



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338883 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201480016116. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 03. 14

A61B 1/05(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/791629 2013. 03. 15 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/029572 2014. 03. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/144955 EN 2014. 09. 18

(71) 申请人 奥利弗医疗公司

地址 美国犹他州

(72) 发明人 J. D. 亨莱 B. 迪安

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 叶晓勇 姜甜

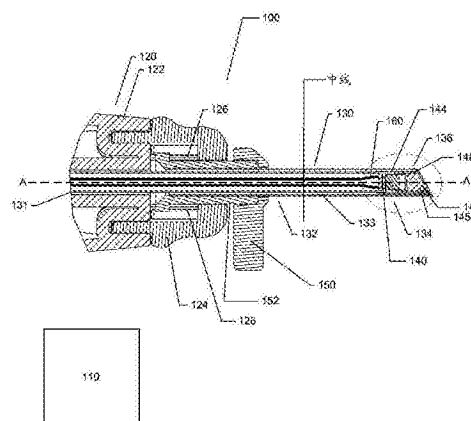
权利要求书3页 说明书7页 附图8页

(54) 发明名称

用于刚性联接的图像传感器和内窥镜的机械
图像旋转

(57) 摘要

本公开涉及用于刚性联接的图像传感器可进行图像旋转的内窥镜式装置和系统。本公开允许远侧棱镜旋转,从而改变用户或操作人员的视角,同时传感器保持固定位置不变。这样,用户或操作人员可采用与预期相同的方法使用所述装置。用户或操作人员可旋转外腔,从而改变视角,同时传感器保持在固定位置,并且屏幕上可视的图像保持在恒定水平线上。棱镜旋转时传感器可以不旋转,使得用户不会失去方向。



1. 一种内窥镜式装置,包括:

近侧部分和远侧部分,其中所述远侧部分包括尖端;

用于提供区域可视化的图像传感器,其中所述图像传感器位于所述内窥镜式装置的所述尖端附近的所述远侧部分内;

内腔;和

外腔;

其中所述图像传感器和所述内腔相对于所述外腔固定,并且其中所述外腔能够围绕所述内窥镜的轴并相对于所述图像传感器和所述内腔旋转。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括在所述内腔与所述外腔之间形成的通道,其中所述通道容纳用于提供光源的光纤,并且其中所述光纤被固定到所述外腔并能够相对于所述内腔和所述图像传感器旋转。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括在所述内腔与所述外腔之间形成的通道,其中所述通道容纳用于提供光源的光纤,并且其中所述光纤被固定到所述内腔,使得所述外腔能够相对于所述内腔和所述光纤旋转。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括棱镜和位于所述内窥镜的所述尖端附近的远侧透镜,其中所述棱镜和所述远侧透镜被固定到所述外腔并能够相对于所述内腔和所述图像传感器旋转,使得当视角改变时图像方向保持不变。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括远侧透镜支架,所述远侧透镜支架包括用于在所述内窥镜的所述尖端内对准所述棱镜和所述远侧透镜的导架,其中所述远侧透镜支架被固定到所述外腔并能够相对于所述内腔和所述图像传感器旋转。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括近侧透镜和远侧透镜,其中所述远侧透镜位于所述内窥镜的所述尖端附近,并且所述近侧透镜相对于所述远侧透镜在近侧定位,并且其中所述近侧透镜被固定到所述内腔,使得当所述外腔旋转时,其可相对于所述外腔保持固定。

7. 根据权利要求5所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括近侧透镜支架,所述近侧透镜支架包括在所述近侧透镜支架的一个端部处形成的内导壁和在所述近侧透镜支架的另一个端部处形成的外导壁,其中所述近侧透镜支架可作为用于相对于所述远侧透镜对准所述近侧透镜的外壳和导架,其中所述近侧透镜支架被固定到所述内腔并且当所述外腔旋转时相对于所述外腔保持固定;

其中所述近侧透镜支架的所述内导壁接合所述远侧透镜支架的所述导架,使得所述远侧透镜支架能够相对于所述近侧透镜支架旋转。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括与所述外腔机械连接并位于所述内窥镜的所述尖端上的外窗,其中所述外窗相对于所述内腔和所述图像传感器旋转。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括在所述外腔与所述内腔之间形成、由此减少其间摩擦力的减摩层,从而减小摩擦力,由此允许所述外腔相对于所述内腔旋转。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括被固定到所述内腔并位于所述内腔内的电气通信线束,其中所述电气通信线束与所述图像传感器电连接,从而

为所述图像传感器提供电力,其中所述电气通信线束相对于所述外腔被固定。

11. 根据权利要求 7 所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括手持件,其中所述外腔与所述手持件机械连接,并且其中所述外腔在与所述手持件的交点处进行弹簧加载,以提供所述远侧透镜支架与所述近侧透镜支架之间的连续接触,从而当所述外腔旋转时,确保所述近侧透镜和所述远侧透镜内的轴向距离一致并保持焦点。

12. 根据权利要求 6 所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括具有调焦机构的手持件,其中所述内腔能够经由所述手持件内的所述调焦机构轴向移动以供调整焦点,其中所述调焦机构控制所述近侧透镜与所述远侧透镜之间的轴向距离,并且其中所述调焦机构仅在轴向移动所述内腔但不允许旋转。

13. 根据权利要求 4 所述的内窥镜式装置,其中所述内窥镜的所述外腔、所述远侧透镜和所述棱镜的旋转产生不失真的广角视野效果。

14. 一种内窥镜式系统,包括:

手持件;

控制单元;

内窥镜装置,包括:

近侧部分和远侧部分,其中所述远侧部分包括尖端;

用于提供区域可视化的图像传感器,其中所述图像传感器位于所述内窥镜式装置的所述尖端附近的所述远侧部分内;

内腔;和

外腔;

其中所述图像传感器和所述内腔相对于所述外腔被固定,并且其中所述外腔可围绕所述内窥镜的轴并相对于所述图像传感器和所述内腔旋转。

15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括在所述内腔与所述外腔之间形成的通道,其中所述通道容纳用于提供光源的光纤,并且其中所述光纤被固定到所述外腔并能够相对于所述内腔和所述图像传感器旋转。

16. 根据权利要求 14 所述的内窥镜式装置,其中所述装置还包括在所述内腔与所述外腔之间形成的通道,其中所述通道容纳用于提供光源的光纤,并且其中所述光纤被固定到所述内腔,使得所述外腔能够相对于所述内腔和所述光纤旋转。

17. 根据权利要求 14 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括棱镜和位于所述内窥镜的所述尖端附近的远侧透镜,其中所述棱镜和所述远侧透镜被固定到所述外腔并能够相对于所述内腔和所述图像传感器旋转,使得当视角改变时图像方向保持不变。

18. 根据权利要求 17 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括远侧透镜支架,所述远侧透镜支架包括用于在所述内窥镜的所述尖端内对准所述棱镜和所述远侧透镜的导架,其中所述远侧透镜支架被固定到所述外腔并能够相对于所述内腔和所述图像传感器旋转。

19. 根据权利要求 14 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括近侧透镜和远侧透镜,其中所述远侧透镜位于所述内窥镜的所述尖端附近,并且所述近侧透镜相对于所述远侧透镜在近侧定位,并且其中所述近侧透镜被固定到所述内腔,使得当所述外腔旋转时,其可相对于所述外腔保持固定。

20. 根据权利要求 18 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括近侧透镜支架,所述近侧透镜支架包括在所述近侧透镜支架的一个端部处形成的内导壁和在所述近侧透镜支架的另一个端部处形成的外导壁,其中所述近侧透镜支架可作为用于相对于所述远侧透镜对准所述近侧透镜的外壳和导架,其中所述近侧透镜支架被固定到所述内腔并且当所述外腔旋转时相对于所述外腔保持固定;

其中所述近侧透镜支架的所述内导壁接合所述远侧透镜支架的所述导架,使得所述远侧透镜支架能够相对于所述近侧透镜支架旋转。

21. 根据权利要求 14 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括与所述外腔机械连接并位于所述内窥镜的所述尖端上的外窗,其中所述外窗相对于所述内腔和所述图像传感器旋转。

22. 根据权利要求 14 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括在所述外腔与所述内腔之间形成、由此减少其间摩擦力的减摩层,从而减小摩擦力,由此允许所述外腔相对于所述内腔旋转。

23. 根据权利要求 14 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括被固定到所述内腔并位于所述内腔内的电气通信线束,其中所述电气通信线束与所述图像传感器电连接,从而为所述图像传感器提供电力,其中所述电气通信线束相对于所述外腔固定。

24. 根据权利要求 20 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括手持件,其中所述外腔与所述手持件机械连接,并且其中所述外腔在与所述手持件的交点处进行弹簧加载,以提供所述远侧透镜支架与所述近侧透镜支架之间的连续接触,从而当所述外腔旋转时,确保所述近侧透镜和所述远侧透镜内的轴向距离一致并保持焦点。

25. 根据权利要求 19 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜式装置还包括手持件和调焦机构,其中所述内腔能够经由所述手持件内的所述调焦机构轴向移动以供调整焦点,其中所述调焦机构控制所述近侧透镜与所述远侧透镜之间的轴向距离,并且其中所述调焦机构仅在轴向移动所述内腔但不允许旋转。

26. 根据权利要求 17 所述的内窥镜式系统,其中所述内窥镜的所述外腔、所述远侧透镜和所述棱镜的旋转产生不失真的广角视野效果。

用于刚性联接的图像传感器和内窥镜的机械图像旋转

背景技术

[0001] 科技的进步带动了医用成像能力的发展。由于构成内窥镜的部件的进步,内窥镜式外科手术成为享受这些最有利进步的领域之一。

[0002] 在例如关节镜手术和腹腔镜手术中使用的传统内窥镜被设计为使得图像传感器被放置在装置近侧端部的手持件单元内。在这样的构型中,内窥镜单元必须通过一组复杂的精确联接的光学部件,以最小的损失和失真将入射光沿着传感器的长度传入传感器。由于部件价格昂贵且采用劳动密集型制造工艺,所以内窥镜单元的成本主要取决于光学器件。此外,此类范围为精密机械,并且相对微小的冲击就可轻易损坏其部件或干扰其相对校准程度。为了维持图像质量,需要频繁而昂贵的维修周期。

[0003] 此问题的解决方案之一是将图像传感器置于内窥镜内的远侧端部处,从而可能获得类似于在手机相机中普遍实现的光学简单性、稳健性和经济性。然而,此方法的可接受的解决方案非常重要,因其引入了自有的一套工程挑战,而不仅仅是传感器必须设置在非常有限的面积内这一事实。

[0004] 对传感器面积的强制约束自然而然地推动了向着更少和/或更小像素的方向发展。降低像素数将直接影响空间分辨率。像素面积减小将降低可用信号容量和灵敏度。信号容量降低又将减小动态范围,即相机从大范围亮度场景中同时捕获所有有用信息的能力。存在多种方法,不仅可延伸像素本身的动态范围,还可延伸成像系统的动态范围。然而这些方法均存在某些类型的缺陷(例如分辨率或帧率方面的缺陷),并且这些缺陷会引入不可取的人工痕迹,在极端情况下会成为难题。灵敏度降低的结果是需要更大的光功率才能将场景中的较暗区域调整至可接受的信号水平。减小光圈数也可弥补灵敏度损失,但会造成空间变形和焦深减小。

[0005] 将图像传感器置于内窥镜式装置的远侧端部引入了新的挑战,而当将图像传感器远离内窥镜式装置的远侧端部设置时并不存在这些挑战。例如,在手术期间,用户或操作人员通常会旋转或改变内窥镜式装置的角度,因此,图像传感器将改变方向,显示在屏幕上的图像水平线也将改变。需要将容纳图像传感器的装置和系统设置于内窥镜式装置的远侧端部,同时不改变方向并为使用者或操作人员保持恒定的图像水平线。正如将要看到的那样,本公开提供的装置和系统可高效完美地满足上述要求。

附图说明

[0006] 本公开的非限制性具体实施和不完全具体实施参照以下附图进行描述,其中不同视图中的类似附图标号是指类似部件,除非另外指明。参照以下具体实施方式和附图,可更好地理解本公开的优点,其中:

[0007] 图1为内窥镜式系统的侧面剖视图,示出了位于内窥镜的尖端处的刚性联接图像传感器,并进一步示出了根据一个具体实施的固定式内腔和可旋转外腔;

[0008] 图2为图1的内窥镜式系统的侧面剖视图,以分解图形式示出了内腔和外腔及其各自的光学部件;

- [0009] 图 3 为根据一个具体实施的图 1 中所示的内窥镜尖端的放大的详细视图；
- [0010] 图 4 为根据一个具体实施的内窥镜尖端的放大的详细视图；
- [0011] 图 5 示出内窥镜式装置的一个具体实施，示出了外腔沿内窥镜的远侧透镜和棱镜旋转同时保持图像传感器的位置以形成广角视野的能力；
- [0012] 图 6 示出内窥镜式装置的一个具体实施，其中外腔相对于图 5 中的视图进行 180 度旋转，与图 5 相比以及根据一个具体实施示出有限的视野；
- [0013] 图 7A 和图 7B 分别示出了单片传感器的具体实施的透视图和侧视图，此单片传感器具有根据本公开教导内容和原理的用于生成三维图像的多个像素阵列；
- [0014] 图 8A 和图 8B 分别示出了在多个基板上构建的图像传感器的具体实施的透视图和侧视图，其中形成像素阵列的多个像素列位于第一基板上，并且多个电路列位于第二基板上，并示出了一个像素列至其相关联或对应的电路列之间的电气连接和通信；并且
- [0015] 图 9A 和图 9B 分别示出了图像传感器的具体实施的透视图和侧视图，该图像传感器具有多个用于生成三维图像的像素阵列，其中多个像素阵列与图像传感器构建在多个基板上。

具体实施方式

[0016] 本公开涉及用于刚性联接图像传感器可进行图像旋转的内窥镜式装置和系统。本公开允许远侧棱镜旋转，从而改变用户或操作人员的视角，同时传感器保持固定位置不变。这样，在使用传统刚性内窥镜系统方面具有丰富经验的用户或操作人员可采用与预期相同的方式使用本装置。用户或操作人员可旋转外腔，从而改变视角，同时传感器仍然保持在固定位置，屏幕上可视的图像也保持在恒定水平线上。棱镜旋转时传感器可以不旋转，这样用户将不会失去方向。

[0017] 本公开的下述具体实施方式将参考作为本文一部分的附图，其中以图示方式示出了可实践本公开的特定具体实施。应当理解，可以在不脱离本公开范围的前提下利用其他具体实施以及改变结构。

[0018] 应当注意，如本说明书和所附权利要求中使用的单数形式“一种”、“一个”和“该”包括多个指代物，除非上下文中明确指出相反情况。

[0019] 如本文所用，术语“包含”、“包括”、“含有”、“其特征在于”以及语法结构上等价的词为包含的术语或开放式术语，不排除其他未叙述的要素或方法步骤。

[0020] 另外，在适当的情况下，可在一个或多个硬件、软件、固件、数字部件或模拟部件中执行本文所描述的功能。例如，可对一个或多个专用集成电路 (ASIC) 进行编程，以执行本文所述的一个或多个系统和程序。下文整个具体实施方式和权利要求中使用的某些术语是指特定的系统部件。本领域的技术人员应当理解，部件可以通过不同的名称来指代。本文档不旨在区分名称不同的部件，但要区分功能不同的部件。

[0021] 现在参见附图，应当理解，图 1 示出了根据本公开的内窥镜式系统 100 的示例。内窥镜式系统 100 可以包括控制单元 110、手持件 120 和内窥镜式装置 130。应当理解，在一个具体实施中，控制单元 110 可以远离图像传感器 140 (本文将进行更充分的讨论) 定位或定位于手持件 120 内。在一个具体实施中，控制单元 110 可以远离图像传感器 140 定位，并且可以在不脱离本公开范围的情况下容纳在基座单元处。

[0022] 在一个具体实施中,手持件 120 可以包括主体 122,该主体可以相对于内窥镜式装置 130 的内腔 131 固定并附接到其上。手持件 120 还可以包括弹簧加载机构。弹簧加载机构可包括邻近主体 122 定位的弹簧帽 124。弹簧帽 124 可固定并附接到内窥镜 130 的内腔 131。弹簧帽 124 中至少存在一个弹簧 126,并且该弹簧可以作为弹簧加载机构的一部分。该弹簧加载机构可以用作在远侧透镜支架 148 与近侧透镜支架 144 之间保持连续接触,下文将相对于图 3 对此进行更充分的讨论。系统 100 还可以包括附接到弹簧套 152 的旋转杆 150。弹簧套 152 可以附接到外腔 133,使得旋转杆 150 和弹簧套 152 均可以相对于内腔 131 旋转。随着旋转杆 150 移动,可以操作弹簧 126 以推动弹簧帽 124 和弹簧套 152,从而在远侧透镜支架 148 与近侧透镜支架 144 之间实现连续接触。应当理解,可以操作弹簧 126 以维持轴向压力并确保透镜元件 146 之间保持恒定距离,从而允许在不发生轴向移动或失去焦点的情况下进行旋转。

[0023] 应当理解,外腔 133 可以与手持件 120 机械连接。在一个具体实施中,外腔 133 在与手持件 120 的交点处进行弹簧加载,以提供远侧透镜支架 148 与近侧透镜支架 144 之间的连续接触,从而在外腔 133 旋转时,确保近侧透镜元件 146 和远侧透镜元件 147 的轴向距离一致并保持焦点。

[0024] 在一个具体实施中,手持件 120 可以包括调焦机构。调焦机构允许在系统中调节焦点并且可以附接到内腔 131,使得当调焦机构用于控制近侧透镜 146 与远侧透镜 147 之间的轴向距离时,内腔 131 可轴向移动。调焦机构可以使内腔 131 仅沿着轴向移动但不旋转。

[0025] 内窥镜式装置 130 可以包括近侧部分 132 和远侧部分 134,近侧部分可以限定为距离手持件 120 最近的部分,远侧部分可以限定为距离手持件 120 最远的部分。远侧部分 134 可以包括尖端 136。内窥镜式装置 130 可以容纳图像传感器 140,用以提供区域可视化。在一个具体实施中,图像传感器 140 可以位于远侧部分 134 内或位于内窥镜式装置 130 的尖端 136 处或附近。内窥镜式装置也可以包括内腔 131 和外腔 133。在一个具体实施中,图像传感器 140 和内腔 131 可以相对于外腔 133 固定。在具体实施中,外腔 133 可以围绕内窥镜 130 的轴线 A-A 并相对于图像传感器 140 和内腔 131 旋转。因此,本公开涉及任何与刚性联接图像传感器 140 一起使用的内窥镜式装置和系统。

[0026] 现在参见图 2,其为图 1 的内窥镜式系统的分解的侧面剖视图,以分解图形式示出了内腔 131 和外腔 133 及其各自的光学部件。如所提及的,内腔 131 可以相对于手持件 120 被固定。图像传感器 140 可以被固定到内腔 131。在一个具体实施中,近侧透镜支架 144 为近侧透镜元件 146、图像传感器 140 和支撑五金件 142 提供支撑,并被固定到内腔 131。近侧透镜支架 144 可以邻接远侧透镜支架 148。

[0027] 远侧透镜支架 148 可以相对于内腔 131 旋转。应当理解,外腔 133 可以自由地旋转,使得任何附接到外腔的部件也可以自由旋转。远侧透镜支架 148 可以附接到外腔 133,且可自由地旋转。远侧透镜支架 148 可以邻接外窗 151。外窗 151 也可以附接到外腔 133,且可以相对于内腔 131 和图像传感器 140 旋转。外窗 151 可以与外腔 133 机械连接,且可以位于内窥镜 130 的尖端 136 的终端上。

[0028] 远侧透镜支架 148 可以容纳棱镜 145 和远侧透镜 147,两者均可位于或靠近内窥镜 130 的尖端 136。应当指出的是,图中所示和本文所引用的棱镜 145 可以由适当改变光线穿过系统的方向的多个必要元件组成。还应当指出的是,图中所示和本文所引用的近侧

透镜 146 和远侧透镜 147 共同组成可在图像传感器 140 上投影出聚焦图像的完整透镜系统。透镜系统可以由多个元件组成,并且远侧透镜 147 内可以包括任意数量的这类元件,近侧透镜 146 内则包括剩余元件。棱镜 145 和远侧透镜 147 均可被固定到外腔 133 并且可相对于内腔 131 和图像传感器 140 旋转,使得当视角改变时,用户视野范围内图像的方向保持不变。应当理解,远侧透镜支架 148 可以包括在内窥镜 130 的尖端 136 内用于对准棱镜 145 和远侧透镜 147 的导架。远侧透镜支架 148 可以固定到外腔 133,并且可以相对于内腔 131 和图像传感器 140 旋转。远侧透镜 147 可以位于内窥镜 130 的尖端 136 附近,并且近侧透镜 146 可以相对于远侧透镜 147 在近侧定位。近侧透镜 146 可以被固定到内腔 131,使得当外腔 133 旋转时,近侧透镜仍可以相对于外腔 133 保持固定。

[0029] 如图 3 和图 4 所示,这两幅图是内窥镜 130 的远侧部分 134 和尖端 136 的另选具体实施的细节图,内腔 131 与外腔 133 之间可以形成通道 154,其中通道 154 可以容纳为手术现场提供光源的光纤 156。光纤 156 可以被固定到外腔 133,并且可以相对于内腔 131 和图像传感器 140 旋转。在具体实施中,内窥镜 130 还可以包括在外腔 133 与内腔 131 之间形成的减摩层,使得内腔 131 与外腔 133 之间的摩擦力将减小,从而易于旋转。应当理解,减摩层可以是为外腔 133 相对于内腔 131 的旋转提供润滑的任何材料。

[0030] 近侧透镜支架 144 可以包括在近侧透镜支架 144 的一个端部处形成的内导壁 144a 和在近侧透镜支架 144 的另一个端部处形成的外导壁 144b。近侧透镜支架 144 作为用于相对于远侧透镜 147 对准近侧透镜 146 的外壳和导架,其中近侧透镜支架 144 被固定到内腔 131,并且当外腔 133 旋转时相对于外腔 133 保持固定。在具体实施中,内导壁 144a 可以接合远侧透镜支架 148 的导架,使得远侧透镜支架 148 可相对于近侧透镜支架 144 旋转。

[0031] 在一个具体实施中,如图 3 所示,可以形成一定角度的外窗 151。该角度可以是在内窥镜中有用的任何角度,可以落在约 0 度至约 90 度的范围内,也可以为约 30 度。然而,应当理解,在一个具体实施中,在不脱离本公开范围的前提下,外窗 151 可以形成如图 4 所示的 0 度角。应当理解,在上述约 0 度至约 90 度范围内的所有外窗角度均落在本公开的范围之内,相当于每个角度均在本文中独立确认,使得本公开的范围包括该确定范围内的所有角度。例如,约 5 度、约 10 度、约 15 度、约 20 度、约 25 度、约 30 度、约 35 度、约 40 度、约 45 度、约 50 度、约 55 度、约 60 度、约 65 度、约 70 度、约 75 度、约 80 度、约 85 度的角度以及约 0 度和约 90 度之间的所有角度均在本公开的范围之内。

[0032] 如最好在图 3 和图 4 中所示的,内窥镜式装置 130 还可以包括电气通信线束 160。线束 160 可以被固定到内腔 131 并且位于其内。电气通信线束 160 可以与图像传感器 140 形成电连接或与其通信,从而为图像传感器 140 提供电力。由于电气通信线束 160 与内腔 131 相关联并连接,因此其可以相对于外腔被固定。

[0033] 现在参见图 5 和图 6,其示出了外腔 133 以及内窥镜 130 的远侧透镜 147 和棱镜 145 可旋转并同时保持图像传感器 140 定位的能力。这种旋转能力的优点在于,可以形成广角视野且不产生如鱼镜头中所见的失真。应当理解,由于远侧棱镜 145 的旋转,用户或操作人员的视角也会随之改变,同时传感器 140 仍固定在恒定位置不变。这样,使用传统内窥镜的用户或操作人员可采用与预期相同的方式使用内窥镜式装置 130。用户或操作人员可以旋转外腔 133,从而改变视角,同时传感器 140 仍保持在固定位置,屏幕上可视的图像也保持恒定水平线上。棱镜 145 旋转时传感器 140 可以不旋转,使得用户不会失去方向。

[0034] 一般来讲,参见如图 7A-9B 所示的图像传感器技术并参见通用的传感器技术,应当理解,由于 CMOS 图像传感器非常易于集成和操作、图像质量优异或相当、通用性更强、成本更低,因此在诸如内窥镜检查的现代相机应用中,CMOS 图像传感器很大程度上取代了传统 CCD 成像器。

[0035] 通常,CMOS 图像传感器包括将图像信息转化为数字数据的必要电路,然后结合了各种水平的数字处理。这些处理可包括用于纠正非理想因素(例如,由功放行为变化引起的非理想因素)的基本算法到完全图像信号处理(ISP)链,从而以标准 sRGB 色彩空间(片上相机)提供视频数据。

[0036] 对于给定相机系统所需的传感器复杂程度取决于几个因素,其中之一是图像传感器的可用物理空间。功能最多的小型 CMOS 传感器仅具有基本像素阵列和一定程度的缓冲,将模拟数据驱出芯片。操作和读出像素所需的所有计时信号将由外部提供。由于需要从外部提供控制信号,因此增加了许多焊盘,然而这些焊盘将占据较大的基板面积。因此,不需要遵循最小功能相当于最小面积的原则。

[0037] 如果第二阶段距传感器有较长距离,由于不会受到干扰噪音和信号衰减的影响,因此在数字领域传输数据变得更为理想。存在减少导体数量的强烈需求,因为这样可减少传感器上会占用空间的焊盘的数量,并且可降低相机的制造复杂性和成本。尽管需要对传感器增加模数转换功能,但由于所需的模拟缓冲电力明显减小,因此增加的面积一定程度上被抵消。至于面积耗用方面,考虑到计算机信息系统技术可用的典型特征尺寸,优选的是经由一组控制寄存器和简单的命令接口在芯片上生成所有内部逻辑信号。

[0038] 本公开设想并涵盖传感器和系统组合设计的各个方面,该设计能够在严格控制的照明环境中以减少的像素数生成高清晰度图像。凭借在光源处进行逐帧脉冲颜色切换,并结合较高的帧捕获率和专门设计的单色传感器,可以实现这一目的。因为像素的颜色不可知,所以其有效空间分辨率明显高于传统单传感器相机中的像素颜色(通常采用拜耳模式过滤)对等物。由于浪费的入射光子更少,因此它们也具有更高的量子效率。此外,为了使与拜耳模式相关联的颜色人工痕迹变得模糊,基于拜耳理论的空间颜色调制要求相应光学器件的调制传递函数(MTF)与单色情况相比更低。这对于利用颜色传感器可实现的实际空间分辨率具有有害影响。

[0039] 本公开也关注图像传感器位于内窥镜远侧端部处的内窥镜检查应用的系统解决方案。为了追求基于最小面积传感器的系统,除了明显减少像素数,还存在可开发的其他设计方面。具体地讲,芯片的数字部分的面积应该最小化,至芯片(焊盘)的连接数量也应该最小化。这涉及具备一些创新特征结构的全定制 CMOS 图像传感器的设计。

[0040] 应当理解,在不脱离本公开范围的前提下,本公开可以与任何图像传感器一起使用,无论是 CMOS 图像传感器还是 CCD 图像传感器。此外,图像传感器可以位于整个系统内的任何位置,包括但不限于:内窥镜的尖端、成像装置或相机的手持件、控制单元或在不脱离本公开范围前提下位于系统内的任何其他位置。

[0041] 本公开可以利用的图像传感器的具体实施包括但不限于以下各项,这些只是本公开可以利用的各种类型传感器的示例。

[0042] 现在参见图 7A 和图 7B,其分别示出了单片传感器 700 的具体实施的透视图和侧视图,此单片传感器具有根据本公开教导内容和原理用于生成三维图像的多个像素阵列。这

样的具体实施可能适用于三维图像捕获,其中像素阵列 702 和像素阵列 704 这两个像素阵列可在使用期间被抵消。在另一个具体实施中,第一像素阵列 702 和第二像素阵列 704 可以专用于接收预先确定的波长范围的电磁辐射,其中第一像素阵列 702 专用于接收不同于第二像素阵列 704 波长范围的电磁辐射。

[0043] 图 8A 和图 8B 分别示出了构建在多个基板上的图像传感器 800 的具体实施的透视图和侧视图。如图所示,形成像素阵列的多个像素列 804 位于第一基板 802 上,并且多个电路列 808 则位于第二基板 806 上。图中还示出了一个像素列至其相关联或对应的电路列之间的电气连接和通信。在一个具体实施中,经制造像素阵列和支持电路位于单个单片式基板/芯片上的图像传感器可以使像素阵列与全部或大部分支持电路分隔开来。本公开可以使用至少两个利用三维堆叠技术堆叠在一起的基板/芯片。两个基板/芯片中的第一基板/芯片 802 可以使用图像 CMOS 工艺进行处理。第一基板/芯片 802 可以只由像素阵列组成,或者由被受限电路包围的像素阵列组成。第二基板/芯片或后续的基板/芯片 806 可以使用任何工艺进行处理,不一定必须是图像 CMOS 工艺。第二基板/芯片 806 可以采用(但不限于)以下工艺:高密度数字工艺,以在基板/芯片上非常有限的空间或面积内集成多种功能;混合模式或模拟工艺,以集成例如精确模拟功能;射频工艺,以实现无线能力;或微机电系统(MEMS),以集成微机电系统装置。可以使用任何三维技术,将图像 CMOS 基板/芯片 802 与第二基板/芯片或后续基板/芯片 806 堆叠在一起。第二基板/芯片 806 可以支持大部分或大多数以其他方式应用于第一图像 CMOS 芯片 802(如果应用于单片式基板/芯片上)作为外围电路的电路,从而在保持像素阵列大小不变和尽量优化至最大程度的同时增加整个系统的面积。两个基板/芯片之间的电气连接可通过互连 803 和 805 完成,该互连可以采用丝焊、凸点和/或硅通孔(TSV)实现。

[0044] 图 9A 和图 9B 分别示出了具有多个用于生成三维图像的像素阵列的图像传感器 900 的具体实施的透视图和侧视图。三维图像传感器可以构建在多个基板上,并且可包括多个像素阵列以及其他相关联的电路,其中形成第一像素阵列的多个像素列 904a 和形成第二像素阵列的多个像素列 904b 分别位于各自的基板 902a 和 902b 上,并且多个电路列 908a 和 908b 位于单独的基板 906 上。还示出了像素列至相关联或对应的电路列之间的电气连接和通信。

[0045] 应当理解,在不脱离本公开范围的前提下,本公开的教导内容和原理可用于可重复使用的装置平台、限制使用的装置平台、限定使用次数的装置平台或单次/一次性装置平台。将会理解,在可重复使用的装置平台中,由最终用户负责清洗和消毒装置。在限制使用的装置平台中,装置不能操作之前,可使用指定的次数。典型的新装置在交付前已经过无菌处理,如果要用作其他用途,应在其他使用之前由最终用户进行清洗和消毒。在限定使用次数的装置平台中,第三方可以对装置进行再处理(例如,清洁、包装和消毒)。用作其他用途的单次装置的成本比新装置低。在单次/一次性装置平台中,手术室中的装置均为无菌装置,而且仅在处置前使用。

[0046] 另外,本公开的教导内容和原理可以包括任何以及所有波长的电磁能量,包括可见光谱和不可见光谱,诸如红外线(IR)、紫外线(UV)和 x 射线。

[0047] 上述具体实施方式呈现的目的在于说明和描述。这些具体实施方式不旨在详尽的或将本公开限制为所公开的具体形式。按照上述教导内容可以进行许多修改和变型。还应

当指出的是,上述的任何或所有另选具体实施均可用于需要形成本公开的额外混合具体实施的任何组合。

[0048] 此外,尽管已描述并示出了本公开的特定具体实施,但本公开并不限于以上描述和示出的具体形式或部件布置。本公开的范围由本文附加的权利要求、在此处和在不同申请及其等同物中提交的任何未来权利要求进行定义。

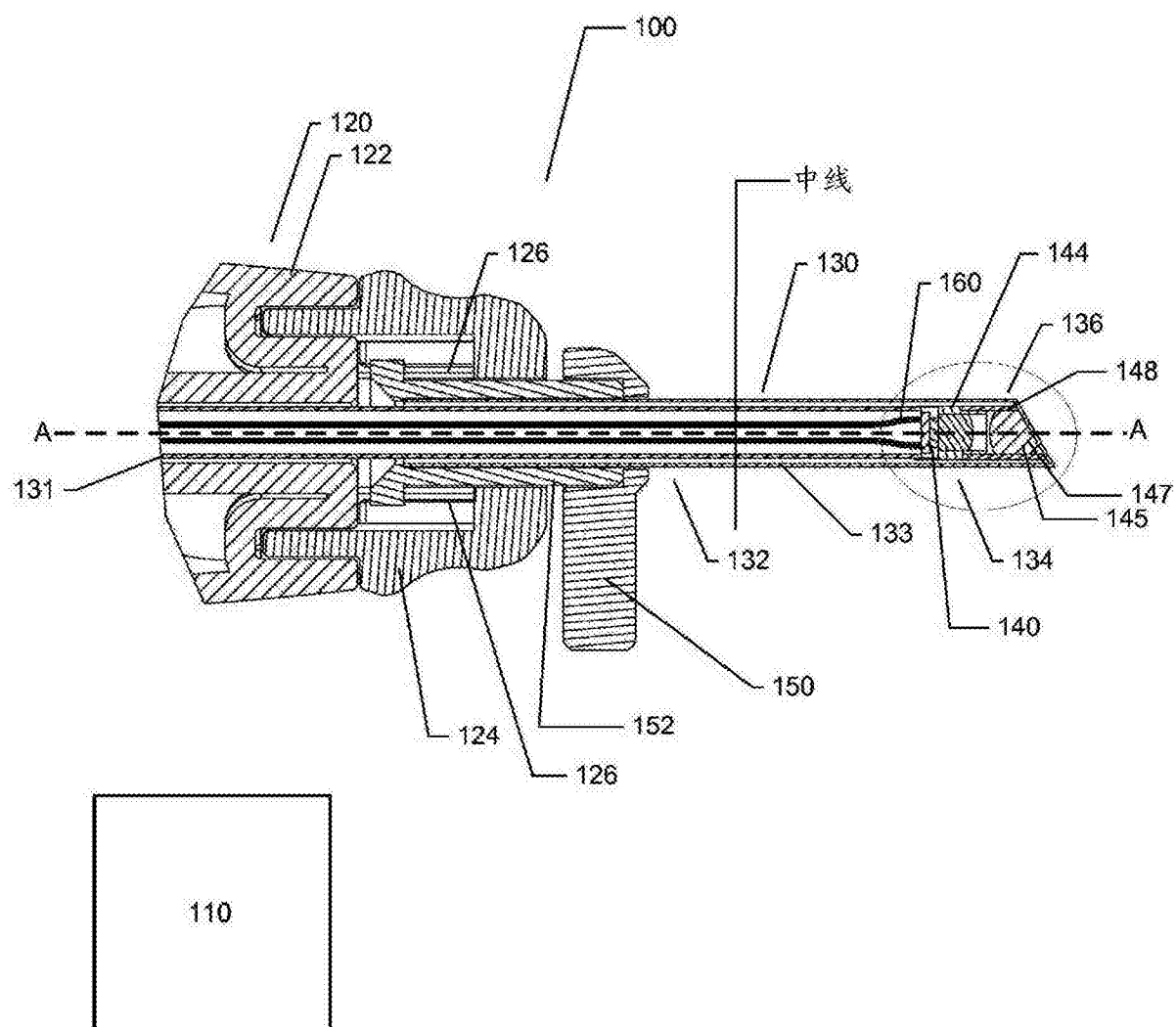


图 1

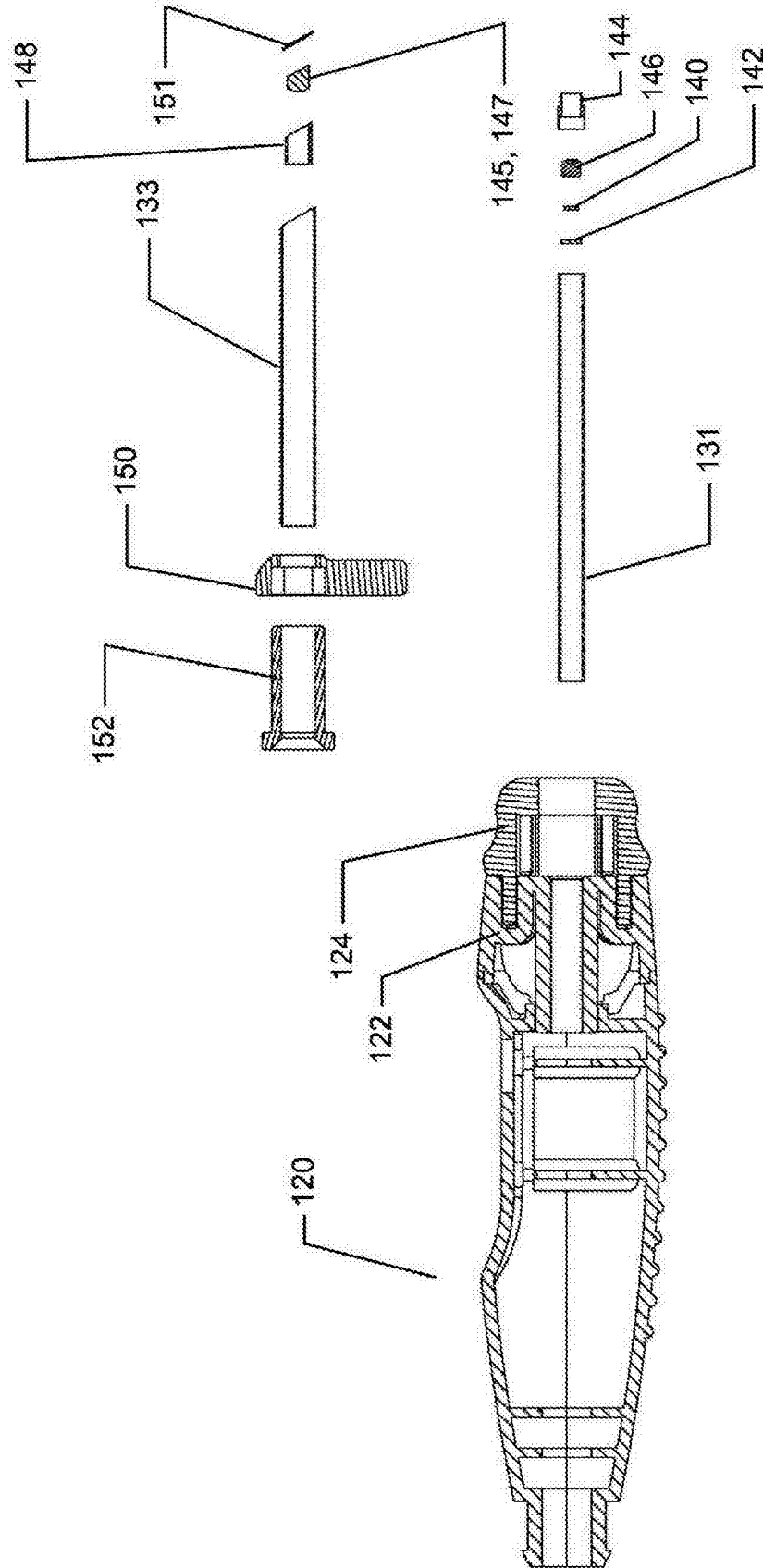


图 2

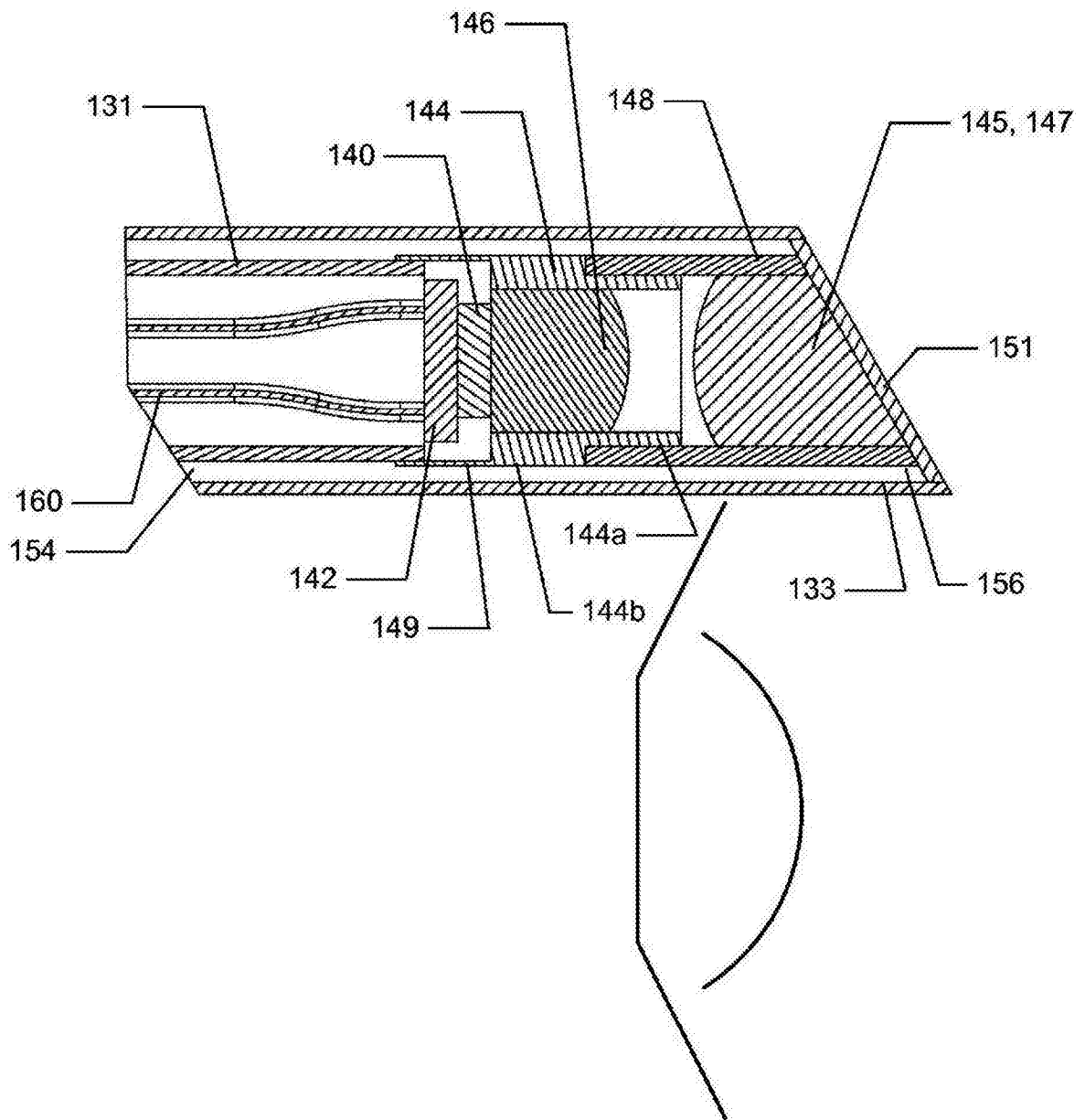


图 5

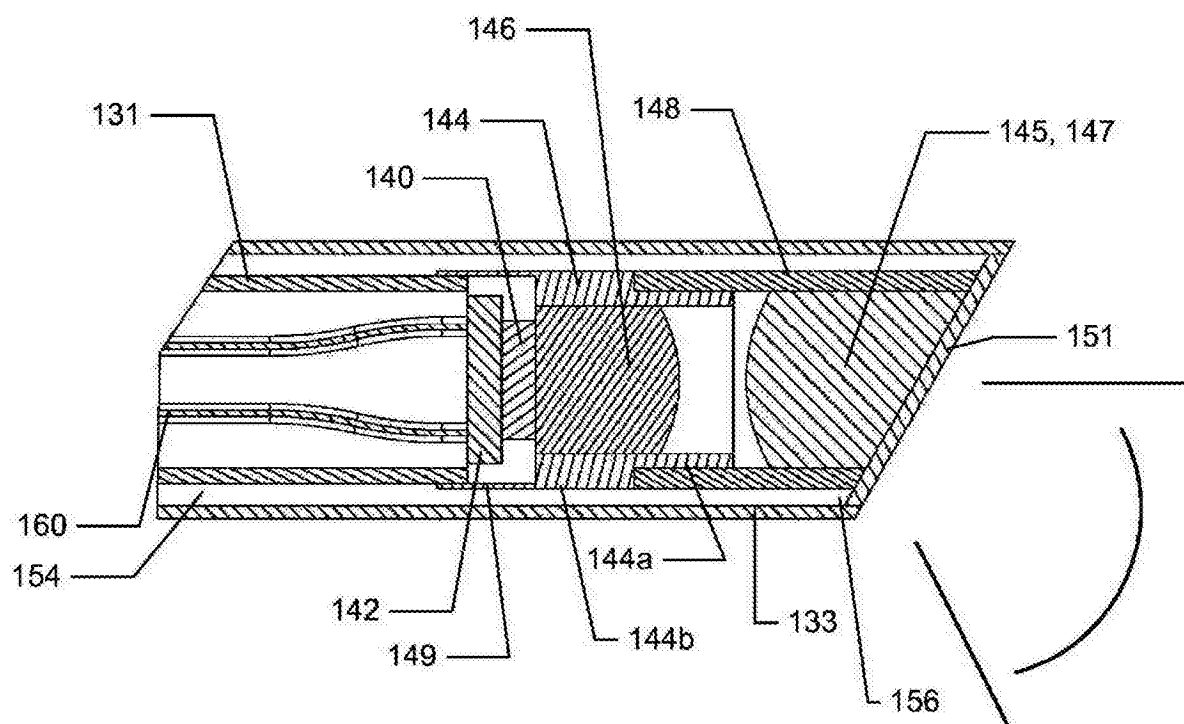


图 6

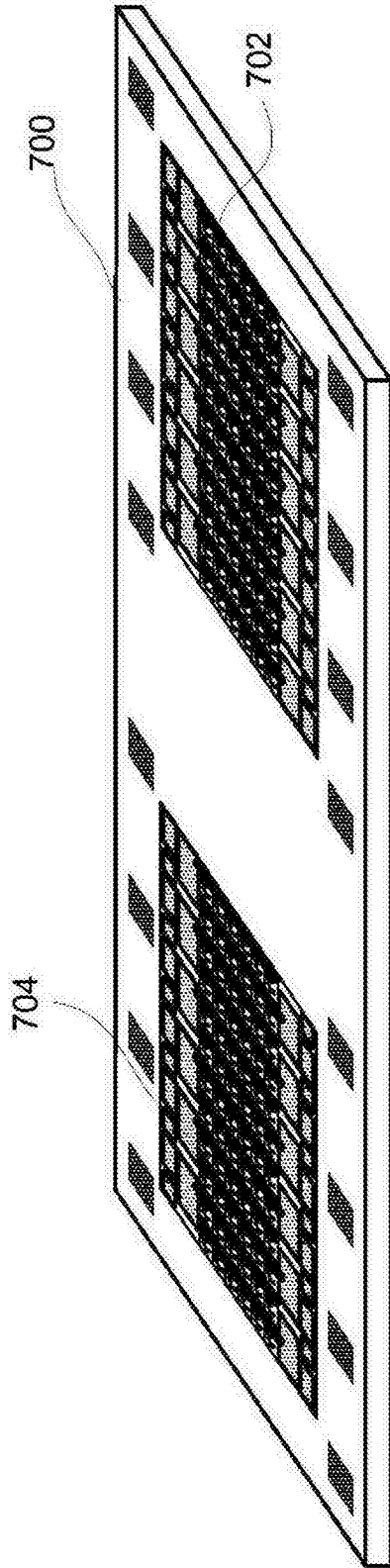


图 7A

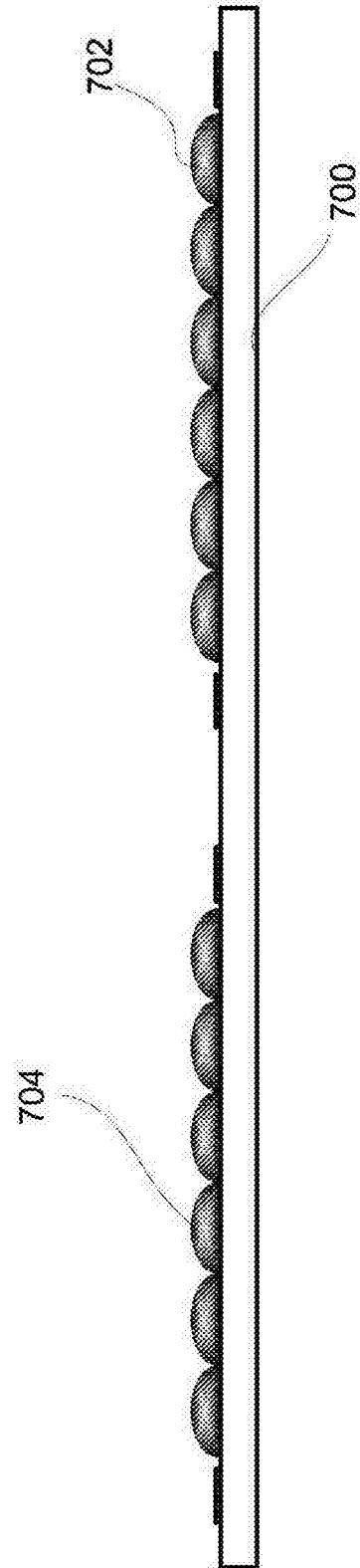


图 7B

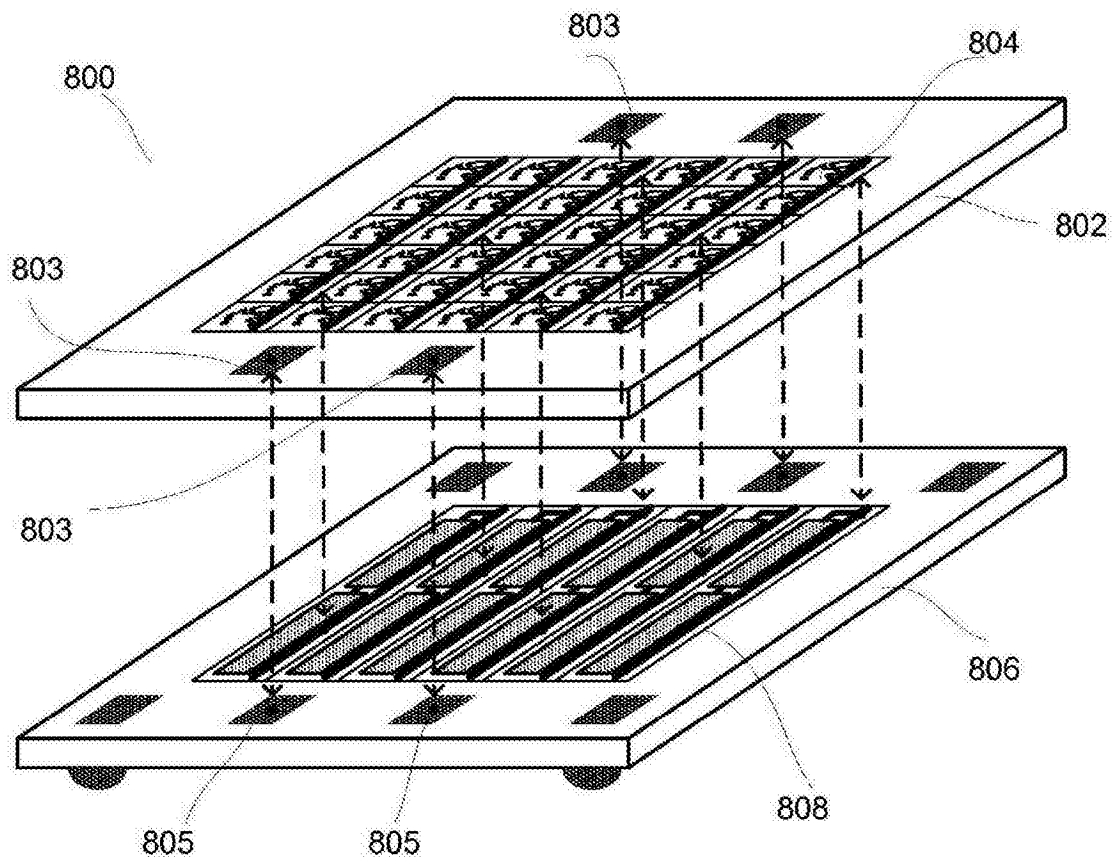


图 8A

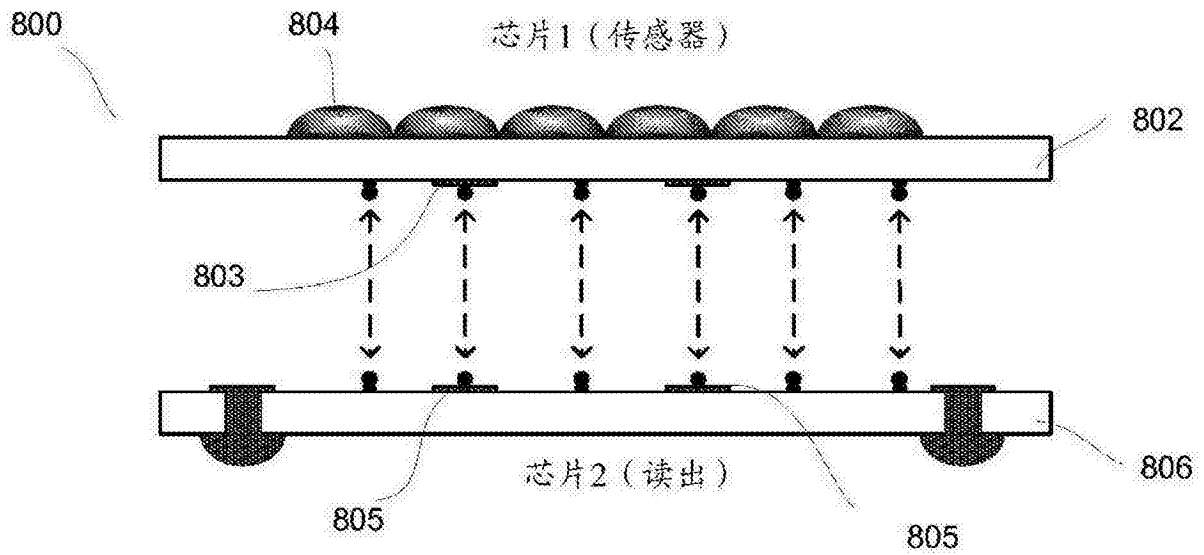


图 8B

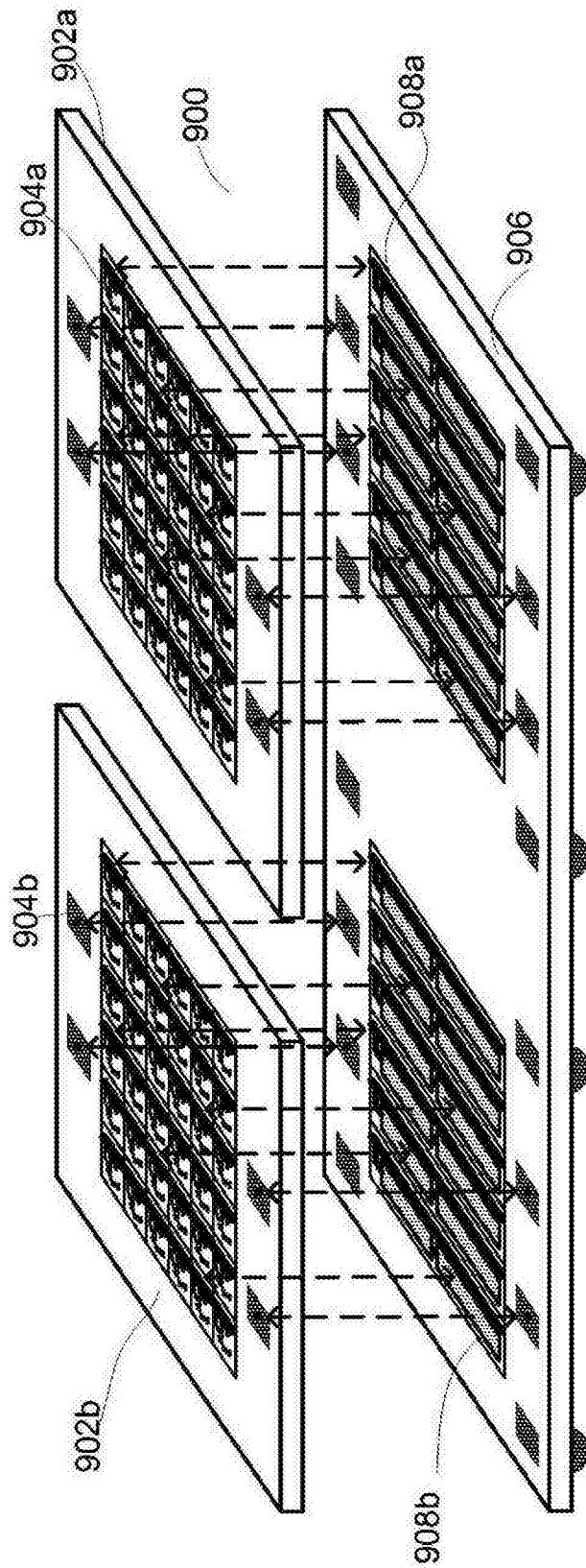


图 9A

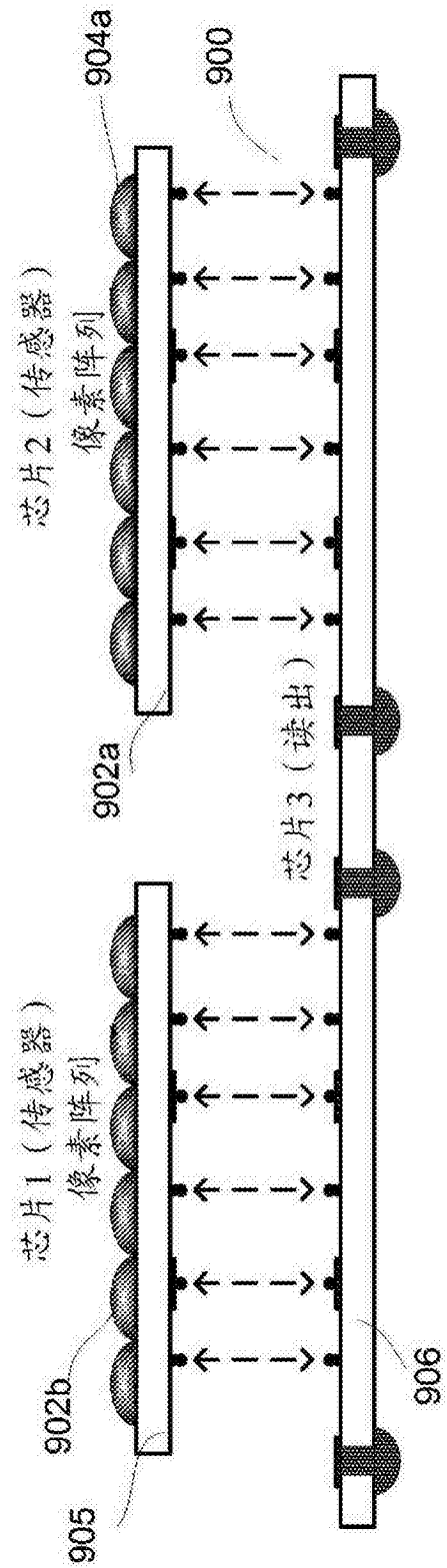


图 9B

专利名称(译)	用于刚性联接的图像传感器和内窥镜的机械图像旋转		
公开(公告)号	CN105338883A	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201480016116.2	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥利弗医疗公司		
申请(专利权)人(译)	奥利弗医疗公司		
当前申请(专利权)人(译)	德普伊新特斯产品公司		
[标]发明人	J D 亨莱 B 迪安		
发明人	J.D.亨莱 B.迪安		
IPC分类号	A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/00179 A61B1/05 A61B1/051 A61B1/0623 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/2484		
代理人(译)	姜甜		
优先权	61/791629 2013-03-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及用于刚性联接的图像传感器可进行图像旋转的内窥镜式装置和系统。本公开允许远侧棱镜旋转，从而改变用户或操作人员的视角，同时传感器保持固定位置不变。这样，用户或操作人员可采用与预期相同的方法使用所述装置。用户或操作人员可旋转外腔，从而改变视角，同时传感器保持在固定位置，并且屏幕上可视的图像保持在恒定水平线上。棱镜旋转时传感器可以不旋转，使得用户不会失去方向。

