



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105358042 B

(45)授权公告日 2018.05.29

(21)申请号 201480039176.6

G.萨尔曼

(22)申请日 2014.05.09

(74)专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105358042 A

所(普通合伙) 31239

(43)申请公布日 2016.02.24

代理人 余文娟

(30)优先权数据

(51)Int.CI.

61/822,805 2013.05.13 US

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.01.08

A61B 1/06(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 90/90(2016.01)

PCT/US2014/037526 2014.05.09

(56)对比文件

(87)PCT国际申请的公布数据

US 2005/0119527 A1,2005.06.02,

W02014/186230 EN 2014.11.20

US 2007/0188427 A1,2007.08.16,

(73)专利权人 恩多巧爱思股份有限公司  
地址 美国佐治亚州

US 2010/0073948 A1,2010.03.25,

(72)发明人 Y.柯马 Y.格肖夫 A.利维

US 2005/0047134 A1,2005.03.03,

(54)发明名称

US 2006/0171693 A1,2006.08.03,

内窥镜端头位置视觉指示器和热量管理系统

US 2006/0215406 A1,2006.09.28,

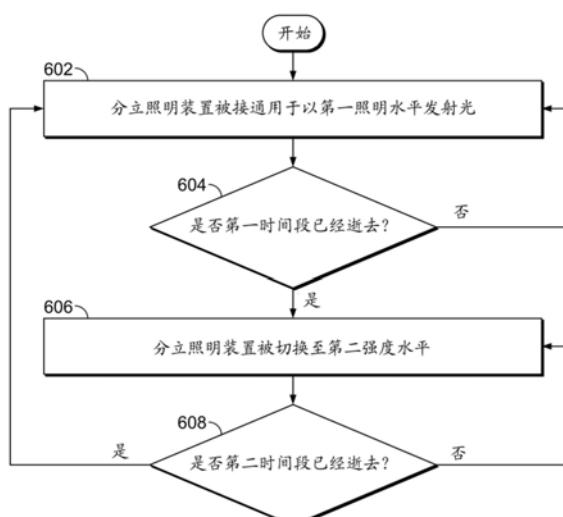
(57)摘要

JP 特开2007-68699 A,2007.03.22,

本说明书公开了具有装备有多个观察元件的端头段的内窥镜。每个观察元件的视场由以快闪模式操作的分立照明装置，诸如LED照明。快闪模式操作的LED能够使医生从外部通过观察由LED发射的光而获得内窥镜端头在患者体内的位置。因为光发射一段短的预定时间段，所以在LED的操作时间段期间由其产生的热量处于安全阈值内，而不引起患者体内的任何烧伤伤害。

审查员 何琛

权利要求书1页 说明书12页 附图10页



1. 一种系统, 用于管理在内窥镜的端头中产生的热量, 所述系统包括:  
控制器, 其在所述内窥镜外部, 其中所述控制器包括用于存储程序化功能的存储器、以及用于执行所述程序化功能的处理器;  
输入设备, 其与所述控制器数据通信, 其中所述输入设备适于接收指示程序化功能的数据, 并且其中所述输入设备被配置为将指示程序化功能的所述数据通信至所述控制器; 以及  
多个分立照明装置, 其被定位在所述端头内、并且与所述控制器电通信, 其中所述多个分立照明装置中的每个发射一定量的可见光, 并且其中所述控制器基于指示程序化功能的所述数据来执行程序化功能, 引起所述多个分立照明装置中的至少一个以非快闪模式和快闪模式操作, 其中,  
在所述非快闪模式中, 所述多个分立照明装置中的所述至少一个以大于零的基线照明水平发射所述可见光, 且其中,  
在所述快闪模式中, 所述多个分立照明装置中的所述至少一个以大于所述基线照明水平的第一照明水平持续第一时间段发射所述可见光, 并以大于零但小于所述基线照明水平的第二照明水平持续第二时间段发射所述可见光。
2. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述第一照明水平引起所述多个分立照明装置中的至少一个发射在大于40流明范围内的一定量的可见光。
3. 根据权利要求2所述的系统, 其中所述第二照明水平引起所述多个分立照明装置中的至少一个发射在小于40流明范围内的一定量的可见光。
4. 根据权利要求1所述的系统, 其中对于所述多个分立照明装置中的所述至少一个, 所述程序化功能限定30%的第一占空比, 并且其中在所述第一占空比期间, 所述程序化功能限定所述第一照明水平大于40流明。
5. 根据权利要求3所述的系统, 其中对于所述多个分立照明装置中的所述至少一个, 所述程序化功能限定70%的第二占空比, 并且其中在所述第二占空比期间, 所述程序化功能限定所述第二照明水平小于40流明。
6. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述输入设备是触摸屏显示器、在所述内窥镜的手柄上的按钮、键盘、或移动设备中的至少一个。
7. 根据权利要求1所述的系统, 其中对于所述多个分立照明装置中的所述至少一个, 所述程序化功能限定所述第一照明水平在45-55流明范围内持续所述第一时间段, 并且限定所述第二照明水平在15-25流明范围内持续所述第二时间段。
8. 根据权利要求1所述的系统, 其中对于所述多个分立照明装置中的所述至少一个, 所述程序化功能限定所述基线照明水平在20-35流明范围内。
9. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 在所述快闪模式中, 所述多个分立照明装置中的所述至少一个被操作以3-15秒的持续时间发射具有至少15流明强度并且具有最大60毫安电流的光, 所述光具有占空比范围为10%至15%的10-50毫秒的脉冲。
10. 根据权利要求1所述的系统, 其中相同的程序化功能被应用至所述内窥镜端头中的所述多个分立照明装置的每一个。

## 内窥镜端头位置视觉指示器和热量管理系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本说明书的优先权依赖于2013年3月13日提交的名称为“Method and System for Providing An Endoscope Visual Tip Indicator (用于提供内窥镜视觉端头指示器的方法和系统)”的美国临时专利申请61/822,805。

[0003] 本说明书也是2013年8月22日提交的名称为“Multi-Element Cover for a Multi-Camera Endoscope (用于多摄像头内窥镜的多元件罩)”的美国专利申请13/984,028的部分继续申请,其是具有相同题目的并且提交于2012年2月6日的PCT申请PCT/IL2012/050037的371国家阶段进入申请,进而该申请的优先权依赖于2011年2月7日提交的美国临时专利申请61/439,948,并且通过引用结合在此。

[0004] 本说明书也是2013年6月6日提交的名称为“Fluid Channeling Component of a Multi-Camera Endoscope (多摄像头内窥镜的流体通道部件)”的美国专利申请13/992,021的部分继续申请,其是2011年12月8日提交的名称为“Flexible Electronic Circuit Board Multi-Camera Endoscope (柔性电子电路板多摄像头内窥镜)”的PCT申请PCT/IL2011/050050的371国家阶段进入申请,进而该申请的优先权依赖于2010年12月9日提交的美国临时专利申请61/421,240,并且通过引用结合在此。

[0005] 本说明书也是2013年6月6日提交的名称为“Flexible Electronic Circuit Board for a Multi-Camera Endoscope (多摄像头内窥镜的柔性电子电路板)”的美国专利申请13/992,014的部分继续申请,其是2011年12月8日提交的具有相同名称的PCT申请PCT/IL2011/050049的371国家阶段进入申请,进而该申请的优先权依赖于2010年12月9日提交的美国临时专利申请61/421,238,并且通过引用结合在此。

[0006] 本说明书也是2013年5月23日提交的名称为“Optical Systems for Multi-Sensor Endoscopes (多传感器内窥镜的光学系统)”的美国专利申请13/882,004的部分继续申请,其是2011年10月27日提交的具有相同名称的PCT申请PCT/IL2011/000832的371国家阶段进入申请,进而该申请的优先权依赖于2010年10月28日提交的美国临时专利申请61/407,495,并且通过引用结合在此。

[0007] 本说明书也是2013年3月13日提交的名称为“Multi-Camera Endoscope Having Fluid Channels (具有流体通道的多摄像头内窥镜)”的美国专利申请13/822,908的部分继续申请,其是2011年9月20日提交的具有相同名称的PCT申请PCT/IL2011/000745的371国家阶段进入申请,进而该申请的优先权依赖于2010年9月20日提交的美国临时专利申请61/384,354,并且通过引用结合在此。

[0008] 本说明书也是2012年12月13日提交的名称为“Removable Tip Endoscope (可移除端头内窥镜)”的美国专利申请13/713,449的部分继续申请,进而该申请的优先权依赖于2011年12月13日提交的具有相同名称的美国临时专利申请61/569,796,并且通过引用结合在此。

[0009] 本申请也是如下美国专利申请的部分继续申请,该些申请通过完整引用结合在此:

[0010] 2012年10月18日提交的名称为“Multi-Camera Endoscope (多摄像头内窥镜)”的美国专利申请13/655,120;

[0011] 2011年8月18日提交的名称为“Multi-Viewing Element Endoscope (多观察元件内窥镜)”的美国专利申请13/212,627;

[0012] 2011年7月26日提交的名称为“Multi-Camera Endoscope (多摄像头内窥镜)”的美国专利申请13/190,968,所有的这些申请均是2011年7月15日提交的名称为“Multi-Camera Endoscope (多摄像头内窥镜)”的美国专利申请13/119,032的部分继续申请,其是具有相同名称的提交于2010年6月16日的PCT申请PCT/IL2010/000476的371国家阶段进入申请,进而其优先权依赖于美国临时专利申请61/218,085。

[0013] 本说明书也是2012年3月6日提交的名称为“Multi Camera Endoscope Assembly Having Multiple Working Channels (具有多个工作通道的多摄像头内窥镜组件)”的美国专利申请13/413,252的部分继续申请,其优先权依赖于2011年3月7日提交的具有相同名称的美国临时专利申请61/449,746,并且通过引用结合在此。

[0014] 本说明书也是2012年3月6日提交的名称为“Multi Camera Endoscope Having a Side Service Channel (具有侧服务通道的多摄像头内窥镜)”的美国专利申请13/413,141的部分继续申请,进而该申请的优先权依赖于2011年3月7日提交的具有相同名称的美国临时专利申请61/449,743,并且通过引用结合在此。

[0015] 本说明书也是2012年3月6日提交的名称为“Endoscope Circuit Board Assembly (内窥镜电路板组件)”的美国专利申请13/413,059的部分继续申请,进而该申请的优先权依赖于2011年3月7日提交的具有相同名称的美国临时专利申请61/449,741,并且通过引用结合在此。

[0016] 本说明书也是2012年3月6日提交的名称为“Camera Assembly for Medical Probes (用于医疗探针的摄像头组件)”的美国专利申请13/412,974的部分继续申请,进而该申请的优先权依赖于2011年3月7日提交的具有相同名称的美国临时专利申请61/449,739,并且通过引用结合在此。

[0017] 上文提到的全部申请通过整体引用并入本文。

## 技术领域

[0018] 本发明总体涉及一种具有多个分立照明装置的内窥镜,该多个分立照明装置用于照明一个或多个内窥镜的观察元件的视场,并且更具体地涉及用于管理由内窥镜端头中的分立照明装置产生的一定量的热量并且当端头在患者体内时这些照明装置能够在患者体外观察到的方法和系统。

## 背景技术

[0019] 内窥镜是一种医疗器械,其用于检查和治疗内脏身体部分,诸如,消化道、呼吸道、胃肠系统和其他器官系统。常规的内窥镜具有柔性管,该管携带有光纤光引导件,用于将来自被定位在该管的近侧端处的外部光源的光引导至远侧端头。还有,大部分内窥镜提供有通道,通过该通道医疗设备(诸如手术镊子、探针和其他工具)可以通过。进一步地,在内窥镜手术程序期间,流体(诸如水、盐水、药物、对比剂、染料或乳化剂等)经常经由该柔性管被

引入或排出。多条通道可以提供在该柔性管内,对于每次引入和抽吸液体,则需要一条通道。

[0020] 内窥镜在医疗团体内已经获得了很大认可,因为它们提供了用于执行具有最小患者创伤的手术程序的装置,同时医师能够观察到患者的内部解剖结构。很多年来,大量的内窥镜已经被开发并且根据特定的应用(诸如,膀胱镜检查、结肠镜检查、腹腔镜检查、上消化道内视镜检查以及其他)被分类。内窥镜可以插入身体的自然孔口中或通过皮肤的切口插入。

[0021] 典型情况下,目前所用的内窥镜(例如结肠检查镜)具有用于观察内脏器官(例如结肠)的前摄像头、用于照明摄像头视场的照明装置、用于清洗摄像头透镜并且偶尔还有照明装置的流体喷注器、以及用于插入手术工具(例如用于清除在结肠中发现的息肉)的工作通道。常用的照明装置是光纤,所述光纤把从远程位置产生的光传入内窥镜端头段中。

[0022] 在更多的当前开发的内窥镜中,分立照明装置(诸如发光二极管(LED))已经并入内窥镜端头中用于提供照明。

[0023] 尽管分立照明装置(诸如LED)提供用于实现内窥镜操作所需要的照明,但是它们还在其操作期间产生热量。产生的热量可能有害于患者的正对其进行操作的内脏器官。因此,需要存在操作LED的方法和系统,使得产生最小量的热量同时获得阈值水平的照明。也存在提供温度调制的内窥镜端头视觉指示器的需要。

[0024] 此外,通过患者身体导航内窥镜能够是令人困惑的并且因为不精确知道内窥镜端头在任何给定时间点可以位于的位置而具有挑战性。因此,需要存在能够为医师提供内窥镜端头可以在程序期间位于患者内的位置的指示。

## 发明内容

[0025] 在一个实施例中,本说明书涉及管理在内窥镜端头中产生的热量(heat)的系统,其包括:在内窥镜外部的控制器,其中所述控制器包括用于存储程序化功能(programmatic functions)的存储器、以及用于执行所述程序化功能的处理器;与所述控制器数据通信的输入设备,其中所述输入设备适于接收指示程序化功能的数据,并且其中所述输入设备被配置为将指示程序化功能的所述数据通信至所述控制器;以及多个分立照明装置(discrete illuminators),其被定位在所述端头内、并且与所述控制器电通信,其中所述多个分立照明装置中的每个发射一定量的可见光,并且其中所述控制器基于指示程序化功能的所述数据来执行程序化功能,引起所述多个分立照明装置中的至少一个根据所述程序化功能来调制由其发射的一定量的可见光。

[0026] 在另一实施例中,本说明书涉及跟踪内窥镜端头在人体内的位置的方法,其包括一个或多个观察元件和用于照明观察元件的视场的一个或多个分立照明装置,其中每个观察元件与至少一个分立照明装置相关联,所述方法包括:提供在所述内窥镜外部的控制器,其中所述控制器包括用于存储程序化功能的存储器、以及用于执行所述程序化功能的处理器;提供与所述控制器数据通信的输入设备,其中所述输入设备适于接收指示程序化功能的数据并且其中所述输入设备被配置为将指示程序化功能的所述数据通信至所述控制器;并且提供被定位在所述端头内并且与所述控制器电通信的多个分立照明装置,其中所述多个分立照明装置中的每个发射一定量的可见光,并且其中所述控制器基于指示程序化功能

的所述数据来执行程序化功能,引起所述多个分立照明装置中的至少一个根据所述程序化功能来调制由其发射的一定量的可见光。

[0027] 可选地,分立照明装置每秒发射28流明(lumens)的光强度,同时系统不以快闪(flash)/间歇模式操作。在一个实施例中,这被定义为基线(baseline)可操作强度。

[0028] 可选地,对于所述多个分立照明装置,程序化功能限定第一时间段内的第一非零功率水平、和第二时间段内的第二非零功率水平。

[0029] 可选地,第一功率水平引起所述多个分立照明装置中的至少一个发射在大于40流明范围内的一定量的可见光。仍可选地,第二功率水平引起所述多个分立照明装置中的至少一个发射在小于40流明范围内的一定量的可见光。

[0030] 在一个实施例中,对于所述多个分立照明装置中的至少一个,程序化功能可以限定占空比,并且其中在30%的所述占空比(duty cycle)期间,所述程序化功能限定大于40流明的第一流明水平。可选地,在70%的所述占空比期间,所述程序化功能限定小于40流明的第二流明水平。

[0031] 可选地,输入设备是触摸屏显示器、在所述内窥镜的手柄上的按钮、键盘(keypad)、或移动设备中的至少一个。

[0032] 在一个实施例中,对于所述多个分立照明装置中的至少一个,所述程序化功能可以限定第一功率水平和第二功率水平,所述第一功率水平引起所述多个分立照明装置中的至少一个在第一时间段内发射在45-55流明范围内的一定量的可见光,所述第二功率水平引起所述多个分立照明装置中的至少一个在第二时间段内发射在15-25流明范围内的一定量的可见光。

[0033] 在另一实施例中,对于所述多个分立照明装置中的至少一个,程序化功能可以限定恒定功率水平,所述恒定功率水平引起所述多个分立照明装置中的至少一个在第二时间段内发射在20-35流明范围内的一定量的可见光。

[0034] 可选地,一个或多个分立照明装置被操作以发射光,所述光对于60毫安的最大电流、在3-15秒的持续时间内具有至少15流明的强度,其中10-50毫秒的脉冲处于在10%至15%之间的占空比的范围内。

[0035] 可选地,相同的程序化功能应用至被定位在所述内窥镜端头内的所述多个分立照明装置。

## 附图说明

[0036] 当结合附图考虑时,通过参照下述具体实施方式,能够更好地理解本发明的这些和其他特征以及优点。在附图中:

[0037] 图1示出根据一个实施例的多观察元件内窥镜的透视图;

[0038] 图2示出根据一个实施例的多观察元件内窥镜的弯折段的横截面图;

[0039] 图3示出根据一个实施例的多观察元件内窥镜系统;

[0040] 图4是根据一个实施例图示说明多观察元件内窥镜系统的整个视频处理架构的方框图;

[0041] 图5图示说明根据一个实施例的方框图,该方框图示出在内窥镜系统的各个部件之间的数据通信;

[0042] 图6是根据一个实施例的流程图,该流程图图示说明以快闪模式操作分立照明装置的示例性方法;

[0043] 图6A图示说明根据本说明书的一个实施例的一组照明装置的照明强度水平的示例性变化;

[0044] 图6B是根据一个实施例的流程图,该流程图图示说明以快闪模式操作分立照明装置的另一个示例性方法;

[0045] 图6C是根据一个实施例的流程图,该流程图图示说明以快闪模式操作分立照明装置的又另一示例性方法;

[0046] 图8是根据一个实施例的流程图,该流程图图示说明通过调制分立照明装置的功率水平从身体外部获得内窥镜端头在患者体内的位置的方法。

## 具体实施方式

[0047] 在一个实施例中,本说明书公开具有端头段的内窥镜,该端头段装备有多个观察元件。在一个实施例中,利用三个观察元件提供包括三个零件的显示器,该三个观察元件典型地包括透镜组件,诸如摄像头和/或光纤透镜组件和图像传感器。在一个实施例中,每个观察元件的视场由分立照明装置(诸如LED)照明,该LED以快闪模式操作,用于降低产生的热量同时维持照明的阈值水平。快闪模式操作的LED使医师能够从外部通过观察由LED发射的光获得内窥镜端头在患者体内的位置。因为光发射一段短的预定时间段,在LED的对应的操作时间段期间由LED产生的热在安全阈值内,并且不会在患者体内和在检查下的管腔内引起任何烧伤伤害(burn injury)。

[0048] 本说明书涉及多个实施例。为了使得具有普通技术的人能够实践本发明,提供如下公开。用在本说明书中的语言不应解释为对任一个具体实施例的一般否认或不应用于限制权利要求超过在其中使用的术语的含义。本文定义的一般原理在不脱离本发明的精神和范围的情况下可以被应用至其他实施例和应用。还有,使用的术语和词组用于描述示例性实施例的目的而不应认为限制。因此,本发明将符合包括大量替代、更改和与公开的原理和特征一致的等同物的最宽范围。出于简洁的目的,关于在与本发明的相关的技术领域中已知的技术材料的细节没有详细描述,从而没有非多余地模糊本发明。

[0049] 现在参考图1,其根据本说明书的一个实施例详细示出多观察元件内窥镜100透视图。如图1所示出的,内窥镜组件100包括长形轴(未示出)、弯折段(部分示出)102和终止于内窥镜的端头段101。在一个实施例中,弯折段102包括可移动地附接的脊椎式段102a、102b和102c,用于内窥镜在患者管腔内的柔性移动。内窥镜100的端头段101包括在其中的前向观察元件104,该前向观察元件通过在端头段的远端表面106中的窗口捕获图像。

[0050] 在一个实施例中,分立前照明装置108与前向观察元件104相关联并且通过在远端表面106中的开口照明该前向观察元件的视场,该分立前照明装置在一个实施例中是发光二极管(LED)。在本说明书的各种实施例中,使用不同类型的LED,例如但不限于白光LED、红外光LED、近红外光LED或紫外光LED。关于前照明装置108,相比于可以例如传送远程从端部产生的光的光纤通道的非分立照明装置,术语“分立”指的是照明源,该照明源在内窥镜的端头或远端内部产生光。在不同的配置(未示出)中,两个或更多个分立前照明装置存在于端头段中,诸如用于提供整个较强的照明和/或用于增加照明的角范围。在一个实施例中,

这两个或更多个分立前照明装置彼此靠近定位,使得它们共享在端头段的远端表面上的相同的保护窗口。

[0051] 在手术过程中,医师可能想要可视化确定内窥镜端头通过患者身体的进度。在一个实施例中,内窥镜系统使得医师能从外侧通过患者皮肤使用由分立照明装置产生的高水平照明看到内窥镜端头的远侧端头在患者身体内的移动,在一个实施例中该分立照明装置是LED。然而,照明水平越高,因此产生越多的热。为了产生较少的热量,在一个实施例中,LED根据预定的频率以减少产生的总热量的方式操作,例如,使用快闪或间歇操作,以产生从患者身体外侧可见的光。以这种模式操作,LED在预先确定的时间段内发射具有预定强度的光。因为光在一段短的预定时间段内发射,所以在LED的操作时间段期间由LED产生的热在安全阈值内,而不引起患者组织的任何烧伤。

[0052] 为了看到内窥镜的远侧端头通过患者皮肤的移动,LED必须发射阈值水平的照明。在一个实施例中,在快闪模式操作期间,分立照明装置在一段小于10秒的持续时间内持续发射光。在一个实施例中,分立照明装置在一段大约7秒的持续时间内持续发射光。在一个实施例中,当以快闪模式操作时,采用30%的占空比。占空比被定义为在其中信号是有效的一个时间段的百分比;时间段是信号完成通-断(on-and-off)循环耗费的时间。在其他实施例中,也采用其他值的占空比。在另一实施例中,对于大约30%的总时间(在该时间期间,系统正以快闪模式操作)发射的光每秒大约51流明,而对于剩余的70%的总时间(在该时间期间,系统正以快闪模式操作)发射的光每秒大约21流明。在一个实施例中,当系统不以快闪模式操作时发射的光量是每秒28流明。在常规内窥镜中,在手术过程期间恒定产生每秒28流明的光强度,并且因此这是基线可操作强度。

[0053] 在一个实施例中,分立照明装置被操作以发射不稳定强度的光。

[0054] 在一个实施例中,每个分立照明装置被操作为在3秒至15秒范围内的持续时间(时间段)内发射具有至少15流明强度并且具有最大60毫安电流的光,其中该电流在占空比30%至50%的范围内具有10毫秒至50毫秒的脉冲持续时间。

[0055] 在一个实施例中,LED提供的照明在内窥镜端头的所有侧周围是一致的。这使得容易知道在患者身体内的内窥镜的哪一侧从患者内面向外,正如从身体的外侧能够看到的一样。在一个实施例中,用于提供照明的以快闪模式操作的LED受控制器单元控制,诸如结合图4所描述的并且如下详细描述的。在另一实施例中,用于提供照明的以快闪模式操作的LED受操作内窥镜的人员手动控制。例如,在一个实施例中,内窥镜具有在手柄上的按钮,当按压该按钮时,激活LED循环通过不同的可操作模式。在一个实施例中,第一次按压引起LED保持恒定接通。在一个实施例中,第二次按压激活LED快闪接通和断开。在一个实施例中,第三次按压引起LED从第一高强度水平变化至第二低强度水平。此处应该注意,这种控件的任意组合均在本申请的范围之内。

[0056] 返回参见图1,在一个实施例中,前流体喷射器110用于清洗前向观察元件104和分立前照明装置108中的至少一个。在一个实施例中,远端表面106包括限定工作通道107的孔,该工作通道在一个实施例中与经配置用于插入手术工具以对各种组织手术操作的中空管联接。在一个实施例中,由在远端表面106中的另一个路径流体喷射器105用于膨胀和/或清洗内窥镜100插入其中的体腔(body cavity)。

[0057] 在一个实施例中,端头段101可以进一步包括在其中的侧向观察元件109,该侧向

观察元件通过在端头段中的圆柱形表面103中的孔捕获图像。在一个实施例中,可选地类似于分立前照明装置108的分立侧照明装置111与侧向观察元件109相关联并且用于通过圆柱形表面103中的另一个孔照明该侧向观察元件的视场。在另一种配置中,两个或更多个分立侧照明装置存在于端头段中,诸如用于提供整个较强的照明和/或用于增加照明的角范围。在一个实施例中,这两个或更多个分立侧照明装置彼此靠近定位,使得它们共享在端头段的圆柱形表面上相同的保护窗口。

[0058] 在一个实施例中,侧流体喷射器112用于清洗侧向观察元件109和分立侧照明装置111中的至少一个。为了防止当端头段104的圆柱形表面103接触体腔的侧壁时造成组织损伤,在一个实施例中,侧流体喷射器112和侧向观察元件109被定位在圆柱形表面中的凹陷部(depression)113内。在一种替代的配置中,一个或多个分立侧照明装置还包括在凹陷部中,使得从侧流体喷射器喷出的流体能够到达该些分立侧照明装置。在又另一种替代配置中,侧向观察元件、一个或多个侧照明装置和侧流体喷射器被定位在与端头段的圆柱形表面基本相同的水平上并且因此不被定位在凹陷部中。

[0059] 在一些实施例中,所述分立前照明装置和侧照明装置中的至少一个经配置发射白光。在一些实施例中,所述分立前照明装置和侧照明装置中的至少一个经配置发射紫外光。在一些实施例中,所述分立前照明装置和侧照明装置中的至少一个经配置发射红外光。在一些实施例中,所述分立前照明装置和侧照明装置中的至少一个经配置发射近红外光。在一些实施例中,所述分立前照明装置和侧照明装置中经配置发射不同波长的光。在一些实施例中,所述端头段进一步包括经配置发射具有不同于所述分立前照明装置的波长的光的附加的分立前照明装置。在一些实施例中,所述附加的分立前照明装置和所述分立前照明装置经配置同时发射光,每种光具有不同波长。在一些实施例中,所述端头段进一步包括经配置发射具有不同于所述分立侧照明装置的波长的光的附加的分立侧照明装置。在一些实施例中,所述附加的分立侧照明装置和所述分立侧照明装置经配置同时发射光,每种光具有不同波长。

[0060] 应该认识到,前照明装置的数量能够是1、2、3、4或更多。前照明装置被定位在限定端头的远端的平面上。还应该认识到,在端头的一侧上的侧照明装置的数量能够是1、2、3、4或更多并且在端头的相对侧上的侧照明装置的数量也能够是1、2、3、4或更多。侧照明装置被定位在凹陷部中,所述凹陷部定位在限定端头的圆周的圆柱形表面上。

[0061] 现在参考图2,其示出多观察元件内窥镜(诸如图1的多观察元件内窥镜100)的弯折段200的横截面图。多个转向电缆引导件/孔眼(诸如四个引导件208)被定位在弯折段200的内部壁上。转向电缆穿过引导件208能够操纵弯折段200。在一个实施例中,弯折段200还包括工作通道202、流体通道206和电气通道204,通过该工作通道手术工具能够插入,通过该流体通道能够注入流体和/或液体,通过该电气通道多条电力电缆穿过,用于传输来自摄像头的视频信号和用于提供功率至观察元件和分立照明装置。在一些实施例中,所述分立前照明装置和侧照明装置中每个包括一个或多个发光二极管(LED)。

[0062] 现在参考图3,其示出多观察元件内窥镜系统300。系统300包括多观察元件内窥镜301。多观察元件内窥镜301可以包括手柄302,从该手柄中伸出长形轴303。长形轴303终止于端头段304,该端头段能够通过弯折段305可转向。手柄302被用于在体腔内操纵长形轴303。在一个实施例中,手柄包括一个或多个按钮和/或开关306,其控制弯折段305以及诸如

快闪模式、流体喷射和抽吸的功能。在一个实施例中,手柄302可以进一步包括工作通道开口307,手术工具能够通过该工作通道开口插入。

[0063] 多用途线缆308连接在手柄302和控制器309之间。多用途线缆308包括在其中的一个或多个流体通道和一个或多个电气通道。在一个实施例中,(一个或多个)电气通道包括至少一条数据电缆以及至少一条功率电缆,其中数据电缆用于从前向观察元件和侧向观察元件接收视频信号,功率电缆用于将电功率提供至观察元件和分立照明装置。

[0064] 在一个实施例中,控制器309管理例如对于端头段的摄像头和照明装置传输至内窥镜301的端头段304的功率。在一个实施例中,控制器309控制分立照明装置的操作。在一个实施例中,控制器309进一步控制流体、液体和/或一个或多个抽吸泵,其向内窥镜301提供相应的功能。在另一实施例中,出于人类与控制器的交互,一个或多个输入设备,诸如键盘310或触摸屏(未示出)连接至控制器309。在另一种配置中(未示出),输入设备,诸如键盘与控制器集成在相同的壳中。

[0065] 在一个实施例中,显示器311连接至控制器309并且被配置为显示从多观察元件内窥镜301的观察元件接收的图像和/或视频流。在一些实施例中,显示器311具有多于一个的显示单元。在一个实施例中,显示器311进一步向触摸屏显示用户界面的装置,用于允许人类操作员设置系统300的各种特征。在一个实施例中,人类操作员使用用户界面输入预定时间间隔,在该预定时间间隔内LED提供照明。

[0066] 现在参考图4,其是根据本说明书的一个实施例的图示说明整个视频处理架构的方框图。图4详细描述视频处理控制器420、内窥镜410和显示单元450之间的可操作连接。视频处理控制器420控制快闪模式操作的LED。在一个实施例中,预定时间段被存储在视频处理控制器420的存储器中,在该预定时间段内LED需要提供连续照明。还有,在一个实施例中,一个或多个值的照明强度连同照明的相应持续时间被预定义在视频处理控制器420中。视频处理控制器420进一步包括摄像头板421,该摄像头板421传输控制至内窥镜中的LED 411的电源以及控制CCD成像器412(包括一个或多个观察元件和图像传感器)的操作的合适的命令。摄像头板进而接收由CCD成像器产生的视频信号413并且还接收来自内窥镜的其他远程命令414。

[0067] 视频处理控制器420进一步包括用于处理从成像器412获得的视频的元件,包括MPEG数字信号处理器422和FPGA本地处理器423。FPGA 423负责视频插值并且在将视频发送至MPEG DSP 422之前在屏幕上显示重叠。FPGA 423用作系统的用于图形处理、视频写入和在屏幕上显示的主控制器。视频信号被发送用于通过视频输出界面424显示。视频输入界面424还被提供用于接收来自外部视频源的视频输入。

[0068] 模块上系统(SOM)426提供诸如键盘和鼠标的输入设备的界面,而触摸I/F 424提供触摸屏界面功能。在一个实施例中,控制器420进一步地控制流体、液体和/或一个或多个抽吸泵,这些装置通过气动I/F 428、泵429和止回阀430向内窥镜提供相应的功能。控制器还包括板载电源445、以及为用户提供操作按钮440的前面板435。

[0069] 图5是根据本说明书的一个实施例描述内窥镜系统的各个部件之间的数据通信的方框图。如图5中所示出的,内窥镜系统500包括外部控制器501,外部控制器在一个实施例中提供将由内窥镜捕获的内脏器官的图像或视频显示在显示设备上所需要的控件。在一个实施例中,控制器501管理诸如用于端头段的观察元件和照明装置而传输至内窥镜的端头

段的功率。在一个实施例中,一个或多个输入设备506(诸如但不限于键盘、触摸屏和至少一个显示器)可以连接至控制器501。在一个实施例中,控制器501还包括前面板509,该前面板具有显示屏507,该显示屏当内窥镜在使用时用于显示与内窥镜手术过程有关的可操作信息。在一个实施例中,显示屏507经配置显示从多观察元件内窥镜的观察元件接收的图像和/或视频流。在一个实施例中,显示屏507是触摸屏设备。

[0070] 在一个实施例中,控制器501包括用于存储信息的存储器模块502和用于执行馈送至系统的各种计算机编程的命令的处理器503。在一个实施例中,内窥镜系统500包括手柄504,该手柄包括通过该手柄医师能够执行手术程序并且控制内窥镜系统500的各种功能的装置。如在图5中所示出的,手柄504和控制器501与内窥镜端头段505数据通信,内窥镜端头段505在一个实施例中包括照明被定位在内窥镜端头段505上的一个或多个观察元件510的视场的多个分立照明装置508。在一个实施例中,多个分立照明装置508包括一个或多个不同类型的LED。

[0071] 在本说明书的一个实施例中,响应于来自输入设备506(诸如但不限于被定位在外部控制器的前面板509上的显示屏507)或手柄504的输入,控制器501调制功率水平和得到的照明强度,并且因此调制分立照明装置508的亮度。在一个实施例中,可能调制分立照明装置的照明强度和功率水平,使得由一个或多个照明装置508发射的光足够明亮并且在患者的身体外部是可见的,该光有助于定位内窥镜端头在身体内的位置。在一个实施例中,控制器调制一个或多个照明装置的功率水平,使得在过程期间产生的总热处于可以预定的阈值限值内。

[0072] 在一个实施例中,控制器501调制第一组照明装置508的功率水平并且以较高强度操作第一组照明装置特定的持续时间,使得由第一组照明装置发射的光在患者身体外部是可见的,并且同时补偿由于这些照明装置的较高强度而产生的过量的热,控制器501还调制第二组照明装置508的功率水平并且以较低强度操作第二组照明装置特定的持续时间。

[0073] 在一个实施例中,控制器501调制一个或多个分立照明装置508的功率水平和得到的照明强度并且以快闪/间歇模式操作分立照明装置,其中所得到的照明强度在一个或多个强度水平的集合上波动一段预定时间段并且一旦该时间段结束,控制器再次调制这些照明装置的功率水平以将照明装置带回对应于基线可操作强度的原始水平。在一个实施例中,快闪模式操作的总时间段、强度水平的集合和在每个时钟(clock)循环中的对应时间段被选择使得在快闪操作模式期间,发射的光在患者身体外部是可见的并且同时由该系统产生的总的热处于可以预定的阈值限值内。

[0074] 在一个实施例中,控制器501与分立照明装置508中每个独立数据通信并且通过单独调制传输至照明装置508中每个的功率控制这些照明装置的快闪操作模式。

[0075] 在一个实施例中,响应于输入,控制器根据预定功能调制一个或多个照明装置508的功率水平以改变照明装置的强度并且因此改变其亮度。在一个实施例中,预定功能包括如下参数,例如但不限于1)能够被应用至至少一个照明装置的多个功率水平和2)在每个功率水平下耗费的时间量。在一个实施例中,基于输入指令,控制器501应用相同的预定功能至每个分立照明装置。在一个实施例中,相同的预定功能被应用至具有不同参数值的每个分立照明装置。在一个实施例中,多个预定功能被存储在存储器502中并且基于需求或用户指令,这些功能中的一个或多个被应用至一个或多个分立照明装置508。

[0076] 在一个实施例中,控制器501操作处于快闪/间歇模式的一个或多个分立照明装置508同时医师按压手柄504上指定的按钮。一旦医师定位内窥镜端头的位置并且随后释放手柄504上的按钮,控制器501调制照明装置508的功率水平并且将照明装置引回基线可操作强度水平。

[0077] 在一个实施例中,用户能够通过引导控制器操作照明装置从特定方向上定位内窥镜端头的位置,该照明装置以快闪/间歇模式定位在该方向上。

[0078] 在一个实施例中,系统基于用户的需求经由合适的控制器和预定的功能使用户能够增加或降低用在快闪/间歇模式中的强度的水平。在一个实施例中,当内窥镜端头插入深至患者身体的管腔内时,用户能够从较低强度开始并且随后经由控制器指示系统增加强度水平,直到从外部光是可见的并且内窥镜端头的位置被识别到。在这种情况下,在一个实施例中,控制器使用预定算法首先识别照明装置,对于该些照明装置,强度必须增加或降低并且相应地将具有动态功能参数的特定功能施加至每个照明装置,使得由该系统产生的总的热在整个过程期间仍然在阈值限值内。在这种情况下,随着用户增加或降低所需要的强度水平,系统动态地计算和应用每个照明装置的功能参数。

[0079] 图6根据一个实施例图示说明以快闪模式操作分立照明装置的一般方法。在步骤602处,分立照明装置在一个实施例中是LED,其被激活用于以第一照明水平发射光。在一个实施例中,第一强度或照明水平是预定的。在一个实施例中,第一照明水平是每个分立LED能够发射的最高照明水平。在步骤604处,系统确定第一时间段是否已经逝去。在一个实施例中,第一时间段是预定的。视频控制器保持与存储器和处理器数据通信的时钟。在组合中,视频控制器测定第一照明水平的预定时间段。如果第一预定时间段还未逝去,则分立照明装置被保持接通并且循环在步骤602处再次开始。如果第一时间段已经逝去,则在步骤606处,视频处理器传输将至少一个LED的功率水平改变成第二照明水平的信号。在步骤608处,视频控制器确定是否第二时间段已经逝去。在一个实施例中,第二时间段是预定的。如果第二时间段已经逝去,在过去第二时间段之后,至少一个LED的功率水平被再次调制用于以第一照明水平发射光。在一个实施例中,第一时间段与第二时间段相同。

[0080] 在一个实施例中,第一时间段和第二时间段是预定的、并且存储在控制器存储器中。在另一实施例中,第一时间段和第二时间段取决于系统和应用的用户需求由控制器动态计算。在另一实施例中,第二时间段短于第一时间段。在另一实施例中,第一时间段短于第二时间段。

[0081] 在一个实施例中,第一照明强度水平和第二照明强度水平是预定的并且存储在控制器存储器中。在另一实施例中,第一照明强度水平和第二照明强度水平由控制器动态计算,使得光在患者身体外部是可见的,并且同时由LED产生的总的热处于阈值限值内。在一个实施例中,第一照明强度水平高于第二照明强度水平。在一个实施例中,第二照明强度水平高于第一照明强度水平。在一个实施例中,第一照明强度水平高于基线可操作强度水平而第二照明强度水平低于基线可操作强度水平或等于基线照明强度水平。在一个实施例中,分立照明装置的功率水平在不同的强度水平上同时调制。在一些实施例中,第一组LED以较高强度操作而第二组LED以基线可操作强度操作。在一个实施例中,第一预定强度是51流明。在一个实施例中,第二强度范围在21流明至45流明。

[0082] 图6A根据本说明书的一个实施例图示说明至少一组照明装置的照明强度水平的

示例性变化。如在图6A中所示,水平轴线660表示时间段而竖直轴线670表示照明强度水平。水平650表示分立照明装置的基线可操作强度水平;水平651表示在快闪模式期间一个或多个照明装置操作的第一强度水平;以及水平652表示在快闪模式期间一个或多个照明装置操作的第二强度水平。

[0083] 时间段654对应于一持续时间,在该持续时间期间,系统不以快闪模式操作,并且时间段653对应于快闪操作模式的持续时间。第一时间段655表示一占空比,在该占空比期间,第一强度水平651被维持在每个时钟循环中,而第二时间段657表示一占空比,在该占空比期间,第二强度水平652被维持在每个时钟循环中。时间段656表示每个时钟循环的总时间,在该总时间期间,强度水平在第一强度水平651和第二强度水平652之间循环。

[0084] 在一个实施例中,第一强度水平651被示出高于基线可操作水平,而第二照明水平652被示出低于基线可操作水平。在各种实施例中,强度水平651和652的相对值能够高于、低于、或等于基线可操作强度水平650。在一个实施例中,第一时间段655和第二时间段657被示出为具有相等的持续时间。然而,在另一实施例中,时间段655和657能够是不同的。

[0085] 尽管在上述示例中,仅示出一个图形图示说明当以快闪模式操作照明装置时照明装置的照明强度变化,但是在各种实施例中,当以快闪模式操作时,每个照明装置能够使用对于强度或照明水平652的不同值、时间段656、时间段655、657、654和653,从而确保在过程期间产生的总的热处于可接受的阈值水平内。

[0086] 图6B根据一个实施例图示说明以快闪模式操作分立照明装置的示例性方法。在步骤622处,分立照明装置在一个实施例中是LED,其被激活用于以第一照明水平或第一强度发射光。在步骤624处,确定是否已经逝去了第一预定时间段。在步骤626处,在过去第一预定时间段之后,LED用于以第二照明水平或第二强度发射光,在一个实施例中,第二照明水平或第二强度是基线可操作强度。在一个实施例中,第二照明水平(基线可操作强度)第一照明水平。在步骤628处,确定第二预定时间段是否已经逝去。在第二预定时间段过去之后,LED被再次操作用于以第一照明水平发射光。在一个实施例中,第一预定时间段与第二预定时间段相同,然而在另一实施例中,第二预定时间段短于第一预定时间段。在一个实施例中,第一照明水平是51流明。在一个实施例中,第二照明水平是21流明。

[0087] 图6C根据一个实施例图示说明以快闪模式操作的分立照明装置的又另一个示例性方法。在这个实施例中,分立照明装置的强度在不同水平之间变化。在步骤632处,分立照明装置在一个实施例中是LED,其被照明以发射第一照明水平或第一强度水平的光。在步骤634处,确定是否已经逝去了第一时间段。在步骤636处,在过去第一时间段之后,LED发射第二照明水平或第二强度的光,在一个实施例中,第二照明水平低于第一照明水平。在步骤638处,确定第二时间段是否已经逝去。在步骤640处,在第二时间段过去之后,LED被操作用于以第三照明水平或第三强度水平发射光。在一个实施例中,第三照明水平低于第二照明水平。在步骤642处,确定是否已经逝去第三时间段。在第三时间段已经过去之后,LED被再次操作用于以第一照明水平发射光。在一个实施例中,第一时间段、第二时间段、和第三时间段是预定的并且存储在控制器存储器中。在一个实施例中,第一时间段、第二时间段和第三时间段相同。可以认识到,尽管上述实施例描述了其中分立照明装置的照明水平在三个不同水平之间变化的系统,但是在不脱离本说明书的精神和范围的情况下,能够操作处于多于三个照明强度水平的分立照明装置。

[0088] 图7是根据本说明书的一个实施例的图示说明用于从身体外部获得内窥镜端头在患者身体内的位置的方法的流程图。在一个实施例中,医师操作具有端头的内窥镜的手柄部分,该端头具有定位在其上的分立照明装置(如上参考图1描述的)。在步骤702处,医师将内窥镜端头插入患者身体内用于使用手柄部分上的控件来执行手术程序。在步骤704处,医师通过提供通过输入设备(诸如手柄或外部键盘或触摸显示器)的输入指示系统检测内窥镜的端头位置。在一个实施例中,内窥镜的手柄部分包括一个或多个指定的按钮,当由医师被触发或以其他方式激活时,该按钮引起分立照明装置调制信号被发送至外部控制器,如在步骤706中所示出的。在一个实施例中,分立照明装置调制信号根据预定功能引起控制器调制一个或多个分立照明装置的功率水平。

[0089] 例如,第一信号(由第按压在手柄上的第一按钮引起的)可以引起控制器增加每个分立照明装置的功率水平,从而增加发射的光的强度第一时间段并且然后降低每个分立照明装置的功率水平第二时间段。应该认识到,任何上述强度功能能够利用。随着分立照明装置强度变化,医师观察患者的皮肤以看到内窥镜端头,该内窥镜端头由于较高分立照明装置的强度水平通过患者身体可以是可见的。

[0090] 因此,在步骤708处,一旦接收到分立照明装置调制信号,控制器根据预定功能调制一个或多个分立照明装置的功率水平,该预定功能管理任意照明装置的强度水平有待被调制的方式。

[0091] 在一个实施例中,控制器应用相同功能之所有的照明装置。在一个替代的实施例中,控制器应用不同功能至每个照明装置。在步骤710处,基于调制,一个或多个分立照明装置以不同于其基线可操作强度水平的一个或多个强度水平操作一段特定时间段。在上述实施例中,该调制以如下方式执行:由一个或多个照明装置发射的光在患者身体外部是可见的,这有助于跟踪内窥镜端头的位置同时保持由该系统产生的总的热处于阈值限值内。在步骤712处,医师确定内窥镜的端头位置是否已经被定位。如果端头位置已经被定位,则过程完成。如果端头位置还没有定位,则该过程经由到控制器的输入在步骤708处再次开始。

[0092] 在本发明的各种替代的实施例中,LED经配置具有多个强度状态,条件是相对于以时间的满(full)亮度100%操作LED的总热输出被减少。在较高强度下,该热相对增加到恒定的光强度。

[0093] 上述示例仅示例说明本发明的系统的许多应用的。尽管本文已经描述了本发明的仅若干实施例,但是应该理解,本发明在不脱离本发明的精神或范围的情况下可能以许多其他特定形式实施。因此,本发明的示例和实施例均被认为是说明性的而非限制性的。

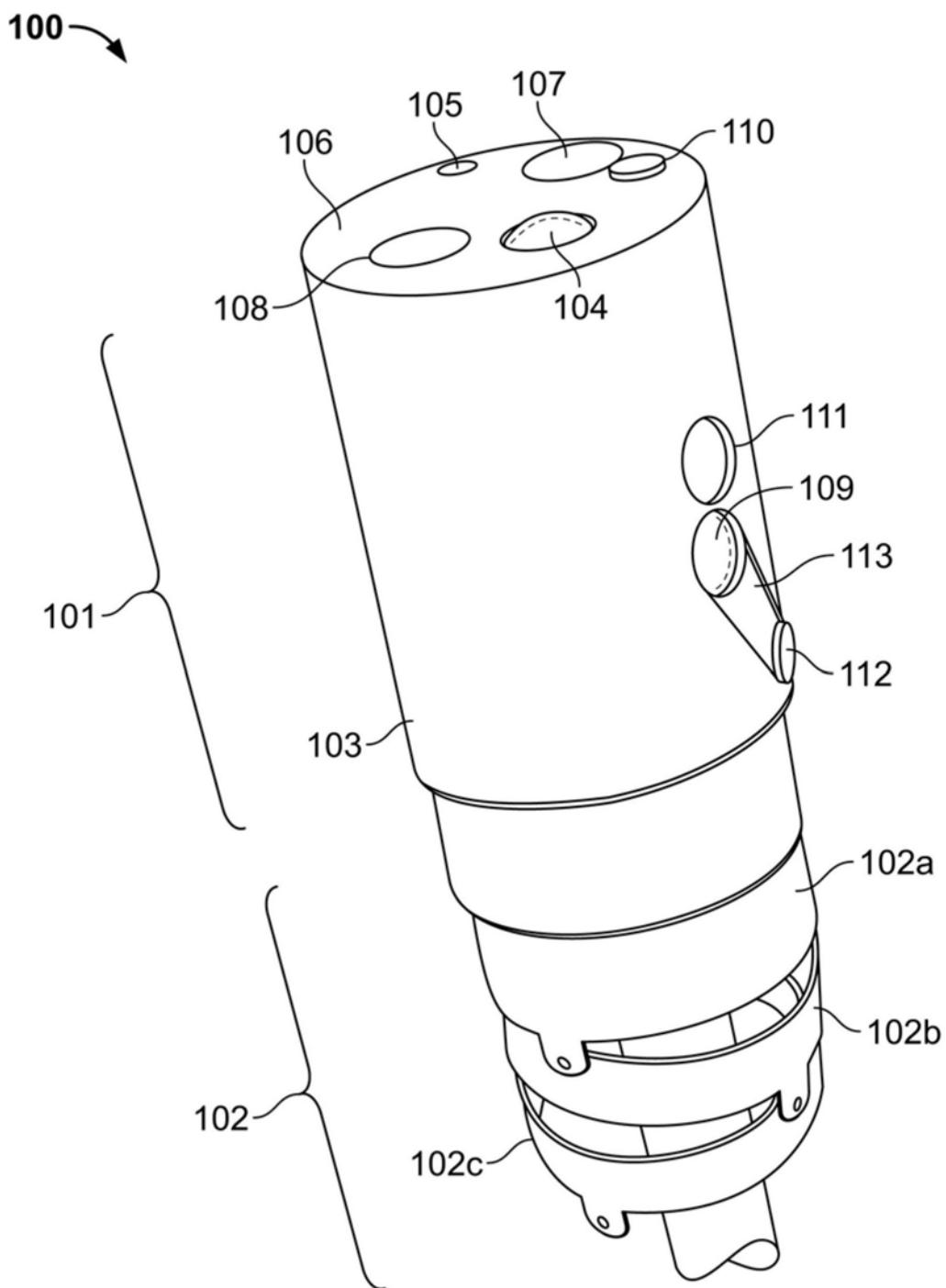


图1

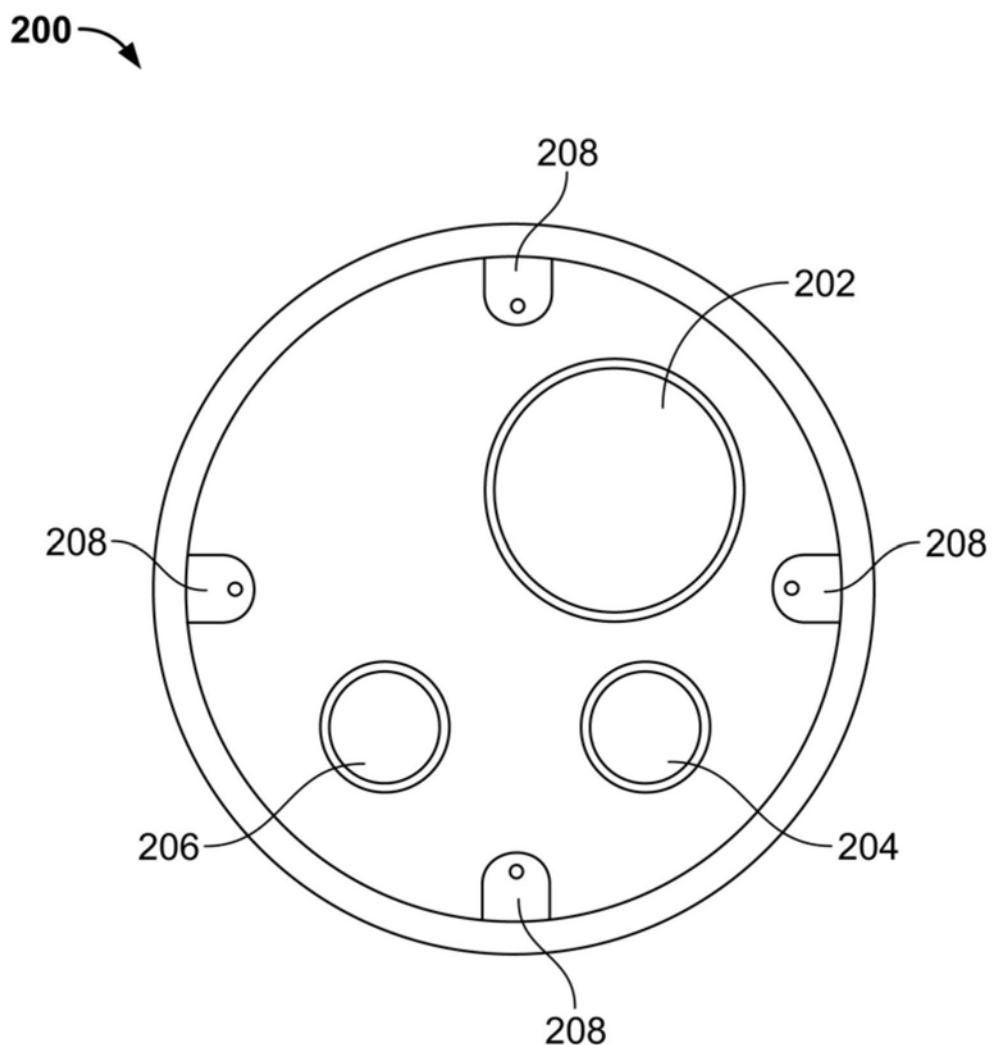


图2

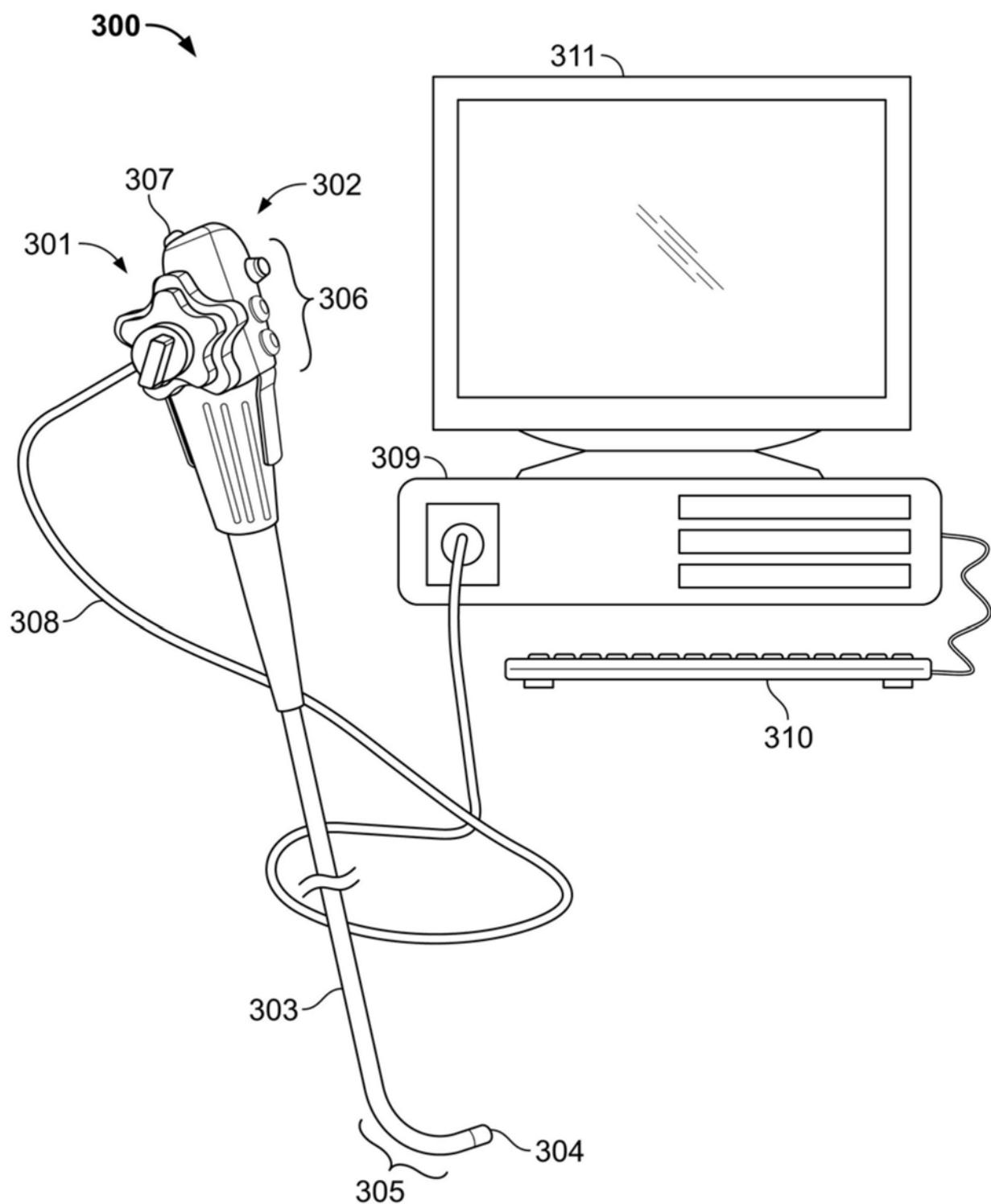
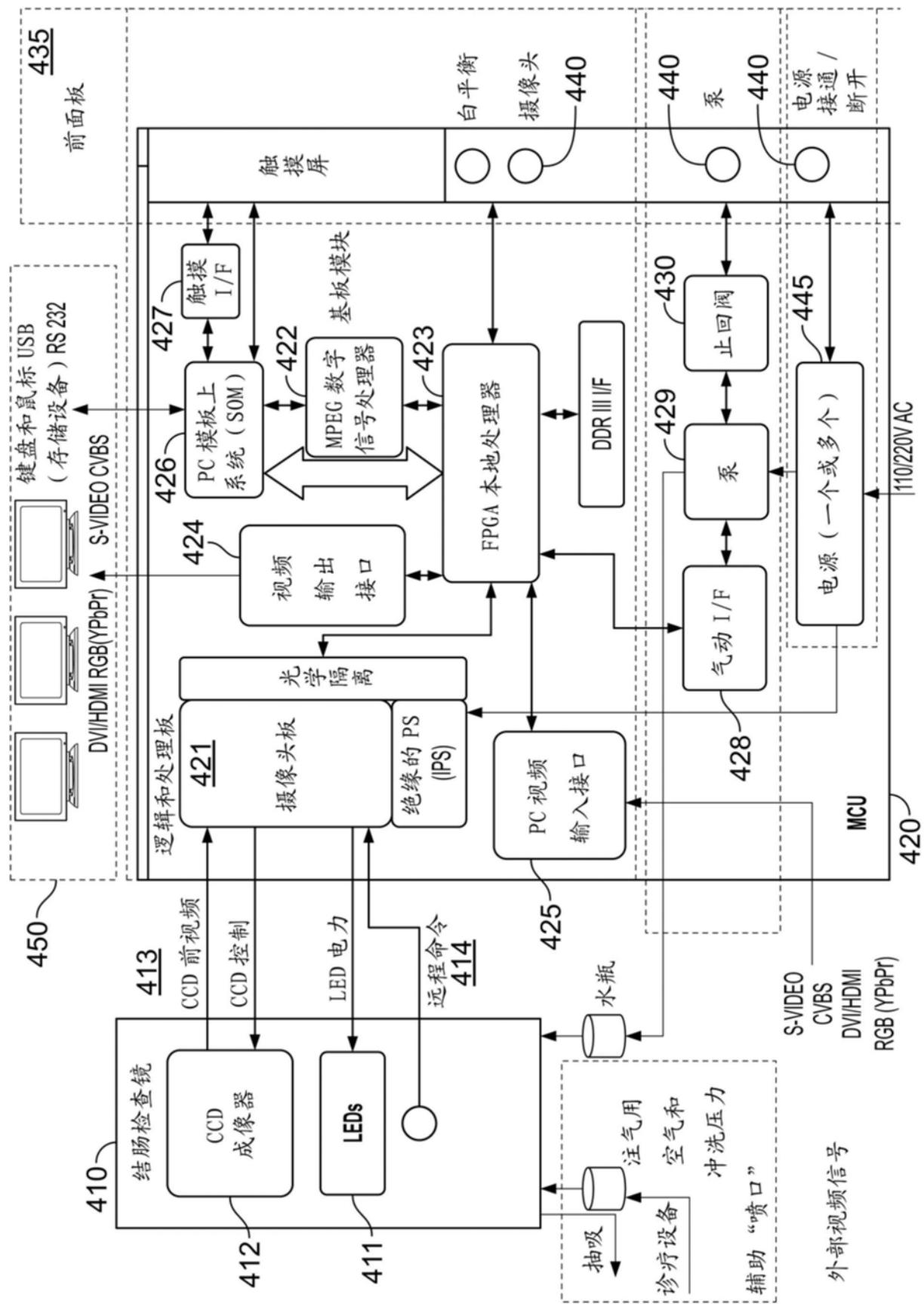


图3



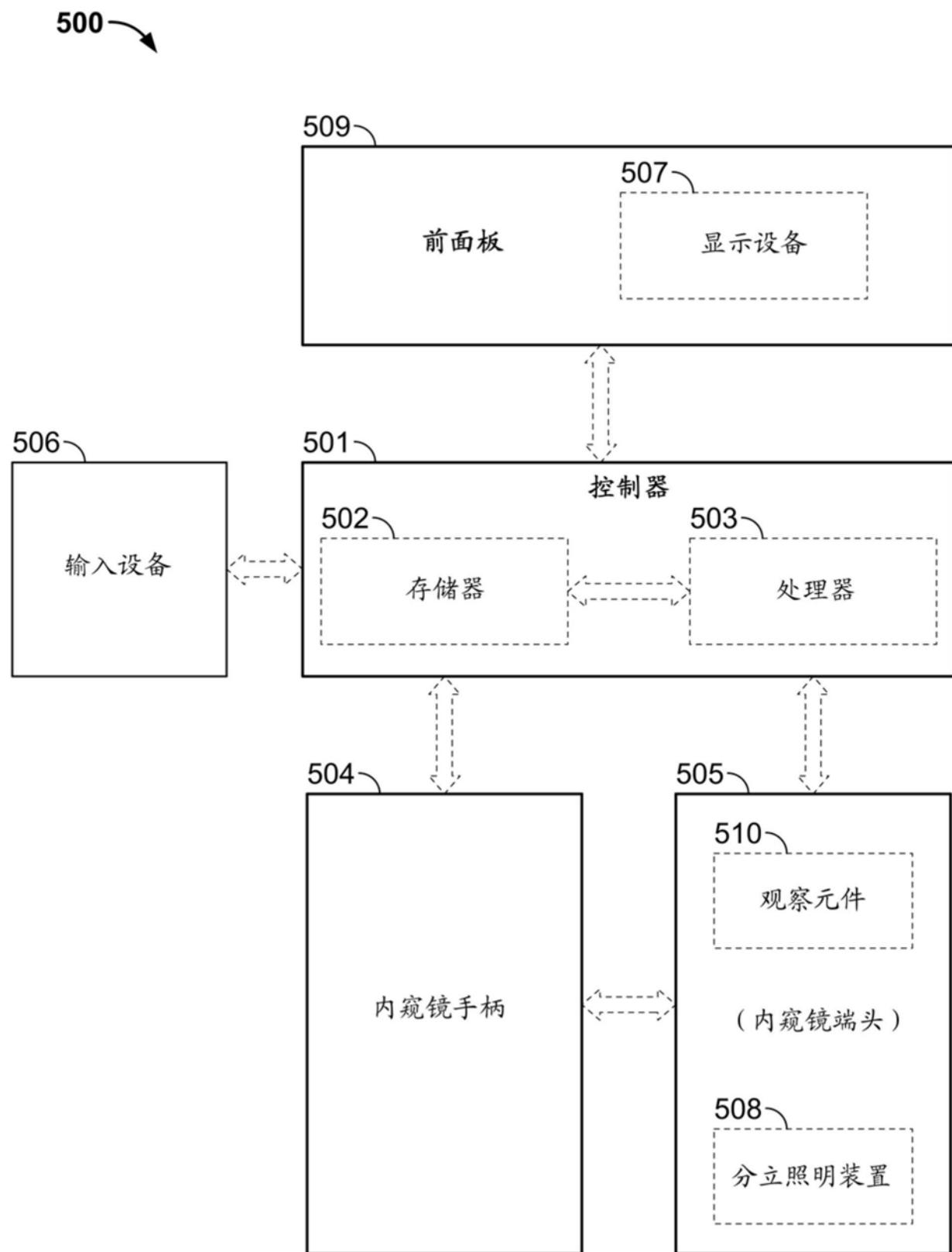


图5

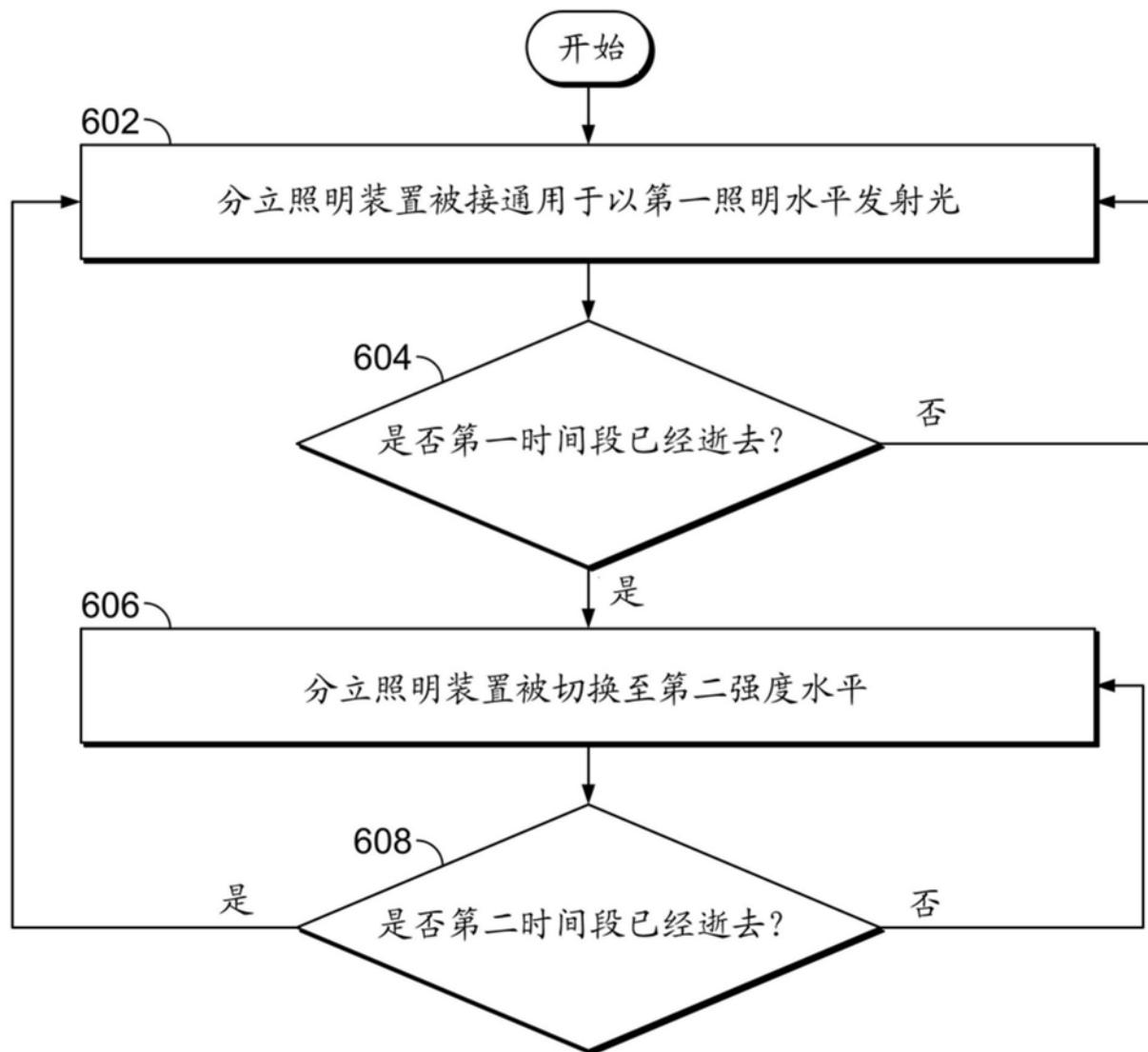
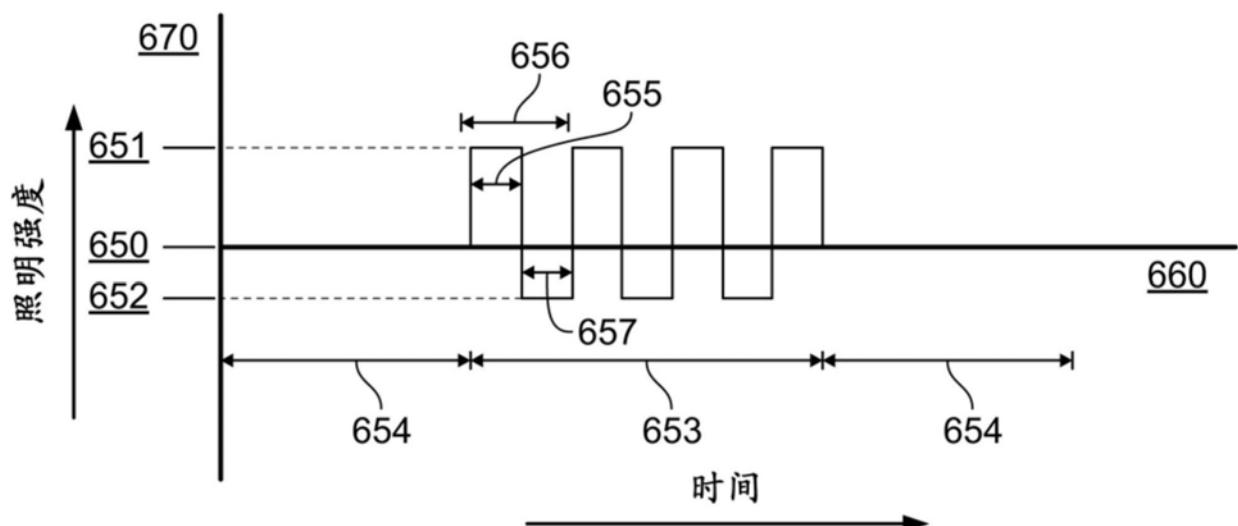


图6



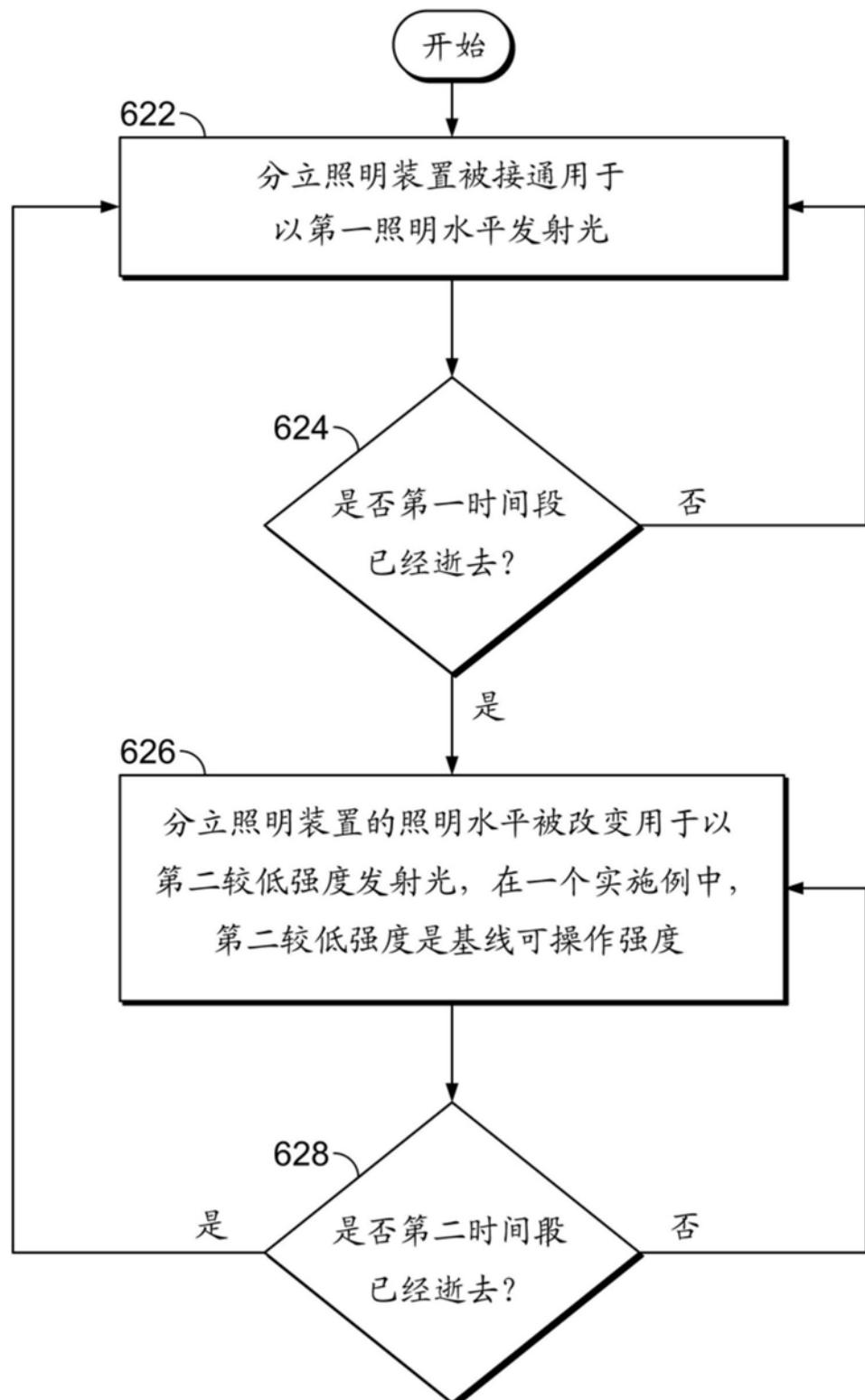


图6B

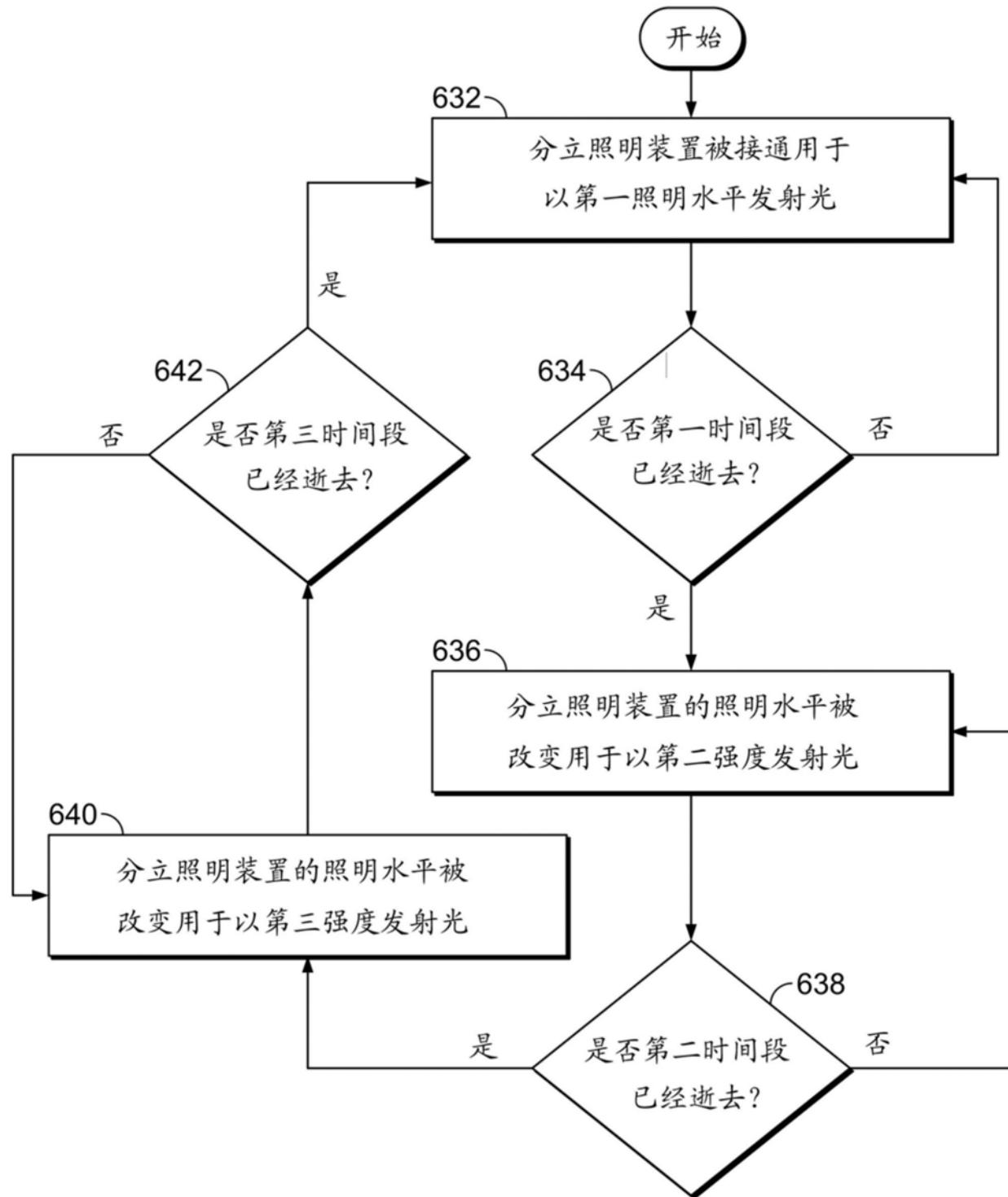


图6C

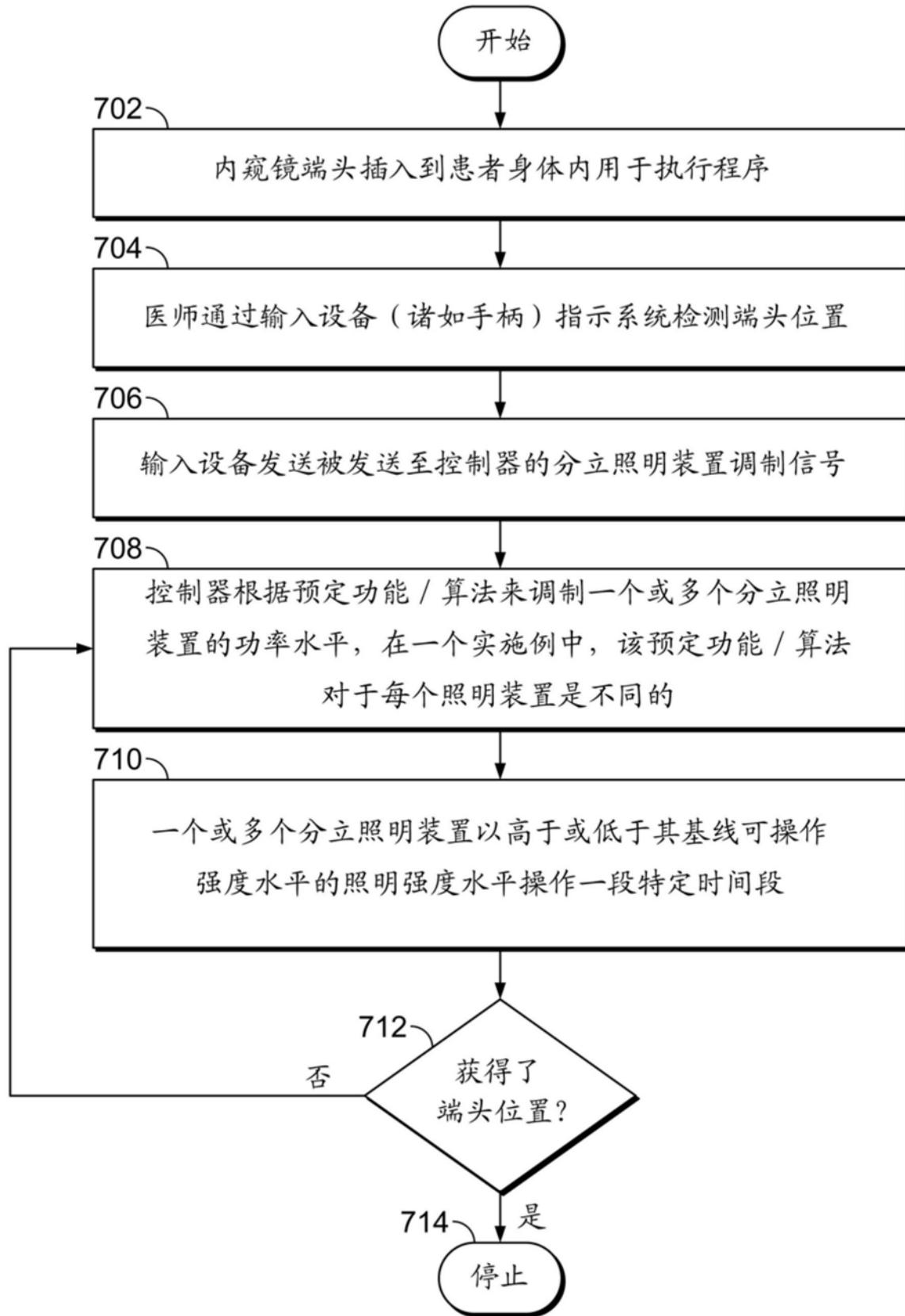


图7

专利名称(译)	内窥镜端头位置视觉指示器和热量管理系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN105358042B</a>	公开(公告)日	2018-05-29
申请号	CN201480039176.6	申请日	2014-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	恩多巧爱思股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	恩多巧爱思股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	恩多巧爱思股份有限公司		
[标]发明人	Y.柯马 Y.格肖夫 A.利维 G.萨尔曼		
发明人	Y.柯马 Y.格肖夫 A.利维 G.萨尔曼		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B90/90		
CPC分类号	A61B1/00036 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B2090/3945		
代理人(译)	余文娟		
审查员(译)	何琛		
优先权	61/822805 2013-05-13 US		
其他公开文献	CN105358042A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本说明书公开了具有装备有多个观察元件的端头段的内窥镜。每个观察元件的视场由以快闪模式操作的分立照明装置，诸如LED照明。快闪模式操作的LED能够使医生从外部通过观察由LED发射的光而获得内窥镜端头在患者体内的位置。因为光发射一段短的预定时间段，所以在LED的操作时间段期间由其产生的热量处于安全阈值内，而不引起患者体内的任何烧伤伤害。

