

引用:魏钟旺,李朋,刘皓. 3D 打印脑电图电极的研究进展[J]. 聊城大学学报(自然科学版), 2026, 39(5): 685-695.

Citation: Wei Zhongwang, Li Peng, Liu Hao. Research progress of 3D-printed EEG electrodes [J]. Journal of Liaocheng University (Natural Science Edition), 2026, 39(5): 685-695.

文章编号 1672-6634(2026)05-0685-11

DOI 10.19728/j.issn1672-6634.2026030009

3D 打印脑电图电极的研究进展

魏钟旺^{1,2}, 李朋^{2,3}, 刘皓^{1,2,3}

(1. 天津工业大学 纺织科学与工程学院, 天津 300073; 2. 天津工业大学 智能可穿戴电子纺织品研究所, 天津 300073;
3. 天津工业大学 电子与信息工程学院, 天津 300073)

摘要 传统脑电图(EEG)电极受限于标准化制备工艺,往往难以同时满足佩戴舒适、长期稳定与个性化适配等多重要求,这也在一定程度上限制了 EEG 监测技术在精准场景下的应用。针对这一问题,围绕 3D 打印技术在 EEG 电极制备展开综述,重点讨论熔融沉积成型、光聚合、聚合物喷射及 3D 打印辅助模板技术等工艺的特点,并系统总结聚合物、金属、碳基、水凝胶及 MXene 等材料在 EEG 电极中的适配性与综合性能。现有研究表明,借助 3D 打印的结构定制能力与多材料集成优势,能够有效突破传统方式的局限,在提升电极佩戴舒适度的同时,改善 EEG 采集性能,为高性能 EEG 电极的研发提供了更具针对性的理论依据,对推动其在临床长期监测与脑机接口等领域的实际应用具有重要价值。

关键词 3D 打印;脑电图电极;柔性电子;可穿戴技术;材料体系

中图分类号 TP391.73;R741.044

文献标志码 A

开放科学(资源服务)标识码(OSID)



Research progress of 3D-printed EEG electrodes

WEI Zhongwang^{1,2}, LI Peng^{2,3}, LIU Hao^{1,2,3}

(1. School of Textile Science and Engineering, Tiangong University, Tianjin 300073, China; 2. Institute of Smart Wearable Electronic Textiles, Tiangong University, Tianjin 300073, China; 3. School of Electronics and Information Engineering, Tiangong University, Tianjin 300073, China)

Abstract Conventional electroencephalogram (EEG) electrodes are limited by standardized manufacturing processes and can hardly meet the multiple demands of wearing comfort, long-term stability, and personalized adaptation, which limits the precise application of EEG monitoring technology in precision scenarios. To tackle this issue, this paper reviews the application of 3D printing technology in the fabricating of EEG electrodes, focusing on the characteristics of fused deposition modeling, photopolymerization, polymer jetting, and 3D printing-assisted template technology, and systematically summarizes the compatibility and comprehensive performance of polymers, metals, carbon-based materials, hydrogels, and MXene in EEG electrodes. Current studies show that 3D printing effectively breaks through the limitations of conventional approaches with its customizable structure and multi-material integration, improving both wearing comfort and EEG signal acquisition performance. Therefore, it provides a more targeted theoretical ba-

收稿日期: 2026-03-12

基金项目: 国家自然科学基金项目(52203276, 51473122); 生物基纤维材料全国重点实验室开放课题(SKLBFM202502)资助

通信作者: 刘皓, 男, 汉族, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向: 生理信号检测、智能电子设备, E-mail: liuhao_0760@163.com.

sis for the research and development of high-performance EEG electrodes and is of great significance for promoting their practical application in long-term clinical monitoring and brain-computer interfaces.

Keywords 3D printing; EEG electrodes; flexible electronics; wearable technology; material systems

0 引言

脑电图(EEG)信号按 δ 、 θ 、 α 、 β 、 γ 频段划分,其特征可反映大脑生理状态,是神经精神疾病诊断与生理评估的重要依据^[1]。EEG 电极作为信号采集与传输的核心元件,直接决定数据质量,主要分为侵入式与非侵入式两类^[2]。

侵入式电极植入脑组织或硬脑膜下,可实现深部脑活动高时空分辨率监测,适用于单神经元活动研究。近年来,柔性 3D 打印多孔探针与高密度软生物电子纤维等技术减小了机械失配与慢性炎症反应,实现类组织顺应性及数月级稳定记录,但长期生物相容性与信号稳定性仍存在挑战^[3-4]。非侵入式电极通过头皮接触采集信号,受角质层与毛发影响易出现高接触阻抗,因此提升舒适性与信号质量成为研究重点。此类电极按界面状态分为湿电极、干电极与半干电极^[5]。Ag/AgCl 湿电极为行业“金标准”,通过导电凝胶降低阻抗,但面临准备流程复杂、易引发皮肤刺激及清洁困难等问题;干电极无需凝胶,适用于长期监测但信号质量与舒适性欠佳^[6];半干电极以电解液替代凝胶,兼顾便捷性与采集性能,但受传统工艺限制,难以实现结构与材料的个性化优化。

传统电极受标准化制造工艺限制,存在接触阻抗高、噪声大、稳定性不足及皮肤适应性差等问题,难以满足癫痫监测与睡眠障碍诊断等精细化临床需求。3D 打印技术凭借个性化定制成型、多材料一体化集成及高精度制造优势,可通过微纳结构设计增大接触面积、降低接触阻抗;通过一体化成型减小界面电阻与噪声;通过生物相容性材料与工艺优化提升长期使用稳定性;通过头皮轮廓匹配与柔性集成改善界面贴合性,从而系统性提升电极综合性能。

全球癫痫患者超 5 000 万,约 30% 的人群存在睡眠障碍,传统电极因舒适性与稳定性不足导致依从性低、数据缺失率高,影响诊疗效果^[7]。同时,脑机接口技术推动可穿戴 EEG 设备发展,但其规模化应用受制于成本、佩戴体验与信号质量的平衡。3D 打印在生物医学领域的产业化进展,使其成为 EEG 电极临床转化的重要支撑:定制化电极可提升长程监测舒适性与信号连续性;多材料一体化制造可简化流程并降低成本,促进消费级设备普及^[8]。因此,构建“材料-结构-工艺-性能”协同优化体系,是推动 3D 打印脑电电极(3D-printed EEG electrodes)由实验室研究走向临床与市场应用的关键。图 1 为相关技术与分类示意图。

1 3D 打印 EEG 电极的技术

3D 打印技术正突破传统制造的局限,推动 EEG 电极的创新性应用。适用于其制备的五类核心技术包括:熔融沉积成型(FDM)、光聚合技术、聚合物喷射(PJ)、喷墨打印(IJ)及 3D 打印辅助模板技术。各类技术基于自身成型原理与工艺特性,展现出差异化的应用优势,可精准匹配至 EEG 电极的特殊需求(低阻抗、低噪声和长期稳定性等)^[9]。FDM 以低成本与高材料利用率实现致密成型,降低接触阻抗,满足低阻抗采集需求;光聚合具备高精度微纳成型能力,可抑制噪声、提升信噪比;PJ 通过多材料喷射实现软硬结构一体化,兼容导电层与柔性基底,保障长期稳定性;IJ 可在各类基底低损耗地构建高分辨率可拉伸电极,精准调控导电路径、降低内阻,实现低噪声采集;3D 打印辅助模板技术通过微结构引导功能材料沉积,实现低成本、可扩展的异质集成并保证性能一致性。各技术在成本、精度、材料适配性及规模化制备方面形成互补,为 EEG 电



图 1 3D 打印 EEG 电极技术、材料、特性及电极分类示意图

Fig. 1 Schematic of materials, properties, and classification of 3D-printed EEG electrodes

极的高性能化设计与制备提供了多元化技术路径。

1.1 FDM 技术

FDM 作为主流增材制造技术,已被应用于 EEG 电极制备,其核心优势包括成型速度快、材料兼容性好、成本低廉,以及多材料一体化成型与个性化设计能力。其通过热熔挤出堆叠实现导电材料与柔性基底一体化成型,可根据头皮特征定制电极,弥补传统电极适配性短板,制备周期较传统电极缩短 50% 以上,提升界面贴合度。但该技术存在局限性:打印精度有限 $[(\pm 0.1 \sim \pm 0.5) \text{ mm}]$,影响信号稳定性;可用熔融导电材料种类有限,导电丝材易出现填料团聚、性能衰减;层间堆叠导致表面粗糙,不仅易刺激皮肤,还易发生层间剥离;孔隙率高易吸附体液引发阻抗漂移。目前研究者通过工艺参数优化与丝材改性对其进行改善,但相关问题仍未得到完全解决。

针对 FDM 导电材料适配性不足的问题,早期研究多采用“非导电基底成型+导电涂层改性”的间接策略实现电极导电功能化。Krachunov 等人^[10]用 Ultimaker 2 打印机成型聚乳酸/丙烯腈-丁二烯-苯乙烯 (PLA/ABS) 塑料基底,经银漆涂层处理形成导电界面,电极接触阻抗达 $2.5 \text{ k}\Omega$,验证了该思路的可行性。Lee 等人^[11]采用 CUBICON Single Plus 3DP-310F 打印机及热塑性聚氨酯 (TPU) 材料,制备 10 类不同形状、厚度的电极,揭示了结构参数与 EEG 等生物电信号采集质量的关联,为 FDM 电极结构定制化提供数据支撑。

随着导电高分子材料的发展,基于导电丝材的直接 3D 打印已成为 FDM EEG 电极制备的主流方式,可简化制备工艺,并提升结构一体化程度与性能稳定性。Xing 等人^[12]采用碳黑/TPU 导电长丝,通过 Lulzbot Mini 桌面级 3D 打印机直接打印 EEG 电极,无需导电涂层,发挥 FDM 多材料一体化、无后处理的优势,简化流程并提升结构完整性;该电极初始阻抗较 Ag/AgCl 涂层电极高约 100 倍,实现无后处理制备。但此类电极存在局限:碳黑填料易分散不均,导致阻抗分布差异大;TPU 基底老化会加剧阻抗漂移,从而限制长期监测应用。Palmic 等人^[13]以 Prusa i3 MK3S 打印机及 Electrifi 导电丝材,探究层高、轨迹间距等参数对电极导电性的影响,明确参数优化区间,证实了 FDM 在个性化电极制备中的可行性;但该研究仅聚焦导电性,未考虑参数对力学性能、皮肤相容性的影响,且难以突破 FDM 精度限制,无法满足高分辨率电极需求。

1.2 光聚合技术

光聚合技术成型精度与表面质量优于 FDM,具备梯度材料精准成型与微纳结构一体化制造的独特优势。该技术通过光辐照诱导液态光敏树脂发生固化,可实现不同性能材料的梯度过渡,协同调控电极力学性能与导电性能,还可制备微针阵列等微纳接触结构^[14]。与传统电极相比,光聚合制备的电极信号采集分辨率可提升 30% 以上,梯度材料设计能够实现导电性与佩戴舒适性的协同平衡。但该技术在材料与工艺层面仍存在局限:材料方面,多数商用光敏树脂含有丙烯酸酯类单体,具有一定生物毒性,易引发头皮过敏反应,固化后残留的未反应单体会降低导电性能;工艺方面,高精度难以与低成本、高效率兼顾,双光子聚合 (2PP) 技术设备昂贵,单件制备耗时可达数小时,难以规模化生产;且树脂基电极力学韧性较差,长期佩戴易发生脆裂失效。

立体光固化成型 (SLA) 精度达 0.05 mm 且表面光滑,适配精细结构制备,核心优势是可实现梯度材料与精细结构一体化成型,能精准控制电极接触界面几何形貌,提升贴合度与信号稳定性。但 SLA 同样存在显著局限:成型速率较低 $(10 \sim 50 \text{ mm/h})$,难以批量制备;单点扫描模式导致复杂结构制备效率极低。Kimura 等人^[15]采用 SLA 制备带有螺旋弹簧触角的 EEG 干电极,有效改善了佩戴舒适性;SLA 的精细结构制造能力为解决半干电极电解液储存与缓释难题提供了新思路^[16]。Li 等人^[17-19]实现了电解液储液外壳一体化成型,通过精细流道结构实现电解液可控缓释,有效降低电极接触阻抗。

数字光处理 (DLP 在 SLA 基础上通过紫外微镜阵列实现整面曝光,突破单点扫描速率限制,在 $10 \sim 50 \mu\text{m}$ 像素分辨率与层厚下,尺寸公差为 $\pm 50 \mu\text{m}$,可同时兼顾成型精度与制备效率。Lee 等人^[20]利用该技术制备反曲拱形干电极,仿生设计增大头皮接触面积,可适配多毛区域的 EEG 信号采集。面投影微立体光刻 (PμSLA 经高倍缩微光学系统投影紫外图像,在 $2 \mu\text{m}$ 像素、 $1 \sim 5 \mu\text{m}$ 层厚度下,尺寸公差达 $\pm 10 \mu\text{m}$ 。Wang 等人^[21]基于此制得导电水凝胶电极,在 10 Hz 下界面阻抗低于 $100 \text{ k}\Omega$,可在 $-125 \text{ }^{\circ}\text{C}$ 低温环境下实现稳定监测,拓展了应用场景。2PP 是光聚合技术中精度最高的类型,依托飞秒激光实现亚衍射极限色素固

化,可实现横向分辨率 $0.2\ \mu\text{m}$ 、层厚 $0.1\sim 1\ \mu\text{m}$ 及尺寸精度 $\pm 1\ \mu\text{m}$ 。Wang 等人^[22]利用其亚微米级精度,制得非导电聚合物模板,经 $10\ \text{nm}$ 钛/ $75\ \text{nm}$ 金金属化与光刻剥离处理,制得高密度 3D 微电极阵列,其分辨率达亚微米级(远高于传统光刻的微米级分辨率), $1\ \text{kHz}$ 下接触阻抗降至 $(23\pm 6.7)\ \text{k}\Omega$,为高分辨率 EEG 采集提供了新途径。

1.3 其他技术

除 FDM 与光聚合外,PJ、IJ 及 3D 打印辅助模板技术从高分辨率柔性成型与低成本批量制备两方面弥补主流工艺不足,提供差异化路径。

PJ 与 IJ 同属喷射型增材制造技术,是实现高分辨率柔性电极的关键技术路线。PJ 通过多喷头喷射光敏树脂并同步紫外固化形成微结构基底,再经金属化实现导电;IJ 则可直接沉积导电墨水构筑导电图案。两者可实现导电层与柔性基底精准匹配,支持个性化图案打印与多通道一体化制备,无需组装,兼具高贴合度、轻量化与结构精细化优势。但受材料流变特性与成膜条件限制:高粘度墨水易堵塞喷头,低粘度墨水易出现成膜不均,进而导致阻抗分布不均;导电层与基底结合力较弱,易产生裂纹或脱落;电极整体机械强度低、耐汗性差;PJ 导电层厚度通常小于 $10\ \mu\text{m}$,易受油脂、汗液影响引发阻抗漂移。尽管可通过墨水配方与基底改性进行优化,但导电性与长期稳定性仍难以协同兼顾。Salvo 等^[23]采用 PJ 制备丙烯酸基光聚合物微针阵列基底,经金属化处理后,电极在 Fp2、O2 头皮位点接触阻抗分别为 $2\sim 5\ \text{k}\Omega$ 、 $1\sim 3\ \text{k}\Omega$,验证了技术实用性;Scalco 等人^[24]制备聚(3,4-乙烯二氧噻吩)-聚(苯乙烯磺酸盐)(PEDOT:PSS)基电子纹身电极, $10\ \text{Hz}$ 下阻抗低至 $9\ \text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$,互连层电导率 $83\ \text{S}/\text{cm}$,拉伸率大于 30% ,定位偏差 $4\ \text{mm}$,接触阻抗 $(24.6\pm 22.0)\ \text{k}\Omega$,低于湿电极 $(53.3\pm 37.8)\ \text{k}\Omega$,且可稳定在 $40\ \text{k}\Omega$ 以下超 $6\ \text{h}$,在脑机接口任务中性能与湿电极相当。

3D 打印辅助模板技术属于“制模-灌注成型”的间接制备方法,通过打印微结构模具并灌注功能材料实现导电电极成型^[25]。其具备个体化定制与多材料兼容优势,不受材料可打印性限制,可大幅拓展可用材料体系;个性化电极贴合度提升 40% 以上,模具可重复使用,适合低成本规模化制备。但仍存在明显工艺局限:对灌注材料流变性能要求较高,易产生孔隙缺陷;工艺流程复杂、效率较低且可能引入污染;脱模时易发生粘连导致结构破损;模具长期使用引发尺寸漂移;固化内应力易导致结构变形,进而影响电极贴合性与采集稳定性。Zheng 等^[26]采用 3D 打印微针阵列模具制备聚二甲基硅氧烷/聚酰亚胺(PDMS/PI)基同心结构电极,在 $10\ \text{Hz}$ 下接触阻抗密度较 Ag/AgCl 干电极降低一个数量级以上,且稳定性显著提升;Hua 等人^[27]制备锥形探针电极,在多毛区域 $10\ \text{Hz}$ 下阻抗为 $(23.89\pm 7.44)\ \text{k}\Omega$, $5\ \text{h}$ 内可稳定低于 $40\ \text{k}\Omega$,但该类工艺仍存在气泡孔隙、银颗粒脱落、脱模损伤及制备周期较长等问题,限制了电极稳定性与临床转化效率;Li 等人^[28]通过 3D 打印多爪形模具成型 Cu-TiO₂-CNT-PDMS 复合导电材料,所制备的半干电极在毛发区域接触阻抗小于 $20\ \text{k}\Omega$,与商用 Ag/AgCl 电极信号相关系数大于 99.3% 。表 1 比较了各类电极的性能。

各类 3D 打印技术在 EEG 电极制备中各有所长:FDM 可以低成本、高材料利用率地快速制备电极,其致密成型特点有利于降低接触阻抗;光聚合技术可高精度制备微纳结构电极,抑制噪声、提升信噪比;PJ 技术可实现多材料一体化成型,保障电极长期稳定性;IJ 技术可低损耗构建高分辨率柔性电极,实现低噪声采集;3D 打印辅助模板技术可实现低成本、可扩展化器件制备,确保电极性能一致性。图 2 为 EEG 电极制备所用 3D 打印技术示意图。

2 用于 3D 打印 EEG 电极的材料

电极作为 EEG 系统的核心传感单元,其表面与头皮角质层形成电荷交换界面,直接决定神经电信号能否以高保真度跨越皮肤-电极界面阻抗屏障。因此,电极材料对 EEG 系统的性能发挥至关重要。

2.1 聚合物材料

聚合物基材料因优异的柔性与生物相容性,成为 3D 打印 EEG 电极基底的核心选择,其可贴附头皮曲面形变的特性可提升佩戴舒适性、优化信号传导效率,适配长期穿戴监测需求。3D 打印的定制化成型能力,可通过直接成型电极结构或制备定制化模具,协同优化聚合物的机械性能与电学性能,突破传统工艺的结构设计局限,为聚合物基 EEG 电极的性能提升与结构创新提供技术支撑^[29-30]。

表 1 3D 打印 EEG 电极性能的比较

Tab. 1 Comparison of performance of 3D-printed EEG electrodes

电极材料	制造方法	电极类型	接触阻抗	与湿电极的 相关系数	信噪比/dB	主要优势和局限性	参考文献
PLA/ABS/Ag	FDM	干电极	0~5 k Ω 15 Hz	>0.95	5	佩戴舒适、稳定性佳/首次 制备时间长	[10]
Multi3DElectrifi 导电 PLA/Cu	FDM	干电极	0~550 Ω 20 Hz	>0.9	≥ 5	成型可控,导电性可调/工艺 参数敏感,一致性待提升	[11]
光敏树脂/Ag	SLA	干电极	0.4~0.6 k Ω 30 Hz	>0.9	≥ 5	信号质优、适配 BCI,无需预 处理/尺寸偏大,多电极集成受限	[15]
925 银	DLP	干电极	0~100 k Ω 10 Hz	>0.9	≥ 5	接触面积大、阻抗低,佩戴无痛/ 成本高,适配性有限	[20]
水凝胶	P μ SL	半干电极	0~100 k Ω 1 kHz	>0.95	≥ 5	超拉伸抗冻、信号准,易成型/ 需封装防失水,成本高	[21]
非导电 2PP 光刻 胶模板/钛/金	2PP	干电极	(23 $\pm$ 6.7) k Ω 10 Hz	>0.95	10.4	高密度定制化、靶向准,干扰小/ 工艺复杂,打印速率待提升	[22]
丙烯酸光敏 树脂/钛/金	PJ	干电极	1~7 k Ω 10 kHz	>0.95	<7	低成本量产、可复用,无需预 处理/初始阻抗高,需前置放大	[23]
PEDOT:PSS	IJ	半干电极	(24.6 $\pm$ 22.0) k Ω 15 Hz	>0.9	<12.8	个性化打印、低阻抗,适配多头皮/ 依赖精密设备,长时粘附待提升	[24]
PDMS/多壁 碳纳米管	3D 打印辅助 模板技术	干电极	<26.3 k Ω 10 Hz	>0.9	13.74	柔性低阻、信号稳,多通道适配/ 需注电解液,长期密封性待优化	[28]

注:除非文献中特别说明,所有数据均在室温(20~25 $^{\circ}\text{C}$)、相对湿度(40%~60%)、皮肤未进行特殊预处理(如打磨或涂抹导电膏)的条件下测得。

聚二甲基硅氧烷(PDMS)兼具优异的柔性、生物相容性与易加工性,是 3D 打印 EEG 电极的重要基底材料,研究者多通过 3D 打印辅助模板技术制备特殊结构后,涂覆金属导电涂层实现电极功能化^[31]。Tian 等人^[32]采用 10 μm 精度的 3D 打印模具制备 PDMS 电极,该电极在 10 Hz 下接触阻抗为(132 $\pm$ 23) k $\Omega \cdot \text{cm}^2$,且 48 天内阻抗波动小于 0.3 k Ω ,验证了其在长期监测中的稳定性优势。

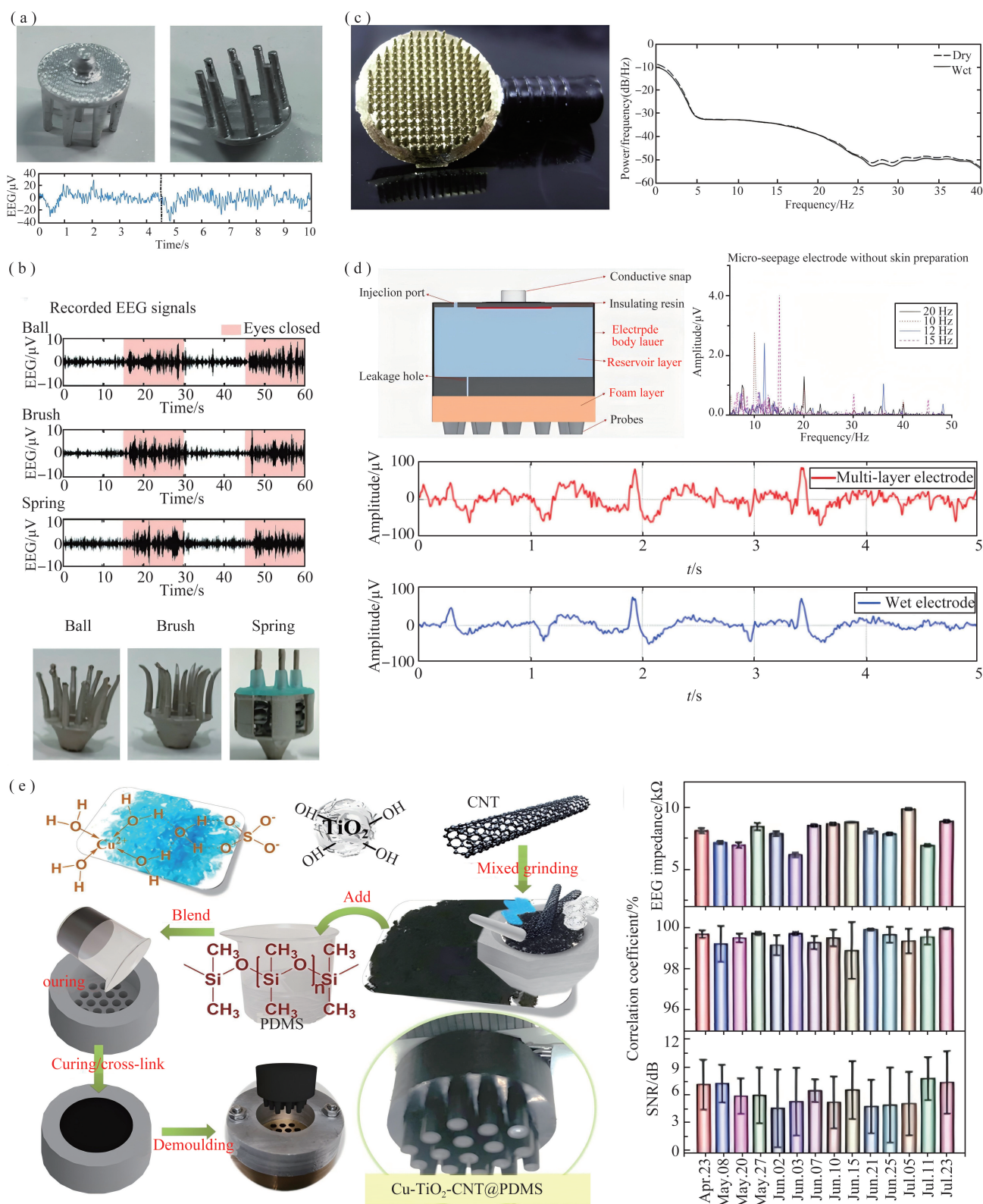
TPU 作为可拉伸、自修复型弹性体,其软-硬段微相分离结构赋予电极良好的机械稳定性与电化学稳定性,可适配头皮动态形变需求。Xing 等人^[33]以 TPU 为基底制备柔性爪状干电极,经 Ag/AgCl 油墨改性后,该电极在 10 Hz 下接触阻抗为(38.6 $\pm$ 9.5) k Ω ,可稳定采集稳态视觉诱发电位;与商用湿电极的信号相关系数达 0.66 $\pm$ 0.02,信噪比为(12.83 $\pm$ 2.85) dB,其半球形尖端设计可兼顾接触面积与佩戴舒适性。

SU-8 作为高交联环氧光刻胶,固化后呈高刚性,是制备高深宽比微结构的理想材料。Arai 等人^[34]以其为基底制备微针阵列,经银层蒸镀与聚对二甲苯薄膜包覆处理后,在 8 N 压力、15 Hz 条件下接触阻抗小于 10 k Ω ,可无痛穿透头皮角质层,解决了刚性微结构电极佩戴舒适性与导电性能之间的平衡问题。

导电聚合物 PEDOT:PSS 凭借其导电性与生物相容性,成为改进 EEG 电极性能的理想材料^[35],也让聚合物从单纯的基底材料拓展为导电功能材料。Zhang 等人^[36]经聚多巴胺改性后,以其制备的 3D 微柱电极电导率达 545 S/cm,10 Hz 下接触阻抗 82 k $\Omega \cdot \text{cm}^2$,优于商用 Ag/AgCl 凝胶电极;Ferrari 等人^[37]制备的 PEDOT:PSS 电极 10 Hz 下阻抗达 1.6 $\times 10^6 \Omega$,体现了成型工艺与结构设计对导电性能的影响。

2.2 金属材料

导电性是 EEG 电极的关键性能,直接决定微弱 EEG 信号的有效传输、降低噪声与阻抗、提升信号稳定性,是精准解析 EEG 活动的关键基础。金属材料因其内部自由电子可实现电流的高效传导而具备高导电性。其中,贵金属(金、银和铂等)及部分过渡金属(如钛)凭借高化学稳定性、生物相容性以及微弱 EEG 信号的高精度捕获能力,成为生物电传感与健康监测不可或缺的核心材料^[29]。



注:(a) 基于 FDM 制造的爪形 EEG 干电极;(b) 基于 SLA 制造的弹簧触角结构干电极;(c) PJ 制备的 EEG 干电极;(d) 柔性多层半干电极;(e) 3D 打印辅助模板技术制造的基于 PDMS/CNT 的 EEG 半干电极。

图 2 用于制造 EEG 电极的 3D 打印技术^[10,15,23,27-28]

Fig. 2 3D printing technologies for manufacturing EEG electrodes^[10,15,23,27-28]

金属及合金在 3D 打印设备中的高温环境下会发生不稳定的结构变化,直接打印金属电极存在技术瓶颈,因此目前研究中多以金属材料为导电功能层,结合 3D 打印非导电基底实现电极制备,核心采用两种材

料应用策略:一是将银、金等金属基导电油墨涂覆于3D打印非导电结构表面,构筑导电界面;二是将金属纳米颗粒墨水通过IJ技术沉积在柔性聚合物基底,直接成型柔性金属导电电极。银基导电油墨是应用最广泛的金属导电材料。Grozea等人^[38]将其涂覆于SLA打印外壳封装的鬃毛表面,实现干电极导电功能化,但银层易因机械磨损脱落,导致电极阻抗升高,暴露了银基导电涂层在机械耐久性方面的短板。金材料因化学稳定性更优、生物相容性更佳,成为优化金属导电层性能的重要选择,Liao等人^[39]将金镀层沉积于3D打印电极表面,利用金材料的本征特性,使电极同时具备高导电性与良好生物相容性,为贵金属镀层的材料选型与应用提供了实践思路。铜/金复合金属层则通过材料协同效应进一步提升电极性能,Kaveh等人^[40]在SLA打印电极表面依次构筑铜基层、金表层的复合金属结构,铜材料保障导电效率,金材料提升表面稳定性,所制电极在50 Hz下电极-皮肤界面阻抗约66.7 k Ω 且直流偏移稳定,验证了复合金属体系在3D打印EEG电极中应用的可行性。多金属集成体系更是突破了单一金属材料性能局限,Yang等人^[41]通过集成多种金属材料,利用不同金属的理化特性实现性能互补,使电极可同步检测电生理与生化信号,为金属基材料的多功能化设计与应用开辟了新方向。

2.3 碳基材料

碳基材料是柔性电子与传感领域的核心导电材料,其导电性源于碳原子的 sp^2 杂化形成的共轭 π 电子体系,离域电子可在晶体结构中自由迁移,结合低缺陷、高结晶度及维度效应的协同作用,材料具有电子散射小、迁移率高的特点,导电性能接近甚至超越金属,成为3D打印EEG电极的重要导电材料选择。

石墨烯、碳纳米管(CNTs)等碳基材料因其优异的力学性能和导电性能,成为理想的传感材料^[42]。通过性能优化、个性化设计、提升佩戴舒适性及简化制备工艺,采用3D打印辅助模板技术制备的碳纳米管与柔性聚合物混合的微结构电极,为EEG电极研究带来了多方面突破^[43]。多壁CNTs(MWCNTs)作为典型碳基导电填料,与PDMS复合后可兼顾导电性与柔性,Zhang等人^[44]以质量分数为2.4%的MWCNTs为导电相、PDMS为基体,添加硅油优化分散性,制备了MWCNT-PDMS复合材料,经3D打印辅助模板技术成型为锥形微结构阵列电极,该材料杨氏模量为1.717 MPa、断裂应变为116%;虽整体界面阻抗高于Ag/AgCl湿电极,但单位接触面积阻抗性能更优,适配多毛头皮的EEG监测需求。

石墨烯作为高导电碳基材料,其中激光诱导石墨烯(LIG)的多孔结构更适配柔性电极制备^[45]。Zhang等人^[46]将PI基底的LIG转移至SEBS热塑性弹性体,利用 π - π 相互作用与氢键实现低导电率损失转移,再经电泳沉积PEDOT:PSS涂层制得SLPP干电极,该电极的方块电阻低至114 Ω /Sq、拉伸性能达300%且耐久性良好,在10 Hz下电极-皮肤界面阻抗仅14.39 k Ω ,有效解决了传统石墨烯电极拉伸性差、转移后导电率衰减的问题。

2.4 其他材料

水凝胶、硅基半导体和MXene等材料凭借独特理化特性,成为3D打印EEG电极材料体系的重要补充,其兼具的高生物相容性、可调力学性能以及金属级导电性,与3D打印技术结合后可弥补聚合物、金属和碳基材料的性能单一的缺陷,为EEG电极性能优化与功能拓展提供全新的材料思路。

水凝胶因高生物相容性、高含水量及可调控力学性能,与导电填料复合后成为3D打印EEG电极的优质候选材料,结合3D打印技术的制备优势主要体现在两方面:一是3D打印可通过外壳封装赋予其特定结构与保护功能^[47];二是通过光聚合直接制备微纳结构电极^[48],这类电极在健康监测^[49]、生物电子器件领域^[50]展现出广阔应用前景。Wang等人^[51]以N-丙烯酰甘氨酸酰胺(NAGA)和羟丙基三甲基氯化铵聚糖(HACC)为基材,复配KCl与甘油制备抗菌导电水凝胶电极,其压缩模量65 kPa,12 h内平均接触阻抗小于400 Ω ,离子电导率0.39 mS/cm,兼顾电学、机械性能与生物安全性。Ahmed等人^[52]采用直接墨水书写3D打印技术,以PEDOT:PSS/亲水性PU导电聚合物水凝胶为电极核心材料,搭配PU-PAA基生物黏附层及PDMS封装层,制备仿生毛发状EEG电极,该电极在头皮位点10 Hz下阻抗为16.72 k Ω 、100 Hz下为14.83 k Ω ,黏附力达0.7 N/cm,可耐受200%拉伸及百次循环载荷,连续佩戴24 h仍能稳定捕获 α 波信号(闭眼状态10 Hz处有明显峰值),无需皮肤预处理和导电凝胶即可实现毛发头皮上的长期高保真EEG记录,验证了其在慢性EEG监测中的实用性。

抗波动小于10%,可适配有发和无发两类头皮环境,具备极佳的信号采集稳定性。图3所示为用于制造3D打印EEG电极的材料。表2总结了3D打印电极与传统电极的系统性对比。

3 结论

本文系统梳理了3D打印技术在EEG电极制造中的研究进展,回应了“传统电极难以兼顾个性化适配、佩戴舒适性与信号采集稳定性”的核心科学问题,构建了“工艺-材料-性能-场景”协同发展的研究体系。

3D打印技术通过结构化创新与材料功能融合,为突破传统电极标准化制造瓶颈提供了系统性解决方案:FDM凭借低成本、易实现规模化优势,可根据个体头皮特征定制电极轮廓与尺寸;光聚合等高精度工艺实现电极接触界面的精细化设计,提升头皮贴合度。材料方面,聚合物的柔性、碳基/金属材料的高导电性、水凝胶与MXene的高生物相容性,与3D打印工艺精准适配形成性能互补,有效改善了传统湿电极凝胶脱水、干电极阻抗偏高、半干电极适配性局限等痛点,在多场景中展现出更优应用潜力。然而,3D打印尚未完全解决传统电极的所有局限:高精度工艺成本高、制备效率低,难以规模化应用;电极性能受打印参数耦合影响,不同研究间工艺标准化与数据可比性不足;部分聚合物基电极在复杂环境下的稳定性不及传统金属电极,部分干/半干电极的信噪比与抗干扰能力仍需优化。

未来研究应聚焦两大方向:一是研发可直接成型的高性能复合导电材料,实现导电性、柔性与生物相容性的协同优化;二是推进电极功能集成化,实现电极与信号处理、无线传输模块的一体化打印。随着技术协同进步,3D打印EEG电极有望在癫痫预警、睡眠调节和神经康复等领域实现精准转化,推动EEG监测技术从实验室走向临床与民生健康应用。

参 考 文 献

- [1] Machado S, Araújo F, Paes F, et al. EEG-based brain-computer interfaces: an overview of basic concepts and clinical applications in neurorehabilitation[J]. *Reviews in the Neurosciences*, 2010, 21(6): 451-468.
- [2] Li G L, Wu J T, Xia Y H, et al. Review of semi-dry electrodes for EEG recording[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2020, 17(5): 051004.
- [3] Khatib M, Zhao E T, Wei S Y, et al. High-density soft bioelectronic fibres for multimodal sensing and stimulation[J]. *Nature*, 2025, 645: 656-664.
- [4] Momin M, Feng L Y, Ahmed S, et al. 3D-printed flexible neural probes for recordings at single-neuron level[J]. *Device*, 2024, 2(12): 100519.
- [5] Li G L, Wang S Z, Duan Y Y. Towards gel-free electrodes: a systematic study of electrode-skin impedance[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2017, 241: 1244-1255.
- [6] 赵轩, 陈莉, 牛鑫, 等. 柔性微结构生物电干电极研究进展[J]. *微纳电子技术*, 2024, 61(1): 11-20.
- [7] Han Y W, Hao G Z, Chu G X, et al. Global, regional and national burdens of epilepsy in the adolescents and young adults from 1990 to 2021 and its predictions[J]. *BMC Neurology*, 2025, 25(1): 402.
- [8] Shuai C J, Li D S, Yao X, et al. Additive manufacturing of promising heterostructure for biomedical applications[J]. *International Journal of Extreme Manufacturing*, 2023, 5(3): 032012.
- [9] Alsharif A A, Milan Cucuri S, Mishra R B, et al. 3D printed dry electrodes for electrophysiological signal monitoring: a review[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2023, 8(7): 2201677.
- [10] Krachunov S, Casson A. 3D printed dry EEG electrodes[J]. *Sensors*, 2016, 16(10): 1635.
- [11] Lee O, Lee H. Development and printing of three-dimensional electrodes for the high body adhesion of smart wear[J]. *Fashion and Textiles*, 2024, 11(1): 29.
- [12] Xiang L, Casson A J. 3D-printed, directly conductive and flexible electrodes for personalized electroencephalography[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2023, 349: 114062.
- [13] Baršipalmić T, Slavić J, Boltežar M. Process parameters for FFF 3D-printed conductors for applications in sensors[J]. *Sensors*, 2020, 20(16): 4542.
- [14] Ryoo M, Kim D, Noh J, et al. 3D-printed electronics for biomedical applications[J]. *International Journal of Bioprinting*, 2024, 10(6): 4139.
- [15] Kimura M, Nakatani S, Nishida S I, et al. 3D printable dry EEG electrodes with coiled-spring prongs[J]. *Sensors*, 2020, 20(17): 4733.

- [16] Wang F, Li G L, Chen J J, et al. Novel semi-dry electrodes for brain-computer interface applications[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2016, 13(4): 046021.
- [17] Li G L, Zhang D, Wang S Z, et al. Novel passive ceramic based semi-dry electrodes for recording electroencephalography signals from the hairy scalp[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2016, 237: 167-178.
- [18] Li G L, Wang S Z, Duan Y Y. Towards conductive-gel-free electrodes: understanding the wet electrode, semi-dry electrode and dry electrode-skin interface impedance using electrochemical impedance spectroscopy fitting[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2018, 277: 250-260.
- [19] Li G L, Wang S Z, Li M Z, et al. Towards real-life EEG applications: novel superporous hydrogel-based semi-dry EEG electrodes enabling automatically 'charge-discharge' electrolyte[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2021, 18(4): 046016.
- [20] Lee J S, Han C M, Kim J H, et al. Reverse-curve-arch-shaped dry EEG electrode for increased skin-electrode contact area on hairy scalps[J]. *Electronics Letters*, 2015, 51(21): 1643-1645.
- [21] Wang Z L, Chen L, Chen Y Q, et al. 3D printed ultrastretchable, hyper-antifreezing conductive hydrogel for sensitive motion and electrophysiological signal monitoring[J]. *Research*, 2020, 2020: 1426078.
- [22] Wang P Y, Wu E G, Uluşan H, et al. Direct-print 3D electrodes for large-scale, high-density, and customizable neural interfaces[J]. *Advanced Science*, 2025, 12(3): 2408602.
- [23] Salvo P, Rardt R, Carrette E, et al. A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2012, 174: 96-102.
- [24] Scalco DE Vasconcelos L, Yan Y C, Maharjan P, et al. On-scalp printing of personalized electroencephalography e-tattoos[J]. *Cell Bio-materials*, 2025, 1(1): 100004.
- [25] Detamornrat U, Mcalister E, Hutton A R J, et al. The role of 3D printing technology in microengineering of microneedles[J]. *Small*, 2022, 18(18): 2106392.
- [26] Zheng K Y, Jiang C P, Xu Q D, et al. A concentric ring microneedle electrode with low contact impedance for close sources Laplacian EEG recording[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2025, 72(5): 1532-1541.
- [27] Hua H Q, Tang W, Xu X M, et al. Flexible multi-layer semi-dry electrode for scalp EEG measurements at hairy sites[J]. *Micromachines*, 2019, 10(8): 518.
- [28] Li P H, Huang J J, Li M J, et al. Evaluation of flexible multi-claw and multi-channel semi-dry electrodes for evoked electroencephalography recording[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2022, 340: 113547.
- [29] Yang L T, Liu Q, Zhang Z L, et al. Materials for dry electrodes for the electroencephalography: advances, challenges, perspectives[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2022, 7(3): 2100612.
- [30] Yuan H W, Li Y, Yang J J, et al. State of the art of non-invasive electrode materials for brain-computer interface[J]. *Micromachines*, 2021, 12(12): 1521.
- [31] Damalerio R B, Lim R, Gao Y, et al. Development of low-contact-impedance dry electrodes for electroencephalogram signal acquisition[J]. *Sensors*, 2023, 23(9): 4453.
- [32] 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): 2211236.
- [33] Xing X, Wang Y J, Pei W H, et al. A high-speed SSVEP-based BCI using dry EEG electrodes[J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 14708.
- [34] Arai M, Nishinaka Y, Miki N. Electroencephalogram measurement using polymer-based dry microneedle electrode[J]. *Japanese Journal of Applied Physics*, 2015, 54(6S1): 06FP14.
- [35] Li Y, Gu Y Z, Teng J C, et al. Advancing EEG-based brain-computer interface technology via PEDOT: PSS electrodes[J]. *Matter*, 2024, 7(9): 2859-2895.
- [36] 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(1): 4683.
- [37] Ferrari L M, Ismailov U, Badier J M, et al. Conducting polymer tattoo electrodes in clinical electro- and magneto-encephalography[J]. *npj Flexible Electronics*, 2020, 4(1): 4.
- [38] Grozea C, Voinescu C D, Fazli S. Bristle-sensors—low-cost flexible passive dry EEG electrodes for neurofeedback and BCI applications[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2011, 8(2): 025008.
- [39] Liao L D, Wang I J, Chen S F, et al. Design, fabrication and experimental validation of a novel dry-contact sensor for measuring electroencephalography signals without skin preparation[J]. *Sensors*, 2011, 11(6): 5819-5834.
- [40] Kaveh R, Tetreault N, Gopalan K, et al. Rapid and scalable fabrication of low impedance, 3D dry electrodes for physiological sensing[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2022, 7(11): 2200342.

- [41] Yang L T, Hu Z L, Xiang Z C, et al. A high-entropy electrode material for electrobiochemical and eletrophysiological signals detection [J]. *Chemical Engineering Journal*, 2024, 499: 156209.
- [42] 吴靖童,熊婷,朱国银,等. MXene 基水凝胶在应变传感器中的应用研究进展[J]. *扬州大学学报(自然科学版)*, 2025, 28(5): 1-18.
- [43] Shi Z Y, Jiang B, Liang S C, et al. Claw-shaped flexible and low-impedance conductive polymer electrodes for EEG recordings: Anemone dry electrode[J]. *Science China Technological Sciences*, 2023, 66(1): 255-266.
- [44] Zhang A N, Shyam A B, Cunningham A M, et al. Adhesive wearable sensors for electroencephalography from hairy scalp[J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2023, 12(22): 2300142.
- [45] Lin J, Peng Z W, Liu Y Y, et al. Laser-induced porous graphene films from commercial polymers[J]. *Nature Communications*, 2014, 5(1): 5714.
- [46] Zhang S P, Sharifuzzamn M, Sohel Rana S M, et al. Highly conductive, stretchable, durable, skin-conformal dry electrodes based on thermoplastic elastomer-embedded 3D porous graphene for multifunctional wearable bioelectronics[J]. *Nano Research*, 2023, 16(5): 7627-7637.
- [47] Hsieh J C, Li Y, Wang H Q, et al. Design of hydrogel-based wearable EEG electrodes for medical applications[J]. *Journal of Materials Chemistry B*, 2022, 10(37): 7260-7280.
- [48] Scheideler W J, Im J. Recent advances in 3D printed electrodes-bridging the nano to mesoscale[J]. *Advanced Science*, 2025, 12(9): 2411951.
- [49] Huddy J E, Rahman M S, Hamlin A B, et al. Transforming 3D-printed mesostructures into multimodal sensors with nanoscale conductive metal oxides[J]. *Cell Reports Physical Science*, 2022, 3(3): 100786.
- [50] Saccone M A, Gallivan R A, Narita K, et al. Additive manufacturing of micro-architected metals via hydrogel infusion[J]. *Nature*, 2022, 612(7941): 685-690.
- [51] Wang D Y, Xue H L, Xia L, et al. A tough semi-dry hydrogel electrode with anti-bacterial properties for long-term repeatable non-invasive EEG acquisition[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2025, 11: 105.
- [52] Ahmed S, Momin M, Rrn J S, et al. Stick-and-play bioadhesive hairlike electrodes for chronic EEG recording on human[J]. *npj Biomedical Innovations*, 2025, 2(1): 9.
- [53] Han C H, Kim S U, Lim K S, et al. Evaluation of a silicone-based flexible dry electrode for measuring human bioelectrical signals[J]. *Biomedical Engineering Letters*, 2025, 15(3): 563-574.
- [54] Lin C T, Yu Y H, King J T, et al. Augmented wire-embedded silicon-based dry-contact sensors for electroencephalography signal measurements[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(7): 3831-3837.
- [55] Chen Y Q, Fan Z X, Shi N L, et al. MXene-based microneedle electrode for brain-computer interface in diverse scenarios[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2025, 17(23): 33451-33464.

(责任编辑:蒲锡鹏)