

# 铜基纳米线阵列微传感器用于无酶葡萄糖连续监测

孙誉东, 金园圆, 李胜男, 张成, 于丹凤\*

北京师范大学珠海校区理工实验平台, 珠海 519087

**摘要:** [目的] 采用过渡金属氧化物来制备无酶葡萄糖电化学传感器以降低成本。[方法] 先通过热处理在泡沫铜表面获得 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列, 然后将其置于硫酸溶液中循环伏安活化, 以提高传感器检测的准确性, 改善对葡萄糖氧化的电催化活性。采用 X 射线衍射 (XRD)、扫描电镜 (SEM)、X 射线光电子能谱 (XPS)、拉曼光谱等技术对 CuO/Cu<sub>2</sub>O 的形貌和结构进行表征。[结果] 该微传感器具有低检测限度 (0.14 μmol/L) 和合适的线性范围 (0.44 μmol/L 至 0.58 mmol/L), 而且储存稳定性和选择性都很出色。[结论] 本研究制备的 CuO/Cu<sub>2</sub>O 微传感器为无酶葡萄糖传感器的开发提供了新思路, 并且有望用于人体汗液葡萄糖水平的实际检测。

**关键词:** 铜氧化物; 纳米线阵列; 丝网印刷电极; 电化学传感器; 葡萄糖检测

**中图分类号:** O657.1

**文献标志码:** A

**文章编号:** 1004-227X (2026) 04-0117-08

## Copper-based nanowire array microsensors for enzyme-free continuous glucose monitoring

SUN Yudong, JIN Yuanyuan, LI Shengnan, ZHANG Cheng, YU Danfeng \*

Instrumentation and Service Center for Science and Technology, Beijing Normal University, Zhuhai 519087, China

**Abstract:** [Objective] To reduce the cost of enzyme-free electrochemical sensor for glucose detection by using transition metal oxides. [Method] A CuO/Cu<sub>2</sub>O nanowire array was first obtained on the surface of copper foam via thermal treatment, followed by cyclic voltammetric activation in a sulfuric acid solution to improve the detection accuracy of the sensor and improve its electrocatalytic activity towards glucose oxidation. The structure and morphology of the CuO/Cu<sub>2</sub>O nanowire array were characterized by X-ray diffraction (XRD), scanning electron microscopy (SEM), X-ray photoelectron spectroscopy (XPS), and Raman spectroscopy. [Result] The microsensor showed a low detection limit (0.14 μmol/L), a suitable linear range (0.44 μmol/L to 0.58 mmol/L), as well as excellent storage stability and selectivity. [Conclusion] The CuO/Cu<sub>2</sub>O microsensor prepared in this study provides a new strategy for developing enzyme-free glucose sensors and shows potential for practical detection of glucose levels in human sweat.

**Keywords:** copper oxide; nanowire array; screen-printed electrode; electrochemical sensor; glucose detection

糖尿病是一种严重的代谢性疾病,其特征是血糖处于异常高的水平。传统上,血糖水平是通过指尖采血来检测的。然而,频繁使用侵入性技术会引起患者的不适并增加患者身体细菌感染的风险。汗液检测是一种非侵入性的体液传感方法,通常只需在皮肤上贴上传感器即可实现,并且能够提供反映人体健康状况的化学信息。值得注意的是,相关研究表明汗液中葡萄糖浓度的波动可作为血糖水平的替代指标。因此,基于汗液的便携式血糖传感器有望为无创血糖监测提供一种创新的便捷解决方案。汗液中的葡萄糖浓度约占血糖水平的 2%,在 0.05 mmol/L 至 0.1 mmol/L 之间<sup>[1-2]</sup>。目前,商用的传感器多是基于葡萄糖氧化酶或者葡萄糖脱氢酶的常规葡萄糖传感器,具有灵敏度高、选择性好的优点,但也存在一些缺点,例如酶纯化和固定程序复杂、变性不稳定、成本高,以及检测过程中易受环境因素的影响<sup>[3]</sup>。因此,找到一种可准确、快速、简单、及时地检测葡萄糖的方法,对于临床诊断而言非常重要。

为了克服酶传感器的局限性,无酶葡萄糖传感器得到了广泛的发展。许多研究已经证实了贵金属在无酶葡萄糖感测中的有效性。例如, AuNi 气凝胶由于金属协同作用,在葡萄糖氧化中表现出很高的灵敏度和选择性<sup>[4]</sup>,而用多孔 AuPt 纳米结构改性的电极则表现出优异的催化活性和稳定性<sup>[5]</sup>。然而,由于这些贵金属稀缺且成本高,无法投入大规模的制备和应用。相反,各种纳米级过渡金属及其氧化物/氢氧化物电催化

**收稿日期:** 2025-11-06 **修回日期:** 2025-12-12

**基金项目:** 广东省自然科学基金 (2023A1515010666)。

**第一作者:** 孙誉东 (1994-), 男, 博士, 研究方向为生物电化学传感器。

**通信作者:** 于丹凤 (1986-), 女, 博士, 研究方向为精细化工。

**引用格式:** 孙誉东, 金园圆, 李胜男, 等. 铜基纳米线阵列微传感器用于无酶葡萄糖连续监测[J]. 电镀与涂饰, 2026, 45 (4): 117-124.

SUN Y D, JIN Y Y, LI S N, et al, Copper-based nanowire array microsensors for enzyme-free continuous glucose monitoring [J]. Electroplating & Finishing, 2026, 45 (4): 117-124.

活性高且成本低,可作为葡萄糖氧化的无酶催化剂<sup>[6]</sup>。此外,这些过渡金属氧化物大多还具有天然丰度高、表面积大、位点活跃等特点。其中值得注意的是,氧化铜纳米线因具有优异的电催化活性,且可从导电铜基板上原位蚀刻获得,故非常适用于制造电化学无酶葡萄糖传感器<sup>[7]</sup>。

本实验采用简单热处理构建了 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微传感器。实验结果显示,该传感器具有高灵敏度、低检测限(0.14 μmol/L)、较宽的线性范围(0.44 μmol/L 至 0.58 mmol/L)及优异的选择性和稳定性,表明 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列具有应用于葡萄糖检测的潜力。

## 1 实验

### 1.1 试剂与仪器

IVIUM-n-STAT 多通道恒电位仪:荷兰艾维;Regulus 8100 场发射扫描电镜(SEM):日本日立;D8 Advance X 射线衍射仪(XRD):德国布鲁克;LabRAM Soleil 拉曼光谱仪:日本 Horiba;AXIS-Ultra DLD X 射线光电子能谱仪(XPS):日本 Kratos。

氢氧化钠(NaOH)、丙酮、乙醇、氯化钾(KCl)、抗坏血酸、尿素、多巴胺、尿酸、葡萄糖、K<sub>3</sub>Fe(CN)<sub>6</sub>、K<sub>4</sub>Fe(CN)<sub>6</sub> 等均购自阿拉丁试剂(上海)有限公司。导电银胶购自上海聚隆电子科技有限公司。磷酸盐缓冲液购自上海生工生物技术有限公司。丝网印刷电极购自禅谱科技有限公司。所有化学试剂均为分析纯。泡沫铜(直径 0.20 cm)为普通市售产品。所有溶液均使用经 Millipore-Q 系统纯化的超纯水(18.2 MΩ·cm)配制。

### 1.2 方法

#### 1.2.1 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的制备

无酶葡萄糖传感器的 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列电极的制备过程如下:依次用 10 mL 丙酮、乙醇和蒸馏水清洗泡沫铜,用氮气吹干后将泡沫铜置于瓷坩埚中,在马弗炉反应器中以 5 °C/min 的升温速率加热至 350 °C,保持 1 h,令其表面生长出 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列。

#### 1.2.2 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微传感器的制备

丝网印刷电极使用之前,在 1 mol/L 硫酸溶液中进行电极活化。具体步骤为:在 0~0.8 V 内以 50 mV/s 的扫描速率对丝网印刷电极进行 20 次循环伏安(CV)扫描,然后将其置于 60 °C 的烘箱内干燥备用。将制备好的 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列电极剪切为 3 mm 直径的圆形,并通过导电银胶固定到丝网印刷电极的工作区域,在 60 °C 下干燥 4 h,即可得到微传感器。

### 1.3 结构表征与性能测试

#### 1.3.1 表征方法

XRD 测试:Cu Kα 辐射(波长 1.548 Å),操作电压 40 kV,电流 30 mA。拉曼光谱测试:激光波长 532 nm,输出能量 10 mW。SEM 测试:操作电压 30 kV。XPS 测试:全谱扫描通能 150 eV,步长 1 eV;窄谱扫描通能 30 eV,步长 0.1 eV。

#### 1.3.2 性能测试

##### 1.3.2.1 电化学测试

微传感器的电化学测试均在室温条件下的静止体系中采用多通道恒电位仪来完成。在含有 5 mmol/L [Fe(CN)<sub>6</sub>]<sup>3-</sup>/[Fe(CN)<sub>6</sub>]<sup>4-</sup> 的 0.1 mol/L 磷酸盐缓冲液(pH 7.2)中,对葡萄糖微传感器进行 CV 和电化学阻抗谱(EIS)测试。EIS 测试频率从 100 000 Hz 至 0.1 Hz,静止时间为 5 s。CV 测试的电位为-0.2~0.6 V,扫描速率分别为 10、20、40、60、80 和 100 mV/s。

##### 1.3.2.2 葡萄糖的定量分析

由于铜离子在碱性条件下对葡萄糖有良好的催化效应,因此使用 0.1 mol/L NaOH 溶液作为葡萄糖检测的电解液。

在静止体系中,利用电流(*i*)-时间(*t*)曲线测试对葡萄糖进行定量分析。在电解支持液中添加不同浓度(0.44 μmol/L 至 0.58 mmol/L)的葡萄糖,电位设置为 0.4 V。

CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微传感器抗干扰性测试是在待测液中加入多种可能产生干扰的常用物质进行试验。重复性测试是采用 5 支以相同方法制备的微传感器进行试验。稳定性测试是将传感器保存在冰箱中，以 4 °C 干燥冷藏 180 d 后取出进行测试。

## 2 结果与讨论

### 2.1 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的表征

通过 XRD 对 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的晶相进行了分析，结果如图 1 所示。从 XRD 谱图中可观察到明显的晶体衍射峰， $2\theta = 35.4^\circ$ 、 $38.6^\circ$  和  $48.8^\circ$  附近分别为 CuO 纳米线在 (002)、(111) 和 (202) 晶面的衍射峰，与 CuO 的标准 XRD 数据 (JCPDS 48-1548) 基本相符，表明了 CuO 的存在<sup>[8]</sup>。 $2\theta = 36.3^\circ$ 、 $42.2^\circ$ 、 $61.3^\circ$  和  $74.3^\circ$  附近分别为 Cu<sub>2</sub>O 纳米线在 (111)、(200)、(220) 和 (311) 晶面的衍射峰，与 Cu<sub>2</sub>O 的标准 XRD 数据 (JCPDS 05-0667) 基本相符<sup>[9]</sup>，表明了 Cu<sub>2</sub>O 的存在。 $2\theta = 43.2^\circ$ 、 $50.5^\circ$  和  $74.2^\circ$  附近的衍射峰分别对应于基底 Cu 的 (111)、(200) 和 (220) 晶面，与 Cu 的标准 XRD 数据 (JCPDS 04-0836) 吻合<sup>[9]</sup>。上述结果说明 CuO/Cu<sub>2</sub>O 已制备成功。XRD 谱图显示出窄衍射峰，且未观察到与杂质相关的衍射峰，表明样品具有较高的结晶度和纯度。

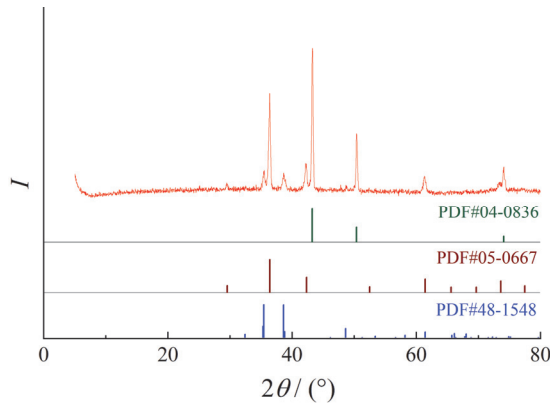


图 1 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的 XRD 谱图

Figure 1 XRD pattern of CuO/Cu<sub>2</sub>O nanowire array sample

图 2 展示了不同放大倍数下 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的显微结构。图 2a 是较低放大倍数下的泡沫铜上 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线的整体形貌，该图展示了材料的宏观结构，铜泡沫的骨架结构清晰可见，其表面较为光滑。在放大倍数有所增加的情况下，图 2b 揭示了材料表面更多的细节。从图 2b 中能够观察到铜泡沫骨架表面其实是粗糙的，有细小的颗粒或纳米结构覆盖。图 2c 进一步显示了铜泡沫表面生长了大量细长的纳米线结构，其长度为 2~3 μm，相互交织形成一种多孔的纳米线阵列结构，突出了纳米线的存在和分布情况。图 2d 则清晰地呈现出单根纳米线的微观形貌特征，其表面相对光滑，直径为 100~200 nm。纳米线阵列结构提供了更大的可及表面积和更多活性位点，增强了催化氧化性能，从而提高了传感器对葡萄糖的电流响应。

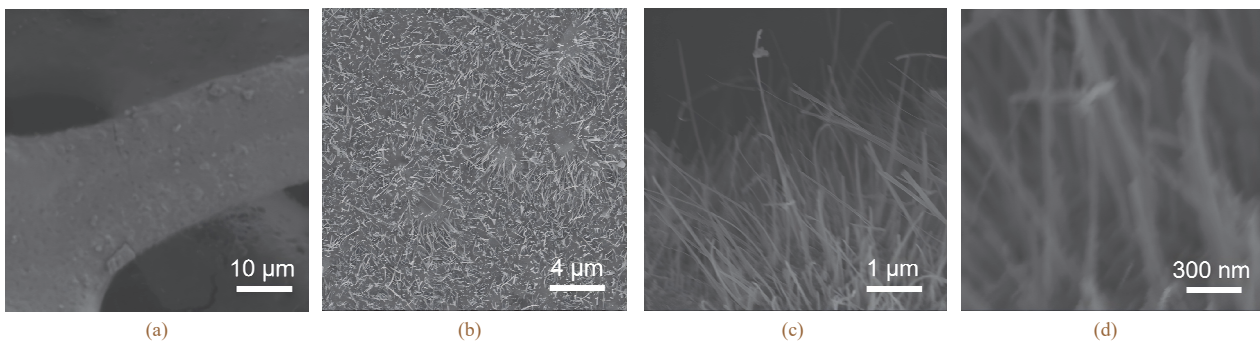


图 2 不同放大倍数下 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的 SEM 图像

Figure 2 SEM images of CuO/Cu<sub>2</sub>O nanowire arrays at different magnifications

拉曼光谱是研究材料性质的重要定性方法。图 3 展示了 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的拉曼光谱图。合成的 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米结构的拉曼光谱上显示出 3 个明显的特征振动峰。A<sub>g</sub> 模式峰位于 295 cm<sup>-1</sup> 处。另外两个

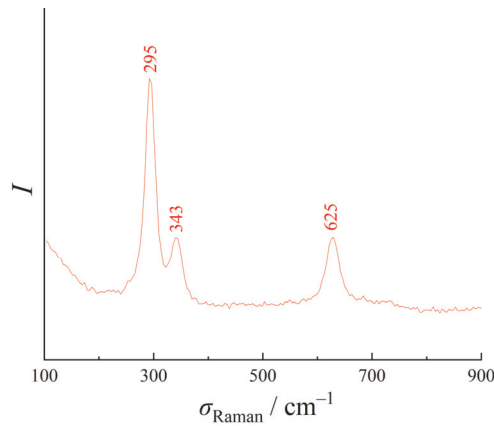


图3 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的拉曼光谱图  
Figure 3 Raman spectrum of CuO/Cu<sub>2</sub>O nanowire arrays

B<sub>g</sub> 模式峰分别位于 343 cm<sup>-1</sup> 和 625 cm<sup>-1</sup> 处, 证实了样品中存在 Cu—O 键, 进一步判定 CuO/Cu<sub>2</sub>O 已成功制备<sup>[10]</sup>。值得注意的是, 拉曼峰的位置会因合成方法和纳米材料的几何形状而异。

为了进一步研究铜的氧化物纳米线阵列结构的表面组成和化学状态, 对所制备的纳米线阵列进行了 XPS 表征, 所有峰的结合能均以碳污染的 C1s 峰(284.8 eV)进行校准。如图 4a 所示, XPS 全谱图显示了 Cu 和 O 元素的存在。图 4b 是 Cu 2p 核心能级的 XPS 谱图, 在 954.1 eV 和 934.1 eV 两处各有一个峰, 分别对应于 Cu<sup>2+</sup> 的 Cu 2p<sup>1/2</sup> 和 Cu 2p<sup>3/2</sup> 轨道。位于 941.6 eV 和 962.4 eV 的两个振动激发峰归因于 Cu<sup>2+</sup> 的卫星峰。此外, 932.7 eV 处的峰属于 Cu 2p<sup>3/2</sup>, 952.6 eV 处的峰属于 Cu 2p<sup>1/2</sup>, 分别对应于 Cu<sup>+</sup> 2p 轨道的结合能。位于 944.9 eV 和 956.2 eV 的两个特征峰属于 Cu<sup>+</sup> 的卫星峰。以上结果证实了 Cu<sup>2+</sup> 和 Cu<sup>+</sup> 的存在, 也与文献<sup>[11]</sup> 报道的相应物质的 XPS 谱图一致。图 4c 展示了 O 1s 的高分辨率 XPS 光谱。O 1s XPS 光谱可以拟合为不同的组分, 结合能为 529.7 eV 的峰归因于晶格氧, 531.1 eV 的峰归因于氧空位, 531.9 eV 的峰则归因于

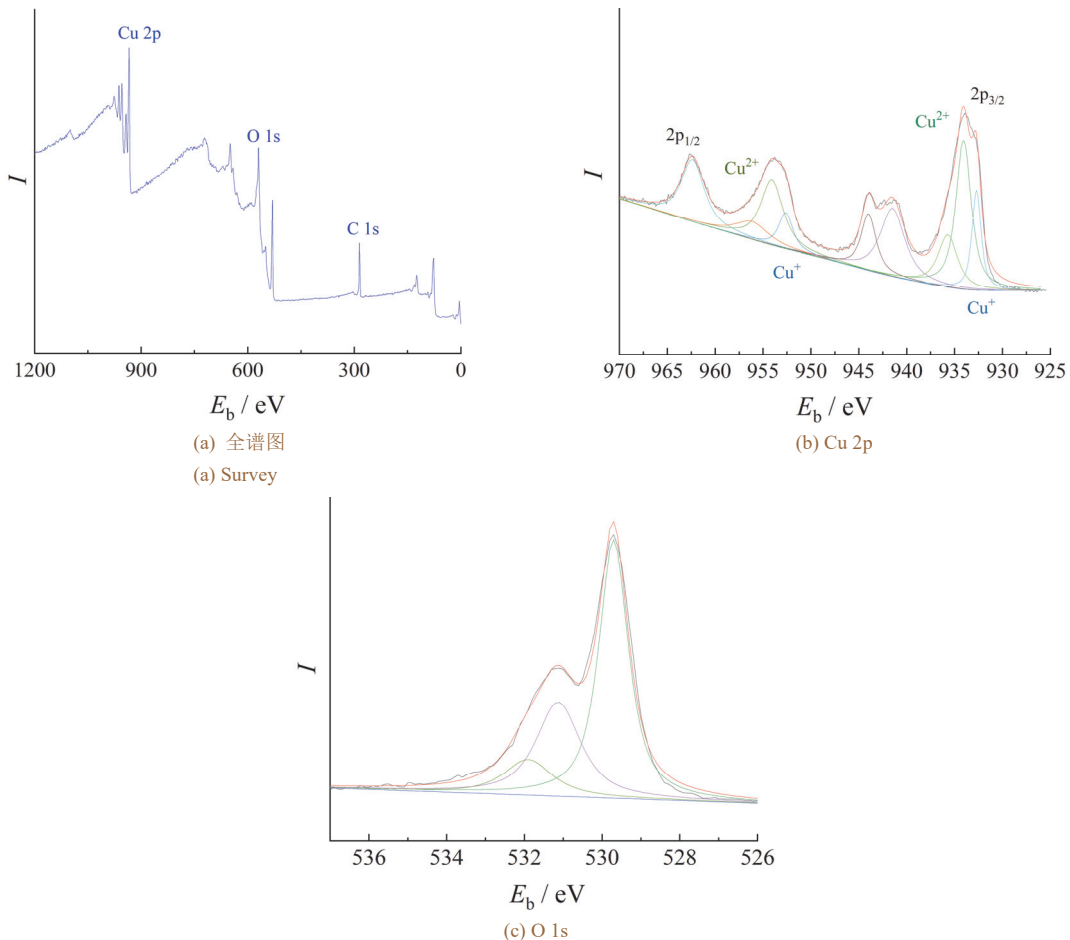


图4 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列的 XPS 谱图  
Figure 4 XPS spectra of CuO/Cu<sub>2</sub>O nanowire arrays

表面吸附氧(O-或 O<sup>2-</sup>)<sup>[12]</sup>。综上, XPS 结果与 XRD 的研究结果高度吻合, 证实泡沫铜表面形成了铜的氧化物纳米线阵列结构。

## 2.2 CuO/Cu<sub>2</sub>O 微传感器的电化行为

采用 CV 测试了微传感器在 0.1 mol/L NaOH 电解液中的电化行为, 探究了电压-0.3 ~ 0.6 V 内扫描速率(10 ~ 100 mV/s)对 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微电极氧化还原峰电流的影响。图 5a 显示, 随着扫描速率增大, 氧化、还原峰电流响应的绝对值逐渐增大。由图 5b 可知, 氧化峰电流(*i<sub>o</sub>*)和还原峰电流(*i<sub>r</sub>*)响应与扫描速率呈正比, 线性方程分别为  $i_o = 12.1v^{1/2} - 11.8$  (决定系数  $R^2 = 0.9971$ ) 和  $i_r = -9.9v^{1/2} + 20.7$  ( $R^2 = 0.9748$ ), 说明 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微电极的电化学反应过程属于表面吸附控制。

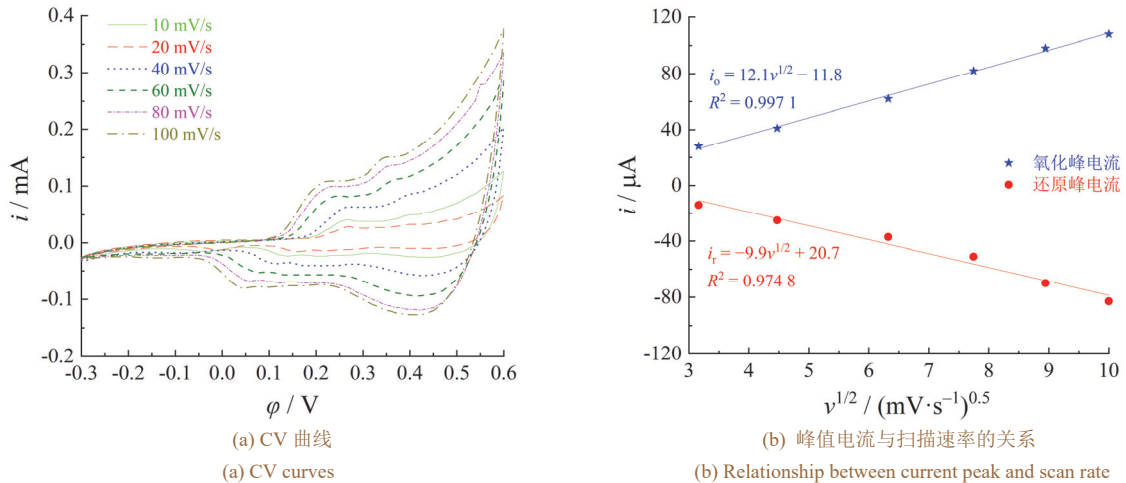


图 5 不同扫描速率下 CuO/Cu<sub>2</sub>O 微传感器的 CV 测量结果  
Figure 5 CV measurement results of CuO/Cu<sub>2</sub>O microsensor at different scan rates

在 0.1 mol/L NaOH 溶液中, CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米结构传感器分别在有葡萄糖(5 μmol/L)存在和无葡萄糖存在的情况下, 通过 CV 评估了其电化性能, 结果如图 6a 所示。当无葡萄糖时, 电压-0.3 ~ 0.6 V 内电流较小, 而当存在葡萄糖时电流增大。这是葡萄糖在电极表面氧化所致。以下化学反应式可解释碱性环境下葡萄糖的氧化机理<sup>[13-14]</sup>。

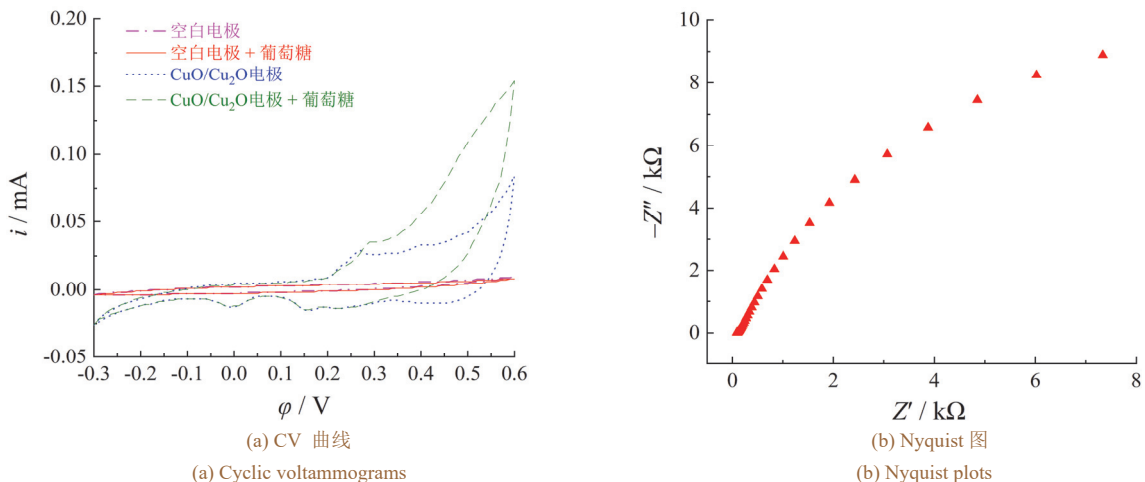
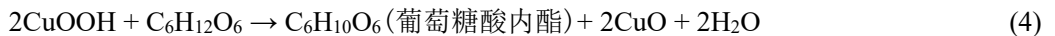
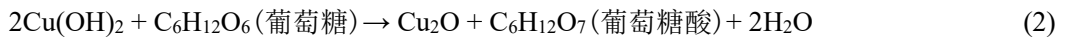
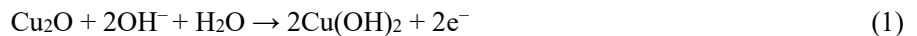


图 6 空白微电极及 CuO/Cu<sub>2</sub>O 微传感器在有/无葡萄糖的电解液中的 CV 和 EIS 测量结果

Figure 6 CV and EIS measurement results of blank and CuO/Cu<sub>2</sub>O microsenors in the electrolyte with and without glucose

图 6b 展示了微传感器的电化阻抗复平面图。在高频区(图 6b 中左侧起始部分), 理论上如果存在电荷转移过程, 通常会呈现一个半圆弧, 该半圆对应于电极表面的电荷转移电阻( $R_c$ )。图 6b 中半圆部分并

不明显,而是呈现出一条从原点附近开始的直线,说明电荷转移电阻非常小。在低频区,图中的直线部分是典型的 Warburg 阻抗特征,表明反应物或产物在电极/溶液界面附近受扩散控制。EIS 测量结果表明 CuO/Cu<sub>2</sub>O 材料能够降低催化反应的传荷电阻,提高电子转移能力,从而提升微传感器的电导率及电催化效果。

### 2.3 标准曲线与检出限

图 7a 为不同浓度葡萄糖在 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微传感器上电流响应的变化。随着葡萄糖浓度的增大,其电流响应增大。由图 7b 可知,当葡萄糖浓度在 0.1 μmol/L 至 1.74 mmol/L 以内,电流响应随着葡萄糖浓度的增加而增大,这是由于随着葡萄糖浓度的增加,电极表面高度发达的微纳结构和丰富的活性位点能够富集更多的葡萄糖分子,继而发生氧化还原反应,实现更多的电子转移,从而呈现出较好的电化学响应。当葡萄糖浓度高于 0.58 mmol/L 时,观察到电流增加达到平台区,原因是达到平台区前葡萄糖氧化反应持续进行,所产生的葡萄糖酸内酯或葡萄糖酸依次从电极表面消失,但在更高浓度下,葡萄糖酸内酯或葡萄糖酸的扩散可能会阻碍葡萄糖的氧化。当葡萄糖浓度(*c*)为 0.44 μmol/L 至 0.58 mmol/L 时,峰值电流(*i<sub>p</sub>*)的回归方程为  $\lg i_p = 0.7739 \lg c + 0.5687 (R^2 = 0.9850)$ 。该方程的线性范围涵盖了成年人正常的汗液葡萄糖浓度(0.05 ~ 0.1 mmol/L)。另外,该方法的检出限为 0.14 μmol/L(信噪比为 3)。与基于其他文献报道的传感器相比(见表 1),本文设计的电化学传感器表现出对葡萄糖较适合的检出范围和较低的检出限。

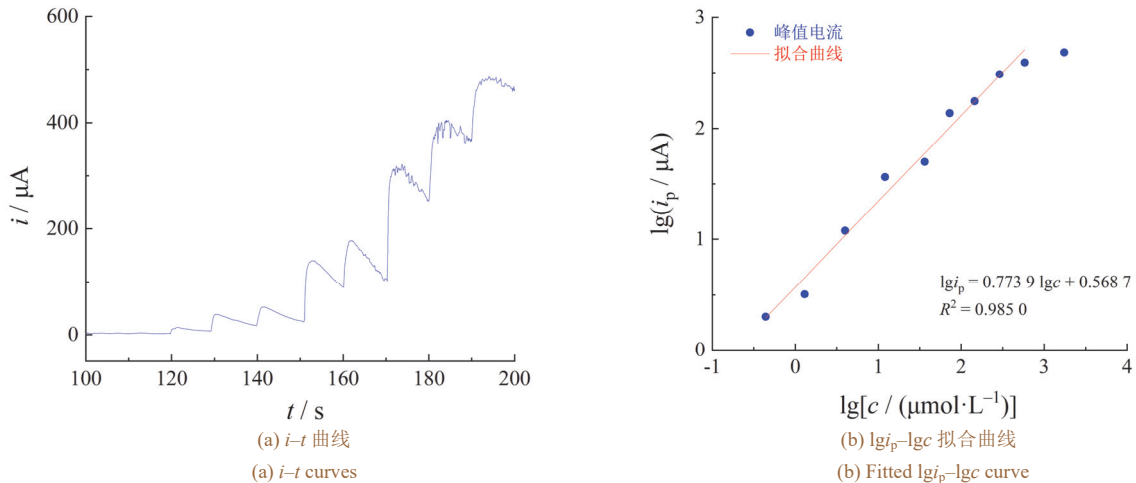


图 7 不同浓度葡萄糖的电流-时间曲线及峰值电流与葡萄糖浓度的关系

Figure 7 Transient current vs. time curves at different concentrations of glucose and relationship between current peak and glucose concentration

表 1 不同电化学传感器检测葡萄糖的性能对比

Table 1 Performance comparison of different electrochemical sensors for detecting glucose

电极	线性范围/( $\mu\text{mol}\cdot\text{L}^{-1}$ )	检出限/( $\mu\text{mol}\cdot\text{L}^{-1}$ )	参考文献
CuO/石墨烯	100 ~ 1 500	80	[15]
MXene/ZnO	50 ~ 700	17	[16]
Pt/MXene	29.15 ~ 1 000	29.15	[17]
氧化石墨烯/金	10.3 ~ 120.0	4.40	[18]
CuO/Cu <sub>2</sub> O 纳米线阵列	0.44 ~ 580	0.14	

CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微传感器的重复性、稳定性及抗干扰性测试在 0.1 mol/L NaOH 溶液中进行。由于汗液成分复杂,因此对汗液葡萄糖微传感器的抗干扰能力测试较为关键。CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列微传感器的抗干扰能力测试结果如图 8 所示,加入 10 μmol/L 其他体内常见的干扰物质(例如多巴胺、抗坏血酸等)后,并不会显著影响葡萄糖的电流变化,表明微传感器抗干扰能力良好。

用 5 支相同条件下制备的电极组装而成的 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列传感器进行重现性试验,结果如图 9 所示。试验的相对标准偏差(RSD)为 4.35%,说明这种传感器具有良好的重复性。

将传感器保存在缓冲液中,置于冰箱的冷藏室(4 °C)中一段时间后取出使用,发现存放 180 d 后响应电流下降约 13.8%(见图 10),表明该传感器有良好的稳定性。

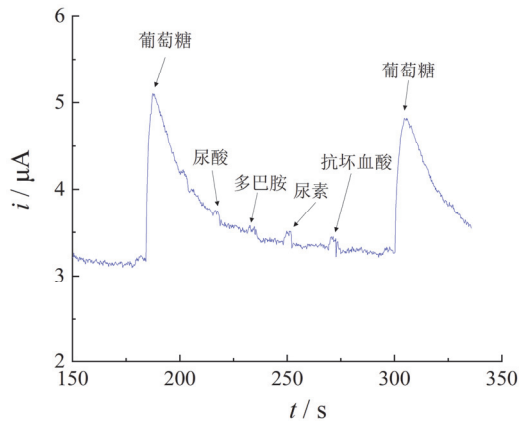


图8 干扰物对检测葡萄糖的影响

Figure 8 Effects of interferences on glucose detection

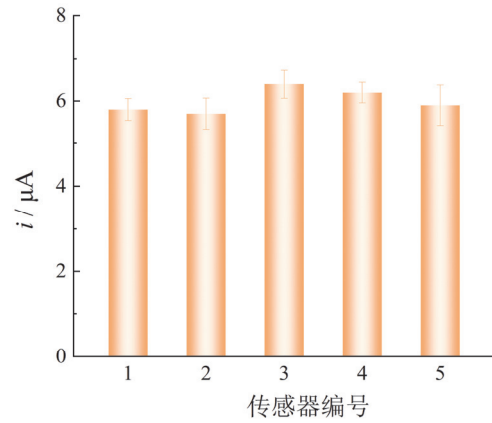


图9 微传感器检测葡萄糖的重复性测试结果

Figure 9 Reproducibility testing result of the microsensor for glucose detection

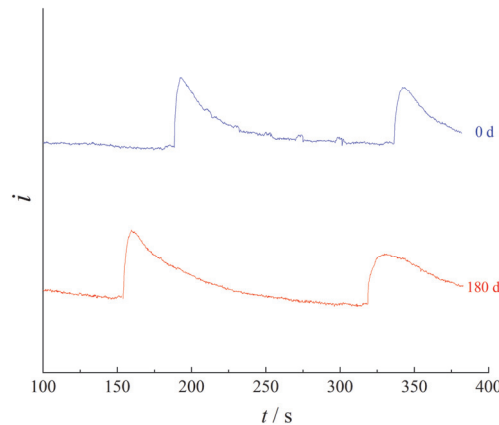


图10 在4 °C下储存180 d前后微传感器对葡萄糖的响应

Figure 10 Response of the microsensor for glucose before and after 180-day storage at 4 °C

### 3 结论

本研究通过简单的一步热反应法制备了 CuO/Cu<sub>2</sub>O 纳米线阵列, 并将其与丝网印刷技术相结合, 构建了一种电化学微传感器, 能够实现快速、准确、灵敏地检测葡萄糖, 其线性范围为 0.44 μmol/L 至 0.58 mmol/L, 检出限为 0.14 μmol/L。本研究所用的电极材料均为过渡金属, 具备价格低廉、导电性强、稳定性好的优点, 并且此传感器具有良好的重复性、抗干扰性和稳定性, 可用于对汗液中葡萄糖的检测。

#### 参考文献:

- [1] MOGHIM I, RAHSEPAR M, MOUSAVI S M, et al. High-performance non-enzymatic glucose sensors based on ordered mesoporous carbon nitrogen-doped electrodes [J]. *Microchemical Journal*, 2025, 215: 114338.
- [2] SEDIGHI A, KOU T, HUANG H, et al. Noninvasive on-skin biosensors for monitoring diabetes mellitus [J]. *Nano-Micro Letters*, 2025, 18 (1): 16.
- [3] AVIHA R, SLAUGHTER G. Electrochemical and nanomaterial-based strategies for nonenzymatic glucose detection: a review [J]. *ChemistryOpen*, 2025, 14 (11): e202500304.
- [4] LI G L, XUE P X, FAN H X, et al. AuNi bimetallic aerogel with ultra-high stability applied in smart and portable biosensing [J]. *Analytica Chimica Acta*, 2024, 1306: 342613.
- [5] QUYEN T T B, TRANG P N T, HUYNH N N, et al. Novel synthesis of AuPt bimetallic nanocubes combined with graphene quantum dots for non-enzymatic sensor of glucose determination by electrochemical method [J]. *Chemical Papers*, 2024, 78 (4): 2235-2246.
- [6] DING Y L, SUN H D, REN C R, et al. A nonenzymatic glucose sensor platform based on specific recognition and conductive polymer-decorated CuCo<sub>2</sub>O<sub>4</sub> carbon nanofibers [J]. *Materials*, 2020, 13 (12): 2874.
- [7] AHMAD R, TRIPATHY N, AHN M S, et al. Highly efficient non-enzymatic glucose sensor based on CuO modified vertically-grown ZnO nanorods on electrode [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 5715.
- [8] AHMAD R, KHAN M, MISHRA P, et al. Engineered hierarchical CuO nanoleaves based electrochemical nonenzymatic biosensor for glucose detection [J]. *Journal of the Electrochemical Society*, 2021, 168 (1): 017501.
- [9] ZHAO H, LI K, ZOU Y M, et al. Enhanced peroxidase-like activity of Cu-Cu<sub>2</sub>O composite film through PtPd immobilization for colorimetric glucose detection [J]. *Talanta*, 2024, 273: 125964.
- [10] AHMAD R, YEWALE M A, KHAN M, et al. Bifunctional CuO nanostructured materials preparation for ethanol gas and riboflavin sensing applications [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2024, 415: 135979.
- [11] GU W X, ZHENG W W, LIU H, et al. Electroactive Cu<sub>2</sub>O nanocubes engineered electrochemical sensor for H<sub>2</sub>S detection [J]. *Analytica Chimica Acta*, 2021, 1150: 338216.

- [12] LIU J N, JIA H R, GUO J W, et al. Construction of  $\text{Cu}_2\text{O}$ -Ag nanocomposites for the selective and efficient electrochemical detection of catechol [J]. *ChemistrySelect*, 2023, 8 (34): e202302723.
- [13] MASHHADIZADEH M H, ABDOLLAHI G. Design of a flexible enzyme-less glucose sensor based on non-woven fabric and Fe-doped  $\text{CuO}$  nanocomposite [J]. *ChemistrySelect*, 2023, 8 (17): e202204359.
- [14] JEGANATHAN C, MITSUBOSHI H, YAMAMOTO H, et al. Hydrogen-substituted graphdiyne encapsulated  $\text{Cu}_2\text{O}$  nanowires as binder-free electrodes for non-enzymatic glucose sensing [J]. *ACS Applied Nano Materials*, 2024, 7 (17): 20665-20677.
- [15] SU M S, CHEN X Y, YANG L X.  $\text{CuO}$ -embedded laser-induced graphene microfluidic system for continuous, non-invasive, and cost-effective glucose monitoring in sweat [J]. *Chemical Engineering Science*, 2025, 314: 121839.
- [16] MYNDRUL V, COY E, BABAYEVSKA N, et al. MXene nanoflakes decorating  $\text{ZnO}$  tetrapods for enhanced performance of skin-attachable stretchable enzymatic electrochemical glucose sensor [J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2022, 207: 114141.
- [17] LI Q F, CHEN X, WANG H, et al. Pt/MXene-based flexible wearable non-enzymatic electrochemical sensor for continuous glucose detection in sweat [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15 (10): 13290-13298.
- [18] ZHOU Y, NAN F C, LI Z L, et al. High-performance graphdiyne oxide/Au nanoparticle electrode for electrochemical non-enzymatic glucose sensor [J]. *ACS Nano*, 2025, 19 (27): 25262-25272.

【编辑：温靖邦】