



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 211014320 U

(45)授权公告日 2020.07.14

(21)申请号 201921092208.5

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(22)申请日 2019.07.12

(73)专利权人 南京岚煜生物科技有限公司

地址 211122 江苏省南京市江宁区乾德路2号

(72)发明人 许行尚 杰弗瑞·陈

(74) 专利代理机构 南京正联知识产权代理有限公司 32243

代理人 王素琴

(51) Int.Cl.

G01N 35/00(2006.01)

G01N 35/10(2006.01)

G01N 33/53(2006.01)

G01N 33/86(2006.01)

B01L 3/00(2006.01)

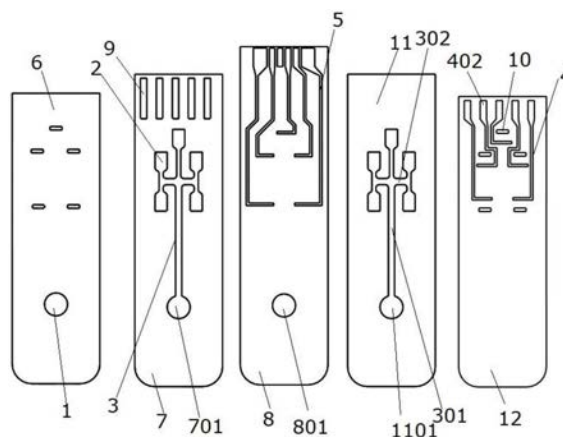
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54)实用新型名称

一种多通道微流体检测芯片

(57)摘要

本实用新型公开了一种多通道微流体检测芯片,包括至少一个芯片单元、采样口和电极,芯片单元包括至少一个检测室,所述采样口通过微流道与所述检测室相连通;所述电极包括第一电极和第二电极,所述第一电极与所述第二电极之间有间隙且通过所述检测室相连通;芯片单元包括至少两层芯片层,所述第一电极和所述第二电极在所述芯片单元中分层设置且所述第一电极与所述第二电极通过所述检测室相连通。该多通道微流体检测芯片分层设置电极,降低电极间的相互干扰,检测面积大灵敏度高和检测通量大、检测效率和准确性均高。该多通道微流体检测芯片可用于检测免疫反应凝血指标、心肌损伤标志物五项指标、激素六项指标、甲功五项指标和感染因子六项指标。



1. 一种多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 该多通道微流体检测芯片包括至少一个芯片单元、采样口和电极, 所述芯片单元包括至少一个检测室, 所述采样口通过微流道与所述检测室相连通; 所述电极包括第一电极和第二电极, 所述第一电极与所述第二电极之间有间隙且通过所述检测室相连通。

2. 根据权利要求1所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 所述芯片单元包括至少两层芯片层, 所述第一电极和所述第二电极在所述芯片单元中分层设置且所述第一电极与所述第二电极通过所述检测室相连通。

3. 根据权利要求1所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 所述芯片单元包括多个相互独立的所述检测室, 所述微流道包括一条主流通道和多条分微流体通道, 所述主流通道的末端分流出多个所述分微流体通道, 多个所述分微流体通道与多个相互独立的所述检测室一一对应连通; 所述主流通道的另一端与所述采样口连通。

4. 根据权利要求3所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 所述芯片单元包括第一芯片层、第二芯片层和第三芯片层, 所述检测室和所述微流道均贯穿设置在所述第二芯片层上, 所述第一电极设置在所述第一芯片层上, 所述第二电极设置在所述第三芯片层上, 且所述第一电极与所述第二电极均与所述检测室所在的位置相对应地设置, 所述第一电极与所述第二电极通过所述检测室相连通。

5. 根据权利要求4所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 所述第二芯片层在与所述第一电极相对应的位置的端头设置多个连接端, 所述第一电极通过与所述连接端相接触从而实现与检测仪器相接触连接; 所述连接端裸露在所述第一芯片层的端头的外部。

6. 根据权利要求5所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 所述第一电极包括多个电极一, 多个所述电极一均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置, 所述第二电极包括多个电极二, 多个所述电极二均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置, 所述电极一和所述电极二分别为工作电极或参比电极。

7. 根据权利要求6所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 多个所述电极一的一端均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置且均位于所述检测室内的位置, 另一端在所述第一芯片层靠近所述检测室的表面上均延伸至所述第一芯片层的一端的端头形成与所述检测仪器相接触连接的多个检测端且多个所述检测端与多个所述连接端一一对应设置。

8. 根据权利要求6所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 多个所述电极二的一端均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置且均位于所述检测室内的位置, 另一端在所述第三芯片层的表面上均延伸至所述第三芯片层的一端的端头形成与所述检测仪器相连接的多个检测端且所述检测端一裸露在所述第一芯片层、第二芯片层与第三芯片层粘合成一体后相对于所述第一芯片层和第二芯片层的一端的外部。

9. 根据权利要求8所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 所述检测端一的一侧还设有空白检测端, 且与每个所述检测端一均平行设置。

10. 根据权利要求4-9任一项所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 该多通道微流体检测芯片包括第一芯片单元和第二芯片单元, 所述第二芯片单元与所述第一芯片单元通过共用所述第三芯片层相叠合; 所述采样口设置在所述第一芯片单元上; 所述第一芯片单元和所述第二芯片单元上均设有所述电极。

11. 根据权利要求10所述的多通道微流体检测芯片, 其特征在于, 所述第三芯片层的正

面与背面均设有所述第二电极。

12. 根据权利要求10所述的多通道微流体检测芯片,其特征在于,所述第一芯片层上设有多个排气孔,多个所述排气孔均设置在所述第一芯片层的一端且设置在与所述检测室相对应的位置处。

13. 根据权利要求10所述的多通道微流体检测芯片,其特征在于,所述第二芯片层上设有第一接液口,所述第一接液口与所述采样口的位置相对应设置,所述主流通道的一端与所述第一接液口相连接,所述主流通道的另一端通过所述分微流体通道一一对应连接多个所述检测室,所述检测室的宽度大于所述分微流体通道的宽度。

14. 根据权利要求13所述的多通道微流体检测芯片,其特征在于,所述第三芯片层上设有第二接液口,所述第二接液口与所述第一接液口的位置相对应设置。

15. 根据权利要求7所述的多通道微流体检测芯片,其特征在于,每个所述连接端均为大小相同的矩形,且每个所述连接端之间的间距相等,相应的,每个所述检测端也均为大小相同的矩形,且每个所述检测端之间的间距均相等;所述连接端裸露在所述第一芯片层的外部的长度不超过1cm。

16. 根据权利要求8所述的多通道微流体检测芯片,其特征在于,每个所述检测端一和空白检测端的形状均为矩形且每个所述检测端一之间的间距相等;所述检测端一裸露在所述第一芯片层、第二芯片层与第三芯片层粘合成一体后相对于所述第一芯片层和第二芯片层的一端的外部的长度不超过1cm。

17. 根据权利要求12所述的多通道微流体检测芯片,其特征在于,多个所述排气孔均设置在与所述检测室远离分微流体通道的端部且与所述检测室的边缘相齐平的对应的位置处;所述排气孔为长方形或圆形或三角形或椭圆形,面积为 $1\sim 3\text{mm}^2$ 。

18. 根据权利要求13所述的多通道微流体检测芯片,其特征在于,所述主流通道向远离所述第一接液口的一端沿水平方向延伸设有分微流体通道一连接检测室一,所述主流通道向远离所述第一接液口的一端沿垂直方向分别向两侧延伸设有分微流体通道二和分微流体通道三,所述分微流体通道二沿与所述主流通道平行的方向分别向两端延伸连接有检测室二和检测室三,所述分微体通道三沿与所述主流通道平行的方向分别向两端延伸连接有检测室四和检测室五。

一种多通道微流体检测芯片

技术领域

[0001] 本实用新型属于医疗设备技术领域,尤其是涉及一种多通道微流体检测芯片。

背景技术

[0002] 微流体学是跨包括工程学、物理学、化学、微技术和生物技术的各种学科来应用的技术。微流体学涉及到对微量流体的研究以及对如何在诸如微流体芯片之类的各种微流体系统和设备中操纵、控制和使用这样的少量流体的研究。例如:微流体生物芯片(被称为“芯片实验室”)在分子生物学领域中用于整合化验操作,以用于诸如分析酶和DNA,检测生物化学毒素和病原体、诊断疾病等目的。

[0003] 凝血(Blood Coagulation),即:血液凝固,是指血液由流动的液体状态变成不能流动的凝胶状态的过程,是生理性止血的重要环节。血液凝固的实质就是血浆中的可溶性纤维蛋白原变成不可溶的纤维蛋白的过程。血液凝固大致可分三个阶段:第一阶段,凝血酶原激活物的形成,凝血酶原激活物为 Xa 、 V 、 Ca^{2+} 和 $PF3$ (血小板第3因子,为血小板膜上的磷脂)复合物;第二阶段,在 Ca 参与下,凝血酶原激活物催化凝血酶原(因子 II)转化为具有活性的凝血酶(IIa);第三阶段,在凝血酶、 Ca 和因子 $XIII$ 的催化下,血浆中可溶性的纤维蛋白原转变为不溶性的纤维蛋白。凝血是由一系列凝血因子参与的复杂的生理过程,凝血系统包括凝血和抗凝两个方面,两者之间的动态平衡是正常机体维持体内血液流动和防止血液丢失的关键,凝血过程是血液由溶胶状态转变为凝胶状态的过程。

[0004] 凝血因子 Xa 是 X 因子受到激活后释放的一种肽段,是一种糖基化丝氨酸蛋白酶。凝血因子 Xa 位于内源性和外源性凝血途径共同途径的起点,是凝血过程中的关键结合点,凝血因子 Xa 能和 Va 在磷脂膜上结合形成凝血酶原酶复合物,该复合物能够激活凝血酶原转变为凝血酶,在凝血酶的作用下蛋白纤维原转化成蛋白单体纤维最终形成生理凝血现象。

[0005] 抗凝血酶共有6种,其中抗凝血酶 III 是血液中重要的抗凝血酶,占总抗凝血酶活性67%, $ATIII$ 就肝细胞和血管内皮细胞产生,是丝氨酸蛋白酶抑制物之一,血中最重要抗凝血因子,分子中有二个结合点,一个与凝血酶结合以阻断其凝血的速度增大1000倍,能改善微循环,抑制活化的白细胞对内皮细胞损伤。掌握 $ATIII$ 活性对疾病监测、病态分析、预后判断及肝素治疗具有重要意义。正常血液中凝血因子一般处于非活化状态,仅有少量凝血酶生成,也被血液迅速稀释,血液可以冲碎、分散已生成小纤维蛋白块,肝脏能清除已激活的凝血因子,这些都不利于血液在正常血管内凝固,同时血液中还存在强大的抗凝血物质,如抗凝血酶、肝素等,这些物质对抗血液凝固具有重要的作用。

[0006] D -二聚体是纤维蛋白溶解酶水解交联纤维蛋白后产生的大量不均一的片段混合物, D -二聚体是血栓形成后,纤维蛋白溶解的特异性标志物,是交联纤维蛋白的特异性降解产物($FnDPs$),是继发性纤溶特有代谢产物,反映凝血与纤溶激活的标志物。 D -二聚体质量浓度对血栓性疾病的诊断、疗效评估和预后判断具有重要的意义。 DD (D -Dimer),即 D -二聚体,是指纤维蛋白单体经 $XIIIa$ 、 Ca^{2+} 交联后形成稳定的交联纤维蛋白再经纤溶酶水解所产生的特异性降解产物碎片,包括 YY/DXD 碎片、 YD/DY 碎片、 DD/E 碎片、 DD 碎片等。 D -二聚体是

纤维蛋白降解的特异性产物,测定D-二聚体可以判断纤维蛋白是否已经形成。在发生继发性纤溶亢进时,如DIC、血栓性疾病、感染性、恶性肿瘤等疾病中均可表现高值。因此D-二聚体是深静脉血栓(DVT)、肺栓塞(PTE)、弥漫性血管内凝血(DIC)的重要指标。FDP(Fibrinogen and Fibrin Degradation Products),即纤维蛋白(原)降解产物,是纤维蛋白/纤维蛋白原在纤溶酶的作用下所产生的各种降解产物的总称,FDP包括纤维蛋白原和纤维蛋白单体的产物,以及交联纤维蛋白的降解产物。FgDPs和FnDPs(D-Dimer)统称纤维蛋白(原)降解产物(FDPs),具有抗血小板聚集和抗凝作用,FgDPs为Fg降解产物。

[0007] 蝥蛇毒是因子X的强激活剂,在无因子VII的参与下,可与因子V、X及血小板因子3(PF3)结合形成外源性凝血酶原酶而使血液凝固。当受检血浆缺乏因子II、V、X时,血液凝固即会发生障碍,当受检血浆因子II、V、X含量正常时,即可加速血液凝固。

[0008] 微流控芯片(microfluidic chip)是当前微全分析系统(Miniaturized Total Analysis Systems)发展的热点领域。微流控芯片分析以芯片为操作平台,同时以分析化学为基础,以微机电加工技术为依托,以微管道网络为结构特征,以生命科学为目前主要应用对象,是当前微全分析系统领域发展的重点。它的目标是把整个化验室的功能,包括采样、稀释、加试剂、反应、分离、检测等集成在微芯片上。微流控芯片是微流控技术实现的主要平台。其装置特征主要是其容纳流体的有效结构(通道、检测室和其它某些功能部件)至少在一个纬度上为微米级尺度。由于微米级的结构,流体在其中显示和产生了与宏观尺度不同的特殊性能。因此发展出独特的分析产生的性能。微流控芯片的特点及发展优势:微流控芯片具有液体流动可控、消耗试样和试剂极少、分析速度成十倍上百倍地提高等特点,它可以在几分钟甚至更短的时间内进行上百个样本的同时分析,并且可以在线实现样本的预处理及分析全过程。其产生的应用目的是实现微全分析系统的终极目标—芯片实验室,目前工作发展的重点应用领域是生命科学领域。

[0009] 当前国际研究现状:创新多集中于分离、检测体系方面;对芯片上如何引入实际样本分析的诸多问题,如样本引入、换样、前处理等有关研究还十分薄弱。它的发展依赖于多学科交叉的发展。

[0010] 中国专利文献(201910154636.4)公开了一种具有五层结构的多通道微流体凝血检测芯片,包括芯片本体,所述芯片本体从上往下依次包括第一层芯片、第二层芯片、第三层芯片、第四层芯片和第五层芯片,所述第一层芯片、第二层芯片、第三层芯片、第四层芯片与第五层芯片相配合界定出封闭的微流道和多个相互独立的检测室,所述第一层芯片上设有加样孔,所述加样孔通过所述微流道与所述检测室相连通;所述芯片本体还包括电极,每个所述检测室内均一一对应设有所述电极。通过五层芯片设计可以成倍增加检测室的数量,从而可以一次性检测更多的凝血指标,提高了检测效率;该具有五层结构的多通道微流体凝血检测芯片设计合理,结构简单紧凑;但该五层结构的多通道微流体凝血检测芯片血液流动在平面上,电极在同一芯片层,这样的设计干扰比较大,且检测的面积偏小,同时该五层结构的多通道微流体凝血检测芯片制作工艺复杂,残次品率高。

[0011] 因此,有必要开发一种合理设计的电极,降低电极间的相互干扰,检测面积大灵敏度高和检测通量大、检测效率和准确性均高且体积更小成本更低的多通道微流体检测芯片。

实用新型内容

[0012] 本实用新型要解决的技术问题是提供一种合理设计的电极,降低电极间的相互干扰,检测面积大灵敏度高和检测通量大、检测效率和准确性均高且体积更小成本更低的多通道微流体检测芯片。

[0013] 为解决上述技术问题,本实用新型采用的技术方案是,该多通道微流体检测芯片,其特征在于,该多通道微流体检测芯片包括至少一个芯片单元、采样口和电极,所述芯片单元包括至少一个检测室,所述采样口通过微流道与所述检测室相连通;所述电极包括第一电极和第二电极,所述第一电极与所述第二电极之间有间隙且通过所述检测室相连通。

[0014] 采用上述技术方案,微流体检测芯片具有精度高,速度快,检测成本较低的特点,适合进行精准医疗环节进行的检测,该技术方案通过将电极设计为第一电极和第二电极,同时在第一电极和第二电极之间留有间隙使其通过检测室相连通,这样的设计,可以降低电极间的相互干扰,且测量的面积更大,灵敏度更高,从而提高检测结果的准确性;同时采用芯片单元的设计,可以选取一个芯片单元,也可以为两个芯片单元叠加,也可以为多个芯片单元叠加,从而实现成倍增加检测指标的数量,这样的设计合理,结构简单紧凑,同时能缩小该多通道微流体检测芯片的大小,使更小巧便携,且降低生产成本;检测室内预先包埋有检测试剂,可以实现同时检测多个凝血指标,芯片结构简单,操作方便,提高了检测效率,并大大减少了资源的消耗;实现快速检测,降低了成本。

[0015] 本实用新型进一步改进在于,所述芯片单元包括至少两层芯片层,所述第一电极和所述第二电极在所述芯片单元中分层设置且所述第一电极与所述第二电极通过所述检测室相连通。将第一电极与第二电极分两层设置,可以降低电极间的相互干扰,从而提高检测结果的准确性。

[0016] 本实用新型进一步改进在于,所述芯片单元包括多个相互独立的所述检测室,所述微流道包括一条主流通道和多条分微流体通道,所述主流通道的末端分流多个所述分微流体通道,多个所述分微流体通道与多个相互独立的所述检测室一一对应连通;所述主流通道的另一端与所述采样口连通。通过设计特定结构形式的主流通道和多个分微流体通道,用于引导血液样本的流动,实现了通过一个采样口能够同时向多个检测室注入样本且不污染样本,易进样;采样口进样后,由主流通道同时分别流向多个分微流体通道,再进入多个相互独立的检测室,检测室内预先包埋有检测试剂,这样可以实现同时检测多个凝血指标,具有多通道的效果;芯片结构简单,操作方便,提高了检测效率,并大大减少了资源的消耗;实现快速检测,降低了成本。

[0017] 本实用新型进一步改进在于,所述芯片单元包括第一芯片层、第二芯片层和第三芯片层,所述检测室和所述微流道均贯穿设置在所述第二芯片层上,所述第一电极设置在所述第一芯片层上,所述第二电极设置在所述第三芯片层上,且所述第一电极与所述第二电极均与所述检测室所在的位置相对应地设置,所述第一电极与所述第二电极通过所述检测室相连通。将第一电极与第二电极分两层设置,且中间隔了检测室所在的芯片层,在检测室内预先包埋有检测试剂,当待测血液样本流入检测室后,第一电极和第二电极均与检测室中血液相接触,从而通过血液导电连通;这样的设置可以降低电极间的相互干扰,且测量的面积更大,灵敏度更高,从而提高检测结果的准确性。

[0018] 本实用新型进一步改进在于,所述第二芯片层在与所述第一电极相对应的位置的

端头设置有多个连接端,所述第一电极通过与所述连接端相接触从而实现与检测仪器相接触连接;所述连接端裸露在所述第一芯片层的端头的外部。通过在第二芯片层上设计连接端(连接端与电极的材料相同)与第一电极相配合,使第一电极通过与连接端相接触,从而通过连接端与配套的检测仪器相连接,进而实现第一电极与配套的检测仪器相连通。

[0019] 作为本实用新型的优选技术方案,所述第一电极包括多个电极一,多个所述电极一均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置,所述第二电极包括多个电极二,多个所述电极二均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置,所述电极一和所述电极二分别为工作电极或参比电极。对每个检测室均分别对应设置电极一和电极二从而使每个检测室的电极分开,降低电极之间的干扰,且测量的面积更大,灵敏度更高,提高检测的准确性。

[0020] 作为本实用新型的优选技术方案,多个所述电极一的一端均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置且均位于所述检测室内的位置,另一端在所述第一芯片层靠近所述检测室的表面上均延伸至所述第一芯片层的一端的端头形成与所述检测仪器相接触连接的多个检测端且多个所述检测端与多个所述连接端一一对应设置。这样的设置一方面可以使电极一与检测室一一对应,保证检测室中电极一与电极二的配合连通后电化学信号的采集与检测,另一方面可以使得每个检测室对应的电极一通过检测端和连接端与检测仪器相接触连接,从而降低与电极二之间的干扰。

[0021] 作为本实用新型的优选技术方案,多个所述电极二的一端均与多个相互独立的所述检测室一一对应设置且均位于所述检测室内的位置,另一端在所述第三芯片层的表面上均延伸至所述第三芯片层的一端的端头形成与所述检测仪器相连接的多个检测端且所述检测端一裸露在所述第一芯片层、第二芯片层与第三芯片层粘合成一体后相对于所述第一芯片层和第二芯片层的一端的外部。这样的设置一方面可以使电极二与检测室一一对应,保证检测室电极一与电极二的配合连通后电化学信号的采集与检测,另一方面可以使第三芯片层的检测端直接插入检测仪器,避免了与第一电极即电极一之间的干扰。

[0022] 作为本实用新型的优选技术方案,所述检测端一的一侧还设有空白检测端,且与每个所述检测端一均平行设置。

[0023] 作为本实用新型的优选技术方案,该多通道微流体检测芯片包括第一芯片单元和第二芯片单元,所述第二芯片单元与所述第一芯片单元通过共用所述第三芯片层相叠合;所述采样口设置在所述第一芯片单元上;所述第一芯片单元和所述第二芯片单元上均设有所述电极。通过两个芯片单元共用第三芯片层相叠加,使该多通道微流体检测芯片的检测室的数量成倍增加,从而可以一次性检测更多的凝血指标,提高了检测效率;该设计合理,结构简单紧凑,成倍增加了检测室的数量可以降低生产成本;每个检测室内预先包埋有检测试剂,通过电极施加交流电压同时接受检测室中血液反应产生的信号;芯片结构简单,操作方便,提高了检测效率,并大大减少了资源的消耗;实现快速检测,降低了成本。

[0024] 作为本实用新型的优选技术方案,所述第三芯片层的正面与背面均设有第二电极。

[0025] 作为本实用新型的优选技术方案,所述第一芯片层上设有多个排气孔,多个所述排气孔均设置在所述第一芯片层的一端且设置在与所述检测室相对应的位置处。通过在上层芯片贯穿设置多个排气孔,使得待测流体的流动阻力减小,流动更快速,实现快速填充检测室;排气孔的设置有利于样本的流动,方便进样,若没有设置排气孔,则样本不能流进检

测室进行反应,检测室内预先包埋检测试剂。此外,当两个芯片单元通过共用第三芯片层进行叠加时第二芯片单元中的排气孔的设置,并不会引起全血样本的渗漏,因为血液较粘稠,其流动需要两面的亲水界面的配合,排气孔的位置在检测室的末端(即远离分微流体通道的一端)相切的位置,血液流动至此处时,排气孔的镂空设置使其只接触一面亲水界面,所以血液不会继续向前流动而渗漏。

[0026] 作为本实用新型的优选技术方案,所述第二芯片层上设有第一接液口,所述第一接液口与所述采样口的位置相对应设置,所述主流通道的一端与所述第一接液口相连接,所述主流通道的另一端通过所述分微流体通道一一对应连接多个所述检测室,所述检测室的宽度大于所述分微流体通道的宽度。

[0027] 作为本实用新型的优选技术方案,所述第三芯片层上设有第二接液口,所述第二接液口与所述第一接液口的位置相对应设置。测试样本通过采样口进入芯片后,通过第一接液口同时分别流向第二芯片层的检测室和第二接液口,通过第二接液口液向第二芯片单元中的第二芯片层的检测室,从而实现分别同时流向第二层芯片的各个检测室。

[0028] 作为本实用新型的优选技术方案,每个所述连接端均为大小相同的矩形,且每个所述连接端之间的间距相等,相应的,每个所述检测端也均为大小相同的矩形,且每个所述检测端之间的间距均相等;所述连接端裸露在所述第一芯片层的外部的长度不超过1cm。

[0029] 作为本实用新型的优选技术方案,每个所述检测端一和空白检测端的形状均为矩形且每个所述检测端一之间的间距相等;所述检测端一裸露在所述第一芯片层、第二芯片层与第三芯片层粘合成一体后相对于所述第一芯片层和第二芯片层的一端的外部的长度不超过1cm。

[0030] 作为本实用新型的优选技术方案,多个所述排气孔均设置在与所述检测室远离分微流体通道的端部且与所述检测室的边缘相齐平的对应的位置处;述排气孔为长方形或圆形或三角形或椭圆形,面积为 $1\sim 3\text{mm}^2$ 。

[0031] 作为本实用新型的优选技术方案,所述主流通道向远离所述第一接液口的一端沿水平方向延伸设有分微流体通道一连接检测室一,所述主流通道向远离所述第一接液口的一端沿垂直方向分别向两侧延伸设有分微流体通道二和分微流体通道三,所述分微流体通道二沿与所述主流通道平行的方向分别向两端延伸连接有检测室二和检测室三,所述分微流体通道三沿与所述主流通道平行的方向分别向两端延伸连接有检测室四和检测室五。通过设计特定结构形式的主流通道和多个分微流体通道,用于引导血液样本的流动,实现了通过一个采样口能够同时向多个检测室注入样本且不污染样本,使得流动更快捷,提高检测效率;同时这样的设计缩小了该多通道微流体检测芯片的大小,长和宽的长度与本申请人之前申请的多通道微流体检测芯片相比缩小了25~45%,降低了生产成本,且使芯片更小巧便携。

[0032] 本实用新型进一步改进在于,所述第一芯片层、第二芯片层与第三芯片层通过是通过第二芯片层双面胶合的方式键合成一体。

[0033] 作为本实用新型的优选技术方案,所述第二芯片层为压敏胶带,所述第一芯片层和/或所述第三芯片层的材料为PMMA、PP、PE、PET中的任一种,且所述第一芯片层和所述第三芯片层的表面均具有亲水膜,使样本快速通过所述采样口流动进入主流通道,再分流到每一个分微流体通道。采用此技术方案,材料易得,且压敏胶带的制作工艺可以精度的控制

其厚度,所以采用此技术方案,可以精确的控制微流道的深度和大小,同时也便于控制检测室的深度,使得微流体芯片的各个检测室的厚度偏差小,一致性高,提高了检测的准确度。

[0034] 作为本实用新型的优选技术方案,所述第二芯片层的厚度为0.1~1.0mm;所述第三芯片层的表面是平的,所述第三芯片层、第二芯片层与第一芯片层相配合界定出封闭的微流道的深度为0.1~1.0mm,相配合界定出的所述检测室的宽度为1.0~2.0mm。

[0035] 作为本实用新型的优选技术方案,每一个所述分微流体通道在与所述检测室的连接处均具有喷嘴;所述电极的厚度为0.2~0.5mm。在分微流体通道与检测室的连接处设有喷嘴是为了使样本更容易更快速地流入检测室;电极的作用是施加脉冲电压同时接受检测室中血液反应产生的信号;检测端一和连接端同时插入检测仪器中,通过检测反应产生的电化学信号,配合配套检测仪器得出检测结果。

[0036] 作为本实用新型的优选技术方案,该多通道微流体检测芯片用于检测免疫反应凝血指标、心肌损伤标志物五项指标、激素六项指标、甲功五项指标和感染因子六项指标。

[0037] 作为本实用新型的优选技术方案,所述免疫反应凝血指标包括抗凝血酶Ⅲ(ATⅢ)、D-二聚体(D-Dimer)、纤维蛋白(原)降解产物(FDP)、凝血因子Xa和蝮蛇毒时间(RVVT),其中凝血指标抗凝血酶Ⅲ(ATⅢ)、D-二聚体(D-D)和纤维蛋白(原)降解产物(FDP)的检测是在检测室内包被相应的抗体,通过免疫反应引起电容的变化来检测电信号即电容法;其中凝血指标凝血因子Xa和蝮蛇毒时间(RVVT)的检测是在检测室内固定相应的冻干/烘干检测试剂,通过检测凝血反应过程的电阻变化来检测电信号即交流电阻法。这五项指标的检测目前都是通过湿法(液态试剂反应)进行检测,而采用该多通道微流体检测芯片通过将检测试剂冻干或烘干固定在芯片检测室内,配合凝血分析检测仪器使用,检测方法不变,得到检测结果;这样的优点在于,方便芯片的存储、运输,减少交叉污染,湿法检测的试剂大都需要在冷藏或冷冻条件下储存,检测时解冻,而本方案的多通道微流体检测芯片在室温储存即可;同时本方案可避免人为操作造成的试验误差,提高了试验结果的准确性和重复性;不接触反应试剂,检测结束后该多通道微流体检测芯片集中进行专业废弃物处理,保护实验操作者与环境的安全。

[0038] 作为本实用新型的优选技术方案,在所述检测室内包被抗体的方法,具体包括以下步骤:

[0039] (1)取抗体1mg,加50mM pH9.6的CB缓冲液至1mL,按照单个芯片1μL加入该多通道微流体检测芯片的检测室内,恒温水浴2小时后对芯片进行清洗;

[0040] (2)对检测室采用封闭液进行封闭处理,处理后将封闭液去除,放入烘箱在45℃下进行干燥30分钟或采用真空干燥箱45℃抽干30分钟或冻干机冻干30分钟。

[0041] 作为本实用新型的优选技术方案,在所述检测室内固定冻干/烘干检测试剂的方法为:用CB缓冲液配制试剂为1mg/L,采用点胶机点样1μL至该多通道微流体检测芯片的检测室内,然后将该多通道微流体检测芯片放入烘箱在45℃下进行干燥30分钟或采用真空干燥箱45℃抽干30分钟或冻干机冻干30分钟。

[0042] 作为本实用新型的优选技术方案,所述步骤(2)中的所述封闭液的成分含有BSA、Tween-20、海藻糖以及甘露醇。

[0043] 与现有技术相比,该多通道微流体检测芯片通过分层设置第一电极和第二电极,降低了各电极之间的相互干扰,减少信号干扰,信噪比高,且接触测量的面积更大,灵敏度

更高,从而提高了检测结果的准确性;同时通过设计特定结构形式的主流通道和多个分微流体通道,用于引导血液样本的流动,实现了通过一个采样口能够同时向多个检测室注入样本且不污染样本,易进样;采样口采样后,由主流通道同时分别流向多个分微流体通道,再进入多个相互独立的检测室,这样可以实现同时检测多个样本,具有多通道的效果;同时可以通过多个芯片单元叠加,实现检测室的数量成倍增加,从而可以一次性检测更多的凝血指标;改进了电极的设置后的多层芯片相较于之前的五层芯片,制作工艺更简单,良品率更高,提高了产品的合格率;该多流道微流体检测芯片结构简单,操作方便,提高了检测效率和精度,并大大减少了资源的消耗;实现快速检测,降低了成本。

附图说明

[0044] 下面结合附图和本实用新型的实施方式进一步详细说明:

[0045] 图1是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例1的立体结构示意图;

[0046] 图2是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例1的平面结构正面示意图;

[0047] 图3是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例1的平面结构反面示意图;

[0048] 图4是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例2的平面结构正面示意图;

[0049] 图5是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例2的平面结构反面示意图;

[0050] 图6是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例2的整体结构正面示意图;

[0051] 图7是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例2的整体结构反面示意图;

[0052] 图8是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例2的整体结构爆炸图;

[0053] 图9是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例3的检测曲线图;

[0054] 图10是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例4的检测曲线图;

[0055] 图11是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例5的检测曲线图;

[0056] 图12是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例6的检测曲线图;

[0057] 图13是本实用新型多通道微流体检测芯片实施例7的检测曲线图;

[0058] 其中:1-采样口;2-检测室;201-检测室一;202-检测室二;203-检测室三;204-检测室四;205-检测室五;3-微流道;301-主流通道;302-分微流体通道;3021-第一分微流体通道;3022-第二分微流体通道;3023-第三分微流体通道;4-第一电极;401-电极一;402-检测端;5-第二电极;501-电极二;502-检测端一;503-空白检测端;6-第一芯片层;7-第二芯片层;701-第一接液口;8-第三芯片层;801-第二接液口;9-连接端;10-排气孔;11-第四芯片层;1101-第三接液口;12-第五芯片层。

具体实施方式

[0059] 实施例1:如图1~3所示,该多通道微流体检测芯片包括一个芯片单元、采样口1和电极,所述芯片单元包括5个相互独立的所述检测室2和微流道3,所述采样口1通过微流道3与所述检测室2相连通;所述微流道3包括一条主流通道301和5条分微流体通道302,所述主流通道301的末端分流出5个所述分微流体通道302,5个分微流体通道302与5个相互独立的所述检测室一一对应连通;所述主流通道301的另一端与所述采样口1连通;所述电极包括第一电极4和第二电极5,所述第一电极4与所述第二电极5之间有间隙且通过所述检测室2相连通;所述芯片单元包括三层芯片层,分别为第一芯片层6、第二芯片层7和第三芯片层8,

所述检测室2和所述微流道3均贯穿设置在所述第二芯片层7上,所述第一电极4设置在所述第一芯片层6上,所述第二电极5设置在所述第三芯片层8上,且所述第一电极4与所述第二电极5均与所述检测室2所在的位置相对应地设置,所述第一电极4与所述第二电极5通过所述检测室2相连通;所述第二芯片层7在与所述第一电极4相对应的位置的端头设置有5个连接端9,所述第一电极4通过与所述连接端9相接触从而实现与检测仪器相接触连接;所述连接端9裸露在所述第一芯片层6的端头的外部;所述第一电极4包括5个电极一401,5个所述电极一401均与多个相互独立的所述检测室2一一对应设置,所述第二电极5包括多5个电极二501,5个所述电极二501均与5个相互独立的所述检测室2一一对应设置,所述电极一401和所述电极二501分别为工作电极或参比电极;5个所述电极一401的一端均与5个相互独立的所述检测室2一一对应设置且均位于所述检测室2内的位置,另一端在所述第一芯片层6靠近所述检测室2的表面上均延伸至所述第一芯片层6的一端的端头形成与所述检测仪器相接触连接的5个检测端402且多个所述检测端402与5个所述连接端9一一对应设置;5个所述电极二501的一端均与5个相互独立的所述检测室2一一对应设置且均位于所述检测室2内的位置,另一端在所述第三芯片层8的表面上均延伸至所述第三芯片层8的一端的端头形成与所述检测仪器相连接的5个检测端一502且所述检测端一502裸露在所述第一芯片层6、第二芯片层7与第三芯片层8粘合成一体后相对于所述第一芯片层6和第二芯片层7的一端的外部;所述检测端一502的一侧还设有空白检测端503,且与每个所述检测端一502均平行设置;所述第一芯片层6上设有5个排气孔10,5个所述排气孔10均设置在所述第一芯片层6的一端且设置在与所述检测室2相对应的位置处;所述第二芯片层7上设有第一接液口701,所述第一接液口701与所述采样口1的位置相对应设置,所述主流通道301的一端与所述第一接液口701相连接,所述主流通道301的另一端通过所述分微流体通道302一一对应连接5个所述检测室2,所述检测室2的宽度大于所述分微流体通道302的宽度;每个所述连接端9均为大小相同的矩形,且每个所述连接端9之间的间距相等,相应的,每个所述检测端402也均为大小相同的矩形,且每个所述检测端402之间的间距均相等;所述连接端9裸露在所述第一芯片层6的外部的长度不超过1cm;每个所述检测端一502和空白检测端503的形状均为矩形且每个所述检测端一502之间的间距相等;所述检测端一502裸露在所述第一芯片层6、第二芯片层7与第三芯片层8粘合成一体后相对于所述第一芯片层6和第二芯片层7的一端的外部的长度不超过1cm;5个所述排气孔10均设置在与所述检测室2远离分微流体通道302的端部且与所述检测室2的边缘相齐平的对应的位置处;所述主流通道301向远离所述第一接液口701的一端沿水平方向延伸设有分微流体通道一3021连接检测室一201,所述主流通道向远离所述第一接液口701的一端沿垂直方向分别向两侧延伸设有分微流体通道二3022和分微流体通道三3023,所述分微流体通道二3022沿与所述主流通道301平行的方向分别向两端延伸连接有检测室二202和检测室三203,所述分微体通道三3023沿与所述主流通道301平行的方向分别向两端延伸连接有检测室四204和检测室五205。

[0060] 实施例2:如图4~8所示,该多通道微流体检测芯片包括第一芯片单元和第二芯片单元,所述第二芯片单元与所述第一芯片单元通过共用所述第三芯片层8相叠合;即所述第一芯片单元包括三层芯片层分别为第一芯片层6、第二芯片层7和第三芯片层8,所述第二芯片单元包括两层单元层分别第四芯片层11和第五芯片层12,所述采样口1设置在所述第一芯片单元上;所述第三芯片层8的正面与背面均设有所述第二电极5;所述第一电极4分别设

置在所述第一芯片层6和所述第五芯片层12上;所述第二芯片层7和所述第四芯片层11均包括5个相互独立的所述检测室2和微流道3;所述微流道3包括一条主流通道301和5条分微流体通道302,所述主流通道301的末端分流出5个所述分微流体通道302,5个分微流体通道302与5个相互独立的所述检测室一一对应连通;所述主流通道301的另一端与所述采样口1连通;所述电极包括第一电极4和第二电极5,所述第一电极4与所述第二电极5之间有间隙且通过所述检测室2相连通;所述检测室2和所述微流道3均贯穿设置在所述第二芯片层7和所述第四芯片层11上,所述第一电极4设置在所述第一芯片层6和第五芯片层12上,所述第二电极5设置在所述第三芯片层8的正面和背面上,且所述第一电极4与所述第二电极5均与所述检测室2所在的位置相对应地设置,所述第一电极4与所述第二电极5通过所述检测室2相连通;所述第二芯片层7和所述第四芯片层11在与所述第一电极4相对应的位置的端头均设置有5个连接端9,所述第一电极4通过与所述连接端9相接触从而实现与检测仪器相接触连接;所述连接端9裸露在所述第一芯片层6和第五芯片层12的端头的外部;所述第一电极4包括5个电极一401,5个所述电极一401均与多个相互独立的所述检测室2一一对应设置,所述第二电极5包括多5个电极二501,5个所述电极二501均与5个相互独立的所述检测室2一一对应设置,所述电极一401和所述电极二501分别为工作电极或参比电极;5个所述电极一401的一端均与5个相互独立的所述检测室2一一对应设置且均位于所述检测室2内的位置,另一端均在所述第一芯片层6和所述第五芯片层12靠近所述检测室2的表面上均延伸至所述第一芯片层6和所述第五芯片层12的一端的端头形成与所述检测仪器相接触连接的5个检测端402且多个所述检测端402与5个所述连接端9一一对应设置;5个所述电极二501的一端均与5个相互独立的所述检测室2一一对应设置且均位于所述检测室2内的位置,另一端在所述第三芯片层8的表面(即正面和背面)上均延伸至所述第三芯片层8的一端的端头形成与所述检测仪器相连接的5个检测端一502且所述检测端一502裸露在所述第一芯片层6、第二芯片层7与第四芯片层11和第五芯片层12的一端的长度的外部不超过1cm;所述检测端一502的一侧还设有空白检测端503,且与每个所述检测端一502均平行设置;所述第一芯片层6和第五芯片层12上设有5个排气孔10,5个所述排气孔10均设置在所述第一芯片层6和第五芯片层12的一端且设置在与所述检测室2相对应的位置处;所述第二芯片层7上设有第一接液口701,所述第一接液口701与所述采样口1的位置相对应设置,所述主流通道301的一端与所述第一接液口701相连接,所述第三芯片层8上设有第二接液口801,所述第二接液口801与所述第一接液口701的位置相对应设置;相应地,所述第四芯片层11上设有第三接液口1101,所述第三接液口1101与所述采样口1、第一接液口701和第二接液口801的位置相对应设置;所述主流通道301的另一端通过所述分微流体通道302一一对应连接5个所述检测室2,所述检测室2的宽度大于所述分微流体通道302的宽度;每个所述连接端9均为大小相同的矩形,且每个所述连接端9之间的间距相等,相应的,每个所述检测端402也均为大小相同的矩形,且每个所述检测端402之间的间距均相等;所述连接端9裸露在所述第一芯片层6的外部的长度不超过1cm;每个所述检测端一502和空白检测端503的形状均为矩形且每个所述检测端一502之间的间距相等;所述主流通道301向远离所述第一接液口701的一端沿水平方向延伸设有分微流体通道一3021连接检测室一201,所述主流通道向远离所述第一接液口701的一端沿垂直方向分别向两侧延伸设有分微流体通道二3022和分微流体通道三3023,所述分微流体通道二3022沿与所述主流通道301平行的方向分别向两端延伸连接有

检测室二202和检测室三203,所述分微体通道三3023沿与所述主流通道301平行的方向分别向两端延伸连接有检测室四204和检测室五205;即第二芯片层7的检测室2的数量为5个,第四芯片层11的结构与第二芯片层7的结构相同,其检测室2的数量也为5个。

[0061] 上述多通道微流体检测芯片用于检测免疫反应凝血指标、心肌损伤标志物五项指标、激素六项指标、甲功五项指标和感染因子六项指标。所述免疫反应凝血指标包括抗凝血酶Ⅲ(ATⅢ)、D-二聚体(D-Dimer)、纤维蛋白(原)降解产物(FDP)、凝血因子Xa和蝰蛇毒时间(RVVT),其中凝血指标抗凝血酶Ⅲ(ATⅢ)、D-二聚体(D-D)和纤维蛋白(原)降解产物(FDP)的检测是在检测室内包被相应的抗体,通过免疫反应引起电容的变化来检测电信号即电容法;其中凝血指标凝血因子Xa和蝰蛇毒时间(RVVT)的检测是在检测室内固定相应的冻干/烘干检测试剂,通过检测凝血反应过程的电阻变化来检测电信号即交流电阻法。

[0062] 实施例3:采用上述实施例2的多通道微流体检测芯片检测抗凝血酶Ⅲ(ATⅢ),具体步骤为:

[0063] (1)取抗体1mg,加50mM pH9.6的CB缓冲液至1mL,按照单个芯片1μL加入多通道微流体检测芯片的检测室2内,恒温水浴2小时后对芯片进行清洗;

[0064] (2)对检测室2采用封闭液进行封闭处理,处理后将封闭液去除,放入烘箱在45℃下进行干燥30分钟或采用真空干燥箱45℃抽干30分钟或冻干机冻干30分钟,待用;所述封闭液的成分含有2%BSA、0.5%Tween-20、10%海藻糖以及0.2%甘露醇;

[0065] (3)向采样口1注入待测血液样本,血液样本通过由主流通道301同时分别流向多个分微流体通道302,再进入10个相互独立的检测室2,样本与检测室2内预先包埋的抗凝血酶Ⅲ抗体试剂进行反应,并将多通道微流体检测芯片通过连接端9和检测端一502和空白检测端503插入检测仪器中,与配套检测仪器连通,通过检测反应产生的电化学信号,配合配套检测仪器得出检测曲线图,如图9所示;其中横坐标为时间(单位:秒),纵坐标为电信号值,曲线表示随着反应的进行,指标浓度逐渐达到平衡,平衡点的值通过检测仪器的数据处理得出检测结果即凝血指标的含量。

[0066] 实施例4:采用上述实施例2的多通道微流体检测芯片检测D-二聚体,具体步骤为:

[0067] (1)取抗体1mg,加50mM pH9.6的CB缓冲液至1mL,按照单个芯片1μL加入多通道微流体检测芯片的检测室2内,恒温水浴2小时后对芯片进行清洗;

[0068] (2)对检测室2采用封闭液进行封闭处理,处理后将封闭液去除,放入烘箱在45℃下进行干燥30分钟或采用真空干燥箱45℃抽干30分钟或冻干机冻干30分钟,待用;所述封闭液的成分含有2%BSA、0.5%Tween-20、10%海藻糖以及0.2%甘露醇;

[0069] (3)向采样口1注入待测血液样本,血液样本通过由主流通道301同时分别流向多个分微流体通道302,再进入10个相互独立的检测室2,样本与检测室2内预先包埋的D-二聚体抗体试剂进行反应,并将多通道微流体检测芯片通过连接端9和检测端一502和空白检测端503插入检测仪器中,与配套检测仪器连通,通过检测反应产生的电化学信号,配合配套检测仪器得出检测曲线图,如图10所示;其中横坐标为时间(单位:秒),纵坐标为电信号值,曲线表示随着反应的进行,指标浓度逐渐达到平衡,平衡点的值通过检测仪器的数据处理得出检测结果即凝血指标的含量。

[0070] 实施例5:采用上述实施例2的多通道微流体检测芯片检测FDP,具体步骤为:

[0071] (1)取抗体1mg,加50mM pH9.6的CB缓冲液至1mL,按照单个芯片1μL加入多通道微

流体检测芯片的检测室2内,恒温水浴2小时后对芯片进行清洗;

[0072] (2) 对检测室2采用封闭液进行封闭处理,处理后将封闭液去除,放入烘箱在45℃下进行干燥30分钟或采用真空干燥箱45℃抽干30分钟或冻干机冻干30分钟,待用;所述封闭液的成分含有2%BSA、0.5%Tween-20、10%海藻糖以及0.2%甘露醇;(3) 向采样口1注入待测血液样本,血液样本通过由主流通道301同时分别流向多个分微流体通道302,再进入10个相互独立的检测室2,样本与检测室2内预先包埋的FDP抗体试剂进行反应,并将多通道微流体检测芯片通过连接端9和检测端一502和空白检测端503插入检测仪器中,与配套检测仪器连通,通过检测反应产生的电化学信号,配合配套检测仪器得出检测曲线图,如图11所示;其中横坐标为时间(单位:秒),纵坐标为电信号值,曲线表示随着反应的进行,指标浓度逐渐达到平衡,平衡点的值通过检测仪器的数据处理得出检测结果即凝血指标的含量。

[0073] 实施例6:采用上述实施例2的多通道微流体检测芯片检测蝮蛇毒时间(采用蝮蛇毒试剂),具体步骤为:

[0074] (1) 在所述检测室内固定冻干/烘干检测试剂:用CB缓冲液配制试剂为1mg/L,采用点胶机点样1μL至该多通道微流体检测芯片的检测室内,然后将该多通道微流体检测芯片放入烘箱在45℃下进行干燥30分钟或采用真空干燥箱45℃抽干30分钟或冻干机冻干30分钟,待用;

[0075] (2) 向采样口1注入待测血液样本,血液样本通过由主流通道301同时分别流向多个分微流体通道302,再进入10个相互独立的检测室2,样本与检测室2内预先固定的蝮蛇毒冻干试剂进行反应,并将多通道微流体检测芯片通过连接端9和检测端一502和空白检测端503插入检测仪器中,与配套检测仪器连通,通过检测反应产生的电化学信号,配合配套检测仪器得出检测曲线图,如图12所示;其中横坐标是时间(单位:秒),纵坐标是电信号值,曲线表示随着反应进行血液凝固状态的变化,曲线最低点即检测结果凝血指标的检测值凝血时间。

[0076] 实施例7:采用上述实施例2的多通道微流体检测芯片检测凝血因子Xa(采用凝血因子X激活剂),具体步骤为:

[0077] (1) 在所述检测室内固定冻干/烘干检测试剂:用CB缓冲液配制试剂为1mg/L,采用点胶机点样1μL至该多通道微流体检测芯片的检测室内,然后将该多通道微流体检测芯片放入烘箱在45℃下进行干燥30分钟或采用真空干燥箱45℃抽干30分钟或冻干机冻干30分钟,待用;

[0078] (2) 向采样口1注入待测血液样本,血液样本通过由主流通道301同时分别流向多个分微流体通道302,再进入10个相互独立的检测室2,样本与检测室2内预先固定的凝血因子X激活剂冻干试剂进行反应,并将多通道微流体检测芯片通过连接端9和检测端一502和空白检测端503插入检测仪器中,与配套检测仪器连通,通过检测反应产生的电化学信号,配合配套检测仪器得出检测曲线图,如图13所示;其中横坐标是时间(单位:秒),纵坐标是电信号值,曲线表示随着反应进行血液凝固状态的变化,曲线最低点即检测结果凝血指标的检测值凝血时间。

[0079] 以上显示和描述了本实用新型的基本原理、主要特征及优点。本行业的技术人员应该了解,本实用新型不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本实用新型的原理,在不脱离本实用新型精神和范围的前提下,本实用新型还会有各种变化

和改进,例如芯片的层数、检测室的形状和数量,具体检测项目指标等做一些其它微略的调整,这些变化和改进都落入要求保护的本实用新型范围内。本实用新型要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

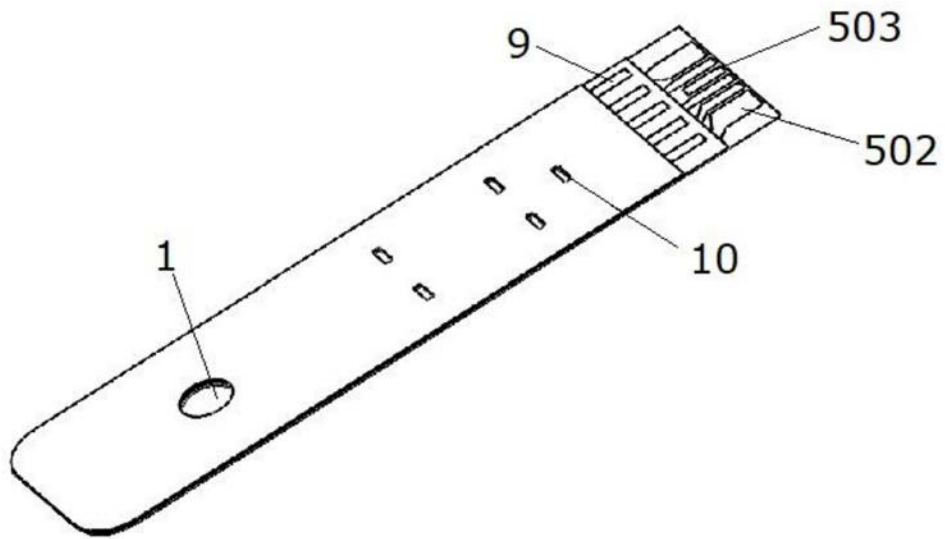


图1

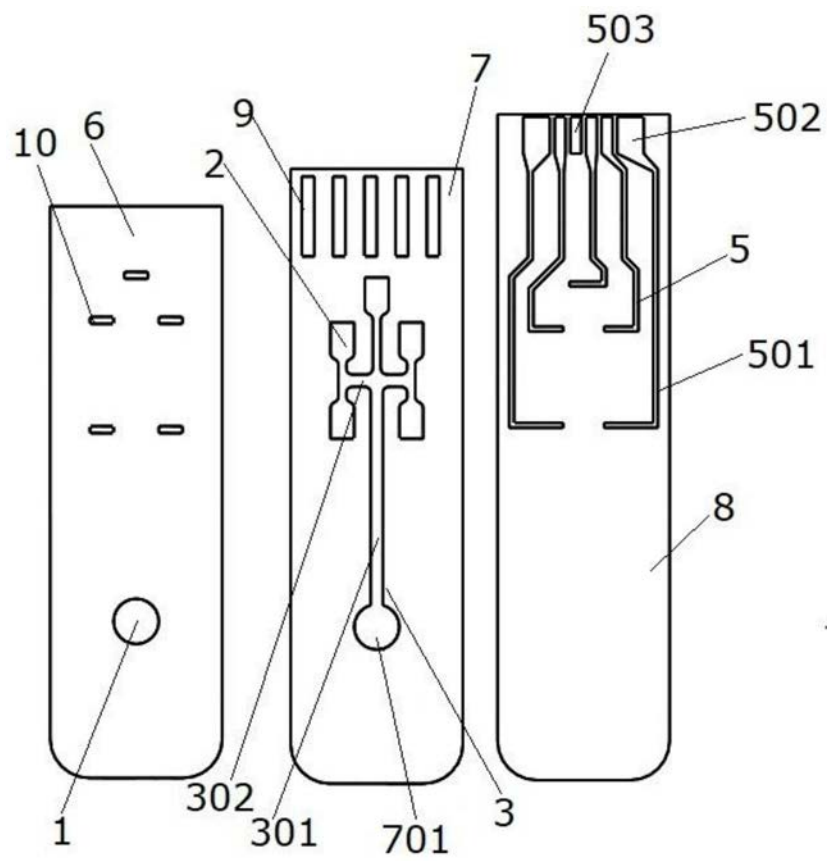


图2

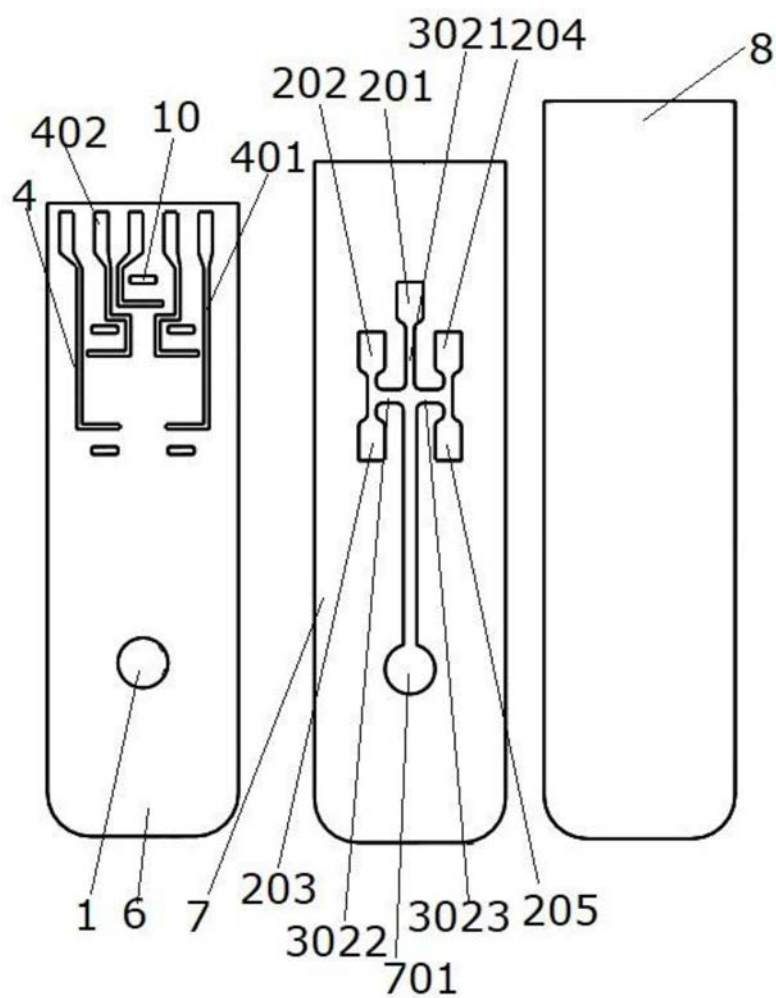


图3

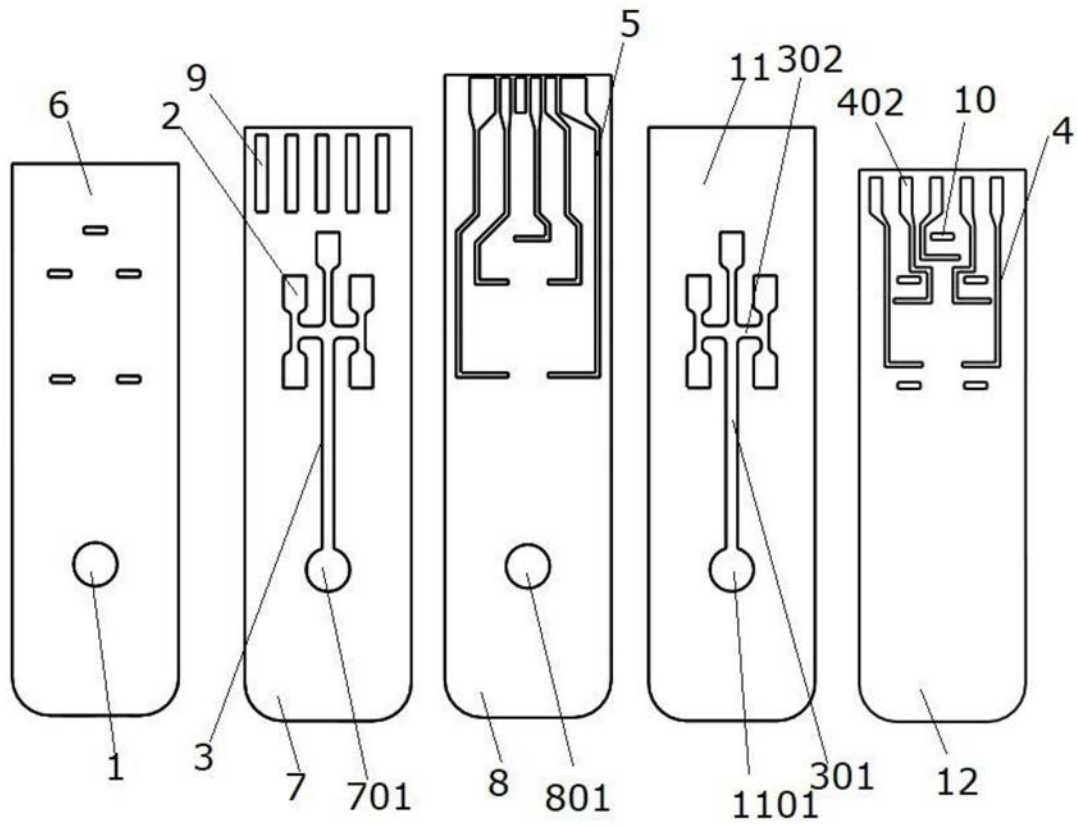


图4

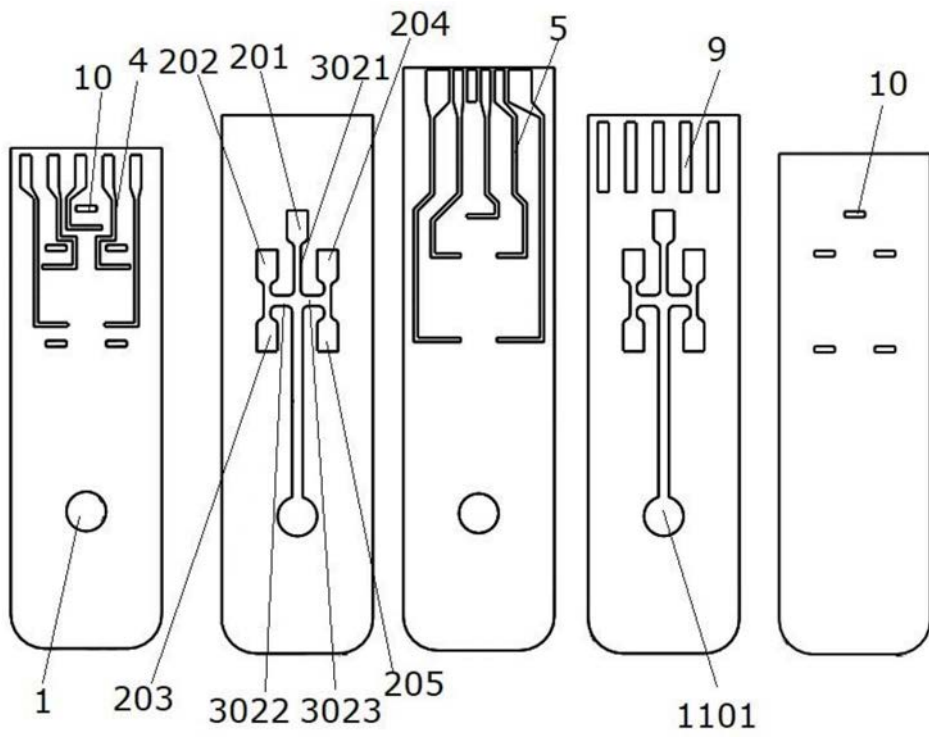


图5

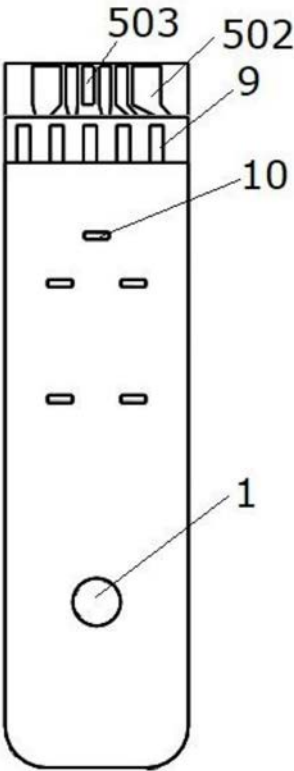


图6

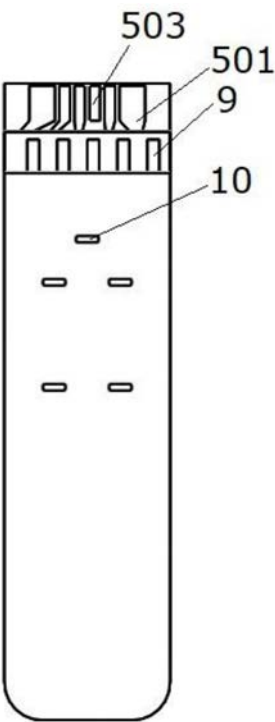


图7

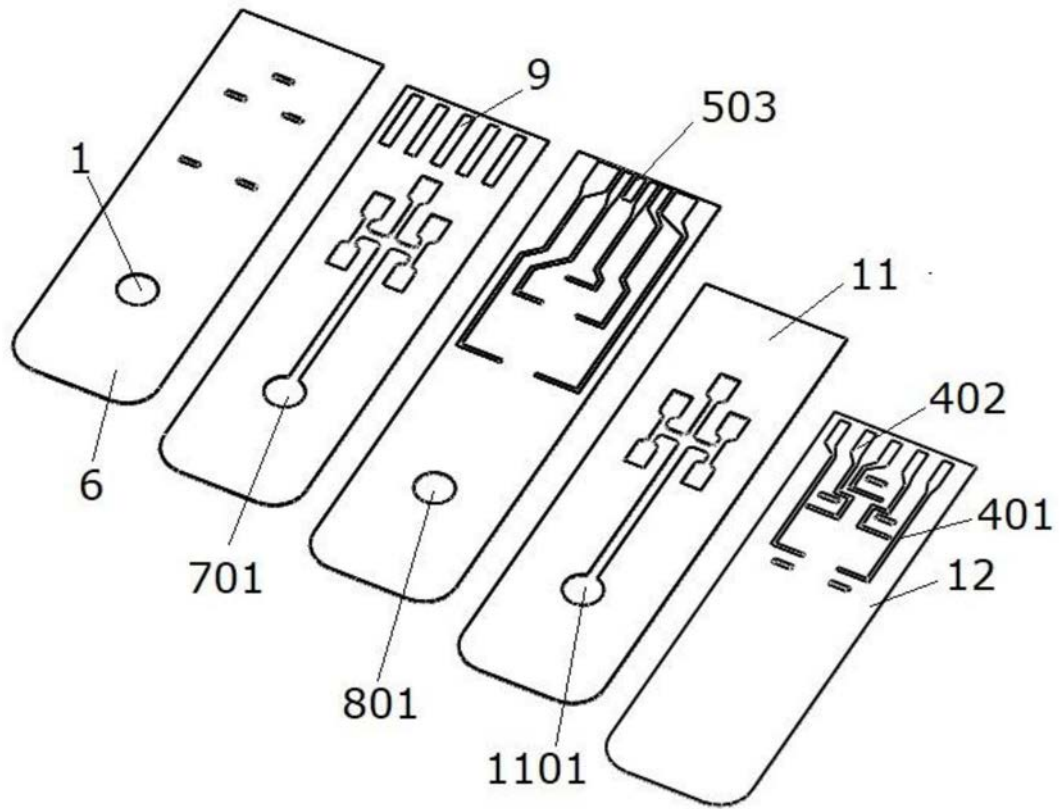


图8

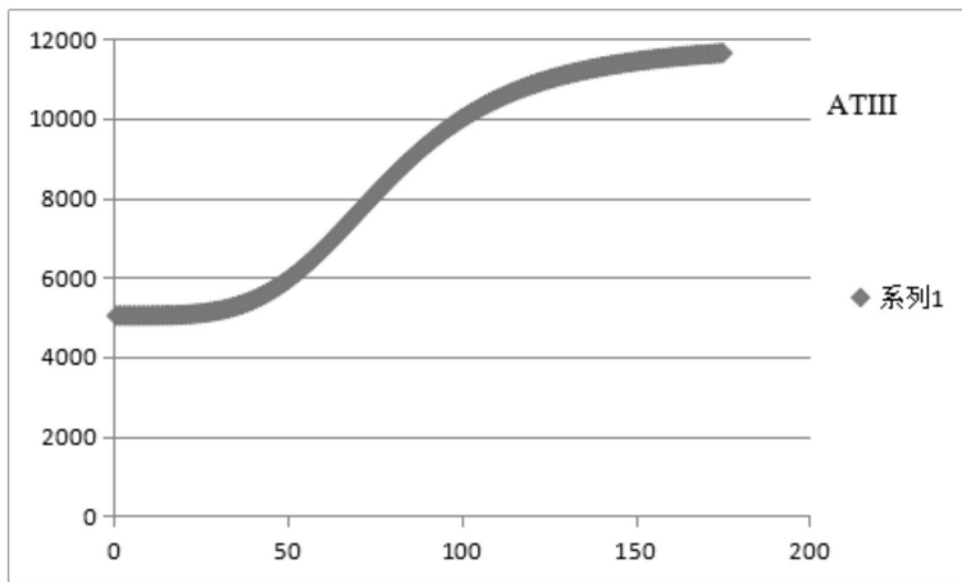


图9

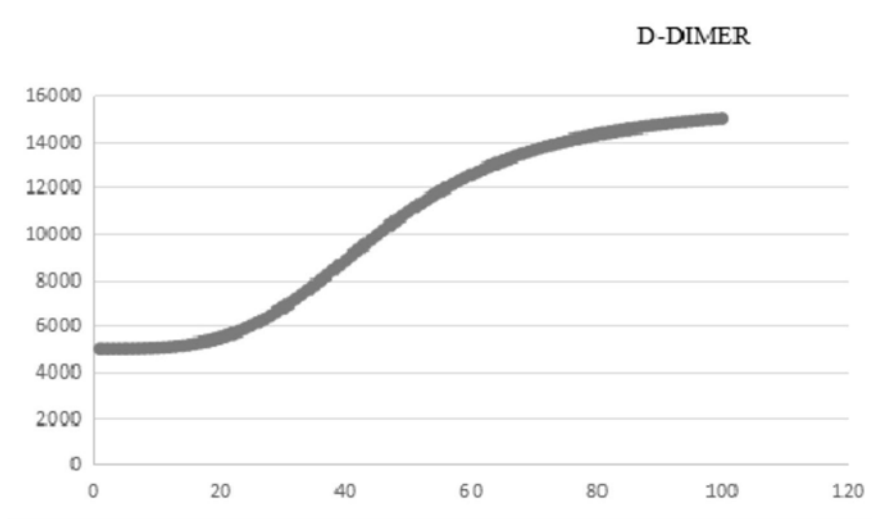


图10

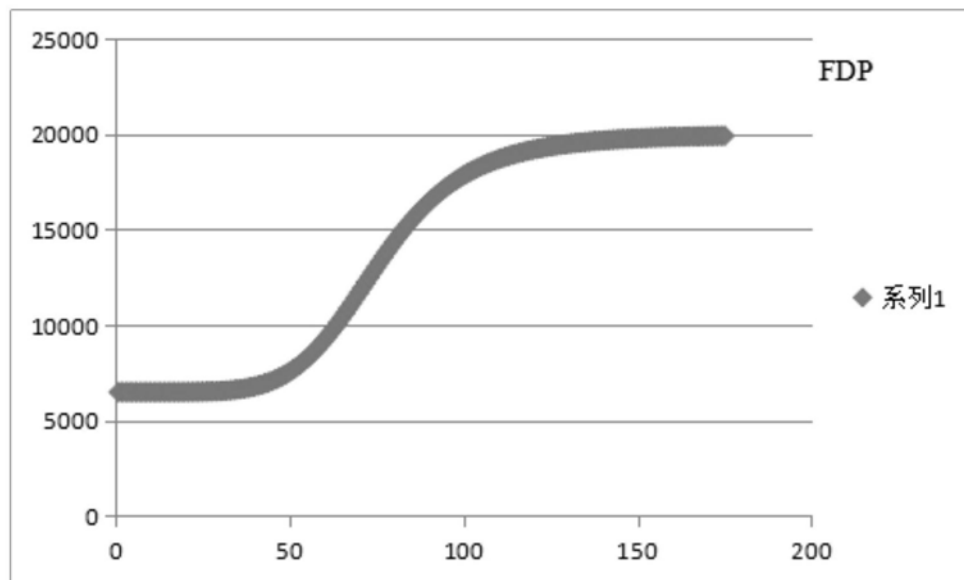


图11

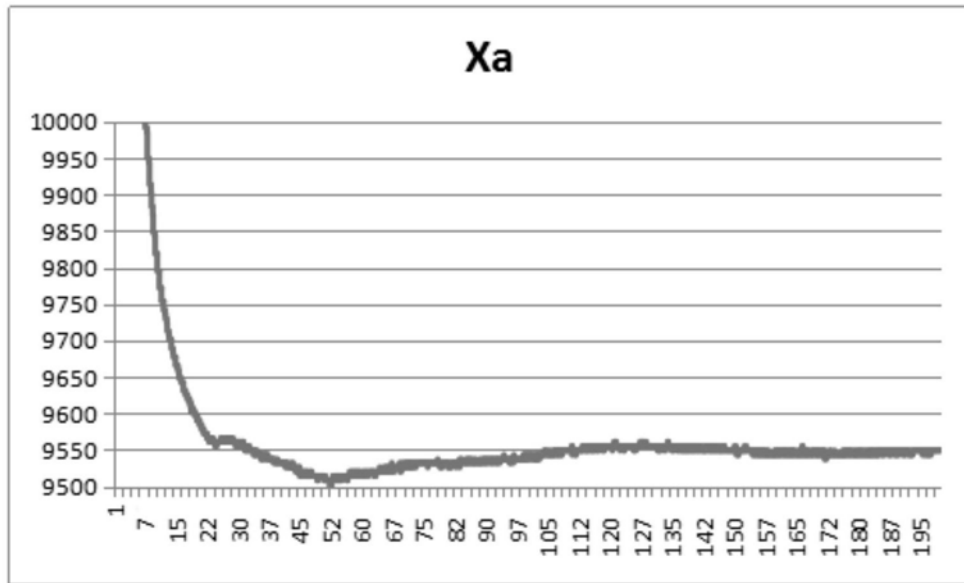


图12

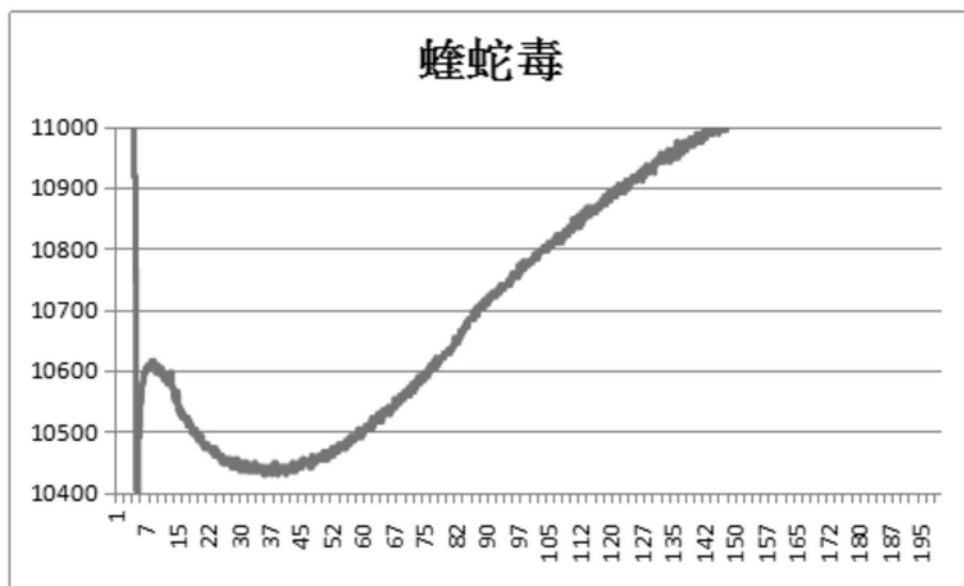


图13

专利名称(译)	一种多通道微流体检测芯片		
公开(公告)号	CN211014320U	公开(公告)日	2020-07-14
申请号	CN201921092208.5	申请日	2019-07-12
[标]发明人	许行尚 杰弗瑞陈		
发明人	许行尚 杰弗瑞·陈		
IPC分类号	G01N35/00 G01N35/10 G01N33/53 G01N33/86 B01L3/00		
代理人(译)	王素琴		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种多通道微流体检测芯片，包括至少一个芯片单元、采样口和电极，芯片单元包括至少一个检测室，所述采样口通过微流道与所述检测室相连通；所述电极包括第一电极和第二电极，所述第一电极与所述第二电极之间有间隙且通过所述检测室相连通；芯片单元包括至少两层芯片层，所述第一电极和所述第二电极在所述芯片单元中分层设置且所述第一电极与所述第二电极通过所述检测室相连通。该多通道微流体检测芯片分层设置电极，降低电极间的相互干扰，检测面积大灵敏度高和检测通量大、检测效率和准确性均高。该多通道微流体检测芯片可用于检测免疫反应凝血指标、心肌损伤标志物五项指标、激素六项指标、甲功五项指标和感染因子六项指标。

