

(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
2022年10月20日 (20.10.2022)



(10) 国际公布号
WO 2022/217548 A1

(51) 国际专利分类号:
B01L 3/00 (2006.01) *G01N 35/10* (2006.01)
G01N 35/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2021/087559

(22) 国际申请日: 2021年4月15日 (15.04.2021)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 天津纳百芯科技有限公司 (TIANJIN NABAIXIN TECHNOLOGIES CO., LTD.) [CN/CN]; 中国天津市经济技术开发区信环西路19号泰达服务外包产业园2号楼2102-1, Tianjin 300457 (CN)。天津微纳芯科技有限公司 (TIANJIN MNCHIP TECHNOLOGIES CO., LTD.) [CN/CN]; 中国天津市经济技术开发区信环西路19号2号楼2102, Tianjin 300457 (CN)。微纳芯 (苏州) 科技有限公司 (MNCHIP (SUZHOU) TECHNOLOGIES CO., LTD.) [CN/CN]; 中国江苏省苏州市苏州工业园区金鸡湖大道99号苏州纳米城西北区10栋201室, Jiangsu 215121 (CN)。

(72) 发明人: 王战会 (WANG, Zhanhui); 中国天津市经济技术开发区信环西路19号泰达服务外包产业园2号楼2102-1, Tianjin 300457 (CN)。王树相 (WANG, Shuxiang); 中国天津市经济技术开发区信环西路19号泰达服务外包产

业园2号楼2102-1, Tianjin 300457 (CN)。张天乐 (ZHANG, Tianle); 中国天津市经济技术开发区信环西路19号泰达服务外包产业园2号楼2102-1, Tianjin 300457 (CN)。

(74) 代理人: 北京布瑞知识产权代理有限公司 (BEIJING BRIGHT IP AGENCY CO., LTD.); 中国北京市昌平区七北路42号院4号楼8层3单元809, Beijing 102200 (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, 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, IT, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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,

(54) Title: MICROFLUIDIC SUBSTRATE, MICROFLUIDIC CHIP, AND OPERATING METHOD THEREOF

(54) 发明名称: 微流控基板、微流控芯片及其操作方法

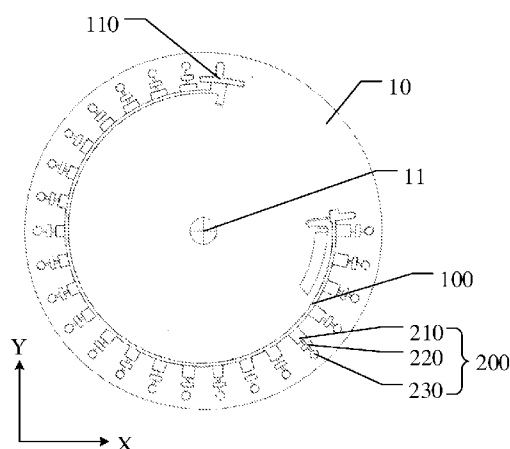


图1

(57) Abstract: A microfluidic substrate (10), a microfluidic chip, and an operating method thereof. The microfluidic substrate (10) comprises a flow channel structure, and the flow channel structure comprises a delivery flow channel (100) and a plurality of detection groups (200). Each detection group (200) comprises a first fluid tank (210), a first microfluidic channel (240), a buffer tank (220), a second microfluidic channel (250) and a second fluid tank (230) which are sequentially communicated; the first fluid tank (210) is communicated with the delivery flow channel (100), and the second fluid tank (230) of at least one detection group (200) is provided with a reagent. The microfluidic substrate (10) has a rotation axis (11); the detection group (200) is located on the side of the delivery flow channel (100) away from the rotation axis (11), and the distances from the first fluid tank (210), the buffer tank (220) and the second fluid tank (230) to the rotation axis (11) in each detection group (200) sequentially increase.

WO 2022/217548 A1

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))。

(57) 摘要：一种微流控基板(10)、微流控芯片及其操作方法，该微流控基板(10)包括流道结构，流道结构包括输送流道(100)和多个检测组(200)。每个检测组(200)包括依次连通的第一流体槽(210)、第一微流道(240)、缓冲槽(220)、第二微流道(250)和第二流体槽(230)，第一流体槽(210)与输送流道(100)连通，至少一个检测组(200)的第二流体槽(230)中设置有试剂。微流控基板(10)具有转动轴心(11)，检测组(200)位于输送流道(100)的背离转动轴心(11)的一侧，每个检测组(200)中的第一流体槽(210)、缓冲槽(220)和第二流体槽(230)至转动轴心(11)的距离依次增加。

微流控基板、微流控芯片及其操作方法

技术领域

本公开涉及分析检测领域，具体地，涉及一种微流控基板、微流控芯片及其操作方法。

5 背景技术

微流控芯片技术（Microfluidics）是把生物、化学、医学分析过程的样品制备、反应、分离、检测等基本操作单元集成到一块芯片上，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。

- 10 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。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，容易存在交叉污染、反应时间难以控制等问题，导致检测结果不准确，难以满足用户的需求。

发明内容

- 15 有鉴于此，本公开提供一种微流控基板、微流控芯片及其操作方法，通过在预装试剂的反应槽之前设置缓冲槽，加强对流体的控制，保证不同反应槽预装的试剂同时与流体接触反应，避免不同反应槽中的预装试剂交叉污染，从而保证检测结果可靠。

- 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，流道结构包括输送流道和多个检测组。每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、
20 第二微流道和第二流体槽，第一流体槽与输送流道连通，至少一个检测组的第二流体槽中设置有试剂。微流控基板具有转动轴心，检测组位于输送流道的背离转动轴心的一侧，每个检测组中的第一流体槽、缓冲槽和第二流体槽至转动轴心的距离依次增加。该微流控基板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，也能够避免各个检测组中的试剂发生交叉污染的风险。

- 25 在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，在第一微流道中具有流体的情况下，第一微流道中的流体、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽形成为闭合槽。如此，当微流控基板完成封装（例如与盖板对合）之后，缓冲槽、第二微流道和第二流体槽仅通过第一微流道与第一流体槽相通。

在上述方案中，在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）的情况下，即，在流体输送流道进入第一流体槽以在第一流体槽中实现定量的阶段（该阶段需要避免流体进入第二流体槽），由于流体存在界面张力，第一流体槽底部的第一微流道的入口（第一微流道的与第一流体槽连接的开口）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，缓冲槽和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流体将停止流动，从而形成稳定的气液界面，从而避免流体在该阶段直接进入第二流体槽，避免流体与第二流体槽中的预装试剂提前反应。

5 在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，第一微流道配置为具有第一长度，以在不大于微流控基板的第一转动频率下，使得来自第一流体槽的流体和存在于缓冲槽的气体形成气液界面，并使得气液界面存在于第一微流道中或第一微流道与所述缓冲槽的连通处。

在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，第一长度为 0.1~5mm，第一微流道的宽度为 0.1~1mm，且第一微流道的深度为 0.1~0.5mm。

15 在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，缓冲槽包括第一侧壁和第二侧壁。第一侧壁包括与第一微流道连通的第一入口，第二侧壁与第一侧壁相对且包括与第二微流道连通的第一出口。

在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，第二侧壁为平面，平面与沿转动轴心至第一入口的方向垂直。

20 在本公开第一方面的另一个具体实施方式提供的微流控基板中，第二侧壁的未设置有第一出口的区域包括至少一个凹陷部分，至少一个凹陷部分的底至转动轴心的距离大于第一出口至转动轴心的距离。

在上述方案中，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，如果部分流体流到缓冲槽，因为微流控基板处于旋转状态，该部分流体会聚集在凹陷部分处，且凹陷部分的底至转动轴心的距离大于第一出口至转动轴心的距离，聚集在凹陷部分的流体不会进入第一出口从而不会进入第二流体槽，即，流体在该阶段进入第二流体槽的风险进一步降低。

在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一出口的两侧都设置有凹陷部分，第一出口位于第二侧壁的中间。

30 在上述方案中，无论微流控芯片的预设转动方向为顺时针还是逆时针，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，凹陷部分都可以用于聚集进入缓冲槽的流体，从而

减小流体在该阶段进入第二流体槽的风险。

在本公开第一方面的另一个具体实施方式提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一出口的一侧设置有凹陷部分，第一出口位于第二侧壁的中间，且沿着微流控基板的预设转动方向，凹陷部分和第一出口依次设置。

5 在本公开第一方面的另一个具体实施方式提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一出口的一侧设置有凹陷部分，第一出口位于第二侧壁的一端，且沿着微流控基板的预设转动方向，且凹陷部分和第一出口依次设置。

在上述方案中，因为第一出口位于第二侧壁的一端，相当于增加了凹陷部分的设计面积，即，与第一出口位于第二侧壁的中间相比，凹陷部分在第二侧壁中的设计面积可以
10 以增加，凹陷部分设计体积可以增加，即，凹陷部分可以储存流体的量增加，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，进一步降低了流体流入第二流体槽的风险。

在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一入口位于第一侧壁的中间。

在本公开第一方面的另一个具体实施方式提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，
15 第一入口位于第一侧壁的一端，且沿着微流控基板的预设转动方向，第一入口和第一出口依次排布。

在上述方案中，与第一入口位于第一侧壁的中间相比，沿着预设转动方向，第一入口和第一出口的间距增加，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，在流体通过
20 第一入口流入缓冲槽时，降低了流体直接落在第一出口处的风险，从而进一步降低了流体在该阶段流入第二流体槽的风险。

在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，每个检测组还包括第一虹吸流道。第一虹吸流道的一端连接至凹陷部分以与缓冲槽连通，第一虹吸流道的另一端与第二流体槽连通。第一虹吸流道的内径小于第二微流道的内径，第一虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于第一出口至转动轴心的距离。

25 在将第一流体槽的流体导入第二流体槽之后，缓冲槽的部分流体可能被限制在凹陷部分，在此情况下，第一虹吸流道可以将该凹陷部分的流体导入第二流体槽，提高流体的利用率。

在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，第一流体槽的体积小于第二流体槽体积。

30 在本公开第一方面的另一个具体实施方式提供的微流控基板中，第一流体槽的体积大于第二流体槽体积，且第一流体槽的体积小于或等于第二流体槽和缓冲槽的体积之和。

在上述方案中，可以避免第一流体槽中残留流体，从而保证由第一流体槽定量的流体都能进入缓冲槽和第二流体槽，避免第一流体槽中仍有流体聚集，通过使得第一流体槽的体积大于第二流体槽体积，可以保证第一流体槽所定量的流体能够填满第二流体槽。

5 在本公开第一方面的另一个具体实施方式提供的微流控基板中，第一流体槽的体积大于第二流体槽和缓冲槽的体积之和。

例如，在本公开一些实施例中，第一流体槽的体积可以都一样或不一样，缓冲槽的体积可以都一样或不一样，第二流体槽的体积可以都一样或不一样，第一流体槽、缓冲槽、第二流体槽的体积的范围可以为 1 微升到 50 微升。

10 在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，输送流道形状为非闭合环形，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，输送流道的第一端至转动轴心的距离小于输送流道的第二端至转动轴心的距离，从第一端至第二端，输送流道至转动轴心的距离依次增加。

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。

本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板还可以进一步包括第一废液槽。第一废液槽连通至输送流道的一端。沿着微流控基板的预设转动方向，第一废液槽和输送流道依次排布。

在上述方案中，输送流道的流体在填满第一流体槽之后会流入第一废液槽，避免 20 输送流道中的流体积压而继续进入检测组中的第一流体槽而导致流体压力过大而破坏气液界面，即，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，降低流体突破缓冲槽而进入第二流体槽的风险。

在本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板中，在第一废液槽和输送流道沿着微流控基板的预设转动方向依次排布的情况下，第一废液槽距离转动轴心的距离大于任一第一流体槽至转动轴心的距离。此外，因为第一流体槽位于输送流道的背离转动轴心的一侧，第一废液槽至转动轴心的距离实际也大于输送流道至转动轴心的距离。

在上述方案中，输送流道中的流体在转动状态下会先经过所有的第一流体槽，然后再经过第一废液槽，在此过程中，第一流体槽首先被流体填满从而保证第一流体槽的定量作用，而且在第一废液槽、输送流道和第一流体槽中，第一废液槽是距离转动轴心最大的一方，在离心力的作用下，输送流道中未进入第一流体槽中的流体会全部流入第一废液槽中，从而保证输送流道中不会有流体聚集，减小不同第一流体槽中的流体混合

的风险，而且也不会影响到第一流体槽的定量作用，有利于避免交叉污染并提高第一流体槽对流体定量的精准度。

5 本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板还可以进一步包括混合槽和第二虹吸流道。混合槽包括两个入口和一个出口，第二虹吸流道的一端与混合槽的出口连通，第二虹吸流道的另一端连接至输送流道。第二虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于混合槽至转动轴心的距离。

本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板还可以进一步包括样本槽、样本定量槽、样本溢流槽、第三虹吸流道、稀释液槽、稀释液定量槽、稀释液溢流槽和第四虹吸流道。样本定量槽与样本槽连通，且样本定量槽至转动轴心的距离大于样本槽至转动轴心的距离。样本溢流槽与样本槽连通，且样本溢流槽至转动轴心的距离大于样本定量槽至转动轴心的距离。第三虹吸流道的一端与样本定量槽连通，第三虹吸流道的另一端与混合槽的两个入口之一连通，且第二虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于样本定量槽至转动轴心的距离。稀释液定量槽与稀释液槽连通，且稀释液定量槽至转动轴心的距离大于稀释液槽至转动轴心的距离。稀释液溢流槽与稀释液槽连通，且稀释液溢流槽至转动轴心的距离大于稀释液定量槽至转动轴心的距离。第四虹吸流道的一端与稀释液定量槽连通，第四虹吸流道的另一端与混合槽的两个入口之另一连通，且第四虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于稀释液定量槽至转动轴心的距离。

20 本公开第一方面的一个具体实施方式提供的微流控基板还可以进一步包括流道层和基底。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、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽的一侧相背的另一侧。基底与流道层贴合设置或者基底与流道层一体成型。

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。盖板与微流控芯片对合并位于微流控基板的设置有第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽的一侧。

25 本公开第三方面提供一种微流控芯片的操作方法，其中微流控芯片包括盖板和微流控基板，微流控基板包括流道结构，流道结构包括输送流道和多个检测组，多个检测组的每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽，第一流体槽与输送流道连通，至少一个检测组的第二流体槽中设置有试剂，微流控基板具有转动轴心，检测组位于输送流道的背离转动轴心的一侧，每个检测组中的第一流体槽、缓冲槽和第二流体槽至转动轴心的距离依次增加，操作方法包括：驱动微流控芯片以第二转动频率进行转动，以使得输送流道的流体进入第一流体槽且在第一微流

道中或第一微流道与所述缓冲槽的连通处形成气液界面；在每个检测组中的第一流体槽都被填充液体后，驱动微流控芯片以第三转动频率进行转动，以使得流体进入缓冲槽和第二流体槽；其中，第三转动频率大于第一转动频率。

5 在本公开第三方面的一个具体实施例方式提供的微流控芯片的操作方法中，第一微流道配置为具有第一长度，以在不大于微流控基板的第一转动频率下，使得来自第一流体槽的流体和存在于缓冲槽的气体形成气液界面，并使得气液界面存在于第一微流道中或第一微流道与所述缓冲槽的连通处。第二转动频率不大于第一转动频率，第三转动频率大于第一转动频率；或者第二转动频率不大于第一转动频率，在驱动微流控芯片以第三转动频率进行转动时，转动方式为往复运动。

10 附图说明

图 1 为本公开一实施例提供的一种微流控基板的部分区域的平面结构示意图；

图 2 为如图 1 所示的微流控芯片中的一种检测组的平面结构示意图；

图 3 为本公开一实施例提供的微流控基板中的另一种检测组的平面结构示意图；

图 4 为本公开一实施例提供的微流控基板中的另一种检测组的平面结构示意图；

15 图 5 为本公开一实施例提供的微流控基板中的另一种检测组的平面结构示意图；

图 6 为本公开一实施例提供的微流控基板中的另一种检测组的平面结构示意图；

图 7 为本公开一实施例提供的微流控基板中的另一种检测组的平面结构示意图；

图 8 为本公开一实施例提供的一种微流控芯片的平面结构示意图；

图 9 为本公开一实施例提供的一种微流控芯片中的部分区域的截面示意图；

20 图 10 为本公开一实施例提供的另一种微流控芯片中的部分区域的截面示意图；

图 11~图 15 为图 8 所示的微流控芯片的操作流程示意图。

具体实施方式

下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明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前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

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（Lab on a Chip）或者微全分析系统（micro-Total Analytical System）。

在微流控芯片中，设置有多个检测槽（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。但是，在实际工艺中，在将流体注入容纳槽以预存流体的阶段，容纳槽的流体可能会流入检测槽而与该检测槽中的试剂混合而提前启动反应，检测的结果可能出现误差。

本公开的实施例提供一种微流控基板、微流控芯片及其操作方法，可以解决上述技术问题。该微流控基板包括流道结构，流道结构包括输送流道和多个检测组。每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽，第一流体槽与输送流道连通，至少一个检测组的第二流体槽中设置有试剂。微流控基板具有转动轴心，检测组位于输送流道的背离转动轴心的一侧，每个检测组中的第一流体槽、缓冲槽和第二流体槽至转动轴心的距离依次增加。如此，通过设置缓冲槽以间隔第一流体槽和第二流体槽，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，可以避免第一流体槽流出的流体直接进入第二流体槽，降低在该阶段流体进入第二流体槽以及从第二流体槽再次进入第一流体槽（此时流体已经与试剂接触）的风险，即，降低了各个检测组中的试剂发生交叉污染的风险；此外，通过设置缓冲槽可以防止流体在该阶段中直接进入第二流体槽以与试剂提前反应，从而精确控制第二流体槽中的试剂的反应时间。

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，缓冲槽和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流体将停止流动，在第一微流道中或第一微流道与缓冲槽的连通处形成稳定的气液界面。当所有的第一流体槽充满流体，输送流道中多余的流体都排出（例如多余的流体流入到溢流槽中，该溢流槽可以为下述实施例中的第一废液槽），定量的流体就独立地预存在各个第一流体槽中；第二阶段，提高转速，增大的离心力会打破气液界面平衡，使定量的独立预存在各个第一流体槽中的流体同时通过与其相连的缓冲槽流入对应的第二流体槽中，从而与预装在

第二流体槽中的试剂发生反应，被封住的空气通过第一微流道排出。该方案既保证了预装在各个第二流体槽中的试剂同时与流体接触开始反应，又避免了各个第二流体槽中的试剂交叉污染。

5 设置缓冲槽把第一流体槽和第二流体槽间隔开是为了避免在第一阶段流体流入第二流体槽与预装的第二流体槽中试剂接触，提前启动反应影响检测结果。如果第一流体槽和第二流体槽直接通过微流道相连，在实际实施过程中发现，在第一阶段流体充满第一流体槽时，稳定的气液界面形成前，部分流体可能会流入个别第二流体槽与预装的试剂接触提前启动反应。另外，在实际实施第一流体槽和第二流体槽直接通过微流道相连的方案中也发现，在第一阶段流体充满第一流体槽时，个别微流道中形成的气液界面会在离心力的驱动下伸入到第二流体槽中，即，流体与第二流体槽中预装的试剂接触提前而启动反应。特别是预装在第
10 二流体槽中的含有多孔状结构的冻干微球试剂，微球尺寸仅略小于第二流体槽尺寸，容易与伸入第二流体槽的流体接触提前启动反应。在实际工艺中，可以使用高精度的加工技术或严格地控制微流控基板的加工工艺使所有的第一流体槽、微流道和第二流体槽都均匀一致也许能降低出现上述问题的风险，但可能显著推高微流控基板的加工难度和加工成本。

15 在第一流体槽和第二流体槽之间设置缓冲槽，少量从第一流体槽流出的流体会流入缓冲槽，降低流入第二流体槽中的风险，另外，即便从第一微流道中延伸出的气液界面伸入到缓冲槽中（缓冲槽和第一微流道的连通处），流体也不会与第二流体槽中预装的试剂接触。缓冲槽的设置可以有效避免流体与预装的第二流体槽中试剂提前接触启动反应，显著降低微流控基板的加工难度和加工成本。

20 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、微流控芯片及其操作方法进行详细地说明。此外，在有些附图中，以微流控基板所在面为基准建立空间直角坐标系，以对微流控基板和微流控芯片中的各个组成部分（例如缓冲槽等）的位置进行详细的说明。在该空间直角坐标系中，X轴和Y轴与微流控基板所在面平行，Z轴与微流控基板所在面垂直。

25 在本公开至少一个实施例中，如图1和图2所示，微流控基板10包括流道结构，流道结构包括输送流道100和多个检测组200。每个检测组200包括依次连通的第一流体槽210、第一微流道240、缓冲槽220、第二微流道250和第二流体槽230，第一流体槽210与输送流道100连通，第二流体槽230中设置有试剂12。微流控基板10具有转动轴心11，检测组200位于输送流道100的背离转动轴心11的一侧，每个检测组200中的第一流体槽210、缓冲槽
30 220和第二流体槽230至转动轴心11的距离依次增加，即，在每个检测组100中，第一流体槽210、缓冲槽220和第二流体槽230排布为依次远离转动轴心11。如此，在以转动轴心11

为中心旋转微流控基板 10 时，在离心力（惯性力）的作用下，流体会从输送流道 100 依次进入第一流体槽 210、缓冲槽 220 和第二流体槽 230。

在本公开的实施例中，对试剂的类型不做限制，可以根据需要进行选择。例如，试剂可以为液体试剂、干试剂、含有试剂的固体微球、含有试剂的微阵列、含有试剂的试纸等。根据第二流体槽中预装的试剂的种类，微流控基板（或包括微流控基板的微流控芯片）可以通过 PCR 分子检测、免疫检测或生化检测等手段对人、动物、微生物或植物的血液、体液或组织中的成分进行分析检测。

在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中，在第一微流道中具有流体的情况下，第一微流道中的流体、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽形成为闭合槽。如此，当微流控基板完成封装（例如与盖板对合）之后，在第一微流道中具有流体的情况下，缓冲槽、第二微流道和第二流体槽中的空间实际已经形成了密闭的腔室，如此，在流体沿着第一微流道向缓冲槽流动时，流体会压缩该腔室的空气而导致该腔室的压强增加，即，形成背压，该背压阻碍流体向缓冲槽流动，如此，当背压和流体因转动而产生的离心力（惯性力）达到平衡状态时，在第一微流道中会形成气液界面，如此，来自第一流体槽的流体难以进入缓冲槽，而且即便有少量的流体进入缓冲槽的情况下，在转动状态下，该少量流体也会聚集在缓冲槽中而难以进入第二微流道或者通过第二微流道进入第二流体槽，从而减少当前情形下流体进入第二流体槽的风险；此外，即便部分进入缓冲槽的流体又进入了第二流体槽，因为第一微流道中形成了气液界面，进入第二流体槽的流体（已与试剂接触）也不会再通过第一微流道返回第一流体槽，即，该流体也不会进入其它检测组中。如此，利用本公开的微流控基板形成的微流控芯片在进行检测时，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，避免第一流体槽的流体进入第二流体槽的风险，防止流体与试剂提前反应，而且不会出现不同检测组（例如相邻检测组）的试剂出现交叉污染的情况出现，有利于保证检测结果可靠。

示例性的，如图 2 所示，由缓冲槽 220、第二微流道 250 和第二流体槽 230 组成的腔室仅具有和第一微流道 240 连通的开口，如此，随着第一流体槽 210 的流体进入第一微流道 240，流体实际已经封堵了该腔室中的气体，随着流体沿着第一微流道 240 向缓冲槽 220 流动，即，流体和气体之间形成的气液界面 P 也会向缓冲槽 220 推进，导致该腔室中的气体压强增加，从而阻碍该流体流入缓冲槽，在该第一微流道 240 的长度够长的情况下，该腔室中的气体压强会抵消促使流体向第一微流道流动的离心力（惯性力），即，气体压强形成的压力和离心力在气液界面 P 处达到平衡状态，气液界面 P 存在于第一微流道 240 中或存在于第一微流道 240 与缓冲槽 220 的连通处（例如下述实施例中提及的缓冲槽的入口）。如此，第一流体槽 210 中的流体难以流入缓冲槽 220，且更难以流入第二流体槽 230。

例如，在实际工艺中，在较低的转速下，流体在离心力驱动下通过与第一流体槽相连的输送流道先进入并充满第一流体槽，并封住第一流体槽与缓冲槽间的第一微流道的入口（第一微流道的与第一流体槽连通的开口），流体在离心力驱动下进一步进入第一流体槽与缓冲槽之间的微流道（本公开实施例中的第一微流道），压缩了缓冲槽和第二流体槽内的空气。

- 5 当压缩空气形成的反向压力加上流体的表面张力与离心力达到平衡时流体停止流动，从而形成位于该微流道（第一微流道）中的气液界面，在输送流道中的多余流体流入溢流槽（本公开实施例中的第一废液槽）中后，定量的流体就被气液界面限制在第一流体槽和第一微流道中。当需要把第一流体槽中的定量流体输送到第二流体槽（用作反应槽，或称为检测槽）中与预装的试剂反应时，提高转速，增大的离心力将使缓冲槽中空气和微流道内流体的气液界面发生类似于瑞利-泰勒不稳定性（Rayleigh - Taylor instability）现象，即，当两种密度不同的介质放置于同一个容器中，密度大的介质位于密度小的介质上方时，在重力（本公开中为离心力）作用下，两相界面（气液界面）会发生不稳定现象。如此，流体断断续续进入到缓冲槽和第二流体槽中，同时缓冲槽和第二流体槽内的空气以气泡的形式通过第一微流道排出（例如后续进一步经由第一流体槽、输送流道排出），直到被流体封住的气体全部排出为止。
- 10
- 15 在上述过程中，第二流体槽中的试剂不会发生交叉污染。

- 例如，在本公开一些实施例中，如图2所示，在实际工艺中，在第一微流道的长度并非足够长、转动频率大等因素的情况下，气液界面P可能存在第一微流道240与缓冲槽220的连通处（例如下述实施例中提及的缓冲槽的第一入口），在此情况下，流体可能沿第一微流道240至缓冲槽220的方向凸出该第一入口，在此情况下，因为流体的液面存在表面张力，加上空气压缩形成的压力（背压）与离心力达到平衡的情况下，在第一微流道240和缓冲槽220连通处，流体仍然会维持凸出的形态而不会继续流入缓冲槽，即，流体在该连通处仍然会形成稳定的气液界面P。稳定的气液界面P的形成需要一定的过程，在未形成稳定的气液界面P之前，部分流体可能已经进入缓冲槽220中，因为缓冲槽220的设置，在转动状态下，该滴入缓冲槽220的流体难以进入缓冲槽220和第二微流道250的连通处（例如下述实施例中提及的缓冲槽的第一出口），从而降低该流体进入第二流体槽230的风险；此外，即便流入缓冲槽220的流体进入了第二微流道250，因为该部分流体与储存在第一微流道240的流体是断开的，只能依靠自身的惯性力（离心力）所产生的压力来压缩位于第二微流道250和第二流体槽230中的气体，因为第一微流道240中的流体会被额外附加储存在第一流体槽240中的流体所提供的压力，该部分进入第二微流道250的流体自身所提供的压力是小于第一微流道240中的流体所提供的压力的，因此进入第二微流道250的部分流体难以进一步压缩位于第二微流道250和第二流体槽230中的气体，从而不会突破第二微流道250进入第二流体
- 20
- 25
- 30

槽 230。

在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中，第一微流道配置为具有第一长度，以在不大于微流控基板的第一转动频率下，使得来自第一流体槽的流体和存在于缓冲槽的气体形成气液界面，并使得气液界面存在于第一微流道中或第一微流道与所述缓冲槽的连通处。第一微流道具有与沿着其延伸方向垂直的横截面，在该横截面的尺寸（例如内径，或者宽度和深度等）固定的情况下，第一长度越大，在整个第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽构成的腔室中，第一微流道的体积占比越大，在流体通过第一微流道之前，第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽构成的腔室的气压越大，即，在压缩气体时，可以产生更大的阻力，从而可以允许设计更大的第一转动频率。在本公开的实施例中，第一转动频率可以根据实际工艺进行设计，例如，第一转动频率可以为使得输送流道内的流体进入第一流体槽时的转动频率，如此，根据第一转动频率可以设计第一长度的范围。

在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中，第一微流道的第一长度可以为 0.1~5mm，例如进一步可以为 0.2mm、0.5mm、1mm、1.5mm、2mm、3mm、4mm 等；此外，第一微流道的宽度为 0.1~1mm，例如进一步可以为 0.2mm、0.4mm、0.5mm、0.6mm、0.8mm 等；另外，第一微流道的深度为 0.1~0.5mm，例如进一步可以为 0.2mm、0.3mm、0.4mm、0.5mm 等。需要说明的是，在本公开的实施例中，第一微流道的第一长度、宽度、深度等参数可以根据实际工艺进行设计，可以不限于为上述数值范围。

在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中，在一个检测组中可以设置多个缓冲槽，在设置有多个缓冲槽的情况下，这些缓冲槽可以串联在第一流体槽和第二流体槽之间，如此，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，可以进一步降低流体进入第二流体槽的概率。

在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中，缓冲槽包括第一侧壁和第二侧壁。第一侧壁包括与第一微流道连通的第一入口，第二侧壁与第一侧壁相对且包括与第二微流道连通的第一出口。示例性的，如图 3 所示，缓冲槽 220 包括彼此相对的第一侧壁 221 和第二侧壁 222，第一侧壁 221 包括第一入口 2211 以使得缓冲槽 220 通过第一微流道 240 与第一流体槽 210 连通，第二侧壁 222 包括第一出口 2221 以使得缓冲槽 220 通过第二微流道 250 与第二流体槽 230 连通。

例如，在本公开一些实施例中，在每个检测组中，第一微流道可以设置为一个，如此，可以在第一侧壁上设置一个第一入口；或者，在本公开另一些实施例中，第一微流道可以设置为多个，如此，可以在第一侧壁上设置多个第一入口。

例如，在本公开一些实施例中，在每个检测组中，第二微流道可以设置为一个，如此，可以在第一侧壁上设置一个第一出入口；或者，在本公开另一些实施例中，第二微流道可以

设置为多个，如此，可以在第一侧壁上设置多个第一出入口。

在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，部分流体仍可能进入缓冲槽，因此，可以对缓冲槽的形状进行设计，降低该部分流体进一步进入第二微流道的概率。例如，在本公开的实施例中，第二侧壁的未设置有第一出口部分至转动轴心的距离大于第一出口至转动轴心的距离，如此，在旋转运动时，进入缓冲槽的流体在离心力的作用下趋向于远离转动轴心的位置移动，从而难以流入第一出口处，即，增加了该部分流体从第二出口进入第二微流道的难度。

在本公开的实施例中，在缓冲槽的第二侧壁的未设置有第一出口部分至转动轴心的距离大于第一出口至转动轴心的距离的条件下，对缓冲槽的具体形状不做限制，可以根据实际工艺的需要进行设计，下面，通过几个具体的实施例进行说明。

在本公开一些实施例提供的微流控基板中，第二侧壁为平面，平面与沿转动轴心至第一入口的方向垂直，具体可以参见图 2 所示的缓冲槽。

需要说明的是，在旋转状态下，进到缓冲槽的微量流体会受到科氏力（Coriolis force，是对旋转体系中进行直线运动的物体由于惯性相对于旋转体系产生的直线运动的偏移的一种描述）的影响而容易落入缓冲槽的边缘区域，并停留在边缘区域。

在本公开另一些实施例提供的微流控基板中，第二侧壁的未设置有第一出口的区域包括至少一个凹陷部分，至少一个凹陷部分的底至转动轴心的距离大于第一出口至转动轴心的距离。如此，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，如果部分流体流到缓冲槽，因为微流控基板处于旋转状态，该部分流体会聚集在凹陷部分处，且凹陷部分的底至转动轴心的距离大于第一出口至转动轴心的距离，聚集在凹陷部分的流体不会进入第一出口从而不会进入第二流体槽，即，流体在该阶段进入第二流体槽的风险进一步降低。示例性的，如图 3 所示，在微流控基板处于逆时针的旋转状态时，受到科氏力的作用，进入缓冲槽 220 的流体 Q 集中在位于第二侧壁 222 的边缘的凹陷部分 2222 中。凹陷部分 2222 可以对流体 Q 进行储存，可以允许进入更多的流体 Q；此外，凹陷部分 2222 的底和第一出口 2221 之间存在高度（距离转动轴心的距离）差，流体 Q 聚集在凹陷部分 2222 中之后，会更加难以进入第一出口 2221，如此，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，进一步减小了流体 Q 进入第二流体槽 230 的概率。

在本公开的实施例中，可以根据微流控基板的转动方式（例如仅顺时针旋转、仅逆时针旋转或者需要在顺时针旋转和逆时针旋转之间切换）来确定缓冲槽的第一入口、第一出口和凹陷部分的排布，以在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，进一步减小了流体进入第二流体槽的概率。具体方式可以根据实际工艺需要进行设计，在此，通过几个具体的实施

例列举几种具体的实施方式。

在本公开一些实施例提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一出口的两侧都设置有凹陷部分，第一出口位于第二侧壁的中间。如此，无论微流控芯片的预设转动方向为顺时针还是逆时针，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，凹陷部分都可以用于聚集进入缓冲槽的流体，从而减小流体在该阶段进入第二流体槽的风险。示例性的，如图3所示，沿着预设转动方向，第一出口2221的前后两侧都设置有凹陷部分2222，如此，可以在转动过程中，沿着转动方向，使得流体Q聚集在位于第一出口2221后侧的凹陷部分2222中。在转动过程中，流体Q会滞留在第二侧壁的边缘，且流体Q会滞后转动，即，沿着转动方向，流体和第一出口依次前后排布，流体Q位于第一出口的后侧。示例性的，如图3所示，如果微流控基板为逆时针转动，缓冲槽220中的流体Q聚集在第二侧壁222的左侧的凹陷部分2222中；或者，如果微流控基板为顺时针转动，缓冲槽220中的流体Q聚集在第二侧壁222的右侧的凹陷部分2222中。

在本公开另一些实施例提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一出口的一侧设置有凹陷部分，第一出口位于第二侧壁的中间，且沿着微流控基板的预设转动方向，凹陷部分和第一出口依次设置。示例性的，如图4所示，缓冲槽220a的第二侧壁222a的凹陷部分2222a位于第一出口2221a的左侧，微流控基板绕着转动轴心11a作逆时针转动，从第一流体槽210a经第一微流道240a和第一侧壁221a的第一入口2221a进入缓冲槽220a的流体会落在凹陷部分2222a中，不会经由第二微流道250a进入第二流体槽230a。

在本公开另一些实施例提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一出口的一侧设置有凹陷部分，第一出口位于第二侧壁的一端，且沿着微流控基板的预设转动方向，且凹陷部分和第一出口依次设置。如此，因为第一出口位于第二侧壁的一端，相当于增加了凹陷部分的设计面积，即，与第一出口位于第二侧壁的中间相比，凹陷部分在第二侧壁中的设计面积可以增加，凹陷部分设计体积可以增加，即，凹陷部分可以储存流体的量增加，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，进一步降低了流体流入第二流体槽的风险。示例性的，如图5所示，微流控基板绕着转动轴心11b作逆时针转动，沿着转动方向，第二侧壁222b的第一出口2221b的后侧设置了凹陷部分2222b，如此，可以在转动过程中，沿着转动方向，使得流体聚集在位于第一出口2221b后侧的凹陷部分2222b中。此外，在来自第一流体槽210b的流体从第一微流道240b和第一入口2211b进入缓冲槽220b中时，在转动过程中，流体在通过第一侧壁221b的第一入口2211b时即已经位于第一出口2221b的后侧，即，流体更容易聚集在凹陷部分2222b中且更难以进入第一出口2221b，即，在使得输送流道的流体填充第一流体槽210b的阶段，进一步降低了流体进入第二微流道250b和第二流体槽230b的概

率。

在本公开另一些实施例提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一入口位于第一侧壁的中间。示例性的，如图 5 所示，第一入口 2211b 位于第一侧壁 221b 的中间。

在本公开另一些实施例提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，第一入口位于第一侧壁 5 的一端，且沿着微流控基板的预设转动方向，第一入口和第一出口依次排布。如此，与第一入口位于第一侧壁的中间相比，沿着预设转动方向，第一入口和第一出口的间距增加，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，在流体通过第一入口流入缓冲槽时，降低了流体直接落在第一出口处的风险，从而进一步降低了流体在该阶段流入第二流体槽的风险。示例性的，如图 6 所示，第一入口 2211c 位于第一侧壁 221c 的一端，微流控基板绕着转动轴心 10 11c 作逆时针转动，沿着转动方向，第一入口 2211c 位于第一出口 2221c 的后侧。如此，在来自第一流体槽 210c 的流体从第一微流道 240c 和第一入口 2211c 进入缓冲槽 220c 中时，在转动过程中，流体在通过第一侧壁 221c 的第一入口 2211c 时即已经位于第一出口 2221c 的后侧，流体更难以进入第一出口 2221c。例如，进一步地，如图 6 所示，第二侧壁 222c 的第一出口 2221c 的后侧设置了凹陷部分 2222c，如此，可以在转动过程中，沿着转动方向，使得流体聚集在位于第一出口 2221c 后侧的凹陷部分 2222c 中。在来自第一流体槽 210c 的流体从第一微流道 240c 和第一入口 2211c 进入缓冲槽 220c 中时，在转动过程中，流体在通过第一侧壁 221c 的第一入口 2211c 时即已经位于第一出口 2221c 的后侧，流体容易聚集在凹陷部分 2222c 中且更难以进入第一出口 2221c，即，在使得输送流道的流体填充第一流体槽 210c 的阶段，进一步降低了流体进入第二微流道 250c 和第二流体槽 230c 的概率。

在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中，在每个缓冲槽中，每个检测组还包括第一虹吸流道。第一虹吸流道的一端连接至凹陷部分以与缓冲槽连通，第一虹吸流道的另一端与第二流体槽连通。第一虹吸流道的内径小于第二微流道的内径，第一虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于第一出口至转动轴心的距离。在将第一流体槽的流体导入第二流体槽之后，缓冲槽的部分流体可能被限制在凹陷部分，在此情况下，第一虹吸流道可以将该凹陷部分的 25 流体导入第二流体槽，提高流体的利用率。示例性的，如图 7 所示，第一虹吸流道 260d 的一端与凹陷部分 2222d 连通，第一虹吸流道 260d 的另一端与第二流体槽 230d 连通。在实际应用中，在使得输送流道的流体填充第一流体槽 210d 的阶段，第一流体槽 210d 的部分流体可能通过第一微流道 240d 流至缓冲槽 220d 的第二侧壁 222d 的凹陷部分 2222d；在提高转动频率（转速）后，第一流体槽 210d 和第一微流道 240d 中的流体进入缓冲槽 220d 并由第二微流道 250d 进入第二流体槽 230d，此时在凹陷部分 2222d 会聚集一些流体，在此过程中， 30 因为第一虹吸流道 260d 的部分（如图 7 所示的顶部，即距离转动轴心 11d 最近的部分）至

转动轴心 11d 的距离小于第一出口 2221d 至转动轴心 11d 的距离, 在该过程中, 流体不会通过第一虹吸流道 260d 进入第二流体槽 230d, 即, 流体会封闭第一虹吸流道 260d 从而不会影响流体从第二微流道 250d 进入第二流体槽 230d; 然后减小转动频率后或者停止转动, 这些流体在第一虹吸流道 260d 的毛细力作用下被吸入第二流体槽 230d。

5 例如, 在本公开一些实施例中, 第一虹吸流道可以进一步设置为毛细管结构, 从而可以利用毛细力作用将聚集在凹陷部分处的流体吸入第二流体槽。

在本公开一些实施例提供的微流控基板中, 第一流体槽的体积小于第二流体槽体积。

10 在本公开另一些实施例提供的微流控基板中, 第一流体槽的体积大于第二流体槽体积, 且第一流体槽的体积小于或等于第二流体槽和缓冲槽的体积之和。在实际工艺中, 考虑流体本身具有的粘度等因素, 流体可能在各个通道例如缓冲槽、第一微流道、第二微流道等中存在残余。通过使得第一流体槽的体积小于或等于第二流体槽和缓冲槽的体积之和, 可以避免第一流体槽中残留流体, 从而保证由第一流体槽定量的流体都能进入缓冲槽和第二流体槽, 避免第一流体槽中仍有流体聚集, 通过使得第一流体槽的体积大于第二流体槽体积, 可以保证第一流体槽所定量的流体能够填满第二流体槽。

15 需要说明的是, 在本公开的实施例中, 流体和“残留”和“聚集”是不同的概念, 流体残留为一些不可控因素导致的, 而流体聚集是在工艺或者结构设计中可预期的。例如, 在不考虑流体粘度、润湿性等因素的理想状态下, 流体在通过各个流道(例如第一微流道、第二微流道等)以及槽(例如第一流体槽、缓冲槽等)后, 可以不存在残留, 但是在流道或槽的特定结构(例如上述实施例中的凹陷部分)中可能会存在流体聚集。

20 在本公开另一些实施例提供的微流控基板中, 第一流体槽的体积大于第二流体槽和缓冲槽的体积之和。

在本公开的实施例中, 第一流体槽和第二流体槽的形状可以为三角形、圆形、矩形或者多边形等。例如, 在不考虑流体在缓冲槽中的聚集位置的情况下(例如不考虑设置凹陷部分), 缓冲槽的形状也可以为三角形、圆形、矩形或者多边形等。

25 在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中, 在同一个检测组中, 第二流体槽的至少部分(即, 部分或者全部)至转动轴心的距离大于第一流体槽和缓冲槽至转动轴心的距离。例如, 第二流体槽的任一部分至转动轴心的距离大于第一流体槽和缓冲槽的任一部分至转动轴心的距离; 或者, 第二流体槽的一部分至转动轴心的距离大于第一流体槽和缓冲槽的任一部分至转动轴心的距离, 且第二流体槽的另一部分至转动轴心的距离小于等于第一流体槽和
30 缓冲槽的一部分至转动轴心的距离。

在本公开至少一个实施例提供的微流控基板中, 输送流道形状为非闭合环形, 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，输送流道的第一端至转动轴心的距离小于输送流道的第二端至转动轴心的距离，从第一端至第二端，输送流道至转动轴心的距离依次增加。具体可以参见如图 1 所示的微流控基板 10 中的圆弧形（属于非闭合环形）的输送流道 100，该圆弧形的第一端至转动轴心的距离小于输送流道的第二端至转动轴心的距离，从第一端至第二端，输送流道至转动轴心的距离依次增加。。如此，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。例如，第一端可以设置有入口（用于与第二虹吸流道连通）以注入流体。例如，输送流道上设置有通气孔。例如，在输送流道的第二端设置该通气孔，例如进一步地，还可以在第一端处也设置通气孔。

5 本公开至少一个实施例提供的微流控基板还可以进一步包括第一废液槽。第一废液槽连通至输送流道的一端。沿着微流控基板的预设转动方向，第一废液槽和输送流道依次排布。在实际工艺中，在流体充满所有第一流体槽之后，输送流道中仍可能有剩余的流体，该些剩余的流体可能会把一些第一流体槽（例如相邻的第一流体槽）中的流体连通在一起，并且也使得第一流体槽中不能形成定量的液体，例如，在提高转速以使得第一流体槽的流体进入缓冲槽和第二流体槽的过程中，该剩余的流体仍会进入第一流体槽，最终导致过量的流体进入检测组中。在该实施例中，输送流道的流体在填满第一流体槽之后会流入第一废液槽，避免输送流道中的流体积压而继续进入检测组中的第一流体槽而导致流体压力过大而破坏气液界面，即，在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段，降低流体突破缓冲槽而进入第二流体槽的风险；此外，输送流道中不会存在上述剩余的流体，即，相邻的第一流体槽中的流体不会连通，避免了交叉污染，且保证了第一流体槽对液体的定量作用，避免了流体过量流入检测组中。示例性的，如图 1 所示，第一废液槽 110 和输送流道 100 连通，在向输送流道 100 注入流体时，微流控基板设置为基于转动轴心 11 进行逆时针旋转，沿着转动方向，第一废液槽 110 位于输送流道 100 的后侧，如此，第一废液槽 110 同样位于与输送流道 100 连通的检测组 200（第一流体槽 210）的后侧，即，进入输送流道 100 的流体在依次填满每个检测组 200 的第一流体槽 210 之后，多余的流体会进入第一废液槽 110。

例如，在本公开的实施例中，在输送流道形状为非闭合环形，且输送流道的第一端至转动轴心的距离小于输送流道的第二端至转动轴心的距离的情况下，第一废液槽可以与输送流道的第二端连通。如此，有利于在低转速下排空输送流道中的流体，使得该流体进入到第一废液槽中。

30 本公开至少一个实施例提供的微流控基板还可以进一步包括混合槽和第二虹吸流道。混合槽包括两个入口和一个出口，第二虹吸流道的一端与混合槽的出口连通，第二虹吸流道的

另一端连接至输送流道。第二虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于混合槽至转动轴心的距离。示例性的，如图 8 所示，混合槽 400 通过第二虹吸流道 500 与输送流道 100 连通。混合槽 400 的两个入口可以用于分别通入两种类型的流体（例如样品和稀释液），且该两种流体在混合槽中可以混合均匀，混合后的流体通过第二虹吸流道 500 进入输送流道 100。例如，

5 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，微流控基板保持旋转，因为第二虹吸流道 500 的部分至转动轴心的距离小于混合槽 400 至转动轴心的距离，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 中的流体在第二虹吸流道 500 的毛细力作用下充满第二虹吸流道 500，再次转动微流控基板，混合槽 400 中的流体经由第二虹吸流道

10 500 进入输送流道 100。

本公开至少一个实施例提供的微流控基板还可以进一步包括样本槽、样本定量槽、样本溢流槽、第三虹吸流道、稀释液槽、稀释液定量槽、稀释液溢流槽和第四虹吸流道。样本定量槽与样本槽连通，且样本定量槽至转动轴心的距离大于样本槽至转动轴心的距离。样本溢流槽与样本槽连通，且样本溢流槽至转动轴心的距离大于样本定量槽至转动轴心的距离。第

15 三虹吸流道的一端与样本定量槽连通，第三虹吸流道的另一端与混合槽的两个入口之一连通，且第三虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于样本定量槽至转动轴心的距离。稀释液定量槽与稀释液槽连通，且稀释液定量槽至转动轴心的距离大于稀释液槽至转动轴心的距离。稀释液溢流槽与稀释液槽连通，且稀释液溢流槽至转动轴心的距离大于稀释液定量槽至转动轴心的距离。第四虹吸流道的一端与稀释液定量槽连通，第四虹吸流道的另一端与混合槽的两个

20 入口之另一连通，且第四虹吸流道的部分至转动轴心的距离小于稀释液定量槽至转动轴心的距离。

示例性的，如图 8 以及图 11~图 15 所示，微流控基板包括样本槽 210、样本定量槽 220、样本溢流槽 230、第三虹吸流道 240、稀释液槽 310、稀释液定量槽 320、稀释液溢流槽 330 和第四虹吸流道 340。在利用微流控基板（或者包括该微流控基板的微流控芯片）进行血液

25 （样本）检测时，可以注入 100 微升全血至样本槽中 210 中，注入 450 微升稀释液至稀释液槽 310 中，然后旋转微流控芯片，样本流入样本定量槽 320 中，多余的样本流入样本溢流槽 230 中，稀释液流入稀释液定量槽 320 中，多余的稀释液流入稀释液溢流槽 330 中。停止旋转微流控芯片，样本定量槽 220 的样本（此时为上清液中的血浆）在毛细力的作用下注满第三虹吸流道 240，稀释液定量槽 340 中的稀释液在毛细力的作用下注满第四虹吸流道 340。

30 旋转微流控芯片，样本定量槽 220 中的定量血浆和稀释液定量槽 320 的定量稀释液分别经第三虹吸流道 240 和第四虹吸流道 340 注入到混合槽 400 中。通过控制微流控芯片的转速变化、

正反向转换(顺时针旋转和逆时针旋转切换)等方式,使注入到混合槽 400 中的样本(血浆)和稀释液混合均匀。停止转动微流控芯片,混合槽 400 中的流体(混合液)在第二虹吸流道 500 的毛细力作用下注满第二虹吸流道 500。转动微流控芯片,混合槽 400 中的流体(混合液)经由第二虹吸流道 500 进入输送流道 100,并且流体(混合液)通过输送流道 100 依次注满各个检测组的第一流体槽 210,多余的流体(混合液)流入第一废液槽。

本公开至少一个实施例提供的微流控基板还可以进一步包括流道层和基底。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、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽的一侧相背的另一侧。基底与流道层贴合设置或者基底与流道层一体成型。例如,在一些实施例中,流道层包括相对的第一主表面和第二主表面,在流道层设置在微流控芯片中的情况下,流道层的第一主表面会面向盖板,流道层的第二主表面会面向基底。

本公开的微流控基板可以通过常规的制作方法,如注塑、机械加工、刻蚀、刀刻、压印等来制作。使用的材料可以是塑料、陶瓷、玻璃、硅片和硅胶等。

在本公开的一个示例中,如图 9 所示,微流控基板 10 为一体成型的结构,即,基底和流道层为一体成型。

在本公开的另一个示例中,如图 10 所示,微流控基板 10 包括流道层 12 和基底 13,输送流道 100、第一流体槽 210、缓冲槽 220 和第二流体槽 230 形成在流道层 12 中。在输送流道 100、第一流体槽 210、缓冲槽 220 和第二流体槽 230 形成在流道层 12 未贯穿流道层 12 的情况下,流道层 12 的面向盖板 20 的一侧形成输送流道 100、第一流体槽 210、缓冲槽 220 和第二流体槽 230,基底 13 位于流道层 12 的背离盖板 20 的一侧。

例如,在本公开的一些实施例中,第二流体槽设置为贯穿流道层,输送流道、第一流体槽、缓冲槽、第一虹吸流道、第二虹吸流道等可以设置为未贯穿流道层。基底设置为透明基底,从而可以透过基底对第二流体槽(检测槽、反应槽)进行光学检测和比对等。例如,该基底可以为板材(一般厚度在 0.5 mm 以上)或薄膜(一般厚度在 0.5 mm 以下)材料,材质为热塑性聚合物,包括聚二甲基丙烯酸甲酯、聚碳酸酯、聚苯乙烯、聚酰胺和聚对苯二甲酸乙二醇酯中的一种或多种,以保证具有良好的透光率。

本公开至少一个实施例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。盖板与微流控芯片对合并位于微流控基板的设置有第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽的一侧。示例性的,如图 9 和图 10 所示,盖板 20 与微流控基板 10 对合,如此,盖板 20 与第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽等槽构成可容纳流体的腔室。例如,该盖板可以设置为透明盖板,从而可以透过盖板对第二流体槽(检测槽、反应槽)进行光学检测和比对等。例如,该盖板可以为板材(一般厚

度在 0.5 mm 以上) 或薄膜 (一般厚度在 0.5 mm 以下) 材料, 材质为热塑性聚合物, 包括聚二甲基丙烯酸甲酯、聚碳酸酯、聚苯乙烯、聚酰胺和聚对苯二甲酸乙二醇酯中的一种或多种, 以保证具有良好的透光率。

5 本公开至少一个实施例提供一种微流控芯片的操作方法, 其中微流控芯片包括盖板和微流控基板, 微流控基板包括流道结构, 流道结构包括输送流道和多个检测组, 多个检测组的每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二微流道和第二流体槽, 第一流体槽与输送流道连通, 至少一个检测组的第二流体槽中设置有试剂, 微流控基板具有转动轴心, 检测组位于输送流道的背离转动轴心的一侧, 每个检测组中的第一流体槽、缓冲槽和第二流体槽至转动轴心的距离依次增加, 操作方法包括: 驱动微流控芯片以第二转动频率进行转动, 以使得输送流道的流体进入第一流体槽且在第一微流道中形成气液界面; 在每
10 个检测组中的第一流体槽都被填充液体后, 驱动微流控芯片以第三转动频率进行转动, 以使得流体进入缓冲槽和第二流体槽; 其中, 第三转动频率大于第一转动频率。在该操作方法中, 所利用的微流控芯片中的微流控基板内设置有缓冲槽以间隔第一流体槽和第二流体槽, 在使得输送流道的流体填充第一流体槽的阶段, 可以避免第一流体槽流出的流体直接进入第二流
15 体槽, 降低在该阶段流体进入第二流体槽以及从第二流体槽再次进入第一流体槽 (此时流体已经与试剂接触) 的风险, 即, 降低了各个检测组中的试剂发生交叉污染的风险; 此外, 通过设置缓冲槽可以防止流体在该阶段中直接进入第二流体槽以与试剂提前反应, 从而精确控制第二流体槽中的试剂的反应时间 (检测时间)。该操作方法中所应用的微流控芯片及其中的微流控基板的具体结构, 可以参见前述如图 1~图 10 所示的实施例中的相关说明, 在此不
20 做赘述。

在本公开至少一个实施例提供的微流控芯片的操作方法中, 第一微流道配置为具有第一长度, 以在不大于微流控基板的第一转动频率下, 使得来自第一流体槽的流体和存在于缓冲槽的气体形成气液界面, 并使得气液界面存在于第一微流道中或第一微流道与所述缓冲槽的连通处。第二转动频率不大于第一转动频率, 第三转动频率大于第一转动频率; 或者第二转
25 动频率不大于第一转动频率, 在驱动微流控芯片以第三转动频率进行转动时, 转动方式为往复运动。在该操作方法中, 可以破坏第一微流道中的气液界面, 使得流体进入缓冲槽且进而进入第二流体槽以与试剂反应。

例如, 在本公开至少一个实施例提供的微流控芯片的操作方法中, 微流控芯片的微流控基板还可以进一步包括如样本槽、样本定量槽、样本溢流槽、第三虹吸流道、稀释液槽、稀
30 释液定量槽、稀释液溢流槽和第四虹吸流道等结构。这些结构的具体设计以及包括这些结构的微流控芯片的操作方法可以参见前述实施例 (关于图 8、图 11~图 15 所示的实施例) 中的

具体说明，在此不做赘述。

在本公开的实施例中，微流控芯片的操作方法中的转动频率等参数需要根据微流控芯片的具体结构来设计。下面，结合几个具体的示例，对本公开的几个微流控芯片及其操作方法进行说明。

5 在本公开的一个实施例中，微流控芯片为双层结构（微流控芯片包括微流控基板和盖板，微流控基板为一体成型，可以参见图 9），上层为含有样本加样孔和稀释液加样孔的覆盖层（上述实施例中的盖板），下层为微流道层（上述实施例中的微流控基板），上下两层水密性地粘
10 接在一起。液体输送流道（上述实施例中的输送流道）为渐变远离转动轴心的环形，其上连接了 23 个缓冲槽（即，设置有 23 个检测组），在远离转动轴心的一端连接有溢流槽（上述
15 实施例中的第一废液槽）。第一流体槽为矩形，体积从大约 7 微升到 20 微升不等。第二流体槽为圆形，圆心离转动轴心大约为 40 毫米，直径大约为 2 毫米，通过设计不同的深度使其
20 体积比和相应的第一流体槽的体积小 2 微升。缓冲槽为矩形，体积大约为 2.5 微升。第一流体槽与缓冲槽之间的第一微流道的长度为 1 毫米，宽为 0.4 毫米，深为 0.2 毫米，缓冲槽与
25 第二流体槽之间的第二微流道的长度为 1.5 毫米，宽为 0.4 毫米，深为 0.2 毫米。部分第二流
30 体槽中预装有球形的直径稍小于 2 毫米的不同种类的冻干生化试剂，可以用于检测样品例如
血浆、血清或其他体液中的生化项目，如丙氨酸氨基转移酶(ALT)、天门冬氨酸氨基转移酶
(AST)、 γ -谷氨酰基转移酶(γ -GT)、碱性磷酸酶(ALP)、总胆红素(TBIL)、直接胆红素(DBIt)、
总蛋白(TP)、白蛋白(Alb)、尿素(Urea)、肌醇(Cr)、尿酸(UA)、葡萄糖(Glu)、总胆固醇(TC)、
甘油三酯(TG)、高密度脂蛋白(HDL)、低密度低蛋白(VLDL)、极低密度脂蛋白(LDL)、血
清镁(Mg)、血清钾(K)、血清钠(Na)、血清氯(Cl)、血清钙(Ca)和血清磷(P)等中的至少一种或
组合。

例如，从样本加样孔注入 100 微升全血（即，样本为血液）至样本槽中的加样量指示结
构中，从稀释液加样孔注入 450 微升稀释液至稀释液槽中，然后把微流控芯片固定在电机上
旋转 2 分钟，转动频率为 5000 转每分钟，样本流入样本定量槽中，多余的样本流入样本溢
25 流槽，稀释液流入稀释液定量槽中，多余的稀释液流入稀释液溢流槽中。电机停止，样本定
量槽的上清液中的血浆在毛细力作用下注满样本虹吸微流道（上述实施例的第三虹吸流道），
稀释液定量槽中的稀释液在毛细力作用下注满稀释液虹吸微流道（上述实施例的第四虹吸流
道）。再启动电机旋转 30 秒，转速 5000 转每分钟，由样本定量槽定量的血浆和由稀释液定
量槽定量的稀释液经虹吸微流道（上述实施例的第三、第四虹吸流道）注入到混合槽中。电
30 机不停止，控制电机转速在 4500 转和 1500 转每分钟之间加减速 20 次，使注入到混合槽中
的血浆和稀释液混合均匀。电机停止，混合槽中的混合液在毛细力作用下注满混合液虹吸微

流道（上述实施例的第二虹吸流道）。再启动电机旋转 60 秒，转速从 600 转每分钟逐渐增加到 1200 转每分钟（例如上述实施例中的第二转动频率），上述混合液形成的流体通过输送流道依次注满第一流体槽，多余的流体流入溢流槽（上述实施例中的第一废液槽）。停止电机，进行观察，发现所有预装在第二流体槽中的球形冻干生化试剂保持原貌，流体未与试剂接触，个别缓冲槽中含有微量流体，说明了缓冲槽的存在避免了流体与生化试剂接触而提前启动反应。再启动电机旋转，控制电机转速在 4500 转和 1500 转每分钟（如上述实施例中的第三转动频率）之间加减速 30 次，第一流体槽中的流体进入到第二流体槽中，与生化试剂混合反应。根据上述操作方法，申请人通过分光比色检测第二流体槽中的反应结果发现，相应的生化反应结果正常，未发现试剂间污染问题，即，未存在交叉污染。

10 在本公开的另一个实施例中，微流控芯片为三层结构（微流控芯片包括微流控基板和盖板，微流控基板包括流道层和基底，可以参见图 10），上层为含有样本加样孔和稀释液加样孔的覆盖层（上述实施例中的盖板），中层为流道层，其中第二流体槽贯通流道层，其他槽（例如第一流体槽、缓冲槽等）和流道（例如第一微流道、第二微流道、输送流道等）可以贯通流道层或者不贯通流道层，下层为覆盖层（上述实施例中的基底），上中下三层可以水密性（例如流体例如水等不会进入三层之间的接触界面）地粘接在一起。微流控芯片上布置了 3 个独立的流体模块，每个流体模块中的输送流道都设置为渐变远离转动轴心的环形，其上连接了 10 个检测组（即，10 个缓冲槽），在远离转动轴心的一端连接有溢流槽（上述实施例中的第一废液槽）。第一流体槽为长方形，体积为 40 微升。所有的第二流体槽为圆形，圆心离转动轴心大约为 60 毫米，体积为 50 微升。缓冲槽为长方形，体积为 3 微升。第一流体槽与缓冲槽之间的第一微流道的长度为 3 毫米，宽为 0.6 毫米，深为 0.1 毫米，缓冲槽与第二流体槽之间的第二微流道的长度为 2 毫米，宽为 0.4 毫米，深为 0.1 毫米。部分第二流体槽中预装有冻干的抗体试剂，可以用于检测样本例如血浆、血清、或其他体液中的免疫项目，例如传染病、激素、心肌标志物、肿瘤标志物和感染相关的免疫项目。

25 例如，分别从样本加样孔注入样本至样本槽中，从稀释液加样孔注入稀释液至稀释液槽中，然后把微流控芯片固定在电机上旋转 2 分钟，转速 5000 转每分钟，样本流入样本定量槽中，多余的样本流入样本溢流槽，稀释液流入稀释液定量槽中，多余的稀释液流入稀释液溢流槽中。电机停止，样本定量槽的上清液中的血浆在毛细力作用下注满样本虹吸微流道（上述实施例的第三虹吸流道），稀释液定量槽中的稀释液在毛细力作用下注满稀释液虹吸微流道（上述实施例的第四虹吸流道）。再启动电机旋转 30 秒，转速 5000 转每分钟，由样本定量槽定量的样本和由稀释液定量槽定量的稀释液经虹吸微流道（上述实施例的第三、第四虹吸流道）注入到混合槽中。电机不停止，控制电机转速在 4500 转和 1500 转每分钟之间加减

速 20 次，使注入到混合槽中的样本和稀释液混合均匀。电机停止，混合槽中的混合液在毛细力作用下注满混合液虹吸微流道（上述实施例的第二虹吸流道）。再启动电机旋转 60 秒，转速从 300 转每分钟逐渐增加到 800 转每分钟（例如上述实施例中的第二转动频率），上述混合液形成的流体通过输送流道依次注满第一流体槽，多余的流体流入溢流槽（上述实施例中的第一废液槽）。再继续提高转速至 3000 转每分钟（如上述实施例中的第三转动频率），第一流体槽中的流体进入到第二流体槽中，与预装试剂混合反应。根据上述操作方法，申请人通过检测第二流体槽中的反应结果发现相应的免疫反应结果正常，未发现试剂间污染问题，即，未存在交叉污染。

本公开至少一个实施例提供一种微流控芯片卡座，每个卡座上可以固定 4 个独立的微流控芯片，每个微流控芯片上布置有样本槽、稀释液槽、样本定量槽、稀释液定量槽、溢流槽（例如第一废液槽）和连接有 15 个检测组（包括缓冲槽）的液体输送流道。第一流体槽为长方形，体积为 25 微升。所有的第二流体槽为圆形，圆心离转动轴心大约为 80 毫米，体积为 25 微升。缓冲槽为长方形，体积为 5 微升。第一流体槽与缓冲槽之间的微流道（上述实施例中的第一微流道）长度为 0.5 毫米，宽 0.3 毫米，深 0.1 毫米，缓冲槽与第二流体槽之间的微流道（上述实施例中的第二微流道）的长度为 0.5 毫米，宽 0.3 毫米，深 0.3 毫米。部分第二流体槽中预装有冻干的引物和核酸扩增所需的试剂，可以用于核酸分子检测。

例如，分别从样本加样孔注入样本至样本槽中，从稀释液加样孔注入稀释液至稀释液槽中，然后把微流控芯片固定在电机上旋转 2 分钟，转速 3000 转每分钟，样本流入样本定量槽中，多余的样本流入样本溢流槽，稀释液流入稀释液定量槽中，多余的稀释液流入稀释液溢流槽中。电机停止，样本定量槽的上清液中的血浆在毛细力作用下注满样本虹吸微流道（上述实施例的第三虹吸流道），稀释液定量槽中的稀释液在毛细力作用下注满稀释液虹吸微流道（上述实施例的第四虹吸流道）。再启动电机旋转 30 秒，转速 3000 转每分钟，由样本定量槽定量的样本和由稀释液定量槽定量的稀释液经虹吸微流道（上述实施例的第三、第四虹吸流道）注入到混合槽中。电机不停止，控制电机转速在 4500 转和 1500 转每分钟之间加减速 20 次，使注入到混合槽中的样本和稀释液混合均匀。电机停止，混合槽中的混合液在毛细力作用下注满混合液虹吸微流道（上述实施例的第二虹吸流道）。再启动电机旋转 60 秒，转速从 300 转每分钟逐渐增加到 600 转每分钟（例如上述实施例中的第二转动频率），上述混合液形成的流体通过输送流道依次注满第一流体槽，多余的流体流入溢流槽（上述实施例中的第一废液槽）。再启动电机旋转，控制电机转速在 3000 转和 1500 转每分钟之间（如上述实施例中的第三转动频率）加减速 20 次，第一流体槽中的流体进入到第二流体槽中，与预装试剂混合反应。根据上述操作方法，申请人通过检测第二流体槽中的反应结果发现相应

的核酸分子检测结果正常，未发现试剂间污染问题，即，未存在交叉污染。

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

权利要求书

1、一种微流控基板，包括流道结构，其中，所述流道结构包括：
输送流道；

5 多个检测组，所述多个检测组的每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二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，至少一个所述检测组的第二流体槽中设置有试剂；

其中，所述微流控基板具有转动轴心，所述检测组位于所述输送流道的背离所述转动轴心的一侧，每个所述检测组中的第一流体槽、缓冲槽和第二流体槽至所述转动轴心的距离依次增加。

10 2、根据权利要求1所述的微流控基板，其中，

在所述第一微流道中具有流体的情况下，所述第一微流道中的流体、所述缓冲槽、所述第二微流道和所述第二流体槽形成为闭合槽。

3、根据权利要求1或2所述的微流控基板，其中，

15 所述第一微流道配置为具有第一长度，以在不大于所述微流控基板的第一转动频率下，使得来自所述第一流体槽的流体和存在于所述缓冲槽的气体形成气液界面，并使得所述气液界面存在于所述第一微流道中或所述第一微流道与所述缓冲槽的连通处。

4、根据权利要求1-3中任一项所述的微流控基板，其中，

所述第一长度为0.1~5mm，所述第一微流道的宽度为0.1~1mm，且所述第一微流道的深度为0.1~0.5mm。

20 5、根据权利要求1-4中任一项所述的微流控基板，其中，所述缓冲槽包括：

第一侧壁，包括与所述第一微流道连通的第一入口；以及

第二侧壁，与所述第一侧壁相对且包括与所述第二微流道连通的第一出口。

6、根据权利要求5所述的微流控基板，其中，

所述第二侧壁为平面，所述平面与沿所述转动轴心至所述第一入口的方向垂直。

25 7、根据权利要求5所述的微流控基板，其中，

所述第二侧壁的未设置有所述第一出口的区域包括至少一个凹陷部分，所述至少一个凹陷部分的底至所述转动轴心的距离大于所述第一出口至所述转动轴心的距离。

8、根据权利要求7所述的微流控基板，其中，在每个所述缓冲槽中，

30 所述第一出口的两侧都设置有所述凹陷部分，所述第一出口位于所述第二侧壁的中间；或者

所述第一出口的一侧设置有所述凹陷部分，所述第一出口位于所述第二侧壁的中间，且沿着所述微流控基板的预设转动方向，所述凹陷部分和所述第一出口依次设置；或者

所述第一出口的一侧设置有所述凹陷部分，所述第一出口位于所述第二侧壁的一端，且沿着所述微流控基板的预设转动方向，且所述凹陷部分和所述第一出口依次设置。

5 9、根据权利要求8所述的微流控基板，其中，在每个所述缓冲槽中，
所述第一入口位于所述第一侧壁的中间；或者

所述第一入口位于所述第一侧壁的一端，且沿着所述微流控基板的预设转动方向，所述第一入口和所述第一出口依次排布。

10、根据权利要求7-9中任一项所述的微流控基板，其中，每个检测组还包括：

10 第一虹吸流道，一端连接至所述凹陷部分以与所述缓冲槽连通，另一端与所述第二流体槽连通；

其中，所述第一虹吸流道的内径小于所述第二微流道的内径，所述第一虹吸流道的部分至所述转动轴心的距离小于所述第一出口至所述转动轴心的距离。

11、根据权利要求1-10中任一项所述的微流控基板，其中，

15 所述第一流体槽的体积大于所述第二流体槽体积，且所述第一流体槽的体积小于或等于所述第二流体槽和所述缓冲槽的体积之和。

12、根据权利要求1-11中任一项所述的微流控基板，其中，

所述输送流道形状为非闭合环形，所述环形所在圆的圆心为所述转动轴心；或者

20 所述输送流道形状为非闭合环形，所述输送流道的第一端至所述转动轴心的距离小于所述输送流道的第二端至所述转动轴心的距离，从所述第一端至所述第二端，所述输送流道至所述转动轴心的距离依次增加。

13、根据权利要求1-12中任一项所述的微流控基板，还包括：

第一废液槽，连通至输送流道的一端；

25 其中，沿着所述微流控基板的预设转动方向，所述第一废液槽和所述输送流道依次排布。

14、根据权利要求1-13中任一项所述的微流控基板，还包括：

混合槽，包括两个入口和一个出口；

第二虹吸流道，一端与所述混合槽的出口连通，另一端连接至所述输送流道；

30 其中，所述第二虹吸流道的部分至所述转动轴心的距离小于所述混合槽至所述转动轴心的距离。

15、根据权利要求1-14中任一项所述的微流控基板，还包括：

样本槽；

样本定量槽，与所述样本槽连通，且所述样本定量槽至所述转动轴心的距离大于所述样本槽至所述转动轴心的距离；

5 样本溢流槽，与所述样本槽连通，且所述样本溢流槽至所述转动轴心的距离大于所述样本定量槽至所述转动轴心的距离；

第三虹吸流道，一端与所述样本定量槽连通，另一端与所述混合槽的两个入口之一连通，且所述第二虹吸流道的部分至所述转动轴心的距离小于所述样本定量槽至所述转动轴心的距离；

稀释液槽；

10 稀释液定量槽，与所述稀释液槽连通，且所述稀释液定量槽至所述转动轴心的距离大于所述稀释液槽至所述转动轴心的距离；

稀释液溢流槽，与所述稀释液槽连通，且所述稀释液溢流槽至所述转动轴心的距离大于所述稀释液定量槽至所述转动轴心的距离；

15 第四虹吸流道，一端与所述稀释液定量槽连通，另一端与所述混合槽的两个入口之一连通，且所述第四虹吸流道的部分至所述转动轴心的距离小于所述稀释液定量槽至所述转动轴心的距离。

16、根据权利要求 1-15 中任一项所述的微流控基板，包括：

流道层，所述流道结构形成在所述流道层中；

20 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、所述缓冲槽、所述第二微流道和所述第二流体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。

17、一种微流控芯片，包括盖板和如权利要求 1~16 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、第一微流道、所述缓冲槽、所述第二微流道和所述第二流体槽的一侧。

25 18、一种微流控芯片的操作方法，其中，所述微流控芯片包括盖板和微流控基板，所述微流控基板包括流道结构，所述流道结构包括输送流道和多个检测组，所述多个检测组的每个检测组包括依次连通的第一流体槽、第一微流道、缓冲槽、第二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，至少一个所述检测组的第二流体槽中设置有试剂，所述微流控基板具有转动轴心，所述检测组位于所述输送流道的背离所述转动轴心的一侧，每个所述检测组中的第一流体槽、缓冲槽和第二流体槽至所述转动轴心的距离依次增加，所述操作方法包括：

30

驱动所述微流控芯片以第二转动频率进行转动，以使得所述输送流道的流体进入第一流体槽且在所述第一微流道中或所述第一微流道与所述缓冲槽的连通处形成气液界面；

5 在每个所述检测组中的第一流体槽都被填充所述液体后，驱动所述微流控芯片以第三转动频率进行转动，以使得所述流体进入所述缓冲槽和所述第二流体槽；

其中，所述第三转动频率大于所述第一转动频率。

19、根据权利要求 18 所述的操作方法，其中，所述第一微流道配置为具有第一长度，以在不大于所述微流控基板的第一转动频率下，使得来自所述第一流体槽的流体和存在于所述缓冲槽的气体形成气液界面，并使得所述气液界面存在于所述第一微流道中
10 或所述第一微流道与所述缓冲槽的连通处，以及

所述第二转动频率不大于所述第一转动频率，所述第三转动频率大于所述第一转动频率；或者

所述第二转动频率不大于所述第一转动频率，在驱动所述微流控芯片以第三转动频率进行转动时，所述转动方式为往复运动。

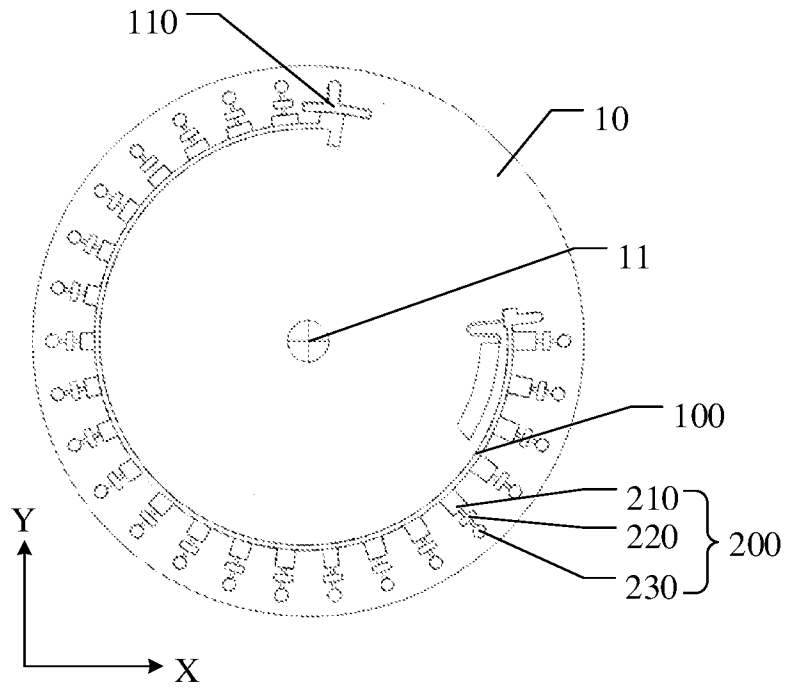


图 1

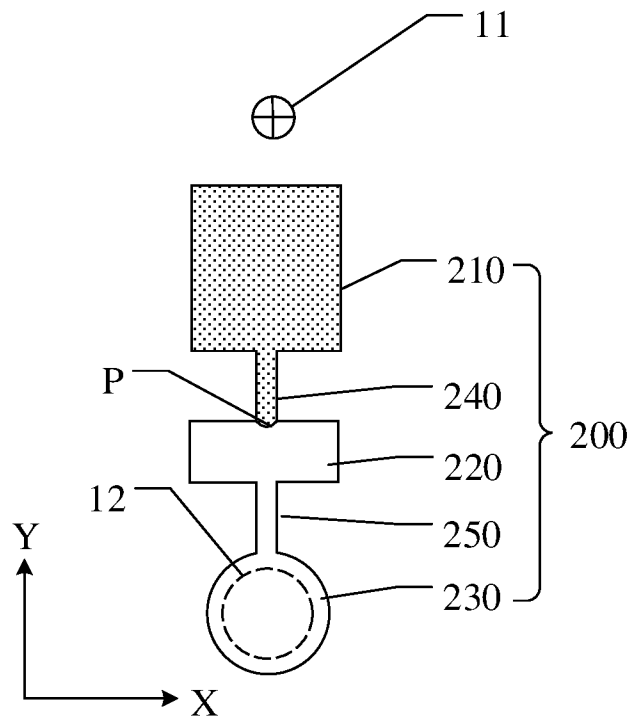


图 2

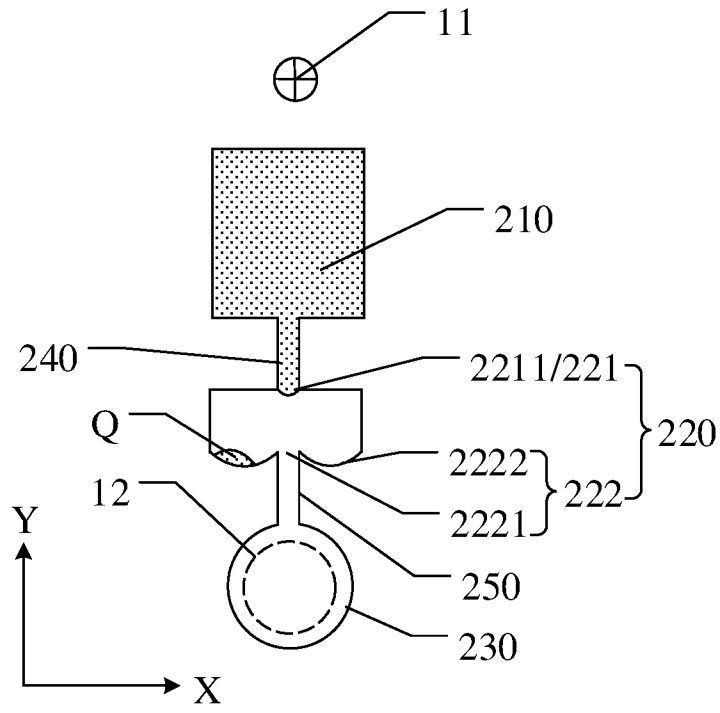


图 3

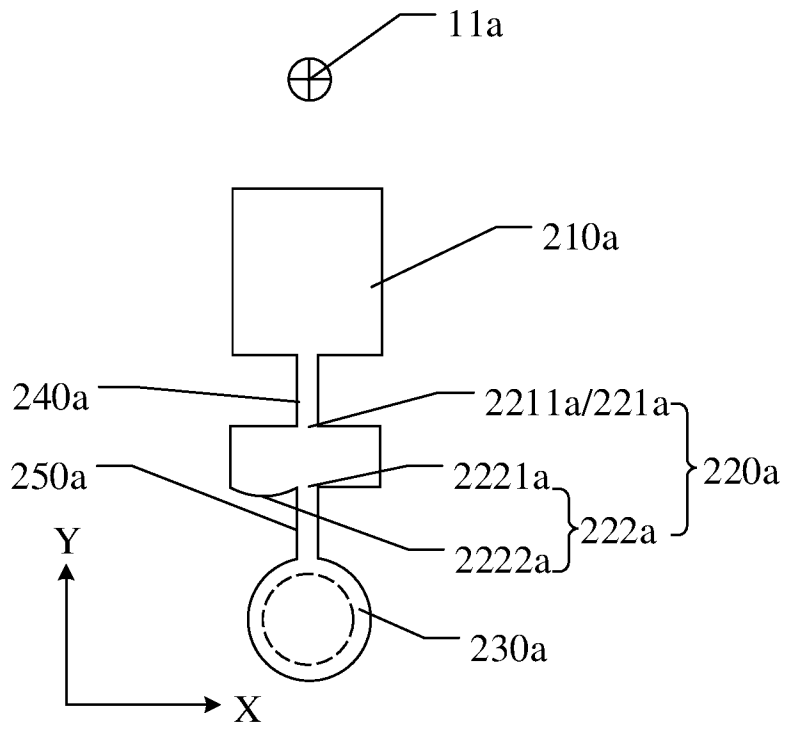


图 4

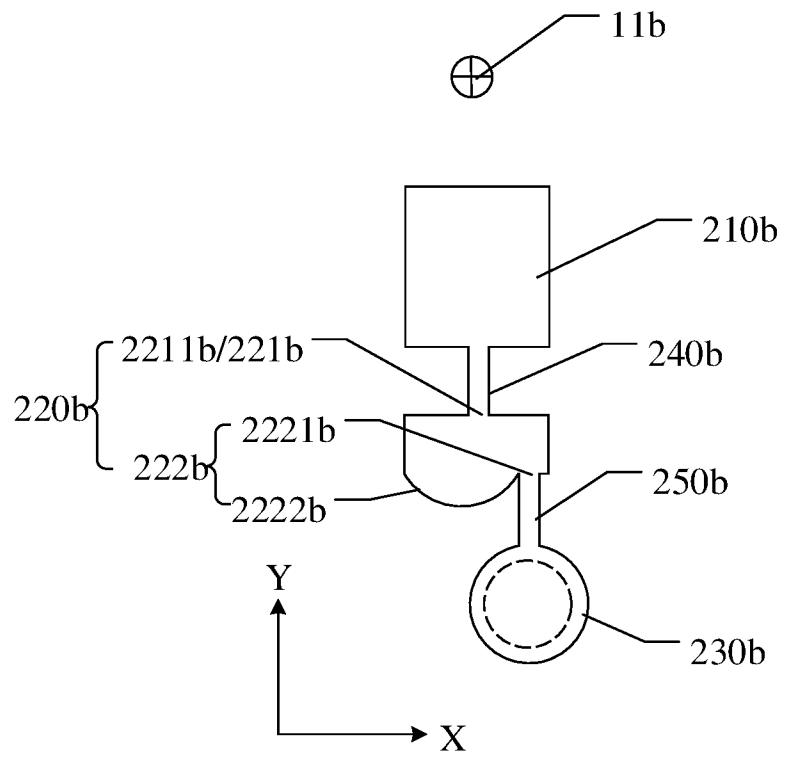


图 5

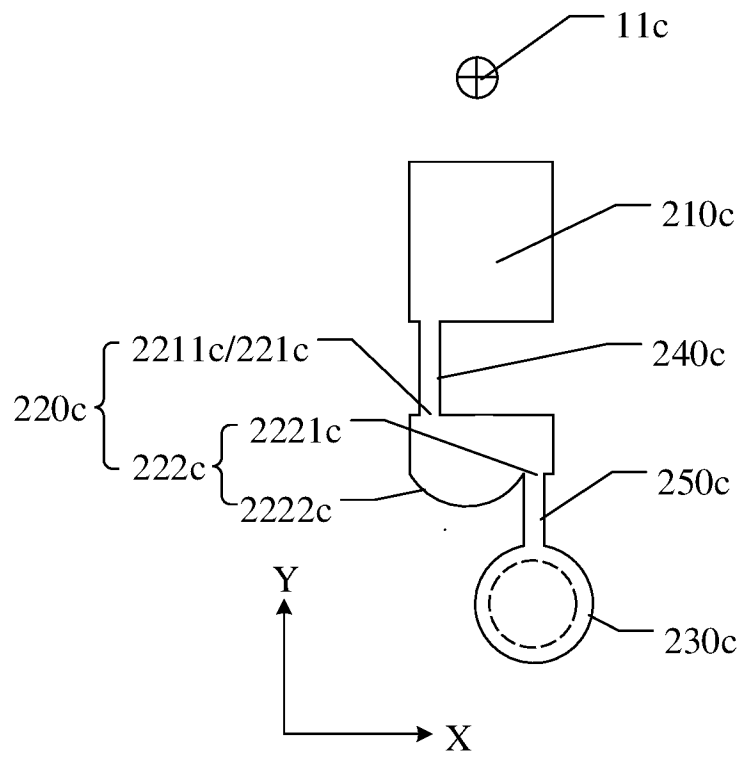


图 6

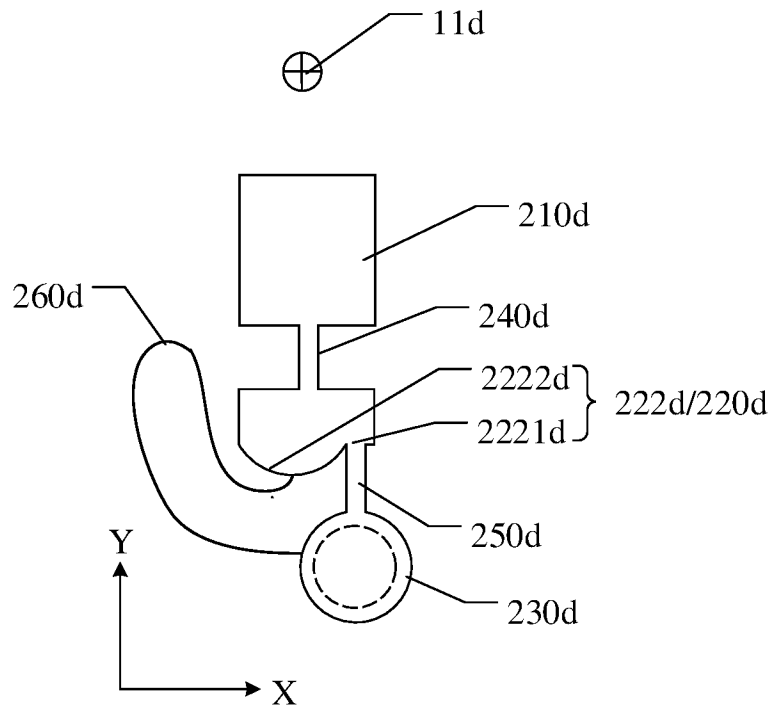


图 7

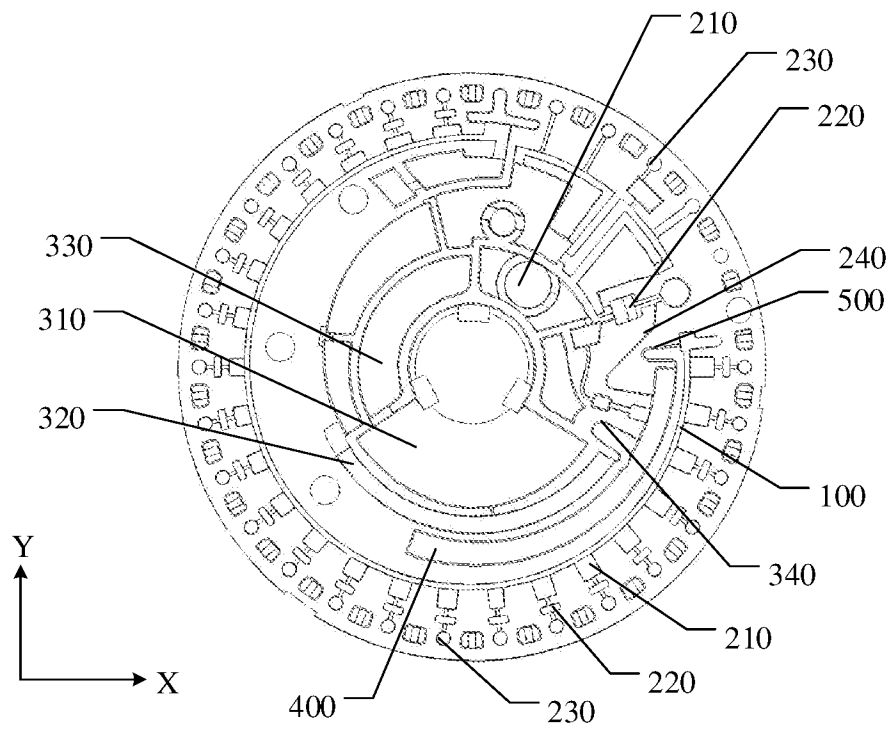


图 8

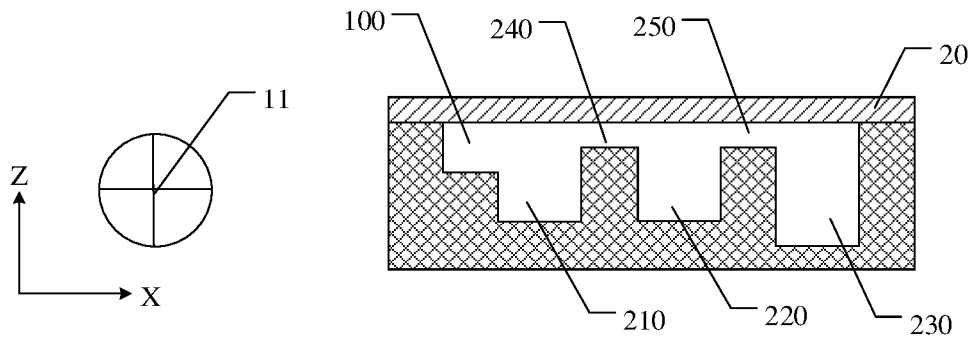


图 9

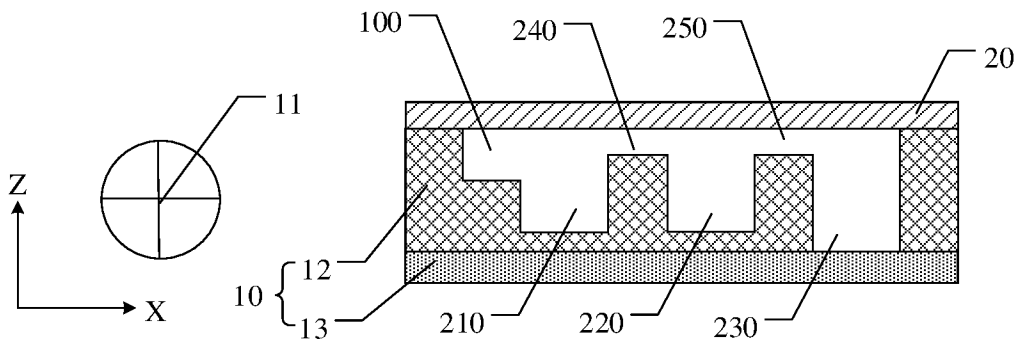


图 10

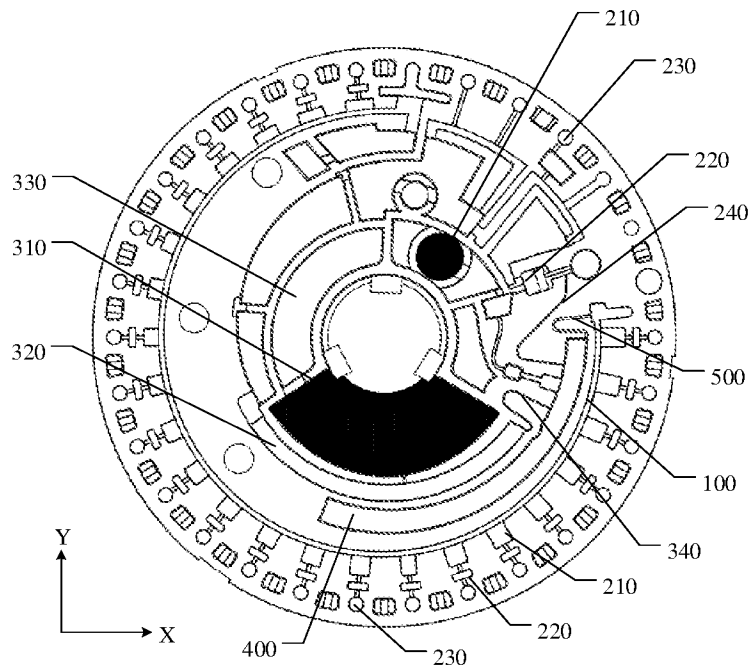


图 11

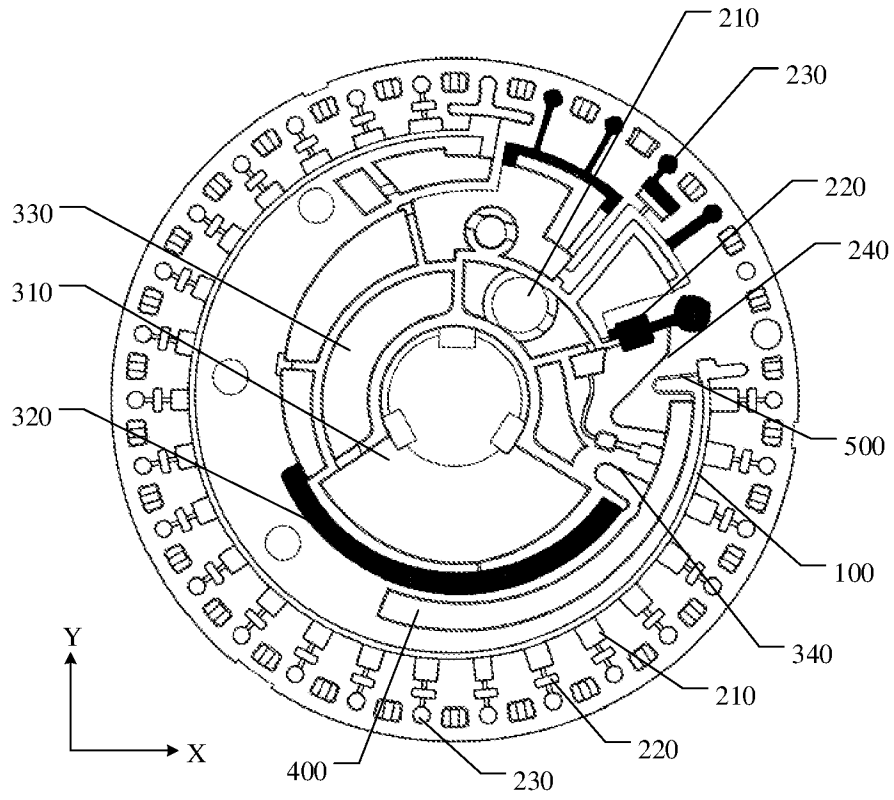


图 12

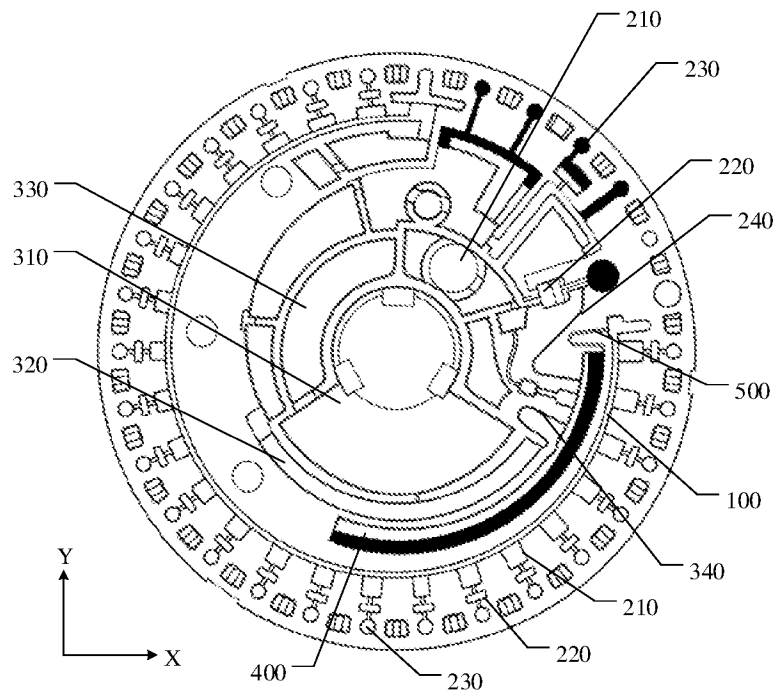


图 13

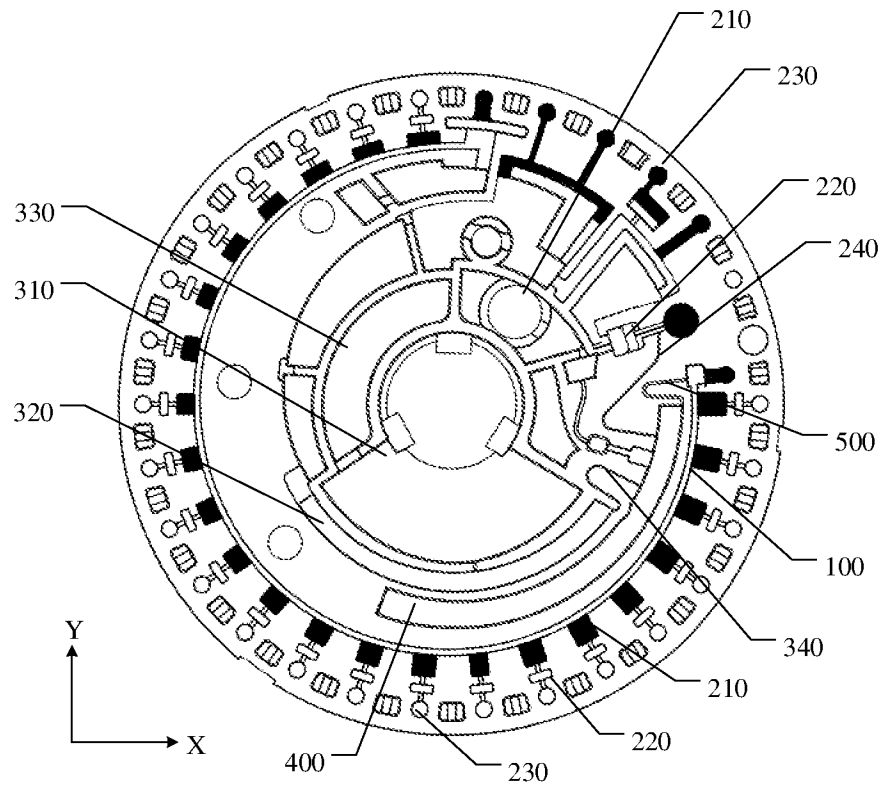


图 14

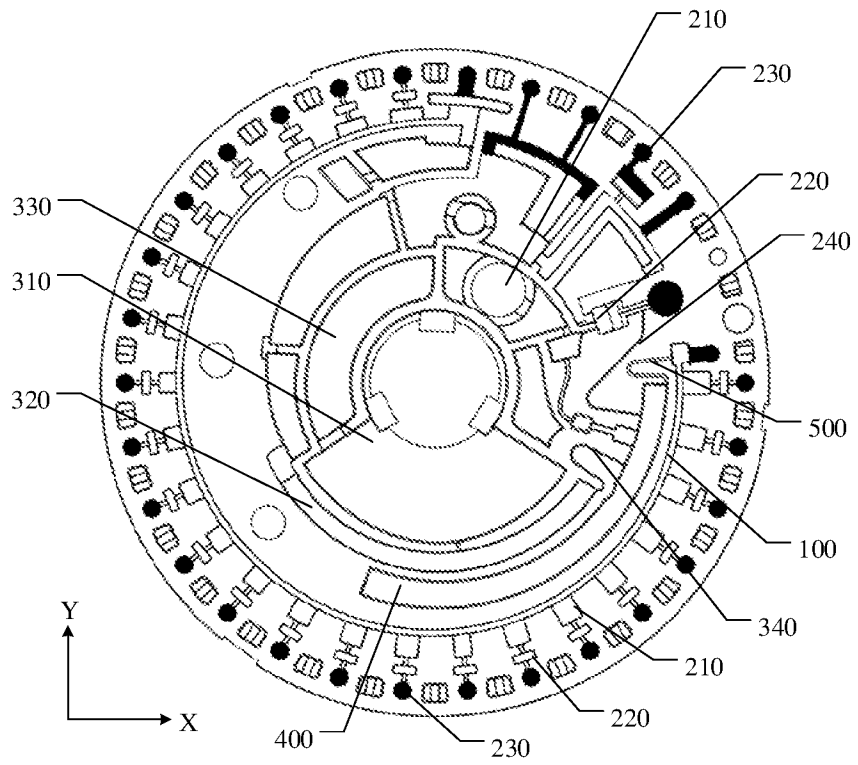


图 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2021/087559

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
B01L 3/00(2006.01)i; G01N 35/00(2006.01)i; G01N 35/10(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) B01L;G01N		
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) CNABS, CNTXT, SIPOABS, DWPI, CNKI; 微流控, 检测, 缓冲槽, 缓冲池, 转动, 旋转, 凹陷, microfluidic?, detect+, buffer w tank, buffer w groove, buffer w pool, rotat+, whirl+, recess, depression		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 105353159 A (YU BO) 24 February 2016 (2016-02-24) description, paragraphs [0031]-[0047], and figures 1A-3A	1-19
Y	CN 108051393 A (FU HAO et al.) 18 May 2018 (2018-05-18) description, paragraphs [0039]-[0042], and figures 4-5 and 8	1-19
Y	CN 112577902 A (TIANJIN NUOMAI TECHNOLOGY CO., LTD.) 30 March 2021 (2021-03-30) description, paragraphs [0039]-[0055], and figure 1	1-19
Y	US 2009053108 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 26 February 2009 (2009-02-26) description, paragraphs [0033]-[0041], and figure 1	1-19
A	CN 211311462 U (SHANGHAI FOSUN LONG MARCH MEDICAL SCIENCE CO., LTD.) 21 August 2020 (2020-08-21) entire document	1-19
A	US 2019143324 A1 (CAPITALBIO CORP.) 16 May 2019 (2019-05-16) entire document	1-19
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 30 December 2021		Date of mailing of the international search report 14 January 2022
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/CN2021/087559

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	105353159	A	24 February 2016	KR	20160022751	A	02 March 2016
				TW	201608242	A	01 March 2016
				TW	1550274	B	21 September 2016
				US	2016051986	A1	25 February 2016
				US	9737890	B2	22 August 2017

CN	108051393	A	18 May 2018	None			

CN	112577902	A	30 March 2021	None			

US	2009053108	A1	26 February 2009	EP	2439262	A1	11 April 2012
				EP	2439262	B1	23 October 2013
				US	7790110	B2	07 September 2010
				KR	20090020086	A	26 February 2009
				KR	101335727	B1	04 December 2013
				US	2010290955	A1	18 November 2010
				US	8221701	B2	17 July 2012
				EP	2028496	A2	25 February 2009
				EP	2028496	A3	01 July 2009
				EP	2028496	B1	11 January 2012

CN	211311462	U	21 August 2020	None			

US	2019143324	A1	16 May 2019	CN	107398307	A	28 November 2017
				EP	3458194	A1	27 March 2019
				EP	3458194	A4	30 October 2019
				JP	2019515308	A	06 June 2019
				JP	6957517	B2	02 November 2021
				WO	2017198195	A1	23 November 2017

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2021/087559

<p>A. 主题的分类</p> <p>B01L 3/00(2006.01)i; G01N 35/00(2006.01)i; G01N 35/10(2006.01)i</p> <p>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</p>																							
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>B01L;G01N</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>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))</p> <p>CNABS, CNTXT, SIP0ABS, DWPI, CNKI; 微流控, 检测, 缓冲槽, 缓冲池, 转动, 旋转, 凹陷, microfluidic?, detect+, buffer w tank, buffer w groove, buffer w pool, rotat+, whirl+, recess, depression</p>																							
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y</td> <td>CN 105353159 A (余波) 2016年2月24日 (2016 - 02 - 24) 说明书第[0031]-[0047]段, 附图1A-3A</td> <td>1-19</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 108051393 A (付豪等) 2018年5月18日 (2018 - 05 - 18) 说明书第[0039]-[0042]段, 附图4-5、8</td> <td>1-19</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 112577902 A (天津诺迈科技有限公司) 2021年3月30日 (2021 - 03 - 30) 说明书第[0039]-[0055]段, 附图1</td> <td>1-19</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2009053108 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD) 2009年2月26日 (2009 - 02 - 26) 说明书第[0033]-[0041]段, 附图1</td> <td>1-19</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 211311462 U (上海复星长征医学科学有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 全文</td> <td>1-19</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2019143324 A1 (CAPITALBIO CORP) 2019年5月16日 (2019 - 05 - 16) 全文</td> <td>1-19</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	Y	CN 105353159 A (余波) 2016年2月24日 (2016 - 02 - 24) 说明书第[0031]-[0047]段, 附图1A-3A	1-19	Y	CN 108051393 A (付豪等) 2018年5月18日 (2018 - 05 - 18) 说明书第[0039]-[0042]段, 附图4-5、8	1-19	Y	CN 112577902 A (天津诺迈科技有限公司) 2021年3月30日 (2021 - 03 - 30) 说明书第[0039]-[0055]段, 附图1	1-19	Y	US 2009053108 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD) 2009年2月26日 (2009 - 02 - 26) 说明书第[0033]-[0041]段, 附图1	1-19	A	CN 211311462 U (上海复星长征医学科学有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 全文	1-19	A	US 2019143324 A1 (CAPITALBIO CORP) 2019年5月16日 (2019 - 05 - 16) 全文	1-19
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																					
Y	CN 105353159 A (余波) 2016年2月24日 (2016 - 02 - 24) 说明书第[0031]-[0047]段, 附图1A-3A	1-19																					
Y	CN 108051393 A (付豪等) 2018年5月18日 (2018 - 05 - 18) 说明书第[0039]-[0042]段, 附图4-5、8	1-19																					
Y	CN 112577902 A (天津诺迈科技有限公司) 2021年3月30日 (2021 - 03 - 30) 说明书第[0039]-[0055]段, 附图1	1-19																					
Y	US 2009053108 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD) 2009年2月26日 (2009 - 02 - 26) 说明书第[0033]-[0041]段, 附图1	1-19																					
A	CN 211311462 U (上海复星长征医学科学有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 全文	1-19																					
A	US 2019143324 A1 (CAPITALBIO CORP) 2019年5月16日 (2019 - 05 - 16) 全文	1-19																					
<p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																							
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“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)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” 同族专利的文件</p>																							
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2021年12月30日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2022年1月14日</p>																					
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>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</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>		<p>授权官员</p> <p>秦祖龙</p> <p>电话号码 62085046</p>																					

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2021/087559

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)
CN	105353159	A	2016年2月24日	KR	20160022751	A	2016年3月2日
				TW	201608242	A	2016年3月1日
				TW	1550274	B	2016年9月21日
				US	2016051986	A1	2016年2月25日
				US	9737890	B2	2017年8月22日

CN	108051393	A	2018年5月18日	无			

CN	112577902	A	2021年3月30日	无			

US	2009053108	A1	2009年2月26日	EP	2439262	A1	2012年4月11日
				EP	2439262	B1	2013年10月23日
				US	7790110	B2	2010年9月7日
				KR	20090020086	A	2009年2月26日
				KR	101335727	B1	2013年12月4日
				US	2010290955	A1	2010年11月18日
				US	8221701	B2	2012年7月17日
				EP	2028496	A2	2009年2月25日
				EP	2028496	A3	2009年7月1日
				EP	2028496	B1	2012年1月11日

CN	211311462	U	2020年8月21日	无			

US	2019143324	A1	2019年5月16日	CN	107398307	A	2017年11月28日
				EP	3458194	A1	2019年3月27日
				EP	3458194	A4	2019年10月30日
				JP	2019515308	A	2019年6月6日
				JP	6957517	B2	2021年11月2日
				WO	2017198195	A1	2017年11月23日
