·医学工程·

基于分子印迹的电化学探针在临床检测 25- 羟基维生素 D_3 中的性能探究

李嘉伟　徐立新　郎春辉*

（重庆大学附属三峡医院，重庆市老年疾病临床医学研究中心，重庆 404000）

【摘要】 **目的**　开发一种基于分子印迹技术（molecularly imprinted polymers, MIPs）的高灵敏度、高选择性电化学探针，用于25–羟基维生素D_3［25–(OH)D_3］的精准检测，以满足维生素D代谢相关疾病的诊断需求。**方法**　通过逐层修饰丝网印刷电极（screen–printed electrode, SPE），构建Co_3O_4@还原氧化石墨烯（reduced graphene oxide, rGO）@Pt@Au复合基底，以增强导电性。结合聚吡咯的电沉积与模板分子洗脱，成功形成了具有特异性识别能力的印迹空腔。通过优化扫描速率、沉积循环次数、孵育时间和温度，平衡了膜层结构、电子传递效率与特异性结合能力。采用方波伏安法（square wave voltammetry, SWV）对该传感器的响应性能进行评估，分析其灵敏度、选择性及重现性。**结果**　扫描电子显微镜（scanning electron microscope, SEM）表征显示，模板洗脱后电极表面形成清晰的印迹空腔，该空腔可在100 nmol/L至1 mmol/L范围内进行靶标检测，其检测限为26.76 nmol/L。该检测策略对10倍浓度干扰物无特异性响应，且3批次电极重现性相对标准偏差为3.2%。加标实验也显示该检测策略具有较好的实际应用能力。**结论**　本研究成功构建了一种灵敏度高、抗干扰性强、重现性优异的新方法，为临床上25–(OH)D_3的检测提供了一种新思路。

【关键词】 25–羟基维生素D_3；分子印迹聚合物；电化学检测

【中图分类号】 R446.1　　【文献标识码】 A　【DOI】 10.11876/mimt202503003

Investigation of the performance of molecularly imprinted electrochemical probes in clinical detection of 25–(OH)D_3

Li Jiawei, *Xu Lixin*, *Lang Chunhui**

(*Chongqing Municipality Clinical Research Center for Geriatric Diseases*, *Chongqing University Three Gorges Hospital*, *Chongqing 404000*, *China*)

【**Abastract**】 **Objective**　To develop a highly sensitive and selective electrochemical probe based on molecular imprinting polymers (MIPs) technology for the precise detection of 25–hydroxyvitamin D_3［25–(OH)D_3］, aiming to meet the diagnostic needs of vitamin D metabolism–related diseases. **Methods**　The Co_3O_4@reduced graphene oxide (rGO)@Pt@Au composite substrate was constructed by layer–by–layer modification of screen–printed electrode (SPE) to enhance conductivity. Molecularly imprinted cavities were successfully formed through electropolymerization of polypyrrole and template molecule elution, imparting specific recognition capabilities. By optimizing the scan rate, deposition cycles, incubation time, and temperature, the balance between membrane structure, electron transfer efficiency, and specific binding ability was achieved. The sensor's response performance was evaluated using square wave voltammetry (SWV), and its sensitivity, selectivity, and reproducibility were analyzed.

基金项目：重庆市万州区博士“直通车”科研项目（wzstc–20220134）；国家自然科学基金资助项目（82402741）；重庆大学附属三峡医院科研项目（2022YJKYXM–034）

第一作者：李嘉伟，男，博士研究生，副研究员，研究方向：微纳传感材料

通信作者：郎春辉，男，博士研究生，副主任医师，研究方向：生物医药

Results Scanning electron microscopy (SEM) characterization revealed that after template elution, clear imprinted cavities were formed on the electrode surface, which could detect the target in the range of 100 nmol/L to 1 mmol/L, with a detection limit of 26.76 nmol/L. This detection strategy showed no specific response to interference at 10 times the concentration, and the reproducibility of the electrodes across three batches, with a relative standard deviation of 3.2%, indicated the reliability of the method. The spiked experiments also show its good practical application ability. **Conclusion** This study successfully established a new method with high sensitivity, strong anti-interference ability, and excellent reproducibility, providing a novel approach for the clinical detection of 25-(OH)D_3.

【**Key words**】 25-hydroxyvitamin D_3; Molecularly imprinted polymers; Electrochemical detection

维生素D作为维持机体钙磷代谢稳态的核心脂溶性维生素[1]，被证实与骨骼肌功能障碍、甲状腺功能异常、糖代谢紊乱、血管病变及自身免疫性疾病等多种病理过程存在显著关联[2-5]。在维生素D代谢体系中，25-羟基维生素D_3［25-(OH)D_3］作为肝脏初级羟基化产物，因其血清浓度稳定且不受短期膳食摄入干扰等特性，被公认为评估维生素D营养状态的可靠生物标志物[6]。根据国家卫生行业标准《人群维生素D缺乏筛查方法》（WS/T 677—2020），血清25-(OH)D_3浓度≥20 ng/mL被界定为正常生理阈值[7]，其定量检测对维生素D缺乏症的临床诊断具有重要指导意义。当前临床检测技术体系包括高效液相色谱法[8]、酶联免疫吸附法[9-10]及化学发光免疫分析法等，虽可实现25-(OH)D_3的常规分析，但在实际应用中存在显著技术瓶颈[11-12]：第一，抗体依赖型方法易受交叉反应干扰，导致检测准确性不足；第二，色谱质谱联用法虽灵敏度优异，但仪器购置成本高昂且操作流程复杂，难以满足基层医疗机构的即时检测需求；第三，现有方法普遍存在前处理烦琐、检测周期长等缺陷。因此，开发兼具高特异性、低成本及操作便捷性的新型检测平台成为临床检验领域的迫切需求。

分子印迹聚合物（molecularly imprinted polymers, MIPs）作为人工模拟抗体的前沿材料，通过模板分子引导的“锁—钥”式识别机制[13]，在电化学传感领域展现出独特优势，其制备工艺通过功能单体与模板分子的定向组装、交联聚合及模板洗脱，可形成与靶标分子三维构象高度匹配的识别空腔[14]。相较于生物抗体，MIPs不仅具有卓越的物理化学稳定性如耐受极端pH、高温及有机溶剂[15]，更具备可规模化制备的成本优势，为构建高性能电化学传感检测技术提供了创新解决方案[16-18]。

本研究基于分子印迹技术，构建了新型电化学传感芯片，用于25-(OH)D_3的精准检测。首先，采用Co_3O_4@还原氧化石墨烯（reduced graphene oxide, rGO）@Pt@Au复合材料修饰丝网印刷电极（screen-printed electrode, SPE）工作界面，以显著提升电极导电性；其次，以吡咯为功能单体，在电聚合过程中实现25-(OH)D_3模板分子的空间定向固定，构建具有分子识别功能的聚吡咯印迹层；最后，通过模板洗脱获得高密度特异性结合位点，建立“信号抑制—浓度响应”定量响应，实现了25-(OH)D_3的灵敏检测。

1 材料与方法

1.1 材料和设备

十二烷基磺酸钠、苯并咪唑烷、醋酸、醋酸钠、稀硫酸、氯金酸、硝酸钾、氯化钾、铁氰化钾、亚铁氰化钾、吡咯、硝酸钴、氯铂酸、rGO、尿素、乙醇、氢氧化钠、叶酸、烟酸、维生素C、肌醇、维生素A购自上海阿拉丁公司。25-(OH)D_3购自泰坦科技探索平台。丝网印刷电极TE100购自北京铭泰佳信科技有限公司。

使用Hitachi Regulus8100扫描电子显微镜（scanning electron microscope, SEM）获得工作电极表面的微观图像。使用恒温烘箱和单温区开启式真空管式炉（OTF-1200X）合成电极修饰材料。所有电化学聚合与测量均在上海辰华电化学工作站CHI670E上进行。

1.2 实验方法

1.2.1 Co_3O_4@rGO@Pt的合成

将0.6 g尿素、0.02 g硝酸钴和0.02 g rGO分散

于 40 mL 去离子水中，经磁力搅拌 20 min 形成均匀溶液后，转移至高压反应釜中于 120 ℃水热反应 6 h，所得沉淀经洗涤干燥后，在空气气氛下以 5 ℃/min 升温至 300 ℃煅烧 4 h，获得 Co_3O_4@rGO；随后将 0.062 5 g Co_3O_4@rGO 分散于 10 mL 无水乙醇中，加入 2.5 mL 3.07 mmol/L 的氯铂酸溶液，室温搅拌 12 h 后离心干燥，最终制得 Co_3O_4@rGO@Pt 复合材料[19]。

1.2.2 复合材料改性电极与 MIPs 的制备

在使用 SPE 之前，首先需在 0.1 mol/L 的硫酸溶液中通过循环伏安法（cyclic voltammetry, CV）对 SPE 进行激活[20-21]，扫描电位范围为—1.0 ~ 1.0 V，扫描速率为 0.10 V/s，循环扫描 10 次以获得稳定的伏安图。接着，将 5 μL 浓度为 100 μg/mL 的 Co_3O_4@rGO@Pt 溶液均匀滴涂于 SPE 的工作电极表面，并在 37 ℃下烘干形成薄膜。随后，将 50 μL 浓度为 1.5 mmol/L 的氯金酸溶液（含 0.1 mol/L 硝酸钾）置于 0.1V 的电位下进行 200 s 的 i-t 电沉积，以获得 Co_3O_4@rGO@Pt@Au 复合材料[22]。接下来，将 SPE 电极浸入含有 10 mg 25-$(OH)D_3$ 和 15.0 mmol/L 吡咯单体的脱气 0.10 mol/L 醋酸-醋酸钠缓冲溶液（pH 3.5）中，在—0.1 ~ 1.2 V 电位范围内进行 CV 扫描，扫描速率为 0.11 V/s，循环扫描 15 次，以形成在 SPE 表面的分子印迹聚吡咯薄膜[23]，并将 25-$(OH)D_3$ 作为模板分子。最后，使用 1∶3 的体积比将 25-$(OH)D_3$ 模板分子从混合溶液中去除，其中混合溶液包含 10 mmol/L 十二烷基磺酸钠、10 mmol/L 苯并咪唑烷和 0.10 mol/L 醋酸-醋酸钠缓冲溶液，并在 1 h 内完成去除过程，形成印迹空腔。

1.2.3 样品的检测

制备了浓度范围为 100 nmol/L 至 1 mmol/L 的 25-$(OH)D_3$ 标准溶液。将 50 μL 25-$(OH)D_3$ 标准溶液滴加至 SPE 工作电极表面，并在 35 ℃下孵育 30 min，随后使用去离子水冲洗电极表面 3 次，以去除非特异性结合的 25-$(OH)D_3$。最后，向电极表面加入 50 μL 5 mmol/L 的 $[Fe(CN)_6]^{3-/4-}$ 溶液，进行方波伏安法（square wave voltammetry, SWV）测试，以实现对 25-$(OH)D_3$ 的定量检测，见图 1。

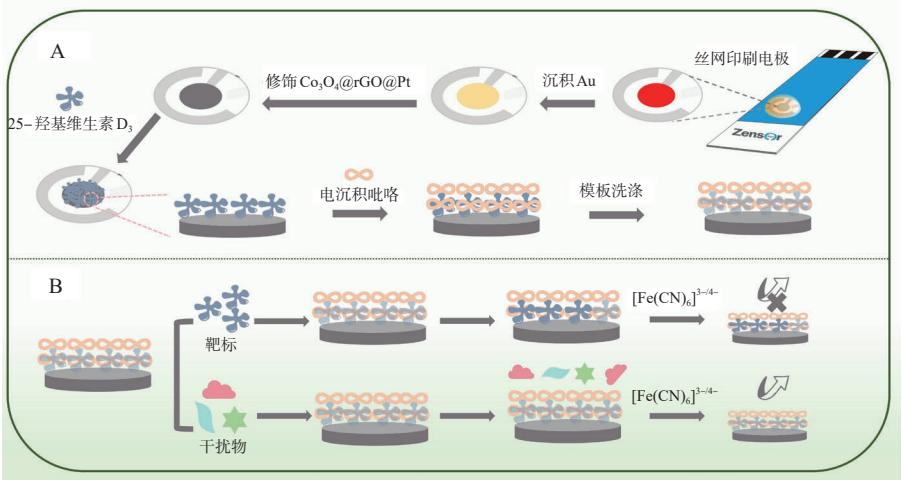


图 1 分子印迹电化学传感器用于 25-$(OH)D_3$ 检测中的策略 A 为丝网印刷电极修饰；B 为检测流程

1.3 性能的评估

分别利用 5 μmol/L 的叶酸、烟酸、维生素 C、肌醇、维生素 A 作为干扰物质，用以评估该检测方法在检测 25-$(OH)D_3$（500 nmol/L）时的选择性。此外，为了评估电极的重现性，采用相同的方法制备了 3 个分子印迹电化学传感器，并测量这 3 个分子印迹电化学传感器在使用前的均一性，以确保结果的一致性和可靠性。

1.4 血清加标实验

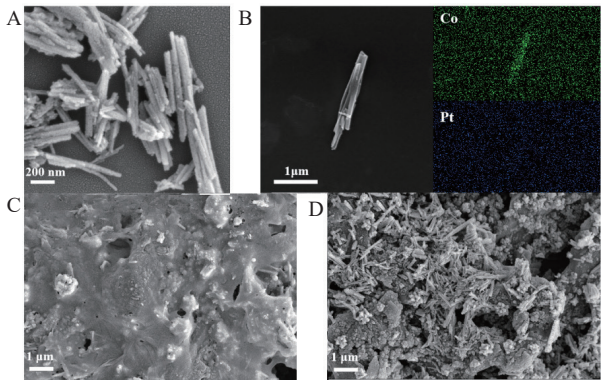
利用稀释 10 倍的血清进行样本加标，加标浓度为 100 nM、150 nM、200 nM、250 nM，利用与前文一致的方法进行测量计算。

2 结果

2.1 工作电极的表征

通过 SEM 表征了 SPE 和 Co_3O_4@rGO@Pt@Au 的物理形态以及 MIPs 的构建。从图 2A、图 2B 可以观察到，Co_3O_4@rGO@Pt 复合材料略微聚集，呈条状形态，长度约为 2.4 μm，宽度约为 250 nm，且元素

分析结果确认了该复合材料含有特征元素Co和Pt。在模板洗涤前，电极表面经过金和聚吡咯的电沉积后，呈现光滑的片状覆盖结构（图2C）。而在模板洗涤后，电极表面则出现了明显的印迹空腔（图2D），表明成功形成了分子印迹结构。



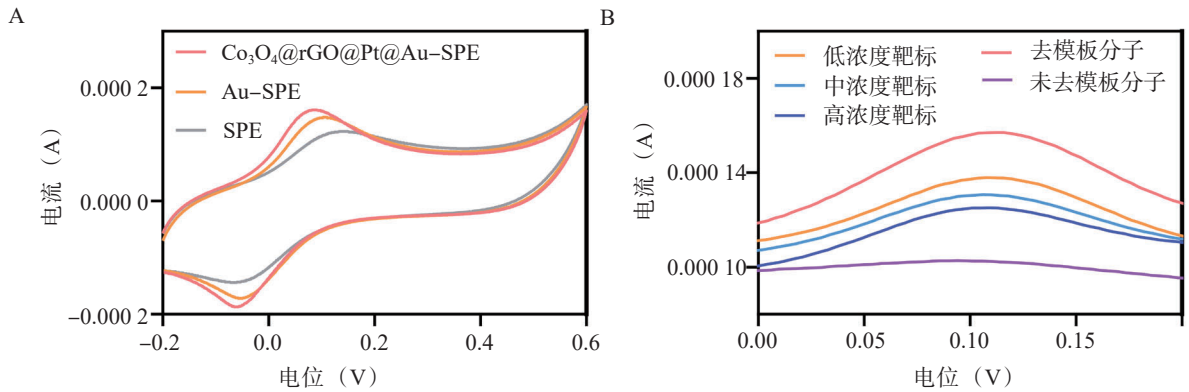
注：SPE为丝网印刷电极；SEM为扫描电子显微镜。

图2 SPE工作电极上负载材料的物理和形态表征 A为Co_3O_4@rGO@Pt的SEM结果；B为Co_3O_4@rGO@Pt的Co、Pt元素扫描结果；C为模板洗涤前SPE工作电极表面的SEM表征；D为模板洗涤后SPE工作电极表面的SEM表征

Co_3O_4@rGO@Pt@Au作为形成导电网络并支持高效电子转移的关键因子，其作用在图3A中得到了明显体现。通过对SPE表面的逐层修饰，Au和Co_3O_4@rGO@Pt的引入显著增强了导电性。实验结果表明，裸露的SPE具有最弱的导电性，而随着Au和Co_3O_4@rGO@Pt的修饰，电子转移效率得到了有效提高，并且为分析物提供了更多的结合位点，从而改善了电化学性能。

2.2 可行性与参数优化

由图3B可知，在未去除模板分子时，聚吡咯和模板分子几乎完全覆盖了电极表面，导致$[Fe(CN)_6]^{3-/4-}$电化学探针无法有效接近电极表面，从而输出较弱的电化学信号。然而，当模板分子被去除后，印迹空腔的存在使得电化学探针能够接近电极表面，进而产生较强的电化学信号。随着更多的25-(OH)D_3分子进入印迹空腔，电化学探针与电极表面的接触受到阻碍，从而导致电化学信号逐渐减弱。基于上述实验结果，可得出该检测策略具有可行性。



注：SPE为丝网印刷电极；CV为循环伏安法；SWV为方波伏安法。

图3 预实验结果 A为不同材料修饰SPE的CV表征；B为去模板分子前后以及在不同靶标浓度下分子印迹电化学传感器的SWV响应

扫描速率和沉积循环次数对聚吡咯的微观结构和电化学活性具有重要影响。较高的扫描速率可能导致膜层不均匀，从而降低分子印迹位点的密度，而较低的扫描速率则可能导致聚合物过度堆积，进而阻碍模板分子的有效嵌入。同样，过多的循环次数可能导致膜层过厚，增加电子传递的阻力，而循环次数过少则无法充分包裹模板分子。此外，优化孵育时间与温度有助于促进靶标分子与印迹空腔的特异性结合，同时抑制非特异性吸附，从而提高检测速率和准确性。基于上述考虑，为获得最佳检测性能，我们选择了0.12 V/s的扫描速率（图4A）、20次沉积循环（图4B）、20 min的孵育时间（图4C）以及35℃的孵育温度（图4D）。

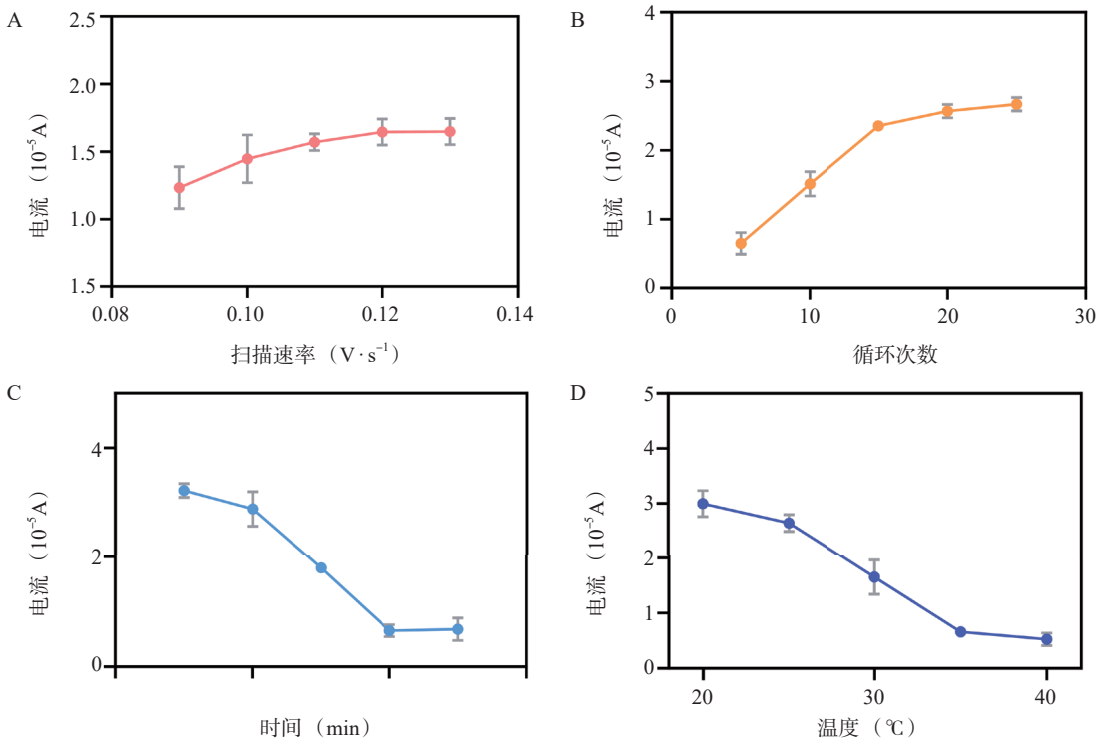


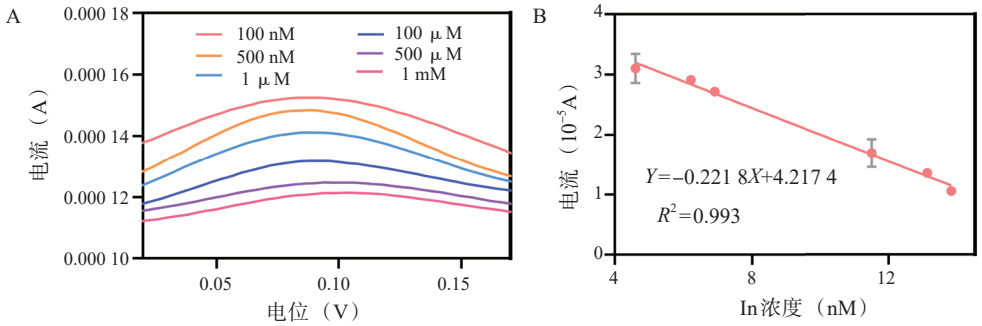
图 4 实验参数优化 A 为聚吡咯电沉积时扫描速率的优化；B 为聚吡咯电沉积时循环次数的优化；C 为与靶标孵育时间的优化；D 为与靶标孵育温度的优化

2.3 靶标的检测性能

在最佳条件下，研究了分子印迹电化学传感器对靶标的检测响应。通过使用 SWV 对浓度范围为 100 nmol/L 至 1 mmol/L 的 25–(OH)D_3 标准溶液进行信号分析，发现随着 25–(OH)D_3 浓度的增加，氧化还原探针的氧化峰强度逐渐减弱（图 5A），表明该检测策略在该浓度范围内对 25–(OH)D_3 具有良好的敏感性。通过将 25–(OH)D_3 浓度的自然对数与 SWV 测得的电流信号进行线性拟合，得到以下回归方程：

$$Y=-0.221\ 8X+4.217\ 4 \quad (1)$$

其中，Y 为电流值，X 为 25–(OH)D_3 浓度的自然对数，相关系数 R^2>0.99（图 5B）。该方法的检测限低至 26.76 nmol/L，表明该策略在 100 nmol/L 至 1 mmol/L 范围内具有可靠的定量检测能力，并满足国家卫生行业标准的监督要求[7]。



注：Y 为电流值；X 为 25–(OH)D_3 浓度的自然对数；R^2 为相关系数；SWV 为方波伏安法。

图 5 试验检测结果 A 为对不同 25–(OH)D_3 浓度响应的 SWV 曲线；B 为 25–(OH)D_3 浓度的自然对数与电流值的线性拟合

2.4 选择性与重现性

如图 6A 所示，选择了浓度为 25–(OH)D_3 10 倍的干扰物进行测试。结果表明，这些干扰物在氧化电流响应上未表现出特异性，与靶标响应相比，干扰物对检测信号的影响可忽略不计。此外，来自 3 个不同批次的待测 SPE 展示了几乎一致的电流响应（图 6B），其相对标准偏差为 3.2%，这表明该检测策略具有良好的重现性。

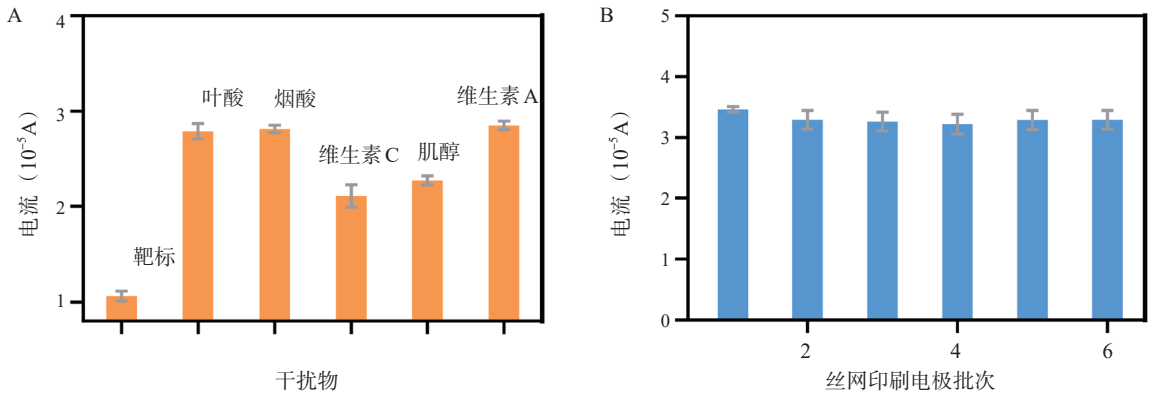


图6 特异性及重现性实验结果 A为特异性实验结果；B为重现性实验结果

2.5 血清加标实验

如表1所示，用稀释10倍的血清进行25-(OH)D_3样本加标实验，加标浓度为100 nM、150 nM、200 nM、250 nM。4组样本中加标回收率为102.994 0%～108.525 0%，表明该电化学传感器在复杂血清环境下有较好的检测准确性。

表1 电化学传感器对人血清样品中的25-(OH)D_3的加标测定

血清样本	加标浓度（nM）	测得浓度（nM）	RSD（n=5,%）	回收率（n=5,%）
1#	100.000 0	108.525 0	3.621 1	108.525 0
2#	150.000 0	158.107 6	3.939 0	105.405 0
3#	200.000 0	207.492 4	4.612 6	103.746 2
4#	250.000 0	257.485 0	3.127 8	102.994 0

注：RSD为相对标准偏差。

3 结论

在本研究中，分子印迹电化学传感器被成功应用于25-(OH)D_3的检测，并展现出优异的性能。通过SEM对SPE电极和Co_3O_4@rGO@Pt@Au复合材料的形态进行表征，成功地揭示了电极表面形成的分子印迹结构，并证实了Co_3O_4@rGO@Pt@Au复合材料在提高导电性和电子转移效率方面的关键作用。实验结果显示，随着Au和Co_3O_4@rGO@Pt的逐步修饰，电极的导电性能得到显著提升，为后续电化学检测提供了强有力的支持。模板分子去除后，印迹空腔的存在显著改善了电化学探针与电极表面的接触，提高了电化学信号响应。随着目标分子浓度的增加，电化学信号呈现出良好的响应特性，证明了基于分子印迹的电化学探针在25-(OH)D_3浓度检测中的可行性。在实验条件优化方面，扫描速率、沉积循环次数和孵育条件的精确调控对于提高电极的电化学性能至关重要。通过优化扫描速率、沉积循环次数、孵育时间和温度，避免了膜层不均匀或过度堆积的问题，确保了模板分子的有效嵌入及靶标分子的特异性结合，从而显著提高了检测灵敏度（检测限为26.76 nmol/L），扩大了线性范围（100 nmol/L至1 mmol/L）。此外，干扰物测试结果表明，10倍浓度的干扰物未对氧化电流响应产生显著影响，验证了该方法在复杂生物样本中的抗干扰能力。来自不同批次的电极展示了优异的一致性，证明了该检测策略的稳定性和重现性。加标实验也显示该检测策略具有较好的实际应用能力。

综上所述，分子印迹电化学传感器在25-(OH)D_3检测中展现出高灵敏度、良好的选择性、低检测限和优异的重现性，表明该检测策略具有广泛的应用潜力，适用于临床检测和疾病监测领域。

[参 考 文 献]

[1] 魏灵荣, 张玉莲, 刘林林, 等. 北京某高校体检人群血清25-羟基维生素D检测结果分析[J]. 标记免疫分析与临床, 2025, 32(1): 34-37, 82.
[2] 但家红. 25羟基维生素D和甲状旁腺激素水平与儿童骨骼发育程度的相关性研究[J]. 基层医学论坛, 2024, 28(16): 58-60.
[3] 刘春梅. 成人血清25-羟基维生素D浓度水平研究[J]. 智慧健康, 2024, 10(23): 72-75.
[4] 王和新. 25-羟基维生素D_3与2型糖尿病并发症的关系[J]. 新疆医学, 2024, 54(10): 1225-1228.
[5] 于跑, 张沛, 高春林, 等. 血清25-羟基维生素D_3水平在IgA血管炎肾炎患儿中临床病理及预后意义[J]. 中国当代儿科杂志, 2025, 27(1): 55-61.
[6] Cai T, Chen M, Yang J, et al. An AuNPs-based electrochemical aptasensor for the detection of 25-hydroxy vitamin D_3[J]. Analytical Sciences, 2024, 40: 599-607.
[7] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. 人群维生素D缺

乏筛查方法：WS/T 677—2020［S/OL］.［2025-02-26］. https://www.nhc.gov.cn/wjw/yingyang/202005/4edc890001cd4041bec5108bee468d66/files/1739783560802_56160.pdf.
［8］ Lazzarino G, Longo S, Amorini A M, et al. Single-step preparation of selected biological fluids for the high performance liquid chromatographic analysis of fat-soluble vitamins and antioxidants［J］. Journal of Chromatography A, 2017, 1527: 43-52.
［9］ Zhou J, Wang F, Ma Y, et al. Vitamin D_3 contributes to enhanced osteogenic differentiation of MSCs under oxidative stress condition via activating the endogenous antioxidant system［J］. Osteoporosis International, 2018, 29(8): 1917-1926.
［10］ Maghsoumi-Norouzabad L, Javid A Z, Mansoori A, et al. Vitamin D_3 supplementation effects on spermatogram and oxidative stress biomarkers in asthenozoospermia infertile men: a randomized, triple-blind, placebo-controlled clinical trial［J］. Reproductive Sciences, 2022, 29(3): 823-835.
［11］ Tijerina A, Garza A, López A, et al. An HPLC-UV method to assess human plasma 25(OH)D_3［J］. Nutrients, 2024, 16(14): 2304.
［12］ Park J, Kim M, Kim W, et al. Ultrasensitive detection of 25-hydroxy vitamin D_3 in real saliva using sandwich-type electrochemical aptasensor［J］. Sensors and Actuators B: Chemical, 2022, 355: 131239.
［13］ 李普庆. 分子印迹膜的制备及应用进展［J］. 合成技术及应用, 2015(3): 21-25.
［14］ Sun Y, Luo Y, He Y, et al. CNF@MIP-based electrochemical molecularly imprinted sensor for detection of chloramphenicol in milk［J/OL］. Journal of Solid State Electrochemistry, 2025［2025-02-26］. https://link.springer.com/article/10.1007/s10008-025-06235-y.
［15］ Haupt K, Mosbach K. Molecularly imprinted polymers and their use in biomimetic sensors［J］. Chemical Reviews, 2000, 100(7): 2495-2504.
［16］ Garg M, Pamme N. Strategies to remove templates from molecularly imprinted polymer (MIP) for biosensors［J］. Trends in Analytical Chemistry, 2024, 170: 117437.
［17］ Pilvenyte G, Ratautaite V, Boguzaite R, et al. Molecularly imprinted polymer-based electrochemical sensors for the diagnosis of infectious diseases［J］. Biosensors, 2023, 13(6): 620.
［18］ Liu R, Zhao M, Zhang X, et al. Advances and challenges in molecularly imprinted electrochemical sensors for application in environmental, biomedicine, and food safety［J/OL］. Critical Reviews in Analytical Chemistry, 2025［2025-02-26］. https://www.tandfonline.com/doi/10.1080/10408347.2025.2460751.
［19］ Zhang Y, Yang Z, Qiao C, et al. Synergistic enhancement of wearable biosensor through Pt single-atom catalyst for sweat analysis［J］. Biosensors and Bioelectronics, 2024, 258: 116354.
［20］ 李梦飞, 李桂新. N-(4-氨基丁基)-N-(乙基异鲁米诺)/血红素/金纳米三功能化氧化石墨烯材料的合成及性质研究［J］. 广东化工, 2018, 45(10): 26-29.
［21］ Ahmed S A, Roushani M, Karazan Z M. Development of a molecularly imprinted electrochemical sensor for erlotinib detection using a modified screen-printed carbon electrode［J］. Microchimica Acta, 2025, 192: 138.
［22］ Liu X, Wang Q, Zhang Y, et al. Detecting miRNA-21 using dual-mode biosensor via click chemistry-mediated variable temperature amplification reaction［J］. Chemical Engineering Journal, 2024, 479: 147231.
［23］ Fang C, Chen Z, Megharaj M, et al. Potentiometric detection of AFFFs based on MIP［J］. Environmental Technology & Innovation, 2016, 5: 52-59.

（上接第16页）

［15］ Cui J, Zhong Z, Liu S, et al. Parametric contrastive learning［C］//2021 IEEE/CVF International Conference on Computer Vision (ICCV), 2021, Montreal, QC, Canada. IEEE, 2021: 695-704.
［16］ Zhu J, Wang Z, Chen J, et al. Balanced contrastive learning for long-tailed visual recognition［C］//2022 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2022, New Orleans, LA, USA. IEEE, 2022: 6898-6907.
［17］ Tang K, Huang J, Zhang H. Long-tailed classification by keeping the good and removing the bad momentum causal effect［EB/OL］. (2020-09-28)［2025-04-14］. https://arxiv.org/abs/2009.12991.
［18］ Kang B, Xie S, Rohrbach M, et al. Decoupling representation and classifier for long-tailed recognition［EB/OL］. (2019-10-21)［2025-04-14］. https://arxiv.org/abs/1910.09217.
［19］ Li Y, Wang T, Kang B, et al. Overcoming classifier imbalance for long-tail object detection with balanced group softmax［C］//2020 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2020, Seattle, WA, USA. IEEE, 2020: 10988-10997.
［20］ Zhou B, Cui Q, Wei X S, et al. BBN: bilateral-branch network with cumulative learning for long-tailed visual recognition［C］//2020 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2020, Seattle, WA, USA. IEEE, 2020: 9716-9725.
［21］ Zhang Y, Hooi B, Hong L, et al. Self-supervised aggregation of diverse experts for test-agnostic long-tailed recognition［EB/OL］. (2021-07-20)［2025-04-14］. https://arxiv.org/abs/2107.09249.
［22］ Cai Z, Vasconcelos N. Cascade R-CNN: high quality object detection and instance segmentation［J］. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2019, 43(5): 1483-1498.
［23］ Liu Z, Mao H, Wu C Y, et al. A ConvNet for the 2020s［C］//2022 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2022, New Orleans, LA, USA. IEEE, 2022: 11966-11976.
［24］ Liu Z, Lin Y, Cao Y, et al. Swin Transformer: hierarchical vision transformer using shifted windows［C］//2021 IEEE/CVF International Conference on Computer Vision (ICCV), 2021, Montreal, QC, Canada. IEEE, 2021: 9992-10002.
［25］ Zheng L, Shen L, Tian L, et al. Scalable person re-identification: a benchmark［C］//2015 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV), 2015, Santiago, Chile. IEEE, 2015: 1116-1124.