



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111436896 A

(43)申请公布日 2020.07.24

(21)申请号 202010192773.X

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.07.21

A61B 1/05(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 1/06(2006.01)

62/027,005 2014.07.21 US

A61B 1/07(2006.01)

62/029,764 2014.07.28 US

A61B 10/04(2006.01)

A61B 1/31(2006.01)

(62)分案原申请数据

201580040367.9 2015.07.21

(71)申请人 恩多巧爱思股份有限公司

地址 美国佐治亚州

(72)发明人 V.莱文 G.萨尔曼 I.莱维

U.戴维

(74)专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务所(普通合伙) 31239

代理人 尹洪波

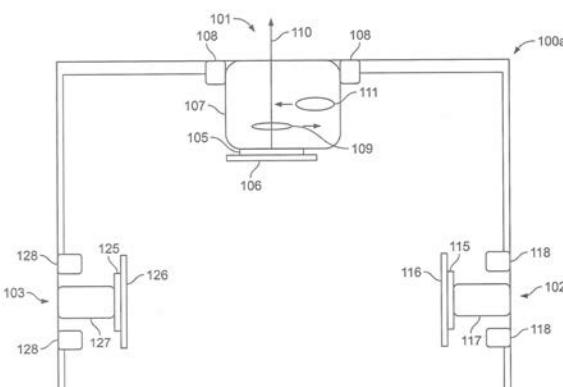
权利要求书2页 说明书29页 附图31页

(54)发明名称

多焦、多相机内窥镜系统

(57)摘要

一种多焦、多相机内窥镜，其具有端头区段，端头区段包括第一光学组件，其用于产生体腔的第一图像；第二光学组件，其用于产生体腔的第二图像；至少一个照明器，其与第一光学组件和第二光学组件中的每一个相关联；以及处理系统，其被配置为：使第一光学组件变焦，并且由此产生经变焦的第一图像以替代所述第一图像；并且自动地致使物理显示器消除第二图像的显示、并且仅显示所述经变焦的第一图像。为了消除第二图像的显示，处理系统降低至第二光学组件的功率供给，降低与第二光学组件相关联的照明器的照明强度，或致使物理显示器断电、暗化或黑化。



1. 一种使用内窥镜系统的方法,该内窥镜系统具有第一光学组件、第二光学组件以及与所述第一光学组件和第二光学组件中的每一个相关联的至少一个照明器,所述方法包括:

从所述第一光学组件产生体腔的第一图像和从所述第二光学组件产生体腔的第二图像;

分别在第一屏幕上和第二屏幕上同时显示所述第一图像和第二图像;

调节所述第一光学组件以在所述第一屏幕上生成并显示所述第一图像的放大部分;以及

自动地消除所述第二图像在所述第二屏幕上的显示。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,消除所述第二图像的显示包括降低至所述第二光学组件的功率供给。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,消除所述第二图像的显示是通过降低与所述第二光学组件相关联的所述至少一个照明器的照明强度而实现的。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,消除所述第二图像的显示是通过使所述第二屏幕断电、暗化或黑化而实现的。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一光学组件是前向光学组件,并且所述第二光学组件是侧向光学组件。

6. 根据权利要求5所述的方法,还包括第三光学组件,其用于产生所述体腔的第三图像、并且在对应的第三屏幕上显示所述第三图像,其中所述第三光学组件是第二侧向光学组件。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一光学组件被配置为在第一工作距离处和第二工作距离处操作。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,当所述第一光学组件从所述第一工作距离切换至所述第二工作距离时,创建所述第一图像的放大部分。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述第一工作距离提供范围在100x至6x之间的放大率,并且所述第二工作距离提供范围在250x至100x之间的放大率。

10. 根据权利要求8所述的方法,其中:

所述内窥镜系统还包括控制单元和端头区段,其中所述端头区段包括所述第一光学组件、所述第二光学组件、以及与所述第一光学组件相关联的所述至少一个照明器和与所述第二光学组件相关联的所述至少一个照明器;

所述第一光学组件包括前向图像传感器,安装在所述前向图像传感器上的第一透镜组件,以及安装在所述前向图像传感器上的第一集成电路板;并且

所述第二光学组件包括侧向图像传感器,安装在所述侧向图像传感器上的第二透镜组件,以及安装在所述侧向图像传感器上的第二集成电路板。

11. 内窥镜系统,包括:

内窥镜,其包括:

第一光学组件,用于产生体腔的第一图像,

第二光学组件,用于产生所述体腔的第二图像,以及

与所述第一光学组件和第二光学组件中的每一个相关联的至少一个照明器;

物理显示器;和

处理系统,其配置为:

在所述物理显示器上同时显示所述第一图像和第二图像;

使所述第一光学组件产生放大的第一图像;

自动使所述物理显示器消除所述第二图像的显示;以及

在所述物理显示器上显示所述放大的第一图像。

12. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其中,为了消除所述第二图像的显示,所述处理系统降低至所述第二光学组件的功率供给。

13. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其中,为了消除所述第二图像的显示,所述处理系统降低与所述第二光学组件相关联的所述至少一个照明器的照明强度。

14. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其中,为了消除所述第二图像的显示,所述处理系统使所述物理显示器的至少一部分断电、暗化或黑化。

15. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其中,所述第一光学组件是前向光学组件,并且所述第二光学组件是第一侧向光学组件。

16. 根据权利要求15所述的内窥镜系统,还包括第三光学组件,其用于产生所述体腔的第三图像并将所述第三图像显示在所述物理显示器上,其中所述第三光学组件是第二侧向光学组件。

17. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其中,所述第一光学组件被配置为在第一工作距离和第二工作距离处操作。

18. 根据权利要求17所述的内窥镜系统,其中,当所述第一光学组件从所述第一工作距离切换到所述第二工作距离时,创建所述放大的第一图像。

19. 根据权利要求18所述的内窥镜系统,其中,所述第一工作距离提供范围在100x至6x之间的放大率,并且所述第二工作距离提供范围在250x至100x之间的放大率。

20. 一种使用内窥镜的方法,该内窥镜包括具有第一光轴的第一光学组件,具有与第一光轴垂直的第二光轴的第二光学组件以及至少一个照明器,该方法包括:

使用所述第一光学组件产生第一图像;

使用所述第二光学组件产生第二图像;

同时显示所述第一图像和第二图像;

调节所述第一光学组件以产生并显示所述第一图像的放大部分;以及

自动消除所述第二图像的显示。

多焦、多相机内窥镜系统

[0001] 本申请是申请日为2015年7月21日、申请号为201580040367.9、名称为“多焦、多相机内窥镜系统”的中国专利申请的分案。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请依赖于2014年7月21日提交的名称为“Multi-Focal, Multi-Camera Endoscope Systems”、申请号为62/027,005的美国专利临时申请以及于2014年7月28日提交的名称为“Multi-Focal, Multi-Camera Endoscope Systems”、申请号为62/029,764的美国专利临时申请的优先权，上述两项美国专利临时申请通过引用的方式整体并入本文。

技术领域

[0004] 本说明书总体涉及多相机内窥镜系统，并且特别地涉及包括至少一个多焦(Multi-Focal)光学组件和/或至少一种类型的光调节部件的内窥镜系统。

背景技术

[0005] 一些内窥镜，包括高分辨率内窥镜，配备有透镜组件，透镜组件包括由可动电机驱动的在内窥镜的端部的透镜。通过控制焦距，内窥镜可以移动至非常靠近关注对象，例如，病变、粘膜、息肉、腺瘤等，提供它们的放大图像。

[0006] 多相机内窥镜系统可以包括多屏幕显示器，其被配置为同时显示由多个相机所捕获的多个图像。多屏幕显示器为操作者提供展开的330度视场，其允许在内窥镜手术期间方便地识别、诊断(interrogate)和处理关注的对象。于2014年4月28日提交的名称为“Video Processing In a Compact Multi-Viewing Element Endoscope System”的美国专利申请14/263,896通过引用的方式整体并入本文。另外，于2014年5月9日提交的名称为“Operational Interface In A Multi-Viewing Elements Endoscope”的美国专利申请14/273,923通过引用的方式整体并入本文。另外，本申请书涉及于2013年4月26日提交的名称为“Optical Systems for Multi-Sensor Endoscopes”的美国专利申请13/882,004，除了其依赖的优先权申请，该申请通过引用的方式整体并入本文。

[0007] 然而，以预定的百分比(例如，其可以在约30%以上)变焦趋近(zoom in)、并且放大关注对象，同时以较低放大率在多屏幕显示器上显示其它对象，可以引起视觉取向损失、视觉疲劳，并且通常对操作者来说是不舒适的体验。

[0008] 此外，包括一个或多个透镜组件(其每一个包括可动电机驱动的透镜)需要大量空间，该大量空间是在多相机内窥镜的端头区段处的极端受限制的资源。

[0009] 因此，如果能提供多焦、多相机内窥镜系统，该系统可以用于在内窥镜手术期间舒适地识别和放大关注对象、并且仍然是小型的且足够紧凑以装配在内窥镜端头的受限制的体积内的，则将是十分有利的。

发明内容

[0010] 在一些实施例中，本说明书公开了一种内窥镜的端头区段，其包括：第一光学组

件,其用于产生体腔的第一图像;第二光学组件,其用于产生体腔 的第二图像;至少一个照明器,其与所述第一光学组件和所述第二光学组件 中的每一个相关联;以及处理系统,其被配置为:使第一光学组件变焦,并 且由此产生经变焦的第一图像以替代所述第一图像;自动地致使物理显示器 消除第二图像的显示,并且仅显示所述经变焦的第一图像。

[0011] 可选地,端头区段是内窥镜系统的部分,并且进一步包括分别用于显示 第一图像和第二图像的至少两个屏幕。

[0012] 在一些实施例中,所述至少一个照明器充分靠近,以使得其是相关联的 光学组件的视场的主要照明器。

[0013] 可选地,第一图像可以与第二图像重叠。仍可选地,第一图像可以与第 二图像不重叠。可选地,“重叠”可以被限定为捕获同一物理对象的示图。

[0014] 可选地,为了消除第二图像的显示,处理系统降低至第二光学组件的功 率供给 (power supply)。

[0015] 可选地,为了消除第二图像的显示,处理系统降低与第二光学组件相关 联的所述 至少一个照明器的照明强度。

[0016] 可选地,为了消除第二图像的显示,处理系统致使物理显示器切断、暗 化 (darken) 或黑化 (blacken)。

[0017] 在一些实施例中,第一光学组件可以是前向光学组件,并且第二光学组 件可以是 第一侧向光学组件。

[0018] 可选地,该端头区段包括第三光学组件,以用于产生体腔的第三图像、并且在对 应的第三屏幕上显示所述第三图像,其中所述第三光学组件是第二 侧向光学组件。

[0019] 可选地,第一光学组件和第二光学组件中的至少一个被配置为在第一工 作距离 处和第二工作距离处操作。仍可选地,当所述至少一个光学组件从所 述第一工作距离切换 至所述第二工作距离时,创建所述经变焦的图像。仍可 选地,所述第一工作距离提供范围 在100x至6x之间的放大率 (magnification)。仍可选地,所述第二工作距离提供范围 在250x至100x之间的放大率。

[0020] 在一些实施例中,本说明书公开了一种使用具有端头区段的内窥镜的方 法,所述 端头区段具有至少两个光学组件、以及与所述至少两个光学组件中 的每一个相关联的至 少一个照明器,所述方法包括:从所述至少两个光学组 件中的每一个产生体腔的至少两个 图像;分别在第一屏幕和第二屏幕上显示 所述至少两个图像中的第一图像和第二图像;使 所述至少两个光学组件中的 一个变焦,以产生并显示经变焦的图像,以取代所述至少两个 图像中的所述 第一图像;以及自动地消除所述至少两个图像中的第二图像在第二屏幕 上的 显示。

[0021] 可选地,消除所述至少两个图像中的第二图像的显示是通过降低至产生 所述至 少两个图像中的所述第二图像的光学组件的功率供给而执行的。

[0022] 可选地,消除所述至少两个图像中的第二图像的显示是通过降低与产生 所述至 少两个图像中的所述第二图像的光学组件相关联的所述至少一个照 明器的照明强度而实 现的。

[0023] 可选地,消除所述至少两个图像中的第二图像的显示是通过使对应于显 示所述 至少两个图像中的第二图像的所述至少两个屏幕中的一个断电、暗化 或黑化而实现的。

[0024] 可选地,所述至少两个光学组件中的第一个是前向光学组件,并且所述 至少两个光学组件中的第二个是第一侧向光学组件。

[0025] 在一些实施例中,内窥镜可以包括第三光学组件,其用于产生体腔的第 三图像、并且在对应的第三屏幕上显示所述第三图像,其中所述第三光学组 件是第二侧向光学组件。

[0026] 可选地,所述至少两个光学组件中的至少一个被配置为在第一工作距离 处和第二工作距离处操作。仍可选地,当所述光学组件从所述第一工作距离 切换至所述第二工作距离时,创建所述经变焦的图像。仍可选地,所述第一 工作距离提供范围在100x至6x之间的放大率。仍可选地,所述第二工作距 离提供范围在250x至100x之间的放大率。

[0027] 在一些实施例中,本说明书公开了一种内窥镜系统,其具有内窥镜端头 区段,端头区段包括:前向光学组件,其用于在第一工作距离处产生第一图 像,并且在第二工作距离处产生第二图像,其中,所述前向光学组件包括: 前透镜组件,其安装在前图像传感器上,并且其中,所述前透镜组件包括与 所述第一工作距离相关联的第一透镜、以及与第二工作距离相关联的第二透 镜;至少一个侧向光学组件,其用于产生所述体腔的至少一个侧 图像;至少 一个照明器,其与所述前向光学组件和所述至少一个侧向光学组件中的每一个相关联;至少一个致动元件,其位于所述前向光学组件内;以及处理系统, 其被配置为使得所述至少一个致动元件将所述第一透镜移出将所述前图像 传感器的视线连接至所述体腔内的关注对象的光学路径;以及将所述第二透 镜移入所述光学路径中,以产生所述第二图像。

[0028] 可选地,在所述第一工作距离处产生的所述第一图像具有范围在100x 至6x之间的放大率。可选地,在所述第二工作距离处产生的所述第二图像 具有范围在250x至100x之间的放大率。

[0029] 可选地,所述至少一个致动元件包括至少一个气动发动机。可选地,所 述至少一个致动元件包括压电元件、电动机、螺线管、镍钛合金发动机、气 动发动机,或其组合。

[0030] 可选地,所述内窥镜系统包括前屏幕和至少一个侧屏幕,其中,前屏幕 被配置为显示所述第一或第二图像,并且所述至少一个侧屏幕被配置为显示 所述至少一个侧图像。

[0031] 在一些实施例中,一旦将所述第二透镜移入光学路径中,所述处理系统 可进一步被配置为自动地消除所述至少一个侧图像的显示。

[0032] 可选地,所述处理系统通过切断或降低至所述至少一个侧向光学组件的 功率供给而消除所述至少一个侧图像的显示。

[0033] 可选地,所述处理系统通过断电或降低与所述至少一个侧向光学组件相 关联的所述至少一个照明器的照明强度而消除所述至少一个侧图像的显示。

[0034] 可选地,其中所述处理系统通过断电、暗化或黑化所述至少一个侧屏幕 而消除所述至少一个侧图像的显示。

[0035] 在一些实施例中,本说明书公开了一种内窥镜系统的端头区段,其包括: 前向光学组件,其用于产生体腔的前图像;第一侧向光学组件,其用于在第一工作距离处产生体 腔的第一图像,并且在第二工作距离处产生第二图像, 其中,所述第一侧向光学组件包括: 第一侧透镜组件,其安装在第一侧图像 传感器上,并且其中,所述第一侧透镜组件包括与 第一工作距离相关联的第一透镜、以及与第二工作距离相关联的第二透镜;一个或多个照

明器，其与 前向光学组件和第一侧向光学组件中的每一个相关联；一个或多个致动元件，其定位在所述第一侧透镜组件内；以及处理器，其被配置为使得所述一个或 多个致动元件：将所述第一透镜移出将所第一侧图像传感器的视线连接至所 述体腔内的关注对象的光学路径；以及，将所述第二透镜移入所述光学路径 中，以产生所述第二图像。

[0036] 可选地，其中，在第一工作距离处产生的所述第一图像具有范围在100x 至6x之间的放大率。仍可选地，在所述第二工作距离处产生的所述第二图 像具有范围在250x至100x之间的放大率。

[0037] 可选地，所述一个或多个致动元件包括至少一个气动发动机。仍可选地， 所述一个或多个致动元件可以包括压电元件、电动机、螺线管、镍钛合金发 动机、至少一个气动发动机中的任意一个或组合。

[0038] 可选地，处理器被配置为在前屏幕上显示所述前图像，并且在第一侧屏 幕上显示所述第一或第二图像。

[0039] 在一些实施例中，一旦将所述第二透镜移入光学路径中，所述处理系统 可进一步被配置为自动地消除所述前图像的显示。

[0040] 可选地，所述处理器被配置为通过断电或降低至前向光学组件的功率供 给而消 除所述前图像的显示。

[0041] 可选地，所述处理器被配置为通过断电或降低与所述前向光学组件相关 联的所述一个或多个照明器的照明强度而消除所述前图像的显示。可选地， 所述处理器被配置为通过断电、暗化、或黑化所述前屏幕而消除所述前图像 的显示。

[0042] 在一些实施例中，本说明书公开了一种内窥镜的端头区段，其包括：前 向光学组 件，其用于在第一工作距离处产生体腔的第一图像，以及在第二工 作距离处产生第二图 像；至少一个侧向光学组件，其用于产生体腔的至少一 个侧图像；一个或多个照明器，其与 所述前向光学组件和所述至少一个侧向 光学组件中的每一个相关联；一个或多个分隔件， 其可缩回地定位在端头区 段的远端处；以及处理系统，其被配置为使得所述一个或多个分 隔件在延伸 位置展开，以保持所述前向光学组件和所述体腔的壁之间的距离，并且缩 回到端头区段的远端中。

[0043] 可选地，所述距离近似匹配所述第二工作距离。

[0044] 可选地，所述一个或多个分隔件的每个的突出长度的范围在1.5至7毫 米之间。

[0045] 可选地，一个或多个分隔件被定位，以使得所述分隔件中的任意两个之 间的距离的范围在8至10毫米之间。

[0046] 可选地，在所述第一工作距离处产生的所述第一图像具有范围在100x 至6x之间的放大率，并且其中在所述第二工作距离处产生的第二图像具有 范围在250x至100x的放 大率。

[0047] 在一些实施例中，本说明书公开了一种内窥镜的端头区段，其包括：前 向光学组 件，其用于产生前图像；第一侧向光学组件，其用于在第一工作距 离处产生第一图像，并且 在第二工作距离处产生第二图像；一个或多个照明 器，其与所述前向和侧向光学组件中的 每一个相关联；三个或更多个分隔件， 其可缩回地安装在端头区段的远端处，并且与所述 第一侧向光学组件相关联； 以及处理器，其被配置为使得所述三个或更多个分隔件能够展 开在延伸位置 中，以维持在所述第一侧向光学组件和所述体腔的壁之间的距离，以便产生

所述第二图像，并且将上述三个或更多个分隔件缩回到端头区段的远端中。

[0048] 可选地，所述距离近似匹配所述第二工作距离。

[0049] 可选地，所述三个或更多个分隔件的径向突出高度的范围在1.5至7毫 米之间。

[0050] 可选地，三个或更多个分隔件被定位，以使得所述连续分隔件中的任意 两个之间的距离的范围在8至10毫米之间。

[0051] 可选地，在所述第一工作距离处产生的所述第一图像具有范围在100x 至6x之间的放大率，并且其中，在所述第二工作距离处产生的第二图像具 有范围在250x至100x的放大率。

[0052] 在一些实施例中，本说明书公开了一种内窥镜的端头区段，其包括：至少一个光学组件，其用于在第一工作距离处产生第一图像，并且在第二工作 距离处产生第二图像，其中，所述第二工作距离比所述第一工作距离短；一个或多个照明器，其与所述至少一个光学组件相关联，并且被配置为提供与 所述第一工作距离相关联的第一照明模式、以及与所述第二工作距离相关联 的第二照明模式；第一和第二照明调节部件，其可缩回地定位在所述至少一 个光学组件的任一侧上，以使得所述光学组件和所述一个或多个照明器位于所述第一和第二光调节部件之间；第三和第四光调节部件，其安装在所述一个或多个照明器上，其中，所述第三和第四光调节部件允许所述第一照明模 式期间通过光，并且在所述第二照明模式期间漫射光；以及处理器，其被配 置为执行以下的任一个或二者：当所述至少一个光学组件被配置为在第二工 作距离处产生第二图像时，使得所述第一和第二光调节部件展开，其中，所 述第一和第二光调节部件的展开使得所述第一照明模式被改变为所述第二 照明模式；当所述至少一个光学组件被配置为在第二工作距离处产生第二图 像时，使得所述第三和第四光调节部件漫射光。

[0053] 可选地，所述第一和第二光调节部件具有朗伯 (lambertian) 反射表面。

[0054] 可选地，所述第一和第二光调节部件是气球，其被充气以便展开。

[0055] 可选地，所述第三和第四光调节部件是液晶透射屏幕。

[0056] 可选地，当展开时，所述第一和第二光调节部件的尺寸大约匹配所述第 二工作距离。

[0057] 可选地，在所述第一工作距离处产生的所述第一图像具有范围在100x 至6x之间的放大率。仍可选地，在所述第二工作距离处产生的所述第二图 像具有范围在250x至100x 之间的放大率。

[0058] 可选地，所述第一照明模式的特征在于所述一个或多个照明器具有范围 在150° 和170°之间的照明场，其中，照明射线直接落在体腔内的异常物上。可选地，所述第二照明模式的特征在于所述一个或多个照明器具有范围在 140°和180°之间的照明场，其中，偏斜的照明射线落在体腔内的异常物上。

[0059] 可选地，所述第一工作距离的范围在4至100毫米之间，并且所述第二 工作距离的范围在1至4毫米之间。

[0060] 在一些实施例中，本说明书公开了一种内窥镜的端头区段的方法，所述 端头区段具有至少一个光学组件、一个或多个相关联的照明器、以及第一、第二、第三和第四光调节部件，其中，第一和第二光学部件可缩回地定位在 所述至少一个光学组件的任一侧上，以使得所述光学组件和所述一个或多个 照明器位于第一和第二光调节部件之间，并且其

中,所述第三和第四光调节部件被安装在是一个或多个照明器上,所述方法包括:在第一照明器模式期间,使用至少一个光学组件在第一工作距离处产生体腔的第一图像,此时第一和第二光调节部件处于缩回配置中,并且第三和第四光调节部件允许来自在所述一个或多个照明器的光通过;以及,使用至少一个光学组件在第二工作距离处产生第二图像,并且执行以下中的任一个或二者:展开所述第一和第二光调节部件,借此将所述一个或多个照明器从所述第一照明模式改变至第二照明模式;使得所述第三和第四光调节部件漫射光,借此将上述一个或多个照明器从所述第一照明模式改变至第二照明模式。

[0061] 可选地,所述第一和第二光调节部件具有朗伯反射表面。可选地,所述第一和第二光调节部件是气球,其被充气以便展开。

[0062] 可选地,所述第三和第四光调节部件是液晶透射屏幕。

[0063] 可选地,当展开时,所述第一和第二光调节部件的尺寸大约匹配所述第二工作距离。

[0064] 可选地,在第一工作距离处产生的所述第一图像具有范围在100x至6x之间的放大率。可选地,在所述第二工作距离处产生的所述第二图像具有范围在250x至100x之间的放大率。

[0065] 可选地,所述第一照明模式的特征在于所述一个或多个照明器具有范围在150°和170°之间的照明场,其中,照明射线直接落在体腔内的异常物上。

[0066] 可选地,所述第二照明模式的特征在于所述一个或多个照明器具有范围在140°和180°之间的照明场,其中,偏斜的照明射线落在体腔内的异常物上。

[0067] 可选地,所述第一工作距离的范围在4至100毫米之间,并且所述第二工作距离的范围在1至4毫米之间。

[0068] 在下文提供的附图和详细说明中,将更深入地描述本发明的上述实施例和其他实施例。

附图说明

[0069] 通过在结合附图考虑时参考详细说明,本发明的这些和其它特征和优势将进一步显现,并且将变得更易于理解,在附图中:

[0070] 图1是根据实施例的具有多焦前向光学组件的多相机内窥镜端头区段的横截面视图;

[0071] 图2是根据实施例的具有多焦前向复合光学组件的多相机内窥镜端头区段的横截面视图;

[0072] 图3A是多相机显示系统,其包括三个屏幕以显示由多相机内窥镜端头区段获得的图像和/或视频;

[0073] 图3B是图3A的多相机显示系统,其具有前视屏幕,其显示由多焦前向光学组件识别的异常物(anomaly)的放大图像;

[0074] 图3C是图3B的多相机显示系统,其中第一侧视屏幕和第二侧视屏幕的展示被停用或被暗化;

[0075] 图4是图1的内窥镜端头区段,其具有在展开配置中的多个距离确定构件;

[0076] 图5是示出一方法的多个示例性步骤的流程图,该方法是使用多焦、多相机内窥

镜的端头区段的多焦前向光学组件获得体腔内的关注对象或区域 的放大视图的方法；

[0077] 图6A是根据实施例的具有多焦第一侧向光学组件的多相机内窥镜端头 区段的横截面视图；

[0078] 图6B是根据实施例的具有多焦第一侧向复合光学组件的多相机内窥镜 端头区段的横截面视图；

[0079] 图7A是多相机显示系统，其包括三个屏幕以显示由多相机内窥镜端头 区段获得的图像和/或视频；

[0080] 图7B是图7A的多相机显示系统，其中，第一侧视屏幕显示由多焦第一侧向光学组件识别出的异常物的放大图像；

[0081] 图7C是图7B的多相机显示系统，其中，前视屏幕和第二侧视屏幕的 展示被停用或被暗化；

[0082] 图8A示出多焦侧向光学组件，其在体腔内并且位于距离关注对象一距 离处，该距离不匹配用于获得关注对象的放大图像的多焦侧向的光学组件的 工作距离；

[0083] 图8B示出图8A的多焦侧向光学组件在被充气的体腔内，以使得多焦 光学组件距离关注对象的距离近似匹配多焦侧向光学组件的工作距离；

[0084] 图8C示出图8A的多焦侧向光学组件，其使用第一和第二距离确定构 件以将多焦侧向光学组件定位在相距关注对象一距离处，该距离近似匹配多 焦侧向的光学组件的工作距离；

[0085] 图9是示出一方法的多个示例性步骤的流程图，该方法是使用多焦、多 相机内窥 镜的端头区段的多焦侧向光学组件获得体腔内的关注对象或区域 的放大视图的方法；

[0086] 图10A示出内窥镜端头区段，其照明在第一工作距离处的在体腔内的异 常物；

[0087] 图10B示出图10A的内窥镜端头区段，其未照明在第二工作距离处的 异常物；

[0088] 图11A示出内窥镜端头区段，其具有在第一操作模式中的多焦光学组件 的实施例，以及在第一照明模式中缩回的第一类光调节部件；

[0089] 图11B示出图11A的内窥镜端头区段，其具有在第二操作模式中的多 焦光学组件， 以及在第二照明模式中展开的第一类光调节部件；

[0090] 图11C示出内窥镜端头区段，其具有在第一操作模式中的多焦光学组件， 以及在第一照明模式中的第一类和第二类光调节部件；

[0091] 图11D示出图11C的内窥镜端头区段，其具有在第二操作模式中的多 焦光学组件， 以及在第二照明模式中的第一类和第二类光调节部件；

[0092] 图11E示出内窥镜端头区段，其具有在第一操作模式中的多焦光学组件 的另一实 施例，以及在第一照明模式中缩回的第一类光调节部件；

[0093] 图11F示出图11E的内窥镜端头区段，其具有在第二操作模式中的多焦 光学组件， 以及在第二照明模式中展开的第一类光调节部件；

[0094] 图11G示出内窥镜端头区段，其具有在第一操作模式中的多焦光学组件， 以及在 第一照明模式中的第一类和第二类光调节部件；

[0095] 图11H示出内窥镜端头区段，其具有在第一操作模式中的复合多焦光学 组件的实 施例，以及在第一照明模式中缩回的第一类光调节部件；

[0096] 图11I示出图11H的内窥镜端头区段，其具有在第二操作模式中的复合 多焦光学

组件,以及在第二照明模式中展开的第一类光调节部件;

[0097] 图11J示出内窥镜端头区段,其具有在第一操作模式中的复合多焦光学 组件,以及在第一照明模式中的第一类和第二类光调节部件;

[0098] 图12是示出一方法的多个示例性步骤的流程图,该方法是使用配备有 第一光调节部件和第二光调节部件中的至少一个的多焦、多相机内窥镜的端 头区段获得体腔内的关注对象或区域(例如,结肠)的放大视图的方法;

[0099] 图13A示出一图示,其示出在不使用电场的情况下光漫射器的相对照 度相对于辐射角的变化;

[0100] 图13B示出一图示,其示出在使用电场的情况下光漫射器的相对照度 相对于辐射角的变化。

具体实施方式

[0101] 本说明书涉及多个实施例。提供以下公开以便本领域技术人员能够实现 本发明。在这一说明书中使用的语言不应理解为对任一特定实施例的一般性 否定,或用于限制权利要求处超出其中所使用的术语的含义。在此限定的一 般性原理可以应用于其它实施例和应用,而不脱离本说明书的精神和范围。此外,所使用的术语和措辞的目的在于描述示例性实施例,而不应被认为是 限制性的。因此,本说明书应被赋予最宽的范围,以涵盖多种替代、修改和 与所公开的原理和特征一致的等同物。为了清楚的目的,没有详细描述涉及本发明的在本技术领域中已知的技术材料的细节,以便不必要的影响本说明 书。

[0102] 在本申请的说明书和权利要求书中,词语“包括”、“包含”和“具有” 中的每一个及其形式不必限于这些词语可以与其相关联的列表中的成员。

[0103] 根据本发明的多方面和多个实施例,公开了多焦(例如,双焦)多相机 内窥镜系统。根据一些实施例,内窥镜系统包括至少一个多焦光学组件,其 包括至少一个图像传感器和至少一个透镜组件,该透镜组件进一步包括被配 置为在由与内窥镜系统关联的处理器触发时从第一工作距离切换至第二工 作距离的(多个)光学元件,由此提供关注对象的增大的放大率。

[0104] 如在本文使用的,根据多个实施例,至少所述透镜组件是“相机”或“观 察元件”的部分。在一些实施例中,术语“相机”被用于描述透镜组件及其 关联图像传感器。具有关联的图像传感器和关联的电路板的“相机”或“观 察元件”形成“光学组件”。另外,光学组件通常关联于至少一个照明器,以用于照明视场。因此,在各种实施例中,多焦光学组件包括具有关联传感 器、关联电路板的多焦观察元件,并且关联有至少一个照明器。在各种其它 实施例中,多焦光学组件还关联有第一和第二类光调节部件中的至少一个, 其被配置为以第一或第二照明模式工作。贯穿这一说明书,术语“相机”和 “观察元件”可互换地被使用。

[0105] 在一些实施例中,使用一处理系统,其中,所述处理系统包括与本地或 远程存储器、以及对于本领域技术人员已知的其它电子元件一起工作的处理 器。

[0106] 在一些实施例中,本发明的部分可以实现为由数据处理器(例如通用计 算机或定制计算机的部分)执行的多个软件指令。在一些实施例中,数据处 理器或计算机包括用于存储指令和/或数据的易失性存储器和/或非易失性存 储器(例如磁性硬盘和/或可移除媒介)以用于存储指令和/或数据。在一些 实施例中,实现方式包括网络连接。在一些实施例

中,实现方式包括用户界面,通常包括一个或多个输入设备(例如允许命令和/或参数的输入)和输出设备(例如允许报告工作参数和结果)。

[0107] 多相机内窥镜系统还包括多屏幕显示器,其被配置为同时显示由多于一个光学组件捕获的多个图像。然而,以预定的百分比(其可以例如在约30%以上)变焦趋近并放大图像,同时其它图像以较低放大率显示在该多屏幕显示器上,可以导致视觉取向损失,并通常引起操作者的视觉疲劳和不舒适的体验。因此,根据本说明书的各方面和各实施例,处理器被配置为通过停用其它光学组件、关联的照明器、和/或从其它光学组件获得的图像的展示,或其组合,而允许操作者仅聚焦在从一个光学组件(其是多焦光学组件)获得的关注对象的放大图像上。

[0108] 因此,为了使操作者能够仅聚焦在从多焦光学组件获得的放大的关注图像上,处理器被配置为实现以下动作中的任一个或组合:(a)切断捕获较低放大率图像的其它光学组件,同时,关联于其它光学组件的一个或多个照明器继续保持接通,并且,显示较低放大率图像的屏幕也继续保持接通,(b)切断关联于其它光学组件的一个或多个照明器,同时,其它光学组件继续捕获和产生在线的图像和/或视频,并且,显示较低放大率图像的屏幕也继续保持接通,和/或(c)切断、暗化、或黑化显示较低放大率图像的屏幕,同时,其它光学组件继续捕获和产生在线的图像和/或视频,并且,关联于其它光学组件的一个或多个照明器也继续保持接通。

[0109] 现在参考图1,其示出根据一些实施例的多焦、多相机内窥镜端头区段的横截面。内窥镜端头区段100a包括多焦前向光学组件101,其定位在内窥镜(例如结肠镜)的远端处。前向光学组件101通常具有170度的宽视场。内窥镜端头区段110a包括第一侧向光学组件102和第二侧向光学组件103。两个侧向光学组件102和103和多焦前向光学组件101被配置为提供约330度的扩展的视场。在各种实施例中,第一和第二侧向光学组件102、103被定位,以使得其光轴在距离内窥镜的远端范围在6mm和10mm之间的距离处。在各种实施例中,前向、第一和第二侧向光学组件101、102、103的每一个具有范围在150度至170度之间的视场(FOV)。

[0110] 当多焦前向光学组件101能够检测在前视场中可见的关注对象(例如息肉)时,侧向光学组件102和103进一步能够检测可能相对于前向光学组件101隐藏的关注对象,例如在结肠的褶皱(fold)的内侧。根据一些实施例,前向光学组件101的焦距近似为1.1mm,而第一和第二侧向光学组件102、103的焦距近似为1.0mm。

[0111] 多焦前向光学组件101包括指向前方的观察元件或相机,其具有指向前方的图像传感器104,例如电荷耦合器件(CCD)或互补金属氧化物半导体(CMOS)图像传感器。前向图像传感器105具有安装在其顶部的透镜组件107,以用于提供用于接收图像的必要的光学性能。透镜组件107包括多个透镜(静止的或可动的),其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。

[0112] 前向图像传感器105安装在集成电路板106上,该电路板可以是刚性的或挠性的。集成电路板106为前向图像传感器105提供必要的电功率,并且获取由图像传感器105捕获的静止图像和/或视频供给。集成电路板106连接到一组电缆,电缆通过穿过内窥镜的细长的轴延伸的电通道。

[0113] 一个或多个分立的(discrete)前照明器108被放置为邻近于透镜组件107,以照

明其视场。可选地，分立的前照明器108可以附接至同一集成电 路板106，前向图像传感器105安装在该电路板上。因此，在一些实施例中，多焦前向光学组件101包括至少一个前向 观察元件，其包括透镜组件107和 前向图像传感器105，其安装在集成电路板106上，并且关 联有至少一个照 明器108。

[0114] 在一个实施例中，照明器是可选的分立的照明器，并且包括光发射二极 管(LED)。因此，光发射二极管 (LED) 提供光照明视场。根据一些实施 例中，可以使用白光LED。根据一 些实施例中，可以使用其它颜色的LED 或LED的任意组合，包括但不限于红色、绿色、蓝色、红外、近红外和紫 外或任意其它的LED。

[0115] 关于分立的照明器的术语“分立”指的是：与非分立照明器(例如，仅 传输远程产 生的光的光纤)不同的、内在发光 (internally) 的照明源。

[0116] 在一些实施例中，可以在内窥镜端头区段100a以内内在地发光，或远 程地发光并 例如经由通过光纤传输。在一些实施例中，可以使用两个或更多 个照明器，其中，至少一个 可以内在地产生光，并且至少一个可以提供远程 产生的光。

[0117] 根据本说明书的一些实施例中，透镜组件107可以包括关联于内窥镜的 至少两个 透镜109和111及其关联部件，所述透镜由处理器动态地切换，以 便从第一工作距离(关联 于第一透镜109) 切换至第二工作距离(关联于第 二透镜111)，以增加由多焦前向的光学组 件101所捕获的异常物(例如息肉) 的图像的放大率。

[0118] 根据本说明书的各方面和各实施例，从第一工作距离到第二工作距离的 切换允 许增大放大率，以及改善可以由图像传感器105产生的图像。切换至 第二工作距离允许使 用透镜111，透镜111具有适用于比第一常规透镜109 的景深 (DOF) 更长的景深的像差质量 和改善的调制传递函数 (MTF)。例 如，第一工作距离和第一透镜109的DOF为约3至100毫 米 (mm)，而第 二工作距离和第二透镜111的DOF为约2至5mm或2至7mm。适用于较 短的距离的 由第二透镜111提供的成像性能相比于常规第一透镜109 (通常 具有3至100mm的DOF) 的成 像性能在这些短距离处更优，其中，使用相 机光阑来限制在短距离下的视场，由此提供较 低的分辨率和降低的光强度。

[0119] 在各种替代实施例中，第一工作距离是约6至70mm，而第二工作距离 是约2至4mm。

[0120] 根据本说明书的各方面，透镜组件107包括一个或多个致动元件，其被 配置为控 制包括在透镜组件107中的光学元件。该一个和多个致动元件包括 气动发动机、压电元件、 电动机、螺线管、镍钛合金 (Nitinol) 发动机或其 任意组合。在优选实施例中，致动元件包 括至少一个气动发动机。光学元件 包括透镜(例如透镜109、111)、反射镜、衍射元件或其 任意组合。

[0121] 在各种实施例中，致动元件由处理器触发，以推动、移动或拉动透镜109 移出光学 路径110，并且推动、移动或拉动透镜111移入光学路径110，以 使得连接来自图像传感器 105的视线至目标的光学路径110穿过第一透镜 109或第二透镜111。

[0122] 根据各种实施例，内窥镜端头区段100a包括第一侧向图像传感器115， 例如CCD或 CMOS图像传感器。第一前向图像传感器115安装在集成电 路板116上，该电路板可以是刚性的 或挠性的。集成电路板116为第一侧向图 像传感器115提供必要的电功率，并且获取由图 像传感器115捕获的静止图 像和/或视频供给。集成电路板116连接到一组电缆，电缆通过 穿过内窥镜的 细长的轴延伸的电通道。

[0123] 第一侧向图像传感器115具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像的必要的光学性能的透镜组件117。透镜组件117包括多个透镜(静止的或可动的),其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。在一个实施例中,透镜组件117提供约5至100毫米的工作距离。在另一实施例中,透镜组件117提供2至5毫米的工作距离。第一侧向图像传感器115和透镜组件117共同被称为“第一侧向观察元件”。

[0124] 一个或多个分立的侧照明器118被放置为邻近透镜组件117,以照明其视场。可选地,分立的前照明器118可以附接至同一集成电路板116,第一侧向图像传感器115安装在该电路板上。

[0125] 因此,在一些实施例中,包括安装在集成电路板116上、并且关联于至少一个照明器118的透镜组件117和侧向图像传感器115的侧向观察元件形成第一侧向光学组件。

[0126] 在另一实施例中,集成电路板106和116被配置为单一集成电路板,前向图像传感器105和第一侧向图像传感器115二者安装在该集成电路板上。为了这一目的,集成电路板是实质上L形的。

[0127] 根据一些实施例,内窥镜端头区段100a包括第二侧向图像传感器125,例如CCD或CMOS图像传感器。侧向图像传感器125安装在集成电路板126上,该电路板可以是刚性的或挠性的。集成电路板126为第二侧向图像传感器125提供必要的电功率,并且获取由图像传感器125捕获的静止图像和/或视频供给。集成电路板126连接到一组电缆,电缆通过穿过内窥镜的细长的轴延伸的电通道。

[0128] 侧向图像传感器125具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像的必要的光学性能的透镜组件127。透镜组件127包括多个透镜(静止的或可动的),其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。在一个实施例中,透镜组件127提供约2至5毫米的工作距离。在另一实施例中,透镜组件127提供3至40毫米的工作距离。侧向图像传感器125和透镜组件127共同被称为“第二侧向观察元件”。

[0129] 一个或多个分立的侧照明器128被放置为邻近透镜组件127,以照明其视场。可选地,分立的前照明器128可以附接至同一集成电路板126,前向图像传感器125安装在该电路板上。

[0130] 因此,在一些实施例中,包括安装在集成电路板126上、并且关联于至少一个照明器128的透镜组件127和侧向图像传感器125的第二侧向观察元件形成第二侧向光学组件。

[0131] 在另一实施例中,集成电路板106、116和126被配置为单一的集成电路板,前向图像传感器105和侧向图像传感器115、125安装在该集成电路板上。为了这一目的,集成电路板是实质上倒置的“U”形。

[0132] 为了简单地呈现,图1仅示出多焦、多观察元件的内窥镜端头区段100a的观察元件、关联的部件和照明器(光学组件)。可理解,内窥镜端头区段100a可以包括一个或多个工作通道,以允许多个手术工具同时插入。类似地,内窥镜端头区段100a可以包括一个或多个流体通道,例如用于分开地供给前流体注射器、侧流体注射器和/或通道流体注射器中的至少一个,以及用于分开地提供通过通道流体注射器的抽吸。内窥镜端头区段100a可以包括一个或多个电缆,其穿过细长的轴和/或用于控制内窥镜的相机和照明器的弯折(bending)区段。

[0133] 现参考图2,其示出根据特定示例的多焦、多相机内窥镜端头区段100b的横截面,

其具有两个前向观察元件，并因此包括两个光学组件。内窥镜端头区段100b包括第一和第二前向光学组件101A和101B，其还被一起称为“复合多焦光学组件”，其定位在内窥镜（例如结肠镜）的远端。内窥镜端头区段100b包括第一侧向光学组件102和第二侧向光学组件103。在各种实施例中，第一和第二侧向光学组件102、103被定位，以使得其光轴在距离内窥镜的远端范围在6mm和10mm之间的距离处。在各种实施例中，前向光学组件101A、101B和第一和第二侧向光学组件102、103的每个具有范围在150度至170度之间的视场（FOV）。

[0134] 前向光学组件101A包括第一前向观察元件，其具有前向图像传感器105。侧向图像传感器105具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像的必要的光学性能的透镜组件107。透镜组件107包括多个透镜（静止的或可动的），其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。透镜组件107提供约5至100毫米的第一工作距离。

[0135] 前向图像传感器105安装在第一集成电路板106上。

[0136] 当耦接至集成电路板106时，前向图像传感器105和透镜组件107一起被称为“第一前向光学组件”。

[0137] 前向光学组件101B包括第二前向观察元件，其具有前向图像传感器135。前向图像传感器135具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像的必要的光学性能的透镜组件137。透镜组件137包括多个透镜（静止的或可动的），其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。透镜组件137提供约2至5毫米的第二工作距离。

[0138] 前向图像传感器135安装在第二集成电路板136上。

[0139] 当耦接至集成电路板136时，前向图像传感器135和透镜组件137一起被称为“第二前向光学组件”。

[0140] 根据实施例，第一前向光学组件101A是默认的内窥镜前向观察元件，其包括图像传感器105和透镜组件107，透镜组件107具有提供5至100毫米的第一工作距离的透镜109。在内窥镜手术期间使用透镜109，以便例如在患者的结肠内操控内窥镜端头区段100b，并且被配置为从相对较远距离并以相对较低的放大率识别异常物或关注对象（例如，息肉）。一个或多个分立的前照明器108A被放置为邻近透镜组件107，以照明其视场。可选地，分立的前照明器108A可以附接至同一集成电路板106，前向图像传感器105安装在该电路板上。

[0141] 第二前向光学组件101B是放大率增大的相机，其包括图像传感器135和透镜组件137，该透镜组件具有提供了3至6毫米的第二工作距离的透镜131。透镜131被配置为增大所识别的关注对象的放大率。一个或多个分立的前照明器108B被放置为邻近透镜组件137，以照明其视场。可选地，分立的前照明器108B可以附接至同一集成电路板136，前向图像传感器135安装在该电路板上。

[0142] 根据特定实施例，内窥镜端头区段100b包括第一侧向光学组件102，其包括安装在图像传感器115上的透镜组件117，该图像传感器继而安装在集成电路板116上。第一侧向光学组件102还具有一个或多个关联的分立照明器118。根据特定实施例，内窥镜端头区段100还包括第二侧向光学组件103，其包括安装在图像传感器125上的透镜组件127，该图像传感器继而安装在集成电路板126上。第二侧向光学组件103具有一个或多个关联的分立照明器128。根据一些实施例，前向光学组件101A、101B的焦距大约为1.1mm，而第一和第二侧向组件102、103的焦距大约为1.0mm。

[0143] 现在结合图3A至3C参考图1、2,图3A至3C示出根据一些实施例的 可显示在多焦、多相机内窥镜显示系统300上的示例性内容。内窥镜显示系 统300包括前视屏幕301、第一侧向屏幕303和第二侧向屏幕305,所述前 视屏幕301用于显示由图1的前向光学组件101或由图2的光学组件101A (取决于正在使用的是内窥镜端头区段100a还是100b) 捕获的图像,所述 第一侧向屏幕303用于显示由图1、2所示的第一侧向光学组件102捕获的 图像,所述第二侧向屏幕305用于显示由图1、2所示的第二侧向光学组件 103捕获的图像。因此,应理解,如果使用图1中的内窥镜端头区段100a, 则前视屏幕301将显示由前向光学组件101捕获的图像,而侧向屏幕303、305将分别显示由图1的第一和第二侧向光学组件102、103捕获的图像。替 代地,如果使用图2中的内窥镜端头区段100b,则前视屏幕301将默认地显 示由前向光学组件101A捕获的图像,而侧向屏幕303、305将分别显示由图 2的第一和第二侧向光学组件102、103捕获的图像。

[0144] 因此,屏幕301、303和305被配置为同时显示由图1、2中所示的多相 机内窥镜端头区段100a或100b所捕获的视场,从而提供扩展的330度视场, 并且允许临床医生方便地操控内窥镜端头区段通过诊断区域,以识别和处理 关注对象或异常物。

[0145] 图3A示出典型的结肠307、结肠褶皱309和关注对象(其可以是示出 在前视屏幕 301上的息肉311)的前视图像和侧视图像。息肉311还可以由 侧向观察元件102从侧视角度捕获,并且在侧视屏幕305上示出并标记为息 肉311'。在操作中,操作者在体腔(例如,结 肠)内推进内窥镜端头区段100a (或图2的100b),同时观察通过由图1的光学组件101、102 和103(或图 2的光学组件101A、102和103)传输的图像(通常是视频)。一旦例如在结 肠307的壁上发现关注对象(例如,息肉311),操作者可以进一步推进多相 机内窥镜端头区段 100a(或图2的100b)至息肉311附近。在将内窥镜端 头区段100a(或图2的100b)推进到距离结肠(或任何体腔)壁/息肉/任意 其它关注点的“最优距离”之后,操作者可以使用图1的第二工作距离透镜111(当使用图1的内窥镜端头区段100a时)或第二前向光学组件101B(当 使用图2的内窥镜端头区段100b时)获得放大的对象图像320。

[0146] 根据一些实施例,“最优距离”由操作者确定,或在各种实施例中,由 分隔件/距离确定构件确定。根据一些实施例,“最优距离”例如是距离结肠 (或任何体腔)的壁/息肉/任 何其它关注点2-4毫米。根据息肉311的放大 的图像311”,操作者可以决定插入手术工具穿过内窥镜的工作通道,以移 除、处理和/或提取息肉311的试样或其整体以用于活体组织检 查(biopsy)。

[0147] 现在参考图3B,其在前视屏幕301上显示放大图像311”。息肉311被 特别放大地显示,从而占据前视屏幕301的较大屏幕面积。侧视屏幕303、305的放大率不改变,并且息肉 311' 仍然以默认放大率显示在侧视屏幕305 上。然而,在前视屏幕301上变焦趋近并放大息肉311(例如,以约30%或 更多),同时侧视屏幕图像303和305以默认放大率显示,这可以引起视觉 取向损失,并且通常引起操作者的视觉疲劳和不适。

[0148] 现参考图3C,其显示在前视屏幕301上的放大图像311”,以及停用、黑化和/或暗化的侧视屏幕303和305。息肉311显示为显著放大为图像311”, 并且占据前视屏幕301大屏 幕面积,同时两个侧视屏幕303和305被停用、暗化和/或黑化。停用、暗化和/或黑化侧视屏 幕303和305允许操作者诊断 放大的息肉图像311”,而不具有视距干扰或分神。

[0149] 根据本说明书的各方面和各实施例,当通过使用图1的增大放大率透镜 111(当使

用图1的内窥镜端头区段100a时)或通过使用第二前向光学组件 101B(当使用图2的内窥镜端头区段100b时)变焦趋近(zoom in)并放大关注对象的图像(例如,息肉311的图像)时,处理器被配置为实现以下动作中的任一个或组合:(a)停用侧向光学组件(图1、2中的102和103),例如通过切断或降低其功率供给,同时侧向照明器(118、128-关联于图1、2的侧向光学组件102和103)继续保持接通,并且两个侧向屏幕或监视器(303和305)也持续接通;(b)切断或降低关联于侧向光学组件的侧向照明器(图1、2中的118、128)的照明强度,同时,侧向光学组件继续捕获在线的图像和/或视频流,并且,两个侧视屏幕(303和305)屏幕也继续保持接通;和/或(c)通过切断、暗化、或黑化两个侧向屏幕而中止(terminate)从侧向光学组件获得的在两个侧向屏幕(303和305)上的侧向屏幕或监视器(303和305)的展示,同时侧向光学组件(图1、2的102、103)继续捕获在线图像和/或视频流,并且,关联于侧向光学组件的照明器(图1、2的 118、128)也继续保持接通。

[0150] 另外,在一个实施例中,当使用图1的增大放大率的透镜111(当使用 图1的内窥镜端头区段100a时)或第二前向光学组件101B(当使用图2的 内窥镜端头区段100b时)用于关注对象的放大观察时,通过处理器自动地 实现停用侧向光学组件、关联的照明器和/或切断、黑化或暗化两个侧向屏幕。在另一实施例中,当使用图1的增大放大率的透镜111(当使用图1的内窥 镜端头区段100a时)或第二前向光学组件101B(当使用图2的内窥镜端头 区段100b时)用于关注对象的放大观察时,操作者人为地实现(例如,通 过操纵内窥镜的手柄上的一个或多个开关)停用侧向光学组件、关联的照明 器和/或切断、黑化或暗化两个侧向屏幕中的任一个或其组合。

[0151] 参考图2,根据本说明书的各方面和各实施例,处理器被配置为了变 焦趋近而打开前向光学组件100B,关闭前向光学组件101A,关闭关联于前 向光学组件101A的照明(即例如,关闭一个或多个照明器108A),以及在 前视屏幕301上显示由前向光学组件101B捕获的放大图像并代替由前向光 学组件101A捕获的图像。处理器进一步被配置为实现以下中的任一个或组 合:(a)为了变焦趋近而关闭侧向光学组件102和103,同时,关联的照明器118、128保持接通,并且,侧向屏幕303、305还继续被接通;(b)切断 关联于侧向光学组件 102和103的侧向照明器118和128的照明器,同时,侧向光学组件102和103继续捕获在线的 图像和/或视频流,并且,侧向屏幕 303和305也继续被接通;和/或(c)切断、暗化或黑化侧 向屏幕303和305 的显示,同时,侧向光学组件102和103继续捕获在线的图像和/或视频流, 并且,侧向屏幕118和128也继续保持被接通。

[0152] 另外,在一个实施例中,当使用第二前向光学组件101B用于关注对象 的放大观察时,通过处理器自动地实现停用侧向光学组件、关联的照明器和 /或切断、黑化或暗化两个侧向屏幕。在另一实施例中,当使用第二前向光学 组件101B用于关注对象的放大观察时,操作者人为实现(例如,通过操纵 内窥镜的手柄上的一个或多个开关)停用侧向光学组件、关联的照明器和/ 或切断、黑化或暗化两个侧向屏幕中的任一个或其组合。

[0153] 现在参考图4,其示出多焦、多相机内窥镜端头区段400的透视图,其 包括一个或 多个距离确定构件或分隔壁(spacer)。内窥镜端头区段400包括 前向光学组件401(其关联 有一个或多个前向照明器402)、工作通道403、用于清洗光学组件401和光学组件402的流 体注射通道404和流体注射通道 405、侧向光学组件411(其关联有一个或多个侧向照明器 412)。

[0154] 根据实施例,内窥镜端头区段400包括一个或多个(优选是三个或更多个)距离确定构件或分隔件415、416和417,其构造为接触体腔的内壁(例如,结肠的内壁),并且固定或维持光学组件401和结肠内壁之间的距离。在各种实施例中,三个或更多个距离确定构件415、416和417是一个或多 个分隔件、突起部、突出部或伸出部,其固定地安装在端头区段400的远端 420上,或在需要时可缩回地被拉出内窥镜端头区段400。

[0155] 根据各种实施例,三个或更多个距离确定构件415、416和417的突出 长度超出远端420,并近似地匹配图1的放大第二透镜111的第二工作距离,或图2的第二前向光学组件101B的工作距离。因此,在各种实施例中,三 个或更多个距离确定构件415、416和417的突出长度的范围为3至7mm。在一些实施例中,三个或更多个距离确定构件415、416和417的突出长度 的范围为1.5至7mm。在一个实施例中,三个或更多个距离确定构件415、 416和417的突出长度限制至2mm,以确保光学组件401的视场不被分隔 件415、416和417干扰。在一些实施例中,其中距离确定构件415、416和 417可以被可缩回地拉出远端420,距离确定构件415、416和417的突出长 度可以动态地变化以匹配第二工作距离。在各种实施例中,三个或更多个距 离确定构件415、416和417彼此间隔开,以使得距离确定构件中的任意两 个之间的距离的范围为8至10mm。

[0156] 根据一些实施例,距离确定构件被构造为提供大约4mm的距离确定器 的间隔。根据一些实施例,距离确定构件被构造为提供大于5mm的距离确 定。根据一些实施例,距离确定构件被构造为可控地提供对于范围在3mm 至12mm之间的多于一个距离的距离确定。根据一些实施例,距离确定构 件被构造为可控地提供对于范围在4mm至6mm之间的多于一个距离的距 离确定。根据一些实施例,距离确定构件被构造为提供根据工作距离的动态 距离确定。

[0157] 图5是示出一方法500的多个示例性步骤的流程图,该方法是使用多焦、多相机内 窥镜(例如,结肠镜)的端头区段获得体腔(例如,结肠)内的关 注对象或区域的方法。关联于内窥镜的处理器被配置为实现方法500。现在参考图1、图2和图5,在步骤510a 中,多焦、多相机内窥镜端 头区段(例如,端头区段100a或100b)被操控进入患者的结肠中,其中至 少一个多焦前向光学组件(即端头区段100a的前向光学组件101或端头区 段100b的第一前向光学组件101A)处于第一操作模式中,以便识别异常物、关注的区域或对象(例 如,息肉)。在第一操作模式期间,至少一个多焦前 向光学组件在第一工作距离处获得结肠的图像和/或视频。至少一个多焦前向 光学组件被启用以利用第一透镜109或第一前向光 学组件101A(同时停用 第二前向光学组件101B)在第一工作距离处工作,这取决于是否正在 使用 内窥镜端头区段100a或100b。在一个实施例中,内窥镜端头区段默认地在 第一模 式下操作。

[0158] 在第一操作模式中,从至少一个多焦前向光学组件获得的图像和/或视频 与识别 出的异常物显示在前向屏幕上,而从第一和第二侧向光学组件获得的 图像和/或视频分别 显示在对应的第一和第二侧向屏幕上。应理解,由至少一 个多焦前向光学组件捕获的在前 视屏幕上可见的识别出的异常物,其在第一 或第二侧向光学组件中的至少一个的重叠视 场中被捕获,其也可以同时显示 在第一或第二侧向屏幕中的至少一个上。在各种实施例 中,在第一操作模式 期间,第一工作距离实现所捕获的异常物的图像的100x-6x的放大率。

[0159] 在步骤520中,处理器使得至少一个多焦前向光学组件能够在第一操作 模式中工

作,以便获得和在前视屏幕上显示包括识别出的异常物的放大图像。在第二操作模式期间,至少一个多焦前向光学组件在第二工作距离处获得放大的图像。至少一个多焦前向光学组件被启用以通过切换至第二透镜111或通过激活第二前向光学组件101B(同时停用第一前向光学组件101A)在第二工作距离处工作,这取决于是否正在使用内窥镜端头区段100a或100b。在各种实施例中,在第二操作模式期间,第二工作距离所实现的捕获的异常物的图像的放大率的范围在250x-100x之间。

[0160] 根据实施例,通过拉动或展开一个或多个距离确定构件(例如,图4的构件415、416和417)离开内窥镜端头区段的远端,并且推进端头区段直到一个或多个距离确定构件接触异常物或结肠内壁,维持至少一个多焦前向光学组件和识别出的异常物或关注对象之间的距离,并借此将该距离维持为大约第二工作距离。在这一实施例中,距离确定构件的长度可以通过部分或全部地缩回或展开它们而改变。在其它实施例中,距离确定构件贴附在远端处,并且具有大致匹配第二工作距离的固定长度。在操作中,这一结构具有在内窥镜相机(多个)和正在被观察的组织之间确保维持最小距离的益处。

[0161] 在步骤530中,当在前视屏幕上的放大图像的放大率超过预定的百分比时,处理器实现以下中的任一个或组合:(a)切断或停用第一和第二侧向光学组件,同时,关联于第一和第二侧向光学组件的照明器保持接通,并且,第一和第二侧向屏幕也继续接通;(b)切断关联于第一和第二侧向光学组件的照明器,同时,第一和第二侧向光学组件继续捕获和产生在线的图像和/或视频流,并且,第一和第二侧向屏幕也继续保持接通;和/or(c)切断、暗化、或黑化在第一和第二侧向屏幕上的图像和/或视频的显示,同时,第一和第二侧向光学组件继续捕获和产生在线的图像和/或视频流,并且,关联于第一和第二侧向光学组件的照明器也继续保持接通。在一些实施例中,预定的放大率百分比为大约30%或更多。

[0162] 如果需要,可以将手术工具插入穿过内窥镜的工作通道,以便移除、处理和/或提取异常物或关注对象的试样或其整体以用于活体组织检查,同时观察放大的图像。

[0163] 根据实施例,致动内窥镜的手柄上的按钮或开关促进操作者将内窥镜端头区段从第一操作模式切换至第二操作模式。

[0164] 现参考图6A,其显示根据一些实施例的多焦、多相机内窥镜端头区段的横截面。内窥镜端头区段600a包括前向光学组件601,其定位在内窥镜(例如,结肠镜)的远端。前向光学组件601通常具有170度的宽视场。内窥镜端头区段600a包括第一多焦侧向光学组件602和第二侧向光学组件603。两个侧向光学组件602和603和前向光学组件601被配置为提供约330度的扩展的视场。在各种实施例中,第一和第二侧向光学组件602、603被定位,以使得其光轴在距离内窥镜的远端范围在6mm和10mm之间的距离处。在各种实施例中,前向、第一和第二侧向光学组件601、602、603的每个具有范围在150度至170度之间的视场(FOV)。

[0165] 当前向光学组件601能够检测在前视场中可见的关注对象(例如,息肉)时,侧向光学组件602和603进一步能够检测可能相对于前向的光学组件601隐藏的关注对象,例如在结肠的褶皱的内侧以内。根据一些实施例,前向光学组件601的焦距大约为1.1mm,而第一和第二侧向光学组件602、603的焦距大约为1.0mm。

[0166] 前向光学组件601包括前向观察元件或相机,其具有前向图像传感器605,例如电

荷耦合器件 (CCD) 或互补金属氧化物半导体 (CMOS) 图像 传感器。前向图像传感器605具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像 的必要的光学性能的透镜组件607。透镜组件607包括多个透镜(静止的或 可动的),其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。

[0167] 前向图像传感器605安装在集成电路板606上,该电路板可以是刚性的 或挠性的。集成电路板606为第一侧向图像传感器605提供必要的电功率, 并且获取由图像传感器605捕获的静止图像和/或视频供给。集成电路板606 连接到一组电缆,电缆通过穿过内窥镜的细长的轴延伸的电通道。

[0168] 一个或多个分立的前照明器608被放置为邻近透镜组件607,以照明其 视场。可选地,分立的前照明器608可以附接至同一集成电路板606,前向 图像传感器605安装在该电路板上。因此,在一些实施例中,前向光学组件 601包括至少一个前向的观察元件,其包括透镜组件107和前向图像传感器 105,其安装在集成电路板106上,并且关联有至少一个照明器608。

[0169] 在一个实施例中,照明器是可选的分立的照明器,并且包括光发射二极 管(LED)。因此,光发射二极管(LED) 提供光,其照明视场。根据一些 实施例中,可以使用白光LED。根据一些实施例中,可以使用其它颜色的 LED或LED的任意组合,包括但不限于红色、绿色、蓝色、红外、近红外 和紫外或任意其它的LED。

[0170] 在一些实施例中,可以在内窥镜端头区段600a内内在地发光,或远程 地发光并且例如经由通过光纤传输。在一些实施例中,可以使用两个或更多 个照明器,其中,至少一个可以内在地产生光,并且至少一个可以提供远程 产生的光。

[0171] 根据各种实施例,内窥镜端头区段600a包括第一侧向图像传感器615, 例如,CCD 或CMOS图像传感器。第一侧向图像传感器615安装在集成电 路板616上,该电路板可以是刚性的或挠性的。集成电路板616为第一侧向 图像传感器615提供必要的电功率,并且获取由图像传感器615捕获的静止 图像和/或视频供给。集成电路板616连接到一组电缆,电缆通过穿过内窥镜 的细长的轴延伸的电通道。

[0172] 第一侧向图像传感器615具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像 的必要的光学性能的透镜组件617。透镜组件617包括多个透镜(静止的或 可动的),其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。在一个实施例 中,透镜组件617提供约2至100毫米的工作距离。在另一实施例中,透镜 组件617提供2至6毫米的工作距离。第一侧向图像传感器 615和透镜组件 617共同被称为“第一侧向观察元件”。

[0173] 一个或多个分立的侧照明器618被放置为邻近透镜组件617,以照明其 视场。可选地,分立的前照明器618可以附接至同一集成电路板616,第一 侧向图像传感器615安装在该电路板上。

[0174] 因此,在一些实施例中,包括安装在集成电路板616上、并且关联于至 少一个照明器618的透镜组件617和第一侧向图像传感器615的侧向观察元 件形成第一侧向光学组件。

[0175] 在另一实施例中,集成电路板606和616被配置为单一的集成电路板, 前向图像传感器605和第一侧向图像传感器615二者安装在该集成电路板上。为了这一目的,集成电路板可以是实质上L形的。

[0176] 根据本说明书的一些实施例中,透镜组件617可以包括两个透镜609和 611,其由处理器动态地切换,以便从第一工作距离(关联于第一透镜609) 切换至第二工作距离(关

联于第二透镜611),以增加由第一多焦侧向的光学 组件602所捕获的异常物或关注对象(例如,息肉)的图像放大率。

[0177] 根据本说明书的各方面和各实施例,从第一工作距离到第二工作距离的 切换允许增大放大率,以及改善可以由图像传感器615产生的图像。切换至 第二工作距离允许使用透镜611,透镜611具有适用于比第一常规透镜609 的景深(DOF) 更长的景深的像差质量和改善的调制传递函数(MTF)。例 如,在一个实施例中,透镜组件617提供由透镜609提供的约20毫米的第一工作距离,以及由透镜611提供的约5毫米的第二工作距离。替代地,在 一个实施例中,透镜组件617提供由透镜609提供的约10毫米的第一工作 距离,以及由透镜611提供的约2毫米的第二工作距离。应理解,透镜组件 617可以提供具有其它工作距离的其它透镜,通常在2到40毫米的范围内, 并且这些透镜在本说明书的范围以内。

[0178] 根据本说明书的各方面,透镜组件617包括一个或多个致动元件,其被 配置为控制包括在透镜组件617中的光学元件。该一个和多个致动元件包括 压电元件、电动机、螺线管、镍钛合金发动机或其任意组合。在优选实施例 中,致动元件包括至少一个气动发动机。光学元件包括透镜(例如,透镜609、611)、反射镜、衍射元件或其任意组合。

[0179] 在各种实施例中,致动元件由处理器触发,以推动、移动或拉动透镜609 移出光学路径610,并且推动、移动或拉动透镜611移入光学路径610,以 使得连接来自图像传感器615的视线至关注对象或异常物的光学路径穿过第一透镜609或第二透镜611。根据一些实 施例,内窥镜端头区段600a包括第二侧向图像传感器625,例如,CCD或CMOS图像传感器。第二侧向图像 传感器625安装在集成电路板626上,该电路板可以是刚性的或挠性的。集 成电路板616为第二侧向图像传感器625提供必要的电功率,并且获取由图 像传感器625捕获的静止图像和/或视频供给。集成电路板626连接到一组电 缆,电缆通过穿过内窥镜的细长的轴延伸的电通道。

[0180] 第二侧向图像传感器625具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像 的必要的光学性能的透镜组件627。透镜组件627包括多个透镜(静止的或 可动的),其提供至少90 度、并且大至实质上180度的视场。在一个实施例 中,透镜组件627提供约2至6毫米的工作 距离。在另一实施例中,透镜组 件627提供2至40毫米的工作距离。第二侧向图像传感器625 和透镜组件 627共同被称为“第二侧向观察元件”。

[0181] 一个或多个分立的侧照明器628被放置为邻近透镜组件627,以照明其 视场。可选 地,分立的前照明器628可以附接至同一集成电路板626,侧向 图像传感器625安装在该电 路板上。

[0182] 因此,在一些实施例中,包括安装在集成电路板626上、并且关联于至 少一个照明 器628的透镜组件627和侧向图像传感器625的第二侧向观察元 件形成第二侧向光学组件。

[0183] 在另一实施例中,集成电路板606、616和626被配置为单一的集成电 路板,前向图 像传感器605和侧向图像传感器615、625安装在该集成电 路板上。为了这一目的,集成电 路板是实质上倒置的U形。

[0184] 在一些实施例中,透镜组件627还可以是类似于上文所述透镜组件617 的包括两个透镜(例如,第一透镜609和第二透镜611)的多焦(例如,双 焦)透镜组件,其也可以由处理器动态地切换,以便从第一工作距离切换到 第二工作距离,以增加由第二侧向光学组件 603捕获的关注对象的图像的放 大率。

[0185] 可选地或附加地,如上文所述,一个或多个透镜组件可以进一步包括自动变焦系统、光学变焦系统和/或数字变焦系统。

[0186] 为了简单地呈现,图6A仅示出多焦、多观察元件的内窥镜端头区段600a 的观察元件、关联部件和照明器(一并地,光学组件)。可理解,内窥镜端头区段600a可以包括一个或多个工作通道,其允许多个手术工具同时插入。类似地,内窥镜端头区段600a可以包括一个或多个流体通道,例如,用于 分开地供给前流体注射器、侧流体注射器和/或通道流体注射器中的至少一个,以及用于分开地提供通过通道流体注射器的抽吸。内窥镜端头区段600a还可以包括一个或多个电缆,其穿过细长的轴和/或用于控制内窥镜的相机和照明器的弯折区段。

[0187] 现参考图6B,其示出根据特定示例的多焦、多相机内窥镜端头区段600b 的横截面,其包括两个第一侧向观察元件,并因此包括两个光学组件。内窥镜端头区段600b包括两个第一侧向光学组件602A和602B,其一起被称为“复合多焦光学组件”,其具有指向内窥镜(例如,结肠镜)的远端的第一侧的其视场。在一些实施例中,内窥镜端头区段600b还可以包括另外的侧向光学组件603,其指向相对于第一侧相反的第二侧。

[0188] 第一侧向第一观察元件602A包括侧向图像传感器615,其具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像的必要的光学性能的透镜组件617。侧向图像传感器615安装在集成电路板616上。透镜组件617包括多个透镜(静止的或可动的),其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。在一个实施例中,透镜组件617提供约4至40毫米的工作距离。在另一实施例中,透镜组件617提供2至5毫米的工作距离。当耦接至集成电路板616并关联于至少一个照明器618A时,侧向图像传感器615和透镜组件617一并被称为“第一侧向第一光学组件”。

[0189] 第一侧向第二观察元件602B包括侧向图像传感器635,其具有安装在其顶部上、并且提供用于接收图像的必要的光学性能的透镜组件637。侧向图像传感器635安装在集成电路板636上。透镜组件637包括多个透镜(静止的或可动的),其提供至少90度、并且大至实质上180度的视场。在一个实施例中,透镜组件637提供约2至5毫米的工作距离。在另一实施例中,透镜组件637提供3至40毫米的工作距离。当耦接至集成电路板636并关联于至少一个照明器618B时,侧向图像传感器635和透镜组件637一并被称为“第一侧向第二光学组件”。

[0190] 根据实施例,第一侧向第一观察元件602A是用于第一侧的默认观察元件,其包括图形传感器615和透镜617,透镜617具有提供2至40毫米的第一工作距离的透镜组件617。在内窥镜手术期间,使用透镜619,以便例如 在患者的结肠内操纵内窥镜端头区段600b,并且透镜619被配置为从 相对较远距离并以相对较低的放大率识别异常物或关注对象。一个或多个分立的照明器618A被放置为邻近透镜组件617,以照明其视场。可选地,分立的侧照明器618A可以附接至同一集成电路板616,侧向图像传感器615 安装在该电路板上。

[0191] 第一侧向光学组件602B是放大率增大的相机,其包括图像传感器635 和透镜组件637,该透镜组件具有提供2至6毫米的第二工作距离的透镜631。透镜631被配置为增大所识别的关注对象的放大率。一个或多个分立的照明器618B被放置为邻近透镜组件637,以照明其视场。可选地,分立的侧照明器618B可以附接至同一集成电路板636,侧向图像传感

器635安装在该 电路板上。

[0192] 根据特定实施例,内窥镜端头区段600b包括前向光学组件601,其包括 安装在图像传感器605上的透镜组件607,该图像传感器继而安装在集成电 路板606上。前向光学组件601还具有一个或多个关联的分立照明器608。根据特定实施例,内窥镜端头区段600b还包括第二侧向光学组件603,其包 括安装在图像传感器125上的透镜组件627,该图像传感器继而安装在集成 电路板626上。第二侧向光学组件603具有一个或多个关联的分立照明器628。在各种实施例中,第一和第二侧向光学组件602A、603被定位,以使得其光 轴在距离内窥镜的远端范围在6mm和10mm之间的距离处。在各种实施例 中,第一侧向光学组件602A、602B和前向光学组件601和第二侧向光学组 件603的每个具有范围在150度至170度之间的视场(FOV)。

[0193] 可选地,在另外的实施例中,光学组件603可以包括与上文所述的第一 侧向第一光学组件602A和第一侧向第二光学组件602B相似的两个第二侧 向光学组件。根据一些实 施例,前向光学组件601的焦距近似1.1mm,而 第一和第二侧向光学组件602(602A、602B)、 603的焦距近似1.0mm。

[0194] 现在结合图7A至7C参考图6A、6B,图7A至7C示出根据一些实施 例的可显示在多 焦、多相机内窥镜显示系统700上的示例性内容。内窥镜显 示系统700包括前视屏幕701,其 用于显示由图6A、6B所示的前向光学组 件601捕获的图像;第一侧视屏幕703,其 用于显示 由图6A的第一侧向光 学组件602或图6B的第一侧向第一光学组件602A(取决于正在使用内 窥镜 端头区段600a还是600b)捕获的第一侧视屏幕703;以及第二侧视屏幕705, 其 用于显示 由如图6A、6B所示的第二侧向光学组件703捕获的图像。因此, 应理解,如果使用图6A中的 内窥镜端头区段600a,则前视屏幕701将显示 由前向光学组件601捕获的图像,而侧向屏 幕703、705将分别显示由如图 6A所示的第一和第二侧向光学组件602、603捕获的图像。替代地,如果使 用图6B中的内窥镜端头区段600b,则前视屏幕701将显示由前向光学组件 601捕获的图像,而侧向屏幕703、705将分别显示如图6B所示的默认的第一侧向第一光学组件602A和第二侧向光学组件603捕获的图像。

[0195] 因此,屏幕701、703和705被配置为同时显示由图6A、6B所示的多 相机内窥镜端头 区段600a或600b所捕获的视场,从而提供扩展的330度视 场,并且允许临床医生方便地操 控内窥镜端头区段通过诊断区域,以识别和 处理关注对象或异常物。

[0196] 图7A示出了由第一侧向光学组件602或第一侧向第一光学组件602A (取决于正在 使用内窥镜端头区段600a或600b)捕获的结肠707、结肠褶 皱709和关注对象(例如,息肉 711)典型的前视图像和侧视图像,该关注 对象显示在第一侧视屏幕703上。显示放大图像 720的第一侧视屏幕703的 分解视图被示出为包括息肉711的放大图像,并且在其中标记为 711”。

[0197] 在内窥镜手术中,当在体腔(例如,结肠) 内使用内窥镜端头区段600a 或600b时, 临床医生或操作者推进内窥镜端头区段600a (或600b),同时 观察由图6A所示的光学组件 601、602和603 (或图6B中的光学组件601、 602A和603)传输的图像(通常是视频)。根据实施 例,一旦在结肠壁上识 别和发现息肉711,操作者可以移动或推进内窥镜端头区段600a (或 内窥镜 端头区段600b)至息肉711附近,并且可以使用具有第二工作距离透镜611 (如图6A 所示)的第一侧向光学组件602放大息肉图像。在另一实施例中, 操作者可以使用包括如图

6B所示的第二工作距离透镜631的第一侧向第二 光学组件602B放大息肉图像。取决于如放大图像711”表示的息肉711的状态,操作者可以决定插入手术工具穿过内窥镜的工作通道,以移除、处理和 /或提取息肉711的试样或其整体以用于活体组织检查。

[0198] 现在参考图7B,其在前视屏幕703上显示放大图像311”。息肉311被 特别放大地显示,其占据侧视屏幕703的较大部分。然而,例如,结肠707 的和结肠褶皱709的图像以默认放大率显示在前视屏幕701上。然而,以例 如30%或更多在第一侧视屏幕703上变焦趋近和放大息肉311,同时,前视 屏幕701和第二侧视屏幕705上的图像以默认放大率显示,可以引起视觉取 向损失,以及通常的视距疲劳和不适,其可以危害操作者成功地诊断 (interrogate)、处理和/或移除息肉。

[0199] 现参考图7C,其显示在第一侧视屏幕703上的放大图像,以及停用、黑化和/或暗化的前视屏幕701和第二侧视屏幕705。息肉311被特别放大地 显示,并且占据第一侧视屏幕703的大部分,同时,其它两个屏幕701和705 被停用、黑化和/或暗化。停用、黑化和/或暗化前视屏幕701和第二侧视屏 幕705允许操作者诊断放大的息肉图像711”,而不具有视觉干扰或分神。

[0200] 根据本说明书的各方面和各实施例,处理器被配置为以各种顺序执行以下动作:

[0201] • 切断前向光学组件601,切断关联的照明器608,和/或切断、暗化或 黑化前视屏幕701的展示,

[0202] • 切断第二侧向光学组件603,切断关联的照明器628,和/或切断、暗 化或黑化第二侧视屏幕705的展示,

[0203] • 通过将第一透镜609移出光学路径610,并且替代地将第二光学透镜 611移入光学路径610,将第一侧向光学组件602从第一工作距离切换至第 二工作距离,以用于变焦趋近——如果正在使用内窥镜端头区段600a。替代 地,例如,通过切断电功率供给而切断、去激活或停用第一侧向第一光学组 件602A(具有第一工作距离),并且例如通过允许电功率供给而接通、激活 或启用第一侧向第二光学组件602B(具有第二工作距离),以用于变焦趋近——如果正在使用内窥镜端头区段600b。

[0204] 这使得前视屏幕701和第二侧视屏幕705能够被停用、黑化或暗化,同 时第一侧视屏幕703显示放大的息肉图像711”,以代替较早的未放大的息 肉311的图像。

[0205] 现参考图8A,其示出根据特定示例的多焦、多相机内窥镜端头区段、体腔的内壁和关注对象的透视图。内窥镜端头区段800(其可以是图6A、图 6B的端头区段600a或600b)包括前向观察元件或相机801,一个或多个前 向照明器802,工作通道803,用于清洗相机 801和照明器802的流体注射 通道804和流体注射通道805,多焦侧向观察元件811和一个或 多个侧向照 明器812。在各种实施例中,内窥镜端头区段800还可选地包括另一侧向观 察元件和关联的一个或多个侧向照明器,其定位在多焦观察元件811的另一 相反侧上。

[0206] 根据一些实施例中,术语“体腔内壁”包括例如结肠或肠的内壁。多相 机内窥镜端头区段800示出在体腔850的内壁(其可以例如是结肠壁)附近, 其具有需要进一步诊断的异常物或关注对象860。为了进一步的诊断,多焦 侧向观察元件811的操作从第一工作距离 (例如,由图6A的透镜609提供 的距离或由图6B的第一侧向第一光学组件602B提供的距离)切换至增大 的放大率或第二工作距离(例如,由图6A所示的透镜611提供的距离或由 图6B的第一侧向第二光学组件602B提供的距离)。根据一方面,关注对象 860可能过于靠近多焦

侧向观察元件811,如箭头810的所示,该箭头示出 增大的放大率或第二工作距离。如图所示,由于到对象860的距离不匹配增 大放大率的透镜611的工作距离、或由第一侧向第二光学组件602B提供的 工作距离,变焦趋近并切换至增大放大率的工作距离可以产生对象860在侧 视屏幕703上的模糊图像(如图7A所示)。

[0207] 现参考图8B,其显示根据一些实施例的多焦、多相机内窥镜端头区段 800以及充气的结肠的透视图。在各种实施例中,体腔850的内壁被推动远 离内窥镜端头区段800,从而增多焦侧向观察元件811至内壁的距离,以 使得如箭头810所示的工作距离大约匹配从侧向观察元件811至关注对象 860的距离。在一个实施例中,多焦侧向观察元件811至体 腔850的内壁的 距离增大或被调节,例如通过穿过流体注射通道804注射气体到结肠中。

[0208] 现在参考图8C,其示出根据一些实施例的多焦、多相机内窥镜端头区 段800的透 视图,其包括一个或多个(优选是三个或更多个)距离确定构件, 其构造为接触体腔的 内壁。根据本说明书的一方面,距离确定构件或分隔件 (例如, 分隔件807A和807B) 从端头区 段800径向向外地拉动、延伸或展 开,并且其被构造为维持在多焦侧向观察元件811和体腔 850的内壁之间的 距离。尽管在本实施例中在图8C中示出两个距离确定构件807A、807B,但是优选实施例包括三个或更多个这样的距离确定构件。在替代实施例中, 利用一个或多个距离确定构件或分隔件。第一和第二距离确定构件807A和 807B被构造为接触体腔450的 内壁,以便保持从多焦侧向观察元件811至 对象860的恒定距离,该距离匹配例如由图6A所 示的透镜611提供的或由 图6B的第一侧向第二光学组件602B提供的第二工作距离或增大的 放大率。因此,距离确定构件807A和807B被构造(即其尺寸被确定和/或被展开至 从端 头区段800径向向外的位置)为实现由多焦侧向观察元件811捕获的稳 定的放大图像,以用于显示在侧视屏幕703(如图7C所示) 上。

[0209] 在各种实施例中,一个或多个距离确定构件807A和807B是可展开的 环状件,其安 装在端头区段800的远端上,或者在被触发或致动时从端头区 段800径向地和向外地拉动, 例如在一个实施例通过按压内窥镜的手柄上的 开关或按钮,或者通过配置与内窥镜相关 联的处理器,以便在多焦侧向观察 元件811被启用时自动展开环状件,以在第二工作距离 处获得放大的图像, 例如由图6A所示的透镜611提供的图像,或者由图6B的第一侧向第二光 学组件602B提供的图像。在替代的实施例中,所述一个或多个距离确定构 件807A、807B被设计为与图4的突出部415、416、417相似的突出部或分 隔件。

[0210] 在各种实施例中,距离确定构件或分隔件807A、807B的径向突出高度 “H”的范围 在1.5至7mm之间。在一个实施例中,一个或多个距离确定构 件或间隔其807A、807B被限制 为2mm,以 确保观察元件811的视场不被 分隔件807A、807B干扰。在各种实施例中,一个或多个距离确定构件807A、 807B彼此间隔开,使得任何两个连续的距离确定构件之间的距离 “D”的范 围在8至10mm或10至15mm之间。

[0211] 图9是示出了一方法900的多个示例性步骤的流程图,该方法是使用多 焦、多相机 内窥镜(例如,结肠镜)的端头区段获得体腔(例如,结肠)内 的关注对象或区域的放大视图 的方法。关联于内窥镜的处理器被配置为实现 方法900。现在参考图6A、图6B和图9,在步骤 910a中,多焦、多相机内 窥镜端头区段(例如,端头区段600a或600b)被操控进入患者的 结肠中, 其中至少一个多焦前向光学组件(即端头区段600a的第一侧向光学组件602 或端头 区段600b的第一侧向第一光学组件602A)处于第一操作模式中,以 便识别异常物、关注的

区域或对象(例如,息肉)。在第一操作模式期间,至少一个多焦侧向光学组件在第一工作距离处获得结肠的图像和/或视频。至少一个多焦侧向光学组件被启用以利用第一透镜609或第一侧向第一光学组件602A(同时停用第一前向第二光学组件602B)在第一工作距离处工作,这取决于正在使用内窥镜端头区段600a还是600b。在一个实施例中,内窥镜端头区段默认地在第一模式下操作。

[0212] 在第一操作模式中,从至少一个多焦侧向光学组件获得的图像和/或视频与识别出的异常物显示在对应的第一侧视屏幕上,而从前向和第二侧向光学组件获得的图像和/或视频分别显示在对应的前向和第二侧向屏幕上。应理解,由至少一个多焦前向光学组件捕获的在前视屏幕上可见的识别出的异常物,其在第一或第二侧向光学组件中的至少一个的重叠视场中被捕获,其也可以同时显示在第一或第二侧向屏幕中的至少一个上。在各种实施例中,在第一操作模式期间,第一工作距离实现所捕获的异常物的图像的100x至6x的放大率。

[0213] 在步骤520中,处理器使得至少一个多焦前向光学组件能够在第二操作模式中工作,以便获得和在第一侧视屏幕上显示包括识别出的异常物的放大图像。在第二操作模式期间,至少一个多焦侧向光学组件在第二工作距离处获得放大的图像。至少一个多焦侧向光学组件被启用以通过切换至使用第二透镜611或通过激活第一侧向第二光学组件602B(同时停用第一侧向第一光学组件602A)在第二工作距离处工作,这取决于正在使用内窥镜端头区段600a还是600b。在各种实施例中,在第二操作模式期间,第二工作距离所实现的所捕获的异常物的图像的放大率的范围在250x至100x之间。

[0214] 根据实施例,通过展开一个或多个距离确定构件(例如,图8C的构件807A和807)径向地远离内窥镜端头区段的远端,并且推进端头区段直到一个或多个距离确定构件接触异常物或结肠内壁,维持至少一个多焦前向光学组件和识别出的异常物或关注对象之间的距离,并借此将该距离维持为大约第二工作距离。在这一实施例中,距离确定构件(其在一个实施例中是环)径向远离展开的展开度或程度可以通过部分或全部地缩回或展开它们而变化。在其它实施例中,距离确定构件贴附在远端处,并且因而提供固定的向外的进行展开度或程度,其大致匹配第二工作距离。

[0215] 根据另一实施例,体腔(例如,结肠)被充气,以便推动位于结肠壁上的关注对象远离内窥镜端头区段,由此增加至少一个多焦侧向光学组件至内壁的距离,例如工作距离大致匹配从多焦侧向光学组件至关注对象的距离。在一个实施例中,至少一个多焦侧向光学组件至机体内壁的距离被增大或被调节,例如通过穿过位于端头区段的远端处的流体注射通道注射气体到结肠中。

[0216] 在步骤530中,当在第一侧视屏幕上的放大图像的放大率超过预定的百分比时,处理器执行以下动作中的任一个或组合:(a)切断或停用前向和第二侧向光学组件,同时,关联于前向和第二侧向光学组件的照明器接通,并且,前向和第二侧向屏幕也继续保持接通;(b)切断关联于前向和第二侧向光学组件的前向和第二侧向照明器,同时,前向和第二侧向光学组件继续捕获和产生在线的图像和/或视频流,并且,前向和第二侧向屏幕也继续保持接通;和/或(c)切断、暗化、或黑化在前向和第二侧向屏幕上的图像和/或视频的显示,同时,前向和第二侧向光学组件继续捕获和产生在线的图像和/或视频流,并且,关联于前向和第二侧向光学组件的照明器也继续保持接通。在一些实施例中,预定的放大率

百分比大约30%或更多。

[0217] 如果需要,可以将手术工具插入穿过内窥镜的工作通道或侧伺服部(service),以便移除、处理和/或提取异常物或关注对象的试样或其整体以用于活体组织检查,同时观察放大的图像。根据实施例,致动内窥镜的手柄上的按钮或开关促进操作者将内窥镜端头区段从第一操作模式切换至第二操作模式。

[0218] 应理解,内窥镜端头区段100a、100b(图1、2)示出单一的多焦光学组件,其被配置为前向光学组件101(或101A、101B),内窥镜端头区段600a、600b(图6A、6B)示出单一的多焦光学组件,其被配置为第一侧向光学组件602(或602A、602B),在各种替代实施例中,多焦、多相机内窥镜端头区段可以包括多余一个多焦光学组件。例如,内窥镜端头区段的各种实施例可以包括至少两个和多至三个的多焦光学组件,其被配置为前向和第一和/或第二侧向光学组件。在包括多个多焦光学组件的这样的内窥镜端头区段中,被最佳地设置、定位或取向以在放大或在微观视图中观察异常物的多焦光学组件被启用以在第二操作模式中工作,以在对应的屏幕上显示放大视图,而剩余的光学组件和/或对应的屏幕被停用和/或暗化。

[0219] 图10A和图10B示出内窥镜端头区段1000,其用于观察和获得体腔(例如,结肠)的内壁1020的图像和/或视频,其具有异常物或关注对象1022(例如,息肉)。端头区段1000具有光学组件1001,其具有安装在集成电路板上的图像传感器1005,安装在图像传感器1005上的透镜组件1007以捕获图像,以及一个或多个关联的照明器(例如,照明器1008和1009)。第一照明器1008产生第一照明场1030,而第二照明器1009产生第二照明场1032。

[0220] 如图10A所示,当端头区段1000被操控穿过体腔,光学组件1001定位在距离息肉1022的第一工作距离处,其中,第一和第二照明场充分照明息肉1022,以使得传感器1005和透镜组件1007能够捕获息肉1022的图像。一旦息肉1022已经被识别,内窥镜端头区段1000移动至更加靠近息肉1022的第二工作距离处,以便获得息肉1022的放大图像或视图(例如,以便更靠近地分析息肉1022),如图10B所示。第二工作距离比第一工作距离短,并且如图10B所示,在第二工作距离处,第一和第二照明场1030、1032不能部分地或完整地照明息肉1022。因此,即使如果透镜组件1007包括提供足以捕获在第二距离处的息肉1022的视场或工作距离的光学元件(例如,透镜),缺乏合适的照度降低观察和获得息肉1022的图像的能力。

[0221] 因此,根据一方面,本说明书公开了调整、重定向或重新分配一个或多个照明器的照度或视场的系统和方法,以便充分照明关注对象,以用于使用光学组件观察或获得关注对象的放大图像和/或视频。

[0222] 图11A至11J示出内窥镜的内窥镜端头区段1100a至1100g的横截面的各種实施例,其具有至少一个光学组件、关联的一个或多个照明器和关联的光调节部件。应理解,至少一个光学组件(结合关联的照明器和光调节部件)可以被配置为前向、第一侧向和/或第二侧向光学组件。因此,在各种实施例中,内窥镜端头区段是多焦、多相机内窥镜端头区段,其包括一个、两个或多至三个光学组件,其被配置为前向、第一侧向和/或第二侧向光学组件,其每一个在各种实施例中具有范围在150至170度之间的视场(FOV)。另外,在包括多至三个光学组件(其被配置为前向、第一侧向和/或第二侧向光学组件)的多相机端头区段的各种实施例中,前向光学组件的焦距近似为1.1mm,而第一和/或第二侧向组件的焦

距近似为1.0mm。另外,在一些实施例中,第一和/或第二侧向组件被定位以使得其光轴在距离内窥镜的远端的范围在6mm和10mm之间的距离处。

[0223] 图11A和图11B示出根据第一实施例的内窥镜端头区段1100a,其具有至少一个多焦光学组件1101,该光学组件包括安装在集成电路板上的图像传感器1105、安装在图像传感器1105上的透镜组件1107,该透镜组件包括第一透镜1107a和第二透镜1107b以及一个或多个照明器,例如第一和第二照明器1108、1109。

[0224] 第一和第二透镜1107a、1107b之间的距离是可调节的,以使得光学组件1101(或透镜组件1107)能够从具有第一工作距离或焦距改变至具有第二工作距离和焦距。应理解,在这一实施例中,透镜1107a、1107b被定位,以使得它们具有共用的或同一光学路径或光轴。当内窥镜端头区段1100a正在被操控穿过体腔(例如,结肠)时,第一工作距离关联有通常或常规的工作距离。当内窥镜端头区段1100a被移动更加靠近识别出的异常物或关注对象(用于分析)以便获得异常物(例如,息肉)的放大图像时,第二工作距离关联于微观工作距离,其比常规或第一工作距离短。

[0225] 根据第一实施例,内窥镜端头区段1100a还包括第一和第二光调节部件1118a,其在图11A中示出为缩回配置,在图11B中为展开配置。在实施例中,光调节部件1118a定位在光学组件1101的任一侧,以使得光学组件1101以及关联的照明器1108、1109位于第一和第二光调节部件1118a之间。在实施例中,光调节组件1118a具有被配置为散射或漫反射光的朗伯(lambertian)反射表面。本领域技术人员应理解,朗伯反射是限定理想的“无光”或漫反射表面的性质。朗伯表面的表观亮度对观察者是相同的,而与观察者的视角无关。在一个实施例中,光调节部件1118a用朗伯涂层蚀刻,例如但不限于Labsphere的Spectralon®或Spectraflex®涂料系列。

[0226] 在一个实施例中,光调节部件1118a是气球,其可充气以用于展开或突出,并且可电致动和/或机械致动。在另一个实施例中,光调节部件1118a是最初卷成螺旋形、处于缩回配置、然后在展开配置中展开的屏幕。

[0227] 在内窥镜手术期间,当医生操控(navigate)内窥镜端头区段1100a穿过体腔时,光学组件1101提供第一工作距离或焦距,光调节部件1118a处于缩回配置,使得在第一照明模式中,从第一和第二照明器1108、1109发射的光直接点亮或照亮异常物(如图10A所示)。一旦识别出异常物,内窥镜端头区段1100a移动更为接近异常物,第一透镜和第二透镜1107a、1107b之间的距离被调节以使得光学组件1107能够提供微观的或第二工作距离,并且光调节部件1118a(其在一个实施例中是气球)突出或展开(例如,通过使气球充气),以使得从在第二照明模式中的照明器1108、1109照射的光射线被反射或重新引导至落在异常物上的多个偏斜的光射线。因此,在第二照明模式中,偏斜的光射线充分照亮异常物,以用于观察和/或捕获在第二工作距离处的异常物的放大图像。

[0228] 在一个实施例中,气球的尺寸和/或气球充气量是这样的:当被充气并因此展开时,气球使得多焦光学组件1101能够处于距离异常物一距离处,该距离大约匹配第二工作距离或焦距。

[0229] 图11C示出根据第二实施例的内窥镜端头区段1100b。在第二实施例中,多焦光学组件1101和关联的照明器1108、1109与图11A和11B的第一实施例的相似之处在于包括光

调节部件1118a。附加地,在第二实施例中,第一 和第二光调节部件1118b定位在第一和第二照明器1108和1109的光发射表 面上,以使得由照明器1108、1109发射的光必然撞击、并且穿透光调节部 件1118b。

[0230] 在各种实施例中,光调节组件1118b包括光漫射器,例如但不限于液晶 透射屏幕、可移动半透明和漫射膜、或量子阱漫射器。液晶透射屏幕或可移 动的半透明和漫射膜的实例包括聚合物分散的液晶膜,也称为PDLC膜,其 具有分散在透明聚合物基体内的液晶材料的微滴。在膜的相反表面施加透明 电极。在没有电场的情况下,液晶微滴散射光,使得膜是 半透明的。然而,在电极之间施加的电场使得液晶分子取向,以允许膜透光而不漫射,以使得 膜变得透明。替代地,PDLC膜可以被配置以使得在没有电场的情况下,液 晶微滴透光而 不漫射,以使得膜是透明的。然而,在电极之间施加的电场使 得液晶分子取向,以漫射或散 射光,以使得膜是半透明的。

[0231] 在第一照明模式期间,当医生操控端头区段1100b穿过体腔,其中,光 学组件1101 提供第一工作距离或焦距,光调节部件1118a缩回,并且部件 1118b允许以低漫射或不漫射地使光通过。然而,在第二照明模式期间,当 医生移动内窥镜端头区段1100b更靠近异常物 以用于放大视图或图像捕获时, 其中,光学组件1101提供第二工作距离,光调节部件1118b 允许以高散射 或漫射通过光和/或光调节部件1118a处于展开配置以漫射光。有利地,散射 或漫射的光导致多个偏斜的照射光射线,其对于在第二工作距离处的微观图 像是期望的。

[0232] 有利地,漫射光具有宽的照射角。根据一些实施例,漫射光的照射角接 近180°。根 据一些实施例,漫射光的照射角的范围在120°至180°之间。图 13A显示一图示,其示出光漫 射器(例如,当没有电场施加至光漫射器时的 光调节部件1118b时)的相对照度1305相对于 放射角度1308在极坐标中的 变化。在一个实施例中,光漫射器是PDLC膜,当在其上施加电 场时,其漫 射或散射光,否则是透光的。如本说明书先前所讨论的,PDLC膜具有分散 在透 明聚合物基体内的液晶材料的微滴。每个液晶微滴具有分开的液晶分子, 其具有大约是光 的波长的通常为5-10μm的尺寸。电场的激发改变了光偏振 以及光散射的状况。因此,如图 13B所示,在向PDLC膜施加电场时,导致 光的相对照度1305' 与先前的照度分布1305相比在 更宽的放射角度1308上 分布或散射。

[0233] 图11D示出根据第三实施例的内窥镜端头区段1100C,其和第二实施例 (1100b) 的 相似之处在于端头区段1100C包括两类光调节部件1118a、1118b 二者。图11D具体地示出第 二照明模式,此时,内窥镜端头区段1100c移动 更为靠近异常物1122,该异常物位于体腔的 内壁1120处,其中,多焦光学 组件1101被调节以提供第二工作距离。如图所示,在第二照明 模式中,在 展开配置中的光调节部件1118a漫射地反射照明器1108、1109的光,并且光 调节部件1118b还允许来自照明器1108、1109的光以高散射和漫射通过, 以形成照明异常物 1122的多个偏斜的光射线1130、1132。应理解,在各种 替代实施例中,当两种类型的光调节 部件1118a、1118b设置在内窥镜端头区 段中时,任何一种或两种类型的光调节部件1118a、 1118b可以被致动和利用 以照亮异常物,以用于微观视觉化和成像。因此,根据各种实施 例,光调节 部件1118a、1118b被配置为调节、重定向、漫散射或反射光,以用于提供用 于微 观成像的暗场照明。暗场照明通过提供特征在于相对于异常物呈锐角的 偏斜的光射线的 光来实现,以使得从异常物到多焦光学组件的光的直接反射 是最小的。

[0234] 图11E和11F示出根据第四实施例的内窥镜端头区段1100d,其与第一 实施例

(1100a) 相似,区别在于透镜组件1107包括可互换的第一透镜和第二透镜1107a、1107b。因此,在第一照明模式期间,如图11E所示,通过使第一透镜1107a定位在光学路径或透镜组件1107的轴线中,使得多焦光学组件1101能够提供第一工作距离或焦距,此时,光调节部件1118a(例如,气球)处于缩回配置中。然而,在第二照明模式期间,如图11F所示,通过使第一透镜1107a从光学路径移出,并且将第二透镜1107b插入光学路径或轴线中,使得多焦光学组件1101能够提供第二工作距离或焦距,此时,光调节部件1118a处于展开配置中(例如,通过对气球充气)。

[0235] 图11G示出根据第五实施例的内窥镜端头区段1100e,其与第三实施例(1100c)相似,区别在于透镜组件1107包括如图11E和11F的实施例所示的可互换的第一透镜和第二透镜1107a、1107b。现在参考图11G,在第一照明模式期间,通过使第一透镜1107a定位在透镜组件1107的光学路径或轴线中,使得多焦光学组件1101能够提供第一工作距离或焦距,同时,光调节部件1118a(例如,气球)处于缩回配置中,并且光调节部件1118b(例如,液晶透射屏幕)被启用以允许光以低漫射或散射、或者不漫射或散射通过其中。然而,在第二照明模式期间,通过使第一透镜1107a从光学路径移出,并且将第二透镜1107b插入光学路径或轴线中,使得多焦光学组件1101能够提供第二工作距离或焦距,同时,光调节部件1118a处于展开配置中,和/或光调节部件1118b被启用以允许光以高漫射或散射通过其中。

[0236] 图11H和11I示出了根据第六实施例的内窥镜端头区段1100f,其与第三实施例(1100c)相似,其区别在于端头区段1100f包括第一和第二多焦光学组件1101、1101'(其一起称为“复合多焦光学组件”),其包括安装在各自的集成电路板上的对应的图像传感器1105、1105',安装在各自的图像传感器1105、1105'上的对应的透镜组件1107、1107',以及一个或多个关联的照明器(例如,照明器1108、1109)。第一透镜组件1107使得光学组件1101能够提供第一工作距离或焦距。第二透镜组件1107'使得光学组件1101'能够提供第二工作距离或焦距。现在参考图11H,在第一照明模式中,启用第一光学组件1101以提供第一工作距离或焦距,停用第二光学组件1101',同时,光调节部件1118a(例如,气球)处于缩回配置中。然而,在第二照明模式期间,如图11I所示,启用第二光学组件1101'以提供第二工作距离或焦距,停用第一光学组件1101,同时,光调节部件1118a处于展开配置中。

[0237] 图11J示出根据第七实施例的内窥镜端头区段1100g,其与第三实施例(1100)相似,区别在于端头区段1100g包括与图11H、11I的实施例相似的第一和第二光学组件1101、1101' (“复合光学组件”)。现在参考图11J,在第一照明模式期间,启用第一光学组件1101以提供第一工作距离或焦距,停用第二光学组件1101',同时,光调节部件1118a(例如,气球)处于缩回配置中,并且光调节部件1118b(例如,液晶透射屏幕)被启用以允许光以低漫射或散射或不漫射或散射通过其中。然而,在第二照明模式期间,启用第二光学组件1101',停用第一光学组件1101,同时,光调节部件1118a处于展开配置中,和/或光调节部件1118b被启用以允许光以高漫射或散射通过其中。

[0238] 在各种实施例中,在第二照明模式期间,光调节部件1118a和/或1118b由医生通过致动内窥镜手柄上的至少一个按钮或开关而人为激活,以触发关联的处理器,以使得内窥镜端头区段(1100e、1100g)在第一照明模式中工作。在另一实施例中,处理器被配置为自动地使得内窥镜端头区段能够在第二照明模式中工作。

[0239] 在一些替代实施例中,照明器的照明强度是可调节的。根据一些实施例,至少一

个照明器被切断，同时其它照明器被接通。根据进一步的实施例，内 窥镜端头区段包括多个照明器，其定位在距离多焦光学组件的不同距离处。有利地，在第二照明模式中，定位为接近多焦光学组件的照明器被切断，而 同时，定位为相对远离多焦光学组件的照明器被接通，从而，从异常物到多 焦光学组件的直接光反射降低。

[0240] 图12是示出根据各种实施例的一方法1200的多个示例性步骤的流程图，该方法是使用多焦、多相机内窥镜(例如，结肠镜)的端头区段获得体腔(例 如，结肠)内的关注对象或区域的放大视图的方法。关联于内窥镜的处理器 被配置为实现方法1200。

[0241] 现在参考图11A至图11J和图12，在步骤1210中，多焦、多相机内窥 镜端头区段(例如，端头区段1100a至1100g中的任一个)被操控到患者结 肠中。在各种实施例中，内窥镜端头区段包括至少一个和多至三个的多焦光 学组件。在各种实施例中，一个或多个多焦光学组件被配置为前向、第一和 /或第二侧向光学组件。如图11A至11J所示，至少一个多焦光学组件：(a) 被配置为具有两个透镜，其二者被定位在所述至少一个光学组件的同一光学 路径或轴线中，以通过调节两个透镜之间的距离来提供第一或第二工作距离 或焦距，(b) 被配置为具有至少两个透镜，其可互换地移动到所述至少一个 光学的轴线或光学路径中，以 提供第一和第二工作距离或焦距，或 (c) 被 配置为“复合光学组件”，其包括具有提供第一 工作距离或焦距的第一透镜 (或多个透镜)的第一光学组件，以及具有提供第二工作距离 或焦距的第二 透镜 (或多个透镜)的第二光学组件。如在本说明书前文讨论的，第一工作 距离或焦距关联于所述至少一个多焦光学组件的第一操作模式，其中，操控 内窥镜端头区 段穿过结肠，以用于异常物、关注对象或区域的初始识别。第二工作距离或焦距关联于 所述至少一个多焦光学组件的第二操作模式，其中，观察、分析、观看和/或获得所识别的 异常物、关注区域或对象的放大图像。

[0242] 另外，如图11A至11J所示，至少一个多焦光学组件关联于一个或多个 照明器，并且还关联于：(a) 第一类光调节部件，例如部件1118a，其包括 例如具有朗伯反射表面的可充气气球，其在第一照明模式中处于缩回配置中，并且当其在第二照明模式中展开时，其漫射地散射至少一个或多个照明器的 光，以使得从一个或多个照明器发射的光在朝向所识别的异常物、关注区域 或对象的多个偏斜光学漫射地反射，和/或，(b) 第二类光调节部件，例如，部件1118b，其包括光漫射器，其包括但不限于液晶透射屏幕、可动半透明 和漫 射膜、或量子阱漫射器。在第一照明模式中，光调节部件允许光通过其 中，不具有或具有相 对低的漫射或散射；而在第二照明模式中，光调节部件 允许光通过其中，具有相对高的漫 射或散射，以使得从一个或多个照明器发 射的光沿着朝向所识别的异常物、关注区域或对 象的多个偏斜的光射线散射。

[0243] 在一些实施例中，第一操作模式的特征在于，具有 330° 的光学组件视场 (FOV)，以 及4至100mm的第一工作距离；而第二操作模式的特征在于，具有 30° 至 80° 的FOV，具体是 40° ，以及1至4mm或3至6mm的第二工 作距离。在各种实施例中，在第一操作模式期间，对于 第一工作距离实现范 围在100x至6x的捕获的异常物图像的放大率，而在第二操作模式期 间，对 于第二工作距离实现范围在250x至100x之间的可用放大率。

[0244] 另外，在一些实施例中，第一照明模式的特征在于具有大于 120° 的、照 明射线直 接落在异常物上的照明场 (FOI) (还被称为照明亮场)。在各种其 它实施例中，在第一照明 模式中，FOI的范围在 150° 和 170° 之间。在一些实 施例中，第二照明模式的特征在于具有范

围在140°和180°之间的、偏斜照明 射线落在异常物上的FOI (还被称为照明暗场)。在一些实施例中,第二照 明模式的特征在于具有范围在110°至170°之间的FOI。

[0245] 在步骤1210中,当操控到患者结肠中时,所述至少一个光学组件处于 第一操作模式,并且所关联的至少一类光调节部件处于第一照明模式中,以 识别异常物、关注区域或对象(例如,息肉)。在一个实施例中,第一操作 模式和第一照明模式是默认启用的,而在其它实施例中,医生致动内窥镜的 手柄上的至少一个按钮或开关,来触发处理器以使得内窥镜端头区段在第一 操作模式和第一照明模式中工作。在操控期间,由至少一个多焦光学组件获 得的结肠的图像和/或视频在至少一个关联的屏幕上显示。

[0246] 在步骤1220中,内窥镜端头区段移动更加靠近识别出的异常物(用于 使用放大的观察和成像的更靠近的微观检测),所述至少一个光学组件被切 换或致动到第二操作模式中,并且所关联的至少一类光调节模式进入第二照 明模式中,以获得异常物的放大图像。在一个实施例中,医生致动至少一个 按钮或开关,来触发处理器使得内窥镜端头区段在第二操作模式和第二照明 模式中工作。在另一实施例中,处理器被配置为自动使得内窥镜端头区段在 第二操作模式和第二照明模式中工作。在又一实施例中,一旦医生通过致动 内窥镜手柄上的至少一个按钮或开关而使得端头区段处于第二工作模式中 时,处理器被配置为使得内窥镜端头区段自动地在第二照明模式中工作。

[0247] 在步骤1230中,当使得至少一个多焦光学组件(其用于在步骤1210中 优选地识别 异常物) 及其关联的至少一类光调节部件分别在第二操作模式和 第二照明模式中工作时,当放大图像的放大率超过预定的百分比时,处理器 停用其它光学组件和/或其它光学组件在对应的屏幕上的显示,并且还停用一 个或多个照明器以及关联于其它光学组件至少一 类光调节部件(其可以是或 不是多焦的,并且因此可以具有与或不具有关联的光调节部件)。在一些实 施例中,预定的放大率百分比大约30%或更多。

[0248] 如果需要,可以将手术工具插入穿过内窥镜的工作通道,以便移除、处 理和/或提 取异常物或关注对象的试样或其整体以用于活体组织检查,同时观 察放大的图像。

[0249] 上述示例对于本说明书的系统和方法的多种应用仅是示例性的。尽管在 此已经 描述了本发明的少数实施例,但应理解,在不脱离本发明的范围和构 思的情况下,本发明 可以以多种其它具体形式实施。因此,这些示例和实施 例被考虑为示例性的而非限制性的,并且本发明可以在所附权利要求书的范 围内修改。

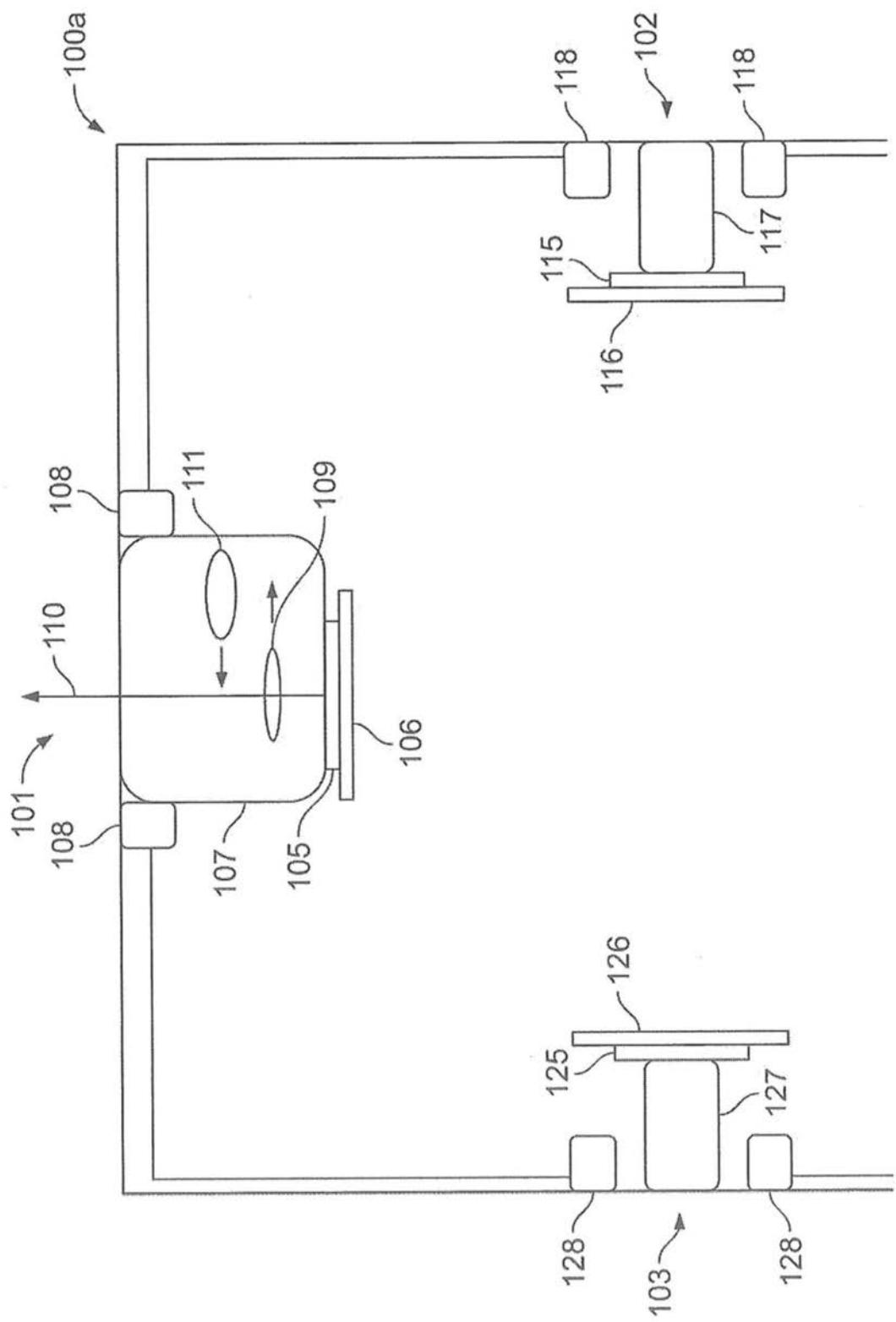


图1

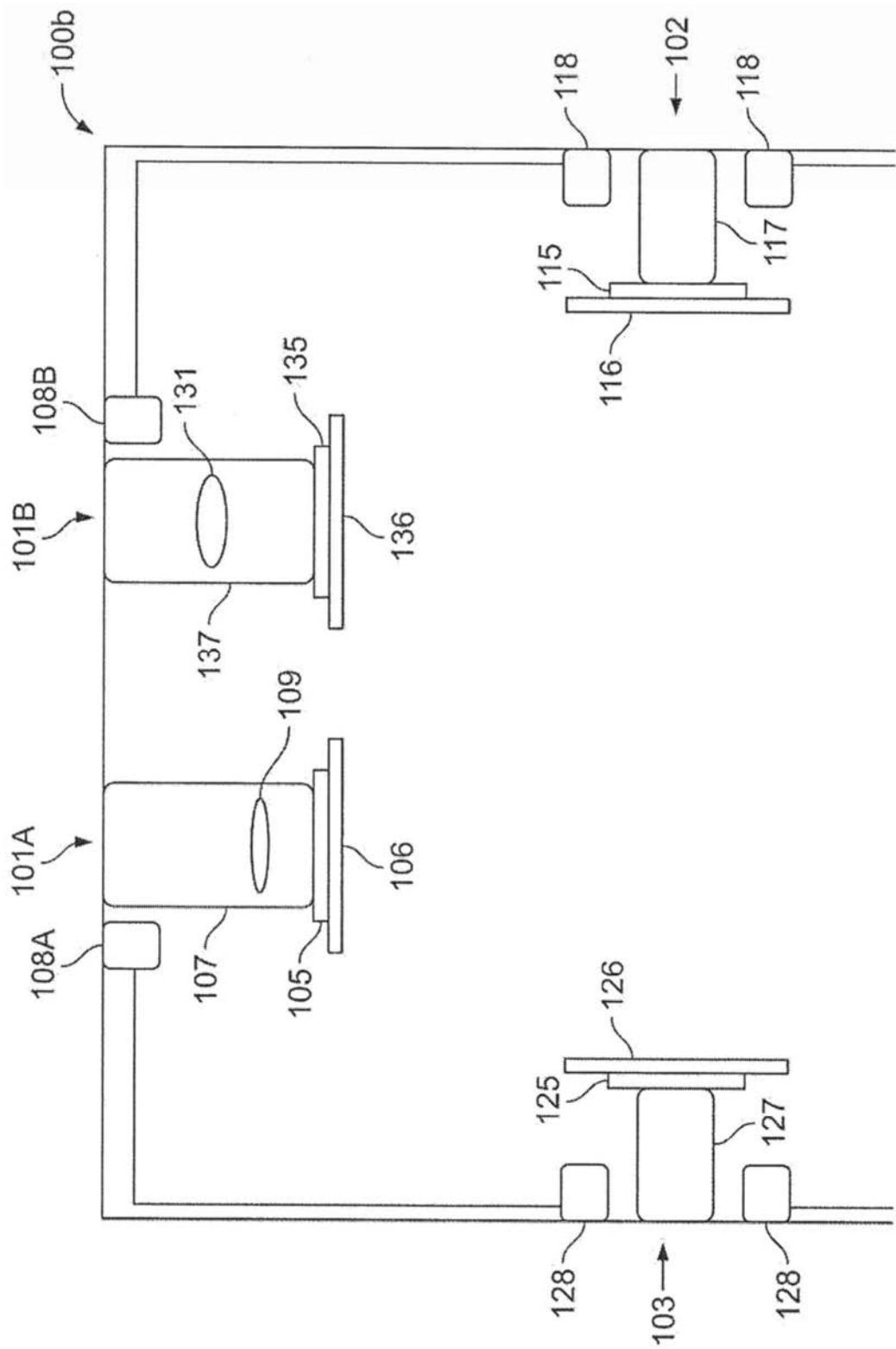


图2

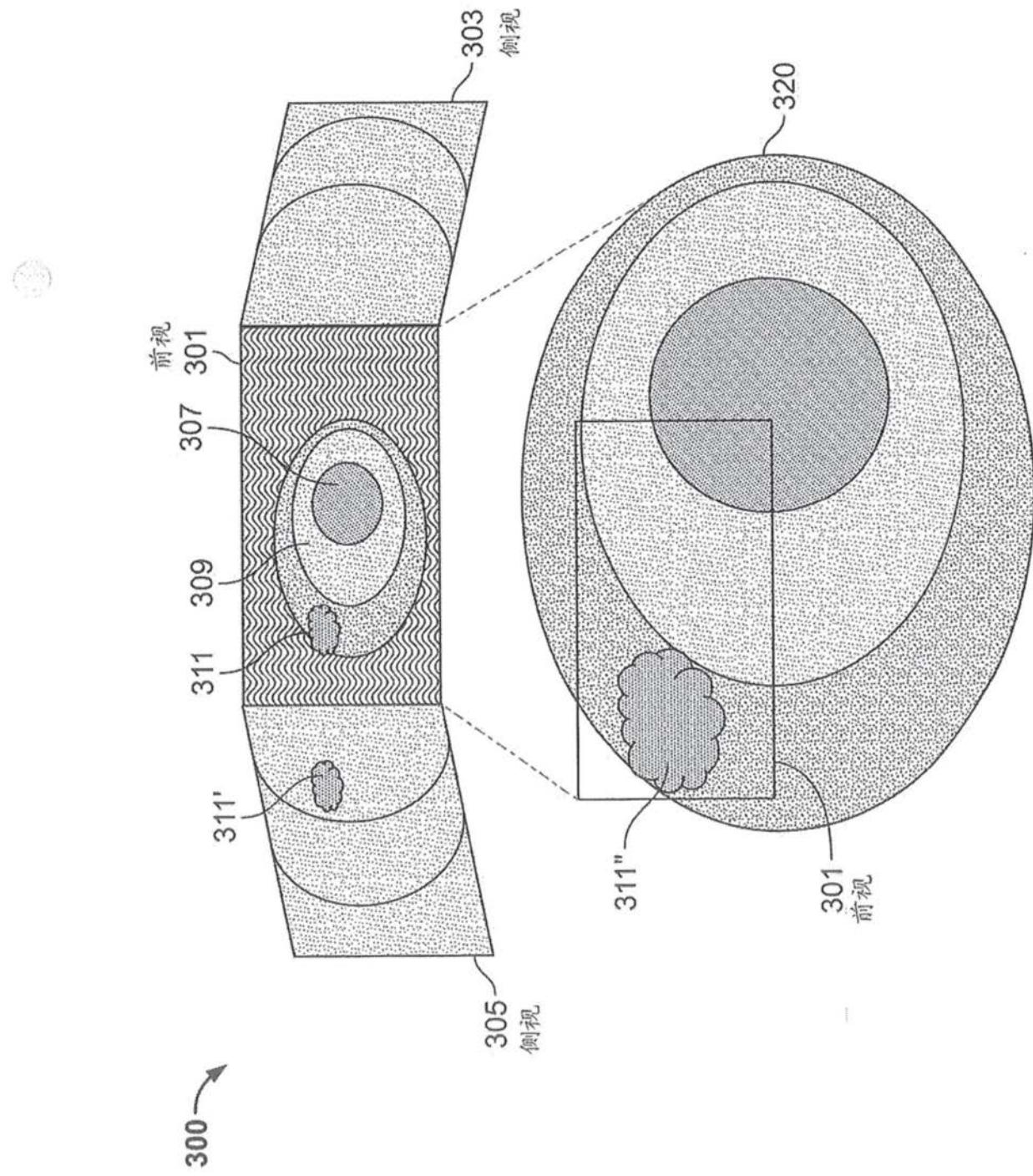


图3A

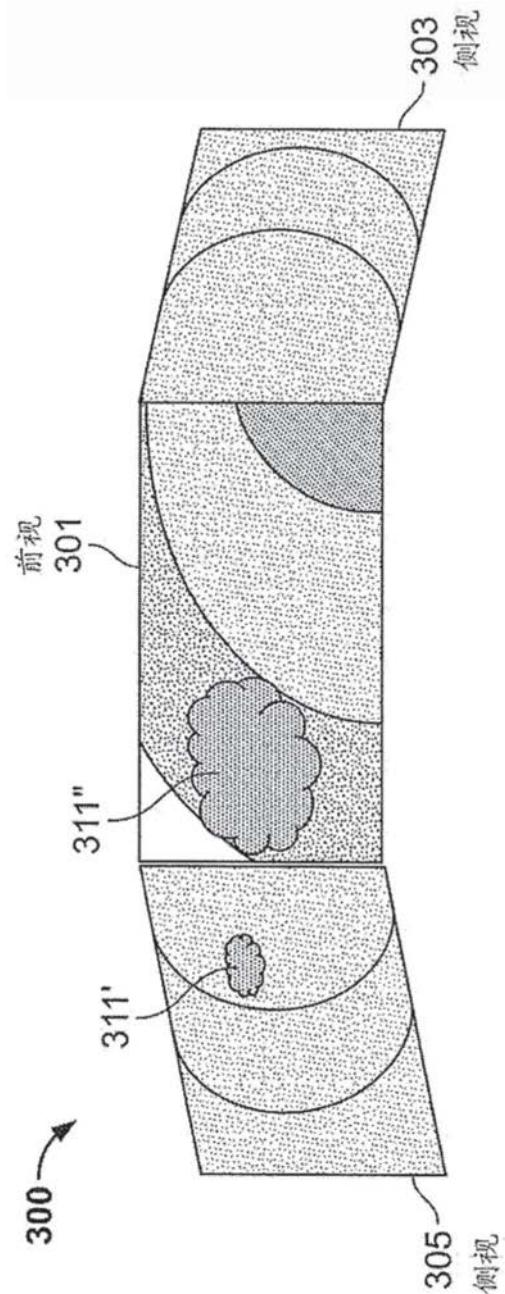


图3B

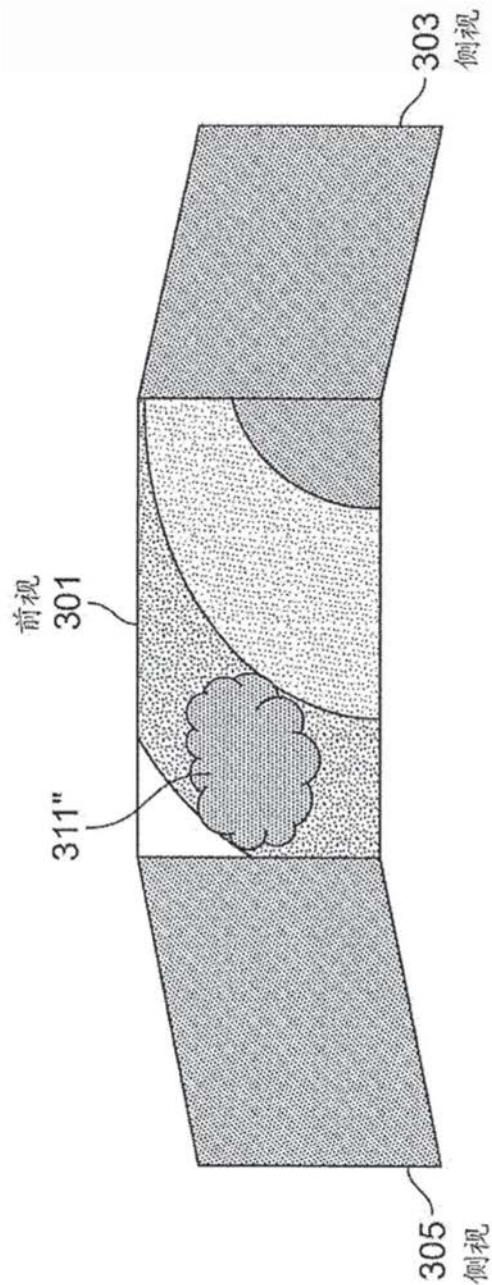


图3C

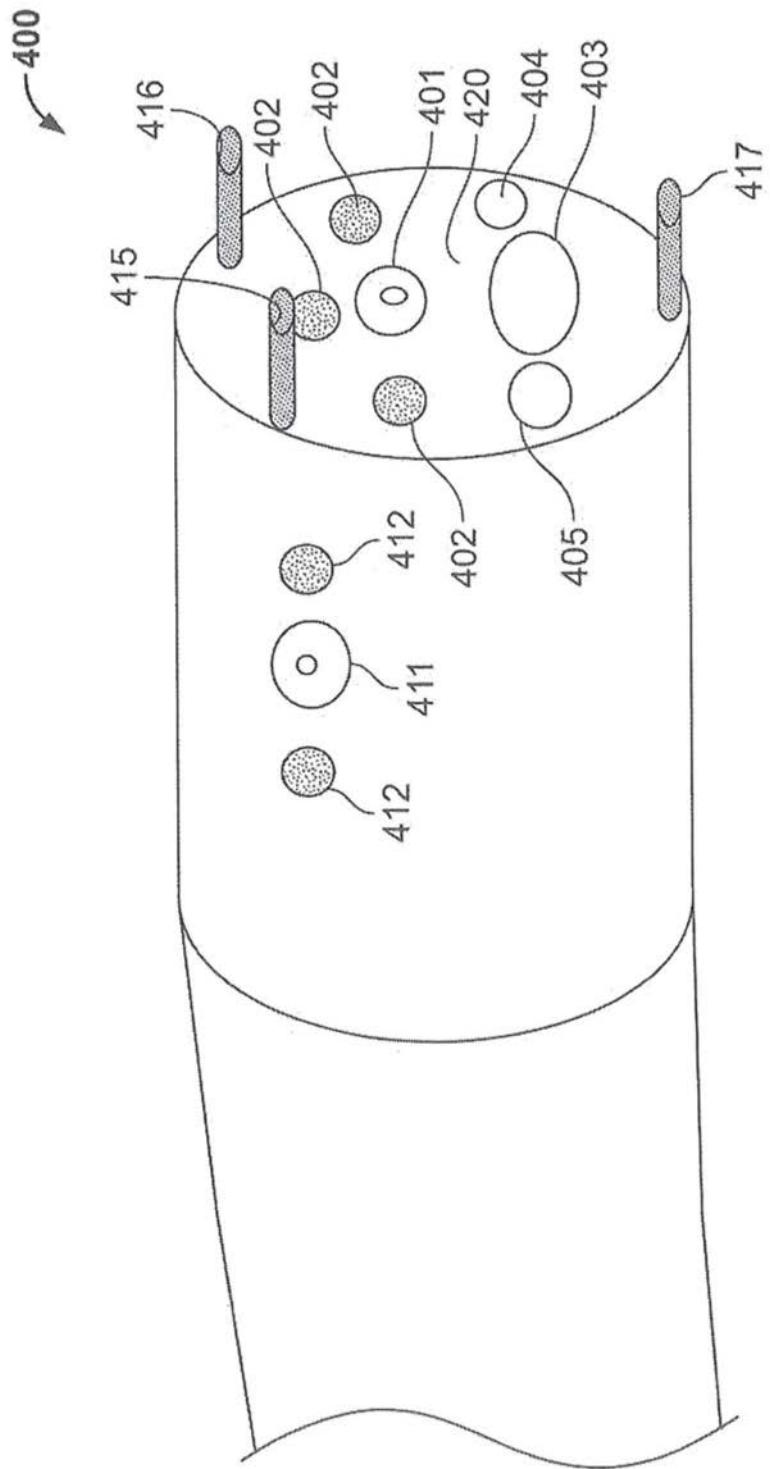


图4

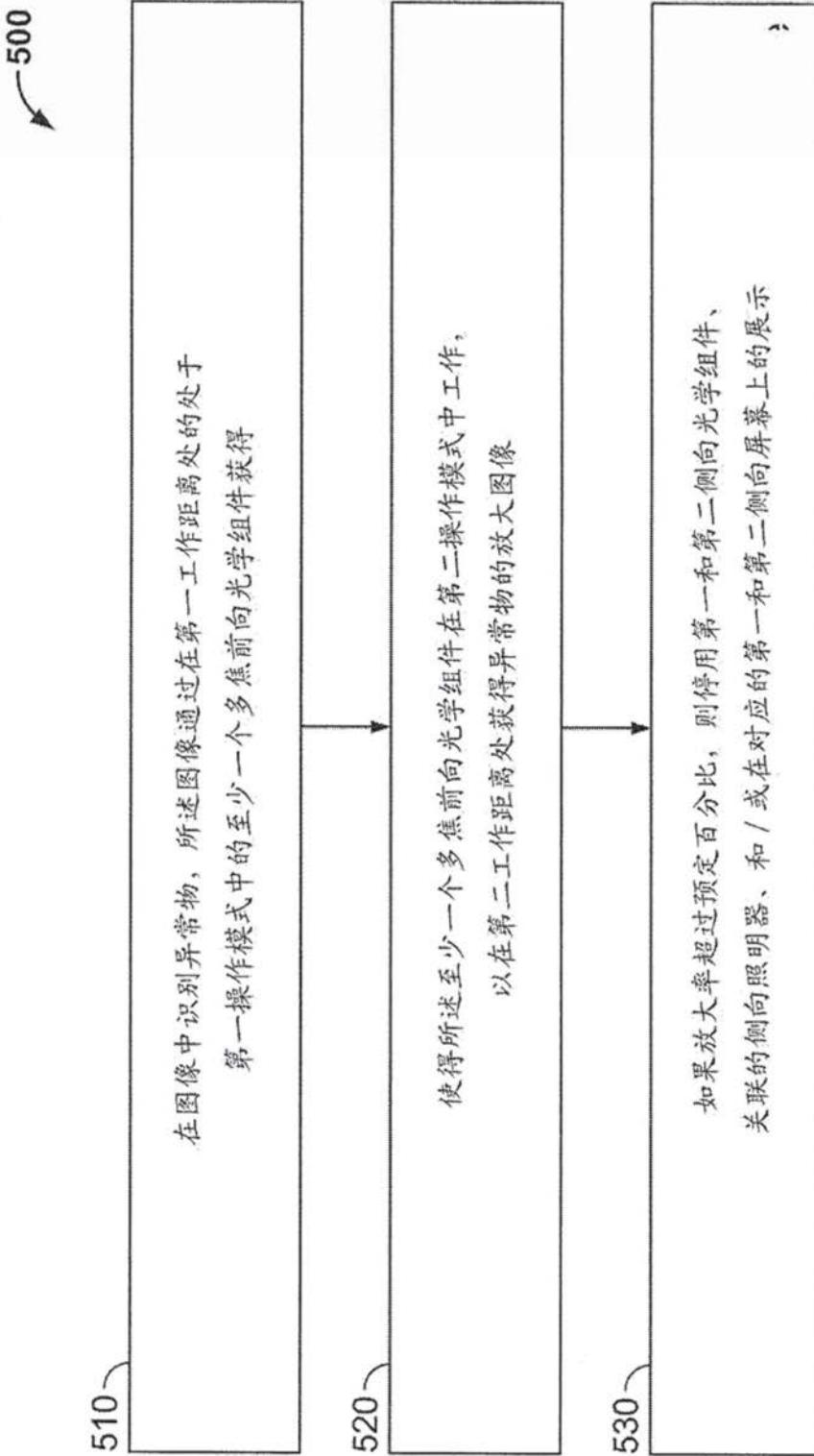


图5

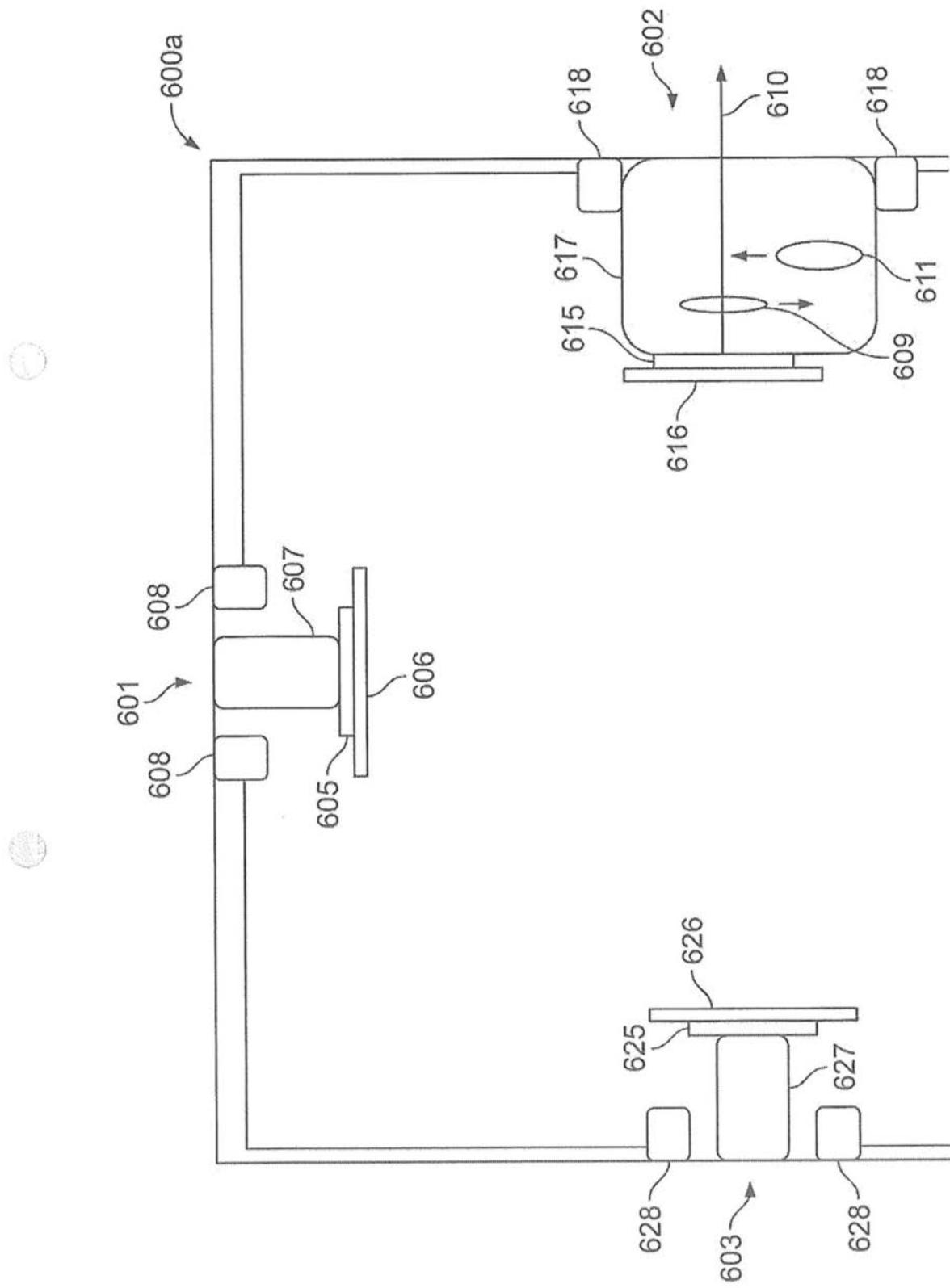


图6A

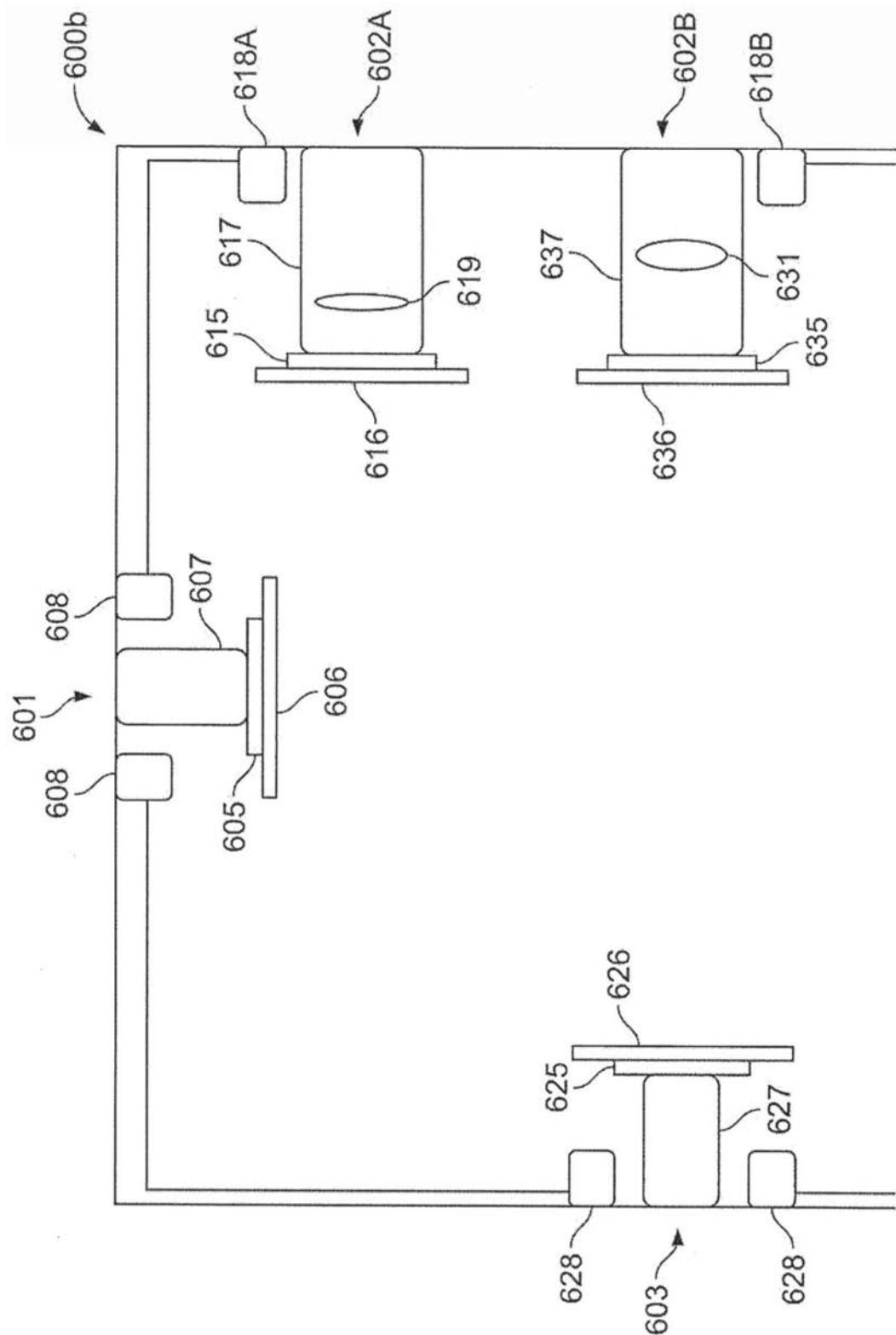


图6B

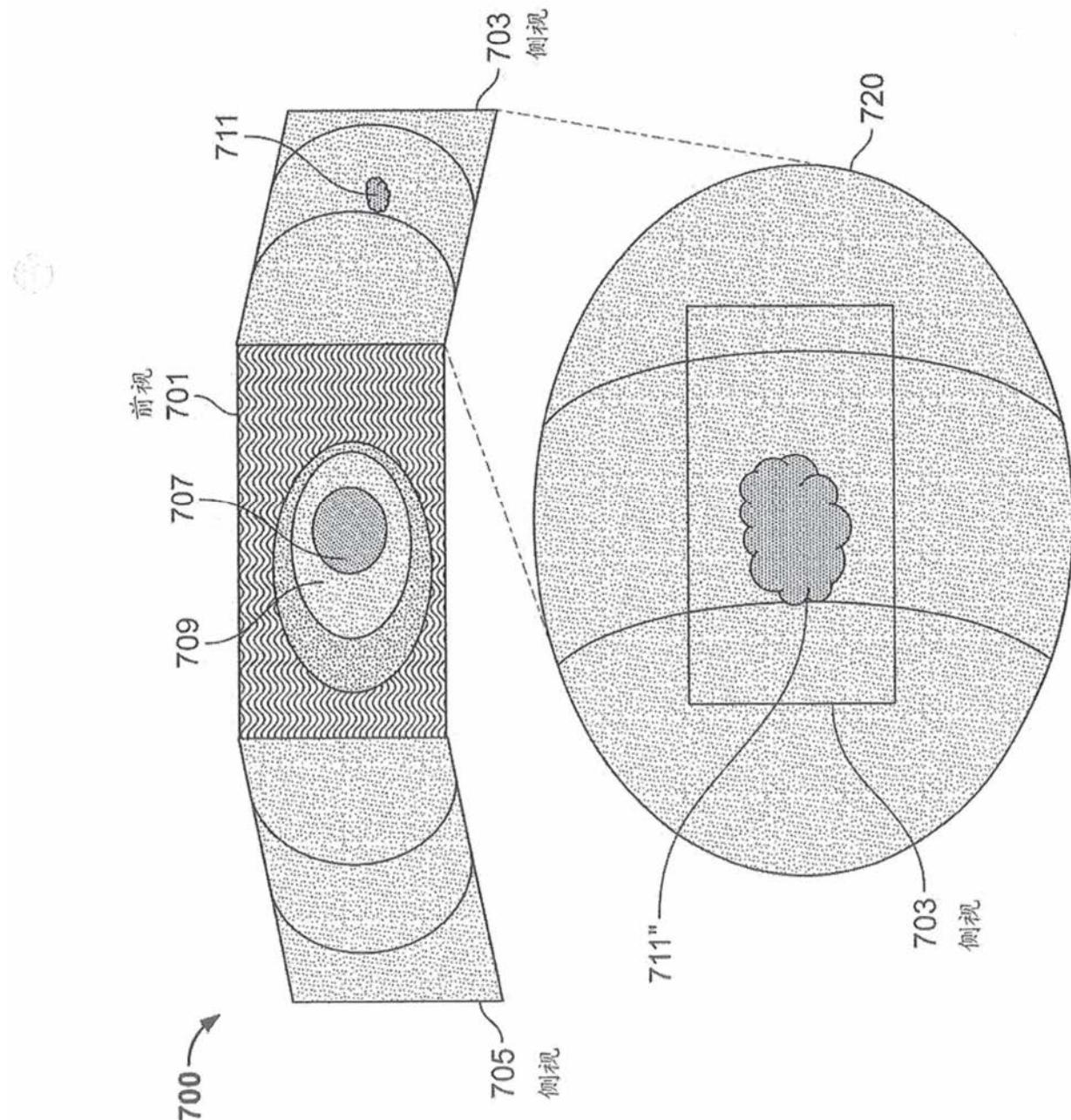


图7A

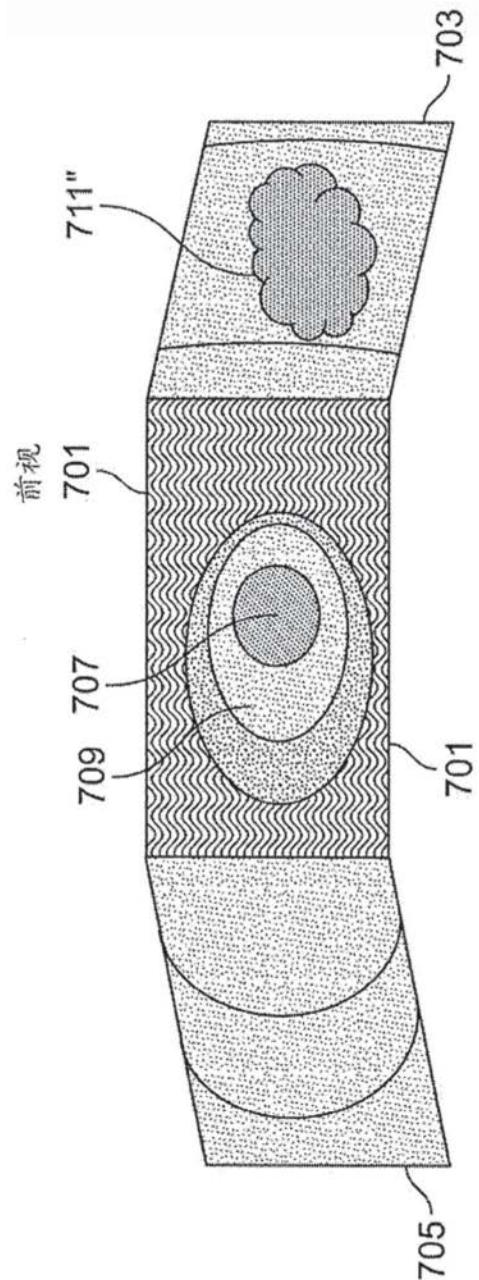


图7B

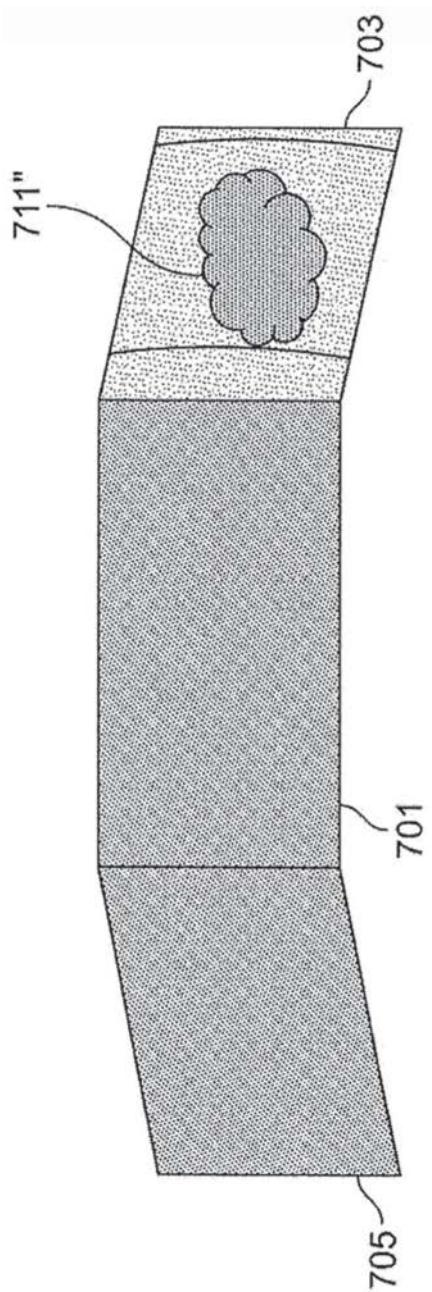


图7C

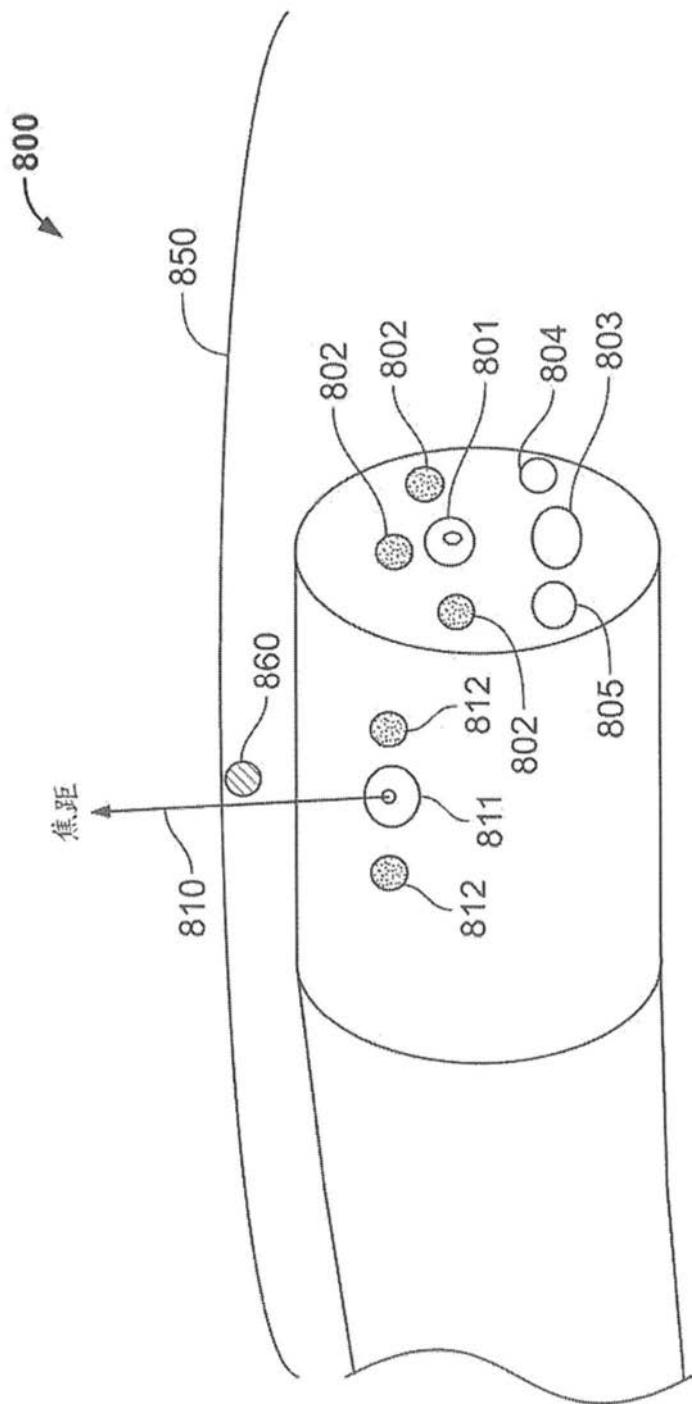


图8A

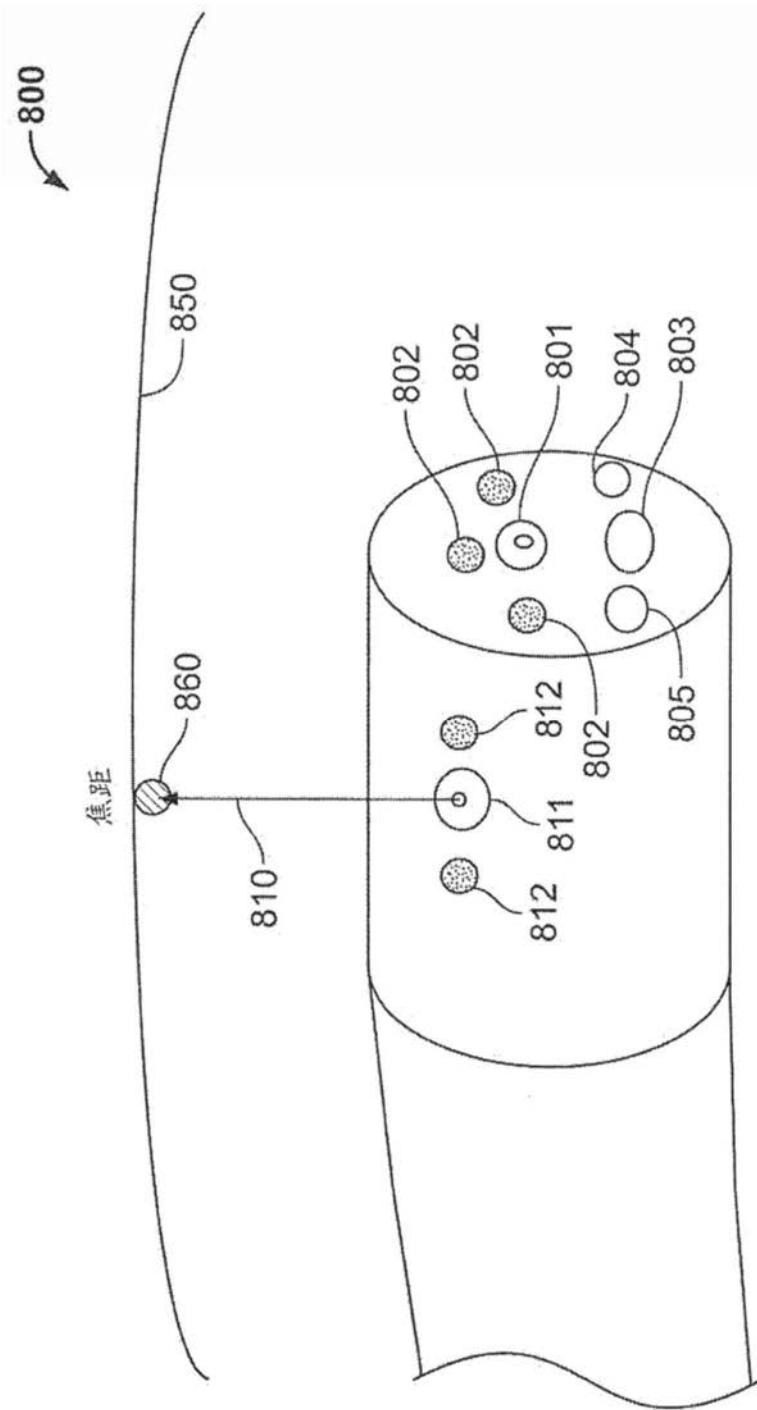


图8B

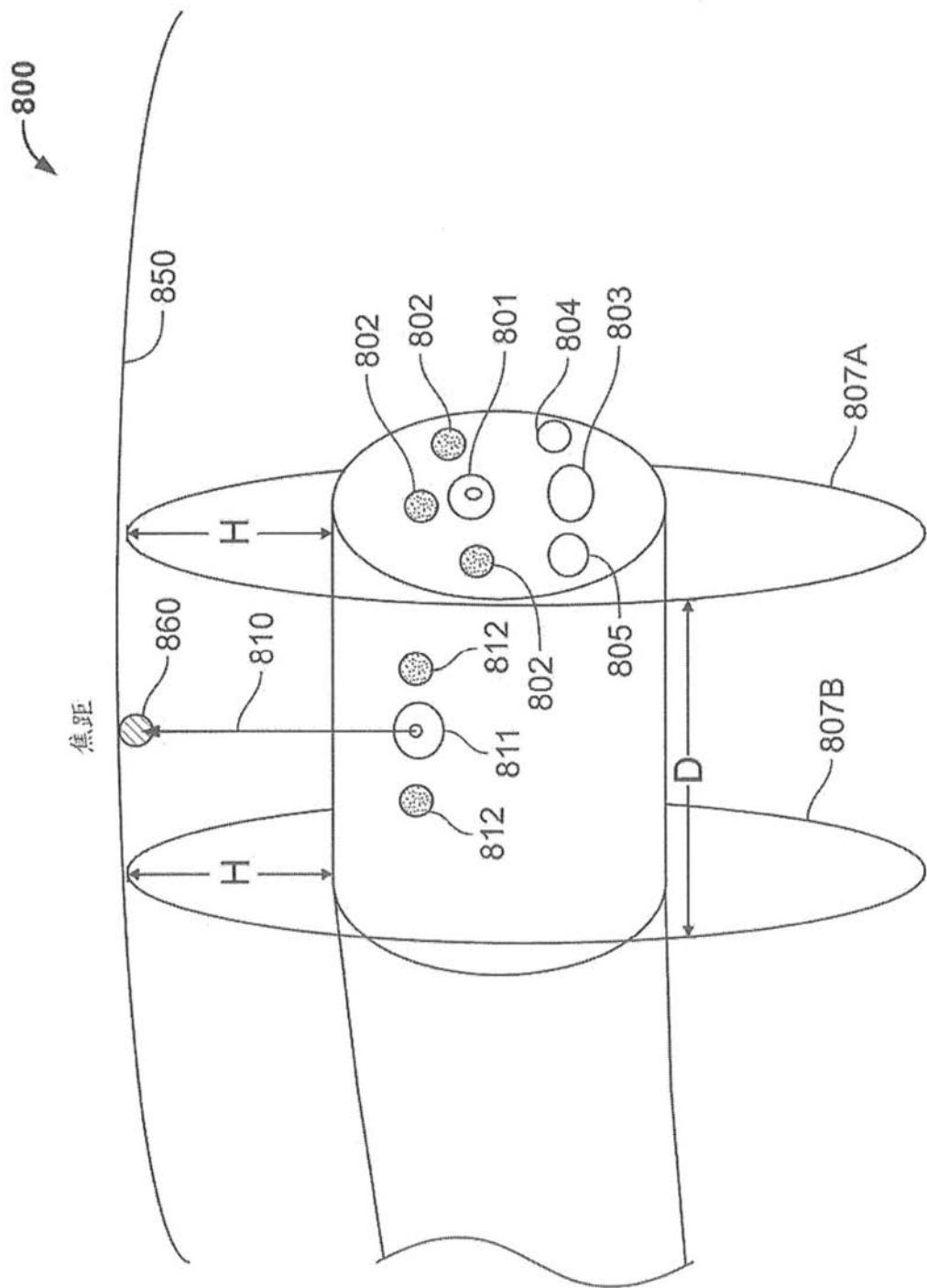


图8C

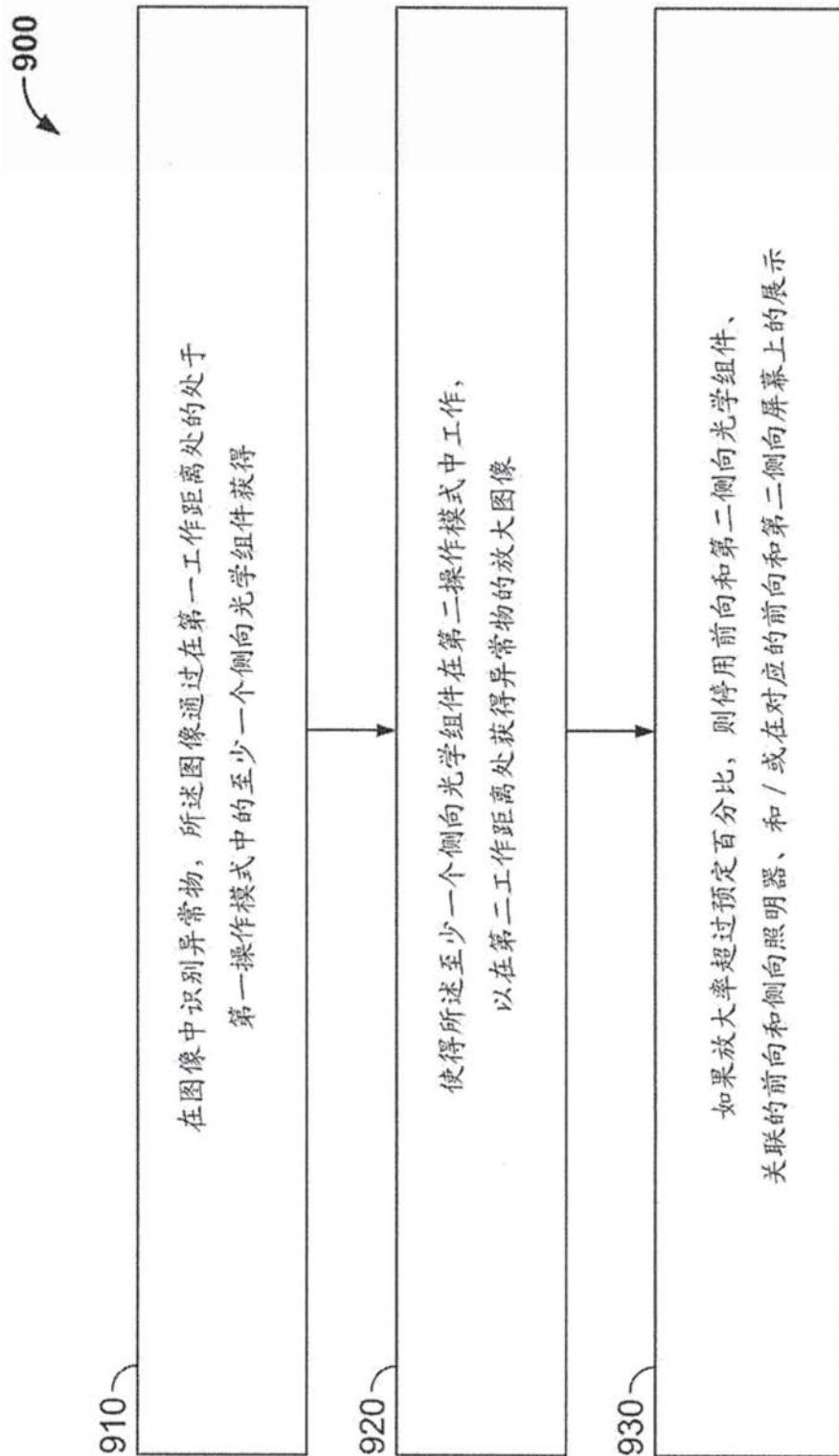


图9

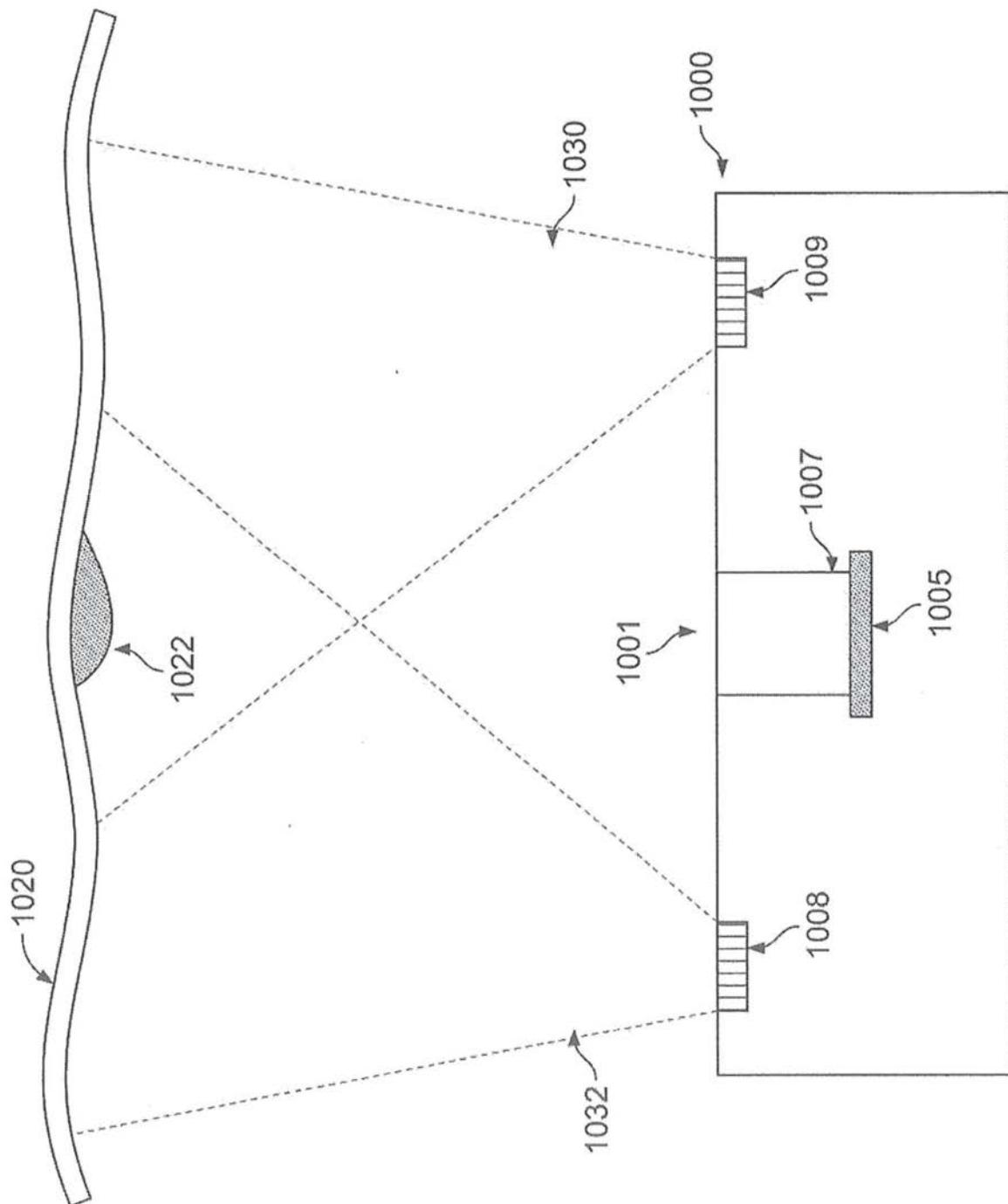


图10A

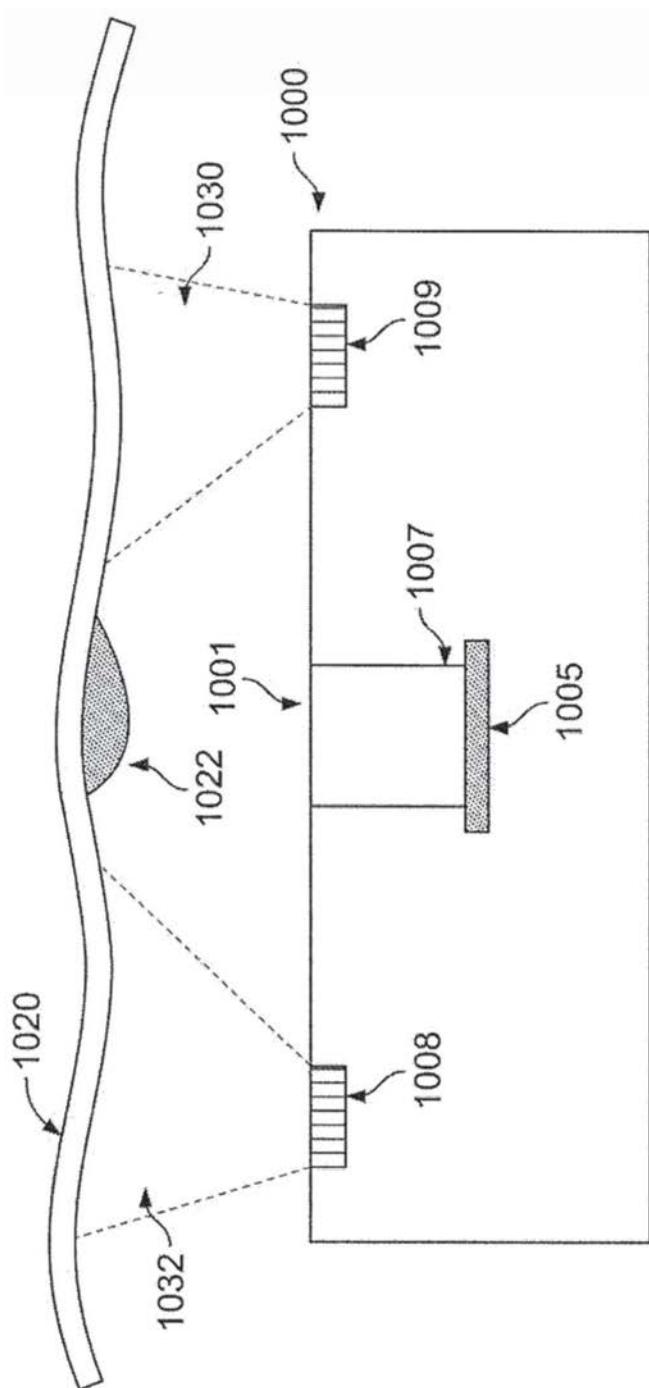


图10B

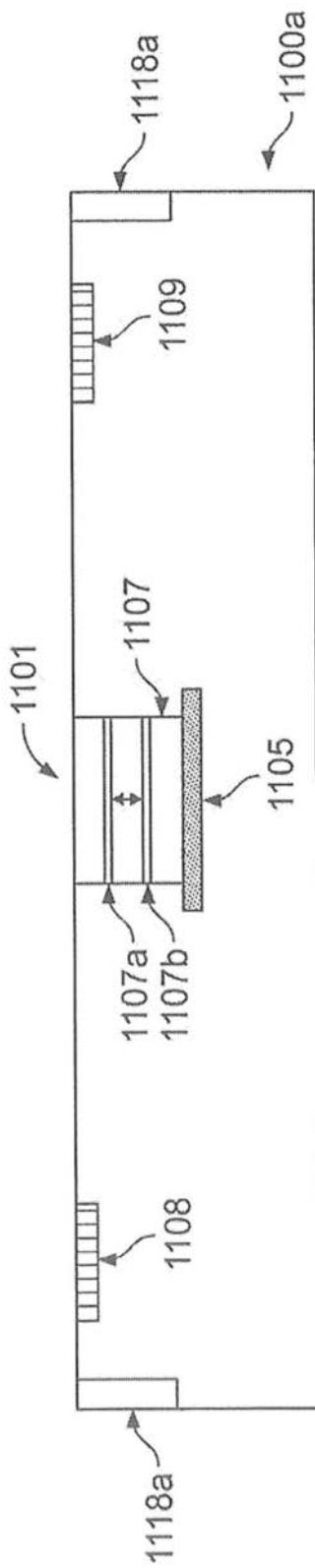


图11A

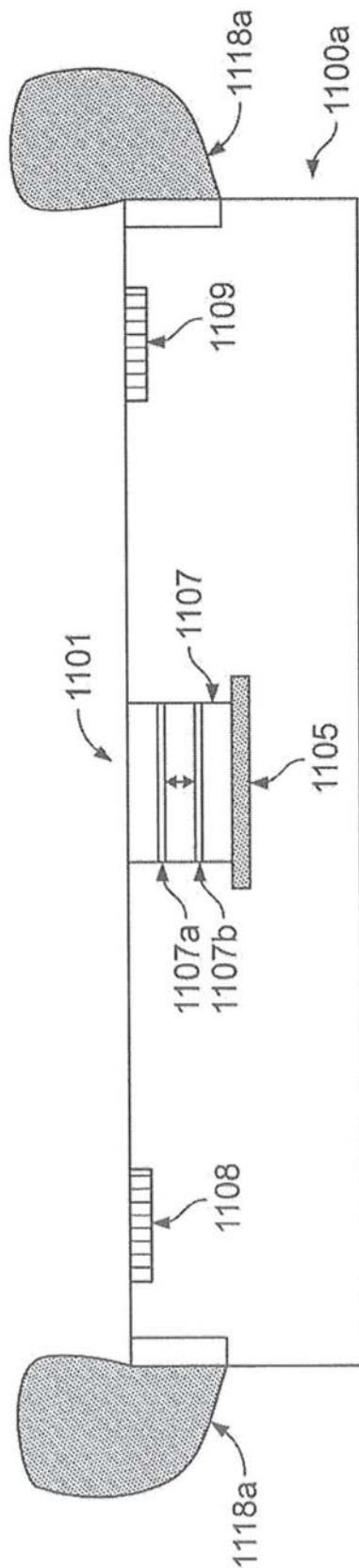


图11B

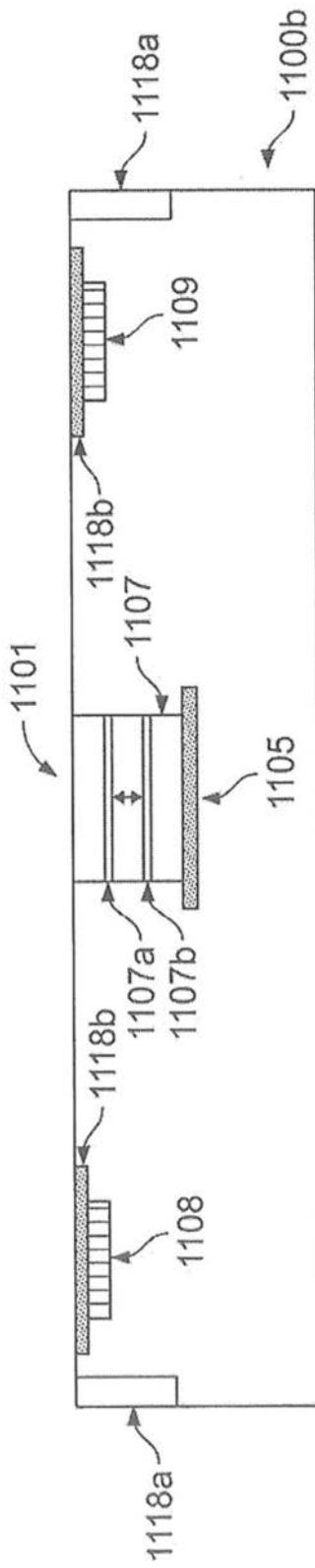


图11C

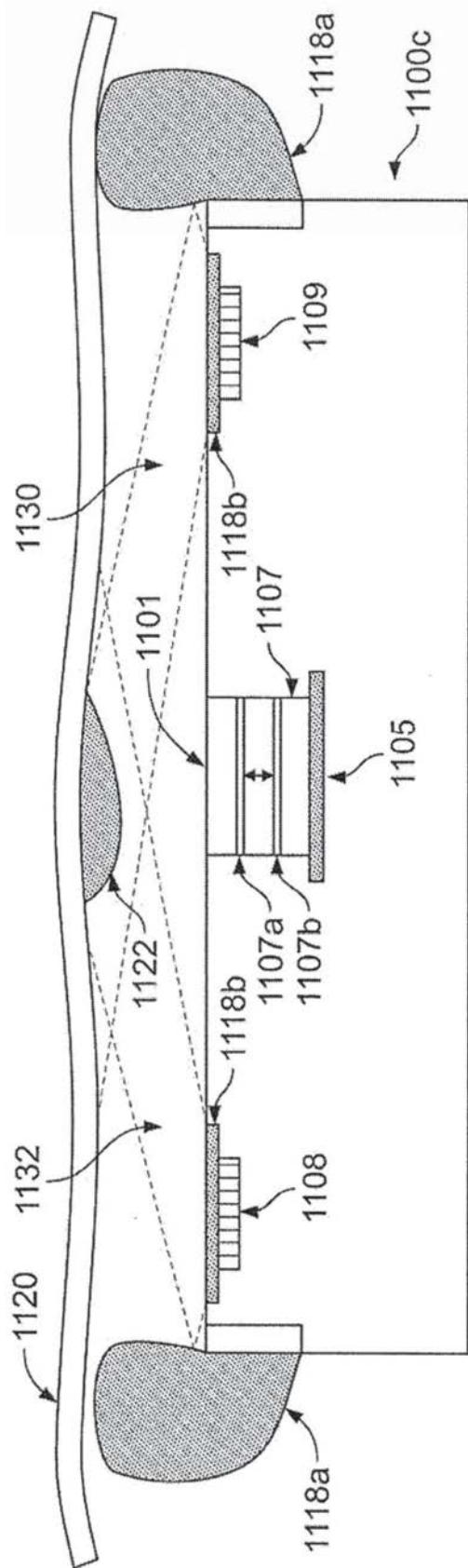


图11D

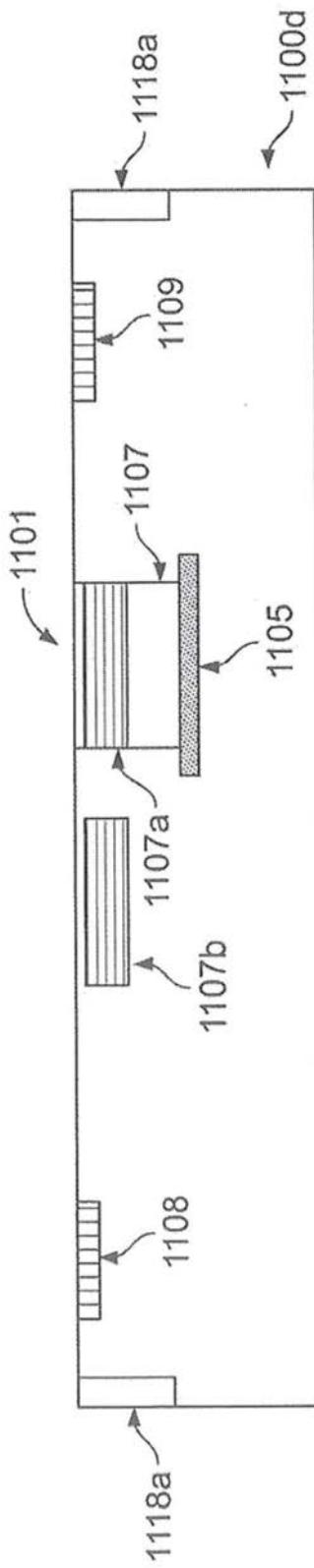


图11E

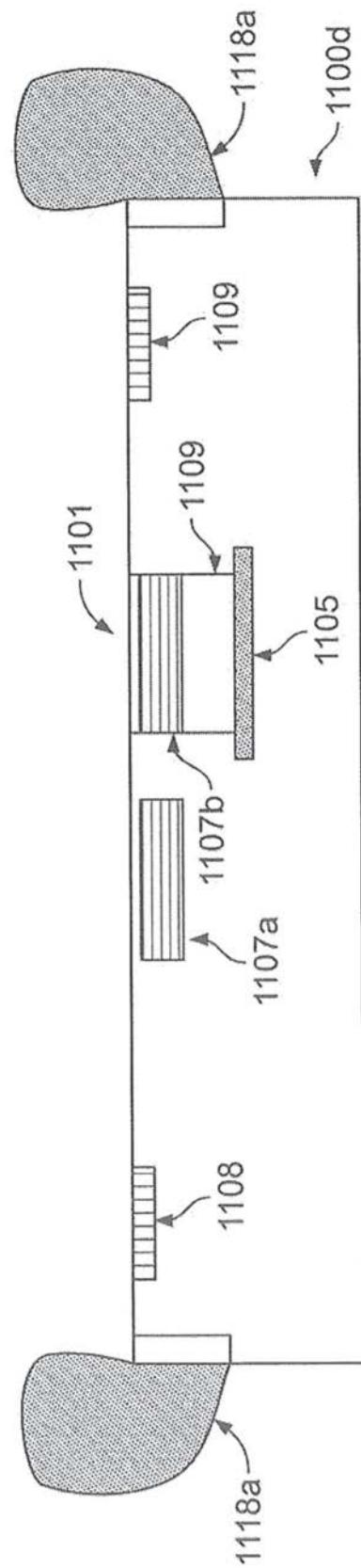


图11F

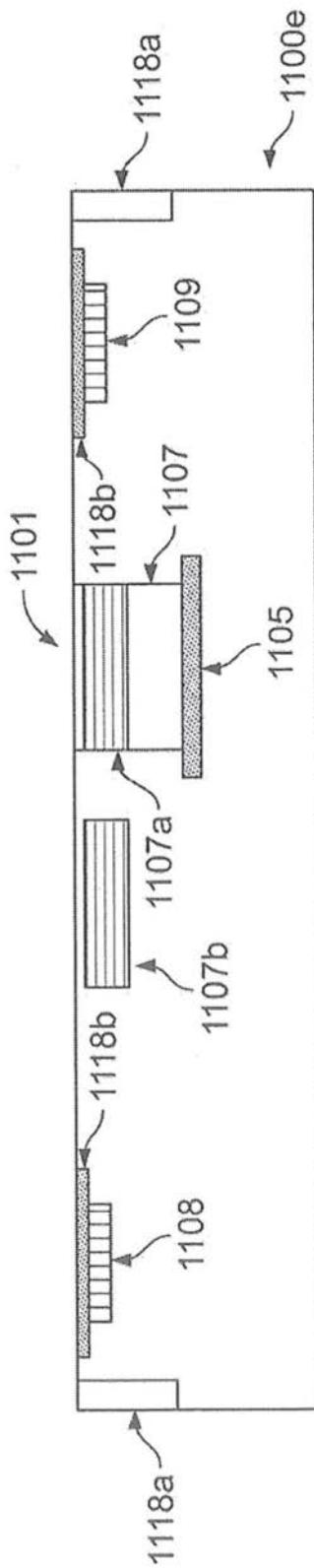


图11G

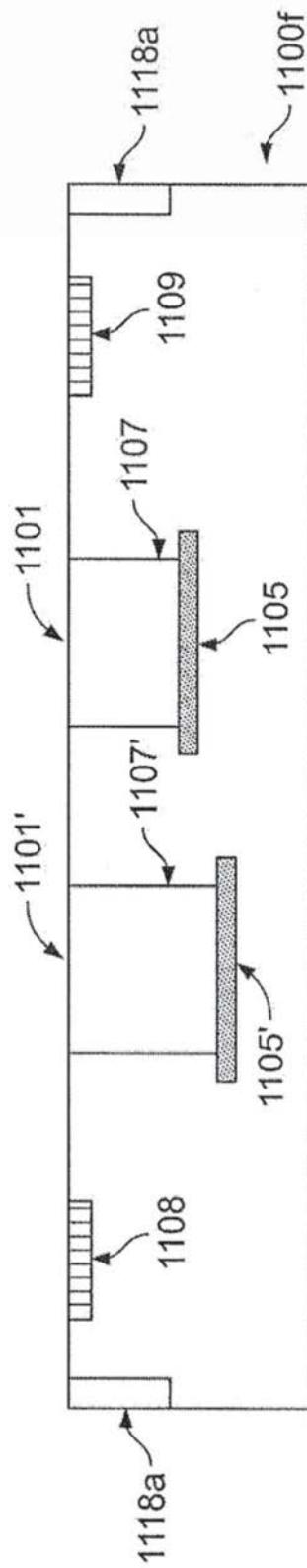


图11H

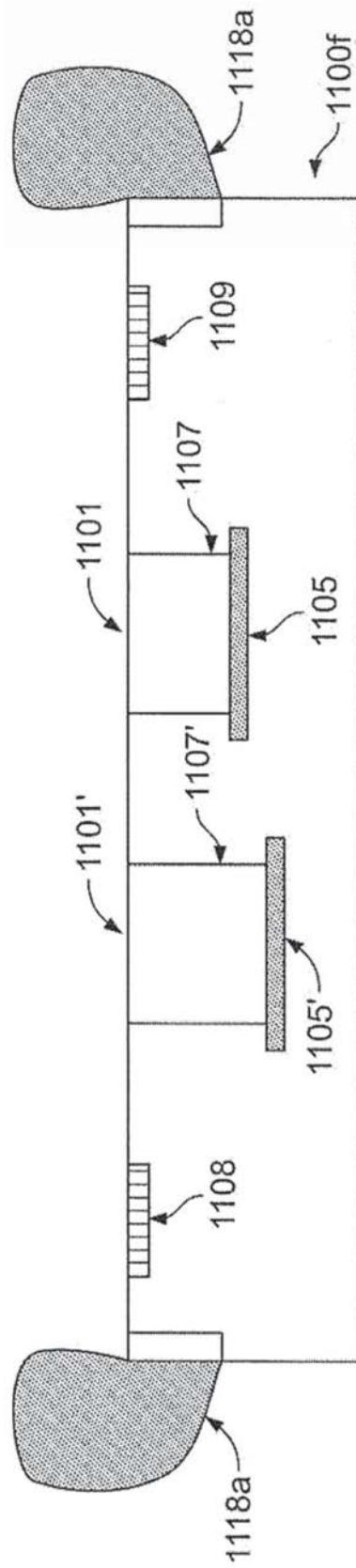


图111

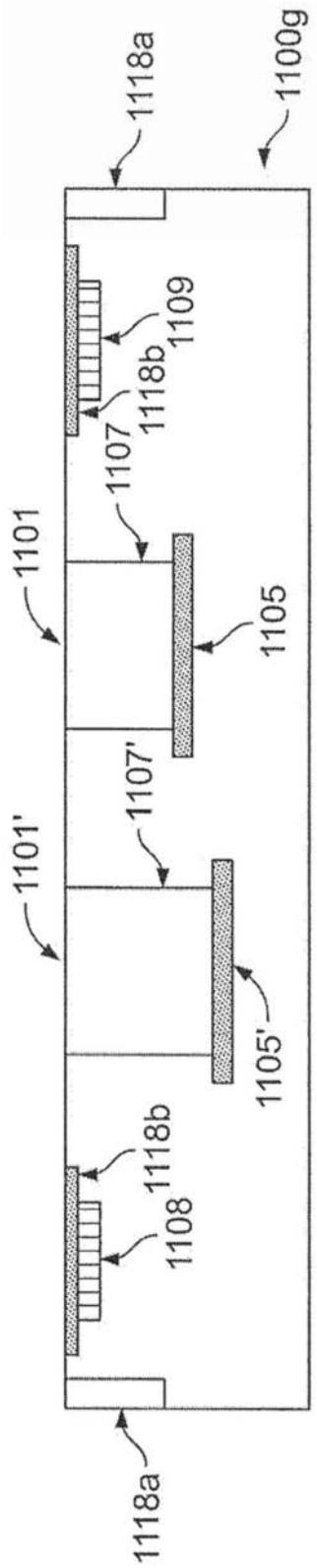


图11J

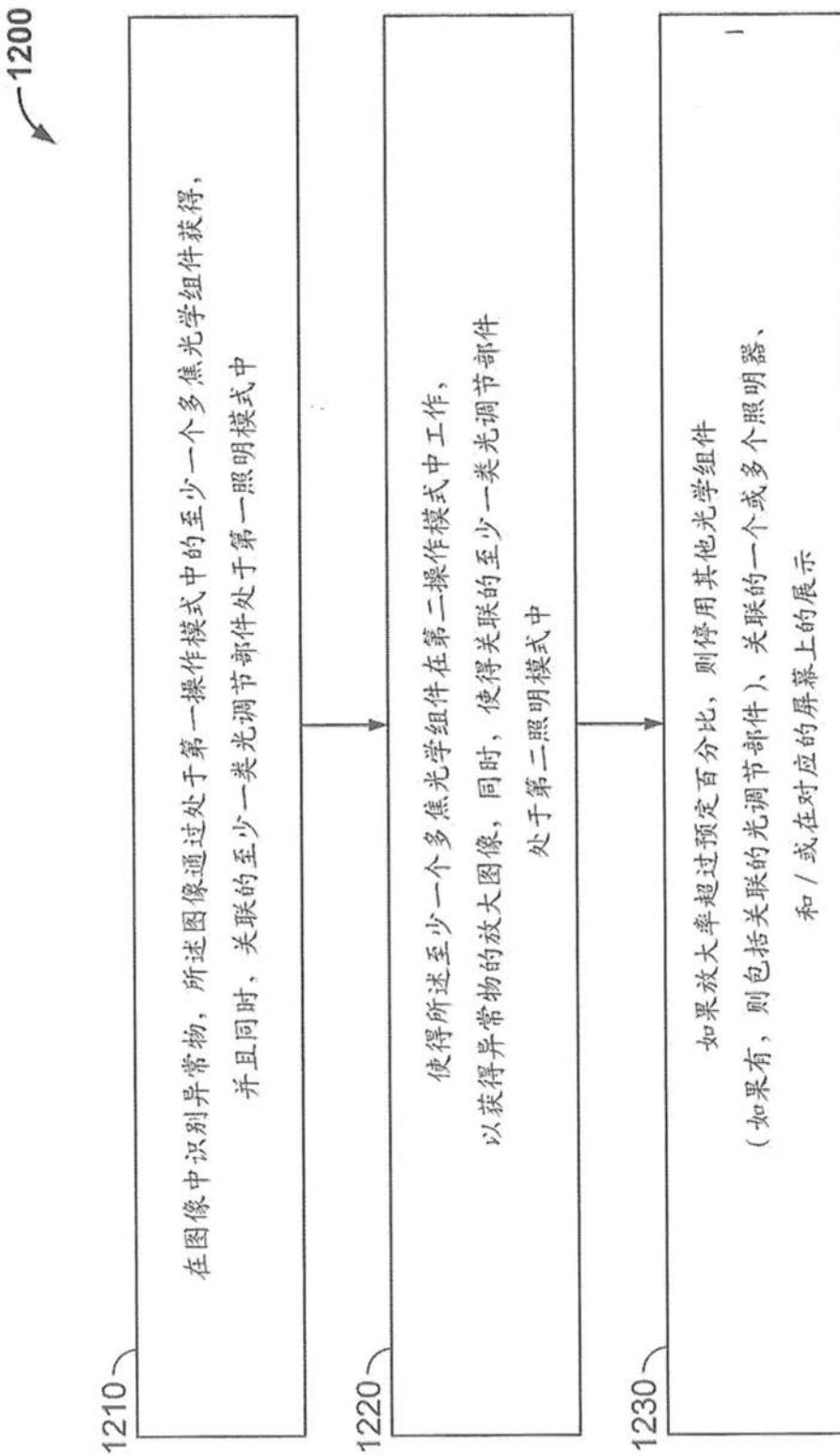


图12

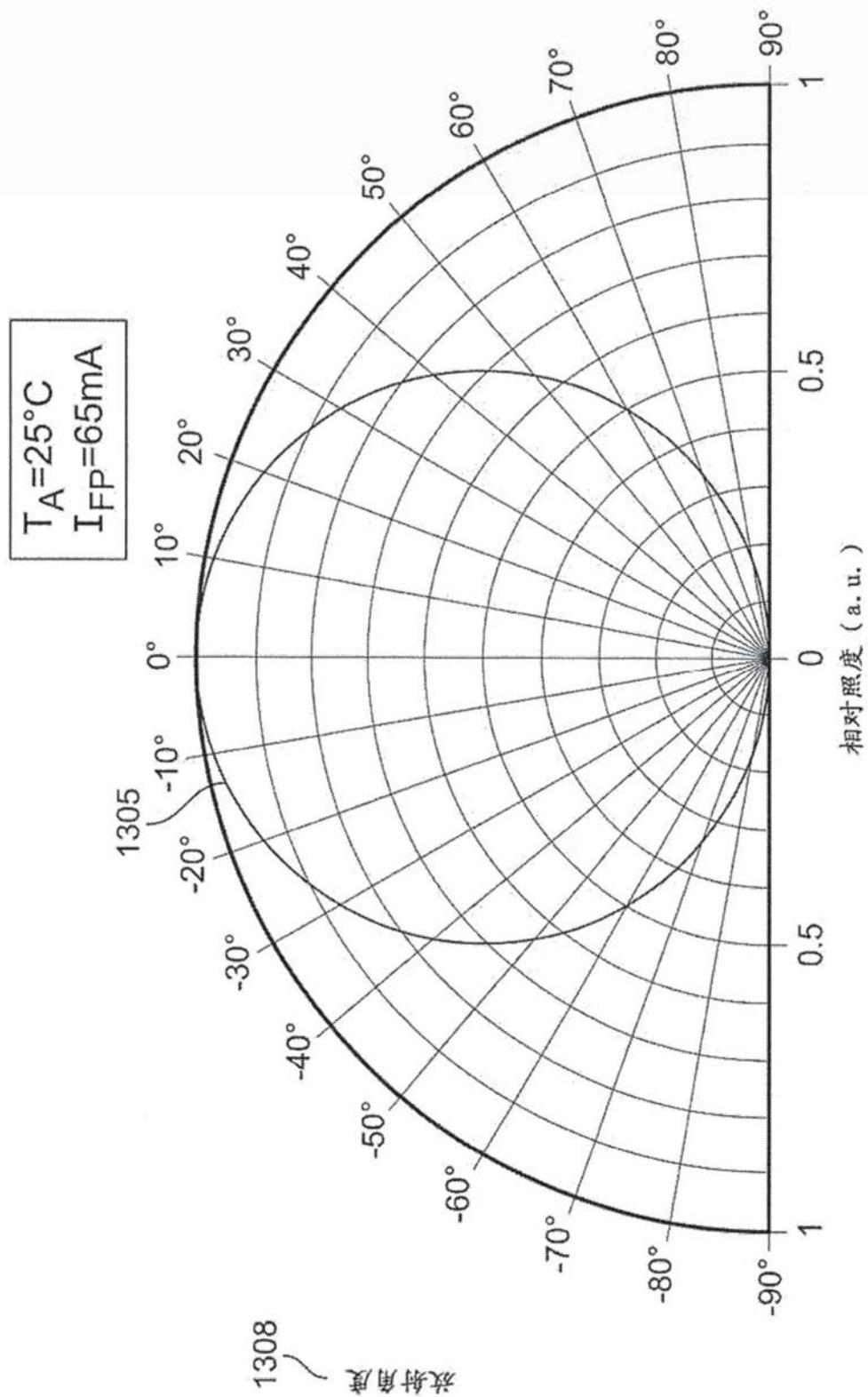


图13A

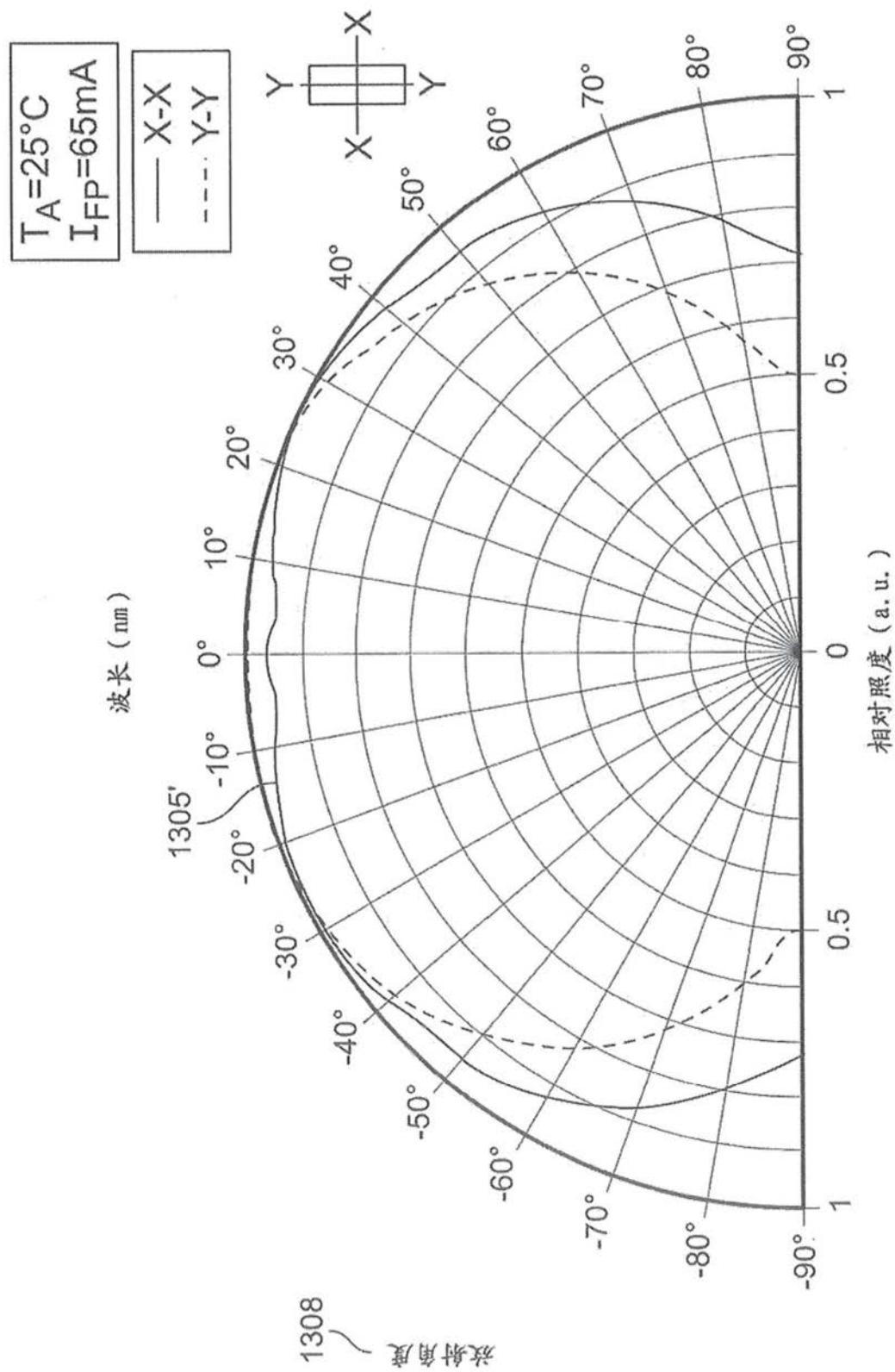


图13B