

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2025.04.009

基于 PEDOT : PSS 的导电水凝胶心电监测电极的研究进展

王 明¹, 郑俊杰², 周金利²

(1. 河南工程学院 化工与印染工程学院, 郑州 451191; 2. 中原工学院 智能纺织与织物电子学院, 郑州 450007)

摘 要: 聚(3-4-乙烯二氧噻吩): 聚苯乙烯磺酸(PEDOT : PSS)导电水凝胶因其具有高导电性、优异的生物相容性和可调控性设计等优点, 在推动实时心电监测上具有举足轻重的作用。本文重点介绍了 PEDOT : PSS 水凝胶的制备方法、性能调控策略及其在心电监测领域的应用。最后提出了未来的主要发展方向: 开发兼具高稳定性与环境适应性的智能水凝胶, 并优化其性能; 开发高效、可扩展的新型制备技术; 集成人工智能(AI)技术, 实现心电(ECG)信号的智能分析; 集成柔性能源模块, 实现 ECG 监测系统自供电。

关键词: PEDOT : PSS; 导电水凝胶; 生物相容; 温度响应; 心血管疾病; 心电图

中图分类号: TP212.3

文献标志码: A

文章编号: 1671-024X(2025)04-0060-11

Research progress of PEDOT : PSS-based conductive hydrogels electrodes for ECG monitoring

WANG Ming¹, ZHENG Junjie², ZHOU Jinli²

(1. School of Chemical and Printing-Dyeing Engineering, Henan University of Engineering, Zhengzhou 451191, China;
2. College of Intelligent Textile and Fabric Electronics, Zhongyuan University of Technology, Zhengzhou 450007, China)

Abstract: Poly(3,4-ethylenedioxythiophene) : poly(styrene sulfonate) (PEDOT : PSS) conductive hydrogel, due to its high conductivity, excellent biocompatibility and controllable design, plays a crucial role in promoting real-time electrocardiogram (ECG) monitoring. This paper mainly introduces the preparation methods, performance regulation strategies of PEDOT : PSS hydrogel and its application in the field of electrocardiogram monitoring. Finally, the main future development directions are proposed developing intelligent hydrogels with high stability and environmental adaptability, and optimizing their performance; developing efficient and scalable novel preparation technologies; integrating artificial intelligence (AI) technology to achieve intelligent analysis of ECG signals; integrating flexible energy modules to realize self-powered ECG monitoring systems.

Key words: poly(3,4-ethylenedioxythiophene) : poly(styrene sulfonate) (PEDOT : PSS); conductive hydrogel; biocompatibility; temperature response; cardiovascular disease; electrocardiography (ECG)

心血管疾病(cardiovascular disease, CVD)作为全球致死和致残的主要原因之一, 涵盖冠心病、中风等多种类型^[1]。通过健康生活方式的推广、早期症状的识别和有效的公共健康政策, 可以大大降低 CVD 的发病率和死亡率^[2], 但 CVD 的早期检测和持续监测仍然至关重要。心电图(electrocardiography, ECG)监测能够提供关于心脏电活动的详细信息, 有助于早期发现潜在

的心脏问题和即时响应突发的心脏事件^[3]。

传统的 ECG 监测通常采用一次性 Ag/AgCl 凝胶电极。该电极虽具有较低的电极-皮肤接触阻抗且电信号稳定, 但存在明显缺陷: 凝胶成分会引起皮肤过敏和刺激, 随着时间的推移, 凝胶会逐渐干燥, 导致接触不良^[4]; 一次性的使用增加环保负担。因此, 亟需开发新型 ECG 电极。织物电极作为一种替代方案, 具有

收稿日期: 2025-02-26

基金项目: 中国纺织工业联合会科技指导性项目(2024003); 中原工学院自然科学基金项目(K2025YB017)

第一作者: 王 明(1984—), 男, 博士, 讲师, 主要研究方向为纺织品功能整理、生物质纤维。E-mail: jerry_wm@163.com

通信作者: 周金利(1985—), 女, 博士, 副教授, 主要研究方向为智能可穿戴。E-mail: 6684@zut.edu.cn

柔软且透气、适合长时间佩戴以及可清洗和多次使用的优点^[5-9]。但织物电极与皮肤之间存在较大空隙,易导致电极与皮肤之间的接触不稳定,且接触阻抗较高,容易受到运动和环境噪声的影响^[10]。

导电水凝胶融合了生物相容性、导电性、柔软性、贴合性以及长效保湿性等优点^[11],同时克服传统凝胶电极和织物电极的不足。聚(3-4 乙炔二氧噻吩):聚苯乙烯磺酸(PEDOT:PSS)^[12]具备优异的导电性、生物相容性、柔软性、稳定性和易加工性,其与水凝胶网络结合后,形成了兼具高导电性(10~1 000 S/cm)、优异柔性(可拉伸应变 > 200%)及生物相容性(细胞存活率 > 90%)的柔性生物电子界面材料^[13],相较于传统 Ag/AgCl 电极,其电极-皮肤界面阻抗显著降低(< 10 kΩ, 1 kHz),并能够通过动态形变适应皮肤运动,可有效抑制长期监测中的运动伪影,提升心电信号保真度^[14],提供更精准、可靠且舒适的 ECG 监测方案。

本文概述了用于 ECG 监测领域的 PEDOT:PSS 基导电水凝胶的研究进展,系统探讨其制备方法、性能调控策略及具体应用场景,旨在为该材料的开发提供理论指导与实践路径。

1 PEDOT:PSS 的合成

PEDOT:PSS 的导电机理可以解释为:通过 PSS 掺杂,在具有共轭或大 π 结构的 PEDOT 主链上产生电荷并沿共轭链迁移,PSS 不仅提供电荷平衡,还通过静电相互作用和链构象优化,促进 PEDOT 分子的有效导电^[15]。

1.1 PEDOT 的制备

PEDOT 的制备过程主要涉及化学氧化聚合和电化学聚合 2 种方法^[16-18]。化学氧化聚合过程通常在有机溶剂中进行,如 Fe^{3+} 盐^[19]、 Cu^{2+} 盐^[20]、 Ce^{4+} 盐^[21] 等氧化剂与 EDOT 单体反应形成 PEDOT。此外,利用具有活性的过渡金属有机化合物催化也是一种常用手段^[22]。气相沉积聚合(vapor deposition polymerization, VDP)在无溶剂条件进行,将 EDOT 单体蒸发并与氧化剂共同引入沉积室,可制备高结晶度和高导电性的 PEDOT 薄膜和纳米纤维^[16]。图 1 总结了 PEDOT 的合成方法。

1.2 PSS 的掺杂及 PEDOT:PSS 的合成

PEDOT 通常与 PSS 通过共聚形成 PEDOT:PSS 胶束系统。在该体系中,刚性的 PEDOT 双环结构与柔软 PSS 链状结构结合。在制备过程中,PSS 作为稳定剂和掺杂剂,有效提升 PEDOT 的分散性和电导率。每个 PEDOT:PSS 胶束核心形成了一种聚电解质复合物,

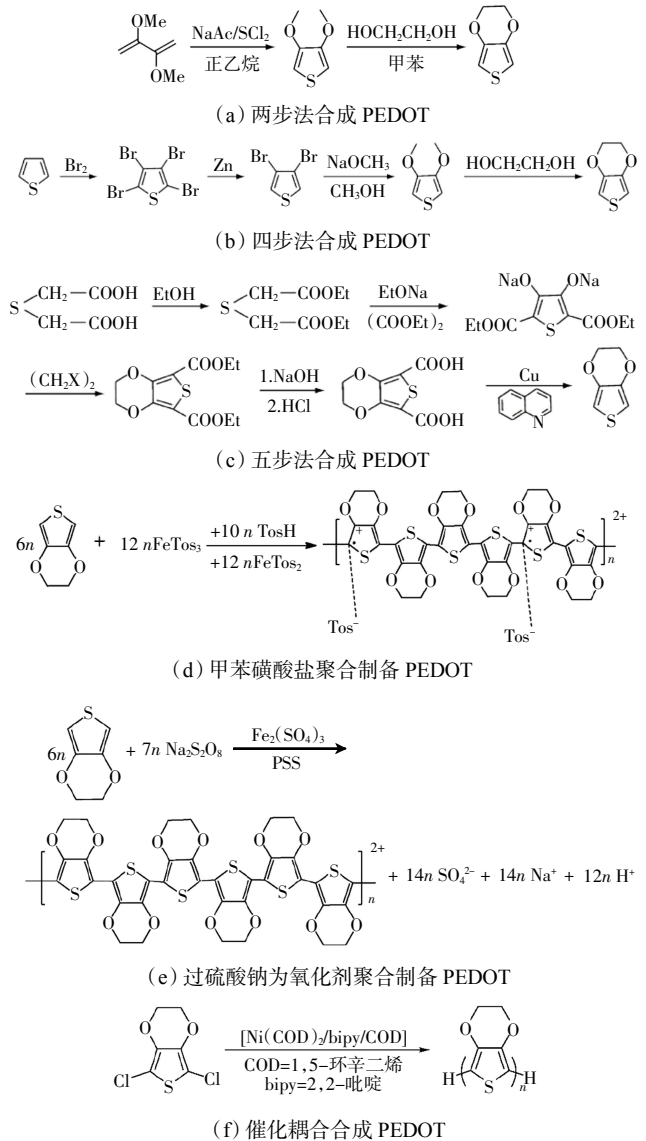


图 1 PEDOT 的合成方法

Fig.1 Synthesis methods of PEDOT

其结构类似于核壳模型,富含 PEDOT 的核心被富含 PSS 的壳层包围,如图 2 所示^[23]。

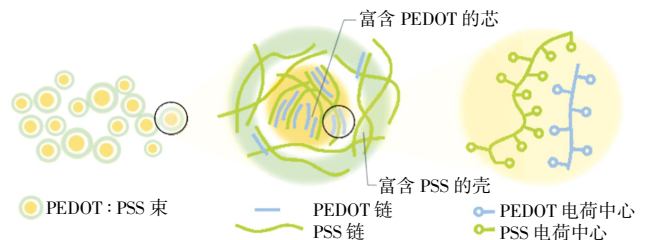


图 2 PEDOT:PSS 分散液的胶束结构^[23]

Fig.2 Micelle structure of PEDOT:PSS dispersions^[23]

由于 PEDOT 和 PSS 之间单位长度电荷的不匹配,赋予该体系良好的分散性。然而,PEDOT 富含区域的结晶度相对较低,且与 PSS 富含区域相互分隔,导致 PEDOT:PSS 的导电性能相对较差。通过优化 PSS 掺

杂参数,可促进 PEDOT 导电粒子的形成和分散,减小其粒径尺寸,从而显著提高 PEDOT:PSS 复合材料的导电性,并增强电荷载流子在纳米晶体间的跃迁^[24]。

原位聚合法^[25-26]因其简单、高效和可控性强,成为制备高性能 PEDOT:PSS 材料的关键方法,如图 3 所示。该合成过程通常将单体 EDOT、聚电解质 PSS、催化剂(Fe^{3+})^[27]和氧化剂($\text{S}_2\text{O}_8^{2-}$)^[28]加入适当的介质中进行。具体步骤包括:首先将 EDOT 单体与 PSS 溶液均匀混合,控制溶液 pH 值在 3 左右。随后,在控制反应温度和搅拌速率的条件下,缓慢加入氧化剂以引发和维持 EDOT 的氧化聚合反应。在这个过程中,PSS 不仅作为 PEDOT 生长的模板^[6],为复合材料提供结构支撑,从而确保生成具有均匀形貌和高导电性的 PEDOT;还能有效防止生成的 PEDOT 颗粒发生团聚,维持分散体系的稳定性;PSS 还可作为掺杂剂,其携带的磺酸根基团(负电荷)与导电态 PEDOT(正电荷)形成电荷平衡,协同提升复合材料的电导率和机械性能。PSS 这种多功能作用,是 PEDOT:PSS 分散体在各种应用中表现出优异性能的原因^[29]。

Lu 等^[30]提出了一种实现纯 PEDOT:PSS 水凝胶的

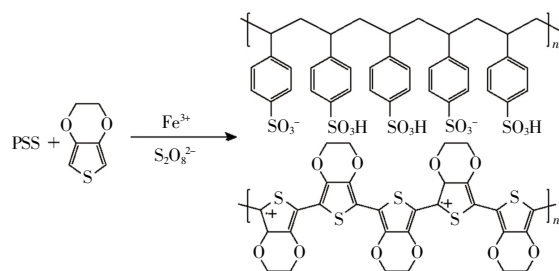


图 3 原位氧化聚合合成 PEDOT:PSS^[26]

Fig.3 In situ oxidative polymerization synthesis of PEDOT:PSS^[26]

方法,将含二甲基亚砜(DMSO)的 PEDOT:PSS 水溶液干燥并在高温下退火,干燥和高温退火使得 PEDOT:PSS 浓缩、重结晶和链重排,形成结晶、半结晶和富含 PSS 的软区域,然后重新膨胀成水凝胶,如图 4 所示。PEDOT:PSS 中存在 3 种主要的分子相互作用: π 共轭的 PEDOT 链和带负电荷的 PSS 链之间的静电吸引力;相邻 PEDOT 链的 π - π 堆叠;主要发生在长 PSS 链之间的链间纠缠^[30]。借助这 3 种作用力,可以制备出具有高导电性、高力学强度和均匀分散性的 PEDOT:PSS 基导电水凝胶。

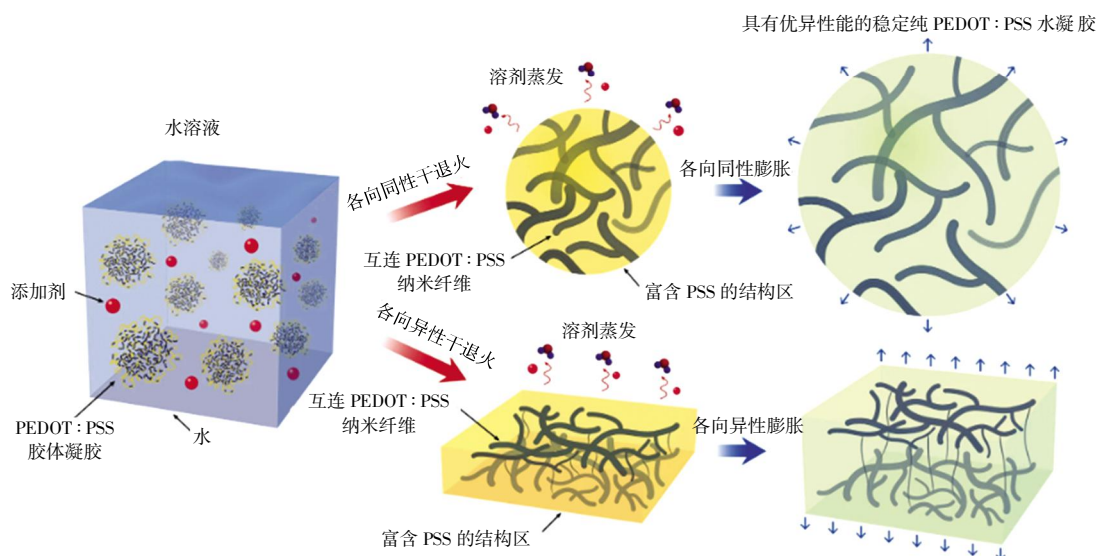


图 4 纯 PEDOT:PSS 水凝胶的制备过程^[30]

Fig.4 Preparation process of pure PEDOT:PSS hydrogel

2 PEDOT:PSS 导电水凝胶的性能调控策略

为了使 PEDOT:PSS 导电水凝胶能够更好地应用于心电监测领域,研究者们从性能优化、制备技术改进、功能扩展等多方面对 PEDOT:PSS 导电水凝胶进行调控设计。

2.1 性能优化

通过材料协同优化,可实现 PEDOT:PSS 基导电水凝胶的关键性能提升,进而提升 ECG 监测效能。

2.1.1 导电性

控制 PEDOT:PSS 的浓度以优化 PSS 链上质子的解离程度,从而调节 PEDOT 与 PSS 之间的相互作用和电荷传输,是提高 PEDOT:PSS 电导率的关键方法^[24]。此外,还可以通过添加高极性掺杂剂改变 PEDOT:PSS 的构象,提高其导电性。在合成 PEDOT:PSS 过程中,PSS 作为初级掺杂剂与 PEDOT 形成复合物,改变了聚合物链的电子结构,使其形成更多的自由载流子(如自由基阳离子),直接提升了导电性。二次掺杂是指在

聚合物合成后通过后处理方法引入掺杂剂或改变其环境,以进一步提高导电性。与初级掺杂不同,次级掺杂剂即使在去除后,仍能持久地影响导电性,主要通过改变导电聚合物的成分和微观结构来实现^[31]。

在 PEDOT 系统中,常见的次级掺杂剂具有高沸点、高介电常数和良好的水溶性,如甘油^[32]、DMSO^[33]、N,N-二甲基甲酰胺(DMF)^[34]、乙腈^[35]和醇类^[36-37]等。这些掺杂剂在涂覆到基底并干燥过程中,能促使 PSS 相和 PEDOT 相之间的相分离,形成导电网络,从而提升导电性能。二次掺杂方法灵活性强,可以根据需求调控聚合物性能,但其稳定性可能不如初级掺杂。Cao 等^[38]采用甘油作为二次掺杂剂抑制 PEDOT 与 PSS 相分离,使电导率提升至 205 S/m。

离子液体(IL)是由阴阳离子组成的特殊试剂,具有独特的热稳定性、电化学稳定性等性质,适用于二次掺杂过程,是环境友好型绿色溶剂^[22,39-40]。通过 IL 对 PEDOT:PSS 进行改性,能够解决原始的 PEDOT:PSS 在低电导率和拉伸性方面的局限性^[41]。PEDOT:PSS 与 IL 混合时,通过离子相互作用,PEDOT 的阳离子(PEDOT⁺)和 PSS 的去质子化阴离子(PSS⁻)会与 IL 的阳离子(CA)和阴离子(AN)结合,形成新的离子对。当 PEDOT:PSS 与 IL 之间的离子交换较强时,有助于形成高度有序的 PEDOT 纳米纤维结构,进而提高导电性。IL 的选择应考虑其阴阳离子之间的低结合能,使得 IL 的阴离子能够快速与 PEDOT⁺结合,从而优化离子交换效果^[42]。Yuk 等^[43]通过掺杂离子液体(如 EMIM:TFSI)增强了离子迁移率,进而优化了 PEDOT:PSS 基导电水凝胶的电荷传输效率。

此外,通过二次掺杂无机酸,能够显著提升 PEDOT:PSS 水凝胶的导电性。冯春梅等^[44]研究了 PEDOT:PSS 的溶解性和二次掺杂无机酸时的导电性,结果表明,二次酸掺杂的 PEDOT:PSS 电导率提升很大,相比于甲酸和乙酸的掺杂,硫酸掺杂表现出较高的电导率(8 mol/L 时达到 4.22 S/cm)。王鹤男等^[45-46]使用 PEDOT:PSS、PVA、MXene 和硼酸为主要材料,研究了 H₂SO₄ 对 PEDOT:PSS/PVA 水凝胶导电性能的影响。研究表明,增加 H₂SO₄ 浓度导致水凝胶中硼酸酯键的减少,释放 PEDOT 和 PSS 链条,并促进 PEDOT 的线性构象形成,从而提高电子传输效率和整体的电导率。该水凝胶显示了出色的导电性(0.095 S/m)、应变稳定性(200%)和自愈能力。

2.1.2 机械稳定性强化

心电监测设备的长效稳定运行高度依赖于电极材料的机械适应性,而传统刚性电极在动态生物环境中易出现疲劳失效。基于 PEDOT:PSS 的导电水凝胶

通过引入聚乙烯醇(PVA)形成互穿网络,可协同提升材料的机械稳定性和电化学性能^[47]。

Li 等^[48]通过自组装结合拉伸训练策略,构建了具有层状结构和排列纳米纤维的多级 PEDOT:PSS/PVA 有机水凝胶(PPS)。其独特的多级有序结构(PVA/PEDOT:PSS 层状排列、纳米晶域及半互穿网络)赋予材料超高强度(54.8 MPa)与韧性(153.97 MJ/m³),远超传统水凝胶(通常强度 < 1 MPa,韧性 < 10 MJ/m³)。该材料在 23 MPa 高拉伸应力下仍能稳定检测 1 g 微小物体,成功应用于足球运动员运动监测中。

Xue 等^[49]开发了定向冷冻-盐析(DFS)技术,制备出各向异性 PEDOT:PSS-PVA 纳米纤维水凝胶。其有序结构使疲劳阈值突破至 300 J/m²,在 30 000 次循环拉伸后无裂纹扩展。另外,该团队^[49]通过调控水凝胶-基底界面纳米晶域,将 PEDOT:PSS/PVA 涂层的界面疲劳阈值从 2 J/m² 提升至 330 J/m²。经 100 万次电脉冲刺激后,涂层电荷存储容量衰减率 < 5%,阻抗保持稳定。在离体心脏起搏实验中,该涂层显著降低起搏电压(避免组织损伤),并在窦性心律过缓大鼠模型中实现稳定心律调控(心率 140→350 bpm)。

Yan 等^[50]设计的三维互穿网络(PEDOT/PSS/PVA)结合了柔性 PVA 网络与导电 PEDOT,其杨氏模量(191 kPa)接近生物软组织,拉伸率高达 72%。植入小鼠海马区 12 周后,电信号信噪比较传统 PEDOT/PSS 电极提高 2 倍以上,为长期神经电生理监测提供新方案。

Zhou 等^[51]创新性引入 Fe³⁺/支链淀粉(Ap)动态交联体系,形成双网络 PVA/PEDOT:PSS 水凝胶。Fe³⁺与 PVA 的配位键赋予材料自愈能力(效率 > 90%),而 Ap 增强网络韧性,使拉伸率提升至 347%,抗压强度达 505 kPa。其独特抗冻性能(-30 ℃工作)解决了低温环境监测难题,在极端环境下仍保持温度响应灵敏度(TCR = 2.46)。

许英涛等^[52]采用湿法纺丝工艺,通过改变牵伸倍率研究其对纤维性能的影响。当 PEDOT:PSS/PVA 纤维牵伸倍率增至 4 倍时,电导率提升至 34.5 S/cm(未牵伸样品 < 10 S/cm),同时断裂强度达 6.74 cN/dtex。高倍牵伸促进 PVA 结晶及 PEDOT:PSS 分子取向,形成致密微纤结构,使力学与电学性能同步优化。

Li 等^[48]采用 DMSO/H₂O 混合溶剂替代纯水相,显著抑制水凝胶低温冰晶生长。DMSO 分子插入 PVA 链间,增强氢键密度,使材料在 -20 ℃ 仍保持柔韧性,解决了传统水凝胶低温脆化问题。

2.1.3 界面工程改进

通过仿生微锥阵列等表面微结构设计可将接触阻抗降低,提升微弱 ECG 信号采集灵敏度^[53]。

在心电监测领域,电极-皮肤界面的高接触阻抗是制约信号质量的核心问题。通过仿生微结构设计(如微锥阵列、梯度孔隙网络),PEDOT:PSS水凝胶电极实现了界面阻抗的显著优化。Wu等^[54]开发的MXene/海藻酸盐/PAM水凝胶电极在0.5~100 Hz频段内保持阻抗稳定($< 50 \Omega$),成功捕捉到房颤患者的f波(振幅约0.1 mV),而商用Ag/AgCl电极在相同条件下因接触波动无法识别。这种优异表现源于材料的三维互穿网络:MXene提供电子传导路径,海藻酸盐钙网络提供离子通道,PAM网络则维持机械稳定性,三者协同确保信号的高保真传输。Tao等^[55]开发的仿生水凝胶电子皮肤(BHES)采用微锥图案化DN水凝胶电极,其锥体高度约50 μm ,基底直径20 μm ,这种设计使接触阻抗降低40%,灵敏度提升至17.32 mV/Pa,响应时间仅10 ms。其核心优势在于:微锥结构在压力作用下产生梯度形变,锥顶优先刺破界面气泡层,随后锥体侧壁与皮肤逐步贴合,实现接触面积动态优化;同时,微锥产生的局部应力集中效应使界面水凝胶发生可控流动,填充皮肤沟壑,形成连续离子通道。

微结构的性能调控高度依赖几何参数的精确设计。Wang等^[56]通过系统研究发现,当微锥高径比(高度与底面直径比)为2.5:1.0时,水凝胶电极在0~20 kPa压力范围内的灵敏度达到峰值。该团队采用模具成型工艺制备具有周期性微锥结构的PDMS表面,微锥阵列显著增强了器件表面对压力变化的感知能力与局部电场调控能力。这种几何优化使电场分布更均匀,减少了边缘效应导致的电流集中,从而将有效信号采集面积提高约2.3倍。

Zou等^[57]提出“缠结域”策略,构建三层梯度孔隙结构(表层高密度MXene防护、中层取向纤维离子通道、底层松散网络贴合皮肤),将界面阻抗降至4 k Ω 以下,2 500次循环后电导率衰减 $< 8\%$ 。

2.2 制备技术改进

在心电图(ECG)监测领域,追求高精度、舒适性和长期稳定性的可穿戴电极是核心目标。基于PEDOT:PSS的导电水凝胶作为电极材料展现出巨大潜力,其制备技术的革新是提升性能的关键。近年来,多种先进制备技术被应用于此类水凝胶电极的构建,显著提升了其在心电信号的采集。

紫外光引发快速聚合^[58]是利用紫外光在极短时间内(例如5 min内)引发单体聚合固化成型。其核心优势在于高精度图案化能力(分辨率可达10 μm),这对于在有限皮肤接触区域(如胸部、手腕)精确制备复杂的微型电极阵列至关重要。这种高分辨率确保了电极

与皮肤的有效接触面积最大化,并能适应精细的解剖结构,从而提升信号捕获的灵敏度和空间分辨率。

3D打印^[59](如挤出式打印)允许逐层精确沉积水凝胶前体墨水,直接构建具有高度可控的多孔微结构(孔隙率通常在60%~90%范围)的电极。更重要的是,该技术能够集成梯度导电网络,例如将银纳米线(AgNWs)按需分布在水凝胶基体中。这种梯度设计可以在电极内部实现从高导电性(靠近皮肤/电路接口)到高顺应性/生物相容性(接触皮肤层)的平滑过渡,不仅优化了电信号传输效率,降低了界面阻抗,还实现了电极形状和结构的高度个性化定制(层厚可控在50~200 μm),完美贴合不同用户的体表轮廓,提升穿戴舒适性和信号稳定性。

冷冻-解冻法^[60]是一种物理交联方法,通过调控水凝胶溶液的冷冻(冰晶生长)和解冻过程来形成微观结构,关键在于控制冰晶的生长方向与尺寸,从而在水凝胶内部形成高度贯通、取向性的孔道网络。这种独特的微结构赋予了水凝胶电极卓越的透气性(水蒸气透过率通常 $> 200 \text{ g}/(\text{m}^2 \cdot \text{d})$)。高透气性对于长期、连续的心电监测(如Holter监测或日常健康追踪)尤为重要,它能显著减少因汗液积聚和皮肤闷热引起的不适、炎症甚至皮肤损伤,极大提升了用户的依从性和佩戴体验。

Dutta等^[61]融合了上述先进制备理念,成功开发出一种高性能的可拉伸PEDOT:PSS基导电水凝胶电极(厚度约0.5 mm)。该电极设计充分考虑了动态佩戴需求:即使在模拟剧烈身体运动(如跑步、大幅度肢体活动)产生的强烈机械形变和运动伪影干扰下,电极仍能维持高达28.6 dB的信噪比(SNR),这确保了采集到的心电信号波形清晰、关键特征点(如R波)易于识别,为准确分析心脏状态提供了可靠数据基础。同时,该电极具备优异的透光性(透光率 $> 80\%$),这不仅使其外观更美观、贴合皮肤更自然(减少异物感),更重要的是允许皮肤状态的可视化监测(如观察是否发红、过敏),并可能为未来集成光学传感(如光电容积脉搏波描记法,PPG)实现多模态生理信号监测提供便利条件。

2.3 功能扩展

基于PEDOT:PSS的导电水凝胶在心电监测领域的功能扩展正从单一电信号采集迈向多参数集成与智能响应的创新阶段。Wang等^[62]开发的复合水凝胶通过应变-温度双模传感协同机制,突破传统电极局限:其纳米粘土增强的褶皱微结构(应变系数 $\text{GF} = 3.2$)可实时捕捉心尖搏动幅度(0.1%~40%应变范围),同步

监测心脏射血功能;温敏性 PNIPAm 组分(灵敏度 $0.015\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$)则通过相变电阻响应精准追踪体表温度分布,结合胸骨上窝与四肢末端的温差($\Delta T > 3\text{ }^{\circ}\text{C}$)预警早期心衰,为心肌缺血、瓣膜病变等提供机械-热力学关联诊断。进一步融入动态二硫键自修复网络^[63],赋予材料临床级可靠性,断裂界面在生理环境下 5 min 内自主修复,电导率恢复 95%以上,有效抑制运动导致的微裂纹伪影(电阻波动降至 $\pm 5\%$)。该特性延伸出两大临床功能扩展:

(1) 治疗-监测闭环系统,即结合柔性起搏电极,当检测到室颤或停搏时自动触发抗心动过速起搏(响应延迟 $< 200\text{ ms}$),实现“感知-干预”一体化;

(2) 微创介入应用,通过可喷涂水凝胶技术,经导管在心腔内膜原位形成 0.1 mm 传感层(仿 Janus 结构),同步监测心肌应变与局部温度梯度,精准定位梗死边界(精度 1.5 mm)。

这些功能扩展推动心电监测从被动记录转向动态病理评估与主动干预,为心血管疾病全周期管理提供智能化平台。

3 在心电监测领域的应用

3.1 大面积水凝胶电极

尽管贴片型 PEDOT:PSS 水凝胶电极因其优异的生物相容性和皮肤保形性在可穿戴心电监测领域备受关注,然而大面积水凝胶电极仍面临力学性能薄弱(杨氏模量偏差 $> 30\%$)和电学性能不均一(局部电导率波动 $> 25\%$)的核心挑战。为此, Lee 等^[64]采用明胶和 PEDOT:PSS 开发了一种用于 ECG 测量的可生物降解自粘性生物相容性水凝胶电极。通过调控天然交联剂浓度和 PEDOT:PSS 的含量,实现水凝胶电极的力学性能和电导率协同提升;明胶基水凝胶电极($D_{0.01}\text{-PGH}_{0.1}$)展现了在生物相容性和皮肤适应性方面的优越表现,与商业电极相比,大鼠皮肤贴附无红斑/水肿,而商业 Ag/AgCl 电极组出现显著炎性红肿。为评估导电明胶水凝胶在心电图测量中的性能,构建直径 22 mm 孔眼电极(如图 5),与标准心电图仪接口兼容,在 12 导联 ECG 监测中,II/III/aVF 导联 R 波振幅变异系数 $< 3\%$ (商用电极为 $8\%\sim 12\%$),波形相关系数 > 0.98 ,基线噪声功率谱密度 $\leq 0.5\text{ }\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ 。该生物可降解电极在维持临床级信号保真度的同时,解决了大面积水凝胶电极的力学/电学均一性问题,为长期动态心电监测提供了新范式。

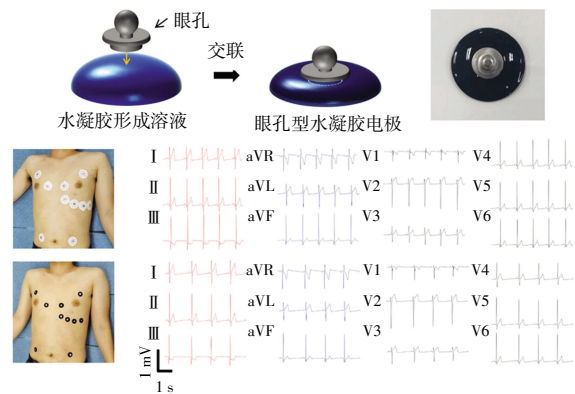


图 5 $D_{0.01}\text{-PGH}_{0.1}$ 水凝胶的电极结构和 ECG 监测应用^[64]

Fig.5 Electrode structure of $D_{0.01}\text{-PGH}_{0.1}$ hydrogel and applications of ECG monitoring^[64]

3.2 自修复导电水凝胶电极

Zhou 等^[10]开发了一种由 PVA、四硼酸钠和丝网印刷浆料混合而成的(PEDOT:PSS)自修复、可拉伸、高粘性、高导电水凝胶(SV3/PVA-1-3)。将该水凝胶制备的电极(基底/正极接左臂,负极接右臂)用于心电(ECG)监测时,SV3/PVA-1-3 水凝胶电极能清晰记录出 P 波、QRS 波群和 T 波等特征峰,表明其适用于生物信号监测。与商用 Ag/AgCl 凝胶电极相比,该水凝胶电极记录的 ECG 信号与 SV3/PVA 电极表现出相当的质量(如图 6)。此外,该水凝胶展现出优异的综合性能:高附着力(1.96 N/cm^2),高塑性拉伸性($> 10\text{ }000\%$)、适中的电导率,低压缩模量($0.3\sim 3.7\text{ KPa}$),良好的应变敏感性(500%应变下的应变系数 = 3.88)和显著的自修复性能。

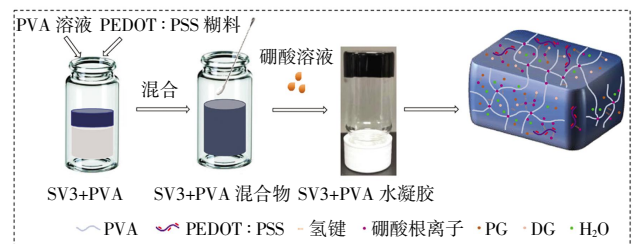


图 6 SV3/PVA 水凝胶的制备和 ECG 监测应用^[10]

Fig.6 Preparation of SV3/PVA hydrogel and applications of ECG monitoring^[10]

3.3 P 凝胶电极

Wang 等^[65]开发了一种基于 PVA 和羧甲基纤维素(CMC)骨架的导电水凝胶(PCPPM),该材料将 PEDOT:PSS 混合物均匀分散于骨架中,形成连续的导电通路,从而兼具高导电性和柔韧性,可实现与皮肤的无缝接触及高质量生物电信号传输。利用 BMD101 ECG 模块以双电极模式采集心电信号,并经 MATLAB 处理后发现,PCPPM 水凝胶电极能够准确反映心脏跳动的情况

(如图 7)。其中,PCPPM1.5 电极在静息状态下噪声最低,信号质量最高。经长达 35 d 的连续监测显示,尽管电极电阻增加且噪音略有增加,但信号仍保持连续稳定。即使在运动状态下噪声更为显著,其心跳波形仍

能被有效监测。得益于低接触阻抗和高导电性,PCPPM 水凝胶电极在准确反映心脏活动方面展现出与商用 Ag/AgCl 电极相当的性能。

图 7 显示了 PCPPM 水凝胶制备和 ECG 监测应用。

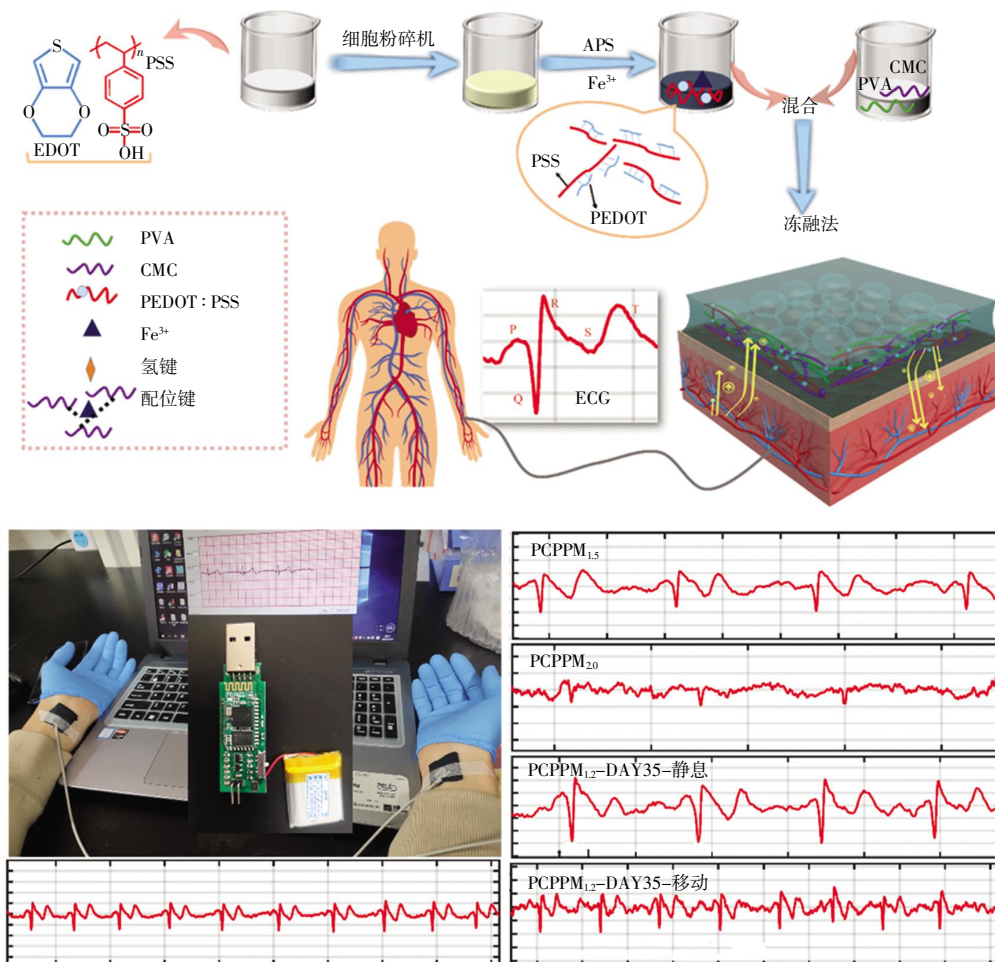


图 7 PCPPM 水凝胶的制备和 ECG 监测应用^[65]

Fig.7 Preparation of PCPPM hydrogels and applications of ECG monitoring^[65]

3.4 同步监测心电与葡萄糖

Li 等^[66]开发了一种新型水凝胶-纸质贴片(HPP)传感器,通过在纸纤维上自组装高多孔 PEDOT:PSS 水凝胶,实现了低阻抗心电图电极和高灵敏度葡萄糖传感器的集成化同步监测(如图 8)。PEDOT:PSS 赋予 HPP 优异的导电性和亲水润湿性,实现了电子的高效传输和物质的快速扩散。进一步在 HPP 表面电沉积 Pt 纳米颗粒并固定葡萄糖氧化酶(GOx)构建的葡萄糖传感器表现出卓越性能:传感器灵敏度可达 $(325.99 \pm 0.8) \mu\text{A}/(\text{mmol} \cdot \text{L} \cdot \text{cm}^2)$,LOD 低至 $10.3 \mu\text{mol/L}$,能对 0~12 mmol/L 范围内的葡萄糖浓度作出响应,其性能优于绝大多数葡萄糖传感器。此外,该 HPP 贴片通过与柔性印刷电路板(FPCB)集成,可贴附于胸部,实现运动过程中对 ECG 和葡萄糖水平的

同时监测。即使在手腕上对其进行拉伸和扭曲测试,所记录的 ECG 信号中的 P 波和 QRS 波群清晰可辨,充分证明了 HPP 对因电极变形引起的干扰具有优异的抵抗力。

3.5 可穿戴健康监测电极

Ding 等^[67]受人体皮肤分层结构启发,开发了一种一体化三明治状 PVA/PEDOT:PSS/WPU 电极(简称 PPW 电极),该电极通过在 WPU 气凝胶基底上连续涂覆 PEDOT:PSS 导电层和 PVA 粘胶层制成,兼具高力学性能和低接触阻抗。PPW 电极展现出优异的力学、电学性能,在 30%应变下电阻变化仅为 45%,电导率达到 7.8 S/m,断裂应变为 300%。这种电极不仅能准确监测佩戴者的细微身体运动(声带振动),更能连续、稳定、清晰地采集 ECG 信号。为评估 PPW 电极的长期

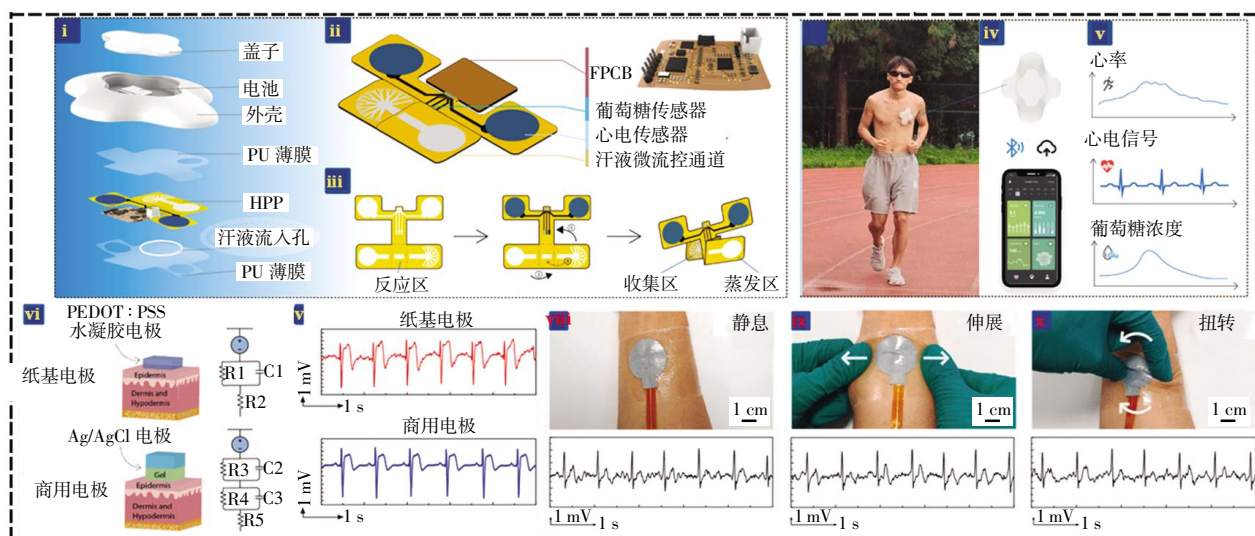


图8 一种用于同时感应化学-电生理信号的集成导电水凝胶纸贴片^[66]

Fig.8 An integrated conductive hydrogel paper patch for simultaneous sensing of chemical-electrophysiological signals^[66]

持续工作能力,通过降低电极水分含量进行模拟。结果表明,即使在水分减少的情况下,PPW 电极仍能提供稳定且清晰的 ECG 信号,测得心率始终处于正常范围内。其灵敏度在 0.32~0.34 之间,与商用电极相当,充分证明了其在可穿戴健康监测设备中的应用潜力。Alsaafeen 等^[68]等则报道了一种基于天然生物聚合物(明胶、壳聚糖、甘油)与导电材料(PEDOT:PSS、MXene 或 TRG)复合的自粘附导电水凝胶电极,具有低阻抗、高拉伸性和自粘性,其力学性能与皮肤良好匹配。该水凝胶电极在心电图(ECG)信号采集方面表现出高信噪比(SNR),佩戴 30 min 后未引发皮肤刺激,并对运动伪影展现出较低的敏感性。与商业 Ag/AgCl 电极相比,该水凝胶电极在不同湿度和汗液条件下仍保持优异的性能,突显了其在可穿戴设备中用于高级健康监测和分析的强大潜力。

4 结语与展望

PEDOT:PSS 导电水凝胶因其高导电性、优异的力学性能和良好的生物相容性,在心电(ECG)监测领域中展示了巨大的应用前景。该水凝胶能够在静息和运动状态下持续、稳定地采集高质量的心电信号,且对皮肤无刺激,具有较低的噪声和高信噪比。

尽管 PEDOT:PSS 导电水凝胶在心电监测领域展现出了显著的优势如良好的导电性能、生物相容性和可调控性设计,其实际应用仍面临关键挑战:长期穿戴稳定性与耐久性有待提升,在长期环境暴露中因水分蒸发和聚合物链降解会导致 PEDOT:PSS 导电水凝胶电导率下降,且湿度敏感性会导致膨胀率波动从而

可能影响电极-皮肤界面的接触一致性;导电性能需进一步增强,尤其是在动态形变或汗液等复杂生理环境下;规模化生产中的良品率和成本控制仍需优化,特别是高精度 3D 打印工艺的加工效率较低。

为应对上述挑战,未来研究将聚焦以下方向以推动 PEDOT:PSS 导电水凝胶在高效实时 ECG 监测中的应用:开发兼具高稳定性与环境适应性的智能水凝胶(如湿度自调节、抗冻抗干燥);运用纳米技术(如引入纳米增强相)和微纳加工技术优化水凝胶结构,提升综合性能;开发高效、可扩展的新型制备技术,提高生产效率和成本效益;集成人工智能(AI)技术(如机器学习算法),实现 ECG 信号的智能分析、异常实时预警及系统自优化;与柔性能源模块(如摩擦纳米发电机)集成,以实现自供电 ECG 监测系统;在临床应用层面,与 AI 辅助诊断、远程医疗平台的深度整合将推动个性化心脏健康管理的普及。通过持续优化材料体系与制造工艺,PEDOT:PSS 导电水凝胶有望成为下一代柔性生物电子的核心材料,为心血管疾病的早期预警与精准诊疗提供变革性工具,并有力促进 PEDOT:PSS 导电水凝胶在医疗诊断、个性化健康监测及下一代可穿戴设备中的规模化应用与产业化落地。

参考文献:

- [1] LIU G, LI Y P, HU Y, et al. Influence of lifestyle on incident cardiovascular disease and mortality in patients with diabetes mellitus[J]. Journal of the American College of Cardiology, 2018, 71(25): 2867-2876.
- [2] LIU X W, WANG H, LI Z J, et al. Deep learning in ECG diagnosis: A review[J]. Knowledge-Based Systems, 2021, 227:

- 107187-107199.
- [3] YAO S S, ZHU Y. Nanomaterial-enabled dry electrodes for electrophysiological sensing: A review[J]. JOM, 2016, 68(4): 1145-1155.
- [4] YOKUS M A, JUR J S. Fabric-based wearable dry electrodes for body surface biopotential recording[J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2016, 63(2): 423-430.
- [5] MASIHI S, PANABI M, MADDIPATLA D, et al. Development of a flexible wireless ECG monitoring device with dry fabric electrodes for wearable applications[J]. IEEE Sensors Journal, 2022, 22(12): 11223-11232.
- [6] HUANG K, LIU J C, LIN S, et al. Flexible silver nanowire dry electrodes for long-term electrocardiographic monitoring[J]. Advanced Composites and Hybrid Materials, 2022, 5(1): 220-228.
- [7] SMITH A A, LI R, XU L L, et al. A narrative review of in-textile sensors in human health applications[J]. Advanced Materials Technologies, 2024, 9(16): 2302141-23021453.
- [8] TERADA T, TOYOURA M, SATO T, et al. Noise-reducing fabric electrode for ECG measurement[J]. Sensors, 2021, 21(13): 4305-4322.
- [9] ZHANG Y Z, ZHOU J L, YANG H Y, et al. Effect of fabric electrode surface coating medium on ECG signal quality under dynamic and static conditions[J]. Coatings, 2023, 13(1): 108-123.
- [10] ZHOU X, RAJEEV A, SUBRAMANIAN A, et al. Self-healing, stretchable, and highly adhesive hydrogels for epidermal patch electrodes[J]. Acta Biomaterialia, 2022, 139: 296-306.
- [11] YANG T T, XU C, LIU C L, et al. Conductive polymer hydrogels crosslinked by electrostatic interaction with PEDOT : PSS dopant for bioelectronics application[J]. Chemical Engineering Journal, 2022, 429: 132430-132439.
- [12] DING H X, GU Y Q, REN Y, et al. The latest research progress of conductive hydrogels in the field of electrophysiological signal acquisition[J]. Journal of Materials Chemistry C, 2024, 12(9): 3030-3052.
- [13] BIHAR E, ROBERTS T, ISMAILOVA E, et al. Fully printed electrodes on stretchable textiles for long-term electrophysiology[J]. Advanced Materials Technologies, 2017, 2(4): 1600251-1600255.
- [14] XU J, WANG S H, WANG G J, et al. Highly stretchable polymer semiconductor films through nanoconfinement effect[J]. Science, 2017, 355(6320): 59-64.
- [15] 李斯文, 夏思文, 刘璐, 等. 导电聚合物 PEDOT : PSS 研究进展[J]. 化工管理, 2016(29): 88.
- LI S W, XIA S W, LIU L, et al. Research progress of conductive polymer PEDOT : PSS[J]. Chemical Enterprise Management, 2016(29): 88(in Chinese).
- [16] 杨巧梅, 张雯君, 颜廷帅. 浅析 3, 4-乙撑二氧噻吩(EDT)及其聚合物(PEDT)的合成与应用[J]. 化工管理, 2018(3): 167.
- YANG Q M, ZHANG W J, YAN T S. Analysis on the synthesis and application of 3, 4-ethylenedioxythiophene (EDT) and its polymer (PEDT)[J]. Chemical Enterprise Management, 2018(3): 167(in Chinese).
- [17] 范静娴, 周雯, 杨祝, 等. 3,4-乙撑二氧噻吩合成及其聚合物应用进展[J]. 上海塑料, 2023, 51(3): 15-20.
- FAN J X, ZHOU W, YANG Z, et al. Progress in the synthesis of 3,4-ethyldioxythiophene and its polymer application[J]. Shanghai Plastics, 2023, 51(3): 15-20(in Chinese).
- [18] HEYWANG G, JONAS F. Poly (alkylenedioxythiophene)s: New, very stable conducting polymers[J]. Advanced Materials, 1992, 4(2): 116-118.
- [19] IM S G, KUSTERS D, CHOI W, et al. Conformal coverage of poly(3,4-ethylenedioxythiophene) films with tunable nanoporosity via oxidative chemical vapor deposition[J]. ACS Nano, 2008, 2(9): 1959-1967.
- [20] CORRADI R, ARMES S P. Chemical synthesis of poly(3,4-ethylenedioxythiophene)[J]. Synthetic Metals, 1997, 84(1/2/3): 453-454.
- [21] 杨国深, 魏峰, 董仕晋, 等. 水性导电涂料 PEDOT/PSS 的研究进展[J]. 染料与染色, 2015, 52(5): 24-29.
- YANG G S, WEI F, DONG S J, et al. Research progress in waterborne conductive coatings PEDOT/PSS[J]. Dyestuffs and Coloration, 2015, 52(5): 24-29(in Chinese).
- [22] ELSCHNER A, KIRCHMEYER S, LOVENICH W, et al. PEDOT: Principles and Applications of an Intrinsically Conductive Polymer[M]. Boston, USA: CRC Press, 2010.
- [23] 陈杰, 胡章润, 郑显才, 等. 高导电 PEDOT/PSS 复合材料改性研究进展[J]. 工程塑料应用, 2018, 46(8): 138-142.
- CHEN J, HU Z R, ZHENG X C, et al. Research progress on modification of highly conductive PEDOT/PSS composites[J]. Engineering Plastics Application, 2018, 46(8): 138-142(in Chinese).
- [24] 徐会会, 潘春跃, 喻桂鹏, 等. PEDOT/PSS 水性分散液的合成、电导率提高方法及机理[J]. 应用化工, 2013, 42(7): 1308-1311.
- XU H H, PAN C Y, YU G P, et al. Synthesis of PEDOT/PSS aqueous solution and methods for the conductivity enhancement[J]. Applied Chemical Industry, 2013, 42(7): 1308-1311(in Chinese).
- [25] 马小涵, 胡云平, 言驿鹏, 等. PEDOT : PSS 导电自支撑薄膜的合成与表征[J]. 精细化工, 2020, 37(5): 906-911.
- MA X H, HU Y P, YAN Y P, et al. Synthesis and characterization of poly (3,4-ethylenedioxythiophene) : poly (styrene-sulfonate) free-standing conductive film[J]. Fine Chemicals,

- 2020, 37(5): 906-911(in Chinese).
- [26] 张文娜, 陈帅, 徐景坤. PEDOT/PSS 水性导电涂料的研究进展[J]. 江西科技师范大学学报, 2016(6): 43-49.
ZHANG W N, CHEN S, XU J K. The research progress of poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(styrenesulfonate) waterborne conductive coatings[J]. Journal of Jiangxi Science & Technology Normal University, 2016(6): 43-49(in Chinese).
- [27] 孙东成, 孙德生. PEDOT/PSS 的合成及在抗静电涂料中的应用[J]. 高分子材料科学与工程, 2009, 25(7): 111-113, 117.
SUN D C, SUN D S. The synthesis of PEDOT/PSS and its application in antistatic coating[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2009, 25(7): 111-113, 117(in Chinese).
- [28] 王升文, 邓建成, 易捷, 等. 3,4-乙撑二氧噻吩(EDT)及其聚合物(PEDT)的合成与应用[J]. 化工中间体, 2006(3): 16-19.
WANG S W, DENG J C, YI J, et al. The synthesis and application of 3,4-ethylene dioxothiophene(EDT) and polymer(PEDT)[J]. Chemical Intermediates, 2006(3): 16-19(in Chinese).
- [29] RIVNAY J, INAL S, SALLEO A, et al. Organic electrochemical transistors[J]. Nature Reviews Materials, 2018, 3(2):1-4.
- [30] LU B, YUK H, LIN S T, et al. Pure PEDOT:PSS hydrogels[J]. Nature Communications, 2019(10): 1043-1052.
- [31] CHEN H W, LI C. PEDOT: Fundamentals and its nanocomposites for energy storage[J]. Chinese Journal of Polymer Science, 2020, 38(5): 435-448.
- [32] KIM W H, MÄKINEN A J, NIKOLOV N, et al. Molecular organic light-emitting diodes using highly conducting polymers as anodes[J]. Applied Physics Letters, 2002, 80(20): 3844-3846.
- [33] JÖNSSON S K M, BIRGERSON J, CRISPIN X, et al. The effects of solvents on the morphology and sheet resistance in poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-polystyrenesulfonic acid (PEDOT-PSS) films[J]. Synthetic Metals, 2003, 139(1): 1-10.
- [34] KIM J Y, JUNG J H, LEE D E, et al. Enhancement of electrical conductivity of poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(4-styrenesulfonate) by a change of solvents[J]. Synthetic Metals, 2002, 126(2/3): 311-316.
- [35] OUYANG J, CHU C W, CHEN F C, et al. High-conductivity poly(3,4-ethylenedioxythiophene): poly(styrene sulfonate) film and its application in polymer optoelectronic devices[J]. Advanced Functional Materials, 2005, 15(2): 203-208.
- [36] OUYANG J Y, XU Q F, CHU C W, et al. On the mechanism of conductivity enhancement in poly(3,4-ethylenedioxythiophene): poly(styrene sulfonate) film through solvent treatment[J]. Polymer, 2004, 45(25): 8443-8450.
- [37] 县泽宇, 李昕, 郭方方, 等. 合成条件及二次掺杂剂对 PEDOT/PSS 水分散液电导率的影响[J]. 北京服装学院学报(自然科学版), 2017, 37(1): 18-25.
XIAN Z Y, LI X, GUO F F, et al. Effects of synthesis conditions and second doping agents on the conductivity of PEDOT/PSS aqueous dispersion[J]. Journal of Beijing Institute of Clothing Technology (Natural Science Edition), 2017, 37(1): 18-25(in Chinese).
- [38] CAO Y, TAN Y J, LI S, et al. Self-healing electronic skins for aquatic environments[J]. Nature Electronics, 2019, 2(2): 75-82.
- [39] CLAUS J, SOMMER F O, KRAGL U. Ionic liquids in biotechnology and beyond[J]. Solid State Ionics, 2018, 314: 119-128.
- [40] WANG J F, LUO J Q, FENG S C, et al. Recent development of ionic liquid membranes[J]. Green Energy & Environment, 2016, 1(1): 43-61.
- [41] LI Y, PANG Y C, WANG L W, et al. Boosting the performance of PEDOT:PSS based electronics via ionic liquids[J]. Advanced Materials, 2024, 36(13): 2310973-2311009.
- [42] KEE S, KIM N, KIM B S, et al. Controlling molecular ordering in aqueous conducting polymers using ionic liquids[J]. Advanced Materials, 2016, 28(39): 8625-8631.
- [43] YUK H, WU J J, ZHAO X H. Hydrogel interfaces for merging humans and machines[J]. Nature Reviews Materials, 2022, 7(12): 935-952.
- [44] 冯春梅, 曾明, 陈中华, 等. PEDOT:PSS 的合成及二次掺杂对其导电性的影响[J]. 工程塑料应用, 2019, 47(9): 7-11.
FENG C M, ZENG M, CHEN Z H, et al. Synthesis and the effect of secondary doping on its electrical conductivity of PEDOT:PSS[J]. Engineering Plastics Application, 2019, 47(9): 7-11(in Chinese).
- [45] 王鹤男. PEDOT:PSS 基导电复合水凝胶的性质调控及电磁屏蔽应用研究[D]. 长春: 东北师范大学, 2023.
WANG H N. Research on the property modulation and electromagnetic shielding application of PEDOT:PSS-based conductive composite hydrogels[D]. Changchun: Northeast Normal University, 2023 (in Chinese).
- [46] LI P, WANG H N, JU Z S, et al. Ti₃C₂T_x MXene- and sulfuric acid-treated double-network hydrogel with ultralow conductive filler content for stretchable electromagnetic interference shielding[J]. ACS Nano, 2024, 18(4): 2906-2916.
- [47] LIU Y Q, HE K, CHEN G, et al. Nature-inspired structural materials for flexible electronic devices[J]. Chemical Reviews, 2017, 117(20): 12893-12941.
- [48] LI T, QI H B, DONG X Y, et al. Highly robust conductive organo-hydrogels with powerful sensing capabilities under large mechanical stress[J]. Advanced Materials, 2024, 36(5): 2304145.
- [49] XUE Y, CHEN X M, WANG F C, et al. Mechanically-compliant bioelectronic interfaces through fatigue-resistant con-

- ducting polymer hydrogel coating[J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(40): 2304095.
- [50] YAN M Y, WANG L L, WU Y Y, et al. Conducting polymer-hydrogel interpenetrating networks for improving the electrode-neural interface[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(35): 41310-41323.
- [51] ZHOU S, ZHANG Z, ZHONG W, et al. Polyvinyl alcohol/PEDOT : PSS with Fe³⁺/amylopectin enabled highly tough, anti-freezing and healable hydrogels for multifunctional wearable sensors[J]. *Talanta*, 2024, 279: 126592.
- [52] 许英涛, 李昕, 李小宁, 等. 牵伸倍率对 PEDOT-PSS/PVA 复合导电纤维结构与性能的影响[J]. *复合材料学报*, 2012, 29(3): 111-116.
- XU Y T, LI X, LI X N, et al. Effect of draw ratios on the structure and properties of PEDOT-PSS/PVA composite fibers[J]. *Acta Materiae Compositae Sinica*, 2012, 29(3): 111-116(in Chinese).
- [53] LI L H, WANG L, YE T T, et al. Stretchable energy storage devices based on carbon materials[J]. *Small*, 2021, 17(48): 2005015.
- [54] WU P X, QIN Z Y, DASSANAYAKE R, et al. Antimicrobial MXene-based conductive alginate hydrogels as flexible electronics[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2023, 455: 140546.
- [55] TAO K, YU J H, ZHANG J Y, et al. Deep-learning enabled active biomimetic multifunctional hydrogel electronic skin[J]. *ACS Nano*, 2023, 17(16): 16160-16173.
- [56] WANG T, FAN J, SUN Z C, et al. Bifunctional interactive light-emitting devices based on hydrogel microspheres[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2025, n/a(n/a): e00009.
- [57] ZOU J, JING X, LI S T, et al. MXene crosslinked hydrogels with low hysteresis conferred by sliding tangle island strategy[J]. *Small*, 2024, 20(35): 2401622.
- [58] LI J W, CHEN H F, LIU Y Z, et al. Photocurable 3D-printed AgNPs/Graphene/Polymer nanocomposites with high flexibility and stretchability for ECG and EMG smart clothing[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2024, 484: 149452-149462.
- [59] ALAM M I, KASHYAP S, BALAJI P G, et al. 3D-printed medical implants: Recent trends and challenges[J]. *Biomedical Materials & Devices*, 2024, 12: 1-21.
- [60] WANG L R, ZHOU M Y, XU T L, et al. Multifunctional hydrogel as wound dressing for intelligent wound monitoring[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2022, 433: 134625-134631.
- [61] DUTTA A, CHENG H Y. Pathway of transient electronics towards connected biomedical applications[J]. *Nanoscale*, 2023, 15(9): 4236-4249.
- [62] WANG Z, XU J, WU X, et al. A sprayable janus hydrogel as an effective bioadhesive for gastrointestinal perforation repair[J]. *Advanced Functional Materials*, 2024, 34(48): 2408479-2408496.
- [63] WU S Y, PENG S H, YU Y Y, et al. Strategies for designing stretchable strain sensors and conductors[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2020, 5(2): 1900908-1900974.
- [64] LEE Y C, YIM S G, LEE G W, et al. Self-adherent biodegradable gelatin-based hydrogel electrodes for electrocardiography monitoring[J]. *Sensors*, 2020, 20(20): 5737-5748.
- [65] WANG Y P, QU Z J, WANG W, et al. PVA/CMC/PEDOT : PSS mixture hydrogels with high response and low impedance electronic signals for ECG monitoring[J]. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2021, 208: 112088-112096.
- [66] LI T Y, LIANG B, YE Z C, et al. An integrated and conductive hydrogel-paper patch for simultaneous sensing of Chemical-Electrophysiological signals[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2022, 198: 113855-113864.
- [67] DING Y F, SHI Y F, YU D, et al. All-in-one sandwich-like PVA/PEDOT : PSS/WPU electrodes with low impedance and high stretchability for ECG monitoring[J]. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2023, 675: 132060-132069.
- [68] ALSAAFEEN N B, BAWAZIR S S, JENA K K, et al. One-pot synthesis of a robust crosslinker-free thermo-reversible conducting hydrogel electrode for epidermal electronics[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2024, 16(45): 61435-61445.
- [68] 吕东方, 曹漪玫, 宋立新, 等. PEDOT : PSS 在柔性可穿戴太阳能电池中的应用进展[J]. *现代纺织技术* 2023, 31(1): 40-53.
- LYU D F, CAO Y W, SONG L X, et al. Application progress on PEDOT : PSS in flexible wearable solar cells[J]. *Advanced Textile Technology*, 2023, 31(1): 40-53(in Chinese).

本文引文格式:

王明, 郑俊杰, 周金利. 基于 PEDOT : PSS 的导电水凝胶心电监测电极的研究进展[J]. *天津工业大学学报*, 2025, 44(4): 60-70.

WANG M, ZHENG J J, ZHOU J L. Research progress of PEDOT : PSS-based conductive hydrogels electrodes for ECG monitoring[J]. *Journal of Tiangong University*, 2025, 44(4): 60-70(in Chinese).