



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110226911 A

(43)申请公布日 2019.09.13

(21)申请号 201910299060.0

A61B 1/06(2006.01)

(22)申请日 2015.07.10

A61B 17/94(2006.01)

(30)优先权数据

62/022,835 2014.07.10 US

14/729,664 2015.06.03 US

(62)分案原申请数据

201510405306.X 2015.07.10

(71)申请人 柯惠LP公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 黄德生 孙若熙 张薇

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

公司 11225

代理人 夏云龙 董领逊

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

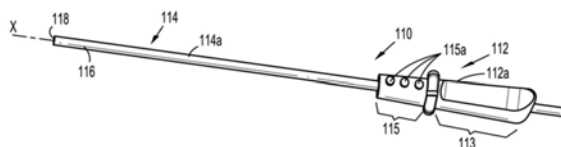
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供一种内窥镜系统,包括内窥镜、显示设备,和将内窥镜和显示设备互连的线缆。内窥镜包括从手柄向远侧延伸的细长体。图像传感器布置在细长体的远侧部内,透镜布置在细长体的远端处,而且包括一个或多个发光元件的光源集成到细长体的远端中并且从透镜沿径向向外定位。集成处理器布置在手柄内。



1. 一种内窥镜, 包括:
手柄;
细长体, 其从所述手柄向远侧延伸, 所述细长体包括远侧部, 所述远侧部终止于远端;
摄像机, 其包括布置在所述细长体的所述远侧部中的图像传感器和位于所述细长体的所述远端处的透镜;
光源, 其布置在所述细长体的所述远端处; 以及
被动热控系统, 其包括:
导热基板, 其布置在所述细长体的所述远侧部中, 所述导热基板包括附着到所述光源的远侧侧面; 以及
散热器, 其布置在所述细长体的所述远侧部中, 所述散热器包括联接至所述导热基板的远侧侧面。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其中, 所述光源从所述透镜沿径向向外定位。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其中, 所述光源包括发光二极管。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其中, 所述透镜的外径高达约6mm。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其中, 所述细长体的所述远端处的所述光源的尺寸面积小于 0.4cm^2 。
6. 根据权利要求5所述的内窥镜, 其中, 所述光源的总的光输出面积不大于 0.1cm^2 。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其中, 所述被动热控系统包括布置在所述散热器和所述导热基板之间的导热粘合剂。
8. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其中, 所述被动热控系统包括所述细长体的筒状壁, 并且所述散热器具有筒状的形状, 所述筒状的形状包括与所述筒状壁的内表面完全接触的外表面。
9. 根据权利要求8所述的内窥镜, 其中, 所述散热器具有内表面, 所述内表面具有匹配所述透镜和所述光源的轮廓。
10. 根据权利要求1所述的内窥镜, 进一步包括布置在所述手柄内的集成处理器。

内窥镜系统

[0001] 本申请是申请号为201510405306X、申请日为2015年7月10日、发明名称为“内窥镜系统”的专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本公开涉及用于在微创手术操作期间观察身体的内部特征的内窥手术设备(endosurgical device)和系统,并且更具体地,涉及内窥镜系统等。

背景技术

[0003] 内窥镜通过切口或天然的身体孔口被引入来观察身体的内部特征。常规的内窥镜包括用于通过内窥镜传输来自外部光源的光以照亮身体的内部特征的光传输通路,所述光传输通路包括光纤导向器。常规的内窥镜还包括用于将这些内部特征的图像传输回目镜或外部视频系统以供在外部监视器上进行处理和显示的图像取回通路。

发明内容

[0004] 本公开涉及内窥镜和具有集成到内窥镜的远端部中的光源和摄像机以及用于控制内窥镜系统的布置在内窥镜的手柄内的集成处理器的内窥镜系统。

[0005] 根据本公开的方案,内窥镜包括手柄和从所述手柄向远侧延伸的细长体。细长体包括终止于远端处的远侧部。图像传感器布置在所述细长体的远侧部内;透镜布置在所述细长体的远端处,而包括一个或多个发光元件的光源集成到所述细长体的远端中且从所述透镜沿径向向外定位。在实施例,所述发光元件围绕所述透镜的一部分呈月牙形布置。所述发光元件可以是发光二极管(LED)。所述图像传感器可以是背照射传感器(backside illuminated sensor)。在实施例,所述图像传感器是高清晰度CMOS传感器。所述透镜可以是无焦点透镜。

[0006] 内窥镜可以包括被动热控系统。在实施例,导热基板附着到所述光源。散热器可以布置成与所述导热基板相接触。在一些实施例,导热粘合剂布置在所述散热器和所述导热基板之间。在某些实施例,所述散热器是筒状的形状并且定位成与所述细长体的筒状壁完全接触。

[0007] 在实施例,内窥镜包括布置在所述手柄内的处理器。处理器包括系统控制器、成像子系统、视频处理子系统,和用于与诸如图像传感器和光源的外部设备来回发送数据的外围设备控制器。在实施例,所述处理器是片上系统。

[0008] 根据本公开的另一个方案,内窥镜包括手柄,所述手柄包括手柄壳体,所述手柄壳体包括握把部和控制部。所述手柄壳体限定内腔,所述内腔包含多个用于为内窥镜系统供电和控制内窥镜系统的电路板。在实施例,所述手柄壳体包括:主板,其包括处理器和存储器,用于系统控制、数据捕获、图像处理,和视频输出;电源板,其包括集成电源芯片以管理系统的电源;按钮板,其启用/禁用用户控件;以及开关板,其接通和断开系统的电源。

[0009] 所述按钮板可定位于所述手柄的控制部中,以及所述主板可定位于所述手柄的握

把部中。在实施例中,所述电源板布置在所述手柄的握把部中,而在某些实施例中,所述开关板定位于所述手柄的握把部中。

[0010] 所述内窥镜可以进一步包括从所述手柄向远侧延伸的细长体。所述细长体包括摄像机,所述摄像机包括布置在所述细长体的远侧部中的图像传感器和布置在所述细长体的远端处的透镜。所述细长体还包括布置在所述细长体远端处的光源。所述处理器包括用于控制所述处理器和所述摄像机之间的数据传输的外围设备控制器和用于控制所述处理器和所述光源之间的数据传输的外围设备控制器。

[0011] 以下参考附图更详细地描述本公开的示例性的实施例的进一步的细节和方案。

附图说明

[0012] 在此参考附图描述本公开的实施例,在附图中:

[0013] 图1是现有技术的内窥镜系统的正视立体图;

[0014] 图2是示出图1的内窥镜系统的示意构造的正视立体图;

[0015] 图3是示出图1的内窥镜系统的光学系统的示意构造的侧视图;

[0016] 图4是示出现有技术的另一内窥镜系统的示意构造的正视立体图;

[0017] 图5是示出图4的内窥镜系统的内窥镜的远端的示意构造的立体局部剖视图;

[0018] 图6是依据本公开的实施例的内窥镜的立体图;

[0019] 图7是示出依据本公开的实施例的内窥镜系统的示意构造的正视立体图;

[0020] 图8是示出图6的内窥镜的摄像机的示意图;

[0021] 图9是示出依据本公开的实施例的内窥镜的远端的示意构造的端视图;

[0022] 图10是图6的内窥镜的远侧部的侧剖视图;

[0023] 图11是图10的内窥镜的远侧部的各部件分离的侧视立体图;

[0024] 图12是图7的内窥镜系统的系统部件的框图;

[0025] 图13是图12的集成处理器的框图;以及

[0026] 图14是图6的内窥镜的手柄的俯视立体图。

具体实施方式

[0027] 参考附图详细地描述本公开的内窥镜和内窥镜系统的实施例,其中在几幅附图的每幅附图中相同附图标记指代相同的或对应的元件。如在此所使用的,术语“远侧”指的是结构的距用户较远的部分,而术语“近侧”指的是结构的距用户较近的部分。如在此所使用的,术语“受试者”指的是人类患者或其他动物。术语“临床医生”指的是医生、护士、或其他护理提供者,并可包括支持人员。术语“约”应被理解为考虑相对很小的变化以至于没有变化的修饰术语的近似(例如,小于2%的差异)的词。

[0028] 首先参照图1至图3,现有技术的内窥镜系统1包括内窥镜10、光源20、视频系统30,和显示设备40。诸如LED/氙光源的光源20经由光纤导向器22连接至内窥镜10,所述光纤导向器22操作地联接至光源20和内窥耦合器(endocoupler)16,所述内窥耦合器16布置在内窥镜10的手柄18上或邻近于内窥镜10的手柄18布置。光纤导向器22包括,例如,贯穿内窥镜10的细长体12且终止于内窥镜10的远端14的光纤线缆。因此,从光源20传输来的光,通过光纤导向器22,然后从内窥镜10的远端14朝向患者的身体的目标内部特征(例如,组织或器

官)发出。因为在这种构造中的光传输通路长,例如,光纤导向器22的长度可约为1m至约1.5m,所以只有约15% (或更少) 的从光源20发出的光通量从内窥镜10的远端14输出。

[0029] 视频系统30经由数据线缆34操作地连接至图像传感器32,该图像传感器32安装于或布置在内窥镜10的手柄18内。物镜36布置在内窥镜10的细长体12的远端14处且一系列间隔开的中继透镜38 (例如棒状透镜) 沿着细长体12的长度定位在物镜36和图像传感器32之间。由物镜36捕获的图像通过内窥镜10的细长体12经由中继透镜38转送到图像传感器32,其然后传达给视频系统30以供处理且经由线缆39输出至显示设备40。

[0030] 由于图像传感器32位于内窥镜10的手柄18内或者安装到内窥镜10的手柄18上,图像传感器32可以距离内窥镜10的远端14远至约30厘米,图像取回通路内的图像信息有损失,这是因为很难在沿着中继透镜38的整个工作距离的每一点处得到高品质的图像。而且,由于中继透镜38上的光损失,物镜36不能包括小孔径。因此,视野深度是受限的,则在内窥镜耦合器16中典型地利用聚焦模块 (未显示) 来将物镜36设定至期望的焦点,这是临床医生在外科手术操作期间当移动内窥镜10时所必须调整的。另外,光纤导向器22的旋转也将旋转中继透镜38,中继透镜38在使用期间改变了视角,并且光纤导向器22也往往由于重力的作用往下落。因此,临床医生需要在使用期间调整和/或固定光纤导向器22以保持视野稳定,这在操作期间是不方便的。

[0031] 如图4和图5所示,另一现有技术的内窥镜系统1',其基本上类似于内窥镜系统1,则因此将只描述关于它们之间的差异,内窥镜系统1'包括在内窥镜10'的细长体12的远侧部13内的图像传感器32,使得物镜36和图像传感器32之间的图像取回通路比内窥镜系统1的物镜36和图像传感器32之间的图像取回通路短。内窥镜系统1'采用与内窥镜系统1的光传输通路相同的光传输通路 (即,来自光源20并通过光纤导向器22),因此在传输中的光损耗仍然较大。然而,光纤导向器22可与数据线缆34集成于一体,从而因为临床医生在使用期间不需要调整光纤导向器22,而使得内窥镜10'更容易操作。

[0032] 现在参考图6和图7,本公开的内窥镜系统100包括内窥镜110、显示器120,和连接内窥镜110和显示器120的线缆130。摄像机140、光源150,以及集成处理器160都包含在内窥镜110内。

[0033] 内窥镜110包括手柄112和细长体114,细长体114具有从手柄112沿纵向轴线“X”向远侧延伸的筒状壁114a。细长体114包括终止于远端或末端118的远侧部116。手柄112包括手柄壳体112a,手柄壳体112a包括以供临床医生握住的握把部113和控制部115,控制部115包括用于内窥镜110的功能性控制的致动元件115a (例如,按钮、开关等)。

[0034] 如图8所示,结合图7,摄像机140布置在内窥镜110的细长体114内。摄像机140包括布置在细长体114的远侧部116内的图像传感器142,图像传感器142位于定位在远端118处的透镜144的近侧。图像传感器142可以是电荷耦合器件 (CCD)、互补金属氧化物半导体 (CMOS),或其并合体。在实施例中,图像传感器142是高度灵敏的背照射传感器 (BSI)。在实施例中,图像传感器142所需要的照明通量可高达约20lm。

[0035] 由于图像取回通路相比于传统的内窥镜系统 (如图1) 的图像取回通路被缩短且消除了对中继透镜的需要,因此可以扩大和优化视野深度。相应地,透镜144可以包括具有优化的图像质量的约20mm至约110mm的视野深度和约100度的视场。在实施例中,透镜144是无焦点透镜。与传统的内窥镜相比,无焦点透镜依赖视野深度来产生清晰的图像,并且因此,

消除了确定正确的调焦距离和设定透镜至该焦点的需要。因此,透镜144的孔径可以相对较小,从而在细长体114的远端118占据更少的空间。在实施例中,透镜144的外径可高达约6毫米。

[0036] 光源150布置在内窥镜110的远端118处。光源150包括一个或多个高效率的发光元件152,例如发光二极管(LED)。在实施例中,发光元件152具有高达约80lm/W(流明/瓦)的发光效能。与传统的内窥镜相比,本公开的光源无需使用外部光源和光纤导向器,这可以降低内窥镜系统的成本、简化内窥镜系统的结构,并减少光传输期间的光损耗和/或光畸变。

[0037] 在内窥镜110的细长体114的远端118处,发光元件152从透镜144沿径向向外排布。光源150可包括多个围绕透镜144(图7)排布成环形圈例如LED圈的单独的发光元件152,以确保充足和均匀的光分布。在一些实施例中,例如图9中所示,内窥镜100'的远端118'可包括多个围绕透镜144'的一部分排布成月牙形或弧形的单独的发光元件152'。在内窥镜的远端118处的光源150的尺寸面积可约为或小于 0.4cm^2 ,其中总的光输出面积不大于约 0.1cm^2 。为了减少由高密度的光从如此小的面积输出的热量,通过减少热产生量和/或增加热传导来管理热控制。

[0038] 例如,可以通过控制发光元件152的发光效能和图像传感器142所需要的照明通量来管理热产生量。在实施例中,本公开的内窥镜100包括高效率的LED发光元件152和BSI CMOS传感器142。BSI CMOS传感器142相比于传统的内窥镜中使用的图像传感器减少在期望的体腔内得到明亮和清晰的图像所需要的照明通量。因此,在诸如患者的腹部内需要例如约20lm的照明通量的实施例中,具有约80lm/W的发光效能的LED发光元件152的功耗将约为0.25W($20\text{lm}/80\text{lm}/\text{W}=0.25\text{W}$)。由于约80%的LED的功耗典型地变成热量,具有0.25W功耗的LED发光元件152会产生不超过约0.2W的热量,这是能够通过无源热控系统控制的相对很少的热量。

[0039] 为了增加热传导,无源热控系统包括多个相互连续接触的导热材料,以便热量从较高温度的区域流至其中一个较低温度区域,从而将过多的热量从光源输送进周围环境中。如图10和图11所示,包含在内窥镜110的筒状壁114a内的是用于将透镜144和散热器172固定在细长体114的远侧部116内的固定件170,与散热器172的远侧侧面172a接触的导热基板174,和附着到导热基板174的远侧侧面174a的光源150。光源150产生的热量被传导至导热基板174、散热器172、细长体114的筒状壁114a,然后如箭头“A”所示消散到周围的空气中。

[0040] 在实施例中,导热粘合剂173的薄涂层可涂覆至散热器172的远侧侧面172a以增加散热器172和基板174之间的热传导。散热器172可以成形为圆柱体,其被定尺寸为装配在细长体114的筒状壁114a的内表面内且完全接触细长体114的筒状壁114a的内表面,从而最大化散热器172和筒状壁114a之间的接触面积。散热器172的轮廓可以设计为匹配透镜144和光源150,使得除了导热以外,散热器172还有助于将透镜144和光源150固定在细长体114内。

[0041] 现在参考图12和图13,集成处理器160被设计用于内窥镜系统100的主控制。处理器160是包括系统控制器162、例如成像子系统164a和高清晰度视频处理子系统164b的各子系统164,和外围设备166的集成电路,外围设备166例如是用于控制数据传输至外部设备和/或从外部设备传输数据的输入/输出(I/O)接口,外部设备例如图像传感器142、光源

150、手柄112的控制部115内的致动元件115a,和显示设备120。处理器160还负责存储器168的配置和控制。在实施例中,处理器160是片上系统(SoC)。与传统的硬件架构相比,SoC的功耗低,从而发热量小。因此,内窥镜的热控制受益于高度集成的、低功耗的SoC。

[0042] 处理器160配置并设计为从摄像机140捕获全高清(Full HD)原始数据并将数据传输至成像子系统164a以供视频处理,包括,例如,颜色转换、缺陷校正、图像增强、H3A(自动白平衡、自动曝光,和自动对焦),和图像缩放。数据然后被传输至用于包裹处理过的数据的高清晰度视频处理子系统164b,并且最终被传输至HDMI输出设备169用于在显示设备120上进行图像显示。可以定制硬件模块以控制功耗。在实施例中,一些硬件功能性区块,如高清晰度视频图像协处理器161,和一些外围设备166,如以太网和一些I/O接口,可被禁用。这样的视频传送途径的系统软件优化引起更低的资源需求较低并且定制的硬件模块优化用于热控制的功耗。

[0043] 如图14所示,结合图12和图13,硬件结构可包括多个电路板以最大化手柄壳体112a内的三维空间的使用和/或最小化手柄112的尺寸大小为更小和轻重量的结构。手柄112限定了内腔,内腔包含:主板180,其包括处理器160和存储器168,用于实行系统控制、数据捕获、图像处理,和视频输出;电源板182,其包括集成电源芯片182a以管理系统的电源;按钮板184,其可操作地与手柄112的控制部115的致动元件115a关联,用于启用/禁用屏幕显示菜单上的用户接口、系统功能性控件和快捷方式;和开关板186,其用于接通和断开整个系统的电源。除了HDMI数据通路以外,连接内窥镜110和显示器120的线缆130还可以包括电源线和变流器,所述变流器用于将交流电(例如,110/220VAC)变换成用于系统电源的直流电(例如,5V DC)。

[0044] 示例:

[0045] 示例1

[0046] 构造内窥镜,所述内窥镜包括3个高效率的LED,其具有约80lm/W的发光效能;和OV2724CMOS HD图像传感器,其可购自美国加州圣克拉拉市的OmniVision公司。无源热控系统被设计以包括下面表1中提供的导热材料。

[0047]

材料	热导率(W/m*K)
陶瓷基板	320
有机硅热粘合剂	2-5
铝散热器	230
不锈钢筒状壁	16
空气	0.024

[0048] 表1:热控系统内的导热材料

[0049] 示例2:

[0050] 通过在接通内窥镜的电源60分钟后测量在具有298.8K环境温度的人造腹腔内的内窥镜的细长体的远端表面上的温度来测试示例1的内窥镜的热控制。如下面的表2所示,对于201m的通量,温升在10K以下,这意味着在使用期间内窥镜的远端的温度不超过约42℃。

[0051]

通量 (lm)	电压 (V)	电流 (mA)	温度 (K)	温升 (K)
7.29	7.789	10	296.23	2.48
11.17	7.839	15	297.26	3.56
14.54	7.871	20	298.52	5.31
18.74	7.904	25	299.88	6.13
22.43	7.929	30	300.78	7.03
26.14	7.951	35	303.88	10.13

[0052] 表2:温度测试结果

[0053] 示例3:

[0054] 通过在与示例2的温度测试相同的测试条件下连续运行内窥镜超过72小时的时间段来测试示例1的内窥镜的照明稳定性。如下面的表3所示,无源热控系统成功地控制温度。

[0055]

通量 (lm)	电压 (V)	电流 (mA)	时间 (h,min)
20.74	7.937	30	0h00min
21.16	7.936	30	4h26min
21.01	7.934	30	5h14min
20.29	7.933	30	22h56min
20.80	7.933	30	29h08min
20.64	7.929	30	50h21min
20.33	7.925	30	74h01min

[0056] 表3:稳定性测试结果

[0057] 应该理解的是,可对在本文中说明的实施例作出各种修改方案。因此,上面的说明不应当被解释为限制,而只是作为各种实施例的范例。本领域的技术人员将在所附权利要求书的界限和精神范围内设想出其它的修改方案。

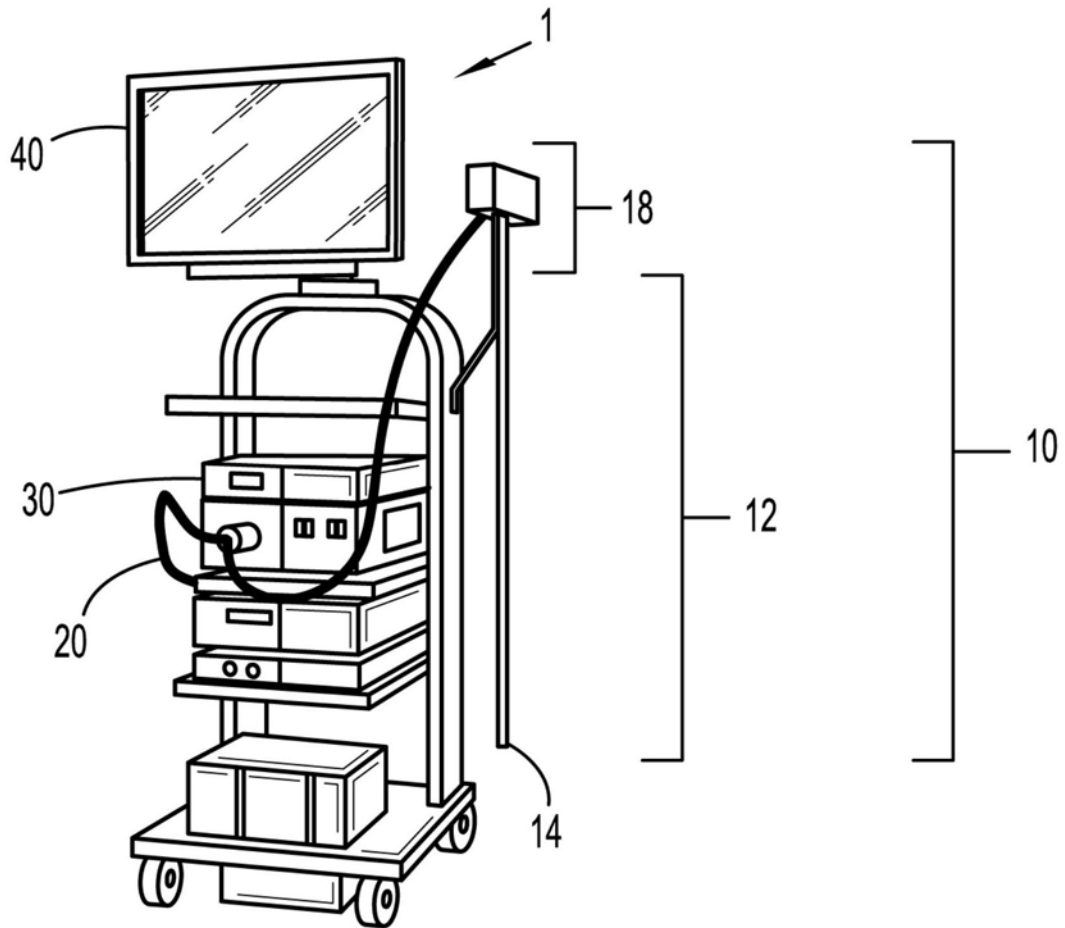


图1

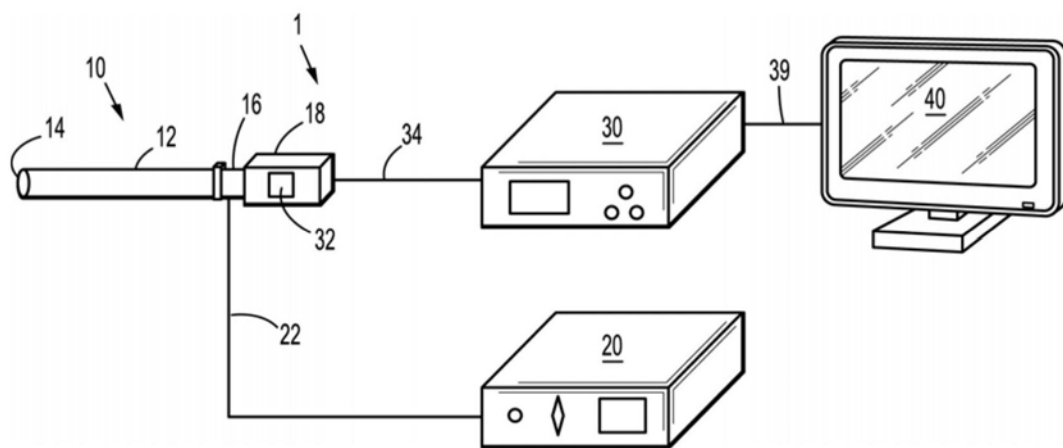


图2

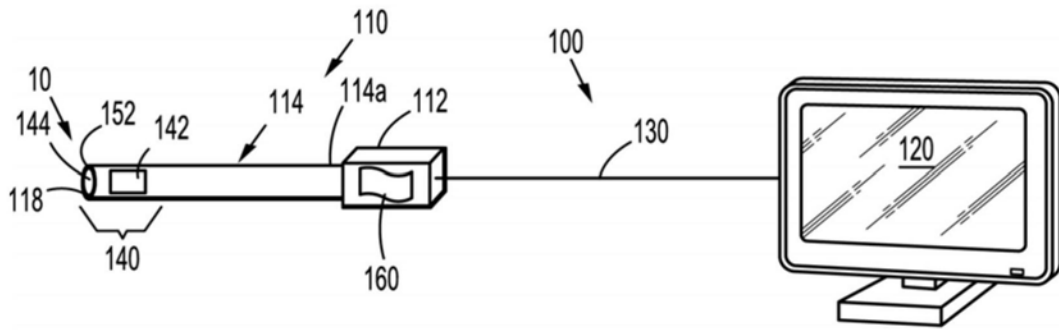


图7

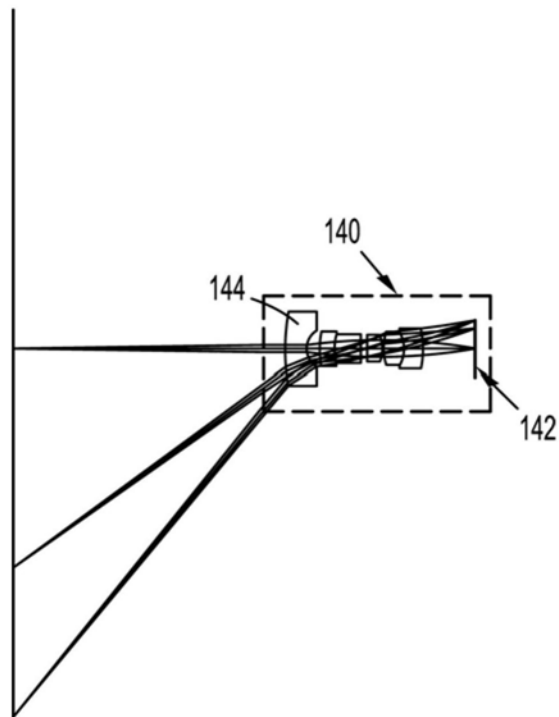


图8

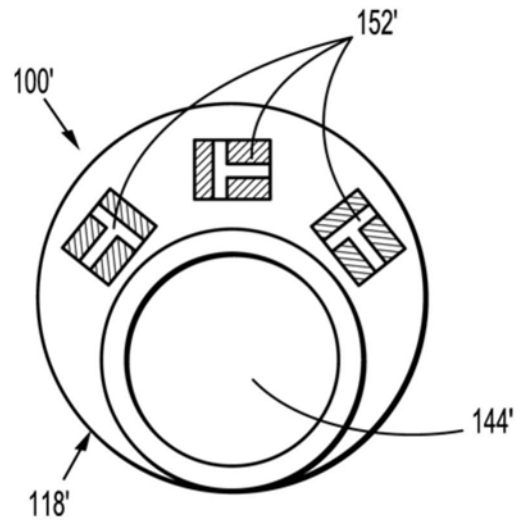


图9

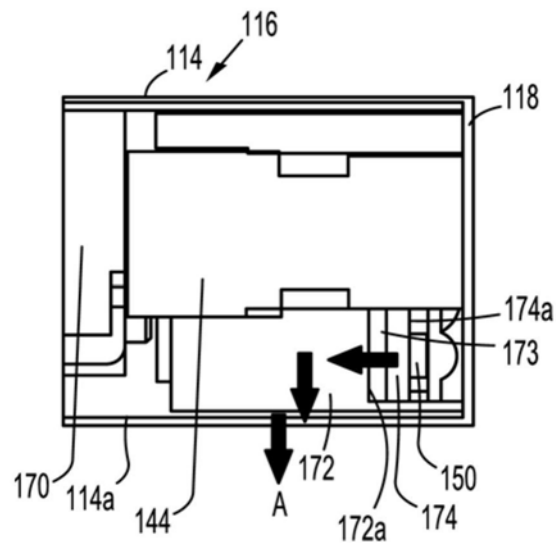


图10

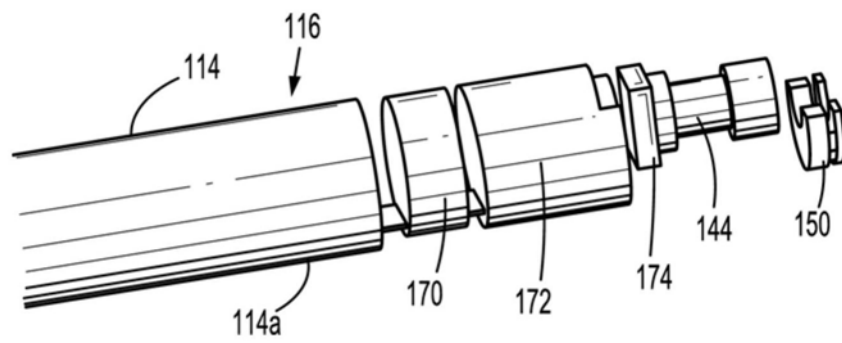


图11

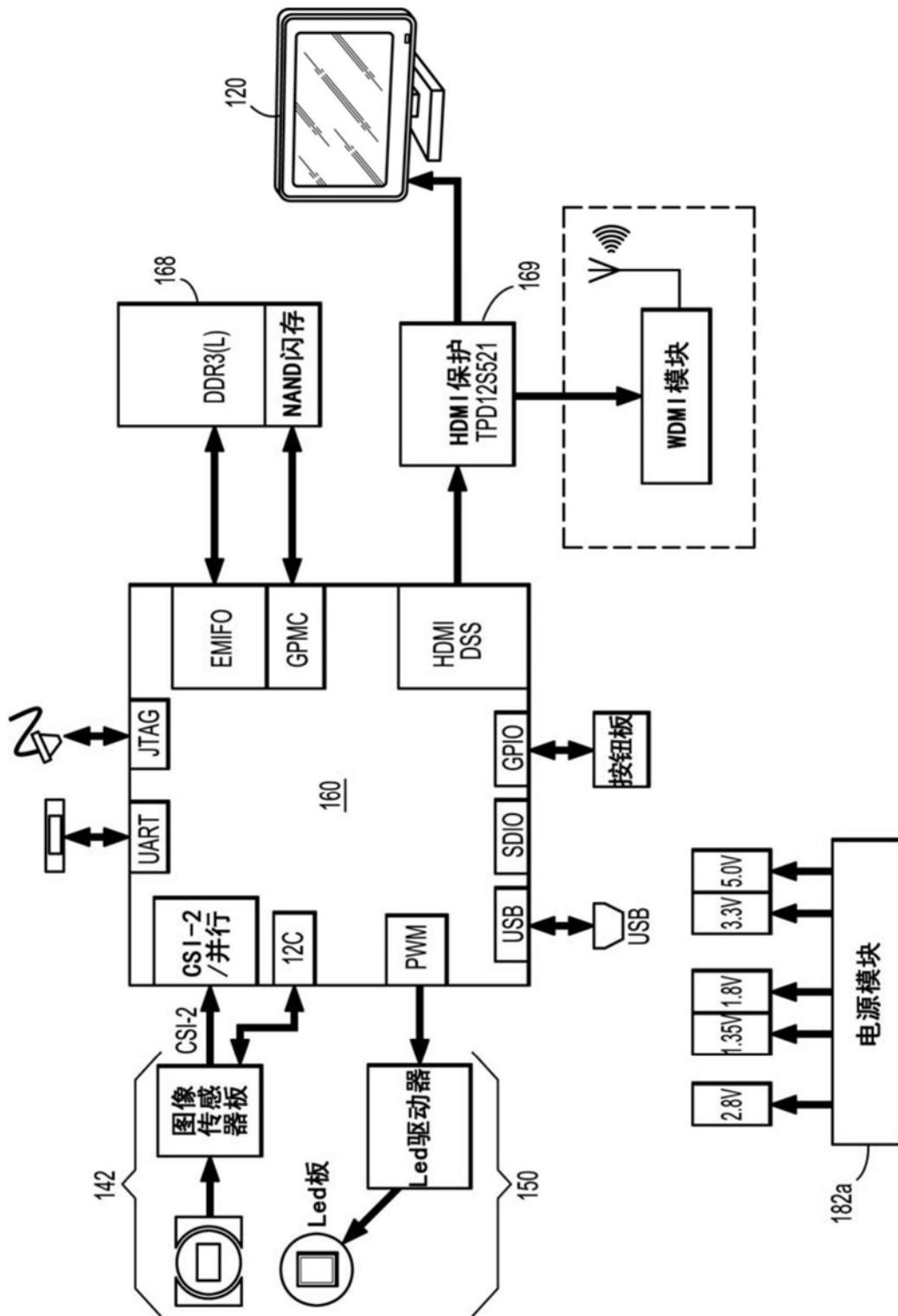


图12

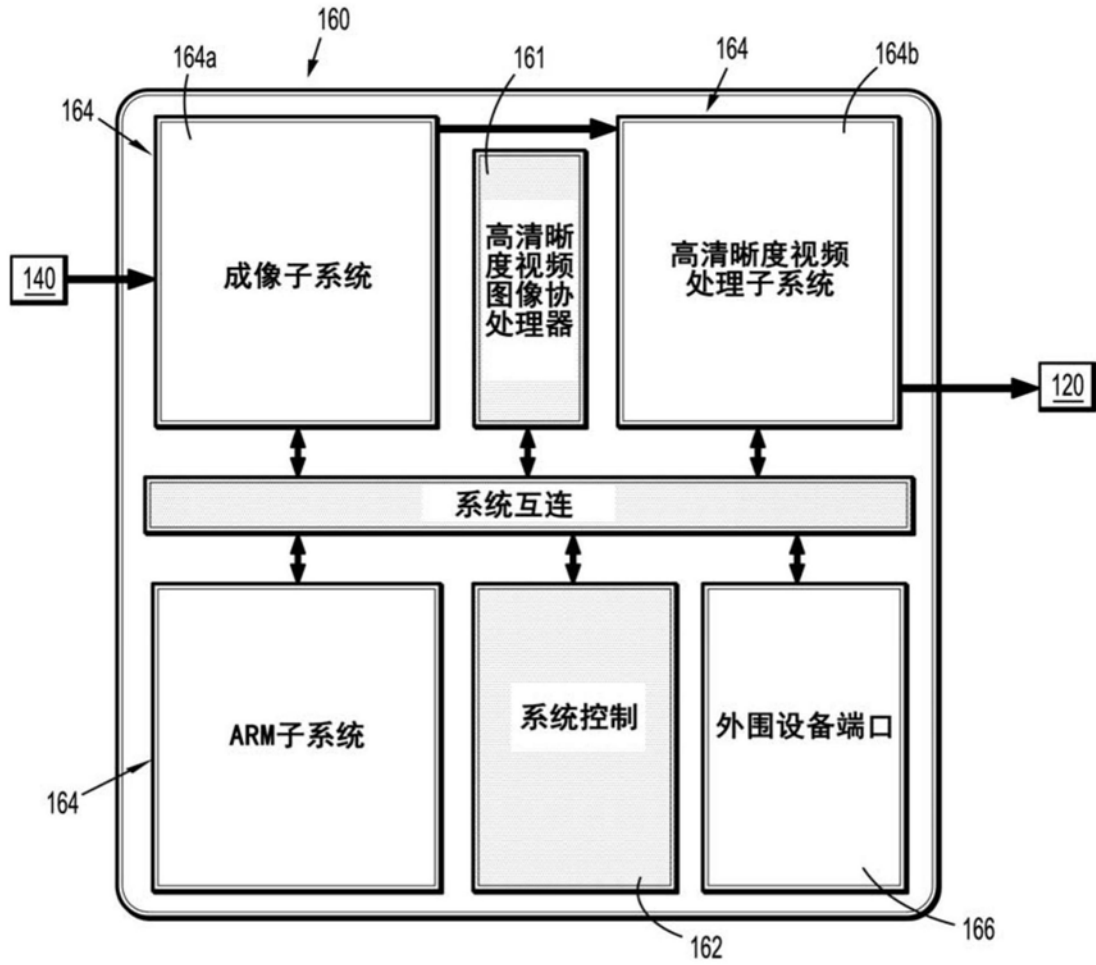


图13

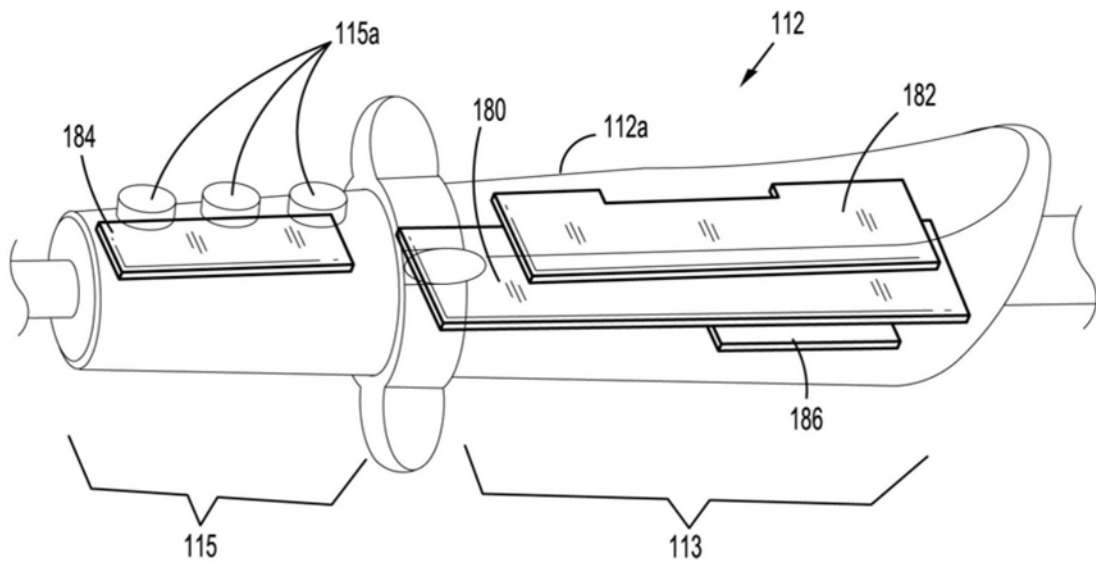


图14

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN110226911A	公开(公告)日	2019-09-13
申请号	CN201910299060.0	申请日	2015-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠LP公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯惠LP公司		
[标]发明人	黄德生 孙若熙 张薇		
发明人	黄德生 孙若熙 张薇		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B17/94		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/00066 A61B1/0008 A61B1/05 A61B1/0676 A61B1/128 G02B23/2423 G02B23/243 G02B23/2461 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0684		
代理人(译)	夏云龙		
优先权	62/022835 2014-07-10 US 14/729664 2015-06-03 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，包括内窥镜、显示设备，和将内窥镜和显示设备互连的线缆。内窥镜包括从手柄向远侧延伸的细长体。图像传感器布置在细长体的远侧部内，透镜布置在细长体的远端处，而且包括一个或多个发光元件的光源集成到细长体的远端中并且从透镜沿径向向外定位。集成处理器布置在手柄内。

