

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2025.03.011

长期电生理监测用柔性干电极的研究进展

陈莉^{1,2}, 杨颖^{1,2,3}, 牛鑫^{2,3,4}, 刘皓^{1,2,3}

(1. 天津工业大学 纺织科学与工程学院, 天津 300387; 2. 天津工业大学 纺织未来技术研究中心, 天津 300387;
3. 天津工业大学 智能可穿戴电子纺织品研究所, 天津 300387; 4. 天津工业大学 艺术学院, 天津 300387)

摘要: 针对柔性干电极在动态环境下电极-皮肤界面接触阻抗高、信号稳定性差, 长期佩戴时透气性不足易导致汗液积聚与皮肤不适的问题, 系统综述了柔性干电极在共形接触优化与透气性提升两方面的研究进展, 包括: 仿生结构干电极、柔性薄膜干电极、原位成型干电极的研发; 通过静电纺丝技术、激光切割技术、呼吸图法、单向排汗设计等对柔性干电极的透气排汗性能进行优化。并对其未来发展趋势进行了展望, 指出柔性干电极还需在生物相容性、自修复性、电极与设备接口的集成等方面进行改进。

关键词: 干电极; 共形接触; 透气性; 生物电信号; 长期监测

中图分类号: TP212.6

文献标志码: A

文章编号: 1671-024X(2025)03-0091-09

Research progress on flexible dry electrodes for long-term electrophysiological monitoring

CHEN Li^{1,2}, YANG Ying^{1,2,3}, NIU Xin^{2,3,4}, LIU Hao^{1,2,3}

(1. School of Textile Science and Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 2. Research Center for Future Textile Technology, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 3. Institute of Smart Wearable Electronic Textiles, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 4. School of Arts, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract: Aiming at the problems of high contact impedance at the electrode-skin interface and poor signal stability of flexible dry electrodes in dynamic environments, as well as insufficient air permeability during long-term wearing that easily leads to sweat accumulation and skin discomfort, the research progress of flexible dry electrodes is systematically reviewed in two aspects: optimization of conformal contact and improvement of air permeability. It includes the development of bionic structure dry electrodes, flexible thin-film dry electrodes, and in-situ formed dry electrodes, and optimization of air permeability and sweat wicking performance of flexible dry electrodes through electrospinning technology, laser cutting technology, breath figure method, unidirectional sweat wicking design, etc. And the future development trends are prospected, pointing out that flexible dry electrodes still need to be improved in terms of biocompatibility, self-healing property, integration of electrodes with device interfaces, etc.

Key words: dry electrodes; conformal contact; breathability; bioelectrical signals; long-term monitoring

人体器官和组织的活动主要靠电生理(EP)信号的电势变化驱动, 常见 EP 信号包括心电图(ECG)、脑电图(EEG)、肌电图(EMG)和眼电图(EOG)。这些信号能够反应人体的生理状态, 是评估临床治疗效果、监测健康状况和行为分析的关键指标。ECG 信号直接反映心脏的健康状态^[1]; EEG 信号可为癫痫、痴呆、脑肿

瘤等脑部疾病提供重要的诊断信息^[2]; EMG 信号与肌肉疲劳密切相关, 通常用于监测运动员的肌肉状况^[3], 同时也广泛用于肢体功能的康复监测; EOG 信号可用于人体快速眼动的检测、人的睡意检测等^[4]。由于这些 EP 信号与生理状态密切相关, 其高效采集和长期监测对各种疾病的早期发现和及时治疗具有重要意义。电

收稿日期: 2025-04-01

基金项目: 国家自然科学基金项目(52473219); 中国博士后科学基金项目(2016M591390); “科技冬奥”重点专项项目(2019YFF0302105)

第一作者: 陈莉(1974—), 女, 副教授, 主要研究方向为智能针织。E-mail: clwsy@163.com

通信作者: 刘皓(1977—), 男, 教授, 博士生导师, 主要研究方向为智能服装服饰。E-mail: liuhao_0760@163.com

生理信号监测系统通过对信号的采集、处理、传输和反馈等环节实现对人体的监测^[5]。其中,高质量的信号采集是确保数据精确性和可靠性的基础,而生物电极在这一过程中发挥着关键作用^[6]。生物电极根据是否使用导电介质,主要分为湿电极和干电极。湿电极通过使用凝胶等导电介质,以此降低接触阻抗,保证良好的信号传导,被广泛应用于医疗领域。然而,凝胶在长期使用过程中容易变干,导致信号质量下降并引发皮肤过敏^[7],这限制了湿电极在长期监测中的应用。干电极无需使用凝胶,直接与皮肤接触实现信号采集,具有长期监测的潜力。本文以柔性干电极存在的问题为切入点,系统综述了柔性干电极在共形接触优化与透气性提升两方面的研究进展,并展望了未来发展趋势。

1 柔性干电极的分类及存在的问题

根据电极与皮肤的接触形式,柔性干电极可分为非接触式干电极、穿透接触式干电极和表面接触式干电极 3 种类型,其电极特性及存在问题如表 1 所示。

表 1 不同电极特性及存在的问题

Tab.1 Different electrode characteristics and existing issues

电极类型	信号质量	信号稳定性	舒适性	存在的问题
湿电极	高	高	低	导电凝胶易干涸,不适合长期使用;佩戴不便;可能引起皮肤过敏
非接触式干电极(电容式电极)	低	中	高	信号幅值较低;对界面距离敏感;高频信号衰减;易受环境电磁干扰
穿透接触式干电极(微针阵列干电极)	高	高	低	易引起皮肤刺激或感染;微针易断裂;制造工艺复杂;成本较高
表面接触式干电极	中	中	高	与皮肤表面接触不稳定,运动伪影较明显

非接触式干电极主要指无需直接接触皮肤即可测量电生理信号的电极。这类电极通过与皮肤形成耦合电容获取信号,具有较高输入阻抗,能够实现隔着衣物对电生理信号的测量^[8]。但在实际应用中,该类电极的信号质量容易受到外界噪声干扰(如运动伪影、工频干扰),可能导致信号衰减、相位漂移或信噪比降低,使测量结果偏离人体真实生理信号。未来的研究将致力于优化绝缘材料(如提高介电常数或减少介质厚度)以增强信号耦合,同时结合差分测量和共模抑制技术来降低噪声干扰。

穿透接触式干电极主要使用微针刺穿人体角质层,与皮肤生发层直接接触来采集电信号。这类电极与皮肤生发层直接电接触,降低了角质层对电极-皮肤阻抗的隔离影响,确保信号传输的高效性和稳定

性,避免了由皮肤拉伸或电极运动引起的皮肤电势变化,特别适用于动态监测和高信号质量需求场景。然而,在长期重复使用过程中,微针容易受机械应力(如弯曲、拉伸)影响,导致变形、断裂或钝化^[9],进而影响信号质量,同时可能引发皮肤炎症^[10]。未来的研究将聚焦于优化微针的材料和尺寸设计,以增强其耐久性,并减少长期使用过程中引起的皮肤不适。

表面接触式干电极是指直接与皮肤角质层接触以获取信号的电极。这类电极使用便捷,无需导电膏,且不需要穿刺皮肤表层,简化了皮肤准备工作并减轻了皮肤不适。然而,由于人体皮肤表面并非完全光滑,存在许多微小的凹凸结构,导致电极在测量过程中无法与皮肤完全吻合,因而阻抗较高,降低信号采集的质量。为了确保电极与皮肤之间的良好接触,通常需要施加额外的压力,这可能会给用户带来疼痛感。未来的研究将专注于改善电极与皮肤之间的接触状态,例如,通过在电极表面设计微纳米结构增加与皮肤的接触面积^[11],或者选择具有黏附性的材料^[12],使电极能够更牢固地附着在皮肤上,减少移动和空气间隙的产生,实现电极与皮肤的共形接触,获得更高质量的信号。

针对柔性干电极存在的上述问题,研究人员主要从共形接触优化和透气性提升两方面对其进行改进,如图 1 所示。

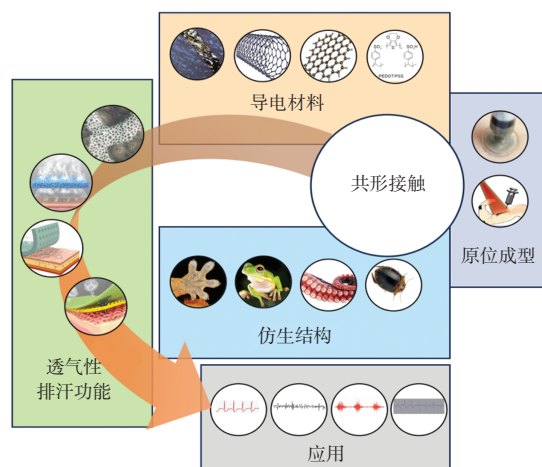


图 1 柔性干电极的共形接触与透气性优化策略

Fig.1 Optimization strategies for conformal contact and breathability of flexible dry electrodes

2 柔性干电极的共形接触优化策略

针对表面接触式干电极与皮肤接触不稳定的问题,研究人员开发出了仿生结构干电极、柔性薄膜干电极、原位成型干电极,以达到电极与皮肤共形接触的目的。

2.1 仿生结构干电极

仿生结构干电极是指在电极与皮肤接触的表面,通过模仿自然界中生物的机械互锁机制,如壁虎脚^[13]、树蛙脚趾垫^[14]、章鱼吸盘^[15-16]、雄性潜水甲虫前腿^[17]等,

制造出类似的微纳结构,如表 2 所示。这些微纳结构能够增大与皮肤的有效接触面积,实现与人体皮肤的共形接触,从而降低接触阻抗。这种设计有助于获取高质量的信号,适合用于动态监测和长期监测。

表 2 不同仿生微纳结构

Tab.2 Different bioinspired micro/nano structures

生物灵感	结构设计	粘附性-干态	粘附性-湿态	监测信号	参考文献
壁虎脚	纳米柱阵列	剥离强度 69.6 mN/cm	\	ECG	[18]
壁虎脚	蘑菇状微柱阵列	粘附力 1.3 N/cm ²	\	ECG	[13]
章鱼吸盘	类似吸盘的圆顶状突起	粘附力 5.24 N/cm ²	粘附力 1.89 N/cm ²	ECG	[19]
树蛙脚蹼	分散的六边形棱柱结构	粘附力 10 kPa	粘附力 5 kPa	ECG/EMG/EEG	[20]
雄性潜水甲虫前腿	蘑菇状微柱结构	粘附力 2.2 N/cm ²	粘附力 1.5 N/cm ²	ECG	[21]

2.1.1 仿壁虎脚干电极

壁虎脚掌表面有密集的微纳米刚毛结构,与接触面距离极近,从而产生范德华力,由于刚毛数量极多,这些微弱的范德华力累积起来形成强大的吸附力,使壁虎能在垂直甚至倒挂的表面上稳定攀爬。Niu 等^[18]受壁虎脚的启发,设计了一种基于聚苯胺/热塑性聚氨酯(PANI/TPU)的仿壁虎脚干电极,通过设计尺寸可调的阳极氧化铝微纳米结构模板(AAO),制造出具有微纳米柱阵列结构的干电极。测试结果显示:在 0.1 Hz 时,仿壁虎脚干电极的阻抗为 375.5 k Ω ,与平面结构电极阻抗值 2.257 M Ω 相比,更接近于湿电极的阻抗;在静止状态下,仿壁虎脚微结构干电极的信噪比(SNR)为(37.17 \pm 3.07)dB,与湿电极的(39.60 \pm 2.96)dB 相近;而在行走状态下,其信噪比可达(21.33 \pm 5.48)dB,优于湿电极的(13.54 \pm 7.86)dB;仿壁虎脚干电极的剥离强度相对于平面结构增加了约 210.7%,能够更牢固地附着在皮肤上;在动态心电图测量中显示出较低的基线漂移。尽管仿壁虎脚干电极在干燥表面具有良好的粘附性能,但对于湿润的皮肤表面,仅依靠范德华力难以实现有效粘附。

2.1.2 仿章鱼吸盘干电极

章鱼利用肌肉收缩在其吸盘内外产生压力差,形成封闭的真空环境以获得对干湿基底的粘附。Chun 等^[19]受章鱼吸盘的启发,设计了一种基于碳导电聚合物复合材料(CPC)的仿生柔性电子贴片,通过部分填充技术在 CPC 薄膜上形成了仿章鱼吸盘的圆顶状微结构。这种 CPC 贴片在水下可承受高达 500 g 的质量,在硅表面和皮肤仿体上的最大粘附力分别达到 5.24 和 1.89 N/cm²;在干燥和湿润环境中均能够采集到 ECG 信号,与商业 ECG 电极的测量结果相似。

2.1.3 仿树蛙脚趾干电极

树蛙脚蹼通过其六边形柱状结构将大液桥分散

为多个小液桥,增加接触点数量并提高粘附力;同时,黏液腺分泌的黏液均匀分布于脚蹼与接触表面之间,进一步填充空隙并增强粘附力,从而使树蛙能够在干湿表面稳定粘附。Lan 等^[20]受树蛙脚蹼的启发,设计了一种具有稳定粘附性的生物电干电极,通过 3D 打印技术在电极底层构建了分散的六边形棱柱结构,该电极在干燥条件下的粘附力为 10 kPa,在湿润条件下的粘附力为 5 kPa,与相同材料的平面电极相比,分别提升了 2.79 倍和 13.16 倍,能够更高效地采集 ECG、EMG、EEG 等信号。

2.1.4 仿雄性潜水甲虫前腿干电极

雄性潜水甲虫的前腿布满了吸盘,这些吸盘提供了强大的附着功能,且吸盘周围具有微毛结构,增强了附着的密封性和稳定性。Min 等^[21]受雄性潜水甲虫前腿的启发,设计了一种具有湿附着性和各向同性的可拉伸电极贴片,电极由规则排列的蘑菇状柱子组成,这些柱子还具有微腔室和微皱纹结构,微腔室增强了湿附着性能,微皱纹结构实现了拉伸性能。电极贴片在干燥的猪皮上最大粘附力为 2.2 N/cm²,在出汗的猪皮上最大粘附力为 1.5 N/cm²,并且可以实现超过 1 000 次的重复粘附。在持续的人体运动和出汗环境中,电极贴片能够稳定附着于皮肤表面,通过其可拉伸性能,以适应皮肤的动态变化和运动,获得与商用 ECG 电极相似的信号。

仿壁虎脚干电极仅适用于在干燥的皮肤表面粘附,相比之下,仿章鱼吸盘、仿树蛙脚趾和仿雄性潜水甲虫前腿干电极能够在干湿环境下稳定附着,具有更广泛的应用场景。目前,仿生结构干电极在提升皮肤共形性和信号质量方面已取得突破,但制造成本高、精密加工难度大等问题仍然亟待解决,未来需进一步优化制造工艺,以提高可行性和应用价值。

2.2 柔性薄膜干电极

柔性薄膜干电极是一种无需导电凝胶即可直接贴附在人体皮肤表面的电极,通常由柔性聚合物基底(如聚二甲基硅氧烷(PDMS)、热塑性聚氨酯弹性体橡胶(TPU)、聚己二酸-对苯二甲酸丁二醇酯(Ecoflex)、苯乙烯-乙炔-丁烯-苯乙烯嵌段共聚物(SEBS))和导电材料(如金属材料、碳材料和导电聚合物)组成。由于这种电极在身体运动时容易因粘附力不足而脱落。因此,近年来的研究重点转向提升其粘附性能,如表 3 所示,以增强电极在动态和复杂皮肤条件下的稳定性,减少滑移和运动伪影,提高生物电信号的采集质量。

表 3 薄膜干电极使用的导电材料

Tab.3 Conductive materials used in film dry electrodes

材料	厚度	粘附性能	监测性能	参考文献
Au	<300 nm	剥离强度 135.09 mN/cm	10 h-ECG/EMG	[22]
Au	95 nm	皮肤粘附能 159 $\mu\text{J}/\text{cm}^2$	168 h-ECG	[23]
CNTs	8 μm	粘附强度 0.8 N/cm	3 h-ECG (水环境)	[24]
石墨烯	/	粘附强度 19 kPa	EMG	[25]
PEDOT:PSS	370 nm	90°剥离强度为 84.4 N/m; 180°剥离强度为 247.7 N/m	168 h-ECG/ EMG	[26]
PEDOT:PSS	20~25 μm	粘附力 0.28 N/cm(湿润环境) 粘附力 0.32 N/cm(干燥环境)	ECG/EMG	[27]
PEDOT:PSS	30 μm	粘附力 0.58 N/cm	240 h-sEMG	[28]

2.2.1 金属材料薄膜干电极

金属材料因具有出色的导电性,常被用于电极的导电层,但金属的刚性往往限制了其在柔性干电极中的应用,降低金属电极的厚度可以解决这一问题。Nawrocki 等^[22]设计了一种由双层聚对二甲苯(parylene)夹着一层金(Au)薄膜的结构,制备出了一种厚度小于 300 nm 的超薄电极。这种设计显著降低了电极的弯曲刚度(0.33 $\text{pN}\cdot\text{m}^2$),使其与人体皮肤的柔韧性相匹配,依靠范德华力与皮肤表面形成高效的物理吸附。与传统的厚电极相比,该电极的剥离强度高达 135.09 mN/cm,能够在长达 10 h 的 ECG 监测和 EMG 监测中提供稳定的信号质量,即使在动态运动中也不会受到运动伪影的干扰。Wang 等^[23]将金沉积在聚氨酯-聚二甲基硅氧烷表面,制备出了自粘薄膜干电极。薄膜厚度为 95 nm,具有极高的皮肤粘附能(159 $\mu\text{J}/\text{cm}^2$),无需任何黏合剂可在皮肤表面稳定粘附一周,以高信噪比(34 dB)监测心电图信号,适用于长期监测。

2.2.2 碳纳米材料薄膜干电极

碳纳米材料,如碳纳米管^[24,29-31]和石墨烯^[32-34],因具有高纵横比和高表面积,容易形成良好的导电网络。

Cheng 等^[24]通过在聚二甲基硅氧烷(PDMS)基底上喷涂碳纳米管(CNT)分散液,形成导电网络,再将超分子聚合物(SESAs)覆盖在 CNT 网络上,冷却、剥离后制备出 J-patch 电极。J-patch 电极可用于 ECG 和 EMG 的记录;在人体前臂皮肤上进行的 90°剥离测试中,J-patch 电极的粘附强度为 0.8 N/cm,高于许多商业医用胶带和已报道的粘附性干电极。在多种恶劣条件(如拉伸、湿润、水下环境)下,J-patch 电极表现出稳定的粘附性能,显示出了对皮肤的强鲁棒性。Pan 等^[25]利用化学气相沉积(CVD)在三维多孔的镍泡沫基底上生长石墨烯,并结合共晶凝胶,开发出了一种即使在出汗的皮肤上也能稳定粘附的干电极。实验结果表明,电极在湿润条件下实现了 19 kPa 的粘附强度,同时具有 37 dB 的信噪比,实现了在动态和湿润条件下对 EMG 信号的稳定、清晰记录。

2.2.3 导电聚合物薄膜干电极

导电聚合物(又称导电高分子),具有良好的导电性、可加工性和可调节的电化学性能。常见的导电聚合物包括聚苯胺(PANI)^[35]、聚吡咯(PPy)^[36-37]和聚(3,4-乙炔二氧噻吩)(PEDOT)^[38-44]。其中,PEDOT 在可穿戴设备、生物传感器和生物电极中被广泛应用。PEDOT 需要聚苯乙烯磺酸盐(PSS)来提高水溶性,但 PEDOT 和 PSS 之间存在较强的链间相互作用,通常需要添加掺杂剂提升 PEDOT:PSS 的柔性和粘附性。Li 等^[45]开发了一种无衬底超薄干电极,通过在 PEDOT:PSS 中引入聚氧化乙烯(PEO),利用 PEO 的极性基团和高介电常数,增强 PEDOT 链和 PSS 链之间的屏蔽效应,促使纳米纤维结构的形成。这种纳米纤维结构提供了更多的导电路径,优化了导电性能,并降低了其杨氏模量,使其更柔软、更贴合皮肤。该电极成功应用于采集 ECG、EOG、EMG、EEG 多种生物电信号,展现了在生物医学传感领域的潜力。Yang 等^[46]将聚乙烯醇(PVA)和 D-山梨醇(D-Sorbitol)以特定比例结合到 PEDOT:PSS 中,制备了一种基于聚合物导电粘附层的超薄干电极。其中 PVA 中的羟基(-OH)与皮肤角质层的羟基(-OH)、氨基(-NH₂)、羰基(C=O)等极性基团通过氢键结合,增强了电极与皮肤的界面吸附力,使电极在动态运动和高湿环境中保持稳定的粘附。在 90°剥离测试中,PEDOT:PSS 基电极的剥离强度为 84.4 N/m;在 180°剥离测试中,PEDOT:PSS 基电极剥离强度为 247.7 N/m;在 168 h 的 ECG 监测中,信号未出现衰减。

柔性薄膜干电极通过物理或化学方法实现了对人体皮肤的粘附,但由于厚度较薄,在使用过程中容

易受到机械损伤。未来可以采用静电纺丝技术引入纳米纤维支架,在保持柔软性的同时提升机械强度和耐用性。

2.3 原位成型干电极

原位成型干电极是指利用非固态材料,在皮肤表面直接生成的干电极^[46-48],它能动态适应皮肤形变,并能覆盖毛发直接与皮肤接触,即使在动态运动和长时间佩戴条件下也能维持稳定的界面接触和高效的信号传输。这种设计有效避免了传统预成型电极与皮肤形状不匹配的问题,从而降低了高阻抗,减少了信号失真。

Wan 等^[49]提出了一种基于原位光固化技术的表皮电极制备方法,通过将明胶甲基丙烯酰胺(GelMA)和聚乙二醇二丙烯酸酯(PEGDA)与银纳米线(AgNWs)和银片复合,制备出一种具有温敏性和光固化特性的导电墨水。这一设计的关键在于温敏相变与光固化的协同作用,该墨水在室温下为液态,在皮肤温度(37℃)下固化为固态,并在 395~405 nm 的光照下进一步交联,形成了高导电性(3.57×10^5 S/m)和高机械强度(7.48 MPa)的稳定电极。通过在皮肤表面注射墨水并利用 LED 光源快速固化(5 min),电极能够在皮肤和毛发上原位成型,实现与皮肤的共形贴合。实验表明,电极的界面阻抗仅为 4.17 k Ω (10 Hz),并表现出良好的界面粘附性(最大粘附力 1.96 N/cm),即使在 8 g 的高加速度冲击、动态运动和高湿环境中,电极仍能保持高附着性和高信号传输稳定性。与传统的 Ag/AgCl 凝胶电极相比,该电极在抗运动伪影、信号稳定性和佩戴舒适性方面表现出显著优势。

Song 等^[48]提出了一种简单的溶液处理技术和原位打印技术,制备出了基于水性聚氨酯(WPU)和 MXene 的表皮电极,将 WPU/MXene 溶液直接打印在皮肤表面,经自然干燥后形成了与皮肤共形的柔性干电极。这种设计的创新之处在于,溶液中的 WPU 和 MXene 可在干燥后形成稳定的柔性导电膜,避免了光固化或高温处理的需求,从而简化了电极的制造工艺。WPU 的柔韧性与 MXene 的高导电性相结合,使电极具备高导电性(283.95 S/m)和稳定的界面接触性能。在拉伸、扭转和挤压等动态环境中,电极依然能够稳定附着在皮肤表面,并且表现出高质量的信号传输能力。实验显示,ECG 信号的信噪比为 24.16 dB,EMG 信号的信噪比为 22.59 dB,且在长达 24 h 的佩戴中,未观察到皮肤红肿或不适反应。这种电极的高柔性和可变形性使其在动态监测和长时间生物信号采集中表现出优异的稳定性和舒适性。

Tian 等^[50]制备出了适配毛发皮肤的粘弹性干电极(VDE)。通过将导电碳材料与山梨醇改性聚硼硅氧烷(SPBS)基体复合,制备出了一种具有半流动性、高柔性和可成型性的电极。与传统固态干电极不同,VDE 在低剪切应力下可自适应变形,渗透至毛发间隙和皮肤褶皱中,确保紧密贴合,有效减少毛发和运动干扰,提高信号采集稳定性。在 48 d 和 100 次循环测试中 VDE 能够保持稳定的界面阻抗。在 ECG(毛发覆盖的胸部)和 EMG(毛发覆盖的前臂)监测中,相较于商用 Ag/AgCl 凝胶电极和 Au/SEBS 薄膜电极,VDE 表现出更高的信噪比和更低的运动伪影。此外,在 EEG 监测中,VDE 无需额外固定装置即可在毛发覆盖的头皮区域稳定粘附。 α 波监测结果表明,相较于传统湿电极(如盐水海绵和电解质凝胶),VDE 在长期信号采集中更具稳定性,避免因脱水导致的信号劣化,使其更加适用于长期监测。

原位成型干电极能够在毛发覆盖和动态变形的皮肤上稳定贴合,具有在长时间佩戴过程中保持高质量信号采集的优点。然而,由于其直接采用半流动性材料固化在皮肤表面制成,不易清洗,可能导致材料残留于皮肤,甚至渗透进入体内,带来生物安全风险,因此仍需科研人员进一步研究。

3 柔性干电极的舒适性优化策略

随着可穿戴设备对长期监测需求的增加,舒适性也成为电极设计需要考虑的要素。电极的舒适性主要体现在是否具有透气性和排汗功能,相关优化策略如表 4 所示。

3.1 透气性优化

通常在电极上制造多孔结构以改善透气性,一般采用的方法有:静电纺丝技术^[23, 51-56]、激光切割技术^[53]、呼吸图法等。

3.1.1 静电纺丝技术

静电纺丝技术目前应用最为广泛,Menke 等^[57]采用静电纺丝技术制备了一种基于蜘蛛丝的多孔结构薄膜,并在其表面涂覆液态金属,形成电极。蜘蛛丝具有优异的吸湿性,能够吸收皮肤表面的水分。结合静电纺纳米纤维膜的多孔结构,蜘蛛丝可以利用毛细作用将水汽从液态金属边缘横向传导至远离液态金属的区域,从而减少电极下方皮肤表面的水分积聚,避免液态金属对孔隙的阻塞。同时,多孔结构促进了水汽的蒸发和扩散,赋予电极良好的透气性。实验结果

表4 透气排汗制造策略

Tab.4 Sweat-permeable manufacturing strategies

功能	结构	机制	工艺	性能指标	参考文献
透气	纤维网络	多孔通道	静电纺丝	WVTR 为 57 g/(cm ² ·h)(20 °C) WVTR 为 102 g/(cm ² ·h)(37 °C)	[51]
透气	多孔结构	多孔通道	激光造孔	WVTR 为 2.717 mg/(cm ² ·h)	[58]
透气	多孔结构	多孔通道	呼吸图法	WVTR 为 23 mg/(cm ² ·h)	[59]
透气排汗	三层结构/梯度孔隙	孔隙梯度/表面能梯度	静电纺丝	WVTR 为 154 g/(m ² ·h) WER 为 0.85 g/h	[60]
透气排汗	Janus 结构/锥形微孔	拉普拉斯压力差	激光造孔	3 s 吸收 5 μL 水滴	[61]

注:WVTR 为水蒸气透过率;WER 为水蒸发速率。

显示,该电极的水蒸气透过率(WVTR)是传统湿电极的5倍以上。

3.1.2 激光切割技术

Yang 等^[58]通过光栅模式的 CO₂ 激光器在弹性基底上制造出直径约为 100 μm 的微型透气孔,成功制备了一种透气的表面肌电(sEMG)干电极。这种激光造孔工艺能够精确控制气孔的大小和分布,确保透气性的同时不影响电极的力学性能。结果显示,带有微型透气孔的基底 WVTR 达到 2.717 mg/(cm²·h),是无透气孔基底(0.416 mg/(cm²·h))的6倍以上,更接近于开放容器的 3.287 mg/(cm²·h),但是激光设备本身成本较高,增加了电极的制造成本。

3.1.3 呼吸图法

Zhou 等^[59]采用一种简单、高效的自组装工艺,即呼吸图法,制备了一种透气干电极,WVTR 为 23 mg/(cm²·h)。该方法是利用溶剂挥发冷却基底,使水蒸气在其表面凝结成水滴并自组装成有序阵列,待溶剂和水滴挥发,形成多孔结构。该方法能够一步制备出可调控的蜂窝状多孔结构,避免了复杂的光刻和真空处理步骤,且成本较低。

3.2 排汗功能优化

在实际使用中,当人体运动或处于炎热环境时,会大量分泌汗水。汗水不仅会在皮肤与电极之间形成隔离层,导致电极容易脱落,还含有复杂的成分(如电解质、乳酸和尿素等),对电极的性能造成损害。因此,开发一种能够单向排汗的电极尤为重要。建立梯度孔隙度和表面能量梯度^[60-63],为实现单向排汗提供了一种新的思路。Dong 等^[63]设计了一种具有热湿舒适性的柔性干电极。该电极基于一种层级化结构的超材料织物,通过双重梯度设计孔隙率和润湿性,促进水从疏水侧快速连续地流向亲水侧,从而实现人体皮肤上汗水的快速蒸发。实验显示,该超材料织物具有良好的透气率(89.2 mm/s),虽然略低于市售棉织物(118.7 mm/s)和 CoolMax 织物(129.5 mm/s),但几乎是文献中常用

的弹性 TPU 纤维垫(32.2 mm/s)的3倍。此外,该超材料织物的湿气透过率(1 301 g/(m²·d))超过了 TPU 纤维(1 290 g/(m²·d)),能够很好地满足人体轻微出汗的需求。

4 结束语

近年来,随着可穿戴设备的普及,用户对健康监测的需求不再局限于短期的数据采集,而是希望通过设备实现长期、持续的健康监测。表面接触式干电极因其无需导电凝胶、佩戴舒适等特点,适合长时间使用,逐渐成为长期电生理信号监测领域中最具潜力的电极类型。研究人员从材料和结构设计出发,开发了仿生结构干电极和柔性薄膜干电极,有效提升了电极与人体皮肤的粘附能力,解决了传统电极接触不稳定的问题。进一步地,通过原位成型技术,实现了直接在皮肤表面生成干电极,避免了传统固态干电极与皮肤不匹配的局限性,达到了更好的共形接触效果。为实现长期稳定监测,未来电极还需要从以下几个方面进行改进。

(1) 生物相容性:干电极与皮肤直接接触,长期佩戴可能引起皮肤炎症或过敏反应,因此,未来的研究应侧重于选择具有高生物相容性和低过敏性的天然材料,如丝素蛋白和多巴胺修饰材料。

(2) 自修复性:电极在长期使用过程中容易受到机械损伤,因此,未来的研究应侧重于开发自修复材料,以延长电极的使用寿命,例如,选择基于聚合物的自修复材料与液态金属进行复合,通过动态共价键的重构,在材料受损或断裂后自动修复电路路径。

(3) 电极与设备接口的集成:电极作为信号采集的前端,其与设备接口的连接方式直接影响信号质量和系统稳定性。未来可探索磁吸技术,通过磁力实现电极与设备接口的快速连接和断开,从而解决传统物理连接方式中存在的接触不稳定和接口磨损等问题,

同时提升用户体验。

参考文献:

- [1] ZHOU W, ZHANG L, ZHANG J C, et al. Textile electrodes for electrocardiogram monitoring[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2025, 10(10): 2401279.
- [2] LUO D, NIU X, LI H, et al. Fabrication and application of flexible EEG dry electrode based on stacked-template method[J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2024, 12(44): 17866-17877.
- [3] PENG H L, QIAN T, XIAN T, et al. All-in-one, gas-permeable, ultrathin, flexible, and self-adhesive epidermal electrode for biopotential recording and muscle theranostics[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2024, 494: 153138.
- [4] YU X G, LUO Z B, OUYANG X L, et al. Self-adhesive, self-healing, and water-soluble polymeric dry electrodes for robust physiological signal monitoring[J]. *ACS Applied Electronic Materials*, 2024, 6(7): 5201-5211.
- [5] WANG J J, WANG T J, LIU H Y, et al. Flexible electrodes for brain-computer interface system[J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(47): e2211012.
- [6] NIU X, GAO X H, LIU Y F, et al. Surface bioelectric dry electrodes: A review[J]. *Measurement*, 2021, 183: 109774.
- [7] MEZIANE N, WEBSTER J G, ATTARI M, et al. Dry electrodes for electrocardiography[J]. *Physiological Measurement*, 2013, 34(9): R47-R69.
- [8] SIRTOLI V G, GRANATA S, GAGNON G, et al. Input resistance boosting for capacitive biosignal acquisition electrodes[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2024, 24(3): 3004-3014.
- [9] 马国军, 吴承伟. 微针设计与刺入过程力学问题研究进展[J]. *力学进展*, 2012, 42(3): 314-331.
MA G J, WU C W. A review on mechanics problems in microneedle design and penetrating process[J]. *Advances in Mechanics*, 2012, 42(3): 314-331 (in Chinese).
- [10] PENG T T, CHEN Y Y, HU W S, et al. Microneedles for enhanced topical treatment of skin disorders: Applications, challenges, and prospects[J]. *Engineering*, 2023, 30: 170-189.
- [11] JIN G J, UDDIN M J, SHIM J S. Biomimetic cilia-patterned rubber electrode using ultra conductive polydimethylsiloxane[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(50): 1804351.
- [12] HU X Q, WANG C, HUANG J, et al. Self-adhesive epidermal bioelectrodes for long-term electrophysiological monitoring and emotion recognition[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2025, 10(10): 2401800.
- [13] KIM T, PARK J, SOHN J, et al. Bioinspired, highly stretchable, and conductive dry adhesives based on 1D-2D hybrid carbon nanocomposites for all-in-one ECG electrodes[J]. *ACS Nano*, 2016, 10(4): 4770-4778.
- [14] YUAN C, JI K J, ZHANG Q, et al. Bionic design and performance of electrode for bioelectrical signal monitoring[J]. *Advanced Materials Interfaces*, 2022, 9(25): 2200532.
- [15] KIM D W, BAIK S, MIN H, et al. Highly permeable skin patch with conductive hierarchical architectures inspired by amphibians and octopi for omnidirectionally enhanced wet adhesion[J]. *Advanced Functional Materials*, 2019, 29(13): 1807614.
- [16] LIM D, JEONG M W, MIN H, et al. Autonomous self-healing 3D micro-suction adhesives for multi-layered amphibious soft skin electronics[J]. *InfoMat*, 2024, 6(10): e12603.
- [17] MIN H, BAIK S, LEE J, et al. Enhanced biocompatibility and multidirectional wet adhesion of insect-like synergistic wrinkled pillars with microcavities[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2022, 429: 132467.
- [18] NIU X, GAO X H, WANG T Y, et al. Ordered nanopillar arrays of low dynamic noise dry bioelectrodes for electrocardiogram surface monitoring[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14(29): 33861-33870.
- [19] CHUN S, KIM D W, BAIK S, et al. Conductive and stretchable adhesive electronics with miniaturized octopus-like suckers against dry/wet skin for biosignal monitoring[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(52): 1805224.
- [20] LAN T X, TIAN H M, CHEN X L, et al. Treefrog-inspired flexible electrode with high permeability, stable adhesion, and robust durability[J]. *Advanced Materials*, 2024, 36(31): e2404761.
- [21] MIN H, BAIK S, KIM J, et al. Tough carbon nanotube-implanted bioinspired three-dimensional electrical adhesive for isotropically stretchable water-repellent bioelectronics[J]. *Advanced Functional Materials*, 2022, 32(8): 2107285.
- [22] NAWROCKI R A, JIN H, LEE S, et al. Self-adhesive and ultra-conformable, sub-300 nm dry thin-film electrodes for surface monitoring of biopotentials[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(36): 1803279.
- [23] WANG Y, LEE S, WANG H Y, et al. Robust, self-adhesive, reinforced polymeric nanofilms enabling gas-permeable dry electrodes for long-term application[J]. *Proceedings of the National Academy of Science*, 2021, 118(38): e2111904118.
- [24] CHENG Y, ZHOU Y, WANG R R, et al. An elastic and damage-tolerant dry epidermal patch with robust skin adhesion for bioelectronic interfacing[J]. *ACS Nano*, 2022, 16(11): 18608-18620.
- [25] PAN Y C, CUI X Y, SONG D K, et al. A stretchable and sweat-adhesive 3D graphene eutectogel electrode for EMG monitoring[J]. *ACS Applied Nano Materials*, 2024, 7(10): 12064-12071.
- [26] SHIN J H, CHOI J Y, JUNE K, et al. Polymeric conductive adhesive-based ultrathin epidermal electrodes for long-term monitoring of electrophysiological signals[J]. *Advanced Materials*, 2024, 36(23): e2313157.

- [27] CAO J, YANG X Y, RAO J C, et al. Stretchable and self-adhesive PEDOT: PSS blend with high sweat tolerance as conformal biopotential dry electrodes[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14(34): 39159-39171.
- [28] YANG S J, CHENG J H, SHANG J, et al. Stretchable surface electromyography electrode array patch for tendon location and muscle injury prevention[J]. *Nature Communications*, 2023, 14: 6494.
- [29] ZHUO S Y, ZHANG A N, TESSIER A, et al. Solvent-free and cost-efficient fabrication of a high-performance nanocomposite sensor for recording of electrophysiological signals[J]. *Biosensors*, 2024, 14(4): 188.
- [30] PANCHAL J, SINGH M I, SANDHA K S, et al. Rapid fabrication technique for dry electrocardiography electrodes using carbon nanotube/polydimethylsiloxane composite[J]. *Journal of Electronic Materials*, 2024, 53(5): 2633.
- [31] OH J, NAM K W, KIM W J, et al. Flexible dry electrode based on a wrinkled surface that uses carbon nanotube/polymer composites for recording electroencephalograms[J]. *Materials*, 2024, 17(3): 668.
- [32] YANG J, ZHANG K, YU J J, et al. Facile fabrication of robust and reusable PDMS supported graphene dry electrodes for wearable electrocardiogram monitoring[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2021, 6(9): 2100262.
- [33] ZHAO Y, ZHANG S, YU T H, et al. Ultra-conformal skin electrodes with synergistically enhanced conductivity for long-time and low-motion artifact epidermal electrophysiology[J]. *Nature Communications*, 2021, 12: 4880.
- [34] DALLINGER A, KELLER K, FITZEK H, et al. Stretchable and skin-conformable conductors based on polyurethane/laser-induced graphene[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(17): 19855-19865.
- [35] NIU X, DOU R X, SUN H B, et al. Multifunctional sensors for surface synchronized monitoring of Pressure/Biopotential signals and motion recognition[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2024, 496: 154214.
- [36] ZHANG K, KANG N W, ZHANG B, et al. Skin Conformal and antibacterial PPy-leather electrode for ECG monitoring[J]. *Advanced Electronic Materials*, 2020, 6(8): 2000259.
- [37] MENG L, FU Q J, HAO S W, et al. Self-adhesive, biodegradable silk-based dry electrodes for epidermal electrophysiological monitoring[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2022, 427: 131999.
- [38] GALLIANI M, GRECO F, ISMAILOVA E, et al. On the breathability of epidermal polymeric-printed tattoo electrodes[J]. *ACS Applied Electronic Materials*, 2025, 7(4): 1408-1414.
- [39] XIA M L, LIU J W, KIM B J, et al. Kirigami-structured, low-impedance, and skin-conformal electronics for long-term biopotential monitoring and human-machine interfaces[J]. *Advanced Science*, 2024, 11(1): e2304871.
- [40] LI Z, LI Y R, WANG Z W, et al. 3D-printable and multi-functional conductive nanocomposite with tunable mechanics inspired by sesame candy[J]. *Nano Energy*, 2023, 108: 108166.
- [41] KATEB P, FAN J X, KIM J, et al. Printable, adhesive, and self-healing dry epidermal electrodes based on PEDOT: PSS and polyurethane diol[J]. *Flexible and Printed Electronics*, 2023, 8(4): 045006.
- [42] FERRARI L M, ISMAILOV U, BADIÉ J M, et al. Conducting polymer tattoo electrodes in clinical electro- and magneto-encephalography[J]. *NPJ Flexible Electronics*, 2020, 4: 4.
- [43] FANG Y S, LI Y Q, LI Y, et al. Solution-processed submicron free-standing, conformal, transparent, breathable epidermal electrodes[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(21): 23689-23696.
- [44] 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: 4683.
- [45] LI G J, GONG Y T, FANG S Q, et al. Substrate-free ultra-thin epidermal bioelectrodes with enhanced conformality and breathability for long-term physiological monitoring[J]. *Science China Materials*, 2024, 67(5): 1481-1490.
- [46] YANG Z H, ZHANG Z S, ZHOU T, et al. An on-skin-formed silk protein bioelectrode for conformable and robust electrophysiological interface[J]. *Advanced Functional Materials*, 2024, 34(38): 2402608.
- [47] TANG H, LI Y F, CHEN B Q, et al. In situ forming epidermal bioelectronics for daily monitoring and comprehensive exercise[J]. *ACS Nano*, 2022, 16(11): 17931-17947.
- [48] SONG Y Y, REN W J, ZHANG Y Q, et al. Synergetic monitoring of both physiological pressure and epidermal biopotential based on a simplified on-skin-printed sensor modality[J]. *Small*, 2023, 19(45): e2303301.
- [49] WAN C X, WU Z Y, REN M N, et al. In situ formation of conductive epidermal electrodes using a fully integrated flexible system and injectable photocurable ink[J]. *ACS Nano*, 2023, 17(11): 10689-10700.
- [50] TIAN Q, ZHAO H, WANG X, et al. Hairy-skin-adaptive viscoelastic dry electrodes for long-term electrophysiological monitoring[J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(30): e2211236.
- [51] MA C, HAO S W, YU W T, et al. Compliant and breathable electrospun epidermal electrode towards artifact-free electrophysiological monitoring[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2024, 490: 151118.
- [52] YAN X L, CHEN S, ZHANG G Y, et al. Highly breathable, surface-hydrophobic and wet-adhesive silk based epidermal electrode for long-term electrophysiological monitoring[J]. *Composites Science and Technology*, 2022, 230: 109751.

- [53] ZHAO Z J, YANG C P, LI D C. Skin electrodes based on TPU fiber scaffolds with conductive nanocomposites with stretchability, breathability, and washability[J]. *Micromachines*, 2024, 15(5): 598.
- [54] DONG J C, WANG D, PENG Y D, et al. Ultra-stretchable and superhydrophobic textile-based bioelectrodes for robust self-cleaning and personal health monitoring[J]. *Nano Energy*, 2022, 97: 107160.
- [55] CAO J W, LIANG F, LI H Y, et al. Ultra-robust stretchable electrode for e-skin: In situ assembly using a nanofiber scaffold and liquid metal to mimic water-to-net interaction[J]. *InfoMat*, 2022, 4(4): e12302.
- [56] WANG Y F, WANG J, CAO S T, et al. A stretchable and breathable form of epidermal device based on elastomeric nanofibre textiles and silver nanowires[J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2019, 7(31): 9748-9755.
- [57] MENKE M A, LI B M, ARNOLD M G, et al. Silky liquid metal electrodes for on-skin health monitoring[J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2024, 13(3): e2301811.
- [58] YANG K R, ZHANG S H, YANG Y, et al. Conformal, stretchable, breathable, wireless epidermal surface electromyography sensor system for hand gesture recognition and rehabilitation of stroke hand function[J]. *Materials & Design*, 2024, 243: 113029.
- [59] ZHOU W X, YAO S S, WANG H Y, et al. Gas-permeable, ultrathin, stretchable epidermal electronics with porous electrodes[J]. *ACS Nano*, 2020, 14(5): 5798-5805.
- [60] XU Y T, GUO W, ZHOU S Q, et al. Bioinspired perspiration-wicking electronic skins for comfortable and reliable multimodal health monitoring[J]. *Advanced Functional Materials*, 2022, 32(23): 2200961.
- [61] LI P F, BAO Y, CHEN B Q, et al. A bioinspired sweat-drainable Janus electrophysiological electrode for scientific sports training[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2022, 7(10): 2200040.
- [62] ZHENG S J, LI W Z, REN Y Y, et al. Moisture-wicking, breathable, and intrinsically antibacterial electronic skin based on dual-gradient poly(ionic liquid) nanofiber membranes[J]. *Advanced Materials*, 2022, 34(4): e2106570.
- [63] DONG J C, PENG Y D, NIE X L, et al. Hierarchically designed super-elastic metafabric for thermal-wet comfortable and antibacterial epidermal electrode[J]. *Advanced Functional Materials*, 2022, 32(48): 2209762.
- [64] 石峻铭, 孟粉叶, 胡吉永. 长时连续稳定体表肌电监测织物干电极的研究进展[J]. *现代纺织技术*, 2023, 31(1): 263-273.
- SHI J M, MENG F Y, HU J Y. Research progress of fabric dry electrode for long time continuous and stable EMG monitoring on human skin[J]. *Advanced Textile Technology*, 2023, 31(1): 263-273(in Chinese).

本文引文格式:

陈莉,杨颖,牛鑫,等. 长期电生理监测用柔性干电极的研究进展[J]. *天津工业大学学报*, 2025, 44(3): 91-99.

CHEN L, YANG Y, NIU X, et al. Research progress on flexible dry electrodes for long-term electrophysiological monitoring[J]. *Journal of Tiangong University*, 2025, 44(3): 91-99(in Chinese).