

# 离子氧化物晶体管阵列多级痛觉敏化仿生研究

李彦冉, 谢叮咚, 蒋杰

(中南大学 物理与电子学院, 纳米光子学与器件湖南省重点实验室, 长沙 410083)

**摘要:** 多级痛觉感知对于生物避免外界伤害刺激具有十分重要的意义。本工作以海藻酸钠生物聚合物作为离子耦合栅介质, 成功制备了  $5 \times 5$  无结痛觉感知晶体管阵列。该器件能够在低电压下(2 V)正常工作, 且具有较大的电流开关比( $>10^4$ )以及开态电流( $>10 \mu\text{A}$ )。这种器件不仅能模拟突触的重要功能, 如兴奋性突触后电流、双脉冲易化、动态滤波等, 而且还成功模拟了痛觉神经网络的多级空间感知敏化特性。构建该网络系统为下一代神经形态类脑系统应用提供了新的途径。

**关键词:** 氧化物半导体; 晶体管阵列; 痛觉神经网络; 时空致敏

中图分类号: TQ174 文献标志码: A

## Bionic Research on Multistage Pain Sensitization Based on Ionic Oxide Transistor Array

LI Yanran, XIE Dingdong, JIANG Jie

(Hunan Key Laboratory of Nanophotonics and Devices, School of Physics and Electronics, Central South University, Changsha 410083, China)

**Abstract:** Multistage pain perception is of great significance for surviving the outside harmful stimuli for organisms. In this work, using a sodium alginate biopolymer electrolyte as neurotransmitter layer, a  $5 \times 5$  array of junctionless transistoris successfully fabricated for pain perception. The device operates well at low voltage (2 V) with a large current on-off ratio ( $>10^4$ ) and on-state current ( $>10 \mu\text{A}$ ). This coplanar-gate array can not only emulate the important functions of synapses, such as excitatory postsynaptic current, paired-pulse facilitation, and dynamic filtering, but also successfully mimic pain-perception and sensitization abilities of the artificial nociceptor network. Furthermore, this work also successfully emulates the multistage spatio-temporal sensitization in the nociceptor network. Construction of this kind of network system provides a new way for the application of the next-generation neuromorphic brain-like system.

**Key words:** oxide semiconductor; transistor array; nociceptor network; spatio-temporal sensitization

痛觉是一种能让动物感知和避免潜在组织损伤刺激的感觉机制, 对动物的生存至关重要。疼痛信号由分布在外周末梢的痛觉感受器激活, 通过背根神经节(Dorsal Root Ganglia, DRG)或三叉神经节神

经元传递到中枢神经系统<sup>[1-3]</sup>。这些痛觉感受器是一些特殊的神经元, 能探测到环境中潜在的破坏性能量(热、机械和化学)并作出反应。脊椎动物的痛觉感受器不仅将疼痛信号传递到中枢神经系统, 而且

收稿日期: 2022-10-11; 收到修改稿日期: 2022-11-08; 网络出版日期: 2022-11-21

基金项目: 国家自然科学基金(52172169) National Natural Science Foundation of China (52172169)

作者简介: 李彦冉(1996-), 女, 博士研究生. E-mail: 222201001@csu.edu.cn

LI Yanran (1996-), female, PhD candidate. E-mail: 222201001@csu.edu.cn

通信作者: 蒋杰, 副教授. E-mail: jiangjie@csu.edu.cn

JIANG Jie, associate professor. E-mail: jiangjie@csu.edu.cn

将其传递到受伤组织周围,这意味着局部组织中的痛觉感受器受到刺激而产生了相应神经行为<sup>[4]</sup>。由这些痛觉感受器组成的神经网络决定了疼痛感知的最初过程,在智力认知中起着重要作用。因此,基于固体电子器件构建的痛觉感受神经网络硬件系统对仿生机器人和皮肤电子技术的发展具有重要的科学和技术意义<sup>[5-6]</sup>。

近年来,人们采用一种单忆阻器来模拟生物痛觉感受器<sup>[7-9]</sup>,虽然实现了阈值、外周敏化和松弛行为等基本感知功能的仿生模拟,但其记忆性痛觉感受器却缺乏功能调节能力和智能适应性。此外,忆阻器通常具有切换机制的突然性和随机性,将导致电导调制的非线性和不对称以及器件的大变化,这将影响其作为人工突触的性能<sup>[10-11]</sup>。相比之下,三端神经形态晶体管由于可以同时信号传输和学习而受到广泛关注。对于突触的模拟,栅极通常用作突触前末端,源/漏用于读出突触后电流。离子型晶体管中离子在电解质中的运动有利于模拟生物突触和神经元的动态特性<sup>[12-13]</sup>。因此,基于三端神经形态晶体管对痛觉灵敏度实现灵活调节,有利于提高人工感觉系统的智能认知能力和适应性。但是,痛觉感知系统的运行需要神经网络参与,而利用三端神经形态晶体管阵列模拟痛觉神经网络的深入研究还很匮乏,特别是相关痛觉神经网络敏化特性的仿生模拟更具挑战。因此,一种低成本、超灵敏的痛觉神经网络的硬件对下一代神经形态智能电子设备的开发至关重要。

本工作以海藻酸钠(Sodium Alginate, SA)生物聚合物作为离子耦合栅介质,成功制备了  $5 \times 5$  无结氧化物晶体管阵列。该器件能够在低电压下(2 V)正常工作,且具有较大的电流开关比( $>10^4$ )以及开态电流( $>10 \mu\text{A}$ )。这种晶体管不仅可以模拟单级痛觉神经元特性,比如基本的阈值特性和时空特性,而且还成功发展了一种时空相关的多级痛觉敏化功能,最终从硬件层面上实现了具有多级痛觉敏化感知的人工神经网络。

## 1 实验方法

本工作提出的无结神经形态晶体管阵列在室温下制造。首先,将 SA 溶液(质量浓度为 4%)滴注到 Si/SiO<sub>2</sub> 基底上,在周围空气中干燥,形成均匀薄膜。然后,在工作压力 0.65 Pa,功率 50 W,Ar 流量 15 sccm 的条件下,采用射频磁控溅射法在固体 SA 电解质上沉积基于 ITO 膜的无结沟道和源/漏电极<sup>[5]</sup>,尺寸为  $150 \mu\text{m} \times 1000 \mu\text{m}$ 。用半导体参数分析仪(Keithley 4200 SMU)在相对湿度为 40% 的黑暗条件下测量了神经形态晶体管的电学性能。器件结构及其测试示意图如图 1(a)所示。

## 2 结果与讨论

图 1(b)显示了单个无结器件典型的转移特性曲线图。在源漏电压( $V_{\text{DS}}$ )固定为 2 V 时,源漏电流( $I_{\text{DS}}$ )

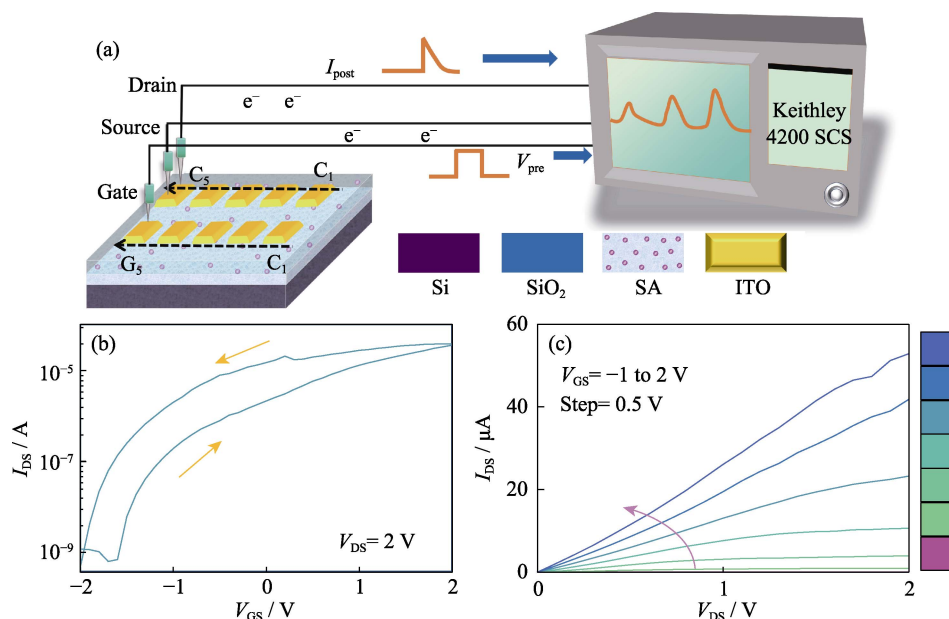


图 1 (a) 器件结构及其测试过程示意图, 单个器件的 (b) 转移曲线及其 (c) 输出曲线

Fig. 1 (a) Diagram of device structure and test process, (b) transfer curve and (c) corresponding output curve of single transistor

随着栅极电压( $V_{GS}$ )的增大而逐渐增大。当  $V_{GS}$  为  $-1.70\text{ V}$  时, 沟道电流关断, 最小电流为  $1.66 \times 10^{-9}\text{ A}$  ( $I_{off}$ ); 当  $V_{GS}$  为  $2\text{ V}$  时, 沟道完全开启, 沟道电流达到最大  $4 \times 10^{-5}\text{ A}$  ( $I_{on}$ ), 器件获得了约  $4 \times 10^5$  的开关比。在此过程中, 由于双电层(Electric Double Layer, EDL)的静电耦合效应, 质子的瞬时积累会导致 ITO 沟道内电流急剧增加。当栅极电压从  $2\text{ V}$  回扫至  $-2\text{ V}$  时, 质子会在电场作用下离开界面, 最终达到平衡状态。移动质子弛豫现象会导致器件的电流响应延迟, 因此可以观察到明显的逆时针回滞<sup>[14-15]</sup>。图 1(c)显示了相应器件的典型输出曲线。在不同  $V_{GS}$  下(从  $-1\text{ V}$  增加到  $2\text{ V}$ , 步长为  $0.50\text{ V}$ ),  $V_{DS}$  从  $0\text{ V}$  扫描到  $2\text{ V}$ ,  $I_{DS}$  随  $V_{GS}$  增大而增大。该器件在低  $V_{DS}$  下,  $I_{DS}$  随  $V_{DS}$  线性增加, 表明器件具有良好的欧姆接触; 不同  $V_{GS}$  下的  $I_{DS}$  有明显差异, 表明该器件也具有良好的栅控能力。

SA 中质子在电场下的迁移类似于神经递质通

过突触间隙的扩散, 因此本研究以 SA 为栅介质的无结晶体管更有利于多种突触功能的模拟。图 2(a)展示了一个化学突触的示意图。化学突触中的信息传递和加工是一个复杂的过程, 通常以动作电位的触发开始, 并开启钙离子通道<sup>[1-2]</sup>。通过激活钙通道, 神经元前突触的电活动转化为神经递质的释放, 与突触后末端的受体结合, 导致突触后电流/电位发生变化<sup>[16-18]</sup>。释放兴奋性神经递质(如谷氨酸)可触发兴奋性突触后电流/电位(Excitatory Postsynaptic Current/Excitatory Postsynaptic potential, EPSC/EPSP)<sup>[11]</sup>。图 2(b)显示了由突触前尖峰(脉冲高度:  $2.10\text{ V}$ , 脉冲时间:  $10\text{ ms}$ )触发的无结突触晶体管的典型 EPSC。EPSC 在达到峰值  $\sim 532\text{ nA}$  后衰减回静态电流。这种 EPSC 行为与生物兴奋性突触中的 EPSC 过程非常相似。突触对信息整合的贡献可以通过改变突触连接强度来实现, 即突触权重, 称为突触可塑性<sup>[19-20]</sup>。突触改变其突触权重的能力是

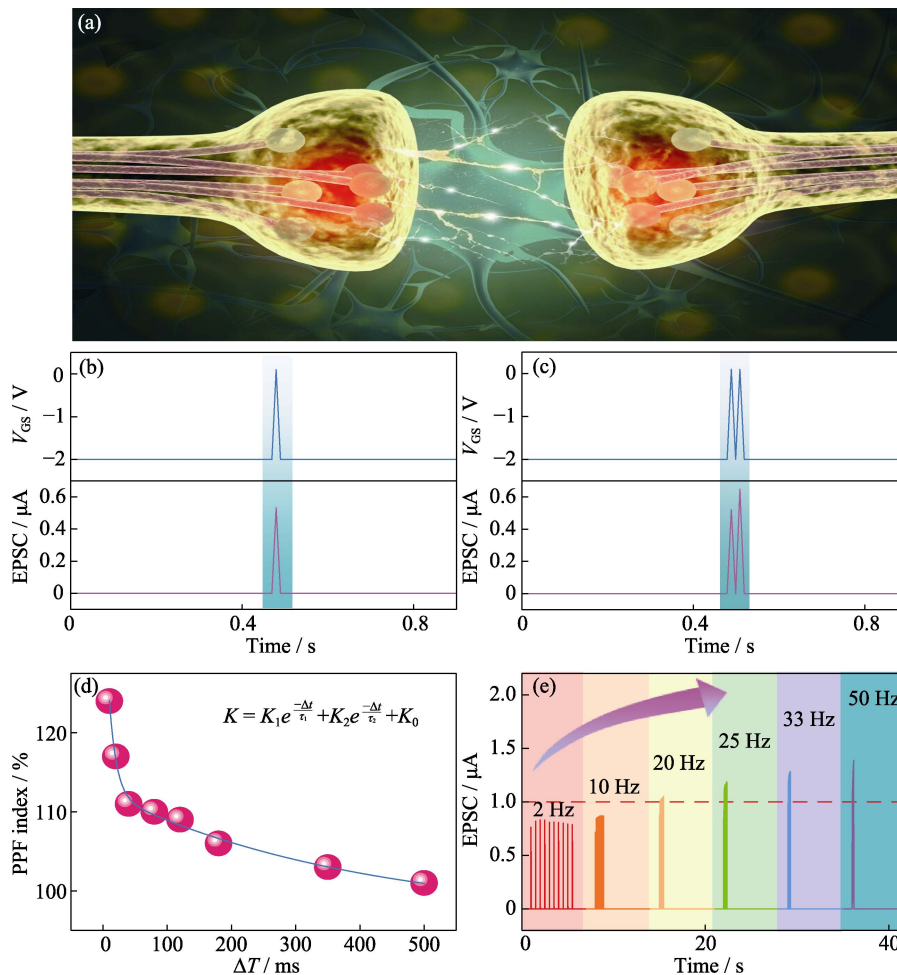


图 2 (a)生物突触示意图, 由突触前尖峰(脉冲高度:  $2.10\text{ V}$ , 脉冲宽度:  $10\text{ ms}$ )触发的(b)EPSC 和(c)PPF, (d)PPF 指数拟合, 和(e)在不同刺激频率下(2~50 Hz)的 EPSC 的响应

Fig. 2 (a) Schematic image of a biological synapse, (b) EPSC and (c) PPF triggered by a presynaptic spike with amplitude at  $2.10\text{ V}$ , duration at  $10\text{ ms}$ , (d) PPF index fitting, and (e) EPSCs recorded in response to the different stimulus train with frequency ranging from  $2\text{ Hz}$  to  $50\text{ Hz}$

人类大脑学习和记忆的基础。PPF 作为一种重要的短期可塑性, 是当第二个尖峰紧随第一尖峰之后触发时, 第二个尖峰触发的 EPSC 幅度( $A_2$ )大于第一个尖峰触发的 EPSC 幅度( $A_1$ )的现象<sup>[18]</sup>, 如图 2(c)所示。易化比  $K(K=A_2/A_1 \times 100\%)$  与峰值之间的时间间隔有关, 且可以用双指数衰减函数拟合, 如公式(1)和图 2(d)所示:

$$K = K_1 e^{-\frac{\Delta t}{\tau_1}} + K_2 e^{-\frac{\Delta t}{\tau_2}} + K_0 \quad (1)$$

其中,  $K_1$  和  $K_2$  分别为快速阶段和缓慢阶段的初始易化量;  $\Delta t$  是两个脉冲之间的时间间隔;  $\tau_1$  和  $\tau_2$  分别是快相和慢相的特征弛豫时间, 拟合分别为 11 和 392 ms。慢衰减和快衰减之间的差异与先前电突触器件报道的生物突触连接增强和生物易化相关实验结果特别吻合<sup>[21]</sup>。此外, 尖峰速率依赖可塑性(Spike-rate Dependent Plasticity, SRDP)是突触可塑性的一个关键特性, 其中突触权重可以直接由尖峰速率调节<sup>[19-20]</sup>, 如图 2(e)所示。其中, 每组尖峰事件序列是由频率不同的 10 个连续脉冲构成(脉冲高度: 2.40 V, 脉冲宽度: 10 ms, 脉冲频率: 2~50 Hz)。当刺激频率为 2 Hz 时, EPSC 的响应基本保持不变, 随着刺激频率增大, EPSC 响应逐渐增大。由生物痛觉感受器的触发理论可知, 只有当外界刺激达到一定

阈值时, 痛觉感受器才会被激活, 形成一种兴奋信号, 整合并发送到中枢神经系统<sup>[3-4]</sup>。受此启发, 本研究定义 1  $\mu\text{A}$  为痛觉阈值来模拟痛觉感知行为。由图 2(e)可知, 在阈值线下侧的频率刺激表现出典型的非疼痛行为, 当外界刺激超过阈值时产生疼痛信号。

痛觉感受器的激发依靠 G 蛋白偶联受体(G Protein-coupled Receptors, GPCRs)的激活。谷氨酸的持续释放促进突触后 I 组代谢型谷氨酸受体(metabotropic Glutamate Receptors, mGluRs)激活, 导致 G 蛋白活化<sup>[22-23]</sup>。活化的 G 蛋白随后与下游效应物结合, 通过抑制  $\text{K}^+$  通道或促进非选择性阳离子通道来影响膜电位, 导致持续数十秒的慢 EPSC, 如图 3(a)所示。当 EPSC 达到/超过一定阈值时, 产生痛觉信号。本研究的无结晶体管可以成功模拟这种有趣的痛觉阈值特性。如图 3(b)所示, 在栅极端施加脉冲宽度为 10 ms, 振幅递增(1.30~4.00 V)的 10 个电脉冲, 随着脉冲幅度增加, 痛觉感应电流逐渐增大, 当脉冲幅度增加到 2.64 V 时, EPSC 超过阈值水平(1  $\mu\text{A}$ ), 如 3(c)所示, 拟合的 2.64 V 可以定义为疼痛触发阈值电压( $V_{\text{TH}}$ ), 这类似于生物痛觉感受器的压力阈值<sup>[22-23]</sup>。此外, 当输入脉冲电压固定在 2.10 V (通常无害的刺激)时, 从图 3(d)中观察到, 足够长的脉冲持续时间 40 ms 也可以激活人工痛觉感受器响

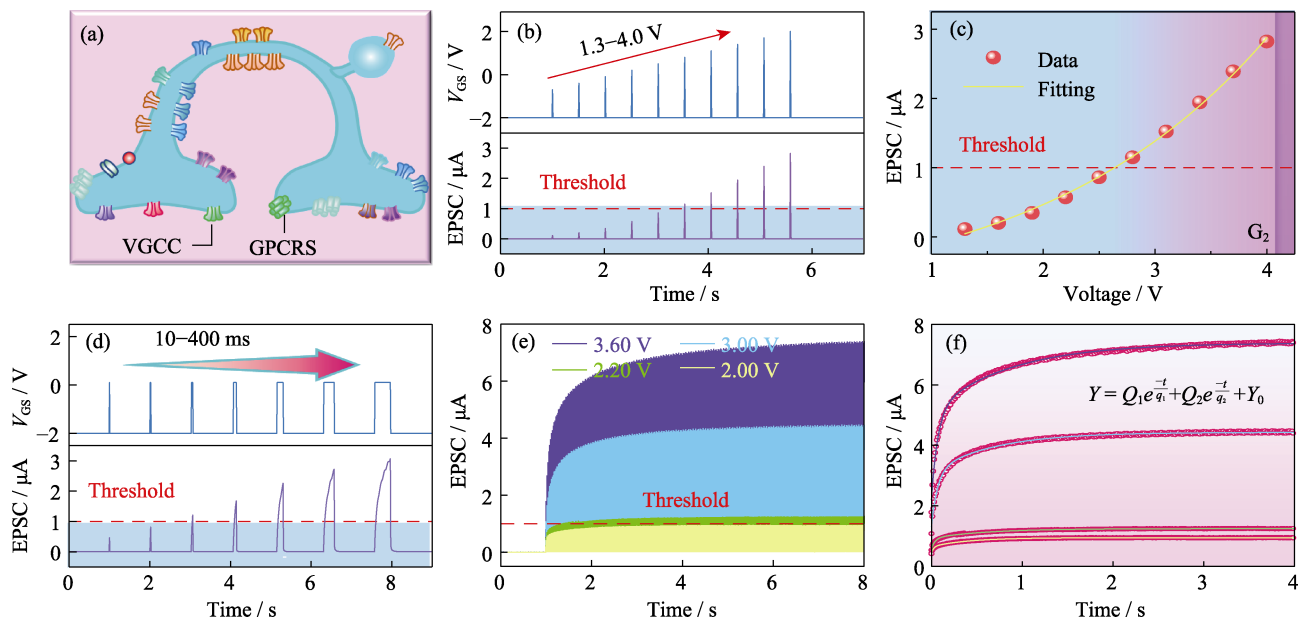


图 3 疼痛感知神经元表征

Fig. 3 Characteristics of the artificial painful perceptual neuron

(a) Structural diagram of painful perceptual neuron; (b) EPSC response by the device applying ten electrical pulses with 10 ms pulse width and different pulse amplitudes from 1.30 V to 4.00 V, which cannot reach threshold current ( $I_{\text{th}} = 1 \mu\text{A}$ ) until the pulse amplitude up to 2.64 V; (c) Fitting curve of pain threshold voltage; (d) EPSC output by the device with fixed pulse amplitude (2.10 V) and the width increasing from 10 ms to 400 ms; (e) Response of device to continuous multiple pulses with different amplitudes; (f) Fitting for response of device to continuous multiple pulses with different amplitudes (2.00, 2.20, 3.00 and 3.60 V);

Colorful figures are available on website



应能力, 脉冲持续时间越长, 产生的疼痛反应电流越大。这是因为随着刺激时间延长, SA 中越来越多的可移动质子无法回到原来的平衡位置, 在 SA/ITO 界面上积累, 从而导致 ITO 沟道中诱导的电子增多。这些结果与生物痛觉感受器的行为是一致的, 即检测不到持续时间较短的外部小损伤(正常无害的刺激), 但如果正常无害的刺激持续时间不断延长, 则会产生强烈的痛觉<sup>[24]</sup>。随着刺激时间延长, 疼痛感会变得更强烈。通常无害的刺激也可以通过增加周围刺激的数量来触发痛觉感受器。在人工神经元中, 触发痛觉感知不仅高度依赖于刺激的数量, 而且依赖于刺激的峰值幅度。图 3(e)显示了输入一系列不同电压(2.00~3.60 V)脉冲序列下人工痛觉感受器的疼痛感知电流, 每个输入脉冲序列的脉冲间隔为 10 ms, 脉冲持续时间为 10 ms, 随着脉冲输入, 疼痛感知电流逐渐增大并趋于饱和。值得注意的是, 在此过程中, 非痛电压下(2.20 V)的脉冲序列所得到的响应电流超过 1  $\mu\text{A}$ , 这表明人工痛觉感受器也可以通过增加输入尖峰事件的数量来激活。且随着电压不断增大, 脉冲序列的响应电流达到阈值的时间不断缩短(3.60 V: 0.994 s; 3.00 V: 0.998 s; 2.20 V: 1.390 s; 2.00 V: >7.00 s), 即人体痛觉神经元对外界的大伤害刺激痛感更加敏锐。上述现象与生物痛觉感受器系统的两相敏感现象非常相似<sup>[22]</sup>, 因此本文采用双指数方程(2)来拟合上述实验数据。

$$Y = Q_1 e^{-\frac{t}{q_1}} + Q_2 e^{-\frac{t}{q_2}} + Y_0 \quad (2)$$

其中,  $Y_0$  为 EPSC 常数,  $Q_1$  和  $Q_2$  为两相的原始促进量,  $q_1$  和  $q_2$  分别为两相的特征响应时间。从表 1 的拟合结果可知, 第一相特征响应时间  $q_1$  在 0.01~0.10 s 范围内; 第二相特征响应时间  $q_2$  在 0.10~1.00 s 范围内。较小的  $q_1$  意味着质子的高迁移率和快速弛豫, 从而产生时间常数较小的快速相, 对应于痛觉敏感的第一阶段。随着刺激时间  $t$  延长, 栅介质中质子的迁移率变低, 弛豫缓慢, 从而产生具有较长时间的慢速相, 对应于痛觉敏感的第二阶段<sup>[22]</sup>。

伤害感受器激活后产生的痛觉覆盖的区域比刺激本身的部位大得多, 这可能是由于外周轴突反射,

刺激的动作电位扩散到伤害感受器神经元的相邻分支, 附近的神经元也可能在这种传播中被触发<sup>[4]</sup>。由这些痛觉感受器所组成的痛觉神经网络不仅可以有效地感知外界力量对人体接触的程度, 而且可以准确地给大脑反馈疼痛的等级<sup>[5,25]</sup>。因此, 利用人工电子器件建立具有痛觉敏感性的分级疼痛信号传感网络, 对电子设备的发展非常有益。如图 4(a)所示, 痛觉感知及其敏化的功能可以在本研究的无结晶体管  $5 \times 5$  阵列中成功实现。类似地, 沟道和不同栅极的空间距离对应着痛觉神经网络中不同痛觉感受器的距离。为了研究不同栅极和沟道之间的空间距离对疼痛感知电流的影响, 统计了沟道  $C_1$  对应 5 个不同的栅极( $G_1 \sim G_5$ )时器件的指数转移曲线及其对应线性表示, 如图 4(b)所示, 图中 5 条不同颜色的曲线代表了在不同栅极位置与沟道  $C_1$  所组成器件的转移曲线。从指数曲线和线性曲线中提取的  $I_{on}$  和阈值电压( $V_{TH}$ )参数统计如图 4(c)所示。随着沟道和栅极之间距离增大, 器件的  $I_{on}$  不断减小, 而  $V_{TH}$  不断增大。为了进一步研究不同栅极位置对疼痛感知能力的影响, 分别在不同沟道对应的栅极上施加了相同的电脉冲刺激(脉冲高度: 1.80 V, 脉冲宽度: 10 ms)。图 4(d)为沟道  $C_1$  对应的 5 个不同栅极下 EPSC 响应, 可以看到, 随着沟道与栅极之间距离增大, EPSC 逐渐减小。如图 4(e), 在二维等高线中提取并汇总  $5 \times 5$  阵列的 EPSC, 对角线上蓝色代表 EPSC 最大区域。有趣的是, 这张无结晶体管阵列的 EPSC 网络图也表现出很强的空间轴对称性, 这可归因于共面分布的电容和电阻的完美对称<sup>[5,22]</sup>。因此, 该器件网络可以基于这种分级疼痛感知能力建立良好的疼痛敏感神经网络系统。

受伤后, 痛觉感受器自身会通过释放前刺激介质(如前列腺素、缓激肽、质子)而变得敏感<sup>[27]</sup>。在致敏作用下, 痛觉感受器可以被通常无害的刺激激活(这个过程被称为异位痛), 而被疼痛刺激激活得更强烈(这个过程被称为痛觉过敏), 后者很可能是由于损伤后脊髓回路发生的神经调节变化<sup>[27-28]</sup>。这使得通常无害的输入能够进入上行通路, 而上行通路通常将刺激从痛觉感受器传递到大脑。继发性损伤主要是由初始有害刺激信号之后的不同时空模式的变化引起, 常对感觉器官造成不可逆的损伤<sup>[29-30]</sup>。而在生物系统中, 大量的痛觉神经元可以被重新刺激和空间调节, 产生痛觉致敏, 以避免继发性损伤<sup>[31]</sup>。在这种生物行为的启发下, 本研究成功地开发了无结痛觉电晶体管网络, 以模拟时空耦合下的痛觉多级致敏(敏化)过程。图 5(a)中的 EPSC 是用两组具有不同时间间隔的电脉冲序列施加在栅极  $G_1$  上而测

表 1 图 3(f)中不同参数的拟合结果

Table 1 Fitting results of different parameters in Fig. 3(f)

Voltage/V	$Y_0/\mu\text{A}$	$Q_1/\mu\text{A}$	$Q_2/\mu\text{A}$	$q_1/\text{s}$	$q_2/\text{s}$
3.60	7.38	-2.89	-2.26	0.07	0.86
3.00	4.43	-1.79	-1.31	0.06	0.68
2.20	1.25	-0.35	-0.31	0.04	0.62
2.00	0.95	-0.22	-0.29	0.03	0.42

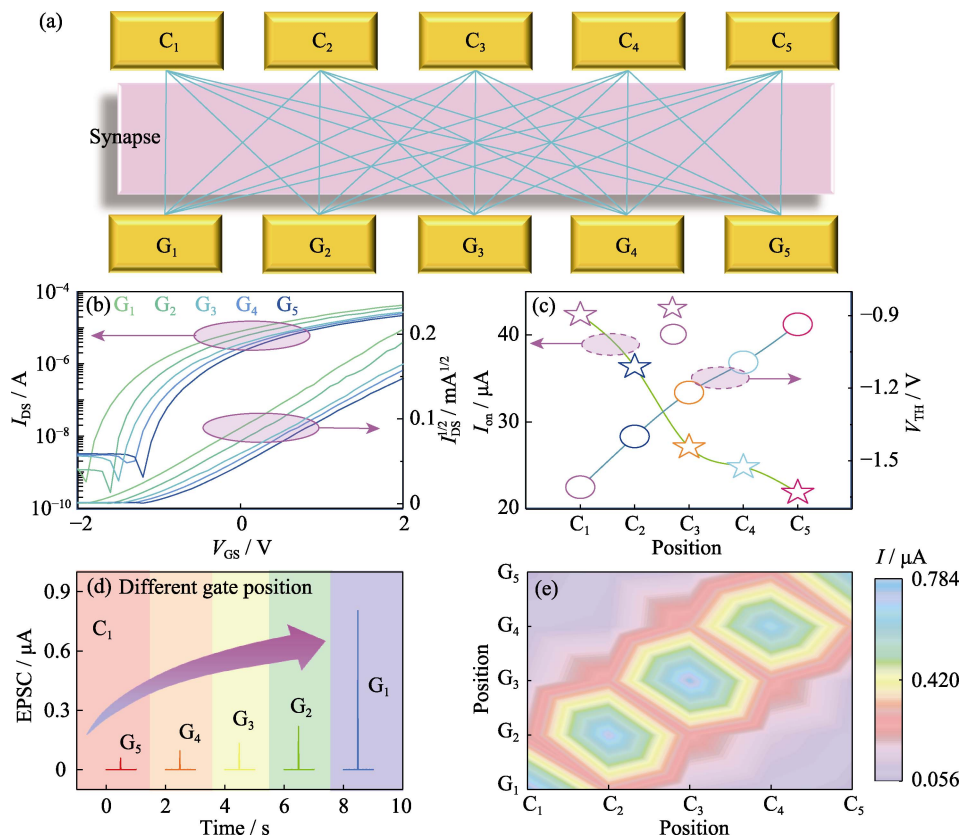


图 4 痛觉感受器网络及其痛觉感知和敏化功能

Fig. 4 Noceptor network and its pain perception and sensitization function

(a) Schematic diagram of the junctionless transistor array used to construct the nocceptor network; (b) Transfer curves of channel  $C_1$  corresponding to 5 different gate positions; (c) Statistical results of  $I_{on}$  and  $V_{TH}$  corresponding to the different gates; (d) EPSC response at different gate positions corresponding to  $C_1$  under fixed gate voltage ( $V_{GS}=1.80$  V); (e) EPSC response of five channels ( $C_1-C_5$ ) corresponding to five different grid positions ( $G_1-G_5$ );

Colorful figures are available on website

量的。具体来说，第一个刺激序列以 20 个连续的电脉冲(脉冲高度: 4 V, 脉冲宽度: 10 ms)作用于疼痛感知器件，从而产生较大的疼痛响应电流(6.80  $\mu$ A)。这种疼痛响应电流输出可以视为对反复或特别强烈的有害刺激的反应。在第一个刺激序列之后，以不同的时间间隔(0.01、1.00 和 10.00 s)将 20 个连续电脉冲(脉冲高度: 2.20 V, 脉冲宽度: 10 ms)序列应用于设备，可以清楚地观察到，随着两个刺激序列之间时间间隔延长，第二个刺激序列引起的疼痛响应也随之减少。最值得注意的，只要两个刺激序列的间隔足够小，即使刺激振幅低于  $V_{TH}$ ，第二个刺激序列诱导的 EPSC 也会产生明显的“疼痛感”。而随着两个序列之间的间隔不断延长，第二刺激引起的相应疼痛感随之减弱，甚至降低到疼痛阈值以下，从而实现脱敏行为。为了模拟生物痛觉网络中敏感行为的时空可调性，在剩余的 4 个栅极上也施加相同时间间隔的两个脉冲序列，结果如图 5(b~e)所示。有趣的是，随着栅极位置的改变，疼痛敏感性会有显著差异，且从图 5(c~e)可以看到，即使两个脉

冲序列的间隔再小，第二个脉冲序列的 EPSC 也不会超过阈值。如图 5(f)所示，根据上述结果，定义  $Z$  为敏化度，可以用公式(3)来定义痛敏度与序列间隔时间以及不同共面栅空间位置的关系：

$$Z = N_0 e^{\frac{-\Delta t}{\tau}} + Z_0 \quad (3)$$

式中， $Z$  为敏化度( $Z = B_2/B_1 \times 100\%$ ，其中  $B_1$  和  $B_2$  分别为第一刺激序列和第二刺激列触发的 EPSC 振幅)， $Z_0$  为稳态时的敏化常数( $\Delta t \rightarrow \infty$ )。  $N_0$  是敏感因子， $\tau$  为弛豫时间常数。其中  $Z_0$ 、 $N_0$  和  $\tau$  的拟合结果分别如表 2 所示。从表中看到， $Z_0$  和  $N_0$  两个物理量随沟道与栅极之间距离增大而减小。在发生敏化的情况下( $G_1$  和  $G_2$ )，栅极位置越近，脱敏时间越长。这种人工疼痛感知神经网络的敏化和脱敏行为可与人体的痛觉神经行为相媲美。为了详细研究人工痛觉神经网络在时空模式下的敏感行为，将  $5 \times 5$  阵列测得的敏化度分别表示在图 5(g~i)中。由图可知，敏化度在对角线位置最高，即栅极和沟道距离越近，痛觉敏化度越高；脉冲序列时间间隔越长，痛觉敏化

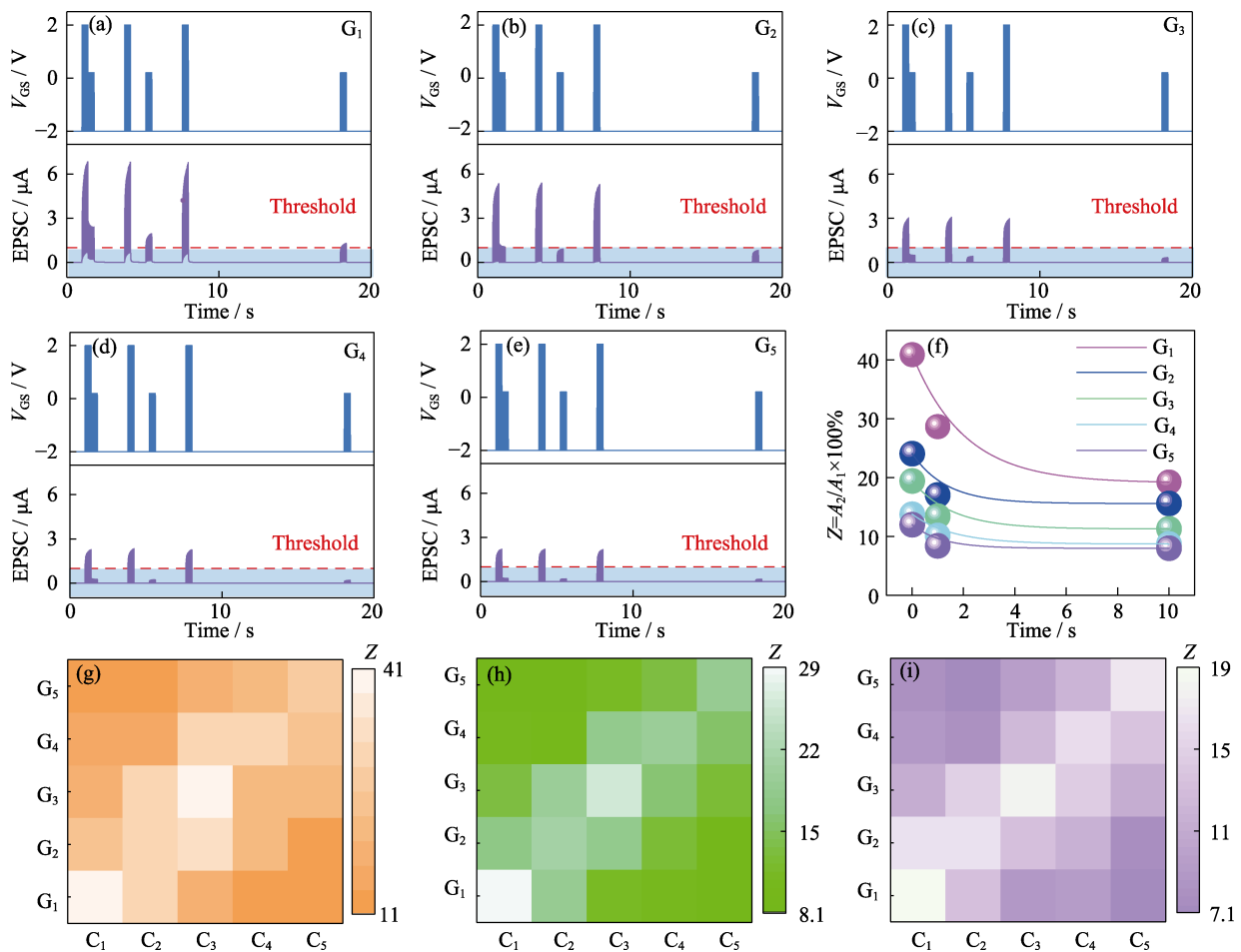


图 5 4.00 V 和 2.20 V 的脉冲序列分别加在栅极(a)G<sub>1</sub>, (b)G<sub>2</sub>, (c)G<sub>3</sub>, (d)G<sub>4</sub>, (e)G<sub>5</sub>上所得到的 EPSC 的响应 (两个连续刺激序列的时间间隔为 0.01、1.00 和 10.00 s); (f)敏化度  $Z(B_2/B_1)$ 和栅极位置及脉冲序列间隔时间之间的关系; 两次脉冲序列不同时间间隔((g) 0.01, (h)1.00, (i)10.00 s), 敏化度  $Z$ 和阵列中栅极位置之间的关系

Fig. 5 Response of EPSC with two pulse sequence (4.00 and 2.20 V) applied in (a) G<sub>1</sub>, (b) G<sub>2</sub>, (c) G<sub>3</sub>, (d) G<sub>4</sub>, and (e) G<sub>5</sub>; (f) Relationship between sensitization  $Z$  and gate position and pulse sequence interval; (g-i) Relationship between sensitization  $Z(B_2/B_1)$  and gate position in the array at different time intervals ((g) 0.01s, (h) 1.00 s, (i) 10.00 s)

表 2 图 5(f)中不同参数的拟合结果

Table 2 Fitting results of different parameters in Fig. 5(f)

Position	$Z_0/\%$	$N_0/\%$	$\tau/s$
G <sub>1</sub>	19.08	21.90	2.02
G <sub>2</sub>	15.60	8.53	1.32
G <sub>3</sub>	11.28	8.20	1.55
G <sub>4</sub>	8.72	5.08	1.60
G <sub>5</sub>	8.00	4.03	1.13

度越低。由此结果, 进一步开发基于痛觉敏化网络的人工智能设备来检测具有时伴随特性的疼痛, 从而避免在高度危险环境下的二次损伤<sup>[32-35]</sup>。

### 3 结论

本工作通过在 SA 电解质上集成 5×5 无结晶体管阵列, 实现了一种痛觉敏化网络。该无结晶体管阵列不仅结构简单、可以一次性大面积集成, 而且

性能优异, 实现了疼痛阈值、先前损伤的记忆和疼痛敏化/脱敏等重要特性。此外, 晶体管阵列还构建了良好的分级疼痛感知网络系统。最重要的是, 该阵列成功模拟了痛觉神经网络中的多级敏化行为, 进一步避免了组织的继发性损伤。这种基于共平面多端耦合的晶体管网络为实现痛觉神经网络中的仿生模拟提供了一种新的途径, 为未来安全电子设备、多功能机器人和疼痛障碍辅助设备等领域的应用创造了新的机会。

### 参考文献:

- [1] BASBAUM A I, BAUTISTA D M, SCHERRER G, *et al.* Cellular and molecular mechanisms of pain. *Cell*, 2009, **139**(2): 267.
- [2] CORTELLI P, GIANNINI G, FAVONI V, *et al.* Nociception and autonomic nervous system. *Neurological Sciences*, 2013, **34**(1): 41.
- [3] RAJA S N, CARR D B, COHEN M, *et al.* The revised international association for the study of pain definition of pain: concepts, challenges, and compromises. *Pain*, 2020, **161**(9): 1976.
- [4] TRACEY J R, DANIEL W. Nociception. *Current Biology*, 2017,

- 27(4): 129.
- [5] LI Y, YIN K, JIANG J, *et al.* A biopolymer-gated ionotronic-junctionless oxide transistor array for spatiotemporal pain-perception emulation in nociceptor network. *Nanoscale*, 2022, **14(6)**: 2316.
- [6] LI F, GAO S, LU Y, *et al.* Bio-inspired multi-mode pain-perceptual system (MMPPS) with noxious stimuli warning, damage localization, and enhanced damage protection. *Advanced Science*, 2021, **8(10)**: 2004208.
- [7] LU Q, SUN F, LIU L, *et al.* Bio-inspired flexible artificial synapses for pain perception and nerve injuries. *npj Flexible Electronics*, 2020, **4**: 3.
- [8] KUMAR M, KIM H S, KIM J. A highly transparent artificial photonic nociceptor. *Advanced Materials*, 2019, **31(19)**: e1900021.
- [9] GE J, ZHANG S, LIU Z, *et al.* Flexible artificial nociceptor using a biopolymer-based forming-free memristor. *Nanoscale*, 2019, **11(14)**: 6591.
- [10] WANG C, LIANG S, WANG S, *et al.* Gate-tunable van der waals heterostructure for reconfigurable neural network vision sensor. *Science Advances*, 2020, **6(26)**: eaba6173.
- [11] CHEN Y, SHU Z, ZHANG S, *et al.* Sub-10 nm fabrication: methods and applications. *International Journal of Extreme Manufacturing*, 2021, **3(3)**: 032002.
- [12] XIE D, YIN K, JIANG J, *et al.* Polarization-perceptual anisotropic two-dimensional ReS<sub>2</sub> neuro-transistor with reconfigurable neuromorphic vision. *Materials Horizons*, 2022, **9(5)**: 1448.
- [13] YUKIHIRO K, YU N, MICHIIHITO U. Ferroelectric artificial synapses for recognition of a multishaded image. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 2014, **61(8)**: 2827.
- [14] JIANG J, GUO J, WAN X, *et al.* 2D MoS<sub>2</sub> neuromorphic devices for brain-like computational systems. *Small*, 2017, **13(29)**: 1700933.
- [15] JIANG J, HU W, XIE D, *et al.* 2D electric-double-layer phototransistor for photoelectronic and spatiotemporal hybrid neuromorphic integration. *Nanoscale*, 2019, **11(3)**: 1360.
- [16] LUO C, KUNER T, KUNER R. Synaptic plasticity in pathological pain. *Trends in Neurosciences*, 2014, **37(6)**: 343.
- [17] CHANG Y, SHAN K, XU Y, *et al.* Hardware implementation of photoelectrically modulated dendritic arithmetic and spike-timing-dependent plasticity enabled by an ion-coupling gate-tunable vertical 0D-perovskite/2D-MoS<sub>2</sub> hybrid-dimensional van der Waals heterostructure. *Nanoscale*, 2020, **12(42)**: 21798.
- [18] WANG Y Q, WANG J, XIA S H, *et al.* Neuropathic pain generates silent synapses in thalamic projection to anterior cingulate cortex. *Pain*, 2021, **162(5)**: 1322.
- [19] HU W, JIANG J, XIE D, *et al.* Proton-electron-coupled MoS<sub>2</sub> synaptic transistors with a natural renewable biopolymer neurotransmitter for brain-inspired neuromorphic learning. *Journal of Materials Chemistry C*, 2019, **7(3)**: 682.
- [20] XIE D, JING J, HU W, *et al.* Coplanar multigate MoS<sub>2</sub> electric-double-layer transistors for neuromorphic visual recognition. *ACS Applied Materials Interfaces*, 2018, **10(31)**: 25943.
- [21] CITRI A, MALENKA R C. Synaptic plasticity: multiple forms, functions, and mechanisms. *Neuropsychopharmacology*, 2008, **33(1)**: 18.
- [22] FENG G, JIANG J, ZHAO Y, *et al.* A sub-10 nm vertical organic/inorganic hybrid transistor for pain-perceptual and sensitization-regulated nociceptor emulation. *Advanced Materials*, 2020, **32(6)**: 1906171.
- [23] GOLD M S, GEBHART G F. Nociceptor sensitization in pain pathogenesis. *Nature Medicine*, 2010, **16(11)**: 1248.
- [24] JIANG S, HE Y, LIU R, *et al.* Freestanding dual-gate oxide-based neuromorphic transistors for flexible artificial nociceptors. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 2021, **68(1)**: 415.
- [25] FENG G, JIANG J, LI Y, *et al.* Flexible vertical photogating transistor network with an ultrashort channel for in - sensor visual nociceptor. *Advanced Functional Materials*, 2021, **31(36)**: 2104327.
- [26] FORTUNATO E, BARQUINHA P, MARTINS R. Oxide semiconductor thin-film transistors: a review of recent advances. *Advanced Materials*, 2012, **24(22)**: 2945.
- [27] DENG X, WANG S Q, LIU Y X, *et al.* A flexible mott synaptic transistor for nociceptor simulation and neuromorphic computing. *Advanced Functional Materials*, 2021, **31(23)**: 2101099.
- [28] BARON R, MAIER C, ATTAL N, *et al.* Peripheral neuropathic pain: a mechanism-related organizing principle based on sensory profiles. *Pain*, 2017, **158(2)**: 261.
- [29] GU L, LI Y, XIE D, *et al.* Fully Optical-driving ionotronic InGaZnO<sub>4</sub> phototransistor for gate-tunable bidirectional photo-filtering and visual perception. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 2022, **69(8)**: 4382.
- [30] LI M, YANG F S, HSU H C, *et al.* Defect engineering in ambipolar layered materials for mode-regulable nociceptor. *Advanced Functional Materials*, 2020, **31(5)**: 2007587.
- [31] VERRIPTIS M, CHANG P, FITZGERALD M, *et al.* The development of the nociceptive brain. *Neuroscience*, 2016, **338(3)**: 207.
- [32] XIE D, JIANG J, DING L. Anisotropic 2D materials for post-Moore photoelectric devices. *Journal of Semiconductors*, 2022, **43(1)**: 010201.
- [33] LI Q, TAO Q, CHE Y, *et al.* Low voltage and robust InSe memristor using van der Waals electrodes integration. *International Journal of Extreme Manufacturing*, 2021, **3(4)**: 045103.
- [34] ZHAO Y, LIU W, ZHAO J, *et al.* The fabrication, characterization and functionalization in molecular electronics. *International Journal of Extreme Manufacturing*, 2022, **4(2)**: 022003.
- [35] LI G, XIE D, ZHONG H, *et al.* Photo-induced non-volatile VO<sub>2</sub> phase transition for neuromorphic ultraviolet sensors. *Nature Communications*, 2022, **13**: 1729.