



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114088788 A

(43) 申请公布日 2022. 02. 25

(21) 申请号 202111371360.9

(22) 申请日 2021.11.18

(71) 申请人 华东师范大学

地址 200241 上海市闵行区东川路500号

(72) 发明人 吴幸 钱程 吕良剑 叶长青

(74) 专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

代理人 刘芳

(51) Int.Cl.

G01N 27/327 (2006.01)

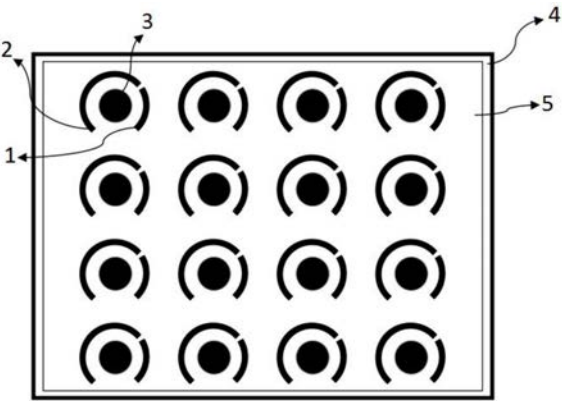
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

一种汗液成分检测装置

(57) 摘要

本发明提供的汗液成分检测装置,将多个单点感知的无酶电化学传感器进行整合,利用电化学传感器对某一种或一类物质的反应强度(灵敏度)大于对其它物质的反应强度(灵敏度),将多种不同电化学材料制成阵列传感,对混合物质中的单一物质含量进行交叉验证使其能够快速、精确的在复杂体系中获取汗液各成分的含量信息,解决了电化学传感器特异性差,无法在复杂体系中应用的难题,可应用于环境、消费、工业等领域。



1. 一种汗液成分检测装置,其特征在于,包括:多个非酶电化学传感器、基底和检测器;
多个所述非酶电化学传感器在所述基底上阵列式排布;多个所述非酶电化学传感器间的汗液成分测量灵敏度均不相同;多个所述非酶电化学传感器均与所述检测器连接。
2. 根据权利要求1所述的汗液成分检测装置,其特征在于,所述非酶电化学传感器包括:参比电极、工作电极和辅助电极;
所述工作电极通过电流通道与所述检测器连接;所述参比电极和所述辅助电极均与检测器的后端电路连接。
3. 根据权利要求2所述的汗液成分检测装置,其特征在于,所述参比电极为特定线宽的圆弧状结构。
4. 根据权利要求2所述的汗液成分检测装置,其特征在于,所述工作电极为特定面积的圆形结构。
5. 根据权利要求2所述的汗液成分检测装置,其特征在于,所述辅助电极为特定线宽的圆弧结构。
6. 根据权利要求1所述的汗液成分检测装置,其特征在于,所述非酶电化学传感器由非酶电化学材料制备得到。
7. 根据权利要求1所述的汗液成分检测装置,其特征在于,所述基底的制备材料为聚酰亚胺。
8. 根据权利要求2所述的汗液成分检测装置,其特征在于,多个所述非酶电化学传感器间粘附有绝缘层。

一种汗液成分检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及汗液检测技术领域,特别是涉及一种汗液成分检测装置。

背景技术

[0002] 汗液是人体生理机制内调节温度的重要方式。在大量体育活动时,人体的代谢率会陡然上升从而导体温升高,生理反应会使人体出汗率增加。检测汗液组分能够以无创的方式获得一定的生理信息。所以说对汗液的分析是很有价值的诊断工具之一,而且利用了汗液有无创、容易获取、组分稳定等优点。

[0003] 汗液的组分含量是与人体的健康息息相关。一般包括葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸、电解质(钠、钾、钙、重金属离子)等。汗液中组分的浓度随出汗率成正比,电解质的含量与高血压关系密切。葡萄糖的含量与血糖关系密切,乳酸的过度积累会导致细胞无法顺利吸收营养和氧气,导致血液循环不良。因此汗液的组分含量检测是十分重要的。

[0004] 酶传感器是最早应用于生物物质分析的一类传感器。利用酶能催化底物反应,使得特定物质的量发生变化,再将这种量的变化转换为电信号的装置系统构成酶传感器。酶具有非常好的特异性,一种酶只能对一种物质或者一类结构相似的物质产生反应,从而保证了传感器准确性。但是酶很脆弱,只能在特定的温度区间种使用,一旦脱离对应的温度区间,就会失去自身活性,失去催化反应功能;酶的价格较高,不利于大规模使用;

[0005] 电化学传感器是以离子导电为基础制成的。利用被测物质进入传感器,在其内部发生电化学反应,从而把被测物质含量转化为电流(或电压)信号输出。一般有三个电极,参比电极RE,工作电极WE、辅助电极RE,利用在参比电极与工作电极之间施加一个固定电压,从而在工作电极上产生反应电流输出。由于其结构简单、成本低廉、寿命较酶传感器有大幅提高,使其越来越受到工业与消费领域的欢迎。但是电化学传感器的特异性较差,能对与多物质反应,很难区分出混合物质中的某一物质含量,这也限制了其在复杂环境中的应用。

发明内容

[0006] 为解决现有技术存在的上述问题,本发明提供了一种汗液成分检测装置,能够实现汗液成分含量的快速、准确测量。

[0007] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0008] 一种汗液成分检测装置,包括:多个非酶电化学传感器、基底和检测器;

[0009] 多个所述非酶电化学传感器在所述基底上阵列式排布;多个所述非酶电化学传感器间的汗液成分测量灵敏度均不相同;多个所述非酶电化学传感器均与所述检测器连接。

[0010] 优选地,所述非酶电化学传感器包括:参比电极、工作电极和辅助电极;

[0011] 所述工作电极通过电流通道与所述检测器连接;所述参比电极和所述辅助电极均与检测器的后端电路连接。

[0012] 优选地,所述参比电极为特定线宽的圆弧状结构。

[0013] 优选地,所述工作电极为特定面积的圆形结构。

- [0014] 优选地,所述辅助电极为特定线宽的圆弧结构。
- [0015] 优选地,所述非酶电化学传感器由非酶电化学材料制备得到。
- [0016] 优选地,所述基底的制备材料为聚酰亚胺。
- [0017] 优选地,多个所述非酶电化学传感器间粘附有绝缘层。
- [0018] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:
- [0019] 本发明提供的汗液成分检测装置,将多个单点感知的无酶电化学传感器进行整合,利用电化学传感器对某一种或一类物质的反应强度(灵敏度)大于对其它物质的反应强度(灵敏度),将多种不同电化学材料制成阵列传感,对混合物质中的单一物质含量进行交叉验证使其能够快速、精确的在复杂体系中获取汗液各成分的含量信息,解决了电化学传感器特异性差,无法在复杂体系中应用的难题,可应用于环境、消费、工业等领域。

附图说明

- [0020] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。
- [0021] 图1为本发明提供的汗液成分检测装置的结构示意图;
- [0022] 图2为本发明实施例提供的制备无酶电化学传感器的流程框图;
- [0023] 图3为本发明实施例提供的进行汗液成分检测的流程框图。
- [0024] 符号说明:
- [0025] 1-参比电极,2-工作电极,3-辅助电极,4-基底,5-绝缘层。

具体实施方式

- [0026] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。
- [0027] 本发明的目的是提供一种汗液成分检测装置,能实现汗液成分含量的快速、准确测量。
- [0028] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。
- [0029] 如图1所示,本发明汗液成分检测装置,包括:多个非酶电化学传感器、基底4和检测器(图1中未示出)。
- [0030] 多个非酶电化学传感器在基底4上阵列式排布。多个非酶电化学传感器间的汗液成分测量灵敏度均不相同。多个非酶电化学传感器均与检测器连接。在这一实施例中,非酶电化学传感器由非酶电化学材料制备得到。基底4的制备材料为聚酰亚胺。具体使用的传感器阵列总数由待测成分的种类数确定。对于获得的原始非酶电化学传感阵列检测数据,使用特定的计算方法进行数据处理后得到混合物质中各物质含量。
- [0031] 其中,非酶电化学传感器包括:参比电极1、工作电极2和辅助电极3。

[0032] 工作电极2通过电流通道与检测器连接。参比电极1和辅助电极3均与检测器的后端电路连接。在该实施例中，参比电极1为特定线宽的圆弧状结构。工作电极2为特定面积的圆形结构。辅助电极3为特定线宽的圆弧结构。各电极的线宽或面积可以依据实际测量需要进行设定。具体的，多个电化学传感器的阵列式封装在同一平面上，并且引出每一个电化学传感器的辅助电极3、工作电极2、参比电极1。

[0033] 在这一实施例中，将多个电化学传感器均匀间隔封装在同一聚酰亚胺基底4上。进一步，为确保多个非酶电化学传感器之间互不干扰，再将绝缘层5粘附在表面，形成三明治结构，从底部到顶部依次为聚酰亚胺基底4、非酶电化学传感器及其电连接线、绝缘层5。在各非酶电化学传感器之间采用分割绝缘层5，每个非酶电化学传感器仅从表面露出参比电极1 (RE)、工作电极2 (WE) 和辅助电极3 (CE)，用于与汗液发生反应。

[0034] 为了使本发明上述提供的非酶电化学传感器能够精确检测汗液成分，如图2所示，本发明采用的非酶电化学传感器由以下方法制备得到：

[0035] (1) 编号待测汗液中成分，将汗液中被测成分编号为a、b、c、...、n。测量编号为1的单个电化学薄膜材料对于汗液中所包含成分的灵敏度并标注为Ka1、Kb1、Kc1、...、Kn1。

[0036] (2) 更换编号为2的单个电化学薄膜材料重复步骤(1)并标注灵敏度为Ka2、Kb2、Kc2、...、Kn2。

[0037] (3) 更换编号为n的单个电化学薄膜材料重复步骤(1)、(2)，以获取多个不同电化学薄膜材料对于汗液中所包含成分对应的灵敏度。

[0038] (4) 将步骤(3)中所测完的所有电化学薄膜感应面在同一平面上进行阵列式封装并引出各电极。

[0039] (5) 制作后端对应阵列数量通道的电流感算电路，并将所有的传感器电极连接到相应的电流通道。

[0040] (6) 将需要观察的汗液均匀转移到阵列式非酶电化学薄膜上，从后端电流感算电路输出对应通道的电流值I1、I2、I3、...、In。

[0041] (7) 将步骤(6)所获得的电流值按照以下公式进行运算，从而得到汗液中的各组分含量。其中，在进行汗液检测的过程中数据处理方式如图3所示。

$$[0042] \begin{cases} I_1 = I_{a1} + I_{b1} + \dots + I_{n1} \\ I_2 = I_{a2} + I_{b2} + \dots + I_{n2} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ I_n = I_{an} + I_{bn} + \dots + I_{nn} \end{cases}$$

$$[0043] \quad \begin{cases} I_1 = K_{a1}M_a' + K_{b1}M_b' + \dots + K_{n1}M_n' \\ I_2 = K_{a2}M_a' + K_{b2}M_b' + \dots + K_{n2}M_n' \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ I_n = K_{an}M_a' + K_{bn}M_b' + \dots + K_{nn}M_n' \end{cases}$$

[0044] 综上,本发明采用的非酶电化学传感器制备方法简单、成功率高、周期短、寿命长、对环境要求低。可以高效方便地实时测量出汗液组分的含量。避免了含酶传感器寿命短、环境要求高不易制备等劣势。改善了电化学传感器特异性差,无法在复合成分中分辨单一物质能力,大大降低了汗液组分含量检测的复杂性和高难度性。此外,本发明采用的非酶电化学传感器还可以应用于医疗、消费行业对人体汗液组分的实时检测、预警等,同时也可以用来观察复合生物物质。

[0045] 下面以制备一个以2x2非酶电化学传感器阵列为例,对本发明上述提供的汗液成分检测装置的优点进行说明。

[0046] 将4个电化学传感器编号:左上为1号非酶电化学传感器、右上为2号非酶电化学传感器、左下为3号非酶电化学传感器、右下为4号非酶电化学传感器。测量成分为汗液中葡萄糖、乳酸、抗坏血酸和尿酸。将葡萄糖编号为a、乳酸编号为b、抗坏血酸编号为c、尿酸编号为d。

[0047] 第一种非酶电化学材料对汗液中上述物质(汗液中葡萄糖、乳酸、抗坏血酸和尿酸)都会反应产生电流,但是在同浓度下对葡萄糖的反应电流远大于乳酸、抗坏血酸、尿酸的反应电流。第二种非酶电化学材料对汗液中上述物质都会反应产生电流,但是在同浓度下对乳酸的反应电流远大于葡萄糖、抗坏血酸、尿酸的反应电流。第三种非酶电化学材料对汗液中上述物质都会反应产生电流,但是在同浓度下对抗坏血酸的反应电流远大于葡萄糖、乳酸、尿酸的反应电流。第四种非酶电化学材料对汗液中上述物质都会反应产生电流,但是在同浓度下对尿酸的反应电流远大于葡萄糖、乳酸、抗坏血酸的反应电流。

[0048] 制作6组葡萄糖浓度由低至高分别是5umol/L、50umol/L、100umol/L、150umol/L、200umol/L、250umol/L。制作6组乳酸浓度由低至高分别是5mmol/L、10mmol/L、15mmol/L、20mmol/L、25mmol/L、30mmol/L。制作6组抗坏血酸浓度由低至高分别是5umol/L、10umol/L、15umol/L、20umol/L、25umol/L、30umol/L。制作6组尿酸浓度由低至高分别是0.5mmol/L、1.5mmol/L、2.5mmol/L、3.5mmol/L、4.5mmol/L、5.5mmol/L。

[0049] 将第一种非酶电化学材料制作成1号非酶电化学传感器,将1号非酶电化学传感器的三个电极与电化学工作站(或检测器)连接起来,将1号非酶电化学传感器放入葡萄糖浓度为5umol/L溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为0.3uA,将1号非酶电化学传感器放入葡萄糖浓度为50umol/L溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为3.6uA,将1号非酶电化学传感器放入葡萄糖浓度为100umol/L溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为7.5uA,将1号非酶电化学传感器放入葡萄糖浓度为150umol/L溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为11.8uA,将1号非酶电化学传感器放入葡萄糖浓度为200umol/L溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为15.3uA,将1号非酶

电化学传感器放入葡萄糖浓度为250 $\mu\text{mol/L}$ 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为19.6 μA 。

[0050] 将上述10组数据在坐标系中表示,其中,横坐标为葡萄糖浓度M,单位为 $\mu\text{mol/L}$,纵坐标为电流值I,单位 μA ,并利用matlab进行线性拟合得到直线的斜率为3.88,斜率即为电流/浓度,线性相关率 $R>0.98$,设此斜率为1号非酶电化学传感器对于葡萄糖的灵敏度 K_{a1} ,即 $K_{a1}=3.88$ 。

[0051] 将1号非酶电化学传感器放入乳酸浓度为5 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为1.7 μA ,将1号非酶电化学传感器放入乳酸浓度为10 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为2.6 μA ,将1号非酶电化学传感器放入乳酸浓度为15 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为3.7 μA ,将1号非酶电化学传感器放入乳酸浓度为20 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为4.2 μA ,将1号非酶电化学传感器放入乳酸浓度为25 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为4.9 μA ,将1号非酶电化学传感器放入乳酸浓度为30 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为5.8 μA 。

[0052] 将上述10组数据在坐标系中表示,横坐标为乳酸浓度M,单位为 mmol/L ,纵坐标为电流值I,单位 μA ,并利用MatLab进行线性拟合得到直线的斜率为0.18,斜率即为电流/浓度,线性相关率 $R>0.98$,设此斜率为1号非酶电化学传感器对于乳酸的灵敏度 K_{b1} ,即 $K_{b1}=0.18$ 。

[0053] 将1号非酶电化学传感器放入抗坏血酸浓度为5 $\mu\text{mol/L}$ 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为0.3 μA ,将1号非酶电化学传感器放入抗坏血酸浓度为10 $\mu\text{mol/L}$ 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为0.5 μA ,将1号非酶电化学传感器放入抗坏血酸浓度为15 $\mu\text{mol/L}$ 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为0.8 μA ,将1号非酶电化学传感器放入抗坏血酸浓度为20 $\mu\text{mol/L}$ 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为1.3 μA ,将1号非酶电化学传感器放入抗坏血酸浓度为25 $\mu\text{mol/L}$ 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为1.6 μA ,将1号非酶电化学传感器放入抗坏血酸浓度为30 $\mu\text{mol/L}$ 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为1.7 μA 。

[0054] 将上述10组数据在坐标系中表示,其中,横坐标为抗坏血酸浓度M,单位为 mmol/L ,纵坐标为电流值I,单位 μA ,并利用MatLab进行线性拟合得到直线的斜率为0.30,斜率即为电流/浓度,线性相关率 $R>0.98$,设此斜率为1号非酶电化学传感器对于抗坏血酸的灵敏度 k_{c1} ,即 $K_{c1}=0.30$ 。

[0055] 将1号非酶电化学传感器放入尿酸浓度为0.5 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为1.2 μA ,将1号非酶电化学传感器放入尿酸浓度为1.5 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为1.8 μA ,将1号非酶电化学传感器放入尿酸浓度为2.5 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为2.2 μA ,将1号非酶电化学传感器放入尿酸浓度为3.5 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为2.7 μA ,将1号非酶电化学传感器放入尿酸浓度为4.5 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为3.2 μA ,将1号非酶电化学传感器放入尿酸浓度为5.5 mmol/L 溶液中保持30秒后读出电化学工作站显示的电流为3.9 μA 。

[0056] 将上述10组数据在坐标系中表示,其中,横坐标为尿酸浓度M,单位为 mmol/L ,纵坐

标为电流值 I ,单位 μA ,并利用MatLab进行线性拟合得到直线的斜率为0.52,斜率即为电流/浓度,线性相关率 $R>0.98$,设此斜率为1号非酶电化学传感器对于尿酸的灵敏度 K_{d1} ,即 $K_{d1}=0.52$ 。

[0057] 至此测得以第一种非酶电化学材料制作的1号非酶电化学传感器对汗液中葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的灵敏度 K_{a1} 、 K_{b1} 、 K_{c1} 、 K_{d1} 分别为3.88、0.18、0.30、0.52,可以看出以第一种非酶电化学材料制作的1号非酶电化学传感器对葡萄糖的灵敏度远大于其它三种成分。

[0058] 同理将第二种非酶电化学材料制作成2号非酶电化学传感器,将2号非酶电化学传感器的三个电极与后端读出电路连接起来,重复上述测量灵敏度步骤可测得第二种非酶电化学材料制作的2号非酶电化学传感器对汗液中葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的灵敏度 K_{a2} 、 K_{b2} 、 K_{c2} 、 K_{d2} 分别为0.76、3.24、0.32、0.17,可以看出以第二种非酶电化学材料制作的2号非酶电化学传感器对乳酸的灵敏度远大于其它三种成分。

[0059] 同理将第三种非酶电化学材料制作成3号非酶电化学传感器,将三电极与后端读出电路连接起来,重复上述测量灵敏度步骤可测得第一种非酶电化学材料制作的3号非酶电化学传感器对汗液中葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的灵敏度 K_{a3} 、 K_{b3} 、 K_{c3} 、 K_{d3} 分别为0.45、0.76、4.13、0.61,可以看出以第三种非酶电化学材料制作的3号非酶电化学传感器对抗坏血酸的灵敏度远大于其它三种成分。

[0060] 同理将第四种非酶电化学材料制作成4号非酶电化学传感器,将4号非酶电化学传感器的三个电极与后端读出电路连接起来,重复上述测量灵敏度步骤可测得第四种非酶电化学材料制作的4号非酶电化学传感器对汗液中葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的灵敏度 K_{a4} 、 K_{b4} 、 K_{c4} 、 K_{d4} 分别为0.26、0.32、0.94、2.69,可以看出以第四种非酶电化学材料制作的4号非酶电化学传感器对尿酸的灵敏度远大于其它三种成分。

[0061] 制作由葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸组成的混合溶液,溶液中葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的浓度分别为 $M_a=150\mu\text{mol/L}$ 、 $M_b=10\text{mmol/L}$ 、 $M_c=20\mu\text{mol/L}$ 、 $M_d=3.5\text{mmol/L}$ 。将1-4号非酶电化学传感器按上述编号规则封装在同一聚酰亚胺封装层正面上。在本实施例中,聚酰亚胺厚度为20.54 μm ,辅助电极3尺寸为线宽1.5mm圆弧,工作电极2尺寸为5mm直径圆,参比电极1尺寸为线宽1.5mm圆弧。

[0062] 将四个传感器的辅助电极3全部接在一起后用一根铜线从封装层平面最下侧引出,参比电极1全部接在一起后用一根铜线从封装层最下侧引出,工作电极2全部单独引铜线引出封装层最下策,并且整个整面除传感器电极部分裸露,其余部分全部做绝缘密封胶处理,将1号非酶电化学传感器的工作电极2连接至后端感算电路1号电流通道,将2号非酶电化学传感器的工作电极2连接至后端感算电路2号电流通道,将3号非酶电化学传感器的工作电极2连接至后端感算电路3号电流通道,将4号非酶电化学传感器的工作电极2连接至后端感算电路4号电流通道,将引出的辅助电极3、参比电极1分别与后端电路连接。至此后端电路与传感器的感算一体融合电路搭建完成。

[0063] 将制作好的混合溶液均匀转移至阵列平面(工作电极2的圆形结构)上,可以由后端电路(即检测器)读出1号非酶电化学传感器电流 $I_1=19.3\mu\text{A}$,2号非酶电化学传感器电流 $I_2=21.7\text{mA}$,3号非酶电化学传感器电流 $I_3=16.7\text{mA}$,4号非酶电化学传感器 $I_4=23.4\text{mA}$ 。电流 I_1 是1号非酶电化学传感器对葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的反应电流和,即 $I_1=I_{a1}+I_{b1}+$

$I_{c1}+I_{d1}$ 。电流 I_2 是2号非酶电化学传感器对葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的反应电流和,即 $I_2=I_{a2}+I_{b2}+I_{c2}+I_{d2}$ 。电流 I_3 是3号非酶电化学传感器对葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的反应电流和,即 $I_3=I_{a3}+I_{b3}+I_{c3}+I_{d3}$ 。电流 I_4 是4号非酶电化学传感器对葡萄糖、乳酸、抗坏血酸、尿酸的反应电流和,即 $I_4=I_{a4}+I_{b4}+I_{c4}+I_{d4}$ 。

[0064] 对 I_{a1} 进行分析,可得 $I_{a1}=K_{a1}*M_a'$, M_a' 即为传感器测出的混合溶液葡萄糖浓度,待算法解出后可与真实制作浓度 M_a 进行误差对比。同理可得 $I_{b1}=K_{b1}*M_b'$ 。 $I_{c1}=K_{c1}*M_c'$ 。 $I_{d1}=K_{d1}*M_d'$, 即有:

$$[0065] \quad \begin{cases} I_1 = K_{a1}*M_a' + K_{b1}*M_b' + K_{c1}*M_c' + K_{d1}*M_d' \\ I_2 = K_{a2}*M_a' + K_{b2}*M_b' + K_{c2}*M_c' + K_{d2}*M_d' \\ I_3 = K_{a3}*M_a' + K_{b3}*M_b' + K_{c3}*M_c' + K_{d3}*M_d' \\ I_4 = K_{a4}*M_a' + K_{b4}*M_b' + K_{c4}*M_c' + K_{d4}*M_d' \end{cases}$$

[0066] 由上述计算方法可得 $M_a'=146.7\mu\text{mol/L}$, $M_b'=10.3\text{mmol/L}$, $M_c'=19.3\mu\text{mol/L}$, $M_d'=3.3\text{mmol/L}$ 。将真实含量浓度 M 与测量含量浓度进行误差对比可计算出误差值在5%内,综合以上可得测量误差与真实浓度相关性 $R>0.97$ 。

[0067] 作为对比,在不使用该计算方法的情况下,由于1号非酶电化学传感器对葡萄糖的灵敏度最大,由 I_1 计算可得 $M_a'=171.9\mu\text{mol/L}$ 。由于2号非酶电化学传感器对乳酸的灵敏度最大,由 I_2 计算可得 $M_b'=18.9\text{mmol/L}$ 。由于3号非酶电化学传感器对抗坏血酸的灵敏度最大,由 I_3 计算可得 $M_c'=26.7\mu\text{mol/L}$ 。由于4号非酶电化学传感器对尿酸的灵敏度最大,由 I_4 计算可得 $M_d'=6.9\text{mmol/L}$ 。将真实含量浓度 M 与此组测量含量浓度进行误差对比可计算出误差值大于20%,测量误差与真实浓度相关性 $R<0.73$ 。

[0068] 由上述对比可以看出,单个非酶电化学传感器无法分辨出混合溶液中的成分浓度,采用阵列式非酶电化学传感器能够得到很好的解决。

[0069] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。

[0070] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

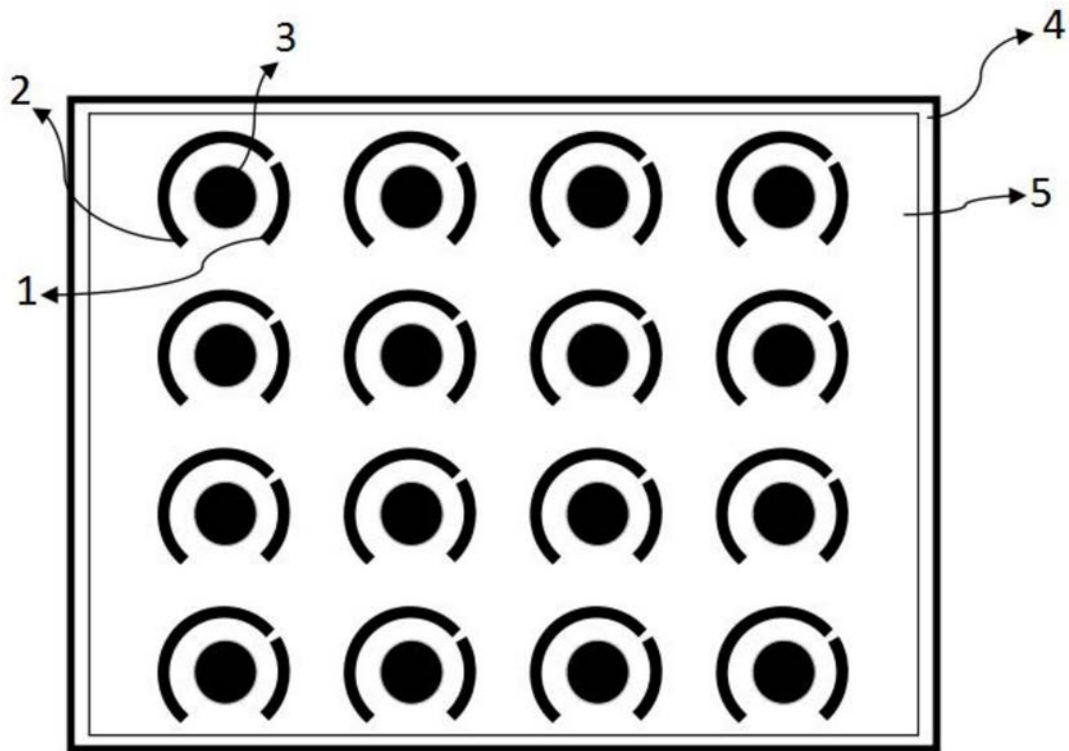


图1

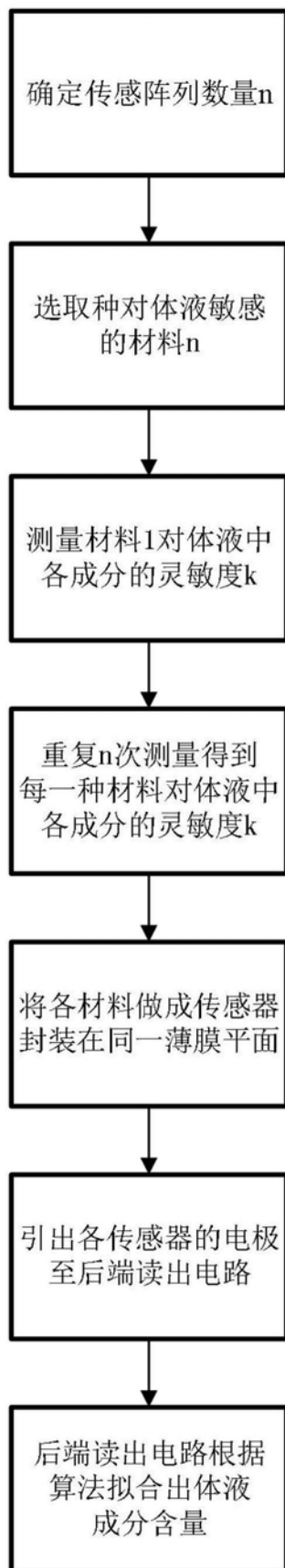


图2

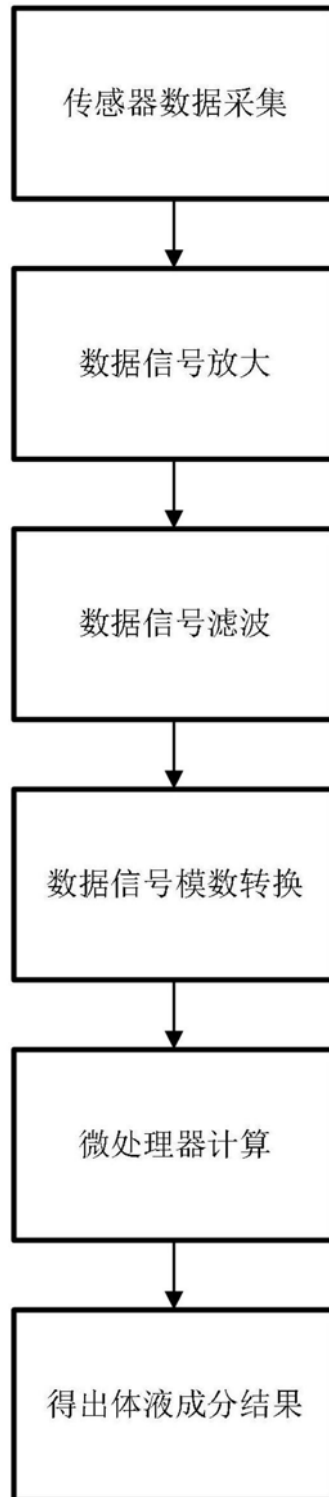


图3