

DOI: 10.13208/j.electrochem.131165

Artical ID:1006-3471(2014)05-0459-06

Cite this: *J. Electrochem.* 2014, 20(5): 459-464

Http://electrochem.xmu.edu.cn

# Pt/DNA-MWCNTs/GC 电极制备及其 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 还原的电催化活性

范丽丽, 武丽娜, 屈志宇, 刘丹凤, 张俊明, 樊思明, 樊友军\*

(广西师范大学 化学与药学学院, 药用资源化学与药物分子工程教育部重点实验室, 广西 桂林 541004)

**摘要:** 将 DNA 功能化多壁碳纳米管(MWCNTs)复合材料修饰于玻碳基底(GC)表面制得 DNA-MWCNTs/GC 电极,并在此基础上电沉积负载 Pt 纳米颗粒构建了一种新型无酶 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 传感电极.利用扫描电子显微镜(SEM)表征制得的修饰电极,同时通过循环伏安法和计时电流法研究了该传感电极的 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 响应性能.结果表明,该传感电极的 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 检测在 0.04 ~ 18.07 mmol·L<sup>-1</sup> 浓度范围内成线性相关,检出限 3.85 μmol·L<sup>-1</sup> (S/N = 3),且有良好的重现性、稳定性与选择性.

**关键词:** DNA; 功能化; 多壁碳纳米管; Pt; H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 检测

**中图分类号:** TP212.3

**文献标识码:** A

过氧化氢(H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>)是生物体内多种酶催化反应的副产物,在食品、医药、临床、工业和环境分析中是必不可少的传递者<sup>[1]</sup>.目前,H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>的检测有滴定分析法、光谱法、化学发光法和电化学方法<sup>[2-5]</sup>.电化学方法灵敏、快速<sup>[6]</sup>.碳纳米管(CNTs)有独特的物理性质和催化特性,可降低被检测物的过电位,提高检测灵敏度,常视为生物传感电极的理想材料之一<sup>[7-8]</sup>.DNA是生命过程的重要化学物质,包含了遗传信息,并参与细胞的信息传递与控制.DNA和其它物质易形成复合材料,有利于该物质的均匀分布.

本文以 DNA 功能化多壁碳纳米管(MWCNTs)制得 DNA-MWCNTs 复合材料,随之将其修饰于玻碳基底(GC)表面制得 DNA-MWCNTs/GC 电极,在此又电沉积负载 Pt 纳米颗粒构建了一种新型 Pt/DNA-MWCNTs/GC 无酶 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 传感电极.电化学测试结果表明,该传感电极对 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 检测有较宽的线性范围、较低的检出限以及良好的重现性、稳定性及选择性.

## 1 实验

### 1.1 试剂与仪器

多壁碳纳米管(MWCNTs,98%);小牛胸腺 DNA(Sigma-Aldrich,生物试剂);30%过氧化氢(优级纯);氯铂酸、磷酸二氢钾、磷酸氢二钾、无水乙醇、抗坏血酸(AA)、葡萄糖(分析纯);L-酪氨酸(L-Tyr)、多巴胺(DA,生物试剂);L-精氨酸(L-Arg,生化试剂).实验用水均为三次蒸馏水.

PAR 273A 型恒电位仪/恒电流仪(美国 EG&G);KQ5200B 型超声波清洗器;H01-1C 型恒温磁力搅拌器;Quanta 200 型场发射环境扫描电子显微镜(SEM,荷兰 Philips-FEI).

### 1.2 Pt/DNA-MWCNTs/GCE 修饰电极的制备

将玻碳基底(GC,φ = 5 mm),分别用 5.0、1.0 和 0.3 μm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 研磨粉研磨抛光,无水乙醇和三次蒸馏水超声清洗.将 2 mg MWCNTs 溶于 4 mL 水中,超声分散 1 h,又加入 2 mL 0.1 mg·mL<sup>-1</sup> DNA 分散液,80 °C 下磁力搅拌 6 h,6000 r·min<sup>-1</sup> 离心分离 10 min,除去未被功能化的 MWCNTs,得 DNA-MWCNTs 复合物的均匀分散液.将 10 μL 该

分散液滴于 GC 基底, 4 °C 干燥 10 h 可得 DNA-MWCNTs/GC 电极. 然后, 又将 DNA-MWCNTs/GC 电极置于  $5 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1} \text{H}_2\text{PtCl}_6$  溶液,  $-0.25 \text{ V}$  恒电位沉积 600 s, 即得 Pt/DNA-MWCNTs/GC 电极. 并按上述方法分别制得了 Pt/MWCNTs/GC 和 Pt/GC 电极以作参照.

### 1.3 电化学测试

三电极体系: 工作电极、饱和甘汞参比电极(SCE)、铂片对电极. 在  $0.05 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1} \text{K}_2\text{HPO}_4\text{-KH}_2\text{PO}_4$  缓冲 (PBS, pH = 8.0) 支持电解液, 加入不同量的  $\text{H}_2\text{O}_2$ .  $25 \text{ }^\circ\text{C}$  室温测试电极循环伏安曲线, 扫描速率  $50 \text{ mV} \cdot \text{s}^{-1}$  及计时电流曲线恒电位  $-0.50 \text{ V}$ .

## 2 结果与讨论

### 2.1 传感电极制备条件的优化

#### 1) 功能化温度

DNA 功能化温度分别为  $50$ 、 $60$ 、 $70$ 、 $80$ 、 $90$  和  $95 \text{ }^\circ\text{C}$ , 制得传感电极的  $\text{H}_2\text{O}_2$  ( $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ ) 还原的电催化电流如图 1 所示. 随着功能化温度升高, 电极电催化电流逐增,  $80 \text{ }^\circ\text{C}$  时其电极电催化电流达最大, 随之温度继续升高, 其电催化电流反而呈下降趋势. 这是由于  $80 \text{ }^\circ\text{C}$  时双链 DNA 变性成为单链 DNA, 单链 DNA 的碱基与 MWCNTs 间的疏水相互作用有利于单链 DNA 在 MWCNTs 上的吸附, 从而增强了 DNA-MWCNTs 复合物在水中的分散性<sup>[9]</sup>. 因此, 制备传感电极选取  $80 \text{ }^\circ\text{C}$  功能化温度为宜.

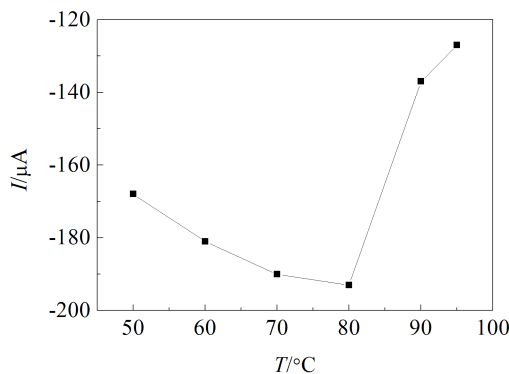


图 1 功能化温度对制得传感电极  $\text{H}_2\text{O}_2$  还原峰电流的影响  
Fig. 1 Effect of the functionalization temperature on  $\text{H}_2\text{O}_2$  reduction peak current of the prepared sensing electrode (Scan rate:  $50 \text{ mV} \cdot \text{s}^{-1}$ )

#### 2) 功能化时间

DNA 功能化时间  $t$  分别为  $3$ 、 $4$ 、 $5$ 、 $6$  和  $8 \text{ h}$ , 制

得传感电极的  $\text{H}_2\text{O}_2$  ( $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ ) 还原的电催化电流如图 2 所示. 发现随着功能化时间  $t$  增加, 其电催化电流逐增, 当  $t = 6 \text{ h}$  时, 其电催化电流达最大, 随后若  $t$  继续延长, 其电催化电流反而下降. 制备传感电极选取  $6 \text{ h}$  功能化时间为宜.

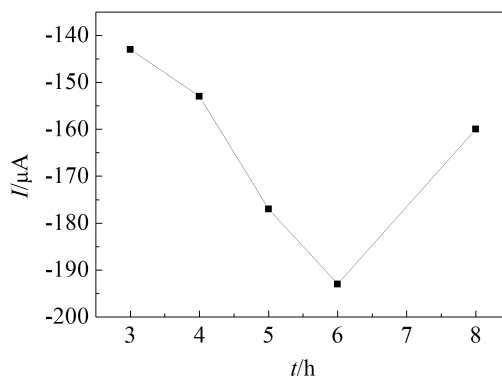


图 2 功能化时间对制得传感电极  $\text{H}_2\text{O}_2$  还原峰电流的影响  
Fig. 2 Effect of the functionalization time on  $\text{H}_2\text{O}_2$  reduction peak current of the prepared sensing electrode (Scan rate:  $50 \text{ mV} \cdot \text{s}^{-1}$ )

#### 3) DNA 分散液用量

图 3 绘出  $0.1 \text{ mg} \cdot \text{mL}^{-1}$  DNA 分散液的用量 ( $V$ ) 分别为  $0.4$ 、 $0.7$ 、 $1$ 、 $2$  和  $4 \text{ mL}$  时制得传感电极的  $\text{H}_2\text{O}_2$  ( $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ ) 还原的电催化电流. 从图看出, DNA 分散液用量为  $2 \text{ mL}$  时, 其电催化电流最大, 故可选取此用量.

#### 4) 工作电位

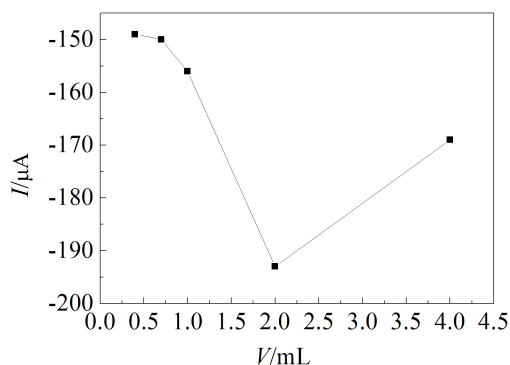


图 3 DNA 分散液用量对制得传感电极  $\text{H}_2\text{O}_2$  还原峰电流的影响  
Fig. 3 Effect of the amount of DNA dispersion liquid on  $\text{H}_2\text{O}_2$  reduction peak current of the prepared sensing electrode (Scan rate:  $50 \text{ mV} \cdot \text{s}^{-1}$ )

采用计时电流法测定传感电极在工作电位分别为 -0.40、-0.45、-0.50、-0.55、-0.60、-0.65 和 -0.70 V 时对 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (5 mmol·L<sup>-1</sup>) 的电流响应情况,如图 4 所示.从图 4 中可知,当工作电位为 -0.50 V 时,传感电极对 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 的安培响应最大,因此选择 -0.50 V 作为传感电极的工作电位.

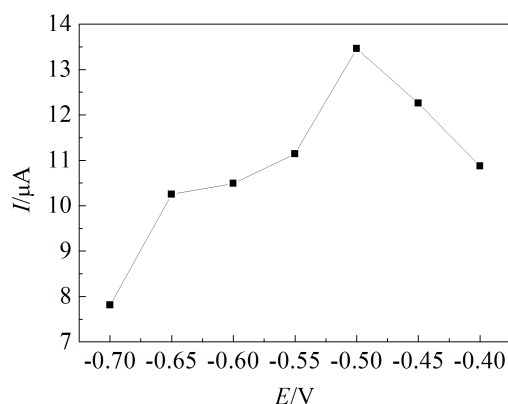


图 4 工作电位对传感电极安培响应的影响

Fig. 4 Effect of working potential on the amperometric response of the sensing electrode

## 2.2 修饰电极的 SEM 表征

图 5 分别给出 MWCNTs/GC、Pt/MWCNTs/GC、Pt/DNA-MWCNTs/GC 和 Pt/GC 电极的 SEM 照片.由图可知,MWCNTs 在玻碳基底表面形成了粗糙的三维网状结构(图 5A),该电极电沉积 Pt 纳米颗粒后,表面上形成了分布较不均一的 Pt 纳米颗粒(图 5B),完全不同于 Pt 直接沉积于 GC 基底形成的不规则 Pt 纳米颗粒膜状结构(图 5D).DNA-MWCNTs/GC 电极上沉积的 Pt 纳米颗粒形貌与 MWCNTs/GC 电极上沉积的形貌类似,而 MWCNTs 的 DNA 功能化增加 Pt 纳米颗粒的沉积量,其分布更均匀(图 5C).MWCNTs 的 DNA 功能化更利于增加电沉积 Pt 的载量. Pt 载量计算<sup>[10]</sup>:

$$W_{\text{Pt}} = Q_{\text{Pt}} M_{\text{Pt}} / Fz \quad (1)$$

式中, $Q_{\text{Pt}}$  为沉积 Pt 电量, $M_{\text{Pt}}$  为 Pt 原子量, $F$  为法拉第常数 ( $9.65 \times 10^4 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$ ), $z = 4$  (Pt 电子转移数). Pt/DNA-MWCNTs/GC 和 Pt/MWCNTs/GC 电极的 Pt 载量分别为 0.106 和 0.099 mg·cm<sup>-2</sup>.

## 2.3 修饰电极的电化学行为

图 6 给出不同修饰电极分别在 0.05 mol·L<sup>-1</sup> PBS (pH = 8.0) + 10 mmol·L<sup>-1</sup> H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 溶液的循环伏安曲线.从图 6 看出,PBS 溶液中 Pt/DNA-MWC-

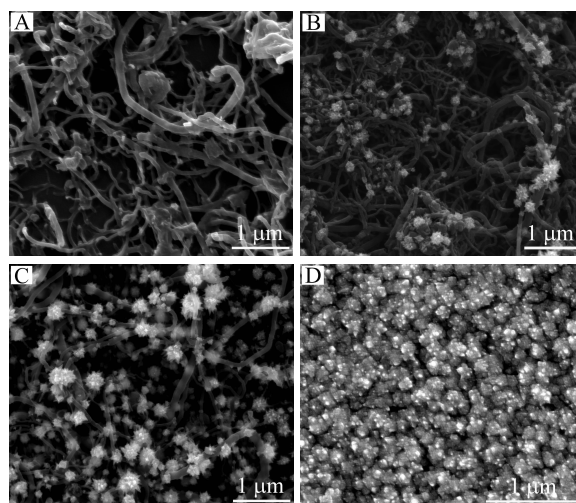


图 5 MWCNTs/GC(A)、Pt/MWCNTs/GC(B)、Pt/DNA-MWCNTs/GC(C)和 Pt/GC(D)电极的 SEM 照片

Fig. 5 SEM images of MWCNTs/GC (A), Pt/MWCNTs/GC (B), Pt/DNA-MWCNTs/GC (C) and Pt/GC (D) electrodes

NTs/GC 电极分别于 -0.44 V 和 -0.69 V 出现两个还原电流峰(曲线 a'),加入 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 后其还原峰电流信号明显增大,但峰位发生一定程度的负移(分别负移 160 mV 和 70 mV)(曲线 a),且其 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 还原的电催化电流均高于 Pt/MWCNTs/GC 和 Pt/GC 电极(曲线 c 和 d)的相应值,这表明 Pt/DNA-MWC-

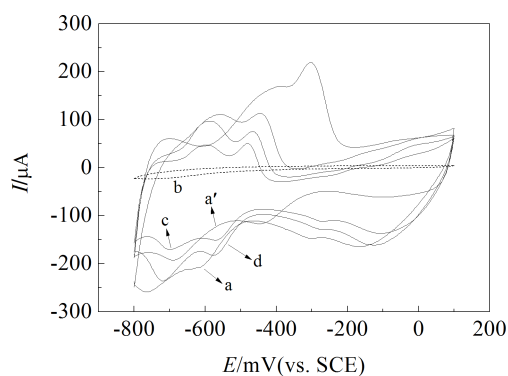


图 6 Pt/DNA-MWCNTs/GC (a) (a' 在 0.05 mol·L<sup>-1</sup> PBS, pH = 8.0 溶液)、DNA-MWCNTs/GC (b)、Pt/MWCNTs/GC (c) 和 Pt/GC (d) 电极在 0.05 mol·L<sup>-1</sup> PBS (pH = 8.0) + 10 mmol·L<sup>-1</sup> H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 溶液的循环伏安曲线

Fig. 6 Cyclic voltammograms of Pt/DNA-MWCNTs/GC (a) (a' in 0.05 mol·L<sup>-1</sup> PBS, pH = 8.0), DNA-MWCNTs/GC (b), Pt/MWCNTs/GC (c) and Pt/GC (d) electrodes in 0.05 mol·L<sup>-1</sup> PBS (pH = 8.0) + 10 mmol·L<sup>-1</sup> H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> at 50 mV·s<sup>-1</sup>.

NTs/GC 电极对  $\text{H}_2\text{O}_2$  还原有更高的电催化活性。DNA-MWCNTs/GC 电极没有  $\text{H}_2\text{O}_2$  还原活性，Pt/DNA-MWCNTs/GC 电极的高  $\text{H}_2\text{O}_2$  还原活性源于电极表面上均匀分散的 Pt 纳米颗粒结构，以及 DNA 功能化改善了 MWCNTs 的表面性质和分散性，更利于增加电沉积 Pt 纳米颗粒载量，DNA-MWCNTs 复合材料载体与电沉积 Pt 纳米颗粒间的协同相互作用增强了该电极的  $\text{H}_2\text{O}_2$  还原的电催化活性。

## 2.4 传感电极的线性范围和检出限

图 7A 为恒电位 -0.50 V 连续加入不同浓度  $\text{H}_2\text{O}_2$  溶液 Pt/DNA-MWCNTs/GC 电极安培响应的计时电流曲线，相应的校正曲线如图 7B 所示。从图中可以看出，传感电极对  $\text{H}_2\text{O}_2$  的安培响应与其浓度在  $0.04 \sim 18.07 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  范围呈现良好的线

性关系，线性方程： $I = 94.0697c + 117.7033$ ，相关系数  $r = 0.999$ 。该传感电极的检出限  $3.85 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$  ( $S/N = 3$ )。与文献报道的  $\{\text{IOMN}/\text{Th}\}_3/\text{MWCNT}/\text{PTh}/\text{GC}$  ( $0.099 \sim 6.54 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ ,  $53.6 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ )<sup>[11]</sup>、 $\text{CAT}/\text{NiO-MWCNTs}/\text{GC}$  ( $0.2 \sim 2.53 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ ,  $19 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ )<sup>[12]</sup>、 $\text{chitosan}/\text{AgNPs-graphene nanocomposites}/\text{GC}$  ( $0.1 \sim 10.0 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ ,  $7 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ )<sup>[13]</sup> 和  $\text{Fe}_3\text{O}_4 \text{ MNPs}/\text{ITO}$  ( $0.2 \sim 2 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ ,  $10 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ )<sup>[14]</sup> 电极的性能相比，Pt/DNA-MWCNTs/GC 传感电极具有  $\text{H}_2\text{O}_2$  检测线性范围宽、检出限低等特点。

## 2.5 传感电极的重现性和稳定性

4 支 Pt/DNA-MWCNTs/GC 电极，在含  $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1} \text{H}_2\text{O}_2$  的  $0.05 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1} \text{PBS}$  ( $\text{pH} = 8.0$ ) 平行测试循环伏安曲线，其还原峰电流的相对标准偏差 (RSD) 为 3.4%，有良好的重现性。该电极恒电位

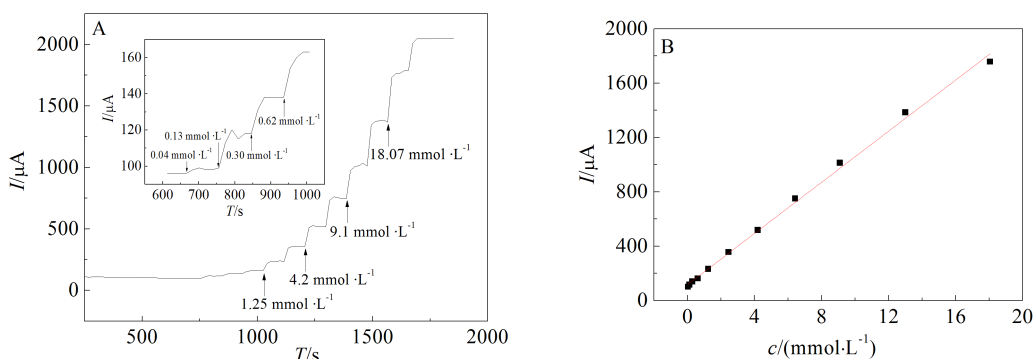


图 7 A. 恒电位 -0.50 V 下连续加入不同浓度  $\text{H}_2\text{O}_2$  溶液传感电极的安培响应曲线; B. 相应校正曲线

Fig. 7 A. Amperometric response of the sensing electrode after successive addition of  $\text{H}_2\text{O}_2$  solution with different concentrations at applied potential of -0.50 V; B. The calibration curve of the amperometric response versus  $\text{H}_2\text{O}_2$  concentration

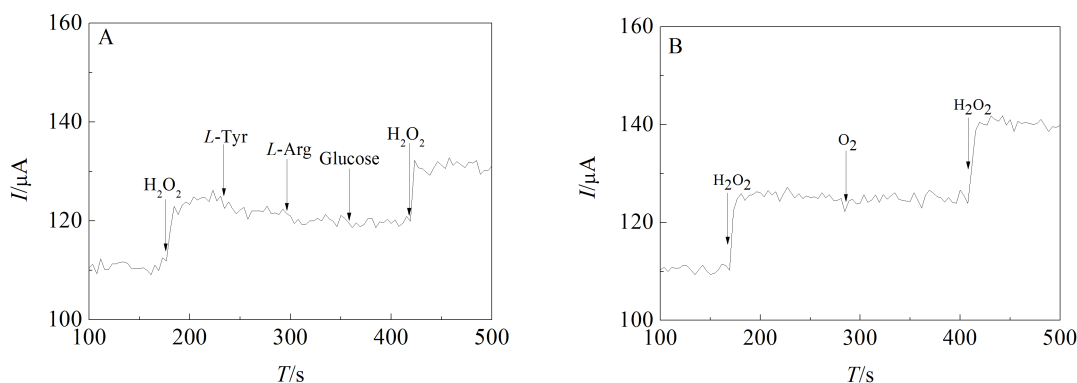


图 8 A. 恒电位 -0.50 V 在  $0.05 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1} \text{PBS}$  ( $\text{pH} = 8.0$ ) 连续加入  $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  的  $\text{H}_2\text{O}_2$ , L-酪氨酸、L-精氨酸和葡萄糖时传感电极的安培响应曲线; B. 相同条件下连续加入  $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1} \text{H}_2\text{O}_2$  和通入纯  $\text{O}_2$  时传感电极的安培响应曲线

Fig. 8 A. Amperometric response of the sensing electrode for successive addition of  $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1} \text{H}_2\text{O}_2$ , L-tyrosine, L-Arg and glucose in  $0.05 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1} \text{PBS}$  ( $\text{pH} = 8.0$ ) at applied potential of -0.50 V; B. Amperometric response of the sensing electrode for successive injection of  $10 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1} \text{H}_2\text{O}_2$  and pure  $\text{O}_2$  under the same conditions



-0.50 V 的计时电流测试,7200 s 后其安培响应仍维持其初始响应电流的 93.7%,有良好的稳定性.

## 2.6 传感电极的抗干扰性能

图 8A、B 分别给出恒电位 -0.50 V, 在 0.05 mol·L<sup>-1</sup> PBS 溶液 (pH = 8.0) 连续加入 10 mmol·L<sup>-1</sup> H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>、L-酪氨酸、L-精氨酸、葡萄糖以及通入纯 O<sub>2</sub> 时 Pt/DNA-MWCNTs/GC 传感电极安培响应的计时电流曲线. 从图可知, 仅加入 10 mmol·L<sup>-1</sup> H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 才呈现明显的响应电流, 而连续加入相同浓度的 L-酪氨酸、L-精氨酸、葡萄糖以及通入纯 O<sub>2</sub> 时均不产生安培响应, 表明该传感电极有良好的抗干扰性能.

## 3 结论

将 DNA 功能化 MWCNTs 复合材料修饰于玻碳基底 (GC) 表面制得 DNA-MWCNTs/GC 电极, 再电沉积负载 Pt 纳米颗粒构建了一种新型 Pt/DNA-MWCNTs/GC 无酶 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 传感电极. 该电极对 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 还原有很好的电催化活性, 其浓度 0.04 ~ 18.07 mmol·L<sup>-1</sup> 范围呈现良好的线性关系, 线性方程:  $I = 94.0697c + 117.7033$ , 相关系数  $r = 0.999$ , 检出限 3.85 μmol·L<sup>-1</sup>. 其重现性、稳定性和选择性良好, 有望构建高性能的无酶电化学 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 传感器.

## 参考文献(References):

- [1] Xiao Y, Ju H X, Chen H Y. Hydrogen peroxide sensor based on horseradish peroxidase-labeled Au colloids immobilized on gold electrode surface by cysteamine monolayer[J]. *Analytica Chimica Acta*, 1999, 391(1): 73-82.
- [2] Li B X, Zhang Z J, Jin Y. Chemiluminescence flow biosensor for hydrogen peroxide with immobilized reagents[J]. *Sensors and Actuators B*, 2001, 72(2): 115-119.
- [3] Komagoe K, Katsu T. Porphyrin-induced photogeneration of hydrogen peroxide determined using the luminol chemiluminescence method in aqueous solution: A structure-activity relationship study related to the aggregation of porphyrin[J]. *Analytical Sciences*, 2006, 22(2): 255-258.
- [4] Senel M, Cevik E, Abasiyanik M F. Amperometric hydrogen peroxide biosensor based on covalent immobilization of horseradish peroxidase on ferrocene containing polymeric mediator[J]. *Sensors and Actuators B*, 2010, 145(1): 444-450.
- [5] Zhou K F, Zhu Y H, Yang Y L, et al. A novel hydrogen peroxide biosensor based on Au-graphene-HRP-chitosan biocomposites[J]. *Electrochimica Acta*, 2010, 55(9): 3055-3060.
- [6] Jiang F X, Yue R R, Du Y K, et al. A one-pot 'green' synthesis of Pd-decorated PEDOT nanospheres for nonenzymatic hydrogen peroxide sensing[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2013, 44(1): 127-131.
- [7] Iijima S, Ichihashi T. Single-shell carbon nanotubes of 1-nm diameter[J]. *Nature*, 1993, 363(6430): 603-605.
- [8] Hua L(华亮), Wu X Q(吴霞琴), Wang R(王荣). Electrochemical behaviors of GC electrode modified with carbon nanotubes-polyelectrolytes and its application for rutin detection[J]. *Journal of Electrochemistry(电化学)*, 2011, 17(3): 283-287.
- [9] Liu L, Song Y G, Wang L, et al. Architecture of DNA-multiwalled carbon nanotubes-silver nanoparticles composites-modified glassy carbon electrode for hydrogen peroxide detection[J]. *Environmental engineering science*, 2012, 29(1): 59-63.
- [10] Ma J H(马静华), Wang R X(王睿翔), Tan Y L(谭一良), et al. Preparation and methanol electrooxidation of Pt/PMo<sub>12</sub>/PEDOT/GC electrodes[J]. *Journal of Electrochemistry(电化学)*, 2013, 19(2): 164-168.
- [11] Miao Y Q, Wang H, Shao Y Y, et al. Layer-by-layer assembled hybrid film of carbon nanotubes/iron oxide nanocrystals for reagentless electrochemical detection of H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2009, 138(1): 182-188.
- [12] Shamsipur M, Asgari M, Mousavi M F, et al. A novel hydrogen peroxide sensor based on the direct electron transfer of catalase immobilized on nano-sized NiO/MWCNTs composite film[J]. *Electroanalysis*, 2012, 24(2): 357-367.
- [13] Zhang Y W, Liu S, Sun X P, et al. One-pot green synthesis of Ag nanoparticles-graphene nanocomposites and their applications in SERS, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, and glucose sensing[J]. *RSC Advances*, 2012, (2): 538-545.
- [14] Zhang Z X, Zhu H, Wang X L, et al. Sensitive electrochemical sensor for hydrogen peroxide using Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> magnetic nanoparticles as a mimic for peroxidase[J]. *Microchimica Acta*, 2011, 174(1): 183-189.

## Preparation of Pt/DNA-MWCNTs/GC Electrode and Its Electrocatalytic Activity toward $\text{H}_2\text{O}_2$ Reduction

FAN Li-li, WU Li-na, QU Zhi-yu, LIU Dan-feng, ZHANG Jun-ming,  
FAN Si-ming, FAN You-jun\*

*(College of Chemistry and Pharmaceutical Sciences, Guangxi Normal University, Key Laboratory for the Chemistry and Molecular Engineering of Medicinal Resources (Ministry of Education of China), Guilin 541004, Guangxi, China)*

**Abstract:** The DNA-multi-walled carbon nanotubes (MWCNTs)/glassy carbon (GC) electrode was prepared by modifying the DNA functionalized MWCNTs composite on a GC electrode. A novel non-enzymatic  $\text{H}_2\text{O}_2$  sensing electrode was fabricated by electrodepositing Pt nanoparticles on the DNA-MWCNTs/GC electrode. The modified electrodes were characterized by scanning electron microscopy (SEM). The response properties of the sensing electrode to  $\text{H}_2\text{O}_2$  were investigated by cyclic voltammetry and chronoamperometry. The results indicated that the sensing electrode exhibited a good linear relationship between response current and  $\text{H}_2\text{O}_2$  concentration in the range of  $0.04 \sim 18.07 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  with a detection limit of  $3.85 \text{ } \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$  ( $S/N = 3$ ), as well as excellent reproducibility, stability and selectivity.

**Key words:** DNA; functionalization; multi-walled carbon nanotubes; Pt;  $\text{H}_2\text{O}_2$  detection