

DOI:10.20176/j.cnki.nxdz.20251203

柔性生物电极材料在脑机接口领域的研究与应用

季久江¹, 马海军^{2*}

(1. 中国科学技术大学苏州高等研究院 仿生界面材料科学全国重点实验室, 江苏 苏州 215123;
2. 宁夏大学 西部特色生物资源保护与利用教育部重点实验室, 宁夏 银川 750021)

摘要:脑机接口(brain-computer interface, BCI)技术作为连接人脑与外部设备的关键桥梁,近年来在神经科学、康复医学及人机交互等领域取得了显著进展。传统刚性材料(如硅基材料和金属微针)因其与脑组织在机械和几何特性上存在显著失配,易引发组织损伤、免疫排斥和信号质量衰减等问题。相比之下,柔性生物电极材料凭借其优异的机械相容性、生物稳定性及可靠的电信号采集性能,逐渐发展成为BCI核心硬件的重要研究方向。本综述系统总结了柔性生物材料在脑机接口中的应用现状,重点探讨了其在长期植入安全性、信号稳定性等方面的优势,并剖析了当前面临的挑战与未来发展趋势。综合分析表明,柔性生物电极在定制化设计、多功能集成与安全稳定监测等方面展现出巨大潜力。因此,未来研究应致力于开发新型功能化柔性材料、优化器件集成与封装工艺,以推动脑机接口技术的临床转化与实用化进程。

关键词:脑机接口;柔性生物材料;水凝胶;静电纺丝

分类号:(中图)R318;TP335.1 **文献标志码:**A

0 引言

脑机接口(brain-computer interface, BCI)技术兼具神经信号采集与电刺激调控两大核心功能,处于材料科学、电子工程与神经生物学的交叉前沿^[1-3]。该技术为实现外部计算机与生物神经系统之间的高精度信息交互提供了关键支撑。如图1所示,BCI系统通常包括以下基本环节:首先,利用特制电极采集大脑产生的多种电生理信号(如与运动、语言或听觉相关的神经活动电信号);随后,将这些信号传输至外部计算机平台,通过特定算法进行解码与处理,进而驱动外部设备执行相应操作;最后,外部设备可将处理结果或刺激信号反馈至大脑,实现闭环调控^[4-6]。近几十年来,大脑科学及脑机接口技术研究受到全球科学界与产业界的高度关注(图2)。美国、欧洲、日本、中国等先后启动“脑研究”计划,旨在深入揭示大脑功能机制,同时涵盖

神经机制研究、转化医学探索以及类脑智能技术的发展^[7-9]。

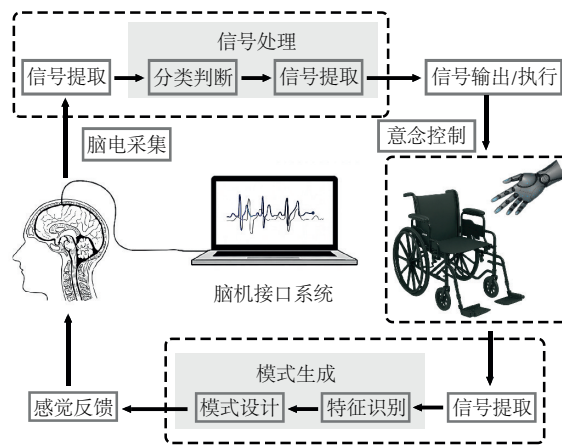


图1 脑机接口的系统结构:
信号采集、信号处理、信号输出/执行和感觉反馈

BCI采集脑电信号的方式主要分为非侵入式和侵入式两种^[10-11]。非侵入式脑电信号(electroen-

收稿日期:2025-10-08

基金项目:国家自然科学基金资助项目(52303189,U22A20144);宁夏自然科学基金优秀青年项目(2023AAC05027);银川市科技支撑重点项目(2024SFZD004)

作者简介:季久江(1993—),男,助理研究员,博士,主要从事可植入生物电极材料设计和抗菌/防覆冰界面科学及柔性功能材料研究,(电子信箱)jiujiangji@ustc.edu.cn。

*通信联系人:马海军(1993—),男,副教授,博士,博士研究生导师,主要从事光活性材料的设计开发及疾病诊疗研究,(电子信箱)mahj@nxu.edu.cn。

引用格式:季久江,马海军.柔性生物电极材料在脑机接口领域的研究与应用[J].宁夏大学学报(自然科学版中英文),2025,46(4):357-366.

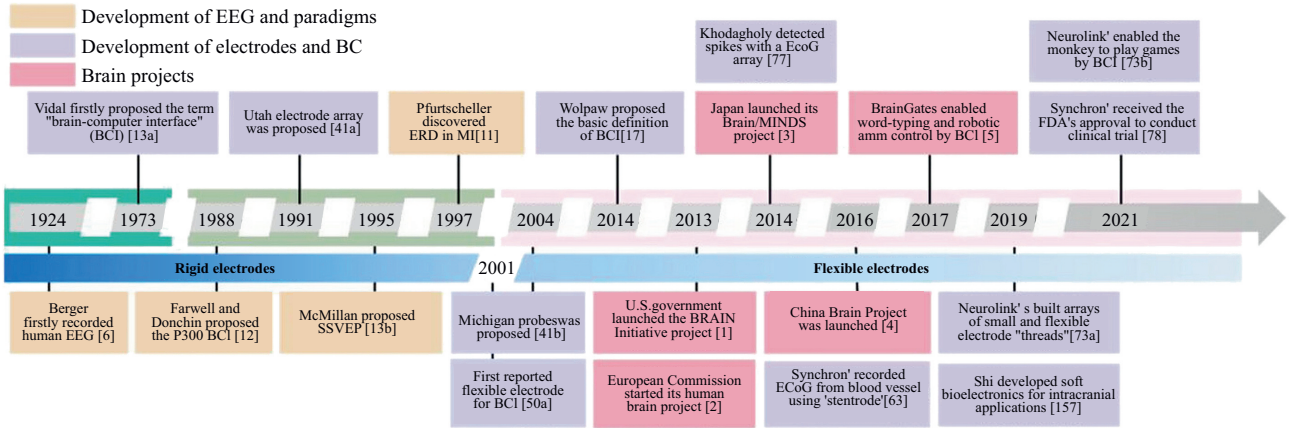
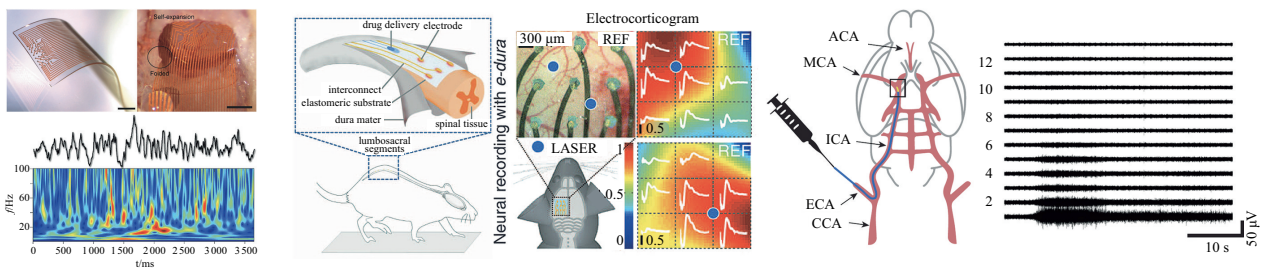


图 2 全世界各地开展脑机接口项目研究的时间线^[7]

cephalogram, EEG)采集在临床应用中相对便捷、可操作性强,且无需手术,避免了手术相关风险^[12-14]。信号采集过程中,研究者往往通过增加电极数量以获取高密度记录数据,但非侵入式采集方式干扰较多,显著增加了脑电信号的分析难度。侵入式脑电信号(electrocorticography, ECoG)采集需进行开颅外科手术,将电极植入生物体大脑皮层表面^[15-16]。该方法记录的脑电信号干扰小、清晰度高,便于后续分析,但外科手术会对生物体造成伤害。此外,还有半侵入式的脑电采集方式,该方案是侵入式与非侵入式的折中方案。该方案相较于侵入式,对生物体的创伤更小,相较于非侵入式,则能采集到分辨率更高的信号,因此受到研究者的广泛关注^[17-18]。神经组织不仅具有极低的剪切力学模量(小于 10 kPa),还持续经历着微观与宏观尺度的动态运动;此外,看似静止的人脑实际上是一个脉动器官,持续接收来自其血管网络的流体脉动;脊髓及部分周围神经在日常活动中甚至可能承受高达 20% 的拉伸应变。相比之下,传统的由贵金属或硅基材料制备的电极,其杨氏模量通常高达数百 GPa,与生物组织之间存在显著的力学不匹配^[19-21]。不仅如此,这种硬质可植入电极在植入过程中或长期使用后,往往会引发免疫排斥反应,甚

至造成组织损伤,并在电极周围诱导反应性胶质细胞增生,最终导致信号采集稳定性下降,甚至完全失效^[22-24]。

尽管超薄高分子柔性材料在柔顺性与贴合性方面表现优异,但其杨氏模量仍处于 1~10 GPa 数量级^[25-27]。通过超薄结构设计,器件的弯曲刚度大幅降低,从而有望在超薄设备与处于自然褶皱状态的神经组织之间建立稳定接口。在结构工程的推动下,一系列创新性设计已被应用于神经接口系统,例如可拉伸神经记录电极网格^[28]、多模态电子硬脑膜电极^[29]以及微米级脉管兼容型植入系统^[30]。这些器件多采用杨氏模量约为 1 MPa 的有机硅材料作为基质,或借助精巧的结构设计,实现可植入生物电极的制备,从而显著提升神经接口的顺应性,减少对宿主组织的机械损伤(图 3)。通过柔性基材或精巧结构设计制得的可植入生物电极设备,虽然在一定程度上满足了机械顺应性的要求,但仍无法适应生物体神经系统的动态运动。特别是,植入后这类材料依然会与周围体液中的蛋白质发生非选择性吸附,吸引包括中性粒细胞在内的宿主免疫细胞浸润,这些细胞会释放细胞因子、趋化因子及多种酶,进而招募单核细胞浸润并分化为巨噬细胞,同时诱导成纤维细胞聚集^[31-32]。随着反应的持



(a) 可拉伸神经记录电极网格及脑电记录频谱图^[28]

(b) 多模态神经接口-电子硬脑膜及脑电信号采集^[29]

(c) 微米级脉管系统及脑电信号采集^[30]

图 3 不同柔性电极设计展示

续,器件表面逐渐形成非电活性纤维性包裹膜,阻断电极与目标组织之间的离子与电信号传递,最终导致器件功能失效并诱发慢性炎症反应^[22,33-34]。这一问题几乎存在于所有类型的植入式生物电子器件中,是该领域亟待解决的共性挑战^[35-37]。因此,从柔性材料功能设计角度出发,需为传统高分子柔性材料赋予更多特异功能,如抗菌/抗炎、药物缓释及优异的生物相容性,以确保其在长期植入过程中最大限度地降低对宿主组织的不良影响^[38-39]。

1 聚合物可植入生物电极

随着全球对脑机接口领域的持续关注与投入,在技术创新驱动下,生物医学与材料科学的交叉融合得以迅速发展^[40-41]。然而,可植入电极与生物组织之间的力学模量不匹配会导致不利的应力集中,

进而诱发炎症反应、免疫排异反应甚至瘢痕形成。这些生物学过程持续进展,将进一步损害组织功能,并最终导致信号采集稳定性下降,甚至失效^[39-42]。如表 1 所示,高分子材料是最早被用于替代传统金属或无机半导体材料的可植入电极基底材料。这些高分子材料能够有效降低电极-组织界面阻抗,从而使脑电信号采集获得更高的信噪比和时空分辨率^[43-44]。然而,近年来传统高分子材料已难以满足可植入生物电极基底在力学匹配和长期稳定性方面日益提高的要求^[16,19-21],因此新型弹性体材料与水凝胶材料的研究与应用日益受到关注^[45-46]。材料基底与生物组织的生物相容性及生物安全性是柔性电极实现临床转化的前提条件,因此柔性材料的设计与优化正逐渐成为该领域的核心研究重点^[2,47]。

表 1 脑机接口技术中常用的各类材料基底的杨氏模量和阻抗^[48]

材料种类		杨氏模量/GPa	阻抗/MΩ	参考文献
无机材料	硅材料	130~185	~1	[49]
	金	~70	~400	[50-51]
金属材料	铂	~168	~400	[52]
	PEDOT:PSS	~1	~300	[53]
导电聚合物	聚吡咯	~1	~100	[54-55]
	聚酰亚胺(PI)	>2		[56]
传统高分子	聚对二甲苯	>2		[57]
	聚氨酯	0.001~1		[58-59]
	弹性体材料			
弹性体材料	苯乙烯-丁烯共聚物(SEBS)	0.001~0.020		[60-61]
	聚二甲基硅氧烷(PDMS)	0.000 1~0.003		[62-63]
水凝胶材料	纯水凝胶	1.0×10^{-4}	~10	[19-21]
	导电聚合物填料	3.20×10^{-5}	~15	[64-65]

1.1 水凝胶可植入生物电极

生物组织天然柔软湿润,表面形貌复杂且凹凸不平,其力学模量通常处于 kPa 级别;相比之下,传统聚合物或静电纺丝基柔性材料的力学模量最低也在 MPa 量级,因而这类材料难以实现与神经组织的力学匹配。如图 4 所示,水凝胶是一种富含水分的交联聚合物网络,其力学模量可通过精准调控交联密度、聚合物组成及含水率,实现与软性神经组织(小于 10 kPa)的高度匹配,从而显著降低植入过程中的机械损伤与长期免疫反应^[66]。此外,水凝胶的三维多孔结构不仅具备良好的离子传导能力,有利于神经信号传递,还可作为药物或生物活性分子的载体,实现抗炎、抗纤维化及促进神经修复等多重功能。在水凝胶中引入导电填料是提升其导电性能的常用策略,关键在于构建水凝胶网络内连续

导电相的导电渗流结构。已有研究报道,金属纳米颗粒(如银纳米颗粒、金纳米颗粒)^[67]、碳基材料^[68]以及导电聚合物纳米材料^[69]等多种填料可在水凝胶基体中成功构建稳定的导电相,进而显著提升其导电性能,满足临床级高精度神经信号采集与电刺激的应用需求。

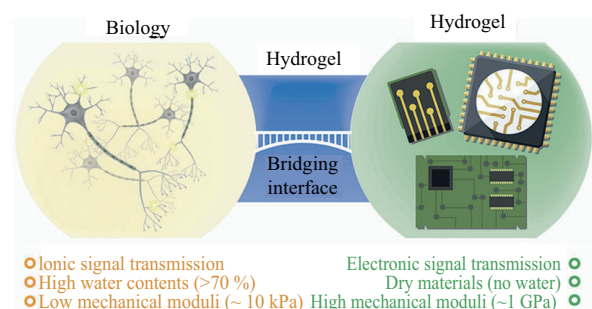


图 4 水凝胶材料基底在神经电极领域的应用展望^[21]

Wang 等^[70]采用冷冻-盐析协同法,将银纳米线(AgNWs)与聚乙烯醇(PVA)复合,成功制备了导电水凝胶。如图 5 所示,该工艺通过促进持续相分离,不仅形成了分层水凝胶结构,还显著提高了 AgNWs 的局部堆积浓度。该导电水凝胶不仅具有极高的电导率($1\ 739\ \text{S}\cdot\text{cm}^{-1}$),还具备优异的延展性(480%),在水下软体机器人等领

域展现出良好的应用前景。然而,在长期植入场景下,银纳米线作为导电填料可能对生物体产生潜在毒性,其在脑机接口等生物医学领域的直接应用与推广仍需谨慎。因此,未来用于 BCI 的导电填料,核心要求是兼具优异的电学性能与良好的生物安全性,以确保长期植入的安全性与可靠性。

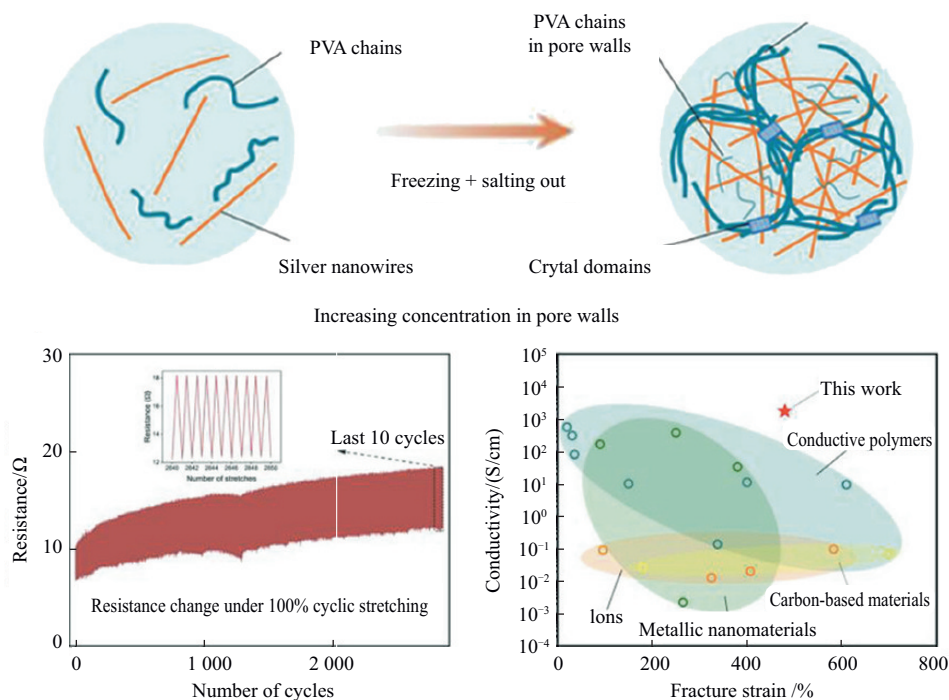


图 5 AgNWs-PVA 水凝胶复合柔性材料的制备及其性能^[70]

如图 6 所示, Yan 等^[71]以 PEDOT/PSS、PVA 为原料,通过水凝胶复合与电化学聚合协同工艺,制备了聚(3,4-乙烯二氧噻吩)/聚(苯乙烯磺酸盐)/聚乙烯醇(PEDOT/PSS/PVA)互穿导电聚合物网络(interpenetrating conducting polymer networks, ICPN)。所得 ICPN 薄膜呈现三维多孔微观结构,与纯导电聚合物材料相比,其界面结合力更牢固、电容更高且电化学阻抗更低。同时,该材料具备优异的力学柔顺性。此外,该材料还具有优异的柔顺性(191 kPa)和可拉伸性(72% 应变),有效提升了电极-神经界面的长期稳定性。将 PEDOT/PSS 与 ICPN 修饰的立体微电极植入小鼠背侧海马体后,在长达 12 周的持续监测中,均能稳定记录到高质量的自发动作电位信号。对于柔性水凝胶电极而言,其基底材料的机械顺应性可通过进一步减小厚度来增强,进而使得其与神经组织的柔性贴合效果更优。如图 7 所示,王燕课题组^[72]开发出一种基于聚氨酯纳米网格增强的明胶基超薄水凝胶电极,其厚度仅为 $2.7\ \mu\text{m}$,弯曲刚度低至 $1.0 \times 10^{-12}\ \text{N}\cdot\text{m}$,

兼具良好的高韧性、优异的透气性与抗冻性能。将其用于 EEG 脑电信号采集时,性能甚至优于临床常用的商用涂抹电极,可长期稳定记录清晰的 α 节律。即便经历长期低温储存,该电极仍能保持良好的黏附性与导电特性,信号完整性与信噪比不受影响。传统导电填料的引入虽能提升水凝胶的导电性能,但往往会在一定程度上削弱其力学性能,液态金属则可有效规避这一矛盾。如图 8 所示, Zheng 等^[73]利用液态金属诱导的交联反应构建了纠缠网络结构的水凝胶,该材料表现出优异的拉伸性能(1 643%)、高拉伸强度(366.54 kPa)、韧性($350.2\ \text{kJ}\cdot\text{m}^{-3}$)以及较低的机械滞后损耗。基于该水凝胶制备的柔性电极,具有高信噪比(25.2 dB)和低阻抗($310\ \Omega$)特性,可高效捕获高质量电生理信号。

1.2 柔性纤维可植入生物电极

如图 9 所示,静电纺丝是一种利用高压静电场将纺丝聚合物溶液或熔体拉伸成连续超细纤维的技术,通过该技术可获得直径在纳米至微米尺度的纤维网络^[74]。通过调控溶液性质、纺丝电压、收集

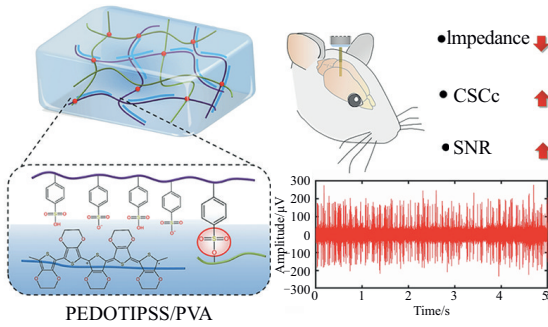


图 6 (PEDOT/PSS/PVA)互穿导电聚合物网络(ICPN)的制备和应用^[71]

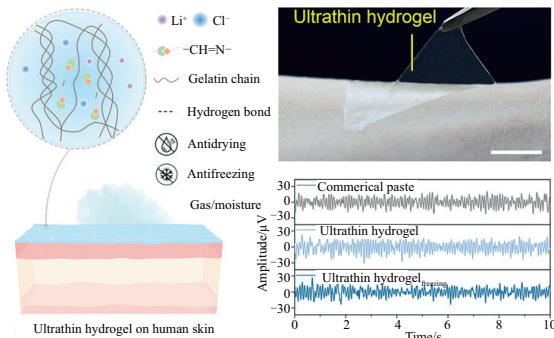


图 7 聚氨酯纳米网格增强的胶基超薄水凝胶电极及应用^[72]

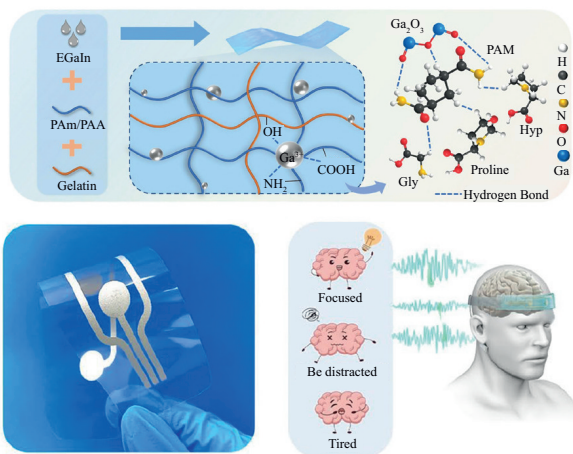


图 8 液态金属诱导交联反应制得的水凝胶电极^[73]

方式等参数,可实现对纤维直径、取向、孔隙率及表面功能特性的精确调控^[75]。对于 BCI 应用而言,这类柔性材料基底在宏观上可保持优异的可弯曲、可拉伸力学特性,在微观上能提供高比表面积与多孔结构,进而实现与脑组织的高适配性生物界面构建^[76]。此外,纤维网络不仅能与脑组织实现高度形貌匹配,显著降低因机械性能差异引发的组织损伤与炎症反应,还为神经信号采集与电刺激提供高效稳定的电化界面^[77-78]。通过在静电纺丝基底中引入导电聚合物、金属纳米颗粒或生物活性分子等功能填料,可进一步提升材料的导电性、生物相容性及抗菌性能,实现柔性基底的多功能化设计。随着

材料改性、微纳加工及界面工程等核心技术的进步,静电纺丝柔性材料基底有望推动 BCI 技术向更高信号分辨率、更长植入寿命及更低生理负担的方向发展^[79]。

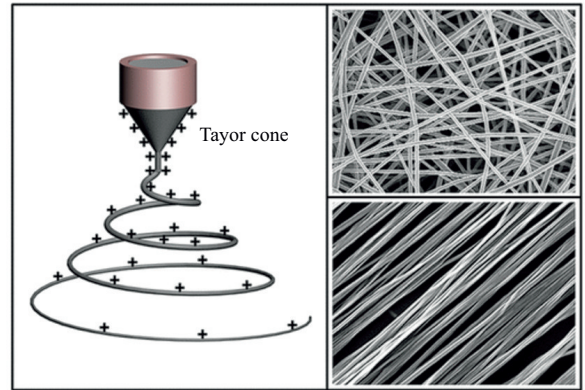


图 9 静电纺丝工作原理及静电纺丝纤维^[74]

如图 10 所示,Zhuang 等^[80]采用静电纺丝技术制备了聚苯乙烯-嵌段-丁二烯-嵌段-苯乙烯(SBS)纤维基底,并提出了一种晶圆级图案化液态金属微电极($\mu\text{L ME}$)的制备策略。该策略能够实现高精度微米级电极图案的构建,所得柔性电极阵列在大鼠体内植入实验中展现出优异的长期生物安全性。将其植入大鼠颅内后,电极成功采集到高质量的 ECoG 信号。静电纺丝工艺赋予基底材料独特的高柔韧性与良好透气性,为其在可植入柔性电子器件中的应用奠定了基础。该研究通过巧妙结合转印工艺,成功实现了液态金属电极在生物电信号采集中的有效应用。与此同时,Zhou 等^[2]采用润湿性调控技术策略,将液态金属(LMs)渗透至静电纺丝纤维基底中,制备柔性电子器件。该研究提出了银(Ag)与液态金属之间的导电与润湿协同作用机制,其中液态金属的高表面张力在调控其在基

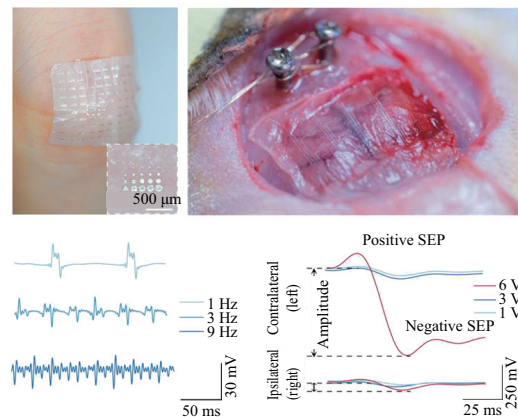


图 10 图案化液态金属微电极($\mu\text{L ME}$)的制备及其在脑机接口方面的应用^[80]

底材料上的润湿行为中发挥主导作用,从而显著提升了柔性电极的耐久性。体内植入实验表明:植入一个月后,SD大鼠大脑皮层表面未见明显组织损伤与炎症反应。脂质代谢分析结果表明,LM-Ag-pSBS复合电极的长期植入不会对宿主的脂质代谢造成明显影响。该方法有效解决了液态金属润湿

性不足导致其难以在纤维基底上直接印刷的技术瓶颈,赋予电极显著的耐用性与优异的长期生物相容性。所制备的柔性电极被成功应用于大鼠颅内皮层脑电图(ECoG)及心电图(ECG)信号的监测,且所得ECoG及ECG信号均具有较高的信噪比(图11)。

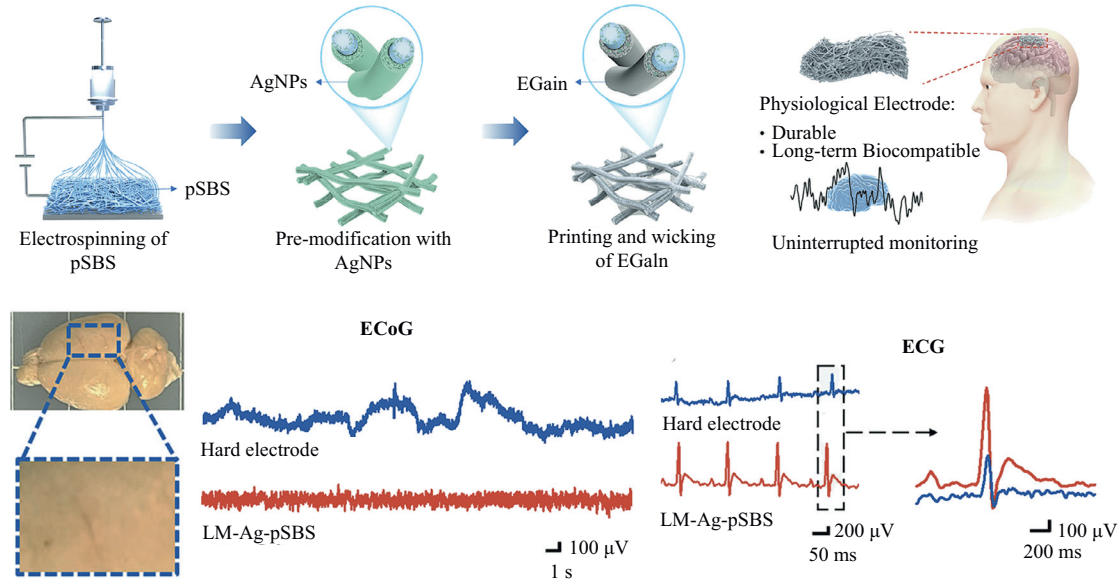


图 11 润湿性调控制备液态金属(LMs)静电纺丝纤维电极及其对ECoG和ECG生理信号采集^[2]

2 总结与展望

柔性生物电极系统在脑机接口的开发中展现出多重优势。其在机械性能与微观拓扑结构上与神经组织高度契合,可最大限度降低因植入造成的相关损伤,并通过稳定的电极-组织互锁网络实现对目标神经细胞的长期精准跟踪。优异的可拉伸性能有助于延长设备的全生命周期适用性;低模量软材料则为高密度、可扩展的电子器件设计提供了核心支撑。同时,柔性电极具备多模态感知与多功能集成的潜力,当前柔性电极的研究核心已不再局限于“柔软”这一力学特性,而是强调在动态生理环境中实现持续、可靠的神经信号双向通信。虽然柔性材料的机械损伤风险已显著降低,但手术植入过程仍存在感染、出血及潜在组织损伤等风险。进一步而言,电极在动态脑环境中需始终保持稳定贴合,否则可能引发信号漂移甚至完全失效。此外,目前缺乏针对柔性生物电极的统一性能评价体系与国际标准,导致不同研究团队的成果难以直接比较。同时,柔性电极的临床转化还需满足严格的医疗器械监管要求,核心包括生物安全性、长期可靠性及可追溯性。

要将该技术真正转化为临床应用及长期随访方案,需在多个方面构建可验证、可制造、可监管的完整实施路径,核心要素包括柔性材料本体的低模量力学匹配、界面主动抗炎症/抗纤维化反应、导电网络的渗流结构稳定性以及系统级精密封装与集成。尽管近年来柔性生物电极在安全性、便携性、用户友好性及高效性方面取得了显著进展,但仍面临诸多挑战,其中,长期植入场景下的安全性保障与功能稳定性尤为关键。作为植入式医疗器械,BCI核心器件的安全性必须优先于功能性。大规模神经记录对植入电极提出了更高要求,同时也伴随着手术感染风险、穿刺导致的潜在组织损伤及设备发热等问题。电极的使用寿命受材料特性限制,而与神经组织力学性能高度匹配的材料,有望实现力学-功能无缝协同连接,从而长期支撑体内稳定记录。尤其是基底与电极材料之间的界面贴合度,对柔性半侵入式电极的长期性能至关重要。传统聚合物材料(如聚酰亚胺、聚对二甲苯等),虽然具备良好的加工性和电学稳定性,但其杨氏模量仍远高于神经组织,长期植入可能引发机械失配和慢性炎症反应。导电聚合物(如PEDOT:PSS、聚吡咯)虽能降低界面阻抗,但在体液环境中存在降解、

脱落及稳定性不足的问题。未来需通过分子设计或互穿网络构建等策略提升其生物稳定性,并探索无金属化全聚合物电极体系,以进一步降低免疫排斥反应。

水凝胶凭借其天然的低模量和高含水率,与脑组织实现了高度力学匹配,但其高溶胀性可能导致体内结构失稳,同时普遍存在导电性能不足的问题。需开发兼具高导电性能与优异生物相容性的高性能复合水凝胶(如引入液态金属或导电聚合物纳米填料),并通过结构设计抑制溶胀效应,以实现长期稳定的神经接口功能。静电纺丝柔性纤维虽具有高比表面积和良好柔韧性,但其机械强度和耐久性仍显不足,长期植入可能因纤维断裂或界面退化而导致器件失效。未来需优化纺丝工艺与界面修饰策略,提升纤维基底的耐久性和导电稳定性,并探索可降解或可再生的纤维体系,以满足临床长期应用需求。

此外,植入式电极还需在空间分辨率与检测灵敏度之间取得平衡,并解决无线数据传输等系统集成难题。对于日常应用而言,可靠、便携且易于操作的BCI系统同样不可或缺。柔性电极的未来发展应更加注重系统级集成,核心是实现与无线传输、能量供给及微型化电路的协同设计,以构建真正意义上的可穿戴或植入式一体化平台。同时,建立标准化的性能评价体系与国际统一标准,对推动柔性电极从实验室研究走向临床转化具有关键意义。最后,跨学科深度融合将成为推动该领域持续发展的核心动力。材料科学、神经工程、微纳制造与人工智能算法的有机结合,有望实现个性化设计与精准神经调控,进一步拓展脑机接口的应用边界。

综上所述,柔性材料的研究正推动脑机接口技术从“可用”迈向“可用且优”的进阶阶段,并为未来人机交互模式的革新奠定重要基础。随着新型材料体系、智能封装工艺及跨学科协作的不断突破,柔性电极有望成为下一代高性能、低生理负担的神经接口核心器件,为神经康复、疾病治疗及人机融合领域开辟全新的发展方向。

参考文献:

- [1] SONG Enming, LI Jinghua, WON S M, et al. Materials for flexible bioelectronic systems as chronic neural interfaces [J]. *Nature Materials*, 2020, 19 (6) : 590-603.
- [2] ZHOU Ningjing, JI Jiujiang, QU Ruixiang, et al. Permeable and durable liquid-metal fiber mat as implantable physiological electrodes with long-term biocompatibility [J]. *Advanced Materials*, 2025, 37 (8) : 2413728.
- [3] 王麒深,时昌润,吴晋,等. 脑机接口训练促进脑卒中患者运动功能改善的研究进展[J]. *临床神经病学杂志*, 2025, 38(2):135-138.
- [4] CHO K W, SUNWOO S H, HONG Y J, et al. Soft bioelectronics based on nanomaterials [J]. *Chemical Reviews*, 2022, 122(5): 5068-5143.
- [5] KALTENBRUNNER M, SEKITANI T, REEDER J, et al. An ultra-lightweight design for imperceptible plastic electronics [J]. *Nature*, 2013, 499 (7459) : 458-463.
- [6] DONG Ruihua, WANG Lulu, HANG Chen, et al. Printed stretchable liquid metal electrode arrays for *in vivo* neural recording [J]. *Small*, 2021, 17 (14) : 2006612.
- [7] WANG Junjie, WANG Tengjiao, LIU Haoyan, et al. Flexible electrodes for brain-computer interface system [J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(47):2211012.
- [8] 吴何必,陈树耿,贾杰. 脑机接口技术在脑卒中患者上肢运动功能康复领域的脑机制研究进展[J]. *生物医学工程学杂志*, 2025, 42(3):480-487.
- [9] 肖硕勤,贾贵军. 脑机接口联合电刺激用于脊髓损伤后康复治疗的研究进展[J]. *国际神经病学神经外科学杂志*, 2025, 52(3):66-72.
- [10] 丁佳程. 侵入式脑机接口关键模块设计[D]. 成都:电子科技大学, 2025.
- [11] 王子韬. 便携式脑机接口系统的研究与设计[D]. 南昌:南昌大学, 2024.
- [12] 赵兴平. 基于单通道脑机接口的智能轮椅控制及人机交互研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2017.
- [13] 王雪,李莎,李荣洋,等. 脑机接口在元宇宙中的应用研究进展[J]. *工程科学学报*, 2023, 45(9) : 1528-1538.
- [14] 曹洪涛,钟子平,陈远方,等. 非侵入式脑机接口控制策略的研究进展[J]. *生物医学工程学杂志*, 2022, 39(5):1033-1040.
- [15] 赵均榜. 稳态视觉诱发电位的注意机制及其在脑机接口的应用[D]. 杭州:浙江大学, 2012.
- [16] 陈小刚,陈菁菁,刘冰川,等. 2022年脑机接口研究进展[J]. *信号处理*, 2023, 39(8):1355-1366.
- [17] 王佳威. 脑电波信号的处理方法与应用[D]. 北京:北京邮电大学, 2015.
- [18] 韩雨,韩丛英. 2021年人工智能领域科技发展综述[J]. *战术导弹技术*, 2022(2):42-51.
- [19] RIVNAY J, WANG Huiliang, FENNO L, et al. Next-generation probes, particles, and proteins for neural interfacing[J]. *Science Advances*, 2017, 3(6) : e1601649.

- [20] PREVOST T P, BALAKRISHNAN A, SURESH S, et al. Biomechanics of brain tissue[J]. *Acta Biomaterialia*, 2011, 7(1): 83-95.
- [21] YUK H, LU Baoyang, ZHAO Xuanhe. Hydrogel bioelectronics[J]. *Chemical Society Reviews*, 2019, 48(6): 1642-1667.
- [22] LACOUR S P, COURTINE G, GUCK J. Materials and technologies for soft implantable neuroprostheses [J]. *Nature Reviews Materials*, 2016, 1(10): 16063.
- [23] 陈小刚, 陈菁菁, 刘冰川, 等. 基于脑电的脑机接口技术在医学领域中的应用[J]. *人工智能*, 2021, 8(6): 6-14.
- [24] 蒋勤, 张毅, 谢志荣. 脑机接口在康复医疗领域的应用研究综述[J]. *重庆邮电大学学报(自然科学版)*, 2021, 33(4): 562-570.
- [25] 梁全铎. 柔性超分子水凝胶电极的制备及其在脑信号监测中的应用[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2023.
- [26] 贺庆, 郝思聪, 司娟宁, 等. 面向脑机接口的脑电采集设备硬件系统综述[J]. *中国生物医学工程学报*, 2020, 39(6): 747-758.
- [27] 杨海波. 《认知神经科学与人机交互的融合: 人机交互研究的新趋势》序言[J]. *包装工程*, 2019, 40(22): 2.
- [28] TYBRANDT K, KHODAGHOLY D, DIELACHER B, et al. High-density stretchable electrode grids for chronic neural recording [J]. *Advanced Materials*, 2018, 30(15): 1706520.
- [29] MINEV I R, MUSIENKO P, HIRSCH A, et al. Biomaterials. Electronic *Dura mater* for long-term multimodal neural interfaces [J]. *Science*, 2015, 347(6218): 159-163.
- [30] ZHANG Anqi, MANDEVILLE E T, XU Lijun, et al. Ultraflexible endovascular probes for brain recording through micrometer-scale vasculature [J]. *Science*, 2023, 381(6655): 306-312.
- [31] 康晓洋. 面向瘫痪康复的氧化铟柔性可植入 MEMS 神经接口器件研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2016.
- [32] 雷煜. 脑机接口技术及其应用研究进展[J]. *中国药理学与毒理学杂志*, 2017, 31(11): 1068-1074.
- [33] 李瑞凯. 无线高通量脑电信号采集关键技术及其在脑-机接口中的应用研究[D]. 保定: 河北大学, 2023.
- [34] 梁珊. 基于压电效应的无电池脑机接口及其生物物理调控研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2025.
- [35] SHI Jidong, FANG Ying. Flexible and implantable microelectrodes for chronically stable neural interfaces [J]. *Advanced Materials*, 2019, 31(45): 1804895.
- [36] ROGERS J A, SOMEYA T, HUANG Yonggang. Materials and mechanics for stretchable electronics [J]. *Science*, 2010, 327(5973): 1603-1607.
- [37] FEINER R, DVIR T. Tissue-electronics interfaces: From implantable devices to engineered tissues [J]. *Nature Reviews Materials*, 2018, 3(1): 17076.
- [38] 崔正哲. 脑机接口脊髓损伤康复机器人系统研究及临床应用[D]. 杭州: 浙江大学, 2022.
- [39] 董瑞华. 液态金属柔性神经电极的制备与应用研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2021.
- [40] TANG X, SHEN H, ZHAO S Y, et al. Flexible brain-computer interfaces [J]. *Nature Electronics*, 2023, 6: 109-118.
- [41] 王鹏. 脑机接口中植入式无线遥控遥测技术的研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2012.
- [42] MOSHAYEDI P, NG G, KWOK J C F, et al. The relationship between glial cell mechanosensitivity and foreign body reactions in the central nervous system [J]. *Biomaterials*, 2014, 35(13): 3919-3925.
- [43] MARIELLO M, KIM K, WU Kangling, et al. Recent advances in encapsulation of flexible bio-electronic implants: Materials, technologies, and characterization methods [J]. *Advanced Materials*, 2022, 34(34): 2201129.
- [44] 郑宇航. 金-石墨烯干电极的制备及在脑机接口中的应用[D]. 天津: 天津理工大学, 2024.
- [45] TRINGIDES C M, MOONEY D J. Materials for implantable surface electrode arrays: Current status and future directions [J]. *Advanced Materials*, 2022, 34(20): 2107207.
- [46] FANG Jiaru, HUANG Shuang, LIU Fanmao, et al. Semi-implantable bioelectronics [J]. *Nano-Micro Letters*, 2022, 14(1): 125.
- [47] 王磊. 基于运动想象的脑电信号分类与脑机接口技术研究[D]. 天津: 河北工业大学, 2009.
- [48] 潘熙然, 张志, 雷霆. 共轭高分子在脑机接口中的应用与展望[J]. *高分子学报*, 2025, 56(3): 377-395.
- [49] KHANG D Y, JIANG Hanqing, HUANG Y, et al. A stretchable form of single-crystal silicon for high-performance electronics on rubber substrates [J]. *Science*, 2006, 311(5758): 208-212.
- [50] WU Bin, HEIDELBERG A, BOLAND J J. Mechanical properties of ultrahigh-strength gold nanowires [J]. *Nature Materials*, 2005, 4(7): 525-529.
- [51] DECATALDO F, CRAMER T, MARTELLI D, et al. Stretchable low impedance electrodes for bio-electronic recording from small peripheral nerves [J]. *Scientific Reports*, 2019, 9(1): 10598.
- [52] CHAPMAN C A R, ARISTOVICH K, DONEGA M, et al. Electrode fabrication and interface optimization for imaging of evoked peripheral nervous system activity with electrical impedance tomography (EIT) [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2019, 16(1): 016001.
- [53] JIANG Yuanwen, ZHANG Zhitao, WANG Yixuan, et al. Topological supramolecular network enabled

- high-conductivity, stretchable organic bioelectronics [J]. *Science*, 2022, 375(6587): 1411-1417.
- [54] ALEGRET N, DOMINGUEZ-ALFARO A, GONZÁLEZ-DOMÍNGUEZ J M, et al. Three-dimensional conductive scaffolds as neural prostheses based on carbon nanotubes and polypyrrole [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2018, 10(50): 43904-43914.
- [55] FOROUGHJI J, GHORBANI S R, PELECKIS G, et al. The mechanical and the electrical properties of conducting polypyrrole fibers [J]. *Journal of Applied Physics*, 2010, 107(10): 103712.
- [56] XU Zhen, CROFT Z L, GUO Dong, et al. Recent development of polyimides: Synthesis, processing, and application in gas separation [J]. *Journal of Polymer Science*, 2021, 59(11): 943-962.
- [57] GOLDA-CEPA M, ENGVALL K, HAKKARAINEN M, et al. Recent progress on parylene C polymer for biomedical applications: A review [J]. *Progress in Organic Coatings*, 2020, 140: 105493.
- [58] KONG Desheng, PFATTNER R, CHORTOS A, et al. Capacitance characterization of elastomeric dielectrics for applications in intrinsically stretchable thin film transistors [J]. *Advanced Functional Materials*, 2016, 26(26): 4680-4686.
- [59] AKINDOYO J O, BEG M D H, GHAZALI S, et al. Polyurethane types, synthesis and applications: A review [J]. *RSC Advances*, 2016, 6(115): 114453-114482.
- [60] JIAO Haoxuan, ZHANG Min, DU Chunhui, et al. Intrinsically stretchable all-carbon-nanotube transistors with styrene-ethylene-butylene-styrene as gate dielectrics integrated by photolithography-based process [J]. *RSC Advances*, 2020, 10(14): 8080-8086.
- [61] GRIGORESCU R M, CIUPRINA F, GHIOCA P, et al. Mechanical and dielectric properties of SEBS modified by graphite inclusion and composite interface [J]. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 2016, 89: 97-106.
- [62] JIN H, JUNG S, KIM J, et al. Stretchable dual-capacitor multi-sensor for touch-curvature-pressure-strain sensing [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 10854.
- [63] SALES F C P, ARIATI R M, NORONHA V T, et al. Mechanical characterization of PDMS with different mixing ratios [J]. *Procedia Structural Integrity*, 2022, 37: 383-388.
- [64] LIU Yuxin, LIU Jia, CHEN Shucheng, et al. Soft and elastic hydrogel-based microelectronics for localized low-voltage neuromodulation [J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2019, 3: 58-68.
- [65] KLEBER C, BRUNS M, LIENKAMP K, et al. An interpenetrating, microstructurable and covalently attached conducting polymer hydrogel for neural interfaces [J]. *Acta Biomaterialia*, 2017, 58: 365-375.
- [66] KHAN W U, SHEN Zhenzhen, MUGO S M, et al. Implantable hydrogels as pioneering materials for next-generation brain-computer interfaces [J]. *Chemical Society Reviews*, 2025, 54(6): 2832-2880.
- [67] RINOLDI C, ZIAI Y, ZARGARIAN S S, et al. *In vivo* chronic brain cortex signal recording based on a soft conductive hydrogel biointerface [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(5): 6283-6296.
- [68] SONG H S, KWON O S, KIM J H, et al. 3D hydrogel scaffold doped with 2D graphene materials for biosensors and bioelectronics [J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2017, 89: 187-200.
- [69] WANG Jing, LI Qing, LI Kuncai, et al. Ultra-high electrical conductivity in filler-free polymeric hydrogels toward thermoelectrics and electromagnetic interference shielding [J]. *Advanced Materials*, 2022, 34(12): 2109904.
- [70] WANG Zhuang, XU Xiaoyun, TAN Renjie, et al. Hierarchically structured hydrogel composites with ultra-high conductivity for soft electronics [J]. *Advanced Functional Materials*, 2024, 34(16): 2312667.
- [71] YAN Mengying, WANG Lulu, WU Yiyong, et al. Conducting polymer-hydrogel interpenetrating networks for improving the electrode-neural interface [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(35): 41310-41323.
- [72] WANG Yuli, WANG Zonglei, ZHANG Yujie, et al. A 2.7- μm -thick robust, permeable, and anti-freezing hydrogel electrode for long-term ambulatory health monitoring [J]. *Science Advances*, 2025, 11(38): eadt2286.
- [73] ZHENG Kai, ZHENG Chengcheng, ZHU Lixian, et al. Machine learning enabled reusable adhesion, entangled network-based hydrogel for long-term, high-fidelity EEG recording and attention assessment [J]. *Nano-Micro Letters*, 2025, 17(1): 281.
- [74] XUE Jiajia, WU Tong, DAI Yunqian, et al. Electrospinning and electrospun nanofibers: Methods, materials, and applications [J]. *Chemical Reviews*, 2019, 119(8): 5298-5415.
- [75] CHO Y, BEAK J W, SAGONG M Y, et al. Electrospinning and nanofiber technology: Fundamentals, innovations, and applications (adv. mater. 28/2025) [J]. *Advanced Materials*, 2025, 37(28): 2570190.
- [76] XING Jiyao, ZHANG Miao, LIU Xinlin, et al. Multi-material electrospinning: From methods to biomedical applications [J]. *Materials Today Bio*, 2023,

- 21: 100710.
- [77] MA Yunqi, ZHOU Ruiyu, YANG Min, et al. Soft tissue scaffold fabrication based on electrospinning: Application and prospect[J]. *Advances in Colloid and Interface Science*, 2025, 346: 103660.
- [78] MIYAMOTO A, LEE S, COORAY N F, et al. Inflammation-free, gas-permeable, lightweight, stretchable on-skin electronics with nanomeshes [J]. *Nature Nanotechnology*, 2017, 12(9): 907-913.
- [79] WANG Shige, FAN Peng, LIU Wenbo, et al. Research progress of flexible electronic devices based on electrospun nanofibers [J]. *ACS Nano*, 2024, 18(46): 31737-31772.
- [80] ZHUANG Qiuna, YAO Kuanming, WU Mengge, et al. Wafer-patterned, permeable, and stretchable liquid metal microelectrodes for implantable bioelectronics with chronic biocompatibility [J]. *Science Advances*, 2023, 9(22): eadg8602.

Research and Applications of Flexible Bioelectrode Materials in the Field of Brain-Computer Interfaces

Ji Jiujiang¹, MA Haijun^{2*}

(1. Key Laboratory of Bioinspired Interfacial Materials Science,

Suzhou Institute for Advanced Research, University of Science and Technology of China, Suzhou 215123, China;

2. Key Lab of Ministry of Education for Protection and Utilization of Special Biological Resources in Western China, School of Life Sciences, Ningxia University, Yinchuan 750021, China)

Abstract: Brain-Computer Interface (BCI) technology, serving as a critical link between the human brain and external devices, has made remarkable progress in recent years across various fields, including neuroscience, rehabilitation medicine, and human-machine interaction. Traditional rigid materials (e. g. , silicon-based substrates and metallic microneedles) often exhibit marked mechanical and geometric mismatches with brain tissue, resulting in complications such as tissue damage, immune rejection, and signal degradation. In contrast, flexible bioelectrode materials, characterized by superior mechanical compliance, biostability, and reliable electrophysiological recording capabilities, have emerged as a focal point in the research and development of BCI hardware. This study systematically reviews the current state of flexible biomaterials used in BCIs, highlighting their advantages in long-term implantation safety and signal stability, while also addressing the challenges and future directions in this field. A comprehensive assessment reveals that flexible bioelectrodes show considerable potential for customized design, multifunctional integration, and secure, stable monitoring. Accordingly, future research should focus on the development of novel functionalized flexible materials and the optimization of device integration and packaging strategies to facilitate the clinical translation and practical application of BCI technologies.

Key words: brain-computer interface; flexible biomaterials; hydrogel; electrospinning

(责任编辑 张 娣)