

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2020 年 10 月 1 日 (01.10.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/191602 A1

(51) 国际专利分类号:
G01N 33/543 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/079599

(22) 国际申请日: 2019 年 3 月 25 日 (25.03.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 京东方科技集团股份有限公司
(**BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.**) [CN/CN];
中国北京市朝阳区酒仙桥路 10 号,
Beijing 100015 (CN)。

(72) 发明人: 唐浩(**TANG, Hao**); 中国北京市北京经济技术开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。 周
全国(**ZHOU, Quanguo**); 中国北京市北京经济技术开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。 程

久阳(**CHENG, Jiuyang**); 中国北京市北京经济技术开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。 周
丽佳(**ZHOU, Lijia**); 中国北京市北京经济技术开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。 王志
东(**WANG, Zhidong**); 中国北京市北京经济技术开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。 鲁彦
成(**LU, Yancheng**); 中国北京市北京经济技术开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。 兰荣华
(**LAN, Ronghua**); 中国北京市北京经济技术开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。

(74) 代理人: 北京同达信恒知识产权代理有限公司
(**TDIP & PARTNERS**); 中国北京市西城区裕民路
18 号北环中心 A 座 2002, Beijing 100029 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家
保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,

(54) **Title:** IMMUNODETECTION CHIP, IMMUNODETECTION DEVICE AND APPLICATION METHOD

(54) 发明名称: 一种免疫检测芯片、免疫检测装置及使用方法

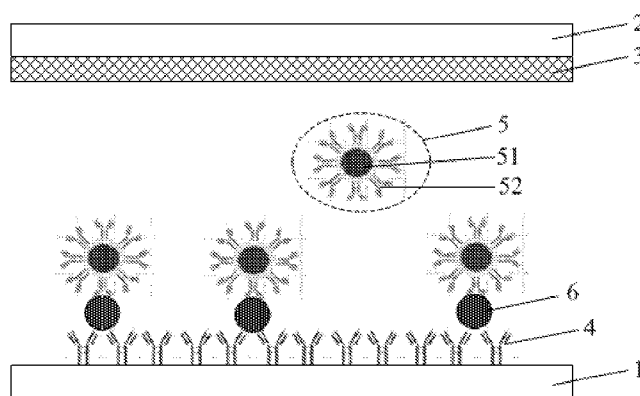


图 1

(57) **Abstract:** Provided are an immunodetection chip, an immunodetection device, and an application method. The immunodetection chip comprises a substrate (1) and a cover plate (2), wherein the substrate (1) is arranged opposite the cover plate (2) to form a detection chamber; substrate antibodies (4) are fixed to one side, facing the cover plate (2), of the substrate (1), and a detection member (3) is provided on an inner side wall of the detection chamber; the detection member (3) is configured to output corresponding electric signals when adsorbing bio-magnetic beads; and the substrate antibodies (4) match antigens (6) in a fluid to be detected.

(57) **摘要:** 一种免疫检测芯片、免疫检测装置及使用方法。免疫检测芯片包括: 基底 (1); 盖板 (2); 基底 (1) 与盖板 (2) 相对设置, 形成检测腔室; 基底 (1) 在面向盖板 (2) 的一面固定有基底抗体 (4), 检测腔室的内侧壁设置有检测构件 (3); 检测构件 (3) 被配置为吸附生物磁珠 (5) 时输出相应电信号; 基底抗体 (4) 与待检测液体中的抗原 (6) 相匹配。



BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。

一种免疫检测芯片、免疫检测装置及使用方法

技术领域

本公开涉及免疫检测分析技术领域，特别涉及免疫检测芯片、免疫检测装置及使用方法。

背景技术

目前免疫检测的方法主要有免疫荧光技术、放射性免疫检测技术、化学发光免疫技术和胶体金免疫技术等。但现有技术的免疫检测存在检测成本高、受限严重、检测步骤繁琐的问题。

发明内容

本公开实施例提供的免疫检测芯片，包括：

基底；

盖板；

所述基底与所述盖板相对设置，形成检测腔室，所述基底在面向所述盖板的一面固定有基底抗体，所述检测腔室的内侧壁设置有检测构件；

所述检测构件被配置为吸附生物磁珠时输出相应电信号；

所述基底抗体与待检测液体中的抗原相匹配。

可选地，所述检测构件位于所述盖板的面向所述基底的一面。

可选地，所述检测构件位于所述基底与所述基底抗体之间。

可选地，所述基底抗体与所述检测构件之间还设置有生物修饰层。

可选地，所述生物修饰层的材质为纳米金或高分子聚合物材料。

本公开实施例还提供一种免疫检测装置，包括如本公开实施例提供的所述免疫检测芯片。

可选地，所述免疫检测装置还包括：生物磁珠，所述生物磁珠包括磁珠、以及包被所述磁珠的磁珠抗体，所述生物磁珠用于在检测所述抗原时，加入

到所述免疫检测芯片的所述检测腔室。

可选地，所述免疫检测装置还包括：磁场产生部件，所述磁场产生部件用于在检测所述抗原时，向所述免疫检测芯片施加磁场。

可选地，所述磁场产生部件位于所述盖板背离所述基底的一侧。

可选地，所述磁场产生部件位于所述基底背离所述盖板的一侧。

本公开实施例还提供一种如本公开实施例提供的所述的免疫检测芯片的使用方法，包括：

向检测腔室加入生物磁珠以及包括待检测抗原的液体，其中，所述生物磁珠包括磁珠、以及包被所述磁珠且与所述抗原匹配的磁珠抗体，所述检测腔室的基底固定有基底抗体，所述基底抗体与所述磁珠抗体均与待检测的所述抗原匹配；

确定待检测所述抗原与所述磁珠抗体、所述基底抗体结合后，向所述检测腔室施加第一磁场，以使所述生物磁珠向所述检测腔室设置检测构件的侧壁移动；

根据所述检测构件在吸附所述生物磁珠时输出的电信号，确定所述抗原的信息。

可选地，所述向检测腔室加入生物磁珠以及包括待检测抗原的液体，包括：

向所述检测腔室加入包括待检测所述抗原的液体；

确定所述抗原与所述基底的所述基底抗体结合后，向所述检测腔室加入所述生物磁珠。

可选地，所述确定所述抗原与所述基底的所述基底抗体结合后，向所述检测腔室加入所述生物磁珠，包括：

在加入包括待检测所述抗原液体后的第一时长，向所述检测腔室加入所述生物磁珠。

可选地，所述向所述检测腔室加入所述生物磁珠，包括：

向所述检测腔室加入第一数量的所述生物磁珠，其中，所述第一数量大

于所述抗原的数量。

可选地，所述检测构件位于所述检测腔室的盖板，所述第一磁场为使所述生物磁珠向所述检测腔室的所述盖板移动的磁场；

在确定所述抗原与所述磁珠抗体、所述基底抗体结合后，向所述检测腔室施加第一磁场之前，所述使用方法还包括：

向所述检测腔室施加第二磁场，其中，所述第二磁场为强度仅吸附未与所述抗原结合的所述生物磁珠的磁场，所述第一磁场为强度将链体结构吸附至所述检测构件的磁场，所述链体结构为结合有所述基底的所述基底抗体、所述抗原以及所述生物磁珠的结构体，所述第二磁场的强度小于所述第一磁场的强度。

可选地，所述根据所述检测构件在吸附所述生物磁珠时输出的电信号，确定所述抗原的信息，包括：

向所述检测腔室施加第二磁场后，获取所述检测构件输出的第一电信号；

向所述检测腔室施加所述第一磁场后，获取所述检测构件输出的第二电信号；

根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息。

可选地，所述检测构件为压阻膜层；所述根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息，包括：

根据所述检测构件输出的第一电阻率和第二电阻率，确定电阻率差值；

根据预存的电阻率差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的所述抗原的数量。

可选地，所述检测构件为压电膜层；所述根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息，包括：

根据所述检测构件输出的第一电压值和第二电压值，确定电压差值；

根据预存的电压差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的所述抗原的数量。

可选地，所述检测构件为晶振片；所述根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息，包括：

根据所述检测构件输出的第一振动频率和第二振动频率，确定频率差值；

根据预存的频率差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的所述抗原的数量。

可选地，所述检测构件位于所述检测腔室的基底，所述第一磁场为使所述生物磁珠向所述检测腔室的所述基底移动的磁场；

在确定所述抗原与所述磁珠抗体、所述基底抗体结合后，向所述检测腔室施加第一磁场之前，所述使用方法还包括：

去除所述检测腔室内未与所述抗原结合的所述生物磁珠。

可选地，所述去除所述检测腔室内未与所述抗原结合的所述生物磁珠，包括：

通过溶液冲洗或磁场驱动，去除所述检测腔室内未与所述抗原结合的所述生物磁珠。

附图说明

图1为本公开实施例提供的一种检测构件位于盖板的免疫检测芯片检测时的示意图；

图2为本公开实施例提供的一种检测构件位于基底的免疫检测芯片检测时的示意图；

图3为本公开实施例提供的一种包括有生物修饰层的免疫检测芯片检测时的示意图；

图4为本公开实施例提供的一种磁场产生部件位于盖板背离基底一侧时的示意图；

图5为本公开实施例提供的一种磁场产生部件位于基底背离盖板一侧时的示意图；

图6为本公开实施例提供的一种免疫检测方法的流程示意图；

图7为本公开实施例提供的一种具体的免疫检测方法的流程示意图；

图8为本公开实施例提供的一种检测构件位于基底时的免疫检测方法的流程示意图；

图9为本公开实施例一提供的在检测芯片加入抗原时的示意图；

图10为本公开实施例一提供的在检测芯片加入生物磁珠时的示意图；

图11为本公开实施例一提供的在施加第二磁场后的示意图；

图12为本公开实施例一提供的在施加第一磁场后的示意图；

图13为本公开实施例二提供的在加入抗原时的示意图；

图14为本公开实施例二提供的在加入生物磁珠时的示意图；

图15为本公开实施例二提供的在去除未与抗原结合的生物磁珠后的示意图。

具体实施方式

为了使本公开的目的，技术方案和优点更加清楚，下面结合附图，对本公开实施例提供的免疫检测芯片及免疫检测方法的具体实施方式进行详细地说明。应当理解，下面所描述的优选实施例仅是为了说明和解释本公开，并不是为了限定本公开。并且在不冲突的情况下，本公开中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。需要注意的是，附图中各图形的尺寸和形状不反映真实比例，目的只是示意说明本公开内容。并且自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。

免疫荧光技术和化学发光免疫技术是通过检测发光物质的光学信号分析被检测物质，对光学器件的要求比较高，因此检测成本较高；放射免疫检测技术由于同位素的放射性污染，需要特殊的设备检测和一定的防护条件，因此受到严重的限制。而且，通常的免疫检测方法都需要将参与反应的抗原进行分离，这样使得检测的结果受到分离效果的影响较大，因而很难达到要求的准确度。

本公开实施例提供了免疫检测芯片，参见图 1 所示，免疫检测芯片包括：

基底 1;

盖板 2;

基底 1 与盖板 2 相对设置, 形成检测腔室, 基底 1 在面向盖板 2 的一面固定有基底抗体 4, 检测腔室的内侧壁设置有检测构件 3;

检测构件 3 被配置为吸附生物磁珠时输出相应电信号;

基底抗体 4 与待检测液体中的抗原 6 相匹配。

本公开实施例中, 免疫检测芯片包括相对设置的基底 1 和盖板 2, 以及位于检测腔室侧壁的检测构件 3, 进而, 通过先向检测腔室加入生物磁珠 5 以及抗原 6, 可以使抗原 6 与检测腔室基底 1 的基底抗体 4 以及生物磁珠 5 的磁珠抗体 52 结合为一体结构, 再向检测腔室施加第二磁场, 由于生物磁珠 5 在受磁场作用时可以进行移动, 进而可以使结合有抗原 6 的生物磁珠 5 向检测腔室的设置检测构件 3 的侧壁移动, 而检测构件 3 在检测到包括有生物磁珠 5 的结构附着时, 会产生相应信号的变化, 进而根据检测构件 3 输出的信号, 可以确定待检测样品中抗原 6 的信息, 进而可以避免采用光学信号进行免疫检测时, 需要较贵重的光学检测仪器的的问题, 也可以避免采用包括放射性的元素检测时, 存在较为严格的防护限制的问题, 并且可以定量地检测到待检测液体中抗原的数量, 相对于现有技术, 在将抗体与抗原进行反应前, 需要将抗原从其原存在的样本液中进行分离, 对抗原的检测会受分离效果的影响, 而本发明不需要对抗原进行分离的步骤, 进而不会受分离效果的影响, 检测精度较高。

需要说明的是, 图 1 是为了更清楚地理解本公开实施例的免疫检测芯片的作用原理, 而以抗原 6 与基底 1 的基底抗体 4、以及生物磁珠 5 的磁珠抗体 52 进行结合时的示意图进行说明, 在具体实施时, 就免疫检测芯片本身的结构而言, 其可以不包括抗原 6 以及生物磁珠 5, 生物磁珠 5 具体可以包括磁珠 51 以及包被磁珠 51 的抗体 52。

在具体实施时, 基底 1 的材质可以为玻璃、硅或聚二甲基硅氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS)。基底 1 的基底抗体 4 具体可以通过包埋法、

金膜表面自组装法固定于基底。

在具体实施时，如图 1 所示，在本公开实施例中，检测构件 3 位于盖板 2 的面向基底 1 的一面。本公开实施例中，在检测构件 3 位于检测腔室的盖板 2 时，对于通过该免疫检测芯片在进行检测时，可以先通过施加第二磁场，进而可以将检测腔室内剩余未结合的生物磁珠 5 吸附到检测构件；再通过施加第一磁场，进而包括生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构可以挣脱基底 1 的束缚，也吸附到盖板 2 的检测构件 3，通过施加两次磁场，进而可以剔除未参与结合的生物磁珠 5 的影响，进而得到与生物磁珠 5 结合的抗原 6 的数量。

在具体实施时，参见图 2 所示，在本公开实施例中，检测构件 3 位于基底抗体 4 与基底 3 之间。本公开实施例中，在检测构件 3 位于检测腔室的基底 1 时，对于通过该免疫检测芯片在进行检测时，可以在对检测腔室加第二磁场之前，可以先去除检测腔室内的未与抗原结合的生物磁珠 5，进而以避免未结合的生物磁珠 5 对检测构件 3 的吸附，会影响抗原量的检测的问题。

在具体实施时，参见图 3 所示，在本公开实施例中，基底抗体 4 与检测构件 3 之间还设置有生物修饰层 7。该生物修饰层 7 具体可以为纳米金膜层或高分子聚合物有机膜层，高分子聚合物有机膜层的材质具体可以为邻苯二甲酸二乙二醇二丙烯酸酯。本公开实施例中，在基底 1 之上先设置检测构件 3，在检测构件 3 之上设置生物修饰层 7，再在生物修饰层 7 之上设置基底抗体 4，生物修饰层 7 的设置，可以有效将基底抗体 4 固定于检测构件 3，即，例如，生物修饰层 7 为金膜层时，可以在基底 1 上先形成金膜层，之后，在金膜层之上形成基底抗体 4，由于纳米金较高的化学活性，其可以有效对基底抗体 4 进行吸附，进而可以使基底抗体 4 固定于基底 1；而对于生物修饰层 7 为邻苯二甲酸二乙二醇二丙烯酸酯时，在制作时，可以将基底抗体 4 与邻苯二甲酸二乙二醇二丙烯酸酯在溶液状态下混合，并通过涂布的方式涂覆于基底 1，进而也可以实现将基底抗体 6 与基底 1 进行固定。

在具体实施时，在本公开实施例中，检测构件 3 具体可以为晶振片、压电膜层或压阻膜层。压电膜层的材质具体可以为氮化铝、氧化锌、锆钛酸铅

或聚偏氟乙烯。压阻膜层的材质具体可以为碳化硅、氮化镓、碳纳米管或多晶硅。

基于同一发明构思，本公开实施例还提供了免疫检测装置，其中，包括如本公开实施例提供的免疫检测芯片。

在具体实施时，结合图 3 所示，在本公开实施例中，免疫检测装置还包括：生物磁珠 5，生物磁珠 5 包括磁珠 51、以及包被磁珠 51 的磁珠抗体 52，生物磁珠 5 用于在检测抗原时，加入到免疫检测芯片的检测腔室，用于与抗原 6 进行结合。

在具体实施时，参见图 4 所示，在本公开实施例中，免疫检测装置还包括：磁场产生部件 8，磁场产生部件 8 用于在检测抗原 6 时，向免疫检测芯片施加磁场。

当然，以上只是以磁场产生部件 8 位于盖板 2 背离基底 1 的一侧进行举例说明，在具体实施时，参见图 5 所示，磁场产生部件 8 位于基底 1 背离盖板 2 的一侧。

基于同一发明构思，本公开实施例还提供一种如本公开实施例提供的免疫检测芯片的使用方法，如图 6 所示，该使用方法，包括：

步骤 S100、向检测腔室加入生物磁珠以及包括待检测抗原的液体，其中，生物磁珠包括磁珠、以及包被磁珠且与抗原匹配的磁珠抗体，检测腔室的基底固定有基底抗体，基底抗体与磁珠抗体相同，以便能够与同一种抗原进行特异性结合。

步骤 S200、确定抗原与基底抗体和磁珠抗体结合后，向检测腔室施加第一磁场，以使生物磁珠向检测腔室设置检测构件的侧壁移动；

步骤 S300、根据检测构件在吸附生物磁珠时输出的电信号，确定抗原的信息。抗原的信息具体可以是抗原的类型，也可以是抗原的量。即，例如，基底设置有能够与流感病毒抗原对应的基底抗体时，可以检测出待检测的液体中是否含有流感病毒抗原。

本公开实施例提供的免疫检测方法，通过先向检测腔室加入生物磁珠以

及抗原，可以使抗原与检测腔室基底的基底抗体以及生物磁珠的抗体结合为一体结构，再向检测腔室施加第一磁场，由于生物磁珠在受磁场作用时可以进行移动，进而可以使结合有抗原的生物磁珠向检测腔室的设置检测构件的侧壁移动，而检测构件在检测到包括有生物磁珠的结构附着时，会产生相应信号的变化，进而根据检测构件输出的信号，可以确定待检测样品中抗原的信息，进而可以避免采用光学信号进行免疫检测时，需要较贵重的光学检测仪器的问题，也可以避免采用包括放射性的元素检测时，存在较为严格的防护限制的问题，并且可以定量地检测到待检测液体中抗原的数量，且相对于现有技术将抗体与抗原进行反应前，需要将抗原从其原存在的样本液中进行分离，对抗原的检测会受分离效果的影响，而本发明不需要对抗原进行分离的步骤，进而不会受分离效果的影响，检测精度较高。

在具体实施时，对于本公开实施例中的磁珠抗体和基底抗体，其具体可以是检测如狂犬病毒抗原所对应的抗体，也可以为检测流感病毒抗原所对应的抗体，或者其它类型的抗体。而对于抗原，其具体可以是与两个或更多个基底抗体或磁珠抗体进行结合。

在具体实施时，在加入生物磁珠以及抗原时，若先加入生物磁珠后加入抗原时，待检测液体中的抗原可能仅和生物磁珠的抗体结合，而不和基底的基底抗体进行结合的情形，因此，在本公开实施例中，参见图 7 所示，对于步骤 S100、向检测腔室加入生物磁珠以及包括待检测抗原的液体，包括：

步骤 S110、向检测腔室加入包括待检测抗原的液体；

步骤 S120、确定抗原与基底的基底抗体结合后，向检测腔室加入生物磁珠。

本公开实施例中，通过先向检测腔室加入包括待检测的抗原，后再加入生物磁珠，进而可以使待检测的抗原先一端与检测腔室基底的基底抗体结合，待再加入生物磁珠时，该待检测抗原的另一端可以和生物磁珠的磁珠抗体进行结合，进而可以形成包括生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构，进而在后期施加磁场时，可以通过吸附在基底的链体结构的量反应出待检测的抗原的量。

当然，抗原完全仅和生物磁珠的抗体结合的几率也较小，若不要求有过高的检测精度，也可以是先加生物磁珠，后加入抗原，或者，将生物磁珠和抗原同时加入检测腔室。此外，应当理解的是，在该步骤 S100 为包括先加入抗原，在加入生物磁珠时，对应的步骤 S200 中的确定抗原与磁珠抗体、基底抗体结合，具体可以理解为确定抗原与生物磁珠的磁珠抗体结合，即，在检测过程中，抗原先与基底的基底抗体进行结合，再与生物磁珠的磁珠抗体结合。

需要说明的是，对于本公开实施例基底设置的基底抗体，一方面，由于通过检测芯片的检测腔室检测抗原，通常为一个在液体流动的过程中对抗原进行检测的过程，因此，在检测腔室的基底设置基底抗体，可以使待检测的抗原在流过检测腔室的反应活性区时，将抗原进行及时抓取，避免抗原在流动的过程中，还未与参与反应就直接随液体流出检测腔室外。另一方面，若检测腔室为仅有进液口，无出液口，检测过程为非在液体流动的过程中对抗原进行检测的过程，本公开实施例中基底的基底抗体，可以对与参与反应的生物磁珠以及没有参与反应的生物磁珠进行区分，进而在通过加两次强度不同的磁场，即，在第一次加磁场时，检测构件仅吸附未参与反应的生物磁珠，而参与反应的生物磁珠会以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构固定于基底，在第二次加磁场时，原固定于基底的以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构也会被吸附到检测构件，进而通过检测构件在两次磁场时的检测结果，可以剔除未参与反应的生物磁珠对检测构件的影响，进而可以避免未参与反应的生物磁珠在对抗原量进行检测时产生影响。而若基底不设置基底抗体，则在两次加磁场的过程中，参与反应的生物磁珠与未参与反应的生物磁珠会一起吸附到检测构件，进而无法反应出参与反应的生物磁珠的量，进而会影响对抗原量的检测结果。

在具体实施时，在本公开实施例中，对于步骤 S120、确定抗原与基底的基底抗体结合后，向检测腔室加入生物磁珠，可以具体包括：在加入包括待检测抗原液体后的第一时长，向检测腔室加入生物磁珠。第一时长，具体可以为抗原与基底的基底抗体完全反应所需的时间。

在具体实施时，在本公开实施例中，对于步骤 S120 中的，向检测腔室加入生物磁珠，具体可以包括：向检测腔室加入第一数量的生物磁珠，其中，第一数量大于抗原的数量。本公开实施例中，向检测腔室加入第一数量的生物磁珠，其中，第一数量大于抗原的数量，可以保证抗原完全参与反应，进而得到准确的待检测液体中抗原的数量。

在具体实施时，对于本公开实施例中的检测构件，其具体可以包括相对而置的基底和盖板，基底与盖板形成检测腔室。该检测腔室可以仅设置有进液口；也可以既设置进液口，也设置有出液口。而对于检测构件，其具体可以设置在检测腔室的基底，也可以设置在检测腔室的盖板，以下根据检测构件的具体设置位置不同，对本公开实施例的免疫检测方法的相关步骤进行说明。

例如，在本公开实施例中，检测构件位于检测腔室的盖板，则第一磁场为使生物磁珠向检测腔室的盖板移动的磁场，则，在步骤 S200 之前，即，在确定抗原与磁珠抗体、基底抗体结合后，向检测腔室施加第一磁场之前，使用方法还可以包括：向检测腔室施加第二磁场，其中，第二磁场为强度仅吸附未与抗原结合的生物磁珠的磁场，第一磁场为强度将链体结构吸附至检测构件的磁场，链体结构为结合有基底的基底抗体、抗原以及生物磁珠的结构体，第二磁场的强度小于第一磁场的强度。本公开实施例中，在检测构件位于检测腔室的盖板时，先通过施加第二磁场，进而可以将检测腔室内剩余未结合的生物磁珠吸附到检测构件，而已与基底结合的生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构，由于基底对基底抗体的固定作用，在磁场强度不是太强时，链体结构仍与基底固定为一体；再通过施加第一磁场，进而包括生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构可以挣脱基底的束缚，也吸附到盖板的检测构件，通过施加两次磁场，进而可以剔除未参与结合的生物磁珠的影响，进而得到与生物磁珠结合的抗原的数量。

相应的，在施加的磁场为强度依次增强的第二磁场和第一磁场时，在本公开实施例中，对于步骤 S300、根据检测构件在吸附生物磁珠时输出的电信

号，确定抗原的信息，具体可以包括：

步骤 S310、向检测腔室施加第二磁场后，获取检测构件输出的第一电信号。

步骤 S320、向检测腔室施加第一磁场后，获取检测构件输出的第二电信号。

步骤 S330、根据检测构件输出的第一电信号和第二电信号，确定抗原的信息。

相应的，在检测构件为压阻膜层时，对于步骤 S330，根据检测构件输出的第一电信号和第二电信号，确定抗原的信息，可以具体包括：

步骤 S3311、根据检测构件输出的第一电阻率和第二电阻率，确定电阻率差值。

步骤 S3312、根据预存的电阻率差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的抗原的数量。即，通过加两次强度不同的磁场，即，在第一次加磁场时，仅是未参与反应的生物磁珠在第二磁场的作用下移到检测构件，而参与反应的生物磁珠会以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构固定于基底，在第二次加磁场时，原固定于基底的以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构也会移到检测构件，进而通过检测构件在两次磁场时的检测结果，可以剔除未参与反应的生物磁珠对检测构件的影响，即，电阻率差值的产生由参与反应的生物磁珠引起，即由生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构引起。即，电阻率的差值与链体结构的数量存在正比关系。而由于生物磁珠与抗原、抗体形成一个链体结构，即，抗原的数量与链体结构的数量存在对应关系（例如，一个链体结构对应包含一个抗原），进而抗原的量与电阻率的差值也存在正比关系，即，电阻率差值越大，抗原的量越多。

相应的，在检测构件为压电膜层时，本公开实施例中，对于步骤 S330，根据检测构件输出的第一电信号和第二电信号，确定抗原的信息，包括：

步骤 S3321、根据检测构件输出的第一电压值和第二电压值，确定电压差值。

步骤 S3322、根据预存的电压差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的抗原的数量。同样，通过加两次强度不同的磁场，即，在第一次加磁场时，仅是未参与反应的生物磁珠在第二磁场的作用下移到检测构件，而参与反应的生物磁珠会以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构固定于基底，在第二次加磁场时，原固定于基底的以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构也会被吸附到检测构件，进而通过检测构件在两次磁场时的检测结果，可以剔除未参与反应的生物磁珠对检测构件的影响，即，电压差值的产生由参与反应的生物磁珠引起，即由生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构引起。即，电压的差值与链体结构的数量存在正比关系。而由于生物磁珠与抗原、抗体形成一个链体结构，即，抗原的数量与链体结构的数量存在对应关系（例如，一个链体结构对应包含一个抗原），进而抗原的量与电压的差值也存在正比关系，即，电压差值越大，抗原的量越多。

相应的，在检测构件为晶振片时，本公开实施例中，对于步骤 S330，根据检测构件输出的第一电信号和第二电信号，确定抗原的信息，包括：

步骤 S3331、根据检测构件输出的第一振动频率和第二振动频率，确定频率差值。

步骤 S3332、根据预存的频率差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的抗原的数量。同样，通过加两次强度不同的磁场，即，在第一次加磁场时，检测构件仅吸附未参与反应的生物磁珠，而参与反应的生物磁珠会以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构固定于基底，在第二次加磁场时，原固定于基底的以生物磁珠-抗原-基底抗体的结构也会被吸附到检测构件，进而通过检测构件在两次磁场时的检测结果，可以剔除未参与反应的生物磁珠对检测构件的影响，即，频率差值的产生由参与反应的生物磁珠引起，即由生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构引起。即，频率的差值与链体结构的数量存在正比关系。而由于生物磁珠与抗原、抗体形成一个链体结构，即，抗原的数量与链体结构的数量存在对应关系（例如，一个链体结构对应包含一个抗原），进而抗原的量与频率的差值也存在正比关系，即，频率差值越大，抗原的量越多。

又例如，在本公开实施例中，检测构件位于检测腔室的基底时，第一磁场为使生物磁珠向检测腔室的基底移动的磁场；则，对于步骤 S200 中的，在确定抗原与磁珠抗体、基底抗体结合后，向检测腔室施加第一磁场之前，参见图 8 所示，本公开实施例的使用方法还可以包括：步骤 S400、去除检测腔室内未与抗原结合的生物磁珠。本公开实施例中，在检测构件位于检测腔室的基底时，包括有生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构在加磁场前以及加磁场后，会一直吸附于基底，通过加强度依次增强的两次磁场无法避免生物磁珠的影响，因此，对于检测构件位于检测腔室的基底时，本公开实施例中，可以在对检测腔室加磁场之前，去除检测腔室内的未与抗原结合的生物磁珠，进而以避免生物磁珠对检测构件的吸附会影响抗原量的检测的问题。应当理解的是，对于检测构件位于检测腔室的基底时，使生物磁珠向检测构件所在方向移动的磁场，其方向需要满足：使生物磁珠向检测腔室的基底移动。与检测构件位于检测腔室盖板时所施加的两次磁场的方向并不相同，检测构件位于检测腔室的盖板时，施加的两次磁场的方向需满足：使生物磁珠向检测腔室的盖板移动。

需要说明的是，在检测构件位于检测腔室的基底时，在向检测腔室加磁场时，可以仅施加一次强度恒定的磁场强度，由于已去除了生物磁珠的影响，则检测构件输出的信号即由与抗原结合的生物磁珠引起，进而也可以确定出抗原的数量。具体的，若检测构件为压阻膜层，检测构件输出的电阻率即由生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构引起。即，电阻率与链体结构的数量存在正比关系。而由于生物磁珠与抗原、抗体形成一个链体结构，即，抗原的数量与链体结构的数量存在对应关系（例如，一个链体结构对应包含一个抗原），进而抗原的量与电阻率也存在正比关系，即，电阻率越大，抗原的量越多。

具体的，在本公开实施例中，对于步骤 S400、去除检测腔室内未与抗原结合的生物磁珠，包括：通过溶液冲洗或磁场驱动，去除检测腔室内未与抗原结合的生物磁珠。具体的磁场驱动，该磁场使生物磁珠移动的方向具体可以为检测腔室的出液口方向。对于溶液冲洗，具体可以是向检测腔室的进液

口通入冲洗液，由于已反应的生物磁珠已以生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构固定于基底，而没有反应的生物磁珠则处于游离状态，随冲洗液一体从检测腔室的出液口流出。而对于磁场驱动，该磁场产生的作用力具体可以是加载平行于基底且朝向出液口的方向，同样，对于已反应的生物磁珠已以生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构固定于基底，而没有反应的生物磁珠则处于游离状态，在加载的朝向出液口方向的磁场的作用下，从检测腔室的出液口移出，当然，应当理解的是，该去除未反应生物磁珠的磁场的强度所产生的作用力，应小于固定生物磁珠-抗原-基底抗体的链体结构与基底的附着力，以避免在去除未反应生物磁珠时，将与基底固定的生物磁珠也排出检测腔室外。

为了更清楚的理解本发明实施例提供的免疫检测方法，以下通过具体的实施例进行举例说明。

实施例一

本公开实施例一以检测构件为晶振片，该晶振片设置于检测腔室的盖板为例，对本公开实施例的免疫检测方法进行说明。

步骤一、向检测腔室加入包括待检测抗原 6 的液体，如图 9 所示。

步骤二、在加入包括待检测抗原 6 液体后的第一时长，向检测腔室加入第一数量的生物磁珠 5，如图 10 所示。

步骤三、向检测腔室施加第二磁场，其中，第二磁场为强度仅吸附未与抗原结合的生物磁珠的磁场，如图 11 所示，为施加第二磁场后检测腔室的示意图。

步骤四、获取检测构件 3 输出的第一振动频率。

步骤五、向检测腔室施加第一磁场，如图 12 所示，为施加第一磁场后检测腔室的示意图，其中，第一磁场为强度将链体结构吸附至检测构件的磁场，链体结构为结合有基底 1 的基底抗体 4、抗原以及生物磁珠的结构体，第二磁场的强度小于第一磁场的强度。

步骤六、获取检测构件 3 输出的第二振动频率。

步骤七、根据检测构件 3 输出的第一振动频率和第二振动频率，确定频

率差值。

步骤八、根据预存的频率差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的抗原的数量。

实施例二

本公开实施例二以检测构件为压阻膜层，该压阻膜层设置于检测腔室的基底为例，对本公开实施例的免疫检测方法进行说明。

步骤一、向检测腔室加入包括待检测抗原 6 的液体，参见图 13 所示。

步骤二、在加入包括待检测抗原液体后的第一时长，向检测腔室加入第一数量的生物磁珠，如图 14 所示。

步骤三、通过溶液冲洗或磁场驱动，去除检测腔室内未与抗原结合的生物磁珠，如图 15 所示，为去除未与抗原结合的生物磁珠后的检测芯片的示意图。

步骤四、向检测腔室施加第一磁场。

步骤五、获取检测构件输出的电阻率。

步骤六、根据预存的电阻率与抗原数量的对应关系，确定待检测的抗原的数量。

本公开实施例提供的免疫检测方法，通过先向检测腔室加入生物磁珠以及抗原，进而可以使抗原与检测腔室基底的基底抗体以及生物磁珠的抗体结合为一体结构，再向检测腔室施加磁场，由于生物磁珠的磁珠在受磁场作用时可以进行移动，进而可以使结合有抗原的生物磁珠向检测腔室的设置检测构件的侧壁移动，而检测构件在检测到包括有生物磁珠的结构附着时，会产生相应信号的变化，进而根据检测构件输出的信号，可以确定待检测样品中抗原的信息，进而可以避免采用光学信号进行免疫检测时，需要较贵重的光学检测仪器的的问题，也可以避免采用包括放射性的元素检测时，存在较为严格的防护限制的问题，并且可以定量地检测到待检测液体中抗原的数量，且相对于现有技术将抗体与抗原进行反应前，需要将抗原从其原存在的样本液中进行分离，对抗原的检测会受分离效果的影响，而本发明不需要对抗原

进行分离的步骤，进而不会受分离效果的影响，检测精度较高。

显然，本领域的技术人员可以对本公开实施例进行各种改动和变型而不脱离本公开实施例的精神和范围。这样，倘若本公开实施例的这些修改和变型属于本公开权利要求及其等同技术的范围之内，则本公开也意图包含这些改动和变型在内。

权 利 要 求

1、一种免疫检测芯片，其中，包括：

基底；

盖板；

所述基底与所述盖板相对设置，形成检测腔室，所述基底在面向所述盖板的一面固定有基底抗体，所述检测腔室的内侧壁设置有检测构件；

所述检测构件被配置为吸附生物磁珠时输出相应电信号；

所述基底抗体与待检测液体中的抗原相匹配。

2、如权利要求1所述的免疫检测芯片，其中，所述检测构件位于所述盖板的面向所述基底的一面。

3、如权利要求1所述的免疫检测芯片，其中，所述检测构件位于所述基底与所述基底抗体之间。

4、如权利要求3所述的免疫检测芯片，其中，所述基底抗体与所述检测构件之间还设置有生物修饰层。

5、如权利要求4所述的免疫检测芯片，其中，所述生物修饰层的材质为纳米金或高分子聚合物材料。

6、一种免疫检测装置，其中，包括如权利要求1-5任一项所述的免疫检测芯片。

7、如权利要求6所述的免疫检测装置，其中，所述免疫检测装置还包括：生物磁珠，所述生物磁珠包括磁珠、以及包被所述磁珠的抗体，所述生物磁珠用于在检测所述抗原时，加入到所述免疫检测芯片的所述检测腔室。

8、如权利要求6所述的免疫检测装置，其中，所述免疫检测装置还包括：磁场产生部件，所述磁场产生部件用于在检测所述抗原时，向所述免疫检测芯片施加磁场。

9、如权利要求8所述的免疫检测装置，其中，所述磁场产生部件位于所述盖板背离所述基底的一侧。

10、如权利要求 8 所述的免疫检测装置，其中，所述磁场产生部件位于所述基底背离所述盖板的一侧。

11、一种如权利要求 1-5 任一项所述的免疫检测芯片的使用方法，其中，包括：

向检测腔室加入生物磁珠以及包括待检测抗原的液体，其中，所述生物磁珠包括磁珠、以及包被所述磁珠且与所述抗原匹配的磁珠抗体，所述检测腔室的基底固定有基底抗体，所述基底抗体与所述磁珠抗体均与待检测的所述抗原匹配；

确定所述抗原与所述磁珠抗体、所述基底抗体结合后，向所述检测腔室施加第一磁场，以使所述生物磁珠向所述检测腔室设置检测构件的侧壁移动；

根据所述检测构件在吸附所述生物磁珠时输出的电信号，确定所述抗原的信息。

12、如权利要求 11 所述的使用方法，其中，所述向检测腔室加入生物磁珠以及包括待检测抗原的液体，包括：

向所述检测腔室加入包括待检测所述抗原的液体；

确定所述抗原与所述基底的所述基底抗体结合后，向所述检测腔室加入所述生物磁珠。

13、如权利要求 12 所述的使用方法，其中，所述确定所述抗原与所述基底的所述基底抗体结合后，向所述检测腔室加入所述生物磁珠，包括：

在加入包括待检测所述抗原液体后的第一时长，向所述检测腔室加入所述生物磁珠。

14、如权利要求 12 所述的使用方法，其中，所述向所述检测腔室加入所述生物磁珠，包括：

向所述检测腔室加入第一数量的所述生物磁珠，其中，所述第一数量大于所述抗原的数量。

15、如权利要求 11 所述的使用方法，其中，所述检测构件位于所述检测腔室的盖板，所述第一磁场为使所述生物磁珠向所述检测腔室的所述盖板移

动的磁场；

在确定所述抗原与所述磁珠抗体、所述基底抗体结合后，向所述检测腔室施加第一磁场之前，所述使用方法还包括：

向所述检测腔室施加第二磁场，其中，所述第二磁场为强度仅吸附未与所述抗原结合的所述生物磁珠的磁场，所述第一磁场为强度将链体结构吸附至所述检测构件的磁场，所述链体结构为结合有所述基底的所述基底抗体、所述抗原以及所述生物磁珠的结构体，所述第二磁场的强度小于所述第一磁场的强度。

16、如权利要求 15 所述的使用方法，其中，所述根据所述检测构件在吸附所述生物磁珠时输出的电信号，确定所述抗原的信息，包括：

向所述检测腔室施加第二磁场后，获取所述检测构件输出的第一电信号；

向所述检测腔室施加所述第一磁场后，获取所述检测构件输出的第二电信号；

根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息。

17、如权利要求 16 所述的使用方法，其中，所述检测构件为压阻膜层；所述根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息，包括：

根据所述检测构件输出的第一电阻率和第二电阻率，确定电阻率差值；

根据预存的电阻率差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的所述抗原的数量。

18、如权利要求 16 所述的使用方法，其中，所述检测构件为压电膜层；所述根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息，包括：

根据所述检测构件输出的第一电压值和第二电压值，确定电压差值；

根据预存的电压差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的所述抗原的数量。

19、如权利要求 16 所述的使用方法，其中，所述检测构件为晶振片；所述根据所述检测构件输出的所述第一电信号和所述第二电信号，确定所述抗原的信息，包括：

根据所述检测构件输出的第一振动频率和第二振动频率，确定频率差值；

根据预存的频率差值与抗原数量的对应关系，确定待检测的所述抗原的数量。

20、如权利要求 11 所述的使用方法，其中，所述检测构件位于所述检测腔室的基底，所述第一磁场为使所述生物磁珠向所述检测腔室的所述基底移动的磁场；

在确定所述抗原与所述磁珠抗体、所述基底抗体结合后，向所述检测腔室施加第一磁场之前，所述使用方法还包括：

去除所述检测腔室内未与所述抗原结合的所述生物磁珠。

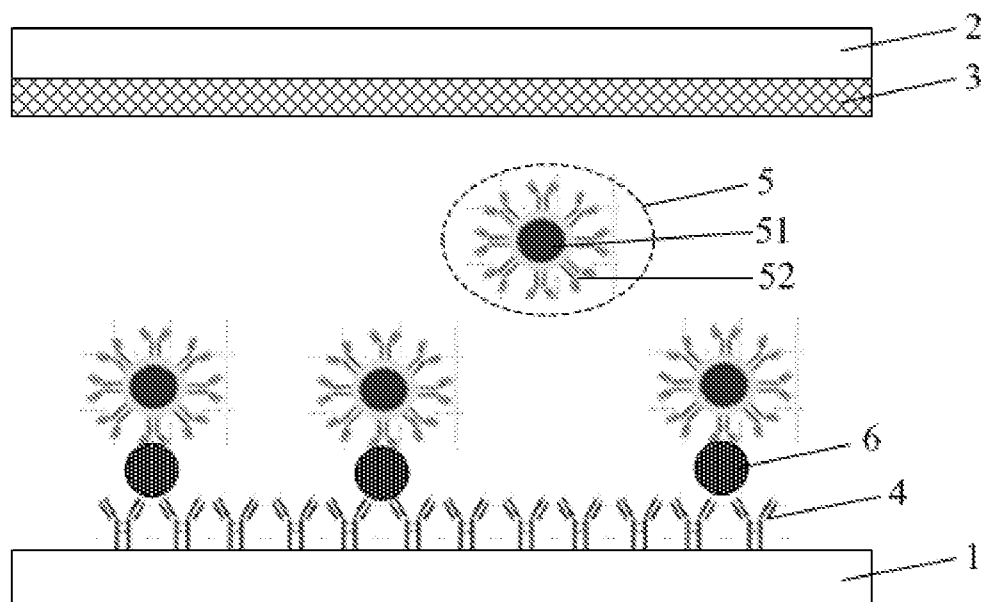


图 1

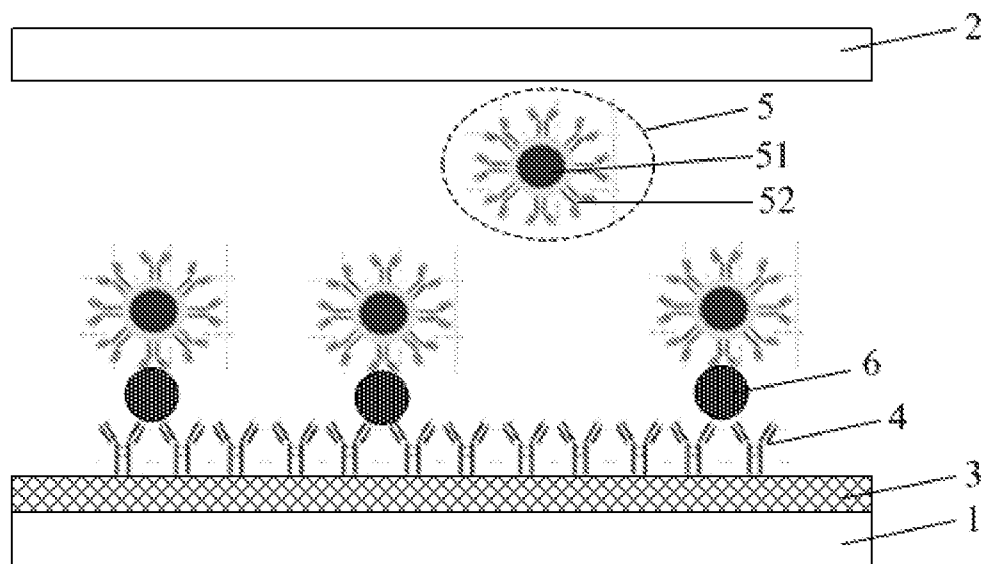


图 2

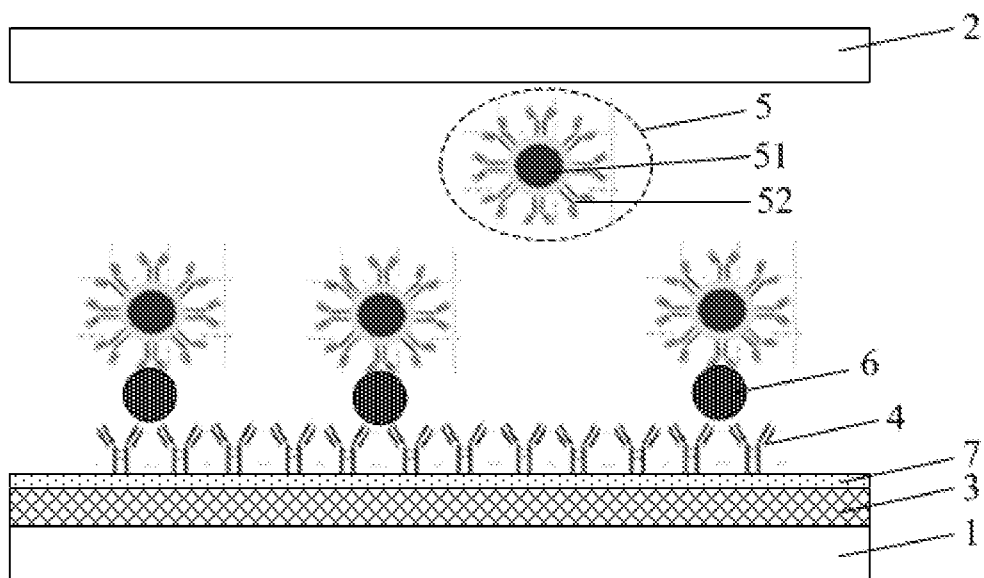


图 3

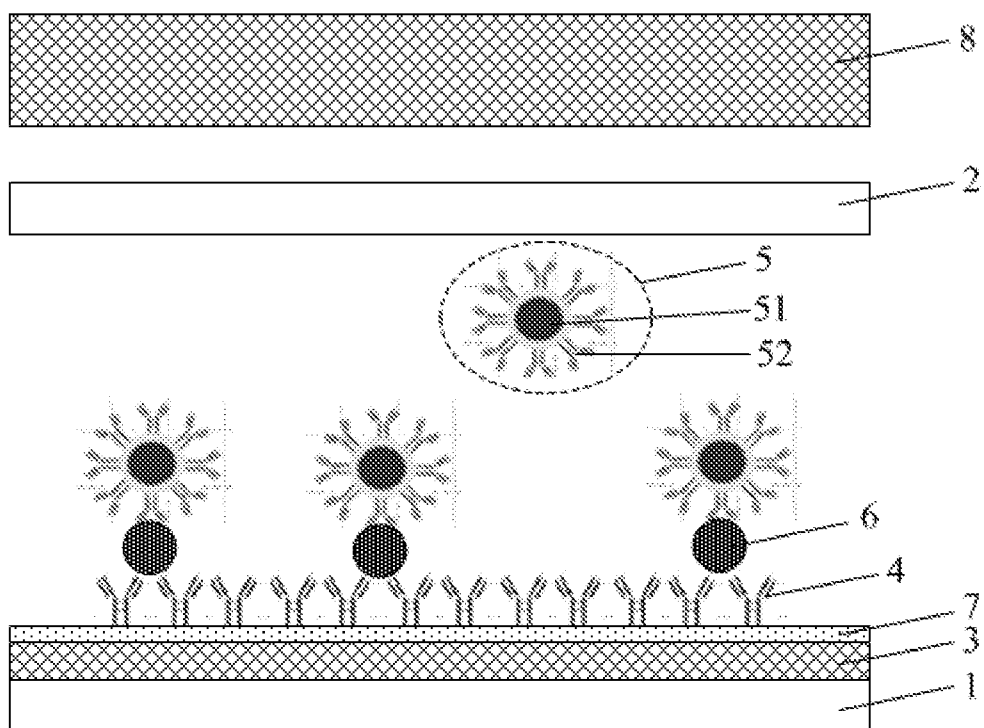


图 4

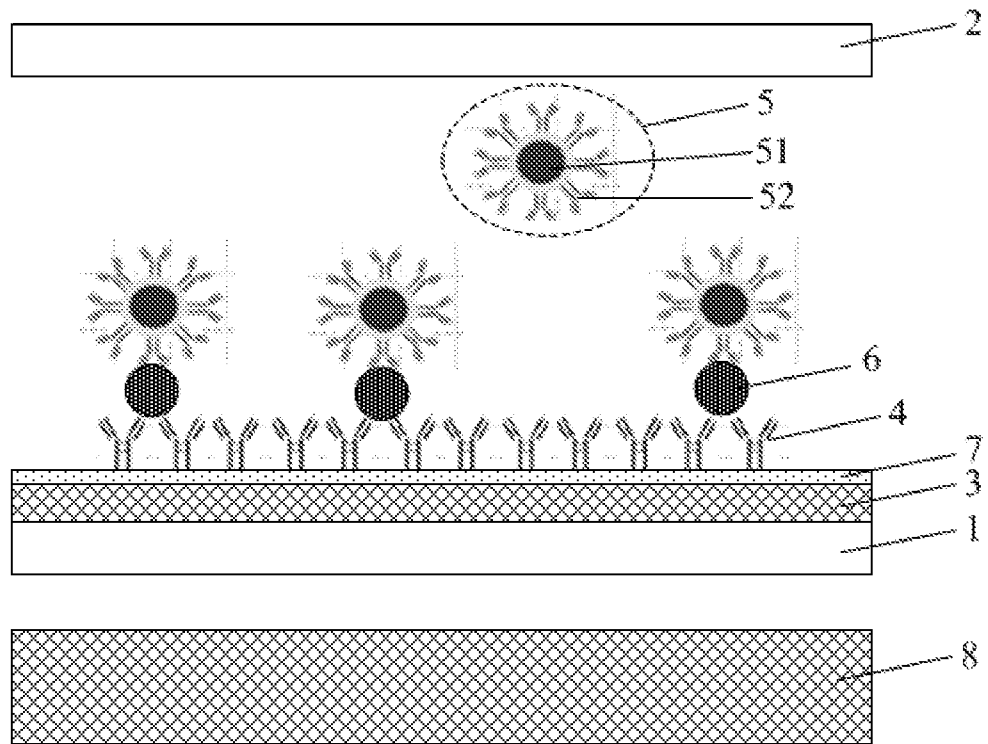


图 5

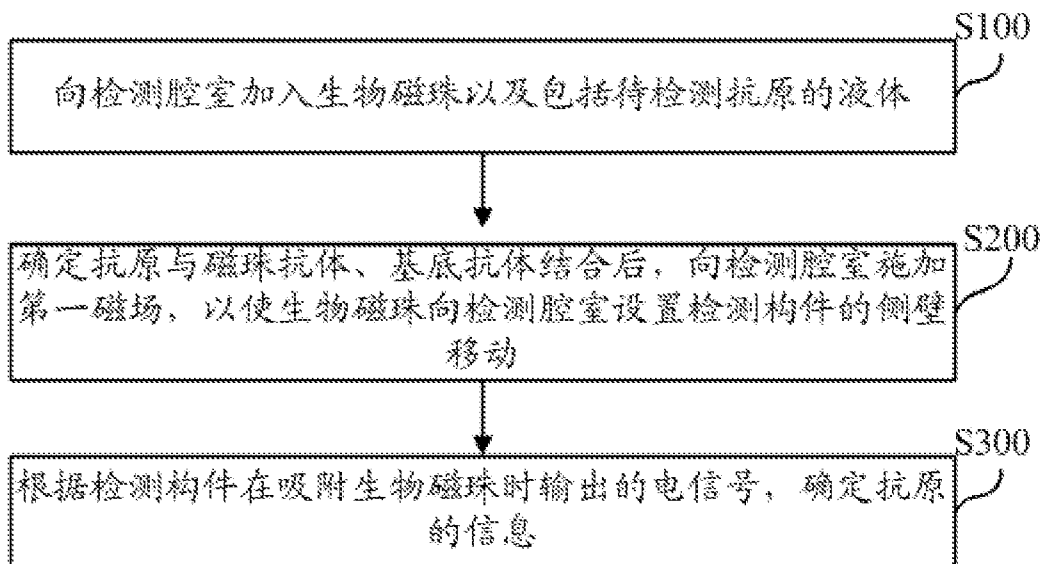


图 6

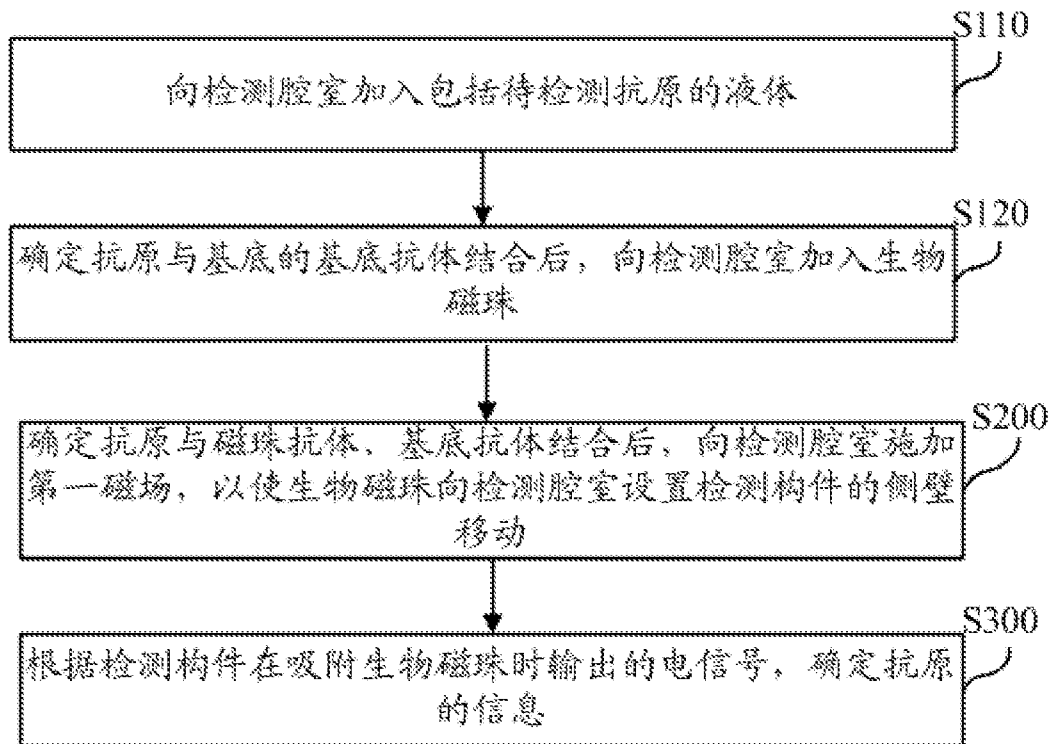


图 7

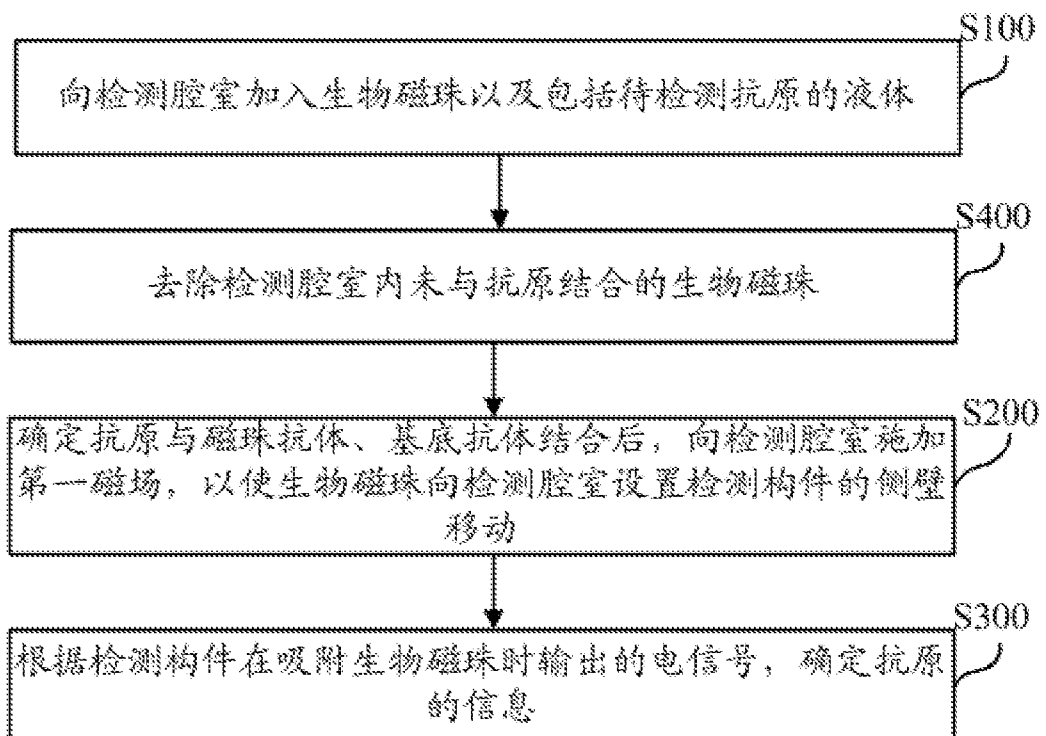


图 8

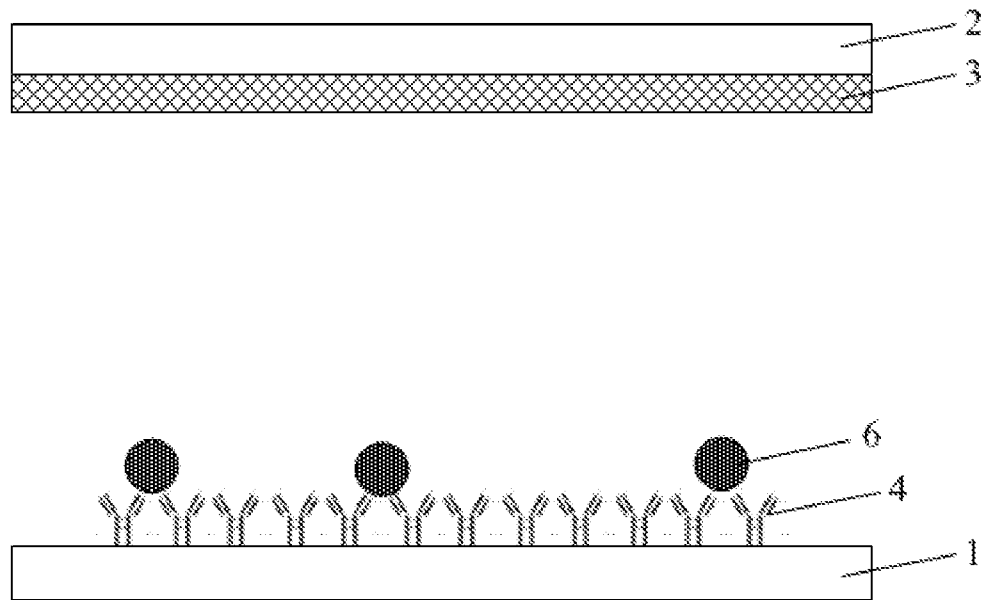


图 9

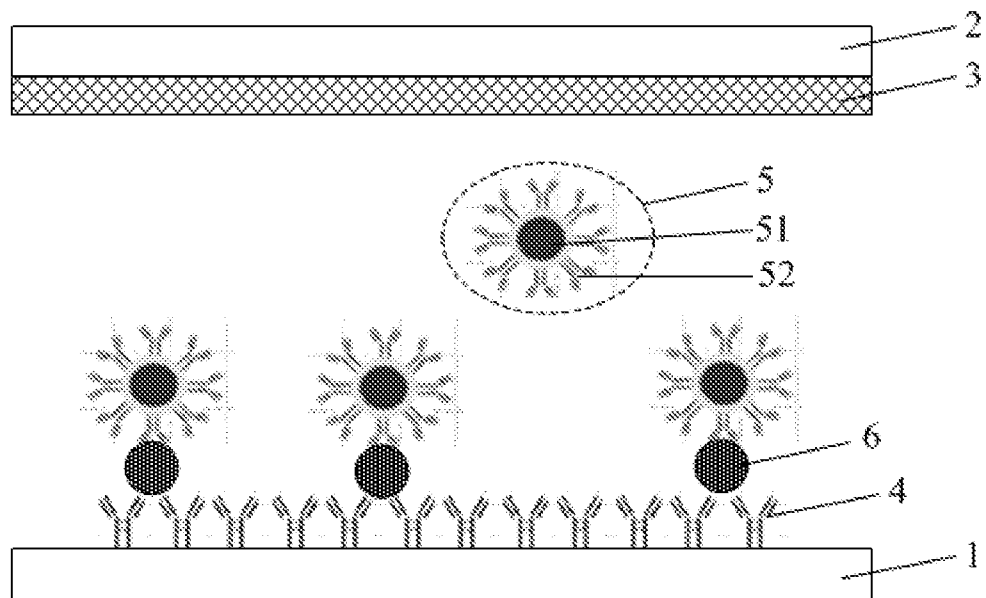


图 10

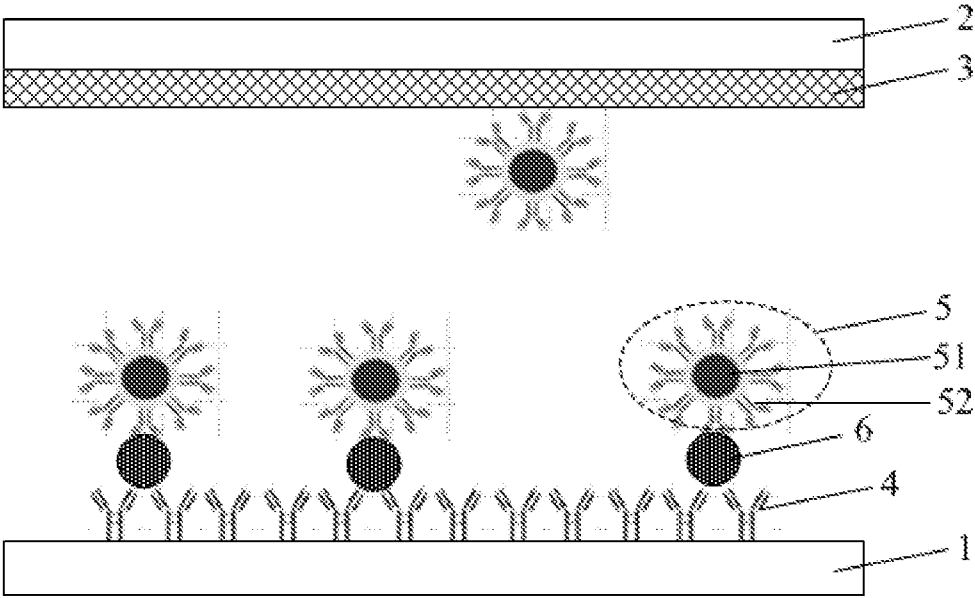


图 11

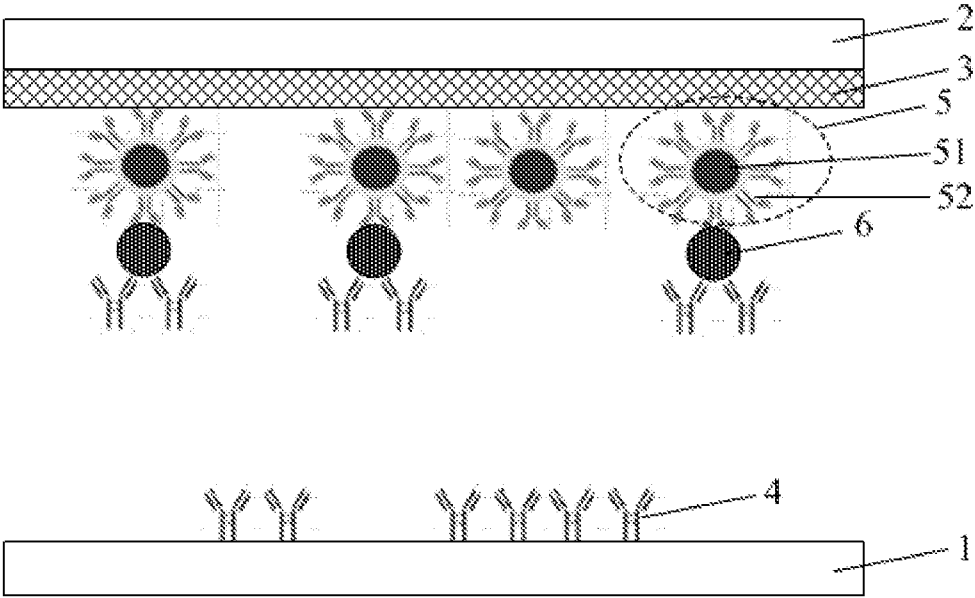


图 12

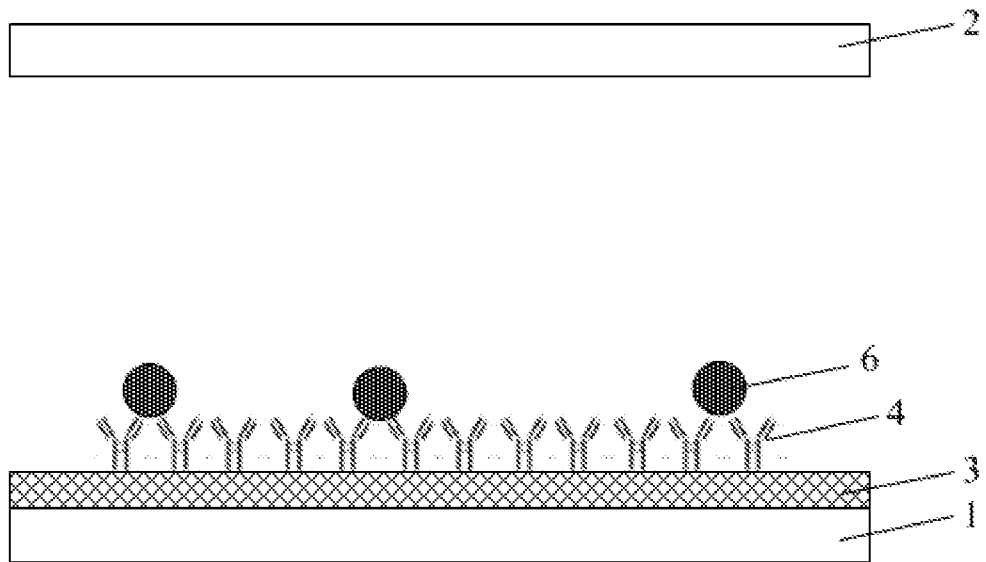


图 13

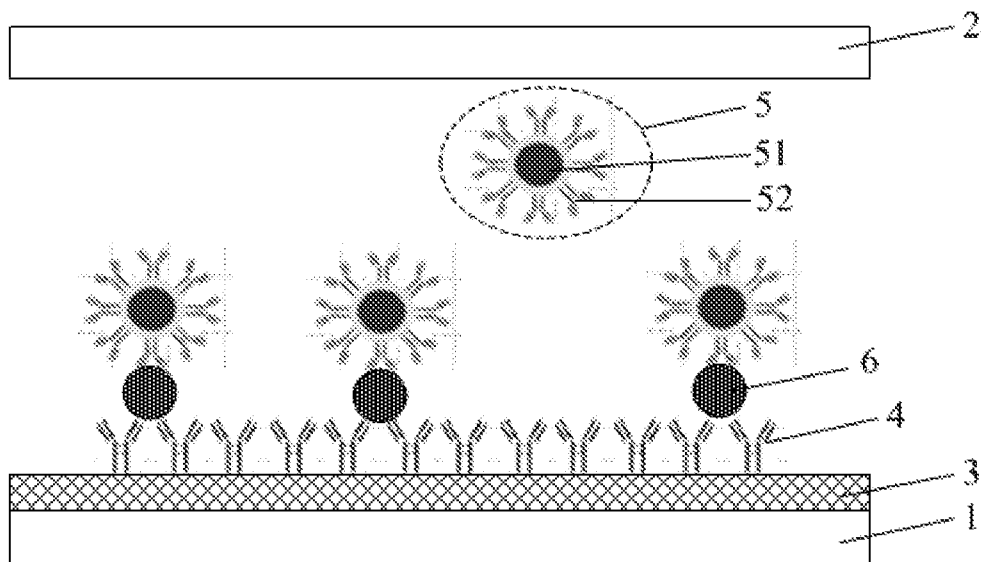


图 14

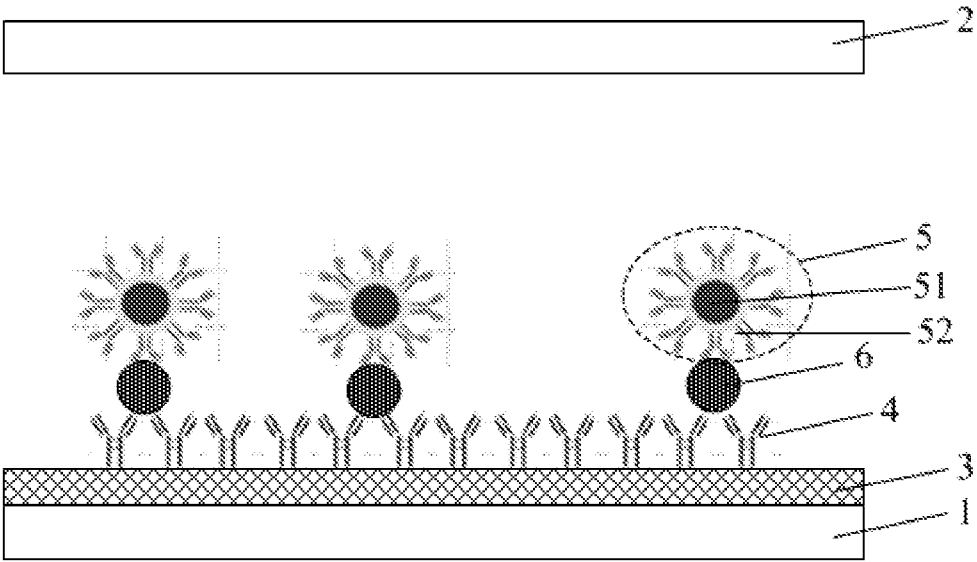


图 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/079599

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N 33/543(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N 33

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

VEN; CNABS: substrate?, support?, 芯片, platform?, antibod+, 抗体, 磁珠, remov+, 基底, 抗原, magnet+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	BRULS, D. M. et al. "Rapid integrated biosensor for multiplexed immunoassays based on actuated magnetic nanoparticles" <i>Lab on a Chip</i> , Vol. 9, 15 October 2009 (2009-10-15), see page 3505, left column, third-to-last line to right column, last line, and figure 1	1-20
Y	WO 2018077804 A1 (NOVARTIS AG) 03 May 2018 (2018-05-03) see figures 1-3; description, page 3, line 13 to page 9, line 15, and page 15, line 17 to page 16, line 22	1-20
Y	CN 101981448 A (VIVACTA LTD.) 23 February 2011 (2011-02-23) description, paragraphs 0037-0041, and figures 1 and 4a-5	1-20
Y	CN 103424554 A (TOSHIBA CORPORATION) 04 December 2013 (2013-12-04) description, paragraphs 0019-0030, 0061-0067, and 0146, and figures 4A-4D	1-20
Y	CN 103946686 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 23 July 2014 (2014-07-23) figures 1 and 2, and description, paragraph 0048	1-20
Y	CN 105579849 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 11 May 2016 (2016-05-11) figure 2	1-20
A	US 7736889 B2 (US NAVY) 15 June 2010 (2010-06-15) entire document	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

03 December 2019

Date of mailing of the international search report

11 December 2019

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2019/079599

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2018077804	A1	03 May 2018	GB	201617932	D0	07 December 2016
CN	101981448	A	23 February 2011	CA	2719010	C	01 November 2016
				US	2011104708	A1	05 May 2011
				EP	2265952	B1	08 January 2014
				CA	2719010	A1	08 October 2009
				JP	2011516851	A	26 May 2011
				JP	5442713	B2	12 March 2014
				WO	2009122208	A1	08 October 2009
				EP	2265952	A1	29 December 2010
				US	8512966	B2	20 August 2013
				ES	2442933	T3	14 February 2014
CN	103424554	A	04 December 2013	JP	2013238541	A	28 November 2013
				US	2013309779	A1	21 November 2013
CN	103946686	A	23 July 2014	CN	103946686	B	15 March 2017
				US	2015177239	A1	25 June 2015
				BR	112014011514	A2	16 May 2017
				DK	2745091	T3	14 December 2015
				EP	2745091	B1	21 October 2015
				ES	2555904	T3	11 January 2016
				RU	2014124190	A	27 December 2015
				JP	6173332	B2	02 August 2017
				WO	2013072842	A8	30 May 2014
				RU	2641032	C2	15 January 2018
				JP	2014533831	A	15 December 2014
				EP	2745091	A1	25 June 2014
				EP	2594942	A1	22 May 2013
				WO	2013072842	A1	23 May 2013
CN	105579849	A	11 May 2016	JP	2016520846	A	14 July 2016
				EP	3004882	A1	13 April 2016
				CN	105579849	B	22 February 2019
				US	2016123965	A1	05 May 2016
				WO	2014195899	A1	11 December 2014
				JP	2019060873	A	18 April 2019
				EP	3004882	B1	21 March 2018
US	7736889	B2	15 June 2010	EP	1644714	A4	28 November 2007
				KR	20060031621	A	12 April 2006
				US	2004253744	A1	16 December 2004
				WO	2005005951	A2	20 January 2005
				EP	1644714	A2	12 April 2006
				WO	2005005951	A3	12 April 2007
				JP	2007522435	A	09 August 2007
				US	2010144057	A1	10 June 2010
				US	8137988	B2	20 March 2012

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2019/079599

A. 主题的分类 G01N 33/543(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) G01N 33 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) VEN;CNABS:substrate?, support?, 芯片, platform?, antibod+, 抗体, 磁珠, remov+, 基底, 抗原, magnet+		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
Y	D. M. Bruls等. "Rapid integrated biosensor for multiplexed immunoassays based on actuated magnetic nanoparticles" Lab on a Chip, 第9卷, 2009年 10月 15日 (2009 - 10 - 15), 参见3505页左栏倒数第3行至右栏最后一行以及附图1	1-20
Y	WO 2018077804 A1 (NOVARTIS AG) 2018年 5月 3日 (2018 - 05 - 03) 参见附图1-3; 说明书第3页第13行至第9页第15行, 第15页第17行至第16页第22行	1-20
Y	CN 101981448 A (维瓦克塔有限公司) 2011年 2月 23日 (2011 - 02 - 23) 说明书0037-0041段以及附图1、附图4a-5	1-20
Y	CN 103424554 A (株式会社东芝) 2013年 12月 4日 (2013 - 12 - 04) 说明书0019-0030、0061-0067、00146段以及附图4A-4D	1-20
Y	CN 103946686 A (皇家飞利浦有限公司) 2014年 7月 23日 (2014 - 07 - 23) 附图1和2以及说明书0048段	1-20
Y	CN 105579849 A (皇家飞利浦有限公司) 2016年 5月 11日 (2016 - 05 - 11) 附图2	1-20
☒ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: "A" 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 "D" 申请人在国际申请中引证的文件 "E" 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 "L" 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) "O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 "P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 "T" 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 "X" 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 "Y" 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 "&" 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期		国际检索报告邮寄日期
2019年 12月 3日		2019年 12月 11日
ISA/CN的名称和邮寄地址		授权官员
中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		王丽华 电话号码 62085676

国际检索报告

国际申请号	
-------	--

PCT/CN2019/079599

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	US 7736889 B2 (US NAVY) 2010年 6月 15日 (2010 - 06 - 15) 全文	1-20

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2019/079599

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利		公布日 (年/月/日)
WO	2018077804	A1	2018年 5月 3日	GB	201617932	D0 2016年 12月 7日
CN	101981448	A	2011年 2月 23日	CA	2719010	C 2016年 11月 1日
				US	2011104708	A1 2011年 5月 5日
				EP	2265952	B1 2014年 1月 8日
				CA	2719010	A1 2009年 10月 8日
				JP	2011516851	A 2011年 5月 26日
				JP	5442713	B2 2014年 3月 12日
				WO	2009122208	A1 2009年 10月 8日
				EP	2265952	A1 2010年 12月 29日
				US	8512966	B2 2013年 8月 20日
				ES	2442933	T3 2014年 2月 14日
CN	103424554	A	2013年 12月 4日	JP	2013238541	A 2013年 11月 28日
				US	2013309779	A1 2013年 11月 21日
CN	103946686	A	2014年 7月 23日	CN	103946686	B 2017年 3月 15日
				US	2015177239	A1 2015年 6月 25日
				BR	112014011514	A2 2017年 5月 16日
				DK	2745091	T3 2015年 12月 14日
				EP	2745091	B1 2015年 10月 21日
				ES	2555904	T3 2016年 1月 11日
				RU	2014124190	A 2015年 12月 27日
				JP	6173332	B2 2017年 8月 2日
				WO	2013072842	A8 2014年 5月 30日
				RU	2641032	C2 2018年 1月 15日
				JP	2014533831	A 2014年 12月 15日
				EP	2745091	A1 2014年 6月 25日
				EP	2594942	A1 2013年 5月 22日
				WO	2013072842	A1 2013年 5月 23日
CN	105579849	A	2016年 5月 11日	JP	2016520846	A 2016年 7月 14日
				EP	3004882	A1 2016年 4月 13日
				CN	105579849	B 2019年 2月 22日
				US	2016123965	A1 2016年 5月 5日
				WO	2014195899	A1 2014年 12月 11日
				JP	2019060873	A 2019年 4月 18日
				EP	3004882	B1 2018年 3月 21日
US	7736889	B2	2010年 6月 15日	EP	1644714	A4 2007年 11月 28日
				KR	20060031621	A 2006年 4月 12日
				US	2004253744	A1 2004年 12月 16日
				WO	2005005951	A2 2005年 1月 20日
				EP	1644714	A2 2006年 4月 12日
				WO	2005005951	A3 2007年 4月 12日
				JP	2007522435	A 2007年 8月 9日
				US	2010144057	A1 2010年 6月 10日
				US	8137988	B2 2012年 3月 20日