

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2025.03.023

基于静电纺丝技术的可穿戴柔性传感器研究进展

潘雨晴¹, 林祥德², 刘宇博²

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海健康医学院医疗器械学院, 上海 201318)

摘要: 静电纺丝技术作为一种高效、灵活的纳米纤维制备方法, 凭借其可控的纤维直径、优异的力学性能和高表面积, 在可穿戴柔性传感器的设计与优化领域有广泛应用前景。介绍了静电纺丝技术的基本原理, 并简述了可穿戴柔性传感器常用的静电纺丝材料及其在传感器中的性能特点, 展示了该类材料在灵敏度、耐久性和柔韧性方面的优势, 阐述了由该类材料制备的传感器在健康监测、运动检测和人机交互领域的应用进展情况。分析了当前静电纺丝技术在可穿戴柔性传感器实际应用中面临的问题, 如耐用性、生产成本和多功能传感问题, 并提出了相应的解决思路。

关键词: 静电纺丝技术; 可穿戴传感器; 柔性传感器; 健康监测; 纳米纤维

中图分类号: R318.6 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2025)03-0166-08

Research progress of wearable flexible sensors based on electrospinning technology

PAN Yuqing¹, LIN Xiangde², LIU Yubo²

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

2. School of Medical Instrument, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China)

Abstract : As an efficient and flexible nanofiber preparation method, electrospinning technology has a wide application prospect in the design and optimization of wearable flexible sensors due to its controllable fiber diameter, excellent mechanical properties and high surface area. The basic principle of electrospinning technology was introduced, and the electrospinning materials commonly used in wearable flexible sensors and their performance characteristics in sensors were briefly described. The advantages of these electrospinning materials in sensitivity, durability and flexibility were presented, as well as the applications of the wearable flexible sensors made of these materials, focusing on the latest progress in the fields of health monitoring, motion detection and human-computer interaction, were demonstrated. The problems faced by the current electrospinning technology in practical applications, such as durability, production cost and multifunctional sensing were analyzed, and the corresponding solutions were proposed.

Keywords : electrospinning technology ; wearable sensors ; flexible sensors ; health detection ; nanofibers

随着人们对于便携式、可穿戴、实时监测设备的需求显著增长, 基于柔性电子材料的智能可穿戴设备引起了研究者以及相关厂商的广泛关注。传统的硅基电子材料受限于材料的刚性, 容易受到弯曲及物理冲击的损害, 而目前研究的柔性电子材料常常结合有机聚合物, 具有薄、轻便以及可拉伸的特点, 能承受显著的机械应力, 并可以与人的皮肤或衣物贴合, 甚至植入人体, 因此在人机交互、可穿戴健康监测、能量收集等领域具有广泛的应用前景^[1-2]。与传统的半导体传感器相比, 与导电聚合物结合的柔性传感器具有优异的拉伸和电灵敏性能, 配合可穿戴器件, 柔性传感器在健康监测、

运动检测等保健领域发挥了极大的作用。

常见的可穿戴设备有智能手环、电子皮肤、用于手势识别的智能手套以及智能心电监测仪等^[2-4]。正因如此, 柔性电子材料除了要具备信号传感、能量储存的基本功能以外还需要拥有出色的力学性能, 从而应对拉伸应力和应变对传感器造成的影响。如今, 许多方法被应用到制作柔性电子材料当中, 如铸造法、自组装法、印刷技术、静电纺丝法等。其中, 静电纺丝法是一种较为常见的方法, 也是制备纤维和纤维膜比较简单有效的工艺^[5]。静电纺丝可以制备连续超细纤维, 甚至微米级的超薄纤维膜, 其较大的比表面积有利于颗粒物

基金项目: 国家自然科学基金项目(22008151)

通信作者: 刘宇博, 讲师, 主要研究方向为生物医用材料和功能材料

收稿日期: 2025-01-01

引用格式: 潘雨晴, 林祥德, 刘宇博. 基于静电纺丝技术的可穿戴柔性传感器研究进展[J]. 工程塑料应用, 2025, 53(3): 166-173.

PAN Yuqing, LIN Xiangde, LIU Yubo. Research progress of wearable flexible sensors based on electrospinning technology[J]. Engineering Plastics Application, 2025, 53(3): 166-173.

结合与装载,制备的导电复合材料可以显著提高柔性电子器件的机电性能以及传感性能^[6]。为此,一些先进的纳米材料比如石墨烯、碳纳米管(CNT)、纳米颗粒、纳米纤维等被开发应用于软电子产品,目前纳米纤维组件对于设计轻透、舒适的可穿戴电子设备至关重要,而静电纺丝技术为制备纳米纤维提供了一种低成本、高效的方法^[7]。

笔者首先介绍了静电纺丝的基本概念、工艺以及影响因素,随后讨论了柔性传感器在可穿戴器件领域的优势,阐述了基于静电纺丝技术制备的传感器材料,及其在健康监测、运动监测和人机交互中的应用。最后探讨了该领域面临的问题,并展望了未来的发展方向。

1 静电纺丝柔性传感器

1.1 静电纺丝技术

静电纺丝是一种电流体动力学过程,其中液滴在带电后形成射流,在高压静电场力的作用下经过拉伸和延展最终生成纤维^[8]。静电纺丝装置核心组件包括高压电源、收集装置、注射泵、纺丝针头及环境控制系统。在纺丝过程中,液体因表面张力从纺丝喷头喷出形成悬挂液滴。随着电压增加,液滴表面电荷间的静电斥力将半球形液体拉伸成泰勒锥,射流随之喷出,并经过电弯曲不稳定性作用后变薄。此过程中,射流在持续的拉伸作用下变薄,最终快速凝固并沉积于收集装置上。综上,静电纺丝工艺可细分为泰勒锥射流的形成、带电射流延伸、射流变薄与电弯曲不稳定性、射流凝固与纤维收集4个阶段^[9]。

纤维形成受溶液特性、操作参数及环境条件影响。在聚合物溶液的配制阶段,溶质的种类、浓度和分子量影响溶液的黏度、导电性等特性,从而影响纤维形态。黏度过低影响纤维连续性,过高则可能堵塞针头。溶液浓度的提升通常导致纤维直径增大,增强的溶液导电性有助于射流拉伸和纤维细化。表面张力过高会使纤维呈液滴状,尽管电场力可部分减缓这种情况,但对于高表面张力和低导电性的聚合物溶液,静电纺丝较难实施^[10]。操作参数如电压、注射速率和针头与收集器的距离可影响纤维尺寸和形态^[11]。随着针头与收集器距离增加,纤维直径变细。电压增大时,射流速度加快,导致纤维变薄^[12]。注射速率对纤维直径与外观有显著影响,速率过快易导致液体飞溅。纤维纺丝的具体条件需依据聚合物类型、分子量以及纤维的性能需求和应用场景来确定。环境因素如温度和湿度影响纤维形态,高湿度导致水蒸气积聚,低湿度则导致纤维变形^[13]。高温会降低溶液黏度,过热会影响纤维性能。因此,在实验过程中对静电纺丝的环境控制至关重要。

静电纺丝技术通过调控溶液性质、环境条件和设备结构,制备多样的纤维材料,这些材料成为传感器衬底或导电层的关键。随着对新型纤维结构及性能要求的日益提高,静电纺丝技术不断创新,衍生出同轴静电纺丝、近场静电纺丝及多针静电纺丝等先进技术,能够制备各种形态的纳米纤维^[14]。正因如此,相较于其他制备技术(如3D打印、注射成

型),静电纺丝在微观结构的一致性和精度控制上更为卓越^[15]。

1.2 柔性传感器

传感器作为一种用于检测外部刺激、获取信息或传递感知的器件,已深度融入日常生活。随着现代设备结构日益复杂化及集成化要求的提升,对高灵敏度、高稳定性、可持续和多功能传感器的需求也不断增加^[16-17]。然而,传统传感器在应对复杂多变的应用场景时,尤其是在要求设备具备可弯曲、可拉伸或可穿戴特性的情况下,逐渐暴露出其刚性结构的局限性^[18]。因此,研究者和工程师将研究重点转向柔性传感器,这类传感器不仅能够维持高性能,还能适应多种形变,契合现代技术对灵活性与多功能性的迫切需求。目前柔性传感器技术不断进步,其在人体运动信号监测领域展现出巨大潜力,能够精确捕捉并分析生理状态相关的多种信息,如运动模式、呼吸频率、脉搏及心血管健康等。这些先进的柔性电子设备为人体健康实时监测提供了便捷、灵活且可靠的解决方案,开辟了全新的应用前景^[19]。

柔性传感器的核心材料通常包括导电聚合物、CNT、石墨烯等,这些材料赋予了传感器独特的物理和化学特性,使其能够在应力、温度、湿度等多种环境下工作^[20]。常见的柔性传感器包括柔性压力传感器、柔性应变传感器和柔性温度传感器等^[21-23]。高性能柔性传感器通常具有宽响应范围、高灵敏度、快速响应时间以及优异的力学性能。

为了使柔性可穿戴设备更加符合人体佩戴需求,具备个性化监测能力,电子器件一般拥有良好的柔性和生物相容性,以及轻薄便捷等特点^[24]。静电纺丝技术制备的纳米纤维在此基础上具备一定的透气性,更容易贴合人体,基于纤维材料的柔性传感器发展前景广阔,但在灵敏度、耐久性以及稳定性方面仍存在一定的发展空间,若考虑与其他电子设备的兼容性,可以通过调控纤维结构、纤维与导电材料界面优化以及提升相关电学性能来提高纤维基柔性传感器的适用性^[25]。

2 常用于柔性传感器的静电纺丝材料

在实际应用中,聚合物是常用的静电纺丝材料,比如热塑性聚氨酯(TPU)具备优良的弹性和耐久性,聚偏氟乙烯(PVDF)具有出色的压电性和化学稳定性,聚丙烯腈(PAN)具有较高的拉伸强度和良好的热稳定性,这3种材料在提升柔性传感器的性能、耐用性和响应速度等方面展现出显著优势。

2.1 TPU

TPU作为一种具有优异力学性能以及生物相容性的弹性体材料,常与静电纺丝技术结合制备柔性器件。利用TPU电纺纤维膜作为柔性衬底并结合导电材料构建柔性传感器,已成为材料科学与电子学领域的研究热点。研究表明,通过将弹性聚合物衬底与导电填料结合,可显著提升器件的可拉伸性^[26]。近年来,为满足健康领域对柔性传感器的需求,基于TPU作为柔性衬底的传感器研究不断涌现。

Lu等^[27]通过静电纺丝、炭化、超声等工艺制备了支棒状PAN基纳米碳纤维和炭黑修饰的TPU静电纺丝薄膜传感器,具有优异的力学、电学性能和传感性能。该传感器不仅可以检测0.1%的小应变,而且在0.1%~20%的范围内具有良好的线性度。得益于其快速的响应时间(67 ms)以及长久耐用性(可连续拉伸7 500 s),该柔性传感器还可以实时监测人体运动,在人机交互测试中能够控制机械手的运动,表现出良好的传感性能,在可穿戴式人体运动监测设备以及人机交互界面有广泛的应用前景。

Cheng等^[28]制备了基于微纳三维网络导电静电纺丝膜的高性能柔性压阻式传感器(FPS),该膜由TPU静电纺丝膜包覆还原氧化石墨烯(rGO)桥接导电聚(苯乙烯-co-甲基丙烯酸)@聚吡啶微球构成。该传感器能够有效检测小压力(0.94 Pa),并具有低工作电压、高灵敏度、短响应时间和优异的循环稳定性等性能优势,因此,这种传感器可以用来检测人体微小运动比如人体脉搏和脸部肌肉,在健康监测领域具有很大发展潜力。

除了常见的导电聚合物外,液态金属(LM)具有高流动性、低黏度、高金属导电性和低毒性等特点,也可与静电纺丝纤维膜结合制备柔性传感材料。Wang等^[29]将LM涂覆在TPU静电纺丝纤维膜上,制备了基于LM-TPU复合薄膜的柔性传感器,该器件在拉伸应变下拥有较好灵敏度,可拉伸到200%,并具有支持9 000次循环的耐用性和稳定性。此外,细胞毒性实验表明,LM-TPU复合薄膜具有生物相容性,能够直接贴在人体皮肤上,并能准确、快速地识别人体关节运动的幅度和频率,在患者康复训练监测中具有广阔应用前景。

考虑到实际应用中复杂多变的环境,Meng等^[30]在聚多巴胺(PDA)修饰的静电纺丝TPU纤维垫上涂覆CNT作为导电层,然后将多面体低聚硅氧烷(POSS)和1H,1H,2H,2H-全氟辛基三甲氧基硅烷(FAS)逐渐涂覆在TPU上形成疏水层制成CNT/F-TPU超疏水应变传感器。该传感器的超疏水表面大大提高了柔性传感器的环境适应性,并能检测大多数人体运动,如膝关节屈曲,以及肘部、手腕和手指运动。同时,在微小的变形下仍能输出稳定的信号,成功检测到微笑、眨眼等面部表情,以及吞咽、发音等肌肉运动。

高孝钰等^[31]设计了一种TPU基柔性传感器,该研究以静电纺丝技术为基础,将TPU纤维膜作为传感器基底,并结合真空抽滤技术将多壁碳纳米管(MWCNTs)以及银纳米线(AgNWs)负载在TPU纤维膜上。得益于其复合导电结构的协同作用,该应变传感器具有高灵敏度和宽传感范围,而且具有优异的耐久性,在30%应变下的循环次数超过1 000次。经实验证明,该TPU基柔性传感器可用于人体运动监测,在健康监测领域具有较大发展前景。

当前研究多聚焦于柔性基底结合纳米碳纤维、石墨烯等导电材料提升传感器的灵敏度和稳定性。未来,随着环境适应性和长期稳定性的需求增加,材料性能的进一步优化和传

感器多功能化将成为研究重点。同时,LM和CNT等新材料的引入为传感器性能提升开辟了新路径。总体而言,基于TPU的柔性传感器在智能健康监测等领域具有广阔的应用前景。

2.2 PVDF

PVDF是一种优异的电活性聚合物,具有高柔韧性、高强度、高热稳定性和优异的生物相容性^[32]。通常,PVDF具有不同的晶相,与不同的链构象有关,其中电活性 β 晶相对PVDF的压电性能贡献最大^[33]。PVDF的成本相对较低且易于制造成柔韧的薄膜,因此,PVDF基压电材料可以直接与织物以纳米纤维薄膜或纱线的形式构建柔性传感器,这使得PVDF成为纳米发电机和可穿戴传感器研究的热门材料,而静电纺丝正是制造这种基于PVDF的纳米复合薄膜的最佳方法之一^[34]。静电纺丝工艺可以调整PVDF纳米纤维膜的结构和性能,从而制备出适应不同应用场景的柔性传感器。

基于纳米纤维膜的柔性压电传感器通常是由两个柔性电极和夹在电极中的压电纳米纤维膜组成的“三明治”结构,夹层结构通常用柔性材料封装,以延长传感器的工作寿命,提高信号传输的稳定性^[35]。当柔性压电传感器受到外力刺激时,压电层内部发生电极化现象,压电层的上下表面产生相反的电荷,从而导致压电层的输出电压发生变化。通过静电纺丝技术制备的PVDF纳米纤维膜不仅具有出色的柔韧性和强度,还能在受到弯曲、拉伸等变形时产生稳定的电信号,适用于各种可穿戴设备和智能电子器件。比如Li等^[36]研制出一种基于静电纺丝PVDF纳米纤维的柔性化透气的纳米纤维膜,其中以钛酸钡(BaTiO_3)作为PVDF膜的添加剂制备了压电纳米发电机(PENG),该压电纳米发电机具有较高的 β 晶相含量和最佳的综合电学性能。该PENG装置可作为可穿戴触觉传感器,通过产生具有代表性的波形电压模式,产生对应于不同身体运动的代表性波形电压模式,表明了PENG触觉传感器在自供电可穿戴设备应用的潜力。

压电材料在设计中的一大挑战是保证其柔韧性的同时提高其输出性能,Wang等^[37]采用同轴静电纺丝技术制备了柔性核壳型丝素蛋白(SF)/PVDF复合纳米纤维,实现了PVDF在不含有无机填料的情况下压电性能的改善,同时发现PVDF与SF分子的相互作用增加了压电 β 晶相,从而提高了压电器件的性能。此外,将基于SF/PVDF复合纳米纤维的柔性器件作为自供电传感器,成功应用于人体关节运动监测,并通过人机交互控制智能汽车运动,表明了由静电纺丝技术制作的具有核壳结构的柔性复合材料在高性能传感器实际应用中拥有巨大潜力。

多数静电纺丝PVDF压电传感器为膜状结构,缺乏结构设计,需要进行复杂的后处理,一定程度上影响了传感器的性能以及应用范围。为避免繁琐的制作工艺,Li等^[38]采用静电纺丝一步法制备了芯-鞘PVDF压电纤维(C-PEF),其芯和鞘分别为不锈钢丝和静电纺丝PVDF纳米纤维膜,C-PEF具有易于制造、结构可设计、性能稳定等优点,不仅可以作为压

电弯曲传感器进行弯曲应变传感,由其制备的弹簧状结构 C-PEF (S-C-PEF)还可以组装成压电弹簧传感器,进一步用于监测日常睡眠。

Shao 等^[39]创新性地将 BaTi_2O_5 (BT2)纳米棒融入具有双取向结构的 PVDF 纳米纤维中构建高性能压电复合材料。该材料的双取向特性赋予其各向异性,能够灵敏识别并响应不同弯曲方向。得益于 BT2 纳米棒的强压电活性以及同轴 BT2/PVDF 纳米纤维独特的双取向结构设计,BT2/PVDF 复合材料的压电性能及灵敏性显著提升。研究表明,该复合材料作为可穿戴自供电柔性传感器,在人体生理运动的多模态智能检测方面展现出巨大潜力,预示其在人机交互领域具有广泛应用前景。

陈昌华等^[40]采用丝网印刷工艺成功将三电极图案转移到 PVDF 纤维膜基底,同时为进一步提升传感性能,巧妙地使用金纳米颗粒修饰工作电极,制备了一种柔性丝网印刷电极传感器,该传感器具有疏水性、拉伸性以及稳定性。实验表明,将工作电极负载乙酰胆碱酯酶,以乙酰胆碱为检测底液,发现即使在浓度低至 0.5 mmol/L 时,改性后的三电极传感器仍能表现出良好的电流响应。这一发现拓宽了 PVDF 静电纺丝纤维膜作为柔性电子器件的应用范围。

PVDF 凭借其优异的电活性和力学性能在柔性传感器研究中备受青睐。目前,进一步提升传感器的灵敏度和输出性能仍是一项挑战。将静电纺丝 PVDF 纤维膜与无机填料结合,并进行结构优化设计,可显著改善 PVDF 纤维膜的性能。展望未来,随着复合材料技术的进一步发展,PVDF 基柔性传感器将在智能健康监测、自供电系统及人机交互等领域发挥更大作用,不断向高效、多功能的方向演进。

2.3 PAN

PAN 是一种由丙烯腈单体聚合而成的高分子材料,具有优异的力学性能、化学稳定性和热稳定性。PAN 较高的拉伸强度和拉伸弹性模量使其成为制造高强度复合材料和碳纤维的理想选择。PAN 基传感器具有高孔隙率,与导电聚合物或纳米材料复合后,其电导率、灵敏度和响应速度均能得到显著提升。这类传感器在低压条件下可实现精确检测,可应用于人体健康监测和智能可穿戴设备。

Fu 等^[41]通过在静电纺丝 PAN 纳米纤维上原位嵌入金属有机框架(MOF)颗粒,获得了具有粗糙结构的柔性纳米纤维薄膜,并进一步引入 MXene 纳米片构建三维导电网络结构,制备了复合纤维薄膜,而后将薄膜夹在聚二甲基硅氧烷(PDMS)和 Cu 电极之间制成了柔性压力传感器。得益于纳米纤维薄膜特殊的粗糙结构和三维稳定的导电网络,该传感器拥有宽应变范围($0\sim 100 \text{ kPa}$)以及高灵敏度(62.8 kPa^{-1}),不仅可以检测细微脉搏、手指运动、肘部运动等,还可以通过检测膀胱体积的变化来监测人体泌尿系统的排尿情况。该传感器拥有优异的灵活性以及良好的生物相容性,在疾病诊断、健康监测、智能电子皮肤领域拥有极大的市场潜力。

传统有机柔性基板在可穿戴气体传感器中的应用存在

一定局限,且实现优异的柔韧性、高灵敏度和透气性仍具有挑战。为解决这一问题,Dong 等^[42]设计了一种基于静电纺丝 PAN 纳米纤维网络的柔性衬底,并在其上原位组装聚苯胺(PANI)和 MWCNTs 作为敏感层,从而构建了一种超柔性的可穿戴气体传感器。该传感器凭借独特的纳米纤维网络结构和材料结合,在极限弯曲和 50% 的拉伸应变下仍能保持稳定的 NH_3 传感性能,且在室温下对 NH_3 表现出极高灵敏度,检测限低至 3.0×10^{-7} 。此外,传感器的水蒸气透过率为 $0.38 \text{ g}/(\text{cm}^2\cdot 24 \text{ h})$,提高了佩戴的舒适性。这项研究为高性能、舒适的柔性可穿戴气体传感器的实现提供了新的解决方案。

电磁干扰(EMI)对可穿戴设备中的高精度元件影响显著,然而,兼具电磁屏蔽和高灵敏度的材料设计仍面临挑战。为此,Yang 等^[43]提出了一种双功能静电纺丝纳米纤维复合膜,该复合膜结合了一维 PAN 纤维和二维 MXene 纳米片,其中 PAN 增强了电磁波吸收并保持膜的柔韧性,MXene 形成导电网络提供电磁屏蔽和介电损耗。含有的 Fe_3O_4 纳米颗粒进一步提高了磁损失和变形能力,PDA 则增强了 PAN 与 MXene 之间的界面相互作用。该复合膜在 $8\sim 26.5 \text{ GHz}$ 频段内展现出优异的屏蔽效能,并在 $0\sim 2.5 \text{ kPa}$ 压力范围内具有 5.53 kPa^{-1} 的高灵敏度和优良稳定性,此项研究可用于脉搏、喉部运动等生理信号的无创健康监测,为人机界面和健康监测提供了新的解决方案。

Zhou 等^[44]制备了具有均匀波浪结构的掺杂氧化石墨烯(GO)的 PAN 纳米纤维混合纱线,并以此作为弹性基体。随后通过原位聚合法在纳米纤维表面涂覆聚吡咯,构建一种具有优异力学性能和导电性能的纱线应变传感器(HSYSS)。该传感器展现了 $0\%\sim 500\%$ 的宽检测范围,其独特的波浪结构设计显著提高了传感器的可拉伸性和稳定性。此外,HSYSS 能够轻松集成到衣物、手套或其他可穿戴设备中,实时监测人体肌肉振动及身体运动,充分展现了其在可穿戴电子设备领域的应用前景。

张瑞等^[45]通过静电纺丝技术首先制备了 PAN 纳米纤维膜,随后采用两步法在 PAN 纳米纤维膜上成功生长了 ZnO 纳米棒,从而形成了 $\text{ZnO}@\text{PAN}$ 复合纳米纤维膜。实验表明,该纳米纤维膜可经受 5 000 次循环敲击测试并保持输出稳定,除此以外,将该纤维与握力器结合,可实时监测微握、半握以及全握 3 种运动状态,这一设计将 PAN 的柔韧性和 ZnO 的压电、半导体等特性结合,为开发高性能柔性电子器件提供了新的材料选择。

PAN 基传感器优势在于其高强度以及优异的化学稳定性,静电纺丝技术在此基础上拓宽了 PAN 应用范围,结合 MXene, PANI, CNT 等导电材料,PAN 纳米纤维传感器可用于脉搏检测、气体监测等。然而,提高 PAN 纳米纤维传感器的柔韧性、气体透过性及长期稳定性仍是一项挑战。静电纺丝技术能精确控制纤维的结构和性能,使得 PAN 基柔性传感器具有更高的可调性和适应性。未来,PAN 基柔性传感器

可在结构设计优化以及纳米材料复合技术方向发展,在智能健康监测和人机交互领域有较大发展潜力。

3 基于静电纺丝技术的可穿戴柔性传感器应用

通过静电纺丝技术制备的纳米级纤维,具有较高的比表面积和孔隙率,能显著提升柔性传感器的性能,尤其在健康监测、运动检测、人机交互等领域表现突出^[46]。随着可穿戴技术的普及,对柔性器件的需求日益增加。通过调控纺丝参数及优化结构设计,可制造出具有优异导电性、强度和透气性的纤维,满足可穿戴设备对柔性与舒适性的要求^[47]。

3.1 健康监测

柔性传感器的纳米纤维结构能够赋予其出色的柔性、可拉伸性及高比表面积。这类传感器不仅在舒适性和适应性上优于传统刚性传感器,更能在动态、复杂的环境中稳定工作,适合长时间佩戴。

目前,多数健康状况监测依然依靠血液分析数据,然而,定期测血是一项有创技术,会给需要持续性监测的患者带来疼痛和不便性。针对此项问题,众多研究者着眼于开发利用汗液等非侵入性生物流体进行连续分析物监测的平台,比如 Chung 等^[48]结合 TPU 静电纺丝纤维膜以及金(Au)溅射涂层,开发了一种可穿戴柔性 Au/TPU 贴片,其表面能增强拉曼散射(SERS),并通过引入 pH 响应分子 4-巯基苯甲酸(4-MBA)和 4-巯基吡啶(4-MPy)实现功能化。结果表明,4-MBA/Au/TPU 贴片能精确测量 pH 值(5.5~7.0),仅需 1 μL 汗液即可完成检测,展现了其在无创健康监测中的巨大潜力(特别是在生物流体监测这一方面),为个性化医疗提供了新方向。

同样, Lu 等^[49]通过将多层石墨烯(MG)锚定到静电纺丝聚酰胺 66 上,制备了柔性高灵敏度非接触式湿度传感器,该传感器可实时监测呼吸速率并能远程报警,不仅可用于哮喘监测,还可为卧床不起的患者提供非接触式送药接口。依赖于静电纺丝技术,制备的纳米纤维拥有更大的比表面积和丰富的吸水官能团,促成了湿度检测传感器性能提高,这项工作为非接触式人机交互的智能电子产品发展提供了一个通用且有效的策略。

可穿戴传感器的压力和温度感知能力受到越来越多的关注,灵活的多功能传感器能够检测重要的物理刺激,如应变、压力和温度。Lee 等^[50]设计了一种柔性多功能传感器,将 PAN 纳米纤维膜碳化处理为碳纳米纤维作为传感材料,可以同时检测出微小的压力和温度,拥有出色的 -0.96 kPa^{-1} 和 $-2.44\%/^{\circ}\text{C}$ 的压力和温度灵敏度、良好的弯曲特性、快速响应时间以及长久耐用性。该设计可以应用到皮肤贴片设备,用于监测人体体温和微小肌肉运动,为未来更先进的柔性电子设备提供新型传感平台。

典型的可穿戴设备需兼具高性能与舒适性,通过将导电纱线巧妙融入服装,可有效捕捉人体多元信号。Fan 等^[51]创新性地结合 MXene 涂层的棉纤维与银纳米线(AgNWs)涂层的 TPU,开发出一种具有 3D 编织结构(Kernmantle 结构)的可

拉伸应变传感器,该传感器凭借卓越的性能,能被无缝集成到多种柔性可穿戴设备中,精准监测从颈动脉、肱动脉、桡动脉的显著脉搏信号到手指、脚踝动脉的微弱脉搏波,甚至在睡眠期间有效捕捉呼吸与脉搏信号,有助于及早预防如睡眠呼吸暂停等严重疾病。

Xu 等^[52]设计了一种基于三维静电纺丝的丝素蛋白(SF)/聚乳酸-乙醇酸共聚物(PLGA)/PANI (SPP)传感器。通过在纤维膜上构建 PANI 导电颗粒的三维网络,显著增强了该传感器的导电性和灵敏度。进一步地,通过在 SPP 表面涂覆 κ -卡拉胶(KC)溶液,不仅提升了柔性传感器的力学性能,还确保了其生物相容性。实验验证表明,所制备的 KC/SPP/KC 传感器(KSPPK)在监测手指、手腕、肘部及膝盖等部位的肌肉活动方面表现出色,同时能够感知不同双音节单词发音时的声带振动,并能实时监测脉搏信号。这些特性为医护人员的疾病诊断提供了宝贵的医学信息,彰显了 KSPPK 在人体健康监测领域的广阔应用前景。

3.2 运动检测

在运动过程中,肌肉的伸缩变化通常伴随着小应变,柔性传感器能够实时、无创地检测肌肉活动、关节运动等生理信号。静电纺丝纤维膜具有透气性好、质量轻的特点,且易与导电物质结合,许多研究聚焦于利用静电纺丝技术制备适合于不同应用场景的柔性传感器,特别是在运动检测领域^[53-54]。

不同于传统单轴柔性应变传感器, Li 等^[55]以导电和高度排列的纤维素复合纳米纤维为基础,通过静电纺丝醋酸纤维素、去乙酰化和吡咯原位聚合制备了一种各向异性柔性应变传感器,用于检测复杂的多维应变。该传感器的垂直和平行于纤维排列的拉伸灵敏度分别为 0.73 和 0.01,且被证明可以用于手指、肘部以及膝盖等各种人体关节运动检测,同时具有承受 2 000 次循环的非凡耐用性,进一步提升了可穿戴运动检测设备的应用能力。

为了在运动检测中同时实现高灵敏度和宽响应范围, Tian 等^[56]采用 TPU 静电纺丝纤维膜为基材,结合羧基化 MWCNTs (C-MWCNTs)和聚(3,4-乙炔二氧噻吩)(PEDOT: PSS),通过浸涂法形成导电网络,得到 C-MWCNTs/PEDOT: PSS/PDA/TPU (CPT)导电纤维膜。通过预拉伸调节微裂纹密度,提高应变灵敏度。乙二醇处理后的 CPT 传感器表现出高灵敏度(6 008.3)、宽响应范围(680%)、快速响应/恢复时间(200 ms)、低检测限(0.5%)以及良好的稳定性和透气性。该传感器可集成至智能手套中,精准识别数字手势,具有广泛的应用潜力,特别在人体运动和智能设备检测中。

可穿戴设备的性能要求不单单限于高灵敏度以及宽响应范围,良好的耐环境能力及抗菌性也是不可忽视的因素。针对此项问题, Huang 等^[57]通过浸渍还原工艺,采用银纳米粒子(AgNPs)和 CNT,以多孔静电纺丝 TPU 膜为骨架制备双导电网络的柔性 TPU/CNT@AgNPs 纤维膜,原位生成的 AgNPs 和 TPU 与 CNT 之间的 π - π 相互作用赋予传感器优异

的耐久性和抗菌性能,使其能够在酸碱环境下稳定工作,得益于CNT和银纳米粒子之间的协同作用,该传感器能够做到检测脉搏等微小运动以及膝盖弯曲的大幅度运动。

实际上,环境湿度以及人体汗液也会对传感器性能造成影响,Li等^[58]以静电纺丝TPU为聚合物基材,通过超声处理将共吸附的炭黑(CB)和CNT构建在TPU膜上作为杂化导电网络,然后通过低表面能的PDMS改性实现膜的超疏水效果,从而制备了一种新型超疏水性PDMS/(CB+CNT)/TPU应变传感器。该传感器具有高达152°的静态水接触角和良好的柔韧性,最高灵敏度可达49 863.5,该传感器用于检测人体的全范围运动,如关节运动、呼吸、咳嗽和说话,证明了其在运动检测的应用潜力。

通过纺织技术开发出具有高应变传感性能并可直接集成到织物中的导电复合纱线是一项研究热点。Tang等^[59]采用多针液滴静电纺丝技术,将增强材料CNT均匀分散到柔性基体TPU中,制备了具有高拉伸性能的CNT/TPU复合纳米纤维纱,并将其集成到智能绷带中。这种智能绷带可以检测手腕、肘部、膝盖、腹部和胸部的运动,辅助羽毛球、篮球、跑步等运动训练,同时也可应用于心率、呼吸频率的医疗监测。

3.3 人机交互

可穿戴式柔性传感器凭借其高电灵敏度和优异的拉伸能力,在人机交互领域展现出巨大的发展潜力,柔性传感器与人机交互设备的结合有望推动智能电子器件的发展,从而更好地满足大众对医疗保健产品的需求^[60-61]。

随着可穿戴电子传感器技术的快速发展,人体实时运动检测、传感义肢以及先进的仿生皮肤正在成为现实。Sengupta等^[62]开发一种高度可拉伸和超轻质量的皮肤状CNF-PDMS复合材料的应变/触觉传感器。其中,静电纺丝PAN纳米纤维束在相对较低的温度下碳化并合成独立的碳纳米纤维(CNF)膜,而后将其嵌入PDMS中以制造应变和触觉传感器。为了说明基于CNF-PDMS复合材料的传感器在智能服装方面的应用潜力,研究者设计了一款拥有压力传感器、应变传感器、16点压力敏感、柔性传感器阵列、可缝合应变传感器和手势跟踪功能的智能手套,该智能手套本体可识别至少14种不同手势,证明了基于CNF-PDMS复合材料传感器在智能皮肤应用中的巨大潜力。

然而,如何在微小形变下保持高灵敏度以及宽检测范围也是柔性应变传感器的一大挑战,Xu等^[63]在多层TPU静电纺垫上喷镀Ti—O—C共价交联MXene/rGO溶液制备了一种模拟纳米结构的应变传感器。除了具备高灵敏度、宽检测范围、短响应时间外,该应变传感器的突出特点是通过传感器检测手指动作并与手势信息数据库匹配,利用高性能芯片对信息进行采集和分析并显示手势含义,此项工作为听障人士搭建了沟通桥梁。

与上述研究类似,Wang等^[64]设计了一种超薄、高灵敏的柔性CB/TPU纤维膜应变传感器,嵌入的CB颗粒形成了导

电路径,使传感器在拉伸应变时展现出最大为8 962.7的高灵敏度以及60 ms的快速响应,该传感器可以在实时捕捉微小或大幅度的人体运动时保持高灵敏度与稳定性,从而在人体动作检测、语音测量和智能终端设备,特别是电子皮肤等需要高灵敏度和柔韧性的领域发挥实际应用。

由于多向应变的干扰,一些柔性传感器无法检测多自由度应变,不利于人机交互领域应用。Yang等^[65]设计了一种基于静电纺丝制备的掺锡氧化锡取向纳米纤维(ATO-ONF)薄膜的具有高传感性能、方向感知能力的透明应变传感器。单层ATO-ONF应变传感器不仅具有高达80%的透光率,在平行和垂直纤维方向上展现出显著的灵敏度差异(分别为250和1.2),可实现单向传感。在此基础上,研究者开发了方向感知的双轴应变传感器,该传感器能准确测量应变大小和方向,适用于可穿戴设备,如手部动作检测 and 智能显示纺织品。该传感器在人机交互中展现出潜力,可作为控制输入设备,从而为复杂动态表面柔性传感系统的实现提供了新的思路。

基于柔性传感器的人脸表情识别逐渐显现出其独特的优势,但目前的研究大多依赖于单个传感器信号进行面部表情识别,同时保证传感器的生物相容性与抗菌性也至关重要。针对此项问题,Gao等^[66]提出了一种电容-肌电双模传感器,并结合卷积神经网络实现高精度面部表情分类。该设计巧妙引入PVDF膜的多孔结构和聚乙烯醇/氯化1-丁基2,3-二甲基咪唑盐膜的纺锤体打结结构,由于双耦合微观结构和双电层效应,传感器电容响应性能显著提升,采用的干电极传感器克服了水凝胶电极的缺点,确保了良好的生物相容性和抗菌性能。研究者探索了该传感器在疲劳驾驶监测、机器人控制系统等方面应用,发现该传感器在面部识别系统中能够结合肌电信号识别8种面部表情,展示了传感器较高的识别精度,为智能可穿戴设备与人机交互结合发展提供新的见解。

4 结语

近年来,智能可穿戴电子设备推动了柔性传感器领域的快速发展,随着新兴技术的进步,开发灵敏度更高、稳定性更强、质量更轻的柔性传感器逐渐成为研究者的目标。虽然基于静电纺丝技术的柔性传感器研究发展迅速,但在实际生产过程中仍有诸多问题需要加以解决。

(1)柔性与耐用性不平衡:与导电物质结合可增强静电纺丝纤维膜基柔性传感器的传感性能,但往往会削弱聚合物基体的柔韧性,尤其在多次形变和应力作用下会导致传感器的综合性能下降,因此可通过参数优化、材料筛选和结构设计等方法提高柔性传感器性能,优化柔韧性与电学性能的平衡。

(2)多功能传感技术挑战:当前对多功能智能可穿戴设备的需求增大,开发能够同时监测多种刺激(如压力、温度、湿度等)以及具有多种效能(如自愈、耐环境、穿着舒适)的多功能传感器逐渐成为研究热点。当前,基于静电纺丝的柔性传感器的主要瓶颈在于复杂的制造工艺、不同信号间的潜在

串扰以及高昂的材料成本,使得在实现多功能的同时保持优异传感性能成为一大技术难题。

(3)生产成本限制:大规模生产中,成本效益是目前应用面临的关键问题,高昂的导电介质成本制约了静电纺丝柔性传感器的规模化生产。因此,探索更具成本效益的材料与生产工艺对于推动静电纺丝传感设备走向市场至关重要。此外,聚合物溶剂及静电纺丝溶液化学废物的妥善处理亦构成生产成本的重要组成部分。

参考文献

- [1] YIN R Y, et al. *Advanced Functional Materials*, 2021, 31(11). DOI: 10.1002/adfm.202008936.
- [2] LI W D, et al. *Small*, 2022, 18(7). DOI:10.1002/smll.202103734.
- [3] GU W, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2023, 460. DOI: 10.1016/j.cej.2023.141777.
- [4] CUI T, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2023, 455. DOI: 10.1016/j.cej.2022.140690.
- [5] 张曼,等. *纺织学报*, 2024, 45(12):225–233.
ZHANG Man, et al. *Journal of Textile Research*, 2024, 45(12): 225–233.
- [6] MERCANTE L A, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2023, 465. DOI:10.1016/j.cej.2023.142847.
- [7] WANG Y, et al. *NPG Asia Materials*, 2021, 13(1). DOI: 10.1038/s41427-020-00267-8.
- [8] WEN X, et al. *Advanced Fiber Materials*, 2022, 4(2):145–161.
- [9] XUE J J, et al. *Chemical Reviews*, 2019, 119(8):5 298–5 415.
- [10] KAILASA S, et al. *Macromolecular Materials and Engineering*, 2021, 306(11). DOI:10.1002/mame.202100410.
- [11] JOY N, et al. *Chemical Engineering Science*, 2021, 230. DOI: 10.1016/j.ces.2020.116200.
- [12] SIVAN M, et al. *Materials Today Chemistry*, 2022, 26. DOI: 10.1016/j.mtchem.2022.101025.
- [13] SZEWCZYK P K, et al. *Advances in Colloid and Interface Science*, 2020, 286. DOI:10.1016/j.cis.2020.102315.
- [14] BEKNALKAR S A, et al. *Journal of Materials Science & Technology*, 2023, 166:208–233.
- [15] GAO Q, et al. *Progress in Materials Science*, 2023, 137. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2023.101139.
- [16] 秦铭泽,等. *济南大学学报(自然科学版)*, 2024. DOI:10.13349/j.cnki.jdxbn.20240529.001.
QIN Mingze, et al. *Journal of University of Jinan (Science and Technology)*, 2024. DOI: 10.13349/j.cnki.jdxbn.20240529.001.
- [17] 王寅,等. *现代纺织技术*, 2023, 31(4):63–73.
WANG Yan, et al. *Advanced Textile Technology*, 2023, 31(4): 63–73.
- [18] SHARMA A, et al. *Sensors and Actuators A:Physical*, 2022, 347. DOI:10.1016/j.sna.2022.113934.
- [19] LIN S, et al. *npj Flexible Electronics*, 2022, 6(1). DOI: 10.1038/s41528-022-00158-8.
- [20] KHALID M A U, et al. *Composite Structures*, 2022, 284. DOI: 10.1016/j.compstruct.2022.115214.
- [21] 宿荣芳,等. *材料工程*, 2024, 52(8):98–108.
SU Rongfang, et al. *Journal of Materials Engineering*, 2024, 52(8): 98–108.
- [22] 张永芳,等. *材料导报*, 2024, 38(14):70–80.
ZHANG Yongfang, et al. *Materials Reports*, 2024, 38(14): 70–80.
- [23] 杨丽,等. *电工技术学报*, 2023, 38(S1):257–266.
YANG Li, et al. *Transactions of China Electrotechnical Society*, 2023, 38(S1):257–266.
- [24] 彭玉鑫,等. *材料工程*, 2024, 52(8):42–58.
PENG Yuxin, et al. *Journal of Materials Engineering*, 2024, 52(8): 42–58.
- [25] 张强飞,等. *复合材料学报*, 2024. DOI: 10.13801/j.cnki.fhclxb.20240821.001.
ZHANG Qiangfei, et al. *Acta Materiae Compositae Sinica*, 2024. DOI: 10.13801/j.cnki.fhclxb.20240821.001.
- [26] ARAROMI O A, et al. *Nature*, 2020, 587(7833):219–224.
- [27] LU X Y, et al. *Journal of materials chemistry. C, Materials for optical and electronic devices*, 2022, 1(16):6 296–6 635.
- [28] CHENG H N, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2021, 426. DOI:10.1016/j.cej.2021.131152.
- [29] WANG X F, et al. *Science China materials*, 2022, 65(8):2 235–2 243.
- [30] MENG Y Y, et al. *ACS Applied Nano Materials*, 2023, 6(7): 5 871–5 878.
- [31] 高孝钰,等. *针织工业*, 2023(6):4–8.
GAO Xiaoyu, et al. *Knitting Industries*, 2023(6):4–8.
- [32] KUJAWA J, et al. *Desalination*, 2024, 574. DOI: 10.1016/j.desal.2023.117277.
- [33] 宋路平,等. *工程塑料应用*, 2023, 51(1):11–16.
SONG Luping, et al. *Engineering Plastics Application*, 2023, 51(1):11–16.
- [34] PURUSHOTHAMAN S M, et al. *Polymer*, 2023. DOI:10.1016/j.polymer.2023.126179.
- [35] WAN X Q, et al. *ACS applied nano materials*, 2023, 6(3):1 522–1 540.
- [36] LI J C, et al. *Advanced Fiber Materials*, 2023, 5(4):1 417–1 430.
- [37] WANG S Q, et al. *Nano Materials Science*, 2022, 4(2):126–132.
- [38] LI L F, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(12): 15 938–15 945.
- [39] SHAO Z Z, et al. *Small Methods*, 2023, 7(9). DOI: 10.1002/smt.202300701.
- [40] 陈昌华,等. *工程塑料应用*, 2024, 52(11):57–63.
CHEN Changhua, et al. *Engineering Plastics Application*, 2024, 52(11):57–63.
- [41] FU X Y, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14(10): 12 367–12 374.
- [42] DONG H P, et al. *ACS Sensors*, 2024, 9(6):3 085–3 095.

- [43] YANG M, et al. *Composites Science and Technology*, 2022, 221. DOI:10.1016/j.compscitech.2022.109313.
- [44] ZHOU Y M, et al. *ACS Applied Nano Materials*, 2022, 5(6): 8 224–8 231.
- [45] 张瑞,等.微纳电子技术,2024,61(6):51–59.
ZHANG Rui, et al. *Microelectronic Technology*, 2024, 61(6): 51–59.
- [46] WANG X X, et al. *Progress in Materials Science*, 2021, 115. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2020.100704.
- [47] CHEN X, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2024, 486. DOI: 10.1016/j.cej.2024.150204.
- [48] CHUNG M, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2021, 13 (43):51 504–51 518.
- [49] LU L J, et al. *Advanced Materials*, 2021, 33(16). DOI: 10.1002/adma.202100218.
- [50] LEE J, et al. *Advanced Functional Materials*, 2022, 32(1). DOI: 10.1002/adfm.202107570.
- [51] FAN W J, et al. *Carbon*, 2024, 222. DOI: 10.1016/j.carbon.2024.118918.
- [52] XU M T, et al. *Advanced Electronic Materials*, 2021, 7(10). DOI: 10.1002/aelm.202100368.
- [53] GAO Z Y, et al. *Advanced Functional Materials*, 2023, 33(18). DOI:10.1002/adfm.202214265.
- [54] WANG X, et al. *Advanced Materials Technologies*, 2023, 8(16). DOI:10.1002/admt.202300293.
- [55] LI C H, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(7): 9 820–9 829.
- [56] TIAN Y, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2024, 480. DOI: 10.1016/j.cej.2023.147899.
- [57] HUANG A, et al. *Advanced Composites and Hybrid Materials*, 2023, 6(3). DOI:10.1007/s42114-023-00684-7.
- [58] LI S S, et al. *Journal of Alloys and Compounds*, 2022, 927. DOI: 10.1016/j.jallcom.2022.167041.
- [59] TANG J, et al. *Composites Part B:Engineering*, 2022, 232. DOI: 10.1016/j.compositesb.2021.109605.
- [60] 赵继升,等.丝绸,2024,61(12):96–103.
ZHAO Jisheng, et al. *Silk*, 2024, 61(12):96–103.
- [61] 孟兰,等.电子元件与材料,2024,43(1):14–22.
MENG Lan, et al. *Electronic Components & Materials*, 2024, 43 (1):14–22.
- [62] SENGUPTA D, et al. *npj Flexible Electronics*, 2021, 5(1). DOI: 10.1038/s41528-021-00126-8.
- [63] XU W J H, et al. *Nano Energy*, 2021, 90. DOI: 10.1016/j.nanoen.2021.106606.
- [64] WANG X, et al. *Nano-Micro Letters*, 2021, 13(1). DOI:10.1007/s40820-021-00592-9.
- [65] YANG G, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2022, 435. DOI: 10.1016/j.cej.2022.135004.
- [66] GAO J Q, et al. *Advanced Functional Materials*, 2024. DOI: 10.1002/adfm.202418463.