



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102046065 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 19

(21) 申请号 200980120587. 7

(22) 申请日 2009. 06. 01

(30) 优先权数据

61/060, 068 2008. 06. 09 US

12/475, 435 2009. 05. 29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 12. 02

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2009/045829 2009. 06. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/151992 EN 2009. 12. 17

(73) 专利权人 康生科技公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 G·C·威尔森

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 王茂华

(51) Int. Cl.

A61B 1/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007/0055105 A1, 2007. 03. 08, 说明书第
[0090]、[0131]–[0148] 段, 附图 1–2、21–25.

US 2002/0109774 A1, 2002. 08. 15, 全文.

CN 1678239 A, 2005. 10. 05, 全文.

审查员 何琛

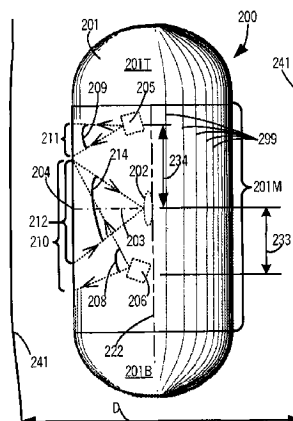
权利要求书2页 说明书33页 附图45页

(54) 发明名称

具有用以照明处于不同距离上的组织的多个
源的体内相机

(57) 摘要

一种使用多个源 (205、206) 来照明组织 (241) 的体内内窥镜 (200)。来自短程源 (206) 的光通过与成像区域 (212) 重叠的第一照明区域 (210) 射出内窥镜 (200) 的管状壁, 并且光在被组织反射后通过成像区域 (210) 返回, 以在相机 (304) 中形成图像。来自长程源 (205) 的光通过不与成像区域 (212) 重叠的第二照明区域 (211) 射出管状壁 (201M)。一些实施方式的内窥镜 200 包括反射镜 (218), 并且来自短程源 (206) 的发射体的光被分裂并从相机 (304) 的光轴 (306) 的两侧到达第一照明区域 (210)。用光的分裂部分照明第一照明区域 (210) 产生比直接用未分裂光束的照明更高的照明均匀性。由每个源 (205、206) 所产生的能量根据要进行成像的组织距离 (d_1 、 d_2) 而改变。



1. 一种内窥镜,包括:

壳体,其小到足以通过人类的胃肠道;

发射器,其封闭在所述壳体内,用以向外部设备传输图像数据;

封闭在所述壳体内并耦合到所述发射器的一个或多个传感器的组,所述组向所述发射器提供所述图像数据;

第一源,其封闭在所述壳体内,用以产生射出所述壳体的第一电磁辐射;

其中所述第一源被定位在这样的位置:使得所述第一电磁辐射穿过所述壳体的第一区域,所述第一区域是由所述第一电磁辐射与所述壳体的表面的第一相交所限定的;

第二源,其封闭在所述壳体内,用以产生射出所述壳体的第二电磁辐射;

其中所述第二源被定位在这样的位置:使得所述第二电磁辐射穿过所述壳体的第二区域,所述第二区域是由所述第二电磁辐射与所述壳体的表面的第二相交所限定的;

其中所述第一区域比所述第二区域大;

其中第三电磁辐射形成所述图像数据;

其中所述第三电磁辐射的至少一部分来自于所述胃肠道对所述第一电磁辐射和所述第二电磁辐射的一部分的反射;

其中所述壳体的第三区域是由所述壳体的表面与所述第三电磁辐射的相交所限定的;

其中所述第二电磁辐射的大部分穿过不与所述第三区域重叠的第四区域;

其中所述第一区域和所述第二区域在曲面上。

2. 根据权利要求1的内窥镜,其中:

几乎所有的所述第二电磁辐射都穿过所述第四区域。

3. 根据权利要求1的内窥镜,其中:

所述组由包含于所述内窥镜中并封闭在所述壳体内的处理器耦合到所述发射器;

额外的电磁辐射形成也由所述组提供给所述处理器的额外数据;以及

所述处理器排除所述额外数据以获得提供给所述发射器的所述图像数据。

4. 根据权利要求1的内窥镜,其中:

所述壳体包括管状壁以及在其相对两端盖住所述管状壁的一对穹顶,以形成胶囊;以及

所述第一源和所述第二源由所述管状壁所包围。

5. 根据权利要求1的内窥镜,其中:

所述内窥镜还包括封闭在所述壳体内的环形壁;

多个路径对应于多条来自所述第二源的光线,所述多个路径穿过所述环形壁以到达所述壳体,并在没有所述环形壁时从其反射以在所述壳体内形成所述第二源的镜像;以及

其中所述环形壁是不透明的并且被定位在邻近所述第二源处,以阻挡沿着所述路径的多条光线的通过,从而防止由所述多条光线对所述镜像的所述形成。

6. 根据权利要求1的内窥镜,其中:

其中射出所述壳体的所述第一电磁辐射的大部分通过所述第三区域。

7. 一种体内成像的方法,包括:

内窥镜,其从第一源发射射出壳体的第一电磁辐射用以照明胃肠道;

其中所述第一电磁辐射从所述壳体的第一区域射出所述内窥镜用以照明胃肠道；
其中所述第一区域是由所述第一电磁辐射与所述壳体的表面的第一相交所限定的；
所述内窥镜从第二源发射射出所述壳体的第二电磁辐射用以进一步照明所述胃肠道；

其中所述第二电磁辐射从所述壳体的第二区域射出所述内窥镜；
其中所述第二区域是由所述第二电磁辐射与所述壳体的所述表面的第二相交所限定的；

其中所述第一区域比所述第二区域大数倍；以及

所述内窥镜在存储器内储存通过所述第一区域接收到的由所述胃肠道对所述第一电磁辐射和所述第二电磁辐射的反射所形成的图像的至少一部分；

其中所述壳体的第三区域是由所述壳体的表面与形成所述图像的第三电磁辐射的相交所限定的；

其中所述第二电磁辐射的大部分穿过不与所述第三区域重叠的第四区域；

其中所述第一区域和所述第二区域在曲面上。

8. 根据权利要求 7 的方法，其还包括：

来自所述第一源的所述第一电磁辐射的至少第一部分在被位于所述壳体中的光学元件反射后入射在所述第一区域上，并且来自所述第一源的所述第一电磁辐射的至少第二部分在不被所述光学元件反射的情况下入射在所述第一区域上，所述第一部分大于第二部分；

其中所述光学元件的输入光圈在一个平面的第一侧并且所述第一源在所述平面的第二侧并且来自所述第一源的所有电磁辐射都在所述平面的所述第二侧发射；以及

大部分来自所述第二源的所述第二电磁辐射都在无所述第二源与所述壳体之间的反射的情况下入射在所述第二区域上；

其中每个源包括一对具有电流流经其间的端子以及至少一个通过所述一对端子来供电的电磁辐射发射体。

9. 根据权利要求 7 的方法，其中：

所述内窥镜透射被所述内窥镜内的光学元件反射后的所述第一电磁辐射的大部分；

其中所述光学元件的输入光圈在一个平面的第一侧，而所述第一电磁辐射的第一源在所述平面的第二侧，并且来自所述第一源的所有电磁辐射都在所述平面的所述第二侧发射；以及

所述内窥镜在不被所述光学元件反射的情况下透射大部分所述第二电磁辐射。

10. 根据权利要求 7 的方法，其还包括：

所述内窥镜为用于感测所述图像的多个区段中的各区段计算平均亮度值；

所述内窥镜计算为各区段所计算的所述平均亮度值与对于所述各区段的目标亮度值之间的差异；以及

所述内窥镜至少部分地基于所述差异来计算用于产生所述第二电磁辐射的驱动电流。

11. 根据权利要求 10 的方法，其中：

基于为所述多个区段中的各区段分别计算的多个所述差异的线性组合而获得所述驱动电流的变化。

具有用以照明处于不同距离上的组织的多个源的体内相机

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求对于以引用的方式整体并入本文中的、由 Gordon C. Wilson 于 2008 年 6 月 9 日提交的标题为 “In Vivo CAMERA WITH MULTIPLE SOURCES TO ILLUMINATE TISSUE AT DIFFERENT DISTANCES” 的第 61/060,068 号临时美国申请（律师案卷 CAP003PV）的优先权。本申请还要求对于以引用的方式整体并入本文中的、由 Gordon C. Wilson 于 2009 年 5 月 29 日提交的标题为 “In Vivo CAMERA WITH MULTIPLE SOURCES TO ILLUMINATE TISSUE AT DIFFERENT DISTANCES” 的第 12/4754,358 号非临时美国申请（律师案卷 CAP003 US）的优先权。

背景技术

[0003] 已经开发出配置用以从生物体的机体内的体内通道和腔内，如胃肠（GI）道内的腔、管和管状器官内拍摄图像的各种现有技术设备。一些现有技术设备被形成尺寸小到足以吞咽的胶囊。胶囊通常包含相机以及一个或多个光源用于照明胶囊外的物体，其图像将由相机所记录。胶囊中的电子器件可以由电池或者由来自体外的感应式功率传输来驱动。胶囊还可以包括存储器用于储存拍摄到的图像，以及 / 或者无线电发射器用于将数据传输到机体外的体外接收器。常用的诊断过程包括活生物体（如人或动物）吞咽胶囊，继而胶囊中的相机随着胶囊在蠕动的作用下被动地移动通过由 GI 道的内部组织壁所形成的生物体腔而以不同时间间隔拍摄图像。

[0004] 根据成像的器官的大小，可以设想两种一般的图像拍摄情况。在相对狭窄的通道中，诸如食道和小肠中，呈椭圆形并且长度小于通道直径的胶囊将在通道内自然地将其自身纵向对齐。在几种现有技术胶囊中，相机位于胶囊一端（或两端）的透明穹顶之下。相机朝下面向通道从而使图像的中心由黑洞形成。人们所感兴趣的区域是图像周边处的肠壁。

[0005] 图 1A 示例说明了现有技术的体内相机胶囊 100。胶囊 100 包括可在器官 102（诸如食道或小肠）的内腔 104 内在该器官内部体内穿行的壳体。在图 1A 中所示的图像拍摄情况中，胶囊 100 与器官的内表面 106 相接触，而相机透镜开口 110 在其视野 128 内拍摄图像。胶囊 100 可以包括：输出端口 114，用于输出图像数据；电源 116，用于为相机的组件供电；存储器 118，用于储存图像；压缩电路 120，用于对要在存储器中储存的图像进行压缩；图像处理器 112，用于处理图像数据；以及 LED 126，用于照明器官的表面 106 从而可以由从表面散射的光拍摄图像。

[0006] 当胶囊在其直径大于胶囊的任何尺度的腔（诸如结肠）中时，出现第二情况。在这一情况中，胶囊定向的可预见性大大降低，除非有一些机制来稳定它。假设器官中没有食物、排泄物或者流体，那么作用于胶囊上的主要的力为重力、表面张力、摩擦力以及腔壁压向胶囊的力。腔向胶囊施加压力，作为对诸如将胶囊推向它的重力等其他力的被动反力，并且作为蠕动的周期性主动压力。这些力决定了胶囊在滞留期间的移动及其定向的动态。这些力中的每一个力的大小和方向受到胶囊和腔的物理特性的影响。例如，胶囊的质量越大，重力就将越大；而胶囊越光滑，摩擦力就越小。结肠壁中的起伏倾向于将胶囊翻倒，从而使

胶囊的纵轴 118 不与结肠的纵轴平行。

[0007] 图 1B 示出了通道 134 的一个例子,如人类结肠,且胶囊 100 在图的左侧与表面 132 接触。在这种情况下,相机的光轴(未示出)平行于通道 134 的纵轴(两个轴在图中都是竖直定向的)。胶囊 100 还具有与其相机的光轴重合的纵轴 118。通道 134 中的脊状突起 136 具有前表面 138,该前表面 138 为可见的并且因而在胶囊 100 接近该脊状突起(假设胶囊 100 在图中向上移动)时被其成像。然而,对于透镜开口 110,脊状突起 136 的背面 140 是不可见的,并因此无法形成背面 140 的图像。具体而言,胶囊 100 错过了表面 140 的部分,并且注意,其错过了通道 134 中被示为息肉 142 的不规则物。

[0008] 在图 1B 中,将透镜开口 110 的视野内的三点标记为了 A、B 和 C。透镜开口 110 对于这三点的距离是不同的,其中可视范围 112 在胶囊的一侧比另一侧更宽阔,因此需要大景深来同时为所有三个点产生适当的聚焦。并且,如果 LED(发光二极管)照明器在整个角度 FOV(视野)中提供均匀的光通量,那么相比于 B 和 C 点, A 点将被更为明亮地照明。因此,对于 B 点的最佳曝光导致在 A 点曝光过度并且在 C 点曝光不足。对于 A 点的最佳曝光导致在 B 和 C 点曝光不足。对于每幅图像,仅有 FOV 的相对较小的百分比将具有适当的聚焦和曝光,从而使系统的效率低下。功率会由可能为 CMOS 或 CCD 像素阵列的成像器和闪光灯消耗在图像的各部分上。另外,没有图像压缩的话,更多的系统资源会消耗在对具有低信息含量的图像的部分的储存或传输上。为了最大化充分成像结肠内的所有表面的可能性,在该现有技术胶囊的使用中需要大量的冗余度,亦即多个重叠图像。

[0009] US 6,836,377 和 US 6,918,872 公开了两种用于非全景式胶囊相机的现有技术几何结构。在 US 6,836,377 中,胶囊穹顶是椭球形的,且光瞳位于其中心而 LED 位于焦曲面上。在 US 6,918,872 中,穹顶是球形的,且光瞳居中于曲面的中心而同一平面中的 LED 更为靠近球体的边缘。刚刚描述的两项专利以引用的方式整体并入本文中作为背景技术。在转让给 Capso Vision, Inc. 的标题为“*In Vivo Sensor with Panoramic Camera*”的、由 Kang-Huai Wang 和 Gordon Wilson 于 2006 年 12 月 19 日提交的美国专利申请 11/642,285 中公开了用于具有全景式成像系统的胶囊内窥镜的各种照明几何结构。刚刚描述的专利申请以引用的方式整体并入本文中。

[0010] 标题为“*Self-Stabilizing Encapsulated Imaging System*”的、由 Mintchev 等人所做出的美国专利公布 2006/0178557 以引用的方式整体并入本文中作为背景技术。这一公布描述了在本文所附的图 1C 中所示的胶囊内窥镜,其中发光二极管(LED)154 和成像器 152(例如 CMOS 成像器)安装在胶囊在末端 156a 与 156b 之间的中心区域中。胶囊包括向外部接收器传输由成像器 152 所获得的图像的 RF 发射器 158。胶囊还包括电池 160a 和 160b,以及控制器 162。

[0011] 发明人相信,人们期望对用于由内窥镜对体内通道进行的成像的照明进行改进。

发明内容

[0012] 根据本发明,内窥镜使用多个光源在体腔内提供照明,并且使用其中封闭的相机来拍摄体腔中组织的图片。在本发明的某些实施方式中,使用源中的一个(也被称为“长程源”)来对位于距内窥镜的预定距离范围中的组织进行成像。在刚刚描述的实施方式中,由源中的另一个(也被称为“短程源”)来照明位于同内窥镜相接触或者与其接近(例如 5mm

内)之处的组织。

[0013] 刚刚描述的两个光源可以基于以下内容相对于下文中描述的相机定位:(1) 相机的光轴与内窥镜的壳体的内表面的交点,下文的“光轴交点”或者简单地称为“交点”;(2) 壳体的让来自长程源的光(也被称为“长程光”)通过其射出壳体的一个区域(下文的“长程照明区域”);以及(3)壳体的让来自短程源的光(也被称为“短程光”)通过其射出壳体的另一区域(下文的“短程照明区域”)。具体而言,将短程光源和长程光源定位成使得光轴交点被包含在短程照明区域内(并作为其一部分),但光轴交点位于长程照明区域之外。

附图说明

[0014] 图 1A 和图 1B 以横截面图来分别示例说明在小肠和大肠中的一种现有技术胶囊内窥镜。

[0015] 图 1C 以剖面透视图来示例说明在由 Mintchev 等人做出的美国专利公布 2006/0178557 中所述的一种现有技术内窥镜。

[0016] 图 2A 以透视图来示例说明本发明的一个实施方式中的胶囊内窥镜 200,所述胶囊内窥镜 200 具有管状壁 201M,该壁具有成像区域 212,该成像区域与光通过其透射用于短程照明的照明区域 210 以及光通过其透射用于长程照明的另一照明区域 211 重叠。

[0017] 图 2B 和图 2C 以透视图来示例说明在从图 2A 的左侧看时图 2A 的胶囊内窥镜,从而示出照明的光束的重叠(图 2B)以及由此形成的合并区域(图 2C)。

[0018] 图 2D 以透视图来示例说明在图 2A 的胶囊内窥镜内的光源布置。

[0019] 图 2E 示例说明胶囊内窥镜 200 在图 2C 的 2E-2E 方向上所取的横截面图。

[0020] 图 2F 示例说明根据本发明的另一胶囊内窥镜的横截面图。

[0021] 图 2G 示例说明在本发明的又一实施方式中的一种内窥镜,其中管状壁具有直径大于两端的中心区域。

[0022] 图 2H 示例说明在本发明的另一实施方式中的一种内窥镜,其中管状壁具有小于 1 的宽高比。

[0023] 图 2I 以图表来示例说明图 2E 中所示的下部 LED 217 和上部 LED 205 根据组织离内窥镜的距离所产生的辐射能量。

[0024] 图 2J 和图 2K 示例说明响应于施加到 LED 217 和 LED 205 用以产生如图 2I 中所示的辐射能量的电流,在不同距离处的光束强度分布和光斑尺寸。

[0025] 图 2L 和图 2M 示例说明图 2A 的内窥镜,所述内窥镜具有封闭在壳体之中的多个短程源,所述多个短程源位于相对于光轴的公共纬度上,但却位于不同经度(即径向方向)上。

[0026] 图 2N 示例说明图 2L 和图 2M 的内窥镜在正常操作中的使用,其中多个短程源创建出跨越 360° 的连续重叠的区域。

[0027] 图 2O 示例说明也封闭在图 2L、图 2M 和图 2N 中所示类型的内窥镜中的透镜 L1-L4 和传感器 Q1-Q4。

[0028] 图 2P 示例说明根据本发明的包括安装在插入管的一端的图 2A 中所示类型的远侧末端的一种内窥镜。

[0029] 图 2Q 以放大的横截面图来示例说明图 2P 的远侧末端。

[0030] 图 3、图 4 和图 5 以取自图 2C 的 2E-2E 方向上的横截面图来示例说明在内窥镜的三个实施方式中一个或多个光源在相机的视野之外的位置上的定位。

[0031] 图 6 以图 3 中所示类型的内窥镜的放大图来示例说明实施于一些实施方式之中的在光源、相机的物镜以及管状壁的表面之间的角度关系。

[0032] 图 7、图 8 和图 9 以图 3 中所示类型的内窥镜的放大图来示例说明在一些实施方式中使用的用于减少发光体的角度色散的光学元件。

[0033] 图 10 示例说明在其中通过被定位成使它的“Z”轴穿过发光体的位置的角度集中器来实施所述光学元件的一个实施方式。

[0034] 图 11 以透视图来示例说明在内窥镜的一些实施方式中使用的一种环形角度集中器。

[0035] 图 12A 以侧视图来示例说明图 11 中所示的环形角度集中器。

[0036] 图 12B 以在图 12C 中的 A-A 方向上的横截面图来示例说明图 12A 的环形角度集中器的一部分。

[0037] 图 12C 以顶部立视图来示例说明图 11 的环形角度集中器的一个半部。

[0038] 图 12D 以在图 12C 中的 D-D 方向上的侧视图来示例说明环形角度集中器的半部。

[0039] 图 12E 以底部立视图来示例说明图 11 的环形角度集中器的半部。

[0040] 图 13 以横截面图来示例说明在根据本发明的内窥镜的一些实施方式中发光体与复合抛物面集中器的相对位置。

[0041] 图 14A 和图 14B 分别以顶视图和侧视图来示例说明在内窥镜的一些实施方式中多个发光体和环形集中器的组装件。

[0042] 图 15 和图 16 以横截面图来示例说明根据本发明的发光体与集中器的组合的两个备选实施方式。

[0043] 图 17 示例说明根据本发明的、具有两个发光体的内窥镜用于在短距上照明和成像的使用。

[0044] 图 18 示例说明也根据本发明的、图 17 的内窥镜用于长程照明和成像的使用。

[0045] 图 19 示例说明在本发明的一个备选实施方式中的、具有两个发光体的内窥镜用于轴向照明和成像的使用。

[0046] 图 20 以框图来示例说明用于在图 21 中所示类型的照明控制方法中使用的 LED 的编号和传感器的区段的编号。

[0047] 图 21 以流程图来示例说明在一些实施方式中使用的、用以操作发光体用于全景式照明和成像的方法。

[0048] 图 22 以图表来示例说明在根据本发明的一种内窥镜中在控制器、LED 和传感器之间的信号之间的时序关系。

[0049] 图 23 以框图来示例说明在根据本发明的一种内窥镜中的包括控制器、LED 和传感器的电子电路。

[0050] 图 24 示例说明一种单片式传感器芯片,其中使用四个区域 Q1-Q4 来拍摄全景 360° 图像的四个部分。

[0051] 图 25 示例说明在本发明的一些实施方式中的、具有凸反射面的示例性环形反射镜 218 的尺度。

[0052] 图 26 示例说明在本发明的一些实施方式中的、胶囊形状的内窥镜的尺度。

[0053] 图 27 以部分横截面视图来示例说明在根据本发明的胶囊内窥镜的一些实施方式中,由双层窗口形成三个虚源。

[0054] 图 28A-图 28D 以前视图来示例说明在本发明的一些实施方式中的胶囊内窥镜的窗口上的长程照明区域 211、短程照明区域 210 以及成像区域 212 的相对位置。

[0055] 图 28E 和图 28G 分别示例说明在图 28A 和图 28C 中所示类型的胶囊内窥镜中,一对相邻成像区域 282A 与 282B 彼此间的重叠,以及此外另一对相邻成像区域 282Z 与 282A 彼此间的另一重叠。

[0056] 图 28F 和图 28H 分别示例说明在图 28E 和图 28G 中所示类型的胶囊内窥镜中的相邻成像区域的联合 282。

[0057] 图 28I 和图 28J 分别示例说明,在图 28E-图 28F 以及图 28G-图 28H 中所示类型的胶囊内窥镜的展开的管状壁上,成像区域的联合 282 与相邻短程照明区域的另一联合 281 的位置的相对位置。

[0058] 图 28K 和图 28L 分别示例说明在图 28A 和图 28C 中所示类型的胶囊内窥镜中,成像区域 282A 与相应的短程照明区域 283A 的重叠。

[0059] 图 29A、图 29B 和图 29C 以部分横截面视图来示例说明用于将光源 S 相对于相机的光瞳 P 定位以消除或最小化在图像中拍摄到虚源的几何结构。

[0060] 图 30 以横截面平面图来示例说明在本发明的一些实施方式中的胶囊内窥镜中长程照明源与短程照明源的相对位置。

[0061] 图 31 和图 32 以横截面侧视图来示例说明根据本发明的胶囊内窥镜的两个实施方式,所述实施方式在相机中容纳有径向对称的光学元件。

[0062] 图 33 示例说明相对于内窥镜的两个照明区域离胃肠道的距离的变化,根据本发明发射的能量的变化。

[0063] 图 34 示例说明在本发明的一个备选实施方式中,在胶囊的两端具有两个相机的内窥镜。

具体实施方式

[0064] 根据本发明,内窥镜 200 (图 2A) 使用多个光源 205、206 在直径为 D 的体腔 241 内部提供照明,并且使用封闭在其内的相机拍摄组织的图像。在一些实施方式中,内窥镜 200 具有大于一的宽高比,以及纵轴 222。内窥镜 200 的定向由自身通常细长的体腔 241 的尺度和定向所决定。体腔 241 的例子为胃肠道的各个部分,如小肠和结肠(大肠)。注意在图 2A 中,使用了若干条线 299 作为在壳体 201 的光滑曲面上的阴影,特别用来在透视图传达视觉深度。在图 2B-图 2D、图 2G-图 2K 以及图 2M-图 2P 中也使用了类似的阴影线。

[0065] 参照图 2A,内窥镜 200 的源 205 是“长程源”,其用于对位于腔 241 中在离内窥镜的例如 10mm 与 35mm 之间的预定距离范围内的组织进行成像。当体腔 241 的组织与内窥镜相接触时,不使用长程源 205。相反,使用主要来自短程源 206 的照明来对接触的组织进行成像。靠近内窥镜(例如在 5mm 以内)但不与内窥镜接触的组织在本发明的一些实施方式中由源 205 和 206 一同进行照明。

[0066] 不论如何实施,在许多实施方式中多个光源 205 和 206 如以下所述的那样相对于

相机的光瞳 202(图 2A)定位。光瞳 202 具有光轴 203,其与内窥镜 200 的壳体 201 的内表面在点 204 相交。注意,在图 2A 中将壳体 201 说明性地示为了不具有厚度,尽管如本领域技术人员将很容易地明白的那样,壳体是具有有限厚度的(例如 4mm)。点 204 在此也被称为“光轴交点”或者简单地“交点”。长程源 205 被相对于透镜 202 定位,使得光轴交点 204 位于由长程源 205 透射的光(也被称为“长程光”)209 通过其射出壳体 201 的区域(也被称为“长程照明区域”)211 之外。另外,短程源 206 被相对于透镜 202 定位,使得光轴交点 204 位于由短程源 206 透射的光(也被称为“短程光”)208 通过其射出壳体 201 的另一区域(也被称为“短程照明区域”)210 之内。注意,短程照明区域 210 比长程照明区域 211 大,通过这样设计,在组织靠近或触及内窥镜时确保组织的照明的充分的均匀性。

[0067] 为总结前述段落中所述的布置,光源 205 和 206 被定位成使光轴交点 204 被包含于短程照明区域 210 内(并作为其一部分),但却位于长程照明区域 211 之外。在图 2A 中所示实施方式中,长程照明区域 211 不仅不包含交点 204,该区域 211 也不与壳体 201 的区域(也被称为“成像区域”)212 重叠,由组织反射的光(也被称为“反射光”)通过所述区域 212 透射穿过壳体 201 并被相机所拍摄。在一些实施方式中,光源 205 和 206 相对于相机光瞳 202 的具体位置和定向是以改善位于离内窥镜的多个距离范围中的组织的照明的均匀性为目标,而凭经验确定的。

[0068] 注意,杂散反射光可能通过其他区域进入内窥镜 200,但用于在内窥镜 200 内形成可诊断图像的光是由区域 212 的边界来划定的。区域 212 的边界排除任何未被内窥镜 200 内的传感器所感测的光。另外,区域 212 的边界还排除任何可能被感测到但没有最终用于可诊断图像的光,例如生成在诊断前被“裁剪掉”(即,未使用)的图像部分的光。

[0069] 成像区域 212 通常由视野(“FOV”)214 所确定。视野 214 是由在穿过光轴交点 204 和光轴 203 的平面中的、在其中位于壳体 201 之外的组织 241 形成被相机拍摄用于诊断的图像的角度范围所限定的。注意,视野有时被称为覆盖角或者视角。视野取决于毗邻光瞳 202 的物镜的焦距,以及用以记录图像的胶片或传感器的物理尺寸。视野 214 与壳体 201 的相交形成内窥镜 200 的成像区域 212。在内窥镜 200 中,光源 205 和 206 中的每一个都位于视野 214 之外,以避免对来自这些源的光成像。上述 FOV 指的是纵向方向;还存对于横向方向的角度视野。然而,横向 FOV 与当前讨论无密切关系。

[0070] 另外,上述在长程照明区域 211 与成像区域 212 之间没有重叠消除了由于壳体 201 所反射的长程光 209 而在被相机拍摄并被用于诊断的图像中存在虚像(也被称为“鬼影”)的任何可能性。在某些备选实施方式中,在相机中形成的图像中存在来自壳体所造成的长程光的反射的鬼影,并且会操作传感器例如通过裁剪图像而排除鬼影。在裁剪过程中,图像在其中心区域的部分由内窥镜 200 传输给计算机用于在诊断中的使用,而图像包含有鬼影的其余部分则不被处理。根据实施方式,裁减或者由位于机体之外的计算机来执行,在这种情况下要传输整个图像;或者备选地在壳体 201 内执行。在刚刚描述的备选实施方式中,裁减例如由传感器并且/或者由处理器在电子电路中执行(见图 18)。

[0071] 在上述类型的一些实施方式中,光源 206 被有意地定位成使短程照明区域 210 与成像区域 212 重叠。刚刚描述的重叠被选择用以确保短程光 208 即使在组织与壳体 201 的外表面相接触时,仍然足够充分地照明组织以在相机中获得可诊断图像。

[0072] 在图 2A 中所示类型的实施方式中,区域 210、211 和 212 横向定向在例如作为壳

体 201 的一部分的管状壁 201M(图 2B)上。另外,在图 2A 中,管状壁 201M 构成具有位于壁 201M 的两侧的每一侧的两个穹顶 201T 和 201B 的胶囊形状的壳体 201 的一部分。在图 2A 中所示实施方式中,管状壁 201M 在一侧盖有穹顶形末端(或者简单地“穹顶”)201T 并且在另一侧盖有另一穹顶形末端 201B,以实现胶囊内窥镜。穹顶 201T 和 201B 构成还包括管状壁 201M 的壳体的部分。

[0073] 在内窥镜 200(图 2A)中穹顶 201T 和 201B 不用于将任何光传递到内窥镜 200 之外的区域。穹顶 201T 和 201B 也不用于接收任何形成待诊断图像的光。相反,光通过管状壁 201M 离开内窥镜 200 以及进入内窥镜 200,并且刚刚描述的光相对于内窥镜的定向在此被称为“径向”。穹顶 201T 和 201B 用于(同管状壁 201M 一起)为封闭在内窥镜 200 内的光学和电子组件形成水密壳体。注意,根据本发明的内窥镜的其他实施方式可以具有不同的形状,例如图 2Q 和图 2R 中所示的内窥镜 290 在插入管 292 的一端具有远侧末端 291。远侧末端 291 还通过与内窥镜 200 相似的管状壁来径向地照明体腔。注意,在备选实施方式中,如图 19 中所示,区域 210、211 和 212 轴向地定向在例如穹顶 201T 或者穹顶 201B 上。

[0074] 如以上所讨论的那样,径向照明内窥镜(无论是形如图 2A 中的胶囊还是形如图 2Q 和图 2R 中所示的在插入管 292 的一端上的远侧末端 291)通过管状壁 201M 提供照明。管状壁 201M 可以具有圆形横截面,如圆柱体或者长球体或扁球体形的截头锥体。内窥镜的管状壁 201M 可以备选地具有非圆形横截面,如椭圆形横截面。无论横截面如何,大部分的光(例如能量的 50%以上)从侧面通过内窥镜的管状壁 201M(图 2B)径向地从内窥镜 200 射出。另外,组织反射的光也横向地向回穿过管状壁 220,以在内窥镜 200 内形成待诊断的图像(未在图 2B 中示出)。

[0075] 在一些实施方式中,最初由壳体内部的发光体(如 LED)来产生射出内窥镜的短程光 208,而短程光 208 在随后由(也在壳体内部的)光学元件分裂为至少两个部分,这至少两个部分分别在壳体上形成至少两个重叠的光斑。例如,图 2B 示例说明了由短程光 208 通过分裂而产生的两个部分所形成的两个光斑 210A 和 210B。将短程光 208 分为两个或多个部分使组织的更大区域能够由重叠光斑所照明,其相对于在其中心具有单峰的单个光斑而言在整个照明区域上提供更大的能量分布均匀度。

[0076] 在图 2B 中所示例子中,两个光斑 210A 和 210B 在壳体 201 上相互重叠,以形成如图 2C 中所示的短程照明区域 210 的至少一大部分(例如其面积的 50%以上)。在图 2B 和图 2C 中,通过短程光 208 的第三部分还形成了第三光斑 210C,并且该光斑被包括在短程照明区域 210 中。在一个示例说明性实施方式中,短程光 208 的两个大致相等的部分(能量的大约 25%)形成光斑 210A 和 210B。在所述示例说明性实施方式中,短程光 208 的另一部分(能量的大约 50%)形成第三光斑 210C。

[0077] 如本领域技术人员将很容易明白的那样,形成短程光 208 的各个部分的百分比的例子在不同的实施方式中会有所不同。另外,其他实施方式(未示出)仅将短程光 208 分裂为两个部分,即不形成第三光斑 210C。还有其他实施方式(也未示出)将短程光 208 分裂为四个或更多个部分,即形成短程照明区域 210 的四个或更多个光斑。另外,还根据实施方式,短程光 208 的光斑可以合并在一起形成单个的连续区域,或者可以不合并在一起。

[0078] 在内窥镜 200 中,根据实施方式,长程照明区域 211 和短程照明区域 210 可以相互重叠或不重叠。还根据实施方式,成像区域 212 可以与长程照明区域 211 重叠或不重叠。

[0079] 在许多实施方式中,由两个光束 208A 和 208B(图 2D)形成两个光斑 210A 和 210B,这两个光束是短程光 208(图 2A)的两个部分。光束 208A 和 208B 分别由位于光轴 203 的相对两侧的两个光源 206 和 218 透射向壳体 201 的内表面。在图 2A 和图 2D 中将光轴 203 示为了水平线,并且为了方便,在此将光轴 203 的两侧称为在光轴的“上方”和“下方”,尽管应当理解根据轴 203 相对于观察者的定向,这两侧的定向是不同的(例如如果轴 203 是垂直定向的,那么为“左侧”和“右侧”)。

[0080] 参照图 2D,光源 206 位于光轴 203 下方并且透射光轴 203 之下的光束 208A 的大部分(例如其中能量的 50%以上)。相应地,光轴交点 204 位于光斑 210A 的顶部部分中。在一些实施方式中,发光体位于光轴 203 之下,并且该发光体被包括在光源 206 之中,该光源额外地包括对接收自发光体的短程光 208 进行分裂的光学元件。光源 206 位于光轴 203 之下并且位置足够靠近(例如接触)壳体 201 从而使光束 208A 在壳体 201 上的入射角大到足以在区域 212 内最小化或者消除相机对光束 208A 直接被壳体 201 所反射的任何部分的拍摄。

[0081] 除了上述光束 208A 以外,上述光学元件在一些实施方式中从接收自发光体的光 208 形成光束 208B。光束 208B 最初由光学元件跨越光轴 203 透射到光源 218。如图 2D 中所示,光源 218 位于光轴 203 上方,并且包括反射面,该反射面再透射接收自发光体的光束 208B 的大部分以在壳体的内表面上形成光斑 210B。光轴交点 204 位于光斑 210B 的底部部分中。注意,在图 2B-图 2D 中所示的实施方式中,光斑 210B 的底部部分与光斑 210A 的顶部部分重叠,并且交点 204 位于重叠处内。另外,在图 2B 中所示的实施方式中,光斑 210A 和 210B 沿着与纵轴 222 对齐的(例如 5° 以内)方向相对于彼此对齐。注意,同样地在这里,光源 218 的位置足够靠近壳体 201,从而使光束 208B 的入射角大到足以最小化或者消除相机对光束 208B 直接被壳体 201 所反射的任何部分的拍摄。

[0082] 在图 2D 中所示的示例说明性实施方式中,光学元件在对短程光 208 的分裂中还形成第三光束 208C,并且光束 208C 直接入射在壳体 201 上以形成光斑 210C,其大部分位于光斑 210B 下方(其间具有小部分重叠)。注意,光斑 210C 位于成像区域 212 之外的照明区域 210 中。相应地,在组织与壳体接触时入射在光斑 210C 上的第三部分的大部分都不会到达相机。然而,光束 208C 在组织位于离壳体的较短距离处(例如 5mm 远)时通过短程照明区域 210 提供不会到达相机的照明。

[0083] 图 2E 示例说明了以上参照图 2A-图 2D 所述类型的内窥镜 200 的一个实施方式的一个示例性实施。具体而言,如图 2E 中所示,发光体 217 向光学元件 216 提供短程光,所述光学元件 216 如以下所述那样将短程光分裂为三个光束。一个光束 208C(图 2D)以强度分布 219C 直接入射在壳体上(图 2E)。另一光束 208A(图 2D)主要在光轴 203 下方并且以强度分布 219A 入射在壳体上(图 2E)。第三光束 208B(图 2D)跨越光轴 203,并且由反射镜 218 所反射并随后以强度分布 219B 入射在壳体上(图 2E)。光学元件 216 的一个例子是如下文所讨论的复合抛物面集中器(compound parabolic concentrator, CPC)。透镜 L 是相机的物镜,并且通过其接收的光由反射镜 M 反射到传感器 232 用于感测和存储图像。

[0084] 注意,图 2E 中所示的实施是关于纵轴 222 对称的,并且内窥镜 200 具有在长程源 205 中的发光体的四个副本、另一发光体 217 和光学元件 216(一起形成短程光源)、光学元件 218(其与发光体 217 和光学元件 216 一起形成另一短程光源)、透镜 L 和反射镜 M。还

要注意的是,传感器 232 和发光体 217 都由板 249 所支撑。在另一实施方式中,在八个径向方向中的每个方向上有一对发光体(总共有十六个发光体),用于产生体腔的 360° 全景图像。

[0085] 尽管图 2E 中所示的内窥镜 200 在给定径向方向上具有两个发光体,但是如在图 2F 中所示的横截面图中所示的那样,备选实施方式可以在单个径向方向上使用四个发光体。在图 2F 中,内窥镜 250 包括用来作为两个长程光源的两个发光体 221A 和 224A。另外,内窥镜 250 还具有用来作为短程光源的两个额外的发光体 222A 和 223A。另外,在一些实施方式中,发光体被定位在内窥镜中用以沿着四个径向方向(例如,在从上方看时,围绕壳体的圆形边界的北、南、东和西)中的每个方向照明。在图 2F 中将在相应的三个径向方向上的三组光源示为了在西方的源 221A、222A、223A 和 224A、在北方的源 221B、222B、223B 和 224B,以及在东方的源 221C、222C、223C 和 224C(而在南方的源未于图 2F 中示出,因为图 2F 是横截面图)。在某些实施方式中,发光体被定位在内窥镜中用以沿着八个径向方向(例如,再次在从上方看时的北、东北、东、东南、南、西南、西以及西北)中的每个方向照明。

[0086] 图 2A 中所示的实施方式具有大于 1 的宽高比,据此内窥镜 200 具有沿着轴 222 的比位于横截轴 222 的横截面内的任何其他尺度更大的尺度。例如,内窥镜 200 具有沿着管状壁 201M 的比管状壁 210M 的外径(在圆形横截面的情况下)更大的长度。相应地,在刚刚描述的实施方式中,管状壁 202 具有圆柱形的形状。

[0087] 在本发明的几个备选实施方式中,内窥镜具有横截面沿内窥镜的长度变化的管状壁。例如,图 2G 示例说明了内窥镜 223,其中管状壁 224 在中部具有比在两端处的外径 226 更大的外径 225(在圆形横截面的情况下),即管状壁 224 在其中心具有凸出部分。在另一例子中(未示出),根据本发明的内窥镜的管状壁具有较窄的中央部分与较宽的两端,即沙漏形。如以上在本发明的某些实施方式中所述的那样,无论管状壁的形状如何,照明和成像是通过管状壁的各个重叠和非重叠区域来执行的。

[0088] 此外,在图 2H 中所示的另一备选实施方式中,内窥镜 227 具有小于 1 的宽高比,据此沿着轴 222 的尺度小于在横截轴 222 的横截面中的至少一个尺度,例如厚度 229 小于直径 228(在圆形横截面的情况下)。尽管宽高比小于 1,但在这一实施方式中,用于照明和成像的重叠和非重叠区域也是如上所述形成在管状壁 229 上的。

[0089] 在一个示例说明性实施方式中,内窥镜 200(图 2B)具有 1.1cm 的直径 231 和 2.6cm 的长度 232。注意,在这一示例说明性实施方式中,管状壁 201M 具有高度为 5.0mm 的透明窗口。另外,成像区域 212(图 2A)具有表示为弧长的 0.9cm 的宽度,以及 0.5cm 的高度。此外,照明区域 210(图 2C)不具有确切的边界。因此,图 2C 中所示的轮廓是对于特定强度水平,如最大强度的 10%的。在示例说明性实施方式中,轮廓 210 具有 0.7cm 的高度和 0.7cm 的最大弧宽。此外,注意管状壁 201M(图 2B)具有 2.0cm 的长度。并且,穹顶 201T 和 201B 中的每一个都具有 0.3cm 的高度(见图 2C)和 1.1cm 的直径(该直径与管状壁的直径相同)。注意,在此标示的尺度仅仅是为了示例说明,而在其他实施方式中使用了其他尺度。

[0090] 在一些实施方式中,成像区域 212(图 2A)以及照明区域 210 和 211 的位置更为靠近顶部穹顶 201T(也被称为“近端”),而更加远离底部穹顶 201B(也被称为“远端”)。内窥镜内封闭于两个穹顶 201T 和 201B 或其中之一内或者邻近两个穹顶 201T 和 201B 或其中之一的邻近空间在某些实施方式中用于容纳各种电子组件,如通常用于胶囊内窥镜的类型

的电池和无线发射器（未示出）。

[0091] 在其他实施方式中，照明和成像区域 210 和 212 重叠出一条中线（例如“赤道”），该中线位于离胶囊内窥镜的两个穹顶 201T 和 201B 上的两个最远点中的每一个点的等距离处。在其他实施方式中（也未示出），照明和成像区域 210 和 212 居中于中线上并且在这些实施方式中该中线穿过光轴交点 204（图 2A；未示出中线）。在一些实施方式中，成像区域 212 和照明区域 210（如图 2A 中所示）具有它们相应的互相偏离的中心，尽管在其他实施方式中这两个中心是重合的。

[0092] 参照图 2A，照明区域 210 是由来自位于接近远端 201B 处的短程光源 206 的光所形成的。短程源 206 在沿着轴 222 的纵向方向上从光轴 203 偏移距离 233。类似于光源 206，长程光源 205 也在沿着轴 222 的纵向方向上从光轴 203 偏移，但方向是相反的。在图 2A 中，光源 205 以离光轴 203 的偏移距离 234 位于接近近端 201T 处。此外，如图 2B 中所示，光源 218 是由也在沿轴 222 的纵向方向上以离光轴 203 的偏移距离 235 偏向近端 201T 的反射镜来实施的。

[0093] 源 206、205 和 218 定位和定向在被选择用以确保由管状壁 201M 对来自这些源的光所产生的任何反射都不会进入光瞳 202 的位置和角度上。在一个示例说明性实施方式中，短程偏移距离 233 为 0.2cm，长程偏移距离 234 为 0.4cm，而反射镜的偏移距离 235 为 0.4cm。注意，如果来自源的光的角度分布收窄，那么偏移距离可以更小。相应地，由反射镜反射的光线到纵向平面上的投影相对于来自其他两个源的光线而言在狭窄的角度范围之内，而由于这个原因，反射镜的偏移距离相对于其他两个源的偏移距离而言也是相对较小的。

[0094] 在一些实施方式中，光源 205 和 206 被操作用以根据组织 241 离内窥镜 200 的距离来产生相对于彼此各不相同的辐射能量。组织的距离是由内窥镜 200 中（安装在印刷电路板 249 上）的控制器基于被组织反射并被相机的传感器 232 感测的光的强度而确定的。使用感测的强度，施加到源 205 和 206 的电流由控制器（见图 23）使用凭经验确定的在辐射能量与距离之间的关系来自动地改变。在图 2E 中所示的例子中，未示出来自源 205 的光的强度分布。

[0095] 如果待成像组织与内窥镜 200 相接触，那么可以操作源 205 来产生最低量的辐射能量（乃至根据实施方式而切断）。如上所述，接触的组织是由来自短程源 206 的光照明的。当组织远离内窥镜时，（根据实施方式）可以同时地、协同地或者同期地使用所有多个光源 205、206 和 218，以提供生成可诊断图像所需的照明。相应地，用于成像的源的数量根据距离而改变，以确保组织的图像在预定强度范围内形成在相机内。

[0096] 在一些实施方式中，基于图像实现由医生进行诊断所需的细节的分辨率的充分度，而凭经验提前选择预定强度范围。在其中为内窥镜确定组织的距离和 / 或发光体能量发射的具体方式在各实施方式中是不同的。相应地，鉴于本公开内容，多种用于确定组织的距离和 / 或发光体能量发射的方法对于本领域技术人员都将是显而易见的。

[0097] 在根据本发明的内窥镜中包括多个光源使内窥镜能够通过使用根据组织的距离的不同量和 / 或分布的照明来对位于离内窥镜的不同位置处的组织进行成像。在第一例子中，当组织位于与内窥镜的外表面接触之处或者在离其非常短的距离 D1 处（例如所关心的体腔的直径 D 的 1/10 以下）时，通过向 LED 217 提供电流以产生辐射能量 E2（图 2I）来照

明组织 241 (以及对组织进行成像)。由此产生的照明包括由相应的光束 208A-208C 经由成像区域 212 产生的强度分布 291A-219C (图 2J 和图 2K)。在这时,长程源 LED 205 被操作产生极微量的能量 E1,这造成分布 215,并且其能量的大部分都在视野 214 之外,即不用于成像。因此,如果合适,可以在这个阶段将源 205 关闭。

[0098] 在第二例子中,组织位于离内窥镜的中间距离 D2 之处(例如体腔直径的 1/5 左右)并且如图 2I 中所示在内窥镜 200 中的 LED 217 和 205 都被驱动用以产生相同量的辐射能量 E3。由此产生的照明现在包括强度分布 215 (图 2J 和图 2K),其一部分现在与光轴 203 重叠,尽管能量的大部分都在轴 203 的上方。注意,分布 219B 的峰值(并且因而其中心)也已经(在纵向方向上)移动到了在分布 215 的峰值上方的位置。此外,分布 219A 的峰值已经从在轴 203 上方的位置移动到了在峰值 219C 下方的位置。相应地,在相机的视野 214 内的中间距离 D2 处,长程源 LED 205 提供与短程源 LED 217 所提供的照明大致相同的照明量。

[0099] 在第三例子中,组织位于另一中间距离 D3 处(例如体腔直径的 1/3 左右)并且长程源 LED 205 被操作产生几乎是短程源 LED 217 的能量 E4 的两倍的能量 E5 (图 2I)。在距离 D3 处的强度分布 215 (图 2J 和图 2K) 构成照明的大部分(例如提供 > 50% 的能量)。因此,长程源 LED 205 提供大部分的照明。注意,在距离 D3 处,分布 219A 和 219B 的峰值位于相机的视野 214 之外。虽然分布 219C 的峰值在视野 214 之内,但该分布对总照明的贡献很小(例如 20% 以下)。

[0100] 最后,在第四例子中,组织位于大距离 D4 处(例如体腔直径的 1/2 左右),长程源 LED 205 被提供以比短程源 LED 217 的功率 P4 (其功率 P4 保持与在距离 D3 处的功率相同)大一个数量级的功率 P6。如图 2K 中所示,来自长程源 LED 205 的强度分布 215 提供主要照明。在距离 D4 处,来自短程源 LED 217 的贡献最小(例如 5% 或更小)。

[0101] 注意,在图 2I 中所示类型的一些实施方式中,每个像素的积分时间都相对于另一像素移位,尽管像素都具有公共积分时间,在此时间中内窥镜内的每个 LED 例如被一个接一个地按顺序开启,或者全都被同时开启。还应注意,由 LED 发出的(并且因此被像素捕获的)辐射能量的量取决于 LED 被开启的持续时间以及 LED 在其开启期间的功率输出。在下表中为一个特定的示例说明性实施方式提供了以上所讨论的距离与辐射能量的总结,且下表中的数字为例子,其在该实施方式中具有不同数值。在下表中, ρ 为从内窥镜的纵轴到组织所位于其中的平面的距离, R 为内窥镜的半径, U_{top} 与顶部长程 LED 的光能成正比,而 U_{bottom} 与短程源 LED 217 的光能成正比

[0102]

	ρ / R	U_{top}	U_{bottom}
D1	1.0	0.004	0.02
D2	1.8	0.03	0.03
D3	3.2	0.1	0.05
D4	7.0	1.0	0.05

[0103] 图 2J 和图 2K 中所示的强度分布是基于具有凸反射面的环形反射镜 218 的。强度分布对于平面反射镜 218 是大致相同的, 尽管确切的分布形状变得稍窄。注意, 来自长程 LED 205 所透射的光的分布 215 中的峰值大体上跟随一条以 LED 的角度 (例如相对于光轴 203 为 20 度) 倾斜的线。所以, 如果 LED 205 的倾斜改变, 那么分布 215 的中心与光轴 203 相交的水平距离也会改变。该距离由 (LED 离光轴的距离) / $\tan$ (倾角) 给出。在没有来自短程 LED 的大量照明的情况下, 这是长程照明的强度分布在其上相对于相机对称的距离。对于更大的距离, 所述分布不太对称但均匀性实际上得到了改善, 因为分布的扩散比视野的扩展更快。

[0104] 如上所述, 图 2A 示例说明了内窥镜 200 在一个方向上 (亦即在图 2A 中朝向西方或左侧) 的径向照明, 尽管内窥镜 200 在其他径向方向上 (例如 3 个额外的方向上) 具有类似的结构, 以实现在直径为 D 的体腔 (图 2A) 内的全向的组织 241 的 360° 全景图像的生成。具体而言, 如图 2L 中所示, 除了短程光源 LED 217 之外, 内窥镜 200 还包括三个额外的短程光源 LED 242、243 和 244, 它们安装在其中安装有 LED 217 的公共横向平面 251 内。在 LED 217 形成照明区域 210 的同时, 其他源形成围绕内窥镜 200 的管状壁的其他照明区域。具体而言, 如图 2M 中所示, 源 242 形成照明区域 252, 该区域 252 位于与区域 210 不同的经度处。注意, 区域 252 和 210 彼此相邻并且具有重叠, 使得这两个区域在同时开启源 217 和 242 时合并形成如图 2N 中所示的连续区域 253。

[0105] 注意, 内窥镜 240 还包括形成如下图像所需的各种光学和 / 或电子组件, 这些图像可以由计算机 (未示出) 结合以形成连续的 360° 全景图像。例如, 一些实施方式使用具有极宽视野 (例如 160°) 的广角透镜作为物镜。在内窥镜 200 内来自透镜的光路中包括一个或多个额外的光学元件, 如反射镜、透镜和 / 或棱镜, 例如用以创建用于由传感器进行拍摄的适当图像。注意, 在一些实施方式中, 如本领域技术人员鉴于本公开内容将会明白的那样, 额外的光学元件包括反射镜并跟随以三个透镜, 这三个透镜被选择用以确保低像差和畸变并且用以提供适当的视野。某些示例说明性实施方式包括如在此以引用的方式整体并入本文中的由 Gordon Wilson 等人于 2009 年 5 月 11 日提交的标题为 “Folded Imager” 的美国申请 12/463, 488 中所述的额外的光学元件。

[0106] 内窥镜 200 可以封闭在几个纵向平面中的每个平面中用作物镜的几个透镜 (例如 4 个透镜), 并且来自物镜的光 (在必要时) 经由额外的光学元件传到相应的传感器。图 20 示例说明了透镜 L1-L4, 这些透镜被用作用于进入内窥镜的反射光的物镜。来自透镜 L1-L4 的光由反射镜 (未在图 20 中示出; 见图 2E 中的反射镜 M) 反射, 并且穿过额外的透镜到达传感器 Q1-Q4 用于在其中成像。

[0107] 尽管在图 2A-图 2F 中已示出了胶囊状内窥镜, 但在图 2P 中所示的一个备选实施方式中, 内窥镜 290 包括在插入管 292 的一端的远侧末端 291。管 292 连接到控制部分 293, 其继而连接到通用线 294。如图 2Q 中所示, 远侧末端 291 包括管状壁 291M 以及在其近端的顶部穹顶 291T, 但不在底部具有另一穹顶。相反, 远侧末端 291 的底部连接到插入管 292。注意, 远侧末端 291 通过管状壁 291M 径向地照明体腔。

[0108] 根据本发明的胶囊内窥镜 300 (图 3) 通过使用透镜 301 作为相机 304 的物镜来对靠近或触及胶囊壳体的体内物体进行成像。透镜 301 具有相关的输入光瞳 P (图 3)。注意, 图 3 示意性地示例说明了具有单个物镜 301、光瞳 P 以及有图像 305 形成于其上的图像平面

I 的胶囊内窥镜 300。为简单起见,在图 3 中将相机 304 示为建模为具有并置的输入和输出光瞳以及取值为 1 的角放大率的小孔。

[0109] 在图 3 中,透镜 301 具有朝向并从侧面穿过胶囊内窥镜 300 的管状壁 351 中的窗口 303 的视野 (FOV)。术语 FOV 表示整个成像系统在所有方向上的视野,并且由在图像平面 I 的目标区域 R 上生成图像 305 的关于光轴 306 的视场角范围所限定。物镜 301 可以具有生成溢出图像平面 I 上的目标区域 R 的图像的更大的 FOV。例如,目标区域 R 可以由图像传感器 I 上的所有有效像素或者由这些像素的子集所限定。

[0110] FOV 在胶囊内窥镜 300 (图 3) 的纵向平面中的投影被称为纵向 FOV。纵向 FOV 的一个例子是图 2A 中的视野 214。FOV 在 (垂直于纵向平面的) 横向平面中的另一投影被称为横向 FOV。如果胶囊内窥镜如图 3 中所示的那样垂直定向,那么纵向 FOV 位于 (与图 3 中的纸面相同的) 垂直平面内,而横向 FOV 则在 (垂直于纸面的) 水平平面中。纵向 FOV 跨越在光轴 306 的任一侧的角度并由如图 3 中所示的透视线 A 和 B 所划定。相应地,横向 FOV 位于穿过胶囊内窥镜 300 (图 3) 的光轴 306 的平面之中。包括在胶囊内窥镜 300 中并位于不同经度上的多个物镜的横向 FOV 在它们的边界处重叠,从而使如上文中参照图 20 所述的由相机 304 成像出 360° 的全景图。

[0111] 短程光源 302 位于胶囊内窥镜 300 之内但在相机 304 的主体之外。因此,来自源 302 的照明光的一部分经由光学窗口 303 穿过管状壁 351 射出。反射的图像形成光通过同一光学窗口 303 返回到胶囊内窥镜 300 中并由相机 304 采集用以形成 (未在图 3 中示出的) 外部物体的图像 305。相机 304 还可能拍摄到由窗口 303 的外表面 303E 和内表面 303I 所反射的照明光。这些反射在图像 305 中呈现为光斑,从而降低了图像的质量及其诊断价值。

[0112] 为了由胶囊内窥镜 300 进行的彩色成像,将短程光源 302 实施为白色光源。在一些实施方式中,白色光源是通过使用封装有磷光体的蓝色或紫外 LED 而形成的,该磷光体在被蓝色或紫外 LED 激发时会在更长的可见波长上发光。为了最小化腔体尺寸,在几个实施方式中使用了具有导电衬底的 LED,从而只需要一条接合线以及相关的接合焊盘。备选地,在某些实施方式中结合了在诸如红色、绿色和蓝色的不同波长上发光的多个 LED。还有胶囊内窥镜 300 的其他实施方式使用包括有机 LED (OLED)、电致发光设备以及荧光源的光源。

[0113] 在胶囊内窥镜 300 的一些实施方式中,在内表面 303I 和 / 或外表面 303E 上使用了抗反射 (“AR”) 涂层,以减少这些反射。具体而言,使用诸如喷溅涂覆法和蒸发涂覆法的标准工艺,将 AR 涂层应用到与来自其源的材料视线流大致垂直的表面。相应地,在一些实施方式中在胶囊内窥镜的外表面 303E 上执行了胶囊内窥镜中的圆柱形管状壁的抗反射涂层。如聚合物的材料的保形涂层或者微结构到管状壁上的印刻或蚀刻是在这样的实施方式中使用以实现 AR 涂层的各种技术。

[0114] 在胶囊内窥镜 300 的一些实施方式上使用的 AR 涂层被设计为至少如用以形成内窥镜 300 的管状壁的聚合物材料那样好地抗划伤,并且满足其诸如疏水性和生物相容性的其他要求。即使有 AR 涂层,一定程度的反射还是会有一些实施方式中被成像到。另外,在其中 AR 涂层不可用或者难以应用的胶囊内窥镜的实施方式中,没有使用 AR 涂层。相反,在胶囊内窥镜 300 的一些实施方式中使用了某些照明体和 / 或相机几何结构来确保内反射不与图像传感器 I 上的图像 305 重叠。

[0115] 具体而言,如图 3 中所示,内壁 303I 和外壁 303E 全都将来自短程光源 302 的光反

射回胶囊内窥镜 300 中。反射看起来来自源 302 的镜像,亦即虚源 VS1 和 VS2。镜像在图 3 中的水平方向上被作为内窥镜 300 的管状壁 351 的一部分的窗口 303 的圆柱形形状所扭曲。在图 3 中的垂直方向上,镜像 VS1 和 VS2 并未扭曲,除非胶囊 300 的管状壁不精确地为圆柱形。例如,胶囊内窥镜 300 可能是长球体。

[0116] 第三反射,例如来自外壁 303E 的两个反射和来自内壁 303I 的一个反射的光路产生第三虚像,其位于距胶囊内窥镜 300 比虚源 VS1 和 VS2 更远的距离处。由于以下原因,第三虚像比图像 VS1 和 VS2 暗得多。反射光线中的能量在 n 次反射后被降低为 $1/R^n$ 。对于垂直入射,空气中的聚合物的反射率通常为 3-5%。非偏振光的反射率随着单一电介质界面上的入射角而增大。相应地,在胶囊内窥镜 300 的一些实施方式中短程光源位置和物镜位置的几何结构并不与第三虚像是否被相机 304 所拍摄相关。

[0117] 胶囊内窥镜 300 内的其他反射面可能与表面 303I 和 / 或 303E 相结合产生显著的次级反射。例如,如果相机 304 的主体是反射性的,那么将会在胶囊内窥镜 300 外比 VS1 和 VS2 更远处产生两个额外的虚源。因此在本发明的一些实施方式中相机 304 的主体具有底反射率表面。

[0118] 如果虚源 VS1 和 VS2 位于 FOV 内并且源 302 向宽角度范围中发光,那么在图像 305 中将会拍摄到镜像 VS1 和 VS2。如果虚源 VS1 和 VS2 如图 3 中所示位于 FOV 外,那么它们就不会被成像。在图 3 中使出了两条示例性光线。一条光线 307 从内壁 303I 反射向光瞳 P。另一光线 308 从外壁 303E 反射向光瞳 P。VS1 和 VS2 因此在物体空间中具有与光瞳 P 的直接视线。然而,这些视线在 FOV 之外,所以反射 VS1 和 VS2 不呈现在目标图像 305 中。

[0119] 在内窥镜 300 的某些实施方式中,将短程源 302 与光轴 306 保持了一定距离(例如 4mm)。源 302 越靠近胶囊内窥镜 300 的纵轴 309,其离光轴 306 的距离就越大。同样地,(图 3 中所示的)纵向 FOV 越大,源 302 的位置就离光轴 306 越远。然而,如图 3 中所示的用以将反射保持在图像之外的源定位具有某些缺点。例如,由于源 302 被迫更加远离光轴 306,所以胶囊内窥镜 300 的光学系统的体积会增大。在一些实施方式中通过使用靠近管状壁 351 的窗口 303 安置的小源 302(即它们占据小宽度的环形部分)来降低胶囊内窥镜 300 的高度。靠近内窥镜 300 的壳体的小源产生不均匀的照明和“生硬的”阴影。相应地,在胶囊内窥镜 300 的一些实施方式中,使用了具有相对于被照明物体的 $< 60^\circ$ 的入射角的大漫射光源作为短程源 302,以产生更好的组织照明。

[0120] 另外,在胶囊内窥镜 300 的一些实施方式中使用了具有小于几毫米的尺度的白色源。胶囊内窥镜 300 的其他实施方式使用了由与磷光体一起封装在环氧树脂中的蓝色或紫外 LED 所形成的白色 LED。并且在胶囊内窥镜 300 的某些实施方式中,LED 的芯片与封装物、正电极以及负电极一同位于反射腔中。反射腔被设计用以将来自全方位发光的 LED 和荧光体的光有效地从封装物散射到半球形分布中。芯片附接以及引线接合工艺限制了腔可以相对于芯片制成多小。

[0121] 在胶囊内窥镜 300 的一些实施方式中,LED 衬底是绝缘的并且两组引线接合被包括在内窥镜中,用以将芯片连接到每个电极。在胶囊内窥镜 300 的其他实施方式中,LED 衬底是导电的,并且 LED 使用导电环氧树脂或焊料接合到一个电极并且导线接合到另一电极。刚刚描述的实施方式具有单个导线接合,并且产生比使用两组导线接合更为紧凑的胶囊内窥镜 300。一个示例说明性实施方式使用以下器件作为源 302,该器件为:可购自 Cree,

Inc., 4600 Silicon Drive, Durham, NC 28703, USA Tel :+1. 919. 313. 5300, www.cree.com 的 EZBright290。

[0122] 在一些实施方式中,内窥镜 400(图 4)具有包括反射腔 401 和发光二极管(LED)402 的短程光源 409。腔 401 引导来自 LED 402 的光通过光圈 403,并且通过管状壁的窗口 404 射出内窥镜 400。在这些实施方式中,光源位于距光轴 406 的(沿未在图 4 中示出的纵轴测量的)预定距离 405 处,从而使虚源 VS3 的光圈 407 处于 FOV 之外。

[0123] 在某些实施方式中,将短程光源安置成使得一个或多个其镜像将会处于 FOV 内,但却是为了有意地放置在光源与管状壁中的窗口之间的内壁(即挡板)的存在,以确保从光瞳到虚像没有视线。例如,在图 5 中所示的一个这样的实施方式中,光源 S 比图 3 中的光源 302 更高(即更加接近光轴),从而使得在图 5 中虚像 VS4 的一部分位于 FOV 内。图 5 的内窥镜还包括与内窥镜的管状壁垂直并且位于光源 S 的上方的挡板。在图 5 中所示的例子中,内窥镜的管状壁是垂直定向的;而挡板 501 是水平定向的、外围安装的并且位于物镜与光源 S 之间的平面中。挡板 501 在一个示例说明性实施方式中形成为环形壁。

[0124] 挡板 501 反射或者吸收入射光线,如来自源 S 的光线或者由窗口 503 所反射的光线。在图 5 的实施方式中,挡板的虚像 502 阻挡了 FOV 内的虚像 VS4 与 P 之间的视线。注意,挡板 501 在被照明于内窥镜外的物体(例如组织)上产生阴影,如果被拍摄在可诊断图像中那么这可能是个缺点。注意,图 2E 中的反射镜 218 为挡板,因为其阻挡了来自源 205 的光线形成可被相机拍摄到的虚像。

[0125] 在一些实施方式中,源通过其发光的光圈部分地或者完全地位于 FOV 内,尽管从光圈发出的光线角度的范围如图 6 中所示的那样受到限制。具体而言,在图 6 中,从源 S 的光圈发出的光线在 U 点上从窗口 601 反射。光线到包含有 U 和弧 AUB(由窗口 601 与包含有 U 并且平行于光轴 PQ 的平面的相交限定)的曲率中心 C 的垂直平面上的投影在 U 处形成与窗口 601 的法线 N 的夹角 θ_i 。对于圆柱形的窗口 601, C 在内窥镜 600 的纵轴(未在图 6 中示出)上。设 α 为法线与光轴 PQ 之间的角度。如果 $\theta_i > \theta_{FOV} + \alpha$, 那么反射光线 607(图 6)不会进入光瞳 P,并且在根据本发明的内窥镜 600 的一些实施方式中满足了这一条件。

[0126] 图 7 示例说明了包括由位于腔 702 内并安装在印刷电路板(PCB)703 上的 LED 701 构成的短程源 709 的一些实施方式的内窥镜 700。在同一 PCB 703 上安装了图像传感器 704。反射镜 705 将光轴折叠并且将图像形成光引导至传感器 705 上。短程源 709 将光发射至减少光的角度色散的光学元件 710,即角度集中器 710 的输入光圈 A1 中。光通过输出光圈 A2 射出集中器 710。

[0127] 在内窥镜 700 的某些实施方式中,角度集中器 710 将所有方向上的角度发散限制到半角 θ_2 , 并且 β 是相机 711 的光轴 706 与集中器 710 的光轴 707 之间的角,而 α 是壳体表面法线 N 与相机的光轴 706 之间的角(见图 6)。这样的实施方式通过满足以下的 $\theta_2 < \beta - \theta_{FOV} - 2\alpha$ 的条件而确保内反射处于 FOV 之外。注意,对于几个这样的实施方式, β 在 45° 到 135° 的范围之中。在一些实施方式中,窗口 712 的形状为圆柱形(或者圆锥形),光瞳 P 位于圆柱(或者圆锥)的纵轴上,并且集中器 710 只将(相对于窗口的)径向方向上的发散限制到 θ_2 。在同时限制切线方向上的发散(尽管不一定要到与 θ_2 一样小的角)的其他实施方式中不满足这些条件。一般而言,将发散限制成使得 $\theta_i > \theta_{FOV} + \alpha$, 其中 θ_i

对于所有发射自 A2 的光线都如上文所定义。

[0128] 在内窥镜 700 的若干实施方式中,根据辐射定理将一个维度中的最大角度集中度定义为了

$$[0129] \quad C_{\max} = \frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{a_2}{a_1}$$

[0130] 其中 θ_1 和 θ_2 为入射角和出射角, a_1 和 a_2 为输入光圈直径和出射光圈直径。 $C_{\max}$ 的定义假设了输入介质和出射介质为空气。如果将集中器 710 的输入光圈 A1 直接地定位在其中安装有 LED 701 的腔 702 中的封装体上,那么只有那些不遭受到全内反射的光线会进入集中器 710,并且输入被认为是这些光线在折射后进入自由空间。 $C_{\max}$ 量化了使用集中器 710 相对于没有集中器的情况对角度的最大可能减小。如果 $\theta_1 = \pi/2$,那么

$$[0131] \quad \sin \theta_2 \geq \frac{a_1}{a_2}。$$

[0132] 图 8 示例说明了使用准直透镜 801 来形成角度集中器 802 以减少来自短程源 803 的光的角度发散的内窥镜 800。在图 8 中,集中率受到透镜 801 的数值孔径 (NA) 的限制。由于 $\theta_1 = \pi/2$,所以进入输入 A1 的来自源 803 的大部分光都不会穿过透镜 801。一般而言,如果所需的数值孔径 (NA) 趋近于 1,那么成像系统,即使是具有多个透镜的复杂成像系统,都不是高效的角度集中器 (即准直器)。

[0133] 另一方面,非成像集中器的集中率可以趋近于 $C_{\max}$ 。图 9 示例说明了使用复合抛物面集中器 (CPC) 902 作为角度集中器的内窥镜 900。集中器 902 的两侧具有反射面 903 和 904。根据实施方式,集中器 902 的主体可以如以侧壁的镜像表面 903 和 904 示出的那样为中空,或者备选地集中器 902 的主体为具有侧壁的电介质,其表面 903 和 904 面向彼此并且使用全内反射 (TIR) 来将光从每个表面反射到另一个表面。因此内窥镜 900 的一些实施方式使用槽形二维 CPC 来近似甚至达到最大理论光学集中度。这样的实施方式中的内窥镜 900 的变型包括截顶 CPC,其高度被降低而仅损失很小的集中率。内窥镜 900 的某些实施方式使用例如具有平面倾斜壁的其他形式的集中器,实现比 CPC 低但可能仍然有用的集中率。

[0134] 在图 10 中示出了在内窥镜 900 的一些实施方式中使用的 CPC902 的横截面的几何结构。CPC 902 的输入光圈为 QQ'。集中器 902 的一个表面 903 的轮廓 P'Q' 为焦点在 Q 并且轴与集中器 902 的轴 Z 成角度 γ 的抛物线的一部分。注意,LED 701 位于直接面向输入光圈 QQ' 的轴 Z 上。在内窥镜 900 的一些实施方式中将集中器 902 的长度 L 选择成使得来自 Q 的偏斜光线在 P' 与抛物线相交。发射半角为 $\theta_2 = \gamma$ 。截顶 CPC 缩短了 L 并且 $\theta_2 > \gamma$ 。详情可参阅以引用的方式整体并入本文中的 Nonimaging Optics, R. Winston, J. C. Minano, P. Benitez, Elsevier Academic Press, 2005, pp. 43-97 and 467-479。

[0135] 内窥镜 900 的一些实施方式包括封闭了具有图 11 中所示类型的环形 CPC 1100 的全景式成像系统的圆柱形胶囊。CPC 1100 在包含半径的平面中的横截面为如图 10 中所示的二维 CPC。CPC 1100 包括两个半部,亦即各自粘贴到 (被称为“LED 环”的) 环上的第一半部 1101 和第二半部 1102。每个半部包括由用于结构支撑的径向辐条彼此物理附接在一起的两个侧壁。例如,在图 11 中,第一半部 1101 具有面向彼此的外侧壁 1105 和内侧壁 1106,并由辐条 1107-1109 在其间提供支撑。注意,CPC 1100 的两个半部 1101 和 1102 互为

镜像,并且由于这个原因,当在下文中仅描述第一半部 1101 时应当理解第二半部 1102 具有类似的尺度、属性等。

[0136] 注意在图 11 中,外侧壁 1105 环绕内侧壁 1106。内侧壁的表面 1106R 面向外侧壁 1105 的表面 1105R,并且这两个表面 1106R 和 1105R 对光进行反射,使其偏转向上。沿 CPC 1100 的半径的分段侧壁 1105 和 1106 产生形成如图 9 中所示的二维 CPC 的横截面。相应侧壁 1106 和 1105 的边缘 1106E 和 1105E 在底部横向平面中彼此相邻。相应地,边缘 1106E 和 1105E 与两个相邻辐条的边缘一同限定 CPC 1100 的输入光圈在其底面上的边界(未在图 11 中示出;见图 12E)。

[0137] 在一些实施方式中,将形式为 LED 的短程源定位在 CPC 1100 的每个输入光圈下方的引线框或封装之中(未在图 11 中示出;见图 13)。具体而言 CPC 1100 在底面 1201(图 12A)上具有几个向外的凸出物或圆凸,如圆凸 1202 和 1203。圆凸是按钮形的并且尺寸和定位与在其中安装有 LED 的引线框中的相应凹陷或凹穴相符并配对。另外,外表面 1111(外侧壁 1105 的表面)被制成漫射性的,从而使来自输入光圈的光横向地漫射出表面 1111。

[0138] 图 12C 以顶部立视图示例说明了图 11 的 CPC 1100 的第一半部 1101。图 12B 以在图 12C 中的 A-A 方向上的横截面图示例说明了图 11 的环形 CPC 1100 的第一半部 1101。图 12D 以在图 12C 的 D-D 方向上的侧视图示例说明了图 11 的第一半部 1101。图 12E 以在图 12C 的 E-E 方向上的底部立视图示例说明了图 11 的第一半部 1101。注意,CPC 1101 的底面的部分 1208 被制成漫射性的,从而使入射于其上的光被透射通过 CPC 1101 并横向地通过外表面 1111(图 12A)射出。侧壁 1105 和 1106 的高度为 1.0mm。

[0139] 在内窥镜的一些实施方式中,CPC 1100 形成为成型的聚合物并于内表面 1106R 和 1105R 上具有金属涂层用以形成反射镜。辐条 1107-1109 的壁是帮助将光向上引导的倾斜反射镜状平面。例如,图 11 中的辐条 1108 具有辐条壁 1108A 和 1108B,所述辐条壁在切线方向上提供一定程度的集中。如果相机光瞳不位于内窥镜的纵轴上,辐条 1107-1109 阻挡具有大切向分量的来自位于 CPC 1100 的输入光圈下方的 LED 的光,否则该光将在从内窥镜的壳体内反射时导致 LED 的幻像。根据实施方式,辐条 1107-1109 可以为吸收式而不是反射式,尽管这样会降低内窥镜对能量的使用效率。

[0140] 图 13 示例说明了包括上文参照图 11 以及图 12A-图 12E 所描述类型的 CPC 1100 的内窥镜的某些实施方式,所述 CPC 1100 安装在引线框 1300 上使得其中所支撑的 LED 面向 CPC 1100 中的输入光圈。在一些实施方式中,长度 L 在 1mm 左右。图 13 中所示的实施方式的 LED 引线框 1300 也是形如图 14A 和图 14B 中所示那样的环状。引线框 1300 包含多个腔 1401-1408(图 14A)。腔 1401-1408 中的每个腔都容纳有在其中封装有环氧树脂中的磷光体的 LED。例如,在图 14A 中,腔 1403 容纳有通过单接合线 1410 连接到阴极引线 1411 的 LED 1409。腔 1403 还容纳有阳极引线 1412。在一些实施方式中,引线框 1300 的每个腔的壁为白色漫反射体。

[0141] LED 引线框 1300 还具有若干凹穴,如凹穴 1415(图 14A),这些凹穴在压装或除此之外插入时与 CPC 1100 的按钮形圆凸配对并保持其入位。注意,在一些实施方式中刚刚描述的圆凸和凹穴的位置是颠倒的,即 CPC 具有凹穴而 LED 引线框具有圆凸。并且根据实施方式,可以使用或不使用其他结构来将 LED 引线框 1300 和 CPC 1100 彼此物理结合。

[0142] 在图 13 中所示的实施方式中,LED 引线框 1300 具有腔 1403,该腔具有仅部分地位

于 CPC 1100 的输入光圈 A1 之下的光圈 A3。具体而言,腔 1403 的光圈 A3 的一部分被 CPC 1100 的外侧壁 1105 的表面 1208 所覆盖。在一个示例说明性例子中, A3 为 0.9mm 而 A1 为 0.5mm。因此,来自 LED 1409 的光通过表面 1208 进入侧壁 1105。如图 12E 中所示,一些实施方式的表面 1208 为漫射式。如果 CPC 的外表面是透明的,那么任何已进入侧壁 1105 的这样的光都随后横向地穿过外表面 1111 射到内窥镜外的景物。射出表面 1111 的这束光的一部分被 CPC 1100 的反射腔表面所反射。

[0143] CPC 1100 的外缘处的表面 1111 具有粗糙表面从而使从表面 1111 射出内窥镜的光被散射和漫射,用以照明在离内窥镜的短距到中间距离处的物体(见图 2I、图 2J 和图 2K)。在图 13 中所示的内窥镜结构中,同一 LED 通过使用穿过表面 1111 的漫射照明来提供短程光用以照明在离内窥镜的短距或中间距离处的物体,并且还经由光圈 A2 提供额外的短程光,用于径向地照明触及内窥镜或者距离内窥镜很近的物体。例如,环形反射镜(见图 2E、图 17 和图 18 中的反射镜 218)将射出光圈 A2 的光的一部分反射出内窥镜的管状壁的窗口,而同时所述光的另一部分直接从光圈 A2 射出窗口。

[0144] 在一些实施方式中,内窥镜的 CPC 具有与短程源的光圈 A3 重合的输入光圈 A1,其中如图 15 中所示的那样 CPC 的外侧壁与引线框的腔没有重叠(或者只有微不足道的重叠)。并且,在某些实施方式中,内窥镜中的 CPC 1600 如图 16 中所示的那样,是由电介质材料制成的,尽管对于 CPC 的给定长度 L 而言由于在输出光圈上的折射而降低了集中率。

[0145] 根据本发明,此处所述类型的内窥镜的一些实施方式根据组织的距离,通过使用不同量的能量来照明组织而提供多模态照明。具体而言如图 17 中在右侧所示,在靠近(例如 < 5mm)或触及内窥镜 1700 的 F 和 G 点上的黏膜表面 1701 由直接以及在从环形反射体 218 反射后从 CPC 1100 而来的光所照明。在图 17 中所示的示例说明性实施方式中,反射体 218 使来自短程源 1703 中的发光体的光能够从视野的两侧到达内窥镜的照明区域,从而相比于仅来自视野的一侧的短程照明而言,在待诊断的图像中更为均匀地照明组织表面 1701。

[0146] 此外,位于与内窥镜 1700 相接触的 H 点的组织表面 1701 也由来自表面 1111 的光所照明,该光通过如上所述的底面进入 CPC1100,并且被 CPC 1100 中的凸面所反射。因为组织表面 1701 与内窥镜 1700 相接触,所以 H 点处于相机的 FOV 之外。然而,随着距离的增加,H 点落入到 FOV 之内。相应地,内窥镜 1700 例如通过在朝向图 17 的右侧的方向上主要仅使用短程源 1703 内的单个 LED 而使用最少量的能量。

[0147] 注意,这些实施方式的内窥镜 1700 包括额外的 LED,所述额外的 LED 用于长程源 1704,所述长程源 1704 在开启时也在相同的径向方向(即朝向图 17 的右侧)上提供光。长程源 1704 被纵向地偏离物镜的光轴定位,例如定位在起挡板作用的反射镜 218 的后面。注意,在内窥镜的管状壁上由光源 1704 照明的长程照明区域(靠近图 17 中的 E 点)与上述由光源 1703 所照明的短程照明区域之间只有很少的重叠或者没有重叠。由光源 1704 所照明的长程照明区域的面积比相应的由光源 1703 所照明的短程照明区域的面积小数倍,并且在一些情况下小一个数量级。

[0148] 内窥镜 1700 随着要被成像的组织的距离的增加而增加由长程光源 1704 所产生的辐射能量。与短程光源 1701 同时使用长程光源 1704 提供了充足的照明以对位于远处(例如 ~ 20mm 远)的黏膜 1701 进行成像。例如,通过开启两个光源 1706 和 1707 来照明图 17

的左侧所示的 A-D 点。

[0149] 两个光源 1706 和 1707 的同时使用的确使用了大量的能量（相对于只使用一个光源 1706），尽管这样的使用提供了更好的图像，这些图像实现对诸如胃肠道的体腔的更为彻底的诊断。可以适度缩放由多个光源 1703 和 1704 所产生的用于在给定方向上径向地照明的能量，以照明如上文参照图 2I 所述的位于一个或多个中间距离处的组织。相应地，在本发明的一些实施方式中的内窥镜 1700 多模态地工作，特别是在最小能量模式、最大能量模式以及一个或多个中间能量模式中。对于某些体腔，如小肠，这些实施方式的内窥镜 1700 通过只开启短程源，例如源 1703（即保持长程源关闭），而连续地工作在最小模式中。

[0150] 注意，尽管在图 17 中仅示出了两个方向相反的透镜 1711 和 1712，但图 17 的内窥镜 1700 并入了光轴相间 90° 的四个物镜。在这一实施方式中，有八个 LED 排列在环形截顶 CPC 1100 下方的环中。所述八个 LED 发光射出 CPC 1100 的外表面 1111 并且还通过 CPC 光圈 A2（未在图 17 中标记）的顶部。来自光圈 A2 的一些光由位于成像区域上方的环形反射镜 218 向下反射出内窥镜 1700 外。在图 17 中，反射镜 218 相对于光轴的角度被选择使得反射的光满足关系： $\theta_r < \theta_o$ ，其中 θ_o 为射出 CPC 腔的光在径向方向上的最大角度，而 θ_r 为从环形反射镜反射的光线相对于管状壁的内表面或外表面的角度。

[0151] 注意，除了在图 18 中环形反射镜具有凸横截面外，图 18 中所示的实施方式与上文参照图 17 所述的实施方式相似或相同。使用凸横截面反射镜是因为不需要为所有反射光线满足 $\theta_r < \theta_o$ 的关系。反射镜的反射面的形状是凭经验选择的，用以优化照明的均匀度。在一个示例说明性实施方式中，反射面的凸部分具有接近于 10mm 的曲率半径。

[0152] 在图 17 和图 18 的实施方式中，CPC 的外缘充分地低于光轴从而使其虚像处于 FOV 之外。因此，不会见到任何其单反射幻像。从 CPC 的腔发出的光的角度受到限制使得反射将会错过相机光瞳。此外，如上所述，为了照明远处的物体，一组 LED 在反射镜上方围绕内窥镜排列。这些 LED 的输出光圈充分地高于光轴从而使单反射幻像处于 FOV 之外。如果黏膜是靠近的，那么这些 LED 主要照明处于 FOV 之外的区域 E，并且由于这个原因而不需要开启 LED。如果黏膜在中间距离上，那么顶部 LED 主要照明黏膜的上半部 (D) 而从 CPC 的侧面发出的光则主要照明下半部 (C)。如果黏膜在更远处，那么顶部 LED 有效地照明整个 FOV (I、J、K)。

[0153] 在一些实施方式中，下部 LED 217（图 2E）确实会发光照在胶囊内的物体上，如相机的部分，其镜像在 FOV 之内。为了最小化幻像，这些物体具有低反射率。并且，通过将表面制成镜面性并且适当地选择它们相对于入射光的角度而控制了来自这些物体的反射角度。在几个实施方式中，这些策略能减少但不能消除鬼影。因此，某些实施方式限制下部（也被称为“底部”）LED 217 的强度。随着黏膜移向离内窥镜更远处而提供更多个照明光。然而，额外的光是从顶部 LED 205 提供的，所述顶部 LED 将它们全部的光都引导至胶囊 200 之外。为了试图产生如下所述那样均匀的照明，通过改变 LED 205 和 217 的强度而控制照明以及由此的图像曝光。在一些实施方式中将来自底部 LED 217 的光通量限制到在黏膜靠近时提供充足但不高到产生不良鬼影的最大值。

[0154] 本领域技术人员鉴于本公开内容将会明白在此描述的实施方式的众多修改和适配。

[0155] 例如，尽管本发明的一些实施方式使用径向照明，但其他实施方式使用具有两个

邻近穹顶形末端安装的用以在纵向方向上提供照明的光源的纵向照明。具体而言,内窥镜 1900 具有穹顶形末端 1903,在图 19 中安装在(垂直于纵轴的)公共平面中并且标记为“LED A”的第一组 LED(例如四个 LED)通过该穹顶形末端提供照明。第一组 LED A 用于在组织靠近或者接触到内窥镜 1900 时提供短程照明。在图 19 的实施方式中,内窥镜 1900 具有第二组 LED(例如四个 LED),其在图 19 中标记为“LED B”。第二组 LED B 用于在组织处于中间距离乃至位于内窥镜的预定外界限上的更远处时提供长程照明。因此,根据待成像的组织与内窥镜 1900 之间的距离,单独使用第一组 LED A 或者结合使用第二组 LED B(如图 2I、图 2J 和图 2K 中所示)来提供在内窥镜 1900 中生成可诊断图像所必要的照明。

[0156] 在图 19 中所示的实施方式中,来自第一组 LED A 的光经由圆柱形壁 1901 所限定的光圈 1905 纵向地(而不是如上文对于其他实施方式所述的那样横向地)射出穹顶形末端 1903。壁 1901 环绕 LED A 从而使来自第一组的光被引导向光圈 1905 之外。另外,LED B(在离内窥镜 1900 的纵轴的径向距离上)安装在比 LED A 更远处。在图 19 中所示的实施方式中,LED B 环绕壁 1901 并且面向漫射体 1902 安装。漫射体 1902 例如可以为漫射来自 LED B 的光的菲涅尔光学元件、全息元件或者其他光学元件。相应地,内窥镜 1900 主要使用 LED A 来照明近处和远处的物体,并且主要使用 LED B 来照明远处的物体。

[0157] 另外,其他实施方式使用人眼不可见的电磁辐射(例如紫外或红外范围)而不是光。因此,本发明的范围涵盖在此描述的实施方式的众多修改和适配。

[0158] 图 25 以毫米为单位示例说明了在本发明的一些实施方式中的具有凸反射面的示例性环形反射镜 218 的尺度。另外,图 26 也以毫米为单位示例说明了在本发明的一些实施方式中的包含有图 25 的环形反射镜 218 的胶囊形状的内窥镜的尺度。

[0159] 参照图 13,引线框 1300 的光圈 A3 仅部分地位于 CPC 1100 的输入光圈 A1 之下。CPC 1100 具有除以上所讨论的输入光圈 A1(“第一输入光圈”)以外的额外的输入光圈 A5(“第二输入光圈”)。光圈 A1 和 A5 一同形成让来自 LED 1409 的所有光都通过其由 CPC 1100 接收的输入光圈 A4。具体而言,来自 LED 1409 的光线 1301 和 1302 经由第二输入光圈 A5 通过 CPC 1100 的表面 1208 进入 CPC 1100。光线 1301 在进入表面 1208 时在 CPC 1100 的侧壁 1105 内折射并随后由形成在侧壁 1105 上的层 1309 反射。层 1309 具有两个表面,亦即形成在位于外表面 1111 的对侧的侧壁 1105 上的凸面 1309X,以及形成 CPC 1100 的内表面 1105R 的凹面。

[0160] 更具体而言,如图 13 中所示,表面 1309X 和 1105R 是除侧壁 1105 之外构成 CPC 1100 的一部分的层 1309 的两侧。在一个示例说明性例子中,层 1309 的表面 1309X 和 1105R 彼此在 100 微米内,即层 1309 为 100 微米厚。层 1309(在图 13 中示为粗黑线)的表面 1309X 如由光线 1301 在点 1321 的反射所示的那样,将至少一些入射照明反射向外表面 1111。注意,CPC 1100 额外地包括另一层 1399(在图 13 中示为另一粗黑线),其凹面形成另一内表面 1106R。根据实施方式,可以将层 1309 和 1399 中的任一个或二者形成为(a)单金属层(例如铝或银)或者(b)一个或多个电介质层以及/或者一个或多个金属层的多层堆栈。

[0161] 来自 LED 1409 的从侧壁 1105 内入射在外表面 1111(图 13)上的照明通过输出光圈 A6 从 CPC 1100 漫射出去作为例如分别源自光线 1301 和 1302 的光部分 1311 和 1312。具体而言,如图 13 中所示,光线 1302 经由第二输入光圈 A5 也进入侧壁 1105,尽管其入射角度及其折射角度具有使得该光线 1302 不被反射层 1309 的表面 1105R 所反射的值。相反,光

线 1302 在表面 1208 上折射并在输出光圈 A6 上被透射到并且直接入射在表面 1111 上而没有反射,此后漫射出侧壁 1105 如图 13 中所示作为光部分 1312。相应地,两个光部分 1311 和 1312 通过折射以及直接透射或者 CPC 1100 的透射与反射而被再引导向光圈 A6,以便入射在构成由光束 208C(图 2D)所形成的一部分的图 2B 中的底部光斑 210C(见图 2E 中的强度分布 219C)上。如上所述,底部光斑 210C 具有小于胶囊内窥镜 200 的短程照明区域 210 的总面积的 50%的面积。

[0162] 如上所述,一个光部分 1311(图 13)包括在由 LED 1409 发出的被层 1309 的表面 1309X 所反射的光部分(“第一部分”)的一部分中。层 1309 的另一表面 1105R 接收由 LED 1409 所发出的进入第一输入光圈 A1 的光(由光线 1303 说明)的另一部分(“第二部分”)的一部分。如由光线 1313(见图 13)所说明的那样,表面 1105R 将该部分的大部分反射通过输出光圈 A2 朝向另一光学元件,亦即反射镜 218。相应地,图 13 的 CPC 1100 具有两个输出光圈,亦即光圈 A2 和 A6,并且这两个输出光圈相对于彼此横向定向(例如定向在 90 度)。

[0163] 注意,在图 13 中所示的实施方式中,来自 LED 1409 的在第一输入光圈 A1 进入 CPC 1100 的第二光部分的另一部分由到达 CPC1100 的另一反射层 1399 的另一内表面 1106R 的光线 1304 所说明。例如如由光线 1314 所示的那样,由内表面 1106R 反射的光也通过输出光圈 A2 射出 CPC 1100。根据入射角,光线 1314 可以被表面 1106R 以相对于内窥镜的纵轴的小到使该光线 1314 也到达反射镜 218 的角度进行反射。如由光线 1316 所说明的那样,反射镜 218 也可以接收第二光部分在没有反射的情况下透射通过 CPC 1100 的另一部分。如上所述,从光圈 A2 到达反射镜 218 的光线构成光束 208B,其由反射镜 218 反射向如图 2B 中所示的顶部光斑 210B(见图 2E 中的强度分布 219A)。

[0164] 根据 LED 1409 与 CPC 1100 之间的(例如从 CPC 横截面的中心测量的)偏移距离 1398,如由光线 1319 所表示的第三光部分由表面 1106R 以相对于纵轴的足够大的角度反射,使得光线例如经由图 2C 中的照明区域 210 的中间光斑 210A 在没有反射的情况下直接射出内窥镜(见图 2E 中的强度分布 219B)。在第三光部分中还包括另一光线 1315,该光线也在其中无反射的情况下透射通过 CPC 1100。如上所述,第三光部分形成在中间光斑 210A 射出内窥镜壳体的光束 208A。

[0165] 注意,图 13 中所示的偏移距离 1398 决定了透射通过 CPC 的两个输入光圈(具体为 A1 和 A5)的光的相对比例。如果偏移距离 1398 增加,那么通过输入光圈 A5 的光量会相对于输入光圈 A1 增加。根据实施方式,偏移距离 1398 可以是输入光圈 A1 的宽度的预定部分(例如三分之二、一半、三分之一,乃至五分之一)。在一个示例说明性实施方式中,偏移距离 1398 是输入光圈 A1 的宽度的一半,这导致来自 LED 1409 的光的大约一半进入光圈 A5 并通过壳体的非成像区域(例如区域 210C)射出侧壁 1105,而另一半的光进入光圈 A1 并通过壳体的成像区域 212 射出(见图 2A)。

[0166] 在图 13 中所示类型的实施方式中,LED 1409 和腔 1403 内的环氧树脂中的磷光体一同形成光源,其中所有来自该源的光都在平面 1397 的一侧(例如底侧)发射。注意,CPC 1100(其为光学元件)位于平面 1397 的另一侧(例如顶侧)。此外,如图 14 中所示,该源包括一对由阴极引线 1411 和阳极引线 1412 所表示的端子,并且流经其间的电流使发光二极管产生光。由于所产生的光的一部分直接射出自光圈 A3(图 13),所以 LED 1409 是该部分的发射体。所产生的光的另一部分入射在磷光体上,所述磷光体吸收入射光并且使用来自

其中的能量来产生不同波长的光,并且因此磷光体是另一发射体。注意,尽管在图 13 和图 14 中示例说明了短程照明源,但在一些实施方式中封闭在内窥镜的壳体内的两种类型的源(长程和短程)205 和 206 是彼此相同的。具体而言,同一 LED 的多个副本被用作了长程源 205 并且也被用作了短程源 206。

[0167] 参照如上所述的图 4 和图 5,在每幅图中只示出了一个虚源,用以帮助概念的理解。在大多数实施方式的胶囊内窥镜中,如图 3 中所示有至少两个虚源。具体而言,来自窗口 404 的内表面(未在图 4 中标记)和来自其外表面(也未标记)的反射产生两个虚源,在图 4 中仅示出了其中由来自内窥镜的窗口的外表面的反射所形成的虚源。类似地,存在来自窗口 503 的两个表面的两个反射,在图 5 中仅示出了其中由外表面产生的反射。

[0168] 因此,由相对应的来自胶囊内窥镜的窗口的反射的数量形成的虚源的数量进而对应于窗口中的表面的数量。具体而言,在几个实施方式中,窗口事实上包括多个界面(例如如图 27 中所示的 3 个界面),在这种情况下多个界面的定向以及用以形成内窥镜的窗口中的层的材料决定了由照明光线所造成的透射和反射光线的实际路径。在图 27 的示例说明中,源自于源 302 的光线在表面 303I、303E 和 303N 中的每一个表面上反射,而这样的反射形成三个虚源 VS1、VS2 和 VS3。

[0169] 相应地,在几个实施方式中,(图 2A 和图 28A 中所示的)照明区域 210 和 211 以及成像区域 212 全都形成在内窥镜 200 的壳体的内表面上。在其他实施方式中所有这些区域 210-212 都形成在内窥镜 200 的壳体的外表面上。而还在其他实施方式中所有这些区域 210-212 都形成在内窥镜 200 的壳体内的中间表面(即,界面)上。

[0170] 无论一些实施方式的胶囊内窥镜中的窗口的表面的数量是多少,都可通过一个或多个上述方法,例如通过如图 3 中所示的那样将源定位在与相机的光轴充分隔离之处(在纵向方向上)或者通过如图 4 和图 5 所示的屏蔽,来避免相应虚源在相机中的成像。此外,注意尽管在图 3-图 5 以及图 28 中的每一幅图中仅示出了单个光源,但几个实施方式使用多个光源并且它们相应的虚源的成像也如上文所述的那样被避免或最小化。

[0171] 另外,类似于以上所讨论的图 2C,图 28A 示例说明了一些实施方式的胶囊状内窥镜 200 的壁 201M,所述壁 201M 具有成像区域 212,该成像区域与短程照明区域 210 重叠,光通过短程照明区域从内窥镜 200 发射用于短程照明。图 28A 中的壁 201M 还具有长程照明区域 211,光通过其从内窥镜 200 发射用于长程照明。注意在图 28A 中,成像区域 212 不与长程照明区域 211 重叠。刚刚描述的在成像区域 212 与长程照明区域 211 之间的无重叠使长程照明源能够在相对于短程照明源的强度而言显著更高的强度(例如高一个数量级)上工作,而不在形成于内窥镜 200 的相机内的图像内产生过分明亮的区域,这与图 28B 和图 28D 中所示的点 2805 的拍摄(在下文中讨论)形成对比。

[0172] 在某些备选实施方式中,如图 28B 和图 28D 中的点 2805 所示,成像区域 212 与长程照明区域 211 重叠。在几个这样的实施方式中,短程照明区域 210 与长程照明区域 211(图 2B)之间没有重叠。在这些实施方式中,成像区域 212(图 2B)还包含有位于短程照明区域 210 中但不位于长程照明区域 211 中的点 2804。点 2804 可以是成像区域 212 中的任何点,例如相机的光轴与壳体的外表面的交点。在一些实施方式中,如图 28D 中的点 2805 所示,所有三个区域 210、211 和 212 都彼此重叠。注意,图 28B 和图 28D 中所示类型的重叠通常在图像中产生格外明亮的区域,而明亮区域如上文以及在下一段落中所讨论的那样被裁

剪掉。注意,使用其他类型的相机(如全景式相机)的实施方式也满足一个或多个上述关系,例如见图 31 和图 32 中的点 2804。

[0173] 在图 28B 中所示类型的几个实施方式中,形成于相机内的图像包括过分明亮的区域,该区域是由来源于长程照明源的射出内窥镜的光的部分的反射所造成的。因此,在图 28B 中所示类型的一些实施方式中,通过排除(即,丢弃)代表过分明亮区域的某些数据(“额外数据”)来获得代表在胃肠道中的特定位置上的可诊断图像的图像数据。具体而言,根据实施方式,可以用不同方式生成可诊断图像,比如:(a) 通过对内窥镜的相机内的硬件的适当设计,例如通过在其中包括尺寸与定位适当以不感测额外数据的传感器而实现的固有裁剪以及/或者(b) 通过适当地对固件和/或由包括在内窥镜 200 内的处理器执行的软件进行编程而执行的裁减,以及/或者(c) 通过由从发射器接收图像数据和额外数据的组合的外部计算机所执行的成像应用软件(如可购自 Microsoft Corporation 的 Microsoft® Picture Manager)而执行的裁剪,用以(通过排除额外数据)生成图像数据、将图像数据储存在计算机的存储器中并且向内科医师(例如胃肠道科医生)显示可诊断图像以在疾病的诊断中使用。

[0174] 如果两个源相对于相机的位置使得成像区 212 如以上参照图 28A 所述的那样不与长程照明区域 211 重叠,那么就不需要刚刚描述的裁剪。注意,在图 28C 中所示类型的、其中短程照明区域 210 与长程照明区域 211 重叠的其他实施方式中进一步示例说明了刚刚描述的无重叠。在图 28C 的实施方式中,成像区域 212 包含位于短程照明区域 210 中但不位于长程照明区域 211 中的点 2804。另外,如图 28D 中所示,执行如上所述的裁剪的某些实施方式有两个照明区域以及成像区域,即所有三个区域彼此重叠。如上所述,在图 28D 中所示类型的实施方式中,点 2805 位于三个区域 210、211 和 212 中的每一个区域内。注意在图 28D 和图 28A 的实施方式中,成像区域 212 包含位于短程照明区域 210 中但不位于长程照明区域 211 中的点 2804。注意,在图 28A-图 28D 中所示的四种类型的实施方式中的每一个实施方式中都满足了刚刚描述的条件。

[0175] 在一些实施方式中,如图 28E 中的重叠区域 285A 和 285B 所说明的那样,若干相邻的成像区域彼此重叠。具体而言,重叠区域 285A 是由两个相邻成像区域 282A 和 282Z 的重叠所产生的,而重叠区域 285B 是由两个相邻成像区域 282A 和 282B 的重叠所产生的。如本文其他各处所载,一组传感器(例如图 34 中所示的两个传感器 3401 和 3402)位于内窥镜 200 的中央区域内,并且组中的每个传感器都接收由组织反射并到达图 28E 中所示的相应成像区域 282A-282Z 中的相对应的一个区域的光并且形成其图像的一部分。因此,在几个实施方式中,将一组传感器所生成的数据全部地或者部分地(在由处理器进行可选的裁剪之后)提供给发射器,所述发射器继而将代表可诊断图像的图像数据传输到外部设备。

[0176] 注意,尽管在图 34 中对于内窥镜的一些实施方式示出了一组两个传感器,但其他实施方式在与发射器耦合的一组中使用更少或更多个传感器(例如一个实施方式使用一组一个传感器)。在一个示例说明性实施方式中,如图 20 和图 20 中的 Q1-Q4 所说明的那样,内窥镜中的传感器芯片具有像素阵列用以记录来自其四个区域中的四个物镜的图像的四个部分,并且传感器芯片将其中拍摄的图像数据提供给发射器。如本领域技术人员鉴于本公开内容将很容易地明白的那样,其他实施方式不使用如图 20 和图 20 中所示的四个区域的单个单片传感器,而是使用一组四个传感器,并且由单个位置上的一组四个传感器的

工作所产生的图像数据被提供给发射器用以由外部计算机生成可诊断图像。

[0177] 在图 28E 中所示类型的实施方式中,到达重叠区域 285A 的光分别由用于成像区域 282Z 和 282A 的两个传感器所感测。类似地,在内窥镜 200 内有两个接收已被胃肠道的组织反射并到达重叠区域 285B 的光的传感器。由于重叠,由内窥镜的所有成像区域 282A-282Z 的联合所形成的区域 282(图 28F)是如图 28I 中所示那样的围绕内窥镜的管状壁连续带(即联合区域 282)。相应地,内窥镜 200 的成像区域 282 是由壳体的表面(例如外表面)与进入壳体并被拍摄在由传感器组提供给发射器的图像数据中的电磁辐射(“成像照明”)的相交所限定的。如本文其他各处所载,最终接收图像数据的计算机被适当编程,以从中生成显示给内科医师的全景 360° 图像。

[0178] 在图 28E 中所示类型的实施方式中,通过将长程照明源定位在内窥镜壳体内使得大部分射出壳体的源于长程照明源的光都穿过壳体的区域 281A(“长程照明区域”)而防止了鬼影。这样的实施方式的长程照明区域 281A(图 28E)不与任何成像区域 282A-282Z 重叠(并因此不与图 28F 的联合区域 282 重叠)。具体而言,在一些实施方式中,长程照明区域 281A 与相应的成像区域 282A(在内窥镜 200 的纵轴方向上)相间隔。因此,在图 28E 的实施方式中,在区域 281A 与 282A 之间由于其间的具有正值的垂直间隔距离 200V 而没有重叠。此外,注意区域 281A 和 282A 也可以在圆周方向上偏移。具体而言,在图 28E 中所示的实施方式中,区域 282A 的中心 282C 与区域 281 的中心 281C 间隔开圆周距离 200H。

[0179] 然而,如图 28G 中所示,在许多实施方式中,由于胶囊的小到足以吞咽的尺寸限制,垂直间隔距离 200V 具有负值,这产生区域 281A 与 282A 之间的重叠区域 286A(图 28H)。由于圆周距离 200H(未在图 28G 中标记;见图 28E)的正值,长程照明区域 281A 也与相邻成像区域 282B 重叠,如图 28H 中由重叠区域 286B 所示。然而,在其他实施方式中,圆周距离 200H(图 28E)小到足以消除长程照明区域 281A 与相邻成像区域 282B 之间的任何重叠。

[0180] 图 28H 示出了非重叠照明区域 286C,其为区域 281A 的忽略掉重叠区域 286A 和 286B 所留下的剩余部分。具体而言,区域 286A、286B 和 286C 一同形成长程照明区域 281A。在与可吞咽胶囊的空间限制的一致性内,将重叠区域 286A 和 286B(如果有的话)保持在很小,以最小化由来自于源的被内壁反射并且在并未射出胶囊内窥镜 200 的情况下到达一个或多个相机的光所产生的鬼影。因此,在此所述类型的几个胶囊内窥镜使得由单个长程光源发出并通过长程照明区域 281A 射出的光的至少 50%(例如大部分,或者绝大部分)实际上通过非重叠区域 286C 射出胶囊内窥镜 200。具体而言,在几个实施方式中,非重叠区域 286C 比重叠区域 286A 和 286B 大几倍。

[0181] 在许多实施方式中,射出内窥镜 200 并且发源于长程光源中的大部分光都不通过联合区域 282 射出。为了重申,在一些实施方式中,通过重叠区域 286A 和 286B 射出的光少于来自任何长程光源的射出壳体以到达内窥镜 200 外的光的 50%。刚刚描述的大部分的至少一部分入射在胃肠道上,从那里反射,并通过联合区域 282 进入内窥镜 200。

[0182] 注意,在胶囊内窥镜 200 的在其中每个长程照明区域 281A 都与相应的成像区域 282A 充分对齐的某些特定实施方式中,几乎所有的通过长程照明区域 281A 射出胶囊内窥镜 200 的光(例如 90%或以上)都是由与其相对应的单个长程光源所发出的。因此,在刚刚描述的实施方式中,只有微不足道量的来自胶囊内窥镜内的其他光源(例如相邻源)的杂散光通过每个长程照明区域射出。

[0183] 如上文参照图 2C 所述, 胶囊内窥镜的许多实施方式还具有一个或多个短程光照明区域 210, 根据实施方式, 其可以与成像区域 212 和 / 或长程照明区域 211 中之一或两者相对应 (但不一定对准)。具体而言, 如图 28K 和图 28L 中所示, 对于上述的相应地对应于图 28E 和图 28G 的实施方式, 短程照明区域 283A 与成像区域 282A 重叠在重叠区域 289A。重叠区域 289A 具有构成成像区域 282A 的面积 50% 以上的面积。

[0184] 因此, 通过成像区域 282A 射出胶囊内窥镜的一些实施方式的光的 50% 以上实际上通过重叠区域 289A 射出。相应地, 在某些实施方式中, 由短程光源发出并射出胶囊内窥镜的壳体的光的至少 50% (例如大部分或绝大部分) 实际上通过联合区域 282 射出。在几个这样的实施方式中, 多个短程照明区域也相互重叠, 以形成围绕管状壁的圆周的连续带 283 (如上所述, 为了示例说明的目的而在图 28I 和图 28J 中示为展开)。

[0185] 此外, 如图 28A-图 28D 中所示, 短程照明区域 210 的面积通常比长程照明区域 211 的面积大几倍, 例如大 2 倍、3 倍、4 倍乃至 5 倍。并且如图 28K 和图 28L 中所示, 照明区域 283A 的面积比照明区域 281A 的面积大 3 倍或 4 倍。在几个这样的实施方式中, 包含于胶囊内窥镜中的两种类型的光源, 亦即短程光源和长程光源, 各自包括彼此相同的发射体, 即发射体是使用单一产品 (例如 LED) 的多个副本来实施的, 并相应地具有彼此相同的额定功率。然而, 如上所述, 根据本发明的胶囊内窥镜的短程光源包括一个或多个光学器件, 用以将从其中的发射体发出的光分裂为多个部分, 这些部分首先由一个或多个光学器件沿不同的路径再引导, 但最终在壳体处合为一体, 以形成比由来自长程光源中的发光体的直接入射在壳体上的光所形成的照明区域 211 大几倍的照明区域 210。

[0186] 一些实施方式与在图 6 和图 7 中所示的上述实施方式有所不同, 其中几个不同之处在图 29A 和图 29B 中进行了示例说明并且 / 或者在下文中进行了描述。在图 29A 和图 29B 中所示类型的实施方式中, 发射自源光圈 S 的照明光线 2901 从内窥镜的壳体的管状壁中的窗口 2903 的内表面 2902 反射。具体而言, U 点在入射光线 2901 与反射光线 2904 的相交处。在图 29A 中, 光线 2901 与线 2907 共线, 并且在内表面 2902 上的 U 点处从内表面 2902 反射, 以形成沿着线 2908 的反射光线 2904。注意在图 29A 中, V 是由 S、U 和 P 三点所形成的平面, 其中 P 在相机的光瞳内。在一些实施方式中, 图 29A 和图 29B 中的平面 V 是垂直的, 即与图 29A 中的纸面重合, 并且因此 U、P、S 点如同光线 2904 和法线 N 一样位于平面 V 中。

[0187] 相应地, 在刚刚描述的实施方式中, 平面 V 是与图 29A 绘于其上的纸面重合的纵向平面。该纵向平面 V 穿过上述的 U 点并且穿过 C 点, 其中 C 是弧 AUB (图 6) 的曲率中心。刚刚描述的横向平面平行于光轴 PQ (图 6 和图 29A) 并且穿过交点 U。在图 29A 中所示类型的实施方式中, 横向平面与纵向平面互相垂直。在其他实施方式中, 平面 V 不是垂直的, 相反图 29A 中的 P 和 S 点是在与法线 N 位于其中的纸面重合的垂直平面中的投影。相应地, 图 29A 中所示的几何结构与图 6 中所示的几何结构类似, 区别只在于: 在图 29A 中, 光线 2901 的入射角为 θ_i , 而在图 6 中 θ_i 是入射角在包含 C 和 U 的垂直平面上的投影, 即图 6 中的光线 SU 的垂直平面投影。

[0188] 参照图 29B, 入射照明光线 2901 首先在内表面 2902 上折射到窗口 2903 中, 从外表面 2095 反射为光线 2906, 并随后在内表面 2902 上折射以变为反射光线 2904。在图 29B 中, U 点在窗口 2903 内, 而 N 为平分由入射光线 2901 与反射光线 2902 所形成的角的线。如

果内表面 2902 与外表面 2905 互相平行,那么线 N 在 U 点与两个平面 2902 和 2905 垂直。

[0189] 参照图 29A 和图 29B 这两幅图,光线 2901 在内表面 2902 上的入射角如以上所讨论为 θ_i 。并且在图 29A 和图 29B 这两幅图中,照明光线 2901 和线 N 一同限定上述平面 V。在一些实施方式中,存在有一组进入视野 (FOV) 内的内窥镜的相机的光瞳 P 的图像形成光线,这些光线位于平面 V 中并且穿过 U 点 (图 29A) 或者在从内窥镜内看时看起来穿过 U 点 (图 29B)。具体而言,考虑光线 UP 从 U 点射到 P 点,且 P 在光瞳内,该光线与线 N 形成角度 σ 。如果 $\theta_i = \sigma$,那么入射照明光线 2901 的反射与 P 点相交。

[0190] 因此在一些实施方式中,限制来自源 S 的照明光线的角度使得对于在图 29A 和图 29B 的所有平面 V 中的大部分光线对 (如一对 2901 和 2904,以及另一对 2911 和 2914) 而言 $\theta_i > \sigma$,以降低或消除来自相机所拍摄的图像的源 S (即,虚源) 的鬼影。例如,在几个实施方式中,通过实验而将源 S 定位在选择成相对于相机的光轴成角度 θ_i 的位置, θ_i 被选取为充分大于角度 σ (例如大 1°),以避免图 25 和图 26 中所示的几何结构中的鬼影。

[0191] 如上所述,代表可诊断图像的图像数据被提供给内窥镜的发射器。本文中所使用的发射器包括无线发射器 (例如,用于发送电磁波的设备,该设备产生并调制电流,并将电流传送到包括于其中的天线用于无线电频率传输或者将电流传送到包括于其中的 LED、激光器或其他光源用于光学传输) 或者有线发射器 (例如,其包括一个或多个输出端子耦合到包括于其中的一个或多个晶体管用以产生用于在一条或多条线路上传输的电信号)。

[0192] 因此内窥镜的视野 212 (图 2A 和图 29C) 是胃肠道的图像通过其被至少一个相机所拍摄、可选地被裁剪并被提供给发射器的角度范围。因而在本发明的几个实施方式中,内窥镜的视野 214 有效地 (“有效视野”) 小于典型相机的在传统上由透镜 202 的视野 2993 (图 29C) 所限定的视野,并且还由传感器 232 的尺寸 (从而限定其自身的视野 2992) 所限制。如图 29C 中所示,形成于相机内的平面 2991 中的图像的区域 2994 固有地被传感器 232 的位置和尺度所裁剪。此外,在图 29C 中所示类型的实施方式中,内窥镜内的处理器会进一步丢弃平面 2991 中的另一区域 2995,即使传感器 232 拍摄到代表区域 2995 的额外数据。相应地,内窥镜的视野 214 由传感器的区域 2999 所限定,可诊断图像的图像数据在其中生成。

[0193] 在图 30 中所示的几个实施方式中, (如上所述并在图 2A、图 2D 和图 2E 中所示的) 短程源 206 居于径向平面 3002 中心,而长程源 205 则居于不同的径向平面 3001 中心。平面 3001 和 3002 相对于壳体 201 是径向的,即这些平面中的每一个平面都穿过位于壳体 201 的横截面的中心的纵轴 222。径向平面 3001 与 3002 相对于平面 3000 分别成角度 01 和 02。平面 3000 穿过接缝 1103 和 1104,光学元件 1100 的两个半部 1101 和 1102 在这些接缝处彼此胶合。根据实施方式,角度 01 和 02 可以彼此相同或不同。在一个示例说明性实施方式中,角度 02 为 25° 而角度 01 为 22.5° 。然而,如本领域技术人员将明白的那样,根据形成于光学元件 1100 内的复合抛物面集中器的相对位置,在其他实施方式中使用了角度 02 和角度 01 的不同取值。在具体实施方式中角度 02 和 01 的精确值可以通过实验和 / 或试错法来确定。

[0194] 如图 31 和图 32 中所示,上述类型的内窥镜的一些实施方式在相机内使用径向对称的光学元件。具体而言,某些实施方式的胶囊内窥镜容纳有全景式相机,该相机包括单个物镜 3100 (图 31),该物镜的光轴 3101 与胶囊内窥镜的纵轴 222 基本上平行 (例如,在其 20° 以内)。图 32 示出了另一实施方式,其中胶囊内窥镜容纳有反射镜 3200,且其光轴

3202 也与纵轴 222 基本上平行。

[0195] 图 31 中所示类型的全景式相机提供超过 180° 的视野 (FOV), 但在 FOV 的中心具有遮蔽。例如, FOV 在一个实施方式中在纬度上 (即, 在图 30 中所示横截面图的所有径向方向上) 为全 360° 。在这个例子中, FOV 的纵向角度范围相对于与纵轴垂直并穿过透镜 3100 的中心的横向平面仅跨越 40° , 即这个例子的纵向 FOV 3102 (图 31) 跨越 200° 减去 160° (遮蔽角)。注意, 200° 角和 160° 角的一半在图 31 中分别示为了 3103 和 3104。

[0196] 图 31 的全景式环形透镜 3100 与例如在全都以引用的方式整体并入本文中的美国专利 4,566,763 和美国专利 5,473,474 中所描述的全景式环形透镜 (PAL) 类似或相同。在以引用的方式整体并入本文中的由 Kang-Huai Wang 和 Gordon Wilson 于 2006 年 12 月 19 日提交的标题为 “In vivo sensor with panoramic camera” 的美国专利公布 200801438222 中也描述了具有 PAL 成像系统的胶囊内窥镜。

[0197] 在图 32 中所示的实施方式中, 反射镜 3200 的表面 3201 根据实施方式形成为诸如球面、抛物面、双曲面或者任何非球面形状的旋转二次曲面表面。注意, 在图 32 的某些实施方式中, 物镜光学系统 3250 与在以引用的方式整体并入本文中的由 Masafumi Kanazawa 于 2004 年 8 月 31 日提交的标题为 “Capsule Endoscope” 的美国专利公布 20050049462 中所描述类型的相应物镜光学系统类似或相同。如图 31 和图 32 中所示的几个实施方式具有中心轴与胶囊内窥镜的壳体的纵轴 222 重合的相机, 在其他实施方式中这两个轴并不对齐, 并且根据实施方式甚至可能定向在相对于彼此的预定角度上。

[0198] 在本发明的某些示例说明性实施方式中, 图像曝光是通过图 20 中所示的传感器区域 Q1-Q4 的预定义区段中感测的像素级进行平均而确定的。区段位置被调整用以顾及图像在传感器上可能的偏心, 但粗略而言, 图 20 中所示的四个传感器区域 Q1-Q4 中的每个区域被细分为 4 个区段。相对于相应的 LED 的标记如图 20 中所示的那样对传感器 232 的 16 个区段 (图 24) 做出了标记。传感器区域 Q1-Q4 映射到圆柱形视野, 并且因此传感器区域 Q1 和 Q4 彼此相邻。

[0199] 注意在一些实施方式中, 传感器区域 Q1-Q4 中的每个区域是如图 24 中所示的单个的单片式传感器芯片 232 中的一个象限。被照明的景物由相机成像到单个的单片式传感器芯片上, 该芯片在标记为 Q1-Q4 的四个传感器区域中拍摄四幅图像。每个传感器区域本身由两条垂直线分为四个区段, 并且所述区段用 (如图 24 中所示的) 区段编号标记。如上所述, 每个区段都相对于如图 20 中所示的相应 LED 标记。

[0200] 内窥镜的几个实施方式使用十六个 LED, 包括用奇数标记的位于环形反射镜 218 (图 2E) 上方的八个 LED, 以及用偶数标记的位于内窥镜的下部中的八个 LED。这十六个 LED 快速连续地一个接一个按顺序开启, 以在传感器 232 上生成全景图像。

[0201] 由传感器芯片中的每个像素所记录的光能与入射在成像到该像素上的景物的那部分上的照明光能成正比。比例常数或者传感器收集散射光的效率取决于许多因素, 包括: 景物中的物体的反射率、相机的 $f\#$ 。注意, $f\#$ 是透镜的光收集能力, $f\#$ 越小收集的光就越多。例如, 透镜的 $f\#$ 的关系是作为收集到的光量的反平方。

[0202] LED 的位置和定向是这样的: 每个 LED 主要影响一个对应的传感器区段的照明, 尽管 “串扰”, 即区段被非对应的 LED 所照明, 也是很显著的。对于第 i 区段, 曝光是通过对该区段中的 N 个像素的信号电平 σ 进行平均而给出的:

$$[0203] \quad v_i = \frac{1}{N} \sum_k^N \sigma_k^{1/\Gamma}。$$

[0204] 在以上公式中, v 表示由传感器接收到的并且在面积上积分的辐射能量 (也被称为光能)。

[0205] 如果在伽玛校正之前做出平均, 那么 $\Gamma = 1$ 。否则, Γ 为伽玛系数, 例如 2.2。在伽玛校正后进行平均可能产生具有高对比度图像的更好的结果, 但这是一个有待解决的问题。

[0206] 设 $u_i^{(n)}$ 为第 i LED 对于曝光 n 而言的光能。假设 LED 具有线性 L-I 曲线, $u_i^{(n)}$ 与在曝光时间 τ 上积分而得的经积分的 LED 驱动电流成正比:

$$[0207] \quad u_i^{(n)} \propto \int_0^{\tau} I_i^{(n)}(t) dt,$$

[0208] 注意在以上公式中, u 表示由 LED 输出的能量。由于照度线性地增加,

$$[0209] \quad v = Au。$$

[0210] 对于如图 17 和图 18 中所示的内窥镜的设计, A 为以对角元素为主导的方矩阵。 A 并非恒定, 而是取决于体腔的形状以及内窥镜在其内的定向。通常情况下, 期望在所有区段中的照明都相同。设目标曝光为 $\tilde{\mathbf{v}}_i = \mathbf{v}_0$ 。原则上所需的 LED 能量可以确定为:

$$[0211] \quad \mathbf{u} = \mathbf{A}^{-1} \tilde{\mathbf{v}}。$$

[0212] 然而, A 并不是确切已知的。

[0213] 下一帧的 LED 能量 $u^{(n+1)}$ 可以基于当前帧 n 的 $u^{(n)}$ 和 $v^{(n)}$ 来估计:

$$[0214] \quad \mathbf{u}^{(n+1)} = \mathbf{u}^{(n)} + \mathbf{B}(\tilde{\mathbf{v}} - \mathbf{v}^{(n)}) \quad (0.1)$$

[0215] 如果 $\mathbf{B} = \mathbf{A}^{-1}$, 那么预期在下一帧中确切地收敛到期望的曝光。为了使照明控制方法更加稳定, 将 $\mathbf{B}$ 估计为使得对于所有的 i 和 j , $|\mathbf{B}_{i,j}| < |\mathbf{A}_{i,j}^{-1}|$ 。并且, 包括了非对角元素以顾及来自相邻 LED 的串扰。最佳矩阵 $\mathbf{B}$ 取决于内窥镜以及 / 或者组织几何结构。例如, 随着腔壁 (即, 体腔的壁, 或者组织) 越来越远离内窥镜, 串扰会增大。因此, 到非对角元素的电流幅度随着内窥镜 - 腔距离的增加而增大。腔距离是未知的。然而, u_i 与内窥镜 - 腔距离相关, 所以 $\mathbf{B}_{i,j} = f(u_i, j)$ 。这一关系将通过光线跟踪建模和实验来确定。

[0216] 鉴于这些关系, 可以直截了当地估计 $u^{(n+1)}$ 。

[0217]

$$B_{i,j} = \begin{cases} f_1(u_i) & j=i & i \text{ 为奇数} \\ f_2(u_i) & j=i & i \text{ 为偶数} \\ f_3(u_i) & j=i+1 & i \text{ 为奇数} \\ f_4(u_i) & j=i-1 & i \text{ 为偶数} \\ f_5(u_i) & j=i\pm 2 & i \text{ 为奇数} \\ f_6(u_i) & j=i\pm 2 & i \text{ 为偶数} \\ f_7(u_i) & j=i-1, i+3 & i \text{ 为奇数} \\ f_8(u_i) & j=i+1, i-3 & i \text{ 为偶数} \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

[0218] 并且

$$[0219] \quad j \rightarrow \begin{cases} j+16 & j < 1 \\ j-16 & j > 16 \end{cases}$$

[0220] 函数 $f_m(u_i)$, $m = 1, 2, \dots, 6$ 被列表。

$$[0221] \quad f_m(u_i) = \begin{cases} \rho \Gamma a_{1m} & 0 < u_i < \rho u_1 \\ \rho \Gamma a_{2m} & \rho u_1 < u_i < \rho u_2 \\ \vdots & \\ \rho \Gamma a_{nm} & \rho u_{n-1} < u_i < \rho u_n \end{cases}$$

[0222] 其中 n 为合理小的数 ~ 4 。 Γ 为反馈增益。如果 Γ 过高,那么收敛将不稳定。如果 Γ 过低,那么收敛将是缓慢的。 ρ 被调节以顾及物体(测试圆柱或结肠)的平均反射率的差异。对于白色测试圆柱 $\rho \approx .95$ 。对于结肠 $\rho \approx .3$ 。

[0223] (用于短程照明的)底部 LED 在腔靠近时最为强烈地影响曝光,而顶部 LED 在腔的距离更远时更为有效。相应地,为了节约内窥镜中的能量,对于奇数 i , u_i 的值封顶于最大值 $u_{\max \text{ upper}}$ 。在初步计算 $u^{(n+1)}$ 后,会将向量的任何超过 $u_{\max \text{ upper}}$ 的上限 LED 值减小到该值。根据实施方式,可以不同地限制上限 LED 值,例如通过使用不同的矩阵 B 。

[0224] 如果腔触及内窥镜,那么(用于长程照明的)顶部 LED 对曝光只具有非常小的影响。因此,到这些 LED 的电流增大到高值是可能发生的,这将会浪费功率。当发生这种情况时,(在长程光源中的)上部 LED 的能量被限制到最大值 $u_{\max \text{ upper}}$ 。这种情况的最好的指标是相邻的下部 LED 的 LED 电平。如果 $u_{i+1}^n < b_1$,那么要求 $u_i^n < b_2$ 。

[0225] 如果 LED 驱动 u_k 被封顶并且 $\tilde{\mathbf{v}}_k - \mathbf{v}_k^{(n)} > 0$,那么 u_k 在下次迭代中不变化。然而,矩阵元素是基于这样的假设的:其将增大并且其他 LED 可能无法正确收敛。类似地,如果 $u_k = u_{\min}$,其中 $u_{\min}$ 为最低 LED 驱动(通常为零或一)并且 $\tilde{\mathbf{v}}_k - \mathbf{v}_k^{(n)} < 0$,那么会发生类似的问题。为了解决相关于任一组情况的问题,暂时地将一些矩阵元素设置为零

[0226]

$$B'_{i,j} = \begin{cases} 0 & j = k, j \neq i \\ B_{i,j} & \text{否则} \end{cases}$$

[0227] 确定 LED 驱动电平: u_i 为光能。由于 LED 效率间的差异,实现该能量所需的电荷会

略有不同。设 $u_i = \alpha_i q_i$, 其中 q_i 为 LED 驱动值而 α_i 为第 i LED 的效率。将额定效率选择为大约一可能是方便的并且 q_i 和 u_i 介于 0 与 255 之间。

[0228] 可以通过校准来确定效率。在当前最终测试计划中, 在内窥镜处于均匀的白色圆柱的情况下迭代数次运行了照明控制方法。为了均匀性而检查了由此产生的图像。并且, 记录了 LED 驱动电平 q_i 。如果测试条件是对称的, 那么相应地对于所有上部和下部 LED 而言所有光能都应当是相等的。

[0229] $u_i = u_{\text{odd}} = \alpha_i q_i$ 对于所有奇数 i

[0230] $u_i = u_{\text{even}} = \alpha_i q_i$ 对于所有偶数 i

[0231] 由此推导出效率 α_i 。

[0232] 在校准期间, α 是未知的。选择一个常数作为初始猜测。如果 u 的最大值为 255, 那么典型的值可能为 0.2mA-1。初始猜测值可能为 1。

[0233] 上述原则是通过适当地编程内窥镜中的处理器以执行图 21 中所示方法来实施的。具体而言, 处理器通过将帧号设置为零而始于动作 2101。随后在动作 2102 中, 处理器查找 LED 驱动的初始值 (亦即向量 $u(n)$) 和 LED 驱动封顶值 $u(\text{cap})$ 。在一个例子中, 在开始时当内窥镜被首次开启的时候向量 $u(n)$ 中的初始值全部为 0。注意, $u(\text{cap})$ 是通过实验来确定的并且被设置为尽可能低, 以最小化鬼影并在上文中参照图 2I 和图 2K 所述的各种距离 D1-D4 上仍然实现良好的均匀性。注意, (在短程光源中的) 下部 LED 的能量限制在最大值 $u(\text{cap})$ 。

[0234] 参照图 21, 处理器在动作 2103 开始进入循环。注意, 动作 2103 本身为每个元素 $u_i^{(n)}$ 反复执行, 其中处理器检查 $u_i^{(n)}$ 是否大于 $u_i(\text{cap})$ 并且如果是这样的话则将 $u_i(\text{cap})$ 的值保存为 $u_i^{(n)}$ 。在为每个元素 $u_i^{(n)}$ 执行动作 2103 后, 处理器随后进入动作 2104。在动作 2104 中, 处理器设置 LED 驱动以产生向量 $u(n)$ 中的电流并随后进入动作 2106 以拍摄图像。在动作 2104 中, 处理器还与动作 2106-2109 同时地或同期地执行动作 2105, 以基于 LED 驱动来确定矩阵 $B(n)$ ($u(n)$)。

[0235] 注意, 根据 LED 的效率, LED 驱动的值与 $u_i^{(n)}$ 成正比。在动作 2106 后, 处理器进入动作 2107 并为图像传感器的每个区段计算亮度值的平均值——向量 $v(n)$ (或者其他这样的函数)。

[0236] 在一些实施方式中, 简单地将像素值相加然后除以它们的数量 (例如一个区段中 50000 个像素), 以获得简单的平均, 尽管其他实施方式可能使用加权平均。一些实施方式排除异常值 (例如所有饱和像素或者饱和像素的一些最大百分比)。而另一实施方式使用中值而不是平均值。

[0237] 注意在动作 2107 中, 在几个实施方式中计算了比简单平均更为复杂的函数。例如, 在一些实施方式中, 抛弃了具有在预设阈值之上或者之下的亮度值的像素, 即不在结果计算中使用这些像素。在一个示例说明性实施方式中, 在 8 比特数中的 255 的像素值由于在预设上限阈值之上而被抛弃, 因为这个数可能代表任何过度曝光值, 甚至是由镜面反射所造成的值。在刚刚描述的示例说明性实施方式中, 2、1 和 0 的像素值由于在预定下限阈值之下也被抛弃, 因为这些值可能代表噪声。

[0238] 在动作 2107 后, 处理器进入动作 2108, 并且计算目标亮度 v_t 与每个区段的测量亮度之间的差异——向量 $(v(t) - v(n))$ 。通常情况下, 目标亮度 v_t 为标量常数, 例如最大 255

中的 60。

[0239] 随后,处理器进入动作 2109,并且计算新的 LED 驱动,如 $u(n) = u(n) + B(n)(v(t) - v(n))$ 。注意在动作 2109 中,处理器接收动作 2105 的结果,即矩阵 $B(n)(u(n))$ 。

[0240] 在动作 2109 后,处理器进入动作 2110 以递增 n ,并随后迭代回到循环的开始处,具体地到动作 2103。在图 22 中示例说明了内窥镜中的控制器、LED 以及传感器之间的时序关系的图表。注意,LED 在传感器中的像素的积分时间期间开启,从而拍摄到由 LED 所发出并被组织所反射的光形成的图像。

[0241] 如上所述,在一些实施方式中封顶或限制了短程电磁辐射中所发出的能量,以高效地使用能量。参照图 33,内窥镜 200 从当前位置 3301 移动到新的位置 3302,(当在共同的方向上测量时)在该位置上短程照明区域离胃肠道的距离 $d1$ (例如 13mm)中的增量 $\Delta d1$ (例如 3mm)大于长程照明区域离胃肠道的距离 $d2$ (例如 14mm)中的增量 $\Delta d2$ (例如 6mm)。响应于这样的移动,根据本发明的内窥镜的一些实施方式将来自长程照明区域的长程电磁辐射中所发出的辐射能量 $E2$ (例如 5 微焦)自动地增大 $\Delta E2$ 的量(例如 1 微焦),这大于短程电磁辐射中所发出的辐射能量 $E1$ (例如 5 微焦)中的增量 $\Delta E1$ (0.1 微焦)。在这些增加后,内窥镜 200 在其存储器中储存来自新的位置的道的另一图像的另一部分。本发明人提出,响应于使得 $\Delta d1 > \Delta d2$ 的移动而使 $\Delta E1 < \Delta E2$ 是非显而易见的。如上所述,在一些实施方式中 $E1$ 被封顶在最大值 $u_{\max upper}$ 。因此,在一些其中达到了这样的预设限值的情况下,即使 $\Delta d1 > \Delta d2$ 也将 $\Delta E1$ 保持为零,以节约能量。

[0242] 本领域技术人员鉴于本公开内容将会明白在此所述的实施方式的众多修改和适配。

[0243] 例如,设备的一些实施方式包括:小到足可以插入到人类的胃肠道之中的壳体;封闭在所述壳体内的相机,其中相机的光轴与壳体在交点相交;封闭在所述壳体内的第一电磁辐射源,且来自第一源的第一电磁辐射在第一源工作时通过壳体的第一区域射出,其中第一源是这样定位在壳体内的:使得第一区域包含光轴与壳体的交点;封闭在所述壳体内的第二电磁辐射源,且来自第二源的第二电磁辐射在第二源工作时通过壳体的第二区域射出,其中第二源是这样定位在壳体内的:使得光轴与壳体的交点位于第二区域之外。

[0244] 作为另一例子,设备的某些实施方式包括:小到足以吞咽的壳体;由壳体所封闭的相机;内窥镜,其具有通过由该内窥镜有效地传输到外部计算机的最大图像而限定的视野;多个封闭在壳体内的光源,其中多个源中的每个源都具有定位在壳体内的光圈,以发出被壳体反射并且在内窥镜的视野之外形成所述光圈的光。

[0245] 并且,根据本发明的内窥镜 200 的备选实施方式使用具有可能较低效地减小角度发散的其他类型的横截面(如锥面或抛物面)的环形角度集中器作为光学元件 216,而不是使用 CPC。在两个示例说明性实施方式中,在环形角度集中器中所使用的集中器横截面具有与手持式手电筒的集中器或者汽车头灯的集中器相同的形状。

[0246] 在此所述类型的内窥镜的一些实施方式通过一种或多个技术来最小化在从内窥镜的壳体反射后被传感器所接收到的光量,这些技术如:(a)采用光学元件(如 CPC)来减小光通过其由源(如短程源)发出的角度范围;以及(b)提供通过壳体的没有(到传感器的)图像形成光线从其穿过的区域发出大部分(或者绝大部分)光的一个或多个源(如长程源)。

[0247] 在一些示例说明性实施方式中,根据本发明的设备包括:小到足以通过人类的胃肠道的壳体;封闭在壳体内的第一电磁辐射源,且来自第一源的第一电磁辐射通过所述壳体的第一区域射出;封闭在壳体内的第二电磁辐射源,且来自第二源的第二电磁辐射通过所述壳体的第二区域射出;封闭在壳体内的相机;其中内窥镜具有这样的视野:其由胃肠道的裁剪图像在相机工作时被相机中的传感器拍摄到的角度范围所限定,其中裁剪图像是由所述第一电磁辐射的至少一部分和所述第二电磁辐射的至少一部分从胃肠道的反射所形成的,其中视野在与第一区域的至少一部分重叠的第三区域上与壳体相交;以及其中相机具有在第一区域的被第三区域重叠的所述部分中的点上与壳体相交的光轴,该点位于第二区域之外。

[0248] 在几个示例说明性实施方式中,根据本发明的设备包括:小到足以被封闭在人类的器官内的壳体;至少一个封闭在壳体内的上部电磁辐射源;其中,在所述至少一个上部源工作时,来自所述至少一个上部源的至少为最大强度的第一预定百分比(例如几乎全部或90%以上)的第一强度的电磁辐射通过壳体的表面的上部照明区域射出;至少一个封闭在壳体内的下部电磁辐射源;其中,在所述至少一个下部源工作时,来自所述至少一个下部源的至少为最大强度的第二预定百分比(例如,37%)的第二强度的电磁辐射通过壳体的表面的下部照明区域射出;其中下部照明区域大于上部照明区域(例如,大1.2倍或者大1.5倍乃至大5倍);至少一个封闭在壳体内的相机;其中所述至少一个相机形成从下部照明区域和上部照明区域中的至少一个区域发出并在从器官的表面反射后通过下部照明区域进入壳体的光的图像。

[0249] 另外,注意本文中所使用的“大部分电磁辐射”指的是大部分功率。

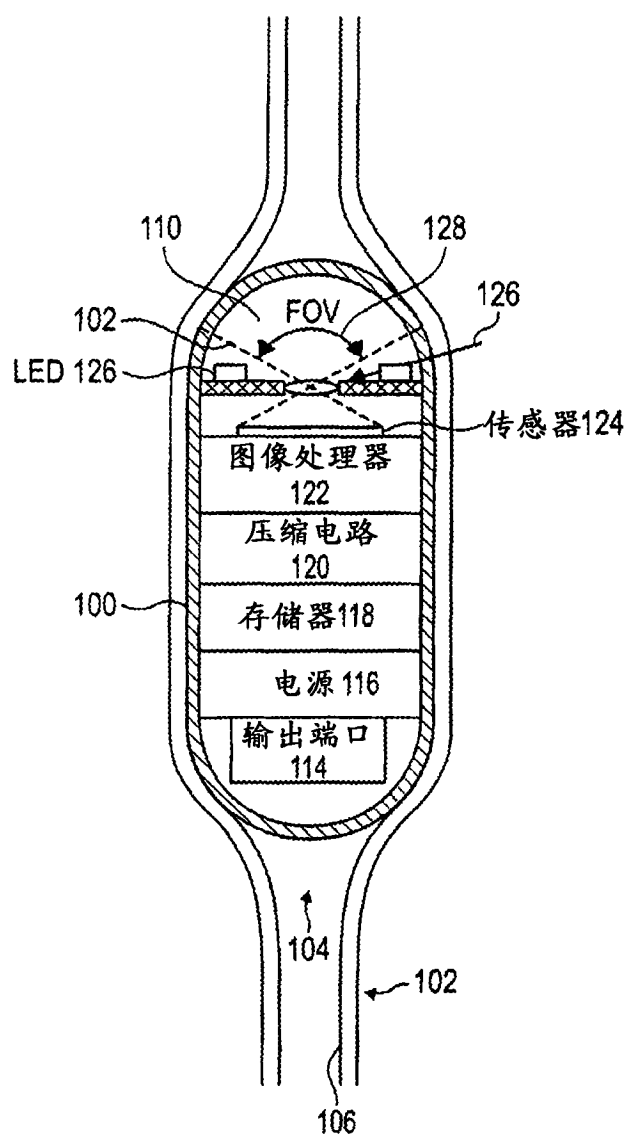
[0250] 此外,注意由于区域212(图2J、图28A-图28D)划定了用于形成可诊断图像的进入内窥镜200的反射光,所以在区域212的边界之外的任何区域都在本文中称为非成像区域。因此,在图28A中区域211为非成像区域。相应地,由一些实施方式的长程光源发出的大部分电磁辐射都通过非成像区域(即,界线212之外的任何区域)射出内窥镜200的壳体。另外,在这样的实施方式中,由短程光源发出的大部分电磁辐射都在非成像区域之外射出内窥镜200的壳体,即通过区域212射出。

[0251] 注意,本文中所使用的“器官”可以是子宫或者胃肠道的任何部分(如结肠、小肠、食道、胃、直肠)。相应地,如本文中所述的装置可以用来获取人类或者其他这样的哺乳动物的任何器官的图像。

[0252] 在某些实施方式中,短程照明区域210显著大于长程照明区域211(例如,大几倍,如大2倍、大3倍,乃至大5倍)。在图2B和图2C中示例说明了这两种类型的照明区域之间的这种关系,其中用于短程照明的重叠区域210A、210B和210C各自都大于长程照明区域211,并且因此它们所组合成的区域210显著大于区域211。

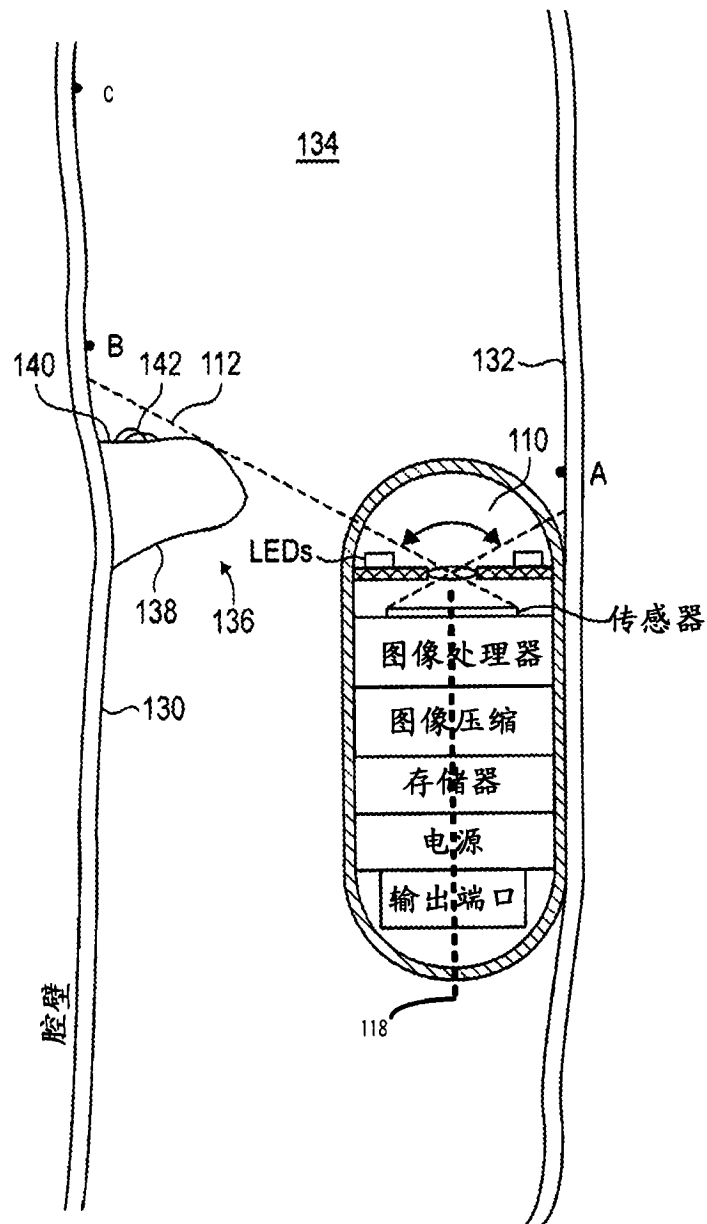
[0253] 最后,尽管在图19中将内窥镜1900示为了封闭位于胶囊的一端上的一个穹顶中的单个相机,但图34中所示的类似的内窥镜3400封闭位于这样的胶囊的两端上的两个相机。具体而言,内窥镜3400具有两个光圈3405和3406以及两个光瞳P1和P2,从胃肠道反射的光分别通过其由两个传感器3401和3402分别接收。传感器3401和3402一同构成一组传感器,它们在内窥镜3400相对于道的不同位置上生成图像数据。由这组传感器(即图34中的传感器3401和3402)所获取的图像数据被提供给发射器3403,所述发射器3404继

而（在可选的裁剪后）将图像数据提供给外部计算机，用于在可诊断图像的生成和显示中的使用。



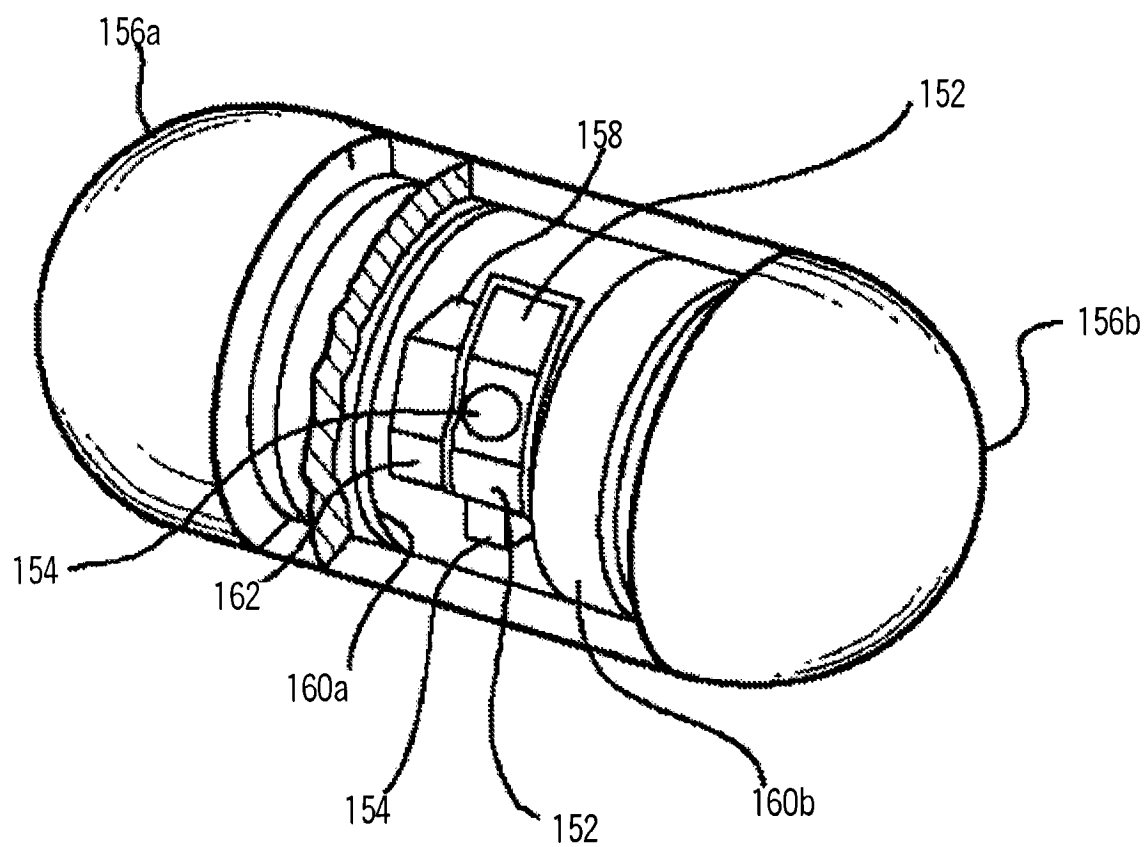
现有技术

图 1A



现有技术

图 1B



现有技术

图 1C

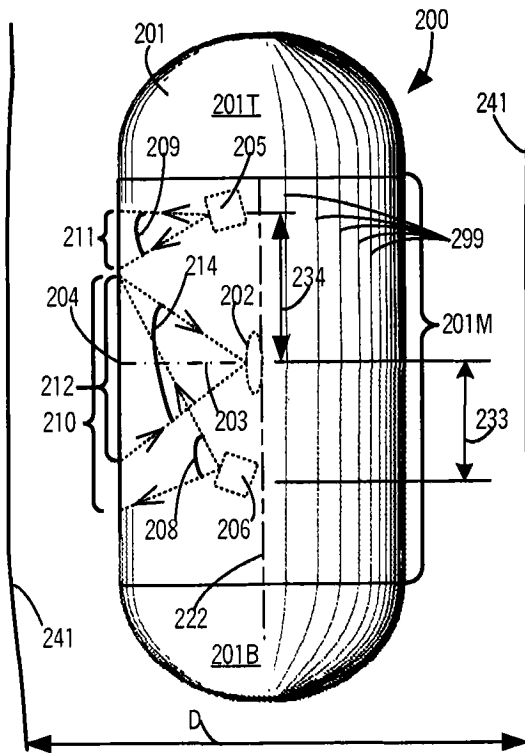


图 2A

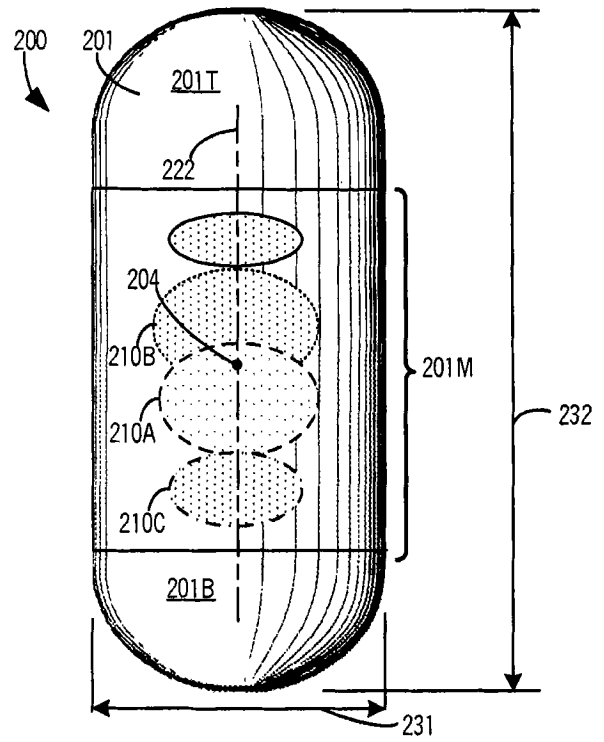


图 2B

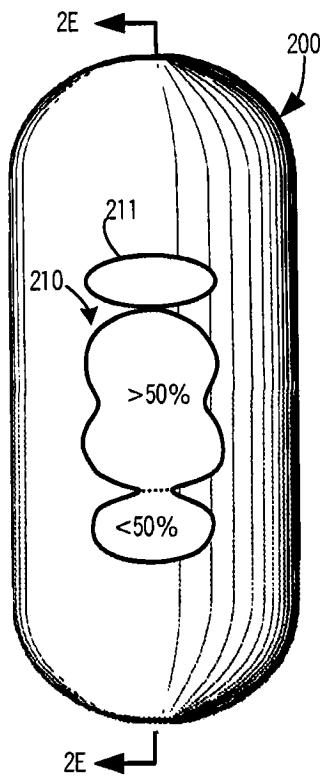


图 2C

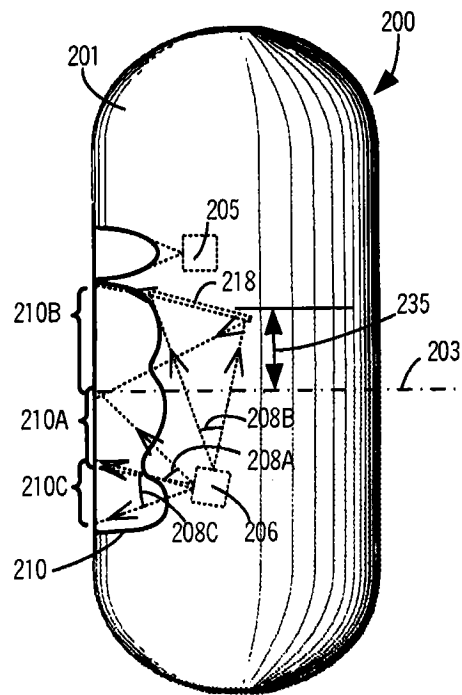


图 2D

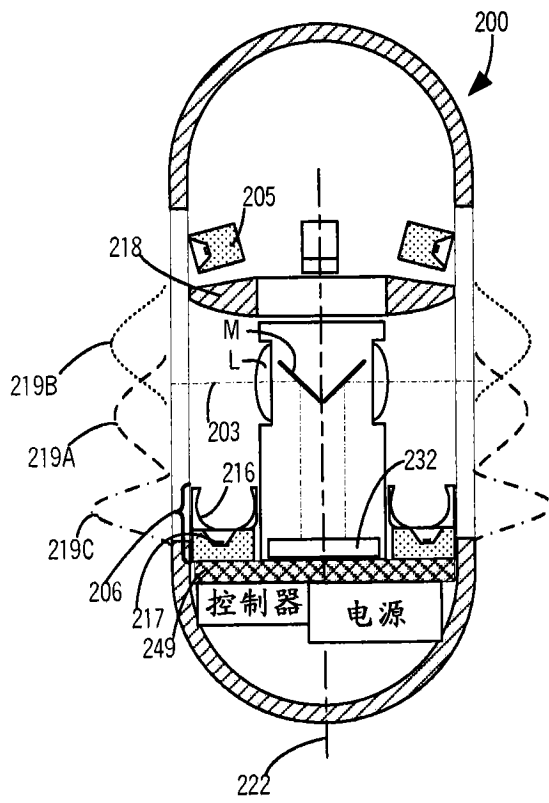


图 2E

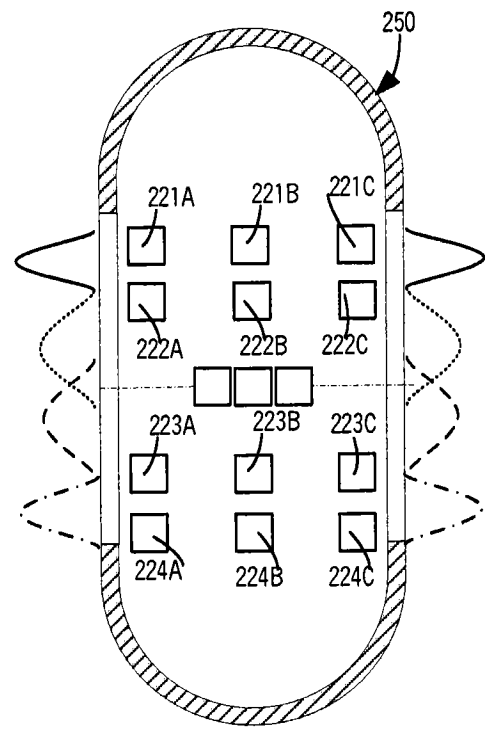


图 2F

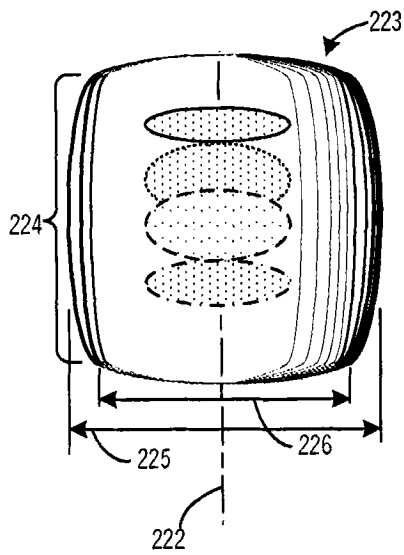


图 2G

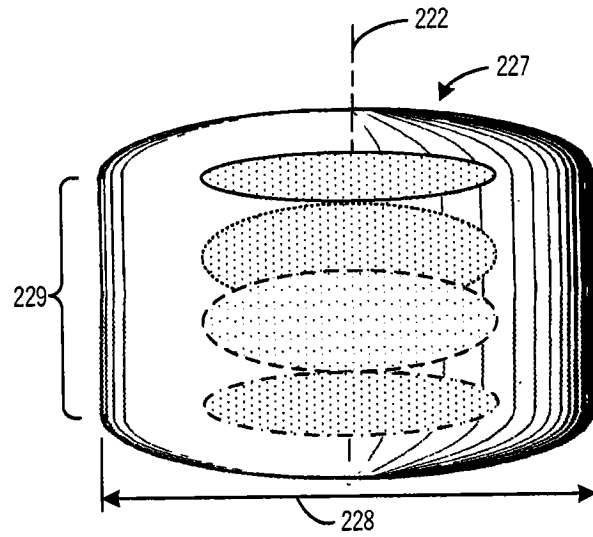


图 2H

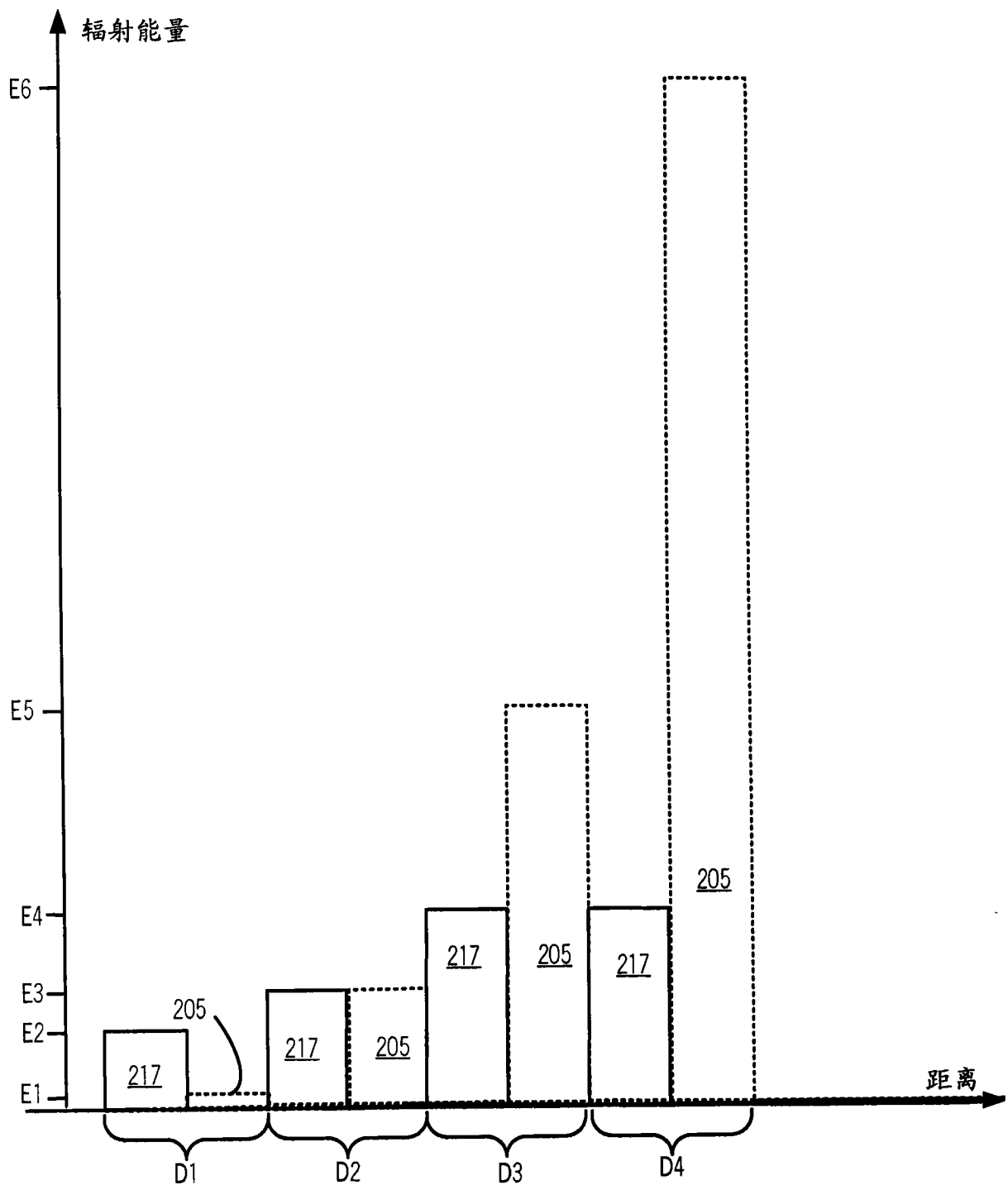


图 2I

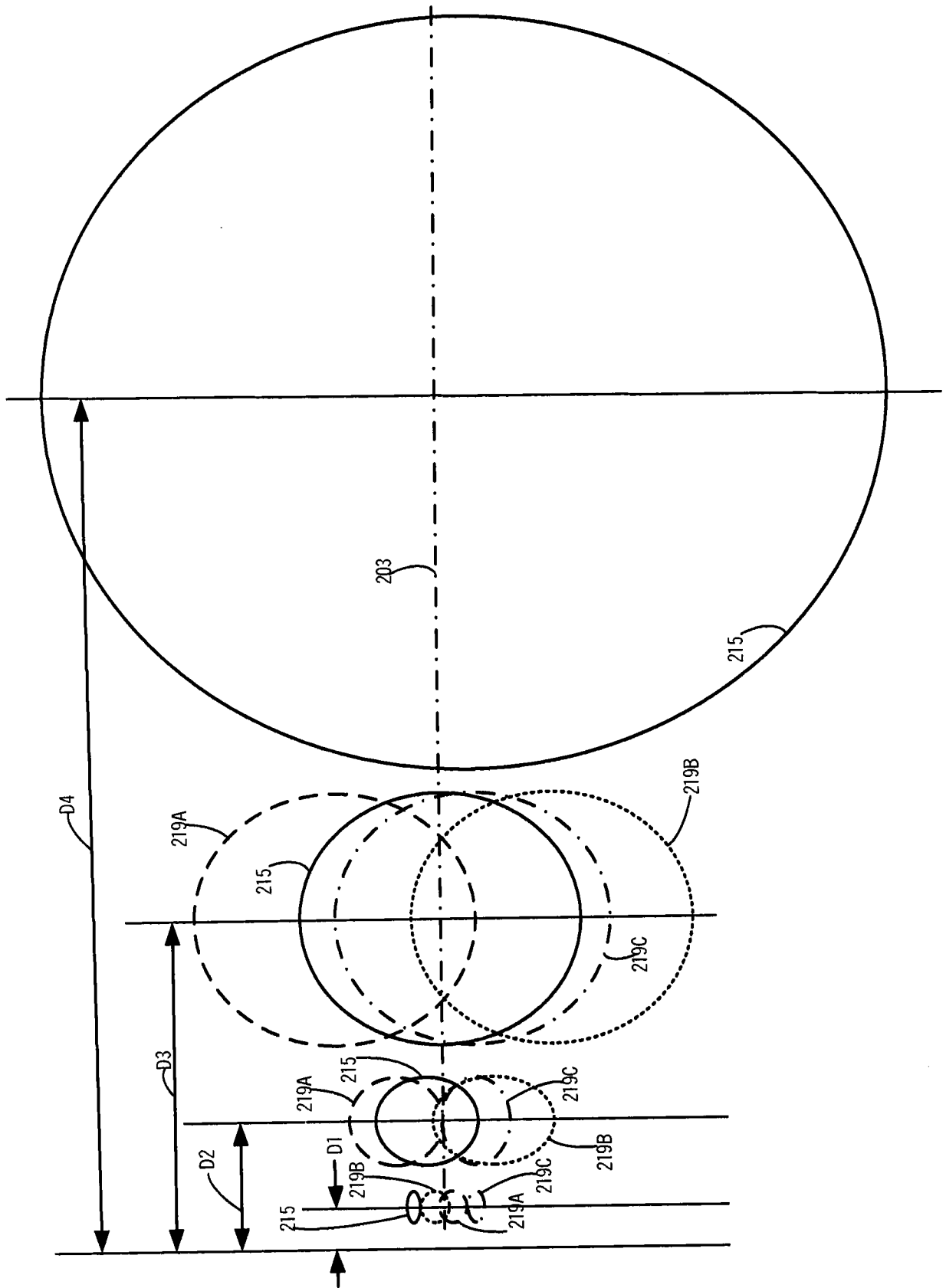


图 2K

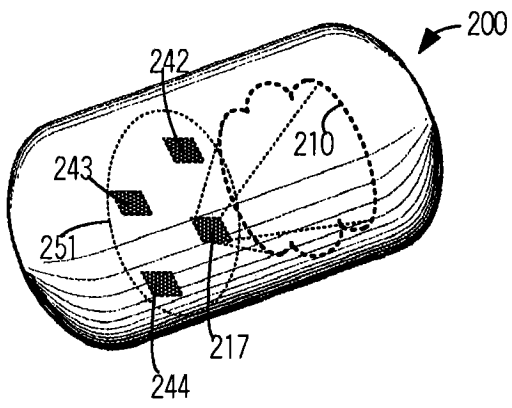


图 2L

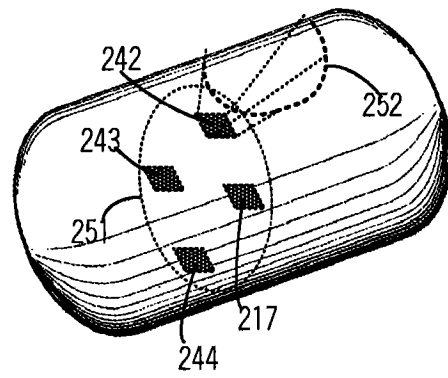


图 2M

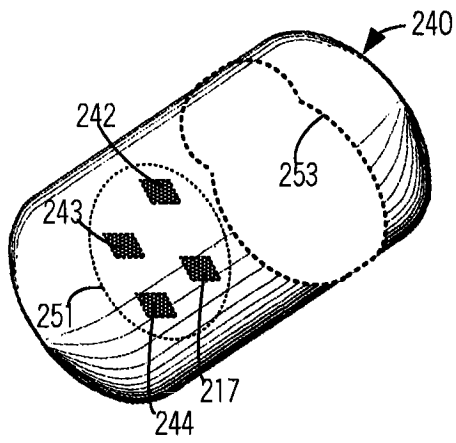


图 2N

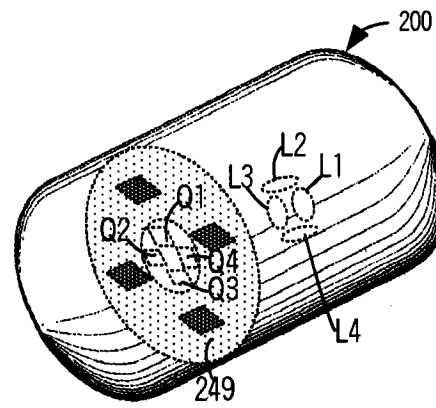


图 2O

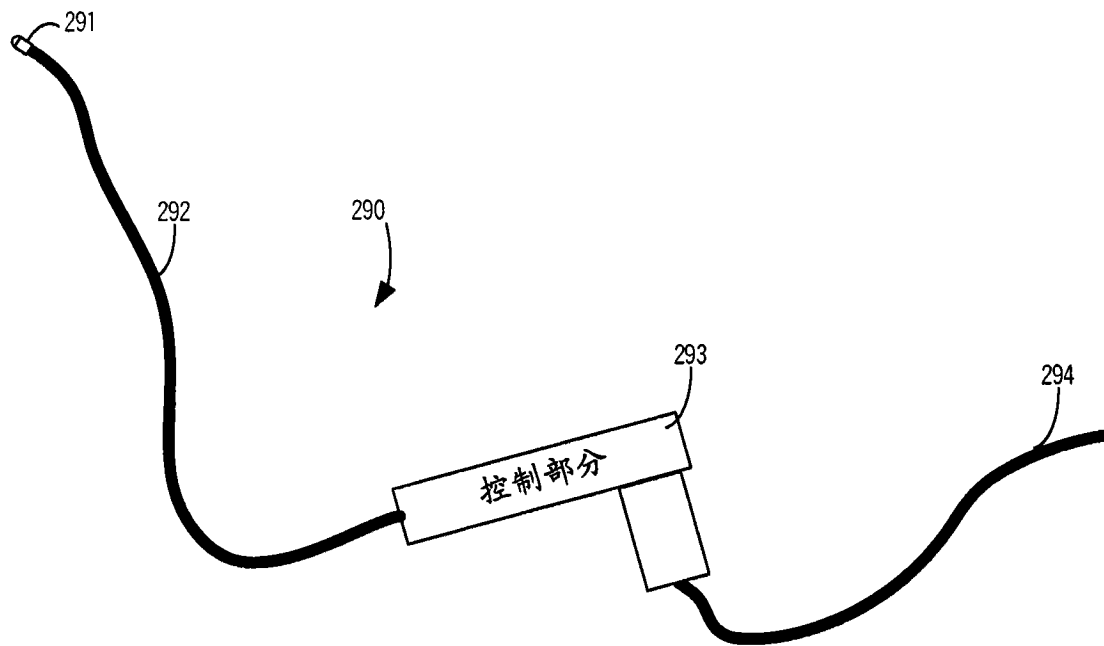


图 2P

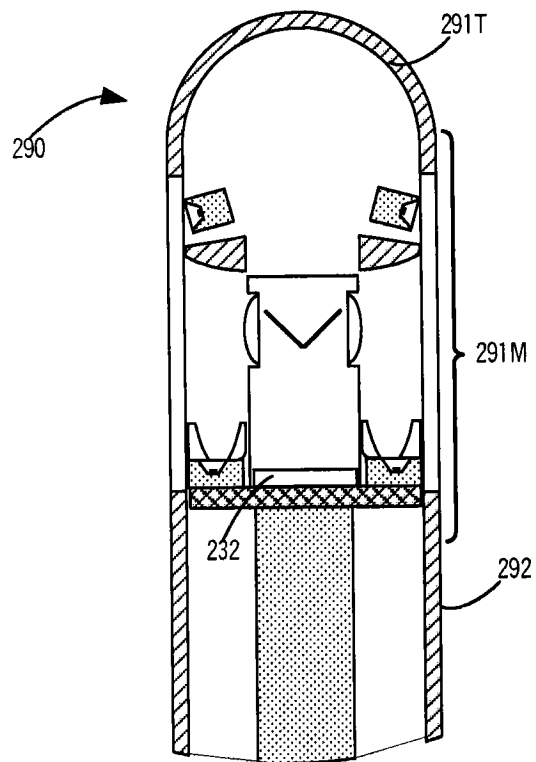


图 2Q

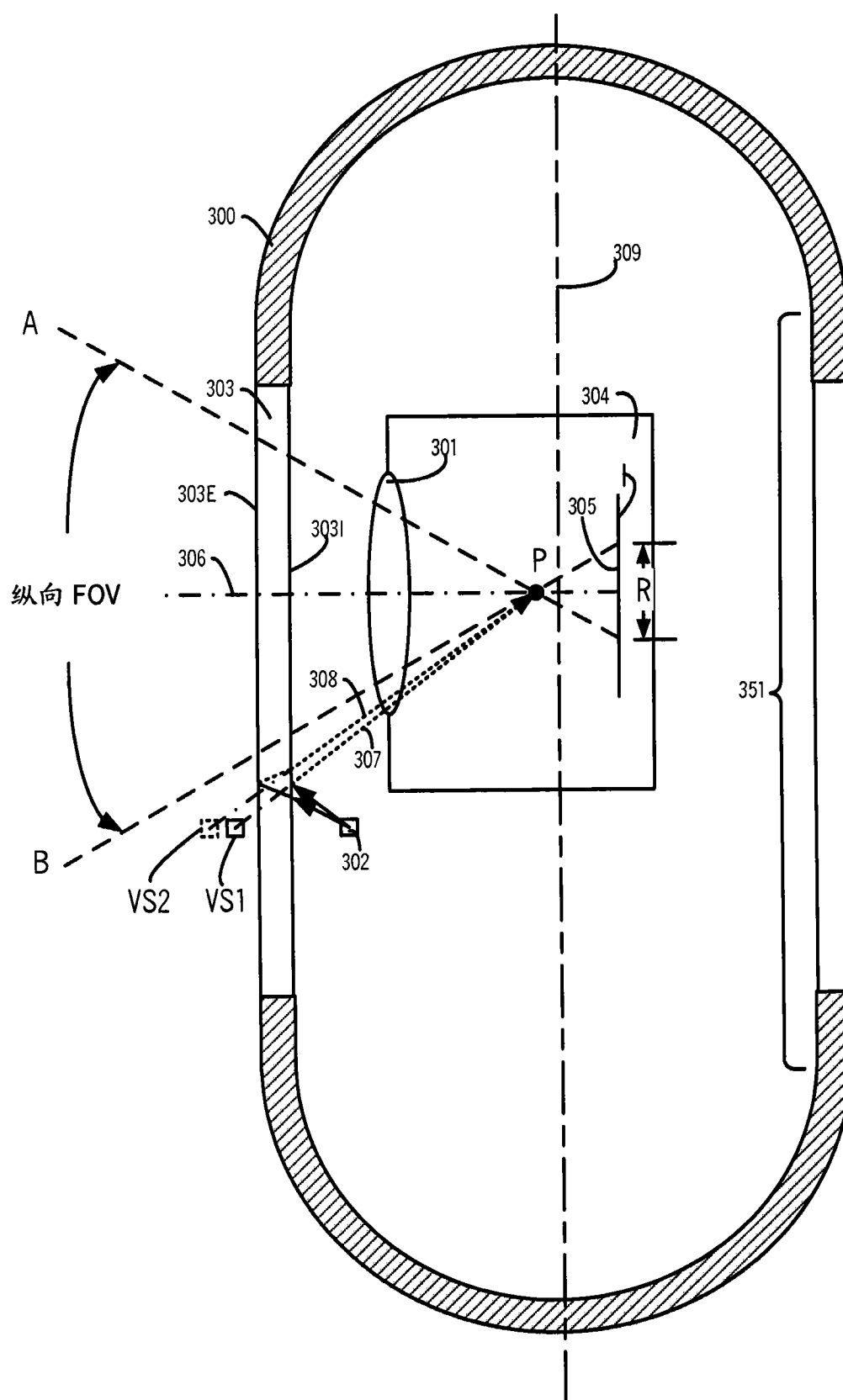


图 3

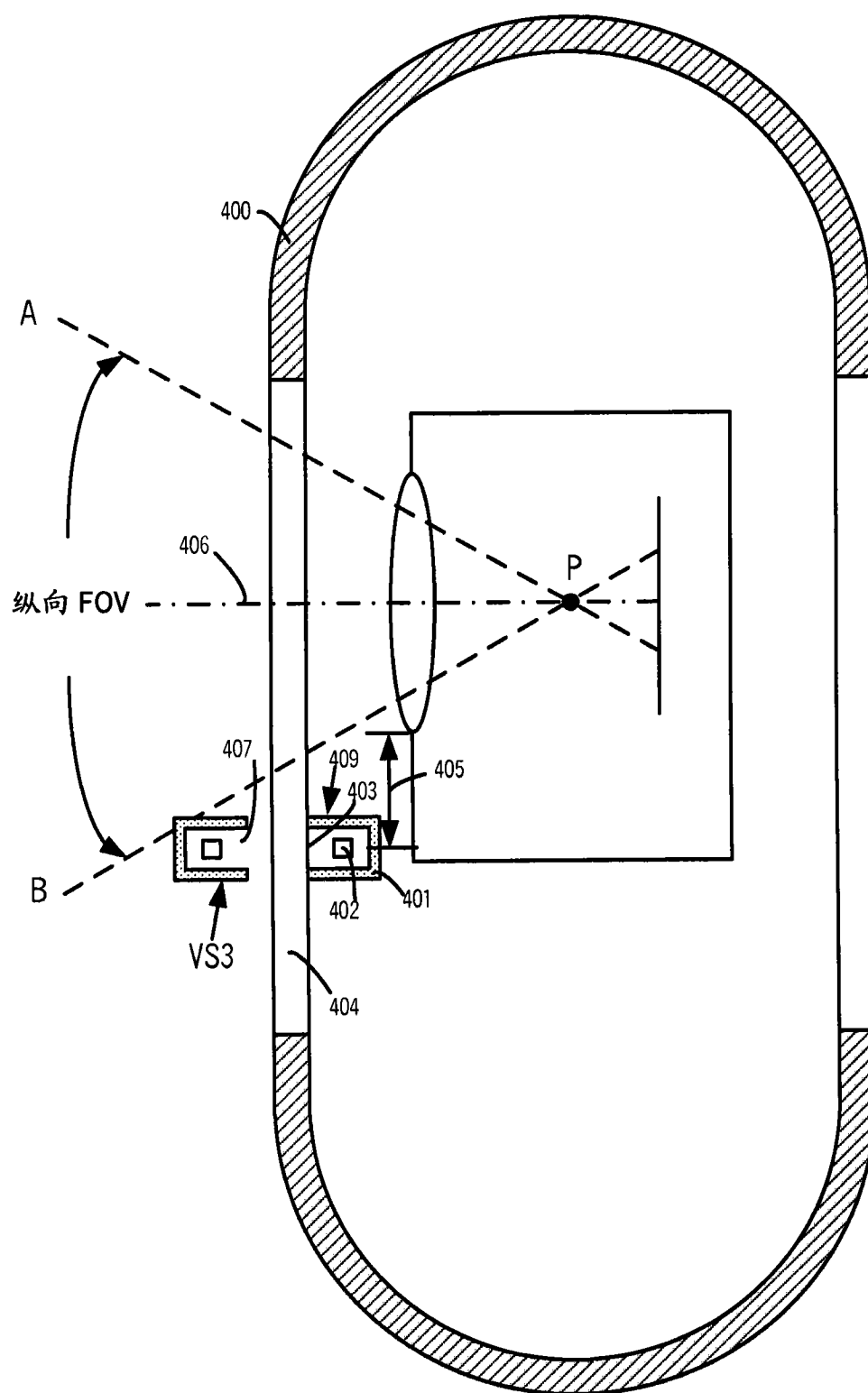


图 4

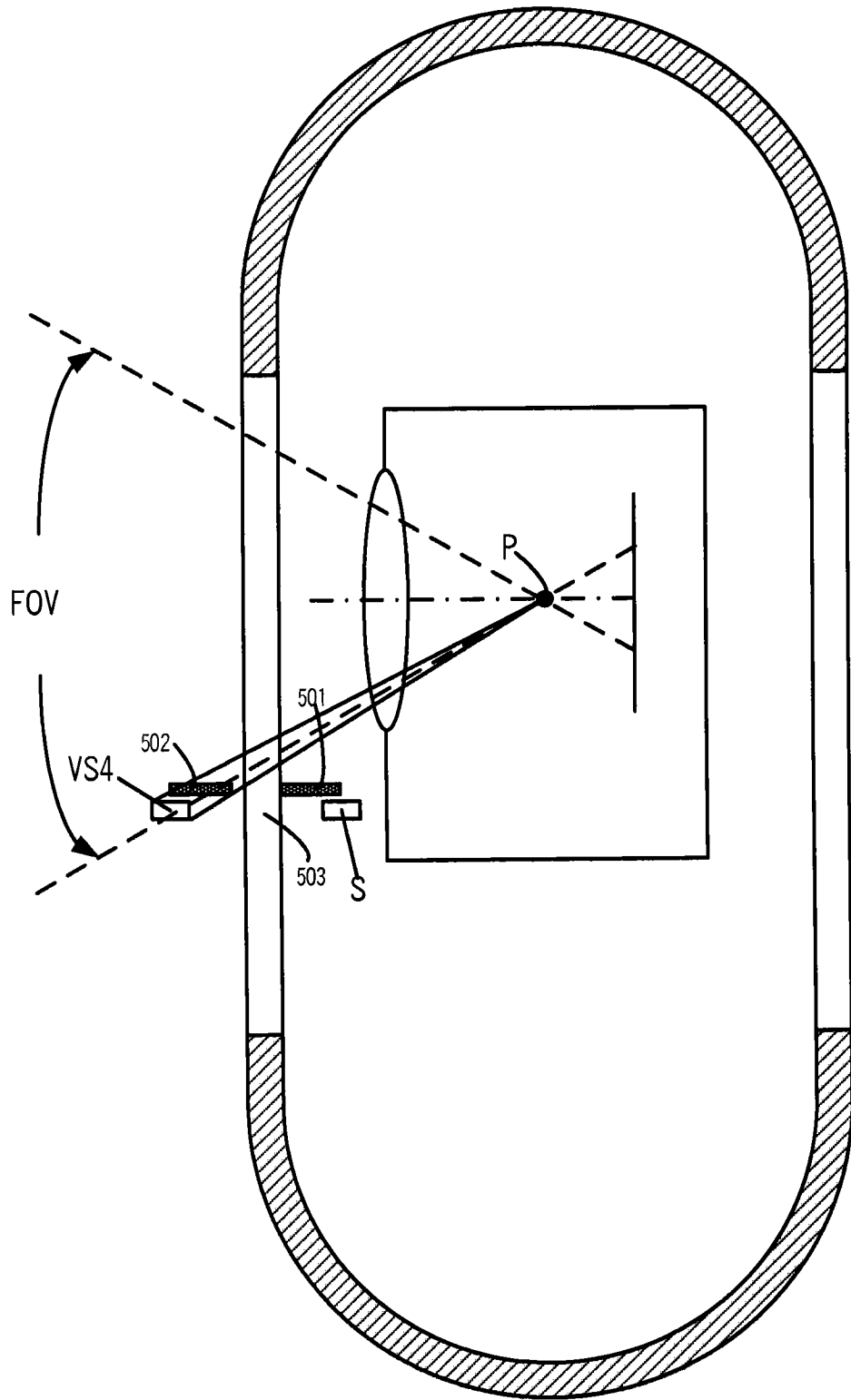


图 5

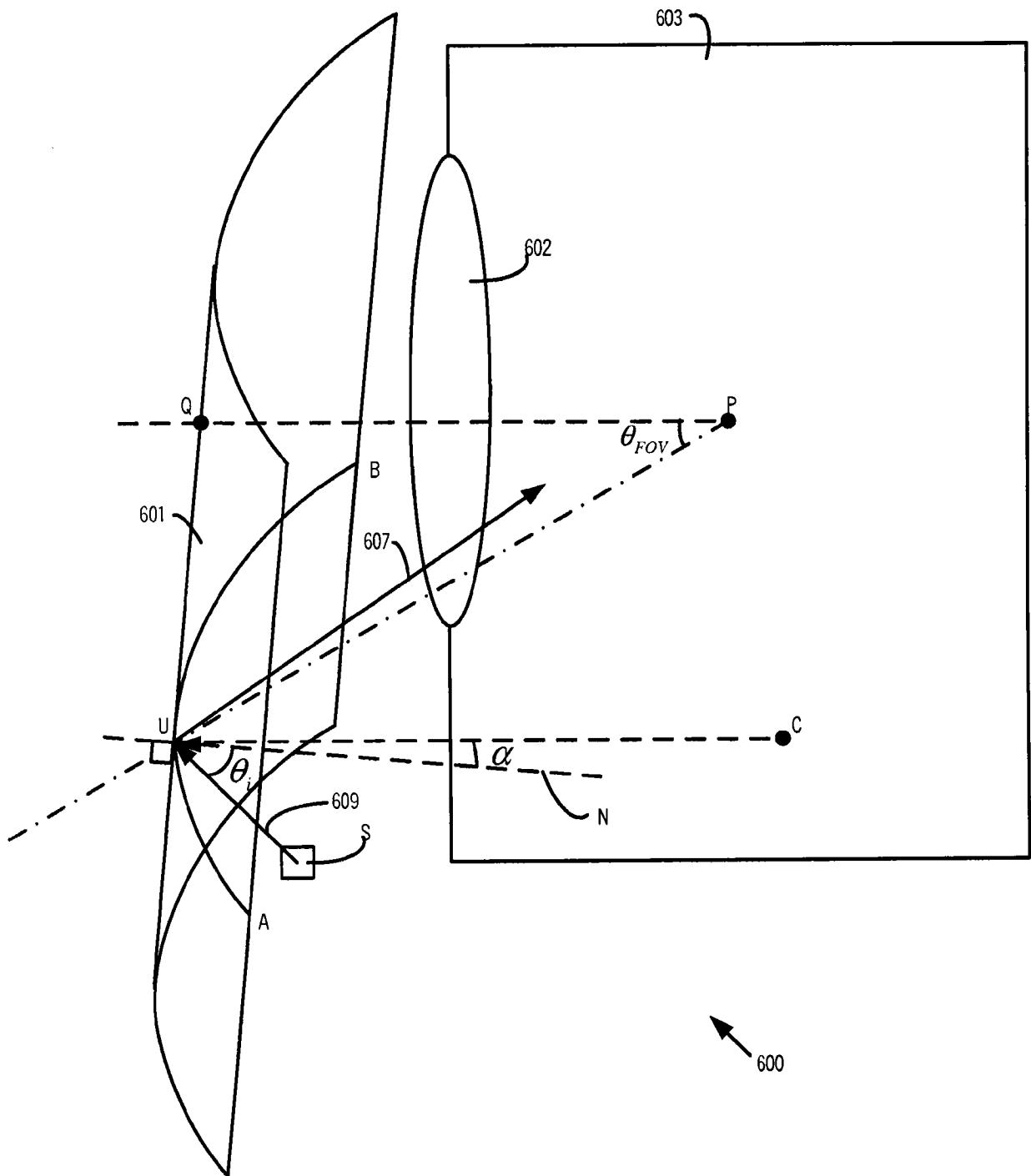


图 6

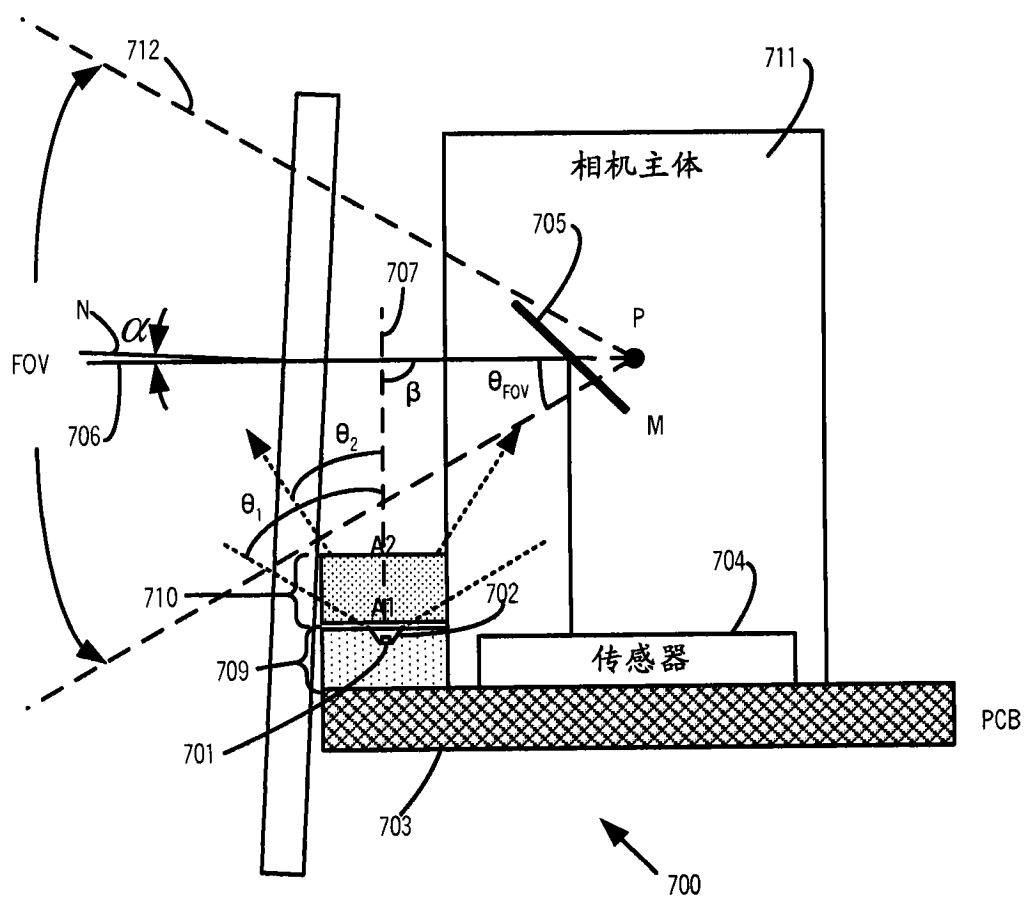


图 7

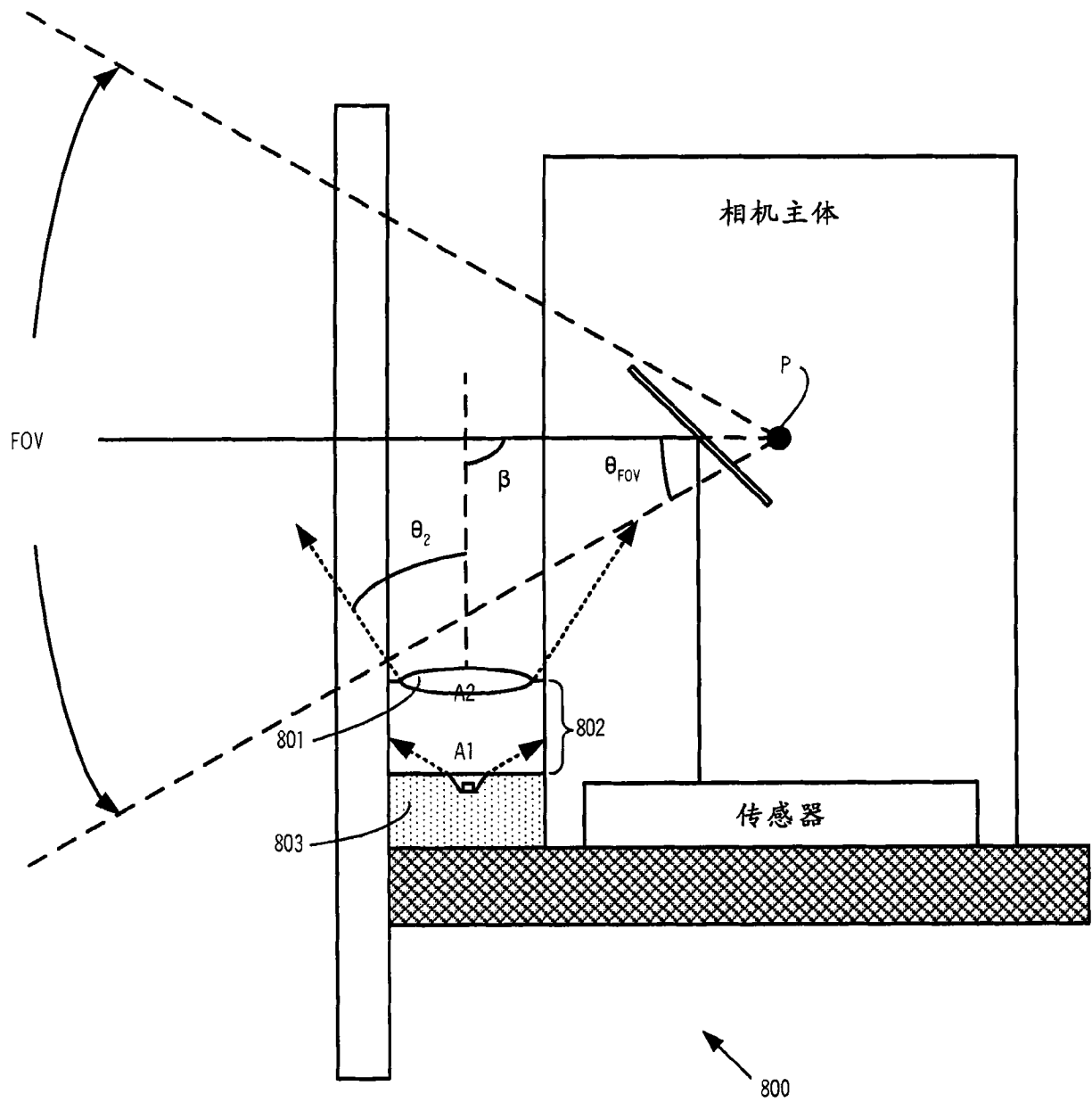


图 8

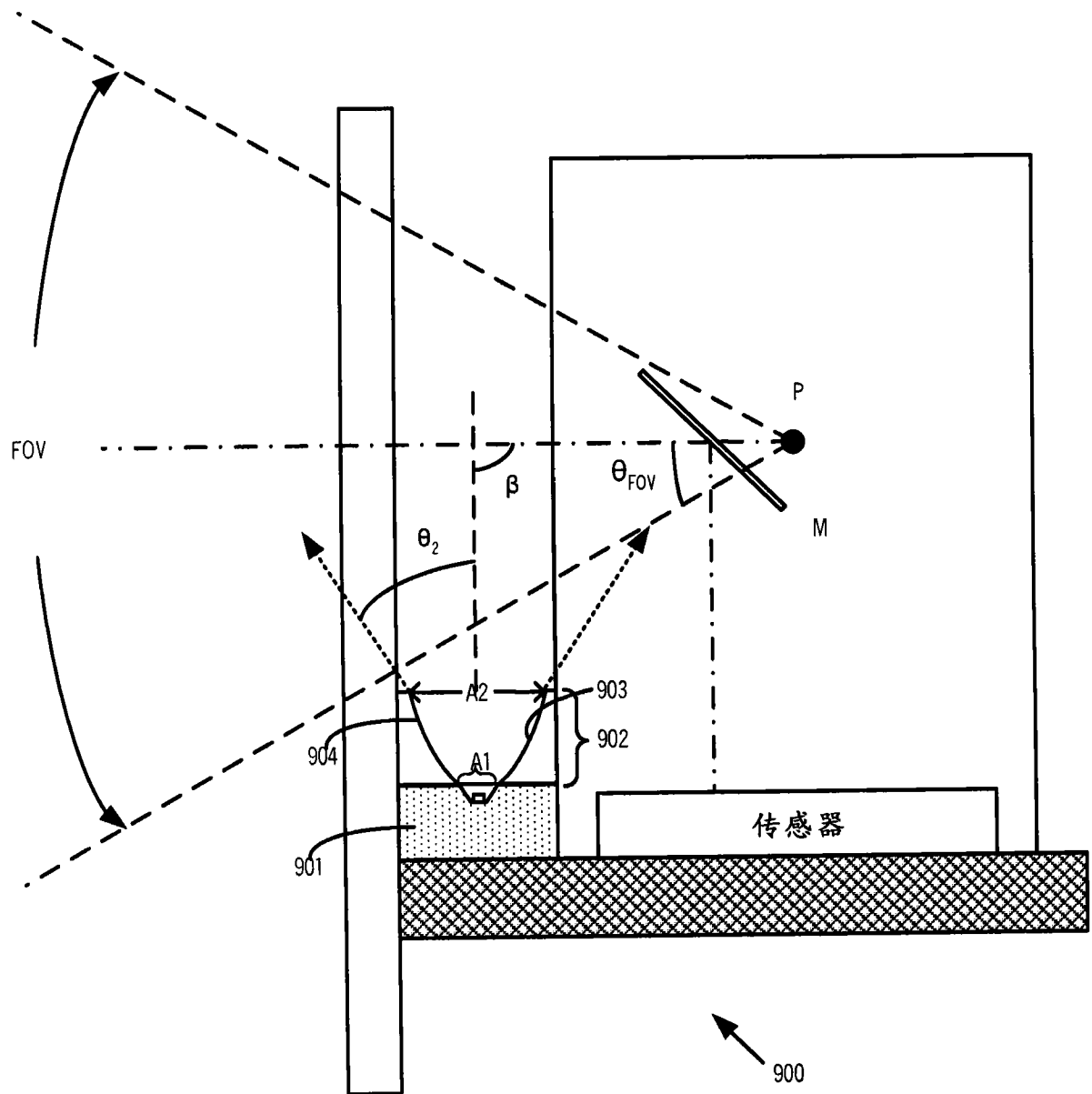


图 9

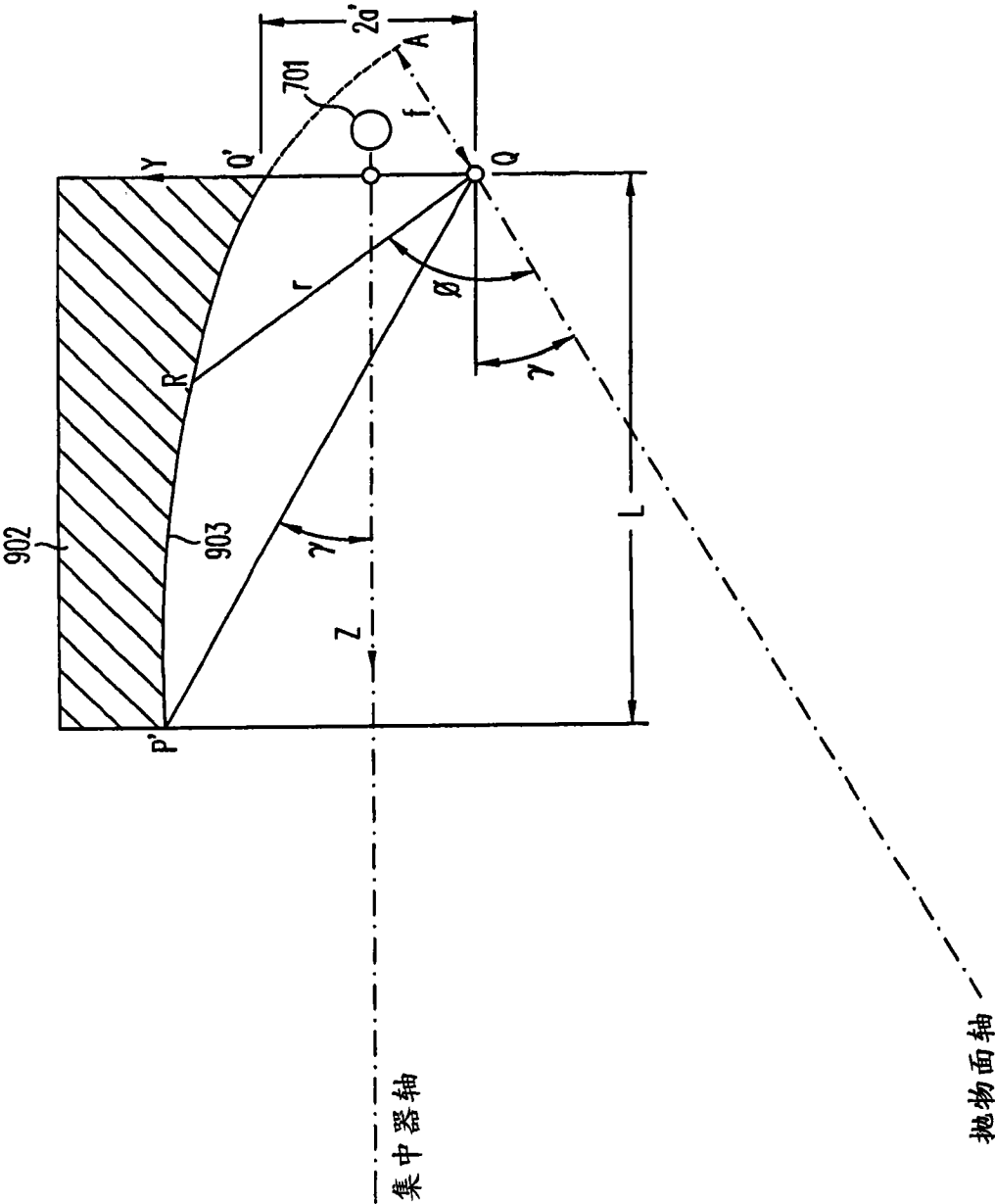


图 10

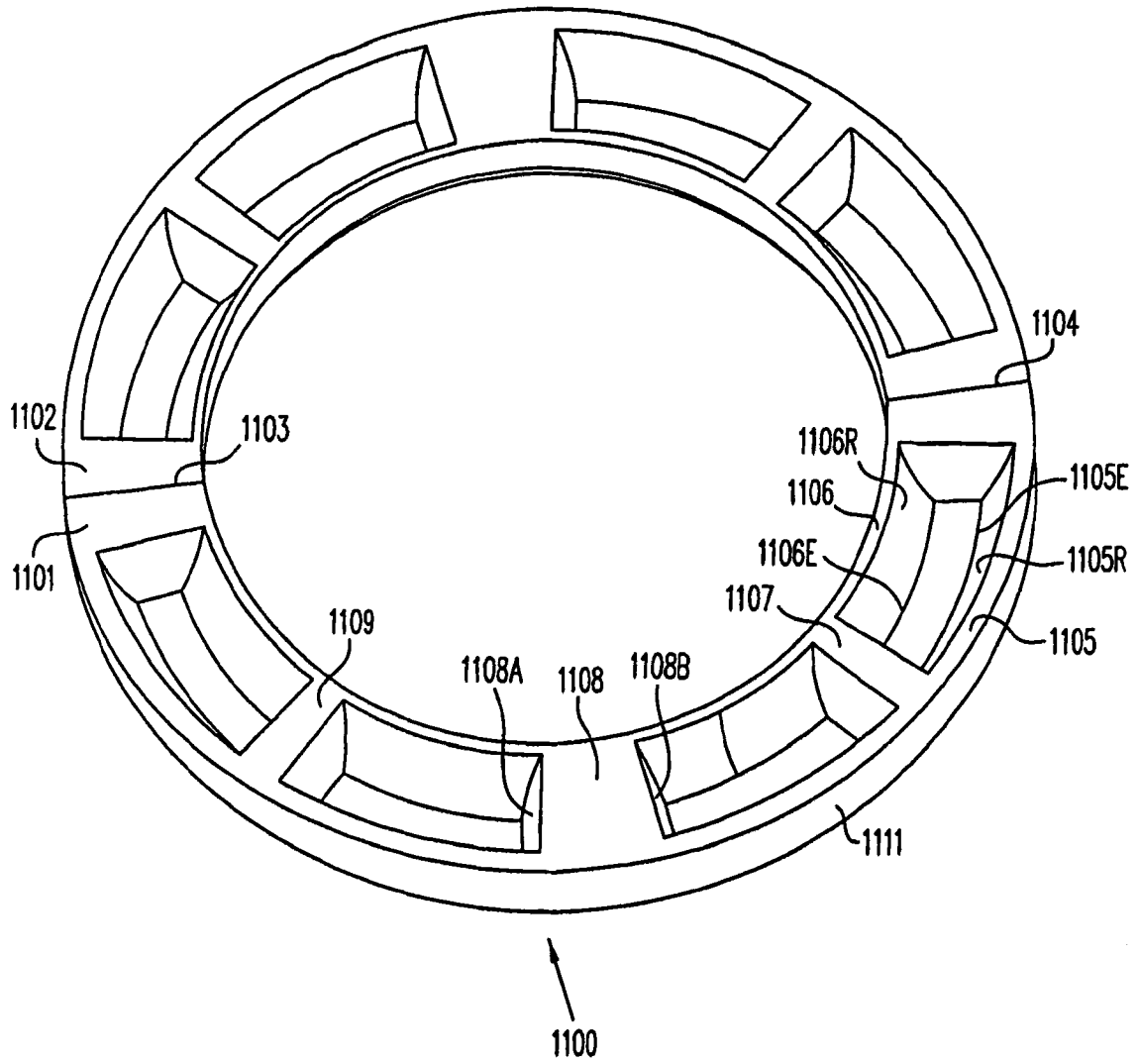


图 11

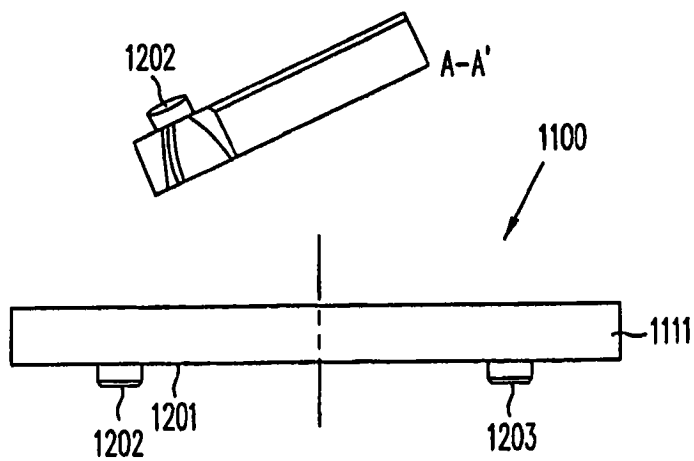


图 12B

图 12A

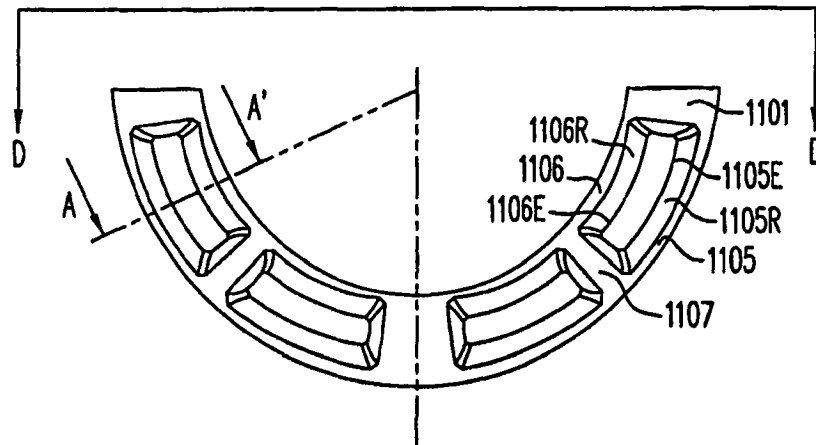


图 12C

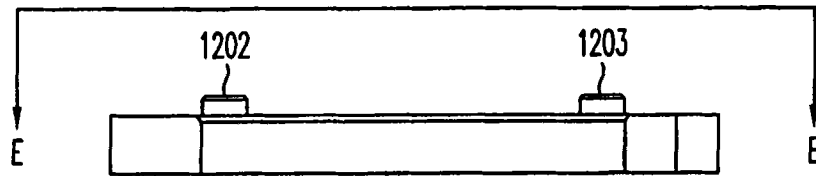


图 12D

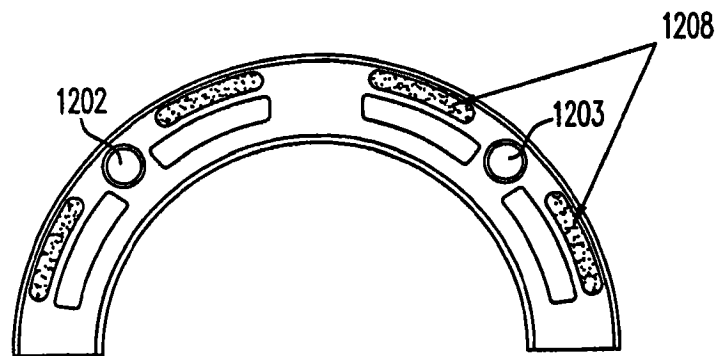


图 12E

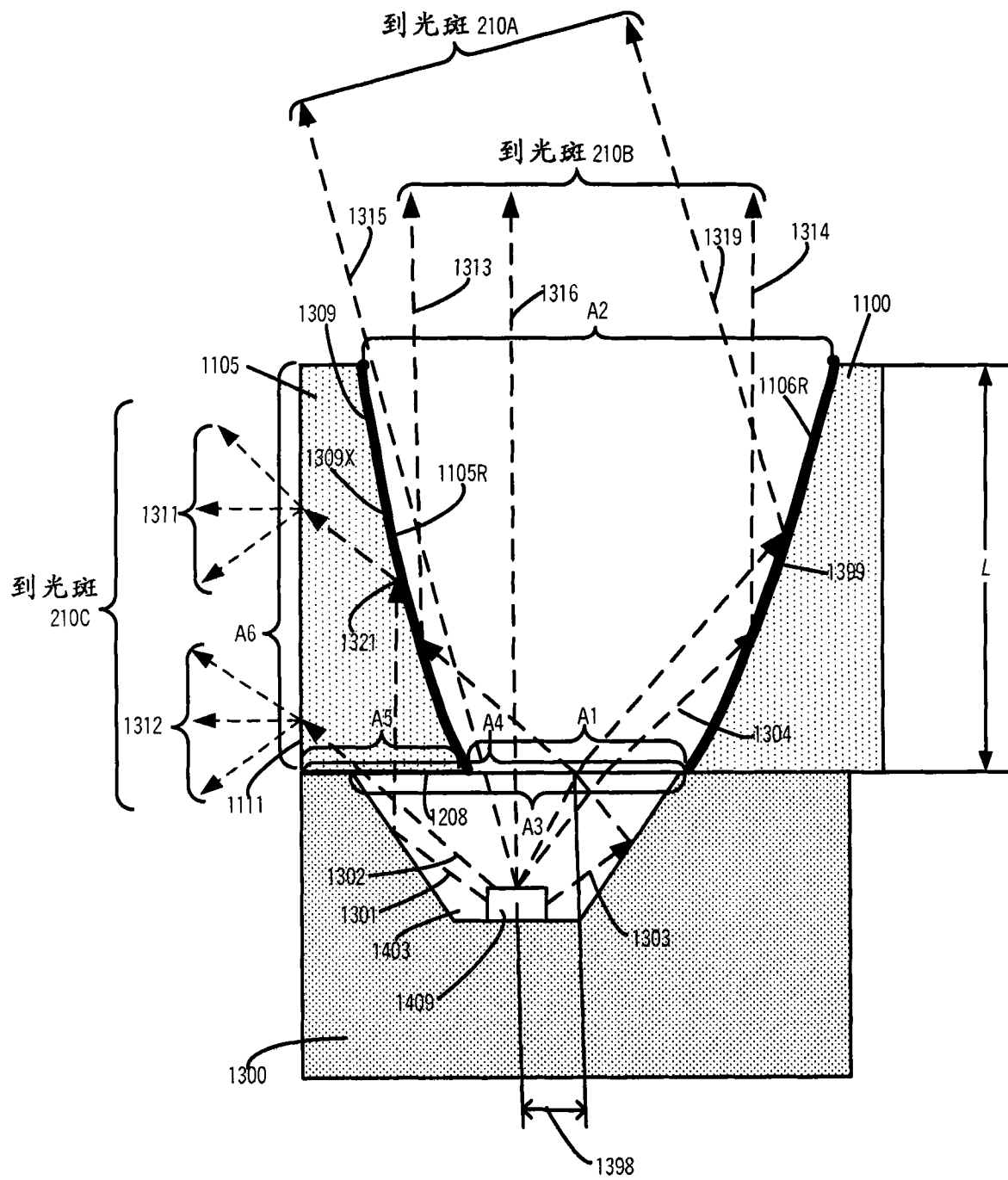


图 13

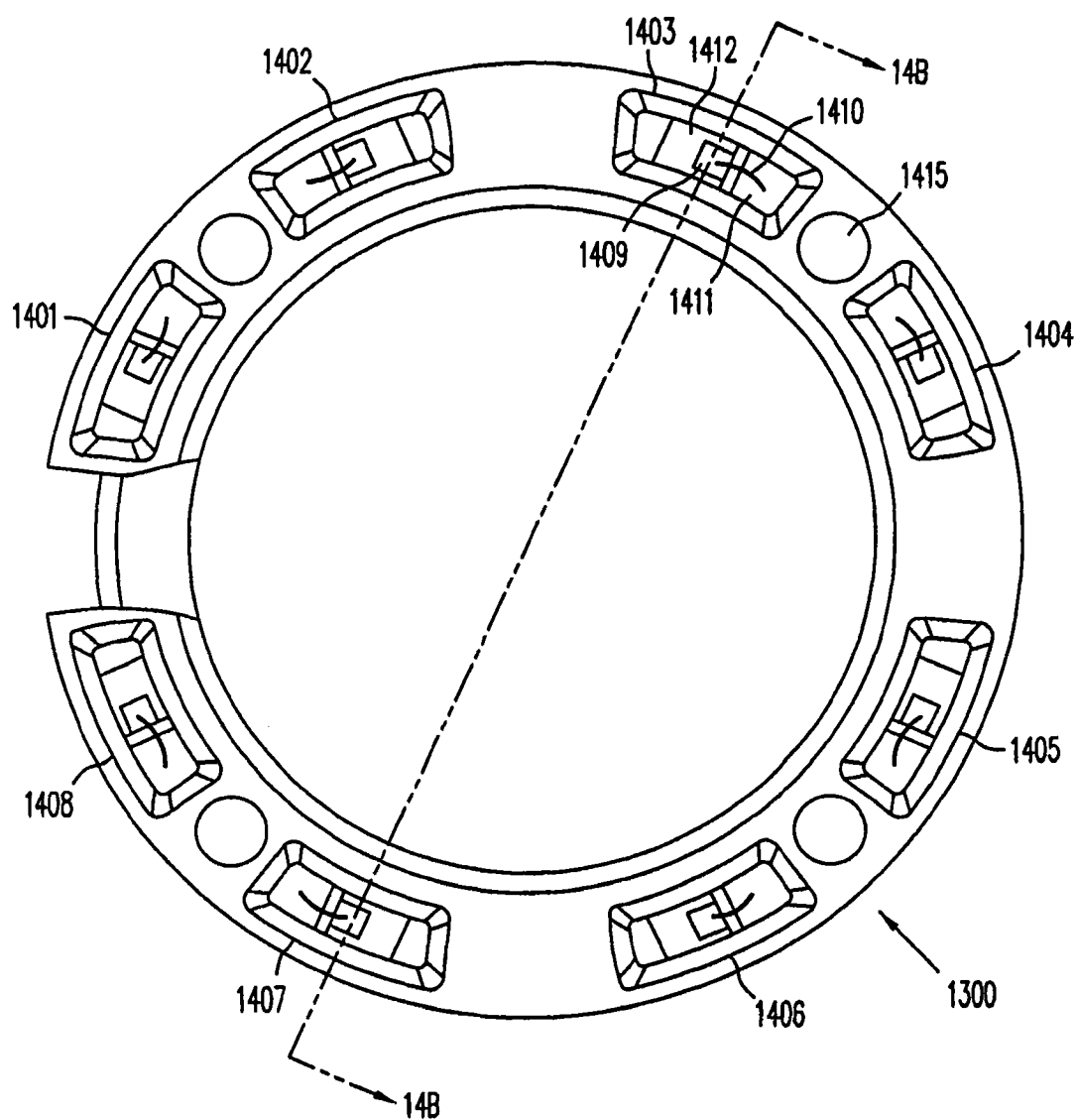


图 14A

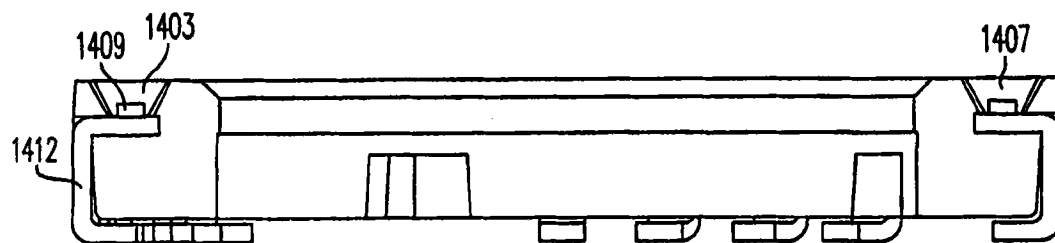


图 14B

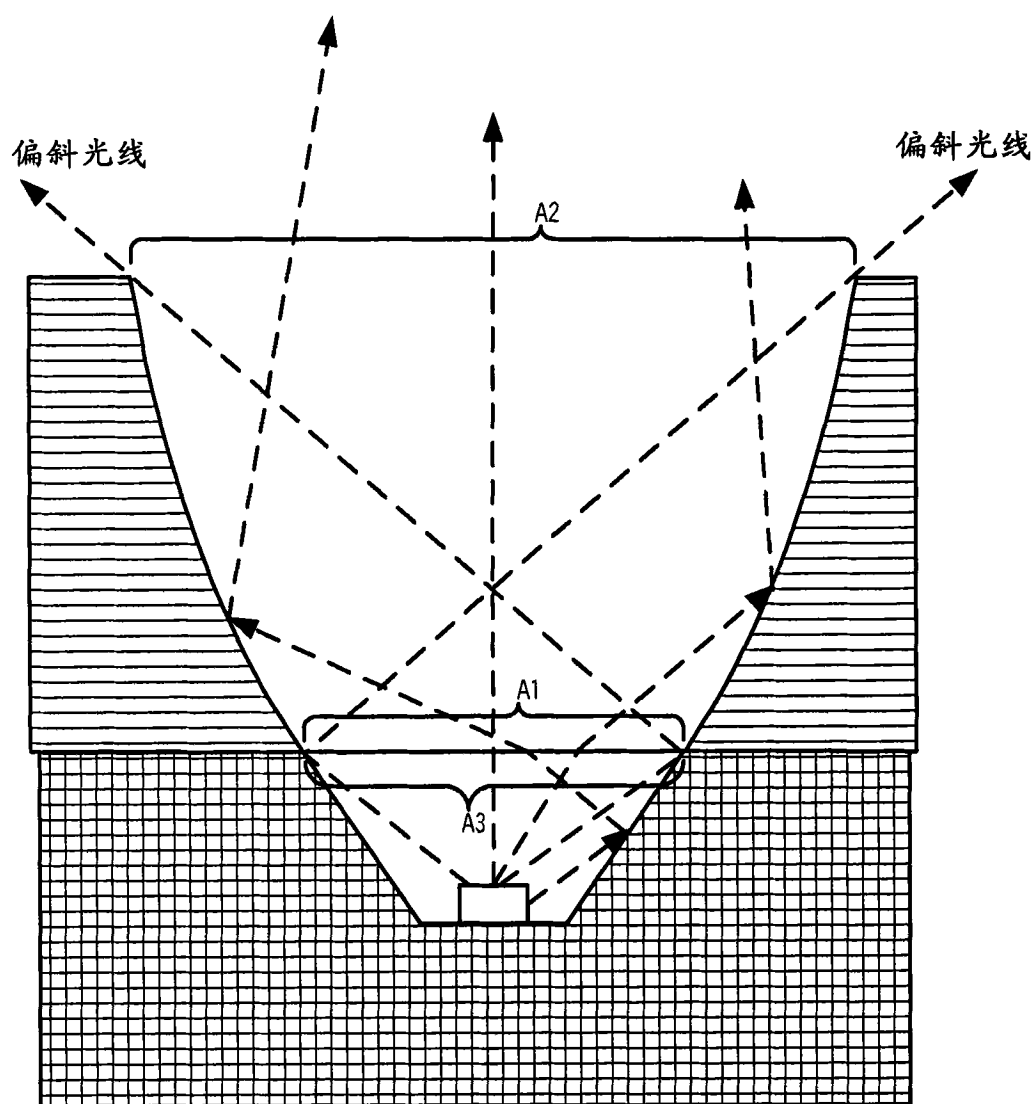


图 15

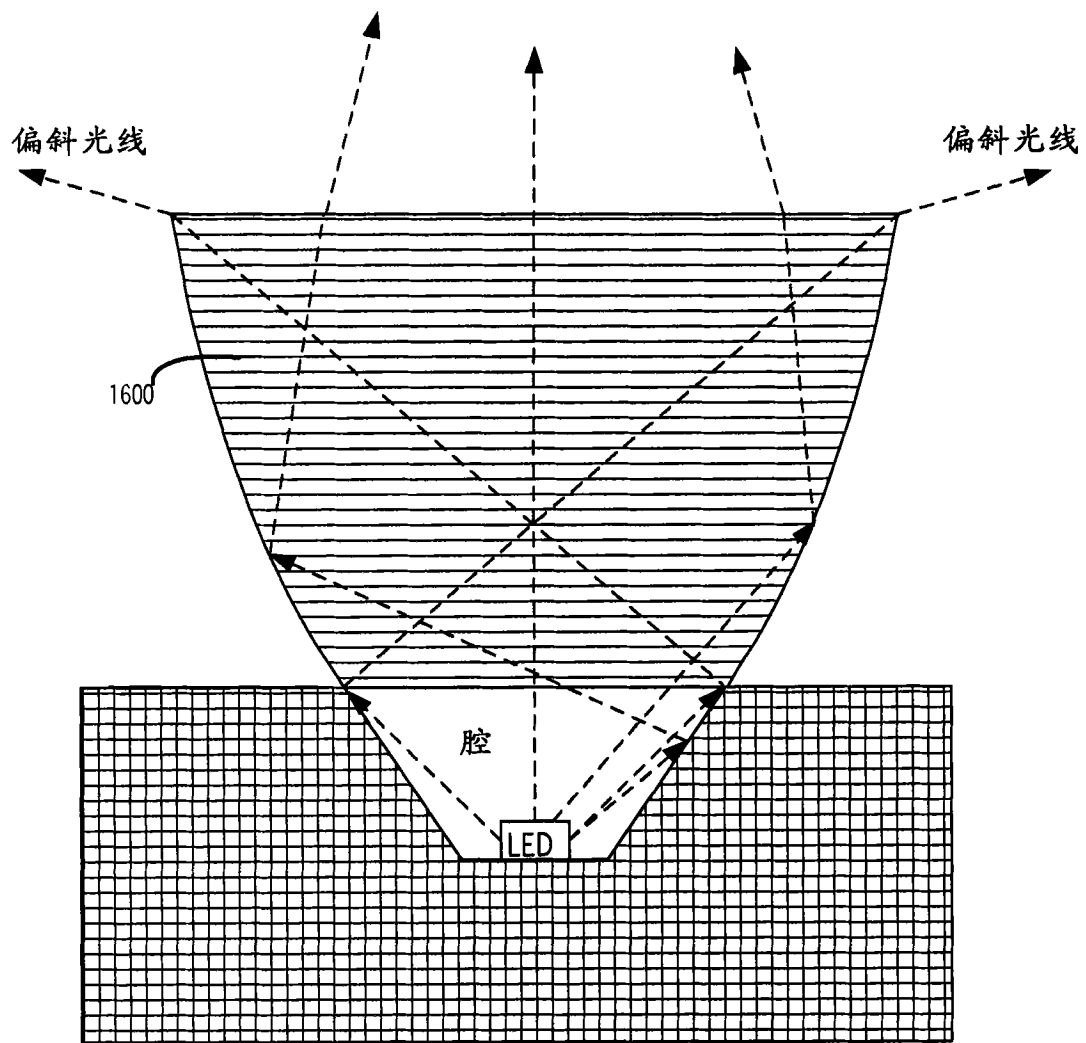


图 16

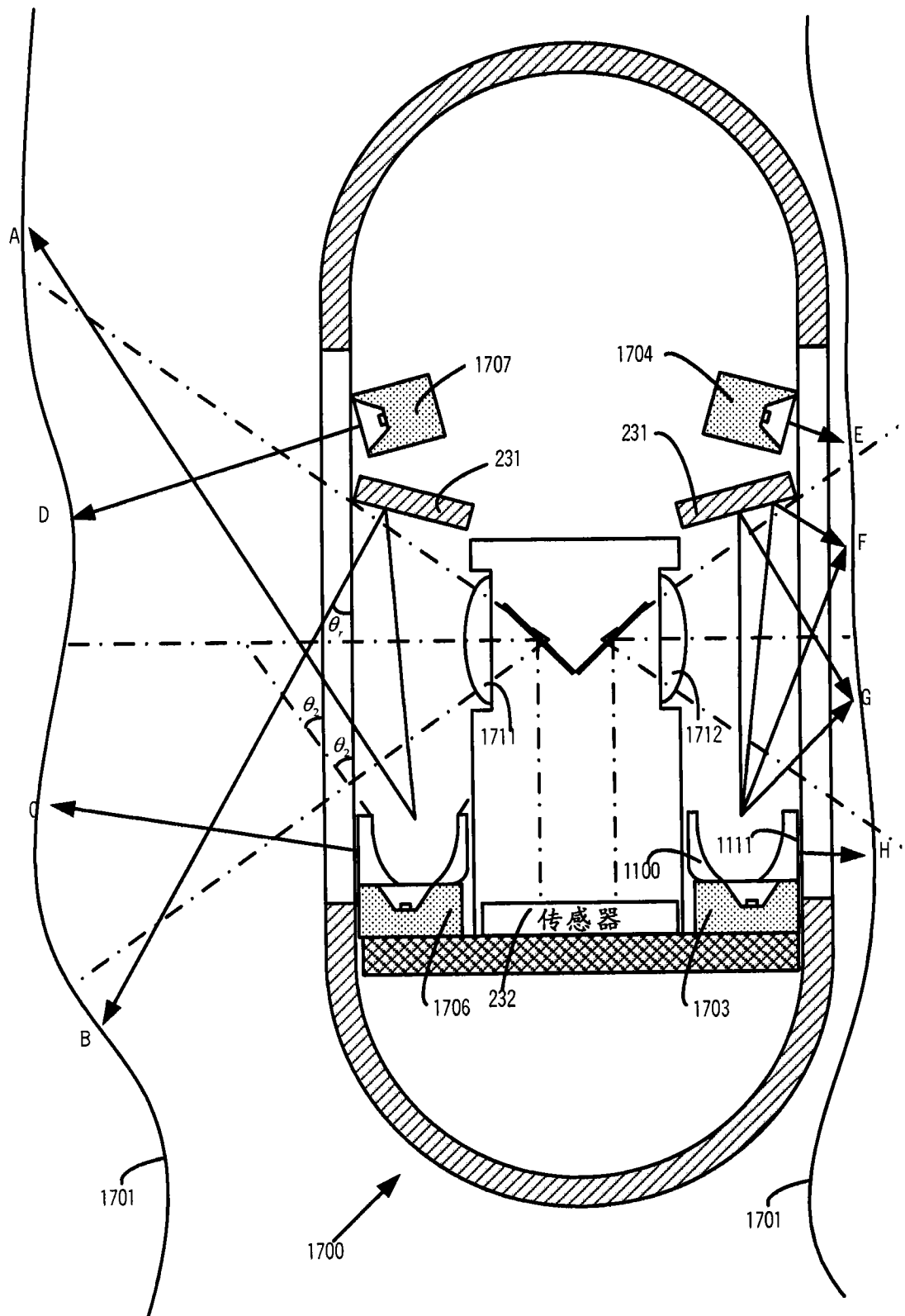


图 17

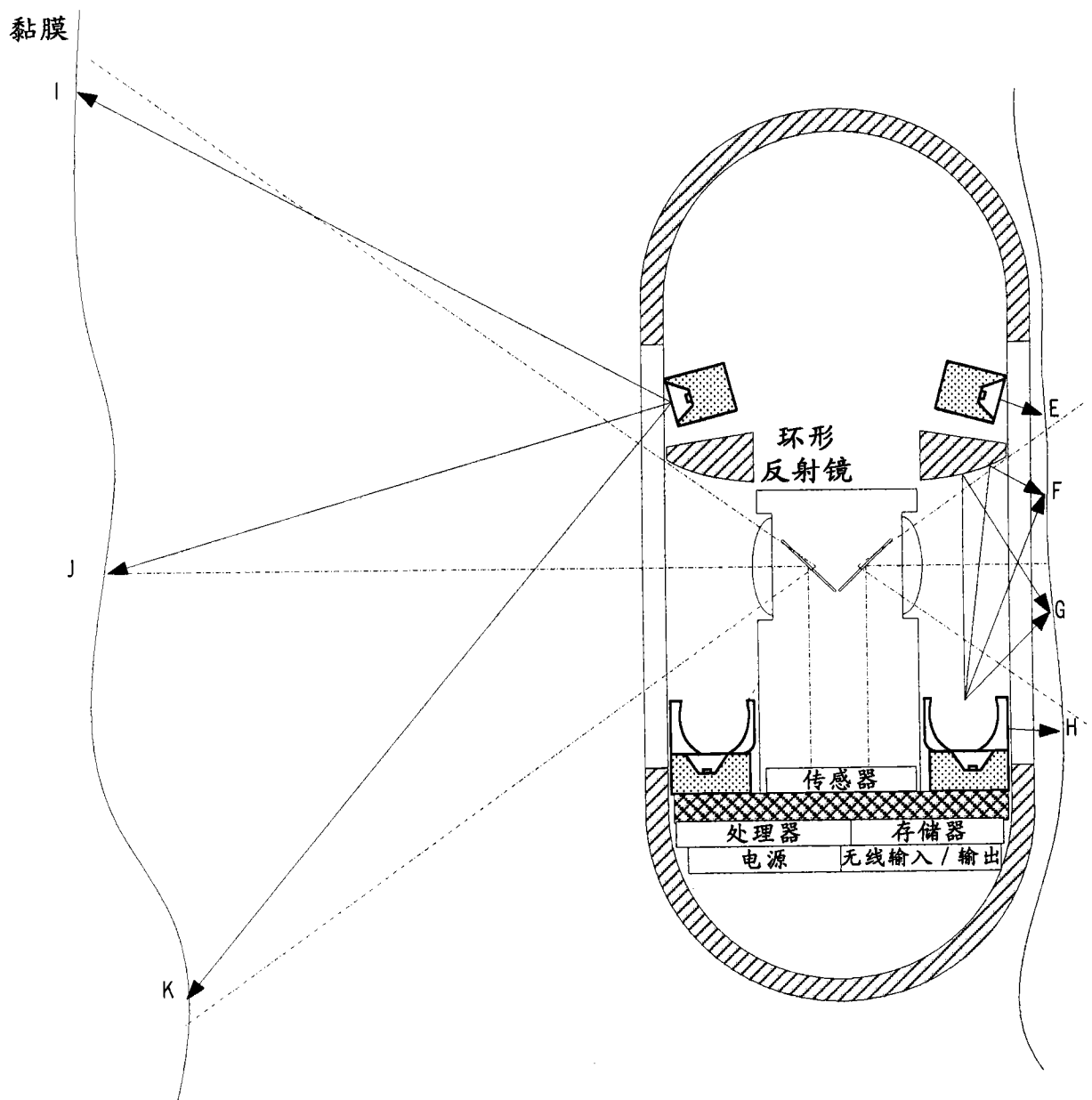


图 18

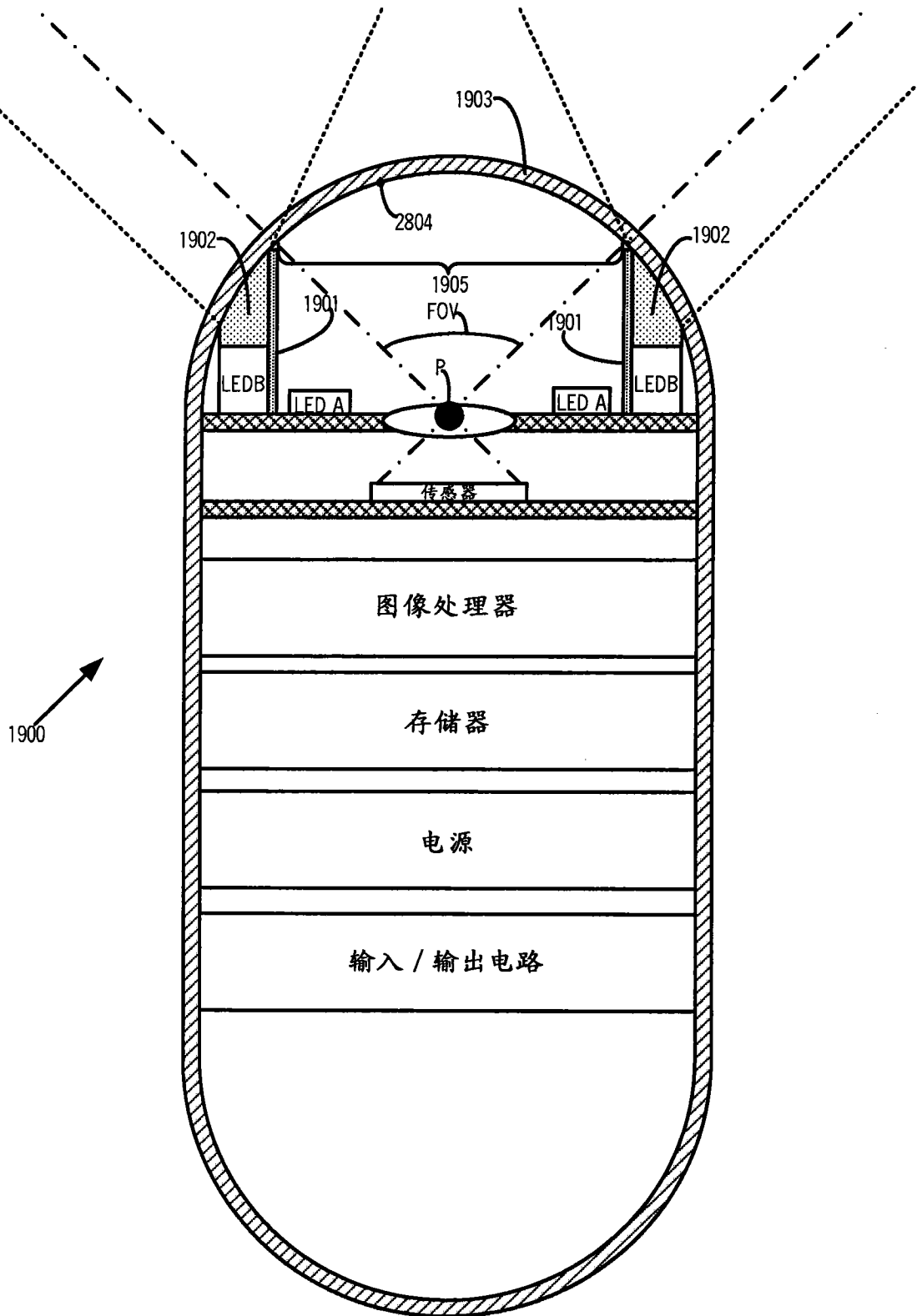


图 19

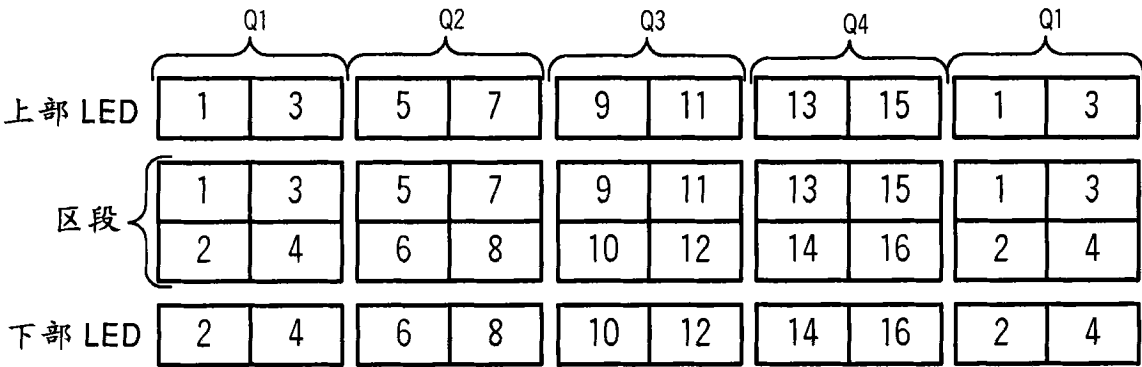


图 20

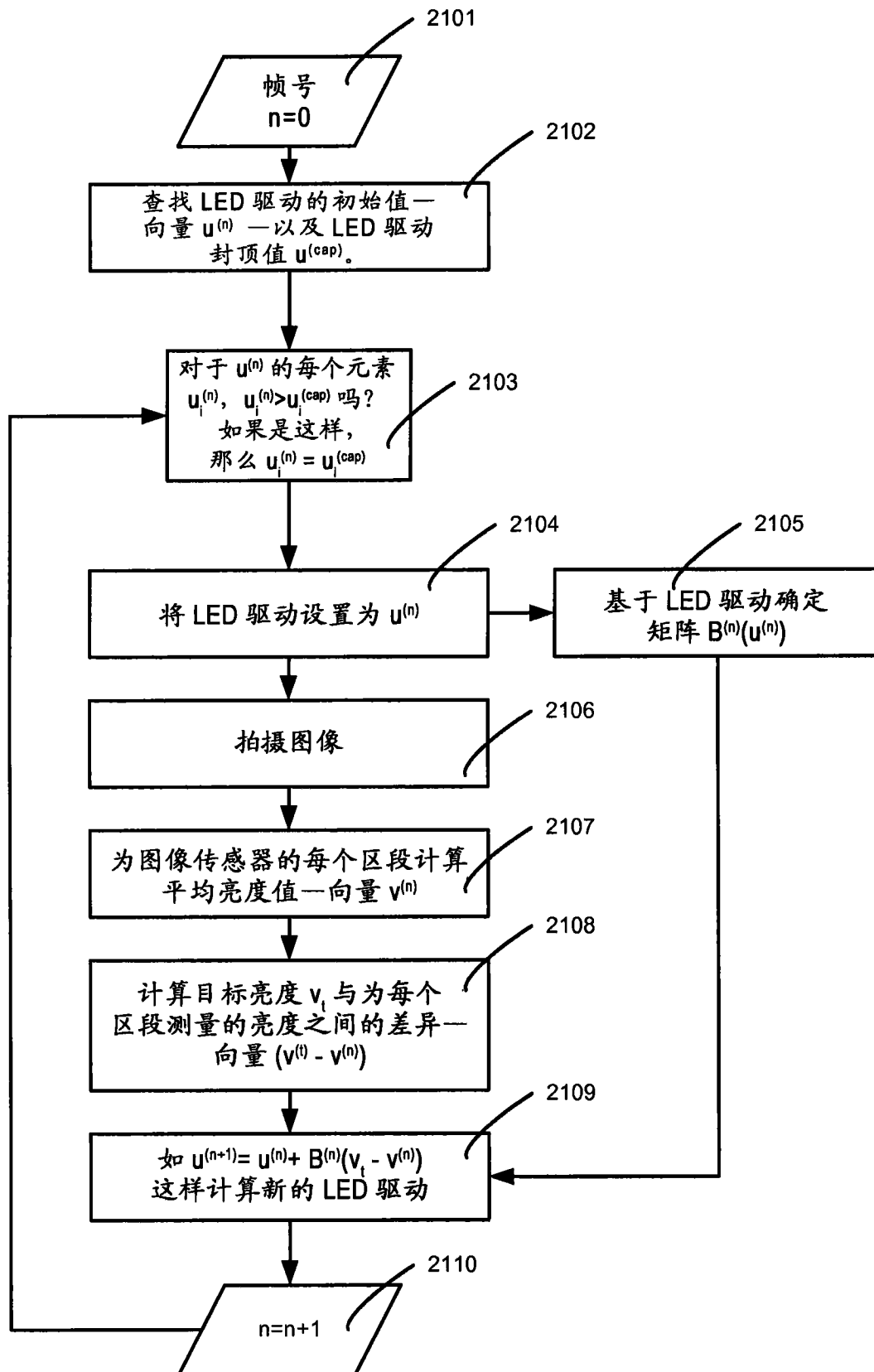


图 21

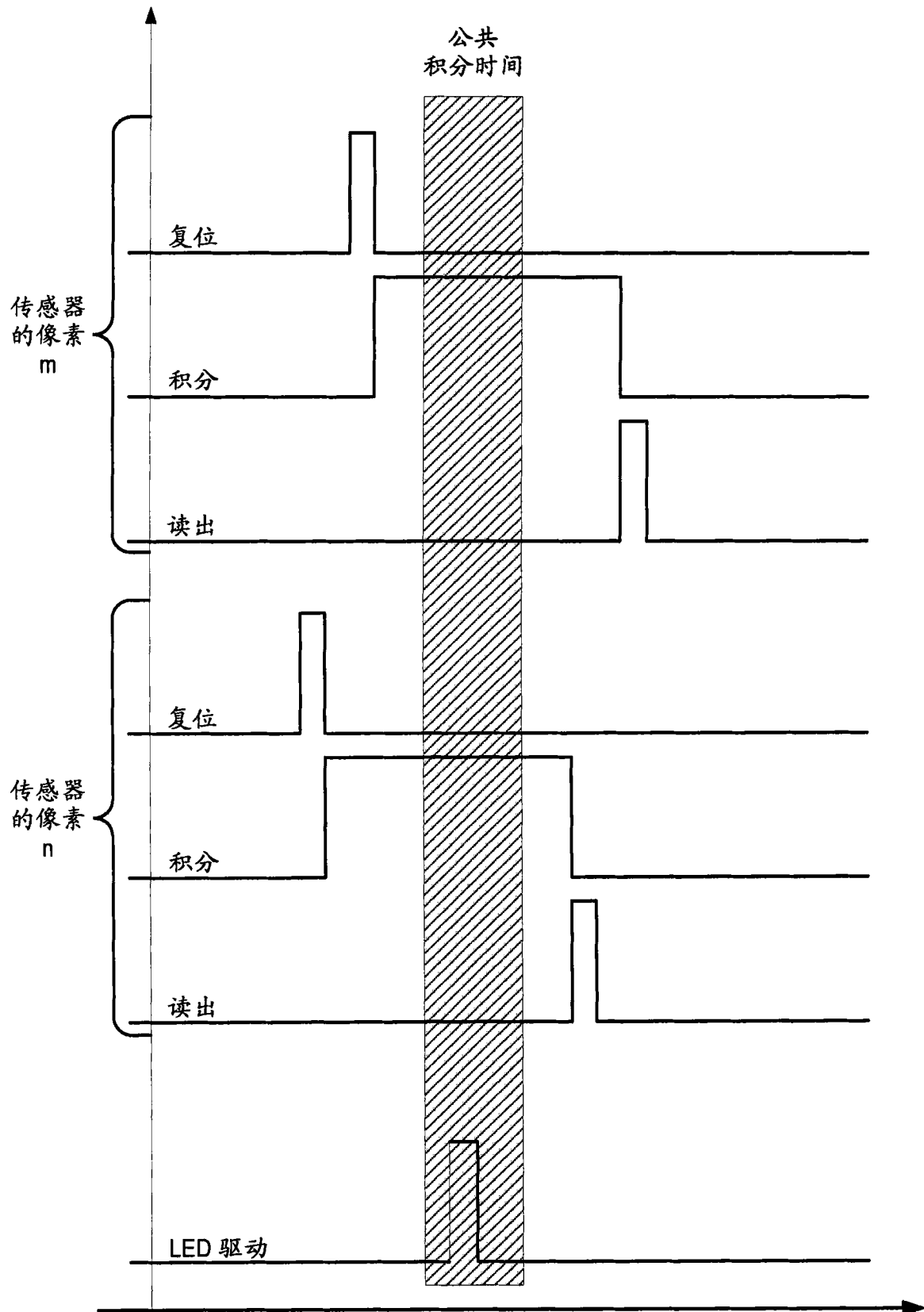


图 22

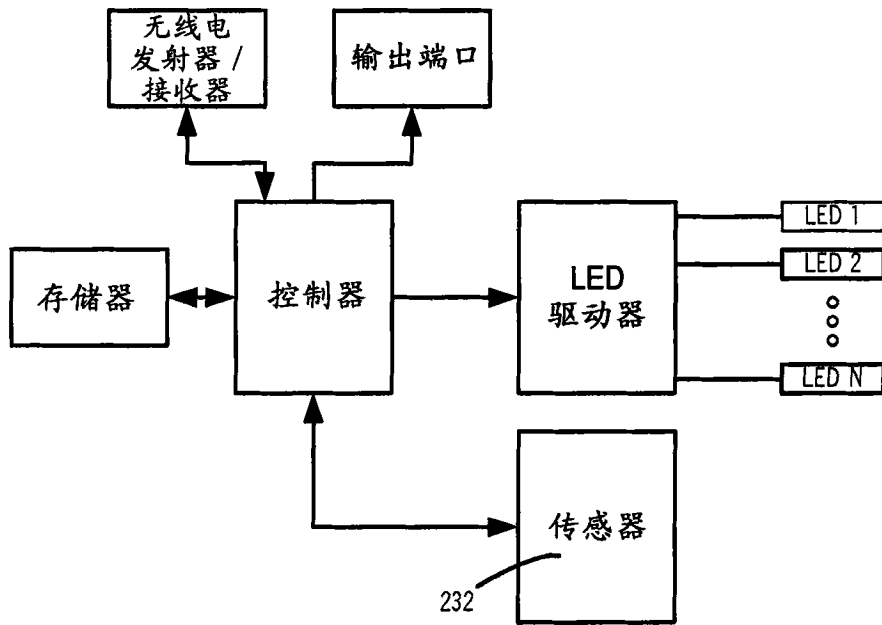


图 23

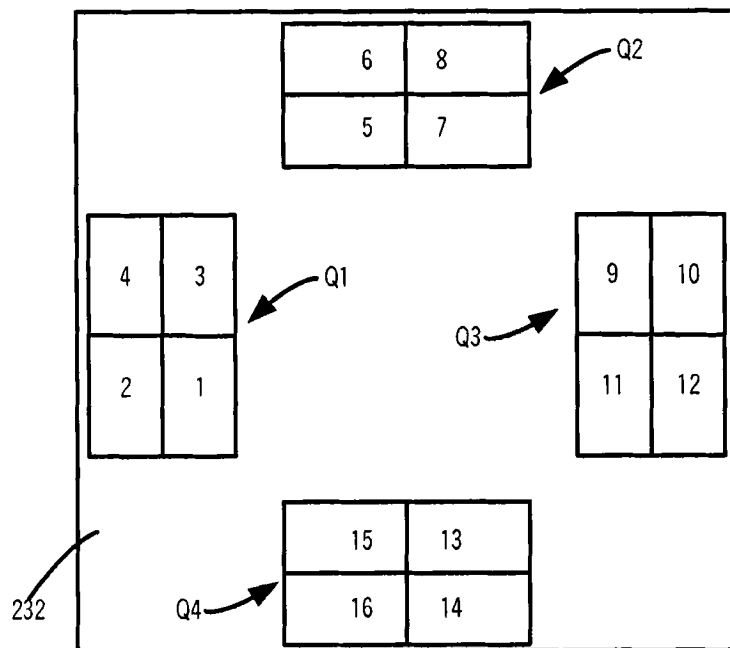


图 24

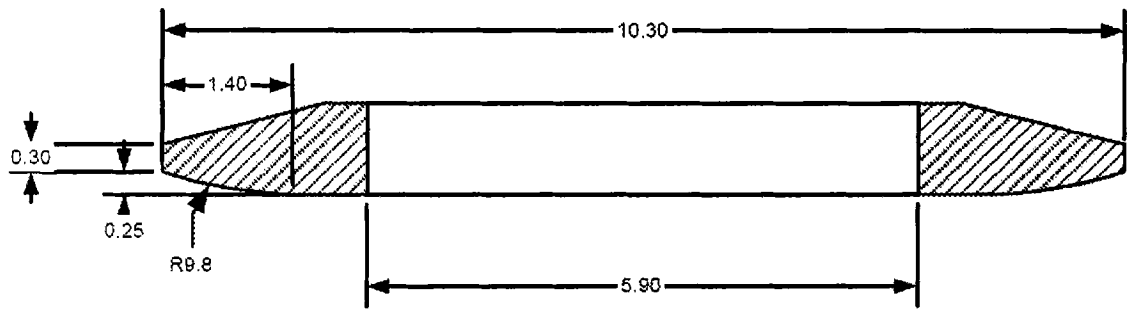


图 25

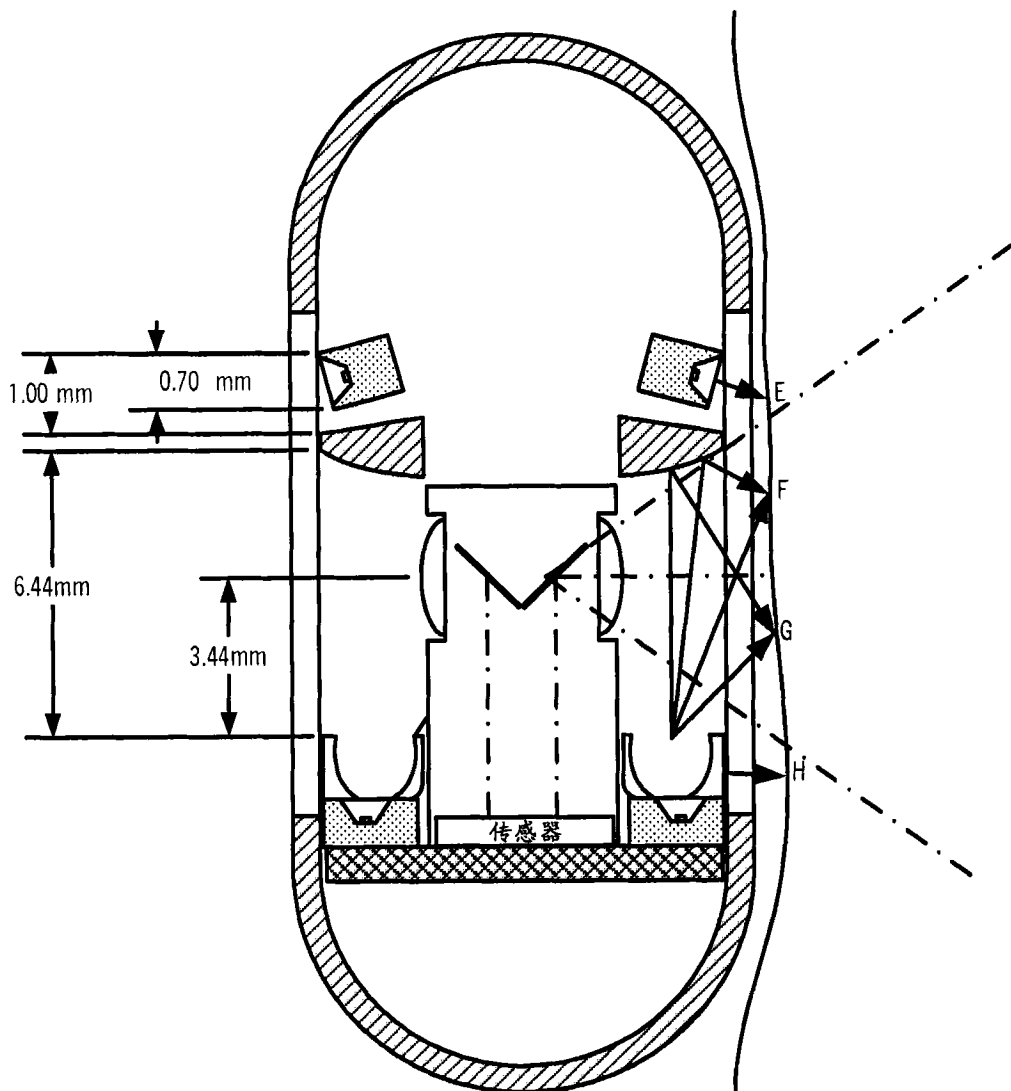


图 26

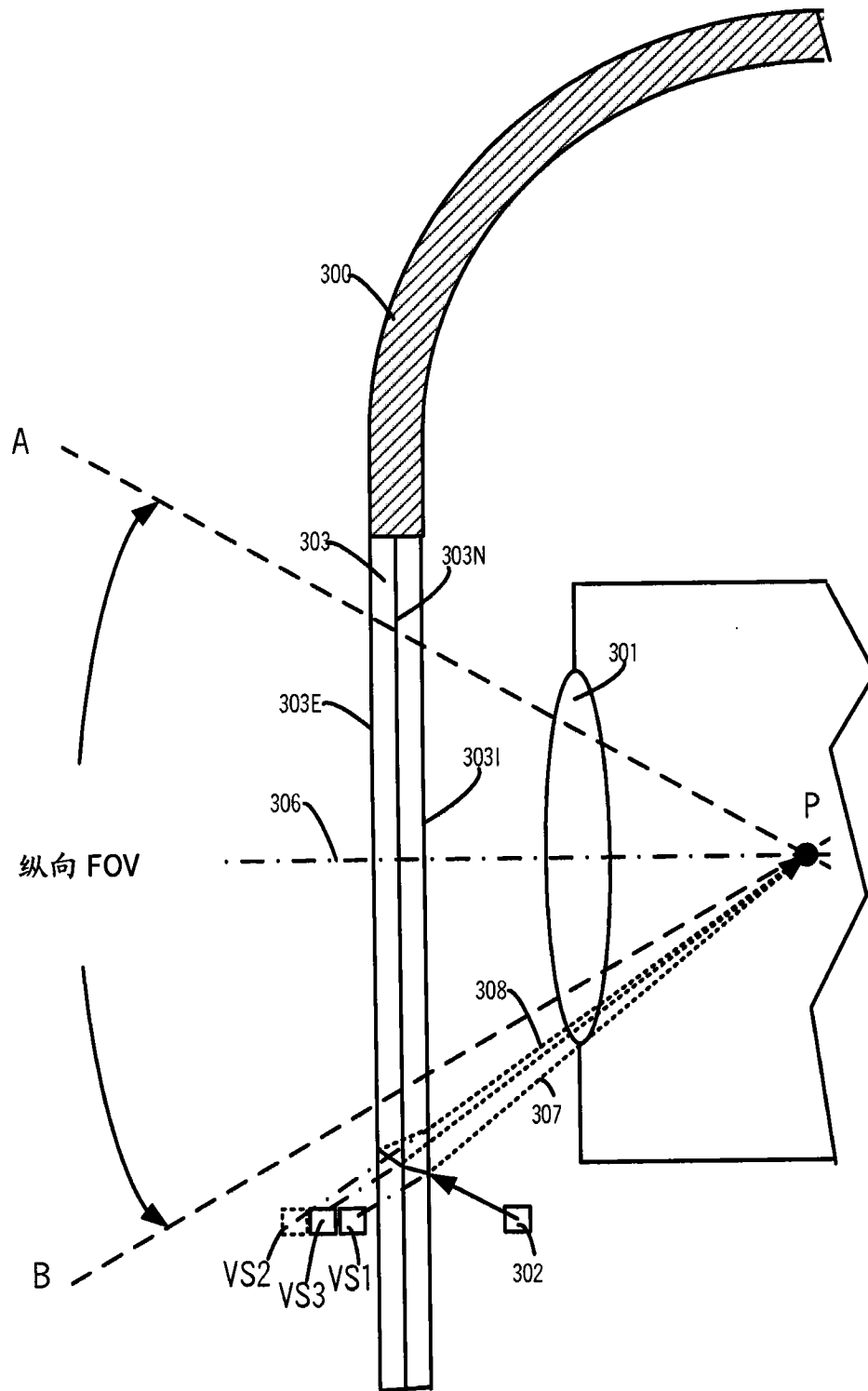


图 27

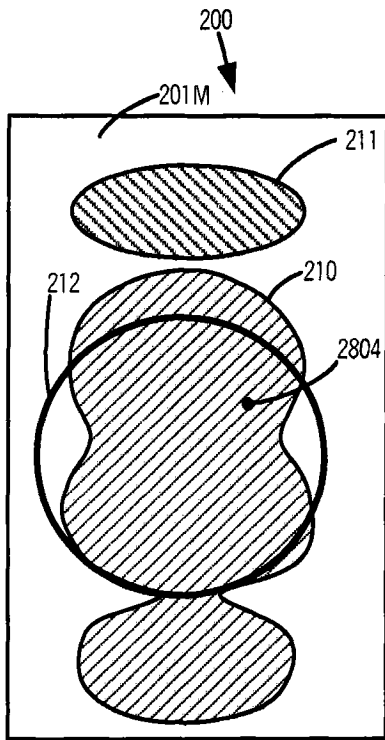


图 28A

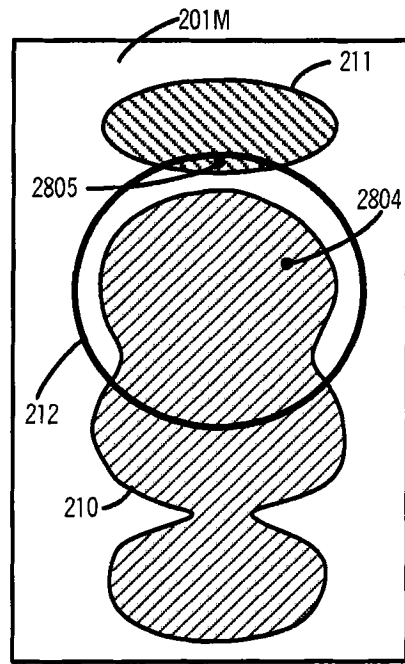


图 28B

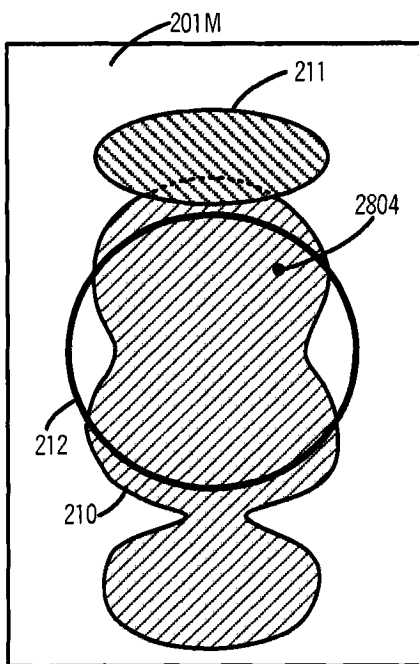


图 28C

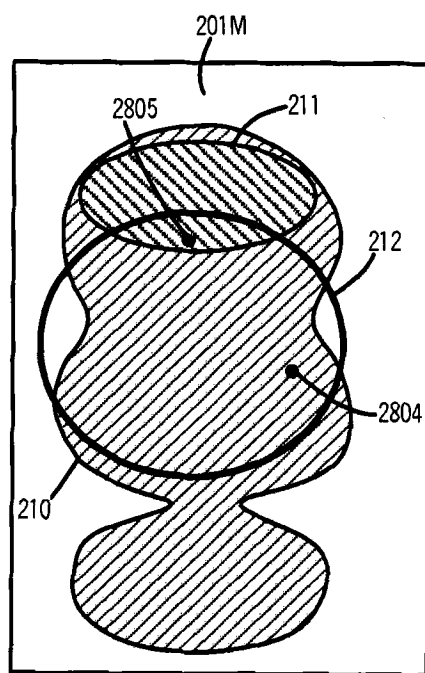


图 28D

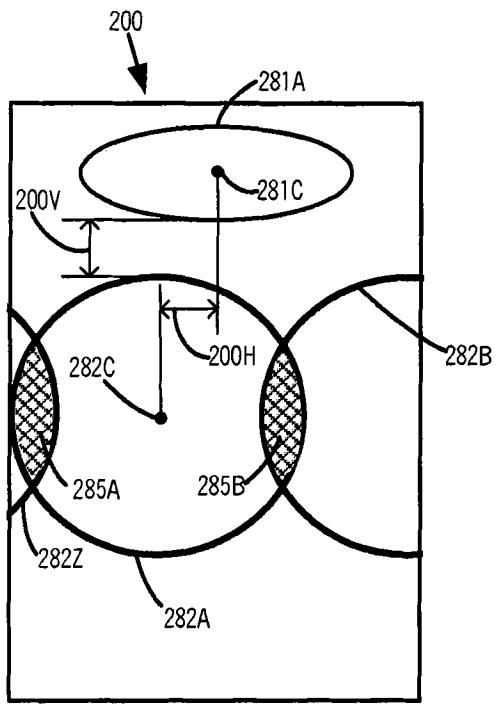


图 28E

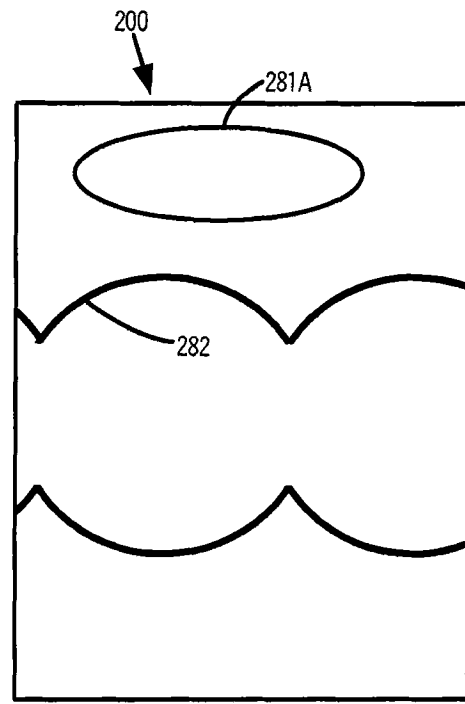


图 28F

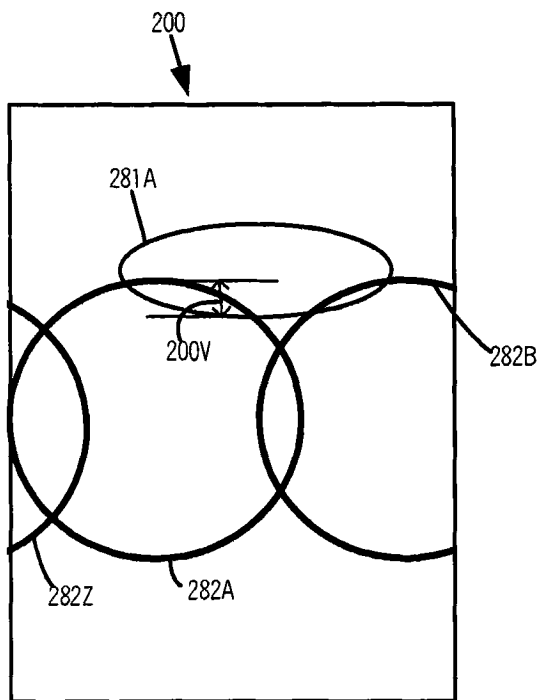


图 28G

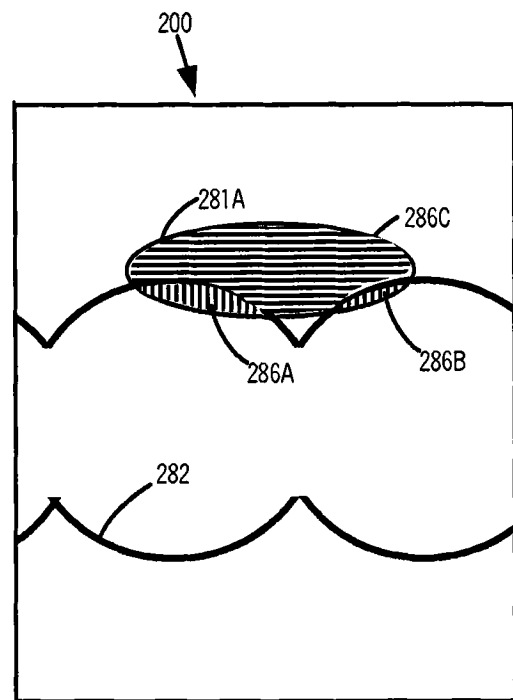


图 28H

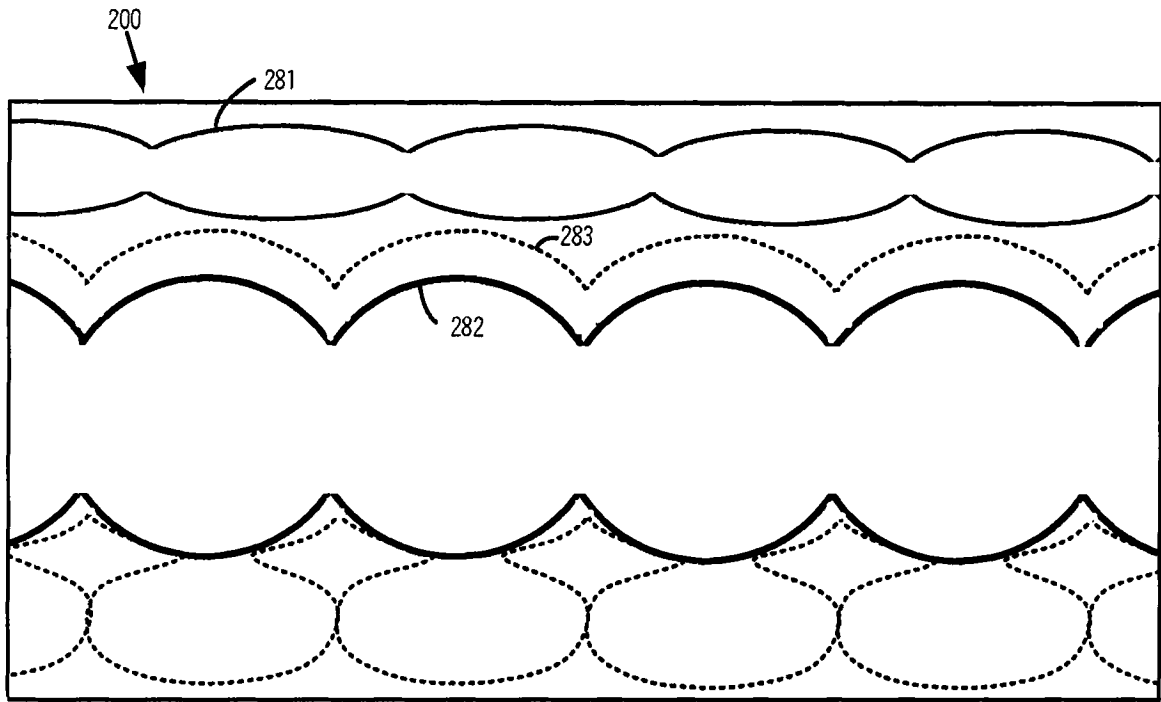


图 28I

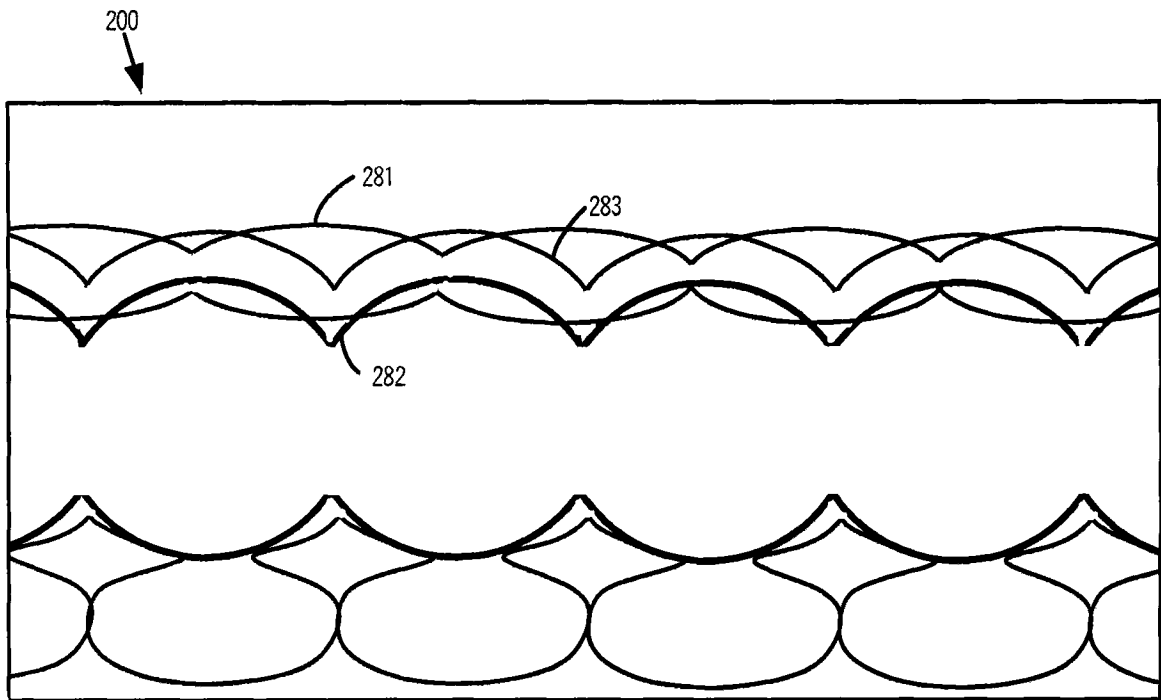


图 28J

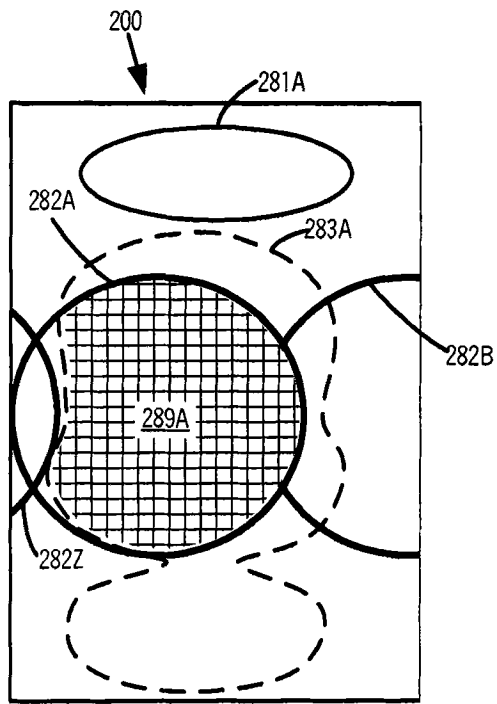


图 28K

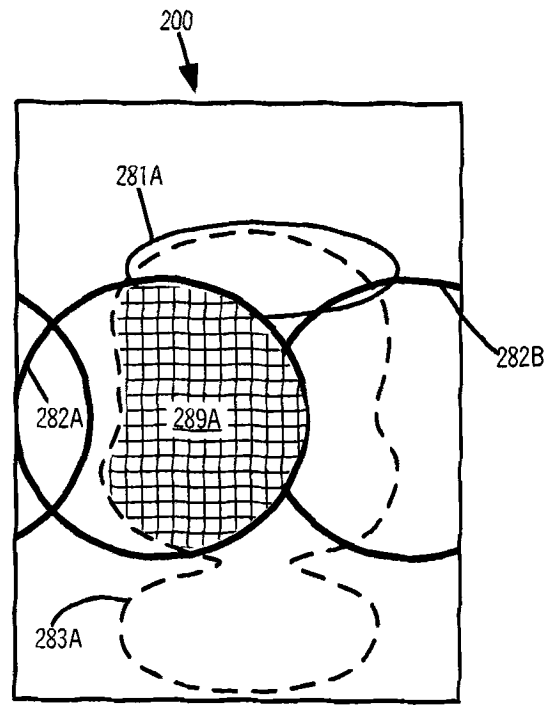


图 28L

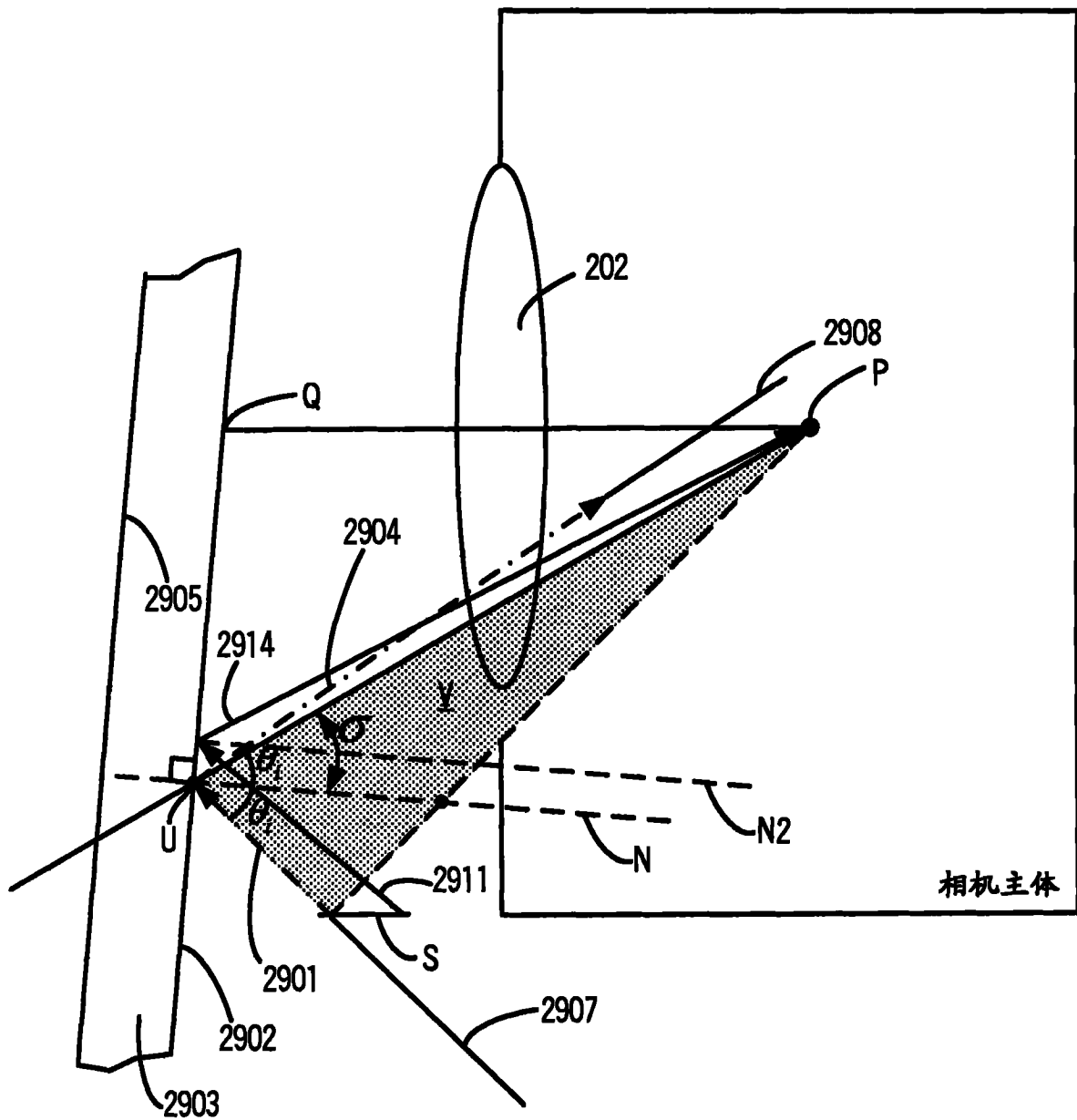


图 29A

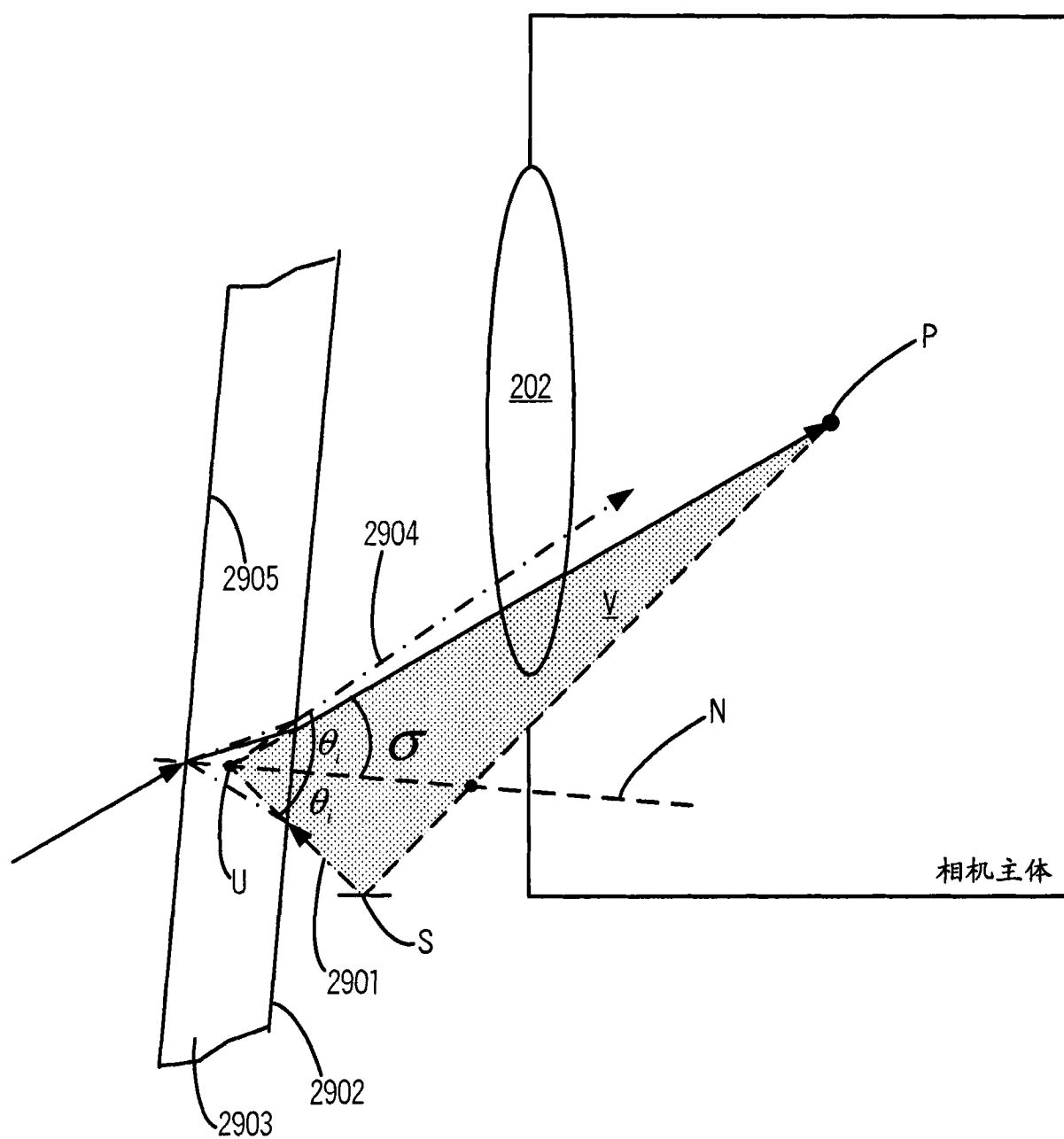


图 29B

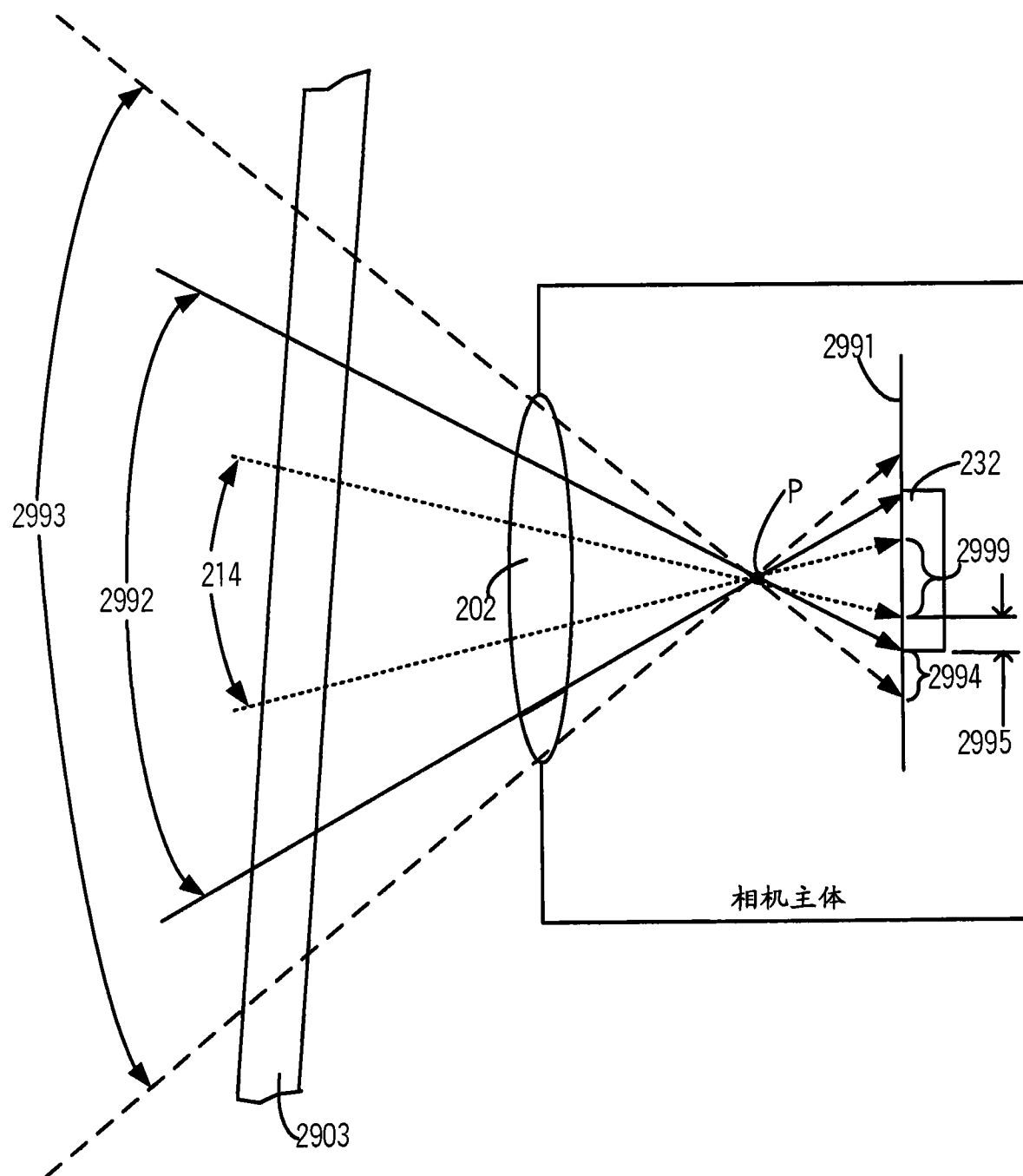


图 29C

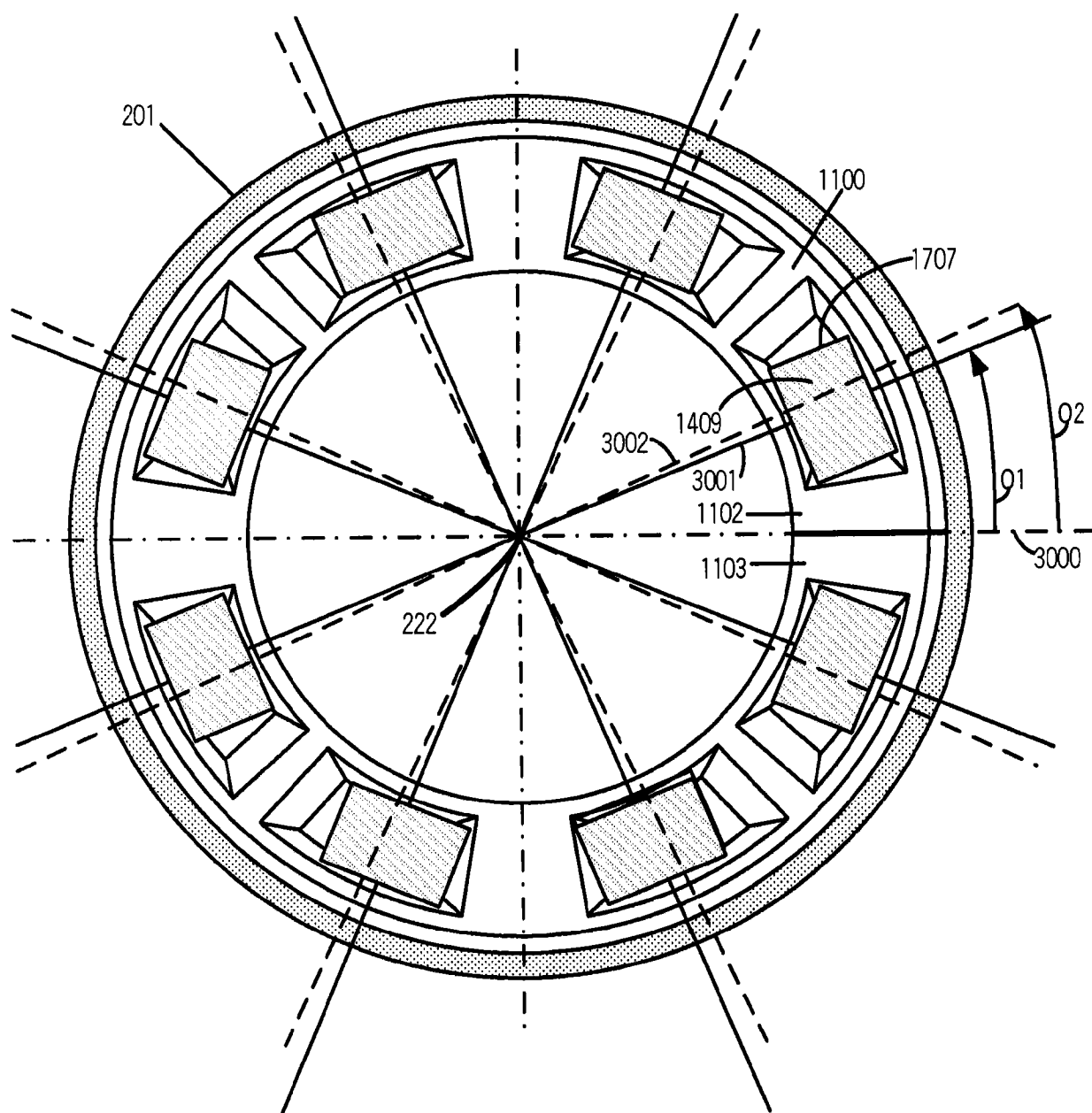


图 30

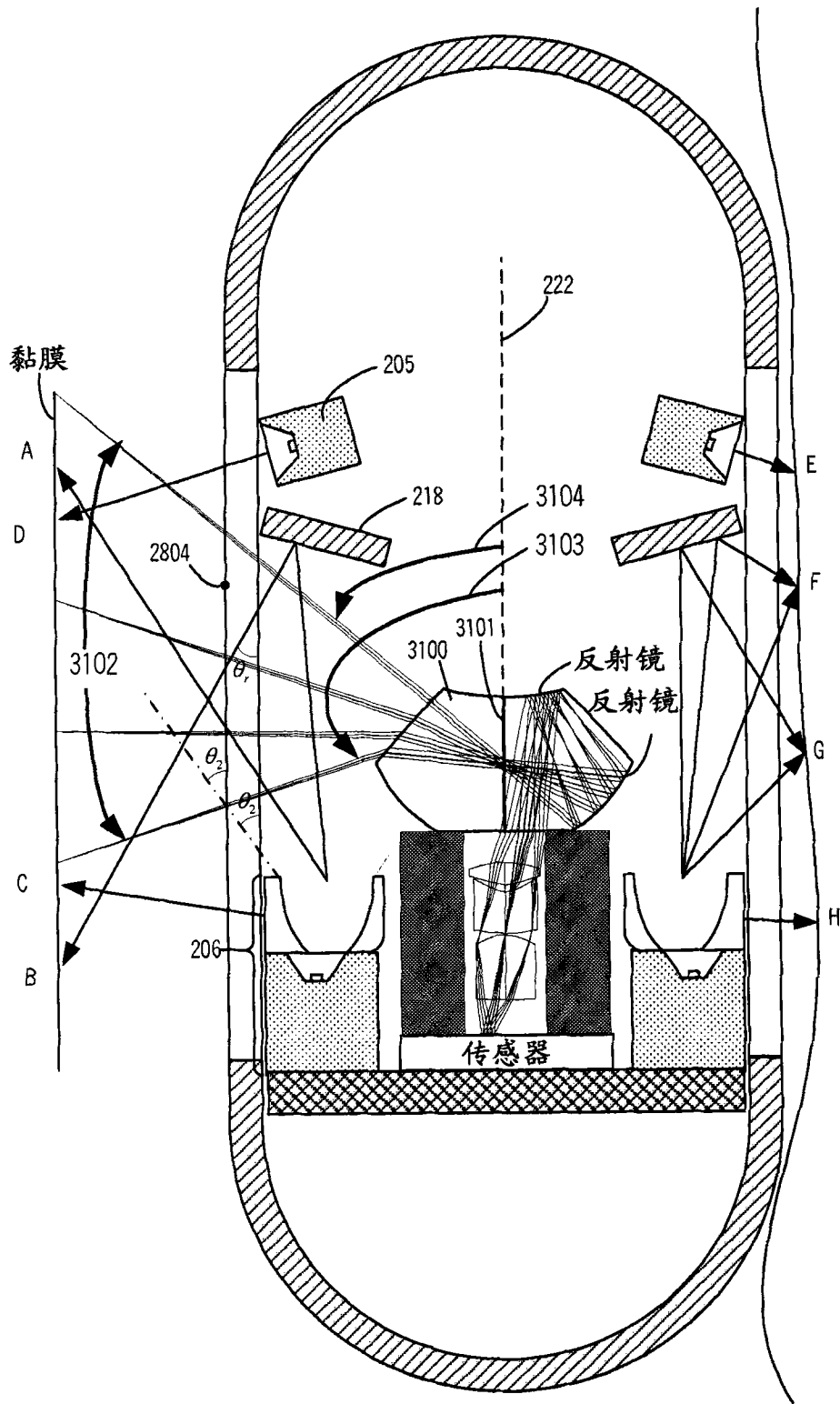


图 31

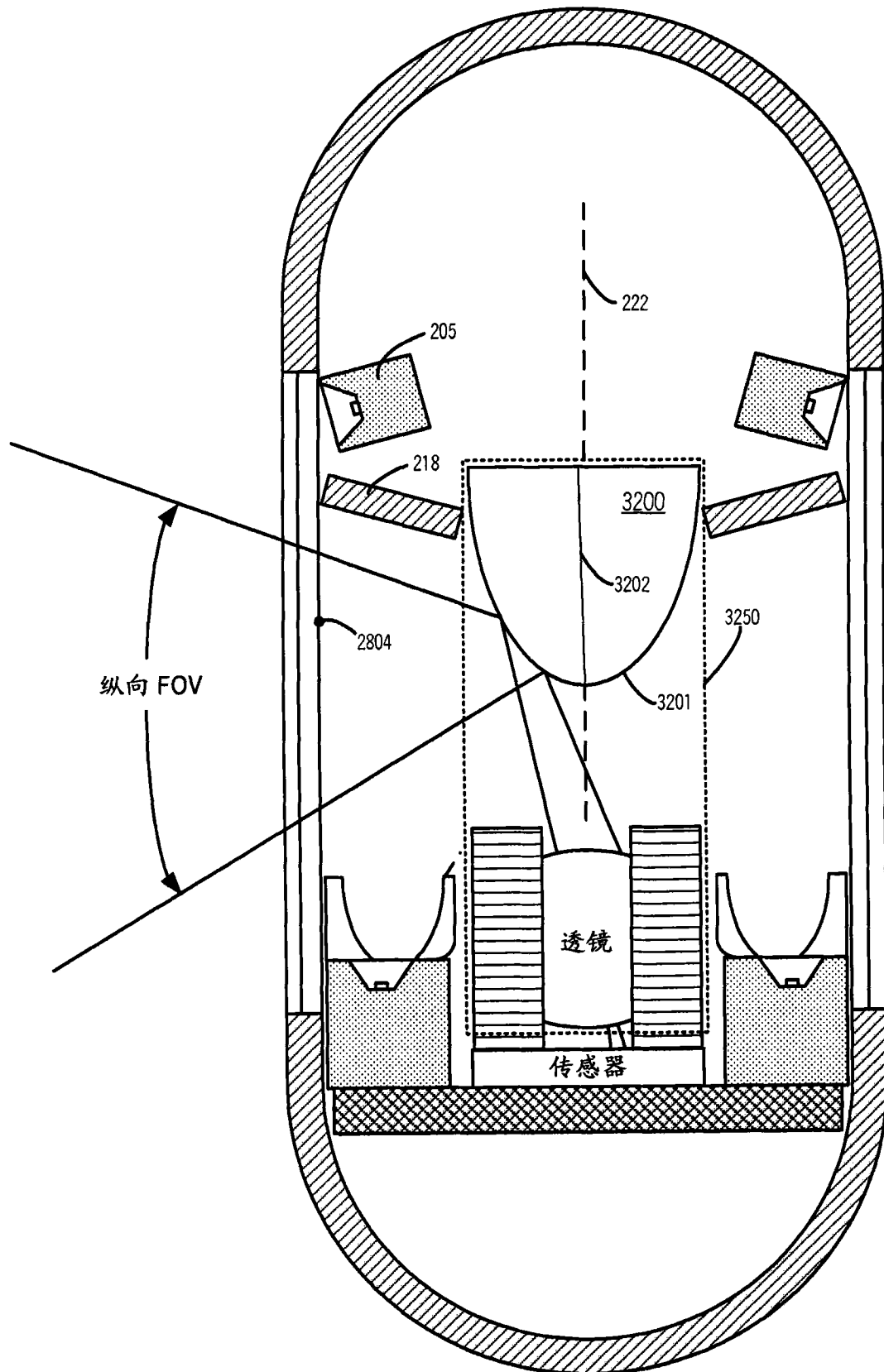


图 32

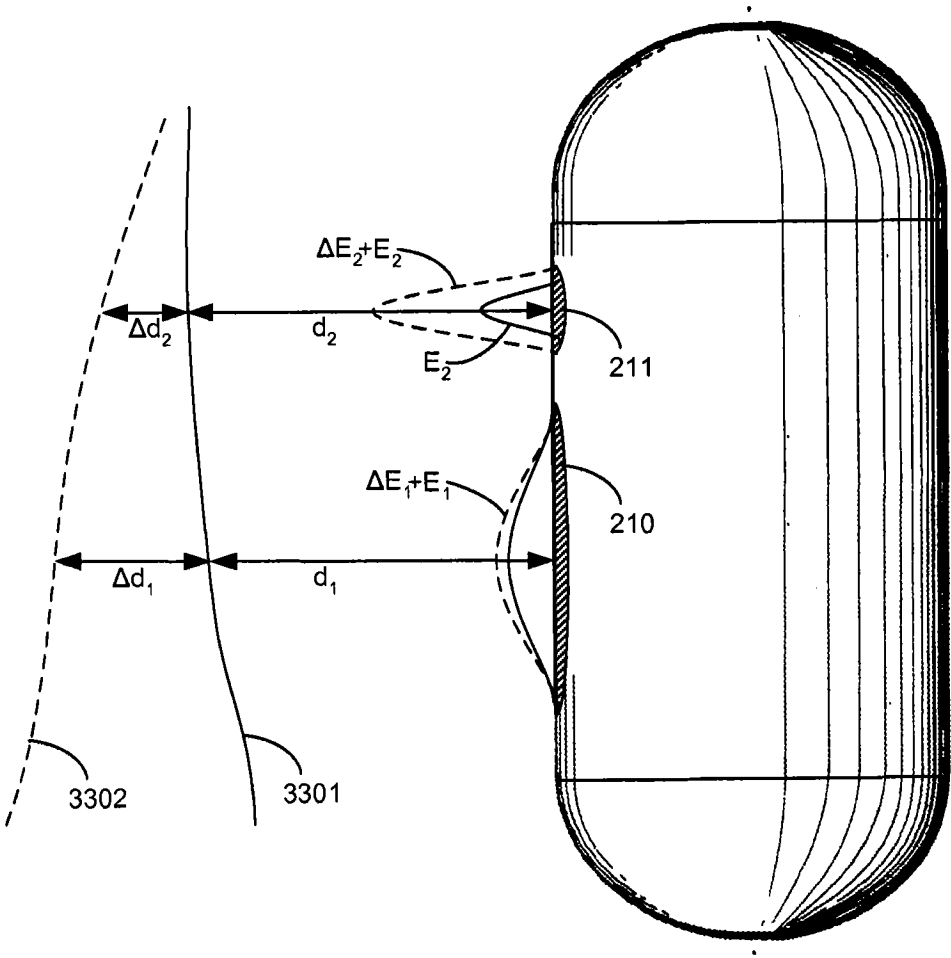


图 33

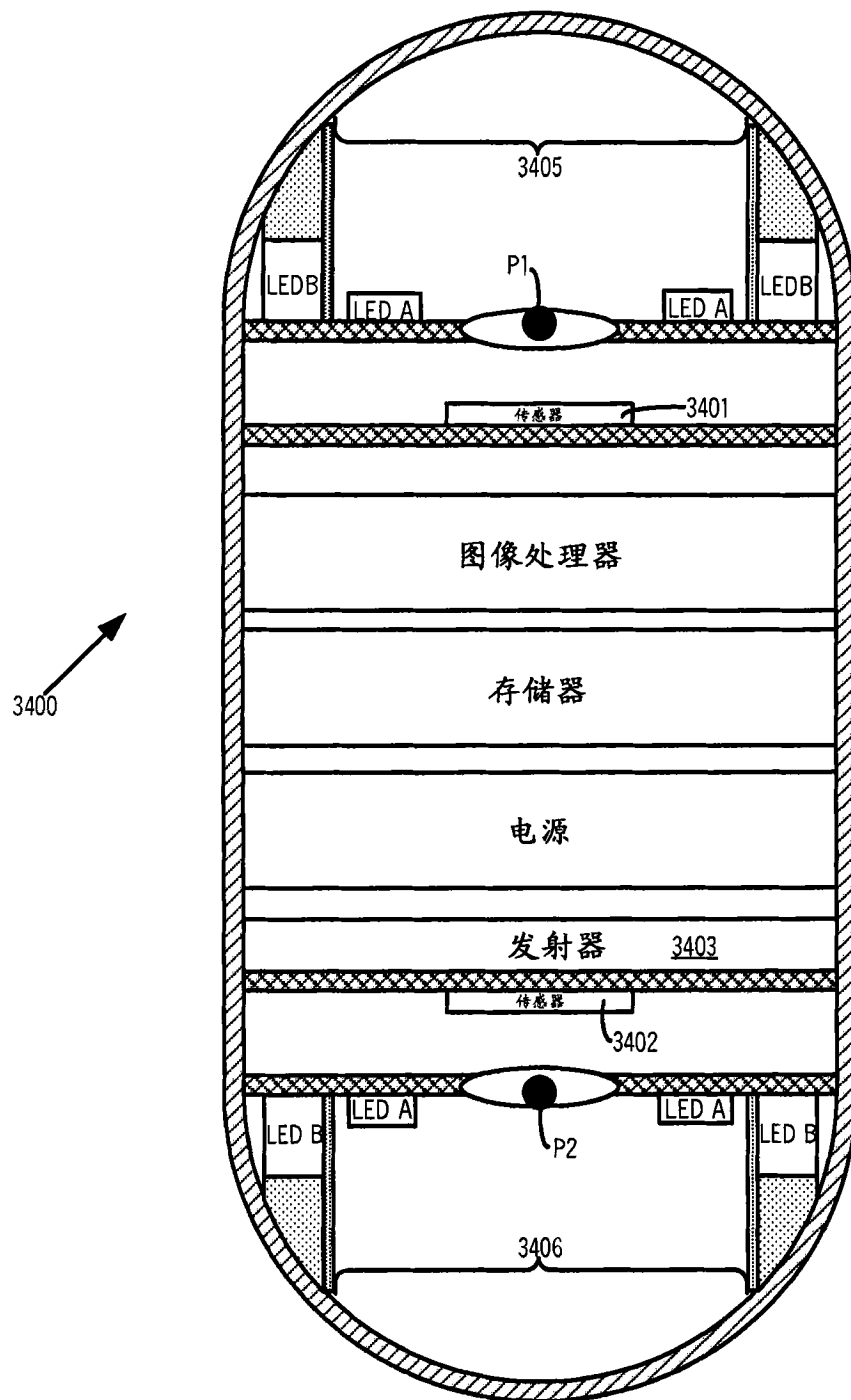


图 34

专利名称(译)	具有用以照明处于不同距离上的组织的多个源的体内相机		
公开(公告)号	CN102046065B	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	CN200980120587.7	申请日	2009-06-01
[标]发明人	GC威尔森		
发明人	G·C·威尔森		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00177 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/00016 A61B1/041 A61B1/0607 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00032 A61B1/00114 A61B1/0623		
代理人(译)	王茂华		
审查员(译)	何琛		
优先权	12/475435 2009-05-29 US 61/060068 2008-06-09 US		
其他公开文献	CN102046065A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种使用多个源(205、206)来照明组织(241)的体内内窥镜(200)。来自短程源(206)的光通过与成像区域(212)重叠的第一照明区域(210)射出内窥镜(200)的管状壁，并且光在被组织反射后通过成像区域(210)返回，以在相机(304)中形成图像。来自长程源(205)的光通过不与成像区域(212)重叠的第二照明区域(211)射出管状壁(201M)。一些实施方式的内窥镜200包括反射镜(218)，并且来自短程源(206)的发射体的光被分裂并从相机(304)的光轴(306)的两侧到达第一照明区域(210)。用光的分裂部分照明第一照明区域(210)产生比直接用未分裂光束的照明更高的照明均匀性。由每个源(205、206)所产生的能量根据要进行成像的组织(241)的距离(d1、d2)而改变。

