[19]中华人民共和国国家知识产权局

[51]Int.Cl[6]
G01N 27/447
G01N 33/561
G01N 21/64

[12]发明专利说明书

[21] ZL 专利号 94104612.5

[45]授权公告日 1999 年 10 月 13 日

[11]授权公告号 CN 1045662C

[22]申请日 94.4.7 [24]颁证日 99.7.30
[21]申请号 94104612.5
[30]优先权
[32]93.4.7 [33]JP [31]080927/93
[73]专利权人 株式会社日立制作所
地址 日本东京
[72]发明人 神原秀记 穴沢隆
高桥智 村上胜彦
审查员 杜广元

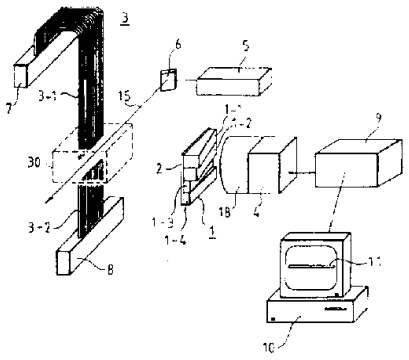
[74]专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所
代理人 陆立英

权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图页数 6 页

[54]发明名称 带有波长选择检测的电泳分析器

[57]摘要

本发明的电泳分析器包括:由一个线性荧光发射区组成的测量对象,用以使发 射区内从多个样品发出光射线的荧光发射点处于一条直线上;通过影像分裂装置 在光检测器上形成测量对象的多个荧光影像的装置;具有不同透射波长的滤光 片,设在多个样品的光射线前进方向上;一个线列传感器,用以作为光检测器 ,其内线性排列多个光像素在光检测器表面上形成的测量对象的多个荧光影像 ,它们在光像素排列方向上偏移,使荧光发射点上的荧光影像互相不重叠。



ISSN1008-4274

权 利 要 求 书

1. 一种带有波长选择检测的电泳分析器，其特征在于包括：

一个荧光检测器，用于检测测量对象的影像，该测量对象由一个线性荧光发射区组成，在该荧光发射区内，由多个样品发射的光束产生多个荧光发射点，即多个荧光发射点用以以多个波长的光束发射光射线，排列在一条直线上；

影像分裂装置，用以分裂来自所述荧光发射点的所述光射线并使得在所述荧光检测器的检测表面上形成所述线性荧光发射区的多个影像；和

滤光片装置，具有不同的透射波长，用以分离具有多个波长光射线，滤光片装置安置在所述荧光发射点出发的光线前进方向中的光路内，

其中，所述荧光检测器包括一个线列传感器，在该线列传感器中，多个光像素按直线排列，

所述影像分裂装置形成所述线性荧光发射区的多个影像，将它们在所述光像素的排列方向内偏移开一个预定的距离而成像于荧光检测器上，因而影像相互之间并不重叠。

2. 根据权利要求 1 所述的电泳分析器，其特征在于，所述预定的距离大致等于所述光像素排列方向内所述测量对象的长度。

3. 根据权利要求 1 所述的电泳分析器，其特征在于，所述预定的距离比所述测量对象中所述相邻荧光发射点影像之间距离短些，而所述诸影像是形成于检测表面上的。

4. 根据权利要求 1 所述的电泳分析器，其特征在于，所述影像分裂装置是从下列几种结构中选取的：在垂直于所述光像素排列方向的方向上累叠安放的一组分裂棱镜；其脊线均垂直于所述光像素布置方向的一个多边形棱镜；用以将所述样品发射的光辐射以不同的前进方向反射的一些平面镜。

5. 根据权利要求 1 所述的电泳分析仪，其特征在于，所述电泳分析仪还有一个激光射线照射装置，用以使激光射线在与所述光像素排列方向相平行的方向内对所述测量对象进行照射，具有多种波长的所述光射线均被所述激光射线激励，都产生荧光，它们从荧光团构成的所述样品上发射出来，或者从标记在所述样品上的荧光团中发射出来。

6. 根据权利要求 1 所述的电泳分析器，其特征在于，所述的具有多种波长的光束都是荧光，它们从荧光团构成的所述样品上发射出来，或者从标记在所述样品上的荧光团中发射出来，而所述测量对象在与所述 样品迁移方向相垂直的方向内成像于多个电泳迁移轨迹上，或者成像于电泳迁移轨迹的相邻终端。

7. 根据权利要求 1 所述的电泳分析器，其特征在于，所述的具有多种波长的光束都是荧光，它们从荧光团构成的所述样品上

发射出来，或者从标记在所述样品上的荧光团中发射出来，而所述测量对象在与所述样品迁移方向相垂直的方向内成像于毛细管中的许多迁移轨迹上，或者成像于毛细管中迁移轨迹的相邻终端。

8. 根据权利要求 1 所述的电泳分析器，其特征在于，所述的具有多种波长的光射线都是荧光，它们从荧光团构成的所述样品上发射出来，或者从标记在所述样品上的荧光团中发射出来，而所述测量对象在与所述样品迁移方向相垂直的方向内成像于毛细管中的许多迁移轨迹上，或者成像于毛细管中迁移轨迹的相邻终端，所述影像分裂装置是从下列几种结构中选取的：在垂直于所述光像素布置方向的方向内累叠安放的一组分裂棱镜；其脊线均垂直于所述光像素布置方向的一个多边形棱镜；用以将所述样品发射的光辐射以不同的前进方向反射的一些平面镜。

说　明　书

带有波长选择检测的电泳分析器

本 发明涉及带有波长选择检测的电泳分析器，具体涉及用于*DNA*(脱氧核糖核酸)、*RNA*(核糖核酸)和蛋白质的电泳分析装置的带有波长选择检测的电泳分析器。

为分析*DNA*，现已采用一种方法，用以对用电泳法分离的样品用荧光团来标记、并光学检测和分析该样品。为了比较和分析各种类型的样品或者为了增加分析的通过量，必须使用多个具有不同的光发射 波长的荧光团作为标记荧光团来分别标记多种类型的样品，并同时分离和分析多种类型的样品。在这种情况下，需要分离每个荧光团，并检测其荧光波长。不过，通常采用一个具有多个滤光片的滤色盘，只有预定波长的光才能透射过去，从而分离出该波长的荧光，并进行量测。(参见"*Nature*"杂志，1986 年，第 321 卷，第 674 页)。

一种常规的凝胶电泳板其尺寸约为 20*cm*×40*cm*，在垂直于电泳方向上具有一个线性荧光发射区，波长为 10*cm* 到 15*cm*。作为一种对这样的线性荧光发射区检测荧光的方法，现已建议采用一种二维检测器和影像分裂棱镜的检测方法(美国专利*US*5,062,942)。这种方法能形成荧光发射区的多个影像，利用一个棱镜或平镜以及二

维检测器检测表面上的聚焦透镜，使这些影像在垂直方向上分裂开。每个影像在穿过每一光路中所安装的一个滤光片之后，都将成像于检测表面，从而检测到按波长分离的荧光。

最近已经提出了一种毛细管阵列电泳法用以分离和分析各类样品(美国专利US5,277,780)。该方法被设计得排列许多毛细管来测量样品，它适合于高速度、高通过量的测量。按照该方法，每个毛细管的内径和内部凝胶略有不同，因而即使是同一样品，其电泳速度也有变化。为此，需要位移用一种荧光团(它不同于同时标记各样品的荧光团)所作标记的记号，来确定一种分子量标准。

一种常规的带有波长选择检测的电泳分析器应用一个滤色盘或一个影像分裂装置及一个二维检测器，据此，在应用滤色盘时，该分析器使用一个可移动部分，这使得分析器的价格昂贵，并易于发生故障；在采用二维检测器时，分析器价格也昂贵，而且信号读出速度变慢。现有一种线列传感器，可作为一种具有快速读出速度的检测器，其价格低廉。可是这种常规的影像分裂法不能被采用因它不同于二维检测器。

本发明的目的是为了消除上述先有技术中的各种缺陷，提供一种价格低廉、故障率小、高速地读出信号、且可供电泳分析装置使用的带有波长选择检测的电泳分析器。

本发明的带有波长选择检测的电泳分析器可使由线性荧光发射区组成的测量对象的许多荧光影像在线列传感器上作为具有不同波长

的线性荧光影象，其内含多个荧光发射点，排成一条直线，以不同波长的光射线发射。在这种情况下，从上述荧光发射点发射的光射线按波长分离开，并在线列传感器上聚焦成许多点子。构成这些点子的多个荧光影像在线列传感器的像素成直线排列的方向上（下文简称为“传感器方向”）形成，以使它们相互间不重叠。

这就是说，按照本发明，一种带有波长选择检测的电泳分析器含有：一个测量对象部分，带有许多点子，这些点子发射各种荧光，并且直线排列；一个影像分裂装置，以使荧光检测器上形成测量对象的许多荧光影像；一些具有不同投射波长的滤光片；一个线列传感器（其上有直线排列的多个光像素），用以作为一个荧光检测器，在该检测器表面上形成测量对象的多个荧光影像，这些影像在传感器方向上移开一个预定的距离，以防止荧光发射点上的荧光影像不致互相重叠。

测量对象的荧光影像移开的距离可几乎等于测量对象的荧光影像的长度，或短于测量对象中相邻荧光发射点上荧光影像之间的距离。

影像分裂装置可由多个棱镜组成，它们在与传感器方向相平行的方向上倾斜，并垂直地累叠，或者由一个多边形棱镜组成，它的脊线垂直于传感器方向，或者由多个平镜组成，它们对于待测量部分的反射方向各不相同。

测量对象的有效长度取决于由荧光团数目对检测器划分出的可

测量对象长度。当测量对象的长度比有效长度长时，诸多影像（部分地）会互相重叠，这将妨碍波长选择测量。为此，在光路中设置一个槽口，以限制待测量部分的区域。本发明的带有波长选择检测的电泳分析器可用以作为一种电泳分析装置的检测器件，利用多个荧光团来分离和分析多个样品。影像分裂平镜或影像分裂棱镜使检测器的检测表面上形成测量对象的多个线性的荧光影像，使它们偏移开，防止它们不致互相重叠。线性的荧光影像在垂直于荧光影像的方向上不偏移，而在同一直线的横向上有偏移。

这些荧光影像穿透具有不同透射波长的滤光片后，经透镜成像于检测器上。因各个荧光影像排列在一条直线上，故用一个线性的线列传感器可以检测出全部荧光影像。也就是说，线性的线列传感器上所有的光像素被划分成多个组，以检测具有不同波长的荧光。待测量的部分上的一个荧光发射点在线列传感器上成像为多个点子，每个点子上的荧光波长由相应的滤光片来确定。

当测量对象的诸多荧光影像偏移开的距离几乎等于由影像分裂装置给出的测量对象荧光影像的长度时，具有不同波长的测量对象荧光影像将在线列传感器的横向上。测量对象影像的个数取决于选择波长的个数。当测量对象荧光影像偏移的距离短于测量对象长度和短于测量对象中相邻荧光发射点之间的距离时，由影像分裂装置产生的、划分开的荧光发射点将出现在线列传感器上相邻荧光发射点之间，在各荧光发射点的横方向上形成为一组具有不同波长的荧光影

像。

图 1*A* 示出电泳分析装置的构成示意图，其中包括本发明实施例的带有波长选择检测的电泳分析器。

图 1*B* 示出线性荧光发射区的示意图。

图 2 示出图 1 所示实施例中应用的构成影像分裂棱镜的每个棱镜的横截面图。

图 3*A* 示出由一个棱镜分裂出一个影像的示例图。

图 3*B* 示出待测量部分一个虚拟影像例子的图。

图 4*A* 示出利用分裂平面镜的实施例的示意图。

图 4*B* 是示出图 4*A* 所示的分裂平面镜细节图。

图 4*C* 示出图 4*A* 所示的分裂平面镜的透视图。

图 4*D* 是示出另一个实施例中一个凹镜图。

图 5 示出利用多边形棱镜的实施例的示意图。

图 6 示出多边形棱镜的放大图。

图 7 示出待测量部分虚拟影像的另一个例子的图。

实施例 1：

本发明用一个例子来说明，将本发明用于对 *DNA* 的基阶(*base order*)排序，亦即本发明用于电泳分析装置，以分离和分析由四种荧光团标记的样品。

图 1*A* 示出电泳分析装置的概括图，其中包括本发明的一个实施例中的带有波长选择检测的电泳分析器。

电泳单元由一个毛细管阵列电泳单元 3 构成。施加在上缓冲槽 7 和下缓冲槽 80 之间的电泳电压使得利用电泳注入法注入样品到每个上部毛细管 3—1 上端。从上缓冲槽 7 移到下缓冲槽 8。自上毛细管端部淘析的样品进入光室 30，用光照射。样品流入下端开口的毛细管 3—2，它带有光学室 30 中缓冲溶液的层流(*sheathflow*)。光照射到光室 30。所述光射线同时照射从上毛细管阵列 3—1 的每个毛细管端淘析的样品。在此光射线的照射下，在照射区域内存在的标记 *DNA* 的荧光团发射出荧光。在该光射线的光路中，形成由诸多荧光团发射出的多个荧光发射点所组成的荧光发射区。图 1*B* 示出所形成的一个线性荧光发射区的示意图。荧光发射点 31—1 至 31—*n* 是由照射的荧光团标记的样品产生的，它们在光室 30 中按大致相等的间隔成直线地排列。诸多荧光发射点组成一个线性荧光发射区。

来自该(测量对象)发射区的荧光被聚焦，并由影像分裂装置在线列传感器 4 上划分为四个成直线的荧光影像。该影像分裂装置是一个影像分裂棱镜 1，由四个棱镜和一个透镜 18 组成。一个滤光片 2 具有不同透射波长，安装在每个棱镜的前面，使得具有不同波长的荧光在线列传感器 4 上形成四个聚焦的荧光影像。

本实施例中，波长为 532*nm* 的 *YAG*(钇铝石榴石)激光器的二次谐波(5*mW*)用以作为激励光。红血球浆(*erythrosin*)异硫氰酸盐(发射波长 560*nn*)、四甲基若丹明(*tetramethyl rhodamine*)异硫

氯酸盐(*TRITC*,发射波长 572*nm*)、若丹明 *X*(发射波长 602*nm*)和磺酸若丹明101(*Texas* 红,发射波长620*nm*)用以作为荧光团。对于具有 *A*、*T*、*G* 或 *C* 盐基端(*base terminus*)的 *DNA* 生成物家族,用上述一种预定的荧光团对各别的盐基种类进行标记,并混合这些 *DNA* 生成物家族,用以作为一个样品。不言而喻,还可采用另一个激光器与荧光团的组合。每个滤光片是由一些介电层制作的干涉滤光片,它的一个带通滤光片其中心透射波长与上述每种荧光团的光发射波长相匹配。应用了一种玻璃滤色片来阻挡散射光,并将带通滤光片固定到该玻璃滤色片表面上。

线列传感器 4 安装得使该传感器的方向与光室内光射线的方向一致,因而按波长分离后的各荧光分别聚焦在线列传感器 4 上,成为线性荧光影像。影像分裂棱镜 1 的入口表面都处在同一平面上,而每个出口表面对传感器方向具有不同的倾斜。利用影像分裂棱镜 1,在线列传感器 4 上形成没有重叠的四个线性荧光影像。据此,应用线列传感器 4 可以检测出多个荧光团。

如上所述,按照这个实施例,仅应用一个线列传感器,该电泳分析器不需要有可移动部分,便能分别测量从四种荧光团来的荧光。由线列传感器 4 检测得到的荧光信号经过控制电路 9 传送到数据处理器 10。数据处理器 10 在监视器荧屏上显示出四个分裂的荧光影像 11,对于从每一毛细管淘析的样品给出的四种波长的荧光信号(在发射光谱中诸荧光的发射波长相互重叠),将它们分离成各自荧光的信

号，亦即，分离成在四个分裂的荧光影像相应位置上的信号强度，并转换和显示来自每个荧光团的信号的光谱，还执行一种操作，用以得到一个图谱(*Pattern*)，使每个荧光信号按各自时间变化。

图 2 示出图 1*A* 所示的影像分裂棱镜 1 的组件(1—1 至 1—4)横截面图。使用影像分裂棱镜 1 反射来自毛细管阵列淘析的样品所发射的荧光，将它们聚焦在线列传感器上，形成四个排列于一直线上的荧光影像。在图 2 所示的实施例中，影像分裂棱镜由四个具有不同斜度的组件棱镜组成。每个组件棱镜有一个处在同一平面上的入口表面和一个对于传感器方向有不同斜度的出口表面，并且四个组件棱镜设计得可使四个荧光影像沿横方向排列于线列传感器上，相互间没有重叠。

图 3*A* 示出在影像分裂棱镜中光折射的原理。当荧光被折射时，由棱镜形 成一个虚拟影像。为便于描述起见，只考虑其中的一个棱镜。假定棱镜 13 的垂直顶角 40 为 α，棱镜材料的折射率为 n。棱镜 13 放置得紧靠聚焦透镜，并假定棱镜 13 与测量对象 12 之间的距离为 L，测量对象 12 的长度为 l。长度为 l 的测量对象 12 被检测为测量对象 12 的虚拟影像 20，由棱镜 13 使之位于离开原始测量对象 12 为 h 的地方。这里，$h=\beta \cdot L$。根据棱镜材料的折射率 n，出射角 $\alpha 2$ 近似为 $n\alpha$。因为 $\beta=\alpha 2-\alpha=(n-1)\alpha$，所以 h 近似为 $(n-1)\alpha \cdot L$。为了防止虚拟影像 20 与测量对象 12 相重叠，必需使 $h \geqslant l$，且棱镜顶角 $\alpha \geqslant l/(n-)L$。应用此类组件棱镜，可使测量对象 12 的荧光影像如此

地形成于线列传感器上，即由第一棱镜1－1形成的荧光影像与由另一个棱镜(1—2至1—4)形成的荧光影像在检测器表面上互不重叠。

本实施例中，所采用的各组件棱镜由折射率 $n=1.52$ 的硅酸硼光学玻璃材料制成。作采用的线列传感器是 *Hamamatsu Photonix* 有限公司制造的检测区长度为 25.6mm 的 $S2301-512Q$ 型线阵 CCD 影像传感器。测量对象的长度是 18mm。聚焦透镜是 $F1.2(f=50mm)$的摄影机镜头。测量对象与镜头之间的距离为 300mm，影像放大率为 1/5。影像分裂棱镜安装于聚焦透镜的邻旁，$L=270mm$。

图 2 示出四个棱镜 1—1 到 1—4 的横截面图。四个棱镜 1—1 到 1—4 的垂直顶角分别是 11°、3.7°、—3.7°和—11°。负的顶角意味着棱镜 1—3 和 1—4 的垂直顶角方向与棱镜 1—1 和 1—2 的垂直顶角方向相反，而棱镜1－1和1－2对线列传感器4的传感器方向有着正的角度。图 3B 示出当测量对象 18mm 长时由四个棱镜产生的测量对象的四个虚拟影像。测量对象被转换成四个虚拟影像 20—1 到 20—4，它们的中心相对于测量对象中心分别处于 27mm、9mm、—9mm 和—27mm 处。

这四个虚拟影像 20—1 到 20—4 含有测量对象的虚点影像 32—1 到 32—n、33—1 至 33—n、34—1 到 34—n 和 35—1 到 35—n，而测量对象本身包含有光室 30 中的荧光发射点 31—1 到 31—n(参见图 1B)。形成测量对象的每一虚拟影像 20—1 到 20—4 的荧光发射点虚拟影像是由对每个虚拟影像来说不同的荧光形成的。虚拟影

像 32—1、33—1、34—1 和 35—1 对应于荧光发射点 31—1，而虚拟影像(32—2、33—2、34—2 和 35—2)到(32—n、33—n、34—n 和 35—n)按同样方式分别对应于其它的荧光发射点 31—2 到 31—n。

实施例 2：

图 4*A* 示出本发明的另一个实施例。

在这个实施例中，由一个反射平面镜 14 取代图 1*A* 中所示的棱镜 1 来分裂影像。图 4*B* 示出影像分裂平面镜 14 的细节，图 4*C* 示出影像分裂平面镜 14 的透视图。在图 4*B* 和图 4*C* 中，为了强调各平面镜之间的关系，突出地画明了各平面间的夹角。影像分裂平面镜 14 由四个平面镜 14—1 至 14—4 组成，它们对于测量对象分别有不同的反射方向，并且各反射方向可围绕轴 51 变动。从含有多个荧光发射点的测量对象发射的荧光被影像分裂平面镜 14—1 到 14—4 以不同的方向 50－1 到 50－4 发射出来，由透镜 18 聚焦在 *CCD* 线列传感器 4 上，形成四个线性荧光影像。在测量对象与荧光检测器之间安置着各具有不同透射波长的带通滤光片(图中未画出)，以便按波长选择出每种荧光团发射的荧光。从线列传感器 4 来的输出信号经过控制电路 9 传送到数据处理器 10，执行实施例 1 中所叙述的数据处理。

这个实施例中的影像分裂平面镜 14，比之第一个实施例中的影像分裂棱镜 1 可以以较低的成本制作出来。作为影像分裂平面镜，也可应用图 4*D* 中平面图所示的具有聚焦作用的凹镜 21—1 到 21—4。

凹镜 21—1 到 21—4 的安装要做到象矩形平面镜 14 的方式一样，它们以不同的方向反射出自测量对象来的荧光。应用这些凹镜 21—4 到 21—4 含有多个荧光发射点的测量对象能从不同的方向上反射出来，无需聚焦透镜而可聚焦于 CCD 线列传感器 4 上，形成四个线性荧光影像。从线列传感器 4 来的输出信号经过控制电路 9 传送到数据处理器 10，执行实施例 1 中所叙述的数据处理。

图 5 示出本发明的又一个实施例。在该实施例中，采用了一个综合的多边形棱镜 16 来取代棱镜 1，如图 1A 中所示，那棱镜 16 来取代棱镜 1，如图 1A 中所示，那棱镜 1 是由四个组件棱镜相互在垂直方向上累叠而构成一个影像分裂棱镜。图 6 示出多边形棱镜 16 的放大图。多边形棱镜 16 有一个入口表面和四个出口表面，四个出口表面是由垂直于线列传感器 4 的传感器方向的脊线 16－1 至 16－3 划分出的。如同前面所述的实施例的情况一样，由激光束 15 的照射而产生的、自测量对象发射出的荧光聚焦成四个一直线式荧光影像，依靠影像分裂棱镜 16 和透镜 18，四个荧光影像并列地位于线列传感器 4 之检测表面上的传感器方向内。在测量对象与 CCD 线列传感器 4 之间，安置了带通滤光片，用以选择出每个荧光影像的荧光波长。从线列传感器 4 来的输出信号经过控制电路 9 传送到数据处理器 10，执行实施例 1 中所叙述的数据处理。

在上述的每一个实施例中，说明了检测四种荧光团的情况。然而，不言而喻，根据荧光团种类的数目，所采用的组件棱镜数目、多边

形棱镜出口表面数目、反射平面镜数目和滤光片数目，都可任选地增加或减少。按照上面所述的每种实施例，具有预定长度的一个直线荧光影像分裂成一些荧光影像，它们分隔开地聚焦于荧光检测器上，偏移开诸影像中心位置的距离等于该预定长度，并分离为各种波长，再进行检测。不过，每相邻的毛细管之间的间隔可以做得宽些，以使测量对象中每一荧光发射点所分裂出的诸荧光影像互相邻近，从而自同一荧光发射点处形成一组影像点子，包含有各种波长的荧光。在此情况下，传感器方向上测量对象的诸荧光影像的偏移距离比测量对象中相邻荧光发射点上荧光影像之间的距离要小得多，而荧光影像的偏移距离大约可以是 0.5*mm* 到 2*mm*。图 7 示出测量对象的一个虚拟影像。该测量对象的虚拟影像 20 由光室 30 中许多荧光发射点 31—1 到 31—*n*(参见图 1*B*)上的许多虚拟影像组成。与荧光发射点 31—1 相对应的、具有不同波长的诸荧光所形成的四个虚像 32—1、33—1、34—1 和 35—1 顺序地排列着。它们后面，顺序地排列着四个虚拟影像 32—2、33—2、34—2 和 35—2，它们是由与荧光发射点 31—2 相对应的、具有不同波长的诸荧光形成的。同样地，对于荧光发射点 31—3 到 31—*n*，都顺序地排列有对具有不同波长的诸荧光形成的四个虚拟影像。

本发明的带有波长选择检测的电泳分析仪，可应用在具有由细槽作成的迁移轨迹的系统中；细槽是由蚀刻法形成在一个玻璃板上的，或者，在毛细管阵列迁移轨迹之外再于一个板状凝胶中形成迁

移轨迹。

此外，本发明的带有波长选择检测的电泳分析器，除了应用于一种电泳分析装置中之外，还可应用于任一种能从实际上同一时候被测量的一个直线部分上检测出具有许多波长光辐射的装置中。例如，带有波长选择检测的该电泳分析器可应用于包含有许多光流小室的一种装置中，这些光流小室按阵列形式安排，有着以样品标记的许多荧光团或一个荧光团，光流流入这些光流小室。

如上面所述，按照本发明，既不需要可动部分，也不需要二维检测器，应用一个线列传感器就能检测有许多种波长的光辐射。所以，可由许多种类荧光团来标记样品，并进行分析，命名得 *DNA* 或其它物质用的分析装置能做到体积小、重量轻、故障少、成本低和速度快。

说　明　书　附　图

图 1A

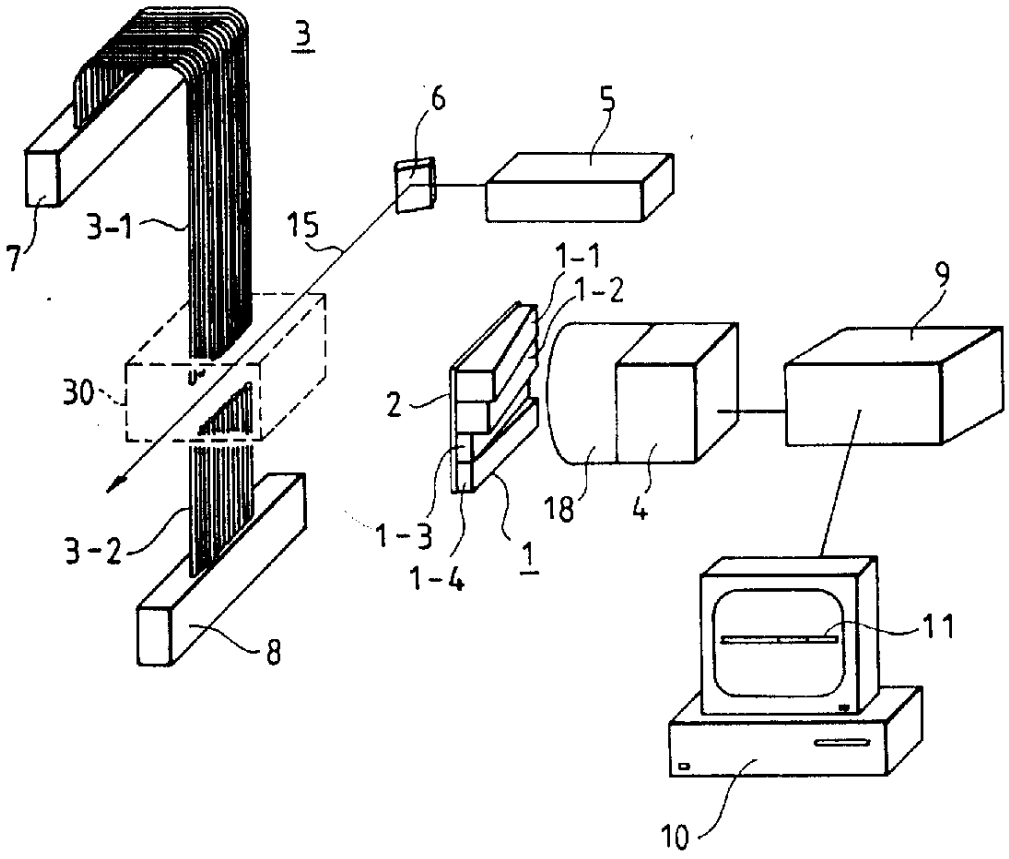


图 1B

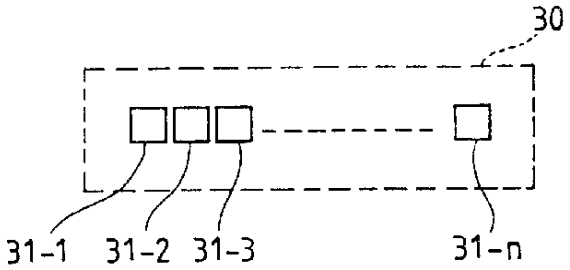


图 2

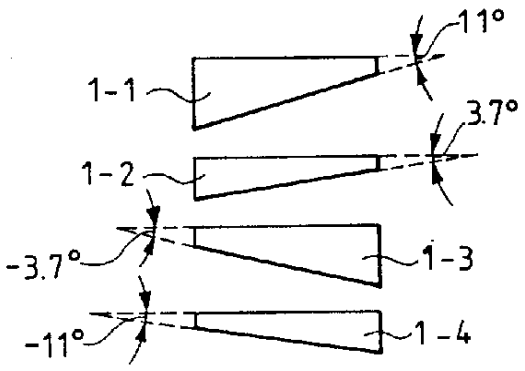


图 3A

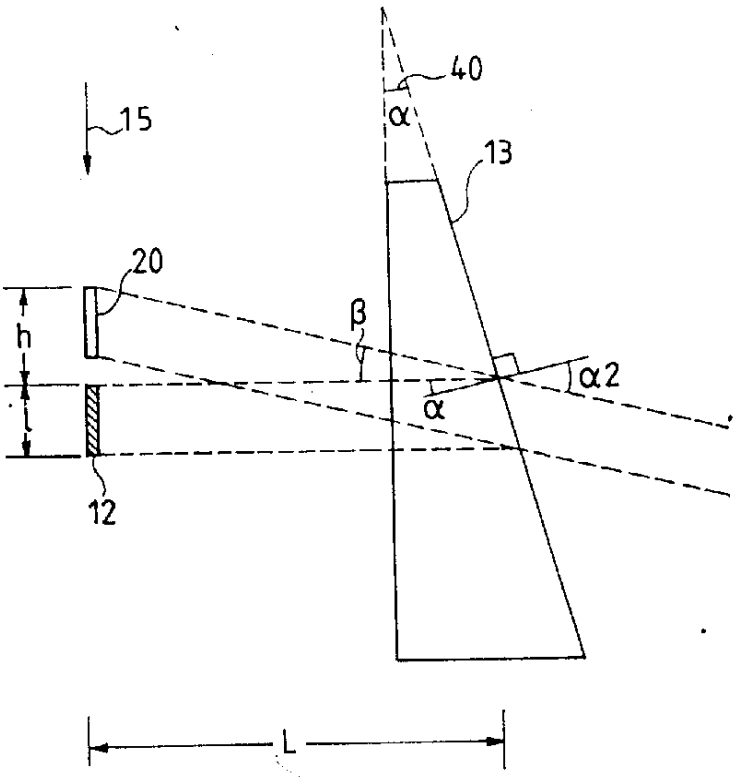

40
α
15
13
20
β
h
α2
α
12
L

图 3B

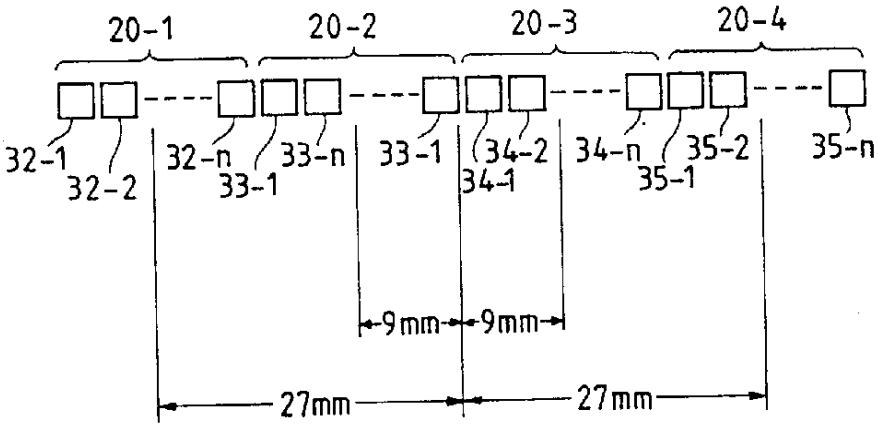

20-1
20-2
20-3
20-4
32-1
32-2
32-n
33-1
33-n
33-1
34-2
34-1
34-n
35-1
35-2
35-n
9mm
9mm
27mm
27mm

图 4A

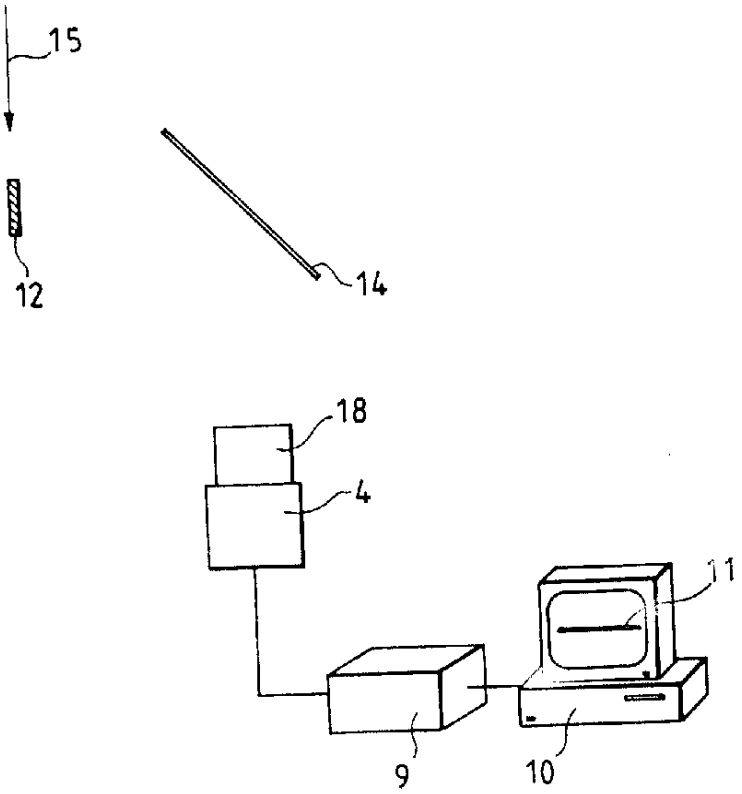


图 4B

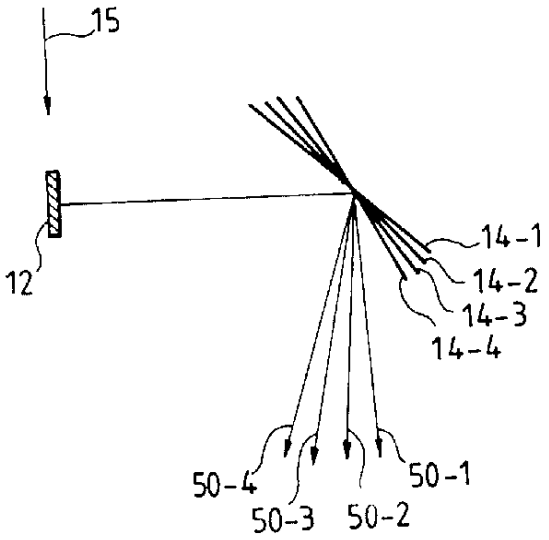


图 4C

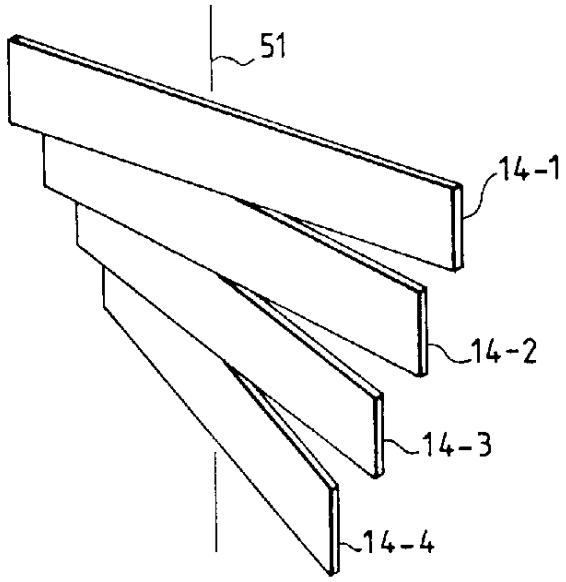


图 4D

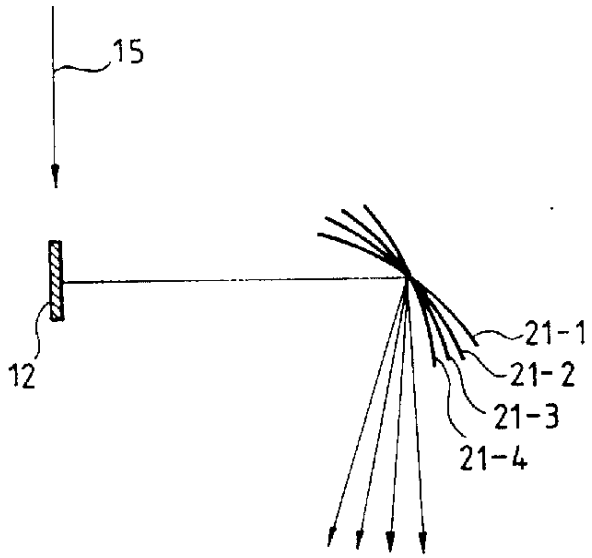


图 5

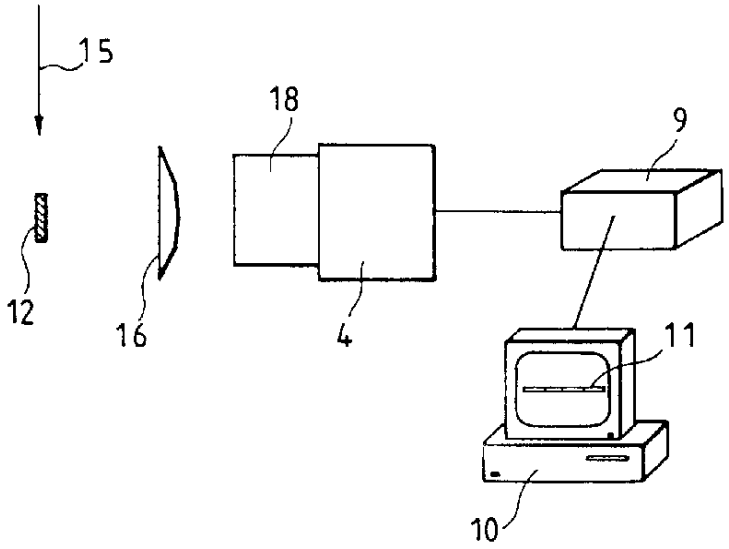

15
18
9
12
16
4
11
10

图 6

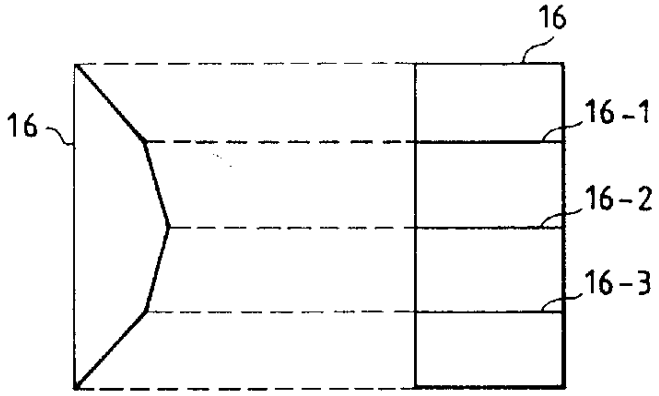
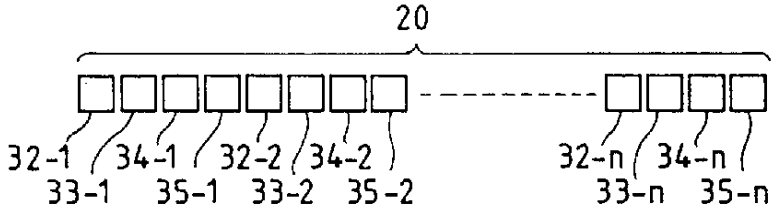

16
16
16-1
16-2
16-3

图 7


20
32-1
33-1
34-1
35-1
32-2
33-2
34-2
35-2
32-n
33-n
34-n
35-n