

DOI: 10.13652/j.issn.1003-5788.2020.06.015

基于二氧化锡/碳化硅空心球纳米链的电化学 传感器检测食用油中黄曲霉毒素 B₁

Detection of aflatoxin B₁ in edible oil by electrochemical sensor based
on SnO₂/SiC hollow sphere nano chain

吴民富^{1,2} 李 莎^{1,2} 徐振林^{3,4} 孙远明^{3,4}

WU Min-fu^{1,2} LI Sha^{1,2} XU Zhen-lin^{3,4} SUN Yuan-ming^{3,4}

(1. 佛山职业技术学院食品科学系, 广东 佛山 528137; 2. 广东省食品安全检测与溯源技术应用公共实训中心, 广东 佛山 528137; 3. 华南农业大学食品学院, 广东 广州 510642; 4. 广东省食品质量安全重点实验室, 广东 广州 510642)

(1. Department of Food Science, Foshan Polytechnic, Foshan, Guangdong 528137, China; 2. Guangdong Provincial Food Safety Testing and Traceability Technology Application Public Training Center, Foshan, Guangdong 528137, China; 3. College of Food Science, South China Agriculture University, Guangzhou, Guangdong 510642, China; 4. Guangdong Provincial Key Laboratory of Food Quality and Safety, Guangzhou, Guangdong 510642, China)

摘要:在电极基底和抗体探针修饰生物相容性良好的二氧化锡/碳化硅空心球纳米链、聚苯胺纳米线、金纳米颗粒等纳米材料,放大电化学信号,提高检测灵敏度,构建黄曲霉毒素 B₁ 直接竞争检测电化学传感器。结果表明:该传感器对黄曲霉毒素 B₁ 的检测线性范围为 3.81 pg/mL ~ 1.00 μg/mL,检出限为 1.13 pg/mL。传感器具有良好的稳定性、重现性和特异性,对食用油的检测添加回收率在 84.6% ~ 107.6%,变异系数在 5.42% ~ 10.49%,可应用于食用油中黄曲霉毒素 B₁ 的快速筛查。

关键词:黄曲霉毒素 B₁; 纳米材料; 电化学传感器; 快速检测; 食用油

Abstract: SnO₂/SiC hollow spheres, polyaniline nanowires, gold nanoparticles and other nano materials with good biocompatibility were modified on the electrode substrate and antibody probe to amplify the electrochemical signal, improve the detection sensitivity, and construct a direct competitive detection electrochemical sensor for aflatoxin B₁. The results showed that the detection linear range of the sensor for aflatoxin B₁ was 3.81 pg/mL ~ 1.00 μg/mL, and the limit of detection was

1.13 pg/mL. The proposed sensor had good stability, reproducibility and specificity, and the detection recovery of the edible oils was between 84.6% to 107.6%, with the coefficient of variation between 5.42% to 10.49%, indicating that it can be used for the rapid screening of aflatoxin B₁ in edible oils.

Keywords: aflatoxin B₁; nano materials; electrochemical sensors; rapid detection; edible oil

黄曲霉毒素(Aflatoxins)由黄曲霉和寄生曲霉等霉菌产生,已明确结构的黄曲霉毒素有 20 种,其中黄曲霉毒素 B₁(AFB₁)被认为是自然界中致癌性最强的物质,被国际癌症研究机构(IARC)列为 I 类致癌物^[1]。因此,世界各国对食品中 AFB₁ 设定了限量标准。欧盟规定含油种子中 AFB₁ 的最大残留限量(MRL)为 2 μg/kg,中国规定谷物、油脂及其制品中 AFB₁ 的 MRL 为 20 μg/kg,婴幼儿配方及辅助食品为 0.5 μg/kg^[2]。目前对 AFB₁ 的检测主要是液相色谱法^[3],但是该方法操作时间长、检测成本高、对操作人员要求高^[4],难以在基层食品监管部门和中小型食品企业推广应用。食品安全快速检测方法具有快速、简便的优点,如拉曼光谱法^[5]、红外光谱法^[6]、适配体法^[7]和免疫层析法^[8]等方法。但这些方法有各自的缺点,如仪器昂贵^[9]、特异性不强^[10]、灵敏度不高^[11-12]等。近年来,结合纳米材料的电化学免疫传感器成为研究热点。纳米材料具有良好的生物相容性、导电性和大比表面积等优点^[13-14],结合免疫反应的高特异性和电化学反

基金项目:国家自然科学基金优秀青年科学基金资助项目(编号:31822039); 广东省教育厅科研项目(编号:2018GKTSCX059,2018GkQNCX006)

作者简介:吴民富,男,佛山职业技术学院讲师,博士。

通信作者:徐振林(1982—),男,华南农业大学教授,博士。

E-mail: jallent@163.com

收稿日期:2020-03-05

应的高灵敏度^[15-17],可构建快速、灵敏、特异性强的电化学传感器。

研究拟利用导电性和生物相容性良好的纳米材料构建传感器,采用直接竞争法对待测物进行分析。在电极基底分别修饰二氧化锡/碳化硅空心球纳米链(SnO₂/SiC NCs)、苯胺纳米线和金纳米颗粒(GNPs),抗体探针采用胶体金作为载体,提高检测灵敏度。该传感器快速、检测限低、特异性强、检测过程操作简便,可应用于食用油中黄曲霉毒素 B₁ 的快速检测。

1 试验部分

1.1 试剂与仪器

氯金酸:≥99%,美国 Sigma-Aldrich 公司;

黄曲霉毒素(AFB₁、AFB₂、AFM₁)、赭曲霉毒素 A(OTA)、玉米赤霉烯酮(ZEN)、伏马毒素 B₁(FB₁)、脱氧雪腐镰刀菌烯醇(DON):≥96%,北京百灵威科技有限公司;

苯胺、壳聚糖:分析纯,上海阿拉丁试剂有限公司;

黄曲霉毒素 B₁ 抗体:山东绿都生物科技有限公司;

黄曲霉毒素 B₁ 酶联免疫检测(ELISA)试剂盒:深圳芬德生物技术有限公司;

电化学工作站:CHI660D 型,上海辰华仪器有限公司;

透射电子显微镜:TECNAI12 型,荷兰 FEI 电子光学有限公司;

扫描电子显微镜:Ultra 55 型,德国卡尔蔡司公司;

紫外可见分光光度计:UV1800 型,岛津企业管理(中国)有限公司。

1.2 二氧化锡/碳化硅空心球纳米链(SnO₂/SiC NCs)的合成

首先合成 SnO₂@C 纳米链:0.142 g 锡酸钠和 2.73 g D-葡萄糖溶于 17.5 mL 去离子水,转移到聚四氟乙烯反应釜,180 °C 恒温加热 4 h,产物离心后用去离子水和乙醇冲洗,烘干。氩气保护下置于管式炉中 700 °C 2 h。合成的 SnO₂@C 纳米链作为前驱体,加入过量硅粉充分混匀。然后置于管式炉中央,在氩气环境中以 3 °C/min 的速率加热到 1 320 °C,保持 4 h。产物用硝酸:氢氟酸 3:1 溶液处理 12 h,除去过量的硅,100 °C 烘干备用^[18]。

1.3 金纳米颗粒(GNPs)的制备

采用柠檬酸三钠还原法。100 mL 0.01% 的四氯金酸水溶液置于圆底烧瓶,电热套加热至沸腾。持续搅拌下迅速加入 2 mL 1% 的柠檬酸三钠水溶液,继续搅拌加热 3 min,直至溶液呈现透亮的红色。室温下冷却,4 °C 下保存备用。

1.4 辣根过氧化物酶—金纳米颗粒—抗体(HRP-GNPs-Ab)的制备

取上述制备的 GNPs 500 μL,用 0.1 mol/L 的碳酸钾

溶液将 pH 调至 9.6。加入 1 mL 20 μg/mL 的黄曲霉毒素 B₁ 抗体和 1 mL 0.5 mg/mL 的 HRP,旋涡混匀 30 min 后用 1 mL 5% 的 BSA 溶液封闭 1 h,12 000 r/min 4 °C 离心 30 min,沉淀用 1 mL 0.01 mol/L pH 7.4 的 PBS 反复洗涤。产物分散于 1 mL 0.01 mol/L pH 7.4 的 PBS 中,4 °C 保存备用。

1.5 修饰电极的制备与检测

直径为 3 mm 的玻碳电极(GCE)先后在含 1.00, 0.30,0.05 μm Al₂O₃ 粉末的鹿皮上抛光至镜面,用 50% 的 HNO₃ 水溶液、无水乙醇和去离子水分别超声清洗电极表面,氮气吹干备用。取 1 mg SnO₂/SiC NCs 超声分散在 1 mL 去离子水中,取 200 μL 分散好的 SnO₂/SiC NCs 加入 100 μL 0.1% 的壳聚糖(CS)醋酸溶液,旋涡震荡混匀。取 5 μL SnO₂/SiC NCs/CS 滴加到预处理好的玻碳电极表面,37 °C 烘箱中烘干。上述电极置于 6 mL 含 0.5 mmol 苯胺的 H₂SO₄ 溶液(0.5 mol/L)中,采用三电极系统(玻碳电极为工作电极,饱和甘汞电极为参比电极,铂电极为对电极)在 0.0~1.0 V 的电位区间循环伏安法(CV)扫描 16 段,使电极表面生成聚苯胺纳米线(PAN-INW)。去离子水冲洗电极表面,氮气吹干。上述电极置于经 N₂ 除氧 10 min 的含 2 mmol/L 氯金酸的 H₂SO₄ 溶液(0.5 mol/L)中,采用三电极系统在 -0.1~0.2 V 的电位区间 CV 扫描 12 段,去离子水冲洗电极表面,氮气吹干。上述电极滴加 5 μL 一定浓度的包被原,37 °C 孵育 3 h。未吸附的包被原用 0.01 mol/L pH 7.4 的 PBST 冲洗,氮气吹干后用 8 μL 10% 的 BSA 溶液孵育 1.5 h 封闭未结合位点,防止非特异性吸附。用 0.01 mol/L pH 7.4 的 PBST 冲洗电极,置于 4 °C 冰箱中备用。

1.6 电化学检测

2.5 μL 不同浓度的 AFB₁ 和 2.5 μL HRP-GNPs-Ab 探针先后滴加到上述修饰电极,37 °C 孵育 1 h 后用 PBST 冲洗。修饰电极与铂电极、饱和甘汞电极组成三电极体系,置于 6 mL 1 mmol/L 的对苯二酚缓冲液,在 -0.6~0.8 V 范围进行循环伏安法(CV)扫描。电化学工作站记录加入 25 μL 0.48 mol/L H₂O₂ 前后的 CV 曲线。

1.7 样品处理

2 g 待测食用油置于 15 mL 离心管,加入 2 mL 正己烷和 4 mL 甲醇。漩涡震荡提取 5 min,6 000 r/min 离心 5 min,取 1 mL 下层甲醇溶液加 4 mL 去离子水混匀待测。

2 结果与讨论

2.1 检测原理

所制备的直接竞争免疫传感器检测原理如图 1 所示,首先在玻碳电极表面修饰具有良好导电性和生物相容性的壳聚糖、SnO₂/SiC NCs、聚苯胺纳米线

(PANINW)和金纳米颗粒(GNPs),利用 Au—S 键固定包被原,卵清蛋白(OVA)封闭未结合位点。同时加入 HRP-GNPs-Ab 和待测物,采用竞争反应模式,电极上的纳米金标记探针 HRP-GNPs-Ab 的固定量与待测物浓度呈反比,纳米金标记探针上的 HRP 酶催化对苯二酚(HQ)和过氧化氢产生电化学信号,通过电化学工作站记录。根据电化学信号与待测物浓度的关系建立检测的标准曲线。

碳化硅(SiC)、二氧化锡(SnO₂)和聚苯胺等纳米材料各具优点,在传感器中具有良好的应用前景。SiC 纳米材料具有加速电子和质子传递的作用,并且具有良好的稳定性^[19-20];二氧化锡纳米材料具有比表面积大、易于功能化和良好的电子传导性能^[21],SnO₂/SiC NCs 作为新型纳米复合材料,兼具 SnO₂ 和 SiC 的优点,目前未有 SnO₂/SiC NCs 纳米复合物在黄曲霉毒素检测中应用的报道。聚苯胺具有良好的生物相容性和导电性,是生物分子的良好受体^[22]。通过纳米材料的应用,可提高生物分子的固载,加快电极表面的电子传递速率,提升检测灵敏度。

2.2 二氧化锡/碳化硅空心球纳米链的表征

采用扫描电子显微镜和透射电子显微镜对所制备的 SnO₂/SiC 空心球纳米链(SnO₂/SiC NCs)进行表征,由图 2 可知,SnO₂/SiC NCs 呈均一的空心簇状球形结构,直径约为 80 nm,呈现出立体结构。SnO₂/SiC NCs 的三维结构使得电极的有效面积大大增加,粗糙的表面有利于苯胺的沉积,更好地固定包被原。

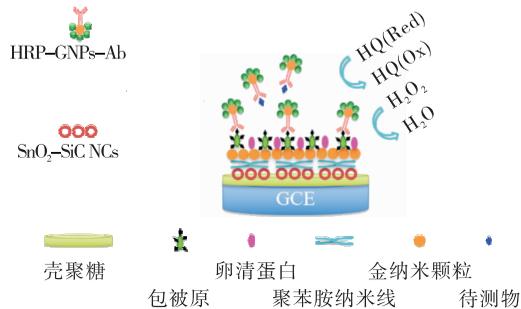


图 1 免疫传感器的检测原理
Figure 1 The principle of the immunosensor

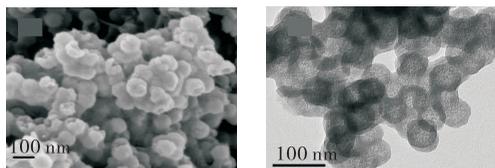


图 2 SnO₂/SiC 空心球纳米链的扫描电子显微镜和透射电子显微镜

Figure 2 SEM and TEM images of SnO₂/SiC NCs

2.3 HRP-GNPs-Ab 的表征

HRP-GNPs-Ab 复合物的紫外—可见光谱如图 3 所示,HRP 酶在 405 nm 处有吸收峰,抗体在 280 nm 处有吸收峰,金纳米颗粒在 514 nm 处有强吸收峰,所制备的 HRP-GNPs-Ab 吸收峰分别在 275, 405, 536 nm, 表明 HRP 和抗体成功地偶联在金纳米颗粒上^[23]。

2.4 电极组装过程的表征

采用循环伏安法研究电极层层组装过程中膜增长行为的电化学特性。不同组装阶段的电极置于 4 mL 铁氰化钾溶液[5 mmol/L Fe(CN)₆^{3-/4-}, 0.1 mol/L KCl]中扫描,扫描速度为 50 mV/s,得到循环伏安曲线(图 4)。裸玻碳电极在 Fe(CN)₆^{3-/4-} 中呈现一对对称的氧化还原峰。修饰 SnO₂-SiC NCs/CS 后峰电流增大,是由于滴加的 SnO₂-SiC NCs/CS 具有较大的比表面积和良好的导电性,加速了电极表面的电子传递。修饰聚苯胺纳米线和

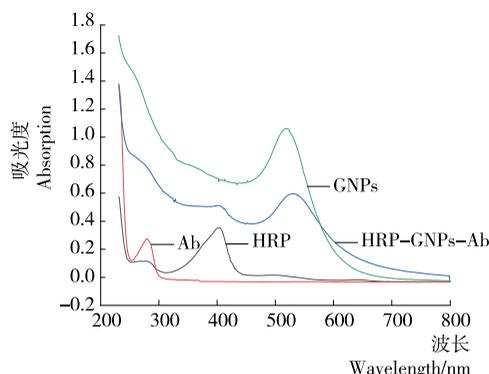
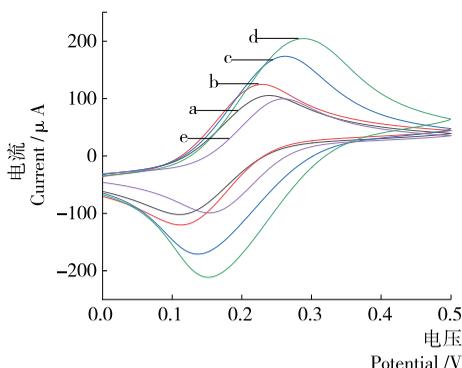


图 3 HRP、Ab、GNPs 和 HRP-GNPs-Ab 的紫外—可见光谱图

Figure 3 UV-vis spectrophotometry of HRP, Ab, GNPs and HRP-GNPs-Ab



a. GCE b. SnO₂-SiC NCs/CS/GCE c. PANINW/SnO₂-SiC NCs/CS/GCE d. GNPs/PANINW/SnO₂-SiC NCs/CS/GCE e. Antigen/GNPs/PANINW/SnO₂-SiC NCs/CS/GCE

图 4 不同组装阶段的电极的循环伏安曲线

Figure 4 Cyclic voltammetric curves of electrodes at different assembly stages

金纳米颗粒后,峰电流进一步增大,两种纳米材料结合增加了电极表面的导电性和比表面积。加入包被抗原后,包被抗原上的蛋白质大分子阻碍了电子传递,峰电流急剧下降^[24],表明包被抗原成功固定在电极表面。

2.5 纳米传感器的信号放大

传感器通过待测物浓度与电化学信号的关系建立标准曲线。二者在一定的条件下呈正相关关系^[25]。因此,通过增加反应转移的电子数及增大电极表面的有效面积,可增加响应电流,提高检测的灵敏度。

试验采用纳米材料在基底和探针双重放大信号策略进行信号放大。通过金标记抗体探针上的 HRP 酶催化过氧化氢产生信号,以对苯二酚(HQ)作为电子转移中介体,研究传感器在 HQ 溶液中的电化学行为。GNPs/PANINW/SnO₂-SiC NCs/CS 作为基底修饰材料,多层纳米材料具有优良的生物相容性、导电性及大比表面积,作为基底材料可以更好地固定生物分子,提高电流响应速度。GNPs 用于标记探针有利于增加单位抗体上 HRP 酶的固载量,放大电流信号,提高检测灵敏度。为验证纳米材料对传感器信号的提升作用,对比不同基底修饰和探针信号的影响,研究不同修饰的电极在含 1 mmol/L HQ 的 pH 7.4 PBS 中的电化学行为。采用直接沉积金和单标记抗体时,电流变化值为 14.8 μ A[图 5(a)];先后加入

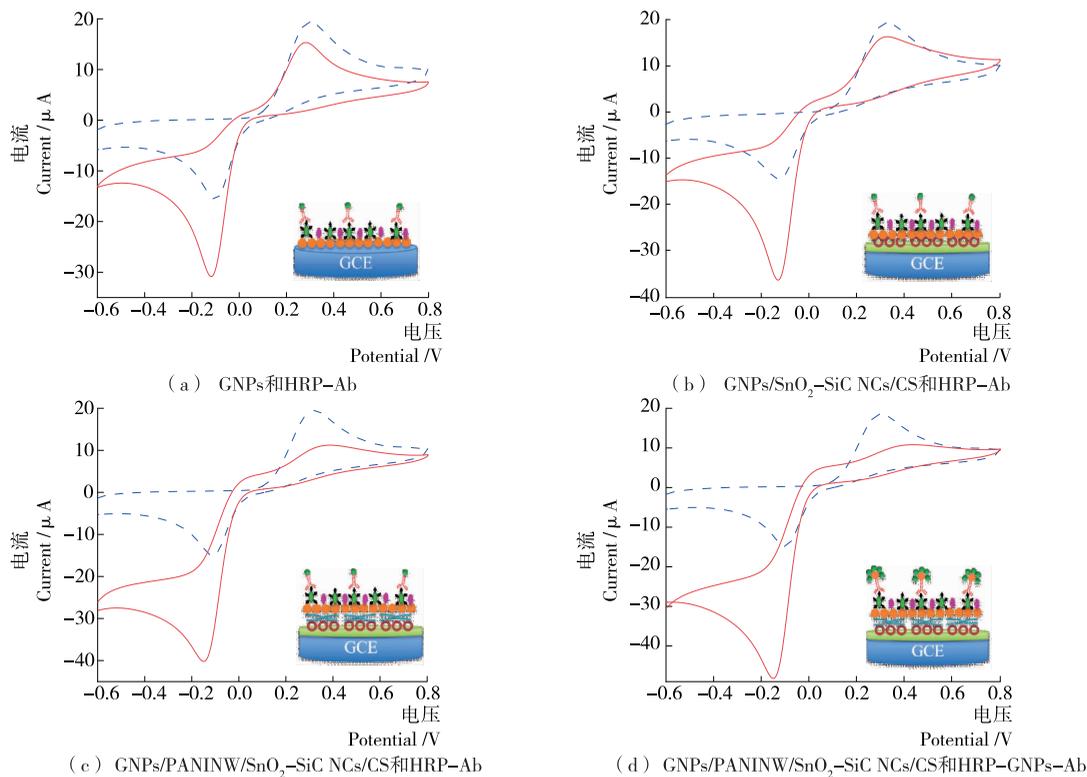
SnO₂-SiC NCs 和聚苯胺纳米线后,电流变化值分别增大至 21.6 μ A[图 5(b)]和 24.1 μ A[图 5(c)];采用 HRP-GNPs-Ab 探针后,电流变化值增大为 32.9 μ A[图 5(d)],说明纳米材料放大了电化学信号,有利于提高反应的灵敏度。

2.6 反应条件优化

试验对包被原和抗体浓度、pH、反应时间等条件进行优化,结果见图 6。包被原过高可能会形成空间位阻,阻碍抗原抗体的结合,过低则会降低电化学信号^[26]。1 mg/mL 的包被原从 200 倍开始稀释,稀释 1 600 倍时达到最大峰电流差[图 6(a)]。抗体浓度直接影响检测的灵敏度,所制备的金标记抗体探针稀释 40 倍时电流变化值最大[图 6(b)]。pH 值一方面影响抗原-抗体反应的亲和性和抗原和抗体的活性,过高或过低的 pH 会导致蛋白质的变性;另一方面影响药物的溶解度,从而影响其与抗原抗体的相互作用。当反应的缓冲溶液 pH 为 7.5 时,电化学信号变化值最大[图 6(c)]。抗原-抗体反应是可逆反应过程,其反应达到平衡需要一定的时间。反应的孵育时间关系到抗原抗体的结合程度。当孵育时间达到 30 min 后,电化学信号变化基本达到平衡[图 6(d)],因此选取 30 min 作为反应的孵育时间。

2.7 传感器的电流响应

所制备的纳米电化学传感器基于直接竞争免疫反应



虚线为未添加过氧化氢的循环伏安曲线,实线为添加 25 μ L 过氧化氢后的循环伏安曲线

图 5 不同修饰电极的电化学行为

Figure 5 Electrochemical behavior of different modified electrodes

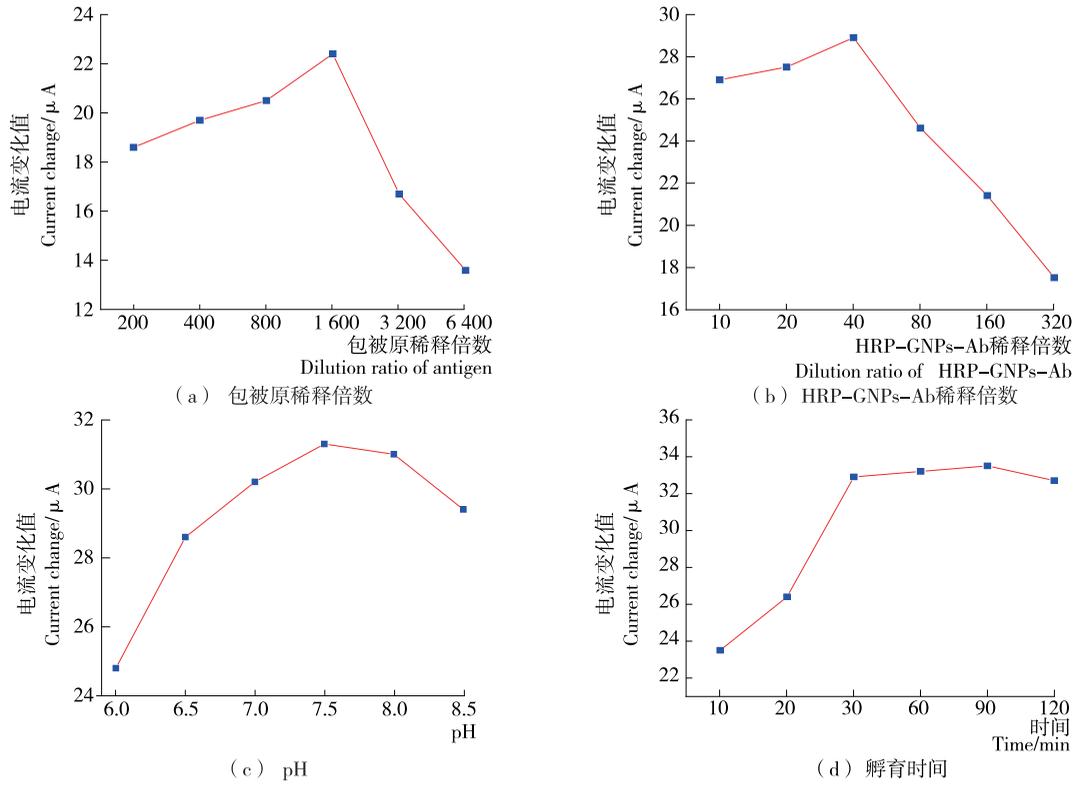


图 6 包被原和 HRP-GNPs-Ab 的稀释倍数、pH、孵育时间对免疫传感器性能的影响

Figure 6 Effect of the dilution ratio of antigen and HRP-GNPs-Ab, the pH value and the incubation time on the current change of the immunosensor ($n=3$)

原理对 AFB₁ 进行检测。在最优条件下,不同浓度 AFB₁ 引起的电化学响应如图 7(a)所示。随着 AFB₁ 浓度的降低,还原峰电流增加。以 AFB₁ 浓度的对数值为横坐标,以体系加入过氧化氢前后电流变化值为纵坐标作图,采用 Origin 软件进行线性拟合得到校准曲线[图 7(b)]: $y=(22.36\pm 0.13)-(4.78\pm 0.07)\lg x, R^2=0.999\ 0$,线性范围为 3.81 pg/mL~1.00 $\mu\text{g/mL}$,检出限为 1.13 pg/mL ($S/N=3$)。

所构建的免疫传感器与近两年文献报道的 AFB₁ 检测方法相比,具有更宽的线性范围及更低的检测限,表明该传感器具有一定的技术优势(见表 1)。

2.8 传感器的重现性、稳定性和特异性

稳定性、重现性和特异性是衡量传感器能否在实际检测中应用的重要指标。为评估免疫传感器的重现性,制备的传感器对 5 个不同浓度的 AFB₁ 进行检测。每个样品均做 3 个重复,相对标准偏差在 1.47%~3.54%,表

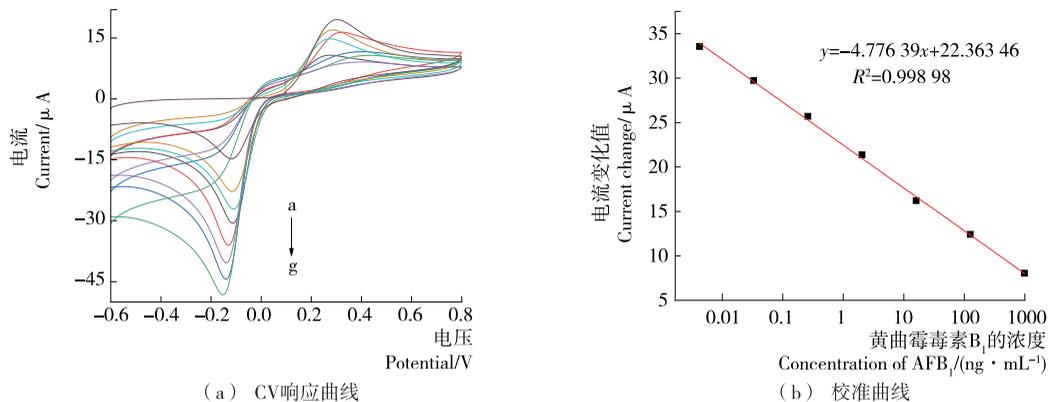


图 7 免疫传感器对 AFB₁ 检测的 CV 响应曲线和校准曲线

Figure 7 CV responses and calibration curve for AFB₁ based on the proposed immunosensor ($n=3$)

表 1 AFB₁ 检测方法比较Table 1 Comparison of different methods for the detection of AFB₁

检测方法	线性范围/ (ng · mL ⁻¹)	检出限/ (pg · mL ⁻¹)	文献
电化学发光免疫法	0.10~100.00	33.00	[27]
荧光适配体传感器	0.10~10.00	21.30	[5]
电化学适配体传感器	0.01~50.00	14.75	[28]
光电化学适配体传感器	0.01~100.00	20.00	[29]
化学发光适配体传感器	0.50~40.00	200.00	[30]
试验方法(电化学免疫传感器)	3.81×10 ⁻³ ~ 1.00×10 ³	1.13	

明传感器具有良好的重现性。通过定期测量 4 ℃ 保存的传感器随时间的变化,评估其稳定性。结果表明,传感器在 14 d 后的电流响应为第 1 天的 81.7%~85.5%,表明修饰的电极具有较高的稳定性。对所构建的 AFB₁ 传感器的特异性进行评估,在相同的条件下分别检测 AFB₁ 及其结构类似物在 1 μg/mL 浓度所引起的电流变化值(图 8)。结构类似物引起的电流响应变化值为 AFB₁ 的 0.60%~6.21%,表明该传感器具有良好的特异性。

2.9 实际样品检测

所构建的传感器用于实际样品检测,将其检测结果与 ELISA 试剂盒进行比对(表 2)。结果表明,传感器对样品的检测与 ELISA 法一致。检测回收率在 84.6%~107.6%,变异系数(CV)在 5.42%~10.49%,说明所构建的传感器可应用于实际样品的检测。

3 结论

研究成功构建基于纳米材料的 AFB₁ 电化学传感器。试验结果表明,该传感器对黄曲霉毒素 B₁ 的检测线性范围在 3.81 pg/mL~1.00 μg/mL,检出限为 1.13 pg/mL,对实际样品的检测添加回收率在 84.6%~107.6%,与

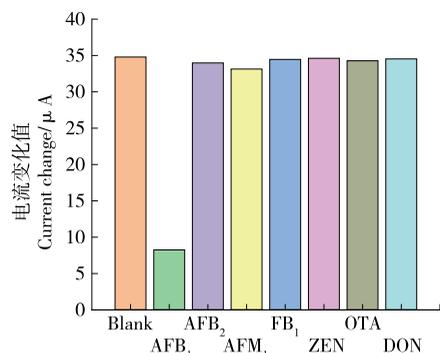
图 8 免疫传感器对 AFB₁ 及其结构类似物的电流响应变化值Figure 8 Current change of AFB₁ and analogue on the proposed immunosensor ($n=3$)

表 2 实际样品添加回收率

Table 2 The recoveries of AFB₁ from spiked sample ($n=3$)

样品	ELISA 法/ (μg · kg ⁻¹)	传感器 法/ (μg · kg ⁻¹)	添加量/ (μg · kg ⁻¹)	回收率/ %	CV/ %
花生油	13.35	13.81	50	92.4	5.42
			20	90.1	8.57
			10	107.6	9.38
玉米油	2.53	2.26	50	95.3	8.92
			20	85.9	6.85
			10	84.6	10.49

ELISA 检测结果基本相符。所构建的传感器与文献(表 1)报道的 AFB₁ 检测方法相比,具有较宽的线性范围和较低的检测限。该传感器快速、灵敏,操作简便,特异性强,准确性高,可应用于实际样品的检测。

参考文献

- [1] GEVAERD A, BANKS C E, BERGAMINI M F, et al. Nanomodified screen-printed electrode for direct determination of aflatoxin B₁ in malted barley samples[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2020, 307: 1-7.
- [2] YU Li, MA Fei, ZHANG Liang-xiao, et al. Determination of aflatoxin B₁ and B₂ in vegetable oils using Fe₃O₄/rGO magnetic solid phase extraction coupled with high-performance liquid chromatography fluorescence with post-column photochemical derivatization[J]. Toxins: Basel, 2019, 621 (11): 1-13.
- [3] CHOOCHUAY S, PHAKAM J, JALA P, et al. Determination of aflatoxin B₁ in feedstuffs without clean-up step by high-performance liquid chromatography[J]. International Journal of Analytical Chemistry, 2018, 2 018: 1-8.
- [4] MAGNOLI A P, GONZALEZ PEREYRA M L, MONGE M P, et al. Validation of a liquid chromatography/tandem mass spectrometry method for the detection of aflatoxin B₁ residues in broiler liver[J]. Revista Argentina De Microbiologia, 2018, 50(2): 157-164.
- [5] LIN Bing-yong, KANNAN P, QIU Bin, et al. On-spot surface enhanced Raman scattering detection of Aflatoxin B-1 in peanut extracts using gold nanobipyramids evenly trapped into the AAO nanoholes[J]. Food Chemistry, 2020, DOI: 10.1016/j.foodchem.2019.125528.
- [6] TRIPATHI S, MISHRA H N. A rapid FT-NIR method for estimation of aflatoxin B₁ in red chili powder[J]. Food Control, 2009, 20(9): 840-846.
- [7] WEI Min, ZHAO Fei, XIE Yan-li. A novel gold nanostars-based fluorescent aptasensor for aflatoxin B₁ detection[J].

- Talanta, 2020, 209: 1-7.
- [8] 刘静, 王树颖, 刘道峰, 等. 高灵敏黄曲霉毒素 B₁ 免疫层析定量检测法的建立[J]. 食品与机械, 2017, 33(2): 51-55.
- [9] CHAUDHARI A K, SINGH A, SINGH V K, et al. Assessment of chitosan biopolymer encapsulated alpha-Terpineol against fungal, aflatoxin B₁ (AFB₁) and free radicals mediated deterioration of stored maize and possible mode of action [J]. Food Chemistry, 2020, DOI: 10.1016/j.foodchem.2019.126010.
- [10] TAO Fei-fei, YAO Hai-bo, HRUSKA Z, et al. Use of visible-near-infrared (Vis-NIR) spectroscopy to detect aflatoxin B₁ on peanut kernels[J]. Applied Spectroscopy, 2019, 73(4): 415-423.
- [11] TAN Hong-xia, MA Liang, GUO Ting, et al. A novel fluorescence aptasensor based on mesoporous silica nanoparticles for selective and sensitive detection of aflatoxin B₁[J]. Analytica Chimica Acta, 2019, 1 068: 87-95.
- [12] HU Shu-rong, DOU Xiao-wen, ZHANG Lei, et al. Rapid detection of aflatoxin B₁ in medicinal materials of radix and rhizome by gold immunochromatographic assay [J]. Toxicon, 2018, 150: 144-150.
- [13] PEREZ-FERNANDEZ B, MERCADER J V, ABAD-FUENTES A, et al. Direct competitive immunosensor for Imidacloprid pesticide detection on gold nanoparticle-modified electrodes[J]. Talanta, 2020, 209: 120 465.
- [14] ZHANG Zhen, YANG Ming-yue, WU Xiang-yang, et al. A competitive immunosensor for ultrasensitive detection of sulphonamides from environmental waters using silver nanoparticles decorated single-walled carbon nanohorns as labels[J]. Chemosphere, 2019, 225: 282-287.
- [15] REN Qun-xiang, SHEN Xiao-yan, SUN Ying-ying, et al. A highly sensitive competitive immunosensor based on branched polyethyleneimine functionalized reduced graphene oxide and gold nanoparticles modified electrode for detection of melamine[J]. Food Chemistry, 2020, 304: 1-7.
- [16] JU Huang-xian. Functional nanomaterials and nanoprobe for amplified biosensing [J]. Applied Materials Today, 2018, 10: 51-71.
- [17] SCRIMIN P, PRINS L J. Sensing through signal amplification[J]. Chemical Society Reviews, 2011, 40(9): 4 488-4 505.
- [18] ZHOU Xun-fu, LIU Ying-ju, GAO Qiong-zhi, et al. Topological morphology conversion towards SnO₂/SiC hollow sphere nanochains with efficient photocatalytic hydrogen evolution[J]. Chemical Communications, 2014, 50: 1 070-1 073.
- [19] YANG Long, ZHAO Hui, FAN Shuang-mei, et al. Label-free electrochemical immunosensor based on gold-silicon carbide nanocomposites for sensitive detection of human chorionic gonadotrophin[J]. Biosensors & Bioelectronics, 2014, 57: 199-206.
- [20] YE Hong-zhi, XU Hui-feng, ZHENG Chun-song, et al. An electrochemiluminescence sensor for adrenaline assay based on the tyrosinase/SiC/chitosan modified electrode [J]. Chemical Communications, 2013, 49: 7 070-7 072.
- [21] AMORIM C A, BLANCO K C, COSTA I M, et al. Active-electrode biosensor of SnO₂ nanowire for cyclodextrin detection from microbial enzyme[J]. Nanotechnology, 2020, 31: 1-7.
- [22] SHAIKH M O, SRIKANTH B, ZHU Pei-yu, et al. Impedimetric immunosensor utilizing polyaniline/gold nanocomposite-modified screen-printed electrodes for early detection of chronic kidney disease[J]. Sensors: Basel, 2019, 19: 1-12.
- [23] ZHANG Bi-hong, WANG Hao, XI Jia-jia, et al. In situ formation of inorganic/organic heterojunction photocatalyst of WO₃/Au/polydopamine for immunoassay of human epididymal protein 4[J]. Electrochimica Acta, 2020, DOI: 10.1016/j.electacta.2019.135350.
- [24] ZHOU Yuan, HE Jun-lin, ZHAN Cheng-li, et al. Novel Ce(III)-metal organic framework with a luminescent property to fabricate an electrochemiluminescence immunosensor[J]. Acs Applied Materials & Interfaces 2020, 12(1): 338-346.
- [25] PATEL P D. (Bio)sensors for measurement of analytes implicated in food safety: A review[J]. TrAC Trends in Analytical Chemistry, 2002, 21: 96-115.
- [26] ZANG Shuai, LIU Ying-ju, LIN Mou-hong, et al. A dual amplified electrochemical immunosensor for ofloxacin: Polypyrrole film-Au nanocluster as the matrix and multi-enzyme-antibody functionalized gold nanorod as the label[J]. Electrochimica Acta, 2013, 90: 246-253.
- [27] XIONG Xiao-hui, LI Ya-fei, WEI Yuan, et al. Screen printed bipolar electrode for sensitive electrochemiluminescence detection of aflatoxin B₁ in agricultural products[J]. Biosensors & Bioelectronics, 2020, DOI: 10.1016/j.bios.2019.111873.
- [28] CUI Kai-li, LI Guang-han, WANG Lu-yan, et al. An ON/OFF aptasensor for detection of AFB₁ based on pH-sensitive polymer and GO composite[J]. Journal of the Electrochemical Society, 2020, DOI: 10.1149/1945-7111/ab63bf.
- [29] ZHANG Bin, LU Yan, YANG Chao-nan, et al. Simple "signal-on" photoelectrochemical aptasensor for ultrasensitive detecting AFB₁ based on electrochemically reduced graphene oxide/poly(5-formylindole)/Au nanocomposites[J]. Biosensors & Bioelectronics, 2019, 134: 42-48.
- [30] YAO Yue-yue, WANG Hai-xia, WANG Xiu-zhong, et al. Development of a chemiluminescent aptasensor for ultrasensitive and selective detection of aflatoxin B₁ in peanut and milk[J]. Talanta, 2019, 201: 52-57.