

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01B 11/27 (2006.01)

G01B 11/00 (2006.01)

G01N 15/14 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610151698.2

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 100501320C

[22] 申请日 2003.8.15

[21] 申请号 200610151698.2

分案原申请号 03824430.6

[30] 优先权

[32] 2002.8.21 [33] US [31] 10/225325

[73] 专利权人 霍尼韦尔国际公司

地址 美国新泽西州

[72] 发明人 B·S·弗里茨 P·罗伊蒂曼

A·帕德马纳布汉

[56] 参考文献

EP1134548A2 2001.9.19

CN2374930Y 2000.4.19

DE10122321A1 2002.4.11

审查员 杜 衡

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王忠忠

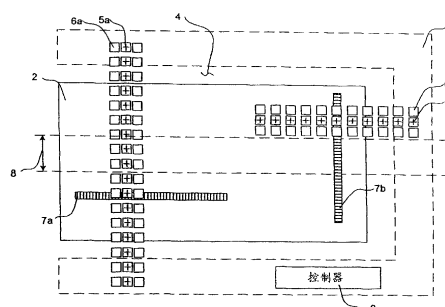
权利要求书 1 页 说明书 22 页 附图 19 页

[54] 发明名称

光学对准检测系统

[57] 摘要

本发明提供一种用于检测流过射流盒的流动通道的粒子的光学发射器，该光学发射器包括：两个以上光源(5a)，所述光源(5a)沿一个轴以阵列方式定位，其中该轴跨越射流盒的流动通道，每个光源(5a)产生横截面具有束斑尺寸的输出光束(400a-400f)；和光束形成装置(456)，用于在轴向上增加两个以上光源(5a)中每个光源(5a)的束斑尺寸，以使每个光源(5a)的输出光束(400a-400f)至少部分地与相邻光源的输出光束重叠；其中该重叠的输出光束横跨射流盒的流动通道。



1. 一种用于检测流过射流盒的流动通道的粒子的光学发射器，该光学发射器包括：

两个以上光源（5a），所述光源（5a）沿一个轴以阵列方式定位，其中该轴跨越射流盒的流动通道，每个光源（5a）产生横截面具有束斑尺寸的输出光束（400a-400f）；和

光束形成装置（456），用于在轴向上增加两个以上光源（5a）中每个光源（5a）的束斑尺寸，以使每个光源（5a）的输出光束（400a-400f）至少部分地与相邻光源的输出光束重叠；

其中该重叠的输出光束横跨射流盒的流动通道。

2. 根据权利要求1所述的光学发射器，其中光束形成装置（456）在垂直于该轴的方向上减小所述两个以上光源（5a）中每个光源的束斑尺寸。

光学对准检测系统

本申请是申请人霍尼韦尔国际公司于2003年8月15日提交的同名中国专利申请 No. 038244306 的分案申请。

本申请是2000年8月2日提交的共同未决美国专利申请第09/630,927号、名称为“用于流式血细胞计数器的光学检测系统 (OPTICAL DETECTION SYSTEM FOR FLOW CYTOMETRY)”的部分继续申请。

政府支持

本发明是在 DARPA 合同号_____下由政府支持的项目。政府可以具有本发明的某些权利。

背景技术

本发明总地来说涉及对准系统，更具体地是涉及光学对准检测系统。

在今天的很多系统中，需要将第一物体和第二物体对准。在许多情况下，为了正确和/或有效地操作所述系统需要正确地对准。例如，在打印机的应用中，可拆卸的打印盒必须经常与该打印机组件对准，以便所述系统正确地打印。在另一实例中，磁带盒必须经常与磁带读取器等等对准，以确保磁带能够被读取和/或减少磁带的磨损。可拆卸介质的的大多数其它形式具有类似的对准关系。光纤对准、部件对准以及其它许多的应用及系统也需要两个或者多个物体被正确地对准。

在许多情况下，通过一定种类的机械耦合可以实现两个物体的对准。例如，在许多情况下，第一物体包括诸如销、接头或者其它机械特征部分的机械键，第二物体包括对应的孔、槽、凹槽或者其它对应的特征部分。当第一物体与第二物体接合时，机械对准特征部分借助外力第一物体与第二物体对准。

这种方法的局限是机械耦合特征部分的机械公差限制了对准的精度。因此，为了提供高精度的对准，还必须严格地控制机械耦合特征部分的公差。但是，这大大地增加了第一和第二物体的生产成本和复杂性。另一个局限是如果由于某一原因或者其它原因使得第一物体

相对第二物体未对准，没有办法获知和/或校正该未对准。

发明内容

本发明提供一种用于检测第一物体相对第二物体对准的光学对准检测系统。本发明优选地使用一个或多个光源和一个或多个光检测器，确保光源或者光检测器或者两者都与第二物体有关，以便检测第一物体上的一个或者多个光散射元件的位置。在一个示例性的实施例中，使用光源阵列和不止一个的光检测器。通过识别由一个或者多个光散射元件在第二物体上产生的预定光散射轮廓的光源的位置，能够确定出第一物体相对第二物体的位置。因为该光源和/或光检测器可以比较近地间隔，所以可以相对精确地确定第一物体与第二物体之间的对准。一旦确定了第二物体的相对位置，在一些实施例中，对应于检测或者测量区域的光源阵列中的其它光源就可以被识别并用于测量等。在其它实施例中，光检测器阵列可以用于确定第二物体的相对位置。而在另外的实施例中，可以使用致动器来相对第二物体移动第二物体，以便将第一物体与第二物体正确地对准。

在一些实施例中，每个光源都可以用于提供光束。将光源定位以便只要第一和第二物体在预定范围内对准，那么一个或者多个光束将与至少一个光散射元件相交，光散射元件随后产生散射光轮廓。优选定位一个或者多个检测器，以便至少一个检测器会检测散射光的轮廓。使用控制器来识别实际上是哪个光源产生的该散射光轮廓，并将所识别的光源的位置与第一物体相对第二物体的对准位置关联。

在一个示例性的实施例中，在操作时，连续激励每个光源或者光源子集。依照第一物体相对于第二物体的对准，单个光源或者多个光源将产生与光散射元件相交的光束。通过监视相应检测器的输出能够识别产生与光散射元件相交的光束的该光源或者多个光源。通过在任何给定的时间只激励一个光源或者光源子集，可以更加容易地识别产生与光散射元件相交的光束的该光源或者多个光源。通过了解哪个光源或者哪些光源产生与光散射元件相交的光束，和所述光源的位置，就能够确定出第一物体相对第二物体的对准。

一旦确定了该相对的对准，那么在某些实施例中，本发明例如可以计算偏移量，以便识别一个或者多个具有这样一种位置的光源，即该位置与另一区域相邻，如第一物体的检测或者测量区域。一旦识别

出, 所述光源就可以用于例如检测第一物体和/或第二物体的一种或多种参数和/或特性。该一种或者多种参数或者特性可以包含例如: 一种或者多种光学特性, 一种或者多种电或磁特性, 一种或者多种物理特性, 或者任何其它所需的特性。以所述的方式, 本发明可以用于检测第一和第二物体之间的对准, 然后通过选择适当的光源和/或检测器对任何未对准进行补偿。

在一些实施例中, 可以将一个或者多个不产生与光散射元件相交的光束的光源用于确定诸如第一物体的一种或多种特性的其它参数。在一示例性实施例中, 当第一物体与第二物体之间的未对准在预定的范围内时, 光源以线性或者其它类型的阵列形式构成, 其中该阵列横跨包含一个或多个光散射元件的区域。线性或者其它类型的阵列也可以横跨第一物体的检测或者测量区域。在操作过程中, 可以使用线性或者其它类型阵列的所选择的光源, 以便通过识别一个或者多个光散射元件的位置, 来确定第一物体相对第二物体的对准。然后, 通过计算偏移量, 例如, 可以识别该线性或者其它类型阵列的其它所选光源具有的位置, 所述位置与第一物体的检测或者测量区域相邻。随后, 能够将所识别的光源用于确定检测区域中第一物体所选择的特性或者性能。在一个示例性的实施例中, 检测区域可以包含流动通道。

在某些实施例中, 来自所有的或者所选择光源的光束可以通过光束形成器或类似的装置。当光源是线性阵列并沿阵列的轴延伸时, 所述光束形成器例如可以增加每一光源在轴向上的束斑尺寸, 且在某些情况下, 在垂直于该轴的方向上减小束斑的尺寸, 但这不是必须的。在某些实施例中, 光束形成器可以在轴向上增加束斑尺寸, 以使每一光源的光输出至少部分与相邻光源的光输出重叠。这可以帮助在一细长的区域上产生相对恒定的光照明, 例如希望所述区域包含一个或者多个光散射元件和/或检测区域。在某些实施例中, 如果需要, 光束形成器可以包含一个或者多个柱面透镜。

附图简要说明

本发明的其他目的和本发明的许多附带的优点将通过参照下面考虑到结合附图的详细描述, 容易地被理解并同样较好地使人明白, 其中图中相同的参考标记表示相同的部分, 其中:

图 1 是本发明示例性的实施例的示意图;

图 2 是根据本发明的示例性便携式血细胞计数器的透视图；

图 3 是图 2 的示例性便携式血细胞计数器的示意图；

图 4 是表示盖部还没盖上的图 3 的便携式血细胞计数器的更详细示意图；

图 5 是表示盖部已盖上的图 3 的便携式血细胞计数器的更详细示意图；

图 6 是表示经过图 4 的流体动力聚焦块 88 的流体的形成的示意图；

图 7 是本发明示例性的实施例的示意图；

图 8 是表示用于激励图 7 的光源的示例性方法的时序图；

图 9 是表示 3 个独立的光源和光检测器阵列的示意图，每个阵列沿相对图 6 流体的中心流体轴的不同光轴定位；

图 10 表示使用机械致动器来将第一物体相对第二物体对准的本发明的另一示例性实施例的示意图；

图 11 表示使用机械致动器来将光源和/或光检测器相对第二物体对准的本发明的另一示例性实施例的示意图；

图 12 表示由示例性的光束形成器提供的重叠的细长束斑的示意图；

图 13 是表示两个彼此隔开的激光器光源的光照强度图，每个激光器光源产生具有高斯峰值光强的束斑；

图 14 是表示根据本发明，光束已经由光束形成器提供后，两个彼此隔开的激光器光源的光照强度图；

图 15 是表示用于单个光源的示例性光束形成器的示意图；

图 16 是表示用于光源的线性阵列的示例性光束形成器的示意图；

图 17 是表示用于检测盒相对底部和/或盖部对准的若干示例性情况的示意图；

图 18 是表示用于检测在流动通道中流体中心的对准和用于进行散射测量的示例性方法的示意图；

图 19 是表示具有流动通道 502 和一个或多个光阻挡层或者区的层状盒的示意图；

图 20 是图 19 的盒的侧剖视图；

图 21 是其上或者其中设有光散射元件的示例性物体的示意图；
以及

图 22 是图 21 的光散射元件的侧剖视图。

具体实施方式

图 1 是表示本发明示例性实施例的示意图。该示例性实施例包含第一物体 2 和第二物体 3，其中第二物体 3 包含用于接收第一物体 2 的槽 4。在本实例中使用了槽 4，但这不是必须的，某些实施例可以不包括槽。图 1 中的第二物体 3 包含光源 5a 的线性阵列和光检测器 6a 的线性阵列。尽管本实例使用线性阵列，但是任何适合的阵列或构造也可以使用。每个光源被表示成加号（+），且每个检测器被表示成方框。光源 5a 可以包含例如垂直腔表面发射激光器（VCSEL），发光二极管（LED），或者任何其它适合的光源。光检测器 6a 可以包含例如光电二极管或者任何其它适合的光检测器。检测器 6a 可以是正方形的、圆形的或者任何其它适合的所需形状。另外，检测器 6a 可以是单独的或者小数量的检测器，其可以检测来自位于宽范围的光。在某些情况下，光学装置可以用于将来自位于宽范围位置的光引向单独的或者小数量的检测器，如下面关于图 16 的更进一步的描述。

在所示实施例中，将光源 5a 的线性阵列安装在第二物体 3 的槽 4 的一侧（例如上侧）上，将光检测器 6a 的线性阵列安装在第二物体 3 的槽 4 的相对侧（例如下侧）上。但是，在某些实施例中，可以将光源 5a 和光检测器 6a 安装在槽 4 的同侧，如当该光散射元件是反射型时。可以设置光源 5a 和光检测器 6a 的线性阵列的间距和/或间隔，以便依照要求达到对准检测所需的精度。

在图 1 中，第一物体 2 包含细长的光散射元件 7a，当第一物体 2 插入第二物体 3 的槽 4 中时，该元件基本上垂直于光源 5a 和光检测器 6a 的线性阵列延伸。这里使用的术语“光散射元件”可以包含任何转移、改变、反射、折射、吸收、或者其它改变光束的光学元件。一个和多个光散射元件 7a 可包含，例如多个透镜、边缘或者台阶、衍射光栅、吸收滤光器、反射器、流动通道、或者任何其它类型的光散射元件。依照要求，第一物体 2 的其它部分可以是透明的、不透明的或者基本上非透明的。

在图 1 所示的示例性实施例中，每个光源 5a 适合于提供直接射

向槽 4 和一个或者多个相应检测器 6a 的光束。光源 5a 的线性阵列可以相对槽 4 定位，以使得只要第一物体 2 和第二物体 3 在预定范围 8 内对准，那么一个或多个光束将与至少一个光散射元件 7a 相交，然后在一个或多个相应的检测器 6a 上产生散射的光轮廓。可以定位检测器 6a 以使至少一个检测器 6a 检测到散射的光轮廓。控制器 9 可以用于识别所检测的散射光轮廓实际上是哪个光源产生的，并可以使该被识别的光源（或多个光源）的位置与相对第二物体 3 的第一物体 2 的对准位置相关联。

在操作中，在一个示例性实施例中，可以由控制器 9 连续地激励每个光源 5a 或者光源子集。依靠第一物体 2 相对第二物体 3 的对准，特定的光源 5a 或者多个光源可以产生与光散射元件 7a 相交的光束。通过监视相应检测器 6a 的输出能够识别产生与光散射元件 7a 相交的光束的光源 5a 或者多个光源。通过在任何给定时间只激励一个光源 5a 或者光源 5a 的子集，可以更容易地识别产生与光散射元件 7a 相交的光束的光源 5a 或者多个光源。但是，可以想到，所有的光源可以被同时激励，并仍落在本发明的范围内。无论如何，通过了解哪个光源 5a 或者多个光源产生与光散射元件 7a 相交的光束，以及该光源的位置，就可以确定第一物体 2 相对第二物体 3 的对准。

如果光散射元件 7a 在 X 方向（即左右方向）沿其长度是均匀的，那么光源 5a 和光检测器 6a 的线性阵列可以用于确定第一物体 2 相对第二物体 3 在 Y 方向（即图 1 中上下方向）的对准位置。可是，如果光散射元件 7a 沿其长度不是均匀的，并适合于根据光沿光散射元件 7a 的长度方向射到光散射元件 7a 的位置产生不同的光散射轮廓，那么光源 5a 和光检测器 6a 的线性阵列可以用于确定第一物体 2 相对第二物体 3 在 X 方向和 Y 方向的对准位置。在本实施例中，控制器 9 不但可以识别实际上是哪个光源产生了所检测的散射光轮廓，以确定 Y 位置，而且还可以如上所述地将所检测的特定光散射轮廓与 X 位置相关联。

可替换地，或者另外，可以相对第一物体 2 确保第二细长的光散射元件 7b。该第二细长的光散射元件 7b 在 Y 方向延伸，同时光源 5b 和光检测器 6b 的第二线性阵列基本上垂直于第二细长的光散射元件 7b 延伸。然后，光源 5b 和光检测器 6b 的第二线性阵列可以连同第二

细长的光散射元件 7b 一起使用, 以确定第一物体 2 相对第二物体 3 的 X 位置。在某些实施例中, 如果需要, 第二细长的光散射元件 7b 可以沿其长度不是均匀的, 也可以帮助识别第一物体 2 相对第二物体 3 的 Y 位置。如果第一光散射元件 7a 和第二光散射元件 7b 两者或者其中任意一个沿其长度方向是非均匀的, 那么在本光学对准检测系统中可能会提供某一级别或者冗余度。

可以想到, 第一物体 2 和第二物体 3 是任何类型的物体。在一个实例中, 该第一物体 2 可以是可拆卸的介质部件, 如可拆卸的打印盒、可拆卸的数据存储盒如可拆卸的磁带盒或者可拆卸的闪存盒, 可拆卸的生物分析盒或者滑动的或者任何其它形式的可拆卸物体。该第二物体则接收该可拆卸的介质。在可拆卸的介质应用外, 光纤对准应用、部件对准应用、以及许多其它应用也落在本发明的范围内。

图 2 表示包含可拆卸的生物分析盒的本发明的示例性实施例。图 2 是示例性便携式血细胞计数器的透视图, 它包含壳体 12 和可拆卸的或者可替换的盒 14。示例性的壳体 12 包含底部 16、盖部 18 和将底部 16 与盖部 18 连接的铰链 20。底部 16 包含光源阵列 22, 相关联的光学装置和用于血细胞计数器操作的必需的电子元件。盖部 12 包含手控压合元件, 带有控制微型阀的压力腔, 和与光学装置关联的光检测器阵列 24。

该可拆卸盒 14 最好通过样本收集端口 38 接收样本流。帽 38 在可拆卸盒 14 不用时, 可以用于保护样本收集端口 32。可拆卸盒 14 最好为成核执行血液稀释、红细胞溶解和流体动力聚焦。可拆卸盒 14 的构成方式可以类似于可从 Micronics Technologies 得到的射流电路, 它们中的一些是由使用具有刻蚀通道的层状结构而制成的。

当盖部 18 处于打开位置时, 可拆卸盒 14 插入到壳体中。该可拆卸盒 14 可包含孔 26a 和 26b, 用于接收底部 16 中的定位销 28a 和 28b, 它们可以帮助提供装置的不同部分之间的对准和连接。在某些实施例中, 孔 26a 和 26b 与定位销 28a 和 28b 是不需要的或者甚至是不希望有的, 并且这里所述的对准检测系统是用于检测可拆卸盒 14 相对底部 16 和盖部 18 的对准的。该可拆卸盒 14 还可以包含透明的流体窗 30, 该窗与光源 22 阵列和光检测器 24 及一个或多个光散射元件 (未示出) 对准。当将盖部移动到关闭位置时, 系统被压合, 盖部

18 通过压力提供端口 36a, 36b 和 36c 分别提供受控的压力给可拆卸盒 14 中的压力接收端口 34a, 34b 和 34c。

为了启动检测, 抬起盖部 18, 并在底部 16 上放置并定位新的盒 14。将血液样本引入到样本收集器 32 中。关闭盖部 18, 手控加压系统。一旦加压, 装置进行白细胞的血细胞计数测量。该可拆卸盒 14 为成核提供血液稀释、红细胞溶解和流体动力聚焦。光源 22、光检测器 24 以及相关的控制和处理电子元件执行固态的对准检测并校正盒 14 的特定位置, 以及基于光散射信号区分和计算白细胞。可以想到, 可以使用滑动的盒槽或者任何适合的机构, 而不是对壳体 12 使用铰链机构。

图 3 是图 2 的示例性便携式血细胞计数器的示意图。如上所述, 底部 16 可以包含光源阵列 22、相关的光学装置以及用于操作血细胞计数器所必需的控制和处理电子器件 40。底部 16 还可包含为血细胞计数器供电的电池 42。所示的盖部 12 具有手控压合元件 44, 带有控制微型阀的压力腔 46a, 46b 和 46c, 和具有相关光学装置的光检测器 24。

该可拆卸的盒 14 可以通过样本收集端口 32 接收样本流体。当由盖部 18 加压时, 在优选实施例中可拆卸的盒 14 为成核进行血液稀释、红细胞溶解和流体动力聚焦。一旦形成, 该核将被提供到流体路径 50 的下游, 这些核通过图 2 中的流体窗 30。在底部上的光源阵列 22 和相关的光学装置经流体窗 30 提供穿过该核流的光。检测器和相关的光学装置也经流体窗 30 接收来自核的散射和非散射光。控制器和处理器 40 接收检测器的输出信号, 并区分和计算存在于该核流中的所选的白细胞。

可以想到, 该可拆卸核 14 可包含流体控制块 48, 用于帮助控制每一流体的速度。在本示例性实施例中, 流体控制块 48 可以包含用于传感各种流体的速度的流体传感器, 并将该速度报告给控制器或处理器 40。然后该控制器或处理器 40 调节与压力腔 46a、46b 和 46c 关联的微型阀, 以达到所需要的压力, 和所需的流体速度以由此实现正确地操作血细胞计数器。

因为血液和其它生物废物能够传播疾病, 所以可拆卸盒 14 优选在流体窗 30 的下游具有废物储存器 52。该废物储存器 52 接收并储存

可拆卸盒 14 中的流体的液体。当检测完成后，可以拆卸该可拆卸盒并优选在与生物排泄物在一个容器中兼容。

图 4 是表示盖部还没盖上的图 3 的便携式血细胞计数器的更详细示意图。图 5 是表示盖部已盖上的图 3 的便携式血细胞计数器的更详细示意图。所示的盖部 18 具有手控压合元件 44、压力腔 46a、46b 和 46c，以及总体由 60 表示的控制微型阀。光源和检测器阵列在这些图中未示出。

有 3 个压力腔 46a，46b 和 46c，向每个流体加压。在该示例性实施例中，压力腔 46a 向血液样本储存器 62 提供压力，压力腔 46b 向溶液储存器 64 提供压力，压力腔 46c 向鞘 (sheath) 储存器 66 提供压力。可以调节每一压力腔 46a，46b 和 46c 的大小和形状，以给相应的流体提供所需的压力特性。

压力腔 46a 包含第一压力腔 70 和第二压力腔 72。将第一阀 74 设置在第一压力腔 70 和第二压力腔 72 之间，以用于可控制地将第一压力腔 70 中的压力释放给第二压力腔 72。与第二压力腔 72 流体通信的第二阀 76 可控制地排出第二压力腔 72 中的压力。每个阀最好是静电致动微型阀的阵列，它们是分别可寻址和可控制。压力腔 46b 和 46c 包含类似的阀以便分别控制施加给溶液储存器 64 和鞘储存器 66 的压力。可选择地，每个阀可以是静电致动微型阀的阵列，用可控的工作循环进行脉冲调制，以便达到可控的“有效”流动速率或者漏泄率。

该可拆卸盒 14 具有压力接收端口 34a，34b 和 34c，用于接收来自盖部 18 的受控的压力。如图所示，将该受控的压力提供给血液储存器 62、溶液储存器 64 和鞘储存器 66。当血液储存器 62 从样本收集端口 32 充满时，在可拆卸盒 14 被装载使用之前溶液储存器 64 和鞘储存器 66 最好被充满。可以将血液样本提供到样本收集端口 32，并通过毛细血管作用，将血液样本吸入到血液储存器 62 中。一旦血液样本进入血液储存器 62 中，盖部 18 就可以关闭并且对系统加压。

在流体动力聚焦之前对每个流体提供与之成行流体传感器。每个流体传感器 80，100 和 102 测量相应流体的速度。该流体传感器优选是热风速计型流体传感器，更优选是微桥接型流体传感器。将从每个流体传感器 80，100 和 102 输出的信号提供给控制器或者处理器 40。

当血液样本的速度降低于第一预定值时，控制器或者处理器 40

会打开第一阀 74；当血液样本的速度增加高于第二预定值时，控制器或者处理器 40 会打开第二阀 76。阀 84，86，94 和 96 以类似的方式操作，来控制溶液和鞘流体的速度。

在操作中，为了对系统加压，压下手控压合元件 44。如示例中所示，手控压合元件 44 包含 3 个活塞，每个活塞接收到相应的第一压力腔之一中。该活塞在第一压力腔中产生相对高的非精确压力。通过打开第一阀 70，84 和 94，在第二腔中产生较低的受控的压力，该压力在第二腔中产生可控制的漏泄。如果在第二压力腔中存在两个以上的压力，那么打开相应的通风阀 76，86 和 96 以便降低压力。

当关闭盖部 18 时，关闭常开的第一阀 74，84 和 94，同时打开通风阀 76，86 和 96。当在第一压力腔中获得预定的压力 P 时，关闭通风阀 76，86 和 96，且打开第一阀 74，84 和 94，以便在第二压力腔中产生较低的压力 P' 。该第二压力腔中的受控的压力为可拆卸盒 14 的流路提供必需的压力，以便产生血液、溶液和鞘的流体流动。随后，由下游流体传感器 80，100 和 102 测量流体流动的速度。每个流体传感器提供一个输出信号，控制器或处理器 40 使用该信号控制对应的第一阀和通风阀的操作，以便为每一流体提供所需的和恒定的流动速度。

也可以设置通常由 110 所示的下游阀。控制器或处理器 40 可以关闭下游阀 110，直到对系统加压才打开。这可以帮助防止血液、溶液和鞘在流路加压前流进流路中。在另一实施例中，当盖部关闭时，下游阀 110 由机械作用打开。

图 6 是表示图 4 的流体动力聚焦块 88 的流体和核形成的示意图。流体动力聚焦块 88 以受控的速度接收来自流体驱动器的血液、溶液和鞘。血液与溶液混合，使红细胞消除。这经常被称作红细胞溶解。所保留的白细胞向下提供到中央腔 150 中，它们由鞘流体环绕，以产生流体 50。该流体 50 包含由鞘流 152 环绕的核流 160。如图所示减小通道的尺寸，以使白细胞 154 和 156 形成一路纵队。鞘流的速度优选是核流 160 的约 9 倍。但是，鞘流和核流 160 的速度优选保持足够低，以便在流体腔中保持层流。

光发射器 22 和相关的光学装置优选设置在与流体 50 一侧相邻的位置上。一个或多个光检测器 24 和相关的光学装置设置在流体 50 的

另一侧，用于接收来自光发射器 22 穿过流体 50 的光束。将从光检测器 24 输出的信号提供给控制器或者处理器 40，由此分析信号从而识别和/或计算核流 160 中所选择的白细胞。

图 7 是表示用于分析图 6 的核流 160 的光源阵列和光检测器阵列的示意图，并用于识别盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的相对对准位置（见，例如图 2）。将所属光源表示成正（+）号，检测器表示为方框。在所示实施例中，光源阵列设置在流体 50 的一侧，如设在底部 16 中或者设在底部 16 上，且光检测器阵列设置邻近于流体的相对侧，如设在盖部 18 中或者设在盖部 18 上。每个光检测器优选与所述光源中的一个相对应。在某些实施例中，只设置一个或者少数光检测器，其能够检测来自相对大面积的光，如面积与光源阵列对应的光。在所示实施例中，光源阵列和光检测器阵列都沿着光源轴 200 布置，所述光源轴基本上与流体 50 的轴垂直。可是，可以想到，光源阵列和光检测器阵列可以沿着光源轴布置，所述光源轴与流体 50 的轴可以是任意角度的偏差。尽管所示的光源阵列和光检测器阵列为线性阵列，但任何适合的排列都可以使用。

光源阵列优选是诸如在共同底部上制造的垂直腔表面发射激光器（VCSEL）的激光器阵列。因为它们垂直发射的，所以 VCSEL 在理想状态下适合于封装在如便携式血细胞计数器的小型仪器中。优选地，该 VCSEL 是“红” VCSEL，其工作波长小于传统的 850nm，更优选地，在 670nm 到 780nm 范围内，但是这并非必须的。红 VCSEL 可具有波长、功率和偏振特性，这些特性理想地适合于散射测量。可是，可以想到，可以使用发光二极管（LED）或者其它适合的光源。光检测器可以是例如光电二极管或者任何其它适合的光检测器。该检测器依照要求可以是正方形的、圆形的、环形的或者任何其它适合的形状。

在某些实施例中，每个光源都用于提供光束。为了识别例如盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18（例如见图 2）的相对对准位置，这些光源阵列可以延伸足够的范围以使一个或多个光束在盒 14 的至少一个光散射元件处相交。在示例性实施例中，盒 14 包含许多光散射元件，该光散射元件包含例如盒的边缘 210、流动通道边缘 212，和浮凸的光散射元件 214。每个光散射元件都可以产生散射光轮廓。

定位所述检测器，以使至少一个所述检测器可以检测至少一个光散射元件的散射光轮廓。控制器可以用于识别所检测的散射光轮廓实际上是哪个光源产生的，并且使所识别的光源位置与盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的对准位置相关联。

在一个示例性实施例中，在操作时，连续地激励每个光源或者光源子集。依照盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的对准，单个光源或者多个光源可产生与诸如光散射元件 214 的光散射元件相交的光束。通过监视相应检测器的输出能够识别产生与光散射元件 214 相交的光束的该光源或者多个光源。通过在任何给定的时间只激励一个光源或者所述光源子集，可以更加容易地识别产生与光散射元件 214 相交的光束的该光源或者多个光源。通过了解哪个光源或者哪些光源产生与光散射元件 214 相交的光束，和其位置，能够确定盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的对准。

图 8 是表示用于激励图 7 的光源的示例性方法的时序图。在该示例性实施例中，连续地激励每个光源，从位于如图 7 所示的光源阵列底部的光源 220 开始。光源的连续激励总地以 218 表示，其中符号 V1, V1 等对应图 7 中的 VCSEL1 220a、VCSEL2 220b 等的激励。相应检测器的响应通常如 224 所示。

当光源 220a 被激励时，在相应的检测器中没有散射光轮廓被检测到，因为，如图 7 所示，盒 14 没有位于光源 220a 和相应的检测器之间。在某些实施例中，当图 7 所示的 3 个光检测器用于每一光源时，只有左和右检测器可以用于检测散射光轮廓。随后可以将光源 220b 激励。当这发生时，相应的检测器检测散射光轮廓 222。散射光轮廓 222 的特性可以识别如盒边缘 210 的光散射元件。

当第三和第四光源被激励时，在相应检测器处没有检测散射光轮廓。当第五光源 220c 被激励时，相应的检测器检测散射光轮廓 224。散射光轮廓 224 的特性可以识别如浮凸的光散射元件 214 的光散射元件。继续该实例，当光源 220N 被激励时，相应的检测器检测散射光轮廓 226。散射光轮廓 226 的特性可以识别如流动通道边缘 212 的光散射元件。为了示例的目的，所示的光散射轮廓 222、224 和 226 具有不同的放大率。可是，可以想到，依照要求任何适合的参数或者特性可以用于把光散射轮廓区分开。可选择地，只识别光散射元件的位

置，没有区分开所提供的光散射元件。在某些实施例中，只识别浮凸的光散射元件 214 的光散射轮廓 224，可以忽略对其它光散射元件的检测。

一旦确定盒 14 的所述相对对准，那么本发明就可以识别哪个或者哪些光源和/或光检测器元件是在与流体 50 相邻的位置上。例如，在图 7 的示例性实施例中，本发明可以识别光源 220x, 220y 和 220z，其都位于与流体 50 相邻的位置上。根据盒 14 和底部 16 和/或盖部 18 的相对对准，可以选择不同的光源和/或光检测器。例如，如果将盒 14 向上移动，以使光源 220b 位于浮凸的光散射元件 214 上，那么紧接在光源 220c 之上的该 3 个光源会具有与流体 50 相邻的位置，并被选择。一旦已经所述光源被识别出且被选择，那么就可以使用所选择的光源和/或光检测器例如检测流体的一个或多个参数和/或特性。

图 9 示出本发明的另一示例性实施例。该实施例包含 3 个单独的光源和光检测器。当示出 3 个阵列时，可以理解，也可以使用任何适当的数量，这取决于应用。在该示例性实施例中，每个光源和光检测器阵列沿相对于流体中心流动轴的不同光源轴定位。

光源和光检测器的第一阵列如 300 所示。在所示的示例性实施例中，第一阵列 300 的光源和光检测器沿第一光源轴以线性阵列方式排列。该光检测器阵列与光源的线性阵列位于同一行中。第一阵列 300 的光源和光检测器例如可用于测量流体 50 中细胞的横向对准、粒子尺寸和在某些情况下的粒子速度。可替换地，或者另外，光源和光检测器的第一阵列 300 可以用于检测光散射元件的位置，如光散射元件 312，以帮助确定盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的对准。例如，光散射元件 312 可产生光散射轮廓，该轮廓能够由一个或多个相应的检测器检测。一旦识别出该光散射元件 312 的位置，那么就能够确定出盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的对准。

光源和光检测器的第二阵列如 302 所示。该光源的第二阵列沿相对流体 50 的流动轴的第二光源轴以线性阵列方式排列。在该示例性实施例中，第二阵列 302 的光检测器包含光检测器的 3 个线性阵列。光检测器的一个线性阵列与光源的线性阵列位于同一行中。光检测器的另两个线性阵列位于光检测器的同行阵列的任一侧。光源和光检测器的第二阵列 302 与图 7 所示和描述的类似。如图 7 详细描述，光

源和光检测器的第二阵列 302 可以用于例如帮助确定盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的相对对准。

一旦确定盒 14 的相对对准, 就可以识别位于与流体 50 相邻的一个或多个光源和/或光检测器元件。一旦已经识别并选择出这些光源, 那么就可以例如使用所选择的光源和相应的光检测器检测流体的一种或多种参数和/或特性。在一示例性实施例中, 可以将第二阵列 302 的所选光源和光检测器用于测量由流体 50 中所选粒子产生的小角度散射 (SALS)。在这种情况下, 可以将外部光检测器与同行的检测器足够地隔开, 以便截断由流体 50 的所选粒子产生的小角度散射 (SALS)。

可以想到, 可以将第二阵列的光源和光检测器 302 的同行检测器用于检测光束, 该光束不是由核流中的粒子来大量散射的。因此, 如果需要, 可以将第二阵列 302 的光检测器的同行线性阵列用于提供与第一阵列 300 的检测器的同行线性阵列相同的测量。两个检测器的同行阵列的测量可以相比较或者相结合, 以提供多个精确的结果。可替换地, 或者另外, 第二阵列 302 的同行检测器可以用作检测器的冗余设备, 以改善测量的可靠性。

第二阵列 302 的同行检测器也可以用于与第一阵列 300 的同行检测器连同使用, 以便更精确地确定流体粒子的飞行时间或者速度。由于检测器之间的距离较大, 因此该测量可以更精确。如上所述, 通过了解粒子的速度, 可以由控制器最小化或者消除由流体驱动器引起的流动速率的小变化。

光源和光检测器的第三阵列 350 也已示出。光源和光检测器的第三阵列 350 例如可以用于测量由流体的所选粒子产生的前方位角散射 (FALS)。在该示例性的实施例中, 光源沿相对流体 50 的流动轴的第三光源轴以线性阵列方式排列。每一光源优选具有相应的光检测器, 且每一光检测器优选是无敏感区域的或者具有位于中间的单独的同行检测器的环形检测器。该环形的光检测器的尺寸可以度量, 以便截断和检测由流体的所选粒子产生的前方位角散射 (FALS)。

如果设置单独的同行检测器, 那么该阵列能够用于提供如第一阵列 300 和/或第二阵列 302 的同行检测器的相同的测量。当如此设置时, 可以比较或结合来自第一阵列 300、第二阵列 302 和第三阵列 350

的所有 3 个同行阵列检测器的测量，以提供更加精确的结果。第三阵列 302 的同行检测器还可以用作另一级别或者冗余以改善测量的可靠性。

第三阵列 350 的同行检测器还可以与第一阵列 300 和/或第二阵列 302 的同行检测器连同使用，以便更精确地确定流体粒子的飞行时间或者速度。由于检测器之间的距离较大，因此该测量可以更精确。如上所述，通过了解粒子的速度，可以由控制器最小化或者消除由流体驱动器引起的流动速率的小变化。

通过使用光源和检测器的 3 个单独的阵列，在某些实施例中，可以根据需要的应用优化与每一阵列相关联的光学装置。例如，在某些实施例中，设计与第一阵列 300 关联的光学装置，以在核流平面上提供良好聚焦的激光。这可以帮助提供由第一阵列 300 执行的对准、尺寸和粒子速度测量的分辨率。同样地，设计与第二阵列 302 关联的光学装置，以在核流平面上提供良好聚焦的激光。当测量由流体中所选粒子产生的小角度散射 (SALS) 时，经常需要良好聚焦的光束。最后，设计与第三阵列 350 关联的光学装置，以在核流平面上提供准直的光束。当测量由流体中所选粒子产生的前方位角散射 (FALS) 时，需要准直的光束。

使用激光器阵列对于单光源构造来说提供许多重要的改进。例如，线性激光器阵列可用于确定核流 160 中粒子路径的横向对准。在粒子流的对准中一个光源的不确定性在于核流的宽度，这会导致粒子路径位置的统计波动。可以从检测器数据的分析来确定这些波动，这些波动能够被控制器或处理器 40 所利用，以调节流体驱动器的阀门，以便改变施加到样本流体和支持流体上的相对压力，从而改变流体中所选粒子的对准。

为了确定流体 50 中细胞的横向对准，细胞可以通过由光源（例如 VCSEL）阵列产生的几个聚焦点。该细胞在相应的同行参考检测器中产生信号下降。该信号的相对强度可以被控制器或处理器 40 使用，以确定粒子路径的中心和粒子宽度的测量。

使用光源阵列而不是单一激光器构造的另一优点是可以确定每一细胞的速度。从光散射信号估算粒子的大小时，粒子的速度是重要的参数。传统的血细胞计数法是根据泵浦的流动速率来推断粒子的速

度。这种方法的局限是泵浦必须非常精确，必须严格地控制血细胞计数器流动腔的公差，无诸如泄漏这样的流体损失发生，和无诸如引入微气泡这样的障碍以干扰流动或核的形成。

为了确定每一细胞的速度，该系统可以测量每一细胞经过两个连续的聚焦点所需的时间。例如，参照图 9，一细胞经过检测器 208，然后经过检测器 210。通过测量细胞从检测器 208 运动到检测器 210 所需的时间，并已知从检测器 208 到检测器 210 的距离，控制器或处理器 40 能够计算出细胞的速度。这是近似的速度测量。这经常称作飞行时间 (time-of-flight) 测量。一旦已知速度，穿过作为粒子的近似中心点的运动时间 (几微秒) 就可以提供粒子长度和大小的测量。

可以想到，根据粒子速度还可以帮助控制流体驱动器。为了减小血细胞计数器的尺寸、成本和复杂性，图 2 中可替换的盒 14 可由塑料层压板或者模制品制造。尽管这种制造技术可提供廉价部件，但是典型地它们的尺寸精度和可重复性，以及不对称尺寸和具有较宽公差的截面。这些较宽的公差可产生粒子速度的变化，特别是从盒到盒的粒子速度的变化。为了有助于补偿这些更宽的公差，上面所讨论的飞行时间的测量能够被控制器或者处理器 40 所利用，以便调节施加到的血液、溶液和鞘流体上的受控压力，以使核流中的粒子具有相对恒定的速度。同时，由于这些更宽的公差，经常需要确定盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的对准。一旦确定了该对准位置，就能够选择适当的光源和光检测器来分析流体的所选参数或者特性。

为了进一步估算细胞的尺寸，可以想到，激光光束可以沿细胞路径和沿与细胞路径交叉的路径来聚焦。另外，可以分析穿过细胞的多个样本的组织特征，以使其它细胞类型与形态特征相关。这样可提供有关细胞大小的多个参数，以帮助使细胞类型彼此分开。

使用激光器阵列而不是单一激光器光源构造的另一优点是横跨流动通道可以提供相对恒定的光照射。如图 12 所示，这可以由相邻的 VCSEL 提供的重叠的高斯光束来完成。在单一的激光器系统中，横跨流动通道的光照射典型地横跨通道变化。因此，如果粒子不在流动通道的中心，则会减小随后测量的精度。

图 10 表示使用机械致动器将第一物体相对第二物体对准的本发

明的另一示例性实施例的示意图。该示例性实施例包含第一物体 352 和第二物体 353，其中第二物体 352 包含用于接收第一物体 352 的槽 354。尽管在本实施例中使用了槽 354，但是其不是必须的，并且在某些实施例中可以不包含槽。如图 1 所示的第二物体 353 包含一个或多个光源，如光源 355 和一个或多个光检测器，如光检测器 356。

在所示实施例中，光源 355 安装在第二物体 353 的槽 354 的一侧（如上侧），光检测器 356 安装在第二物体 353 的槽 354 的相对侧（例如下侧）。如上所述，第一物体 352 可包含如图所示的细长的光散射元件 357。

控制器 359 可用于控制机械致动器 361，当启动该致动器时，其可以使第一物体 352 相对第二物体 353 移动。在所示实施例中，机械致动器 361 相对第二物体 353 在上和/或下方向移动第一物体 352。依照需要，该致动器 361 可以是任何类型的致动器，包含例如步进马达、微致动器（如静电驱动的微致动器）、或者任何其它适合的致动器。

在使用时，控制器 359 指示致动器 361 使第一物体 352 相对第二物体 353 移动，直到光源 355 产生与光散射元件 357 相交的光束，然后产生由光检测器 356 所检测的光散射轮廓。一旦发生这种情况，可以认为第一物体 352 正确地对准了第二物体 353。在示例性实施例中，第一物体 352 的原始位置由虚线表示，其可以向下方向移动，直到第一物体 352 的光散射元件 357 与光源 355 对准为止。在某些实施例中，光散射元件 357 可以是例如一个另外的透镜、边缘或者台阶、衍射光栅、吸收滤波器、反射器、流动通道、或者其它任何类型的光散射元件。

除了相对第二物体 353 移动第一物体 352 外，可以想到，光源 355 本身可以相对第二物体 353 移动。这在图 11 中已表示出。在图 11 中，致动器 363 使光源 355 相对第二物体 353 移动，通过限定，也可以使光源 355 相对第一物体 352 移动。在所示实施例中，控制器 359 指示驱动器 363 移动光源 355，直到光源 355 在第一物体 352 上产生与光散射元件 357 相交的光束。然后产生可由光检测器 356 检测到的光散射轮廓。在该示例性实施例中，光源 355 的原始位置由虚线 370 表示，激励后，光源向下方向移动直到该光源 355 与第一物体 352 的光散射元件 357 对准为止。在某些实施例中，可以使用光检测器的静态阵列

来检测横跨一定范围内位置的光束。在其它实施例中，可以使用一个或多个较大的静态检测器来检测横跨一定范围内位置的光束。在另外的实施例中，可使用一个或多个可移动的光检测器，连同光源 355 一起由致动器 363 移动，如图 11 所示。

现在参照图 12，在某些实施例中，来自所有或者所选光源的光束可通过光束形成器等。当光源是沿阵列轴延伸的阵列时，该光束形成器例如可以在轴的方向增加每一光源的束斑尺寸，在某些情况下，在垂直于轴的方向上减小束斑尺寸。在某些实施例中，光束形成器可以在轴的方向增加束斑尺寸，以使每一光源的光输出至少部分地与相邻光源的光输出重叠。例如，图 12 示出，许多束斑 400a - 400f 已经由光束形成器形成，其中每一束斑已经在光源阵列轴的方向增加，在垂直于光源阵列轴的方向减小。另外，每一束斑 400a - 400f 至少部分与相邻光源的束斑重叠。这增加了束斑 400a - 400f 能够共同横跨的距离，并增加了横跨照射区域的光照均匀性。

图 13 示出了两个间隔的激光器光源的光照强度。每个光源产生具有高斯峰值光强的束斑。光强度的下降在光源之间表示。图 14 表示光束已经由上述的光束形成器提供后，两个间隔的激光器光源的光照强度。每个束斑已经在光源阵列轴的方向增加，并在垂直于光源阵列轴的方向减小。另外，每个束斑至少部分与相邻光源的束斑重叠。如所看到的，这可增加横跨照射区域的光照均匀性。

图 15 示出用于一个或多个光源的示例性光束形成器。该光源由 410 表示，可提供束斑到通常由 412 表示的光束形成器上。该光源可以是例如 VCSEL、边缘发光光电二极管、或者任何其它适合的光源。光束形成器 412 包含第一透镜 414 和第二透镜 416，它们在垂直方向上共同减小束斑尺寸，以及第三透镜 418，它在水平方向上增加束斑尺寸。该第一透镜 414、第二透镜 416 和第三透镜 418 在盒 14 中的流动通道 50 的核流 160 平面上共同聚焦细长束斑 420，如图所示。如所看到的，光束形成器 412 可以增加束斑 420 可横跨的距离，并可以增加横跨流动通道 50 的光照的均匀性。一旦光经过核流 160，该光可以由另一透镜（未示出）接收，如衍射的光学元件（DOE），并且可以引导到一个或多个用于检测和分析的检测器。

图 16 表示以光源的线性阵列方式使用的光束形成器。该光源的

线性阵列总地由 450 表示,可包含具有以所示的水平方向(X-方向)延伸的阵列轴的 VCSEL 的线性阵列。流动通道由 50 表示。流动通道以垂直方向(Y-方向)延伸。一个或多个检测器由 452 表示。VCSEL 450 阵列中的每一 VCSEL 优选提供束斑到光束形成器 456 上。光束形成器 456 可包含许多透镜或者其它光学元件,它们共同形成重叠的细长束斑,如图 12 所示。示例性的光束形成器 456 可包含第一透镜 460、第二透镜 462 和第三透镜 464,它们共同在垂直方向(Y-方向)减小束斑的尺寸,第四透镜 466 在水平方向增加束斑的尺寸。第四透镜 466 例如可以是在垂直方向(Y-方向)是凹面的柱面透镜。第一透镜 460、第二透镜 462、第三透镜 464 和第四透镜 466 可以在盒 14 流动通道 50 的平面上共同聚焦重叠的细长束斑。如图 12 详细描述,光束形成器 456 可以增加由光源阵列 450 提供的束斑共同横跨盒 14 的距离,并可以增加横跨照射区域的光照均匀性。一旦光通过核流 160,光束就可以由另一诸如衍射光学元件(DOE)的透镜 470 收集,并可以引导到一个或多个用于检测和分析的检测器 452 上。

图 17 是表示若干用于检测盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 对准的示例性方案的示意图。为了识别盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的相对对准位置,光源阵列优选延伸足够的范围,以使图 12 所示的至少一个细长束斑与盒 14 的至少一个光散射元件相交。在图 17 所示的示例性实施例中,盒 14 包含若干光散射元件,该光散射元件包括盒的边缘 210 和两个流动通道边缘 212a 和 212b。每个光散射元件优选产生散射光轮廓。

定位一个或多个检测器以使至少一个检测器可以检测到至少一个光散射元件的散射光轮廓。可以使用控制器来识别所检测的散射光轮廓实际上是哪个光源产生的,并使所识别的光源的位置与盒 14 相对底部 16 和/或盖部 18 的对准位置相关联。

在第一情景中,由光束形成器产生的细长束斑区域共同由 470 表示。在一个实例中,共同的细长束斑区域 470 由十个(10)个具有 25 微米间距的 VCSEL 线性阵列形成。该光束形成器拉长并重叠 10 个 VCSEL 装置的各个束斑,并在盒 14 产生具有长度约 720 微米的共同细长束斑区域 470。

在第一情景中,对准盒 14 以使共同的细长束斑区域 470 只重叠

一个光散射元件,即,盒边缘 210。如果流动通道 50 在共同的细长束斑区域 470 的 720 微米范围内,那么盒边缘 210 的位置可用于识别相邻流动通道 50 设置的各个 VCSEL。可是,在所示的实施例中,流动通道 50 不在共同的细长束斑区域 470 的 720 微米范围内。因而,处理器或控制器可以指示出该盒 14 未对准程度过大,以至于不能进行流动通道 50 的分析。共同的细长束斑区域 470 覆盖的范围可以通过简单地添加其它的光源、光检测器和与之相关的光学装置而得到延伸。

在第二情景中,对准盒 14 以使共同的细长束斑区域 472 重叠两个光散射元件,即,盒边缘 210 和流动通道边缘 212a。再者,如果整个流动通道 50 都在共同的细长束斑区域 472 的 720 微米范围内,那么盒边缘 210 和/或流动通道边缘 212a 的位置都可用于识别相邻流动通道 50 设置的各个 VCSEL。可是,在所示的实施例中,该流动通道 50 不全都在共同的细长束斑区域 472 的 720 微米范围内。因而,处理器或控制器可以指示出该盒 14 未对准程度过大,以至于不能进行流动通道 50 的分析。共同的细长束斑区域 472 所覆盖的范围可以通过简单地添加其它的光源和与之相关的光学装置而得到延伸。

在第三情景中,对准盒 14 以使共同的细长束斑区域 474 只重叠一个光散射元件,即,流动通道边缘 212a。再者,如果所有流动通道 50 都在共同的细长束斑区域 474 的 720 微米范围内,那么流动通道边缘 212a 的位置可用于识别相邻流动通道 50 设置的各个 VCSEL。可是,在所示的实施例中,该流动通道 50 不全都在共同的细长束斑区域 474 的 720 微米范围内。因而,处理器或控制器可以指示出该盒 14 未对准程度过大,以至于不能进行流动通道 50 的分析。共同的细长束斑区域 474 所覆盖的范围可以通过简单地添加其它的光源和与之相关的光学装置而得到延伸。

在第四情景中,对准盒 14 以使共同的细长束斑区域 476 重叠两个光散射元件,即,流动通道边缘 212a 和流动通道边缘 212b。在该情景中,所有流动通道 50 在共同的细长束斑区域 476 的 720 微米范围内。因而,流动通道边缘 212a 和流动通道边缘 212b 的位置可用于识别相邻流动通道 50 设置的各个 VCSEL。一旦被识别,可将所识别的各个 VCSEL 用于确定所选流动通道 50 的参数或者特性。

图 18 是表示用于检测流动通道 50 中核流对准的示例性方法和用

于产生散射测量的示例性方法的示意图。在本实施例中，一旦识别相邻流动通道 50 设置的 VCSEL，那么这些 VCSEL 中的每一个都可以被连续地激励，以识别流动通道 50 中的核的位置和/或进行散射测量，如 480a、480b 和 480c 所示。可替换地，或者另外，所有所识别的 VCSEL 都可以被同时激励，如 482 所示，并监视相应检测器的输出，以确定流动通道中核的位置和/或进行散射测量。

图 19 是表示具有流动通道 502 的层状盒 500 的示意图。图 20 是图 19 的盒 500 的侧剖视图。盒 500 包含若干层，所述层包含底层 504，顶层 506 和一个或多个中间层 508。在一个或多个中间层 508 中通过蚀刻的通道可以形成流动通道 502。为了有助于检测盒边缘 510、通道边缘 512 或者一些其它特征，在其中一层中或在该层上包含一个光阻挡层或区域。例如，如所示在顶层 506 的顶部设置光阻挡层或区域 514。光阻挡层或区域 514 例如可以是附着在盒 500 的顶和/或底表面上的粘着剂或者其它滤波器。可替换地，如果需要，可以将该光阻挡层引入到中间层的一层中，如 509 所示。

光阻挡层或区域例如可以在盒边缘 510 和通道边缘 512 之间延伸。光阻挡层或区域 514 可以防止由位于盒边缘 510 和通道边缘 512 之间的光源发射的光到达相应的检测器。这可以简化对盒边缘 510 和/或通道边缘 512 的检测，因为不需要分析详细的散射轮廓。可替代的，可使用简单的光/非光算法。可以理解在盒边缘 510 和通道边缘 512 之间不需要光阻挡层或区域延伸。更确切地，可以想到，可以使用任何适合检测盒 500 的相对位置的布置。

图 21 是具有光散射元件 602 的示例性物体 600 的示意图。图 22 是图 21 的光散射元件 602 的侧剖视图。光源 604(图 21 中表示为“+”号)表示为位于光散射元件 602 上，且检测器阵列 606(图 21 中表示为方框)表示为位于光散射元件 602 下。光源 604 优选将光束引向光散射元件 602，并根据光散射元件 602 与光源 604 的相对对准，该光散射元件 602 将光束引向一个或多个检测器 606。在一实施例中，参照图 22，如果光源相对光散射元件 602 位于位置 604a，那么，该光散射元件 602 可将光束引向检测器 606a。如果该光源相对光散射元件 602 位于位置 604b，那么，该光散射元件 602 可将光束引向检测器 606b。如果该光源相对光散射元件 602 位于位置 604c，那么，该光

散射元件 602 可将光束引向检测器 606c。因此，通过监视哪个检测器 606 检测了该光束，就能够确定光源 604 和光散射元件 602 的相对位置并由此确定物体 600 的相对位置。在一实施例中，光散射元件 602 是透镜。然而，也可以使用任何适合的光散射元件。可以想到，可使用光散射元件 602 来确定物体 600 的一维或者二维的相对对准。

由此，已描述了本发明的优选实施例，本领域的技术人员将清楚地了解，这里公开教导的也可以应用于其它实施例中，并落入随后附加的权利要求的范围内。

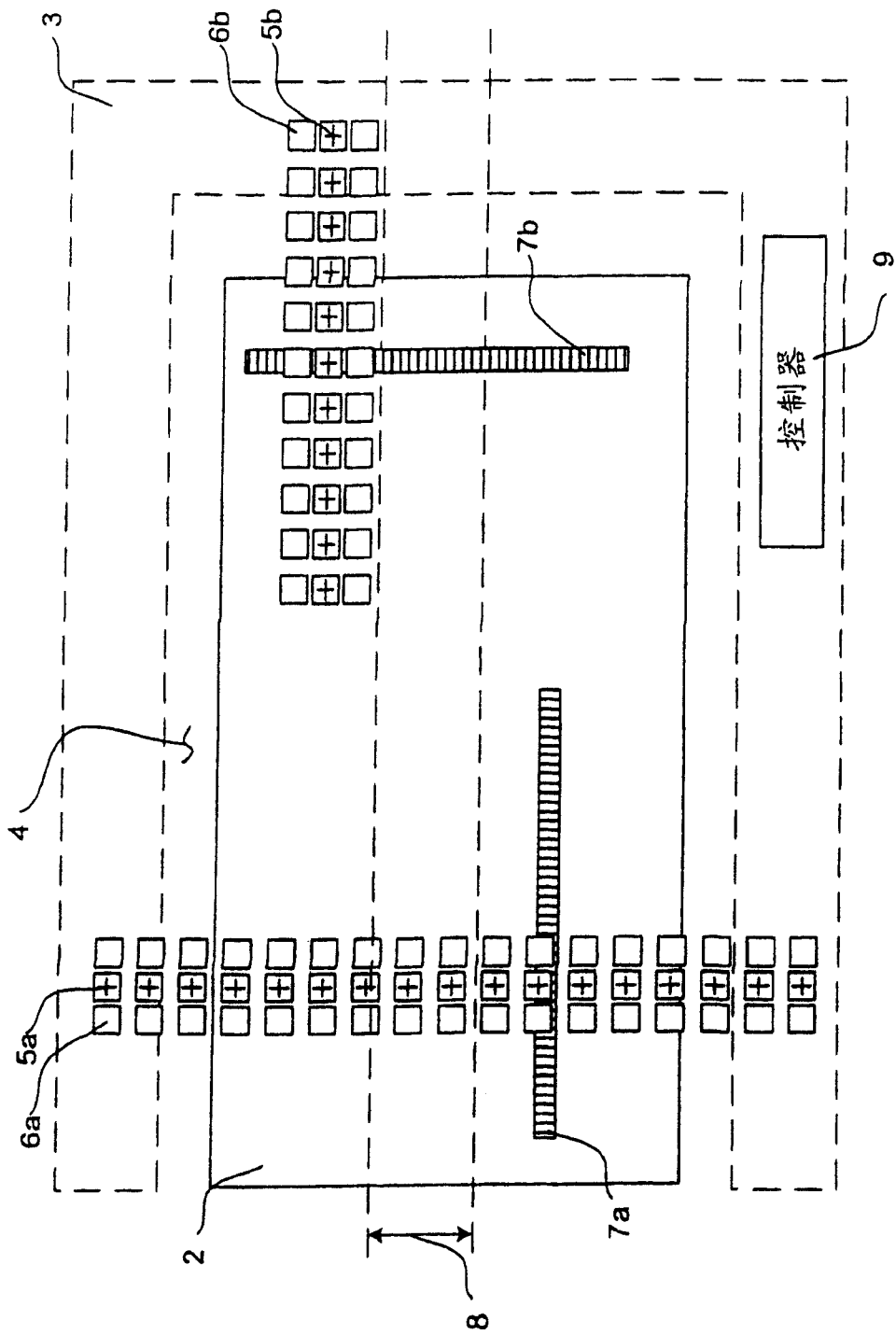


图 1

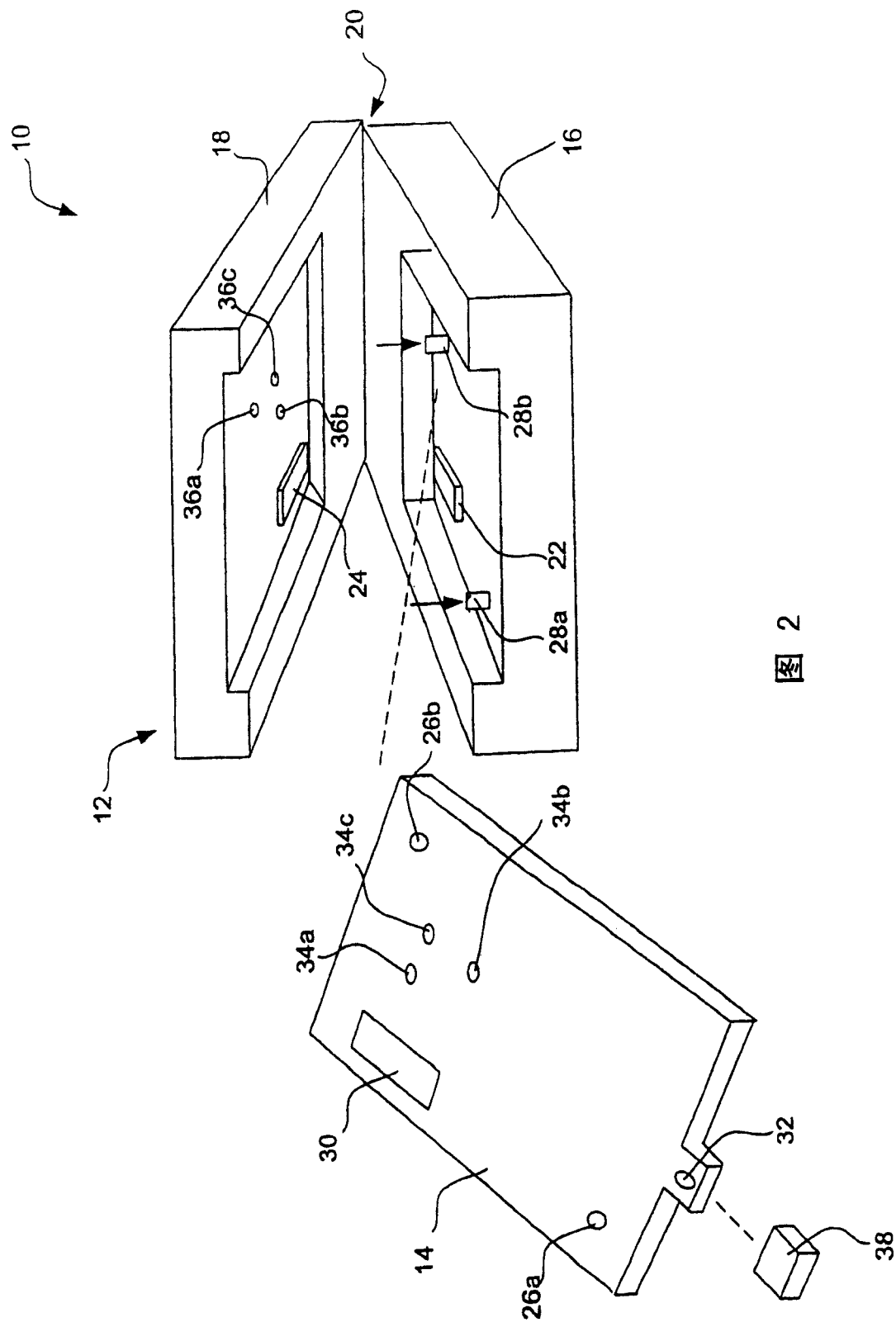


图 2

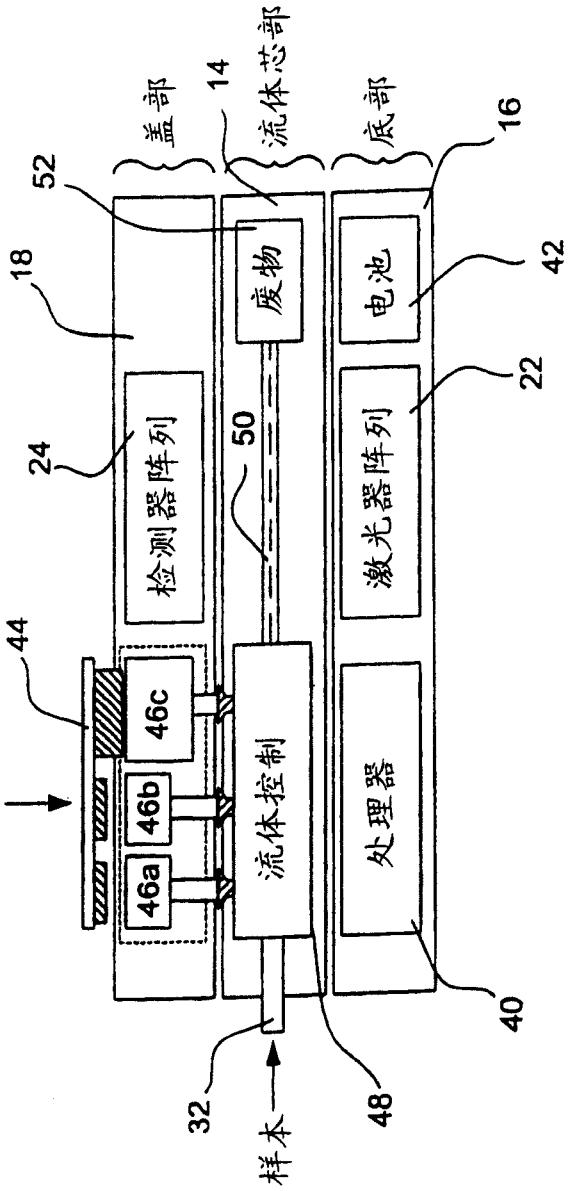


图 3

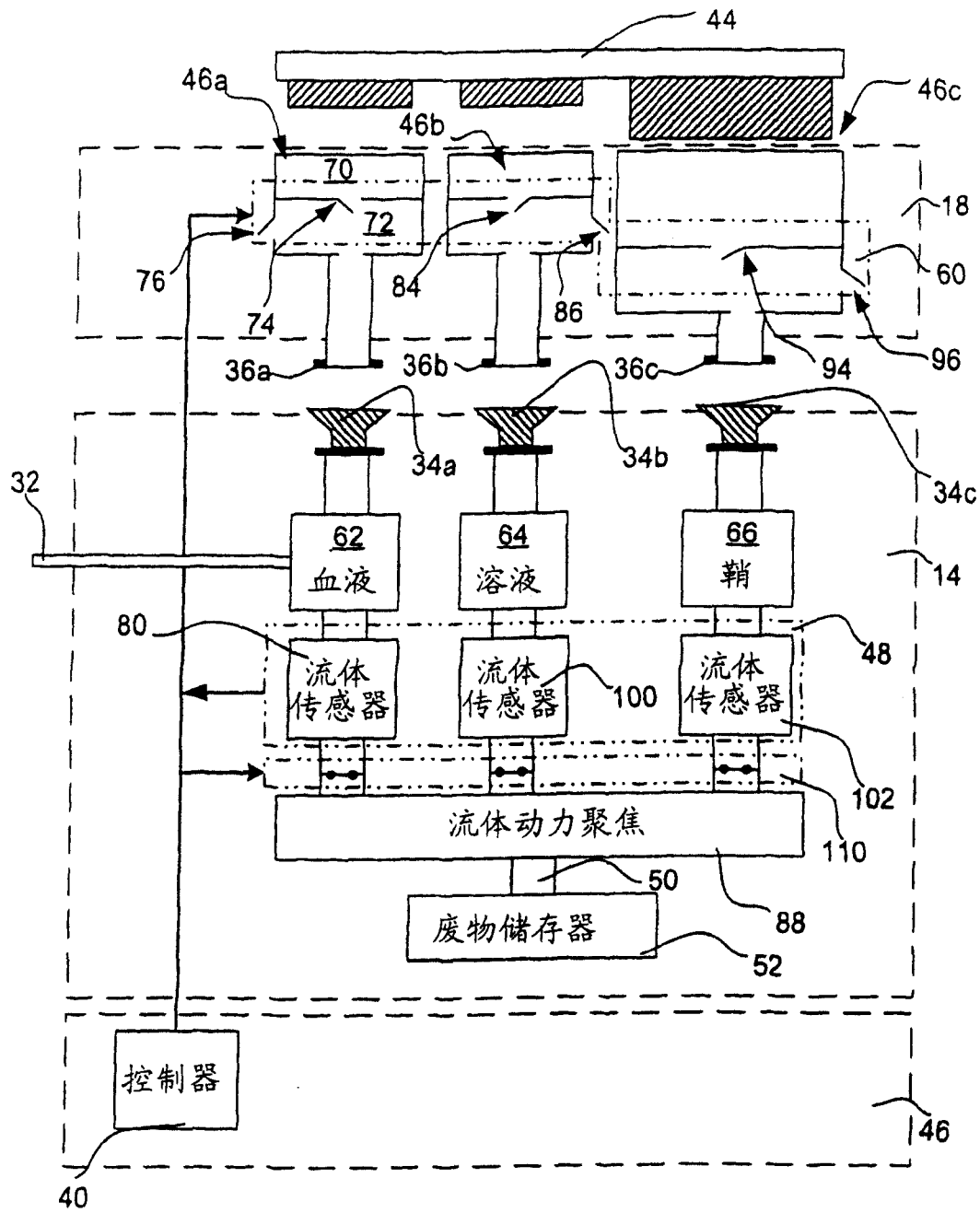


图 4

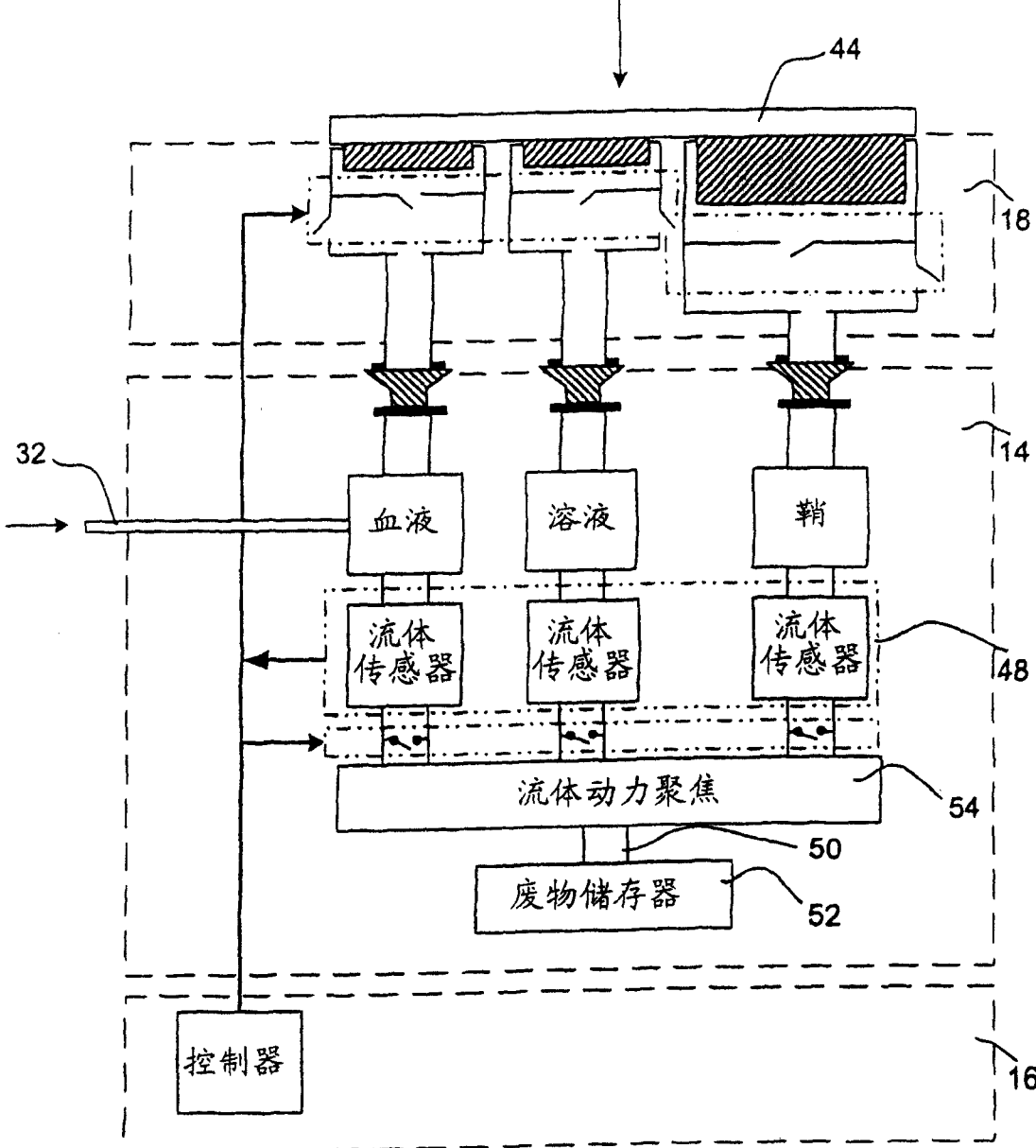


图 5

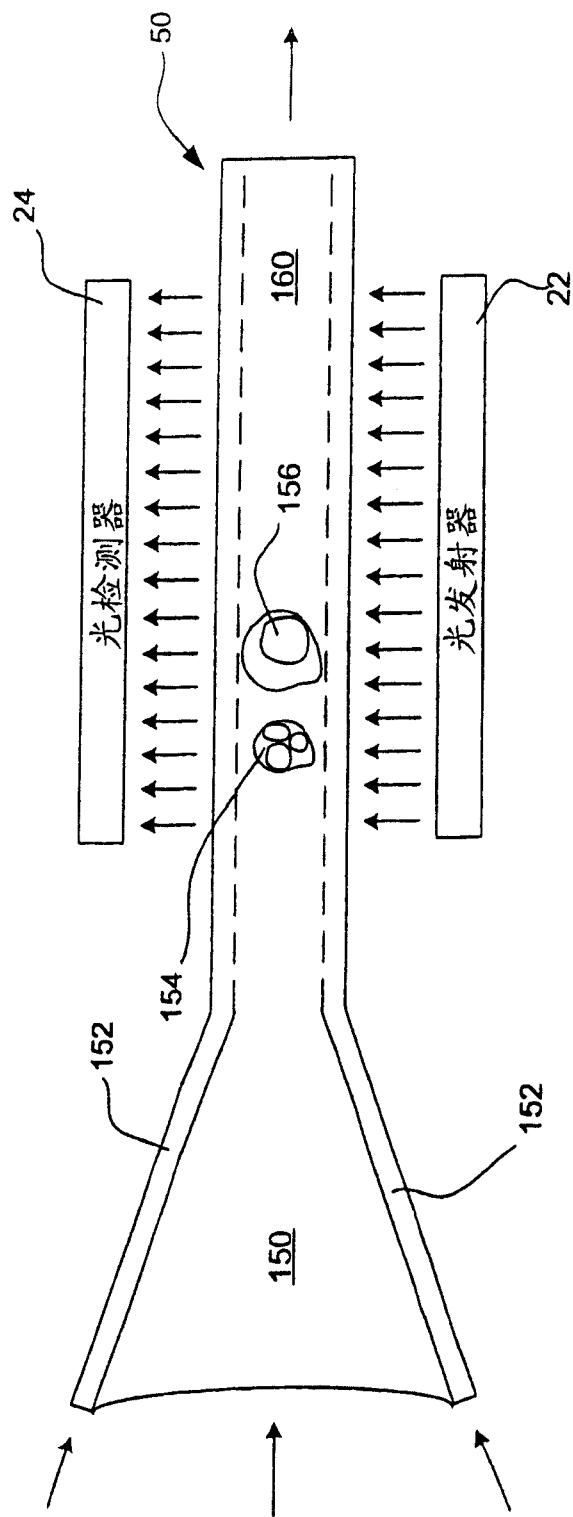


图 6

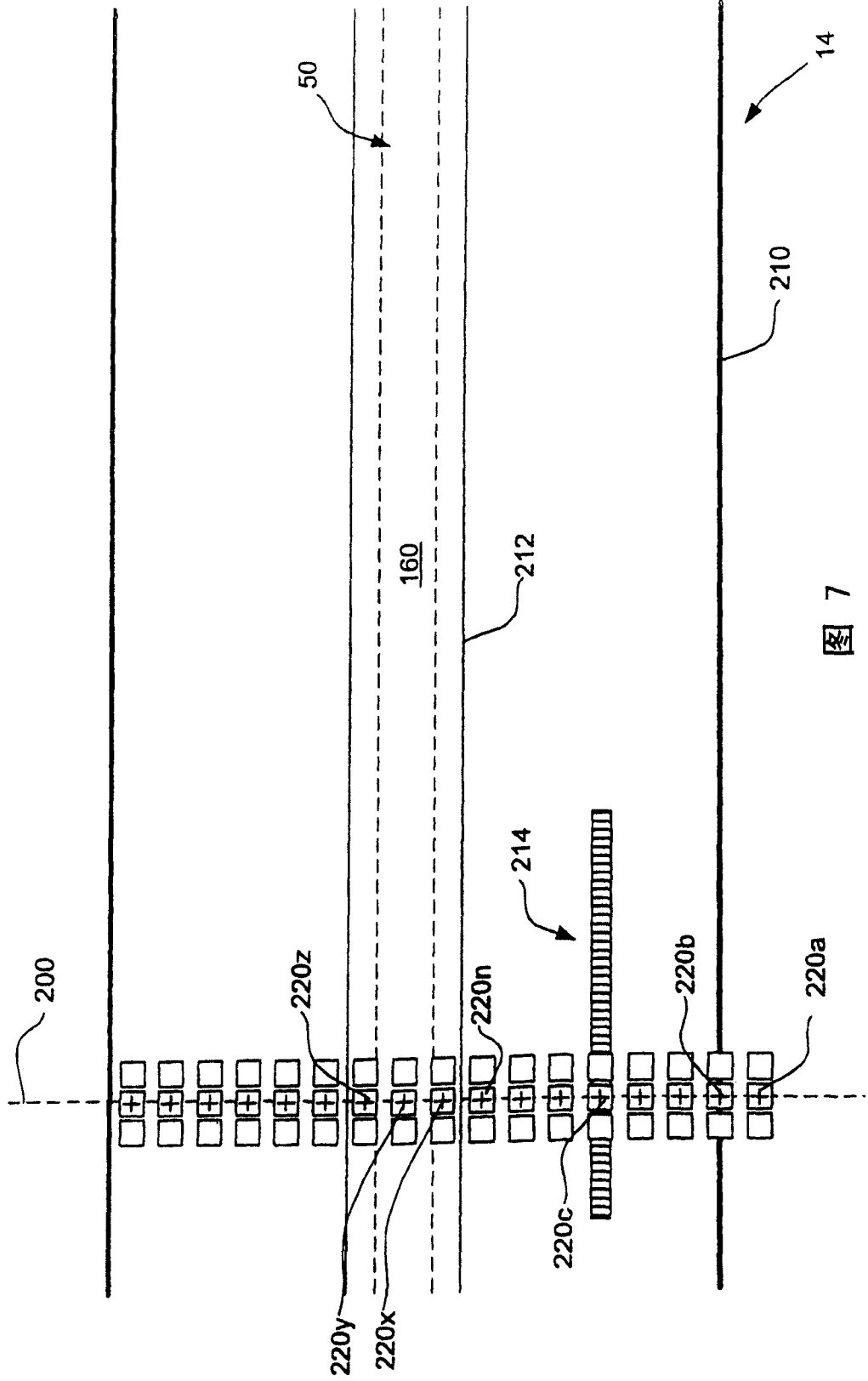


图 7

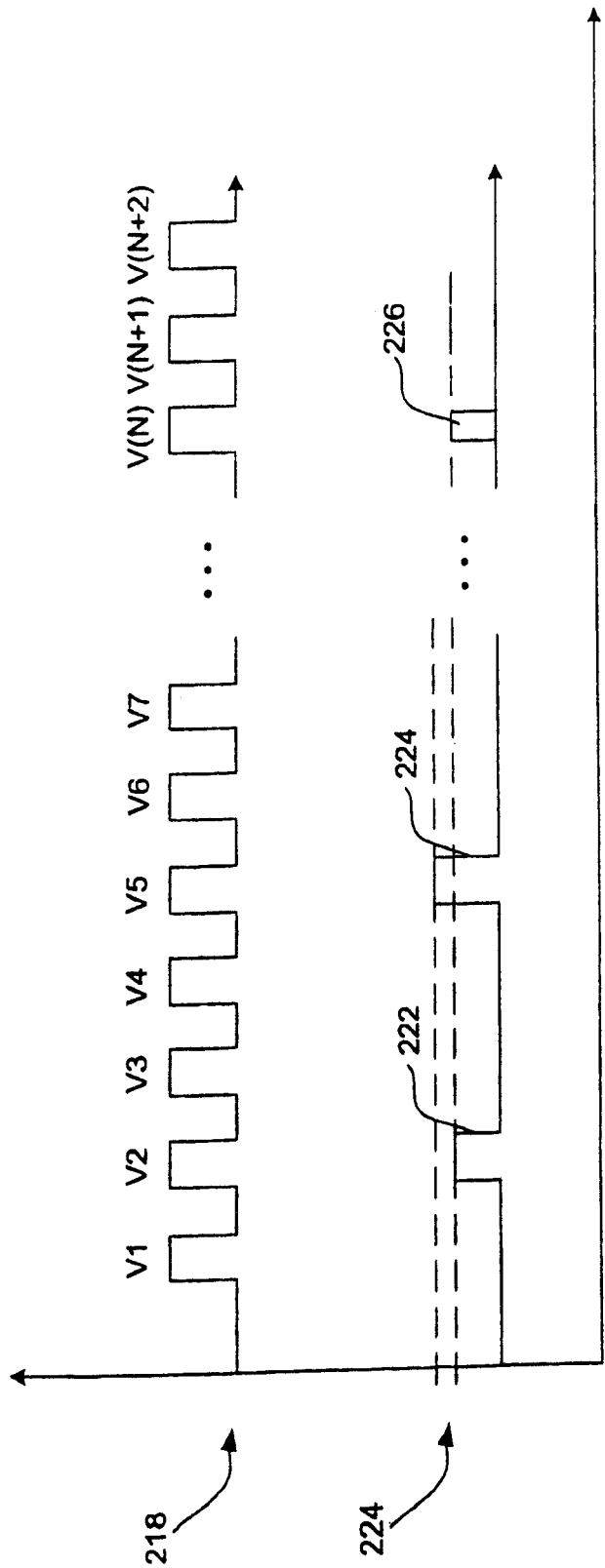


图 8

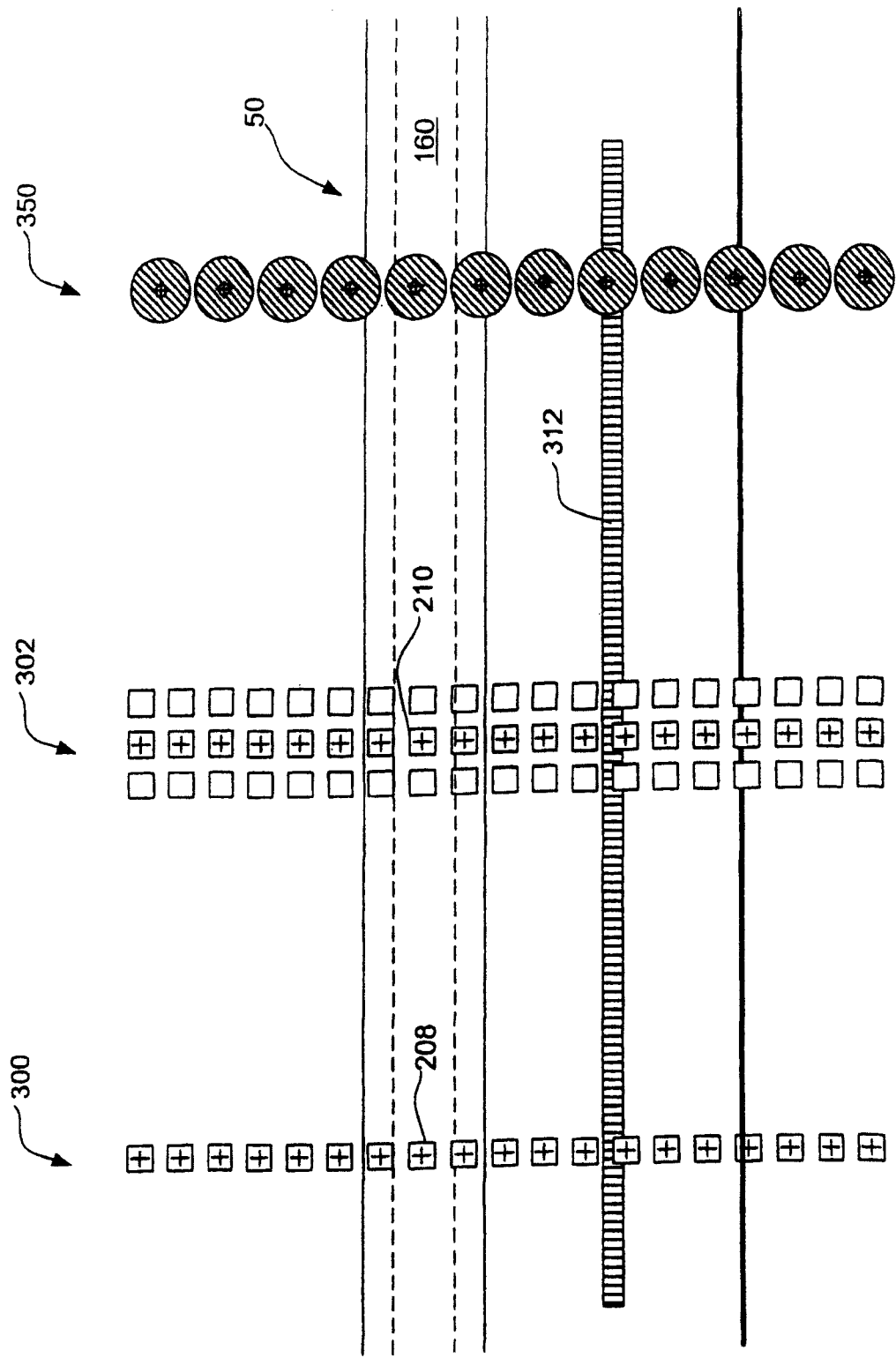


图 9

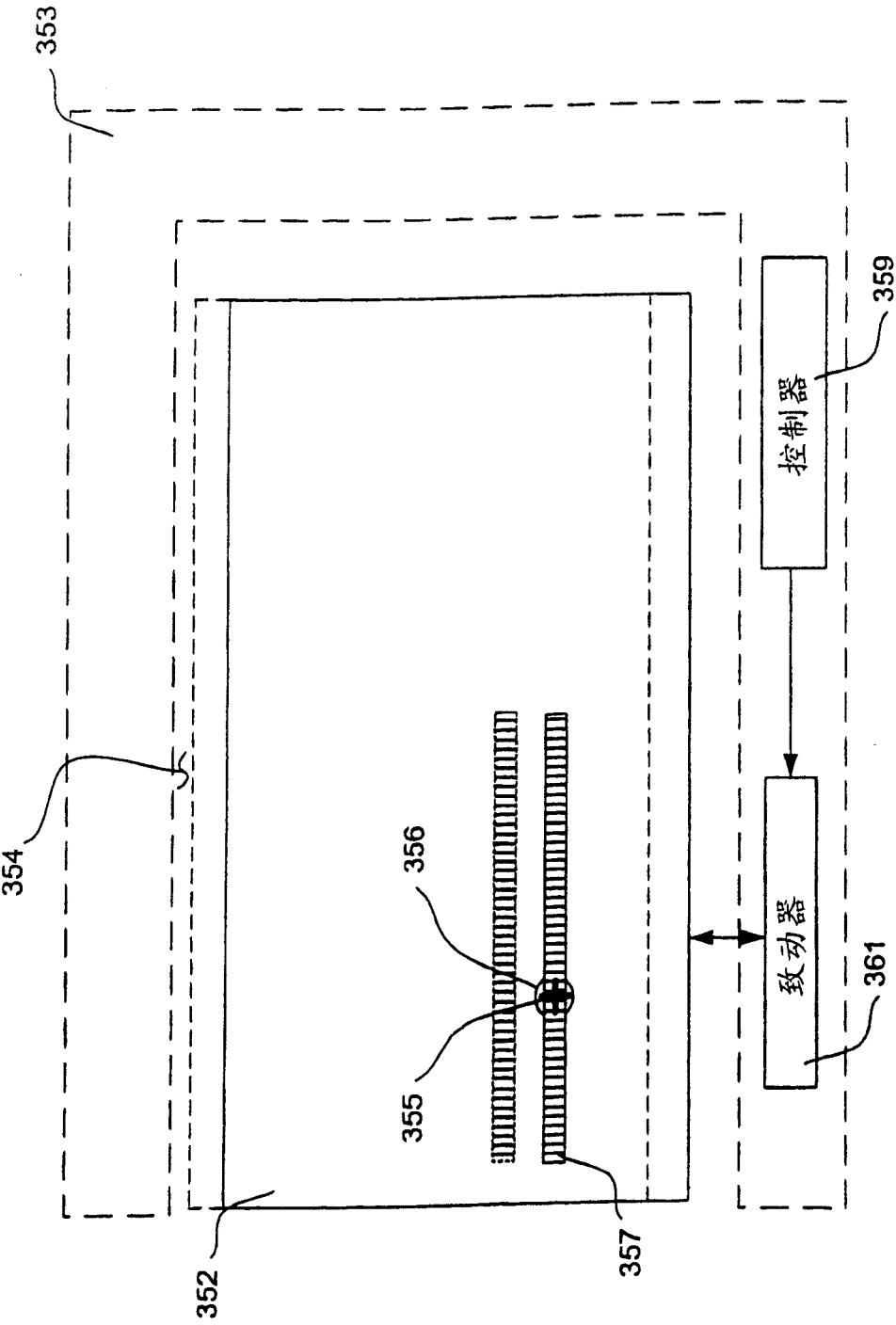


图 10

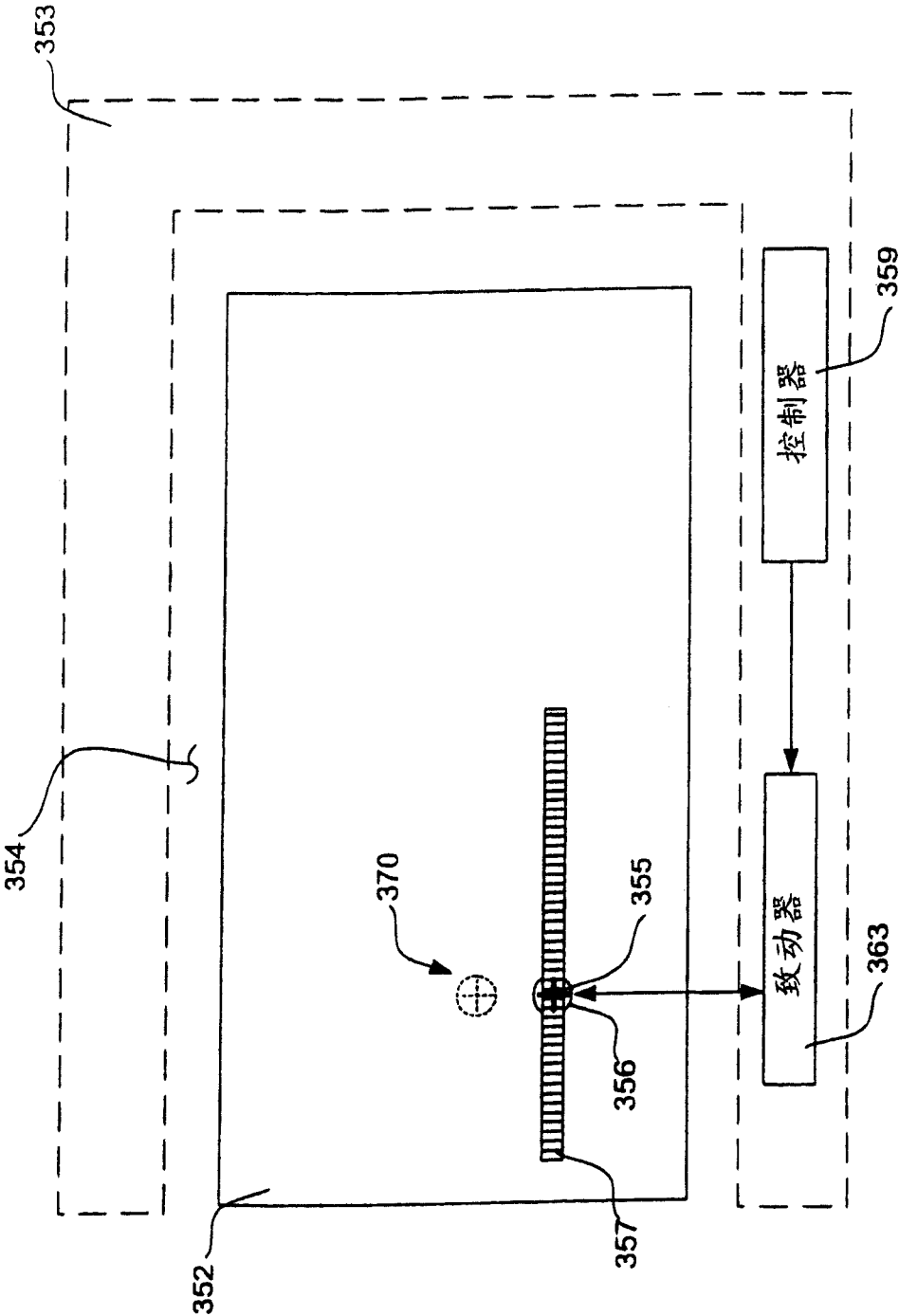


图 11

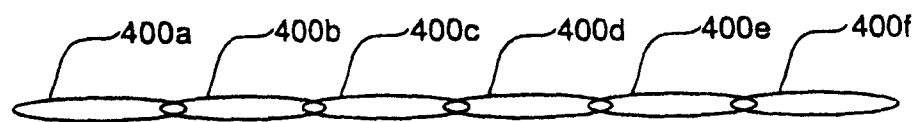


图 12

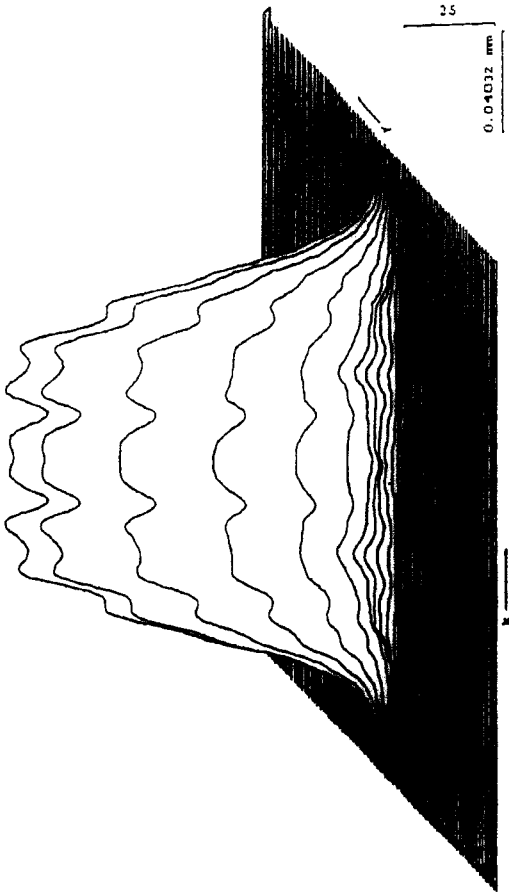


图 14

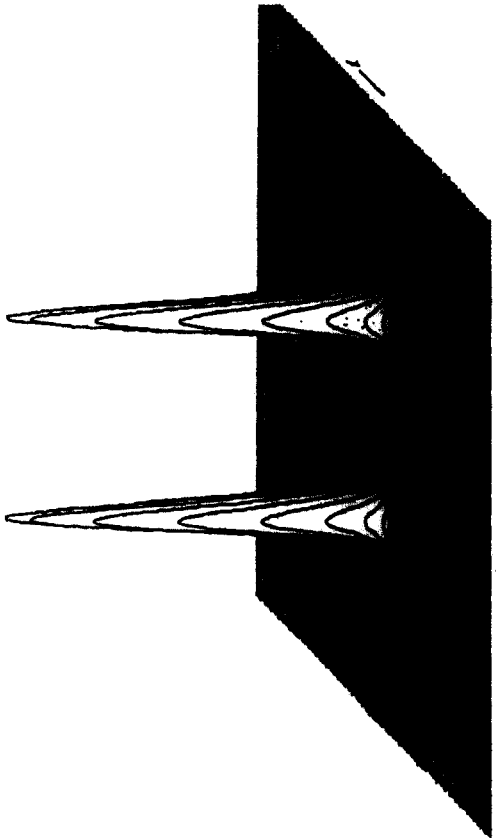


图 13

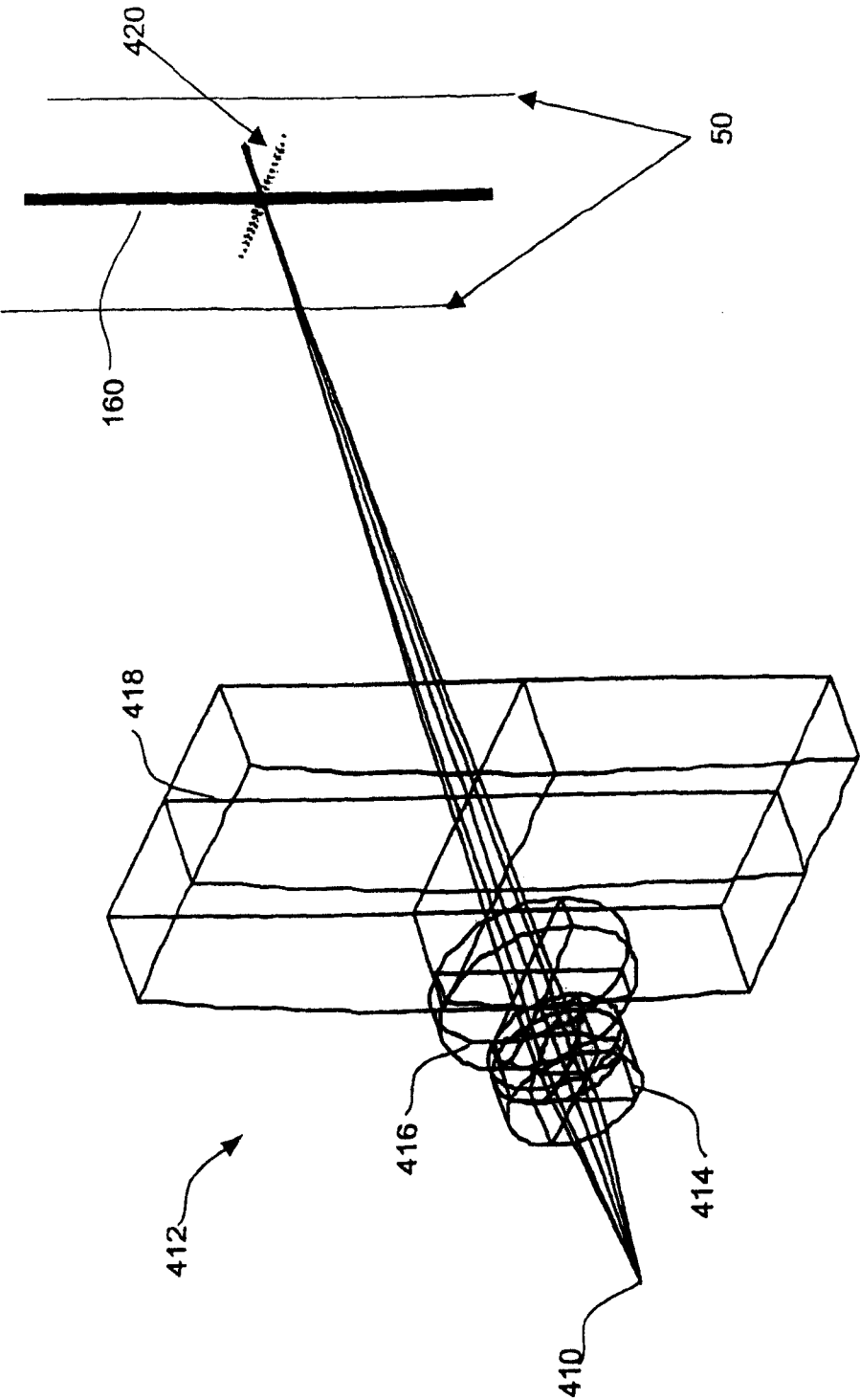


图 15

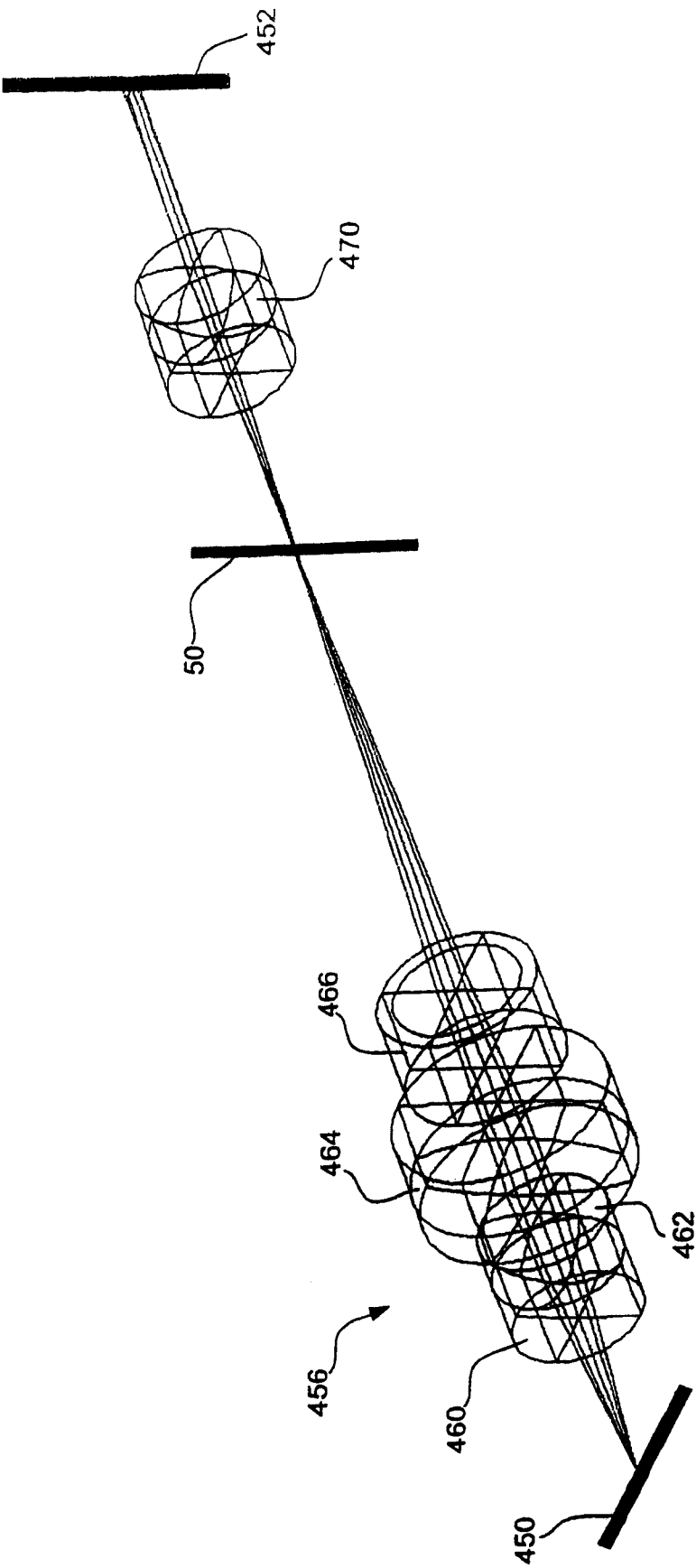


图 16

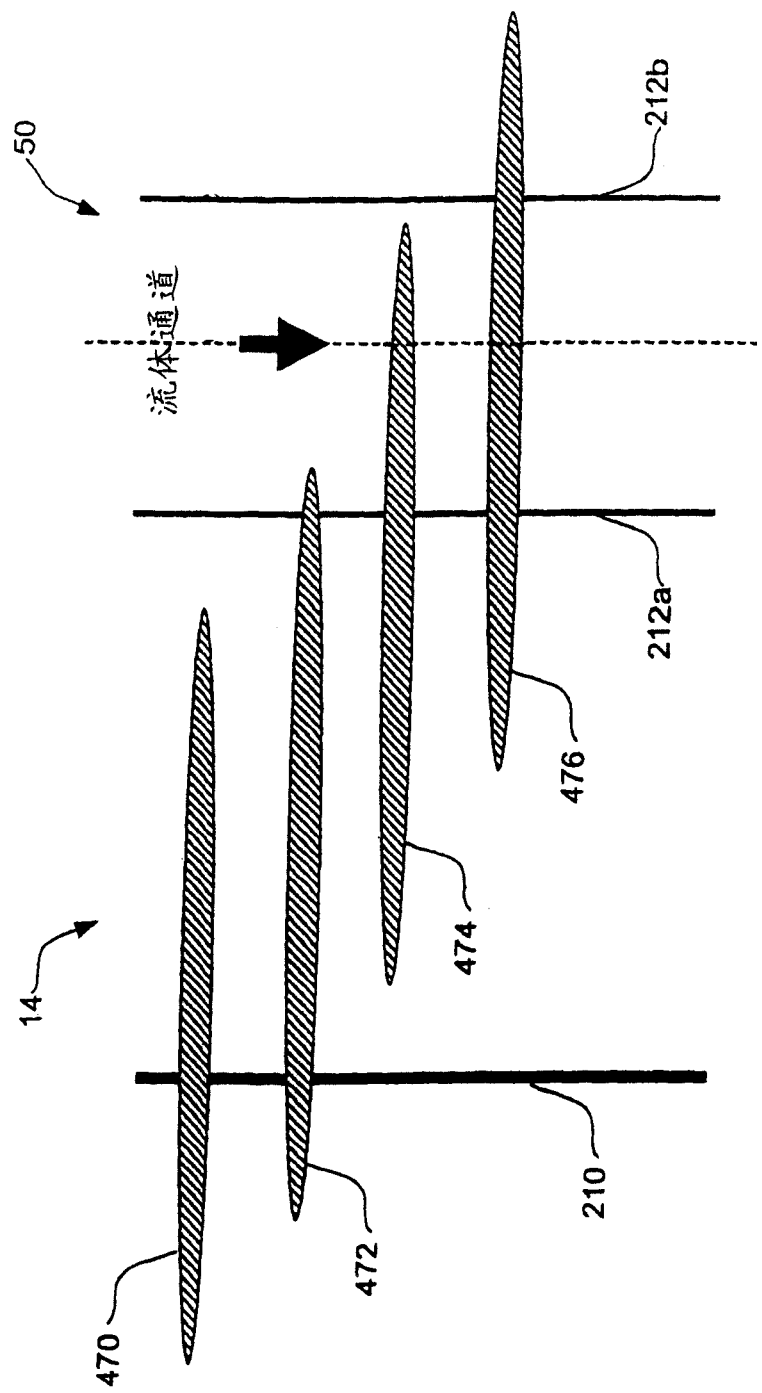


图 17

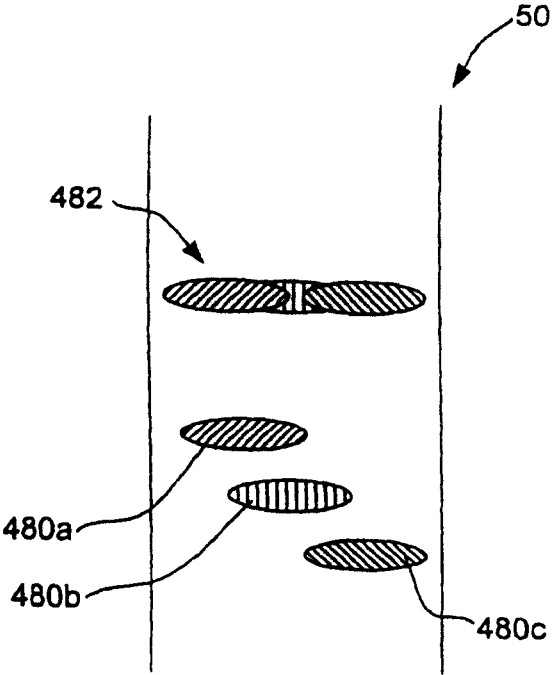


图 18

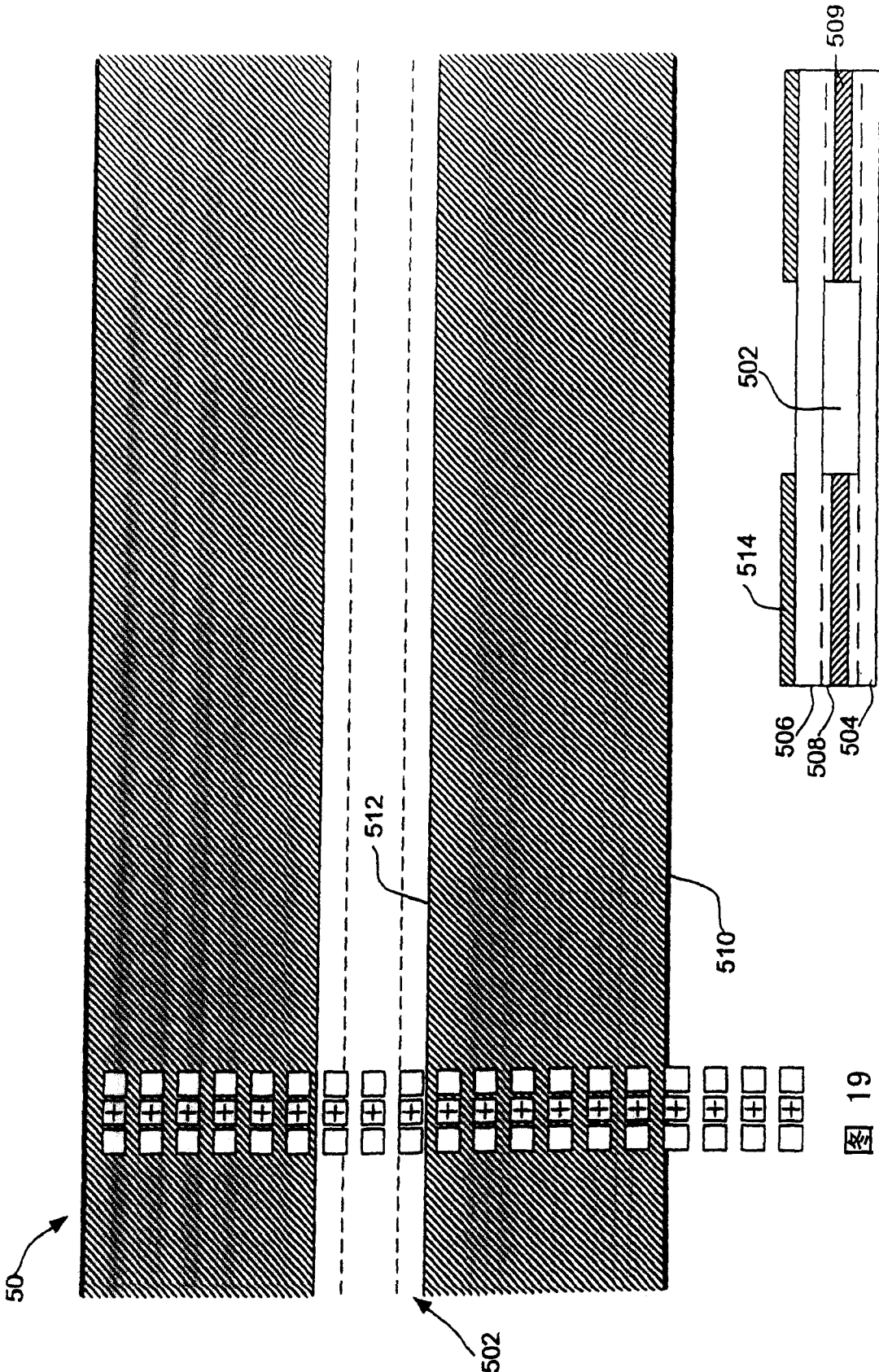


图 20

图 19

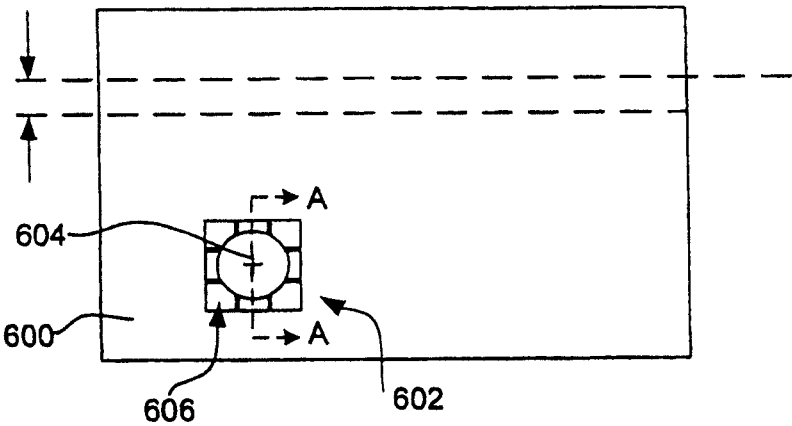


图 21

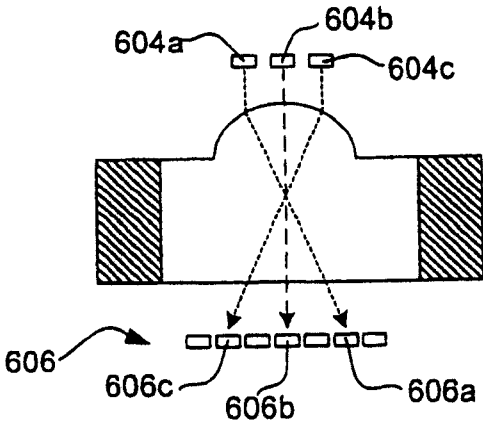


图 22