

(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
2024年12月12日 (12.12.2024)



(10) 国际公布号
WO 2024/251172 A1

(51) 国际专利分类号:

G01N 21/64 (2006.01) C12M 1/38 (2006.01)
G01N 21/01 (2006.01) C12M 1/36 (2006.01)
C12M 1/34 (2006.01) C12M 1/00 (2006.01)
C12M 1/02 (2006.01) C12Q 1/68 (2018.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2024/097617

(22) 国际申请日: 2024年6月5日 (05.06.2024)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:

202310661917.5 2023年6月5日 (05.06.2023) CN
202321422229.5 2023年6月5日 (05.06.2023) CN

(71) 申请人: 广州国家实验室 (GUANGZHOU NATIONAL LABORATORY) [CN/CN]; 中国广东省广州市海珠区广州国际生物岛星岛环北路9号, Guangdong 510005 (CN)。

(72) 发明人: 徐强(XU, Qiang); 中国广东省广州市海珠区广州国际生物岛星岛环北路9号, Guangdong 510005 (CN)。 韦嘉(WEI, Jia); 中国广东省广州市海珠区广州国际生物岛星岛环北路9号, Guangdong 510005 (CN)。 赵蒙(ZHAO, Meng); 中国广东省广州市海珠区广州国际生物岛星岛环北路9号, Guangdong 510005 (CN)。 徐涛(XU, Tao); 中国广东省广州市海珠区广州国际生物岛星岛环北路9号, Guangdong 510005 (CN)。 蓝银涛(LAN, Yintao); 中国广东省广州市海珠区广州国际生物岛星岛环北路9号, Guangdong 510005 (CN)。

(74) 代理人: 北京睿阳联合知识产权代理有限公司 (IPSUNNY); 中国北京市海淀区三环西路99号院西海国际中心1号楼0911室, Beijing 100089 (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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,

(54) Title: FLUORESCENT LIGHT SOURCE DEVICE, FLUORESCENCE DETECTION LIGHT PATH SYSTEM AND PCR DETECTION SYSTEM

(54) 发明名称: 一种荧光光源装置、荧光检测光路系统及PCR检测系统

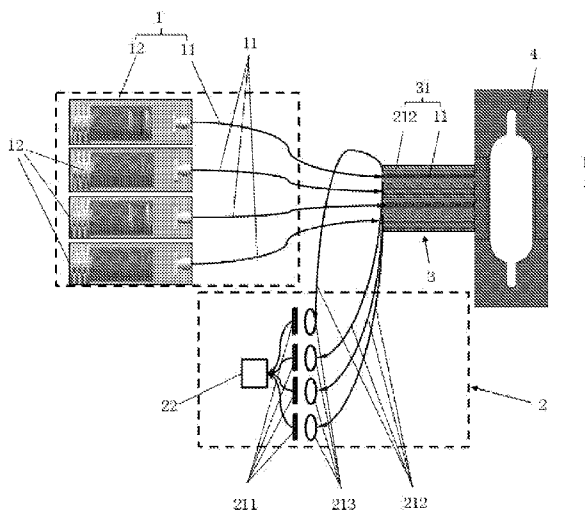


图 3b

(57) Abstract: The present application relates to a fluorescent light source device, a fluorescence detection light path system and a PCR detection system. The fluorescent light source device comprises: at least two fluorescence emission units, the at least two fluorescence emission units being used for emitting excitation light; and a control unit, the control unit controlling the at least two fluorescence emission units to emit the excitation light in different time periods respectively.

(57) 摘要: 本申请涉及一种荧光光源装置、荧光检测光路系统及PCR检测系统。荧光光源装置, 包括: 至少两个荧光发射单元, 至少两个荧光发射单元用于发射激发光; 控制单元, 控制单元控制至少两个荧光发射单元分别在不同时间段发射激发光。



WO 2024/251172 A1

GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ,
IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ,
LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN,
MU, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,
NA, RW, SC, 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, ME, MK, MT, NL, NO,
PL, PT, 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))。

一种荧光光源装置、荧光检测光路系统及PCR检测系统

相关申请的引用

本申请要求2023年06月05日提交的中国专利申请CN2023106619175、2023年06月05日提交的中国专利申请CN2023214222295的优先权，通过援引加入的方式将上述专利申请的内容整体并入本申请，并用于所有目的。

技术领域

本申请涉及体外诊断技术领域，尤其涉及一种荧光光源装置、荧光检测光路系统及PCR检测系统。

背景技术

现有技术中，PCR（聚合酶链式反应）是指体外酶促合成特异DNA片段的一种分子生物学实验方法，主要由高温变性、低温退火和适温延伸三个步骤反复的热循环构成。反应样品在PCR扩增前，需要放入到载体中，其中，反应样品由采集的咽拭子或鼻拭子等样本以及用于PCR扩增的试剂组成。在PCR扩增时，需要通过加热器加热反应样品，以及通过冷却机构冷却反应样品，从而使得反应样品在高温变性、低温退火和适温延伸阶段循环。

PCR扩增后，往往采用荧光检测反应样品，在检测时，向反应样品发射激发光，反应样品与激发光作用后，会产生另一种荧光信号，分析荧光信号的强度，进而可以实现对反应样品的检测，如检测反应样品中是否含有某种DNA片段。

当载体内的反应样品存在多种荧光探针/染料时，需要发射多种荧光激发反应样品，现有技术中的荧光检测光路导致进入到探测器检测内的光源种类多，检测结果不准确。以及光路结构复杂，设备成本高。

现有技术中的荧光检测光路主要针对反应样品接收激发光的区域较大的载体，探测器接收的干扰信号高，但由于接收激发光的区域较大，产生的荧光信号高，因此，探测器接收到的荧光信号高，干扰信号对检测结果的影响很小，可以得到较为准确的检测结果。但是，对于反应样品产生的荧光信号较低的情况，探测器难以得到准确的检测结果。

另外，载体为管类结构如ep管结构，载体盛放反应样品的区域直径大，均热速度慢，反应样品升降温速度慢。

此外，为了便于控制反应样品进行扩增，需要检测反应样品的温度，现有技术中常用的温度检测方法准确度低，导致检测结果不准确。

发明内容

本申请的一个目的在于提出一种荧光光源装置，以解决上述技术问题之一。为实现上述目的，本申请第一方面提供了一种荧光光源装置，包括：
至少两个荧光发射单元，所述至少两个荧光发射单元用于发射激发光；
控制单元，所述控制单元控制所述至少两个荧光发射单元分别在不同时间段

发射激发光。

可选的，所述荧光发射单元包括光源和激发光纤，所述激发光纤用于传输所述光源的发射的所述激发光。

可选的，所述至少两个荧光发射单元发射的所述激发光的波长互不相同。

可选的，所述激发光为单色光或多色光。

本申请的另一个目的在于提供一种PCR检测系统，以解决上述技术问题之一。

为达此目的，本申请第二方面采用以下技术方案：

一种荧光检测光路系统，包括所述的荧光光源装置和荧光探测单元。

可选的，所述荧光探测单元包括至少两个荧光传输光路，至少两个所述荧光发射单元与至少两个所述荧光传输光路一一对应。

可选的，每个所述荧光传输光路均包括允许预设荧光信号通过的滤光片。

可选的，所述荧光探测单元还包括探测器，多个所述荧光传输光路均连接于所述探测器。

可选的，所述探测器的数量为一个，所述探测器与所述控制单元电连接，以分时间段记录荧光信号的强度。

可选的，所述荧光检测光路系统还包括光纤座，所述荧光传输光路包括收集光纤，所述荧光光源装置的激发光纤射出所述激发光的一端，以及所述收集光纤射入荧光信号的一端形成光纤组，所述光纤组设置在所述光纤座内，所述光纤座内的光纤沿第一方向排列，所述第一方向为光纤的径向，以使所述收集光纤的射出端和所述激发光纤的射入端在所述光纤座中呈扁平排列。

可选的，至少所述两个荧光传输光路和所述至少两个荧光发射单元形成至少两组所述光纤组，至少两组所述光纤组沿所述第一方向依次排列。

可选的，一组所述光纤组包括至少两个所述收集光纤，一组所述光纤组内的所述激发光纤的所述第一方向的两侧至少设置有一个所述收集光纤。

可选的，所述探测器包括硅光电倍增管、光子型探测器或光电倍增管。

本申请的又一个目的在于提供一种PCR检测系统，以解决上述技术问题之一。

为达此目的，本申请第三方面采用以下技术方案：

一种PCR检测系统，包括载体和所述的荧光检测光路系统，所述荧光检测光路系统用于检测所述载体内的反应样品。

可选的，所述载体包括相对设置的第一壁和第二壁，以及设置在所述第一壁和所述第二壁之间的侧壁，所述第一壁、所述第二壁和所述侧壁形成容纳腔，所述容纳腔和/或所述载体为扁平结构，至少部分所述侧壁透光，所述荧光检测光路系统通过透光的所述侧壁检测反应样品。

可选的，所述载体的一侧或至少两侧均设置有所述荧光发射单元。

可选的，所述透光的所述侧壁材料为聚二甲基硅氧烷、聚丙烯或聚碳酸酯。

可选的，所述载体包括至少一个内置加热器，所述第一壁和/或所述第二壁为所述内置加热器。

可选的，所述内置加热器包括加热件。

可选的，所述内置加热器包括至少两个独立控制的所述加热件。

可选的，所述内置加热器还包括用于体现所述加热件温度的温度校准部。

可选的，所述内置加热器还包括快速传导部，所述快速传导部用于将所述加热件的热量传导至所述温度校准部。

可选的，所述PCR检测系统还可以包括电阻检测件，所述电阻检测件用于检测所述加热件的电阻。

可选的，所述扁平结构指，所述容纳腔或所述载体垂直于其厚度方向的方向的尺寸大于其厚度方向的尺寸。

可选的，所述容纳腔或所述载体垂直于其厚度方向的方向的尺寸与其厚度方向的尺寸之比大于5:1。

可选的，所述尺寸之比为50:1~100:1。

由上可见，本申请提供的技术方案，荧光发射单元独立设置，荧光发射单元中传输的激发光不会反射到传输荧光信号的光路中，从而大大降低荧光信号的光路中的激发光的量，大大降低荧光信号中的背底，提高检测准确度。同时，载体内的反应样品具有多种荧光探针/染料时，控制单元可以控制在不同时间段依次开启不同的荧光发射单元，如第一个荧光发射单元在检测开始的第1-2s内工作，第二个荧光发射单元在检测开始的第2-3s内工作，依次类推，一个时间段内只有一个荧光发射单元工作，通过控制单元控制各通道的荧光发射单元的导通，实现毫秒级切换激发光通道，可以实现快速检测反应样品。

荧光探测单元用于探测荧光信号，荧光发射单元与接收激发信号的荧光探测单元完全分离，降低荧光信号背底，提高了荧光检测光路系统的检测灵敏度，同时，荧光发射单元与荧光探测单元完全分离，减少荧光探测单元中的光学元件，如二向色镜等，降低成本，提高了荧光的检测效率。

附图说明

图1a是本申请实施例提供的载体的结构示意图；

图1b是图1a中载体的C-C处的剖视图；

图2是图1b中载体的D-D处的剖视图；

图3a是现有技术的荧光检测光路系统的结构示意图；

图3b是本申请实施例提供的荧光检测光路系统的结构示意图；

图3c是本申请实施例提供的光纤座的结构示意图；

图3d是本申请实施例提供的光纤座另一视角的结构示意图；

图4是现有技术中荧光探测单元的结构示意图；

图5是本申请实施例提供的另一种荧光探测单元的结构示意图；

图6a是本申请实施例提供的载体的一侧设置光纤组的结构示意图；

图6b是本实施例PCR检测系统检测得到的扩增曲线；

图7是本申请实施例提供的载体的两侧均设置光纤组的结构示意图；

图8是本申请实施例提供的载体被外置加热器加热的示意图；图9是本申请实施例提供的外置加热器、冷却组件和载体的内部结构示意图；

图10是本申请实施例提供的载体包括两个内置加热器的内部结构示意图；

图11是本申请实施例提供的温度校准的曲线图；

图12是本申请实施例提供的载体的结构示意图。

图中：

1、荧光发射单元；11、激发光纤；12、光源；

2、荧光探测单元；21、荧光传输光路；211、滤光片；212、收集光纤；213、准直透镜；22、探测器；

3、光纤座；31、光纤组；32、座本体；33、扁平槽；

4、载体；41、容纳腔；42、侧壁；43、第一壁；44、第二壁；

45、内置加热器；

521、冷却组件；5221、流道；522、外置加热器；

91、加热件；92、上传导组件；921、均热层；93、温度校准部；94、快速传导部；941、贴片；942、导柱；95、下传导组件；951、绝缘热阻层；952、导热层；96、第二触点；97、外部电连接触点；98、电连接引线；

10、温度检测单元；100、荧光检测光路系统。

图3a中：

200、激发光光路；201、荧光信号光路；203、二向色镜；204、滤光片；205、光源；206、探测电路；

图4中：

2'、荧光探测单元；21'、荧光传输光路；22'、探测器；23'、转盘；211'、滤光片；212'、光纤。

具体实施方式

下面结合附图并通过具体实施方式来进一步说明本申请的技术方案。可以理解的是，此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本申请，而非对本申请的限定。另外还需要说明的是，为了便于描述，附图中仅示出了与本申请相关的部分而非全部。

本申请中限定了一些方位词，在未作出相反说明的情况下，所使用的方位词如“上”、“下”、“左”、“右”、“内”、“外”这些方位词是为了便于理解而采用的，因而不构成对本申请保护范围的限制。

在本申请中，除非另有明确的规定和限定，第一特征在第二特征之“上”或之“下”可以包括第一和第二特征直接接触，也可以包括第一和第二特征不是直接接触而是通过它们之间的另外的特征接触。而且，第一特征在第二特征“之上”、

“上方”和“上面”包括第一特征在第二特征正上方和斜上方，或仅仅表示第一特征水平高度高于第二特征。第一特征在第二特征“之下”、“下方”和“下面”包括第一特征在第二特征正下方和斜下方，或仅仅表示第一特征水平高度小于第二特征。

在本申请的描述中，除非另有明确的规定和限定，术语“相连”、“连接”、“固定”应做广义理解，例如，可以是固定连接，也可以是可拆卸连接，或成一体；可以是机械连接，也可以是电连接；可以是直接相连，也可以通过中间媒介间接相连，可以是两个元件内部的连通或两个元件的相互作用关系。对于本领域的普通技术人员而言，可以根据具体情况理解上述术语在本申请中的具体含义。

如图1a、图1b和图2所示，本实施例提供一种载体4，载体4包括相对设置的第一壁43和第二壁44，以及设置在第一壁43和第二壁44之间的侧壁42，第一壁43、第二壁44和侧壁42形成容纳腔41，容纳腔41和/或载体4为扁平结构，至少部分侧壁42透光。

扁平结构可以指，容纳腔41或载体4的厚度方向（也即第一壁43和第二壁44设置的方向）的尺寸小于垂直于厚度方向的方向的尺寸，作为示例性的，垂直于厚度方向的方向的尺寸与厚度方向的尺寸之比大于5:1。更优选地，载体4或容纳腔41的厚度方向的尺寸远小于垂直于厚度方向的方向的尺寸，如尺寸之比为50:1~100:1，作为示例性的，尺寸之比为90:1。作为示例性的，容纳腔41为长方体，长方体的长度和厚度的比例可以为大于5:1，如90:1，如容纳腔41厚度方向的尺寸可以为0.3-1.0mm，在本实施例中，容纳腔41的厚度为0.3-0.6mm，容纳腔41的宽度和长度分别为10mm和20mm左右，其中，厚度方向第一壁43和第二壁44的布置方向。作为示例性的，容纳腔41还可以为圆柱结构，直径和厚度比为大于5:1，如厚度为0.3-1.0mm，直径为5-20mm。当然，容纳腔41的横截面可以为多边形或椭圆形等。当然，容纳腔41的横截面可以为多边形或椭圆形等。

现有的PCR检测系统往往会选择较大的面进行核酸检测，这样接收激发光的反应样品面积大，产生的荧光信号强，容易得到准确的检测结果。按照上述思维习惯，由于本实施例中的第一壁43或第二壁44的面积大，往往会考虑通过第一壁43或第二壁44进行荧光检测。

容纳腔41的至少一面可以被加热，以为容纳腔41内的反应样品加热。为了实现快速地扩增，实现快速核酸检测，优选地，载体4的第一壁43和第二壁44均设置如图8所示的外置加热器522或如图10所示，第一壁43和第二壁44为内置加热器45，外置加热器522或内置加热器45对反应样品进行加热，进而实现反应样品的快速升降温，实现快速核酸检测。

可选地，容纳腔41的至少部分侧壁42透光，荧光检测光路系统100通过载体4的透光的侧壁42检测反应样品，既满足了快速升降温的需要，又可以精准地完成检测。

如图3a所示，现有技术中的荧光检测光路为整体式结构，即荧光检测光路的

激发光光路200与荧光信号光路201通过一根光纤传输，导致光源205发射的激发光在光纤的反射后进入到荧光信号光路201上。光纤传输的路径上设置二向色镜203和滤光片204，二向色镜203和滤光片204均允许荧光信号通过，且会滤过荧光信号光路201中的激发光，但是，由于二向色镜203和滤光片204不会百分百过滤激发光，也不能允许荧光信号百分百的通过，即荧光信号会在通过二向色镜203和滤光片204时发生衰减，部分滤激发光会进入到探测荧光信号的探测电路206中。现有技术中，由于激发光激发的反应样品的区域较大，产生的荧光信号数量也多，因此，透过滤光片204的激发光以及衰减的荧光信号对检测结果的影响很小，可以得到较为准确的检测结果。

但是本实施例中的容纳腔41的厚度薄（0.3~0.6mm），通过容纳腔41的侧壁42进行荧光检测时，能够接受激发光的反应样品大大减少，因此，每次激发的荧光信号数量大约要少一个数量级。若利用现有的荧光检测光路进行检测，探测电路检测到的信号低，透过滤光片211的激发光会淹没荧光信号，进而导致检测产生的误差大，甚至荧光探测电路无法检测到荧光信号。

如图3b，本实施例提供的荧光光源装置包括控制单元和至少两个荧光发射单元1，至少两个荧光发射单元1用于发射激发光，激发光为单色光或多色光，如多色光可以为白光。控制单元控制至少两个荧光发射单元1分别在不同时间段发射激发光，以允许反应样品在同一时刻只能接收一种激发光。在本实施例中，控制单元与荧光发射单元1通过导线连接，导线可以使得控制单元无延时地控制荧光发射单元1。当然，在其他可选的实施例中，控制单元与荧光发射单元1之间还可以通过蓝牙等无线方式连接。可以理解的是，控制单元可以是集中式或分布式的控制单元，比如，控制单元可以是一个单独的单片机，也可以是分布的多块单片机构成，单片机中可以运行控制程序，进而控制各部件实现其功能。

荧光发射单元1独立设置，荧光发射单元1中传输的激发光不会反射到传输荧光信号的光路中，从而大大降低荧光信号的光路中的激发光的量，大大降低荧光信号中的背底，提高检测准确度。同时，载体4内的反应样品中具有多种荧光探针/染料时，控制单元可以控制在不同时间段依次开启不同的荧光发射单元1，如第一个荧光发射单元1在检测开始的第1-2s内工作，第二个荧光发射单元1在检测开始的第2-3s内工作，依次类推，一个时间段内只有一个荧光发射单元1工作，通过控制单元控制各通道的荧光发射单元1的导通，实现毫秒级切换激发光通道，可以实现快速检测反应样品。同时，当激发光为单色光时，一荧光发射单元1只需要发射一种激发光，因此，在一个时间段内激发光的波长单一，荧光信号的种类单一，在检测荧光信号时，其他荧光信号不会产生噪音，可以进一步提高检测结果的准确性。

可选地，激发光为单色光，且至少两个荧光发射单元1发射的激发光的波长互不相同，以提高荧光发射单元1的利用率。当然，为了避免荧光发射单元1故障导致检测结果不准确，还可以设置备用的荧光发射单元1，如至少两个荧光发射

单元1中，两荧光发射单元1发射的激发光的波长相同。

如图3b所示，荧光发射单元1包括光源12和激发光纤11，光源12可以为LED等，光源12用于发射激发光，光源12与控制单元电连接。激发光纤11用于传输光源12的发射的激发光，以将激发光传输至反应样品。通过激发光纤11将光源12和反应样品连接起来，激发光纤11便于隔离热源，使得实验数据更稳定，且激发光纤11与光源12连接简单，利于抗震。同时，由于光纤本身尺寸较小，可以满足扁平结构的载体4需要。另外，一光源12对应一激发光纤11，每个激发通道单独一根光纤，容易耦合，光损小。

本实施例还提供了一种荧光检测光路系统100，其包括上述的荧光光源装置和荧光探测单元2。荧光探测单元2用于探测荧光信号，荧光发射单元1与接收激发信号的荧光探测单元2完全分离，降低荧光信号背底，提高了荧光检测光路系统100的检测灵敏度，同时，荧光发射单元1与荧光探测单元2完全分离，减少荧光探测单元2中的光学元件，如二向色镜等，降低成本，提高了荧光的检测效率。

如图4所示，现有技术中，荧光探测单元2'包括一个探测器22'、一个荧光传输光路21'和转盘23'，转盘23'上设置多个滤光片211'，荧光传输光路21'包括一根光纤212'，多种荧光信号通过一根光纤212'传输至滤光片211'，多个滤光片211'能够分别通过一种荧光信号，通过转动转盘23'切换通道，以使不同的荧光信号通过，进而被探测器22'接受。但是这样需要电机等驱动转盘23'转动，通道之间切换需要十数毫秒，降低检测效率，且转盘23'转动会产生震动，对检测结果造成影响。

为解决上述技术问题，在本实施例中，如图3b和图5所示，优选地，荧光探测单元2包括至少两个荧光传输光路21，至少两个荧光传输光路21与至少两个荧光发射单元1一一对应，即一个荧光发射单元1可以对应一个荧光传输光路21。荧光发射单元1的激发光纤11相对处的反应样品能够接受更强的激发光，因此，该处的反应样品能够产生较高的荧光信号，至少两个荧光传输光路21与至少两个荧光发射单元1一一对应，使得荧光传输光路21可以靠近与其对应的荧光发射单元1激发的反应样品设置，进而使得较多的荧光信号进入到荧光传输光路21中，进一步提高检测结果的准确度。

每个荧光传输光路21均包括允许预设荧光信号通过的滤光片211，即，每条荧光传输光路21中只能允许特定的荧光信号通过相对于上述只设置一个荧光传输光路21'，通过机械切换不同的滤光片211'而言，本实施例中，在每个荧光传输光路21均设置滤光片211，可以减少荧光信号通过光路时，机械切换所需时间，实现了荧光信号的快速检测，同时还可以消除机械切换造成的机械震动对检测结果的影响。当激发光为多色光时，预设荧光信号之外的其他荧光信号等光无法通过滤光片211，因此，可以保证检测结果的准确度。

如图3b和图5，荧光探测单元2还包括探测器22，多个荧光传输光路21均连接于探测器22，探测器22用于检测荧光信号。

优选地，探测器22的数量为一个，探测器22与控制单元电连接，以分时间段记录荧光信号的强度，不同荧光传输光路21通过不同的滤光片211后汇聚到一个探测器22上。通过荧光发射单元1分时间段开启不同的荧光发射单元1，实现激发通道的切换，从而分时间段激发出不同的信号荧光，相应的信号荧光可以穿过与其对应的滤光片211，虽然荧光探测器22只能检测信号荧光的强度，不能检测信号荧光的种类，但是，可以根据接受时间段判断为何种信号荧光，进而确定信号荧光对应的反应样品。本实施例根据时间段判断为何种信号荧光，设备成本低，设备结构简单，无机械切换，检测速度快。

如图3b所示，并结合图6a，荧光检测光路系统100还包括光纤座3荧光传输光路21包括收集光纤212，激发光纤11射出激发光的一端，以及收集光纤212射入荧光信号的一端形成光纤组31，光纤组31设置在光纤座3内，光纤组31内的光纤沿第一方向排列，第一方向为光纤的径向（如图3b中箭头R所示方向为光纤的径向），以使收集光纤212的射出端和激发光纤11的射入端在光纤座3中呈扁平排列，即光纤（收集光纤212和激发光纤11）靠近载体4的侧壁42的一端扁平排列，第一方向可以为侧壁42的长度方向，在载体4的厚度方向上，光纤座3内的光纤呈单层排列，从而适应扁平结构的载体4。可以理解的是，光纤的直径可以小于载体4的厚度，从而使得光纤座3内的光纤在载体4的厚度方向上不突出于载体4，因此，收集光纤212射出的激发光均能够进入到容纳腔41内，以及整根激发光纤11均能够收集荧光。现有技术中，当激发光纤和收集光纤成夹角设置时，往往希望激光光纤射入到反应样品的激发光射入点与射入到收集光纤中的荧光信号射入点重合，以期最多的荧光信号进入到收集光纤，但是，这样也会有更多的激发光进入到收集光纤，本实施例中，激发光纤11和收集光纤212沿光纤的径向平行排列（如图3b中箭头R所示方向为光纤的径向），可以降低激发光进入到激发光纤11的量，同时，可以保证尽量多的收集光纤212接受较多的荧光信号，从而可以获取最优的灵敏度与信噪比。同时，将光纤组31与载体4耦合时，光纤排列的第一方向与载体4的厚度方向垂直，光纤组31和光纤座3均为扁平结构，从而配合载体4。

当设置有至少两个荧光传输光路21和至少两个荧光发射单元1时，对应形成至少两组光纤组31，光纤座3内的至少两组光纤组31沿第一方向依次排列，即当设置多个光纤组31时，多个光纤组31也呈扁平排列，在载体4的厚度方向上，光纤座3内的光纤也呈单层排列，从而适应扁平结构的载体4，光纤座3内的光纤在载体4的厚度方向上不突出于载体4，因此，收集光纤212射出的激发光均能够进入到容纳腔41内，以及整根激发光纤11均能够收集荧光。

同时，多个光纤组31依次排列，同一组光纤组31内的收集光纤212和激发光纤11相邻，激发光纤11对应处的反应样品能够产生较多的荧光信号，收集光纤212靠近与其对应的激发光纤11，进而使得较多的荧光信号进入到荧光传输光路21中，进一步提高检测结果的准确度。

如图3c和图3d所示，光纤座3包括座本体32和开设于座本体32本体一侧的扁

平槽33，光纤组32设置于扁平槽33中。

如图6a所示，一组光纤组31包括至少两个收集光纤212，一组光纤组31内的激发光纤11的第一方向的两侧至少设置有一个收集光纤212。在一光纤组31中，将收集光纤212增加到至少两个，对反应样品进行多点探测，可有效提升荧光的检出效率，解决信号低的问题，并降低对探测器22灵敏度的需求。同时，当其中一个收集光纤212被反应样品内的气泡影响时，可以通过其他的收集光纤212的探测结果进行纠正。

探测器22包括硅光电倍增管（即SiPM）、光子型探测器（即PD）或光电倍增管（即PMT），采用硅光电倍增管、光子型探测器或光电倍增管的荧光探测器22灵敏度高，进行荧光检测时，实现了荧光信号毫秒级的超快、高灵敏度检测。

如图6a所示，在一个具体的实施例中，设置有四个荧光发射单元1，当然，荧光发射单元1的数量不限于四个，还可以少于四个或多于四个，其中，一激发光纤11的两侧分别设置一根收集光纤212，并形成一根光纤组31，即每种荧光可以通过两根收集光纤212进行收集，当然一个光纤组31中也可以只设置一根收集光纤212或多于两根收集光纤212。

本实施例还提供了一种PCR检测系统，其包括载体4和上述的荧光检测光路系统100，荧光检测光路系统100用于检测载体4内的反应样品。

如图6a所示，可以仅在载体4的一侧设置荧光发射单元1，或，如图7所示，在载体4的两侧均设置有荧光发射单元1，一荧光发射单元1的激发光纤11对应设置有收集光纤212，在载体4的两侧的各个收集光纤212优选地连接至一个探测器22，当然每侧的收集光纤212可以分别连接到一个探测器22上。对反应样品的两侧均进行探测，可有效提升荧光的检出效率，解决信号低的问题，并降低对探测器22灵敏度的需求。并且，当其中一侧收集光纤212因被反应样品中的气泡遮挡等造成探测结果不准确时，可以通过另外一侧的探测结果进行纠正。当然，还可以在载体4的三侧或多于三侧的位置进行检测。优选地，均是通过载体4的透光的侧壁42进行荧光检测。可选地，透光的侧壁42材料可以为聚二甲基硅氧烷（即PDMS）、聚丙烯（即PP）、有机玻璃（即PMMA）或聚碳酸酯（即PC），PMMA、PDMS、PP和PC是具有较好生物相容性的光学透明的材料，因此可以满足荧光检测需求以及对反应样品没有影响。图6b为通过荧光检测光路系统100获得的扩增曲线，通过该荧光检测光路系统100可有效提升荧光的检出效率，解决信号低的问题。

可选地，第一壁43和/或第二壁44为导热材料制成的膜，尤其是，载体4被加热的一面为导热材料制成的膜。具体地，膜为铝膜和隔离膜组成，可选地，隔离膜为聚丙烯膜（即pp膜）。隔离膜与反应液直接接触，可防止铝膜对反应样品的影响。铝膜的厚度可以为几十 μm ，如30 μm ，60 μm 等，该厚度的铝膜既可以变形，也具有一定的强度，隔离膜的厚度可以为10-30 μm ，如20微米等，隔离膜只要能将反应样品与铝膜隔开即可。当然，膜还可以为铝膜，铝膜的厚度可以为

几十 μm ，如30 μm ，60 μm 等，该厚度的铝膜既可以变形，也具有一定的强度。

如图8所示，第一壁43和第二壁44分别通过外置加热器522加热，两个外置加热器522可以分别被冷却组件521冷却，以实现反应样品的快速升降温。冷却组件521用于为载体4降温。冷却组件521可以为水冷或气冷，如图9所示，如冷却组件521内部设置有使液态冷却介质流动的流道5221，冷却介质不断流动，带走载体4和外置加热器522传导至冷却组件521的热量。或冷却介质内开设有空腔，泵等动力件向空腔内喷射液态或气态冷却介质，液态或气态冷却介质带走载体4和外置加热器522传导至冷却组件521的热量。

如图10所示，当然，在其他可选的实施例中，可以不设置外置加热器522，第一壁43和/或第二壁44不是膜，而是载体4包括至少一个内置加热器45，第一壁43和/或第二壁44为内置加热器45。具体地，载体4可以包括两个内置加热器45，两个内置加热器45可以分别被冷却组件521冷却，以实现反应样品的快速升降温。

可选地，容纳腔41内的反应样品直接与内置加热器45接触，以提高内置加热器45与反应样品之间的导热效率。侧壁42位于两个内置加热器45之间，侧壁42由透明材料制成，荧光检测光路系统100通过侧壁42进行荧光检测。

如图10所示，内置加热器45包括加热件91。电源与加热件91连接，加热件91为内置加热器45内部的可控加热源，可以为电阻，如可以用铜材料制作成电阻细线结构，通过控制流经电阻的电流大小来控制发热功率，从而实现温度控制。在其他可选的实施例中，加热件91也可以采用线圈结构或通过铁磁材料等进行电磁感应加热。

如图10所示，优选地，内置加热器45包括至少两个独立控制的加热件91，加热件91可以被独立控制，以提高反应样品温度的均匀性。如，若一加热件91的温度未达到预设温度（下面详细介绍如何检测加热件91的温度），则增加该加热件91的电流，使反应样品快速升至预设温度。在本实施例中，由于内置加热器45与反应样品直接接触，内置加热器45与反应样品之间的导热效率高，内置加热器45的加热件91的温度可以等同于反应样品的温度，因此，控制每个加热件91的温度均达到预设温度，可以使得各处的反应样品均处于预设温度，进而保证反应样品温度均匀性。

如图10所示，内置加热器45还可包括上传导组件92和下传导组件95，加热件91夹设于上传导组件92和下传导组件95之间。上传导组件92和下传导组件95具有传导热量作用和绝缘作用。

内置加热器45包括均热层921，具体地，上传导组件92还可包括均热层921。均热层921与容纳腔41内的反应样品直接接触，均热层921可以保证热量在纵、横（也即反应样品的厚度方向和与厚度方向垂直的面）两个方向的均匀传导，保证样品液体的温度均匀性。可选地，均热层921由绝缘材料制成，如采用高导热陶瓷等绝缘材料制成。

均热层921由绝缘材料制成，均热层921与加热件91相邻，此时可以减少载体

4的层数，缩短加热件91的热量传递至载体4内的反应样品的时间以及缩短载体4散热所需的时间。

如图10所示，下传导组件95还包括绝缘热阻层951。绝缘热阻层951具有一定热阻特性和绝缘特性。绝缘热阻层951除了为加热件91绝缘以外，还可以形成一个纵向热阻。热阻的大小可以通过材料选择与厚度选择进行设计。通常该层的热阻远大于结构其他层的热阻，因而绝缘热阻层是载体4向冷却组件521散热降温的主要热阻来源。绝缘热阻层951是载体4热学性能的主要影响因素之一。

可选地，下传导组件95还包括导热层952，导热层952位于绝缘热阻层951远离加热件91的一侧。进一步地，导热层952为下传导组件95的最外层，其直接与冷却组件521接触。导热层952由铜等金属或其他导热率高的材料制成。由于成本控制或加工技术限制等原因，下传导组件95与冷却组件521接触的表面难以避免存在点接触。当下传导组件95的最外层为导热层952时，即使导热层952与冷却组件521存在点接触，导热层952也可以因其良好的传导性，使得热量均匀分布在整个导热层952，进而使得下传导组件95的其他层的热量均匀分布。

优选地，本实施例的加热件91为电阻，电阻与其温度之间存在特定的关系，因此，可以在加热的同时测量加热件91的实时阻值变化，并通过电阻温度系数与标称电阻值，推导加热件91的平均温度。该温度无延时的实时体现了载体4的当前温度，从而可以用于快速的反馈控制载体4以及反应样品温度，相对于现有技术，可以更精准地控制样品温度，并提高温度控制系统的整体反应速度。

为了检测加热件91的电阻，可选地，PCR检测系统还可以包括电阻检测件，电阻检测件用于检测加热件91的电阻，以通过电阻测温法对加热件91测温。

但是，电阻测温法的缺点是对同一类型的电阻，如铜线电阻，电阻之间的标称电阻值和电阻温度系数（标称温度下的电阻值简称为标称电阻值，标称电阻是指在这个温度下，所宣称的（或者标注的）的电阻值是真实的，其中，这个温度即为标称温度，标称温度可以根据需求任意选择）稍有差异，导致单一加热件91的真实的电阻温度系数与标称电阻值略有差异，这有可能会造成温度测量误差，因此优选地，如图9和图10所示，本实施例提供的内置加热器45还包括用于体现加热件91温度的温度校准部93，温度校准部93可以供温度检测单元10检测温度，从而使得可以通过电阻测温法和对载体4的温度进行标定的双测温方式控制载体4。

虽然温度校准部93能够体现加热件91温度，温度检测单元10可以检测温度校准部93的温度，但是，由于反应样品在扩增阶段温度变化很快，温度传感器等温度检测单元10检测载体4的温度时，热量从温度校准部93传递至温度检测单元10需要一定时间，因此正常情况下温度检测单元10测量的检测结果会存在1~2s的测温延时，在快速升降温过程中1-2s的时间，载体4的温度变化可以达到30℃以上，因此，在快速升降温过程中，通过温度检测单元10控制载体4相对困难。

本实施例既没有完全依赖未校准的电阻测温法测得的温度值，也没有完全依

赖温度检测单元10检测的温度控制载体4，而是通过将两者结合，采用对载体4的温度校准部93进行测温以及使用电阻测温法对加热件91测温，从而得以快速精确地控制载体4的温度，达到准确控温的目的，从而克服了现有技术中常用的温度检测方法带来的温度检测延时以及温度测量误差大的问题。

可以理解的是，当内置加热器45设置有至少两个加热件91时，每个加热件91均对应设置有温度校准部93和电阻检测件，以使得加热件91的温度均能够被校准。

为了更清楚的表述本实施例中的如何利用温度校准部93对电阻检测件检测的温度进行校准，结合图11所示，展示了一个实际检测中，通过温度检测单元10对电阻测温法进行校准的过程。在校准温度值前，预设初始的RT温度曲线，即温度预设曲线，然后向载体4的加热件91施加一个很小的电流，如电流可以小于1毫安。其中，施加很小的电流目的是为了读取到加热件91的电阻，又不会使加热件91发热。

第一次校准：温度检测单元10测得第一个温度标定值 T_1 ，电阻检测单元检测加热件91在 T_1 温度下的第一电压 U_1 和第一电流 I_1 ，根据 $R=U/I$ 可以得到加热件91在 T_1 温度下的电阻 R_1 。

第二次校准：随后温度检测单元10测得第二个温度标定值 T_2 ，电阻检测单元检测加热件91在 T_2 温度下的第二电压 U_2 和第二电流 I_2 ，根据 $R=U/I$ 可以得到加热件91在 T_2 温度下的电阻 R_2 。

最后根据两组二元一次方程： $R_1=R_0(1+\alpha\Delta T_1)$ 和 $R_2=R_0(1+\alpha\Delta T_2)$ （其中， $\Delta T_1=T_1-T_0$ ， $\Delta T_2=T_2-T_0$ ， R_1 是加热件91在温度 T_1 下对应的电阻值， R_2 是加热件91在温度 T_2 下对应的电阻值， α 是材料的电阻温度系数， T_0 为标称温度， R_0 是标称电阻值），得到 R_0 和 α 的具体值，即得到了准确的R-T曲线，后续便可以以电阻测温法测得的加热件91温度为反馈进行准确控温。

在核酸扩增的整个过程中均可以检测温度标定值，因此在后续过程中还可以对温度进行多次校准，以进一步提高检测精度。

如图12所示，为便于温度检测单元10测温，温度检测单元10的两个第一触点分别与两个温度校准部93接触，两个温度校准部93之间不导电，此时，可选地，内置加热器45还可以包括外部电接触点97和电连接引线98，外部电接触点97和电连接引线98的数量可以均为两个，两个外部电接触点97分别位于两个温度校准部93相互远离的一侧，一外部电接触点与一温度校准部93通过一电连接引线98电连接，另一外部电接触点与另一温度校准部93通过另一电连接引线98电连接。

如图10所示，上传导组件92的均热层921的传导至温度校准部93，温度校准部93通过电连接引线98在外部电接触点97与外部实现电连接，其中，电连接引线98直径小于温度校准部93和外部电接触点97，由此，减小温度校准部93通过电连接引线98产生的热量损失，因而温度校准部93能较好地体现上传导组件92，

如上传导组件92的均热层921的温度，温度检测单元10通过焊点与温度校准部93实现良好的电和热接触，当上传导组件92，如上传导组件92的均热层921温度发生变化时，温度检测单元10能快速且精准地感知到温度变化，温度变化导致温度检测单元10的阻值变化，在外部电连接触点97实时检测温度检测单元10的阻值变化，即可实现实时温度检测。

如图10所示，可选地，为缩短温度校准部93的温度与加热件91的温度一致的时间，可选地，载体4还可以包括快速传导部94，快速传导部94用于将加热件91的热量传导至温度校准部93。具体而言，在本实施例中，加热件91的热量间接传导至温度校准部93，如加热件91将均热层921加热，均热层921的热量通过快速传导部94传导至温度校准部93，由此，温度校准部93准确体现均热层921的温度，进而温度检测单元10可以准确测量均热层921的温度。又由于反应样品的厚度很小，故反应样品的温度基本与均热层921的温度一致，故通过检测温度校准部93的温度可以得到反应样品的温度。

优选地，快速传导部94的一侧连接上传导组件92靠近加热件91的一侧或连接于下传导组件95靠近加热件91的一侧，另一侧连接于温度校准部93。上传导组件92的下表面和下传导组件95的上表面距离加热件91最近，其温度最先接近加热件91的温度，因此，快速传导部94的设置方式可以使快速传导部94的温度与加热件91的温度在最短的时间达到一致。可选地，快速传导部94由导热率较高的材料制成，如铜或铝等金属材料，或导热陶瓷等。快速传导部94的导热率尤其优于下传导组件95的导热率，以快速将热量传递至温度校准部93。

快速传导部94包括贴片941和一个或多个导柱942，贴片941与上传导组件92靠近加热件91的一侧贴合或与下传导组件95靠近加热件91的一侧贴合，一个或多个导柱942的一端连接于贴片941，另一端穿设于下传导组件95并与温度校准部93连接。上传导组件92的下表面和下传导组件95的上表面距离加热件91最近，其温度最先接近加热件91的温度，因此，贴片941的设置方式可以最快使快速传导部94的温度与加热件91的温度一致。贴片941可以增加快速传导部94与上传导组件92或下传导组件95的接触面积，提高传导效率。导柱942的横截面面积可以小于贴片941的横截面面积，可以将贴片941的温度快速传导至温度校准部93，保证缘热阻层按照设计产生所需的热阻。可选地，贴片941和导柱942由铜等高导热率的材料制成，当需要贴片941和导柱942为绝缘材料，以避免载体4出现短路时，贴片941或导柱942可以由高导热陶瓷等材料制成。

可以理解的是，温度校准部93可以与贴片941一一对应设置，两个温度校准部93也可以连接在一个贴片941上。一个温度校准部93可以与一个导柱942连接，为提高温度校准部93的温度均匀性，温度校准部93也可以与多个导柱942连接。

如图10所示，为便于得到加热件91的电阻以及为加热件91供电，可选地，载体4的外表面设置有多第二触点96，第二触点96与加热件91电连接。通过第二触点96可以得到加热件91的电流和电压，进而可以得到加热件91的电阻值。可以

理解的是，当多个加热件91独立被控制时，每个加热件91均对应设置有第二触点96，以分别校准加热件91和为加热件91供热。

本实施例中，第二触点96使得载体4能够实现自身的温度测量功能，相比较于传统结构只能通过外部测温单元测量温度，本实施例可以直接测量载体4本身的温度，因而测温更加准确和快速，可以提升控温系统的准确性和控制速度。

虽然，上文中已经用一般性说明、具体实施方式及试验，对本申请作了详尽的描述，但在本申请基础上，可以对之作一些修改或改进，这对本领域技术人员而言是显而易见的。因此，在不偏离本申请精神的基础上所做的这些修改或改进，均属于本申请要求保护的范畴。

权 利 要 求 书

1.一种荧光光源装置，包括：

至少两个荧光发射单元（1），所述至少两个荧光发射单元（1）用于发射激发光；

控制单元，所述控制单元控制所述至少两个荧光发射单元（1）分别在不同时间段发射激发光。

2.根据权利要求1所述的荧光光源装置，其特征在于，所述荧光发射单元（1）包括光源（12）和激发光纤（11），所述激发光纤（11）用于传输所述光源（12）的发射的所述激发光。

3.根据权利要求1所述的荧光光源装置，其特征在于，所述至少两个荧光发射单元（1）发射的所述激发光的波长互不相同。

4.根据权利要求1所述的荧光光源装置，其特征在于，所述激发光为单色光或多色光。

5.一种荧光检测光路系统，包括权利要求1-4任意一项所述的荧光光源装置和荧光探测单元（2）。

6.根据权利要求5所述的荧光检测光路系统，其特征在于，所述荧光探测单元（2）包括至少两个荧光传输光路（21），至少两个所述荧光发射单元（1）与至少两个所述荧光传输光路（21）一一对应。

7.根据权利要求6所述的荧光检测光路系统，其特征在于，每个所述荧光传输光路（21）均包括允许预设荧光信号通过的滤光片（211）。

8.根据权利要求6或7所述的荧光检测光路系统，其特征在于，所述荧光探测单元（2）还包括探测器（22），多个所述荧光传输光路（21）均连接于所述探测器（22）。

9.根据权利要求8所述的荧光检测光路系统，其特征在于，所述探测器（22）的数量为一个，所述探测器（22）与所述控制单元电连接，以分时间段记录荧光信号的强度。

10.根据权利要求6所述的荧光检测光路系统，其特征在于，所述荧光检测光路系统还包括光纤座（3），所述荧光传输光路（21）包括收集光纤（212），所述荧光光源装置的激发光纤（11）射出所述激发光的射出端，以及所述收集光纤（212）射入荧光信号的射入端形成光纤组（31），所述光纤组（31）设置在所述光纤座（3）内，所述光纤座（3）内的光纤沿第一方向排列，所述第一方向为光纤的径向，以使所述收集光纤（212）的射出端和所述激发光纤（11）的射入端在所述光纤座（3）中呈扁平排列。

11.根据权利要求10所述的荧光检测光路系统，其特征在于，至少所述两个荧光传输光路（21）和所述至少两个荧光发射单元（1）形成至少两组所述光纤组（31），至少两组所述光纤组（31）沿所述第一方向依次排列。

12.根据权利要求10所述的荧光检测光路系统，其特征在于，一所述光纤组

(31) 包括至少两个所述收集光纤 (212)，一所述光纤组 (31) 内的所述激发光纤 (11) 的所述第一方向的两侧至少设置有一所述收集光纤 (212)。

13. 根据权利要求8所述的荧光检测光路系统，其特征在于，所述探测器 (22) 包括硅光电倍增管、光子型探测器或光电倍增管。

14. 一种PCR检测系统，包括载体 (4) 和权利要求5-13任意一项所述的荧光检测光路系统 (100)，所述荧光检测光路系统 (100) 用于检测所述载体 (4) 内的反应样品。

15. 根据权利要求14所述的PCR检测系统，其特征在于，所述载体 (4) 包括相对设置的第一壁 (43) 和第二壁 (44)，以及设置在所述第一壁 (43) 和所述第二壁 (44) 之间的侧壁 (42)，所述第一壁 (43)、所述第二壁 (44) 和所述侧壁 (42) 形成容纳腔 (41)，所述容纳腔 (41) 和/或所述载体 (4) 为扁平结构，至少部分所述侧壁 (42) 透光，所述荧光检测光路系统 (100) 通过透光的所述侧壁 (42) 检测反应样品。

16. 根据权利要求14所述的PCR检测系统，其特征在于，所述载体 (4) 的一侧或至少两侧均设置有所述荧光发射单元 (1)。

17. 根据权利要求15所述的PCR检测系统，其特征在于，所述透光的所述侧壁 (42) 材料为聚二甲基硅氧烷、聚丙烯或聚碳酸酯。

18. 根据权利要求15所述的PCR检测系统，其特征在于，所述载体 (4) 包括至少一个内置加热器 (45)，所述第一壁 (43) 和/或所述第二壁 (44) 为所述内置加热器 (45)。

19. 根据权利要求18所述的PCR检测系统，其特征在于，所述内置加热器 (45) 包括加热件 (91)。

20. 根据权利要求19所述的PCR检测系统，其特征在于，所述内置加热器 (45) 包括至少两个独立控制的所述加热件 (91)。

21. 根据权利要求19所述的PCR检测系统，其特征在于，所述内置加热器 (45) 还包括用于体现所述加热件 (91) 温度的温度校准部 (93)。

22. 根据权利要求21所述的PCR检测系统，其特征在于，所述内置加热器 (45) 还包括快速传导部 (94)，所述快速传导部 (94) 用于将所述加热件 (91) 的热量传导至所述温度校准部 (93)。

23. 根据权利要求19所述的PCR检测系统，其特征在于，所述PCR检测系统还包括电阻检测件，所述电阻检测件用于检测所述加热件 (91) 的电阻。

24. 根据权利要求15所述的PCR检测系统，其特征在于，所述扁平结构指，所述容纳腔 (41) 或所述载体垂直于其厚度方向的方向的尺寸大于其厚度方向的尺寸。

25. 根据权利要求24所述的PCR检测系统，其特征在于，所述容纳腔 (41) 或所述载体垂直于其厚度方向的方向的尺寸与其厚度方向的尺寸之比大于5: 1。

26. 根据权利要求25所述的PCR检测系统，其特征在于，所述尺寸之比为50:

1~100: 1。

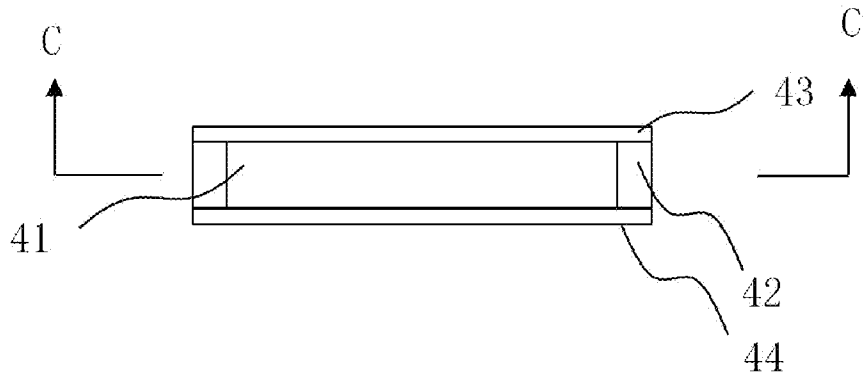


图 1a

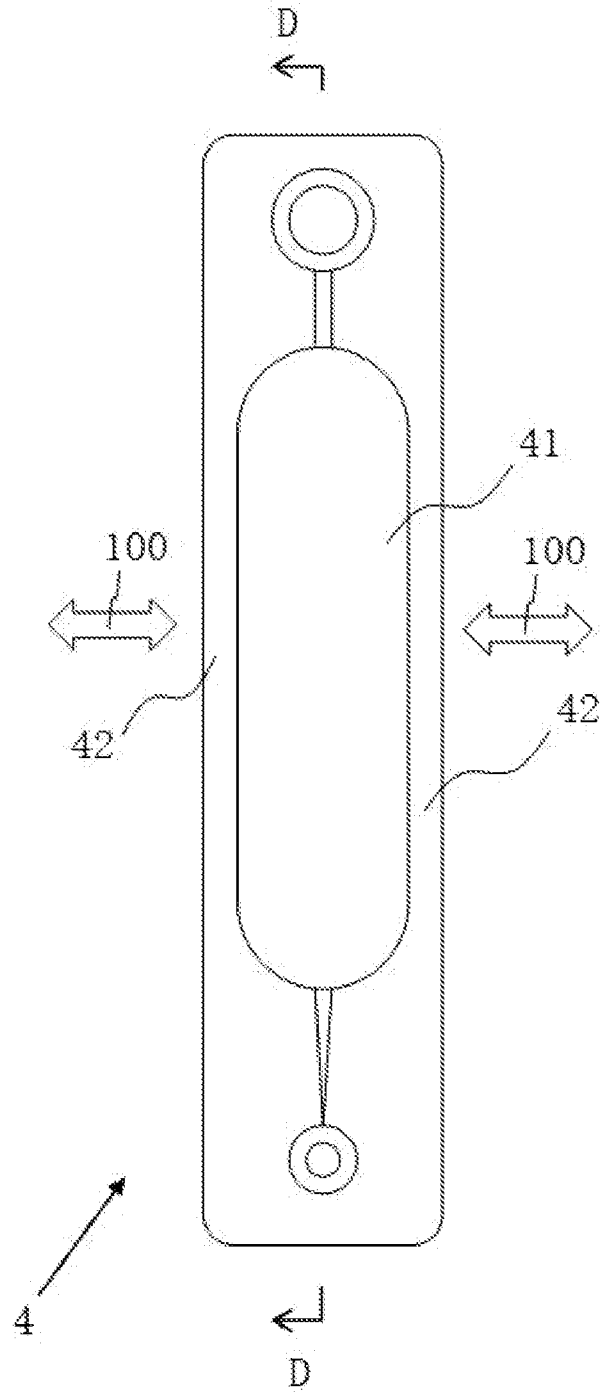


图 1b

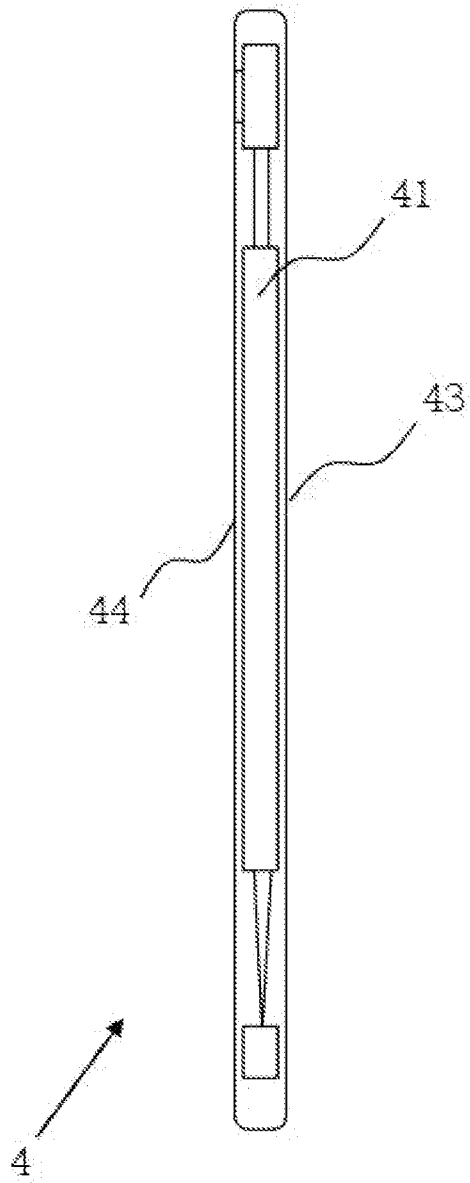


图 2

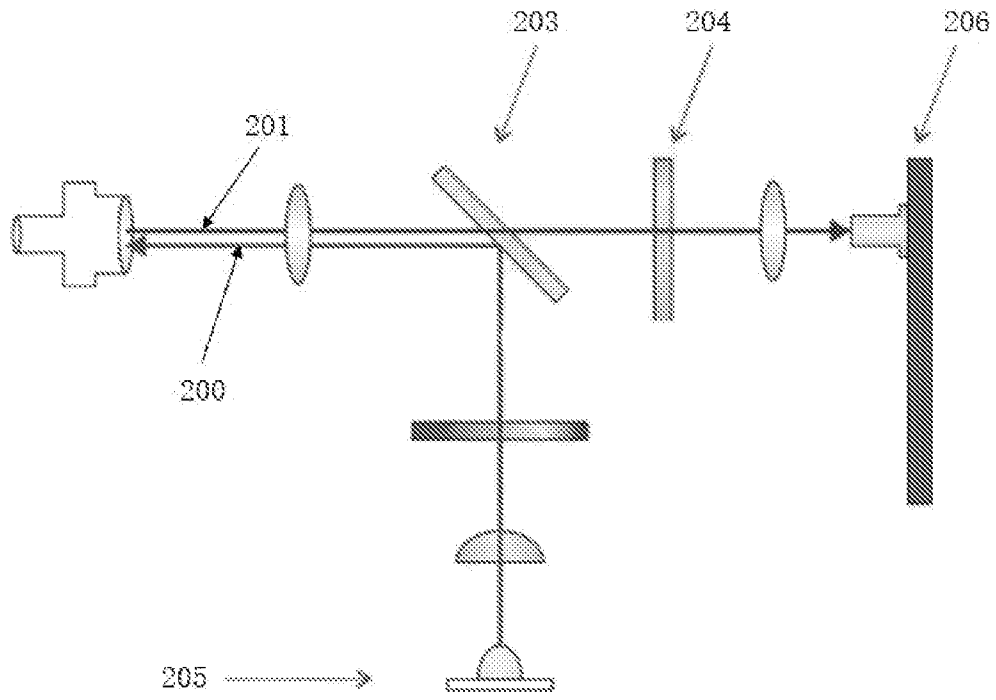


图 3a

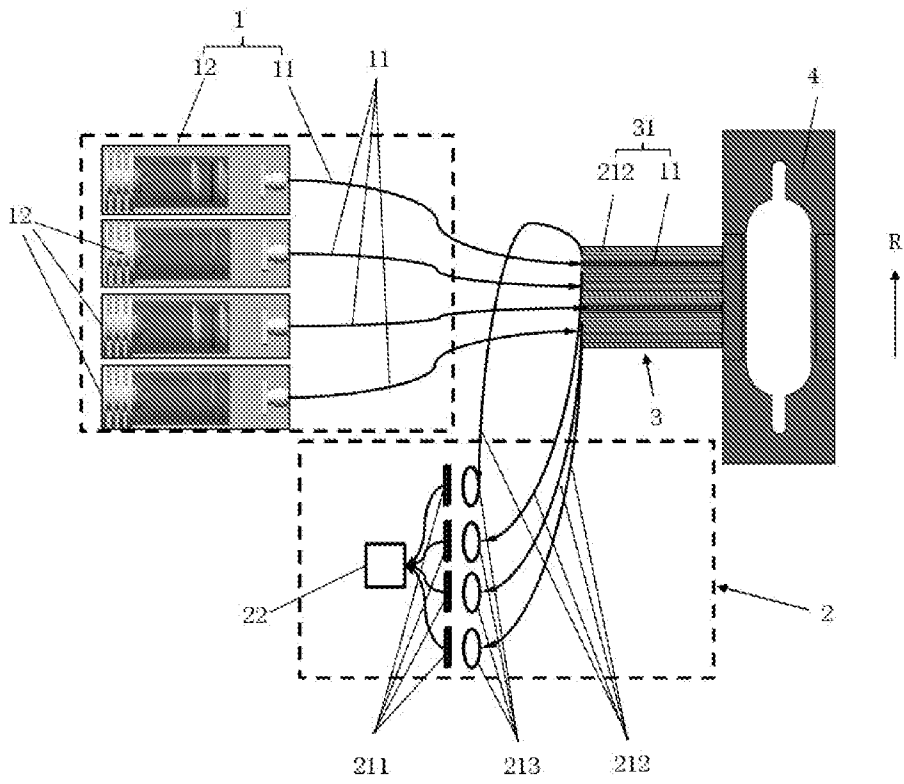


图 3b

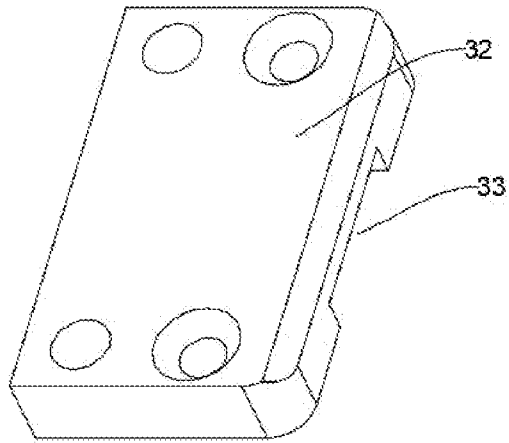


图 3c

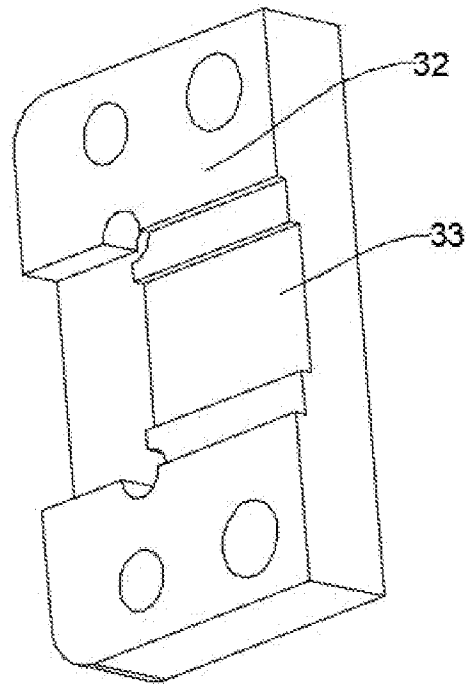


图 3d

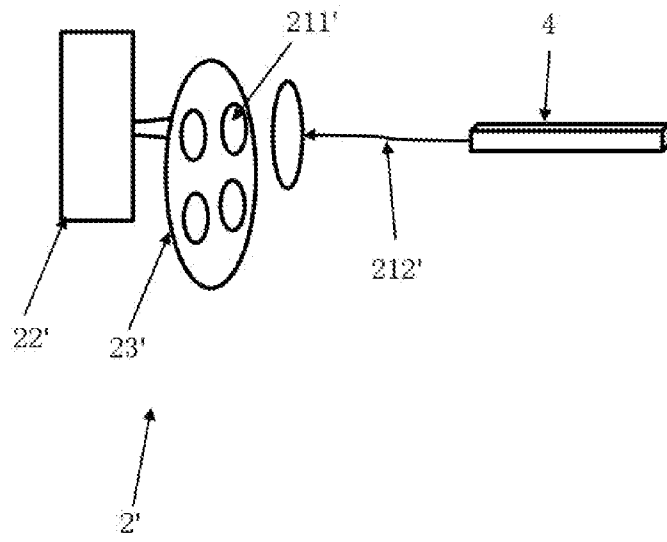


图 4

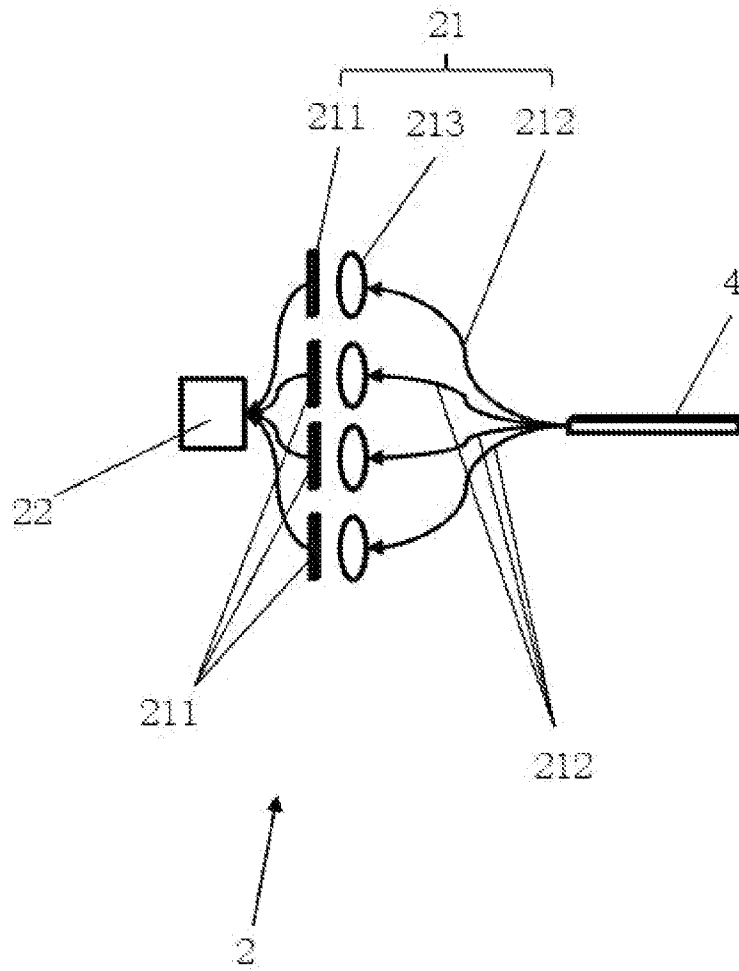


图 5

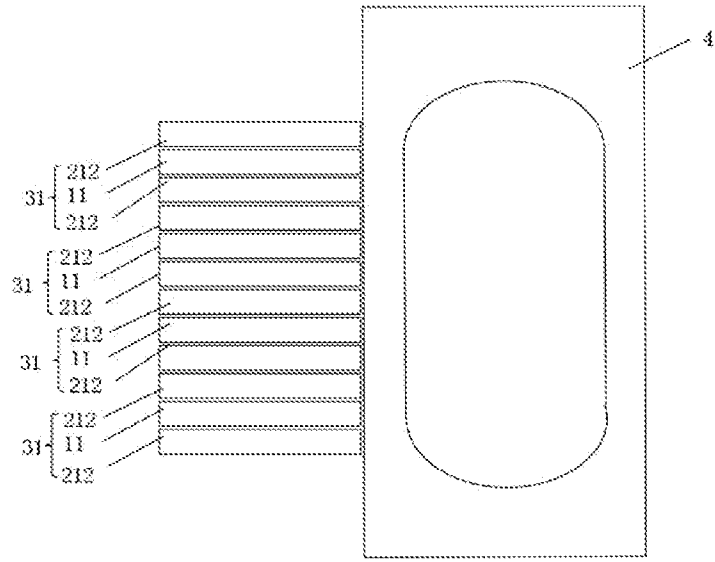


图 6a

扩增曲线

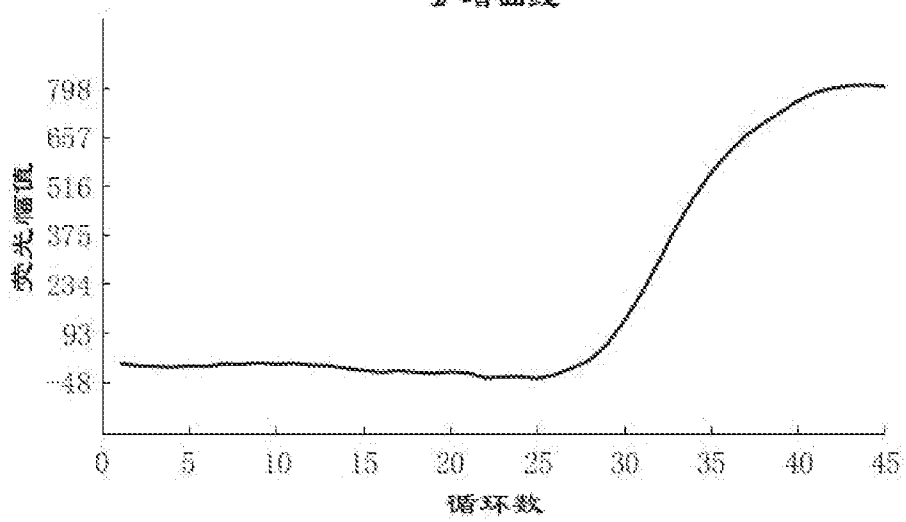


图 6b

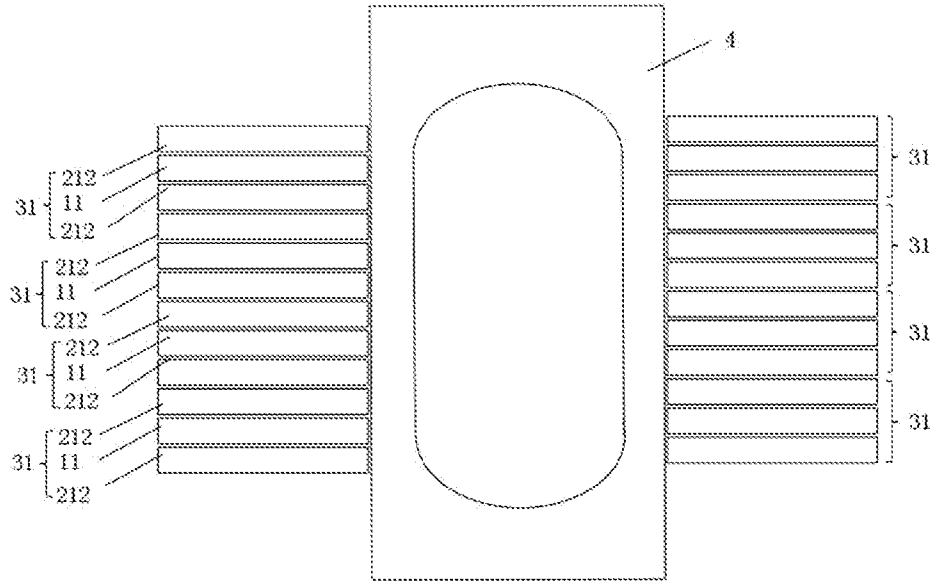


图 7

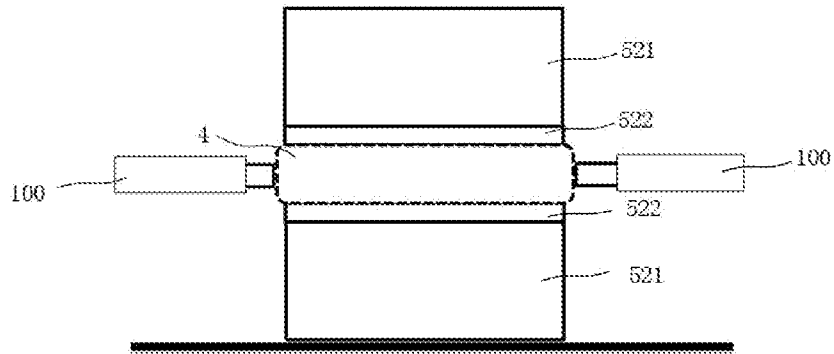


图 8

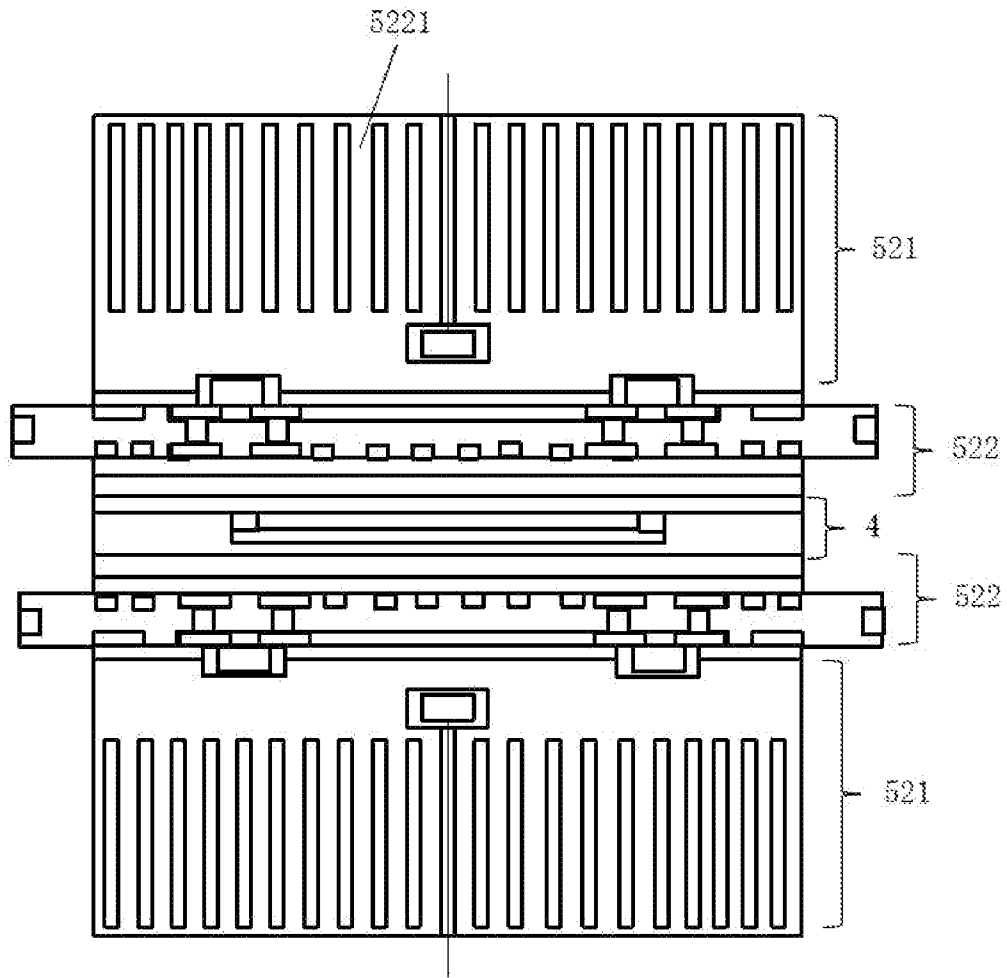


图 9

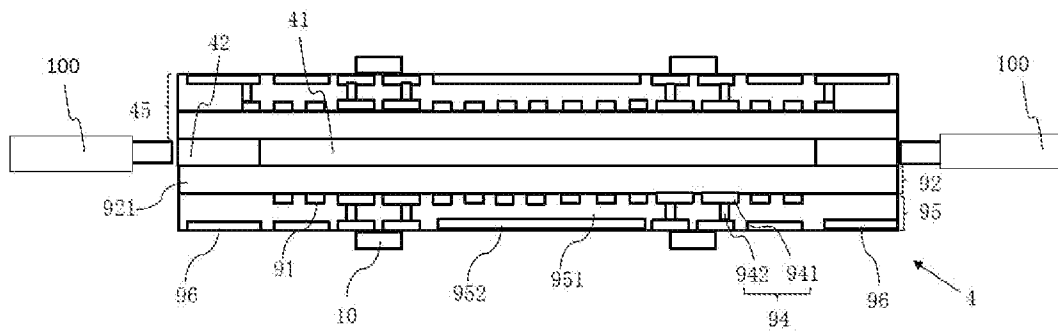


图 10

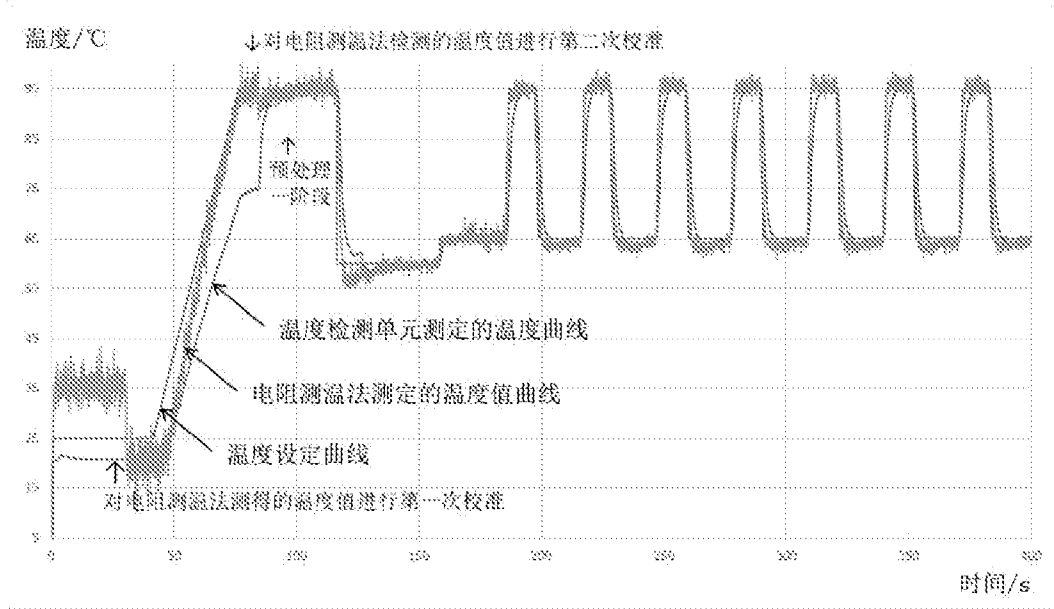


图 11

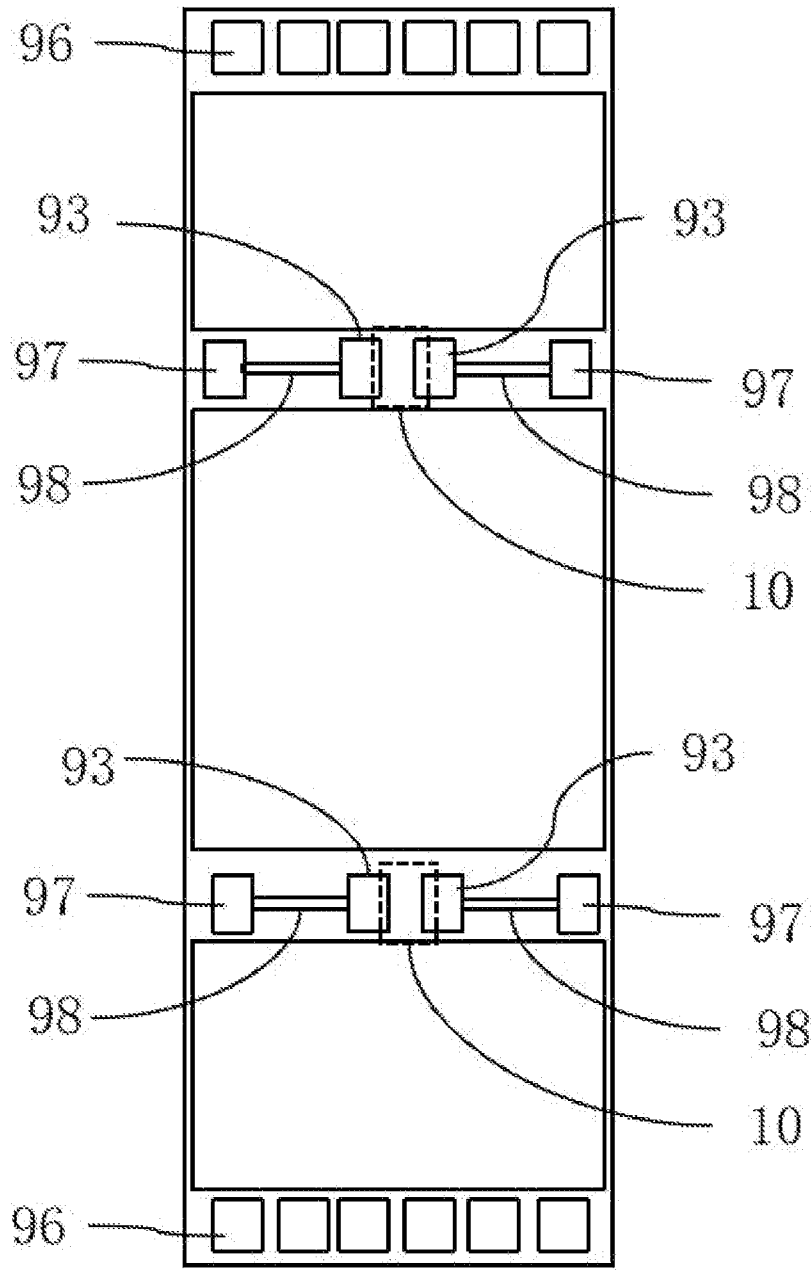


图 12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2024/097617

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
G01N21/64(2006.01)i; G01N21/01(2006.01)i; C12M1/34(2006.01)i; C12M1/02(2006.01)i; C12M1/38(2006.01)i; C12M1/36(2006.01)i; C12M1/00(2006.01)i; C12Q1/68(2018.01)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) IPC:G01N C12M C12Q		
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) CNTXT; WPABS; WPABSC; ENTXTC; ENTXT; VEN; CNKI: 广州国家实验室, 荧光, 顺次, 顺序, 依次, 时间, 时序, 时段, 热循环, 热台, 光源, 发光二极管, 波长, 多色, 光纤, 温度, 电阻, 校正, 校准, 聚合酶链式反应, 扩增, PCR, LED, fluorescence, time, sequence, order, turn, fiber, temperature, resistance, heat, calibrate		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 220376678 U (GUANGZHOU NATIONAL LABORATORY) 23 January 2024 (2024-01-23) claims 1-25	1-26
X	CN 112432934 A (BEIJING INTEGRATED BIOSYSTEMS CO., LTD.) 02 March 2021 (2021-03-02) description, paragraphs [0039]-[0097], and figures 1-9	1-5, 14-17, 24-26
Y	CN 112432934 A (BEIJING INTEGRATED BIOSYSTEMS CO., LTD.) 02 March 2021 (2021-03-02) description, paragraphs [0039]-[0097], and figures 1-9	6-26
Y	CN 101705280 A (HANGZHOU BIOER TECHNOLOGY CO., LTD.) 12 May 2010 (2010-05-12) description, paragraphs [0003]-[0023], and figure 1	6-26
Y	US 2015165438 A1 (CANON K.K.) 18 June 2015 (2015-06-18) description, paragraphs [0046]-[0104], and figures 1-3	18-23
<input checked="" 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 "D" document cited by the applicant in the international application "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 17 July 2024		Date of mailing of the international search report 31 July 2024
Name and mailing address of the ISA/CN China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2024/097617

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6597450 B1 (BECTON, DICKINSON AND COMPANY) 22 July 2003 (2003-07-22) description, columns 11-26, and figures 8-25	1-14, 16
A	CN 218893678 U (AITUO BIOTECHNOLOGY (HANGZHOU) CO., LTD.) 21 April 2023 (2023-04-21) entire document	1-26
A	CN 106680250 A (BEIJING WANTAI BIOLOGICAL PHARMACY ENTERPRISE CO., LTD. et al.) 17 May 2017 (2017-05-17) entire document	1-26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No. PCT/CN2024/097617

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN	220376678	U	23 January 2024	None	
CN	112432934	A	02 March 2021	None	
CN	101705280	A	12 May 2010	CN 101705280	B 02 May 2012
US	2015165438	A1	18 June 2015	None	
US	6597450	B1	22 July 2003	None	
CN	218893678	U	21 April 2023	None	
CN	106680250	A	17 May 2017	None	

A. 主题的分类 G01N21/64(2006.01)i; G01N21/01(2006.01)i; C12M1/34(2006.01)i; C12M1/02(2006.01)i; C12M1/38(2006.01)i; C12M1/36(2006.01)i; C12M1/00(2006.01)i; C12Q1/68(2018.01)i 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		
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) IPC:G01N C12M C12Q 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 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)) CNTXT;WPABS;WPABSC;ENTXTC;ENTXT;VEN;CNKI:广州国家实验室, 荧光, 顺次, 顺序, 依次, 时间, 时段, 时段, 热循环, 热台, 光源, 发光二极管, 波长, 多色, 光纤, 温度, 电阻, 校正, 校准, 聚合酶链式反应, 扩增, PCR, LED, fluorescence, time, sequence, order, turn, fiber, temperature, resistance, heat, calibrate		
C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 220376678 U (广州国家实验室) 2024年1月23日 (2024 - 01 - 23) 权利要求1-25	1-26
X	CN 112432934 A (北京中科生仪科技有限公司) 2021年3月2日 (2021 - 03 - 02) 说明书第[0039]-[0097]段, 附图1-9	1-5、14-17、24-26
Y	CN 112432934 A (北京中科生仪科技有限公司) 2021年3月2日 (2021 - 03 - 02) 说明书第[0039]-[0097]段, 附图1-9	6-26
Y	CN 101705280 A (杭州博日科技有限公司) 2010年5月12日 (2010 - 05 - 12) 说明书第[0003]-[0023]段, 附图1	6-26
Y	US 2015165438 A1 (CANON KK) 2015年6月18日 (2015 - 06 - 18) 说明书第[0046]-[0104]段, 附图1-3	18-23
X	US 6597450 B1 (BECTON DICKINSON CO) 2003年7月22日 (2003 - 07 - 22) 说明书第11-26栏, 附图8-25	1-14、16
A	CN 218893678 U (埃妥生物科技(杭州)有限公司) 2023年4月21日 (2023 - 04 - 21) 全文	1-26
<input checked="" type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。 <input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “D” 申请人在国际申请中引证的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “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) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “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 “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 “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 “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 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2024年7月17日		国际检索报告邮寄日期 2024年7月31日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088		授权官员 顾竹君 电话号码 (+86) 0512-88997396

C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 106680250 A (北京万泰生物药业股份有限公司 等) 2017年5月17日 (2017 - 05 - 17) 全文	1-26

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2024/097617

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 220376678 U	2024年1月23日	无	
CN 112432934 A	2021年3月2日	无	
CN 101705280 A	2010年5月12日	CN 101705280 B	2012年5月2日
US 2015165438 A1	2015年6月18日	无	
US 6597450 B1	2003年7月22日	无	
CN 218893678 U	2023年4月21日	无	
CN 106680250 A	2017年5月17日	无	