



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105358042 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 24

(21) 申请号 201480039176. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 05. 09

A61B 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/06(2006. 01)

61/822, 805 2013. 05. 13 US

A61B 90/90(2016. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 01. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/037526 2014. 05. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/186230 EN 2014. 11. 20

(71) 申请人 恩多巧爱思股份有限公司

地址 美国佐治亚州

(72) 发明人 Y. 柯马 Y. 格肖夫 A. 利维

G. 萨尔曼

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 葛青

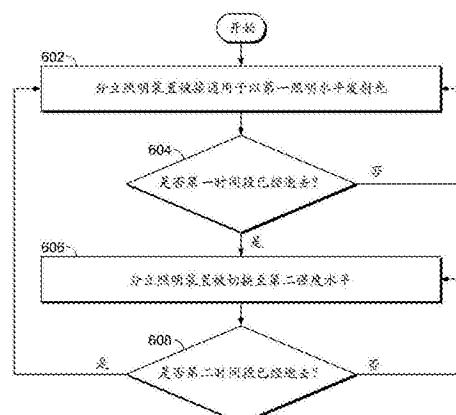
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

内窥镜端头位置视觉指示器和热量管理系统

(57) 摘要

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。



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根据所述程序化功能来调制由其发射的一定量的可见光。

2. 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至少一个, 所述程序化功能限定第一时间段内的第一非零功率水平、以及第二时间段内的第二非零功率水平。

3. 根据权利要求 2 所述的系统, 其中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发射在大于 40 流明范围内的一定量的可见光。

4. 根据权利要求 3 所述的系统, 其中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发射在小于 40 流明范围内的一定量的可见光。

5. 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至少一个, 所述程序化功能限定占空比, 并且其中在 30% 的所述占空比期间, 所述程序化功能限定大于 40 流明的第一流明水平。

6. 根据权利要求 5 所述的系统, 其中在 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。

7. 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。

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至少一个, 所述程序化功能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。

9. 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至少一个, 所述程序化功能限定恒定功率水平, 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。

10. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中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。

11. 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。

12. 一种跟踪内窥镜端头在人体内的位置的方法, 其中所述内窥镜端头包括一个或多个观察元件、以及用于照明所述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;以及

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。

13. 根据权利要求 12 所述的方法,其中对于所述多个分立照明装置中的至少一个,所述程序化功能限定第一时间段内的第一非零功率水平、以及第二时间段内的第二功率水平。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中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发射在大于 40 流明范围内的一定量的可见光。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中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发射在小于 40 流明范围内的一定量的可见光。

16. 根据权利要求 13 所述的方法,其中对于所述多个分立照明装置中的至少一个,所述程序化功能限定占空比,并且其中在 30% 的所述占空比期间,所述程序化功能限定大于 40 流明的第一流明水平。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中在 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。

18. 根据权利要求 13 所述的方法,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。

19. 根据权利要求 13 所述的方法,其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。

20. 根据权利要求 13 所述的方法,其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。

21. 根据权利要求 13 所述的方法,其中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。

22. 根据权利要求 13 所述的方法,其中相同的程序化功能被应用至所述内窥镜端头中的多个分立照明装置。

## 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道皮肤的切口插入。

[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、时钟时间段 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。

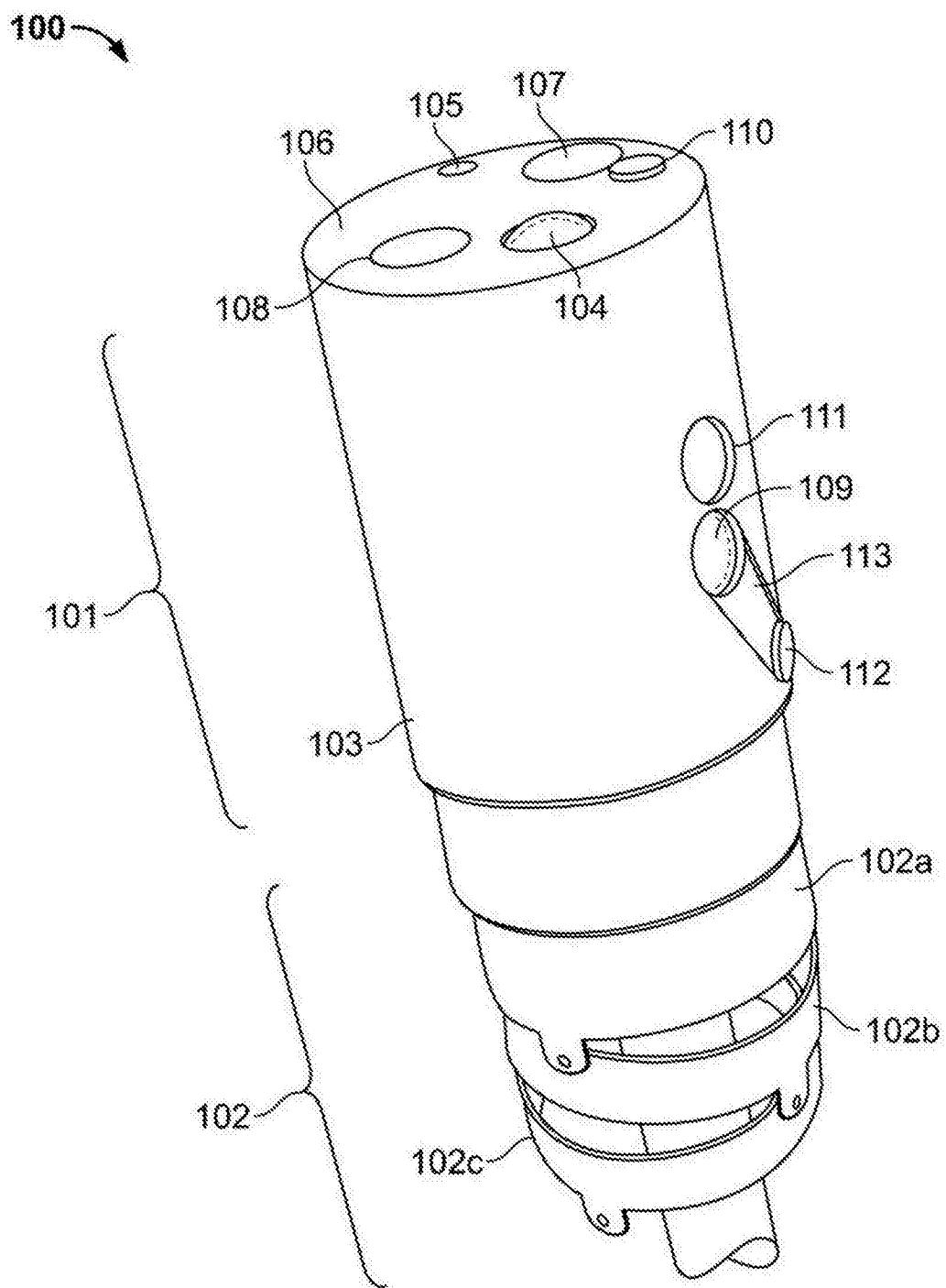


图 1

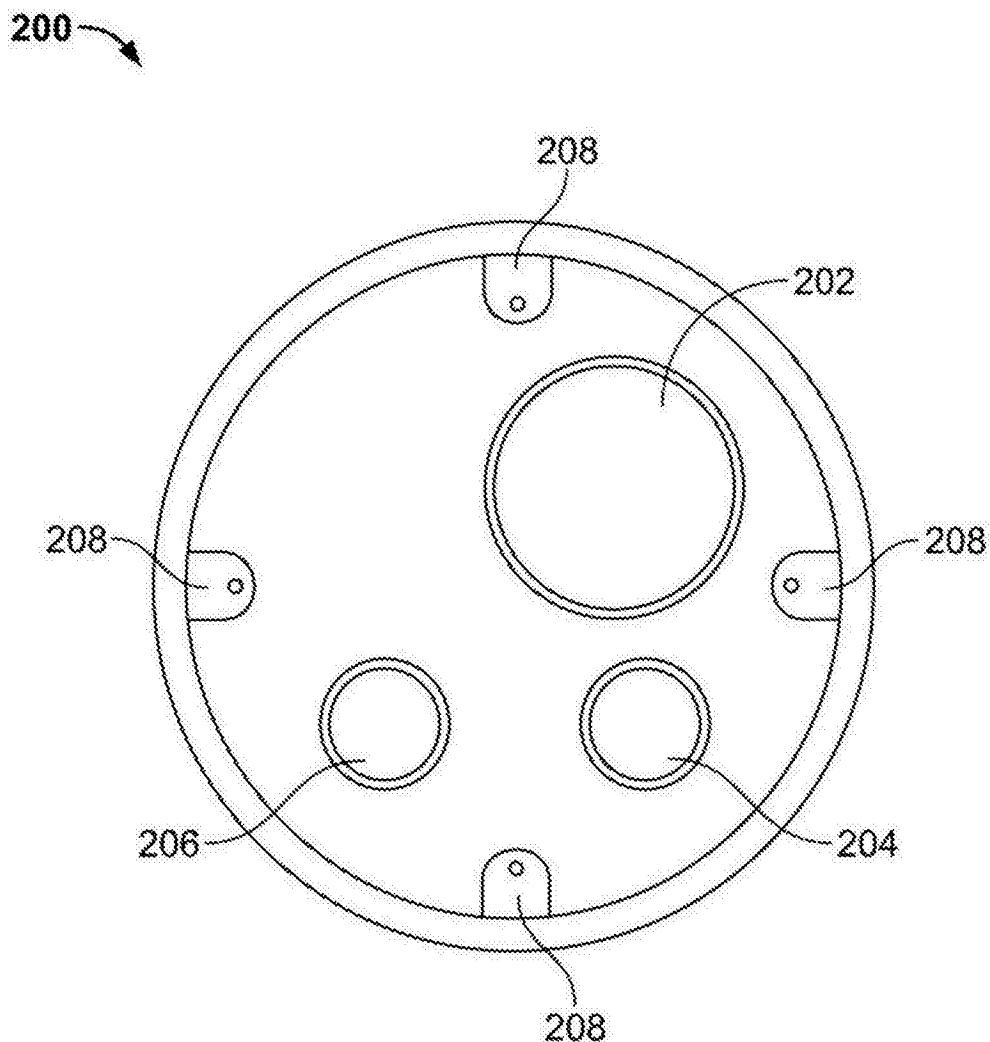


图 2

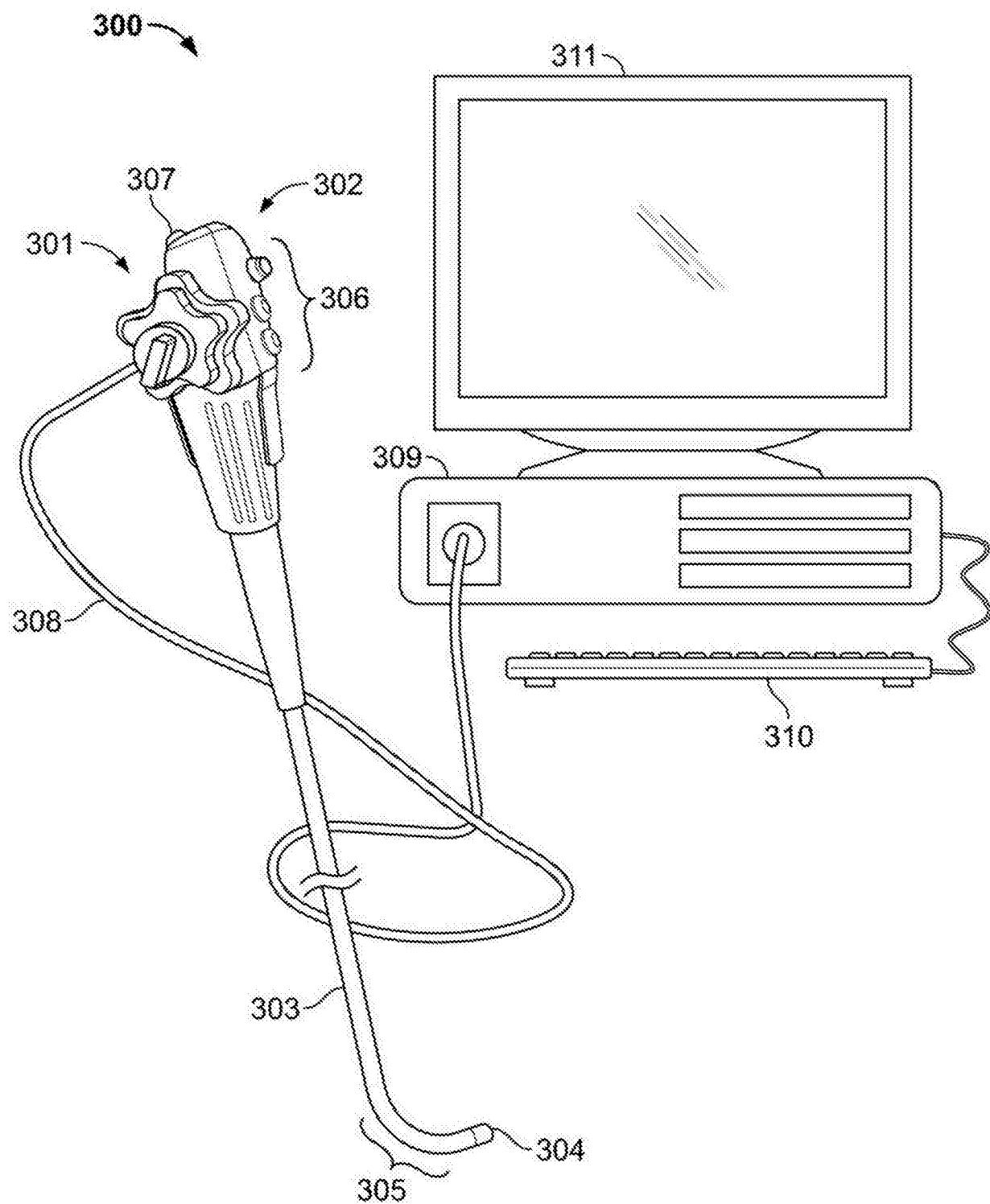


图 3

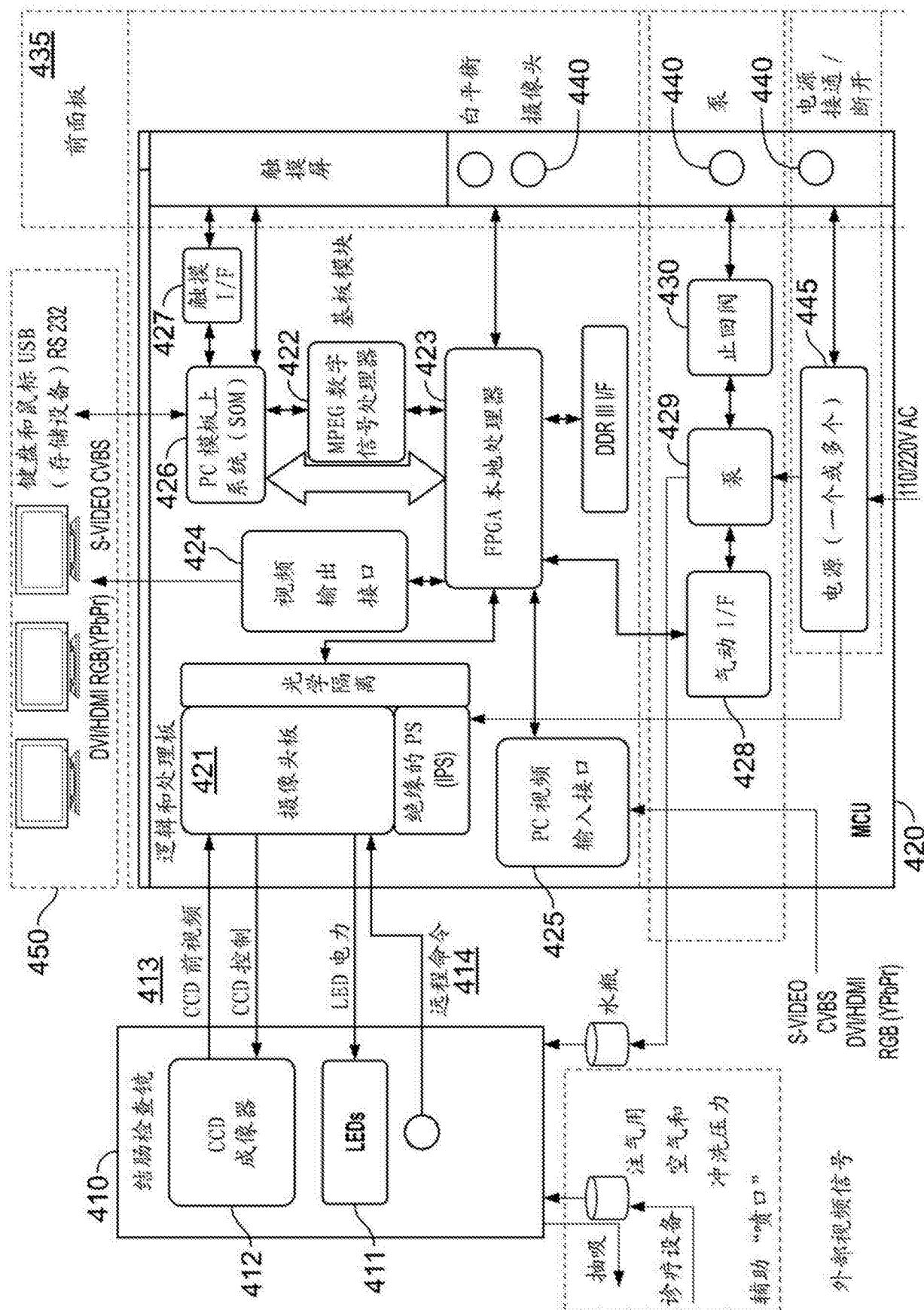


图 4

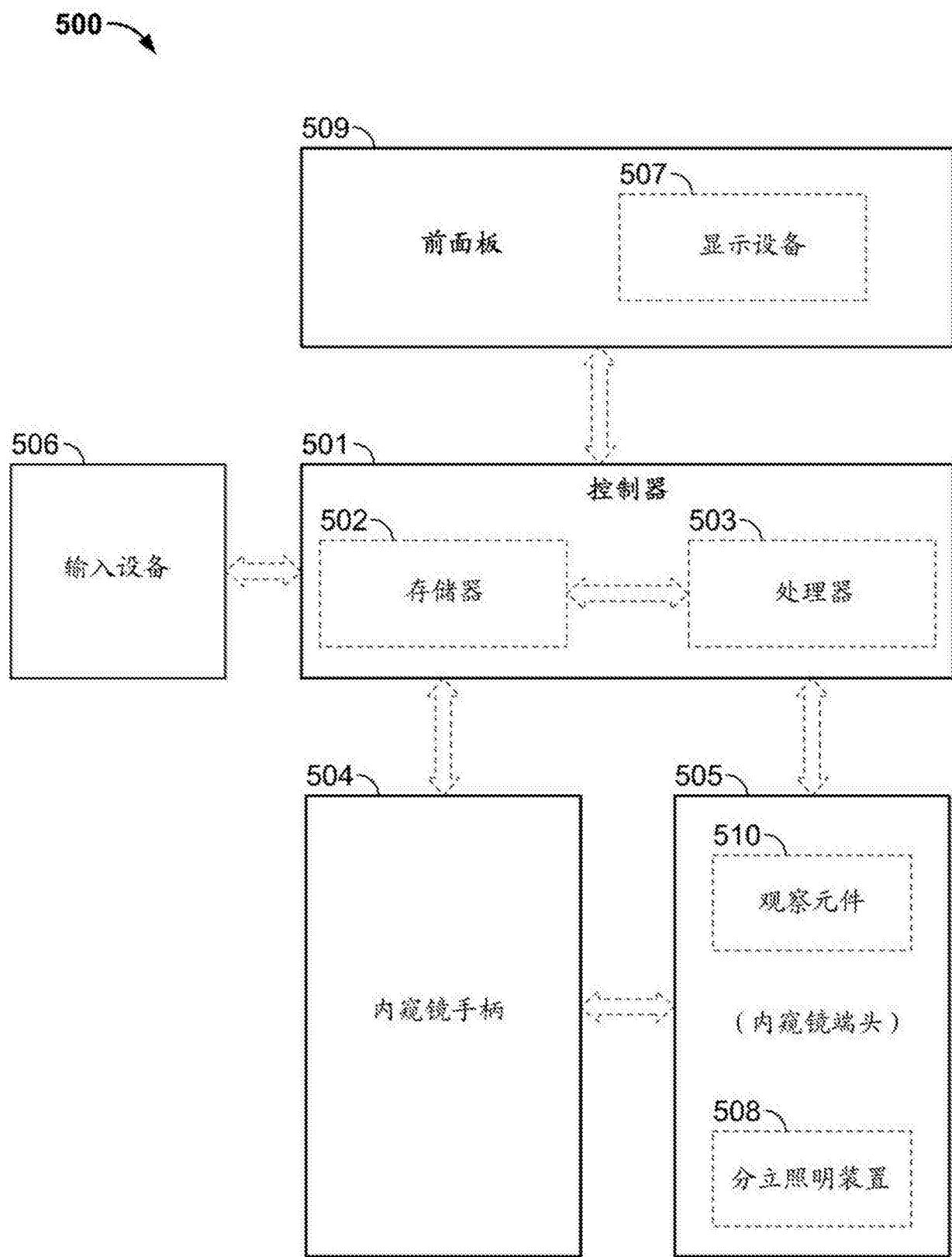


图 5

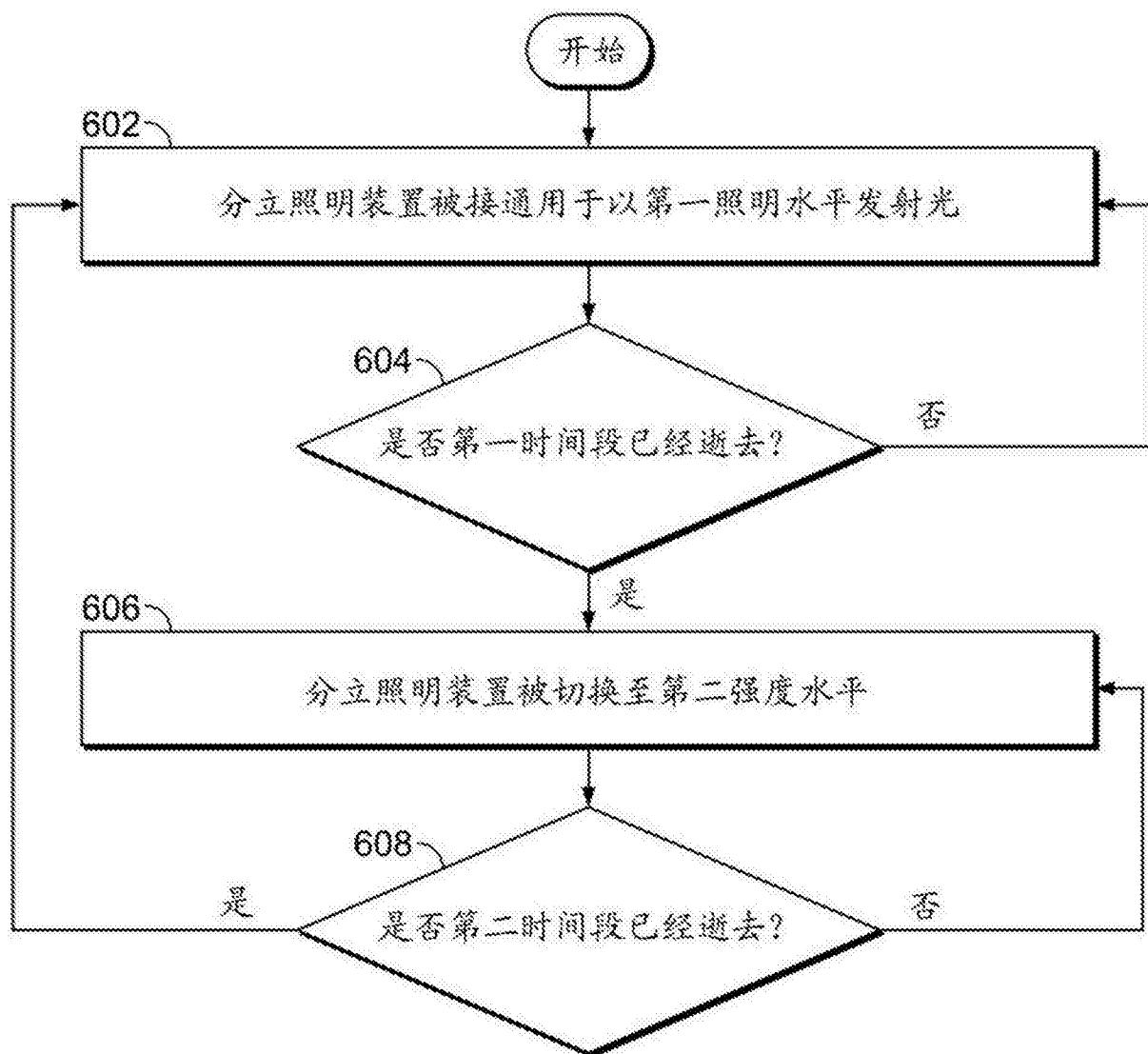


图 6

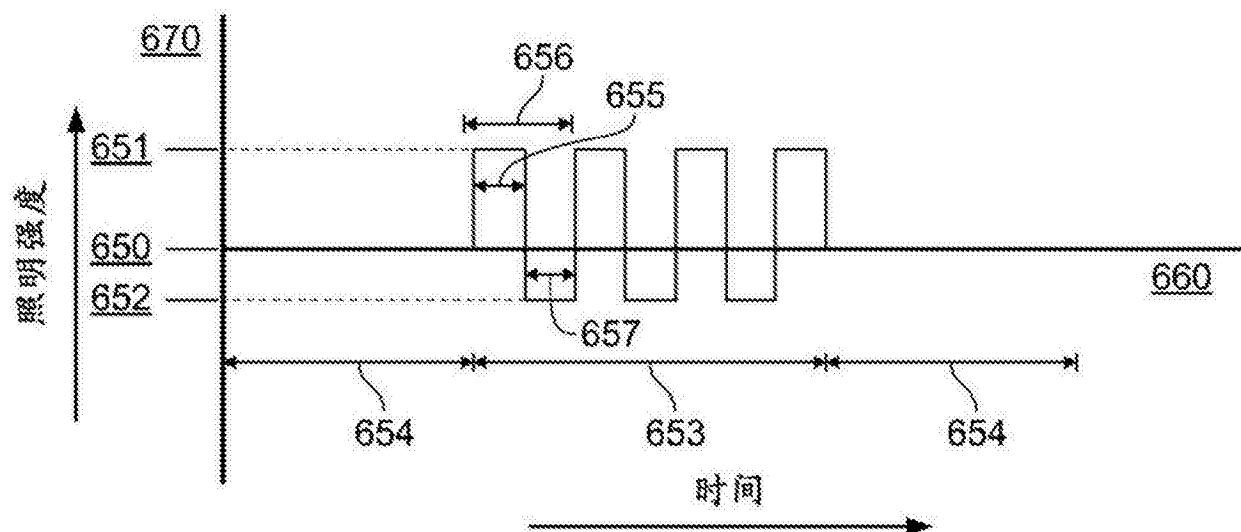


图 6A

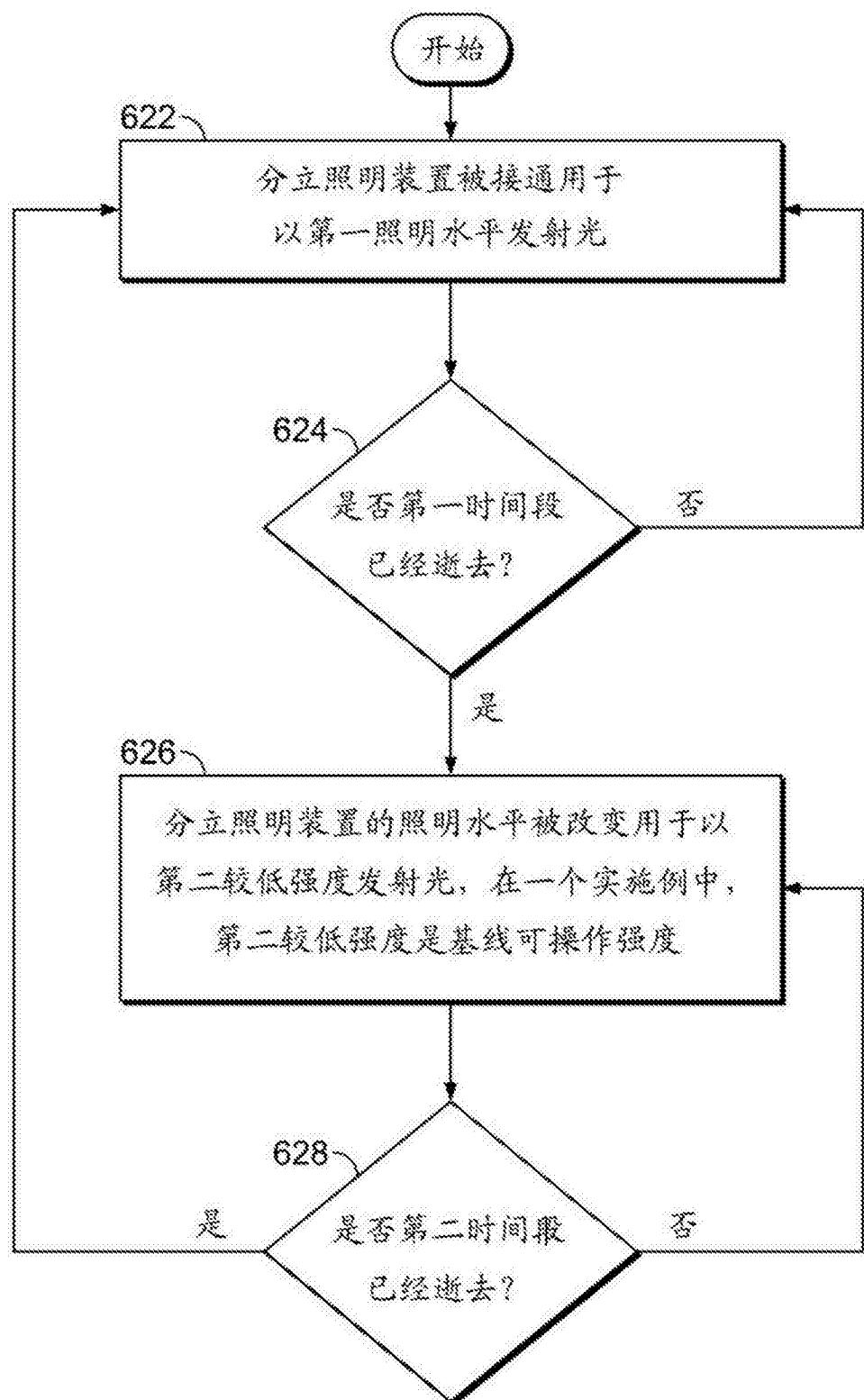


图 6B

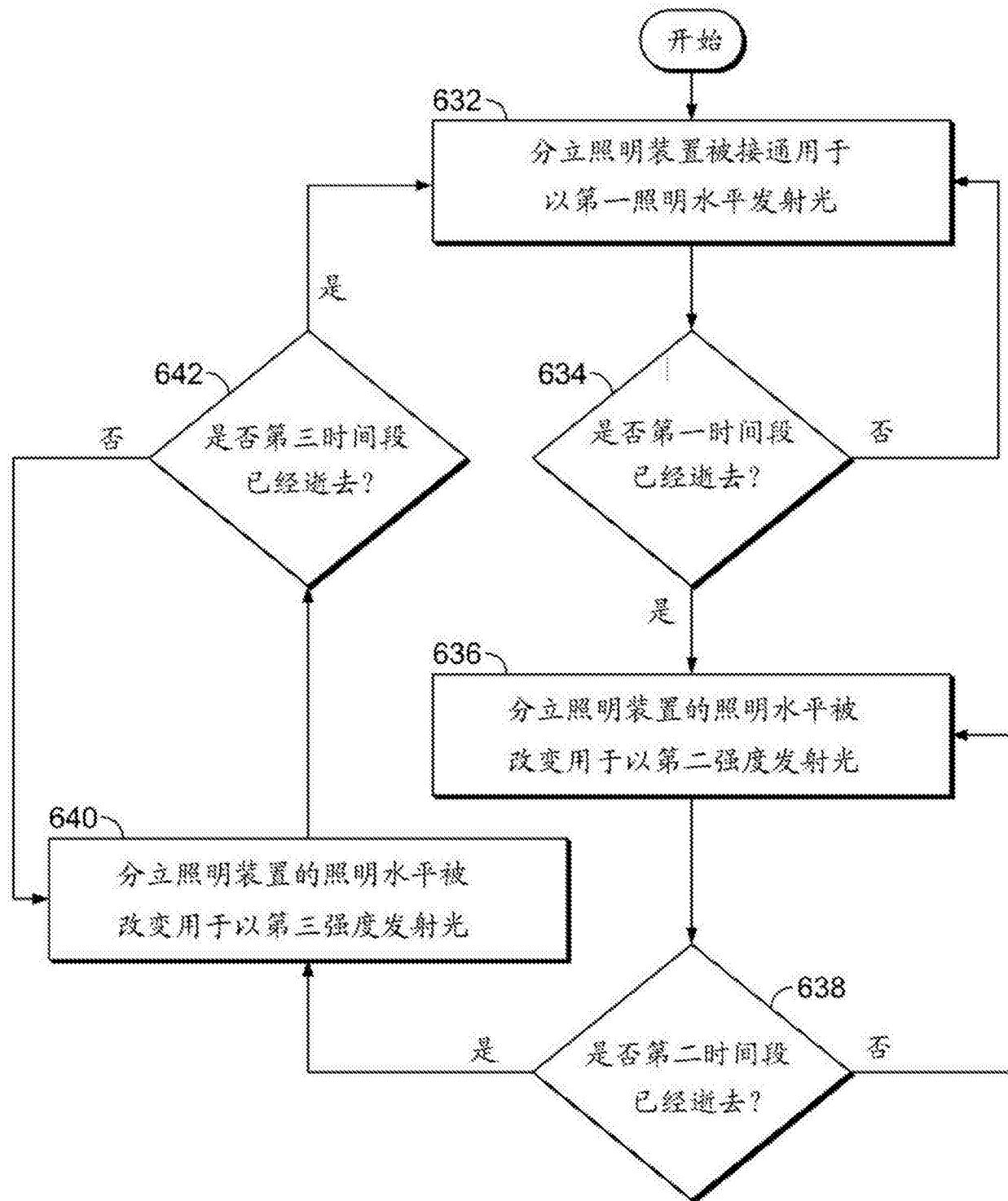


图 6C

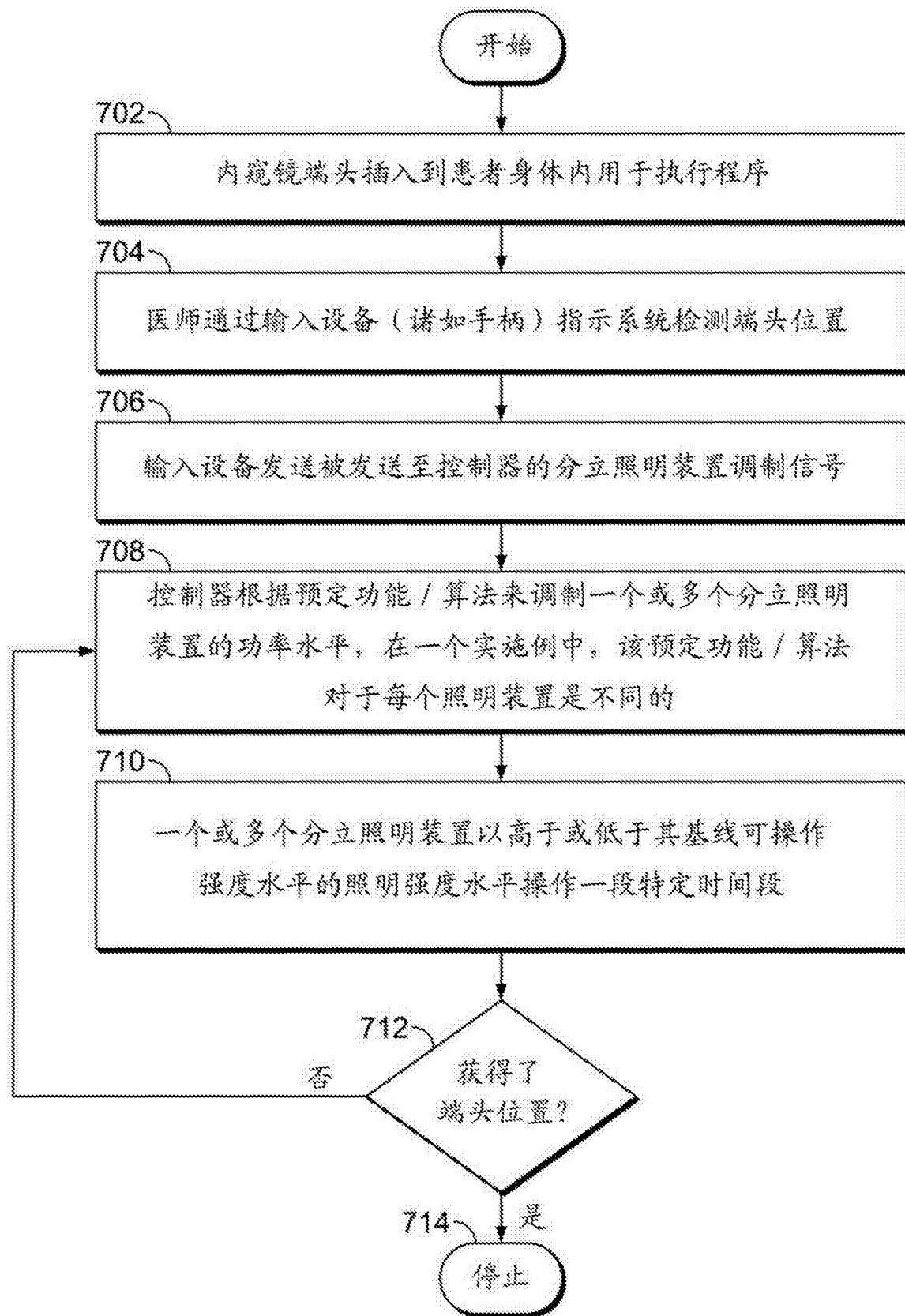


图 7

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="#">CN105358042A</a>	公开(公告)日	2016-02-24
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)	葛青		
优先权	61/822805 2013-05-13 US		
其他公开文献	CN105358042B		
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。

