编辑推荐·综述

MXene基电生理电极的研究进展

林欣昀[1,2], 胡文亚[2], 宋德魁[1,2,*], 刘　楠[2,*]

（1. 北京师范大学 文理学院, 珠海 519087; 2. 北京师范大学 化学学院, 北京 100875）

摘要: 电生理信号（如肌电、心电、脑电等）能够反映人体肌肉、器官及神经活动等方面的关键状态信息, 在疾病诊断、健康监测和脑机接口等领域具有重要意义。然而, 对这些信号的高保真采集受到电极与皮肤（或组织）界面特性、电极本征性能以及生物相容性等因素的限制。近年来, 过渡金属碳化物、氮化物或碳氮化物（metal carbides/nitrides/carbonitrides, MXene）因其独特结构与优异性能, 成为制备电生理电极的理想材料。MXene具有高电导率（约10 000 S·cm^{-1}）、丰富的可调表面官能团（如—O、—F、—OH等）、优异的机械性能以及良好的生物相容性, 能够实现与生物组织的高保形接触并显著降低界面阻抗。本综述基于MXene的结构与性能特点, 阐述其在生理信号采集中的独特优势与应用潜力, 从表皮电极和植入式电极两个方面系统梳理MXene在电生理传感领域的研究进展, 总结MXene基电极在体内外电生理传感应用中的不足并对未来研究方向进行展望。

关键词: MXene; 二维材料; 电生理电极

中图分类号: TP212.3　　**文献标志码:** A

DOI: 10.3724/jfmd.2511093　　CSTR: 32180.14.jfmd.2511093

Research progress on MXene-based electrophysiological electrodes

LIN Xinyun[1,2], HU Wenya[2], SONG Dekui[1,2,*], LIU Nan[2,*]

(1. Faculty of Arts and Sciences, Beijing Normal University, Zhuhai 519087, China; 2. College of Chemistry, Beijing Normal University, Beijing 100875, China)

Abstract: Electrophysiological signals, such as electromyogram (EMG), electrocardiogram (ECG), electroencephalogram (EEG), and so on, provide critical insights into the state of human muscles, organs, and neural activities. These signals hold substantial value in applications such as disease diagnosis, health monitoring, and brain-computer interfaces. However, their high-fidelity acquisition is constrained by factors including the interface between the electrode and the skin (or tissue), the intrinsic properties of the electrode, and its biocompatibility. In recent years, transition metal

收稿日期: 2025−11−20;　　**修订日期:** 2026−01−24

基金项目: 国家自然科学基金资助项目（No. 52403080）; 北京市自然科学基金资助项目（No. 2244095）; 北京市科学技术协会青年人才托举工程项目资助; 中央高校基本科研业务费专项资金资助（No. 310425209541）; 中国博士后科学基金资助项目（No. 2024M750222、No. GZC20240117、No. YJA20250010）

作者简介: 林欣昀（2002—）, 女, 博士研究生, 研究方向为MXene基复合生物电子材料（E-mail: 202321150073@mail.bnu.edu.cn）

通信作者: 宋德魁（1993—）, 男, 副研究员, 研究方向为脑机接口高分子纳米复合功能材料（E-mail: songdk@bnu.edu.cn）

刘　楠（1984—）, 女, 教授, 研究方向为碳基生物电子界面材料（E-mail: nanliu@bnu.edu.cn）

carbides/nitrides/carbonitrides (MXene) have emerged as ideal materials for fabricating electrophysiological electrodes due to their distinctive structure and properties. MXene exhibits outstanding electrical conductivity (about 10000 $S \cdot cm^{-1}$), tunable surface functional groups (—O, —F, —OH, etc.), mechanical flexibility, and biocompatibility, enabling conformal contact with biological tissues and reducing interface impedance. This review highlights the unique advantages and potential of MXene in physiological signal acquisition based on its structural and performance characteristics, the research progress of MXene in the field of electrophysiological sensing is discussed from both epidermal and implantable perspectives, the limitations of MXene-based electrodes in in vitro and in vivo electrophysiological sensing are summarized, and future research directions are proposed.

Key words: MXene; 2D material; electrophysiological electrode

0 引言

电生理信号是人体进行生理活动时产生的电信号，可作为反映人体生命活动的生物信息载体，在疾病诊断、人机交互、脑机接口、可穿戴日常监测等领域具有潜在的应用价值[1-4]。当细胞受到刺激时，细胞膜上的 Na^+通道打开，Na^+内流从而产生局部电位。当电位变化达到阈值时，细胞产生动作电位，从而实现正常的生理活动或对外界变化作出响应[5]。根据其来源和作用，常见的电生理信号包括肌电（electromyogram, EMG）、心电（electrocardiogram, ECG）和脑电（electroencephalogram, EEG）等[6]。EMG 主要来源于肌细胞膜的电位变化，触发肌肉运动，适用于监测肌肉状态；心肌细胞的同步极化与去极化会形成 ECG，常用于检测心血管疾病；EEG 则可反映人的情绪变化及心理状态，用于评估或诊断精神疾病。

电极是采集电生理信号的重要工具，其性能直接影响所采集信号的保真度[7]。电极性能受其模量、形变和黏附力等因素影响，因此需研发适配弯曲生物表面且具有低电极/皮肤界面阻抗的电生理电极。人体组织的模量为 0.1~1.0 GPa，皮肤的固有阻抗为 6~10 kΩ[8-9]。金属电极（如金电极）的模量通常为 70 GPa，存在与皮肤组织不匹配的问题[8]。另外，典型的电极/皮肤阻抗测试的频率范围为 1~10^5 Hz，且阻抗幅值随频率减小而增大[10-11]。人体的生理活动（如呼吸、血压、步态）信号频率为 0.01~15.00 Hz，与 EEG（1~35 Hz）、ECG（0.1~100 Hz）信号频段重叠，甚至覆盖电生理信号本身[12]。凝胶电极通常对应变敏感度较高，自发的身体活动会干扰对电生理信号的检测。此外，电极在长时间使用中易失水干燥，在皮肤弯曲或肌肉收缩时易产生微米级或更大的间隙，削弱离子和电子电流的电容耦合过程，导致阻抗激增并阻碍信号采集[9]。电极与皮肤间的非保形接触以及人体自发身体活动产生的信号频率（<15 Hz）易覆盖电生理信号，从而产生运动伪影。

过渡金属碳/氮/碳氮化物（MXene）是一种具有优异的导电性、丰富的可调表面官能团和较好的溶液可加工性的新兴纳米材料，在多个领域具有广泛的应用[13]。自 2011 年具有金属导电性、亲水性、可溶液加工的 $Ti_3C_2T_x$ MXene 被首次报道以来，十余年间已有超过 40 种不同化学组成的 MXene 被成功制备，理论预测存在 100 余种不同结构的 MXene[14-15]。MXene 的主要合成方法分为两类：自下而上法和自上而下法[16]。自下而上法是指通过化学气相沉积（chemical vapor deposition, CVD）、模板法等方法将各种元素组合在一起合成 MXene 薄膜[17-18]；自上而下法主要通过选择性刻蚀前驱体 MAX 相的单金属原子层，为目前较为常用的合成方法。MAX 是一种三元碳化物/氮化物，其结构式为 $M_{n+1}AX_n$，其中 M 为前过渡金属元素（如钛、锆、钒、铌、钼等），X 为碳或氮，A 为铝、镓、硅、锗等[13]。目前，常用的刻蚀方法包括溶液刻蚀、电化学刻蚀、熔融盐刻蚀等[19-21]。根据刻蚀剂的选择，溶液刻蚀法可进一步分为 HF 刻蚀、酸/氟化盐刻蚀和碱刻蚀等[22-24]。刻蚀 MAX 相的 A 层后，得到松散的 MX 层，即 MXene，其结构式为 $M_{n+1}X_nT_x$（n=1~3），其中 T_x 表示表面端基（如羟基、氧、氯、氟等）。

MXene 的独特结构使其不仅表现出类金属导电性与赝电容特性，还具有高介电常数与极化特性。

这些特性共同赋予其优异的界面电荷存储和注入能力, 使其十分适合作为生物电子界面材料, 能够有效降低电极/皮肤界面阻抗, 从而高保真地记录电生理信号。2014 年, MXene 首次被用作电化学生物传感器的衬底, 这一应用为 MXene 基生物传感探索开辟了新方向[25]。此后, MXene 基生物传感电极被广泛应用于电化学传感、力学传感和电生理传感等领域。此外, 多种 MXene 已被证明具有良好的生物相容性, 在活性神经组织中未检测到细胞毒性, 这促进了 MXene 电极在体内神经记录和刺激中的应用[26]。本文从电生理信号产生的来源出发, 回顾近年来 MXene 基电极在表皮电生理传感和体内植入式电生理传感中的应用, 总结该领域面临的挑战并对未来的发展方向进行展望。

1 表皮电生理传感

电生理信号反映人体的生理活动。在人体进行生理活动的过程中, 动作电位从对应组织产生并传导至皮肤表面。在此过程中, 信号穿过脂肪、骨骼、皮肤等组织, 产生信号衰减。将电极置于采集部位时, 电极作为生物体与电子采集设备之间的桥梁, 将离子信号转换为电子信号, 通过与表皮适形贴附实现高保真采集甚至放大生理电信号。MXene 作为一种新兴的二维材料, 其导电性远超传统导电聚合物, 更有利于捕获微弱的电生理信号, 可有效降低电极/皮肤界面阻抗, 提高信号传输效率和信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)。丰富的表面端基赋予 MXene 溶液可加工性能, 使其能够在多种柔性衬底上通过溶液法直接加工成柔性电极, 也可与其他纳米材料或聚合物复合以优化性能。总之, MXene 凭借其独特的电学和界面特性, 成为高保真、可穿戴电生理采集监测设备的理想材料。

1.1 表皮心电信号

ECG 作为一种重要的电生理信号, 可以记录心肌的电活动, 反映心肌细胞的去极化和复极化。随着老龄化社会的到来, 人们对心血管疾病的关注日益提升, 对舒适、可持续的可穿戴心电日常监测设备的需求逐渐增加[27]。这不仅有助于医护人员及早预测和判断心脏异常状况, 也有利于提供个性化健康管理方案, 缓解医疗资源分布不均的问题。表皮 ECG 的采集通常是将电极贴附于皮肤上并放置于胸部或肢体处。正常的心电图包括 P 波、QRS 波群和 T 波, 准确识别并分析这些波形的形态、间期和幅度, 是评估 ECG 质量以及诊断心脏健康状况的重要基础。

电极与皮肤间的接触面积和黏附稳定性会影响信号采集质量。Ag/AgCl 湿电极与电解质凝胶结合使用可有效提高接触质量, 但长时间使用可能引发皮肤刺激或过敏反应。此外, 凝胶可能会干燥, 导致电极和皮肤之间产生相对位移。因此, 针对干电极的研究十分必要。高导电表面覆盖率和高接触稳定性是实现干电极与皮肤低界面阻抗的先决条件。需要确保电极与皮肤间的保形接触, 即要求具有一定机械柔韧性, 并考虑引入导电材料。Choi 等[28]提出了一种新的干电极制备方法, 满足上述导电表面覆盖和优异接触稳定性的无运动伪影 ECG 采集要求。该方法将银纳米线(Ag nanowire, AgNW)嵌入聚合物膜中, 制备出具有出色机械柔韧性和横向导电性的柔性电极, 如图 1(a)~(c)所示。为弥补嵌入 AgNW 后电极表面导电覆盖率的不足, 在表面集成了 Ti_3C_2 基 MXene 纳米片, 并以聚乙烯醇缩丁醛(polyvinyl butylal, PVB)作为柔性基底, 形成了 MXene/AgNW/PVB(MAP)电极。该结构促进了 AgNW 和 MXene 纳米片之间的相互接触, 实现了电极表面近乎完全的导电材料覆盖。同时, MXene 表面官能团与人体皮肤的静电相互作用使二者之间自发产生稳定接触, 降低了电极对运动伪影的敏感性。在实际运动过程中, MAP 电极不仅记录了具有更高振幅、清晰的 PQRST 波, 而且对运动伪影的敏感度较低。该策略为开发高性能、低运动伪影的可穿戴心电监测电极提供了新思路。

对于长期可穿戴心电监测, 除了适形接触外, 透气性也是电极制备时需考虑的关键条件之一。透气性差的电极会引发汗液堆积和皮肤刺激, 不仅影响佩戴舒适度, 还会导致电极与皮肤接触脱落。Cui 等[30]以静电纺丝聚氨酯(polyurethane, PU)网络为基底, 采用乙醇溶解纤维表面, 使 Ti_3C_2 纳米片在纤维外部形成导电壳层的同时嵌入内部, 形成紧密黏合的内部导电层, 从而构建双层导电网络。该设计还增强了透气性、附着力、耐洗性、灵敏度等物理特性。采用蛇形铜线作为 MXene/PU(MPM)

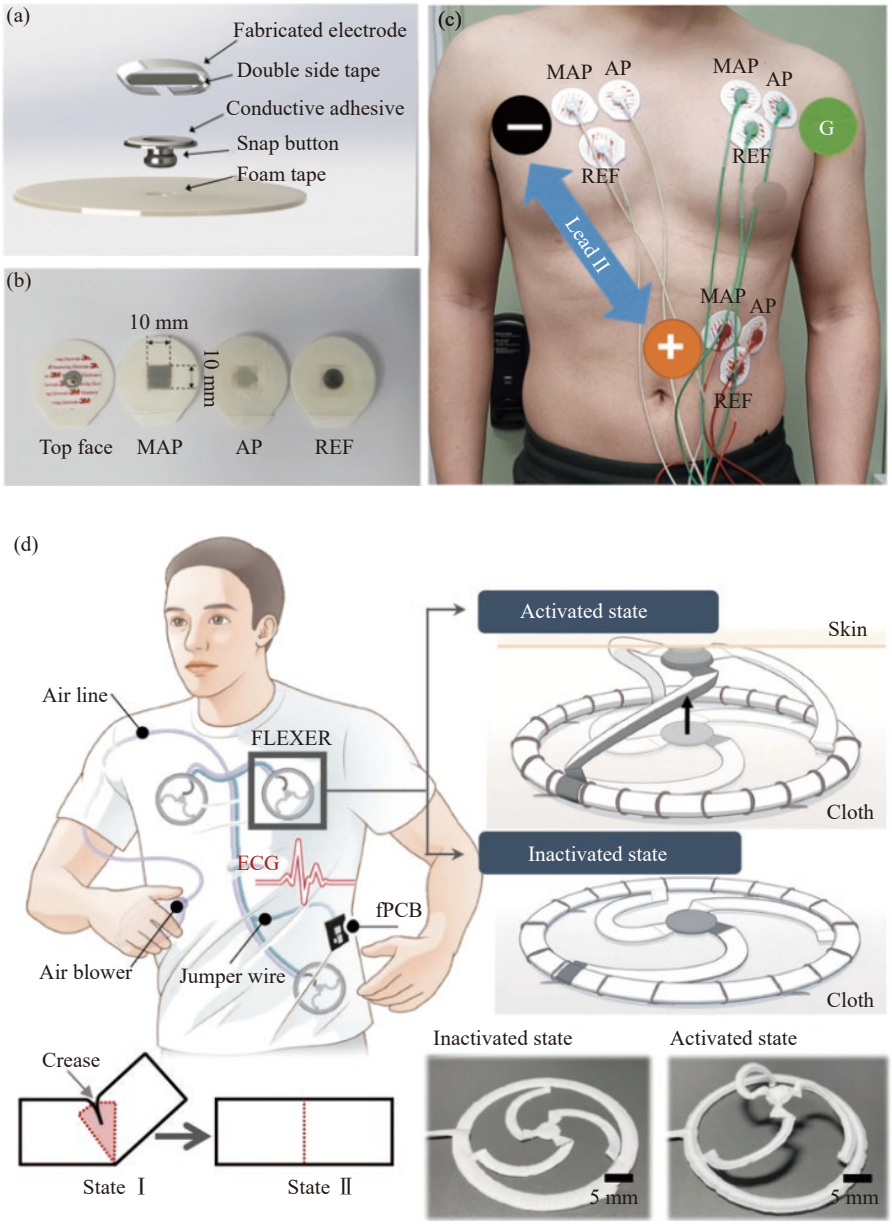


图 1　MXene 基表皮心电信号采集。(a)~(c)MXene/AgNW 心电电极[28]；(d)基于织物的 MXene 心电电极[29]

Fig. 1　Epidermal ECG signal acquisition using MXene-based electrodes. (a) - (c) MXene/AgNW ECG electrode[28]; (d) fabric-based MXene ECG electrodes[29]

电子皮肤和 ECG 采集设备之间的接口，可缓解日常活动对接口造成的应力与接触不稳。由于超轻和生物相容的特性，在 5 h 的佩戴时长下，MPM 电子皮肤未发现汗液积聚或皮肤压痕。即使佩戴 1 周，也仅引起不明显的皮肤红斑。基于 MPM 电子皮肤，该研究设计了一个灵活的 12 导联可穿戴心电系统。结合多输入卷积神经网络（convolutional neural network, CNN）和长短期记忆网络（long short-term memory network, LSTM）智能算法模型分析 MPM 可穿戴系统收集的 ECG，可用于诊断 4 种类型的心律失常，准确率超过 99%。此外，Lee 等[29]提出了一种形状可变的基于织物的层状 MXene 基电极——FLEXER。FLEXER 可穿戴设备的独特结构设计能够按需激活或停用，提供用户友好性，其设计原理策略性地利用了柔性结构的折痕以产生较大的变形，当施加气动压力时，气穴展开恢复原始体积。上层皮肤接触区选择具有高导电性、柔韧性和抗氧化性的 MXene/CNF/PCE 复合电极，

其中 CNF 为纤维素纳米纤维(cellulose nanofiber, CNF), PCE 为聚羧酸醚(polycarboxylate ether, PCE), 通过溶液喷涂法集成到棉织物中, 形成三维 MXene 导电网络的同时, 有效地将机械损伤限制在最外表面。气穴由具有优异机械弹性和可拉伸性的热塑性聚氨酯(thermoplastic polyurethane, TPU)组成, 电极外层由棉织物制成, 用作护套。采用 FLEXER 记录的 ECG 的 PQRST 波与商用凝胶电极获得的波形非常相似, 其 SNR 和精度可与商用生物电极相媲美。运动前后的测量证明了其在监测心率变化上的有效性。该电极独特的结构设计保证了用户在持续健康监测场景中的舒适度, 最大限度地减少了不适感。此外, FLEXER 还可用于捕获 EMG, 基于 CNN 实现手势识别, 准确率可达 95.94%。这些应用凸显了 FLEXER在个性化医疗保健应用方面的潜力(图 1(d))。

MXene 展现出优异的离子-电子双传导特性, 但其在空气中易发生不可逆氧化, 可能导致 MXene 电极在长期使用中性能下降、二维结构遭到破坏, 并伴随导电性的显著降低。为在不损害电子性能的前提下提升 MXene 的抗氧化能力, Xiong 等[31]提出了一种表面保护策略。该策略采用还原氧化石墨烯(reduced graphene oxide, rGO)作为保护层, 与 MXene 形成 Ti—O—C 键合以抑制氧化, 从而构建异质 MXene 层状结构(rGM)。实验结果表明, 在空气环境(25 ℃, 40% 相对湿度)中存放 40 d 后, rGM 薄膜的电导率变化范围为(135.9±2.3)~(312.6±4.5) Ω·sq^{-1}, 显著小于纯 MXene 薄膜的(145.0±2.3)~(2 152.8±6.8) Ω·sq^{-1}。密度泛函理论计算进一步揭示, 异质结界面处形成了内置电场, 促进了电荷的重新分布。电荷从 MXene 向 rGO 转移, 使 MXene 积累正电荷, 而 rGO 积累负电荷, 从而加速电荷转移和离子扩散。这一机制使 rGM 在抗湿气氧化的同时保持了更高的导电性。通过依次旋涂 MXene、氧化石墨烯(graphene oxide, GO)和 L-抗坏血酸并进行真空退火制备 rGM 薄膜, 不仅促进了 GO 还原为 rGO, 还有效去除了 MXene 层间的水分子。红外成像分析表明, rGM 的超薄特性赋予其良好的顺应性和黏附性, 且不会在皮肤表面留下残留物或积聚热量, 表现出优异的透气性和抗汗性能。得益于 rGO@MXene@rGO 异质结构形成的夹层设计, rGM 薄膜满足了对高离子-电子传输能力和长期空气稳定性的自动体外除颤器(automated external defibrillator, AED)电极的要求(图 2(a)~(b))。在此基础上, 研究人员在苯乙烯-乙烯-丁烯-苯乙烯(styrene-ethylene-butylene-styrene, SEBS)基底上构建了该异质结构。当电极检测到异常 ECG 时, AED会发出外部电击以恢复正常心电图。结合其长期空气稳定性和高效的电荷传输能力, rGM 电极在推进心脏骤停相关紧急治疗研究中具有重要意义。

用于精确监测人体生理健康指标的灵活且可拉伸的多功能传感器, 已成为下一代电子产品的新兴需求。然而, 将多功能传感器集成到同一基底上, 以实现互不干扰的多信号同步检测, 仍面临较大挑战。Zhang 等[33]通过原位电沉积 MXene@EDOT 复合物于激光诱导石墨烯(laser-induced graphene, LIG)上, 以 SEBS 为基底, 制备了一种高灵敏度(应变系数为 2 075, 应变>22%)、良好温度响应(温度响应系数为 0.52% K^{-1})、低皮肤电极阻抗(10 Hz 时 51.08 kΩ)的超薄多功能传感器。该传感器可用于应变、温度及 ECG 的监测。为进一步研究人体活动期间汗液 pH 值及内部物质含量的变化, 以实现更深入的生理健康监测, Zahed 等[32]采用纳米多孔碳和 MXene 作为转导层, 设计了一种受蝴蝶启发的混合表皮生物传感(hybrid epidermal biosensing, bi-HEB)贴片。该贴片可用于监测汗液中的标志物(如葡萄糖)、pH 值以及人体温度的变化, 并实时记录电生理信号(ECG、EEG、EMG)(图 2(c))。

1.2 表皮肌电信号

表面肌电信号(surface electromyogram, sEMG)是通过皮肤表面记录的肌肉激活电信号, 包含丰富的运动神经信息, 已被广泛应用于临床诊断, 检测神经肌肉病变并研究运动控制障碍及运动机能[34-35]。典型的 sEMG 采集方法是在肌肉上放置两个电极, 记录双极信号。常用的 sEMG 电极材料包括 Au、Ag、Ag/AgCl, 其中 Ag/AgCl 电极因具有较低的基线噪声而被广泛使用。然而, 大多数市售 Ag/AgCl 电极表面涂有电解凝胶或导电膏, 易受电荷诱导干扰和运动伪影的影响, 使电极与皮肤之间的接触阻抗较高, 从而降低 sEMG 质量[36]。

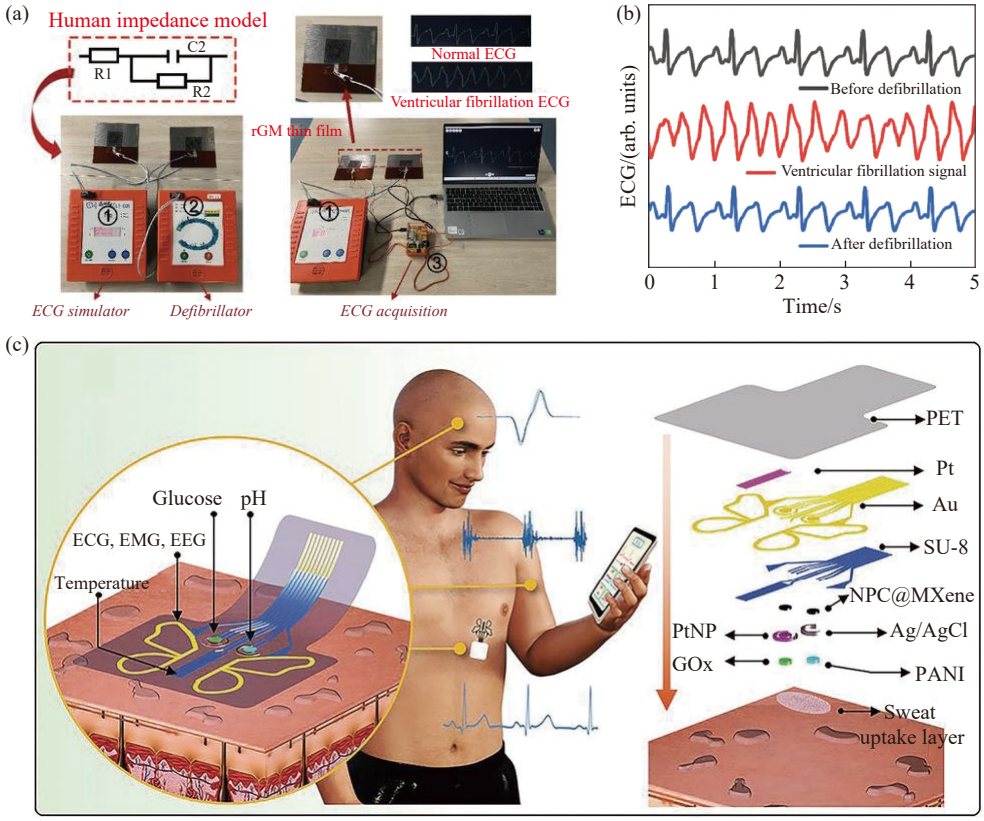


图 2　MXene 基表皮多功能心电采集。rGM 薄膜 AED 电极模拟除颤过程的(a)电路模块示意图和实物图[31]；(b)所得到的心电信号[31]；(c)表皮多功能电化学-电生理柔性传感器阵列[32]

Fig. 2 MXene-based epidermal multifunctional ECG acquisition. (a) Schematic and physical diagram of circuit module of the defibrillation process simulated using an rGM thin-film AED electrode[31]; (b) the obtained ECG signals[31]; (c) epidermal multifunctional electrochemical-electrophysiological flexible sensor array[32]

为实现低界面阻抗的柔性电极，研究者提出了多种材料策略和器件架构。例如通过在薄聚合物衬底上沉积超薄金属层，可实现相对较低的界面阻抗；其他材料如导电聚合物、离子液体和液态金属也可用于降低皮肤-电极阻抗。然而，这些材料通常面临汗液稳定性、生物相容性或高成本等问题。在出汗状态下，电极与皮肤界面会形成汗液膜，导致电极的保形性和黏附性降低。长期汗液浸泡甚至可能对电极材料造成不可逆损伤，从而使其失效[37]。MXene 具有高导电性、良好的生物相容性、低成本及溶液可加工性，非常适合用作表皮电生理电极。此外，MXene 表面官能团赋予其快速响应低电压的能力，使其具备电刺激和电热治疗的潜力。Song 等[38]利用 MXene 的这一特性，提出一种多功能、生物衍生、透气且汗液稳定的 MXene 电极，将电刺激、电热治疗和电生理传感集成至同一平台，实现了肌肉疲劳的一体化诊断与治疗(图 3(a)~(c))。该电极以刻蚀后的草本衍生植物为多孔柔性纤维素骨架，提供透气性能，并通过真空辅助浸渍 MXene 制备了 MBE(MXene-based electrode)电极。由于植物的天然多孔结构，MBE 电极可通过毛细作用吸收汗液，汗液中的金属阳离子可有效交联 MXene 纳米片，从而形成稳定的电极/皮肤界面。这种一体化、生物衍生、透气且汗液稳定的电极设计，为开发用于肌肉状态监测与管理的生物相容性可穿戴设备提供了概念验证，也为康复训练提供了精准指导。Shi 等[39]以冰模板法制备的 $Ti_3C_2T_x$ MXene 气凝胶为导电骨架，采用两性离子聚合物聚[2-(甲基丙烯酰氧基)乙基]二甲基-(3-磺丙基)氢氧化铵(PSBMA)作为黏性基质和离子传输通道，制备了可吸收汗液的电极(sweat-absorbable electrode, SAE)。PSBMA 中的磺酸基可与水分子形成氢键，从而实现汗液吸收，同时其与皮肤之间可形成氢键和静电相互作用，构建共形黏附界面。因此，SAE 在吸收汗液后，其

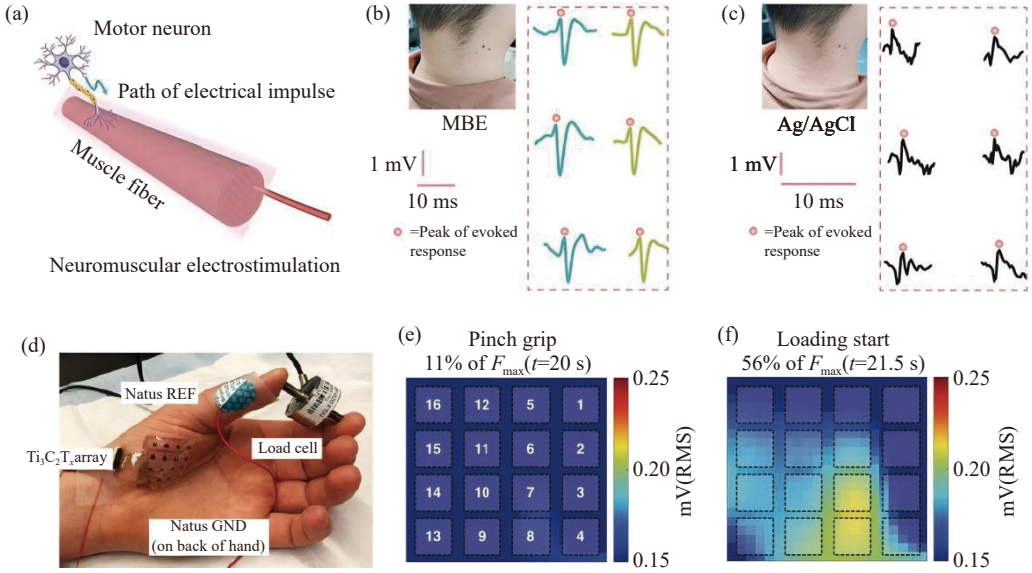


图 3　MXene 基表皮肌电信号采集。(a)神经肌肉电刺激示意图[38]; (b)表皮 MBE 电极和(c)Ag/AgCl 电极的电刺激治疗与 EMG 采集[38]; (d)高分辨率 $Ti_3C_2T_x$ MXene 高密度 sEMG 电极阵列[34]; (e)~(f)捏握阶段 HDsEMG 信号变化图[34]

Fig. 3　MXene-based sEMG acquisition. (a) Neuromuscular electrostimulation schematic diagram[38]; (b) epidermal MBE electrodes and (c) Ag/AgCl electrode for electrical stimulation therapy and EMG acquisition[38]; (d) high-resolution $Ti_3C_2T_x$ MXene high-density sEMG electrode array[34]; (e) - (f) changes in HDsEMG signals during the grasping phase[34]

电生理信号记录能力显著增强, 信噪比(大于 40 dB, 采用 20 lg(V_S/V_N) 计算, 其中 V_S、V_N 分别为肌电信号与基线噪声的均方根值)显著提高。进一步分析 EMG 可评估肌肉疲劳, 并通过 LSTM 模型揭示了 EMG 与体脂率、体重指数之间的关系。

高密度表面肌电(high-density surface electromyogram, HDsEMG)需大覆盖范围和高通道数的电极阵列, 电极阵列与皮肤间的良好贴合是记录高保真、高空间分辨率信号的关键。然而, 无凝胶 HDsEMG 技术在同时实现低界面阻抗和出色皮肤顺应性方面仍面临挑战。MXene 因其丰富的—O 和—OH 表面端基, 能够良好分散于水溶液中, 这一特性对生物电子界面的制造十分有利。Murphy 等[34] 将 $Ti_3C_2T_x$ MXene 封装于柔性聚对二甲苯-C(parylene-C)中, 并结合 $Ti_3C_2T_x$ MXene 的高导电性、良好机械柔韧性以及 parylene-C 的顺应性, 开发了一种高密度、无凝胶的 sEMG 电极阵列, 该阵列无需导电凝胶或皮肤处理。与相同尺寸的金电极及临床凝胶电极的对比测试表明, $Ti_3C_2T_x$ MXene 电极在肌肉自主等长收缩期间表现出更高的 SNR((39±16) dB)和灵敏度, 电极/皮肤阻抗显著降低(0.55 kΩ·cm^2 vs 金电极2.9 kΩ·cm^2), 并具有毫米级的空间分辨率, 如图 3(d)~(f)所示。Cheng 等[40] 采用黏结驱动自组装技术制备了 64 通道三维 $Ti_3C_2T_x$ MXene/CNT 复合电极。在采集手臂 sEMG 时, 该电极在 100 Hz 频率下的接触阻抗仅为商用 Ag/AgCl 凝胶电极的 1/10, 同时表现出更低的基线噪声和更高的信噪比。结合机器学习, 该电极能够识别不同手势的 sEMG, 识别准确率超过 90%。

1.3　表皮脑电信号

大脑作为人体信息处理和指令传递的核心, 产生具有可识别特征的 EEG。提取特定的 EEG 有助于深入了解人类认知过程和疾病评估。目前, EEG 采集主要依赖脑电帽, 通过导电凝胶降低头皮与电极之间的阻抗。然而, 这种方法前期准备繁琐, 使用便利性较差, 限制了 EEG 的日常采集[41]。为确保脑机接口界面(brain-computer interface, BCI)在 EEG 采集中的可靠应用, 构建无缝且稳定的接触界面至关重要。实现高保真 EEG 采集仍需解决动态不匹配、共形贴附能力有限以及传输介质差异等问题。

Luo 等[42] 提出了一种基于 MXene 快速交联离子导体的聚丙烯酸钠-MXene 水凝胶(polyacrylamide sodium-MXene hydrogel, PAAS-MXene), 作为人机界面凝胶黏附剂, 如图 4(a)所示。在初始状态下,

PAAS-MXene 表现出类似液体的性质，可实现流动自适形覆盖表皮和头皮毛发。随后在 5 s 内快速凝胶化，原位黏附从而降低界面阻抗。MXene 作为交联剂在聚合物链中提供动态相互作用，使 PAAS-MXene 展现出优异的皮肤顺应性、电生理检测性能和溶剂保留性能。将 PAAS-MXene 作为 BCI 材料用于主动脑电交互，对控制昆虫的电信号进行初步研究。通过 EEG 控制施加于昆虫大脑的不同波形、频率和振幅的直流电信号，实现对昆虫翅膀飞行或停止飞行的控制。这项处于实验室概念验证阶段的研究，初步展示了 MXene 基接口在主动脑机交互中的潜力。

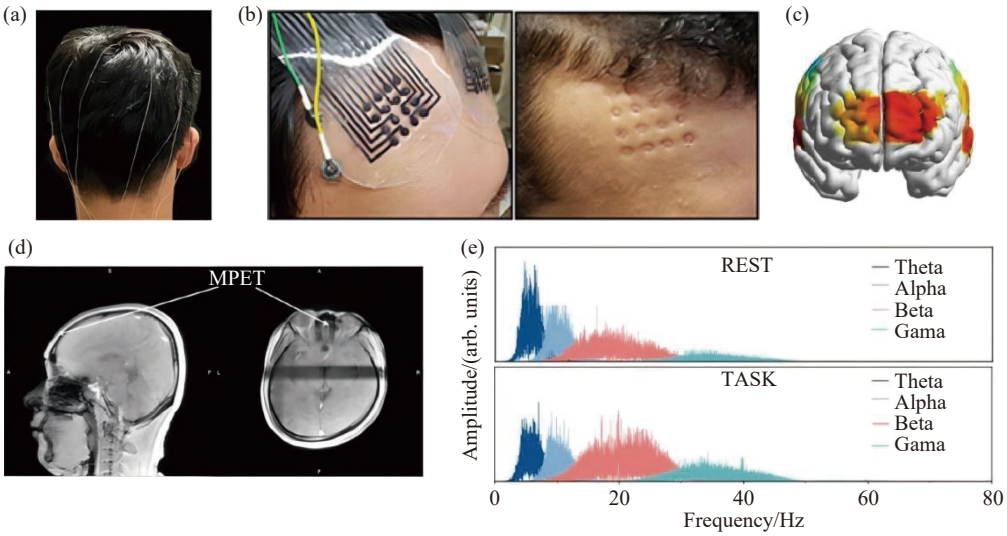


图 4　MXene 基表皮脑电信号采集。(a)PAAS-MXene 凝胶脑电电极[42]；(b)$Ti_3C_2T_x$-纤维素气凝胶三维微型柱干式 EEG 阵列电极[43]；MPET 薄膜电极用于(c)fNIRS、(d)MRI 和(e)前额神经电信号多模态传感[44]

Fig. 4　MXene-based EEG signal acquisition. (a) PAAS-MXene gel EEG electrodes[42]; (b) $Ti_3C_2T_x$ cellulose aerogel three-dimensional microcolumn dry EEG array electrodes[43]; MPET film electrodes for multimodal sensing of (c) fNIRS, (d) MRI, and (e) frontal neural electrical signals[44]

自适应凝胶接口为 EEG 采集提供了适形黏附界面以及穿透毛发的能力，避免了头皮毛发导致的电极黏附性能下降，同时也增加了电极移除难度。由于穿透毛发和强黏附性，在去除电极时可能会损害毛发并对受试者头皮产生刺激。此外，干电极体系表现出更高的电极/皮肤阻抗，尤其在毛发较多的头皮区域，会严重影响信号质量。为克服干电极的阻抗限制，刚性框架与尖刺电极结合的方法通过对头皮施加高压并增大每个电极的接触面积，可有效降低阻抗，但会引起受试者不适。为进一步改善佩戴舒适性并降低界面阻抗，提升 EEG 采集质量，Erickson 等[43] 采用 $Ti_3C_2T_x$-纤维素气凝胶(MXtrodes)三维微型柱作为干式 EEG 阵列电极材料，其中三维微柱高度为 5 mm(图 4(b))。测试表明，MXtrodes 记录的脑电图质量与传统凝胶化 Ag/AgCl 电极相当，其均方根值(root mean square, RMS)略高于 Ag/AgCl 电极(0.24~1.94 μV)，且在所有频率下，MXtrodes 的光谱功率高约 1 dB，光谱相干性总体较高。同时，MXtrodes 仅需较短的准备时间，且具有比传统电极高 4 倍的空间密度，可记录独立信号。这种高密度特性可在高频(Beta 节律)范围内捕获更多信息，有助于实现更准确的源重建，在新生儿和癫痫人群中具有潜在应用价值。EEG 测试结束后，MXtrodes 仅在受试者皮肤表面留下短暂性压痕，无其他不适。然而，采用该方法制备的三维电极仍需确保在外力作用下可与皮肤稳定接触，否则可能出现断连或基线噪声增大的现象。目前，关于头皮表面 BCI 界面材料的研究仍存在一定问题，亟待开发更便捷、稳定、低损害、生物相容的 BCI 电极。MXene 凭借其优异的溶液可加工性、生物相容性及表面可调性，成为未来 BCI 电极材料的有力候选之一。

除毛发覆盖的头皮区域外，前额非毛发区域也能提供前扣带皮层、前额叶皮层和额顶叶皮层的丰富活动信息。将电极放置于前额区域测量 EEG 相对便捷，可监测大脑中的信息认知活动。超高电导

率和皮肤顺应性是实现高保真 EEG 记录的关键前提, 因此 $Ti_3C_2T_x$ MXene 薄膜非常适合作为 BCI 电极材料。此外, 除了前额 EEG, 磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)和功能性近红外光谱(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)可检测脑部血流和血氧变化。多模态集成(EEG-MRI-fNIRS)结合了 EEG 的时间分辨率和后两者的空间分辨率, 能够更全面地解析神经活动状态的变化。单层 MXene 的厚度虽为石墨烯的 3 倍, 但其单层透射率仅损失 3%(MXene 单层 1.5 nm/3% 透射率损失 vs 石墨烯单层 0.34 nm/2.3% 透射率损失)[16]。因此, 超薄 MXene 薄膜的高透射率和接近天然组织的磁化率, 使其成为神经信号多模态传感的理想材料[45-46]。Song 等[44] 报道了一种 20 nm 厚的聚 (3, 4-乙烯二氧噻吩):聚苯乙烯磺酸盐(poly(3, 4-ethylenedioxythiophene): poly(styrenesulfonate), PEDOT:PSS)交联 MXene 的薄膜(MPET), 可实现低运动伪影的 EEG 记录, 并通过 MRI 和 fNIRS 实现了空间成像。PEDOT:PSS 作为交联剂与 MXene 桥连, MXene 与 PSS 链之间形成氢键, 并与 PEDOT 之间形成静电相互作用, 从而增强层间电荷转移、减小层间距, 生成更稳定、高导电性(11000 $S\cdot cm^{-1}$)且高透明性(透光率 89%)的 MXene 基薄膜。超薄的 MPET 能够适形贴合各种皮肤组织, 有助于界面处的快速电子-离子传导, 一定程度上降低了皮肤/电极阻抗和运动伪影。该材料能够检测微弱的 EEG, 并通过 MRI 和 fNIRS 成像执行特定认知任务, 展现了多模态传感能力的可行性(图 4(c)~(e))。

关于 MXene 基表皮电生理传感的研究正逐步深入, 除了上述单一电生理信号检测外, 还可用于多模态(电生理-电化学、电生理-力学等)生物信号监测, 在全面健康管理领域展现出广阔前景[4, 32, 47]。然而, MXene 表皮电极的实际应用仍面临多重挑战, 其在汗液或潮湿环境下的长期暴露会引发氧化降解行为, 从而影响信号稳定性。此外, 大规模集成制备工艺的标准化仍需系统性研究。

2 体内电生理传感

柔性生物电子植入体通过融合柔性导电材料, 可实现与组织的保形接触, 其优势在于使长期植入物更安全、智能、实用且易于部署, 满足临床需求, 提高了患者生活质量, 为监测大脑活动、心脏健康和肌肉功能以及促进人机交互提供了新的策略。薄膜加工推动了超薄和柔性电子产品的进步, 但此类工艺依赖于长耗时且昂贵的晶圆级微纳加工[48]。溶液加工技术提供了一种可扩展、低成本的途径, 且不受晶圆级方法的尺寸限制, 然而由于缺乏合适的导电油墨, 该技术的广泛应用受到限制。合适的油墨可以制备具有生物相容性、柔韧性、电子导电性和电化学特性的电极, 其性能可与传统材料制备的电极相媲美。MXene 可实现低成本、无添加剂的固溶处理, 并制备具有金属导电性的生物相容性薄膜。丰富的表面端基不仅赋予了 MXene 亲水性, 还可实现多功能表面改性和功能化, 从而发展出多种安全、高通量、可扩展的加工方法。

2.1 植入式皮层微电极

皮层脑电(electrocorticogram, ECoG)电极阵列置于大脑皮层表面, 可实现高时空分辨率的电生理记录。然而, 微尺度电极记录高 SNR 的神经信号仍是一项重大挑战。传统刚性金属电极因弹性模量(数十至数百吉帕)与柔软脑组织(约 1 kPa)差异显著, 植入后易引发持续的机械损伤和慢性炎症反应。Ti_3C_2 MXene 兼具高体积电容(1500 $F\cdot cm^{-3}$)、高电子电导率(约 10000 $S\cdot cm^{-1}$)、高比表面积以及可加工性等特性, 是一种具有应用前景的神经接口材料。Driscoll 等[49] 提出了一种高通量制造工艺, 展示了由 Ti_3C_2 组成的植入式多通道神经阵列电极的可行性。与传统 Au 电极相比, Ti_3C_2 电极的界面阻抗显著降低。在运动皮层上, Ti_3C_2 记录的生理信号证实了麻醉状态下大鼠 1~2 Hz 的缓慢振荡和 40~70 Hz 的 γ 节律的存在, 且基线噪声低于对照的 Au 电极, 如图 5(a)~(d)所示。细胞实验证明, Ti_3C_2 电极具有良好的生物相容性, 对细胞活力以及神经突触的生长和形成无明显影响。在另一项研究中, Driscoll 等[46] 利用激光图案化开发了一种快速、低成本且高度可扩展的方法, 用于制造任意尺寸和几何形状的 Ti_3C_2 多通道电极阵列。利用该方法制备的直径为 500 μm 的 6 通道平面 Ti_3C_2 电极与麻醉猪的皮质表面直接接触, 获得了代表性的 ECoG 信号, 如图 5(e)~(g)所示。与 Pt 电极相比, Ti_3C_2 电极显示出更高的电荷存储能力和电荷注入能力, 通过术中刺激大鼠大脑证明了 Ti_3C_2 电极电刺激的有效性。施加脉冲前后电极阻抗行为无明显变化, 表明 Ti_3C_2 电极对重复刺激循环具有良好的稳定性。

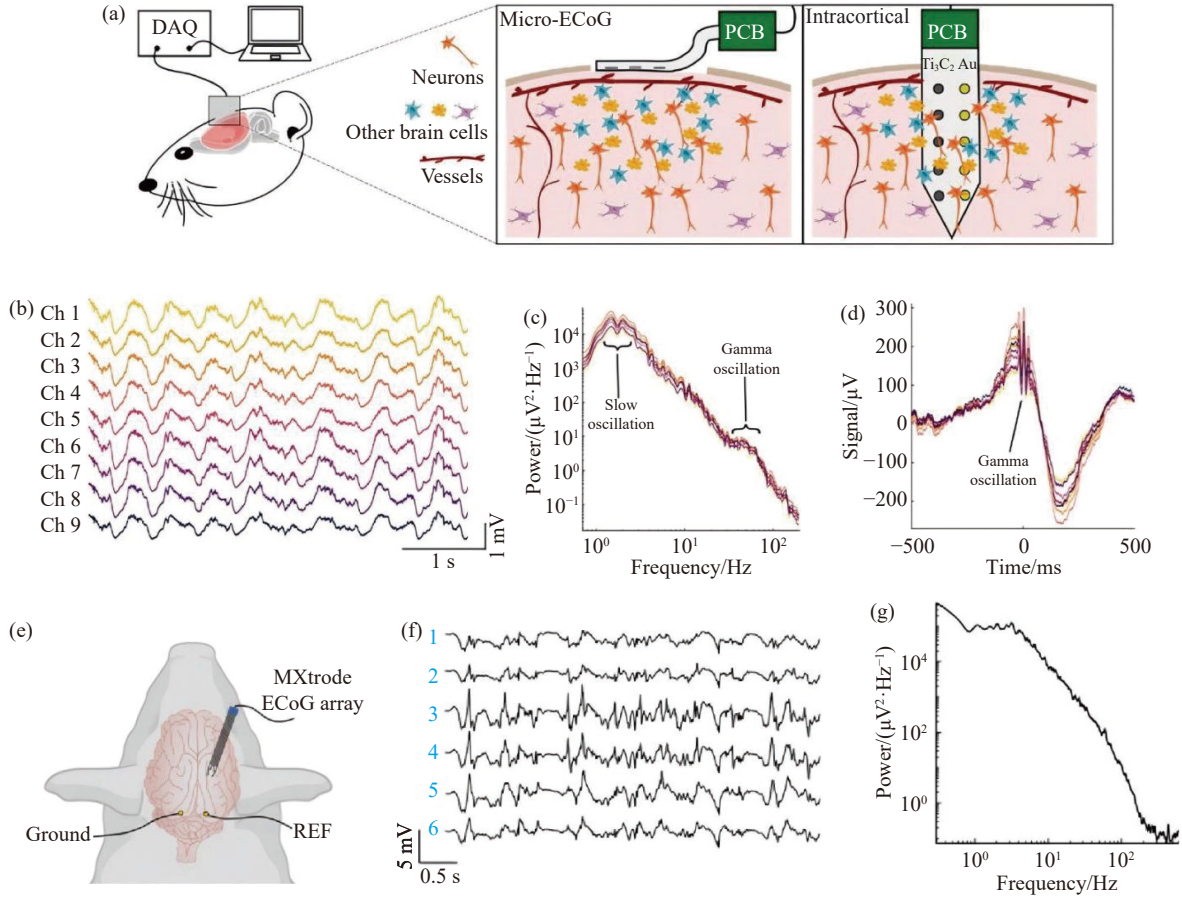


图 5　MXene 基 ECoG 电极。(a)MXene 植入式多通道 ECoG 电极[49]；(b)记录的麻醉小鼠原始脑电信号[49]；(c)ECoG 信号的功率谱密度[49]；(d)γ 振荡的信号幅值[49]；(e)激光图案化 Ti_3C_2 MXene 电极[46]；(f)采集的麻醉猪皮质表面 ECoG 信号以及(g)对应的功率谱密度[46]

Fig. 5　MXene-based ECoG electrode. (a) MXene implantable multi-channel ECoG electrodes[49]; (b) raw EEG signals recorded from anesthetized mice[49]; (c) power spectral density of ECoG signals[49]; (d) signal amplitude of γ oscillations[49]; (e) laser-patterned Ti_3C_2 MXene electrodes[46]; (f) recorded cortical surface ECoG signals from anesthetized pigs and (g) corresponding power spectral density[46]

此外，Ti_3C_2 电极与磁场和 X 射线的相互作用最小，实现了无伪影的高场 MRI 和计算机断层扫描(computed tomography, CT)成像。因此，基于 MXene 的生物电子学在先进医疗保健诊断、监测、治疗及研究等方面具有巨大潜力。

2.2　植入式皮层深部微电极

了解控制神经回路结构和功能的基本机制，对于治疗神经系统疾病(如癫痫、帕金森病和抑郁症等)至关重要。皮层内包含更丰富的神经元信息，穿透性电极可用于记录内部局部场电位(local field potential, LFP)和峰电位。峰电位记录单个神经元信号，LFP 和峰电位相比 ECoG 具有更高的空间分辨率，但侵入性更强，对电极制备技术的要求也更高。随着电极的几何面积减小至接近单个神经元的尺寸，电化学界面阻抗增加，导致电极对噪声的敏感性增强，从而降低了信号质量[50]。因此，需要通过生物电子材料的创新，实现器件与神经元结构之间的无缝、稳定和长期集成。

Shankar 等[51]利用 MXene 的高导电性和光电响应特性，通过喷涂技术将其集成至薄膜植入式皮质内微电极(MXene 厚度约 25 nm, 550 nm 光透过率为 60%, 片电阻为 60 $\Omega\cdot sq^{-1}$)。$Ti_3C_2T_x$ MXene 与相同尺寸的 Au 器件相比，其界面阻抗为 Au 器件的 1/4(在1 kHz 时阻抗为 563 kΩ ± 99 kΩ)，对 60 Hz 噪声的敏感性更低。通过使用具有 5 个触点的电极阵列(接触面积 2500 μm^2，间距约 200 μm，宽度 0.4 mm，厚度 8 μm)，成功在大鼠桶状皮层活动区

域捕获了独立的多单位活动(300~5 000 Hz), 并在阵列上检测到来自不同神经元的自发高频尖峰活动(图 6(a)~(c))。这一研究为在宽频率范围内实现低噪声神经记录提供了新的方向。此外, 由于电极的高透明性, 还可同时进行钙成像以跟踪癫痫发作, 从而揭示不同时空尺度上的大脑动力学。

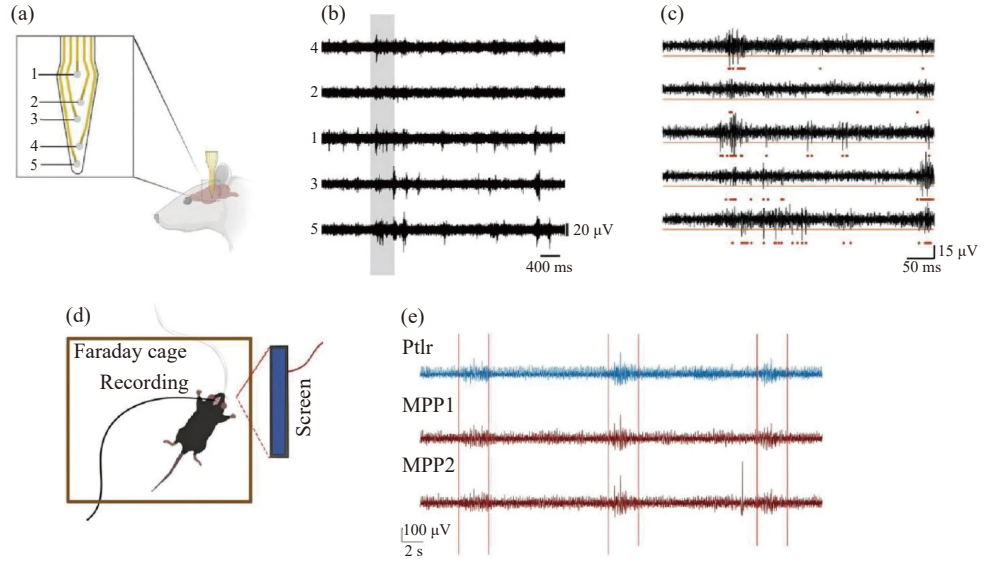


图 6　MXene 基皮层深部微电极。(a)MXene 植入式皮质内微电极[51]; (b)原始尖峰带(300~6 000 Hz)信号[51]; (c)对应图(b)中灰色区域信号[51]; (d)MXene 纤维电极皮层记录示意图[52]; (e)刺激下 MXene 纤维和 PtIr 电极的 LFP 变化[52]

Fig. 6　MXene-based deep cortical microelectrode. (a) Implantable cortical microelectrodes composed of MXene[51]; (b) raw spike band (300-6 000 Hz) signal[51]; (c) signal in the grey area of (b)[51]; (d) schematic diagram of MXene fiber electrode for cortical recording[52]; (e) LFP changes of MXene fiber and PtIr electrode with stimulation[52]

开发具有强电荷存储能力、电荷注入能力以及低阻抗的电极材料是神经接口研究的关键。金属和半导体电极受刚性强、比表面积小和阻抗高等本征特性的限制, 表现出电荷转移能力不足的缺点。尽管铂黑和氧化铱表面改性可提升性能, 但可能引发分层和电子转移势垒等问题[53]。二维纳米材料, 特别是 MXene, 因具有优异的电性能成为主要候选材料, 但目前的制备策略未能充分挖掘其导电优势, 限制了神经记录和刺激应用的性能提升。通过液晶组装形成的密集堆积微纳结构能够全面提升电极性能, 而湿法纺丝是实现液晶取向的有效方法。Gou 等[52] 利用湿法纺丝诱导 MXene 纳米片取向排列, 使 MXene 液晶结构域有序对齐。乙酸壳聚糖凝固浴促进纤维内部水分排出, 使 MXene 纳米片均匀堆叠, 形成粗糙多孔表面结构纤维。此外, MXene 与带正电的 PEDOT 链形成静电吸附结构, 为电荷传输提供了新的路径。基于液晶 MXene 的神经电极性能比现有材料高 10~100 倍, 可有效记录表皮 EEG、ECG 和 EMG。将电极植入小鼠左侧初级视觉皮层, 对右眼进行视觉刺激, 可观察到显著的 LFP。刺激信号的峰值明显高于基线, 功率显著增加, 如图 6(d)~(e)所示。大鼠丘脑底核深部植入实验表明, 该纤维电极具有良好的刺激能力。纤维末端暴露 300 μm 作为刺激部位, 采用 130 Hz 方波恒流脉冲进行高频刺激, 捕获的诱发电位信号与先前研究结果一致, 证实了 MXene 纤维电极可有效调节神经活动。高性能电刺激和神经记录功能的集成, 以及优异的电化学稳定性和 MRI 兼容性, 表明 MXene 纤维电极可为下一代双向医疗接口提供重要支持。此外, 与平面电极阵列相比, 纤维电极的创口更小, 可减少对脑组织的损伤。

2.3　体内心脏贴片

心血管疾病是当前威胁人类健康的主要问题, 其中心肌梗死(myocardial infarction, MI)是致死率最高的类型之一[54]。柔性生物电子植入物能够记录电生理信号并在内部器官中直接执行治疗干预, 为多种病理状况的诊断、监测和治疗提供支持。然而, 如何降低生物电子/组织界面之间的界面阻抗并提高电生理信号传导和干预的有效性仍面临挑战。单

层 MXene 纳米片具有溶液可加工性，其内部过渡金属与碳原子杂化可提供优异的面内导电性[55]。然而，MXene 的面外电荷载流子传输效率较低，通常会影响生物电子/组织界面阻抗，尤其是体内器官的应用。这会对电生理信号保真度和治疗干预效果产生负面影响，从而限制 MXene 在柔性电子植入中的应用。

为解决上述问题，Wu 等[56] 通过对 MXene 进行温和的表面氧化处理，引入新的 Ti—O 键以激活面外电荷转移路径，破坏 p-d 杂化轨道的对称性，生成部分氧化的 MXene（partially oxidized MXene, OBXene）。这种改性虽然略微降低了 MXene 的面内电导率，但显著增强了其面外电荷转移能力。此外，表面氧化生成的 TiO_2 与 MXene 本体之间产生肖特基压电效应。作者认为，这种不对称的轨道构型增强了面外电荷输运性能，赋予材料双电层电容特性，并在作为填料用于弹性复合材料时表现出超高灵敏度，即使在机械变形下也能保持优异性能。基于 OBXene，该研究设计了一种集 ECG 监测、压力检测、温度传感、应变传感、热疗和电疗功能于一体的心脏贴片，用于心肌梗死各阶段对小型动物或临床相关的大型动物心脏进行实时监测。通过建立动物心肌梗死模型（如大鼠结扎冠状动脉），模拟人类心肌梗死的电生理和机械功能异常，为研究疾病演变和治疗策略提供实验基础。大鼠和猪心肌梗死模型的体外和体内实验表明，OBXene 心脏贴片能够稳定且高保真地采集 ECG，显著区分正常心脏活动与心肌梗死时的心脏波形，并通过热疗和电疗实现闭环控制，实时、连续地监测心脏活动。对植入 OBXene 贴片的活猪进行超过 1 周的体内研究，证明了该设备的无线和无电池传感能力。OBXene 的溶液处理兼容性允许构建 4×4 空间分辨率的高密度阵列，可实现 16 通道同步数据传输，以确保数据保真度（图 7）。此外，基于 OBXene 的心脏贴片不含金属成分，不会在 MRI 或 CT 等诊断图像中产生伪影，这一特性使其在需要与医学影像结合的诊断场景中具有重要应用潜力。

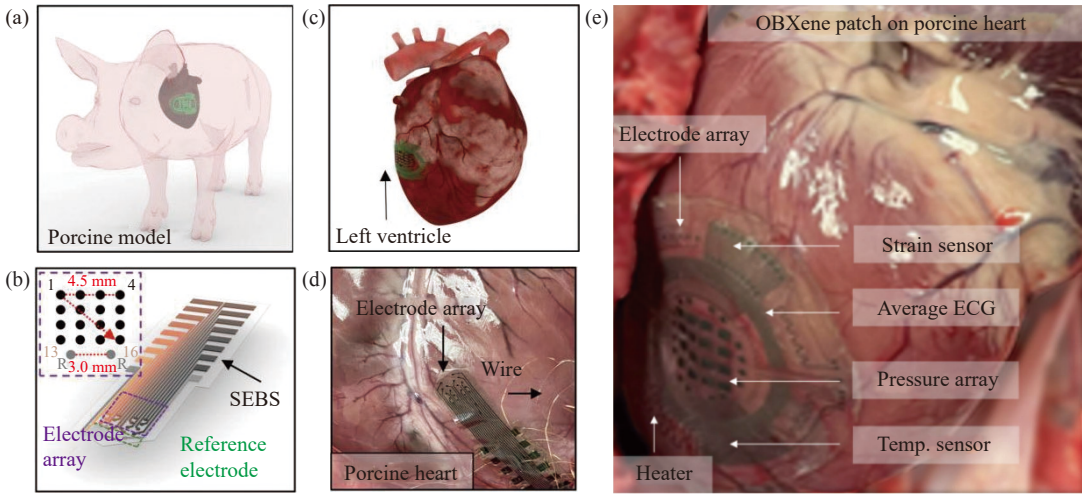


图 7　MXene 基体内心脏贴片[56]。（a）~（b）放置在猪心脏的 OBXene 贴片示意图；（c）~（d）放置在猪心脏左心室附近的 OBXene 光学图像；（e）OBXene 贴片的组成的光学图像

Fig. 7　MXene-based cardiac patch[56]. (a) - (b) Schematic diagrams of an OBXene patch deployed onto a porcine heart; (c) - (d) optical images of the OBXene patch onto the porcine heat near the left ventricle; (e) optical image of the composition of an OBXene patch

在另一项研究中，Wu 等[57] 采用相同方法制备出轻度氧化的 MXene（mildly oxidized MXene, OXene），改善了面外导电通路并实现了肖特基诱导的压电效应。基于此，OXene 电极贴片成功集成了微电极阵列、步态分析、有源晶体管矩阵以及无线信号传输等功能，实现了高保真信号传输和可重构逻辑门。该研究还进一步在啮齿动物和猪心脏上测试了 OXene 界面，展示了其高质量的高时空分辨率生理信号记录能力，并通过机器学习实现了精准的差异化预测，推动了诊断、监测和治疗策略的集成化进程。此外，Zhao 等[58] 利用聚乙烯醇作为交联剂连接 $Ti_3C_2T_x$ MXene，通过强氢键构建了层状网络结构，表现出良好的化学稳定性、优异的机械性能及压力传感性能。将该柔性压力传感器贴附于 BALB/c 小鼠心尖心外膜，能够实时记录体内 ECG，并在整个心脏运动周期中保持良好的保形接触。

尽管 MXene 因其良好的生物相容性而具备作为植入式生物电子界面材料的潜力, 但目前该领域的研究仍处于初步发展阶段, 面临诸多需要系统克服的长期挑战。例如, 长期稳定的信号记录仍然是一个难题, 生理环境中多种物质在电极表面的吸附以及体内水氧作用下的电化学氧化可能导致电极导电性和机械性能的不可逆衰减。此外, MXene 在复杂生理环境中的长期氧化降解机制尚不明确, 其降解产物及代谢途径仍需深入研究, 以确保长期生物安全性。未来研究可从材料改性入手, 探究不同种类的 MXene 或 MXene 生物质复合材料在生物体内的稳定性, 通过分子级封装抑制氧化降解, 从而增强材料的稳定性。同时, 推动材料/界面动态机制研究以及跨学科技术融合, 突破传统植入电极的性能和技术瓶颈, 加速 MXene 在神经修复、心血管疾病诊疗以及智能诊疗等领域的实际应用, 逐步推动 MXene 生物电子器件迈向临床医学研究。

3 总结与展望

在过去的十余年中, MXene 作为一种新兴的二维材料, 凭借独特的物理、化学特性成为电生理信号采集的理想材料。MXene 的高极化特性赋予其类金属导电性和优异的界面电荷传输能力, 不仅对人体组织友好且无刺激, 还能高效传递电信号, 非常适用于构建低阻抗、高 SNR 的电生理电极, 显著提升了表皮电生理信号采集的保真度与穿戴的舒适性。在植入式应用场景中, MXene 与生物界面的良好适配性使其成为脑部神经接口、心血管疾病诊疗等医学研究和临床应用的候选材料。然而, MXene 基生物电子材料在实际应用中仍面临多重挑战。目前, 大多数传感材料均为 $Ti_3C_2T_x$ MXene, 针对其氧化不稳定性问题, 亟须开发更多种类且表面可控的 MXene 材料。此外, MXene 的大规模合成、微电极阵列精细加工以及柔性电路集成仍存在成本高、工艺复杂的问题。

未来的研究可从二维金属碳化物、氮化物和硼化物的发现、设计及性能调控入手, 结合理论计算指导合成与结构设计方法, 利用增材制造和自组装技术构建具有编程特性的混合和异质结构材料与器件。深入理解前驱体结构、蚀刻剂组成及后处理对 MXene 合成与性能的影响, 推动实现 MXene 在商业规模上的高效生产和大批量应用。CVD 和物理气相沉积技术合成二维 MXene 有望为制备高质量、大单层晶体和裸 MXene 提供新途径。随着材料科学、微电子技术和生物医学等学科的深度融合, MXene 基电生理传感材料有望在个性化医疗、脑机接口及智能诊疗系统等领域实现跨越式发展。

参考文献:

[1] Yetisen A K, Martinez-Hurtado J L, Ünal B, et al. Wearables in medicine[J]. Advanced Materials, 2018, 30(33): 1706910.

[2] Zhang Milin, Tang Zijian, Liu Xilin, et al. Electronic neural interfaces[J]. Nature Electronics, 2020, 3(4): 191-200.

[3] Hu Wenya, Song Dekui, Shi Xiaohu, et al. Anisotropic electronic skin for neurofeedback[J]. Advanced Functional Materials, 2024, 34(11): 2309359.

[4] Lin Xinyun, Song Dekui, Shao Tianci, et al. A multifunctional biosensor via MXene assisted by conductive metal-organic framework for healthcare monitoring[J]. Advanced Functional Materials, 2024, 34(11): 2311637.

[5] Yuk H, Lu Baoyang, Zhao Xuanhe. Hydrogel bioelectronics[J]. Chemical Society Reviews, 2019, 48(6): 1642-1667.

[6] Zhu Mengjia, Wang Huimin, Li Shuo, et al. Flexible electrodes for in vivo and in vitro electrophysiological signal recording[J]. Advanced Healthcare Materials, 2021, 10(17): 2100646.

[7] Du Xiaojia, Yang Leyi, Liu Nan. Recent progress on poly(3, 4-ethylenedioxythiophene): poly(styrenesulfonate) bioelectrodes[J]. Small Science, 2023, 3(7): 2300008.

[8] Liu Siyi, Rao Yifan, Jang H, et al. Strategies for body-conformable electronics[J]. Matter, 2022, 5(4): 1104-1136.

[9] Pan Liang, Cai Pingqiang, Mei Le, et al. A compliant ionic adhesive electrode with ultralow bioelectronic impedance[J]. Advanced Materials, 2020, 32(38): 2003723.

[10] Cogan S F. Neural stimulation and recording electrodes[J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2008, 10: 275-309.

[11] Yang Liangtao, Gan Lu, Zhang Zhenggang, et al. Insight into the contact impedance between the electrode and the skin surface for electrophysical recordings[J]. ACS Omega, 2022, 7(16): 13906-13912.

[12] Park B, Shin J H, Ok J, et al. Cuticular pad-inspired selective frequency damper for nearly dynamic noise-free

bioelectronics[J]. Science, 2022, 376(6593): 624-629.

[13] VahidMohammadi A, Rosen J, Gogotsi Y. The world of two-dimensional carbides and nitrides (MXenes)[J]. Science, 2021, 372(6547): eabf1581.

[14] Naguib M, Kurtoglu M, Presser V, et al. Two-dimensional nanocrystals produced by exfoliation of Ti_3AlC_2[J]. Advanced Materials, 2011, 23(37): 4248-4253.

[15] Naguib M, Barsoum M W, Gogotsi Y. Ten years of progress in the synthesis and development of MXenes[J]. Advanced Materials, 2021, 33(39): 2103393.

[16] Abdolhosseinzadeh S, Jiang Xiantao, Zhang Han, et al. Perspectives on solution processing of two-dimensional MXenes[J]. Materials Today, 2021, 48: 214-240.

[17] Xu Chuan, Wang Libin, Liu Zhibo, et al. Large-area high-quality 2D ultrathin Mo_2C superconducting crystals[J]. Nature Materials, 2015, 14(11): 1135-1141.

[18] Jia Jin, Xiong Tanli, Zhao Lili, et al. Ultrathin N-doped Mo_2C nanosheets with exposed active sites as efficient electrocatalyst for hydrogen evolution reactions[J]. ACS Nano, 2017, 11(12): 12509-12518.

[19] Zhu Jing, Ha Enna, Zhao Guoliang, et al. Recent advance in MXenes: a promising 2D material for catalysis, sensor and chemical adsorption[J]. Coordination Chemistry Reviews, 2017, 352: 306-327.

[20] Sun W, Shah S A, Chen Y, et al. Electrochemical etching of Ti_2AlC to Ti_2CT_x (MXene) in low-concentration hydrochloric acid solution[J]. Journal of Materials Chemistry A, 2017, 5(41): 21663-21668.

[21] Xiu Luyang, Wang Zhiyu, Qiu Jieshan. General synthesis of MXene by green etching chemistry of fluoride-free Lewis acidic melts[J]. Rare Metals, 2020, 39(11): 1237-1238.

[22] Naguib M, Mashtalir O, Carle J, et al. Two-dimensional transition metal carbides[J]. ACS Nano, 2012, 6(2): 1322-1331.

[23] Liu Fanfan, Zhou Jie, Wang Shuwei, et al. Preparation of high-purity V_2C MXene and electrochemical properties as Li-ion batteries[J]. Journal of the Electrochemical Society, 2017, 164(4): A709-A713.

[24] Xuan Jinnan, Wang Zhiqiang, Chen Yuyan, et al. Organic-base-driven intercalation and delamination for the production of functionalized titanium carbide nanosheets with superior photothermal therapeutic performance[J]. Angewandte Chemie International Edition, 2016, 55(47): 14569-14574.

[25] Wang Fen, Yang Chenhui, Duan Congyue, et al. An organ-like titanium carbide material (MXene) with multilayer structure encapsulating hemoglobin for a mediator-free biosensor[J]. Journal of the Electrochemical Society, 2015, 162(1): B16-B21.

[26] Garg R, Vitale F. Latest advances on MXenes in biomedical research and health care[J]. MRS Bulletin, 2023, 48(3): 283-290.

[27] Murray C J, Lopez A D. Alternative projections of mortality and disability by cause 1990–2020: Global Burden of Disease Study[J]. The Lancet, 1997, 349(9064): 1498-1504.

[28] Choi S B, Lee H, Lee J, et al. Static electricity-based motion artifact-free electrocardiography with novel $Ti_3C_2T_x$ MXene/Ag nanowire/polymer hybrid dry electrodes[J]. Journal of Materials Chemistry B, 2023, 11(36): 8754-8764.

[29] Lee S, Ho D H, Jekal J, et al. Fabric-based lamina emergent MXene-based electrode for electrophysiological monitoring[J]. Nature Communications, 2024, 15: 5974.

[30] Cui Tianrui, Qiao Yancong, Li Ding, et al. Multifunctional, breathable MXene-PU mesh electronic skin for wearable intelligent 12-lead ECG monitoring system[J]. Chemical Engineering Journal, 2023, 455: 140690.

[31] Xiong Wei, Song Dekui, Li Aolin, et al. An air-stable MXene bio-interfacing thin film electrode[J]. Advanced Functional Materials, 2025, 35(26): 2423810.

[32] Abu Zahed M, Sharifuzzaman M, Yoon H, et al. A nanoporous carbon-MXene heterostructured nanocomposite-based epidermal patch for real-time biopotentials and sweat glucose monitoring[J]. Advanced Functional Materials, 2022, 32(49): 2208344.

[33] Zhang Shipeng, Chhetry A, Abu Zahed M, et al. On-skin ultrathin and stretchable multifunctional sensor for smart healthcare wearables[J]. npj Flexible Electronics, 2022, 6: 11.

[34] Murphy B B, Mulcahey P J, Driscoll N, et al. A gel-free $Ti_3C_2T_x$-based electrode array for high-density, high-resolution surface electromyography[J]. Advanced Materials Technologies, 2020, 5(8): 2000325.

[35] Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle[J]. Exercise and Sport Sciences Reviews, 2001, 29(1): 20-25.

[36] Searle A, Kirkup L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes[J]. Physiological Measurement, 2000, 21(2): 271-283.

[37] Yang Hui, Ji Shaobo, Chaturvedi I, et al. Adhesive biocomposite electrodes on sweaty skin for long-term

continuous electrophysiological monitoring[J]. ACS Materials Letters, 2020, 2(5): 478-484.

[38] Song Dekui, Ye Guo, Zhao Yan, et al. An all-in-one, bioderived, air-permeable, and sweat-stable MXene epidermal electrode for muscle theranostics[J]. ACS Nano, 2022, 16(10): 17168-17178.

[39] Shi Xiaohu, Song Dekui, Hu Wenya, et al. A sweat absorbing skin electrode for electrophysiology during exercise[J]. Advanced Functional Materials, 2024, 34(23): 2314775.

[40] Cheng Lian, Guo Aiying, Li Jun, et al. Three-dimensional MXene/carbon nanotube composite electrodes in flexible 64-channel arrays for noninvasive electromyography signal acquisition[J]. Science China Materials, 2024, 67(9): 2977-2984.

[41] Chu C J. High density EEG: what do we have to lose?[J]. Clinical Neurophysiology, 2015, 126(3): 433-434.

[42] Luo Jiabei, Sun Chuanyue, Chang Boya, et al. MXene-enabled self-adaptive hydrogel interface for active electroencephalogram interactions[J]. ACS Nano, 2022, 16(11): 19373-19384.

[43] Erickson B, Rich R, Shankar S, et al. Evaluating and benchmarking the EEG signal quality of high-density, dry MXene-based electrode arrays against gelled Ag/AgCl electrodes[J]. Journal of Neural Engineering, 2024, 21(1): 016005.

[44] Song Dekui, Li Xueli, Jang M, et al. An ultra-thin MXene film for multimodal sensing of neuroelectrical signals with artifacts removal[J]. Advanced Materials, 2023, 35(48): 2304956.

[45] Lu Linlin, Fu Xuefeng, Liew Y, et al. Soft and MRI compatible neural electrodes from carbon nanotube fibers[J]. Nano Letters, 2019, 19(3): 1577-1586.

[46] Driscoll N, Erickson B, Murphy B B, et al. MXene-infused bioelectronic interfaces for multiscale electrophysiology and stimulation[J]. Science Translational Medicine, 2021, 13(612): eabf8629.

[47] Bai Qiaoqiao, Liu Xin, Shi Xiaohui, et al. E-skin based on the microspinous MXene/PDMS composite film for sensing pressure and electrophysiological signals[J]. ACS Applied Electronic Materials, 2025, 7(1): 463-470.

[48] Wu Hao, Yang Ganguang, Zhu Kanhao, et al. Materials, devices, and systems of on-skin electrodes for electrophysiological monitoring and human-machine interfaces[J]. Advanced Science, 2021, 8(2): 2001938.

[49] Driscoll N, Richardson A G, Maleski K, et al. Two-dimensional Ti_3C_2 MXene for high-resolution neural interfaces[J]. ACS Nano, 2018, 12(10): 10419-10429.

[50] Wang Yang, Yang Xinze, Zhang Xiwen, et al. Implantable intracortical microelectrodes: reviewing the present with a focus on the future[J]. Microsystems & Nanoengineering, 2023, 9: 7.

[51] Shankar S, Chen Yuzhang, Averbeck S, et al. Transparent MXene microelectrode arrays for multimodal mapping of neural dynamics[J]. Advanced Healthcare Materials, 2025, 14(4): 2402576.

[52] Gou Shuchun, Li Peixuan, Yang Shu, et al. High-performance MXene/PEDOT-PSS microscale fiber electrodes for neural recording and stimulation[J]. Advanced Functional Materials, 2025, 35(20): 2424236.

[53] Zheng X S, Yang Qianru, Vazquez A, et al. Imaging the stability of chronic electrical microstimulation using electrodes coated with PEDOT/CNT and iridium oxide[J]. iScience, 2022, 25(7): 104539.

[54] Saba L, Antignani P L, Gupta A, et al. International Union of Angiology (IUA) consensus paper on imaging strategies in atherosclerotic carotid artery imaging: from basic strategies to advanced approaches[J]. Atherosclerosis, 2022, 354: 23-40.

[55] Kim S J, Choi J, Maleski K, et al. Interfacial assembly of ultrathin, functional MXene films[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2019, 11(35): 32320-32327.

[56] Wu Yizhang, Li Yuan, Liu Yihan, et al. Orbit symmetry breaking in MXene implements enhanced soft bioelectronic implants[J]. Science Advances, 2024, 10(40): eadp8866.

[57] Wu Yizhang, Liu Yihan, Li Yuan, et al. Symmetry engineering in 2D bioelectronics facilitating augmented biosensing interfaces[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2024, 121(48): e2412684121.

[58] Zhao Lianjia, Wang Lili, Zheng Yiqiang, et al. Highly-stable polymer-crosslinked 2D MXene-based flexible biocompatible electronic skins for in vivo biomonitoring[J]. Nano Energy, 2021, 84: 105921.