



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117085754 A

(43) 申请公布日 2023. 11. 21

(21) 申请号 202311361354.4

(22) 申请日 2023.10.20

(71) 申请人 天津微纳芯科技有限公司

地址 300457 天津市滨海新区经济技术开
发区信环西路19号2号楼2102

(72) 发明人 王战会 张天乐 王树相

(74) 专利代理机构 北京布瑞知识产权代理有限
公司 11505

专利代理师 秦卫中

(51) Int. Cl.

B01L 3/00 (2006.01)

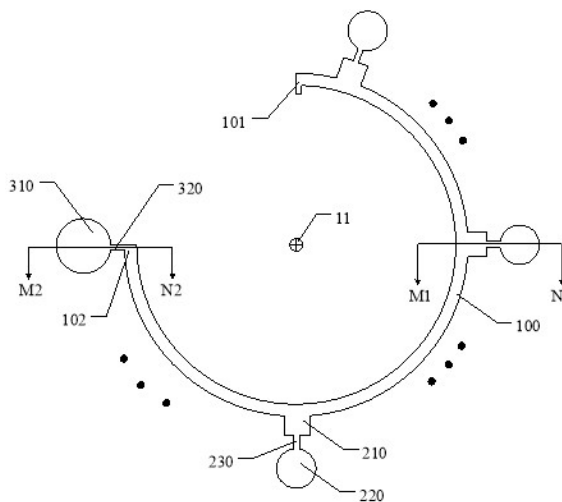
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

微流控基板和微流控芯片

(57) 摘要

本公开提供了一种微流控基板和微流控芯片,该微流控基板包括流道结构,且流道结构包括输送流道、回收组和多个检测组。输送流道包括输入端和输出端。多个检测组排布在输入端和输出端之间,且每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道和第二流体槽,第一流体槽与输送流道连通,至少一个第二流体槽中设置有试剂。回收组包括废液槽和第二微流道,第二微流道的一端与废液槽连通,且第二微流道的另一端与输送流道的输出端连通。将第一微流道对流体进行阻滞的临界转速设置为第一转速,第二微流道设置为在第一转速下对流体进行阻滞。该设计可以避免输送流道中的流体优先进入废液槽,从而保证第二流体槽中导入的流体的量。



1. 一种微流控基板,其特征在于,包括流道结构,且所述流道结构包括:
 输送流道,包括输入端和输出端;
 多个检测组,排布在所述输入端和所述输出端之间,且每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道和第二流体槽,所述第一流体槽与所述输送流道连通,至少一个所述第二流体槽中设置有试剂;以及
 回收组,包括废液槽和第二微流道,所述第二微流道的一端与废液槽连通,且所述第二微流道的另一端与所述输送流道的所述输出端连通;
 其中,将所述第一微流道对流体进行阻滞的临界转速设置为第一转速,所述第二微流道设置为在所述第一转速下对流体进行阻滞。
2. 根据权利要求1所述的微流控基板,其特征在于,
 所述第一微流道配置为具有第一长度和第一截面积,以在所述第一转速下,使得来自所述第一流体槽的流体和存在于所述第二流体槽的气体在所述第一微流道中形成气液界面;以及
 所述第二微流道配置为具有第二长度和第二截面积,以在所述第一转速下,使得来自所述输送流道的流体和存在于所述废液槽中的气体在所述第二微流道中形成气液界面。
3. 根据权利要求2所述的微流控基板,其特征在于,
 将所述第二微流道对流体进行阻滞的临界转速设置为第二转速,所述微流控基板具有转动轴心,所述检测组和所述回收组位于所述输送流道的背离所述转动轴心的一侧,所述第一流体槽配置为使得所述输送流道的流体在第三转速下进入所述第一流体槽,以及
 所述第一转速大于所述第三转速,所述第二转速与所述第三转速不相等,或者,所述第一转速等于所述第三转速,且所述第二转速大于或者等于所述第三转速;
 优选地,所述回收组还包括第三流体槽,所述第二微流道通过所述第三流体槽与所述输送流道连通,且所述第三流体槽配置为使得所述输送流道的流体在所述第三转速下进入所述第三流体槽。
4. 根据权利要求3所述的微流控基板,其特征在于,所述第一微流道和所述第二微流道都为非虹吸流道,以及
 所述第一转速等于所述第二转速,其中,所述第一长度等于所述第二长度,和/或,所述第一截面积等于所述第二截面积;或者
 所述第一转速小于所述第二转速,其中,所述第一长度小于所述第二长度,和/或,所述第一截面积大于所述第二截面积。
5. 根据权利要求3或4所述的微流控基板,其特征在于,所述第一微流道为非虹吸流道,所述第二微流道为虹吸流道,所述第二转速小于所述第三转速,以及
 所述第二微流道的部分至所述转动轴心的距离,小于所述输出端至所述转动轴心的距离。
6. 根据权利要求1至4中任一项所述的微流控基板,其特征在于,每个检测组还包括缓冲槽和第三微流道,所述第一流体槽、所述第一微流道、所述缓冲槽、所述第三微流道和所述第二流体槽依次连通;
 优选地,所述第三微流道设置为在第四转速下阻滞流体,且所述第四转速大于所述第一转速;

优选地,所述第二流体槽和所述缓冲槽的体积之和不小于所述第一流体槽的体积。

7. 根据权利要求1至4中任一项所述的微流控基板,其特征在于,所述输送流道形状为非闭合环形,以及

所述环形为圆形的一部分,且所述环形所在圆的圆心为所述转动轴心;或者

所述环形为非圆形的一部分,所述输入端至所述转动轴心的距离小于所述输出端至所述转动轴心的距离,且从所述输入端至所述输出端,所述输送流道至所述转动轴心的距离依次增加;或者

所述环形为非圆形的一部分,所述输入端至所述转动轴心的距离大于所述输出端至所述转动轴心的距离,且从所述输入端至所述输出端,所述输送流道至所述转动轴心的距离依次减小。

8. 根据权利要求1至4中任一项所述的微流控基板,其特征在于,还包括混合槽和第四微流道,其中,所述混合槽通过所述第四微流道与所述输送流道的所述输入端连通,以及所述混合槽的体积大于或等于所述输送流道和所述第一流体槽的体积之和。

9. 根据权利要求1至4中任一项所述的微流控基板,其特征在于,包括:

流道层,所述流道结构形成在所述流道层中;以及

基底,位于所述流道层的与设置有所述第一流体槽、所述第一微流道、所述第二微流道、所述第二流体槽和所述废液槽的一侧相背的另一侧;

其中,所述基底与所述流道层贴合设置或者所述基底与所述流道层一体成型。

10. 一种微流控芯片,包括盖板和如权利要求1至9中任一项所述的微流控基板,其中,所述盖板与所述微流控芯片对合并且位于所述微流控基板的设置有所述第一流体槽、所述第一微流道、所述第二微流道、所述第二流体槽和所述废液槽的一侧。

微流控基板和微流控芯片

技术领域

[0001] 本公开涉及分析检测领域,具体地,涉及一种微流控基板和微流控芯片。

背景技术

[0002] 微流控芯片技术(Microfluidics)在生物、化学、医学等领域具有巨大潜力,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。通过离心力在微流道中驱动流体和控制流体量的离心式微流控,拥有高度集成化、自动化、微型化和并行检测多个样本或指标的优点,已成为微流控芯片技术领域中的重要分支。

[0003] 但是,当前的微流控芯片限于自身的结构设计,在进行检测时,容易存在反应室流体注入量难以控制等因素而导致检测结果不准确的情况,从而不能满足用户对高检测精度的需求。

发明内容

[0004] 本公开第一方面提供一种微流控基板,该微流控基板包括流道结构,且流道结构包括输送流道、回收组和多个检测组。输送流道包括输入端和输出端。多个检测组排布在输入端和输出端之间,且每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道和第二流体槽,第一流体槽与输送流道连通,至少一个第二流体槽中设置有试剂。回收组包括废液槽和第二微流道,第二微流道的一端与废液槽连通,且第二微流道的另一端与输送流道的输出端连通。将第一微流道对流体进行阻滞的临界转速设置为第一转速,第二微流道设置为在第一转速下对流体进行阻滞。

[0005] 在上述方案中,可以避免输送流道中的流体优先进入废液槽,从而保证第一流体槽中储存的流体可以完全导入第二流体槽,以保证第二流体槽中导入的流体的量。

[0006] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,第一微流道配置为具有第一长度和第一截面积,以在第一转速下,使得来自第一流体槽的流体和存在于第二流体槽的气体在第一微流道中形成气液界面;此外,第二微流道配置为具有第二长度和第二截面积,以在第一转速下,使得来自输送流道的流体和存在于废液槽中的气体在第二微流道中形成气液界面。

[0007] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,将第二微流道对流体进行阻滞的临界转速设置为第二转速,微流控基板具有转动轴心,检测组和回收组位于输送流道的背离转动轴心的一侧,第一流体槽配置为使得输送流道的流体在第三转速下进入第一流体槽。

[0008] 例如,第一转速大于第三转速,第二转速与第三转速不相等。如此,在流体进入输送流道(例如从下述的混合槽)之后,需要提升转速以使得流体突破第一微流道,在此之前,可以保证进入输送流道的流体完全充满第一流体槽。

[0009] 例如,第一转速等于第三转速,且第二转速大于或者等于第三转速。如此,在流体进入输送流道(例如从下述的混合槽)的同时会自动进入第一流体槽,并在离心力的作用下,同时突破第一微流道,在此情况下,第二微流道仍阻滞流体,从而保证进入输送流道的

流体优先进入第二流体槽。

[0010] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,回收组还包括第三流体槽,第二微流道通过第三流体槽与输送流道连通,第三流体槽配置为使得输送流道的流体在第三转速下进入第三流体槽。

[0011] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,第一微流道和第二微流道都为非虹吸流道,第一转速等于第二转速,其中,第一长度等于第二长度,和/或,第一截面积等于第二截面积。

[0012] 在上述方案中,输送流道中的流体可以同时进入废液槽并且进入回收组的内部(例如第二流体槽和下述的缓冲槽),从而避免已经储存在第一流体槽中的流体进入废液槽。

[0013] 在本公开第一方面的另一个具体实施方式中,第一微流道和第二微流道都为非虹吸流道,第一转速小于第二转速,其中,第一长度小于第二长度,和/或,第一截面积大于第二截面积。

[0014] 在上述方案中,相对于第一微流道,第二微流道对液体的阻滞效果更强,当转速(大于第一转速且小于第二转速)提供的离心力使得第一微流道的气液界面被破坏的同时,第二微流道中仍可以维持气液界面。

[0015] 在本公开第一方面的另一个具体实施方式中,第一微流道为非虹吸流道,第二微流道为虹吸流道,第二转速小于第三转速,且第二微流道的部分至转动轴心的距离,小于输出端至转动轴心的距离。如此,可以利用虹吸作用将输送流道中的流体导入废液槽。

[0016] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,每个检测组还可以包括缓冲槽和第三微流道,第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第三微流道和第二流体槽依次连通。例如,进一步地,第三微流道设置为在第四转速下阻滞流体,且第四转速大于第一转速。

[0017] 在上述方案中,通过设置缓冲槽,可以避免第一流体槽中的液体提前接触第二流体槽中的预装试剂,精确控制第二流体槽中试剂的反应时间,也能够进一步降低各个检测组中的试剂发生交叉污染的风险。

[0018] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,第二流体槽和缓冲槽的体积之和不小于第一流体槽的体积。如此,第一流体槽储存的流体充满第二流体槽之后可以储存在缓冲槽中,从而避免流体回流至输送流道而导致不同的检测组之间出现交叉污染。

[0019] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,输送流道形状为非闭合环形,该环形为圆形的一部分,且该环形所在圆的圆心为转动轴心;或者,输送流道形状为非闭合环形,该环形为非圆形的一部分,且输送流道形状为非闭合环形,输入端至转动轴心的距离小于输出端至转动轴心的距离,从输入端至输出端,输送流道至转动轴心的距离依次增加;或者,环形为非圆形的一部分,输入端至转动轴心的距离大于输出端至转动轴心的距离,且从输入端至输出端,输送流道至转动轴心的距离依次减小。

[0020] 在上述方案中,在微流控基板进行旋转时,有利于流体在输送流道中均匀分布,从而使得流体均匀流入每个检测组中的第一流体槽中;此外,在输送流道至转动轴心的距离从输入端至输出端依次增加的情况下,可以使得输送流道中残留的流体向输出端聚集,以保证残留的流体都可以进入废液槽中;另外,在输送流道至转动轴心的距离从输入端至输出端依次减小的情况下,可以减小微流控基板的整体设计尺寸,有利于微流控基板的小型

化设计。

[0021] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,微流控基板还可以包括混合槽和第四微流道,其中,混合槽通过第四微流道与输送流道的输入端连通,混合槽的体积大于输送流道和第一流体槽的体积之和。如此,在流体由混合槽进入输送流道的过程中,可以保证混合槽中的流体相对于输送流道的流体存在高度差,以使得流体能够充满输送流道和所有的第一流体槽。

[0022] 在本公开第一方面的一个具体实施方式中,微流控基板可以包括流道层和基底。流道结构形成在流道层中,基底位于流道层的与设置有第一流体槽、第一微流道、第二微流道、第二流体槽和废液槽的一侧相背的另一侧,且基底与流道层贴合设置或者基底与流道层一体成型。

[0023] 本公开第二方面提供一种微流控芯片,该微流控芯片包括盖板和上述第一方面中的微流控基板,其中,盖板与微流控芯片对合并且位于微流控基板的设置有第一流体槽、第一微流道、第二微流道、第二流体槽和废液槽的一侧。

附图说明

[0024] 图1为本公开一实施例提供的一种微流控基板的平面结构示意图。

[0025] 图2为图1所示微流控基板的部分区域的结构示意图。

[0026] 图3为图2所示微流控基板沿M1-N1的截面图。

[0027] 图4为图2所示微流控基板沿M2-N2的截面图。

[0028] 图5为本公开一实施例提供的另一种微流控基板的部分区域的结构示意图。

[0029] 图6为本公开一实施例提供的另一种微流控基板的部分区域的结构示意图。

[0030] 图7为本公开一实施例提供的另一种微流控基板的部分区域的结构示意图。

[0031] 图8为本公开一实施例提供的另一种微流控基板的部分区域的结构示意图。

[0032] 图9为本公开一实施例提供的另一种微流控基板的部分区域的结构示意图。

[0033] 图10为本公开一实施例提供的另一种微流控基板的部分区域的结构示意图。

[0034] 图11为本公开一实施例提供的一种微流控芯片的一部分区域的截面图。

[0035] 图12为本公开一实施例提供的一种微流控芯片的另一部分区域的截面图。

具体实施方式

[0036] 下面将结合本说明书实施例中的附图,对本说明书实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本说明书一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本说明书中的实施例,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,都属于本说明书保护的范围。

[0037] 微流控(Microfluidics)指的是使用微流道(尺寸为数十到数百微米)处理或操纵微小流体(体积为纳升到微升)的系统所涉及的科学和技术,是一门涉及化学、流体物理、微电子、新材料、生物学和生物医学工程的新兴交叉学科。因为具有微型化、集成化等特征,微流控装置通常被称为微流控芯片,也可以称为芯片实验室(英文名称为Lab on a Chip)或者微全分析系统(英文名称为micro-Total Analytical System)。

[0038] 在微流控芯片中,设置有输送流道和多个检测槽(例如下述实施例中的第二流体

槽),该检测槽中预装试剂,例如,不同的检测槽中预装不同的试剂,如此,可以在一次检测流程中实现对样品的多种检测。每个检测槽设置有容纳槽(例如下述实施例中的第一流体槽)以预存注入每个检测槽的流体,在实际检测工艺中,在向检测槽注入含有样品的流体之前,需要先将流体注入容纳槽以预存注入每个检测槽的流体,在每个容纳槽都注入流体之后,可以通过例如增加转速等手段,使得容纳槽的流体注入检测槽,而多余的流体会进入废液槽。但是,在实际工艺中,在输送流道中的流体进入废液槽时,会将已经储存在容纳槽中的部分流体带走(例如因流体粘性和表面张力的作用等因素导致),使得最终进入检测槽的流体过少而导致检测精度降低甚至无法完成检测。

[0039] 有鉴于此,本公开至少一个实施例提供一种微流控基板,以至少解决上述技术问题。该微流控基板包括流道结构,且流道结构包括输送流道、回收组和多个检测组。输送流道包括输入端和输出端。多个检测组排布在输入端和输出端之间,且每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道和第二流体槽,第一流体槽与输送流道连通,至少一个第二流体槽中设置有试剂。回收组包括废液槽和第二微流道,第二微流道的一端与废液槽连通,且第二微流道的另一端与输送流道的输出端连通。将第一微流道对流体进行阻滞的临界转速设置为第一转速,第二微流道设置为在第一转速下对流体进行阻滞。如此,输送流道的流体不会优先进入废液槽,可以避免输送流道的流体过多进入废液槽而导致进入第二流体槽中的流体过少,以保证第一流体槽中储存的流体可以完全导入第二流体槽,从而保证第二流体槽中导入的流体的量,以保证微流控基板的检测质量。

[0040] 下面,结合附图,对根据本公开至少一个实施例中的微流控基板和微流控芯片的具体结构进行详细地说明。

[0041] 如图1至图4所示,微流控基板10包括流道结构,且流道结构包括输送流道100、多个检测组200和回收组300。输送流道100包括输入端101和输出端102。多个检测组200依次排布在输入端101和输出端102之间,且每个检测组200包括依次连通的第一流体槽210、第一微流道230和第二流体槽220,第一流体槽210与输送流道100连通,至少一个第二流体槽220中设置有用于检测的试剂。回收组300包括废液槽310和第二微流道320,第二微流道320的一端与废液槽310连通,且第二微流道320的另一端与输送流道100的输出端102连通。

[0042] 将第一微流道230对流体进行阻滞的临界转速设置为第一转速,即,在大于或者小于第一转速时,第一流体槽210中的流体会突破第一微流道230的阻滞而进入第二流体槽220。第二微流道320设置为在第一转速对流体进行阻滞,即,在第一转速下,输送流道100中的流体不会突破第二微流道320的阻滞,从而不会进入废液槽310。如此,在一定的转速(例如下述的第三转速)下,流体从输入端101进入输送流道100并沿着输送流道100向输出端102流动,在此过程中,流体会依次填满第一流体槽210,在流体会将全部的第一流体槽210填满之后,如果提高转速至接近或等于第一转速,此情况下,第一微流道230和第二微流道320仍会对流体进行阻滞,在提速至大于第一转速之后,位于第一微流道230中的流体会突破第一微流道230的阻滞,即,第一微流道230中的流体中的流体不会在第二微流道320中的流体之后突破阻滞,从而保证第一流体槽210中预存的流体可以完全进入第二流体槽220。

[0043] 需要说明的是,在实际操作中,可以从上述的“一定的转速(例如下述的第三转速)”直接提速至大于第一转速,而限于先提速至第一转速再进一步提速至大于第一转速。

[0044] 在本公开的实施例中,第一微流道配置为具有第一长度和第一截面积,以在第一转速下,使得来自第一流体槽的流体和存在于第二流体槽的气体在第一微流道中形成气液界面,此时,该气液界面会位于第一微流道的背离第一流体槽的一端(可称为输出端),相应地,第二微流道配置为具有第二长度和第二截面积,以保证在第一转速下,使得来自输送流道的流体和存在于废液槽中的气体在第二微流道中也会形成气液界面。以第一微流道为例,在实际工艺中,流体从输送流道进入第二流体槽可以包括两个阶段:第一阶段,在低转速下,流体通过输送流道沿着第一流体槽的侧壁流向第一流体槽的底部(第一流体槽的背离转动轴心的部分),由于存在界面张力,第一流体槽底部的第一微流道的入口将被封住,继续流入第一流体槽的流体在离心力驱动下进一步进入第一微流道中,第二流体槽中被封住的空气将受到压缩产生反向压力,当反向压力和流体的表面张力与离心力达到平衡时,第一微流道中的流体将停止流动,以在第一微流道中形成稳定的气液界面,此时第一流体槽中已经被流体充满;第二阶段,提高转速以增大离心力,从而打破气液界面处的平衡,流体突破第一微流道而继续向第二流体槽流动,从而使得预存在各个第一流体槽中的流体流入对应的第二流体槽中,在此情况下,被封住的空气会通过第一微流道排出。

[0045] 需要说明的是,通过控制微流道的长度和截面积(例如宽度和深度的乘积),可以控制气液界面被打破时需要的转速。例如,在微流道的长度越大和/或截面积越小的情况下,微流道本身对流体的滞留效果越强,打破微流道中形成的气液界面时所需的转速越大。

[0046] 在本公开至少一个实施例中,如图1至图5所示,微流控基板10具有转动轴心11,检测组200和回收组300位于输送流道100的背离转动轴心11的一侧。将第二微流道对流体进行阻滞的临界转速设置为第二转速,第一流体槽210配置为使得输送流道100的流体在第三转速下进入第一流体槽210。

[0047] 例如,在一些实施方案中,第一转速大于第三转速,且第二转速与第三转速不相等。如此,在第三转速下,可以保证流体在进入输送流道100的过程中填满第一流体槽210,且不会进入废液槽310,即,在流体进入输送流道100(例如从下述的混合槽)之后,需要提升转速以使得流体突破第一微流道230,在此之前,可以保证进入输送流道100的流体完全充满第一流体槽210。

[0048] 例如,在另一些实施方案中,第一转速等于第三转速,且第二转速大于或者等于第三转速。如此,在流体进入输送流道100(例如从下述的混合槽)的同时会自动进入第一流体槽210,并在离心力的作用下,同时突破第一微流道230,在此情况下,第二微流道320仍阻滞流体,从而保证进入输送流道100的流体优先进入(直接进入或者间接进入,例如通过下述的缓冲槽进入)第二流体槽220。

[0049] 在本公开一些实施例中,可重新参见图2,第二微流道320可以直接连通至输送流道100的输出端102。

[0050] 在本公开另一些实施例中,如图5所示,回收组还可以包括第三流体槽330,在此情况下,第二微流道320通过第三流体槽330与输送流道100连通,即,第三流体槽330位于第二微流道320和输送流道100之间。第三流体槽330配置为使得输送流道100的流体在第三转速下进入第三流体槽330。例如,输送流道100的设计尺寸可以设置为与第一流体槽210相同。

[0051] 在本公开的实施例中,只要保证第二微流道不会在第一微流道之前允许流体通过即可,在此情况下,可以选择将第一微流道和第二微流道的流体同时(在同一转速下)突破

阻滞,或者,可以选择将第一微流道和第二微流道设计为在不同的转速下使得流体突破阻滞。对于后一种情况,可以单纯使用转速提供的离心力使得流体通过第二微流道,也可以使用其它方式诸如虹吸作用力使得流体通过第二微流道。下面,通过不同的实施例对该些方式的实施原理进行说明。

[0052] 在本公开一些实施例中,第一微流道和第二微流道都为非虹吸流道,且第一转速等于第二转速,如图5所示,在转速为第一转速(相当于第二转速)时,第一微流道230中的气液界面位于第一微流道230的背离输送流道100的端部,且第二微流道320中的气液界面也位于第二微流道320的背离输送流道100的端部,在进一步提速以使得转速大于第一转速时,第一微流道230和第二微流道320中的气液界面同时被打破,即,输送流道100中的流体同时进入废液槽310和第二流体槽220。在该设计中,第一微流道230和第二微流道320的长度和/或截面积可以设计为相等,即,第一长度等于第二长度,和/或,第一截面积等于第二截面积。

[0053] 在本公开另一些实施例中,第一微流道和第二微流道都为非虹吸流道,且第一转速小于第二转速,如图5所示,在转速为第一转速时,第一微流道230中的气液界面位于第一微流道230的背离输送流道100的端部,且第二微流道320中的气液界面还未到达第二微流道320的背离输送流道100的端部,相对于第一微流道230,第二微流道320对液体的阻滞效果更强,当转速(大于第一转速且小于第二转速)提供的离心力使得第一微流道230的气液界面被破坏的同时,第二微流道320中仍可以维持气液界面,如此,可以保证输送流道100中的流体优先进入第二流体槽220,从而保证第二流体槽220中进入的流体的量。在该设计中,第一微流道230相对于第二微流道320对液体的阻滞效果较弱,例如,可以将第一微流道230和第二微流道320的长度和/或截面积的大小关系设计为:第一长度小于第二长度,和/或,第一截面积大于第二截面积。

[0054] 在本公开另一些实施例中,如图6或图7所示,第一微流道230为非虹吸流道,第二微流道320为虹吸流道,第二转速小于第三转速,且第二微流道320的部分(此处称为中间部分)至转动轴心的距离,小于输出端102至转动轴心11的距离。如此,在第三转速下,输送流道100中的流体填满第一流体槽210,且在第二微流道320中,因为第二微流道320的中间部分相对于输送流道100的输出端距离转动轴心11更近,虹吸作用力不能克服离心力而使得气液界面不能越过第二微流道320的中间部分;然后将转速提升至突破第一转速,以使得第一流体槽210中的流体进入第二流体槽220,此情况下,第二微流道320中流体受到的离心力进一步加大,反而使得气液界面更难以越过第二微流道320的中间部分;此后,在第一流体槽210中的流体完全进入第二流体槽220之后,降低转速至小于第二转速(同时小于第三转速),此时,因为离心力减小,虹吸作用力已经克服离心力而使得气液界面越过第二微流道320的中间部分,以使得输送流道100中剩余的流体最终被导入废液槽310中。

[0055] 在实际工艺中,在将流体注入第一流体槽以预存流体的阶段,第一流体槽的流体可能会流入第二流体槽中以与试剂混合而提前启动反应,导致检测的结果可能出现误差。因此,在本公开一些实施例中,可以在第一流体槽和第二流体槽之间设置缓冲槽,以解决这个问题。例如,如图8或图9所示,每个检测组还可以包括缓冲槽240和第三微流道250,第一流体槽210、第一微流道230、缓冲槽240、第三微流道250和第二流体槽220依次连通。例如,第三微流道250可以设计为具有足够的截面积以不对流体进行阻滞,或者,第三微流道250可

以设置为在第四转速下阻滞流体,且第四转速大于第一转速。在第三微流道250设计为可对流体进行阻滞的情况下,在实际工艺中,可以在输送流道100中残留的流体进入废液槽310中之后(此时预存在第一流体槽210中的流体已经进入缓冲槽240),再将转速提升至大于第四转速,以使得缓冲槽240中存储的流体进入第二流体槽220。通过设置缓冲槽240,可以避免第一流体槽210中的液体提前接触第二流体槽220中的预装试剂,以精确控制第二流体槽220中试剂的反应时间,而且可以降低各个检测组中的试剂发生交叉污染的风险。

[0056] 例如,第二流体槽220和缓冲槽240的体积之和不小于第一流体槽210的体积。如此,第一流体槽210储存的流体充满第二流体槽220之后可以储存在缓冲槽240中,从而避免流体回流至输送流道100而导致不同的检测组之间出现交叉污染。

[0057] 在本公开至少一个实施例中,输送流道形状为非闭合环形,该环形为圆形的一部分,且该环形所在圆的圆心为转动轴心;或者,输送流道形状为非闭合环形,该环形为非圆形的一部分,且输送流道形状为非闭合环形,输入端至转动轴心的距离小于输出端至转动轴心的距离,从输入端至输出端,输送流道至转动轴心的距离依次增加;或者,环形为非圆形的一部分,输入端至转动轴心的距离大于输出端至转动轴心的距离,且从输入端至输出端,输送流道至转动轴心的距离依次减小。

[0058] 例如,如图8所示,微流控基板10的输送流道100为圆弧形(属于非闭合环形),转动轴心11即为该圆弧形所在圆的圆心。

[0059] 例如,如图9所示,可以对图8所示的微流控基板10的形状进行改造,以将转动轴心的位置从A偏移至B,那么输送流道100的输入端101至转动轴心的距离小于输送流道的输出端102至转动轴心的距离,而且从输入端101至输出端102,输送流道100至转动轴心的距离会依次增加。在输送流道至转动轴心的距离从输入端101至输出端102依次增加的情况下,可以使得输送流道100中残留的流体向输出端102聚集,以保证残留的流体都可以进入废液槽310中。

[0060] 例如,如图10所示,可以对图8所示的微流控基板10的形状进行改造,以将转动轴心的位置从A偏移至C,那么输送流道100的输入端101至转动轴心的距离大于输送流道的输出端102至转动轴心的距离,而且从输入端101至输出端102,输送流道100至转动轴心的距离会依次减小。

[0061] 需要说明的是,输送流道的形状也不限于为圆弧形,只要设计为符合上述规律即可。如此,在微流控基板进行旋转时,有利于流体在输送流道100中均匀分布,从而使得流体均匀流入每个检测组中的第一流体槽210中。

[0062] 在本公开至少一个实施例中,可重新参见图1和图2,微流控基板10还可以包括混合槽400和第四微流道500,混合槽400通过第四微流道500与输送流道100的输入端101连通。混合槽包括至少两个入口和一个出口,第四微流道500的一端与混合槽400的出口连通,第四微流道500的另一端连接至输送流道100。第四微流道500的部分至转动轴心11的距离小于混合槽400至转动轴心11的距离。混合槽400通过第四微流道500与输送流道100连通。混合槽400的至少两个入口可以用于分别通入至少两种类型的流体(例如样品和稀释液),且该两种流体在混合槽400中可以混合均匀,混合后的流体通过第四微流道500进入输送流道100。例如,在样品和稀释液分别经过混合槽400的两个入口进入混合槽400后,微流控基板10保持旋转,因为第四微流道500的部分至转动轴心11的距离小于混合槽400至转动轴心

11的距离,因此,混合槽400中的流体不会进入输送流道100;当样品和稀释液在混合槽400中混合均匀后,减小转动频率(转速)或者停止转动,混合槽400中的流体在第四微流道500的毛细力作用下充满第四微流道500,再次转动微流控基板10,混合槽400中的流体经由第四微流道500进入输送流道100。

[0063] 例如,混合槽400的体积大于输送流道100和第一流体槽210的体积之和。如此,在流体由混合槽400进入输送流道100的过程中,可以保证混合槽400中的流体相对于输送流道100的流体存在高度差,以使得流体能够充满输送流道100和所有的第一流体槽210。

[0064] 在本公开一些实施例中,请重新参见图3和图4,微流控基板10可以包括流道层12和基底13。流道结构形成在流道层12中,基底13位于流道层12的与设置有第一流体槽210、第一微流道230、第二微流道320、第二流体槽220和废液槽310的一侧相背的另一侧,且基底13与流道层12贴合设置。在本公开另一些实施例中,基底与流道层可以设置为一体成型。

[0065] 例如,在本公开一些实施例中,输送流道100和第一流体槽210之间连通的部分的深度可以如图3所示的小于输送流道100和第一流体槽210的深度,或者,输送流道100和第一流体槽210之间连通的部分的深度可以设置为等于输送流道100和第一流体槽210的深度,以便于输送流道100中的流体在离心力作用下进入第一流体槽210中。

[0066] 需要说明的是,在本公开的实施例中,微流控基板还可以包括诸如样本槽、样本定量槽、样本溢流槽、稀释液槽、稀释液定量槽、稀释液溢流槽等结构,具体可以参见当前微流控基板或者微流控芯片中的相关设计,在此不作赘述。

[0067] 本公开至少一个实施例提供一种微流控芯片,如图11和图12所示,该微流控芯片包括盖板20和上述任一实施例中的微流控基板10,盖板20与微流控基板10对合并且位于微流控基板10的设置有第一流体槽210、第一微流道230、第二微流道320、第二流体槽220和废液槽310的一侧。盖板20和微流控基板10水密性地粘接在一起。

[0068] 以上所述仅为本说明书的较佳实施例而已,并不用以限制本说明书,凡在本说明书的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换等,均应包含在本说明书的保护范围之内。

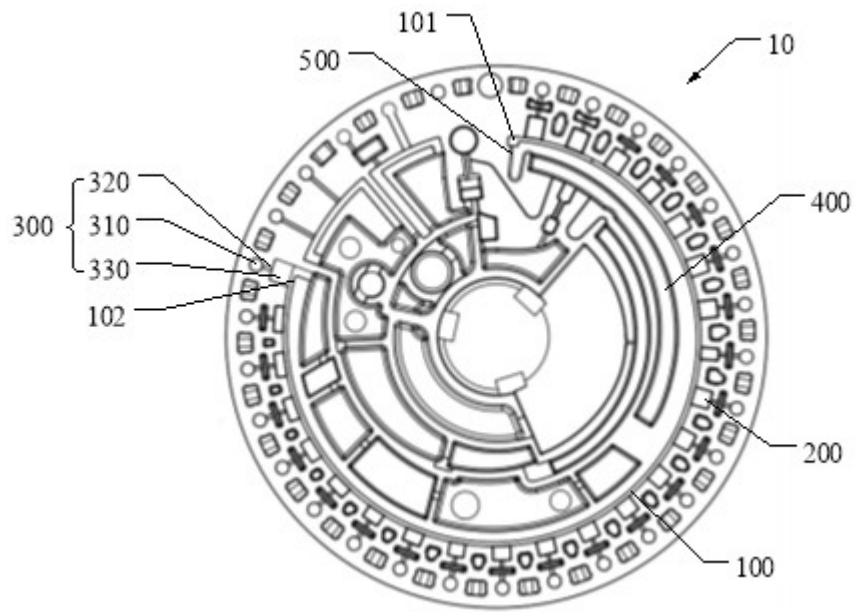


图1

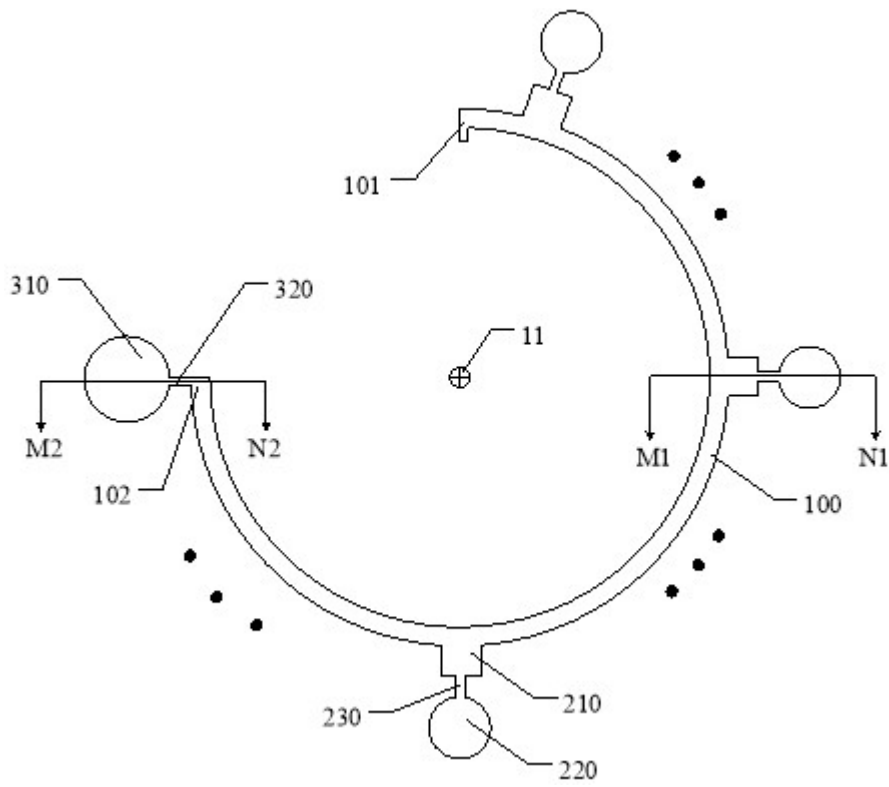


图2

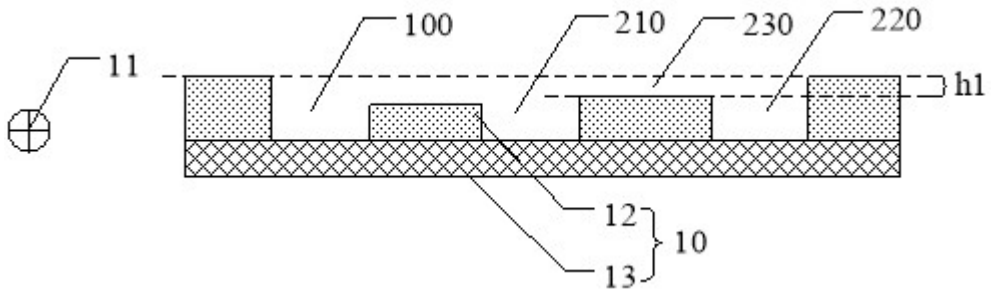


图3

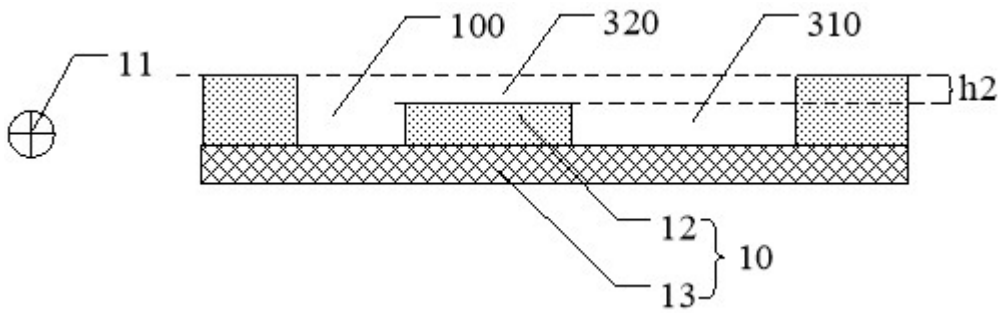


图4

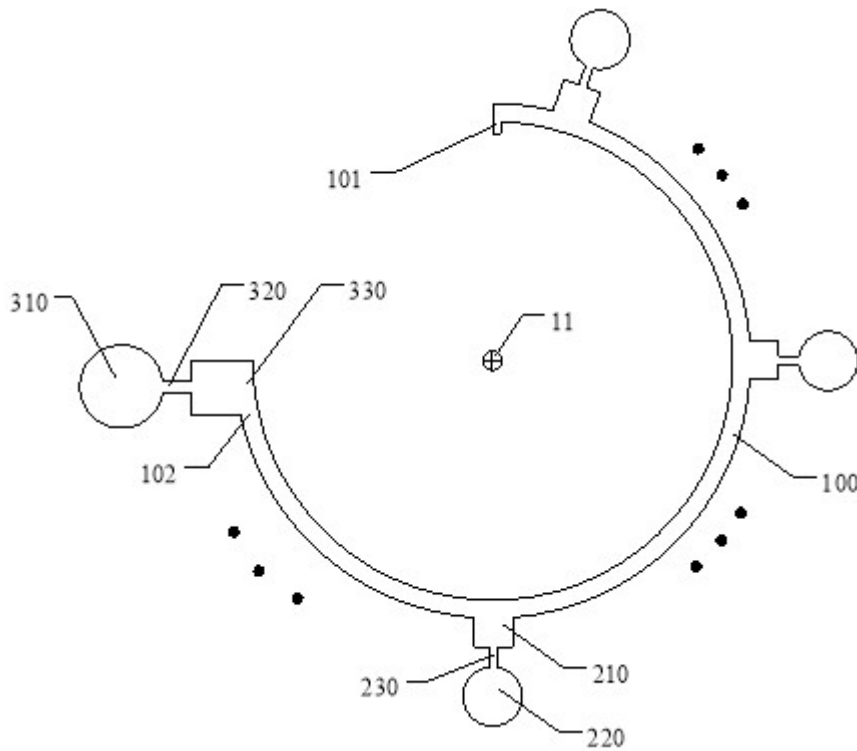


图5

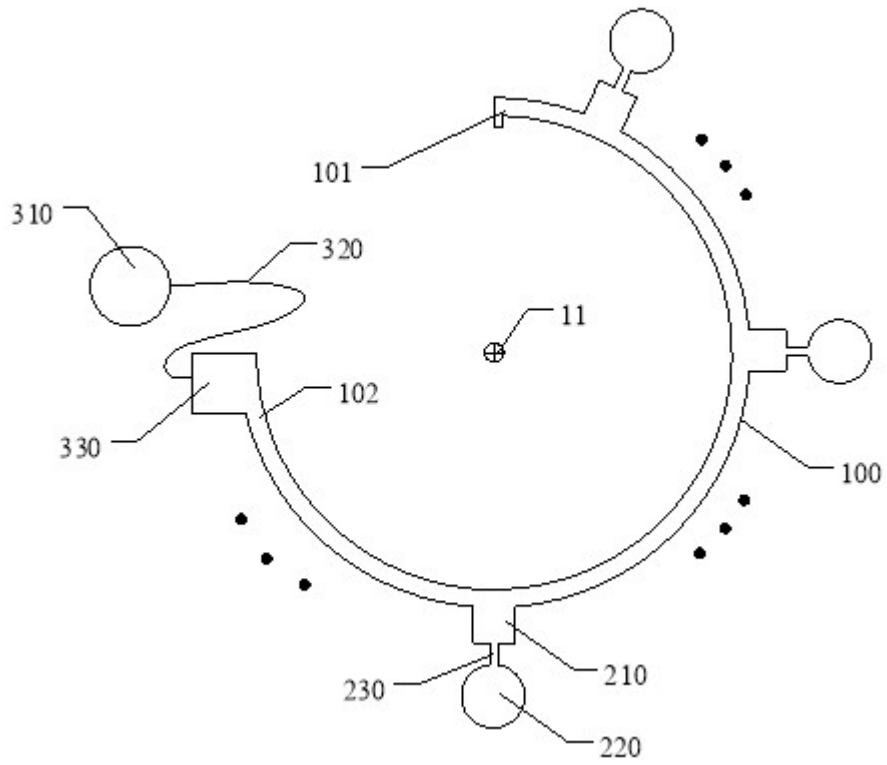


图6

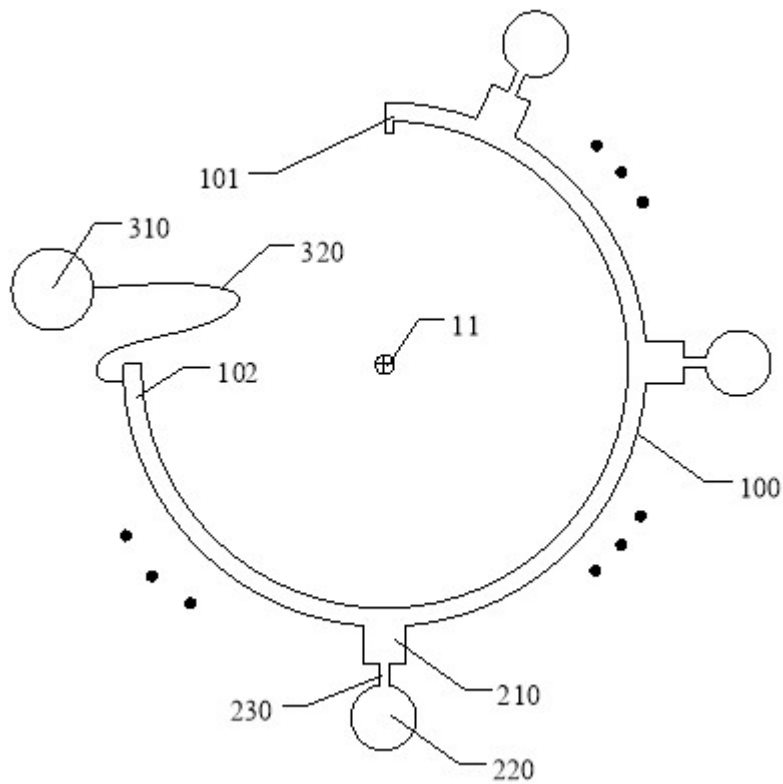


图7

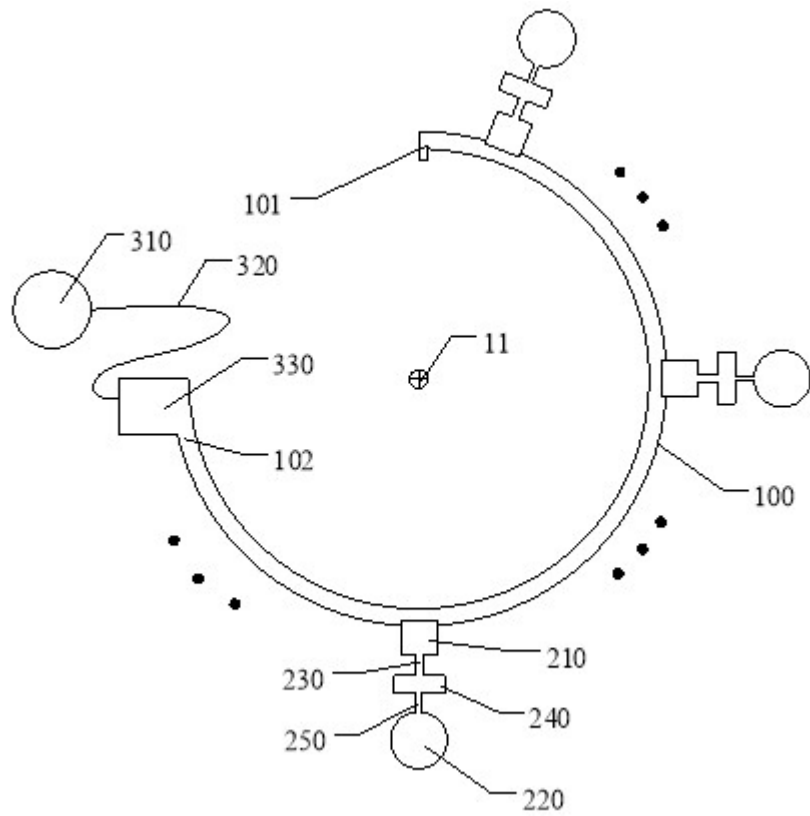


图8

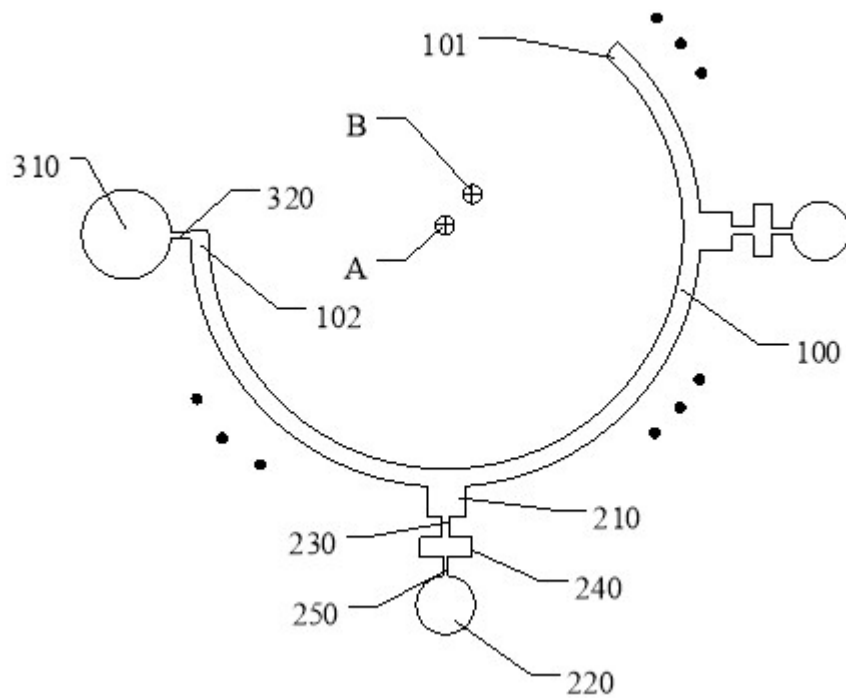


图9

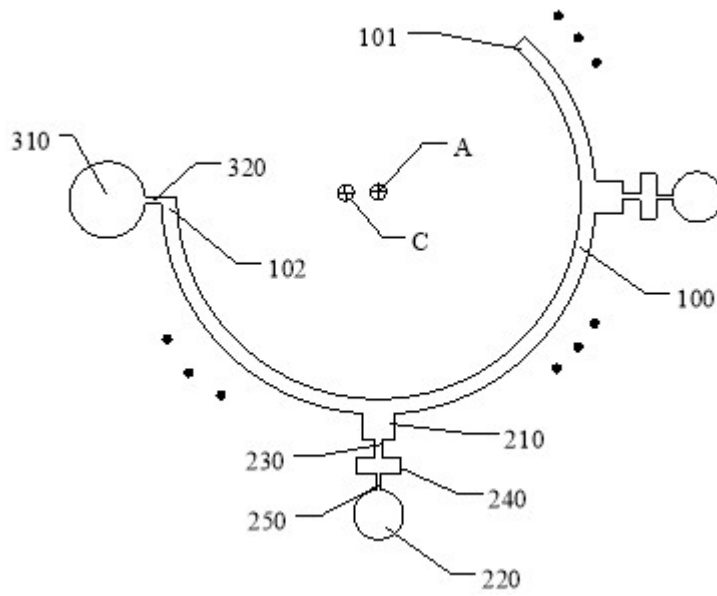


图10

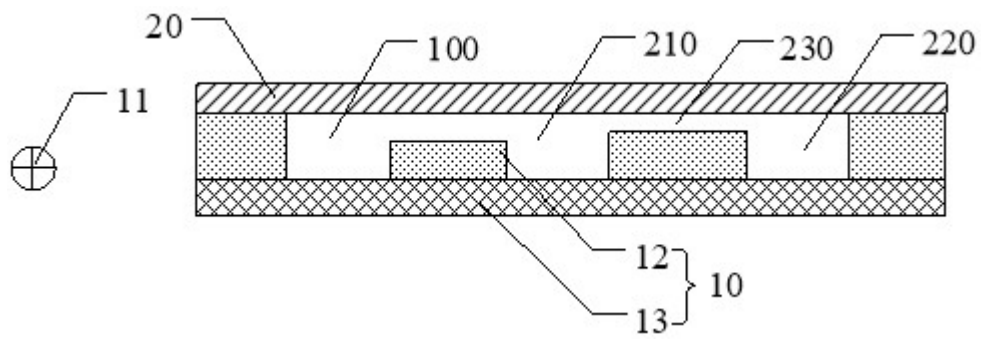


图11

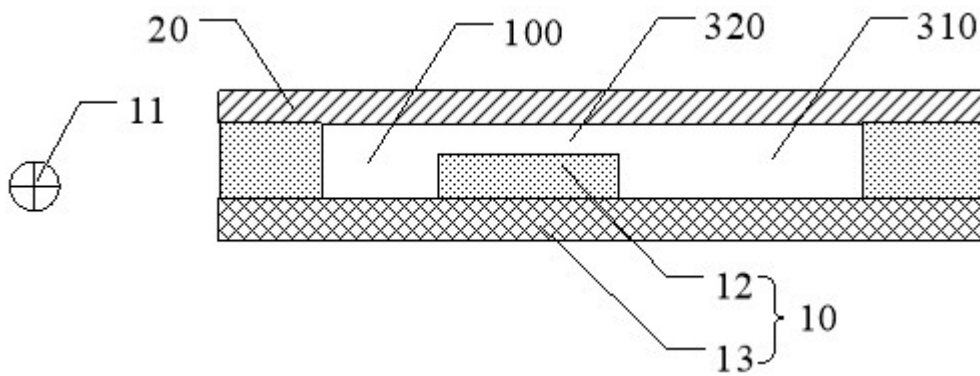


图12