

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780000861.8

[51] Int. Cl.

G01N 21/61 (2006.01)

A61B 5/083 (2006.01)

G01N 21/35 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 11 月 25 日

[11] 公开号 CN 101589302A

[22] 申请日 2007.3.5

[21] 申请号 200780000861.8

[30] 优先权

[32] 2006.3.6 [33] US [31] 11/368,832

[86] 国际申请 PCT/US2007/063278 2007.3.5

[87] 国际公布 WO2007/103855 英 2007.9.13

[85] 进入国家阶段日期 2008.2.25

[71] 申请人 RIC 投资有限公司

地址 美国特拉华

[72] 发明人 詹姆斯·T·拉塞尔

[74] 专利代理机构 北京汇泽知识产权代理有限公司

代理人 赵军 张颖玲

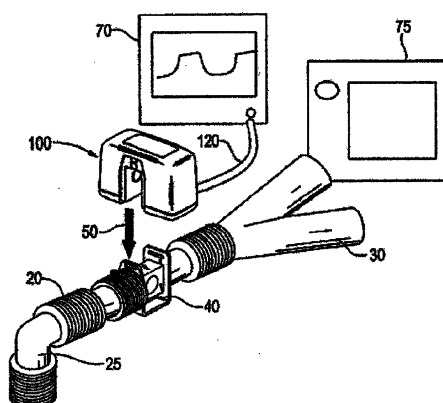
权利要求书 1 页 说明书 23 页 附图 23 页

[54] 发明名称

气体测量系统

[57] 摘要

本发明的气体测量系统(100)包括适于设置在气道接合器(adapter)上的罩(250)和设置在罩内的发光猝灭气体测量组件(236)。该发光猝灭气体测量组件包括设置于第一平面内的源(243),也设置在第一平面内的至少一个检测器(238,239)。在该至少一个检测器上提供滤波器(233)以通过关于发光猝灭的射线波长并基本上阻挡其它波长。在至少一部分源周围设置光遮蔽物(234)。



1. 一种气体测量系统 (100), 包括:
 - (a) 一个罩 (250), 适合于固定在气道接合器上;
 - (b) 一个发光猝灭气体测量组件 (236), 设置在罩内, 包括:
 - (1) 一个设置在第一平面内的源 (243), 和
 - (2) 至少一个也设置在第一平面内的检测器 (238, 239);
 - (c) 一个检测器上的滤波器 (233), 其中滤波器通过和发光猝灭相关的射线波长并且基本上阻挡其它波长; 以及
 - (d) 一个光屏蔽物 (234), 设置在至少一部分光源周围。
2. 如权利要求 1 所述的系统, 其中至少一个检测器设置在光源附近。
3. 如权利要求 1 所述的系统, 其中至少一个检测器包括多个检测器。
4. 如权利要求 1 所述的系统, 其中至少一个检测器包括设置在光源第一侧上的第一检测器, 和设置在光源第二侧上的第二检测器。
5. 如权利要求 1 所述的系统, 其中罩总体为 U 形。
6. 如权利要求 1 所述的系统, 还包括一个设置在罩内的处理器 (510), 其中对处理器编程以基于检测器的输出测量气道接合器中气流的气体成分。
9. 如权利要求 1 所述的系统, 还包括设置在罩内的红外线吸收气体测量组件 (240)。
10. 如权利要求 9 所述的系统, 其中罩包括总体为 U 形、具有第一腿和第二腿的结构, 其中红外线吸收气体测量组件包括设置在第一腿中的源组件和设置在第二腿中的检测器组件, 并且其中发光猝灭气体测量组件设置在第一腿和第二腿之间的罩内。
11. 如权利要求 9 所述的系统, 其中发光猝灭气体测量组件包括和导管中气流连通的敏感膜。
12. 如权利要求 11 所述的系统, 其中所述敏感膜设置在气道接合器上。

气体测量系统

优先权要求

本申请根据 35U.S.C.§120/365 请求享有 2006 年 3 月 6 日提交的美国申请 11/368, 832 的优先权。

技术领域

本发明涉及具有集成信号处理和改进的光学设计的主流呼吸气体测量系统，以及一种组合该系统的方法。

背景技术

呼吸气体测量系统具有气体检测、测量、处理、通信和显示功能。认为其为或者转向即侧流或者非转向即主流。转向气体测量系统将一部分采样气体从采样点经采样管输送至测量气体成分的气体传感器，该测量点通常为呼吸管路或者患者流道。非转向或者主流气体测量系统不使气体从呼吸管路或者气道离开，但是采用设置在呼吸管路上的气体传感器测量流经呼吸管路的气体成分。

常规主流气体测量系统包括将检测或者测量信号例如电压转换为可被系统用于确定所检测气体成分的值例如透射率所需要的气体检测、测量和信号处理元件。在常规主流气体测量系统中，气体传感器连至置于呼吸管路的样品池。位于设置在呼吸管路中的气道接合器上的气体传感器仅仅包括输出对应待检测气体特征的信号所需要的元件。直接将样品池设置在呼吸管路上造成“明确”波形，该波形实时反映气道中所测量气体例如二氧化碳或者氧气的偏压。也称作试管或者气道接合器的样品池位于呼吸气体流中，消除了侧流气体测量系统所需要的气体采样和净化。

对于能够测量二氧化碳的常规气体测量系统，气体传感器包括发射红外射线的源，该射线包括二氧化碳的吸收带。以垂直于呼吸气流路径的方向发射红

外射线。样品气体内的二氧化碳吸收一些波长下的射线并通过其它波长。常规气体传感器包括测量发射射线的光电检测器。

对于能够采用发光猝灭测量技术测量氧气的气体测量系统，气体传感器可包括激发设置在衬底上或者衬底内的光敏化学物且发出可见光射线的激发源，以及测量化学物暴露于氧时所发出射线的检测器。可采用已知关系例如 Stern - Volmer 关系从发光的时间响应确定气体浓度。

常规的主流主机系统包括控制气体传感器中发射器的电子设备，并提供基于检测器的输出信号的气体测量功能。现有技术中已知的主流气体测量系统沿着长度通常为 6 至 8 英尺的主机系统和气体传感器之间的电缆发射模拟信号，同样易受电磁干扰（EMI）的影响。对于向要求和国际医疗设备标准中提高的电磁免疫水平一致的潮流这一点特别重要。在颁发给 Knodle 等人的美国专利号 4,914,720 和颁发给 Mace 等人的 5,793,044 中示出了该常规主流气体测量系统的实例。

测量和信号电子设备位于主机系统中，现有的主流气体测量系统复杂而昂贵地连接主机系统。该主机系统通常包括执行例如如下功能的电路：（1）产生时间信号；（2）向固态红外发射器供应脉动能量；（3）测量和精确控制红外线检测器的温度；（4）测量和控制气道接合器加热器；（5）包括过滤和可编程增益设置的信号调节；和（6）防止意外破坏红外线发射器的监控器电路。

另外，为应用于临床，主流系统测量系统必须设计得结实从而其不受通常的机械误用和温度、湿度的环境变化影响。仪器、或者至少仪器的气体测量系统部分必须小而轻以不阻碍患者或者其它医疗设备或者治疗的运动。为实现小而轻的目标，气体测量系统的光学部分必须还设计为使得其占据尽可能少的空间和尽可能小的重量。

假定常规气体测量系统的这些已知复杂性，则期望提供小、轻、更易连接主机系统的主流气体测量系统。还期望该系统提供比已知气体测量系统改进的组装方法。

发明内容

因此，本发明的目标在于提供一种克服已知发光猝灭基于气体测量系统的光平台缺点的光平台。根据本发明通过提供一种气体测量系统组件实现该目标，该组件包括适合于设置在气道接合器上的罩和设置在罩内的发光猝灭气体测量组件。该发光猝灭气体测量组件包括设置在第一平面内的光源，和至少一个也设置在第一平面内的检测器。在该至少一个检测器上提供滤波器以通过关于发光猝灭的射线波长并且基本上阻挡其它波长。围绕至少一部分光源设置光屏蔽。该结构提供发光猝灭气体测量组件的相对紧凑的结构。

参考附图考虑下面的说明和附加权利要求书将更清楚本发明的这些和其它目标、性质和特征、以及操作方法和相关结构元件的功能和零件组合以及制造成本，所有这些附图形成该说明书的一部分，其中在各个附图中相同的附图标记指代相应的零件。但是，可清楚理解附图仅仅是用于描述和说明，而不用作定义本发明的限制。

附图说明

图 1 是根据本发明原理的气体测量系统的透视图，该系统连至主机系统和配置为可拆卸地固定至与患者呼吸管路元件组装在一起的气道接合器；

图 2 是配置为连至主机系统的气体测量系统的透视图；

图 3 是配置为可拆卸地固定至气道接合器的气体测量系统的透视图；

图 4 是具有示出的盖和气体测量系统电光组件的气体测量系统的分解图；

图 5 是气体测量系统电光组件的分解图；

图 6 是具有所示出的盖、电子电路板、和气体测量系统光学组件的气体测量系统的分解图；

图 7 是具有所示出的结构基本单元、检测器组件和源组件的气体测量系统光学组件的分解图；

图 8 是检测器组件的分解图；

图 9 和 10 是检测器组件的光罩组件部分的分解图；

图 11 是组合光罩组件的横截面图；

图 12 是源组件的分解图；

图 13 是源组件发射器罩部分的分解图；

图 14 是沿图 4 中线 14-14 的组合气体测量系统的横截面透视图；

图 15 是放置于罩中之前的气体测量系统组合元件的展平视图；

图 16 是根据本发明原理的气体测量系统内光径的光线跟踪；

图 17 是根据本发明原理的气体测量系统的结构图；

图 18 是根据本发明原理的检测器组件光学组件的简单线性结构中四通道光学系统的示意图；

图 19 是示出一个相对于滤波器波长的分光器波长的实施例的图表；

图 20 是之字形结构中四通道光学系统的示意图；

图 21 是正方形阵列结构中四通道光学系统的示意图；

图 22 是具有透镜结构的线性系统中四通道光学系统的示意图；

图 23 是具有透镜结构的之字形结构中四通道光学系统的示意图；

图 24 是折弯（dogleg）结构中四通道光学系统的示意图；

图 25 是蛇形结构中四通道光学系统的示意图；

图 26 是通道结构中四通道光学系统的示意图；

图 27 是线性结构中四通道光学系统的实施例的侧视图；

图 28 是根据本发明原理的气体测量系统光学组件的一部分的分解图；以及

图 29 是图 28 气体测量系统中发光猝灭测量电路板的分解图。

具体实施方式

根据本发明原理的气体测量系统 100 包括所有信号和数据处理，其中需要这些信号和数据处理来产生流经气道接合器分压或气体浓度的连续值，该气道接合器与患者气道进行流体连通。该气体测量系统位于安装至气道接合器的“测量头”上。气体测量系统包括测量和计算例如二氧化碳的红外线吸收气体和诸如氧气的发光猝灭气体的连续值，并将气体测量系统连接至主机系统所需要的

电子电路。在示例性实施例中，气体测量系统 100 采集和处理模拟信号，然后通过界面电缆 120 发射数字化患者参数和波形作为系列数据流。

本发明的气体测量系统不需要主机系统中需要其来处理检测器输出信号的附加电子板，从而节约了主机系统内的空间并降低了终端用户的成本。通过设计效率和通过小型化，所产生的气体测量系统几乎和现有的主流气体测量传感器一样小和重量轻。信号处理的添加而不明显增加尺寸或者重量在应用中特别重要，其中气体测量系统具有一个气道接合器，非常接近于气管内导管或者鼻插管远端处的患者面部，以监控患者呼吸。

图 1-3 中示出了根据本发明原理构造并采用本发明原理的气道接合器 40 和气体测量系统 100 的示例性实施例。常规气体测量系统不将信号处理和控制电子装置设置在气体测量系统中，而是将任何该特征设置在主机系统中。本发明利用高度集成数字信号处理（DSP）技术以在小型单片处理器中执行许多复杂电子界面功能，该单片处理器包括程序和数据存储以及模数转换。

许多在集成呼吸气体测量系统中获得的功效是将电子设备重新定位于气体测量系统中的结果。例如，该重新定位影响了界面电缆 120 的设计方面，例如导体数、屏蔽要求、以及因此的电缆厚度、重量和成本。该电缆需要较少的导体因此更小、更轻和更灵活，同时对传感器的载荷和拉力较小。示例性实施例采用了 7 条导线和一个屏蔽，而常规设备采用 16 条导线和两个屏蔽物。

和常规气体测量系统相比，本发明具有多个附加优势，包括自由/简化连接至主机系统 70，以及增强了对射频干涉的免疫性。采用简化的硬件和软件界面，主机系统 70 仅仅需要连至串行端口的简单而小型的连接器和几个电源电压。在临床应用中，通常关注对气管内导管（ET 管，endotracheal tube）附近的患者管路增加重量，特别是儿童和新生儿应用。本发明在这方面提供了重大改进，因为可减小电缆的重量和潜在的拖延。现有的至主机系统的电缆直径更大，更重和更不灵活。

具有位于患者气道上或者在其附近元件的常规气体测量系统常常难以满足现有的 3 伏/米的免疫标准。更新至医疗设备电磁相容性国际标准将该试验电平

提高至 20 伏/米。由于易受到经电缆发射的模拟信号的干扰的影响，因此使这些标准满足现有的设计将非常困难和昂贵。在本发明中，不必经电缆向主机系统发射模拟信号，并且所有易受到射频干扰（RFI）影响的元件和信号都位于气体测量系统中的测量元件附近。

不需要所有的复杂外部界面电子设备大大降低了系统成本。有效使用互联技术例如刚性 - 柔性电路板和其它制造功效使得总系统成本低于现有单独主流气体测量系统的成本。

集成气体测量系统的测量和信号处理电子设备增加了气体测量系统 100 中所产生的余热。该设计的紧凑性质要求认真考虑热设计。例如，将气体测量系统 100 配置为允许气体测量系统的发射器和电子设备所产生的余热加热气道接合器的窗口以减少雾。本发明的该特征允许去除在常规气体测量系统中所使用的陶瓷加热器（也称作箱加热器）。另外，去除了陶瓷加热器连同该设计的其它功效使得本发明的总功率消耗从大约 5 瓦（W）减小至 1.25W。

图 1 为连至主机系统 70 并配置为可拆卸地固定至气道接合器 40 的气体测量系统 100 的透视图，该气道接合器 40 和患者呼吸管路 20 元件组合在一起。气道接合器 40 通常组装在弯管 25 和“Y”形管 30 之间的呼吸管路 20 内，弯管 25 为至患者界面例如面罩或者内气管的连接，“Y”形管 30 被连至正压发生器例如通风设备。主机系统 70 对气体测量系统 100 供电，接收气体浓度信号和从气体测量系统输出的测量值，并且在气体浓度信号为二氧化碳浓度信号的情况下显示测量值例如：（a）患者呼气中的二氧化碳浓度，（b）吸入的二氧化碳，（c）呼吸速率，和（d）潮气末二氧化碳。相似地，在气体浓度信号为氧气浓度信号的地方，主机系统 70 显示测量值例如（a）患者呼气中的氧气浓度，（b）吸入的氧气，（c）呼吸速率，和（d）潮气末氧气。

如上所述，电缆 120 将气体测量系统组件 100 和主机系统 70 连接在一起。电缆 120 的远端 110 可靠且可拆卸地连至主机系统。电缆 120 的近端 123 包括允许对电缆 120 施加张力而不影响其中的导体的应变释放元件 130。从主机系统经该电缆向气体测量系统供电。但是，本发明还考虑气体测量系统可以以集

成或者分离电池组供电并将其数据无线传送至主机系统，从而不需要电缆 120。考虑采用现有技术已知的协议例如在体域网（BAN）和个域网（PAN）中采用的蓝牙（Bluetooth）、紫蜂（Zigbee）、超宽带（UWB）的无线通信。气体测量系统还可经电缆连至网络集线器，该网络集线器将气体测量系统的信号和其它气体生理测量值相集成。

气道接合器 40（图 1 和 3）的端部设计为连至患者界面和呼吸系统。例如，气道接合器可设置在插入患者气管的内气管（未示出）和正压发生器或者通风设备 75 的呼吸管路之间。在示例性实施例中，气体测量系统 100 用于测量患者的二氧化碳和氧气水平。在图 1 和 3 中所描述的特别气道接合器 40 本身不是本发明的一部分。同样，本发明考虑本发明的气体测量系统可以和任何常规气道接合器一起使用，包括吸收或者发光猝灭接合器。在颁发给 Mace 等人的美国专利申请号 09/841,451 和美国公开号 2002/0029003（“‘451 申请’”）中公开了经红外线吸收和发光猝灭适用于测量气体的接合器，其内容被组合参考在此。通常从聚碳酸酯或者同等聚合物模制气道接合器 40。

在图 3 和 14 所示出的本发明的示例性实施例中，气道接合器 40 具有总体为平行六面体的中心部分 42 和两个柱状端部 44 和 46，具有采样通道 47 经接合器从一端到另一端。端部 44 和 46 和中心部分 42 轴向对准。中心部分 42 为气体测量系统 100 提供一个座。整体 U 形的箱元件 48 确定地将气体测量系统 100 向前定位在接合器上，并且沿着由图 1 和 3 中箭头 50 所示的横向。箭头 50 还示出了其中移动气道接合器 40 将其和气体测量系统 100 组合在一起的方向。在气道接合器 40 的中心部分 42 中形成了孔 52、53 和 54。

将气体测量系统 100 组装至气道接合器，例如如图 14 所示沿光径 56 对准孔 52 和 54。光径 56 从气体测量系统 100 中的光源组件或者发射器 400 横向延伸通过气道接合器 40 和流经气道接合器的一种或多种气体。该光径继续从气道接合器延伸至气体测量系统 100 中的检测器组件 300。为防止流经气道接合器 40 的气体通过孔 52 和 54 逃逸而不可接受地削弱横切光径 56 的红外线射线，以及防止外部材料不进入气道接合器，通常通过红外射线透射窗口 58 和 60 密

封该孔。另外，由窗口 49 覆盖孔 53。和窗口 49 物理接触并位于气道接合器 40 内部的是具有光敏化学物的敏感膜。该化学物响应于当化学物暴露于气体例如氧气时的激发而发射射线。应当理解，气道接合器可包括一个或多个孔 52、53 和 54，以及一种或多种采用该孔的气体测量技术。

图 4 为包括聚合物盖 210 和气体测量系统电光组件 220 的气体测量系统 100 的分解图。也许在图 4 和 7 中最佳示出的气体测量系统电光组件 220 包括如下元件：(a) 红外线辐射源组件 400（在图 12-13 中更详细地示出），(b) 红外线辐射检测器组件 300（图 8-11 中更详细地示出），和 (c) 选择发光猝灭测量电路板 235。在组合气体测量系统中，通过提供在底部 250 和盖 210 上的壁 214 和 252 将应变释放元件 130 保持在合适的地方。当盖连至底座时壁 214 和壁 252 配合，采用任何常规技术例如啮合配合或者摩擦锁制结构实现这一点。

图 5-6 中所示出的气体测量系统电-光组件 220 和柔性电路 230、支架 232、发光猝灭测量电路板 235、以及总体以 240 表示包括气体测量系统的光学元件的光学组件组合在一起。光学组件中的光源和检测器组件连至“U”形底座 250 并机械和电连至柔性电路板，该电路板在这些组件周围折叠并连至底座 250。该组件允许待测试的气体测量系统有源元件在组装前用作单元而非独立。因此，不必等到彻底组装气体测量系统以确定其是否满足性能规格。结果显著减低了成本，这也是通过减少配线和显著减少组装费用而促进的目标。

图 5 为具有与气体测量系统光学组件 240 隔开的柔性电路 230、支架 232、发光猝灭测量电路板 235 的气体测量系统电-光组件 220 的分解图。柔性电路 230 包括刚性板部分 225、226、227 和 228（参见图 15）。该刚性部分由柔性部分相互连接在一起。该柔性电路板包括驱动红外线源和将检测器组件的信号转换为红外线吸收气体例如二氧化碳的输出值、和/或将发光猝灭组件的信号转换为气体例如氧气输出值所需要的模拟和数字电路。电路板 235 包括由发光猝灭技术检测氧气的电路和光学元件。光学组件 240 包括检测器组件 300、光源组件 400、和用于控制氧气薄膜温度的加热器柔性电路 245。加热器柔性电路 245 和“U”形底座 250 顶部的气体测量光学组件 240 组合在一起。在焊接以前，

加热器柔性电路 245 远端的针 246 被插入发光猝灭测量电路板 235 端部中相应的孔 237 内。相似地, 检测器柔性跳线 380 的针 381 被插入沿着柔性电路 230 板部分 226 边沿相应的孔 231 中。

图 6 为示出盖、电子电路板、和气体测量系统光学组件的气体测量系统 100 的分解图。具有柔性电路 230、支架 232 和电路板 235 的气体测量系统电光组件 220 被示出为与气体测量系统光学组件 240 相分隔。

图 7 为示出结构底座元件 250、检测器组件 300 和源组件 400 的气体测量系统光学组件 240 的分解图。气体测量系统 100 的底座元件 250 支承源组件室 253 中的源组件 400 并支承检测器组件室 254 中的检测器组件 300。在室 253 和 254 支架之间设置总体为矩形的间隙 66。间隙 66 被设置为啮合气道接合器 40 的中心部分 42。大部分由底座元件 250 的侧壁和边缘限定的第一端部 258 和第二端部 257 中的两对互补腔相互配合以分别限定红外线辐射源室 253 和红外线辐射检测器室 254。可从聚碳酸酯或者任何其它合适的聚合物模制气体测量系统底座元件 250。在所描述的示例性实施例中, 底座元件 250 具有平坦的侧壁以及和侧壁垂直的集成边缘。

在罩壁中限定源孔 256 以提供光径使源组件 400 所产生的射线进入气道接合器的样品室 (cell) 部分。在罩壁中限定源孔 255 以提供光径使经过现有气道接合器的射线到达检测器组件 300。在所描述的实施例中, 还在罩内提供和孔 53 对应的发光猝灭孔 260 以测量由样品气体中的氧气所猝灭的材料发光。将理解, 可单独或者组合使用本发明的发光猝灭特征和吸收特征。因此, 根据采用一种或两种该气体测量技术, 可去除孔 255、256 和 260。

图 8 为气体测量系统 100 的检测器组件 300 的分解图, 图 9 为检测器光学组件 350 的分解图。检测器组件 300 包括设置在散热片 330 上的检测器 340 和 345、散热片间隔装置 320 和检测器组件电路板 310。散热片 330 连至散热片间隔装置 320, 散热片间隔装置 320 被连至检测器组件电路板 310。通过对准光块 370 中的孔 335、336 和 337 与散热片 330 中的相应定位针将所产生的支承组件 325 组装至检测器光学组件 350。检测器光学组件 350 包括光学元件例如透镜

364、滤波器 356 和 358、镜 354 和分光器 352，并和检测器支承组件 325 组合在一起。

设置在散热片 330 凹槽中的的是在相同平面内（即共面）对准的数据和参考检测器 340 和 345，从而允许更有效地温度调节检测器。由于硒化铅具有对包括所关心波长的红外线辐射的灵敏度，因此优选以硒化铅检测器元件制造该检测器。另外，硒化铅数据和参考电极 340 和 345 对温度非常灵敏。因此将该两个检测器维持在相同的温度优选不超过 0.02°C 的公差是重要的。由检测器加热系统将检测器 340 和 345 维持在选择的工作温度，检测器加热系统包括检测器加热元件 391 和 392、温度控制热敏电阻（未示出）和位于检测器组件电路板 310 和柔性电路 230 中的操作/控制电路（未示出）。

检测器 340 和 345 连至检测器组件电路板 310，跨越相同配置和尺寸的检测器红外线射线检测元件部分向该电路板 310 施加偏压。检测器和恒温支承中容纳检测器凹槽的边界之间的间隙用于将检测器和导电、恒温支承实现电绝缘。设置热电阻（未示出）以使其中心位于散热片间隔装置 320 的槽 322 中。加热元件 391 和 392 位于散热片 330 端部并和散热片紧密接触。加热元件 391 和 392 包括具有用于传递热量的远表面设置电阻的柔性电路部分。

在加热元件中提供两个针 388 和 389 以将其连至检测器组件电路板 310。加热元件 391 和 392 的柔性电路部分与散热片 330 紧密接触。在示例性实施例中，采用优选具有高热导率的环氧树脂以将每个加热元件的柔性电路部分粘接至散热片 330。加热元件 391 和 392 的针 388 和 389 插入检测器组件电路板 310 上相应的孔 386 和 387 内。检测器柔性跳线 380 将检测器组件电路板 310 通过界面连至柔性电路 230 的板部分 226。检测器柔性跳线 380 的针 382 插入沿着检测器组件电路板 310 边缘的相应孔 383 内。检测器柔性跳线 380 的针 381 插入柔性电路 230 板部分的孔 231 中。

将参考图 9-11 描述检测器光学组件 350。检测器光学组件 350 包括分光器 352、镜 354、滤波器 356 和 358、和检测器透镜 364。分光器总体为平行六面体结构。从例如硅或者蓝宝石的材料制造该元件，该材料基本上对所关心波长

上的电磁能量透明。分光器暴露的前表面完全覆盖能够反射撞击分光器、波长比选择值长的电磁能量的涂层。在所描述的本发明的实施例中，涂层将向数据滤波器 356 和数据检测器 340 反射波长大于约 4 微米的能量。相反，通过分光器 352 向镜 354 和参考滤波器 358 和参考检测器 272 发射较短波长的能量。

通过环氧树脂或者以其它方式将分光器 352 粘至和光块 370 构成一体的架状突出物 351 而将分光器 352 固定在合适的地方。将该分光器 352 精确定位于光块 370 内具有不再需要随后调整分光器方向的优点。相似地，通过环氧树脂或者以其它方式将镜粘至架状突出物 353，将镜 354 固定在合适的地方，该突出物和光块 370 构成一体。而且，本发明的电光组件具有最佳焦距，这一点使得可采用较小的不太昂贵的气体检测系统的检测器组件。

带通滤波器 356 和 358 限定红外线辐射能量，该能量分别从分光器 352 反射和分光器 352 其发射并撞击数据和参考检测器 340 和 345 到达选择带宽中的能量。在所讨论和在附图中所描述的本发明的示例性实施例和应用中，参考检测器滤波器 358 名义上以 3.7 微米的波长为中心。这样的滤波器发射由数据检测器 340 所吸收的二氧化碳带附近的最大能量。选择在相邻带宽中的最大能量吸收从而参考检测器 345 的输出将至少和数据检测器 340 的输出一样大。这一点明显有利于提高通过随后确定数据和参考信号的比率而获得的气体浓度表示信号的精度。

数据检测器带通滤波器 356 名义上以 4.26 微米的波长为中心。二氧化碳吸收曲线非常窄而强，并且带通滤波器 356 以该吸收曲线内的发射带为中心。因此，如果存在所分析的一种或多种气体中二氧化碳水平的变化，则可获得二氧化碳水平中指定变化的最大模数。数据和参考带通滤波器 356 和 358 被粘接至光块 370 的槽 360 和 362 中。当光块 370 连至检测器电路板时，数据和参考带通滤波器 356 和 358 分别与数据和参考检测器 340 和 345 对准。

沿光径 56 传播并且到达检测器组件 300、波长大于所选择截取的红外线射线束全部和相同间隔上所有的能量被反射至数据检测器 340。相似地，较短波长的能量通过分光器 286 传输至参考检测器 345。因为这一点，上述检测器 340

和 345 之间的物理关系、和那些检测器的能量截取检测元件的尺寸和结构，两个检测器都“看到”电磁能量射线束的相同图像。这一点明显提高了检测器组件 300 的精度。

换言之，光学上，相互精确定位的数据和参考检测器 340 和 345 并且以上述方式布置分光器 352，这些元件进行运作就好像两个检测器精确堆叠在另一个上面。因此，光束的电磁能量以空间相同模式到达两个检测器。通过从光学角度使得该两个检测器 340 和 345 空间一致，以及同时对检测器输出进行电子采样，还可通过随后数据和参考检测器输出信号的比例来有效消除对可归因于在上述气道接合器光学窗口 58 和 60、源组件的窗口 460、或者下文描述的检测器组件 300 的窗口 364 的任意一个收集的外来材料的精度不利影响。

沿光径 56 传播的光束中的电磁能量通过在光块 370 前壁 339 中限定的孔 366 到达分光器 352。通常由蓝宝石制成的红外线射线透明透镜 364 跨过孔 366 并防止二氧化碳和其它外来材料进入光块 370 的内部。以任何便捷和合适的方式将透镜 364 粘接于光块。

现在将参考图 12 和 13 描述红外线射线源组件 400。红外线射线源组件 400 发射沿光径 56 传播的光束 480（参见图 14 和 16）形式的红外线射线。红外线射线源组件包括红外线射线发射器 445、设置在光源环状组件 420 中的转换器/引线框 446 和 447、和设置在连至光源环形组件 420 透镜支架 440 中的透镜 460。红外线射线发射器 445 包括由低导热系数材料形成的衬底。因为其明显减少将发射器加热至工作温度所需要的能量，所以这一点是重要的。当在发射器 445 的发射层 448 上施加电流时，加热发射层和衬底，衬底由于热膨胀而生长或增加长度，通过弹性粘接剂适应而不是限制该生长。因此，避免了如果两端被严格固定将被施加于发射器上的应力，这样消除了如果施加高机械应变可能产生的对发射器造成的破坏或者该元件的完全失效。

发射器 445 对光源组件 400 的发射器 445 通电而将其加热至某工作温度，在该温度下其通过影响源自合适电源经过发射层 448 的电流而发射合适带宽范围上的红外射线。电源经导电引线 451 和 452 连至发射层 448。该引线被焊接

或者以别的方式物理和电连接至接合器 446 和 447 的相对端。

接合器 446 和 447 被安装至源组件 400 的源环 420 内。由于红外线射线发射器 445 发射层 448 的加热，其中该元件运行的环境可达到提高的温度。因此该源环由其在红外线射线发射器 445 工作时其所达到的温度下保持结构稳定的聚合物制成。在所描述的示例性实施例中，源环 420 具有包括集成壁 454 和底部 453 的圆柱形结构。从底部 453 以相同方向突出的是组件设置凸台或者突起 456、457、458 和 459。间隔开的突起 456 和 457 和补充的间隔开的突起 458 和 459 围绕接合器 446 和 447 的相对侧。凸台或者突起 461 和 462 将接合器部分隔开，同时在其间提供间隙以将两个接合器部分电绝缘。这一点是必要的从而可在发射器 445 上产生电压以使工作电流流过发射器。

现在参考图 14 - 16 以及图 12 和 13, 通过设置在透镜支架 440 内的透镜 430 沿着光径 56 聚焦和传播由红外线射线发射器 445 发射层 448 输出的红外线射线。由蓝宝石或者其它跨过和封闭其中设置透镜 430 的孔的红外线射线透射窗 460 将外部材料与红外线射线源组件 400 的内部隔开。窗 460 接合或者以别的方式粘接至在红外线射线源组件 400 的透镜支架 440 中形成的架状突出物或者槽 442。

由流过气道接合器的所关心气体（通常为二氧化碳）将能特别带上的能量吸收至与该气体浓度相称的程度。其后，衰减的红外线射线束穿过罩 210 检测器部分前壁 308 中的孔 306，被分光器 352 截取，并且向数据检测器 340 反射或者在被镜 354 反射后透射至参考检测器 345。那些检测器前面的带通滤波器 356 和 358 将到达其上能量限制在特定（并且不同）的能带上。每个检测器 340 和 345 输出在量值上与撞击该检测器的能量强度相称的电信号。由检测器系统电路板 310 上的电子电路放大该信号，并且该信号被传送至柔性电路 230 的板部分 225 上的数字信号处理器。处理器通常确定检测器的信号比例以产生精确反映正在监视的气体浓度的第三种信号。

示出了光径 56，该距离分别由设置在孔 52 和 54 中的窗口 58 和 60 之间的红外线射线横穿，并且位于气道接合器 40 的整体“U”形箱元件 48 内。容易

从横截面视图清楚底部 250 的光学对准特征。连至源环形组件 420 的透镜支架 440 的特征用于适当对准底部 250 中的源组件 400。相似地，检测器光学组件 350 的特征用于适当对准底部 250 中的检测器组件 300。

发光猝灭光学系统 236 被组装至发光猝灭测量电路板 235。发光猝灭测量电路板 235 包括电路，该电路驱动激发源 243 和采用基于幅值或者相的检测技术测量检测器 238 和 239 的响应。示例性发光猝灭光学系统 236 包括激发源 243 和位于激发源 243 每侧上的检测器 238 和 239（参见图 29）。

图 15 为气体测量系统组合元件被置于罩中之前的展平视图。将检测器组件 300 和源组件 400 组装至“U”形底部 250 之前，这些组件物理和电连接至柔性电路 230。检测器组件 300 被连至具有检测器柔性跳线 380 的柔性电路 230 的板部 226（参见图 5 和 8）。源组件 400 的引线 443 和 444（图 12）的端部以及线缆 120 的连接器被连至柔性电路 230 的板部 227。为将展平电光组件 222 组合至底部 250，将源组件 400 和检测器组件连至底部 250。柔性电路 230 的板部 225 置于底部 250 的“U”形顶部。板部 228 被折叠以适应检测器组件室 254，而板部 227 被折叠以适应源组件室 253。

图 16 为组合气体测量系统中光径的射线轨迹。图 16 中的射线 480 仅仅是描述性的并且被表示为如同发射器 445 的发射层为点源。由半球透镜 430 对准源自发射器 445 的红外线。透镜气道侧的形状用于将射线“汇聚”成平行线。该射线撞击处于气道接合器内且被吸收和散射的红外线吸收气体和物质。剩余的射线经过气道接合器的窗口并进入检测器组件 300。该射线经过透镜 364 并被校准/聚焦至分光器 352 上，这里将近一半的射线被反射并经过滤波器 356 和检测器 340，而另一半被镜 354 透射和反射至滤波器 358 和指向检测器 345。

图 17 是根据本发明原理的气体测量系统 500 的结构图。微处理器 510 提供本发明的控制、测量和信号处理功能。示例性处理器为由 Texas Instruments 制造的 TMS320F2812 DSP。微处理器 510 向源组件 400 提供源时间信号，源组件由单极模式的 5.0 V DC 脉冲电压驱动。源发射器监视器 511 监视源脉冲宽度并将其维持在可允许的窗口内。在加电顺序期间采用系统重置发电机 520，从而

仅仅在达到稳定电压时和在掉电顺序期间对处理器重置从而将发生有序的掉电序列。

可存储在电可擦可编程只读存储器 (EEPROM) 530 或者其它地方的可执行程序被传送至微处理器 510。通过数字衰减 540 在微处理器 510 内模数转换之前放大源自检测器组件 300 的数据和参考通道信号。由微处理器 510 通过反馈循环来控制位于检测器组件 300 内的检测器加热器 590。检测器的低电平信号被 AC 耦合、放大和电平转换以完整地采集信号。双采样和将平台保持在 ADC 中可对数据和参考通道同时采样。有源增益和偏差调整补偿了信号链中的光学和电子变量。检测器加热器驱动器控制向检测器发送能量同时检测器热电阻驱动器对处理器提供热电阻信号。控制算法例如 PID 控制器用于将通常处于 40 °C 和 50 °C 之间的温度调节至 $\pm 0.02^{\circ}\text{C}$ 之内。由 +5V DC 电源对检测器加热器供电, 该电源还用于对模拟电路调节器供电。窗口加热器 245 包括温度检测元件和加热元件。电路板 235 上的电子设备联合微处理器控制向加热元件传送能量。采用检测温度的微处理器 510 中的控制算法将加热元件的温度维持在远高于气道接合器内环境温度的温度。CODEC 555 为具有集成数模转换器和模数转换器的解码器和编码器。和微处理器 510 连接的 CODEC 555 以进行相基寿命测量的方式采用检测器 238 和 239 的输出来调制激发源 243。串行驱动器 570 采用分别以 Tx 和 Rx 表示的发射和接收线双向通信。提供信号返回和数模接地, 电源 560 从 VSRS 和 VA 线接收电能。

本发明的上述示例性实施例示出了具有线性配置的红外线检测器系统的光学组件, 它包括单一分光器、单一镜、两个滤波器和两个检测器。该配置非常适合于检测流经样品室的单种气体。但是, 对采用和用于进行单种气体测量的换能器尺寸相同的换能器测量附加气体的需要正在增长。为此, 本发明考虑包括能够测量多种气体的红外线分光计部分的气体测量系统的其它实施例。例如, 四通道系统将允许连同参考通道对二氧化碳、一氧化二氮和某些麻醉剂的浓度进行量化。本发明还适合于作为采用一个或多个下述新颖特征和组合的有效非分散红外线多通道气体分析配置:

- a) 将光谱分为二进制序列的多个双色分光器，以窄带通滤波器选择特定波长；
- b) 在单个衬底上组合两个或多个双色分离器
- c) 其中所有检测器被设置在单平面上并且可采用多通道单转向镜的几何配置；
- d) 代替两个双色分光器的宽带带通滤波器；
- e) 环形聚焦镜，以及联合蓝宝石或者锗透镜；和/或
- f) 位于光束分光元件两侧的透镜以紧凑地提供对反射和透射光的独立控制。*

图 18 为根据本发明原理的设置在线性结构中的光学系统示例性实施例的示意图。该实施例中的光学系统由四个通道组成，每个通道具有窄带通滤波器和检测器。每个滤波器/检测器组件 611、612、613 和 614 采用相似的检测器，但是每个滤波器具有不同的带通。在经过样品室后红外线源的光束进入光学系统。在附图中以参考标记 600 表示该光束。光束 600 撞击第一双色分光器 601。第一双色分光器 601 可被配置为使比所关心最短波长通过或者使所关心的最长波长通过。将反射所有其它的波长。由第二和第三双色分光器 602 和 603 依次从反射光束分裂其它波长或者通道。分光器的顺序有点任意。最终的元件、平面镜 604 将最终的通道反射至滤波器/检测器组件 614。采用该镜允许所有的检测器处于相同的平面内（即共面）。

图 19 描述了短（低）带通分光器 605、606 和 607 作为波长函数的滤波器特征，相对于图 19 的线性系统每个通道的带通滤波器 615、616、617 和 618 的滤波器特征。每个检测器具有窄带滤波器，以选择用于检测需要的波长，具有比采用双色分光器所完成的更多特征。注意，可颠倒该逻辑，意味着第一分光器可使最长波长 618 通过而将其它波长反射至滤波器 615、616 和 617。然后，下面的分光器可以为短通，其中顺序将为 617、616 和 615，或者其可以为长通，其中顺序为 615、616 和 617。

可选择地，可以以某顺序混合长带通和短带通。注意，采用双色分光器代

替更常规的宽带分光器以实质上改进将到达检测器特别是最后的检测器的信号能量量。该线性系统具有简单设计的优点，并且所有的检测器都处于相同的平面上。但是，光束基本上沿着路径长度扩展到最后的检测器，因此由最后的检测器所收集的能量小于前面的检测器。

图 20 为具有之字形结构的光学系统的示意图。该系统利用介质带通滤波器将反射所有未透射的波长的波长的事实。实质上，存在能量守恒。就之字形而言，第一元件为镜 621。每个分光器 626、627、628 和 629 都是窄带通滤波器。不是从特别通道选择的所有能量都被反射至其它通道，所以滤波器/检测器组件 622、623、624 和 625 的顺序是任意的。注意，必须设计每个滤波器以在选择角度（通常为 40° 到 45° ）下运行。因为该窄带通滤波器执行对通道排序以及狭窄地限定期望波长的双重功能，所以该系统的路径长度较短，零件数较小。该检测器现在处于两个平面上，但是检测器组件相同。所示出的系统示出了从光源至相同平面上的最终检测器的光径。为便于包装，镜 621 后面的组件可围绕光轴旋转 90° ，从而光源光轴与之字形平面垂直。

图 21 为具有正方形阵列结构的光学系统示意图。在更直接的二进制选择过程中采用双色分光器。例如，采用图 21 所示出的滤波器和分光器的特征，可将第一分光器 631 设置在 4 微米以将所关心的光谱分成两半。在 4.4 微米处再次分离所反射的半部，所反射的部分直接到达窄带通滤波器/检测器组件 632，而随后在镜 636 反射通过的部分至窄带通滤波器/检测器组件 633。在镜 638 将分光器 631 通过的半部反射至设置为 3.45 微米的分光器 637。和第一个所描述的腿中一样，分光器 637 分开光束和将光束引向窄带通滤波器/检测器组件 634 和 635。分别在镜 636 和分光器 631 围绕光轴旋转光束通道 1 和 2 以及通道 3 和 4 的路径。通过“旋转腿部”的设备，可在相同平面上将所有的检测器设置得非常接近。另外，在该系统中，可将示出为镜 636 的两个镜制造为单件，并且还可在单个衬底上形成示出为分光器 637 的分光器。

应当注意，可将组合分光器构造为一对重叠的双色分光器，在蓝宝石衬底的每一面都有一个，或者其可构造为宽带通滤波器，这里带沿形成波长分割函

数。下面描述的系统可在总体结构上相似，但是其包括蓝宝石透镜、凹球面镜或者非凹球面镜形式的聚焦元件。

对添加聚焦元件的系统的优点在于在每个检测器上大大改进能量收集效率。没有聚焦元件，光源发出的光束将比在检测器平面上的检测器大得多。该特大型是因为两个原因而产生的：系统放大，和变形。光源数值孔和检测器上的数值孔的比率为放大倍率。数值孔为折射率光束半角时间的正弦（在该实施例中为 1）。根据焦点所设置的位置，放大倍率从 5 到 7。光源直径大约为 0.02"，因此检测器平面上的图像将处于 0.16"至 0.2"的范围。但是检测器直径通常为 0.08"（采用更大的检测器是可能的，但是成本随着尺寸迅速提高）。另外，虽然源透镜在场中心产生了非常好的图像，但是源边沿的点变形，其提高了基本图像放大率。但是，如果可将正聚焦元件置于检测器附近，则可径向减小放大率，并且还可绝对意义上减小变形。在实例系统中，压缩光束可改进检测效率四倍或更多。注意，考虑到光束的变形状况，使简单透镜在检测器上形成良好图像是不可行的，但是实际上因为目标仅仅是收集尽量多的红外线射线，所以不需要良好的图像。

图 22 是具有包括光学组件中透镜的线性系统配置的光学系统示意图。该配置在布置上与图 18 的线性配置相似，增加了沿着光学路径插入的透镜 645，通常位于分光器 642 和 643 与滤波器/检测器组件 652 和 653 之间。透镜的功能在于将光束能量压缩至检测器组件 653 和检测器组件 654，这一点将改进这些通道中的检测效率。透镜的作用在于减小系统的放大倍率。此外，透镜 655 - 658 可添加至每个通道，从而进一步减小了放大倍率，并改进和平衡所有检测器的效率。

图 23 是具有透镜再次包括在光学组件中的之字形配置的光学系统的示意图。在该配置中，其实质上是图 20 所示出的配置的更改，在每个通道添加透镜以压缩光束尺寸。如果在分光器和检测器之间添加单个透镜，则仅仅透射的光束将受影响，并且反射的光束将放大得比最后的通道所期望的还要多。但是如果在足够强以压缩适合于该检测器的光束的分光器前面添加单个透镜，则对反

射光束的影响将加倍，并且将过强。

本发明通过将透镜分割为两个元件，在窄带通滤波器任意侧上具有一个部分，而解决该难题。例如，分割透镜/滤波器组件 669 包括透镜 666 和 668 以及滤波器 667。通过以此方法分割每个通道上的透镜，透射的部分和反射的部分每个都受到全透镜的效果。可选择地，每个通道上的两个透镜可以不同，从而例如和反射光束相比透射光束受到更强的压缩。注意采用该系统去除了双色分光器。

图 24 为具有折弯结构的光学系统的示意图。该结构与正方形阵列的相似之处在于双色分光器用于以二进制方式按波长分割光束。双色分光器 682 进行第一次分割。反射的光束到达反射器 681。这是被添加以压缩光束而改进检测效率的四个聚焦镜的其中一个。这些镜可以为球形，但是优选地，其是非球形。因为高入射角的球形元件将产生两个不同的焦点，一个处于入射平面内，另一个与入射平面垂直，所以产生上述优选。换言之，这样的镜将产生散象。通过使两轴上的曲率半径不同，可校正散光。非球形是非球形表面的总称。这里所示出的镜为环形，总类别的子集。在本情况下，即使不需要良好图像，非球形镜也能产生更均匀的圆形光束模式。

所反射和再聚焦的光束在双色分光器 675 处被再次分割。再次，反射的光束被重新聚焦至带通滤波器/检测器组件 672 上。透射的光束到达滤波器/检测器组件 671。该从分光器 682 透射的光束由聚焦镜 683 再次聚焦，由分光器 678 再次分割。和其它两个通道一样，该光束到达滤波器/检测器组件 674，或者通过聚焦镜 677 到达滤波器/检测器组件 673。注意，该系统提供高收集效率和紧凑单平面检测器阵列。

图 25 是具有蛇形结构的光学系统的示意图。“蛇形”结构与线性阵列相似，只是向每个通道添加聚焦镜 691 - 694。由双色分光器 681 进行初次分割，接下来由分光器 682 和 683 和镜 684 进行。聚焦镜可以为球形，但是非球形镜的收集效率大大改进。在本发明的示例性实施例，以单个长模式构造该镜。滤波器/检测器组件 685、686、687 和 688 由窄带通滤波器和检测器组成，和其它前面

描述的实施例相同。

图 26 是具有通道结构的光学系统的示意图。红外线能量可以以不同方法分配至检测器的平面阵列。源 698 的能量可由镜 699 引向管 696，或者可以成为光学通道。如果该管的内部 695 为镜，并且如果该管足够长（为直径十倍的数量级），则管端部的能量将在几何上良好地混合。即，例如由于气道不足或者液体落至气道窗口上，输入光束的任何结构在输出时将是不可检测的（尽管总能量水平将下降）。相似地，如果输入光束不精确处于正确的位置或者处于正确的角度，实质上在输出端将没有影响。

该实施例的概念为将窄带通滤波器的平面阵列 697 和相关的检测器置于输出端。隧道的作用将使能量对称地分配至检测器。注意在输出端的能量径向对称，但是在该区域上将不均匀。由于管输出端为圆形，但是该阵列为正方形（对四个检测器）并且进一步每个检测器的面积是全部输出端面积的一部分，所以所描述的系统不是很有效率。可通过使管成为方形以匹配检测器阵列或者可选择地将一组通道置于输出端而缓解效率的损失。这些通道将作为一组接收管道的所有能量，并以多种方法对其划分以匹配隧道数，并且会聚能量向下至检测器尺寸。在该附图中，切除了管（和源镜）的侧面以进行描述。该检测器平面未示出阵列。

图 27 是设置于衬底 705 上的线性结构内的四通道光学系统 700 的实施例的侧视图。红外线射线通过首先通过透镜 710 进入检测器/光学组件 700。然后由分光器 743、753 和 763 连续分割和反射红外线射线。透射的红外线射线在进入检测器 745、755 和 765 之前分别通过滤波器 740、750 和 760。由聚焦镜 720 反射通过分光器 763 的剩余红外线射线通过滤波器 770 并到达检测器 775 上。加热器 735 和 730 用于将检测器块 780 维持在恒定的温度下。

在上述实施例中，提供多个吸收型检测器组件以检测流入样品室的气体中的多种气体成分。将理解本发明还考虑单独或者联合吸收型检测器为发光猝灭型气体检测器提供多种气体。多种发光猝灭型气体检测器将需要多个源、检测器，而将滤波器和多种化学物设置在气道接合器的衬底上。

图 28 是气体测量系统光学组件 240 和具有支架 232 的发光猝灭测量电路板 235 的透视分解图。从发光猝灭光学系统 236 移开的检测器滤波器 233 显示在图 29 中, 将其组合至发光猝灭测量电路板 235。发光猝灭测量电路板 235 包括驱动激发源 243 和测量采用已知检测技术的检测器 238 和 239 响应的电路。

图 29 是发光猝灭测量电路板的透视分解图。该示例性发光猝灭光学系统 236 包括激发源 243、位于激发源 243 每侧上的检测器 238 和 239、检测器滤波器 233、选择激发源滤波器 241 和屏蔽物 234。所有的部件被设置在允许减小尺寸和重量的相同平面上。示例性激发源由绿色发光二极管组成。由电屏蔽和光滤波器相互隔开激发源 243 和检测器 238 和 239。示例性检测器由光电二极管组成。将理解, 本发明考虑提供围绕或者部分围绕源 243 的光电探测器环。该环可以为单个检测器或者多个检测器并且可具有然后合适的模式, 例如圆形、正方形、三角形、矩形等等。

在示例性实施例中, 检测器滤波器 233 为具有孔 229 的矩形滤波器结构, 通过该孔从激发源发射射线。检测器过滤器的光学特征为, 将下列射线波长基本上透射经过滤波器: 这种射线涉及敏感膜/化学物的发光猝灭, 响应与被测一种或多种气体接触, 将不涉及这种相互作用的射线基本上不透射经过滤波器。该检测器滤波器可以为带通、高通、低通、或者任何其它现有技术已知的滤波器类型。此外, 光学激发源滤波器 241 可用于将射线发射限制在敏感膜被激发的射线波长外从而防止不需要的波长到达敏感膜。

优选将对所关心气体灵敏的敏感膜设置在与示例性发光猝灭光学系统 236 的所述第一平面平行并从其转移的平面上。为尽量减小激发源和检测器之间的不需要的相互反应, 将屏蔽物 234 置于激发源周围。示例性实施例中屏蔽物 234 的内表面对激发源发射的射线基本上是反射性的从而用作两个目的。这一点允许其将外来的光改变方向回到敏感膜, 同时改进系统的效率。另外, 激发源例如 LEDs 向比敏感膜对向的更大角度发射光。优选将该屏蔽物的形状设置为阻挡光线直接到达检测器和影响发光测量。

在所示出的示例性实施例中, 从激发源 243 发射的射线透射通过滤波器 241

和通过半球形窗口 247 和入射至敏感膜上。基于氧气的浓度，敏感膜以不同的波长发射射线，该射线向回透射通过窗口 247 并由检测器滤波器 233 过滤并由设置在检测器滤波器 233 中的两个检测器测量。

此外，指数匹配层（未示出）可选择地置于检测器和检测器滤波器之间以尽量减小反射损失。向所有方向发射敏感膜发出的射线并且仅仅一小部分发射射线指向检测器。由于菲涅耳反射，进一步在沿着光径的每个界面上衰减该射线。因此，以例如指数匹配材料填充空气隙允许尽量减小该反射损失。

加热器柔性电路 245 电连接至如上所述的发光猝灭检测电路板 235。因为温度影响敏感膜所发出的发光量，所以需要温度控制或者补偿。为在薄膜上维持恒温，窗口加热器 245 热连通一般为蓝宝石的窗口 247 的平面侧。该加热器将窗口 247 维持在恒定温度，其反过来维持敏感膜的温度。将该窗口加热器 245 设计为环形以保持在光径外部。窗口 247 为半球形而非平面以改进和敏感膜之间的热接触。该两个元件和曲线轮廓之间的紧密接触还具有改进透射通过敏感膜和返回检测器光的数量影响。如上所述，在 ‘451 申请中公开了适合用于本发明的发光猝灭光学系统 236 的示例性实施例。

将理解可单独或者联合以及在侧流结构中采用本发明的发光猝灭特征和本发明的吸收特征。

现在考虑本发明的几个选择结构。例如，本发明考虑在激发源之前采用棱镜或者非球形透镜以在敏感膜上更均匀地分配光线。还考虑相互交换激发源和检测器的位置，即采用由两个或多个激发源围绕的单个大检测器。本发明还考虑转向或者倾斜检测器从而检测器面基本上和从发光材料发射的射线垂直以改进检测效率。

本发明还考虑在气体测量系统的罩上提供显示器 800（参见图 3）。该显示器可以是任何合适的显示器，例如 LED、OLEDs、LCD 等等。在气体测量系统上的罩上提供显示器允许医师或者其它用户直接从患者附近的单元显示警告或者报告信息、波形、趋势和其它相关的信息，而不必重新定位自身以看到常规的监视屏，因为在常规的系统中该监视屏通常离患者几英尺远所以这一点通常

是必要的。在需要紧急注意和医师反应的不利医疗事件中这一点特别重要。

尽管基于现在认为是最实用和优选的实施例为描述目的详细描述了本发明，但是将理解该细节仅仅用于该目的并且本发明不限于所公开的实施例，而是相反，期望涵盖处于附加权利要求书的实质和范围内的更改和等效设置。例如，将理解本发明考虑尽可能地组合任何实施例的一个或多个特征和任何其它实施例的一个或多个特征。

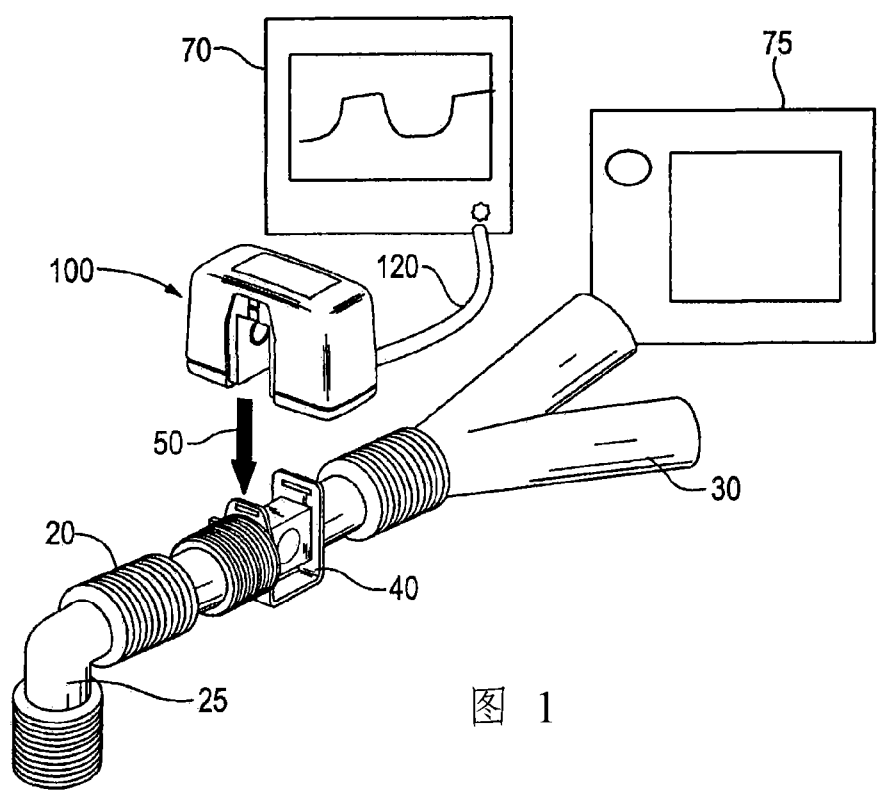


图 1

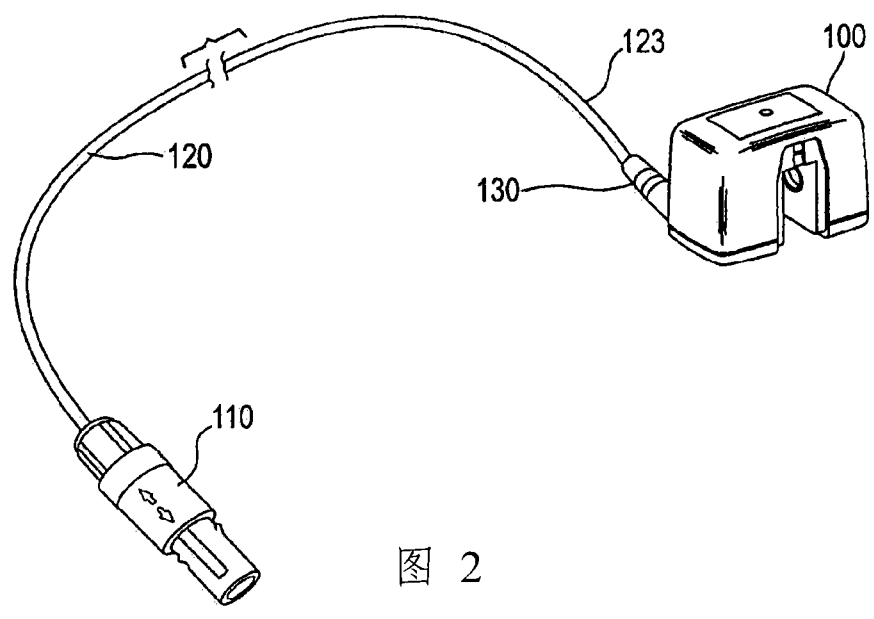


图 2

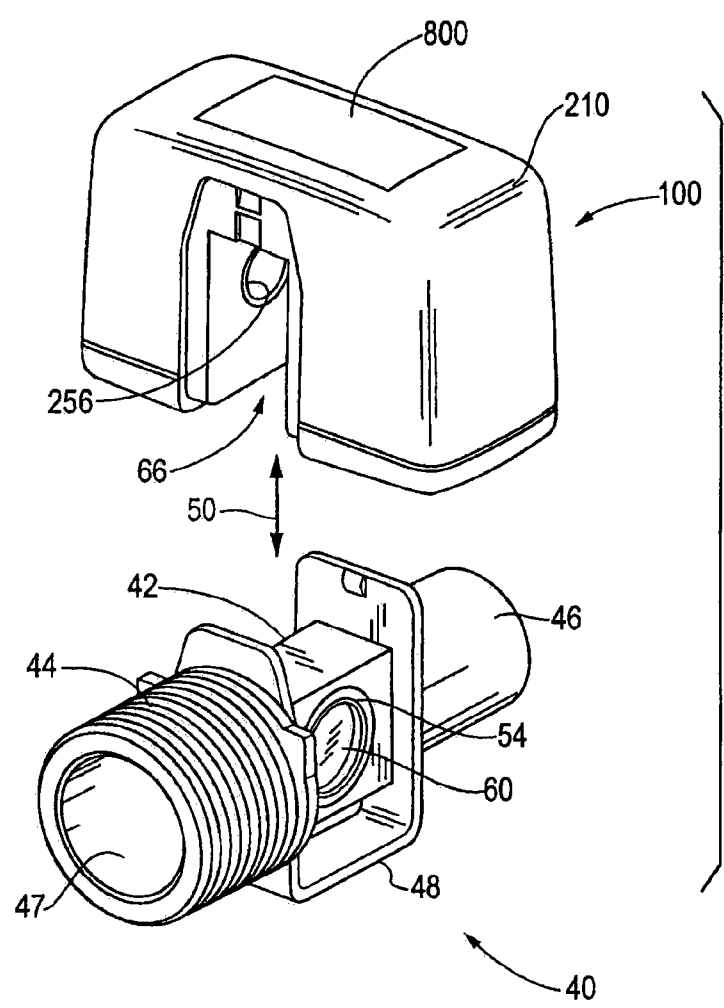


图 3

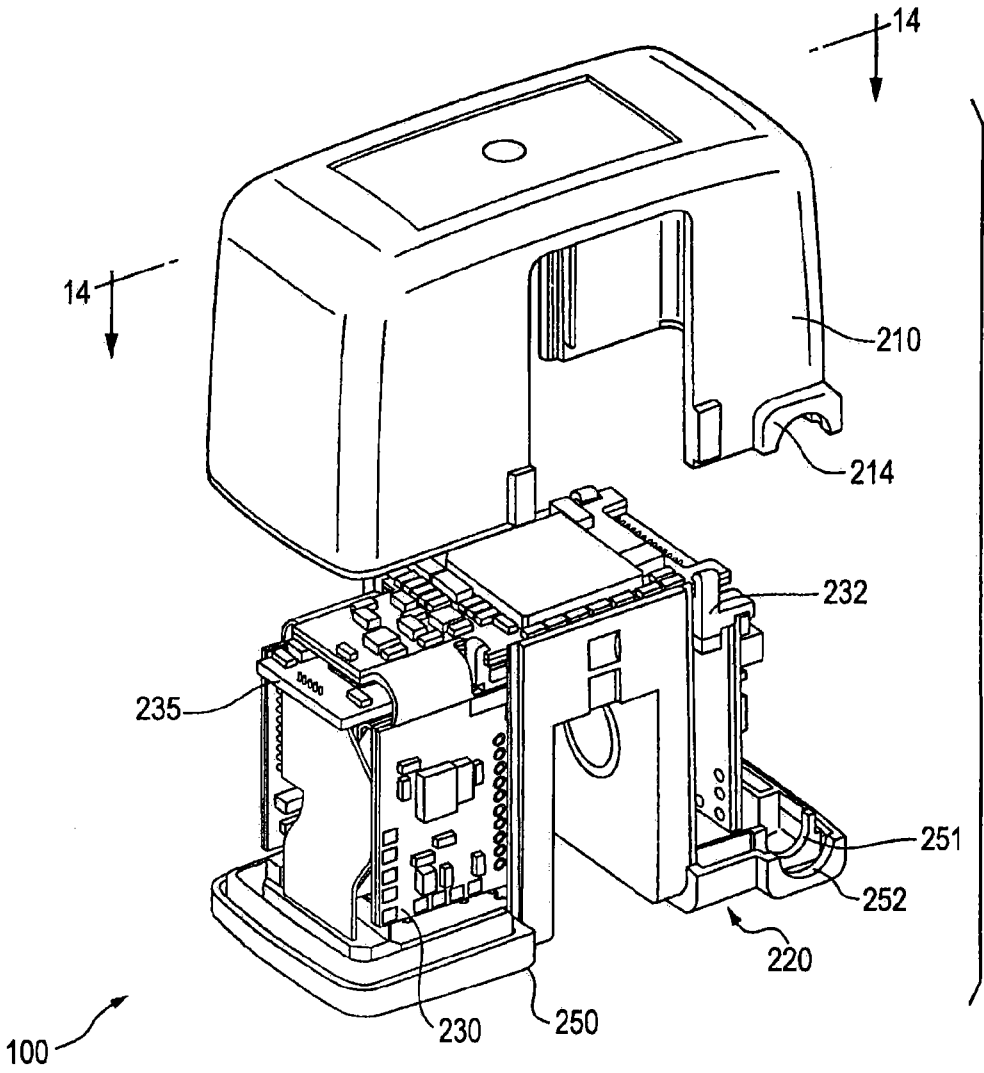


图 4

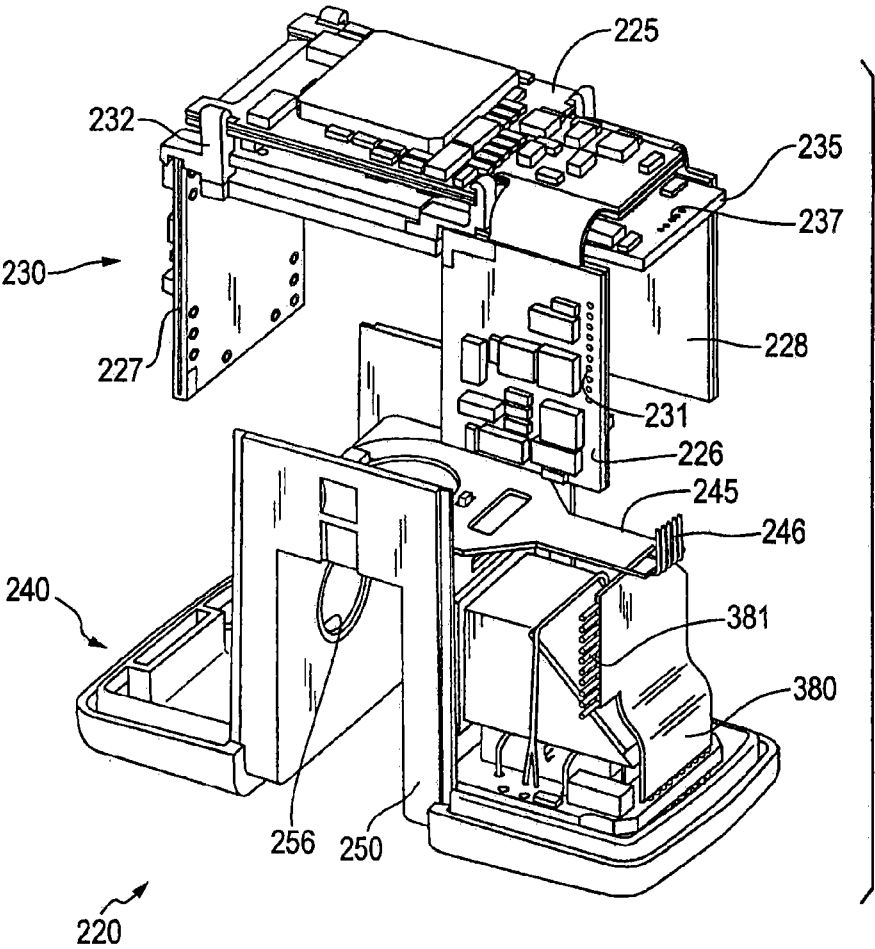


图 5

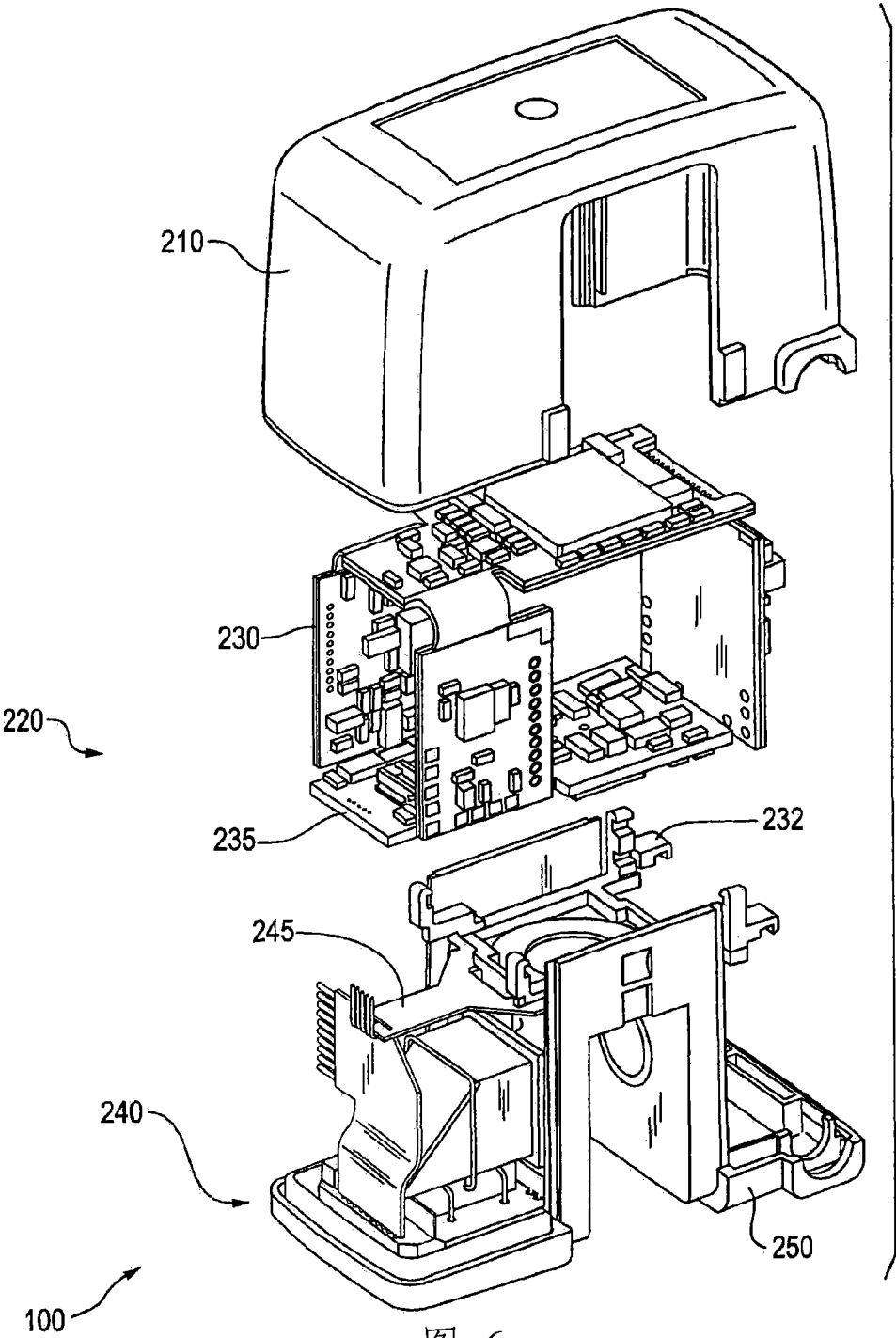


图 6

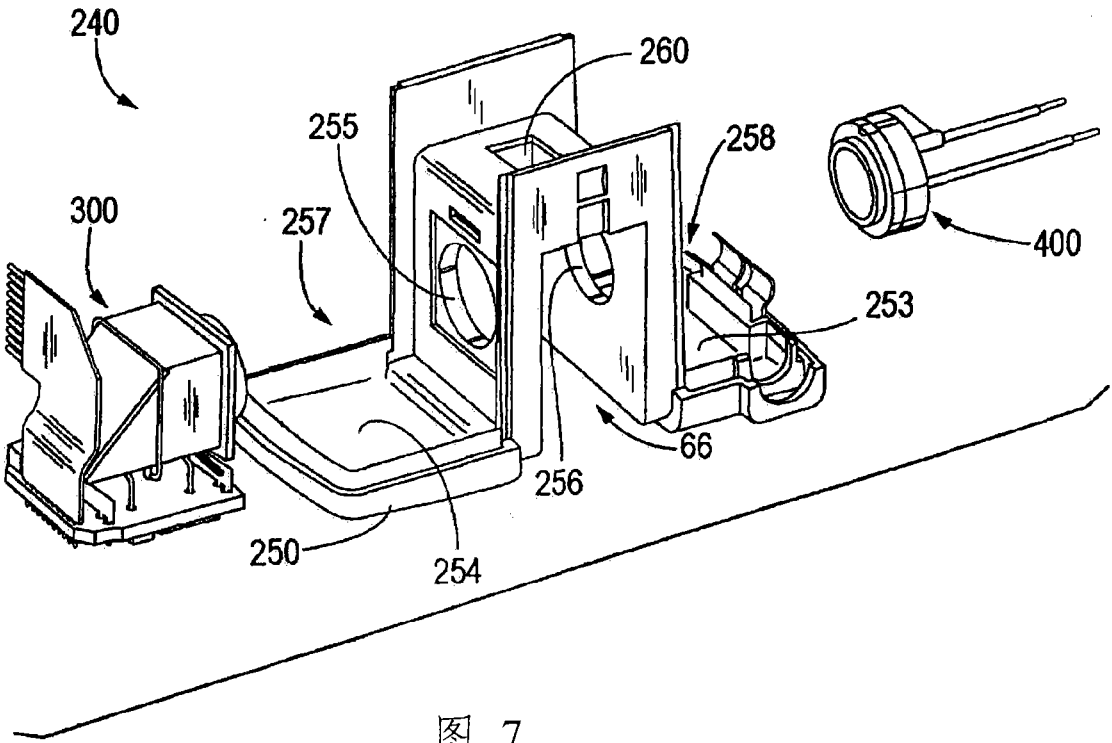


图 7

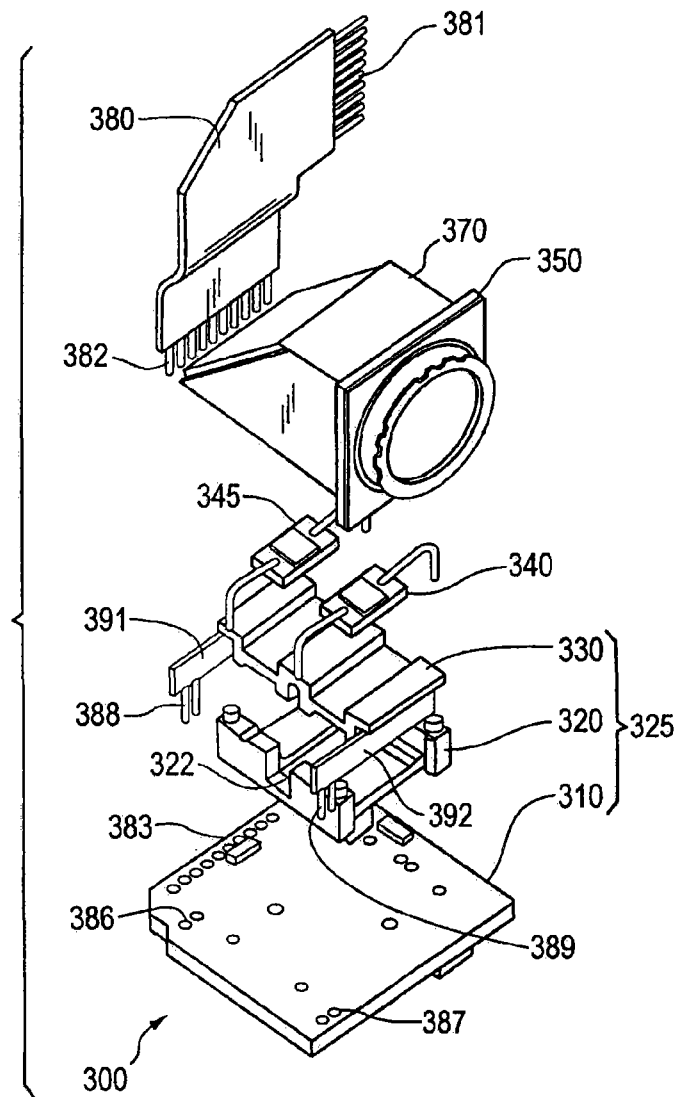


图 8

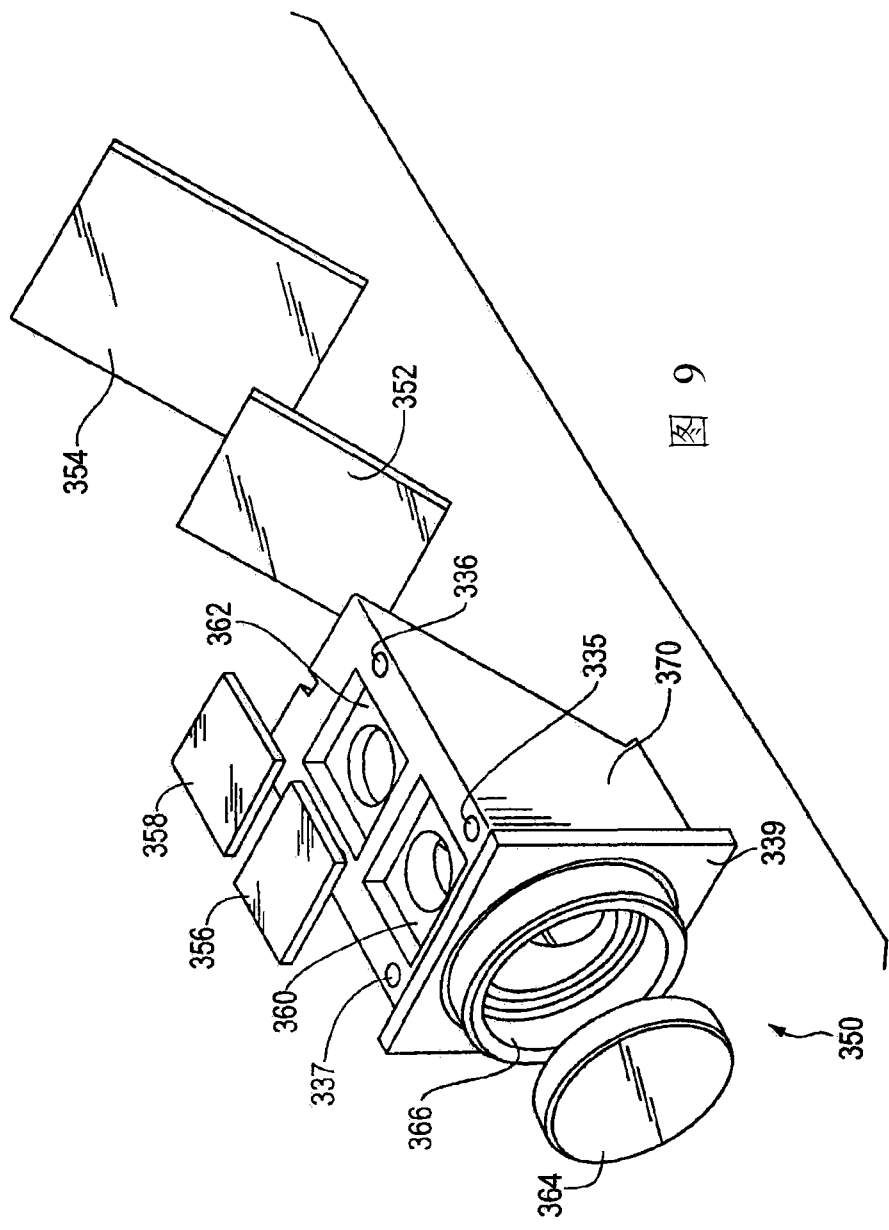


图 9

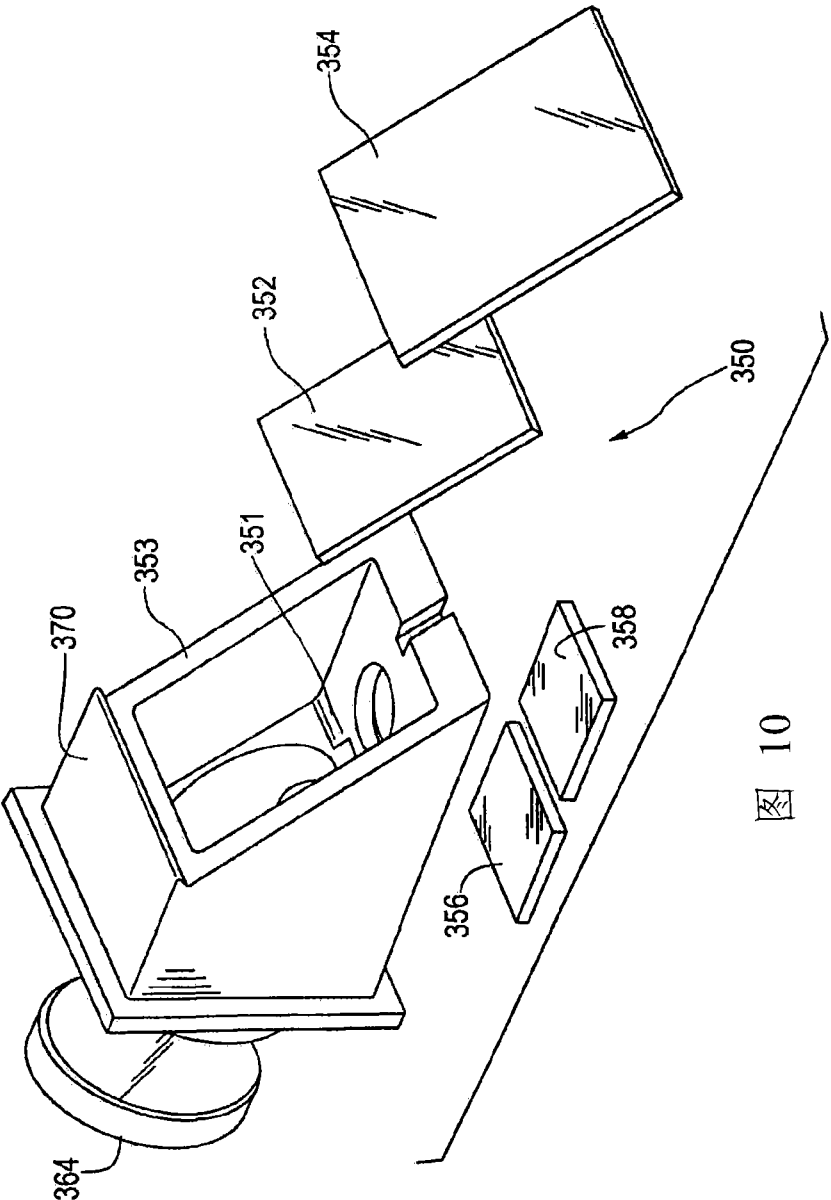


图 10

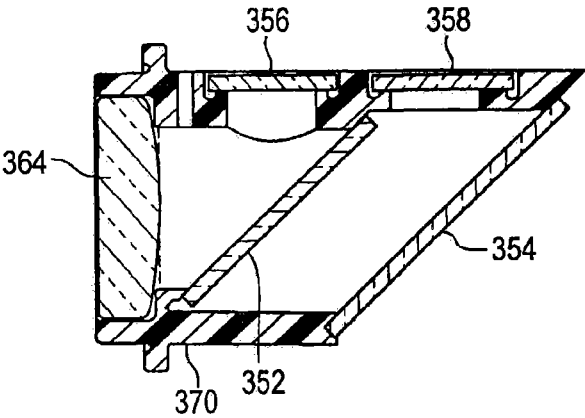


图 11

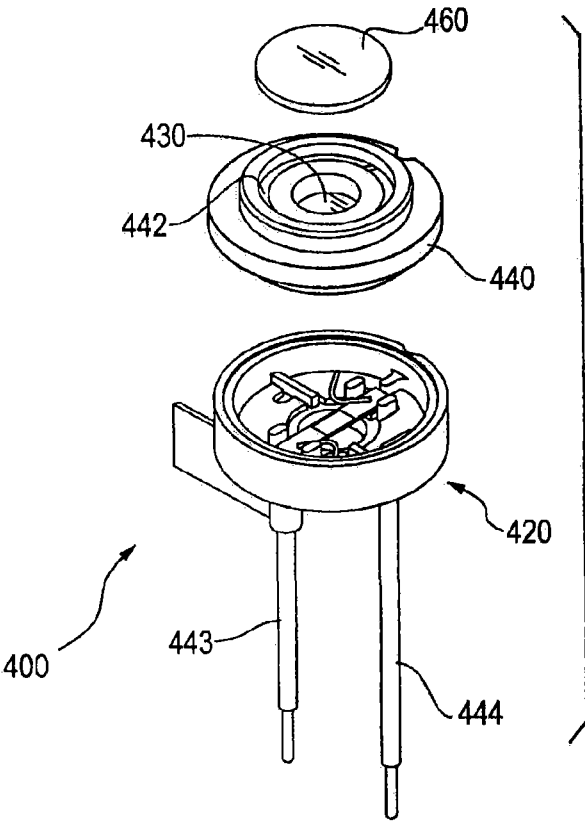


图 12

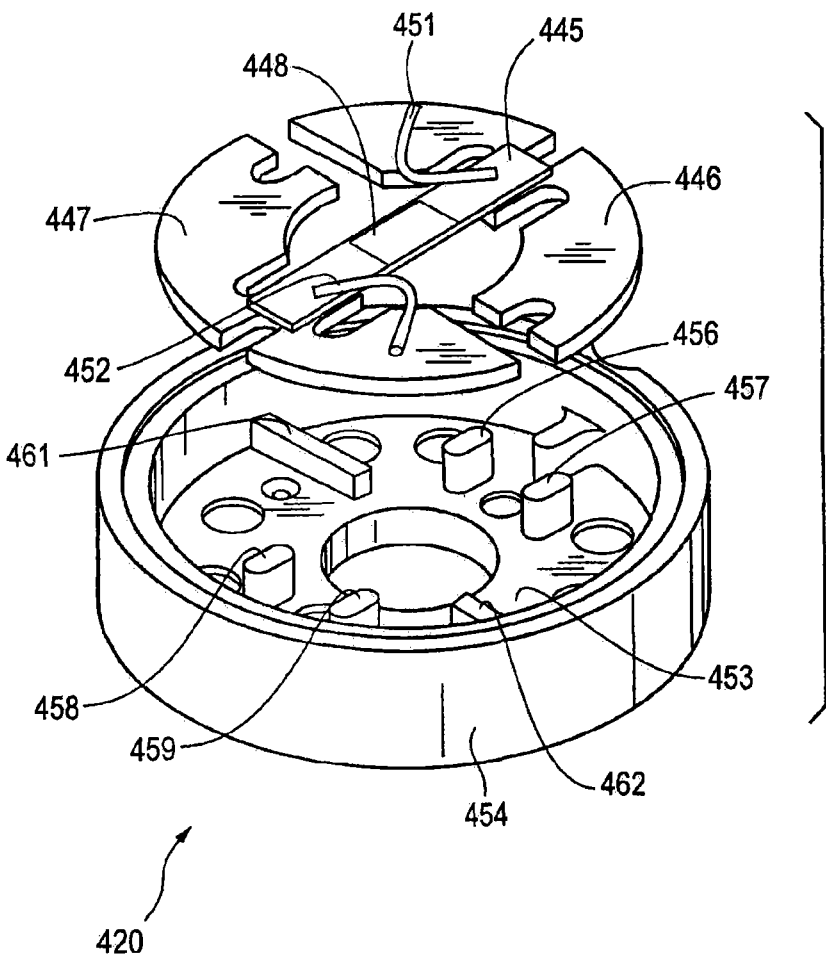


图 13

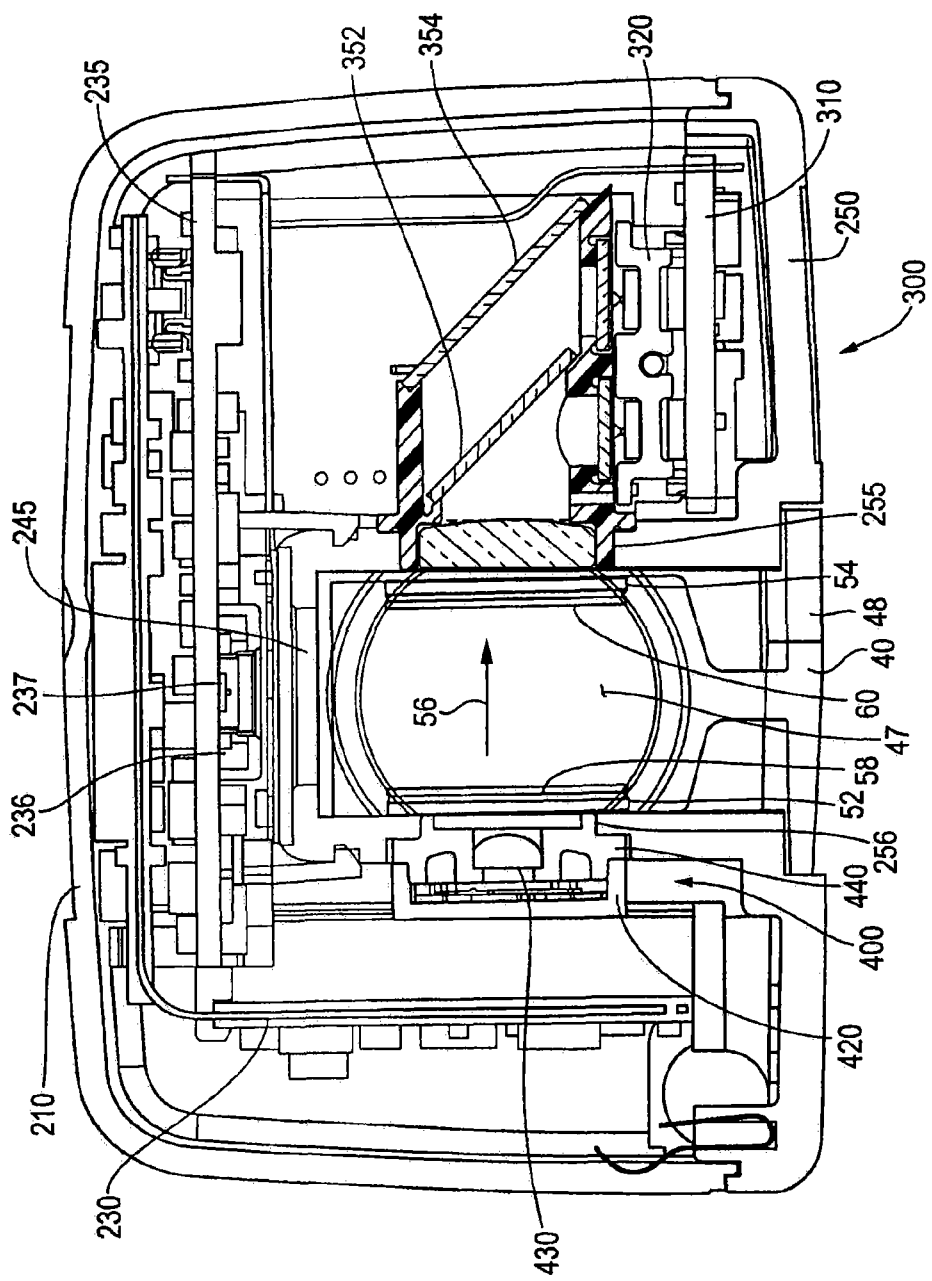


图 14

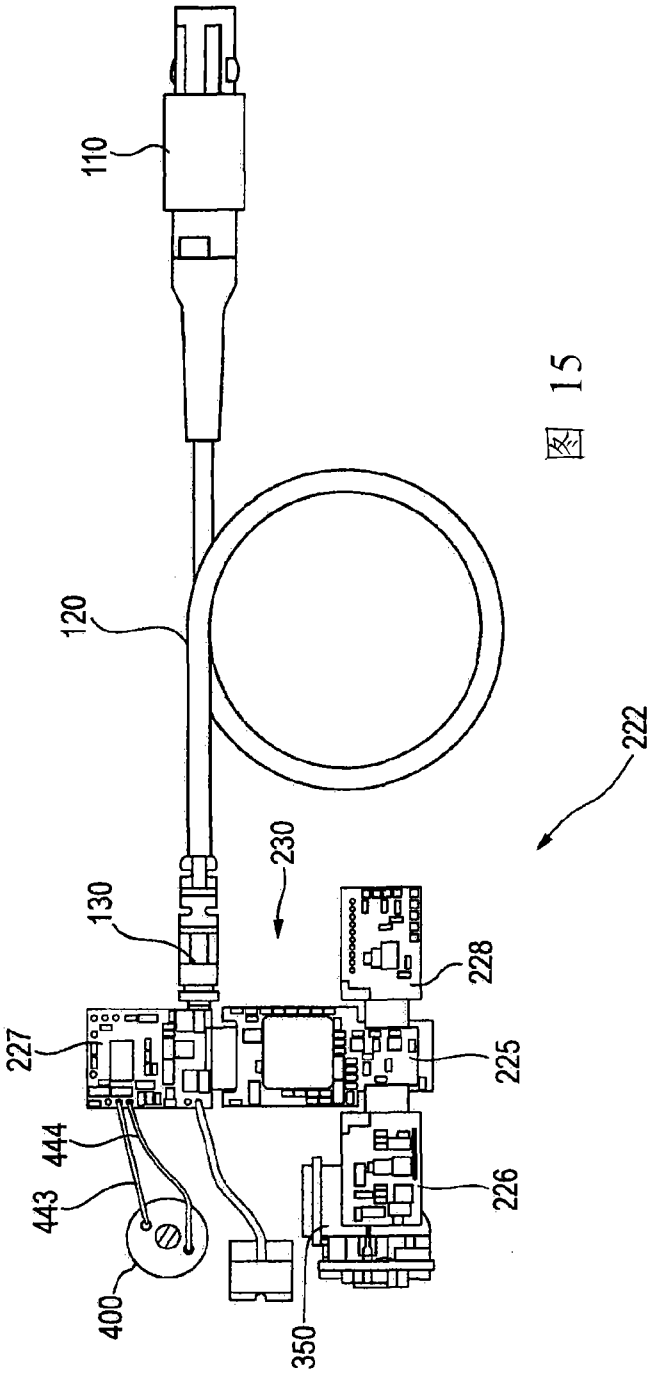


图 15

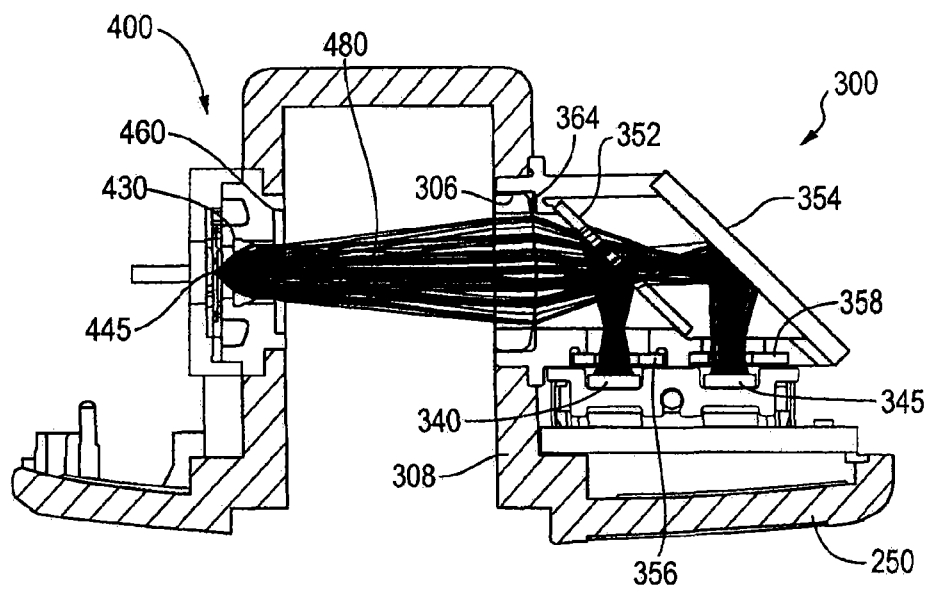


图 16

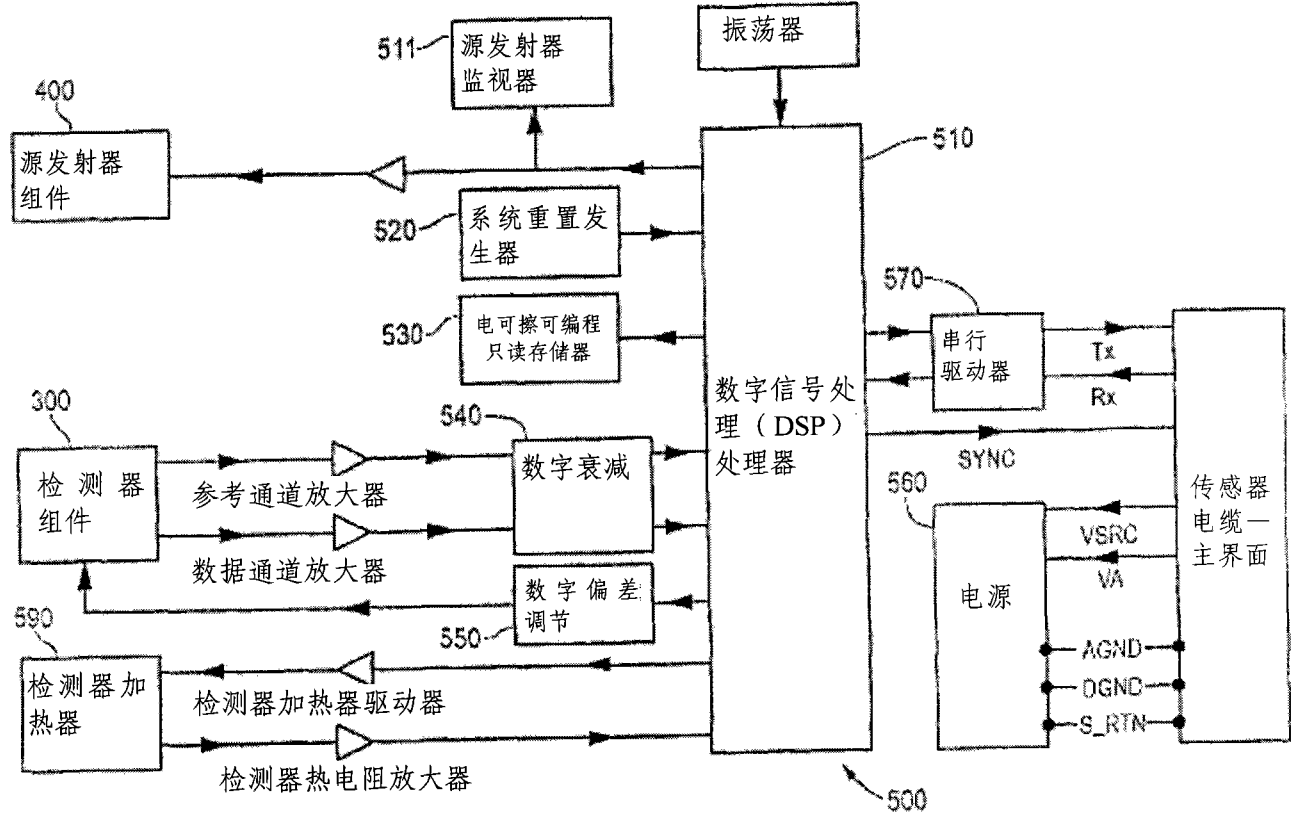


图 17

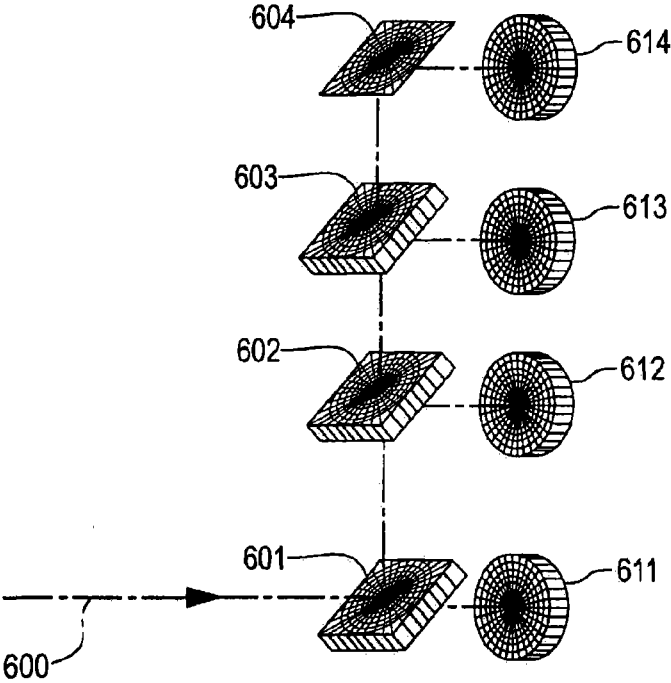


图 18

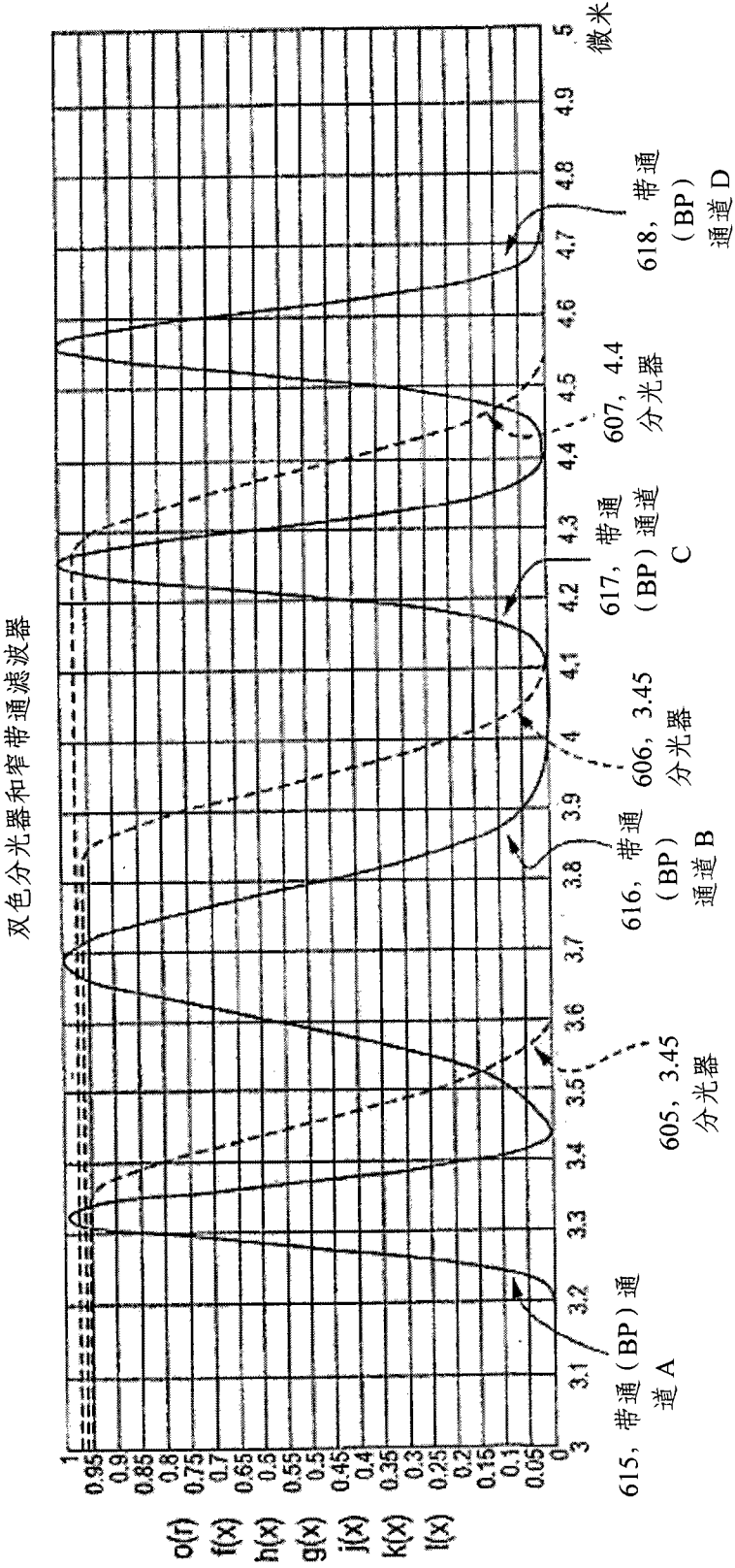


图 19

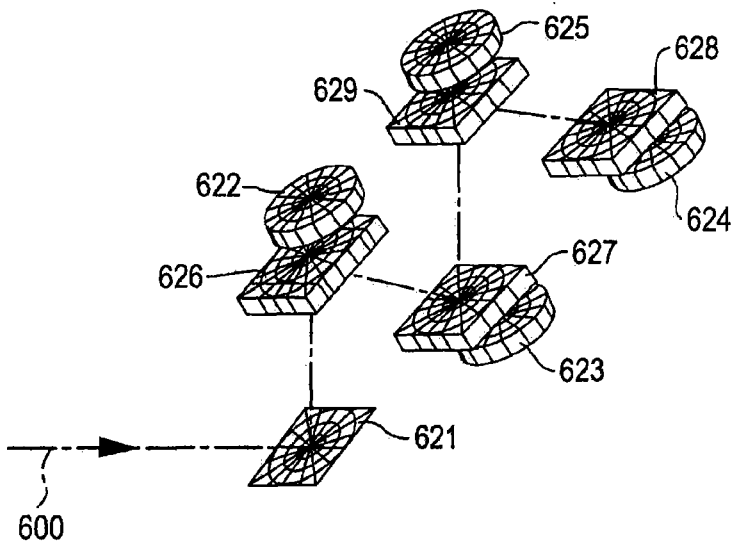


图 20

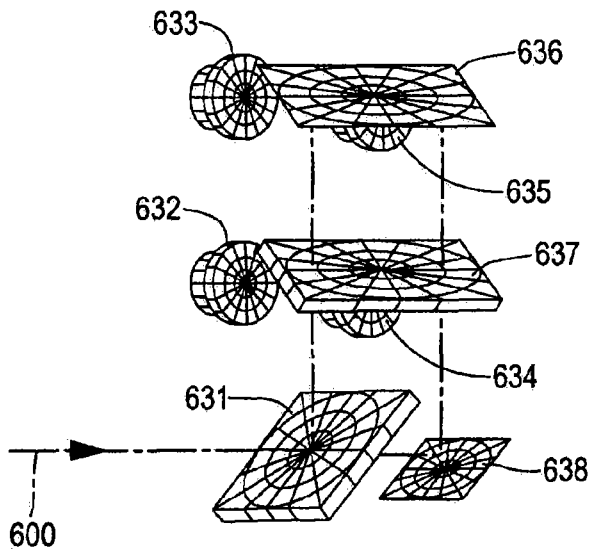


图 21

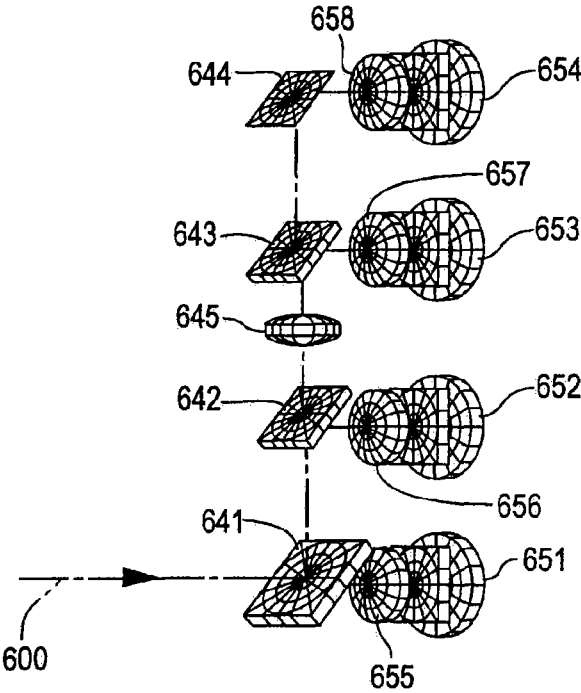


图 22

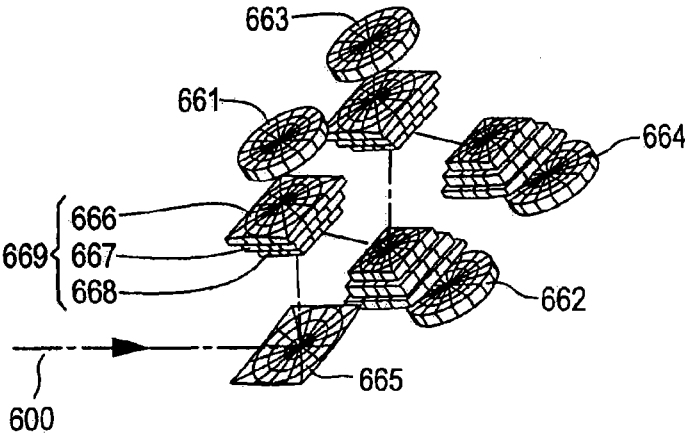


图 23

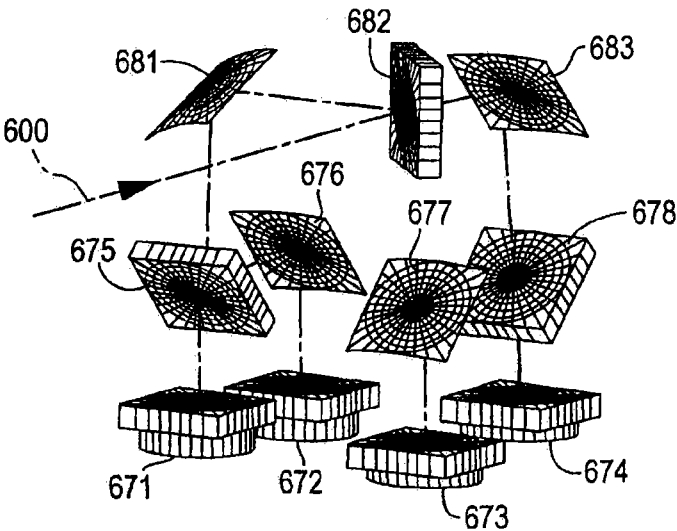


图 24

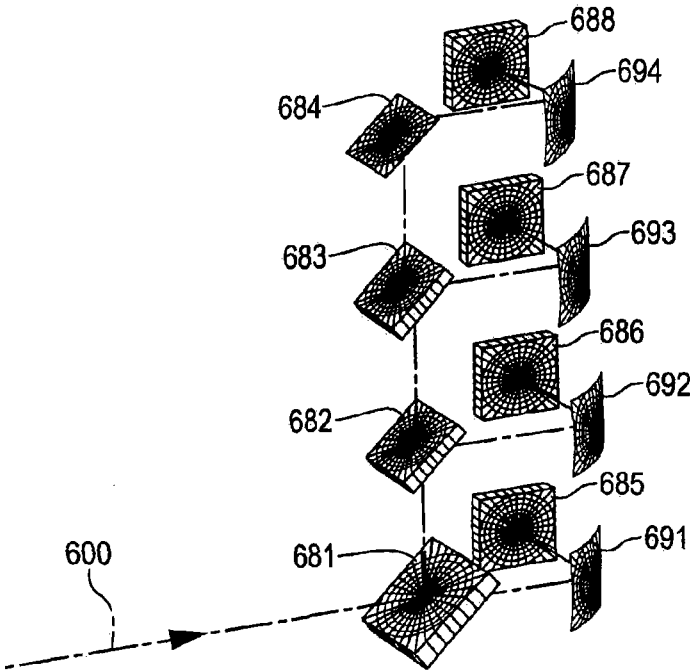


图 25

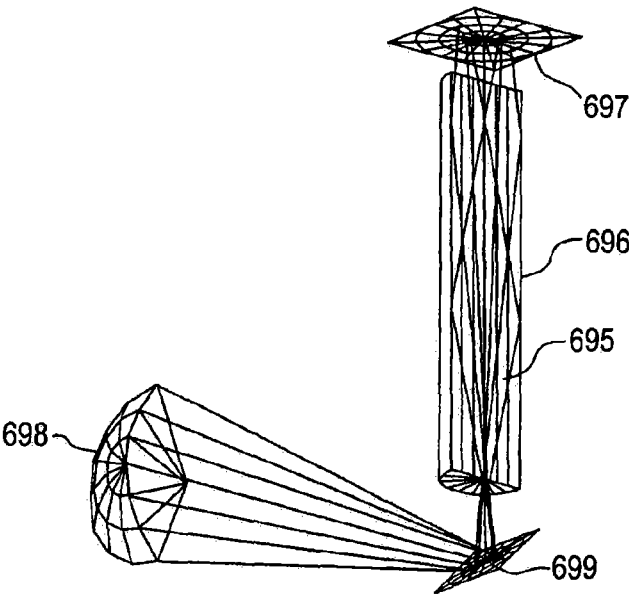


图 26

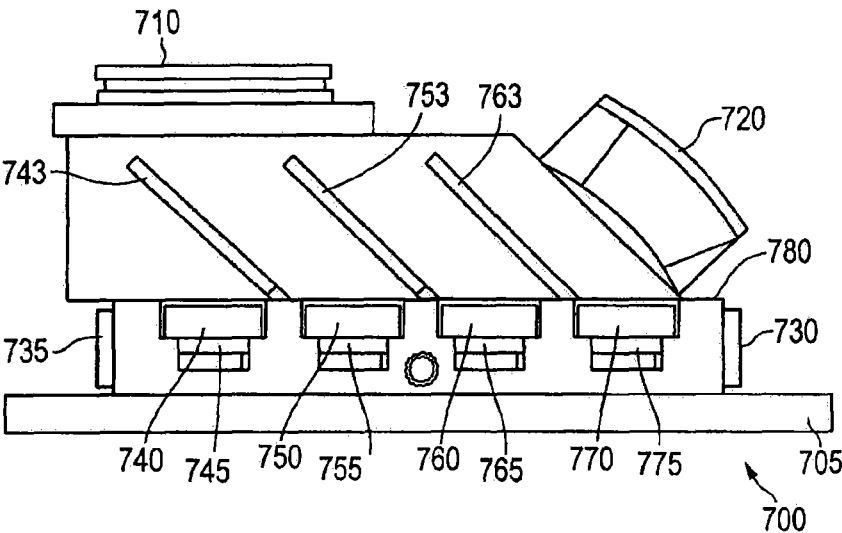


图 27

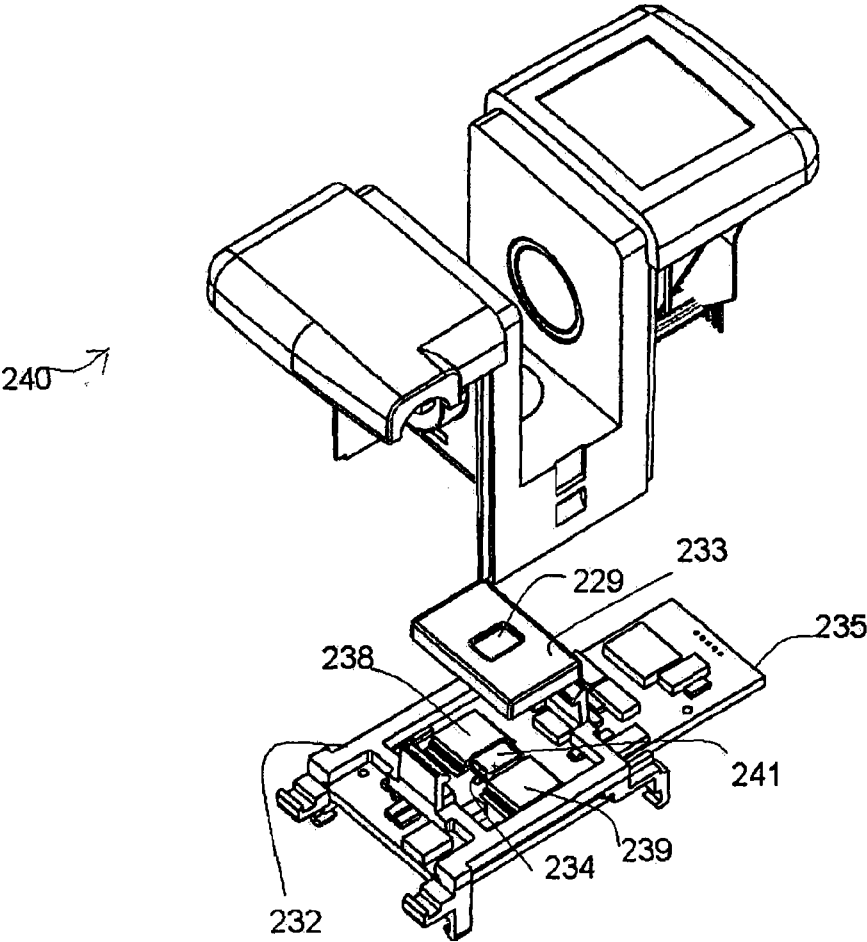


图 28

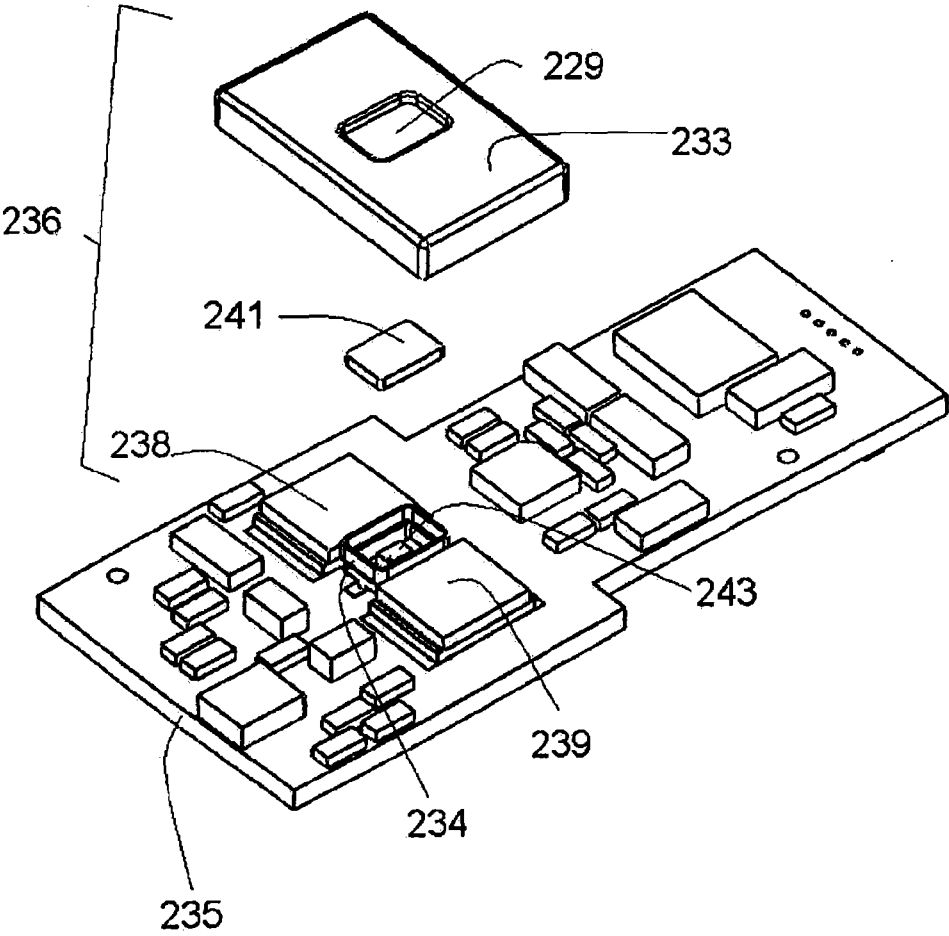


图 29