸如声音反馈、温度刺激反馈、增强现实反馈等其他感知反馈方式。Markovic 等^[27]利用声音和增强现实作为感知反馈呈现方式进行试验,发现在简单任务下受试者使用假肢完成任务的效率和成功率与没有感知反馈(仅有视觉反馈)的情况几乎相同,不过在执行相对复杂的任务时,感知反馈系统能提高假肢抓取成功

率,但抓取效率会有所下降。Ueda等^[28]通过温度传感器检测假手指尖的温度,然后通过贴在大臂上的加热片将温度反馈给受试者,最终能在几秒的延时时将5档不同的温度成功反馈给受试者。

综上所述,感知反馈方式大致可以分为两类,一是通过训练使得假肢使用者建立人体皮肤、肌肉等固有的知觉系统与需要反馈的信息间映射关系的感知反馈方式;二是以电刺激为主的以还原或模拟人体原始感觉神经通路为目的的感知反馈方式。这两种方式中,前者通常需要使用不断训练强化这种映射,训练时间一般比后者长,而且可反馈的信息量也因具体刺激方法的不同而差异较大,后者由于训练时间较短,更易于被使用者接受,而非侵入式电刺激反馈方式兼具两者的优势,是研究中的热点和趋势。

4 总结与展望

虽然目前假肢市场需求量巨大,但是还没有成熟的带感知反馈系统的商用假肢,为总结相关情况,针对感知信号的识别方式,本文主要以电阻、电容、光电、压电等不同的原理作为分类标准,总结分析感知传感器的研究进展,并比较它们在假肢上的使用情况。

感知信号反馈方面,根据不同的刺激方式,本文主要从力刺激、侵入式与非侵入式电刺激、震动刺激等加以分析总结。从研究中可以看出,假肢中的感知及其反馈技术还存在如下问题:①工业上力、力矩和位置信息的采集技术已经比较成熟,但是相关传感器的尺寸、重量和精度还无法满足假肢使用过程中便携、精准的需求;②剪切力、滑动、纹理、粗糙度等触觉传感器的研制虽然有部分突破,但技术并不成熟,还无法稳定地在假肢系统上应用;③侵入式刺激反馈方面,虽然刺激相对精准,但是受生物神经解码技术、手术风险和伦理等限制,相关研究发展缓慢;④非侵入式刺激反馈中,力反馈的分辨率小、设备笨重,不太适用于假肢,震动刺激反馈、温度刺激反馈和声音反馈等虽然原理简单,易于开展试验,但是分辨率小、延时大,训练难度大;⑤感知反馈中,目前主要以简单轻便并且易于设置并实施的非侵入式电刺激反馈为研究热点,但是目前非侵入式电刺激反馈中高精度分类数目依然小于10个,还远小于人类原生肢体所能分辨的精度和数量。

假肢的感知及其反馈技术的研究已经发展很多年,但是依然有许多问题还未解决。未来的研究

中,除了以上总结分析的问题需要改善外,为了逼近人体原生肢体的感知能力,仿生、高分辨率、小尺寸并且可集成在柔性材料上的触觉传感器仍然会是研究中的热点和难点。在感知反馈技术方面还需要探索不同的人体反馈刺激方式,以提高反馈信息的可分数量和分辨率。另外,怎样增加反馈方法的泛化能力、如何使反馈设备微型化与通用化、怎样减小使用者训练和适应时间等也是假肢的感知及其反馈技术研究中亟待解决的问题。

利益冲突声明: 本文全体作者均声明不存在利益冲突。

参考文献

- 1 邱卓英,李欣,李沁霖,等. 中国残疾人康复需求与发展研究. 中国康复理论与实践, 2017, 23(8): 869-874.
- 2 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. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, 25(11): 2133-2145.
- 3 Schweisfurth M A, Markovic M, Dosen S A, *et al.* Electrotactile EMG feedback improves the control of prosthesis grasping force. *J Neural Eng*, 2016, 13(5): 056010.
- 4 Schiefer M, Tan D, Sidek S M, *et al.* Sensory feedback by peripheral nerve stimulation improves task performance in individuals with upper limb loss using a myoelectric prosthesis. *J Neural Eng*, 2016, 13(1): 016001.
- 5 de Nunzio A M, Dosen S, Lemling S, *et al.* Tactile feedback is an effective instrument for the training of grasping with a prosthesis at low- and medium-force levels. *Exp Brain Res*, 2017, 235(8): 2547-2559.
- 6 D'anna E, Petrini F M, Artoni F A, *et al.* A somatotopic bidirectional hand prosthesis with transcutaneous electrical nerve stimulation based sensory feedback. *Sci Rep*, 2017, 7(1): 10930.
- 7 Vorobyov M. Development of power driver for vibration generator of bionic-like feedback for smart prosthesis//2016 IEEE 4th Workshop on Advances in Information, Electronic and Electrical Engineering (AIEEE), 2016: 1-4.
- 8 Svensson P, Wijk U, Bjorkman A, *et al.* A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses. *Expert Rev Med Devices*, 2017, 14(6): 439-447.
- 9 Stephens-Fripp B, Alici G, Mutlu R. A review of non-invasive sensory feedback methods for transradial prosthetic hands. *IEEE Access*, 2018, 6: 6878-6899.
- 10 Yin Jianzhu, Aspinall P, Santos V J, *et al.* Measuring dynamic shear force and vibration with a bioinspired tactile sensor skin. *IEEE Sens J*, 2018, 18(9): 3544-3553.
- 11 Stassi S, Cauda V, Canavese G, *et al.* Flexible tactile sensing based on piezoresistive composites: a review. *Sensors*, 2014, 14(3): 5296-5332.
- 12 Totaro M, Poliero T, Mondini A, *et al.* Soft smart garments for lower limb joint position analysis. *Sensors*, 2017, 17(10): 2314-2336.
- 13 Wang Yancheng, Xi Kailun, Liang Guanghao, *et al.* A flexible capacitive tactile sensor array for prosthetic hand Real-Time contact force measurement//2014 IEEE International Conference

- on Information and Automation (ICIA), Hailar, China: IEEE, 2014: 937-942.
- 14 Sani H N, Meek S G. Characterizing the performance of an optical slip sensor for grip control in a prosthesis//2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. San Francisco, USA: IEEE, 2011: 1927-1932.
 - 15 Marino A, Genchi G G, Mattoli V A. Piezoelectric nanotransducers: The future of neural stimulation. *Nano Today*, 2017, 14: 9-12.
 - 16 Wang Sihong, Xu Jie, Wang Weichen, *et al.* Skin electronics from scalable fabrication of an intrinsically stretchable transistor array. *Nature*, 2018, 555(7694): 83-88.
 - 17 Battaglia E, Clark J P, Bianchi M A, *et al.* The rice haptic rocker: skin stretch haptic feedback with the Pisa/IIT SoftHand//2017 IEEE World Haptics Conference (WHC), Munich, Germany: IEEE, 2017: 7-12.
 - 18 Isaković M, Belić M, Štrbac M, *et al.* Electrotactile feedback improves performance and facilitates learning in the routine grasping task. *Eur J Transl Myol*, 2016, 26(3): 6069-6069.
 - 19 Arakeri T J, Hasse B A, Fuglevand A J. Object discrimination using electrotactile feedback. *J Neural Eng*, 2018, 15(4): 046007.
 - 20 D'alonzo M, Engels L F, Controzzi M, *et al.* Electro-cutaneous stimulation on the palm elicits referred sensations on intact but not on amputated digits. *J Neural Eng*, 2018, 15(1): 016003.
 - 21 Štrbac M, Belić M, Isaković M, *et al.* Integrated and flexible multichannel interface for electrotactile stimulation. *J Neural Eng*, 2016, 13(4): 046014.
 - 22 Chai Guohong, Zhang Dingguo, Zhu Xiangyang. Developing non-somatotopic phantom finger sensation to comparable levels of somatotopic sensation through user training with electrotactile stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, 25(5): 469-480.
 - 23 姜力, 杨斌, 黄琦, 等. 智能假肢手的生机电集成. *机器人*, 2017, 39(4): 387-394.
 - 24 Nabeel M, Aqeel K, Ashraf M N, *et al.* Vibrotactile stimulation for 3D printed prosthetic hand//2016 2nd International Conference on Robotics and Artificial Intelligence (ICRAI), Pakistan: IEEE, 2016: 202-207.
 - 25 Raveh E, Friedman J, Portnoy S. Visuomotor behaviors and performance in a dual-task paradigm with and without vibrotactile feedback when using a myoelectric controlled hand. *Assist Technol*, 2018, 30(5): 274-280.
 - 26 Clemente F, D'alonzo M, Controzzi M, *et al.* Non-invasive, temporally discrete feedback of object contact and release improves grasp control of closed-loop myoelectric transradial prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, 24(12): 1314-1322.
 - 27 Markovic M, Karnal H, Graimann B, *et al.* GLIMPSE: google glass interface for sensory feedback in myoelectric hand prostheses. *J Neural Eng*, 2017, 14(3): 036007.
 - 28 Ueda Y, Ishii C. Development of a feedback device of temperature sensation for a myoelectric prosthetic hand by using peltier element//2016 International Conference on Advanced Mechatronic Systems (ICAMechS), Australia: IEEE, 2016: 488-493.

收稿日期: 2019-04-26 修回日期: 2019-09-06
 本文编辑: 陈咏竹



(上接第1047页; *Continued from Page 1047*)

- 29 Sacks L D, Hollander S A, Zhang Yulin, *et al.* Vasoplegia after pediatric cardiac transplantation in patients supported with a continuous flow ventricular assist device. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2019, 157(6): 2433-2440.
- 30 Yang Y J, Huo Y, Xu Y W, *et al.* Percutaneous ventricular restoration therapy using the parachute device in Chinese patients with ischemic heart failure: three month primary endpoint results of PARACHUTE China Study. *Chin Med J*, 2016, 129(17): 2058-2062.
- 31 江佩, 张平洋, 马小五, 等. 左心室心肌力学参数预测心脏再同步化治疗效果的临床研究. *临床医学*, 2017, 37(18): 945-946.

收稿日期: 2019-04-17 修回日期: 2019-11-04
 本文编辑: 陈咏竹