

基于导电纳米改性纺织纤维材料的 可穿戴温度传感器

李志刚^{1,2}, 王睿鑫^{1,2}, 文 章³, 杨子龙^{1,2}

(1. 东北大学 信息科学与工程学院, 沈阳 110819; 2. 河北省微纳精密光学传感与检测技术重点实验室, 河北秦皇岛 066004; 3. 中国石油大庆油田有限公司, 黑龙江 大庆 163453)

摘 要: 本文采用简单的纺丝(干喷湿纺)方法将石墨烯和炭黑混合纤维素纺成温度响应纤维, 提出了一种使用石墨烯和炭黑纤维制造可穿戴式温度传感器新方法。这种传感器具有高抗拉强度、较短的响应时间(6.5 s)和良好的温度恢复时间(25.5 s)。在多次施加机械形变后, 其响应保持稳定。通过简单的工艺将其集成在织物中, 可由人穿着监控皮肤温度, 且具有较强的抗干扰性。上述结果表明: 基于导电纳米改性纺织纤维材料的可穿戴温度传感器具有巨大的应用潜力。

关键词: 可穿戴温度传感器; 基于纤维的电子设备; 石墨烯增强; 快速响应

中图分类号: TP273 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-5497(2026)01-0265-10

DOI: 10.13229/j.cnki.jdxbgxb.20240548

Wearable temperature sensor based on conductive nano-modified textile fiber materials

LI Zhi-gang^{1,2}, WANG Rui-xin^{1,2}, WEN Zhang³, YANG Zi-long^{1,2}

(1. College of Information Science and Engineering, Northeastern University, Shenyang 110819, China; 2. Hebei Key Laboratory of Micro-Nano Precision Optical Sensing and Measurement Technology, Qinhuangdao 066004, China; 3. Daqing Oilfield Co., Ltd., Petro China, Daqing 163453, China)

Abstract: This study employs a simple spinning(dry-jet wet spinning) method to spin graphene and carbon black mixed with cellulose into temperature-responsive fibers, proposing a novel approach for fabricating wearable temperature sensors using graphene and carbon black fibers. The characteristics of this sensor include high tensile strength, short response time(6.5 s), and good temperature recovery time(25.5 s). After multiple mechanical deformations of the sensor, its performance remains stable. The wearable temperature sensor is mixed into fabrics through textile technology and can be worn by people to monitor skin temperature and has strong anti-interference properties. This research indicates that wearable temperature sensor based on conductive nano-modified textile fiber materials has great value and future in application.

Key words: wearable temperature sensor; fiber-based electronic device; graphene-enhanced; fast response

收稿日期: 2024-05-17.

基金项目: 河北省自然科学基金项目(F2020501040).

作者简介: 李志刚(1975-), 男, 副教授, 博士. 研究方向: 光谱分析, 人工智能. E-mail: lizhigangneuq@vip.163.com

0 引言

实时、连续监测人体局部表皮温度对于掌握个体健康状态具有重要意义^[1]。例如,当身体遭受细菌感染^[2]、关节炎^[3]、痛风^[4]乃至癌症^[5]等疾病侵袭或是在进行某些生理活动时,人体表皮局部温度都会发生相应的变化^[6]。近年来,得益于柔性设备的快速发展,可穿戴表皮电子系统在连续监测人体局部温度领域取得了显著进展^[7]。该系统能紧密附着在人体皮肤上,实现了实时温度监测功能^[8]。此外,由于采用了软基板材料,使得该系统能在各种弯曲条件下保持稳定,甚至在人体运动时也不会受到干扰^[9]。然而,高昂的成本和售价极大地限制了这类设备的普及与推广。并且,由于材料领域发展现状的限制,可穿戴表皮电子系统在响应速度和对体温变化的敏感度上仍有待提高^[10]。Lin 等^[11]以橡胶和碳纳米管为主要材料开发可穿戴多功能传感器,实现了对人体运动和皮肤温度的高灵敏度检测,但该传感器的环境适应性尚存在不足。Hu 等^[12]以基于弹性蛋白的多功能水凝胶为材料开发可穿戴传感器,该传感器的拉伸性、黏附性及导电性极佳,但由于材料过于特殊导致无法实现大规模生产。Lin 等^[13]以聚(3,4-乙二氧噻吩)为材料制作温度传感器,并充分展示了其在健康监测及疾病诊断中的应用潜力,但其长期耐用性还有较大优化空间。Zhang 等^[14]基于有机导电聚合物制作可穿戴表皮系统,实现了多种人体体征监控,并开发了自黏附有机干电极,实现了长期运动状态下的生物电信号监控,但其皮肤适应性仍需进一步验证。因此,迫切需要研发一种低成本、响应迅速且敏感度高的可穿戴温度传感器^[15]。这种传感器可直接集成到纺织品中,从而实现对人体局部温度的精确监测,为医疗保健领域发展提供有力支持。

导电纺织品由柔韧的纤维组成,这些纤维具有精细的结构,使其成为制作可穿戴温度传感器的理想候选材料^[16]。为了满足纺织品的功能需求,导电纺织品还需要具备良好的导电性能。非常细的银线、铜线等由于其拉伸率过低,因此不能成为导电纺织品^[17]。涂有金、银或其他导电颗粒的可拉伸聚合物纤维虽然也被认为是导电纺织品,但其导电性能会在穿着、拉伸、洗涤等过程中逐渐消失,因此,它们不适合用于制作可穿戴温度传感器^[18]。石墨烯和炭黑等有机碳纳米材料具

有出色的导电性和拉伸性能,并且具有良好的分散性和与化学品的反应性,因此,它们是制作可穿戴温度传感器的潜力材料^[19]。

石墨烯和炭黑混合纤维素制成的导电纳米改性纺织纤维材料具有卓越的导电性能和机械性能,是制作可穿戴温度传感器的理想选择^[20]。石墨烯作为一种二维蜂窝状晶格结构材料,由 sp^2 杂化连接的碳原子紧密堆积而成,具有极高的导电率^[21]。其晶体结构中,碳原子通过共价键连接形成六元环,每个碳原子都贡献一个电子参与 π 键的形成^[22]。由于 π 电子的自由移动,石墨烯具有极高的导电率。当温度升高时,热运动增强, π 键的电子有序排列被破坏,从而导致电阻值降低^[23]。炭黑是一种由烃类在严格控制的工艺条件下经不完全燃烧形成的黑色墨状物质^[24]。炭黑中的碳原子同样以 sp^2 杂化连接成六元环。当温度升高时,热运动破坏其有序结构,致使其电阻值降低^[25]。由于石墨烯和炭黑的这些特性,由它们组成的导电纳米改性纺织纤维材料制成的传感器的电阻值会在温度的刺激下发生显著变化^[26]。因此,这种材料在可穿戴温度传感器的制作领域具有巨大的潜力。

在此研究中,一种基于石墨烯和炭黑混合纤维素制成的导电纳米改性纺织纤维材料被用于制造可穿戴温度传感器。干喷湿纺工艺被用来制备温度响应纤维,这种传感器的制造工艺简单,原材料易于获取,因此,制造成本较低^[27]。此外,该传感器展现出良好的温度响应速度和恢复时间,能够在承受机械形变的情况下保持测量的稳定性和可重复性。更重要的是,该传感器可以方便地与织物结合,实现对体温的实时监测。因此,这种可穿戴温度传感器具有巨大的潜力,有望成为下一代可穿戴电子设备的重要组成部分。

1 试验方法

1.1 试剂与材料

在纯度为 98.0%、含水量大于 1% 的离子液体 1-乙基-3-甲基咪唑磷酸二乙酯中溶解纤维素。离子液体购自美乐(上海)化工技术有限公司。纤维素 DP1000 购自泰安瑞泰纤维素有限公司。炭黑购自中国石化齐鲁石化公司。石墨烯购自厦门烯成石墨烯科技有限公司。

1.2 干喷湿纺工艺

干喷湿纺所使用的溶液由离子液体(其在

20℃下的密度为 1.1572 g/cm^3)、质量分数为20%的相当于1 L液体质量分数为6%的纤维素、相对于纤维素质量分数为20%的炭黑以及质量分数为15%的石墨烯组成。纤维素在硅油浴中于热板上溶解。开始时,将含有纳米颗粒的离子液体加热至80℃,小份缓慢加入磨碎的纤维素。此过程需保持3~4 h,直至得到均匀的溶液。同时,炭黑和石墨烯在800 r/min速度下的高剪切混合器中混合30 min,以确保其在离子液体中更好地分散。将纳米颗粒溶解后的纤维素放入真空烘箱中,80℃加热24 h,驱除其中的气泡。随后,将溶液吸入注射器中,并将注射器固定在纺丝设备上。在纺丝过程中,需保持注射器的压力稳定,同时将设备的绕卷速度控制在每分钟20 r/min。注射器针头与水之间应保持4~5 cm的距离。纺丝完成后,将所得的纤维材料在水中浸泡48 h,溶解其中的离子液体。最后,将材料置于空气中干燥48 h,以去除其中的水分。

1.3 温度传感器的制造

为了制造基于纤维材料的独立温度传感器,将银环氧糊涂覆于纤维材料的两端,长度约为2 cm,以形成电极。为了使传感器集成到织物中,先将纤维材料编织到织物中,然后在其两端涂覆银环氧糊,用于与测量系统的导线键合。温度传感器整体制备流程如图1所示。

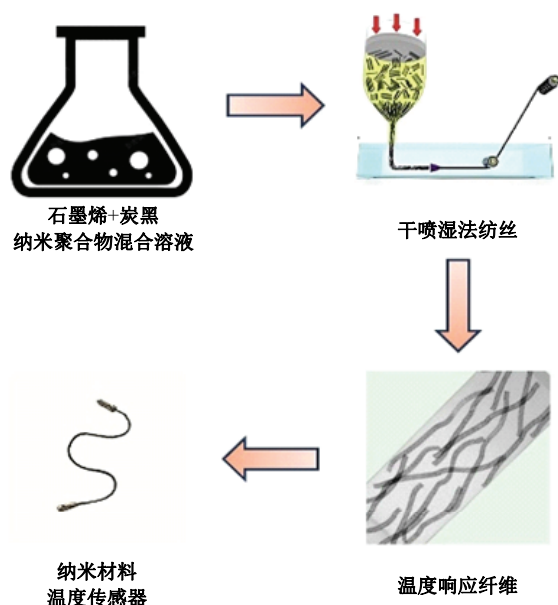


图1 温度传感器制备流程图

Fig. 1 Flow chart of temperature sensor preparation

1.4 测量

奥林巴斯(Olympus)公司出品的立体显微镜

SZX10和MICROTEST 200N Deben分别被用于进行显微观察和微型拉伸测试。安捷伦公司生产的4145B型半导体分析仪被用于在30 V恒定电压下进行电测量试验。

2 结果与讨论

2.1 材料结构表征

图2(a)所展示的纳米纤维材料的XRD谱图表明,石墨烯与纤维材料在约 25° 处展现了相似的衍射峰,这表明经过热处理后材料层间距的显著减小。图2(b)展示的石墨烯及纤维材料的XPS谱图进一步揭示了热处理过程中大部分含氧官能团被去除,这使得C=C键成为主导,这对材料的稳定性及导电性具有积极影响。图2(c)展示了石墨烯及纤维材料的拉曼表征结果,D谱带(1350 cm^{-1})和G谱带(1585 cm^{-1})的出现反映了材料中无序碳部分与有序石墨晶体共存。经热处理还原后,石墨烯及纤维材料的D谱带强度增加。此外,石墨烯与纤维材料的ID/IG值分别为1.36和1.51,这表明 sp^2 键合碳畴减少。

通过扫描电子显微镜(SEM)对纤维材料的表面微观形貌进行表征,如图3(a)所示,可见其直径约为 $75\text{ }\mu\text{m}$ 。如图3(b)(c)所示,炭黑的加入使得纤维材料的石墨烯纳米片间有效分离,并在热处理后形成了微观多孔网状结构。这种分层多孔网络结构不仅能够增加材料的可达表面积及活性位点数量,还可为其提供更出色的导电性能。

2.2 物理性能测试

为了验证试验所得的纤维材料是否符合导电纺织品的定义,设计针对导电性和拉伸性的试验以对其性能进行验证。

将用于横截面测量的样品嵌入树脂中,以便在显微镜下进行观察。在测量之前,将样本切成两半并进行抛光。在20倍显微镜下对纤维进行观察,测量横截面积。表1展示了纤维材料横截面的测量结果。为了减小测量过程中的偏差以及样本生产过程中的偏差对试验结果产生了影响,3段样本被随机选取进行测试,并在计算过程中采用平均值进一步减小误差影响。试验结果显示,3组测试样本横截面积的平均标准偏差(σ)和平均相对标准偏差(RSD)分别为 $463.8\text{ }\mu\text{m}^2$ 和8.5%。这样的偏差在实际应用领域是可以被接受的,对整体性能产生的影响非常小,同时也能保证纤维

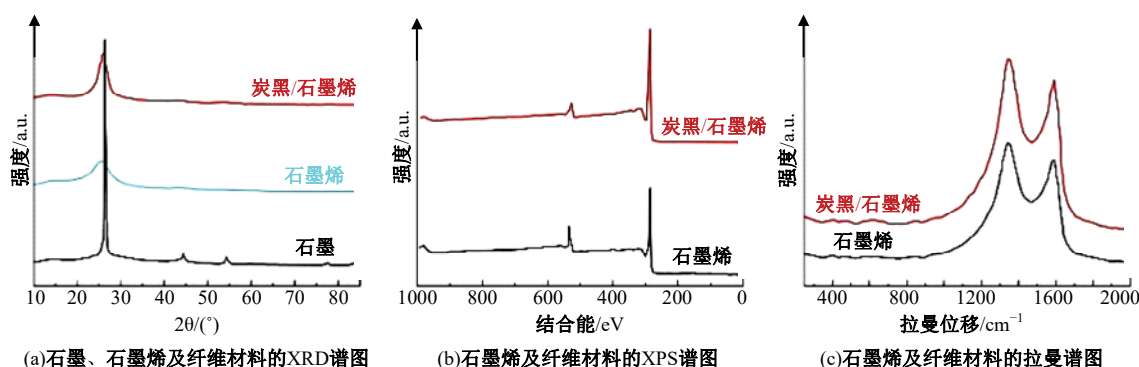


图2 纤维材料图谱特性分析

Fig. 2 Spectral characteristic analysis of fiber material

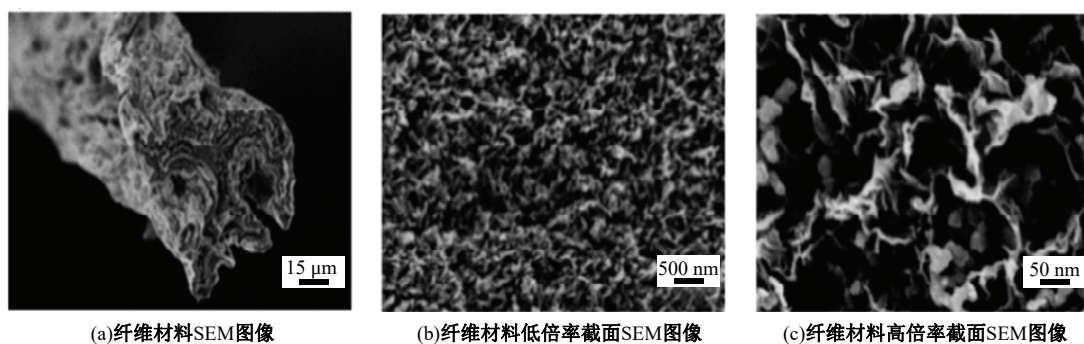


图3 纤维材料SEM图像

Fig. 3 SEM image of fiber material

材料具有出色的导电性能。纤维材料的质量对每个测试数据都具有重要影响。不均匀的横截面会影响拉伸试验和电导率试验的结果^[28]。该材料的相对标准偏差较小,证明纺丝过程相对稳定,这有助于提升材料的稳定性和延长使用寿命,并能在使用过程中减少能耗损失^[29]。

表1 所有样品的横截面积测量结果

Table 1 Cross-sectional area measurement results for all samples

测试样本及平均值	$\bar{X}/\mu\text{m}^2$	$\sigma/\mu\text{m}^2$	RSD/%
测试1	5474.8	469.3	8.6
测试2	3527.9	470.3	8.1
测试3	4286.5	451.8	8.8
平均值	4429.7	463.8	8.5

导电性测试所用的纤维材料是从整个卷轴中随机选取的,并对这些样本进行了介电光谱分析,分析过程与显微镜相连接。在纤维材料的两端施加了介于20~100 V的电压,增量为10 V,对输出进行记录。根据获得的数据,计算对应电压条件下材料的电导率,试验结果如图4(a)所示。由图4(a)可知,在恒定温度下,电导率随着电压的升高

呈现出线性增加的趋势。根据基础理论,电导率作为材料的一种性质应该是稳定的,只有温度变化才会引起电导率改变。然而,在此次试验中观察到的现象并非如此。观察到这种现象的原因是发生了渗流,这种现象在非均匀材料中广泛存在^[30]。渗流现象描述了当导电填料与基体材料的浓度达到某一临界值时导电网络的形成过程,该网络的形成使本不导电的基体材料具有了导电性。本文导电纤维材料以纤维素作为基体材料,混合导电填料由石墨烯及炭黑制成,这些导电填料在纤维素、纤维之间形成一个导电网络。当电压施加于这种导电材料时,电子在导电网络中移动,形成电流。随着施加电压的升高,网络中更多的电子被激活并参与导电过程,这导致材料电导率增加。在一定的电压范围内,这种电导率与电压之间的关系可以近似视为线性。在石墨烯这种复合绝缘材料中,这种现象主要由石墨烯互联引起的隧道效应导致^[31]。

拉伸试验在微型拉伸试验机上进行。试验中随机截取了3个长度相同的纤维材料样本,并将它们分别固定在拉伸机上。对于每个样本,测试时的拉伸速率都恒定保持在0.5 mm/min。通过

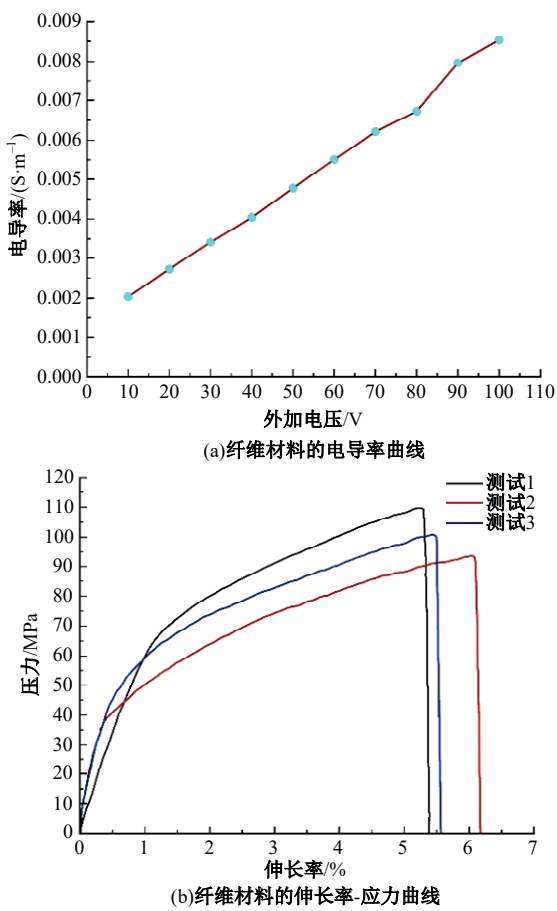


图 4 纤维材料的基本特性(测量在 20 ℃室温下进行)
Fig. 4 Basic characteristics of fiber materials(measurements were taken at room temperature of 20 ℃)

表 2 所有样品的拉伸试验结果汇总
Table 2 Summary of tensile testing results for all samples

测试样本	极限抗拉强度/MPa	极限抗拉强度拉伸形变量/%
测试 1	109.71	5.40
测试 2	72.60	6.04
测试 3	82.12	5.52
平均值	88.14	5.65

试验数据,获得了材料的拉伸率-应力曲线,如图 4(b)所示。为了方便理解,具体数据如表 2 所示。通过随机选取的 3 段材料进行拉伸试验,这显著减小了错误分析的可能性,有效降低了试验的误导性。曲线的任何变化都可能由直径变化、纳米颗粒分散性差或裂纹和断裂等因素引起。由试验结果可以看出,3 组试验获得的纤维材料的极限抗拉强度平均值为 89. 61 MPa,达到极限抗拉强度时的拉伸形变量平均值为 5. 56%。充分说明

该材料具有较高的强度和耐久性,可以在承受较大拉力的情况下不发生损坏。且随拉伸强度的提高发生了适度的拉伸形变,说明该材料具有一定的塑性和韧性。该纤维材料在机械性能方面表现较好,适用于承受较大拉力的场景^[32]。

2.3 温度传感

纤维材料的温度敏感机制可以从电荷传输效率及电荷载流子数量两方面进行解释。温度的升高会强化石墨烯纳米片内部及其与炭黑颗粒之间的电子隧道效应和跳跃传输机制。这种效应增强了载流子在纳米尺度上的穿越能力,了原本因势垒限制而难以逾越的能量差,从而加快电荷在整个导电网络中的流动速度。同时,高温还会激活复合材料中更多的载流子,这些载流子来源于石墨烯与炭黑颗粒之间的固有缺陷、边缘态或热激发产生的额外电子-空穴对。这些新增的载流子不仅增加了导电通路上的电荷密度,还通过参与导电过程进一步提升材料的整体电导率。

为测试由纤维材料制成的电阻型温度传感器的响应值及响应速度,在输入电压恒定保持在 30 V 的条件下,以每 10 ℃为温度间隔,在 20~80 ℃的温度范围内进行了测量。响应值可根据下式计算:

$$\Delta R = \frac{R - R_0}{R_0}$$

(1)

式中: R_0 和 R 分别为温度 20 ℃和实际测量温度时对应的电阻值。电阻温度系数 TCR 被定义为单位温度变化所引起的电阻值的相对变化,即 $TCR = \left(\frac{R - R_0}{R_0} \right) / \Delta T = \Delta R / \Delta T$ 。结果表明,该温度传感器的电阻随温度上升而下降,如图 5 所示。通过对比发现,该温度传感器的电阻值随着温度的升高而逐渐降低。同时,随着温度从 20 ℃升高至 80 ℃,传感器电阻值逐渐降低,而对应的电流则逐渐增加,显示出明显的负温度系数 (NTC) 特性。

随后,恒温的人的手指被用作恒定热源,对传感器的响应和恢复时间进行测试。由于手指可以瞬间接触传感器,并在接触后瞬间移开,且可以保持短时间内的温度恒定,这对检测传感器的响应和恢复时间是非常有利的。在手指接触传感器后,传感器的电流会瞬间增加,并在达到手指温度

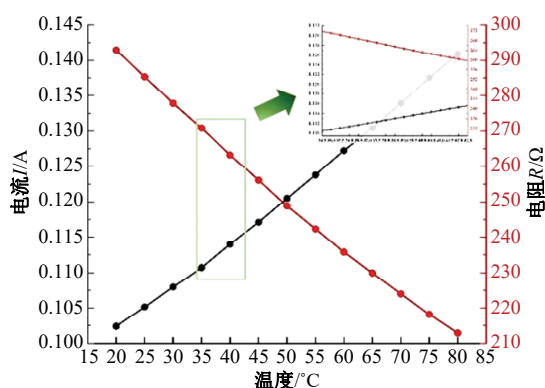
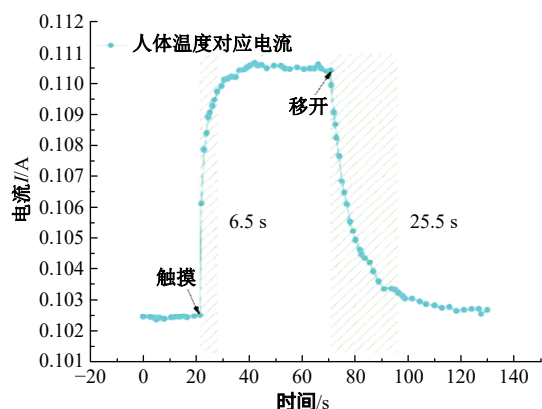


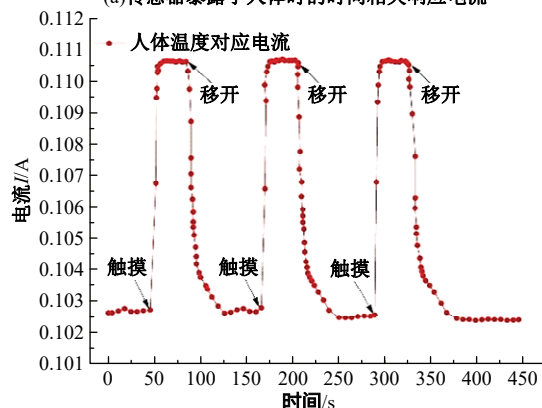
图5 在 30 V 恒定电压下,传感器电阻及电流随温度的变化曲线

Fig. 5 Curve of sensor resistance and current changes with temperature under a constant voltage of 30 V

后逐渐稳定。同时,当手指离开设备时,电流会瞬间下降,直至恢复至室温值,如图 6(a)所示。基于这些结果,可以看出该温度传感器的响应时间(定义从基线电流移动到峰值响应电流的 90% 所需的时间)为 6.5 s,恢复时间(定义从峰值响应电



(a)传感器暴露于人体时的时间相关响应电流



(b)传感器暴露于人体的3个周期下的时间相关响应电流

图6 基于纤维材料的温度传感器的特性(测量在 20 °C 室温及 30 V 恒定电压条件下进行)

Fig. 6 Characteristics of temperature sensor based on fiber material (Measurements were taken at temperature of 20 °C and a constant voltage of 30 V)

流移动到峰值响应电流的 10% 所需的时间)为 25.5 s。这表明该温度传感器对温度变化的反应十分迅速,能够及时监测温度的变化,并且具有很强的连续监测能力,在实际应用中能够表现出很好的性能^[33]。

为了评估温度传感器性能的可重复性,检测了暴露在人体温度的 3 个周期下设备中电流随时间的变化,如图 6(b)所示。在手指触摸至移除的 3 个周期中时,该装置在电流变化、响应时间和恢复时间均具有良好的稳定性和重复性。同时也可以看到,传感器的响应电流值在手指移除之后并不会重新调整到与初始值完全相同的水平,而是略大于初始值。该现象的发生是由于纤维材料的温度相应存在一定的滞后性。由于纤维材料中孔洞和空隙的存在,导致热滞留现象出现,这使得传感器的温度响应出现了轻微的滞后^[34]。

2.4 可靠性与耐久性

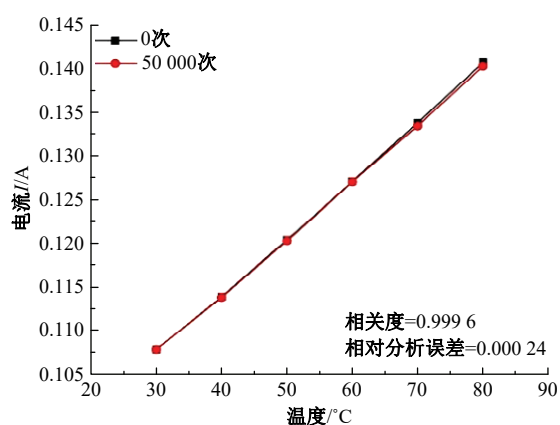
为评估温度传感器在重复机械形变情况下的稳定性、可靠性和耐久性,在 10 mm 的弯曲半径下对传感器循环弯曲 50 000 次,随后对传感器对恒温人体手指温度的响应曲线进行分析,如图 7(a)(b)所示。试验结果表明,即使传感器在 10 mm 的弯曲半径下进行了 50 000 次弯曲,其响应度仍然可以几乎保持不变。同时,通过对 30~80 °C 范围内的测试结果进行对比,发现未进行机械形变的传感器的测试结果与进行机械形变后的测试结果之间的相关度(R^2)和相对分析误差(RPD)分别为 0.999 6 和 0.000 24。

为评估传感器在受压力发生形变情况下的可靠性,对传感器发生不同程度形变时的电阻进行测量,受压方式及测量结果如图 8 所示。由试验结果可知,即使在受到极大压力使传感器弯曲半径达到 3 mm 的极限情况下,传感器的电阻变化率依旧能维持在 1% 以内,远低于影响温度测量精度的阈值。

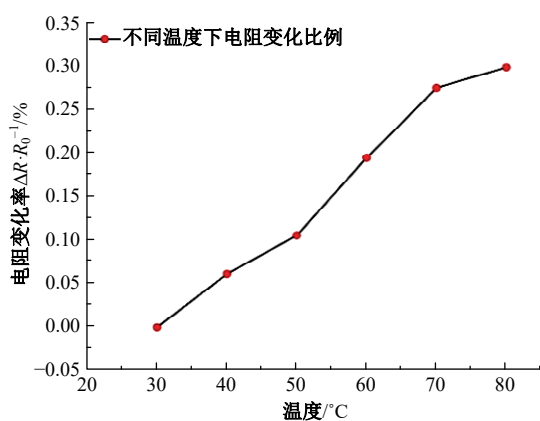
这些数据表明,基于纤维材料的温度传感器在经历机械形变后仍然表现出良好的稳定性、可靠性和耐久性^[35]。因此,这种传感器非常有望成为应用于纺织物上的纤维传感器件。

2.5 温度检测

为了探究温度传感器能否在人体穿戴并进行运动的情况下,对人体体温进行稳定的实时测量,传感器被分别集成于指套和衬衫上以检



(a)在10 mm的弯曲半径下,50 000次循环弯曲前后,器件对温度的响应电流

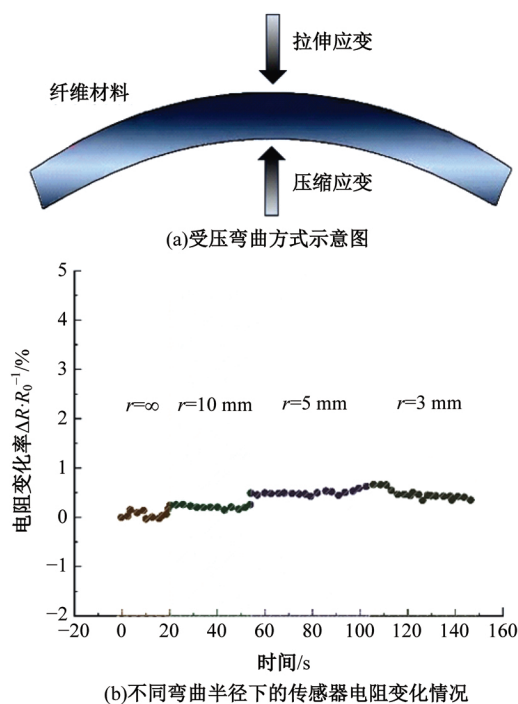


(b)在10 mm的弯曲半径下,50 000次循环弯曲前后,器件对温度的响应度

图 7 基于纤维材料的温度传感器在外加机械形变后的性能(测量 30 V 恒定电压条件下进行)

Fig. 7 Performance of fiber-based temperature sensor under external mechanical deformation (measurements were taken under constant voltage of 30 V)

测人体打字和运动时的温度变化,如图 9(a)(b)所示。将传感器装置编织在织物上,在其两端涂覆银环氧糊,用于与测量系统的导线键合^[36]。在试验过程中,为使传感器能时刻与身体进行直接接触,选用指套和衬衫作为集成媒介。传感器对人类打字时手指温度变化及人类走路时身体温度变化的测量结果如图 9(c)(d)所示。传感器测得的响应电流在人体活动过程中变化趋势十分稳定,几乎没有发生波动。基于纤维材料的温度传感器的电流响应在人体运动过程中表现出可以忽略不计的波动,性能十分稳定,该现象可以用纤维的结构特性解释。本试验中,使用干喷湿法纺丝制备纤维材料^[37]。在制备过程中,由于液体蒸发,石墨烯和炭黑纤维呈



(b)不同弯曲半径下的传感器电阻变化情况

图 8 压力对测量情况的影响

Fig. 8 Influence of pressure on measurement

自由弯曲的层状结构,在堆叠的碳纤维层之间有许多空隙^[38]。基于这些结构特性,该纤维材料具有良好的柔韧性和应变不敏感的传感能力,这使得纤维材料能够被编织在织物上并具有一定的吸收弯曲应变的能力^[39]。这些结果表明,该温度传感器可以稳定地集成在衣物上并对人体温度进行实时监测。

为进一步探索与织物集成的纤维传感器对环境温度的感知能力,传感器被编织在指套上,利用它检测人体体温与环境温度。试验中,通过编织传感器的指套分别触摸热咖啡杯和冷咖啡杯,获得的电流响应曲线如图 10(a)(b)所示。可以看出,当温度传感器被佩戴到手指上时,设备的响应电流迅速增加,在达到手指温度后逐渐趋于稳定。在电流响应稳定后,当手指接触热咖啡杯时,温度传感器的响应电流迅速增加。当手指离开热咖啡杯时,温度传感器的响应电流降低至人体表皮温度所对应的稳定电流水平。当手指接触冷咖啡杯时,传感器的响应电流逐渐降低。当手指移开后,响应电流逐渐恢复至人体表皮温度水平。综上所述,本研究中开发的基于导电纳米改性纺织纤维材料的可穿戴温度传感器在人体温度实时监控领域具有巨大潜力^[40]。

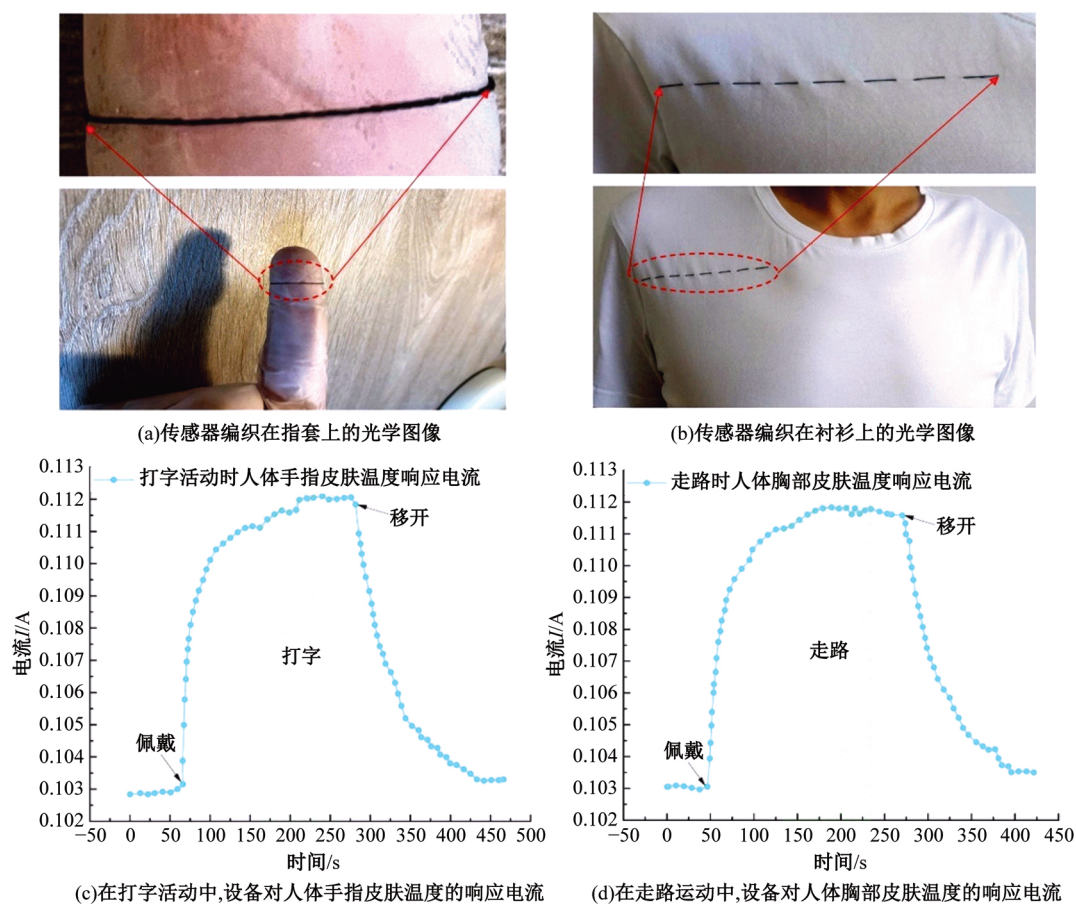


图 9 检测人体在打字和运动时的体温变化(测量在 20 °C 的室温及 30 V 恒定电压条件下进行)

Fig. 9 Detection of changes of body temperature during typing and exercises (Measurements were taken at a constant voltage of 30 V and a room temperature of 20 °C)

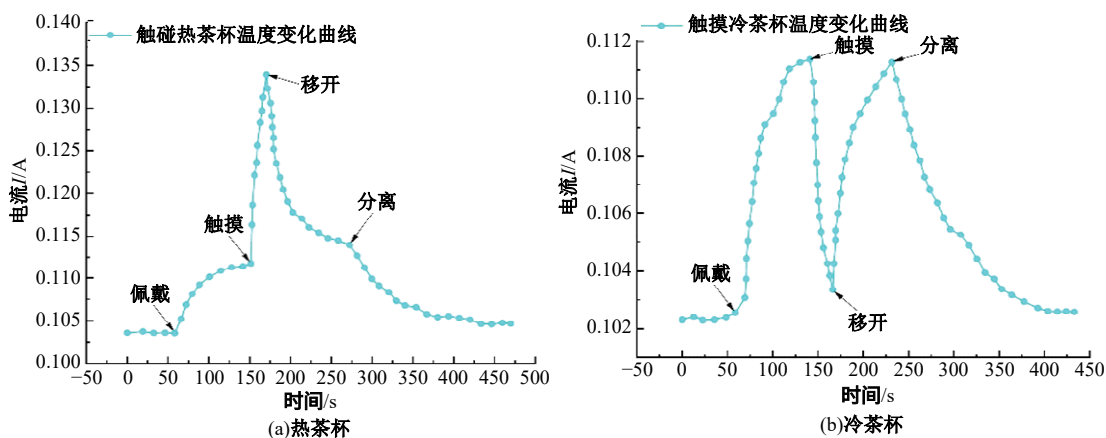


图 10 设备对皮肤接触温度的响应电流(测量在 20 °C 的室温及 30 V 恒定电压条件下进行)

Fig. 10 Response current of the device to skin-contact temperature (Measurements were taken at a constant voltage of 30 V and a room temperature of 20 °C)

3 结束语

本研究展示了一种基于导电纳米改性纺织纤维材料的可穿戴温度传感器,该传感器对 20~80 °C 的温度范围表现出良好的响应性能。该温度传感器具有非常短的响应时间(6.5 s)和良好

的恢复时间(25.5 s),并且可以在 10 mm 的弯曲半径和循环弯曲 50 000 次的条件下保持稳定的响应。这种基于导电纳米改性纺织纤维材料的可穿戴温度传感器制作工艺简单,可以轻松集成到日常穿戴的织物中。佩戴者可以通过穿着集成温度传感器的衣物连续实时监测环境温度或皮肤温

度。此外,该温度传感器不会因佩戴者的活动而被干扰。综合结果表明,基于导电纳米改性纺织纤维材料的可穿戴温度传感器在下一代可穿戴电子产品的研发中具有巨大潜力。

参考文献:

- [1] Liu W, Tian X, Yang D, et al. Evaluation of individual thermal sensation at raised indoor temperatures based on skin temperature build[J]. Building and Environment, 2021, 188(15): No. 107486.
- [2] El-Radhi A S. Fever in Common Infectious Diseases [M]. Clinical Manual of Fever in Children, 2009: 81-135.
- [3] Korman P, Straburzyńska-Lupa A, Romanowski W, et al. Temperature changes in rheumatoid hand treated with nitrogen vapors and cold air[J]. Rheumatology International, 2012, 32: 2987-2992.
- [4] Huang Y, Zhou M, Yuan F. Clinical features and risk factors of fever in acute gouty arthritis[J]. BioMed Research International, 2022: No. 8798838.
- [5] Knapp J P, Kakish J E, Bridle B W, et al. Tumor temperature: friend or foe of virus-based cancer immunotherapy[J]. Biomedicines, 2022, 10(8): No. 2024.
- [6] Wu Y, Zhang Z, Liu H, et al. Age differences in thermal comfort and physiological responses in thermal environments with temperature ramp build[J]. Building and Environment, 2023, 228(15): No. 109887.
- [7] Chugh V, Basu A, Kaushik A, et al. E-skin - based advanced wearable technology for health management [J]. Current Research in Biotechnology, 2023, 5: No. 100129.
- [8] Yang Y, Cui T, Li D, et al. Breathable electronic skins for daily physiological signal monitoring[J]. Nano-micro Lett, 2022, 14(1): No. 161.
- [9] Deng Z, Guo L, Chen X, et al. Smart wearable systems for health monitoring[J]. Sensors, 2023, 23: No. 2479.
- [10] Tarar A A, Mohammad U, Srivastava S K. Wearable skin sensors and their challenges: a review of transdermal, optical, and mechanical sensors[J]. Biosensors, 2020, 10(6): No. 56.
- [11] Lin M, Zheng Z, Yang L, et al. A high-performance, sensitive, wearable multifunctional sensor based on rubber/CNT for human motion and skin temperature detection[J]. Advanced Material, 2022, 34: No. 2107309.
- [12] Hu X, Xia X X, Huang S C, et al. Development of adhesive and conductive resilin-based hydrogels for wearable sensors[J]. Biomacromolecules, 2019, 20(9): 3283-3293.
- [13] Lin X Z, Xue H, Li F, et al. All-nanofibrous ionic capacitive pressure sensor for wearable applications [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2022, 14 (38): 43844-43852.
- [14] Zhang L, Kumar K S, He H, et al. Fully organic compliant dry electrodes self-adhesive to skin for long-term motion-robust epidermal biopotential monitoring[J]. Nature Communications, 2020, 11: No. 4683.
- [15] Mahsa-Hamed S, Samaneh-Kordrostami Z. Fabrication of a high-sensitive wearable temperature sensor with an improved response time based on PEDOT: PSS/rGO on a flexible kapton substrate[J]. Journal of Materials Science: Materials in Electronics, 2022, 33(9): 6954-6968.
- [16] Li X, Chen S, Peng Y, et al. Materials, preparation strategies, and wearable sensor applications of conductive fibers: a review[J]. Sensors, 2022, 22(8): No. 3028.
- [17] Chen Y, Hart J, Suh M, et al. Electromechanical characterization of commercial conductive yarns for E-Textiles[J]. Textiles, 2023, 3: 294-306.
- [18] 余龙. 碳纳米管纱线的制备与表面功能化及在智能纺织品领域的应用[D]. 无锡: 江南大学纺织科学与工程学院, 2023.
- Yu Long. Preparation and surface functionalization of carbon nanotube yarn and its application in intelligent textile field[D]. Wuxi: College of Textile Science and Engineering, Jiangnan University, 2023.
- [19] Zhu Q, Wang Z, Zeng H, et al. Effects of graphene on various properties and applications of silicone rubber and silicone resin[J]. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 2021, 142: No. 106240.
- [20] Liu J, Wang Y, Li X, et al. Graphene-based wearable temperature sensors: a review[J]. Nanomaterials, 2023, 13(16): No. 2339.
- [21] Tiwari S K, Sahoo S, Wang N, et al. Graphene research and their outputs: status and prospect[J]. Journal of Science: Advanced Materials and Devices, 2020, 5(1): 10-29.
- [22] Sharma P, Karol V, Kaur S, et al. Fabrication and Interfacial Bonding of CNT-reinforced Metal Matrix Composites[M]. Metal Matrix Composites: A Modern Approach to Manufacturing. Bentham Science

- Publishers, 2024: 116-146.
- [23] Yin Q, Hu Y Y, Qin Y T, et al. Construction of polyimide films with excellent dimensional stability and toughness via incorporating point-to-face multi-coordination structure[J]. *Composites Part B: Engineering*, 2021, 208: No. 108566.
- [24] 张春艳. 多层纤维增强环氧复合材料层状结构设计与电磁屏蔽效能简化预测[D]. 太原: 中北大学材料科学与工程学院, 2024.
- Zhang Chun-yan. Layered structure design and simplified prediction of electromagnetic shielding effectiveness of multilayer fiber reinforced epoxy composites[D]. Taiyuan: College of Materials Science and Engineering, North University of China, 2024.
- [25] Li Y, Zhou Z, He Y. Solid lubrication system and its plasma surface engineering: a review[J]. *Lubricants*, 2023, 11: No. 473.
- [26] Liu J, Bao S, Wang X. Applications of graphene-based materials in sensors: a review[J]. *Micromachines*, 2022, 13(2): No. 184.
- [27] Hou N, Zhao Y, Jiang R, et al. Flexible piezoresistive sensor based on surface modified dishcloth fibers for wearable electronics device[J]. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2022, 650: No. 129638.
- [28] 石洪富, 邓自刚, 柯志昊, 等. 平板式永磁电动悬浮系统设计及实验研究[J]. *电工技术学报*, 2024, 39(5): 1270-1283.
- Shi Hong-fu, Deng Zi-gang, Ke Zhi-hao, et al. Design and experimental study of flat permanent magnet electric suspension system[J]. *Journal of Electrical Technology*, 2024, 39(5): 1270-1283.
- [29] Wang Y, Luke J, Privitera A, et al. The critical role of the donor polymer in the stability of high-performance non-fullerene acceptor organic solar cells[J]. *Joule*, 2023, 7(4): 810-829.
- [30] Cui B, Pan F, Ding B, et al. Fiber aggregation in nanocomposites: aggregation degree and its linear relation with the percolation threshold[J]. *Materials*, 2023, 16(1): No. 15.
- [31] Jeong S Y, Lee J U, Hong S M, et al. Highly skin-conformal laser-induced graphene-based human motion monitoring sensor[J]. *Nanomaterials*, 2021, 11: No. 951.
- [32] Boey J Y, Lee C K, Tay G S. Factors affecting mechanical properties of reinforced bioplastics: a review[J]. *Polymers*, 2022, 14(18): No. 3737.
- [33] Tang N, Zheng Y, Jiang X, et al. Wearable sensors and systems for wound healing-related pH and temperature detection[J]. *Micromachines*, 2021, 12(4): No. 430.
- [34] Zhang T, Zhang M, Shen Y, et al. Mitigating the damage of ultra-high performance concrete at elevated temperatures using synergistic flame-retardant polymer fibres[J]. *Cement and Concrete Research*, 2022, 158: No. 10683.
- [35] Gangwar R K, Kumari S, Pathak A K, et al. Optical fiber based temperature sensors: a review[J]. *Optics*, 2023, 4(1): 171-197.
- [36] Shuvo I I, Shah A, Dagdeviren C. Electronic textile sensors for decoding vital body signals: state-of-the-art review on characterizations and recommendations[J]. *Advanced Intelligent Systems*, 2022, 4(4): No. 2100223.
- [37] Wei L, Wang S, Shan M, et al. Conductive fibers for biomedical applications[J]. *Bioactive Materials*, 2023, 22: 343-364.
- [38] Mohamed A, Tonkonogovas A, Stankevičius A, et al. Fabrication of high-strength graphene oxide/carbon fiber nanocomposite membranes for hydrogen separation applications[J]. *Process Safety and Environmental Protection*, 2023, 172: 941-949.
- [39] Wu S. An overview of hierarchical design of textile-based sensor in wearable electronics[J]. *Crystals*, 2022, 12: No. 555.
- [40] Li X, Cui T, Li X, et al. Wearable temperature sensors based on reduced graphene oxide films[J]. *Materials*, 2023, 16(17): No. 5952.