



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102753966 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 24

(21) 申请号 201080063867. 1

安德雷·伊帕托夫

(22) 申请日 2010. 12. 14

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

(30) 优先权数据

代理人 张英 荣文英

P200931164 2009. 12. 15 ES

(85) PCT申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2012. 08. 14

G01N 27/02(2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

G01N 27/07(2006. 01)

PCT/ES2010/070824 2010. 12. 14

G01N 33/53(2006. 01)

(87) PCT申请的公布数据

G01N 33/538(2006. 01)

W02011/073481 ES 2011. 06. 23

(71) 申请人 西班牙高等科研理事会

地址 西班牙马德里

(72) 发明人 哈维尔·拉蒙阿斯孔

弗朗西斯科·乔斯·桑切斯巴埃萨

玛丽亚·皮拉尔·马尔科科拉斯

安德烈·布拉托夫尼基福罗夫

纳塔利娅·阿布拉莫娃

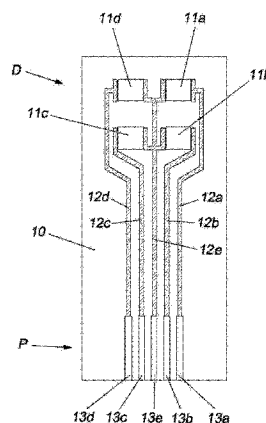
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

基于阻抗测量的多分析系统和方法

(57) 摘要

本发明描述了用于同时检测和 / 或量化样品中不同分析物或用于同时检测和 / 或量化不同样品中分析物的系统,其包括:包括一组微电极(11a、11b、11c、11d)的多电极芯片(10);包括容纳多电极芯片(10)和导管(22)的凹槽(21)的单导管单元(20),其中当多电极芯片(10)插入所述凹槽(21)时,流体样品能通过所述导管依次流经多电极芯片(10)的每个微电极(11a、11b、11c、11d);以及多导管单元(30),其包括容纳多电极芯片(10)和几个独立导管(32a、32b、32c、32d)的凹槽(31),不同样品可通过这些导管(32a、32b、32c、32d)独立流经所述多电极芯片(10)的每个电极(11a、11b、11c、11d)。



1. 一种用于同时检测和 / 或量化单个样品中的不同分析物或用于同时检测不同样品中的分析物的基于阻抗测量的多分析物系统,其特征在于,其包括:

- 多电极芯片(10),其包括一组微电极(11a、11b、11c、11d);

- 单导管单元(20),其包括适于容纳所述多电极芯片(10)和单导管(22)的凹槽(21),当所述多电极芯片(10)插入所述凹槽(21)时,流体样品能通过所述单导管依次流经所述多电极芯片(10)的每个微电极(11a、11b、11c、11d);

- 第二多导管单元(30),包括适于容纳所述多电极芯片(10)和几个独立导管(32a、32b、32c、32d)的凹槽(31),不同流体样品能通过这些导管(32a、32b、32c、32d)独立流经所述多电极芯片(10)的每个电极(11a、11b、11c、11d)。

2. 根据权利要求1所述的多阻抗测量分析系统,其特征在于其进一步包括连接到所述多电极芯片(10)的激励和处理器件。

3. 根据权利要求2所述的多阻抗测量分析系统,其特征在于位于所述多电极芯片(10)的远端(D)的所述电极(11a、11b、11c、11d)通过轨迹(12a、12b、12c、12d)电连接到位于近端(P)的连接器(13a、13b、13c、13d),其允许所述多电极芯片(10)连接到所述激励和处理器件。

4. 根据权利要求3所述的多阻抗测量分析系统,其特征在于所述微电极(11a、11b、11c、11d)和轨迹(12a、12b、12c、12d、12e)由TaSi₂形成。

5. 根据权利要求3-4中任一项所述的多阻抗测量分析系统,其特征在于其进一步包括将所述电极(11a、11b、11c、11d)彼此分离的介电阻挡层。

6. 根据权利要求3-5中任一项所述的多阻抗测量分析系统,其特征在于其进一步包括用于保护所述轨迹(12a、12b、12c、12d、12e)的介电涂层。

7. 根据权利要求6所述的多阻抗测量分析系统,其特征在于所述介电阻挡层和所述介电涂层由SiO₂形成。

8. 根据前述任一项权利要求所述的多阻抗测量分析系统,其特征在于每个单元(20、30)都固定到两个支撑板(23、24、33、34),形成“夹心”型结构。

9. 利用根据权利要求1-8中任一项所述的多阻抗测量分析系统用于同时检测和 / 或量化单个样品中的不同分析物的方法,其特征在于其包括以下操作:

- 将所述多电极芯片(10)插入到所述多导管单元(30)的所述凹槽(31)中;

- 使合适的化合物流经每一个导管(32a、32b、32c、32d)以实现在每一个电极(11a、11b、11c、11d)上固定每个待检测分析物的选择性受体或竞争者;

- 从所述多导管单元(30)移除所述多电极芯片(10)并将其插入到所述单导管单元(20)的凹槽(21)中;以及

- 使与适于每种分析物的免疫试剂混合物相混合的所述单个样品流经所述单导管单元(20)的导管(22),由此每种所需分析物固定到相应微电极(11a、11b、11c、11d)上。

10. 根据权利要求9所述的用于同时检测和 / 或量化单个样品中的不同分析物的方法,其特征在于其进一步包括以下操作:

- 在所述样品通过所述微电极(11a、11b、11c、11d)之前进行所述微电极(11a、11b、11c、11d)的电导率的第一测量;

- 在所述样品通过所述微电极(11a、11b、11c、11d)和后续洗涤阶段后进行所述微电极

(11a、11b、11c、11d) 的电导率的第二测量；以及

- 基于所述前面的两次测量确定每个微电极(11a、11b、11c、11d) 中每种分析物的量。

11. 利用根据权利要求 1-8 中任一项所述的多阻抗测量分析系统用于同时检测和 / 或量化不同样品中单一分析物的方法,其特征在于其包括以下操作:

- 将所述多电极芯片(10) 插入到所述单导管单元(20) 的所述凹槽(21) 中;

- 使合适的化合物流经所述导管(22) 从而实现待检测分析物的选择性受体或竞争者固定在每个微电极(11a、11b、11c、11d) 上;

- 将所述多电极芯片(10) 从所述单导管单元(20) 中移除并插入到所述单导管单元(30) 的凹槽(31) 中;以及

- 使样品流经所述多导管单元(30) 的每个导管(32a、32b、32c、32d), 由此所需分析物固定到每个微电极(11a、11b、11c、11d) 上。

12. 根据权利要求 11 所述的用于同时检测和 / 或量化不同样品中单一分析物的方法,其特征在于其进一步包括以下操作:

- 在所述样品通过所述微电极(11a、11b、11c、11d) 之前进行所述微电极(11a、11b、11c、11d) 的导电率的第一测量;

- 在所述样品通过所述微电极(11a、11b、11c、11d) 以及后续洗涤阶段之后进行所述微电极(11a、11b、11c、11d) 的导电率的第二测量;以及

- 基于前面两次测量确定每个微电极(11a、11b、11c、11d) 中分析物的量。

基于阻抗测量的多分析系统和方法

技术领域

[0001] 本发明主要目的是用于同时检测和 / 或量化单个样品中的不同分析物, 或用于同时检测和 / 或量化不同样品中的单个分析物的系统和方法。

背景技术

[0002] 已知阻抗测量使得能够检测用于执行测量的电极的特性和化学组成以及其表面和其间介质的极小变化。这允许记录现象, 如电极表面上抗体 - 抗原复合物的形成 (Bataillard, P. 等人, Anal. Chem, 1988, 60, 2374)。第一系统不能在所分析的样品中痕量水平检测微量甚至更低的组分。为了增加技术的灵敏度, 也为了小型化器件, 开发了基于交叉指状电极的换能器 (transducer) (P. van Gerwen 等人, Sens. Actua. B, 1998, 49, 73)。多个专利中使用不同概念 (W02004044570) 解决了利用阻抗测量将这些类型的电极用作化学传感器, 且基本涉及在电极表面上起受体作用的化合物的固定, 并使其与被分析样品接触。如果存在互补化合物 (complementary compound), 则其结合到改变换能器表面层性质并改变其阻抗的受体。改变的幅度与结合到换能器的化合物量成比例, 该量进而取决于其在样品中存在的量。可利用一个或几个询问频率的阻抗值, 或通过根据频率调节对等效电路的响应并关联一个或更多成分的值和分析物浓度来进行关联。

[0003] 虽然有上述改进, 但当涉及低分子量 (小于 1000 道尔顿) 的化合物时, 系统仍没有检测和量化痕量甚至更低水平化合物所要求的灵敏度。换能器设计的主要改进是开发了交叉指状电极, 该交叉指状电极具有绝缘层在导电元件之间, 该导电元件具有分离电极量级的高度, 如专利 ES2307430 中公开的。该换能器允许检测低分子量化合物, 其灵敏度类似于使用相同集合的免疫试剂 (immunoreagent) 的 ELISA 型化验的灵敏度。

[0004] 与阻抗传感器技术中先例 (precedents) 一起, 还必须加入多分析物型免疫化学分析技术中的先例。一般地, 多分析物方法是通过在每个基本免疫分析系统中分开进行的, 以便多分析物系统仅仅是不同的 n 分析物的 n 分析的一个系统。该系统不利用抗体对其底物展示出的极端选择性 (类似于酶对其底物的选择性)。传统系统的改进是使用识别不同分析物的抗体混合物, 因为它们之间没有交叉反应, 这多少提示我们免疫系统是如何工作的。该策略致力于用于检测牛奶中不同抗体家族的多分析物 ELISA 分析工作 (Adrian J. 等人, Anal and Bioanal Chem, 2008, 391, 1703)。因为其涉及低分子量分子, 这要求竞争型分析, 其中每种分析物合适的竞争者已经分开固定在孔板上, 这允许即使使用样品上抗体混合物, 也可为每个分析物单独地获得信号。该工作证明使用抗体混合物操作的可能性, 而不会有非特异信号大于单个分析中的信号, 且不同分析物的响应之间无干扰。

发明内容

[0005] 本发明的目的是能够同时检测不同样品中单个分析物的存在, 或同时检测单个样品中不同分析物的存在的分析系统。因此, 公开了基于具有阻挡层的交叉指状电极阵列的高度灵敏的多分析物或多样品生物传感器系统, 组合将两种类型的样品室 (多单元和单个

单元)和通过混合特异性抗体的多分析物免疫分析的流动系统(flow system)。

[0006] 如本发明理解,术语“分析物”是样品中要检测和/或量化的成分。这方面,分析物可以是元素、化合物或离子,即能够被检测和/或量化的化学物质。化合物是由周期表中两种或更多元素按固定比结合在一起而形成的物质。化合物由具有稳定键的分子或离子组成。

[0007] 类似地,样品中所关注的分析物可以是无机、有机或生物化学。分析物本质上可以是生物的,且因此可包括任何生物分子或细胞类型,细胞器或其任何部分。在这个意义上,术语“生物分子”包括但不限于生物成分(生物体中存在的化学物质)、核酸、肽、蛋白质、酶、碳水化合物、脂肪、维生素、抗体或激素。

[0008] 本发明的分析物可以通过检测或量化能够特异性地识别分析物的抗体而间接检测或量化。这会是下面的情形,其中样品是从有机体获得的,其免疫系统可产生识别所述抗原的特异性抗体。

[0009] 本发明的分析物可存在于:

[0010] - 食品样品中(动物产品中兽药残余,植物产品中杀虫剂残余或微生物污染);

[0011] - 生物来源的样品中,更特别的临床来源的样品中;

[0012] - 任何环境分区中样品(人为来源的有机化合物、药物残留物、杀虫剂或工业产品)。

[0013] 本发明的第一方面描述多阻抗测量分析系统(多阻抗分析系统, multiple impedimetric analytical system),其包括多电极芯片、单导管单元和第二多导管单元。下面描述这些元件中的每一个。

[0014] a) 多电极芯片

[0015] 该芯片包括微电极阵列,当与存在特殊分析物的样品接触时其阻抗改变。因此,基于微电极的阻抗改变,可计算样品中存在的分析物的量。

[0016] 为了描述本发明的多电极芯片,术语“远端”指微电极位于其上的一端,且其插入到相应单元(cell)的凹槽中,而多电极芯片的“近端”是相对端,其位于凹槽外部。

[0017] 在本发明的优选实施例中,多电极芯片的远端微电极经导电轨迹电连接到近端上的连接器。微电极和导电轨迹是用高度导电的材料制造的,优选 TaSi₂。而且,微电极之间的介电阻挡层(barrier)避免其间短路,同时,轨迹涂覆有保护性介电材料。在本发明的优选实施例中,介电阻挡层和轨迹的涂层都由 SiO₂ 形成。

[0018] 在本发明的优选实施例中,多电极芯片通过其近端上的连接器连接到激励和处理器件。所述激励和处理器件的第一功能是引起电流通过微电极,通常在其末端施加电压差。因此,通过知道施加到每个微电极的电压差,通过微电极的电流,就可以得到阻抗比,其依赖于样品中存在的分析物的量,该样品中分析物引起微电极的化学改性。因此,激励和处理介质的第二功能是处理所获得的强度信号,以便根据本文中以下描述的过程(或方法),从样品中存在的分析物的量值变化推导确定每个电极的阻抗。

[0019] b) 单导管单元

[0020] 单元包括容纳多电极芯片的合适凹槽和单导管,其中当后者(多电极芯片)插入到凹槽中时,流体样品可依次通过该单导管流经多电极芯片的每个微电极。优选,循环导管的进口和出口位于单导管单元的上表面上。简而言之,该单元使得样品通过多电极芯片的所

有电极。

[0021] 术语“凹槽”用于描述插入本发明多电极芯片的孔口,因为在特定实施例中,多电极芯片具有平坦和伸长的形状。然而,本发明不是为了限制多电极芯片的形状,也不是为了限制凹槽的形状,其因此可以是任何形状,只要其适于容置多电极芯片。

[0022] C) 多导管单元

[0023] 该单元包括合适的凹槽以容纳多电极芯片和几个导管,流体样品可通过该导管独立流经多电极芯片的每个微电极。如同单导管单元的情形,导管的进口和出口都优选位于所述多导管单元的上表面上。简而言之,多导管单元允许不同样品通过每个微电极而不将其混合到一起。

[0024] 在本发明的优选实施例中,每个之前的单元都固定在两个支撑板之间,形成“夹心”型(“三明治”型)结构,其中支撑板和单元是通过螺钉结合到一起的,或通过任何其他防止流体从腔室泄露和不受控制混合的系统结合。

[0025] 根据本发明的第二方面,还公开了同时检测和 / 或量化单个样品中不同分析物的方法,使用所描述的多个阻抗测量(impedimetric)分析系统(analytical system),包括下列操作:

[0026] 1) 插入多电极芯片到多导管单元的凹槽中。

[0027] 2) 使合适的化合物流经每个导管从而实现待检测的每个分析物的选择性受体或竞争者(竞争物)固定在每个微电极上。

[0028] 3) 从所述多导管单元除去所述多电极芯片并将其插入到单导管单元中。在抽出(extraction)后,所述多电极芯片可在合适条件中保持一定时间或可立即使用。

[0029] 4) 使样品一与适于每组待确定分析物的免疫试剂混合物混合一流经单导管单元的导管,因而每种所需分析物(或特异性抗体)固定到相关激活的微电极。

[0030] 在本发明的优选实施例中,样品通过前后每个微电极的阻抗差被用于计算分析物浓度。

[0031] 因此,在样品通过微电极之前,进行其导电率的第一(次)测量。

[0032] 一旦样品依次通过电极,由此分析物(或其抗体)固定到每个微电极上,洗涤溶液通过单导管单元的导管,然后进行微电极导电率的第二(次)测量。在激励和处理器件中处理所检测的导电率差从而确定样品中每种分析物的浓度。

[0033] 最后,本发明的第三方面公开了利用多阻抗测量分析系统,同时检测和 / 或量化不同样品中单一分析物的方法。该过程包括如下操作:

[0034] 1) 将多电极芯片插入到单导管单元的凹槽中;

[0035] 2) 使合适的化合物流经单个导管从而实现待检测分析物的选择性受体或竞争者固定在每个检测器电极上。

[0036] 3) 从单导管单元除去多电极芯片并将其插入到单导管单元中。在抽出后,多电极芯片可在合适条件中保持一定时间或可立即使用。

[0037] 4) 使样品(需要时与相关免疫试剂混合)流经多导管单元的每个导管,由此所需分析物(或互补抗体)固定到每个微电极。

[0038] 在本发明的优选实施例中,样品通过前后每个电极的阻抗变化用于计算每个样品中的分析物浓度。

[0039] 因此,在样品通过微电极之前,进行阻抗的第一(次)测量。

[0040] 一旦样品通过微电极,因而分析物固定到每个微电极上,洗涤溶液通过多导管单元的每个导管,且然后进行微电极阻抗的第二(次)测量。处理所检测的阻抗差从而确定每个样品中分析物浓度。

附图说明

[0041] 为了完成正在进行的说明,且为了更好地理解本发明的特征,根据优选的实用实施例,一组附图作为本说明书的一部分,附图是以例示方式而非限制本发明保护范围的方式提供,其中:

[0042] 图 1 示出根据本发明的多电极芯片的平面图。

[0043] 图 2a 和 2b 示出插入到单导管单元的凹槽中的本发明多电极芯片的平面图和正视图。

[0044] 图 3a 和 3b 示出插入到多导管单元的凹槽中的本发明多电极芯片(即四电极模型)的平面图和正视图。

[0045] 图 4 示出用于调节阻抗实验值的等效电路。

[0046] 图 5 示出用相应于每种分析物的免疫试剂和包含本发明实例中使用的每种分析物的所有抗体的“混合物(鸡尾酒, cocktail)”溶液进行的校正曲线。

具体实施方式

[0047] 下面参考附图描述根据本发明的多阻抗测量的分析系统的实例。具体地,该分析系统适于执行四个平行测试从而确定同一样品中四种不同化合物或四个不同样品中的同一化合物。

[0048] 图 1 示出四电极芯片(10),在其远端(D)示出的四个微电极(11a、11b、11c、11d),其利用四个导电轨迹(12a、12b、12c、12d)电连接到位于近端(P)的金属连接器(13a、13b、13c、13d、13e)。在该例子中,微电极(11a、11b、11c、11d)由硅化钽($TaSi_2$)制成,而介电阻挡层(图中未示出)在其间形成从而最小化短路风险。

[0049] 而且,可以看出微电极(11a、11b、11c、11d)如何具有连接到连接器(13e)的共享端子(12e),当施加测量每个电极阻抗所要求的电压时,其用作参照。

[0050] 图 2a 和 2b 示出插入到单导管(20)的凹槽(21)的四电极芯片(10)。在该实例中,导管(22)具有位于单元(20)上表面上的进口孔,其垂直向下延伸到第一微电极(11a),且然后依次在箭头指示的方向上通过微电极(11b),微电极(11c)和微电极(11d)。最后,导管(22)再次垂直向上延伸到出口孔。因此,在单次操作中,同一流体可循环通过四个微电极(11a、11b、11c、11d)。

[0051] 图 2b 也示出单导管单元(20)是如何包围在两个支撑板(23、24)之间,并通过螺钉(25)和螺母(26)固定在其间。

[0052] 图 3a 和 3b 示出插入到第二多导管单元(30)的凹槽中的四电极芯片(10)。在该情形中,可看到四个独立导管(32a、32b、32c、32d),每个都从其各自的进口垂直下降到每个微电极(11a、11b、11c、11d),然后上升到其出口。因此,四种不同流体可同时循环,每个都通过一个微电极(11a、11b、11c、11d)。

[0053] 第二单元(30)也通过螺钉(35)和螺母(36)固定在两个支撑板(33、34)之间。

[0054] 实例

[0055] 在第一实例中,使用本发明的系统在单个样品中同时检测和/或量化多个分析物。具体地,试图知道食品样品是否被我们将称为问题分析物的阿特拉津(ATRZ)、谷硫磷(AZM, azinphos)、三氯苯酚(TCP)或溴螨酯(BP)杀虫剂污染。

[0056] 为此,首先,四电极芯片(10)引入(步骤1)到多导管单元(30)的凹槽(31),且用于洗涤和激活电极表面的溶液通过每个导管(32a、32b、32c、32d)。然后,一个导管进行在不溶载体(support)上固定的阶段,这涉及为每种分析物(AT1、AT2、AT3和AT4)通过特异性抗原,以便选择性将其固定(步骤2)到每个微电极(11a、11b、11c、11d)的表面上。

[0057] 化合物在载体,如一个微电极(11a、11b、11c、11d)的表面上固定是由表面的化学性质决定的。有许多因子可改变化合物固定的能力。孵育时间和温度非常重要。通常,温度越高,则要求的孵育时间越短,但优选使用3和6°C之间的温度和10到20小时之间的时间从而将化合物固定到固体载体表面上。

[0058] 抗原固定步骤包括最终步骤,其涉及封闭(block)未被抗原占据的载体空间,因为结合到其上不是选择性的,且如果没有进行封闭,则其他非特异性分子可结合到其上。封闭是用蛋白质或去污剂进行的,优选非离子性去污剂。更优选使用PBST。

[0059] PBS是10mM的磷酸盐缓冲溶液,含有0.8%的盐水溶液,且如果没有另外明确指出,则pH是7.5。PBST是具有0.05%的吐温20的PBS。包被缓冲液是0.05M的碳酸盐-碳酸氢盐溶液,pH为9.6。

[0060] 然后PBST洗液通过每个导管(32a、32b、32c、32d),从而除去那些没有附着到微电极(11a、11b、11c、11d)上的抗原。

[0061] 然后从多导管单元(30)的凹槽(31)中抽出多电极芯片(10)。该激活并功能化的电极可在冷的条件和惰性气氛中存储供以后使用。至此,可当作传感器构建和制备阶段。

[0062] 对于测量步骤,相应激活和功能化的芯片插入到单导管芯片(20)的凹槽(21)中(步骤3)。样品与四种待检分析物的抗-抗原抗体(anti-antigen antibodies)(Ac1、Ac2、Ac3和c4)的混合物预孵育一定时间,通过单导管单元(20)的导管(22)(步骤4)。没有与样品中存在的分析物反应的那部分抗体将结合到功能化的具有相应抗原的微电极(11a、11b、11c、11d)上。

[0063] 由混合样品和抗-抗原抗体的预孵育进行给定时间,优选小于30分钟,温度为15°C到30°C之间。预孵育的混合物通过固定在微电极(11a、11b、11c、11d)上的抗原,并在与预孵育相同的条件下孵育5到15分钟。可实现保留在样品中的游离抗体结合到载体上固定的抗原。

[0064] 下一步是洗涤微电极(11a、11b、11c、11d)从而消除那些所描述的没有特异性地结合到固定的抗原的物质。

[0065] 然后,将测量溶液通过每个导管(32a、32b、32c、32d),以便浸没微电极(11a、11b、11c、11d)。测量溶液是KCl 1×10^{-6} M溶液,其导电率为 $1.6 \mu \text{Scm}^{-1}$ 。阻抗测量是在100kHz和10Hz的频率范围内进行的。使用商业软件Zplot/Zview(Scribner Associates公司)按图4中给出的等效电路调节所获得的阻抗数据。

[0066] 阻抗测量与对照阻抗测量比较从而确定样品中分析物浓度。

[0067] 对照是一组含本发明待检测和 / 或量化的分析物的溶液, 其浓度已知, 因此阻抗值和浓度值保持在给定范围内的已知比例, 使得能够建立校正或线性回归曲线(图 5a、5b、5c 和 5d)。样品中出现的化合物的浓度是通过对优选在校正曲线的线性区或线性回归线中的测量中获得的值进行插值(内插, interpolating) 而量化的。

[0068] 表 1 用于校正曲线的浓度范围

[0069]

分析	校准曲线间隔 (μgL^{-1})
阿特拉津	$500-1.6 \times 10^{-3}$
TCP	$200-3 \times 10^{-3}$

[0070]

溴螨酯	$250-4 \times 10^{-3}$
保棉磷	$300-3.84 \times 10^{-3}$

[0071] 此外, 微电极(11a、11b、11c、11d) 的第一导电率测量是在样品通过所述微电极(11a、11b、11c、11d) 之前进行的, 其中仅使用检测缓冲液。该测量是要从第二测量中获得的测量值中减去的参考测量值, 从而确定仅由于存在分析物导致的阻抗变化的实际测量值。如上所述, 微电极(11a、11b、11c、11d) 的第二导电率测量是在样品已经通过所述微电极(11a、11b、11c、11d) 后并在后续洗涤阶段后进行的。

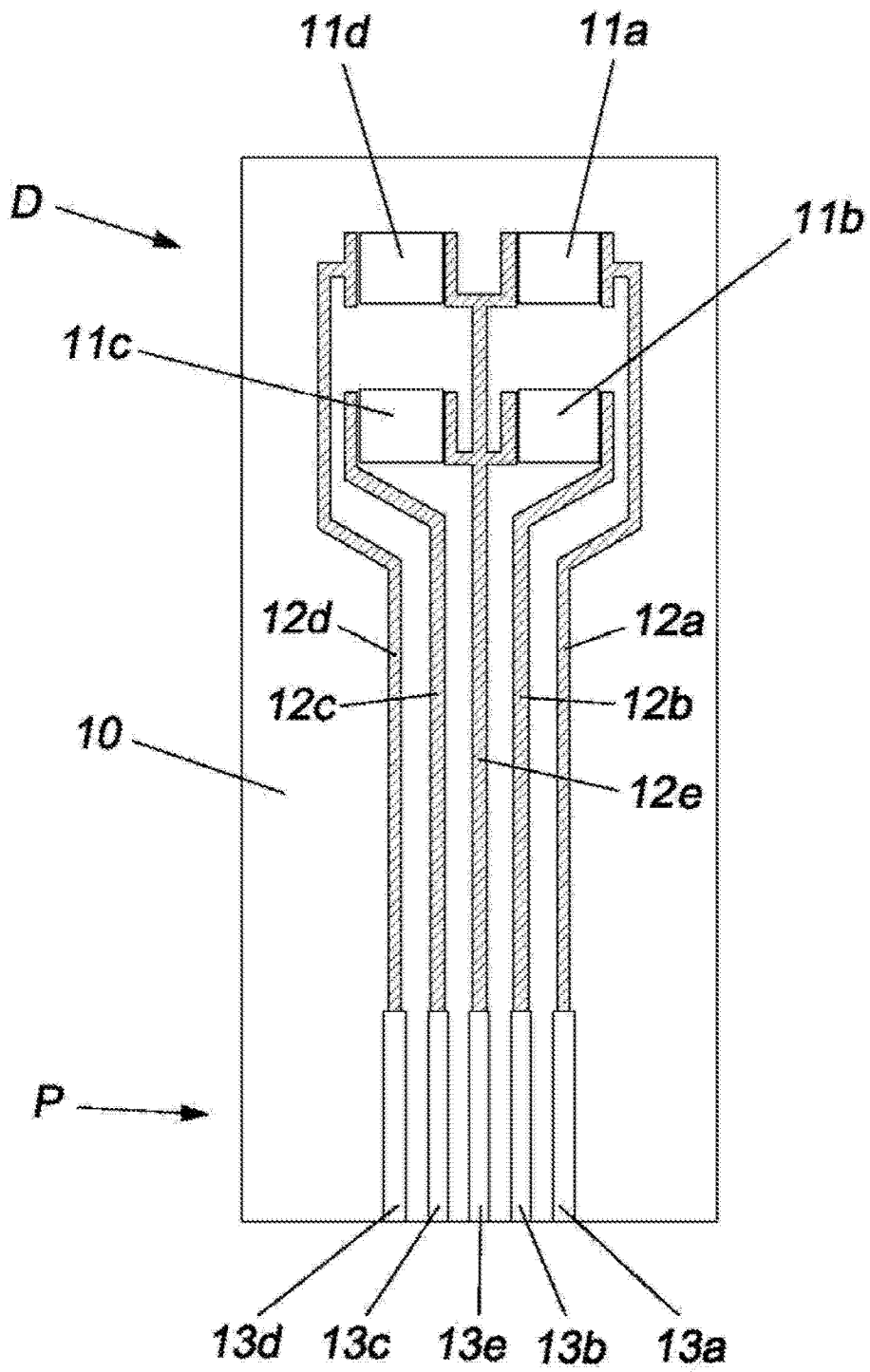


图 1

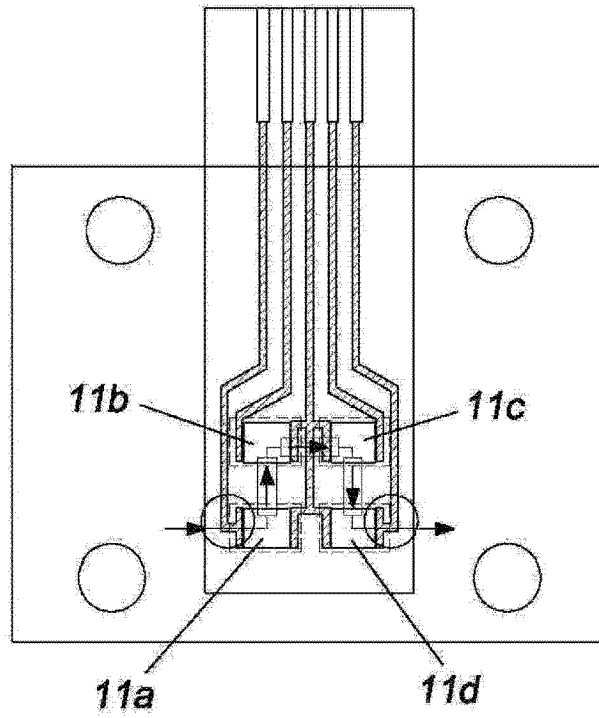


图 2a

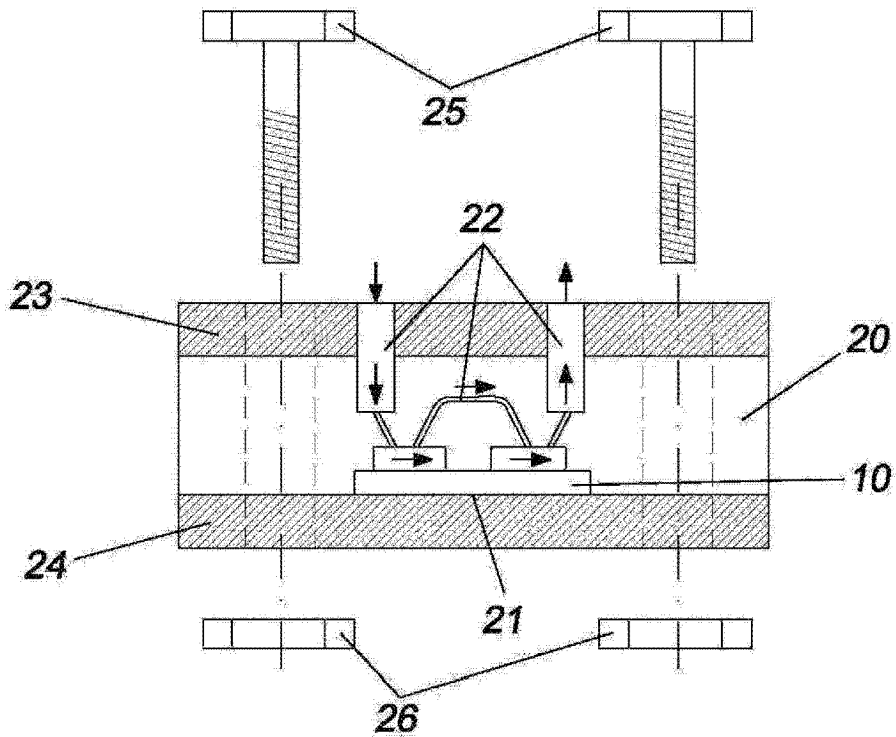


图 2b

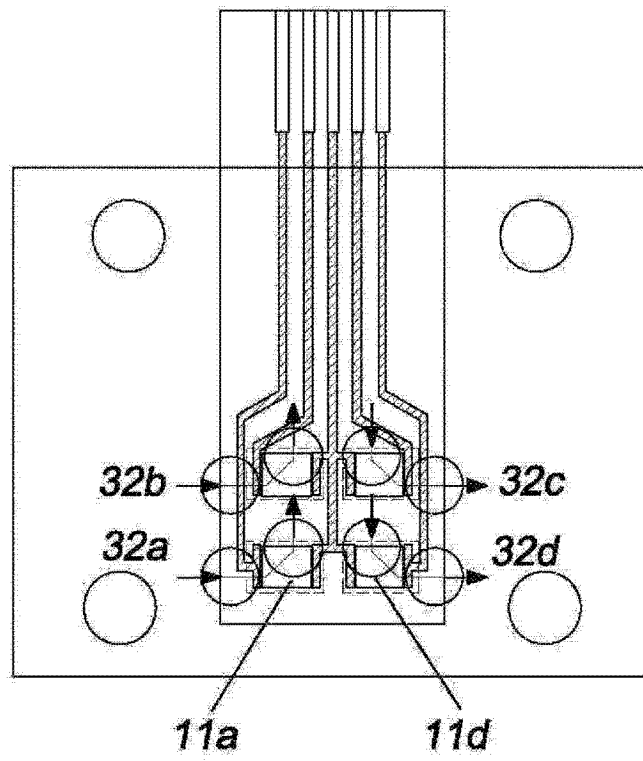


图 3a

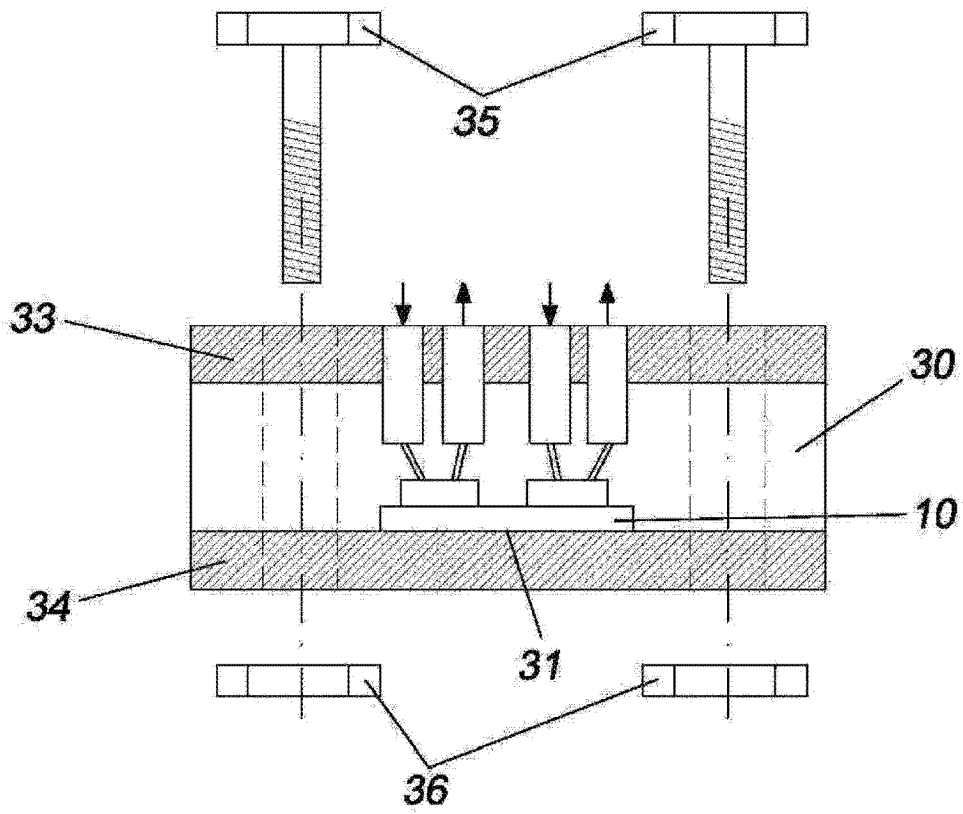


图 3b

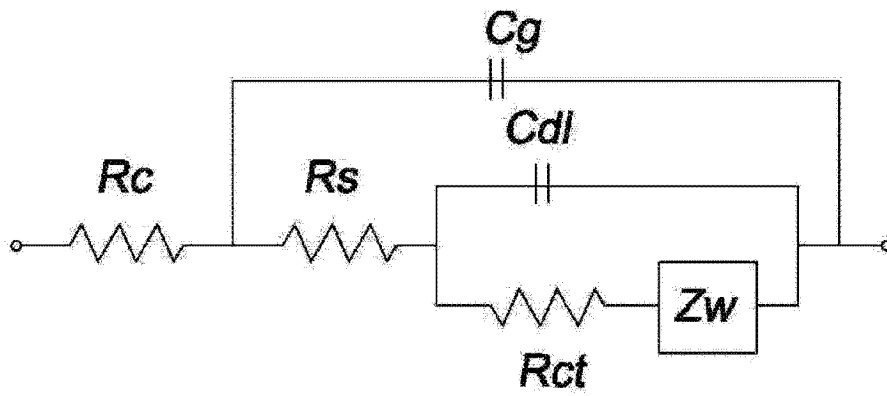


图 4

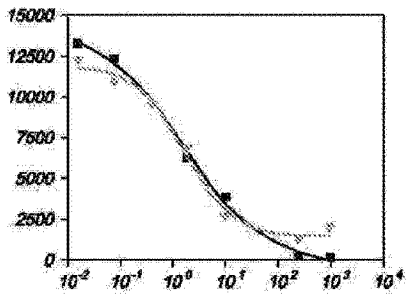


图 5a

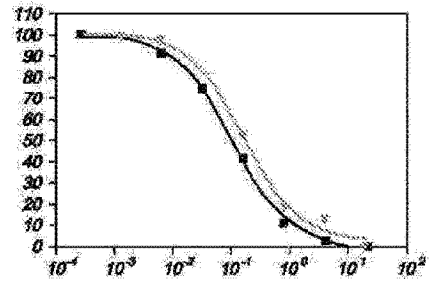


图 5b

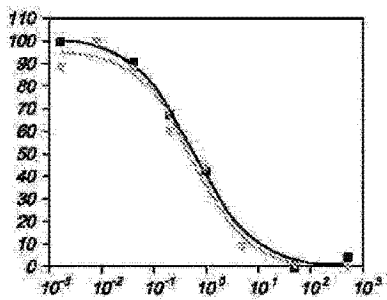


图 5c

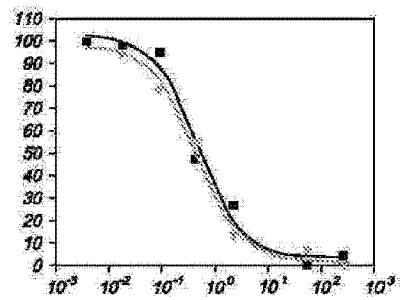


图 5d

专利名称(译)	基于阻抗测量的多分析系统和方法		
公开(公告)号	CN102753966A	公开(公告)日	2012-10-24
申请号	CN201080063867.1	申请日	2010-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	西班牙高等科研理事会		
申请(专利权)人(译)	西班牙高等科研理事会		
当前申请(专利权)人(译)	西班牙高等科研理事会		
[标]发明人	哈维尔拉蒙阿斯孔 弗朗西斯科乔斯桑切斯巴埃萨 玛丽亚皮拉尔马尔科科拉斯 安德烈布拉托夫尼基福罗夫 纳塔利娅阿布拉莫娃 安德雷伊帕托夫		
发明人	哈维尔·拉蒙阿斯孔 弗朗西斯科·乔斯·桑切斯巴埃萨 玛丽亚·皮拉尔·马尔科科拉斯 安德烈·布拉托夫尼基福罗夫 纳塔利娅·阿布拉莫娃 安德雷·伊帕托夫		
IPC分类号	G01N27/02 G01N27/07 G01N33/53 G01N33/538		
CPC分类号	G01N33/538 G01N27/3275		
代理人(译)	张英		
优先权	2009031164 2009-12-15 ES		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明描述了用于同时检测和/或量化样品中不同分析物或用于同时检测和/或量化不同样品中分析物的系统，其包括：包括一组微电极（11a、11b、11c、11d）的多电极芯片（10）；包括容纳多电极芯片（10）和导管（22）的凹槽（21）的单导管单元（20），其中当多电极芯片（10）插入所述凹槽（21）时，流体样品能通过所述导管依次流经多电极芯片（10）的每个微电极（11a、11b、11c、11d）；以及多导管单元（30），其包括容纳多电极芯片（10）和几个独立导管（32a、32b、32c、32d）的凹槽（31），不同样品可通过这些导管（32a、32b、32c、32d）独立流经所述多电极芯片（10）的每个电极（11a、11b、11c、11d）。

