



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110461211 A

(43)申请公布日 2019.11.15

(21)申请号 201780088884.2

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2017.03.24

A61B 1/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CN2017/078142 2017.03.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/170903 EN 2018.09.27

(71)申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72)发明人 丁伟江 李元勋 Y·卢

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 柳爱国

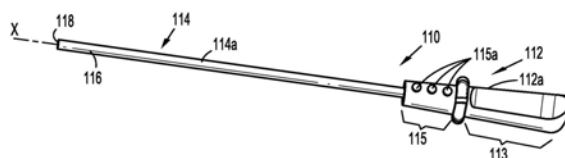
权利要求书1页 说明书5页 附图8页

(54)发明名称

内窥镜和治疗方法

(57)摘要

一种内窥镜(1110)包括:手柄(1120);细长主体(1114),所述细长主体从所述手柄(1120)向远端延伸并限定纵向轴线;光源(1150),所述光源设置在所述细长主体(1114)的所述远端部分(1116)内并被配置成照亮组织;和治疗单元(1160),所述治疗单元设置在所述细长主体(1114)的所述远端部分内并被配置成治疗组织。



1. 一种内窥镜,其包含:
手柄;
细长主体,所述细长主体从所述手柄向远端延伸并限定纵向轴线,所述细长主体包括远端部分;
光源,所述光源设置在所述细长主体的所述远端部分内并被配置成照亮组织;和
治疗单元,所述治疗单元设置在所述细长主体的所述远端部分内并被配置成治疗组织。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中所述治疗单元包括多个LED元件。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其还包含设置成与所述光源和所述治疗单元电通信的控制器。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜,其还包含设置在所述细长主体的所述远端部分内并被配置成捕获多个图像的图像传感器。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中所述治疗单元产生光能。
6. 根据权利要求5所述的内窥镜,其中所述治疗单元被配置成将所述光能聚焦在组织区域上,所述组织区域小于由所述光源照亮的组织区域。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中所述治疗单元包括发光元件和透镜。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜,其中所述透镜包括近端表面和远端表面,所述近端表面相对于第一轴线以第一角度设置,所述远端表面相对于第二轴线以第二角度设置,所述第一角度在约 5° 和约 15° 之间,所述第二角度在约 5° 和约 15° 之间,所述第一轴线垂直于所述纵向轴线。
9. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中所述治疗单元被配置成发射波长范围为约500nm至约650nm的光。
10. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中所述治疗单元包括一个红光、一个蓝光和一个绿光。
11. 一种治疗组织的方法,其包含:
定位内窥镜邻近组织;
使用所述内窥镜的光源照亮所述组织;和
使用所述内窥镜的治疗单元治疗所述组织。
12. 根据权利要求11所述的方法,其中使用所述光源照亮所述组织包括照亮第一组织区域,并且其中使用所述治疗单元治疗所述组织包括将光能聚焦在第二组织区域上,所述第二组织区域小于所述第一组织区域。
13. 根据权利要求11所述的方法,其中使用所述治疗单元治疗所述组织包括从所述治疗单元发射波长范围为约500nm至约650nm的光。
14. 根据权利要求11所述的方法,其中使用所述治疗单元治疗所述组织包括从所述治疗单元发射波长范围为约500nm至约600nm的光,以使所述组织内的血液凝结。
15. 根据权利要求11所述的方法,其中使用所述治疗单元治疗所述组织包括从所述治疗单元发射波长为约570nm的光。
16. 根据权利要求11所述的方法,其中使用所述治疗单元治疗所述组织包括从所述治疗单元发射波长为约650nm的光。

内窥镜和治疗方法

发明领域

[0001] 本公开涉及用于在微创外科手术期间观察身体内部特征的腔内手术装置、系统和方法,且更具体地,涉及包括治疗单元的内窥镜和使用内窥镜来治疗组织的方法。

背景技术

[0002] 通过切口或天然身体孔口引入内窥镜以观察身体的内部特征。常规内窥镜通常用于内窥镜或腹腔镜外科手术期间的可视化。在这样的外科手术期间,组织通常是以钝器或以锐器解剖、结扎和/或封闭。在这种外科手术之后可能发生感染等,部分原因是组织的破坏。

[0003] 为了帮助使这种感染等的影响减到最小,通常进行术后处理。然而,术后处理使用另外的仪器,需要另外的时间,并且因此成本高昂。因此,提供一种既能提供组织可视化又能为组织提供治疗功能的内窥镜可能是有益的。

发明内容

[0004] 本公开涉及一种内窥镜,其包括:手柄;细长主体,所述细长主体从手柄向远端延伸并限定纵向轴线;光源,所述光源设置在细长主体的远端部分内并被配置成照亮组织;和治疗单元,所述治疗单元设置在细长主体的远端部分内并被配置成治疗组织。

[0005] 在公开的实施例中,治疗单元包括多个LED元件。还公开了包括设置成与光源和治疗单元电通信的控制器内窥镜。还公开了包括设置在细长主体的远端部分内并被配置成捕获多个图像的图像传感器的内窥镜。

[0006] 根据本公开的方面,治疗单元产生光能。公开了被配置成将光能聚焦在组织区域上的治疗单元,所述组织区域小于由光源照亮的组织区域。还公开了包括发光元件和透镜的治疗单元。在实施例中,透镜包括近端表面和远端表面。近端表面相对于第一轴线以第一角度设置,并且远端表面相对于第二轴线以第二角度设置。第一角度在约 5° 和约 15° 之间,第二角度在约 5° 和约 15° 之间,并且第一轴线垂直于纵向轴线。

[0007] 在所公开的实施例中,治疗单元被配置成发射波长范围为约500nm至约650nm的光。在实施例中,治疗单元包括一个红光、一个蓝光和一个绿光。

[0008] 本公开还涉及一种治疗组织的方法,其包括:定位内窥镜邻近组织;使用内窥镜的光源照亮组织;和使用内窥镜的治疗单元治疗组织。

[0009] 在方法的公开实施例中,使用光源照亮组织包括照亮第一组织区域。另外,使用治疗单元治疗组织包括将光能聚焦在第二组织区域上。第二组织区域小于第一组织区域。

[0010] 在方法的进一步公开实施例中,使用治疗单元治疗组织包括从治疗单元发射波长范围为约500nm至约600nm的光,以例如使组织内的血液凝结;从治疗单元发射波长为约570nm的光以诱导组织中的新鲜血细胞以例如产生荧光;或从治疗单元发射波长为约650nm的光以例如杀死组织内的坏疽细胞。

[0011] 本公开的各种实施例的其它细节和方面在下文参考附图更详细地描述。

附图说明

- [0012] 在本文中参考附图描述本公开的实施例,其中:
- [0013] 图1是现有技术的内窥镜系统的正面透视图;
- [0014] 图2是示出了图1的内窥镜系统的示意性配置的正面透视图;
- [0015] 图3是示出了图1的内窥镜系统的光学系统的示意性配置的侧视图;
- [0016] 图4是示出了现有技术的另一内窥镜系统的示意图配置的正面透视图;
- [0017] 图5是示出了图4的内窥镜系统的内窥镜的远端的示意性配置的透视局部剖视图;
- [0018] 图6是根据本公开的实施例的内窥镜的透视图;
- [0019] 图7是根据本公开的实施例的内窥镜系统的示意性配置;
- [0020] 图8是根据本公开的实施例的内窥镜的纵向截面视图;
- [0021] 图9是图8的内窥镜的远端部分的放大视图;
- [0022] 图10是图8和图9的内窥镜的远端部分的示意性横向剖视图;
- [0023] 图11是沿图10的线11-11截取的图8-10的内窥镜的远端部分的横截面示意图;
- [0024] 图12是图8-11的内窥镜的治疗单元的示意性横向剖视图;
- [0025] 图12A是示出了与图8-12的内窥镜的治疗单元一起使用的两个球面透镜的叠层的示意图;
- [0026] 图13是根据本公开的实施例的内窥镜的远端部分的示意性横向剖视图;以及
- [0027] 图14和15是示出了吸收和光波长之间的关系图。

具体实施方式

[0028] 参考附图详细描述了本公开的内窥镜和治疗方法的实施例,其中在若干视图的每一个中,相同附图标号指定相同或对应元件。如本文所用,术语“远端”是指结构的较远离于用户的那个部分,而术语“近端”是指结构的较接近于用户的那个部分。术语“临床医生”是指医生、护士或任何其它医护人员并且可以包括辅助人员。术语“约”应理解为近似词,其在所修饰的术语中考虑到相对较小或没有变化(例如,相差小于2%)。

[0029] 首先参考图1-3,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和显示装置40。如LED/氙光源的光源20经由光纤引导件22连接到内窥镜10,所述光纤引导件22可操作地联接到光源20并且连接到内连接器16,所述内连接器设置在内窥镜10的手柄18上或与内窥镜10的手柄18相邻。光纤引导件22包括例如光纤电缆,所述光纤电缆延伸穿过内窥镜10的细长主体12并终止于内窥镜10的远端14处。因此,光从光源20通过光纤引导件22传输,并从内窥镜10的远端14向患者身体的目标内部特征(如组织或器官)发射。由于这种配置中的光传输路径相对较长,例如,光纤引导件22的长度可以为约1.0m至约1.5m,所以从内窥镜10的远端14仅输出从光源20发射的光通量的约15%(或更少)。

[0030] 视频系统30可操作地连接到图像传感器32,所述图像传感器32经由数据电缆34安装到内窥镜10的手柄18上或设置在内窥镜10的手柄18内。物镜36设置在内窥镜10的细长主体12的远端14处,并且一系列间隔开的中继透镜38(如棒透镜)沿着细长主体12的长度定位在物镜36和图像传感器32之间。由物镜36捕获的图像经由中继透镜38通过内窥镜10的细长主体12被转发到图像传感器32,然后所述图像经由电缆39传输到视频系统30进行处理并输出到显示装置40。

[0031] 图像传感器32位于内窥镜10的手柄18内或安装到内窥镜10的手柄18上,所述内窥镜10的手柄18可与内窥镜10的远端14相距高达约30cm。由于此相对长的距离,在图像检索路径中存在图像信息的损失,因为难以在沿着中继透镜38的整个工作距离的每个点处获得高质量图像。此外,由于中继透镜38上的光损失,物镜36不能包括小孔径。因此,景深受到限制,并且在内联接器16中通常使用聚焦模块(未示出)以将物镜36设置到期望的焦点,临床医生在外科手术期间移动内窥镜10时调整焦点。而且,光纤引导件22的旋转也将使中继透镜38旋转,这改变了使用期间的视角,并且光纤引导件22也倾向于由于重力而下降。因此,临床医生需要在使用期间调整和/或保持光纤引导件22以保持视角稳定,这在操作期间是不方便的。

[0032] 如图4和5所示,另一种现有技术的内窥镜系统1'基本上类似于内窥镜系统1,因此将仅就其间的差异方面进行描述,所述内窥镜系统1'包括内窥镜10'的细长主体12的远端部分13中的图像传感器32,使得物镜36和图像传感器32之间的图像检索路径短于内窥镜系统1的图像检索路径。内窥镜系统1'采用与内窥镜系统1相同的光传输路径(例如,来自光源20并通过光纤引导件22),因此传输时的光消耗仍然很大。然而,光纤引导件22可以与数据电缆34集成,从而使得内窥镜10'更容易操作,因为临床医生在使用期间不需要调整光纤引导件22。

[0033] 现参考图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的电缆130。相机140、光源150和集成处理器160含于内窥镜110内。

[0034] 内窥镜110包括手柄112和细长主体114,所述细长主体114具有从手柄112向远端延伸并限定纵向轴线“x”的圆柱形壁114a。细长主体114包括终止于远端或尖端118的远端部分116。手柄112包括手柄壳体112a和控制部分115,所述手柄壳体112a包括用于由临床医生操作的抓握部分113,所述控制部分115包括用于内窥镜110的功能控制的致动元件115a(例如,按钮、开关等)。

[0035] 参考图6和7,相机140设置在内窥镜110的细长主体114内。相机140包括图像传感器142,所述图像传感器142设置在细长主体114的远端部分116内,其处在定位于细长主体114的远端118处的透镜144的近端位置处。图像传感器142可以是电荷耦合装置(CCD)、互补金属氧化物半导体(CMOS)或其混合型。在实施例中,图像传感器142是高灵敏度的背侧照明式传感器(BSI)。在实施例中,图像传感器142所需的光通量可高达约20lm。

[0036] 由于图像检索路径比传统内窥镜系统(例如,图1)缩短,并且消除了对中继透镜的需求,因此可以扩展和优化景深。因此,透镜144可包括具有最佳图像质量的约20mm至约110mm的景深和约100度的视场。在实施例中,透镜144是免聚焦透镜。与传统内窥镜相比,免聚焦透镜依赖于景深来产生清晰的图像,且因此消除了确定正确聚焦距离和将透镜设置到所述焦点的需要。因此,透镜144的孔径可以相对较小,在细长主体114的远端118处占据较少的空间。在实施例中,透镜144的外径是最多约6mm。

[0037] 光源150设置在内窥镜110的远端118处。光源150包括围绕透镜144以环形圈布置的一个或多个高效发光元件152,如发光二极管(LED),以确保充分和均匀的光分布。在实施例中,发光元件152具有高达约80lm/W(流明/瓦特)的发光效率。与传统内窥镜相比,本公开的光源减少或消除了使用外部光源和光纤引导件的需要,这可以降低内窥镜系统的成本、简化内窥镜系统结构并减少光传输期间的光消耗和/或光失真。虽然发光元件152可以有

效的并且产生比其它类型的光更少的热量,但是发光元件152仍然产生一些热量,这会例如降低图像的质量。

[0038] 公开了管理、减少和/或消散从光源输出的热量的各种内窥镜和方法。在2015年6月3日提交的美国专利申请公开案第2016/0007833号中公开了包括被动热控制系统的其它内窥镜,所述专利的全部内容以引用的方式并入本文中。

[0039] 特别参考图8-15,示出了内窥镜的实施例,并且通常由字符1110表示。内窥镜1110是腹腔镜可视化系统,其包括用于治疗组织的治疗单元。

[0040] 内窥镜1110在图8-13中示出,并且所述内窥镜1110包括手柄1120和从手柄1120向远端延伸的细长部分1114。细长部分1114的远端部分1116包括图像传感器1142、透镜1144、镜筒1146、保护窗1147、光源(例如,LED发光元件)1150、治疗单元1160(例如,LED发光元件或其它光源)、传感器衬底1180和光源衬底1190。细长部分1114的远端部分1116终止于远端1118。

[0041] 在图10所示的实施例中,光源1150包括两个LED发光元件1150a和1150b,并且治疗单元1160包括两个LED发光元件1160a和1160b。在图13所示的实施例中,光源1150包括三个LED发光元件1150a、1150b和1150c,并且治疗单元1160包括三个LED发光元件1160a、1160b和1160c。还预期并且在本公开的范围内用于将光源1150和治疗单元1160的更多或更少的LED发光元件与内窥镜1110结合使用。另外,光源1150和治疗单元1160的LED发光元件可以是例如白色、红色、绿色和蓝色发光元件的任何组合。例如,设想一个LED发光元件1160a是红色,一个LED发光元件1160b是绿色,并且另一个LED发光元件1160c是蓝色用于提供各种类型的治疗。下面讨论治疗单元1160的LED发光元件的其它细节。

[0042] 特别参考图10、11和13,光源1150的LED发光元件1150a-1150c和治疗单元1160的LED发光元件1160a-1160c以交替模式位于透镜1144的径向外侧,并与设置在透镜1144远端的光源衬底1190接合(例如,附接到其上)。传感器衬底1180位于透镜1144的近端,并且镜筒1146从图像传感器1142和传感器衬底1180向远端延伸。透镜1144设置在镜筒1146内。图像传感器1142与传感器衬底1180接合或连接到(例如,附连到)传感器衬底1180。

[0043] 在实施例中,处理器1155与光源1150和治疗单元1160接合或连接到光源1150和治疗单元1160,并且与设置在手柄1120内的控制器1170电通信。

[0044] 在内窥镜1110包括控制器1170的实施例中,控制器1170例如经由电缆电连接到传感器衬底1180和光源衬底1190。传感器衬底1180和图像传感器1142之间的接合导致控制器1170和图像传感器1142之间的电连接,并且光源衬底1190与光源1150和治疗单元1160之间的接合导致控制器1170、光源1150和治疗单元1160之间的电连接。

[0045] 特别参考图12,示出了治疗单元1160的各种组件,因为其涉及多个LED发光元件中的一个。治疗单元1160包括与光源衬底1190接合的LED发光元件(例如,1160a),从光源衬底1190向远端延伸的镜筒1162,以及设置在镜筒1162内的透镜1164。如图所示,透镜1164被配置成将从LED发光元件1160a发射的光聚焦到沿光轴“0”的一个点上。光轴沿着或平行于纵向轴线“x”。因此,来自每个LED发光元件1160a、1160b、1160c的所有光能例如可以将光聚焦在小组织区域上。

[0046] 特别地,为了帮助将光聚焦到特定点,透镜1164的第一或近端表面1164a相对于垂直于光轴“0”的第一轴线“A”以第一角度 α_1 设置,并且透镜1164的第二或远端表面1164b相

对于第一轴线“A”以第二角度 α_2 设置。在公开的实施例中,第一角度 α_1 和第二角度 α_2 中的每一个在约 5° 和约 15° 之间(约等于约 10°)。设想第一角度 α_1 和第二角度 α_2 是LED发光元件(例如,1160)距光轴“0”的距离的函数。即,随着离光轴“0”的距离增加,第一角度 α_1 和第二角度 α_2 更大。还设想第一角度 α_1 和第二角度 α_2 是相同值或不同值。

[0047] 在图12A中示意性地示出了一种确定透镜1164的形状的公开方式。此方法涉及覆盖第一球面透镜1164'和第二球面透镜1164"。第一球面透镜1164'的中心与LED发光元件1160a的中心对齐,并准直来自LED发光元件1160a的光,以在与光轴“0”平行的方向上传播。设想LED发光元件1160a位于第一球面透镜1164'的焦点上。第二球面透镜1164"的中心与光轴“0”对齐,并将通过第一球面透镜1164'的准直光聚焦到沿光轴“0”的点。设想沿着光轴“0”的此点是第二球面透镜1164"的焦点。因此,通过覆盖第一球面透镜1164'和第二球面透镜1164"的一部分来形成透镜1164(如图12A所示)。

[0048] 内窥镜1110被配置成照亮组织、帮助临床医生观察组织,和/或向组织提供治疗性治疗。当使用或打开时,治疗单元1160被配置成将光能聚焦在小组织区域上(相对于由光源1150照亮的组织的量)。聚焦的组织吸收来自治疗单元1160的光能并因此使温度增加。随着此组织的温度增加,组织的一些组分,如蛋白质被分解,其可具有愈合效果。

[0049] 由于组织的不同部分对于不同波长的光具有不同的吸收率,因此可以控制治疗单元1160以产生各种波长的光以用于不同的治疗效果。例如,当治疗单元1160的至少一个LED发光元件1160a-1160c发射波长范围为约500nm至约600nm的光时,由于血液在此波长范围内具有大的吸收系数,因此组织内的血液将因吸收光能而凝结(见图14和15)。同时,组织的其它组分在此波长范围内具有低吸收系数,这导致其温度增加缓慢,且因此不会受到很大影响。

[0050] 作为另一实例,中心波长为约570nm(例如,对应于红色)的LED能够诱导新鲜血细胞在活组织中产生强荧光。此外,红色LED可用于为相对深的组织(例如,距组织表面约1mm至约5mm,约等于约3mm)提供治疗,因为这种波长范围内的光具有例如比紫外光更大的穿透深度。

[0051] 作为又一实例,中心波长为约650nm的LED能够杀死坏疽细胞。

[0052] 例如,由治疗单元1160产生的光能也可被细胞吸收并增强例如白血细胞的免疫特征。

[0053] 本公开还涉及使用内窥镜1110治疗组织的方法。方法包括使用内窥镜1110的光源1150照亮组织、使用内窥镜1110的图像传感器1142使组织可视化,并使用内窥镜1110的治疗单元1600治疗组织。

[0054] 应理解,可对本文中描述的实施例作出各种修改。因此,以上描述不应解释为限制性的,而仅仅是作为各种实施例的例证。本领域的技术人员将设想所附权利要求书的范围和精神内的其它修改。

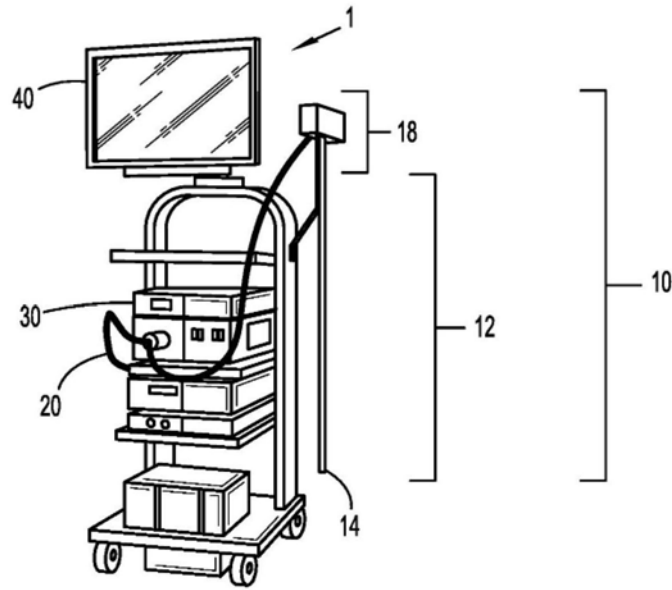


图1 (现有技术)

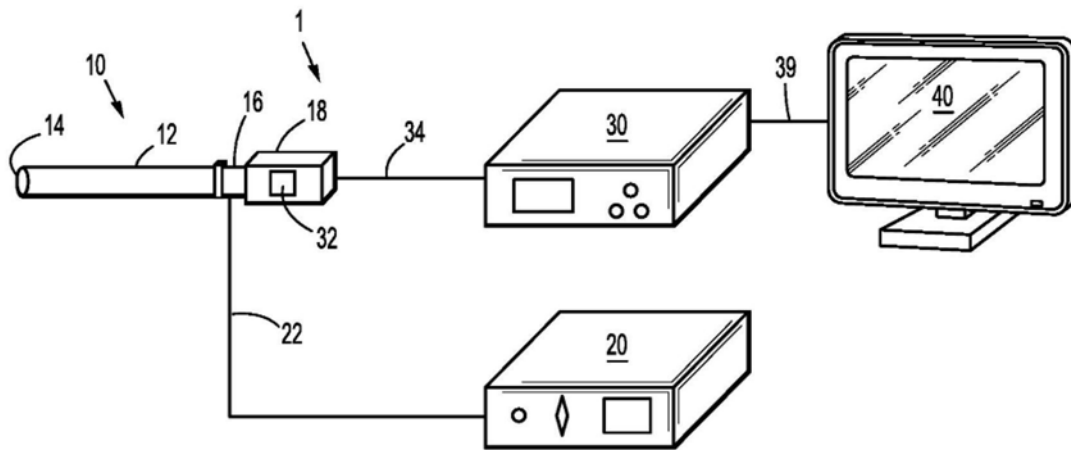


图2 (现有技术)

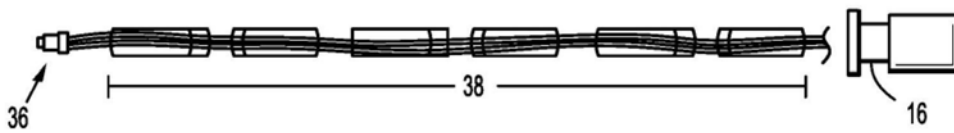


图3 (现有技术)

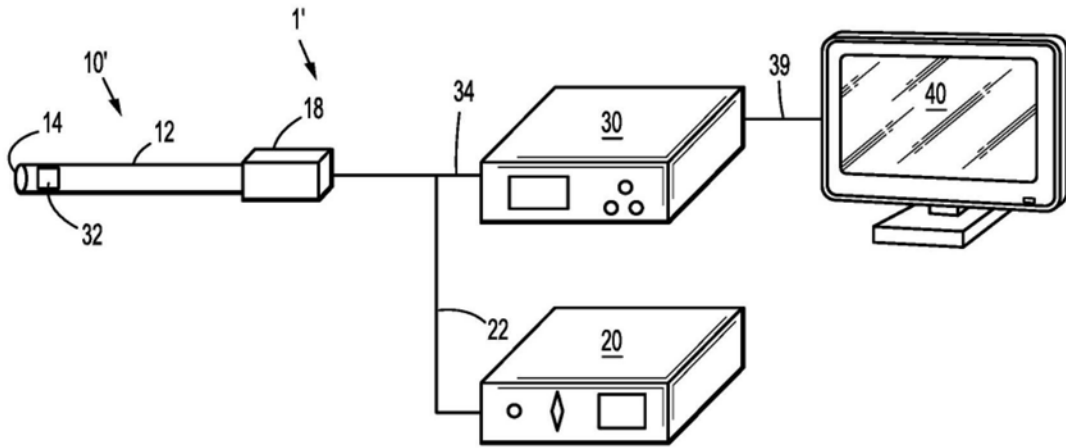


图4 (现有技术)

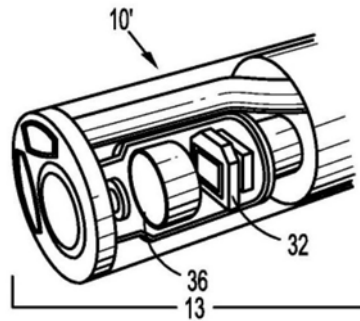


图5 (现有技术)

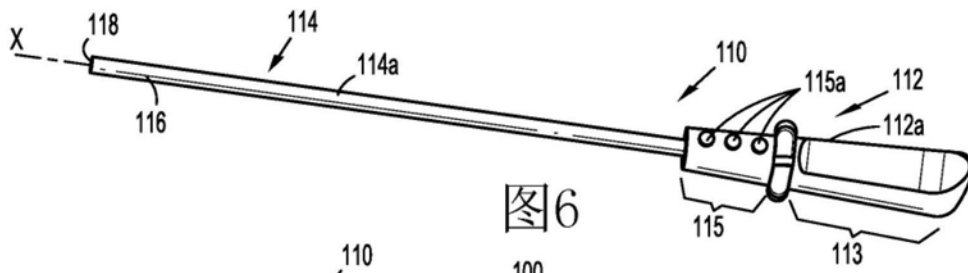


图6

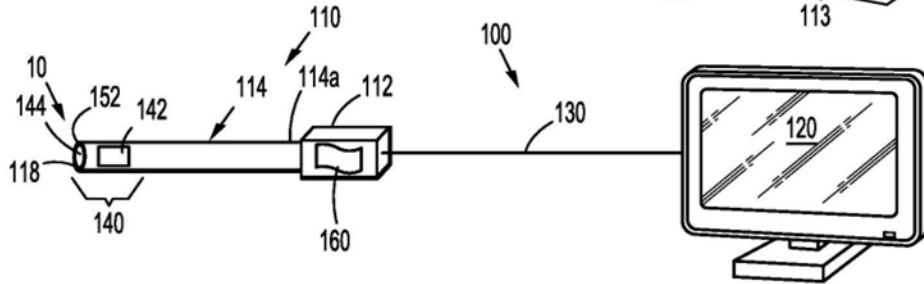
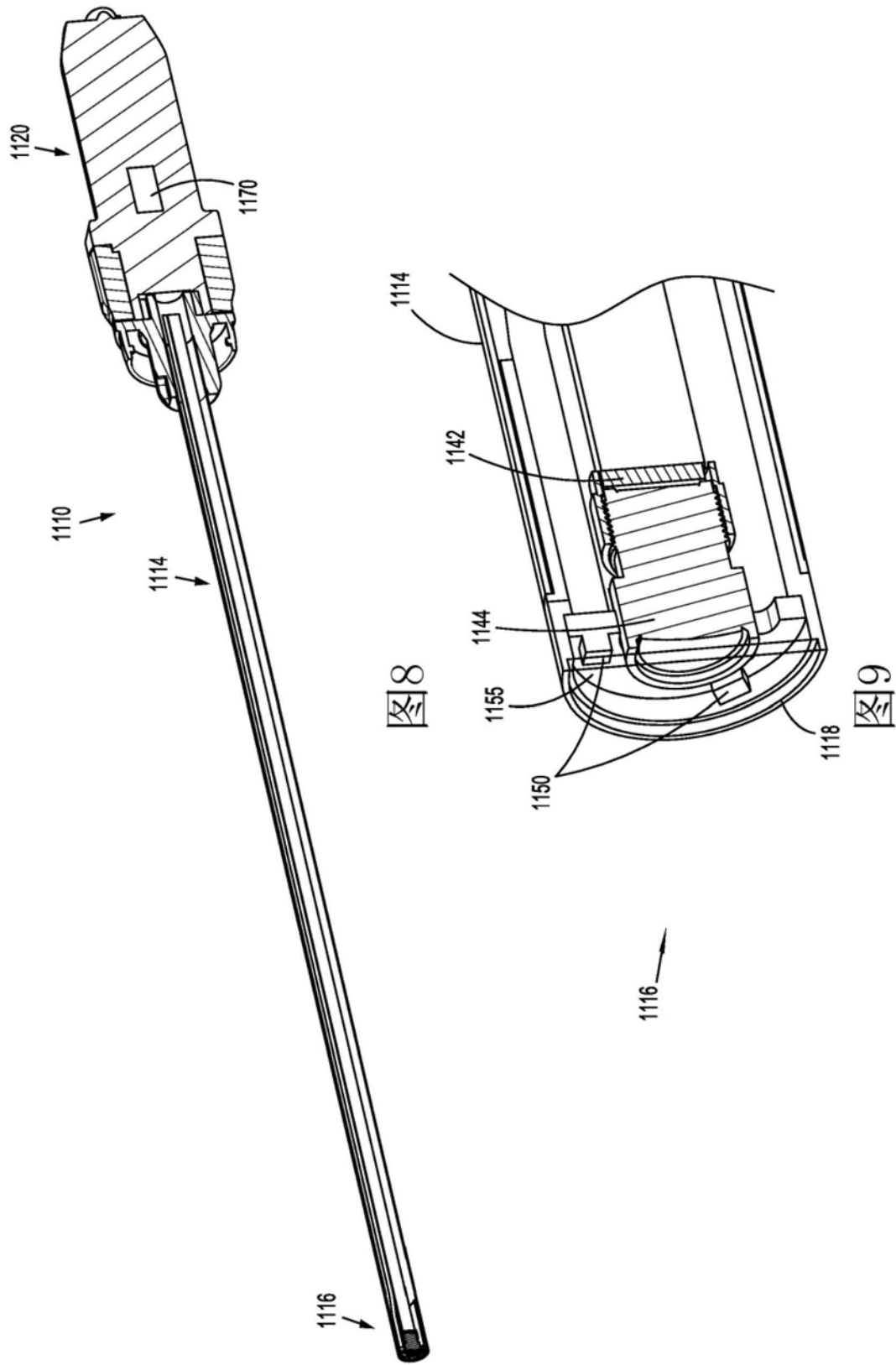


图7



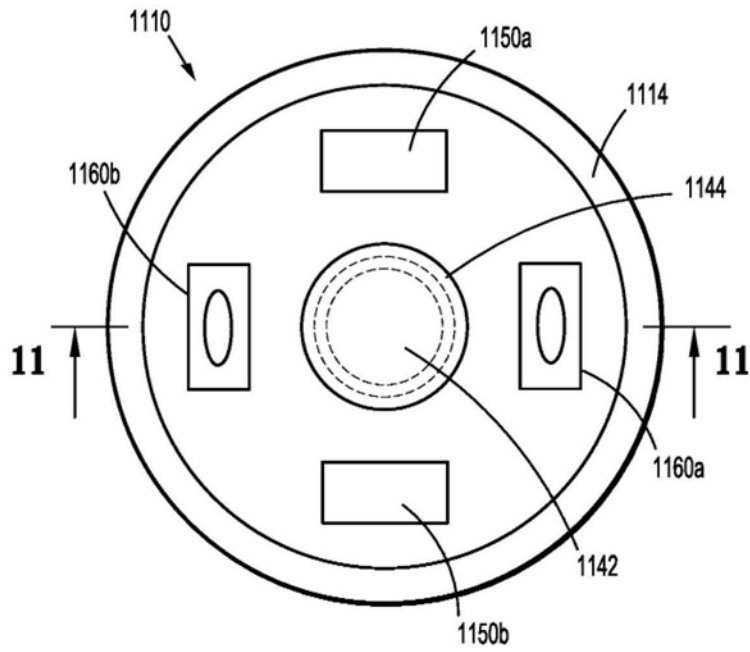


图10

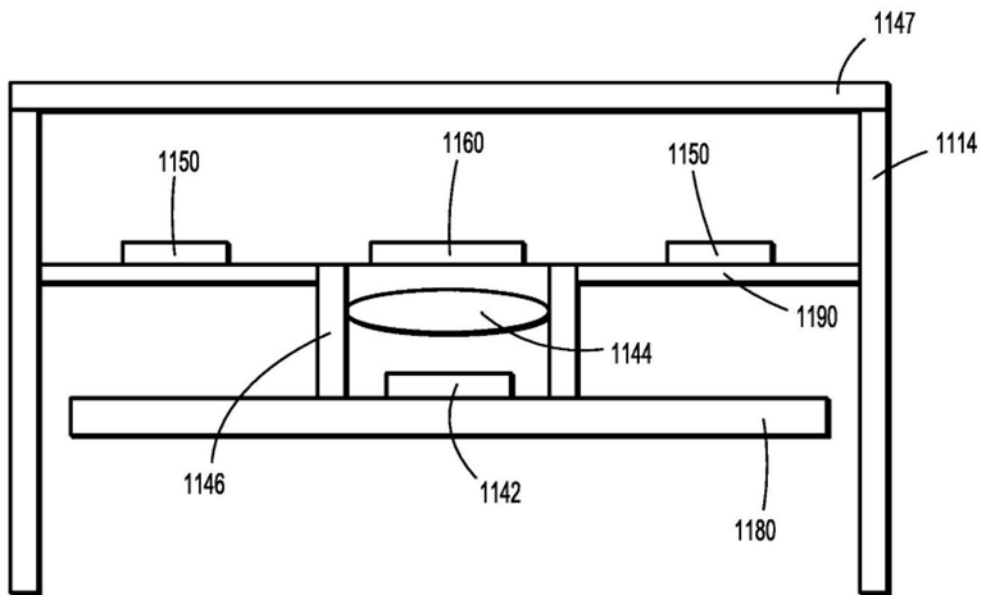


图11

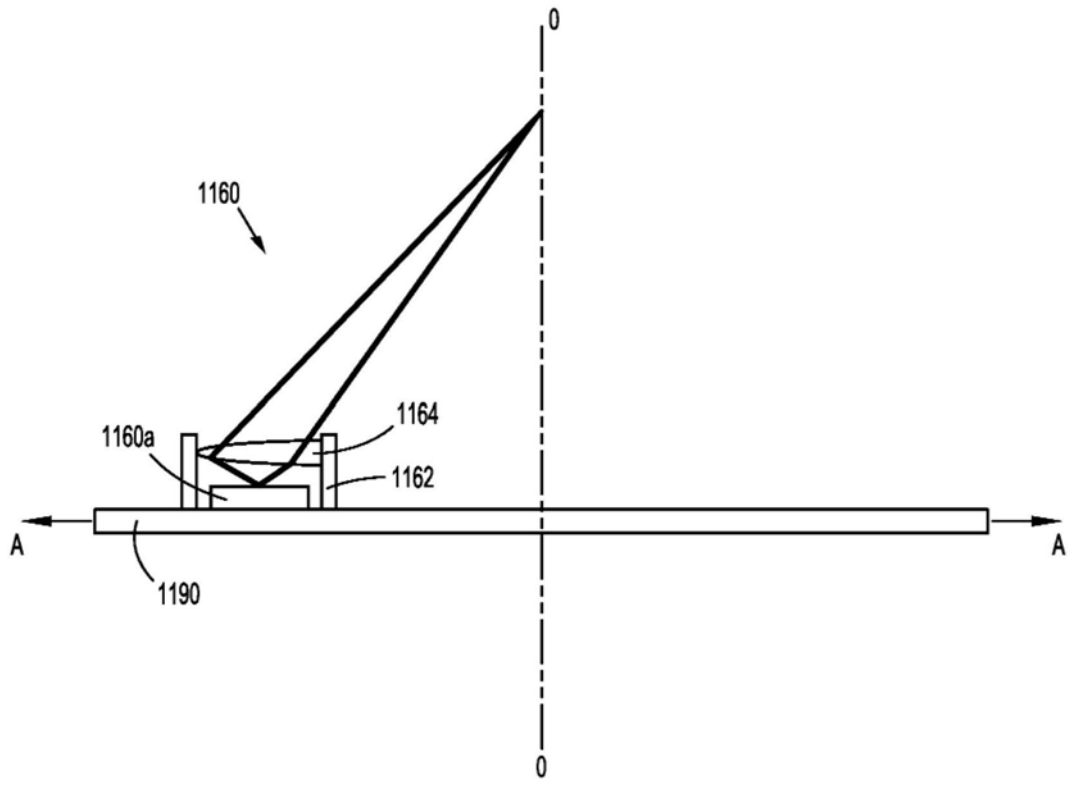


图12

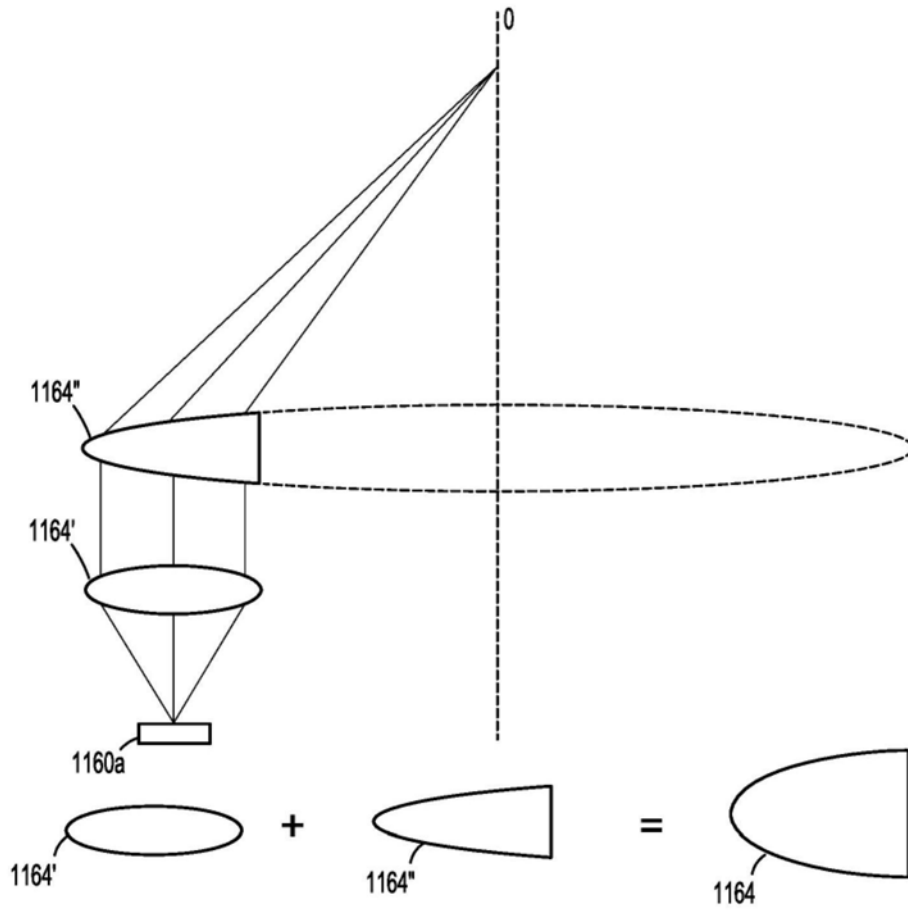


图12A

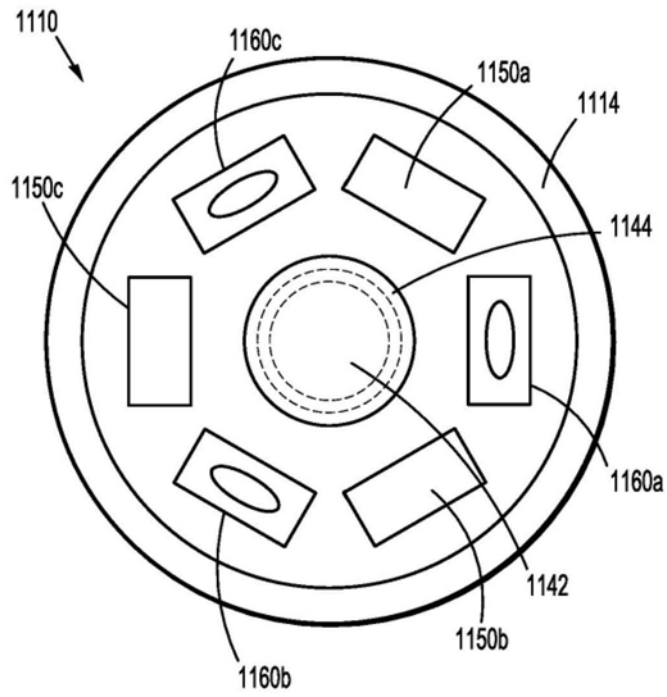


图13

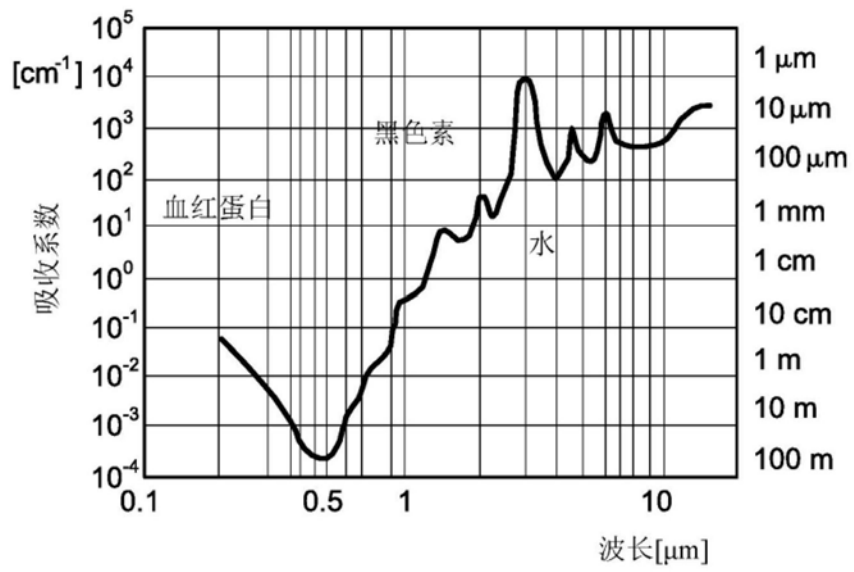


图14

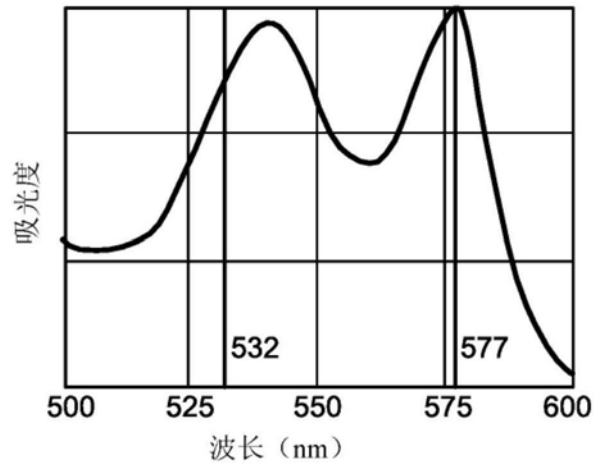


图15

专利名称(译)	内窥镜和治疗方法		
公开(公告)号	CN110461211A	公开(公告)日	2019-11-15
申请号	CN201780088884.2	申请日	2017-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
[标]发明人	丁伟江 李元勋 Y·卢		
发明人	丁伟江 李元勋 Y·卢		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00066 A61B1/00087 A61B1/05 A61B1/0676 A61B1/0684 A61N5/0603 A61N2005/0652 A61N2005/0663		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜(1110)包括：手柄(1120)；细长主体(1114)，所述细长主体从所述手柄(1120)向远端延伸并限定纵向轴线；光源(1150)，所述光源设置在所述细长主体(1114)的所述远端部分(1116)内并被配置成照亮组织；和治疗单元(1160)，所述治疗单元设置在所述细长主体(1114)的所述远端部分内并被配置成治疗组织。

