



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110058013 A

(43)申请公布日 2019.07.26

(21)申请号 201910318407.1

B01L 3/00(2006.01)

(22)申请日 2019.04.19

(71)申请人 天津中新科炬生物制药股份有限公司

地址 300457 天津市滨海新区经济技术开发区第六大街65号

(72)发明人 李昀地 周洪锐 魏华英 张燊  
刘钟泉 李轩 马佳奇 王俊水  
肖福磊 杨成志 李洲

(74)专利代理机构 天津滨海科纬知识产权代理有限公司 12211

代理人 杨慧玲

(51)Int.Cl.

G01N 33/533(2006.01)

G01N 33/543(2006.01)

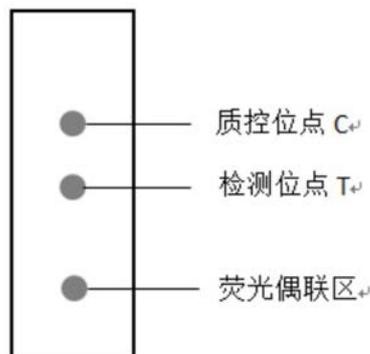
权利要求书1页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

一种提高微流控芯片检测准确度的方法

(57)摘要

本发明提供了一种提高微流控芯片检测准确度的方法,所述微流控芯片包括微流控基片及压合于微流控基片上的微流控盖片,所述微流控基片上沿样本的流动方向依次设有荧光偶联区、检测位点T和质控位点C,所述荧光偶联区点样干燥有荧光微球,所述微流控盖片上设有微通道及与所述微通道相连通的加样孔,所述荧光微球偶联待测物质抗体和植物蛋白,所述质控位点C上偶联与所述植物蛋白特异性配对及识别的配对蛋白。本发明所述的方法能够避免血液样本中存在的异嗜性抗体干扰,同时能够准确、特异的反映系统误差,同时,大量生产成本低,对微流控免疫荧光技术的发展具有重要意义。



1. 一种提高微流控芯片检测准确度的方法,所述微流控芯片包括微流控基片及压合于微流控基片上的微流控盖片,所述微流控基片上沿样本的流动方向依次设有荧光偶联区、检测位点T和质控位点C,所述荧光偶联区点样干燥有荧光微球,所述微流控盖片上设有微通道及与所述微通道相连通的加样孔,其特征在于:所述荧光微球的表面同时偶联待测物质抗体和植物源蛋白,所述质控位点C上偶联与所述植物源蛋白特异性配对及识别的配对蛋白。

2. 根据权利要求1所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法,其特征在于:所述植物源蛋白为植物的配体蛋白,所述配对蛋白为植物的受体蛋白,优选地,所述植物源蛋白为植物中的M6P蛋白,所述配对蛋白为植物中的M6P受体蛋白,或者所述植物源蛋白为植物中的G蛋白,所述配对蛋白为植物中的G蛋白受体。

3. 根据权利要求1所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法,其特征在于:所述植物源蛋白为植物中的组蛋白,所述配对蛋白为植物中的组蛋白识别蛋白SHL。

4. 根据权利要求1所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法,其特征在于:所述植物源蛋白和所述待测物质抗体的质量浓度比为1:(1-5),所述植物源蛋白和所述配对蛋白的摩尔浓度比为1:(1-5)。

5. 根据权利要求1所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法,其特征在于:所述配对蛋白通过生物素-亲和素系统偶联于质控位点C上。

6. 一种提高微流控芯片检测准确度的方法,所述微流控芯片包括微流控基片及微流控盖片,微流控基片上沿样本的流动方向依次设有荧光偶联区、检测位点T、质控位点C,所述荧光偶联区点样干燥有荧光微球,微流控盖片上设有微通道及与所述微通道相连通的加样孔,其特征在于:混合生物素和待测物质抗体制备得到生物素化抗体,所述荧光微球与所述生物素化抗体偶联,所述质控位点C上偶联亲和素或链霉亲和素,荧光微球流经质控位点C时,所述生物素化抗体中的生物素与所述亲和素或链霉亲和素特异性结合。

7. 根据权利要求1或8所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法,其特征在于:所述生物素和所述待测物质抗体的质量浓度比为1:(10-20)。

8. 根据权利要求1-7任意一项所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法,其特征在于:所述方法适用于双抗体夹心法、竞争法、间接法中的任意一种免疫学检测方法。

9. 根据权利要求1-7任意一项所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法,其特征在于:所述方法适用于PCT、IL-6、CRP、SAA、cTnI、CK-MB、MYO、D-Dimer、NT-proBNP、BNP、H-FABP、TSH、ST2、LP-PLA2、同型半胱氨酸、钙卫蛋白中的任意一项的检测。

## 一种提高微流控芯片检测准确度的方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于免疫荧光检测技术领域,尤其是涉及一种提高微流控芯片检测准确度的方法。

### 背景技术

[0002] 微流控芯片技术是近年来备受关注的一种微型反应操作技术。该技术可在集成化的微型管道芯片内进行反应,并实现微型化低成本检测。与传统技术相比,微流控芯片具有体积小,试剂消耗少,受外界干扰小,分析速度快等特点。

[0003] 免疫荧光技术是根据免疫学原理,先将抗原或抗体标记上荧光素,制成荧光偶联抗体,再用这种荧光偶联抗体(或抗原)作为探针特异性识别样本中待检抗原(或抗体)。荧光素受外来激发光的照射而激发出明亮的荧光,利用荧光检测设备实现含量检测。目前将微流控芯片结合免疫荧光技术用于血液样本的检测以其高灵敏度、高特异性、高精密度、快速简便、适用即时检测(POCT)等众多优势得以迅速发展。

[0004] 目前的微流控芯片免疫荧光技术平台,利用免疫荧光夹心原理,可用于多项生化指标的检测。该芯片的构建主要包括紧密叠合的微流控基片和微流控盖片,如图1所示,微流控基片的上表面沿样本流动方向依次间隔设有荧光偶联区和检测区。荧光偶联区是在基片上干燥固定有荧光偶联抗体的规则圆斑。检测区包括包被在微流控基片上的检测位点T和质控位点C(参比线);检测位点T包被有经过配对抗体干燥处理后形成的规则圆斑。质控位点C包被干燥有偶联重组抗原的配对抗体所形成的规则圆斑。其中检测位点T和质控位点C,均通过生物素-亲和素系统固定包被于微流控芯片上,配对抗体与生物素结合,亲和素一端能够与基片牢固结合,另一端与生物素特异性结合,使得包被抗体能够固定。如图2所示,微流控盖片的下表面开设有微通道,微流控基片和微流控盖片紧密叠合时,荧光标记区和检测区均位于微通道内。

[0005] 加入血液样本后,在毛细作用力下,样本经过偶联标记区,荧光偶联抗体溶解释放,流经检测区。检测位点T中配对的抗体特异性捕获待检抗原-抗体-荧光微球复合物。质控位点C中配对的抗体-重组抗原复合物特异性捕获多余的抗体-荧光微球复合物。经过配套仪器读取检测位点T、质控位点C荧光信号值,并计算检测位点T/质控位点C的比值,根据预设的以荧光信号比值为纵坐标、以配制的系列质控品浓度为横坐标绘制的标准曲线,最终根据拟合公式推算出待测血液样本的浓度。用信号比值作为纵坐标可以减小芯片的系统误差以及样本带来的基质影响。

[0006] 该技术中质控位点C有着不可或缺的作用,通过计算T/C的比值可以减小芯片的系统误差以及样本带来的基质影响,可以极大的提高芯片检测的准确性。然而该方法目前存在的问题有:

[0007] 当一些特殊的血液样本中存在异嗜性抗体时,T/C比值中的质控位点C的荧光信号值更容易受到异嗜性抗体的影响,从而影响检测结果的准确性。异嗜性抗体(Heterophil antibody,HA)是指当受到外源异种蛋白质抗原刺激时,触发人体血液发生免疫反应,

产生相对弱结合的抗动物蛋白的抗体。异嗜性抗体可以与许多动物免疫源的抗体结合,干扰实验,使测定结果与临床表现不符,导致错误结果出现。这些动物包括:鼠、牛、羊、兔等。临床上尤以夹心法是主要的被干扰方式。在实际应用,异嗜性抗体的干扰主要表现在质控位点C的非正常降低。质控位点C由于抗体预先偶联的是重组抗原,而检测位点T识别的是血液中的天然抗原,两种亲和力存在差别,因此异嗜性抗体主要表现为对质控位点C的干扰。

[0008] 发明专利201711075148.1中采用惰性蛋白建立质参比线独立质控系统,但是仍然采用了与惰性蛋白配对的单克隆抗体进行捕获。由于抗体的免疫源目前大多来自动物体内,因此不能够完全排除异嗜性抗体对单克隆抗体的干扰。

[0009] 常规为避免质控位点C检测结果的不准确,通常会加入阻断剂用以消除异嗜性抗体带来的干扰。但是这样会加大成本,同时不同样本中,异嗜性抗体滴度不同,不能保证对更多样本的完全性阻断效果。

## 发明内容

[0010] 有鉴于此,本发明旨在提出一种提高微流控芯片检测准确度的方法及微流控新芯片,该方法能够避免血液样本中存在的异嗜性抗体干扰,同时能够准确、特异的反映系统误差,同时,大量生产成本低,对微流控免疫荧光技术的发展具有重要意义。

[0011] 为达到上述目的,本发明的技术方案是这样实现的:

[0012] 一种提高微流控芯片检测准确度的方法,所述微流控芯片包括微流控基片及压合于微流控基片上的微流控盖片,所述微流控基片上沿样本的流动方向依次设有荧光偶联区、检测位点T和质控位点C,所述荧光偶联区点样干燥有荧光微球,所述微流控盖片上设有微通道及与所述微通道相连通的加样孔,所述荧光微球偶联待测物质抗体和植物源蛋白,所述质控位点C上偶联与所述植物源蛋白特异性配对及识别的配对蛋白。

[0013] 采用上述技术方案,通过蛋白与蛋白功能性的特异性结合,利用荧光信号探针,实现参比线的检测。同时该体系脱离动物免疫源,人体内的异嗜性抗体对非动物免疫源性的抗原或抗体不构成干扰性。同时选用的配对蛋白具有高特异性,能够有效提高参比线的准确性。

[0014] 荧光微球的表面同时标记两种蛋白的作用为:荧光微球的表面通过同时加入待检物质抗体及植物源蛋白,荧光微球的表面随机结合两种蛋白质,使得标记的植物源蛋白即使只参与质控位点C的反应,但是由于待检物质抗体及植物源蛋白被标记于同一信号分子(荧光微球)上,在同一体系中也能够起到准确反应系统内误差的参比作用。

[0015] 采用脱离动物免疫源性的抗体或抗原,人体内的异嗜性抗体对其不构成干扰性,同时选用的特异性结合的蛋白系统具有高特异性,能够有效提高参比线的准确性。

[0016] 进一步的,所述植物源蛋白为植物的配体蛋白,所述配对蛋白为植物的受体蛋白,优选地,所述植物源蛋白为植物中的M6P蛋白,所述配对蛋白为植物中的M6P受体蛋白,或者所述植物源蛋白为植物中的G蛋白,所述配对蛋白为植物中的G蛋白受体。

[0017] 采用上述技术方案,蛋白间存在高的特异性,与人源表达蛋白同源性小,受干扰程度低。

[0018] 进一步的,所述植物源蛋白为植物中的组蛋白,所述配对蛋白为植物中的组蛋白识别蛋白SHL。

[0019] 进一步的,所述配对蛋白为植物中的蛋白载体。

[0020] 进一步的,所述植物源蛋白和所述待测物质抗体的质量浓度比为1:(1-5),所述植物源蛋白和所述配对蛋白的摩尔浓度比为1:(1-5)。

[0021] 进一步的,所述配对蛋白通过生物素-亲和素系统偶联于质控位点C上。

[0022] 一种提高微流控芯片检测准确度的方法,所述微流控芯片包括微流控基片及微流控盖片,微流控基片上沿样本的流动方向依次设有荧光偶联区、检测位点T、质控位点C,所述荧光偶联区点样干燥有荧光微球,微流控盖片上设有微通道及与所述微通道相连通的加样孔,混合生物素和待测物质抗体制备得到生物素化抗体,所述荧光微球与所述生物素化抗体偶联,所述质控位点C上偶联亲和素或链霉亲和素,荧光微球流经质控位点C时,所述生物素化抗体中的生物素与所述亲和素或链霉亲和素特异性结合。

[0023] 进一步的,所述生物素和所述待测物质抗体的质量浓度比为1:(10-20)。

[0024] 进一步的,所述方法适用于双抗体夹心法、竞争法、间接法中的任意一种免疫学检测方法

[0025] 进一步的,所述方法适用于PCT、IL-6、CRP、SAA、cTnI、CK-MB、MYO、D-Dimer、NT-proBNP、BNP、H-FABP、TSH、ST2、LP-PLA2、同型半胱氨酸、钙卫蛋白中的任意一项的检测。

[0026] 相对于现有技术,本发明所述的一种提高微流控芯片检测准确度的方法及微流控新芯片具有以下优势:

[0027] 1、本发明运用非免疫源的植物中的能够特异性识别及配对的一对蛋白、亲和素或链霉亲和素与生物素特异性结合系统,能够形成独立的质控系统,使得检测结果避免非特异性干扰,检测结果起到准确的参比作用,同时,大量生产成本低,对微流控免疫荧光技术的发展具有重要意义。

[0028] 2、本发明中选用可获得的植物源蛋白,具有高特异性,且植物源蛋白来自于非人源系统,同源性低,无交叉反应。

[0029] 3、本发明建立了独立的参比线系统,基于T/C比值的大小来体现样本中待检物质含量的多少,荧光微球的表面采用既有待检物质抗体又有植物源蛋白的混合标记方式,使得荧光微球上待检物质抗体偶联浓度与植物源蛋白偶联浓度释放浓度保持一致,从而质控位点C的荧光强度能够反应系统的误差。

## 附图说明

[0030] 图1为本发明所述的微流控芯片的微流控基片的俯视图;

[0031] 图2为本发明所述的微流控芯片的微流控盖片的仰视图。

## 具体实施方式

[0032] 除有定义外,以下实施例中所用的技术术语具有与本发明所属领域技术人员普遍理解的相同含义。以下实施例中所用的试验试剂,如无特殊说明,均为常规生化试剂;所述实验方法,如无特殊说明,均为常规方法。

[0033] 下面结合实施例来详细说明本发明。

[0034] 本方法适用于双抗体夹心、竞争法、间接法等存在利用抗原或抗体为质控系统的免疫学检测技术领域。

[0035] 本方法适用但不限于以下检测项目:PCT、IL-6、CRP、SAA、cTnI、CK-MB、MYO、D-Dimer、NT-proBNP、BNP、H-FABP、TSH、ST2、LP-PLA2、同型半胱氨酸、钙卫蛋白。

[0036] 实施例一

[0037] 1材料和仪器

[0038] 1.1降钙素原 (PCT) 微流控芯片试剂卡,天津中科新炬生物制药股份有限公司生产;降钙素原 (PCT) 质控品。

[0039] 1.2常规PCT临床定值样本 (S1-S5);临床定值但影响传统微流控芯片的质控位点C信号的特殊样本 (T1-T5)。

[0040] 1.3植物中的组蛋白及植物中的组蛋白识别蛋白SHL。

[0041] 1.4亲和素及EZ-link生物素。

[0042] 1.5荧光免疫分析仪 (FREND system),韩国NanoEntek公司生产并提供。

[0043] 2方法

[0044] 2.1荧光偶联抗体标记

[0045] 取活化的荧光微球1ml,分别加入终浓度为0.1mg/mL PCT抗体和0.05mg/mL植物中的组蛋白,20min后离心去上清,加入0.01M PBS缓冲液定容至1ml,加入质量浓度为1%的酪蛋白进行封闭10min,离心取上清,加入含0.1%Tween-20、1%蔗糖的0.01M PBS缓冲液定容至0.1ml得到荧光偶联抗体溶液,储存备用。

[0046] 2.2检测位点制备

[0047] 分别取PCT配对抗体、植物中的组蛋白识别蛋白SHL及EZ-LINK生物素。PCT配对抗体与生物素的质量浓度比例按10:1混合,植物中的组蛋白识别蛋白SHL与生物素的质量浓度比例按10:1混合,4℃0.01M PBS缓冲液透析过夜后,分别形成生物素化的PCT配对抗体及生物素化的植物中的组蛋白识别蛋白SHL,于紫外分光光度计分别测定上述物质的浓度。

[0048] 2.2.1质控位点C的制备

[0049] 取生物素化的植物中的组蛋白识别蛋白SHL,用0.01M PBS缓冲液稀释为终浓度1μg/ml,形成质控点包被液。

[0050] 2.2.2检测位点T的制备

[0051] 取生物素化的PCT配对抗体,用0.01M PBS缓冲液稀释为终浓度10μg/ml,形成检测点包被液。

[0052] 2.3微流控芯片的制备

[0053] 取亲和素,用50mM MES缓冲液稀释终浓度为0.2mg/ml,分别点样于微流控基片T、C相应的位点,常温、70%-90%高湿孵育1h,用0.01M PBS缓冲液冲洗,晾干。

[0054] 分别将荧光偶联抗体溶液、检测点包被液、质控点包被液点样于干燥后的微流控基片相应位置,常温干燥后,取微流控盖片压合固定于微流控基片上得到微流控芯片。

[0055] 3检测结果

[0056] 按照实施例一所述的方法制成微流控芯片后,取常规PCT临床定值样本 (S1-S5),临床定值但影响传统微流控芯片的质控位点C信号的特殊样本 (T1-T5)。每个浓度点重复测定10次取平均值,分别记录检测位点T信号值、质控位点C信号、T/C比值及测定浓度值,计算测定浓度值的相对偏差及CV值。特殊样本的测定,以传统微流控芯片为对照,检测T1与T5两个浓度点,方法同上。检测结果如表1和表2所示。

[0057] 表1正常样本检测结果

[0058]

样本类型	定值浓度 (ng/mL)	检测位 点 T 信 号值	质控位 点 C 信 号值	T/C 比值	检测浓度 均值 (ng/ml)	相对 偏差	CV (%)
S1	0.12	5517	160887	0.03	0.09	—	7.12
S2	0.53	12074	179281	0.07	0.52	-1.89%	5.54
S3	1.98	21392	162759	0.13	2.11	6.57%	6.27
S4	9.89	70883	175885	0.40	9.42	-4.75%	5.34
S5	29.87	176101	171987	1.02	32.37	8.37%	3.67

[0059] 表2特殊样本检测结果

[0060]

本发明所述的微流控芯片							
样本类型	定值浓度 (ng/mL)	检测位 点 T 信 号值	质控位 点 C 信 号值	T/C 比值	检测浓度 均值 (ng/ml)	相对 偏差	CV (%)
T1	0.12	5064	170887	0.03	0.09	—	6.55%
T2	0.49	11030	163937	0.07	0.52	6.12%	4.97%
T3	2.13	21084	162725	0.12	2.01	-5.63%	5.64%
T4	11.06	72463	177705	0.45	10.56	-4.52%	6.63%
T5	30.54	175621	165364	1.06	32.89	7.69%	4.32%
传统微流控芯片							

[0061]

样本类型	定值浓度 (ng/mL)	检测位点 T 信号值	质控位点 C 信号值	T/C 比值	检测浓度均值 (ng/ml)	相对偏差	CV (%)
T1	0.12	6382	109636	0.06	0.49	—	7.68%
T5	30.54	178064	60815	2.93	>35	—	9.43%

[0062] 4结果分析

[0063] 由表1可知,按照本发明所述的方法得到的微流控芯片后,常规PCT临床定值样本(S1-S5)检测结果显示,质控位点C的信号值约16-17万,且检测结果与定值样本相对偏差小于10%,多次重复的CV值小于10%,符合产品要求,同比表2可知,临床特殊样本(T1-T5)检测结果显示,质控位点C信号值约16-17万,且检测结果与定值样本相对偏差小于10%,多次重复的CV值小于10%,同样符合产品技术要求。表2中传统微流控芯片的对照结果显示,T1、T5特殊样本检测的质控位点C的信号值明显受到干扰,导致检测结果与定值样本相差较大,不符合要求。综上所述,采用本发明所述的方法建立的参比线系统,能够提高质控位点C的信号值的稳定性。同时受干扰小,对临床样本检测的准确度有明显改善。

[0064] 实施例二

[0065] 1材料和仪器

[0066] 1.1降钙素原(PCT)微流控芯片试剂卡,天津中科新炬生物制药股份有限公司生产;降钙素原(PCT)质控品。

[0067] 1.2常规PCT临床定值样本(S1-S5);临床定值但影响原有C线信号的特殊样本(T1-T5)。

[0068] 1.3亲和素及EZ-link生物素。

[0069] 1.4荧光免疫分析仪(FREND system),韩国NanoEntek公司生产并提供。

[0070] 2方法

[0071] 2.1荧光偶联生物素化抗体标记

[0072] 分别取PCT抗体及EZ-LINK生物素。抗体与生物素的质量浓度比例按10:1混合,4℃ 0.01M PBS透析过夜后,于紫外分光光度计分别测定蛋白浓度。分别形成生物素化的PCT抗体。

[0073] 取活化的荧光微球1ml,分别加入终浓度为0.1mg/mL生物素化的PCT抗体,20min后离心去上清,加入0.01M PBS定容至1ml,加入质量浓度为1%的酪蛋白进行封闭10min,离心取上清,加入含0.1%Tween-20、1%蔗糖的0.01M PBS缓冲液定容至0.1ml,储存备用。

[0074] 2.2检测位点T制备

[0075] 分别取PCT配对抗体及EZ-LINK生物素。抗体与生物素的质量浓度比例按10:1混合,4℃ 0.01M PBS透析过夜后,于紫外分光光度计分别测定蛋白浓度。分别形成生物素化的PCT配对抗体。

[0076] 2.3质控位点C的制备

[0077] 取亲和素,用50mM MES缓冲液稀释终浓度为0.2mg/ml的亲和素溶液。

[0078] 2.4微流控芯片制作

[0079] 取终浓度0.2mg/ml亲和素溶液,分别点样于微流控基片T、C相应的位点,常温,70%-90%高湿孵育1h,用0.01M PBS冲洗,晾干。

[0080] 将检测点包被液点样于微流控基片T相应的位点,将荧光偶联生物素化抗体溶液点样于微流控基片的荧光偶联标记区。常温干燥后,取盖片压合固定于基片上。

[0081] 3检测结果

[0082] 按照本发明所述方法制成微流控芯片后。按照实施例一的方法进行检测,结果如下表所示。

[0083] 表3正常样本检测结果

[0084]

样本类型	定值浓度 (ng/mL)	T线信 号值	C线信 号值	T/C 比值	检测浓度 均值 (ng/ml)	相对 偏差	CV (%)
S1	0.12	5230	200664	0.03	0.11	—	7.68%
S2	0.53	11768	199855	0.06	0.5	-5.66%	7.05%
S3	1.98	21005	193876	0.11	2.07	4.55%	6.54%
S4	9.89	71945	201124	0.36	9.68	-2.12%	4.38%
S5	29.87	180569	198897	0.91	31.79	6.43%	3.75%

[0085] 表4特殊样本对比结果

[0086]

本发明所述的微流控芯片							
样本类型	定值浓度 (ng/mL)	T 线信 号值	C 线信 号值	T/C 比值	检测浓度 均值 (ng/ml)	相对 偏差	CV (%)
T1	0.12	4998	197853	0.03	0.11	—	5.85%
T2	0.49	11655	204921	0.06	0.5	2.04%	6.02%
T3	2.13	20871	192016	0.11	2.07	-2.82%	5.75%
T4	11.06	74982	194516	0.39	10.37	-6.24%	3.81%
T5	30.54	186313	207581	0.90	31.06	1.70%	4.64%
传统微流控芯片							
样本类型	定值浓度 (ng/mL)	T 线信 号值	C 线信 号值	T/C 比值	检测浓度 均值 (ng/ml)	相对 偏差	CV (%)
T1	0.12	6382	109636	0.06	0.49	—	7.68%
T5	30.54	178064	60815	2.93	>35	—	9.43%

[0087] 4结果分析

[0088] 由表3可知,按照实施例二所述的方法制成微流控芯片后,常规PCT临床定值样本(S1-S5)检测结果显示,C线信号值约19-20万,且检测结果与定值样本相对偏差小于10%,多次重复的CV值小于10%,符合产品要求,同比表4可知,临床特殊样本(T1-T5)检测结果显示,C线信号值约19-20万,且检测结果与定值样本相对偏差小于10%,多次重复的CV值小于10%,同样符合产品技术要求。表4中,基于传统微流控芯片,对照结果显示,T1、T5特殊样本检测的C线信号值明显受到干扰,导致检测结果与定值样本结果相差较大,不符合要求。综上所述,采用本发明所述的方法建立的参比线系统,能够较稳定的显示参比线信号值的稳定性。同时受干扰小,对临床样本检测的准确度有明显改善。

[0089] 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、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

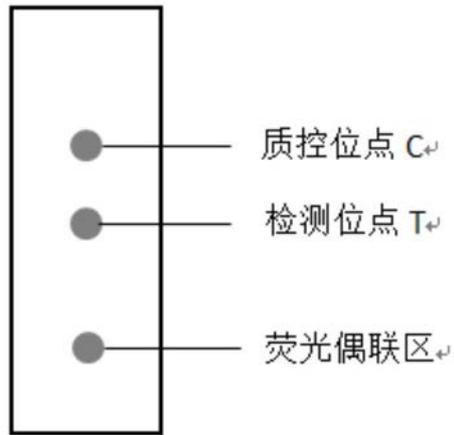


图1

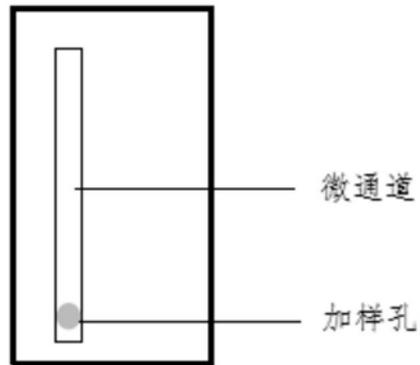


图2

专利名称(译)	一种提高微流控芯片检测准确度的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110058013A</a>	公开(公告)日	2019-07-26
申请号	CN201910318407.1	申请日	2019-04-19
[标]发明人	李昀地 周洪锐 魏华英 张粲 刘钟泉 李轩 王俊水 肖福磊 杨成志 李洲		
发明人	李昀地 周洪锐 魏华英 张粲 刘钟泉 李轩 马佳奇 王俊水 肖福磊 杨成志 李洲		
IPC分类号	G01N33/533 G01N33/543 B01L3/00		
CPC分类号	B01L3/5027 G01N33/533 G01N33/54313		
代理人(译)	杨慧玲		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种提高微流控芯片检测准确度的方法，所述微流控芯片包括微流控基片及压合于微流控基片上的微流控盖片，所述微流控基片上沿样本的流动方向依次设有荧光偶联区、检测位点T和质控位点C，所述荧光偶联区点样干燥有荧光微球，所述微流控盖片上设有微通道及与所述微通道相连通的加样孔，所述荧光微球偶联待测物质抗体和植物蛋白，所述质控位点C上偶联与所述植物蛋白特异性配对及识别的配对蛋白。本发明所述的方法能够避免血液样本中存在的异嗜性抗体干扰，同时能够准确、特异的反映系统误差，同时，大量生产成本低，对微流控免疫荧光技术的发展具有重要意义。

