文章编号: 1007 - 4252(2021) 03 - 0003 - 165

基于超分子弹性体的柔性传感器的研究进展

马振萍,谢智晖,陈 卓,王盛冀,柏凯健,夏志柯,经 鑫*
(湖南工业大学 包装与材料工程学院,湖南 株洲 412007)

摘要: 电子皮肤是能够模拟人体感知功能的柔性、可拉伸和多功能化的电子设备,可以感知外部刺激、监控健康及提供病理反馈等,它在可穿戴器件、健康监测、医疗假肢等领域有着广阔的应用前景。本综述论述了基于超分子弹性体柔性传感器的制备工艺及其灵敏度的调控途径,从传感器的传感功能出发,主要介绍应变传感、压力传感和温度传感三种类型的制备工艺及对其进行性能分析。最后指出了基于弹性体的柔性传感器技术发展建设过程中主要问题的几种制约因素,如研发多功能型柔性传感器的局限性、柔性基底材料和导电填料选择范围的有限性等,并对柔性传感器未来的研究工作方向提出了展望。

关键词: 柔性传感器; 弹性体; 导电聚合物; 灵敏度
中图分类号: TQ323. 8 **文献标志码**: A

Review on Flexible Sensors Based on Supramolecular Elastomers

MA Zhen-ping, XIE Zhi-hui, CHEN Zhuo, WANG Sheng-ji, BAI Kai-jian, XIA Zhi-ke, JING Xin*
(College of Packaging and Materials Engineering, Huhan University of Technology, Hunan 412007, China)

Abstract: Electronic skin is a flexible, stretchable, and multifunctional device that can simulate human perceive functions, which can be used to sense external stimuli, monitor health, and provide pathological feedbacks, has been applied in wearable devices, health monitoring, and medical prosthetics. According to the sensing functions of sensors, i. e. , strain sensing, pressure sensing, and temperature sensing, we mainly reviewed the preparation and approaches to adjust sensitivity of flexible sensors based on supramolecular elastomers, and analysis their performances. Finally, this review pointed out the main constraints in the development of flexible sensors based on elastomers, e. g. , the limitation of the development of multifunctional flexible sensors, the limited selection of flexible substrates, and conductive fillers. We put forwarded the future research work direction of flexible sensors.

Key words: Flexible sensors; Elastomers; Conductive polymers; Sensitivity

收稿日期: 2021-04-10; **修订日期**: 2021-04-25
基金项目: 湖南省自然科学基金面上项目 (2020JJ4266) .
作者简介: 马振萍(1996-) ,女,广西人,湖南工业大学硕士生,主攻基于弹性体的自修复柔性传感器件的制备及应用 (E-mail: 2095581941@ qq. com) .
通信作者: 经 鑫(1987-) ,女,河南人,博士,湖南工业大学教授、博士生导师,主要研究方向为生物可降解材料和柔性传感器件的制备及应用 (E-mail: jingxin@ hut. edu. cn) .

0 引言

人体皮肤可以感知外界环境中的温度、压力、湿度等各种信号变化，是一个具有丰富而精细传感功能的智能传感系统[1-3]。皮肤中的感知器可以接收外界环境变化信号并传输到大脑皮层，从而实现人体皮肤的传感功能，如机械感知器能够感知外部压力变化的信号，热感知器能够感知环境温度变化的信号[4]。皮肤可以感受物体表面并改变机械感知器力量分布以获取更大感知知觉，其机械性能对其感知特性影响较大。与使用有机组织和神经脉冲实现传感功能的人体皮肤所不同，电子皮肤的传感功能是通过各种基本物理量的转换关系实现的。近年来，随着柔性电子学的飞速发展，具有类人体皮肤感知功能的柔性传感器(Flexible Sensors)应运而生[5-7]。

柔性传感器是一类利用柔性材料制备的具有超强环境适应性的电子器件，传统上由柔性基底材料和纳米导电填料组成；当其被施加外部应变或者压力时，这将导致其内部的电导率或电阻值发生一定的改变，因其能够模拟人体皮肤灵敏地感知环境温度、湿度、压力等的变化，可大致分为柔性应变传感器[8]、压力传感器[9]、温度传感器[10]等类型，在医疗健康监控、可穿戴电子器件、智能电子纹身等领域具有广阔的应用潜力，成为当今社会前沿研究的主要方向之一[11-13]。实际应用中的需求对柔性传感器的信号处理、传感性能、集成工艺等方面提出了应用要求，传感器需要发展成为具备多维信息数据集成化的传感功能[1]。

传统传感器的不可拉伸性及机械性能较弱等缺陷限制了其应用发展，集高延展性和优异机械性能于一体的弹性体，在电子皮肤、软体机器人、可穿戴设备等领域具有巨大的吸引力。为了满足智能传感应用的需求，超分子弹性体材料如聚二甲基硅氧烷(Polydimethylsiloxane; PDMS)、聚氨酯(Polyurethane; PU)、硅胶(Ecoflex)等常被用作柔性传感器的基底材料；但是，以弹性体为基底的柔性传感器存在灵敏度低和导电率低等不足，将导电填料引入到弹性体基底的交联网络中可以弥补这方面的缺陷，制备出具有高导电性和强拉伸性的柔性传感器件。常见的导电填料包括碳纳米管(Carbon Nanotubes; CNT)、石墨烯(Graphene)、金属纳米线及金属纳米粒子等。本文基于不同弹性体基底的柔性传感器的传感机理，如应变传感、压力传感和温度传感，主要从制备工艺和性能分析等方面，就不同柔性传感器的最新研究进展及基于微裂纹调控灵敏度的途径进行综述。

1 柔性传感器的分类

近年来，基于弹性体的柔性电子器件因其机械柔性、可拉伸性及贴合性，在软体机器人、电子皮肤、医疗健康检测等领域被广泛研究[14-16]。根据不同的传感机理，柔性传感器可大致分为应变传感器、压力传感器、温度传感器等类型[17]。本部分基于不同柔性基底材料和传感器类型，就弹性体在应变传感器、压力传感器和温度传感器的应用及研究现状进行了综述。

1.1 应变传感器

应变传感器可以用于检测人体受力变形所产生的应变，将机械变形转换为电信号，还可用于检测人体各种生理运动，如手、腿、颈椎等大幅度的关节运动[18]以及呼吸、吞咽、皱眉等小幅度的运动信号[19]，主要分为两类：电阻式应变传感器和电容式应变传感器[12]。基底材料是影响柔性应变传感器弹性形变性能的关键因素[20]，本部分主要介绍基于聚氨酯及聚二甲基硅氧烷基材的应变传感器的制备工艺和进行性能分析。

聚氨酯是分子链上存在重复氨基甲酸酯基团(－NH－COO－)的高分子聚合物，通常由多元醇与异氰酸酯间的反应形成，主要分为热塑性和热固性两大类[21,22]。近年来，以 PU 为柔性应变传感器件基底材料的研究越来越多，如 Ren 等人[23]通过静电纺丝法将热塑性聚氨酯(TPU)进行纺丝，随后浸泡在碳纳米管分散液中制备了一种 TPU/CNT 柔性基材。所制得的应变传感器可实现 900% 的断裂伸长率、0.5% 的超低检测范围和 70 ms 的快速响应时间，该制备工艺为人工皮肤和医疗保健提供了性能良好的候选材料。此外，Sheng 等人[24]通过湿纺法在 TPU 基体上渗入 2,2,6,6－四甲基哌啶－1－氧基氧化细菌纤维素纳米纤维(BCN)，CNT 和石墨烯作为导电填料制备了一种柔性可穿戴应变传感器。BCN 可有效改善 TPU 和导电填料间的互相作用，并

形成可承载和传递拉力的多孔结构,CNT/GR 导电填料间的间距随着拉伸应变的增加而增大,表现为内部电阻的不断增大(图 1) 。该环境友好型的制备工艺有利于可持续发展和大规模生产化的实现,在可折叠电子器件和轻巧型电子产品领域中具有重要意义。

聚二甲基硅氧烷是以 - Si - O - Si - 为主链交替排列组成的线性聚硅氧烷,是 Si 原子上连接有机基团的高分子有机硅化合物或预聚体[25]。因其良好的柔韧性、生物相容性、延展性、耐腐蚀性及温度稳定性,在柔性传感器、热稳定性器件、透明电子皮肤等领域表现出广阔的应用潜力,且与导电填料具有良好的相容性,可使导电填料与人体皮肤的更好地贴合[26-28]。如 Wang 等人[29] 在超声波辅助下将 CNT 分散到 PDMS/TPU 纳米纤维表面,制备了一种具有良好耐久性和稳定性(700 次循环拉伸试验) 的可穿戴应变传感器,且可在酸或碱环境下仍能检测肢体运动,这项技术为柔性可穿戴传感器在软体机器人领域开启了新的起点。随着高性能智能可穿戴电子皮肤的出现,集高灵敏度和可重复自修复性能于一身的柔性应变传感器尤受关注。Jiang 等人[23] 基于 PDMS 弹性体、银纳米线和碳纤维制备了一种可拉伸的夹层结构自修复应变传感器,分子间的氢键赋予了该传感器可在 10 个修复周期内接近 100% 的修复效率,且具有 60% 的宽传感范围和 10.3 MPa 的拉伸强度,所制备的传感器可用于人体运动检测,这项工作为开发具有可重复自修复性能的应变传感器提供了理论依据。与此同时,PDMS 不可避免的存在一些缺陷,比如易被污染等限制了其在多尘环境下的实际应用。目前所研发的基于弹性体的应变传感器存在的制备工艺复杂、不易于大规模化生产、灵敏度不够高等缺陷,限制了其在各实际应用领域的发展。因此,开发新型的基材如水凝胶(Hydrogel) 、聚酰亚胺(Polyimide; PI) 等,并将其应用于传感器有着重要的需求。

1.2　压力传感器

压力传感作为传感器最基础的功能,可通过检测接触力、按压力等来感知物体粗糙度和硬度等信息,弹性体基材在受到压力后会发生变形,导电填料之间的间距会减小,材料本身的导电性增强,呈现出电阻值随着压力的增加而减小的趋势[30],可用于检测人体心跳、脉搏等生理信号,且还可以感知机械手的拾取和抓握运动。因此,压力传感器被广泛应用于医疗健康监测[31]、可穿戴式传感器[32]、智能服装[24] 等领域。

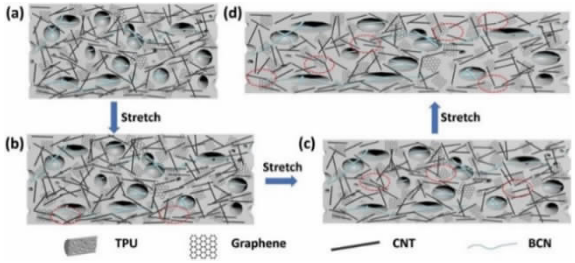

图 1　导电网络在不同拉伸应变下的示意图[26]

Fig. 1 Schematic of conductive network under different tensile strain[26]

对于柔性压力传感器而言,制备具有高灵敏度和宽传感范围的可穿戴电子仍然是一个严峻的挑战。郑州大学 Zheng 等人[33] 通过简单的浸涂技术制备了基于 MXenes 纳米片/棉织物的导电网络,随后将其夹在 PDMS 弹性体薄膜和叉指电极之间,利用棉织物中的 - OH 使 MXenes 更好地粘附于纤维网络中,从而制备了一种具有高灵敏度(5.3 kPa^{-1}) 、宽传感范围(0 ~ 160 kPa) 、快速响应(50 ms) 及优异稳定性的压力传感器。该传感器可用于检测和区分各类人群的生理信号,如帕金森早期震颤、手指关节运动及手腕脉搏等信号。这种精心设计的夹层结构为开发可用于人体健康信号监测和研发下一代可穿戴电子设备提供了崭新的设计思路。压力传感器对于实时监测人体运动和机器人的触觉感知是至关重要的,虽然基于弹性体基体的压力传感器提高了灵敏度和传感范围,但弹性体基体材料固有的粘弹性在循环拉伸过程中仍会导致连续的信号滞后等问题,从而影响数据的准确性及可靠性。Yao 等人[34] 在具有金字塔微结构的 PDMS 弹性体表面涂覆铂(Pt) 金属涂层形成双层基底,随后在基底上铺一层软质微滤膜和一层硬质滤膜,金字塔微结构在压力加载下形成规则的环形裂纹,制备了一种具有高灵敏度(107 Ω/kPa) 、宽传感范围(0 ~ 20 kPa) 及低滞后性(< 3%) 的压力传感器,可用于医疗可穿戴设备及检测脉搏波速度。该制备工艺利用均匀分布的环形微裂纹结构和金属薄膜的低迟滞性改善了由于软聚合物的固有粘弹性导致的机电迟滞

性,实现了更精确可靠的人体健康监测数据的获取。

1.3 温度传感器

温度是人体感知外部环境变化的重要信号,人体温度变化反映着有关人体代谢及病理状态的重要生理信息,同时也是柔性传感器基础功能之一。准确的温度测量器件可为人们的安全健康提供一定的保障,如新冠疫情期间的测温仪作为每个公共场所必需的温度测试仪器,确保了每个人的健康与安全。柔性温度传感器主要分为两类: 热阻式温度传感器和热电式温度传感器,现有的柔性温度传感器已经可以出色地实现对温度的感知,研发多功能化柔性温度传感器,如可自供电且可拉伸型传感器件,实现对接触物体的双信号识别成为温度传感器的发展方向,如可同时实现对温度和压力、温度和应变的识别。

聚(3,4-乙烯二氧噻吩) -聚苯乙烯磺酸(PEDOT: PSS) 作为一种常见的有机导电填料,由于其材料自身的脆性和存在不可恢复的应变量,使其在柔性传感器领域的实际应用中受到一定的限制。有部分研究人员尝试过将 PEDOT: PSS 和水溶性高分子材料混合,但所制备材料的导电性能和力学性能仍无法达到要求。Yang 等人[35] 基于 PEDOT: PSS 和天然橡胶弹性体开发了一种可自供电的多功能化柔性温度/压力传感器,且经二甲亚砜处理后传感器的导电性可达到 87 S/cm 及 490% 的断裂伸长率,该传感器可通过温差实现自供电功能,在开发多功能化柔性传感器技术领域具有广阔的应用前景。为了制备具有良好延展性的可拉伸型柔性温度传感器件,He 等人[36] 研发了一种简易的制备工艺去获得高延展性(1,450%) 的温度/应变传感器。通过将聚吡咯(Polypyrrole; PPy) 渗入 TPU 分子结构中,从而获得可拉伸的导电聚合物网络,得益于 PPy 的热响应性,基于此导电网络的温度传感器的电导率随着环境温度的增加而增大,实现对温度/应变变化的检测。这种双信号检测组合的多功能型传感器可用于检测空巢老人的行动,如当老人跌倒时可发出警报,该制备工艺可为开发具有高延展性的新一代电子设备提供新的设计思路。

2 不同导电填料的微裂纹器件传感性能

灵敏度是决定传感器是否能够准确反映人体信息的关键参数[37],许多可高度拉伸的传感器却具有相对较低的灵敏度(Guage Factor; GF),从而极大地限制了其在医疗健康、人体检测、人机交互等领域的应用潜力[17,38,39]。为了制备具备高性能的柔性电子皮肤,基于微裂纹结构的柔性传感器被广泛应用于提升其灵敏度,通过预拉伸在导电层产生的微裂纹,在拉伸过程中逐渐扩大甚至分离,从而阻碍了电信号在基底材料的传导,使传感器产生急剧变化的电阻值,以此来达到增大其灵敏度的目的[40]。近年来,随着微裂纹调控灵敏度工艺的不断完善,对于材料体系、制备工艺、导电填料等研究的逐步深入,为柔性传感器的研究提供了一定的理论基础和实验依据。GF 可阐述为相对电阻变化($\Delta R/R_0$) 和拉伸应变(ε) 的斜率,即单位应变下产生的相对电阻变化值,可以表示为式(1)[41]:

$$GF = (\Delta R/R_0)/\varepsilon \tag{1}$$

表 1 总结了典型的微裂纹调控柔性传感器灵敏度的传感范围、稳定性、透明度等特性,这些柔性传感器基于不同的弹性体基底材料。结果表明: 目前所研制的弹性体基柔性传感器仍难以平衡好传感器的拉伸性能和灵敏度两者的关系,这一问题仍然是一项极具挑战性的任务。我们在这部分内容结合表 1 的传感性能数据,对基于微裂纹调控灵敏度的途径进行讨论及分析。对于微裂纹型的传感器,其灵敏度受到基底材料、导电填料、传感器结构及制备工艺等的影响。目前报道的常用导电填料有碳基材料(CNT、GR、MXenes 等) 、金属纳米线、金属纳米粒子和金属材料(铂、金、银) 等。

表 1 基于微裂纹调控弹性体基柔性传感器灵敏度的研究成果

Table 1 Summary of various elastomer for flexible sensors with high sensitivity based on microcracks.

材料	灵敏度	传感范围(%)	稳定性(次)	透明度(%)	参考文献
AgNWs-acrylate/PDMS	10,486	0 - 8	1.5 %, 7,500	90.3	[17]
Pt/PDMS	107	-	10,000	不透明	[34]

材料	灵敏度	传感范围(%)	稳定性(次)	透明度(%)	参考文献
MWCNTs/Ecoflex	31.66	0 - 100	100 %, 13,000	不透明	[42]
Au/Ag/PI	522.6	-	-	85	[43]
Graphite/Ecoflex	11,344	0.1 - 50	-	不透明	[44]
Pt/PU-acrylate	2,000	0 - 2	0.5 %, 5,000	不透明	[45]
PPy/porous PU	2.32	0 - 50	50 %, 30	不透明	[46]
AgNWs/GO/TPU	4,000	0.8 - 1	0.6 %, 1,000	不透明	[47]
Pt/PU	2 × 106	0 - 10	10 %, 10,000	不透明	[48]
V-AuNWs-Au film/PDMS	2,580	0.2 - 50	-	不透明	[49]

2.1　碳基纳米材料

Gu 等[42]利用喷涂技术将含微裂纹的多壁碳纳米管(MWCNT)嵌入到硅胶弹性体基底中,制备了一种宽传感范围(0% ~ 100%)的微裂纹型应变传感器,但其灵敏度较小(GF = 31.66),只能用于人体运动监控。Amjadi 等[12]通过在 Ecoflex 薄膜上喷涂石墨,在预拉伸前提下形成可控的平行裂纹,制备了一种灵敏度高达 11,344 的应变传感器,但只能检测应变 $\varepsilon \leqslant 50\%$ 的变形范围。由此可见,由于 1D 和 2D 纳米材料较大的长径比[11,50,51],基于这些材料的传感器的拉伸性能会有一定程度的增加,但其灵敏度会相应的降低。通常地,灵敏度的提高是以缩小传感范围为代价的,反之亦然。Pu 等[40]提出了一种基于应变局部化诱导微裂纹机制的可行策略,将 MXenes 分散液滴到等离子处理过的 TPU 基底上,通过 5% 的预拉伸产生均匀分布的微裂纹结构,微裂纹在拉伸过程中会由于距离的增加而使导电层发生分离,导致电阻值的逐渐增大,从而使传感器表现出较宽的传感范围(0% ~ 100%),但其灵敏度仅为 1.3,只适用于检测大幅度的人体关节运动。在此研究基础上,Li 等[13]根据刚性导电层和 TPU 弹性体间的模量偏差,通过简单的浸涂技术将 MXenes/CNC 混合溶液涂覆于 TPU 无纺布上,随后对其进行预拉伸处理制备出具有微裂纹结构的应变传感器,表现出宽的传感范围(83%)和高灵敏度(GF = 3,405)。同时,通过改变 CNC 含量来调节裂纹密度,实现灵敏度和传感范围的可控性。

2.2　金属纳米线

尽管基于碳基纳米材料的柔性传感器具有良好的导电性和拉伸性能,但其电导率仍然较低,因此,具有高导电性、高柔韧性、高电导率和高光学透明度的金属纳米线成为柔性传感器的候选材料之一[52,53]。Liu 等[17]将银纳米线-丙烯酸酯(Acrylate)复合材料旋涂在聚二甲基硅氧烷表面,随后通过超声波图案化技术产生平行裂纹,制备了一种高透明度(90.3%)和高灵敏度(GF = 10,486)的应变传感器,但可检测的应变范围有限($\varepsilon \leqslant 8\%$)。该研究通过对裂纹情况和应力分布进行有限元分析,得出这样的结论: 在相同拉伸应变下,直线型结构产生的裂纹比折线型和马蹄型更多,且直线型结构的应力分布最均匀。这一结论为直线型微裂纹结构的设计提供了理论指导。此外,Chen 等[50]通过共沉积 AgNWs 和氧化石墨烯制备杂化颗粒,随后进行真空过滤、浇铸和预拉伸制备了基于 AgNWs/GO/TPU 的裂纹型应变传感器。杂化颗粒赋予了传感器高达 4,000 的灵敏度,但由于杂化颗粒本征的脆性,导致传感器的传感范围仅为 0.8% ~ 1%。为了提升传感器的拉伸性能,Gong 等[49]通过点裂纹技术使 AuNWs 产生均匀的微裂纹结构,随后将其旋涂在 PDMS 表面上,制备了一种高灵敏度(GF = 2,580)和宽传感范围($0.2 \leqslant \varepsilon \leqslant 50\%$)的传感器,点裂纹技术为未来的可穿戴语音识别器件的研发开辟了新的途径。此外,通过对裂纹密度进行调节,可以增大传感器的灵敏度,扩展其在检测人体呼吸、脉搏、心跳等方面的实际应用[3,54,55]。

2.3　金属材料

常见的导电材料除了上述研究中所提及的碳基纳米材料和金属纳米线外,还包括一些导电性能较好的金属材料,如铂(Pt)、金(Au)、银(Ag)等。Choi 等[48]为了进一步提高灵敏度的可控性,将 Pt 涂覆在 PDMS 表面,随后在导电层表面上形成具有图案

化的孔洞,将应力集中在孔附近,通过预拉伸产生直线型微裂纹结构; 从而使传感器灵敏度高达 2 × 10^6,但由于金属材料本身的刚性,所制备的传感器只适用于检测应变 $\varepsilon \leqslant 10\%$ 的变形。基底材料除了包括以上所述的 Ecoflex、TPU 和 PDMS 外,还有新型基材,如聚酰亚胺(PI) 。Huang 等[43] 首次将形状记忆 PI 聚合物引入到柔性电子中,利用裂纹的网络模块和热蒸镀工艺,在玻璃基板表面制备 Au/Ag 双网络电极,随后通过流延法将 Au/Ag 转移到 PI 基底上,制备了柔性透明的微裂纹型金属电极。这种基于形状记忆聚合物制备的柔性电子器件具备可逆的形状重构性,极大地丰富了柔性电子设备的功能化。

2.4 小结

综上所述: 高灵敏度柔性传感器通常以高非线性和低拉伸性来响应施加的应变,现阶段基于微裂纹机制的柔性传感器虽灵敏度极高,但传感范围较小($\varepsilon \leqslant 50\%$) ,只在小应变下才具备高的灵敏度。此外,选用的基底材料大多数是无法自修复且不可降解的 PDMS、TPU、Ecoflex 等材料,不符合绿色环保的发展理念。因此,亟待开发出一种同时具备高灵敏度、可拉伸性($\varepsilon \geqslant 100\%$) 、可重复使用的柔性传感器。目前提高传感器灵敏度方面的工作主要集中于将多种传感机制(如压力传感、应变传感、温度传感等) 和结构设计(如微结构、微裂纹、褶皱等) 相结合,以及改善弹性体基底材料与导电填料的兼容性等。此外,还可通过改变弹性体的化学键类型(如金属键、离子键、氢键等) 或者物理交联结构,制备高拉伸性及高回弹性的新型基底材料。使用具有自修复性能的基底可避免传感器的柔韧性在使用过程中受到损坏,实现收集数据的精确度和可靠性。

3 结论与展望

在过去几十年里,基底材料的快速研发促进了柔性传感器件在人体运动检测以及医疗健康监控等领域的发展,通过综述基于超分子弹性体的柔性传感器的最新研究进展,深入地介绍了弹性体基柔性传感器的制备工艺以及提高传感器灵敏度的途径。根据传感器的传感功能,对应变传感器、压力传感器及温度传感器三大主要类型的传感器件进行论述,并对它们的性能进行比较和分析,为研发新型的弹性体基柔性传感器的制备提供理论依据。此外,通过对基于微裂纹调控灵敏度的途径进行阐述,为改善柔性传感器灵敏度提供建议和指导。尽管柔性传感器的发展非常迅速,但柔性电子器件在实际发展应用中还面临着以下的巨大风险与挑战: (1) 目前所研发的柔性基底材料和导电填料可供选择的使用范围极其有限,新型的基底材料、导电填料和器件内部结构也亟需探索,以制备可拉伸、可自修复、可自供电的多功能型柔性传感器; (2) 常用柔性基底存在不可降解、不具备生物相容性和粘附力弱等缺陷,与人体贴合度不高,因此,研发符合可持续发展理念和可生物降解的可穿戴柔性基材有着重要的需求; (3) 随着多功能传感需求的增加,不可避免地引起集成难度、信号调整难度及工艺复杂化的增大,因此,柔性传感器的组装、集成和封装工艺也需要进一步的提高,以实现多种接收信号的准确可靠性,在保证测量信号独立性的同时,结合实际应用寻求新的试验机理和新型材料,使柔性传感器更好的走向实际应用。

参考文献:

[1] Zhao S, Zhu R. Flexible Electronic Skin with Multisensory Integration [J]. ACTA Chimica Sinica, 2019, 77(12): 1250-1262.

[2] Kano S, Kim K, Fujii M. Fast-Response and Flexible Nanocrystal-Based Humidity Sensor for Monitoring Human Respiration and Water Evaporation on Skin [J]. ACS Sensors, 2017, 2(6): 828-833.

[3] Lee Y, Park J, Choe A, et al. Mimicking Human and Biological Skins for Multifunctional Skin Electronics [J]. Advanced Functional Materials, 2020, 30(20): 1904523.

[4] Pierre C U, Zhao G. Recent Progress in Flexible Pressure Sensors Based Electronic Skin [J]. Advanced Engineering Materials, 2021, 2001187.

[5] Jing X, Mi H Y, Lin Y J, et al. Highly Stretchable and Biocompatible Strain Sensors Based on Mussel-Inspired Super-Adhesive Self-Healing Hydrogels for Human Motion Monitoring [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2018, 10(24): 20897-20909.

[6] Liu H, Li Q M, Zhang S D, et al. Electrically conductive polymer composites for smart flexible strain sensors: a critical review [J]. Journal of Materials Chemistry C, 2018, 6(45): 12121-12141.

[7] Jing X, Mi H Y, Peng X F, et al. Biocompatible, self-

healing, highly stretchable polyacrylic acid/reduced graphene oxide nanocomposite hydrogel sensors via mussel-inspired chemistry [J]. Carbon, 2018, 136: 63-72.

[8] Wang S, Fang Y, He H, et al. Wearable Stretchable Dry and Self-Adhesive Strain Sensors with Conformal Contact to Skin for High-Quality Motion Monitoring [J]. Advanced Functional Materials, 2020, 31(5): 2007495.

[9] Sharma S, Chhetry A, Zhang S, et al. Hydrogen-Bond-Triggered Hybrid Nanofibrous Membrane-Based Wearable Pressure Sensor with Ultrahigh Sensitivity over a Broad Pressure Range [J]. ACS Nano, 2021, 15(3): 4380-93.

[10] Arman K B, Kursun B S. Flexible temperature sensors: A review [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2020, 315: 112282.

[11] Wen N, Zhang L, Jiang D W, et al. Emerging flexible sensors based on nanomaterials: recent status and applications [J]. Journal of Materials Chemistry A, 2020, 8(48): 25499-25527.

[12] Amjadi M, Kyung K U, Park I, et al. Stretchable, Skin-Mountable, and Wearable Strain Sensors and Their Potential Applications: A Review [J]. Advanced Functional Materials, 2016, 26(11): 1678-1698.

[13] Li S N, Zhou X, Dong Y M, et al. Flexible Self-Repairing Materials for Wearable Sensing Applications: Elastomers and Hydrogels [J]. Macromolecular Rapid Communications, 2020, 41(23): 2000444.

[14] Gao Y, Li Q, Wu R Y, et al. Laser Direct Writing of Ultrahigh Sensitive SiC-Based Strain Sensor Arrays on Elastomer toward Electronic Skins [J]. Advanced Functional Materials, 2019, 29(2): 1806786.

[15] Cao J, Zhang X, Lu C H, et al. Self-Healing Sensors Based on Dual Noncovalent Network Elastomer for Human Motion Monitoring [J]. Macromolecular Rapid Communications, 2017, 38(23): 1700406.

[16] Kim S, Amjadi M, Lee T I, et al. Wearable, Ultrawide-Range, and Bending-Insensitive Pressure Sensor Based on Carbon Nanotube Network-Coated Porous Elastomer Sponges for Human Interface and Healthcare Devices [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2019, 11(26): 23639-23648.

[17] He K, Liu Z Y, Wan C J, et al. An On-Skin Electrode with Anti-Epidermal-Surface-Lipid Function Based on a Zwitterionic Polymer Brush [J]. Advanced Materials, 2020, 32(24): 2001130.

[18] Yang Z, Li H, Zhang L, et al. Highly stretchable, transparent and room-temperature self-healable polydimethylsiloxane elastomer for bending sensor [J]. Journal of Colloid and Interface Science, 2020, 570: 1-10.

[19] Li X, Zhuang Z, Qi D, et al. High sensitive and fast response humidity sensor based on polymer composite nanofibers for breath monitoring and non-contact sensing [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2020, 129239.

[20] Wang Z H, Lu X L, Sun S J, et al. Preparation, characterization and properties of intrinsic self-healing elastomers [J]. Journal of Materials Chemistry B, 2019, 7(32): 4876-4926.

[21] Chen H T, Su Z M, Song Y, et al. Omnidirectional Bending and Pressure Sensor Based on Stretchable CNT-PU Sponge [J]. Advanced Functional Materials, 2017, 27(3): 1604434.

[22] Ren M N, Zhou Y J, Wang Y, et al. Highly stretchable and durable strain sensor based on carbon nanotubes decorated thermoplastic polyurethane fibrous network with aligned wave-like structure [J]. Chemical Engineering Journal, 2019, 360: 762-777.

[23] Sheng N, Ji P, Zhang M H, et al. High Sensitivity Polyurethane-Based Fiber Strain Sensor with Porous Structure via Incorporation of Bacterial Cellulose Nanofibers [J]. Advanced Electronic Materials, 2021, 7(4): 2001235.

[24] Zheng Y J, Yin R, Zhao Y, et al. Conductive MXene/cotton fabric based pressure sensor with both high sensitivity and wide sensing range for human motion detection and E-skin [J]. Chemical Engineering Journal, 2020, 127720.

[25] Puneetha P, Mallem S P R, Lee Y-W, et al. Strain-Controlled Flexible Graphene/GaN/PDMS Sensors Based on the Piezotronic Effect [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2020, 12(32): 36660-36669.

[26] Zhang R, Lv A, Ying C, et al. Facile one-step preparation of laminated PDMS based flexible strain sensors with high conductivity and sensitivity via filler sedimentation [J]. Composites Science and Technology, 2019, 186: 107933.

[27] Yang Z H, Wu Z J, Jiang D W, et al. Ultra-sensitive flexible sandwich structural strain sensors based on a silver nanowire supported PDMS/PVDF electrospun membrane substrate [J]. Journal of Materials Chemistry C, 2021, 9(8): 2752-2762.

[28] Wang L, Chen Y, Lin L W, et al. Highly stretchable, anti-corrosive and wearable strain sensors based on the PDMS/CNTs decorated elastomer nanofiber composite [J]. Chemical Engineering Journal, 2019, 362: 89-98.

[29] Jiang D W, Wang Y, Li B, et al. Flexible Sandwich Structural Strain Sensor Based on Silver Nanowires Decorated with Self-Healing Substrate [J]. Macromolecular Materials and Engineering, 2019, 304(7): 1900074.

[30] Shi Z Z, Wu X S, Zhang H H, et al. Flexible electronic skin with nanostructured interfaces via flipping over electroless deposited metal electrodes [J]. Journal of Colloid and Interface Science, 2019, 534: 618-624.

[31] Chen S, Wu N, Lin S, et al. Hierarchical elastomer tuned self-powered pressure sensor for wearable multifunctional cardiovascular electronics [J]. Nano Energy, 2020, 70: 104460.

[32] Zhong M, Zhang L, Liu X, et al. Wide linear range and highly sensitive flexible pressure sensor based on multistage sensing process for health monitoring and human-machine interfaces [J]. Chemical Engineering Journal, 2021, 412: 128649.

[33] Wicaksono I, Tucker C I, Sun T, et al. A tailored, electronic textile conformable suit for large-scale spatiotemporal physiological sensing in vivo [J]. NPJ Flexible Electronics, 2020, 4(1): 5.

[34] Yao H C, Yang W D, Cheng W, et al. Near-hysteresis-free soft tactile electronic skins for wearables and reliable machine learning [J]. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2020, 117(41): 25352-25359.

[35] Yang Y, Zhao G J, Cheng X, et al. Stretchable and Healable Conductive Elastomer Based on PEDOT: PSS/Natural Rubber for Self-Powered Temperature and Strain Sensing [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2021, 13(12): 14599-14611.

[36] He Y L, Gui Q Y, Wang Y X, et al. A Polypyrrole Elastomer Based on Confined Polymerization in a Host Polymer Network for Highly Stretchable Temperature and Strain Sensors [J]. Small, 2018, 14(19): 1800394.

[37] Son D, Bao Z A. Nanomaterials in Skin-Inspired Electronics: Toward Soft and Robust Skin-like Electronic Nanosystems [J]. ACS Nano, 2018, 12(12): 11731-11739.

[38] Wu X Z, Wang J Q, Huang J X, et al. Robust, Stretchable, and Self-Healable Supramolecular Elastomers Synergistically Cross-Linked by Hydrogen Bonds and Coordination Bonds [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2019, 11(7): 7387-7396.

[39] Qu M C, Qin Y J, Xu W, et al. Electrically conductive NBR/CB flexible composite film for ultrastretchable strain sensors: fabrication and modeling [J]. Applied Nanoscience, 2021, 11(2): 429-439.

[40] Pu J-H, Zhao X, Zha X-J, et al. A strain localization directed crack control strategy for designing MXene-based customizable sensitivity and sensing range strain sensors for full-range human motion monitoring [J]. Nano Energy, 2020, 74: 104814.

[41] Zhang K M, Sun J W, Song J Y, et al. Self-Healing Ti_3C_2 MXene/PDMS Supramolecular Elastomers Based on Small Biomolecules Modification for Wearable Sensors [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2020, 12(40): 45306-45314.

[42] Gu J M, Kwon D, Ahn J, et al. Wearable Strain Sensors Using Light Transmittance Change of Carbon Nanotube Embedded Elastomers with Microcracks [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2019, 12(9): 10908-10917.

[43] Huang X, Zhang F, Liu Y, et al. Active and Deformable Organic Electronic Devices based on Conductive Shape Memory Polyimide [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2020, 12(20): 23236-23243.

[44] Amjadi M, Turan M, Clementson C P, et al. Parallel Microcracks-based Ultrasensitive and Highly Stretchable Strain Sensors [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2016, 8(8): 5618-5626.

[45] 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.

[46] Li M F, Li H Y, Zhong W B, et al. Stretchable Conductive Polypyrrole/Polyurethane (PPy/PU) Strain Sensor with Netlike Microcracks for Human Breath Detection [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2014, 6(2): 1313-1319.

[47] Chen S, Wei Y, Wei S M, et al. Ultrasensitive Cracking-Assisted Strain Sensors Based on Silver Nanowires/Graphene Hybrid Particles [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2016, 8(38): 25563-25570.

[48] Choi Y W, Kang D, Pikhitsa P V, et al. Ultra-sensitive Pressure sensor based on guided straight mechanical cracks [J]. Scientific Reports, 2017, 7: 40116.

[49] Gong S, Yap L W, Zhu Y, et al. A Soft Resistive Acoustic Sensor Based on Suspended Standing Nanowire Membranes with Point Crack Design [J]. Advanced Functional Materials, 2020, 30(25): 1910717.

[50] Zhao Y, Kim A, Wan G X, et al. Design and applications of stretchable and self-healable conductors for soft elec-

tronics [J]. Nano Convergence, 2019, 6: 25.

[51] Qiao Y C, Wang Y F, Tian H, et al. Multilayer Graphene Epidermal Electronic Skin [J]. ACS Nano, 2018, 12 (9): 8839-8846.

[52] Wang X, Zhang H J, Yang B, et al. A colorless, transparent and self-healing polyurethane elastomer modulated by dynamic disulfide and hydrogen bonds [J]. New Journal of Chemistry, 2020, 44(15): 5746-5754.

[53] Zhang L, Li H, Lai X, et al. Three-Dimensional Binary-Conductive-Network Silver Nanowires@Thiolated Graphene Foam-Based Room-Temperature Self-Healable Strain Sensor for Human Motion Detection [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2020, 12(39): 44360-44370.

[54] Shim H J, Sunwoo S-H, Kim Y, et al. Functionalized Elastomers for Intrinsically Soft and Biointegrated Electronics [J]. Advanced Healthcare Materials, 2021, 2002105.

[55] Zhong M J, Zhang L J, Liu X, et al. Wide Linear Range and Highly Sensitive Flexible Pressure Sensor Based on Multistage Sensing Process for Health Monitoring and Human-Machine Interfaces [J]. Chemical Engineering Journal, 2021, 128649.