



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101887019 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 17

(21) 申请号 201010173671. X

(22) 申请日 2010. 05. 07

(30) 优先权数据

2009-117731 2009. 05. 14 JP

2009-187342 2009. 08. 12 JP

(71) 申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72) 发明人 濑川雄司 世取山翼 甲斐慎一

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

代理人 吴孟秋 梁韬

(51) Int. Cl.

G01N 21/64 (2006. 01)

C12Q 1/68 (2006. 01)

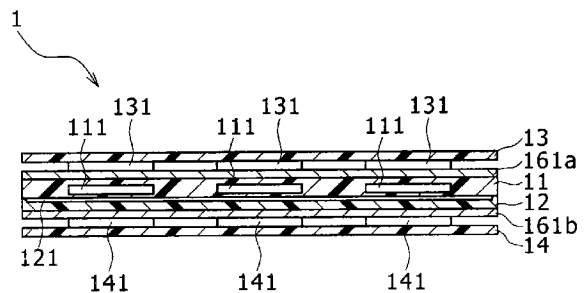
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

光学检测器

(57) 摘要

本发明公开了一种光学检测器,至少包括:第一基板,在该第一基板中形成多个孔;第二基板,在该第二基板中设置加热装置以加热所述孔;第三基板,在该第三基板中设置有与所述孔对准的多个光照射部;以及第四基板,在该第四基板中设置有与所述孔对准的多个光检测部。



1. 一种光学检测器,包括:
第一基板,在所述第一基板中形成有多个孔;
第二基板,在所述第二基板中设置有加热装置以加热所述孔;
第三基板,在所述第三基板中设置有与所述孔对准的多个光照射装置;以及
第四基板,在所述第四基板中设置有与所述孔对准的多个光检测装置。
2. 根据权利要求1所述的光学检测器,其中
所述多个加热装置与所述孔对准地设置在所述第二基板中。
3. 根据权利要求1所述的光学检测器,其中
所述加热装置包括在所述第二基板中被图案化的透明电极。
4. 根据权利要求3所述的光学检测器,其中
所述透明电极为ITO电极或ZnO电极。
5. 根据权利要求1所述的光学检测器,其中
所述第二基板被堆叠在所述第一基板的面向所述第三基板的一侧上。
6. 根据权利要求1所述的光学检测器,其中
所述第二基板以将所述第一基板夹在中间的方式堆叠在所述第一基板的两侧上。
7. 根据权利要求1所述的光学检测器,其中
在所述光照射装置与所述孔之间设置有多个聚光透镜。
8. 根据权利要求1所述的光学检测器,其中
在所述孔与所述光检测装置之间设置有多个聚光透镜。
9. 根据权利要求1所述的光学检测器,用作能够检测所述孔中的核酸扩增的核酸扩增检测器。
10. 根据权利要求9所述的光学检测器,其中
等温扩增法被用于所述核酸扩增。
11. 根据权利要求10所述的光学检测器,其中
SMAP法、LAMP法、ICAN法以及NASBA法中的一种被选择用于所述核酸扩增,其中,SMAP、LAMP、ICAN和NASBA分别表示智能扩增处理、环介导等温扩增、等温的且嵌合引物引发的核酸扩增、以及依赖核酸序列的扩增。

光学检测器

[0001] 相关申请的引用

[0002] 本申请包含与于 2009 年 8 月 12 日在日本专利局提交的日本优先权专利申请 JP 2009-187342 以及于 2009 年 5 月 14 日在日本专利局提交的日本优先权专利申请 JP 2009-117731 中所披露的有关的主题,将其全部内容结合于此作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种光学检测器,更具体而言,涉及一种用于基因表达分析、传染病测试、诸如 SNP(单核苷酸多态性)分析的基因分析、蛋白质分析、细胞分析和其它分析的光学检测器。

背景技术

[0004] 近年来,包括 DNA(脱氧核糖核酸)芯片或 DNA 微阵列的杂交检测技术的商业化正在加快。DNA 芯片是封装并固定在基板表面上的大量各种各样的 DNA 探针。在该 DNA 芯片的基板表面上的杂交检测允许包括所有在细胞和组织中的基因表达分析和其它处理。

[0005] 借助于实时 PCR(聚合酶链反应)方法来校验由该微阵列所获得的数据。这是一种用于微量核酸的定量分析的标准方法。实时 PCR 法通过重复包括“热变性、用引物退火以及聚合酶伸长反应”的扩增循环允许 DNA 和其它目标扩增数十万倍。实时 PCR 法被用于实时监控如上所述为了定量分析微量核酸所获得的 PCR 扩增产物。在这种方法中,在单个单元中结合热循环器和荧光分光光度计的专用装置被用于实时监控 PCR 扩增产物。

[0006] 除了 PCR 法之外,还存在被设计成等温扩增 DNA 的诸如 SMAP(智能扩增处理)、LAMP(环介导的等温扩增)、NASBA(依赖核酸序列的扩增)以及 ICAN(等温的及嵌合引物引发的核酸扩增)方法的其它核酸扩增技术。然而,此处,将在下面给出实时 PCR 检测方法(一种典型的扩增方法)的描述。

[0007] 首先,如果仅目标基因靶可以使用高度特异性引物来扩增,则采用使用 SYBR(注册商标)GreenI 的嵌入剂方法。

[0008] 在嵌入剂方法中,使用了当被结合至双链 DNA 时发射荧光的嵌入剂。通过将该嵌入剂结合至在 PCR 反应期间生成的双链 DNA 并将激发光照射在嵌入剂上来发射荧光。通过检测该荧光的强度来监控生成的 PCR 扩增产物的量。该嵌入剂方法不需要设计或合成靶特异性的荧光标记探针,使其能够容易地应用于各种靶的测量。

[0009] 另一方面,如果需要在具有类似结构的序列之间进行区分或者如果在 SNP 的类型方面需要多重检测,则使用探针法。TaqMan(注册商标)探针法是这样的探针法的一个实例,使用具有通过猝灭剂物质修饰的 5' 末端和通过荧光物质修饰的 3' 末端的寡核苷酸作为探针。

[0010] TaqMan 探针在退火步骤中特异性地杂交至模板 DNA。由于在探针上存在猝灭剂,所以当用激发光照射时,相同的探针并不发射荧光。然而,在伸长反应步骤中,通过 TaqDNA 聚合酶的 5' 至 3' 核酸外切酶活性来分解杂交至模板 DNA 的 TaqMan 探针。结果,荧光物质

从探针释放,消除猝灭剂的抑制,并且使荧光被发射。可以通过检测该荧光的强度来监控产生的 PCR 扩增产物的量。

[0011] 下面将给出通过上述方法使用实时 PCR 来量化基因表达水平的步骤的详细描述。首先,对作为模板的已知浓度的连续稀释的标准样品进行 PCR,以找到达到给定量的扩增产物所需的阈值循环(Ct 值)。通过将该 Ct 值沿水平轴和初始 DNA 量沿垂直轴绘图来制备标准曲线。基于此,在相同条件下对未知浓度的样品进行 PCR 反应,以找到 Ct 值。最终,通过该 Ct 值和标准曲线来测量样品中的目标 DNA 量。

[0012] 关于与此相关的技术,例如,JP-T-2003-525617 和日本专利公开第 2001-136954 号(在下文中,分别被称作专利文献 1 和 2)披露了在扩增反应期间的温度控制和其它技术。

发明内容

[0013] 光学检测器必须实时地测量孔(well)中发生的反应。例如,用于核酸扩增检测的光学检测器必须实时地测量核酸扩增处理。结果,这样的检测器必须不仅包括进行反应的孔,而且还包括各种装置。这样的装置包括:加热装置,适于加速各个反应;光照射装置,适于照射激发光;以及光检测装置,适于检测来自孔的荧光和其它光。

[0014] 随着近年来生物技术的显著进步,期望开发出具有更高精度的更紧凑的光学检测器。

[0015] 考虑到上述因素,根据本发明,提供了一种很容易制造的高性能且紧凑的光学检测器。

[0016] 首先,本发明的实施方式提供了一种光学检测器。该光学检测器至少包括第一、第二、第三以及第四基板。在第一基板中形成多个孔。在第二基板中设置加热装置以加热孔。在第三基板中设置多个光照射装置。多个光照射装置与各孔对准。在第四基板中设置多个光检测装置。多个光检测装置与各孔对准。

[0017] 在根据本发明的实施方式的光学检测器中,在每个基板中均设置必要的装置。这使得可以通过将一个基板堆叠在另一个上来简单地制造光学检测器。

[0018] 可以在整个第二基板设置加热装置。可替换地,也可以在第二基板上将多个加热装置与孔对准。

[0019] 只要孔可以被加热,则可以用于根据本发明实施方式的光学检测器的加热装置的结构就没有特别的限制。作为一个实例,可以通过在第二基板中图案化透明电极来构造加热装置。

[0020] 在这种情况下,ITO 和 ZnO 电极属于可以使用的透明电极。

[0021] 另一方面,可以通过加热装置从孔的任意侧来加热孔。例如,第二基板可以被堆叠在面向第三或第四基板的第一基板侧上。可替换地,第二基板可以以将第一基板夹在中间以从两侧加热孔的方式堆叠在第一基板的每一侧上。

[0022] 根据本发明的实施方式的光学检测器仅需要至少包括第一至第四基板。然而,可以在光照射装置与孔之间或在孔与光检测装置之间排列多个聚光透镜。

[0023] 根据本发明的实施方式的光学检测器可以用作能够检测孔中核酸扩增的核酸扩增检测器。

[0024] 在这种情况下,根据本发明实施方式的光学检测器允许不仅通过 PCR(聚合酶链反应)法进行核酸扩增,该方法是用于基因扩增的广泛使用的技术,而且还允许通过诸如 SMAP(智能扩增处理)法、LAMP(环介导等温扩增)法、ICAN(等温的且嵌合引物引发的核酸扩增)法以及 NASBA(依赖核酸序列的扩增)法的等温扩增法进行核酸扩增。

[0025] 在根据本发明的光学检测器中,必要的装置均被设置在每个基板中并且彼此对准。这使得可以通过简单地将一个基板堆叠在另一个上来容易地制造高性能的紧凑光学检测器。

附图说明

[0026] 图 1 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第一实施方式的截面示意图;

[0027] 图 2 是示意性地示出了根据本发明的实施方式的光学检测器的第一基板的实例的平面示意图;

[0028] 图 3 是如从图 2 所示的第一基板的实例的箭头 A-A 所看到的 A-A 局部截面图;

[0029] 图 4 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第二实施方式的截面示意图;

[0030] 图 5 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第三实施方式的截面示意图;

[0031] 图 6 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第四实施方式的截面示意图;

[0032] 图 7 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第五实施方式的截面示意图;

[0033] 图 8 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第六实施方式的截面示意图;

[0034] 图 9 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第七实施方式的截面示意图;以及

[0035] 图 10 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器的第八实施方式的截面示意图;

具体实施方式

[0036] 下面,将给出用于实施本发明的优选实施方式的描述。虽然下面所描述的实施方式示出了本发明的典型实例,但是它们不应该被视为限制本发明的范围。应该注意,将以下的顺序给出描述:

[0037] (1) 孔 111(第一基板 11)

[0038] (2) 加热部 121(第二基板 12)

[0039] (3) 光照射部 131(第三基板 13)

[0040] (4) 光检测部 141(第四基板 14)

[0041] (5) 聚光透镜 151a、151b 和 151c

[0042] (6) 滤光片 161a、161b 和 161c

[0043] (7) 光圈(aperture,小孔)181a、181b、181c、181d 和 181e 以及隔壁

[0044] (8) 光学检测器的具体实例

[0045] 图 1 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器 1 的第一实施方式的截面示意图。光学检测器 1 至少包括 (1) 第一基板 11、(2) 第二基板 12、(3) 第三基板 13 以及 (4) 第四基板 14。如果有必要,光学检测器 1 可以进一步包括 (5) 聚光透镜 151a 和 151b 以及 (6) 滤光片 161a 和 161b。

[0046] 用于形成各个基板材料没有特别限制,并且可以根据期望选择任何通常可以用于诸如核酸扩增检测器的光学检测器的那些材料。在本发明中,特别优选由诸如聚碳酸酯、聚烯烃类树脂、丙烯酸类树脂或其它塑料树脂、PDMS(聚二甲基硅氧烷)或其它硅类树脂或玻璃的透光材料制成的基板,从而使光透射通过基板。

[0047] 下面,将给出根据本发明实施方式的光学检测器 1 的基板以及设置在基板中的装置的详细描述。

[0048] (1) 孔 111(第一基板 11)

[0049] 在第一基板 11 中形成多个孔 111。孔 111 为在诸如核酸扩增、杂交、核酸、蛋白质和细胞的物质之间进行相互反应的反应区域。

[0050] 如果根据本发明实施方式的光学检测器 1 被用作核酸扩增检测器,则可以根据期望选择被用作基因扩增法的任何方法以用于核酸扩增。例如,可以被使用的方法为 PCR 法、SMAP 法、LAMP 法、ICAN 法、NASBA 法、SDA(链转移扩增)法、TMA(转录介导的扩增)和 TRC(转录-逆转录协同)法。在这些方法中,应该优选使用诸如 SMAP 法、LAMP 法、ICAN 法或 NASBA 法的等温扩增法。等温扩增法并不需要像 PCR 法一样的任何温度变化,因此消除了对热照射机构的需要,并且使设备整体紧凑。

[0051] 在根据本发明的实施方式的光学检测器 1 中,激发光从其中形成有孔 111 的第一基板 11 的一侧照射,使得从第一基板 11 的另一侧检测出诸如从孔 111 中的物质所发出的荧光的光。因此,优选孔 111 由诸如聚碳酸酯、聚烯烃类树脂、丙烯酸类树脂或其它塑料树脂、PDMS(聚二甲基硅氧烷)或其它硅类树脂或玻璃的透光材料制成。

[0052] 应当注意,用于将物质引入到孔 111 中的方法没有特别限制,并且可以根据期望使用任何公知的方法。如图 2 和图 3 所示,例如,可以在基板中形成通向孔 111 的流路 F,以通过流路 F 将物质引入到孔 111 中。

[0053] (2) 加热部 121(第二基板 12)

[0054] 在第二基板 12 中设置加热部 121,以加热孔 111。用于加热部 121 的加热方法没有特别限制,可以根据期望使用任何公知的方法。例如,可以在基板中图案化电极。

[0055] 加热部 121 的形式没有特别限制,只要其可以加热孔 111 即可。如图 1 所示,可以在整个第二基板 12 上设置加热部 121,以整体上加热孔 111。可替换地,如图 4 的第二实施方式中所示出的,可以将加热部 121 中的每一个与每个孔 111 对准。如果为每个孔 111 提供一个加热部 121,则可以精确地控制对于每个孔的加热温度和时间。

[0056] 如果为每个孔 111 提供一个加热部 121,则优选将加热部 121 设计成大于孔 111。虽然加热部 121 的加热效率在边缘处会降低,但是大于孔 111 的加热部 121 可以抑制边缘处加热效率的降低。

[0057] 关于控制方法,尽管没有示出,但是可以在加热部 121 中设置温度传感器,从而反馈测量的温度,因此允许精确的温度控制。

[0058] 此外,如果为每个孔 111 提供一个加热部 121,则可以局部地加热孔 111,因此有助于减小功率消耗。例如,假设通过 SMAP 法对每个约 100nL 的 9 个孔在 60°C 下加热 30 分钟,如果使用 9 个 ITO 电极,则功率消耗平均为约 0.6W。另一方面,如果使用珀耳帖效应装置,则功率消耗平均为约 10W,其比使用 ITO 电极的情况大一个数量级。

[0059] 此外,如果为每个孔 111 提供一个加热部 121,则可以控制单个孔 111 的温度,因此

防止了孔与孔之间的温度变化。

[0060] 而且,使用电极作为加热部 121 使检测器的尺寸减小。例如,如果使用珀耳帖效应装置,则必须在珀耳帖效应装置的顶部设置用于热扩散的陶瓷板,以提供均匀的温度分布。此外,珀耳帖效应装置需要用于热照射和吸收的散热片和风扇,因此需要约 30mm 的厚度。另一方面,诸如 ITO 或 ZnO 电极的透明电极仅需要用于图案化该电极的第二基板的厚度(例如,0.7mm),因此有助于检测器整体尺寸的减小。

[0061] 应当注意,如图 5 的第三实施方式中所示出的,使用电极的加热部 121 可以与珀耳帖效应装置组合。例如,如果组合使用 20 ~ 40℃ 的恒温珀耳帖效应装置 171,则在温度控制期间使用电极的加热部 121 的摆动将被抑制,因此提供了稳定的温度调节。

[0062] 在其中形成有孔 111 的第一基板 11 上堆叠具有加热部 121 的第二基板 12。结果,加热部 121 也必须透射来自光照射部 131 的激发光或来自物质的荧光或其它光。因此,如果电极被用作加热部 121,则必须使用透明电极。在这种情况下,ITO 电极和 ZnO 电极属于透明电极。

[0063] 能够通过加热部 121 从孔 111 的任一侧加热孔 111。加热的方向并不限于在如图 1 的第一实施方式、图 4 的第二实施方式和图 5 的第三实施方式中的图中从底部向上的方向。相反,可以从如图 6 的第四实施方式中的图中的顶部加热孔 111。

[0064] 例如,如果诸如 ITO 电极或 ZnO 电极的透明电极被用作加热部 121,则由于加热,其透射率会下降。然而,如果在图中的孔 111 上面(面向随后将描述的第三基板 13 的一侧)设置加热部 121,则可以通过后面将描述的光检测部 141 适当地检测从孔 111 所发出的光,因此提供了改善的 S/N 比。

[0065] 此外,例如,可以与图 7 的第五实施方式中一样从两侧加热孔 111。从两侧加热孔 111 提供了这样的有利效果,即,很容易使孔温度保持均匀。

[0066] 在第二基板 12 中设置根据本发明实施方式的光学检测器 1 的加热部 121。这使得可以简单地通过改变第二基板 12 被堆叠在其中形成有孔 111 的第一基板 11 上的位置而容易地改变加热方向。例如,如果第二基板 12 被堆叠在图中的第一基板 11 的顶部上(面向后面将描述的第三基板 13 的一侧上),则可以从顶部加热孔 111。另一方面,如果有两个第二基板 12 并以将第一基板 11 夹在其中的方式分别堆叠在第一基板 11 的两侧,可以从两侧加热孔 111。

[0067] 而且,如果在图中的第一基板 11 下面(在随后将描述的面向第四基板 14 的一侧上)堆叠第二基板 12,则尽管没有示出,但是优选第二基板 12 的下侧进行抗反射涂覆。抗反射涂层期望提供在可见光范围内提高 3% ~ 5% 的透射率。

[0068] (3) 光照射部 131(第三基板 13)

[0069] 以与孔 111 对准的方式在第三基板 13 中设置多个光照射部 131。例如,光照射部 131 被设计成将激发光照射在孔 111 中的荧光物质上和嵌入剂上。

[0070] 由于设置在第三基板 13 中的、根据本发明的实施方式的光检测器 1 的多个光照射部 131 与孔 111 成一直线,所以可以简单地通过将第三基板和第一基板 11 一个堆叠在另一个上而精确地将光照射在孔 111 上。这消除了对为了扫描而将光照射部与孔 111 对准的需要,因此不需要适于移动光照射部的驱动机构,并且有助于减小检测器的尺寸。

[0071] 另一方面,如果激发光在单次操作中被从单个光照射部照射到多个孔上,则需要

很长的光路来消除色度,使得不可避免的增大相关技术中检测器的尺寸。然而,在根据本发明的实施方式的光学检测器 1 中,可以简单地通过将具有光照射部 131 的第三基板 13 和其中形成有孔 111 的第一基板 11 一个堆叠在另一个上而在单次操作中将光照射在孔 111 上。这也有助于减小检测器的尺寸。

[0072] 能够用于根据本发明实施方式的光学检测器 1 的光照射部 131 的光照射方法没有特别限制,可以根据期望使用任何公知的方法。例如,可以根据需要选择一种或两种以上的光照射方法。可以选择的照射方法为 LED(发光二极管)、半导体激光器和 EL 照明设备。

[0073] 通过在单次操作中点亮光照射部 131 并在单次操作中用随后将描述的光检测部 141 检测光,可以减小信号获取时间。可替换地,通过快速地一个接一个地点亮照射部 131,可以减小来自邻近光照射部 131 的噪声。

[0074] (4) 光检测部 141(第四基板 14)

[0075] 以与孔 111 对准地在第四基板 14 中设置多个光检测部 141。光检测部 141 被设计成检测来自孔 111 中的荧光物质和嵌入剂,使得监测在孔 111 中生成的扩增产物的量。

[0076] 由于设置在第四基板 14 中的、根据本发明的实施方式的光学检测器 1 的多个光检测部 141 与孔 111 成一直线,所以可以简单地通过将第四基板和第一基板 11 一个堆叠在另一个上而精确地检测诸如来自孔 111 的荧光的光。这消除了对为了扫描而将光检测部与孔 111 对准的需要,因此有助于减小检测器的尺寸。

[0077] 可以用于根据本发明的实施方式的光学检测器 1 的光检测部 141 的光检测方法没有特别限制,可以根据期望使用任何公知的方法。可以选择的检测方法为使用诸如 PD(光电二极管)、电荷耦合器件(CCD)和互补金属氧化物半导体(CMOS)的区域成像器件的那些方法。

[0078] (5) 聚光透镜 151a、151b 和 151c

[0079] 图 8 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器 1 的第六实施方式的截面示意图。在本实施方式中,多个激发聚光透镜 151a 设置在光照射部 131 与孔 111 之间,从而聚集来自光照射部 131 的光。根据本发明的实施方式的光学检测器 1 仅仅只要第三基板和第一基板 11 中的一个堆叠在另一个上,就可使光精确地照射在孔 111 上。然而,如果与在本实施方式中一样设置激发聚光透镜 151a,则光学检测器 1 允许设置更精确地照射。

[0080] 此外,在本实施方式中,多个光接收聚光透镜 151b 被设置在孔 111 与光检测部 141 之间,以将来自孔 111 的诸如荧光的光线汇聚在光检测部 141 上。根据本发明的实施方式的光学检测器 1 仅仅只要第四基板和第一基板 11 中的一个堆叠在另一个上,就可精确地检测来自孔中的荧光物质和嵌入剂的光线。然而,如果与在本实施方式中一样设置光接收聚光透镜 151b,则荧光和其它信号的水平可以被进一步增强,从而提高 S/N 比。

[0081] 而且,在根据本发明的实施方式的光学检测器 1 中,与在图 9 中所示的第七实施方式中一样,除了光接收聚光透镜 151b 之外,还可以设置多个第二光接收聚光透镜 151c。如果为每个孔提供具有短焦距和高数值孔径的两个聚光透镜 151b 和 151c 作为如上所述的光接收聚光透镜,则可以提供甚至更高的荧光聚集效率,因此确保了甚至更高的 S/N 比。此外,近接成像是可能的,使得可以缩短光学系统并有助于减小检测器的尺寸。而且,可以减小边缘处基板的变形,而无需使用如显微镜中一样的昂贵的透镜组合,因此允许以等于基板中央的亮度进行光检测。此外,如果第二光接收聚光透镜 151c 的焦距等于或短于第一光

接收聚光透镜 151b,则可以降低邻近孔的串扰。

[0082] (6) 滤光片 161a、161b 和 161c

[0083] 在根据本发明的实施方式的光学检测器 1 中,激光滤光片 161a 可以设置在光照射部 131 与孔 111 之间(参照图 1 和图 4 至图 10)。如果设置激发滤光片 161a,则可以将期望波长的激发光选择性地照射在孔 111 上。根据本发明的实施方式的光学检测器 1 仅仅只要第三基板和第一基板 11 中的一个堆叠在另一个上,就可在孔 111 上精确地进行光照射。然而,如果设置激发滤光片 161a,则可以根据孔 111 中的荧光物质和嵌入剂的特性来以更高精度选择性地照射激发光。

[0084] 在根据本发明的实施方式的光学检测器 1 中,光接收滤光片 161b 可以设置在孔 111 与光检测部 141 之间(参照图 1 和图 4 至图 10)。如果设置光接收滤光片 161b,则可以从诸如来自孔 111 中的荧光物质和嵌入剂的荧光的光线中选择性接收期望波长的光线。根据本发明的实施方式的光学检测器 1 仅仅只要第四基板和第一基板 11 中的一个堆叠在另一个上,就可以精确地检测来自孔 111 中的物质的光线。然而,如果设置光接收滤光片 161b,则可以更精确地选择性地获得光线,因此提高 S/N 比。

[0085] 此外,在根据本发明的实施方式的光学检测器 1 中,如图 9 的第七实施方式中所示,除了第一光接收滤光片 161b 之外,还可以在第二基板 12 与第一光接收聚光透镜 151b 之间设置第二光接收滤光片 161c。如上所述,多于一个的光接收滤光片的插入增强了从光照射部 131 所照射的激发光的去除,因此进一步提高 S/N 比。(7) 光圈 181a、181b、181c、181d 和 181e 以及隔壁

[0086] 图 10 是示意性地示出了根据本发明的光学检测器 1 的第八实施方式的截面示意图。在本实施方式中,设置光圈 181a、181b、181c、181d 和 181e,一个设置在激发滤光片 161a 与第二基板 12 之间,并且在光接收聚光透镜 151b 和 151c 的每一侧上各设置一个。应该注意,如果在透镜之间设置隔壁(尽管未示出)而不是光圈 181a、181b、181c、181d 和 181e,根据本发明的实施方式的光学检测器 1 提供相同的有利效果。

[0087] 如上所述,在光照射侧上的光圈 181a 或隔壁防止来自光照射部 131 的光线照射在除了相关孔之外的孔 111(例如邻近孔)上,因此提高 S/N 比。

[0088] 另一方面,在光检测侧上的光圈 181b、181c、181d 和 181e 或隔壁减少了来自除了相关孔之外的孔 111(例如邻近孔)的串扰,因此提高 S/N 比。

[0089] 根据上述本发明的实施方式的光学检测器 1 不仅在医疗现场而且在其它广泛领域内允许各种检测和分析,包括在发展中国家和受灾地的现场诊断、食品加工现场、食品储藏库、食品销售店和饮食店的病原菌的检测、食品产地的检测、在海、湖以及河中的环境检测以及用于在公共设施中的诺瓦克病毒(norovirus)的环境检测。

[0090] 本领域的普通技术人员应当理解,根据设计要求和因素,可以进行各种变形、组合、子组合以及改变,只要它们在所附权利要求书的范围内或其等同范围内。

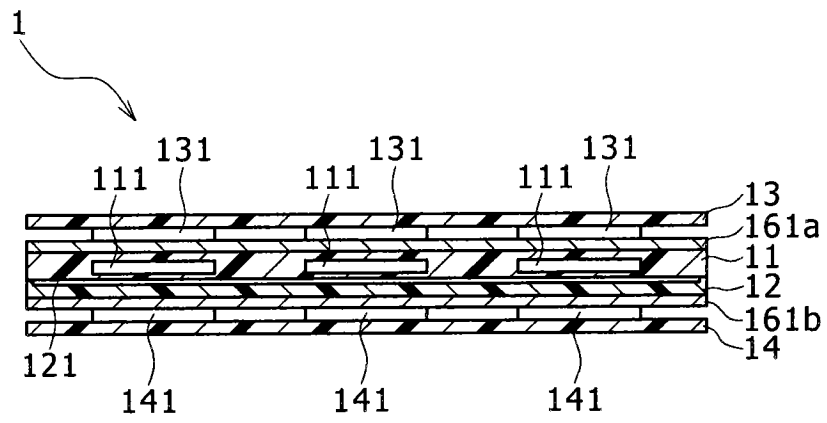


图 1

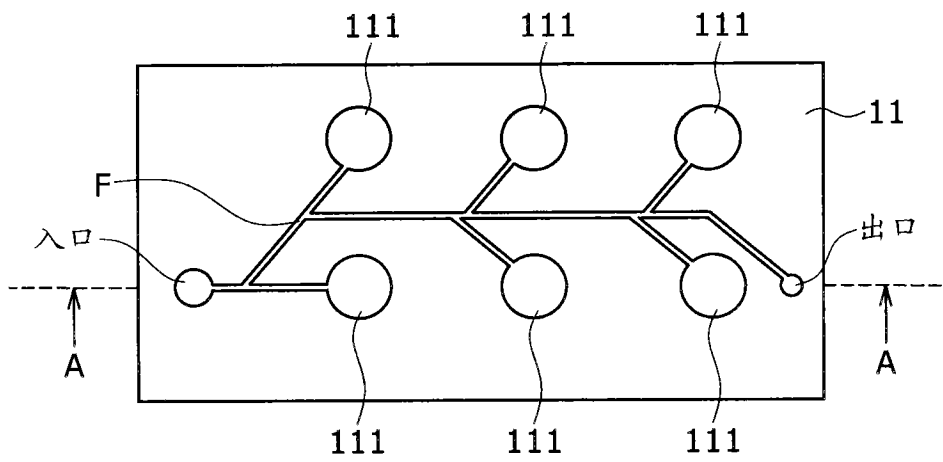


图 2

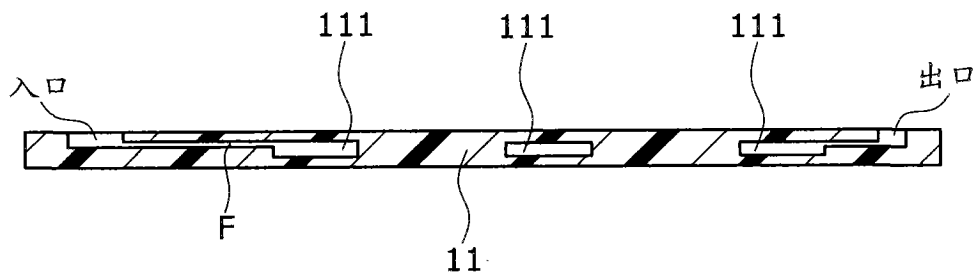


图 3

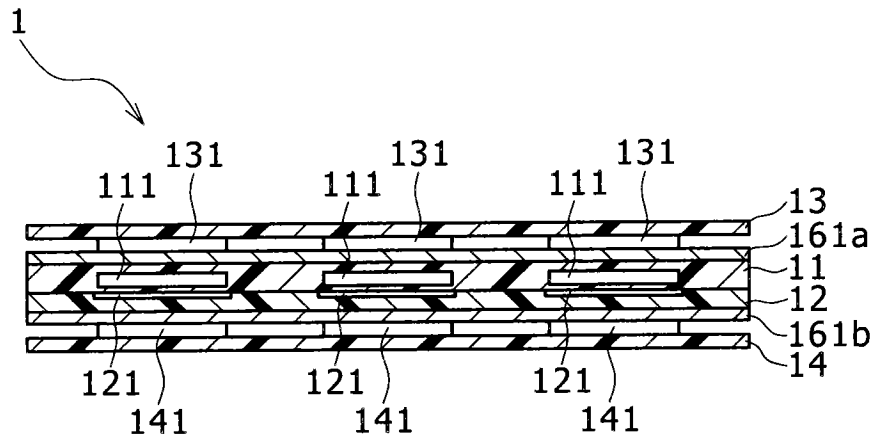


图 4

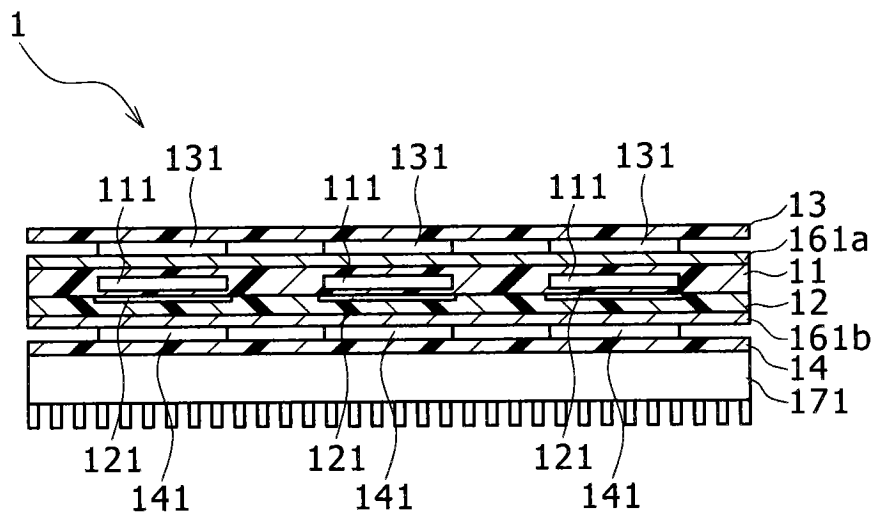


图 5

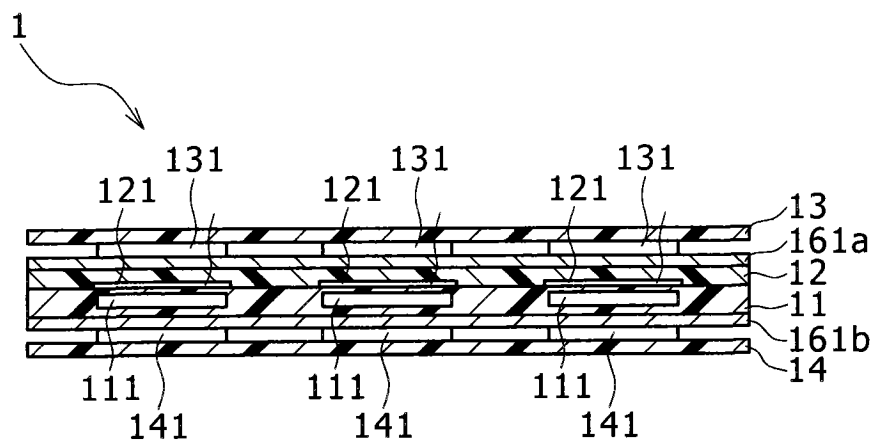


图 6

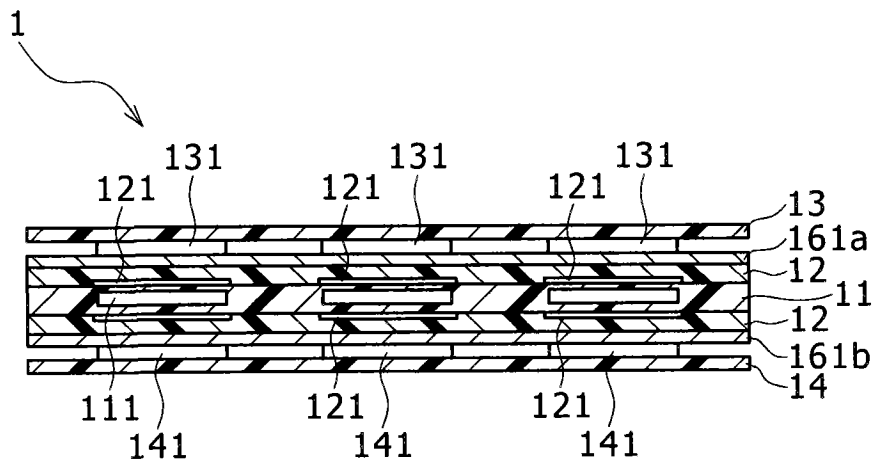


图 7

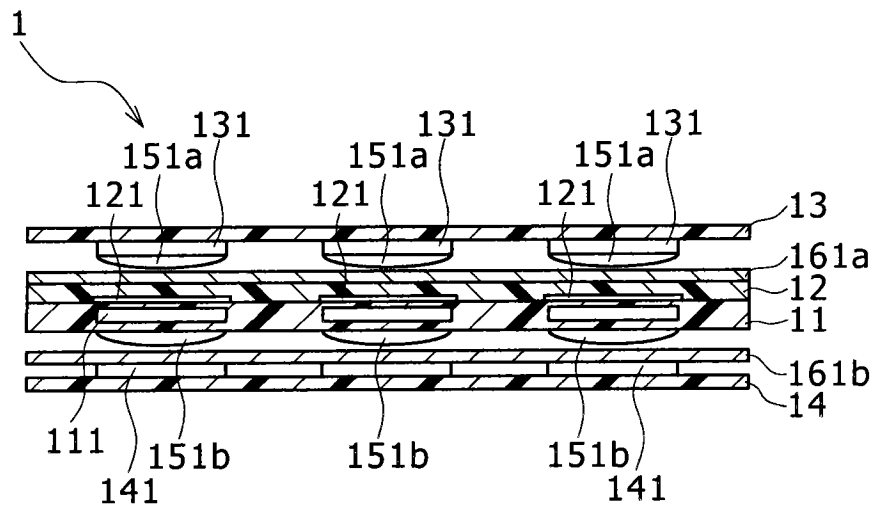


图 8

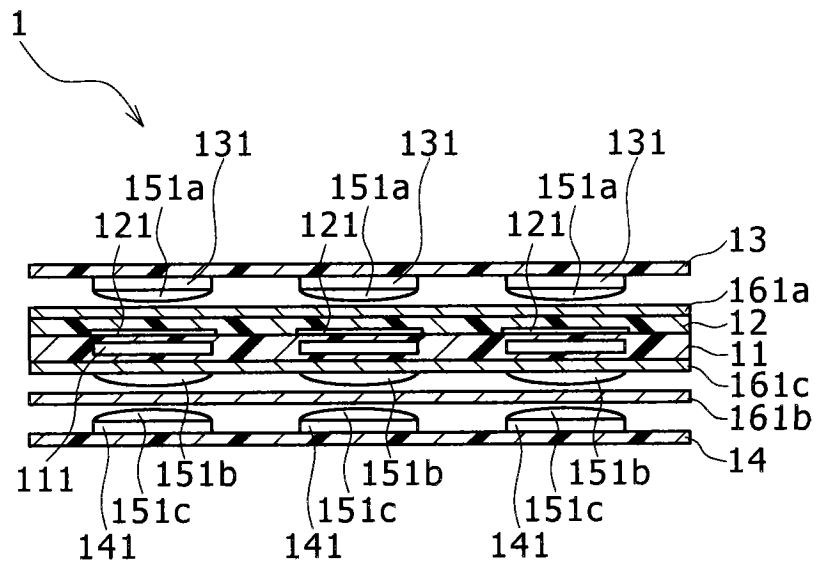


图 9

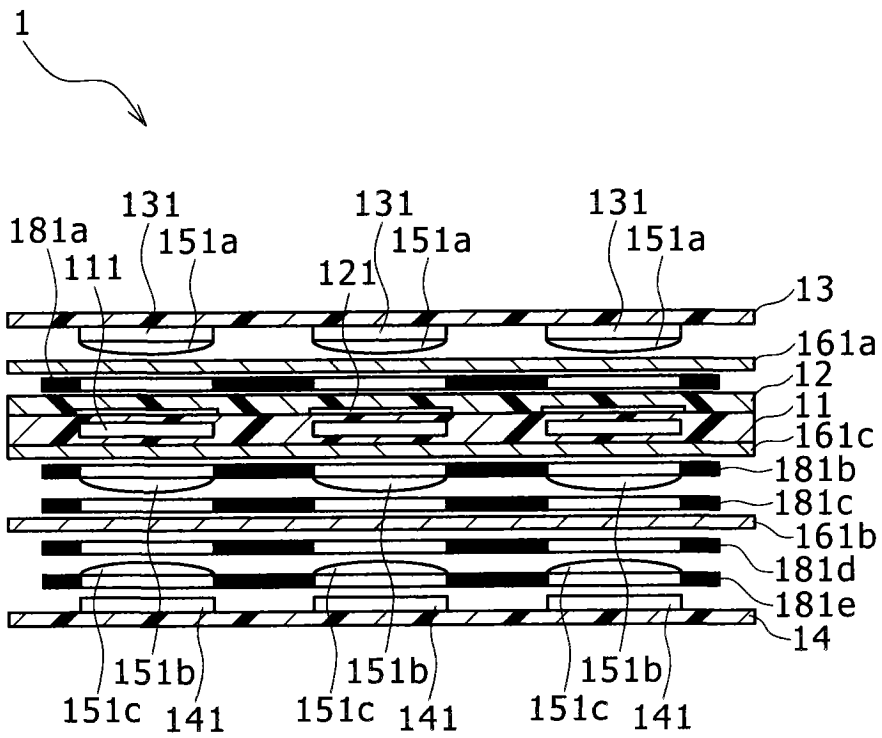


图 10