



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110470604 A

(43)申请公布日 2019.11.19

(21)申请号 201910893289.7

(22)申请日 2019.09.20

(71)申请人 四川朴澜医疗科技有限公司

地址 610000 四川省成都市温江区成都海
峡两岸科技产业开发园科林西路618
号2区603号

(72)发明人 唐勇 廖政

(74)专利代理机构 北京细软智谷知识产权代理
有限责任公司 11471

代理人 刘迪

(51)Int.Cl.

G01N 21/01(2006.01)

G01N 21/64(2006.01)

G01N 33/533(2006.01)

G01N 33/543(2006.01)

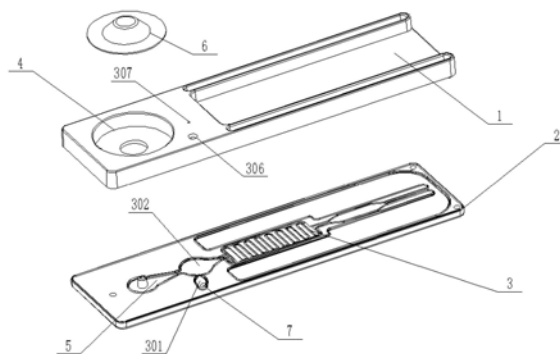
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

单通道荧光免疫分析微流控芯片

(57)摘要

本发明公开了一种单通道荧光免疫分析微流控芯片,涉及生物检测技术领域。其包括有芯片本体,芯片本体设置有供试样流动的封闭式微流道,微流道包含有依次连通的混合仓、反应仓、捕获仓和废液仓且包含有与外界大气连通的第一通气孔及与混合仓连通的试样加注口,反应仓和捕获仓之间设置有连通二者的延时通道,延时通道用于供试样曲折流动,混合仓内设置有用于与试样发生免疫反应的固体状试剂球,试剂球含有包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原,捕获仓的底壁上设置有用于吸附所述抗体抗原发生免疫反应所产生的结合物的磁铁。如此,免疫反应充分进行且结合物通过流动的方式被捕获聚集,保证了检测结果的正确性,且微流道易于生产,降低生产成本。



1. 一种单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 包括有芯片本体, 所述芯片本体设置有供试样流动的封闭式微流道 (3), 所述微流道 (3) 包含有依次连通的混合仓 (301)、反应仓 (302)、捕获仓 (304) 和废液仓 (305), 且所述微流道 (3) 设置有与外界大气连通的第一通气孔 (307) 及与所述混合仓 (301) 连通的试样加注口 (306), 所述反应仓 (302) 和所述捕获仓 (304) 之间设置有连通二者的延时通道 (303), 所述延时通道 (303) 呈曲折结构、以供所述试样在所述延时通道 (303) 内曲折流动, 所述混合仓 (301) 内设置有用于与所述试样发生免疫反应的固体状试剂球 (7), 所述试剂球 (7) 包含包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原, 所述捕获仓 (304) 的底壁上设置有用于吸附与所述抗体抗原发生免疫反应所产生的结合物的磁铁。

2. 如权利要求1所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述延时通道 (303) 设置有多个毛细管道, 多个所述毛细管道沿所述反应仓 (302) 至所述捕获仓 (304) 的方向排列, 且多个所述毛细管道首尾依次连通、以形成呈S形结构的所述延时通道 (303)。

3. 如权利要求1所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述第一通气孔 (307) 位于所述反应仓 (302) 的顶壁上并与所述反应仓 (302) 连通; 还包括有位于所述废液仓 (305) 的顶壁上并与所述废液仓 (305) 连通的第二通气孔 (310)。

4. 如权利要求1所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述捕获仓 (304) 与所述废液仓 (305) 之间的第二连通通道 (309) 的横截面尺寸小于所述捕获仓 (304) 的横截面尺寸。

5. 如权利要求1所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述混合仓 (301) 与所述反应仓 (302) 之间设置有第一连通通道 (308); 所述第一连通通道 (308) 的横截面积, 沿所述混合仓 (301) 至所述反应仓 (302) 的方向逐渐减小。

6. 如权利要求1所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述芯片本体设置有用于盛放清洗液的清洗液放置仓 (4), 所述清洗液放置仓 (4) 与所述反应仓 (302) 之间设置有注入通道 (5) 和用于封闭所注入通道 (5) 的阻隔件。

7. 如权利要求6所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述芯片本体包括设置有凹腔的基片 (2) 和与所述基片 (2) 相连接的上盖 (1), 所述上盖 (1) 将所述凹腔封闭、并形成所述微流道 (3)。

8. 如权利要求7所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述清洗液放置仓 (4) 位于所述上盖 (1), 所述清洗液放置仓 (4) 设置有供所述清洗液流出的开口 (401), 所述注入通道 (5) 位于所述基片 (2) 上且一端与所述开口 (401) 连通、另一端与所述反应仓 (302) 连通, 所述阻隔件设置为内置于所述清洗液放置仓 (4) 且用于包裹所述清洗液的薄膜袋, 所述注入通道 (5) 内设置有伸入所述开口 (401) 内的用于刺破所述薄膜袋的刺破柱 (501)。

9. 如权利要求7所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述混合仓 (301) 及所述反应仓 (302) 均包括位于所述基片 (2) 上的第一凹槽和位于所述上盖 (1) 的下表面的第二凹槽, 所述第一凹槽和所述第二凹槽相扣合、形成所述混合仓 (301) 及所述反应仓 (302), 所述延时通道 (303) 位于所述基片 (2) 上且与所述反应仓 (302) 的第一凹槽相连通。

10. 如权利要求7所述的单通道荧光免疫分析微流控芯片, 其特征在于, 所述基片 (2) 的

边缘位置设置有插孔(201),所述上盖(1)设置有利于插入所述插孔(201)的连接柱(101),所述连接柱(101)和所述插孔(201)数量相等且一一对应、并沿所述基片(2)的轮廓边缘分布。

单通道荧光免疫分析微流控芯片

技术领域

[0001] 本发明涉及生物检测技术领域,更具体地说,涉及一种单通道荧光免疫分析微流控芯片。

背景技术

[0002] 微流控芯片技术(Microfluidics)是把生物、化学、医学分析过程的试样制备、反应、分离、检测等基本操作单元集成到一块微米尺度的芯片上,自动完成分析全过程。由于它在生物、化学、医学等领域的巨大潜力,已经发展成为一个生物、化学、医学、流体、电子、材料、机械等学科交叉的崭新研究领域。目前,微流控芯片已应用于免疫检测分析领域。免疫荧光技术是免疫检测分析领域的常用技术。

[0003] 免疫荧光技术是指根据抗原抗体反应的原理,先将已知的抗原或抗体包被荧光素或荧光微球等荧光标记物,再用这种包被了荧光标记物的抗体/抗原作为分子探针进入检测试样内与试样内的检查细胞或组织内的相应抗原(或抗体)进行结合形成结合物。在细胞或组织中形成的结合物上含有荧光标记物,对其采用激发光照射(如荧光显微镜),荧光标记物受激发光的照射而发出明亮的荧光,使检测人员可以看见荧光所在的细胞或组织,确定抗原或抗体的性质、定位,并可以利用定量检测技术测定结合物的荧光强度等来判定被测试样的浓度等参数。

[0004] 现有技术中,应用于免疫荧光技术的微流控芯片是指在芯片上设置微流道结构及其他功能元件,且微流道中的荧光位点固定有包被了荧光标记物的抗体/抗原、捕获位点固定有捕获抗体/抗原。将检测试样加入微流道中,检测试样流经反应位点时,检测试样中的待测物会通过湿润荧光位点与包被了荧光标记物的抗体/抗原反应、和荧光标记物结合,而后继续流动在流经捕获位点,待测物会与捕获抗体/抗原发生免疫反应、产生含有捕获抗体/抗原及荧光标记物的结合物且结合物被固定在捕获位点。然后向微流道中加入清洗液将结合物之外的检测试样冲洗掉、使微流道中只剩余结合物,然后即可以对结合物进行检测得出检测试样的各个参数。此技术虽然使得检测试样与荧光标记物、捕获抗体/抗原的混合、反应、分离在一个设备内进行,但现有技术中,都是将捕获抗体/抗原偶联在微流道内同时将荧光标记物固化在微流道内并进行一体封装保存、以使荧光标记物和捕获抗体/抗原不会发生质变而能在试样流经通道时与其发生反应,增加了微流控芯片的结构复杂程度、生产技术难度和运输保存难度,增加生产成本;且由于免疫反应只能在试样流经荧光位点和捕获位点时发生,造成免疫反应很难充分进行,为使得待测物与包被了荧光标记物的抗体/抗原、捕获抗体/抗原进行充分反应,现有的微流道内均设置有各种复杂结构以减缓试样的流动速度或增大试样流动量、或对反应后试样进行多重过滤来保证反应生成的结合物的检测量,以避免影响检测结果,导致微流控芯片结构复杂、不易生产及生产出的微流控芯片产品合格率低、生产成本高等问题。

[0005] 有鉴于此,亟需研制或改进现有的微流控芯片使其能够保证免疫反应充分并在此基础上简化结构,使微流控芯片易于生产、降低生产成本。

发明内容

[0006] 本发明提供了一种单通道荧光免疫分析微流控芯片,其使包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原和试样可以充分混合、并能够保证免疫反应的时间,使得免疫反应得以充分进行,且免疫反应生产的结合物通过流动的方式被捕获沉淀,保证了检测结果的正确性,且微流道结构简单、易于生产,降低生产成本。

[0007] 本发明提供的一种单通道荧光免疫分析微流控芯片,包括有芯片本体,所述芯片本体设置有供试样流动的封闭式微流道,所述微流道包含有依次连通的混合仓、反应仓、捕获仓和废液仓,且所述微流道设置有与外界大气连通的第一通气孔及与所述混合仓连通的试样加注口,所述反应仓和所述捕获仓之间设置有连通二者的延时通道,所述延时通道呈曲折结构、以供所述试样在所述延时通道内曲折流动,所述混合仓内设置有用与与所述试样发生免疫反应的固体状试剂球,所述试剂球包含包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原,所述捕获仓的底壁上设置有用与吸附与所述抗体抗原发生免疫反应所产生的结合物的磁铁。

[0008] 优选地,所述延时通道设置有多条毛细管道,多个所述毛细管道沿所述反应仓至所述捕获仓的方向排列,且多个所述毛细管道首尾依次连通、以形成呈S形结构的所述延时通道。

[0009] 优选地,所述第一通气孔位于所述反应仓的顶壁上并与所述反应仓连通;还包括有位于所述废液仓的顶壁上并与所述废液仓连通的第二通气孔。

[0010] 优选地,所述捕获仓与所述废液仓之间的第二连通通道的横截面尺寸小于所述捕获仓的横截面尺寸。

[0011] 优选地,所述混合仓与所述反应仓之间设置有第一连通通道;所述第一连通通道的横截面积,沿所述混合仓至所述反应仓的方向逐渐减小。

[0012] 优选地,所述芯片本体设置有用与盛放清洗液的清洗液放置仓,所述清洗液放置仓与所述反应仓之间设置有注入通道和用于封闭所注入通道的阻隔件。

[0013] 优选地,所述芯片本体包括设置有凹腔的基片和与所述基片相连接的上盖,所述上盖将所述凹腔封闭、并形成所述微流道。

[0014] 优选地,所述清洗液放置仓位于所述上盖,所述清洗液放置仓设置有供所述清洗液流出的开口,所述注入通道位于所述基片上且一端与所述开口连通、另一端与所述反应仓连通,所述阻隔件设置为内置于所述清洗液放置仓且用于包裹所述清洗液的薄膜袋,所述注入通道内设置有伸入所述开口内的用于刺破所述薄膜袋的刺破柱。

[0015] 优选地,所述混合仓及所述反应仓均包括位于所述基片上的第一凹槽和位于所述上盖的下表面的第二凹槽,所述第一凹槽和所述第二凹槽相扣合、形成所述混合仓及所述反应仓,所述延时通道位于所述基片上且与所述反应仓的第一凹槽相连通。

[0016] 优选地,所述基片的边缘位置设置有插孔,所述上盖设置有用与插入所述插孔的连接柱,所述连接柱和所述插孔数量相等且一一对应、并沿所述基片的轮廓边缘分布。

[0017] 本发明提供的技术方案中,单通道荧光免疫分析微流控芯片的芯片本体上设置有封闭式的微流道,而微流道设置有依次连通的混合仓、反应仓、捕获仓和废液仓及与外界大气连通的第一通气孔,以供试样在微流道内进行流动并在流动过程中发生免疫反应和试样分离等制备过程。且,与试样发生免疫反应的抗体/抗原同时包被了荧光标记物和磁珠,且

抗体/抗原呈固体状形成固体状的试剂球,内置于微流道内。如此,省去了将包被了荧光标记物的抗体/抗原、捕获抗体/抗原与芯片本体固化为一体的生产流程。且试剂球呈固体状,相较于液体更易于封装保存和保质,也降低了对单通道荧光免疫分析微流控芯片的材质要求、生产要求和运输保存要求。而微流道的混合仓用于容纳试剂球且设置有试样加注口,以供试样从此处注入并在混合仓内与试剂球进行混合,然后混合试样进入反应仓进行进一步地充分混合并发生免疫反应,如此可以使试样与包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原进行充分混合并迅速发生免疫反应。且反应仓和捕获仓之间设置有延时通道,延时通道呈曲折结构、供试样曲折流动或缓慢通过,使得混合试样需要较长的时间才能流过、可以保证免疫反应充分进行。而捕获仓的底壁设置有能够吸附磁珠的磁铁,使得混合试样流经捕获仓时,免疫反应生产的结合物会被捕获沉淀于捕获仓而剩余试样流入废液区,结合物在流动中被捕获使得结合物流入废液区的量显著减少,保证了检测用量。如此设置,与现有技术中的和液体状试剂固化为一体的微流控芯片相比,本发明提供的单通道荧光免疫分析微流控芯片不仅结构简单、生产难度降低、生产合格率提升;还能够使免疫反应充分进行、结合物易于被捕获,保证了检测的准确性。

附图说明

[0018] 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,下面将对实施例或现有技术描述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的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0019] 图1为本发明实施例中单通道荧光免疫分析微流控芯片的整体示意图;

[0020] 图2为本发明实施例中上盖和基片的组成示意图;

[0021] 图3为本发明实施例中微流道的结构示意图;

[0022] 图4为本发明实施例中单通道荧光免疫分析微流控芯片的竖剖示意图;

[0023] 图5为本发明实施例中上盖的上表面示意图;

[0024] 图6为本发明实施例中上盖的下表面示意图。

[0025] 图1-图6中:

[0026] 上盖-1、连接柱-101、基片-2、插孔-201、微流道-3、混合仓-301、反应仓-302、延时通道-303、捕获仓-304、废液仓-305、试样加注口-306、第一通气孔-307、第一连通通道-308、第二连通通道-309、第二通气孔-310、清洗液放置仓-4、开口-401、注入通道-5、刺破柱-501、清洗液泡-6、试剂球-7。

具体实施方式

[0027] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将对本发明的技术方案进行详细的描述。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的前提下所得到的所有其它实施方式,都属于本发明所保护的范围。

[0028] 本具体实施方式的目的在于提供一种单通道荧光免疫分析微流控芯片,其使包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原和试样可以充分混合、并能够保证免疫反应的时间,使得

免疫反应得以充分进行,且免疫反应生产的结合物通过流动的方式被捕获沉淀,保证了检测结果的正确性,且微流道结构简单、易于生产,降低生产成本。

[0029] 以下,结合附图对实施例作详细说明。此外,下面所示的实施例不对权利要求所记载的发明的内容起任何限定作用。另外,下面实施例所表示的构成的全部内容不限于作为权利要求所记载的发明的解决方案所必需的。

[0030] 请参考附图1-6,本实施例提供的一种单通道荧光免疫分析微流控芯片,其芯片本体上设置有封闭式的微流道3。微流道3设置有依次连通的混合仓301、反应仓302、捕获仓304和废液仓305,及与外界大气连通的第一通气孔307。试样注入后在微流道3内进行流动并在流动过程中发生免疫反应和免疫反应的结合物与试样分离等制备过程。且,与试样发生免疫反应的抗体/抗原呈固态状,抗体/抗原包被了荧光标记物和磁珠一起形成固体状的试剂球7,试剂球7内置于微流道3内。如此,省去了将带有荧光标记物的抗体/抗原与芯片本体固化为一体的生产流程,且试剂球7呈固体状、相较于液体更易于封装保存和保质,也降低了对单通道荧光免疫分析微流控芯片的材质要求、生产要求和运输保存要求。

[0031] 如图2、图3、图4和图6所示,微流道3的混合仓301用于容纳试剂球7且设置有试样加注口306。试样从此处注入、使试剂球7溶解,二者在混合仓301内进行混合。如此,与现有技术相比,试剂可以完全的溶解于试样并充分的与试样混合、保证免疫反应的充分进行;且试剂可以随试样共同流动、在流动的整个过程中都可以进行免疫反应;此种结构更好的保证了免疫反应充分发生的化学条件。然后混合试样从混合仓301经过混合仓301与反应仓302的第一连通通道308流入反应仓302、进行进一步地充分混匀并发生免疫反应。试样流动过程及单独设立的反应仓302可以使试样与包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原进行充分混匀并迅速和全面地发生免疫反应。

[0032] 如图2或图3所示,且反应仓302和捕获仓304之间设置有延时通道303。延时通道303呈曲折结构、用于供试样曲折流动或缓慢通过,使得混合试样需要较长的时间才能流过。既保证了免疫反应充分进行的时间且流动过程可以促进试剂与试样保持充分混匀状态、利于全面发生免疫反应,还可以保证免疫反应充分进行。当然,延时通道并不限于曲折的方式流通,也可以是其他方式,能够减缓流通速度或者达到相同的效果,以实现延长试样通过延时通道的时间目的即可。

[0033] 试剂中的抗体/抗原与试样发生免疫反应、产生结合物,结合物包被有荧光标记物与磁珠。捕获仓304的底壁设置有能够吸附包被了磁珠的结合物的磁铁,使得混合试样流经捕获仓304时,免疫反应生产的结合物会被捕获聚集于捕获仓304而剩余试样流入废液区。免疫反应在混合试样流入捕获仓304之前充分进行,尔后试样才流入捕获仓304使得生成的结合物基本上都可以被捕获、可以保证捕获量。与现有技术相比,此流动式捕获的结构也使得结合物流入废液区的量显著减少,保证了检测用量也使得所需要的试样用量减少、节省试样成本。如此设置,与现有技术中的和液体状试剂固化为一体的微流控芯片相比,本实施例提供的单通道荧光免疫分析微流控芯片不仅结构简单、生产难度降低、生产合格率提升;还能保证试剂与试样充分混合并保证免疫反应进行的时长,使免疫反应充分进行、结合物易于被捕获,保证了检测的准确性。

[0034] 需要说明的是,包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原属于现有技术中的现有产品。

[0035] 延时通道303可以是螺旋型曲折结构、V形曲折结构或其它形状的曲折结构。优选地,如图2或图3所示,延时通道303设置有多个毛细管道,多个毛细管道沿反应仓302至捕获仓304的方向排列,且多个毛细管道首尾依次连通、以形成呈S形结构的延时通道303。毛细管道的优选尺寸为500微米宽20微米高、宽度指的是垂直于反应仓301至捕获仓307的方向的尺寸。如此设置,既能使试样曲折流动减缓试样通过延时通道303的时间、来保证试样免疫反应所需的时长,且可以通过毛细特性使试样向前流动,促进试样的流动性、可以避免施加额外的流动推力。

[0036] 而为了保证溶于水后的试剂与试样充分混匀,如图3、图4和图6所示,混合仓301与反应仓302之间设置有第一连通通道308;第一连通通道308的横截面积,沿混合仓301至反应仓302的方向逐渐缩小。即第一连通通道308是较窄的结构。第一连通通道308可以是连通孔也可以是连通口、整体的横截面积均呈窄小状。如,可以是狭缝结构。流状液体受第一连通通道308的汇聚和流通作用可以起到混匀的效果。

[0037] 一些实施例中,微流道3的第一通气孔307可以有一个、位于废液仓305的位置,起到促进试样向废液仓305的方向流动的作用。或者,其它的一些实施例中,为了保证试样在进入延时通道303之前就可以与试剂充分混匀,微流道3的第一通气孔307可以是位于反应仓302的位置,然后微流控芯片还包括有第二通气孔310,第二通气孔310位于废液仓305的位置并与废液仓305连通。第一通气孔307与外界大气连通,结合延时通道302的毛细结构导致反应仓302内的气压值大于延时通道302内的气压值。如此设置,当试样流入反应仓302,试样先在反应仓302内停留再缓慢地流入延时通道内。一方面,延长了试样在反应仓302内的停留时间、延长混匀时间;另一方面,还可以使随试样注入进入微流道3内的空气形成的气泡,会随试样滞留在反应仓302内然后通过第一通气孔307被挤压出去,避免气泡进入延时通道303或捕获仓304而影响检测。而在此基础上,如图4所示,还可以使反应仓302与延时通道303的底壁齐平、且反应仓302的顶壁距离底壁的高度大于延时通道303的顶壁距底壁的高度。导致反应仓302的容积较大但与延时通道303的连通口较小且连通口位于反应仓302的下部位置,加上延时通道303的曲折结构和毛细结构,使得反应仓302与延时通道303存在压力差值较大。如此可以使试样先囤积在反应仓302内、进行混匀,然后试样通过反应仓302下部位置的连通口慢慢流入延时通道303内,可以将气泡滞留在反应仓302的顶部位置或通过第一通气孔307逸出。

[0038] 具体地,芯片本体可以是注塑成型,也可以是由一个基片2及与基片2相连接的上盖1组成。如图2和图4所示,基片2上具有凹腔、上盖1用于封闭凹腔,形成上述封闭式微流道3。延时通道303可以是位于基片2上的凹陷于基片2上表面的凹腔和封闭凹腔开口的上盖1形成。

[0039] 如图2、图3、图4和图6所示,反应仓302则是由位于基片2上表面的第一凹槽和位于上盖1下表面的第二凹槽相扣合形成,第二凹槽是由凸出于上盖1的下表面的凸片围成、凸片插入第一凹槽内形成扣合;延时通道303与反应仓302的第一凹槽相连通、形成上述反应仓302的高度高于延时通道303是高度且二者连通开口较小的结构。而混合仓301与反应仓302的组成结构相类似、也是由位于基片2上表面的第三凹槽和位于上盖1下表面的第四凹槽相扣合形成。第一凹槽和第三凹槽、第二凹槽和第四凹槽均通过狭缝连通,上盖1和基片2扣合之后、形成通过狭缝状的第一连通通道308相连通的混合仓301与反应仓302。

[0040] 需要说明的是,图1-6中各标号指代的是组成单通道荧光免疫分析微流控芯片的各部件的位置、并不表示该部件的具体结构。图1和图3中标号302指的上文中是形成反应仓的第一凹槽、标号301指的形成混合仓的第三凹槽,图6中标号302指的上文中是形成反应仓的第二凹槽、标号301指的形成混合仓的第四凹槽。上盖1和基片2扣合连接之后,二者上的凹槽相扣合形成的结构组成反应仓302和混合仓301。

[0041] 而试剂球7可以在生产时,塞入混合仓301的凹槽内,再将上盖1与基片2相扣合连接。使试剂球7一体封装在芯片本体内、一体运输。且为避免试剂球7在运输途中发生质变,可以先将试剂球7进行冷冻干燥然后再塞入混合仓301内。

[0042] 需要说明的是,上盖1的下表面和基片2的上表面指的是二者相接触、相扣合的那两个表面,上、下指的是单通道荧光免疫分析微流控芯片如图1中所示的姿态放置时所指的上下,也即图1的上、下。

[0043] 第一通气孔307和第二通气孔310均位于上盖1上并贯穿上盖1,一端与大气连通、另一端用于与微流道3的内腔连通。

[0044] 进一步地,捕获仓304与废液仓305之间设置有连通二者的第二连通通道309。第二连通通道309的横截面尺寸小于捕获仓304的横截面尺寸。如此设置,可以使试样缓慢进入废液仓305,避免捕获仓304对结合物的捕获不到位;且通过调整芯片本体的倾斜角度可以掌控微流道3的倾斜角度从而可以调节试样从注入到流入废液仓305内的时间。从而既能保证免疫反应的时长,又能避免浪费过多时间、导致拖慢试样从注入至检测完成的整个过程。磁铁可以是铺设在捕获仓304的底壁上。

[0045] 如图3和图6所示,基片2的边缘位置设置有插孔201,上盖1设置有用以插入插孔201的连接柱101,连接柱101和插孔201数量相等且一一对应、并沿基片2的轮廓边缘分布。连接柱101插入插孔201内,上盖1与基片2相扣合连接。

[0046] 试样流过延时通道303后,免疫反应完成。试样流经捕获仓304时,铺设在捕获仓304底壁的磁铁将免疫反应生产的包被了磁珠的结合物吸附在捕获仓304,剩余试样继续流入废液仓305。此时,需要向微流道3内注入清洗液,使剩余试样能够完全进入废液仓305、捕获仓304只剩余被吸附的结合物。本实施例中,芯片本体上设置有用以盛放清洗液的清洗液放置仓4,清洗液放置仓4通过注入通道5与反应仓302连通。且芯片本体上还设置有可以封闭注入通道5的阻隔件,以在试样发生免疫反应时封闭注入通道5,在需要注入清洗液时再导通注入通道5。如图1所示,清洗液放置仓4位于上盖1、由凹陷于上盖1的凹槽形成,且清洗液放置仓4设置有供清洗液流出的开口401。如图3所示,注入通道5位于基片2上。如图4所示,上盖1与基片2扣合后,注入通道5的一端与开口401连通、另一端与反应仓302连通。而阻隔件可以是横截面与注入通道5的横截面相匹配的挡片或塞子、可插入可拔出的连接在注入通道5内;或者,阻隔件是将清洗液包裹住的薄膜袋,如铝箔或者塑料薄膜制成的薄膜袋。薄膜袋包裹清洗液形成清洗液泡6。注入通道5内设置有用以刺破该薄膜袋的刺破柱501、从开口401处伸入至清洗液放置仓4内。如此设置,清洗液可以与芯片本体一体封装,当需要向微流道3内注入清洗液时,挤压清洗液泡6使刺破柱501刺破薄膜袋。清洗液自动流出,通过开口401流入注入通道5再注入反应仓302内,避免人工手动注入清洗液或者使用配套的全自动检测仪通过复杂的结构自动注入清洗液。

[0047] 可以理解的是,上述各实施例中相同或相似部分可以相互参考,在一些实施例中

未详细说明的内容可以参见其他实施例中相同或相似的内容。本发明提供的多个方案包含本身的基本方案,相互独立,并不互相制约,但是其也可以在不冲突的情况下相互结合,达到多个效果共同实现。

[0048] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

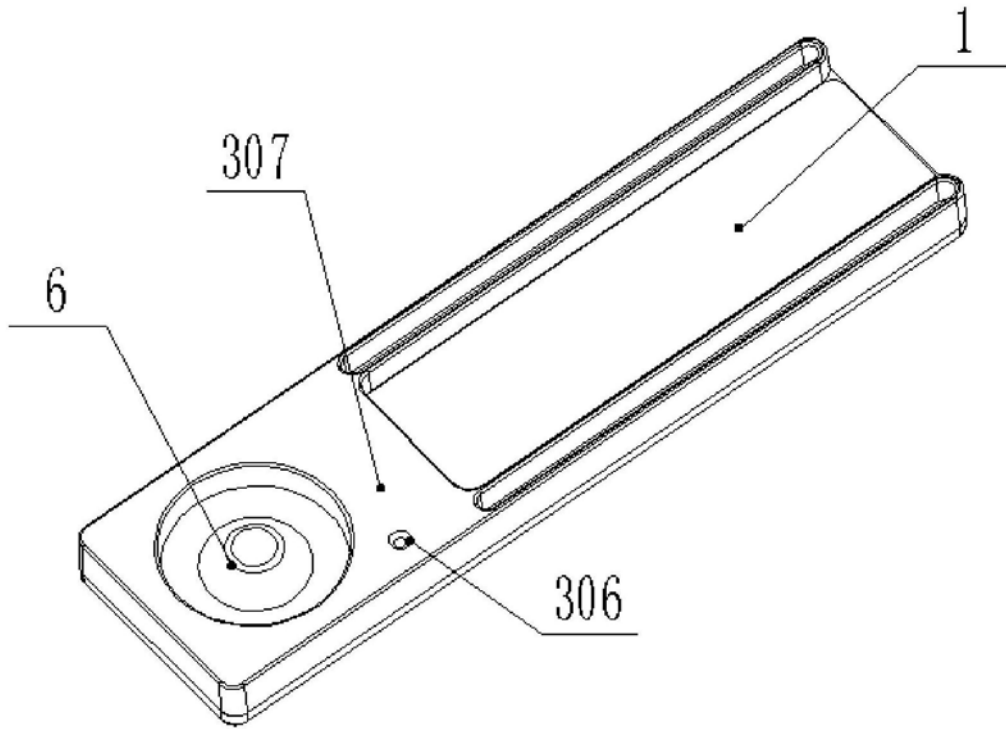


图1

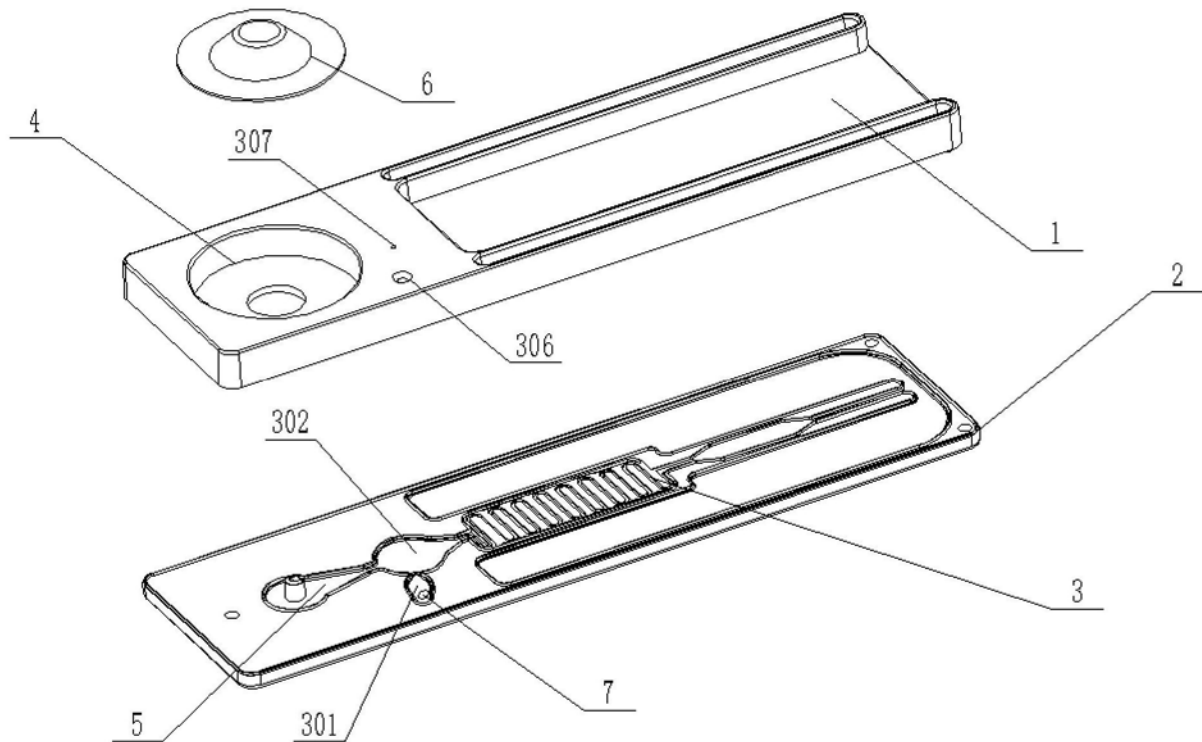


图2

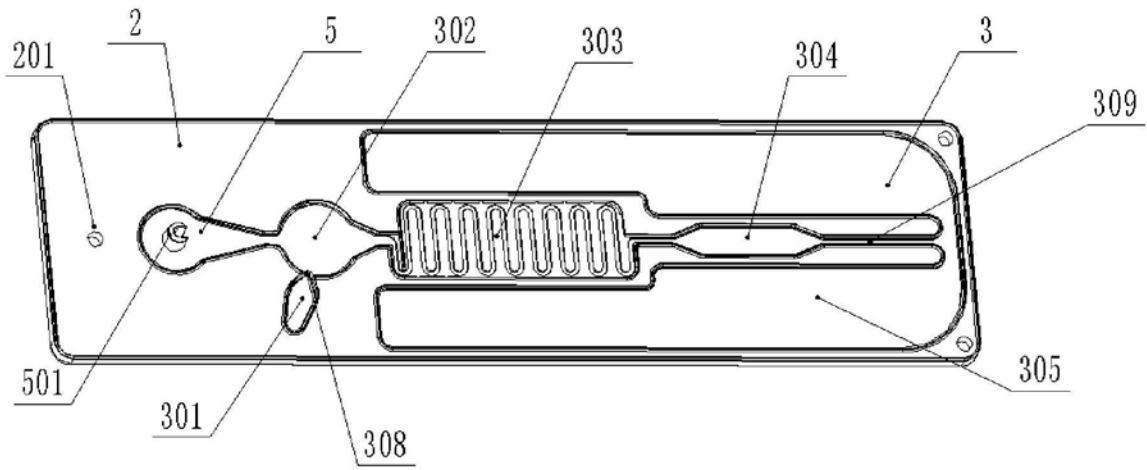


图3

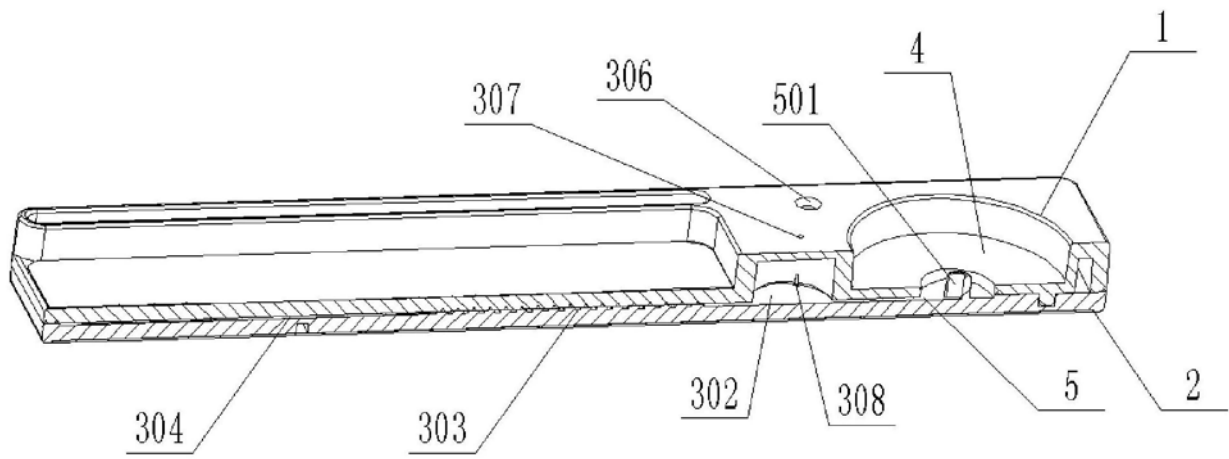


图4

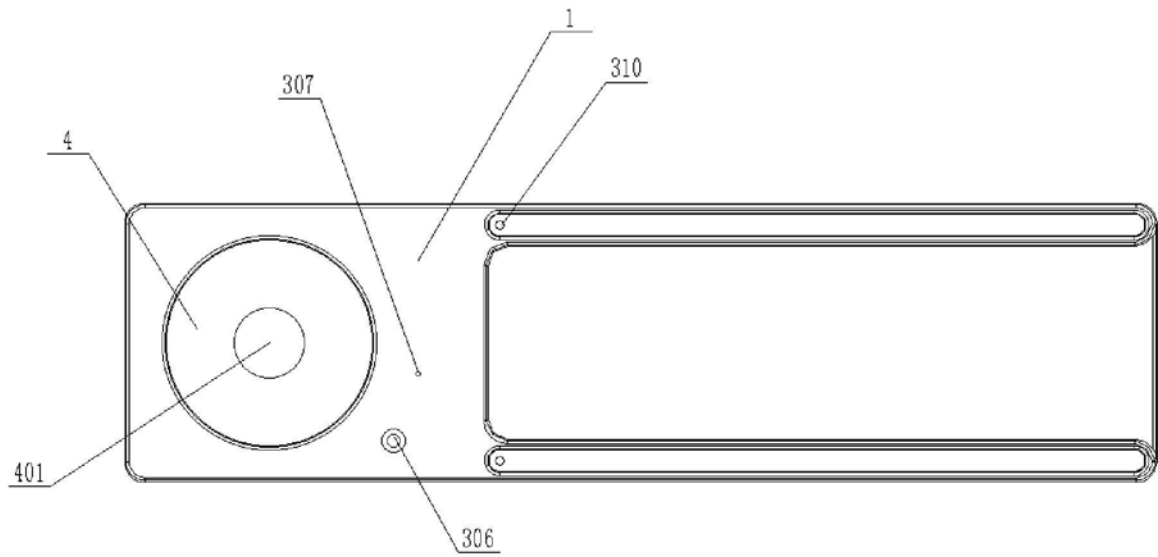


图5

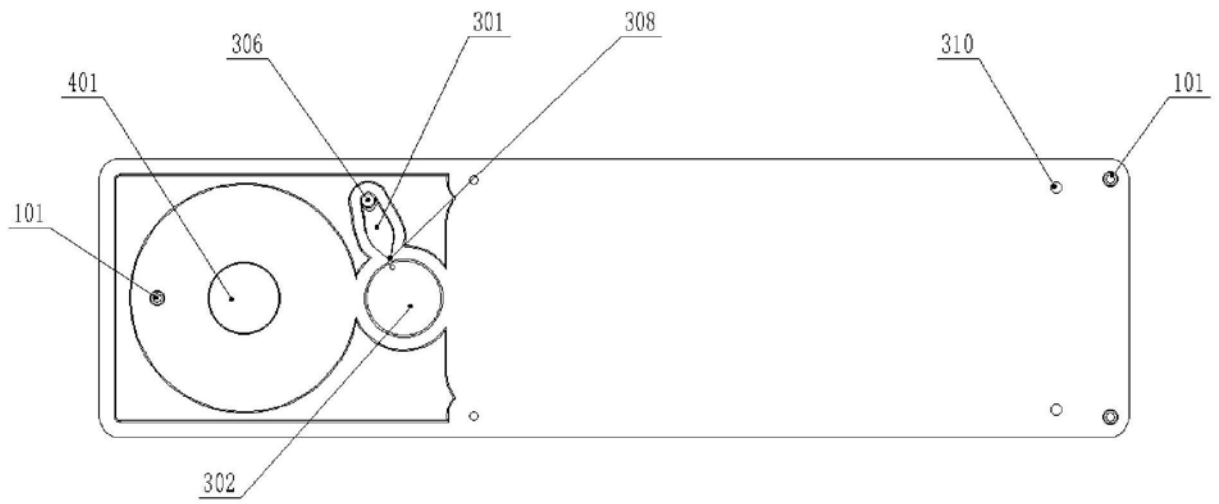


图6

专利名称(译)	单通道荧光免疫分析微流控芯片		
公开(公告)号	CN110470604A	公开(公告)日	2019-11-19
申请号	CN201910893289.7	申请日	2019-09-20
[标]发明人	唐勇 廖政		
发明人	唐勇 廖政		
IPC分类号	G01N21/01 G01N21/64 G01N33/533 G01N33/543		
CPC分类号	G01N21/01 G01N21/6486 G01N33/533 G01N33/54326		
代理人(译)	刘迪		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种单通道荧光免疫分析微流控芯片，涉及生物检测技术领域。其包括有芯片本体，芯片本体设置有供试样流动的封闭式微流道，微流道包含有依次连通的混合仓、反应仓、捕获仓和废液仓且包含有与外界大气连通的第一通气孔及与混合仓连通的试样加注口，反应仓和捕获仓之间设置有连通二者的延时通道，延时通道用于供试样曲折流动，混合仓内设置有用于与试样发生免疫反应的固体状试剂球，试剂球含有包被了荧光标记物和磁珠的抗体/抗原，捕获仓的底壁上设置有用于吸附所述抗体抗原发生免疫反应所产生的结合物的磁铁。如此，免疫反应充分进行且结合物通过流动的方式被捕获聚集，保证了检测结果的正确性，且微流道易于生产，降低生产成本。

