DOI: 10.3901/JME.2020.19.239

柔性触觉传感器的三维打印制造技术研究进展*

汪延成^{1,2} 鲁映彤^{1,2} 丁文^{1,2} 梅德庆^{1,2}

(1. 浙江大学流体动力与机电系统国家重点实验室 杭州 310027

2. 浙江大学浙江省先进制造技术重点实验室 杭州 310027)

摘要: 聚合物基柔性触觉传感器在智能机器人、人工假肢与人体健康状态监测等领域有着广泛的应用,将三维打印技术应用到柔性触觉传感器的制造过程可以克服传统制造方法加工周期长、复杂聚合物基微结构制造困难等缺陷。因此发展聚合物基触觉传感器的三维打印制造技术及工艺是当前的学科研究热点,具有广阔的发展前景。首先,在阐述柔性触觉传感器的传感检测原理和性能指标的基础上,重点阐述了柔性触觉传感器三维打印制造技术方面的最新研究进展,包括聚合物基柔性触觉传感器的结构设计、三维打印材料的分类和应用、以及传感器的打印制造方法及工艺等。然后,还总结预测了基于新材料制备和新制造工艺的柔性触觉传感器设计与制造的发展趋势,并对柔性触觉传感器的三维打印制造技术未来的发展趋势进行了展望。

关键词: 触觉传感器; 柔性电子; 三维打印; 电子皮肤; 触觉感知; 机器人

中图分类号: TP24; TP331

Recent Progress on Three-dimensional Printing Processes to Fabricate Flexible Tactile Sensors

WANG Yancheng^{1,2} LU Yingtong^{1,2} DING Wen^{1,2} MEI Deqing^{1,2}

(1. State Key Laboratory of Fluid Power & Mechatronic Systems, Zhejiang University, Hangzhou 310027;

2. Key Laboratory of Advanced Manufacturing Technology of Zhejiang Province, Zhejiang University, Hangzhou 310027)

Abstract: Polymer-based flexible tactile sensors have been widely utilized in intelligent robotics, artificial prosthetics, human health monitoring, etc. The application of three-dimensional (3D) printing technology to fabricate the flexible tactile sensors can overcome the shortcomings of traditional manufacturing processes, such as long term of fabrication and challenge of manufacturing the complex polymer-based microstructures. Therefore, the development of 3D printing process for polymer-based tactile sensors and electronic skin is the hot topic of research and will have broaden prospects. The sensing principles of the current flexible tactile sensors and their sensing performance requirements are described. Then, the recent progress of 3D printing technology for the fabricated flexible tactile sensors are presented, which including the tactile sensor's structural design, classification and application of printable sensing materials, printing methods and processes. Finally, the development trend of 3D printed flexible tactile sensors are summarized. Also, the novel highly sensitive flexible material's preparation and new printing process for the flexible tactile sensors are prospected. Further, the future development trends of 3D printed flexible tactile sensors are concluded.

Key words: tactile sensors; flexible electronics; 3D printing; electronic skin; tactile perception; robotics

0 前言

人手皮肤具有卓越的触觉感知功能,其内部分

布有约 17 000 个触觉小体,这些触觉小体根据其在人手皮肤中的分布区域和感知功能的不同可分为四大类^[1-2]:梅克尔触盘(SA-I型)、鲁菲尼小体(SA-II型)、迈斯纳小体(FA-I型)以及环层小体(FA-II型)。其中,SA-I型和SA-II型主要用于感知外界静态刺激,如温度、静态压力等;FA-I型和FA-II型主要用于感知外界动态刺激,如振动、动态压力等。人

* 国家自然科学基金(U1809220, 51575485)和浙江省自然科学基金杰出青年基金(R19E050001)资助项目。20200303收到初稿,20200409收到修改稿

介绍、传感器的 3D 打印制造工艺等内容。随后,总结了当前柔性触觉传感器 3D 打印技术存在的若干问题和面临的技术挑战,并对 3D 打印制造的柔

性触觉传感器的发展趋势进行了展望。

1 柔性触觉传感器的检测原理及性能参数

为实现对外界力、温度、振动、物体形貌及纹理等触觉信息的检测, 传感器需要将检测的外界信号通过敏感元件转换为易测量的电信号, 这种信号的转换与传感可通过多种方式来实现。此外, 对于柔性触觉传感器, 还应具有灵敏度、柔性、检测量程、重复性、响应速率等性能要求。

1.1 柔性触觉传感器的检测原理

触觉传感器有多种类型, 按照传感检测原理的不同可分为压阻式、电容式、压电式、摩擦生电式、光学式、电磁式触觉传感器等。表 1 所示为几种代表性的柔性触觉传感器的传感检测原理及其应用。

压阻式触觉传感器采用压敏电阻将外界施加的力转换为电阻值的变化, 通过惠斯通电桥外接电路输出电信号从而实现力或应变等信号的测量。目前常见的柔性触觉传感器多利用导电复合材料的量子隧穿效应, 即外界激励下复合材料电阻率的变化, 来实现传感器电阻值变化的测量^[10]。

电容式触觉传感器是通过测量电极极板间的电容值变化来进行触觉力的检测。目前电容式触觉传感器大多通过测量传感器上下电极极板间距离的变化(Δd), 来进行法向力、切向力等外界机械刺激的检测^[11]。

压电式触觉传感器利用压电材料的压电效应来进行触觉力的检测。压电效应是指压电材料在外力作用下其内部电荷发生极化, 在压电材料表面产生电荷的现象^[12]。常见的压电材料有氧化锌、锆钛酸铅、聚偏氟乙烯等。

除了以上三种常见的传感原理外, 还有其他一些类型的触觉信号转换及检测原理。摩擦生电是日常生活中一种常见的物理现象, 美国佐治亚理工学院王中林等^[13]利用摩擦生电效应制作了一种自供电的柔性触觉传感器。该传感器的敏感元件由两片带有不同摩擦极性的有机/无机薄膜组成, 当传感器受压时, 两片薄膜相互摩擦产生电荷, 将外部机械力转换为可测量的电信号变化。光学式触觉传感器是利用外力作用下光传播介质发生变形导致光传播方向发生改变, 从而改变接收端检测到的光强度变化来实现触觉力的检测^[14]。电磁式触觉传感器可以将外部机械力转换为传感器自身磁场的变化。中国科学院 WU 等^[15]提出了一种基于磁阻抗效应的电磁

式触觉传感器, 该传感器在受力变形时, 其内部磁场会发生变化, 通过 LC 振荡电路将力刺激直接转换为数字频率信号, 从而实现对外部压力的感知。

1.2 柔性触觉传感器的性能参数

对于智能机器人或人体穿戴用的柔性触觉传感器而言, 检测灵敏度、柔性与可延展性、迟滞效应、响应速率等是其较为常见的性能指标, 也反映了研制的触觉传感器能否实际应用于穿戴式设备等的重要评价依据。

1.2.1 灵敏度

灵敏度是指传感器在稳态工作情况下输出量变化与输入量变化的比值, 其计算式为 $S = \Delta X / \Delta P$ 。 S 表示传感器的灵敏度; ΔX 为传感器输出信号的变化量; ΔP 为外界刺激信号的量化值^[11]。

触觉传感器的敏感材料选择与调控、新型敏感结构设计是提高其检测灵敏度的有效方法。在敏感材料的选择制备上, 由碳纳米复合材料(碳纳米管、石墨烯、碳黑等)、金属基复合材料、液态金属等制成的柔性触觉传感器有着不同的灵敏度。对于同种复合材料, 改变导电填充物的质量分数和体积比也可改善传感器的灵敏度。在敏感结构设计方面, 金字塔阵列^[16]、微凸构^[17]、互锁结构^[18]、微裂纹^[19]等均已被提出用于提高传感器的检测灵敏度。

1.2.2 柔性和可延展性

良好的柔性和可延展性是柔性电子皮肤或触觉传感器在复杂机械变形下保持其对外界刺激信号感知能力所不可或缺的性能要求。为提高传感器的柔性, PDMS、PET、PI 等聚合物材料常被用来制造传感器的柔性基底; 降低基底或传感器的整体厚度也可显著提高传感器的柔性^[20]。提高传感器的延展性的方法主要有两种, 一种是降低传感器制造所用敏感材料的杨氏模量, 但该方法可能会降低传感器的检测灵敏度, 并增加传感器的迟滞现象和响应时间, 因而需要通过合理的材料配比来使传感器获得最优的综合性能; 另一种是通过优化的结构设计来提高传感器的延展性能, 如网状^[21]、波纹状^[22]、岛桥结构^[23]等已用于柔性电子皮肤或传感器的结构设计。

1.2.3 迟滞和响应速率

当触觉传感器承受外界动态载荷时, 其迟滞现象会对传感器的测量结果产生较大影响。传感器的迟滞现象是由于复合材料自身的黏弹性、纳米导电材料与聚合物间的相互作用产生的。压阻式触觉传感器的迟滞通常明显大于电容式传感器, 这是由于压阻式触觉传感器多是通过压敏复合材料的电阻率

变化引起的电阻值改变,而电容式传感器则是通过上下极板电极间的距离或截面积变化引起的电容值发生改变来进行测试的。压阻式触觉传感器在受压时,纳米导电粒子与基质聚合物材料间的相互作用会增强,从而进一步增大了传感器的迟滞效应。

响应速率或响应时间是指传感器从接收外界刺激开始到稳定传感信号输出响应的快慢程度。响应速率越快,传感器动态检测的性能越好。这种响应时间上的滞后也与传感器所用的导电复合材料自身的黏弹性有关^[20]。

表 1 常见的柔性触觉传感器的传感原理及应用

	压阻式	电容式	压电式	摩擦电式	光学式	电磁式
传感原理
传感器
应用	可穿戴设备、智能机器人 ^[7]	智能机器人智能假肢 ^[17]	电子皮肤 ^[12]	人机交互、自供电式触摸屏 ^[55]	智能机器人 ^[56]	智能假肢 ^[15]

2 可打印的触觉传感器敏感材料的分类及应用

与传统刚性传感器不同,柔性触觉传感器在智能机器人上装载或人体穿戴时,需要与机器人本体或人体皮肤紧密贴合,以便能感受外界环境微小的力、位移、温度等触觉信息,因而传感器的材料需具备高灵敏、高柔性、可弯曲拉伸等性能。此外,采用 3D 打印技术来制备触觉传感器,所用材料必须具有一定的可打印性,打印后结构不发生变形。

目前,柔性触觉传感器常用的 3D 打印材料主要有碳纳米复合材料、金属基复合材料、液态金属、PVDF 聚合物等。

2.1 碳纳米复合材料

碳纳米复合材料是将一定比例的碳基材料(多壁碳纳米管、石墨烯、碳黑等)与柔性基底材料(PDMS、硅橡胶等)混合配制,从而获得具有理想导电率的柔性敏感材料。按照碳基材料的不同,碳纳米复合材料可分为多壁碳纳米管复合材料(CNTs)、石墨烯复合材料、以及碳黑(CB)复合材料等。CNT 是碳的同素异形体,在扫描电镜下观察其为一维圆柱状的纳米结构。CNTs 具有较好的机械性能和化学

稳定性,能用于外部微小压力等信息的检测。北京大学孟鸿等^[24]配制了一种适合于挤出式 3D 打印的 CNTs/PDMS 复合材料打印墨水,实验表明当 CNTs 和 PDMS 的质量比为 1:11 时,所配制的打印墨水性能最优;高于此比例时,墨水很难从打印喷头中挤出;低于此比例时,配制的复合材料的导电性能较差。随后,研究者利用配制的 CNTs/PDMS 材料打印出具有良好拉伸性能和电学稳定性的波纹状电极,如图 2a 所示。西安交通大学郭保林课题组^[25]提出了一种基于 CNTs、N-异丙基丙烯酰胺(PNIPAM)以及锂皂石纳米黏土的导电自愈型水凝胶,该水凝胶的材料组成及配制如图 2b 所示。利用该水凝胶可打印出多功能的柔性触觉传感器。由于多壁碳纳米管具有高导电性和可分散性,混入 CNTs 的水凝胶在受力时,其导电性会发生变化,从而实现压力检测;由于 PNIPAM 使水凝胶的体积随着温度的变化而变化,而水凝胶体积的变化会影响其导电性发生改变,故该传感器可用于温度检测;由于采用的纳米黏土可充当水凝胶的物理交联剂,使其具有可自愈性。

石墨烯是碳的另一种同素异形体,它具有较高的机械柔性和载流子迁移率($200\,000\text{ cm}^2\text{ V}^{-1}\text{ S}^{-1}$),近年来被广泛用于柔性触觉传感器的敏感结构制造。沈阳建筑大学 AN 等^[28]提出了一种基于石墨烯的可打印水凝胶的制备方法,并利用该水凝胶打印了一种高柔性的可穿戴式柔性触觉传感器,如图 3a 所

示。将该传感器穿戴于手指关节处, 当手指弯曲时, 传感器会产生变形, 其内部电阻会发生相应的变化, 通过不同变形下的电阻变化响应曲线可以实现人手不同手势动作的识别。美国弗吉尼亚理工大学 HENSLEIGH 课题组^[29]配制了基于石墨烯的水凝胶, 并采用光固化式 3D 打印制造了一种具有复杂立体微结构(图 3b), 该结构克服了现有掺杂低密度石墨烯的水凝胶存在的机械性能退化问题, 为高性能的柔性触觉传感器的打印制造提供了可行性。

图 2 基于 CNT 的导电复合敏感可打印材料配制

碳黑复合材料也常被用作柔性触觉传感器的敏感材料。深圳大学 PENG 课题组^[26]采用墨水直写方式打印出了一种基于碳黑复合材料的压阻式柔性触觉传感器, 该传感器的敏感层由 6 层多孔结构堆叠而成, 大大提高了传感器的灵敏度(5.54 kPa^{-1})和压力测量范围($10 \text{ Pa} \sim 800 \text{ kPa}$)。美国佛罗里达大学 LEIGH 等^[27]采用碳黑复合材料打印了一种可测量手指弯曲角度的穿戴式柔性电子皮肤。

2.2 金属复合材料

银纳米复合材料是一种应用十分广泛的金属复合材料, 它具有高导电率、稳定性好、价格相对低廉等优点。美国明尼苏达大学 MCALPINE 等^[30]在硅树脂中混入不同质量百分比的银纳米颗粒(AgNPs)来提高打印墨水的导电性, 不同质量百分比含银量的墨水的电阻随压力变化的曲线如图 4a 所示。传感器打印制造中, 敏感结构的打印墨水含银量为 68%(%表示质量百分比), 此时墨水的三维导电网络尚未完全建立, 当外力施加时其电阻会逐渐变小; 用来打印传感器上下电极的墨水含银量为 75%, 此时墨水相当于导体, 其电阻随压力的变化很小。此外, 该团队通过在高分子聚乙烯($M_v=1\,000\,000 \text{ Da}$)中混入 90 wt% 的纳米银片, 打印了一种可检测空气湿度的无线传感器^[31]。当周围的空气湿度变化时, 传感器的阻抗会发生变化, 不同空气湿度下传感器阻抗的频率响应曲线, 如图 4b 所示。除了银纳米复合材料外, 还有一些基于金、锡等的复合材料也已被用作柔性触觉传感器的敏感打印材料。

(a) 基于氧化石墨烯的柔性传感器的 3D 打印示意及传感器实物图^[28]

图 3 基于石墨烯的触觉传感器 3D 打印材料

图 4 基于金属复合材料的 3D 打印触觉传感器

2.3 液态金属

液态金属在柔性电子器件和传感器领域已有诸多研究。镓铟合金是最常见的一种用来制作柔性传感器的液态金属,具有无毒、低熔点(室温下为液态)、高导电率、高化学稳定性等优点。液态金属用于 3D 打印触觉传感器的方式有两种:①先用 3D 打印技术打印出图案化的微流道结构,再将液态金属作为导电填充物注入微流道;②直接将液态金属作为 3D 打印墨水,实现触觉传感器的直接打印制造。美国哈佛大学 MUTH 等^[32]设计了一种基于镓铟合金的多层应变传感器,如图 4c 所示,先用 3D 打印制造了三层的微流道结构,再在微流道内注入镓铟合金作为导电填充物。顶层注入液态金属的螺旋

形微流道可用于外部压力的测量,底下两层注入液态金属的蛇形微流道可分别实现 X 和 Y 方向的应变测量。美国普渡大学 BOLEY 等^[33]直接将镓铟合金在 PDMS 基底上打印出了蛇形的图案化结构,如图 4d 所示,暴露在空气中的镓铟合金会在自身表面形成氧化膜,使其具有较大的表面张力,从而维持自身形状不发生变形。

2.4 PVDF 聚合物

PVDF 聚合物材料具有压电效应,常被用于压电式柔性触觉传感器的研制。美国南卡罗来纳大学 LEE 等^[34]在高温、强电场作用下利用熔融状的 PVDF 纤维实现了压电式触觉传感器的直接打印制造。美国德克萨斯大学 KIM 等^[35]利用 PVDF

聚合物材料打印出了具有压电效应的薄膜, 该压电薄膜可实现外部压力的检测, 且具有良好的机械特性。

表 2 中总结了几种常见的可打印传感器材料, 以及利用这些材料打印制作的柔性触觉传感器, 并对传感器的性能进行了比较。

表 2 柔性触觉传感器的可打印敏感材料及性能比较

打印材料		打印方法	传感原理	载荷	灵敏度 /应变系数	拉伸性(%)	参考文献
碳纳米复合 材料	CNT/PDMS	墨水直写	压阻效应	应变	—	300	[24]
	CNT /合成锂皂石 /PNIPAM	墨水直写	压阻效应	应变	0.5	1062	[25]
	TPU/CB/NaCl	墨水直写	压阻效应	压力	5.54 kPa ⁻¹	50	[26]
	TPU/ MWCNT	熔融沉积	压阻效应	压力	—	176	[44]
	CB/PCL	喷墨打印	压阻效应	应变	—	—	[27]
	rGO 气凝胶	墨水直写	压阻效应	应变	5.2	100	[28]
金属复合材料	Ag/硅橡胶	墨水直写	压阻效应	压力	180	1000	[30]
	Ag/三甘醇	喷墨打印	电容效应	压力	—	—	[54]
液态金属	镓铟合金/PDMS	墨水直写	压阻效应	应变	1.5	100	[33]
PVDF 聚合物		熔融沉积	压电效应	应变	—	—	[34]
		熔融沉积	压电效应	压力	0.033nc/40N	—	[35]

3 柔性触觉传感器的 3D 打印方法

3D 打印作为一种新兴的增材制造技术, 可实现复杂立体结构的一体式快速打印制造。目前 3D 打印已广泛应用于金属型零部件^[36]、组织工程的细胞培养芯片和支架^[37-40]、医疗辅具^[41-43]等制造。本小节将详细综述熔融沉积式、墨水直写式、光固化式等 3D 打印方法及其在触觉传感器制造方面的应用。

3.1 熔融沉积式 3D 打印

熔融沉积式打印(Fused depositing modeling, FDM)是利用喷头将热熔性材料加热熔融后挤出, 沿预设路径堆叠固化材料进行立体结构制造。作为目前最常用的 3D 打印技术, 在触觉传感器的制造中也有许多应用。美国华盛顿州立大学 CHRIST 等^[44]将热塑性聚氨酯(Thermoplastic polyurethane, TPU)与多壁碳纳米管(Multiwalled carbon nanotube, MWCNT)材料进行混合制成长丝, 利用 FDM 打印方式制造触觉传感器。该传感器具有良好的导电性和优异的层间粘合性, 在 100%应变时压阻率测量值为 176, 表明其具有良好的压阻性能和可拉伸性。北京化工大学 ZHANG 等^[45]将石墨烯与聚乳酸(PLA)混合制备成可印刷材料, 利用 FDM 打印技术制造出具有高导电性的二维及三维柔性电路, 如图 5a 所示, 这种方法也可用来制造具有复杂微结构的触觉传感器, 在有机电子领域将有更多应用。

FDM 式 3D 打印系统的工作原理和操作较为简单、成本低、应用广泛, 但通常要求打印材料为热熔性材料且为长丝状, 因此在打印材料的选择上有一定的局限性; 并且 FDM 打印的精度主要取决于喷头的直径, 与其他打印方式相比打印精度较低, 限制了 FDM 打印技术在高精度触觉传感器结构设计和制造方面的应用。

3.2 墨水直写式打印

墨水直写技术(Direct ink writing, DIW)是以气压、重力、压电驱动等为动力源, 将可印刷墨水直接从喷头挤出形成线性流体进行微结构制造。厦门大学吴德志课题组^[62]利用 DIW 打印技术将石墨烯复合材料图案化沉积在柔性 PDMS 基底上作为压力敏感单元, 结合封装层微结构阵列, 制造出具有高灵敏度、低检查限的柔性触觉传感器, 并且对不同的指压信号进行准确稳定反馈。美国明尼苏达大学 GUO 等^[30]采用 DIW 方式制造了一种具有高可拉伸性和高灵敏度的柔性触觉传感器, 如图 5b 所示, 通过调节银纳米颗粒与硅橡胶的质量分数比制备出具有不同导电和机械性能的可印刷墨水, 并在制造过程中根据传感器各组成结构的功能要求, 选择不同的墨水进行打印, 实现了利用 DIW 技术制造多材料、多功能的柔性触觉传感器。根据传感功能来调控敏感材料的配制与打印也为柔性触觉传感器的打印制造提供了新的途径。此外, 西安交通大学罗斌等^[63]使用电话性聚合材料 PVC 凝胶作为打印墨水,

利用 DIW 技术进行三维叠加打印试验,实现了波纹状、网状、鱼鳞状 PVC 凝胶结构的 3D 打印。

图5 FDM、DIW 和混合 3D 打印

DIW 技术除了可在基底表面直接打印外,还可在流体介质内直接打印,并与流体介质一同固化。美国哈佛大学 MUTH 等^[32]开发了一种嵌入式线性直写打印技术来制造压阻式柔性触觉传感器,该方法通过打印喷头将含有碳黑纳米颗粒的导电墨水直接挤入未固化的弹性体介质内部作为压阻敏感元件。在喷头移动过程中产生的空隙由表面的流体层进行填充,并将导电墨水密封在弹性体介质内部。打印完成后,弹性体介质和表面的流体层将被固化,而内部的导电墨水仍将保持液态,如图 5c 所示。这种打印方式弱化了传感器各层之间的分界面,提高了传感器的整体机械性能,并能实现柔性触觉传感器内部任意图案化结构的打印制造。

美国哈佛大学 LEWIS 等^[46]将 DIW 技术与电子元件的自动拾取、放置技术相结合,开发了一种混合式 3D 打印新工艺。如图 5d 所示,首先从喷头分别挤出绝缘墨水和导电墨水,沿特定路径进行打印;然后将空喷头设置为真空模式,拾取单个电子元件,并将其放置在指定位置,再在各元件之间打印出设计的电路。这种混合式 3D 打印方法使得任意形状和尺寸的电子元件能够便捷而准确地集成到柔性电路上,为柔性触觉传感器及可穿戴电子设备的一体化制造提供了新思路。

可以看出,DIW 打印是一种简便易用、成本

低的制造方法,与其他 3D 打印技术相比,该方法对打印墨水材料的要求较少,除了常用的银纳米颗粒导电墨水、碳纳米颗粒导电墨水等,还可用生物相容性的水凝胶作为印刷墨水进行传感器的打印制造。然而,与 FDM 打印技术类似,DIW 打印的精度也主要取决于喷头的直径尺寸,并且逐线式的打印方式使得复杂微结构打印时打印速度较慢。

3.3 光固化式 3D 打印

数字光处理打印技术(Digital light processing, DLP)属于光固化式 3D 打印,是以光敏树脂为原料,利用光敏树脂材料在紫外光等照射下会发生光固化的特性进行打印。计算机将模型结构各分层截面信息传送到 DMD(Digital micromirror device)芯片,通过控制不同微镜的偏转来实现对光的调制,将分层图像投影到光敏树脂区域,使材料按照特定的形状图案进行逐层固化、叠加,最终形成具有复杂结构的三维实体模型^[47]。

以色列希伯来大学 Magdassi 和新加坡科技设计大学 GE 等^[48]针对 DLP 打印,开发了系列高可拉伸和可紫外光固化的硅橡胶材料,实验测得硅橡胶材料的断裂伸长率可达约 1 100%,是普通商用光敏树脂材料的 5~20 倍。基于该材料,利用 DLP 打印出 C₆₀ 三维结构,将打印模型浸入银纳米颗粒溶液并和室温烧结工艺相结合,制造出具有高导电性的

弹性体结构, 如图 6a 所示。随后, MAGDASSI 等^[49]还基于聚己内酯(Polycaprolactone, PCL)材料, 利用 DLP 和喷墨打印技术制造了具有柔性和形状记忆特性的电路结构。打印的具体过程是先采用 DLP 技术将设计的三维结构打印出来, 然后采用喷墨打印方式在模型表面覆上银纳米导电墨水, 并在室温下进行 HCL 蒸汽烧结, 打印结果如图 6b 所示。在室温下, 电路为开路状态; 加热到形变温度时, 电路导通, LED 成功点亮。

(a) DLP 打印的 C₆₀ 三维结构^[48]

(b) DLP 制造具有形状记忆特性的柔性电路结构^[49]

图 6 DLP 打印 C₆₀ 三维结构和柔性电路结构

与逐点、逐线式的 3D 打印相比, DLP 打印中材料是逐层固化叠加的, 打印速度快; 单层打印精度主要取决于 DMD 芯片的像素、曝光面的大小和投影图案, 与打印系统的机械结构无关, 因此可用于高精度的三维复杂结构的快速打印制造。但 DLP 打印的交联固化方式对打印材料的要求较高, 现阶段高导电、多功能的光固化材料并不多, 因此尚未大量用于柔性触觉传感器等的制造。

总的来说, 3D 打印技术由于其制造简单、可打印复杂结构、成本低等优势而受到了广泛的关注。目前, 由于 DIW 技术简便、适用于多种打印材料等优点, 成为柔性触觉传感器领域主要选择的打印方式, 而在现有研究上提高 3D 打印精度、打印速度以及打印材料性能的改进也是亟待解决的问题。

4 柔性触觉传感器 3D 打印制造技术的发展趋势

近年来, 随着新材料、新制造工艺的涌现, 柔

性触觉传感器的发展也在不断向前推进, 研制的电子皮肤或触觉传感器的性能也在不断提升, 某些方面已达到模拟人体皮肤的要求。若要将 3D 打印技术在制造柔性触觉传感器领域得到进一步应用, 还需要在触觉传感器敏感材料的性能和 3D 打印制备工艺两方面不断改进。

4.1 可打印的触觉传感器敏感材料的发展趋势

3D 打印技术的不断发展引起了广泛关注, 目前, 研究人员开发出一系列具有良好性能的可打印材料, 可以利用 3D 打印制作成为柔性传感器的敏感材料。

针对柔性触觉传感器破损后不易修复且大大影响性能的问题, 新加坡南洋理工大学 LIU^[50]等设计了一种基于 k 型卡拉胶(k-carrageenan)和聚丙烯酰胺(polyacrylamide, PAAm)组成的双网络水凝胶材料, 这种水凝胶材料可作为 3D 打印材料, 利用 DIW 打印技术即可制备具有高灵敏度和优异自愈性的柔性传感器, 并用来监测人体的多种运动。如图 7a 所示。相比于传统的传感器敏感材料, 这种材料具有自愈性, 用这种材料制作的传感器表面破损时可通过加热-冷却循环使水凝胶材料自行修复愈合, 电导率可恢复 99.2%。这将会极大延长传感器的使用寿命, 使传感器更适用于复杂的环境中, 并降低维护成本。

柔性触觉传感器的功耗与能量供应是制约其实际应用中长期稳定运行的关键因素。过去, 人们往往从传感器本身的结构进行改进^[51-52], 从而降低传感器的功耗。东华大学游正伟课题组^[53]基于热固性材料 3D 打印工艺, 利用聚甘油癸二酸酯(PGS)和碳纳米管(CNTs)材料研制了一款摩擦纳米发电机(TENG), 可通过摩擦和变形发电, 如图 7b 所示。结合 3D 打印技术, 可以灵活制作具有复杂分层多孔结构的 TENG, 无需其他的装配操作。利用这种材料制成的传感器具有自供电性, 输出电压随着生物运动会产生内在响应, 可应用在自供电式可穿戴设备中, 用于监测手指运动。同时这种材料还具有良好的生物降解性能, 可实现原材料的充分利用。开发具有自供电性能的敏感材料将从根本上解决传感器的功耗问题, 因此将具有广阔的应用前景。

总的来说, 除了基本的触觉力检测功能以及可打印性能外, 柔性触觉传感器敏感材料还应向着自愈性、自供电、多功能性等方向发展, 使得柔性触觉传感器能适应更加复杂的应用环境。

图7 可打印的触觉传感器敏感材料

4.2 触觉传感器 3D 打印技术的发展趋势

和传统制造工艺相比,3D 打印技术可以便捷的制造出具有复杂特征的三维立体结构,但存在着可打印材料少、打印结构机械性能差等局限,这其中很多问题是由于打印材料的性能低下导致的。除了对材料性能进行改进外,研究人员也在致力于新型 3D 打印技术的研发,让 3D 打印技术制造传感器的过程更加高效,并缩短其与传统制造工艺之间的差距。

长久以来,3D 打印技术只能进行单一材料的打印,使得多材料结构需要分多个步骤制造,影响了制造所需的时间和结构的复杂度。美国哈佛大学 SCOTT 等^[57]针对 DIW 打印技术设计了一种微流控喷头,如图 7c 所示,该喷头尖端最多能有 8 种黏性流体形成互相分离的细丝。由于打印材料只在喷头内部压强达到一定程度时才会流动,因此使用高速电磁阀按顺序对不同打印材料进行加压,可实现多材料的精确打印。将多个喷头平行排列打印,可以极大提升同时打印的材料数量,并大大减少 3D 打印制造复杂结构的时间。对于 DLP 打印技术,最简单的实现多材料打印的方法是在打印过程中手动更换液槽^[58]或让打印平台在包含不同材料的多个液槽之间切换^[59]。然而这种方法需要中断打印过程,使打印时间非常长。美

国罗格斯大学 LEE 等^[60]开发了一套快速多材料打印系统,该系统具有集成的流体控制元件,可以通过控制不同液体材料的运动进行多种液态光敏树脂材料的快速转换。在几秒钟内就能将液槽中超过 95% 的材料更换完毕,并且不需要中断打印过程,在保持 DLP 打印精度的同时,提高了 DLP 技术打印多材料结构的效率。

除利用 3D 打印多材料结构外,4D 打印技术也正成为增材制造领域新的研究方向。应用智能材料 4D 打印的三维结构,在环境刺激下可自我驱动和变形。美国佐治亚理工学院 KUANG 等^[61]研制出一种混合氨基甲酸酯二丙烯酸酯和线性半结晶聚合物的打印材料,并利用 DIW 打印技术和紫外线固化技术制造出具有形状记忆性和自愈性的弹性体,如图 7d 所示。在打印机的喷头上装有加热元件,使打印材料保持在 70℃ 左右,在每层结构打印后,用紫外线照射进行固化。当弹性体因外力变形时,对弹性体加热即可使其恢复原状。4D 打印技术的发展使得未来打印的复杂结构将具有更多的功能特性,而 4D 打印技术与柔性触觉传感器的制备相结合将有利于新型柔性电子皮肤和触觉传感器的研发,未来将在软体机器人、智能可穿戴设备等领域都具有广泛的应用。

5 结论与展望

柔性触觉传感器和电子皮肤在医疗健康、智能机器人、人工假肢等领域有着广阔的应用前景。随着新材料、新工艺的发展,研制的柔性触觉传感器的检测性能也在不断提升。3D 打印作为一种新兴的制造技术,凭借其制造工艺简单、周期短、便于复杂三维结构制造等优点,在柔性触觉传感器的设计与制造中具有明显优势。本文总结了近年来柔性触觉传感器的发展,重点阐述了柔性触觉传感器的性能及敏感材料制备,并针对几种常用的柔性触觉传感器的 3D 打印技术进行了具体论述。

当前柔性触觉传感器的 3D 打印制造仍处于发展阶段,研制的柔性触觉传感器与人体皮肤还有较大差距,采用 3D 打印技术制造柔性触觉传感器在实际应用中仍面临着以下挑战:

(1) 柔性触觉传感器的触觉感知功能与敏感材料的配制息息相关,现阶段能够采用 3D 打印工艺制造具有高导电性、高柔性的敏感材料相对较少,3D 打印的柔性触觉传感器其检测性能不高。因此,开展高灵敏、可打印的柔性敏感材料的性能调控及制备方法研究将是一个重要的方向。

(2) 现阶段 3D 打印制造的柔性触觉传感器,其功能还较为单一,尚未大范围应用于实际生活中。未来 3D 打印的柔性触觉传感器还需向高柔性、高灵敏、自愈合、自供电、多功能触觉感知方向发展,并尽可能的仿生媲美人体皮肤,成为柔性触觉传感器未来发展的一大趋势。

(3) 随着 3D 打印技术的发展,4D 打印已被提出并成为增材制造领域新的发展方向。目前 4D 打印技术尚处于起步阶段,需要开发基于 4D 打印工艺的柔性触觉传感器的制造方法及工艺研究,这将会是触觉传感领域新的研究热点。

参 考 文 献

- [1] CHORTOS A, BAO Z N, LIU J, et al. Pursuing prosthetic electronic skin[J]. *Nature Material*, 2016, 15(9): 937-950.
- [2] 徐飞, 张定国, 许恒, 等. 电触觉的皮肤神经机理仿真及实验验证[J]. *中国生物医学工程学报*, 2014, 33(1): 22-27.
- XU Fei, ZHANG Dingguo, XU Heng, et al. Simulation and experimental verification of skin nerve mechanism of electric tactile[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2014, 33(1): 22-27.

- [3] 胡旭辉, 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. Smart prosthetic hand based on force tactile perception and electrical stimulation feedback[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2019, 55(11): 10-18.
- [4] 曹建国, 周建辉, 缪存孝, 等. 电子皮肤触觉传感器研究进展与发展趋势[J]. *哈尔滨工业大学学报*, 2017, 49(1): 1-13.
- CAO Jianguo, ZHOU Jianhui, MIU Cunxiao, et al. Research progress and development trend of electronic skin tactile sensors[J]. *Journal of Harbin Institute of Technology*, 2017, 49(1): 1-13.
- [5] PARK M, KIM M S, AHN J H, et al. Recent advances in tactile sensing technology[J]. *Micromachines*, 2018, 9(7): 321-355.
- [6] WAN Y, QIU Z, HONG Y, et al. A highly sensitive flexible capacitive tactile sensor with sparse and high-aspect-ratio microstructures[J]. *Advanced Electronic Material*, 2018, 4(4): 1700586-8.
- [7] ZHU L F, WANG Y C, MEI D Q, et al. Highly sensitive and flexible tactile sensor based on porous graphene sponges for distributed tactile sensing in monitoring human motions[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2018, 28(1): 154-163.
- [8] YOU I, CHOI S E, HWANG H, et al. E-Skin tactile sensor matrix pixelated by position-registered conductive microparticles creating pressure sensitive selectors[J]. *Advanced Functional Material*, 2018, 28(31): 1801858.
- [9] 梁观浩. 分布式柔性触觉传感阵列的设计与力学建模研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2017.
- LIANG Guan hao. Research on design and mechanical modeling of distributed flexible tactile sensor array[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2017.
- [10] 蔡依晨, 黄维, 董晓臣. 可穿戴式柔性电子应变传感器[J]. *科学通报*, 2017, 62(7): 635-649.
- CAI Yichen, HUANG Wei, DONG Xiaochen. Wearable flexible electronic strain sensor[J]. *Chinese Science Bulletin*, 2017, 62(7): 635-649.
- [11] WAN Y B, WANG Y, GUO C F, et al. Recent progresses on flexible tactile sensors[J]. *Materials Today Physics*, 2017, 1: 61-73.
- [12] WU W Z, WEN X, WANG Z L, et al. Taxel-addressable matrix of vertical-nanowire piezotronic transistors for

- active and adaptive tactile imaging[J]. *Science*, 2013, 340(6315): 952-957.
- [13] WANG Z L. Triboelectric nanogenerators as new energy technology for self-powered systems and as active mechanical and chemical sensors[J]. *ACS Nano*, 2013, 7(11): 9533-9557.
- [14] WANG Y C, WU X, MEI D Q. Flexible tactile sensor array for distributed tactile sensing and slip detection in robotic hand grasping[J]. *Sensor and Actuators A: Physical*, 2019, 297: 1-13.
- [15] WU Y, LIU Y, ZHOU Y, et al. A skin-inspired tactile sensor for smart prosthetics[J]. *Science Robotics*, 2018, 3(22): eaat0429-9.
- [16] MANNSFELD S, TEE B, BAO Z N, et al. Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers[J]. *Nature Material*, 2010, 9(10): 859-864.
- [17] LIANG G H, WANG Y C, MEI D Q, et al. Flexible capacitive tactile sensor array with truncated pyramids as dielectric layer for three-axis force measurement[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2015, 24(5): 1510-1519.
- [18] PANG C, LEE G Y, KIM T I, et al. A flexible and highly sensitive strain-gauge sensor using reversible interlocking of nanofibers[J]. *Nature Material*, 2012, 11(9): 795-801.
- [19] KANG D, PIKHITSA P V, CHOI Y W, et al. Ultrasensitive mechanical crack-based sensor inspired by the spider sensory system[J]. *Nature*, 2014, 516(7530): 222-226.
- [20] WANG X D, DONG L, ZHANG H L, et al. Recent progress in electronic skin[J]. *Advanced Science*, 2015, 2(10): 1500169-21.
- [21] TAKAHASHI T, TAKEI K, ANDREW G, et al. Carbon nanotube active-matrix backplanes for conformal electronics and sensors[J]. *Nano Letters*, 2011, 11(12): 5408-13.
- [22] FUH Y K, WANG B S, TSAI C Y, et al. Self-powered pressure sensor with fully encapsulated 3D printed wavy substrate and highly-aligned piezoelectric fibers array[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7(1), 6759-7.
- [23] KIM D H, SONG J Z, CHOI W M, et al. Materials and noncoplanar mesh designs for integrated circuits with linear elastic responses to extreme mechanical deformations[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2008, 105(48): 18675-80.
- [24] WEI H, LIU K, LIU W G, et al. 3D printing of free-standing stretchable electrodes with tunable structure and stretchability[J]. *Advanced Engineering Materials*, 2017, 19(11): 1700341-6.
- [25] DENG Z, HU T, LEI Q, et al. Stimuli-responsive conductive nanocomposite hydrogels with high stretchability, self-Healing, adhesiveness, and 3D printability for human motion sensing[J]. *ACS Applied Material and Interfaces*, 2019, 11(7): 6796-6808.
- [26] WANG Z Y, GUAN X, HUANG H, et al. Full 3D printing of stretchable piezoresistive sensor with hierarchical porosity and multimodulus architecture[J]. *Advanced Functional Materials*, 2019, 29(11): 1807569-8.
- [27] LEIGH S J, BRADLEY R J, PURSSELL C P, et al. A simple, low-cost conductive composite material for 3D printing of electronic sensors[J]. *PLOS ONE*, 2012, 7(11): e49365-6.
- [28] AN B, MA Y, LI W B, et al. Three-dimensional multi-recognition flexible wearable sensor via graphene aerogel printing[J]. *Chemical Communications*, 2016, 52(73): 10948-10951.
- [29] HENSLEIGH R M, CUI H, OAKDALE J S, et al. Additive manufacturing of complex micro-architected graphene aerogels[J]. *Materials Horizons*, 2018, 5: 1035-1041.
- [30] GUO S Z, QIU K Y, MENG F B, et al. 3D Printed stretchable tactile sensors[J]. *Advanced Materials*, 2017, 29(27): 1701218-8.
- [31] ZHU Z J, GUO S Z, HIRDLER T, et al. 3D printed functional and biological materials on moving freeform surfaces[J]. *Advanced Materials*, 2018, 30(23): 1707495-8.
- [32] MUTH J T, VOGT D M, TRUBY R L, et al. Embedded 3D printing of strain sensors within highly stretchable elastomers[J]. *Advanced Materials*, 2014, 26(36): 6307-6312.
- [33] BOLEY J, WHITE E L, CHIU G, et al. Direct writing of gallium-indium alloy for stretchable electronics[J]. *Advanced Functional Materials*, 2014, 24(23): 3501-3507.
- [34] LEE C, TARBUTTON J A. Electric poling-assisted additive manufacturing process for PVDF polymer-based piezoelectric device applications[J]. *Smart Materials and Structures*, 2014, 23(9): 095044-7.
- [35] KIM H, TORRES F, WU Y Y, et al. Integrated 3D printing and corona poling process of PVDF piezoelectric

- films for pressure sensor application[J]. *Smart Materials and Structures*, 2017, 26(8): 085027-9.
- [36] HERZOG D, SEYDA V, WYCISK E, et al. Additive manufacturing of metals[J]. *Acta Materialia*, 2016, 117: 371-392.
- [37] 王玲, 方奥, 申皓, 等. 3D 打印的发展前沿——类脑组织打印[J]. *机械工程学报*, 2018, 54(1): 197-204.
- WANG Lin, FANG Ao, SHEN Hao, et al. The development frontier of 3D printing-brain-like tissue printing[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2018, 54(1): 197-204.
- [38] 刘妍, 杨清振, 陈小明, 等. 3D 打印技术制备器官芯片的研究现状[J]. *中国生物医学工程学报*, 2020, 39(1): 97-108.
- LIU Yan, YANG Qingzhen, CHEN Xiaoming, et al. Research status of organ chip preparation by 3D printing technology[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2020, 39(1): 97-108.
- [39] GRIGORYAN L B, PAULSEN S J, CORBETT D C, et al. Multivascular networks and functional intravascular topologies within biocompatible hydrogels[J]. *Science*, 2019, 364(6439): 458-464.
- [40] QIU K, ZHAO Z, HAGHIASHTIANI G, et al. 3D Printed organ models with physical properties of tissue and integrated sensors[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2018, 3(3): 1700235-9.
- [41] ALIZADEHGIASHI M, GEVORKIAN A, TEBBE M, et al. 3D-printed microfluidic devices for materials science[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2018, 3(7): 1800068-8.
- [42] BHATTACHARJEE N, URRIO A, KANG S, et al. The upcoming 3D-printing revolution in microfluidics[J]. *Lab on a Chip*, 2016, 16(10): 1720-1742.
- [43] HO C M B, NG S H, LI K H H, et al. 3D printed microfluidics for biological applications[J]. *Lab on a Chip*, 2015, 15(18): 3627-3637.
- [44] CHRIST J F, ALIHEIDARI N, AMELI A, et al. 3D printed highly elastic strain sensors of multiwalled carbon nanotube/thermoplastic polyurethane nanocomposites[J]. *Materials & Design*, 2017, 131: 394-401.
- [45] ZHANG D, CHI B, LI B, et al. Fabrication of highly conductive graphene flexible circuits by 3D printing[J]. *Synthetic Metals*, 2016, 217: 79-86.
- [46] VALENTINE A D, BUSBEE T A, BOLEY J W, et al. Hybrid 3D printing of soft electronics[J]. *Advanced Materials*, 2017, 29(40): 1703817-8.
- [47] 方浩博, 基于数字光处理技术的 3D 打印设备研制[D]. 北京: 北京工业大学, 2016.
- FANG Haobo. 3D printer based on digital light processing technology[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2016.
- [48] PATEL D K, SAKHAEI A H, LAYANI M, et al. Highly stretchable and UV curable elastomers for digital light processing based 3D printing[J]. *Advanced Materials*, 2017, 29(15): 1606000-8.
- [49] ZAREK M, LAYANI M, COOPERSTEIN I, et al. 3D printing of shape memory polymers for flexible electronic devices [J]. *Advanced Materials*, 2016, 28(22): 4449-4454.
- [50] LIU S, LI L. Ultrastretchable and self-healing double-network hydrogel for 3D printing and strain sensor[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2017, 9(31): 26429-26437.
- [51] GONG S, SCHWALB W, WANG Y, et al. A wearable and highly sensitive pressure sensor with ultrathin gold nanowires[J]. *Nature Communications*, 2014, 5: 3132-8.
- [52] SCHWARTZ G, TEE B C K, MEI J, et al. Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring[J]. *Nature Communications*, 2013, 4: 1859-8.
- [53] CHEN S, HUANG T, ZUO H, et al. A single integrated 3D-printing process customizes elastic and sustainable triboelectric nanogenerators for wearable electronics[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(46): 1805108-8.
- [54] YANG Y, ZHANG H L, LIN Z-H, et al. Human skin based triboelectric nanogenerators for harvesting biomechanical energy and as self-powered active tactile sensor system[J]. *ACS Nano*, 2013, 7(10): 9213-9222.
- [55] YAMAZAKI H, NISHIYAMA M, WATANABE K, et al. Tactile sensing for object identification based on hetero-core fiber optics[J]. *Sensors and Actuators A*, 2016, 247: 98-104.
- [56] LIM S, SON D, KIM J, et al. Transparent and stretchable interactive human machine interface based on patterned graphene heterostructures[J]. *Advanced Functional Materials*, 2015, 25(3): 375-383.
- [57] SCOTT M, MUELLER J, VISSER C, et al. Voxellated soft matter via multimaterial multinozzle 3D printing[J]. *Nature*, 2019, 575(7782): 330-335.
- [58] MU X, BERTRON T, DUNN C, et al. Porous polymeric materials by 3D printing of photocurable resin[J].

- Materials Horizons, 2017, 4(3): 442-449.
- [59] MU Q, WANG L, Dunn C, et al. Digital light processing 3D printing of conductive complex structures[J]. Additive Manufacturing, 2017, 18: 74-83.
- [60] HAN D, YANG C, FANG N, et al. Rapid multi-material 3D printing with projection micro-stereolithography using dynamic fluidic control[J]. Additive Manufacturing, 2019, 27: 606-615.
- [61] KUANG X, CHEN K, DUNN C, et al. 3D printing of highly stretchable, shape-memory, and self-healing elastomer toward novel 4D printing[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2018, 10(8): 7381-7388.
- [62] 罗毅辉, 彭倩倩, 朱宇超, 等. 喷印柔性压力传感器试验研究[J]. 机械工程学报, 2019, 55(11): 90-97.
- LUO Yihui, PENG Qianqian, ZHU Yuchao, et al. Experimental research on the flexible pressure sensor for printing[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(11): 90-97.
- [63] 罗斌, 陈花玲, 徐雪杰, 等. 电活性聚合物 PVC 凝胶材料的 3D 直写打印工艺[J]. 机械工程学报, 2019, 55(11): 76-82.
- LUO Bin, CHEN Hualin, XU Xuejie, et al. 3D direct writing printing process of electroactive polymer PVC gel material[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(11): 76-82.
-
- 作者简介: 汪延成(通信作者), 男, 1982 年出生, 博士, 副教授。主要研究方向为生机电系统、触觉传感与检测。
E-mail: yanchwang@zju.edu.cn
- 鲁映彤, 女, 1996 年出生, 硕士研究生。主要研究方向为柔性触觉传感阵列 3D 打印技术。
E-mail: 21825037@zju.edu.cn
- 丁文, 男, 1995 年出生, 硕士研究生。主要研究方向为智能机器人触觉感知与检测技术。
E-mail: 21825019@zju.edu.cn
- 梅德庆, 男, 1973 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为氢能装备设计与制造、微制造技术。
E-mail: medqmei@zju.edu.cn