

文章编号: 1000-5013(2012)01-0033-06

# 尿酸分子印迹电化学传感器的研制及其应用

殷静芬, 连惠婷, 孙向英, 刘斌

(华侨大学 材料科学与工程学院, 福建 厦门 361021)

**摘要:** 以壳聚糖为功能基体,尿酸为模板分子,利用恒电位沉积法制备对血清中尿酸具有高度选择性的分子印迹电化学传感器.以衰减全反射红外光谱(FTIR-ATR)和电化学交流阻抗法(EIS)等方法表征印迹膜的形成,并应用伏安技术研究该传感器的电化学行为.研究表明:在  $0.1 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1}$  ( $\text{pH}=5.0$ ) 的磷酸盐(PBS)缓冲溶液中,尿酸在该印迹传感器上具有良好的电化学响应,氧化峰电流与尿酸的浓度在  $0.1 \sim 80.0 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$  之间呈良好的线性关系,相关系数为 0.999 1.所制备的传感器具有良好的选择性、稳定性和重现性,将该传感器应用于实际样品中尿酸的分析检测,方法回收率在  $97.41\% \sim 102.8\%$  之间.

**关键词:** 尿酸; 电化学传感器; 壳聚糖; 分子印迹

**中图分类号:** O 657.1

**文献标志码:** A

尿酸(UA)是人体内嘌呤代谢的终产物,人体血液中尿酸含量过高是许多疾病的征兆,如心血管疾病、痛风、肥胖、糖尿病、高胆固醇、高血压、肾病、心脏病等<sup>[1]</sup>.因此,研究尿酸的检测方法在药物控制、临床医学诊断,以及实现对生物分子的在线测定等方面具有重大意义.目前,检测尿酸的方法主要有荧光法、色谱法、酶方法、电化学、同位素稀释质谱法(ID/MS)和毛细管电泳法等<sup>[2-7]</sup>.在上述各种方法中,电化学法由于具有即时检测和在线分析的优点,且检测前不用对样品进行前处理,在尿酸检测中被广泛应用.检测尿酸最好的电化学方法是酶法,但是应用该方法成本较高,而且酶的稳定性较低.因此,发展一种不需要酶催化而又有较好选择性的电化学传感器来检测尿酸成为研究热点.分子印迹传感器技术是高选择性的分子印迹技术与高灵敏度的传感器技术的有机结合,且检测过程中不需要酶的加入,制备简单、造价低廉,具有较好的稳定性.分子结构中具有许多活性基团,如氨基和羟基可以在不同的介质中与目标分子通过静电或氢键相互作用<sup>[8]</sup>,而且在负电位下可以被电沉积至基体表面<sup>[9-10]</sup>.基于此,本文制备了尿酸分子印迹电化学传感器来实现对尿酸的高选择性检测.

## 1 实验部分

### 1.1 仪器与试剂

CHI440A 电化学工作站(上海辰华仪器公司),采用三电极系统:玻碳电极(直径为 3 mm)为工作电极、饱和甘汞电极(SCE)为参比电极、自制铂丝电极为对电极;NIGOLET-Nexus470 傅里叶变换红外光谱仪(美国 Thermo Nicolet 公司);PARSTAT2273 型高级电化学工作站(美国 Princeton Applied Research 公司).

壳聚糖(CTS,美国 Sigma 公司,脱乙酰度 $\geq 90\%$ );尿酸,咖啡因,抗坏血酸(分析纯,国药集团化学试剂有限公司);尿素(分析纯,浙江宁波市化学试剂厂);多巴胺(Acros Organics,纯度为 99%).实验中其他所用试剂均为分析纯.CTS 储备液:准确称取 0.25 g 的 CTS,用  $0.1 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1}$  HCl 溶解,然后用  $0.1 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1}$  NaOH 溶液调至  $\text{pH}=5.0$ ,配制成  $5.0 \text{ g} \cdot \text{L}^{-1}$  的 CTS 储备液.沉积液:含有  $1.0 \text{ mmol} \cdot$

**收稿日期:** 2011-10-11

**通信作者:** 刘斌(1963-),男,教授,主要从事电化学分析与检测的研究. E-mail: bliu@hqu.edu.cn.

**基金项目:** 国家自然科学基金资助项目(20955001, 21175049);福建省自然科学基金计划资助项目(D0710017, D0810016, 2011J01049);教育部留学回国人员科研启动基金资助项目(2008 年度);国务院侨办科研基金资助项目(10QZR13)

$\text{L}^{-1}$  尿酸分子的 CTS 储备液。

## 1.2 尿酸分子印迹电化学传感器的制备

将玻碳电极(GCE)分别在  $5^\#$ ,  $6^\#$  金相砂纸上抛光成镜面,用二次水冲洗干净;然后,依次在体积比为  $1:1$  的  $\text{HNO}_3$ ,二次水中各超声清洗  $5\text{ min}$ 。将处理好的电极作为工作电极,置于沉积液中,在  $-1.1\text{ V}$ (Vs. SCE,下同)下恒电位沉积  $3\text{ min}$ ,使模板分子与壳聚糖同时沉积至玻碳电极表面。取出,用水淋洗后,晾干,则制得 CTS/UA 聚合膜修饰电极。将膜电极在  $0.01\text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}$  的 KCl 和乙醇溶液中恒电位处理  $20\text{ min}$ ,以洗脱模板分子,再用水淋洗、晾干,则制成保留有尿酸分子空穴的印迹传感器。

非印迹电极的制备。除不含模板分子外,其他条件同印迹电极的制备过程。

## 1.3 实验方法

室温下,在  $0\sim 0.70\text{ V}$  之间用循环伏安(CV)法、微分脉冲伏安(DPV)法优化实验条件和检测传感器的性能。循环伏安法的扫描速率为  $0.1\text{ V}\cdot\text{s}^{-1}$ ;微分脉冲伏安法的脉冲幅度为  $0.05\text{ V}$ ,脉冲周期为  $0.02\text{ s}$ ,脉冲宽度为  $0.05\text{ s}$ 。用  $0.1\text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}$  PBS ( $\text{pH}=5.0$ )缓冲溶液为底液检测尿酸,在优化实验数据之前,把尿酸分子印迹电极浸于  $2.0\times 10^{-5}\text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}$  UA 溶液中  $10\text{ min}$  以使其重新结合尿酸分子。

电化学阻抗谱(EIS)实验在含有  $0.01\text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{3-/4-}$  电化学探针的电解质溶液( $0.1\text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}$  的 KCl)中,使用 Zview 软件拟合所采集的数据,并模拟出实验制备的传感器的等效电路图。

## 2 结果与讨论

### 2.1 膜电极的电化学响应

在电位为  $0\sim 0.70\text{ V}$  内,UA/CTS 膜(曲线 1)和 CTS 膜(曲线 2)修饰电极在 PBS 溶液中的循环伏安(CV)图,如图 1 所示。图 1 中的插图是修饰电极在 PBS 溶液中的微分脉冲伏安(DPV)扫描曲线。由图 1 的曲线 1 可知,循环伏安扫描过程中,仅在  $0.36\text{ V}$  附近有一个明显的氧化峰;与曲线 2 相比较,可知该电位为尿酸在电极上的氧化峰电位,且其电化学过程为不可逆。

UA 在裸玻碳上的氧化峰电位在  $0.54\text{ V}$ ,在壳聚糖多壁碳纳米修饰电极上的则为  $0.44\text{ V}$ <sup>[5]</sup>。从图 1 的插图可以明显看出,印迹膜电极在此电位范围内有尿酸的氧化峰存在,而非印迹的则没有,说明尿酸和壳聚糖在恒电位条件下已经共沉积至玻碳电极表面。同时,对于印迹传感器的制备过程和性能表征等可通过模板分子的特征峰峰电流来反映。

### 2.2 传感器制备条件的优化及表征

2.2.1 沉积时间的选择 印迹膜的厚度影响着模板分子结合位点的数量,进而影响到印迹传感器的灵敏度,而电沉积方法所形成的膜厚度是由沉积时间控制的。改变电沉积的时间( $t_E$ ),观察尿酸在印迹电极上的氧化峰电流变化趋势,结果如图 2 所示。

从图 2 中可以看出,在  $1\sim 3\text{ min}$  内,氧化峰电流随沉积时间的增长而增大,超过  $3\text{ min}$  后,氧化峰电流有略微的降低。这是因为电沉积时间较短时,沉积膜薄,与 CTS 形成复合物并沉积至电极表面的尿酸较少,峰电流较低;随着电沉积时间的增长,沉积膜加厚,膜内结合的尿酸分子数量也增多,形成的尿酸结合位点也相应增加,因而氧化峰电流增大。但电沉积时间太长时,虽然印迹膜内的尿酸分子含量相对较多,但是膜太厚会阻碍尿酸分子进出膜中心的结合位点,影响尿酸的完全洗脱和充分的再结合。同时,尿酸在膜中的传质过程也受到阻碍,降低了尿酸的电化学响应速率,从而降低尿酸在印迹膜传感器上响应的灵敏度。因此,选择电沉积时间为  $3\text{ min}$ 。

2.2.2 洗脱时间及洗脱电位的选择 沉积膜中模板分子是否洗脱完全将影响印迹传感器的灵敏度和选择性,对于具有电活性的物质来说,洗脱程度可通过其峰电流的降低程度来反映。以  $0.01\text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}$  的 KCl 和无水乙醇作为洗脱剂,采用恒电位洗脱法,分别于  $0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5$  和  $0.6\text{ V}$  下洗脱一定时间,发现当洗脱电位为  $0.4\text{ V}$  时,洗脱效果最好。

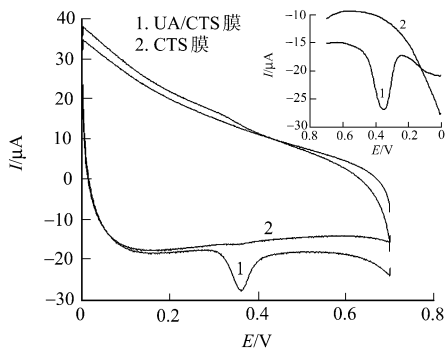


图 1 膜电极在 PBS 中的 CV 图

Fig. 1 Cyclic voltammograms of membrane electrode in PBS

固定洗脱电位为 0.4 V, 考察不同洗脱时间( $t_w$ )对尿酸氧化峰电流的影响, 如图 3 所示. 从图 3 可以发现, 当洗脱时间为 5 min 时, 尿酸的氧化峰电流有明显降低, 继续洗脱至 20 min 时已检测不到尿酸的氧化峰电流, 所以选择洗脱时间为 20 min.

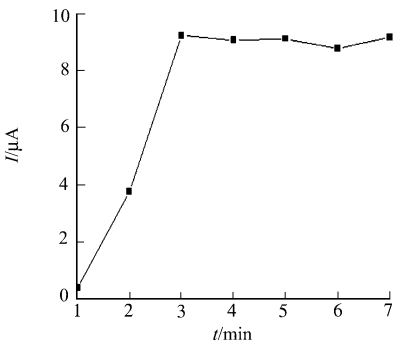


图 2 沉积时间对峰电流的影响

Fig. 2 Effects of electrodeposition time on peak current

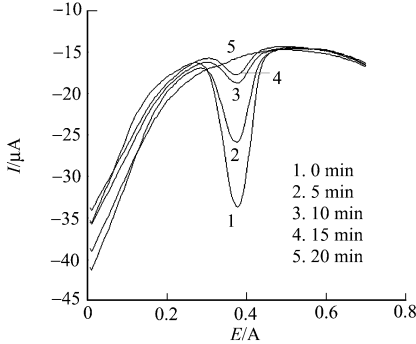


图 3 洗脱时间对峰电流的影响

Fig. 3 Effects of washing time on peak current

2.3 分子印迹电化学传感器的表征

2.3.1 电化学交流阻抗谱表征 电化学交流阻抗谱(EIS)可以反映电极的界面动力学过程. 在频率为 0.1~100 kHz 范围内, 膜电极的交流阻抗谱如图 4 所示. 图 4 中: 内插图为拟合所用的等效电路图. 从图 4 可知, 曲线 1 几乎为一条直线, 说明这一过程电子转移较快, 电化学过程主要受扩散控制; 而曲线 2, 3, 4 在高频区为半圆部分, 低频区为直线部分, 这可归因于电极表面的修饰膜阻碍界面电子的传递.

从图 4 还可知, 印迹电极的阻抗(303.6  $\Omega$ )要明显小于非印迹电极(477.3  $\Omega$ )和聚合物修饰膜电极的阻抗(436.8  $\Omega$ ). 这可能是因为印迹电极膜内存在大量的 UA 印迹空穴, 使  $\text{Fe}(\text{CN})_6^{3-}/\text{Fe}(\text{CN})_6^{4-}$  探针分子扩散速率提高而有利于电解质和电极界面的电子转移. 各电极的 EIS 变化表明了 UA/CTS 聚合物可以很好地沉积至 GCE 表面, 并进一步形成具有一定印迹空穴的分子印迹膜.

2.3.2 衰减全反射红外表征 为了更进一步的证实 UA/CTS 聚合物膜已经电沉积至玻碳电极表面, 用衰减全反射红外表征(ATR-FITR)对其进行表征, 如图 5 所示. 图 5 中:  $T$  为透射率. 从图 5 可看出, 在两条曲线的 800~900  $\text{cm}^{-1}$  处均有一强而宽的吸收谱带, 这是  $\beta$ -糖苷键的特征峰. 在两条曲线中分别位于 1 079, 1 160 和 1 500  $\text{cm}^{-1}$  处的吸收谱带可以归为壳聚糖的下列振动:  $\text{C}_6-\text{OH}$  不对称振动,  $\text{C}_3-\text{OH}$  拉伸振动和  $-\text{NH}_2$  的弯曲振动.

UA/CTS 膜的曲线在 1 600  $\text{cm}^{-1}$  有一个新的谱带出现, 这是尿酸中 CO 基的吸收谱带, 而另一个新的, 出现在 3 000  $\text{cm}^{-1}$  的宽谱带是由尿酸中的 OH, NH, C-NH 和 CH 一般振动引起的<sup>[11]</sup>. 从 ATR-FITR 中的光谱数据可以看出, 尿酸和壳聚糖已经共沉积至玻碳电极的表面.

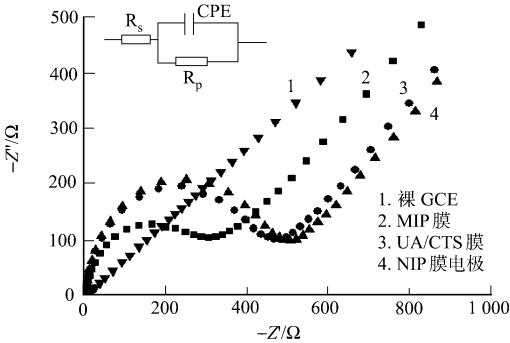


图 4 膜电极的交流阻抗谱

Fig. 4 EIS of different electrodes

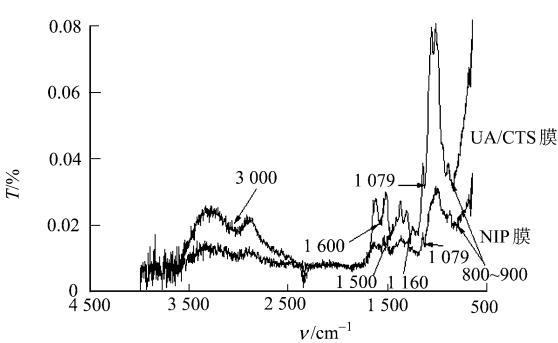


图 5 膜电极的衰减全反射红外表征光谱

Fig. 5 FTIR-ATR spectra of modified membranes

2.3.3 印迹传感器的选择性 通过计算尿酸氧化峰电流的比率( $I/I_0$ )来反映印迹电极对尿酸的选择性, 其中  $I$  和  $I_0$  分别表示有干扰物 and 没有干扰物存在时印迹电极所检测到的尿酸氧化峰电流值. 为了考察分子印迹传感器对结构相似物的选择性, 研究与尿酸结构相似的物质——咖啡因存在下, 印迹电极对尿酸的选择性检测情况. 实验发现, 当加入咖啡因的浓度是尿酸浓度的 10 倍时,  $I/I_0$  的值仅降低了

1.38%，但是当加入咖啡因的浓度增加到 100 倍时， $I/I_0$  有明显的降低。这可能是因为咖啡因与尿酸的结构比较相似，在浓度过高的情况下与尿酸发生了竞争吸附，占据了尿酸的印迹位点，导致印迹膜对尿酸的吸附量减少。

以  $20.0\ \mu\text{mol}\cdot\text{L}^{-1}$  的 UA 的氧化峰电流值为对照值，考察抗坏血酸、尿素、肌氨酸酐和多巴胺等在人体血清中与尿酸共存的物质对尿酸检测的干扰情况，如图 6 所示。图 6 中：数字标注分别表示加入干扰物质的浓度是 UA 的多少倍。从图 6 可知，当抗坏血酸、尿酸、肌氨酸酐和多巴胺的浓度分别是尿酸浓度的 100 倍，100 倍，50 倍和 1 倍时， $I/I_0$  的值基本上没有变化，直到加入量分别是尿酸的 200 倍，500 倍，100 倍和 10 倍时  $I/I_0$  才会有一点降低。实验结果表明，印迹传感器这些干扰物质存在下，对尿酸具有良好的选择性。

2.3.4 尿酸分子印迹传感器的吸附动力学 对模板分子的富集通常是增强印迹传感器选择性的简单而有效的方式<sup>[12]</sup>。尿酸分子印迹传感器的吸附动力学曲线，如图 7 所示。从图 7 可知，尿酸的氧化峰电流随着吸附时间的增长， $i_{\text{pa}}$  迅速增大，当吸附时间为 10 min 时达到吸附平衡。这是因为在开始吸附时，UA 分子很容易到达印迹膜上的位点，结合速率很快；但是，随着吸附时间的增长，印迹膜上的位点逐渐被 UA 分子占据，吸附 10 min 时，印迹膜上的 UA 位点已基本结合完全，10 min 后吸附量不再增加，吸附到达平衡。

印迹电极洗脱前和吸附后与尿酸的结合量可以根据下式计算，即

$$I_p = \frac{n^2 F^2 A \Gamma v}{4RT}$$

上式中： $n$  为得失电子数； $F$  为法拉第常数； $\Gamma$  为吸附量； $A$  为电极面积； $v$  为扫描速率； $R$  为气体常数； $T$  为绝对温度。根据上式可求出在  $\text{pH}=5.0$  时，印迹电极洗脱前的  $\Gamma$  值为  $111.9\ \mu\text{mol}\cdot\text{m}^{-2}$ ，吸附 10 min 后的  $\Gamma$  值为  $104.4\ \mu\text{mol}\cdot\text{m}^{-2}$ 。印迹电极洗脱前和吸附后的吸附量基本相同，说明 UA 分子可以很好地地占据印迹膜的空穴，从而实现对 UA 的选择性检测。

2.3.5 分子印迹和非印迹传感器的吸附热力学 壳聚糖是甲壳素脱乙酰化的衍生物，有许多活性基团如羟基和氨基，这些基团与一些官能团能进行很好的反应<sup>[13-14]</sup>。当用壳聚糖作为功能基体时，尿酸所具有的氨基和羟基与壳聚糖的氨基和羟基间会形成强的氢键<sup>[5]</sup>，从而更有利于印迹聚合物的形成。吸附曲线能够用 Langmuir 模型进行拟合，如图 8 所示。其平衡数据可用 Langmuir 等温线进行分析，计算式为

$$q = \frac{q_m K_b c}{K_b + c}$$

上式中： $q_m$  为饱和吸附量； $K_b$  为结合常数。

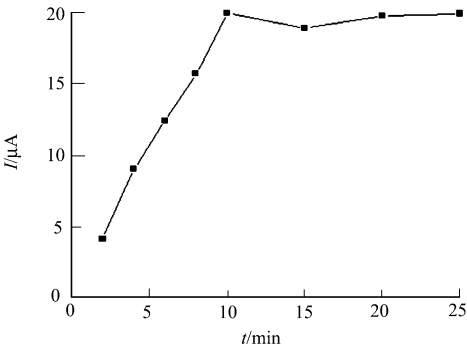


图 7 尿酸分子印迹传感器的吸附动力学曲线  
Fig. 7 Adsorption dynamics curve of UA molecularly imprinted sensor

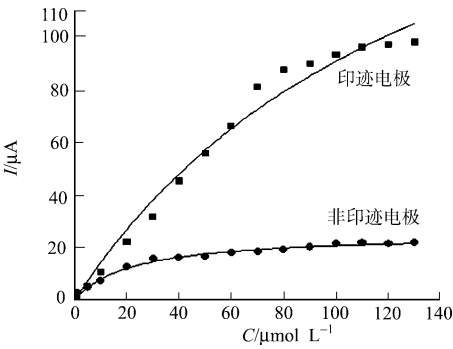


图 8 尿酸印迹电极吸附等温线的 Langmuir 模型拟合  
Fig. 8 Adsorption isotherms fitted with Langmuir model

从图 8 中可看出，分子印迹传感器的吸附容量明显高于非印迹传感器，印迹传感器和非印迹传感器的最大氧化峰电流分别是  $222.7, 25.02\ \mu\text{A}$ ，分子印迹效率为 8.90，以此作为判断印迹传感器和非印

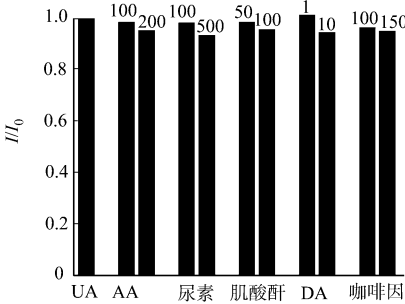


图 6 干扰物质对印迹电极检测的影响  
Fig. 6 Effects of interfering substances on detection of imprinted electrode

迹传感器对尿酸最大吸附容量比率的依据<sup>[15]</sup>. 这一数据表明, 印迹传感器具有更好的识别尿酸的能力.

2.3.6 线性范围和检出限 在最佳条件下, 对不同浓度的 UA 进行微分脉冲伏安法测定, 结果如图 9 所示. 图 9 中的插图是线性曲线图. 从图 9 可知, UA 的氧化峰电流与其浓度在  $0.1 \sim 80.0 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$  范围内呈良好的线性关系, 线性回归方程  $I_p = 1.099 1c - 0.259 6, R^2 = 0.999 0$ , 定量检出下限为  $0.1 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ .

2.3.7 印迹传感器的重现性和稳定性 为了考察印迹传感器的重现性, 将印迹电极在  $20.0 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$  的 UA 溶液中吸附 10 min 后测定其氧化峰电流值; 然后, 在体积比为 1:9 的  $0.01 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1}$  的 KCl/乙醇混合溶液中用 0.4 V 电位进行洗脱, 重复测定 10 次, 相对标准偏差为 1.91%. 同时, 印迹电极在连续使用一周后对尿酸的电化学响应降为原来的 89%. 以上实验结果表明, 所制备的印迹传感器具有良好的重现性和稳定性, 可以满足实际样品测定的需要.

## 2.4 实际样品的检测

取人体血清样品 3 份, 所有用于检测的样品均是原始血清(来自于华侨大学校医院), 用  $0.1 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1}$  的 PBS 稀释 10 倍. 每个样品用微分脉冲伏安法平行测定 3 次, 利用标准加入法测定方法的回收率, 结果如表 1 所示. 表 1 中:  $C_D, C_A, C_R$  分别为尿酸的检测值、加入值和回收值;  $\eta$  为回收率. 从表 1 可以看出, 该印迹传感器对血清样品中尿酸检测的结果令人满意.

表 1 人体血清样品中尿酸标样的回收率测定

Tab. 1 Determination of recovery rates of UA in serum samples

| 编号 | $C_D/\mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ | $C_A/\mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ | $C_R/\mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ | $\eta/\%$ |
|----|---|---|---|-----------|
| 1  | 46.53                                   | 5                                       | 51.45                                   | 98.41     |
|    | 46.53                                   | 10                                      | 56.73                                   | 101.9     |
|    | 46.53                                   | 15                                      | 61.80                                   | 101.8     |
| 2  | 36.53                                   | 5                                       | 41.47                                   | 98.86     |
|    | 36.53                                   | 10                                      | 46.81                                   | 102.8     |
|    | 36.53                                   | 15                                      | 51.14                                   | 97.41     |
| 3  | 45.64                                   | 5                                       | 50.57                                   | 98.56     |
|    | 45.64                                   | 10                                      | 55.58                                   | 99.45     |
|    | 45.64                                   | 15                                      | 60.35                                   | 98.09     |

## 3 结束语

基于壳聚糖的电沉积, 制备了以壳聚糖为功能基体的尿酸分子印迹电化学传感器. 所制备的分子印迹传感器对尿酸具有特异性识别能力, 相对于非印迹传感器的印迹效率达 8.9, 且对常见共存物质具有较好的抗干扰性. 尿酸在传感器上的氧化峰电流与尿酸浓度在一定范围内成良好的线性关系, 定量检测下限为  $0.1 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ . 将该传感器应用与于人体血清中尿酸的检测, 获得了满意的结果, 可为检测生物样品中的尿酸提供了一个快速和可靠的方式.

## 参考文献:

[1] 王长芹, 徐海红, 韩晓刚, 等. 活化玻碳电极直接测定全血中的尿酸[J]. 分析试验室, 2007, 26(1): 27-31.  
[2] HAN Su-qin, ZHAO Shou-miao. A novel method for uric acid determination using CdS quantum dots as fluorescence probes[J]. J Chin Chem Soc, 2009, 56(6): 1156-1162.  
[3] KIM K M, HENDERSON G N, OUYANG X, et al. A sensitive and specific liquid chromatography-tandem mass spectrometry method for the determination of intracellular and extracellular uric acid[J]. J Chromatogr. B, 2009, 877

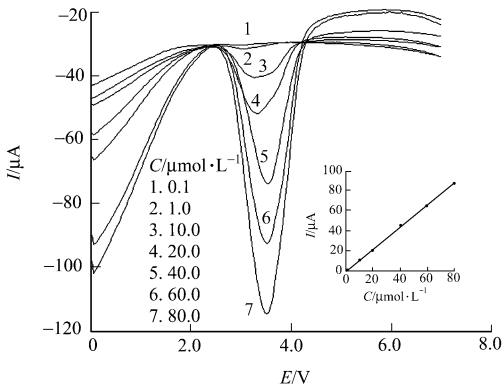


图 9 印迹传感器对不同浓度 UA 的 DPV 响应  
Fig. 9 DPV Responses of MIP electrode to different concentrations of UA

(22);2032-2038.

- [4] ZHAO Chang-zhi, WAN Li, WANG Qin, et al. Highly sensitive and selective uric acid biosensor based on direct electron transfer of hemoglobin-encapsulated chitosan-modified glassy carbon electrode[J]. *Anal Sci*, 2009, 25(8):1013-1017.
- [5] LU Guang-han, JIANG Ling-yan, SONG Feng, et al. Determination of uric acid and norepinephrine by chitosan-multiwall carbon nanotube modified electrode[J]. *Electroanal*, 2005, 17(10):901-905.
- [6] XU Dan-ke, HUA Lin, LI Zi-man, et al. Identification and quantitative determination of uric acid in human urine and Plasma by capillary electrophoresis with amperometric detection[J]. *J Chromatogr; B*, 1997, 694(2):461-466.
- [7] SIEKMANN L. Determination of uric acid in human serum by isotope dilution mass spectrometry[J]. *J Clin Chem Clin Biochem*, 1985, 23(3):129-135.
- [8] 蒋挺大. 壳聚糖[M]. 北京:化学工业出版社, 2001.
- [9] REBECCA A Z, JUNG J P, GARY W R, et al. Electrochemical study of chitosan films deposited from solution at reducing potentials[J]. *Electrochim Acta*, 2006, 51(25):5324-5333.
- [10] 连惠婷, 陈娟娟, 薛艳, 等. 久效磷分子印迹传感器的的电化学响应特性[J]. *华侨大学学报:自然科学版*, 2011, 32(2):182-187.
- [11] 孙卫东, 王金勇, 叶承荣, 等. 傅立叶变换红外光谱对动物尿结石成分的分析研究[J]. *扬州大学学报:农业与生命科学版*, 2006, 27(2):57-58.
- [12] LIU Guo-dong, LIN Yue-he. Electrochemical sensor for organophosphate pesticides and nerve agents using zirconia nanoparticles as selective sorbents[J]. *Anal Chem*, 2005, 77(18):5894-5901.
- [13] MARUCA R, SUDER B J, WIGHTMAN J P. Interaction of heavy metals with chitin and chitosan(Ⅲ): Chromium [J]. *J Appl Polym Sci*, 1982, 27(12):4827-4837.
- [14] MCKAY G, BLAIR H S, FINDON A. Equilibrium studies for the sorption of metal ions onto chitosan[J]. *Ind J Chem; A*, 1989, 28:356-360.
- [15] CHEN P Y, NIEN P C, HU C W, et al. Detection of uric acid based on multi-walled carbon nanotubes polymerized with a layer of molecularly imprinted PMAA[J]. *Sens Actuators; B*, 2010, 146(2):455-471.

## Highly Selective Determination of Uric Acid in Human Serum by Molecularly Imprinted Electrochemical Sensor

YIN Jing-fen, LIAN Hui-ting, SUN Xiang-ying, LIU Bin

(College of Material Science and Engineering, Huaqiao University, Xiamen 361021, China)

**Abstract:** A highly selective molecularly imprinted electrochemical sensor of uric acid (UA) was prepared with chitosan (CS) as functional matrix and uric acid as template molecule via constant potential electrochemical deposition. The imprinted membrane was characterized by Attenuated total reflection infrared spectroscopy (ATR-FTIR) and Electrochemical impedance spectroscopy (EIS); the performances of the sensor were studied by cyclic voltammetry (CV) and differential pulse voltammetry (DPV). The UA had good electrochemical response in  $0.1 \text{ mol} \cdot \text{L}^{-1}$  phosphate buffer solution (PBS) ( $\text{pH}=5.0$ ). The oxidation peak current of DPV was well-proportional to the concentration of UA in the range from  $0.1 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$  to  $80.0 \mu\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ , with a correlation coefficient of 0.999 1. The developed sensor exhibited specific recognition for UA against the competitors which consisted of similar structure and coexisting interference in human serum. Moreover, the sensor also shows excellent reproducibility and was successfully employed to the determination of UA in human serum with the recovery of 97.41%~102.8%.

**Keywords:** uric acid; electrochemical sensor; chitosan; molecularly imprinted

(责任编辑: 黄晓楠 英文审校: 陈国华)