

# 基于有机电化学晶体管的感存算一体化神经界面器件展望

高素晴<sup>1,2</sup>, 雷霆<sup>1\*</sup>

1. 先进防水材料全国重点实验室, 高分子化学与物理教育部重点实验室, 北京大学材料科学与工程学院, 北京 100871

2. 清华大学生命科学学院, 北京 100084

\*通讯作者, E-mail: tinglei@pku.edu.cn

收稿日期: 2025-03-21; 接受日期: 2025-04-28; 网络版发表日期: 2025-06-10

国家重点研发计划(编号: 2024YFF0509300)和北京市自然科学基金(编号: JQ22006)资助项目

**摘要** 生物神经系统具有复杂且独特的结构, 能够以极为高效的方式进行信息处理。随着人工智能的快速发展, 传统的冯·诺依曼架构正面临前所未有的挑战。脑机接口、智能假肢和神经机器人等领域的核心在于构建神经界面器件, 即在神经系统与外部设备之间构建直接进行信息传递的接口。然而, 传感器、存储器和计算单元在物理上的分离限制了处理效率和功耗控制。面对突破冯·诺依曼瓶颈和发展新型神经界面的需求, 感存算一体化正成为下一代智能系统和神经界面的核心。尽管尚未实现包含所有这些功能的集成系统并应用于生物体中, 但有机电化学晶体管凭借其优异的特性, 为先进的神经系统模拟和生物接口技术的发展开辟了新的途径。发展基于有机电化学晶体管的神经界面器件显示出广阔的前景, 对推进智能生物电子学的进步具有重要意义。

**关键词** 神经界面器件, 有机电化学晶体管, 原位信号处理, 神经形态计算, 感存算一体化

## 1 引言

人类神经系统是已知最复杂的系统之一, 以高度并行、容错和节能的方式工作, 具有高效和智能的信息感知和处理能力<sup>[1]</sup>, 在某些复杂和非结构化的任务(如模式识别、运动控制和多感官集成)中可以轻松胜过现代计算机<sup>[2]</sup>。神经元(neurons)是神经系统中最基本的结构和功能单位。人脑包含大约860亿个神经元, 每个神经元通过突触(synapses)与数千个神经元建立连接, 并通过百万亿个连接点, 形成神经网络和主导各种脑功能的神经环路<sup>[3]</sup>。借鉴人脑神经元网络抽象而

来的人工神经网络(artificial neural network, ANN)的发展推动了人工智能(artificial intelligence, AI)时代的到来, 已经广泛应用于各个领域。

然而, 当前的计算机体系在执行计算时基于传统的冯·诺依曼架构<sup>[4]</sup>。计算单元与存储单元分离, 数据需频繁在两者之间传输, 导致系统整体存在固有的“存算瓶颈”, 表现为能耗高、带宽受限和处理效率低。此外, 在典型的人工智能感知任务中, 传感器采集的模拟信号需经模数转换(analog-to-digital converter, ADC), 再传输至中心计算单元进行处理, 此过程不仅带来了额外开销, 增加了系统的延迟与能耗, 也使整体架构

引用格式: Gao S, Lei T. Neural interface devices based on organic electrochemical transistors for in-sensor memory and computing: a perspective. *Sci Sin Chim*, 2025, 55, doi: 10.1360/SSC-2025-0083

更加复杂。这种信息处理的模式与人脑完全不同，其计算能力和能量效率是AI发展的一大制约，因此迫切需要新的硬件架构来满足AI的需求。尽管ANN与大脑神经网络(brain neural network, BNN)表面上类似，但后者所具有的广泛的连接性、结构和功能组织层次结构以及执行学习和记忆的神经元和突触功能，使其能够以极低的功耗完成极丰富的功能<sup>[1]</sup>。

随着神经生物学和计算机技术的发展，人类神经系统和计算机系统之间的交互成为了一个新兴的领域。1973年，Vidal<sup>[5]</sup>首次提出脑机接口的概念，意在建立用户和计算机之间直接的通信通道，为信息交换提供更高效的途径。神经界面(neural interfaces)在神经系统——包括中枢神经系统(central neural system, CNS)和周围神经系统(peripheral neural system, PNS)——与外部设备之间建立直接连接，能够实现人类神经系统和人造设备之间双向的数据传输与信息交换。脑机接口(brain computer interface, BCI)是其中一个重要的研究领域。神经界面器件在脑机接口概念提出后的几十年间得到了快速发展，从使用膜片钳实现体外神经信号采集，到支持体内采集的多通道接口，再到可穿戴和植入式设备，正朝着小型化、多功能和生物相容性发展<sup>[6]</sup>。如今，神经界面已经引领我们进入一个革命性的时代，从传统的医疗领域扩展到了人机交互、物联控制、虚拟现实等多元应用场景<sup>[7]</sup>。

神经界面器件通常由三个模块组成：组织界面模块、传感模块、信号处理模块。组织界面模块将来自神经系统的电生理活动转换为电学量(如电压、电流或阻抗)；传感模块包括用于信号放大和数字化的信号采集模块，和/或用于引起神经元活动的神经刺激模块；信号处理模块进行滤波(filtering)、动作电位分类(spike sorting)、特征提取、意图解码等计算<sup>[8]</sup>。神经界面的有效性主要取决于其传感模块，该模块承担着采集神经信号的关键责任，信号采集的质量决定了神经系统与外部设备的交互效果<sup>[9]</sup>。

然而，在传统的神经界面架构中，信号采集部分和信号处理部分在物理上是分开的，大量原始数据在整个信号链中的传输不仅导致高能耗和高时间延迟等问题，提高了硬件成本<sup>[10]</sup>，而且信号在传输过程中很容易受到干扰，导致所传输的信号发生畸变或失真<sup>[11]</sup>。因此若等待信号被采集并经过较长的线路传导到后端电路后再进行处理，信号处理效果会显著下降，采集到

的生物信号的质量欠佳。随着物联网和人工智能的发展，人们追求减少或消除传统架构中传感器、存储器和计算单元之间的数据传输瓶颈问题，提高处理效率<sup>[12]</sup>。

基于目前冯·诺依曼架构所带来的制约和日益增长的对新型神经界面器件的需求，更类似于人类神经网络的集成传感-存储-计算(感存算)为一体的神经界面被认为是未来实现先进人机交互的重要硬件<sup>[13]</sup>。在感存算一体化系统中，感知单元融合了存储和计算功能，具有额外的初步学习和认知能力。神经形态感知系统能够从捕获的原始数据中提取有用的知识并减少冗余数据的传输，降低系统功耗并通过高效的并行计算来实时处理高吞吐量的时空数据。感知端的边缘计算包含低级处理和高级处理功能。低级处理功能可以优化难以识别的原始和非结构化数据中的特征，包括噪声抑制、滤波、特征增强等。高级处理功能可以抽象输入的数据，通过特定算法得到计算结果，完成如识别、分类、定位等任务<sup>[14]</sup>。以脑机接口为例，由于人脑是一个复杂的动态系统，脑电信号存在很强的变异性，导致因此传统的脑机接口解码性能难以长期维持稳定；同时，随着应用场景扩展，脑电信号采集的通道数急剧增长，为高效实时的数据传输、处理和解码带来了巨大挑战<sup>[15]</sup>。而感存算一体化的神经界面器件在信息捕获、数据存储和计算处理方面相较于传统设备具有显著优势，有望将神经科学研究及应用推向新的纪元。

神经界面传感不同于其他类型的传感器，它发生在生物组织界面处，因此要求所用器件具有柔软、生物相容性好、可在水环境中工作等特点，以实现原位的生物信号传感和处理，这对传统的感存算器件提出了很大挑战。传统的硅基器件尽管非常成熟，功能强大，但力学性质和生物组织严重不匹配，生物相容性有限，不适合长期植人。自20世纪末以来发展的有机场效应晶体管(organic field-effect transistor, OFET)虽然使用柔性的有机半导体材料，解决了硅基晶体管的刚性问题，但其操作电压高，通常超过了水的电解电压(1.23 V)。因此，需要严格封装才能在水中工作，难以满足神经界面传感的需求。近年来新兴的有机电化学晶体管(organic electrochemical transistor, OECT)技术，使用有机半导体材料作为沟道，通过离子进出调控半导体层的电化学掺杂状态，具有跨导大、操作电压

低( $<0.8$  V)等特点, 因此具有良好的生物相容性。其独特的离子-电子混合传导特性, 与神经元工作存在相似性, 在神经形态计算领域也展示出了巨大的潜力<sup>[16]</sup>, 因此为构建感存算一体化神经界面器件提供了新的方向(图1)。

## 2 OEET工作原理与沟道材料

### 2.1 OEET工作原理

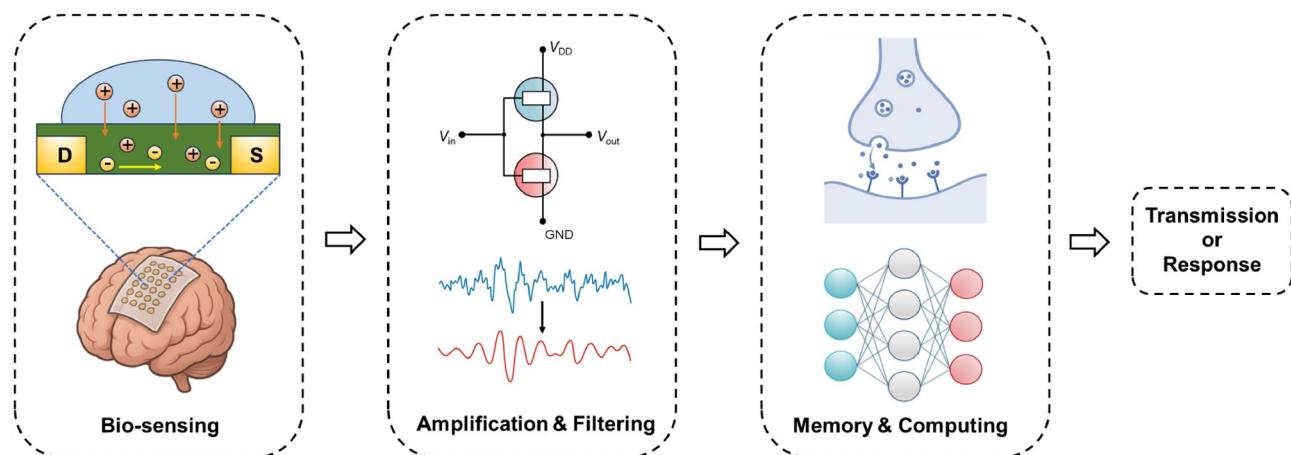
OEET是一种三端器件, 由栅极(gate, G)、源极(source, S)和漏极(drain, D)构成(图2a)。源极和漏极间为有机半导体组成的导电沟道(channel), 沟道通过电解质溶液实现与栅极的连接。源漏极的其余部分被聚对二甲苯(parylene C, PaC)等绝缘层保护, 以此减少漏电流等。OEET可以被划分为两个电路: 一个是离子电路, 即栅极-电解质-沟道中离子的流动; 另一个是电子电路, 即源极-沟道-漏极中电荷的流动<sup>[17]</sup>。

OEET器件在操作时, 在漏极处施加电压 $V_{DS}$ , 漏极和源极之间产生电流 $I_{DS}$ , 其大小受栅极电压 $V_{GS}$ 的调控。栅极和漏极电压都是相对于接地的源极施加的。离子在栅极产生的电场的驱动下从电解质注入沟道有

机半导体薄膜, 从而改变半导体的掺杂状态与导电性, 进而引起其沟道电流的变化。

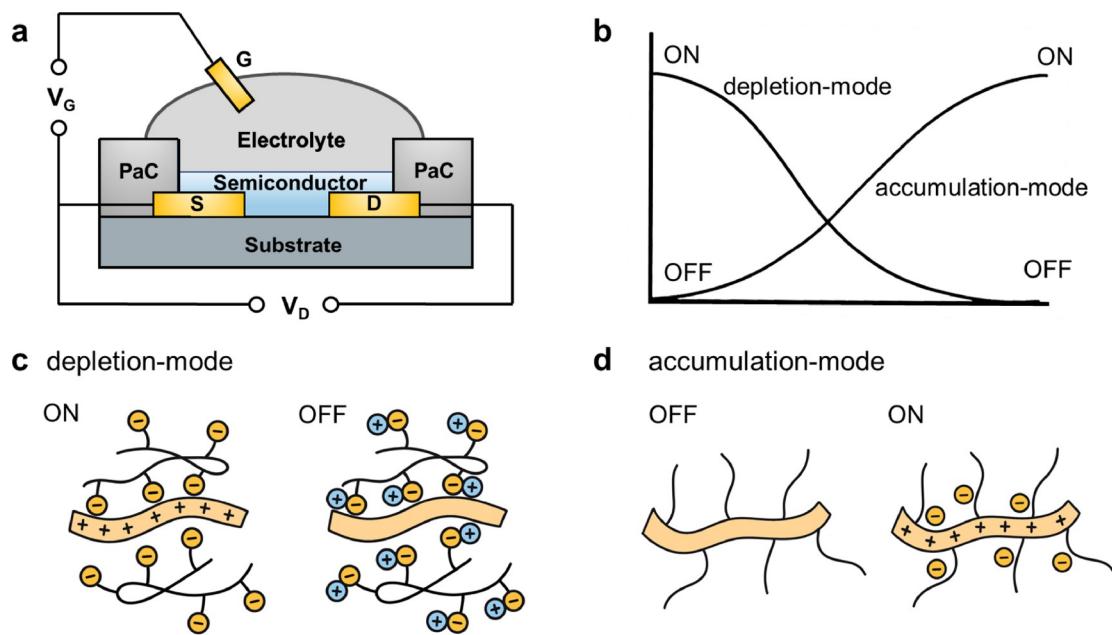
OEET有两种工作模式: 耗尽和累积(增强)。耗尽模式指的是施加栅极电压之后, 沟道半导体层内的电流强度随着栅压的增大而减小, 累积模式反之(图2b)。这两种模式之间的区别在于沟道材料的固有掺杂状态。如果沟道由导电的掺杂聚合物制成, 则器件在耗尽模式(ON到OFF)下运行, 离子会导致聚合物去掺杂, 载流子消失, 导电性下降(图2c)。相比之下, 在累积模式下工作(OFF到ON)的聚合物在未掺杂时导电性可以忽略不计, 施加栅压后, 离子的电荷可以稳定沟道中的载流子, 沟道载流子浓度增加, 导电性增强(图2d)。

OEET将施加到栅极的小电压信号转换为大的漏极电流变化, 这一过程由转移特性曲线(transfer characteristic)描述, 该曲线显示了漏极电流对栅极电压的依赖性。将电压信号转换为电流信号的效率由转移曲线的一阶导数来衡量, 即定义跨导 $g_m = \frac{\partial I_{DS}}{\partial V_{GS}}$ , 这是晶体管的一个重要品质因数。由于其体相掺杂机制, OEET具有非常高的跨导值,  $V_{GS}$ 的微小变化可引起 $I_{DS}$ 的极大变化, 展现出良好的信号放大能力。根据



**图 1** (网络版彩图)未来可能的基于OEET的感存算一体化系统的功能模块。基于OEET的柔性神经界面器件贴附于脑组织上进行传感, 捕获到生物信号后, 首先进行原位放大、滤波等处理, 进而模拟神经功能, 执行神经形态计算, 最后输出到后端硅基设备, 完成信号发射, 或者刺激生物体引发响应, 形成闭环系统。OEET有潜力组成一个能够集成感知、放大、处理、存储、计算等一系列功能于一体的集成化系统。

**Figure 1** (Color online) Possible functional modules of the OEET-based in-sensor memory and computing integrated system in the future. A flexible neural interface device based on OEET is conformally attached to the brain tissue for sensing. After capturing biological signals, the next step involves *in situ* amplification, filtering, and other processing, followed by the simulation of neural functions to perform neuromorphic computing. Finally, the signals are output to the backend silicon-based devices for transmission, or to stimulate the organism and elicit a response, thus forming a closed-loop system. OEET has the potential to build an integrated system that can incorporate a series of functions including perception, amplification, processing, memory, and computing.



**图 2** (网络版彩图) OECT的结构和工作模式. (a) OECT的典型器件结构; (b) 耗尽和累积模式OECT的转移曲线示意图; (c) 耗尽和 (d) 累积模式的OECT材料掺杂前后的结构变化(以p型材料为例)

**Figure 2** (Color online) Device structure and working mode of OECTs. (a) Schematic diagram of a typical OECT structure; (b) transfer characteristics of depletion-mode and accumulation-mode OECTs. Chemical structure and charge changes before and after doping in (c) depletion-mode and (d) accumulation-mode OECTs (taking a p-type material as an example).

Bernards模型<sup>[17]</sup>, 跨导 $g_m$ 可以由式(1)给出:

$$g_m = \frac{Wd}{L} \times \mu C^* \times (V_{Th} - V_{GS}) \quad (1)$$

式中,  $W$ 、 $L$ 和 $d$ 分别是沟道材料的宽度、长度和薄膜厚度;  $\mu$ 和 $C^*$ 分别是载流子迁移率和体积电容;  $V_{Th}$ 和 $V_{GS}$ 分别是阈值电压和栅压, 二者之差反映栅极偏置偏移量.  $g_m$ 不仅取决于材料本征特性, 还取决于沟道几何形状和偏置条件, 因此不便对材料进行比较, 但可以式(1)中提取品质因数(figure of merit)  $\mu C^*$ 来评估OECT材料的性能<sup>[18]</sup>.

## 2.2 OECT沟道材料

材料是器件的基础. 传统的神经界面使用的微电极阵列大多由金属或无机半导体(如硅)等刚性材料制成, 在实际应用中面临诸多挑战. 首先, 大脑是人体最柔软的器官之一<sup>[19]</sup>, 脑组织的杨氏模量范围为100 Pa~10 kPa<sup>[20]</sup>, 而刚性电极的杨氏模量和弯曲刚度等力学性能与脑组织严重不匹配. 这种机械错配不仅

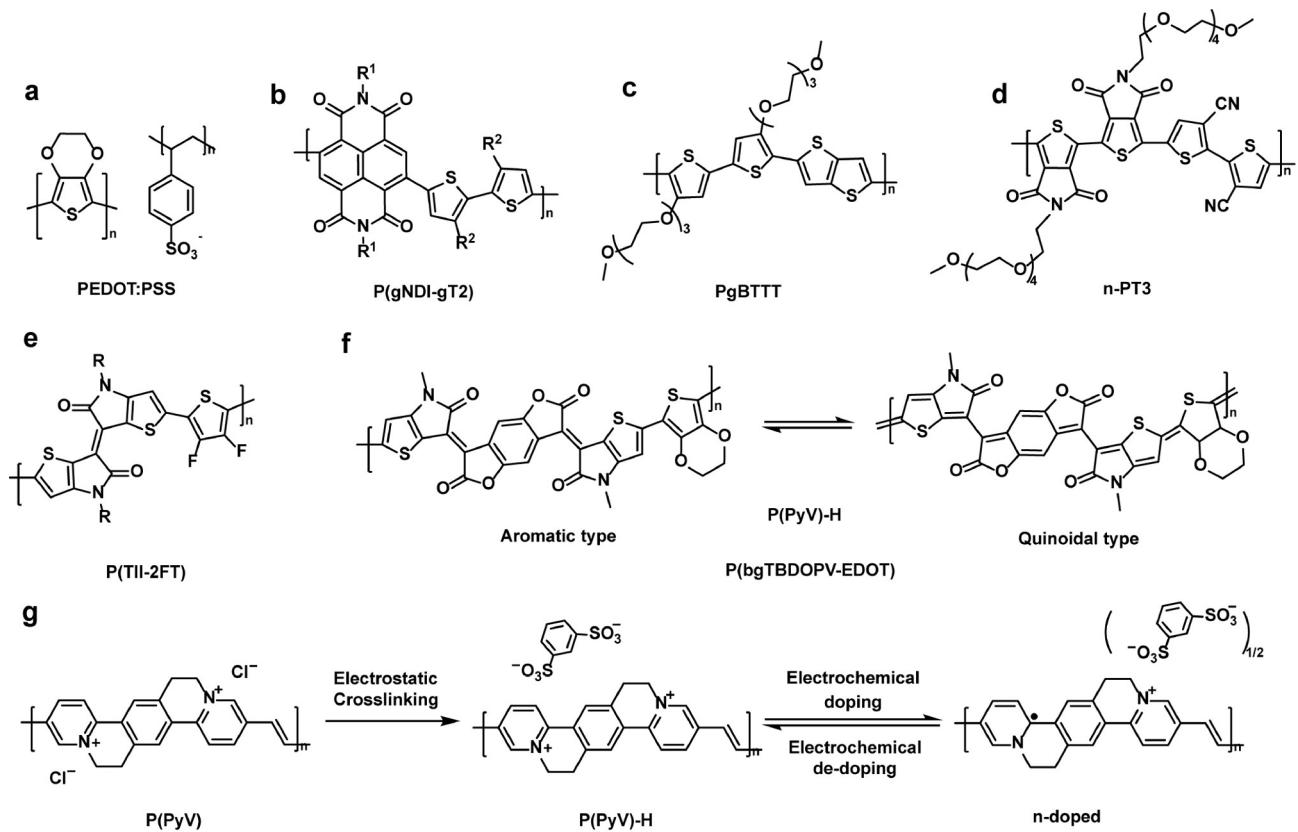
会引起脑组织急性或慢性损伤, 也可能引发免疫反应<sup>[21]</sup>, 导致植入器件被细胞包裹<sup>[22]</sup>和隔离, 器件界面阻抗大幅增加, 导致设备无法运作, 这是传统神经界面器件寿命和稳定性受限的主要原因<sup>[23]</sup>. 刚性设备与组织的非保形(non-conformal)界面还会导致运动伪影的产生, 从而限制了记录精度<sup>[24]</sup>. 其次, 细胞间活动和通讯通常依赖于离子运输, 基于金属、金属氧化物和其他无机半导体材料的传统电子器件虽然在处理电子信号方面具有优势, 但却无法有效转导这些离子信号<sup>[25]</sup>. 传统无机材料和生物体在电信号传导机制上的差异导致二者间界面阻抗较高, 因此限制了生物和非生物界面处的信号检测和放大, 信噪比较低<sup>[16]</sup>.

为了解决传统无机材料所面临的上述问题, 具有良好柔性和生物相容性以及合成可调性和溶液加工性的有机高分子材料逐渐受到广泛关注. 有机混合离子/电子导体(organic mixed ionic and electronic conductors, OMIECs), 通常是共轭聚合物, 代表了一类新的导电材料. 有机材料具有与生物体相似的化学元素<sup>[26]</sup>, 分子间主要是较弱的范德华相互作用, 因此具有本征柔性和

与生物组织力学性质更接近, 可以提供与组织共形且无缝的界面, 并且减少对生物组织的损伤。通过在高分子材料网络结构中引入亲水基团, 可以实现离子的良好注入和与电子的耦合。在通过空穴或电子在链内移动来高效传输电荷的同时, 允许离子在其链间移动, 促进离子注入、释放和传输<sup>[27]</sup>。与硅不同, OMIECs可以直接在水中工作, 无需氧化物的隔离, 这意味着薄膜的整个体积, 而不仅仅是其表面, 都参与了与生物环境的相互作用<sup>[28]</sup>, 其高电容和较低的界面阻抗能够最大限度地促进离子/生物分子与电子器件之间的耦合与转导, 实现生物信号与电子信号的高效转化<sup>[29]</sup>。

迄今为止已发展了许多OMIECs作为OEET沟道材料。早期开发的材料包括p型耗尽型材料聚(3,4-乙烯二氧噻吩)-聚苯乙烯磺酸盐(PEDOT:PSS) (图3a)和基

于萘二酰亚胺(NDI)的聚合物P(gNDI-gT2)<sup>[30]</sup>(图3b)等。随着近年来研究不断深入, OEET材料发展迅速, p型和n型材料的品质因数分别已超过 $500 \text{ F cm}^{-1} \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$  (图3c)<sup>[31]</sup>和 $100 \text{ F cm}^{-1} \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$  (图3d)<sup>[32,33]</sup>。由于n型材料掺杂后电子载流子处于能量较高能级, 易与水和氧气等发生副反应<sup>[34]</sup>, 并且常用的惰性电极(如Au等)功函较大, 向n型材料注入电子的势垒较高, 以及材料形貌的不稳定性等多重因素耦合导致n型材料相比于p型材料在品质因数与稳定性方面的性能均落后于p型OEET材料。目前优化n型材料的策略主要有在骨架上引入吸电子基团以降低最低未占据分子轨道(LUMO, lowest unoccupied molecular orbital)能级, 以及侧链调控实现聚合物的亲疏水性、分子堆积等。例如, 刘剑课题组最近报道的新型共轭聚合物n-PT3<sup>[32]</sup>和PgTz-5-



**图 3** 代表性OEET沟道材料. (a) 已商业化的高导电率p型聚合物PEDOT:PSS<sup>[52]</sup>; (b) 第一个可在水中操作的n型OEET材料P(gNDI-gT2); (c)  $\mu C^*$ 超过 $500 \text{ F cm}^{-1} \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$ 的p型材料PgBTM; (d)  $\mu C^*$ 超过 $100 \text{ F cm}^{-1} \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$ 的n型材料n-PT3; (e) 高性能双极型材料P(TII-2FT); (f) 基于潜醌式受体TBDOPV片段的给受体聚合物P(bgTBDOPV-EDOT); (g) n型半导体水凝胶聚合物P(PyV)

**Figure 3** Representative OEET channel materials. (a) The commercially available high-conductivity p-type polymer PEDOT:PSS [52]; (b) the first n-type OEET material able to operate in water, P(gNDI-gT2); (c) p-type material PgBTM with  $\mu C^*$  exceeding  $500 \text{ F cm}^{-1} \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$ ; (d) n-type material n-PT3 with  $\mu C^*$  exceeding  $100 \text{ F cm}^{-1} \text{ V}^{-1} \text{ s}^{-1}$ . (e) High-performance ambipolar material P(TII-2FT). (f) Donor-acceptor polymer P(bgTBDOPV-EDOT) based on the strong pro-quinoidal acceptor TBDOPV. (g) n-type semiconductor hydrogel polymer P(PyV).

DPP<sup>[35]</sup>, 通过调控骨架和侧链结构, 实现了对n型OEET材料的性能优化。此外, 其他因素, 如掺杂质稳定性<sup>[36]</sup>、骨架平面度<sup>[37]</sup>、极化子分布<sup>[38]</sup>、分子堆积和薄膜形态<sup>[39]</sup>在提高n型OEET材料性能方面也发挥着至关重要的作用。

使用p型和n型半导体构建互补逻辑电路需要两个单独的图案化步骤, 增加了加工的复杂性和成本。双极型(ambipolar)材料可以同时传输空穴和电子, 通过单个聚合物图案化步骤即可构建逻辑电路, 大大简化了加工工艺。此外, 使用双极型材料还可以提高器件集成度、减少器件尺寸<sup>[40]</sup>。将p型和n型材料混合可得到双极型材料<sup>[41]</sup>, 这种方法虽然简单, 但它所能提供的性能有限, 并且两种OEET材料存在相分离难以控制的问题, 可能导致大面积制造时均匀性不足。因此, 单组分双极型材料更具实用价值。传统观点认为, 低LUMO能级促进电子注入/传输, 而高最高占据分子轨道(HOMO, highest occupied molecular orbital)能级促进空穴注入/传输, 这使得窄带隙聚合物成为实现双极性的关键。供体-受体(D-A)共聚物的轨道耦合会缩小带隙<sup>[30]</sup>, 然而很少有D-A共聚物表现出很好的双极型OEET行为, 且其性能有限, 通常需要高的阈值电压( $V_{Th}$ )<sup>[42]</sup>, 从而导致明显的副反应, 降低器件稳定性并增加功耗。低 $\mu C^*$ 、高工作电压和稳定性差等问题限制了双极型OEET材料的应用。近期, 我们课题组提出了新的设计思路, 开发了高性能双极型OEET材料, 包括高自旋类聚合物P(TII-2FT) (图3e)<sup>[43,44]</sup>, 以及基于潜酿式受体TBDOPV片段的聚合物(图3f)<sup>[45]</sup>, 均呈现出平衡且稳定的双极型性能。

虽然高分子材料的模量已经大幅降低, 柔性显著优于传统无机材料, 但其杨氏模量(1 MPa~1 GPa)仍远高于神经组织(杨氏模量通常小于10 kPa)。此外, 其与生物组织的黏附性不足, 存在移动和脱落动问题<sup>[46]</sup>, 因此限制了可植入器件的长期稳定使用。水凝胶是一种三维聚合物网络, 内部充满水或水溶性电解质, 其结构与人体组织相似, 可以显著降低免疫排异反应<sup>[47]</sup>。尽管目前已经实现了多种基于聚合物, 如聚吡咯(PPy)<sup>[48]</sup>、聚苯胺(PANI)<sup>[49]</sup>和PEDOT:PSS<sup>[50]</sup>等导电聚合物的导电水凝胶, 但是这些材料由于缺乏半导体特性, 因此在电子器件中的应用有限。2024年, 我们课题组<sup>[51]</sup>通过将水溶性阳离子型n型半导体聚合物P(PyV)用抗离子交联(图3g), 构建了具有优异生物相容性和

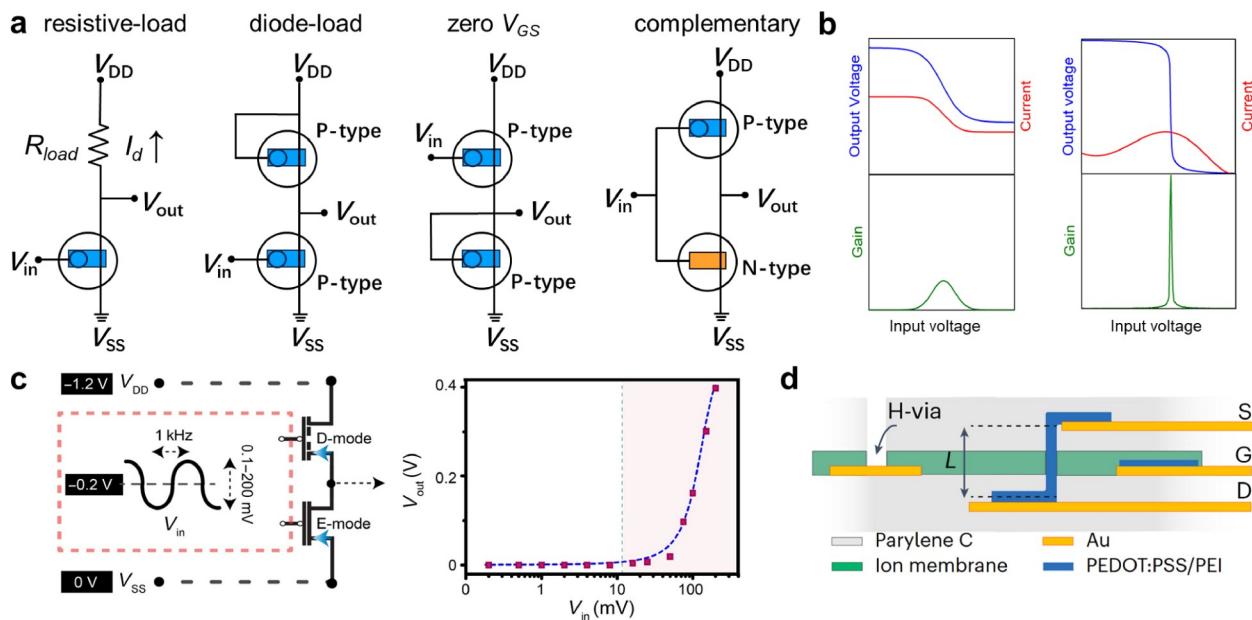
黏附性的半导体水凝胶, 进而制作了原位放大器并记录到了高信噪比的小鼠皮层脑电图(electrocorticography, ECoG)信号。半导体水凝胶材料将半导体的逻辑运算和信号处理功能与水凝胶材料卓越的生物相容性和多功能性相结合, 有望使神经界面器件兼具信号处理功能和长期植入稳定性。

### 3 基于OEET的原位生物信号处理器件

尽管单一OEET在生物传感方面取得了很大进展, 能够高灵敏度地检测许多有电活性(如多巴胺<sup>[53]</sup>、葡萄糖<sup>[54]</sup>和肾上腺素<sup>[55]</sup>)和无电活性(如皮质醇<sup>[56]</sup>、DNA<sup>[57]</sup>、蛋白质<sup>[58]</sup>、聚糖<sup>[59]</sup>和细菌<sup>[60]</sup>)的小分子或生物大分子甚至细胞, 但这些OEET大多仅作为生物分子传感的体外平台, 很少应用于生物体内检测。此外, 将OEET集成成为电路, 才能实现更多的功能。例如, OEET传感器一般为电流输出, 不易与常见后端电路集成, 但是转换为电压信号后, 可用于驱动级联放大器中的后续器件, 或作为其他后续电路元件的输入, 大幅拓展OEET的应用场景。

反相器(inverter), 也即非门(NOT gate), 是常见的基本逻辑电路单元, 其可将施加的输入信号反转。Rivnay等<sup>[61]</sup>于2013年报道了一种电压放大器, 其由一个OEET和串联的电阻组成(图4a)。通过测量电阻两端的电压, 将OEET的电流输出转换为电压输出, 其增益为最大跨导与电阻阻值的乘积。这种结构对应于互补金属氧化物半导体(complementary metal oxide semiconductor, CMOS)中的电阻负载型反相器, 除了在模拟电路中用于电压放大外, 还可在数字电路中用作逻辑门。根据OEET上的偏置, 反相器在开关状态间切换, 可以实现数字逻辑反相的功能。当输入高电平时, OEET导通, 输出被下拉至 $V_{SS}$ , 即低电平; 当输入低电平时, OEET关闭, 输出被上拉至 $V_{DD}$ , 即高电平。除了这种电阻负载型反相器外, 还有使用两个p型OEET的单极型反相器, 包括二极管负载单极型反相器和零 $V_{GS}$ 单极型反相器等(图4a)<sup>[62,63]</sup>。虽然这些电路结构能够实现信号放大的目的<sup>[64]</sup>, 但它们始终有较大的电流通过, 功耗高, 且开关切换渐变而非突跃, 增益和噪声容限较小<sup>[65]</sup>, 因此实际应用价值逊色于类似CMOS的互补型反相器。

互补反相器的电路结构如图4a所示, 由一对p型和



**图 4** (网络版彩图) OEET 电路结构与器件设计. (a) 电阻负载型反相器、二极管负载单极型反相器、零  $V_{GS}$  单极型反相器和互补型反相器的电路结构示意图. (b) 单极型反相器(左)和互补反相器(右)的输出电压、电流、增益随输入电压变化曲线比较. (c) 使用增强和耗尽模式的OEET组合实现共模抑制. 左侧显示了施加的  $V_{in}$  从 100  $\mu$ V 变化至 200 mV, 对应于每个  $V_{in}$  的  $V_{out}$  响应如右侧所示<sup>[70]</sup>. (d) 具有垂直沟道的内部栅控晶体管的横截面示意图. 沟道长度由与源极和漏极接触的中间层厚度定义<sup>[75]</sup>.

**Figure 4** (Color online) Circuit diagram and device design of OEET. (a) Schematic circuit diagrams of resistive-load inverter, unipolar diode-load inverter, zero  $V_{GS}$  inverter, and complementary inverter. (b) Comparison of the output voltage, current, gain, and the corresponding input voltage for unipolar inverter (left) and complementary inverter (right). (c) Common-mode rejection circuit using combined enhancement and depletion mode OEETs. Left side illustrates applied  $V_{in}$  (offset at -0.2 V) with various pulse amplitudes between 100  $\mu$ V and 200 mV.  $V_{out}$  response corresponding to each  $V_{in}$  pulse is illustrated on the right side [70]. (d) Schematic diagram of an IGT cross section consisting of a vertical channel length ( $L$ ) defined by the thickness of the interlayers between the source (S) and drain (D) contacts [75].

n型晶体管构成。n型晶体管接低电平  $V_{ss}$ , p型晶体管接高电平  $V_{dd}$ , 当输入低电平时, p型晶体管开启, n型晶体管关闭, 输出为高电平; 当输入高电平时则反之。在高低电平过渡时, 输出信号将发生跃变。这一过渡区非常狭窄, 输入信号的微小变化可以引起输出信号的巨大改变, 因此可以实现小信号的放大功能。这样的互补电路在逻辑高电平或低电平期间只有一个晶体管导通, 仅在开关状态切换时有较大电流流过, 因此功耗更小<sup>[66]</sup>, 且增益更大(图4b), 因此比单个p型或n型晶体管电路更有优势。2018年, Fabiano课题组<sup>[65]</sup>发展了高性能n型OEET材料聚苯并咪唑二苯并菲咯啉(BBL), 报道了第一个基于OEET的互补型反相器。2020年, Rommeli等<sup>[67]</sup>将互补OEET反相器用于生物传感, 利用基于PEDOT:PSS/BBL的反相器进行了高灵敏度的离子检测。目前, 我们课题组<sup>[43]</sup>已实现了在0.1 mV输入电压步长下呈现出超过800 V V<sup>-1</sup>的超高增益反相器, 并能够直接在生物组织中实现原位的信号采集与放大。

在进行生物信号采集时, 任意两个采集到的信号都可以分解为共模(common mode)部分和差模(differential mode)部分。共模信号通常是由线路传导和空间磁场等干扰产生的同时加载在各个输入信号接口段的共有的信号干扰。差模信号通常是有意义的、希望被采集到的信号。共模信号不仅包括噪声, 在特定的场景下, 还有其他的表现形式。例如, 在进行单个神经元动作电位采集时, 细胞群体电位的总和, 即局部场电位(local field potential, LFP), 会成为共模信号而带来干扰, 需要将其除去后才能提取动作电位<sup>[68,69]</sup>。此外, 在进行神经递质等化学信号的采集时, 电信号作为共模信号, 会对化学信号的采集造成干扰。差分放大器(differential amplifier)能够在抑制共模信号的同时放大差模信号, 有助于同时进行信号放大和噪声消除处理, 具有重要意义。

然而, 目前基于OEET的电路结构相对简单、集成度低, 所能进行的原位信号处理大多局限在信号放

大, 而不能进行共模抑制(common mode rejection, CMR)等更多样的处理。Uguz等<sup>[70]</sup>报道了一种基于OEET的具有差分功能的器件结构(图4c)。转移曲线大致对称的p型耗尽型晶体管和p型增强型晶体管串联, 可以使两个晶体管的栅压输入相同时不引起输出, 从而达到共模抑制的效果, 无需滤波即可直接提取动作电位。但从其体内测试结果来看, 放大器采集到的信号相比于电极所采集到的信号并没有显著提升。Sekitani课题组<sup>[71]</sup>曾于2019年报道过基于有机薄膜晶体管(organic thin-film transistor, OTFT)的差分电路并用于监测心电图信号, 可将60 Hz电谐波噪声的功率降低为原来的1/60。2024年, 北京大学胡又凡课题组<sup>[72]</sup>开发了基于碳纳米管薄膜晶体管差分放大器, 提高了皮肤表面采集的肌电信号的质量。但这些传统的薄膜晶体管仅在表面积累电荷的特性导致其跨导小、工作电压高, 且全封装的结构不适合在水中和组织界面工作, 因此上述器件均未表现出构建神经界面器件的能力。总的来说, 目前仍未有在脑电原位测量方面表现出优异性能的差分放大器的报道。

OEET的功能限制与其工作特性有关。OEET主要使用浸入外加电解质溶液中的Ag/AgCl电极进行操作, 器件外部的电解质与栅极是这种晶体管不可或缺的一部分。通常, 电解质溶液连通所有沟道, 这意味着电解质中的离子移动会同时影响多个晶体管的工作状态, 不同晶体管之间存在串扰, 难以集成大面积电路。此外, 离子在电解质和聚合物沟道中的传输时间降低了OEET的响应速度, 使其明显慢于OTFT。对于集成电路而言, 每个晶体管独立栅控是执行逻辑操作和信号处理任务的基础。单个晶体管响应速度慢则会导致丧失对高频信号的处理能力。OEET这一依赖于外部电解质和栅极的特性不仅从根本上限制了该器件的运行速度, 而且使得构建由多个晶体管组成的电路复杂化, 制约了其在复杂生物电子器件开发中的潜力。为了使OEET能够形成类似于CMOS等无机器件的功能电路, 必须克服这一障碍。

Khodagholy课题组<sup>[73-76]</sup>近年来发展了内部离子门控有机电化学晶体管(internal ion-gated organic electrochemical transistor, IGT)(图4d)。这种晶体管在其沟道内包含移动离子库, 可显著缩短离子传输时间, 能够在MHz频率范围内操作。此外, 每个晶体管都有自己专用的栅极, 因此允许在集成电路中对密集的晶体管进行

选择性、无串扰的操作, 可构建基于OEET的功能电路, 如多级放大器、环形振荡器等。值得一提的是, 在这种晶体管中, 包含一种H通孔的设计, 这一通孔的目的是保持器件水合, 从而有利于离子膜与沟道中的离子移动。这种半开放式的设计具有重要的生物学意义。在生物体中, 各个细胞的活动既相对独立、又有机统一。传统的全封装的电子器件隔绝了一切的相互交流, 和生物体中细胞之间紧密联系的特性相去甚远。因此, 这种H通孔具有很大的启发性。

然而, 由于上述IGT晶体管的沟道材料局限在PEDOT:PSS, 因此其在构建互补逻辑电路时, 器件面积大, 结构复杂, 加工步骤繁多, 大规模加工的可操作性较低, 因此降低了应用价值。不过, 这种内部栅极的设计仍然具有重要意义。我们认为, 利用目前已发展的高性能p型、n型以及双极型有机半导体材料, 通过将栅极和电解质构建在晶体管内部的方法, 实现复杂电路中每个晶体管元件的独立栅控, 进而借鉴硅基器件中较为成熟的电路设计方法, 构建基于OEET的具有滤波和差分放大等功能的集成电路, 有望实现生物信号的原位多功能处理。此外, 在功耗控制方面, 开发并使用阈值电压更低的新材料, 可以进一步降低操作电压, 进而降低功耗。另外, 使晶体管工作在亚阈值区而非最大跨导处, 也可显著降低功耗<sup>[77]</sup>。

#### 4 非易失性OEET用于神经形态计算

神经界面应当具备与神经系统双向交互的能力, 既能传感并处理神经系统发出的信号, 还应当能够感知外部信号并传导给神经系统。然而, 电子系统在与动态变化的现实世界进行交互方面始终难以与生物系统相媲美。多数现有的人工神经界面器件都是由刚性材料组成的, 并且需要严格的封装, 不仅生物相容性差, 而且难以在水环境中持续稳定工作, 限制了其与神经系统相连接的潜力。如前文所述, 凭借柔性和水相工作等优势, 基于有机半导体的器件可规避传统生物电子设备与生物组织不匹配的缺点。除了原位生物信号处理外, 有机半导体器件还可以有效模拟神经系统并与之交互。

神经系统结构和功能的基本单位是神经元, 因此模拟神经元是模拟神经系统的基础。人工神经元能够模仿生物神经元行为, 根据特定事件或感觉输入的变

化触发动作电位, 即尖峰(spike). 有机人工神经元通常使用多个环形振荡器, 在神经机器人和神经修复学中早已表现出优异的性能<sup>[78,79]</sup>, 但是, 它们的应用受到所需的高电源电压和电路设计复杂性的限制<sup>[80]</sup>. 相比之下, 基于OECT的有机电化学神经元(organic electrochemical neuron, OECN)可使用低电压电源和简单的设计来模拟基于尖峰的神经行为. 目前已经报道了三种类型的OECN: 模拟离子通道动力学的基于电导的神经元、基于有机电化学非线性器件(organic electrochemical nonlinear device, OEND)的神经元和基于泄露集成和发射(leakage integrate-and-fire, LIF)的OECN(图5a).

基于电导的OECN通过使用具有可调反双极性(antiambipolar)的BBL作为OECT沟道材料来模拟生物体中神经元钠离子通道的激活/失活和钾离子通道的延迟激活, 实现了从生物学的角度来看更真实的神经元模拟. 基于电导的OECN能够以接近100 Hz的生物合理频率发出尖峰脉冲, 可以接受离子和神经递质等的调控, 并转导这些生化物质以刺激神经, 显示出生理闭环调节的能力<sup>[81]</sup>. 然而, 这种OECN的电路结构复杂, 需要异常稳定的OECT才能持续运行, 为实际应用带来了局限性.

基于OEND的人工神经元<sup>[82]</sup>可通过更简单的双晶体管设计展现出更生物逼真的神经行为, 能够直接与上皮细胞膜等生物组织相互作用. 它的非线性功能复制了真正的神经元兴奋性和动力学. 然而, 它需要恒定的高压输入(>1.75 V), 为其与生物系统完全整合带来了障碍<sup>[83]</sup>.

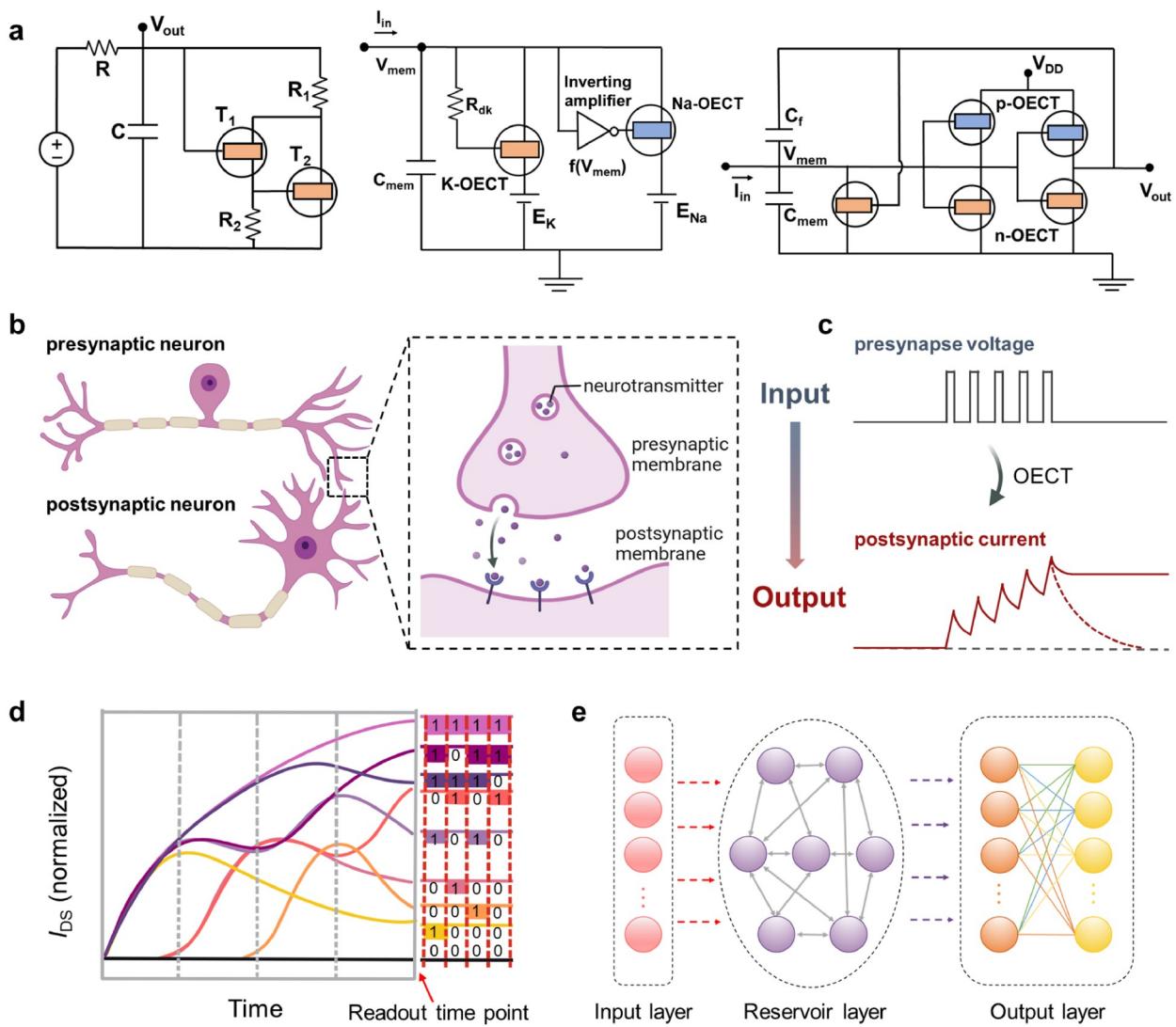
LIF OECN电路结构简单, 能够轻松与其他组件集成, 还可与生物系统整合, 与之进行直接交互. 例如, 在输入特定刺激时诱导捕蝇草叶闭合<sup>[84]</sup>或水蛭肌肉收缩<sup>[85]</sup>. 不过, LIF OECN简单的结构导致其只能复制有限范围的生物神经元功能, 发出尖峰的频率低且范围窄. 近期, Facchetti等<sup>[80]</sup>通过使用高性能的材料以及垂直OECT等器件结构, 可以使之具有更小的器件面积和更宽的可校准尖峰范围, 进而将OECN与机械感受器和人工突触集成, 开发了一种具有感知能力、可处理触觉信号的神经形态系统. 在这一人工感知系统中, 压力和应变传感器作为机械感受器, 将外部触觉刺激转换为电信号; OECN充当神经元, 将各种类型的机械感觉信号编码成频率依赖性电尖峰; 人工突触执行与

其他神经元进行后续交流的任务, 引发突触后反应, 实现了完整的神经形态感知回路.

除了模拟神经元外, OECT还可模拟突触功能. 人工神经元和人工突触这两个元素共同组成了受人脑启发的神经形态计算系统<sup>[85]</sup>, 这一系统有望从根本上突破传统冯•诺依曼计算机系统架构瓶颈, 极大地提升数据处理速度和能效<sup>[86]</sup>. 在生物体中, 两个神经元之间通过突触连接, 神经递质从突触前膜释放, 与突触后膜结合, 从而传递信号(图5b). 突触前后神经元连接的强度称作突触权重(synapse weight). 突触权重可受神经活动调节而发生改变, 被称为突触可塑性(synaptic plasticity). 在反复刺激下, 突触后神经元的活动在短/长时内增强或减弱, 被称为短/长时程记忆(short-/long-term memory, STM/LTM). 突触可塑性使神经网络能够通过学习外界输入的信息, 不断优化其结构以形成记忆和适应性行为. 在大脑神经网络中, 突触可塑性是学习和记忆的基础, 而在人工神经网络中, 这一机制是训练神经网络的核心.

通过使用聚四氢呋喃(PTHF)捕获离子<sup>[2]</sup>或使用聚电解质和位于沟道顶部的漏极作为离子屏障<sup>[87,88]</sup>等手段使OECT具有非易失性(non-volatile), 即当撤去栅极电压后, 离子不会立即离开沟道, 因此沟道材料可以保持掺杂状态, 源漏电流不会立刻消失. 当连续施加多个脉冲栅压时, 源漏电流会累积增加, 即多脉冲增强(multipulse facilitation, MPF) (图5c). 根据电流保持时间的长短, 将这种记忆能力分为STM和LTM. 这种具有记忆能力的有机突触晶体管(organic synaptic transistor, OST)可以模拟人脑的基本功能, 如经典的条件反射——巴甫洛夫联想学习<sup>[89]</sup>, 将压力传感器和光敏电阻与易失性和非易失性OECT集成起来, 可以实现将两个物理输入(光和压力)关联起来的功能<sup>[2]</sup>.

进一步地, 将具有记忆特性的OECT构成的人工突触与人工神经网络相结合, 可执行模式识别任务, 表现出图像识别与记忆能力<sup>[90,91]</sup>. 在操作时, 栅极上的信号通过电解质的非线性离子传输传播到沟道, 沟道的电导受非线性电化学掺杂/去掺杂过程的调节. 这种非线性可以使得不同的脉冲序列施加到OECT后, 在特定时间点读取出的电流各不相同, 即OECT具备了多种存储状态(图5d). 输入信息经过预处理, 每四个像素转换为一个4时间流脉冲序列(即从0000、0001到1111), 然后施加给OECT, 通过读取输出的电流值, 可



**图 5** (网络版彩图) OECT用于模拟神经系统并进行神经形态计算. (a) 基于电导的OECN (左)、基于OEND的OECN (中)和LIF OECN (右)的电路结构示意图<sup>[83]</sup>. (b) 生物突触和(c) 基于OECT的人工突触的示意图. 在生物体中, 突触前神经元和突触后神经元通过突触相连接, 神经递质从突触前膜释放, 作用于突触后膜上的受体. 突触后神经元的兴奋强度由神经递质来调节. 在人工突触中, OECT将输入(类比突触前神经元)电压转换为输出(类比突触后神经元)电流. 输出电流的大小具有可调节性. (d) 具备记忆特性的OECT的源漏电流( $I_{DS}$ )对不同输入4-时间流脉冲序列的响应. (e) RC系统示意图, 由输入层、存储层和输出层组成

**Figure 5** (Color online) OECTs for mimicking neural system and conducting neuromorphic computing. (a) Schematic circuit diagrams of conductance-based OECN (left), OEND-based OECT (middle), and LIF OECN (right) [83]. Schematic illustration of (b) a biological synapse and (c) an artificial synapse based on OECT. In biological systems, presynaptic and postsynaptic neurons are connected via synapses, where neurotransmitters are released from the presynaptic membrane and act on the receptors on the postsynaptic membrane. The activity of the postsynaptic neuron is modulated by neural events through neurotransmitters. In artificial synapses, OECTs convert input voltage (analogous to presynaptic neurons) into output current (analogous to postsynaptic neurons), with the magnitude of the output current being tunable. (d) Response of the source-drain current ( $I_{DS}$ ) of OECTs possessing memory characteristics to different 4-timestep pulse trains. (e) Schematic diagram of the RC system, which consists of an input layer, a reservoir layer, and a readout layer.

以推断出输入信息, 完成识别任务.

虽然目前基于OECT的人工突触已实现了短期/长

期可塑性等各种神经形态功能<sup>[92]</sup>, 但大多OECT通常

具有有限的内存状态和较短的记忆特性, 难以满足复

杂神经形态计算的要求, 限制了它们执行复杂神经形态计算的能力。马伟课题组<sup>[93]</sup>于2023年开发了可提供1024种不同状态、宽动态范围和超过10000 s状态保持的OEET突触, 通过改变栅压大小可选择性控制离子注入势垒不同的非晶/晶态相区, 使器件可在易失性/非易失性模式间切换。近期, 该课题组<sup>[94]</sup>通过在垂直沟道中形成梯度混合双连续结构(GIBS), 在相同的器件架构下同时实现了易失性和非易失性突触行为, 进而构建了一个具有均匀集成的传感、处理和存储功能的灵活的化学调制人工神经。然而, 该类器件非易失性的实现有赖于使用离子凝胶电解质, 离子凝胶中离子液体的生物毒性和难降解性<sup>[95]</sup>使得该类器件在生物相容性方面存在一定的问题, 影响了其在生物界面中的应用。模拟真实的生物突触仍然是一个巨大的挑战, 尤其是在水或生物环境中实现神经形态功能。

在模拟真实生物突触的众多方案中, 构建储备池计算(reservoir computing, RC)系统的方法备受关注, 且目前已经可以通过水相工作的OEET来实现<sup>[96]</sup>。RC概念化了类脑系统的运作方式, 具有核心三层架构: 输入层、存储层和输出层(图5e)<sup>[97]</sup>。可设计如下基于OEET的RC系统: 输入层为脉冲序列, 存储层使用具有STM的OEET, 用于将脉冲序列转换为电流值, 输出层使用具有LTM的OEET, 用于将电流值转换为识别或计算结果。这种人工突触还可以与基于无记忆功能的OEET的神经递质传感器集成, 实现在上游(突触前)神经递质刺激下引发下游(突触后)神经递质受控释放的功能。目前此类设计的材料与器件还需要进一步的发展和优化, OEET在水性介质中的存储特性有待进一步增强。

神经形态计算的核心思想是通过模仿人脑的神经元和突触连接, 构建出类似于生物神经网络的人工神经网络系统。由于生物神经系统基本组成部分具有高度复杂性, 包括周围神经系统中用于感知的受体和中枢神经系统中用于记忆和计算的突触等, 开发模拟神经系统的仿生设备面临着巨大的挑战。在生物体中, 离子通道的开关及离子浓度的可控调节是传导神经信号进而实现神经系统功能的基本过程。因此, 模仿生物离子行为是模拟神经系统的重点。OEET的工作原理基于离子迁移, 能够将离子等化学信号转化为电信号, 类似于生物神经系统信号传递的机制。因此, 两种系统关键过程的相似性使得OEET成为构建仿生神经

系统的重要器件单元<sup>[98]</sup>。具有类似于生物神经细胞的传感和记忆能力的OEET器件在神经元或神经系统模拟方面展现出巨大潜力。开发更多更高性能的OEET材料, 将丰富器件设计时的选择, 提高神经形态计算的效果。

## 5 总结与展望

OEET具有柔软、生物相容性好、可在水中工作等特点, 所以基于OEET的电子器件已在感存算一体化神经界面的发展中展现出了巨大前景。为实现对传统计算架构的深刻变革, 做到更快速、更低功耗的信息处理, 基于OEET的神经界面器件还需要实现更加突出的材料性能、更加优化的器件结构和更加丰富的功能, 这需要更多、更优异的材料和更新颖、更精妙的器件设计。

首先, 材料开发是继续发展基于OEET的电子器件的最基本步骤。为了制造基于OEET的高性能互补逻辑电路, 需要发展更多高稳定性、具有优异且平衡性能的p型和n型或双极型材料。目前, 相比于p型材料, n型和双极型材料的设计和性能提升策略尚不完善, 材料选择也不够丰富, 特别是稳定性问题尤为突出, 需要通过降低LUMO能级、发展侧链工程等策略, 进一步优化n型材料, 以及通过发展高自旋聚合物和潜醌式受体片段等方法开发更多双极型材料。此外, 为材料引入更多新功能, 实现更丰富的电学和生物学特性, 进而满足多样化的实际应用需求, 也是重要的研究课题。在应用于生物神经界面时, 基于OEET的器件需要面对生物体内复杂的环境。例如, 作为OEET电解质的生物体液的量可能并不充足, 体液中离子浓度也可能发生变化; 基于OEET的器件可能与组织界面的黏附力不足, 在组织移动时存在移位甚至脱落的风险。这些因素都将影响OEET的性能与体内长期工作能力。通过将半导体材料制成半导体水凝胶, 引入亲水性网络结构, 提高保水能力和黏附性, 不仅可以提高器件与生物组织界面的贴合程度, 还能在一定程度上缓冲离子浓度变化对器件性能的影响, 从而提升其在体内环境下的稳定性与适应性。

其次, 在器件设计层面, 对于集成电路来说, 更简单的电路结构、更小的尺寸和更低的功耗至关重要。目前, 关于OEET的研究大多集中在沟道材料的进步

上, 而器件结构与电路设计方面的研究相对较少。现有的基于OEET的电路结构简单, 集成度低, 还不足以满足高性能和多功能的需求。未来应当在借鉴硅基集成电路的基本结构和设计方法的基础上, 结合OEET的实际情况, 考虑到其与硅基晶体管工作原理上的差异, 对OEET器件结构进行调整与优化, 以便满足复杂电路设计的需要, 进而将有望发展出基于OEET的集成电路, 使得电子器件能够在生物界面的水性环境中实现丰富的逻辑运算和模拟电路功能。

接着, 在系统功能集成方面, 使用没有固有记忆特性的OEET进行生物传感和原位信号处理, 进而使用有记忆特性的OEET模拟各种神经功能并执行神经形态计算, 进而将二者相结合, 有望开发能够集成感知、放大、存储、处理、计算和响应生物信号等一系列功能于一体的集成化系统, 实现对神经系统的模拟和连接。

最后, 在跨尺度集成方面, 要想从单个或少量OEET到大规模神经形态网络, 还需要克服许多问题。例如, 大规模的集成系统牵涉到大量OEET的大面积均匀加工, 这对工艺流程的可重复性、均匀性和工艺流程的复杂性提出了要求。发展双极型材料在简化工艺流程方面具有重要意义。大规模制造面临的一致性与良率控制问题尚未广泛研究, 每一个OEET都在网

络系统中承担着功能, 加工过程可能难免使得某些OEET的性能发生变化。因此, 整个系统需要具备承受某些元件因加工而发生偏差带来的影响的能力, 才可保证系统的有效性。如何实现大面积、高精度、低成本和与传统硅基工艺兼容性强的制造路线, 是推动其从实验室走向实际应用的关键。此外, OEET在大规模神经形态系统中同步传导信号和并行计算对OEET的响应速度也提出了要求。然而, OEET由于依赖离子从电解质进出沟道, 响应速度天然慢于OFET和硅基器件, 可能探索其并行计算能力是未来研究的重点。另外, OEET在与现有设备集成时存在匹配性问题, 如柔性的前端OEET器件与刚性的后端硅基器件连接时如何保证良好接触, 减少信号衰减, 提高集成度, 是未来应当进一步开展的研究。

虽然迄今为止还没有任何一个系统能够成功地既具备所有这些功能, 又同时完全适应生物界面环境, 但OEET凭借其独特的性能为开发更集成更高效的感存算一体化神经界面开辟了一条充满前途的实现途径。我们相信, 通过新材料设计和器件创新, 充分发掘OEET在生物电子学方面的应用潜力, 可以极大地推动脑机接口和智能假肢等领域的发展与变革。未来, 我们有望实现更好的人机交互和神经系统疾病治疗, 这将不仅是科技的延伸, 更是人类潜能的延展。

**致谢** 本文将收录于“第二十七届中国科协年会学术论文”专刊。

## 参考文献

- 1 Roy K, Jaiswal A, Panda P. *Nature*, 2019, 575: 607–617
- 2 Ji X, Paulsen BD, Chik GKK, Wu R, Yin Y, Chan PKL, Rivnay J. *Nat Commun*, 2021, 12: 2480
- 3 Luo L. *Science*, 2021, 373: eabg7285
- 4 Cai H, Ao Z, Tian C, Wu Z, Liu H, Tchieu J, Gu M, Mackie K, Guo F. *Nat Electron*, 2023, 6: 1032–1039
- 5 Vidal JJ. *Annu Rev Biophys Bioeng*, 1973, 2: 157–180
- 6 Shan Y, Cui X, Chen X, Li Z. *WIREs Nanomed Nanobiotechnol*, 2023, 15: e01827
- 7 Xu S, Liu Y, Lee H, Li W. *Exploration*, 2024, 4: 20230146
- 8 Zhang M, Tang Z, Liu X, Van der Spiegel J. *Nat Electron*, 2020, 3: 191–200
- 9 Sun Y, Chen X, Liu B, Liang L, Wang Y, Gao S, Gao X. *Fundamental Res*, 2025, 5: 3–16
- 10 Zhou F, Chai Y. *Nat Electron*, 2020, 3: 664–671
- 11 Liu Z, Bai Z. *Mod Electron Technol*, 2011, 34: 5 (in Chinese) [刘竹琴, 白泽生. 现代电子技术, 2011, 34: 5]
- 12 Wu G, Zhang X, Feng G, Wang J, Zhou K, Zeng J, Dong D, Zhu F, Yang C, Zhao X, Gong D, Zhang M, Tian B, Duan C, Liu Q, Wang J, Chu J, Liu M. *Nat Mater*, 2023, 22: 1499–1506
- 13 Lu C, Meng J, Song J, Wang T, Zhu H, Sun QQ, Zhang DW, Chen L. *Nano Lett*, 2024, 24: 1667–1672
- 14 Zhang YQ, Wang JJ, Lv ZY, Han ST. *Acta Phys Sin*, 2022, 71: 148502 (in Chinese) [张宇琦, 王俊杰, 吕子玉, 韩素婷. 物理学报, 2022, 71:

148502]

- 15 Liu Z, Mei J, Tang J, Xu M, Gao B, Wang K, Ding S, Liu Q, Qin Q, Chen W, Xi Y, Li Y, Yao P, Zhao H, Wong N, Qian H, Hong B, Jung TP, Ming D, Wu H. *Nat Electron*, 2025, 8: 362–372
- 16 Pan X, Zhang Z, Lei T. *Acta Polym Sin*, 2025, 56: 377–395 (in Chinese) [潘熙然, 张志, 雷霆. 高分子学报, 2025, 56: 377–395]
- 17 Bernards DA, Malliaras GG. *Adv Funct Mater*, 2007, 17: 3538–3544
- 18 Inal S, Malliaras GG, Rivnay J. *Nat Commun*, 2017, 8: 1767
- 19 Axpe E, Orive G, Franze K, Appel EA. *Nat Commun*, 2020, 11: 3423
- 20 Lacour SP, Courtine G, Guck J. *Nat Rev Mater*, 2016, 1: 1–4
- 21 Polikov VS, Tresco PA, Reichert WM. *J Neurosci Methods*, 2005, 148: 1–18
- 22 Xu M, Li F, Liu Y, Zhang J, Shi Y, He F. *Chin J Lasers*, 2023, 50: 147–174 (in Chinese) [徐明亮, 李芳媛, 刘岳圻, 张瑾慧, 师亚洲, 何飞. 中国激光, 2023, 50: 147–174]
- 23 Woods GA, Rommelfanger NJ, Hong G. *Matter*, 2020, 3: 1087–1113
- 24 Zhao C, Park J, Root SE, Bao Z. *Nat Rev Bioeng*, 2024, 2: 671–690
- 25 Lu Z, Pavia A, Savva A, Kergoat L, Owens RM. *Mater Sci Eng-R-Rep*, 2023, 153: 100726
- 26 Ge Y, Wang W, He Z, Liu L, Zhang F, Di CA. *Sci Sin Chim*, 2024, 54: 537–551 (in Chinese) [葛宇涛, 王薇, 贺紫晗, 刘力瑶, 张凤娇, 狄重安. 中国科学: 化学, 2024, 54: 537–551]
- 27 Ohayon D, Druet V, Inal S. *Chem Soc Rev*, 2023, 52: 1001–1023
- 28 Rivnay J, Owens RM, Malliaras GG. *Chem Mater*, 2014, 26: 679–685
- 29 Rivnay J, Inal S, Salleo A, Owens RM, Berggren M, Malliaras GG. *Nat Rev Mater*, 2018, 3: 17086
- 30 Giovannitti A, Nielsen CB, Sbircea DT, Inal S, Donahue M, Niazi MR, Hanifi DA, Amassian A, Malliaras GG, Rivnay J, McCulloch I. *Nat Commun*, 2016, 7: 13066
- 31 Hallani RK, Paulsen BD, Petty Li AJ, Sheelamanthula R, Moser M, Thorley KJ, Sohn W, Rashid RB, Savva A, Moro S, Parker JP, Drury O, Alsufyani M, Neophytou M, Koseco J, Inal S, Costantini G, Rivnay J, McCulloch I. *J Am Chem Soc*, 2021, 143: 11007–11018
- 32 Kuang Y, Yao T, Deng S, Dong J, Ye G, Zhang L, Shao S, Zhu Z, Liu J, Liu J. *Adv Mater*, 2025, 37: 2417691
- 33 Lei Y, Li P, Zheng Y, Lei T. *Mater Chem Front*, 2023, 8: 133–158
- 34 Wang Y, Wustoni S, Surgailis J, Zhong Y, Koklu A, Inal S. *Nat Rev Mater*, 2024, 9: 249–265
- 35 Ma M, Zhang L, Huang M, Kuang Y, Li H, Yang H, Yao T, Ye G, Shao S, Yoon M, Liu J. *Angew Chem Int Ed*, 2025, 64: e202424820
- 36 Li P, Shi J, Lei Y, Huang Z, Lei T. *Nat Commun*, 2022, 13: 5970
- 37 Chen J, Cong S, Wang L, Wang Y, Lan L, Chen C, Zhou Y, Li Z, McCulloch I, Yue W. *Mater Horiz*, 2023, 10: 607–618
- 38 Shi J, Li P, Deng XY, Xu J, Huang Z, Lei Y, Wang Y, Wang JY, Gu X, Lei T. *Chem Mater*, 2022, 34: 864–872
- 39 Zhu M, Li P, Li JL, Lei T. *Mol Syst Des Eng*, 2022, 7: 6–20
- 40 Rashid RB, Du W, Griggs S, Maria IP, McCulloch I, Rivnay J. *Sci Adv*, 2021, 7: eabh1055
- 41 Stein E, Nahor O, Stolov M, Freger V, Petruna IM, McCulloch I, Frey GL. *Nat Commun*, 2022, 13: 5548
- 42 Samuel JJ, Garudapalli A, Mohapatra AA, Gangadharappa C, Patil S, Aetukuri NPB. *Adv Funct Mater*, 2021, 31: 2102903
- 43 Ge GY, Xu J, Wang X, Sun W, Yang M, Mei Z, Deng XY, Li P, Pan X, Li JT, Wang XQ, Zhang Z, Lv S, Dai X, Lei T. *Nat Commun*, 2025, 16: 396
- 44 Wang XQ, Song C, Lei T. *Chin J Polym Sci*, 2024, 42: 417–436
- 45 Pan X, Ren Z, Chen Y, Zheng Y, Li P, Sun W, Xu J, Chen JP, Ge GY, Li Q, Xiong Z, Zhang Z, Zhu R, Zheng YQ, Lei T. *Adv Mater*, 2025, 37: 2417146
- 46 Yang H, Ji S, Chaturvedi I, Xia H, Wang T, Chen G, Pan L, Wan C, Qi D, Ong YS, Chen X. *ACS Mater Lett*, 2020, 2: 478–484
- 47 Sheng H, Wang X, Kong N, Xi W, Yang H, Wu X, Wu K, Li C, Hu J, Tang J, Zhou J, Duan S, Wang H, Suo Z. *Extreme Mech Lett*, 2019, 30: 100510
- 48 He H, Li H, Pu A, Li W, Ban K, Xu L. *Nat Commun*, 2023, 14: 759
- 49 Yu X, Zhang H, Wang Y, Fan X, Li Z, Zhang X, Liu T. *Adv Funct Mater*, 2022, 32: 2204366
- 50 Jiang Y, Trotsyk AA, Niu S, Henn D, Chen K, Shih CC, Larson MR, Mermin-Bunnell AM, Mittal S, Lai JC, Saberi A, Beard E, Jing S, Zhong D, Steele SR, Sun K, Jain T, Zhao E, Neimeth CR, Viana WG, Tang J, Sivaraj D, Padmanabhan J, Rodrigues M, Perrault DP, Chattopadhyay A,

- Maan ZN, Leeolou MC, Bonham CA, Kwon SH, Kussie HC, Fischer KS, Gurusankar G, Liang K, Zhang K, Nag R, Snyder MP, Januszyk M, Gurtner GC, Bao Z. *Nat Biotechnol*, 2023, 41: 652–662
- 51 Li P, Sun W, Li J, Chen JP, Wang X, Mei Z, Jin G, Lei Y, Xin R, Yang M, Xu J, Pan X, Song C, Deng XY, Lei X, Liu K, Wang X, Zheng Y, Zhu J, Lv S, Zhang Z, Dai X, Lei T. *Science*, 2024, 384: 557–563
- 52 Jonas F, Krafft W, Muys B. *MacroMol Symposia*, 1995, 100: 169–173
- 53 Tang H, Lin P, Chan HLW, Yan F. *Biosens Bioelectron*, 2011, 26: 4559–4563
- 54 Liao C, Zhang M, Niu L, Zheng Z, Yan F. *J Mater Chem B*, 2013, 1: 3820–3829
- 55 Mak CH, Liao C, Fu Y, Zhang M, Tang CY, Tsang YH, Chan HLW, Yan F. *J Mater Chem C*, 2015, 3: 6532–6538
- 56 Aerathupalathu Janardhanan J, Chen YL, Liu CT, Tseng HS, Wu PI, She JW, Hsiao YS, Yu H. *Anal Chem*, 2022, 94: 7584–7593
- 57 Tao W, Lin P, Hu J, Ke S, Song J, Zeng X. *RSC Adv*, 2017, 7: 52118–52124
- 58 Fu Y, Wang N, Yang A, Law HK, Li L, Yan F. *Adv Mater*, 2017, 29: 1703787
- 59 Chen L, Fu Y, Wang N, Yang A, Li Y, Wu J, Ju H, Yan F. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2018, 10: 18470–18477
- 60 He RX, Zhang M, Tan F, Leung PHM, Zhao XZ, Chan HLW, Yang M, Yan F. *J Mater Chem*, 2012, 22: 22072–22076
- 61 Rivnay J, Leleux P, Sessolo M, Khodagholy D, Hervé T, Fiocchi M, Malliaras GG. *Adv Mater*, 2013, 25: 7010–7014
- 62 Majak D, Fan J, Gupta M. *Sens Actuat B-Chem*, 2019, 286: 111–118
- 63 Romele P, Ghittorelli M, Kovács-Vajna ZM, Torricelli F. *Nat Commun*, 2019, 10: 3044
- 64 Braendlein M, Lonjaret T, Leleux P, Badier JM, Malliaras GG. *Adv Sci*, 2017, 4: 1600247
- 65 Sun H, Vagin M, Wang S, Crispin X, Forchheimer R, Berggren M, Fabiano S. *Adv Mater*, 2018, 30: 1704916
- 66 Rashid RB, Ji X, Rivnay J. *Biosens Bioelectron*, 2021, 190: 113461
- 67 Romele P, Gkoupidenis P, Koutsouras DA, Lieberth K, Kovács-Vajna ZM, Blom PWM, Torricelli F. *Nat Commun*, 2020, 11: 3743
- 68 Shen K, Chen O, Edmunds JL, Piech DK, Mahabir MM. *Nat Biomed Eng*, 2023, 7: 424–442
- 69 Buzsáki G, Anastassiou CA, Koch C. *Nat Rev Neurosci*, 2012, 13: 407–420
- 70 Uguz I, Ohayon D, Yilmaz S, Griggs S, Sheelamathula R, Fabbri JD, McCulloch I, Inal S, Shepard KL. *Sci Adv*, 2024, 10: eadi9710
- 71 Sugiyama M, Uemura T, Kondo M, Akiyama M, Namba N, Yoshimoto S, Noda Y, Araki T, Sekitani T. *Nat Electron*, 2019, 2: 351–360
- 72 Wang Y, Wang T, Xiang L, Huang R, Long G, Wang W, Xi M, Tian J, Li W, Deng X, Gong Q, Bai T, Chen Y, Liu H, Xia Y, Liang X, Chen Q, Peng LM, Hu Y. *Sci Adv*, 2024, 10: eadq6022
- 73 Cea C, Spyropoulos GD, Jastrzebska-Perfect P, Ferrero JJ, Gelinas JN, Khodagholy D. *Nat Mater*, 2020, 19: 679–686
- 74 Wisniewski DJ, Ma L, Rauhala OJ, Cea C, Zhao Z, Ranschaert A, Gelinas JN, Khodagholy D. *Nat Commun*, 2025, 16: 517
- 75 Cea C, Zhao Z, Wisniewski DJ, Spyropoulos GD, Polyravas A, Gelinas JN, Khodagholy D. *Nat Mater*, 2023, 22: 1227–1235
- 76 Spyropoulos GD, Gelinas JN, Khodagholy D. *Sci Adv*, 2019, 5: eaau7378
- 77 Venkatraman V, Friedlein JT, Giovannitti A, Maria IP, McCulloch I, McLeod RR, Rivnay J. *Adv Sci*, 2018, 5: 1800453
- 78 Tee BCK, Chortos A, Berndt A, Nguyen AK, Tom A, McGuire A, Lin ZC, Tien K, Bae WG, Wang H, Mei P, Chou HH, Cui B, Deisseroth K, Ng TN, Bao Z. *Science*, 2015, 350: 313–316
- 79 Kim Y, Chortos A, Xu W, Liu Y, Oh JY, Son D, Kang J, Foudeh AM, Zhu C, Lee Y, Niu S, Liu J, Pfattner R, Bao Z, Lee TW. *Science*, 2018, 360: 998–1003
- 80 Yao Y, Pankow RM, Huang W, Wu C, Gao L, Cho Y, Chen J, Zhang D, Sharma S, Liu X, Wang Y, Peng B, Chung S, Cho K, Fabiano S, Ye Z, Ping J, Marks TJ, Facchetti A. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2025, 122: e2414879122
- 81 Harikesh PC, Yang CY, Wu HY, Zhang S, Donahue MJ, Caravaca AS, Huang JD, Olofsson PS, Berggren M, Tu D, Fabiano S. *Nat Mater*, 2023, 22: 242–248
- 82 Sarkar T, Lieberth K, Pavlou A, Frank T, Mailaender V, McCulloch I, Blom PWM, Torricelli F, Gkoupidenis P. *Nat Electron*, 2022, 5: 774–783
- 83 Harikesh PC, Tu D, Fabiano S. *Nat Electron*, 2024, 7: 525–536
- 84 Harikesh PC, Yang CY, Tu D, Gerasimov JY, Dar AM, Armada-Moreira A, Massetti M, Kroon R, Bliman D, Olsson R, Stavriniou E, Berggren M, Fabiano S. *Nat Commun*, 2022, 13: 901
- 85 Gerasimov JY, Tu D, Hitaishi V, Harikesh PC, Yang CY, Abrahamsson T, Rad M, Donahue MJ, Ejneby MS, Berggren M, Forchheimer R, Fabiano S. *Adv Sci*, 2023, 10: 2207023
- 86 Shan XY, Wang ZQ, Xie J, Zheng JH, Xu HY, Liu YC. *Acta Phys Sin*, 2022, 71: 148701–148720 [单旋字, 王中强, 谢君, 郑嘉慧, 徐海阳, 刘益]

春. 物理学报, 2022, 71: 148701–148720]

- 87 Li T, Qu Z, Si J, Lee Y, Bandari VK, Schmidt OG. *Sci Adv*, 2025, 11: eadt5186
- 88 Wu R, Xie M, Cheng Y, Zhao D, Feng LW, Chen J, Huang W. *J Mater Chem C*, 2025, 13: 821–830
- 89 van de Burgt Y, Lubberman E, Fuller EJ, Keene ST, Faria GC, Agarwal S, Marinella MJ, Alec Talin A, Salleo A. *Nat Mater*, 2017, 16: 414–418
- 90 Cong S, Chen J, Xie M, Deng Z, Chen C, Liu R, Duan J, Zhu X, Li Z, Cheng Y, Huang W, McCulloch I, Yue W. *Sci Adv*, 2024, 10: eadq9405
- 91 Liu D, Tian X, Bai J, Wang S, Dai S, Wang Y, Wang Z, Zhang S. *Nat Electron*, 2024, 7: 1176–1185
- 92 Liu R, Zhu X, Duan J, Chen J, Xie Z, Chen C, Xie X, Zhang Y, Yue W. *Angew Chem Int Ed*, 2024, 63: e202315537
- 93 Wang S, Chen X, Zhao C, Kong Y, Lin B, Wu Y, Bi Z, Xuan Z, Li T, Li Y, Zhang W, Ma E, Wang Z, Ma W. *Nat Electron*, 2023, 6: 281–291
- 94 Wang S, Wang Y, Cai X, Wang B, Zhao C, Pan G, Harder C, Bulut Y, Zhang B, Zhang S, Kong Y, Huang K, Xie B, Müller-Buschbaum P, Roth SV, Yang L, Li Y, Han Y, Bao G, Ma W. *Nat Electron*, 2025, 8: 254–266
- 95 Wei P, Pan X, Chen CY, Li HY, Yan X, Li C, Chu YH, Yan B. *Chem Soc Rev*, 2021, 50: 13609–13627
- 96 Wang Y, Shan W, Li H, Zhong Y, Wustoni S, Uribe J, Chang T, Musteata V E, Castillo T C H, Yue W, Ling H, El-Atab N, Inal S. *Nat Commun*, 2025, 16: 1615
- 97 Yan M, Huang C, Bienstman P, Tino P, Lin W, Sun J. *Nat Commun*, 2024, 15: 2056
- 98 Xu Y, Jin C, Sun J, Yang J. *Sci Sin Chim*, 2024, 54: 425–445 (in Chinese) [徐运超, 靳晨星, 孙佳, 阳军亮. 中国科学: 化学, 2024, 54: 425–445]

## Neural interface devices based on organic electrochemical transistors for in-sensor memory and computing: a perspective

Suqing Gao<sup>1,2</sup>, Ting Lei<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup> State Key Laboratory of Advanced Waterproof Materials, Key Laboratory of Polymer Chemistry and Physics of Ministry of Education, School of Materials Science and Engineering, Peking University, Beijing 100871, China

<sup>2</sup> School of Life Sciences, Tsinghua University, Beijing 100084, China

\*Corresponding author (email: [tinglei@pku.edu.cn](mailto:tinglei@pku.edu.cn))

**Abstract:** The biological nervous system has a complex and distinctive structure, enabling exceptionally efficient information processing. With the rapid development of artificial intelligence, the conventional von Neumann architecture is encountering unprecedented challenges. The core of fields such as brain-computer interfaces, intelligent prostheses, and neurorobotics lies in the construction of neural interfaces, which serve as direct communication bridges between the nervous system and external devices. However, the physical separation of sensors, memory units, and computational elements imposes constraints on processing efficiency and power consumption control. Faced with the need to overcome the von Neumann bottleneck and advance novel neural interfaces, the paradigm of sensing, storage, and computing integration is emerging as a fundamental framework for next-generation intelligent systems and neural interfaces. Although a fully integrated system encompassing all these functions and allowing directly applying to organisms has not yet been realized, organic electrochemical transistors, owing to their excellent properties, have opened up opportunities for the development of advanced neuromorphic computing and bio-interface technologies. Neural interface devices based on organic electrochemical transistors show broad prospects and are of great significance to the advancement of *in vivo* information processing and intelligent bioelectronics.

**Keywords:** neural interface device, organic electrochemical transistor, *in situ* signal processing, neuromorphic computing, in-sensor memory and computing

**doi:** [10.1360/SSC-2025-0083](https://doi.org/10.1360/SSC-2025-0083)