



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110244036 A

(43)申请公布日 2019. 09. 17

(21)申请号 201910583110.8

(22)申请日 2019.07.01

(71)申请人 北京乐普医疗科技有限责任公司

地址 102200 北京市昌平区科技园区超前
路37号7-1号楼

(72)发明人 胡飞 黄莎 邱笑违 董飒英

(74)专利代理机构 北京中创博腾知识产权代理
事务所(普通合伙) 11636

代理人 孙福岭

(51)Int.Cl.

G01N 33/53(2006.01)

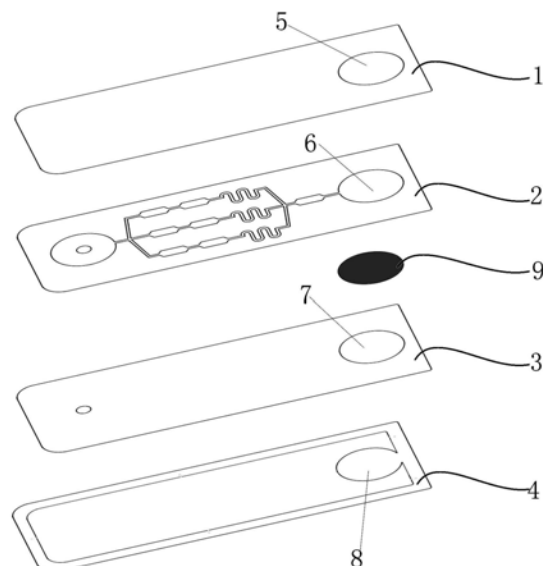
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

一种用于免疫检测的微流控检测芯片及方法

(57)摘要

一种用于免疫检测的微流控检测芯片及方法,将微流控检测芯片插入孵育机构中进行孵育;将血细胞样本加入加样孔中的红细胞过滤器;去红细胞的血液样本进入标志物储存室,标志物释放进入血液样本中,通过微流控通道流出标志物储存室;混有标志物血液样本进入S形通道通过湍流效应进行均质,血液样本中目标物/抗原被连有标志物抗体捕获;均质完全的样本进入检测区,包被在检测区中的抗体捕获血液样本中的目标物/抗原-抗体-标志物结构,形成包被抗体-目标物/抗原-抗体-标志物结构;标志物储存室中标志物释放后,未被检测区捕获的标志物结构被样本带动流入质控区通过连接孔流入回收层。实现多通道、多指标并行分析,降低免疫检测芯片的成本。



1. 一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,包括亲水上盖(1),所述亲水上盖(1)下侧依次设有中空结构层(2)、支撑层(3)和回收层(4),所述亲水上盖(1)形成有第一加样孔(5),所述中空结构层(2)形成有第二加样孔(6),所述支撑层(3)形成有第三加样孔(7),所述第一加样孔(5)、第二加样孔(6)和第三加样孔(7)之间互相连通,所述回收层(4)于所述加样孔的下方形成有加样密封体(8);所述第一加样孔(5)、第二加样孔(6)和第三加样孔(7)内置有位于所述加样密封体(8)上侧的红细胞过滤器(9);所述支撑层(3)上形成有连接孔(10),所述中空结构层(2)和所述回收层(4)之间通过所述连接孔(10)连通。

2. 根据权利要求1所述的一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,所述中空结构层(2)上形成有标志物储存室(11)、第一微流控通道(12)、S形通道(13)、检测区(14)、质控区(15)、第二微流控通道(16)和缓冲单元(17),所述第二加样孔(6)连通所述标志物储存室(11),所述标志物储存室(11)通过所述第一微流控通道(12)连通所述S形通道(13),所述S形通道(13)连通所述检测区(14),所述检测区(14)连通所述质控区(15),所述质控区(15)通过所述第二微流控通道(16)连通所述缓冲单元(17),所述缓冲单元(17)中心连通所述连接孔(10)。

3. 根据权利要求3所述的一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,所述S形通道(13)、检测区(14)和质控区(15)的数量分别为3个,所述第一微流控通道(12)分别连通3个所述S形通道(13),3个质控区(15)通过所述第二微流控通道(16)汇集后连通至所述缓冲单元(17)。

4. 根据权利要求1所述的一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,所述回收层(4)内侧形成有回收腔(18),回收层(4)边缘形成有若干气孔(19),所述回收腔(18)连通所述气孔(19)。

5. 根据权利要求1所述的一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,所述亲水上盖(1)的厚度为0.1~1mm;所述支撑层(3)的厚度为2~10mm;所述回收腔(18)的容积为10~1000 μ L;所述加样孔的直径为5~30mm;所述中空结构层(2)厚度为0.5~5mm。

6. 根据权利要求1所述的一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,所述亲水上盖(1)和支撑层(3)采用PET、PC或PMMA材质;所述红细胞过滤器(9)为玻璃纤维、多孔聚酯或网状石墨烯材质。

7. 根据权利要求1所述的一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,所述亲水上盖(1)、中空结构层(2)、支撑层(3)和回收层(4)之间通过双面胶连、膜连、超声焊接或热封合技术粘合。

8. 根据权利要求1所述的一种用于免疫检测的微流控检测芯片,其特征在于,所述微流控检测芯片配置有孵育机构(20),所述孵育机构(20)包括孵育室(21)、孵育加热板(22)、保温套(23)和温度探头(24),所述孵育加热板(22)连接在所述孵育室(21)的底部,所述保温套(23)连接在所述孵育室(21)的顶部,所述温度探头(24)固定在所述孵育室(21)的内部。

9. 一种用于免疫检测的微流控检测方法,其特征在于,所述微流控检测方法采用如权利要求1至8任意一项所述的微流控检测芯片,所述微流控检测方法包括以下步骤:

- (1) 微流控检测芯片预孵育:将微流控检测芯片插入孵育机构(20)中进行孵育;
- (2) 样本加入加样孔:将全血/已分离血细胞样本加入加样孔中的红细胞过滤器(9);
- (3) 样本进入标志物储存室(11):去红细胞的血液样本进入标志物储存室(11),标志物

释放进入血液样本中,通过微流控通道流出标志物储存室(11);

(4) S形通道(13)均质:混有标志物血液样本进入S形通道(13)通过湍流效应进行均质达到标志物混匀,血液样本中目标物/抗原被连有标志物的抗体捕获;

(5) 检测区(14)捕获:均质完全的样本进入检测区(14),包被在检测区(14)中的抗体捕获血液样本中的目标物/抗原-抗体-标志物结构,形成包被抗体-目标物/抗原-抗体-标志物结构;

(6) 质控回流:标志物储存室(11)中标志物释放后,未被检测区(14)捕获的标志物结构被样本带动流入质控区(15)并通过连接孔(10)流入回收层(4)。

10. 根据权利要求9所述的一种用于免疫检测的微流控检测方法,其特征在于,所述孵育机构(20)的孵育温度为20~60℃;所述红细胞过滤器(9)的加样量为10~1000μL。

一种用于免疫检测的微流控检测芯片及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于免疫检测的微流控检测芯片及方法,属于生物检测技术领域。

背景技术

[0002] 微流控免疫技术是在微流控芯片上整合以抗原/抗体专一性结合为基础的免疫学检测方法。免疫学检测技术为炎症、脑损伤、心肌损伤、传染病、肿瘤标志物等检测提供方法。微流控免疫芯片检测技术具有高灵敏度、低样品耗量、高样品通量和更快的分析速度,多项目集成检测技术可以充分体现出微芯片免疫检测的优越性。

[0003] 目前国产即时诊断的微流控免疫类产品多数只针对单项标志物进行检测,而在包括炎症等在内检测项目的多项目检测只能依靠多卡同时检测,反应速率慢、灵敏度低,检测费用高,时间长。

发明内容

[0004] 本发明针对现有技术存在的不足,提供一种用于免疫检测的微流控检测芯片及方法,实现多通道、多指标并行分析,可以用于医学、生命科学等领域中标志物的快速筛查,降低免疫检测芯片的成本。

[0005] 本发明解决上述技术问题的技术方案如下:一种用于免疫检测的微流控检测芯片,包括亲水上盖,所述亲水上盖下侧依次设有中空结构层、支撑层和回收层,所述亲水上盖形成有第一加样孔,所述中空结构层形成有第二加样孔,所述支撑层形成有第三加样孔,所述第一加样孔、第二加样孔和第三加样孔之间互相连通,所述回收层于所述加样孔的下方形成有加样密封体;所述第一加样孔、第二加样孔和第三加样孔内置有位于所述加样密封体上侧的红细胞过滤器;所述支撑层上形成有连接孔,所述中空结构层和所述回收层之间通过所述连接孔连通。

[0006] 作为用于免疫检测的微流控检测芯片的优选方案,所述中空结构层上形成有标志物储存室、第一微流控通道、S形通道、检测区、质控区、第二微流控通道和缓冲单元,所述第二加样孔连通所述标志物储存室,所述标志物储存室通过所述第一微流控通道连通所述S形通道,所述S形通道连通所述检测区,所述检测区连通所述质控区,所述质控区通过所述第二微流控通道连通所述缓冲单元,所述缓冲单元中心连通所述连接孔。

[0007] 作为用于免疫检测的微流控检测芯片的优选方案,所述S形通道、检测区和质控区的数量分别为3个,所述第一微流控通道分别连通3个所述S形通道,3个质控区通过所述第二微流控通道汇集后连通至所述缓冲单元。

[0008] 作为用于免疫检测的微流控检测芯片的优选方案,所述回收层内侧形成有回收腔,回收层边缘形成有若干气孔,所述回收腔连通所述气孔。

[0009] 作为用于免疫检测的微流控检测芯片的优选方案,所述亲水上盖的厚度为0.1~1mm;所述支撑层的厚度为2~10mm;所述回收腔的容积为10~1000 μ L;所述加样孔的直径为

5~30mm;所述中空结构层厚度为0.5~5mm。

[0010] 作为用于免疫检测的微流控检测芯片的优选方案,所述亲水上盖和支撑层采用PET、PC或PMMA材质;所述红细胞过滤器为玻璃纤维、多孔聚酯或网状石墨烯材质。

[0011] 作为用于免疫检测的微流控检测芯片的优选方案,所述亲水上盖、中空结构层、支撑层和回收层之间通过双面胶连、膜连、超声焊接或热封合技术粘合。

[0012] 作为用于免疫检测的微流控检测芯片的优选方案,所述微流控检测芯片配置有孵育机构,所述孵育机构包括孵育室、孵育加热板、保温套和温度探头,所述孵育加热板连接在所述孵育室的底部,所述保温套连接在所述孵育室的顶部,所述温度探头固定在所述孵育室的内部。

[0013] 本发明实施例还提供一种用于免疫检测的微流控检测方法,所述微流控检测方法采用上述的微流控检测芯片,所述微流控检测方法包括以下步骤:

[0014] (1) 微流控检测芯片预孵育:将微流控检测芯片插入孵育机构中进行孵育;

[0015] (2) 样本加入加样孔:将全血/已分离血细胞样本加入加样孔中的红细胞过滤器;

[0016] (3) 样本进入标志物储存室:去红细胞的血液样本进入标志物储存室,标志物释放进入血液样本中,通过微流控通道流出标志物储存室;

[0017] (4) S形通道均质:混有标志物血液样本进入S形通道通过湍流效应进行均质达到标志物混匀,血液样本中目标物/抗原被连有标志物的抗体捕获;

[0018] (5) 检测区捕获:均质完全的样本进入检测区,包被在检测区中的抗体捕获血液样本中的目标物/抗原-抗体-标志物结构,形成包被抗体-目标物/抗原-抗体-标志物结构;

[0019] (6) 质控回流:标志物储存室中标志物释放后,未被检测区捕获的标志物结构被样本带动流入质控区并通过连接孔流入回收层。

[0020] 10. 根据权利要求9所述的一种用于免疫检测的微流控检测方法,其特征在于,所述孵育机构的孵育温度为20~60℃;所述红细胞过滤器的加样量为10~1000μL。

[0021] 本发明的有益效果是:本技术方案通过单一微流控芯片实现多标志物同时检测,可实现多种标志物在同一芯片内完成。本发明检测方法结合了免疫反应双抗夹心发特异性高、反应速率快、灵敏度高特点,实现多通道单集成高通量的医学检测目标。本技术方案减少检测费用和时间成本,可以用于医学、生命科学等领域中标志物的快速筛查,具有广泛的应用前景。

附图说明

[0022] 为了更清楚地说明本发明的实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对实施方式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示例性的,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,还可以根据提供的附图引伸获得其它的实施附图。

[0023] 本说明书所绘示的结构、比例、大小等,均仅用以配合说明书所揭示的内容,以供熟悉此技术的人士了解与阅读,并非用以限定本发明可实施的限定条件,故不具技术上的实质意义,任何结构的修饰、比例关系的改变或大小的调整,在不影响本发明所能产生的功效及所能达成的目的下,均应仍落在本发明所揭示的技术内容得能涵盖的范围内。

[0024] 图1为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片分解结构示意图;

- [0025] 图2为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片亲水上盖示意图；
- [0026] 图3为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片中空结构层示意图；
- [0027] 图4为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片支撑层示意图；
- [0028] 图5为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片回收层示意图；
- [0029] 图6为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片截面示意图；
- [0030] 图7为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片孵育机构截面示意图；
- [0031] 图8为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测芯片孵育示意图；
- [0032] 图9为本发明实施例中提供的用于免疫检测的微流控检测方法流程图。
- [0033] 图中,1、亲水上盖;2、中空结构层;3、支撑层;4、回收层;5、第一加样孔;6、第二加样孔;7、第三加样孔;8、加样密封体;9、红细胞过滤器;10、连接孔;11、标志物储存室;12、第一微流控通道;13、S形通道;14、检测区;15、质控区;16、第二微流控通道;17、缓冲单元;18、回收腔;19、气孔;20、孵育机构;21、孵育室;22、孵育加热板;23、保温套;24、温度探头。

具体实施方式

[0034] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施,本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似改进,因此本发明不受下面公开的具体实施例的限制。

[0035] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施方式的目的,不是旨在于限制本发明。本文所使用的术语“和/或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的和所有的组合。

[0036] 实施例1

[0037] 参见图1、图2、图3、图4、图5、图6或图7,提供一种用于免疫检测的微流控检测芯片,包括亲水上盖1,所述亲水上盖1下侧依次设有中空结构层2、支撑层3和回收层4,所述亲水上盖1、中空结构层2、支撑层3和回收层4之间通过双面胶连、膜连、超声焊接或热封合技术粘合。所述亲水上盖1形成有第一加样孔5,所述中空结构层2形成有第二加样孔6,所述支撑层3形成有第三加样孔7,所述第一加样孔5、第二加样孔6和第三加样孔7之间互相连通,所述回收层4于所述加样孔的下方形成有加样密封体8;所述第一加样孔5、第二加样孔6和第三加样孔7内置有位于所述加样密封体8上侧的红细胞过滤器9;所述支撑层3上形成有连接孔10,所述中空结构层2和所述回收层4之间通过所述连接孔10连通。

[0038] 具体的,本发明实施例利用免疫双抗夹心法检测目标项目,即利用标志物偶联包被抗体后与抗原特异性免疫反应,实现将抗原固定至微流控检测芯片上,而后在通过标志物标记的抗体与抗原的反应,以通过标志物信号值来检测抗原的含量,进而标记多个抗体达到对不同抗原同时检测的微流控检测芯片。

[0039] 参见图3,所述中空结构层2上形成有标志物储存室11、第一微流控通道12、S形通道13、检测区14、质控区15、第二微流控通道16和缓冲单元17,所述第二加样孔6连通所述标

标志物储存室11,所述标志物储存室11通过所述第一微流控通道12连通所述S形通道13,所述S形通道13连通所述检测区14,所述检测区14连通所述质控区15,所述质控区15通过所述第二微流控通道16连通所述缓冲单元17,所述缓冲单元17中心连通所述连接孔10。所述S形通道13、检测区14和质控区15的数量分别为3个,所述第一微流控通道12分别连通3个所述S形通道13,3个质控区15通过所述第二微流控通道16汇集后连通至所述缓冲单元17。

[0040] 具体的,所述中空结构层2厚度与样本体积、流速、均质过程相关。免疫检测微流控检测芯片中空结构层2厚度0.5~5mm。所述中空结构层2具有标志物储存室11,标志物储存室11大小优选采用纵向结构,根据胶体金、荧光物质、量子点等标志物性质不同,标志物标志物储存室11需要进行不同的表面处理,优选地使用表面活性剂、防腐剂、蛋白保护剂进行表面处理。S形通道13结构位于标志物储存室11和检测区14之间,通过湍流效应保证样本与标志物充分混匀。检测区14对目标物质/抗原进行捕获检测,检测区14通过耦连技术将特异性抗原接枝到通道内,耦连耦连技术优选表面接枝、多孔吸附、表面溅射。所述检测区14结构及面积大小与检测项目相关,优选使用点状、线状、同心圆。质控区15用于质控样本是否通过检测区14完成反应,质控区15结构与检测区14保持一致。缓冲单元17用于临时储存反应回收废液,缓冲单元17优选具有一定的容积,可以临时储存10~50 μ L废液。连接孔10用于连接缓冲单元17和回收层4,连接孔10采用圆孔结构,尺寸直径2~20mm。从而具有虹吸废液进入回收层4能力。

[0041] 具体的,微流控检测芯片通过亲水力、毛细虹吸力驱动流体通过微流控通道。所述亲水力驱动由亲水上盖1提供,亲水性大小可通过水接触角表征,通过控制亲水性大小,可控制免疫反应传质过程和反应时间,免疫微流控检测芯片水接触角优选<20°。

[0042] 参见图5,所述回收层4内侧形成有回收腔18,回收层4边缘形成有若干气孔19,所述回收腔18连通所述气孔19。回收层4用于回收免疫反应废液,回收层4容积10~1000 μ L,回收层4具有封堵加样孔结构,保持加样孔底部完全密封。回收层4具有1个或多个气孔19结构,气孔19结构为单向气孔、多向气孔、选择性气孔,优选单向气孔。

[0043] 所述亲水上盖1和支撑层3采用PET、PC或PMMA材质;所述红细胞过滤器9为玻璃纤维、多孔聚酯或网状石墨烯材质。具体的,红细胞过滤器9用于过滤血液样本中红细胞,达到血清进入微流控检测芯片通道完成反应的过程。红细胞过滤器9可以通过表面改性提高红细胞吸附能力,优选加入兔抗人红细胞蛋白。

[0044] 亲水上盖1材质与检测标志物相关,胶体金、荧光物质、量子点优选透光率高材料,如PET、PC、PMMA,厚度优选0.1~1mm。样品通过加样孔进入微流控通道。样品孔的尺寸与样品量的大小相关,检测微流控检测芯片优选加样孔直径5~30mm。所述亲水上盖1的第一加样孔5的位置应与中空结构层2的第二加样孔6保持一致。所述亲水上盖1的第一加样孔5大小应与中空结构层2第二加样孔6保持一致。

[0045] 参见图7和图8,所述微流控检测芯片配置有孵育机构20,所述孵育机构20包括孵育室21、孵育加热板22、保温套23和温度探头24,所述孵育加热板22连接在所述孵育室21的底部,所述保温套23连接在所述孵育室21的顶部,所述温度探头24固定在所述孵育室21的内部。

[0046] 实施例2

[0047] 参见图9,本发明实施例还提供一种用于免疫检测的微流控检测方法,所述微流控

检测方法采用上述的微流控检测芯片,所述微流控检测方法包括以下步骤:

[0048] S1:微流控检测芯片预孵育:将微流控检测芯片插入孵育机构20中进行孵育;

[0049] S2:样本加入加样孔:将全血/已分离血细胞样本加入加样孔中的红细胞过滤器9;

[0050] S3:样本进入标志物储存室11:去红细胞的血液样本进入标志物储存室11,标志物释放进入血液样本中,通过微流控通道流出标志物储存室11;

[0051] S4:S形通道13均质:混有标志物血液样本进入S形通道13通过湍流效应进行均质,达到标志物完全混匀,血液样本中目标物/抗原被连有标志物的抗体捕获;

[0052] S5:检测区14捕获:均质完全的样本进入检测区14,包被在检测区14中的抗体捕获血液样本中的目标物/抗原-抗体-标志物结构,形成包被抗体-目标物/抗原-抗体-标志物结构;

[0053] S6:质控回流:标志物储存室11中标志物释放后,未被检测区14捕获的标志物结构被样本带动流入质控区15并通过连接孔10流入回收层4。

[0054] 具体的,所述孵育机构20的孵育温度为20~60℃;所述红细胞过滤器9的加样量为10~1000μL。

[0055] 实施例3

[0056] 在本实施例中,利用心肌肌钙蛋白I、肌红蛋白、肌酸激酶同工酶免疫检测微流控检测芯片包括以下步骤:

[0057] (1)微流控检测芯片预处理:配制0.2%吐温20、0.5%BSA、0.6%氧化石墨烯溶于0.05M、pH为6.5的Tris-HCl缓冲液中,使用匀胶机均匀涂覆标志物储存室11;使用0.01%戊二醛接枝包被抗体于检测区14,使用0.01%戊二醛接枝非特异性抗体于质控区15;

[0058] (2)选用粒径为2μm的荧光微球,用EDC/NHS(0.05M、pH为6.5的Tris-HCl缓冲液配置),使其在体系中的浓度为0.1mg/mL,活化30min,标记心肌肌钙蛋白I抗体、肌红蛋白抗体、肌酸激酶同工酶抗体;

[0059] (3)使用微量电磁点膜仪将心肌肌钙蛋白I抗体、肌红蛋白抗体、肌酸激酶同工酶抗体活化液分别点膜于三个检测区14;

[0060] (4)使用0.5%兔抗人红细胞蛋白处理红细胞过滤器9;

[0061] (5)将红细胞过滤器9植入加样孔中,通过胶膜封合亲水上盖1、中空结构层2、支撑层3、回收层4,制备获心肌肌钙蛋白I、肌红蛋白、肌酸激酶同工酶免疫检测微流控检测芯片。制备微流控检测芯片测试三项目的重复性、准确度、分析特异性结果如表1所示。

[0062] 表1实施例3微流控检测芯片重复性、准确度、分析特异性结果

[0063]

项目	C-反应蛋白	血清淀粉样蛋白A	降钙素原
重复性	5.19%	9.02%	7.31%
准确度	2.31%	7.23%	6.16%
分析特异性(甘油三酯)	0%	0%	0%
分析特异性(血红蛋白)	0%	0%	0%
分析特异性(维生素C)	0%	0%	0%

[0064] 结果显示,利用此芯片检测心肌肌钙蛋白I、肌红蛋白、肌酸激酶同工酶的CV(标准差与平均数的比值称为变异系数)在10%以内,准确度均在10%,分析特异性表示甘油三

酯、血红蛋白、维生素C对检测均不存在干扰,说明本发明的微流控检测芯片具有很高的稳定性、准确性。

[0065] 实施例4

[0066] 在本实施例中,利用C-反应蛋白、血清淀粉样蛋白A、降钙素原免疫检测微流控检测芯片包括以下步骤:

[0067] (1) 微流控检测芯片预处理:配制0.2%吐温20、0.5%BSA、0.6%氧化石墨烯溶于0.02M、pH为6的PBS缓冲液中,使用匀胶机均匀涂覆标志物储存室11;使用0.01%戊二醛接枝包被抗体于检测区14,使用0.01%戊二醛接枝非特异性抗体于质控区15;

[0068] (2) 选用粒径为2 μ m的荧光微球,用EDC/NHS (0.02M、pH为6的PBS缓冲液配置),使其在体系中的浓度为0.1mg/mL,活化30min,标记C-反应蛋白抗体、血清淀粉样蛋白A抗体、降钙素原抗体;

[0069] (3) 使用微量电磁点膜仪将C-反应蛋白抗体、血清淀粉样蛋白A抗体、降钙素原抗体活化液分别点膜于三个检测区14;

[0070] (4) 使用0.5%兔抗人红细胞蛋白处理红细胞过滤器9。

[0071] (5) 将红细胞过滤器9植入加样孔中,通过胶膜封合亲水上盖1、中空结构层2、支撑层3、回收层4,制备获得C-反应蛋白、血清淀粉样蛋白A、降钙素原免疫检测微流控检测芯片。制备微流控检测芯片测试三项目的重复性、准确度、分析特异性结果如表2所示。

[0072] 表2实施例4微流控检测芯片重复性、准确度、分析特异性结果

[0073]

项目	C-反应蛋白	血清淀粉样蛋白A	降钙素原
重复性	7.23%	6.68%	3.89%
准确度	9.12%	3.92%	5.36%
分析特异性(甘油三酯)	0%	0%	0%
分析特异性(血红蛋白)	0%	0%	0%
分析特异性(维生素C)	0%	0%	0%

[0074] 结果显示,利用此芯片检测C-反应蛋白、血清淀粉样蛋白A、降钙素原的CV在10%以内,准确度均在10%,分析特异性表示甘油三酯、血红蛋白、维生素C对检测均不存在干扰,说明此芯片具有很高的稳定性、准确性。

[0075] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0076] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

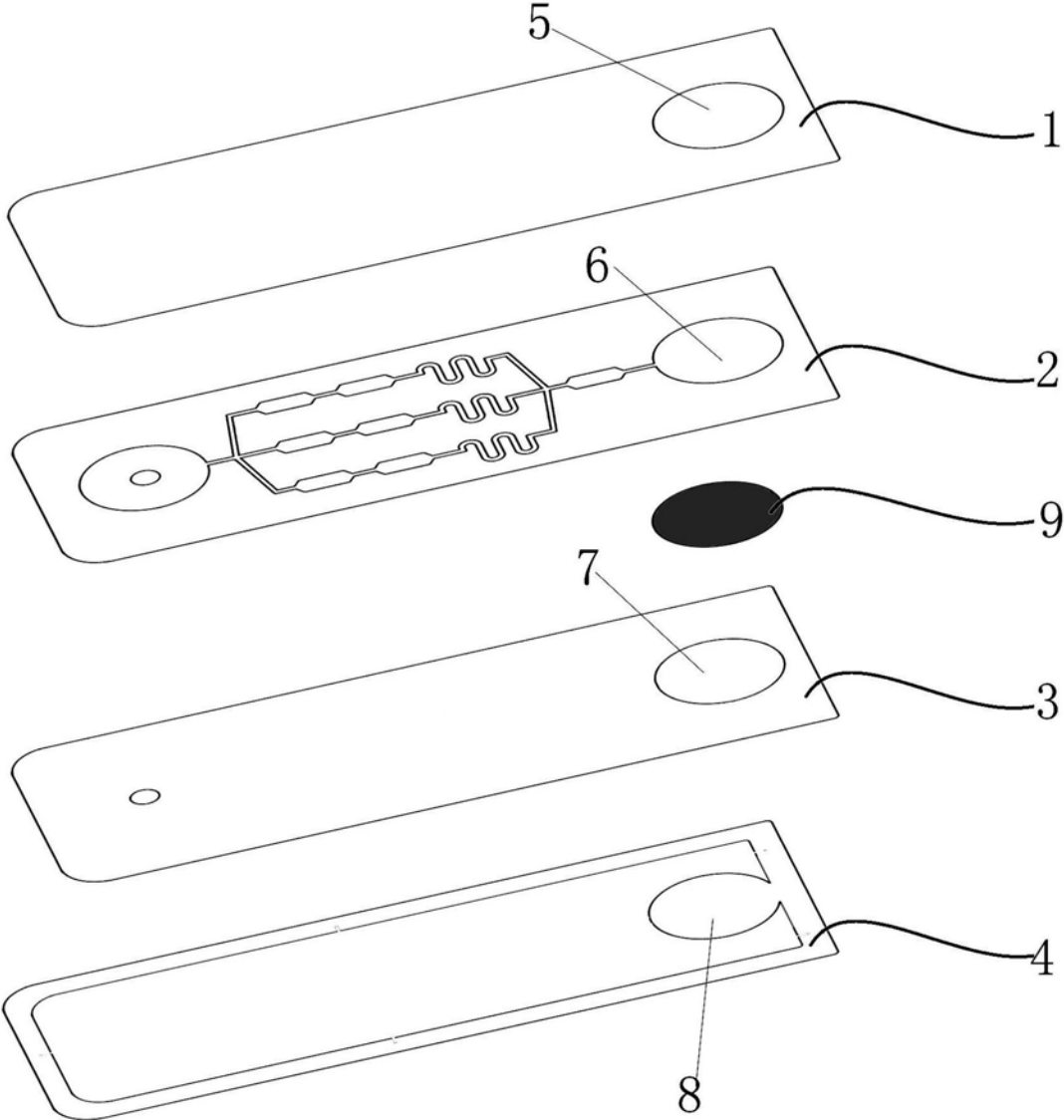


图1

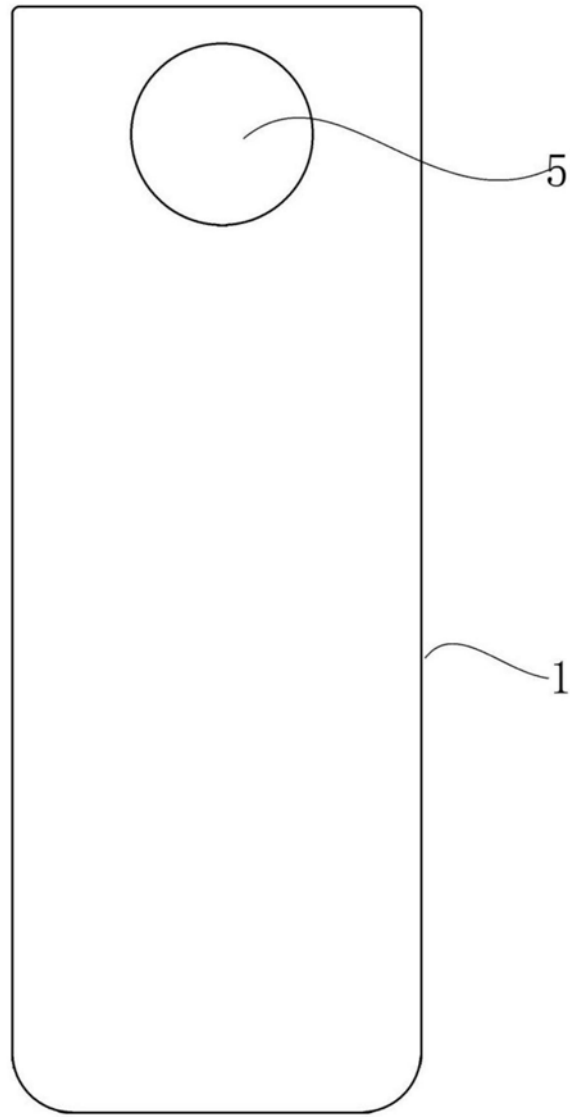


图2

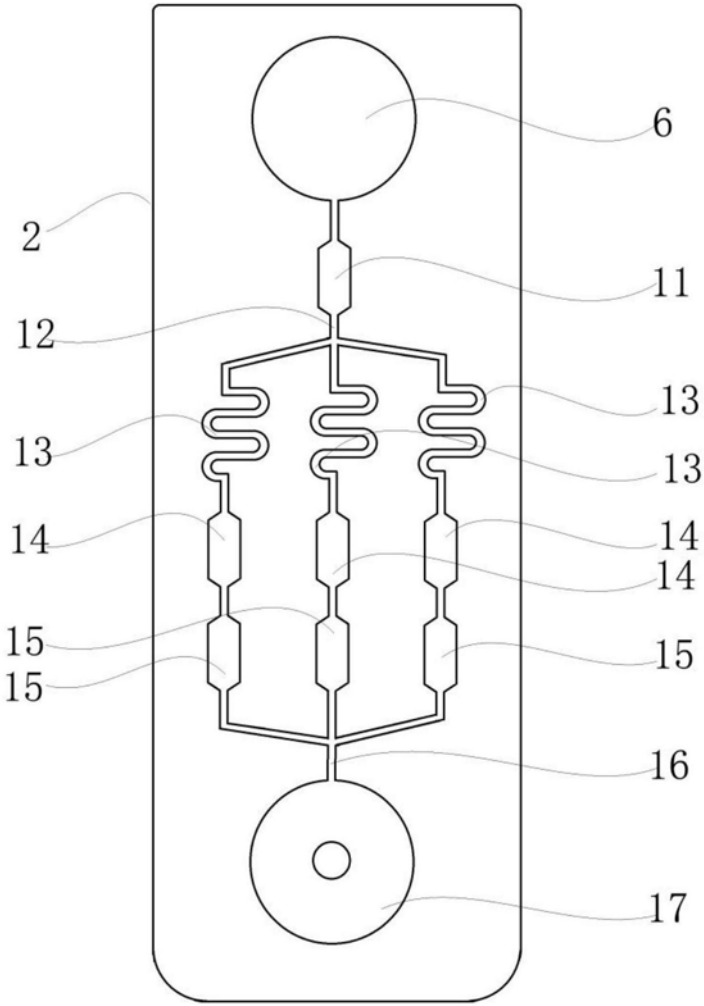


图3

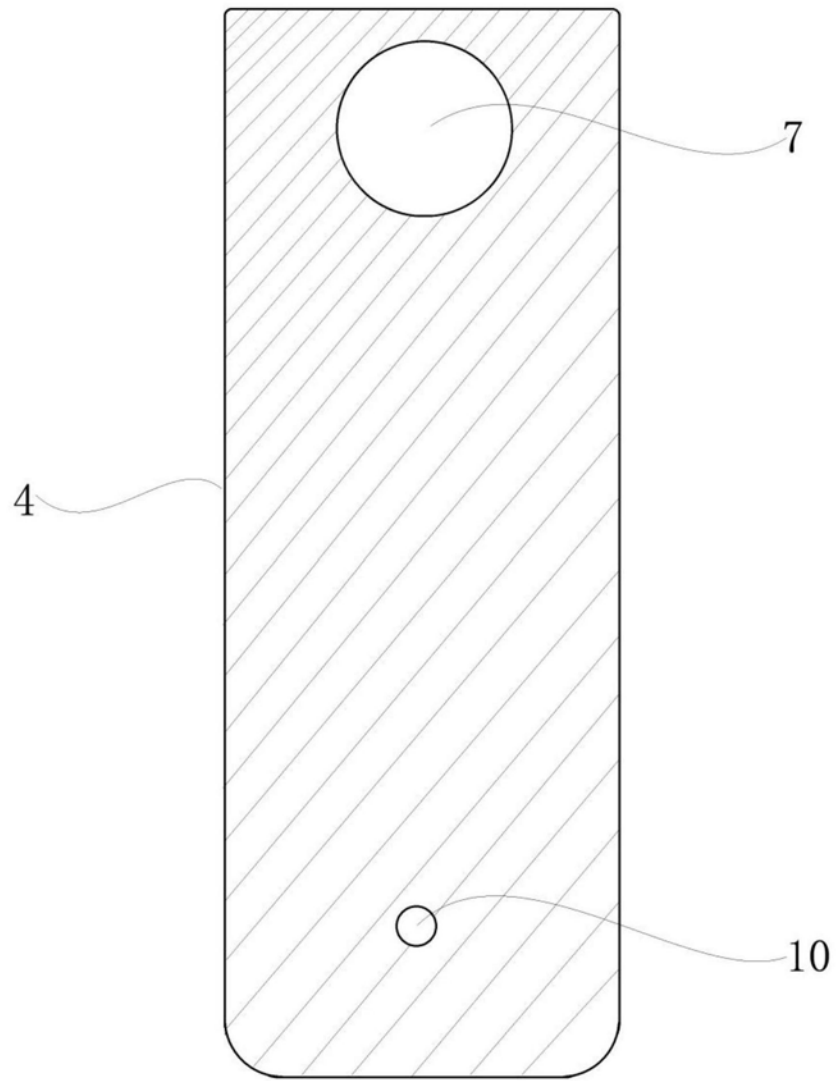


图4

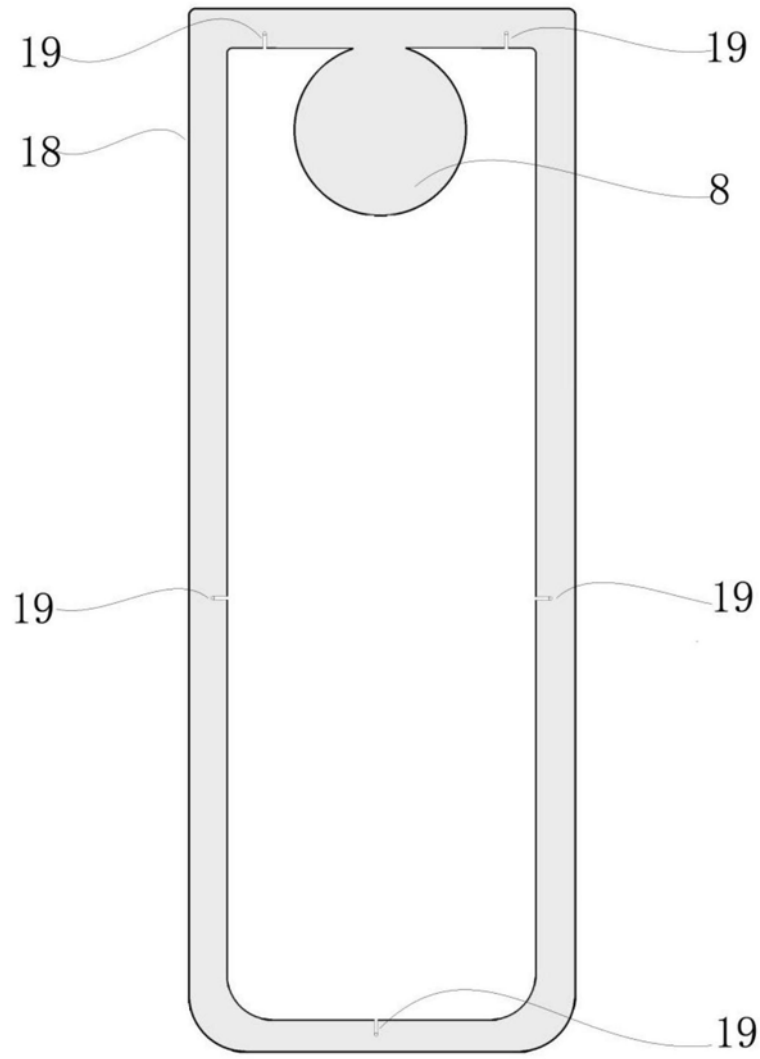


图5

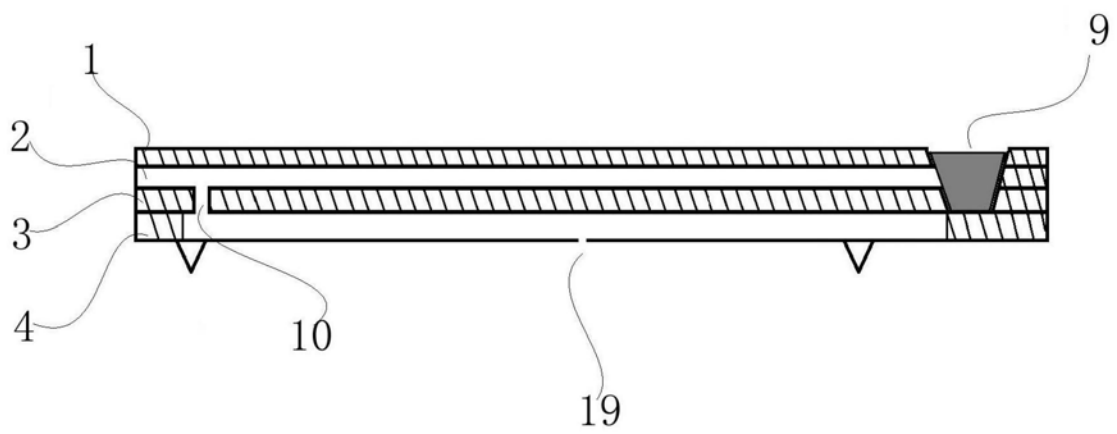


图6

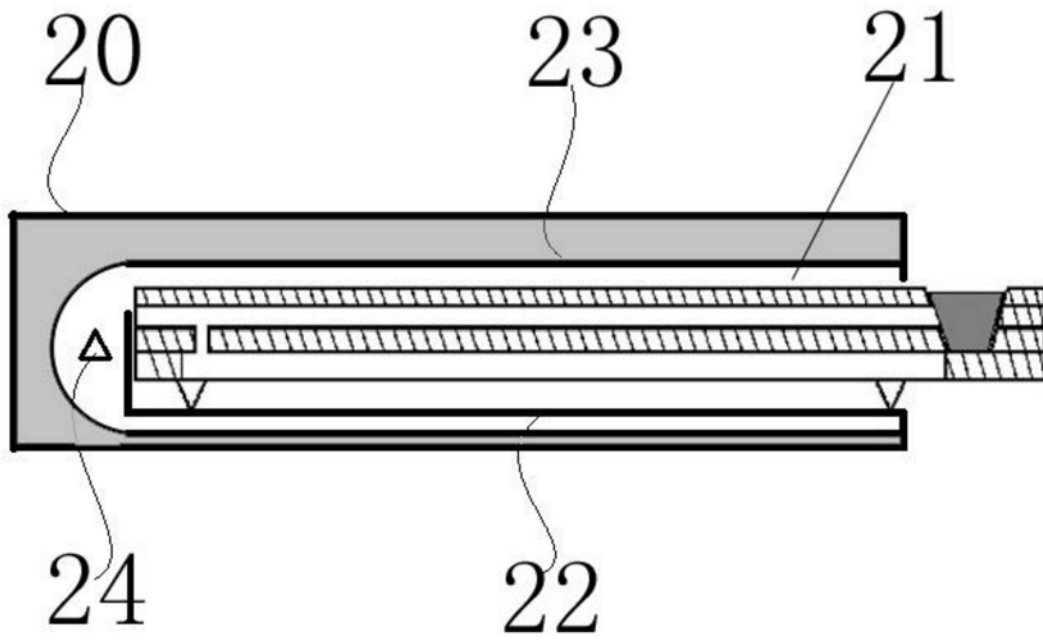


图7

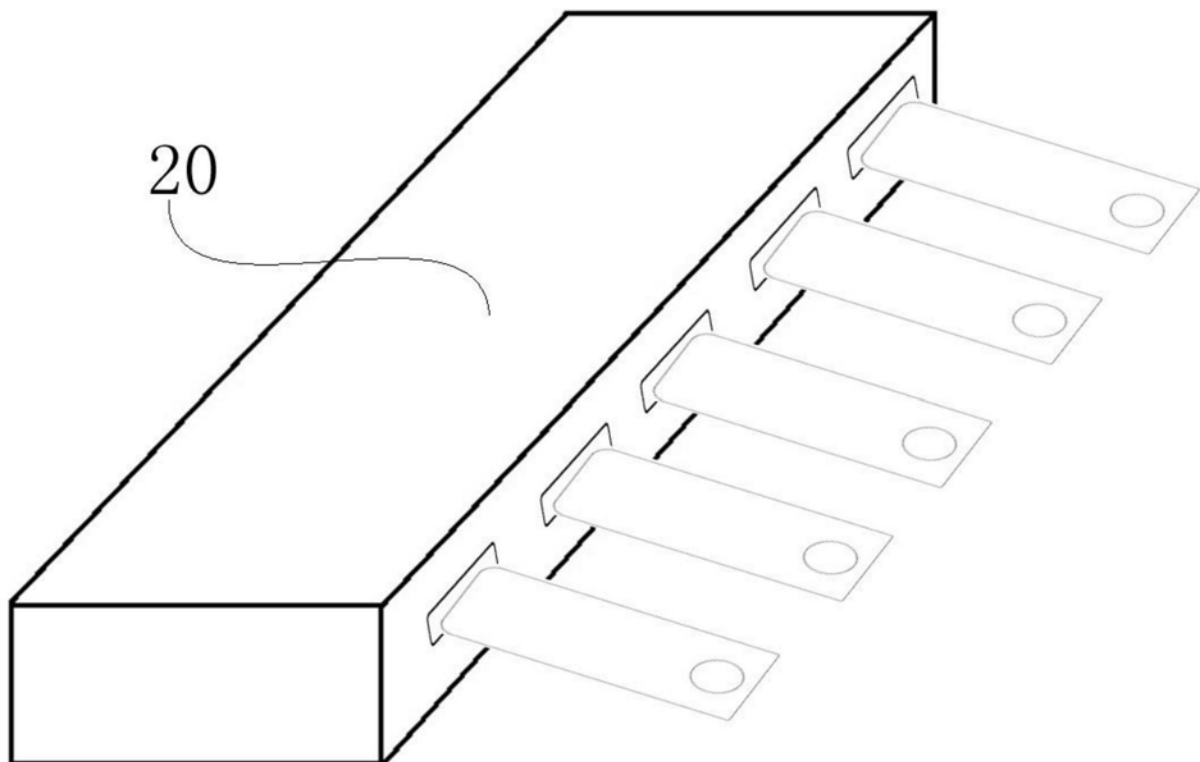


图8

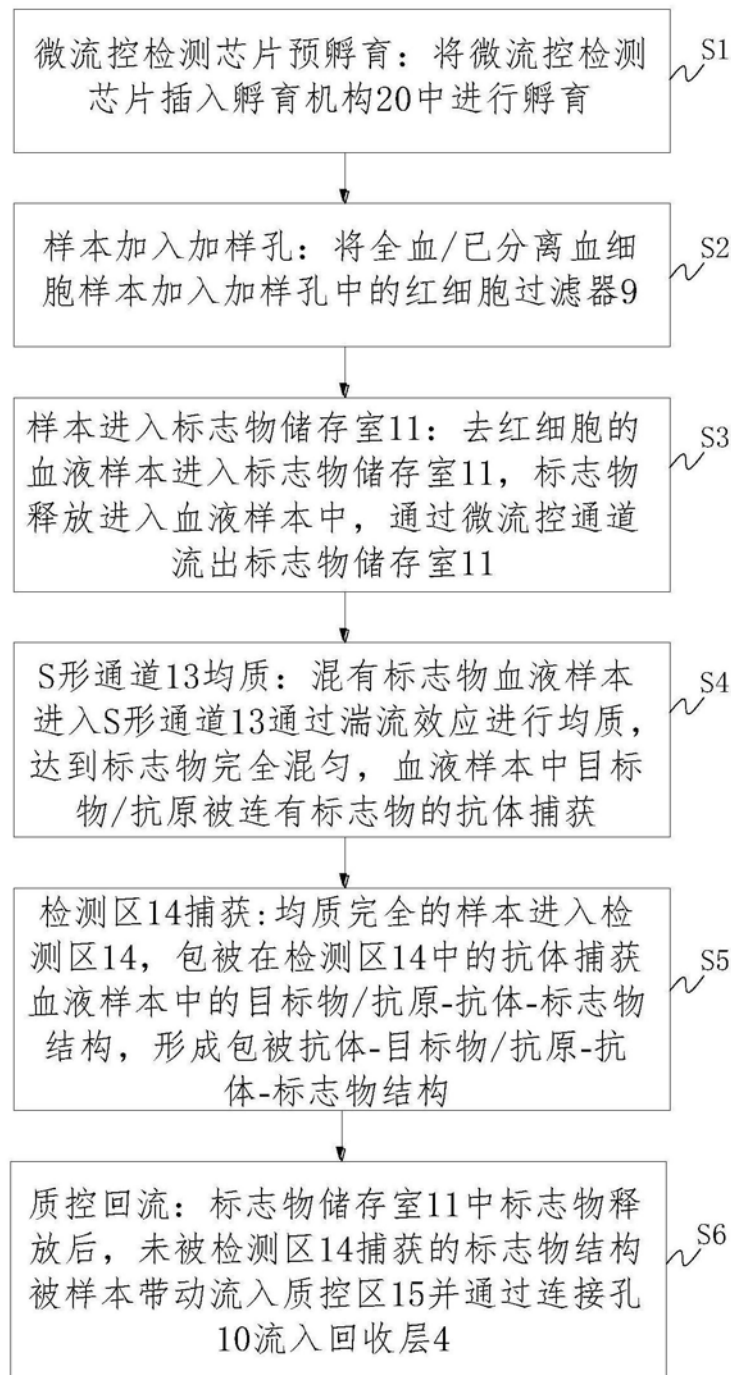


图9

专利名称(译)	一种用于免疫检测的微流控检测芯片及方法		
公开(公告)号	CN110244036A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910583110.8	申请日	2019-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	北京乐普医疗科技有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	北京乐普医疗科技有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京乐普医疗科技有限责任公司		
[标]发明人	胡飞 黄莎 邱笑违 董飒英		
发明人	胡飞 黄莎 邱笑违 董飒英		
IPC分类号	G01N33/53		
CPC分类号	G01N33/5302		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于免疫检测的微流控检测芯片及方法，将微流控检测芯片插入孵育机构中进行孵育；将血细胞样本加入加样孔中的红细胞过滤器；去红细胞的血液样本进入标志物储存室，标志物释放进入血液样本中，通过微流控通道流出标志物储存室；混有标志物血液样本进入S形通道通过湍流效应进行均质，血液样本中目标物/抗原被连有标志物抗体捕获；均质完全的样本进入检测区，包被在检测区中的抗体捕获血液样本中的目标物/抗原-抗体-标志物结构，形成包被抗体-目标物/抗原-抗体-标志物结构；标志物储存室中标志物释放后，未被检测区捕获的标志物结构被样本带动流入质控区通过连接孔流入回收层。实现多通道、多指标并行分析，降低免疫检测芯片的成本。

