



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105636496 B

(45)授权公告日 2017.03.22

(21)申请号 201480056137.7

(22)申请日 2014.11.09

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105636496 A

(43)申请公布日 2016.06.01

(30)优先权数据

14/082,265 2013.11.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.04.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/064708 2014.11.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/073335 EN 2015.05.21

(73)专利权人 捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯

美国外科技术名义)

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 S·芬克曼 A·纳威

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 王小东

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

H04B 10/114(2013.01)

A61B 17/00(2006.01)

(56)对比文件

US 6101038 A, 2000.08.08,

US 5278536 A, 1994.01.11,

US 8492995 B2, 2013.07.23,

US 2002022763 A1, 2002.02.21,

EP 2579618 A1, 2013.04.10,

WO 02054959 A2, 2002.07.18,

审查员 崔文昊

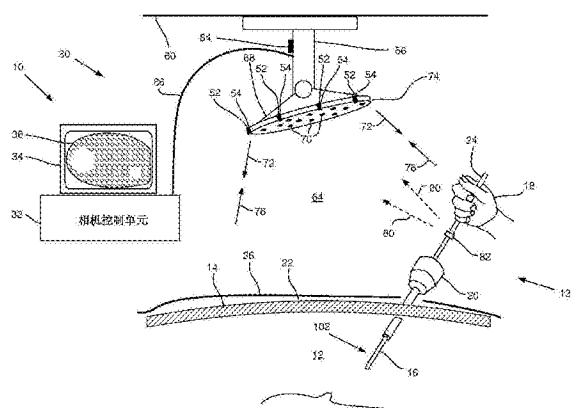
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

视线无线式内窥镜

(57)摘要

一种内窥镜成像设备包括:内窥镜(16),其被构造成插入患者(14)的体腔(12)中;和图像传感器(116),其被构造成借助所述内窥镜来形成所述体腔的图像并响应于形成的所述图像来发送图像信号。该设备进一步包括:光学发送器(148),其物理地连接到所述内窥镜,并且被构造成接收所述图像信号、将所述图像信号编码并发送包括编码的所述图像信号的光辐射。具有安装夹具(54)的光学接收器(52)被构造成连接到光吊杆(56),还被构造成接收所述光辐射、将所述光辐射解码以恢复所述图像信号并发送已恢复的所述图像信号。相机控制单元(32)接收已恢复的所述图像信号并在屏幕(34)上显示所述图像。



1. 一种内窥镜成像设备,所述内窥镜成像设备包括:

内窥镜,所述内窥镜被构造成插入患者的体腔中;

图像传感器,所述图像传感器被构造成借助所述内窥镜来形成所述体腔的图像,并且响应于形成的所述图像来发送图像信号;

光学发送器,所述光学发送器物理地连接到所述内窥镜,被构造成接收所述图像信号、将所述图像信号编码并发送包括编码的所述图像信号的光辐射;

具有安装夹具的光学接收器,该光学接收器被构造成连接到光吊杆,所述接收器被构造成接收所述光辐射、将所述光辐射解码以恢复所述图像信号并发送已恢复的所述图像信号作为无线电频率图像信号;以及

相机控制单元,所述相机控制单元被构造成接收已恢复的所述图像信号并响应地在屏幕上显示所述图像。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述光学发送器包括单个发送器。

3. 根据权利要求2所述的设备,所述设备包括反射器,并且其中,所述光辐射经由所述反射器作为镜面辐射被发送。

4. 根据权利要求2所述的设备,所述设备包括扩散器,并且其中,所述光辐射经由所述扩散器作为散射辐射被发送。

5. 根据权利要求1所述的设备,所述设备包括附接至所述光吊杆的灯,并且其中,所述安装夹具被构造成经由所述灯将所述光学接收器连接到所述光吊杆。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述光学接收器被构造成经由连接到所述相机控制单元的线缆来发送已恢复的所述图像信号。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述光学发送器包括第一光学发送器和第二光学发送器,所述第一光学发送器和所述第二光学发送器分别发送所述光辐射的第一光锥和所述光辐射的不同于所述第一光锥的第二光锥。

8. 根据权利要求7所述的设备,所述设备包括控制器,所述控制器被构造成检测如下内容:在所述第一光学发送器和所述光学接收器之间存在第一清晰视线,并且在所述第二光学发送器和所述光学接收器之间不存在第二清晰视线。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述控制器被构造成将第一控制信号发送到所述第一光学发送器以保持所述第一发送器发送所述光辐射的所述第一光锥,并且将第二控制信号发送到所述第二光学发送器以使所述第二光学发送器关闭。

10. 一种内窥镜成像设备,所述内窥镜成像设备包括:

内窥镜,所述内窥镜被构造成插入患者的体腔中;

图像传感器,所述图像传感器被构造成借助所述内窥镜来形成所述体腔的图像,并且响应于形成的所述图像来发送图像信号;

光学发送器,所述光学发送器物理地连接到所述内窥镜,被构造成接收所述图像信号、将所述图像信号编码并发送包括编码的所述图像信号的光辐射;

具有安装夹具的光学接收器,该光学接收器被构造成连接到光吊杆,所述接收器被构造成接收所述光辐射、将所述光辐射解码以恢复所述图像信号并发送已恢复的所述图像信号;

相机控制单元,所述相机控制单元被构造成接收已恢复的所述图像信号并响应地在屏

幕上显示所述图像;以及

控制器,所述控制器被构造成响应于已恢复的所述图像信号向所述光学发送器提供无线电频率控制信号。

视线无线式内窥镜

技术领域

[0001] 本发明总体涉及成像,并且具体地涉及使用内窥镜来成像。

背景技术

[0002] Blair等人的美国专利申请2011/0004276(其公开内容通过引用并入本文中)描述了一种系统,其用于经由讯问和检测系统来检测在医疗手术中存在或不存在对象,该讯问和检测系统包括控制器和沿着患者支撑结构定位的多个天线。天线可附接至光影。

[0003] Tesar的美国专利申请2013/0184591(其公开内容通过引用并入本文中)描述了一种内窥镜,其宣称对近红外成像有用并且声明具有发送构件,该发送构件以红外光谱内的波长发送约95%至99.9%之间的能量。

[0004] Graves等人的美国专利申请2004/0156638(其公开内容通过引用并入本文中)描述了一种大气光学数据传输系统。该系统具有第一收发器和第二收发器,该第一收发器和第二收发器彼此间隔开相当大的距离并具有瞄准彼此的望远镜。

[0005] Suen等人的台湾专利申请TW 2009/27059描述了一种图像采集处理系统,其具有图像感测单元、图像显示单元和药物治疗的图像数据库。该图像感测单元包括图像传感器、光学器件和IC通信部件。

[0006] Ogawa等人的欧洲专利申请EP 2430972描述了一种手持式无线内窥镜。该内窥镜声明具有第一天线和第二天线。该申请进一步声明:通过对体腔的内侧进行成像而获得的图像被转换为无线信号,并且经由第一天线和/或第二天线能实现把无线信号发送到外侧/从外侧接收。

[0007] Kawaaki等人的美国专利申请2012/0200685(其公开内容通过引用并入本文中)描述了一种内窥镜仪器,其具有拍摄物体的生成单元。该仪器生成运动图像数据和静止图像数据,并且具有接收用于静止图像数据的发送指令的接收单元,且具有无线发送静止图像数据的发送单元。

[0008] Kiyoshi等人的日本专利申请JP 2010/207459(其公开内容通过引用并入本文中)描述了无线内窥镜系统。该系统声明:即使同型号的多个内窥镜系统存在于周围,也能安全而轻松地启动近在眼前的期望处理器和内窥镜系统之间的无线通信。

[0009] Kedmi等人的美国专利5,354,993(其公开内容通过引用并入本文中)描述了一种用于医疗成像门架的光学通信链路,其在发送器和接收器之间具有视距通信的连续线路。

[0010] Hamada等人的美国专利6,718,005(其公开内容通过引用并入本文中)描述了一种非接触式信号发送装置,其执行通过使用光在第一构件和第二构件之间非接触地发送信号。

[0011] 通过引用而并入本专利申请的文件应被视为本申请的组成部分,所不同的是,在某种程度上,任何术语以与本说明书明确地或隐含地做出的限定相冲突的方式限定在这些并入的文件中,仅应该考虑本说明书中的限定。

发明内容

[0012] 本发明的一个实施方式提供了一种内窥镜成像设备,所述内窥镜成像设备包括:

[0013] 内窥镜,所述内窥镜被构造成插入患者的体腔中;

[0014] 图像传感器,所述图像传感器被构造成借助所述内窥镜来形成所述体腔的图像,并且响应于形成的所述图像来发送图像信号;

[0015] 光学发送器,所述光学发送器物理地连接到所述内窥镜,被构造成接收所述图像信号、将所述图像信号编码并发送包括编码的所述图像信号的光辐射;

[0016] 具有安装夹具的光学接收器被构造成连接到光吊杆,所述接收器被构造成接收所述光辐射、将所述光辐射解码以恢复所述图像信号并发送已恢复的所述图像信号;以及

[0017] 相机控制单元,所述相机控制单元被构造成接收已恢复的所述图像信号并在屏幕上响应地显示所述图像。

[0018] 通常,所述光学发送器包括单个发送器。所述设备可包括反射器,并且所述光辐射可经由所述反射器作为镜面辐射进行发送。替代地,所述设备可包括扩散器,并且所述光辐射可经由所述扩散器作为散射辐射进行发送。

[0019] 在公开的实施方式中,所述设备包括附接至所述光吊杆的灯,并且所述安装夹具被构造成经由所述灯将所述光学接收器连接到所述光吊杆。

[0020] 在另一公开的实施方式中,所述光学接收器被构造成发送已恢复的所述图像信号作为无线电频率图像信号。替代地或另外地,所述光学接收器被构造成经由连接到所述相机控制单元的线缆来发送已恢复的所述图像信号。

[0021] 所述光学发送器可由第一光学发送器和第二光学发送器组成,所述第一光学发送器和所述第二光学发送器分别发送所述光辐射的第一光锥和所述光辐射的不同于所述第一光锥的第二光锥。通常,控制器被构造成检测在所述第一光学发送器和所述光学接收器之间存在第一清晰视线,并且在所述第二光学发送器和所述光学接收器之间不存在第二清晰视线。所述控制器可被构造成将第一控制信号发送到所述第一光学发送器以保持所述第一发送器发送所述光辐射的所述第一光锥,并且将第二控制信号发送到所述第二光学发送器以使所述第二光学发送器关闭。

[0022] 在替代实施方式中,所述设备包括控制器,所述控制器被构造成响应于已恢复的所述图像信号向所述光学发送器提供无线电频率控制信号。

[0023] 根据本发明的实施方式,进一步提供了一种用于成像的方法,所述方法包括:

[0024] 将内窥镜插入患者的体腔中;

[0025] 借助所述内窥镜来构造图像传感器以形成所述体腔的图像;

[0026] 响应于形成的所述图像来发送图像信号;

[0027] 将光学发送器物理地连接到所述内窥镜并且将所述光学发送器构造成接收所述图像信号、将所述图像信号编码并发送包括编码的所述图像信号的光辐射;

[0028] 为光学接收器提供被构造成连接到光吊杆的安装夹具;

[0029] 将所述接收器构造成接收所述光辐射、将所述光辐射解码以恢复所述图像信号并发送已恢复的所述图像信号;以及

[0030] 接收已恢复的所述图像信号并在屏幕上响应地显示所述图像。

[0031] 将根据本发明的实施方式的以下详细描述、与附图一起更全面地理解本发明，其中：

附图说明

- [0032] 图1是根据本发明的实施方式的内窥镜成像系统的示意图；
[0033] 图2是根据本发明的实施方式的图示光学接收器的附接的示意图；
[0034] 图3是根据本发明的实施方式的内窥镜的示意横截面图；
[0035] 图4是根据本发明的替代实施方式的内窥镜成像系统的示意图；
[0036] 图5是根据本发明的另一替代实施方式的内窥镜成像系统的示意图；以及
[0037] 图6是根据本发明的又一替代实施方式的内窥镜成像系统的示意图。

具体实施方式

[0038] 概述

[0039] 本发明的一个实施方式提供了内窥镜成像设备。该设备由构造成插入患者的体腔中的内窥镜组成。该内窥镜具有图像传感器，该图像传感器可位于内窥镜的远侧或近侧区域中，形成体腔的图像，并且响应于形成的图像来发送图像信号。通常通过直接地附接至内窥镜将光辐射发送器物理地连接到内窥镜，但是在一些实施方式中，发送器由线缆连接到内窥镜。发送器接收图像信号，将图像信号编码，然后发送包括编码的图像信号的光辐射。

[0040] 该设备进一步包括一个或多个光学接收器，其具有用于连接到光吊杆的相应安装夹具。通常，一个或多个接收器包括用于成像设备的系统控制器。一个或多个光学接收器接收来自发送器的光辐射，将该光辐射解码以恢复图像信号，并且直接地经由线缆来发送已恢复的图像信号，或者作为无线电频率信号发送到相机控制单元。该相机控制单元接收已恢复的图像信号，并且在屏幕上响应地显示由图像传感器获得的图像。

[0041] 该成像设备通过将来自内窥镜的光辐射发送到光学接收器进行操作，并且为了使发送成功，这样的发送需要发送器和接收器之间的视线清晰。在通常需要使用光吊杆的医疗手术期间，将光学接收器连接到光吊杆能够最大限度地使联接到内窥镜的光辐射发送器和接收器之间的视线清晰。

[0042] 详细描述

[0043] 在公开内容和权利要求书中，假定光辐射包括在可见或近可见光谱中的电磁辐射，为了使光辐射发送器和光辐射接收器之间的发送成功，该电磁辐射需要光辐射发送器和光辐射接收器之间的视线清晰。另外在公开内容和权利要求书中，假定无线电频率(RF)信号包括不在可见或近可见光谱中的电磁辐射，并且为了使RF信号发送器和RF信号接收器之间的发送成功，该电磁辐射不需要RF信号发送器和RF信号接收器之间的视线清晰。

[0044] 现在参照图1，图1是根据本发明的实施方式的内窥镜成像系统10的示意图。系统10在侵入性医疗手术(通常是微创手术)中可用在人类患者14的体腔12上，以便使体腔的部分或全部成像。以举例的方式，在本描述中，假定体腔是患者14的腹部，并且体腔12在本文中也称为腹部12。然而，将理解的是，系统10可用于使基本任何人的体腔(诸如膀胱、支气管或胸部)成像，或者使非人类的腔成像。

[0045] 系统10包括内窥镜16，在手术期间，医学专业人员18使用穿刺腹壁22的套管针20

将内窥镜16插入腹部12中。为了执行该插入,专业人员18通常借助窥镜的近端24来保持内窥镜。在手术期间,患者通常至少部分地由无菌覆盖件26覆盖。

[0046] 例如,系统10由系统控制器30操作,并且控制器30的软件可经由网络以电子形式下载到控制器。替代地或另外地,该软件可设置在非暂时性有形介质(诸如光学、磁性或电子存储介质)上。

[0047] 相机控制单元(CCU)32操作内窥镜16,另外驱动屏幕34,基于此来呈现由内窥镜获得的图像36。图像36是由内窥镜观察到的腹部12的一部分的图像。

[0048] 系统10包括由相应安装夹具54连接到光吊杆56的一个或多个光学接收器52。可直接连接到光吊杆,通常使得接收器成为吊杆的组成部分,或者经由其它元件间接附接至光吊杆。在以下描述中,假定系统控制器30被并入接收器52中的一个接收器中。然而,不一定要将控制器30并入接收器中,从而控制器可以是独立的单元,或者可被并入系统10的任何其它元件中。光吊杆56通常固定地附接至其中系统10工作的操作室64的天花板60,但是在一些实施方式中,光吊杆可固定地附接至操作室内的可移动门架。光吊杆56保持可由专业人员18定向的灯68,通常使得灯中的多束光70将光辐射投射到室64内的一系列投射方向72上。在关于图2更详细地图示并描述的公开的实施方式中,光学接收器52由其夹具54附接至灯68的边缘74。通常,夹具54和接收器52被构造成使得接收器接收来自接收方向76的光辐射,接收方向76具有与一系列投射方向72大致相同的取向,但方向相反。

[0049] 在本发明的实施方式中,接收器52接收来自安装在内窥镜16中的重定向光学装置82的光辐射80。参照图3更详细地描述光辐射80的产生和重定向光学装置82的操作。

[0050] 下面参照图2和图3描述了系统10的在图1中以数字标识的其它元件。

[0051] 图2是图示根据本发明的实施方式将光学接收器52附接至边缘74的示意图。如上所述,接收器52直接地或间接地借助相应夹具54连接到光吊杆56。在图2所示的实施方式中,此连接是间接的并且通过将接收器附接至中间元件(包括灯68)来实施,以举例的方式,假定在灯的边缘74处将夹具54附接至灯。每个夹具54均可包括可旋转的球接头90,其允许系统10的操作者调整接收方向的范围92,在该范围92内,每个接收器52均操作地接收光辐射。通常,但不一定是,每个范围92均是接收方向76的子集。

[0052] 每个接收器52均包括相应的光学检测器96(通常是光电二极管),该光学检测器96安装在相应的机架98内。如图所示,至少一个接收器52可合并系统控制器30。机架98通常采取锥体或抛物面镜的形式,其将进入的光辐射汇聚到检测器96上,并且机架98的尺寸可被调整,以设定每个接收器92的范围92的大小。通常,所有接收器的界限92的范围大致相同,大致处于关于接收器的对称轴线100测量的 $\pm 30^\circ$ 。然而,在一些实施方式中,此范围是不同的,例如,一些范围可大致为 $\pm 20^\circ$,而其它范围大致为 $\pm 40^\circ$ 。通常,窄带滤波器94放置检测器96的前面,该滤波器用来将由检测器96接收的光辐射限制为相对较窄通带的光学波长。

[0053] 图3是根据本发明的实施方式的内窥镜16的示意横截面图。内窥镜16被示出为在已穿刺腹壁22之后,从而内窥镜的远端102位于腹部12内。(为简单起见。套管针20在图中未示出。)内窥镜16被形成为管104,通常为具有对称轴线106的柱形管,并且使从腹部12的一部分进入的辐射进行聚焦的聚焦光学元件110安装在管的远侧末梢112处。元件110被构造成使得来自元件的聚焦辐射在图像传感器116上形成腹部的一部分的图像。在本公开中,以举例的方式,假定在内窥镜中将传感器116和光学元件110安装到一起作为相机120。

[0054] 然而,并不一定是传感器116位于远侧末梢处,从而在本发明的其它实施方式中,传感器116位于内窥镜16的远离远端102的近侧区域130中。在传感器位于内窥镜的这样的近侧区域中的实施方式中,可使用中继光学装置和/或光纤束将来自光学元件110的聚焦辐射传递到传感器116。对于传感器116位于内窥镜的近侧区域中的实施方式,比照之下,本领域普通技术人员将能够适应此描述。

[0055] 传感器电路140经由线缆138接收其运行电力。电力可由安装在内窥镜中的电池或从线路供应提供。传感器电路140经由线缆142连接到传感器116,并且电路和线缆用来向传感器116提供电力、驱动和控制信号。另外,来自传感器116的图像信号经由线缆142传递到电路140,电路140通常通过放大和过滤来处理图像信号。电路140还包括光辐射发生器144,通常是LED(发光二极管)或VCSEL(垂直腔表面发射激光器),该发生器被构造成辐射对应于滤波器94的通带的光辐射。虽然不一定是,辐射的波长通常在可见光谱之外。例如,由发生器144发射的辐射可包括红外线(1R)辐射。电路140将源自传感器116的被处理的图像信号编码,并通过调制光辐射将编码信号并入由发生器144发送的光辐射中。电路140和发生器144因此充当光学发送器148。光辐射的调制通常为振幅和/或频率调制,但是可使用适于将被处理的编码的图像信号的信息并入光辐射中的任何其它方便形式的调制。

[0056] 发生器144发送其被调制的光辐射,作为相对较窄的辐射光锥146,并且该发生器被构造成大致沿着轴线106发送辐射光锥。重定向光学装置82位于内窥镜16的近侧区域130中,位于内窥镜的如下区域中,即该区域在患者的壁22外部,并且相对于近端24而位于远侧。重定向光学装置82被构造成接收辐射光锥146,并且将接收的辐射重定向为重定向后的辐射80,使得重定向后的辐射在大致正交于轴线106且通常在界限92内的方向上发送。

[0057] 在一些实施方式中,重定向光学装置82被构造成镜面反射辐射光锥146。重定向后的镜面辐射被包含在角度 θ 内,并且在一个实施方式中, θ 关于正交于轴线106的平面介于 $+30^\circ$ 和 -30° 之间。然而,在其它实施方式中,角度 θ 的范围可具有除 $+30^\circ$ 和 -30° 之外的值,并且角度 θ 的适当界限可由系统10的操作者决定而无需过多的实验。通常,重定向光学装置82被构造为锥形镜子,但是具有上述重定向光学装置的镜面功能性的其它形式的光学元件对光学领域的普通技术人员将是明显的。

[0058] 替代地,在本发明的一些实施方式中,重定向光学装置82被构造为使进入的辐射光锥146扩散的扩散器,并且来自光学装置的重定向后的散射辐射可发送到高达 4π 球面度的立体角中。

[0059] 返回图1,每个光学接收器52均被构造成接收并解码来自重定向光学装置82的重定向后的光辐射80。给定的光学接收器的构造通常使得只有在光学装置82和给定的接收器之间存在直接视线,接收器才能够接收并处理辐射80。为使接收器52能够成功地接收并解码辐射80,这样的构造限制由发送器148进行发送所需要的功率。在一个实施方式中,在灯70关闭的同时使接收器52运行,以尽量减少对接收器的干扰。然而,由于滤波器94的存在,为使接收器52工作,灯70没有必要关闭;并且在其它实施方式中,在灯通电的同时使接收器52运行。

[0060] 每个光学接收器52均将其接收的光辐射解码,以恢复已编码为接收的辐射的图像信号。通常,已恢复的图像信号可经由线缆86传递到CCU 32,该线缆86将接收器连接到CCU。在替代的公开的实施方式中,每个光学接收器52均被构造成发送具有并入其中的已恢复的

图像信号的总体全向的无线电频率(RF)图像信号。进一步替代地,光学接收器52可连接到通常附接至光吊杆56的中央RF发送器84,该中央RF发送器84接收来自接收器的已恢复的图像信号并且发送已恢复的图像信号作为总体全向RF图像信号。发送RF信号的频率可为1GHz的数量级,以便适应实时发送图像信号所需要的相对较高的数据速率。然而,还可使用大于或小于1GHz的频率。在发送RF图像信号时,任何方便的协议都可使用。

[0061] CCU 32被构造成经由线缆86接收已恢复的图像信号,或者经由来自发送器84或来自接收器52的RF信号接收已恢复的图像信号。CCU 32处理已恢复的图像信号,以在屏幕34上呈现与由传感器116获得的图像对应的图像。通常,CCU 32还分析已恢复的图像信号,并且经由线缆86或经由上述RF信号将其分析传递到控制器30。该分析通常包括图像信号水平以及噪音水平。在响应时,控制器30为内窥镜16中的元件制定控制值,并且发送这些值作为由电路140接收的总体全向RF控制信号。电路140将RF控制信号解码,并且生成用于上述传感器116的控制信号,以及用于电路140的控制参数。用于传感器116的控制信号可包括期望的帧率和/或每帧期望的分辨率,并且用于电路140的控制参数可包括功率水平,发生器144在此功率水平下运行,使得呈现在屏幕34上的图像36具有可接受的信噪(S/N)比。通常,RF控制信号利用以下协议发送,该协议即具有低带宽,对控制数据是足够的,但不适于图像信号。在一些实施方式中,使用BTLE(蓝牙低能量)或NFC(近场通信)协议来发送RF控制信号。

[0062] 图4是根据本发明的替代实施方式的内窥镜成像系统200的示意图。除了下面描述的区别,系统200的操作总体类似于系统10(图1、图2和图3)的操作,并且由两个系统200和10中相同的附图标记指示的元件在构建和操作方面是总体类似的。在系统200中,重定向光学装置82定位成靠近它们在系统10中的位置,诸如定位在近端24的最近侧点202处。为了适应光学装置82的位置改变,电路140和/或发生器144可能需要被重新定位,可能定位到近端24内。比照之下,为适应位置改变对本文描述做出的改动对本领域普通技术人员将是明显的。

[0063] 图5是根据本发明的另一替代实施方式的内窥镜成像系统300的示意图。除了下面描述的区别,系统300的操作总体类似于系统10和200的操作(图1、图2、图3和图4),并且由系统300、200和10中相同的附图标记指示的元件在构建和操作方面是总体类似的。与系统10和200对比,不存在用在系统300中的重定向光学装置82。代替光学装置82,系统300使用多个光学发生器302,每个光学发生器总体类似于发生器144并具有相应的辐射光锥306。光学发生器302被分组为辐射器的集束器310,并且每个发生器302在集束器内的辐射光锥被定向成与其它发生器的光锥不同。通常,光锥的取向在至少 2π 球面度的立体角上大致均匀地分布。集束器310可附接至内窥镜16的位于患者14外侧的任何方便的近侧区域。在一个实施方式中,集束器310安装在近端24的最近侧点202处。

[0064] 虽然由每个发生器302发送的辐射的波长可能通常在单个带中,但是每个发生器302的辐射可能处于不同的特定波长下,使得发生器可由接收器52识别。替代地或另外地,该识别可按照时间和/或辐射的频率键控。

[0065] 在一个实施方式中,所有发生器302都可由基本类似于电路140的单个电路314驱动。根据需要,额外的电子元件可并入电路140中而形成电路314,以使不同发生器的辐射能够被识别。这样的额外元件对本领域普通技术人员将是明显的。

[0066] 在替代实施方式中,每个发生器302均由基本类似于电路140的相应电路驱动,相

应电路中的每个电路均被构造成使不同发生器的辐射能够被识别。

[0067] 除非另外指出,否则在以下描述中,假定发生器302由单个电路314驱动。

[0068] 控制器30可使用上述的RF控制信号将针对每个发生器302的期望功率水平发送到单个电路314。例如,在系统300的操作的初始阶段,所有发生器302可在全光学功率下发送,并且控制器30可识别哪个发生器产生由接收器52接收的光辐射。通常,控制器30被构造成将如下发生器选择为被识别的发生器:该发生器的辐射光锥306朝向接收器52且具有到接收器的直接视线。该识别可通过测量接收的辐射的辐射功率水平来实施。

[0069] 一旦已执行识别,控制器30就可将RF控制信号发送到电路314,以使辐射未被接收器接收的发生器302关闭。可重复初始阶段(如果必要的话),以识别发生器302是通电的或是关闭的。这样的处理尽量减少发生器302所需要的功率,以向接收器52提供可接受的图像信号,同时保持可接受的S/N率。替代地,系统300可实施为用于识别要被通电的发生器302其它方法,以提供可接受的图像信号,同时保持可接受的S/N比。这样的方法对本领域普通技术人员将是明显的,并且被认为是包括在本发明的范围内。

[0070] 图6是根据本发明的又一替代实施方式的内窥镜成像系统400的示意图。除了下述的区别,系统400的操作总体类似于系统300的操作,并且由系统300和400中相同的附图标记指示的元件在构建和操作方面是总体类似的。与其中集束器310附接至内窥镜16的区域 of 的系统300对比,在系统400中,集束器310从内窥镜物理地分离。在这种情况下,集束器310由线缆404连接到内窥镜16,该线缆用来经由电路314向集束器310中的发生器302传送功率、控制和图像信号。集束器310可在室64中定位于任何方便的位置,该位置具有到接收器52的视线清晰。在一个实施方式中,集束器310放置在覆盖件26上。

[0071] 将认识到,上面描述的实施方式以举例的方式引用,并且本发明不限于上文中特别示出并描述的内容。例如,根据系统的操作者的要求,系统300和系统400可被构造为能在系统300的构造和系统400的构造之间转换的单个系统。因此,本发明的范围包括上文中描述的各种特征的组合和子组合两者,以及其在阅读前述描述时将为本领域技术人员想到且在现有技术中未公开的变化和修改。

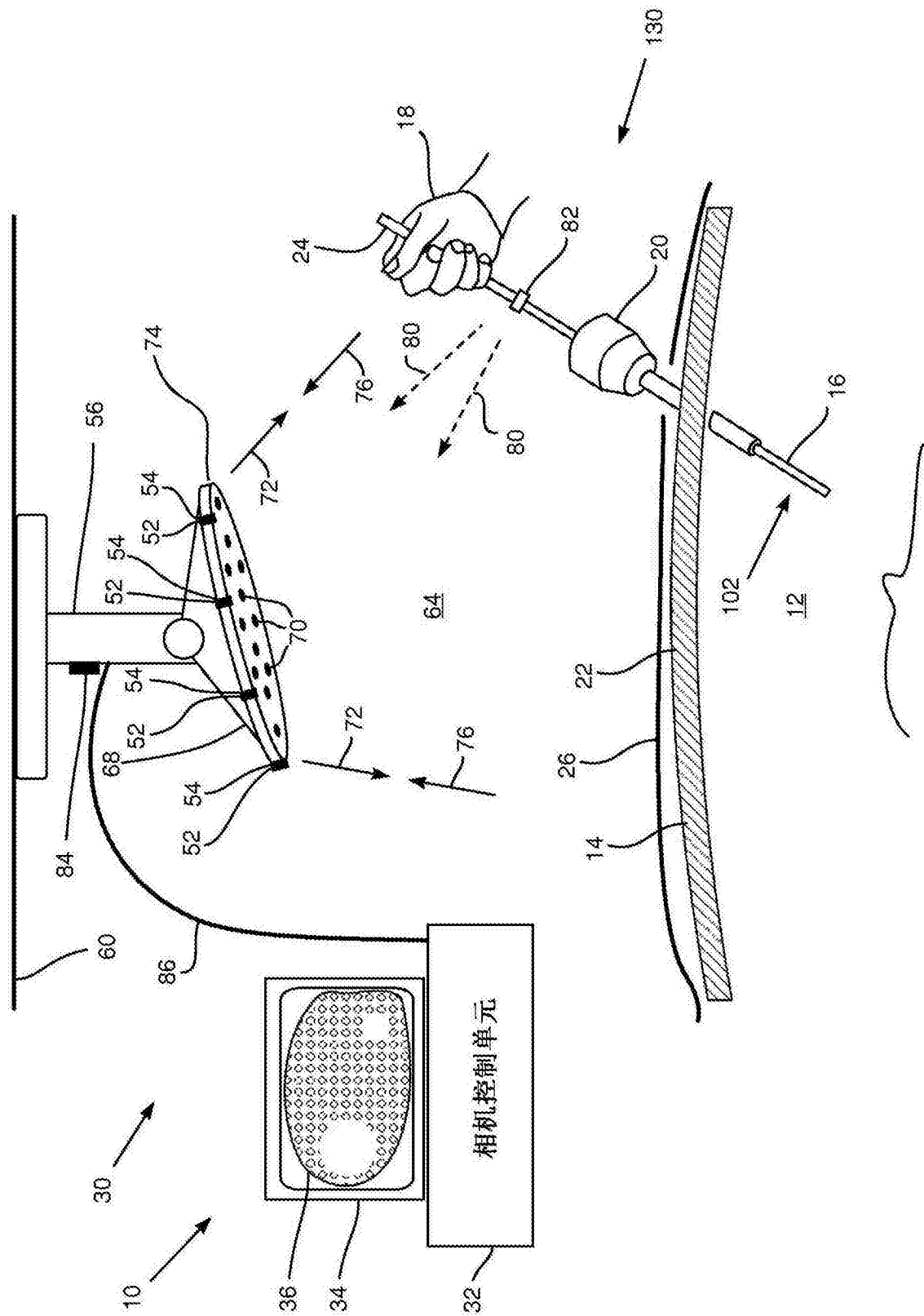


图1

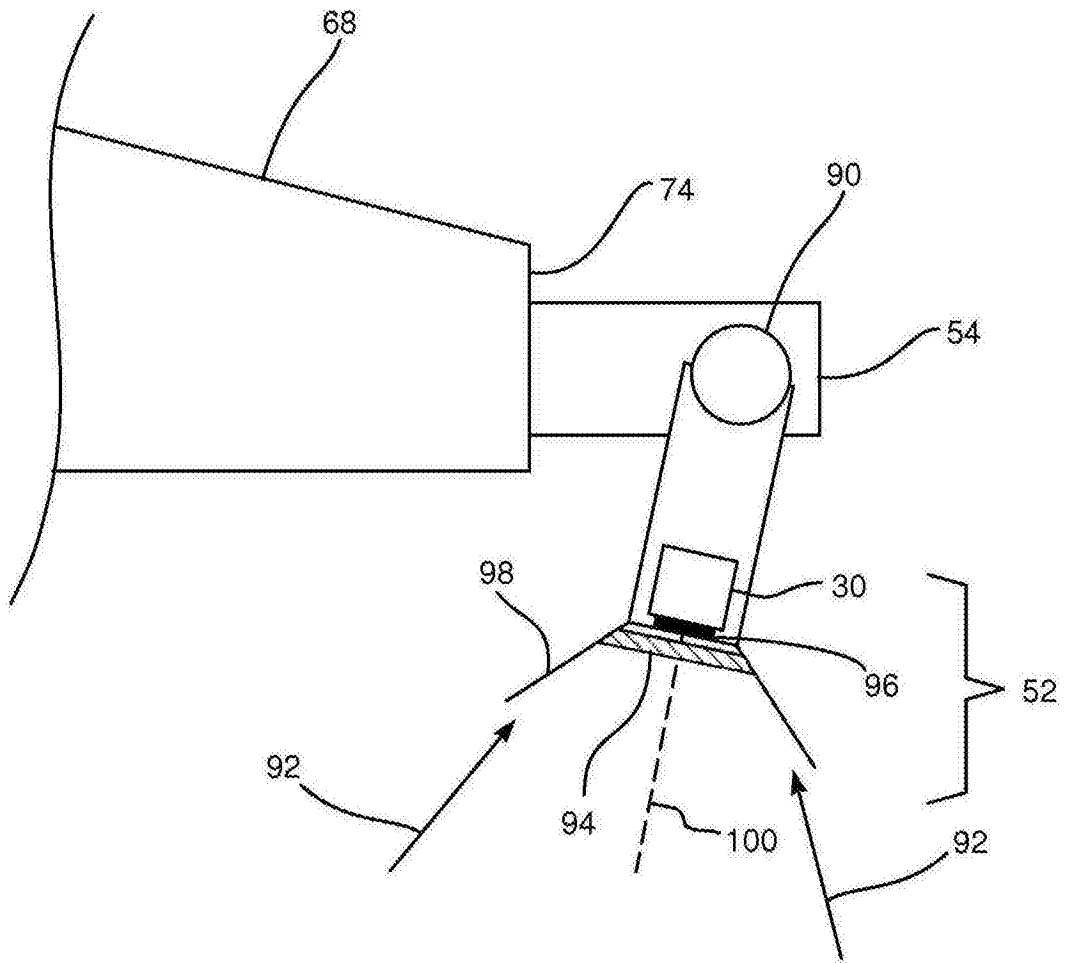


图2

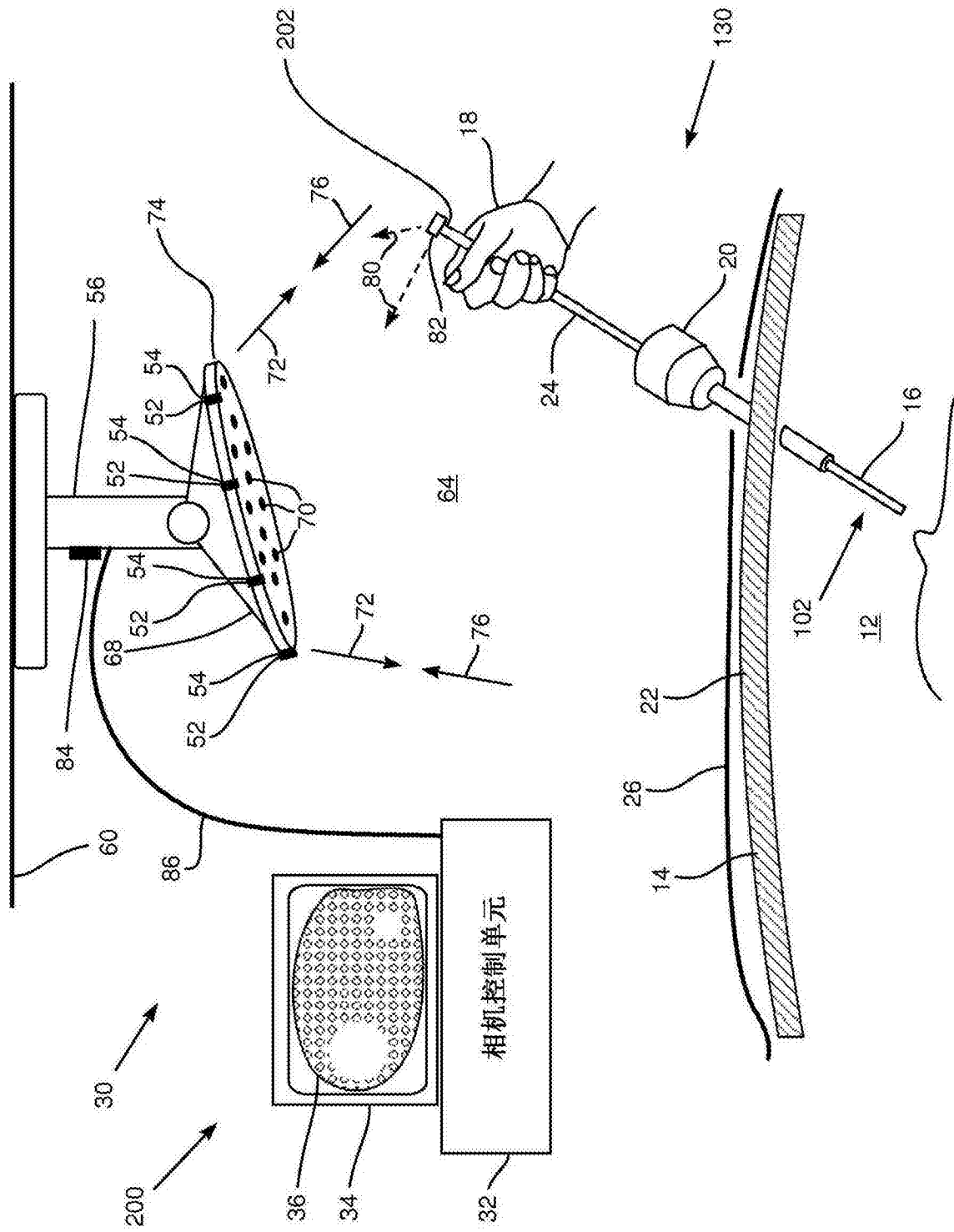


图4

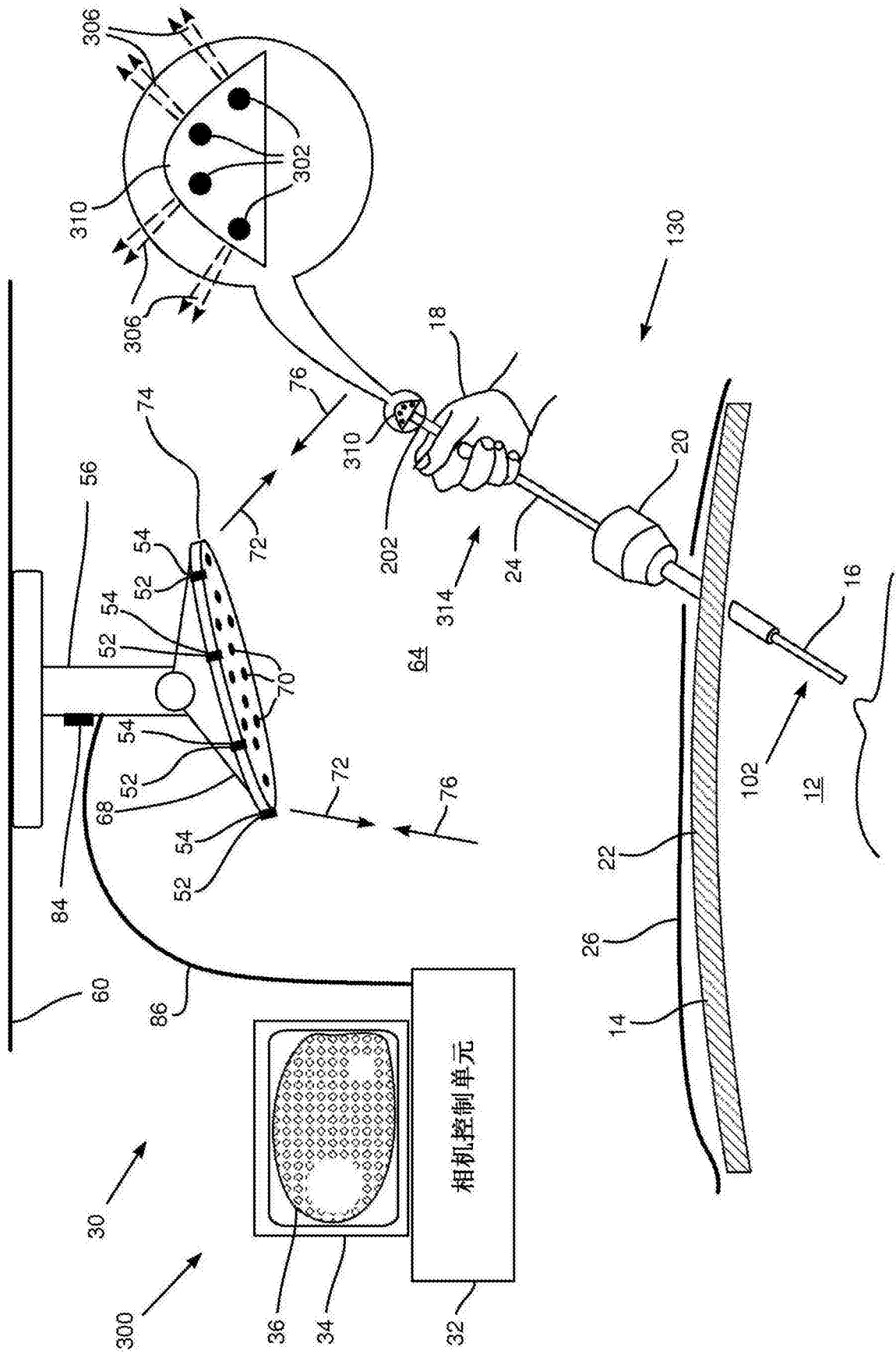


图5

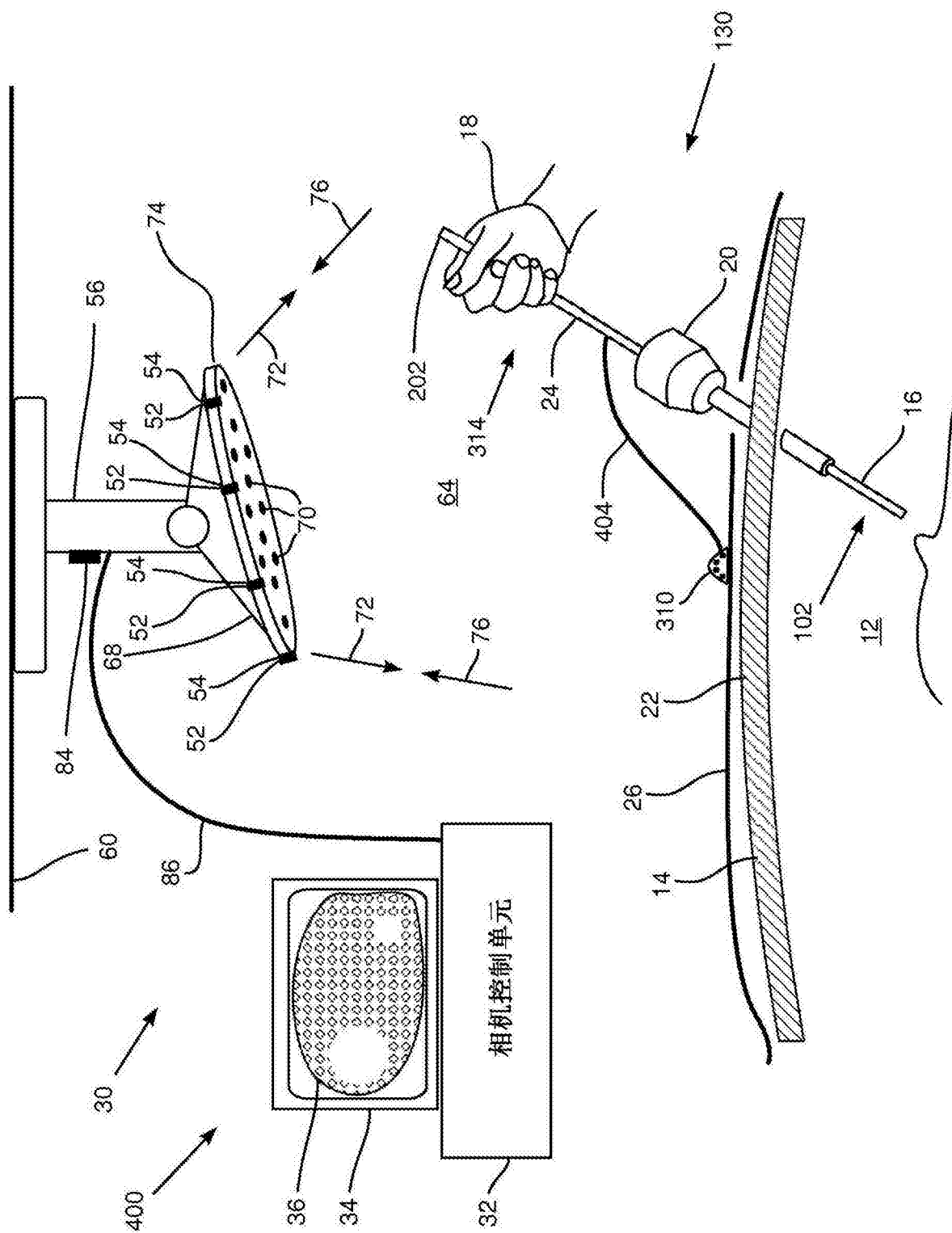


图6

专利名称(译)	视线无线式内窥镜		
公开(公告)号	CN105636496B	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	CN201480056137.7	申请日	2014-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯美国外科技术名义)		
申请(专利权)人(译)	捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯美国外科技术名义)		
当前申请(专利权)人(译)	捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯美国外科技术名义)		
[标]发明人	S芬克曼 A纳威		
发明人	S·芬克曼 A·纳威		
IPC分类号	A61B1/00 H04B10/114 A61B17/00		
CPC分类号	A61B1/00013 A61B50/28 A61B90/30 A61B90/35 A61B2017/00221 H04B10/1141		
代理人(译)	王小东		
审查员(译)	崔文昊		
优先权	14/082265 2013-11-18 US		
其他公开文献	CN105636496A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜成像设备包括：内窥镜(16)，其被构造插入患者(14)的体腔(12)中；和图像传感器(116)，其被构造借助所述内窥镜来形成所述体腔的图像并响应于形成的所述图像来发送图像信号。该设备进一步包括：光学发送器(148)，其物理地连接到所述内窥镜，并且被构造接收所述图像信号、将所述图像信号编码并发送包括编码的所述图像信号的光辐射。具有安装夹具(54)的光学接收器(52)被构造连接到光吊杆(56)，还被构造接收所述光辐射、将所述光辐射解码以恢复所述图像信号并发送已恢复的所述图像信号。相机控制单元(32)接收已恢复的所述图像信号并在屏幕(34)上显示所述图像。

