



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105263393 B

(45)授权公告日 2018.10.26

(21)申请号 201480016076.1

(22)申请日 2014.03.14

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105263393 A

(43)申请公布日 2016.01.20

(30)优先权数据
61/791935 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/US2014/029642 2014.03.14

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/145008 EN 2014.09.18

(73)专利权人 德普伊新特斯产品公司
地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 J.D.亨莱 J.D.塔伯特 B.迪安
P.W.克罗尔 M.登顿 J.M.布朗

(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

(51)Int.Cl.
A61B 1/313(2006.01)
A61B 17/34(2006.01)

(56)对比文件
US 2010/0016664 A1,2010.01.21,说明书
第[0027]-[0030]段,附图1-2.
US 5385572 A,1995.01.31,全文.
US 2006/0173479 A1,2006.08.03,全文.
US 5797836 A,1998.08.25,全文.

审查员 何琛

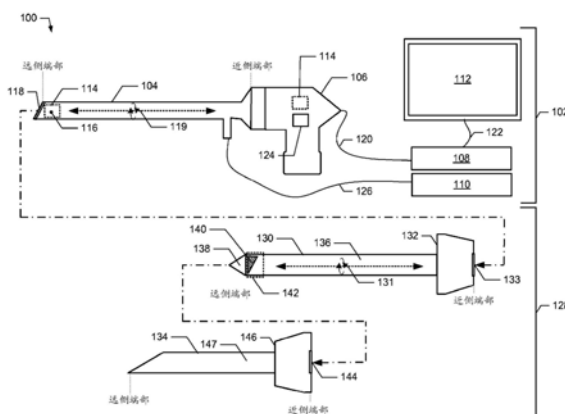
权利要求书2页 说明书9页 附图11页

(54)发明名称

与成角度的内窥镜一起使用的带有整合式棱镜的观察套管针

(57)摘要

本发明公开了用于被配置为具有光折射元件(诸如玻璃和/或塑料棱镜)的观察套管针和/或成角度的内窥镜的内窥镜光折射成像技术。可在观察套管针内和/或与观察套管针一起利用光折射元件来折射(即,弯曲)通过套管针的窗口进入到套管针的光。因此,成角度的内窥镜的视野与套管针的窗口的视野可基本上对齐,由此使成角度的内窥镜与观察套管针一起使用以便在患者体内形成端口,包括内窥镜外科手术的初始端口。



1. 一种内窥镜系统,包括:

成角度的内窥镜,所述内窥镜包括被配置为采集和聚焦光的光采集元件,其中所述光采集元件相对于横切所述内窥镜的轴线而延伸的平面成角度地设置;

包括窗口的套管针,所述套管针被配置为可操作地连接到所述内窥镜;和

光折射元件,所述光折射元件被配置为使通过所述窗口接收的光沿着朝向所述光采集元件的行进方向弯曲。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中相对于横切所述内窥镜的轴线而延伸的所述平面所成的角度为约30度。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中所述窗口包括定位在所述套管针的远侧端部处的透明或半透明的尖锐尖端。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中所述光折射元件被成角度地设置,使得所述行进方向基本上垂直于所述光采集元件。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中所述光折射元件包括棱镜。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中所述光折射元件附接到所述套管针。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其中所述光折射元件可移除地附接到由所述套管针限定的管腔。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中所述光折射元件与由所述套管针限定的管腔整合。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中所述光折射元件可移除地附接到所述内窥镜。

10. 一种套管针,包括:

插塞,所述插塞从远侧端部至近侧端部沿轴线延伸,所述插塞被配置为通过由所述插塞限定的管腔可操作地连接到成角度的内窥镜,所述插塞包括位于所述远侧端部处或其附近的窗口并包括:

光折射元件,所述光折射元件被配置为使通过所述窗口接收的光朝向与所述内窥镜相关联的光采集元件弯曲,其中所述光采集元件相对于横切所述内窥镜的轴线而延伸的平面成角度地设置;以及

保持功能件,所述保持功能件被配置为允许所述光折射元件成为以下中的一种或两种:被置于所述插塞内以使所述光朝向所述光采集元件弯曲,或被附接到所述插塞以使所述光朝向所述光采集元件弯曲。

11. 根据权利要求10所述的套管针,其中相对于横切所述内窥镜的轴线而延伸的所述平面所成的角度为约30度。

12. 根据权利要求10所述的套管针,其中所述光折射元件包括棱镜。

13. 根据权利要求10所述的套管针,其中保持功能件包括以下中的至少一者:机械结构、粘合剂和/或所述管腔中的区域。

14. 根据权利要求10所述的套管针,其中所述窗口包括定位在所述套管针的远侧端部处的透明或半透明的尖锐尖端。

15. 根据权利要求10所述的套管针,其中所述光折射元件被成角度地设置,使得行进方向基本上垂直于所述光采集元件。

16. 根据权利要求10所述的套管针,其中所述光折射元件附接到所述套管针。
17. 根据权利要求10所述的套管针,其中所述光折射元件可移除地附接到由所述套管针限定的管腔。
18. 根据权利要求10所述的套管针,其中所述光折射元件与由所述套管针限定的管腔整合。
19. 根据权利要求10所述的套管针,其中所述光折射元件可移除地附接到所述内窥镜。
20. 一种用于内窥镜光折射成像的方法,包括:
配置待与成角度的内窥镜可操作地连接的套管针;以及
采用下列配置所述套管针:
光折射元件,所述光折射元件使光朝向与所述成角度的内窥镜相关联的光采集元件弯曲,其中所述光采集元件相对于横切所述内窥镜的轴线而延伸的平面成角度地设置;以及
保持功能件,所述保持功能件被配置为允许所述光折射元件成为以下中的一种或两种:被置于所述套管针内以使所述光朝向所述光采集元件弯曲,或被附接到所述套管针以使所述光朝向所述光采集元件弯曲。
21. 根据权利要求20所述的方法,其中所述光折射元件包括棱镜。
22. 根据权利要求20所述的方法,其中所述保持功能件包括以下中的至少一者:机械结构、粘合剂和/或由所述套管针限定的管腔内的区域。
23. 根据权利要求20所述的方法,其中使所述光朝向所述光采集元件弯曲包括:使所述光沿着基本上垂直于所述光采集元件的行进方向弯曲。

与成角度的内窥镜一起使用的带有整合式棱镜的观察套管针

背景技术

[0001] 技术的进步已经导致了对于医疗用途中成像能力的许多改进。已经享用某些最有利进步的一个领域是内窥镜外科手术。这些手术的侵入性可小于传统外科手术,因为它们通过将称作内窥镜的成像装置插入患者体内的小端口中而允许检查(有时治疗)患者的内部身体部分(包括手术部位)。

[0002] 通常,为了发起内窥镜手术,首先利用套管针形成通往患者内部感兴趣的手术部位的小端口或路径。更具体地,首先将套管针插入窄的内窥镜管中或插管中。然后用套管针刺穿患者的组织(首先是远侧部分)以到达手术部位。套管针的远侧部分通常终止于相对锐利的尖端(即,插入尖端),以有利于刺穿组织并到达手术部位。一旦到达手术部位,然后就可将套管针移除,留下插管作为端口。

[0003] 当使用套管针刺穿患者的内部组织时,器官或血管可能存在意外破裂的风险。当形成手术的初始端口时尤其如此,因为不能利用穿过另一端口的内窥镜从患者身体内部观察到套管针到患者中的首次插入。

[0004] 为了帮助减轻这种首次插入的风险,已经开发出观察套管针,以允许当将套管针插入(即,刺穿患者)并穿过患者的组织至手术部位时观察到其尖端。为了实现这一点,观察套管针通常被配置为具有在它们远侧部分处或其附近的窗口和允许插入内窥镜的中空部分。然后可使用内窥镜来通过窗口观察尖端的插入和穿过患者组织。

[0005] 为了提供用于观察尖端的足够视野,通常使用不成角度的(零度)内窥镜而不是成角度的内窥镜来形成初始端口。然而,成角度的内窥镜对于许多内窥镜手术的大多其它部位而言是常用的且是优选的。这使得此类手术使用不成角度的内窥镜变得不方便、成本高并且效率低,尤其当内窥镜是有限使用、可重新设置或单次使用/一次性的内窥镜时。

附图说明

[0006] 参考以下附图描述了本公开的非限制性和非完全性的具体实施,其中除非另外指明,否则在各个视图中类似的附图标号指示类似的部分。参照以下说明和附图将更好地理解本公开的优点,其中:

[0007] 图1示出根据至少一个具体实施且根据本公开的教导和原理制造的示例性内窥镜系统;

[0008] 图2示出根据至少一个具体实施且根据本公开的教导和原理制造的相连接的成角度的内窥镜装置和观察套管针的示例;

[0009] 图3是根据至少一个具体实施且根据本公开的教导和原理制造的示例性相连接的成角度的内窥镜装置和观察套管针的远侧部分的放大详细视图;

[0010] 图4示出根据至少一个具体实施且根据本公开的教导和原理的示例性方法;

[0011] 图5A和图5B分别示出根据本公开的教导和原理的单片传感器的具体实施的透视图和侧视图,该单片传感器具有多个像素阵列用于产生三维图像;

[0012] 图6A和图6B分别示出构建在多个基板上的成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,并且示出一个像素列到其相关联的或对应的电路列之间的电连接和通信;以及

[0013] 图7A和图7B分别示出具有多个像素阵列用于产生三维图像的成像传感器的具体实施的透视图和侧视图,其中多个像素阵列和图像传感器构建在多个基板上。

具体实施方式

[0014] 本公开涉及到用于内窥镜光折射成像方法、装置和系统,该方法、装置和系统允许成角度的内窥镜以便利、有效和更低成本的方式与观察套管针一起使用以在患者体内形成端口,包括内窥镜外科手术的初始端口。在本公开的以下描述中,参考了附图,附图构成本公开的一部分,并且其中以图示的方式示出了可实施本公开的特定具体实施。应当理解,可以利用其它具体实施并做出结构的改变而不脱离本公开的范围。

[0015] 需要注意的是,除非上下文清楚地指明,否则在本说明书和所附权利要求中所用的单数形式“一个”、“一种”和“所述”包括复数指代物。

[0016] 如本文所用,术语“包括(comprising)”、“包括(including)”、“包含(containing)”、“其特征在于(characterized by)”以及它们的语法同等成分是非遍举的或开放式的术语,不排除额外的、未提及的要素或方法步骤。

[0017] 所描述的内窥镜光折射成像技术允许成角度的内窥镜以便利、有效和更低成本的方式与观察套管针一起使用以在患者体内形成端口,包括内窥镜外科手术的初始端口。

[0018] 在至少一些具体实施中,内窥镜系统的观察套管针和/或成角度的内窥镜可被配置为具有光折射元件,诸如玻璃和/或塑料棱镜。可利用在观察套管针内和/或与观察套管针一起的光折射元件来折射(即,弯曲)通过套管针的窗口进入到套管针的光。更具体地,光折射元件可将入射光的行进方向改变为沿着基本上垂直于内窥镜的偏移角的平面。因此,内窥镜的视野可与观察套管针的窗口的视野基本上对齐。

[0019] 在至少一个具体实施中,观察套管针可被配置为具有棱镜,该棱镜与由观察套管针限定的管腔整合在一起或可移除地附接到管腔。另选地或除此之外,成角度的内窥镜可被配置为具有整合在内窥镜上或可移除地附接到内窥镜的棱镜。

[0020] 在至少一个具体实施中,成角度的内窥镜可被配置为具有设置在内窥镜的远侧端部或尖端处和/或其附近的图像传感器。图像传感器可以是例如有源像素传感器的数字电荷耦合器件(CCD)和/或互补金属氧化物半导体(CMOS)阵列。

[0021] 如上所述,内窥镜外科手术的侵入性可小于传统外科手术,因为它们通过将内窥镜插入患者体内的小端口中而允许检查(例如,观察、检测和/或诊断)和/或治疗患者的内部身体部分(即,组织)。

[0022] 例如,外科医生可通过将称为腹腔镜的一种类型的内窥镜经端口插入到达患者腹部或盆腔的内部来检查和/或治疗患者。又如,外科医生可能通过将称为关节镜的另一种类型的内窥镜经端口插入到达患者关节(如膝关节)的内部来检查和/或治疗患者。

[0023] 内窥镜通常是长而细的物体,其具有定位在内窥镜的远侧端部处和/或其附近的光采集元件(例如,物镜镜头),以及接收光学图像并将它们转换成能够在显示器上再现的电子图像的成像系统。内窥镜的光采集元件的视野在本文可称为内窥镜的视野。从远侧端部到近侧端部穿过内窥镜的假想线可大体限定内窥镜的轴线。

[0024] 如本领域的技术人员所认识和理解的那样,不成角度的内窥镜的光采集元件被设置成基本上垂直于该轴线,使得内窥镜的视野相对于横切内窥镜的轴线而延伸的平面(即,横切平面)基本上不偏移。这样,远侧端部(即,尖端)就不限定相对于横切平面的角度,并且因此看起来是钝的。

[0025] 相比之下,成角度的内窥镜的光采集元件未被设置成基本上垂直于它的轴线。而是,光采集元件和远侧端部限定相对于横切平面的角度。该角度可被称为内窥镜的偏移角,偏移角可变化并且可介于约12度至约90度之间。然而,许多内窥镜手术常常使用约30度(即,30度内窥镜)和45度(即,45度内窥镜)的内窥镜偏移角。因此,成角度的内窥镜的视野相对于横切平面是基本上偏移的,并且因此远侧端部看起来是成角度的或尖的。

[0026] 大多数内窥镜被设计成使得内窥镜的成像装置或成像传感器的图像传感器被定位在内窥镜的近侧端部处或其附近。例如,图像传感器通常定位在位于内窥镜的近侧端部处和/或其附近的内窥镜的手持件单元中。在这类配置中,光可通过在内窥镜的远侧端部处的光采集元件进入并且沿着内窥镜的轴线朝向图像传感器传播。这种图像传感器可被配置为将由光表示的光学图像转换成电子信号,然后可使用该电子信号在显示器上再现图像。因此,内窥镜需要被配置为具有一组复杂的精确耦合的光学传播部件,来将光传播至图像传感器。

[0027] 由于内窥镜的成本通常取决于它的光学器件,因此光学传播部件可显著增加内窥镜的成本(例如,生产成本)。另外,光学传播部件可增加内窥镜的易碎性,因为相对微小的冲击就能轻易损坏这些部件或扰乱它们的相对对齐。这种易碎性需要频繁的、昂贵的修理周期来保持图像质量。因此,移除或减少内窥镜中的光学传播部件将是有利的,至少是因为这将降低内窥镜的成本和易碎性。

[0028] 为此,本文描述的内窥镜成像技术允许内窥镜被配置为具有极少或没有光学传播部件,因此与传统内窥镜相比显著减少了内窥镜的成本和易碎性。例如,在一些具体实施中,内窥镜可被配置为具有被定位在内窥镜的远侧端部或尖端处和/或其附近、而不是在内窥镜的近侧端部处和/或其附近或在手持件中的图像传感器。因此,图像传感器可定位在相对更靠近内窥镜的光采集元件处,因此减少或消除内窥镜中对于光学传播部件的需要。

[0029] 通常,为了发起内窥镜外科手术,首先利用套管针形成通往患者内部感兴趣的部位(例如,手术部位)的端口。为了实现这一点,套管针可包括在套管针的远侧端部处或其附近的配置为具有相对锐利尖端的插塞,用于刺穿患者的组织并到达感兴趣的部位。在被用于刺穿组织之前,可首先在患者身体外部将插塞插入窄的内窥镜管中。然后可将套管针(在插管内部具有插塞)插入(首先是远侧部分)患者体内。一旦到达感兴趣的部位,然后就可将套管针移除,留下插管作为端口。

[0030] 在内窥镜手术期间,当使用套管针刺穿患者的内部组织时,生命器官或血管可能存在意外破裂的风险,因此使得手术复杂化。利用经端口插入的内窥镜从患者内部观察套管针的插入的能力可显著减轻这种风险。然而,在形成手术的初始端口时这是不可能的,因此使得对初始端口的刺穿比后续的刺穿有更大的风险。

[0031] 为了帮助减轻这种首次刺穿的风险,已经开发出了观察套管针(例如,光学套管针)。观察套管针通常被配置为具有透明或半透明的窗口,以允许当套管针被插入(即,刺穿患者)并穿过患者的组织时观察到其尖端(例如,插塞的尖端)。观察套管针的窗口通常定位

在套管针的远侧端部处和/或其附近。观察套管针还通常被配置为具有中空部分或管腔，使得内窥镜能够插入套管针中以观察尖端的插入和穿过。

[0032] 例如，一些观察套管针被配置为具有沿着套管针的长度(从近侧端部至远侧端部)的透明或半透明的插塞尖端和管腔。因此，可将内窥镜插入(例如，滑入)套管针中，使得内窥镜的光采集元件位于窗口处和/或其附近(例如，相邻)。在窗口的视野内和内窥镜的视野内来自患者的组织和/或其它物体的光线可通过窗口进入，由光采集元件采集和聚焦，并且通过内窥镜的成像系统和显示器观察。

[0033] 对于形成初始端口，不成角度的内窥镜通常优选于成角度的内窥镜。这是因为，当被置于观察套管针中时，不成角度的内窥镜的视野通常与观察套管针的窗口的视野基本上对齐。因此，套管针的窗口很少(如果有的话)受内窥镜的光采集元件遮挡，并且大部分或所有进入套管针窗口的光都能到达内窥镜的光采集元件。

[0034] 相比之下，当将成角度的内窥镜置于典型的观察套管针中时，内窥镜的视野通常不与观察套管针的窗口的视野基本上对齐。这是由于成角度的内窥镜的偏移角。一般来讲，偏移角越大，视野和窗口的不对齐程度越高。因此，大多数(如果不是全部)观察套管针被配置为不成角度的内窥镜而不是成角度的内窥镜也就不足为奇了。

[0035] 而对于形成初始端口之外的大多数类型的内窥镜手术，通常使用并优选成角度的内窥镜。然而，获得和利用两种类型的内窥镜，也就是说成角度的和不成角度的内窥镜，可能是成本高、不方便且浪费的，尤其是考虑到不成角度的内窥镜可能仅需要用于形成初始端口。因此，能够将一个成角度的内窥镜用于整个内窥外科手术将是更便利、有效且更低成本的。

[0036] 为此，本文描述了内窥镜光折射成像技术。通过利用这些技术，当在患者体内形成端口(包括手术的初始端口)时，观察套管针和/或不成角度的内窥镜可被配置为一起使用。例如，在一些具体实施中，可利用在观察套管针中和/或与观察套管针一起的光折射元件(例如，棱镜)来折射(即，弯曲)通过套管针的窗口进入到套管针的光。更具体地，光折射元件可将入射光的行进方向改变为沿着基本上垂直于内窥镜的偏移角的平面。因此，内窥镜的视野可与套管针窗口的视野基本上对齐。

[0037] 换句话讲，可利用光折射元件，通过将入射光弯曲一角度使得内窥镜和窗口的视野相似或相同，来增加到达光采集元件的光的量。例如，如果将30度内窥镜插入观察内窥镜中，那么可使用棱镜使入射光朝向内窥镜的光采集元件弯曲约30度的角度。

[0038] 为了有利于读者理解本公开，图1A-1C示出可根据本文所描述的技术实施的示例性内窥镜系统100。内窥镜系统100示出了示例性具体实施，并且因此不应解释为限制性的。更具体地，虽然在包括各种系统和部件的语境中描述图1A-1C的内窥镜系统100，但这不应理解为将这些系统或部件中的任一个或多个的具体实施限制于内窥镜系统100。相反，应当认识到和理解，任何所描述的系统 and 部件可不顾及内窥镜系统100而被单独或以任何组合实施。

[0039] 参见图1A-1C，内窥镜系统100可包括成角度的内窥镜系统102。成角度的内窥镜系统102继而可包括内窥镜装置(即，内窥镜)104、内窥镜外壳106(例如，手持件和/或摄像头部)、控制单元108、光源110、显示器112以及成像装置114(例如，摄像机、传感器，等等)。需注意，在该示例中，为了有利于讨论，内窥镜装置104、内窥镜外壳106、控制单元108、光源

110、显示器112以及成像装置114各自相对于彼此单独示出。然而,应当认识到和理解这不应解释为限制性的,并且这些部件中的任一个或多个可以任何合适的方式整合和/或连接。

[0040] 例如,在图1A和图1B中,内窥镜装置104和内窥镜外壳106以脱离状态示出。然而,例如图1C中所示,这些部件能够彼此可操作地连接(例如,联接),以形成用于执行内窥镜外科手术的成角度的内窥镜单元。

[0041] 又如,在图1A和图1C的具体实施中,控制单元108和光源110被示出为分开的。而在图1B的具体实施中,控制单元108和光源110被示出为同一单元111的部分。在任一种具体实施中,当需要时,光源110可被配置为通过一根或多根光纤或其它透光功能件提供光至内窥镜装置104,以用于对患者组织的照明或以其它方式有利于患者组织的观察。然而,在一些具体实施中(图1B中最佳示出),这些部件可在单元111中整合(例如,在同一外壳中,等等)或以其它方式可操作地连接。

[0042] 又如,图1C中的成像装置114被示出为被配置为具有位于内窥镜外壳106和内窥镜装置104两者中的部件。然而,在一些其它具体实施中,成像装置114可以其它方式被配置。例如,在至少一个具体实施中,成像装置114的所有特征可包括在或位于内窥镜外壳106中(图1A中最佳示出),或者可选地,成像装置114的部分或全部可在相对于内窥镜外壳106的远处或外部定位于一个或多个其它部件中,该一个或多个其它部件可包括或不包括控制单元108或内窥镜装置104。

[0043] 在图1B中所示的示例中,成像装置114包括图像传感器116,该图像传感器116有利地设置在(即,位于)内窥镜装置104的远侧端部(即,尖端)处和/或其附近。图像传感器116可以是任何合适类型的装置和/或相关电路,诸如有源像素传感器的数字电荷耦合器件(CCD)和/或互补金属氧化物半导体(CMOS)阵列。

[0044] 在至少一个具体实施中,当用户旋转或改变内窥镜装置104的角度时,为了避免或减轻在内窥镜装置尖端处的图像传感器116改变取向和各种显示问题,可采用特定机械和软件稳定技术。

[0045] 可操作地,图像传感器116可被配置为接收被定位在内窥镜装置104的远侧端部处和/或其附近的光采集元件118(例如,透镜)采集并聚焦的光。图像传感器116还可被配置为将由所接收的光表示的光学图像转换成能够在显示器112上再现的电子图像。

[0046] 需注意,在该示例中,光采集元件118没有设置成基本上垂直于内窥镜装置104的轴线119。相反,光采集元件118设置成相对于横切轴线119而延伸的平面(即,横切平面)成约30度的角度。因此,内窥镜装置104的偏移角为约30度,因此使得在内窥镜装置104中是成角度的内窥镜。由于该偏移角,内窥镜装置104的视野相对于横切平面是基本上偏移的,因此导致了内窥镜装置104的远侧端部的成角度的或尖的外观。

[0047] 接下来,在操作中,为了有利于电子图像再现于显示器112上,控制单元108可电子地和/或通信地连接到成像装置114和/或在内窥镜外壳106和/或内窥镜装置104中的一个或其它部件。如连接120所表示,控制单元108可通过物理(例如,有线)和/或无线(例如,蓝牙、红外,等等)连接而以这种方式连接。另外,如连接122所表示,控制单元108可电子地和/或通信地连接到显示器112。显示器112可以是适当地被配置为显示从成像装置114接收的再现电子图像的任何类型的显示装置。

[0048] 除了包括成像装置114的部件之外,内窥镜外壳106也可包括其它部件,诸如收发

器124(例如,无线收发器),其可被配置为促进通过连接120在内窥镜外壳106和控制单元108之间的通信。使内窥镜外壳106与控制单元108分开并通信地连接(例如,通过无线传输)的能力可使得容易地将使用过的内窥镜和/或内窥镜外壳更换成经消毒和更新的内窥镜和/或外壳。使这些部件分开并通信地连接的能力还允许在内窥镜装置的使用期间内窥镜外壳106有更大的移动性。

[0049] 除了内窥镜系统102之外,内窥镜系统100还可包括观察套管针系统128,其被配置为在内窥镜外科手术期间,通过允许在将套管针系统128插入患者并穿过患者的组织时观察到套管针系统128的远侧端部(即,尖端)而减轻刺穿风险。更具体地,在该示例中,观察套管针系统128可包括插塞130和插管134。插塞130可包括插塞外壳132,插塞外壳132在该示例中被形成为有利于插塞130的抓握。

[0050] 插塞130还可限定内部插塞管腔136,内部插塞管腔136沿着插塞130的轴线131从插塞的近侧端部(在插塞外壳的近侧端部)延伸到插塞的远侧端部(即,套管针系统128的远侧端部)的相对尖锐的尖端的点处或其附近,该相对尖锐的尖端由透明或半透明的窗口138形成。

[0051] 在该示例中,插塞外壳132包括中空部分(例如,套管针外壳管腔),中空部分有效地允许插塞管腔136从窗口138处或其附近穿过插塞外壳132延伸到外壳的插塞近侧端部的开口133处。

[0052] 如本领域技术人员所认识和理解的那样,成角度的内窥镜系统102和观察套管针系统128能够被配置为彼此可操作地连接(例如,联接)以发起内窥镜外科手术。例如,内窥镜装置104可与插塞130联接(例如,滑入其中和从其中移除):首先穿过内窥镜外壳132中的开口133插入内窥镜装置104(首先是远侧端部)并且沿着插塞管腔136,直到内窥镜装置104的远侧端部到达窗口138的近侧端部处或其附近的点。

[0053] 一旦成角度的内窥镜系统102和观察套管针系统128被可操作地连接,如图2中所示,当将由窗口138形成的尖端插入患者的组织中时,就可使用光采集元件118和成像装置114(包括图像传感器116)来检查该尖端。更具体地,根据所描述的技术,以及如图2和图3中所示,当成角度的内窥镜系统102和观察套管针系统128被可操作地连接时,可在插塞中利用光折射元件140来弯曲通过窗口138进入的入射光302。光折射元件140可以是能够在特定方向上折射光的任何合适类型的装置或材料。例如,在至少一个具体实施中,光折射元件140是由玻璃和/或塑料制成的棱镜,该棱镜能致使入射光302朝向光采集元件118弯曲。应当理解,光折射元件140可由能够如本文公开的那样折射光的任何合适的材料制成。

[0054] 更具体地,光折射元件140可被定位于插塞管腔136中的光折射区域142处并且设置成一角度使得入射光302被光折射元件140沿着朝向光采集元件118的方向弯曲30度的角度,光采集元件118被设置成相对于横切平面成约30度的角度。

[0055] 如图3所示,光折射元件140可弯曲入射光302,使得光的行进方向改变成沿着基本上垂直于光采集元件118的平面而朝向光采集元件118。因此,内窥镜装置104的视野可与窗口138的视野基本上对齐,由此使内窥镜装置104以便利、有效、成本低廉的方式用于观察套管针系统128中。

[0056] 在一些具体实施中,光折射元件140可与插塞管腔136的内壁整合和/或整合在内窥镜装置104上,使得元件的位置和/或地点被固定。另选地或除此之外,光折射元件可被置

于插塞管腔136和/或内窥镜装置104中和/或附接到其上(即,暂时性地或永久性地)。

[0057] 例如,在至少一个具体实施中,可利用保持功能件和结构将光折射元件140置于和/或附接到插塞130之中或之上的特定位置和/或地点处。保持功能件和结构可被配置成用于允许光折射元件140可移除地附接(例如,暂时性)或永久性地附接。例如,保持功能件和结构可以是机械结构、在管腔内或在插塞130内/上的其它地方的结构性整合的形状、粘合剂化学物质和/或允许光折射元件140置于插塞130中和/或附接到其上的区域(例如,光折射区域142)。

[0058] 此外,在至少一个具体实施中,保持功能件和/或保持结构可被配置为使得光折射元件140相对于插塞管腔136保持固定。在此类具体实施中,当与观察套管针系统联接时,内窥镜装置104将可能需要绕轴线131(以及因此轴线119)相对于插塞130旋转,以达到使光折射元件140和光采集元件118基本上旋转地对齐并因此彼此相邻的合适取向。

[0059] 另选地,在至少一个其它具体实施中,保持功能件可被配置为使得允许光折射元件140在插塞管腔136内移动。在此类具体实施中,可不需要绕轴线131旋转内窥镜装置104来使光折射元件142和光采集元件118基本上旋转地对齐并因此彼此相邻。相反,可绕轴线131旋转光折射元件140,直到实现对齐。

[0060] 保持功能件和/或保持结构也可被配置为允许光折射元件140手动地和/或自动地设置在相对于横切轴线131而延伸的平面和/或相对于内窥镜装置104的一个或多个期望的角度。例如,保持功能件和结构可被配置为允许从一个期望的角度到另一个期望的角度改变光折射元件的设置。

[0061] 可以任何合适的方式提供保持功能件和/或光折射元件140。例如,保持功能件和/或光折射元件140可单独提供(例如,商业包装的)和/或与一个或其它部件一起提供,诸如与观察套管针系统128、内窥镜装置和/或内窥镜系统100一起提供。

[0062] 最终,如本领域技术人员所认识和理解的那样,插塞130和套管针外壳132可以在插入到患者体内之前可操作地连接到插管134。如上所述,一旦到达患者内部感兴趣的部位,就可将插塞130和/或套管针外壳132移除,留下插管作为进入患者的端口。在至少一个具体实施中,插塞130可被配置为滑入插管134中和从插管134中移除:首先通过插管134中的开口144插入插塞130,然后沿着插管134内的插管管腔147,直到插塞外壳132的远侧端部与插管外壳146的近侧端部接触。

[0063] 为了帮助读者理解本文所描述的内窥镜光折射成像技术,下文描述了配置待一起用于内窥镜手术的观察套管针和/或成角度的内窥镜的示例性方法。

[0064] 关于图4中示出的方法400,在框402处,观察套管针和成角度的内窥镜可被配置为可操作地连接,以放置内窥镜端口。在至少一个具体实施中,可利用内窥镜系统100的观察套管针系统128和成角度的内窥镜系统102。

[0065] 在框404处,观察套管针或成角度的内窥镜可被配置为具有光折射元件(例如,光折射元件140),如玻璃和/或塑料棱镜,以折射所接收的光。如上所述,可通过设置在观察套管针的远侧端部处的窗口(例如,窗口138)接收该光。在至少一个实施例中,观察套管针可被配置为具有位于套管针的远侧末端处或其附近的棱镜,棱镜与由观察套管针限定的管腔整合或可移除地附接到管腔。另选地或除此之外,成角度的内窥镜可被配置为具有整合在内窥镜上或可移除地附接到内窥镜的棱镜。

[0066] 另选地或除此之外,在框406处,观察套管针可被配置为具有保持功能件。如上所述,这种保持功能件和结构可以是允许光折射元件被置于观察套管针中和/或附接到其上的任何功能件。

[0067] 应当理解,本公开可与任何图像传感器(无论是CMOS图像传感器还是CCD图像传感器)一起使用而不脱离本公开的范围。此外,图像传感器可被定位于整个系统内的任何位置,包括但不限于内窥镜的尖端、成像装置或摄像机的手持件、控制单元或本系统内的任何其它位置处,而不脱离本公开的范围。

[0068] 本公开可利用的图像传感器的具体实施包括但不限于以下图像传感器,这些仅仅是本公开可利用的各种类型传感器的示例。

[0069] 现在参见图5A和图5B,这些图分别示出根据本公开的教导和原理的单片传感器500的具体实施的透视图和侧视图,该单片传感器具有多个像素阵列用于产生三维图像。此类具体实施可能是三维图像捕获所期望的,其中在使用期间两个像素阵列502和504可被偏移。在另一个具体实施中,第一像素阵列502和第二像素阵列504可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502专用于与第二像素阵列504不同波长范围的电磁辐射。

[0070] 图6A和图6B分别示出构建在多个基板上的成像传感器600的具体实施的透视图和侧视图。如图所示,形成该像素阵列的多个像素列604位于第一基板602上并且多个电路列608位于第二基板606上。图中还示出一列像素与其相关联的或对应的电路列之间的电连接和通信。在一个具体实施中,图像传感器可具有与全部或大部分支撑电路分开的像素阵列,而其可能以其它方式被制造成它的像素阵列和支撑电路处于单个、单片基板/芯片上。本公开可使用至少两个基板/芯片,这些基板/芯片将使用三维堆叠技术被堆叠在一起。两个基板/芯片中的第一个602可使用图像CMOS工艺加工。第一基板/芯片602可只包括像素阵列或由限幅电路围绕的像素阵列。第二或后续基板/芯片606可使用任何工艺加工,而不是必须来自图像CMOS工艺。第二基板/芯片606可以是但不限于,为了将各种和多个功能整合到基板/芯片上非常有限空间或区域中的高密度数字工艺、或为了整合例如精确模拟功能的混合模式或模拟工艺、或为了实现无线能力的射频工艺、或为了整合MEMS器件的MEMS(微电子机械系统)。图像CMOS基板/芯片602可使用任何三维技术与第二或后续基板/芯片606堆叠。第二基板/芯片606可支撑将可能另外在第一图像CMOS芯片602中实现(如果在单片基板/芯片上实现)为外围电路的电路的绝大部分或大部分,并且因此当保持像素阵列大小恒定并尽最大可能优化时增加了整个系统面积。两个基板/芯片之间的电连接可通过互联器603和605完成,互联器603和605可为接合引线、凸耳和/或TSV(硅通孔)。

[0071] 图7A和图7B分别示出具有多个像素阵列用于产生三维图像的成像传感器700的具体实施的透视图和侧视图。三维图像传感器可被构建在多个基板上并且可包括多个像素阵列和其它相关联的电路,其中形成第一像素阵列的多个素列704a和形成第二像素阵列的多个像素列704b分别位于相应的基板702a和702b上,并且多个电路列708a和708b位于单独的基板706上。还示出了像素列与相关联的或对应的电路列之间的电连接和通信。

[0072] 应当理解,本公开的教导和原理可用于可重复使用的装置平台、有限使用的装置平台、可重新设置使用的装置平台或单次使用/一次性的装置平台,而不脱离本公开的范围。应当理解,在可重复使用的装置平台中,最终使用人负责该装置的清洁和消毒。在有限

使用的装置平台中,在变得不能操作之前,装置可被使用一些规定量的次数。在另外使用的情况下,典型的新装置是无菌交付的,需要最终使用人在另外使用之前清洁并消毒。在可重新设置使用的装置平台中,第三方可重新处理装置(例如,清洁、包装和消毒)单次使用的装置,以比新单元更低的成本用于另外使用。在单次使用/一次性的装置平台中,提供无菌装置至手术室并且在被处置掉之前只能使用一次。

[0073] 另外,本公开的教导和原理可包括任何及所有电磁能量的波长,包括可见和不可见光谱,诸如红外(IR)、紫外(UV)和X-射线。

[0074] 为了举例说明和描述的目的,已经提供了上述具体实施方式。这些具体实施方式并非意图为详尽的或将本公开限制为所公开的具体形式。根据上述教导内容可以对本公开进行许多修改和改变。另外,应当指出的是,任何或所有前述另选的具体实施可以任何期望的组合使用,以形成本公开的另外的混合的具体实施。

[0075] 另外,虽然已描述和说明了本公开的特定具体实施,但是本公开并不限于如描述和说明的特定形式或部件布置。本公开的范围将由此处所附的权利要求、此处和不同申请中提交的任何未来的权利要求以及它们的等效物来限定。

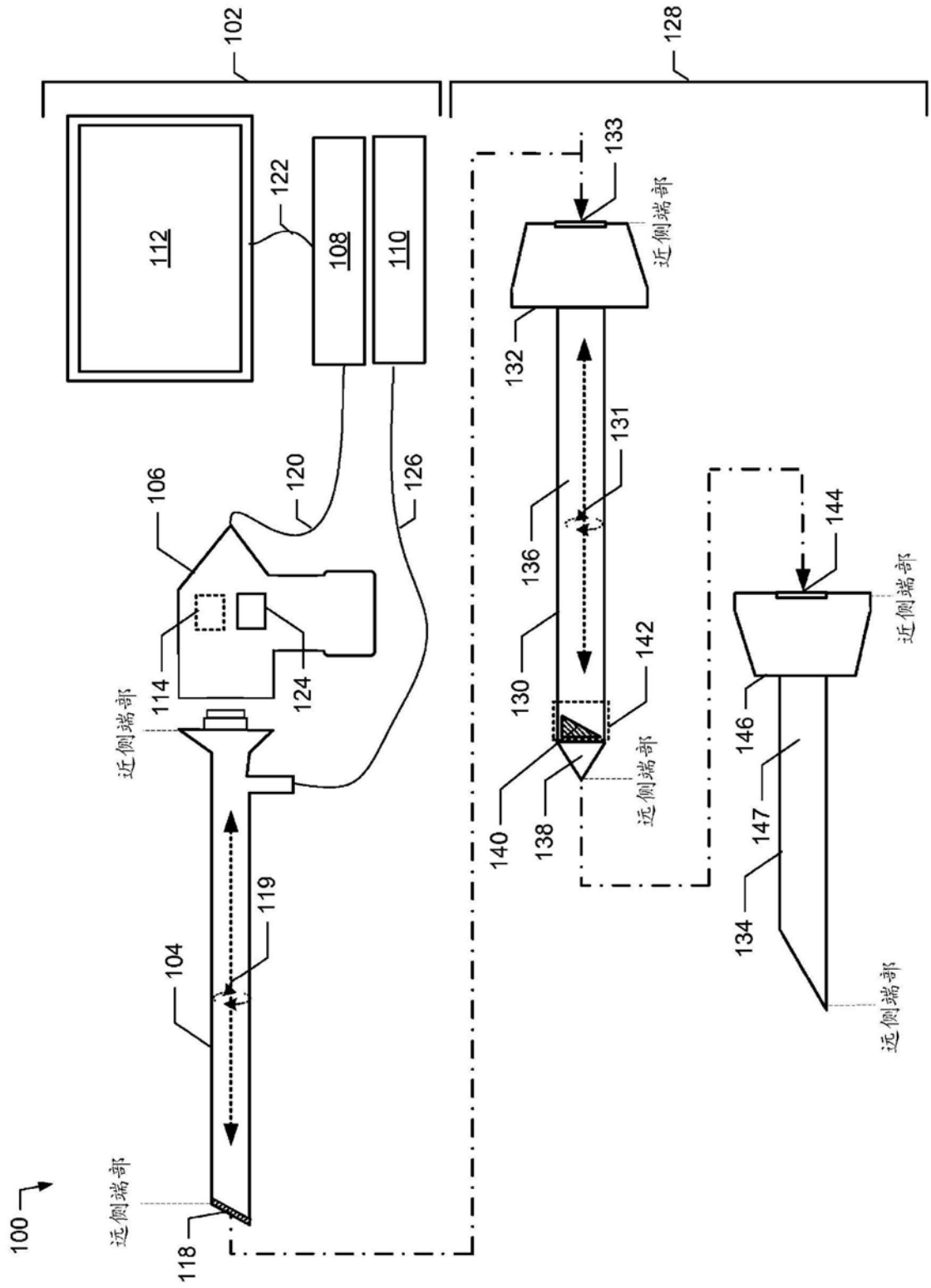


图1A

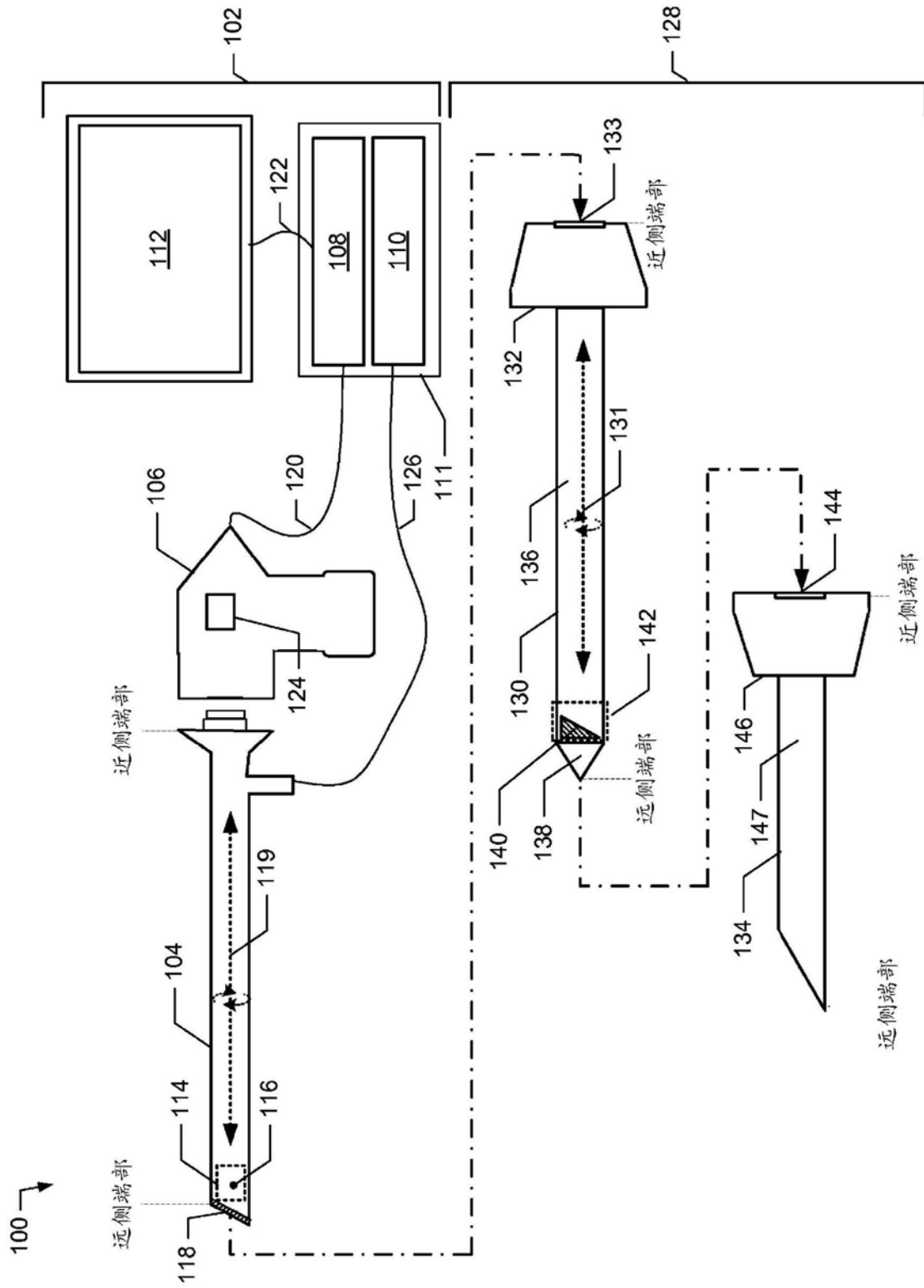


图1B

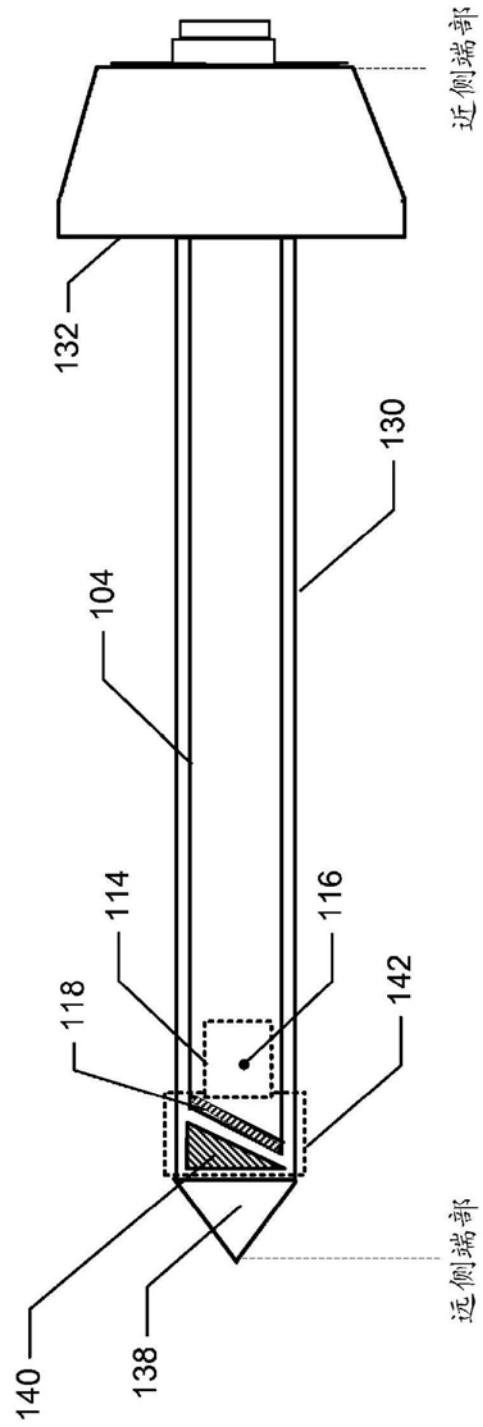


图2

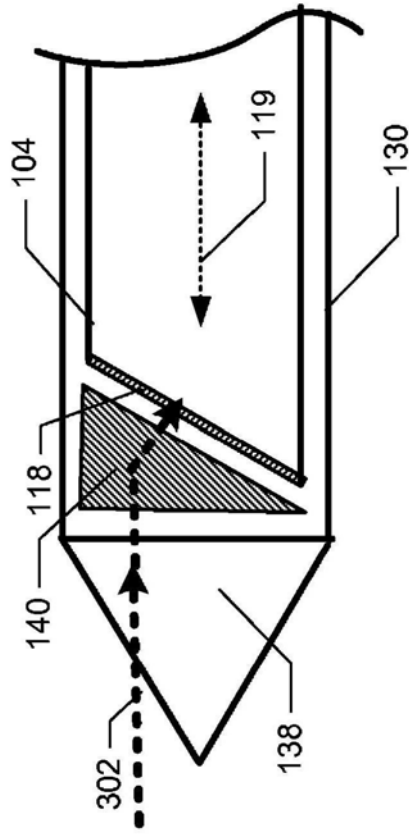


图3

400

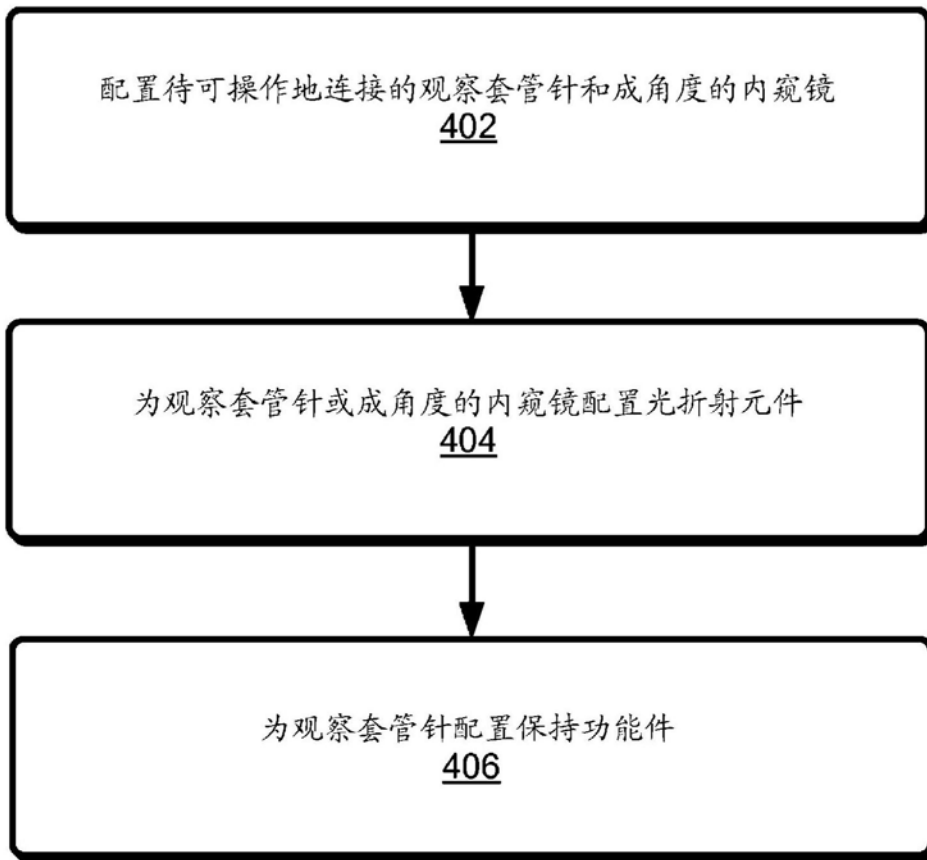


图4

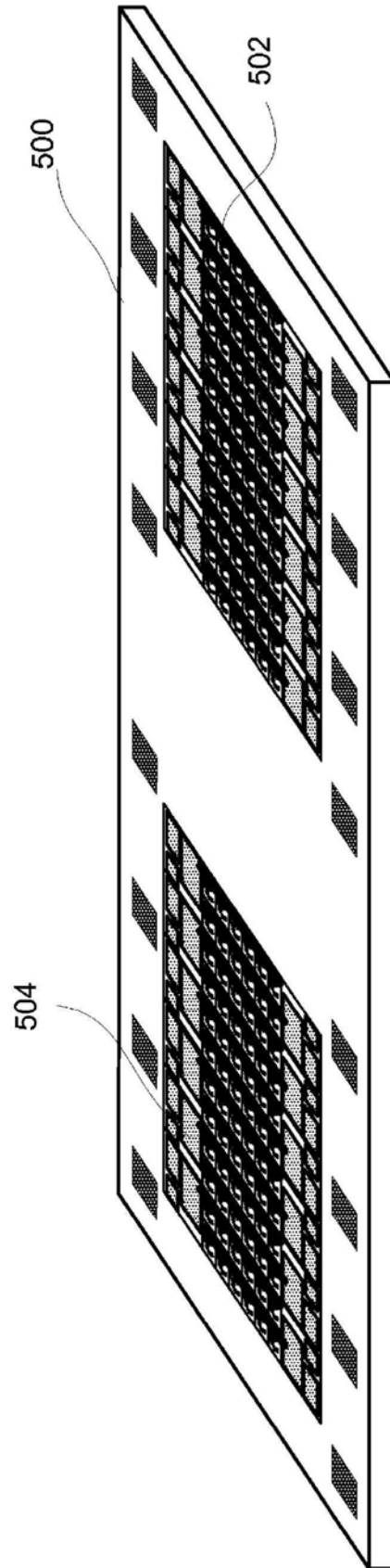


图5A

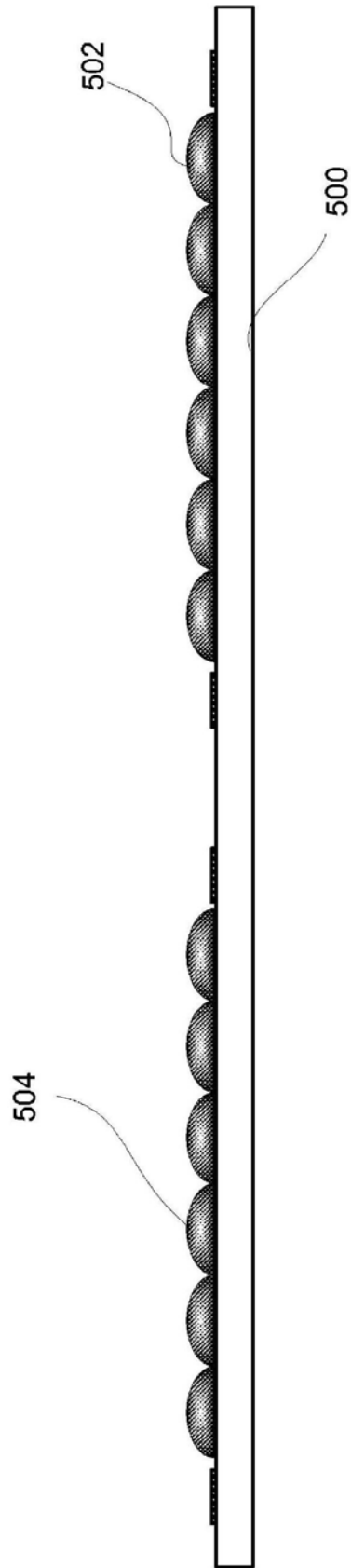


图5B

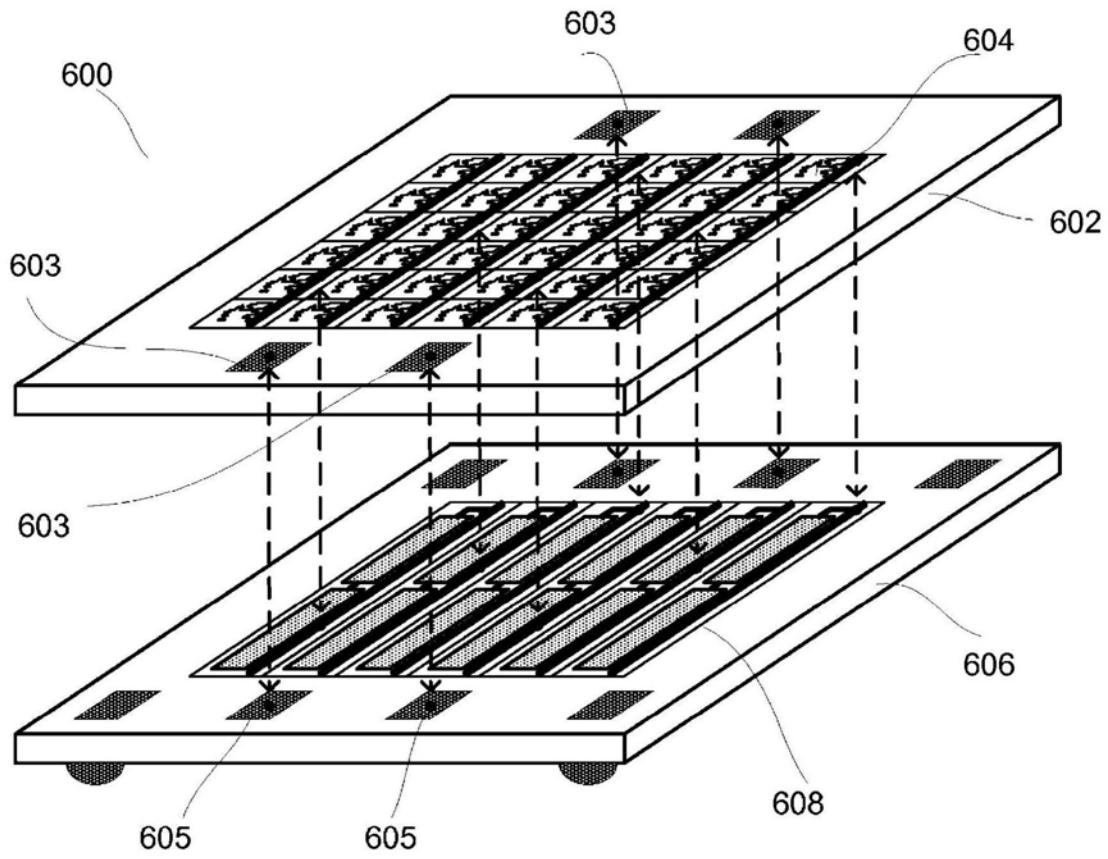


图6A

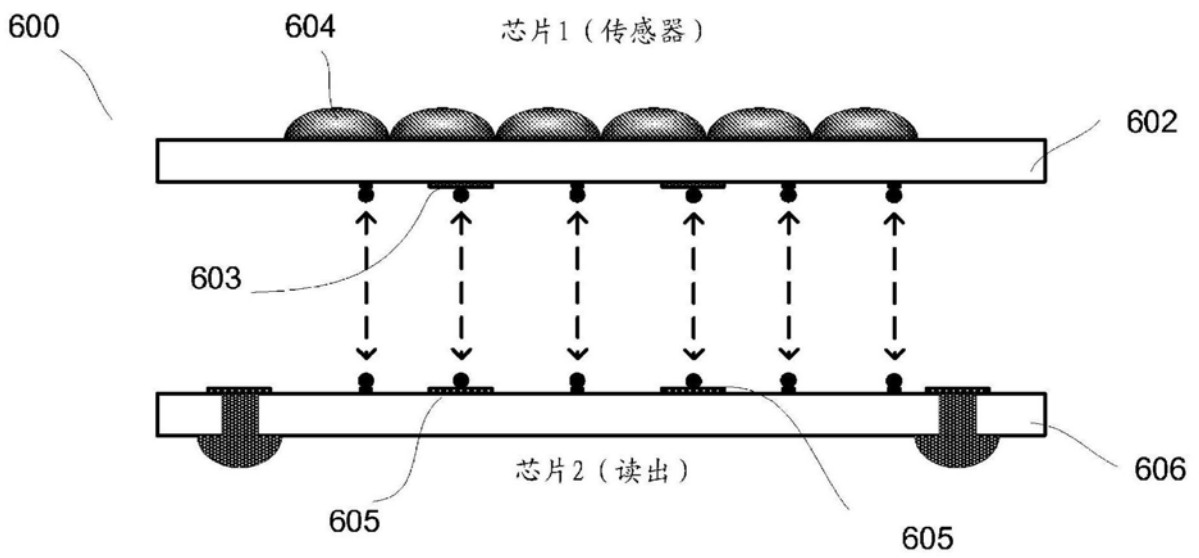


图6B

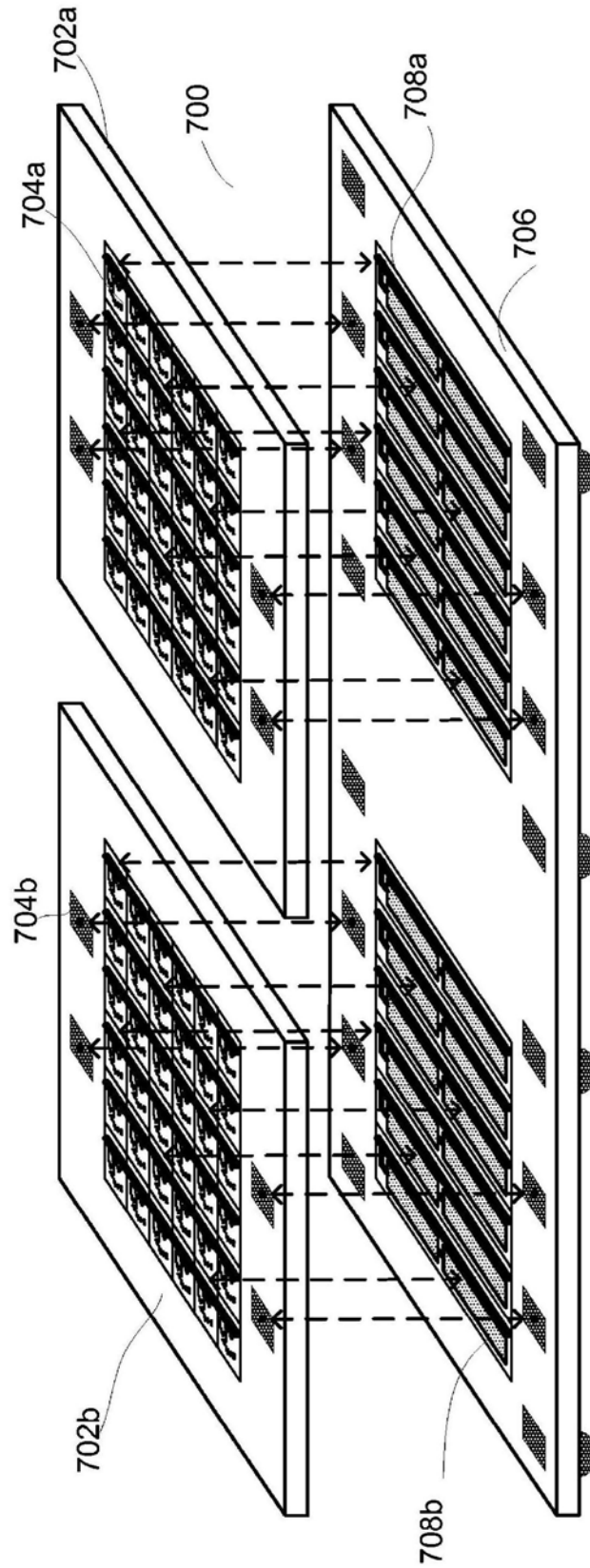


图7A

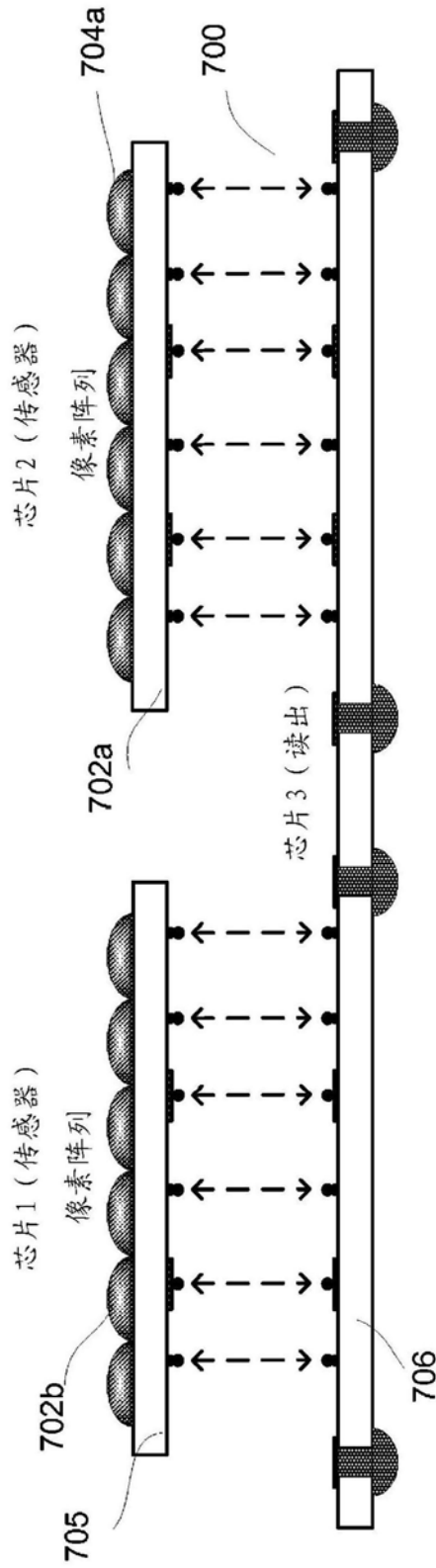


图7B

专利名称(译)	与成角度的内窥镜一起使用的带有整合式棱镜的观察套管针		
公开(公告)号	CN105263393B	公开(公告)日	2018-10-26
申请号	CN201480016076.1	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 J D 塔伯特 B 迪安 P W 克罗尔 M 登顿 J M 布朗		
发明人	J.D.亨莱 J.D.塔伯特 B.迪安 P.W.克罗尔 M.登顿 J.M.布朗		
IPC分类号	A61B1/313 A61B17/34		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/00135 A61B1/00154 A61B1/00179 A61B1/00193 A61B1/051 A61B1/3132 A61B17/3417 A61B90/37 A61B2017/00907 A61B2017/3454 A61B17/34 A61B17/3478		
代理人(译)	姜甜		
审查员(译)	何琛		
优先权	61/791935 2013-03-15 US		
其他公开文献	CN105263393A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了用于被配置为具有光折射元件(诸如玻璃和/或塑料棱镜)的观察套管针和/或成角度的内窥镜的内窥镜光折射成像技术。可在观察套管针内和/或与观察套管针一起利用光折射元件来折射(即, 弯曲)通过套管针的窗口进入到套管针的光。因此, 成角度的内窥镜的视野与套管针的窗口的视野可基本上对齐, 由此使成角度的内窥镜与观察套管针一起使用以便在患者体内形成端口, 包括内窥镜外科手术的初始端口。

