

# 脑机接口用纺织材料研究进展

万玥<sup>a,b,c</sup> 雷真<sup>a,b,c</sup> 兰玉婷<sup>a,b,c</sup> 张逸飞<sup>a,b,c</sup>  
尚欣欣<sup>a,b,c</sup> 王璐<sup>a,b,c</sup> 关国平<sup>a,b,c</sup>

东华大学 a. 纺织学院, b. 上海市现代纺织前沿科学研究基地,  
c. 纺织面料技术教育部重点实验室, 上海 201620

**摘要:**人工智能技术的发展极大地推动了脑科学与信息科学的深度融合,人机交互研究进展迅速。脑机接口(BCI)是实现人脑与外部装备信息沟通的核心。概述了纺织材料在BCI中的应用分类和应用优势,重点介绍了BCI中导电纺织材料的国内外研究进展,对未来纺织材料在BCI中的发展方向进行了展望,以期为生物相容性更好、信号检测更灵敏稳定的柔性BCI的研发提供参考。

**关键词:** 纺织材料;脑机接口(BCI);人工智能;智能可穿戴

中图分类号:TB 34

文献标志码:A

文章编号:1004-7093(2024)04-0001-10

## Advances in textile materials for brain-computer interfaces

Wan Yue<sup>a,b,c</sup>, Lei Zhen<sup>a,b,c</sup>, Lan Yuting<sup>a,b,c</sup>, Zhang Yifei<sup>a,b,c</sup>,  
Shang Xinxin<sup>a,b,c</sup>, Wang Lu<sup>a,b,c</sup>, Guan Guoping<sup>a,b,c</sup>

a. College of Textiles, b. Shanghai Frontiers Science Center of Advanced Textiles, c. Key Laboratory of  
Textile Science & Technology, Ministry of Education, Donghua University, Shanghai 201620, China

**Abstract:** The development of artificial intelligence technology has greatly promoted the deep integration of brain science and information science, and research on human-computer interaction has made rapid progress. Brain-computer interface (BCI) is the core of information communication between human brain and external devices. The application classification and application advantages of textile materials in BCI were summarized. The research progress of conductive textile materials in BCI at home and abroad was emphatically introduced, and the development direction of BCI in the future was prospected. The research is expected to provide reference for the research and development of flexible BCI with better biocompatibility, and more stable and sensitive signal detection.

**Keywords:** textile material; brain-computer interface (BCI); artificial intelligence; intelligent wearable

脑机接口(brain-computer interface, BCI)最早由加州大学洛杉矶分校于20世纪70年代提出<sup>[1]</sup>,

是一种基于神经科学和计算机科学的技术系统,以实现人脑和外部设备之间的直接通信<sup>[2]</sup>。BCI技

基金项目:高等学校学科创新引智计划(BP0719035)

收稿日期:2024-01-12

作者简介:万玥,女,1998年生,在读硕士研究生,研究方向为生物医用纺织材料

通信作者:关国平,教授,ggp@dhu.edu.cn

术主要通过电极感知脑电波 (electroencephalogram, EEG) 活动, 广泛应用于机器控制思维<sup>[3]</sup>、医学诊断辅助<sup>[4]</sup>、康复治疗<sup>[5]</sup>及认知能力增强<sup>[6]</sup>等方面。

BCI 经历了早期试验、硬件改进和信号处理算法改进等阶段。1998 年, 研究人员首次实现了通过脑电信号控制光标移动, 这是 BCI 技术的一项重要突破<sup>[7]</sup>。2000 年, Miguel 教授团队利用从猴子大脑皮层获取的脑电信号, 实现了对千里之外的机器人的控制, 这标志着人类朝着可控假肢的开发迈出了重要的一步<sup>[8]</sup>。随着科技的进步, BCI 技术也逐渐从科研转向临床应用。2004 年, 美国 Cyberkinetics 公司的“犹他电极”成为首个获得美国食品药品监督管理局 (FDA) 批准的可用于临床的植入式电极<sup>[9]</sup>。2020 年, 浙大二院与浙江大学合作设计的犹他电极, 成功帮助患者通过意念控制机械臂实现进食和饮水等动作, 标志着我国在侵入式 BCI 临床应用方面取得重大突破<sup>[10]</sup>。

传统 BCI 多采用刚性器件, 存在舒适性和相容性差等问题, 容易导致组织损伤、炎症和排斥反应等副作用<sup>[11]</sup>, 并且传统刚性电极受使用时间的影响较大, 难以长时间维持高质量的信号传输<sup>[12]</sup>。基于此, 纺织材料逐渐被引入 BCI 研究中<sup>[13-15]</sup>。纺织材料的柔韧性与生物相容性好、结构可调控范围大<sup>[16]</sup>, 可以更好地适配人体头部曲线, 提高佩戴的舒适度和可穿戴性<sup>[17-18]</sup>。在 BCI 系统中, 纺织材料

主要用于制造柔性电极和基材。纺织电极的导电方式有在基材上引入导电纱线、涂覆导电涂层等。

纺织材料与 BCI 技术的整合, 极大推动了 BCI 在医学、神经科学和人机交互等领域的应用。研究表明, 已有的纺织基干电极可以采集到与市售 Ag/AgCl 湿电极相近的信号<sup>[19]</sup>。并且, 由 Elon Musk 团队设计的柔性电极 Neuralink 设备已于 2023 年获得 FDA 批准, 允许进行人体临床试验<sup>[20]</sup>。

本文主要从纺织材料在 BCI 中的应用分类、纺织材料在 BCI 中的应用优势、BCI 中导电纺织材料的研究进展出发, 归纳总结近年来国内外相关研究前沿, 以期对生物相容性、舒适性及可穿戴性更好的柔性 BCI 的进一步开发提供参考。

## 1 纺织材料在 BCI 中的应用分类

在 BCI 中, 纺织材料常用作柔性电极。柔性电极与人体头部直接接触, 通过采集和传递 EEG, 实现大脑与计算机或其他设备的交互, 它是脑电活动发生、传递、监测的基础<sup>[21]</sup>, 同时也是影响 BCI 性能的核心要素。根据应用部位和植入方式的不同, 柔性电极可分为侵入式、半侵入式和非侵入式 3 类<sup>[22]</sup>。非侵入式电极又可分为湿电极、干电极和半干电极 3 类。BCI 柔性电极常用材料优缺点如表 1 所示。

表 1 BCI 柔性电极常用材料优缺点

Tab. 1 Merits and demerits of BCI flexible electrode common materials

分类	材料	优点	缺点
侵入式电极	聚酰亚胺、聚氨酯、聚对二甲苯、聚二甲基硅氧烷 (PDMS)、环氧树脂、碳纳米管、石墨烯、藻酸盐、壳聚糖、琼脂糖、丝素蛋白、纤维素	空间分辨率好, 信噪比高, 频率范围宽, 可长期使用	感染风险大, 昂贵且手术植入困难
半侵入式电极	环氧树脂、藻酸盐、壳聚糖、琼脂糖	材料成本低廉, 制备简单高效, 无刺激、不致敏	在材料功能性、智能控释等方面存在挑战
非侵入式电极	湿电极	碳纤维、碳纳米管、纤维素、海藻酸盐、聚丙烯酰胺、聚氨酯	使用后需清理导电凝胶, 操作复杂; 舒适性较差; 凝胶易失水, 影响灵敏度
	干电极	聚对二甲苯、聚乳酸、聚苯乙烯、尼龙、聚氨酯、石墨烯、PDMS	涂层容易剥落, 导致电极阻抗增大
	半干电极	聚氨酯、聚碳酸酯、聚丙烯酰胺、聚乙烯醇、石墨烯、PDMS	弥补了湿电极清洗不便、干电极阻抗大的缺陷

### 1.1 侵入式电极

侵入式电极直接穿透脑组织,记录单个神经元的电压电位,从而获得高质量的电信号<sup>[23]</sup>。理想的侵入式电极应与神经接口无缝集成,模糊人与机器之间的界限<sup>[24]</sup>。藻酸盐、壳聚糖、琼脂糖、明胶、胶原蛋白、丝素蛋白、纤维素等天然材料具有良好的生物学特性,弹性模量和剪切模量与脑组织接近,可以适应脑组织的弯曲拓扑结构<sup>[23]</sup>。皮层脑电 (electrocorticogram, ECoG)、局部场电位(local field potentials, LFP) 和神经元锋电位 (Spike) 信号的采集均需通过侵入式检测方法实现<sup>[24]</sup>。ECoG 通过将电极放置在脑膜下采集皮层或其他脑组织的电活动,时间和空间分辨率分别可达 5 ms 和 1 cm。LFP 和 Spike 通过将电极插入大脑中探测更深位置的脑电活动。LFP 的频率通常小于 100 Hz,而 Spike 的频率通常大于 250 Hz<sup>[25]</sup>。Shi 等<sup>[26]</sup>通过光刻技术,以再生丝素蛋白薄膜为基底,利用丝素蛋白层转移柔性电极至老鼠大脑皮层表面,实现对老鼠大脑皮层电信号的监测、神经刺激与解码、可控载药与释放。丝素蛋白层使得这种超薄电极的硬度介于血管和脑组织硬度之间,更容易实现体内植入。

### 1.2 半侵入式电极

半侵入式电极又称可注射式电极,这种电极植入方式结合了非侵入式与侵入式电极的优点,其通过注射器注射,精确靶向特定大脑区域,可在确保安全性的同时,提高脑电信号的强度和数量<sup>[23,27]</sup>。理想的半侵入式柔性电极应能够实现活细胞与电极的整合<sup>[28]</sup>。在侵入式电极材料性能基础上,半侵入式电极还要求具有独特的流变性能。琼脂糖的弹性模量与脑组织接近,是一种良好的脑组织模拟物。琼脂糖的多孔性使其适用于制备柔性电极模板<sup>[29]</sup>。半侵入式电极通常置于硬脑膜或蛛网膜上,而不直接植入大脑灰质内。相比非侵入式电极,半侵入式电极测得的信号更清晰,精度和灵敏度更高<sup>[30]</sup>。

### 1.3 非侵入式电极

非侵入式电极即可穿戴式电极,无需植入大脑内。无创方式虽降低了使用风险,但实际应用过程中对电极的性能要求也提高了很多,需综合考虑电极的精密度、灵敏度和穿戴便利性等问题<sup>[31]</sup>。非侵入式电极可获得大脑不同区域细胞群自发性、节律

性电活动所产生的 5~100  $\mu\text{V}$  量级的电位差随时间的变化曲线,其中,脑电图的常见频率为 0.5~30 Hz<sup>[30]</sup>。非侵入式电极又进一步分为湿电极、干电极和半干电极。

传统的湿电极 Ag/AgCl 导电凝胶具有角质层润湿能力和稳定的电化电位,目前已被广泛使用<sup>[32]</sup>。虽然 Ag/AgCl 导电凝胶可以在短时间内获得高质量信号,但凝胶容易脱水,导致信号失真并影响灵敏度,甚至可能引发皮肤刺激和过敏反应<sup>[33]</sup>。Carvalho 等<sup>[34]</sup>以多壁碳纳米管作为导电填料,纤维素纳米晶体和纤维作为生物相容性聚合物,制备出一种非侵入式湿电极。这种非侵入式湿电极具有多孔结构,能够高度吸水,弥补了传统湿电极易脱水的缺陷,并且制备方法简单,同时还具有使用操作简便的优势。

干电极具有便携性、免制备性和可连续监测等优点,其主要问题是电导率低。由于缺乏电解质,干电极通常具有接触阻抗高,对人体运动敏感等特性<sup>[23]</sup>。目前已开发出多种不同结构(如梳状、锥状、刷状、微针等)的干电极,以实现皮肤与电极更好的接触。石峻铭等<sup>[35]</sup>通过热压工艺将镀银针织物电极布与泡沫结合,得到的复合干电极具有良好的肌电监测性能,能够用于日常动态肌电监测。

半干电极的实现方式主要有 2 种:一种是通过在电极中设置储罐储存电解液,该电解液可以通过自动渗透或外部压力的作用逐渐释放;另一种是通过强吸水性织物、海绵或胶体等材料吸收电解液或保湿剂,确保电极的长效保湿。半干电极不仅消除了湿电极清洗不便的问题,还克服了干电极的涂层容易剥落,导致电极阻抗增大的缺点<sup>[22]</sup>。

## 2 纺织材料在 BCI 中的应用优势

BCI 技术的持续创新推动了其在多领域的研究与应用,纺织材料的引入为 BCI 的设计与实现带来了新的可能性。这些材料以其独特的柔韧性、生物相容性、长期稳定性和生物可降解性应用于 BCI 中。

### 2.1 柔韧性

纺织材料在 BCI 应用中展现出显著的柔韧性优势。在侵入式电极中,与硅、钛、铂、不锈钢等刚性材

料相比,纺织材料的柔韧性使其能够降低免疫反应及对脑组织产生损伤的潜在风险。卓越的柔韧性使这种电极表现出较小的侵入性和优异的组织相容性,并且力学性能与脑组织相似,能适应脑组织的复杂形状和动态变化,减少对生物组织的潜在损伤和刺激。Yang 等<sup>[36]</sup>利用沉积技术制备出基于细菌纤维素的多通道微电极阵列。细菌纤维素的弹性模量为 120 kPa,与天然脑组织的弹性模量接近,是 BCI 电极的理想基底材料。在非侵入式电极中,纺织材料的柔韧性也表现出色。基于纺织材料的非侵入式电极能贴合身体自然轮廓,可穿戴性好,能够实现更好的皮肤-电极耦合,减少信号干扰,降低空气和水分渗透对皮肤的潜在刺激<sup>[14]</sup>。衡量材料柔韧性的性能指标有弹性模量、曲率半径、弯曲刚度等。侵入式电极材料的弹性模量应与宿主组织的弹性模量(10 kPa~1 MPa)相匹配,较小的曲率半径和与细胞牵引力相当的弯曲刚度,可以减少对脑组织的创伤性影响<sup>[37]</sup>。

## 2.2 生物相容性

天然纺织材料如丝素蛋白、纤维素、壳聚糖和胶原蛋白等,因良好的生物相容性在 BCI 的基底材料中广泛研究。这些材料能够增强电极的生物相容性,降低感染风险,减少炎症反应,延长电极的使用寿命。Guo 等<sup>[38]</sup>以松木浆纤维为原料,开发了以纳米纸为基底的柔性神经电极阵列。纳米纸具有良好的柔韧性、形态稳定性和生物相容性,可以贴合大鼠脑皮层,并多点位稳定记录癫痫动态放电和空间扩散过程。Cui 等<sup>[39]</sup>使用聚乙二醇化丝素蛋白制备出高透明度和可拉伸的水凝胶电极,可用于对脆弱脑组织的神经活动进行有效的电学和光学测量。其中,丝素蛋白优异的生物相容性为神经接口提供了理想平台,聚乙二醇化提高了水凝胶电极的可拉伸性。生物相容性的评价涉及细胞毒性、细胞黏附性、组织相容性、免疫反应等方面。侵入式电极材料应无细胞毒性,在宿主体内不产生免疫反应,同时具有良好的细胞附着性和组织相容性,以促进电极-组织界面的结合<sup>[24]</sup>。

## 2.3 长期稳定性

相对于湿电极材料,基于纺织材料的干电极材料能够减少电极表面的氧化或腐蚀,确保长时间保持良好的导电性,实现可靠的脑信号采集。

且优异的力学性能使其能够适应头部各种运动和姿势变化,减少材料疲劳和损坏,提高设备的长期稳定性。Shu 等<sup>[40]</sup>提出了一种用于额头脑电图测量的多层吸汗柔性纺织干电极。该干电极由导电织物和吸汗加速层等多层纺织材料制成,能够有效吸收汗液,并以汗液为电解质,进一步增强导电性。在额头区域的测量中,该干电极表现出良好的长期稳定性,其阻抗变化非常小,明显优于湿电极和多数其他干电极。长期稳定性的评估指标有电导率、电极阻抗以及洗涤后的稳定性等。柔性纺织干电极材料应具有相对稳定的电导率,较低的电极阻抗,并在多次洗涤后仍保持电性能和力学性能稳定。

## 2.4 生物可降解性

生物可降解性在侵入式电极或药物传递系统中具有重要意义。许多天然和合成的生物可降解纺织材料,如丝素蛋白、壳聚糖、聚乙二醇、聚乳酸-乙醇酸共聚物等,不仅可以作为电极处理和制备中的牺牲材料,还能充当药物和抗炎生物分子的有效载体<sup>[23]</sup>。这些生物可降解材料通过连续的代谢或水解反应分解后,被吸收到体内或释放到体外。生物可降解电极消除了二次手术取出电极的需求,降低了潜在的免疫反应和感染风险<sup>[41]</sup>。Cho 等<sup>[42]</sup>介绍了一种基于丝蛋白的电化学传感器,用于监测多巴胺和抗坏血酸浓度。这种电化学传感器可在约 1 个月内保持活性和稳定性,并可通过酶的作用实现完全降解。生物可降解性的评价指标有降解速率、代谢产物类型等。侵入式电极材料应具有生物可降解特性,能通过酶的作用逐渐降解,且不产生有害代谢产物。

## 3 BCI 中导电纺织材料的研究进展

传统的纺织品并不具有导电性,因此将纺织材料应用于 BCI 中的研究主要围绕增强织物导电性能,并在一定程度上确保测量的灵敏性展开<sup>[43]</sup>。赋予织物导电性能的方法主要有:织物表面涂层(包括金属涂层、导电聚合物涂层、碳及其衍生物涂层等)、织物表面激光诱导石墨烯(laser-induced graphene, LIG)和导电材料参与织物成型等。常见 BCI 导电纺织材料优缺点如表 2 所示。

表 2 BCI 导电纺织材料优缺点

Tab. 2 Merits and demerits of BCI conductive textile materials

类型	材料	优点	缺点
金属涂层	金、银、铜、钢、铂、钯等	导电性能优异,刚度较大	抗弯折性能差,较难复合
导电聚合物涂层	聚吡咯、聚乙炔、聚噻吩、聚苯胺、聚苯乙烯磺酸酯等	导电性能较优,易制备	柔韧性不足
碳及其衍生物涂层	石墨、石墨烯、还原氧化石墨烯、碳纤维、活性炭、碳纳米管等	导电性能优异,力学性能良好	成本高,易受干扰,柔韧性欠佳
织物表面激光诱导石墨烯	芳纶、棉织物、丝绸织物、聚 3,4 乙烯二氧噻吩:聚苯乙烯磺酸盐 (PEDOT:PSS)	生物相容性良好,成本低,导电性能优异,兼具柔韧性	难以商业化和长期运行,稳定性较差
导电材料参与织物成型	尼龙、Ag/AgCl	力学性能好,便于导电图案设计	生物电信号质量差

满足 BCI 电极的性能需求,最重要的是获取稳定可靠的 EEG 信号、确保 BCI 的使用稳定性,以及使用过程中的人体舒适性等。BCI 电极的性能表征指标有很多,如电极与人体之间的阻抗、信噪比、脑电波振幅和频率、事件相关频谱扰动(event-related spectral perturbation, ERSP)<sup>[44]</sup>、试验间连贯性(intertrial coherence, ITC)<sup>[45]</sup>等。当电极和人体之间的阻抗小于检测 EEG 信号所需的阻抗(5 000  $\Omega$ )<sup>[46]</sup>时,判断该电极可以检测到 EEG 信号;信噪比越高,表明信号越稳定,商用 Ag/AgCl 电极的信噪比为 16.8 dB;ERSP 用于表征受试者受内因或外因性事件刺激时,EEG 信号的变化情况;ITC 用于表征同期多次试验之间的局部相位一致性,ITC 值越接近 1,表示相位锁定越好。

### 3.1 织物表面涂层

将具有导电性能的材料涂覆于织物表面,可增强织物的导电性能。常见的织物表面涂层有金属涂层、导电聚合物涂层、碳及其衍生物涂层等。

#### 3.1.1 金属涂层

常用的金属涂层材料有银、铜、镍等,涂层方法通常有物理沉积和化学镀层 2 种<sup>[47]</sup>。López-Larraz 等<sup>[48]</sup>以镀银尼龙纱为电极,通过刺绣的方式将其连接至织物基底,开发出一种完全采用纺织材料和纺织加工工艺制成的 EEG 传感器,如图 1 所示。该 EEG 传感器的传输线由 8 股镀银尼龙纱线刺绣而成,织物基底由涂覆了银、铜和锡的尼龙 66 制成。将该 EEG 传感器与目前最先进的 Ag/AgCl 干电极进行比较后发现,测量效果与 Ag/AgCl 干电极相当。Tseghai 等<sup>[49]</sup>研发出一种由镀银聚酰胺环形织物制成的电极,能够耐受多达 100 次的洗涤。采用该电极收集信号,其信号质量可与商用 Ag/AgCl 干电极相媲美,并且与商用 Ag/AgCl 干电极相比,皮肤-电极阻抗降低 19.23%,信噪比提高 27.4%。Weder 等<sup>[50]</sup>使用溅射法将银和铜涂覆于聚酯纱线和尼龙织物表面,获得了兼具导电性和抗菌性的导电纤维。



图 1 镀银纱线刺绣位置与形状

Fig. 1 Silver-coated yarns embroidery position and shape

金属涂层 BCI 产品的研发相对容易,并且具有较好的柔性,但金属涂层后织物的穿戴舒适性下降,

且洗涤及穿戴后涂层很容易脱落。因此,需要重点关注金属涂层 BCI 电极材料的耐磨性、耐折性及洗

涤耐久性,其产品需很好地平衡导电性、耐用性和舒适性<sup>[14]</sup>。

### 3.1.2 导电聚合物涂层

导电聚合物通过在高分子聚合物中掺杂导电填料使聚合物具有导电性能,常见的导电聚合物有聚苯胺、聚吡咯、聚苯乙烯磺酸酯、聚乙炔、聚噻吩等。这类导电聚合物不仅具有独特的电学和光学特性,还具有良好的可加工性<sup>[51]</sup>。在织物表面涂覆导电聚合物,可解决织造过程中导电纤维表面涂层易脱落的问题,且制备工艺也较易实现,这有利于规模化生产。

Spanu 等<sup>[52]</sup>使用丝网印刷技术将 PEDOT:PSS 导电聚合物材料直接涂覆在可拉伸聚酯织物上,并证实了所得织物可以获取生物电信号。利用聚合物材料制备可拉伸、柔性纺织电极,能够改善电极的力学性能<sup>[53]</sup>。Tseghai 等<sup>[54]</sup>研制出一种涂覆了 PEDOT:PSS/PDMS 的 EEG 纺织电极,并将该 EEG 纺织电极与 Ag/AgCl 干电极进行比较。结果发现,该 EEG 纺织电极收集的信号具有更小的皮电极阻抗和更高的信噪比,表明这种基于纺织品的电极可以用作监测大脑活动的潜在替代品。Paul 等<sup>[55]</sup>通过丝网印刷技术在织物基底上负载电介质和导电聚合物浆料。他们为了在机织物上建立有源电极,使用聚合物界面糊剂降低底层织物的表面粗糙度,从而实现通过银导电聚合物向电极供电,并将缓冲信号传送到放大器。研究结果显示,在受试者静止不动或行走状态下,这种电极的性能与 Ag/AgCl 电极的相当。Matiko 等<sup>[56]</sup>在文献[55]的研究基础上,将界面层印刷在织物表面以提供光滑基底,导电层则印刷在该基底上,从而为实现缓冲信号到放大器之间的连通提供了条件。研究结果表明,该有源电极可以直接丝网印刷在织物上,不需要施加可能会引起皮肤刺激的凝胶,并且与商业无源电极相比性能更优。Wang 等<sup>[57]</sup>使用带巯基的硅烷对聚酯纤维进行改性以获取信号,同时利用化学还原法在改性聚酯纤维上沉积纳米银,从而获得低电阻性能。通过聚合物交联在织物上形成网络,可制得兼具弹性、耐折叠性和耐洗涤性的多功能复合材料。Liang 等<sup>[58]</sup>使用聚吡咯修饰微凝胶,制得的仿生电极可延长大脑神经信号的记录时间。

然而,导电聚合物力学性能的不足是其在 BCI

领域应用受限的因素之一,可将其与纺织材料或其他弹性聚合物复合,以有效解决这一问题<sup>[59]</sup>。此外,提高织物上导电聚合物涂层的黏附力、改善电极的力学性能,同时提高电极信号的信噪比,是导电聚合物涂层未来的主要研究方向。

### 3.1.3 碳及其衍生物涂层

碳基材料如石墨、石墨烯、还原氧化石墨烯、碳纳米管和多孔碳材料等,因其良好的导电性,在可穿戴生物传感监测领域广泛应用<sup>[60]</sup>。碳基材料的优势还在于其良好的生物相容性、灵活性,以及较高的产量和优良的热稳定性和化学稳定性<sup>[58]</sup>。碳及其衍生物可通过丝网印刷、浸涂等工艺与纺织材料结合<sup>[61]</sup>。

Kim 等<sup>[62]</sup>通过热压法将电化学剥离制备的石墨烯与棉织物复合,制备出一种高电导率的柔性电极,可用于压阻式压力传感器。采用热压法将石墨烯与织物复合的操作示意图如图 2a) 所示。通过改变织物衬底上电极的面密度,可以控制电极的片电阻和微观结构。Golparvar 等<sup>[63]</sup>采用浸渍沉积法在亲水性尼龙织物上沉积氧化石墨烯薄片,研发出一种柔软的石墨烯无凝胶织物,用作 EEG 电极。所得石墨烯无凝胶织物能够制成可穿戴服饰,用于记录脑电信号。Islam 等<sup>[64]</sup>采用丝网印刷技术,研发出一种完全打印、高电导率、柔软且可机洗的电子纺织品。他们在粗糙、柔性的纺织品基底上打印基于石墨烯的油墨并进行精细封装,所得材料可用于记录脑电信号[图 2b)]。Ozturk 等<sup>[65]</sup>在尼龙纤维上浸涂氧化石墨烯分散体,经 3 次浸涂干燥后,所得电极表现出优异的电传导性能和高信噪比。Masih 等<sup>[66]</sup>在热塑性聚氨酯层上沉积多壁碳纳米管和 PMDS 复合材料,制备出柔性电极,再通过丝网印刷技术将银负载至电极上,从而制得柔性干电极。结果发现,柔性干电极的信噪比(23.1 dB)高于市售 Ag/AgCl 电极(21.2 dB),并且与市售 Ag/AgCl 电极有相似的信号强度。Li 等<sup>[67]</sup>使用丝网印刷技术在织物电极上涂覆 Ag/AgCl,并与导电吸汗海绵和柔性微针结合,构建柔性电极系统,用于前额部位的脑电信号采集。研究结果显示,在轻微压力下,柔性微针能够穿透高阻抗的角质层,表现出良好的电信号稳定性。受鸟巢结构启发,Qiu 等<sup>[68]</sup>采用石墨化电纺纤维/单层石墨烯复合材料制备电极,所得电极不

仅导电性能优异,还能在机械作用下保持电性能的稳定性。

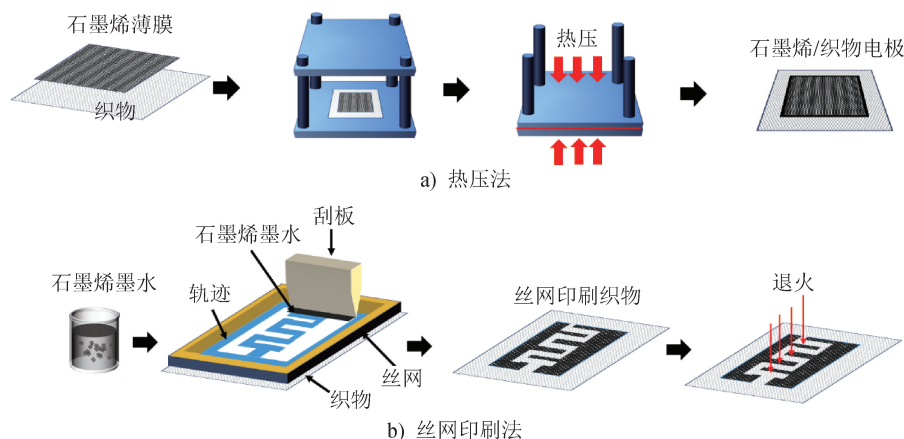


图 2 石墨烯与织物复合方法示意图

Fig. 2 Diagram of composite methods of graphene and fabric

碳及其衍生物涂层的研究难点在于,织物表面不够光滑,石墨烯难以黏附在织物表面,导致涂层力学性能差,制成的 BCI 材料信噪比低。

### 3.2 织物表面激光诱导石墨烯

激光诱导石墨烯是一种在含碳聚合物基底上使用激光照射,诱导石墨烯形成导电图案的工艺<sup>[69]</sup>。该工艺能够制备出生物相容性良好、成本低廉、导电性能优异,兼具柔韧性的电极<sup>[70]</sup>。Maithani 等<sup>[71]</sup>制备了一种可穿戴的石墨烯电极,其使用激光技术诱导石墨烯写入芳纶织物,并用 PEDOT:PSS 进行后处理,实现了可重复使用的芳纶基干电极的制备。目前,关于在织物表面激光诱导石墨烯制备 BCI 材料的相关研究仍较少。然而,凭借产品低成本、柔性和生物相容性等特性,织物表面激光诱导石墨烯技术将是 BCI 技术发展的重点方向之一。

### 3.3 导电材料参与织物成型

将导电材料以针织、机织、静电纺、刺绣等方式与织物基底结合,使其参与织物的成型过程,可以很好地解决导电涂层与织物基底结合不紧密的问题。Fleury 等<sup>[72]</sup>利用无缝针织技术将 5 个由 Ag/AgCl 涂层线制成的电极编入尼龙织物,制备了可以感知大脑活动的脑电图头带,该头带能为交流障碍者提供一种低调且舒适的交流方式,可极大地提高患者生活质量。Paiva 等<sup>[73]</sup>设计了几种不同的针织物结构,并用导电纱编织电极,比较了织物结构对电极性能的影响,并证实针织物结构和导电纱种类对电极的性能影响都很大。

在编织过程中,电极材料、电极尺寸、线间距和密度是影响生物电信号质量的关键因素<sup>[74]</sup>。高密度针织物电极可增加表面接触面积和汗液积聚,从而降低皮肤接触阻抗。导电纱线以刺绣的方式与基底结合的主要问题在于,当电极受力时,刺绣形成的图案会产生形变,影响信号质量。

## 4 总结与展望

随着信息科学、脑科学及人工智能技术的发展,人机交互研究取得了显著进步。有关 BCI 材料的研究在脑电波的稳定获取、柔性可穿戴、生物相容性、无线通信等方面已经取得了长足的进步。未来,人机交互将在人类意识读取及控制、医学诊断与治疗、认知增强等方面发挥重要作用。BCI 作为人机交互系统的核心,必将得到前所未有的关注。理想的 BCI 应具备信号检测和传输的准确性、高效性及稳定性,良好的生物相容性、可穿戴性、舒适性及可扩展性等,基于此,纺织材料在开发理想型 BCI 方面具有得天独厚的优势和巨大潜力。新型医用高分子材料设计与合成、导电纤维与纺织电极制备、电极材料与人体天然组织之间的交互作用等,将是未来的重点研究方向。当然,BCI 的研究也存在诸多挑战,如使用过程中的稳定性与长期可靠性,空间分辨率和灵敏度等方面均存在不足。未来,BCI 的发展趋势可能包括,纳米技术的应用、神经再生和修复,以及 BCI 与人工智能的结合等。BCI 技术的进一步发

展,离不开信息、生命、材料与纺织等多学科的深度融合与协同创新。



期刊采编平台



中国知网下载

### 参考文献

- [ 1 ] MA Y X, GONG A M, NAN W Y, et al. Personalized brain-computer interface and its applications [ J ]. Journal of Personalized Medicine, 2023, 13(1) : 46.
- [ 2 ] LIN B S, WANG H A, HUANG Y K, et al. Design of ssvep enhancement-based brain computer interface [ J ]. IEEE Sensors Journal, 2021, 21(13) : 14330-14338.
- [ 3 ] DUAN X Y, GUO S J, CHEN L L, et al. A P300 brain-computer interface for lower limb robot control based on tactile stimulation [ J ]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2023, 43(1) : 22-31.
- [ 4 ] ORBAN M, ELSAMANTY M, GUO K, et al. A review of brain activity and EEG-based brain-computer interfaces for rehabilitation application [ J ]. Bioengineering, 2022, 9(12) : 768.
- [ 5 ] XIAO J, HE Y B, YU T Y, et al. Toward assessment of sound localization in disorders of consciousness using a hybrid audiovisual brain-computer interface [ J ]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2022, 30: 1422-1432.
- [ 6 ] KANT P, LASKAR S H, HAZARIKA J. Transfer learning-based EEG analysis of visual attention and working memory on motor cortex for BCI [ J ]. Neural Computing and Applications, 2022, 34(22) : 20179-20190.
- [ 7 ] KENNEDY P R, BAKAY R A E, MOORE M M, et al. Direct control of a computer from the human central nervous system [ J ]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2000, 8(2) : 198-202.
- [ 8 ] WESSBERG J, STAMBAUGH C R, KRALIK J D, et al. Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates [ J ]. Nature, 2000, 408(6810) : 361-365.
- [ 9 ] TAYLOR D M. Functional electrical stimulation and rehabilitation applications of BCIs [ M ] // BERGER T W, CHAPIN J K, GERHARDT G A, et al. Brain-computer interfaces: an international assessment of research and development trends. Dordrecht: Springer Netherlands, 2008: 81-94.
- [ 10 ] 吴雅兰,柯溢能.高位截瘫可用“意念”喝可乐打麻将 浙江大学完成国内首例植入式脑机接口临床转化研究 [ J ]. 今日科技, 2020(4) : 40-41.
- [ 11 ] FU R X, LUO W H, NAZEMPOUR R, et al. Implantable and biodegradable poly(L-lactic acid) fibers for optical neural interfaces [ J ]. Advanced Optical Materials, 2018, 6(3) : 1700941.
- [ 12 ] HE H L, LIU J R, WANG Y S, et al. An ultralight self-powered fire alarm E-textile based on conductive aerogel fiber with repeatable temperature monitoring performance used in firefighting clothing [ J ]. ACS Nano, 2022, 16(2) : 2953-2967.
- [ 13 ] 杨宇熹,高中宝,曹振,等.聚3,4-乙烯二氧噻吩修饰的新型碳纳米管纤维电极及其电化学性能评价 [ J ]. 生物化学与生物物理进展, 2023, 50(1) : 165-173.
- [ 14 ] ACAR G, OZTURK O, GOLPARVAR A J, et al. Wearable and flexible textile electrodes for biopotential signal monitoring: a review [ J ]. Electronics, 2019, 8(5) : 479.
- [ 15 ] VITALE F, VERCOSA D G, RODRIGUEZ A V, et al. Fluidic microactuation of flexible electrodes for neural recording [ J ]. Nano Letters, 2018, 18(1) : 326-335.
- [ 16 ] 汪婉婉,赵蒙蒙. 传感器件在智能监测服装中的应用 [ J ]. 产业用纺织品, 2024, 42(1) : 8-14.
- [ 17 ] 杨杨,武松梅. 纺织基柔性传感器的研究与应用概述 [ J ]. 西部皮革, 2023, 45(17) : 30-32.
- [ 18 ] LIU L, HUI P X, LIU F, et al. Highly sensitive strain sensor with aligned fibrous base and patterned biphasic metal sensing layer [ J ]. Journal of Donghua University (English Edition), 2024, 41(1) : 1-7.
- [ 19 ] TSEGHAI G B, MALENGIER B, FANTE K A, et al. The status of textile-based dry EEG electrodes [ J ]. Autex Research Journal, 2021, 21(1) : 63-70.
- [ 20 ] 贾利略. 马斯克的脑机接口公司 Neuralink 官宣:首次人体临床试验获 FDA 批准 [ EB/OL ]. (2023-05-26) [ 2024-01-10 ]. [https://www.thepaper.cn/newsDetail\\_forward\\_23233304](https://www.thepaper.cn/newsDetail_forward_23233304).
- [ 21 ] JEONG J W, LEE W, KIM Y J. A real-time wearable physiological monitoring system for home-based healthcare applications [ J ]. Sensors, 2022, 22(1) : 104.
- [ 22 ] HE G W, DONG X F, QI M. From the perspective of material science: a review of flexible electrodes for brain-computer interface [ J ]. Materials Research Express,

- 2020, 7(10): 102001.
- [23] WANG J J, WANG T J, LIU H Y, et al. Flexible electrodes for brain-computer interface system [J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(47): 2211012.
- [24] 贺光伟,董旭峰,齐民. 脑机接口柔性电极材料研究进展[J]. *功能材料*, 2019, 50(12): 12026-12034.
- [25] HONG G S, LIEBER C M. Novel electrode technologies for neural recordings [J]. *Nature Reviews Neuroscience*, 2019, 20(6): 330-345.
- [26] SHI Z F, ZHENG F M, ZHOU Z T, et al. Silk-enabled conformal multifunctional bioelectronics for investigation of spatiotemporal epileptiform activities and multimodal neural encoding/decoding [J]. *Advanced Science*, 2019, 6(9): 1801617.
- [27] GANJI M, KAESTNER E, HERMIZ J, et al. Development and translation of PEDOT : PSS microelectrodes for intraoperative monitoring [J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(12): 1700232.
- [28] SERRUYA M D, HARRIS J P, ADEWOLE D O, et al. Engineered axonal tracts as “living electrodes” for synaptic-based modulation of neural circuitry [J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(12): 1701183.
- [29] CHEN C H, CHEN S H, MAO S H, et al. Injectable thermosensitive hydrogel containing hyaluronic acid and chitosan as a barrier for prevention of postoperative peritoneal adhesion [J]. *Carbohydrate Polymers*, 2017, 173: 721-731.
- [30] 葛松,徐晶晶,赖舜男,等. 脑机接口:现状,问题与展望[J]. *生物化学与生物物理进展*, 2020, 47(12): 1227-1249.
- [31] HUANG Z B, ZHOU Z N, ZENG J S, et al. Flexible electrodes for non-invasive brain-computer interfaces: a perspective [J]. *Apl Materials*, 2022, 10(9): 090901.
- [32] 李浩宇,王海楼,魏发云,等. 柔性可穿戴湿度传感器的研究进展 [J]. *产业用纺织品*, 2023, 41(9): 1-12.
- [33] LI G, WANG S, 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.
- [34] CARVALHO F M, LOPES P, CARNEIRO M, et al. Nondrying, sticky hydrogels for the next generation of high-resolution conformable bioelectronics [J]. *ACS Applied Electronic Materials*, 2020, 2(10): 3390-3401.
- [35] 石峻铭,胡吉永,韩雅婧. 肌电监测泡沫/镀银针织物复合干电极的制备及性能评价 [J]. *产业用纺织品*, 2023, 41(7): 9-15.
- [36] YANG J C, DU M D, WANG L, et al. Bacterial cellulose as a supersoft neural interfacing substrate [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2018, 10(39): 33049-33059.
- [37] 徐明亮,李芳媛,刘岳圻,等. 植入式多模态神经接口前沿进展[J]. *中国激光*, 2023, 50(15): 155-182.
- [38] GUO Y C, FANG Z Q, DU M D, et al. Flexible and biocompatible nanopaper-based electrode arrays for neural activity recording [J]. *Nano Research*, 2018, 11(10): 5604-5614.
- [39] CUI Y J, ZHANG F, CHEN G, et al. A stretchable and transparent electrode based on PEGylated silk fibroin for in vivo dual-modal neural-vascular activity probing [J]. *Advanced Materials*, 2021, 33(34): 2100221.
- [40] SHU L, XU T Y, XU X M. Multilayer sweat-absorbable textile electrode for EEG measurement in forehead site [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(15): 5995-6005.
- [41] LEE W H, CHA G D, KIM D H. Flexible and biodegradable electronic implants for diagnosis and treatment of brain diseases [J]. *Current Opinion in Biotechnology*, 2021, 72: 13-21.
- [42] CHO Y, PARK S, LEE J, et al. Emerging materials and technologies with applications in flexible neural implants: a comprehensive review of current issues with neural devices [J]. *Advanced Materials*, 2021, 33(47): 2005786.
- [43] 门海蛟,宋健尧,黄秉经,等. 柔性可穿戴电子应变传感器的研究进展 [J]. *材料导报*, 2023, 37(21): 45-67.
- [44] ZHAO Q B, ZHANG L Q. Temporal and spatial features of single-trial EEG for brain-computer interface [J]. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007, 2007: 037695.
- [45] NASH-KILLE A, SHARMA A. Inter-trial coherence as a marker of cortical phase synchrony in children with sensorineural hearing loss and auditory neuropathy spectrum disorder fitted with hearing aids and cochlear implants [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2014, 125: 1459-1470.
- [46] FERREE T C, LUU P, RUSSELL G S, et al. Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2001, 112: 536-

- 544.
- [47] PAWLAK R, KORZENIEWSKA E, KONECZNY C, et al. Properties of thin metal layers deposited on textile composites by using the PVD method for textronic applications [J]. *Autex Research Journal*, 2017, 17(3): 229-237.
- [48] LÓPEZ-LARRAZ E, ESCOLANO C, ROBLEDO-MENÉNDEZ A, et al. A garment that measures brain activity: proof of concept of an EEG sensor layer fully implemented with smart textiles [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2023, 17: 1135153.
- [49] TSEGHAI G B, MALENGIER B, FANTE K A, et al. Loop fabric EEG textrode for brain activity monitoring [C]// 8th International Conference on Intelligent Textiles & Mass Customisation. Bristol: IOP Publishing Ltd, 2023: 012019.
- [50] WEDER M, HEGEMANN D, AMBERG M, et al. Embroidered electrode with silver/titanium coating for long-term ECG monitoring [J]. *Sensors(Basel)*, 2015, 15(1): 1750-1759.
- [51] OH J Y, KIM S, BAIK H K, et al. Conducting polymer dough for deformable electronics [J]. *Advanced Materials*, 2016, 28(22): 4455-4461.
- [52] SPANU A, BOTTER A, ZEDDA A, et al. Dynamic surface electromyography using stretchable screen-printed textile electrodes [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2021, 29: 1661-1668.
- [53] TSEGHAI G B, MALENGIER B, FANTE K A, et al. Development of a flex and stretchy conductive cotton fabric via flat screen printing of PEDOT:PSS/PDMS conductive polymer composite [J]. *Sensors (Basel)*, 2020, 20(6): 1742.
- [54] TSEGHAI G B, MALENGIER B, FANTE K A, et al. Validating poly(3,4-ethylene dioxythiophene) polystyrene sulfonate-based textile electroencephalography electrodes by a textile-based head phantom [J]. *Polymers*, 2021, 13(21): 3629.
- [55] PAUL G, TORAH R, BEEBY S, et al. Novel active electrodes for ECG monitoring on woven textiles fabricated by screen and stencil printing [J]. *Sensors and Actuators A:Physical*, 2015, 221: 60-66.
- [56] MATIKO J W, WEI Y, TORAH R, et al. Wearable EEG headband using printed electrodes and powered by energy harvesting for emotion monitoring in ambient assisted living [J]. *Smart Materials and Structures*, 2015, 24(12): 125028.
- [57] WANG L, PAN Y L, HE D D, et al. Conductive polyester fabrics with high washability as electrocardiogram textile electrodes [J]. *ACS Applied Polymer Materials*, 2022, 4(2): 1440-1447.
- [58] LIANG Q D, SHEN Z Z, SUN X G, et al. Electron conductive and transparent hydrogels for recording brain neural signals and neuromodulation [J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(9): 2211159.
- [59] PRADHAN S, YADAVALLI V K. Photolithographically printed flexible Silk/PEDOT:PSS temperature sensors [J]. *ACS Applied Electronic Materials*, 2021, 3(1): 21-29.
- [60] WANG C Y, XIA K L, WANG H M, et al. Advanced carbon for flexible and wearable electronics [J]. *Advanced Materials*, 2019, 31(9): 1801072.
- [61] LABIANO I I, ARSLAN D, YENIGUN E O, et al. Screen printing carbon nanotubes textiles antennas for smart wearables [J]. *Sensors(Basel)*, 2021, 21(14): 4934.
- [62] KIM Y, PARK J B, KWON Y J, et al. Fabrication of highly conductive graphene/textile hybrid electrodes via hot pressing and their application as piezoresistive pressure sensors [J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2022, 10(24): 9364-9376.
- [63] GOLPARVAR A, OZTURK O, YAPICI M K. Gel-free wearable electroencephalography (EEG) with soft graphene textiles [J]. *2021 IEEE Sensors*, 2021: 1-4.
- [64] ISLAM M R, AFROJ S, BEACH C, et al. Fully printed and multifunctional graphene-based wearable E-textiles for personalized healthcare applications [J]. *Iscience*, 2022, 25(3): 103945.
- [65] OZTURK O, YAPICI M K. Surface electromyography with wearable graphene textiles [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(13): 14397-14406.
- [66] MASIHI S, PANAHI 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.
- [67] LI G L, WU J T, XIA Y H, et al. Towards emerging EEG applications: a novel printable flexible Ag/AgCl dry electrode array for robust recording of EEG signals at forehead sites [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2020, 17(2): 026001.

(下转第41页)