



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103505174 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 15

(21) 申请号 201310246834. 6

(22) 申请日 2013. 06. 20

(30) 优先权数据

2012-138785 2012. 06. 20 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 森本美范 大桥永治 齐藤牧

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 孙纪泉

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

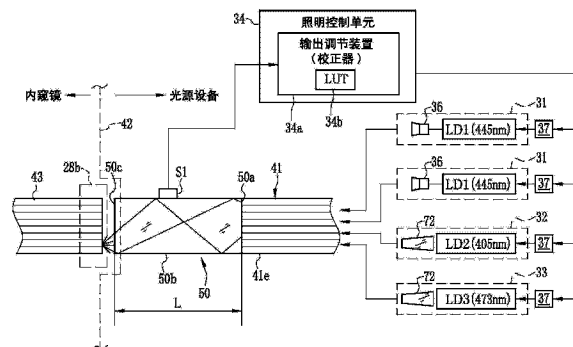
权利要求书2页 说明书19页 附图22页

(54) 发明名称

光源设备和内窥镜系统

(57) 摘要

本发明公开了一种光源设备和内窥镜系统。用于为内窥镜供应光的光源设备包括用于产生光的至少一个光源。透明光导棒包括入射端面、出射端面和反射界面，所述入射端面沿光轴方向设置在近端侧，用于接收光的进入，所述出射端面沿光轴方向设置在远端侧，用于使来自入射端面的光出射，所述反射界面形成在入射端面与出射端面之间，用于以内部的方式全反射光并用于沿光轴方向引导光。至少一个光传感器设置在反射界面上，用于测量光的光量。



1. 一种用于为内窥镜供应光的光源设备,包括:  
用于产生所述光的至少一个光源单元;  
透明光导棒,所述透明光导棒包括入射端面、出射端面和反射界面,所述入射端面沿光轴方向设置在近端侧,用于接收所述光的进入,所述出射端面沿所述光轴方向设置在远端侧,用于使来自所述入射端面的所述光出射,所述反射界面形成在所述入射端面与所述出射端面之间,用于以内部的方式全反射所述光并用于沿所述光轴方向引导所述光;和  
至少一个光传感器,所述至少一个光传感器设置在所述反射界面上,用于测量所述光的光量。
2. 根据权利要求1所述的光源设备,其中,所述光导棒包括用于在径向方向上调整来自所述出射端面的所述光的所述光量的光均化器。
3. 根据权利要求1所述的光源设备,还包括粘合剂,所述粘合剂具有高于所述光导棒的折射率,用于将所述光传感器粘附到所述反射界面。
4. 根据权利要求1所述的光源设备,其中,所述至少一个光源单元是多个光源单元;  
所述光源设备还包括集成装置,所述集成装置设置在所述光导棒的上游,用于使来自所述多个光源单元的所述光的光路对准在一起并将所述光引导到所述光导棒。
5. 根据权利要求4所述的光源设备,还包括:  
驱动器,所述驱动器用于通过供应电力驱动所述光源单元;和  
照明控制单元,所述照明控制单元与所述驱动器连接,在通过所述光传感器测量到的所述光量发生变化的情况下操作,用于通过调节所述电力抵消所述变化。
6. 根据权利要求4所述的光源设备,其中,所述多个光源单元包括第一光源单元和第二光源单元,所述第一光源单元的光的波长和所述第二光源单元的光的波长彼此不同。
7. 根据权利要求1-6中任一项所述的光源设备,其中,所述至少一个光传感器是多个光传感器。
8. 根据权利要求6所述的光源设备,其中,所述第一光源单元和所述第二光源单元中的至少一个产生用于特殊光成像的特殊光。
9. 根据权利要求6所述的光源设备,其中,所述第一光源单元和所述第二光源单元中的至少一个包括半导体发光装置。
10. 根据权利要求9所述的光源设备,其中,所述发光装置是激光二极管。
11. 根据权利要求6所述的光源设备,其中,所述第一光源单元包括:  
用于产生第一光的半导体发光装置;和  
荧光体,所述荧光体通过所述第一光的激发产生荧光,以发射通过将所述荧光添加到所述第一光的混合光。
12. 根据权利要求11所述的光源设备,其中,所述至少一个光传感器包括:  
第一光传感器,所述第一光传感器对所述第一光的第一波长带敏感;和  
第二光传感器,所述第二光传感器对不同于所述第一波长带并包含所述荧光的波长的第二波长带敏感。
13. 根据权利要求4-6中任一项所述的光源设备,其中,所述集成装置包括:  
多个输入光纤端,所述多个输入光纤端中的每一个由具有多个光纤的光纤束构成,用于接收来自所述多个光源单元中的一个的所述光;

输出光纤端,所述输出光纤端用于将所述光发射到所述光导棒;和  
路由部,所述路由部用于沿所述光轴方向将来自所述多个输入光纤端的所述光纤集成一个光纤束,以构成所述输出光纤端。

14. 根据权利要求 4-6 中任一项所述的光源设备,还包括光学耦合器,所述光学耦合器具有所述光导棒,并且所述集成装置被形成为在所述光导棒的上游延伸。

15. 根据权利要求 1-6 中任一项所述的光源设备,还包括:

插座连接器,所述插座连接器用于在所述出射端面的一侧上容纳所述光导棒的至少一部分,并且用于与所述内窥镜的近端连接器连接;和

监测单元,所述监测单元用于在通过所述光导棒施加来自所述光源的所述光时,利用所述光传感器监测所述反射界面上的反射光,并且用于通过评价所述反射光来检查所述插座连接器与所述近端连接器之间的连接是否正确。

16. 一种内窥镜系统,包括:

内窥镜;和

用于为所述内窥镜供应光的光源设备;

所述光源设备包括:

用于产生所述光的至少一个光源单元;

透明光导棒,所述透明光导棒包括入射端面、出射端面和反射界面,所述入射端面沿光轴方向设置在近端侧,用于接收所述光的进入,所述出射端面沿所述光轴方向设置在远端侧,用于使来自所述入射端面的所述光出射,所述反射界面形成在所述入射端面与所述出射端面之间,用于以内部的方式全反射所述光并用于沿所述光轴方向引导所述光;和

至少一个光传感器,所述至少一个光传感器设置在所述反射界面上,用于测量所述光的光量。

17. 根据权利要求 16 所述的内窥镜系统,其中,所述光导棒包括用于在径向方向上调整来自所述出射端面的所述光的所述光量的光均化器。

18. 根据权利要求 16 所述的内窥镜系统,还包括粘合剂,所述粘合剂具有高于所述光导棒的折射率,用于将所述光传感器粘附到所述反射界面。

19. 根据权利要求 16-18 中任一项所述的内窥镜系统,其中,所述至少一个光源单元是多个光源单元;

所述内窥镜系统还包括集成装置,所述集成装置设置在所述光导棒的上游,用于使来自所述多个光源单元的所述光的光路对准在一起并将所述光引导到所述光导棒。

## 光源设备和内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种光源设备和一种内窥镜系统。更具体地,本发明涉及一种光源设备和一种内窥镜系统,其中可以仅在光源设备内以简化的结构测量光量。

### 背景技术

[0002] 用于体腔的诊断的内窥镜系统广泛地用在医疗领域中。内窥镜系统包括内窥镜、光源设备和处理设备。内窥镜包括细长管和末端装置。细长管进入体腔中。末端装置设置在细长管的远端处,对体腔中的对象成像,并输出图像信号。光源设备为内窥镜供应用于照明的光。处理设备对由内窥镜输出的图像信号进行处理。在末端装置中形成有照明窗和成像窗。照明窗将光发射到对象。成像窗接收来自对象的对象光以进行成像。光导装置装入在细长管中,并具有其中多个光纤成束的纤维束。光导装置将由光源设备产生的光沿远端方向引导到末端装置中的照明窗。

[0003] JP-A 2011-183099 公开了光源设备中用于发射白色光的光源,例如氙气灯和卤素灯。白色光由聚光透镜会聚,并被供应给光源设备中的内窥镜。JP-A 2011-183099 中的光源设备包括分色滤光器和用于光测量的光传感器。分色滤光器将来自光源的白色光分离成 B(蓝色)成分、G(绿色)成分和 R(红色)成分。光传感器测量光的 B 成分、G 成分和 R 成分的光量。来自光传感器的光量在处理设备中用于图像信号的输出调节(校正)和增益调节以便校正图像的色彩平衡。

[0004] 在 JP-A 2011-183099 的光源设备中,不需要使用用于光测量的光传感器的内窥镜,这是因为光传感器被内置。仅在光源设备中执行输出调节而不需要与内窥镜连接。

[0005] JP-A 2011-183099 的光源设备包括设置在从光源到聚光透镜的光路内的分束器。由光源发射的光的一部分被分束器引导到用于光测量的光传感器。此外,公开的结构变形例将光传感器设置在光路内,而不需要使用用于测量光量的分束器。

[0006] 此外,JP-A 2011-041758 公开了一种其中代替氙气灯或卤素灯的半导体的发光装置(例如,激光二极管(LD)和发光二极管(LED))用作光源的光源设备。光源设备包括多个发光装置和棒形透镜。发光装置发射彼此不同波长的光。棒形透镜混合由发光装置产生的光,并为内窥镜供应所述光。

[0007] 然而,JP-A 2011-183099 的分束器是仅用于将光引导到用于光测量的光传感器的部件。将诸如分束器的专用部件添加到光传感器会导致增加部件的总数,从而增加制造成本并且增加部件的设置空间的问题。

[0008] 在 JP-A 2011-183099 中,提出了将用于光测量的光传感器设置在光路中而不使用分束器。然而,出现的问题在于在图像中可能会产生晕映,这是因为光路中的光传感器可能会阻挡对象光。在 JP-A 2011-183099 或 JP-A2011-041758 中没有公开这种问题的解决方案。

### 发明内容

[0009] 考虑到上述问题,本发明的目的是提供一种光源设备和内窥镜系统,其中可以仅在光源设备内以简化的结构测量光量。

[0010] 为了实现本发明的以上及其它目的和优点,用于为内窥镜供应光的光源设备包括用于产生光的至少一个光源单元。透明光导棒包括入射端面、出射端面和反射界面,所述入射端面沿光轴方向设置在近端侧,用于接收光的进入,所述出射端面沿光轴方向设置在远端侧,用于使来自入射端面的光出射,所述反射界面形成在入射端面与出射端面之间,用于以内部的方式全反射光并用于沿光轴方向引导光。至少一个光传感器设置在反射界面上,用于测量光的光量。

[0011] 光导棒包括用于在径向方向上调整来自出射端面的光的光量的光均化器。

[0012] 此外,粘合剂具有高于光导棒的折射率,用于将光传感器粘附到反射界面。

[0013] 至少一个光源单元是多个光源单元。此外,集成装置设置在光导棒的上游,用于使来自多个光源单元的光的光路对准在一起并将光引导到光导棒。

[0014] 此外,驱动器通过供应电力驱动光源单元。照明控制单元与驱动器连接,在通过光传感器测量到的光量发生变化的情况下操作,用于通过调节电力抵消所述变化。

[0015] 多个光源单元包括第一光源单元和第二光源单元,第一光源单元的光的波长和第二光源单元的光的波长彼此不同。

[0016] 至少一个光传感器是多个光传感器。

[0017] 第一光源单元和第二光源单元中的至少一个产生用于特殊光成像的特殊光。

[0018] 第一光源单元和第二光源单元中的至少一个包括半导体发光装置。

[0019] 发光装置是激光二极管。

[0020] 第一光源单元包括用于产生第一光的半导体发光装置。荧光体通过第一光的激发产生荧光,以发射通过将荧光添加到第一光的混合光。

[0021] 至少一个光传感器包括对第一光的第一波长带敏感的第一光传感器。第二光传感器对不同于第一波长带并包含荧光的波长的第二波长带敏感。

[0022] 集成装置包括多个输入光纤端,所述多个输入光纤端中的每一个由具有多个光纤的光纤束构成,用于接收来自多个光源单元中的一个的光。输出光纤端将光发射到光导棒。路由部沿光轴方向将来自多个输入光纤端的光纤集成为一个光纤束,以构成输出光纤端。

[0023] 在另一个优选实施例中,此外,光学耦合器具有光导棒,并且集成装置被形成为在光导棒的上游延伸。

[0024] 此外,插座连接器在出射端面的一侧上容纳光导棒的至少一部分,并且用于与内窥镜的近端连接器连接。监测单元在通过光导棒施加来自光源的光时,利用光传感器监测反射界面上的反射光,并且通过评价反射光检查插座连接器与近端连接器之间的连接是否正确。

[0025] 此外,提供了一种包括内窥镜和用于为内窥镜供应光的光源设备的内窥镜系统。光源设备包括用于产生光的至少一个光源单元。透明光导棒包括入射端面、出射端面和反射界面,所述入射端面沿光轴方向设置在近端侧,用于接收光的进入,所述出射端面沿光轴方向设置在远端侧,用于使来自入射端面的光出射,所述反射界面形成在入射端面与出射端面之间,用于以内部的方式全反射光并用于沿光轴方向引导光。至少一个光传感器设置在反射界面上,用于测量光的光量。

[0026] 因此,由于光传感器适当地设置在管状形状上,因此可以仅以简单的结构在光源设备内测量光量。

#### 附图说明

[0027] 本发明的以上目的和优点当结合附图阅读时将从以下详细说明变得更加清楚,其中:

[0028] 图 1 是显示内窥镜系统的立体图;

[0029] 图 2 是显示内窥镜的末端装置的前视图;

[0030] 图 3 是示意性地显示内窥镜系统的方框图;

[0031] 图 4 是显示光的光谱分布的图;

[0032] 图 5 是显示血红蛋白的吸收光谱的图;

[0033] 图 6 是显示组织的散射系数的图;

[0034] 图 7 是显示色彩微滤光器的光谱分布的图;

[0035] 图 8A 是显示通过光进行照射和成像的时序图;

[0036] 图 8B 是显示在血管强调模式中的照射和成像的时序图;

[0037] 图 8C 是显示在氧饱和监视模式中的照射和成像的时序图;

[0038] 图 9A 是显示在正常成像模式中的图像处理的流程图;

[0039] 图 9B 是显示在血管强调模式中的图像处理的流程图;

[0040] 图 9C 是显示在氧饱和监视模式中的图像处理的流程图;

[0041] 图 10 是显示光学路由装置和光源单元的立体图;

[0042] 图 11 是显示光纤的布置的截面说明图;

[0043] 图 12 是显示用于光测量的光传感器和输出调节装置的截面说明图;

[0044] 图 13 是显示光传感器的安装的截面说明图;

[0045] 图 14 是显示 LUT 中的信息的表;

[0046] 图 15 是显示第一光源单元的立体图;

[0047] 图 16 是显示第一光源单元的发散角校正器的截面说明图;

[0048] 图 17 是显示第二光源单元的立体图;

[0049] 图 18 是显示第二光源单元的发散角校正器的截面说明图;

[0050] 图 19 是显示输出调节(校正)的流程图;

[0051] 图 20 是显示具有用于光测量的多个光传感器的另一个优选光源设备的立体图;

[0052] 图 21 是显示用于光测量的光传感器和输出调节装置的截面说明图;

[0053] 图 22 是显示光传感器 S2 的光谱灵敏度的图;

[0054] 图 23 是显示光传感器 S3 的光谱灵敏度的图;

[0055] 图 24 是显示输出调节的流程图;

[0056] 图 25 是显示具有监视单元和存在传感器的又一个优选的光源设备的截面说明图;

[0057] 图 26 是显示连接器的正确安装条件的截面说明图;

[0058] 图 27 是显示不正确安装条件的截面说明图;

[0059] 图 28 是显示测试安装条件的功能的流程图;以及

[0060] 图 29 是显示另一个优选的光均化器和与光均化器一起形成的光学路由装置的截面说明图。

### 具体实施方式

[0061] 在图 1 中,内窥镜系统 10 包括内窥镜 11、处理设备 12、光源设备 13 和监视显示面板 14。内窥镜 11 对体腔内的对象成像,并产生图像信号。处理设备 12 根据图像信号产生对象图像。光源设备 13 为内窥镜 11 供应用于给对象照明的光。显示面板 14 显示图像。操作台单元 15 是处理设备 12 的用户界面并包括诸如键盘、鼠标等的各种元件。

[0062] 内窥镜系统 10 可在正常成像模式(彩色图像模式)和特殊成像模式中操作。在正常成像模式中,通过白色光对感兴趣对象进行成像。在特殊成像模式中,特殊光用于对感兴趣区中的血管进行成像。在特殊成像模式中,识别血管的图案或氧饱和度水平以诊断在良性状态与恶性状态之中的肿瘤。特殊光的示例是具有高波段的窄带光,因为在血液血红蛋白中具有高吸收率。特殊成像模式的示例包括血管强调模式和氧饱和度监测模式。在血管强调模式中,输出和显示血管被强调的血管强调图像。在氧饱和度监测模式中,输出和显示血液血红蛋白的氧饱和度水平(SO<sub>2</sub>水平)的特殊图像。

[0063] 内窥镜 11 包括细长管 16、手柄 17 和通用电缆 18。细长管 16 进入身体的胃肠道中。手柄 17 设置在细长管 16 的近端上。通用电缆 18 在手柄 17 与处理设备 12 和光源设备 13 之间延伸用于进行连接。

[0064] 细长管 16 包括沿近端方向布置的末端装置 19、转向装置 20 和柔性管装置 21。在图 2 中,末端装置 19 的远端表面具有照明窗 22、成像窗 23、用于空气和水的流体供应喷嘴 24 的喷嘴喷口和远端器械开口 25。照明窗 22 将光施加到体腔中的对象。成像窗 23 接收由对象反射的光。流体供应喷嘴 24 喷射空气和/或水以用于清洁成像窗 23。远端器械开口 25 使诸如钳子、电灸装置等的医疗器械突出。成像单元 44 与用于成像的透镜系统一起设置在成像窗 23 的后面。参见图 3。

[0065] 转向装置 20 包括彼此串联连接的多个连杆元件。转向轮 26 安装在手柄 17 上,并且旋转以使转向装置 20 上下左右转向。医生或操作者根据需要弯曲转向装置 20 以便引导末端装置 19。柔性管装置 21 是柔性的以平滑地进入诸如食道、肠道等的弯曲形式的体腔中。细长管 16 包括图 3 的通讯线路和光导装置 43。通讯线路发送用于驱动成像单元 44 的驱动信号和由成像单元 44 输出的图像信号。光导装置 43 将由光源设备 13 供应的光引导到照明窗 22。

[0066] 近端器械开口 27 形成在手柄 17 中用于使医疗器械进入。此外,手柄 17 具有转向轮 26、流体供应钮、记录钮等。流体供应钮可压下以用于水和/或空气的供应。记录钮可压下以用于记录静止图像。

[0067] 通用电缆 18 具有从细长管 16 延伸的通讯线路、光导装置 43 等。近端连接器 28 在处理设备 12 和光源设备 13 的一侧安装在通用电缆 18 的近端上。近端连接器 28 为组合形式并包括用于通信的第一连接插头 28a 和用于照明的第二连接插头 28b。通讯线路的端部容纳在与处理设备 12 以可拆卸的方式连接的第一连接插头 28a 中。光导装置 43 的入射端容纳在与光源设备 13 以可拆卸的方式连接的第二连接插头 28b 中。

[0068] 在图 3 中,光源设备 13 包括第一光源单元 31 或模块、第二光源单元 32 或模块、第

三光源单元 33 或模块和照明控制单元 34。光源单元 31-33 发射彼此之间不同波长的光。照明控制单元 34 控制光源单元 31-33。照明控制单元 34 控制光源设备 13 中的元件的驱动和同步的顺序。

[0069] 光源单元 31-33 具有用于发射预定波长的窄带光的激光二极管 LD1-LD3。在图 4 中,激光二极管 LD1 在蓝色范围内在 440nm 加上或减去 10nm 的有限波带中发射具有 445nm 的中心波长的窄带光 N1。激光二极管 LD2 在蓝色范围内在 410nm 加上或减去 10nm 的有限波带中发射具有 405nm 的中心波长的窄带光 N2。激光二极管 LD3 在蓝色范围内在 470nm 加上或减去 10nm 的有限波带中发射具有 473nm 的中心波长的窄带光 N3。激光二极管 LD1-LD3 的可用示例为 InGaN 型、InGaNA s 型、GaNA s 型等。优选类型的激光二极管 LD1-LD3 是条带宽度(波导的宽度)较大的用于高输出结构的宽区域类型。

[0070] 第一光源单元 31 发射白色光用于正常成像。荧光体 36 与激光二极管 LD1 结合设置在第一光源单元 31 中。在图 4 中,荧光体 36 通过由激光二极管 LD1 发射的蓝色范围内的 445nm 的窄带光 N1 被激发,并发射在从绿色到红色的波长带中的荧光 FL。荧光体 36 部分地吸收窄带光 N1 以发射荧光 FL,并使剩余的窄带光 N1 通过。窄带光 N1 的透过成分被荧光体 36 扩散。透射成分与荧光 FL 混合以获得白色光。荧光体 36 的示例是 YAG 型、BAM 型(BgMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub> 型)等。第一光源单元 31 的数量是两个以用于获得白色光的大光量。

[0071] 第二光源单元 32 进行照射以用于血管强调的目的。在图 5 中,显示了血液血红蛋白的吸收光谱。血液中的吸收系数  $\mu_a$  与波长具有相关性,在 450nm 以下的波长带中急剧上升,并在接近 405nm 的波长处达到第一峰值。此外,吸收系数在 530nm-560nm 的波长处达到低于第一峰值的第二峰值。当具有高吸收系数  $\mu_a$  的波长的光被施加到感兴趣对象时,由于在血管中的典型的高吸收性,因此可以形成在血管与其它组织之间具有清楚的高反差图像。

[0072] 在图 6 中,组织对光的散射特性与波长具有相关性。散射系数  $\mu_s$  根据波长的缩短而增加。散射影响光在身体的组织内的穿透深度。根据散射的高度,在组织的粘膜的表面附近反射的光增加,并且到达中等深层或深层的光减小。因此,穿透深度根据波长的减小而减小,而根据波长的增加而增加。考虑血红蛋白的吸收和组织对光的散射特性选择用于血管强调的光的波长。

[0073] 由第二光源单元 32 发射的 405nm 的窄带光 N2 具有小的穿透深度,并且由于在表层血管中的高吸收性而用于强调表层血管(surface vessels)。可以通过利用窄带光 N2 通过显示图像上的高反差对表层血管进行成像。此外,由第一光源单元 31 发射的白色光中的绿色成分用于强调深层血管和中等深层血管。在图 5 的吸收光谱中,吸收系数在 530nm-560nm 的绿色区域中的变化比在 450nm 或更低的蓝色区域中的变化更加渐进缓和。用于深层血管和中等深层血管的光的波带作为蓝色光的波带而不需要如此窄。如随后所述,使用由成像单元 44 中的绿色微滤色器从白色分离的绿色成分。

[0074] 第三光源单元 33 用于氧饱和度监测。在图 5 中,吸收光谱 Hb 对应于没有与氧结合的脱氧血红蛋白。吸收光谱 HbO<sub>2</sub> 对应于与氧结合的氧化血红蛋白。脱氧血红蛋白和氧化血红蛋白具有彼此不同的吸收特性。除了相等吸收系数  $\mu_a$  的等吸光点(光谱 Hb 与 HbO<sub>2</sub> 之间的交点)之外,吸收系数  $\mu_a$  存在差值。由于吸收系数  $\mu_a$  的差值,即使在施加相等强度和相等波长时当氧饱和度水平改变时反射率也改变。在氧饱和度监测模式中,在吸

收系数  $\mu_a$  存在差值的情况下,由 473nm 波长的第三光源单元 33 发射的窄带光 N3 用于测量氧饱和度水平。

[0075] 驱动器 37 由照明控制单元 34 控制以打开和关闭激光二极管 LD1-LD3 并控制其光量。为此,照明控制单元 34 产生驱动激光二极管 LD1-LD3 的驱动脉冲。驱动脉冲的占空因子根据 PWM(脉宽调制)控制以改变驱动电流。要注意的是代替 PWM 控制,用于激光二极管 LD1-LD3 的驱动电流(或电力)的控制可以是改变幅度的 PAM(脉冲幅度调制)控制。

[0076] 照明控制单元 34 执行如随后所述的光源单元 31-33 的输出调节(校正)。在激光二极管 LD1-LD3 中,根据随时间或环境条件的退化改变用于获得预定光量的驱动电流。用于光测量的光传感器 S1 设置在光源设备 13 中用于测量光源单元 31-33 的光量。照明控制单元 34 根据由光传感器 S1 输出的光量信号调节激光二极管 LD1-LD3 的驱动电流。

[0077] 用于引导光的光学路由装置 41(集成装置)设置在光源单元 31-33 的下游。光学路由装置 41 使来自光源单元 31-33 的光路在一个方向上对准。当内窥镜 11 的光导装置 43 的入射端为单个时,来自光源单元 31-33 的光路由光学路由装置 41 对准以用于将来自所述光源单元 31-33 的光供应到内窥镜 11。光学路由装置 41 具有四个输入光纤端 41a、41b、41c 和 41d(分支波导)、路由部 49 和输出光纤端 41e(端部波导)。

[0078] 第一光源单元 31 与光学路由装置 41 的输入光纤端 41a 和 41b 相对。第二光源单元 32 和第三光源单元 33 分别与光学路由装置 41 的输入光纤端 41c 和 41d 相对。

[0079] 插座连接器 42 或配合连接器被设置成与内窥镜 11 的第二连接插头 28b 连接。光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 靠近插座连接器 42 定位。光均化器 50 设置在输出光纤端 41e 的下游。来自光源单元 31-33 的光在进入光学路由装置 41 时通过光均化器 50 并被供应给内窥镜 11 的设置在第二连接插头 28b 中的光导装置 43。

[0080] 除了光导装置 43 和成像单元 44 之外,内窥镜 11 还包括模拟处理单元 45(AFE) 和成像控制单元 46。光导装置 43 是包括成束在一起的多个光纤的光纤束。当近端连接器 28 以连接的方式连接到光源设备 13 时,光导装置 43 的入射端面与光均化器 50 的出射端面相对。光导装置 43 的出射端面在照明窗 22 上游被分支成两个部分,用于将光引导到照明窗 22 两者。

[0081] 照明透镜 48 设置在照明窗 22 的后面。由光源设备 13 产生的光通过光导装置 43 被引导到照明透镜 48,并且通过照明窗 22 朝向感兴趣区发射。照明透镜 48 的示例是增加由光导装置 43 输出的光的发散角的凹透镜。可以以放大的方式将光施加到感兴趣区。

[0082] 物镜系统 51 和成像单元 44 设置在成像窗 23 的后面。由对象反射的对象光通过成像窗 23 入射在透镜系统 51 上。成像表面 44a 设置在成像单元 44 上,其中光通过透镜系统 51 被会聚。

[0083] 成像单元 44 是 CCD 或 CMOS 图像传感器。成像表面 44a 具有诸如以多个阵列布置的光电二极管的多个光电元件。成像单元 44 对由成像表面 44a 接收到的光进行光电转换,并根据在各个像素处接收到的光的光量存储信号电荷。信号电荷通过放大器被转换成电压信号,并被读取。电压信号是由成像单元 44 输出给模拟处理单元 45 的图像信号。

[0084] 成像单元 44 是全色型。由 B、G 和 R 三色形成的微滤色器设置在成像表面 44a 上,并分别被赋予像素。在图 7 中,显示了微滤色器的光谱分布。由第一光源单元 31 发射的白色光被微滤色器分离成 B、G 和 R 光成分。微滤色器的布置的示例是拜耳布置。

[0085] 在图 8A、8B 和 8C 中,成像单元 44 在正常操作模式中执行存储和读取,并且在存储时在一个帧的采集的时间段内存储信号电荷,并在读取时读取存储的信号电荷。在图 8A 中,激光二极管 LD1 在正常操作模式中根据存储的顺序被打开。从窄带光 N1 和荧光 FL 获得的白色光被施加到感兴趣对象。来自对象的反射光通过成像单元 44 接收。在成像单元 44 中,白色色彩在色彩分离时通过微滤色器被分离。对应于窄带光 N1 的反射光通过 B 像素接收。荧光 FL 中的 G 成分通过 G 像素接收。荧光 FL 中的 R 成分通过 R 像素接收。成像单元 44 根据读取的顺序、根据具有 B、G 和 R 像素的像素值的帧频顺序地输出一个帧的图像信号 B、G 和 R。成像的操作在正常成像模式期间被重复。

[0086] 在血管强调模式中,除了第一光源单元 31 之外,第二光源单元 32 根据存储的顺序被打开,如图 8B 所示。当第一光源单元 31 打开时,窄带光 N1 和荧光 FL 的组合的白色光 (N1+FL) 以类似于正常成像模式的方式被施加到感兴趣对象。当第二光源单元 32 被打开时,窄带光 N2 和白色光 (N1+FL) 被施加到感兴趣对象。

[0087] 在添加白色光和窄带光 N2 之后的光以类似于正常成像模式的方式在成像单元 44 中被 B、G 和 R 微滤色器分离。除了窄带光 N1 之外,成像单元 44 中的 B 像素还接收窄带光 N2。G 像素接收荧光 FL 中的 G 成分。R 像素接收荧光 FL 中的 R 成分。在血管强调模式中,成像单元 44 根据读取的顺序中的帧频顺序输出图像信号 B、G 和 R。成像的这些步骤在血管强调模式期间被重复。

[0088] 在氧饱和度监测模式中,第一光源单元 31 根据如图 8C 所示的存储的顺序被打开。响应地,白色光 (N1+FL) 以类似于正常成像模式的方式被施加到感兴趣对象。在第二帧中,第一光源单元 31 关闭。第三光源单元 33 打开以将窄带光 N3 施加到感兴趣对象。此外,在氧饱和度监测模式中,成像单元 44 根据读取的顺序中的帧频输出图像信号 B、G 和 R。

[0089] 在氧饱和度监测模式中,白色光 (N1+FL) 和窄带光 N3 以不同于正常成像模式和血管强调模式的方式被交替使用以用于发射。对应于白色光的图像信号 B、G 和 R 在第一帧处被输出。对应于窄带光 N3 的图像信号 B、G 和 R 在第二帧处被输出。对于帧中的每一个来说,基于图像信号 B、G 和 R 的信息与照明光一致性变化。这种成像顺序在血管强调模式中被重复。

[0090] 在图 3 中,模拟处理单元 45 包括相关双采样电路 (CDS)、自动增益控制装置 (AGC) 和 A/D 转换器 (所有都未示出)。相关双采样电路在相关双采样中处理来自成像单元 44 的模拟形式的图像信号,并消除由于重置信号电荷产生的电噪声。自动增益控制装置放大在相关双采样电路中消除噪声之后的图像信号。A/D 转换器将来自自动增益控制装置的放大图像信号转换成预定位数的灰度等级的数字图像信号。数字图像信号被输入到处理设备 12。

[0091] 控制器 56 装入在处理设备 12 中。成像控制单元 46 与控制器 56 连接,与来自控制器 56 的基础时钟信号同步,并将驱动信号输出到成像单元 44。成像单元 44 根据来自成像控制单元 46 的驱动信号以预定帧频将图像信号输出到模拟处理单元 45。

[0092] 除了控制器 56 之外,处理设备 12 还包括数字信号处理器 57 (DSP)、图像处理单元 58、帧存储器 59 和显示控制单元 60。控制器 56 具有 ROM、RAM 等。ROM 存储控制程序和控制所需的各种数据。RAM 是用于装载控制程序的工作存储器。CPU 运行控制程序以控制处理设备 12 的各种元件。

[0093] 数字信号处理器 57 接收来自成像单元 44 的图像信号。数字信号处理器 57 将所述图像信号分离成图像信号 B、G 和 R，并以像素内插法处理这些图像信号。此外，数字信号处理器 57 在诸如白平衡校正的信号处理中处理图像信号 B、G 和 R。

[0094] 数字信号处理器 57 根据图像信号 B、G 和 R 确定曝光量，并且使控制器 56 将曝光控制信号发送给光源设备 13 以在图像的亮度太低的情况下增加光量而在图像的亮度太高的情况下减小光量。光源设备 13 根据曝光控制信号控制光源单元 31-33 的光量。

[0095] 帧存储器 59 存储由数字信号处理器 57 输出的图像数据和由图像处理单元 58 处理的图像数据。显示控制单元 60 从帧存储器 59 读取处理的图像数据，将该图像数据转换成诸如合成信号和分量信号的视频信号，并将所述视频信号输出给显示面板 14。

[0096] 在图 9A 中，图像处理单元 58 在正常操作模式中在数字信号处理器 57 中在分色之后根据图像信号 B、G 和 R 产生用于正常成像的图像。图像被显示在显示面板 14 上。图像处理单元 58 在帧存储器 59 中的图像信号 B、G 和 R 被更新的每一次更新图像。

[0097] 在图 9B 中，图像处理单元 58 在血管强调模式中根据图像信号 B、G 和 R 产生用于血管强调的图像。图像信号 B 在血管强调模式中具有白色光中的 B 成分的信息（荧光 FL 的一部分和窄带光 N1）和窄带光 N2 的信息。因此，表层血管以高对比度被成像。已知的是在肿瘤或其它病变中具有血管的特征图案，例如，表层血管的密度在病变中高于正常组织中密度。因此，优选的是在血管强调模式中对表层血管进行清楚地成像以便诊断肿瘤等的良性状态和恶性状态。

[0098] 为了强调表层血管，根据图像信号 B 检测表层血管的区域，并且对表层血管的区域进行处理以用于诸如边缘强调的图像处理。处理后的图像信号 B 与由图像信号 B、G 和 R 产生的全色图像组合在一起。因此，表层血管被可靠地强调。可以在血管强调中类似地处理中等深层血管和深层血管的图像的区域。为此，从显著含有中等深层血管和深层血管的区域的图像的图像信号 G 提取所述中等深层血管和所述深层血管的区域。提取的区域被处理以用于边缘强调。边缘强调之后的图像信号 G 与由图像信号 B、G 和 R 产生的全色图像组合在一起。

[0099] 由于 B、G 和 R 图像信号，感兴趣对象的血管强调图像是类似于常规图像的彩色图像。然而，在血管强调模式中图像信号 B 的蓝色密度高于在正常操作模式中图像信号 B 的蓝色密度。在血管强调中可以通过色彩平衡校正血管强调图像以接近正常成像模式的常规图像的血管增强图像。图像处理单元 58 在帧存储器 59 中的 B、G 和 R 图像信号被更新的每一次产生血管增强图像。

[0100] 可以使用在血管强调中产生显示图像的其它方法。例如，感兴趣对象可以以伪色表示来显示。图像仅由图像信号 B 和 G 产生而不使用图像信号 R，以便将图像信号 B 分配给显示面板 14 的 B 和 G 通道，并将与图像信号 G 相关联的信号分配给显示面板 14 的 R 通道。

[0101] 在图 9C 中，图像处理单元 58 在氧饱和度监测模式中处理通过利用白色光获得的图像信号 G1 和 R1 和通过利用窄带光 N3 获得的图像信号 B2，用于获得氧饱和度水平。除了氧饱和度水平之外，图像信号 B2 的像素值还包括血液量或密度的信息。为了较高精度，需要从像素信号 B2 的像素值分离血液量的信息。图像处理单元 58 在与血液量高度相关的图像信号 B 和 R 之间进行算术操作，并从氧饱和度水平分离血液量的信息。

[0102] 具体地，图像处理单元 58 参照在相同点处的图像信号 B2、G1 和 R1 的像素值，并获

得图像信号 B2 的像素值与图像信号 G1 的像素值的比值 B/G, 和图像信号 R1 的像素值与图像信号 G1 的像素值的比值 R/G。图像信号 G1 用作用于标准化图像信号 B2 和 R1 的像素值的、感兴趣对象的亮度水平的参考信号。然后, 根据比值 B/G 与 R/G、氧饱和度水平和血液量之间的相关性的初始制定表确定清除血液量的信息之后的氧饱和度水平。在色彩转换中根据氧饱和度水平的确定值确定基于图像信号 B2、G1 和 R1 的全色图像, 使得产生用于氧饱和度和监测模式的图像。

[0103] 在图 10 中, 光源设备 13 中的光学路由装置是通过以类似于内窥镜 11 的光导装置 43 的方式使多个光纤成束获得的光纤束。所有光纤在光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 处被会聚, 但是在中间路由部 49 处被分成四组。输入光纤端 41a-41d 通过使每一组的光纤成束而形成。

[0104] 通过分别改变成束光纤的数量, 输入光纤端 41a 和 41b 的直径 D1 不同于输入光纤端 41c 和 41d 的直径 D2。直径 D1 大于直径 D2。这是因为与没有荧光体 36 的第二光源单元 32 和第三光源单元 33 相比第一光源单元 31 具有荧光体 36。与输入光纤端 41a 和 41b 相关联的第一光源单元 31 的光通量的光束直径大于与输入光纤端 41c 和 41d 相关联的第二光源单元 32 和第三光源单元 33 的光通量的光束直径。此外, 所述不同的再一个理由在于发射用于正常成像的白色光的第一光源单元 31 应该被构造成用于比用于特殊光成像的第二光源单元 32 和第三光源单元 33 更高的光量。

[0105] 具体地, 内窥镜 11 的光导装置 43 的直径大约为 2mm。光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 的直径也大约为 2mm。输入光纤端 41a 和 41b 的直径 D1 大约为 1.0mm-1.4mm。输入光纤端 41c 和 41d 的直径 D2 大约为 0.5mm-0.8mm。

[0106] 光均化器 50 设置在光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 处。光均化器 50 均匀地调整来自光源单元 31-33 的多个色彩的光的分布。

[0107] 光均化器 50 为沿光轴方向的圆柱形形状的光导棒, 并且由石英玻璃或其它透明材料形成。光均化器 50 包括入射端面 50a、出射端面 50c 和反射界面 50b 或周边表面。入射端面 50a 接收从光学路由装置 41 出射的光。出射端面 50c 发射透射光。反射界面 50b 沿光轴方向从入射端面 50a 管状地延伸到出射端面 50c。光均化器 50 沿光轴方向传播入射光, 同时光通过限定在光均化器 50 与空气之间的反射界面 50b 以全反射的方式被内反射。

[0108] 在光均化器 50 中, 入射在反射界面 50b 上的光的光线在入射角大于临界角的条件下以全反射的方式被内反射, 这是因为光线通过界面、从具有高折射率的介质 (光均化器 50) 传播到具有低折射率的介质 (空气)。光线在光均化器 50 中以全反射的方式被重复反射, 以沿光轴方向传播。

[0109] 光均化器 50 的入射端面 50a 的直径与光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 的直径近似相等。出射端面 50c 的直径等于内窥镜 11 的光导装置 43 的入射端。光均化器 50 的入射端面 50a 和光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 以一体式形式相互热焊接。出射端面 50c 设置在插座连接器 42 中或靠近插座连接器 42 设置, 并且当内窥镜 11 的第二连接插头 28b 与插座连接器 42 连接时变得与光导装置 43 的入射端相对。

[0110] 在图 11 中, 分别定位在输出光纤端 41e 中的由虚线表示的区域 a、b、c 和 d 中的光纤被分配给输入光纤端 41a-41d 的光路。用于输入光纤端 41a-41d 的光纤在输出光纤端 41e 处局部不均匀地被分布。通过输入光纤端 41a-41d 入射的光沿光纤中的每一个传播。在相

邻光纤之间没有光透射。由第一光源单元 31 产生的白色光通过区域 a 和 b 从输出光纤端 41e 出射。由第二光源单元 32 产生的窄带光 N2 通过区域 c 出射。由第三光源单元 33 产生的窄带光 N3 通过区域 d 出射。简而言之,多种颜色的光在不同的区域被不均匀地分布。因此,多种颜色的光的光量的分布在从输出光纤端 41e 出射的光束的横截面中是不均匀的。

[0111] 在图 12 中,光均化器 50 通过反射界面 50b 以全反射方式传播入射光。光的入射位置和出射位置在垂直于光轴方向的截面中被改变。这意味着在光均化器 50 中以全反射方式传播期间光的位置沿径向方向变化。位置的变化在径向方向上有效地调整从光均化器 50 的出射端面 50c 出射的光的光量,这是因为输出光纤端 41e 处的多种颜色的光的不均匀性被消除。内反射的数量根据光均化器 50 在光轴方向上的长度 L 的增加而增加,使得由于位置的变化而导致光的散射显著有效。

[0112] 对于来自光源单元 31-33 的多种颜色的光发生光的散射,使得多种颜色的光量的分布被调整。具有均匀性的光入射在光导装置 43 上。光通过内窥镜 11 的照明窗通过光导装置 43 朝向感兴趣对象被发射以用于照明。在对象的被光照射的区域中没有发生光量的不均匀性。

[0113] 用于光测量的光传感器 S1 设置在光均化器 50 的反射界面 50b 上。光传感器 S1 的示例是用于根据接收的光输出电信号的光电二极管或其它光电转换元件。光传感器 S1 根据接收到的光的量将光量信号发送给照明控制单元 34。

[0114] 在图 13 中,粘合剂 55 用于将用于光测量的光传感器 S1 粘附到反射界面 50b 或周边表面,并具有高于用于光均化器 50 的材料的折射率。多个光成分入射在光均化器 50 的反射界面 50b 上。入射在光传感器 S1 的点上或粘合剂 55 处的光成分中的第一成分没有被反射界面 50b 以全反射方式反射,这是因为粘合剂 55 的折射率高于光均化器 50 的折射率。第一成分通过反射界面 50b 并入射在光传感器 S1 上。光成分中的入射在偏离光传感器 S1 (粘合剂 55) 的点上的第二成分在入射角大于临界角的状态下被反射界面 50b 以全反射方式反射。这是因为空气的折射率低于光均化器 50 的折射率。第二成分沿光轴方向传播。

[0115] 用于光测量的光传感器 S1 对所有波长敏感,即对由第一光源单元 31 发射的白色光(窄带光 N1 和荧光 FL 的混合物)和来自第二光源单元 32 和第三光源单元 33 的窄带光 N2 和 N3 敏感。可以仅通过使用光传感器 S1 测量光源单元 31-33 的光量。

[0116] 在图 12 中,输出调节装置 34a (校正器) 装入在照明控制单元 34 中用于调节光源单元 31-33 的输出。光源单元 31-33 中的激光二极管 LD1-LD3 根据环境条件和随时间的退化而改变驱动电流以便发射预定光量的光。由于第一光源单元 31 具有荧光体 36,因此光量可能会由于荧光体 36 随时间的退化而下降。即使在环境条件变化并且随时间退化的情况下,输出调节装置 34a 也可调节激光二极管 LD1-LD3 的驱动电流以调节光源单元 31-33 的光量使之不发生变化。

[0117] LUT34b (查找表存储器) 装入在输出调节装置 34a 中,并存储接收光的光量 E1、E2、E3 等与应用于激光二极管 LD1-LD3 的驱动电流 I1、I2、I3 等之间的关系的信息。参见图 14。光量 E 是在光通入光均化器 50 中时可在光传感器 S1 中接收到的光的范围。由于由光源单元 31-33 发射的光的光量增加,因此光传感器 S1 接收的光量根据入射在光均化器 50 上的光的光量增加。可以通过测量光传感器 S1 接收的光量测量光源单元 31-33 发射的

光量。

[0118] 激光二极管 LD1-LD3 在波长、类型方面彼此不同,因此光量 E 与驱动电流 I 之间的关系彼此不同。第一光源单元 31 与第二光源单元 32 和第三光源单元 33 的不同在于荧光体 36 与激光二极管 LD1 组合在一起。为光源单元 31-33 中的每一个设置 LUT34b。第一光源单元 31 发射由激光二极管 LD1 产生的窄带光 N1 和与所述窄带光 N1 混合的荧光 FL。用于第一光源单元 31 的 LUT34b 存储驱动电流 I 与通过混合窄带光 N1 和荧光 FL 获得的白光的光量 E 之间的关系。用于第二光源单元 32 和第三光源单元 33 的 LUT34b 存储激光二极管 LD2 的驱动电流 I 与窄带光 N2 的光量 E 之间的关系以及激光二极管 LD3 的驱动电流 I 与窄带光 N3 的光量 E 之间的关系。

[0119] 输出调节装置 34a 通过输出调节(校正)调节激光二极管 LD1-LD3 的驱动电流,并且更新存储在 LUT34b 中的驱动电流 I,用于调节之后的值。

[0120] 输出调节装置 34a 操作以用于在起动光源设备 13 时(例如,当打开用于光源设备 13 的电源时)输出调节。例如,可以周期性地(例如,每天一次、每周一次、以及每月一次)操作输出调节装置 34a。此外,可以使输出调节装置 34a 通过利用操作台单元 15 手动地调节输出。

[0121] 此外,当不使用光源设备 13 时,可以以小的有规律的周期(例如,每分钟一次)操作输出调节装置 34a。

[0122] 为了输出调节,在输出调节之前通过 LUT34b 的驱动电流 I 驱动激光二极管 LD1-LD3,以便依次地打开光源单元 31-33。输出调节装置 34a 检查对应于驱动电流 I 的接收光量 E 是否根据来自光传感器 S1(该光传感器 S1 用于光源单元 31-33 中的具体的一个光源单元的光测量)的光量信号获得。如果在测量光量 E 与 LUT34b 中的参考光量 E 之间存在差值,则调节驱动电流 I 以设定测量光量 E 等于参考光量 E。调节驱动电流 I 被写入到 LUT34b 以用于更新数据。

[0123] 保护罩(未示出)设置在插座连接器 42 中用于在不需要将内窥镜 11 连接到光源设备 13 的情况下在输出调节期间防止来自光均化器 50 的出口端面 50c 的光泄露。保护罩当在初始位置时通过弹簧等被从打开位置朝向关闭位置偏压。当内窥镜 11 的第二连接插头 28b 与插座连接器 42 连接时,保护罩通过第二连接插头 28b 的压力打开。即使当仅通过光源设备 13 执行输出调节时,插座连接器 42 也可以是光密的。

[0124] 在图 15 和图 16 中,第一光源单元 31 中的每一个都包括激光光源 61、由荧光体转换形成的波长转换器 62、由单个光纤形成的光纤 63、和发散角校正器 64。光纤 63 将来自激光光源 61 的光引导到波长转换器 62。发散角校正器 64 安装在波长转换器 62 的端部上。激光光源为插座形式,并包括发光装置 66 或激光二极管 LD1、和用于容纳发光装置 66 的光源壳体 67。光纤连接器 67a 设置在光源壳体 67 中以用于连接光纤 63 的一个端部。聚光透镜 68 装入在光源壳体 67 中。

[0125] 发光装置 66 包括作为杆的支撑盘 66a、激光二极管 LD1、透明盖 66b 和导线 66c 或线路。激光二极管 LD1 是半导体芯片,并连接到支撑盘 66a 的表面。透明盖 66b 是由树脂形成的圆柱形部件,并覆盖激光二极管 LD1。导线 66c 从支撑盘 66a 的第二表面延伸。

[0126] 激光二极管 LD1 包括由 P 型半导体形成的 P 层和由通过活性层安装在 P 层上由 N 型半导体形成的 N 层,所述活性层根据激光振荡发射激光。激光通常平直传播,但是是光束

形状的直径从发射点圆锥形增加的发散光。激光在光纤 63 的入射端处通过聚光透镜 68 被会聚。

[0127] 光纤 63 的出射端与波长转换器 62 连接。用于保护的容器 62a 是具有光密特性的圆柱形部件,并被填充有荧光体 36 以构成波长转换器 62。光纤孔形成在荧光体 36 的中心处并容纳光纤 63 的进入。用于连接的插芯(未示出)安装在光纤 63 的端部上,与光纤一起进入荧光体 36 中。

[0128] 荧光体 36 包括粉末形式的荧光体材料和荧光体材料分散在里面并且硬化的由树脂形成的粘合剂。由于扩散,荧光 FL 在激发时的发射点设置在荧光体 36 的整个出射端面上。透射通过荧光体 36 的激光由于粘合剂的光散射的作用而扩散,使得荧光 FL 的发射点设置在整个出射端面上。

[0129] 由荧光体 36 发射的光是以类似于激光二极管 LD1 的方式从发射点圆锥形地传播的发散光。荧光体 36 的发射点的面积和发散角大于激光二极管 LD1 的发射点的面积和发散角。

[0130] 荧光体 36 具有出射端面 36a。发散角校正器 64 设置在波长转换器 62 的下游以用于校正由出射端面 36a 发射的光的发散角。发散角校正器 64 由不透明材料形成圆筒形,并且通过限制来自荧光体 36 的发散光的通过缩小发散角。发散角校正器 64 的内表面 64a 涂有反射材料,并且是作为反射器操作的用于发散角校正器 64 的镜面。光通过内表面 64a 被反射并沿光轴方向传播。因为通过内表面 64a 进行的光吸收低,因此光透射的损失较低。

[0131] 考虑到输入光纤端 41a 和 41b 的直径,发散角校正器 64 相对于横向方向和光轴方向的倾斜角被预先确定。直径和倾斜角被如此确定,使得从第一光源单元 31 到输入光纤端 41a 和 41b 的光束的光斑直径大致等于输入光纤端 41a 和 41b 的直径 D1。

[0132] 在图 16 中根据作为光纤束的元件(例如,光学路由装置 41、内窥镜 11 的光导装置 43 等)的光纤的数值孔径(NA)确定发散角。如现有技术公知的,光纤包括具有高折射率的芯和具有低折射率的覆层。进入光纤中时入射光沿光轴方向传播。需要使入射在入射端面上的光满足全反射条件以便进行传播。

[0133] NA 是光纤用于会聚光的能力,并且被定义为  $NA = \sin \theta_{\max}$ ,其中  $\theta_{\max}$  是最大接收角。NA 根据最大接收角  $\theta_{\max}$  的增加而增加。如果入射在光纤中的光的入射角等于或小于最大接收角  $\theta_{\max}$ ,则在光纤中的芯体和覆层之间的界面上发生全反射。入射光沿光轴方向传播。如果入射角变得大于最大接收角  $\theta_{\max}$ ,则入射光由于在没有全反射的情况下通过而不能传播。在光的透射时发生损失。为了减少光的损失,发散角校正器 64 调节来自第一光源单元 31 的光通量的发散角  $\alpha$  使之等于或小于最大接收角  $\theta_{\max}$ 。

[0134] 在图 17 和图 18 中,第二光源单元 32 包括发光装置 71 或激光二极管、以及发散角校正器 72。发光装置 71 具有激光二极管 LD2,并且在结构上与第一光源单元 31 中的发光装置 66 相同。发散角校正器 72 是由透明材料形成的光导装置,并且以圆锥形方式被成形成接近棒状形状。发散角校正器 72 可以被称作光管或光隧道。全反射式发散角校正器 72 具有入射端面 72a、反射界面 72b 或周边表面、和出射端面 72c。以类似于光均化器 50 的方式,入射端面 72a 接收光的进入。反射界面 72b 通过全反射沿光轴方向引导光。出射端面 72c 发射光。发散角校正器 72 的入射端面 72a 与发光装置 71 的末端热焊接以成一体式形式。

[0135] 发散角校正器 72 被如此成形使得反射界面 72b 从入射端面 72a 朝向出射端面 72c 以减小的直径或以平截头圆锥体的形状渐缩。在图 17 中,入射光的第二反射角  $\theta_2$  小于第一反射角  $\theta_1$ 。反射角  $\theta$  由于在反射界面 72b 上的重复反射而逐渐减小。反射角  $\theta$  的减小意味着发散角的增加。由激光二极管 LD2 发射的光的发散角  $\beta_1$  通过发散角校正器 72 的操作增加到发散角  $\beta_2$ 。

[0136] 扩大发散角的效果根据发散角校正器 72 沿光轴方向的长度的增加而增加,这是因为反射界面 72b 上的反射次数增加。此外,每当反射时扩大发散角的效果根据反射界面 72b 的倾斜角的增加而增加。

[0137] 考虑到内窥镜 11 的光导装置 43 中的光纤的数值孔径 (NA) 和输入光纤端 41c 的直径 D2,确定发散角校正器 72 沿光轴方向的长度、发散角校正器 72 的反射表面相对于光轴方向的倾斜角、和发散角校正器 64 的远端与输入光纤端 41c 之间的间隔。这类似于第一光源单元 31 的发散角校正器 64。具体地,确定发散角校正器 72 的长度、倾斜角和间隔,使得发散角  $\beta_2$  (被表示为最大值一半处的一半宽度) 变得等于对应于光纤的数值孔径 (NA) 的最大接收角  $\theta_{\max}$  (参见图 16),并且入射在输入光纤端 41c 上的光通量的光斑直径等于输入光纤端 41c 的直径 D2。

[0138] 如果发散角  $\beta_2$  等于或小于最大接收角  $\theta_{\max}$  (图 16),则在光纤中的光学透射的损失较小,这是因为入射在光纤上的光满足全反射条件,如已经通过第一光源单元 31 的发散角校正器 64 描述的。当发散角  $\beta_2$  被最大化时,来自内窥镜 11 的照明窗 22 的光的分布角增加以扩大身体内的感兴趣区中的照明区域。光的光斑直径被设定为等于输入光纤端 41c 的直径。光透射的效率可以较高,这是因为在输入光纤端 41c 中包括更多数量的能够接收光的光纤。

[0139] 对于第三光源单元 33,重复第二光源单元 32,但是不同在于设置图 10 的发光装置 76 或激光二极管 LD3 代替发光装置 71。第三光源单元 33 的发光装置 76 的发散角通过发散角校正器 72 被放大以等于输入光纤端 41d 中的光纤的最大接收角  $\theta_{\max}$ 。

[0140] 不同于第一光源单元 31,第二光源单元 32 和第三光源单元 33 是没有荧光体 36 的装置。在第二光源单元 32 与第三光源单元 33 之间在发散角方面没有大的差别。如果在发光装置 66 和 71 之间发散角存在差别,则确定所述发光装置的校正量用于补偿所述差别,例如通过改变发散角校正器 72 的反射界面 72b 的倾斜角。

[0141] 通过参照图 19 的流程图描述实施例的操作。当打开光源设备 13 的电源时,光源设备 13 启动。响应地,在光源设备 13 中执行输出调节。

[0142] 输出调节装置 34a 依次地打开光源单元 31-33 以连续地调节所述光源单元 31-33。第一光源单元 31 中的两个在输出调节中彼此分离地被调节。输出调节装置 34a 读取在 LUT34b 预先确定的驱动电流 I,并且打开待调节的第一光源单元 31 中的一个。参见步骤 S101。

[0143] 来自第一光源单元 31 的光传播通过光学路由装置 41 并进入光均化器 50。光传感器 S1 接收入射在光均化器 50 上的光的一部分,并将光量信号输出给输出调节装置 34a。在步骤 S102 中,输出调节装置 34a 根据来自光传感器 S1 的光量信号测量第一光源单元 31 的光量 E。在步骤 S103 中,输出调节装置 34a 参考 LUT34b 并检查测量的光量是否等于对应于驱动电流 I 的参考光量 E。

[0144] 如果测量的光量不等于预定光量 E (在步骤 S103 中否), 则输出调节装置 34a 调节驱动电流以将测量的光量设定为等于预定光量 E (S104)。例如, 如果测量的光量低于预定光量 E, 则驱动电流增加。如果测量的光量高于预定光量 E, 则驱动电流减小。输出调节装置 34a 通过使用被调节的驱动电流重新写入驱动电流 I, 从而更新 LUT34b。在调节之后, 第一光源单元 31 被关闭 (S105)。如果测量的光量等于预定光量 E (在步骤 S103 中是), 则第一光源单元 31 在不需要更新 LUT34b 的情况下被关闭。

[0145] 类似地, 输出调节装置 34a 操作以对其余的第一光源单元 31 以及第二光源单元 32 和第三光源单元 33 进行输出调节。当完成光源单元 31-33 的调节时 (步骤 S106 中是), 输出调节结束。

[0146] 此外, 在步骤 S103 中, 不仅能够在测量的光量精确地等于预定光量 E 的情况下检测测量的光量与预定光量 E 之间的一致性, 而且还能够在测量的光量在包括预定光量 E 的预定范围中的情况下检测测量的光量与预定光量 E 之间的一致性。

[0147] 光均化器 50 设置在光学路由装置 41 的下游以用于使来自光源单元 31-33 的光路对准。由光源单元 31-33 发射的光进入光均化器 50。由于光传感器 S1 设置在光均化器 50 上, 因此可以仅通过单个光传感器 S1 对所有光源单元 31-33 执行输出调节。

[0148] 为了诊断, 内窥镜 11 连接到处理设备 12 和光源设备 13。用于处理设备 12 和光源设备 13 的电源打开以启动内窥镜系统 10。

[0149] 内窥镜 11 的细长管 16 进入主体的胃肠道中以开始成像。在正常成像模式 (彩色成像模式) 的图 8A 中, 第一光源单元 31 被打开以将作为由激光二极管 LD1 发射的窄带光 N1 和由荧光体 36 发射的荧光 FL 的混合物的白色光施加到对象以进行成像。在血管强调模式的图 8B 中, 第一光源单元 31 和第二光源单元 32 打开以将白色光和窄带光 N1 施加到对象以进行成像。在氧饱和度监测模式的图 8C 中, 第一光源单元 31 和第三光源单元 33 打开以将白色光和窄带光 N3 施加到对象以进行成像。

[0150] 照明控制单元 34 访问通过输出调节被更新的 LUT34b, 确定用于驱动光源单元 31-33 的条件, 并打开光源单元 31-33。根据来自处理设备 12 的控制信号, 照明控制单元 34 设定光源单元 31-33 用于曝光控制的光量。因为光源单元 31-33 在输出调节中被调节, 因此可以稳定地获得正常光量的光, 而与条件的变化或随时间的退化无关。

[0151] 在本发明中, 光源设备 13 具有用于光测量的光传感器 S1。可以在光源设备 13 内部执行光源单元 31-33 的输出调节。因为光传感器 S1 设置在光均化器 50 的反射界面 50b 上, 因此可以防止在将光传感器设置在光路中产生的晕映。

[0152] 光均化器 50 是用于调整由光源单元 31-33 发射的光的光量的分布的光学元件, 并且不是专门用于测量光量。不同于专利文献 JP-A 2011-183099 的分束器, 除了光传感器 S1 之外, 不需要使用用于测量光量的专用部件。因为部件的数量没有增加或结构不复杂, 因此可以将制造成本设定得较低, 因此没有增加由于增加专用部件的内部空间。容易安装光传感器 S1, 该光传感器 S1 仅通过粘合剂 55 连接到光均化器 50。

[0153] 根据专利文献的分束器具有的缺陷在于在将用于光测量的专用部件设置在光路中时可能会显著地发生光损失。然而, 本发明的结构没有这种问题。

[0154] 在额外使用第二光源单元 32 和第三光源单元 33 以用于通过第一光源单元 31 进行特殊成像时光源单元 31-33 的输出调节尤其重要。在血管强调模式中, 使用用于白色光

的第一光源单元 31 和用于窄带光 N2 的第二光源单元 32。根据白色光与窄带光 N2 之间的光量比值确定图像中的血管的对比度。需要将光量比值保持在白色光与窄带光 N2 之间的正常水平以优化血管的对比度。在保持光量比值时适当地控制曝光。

[0155] 在氧饱和度监测模式中,使用用于白色光的第一光源单元 31 和用于窄带光 N3 的第三光源单元 33。通过利用白色光和窄带光 N3 获得图像,使得在图像之间执行算术运算。如果第一光源单元 31 与第三光源单元 33 之间的光量比值在算术运算中不正常,则确定的氧饱和度水平的可靠性降低。光量比值应该保持正常。因此,输出调节本质上是重要的以用于保持光量比值。

[0156] 在使用用于特殊光成像的光源单元中,输出调节的目的不仅用于调整光的亮度,而且用于优化特殊光成像的条件。相比于没有用于特殊光成像的功能的光源设备,光源单元的输出调节在具有用于特殊光成像的功能的光源设备 13 中更加有用,并因此相比于没有用于特殊光成像的功能的光源设备,光源单元的输出调节在具有用于特殊光成像的功能的光源设备 13 中更经常使用。经常使用的光源单元的结构简单,有效地减小发生失效的因素。因此,光源单元的稳定性可以更高。总之,用于根据本发明的光源中的输出调节的结构简化在具有用于特殊光成像的功能的光源设备 13 中尤其有效。

[0157] 在图 20 和图 21 中,显示了另一个优选实施例,其中装有用于光测量的多个光传感器。类似于以上实施例的元件的元件由相同的附图标记表示。

[0158] 光传感器 S2 和 S3 被添加到光均化器 50 中的光传感器 S1,从而以三传感器结构操作。光传感器 S1-S3 通过类似于第一实施例的高折射率的粘合剂 55 连接。

[0159] 光传感器 S2 和 S3 通过被分离成窄带光 N1 和荧光 FL 测量来自第一光源单元 31 的白色光。光传感器 S2 仅对等于或小于大约 460nm 的波长的光敏感,而对大于 460nm 的波长的光不敏感。参见图 22。因此,光传感器 S2 对  $440 \pm 10\text{nm}$  的窄带光 N1 敏感,而对荧光 FL 不敏感。光传感器 S2 由截止滤光器构成,该截止滤光器在类似于光传感器 S1 的传感器的成像表面上截止大约 460nm 或更大波长的光。

[0160] 相反,光传感器 S3 仅对等于或大于大约 460nm 的波长的光敏感,而对小于 460nm 的波长的光不敏感。参见图 23。因此,光传感器 S3 对荧光 FL 敏感,而对窄带光 N1 不敏感。以类似于光传感器 S2 的方式,光传感器 S3 由与光传感器 S1 相同的传感器和设置在传感器的成像表面上用于吸收等于或小于大约 460nm 波长的光的截止滤光器构成。

[0161] 接下来说明使用光传感器 S2 和 S3 有效地在荧光体 36 的退化与激光二极管 LD1 的退化之间选择性地识别第一光源单元 31 的光量的下降的原因。

[0162] 第二实施例的 LUT34b 存储对应于第一实施例的信息以及第一和第二关系的数据。第一关系是在激光二极管 LD1 的驱动电流 I 与来自第一光源单元 31 的白色光中所含有的窄带光 N1 的光量  $E_a$  之间的关系。第二关系是在激光二极管 LD1 的驱动电流 I 与白色光中所含有的荧光的光量  $E_b$  之间的关系。此外,LUT34b 存储窄带光 N1 和荧光 FL 与白色光的每一个光量比值的正常范围的信息。

[0163] 根据图 24 的流程图执行通过利用用于光测量的光传感器 S2 和 S3 的输出调节。首先,输出调节装置 34a 打开要被调节的第一光源单元 31 中的一个第一光源单元(步骤 S201)。由第一光源单元 31 发射的白色光通过光学路由装置 41 并进入光均化器 50。光传感器 S2 根据白色光中的接收到的窄带光 N1 的光量将光量信号发送给输出调节装置 34a。

在步骤 S202 和 S203 中,输出调节装置 34a 根据来自光传感器 S2 和 S3 的光量信号测量窄带光 N1 和荧光 FL 的光量。

[0164] 在步骤 S204 中,输出调节装置 34a 参照 LUT34b 并检查窄带光 N1 和荧光 FL 的光量比值中的每一个是否在正常范围内。即使测量的窄带光 N1 和荧光 FL 的光量低于预定光量 Ea 和 Eb,光量比值也可能在正常范围内。然后,假设激光二极管 LD1 和荧光 FL 的退化以相关方式变得更加严重。对于这种情况,可以增加激光二极管 LD1 的驱动电流 I 以适当地调节第一光源单元 31 的光量。如果输出调节装置 34a 判断窄带光 N1 和荧光 FL 到的光量比值在正常范围(在步骤 S204 中是),则在步骤 S206 中输出调节装置 34a 调节驱动电流 I 以更新 LUT34b。

[0165] 如果判断窄带光 N1 和荧光 FL 的光量比值没有在正常范围(在步骤 S204 中否),则输出调节装置 34a 产生用于促使第一光源单元 31 的更换的报警信号(S205)。如果窄带光 N1 和荧光 FL 的光量比值没有在正常范围内,则在激光二极管 LD1 与荧光体 36 之间在退化方面发生差别。假设仅通过调节用于激光二极管 LD1 的驱动电流 I 不能获得具有适当色彩平衡的良好的白色。

[0166] 在报警处理中,输出调节装置 34a 将报警信号发送给处理设备 12 以用于在与处理设备 12 连接的显示面板 14 上显示报警信息。此外,可以使用光源设备 13 的指示灯(未示出)并且连续或以闪烁的方式打开所述指示灯。

[0167] 用于更换的报警信息的示例是第一光源单元 31 的整体更换。此外,报警信息可以是通常当输出调节装置 34a 评价窄带光 N1 和荧光 FL 的光量比值并判断仅荧光体 36 应该被更换时仅更换荧光体 36。仅更换荧光体 36 的判断标准的示例是获得预定光量 Ea 的窄带光 N1 但是没有获得预定光量 Eb 的荧光 FL。输出调节装置 34a 参考 LUT34b 并操作于这种判断。

[0168] 在步骤 S207 中在调节之后关闭第一光源单元 31 中的第一个光源单元。以类似的方式调节第一光源单元 31 中的第二个光源单元。当第一光源单元 31 中的两个光源单元被最终调节时,结束输出调节。参见步骤 S208。

[0169] 在本实施例中,对于具有荧光体的第一光源单元 31,白色光中的窄带光 N1 和荧光 FL 被分离,通过利用光传感器 S2 和 S3 以测量光量。与专利文献 JP-A 2011-183099 的结构相比较,本发明的特征非常适合于光量的这种测量。

[0170] 具有分束器的专利文献的方法具有的缺点在于非常复杂的结构,这是因为来自光路中的分束器的白色光的一部分被引导到用于光测量的光传感器,并且用于被引导的白色光的色彩分离的结构(例如,转台式滤光器)必须设置在光传感器的上游。此外,由于具有光谱灵敏度差的多个光传感器设置在光路中,因此会显著地发生晕映。然而,在本发明中,与光均化器 50 结合的光传感器的数量可以增加,使得不会发生结构的复杂性。光均化器 50 的反射界面 50b 具有用于设置多个光传感器的足够大的区域,使得容易地保持用于设置的充分空间。

[0171] 存在以不同于以上实施例的方式使用用于光测量的多个光传感器的其它方法。具体地,光源单元 31-33 的发射波长不同。可以分别为具有分别适合于光源单元 31-33 的波长的光谱灵敏度的光源单元设置光传感器。因此,可以以高精度测量光量。可以适当地执行输出调节。

[0172] 此外,可以提供同一类型的用于光测量的多个光传感器,并且确定来自光传感器的平均光量信号以用于测量光量。这种光传感器可以与第一实施例的光传感器 S1 相同。与使用同一类型的单个光传感器相比较,可以增加测量的精度。

[0173] 此外,用于光测量的光传感器可以用于除了光源单元的输出调节(校正)之外的目的。例如,白色光中的 B、G 和 R 成分的光量如专利文献中所公开的被测量,以根据测量的光量调节图像信号的颜色信号增益,以便用于调节图像的色彩平衡。为此,分别对 B、G 和 R 色彩敏感的 B、G 和 R 光传感器可以被设置,将来自这些光传感器的检测信号输入给处理设备 12。此外,光传感器的使用可以用于除了增益调节之外的目的。

[0174] 在图 25、26、27 和 28 中,显示了第三优选实施例,其中用于光测量的光传感器 S1 用于测试内窥镜 11 的近端连接器 28 的安装状态。类似于以上实施例的元件的元件由相同的附图标记表示。

[0175] 在图 25 中,在第三实施例中重复第一实施例,但是不同在于增加监测单元 81 和存在传感器 82。在图 28 中的步骤 S301 中,存在传感器 82 检查内窥镜 11 是否存在于光源设备 13 上。当光源设备 13 被驱动时,存在传感器 82 监测光源设备 13 到内窥镜 11 的安装状态。

[0176] 存在传感器 82 是诸如光电二极管的光传感器,并设置在插座连接器 42 中。存在传感器 82 检测内窥镜 11 的第二连接插头 28b 在插座连接器 42 中的进入,并将存在信号发送给监测单元 81。

[0177] 在步骤 S302 中,监测单元 81 在接收存在信号时使照明控制单元 34 打开第一光源单元 31。如图 26 和图 27 所示,来自第一光源单元 31 的白色光入射在光均化器 50 上以进入光导装置 43 的入射端面。白色光从光均化器 50 透射到光导装置 43。然而,白色光的一小部分被光导装置 43 的入射端面反射,并作为反射光再次进入光均化器 50 的出射端面 50c。

[0178] 在图 26 中,第二连接插头 28b 被适当地引导。在图 27 中,第二连接插头 28b 存在倾斜地被不正确地安装。光导装置 43 的入射端面在图 26 与图 27 的状态之间被不同地定向。到光均化器 50 的反射光的入射角改变。如果连接插头 28 被不正确地安装,则插座连接器 42 外面的泄漏光的量可能会增加而不会进入光导装置 43 中。再次进入到光均化器 50 中的反射光的量可能会减小。因此,由光传感器 S1 接收到的光的量在正确和不正确安装状态之间产生差别。

[0179] 监测单元 81 中的内部存储器(未示出)存储在正确安装状态下光传感器 S1 接收到的光的光量的正常范围。在步骤 S303 中,监测单元 81 根据由光传感器 S1 输出的信号测量光传感器 S1 的光量。在步骤 S304 中,监测单元 81 检查光量是否在正常范围内,并且如果光量在正常范围内(步骤 S304 中是),则判断第二连接插头 28b 被正确安装。在步骤 S307 中,第一光源单元 31 被关闭以终止测试安装状态的功能。

[0180] 如果光量不在正常范围内(在步骤 S304 中否),则在步骤 S305 中监测单元 81 判断安装状态不正确。然后,在步骤 S306 中,产生报警信号以通知安装状态的不正确性。以类似于第二实施例(图 24)的报警的方式,报警信号被输入给处理设备 12 以用于驱动显示面板 14 以显示报警信息。此外,光源设备 13 的指示器可以被连续或以闪烁的方式打开。内窥镜 11 的用户或操作者可以被告知安装状态的不正确性。报警之后,在步骤 S307 中关闭

第一光源单元 31。

[0181] 测试安装状态的功能基于来自内窥镜 11 的光导装置 43 的反射光。用于该目的的光传感器 S1 在光导装置 43 的上游设置在光均化器 50 上并且可以检测反射光由于安装状态的不同而产生的变化。总之,除了光源单元 31-33 的输出调节之外,可以使用依此方式设置的光传感器 S1 以用于测试内窥镜 11 的安装状态。在光导装置 43 的上游将光传感器设置在光均化器 50 上的重要性在根据本发明的光源中非常高。

[0182] 如果使用专利文献 JP-A 2011-183099 中具有分束器的方法,则不可能测试安装状态。这是因为分束器具有反射入射光的一部分并将所述一部分引导到用于光测量的光传感器的反射膜。从出射侧朝向反射膜的反射光不能被引导到光传感器。此外,由于光传感器设置在光路中而会产生晕映,因此已知的方法不是优选的。

[0183] 在本实施例中,第一光源单元 31 一起被打开以用于测试安装状态。然而,可以仅打开第一光源单元 31 中的一个以用于测试安装状态。

[0184] 在以上实施例中,光均化器 50 是单独于光学路由装置 41 的装置。在图 29 中,显示了另一个优选的结构,其中光均化器 93(集成装置)或光耦合器是包括光均化器 50 和光学路由装置 41 的功能的单个装置。

[0185] 在图 29 中,光均化器 93 是类似于光均化器 50 的光导棒,并且包括入射端面 93a、出射端面 93c 和反射界面 93b 或周边表面。光均化器 93 与光均化器 50 的不同在于反射界面 93b 从入射端面 93a 朝向出射端面 93c 渐缩或以平截头圆锥体的形状渐缩。光均化器 93 的其它特征(例如,材料)与光均化器 50 的其它特征相同。

[0186] 入射端面 93a 可以通过形成锥体的截头体被设定得较大。多个光源单元 31-33 可以一起以大面积被引导到入射端面。来自光源单元 31-33 的入射光在光均化器 93 中的传播期间沿径向方向扩散,使得可以调整光量的分布。光均化器 93 的出射端面 93c 具有等于光导装置 43 的直径的直径。当内窥镜 11 连接到光源设备 13 时,出射端面 93c 与光导装置 43 的入射端面相对。来自光源单元 31-33 的光路作为单个光路在光均化器 93 的出射端面 93c 处被(对准并)耦合在一起。光传感器 S1 连接到光均化器 93 的反射界面 93b 的外侧。

[0187] 由于部件的数量减小,因此可以通过利用光均化器 93 简化结构。

[0188] 在以上实施例中,光均化器被成形为当在横截面中观察时为圆形。然而,光均化器可以被成形为在横截面中观察时为其他形状,例如,四边形、五边形和六边形。在以上实施例中,光导棒是光均化器。然而,本发明的光导棒可以是除了其中光以全反射的方式被内反射以沿光轴方向传播的光均化器之外的装置。

[0189] 在以上实施例中,使用多个光源单元或模块。然而,可以仅使用一个光源。在以上实施例中,具有荧光体的光源单元 31 与没有荧光体的光源单元结合。然而,对于所有光源单元来说可以具有荧光体。此外,所有光源单元可以是没有荧光体的类型。对于光源设备来说可以具有用于发射 B、G 和 R 光的三个光源单元。

[0190] 在以上实施例中,半导体的发光装置是激光二极管。然而,发光装置可以是发光二极管(LED)、场致发光(EL)LED、场致发光(EL)元件等。光源可以具有没有半导体的发光装置的结构,即,可以具有诸如氙气灯和卤素灯的灯。这些光源的特征在于恒定光量并且通过调节孔径光阑装置被控制以用于曝光控制。在发光装置的使用中,代替使用可调节孔径光阑装置,通过调节驱动电流控制曝光。与氙气灯或卤素灯相比较,对于发光装置来说,需要

具有更高精度的曝光控制。其中在简化结构中在输出调节中调节光源的本发明的特征尤其在包括半导体的发光装置的光源中有利。

[0191] 在以上实施例中,同时获得由多种颜色形成的图像。使用由蓝色、绿色和红色形成的微滤色器并分离白色光。然而,可以在帧顺序成像中使用本发明的特征,其中使用没有滤色器的单色成像单元并且依次地获得多种颜色图像。

[0192] 在以上实施例中,处理设备初始与光源设备分离。然而,在单个组合设备中处理设备可以与光源设备结合。此外,本发明的内窥镜系统可以包括具有与处理设备结合的超声波换能器的超声波内窥镜。

[0193] 虽然已经通过参照附图的本发明的优选实施例充分地描述了本发明,但是各种变化和修改对本领域的技术人员是显而易见的。因此,除非另有说明这些变化和修改背离了本发明的保护范围,否则所述变化和修改应该被解释为包括在本发明的保护范围内。

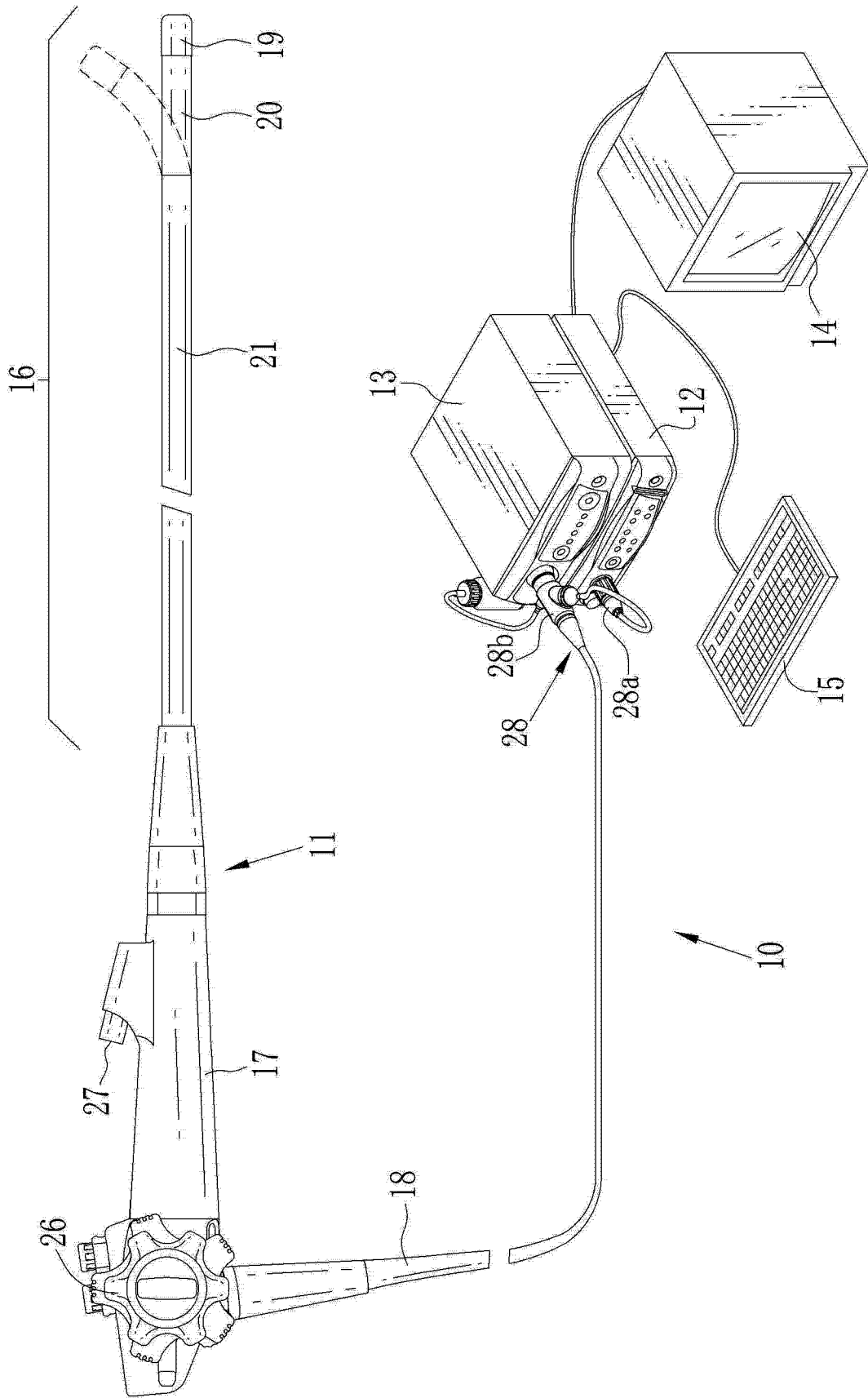


图 1

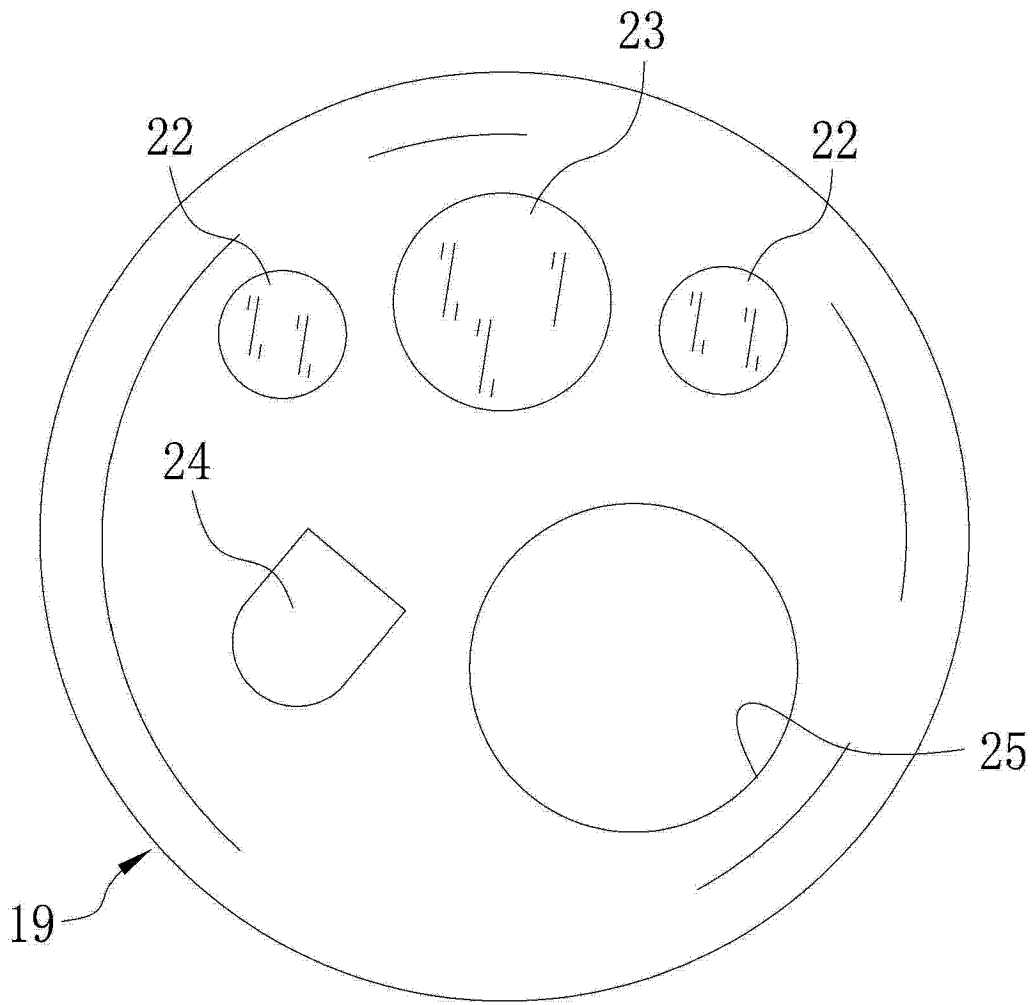


图 2

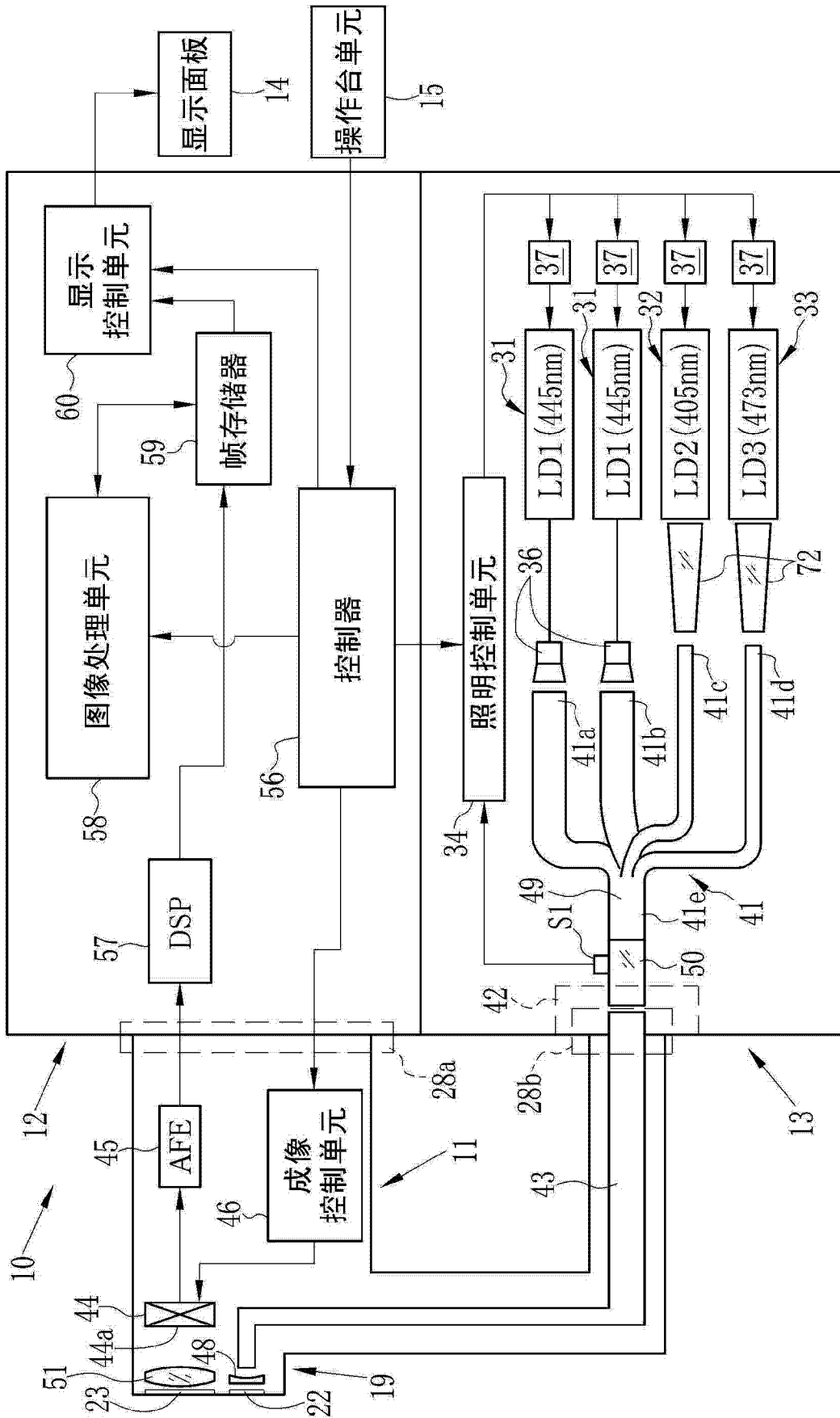


图 3

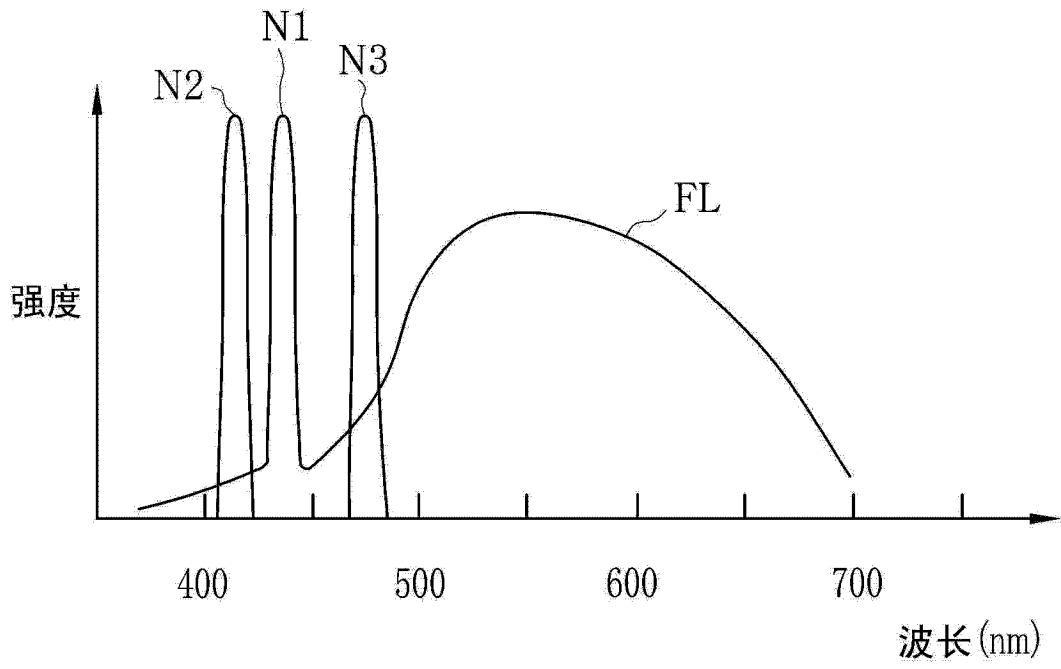


图 4

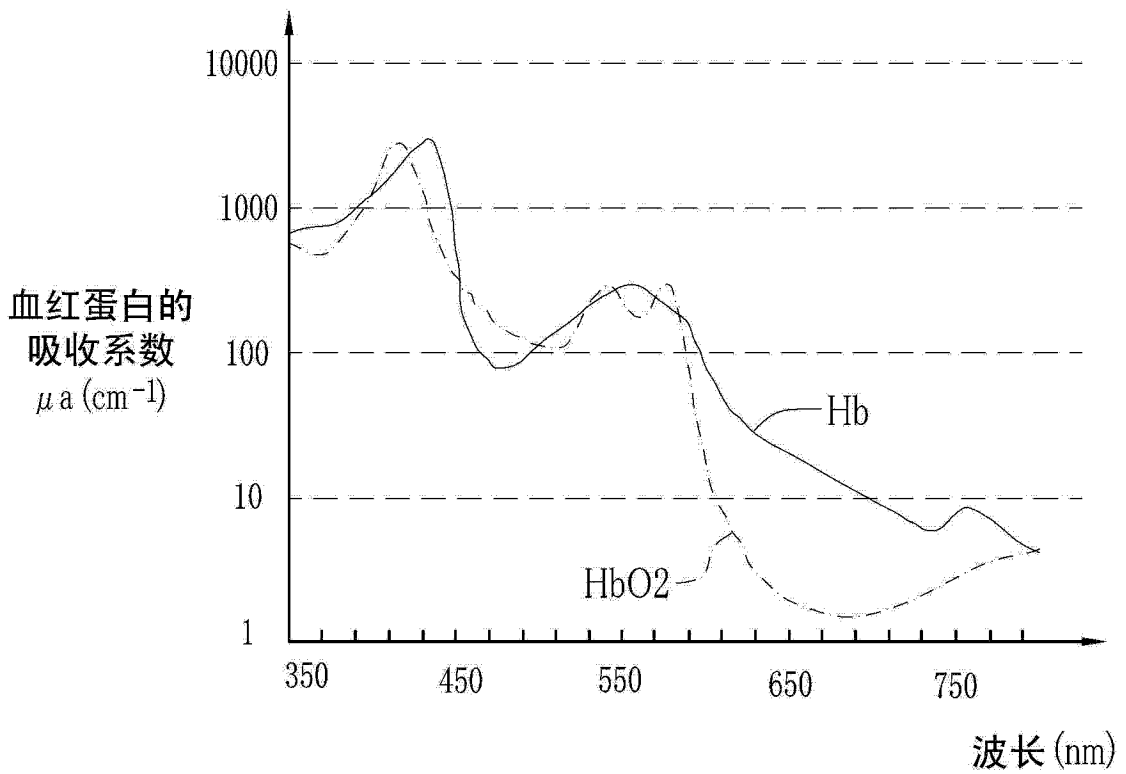


图 5

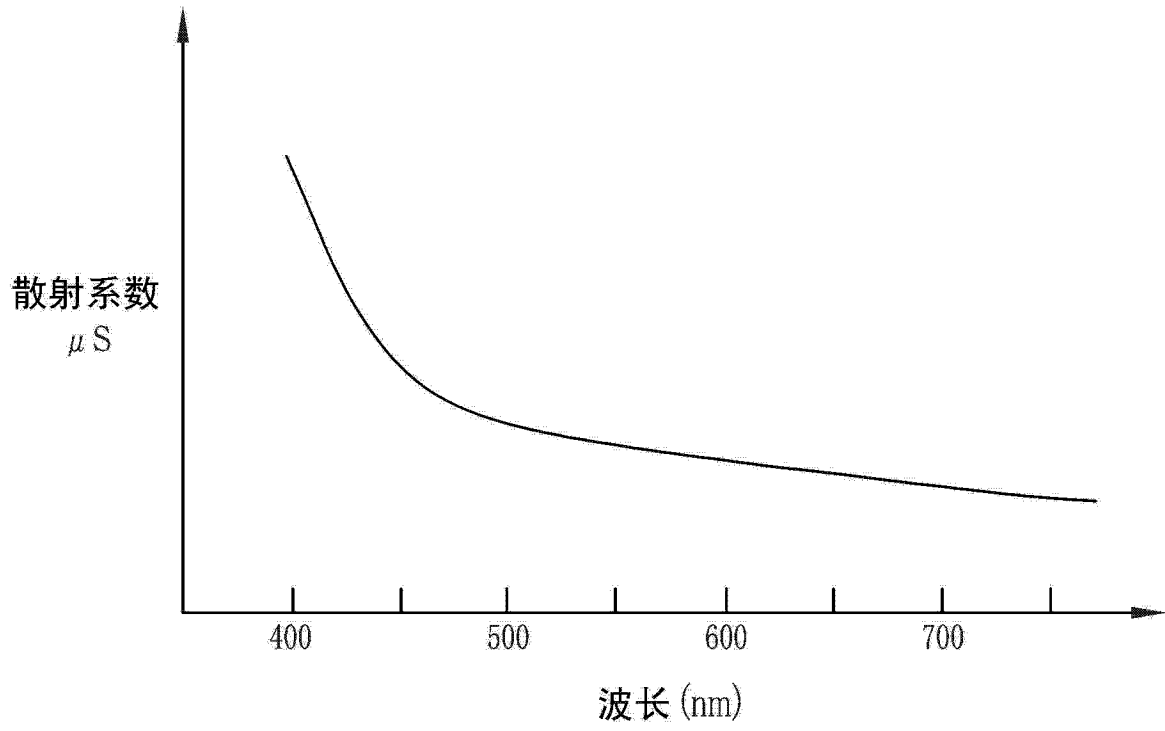


图 6

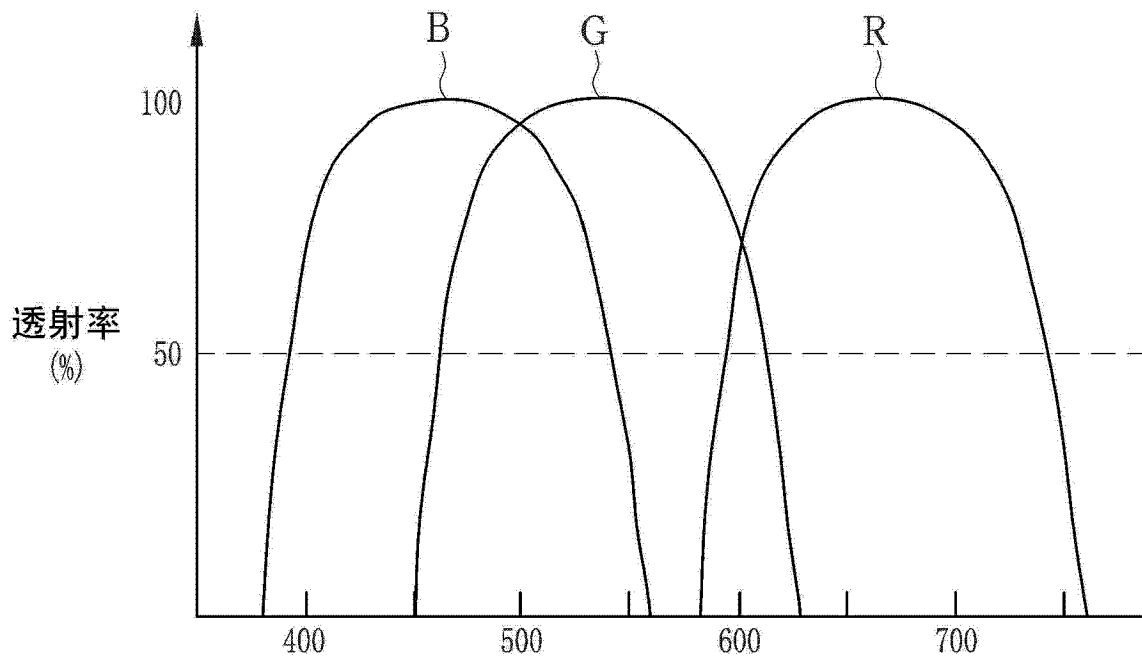


图 7

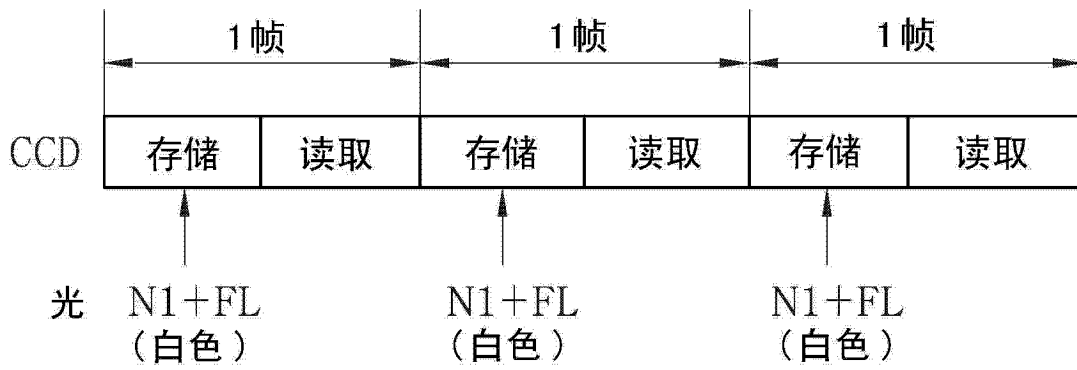


图 8A

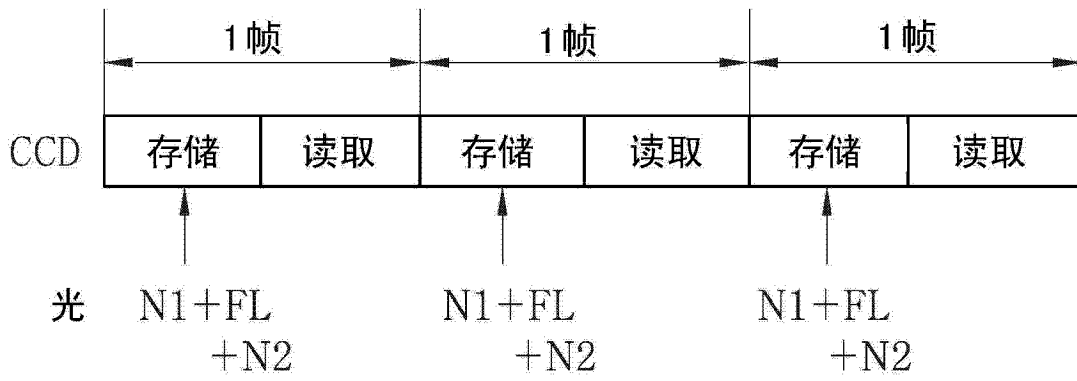


图 8B

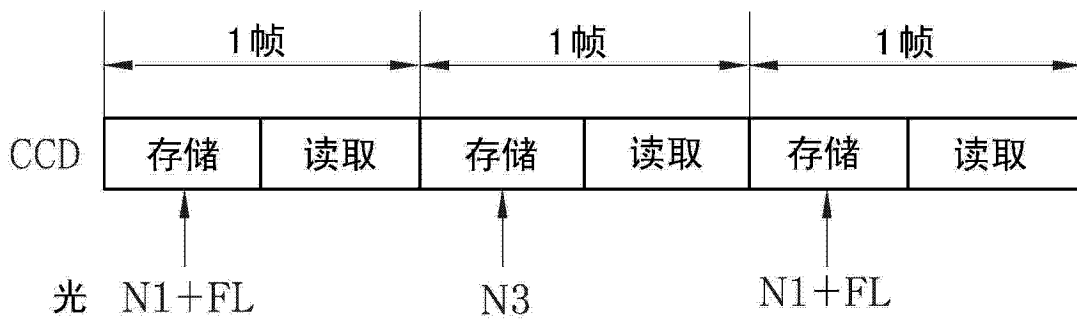


图 8C

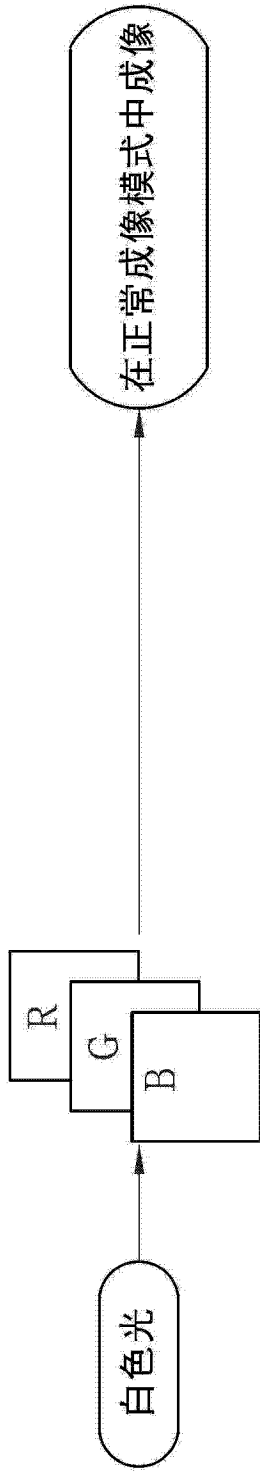


图 9A

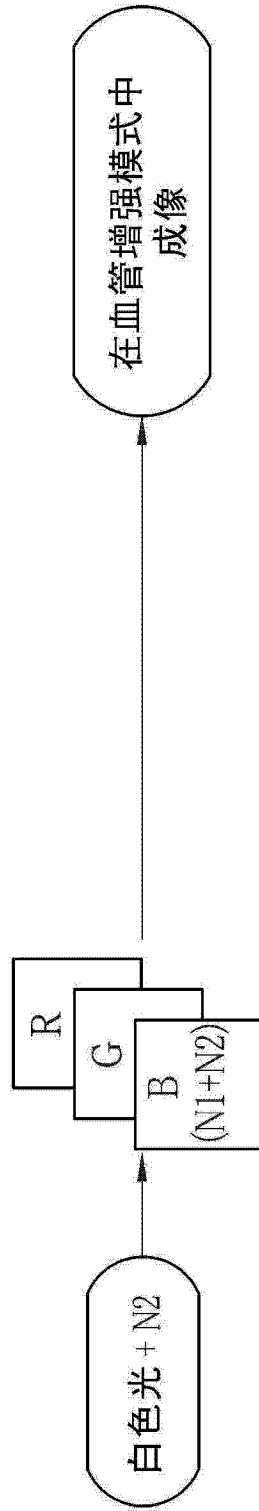


图 9B

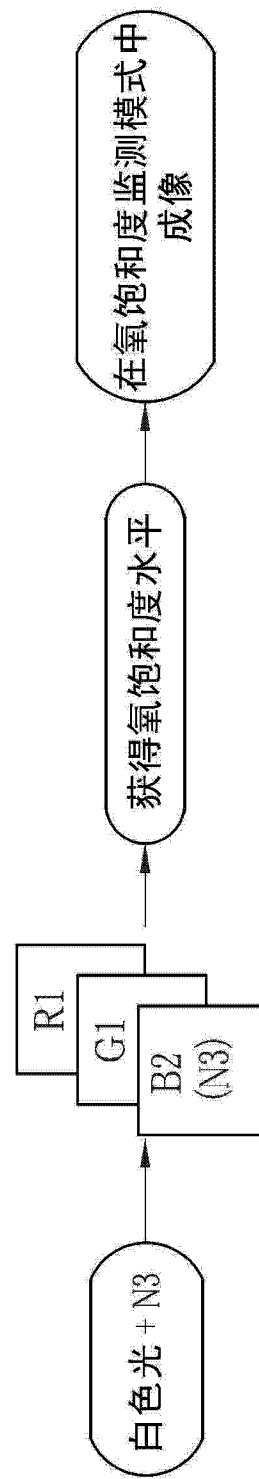


图 9C

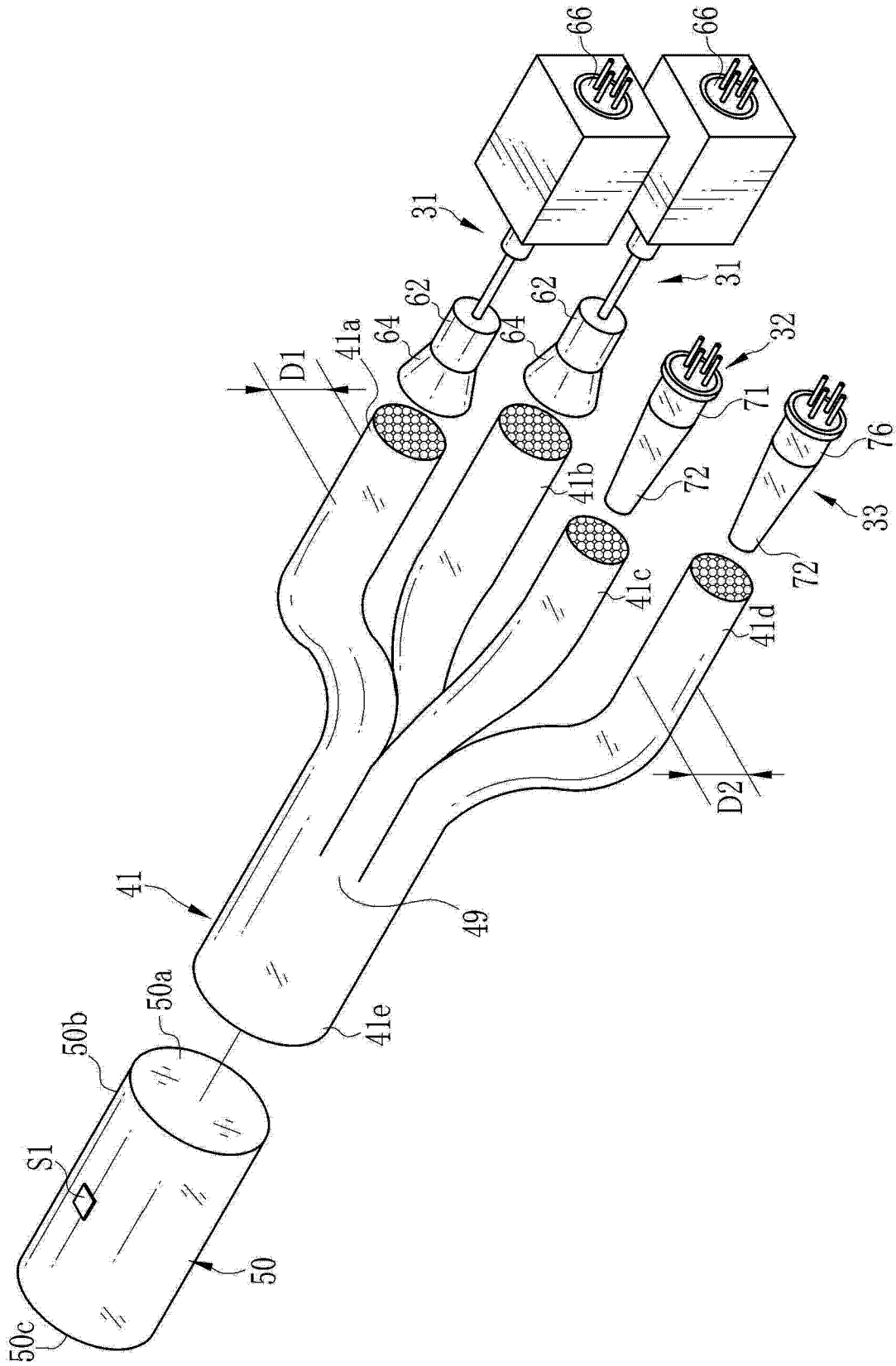


图 10

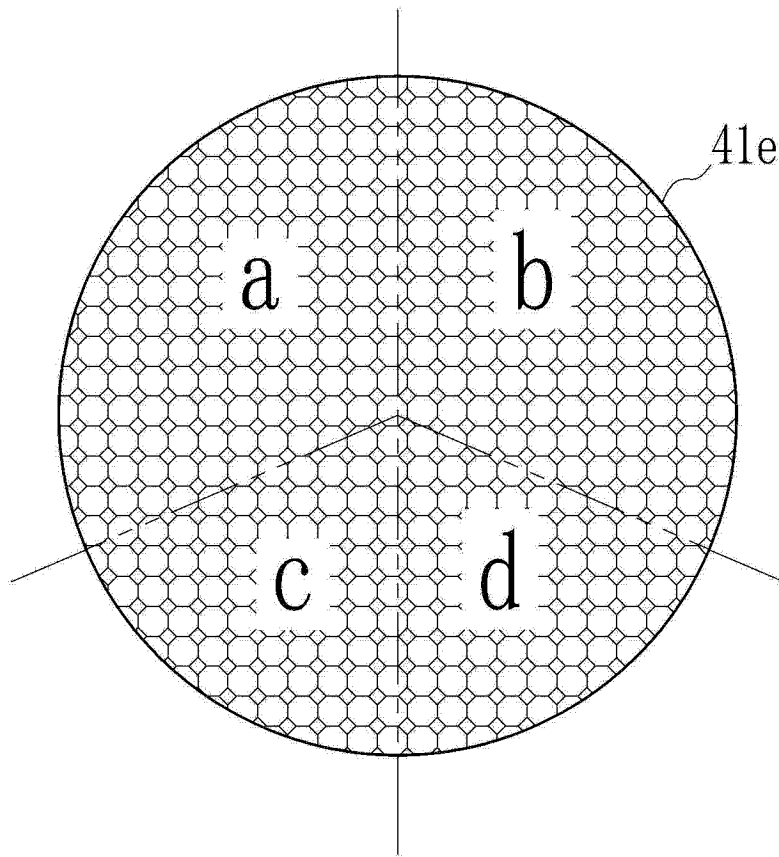


图 11



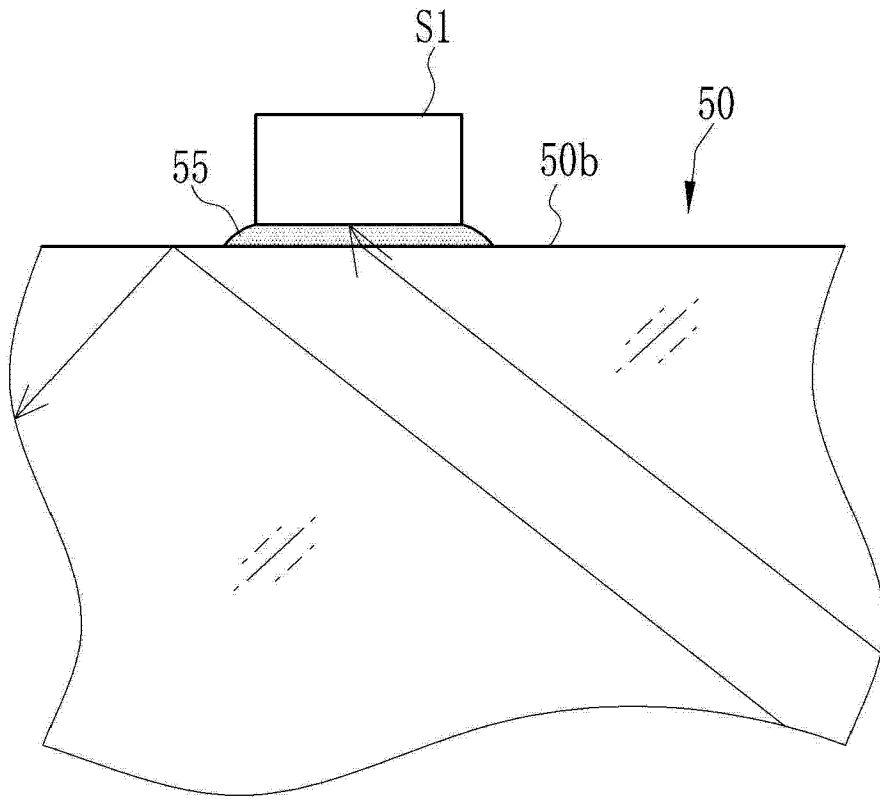


图 13

34b

光量 E	电流 I
E1	I1
E2	I2
E3	I3

图 14

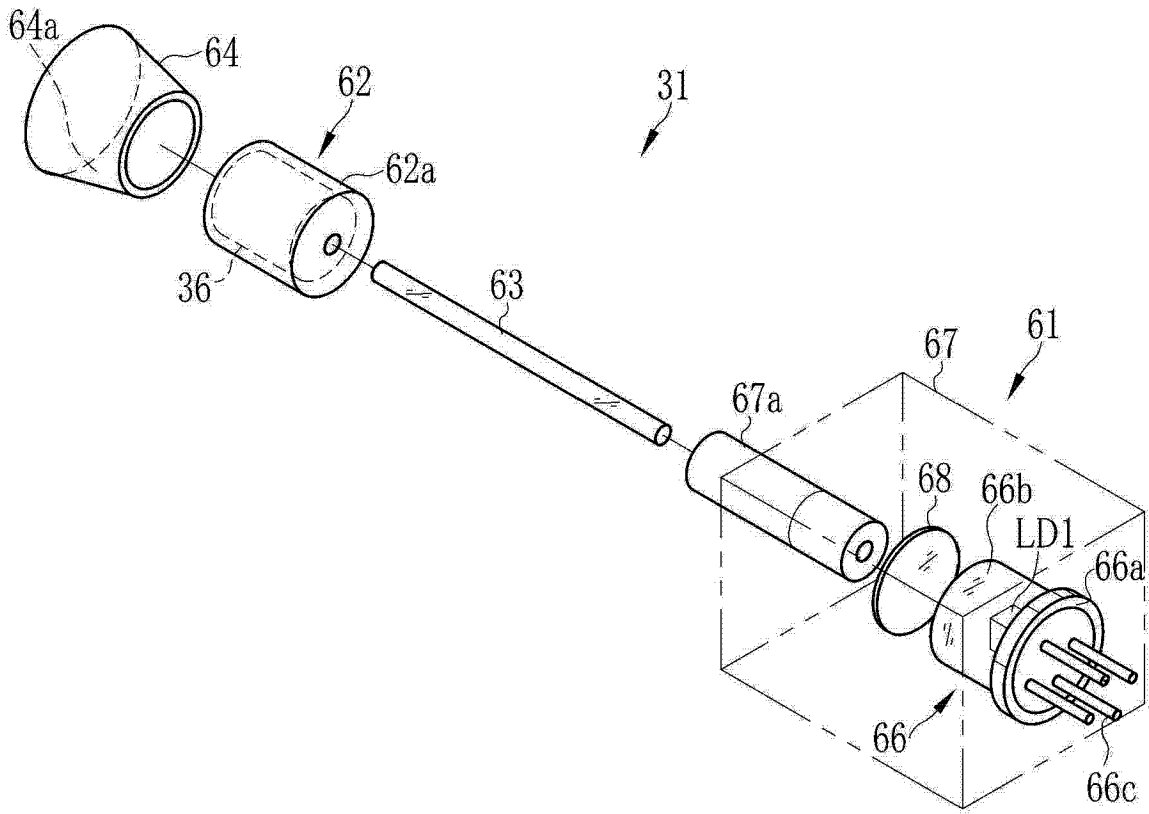


图 15

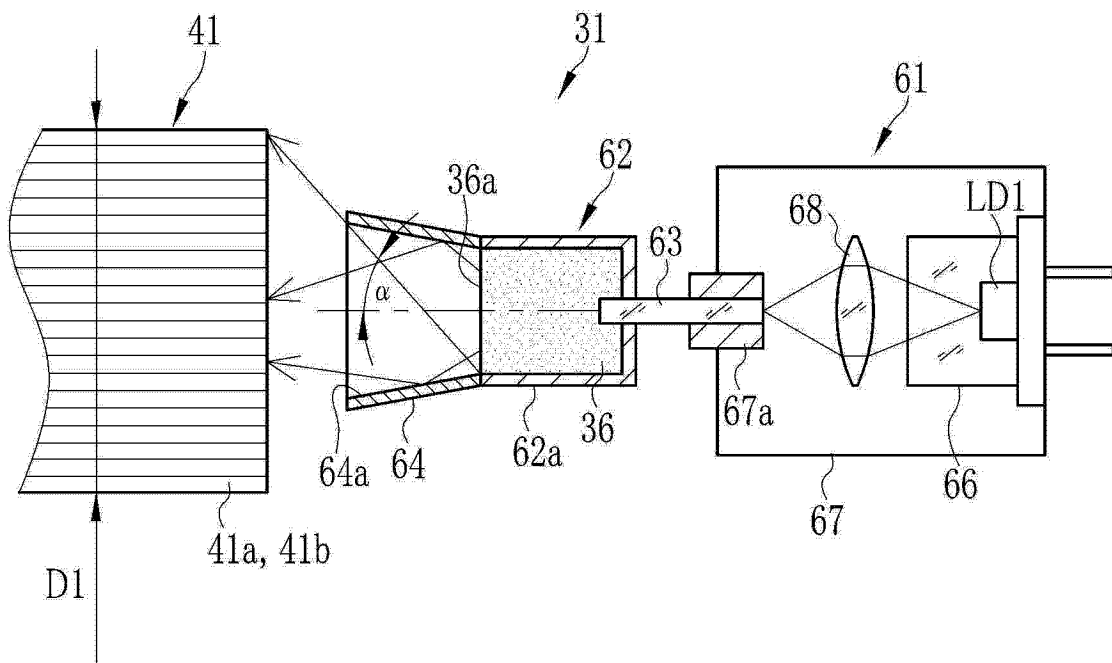


图 16

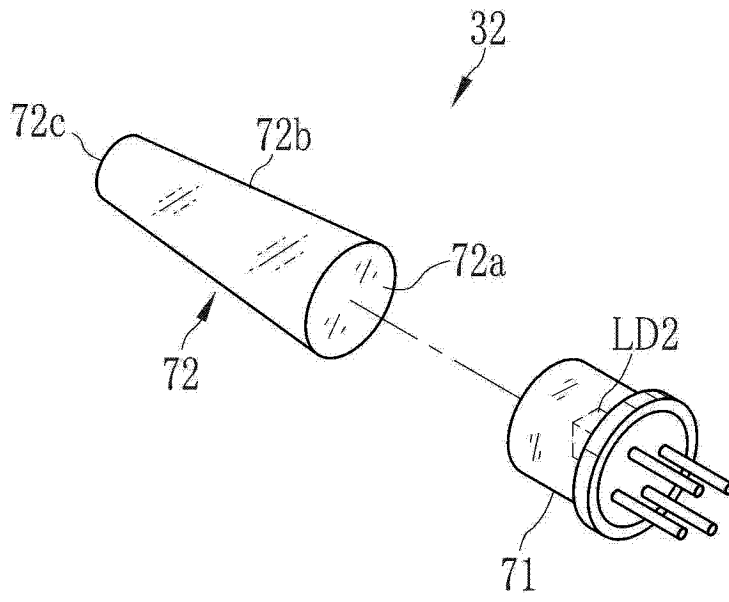


图 17

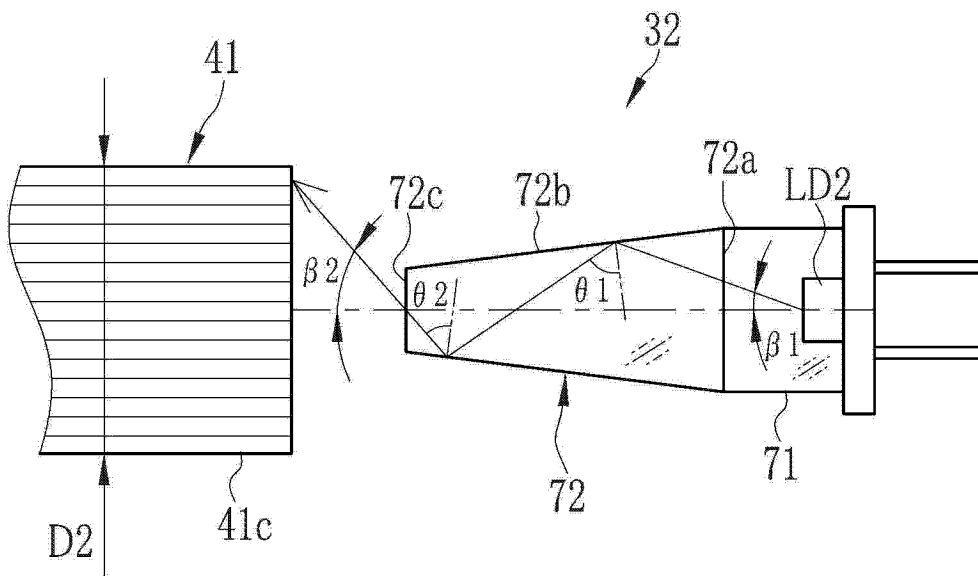


图 18

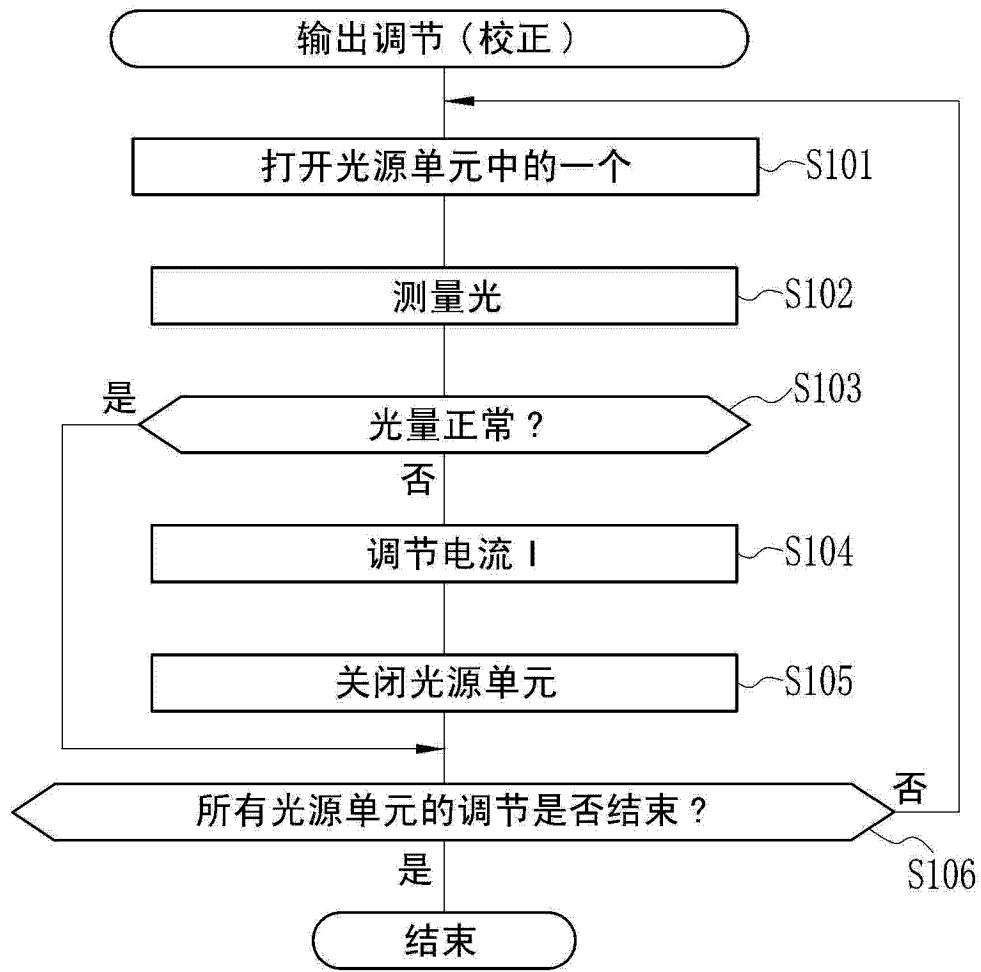


图 19



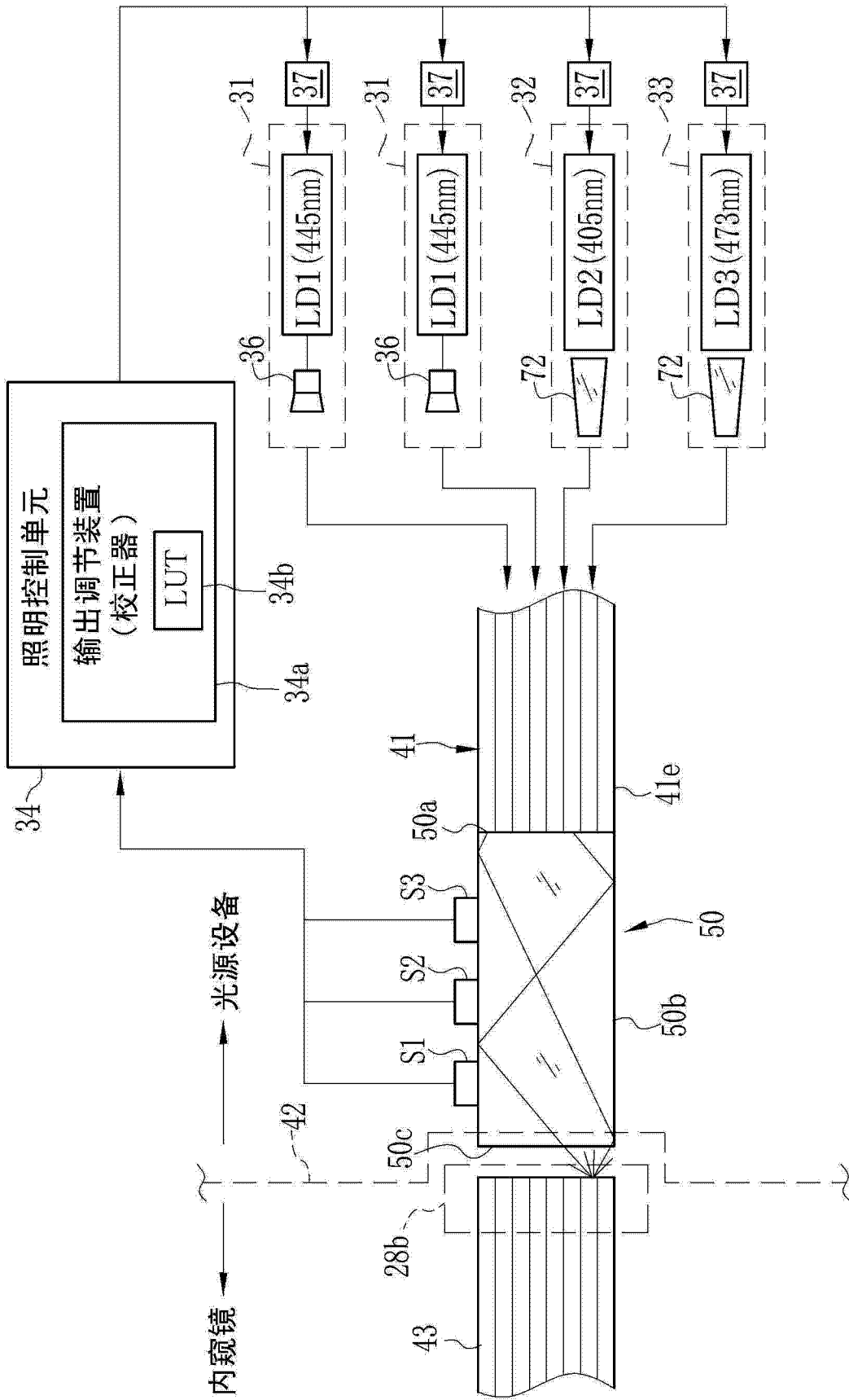


图 21

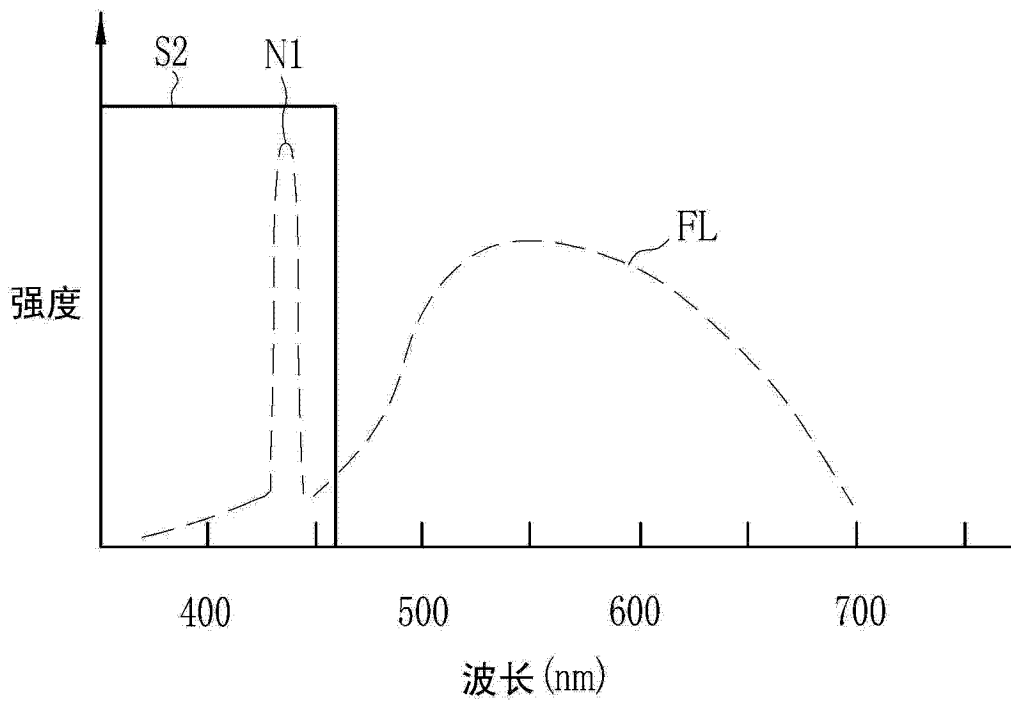


图 22

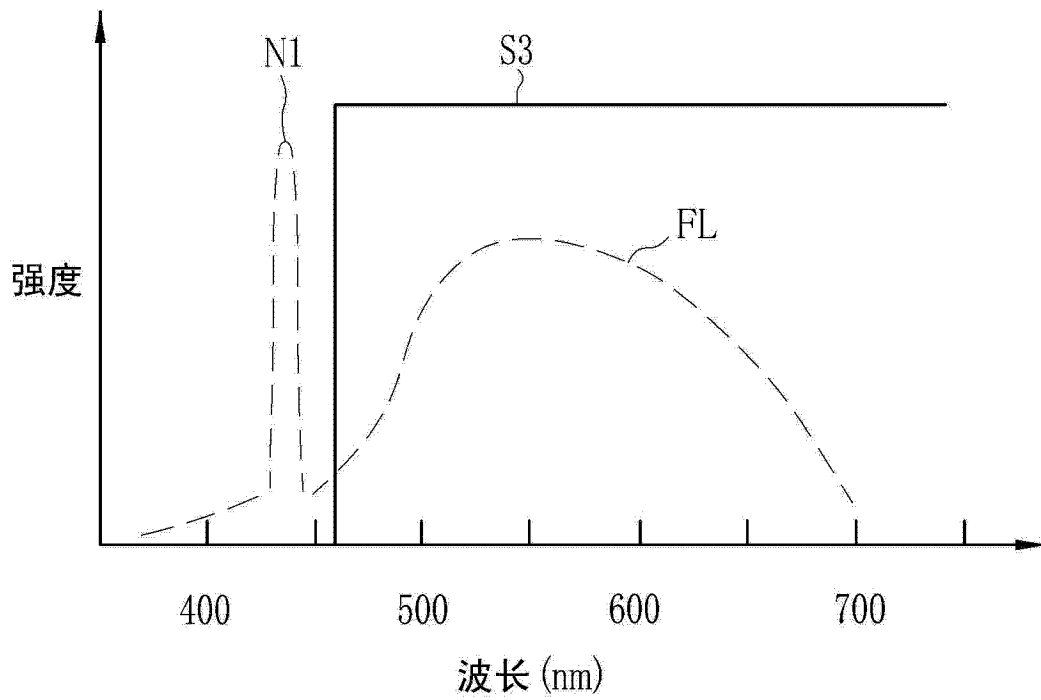


图 23

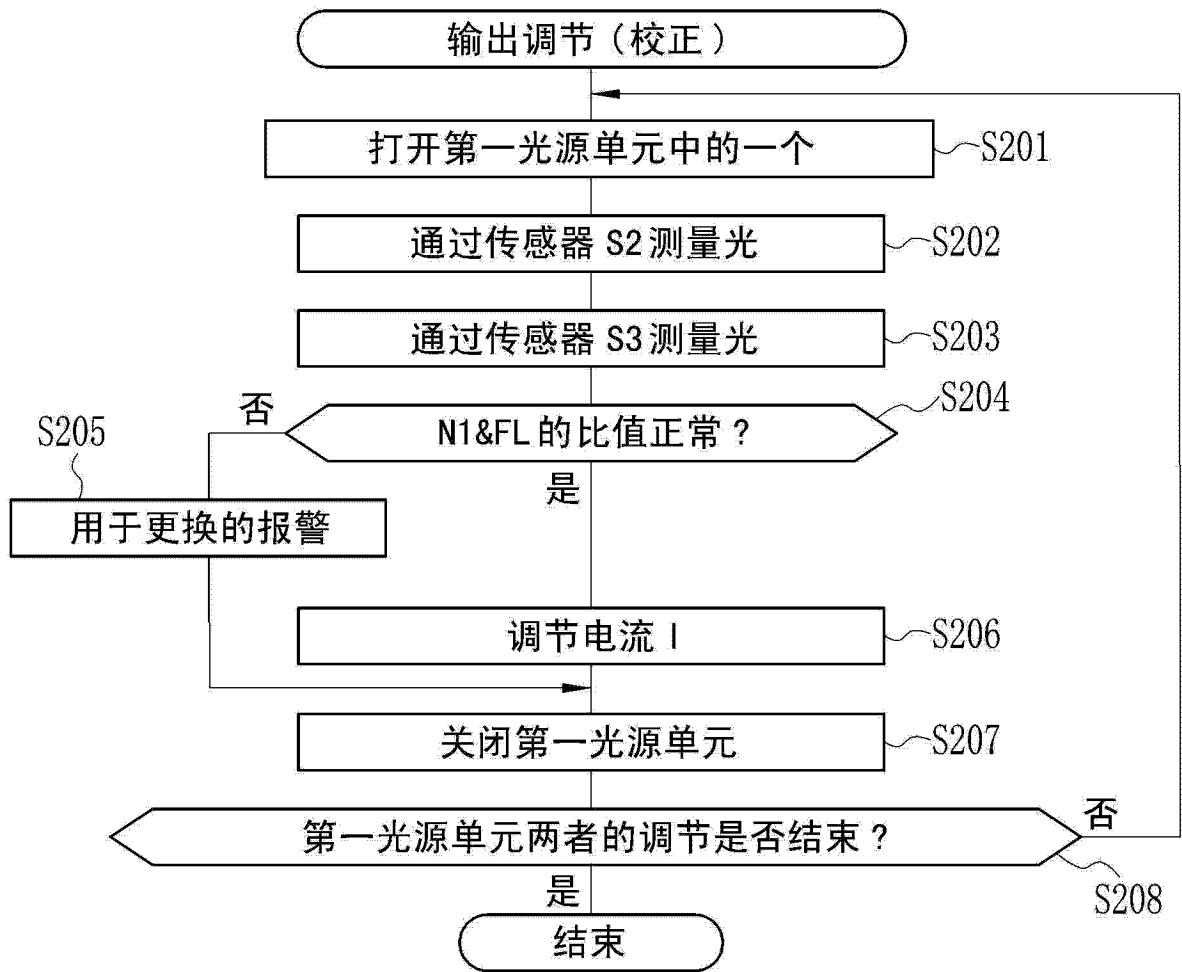


图 24

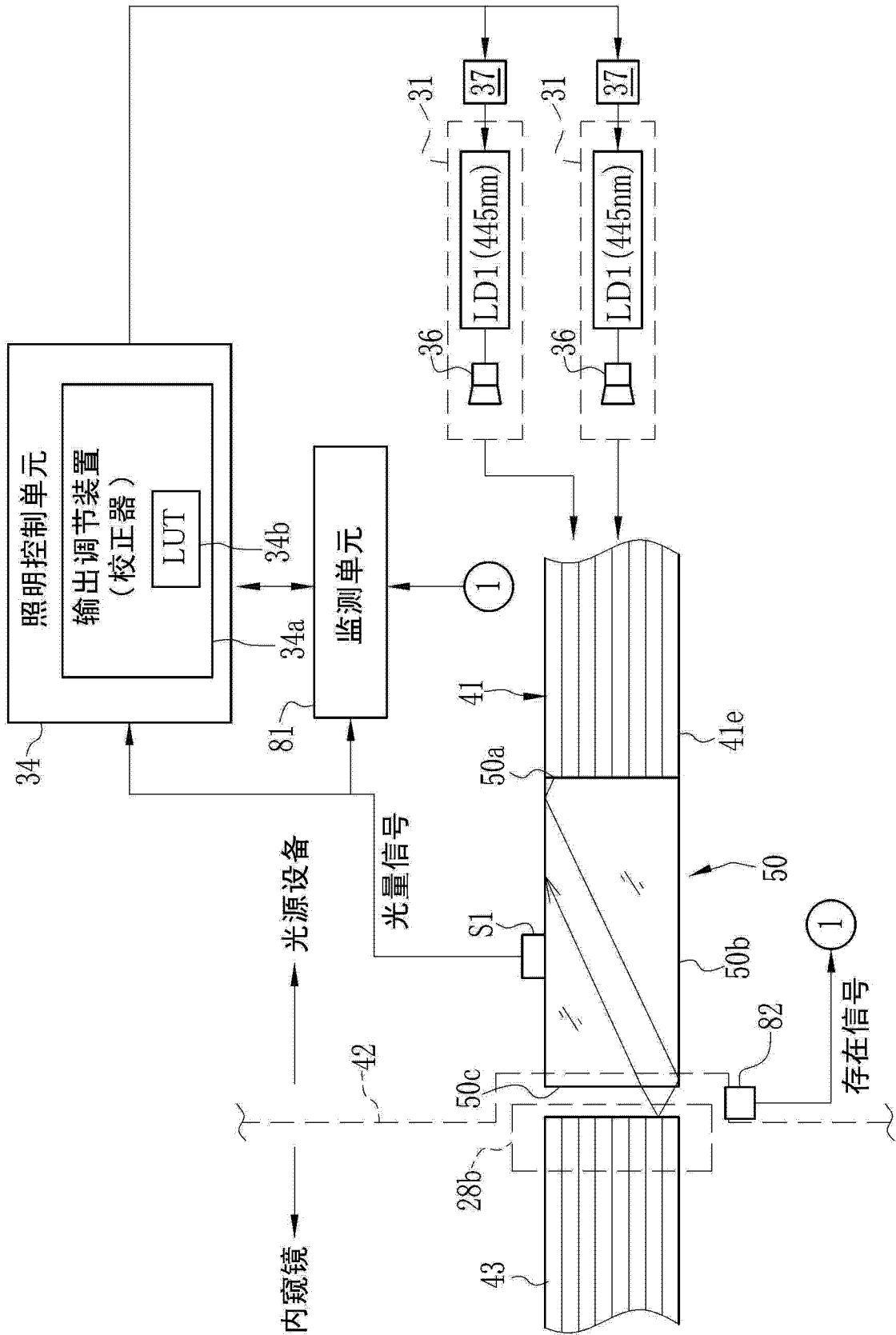


图 25

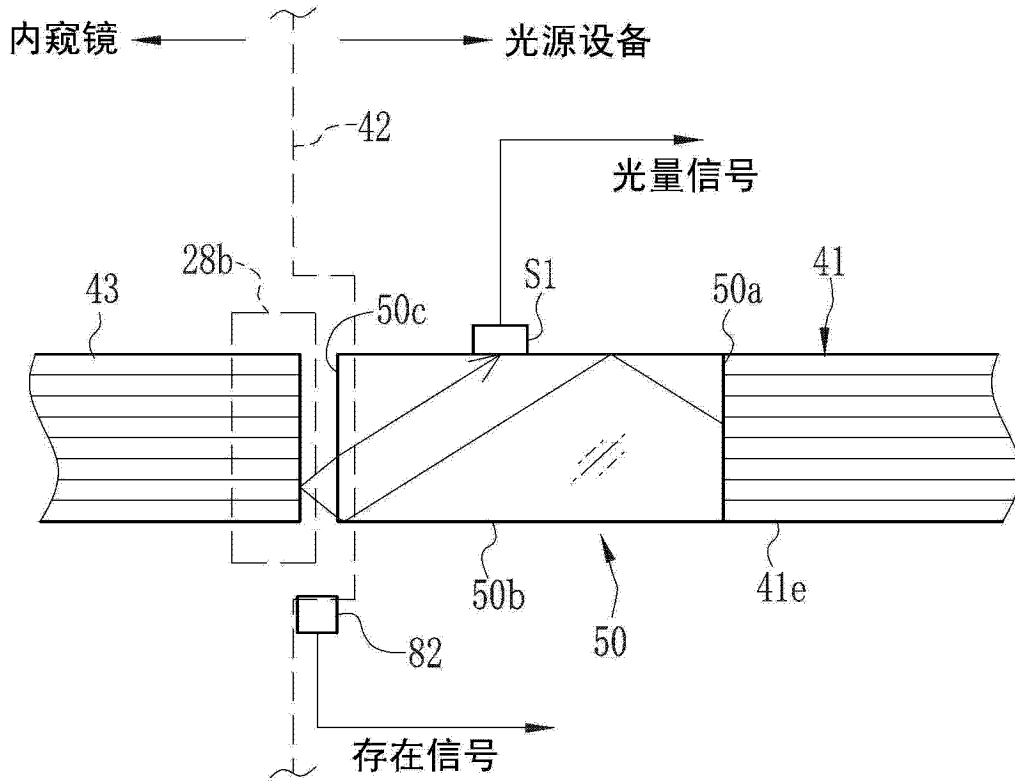


图 26

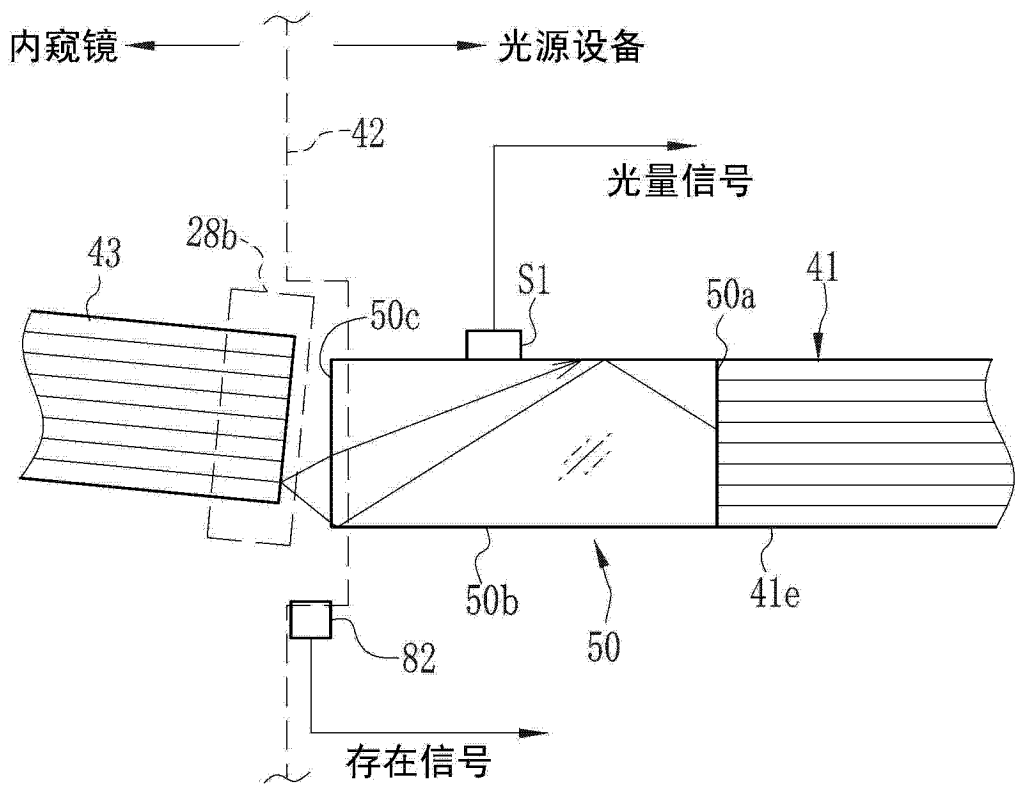


图 27

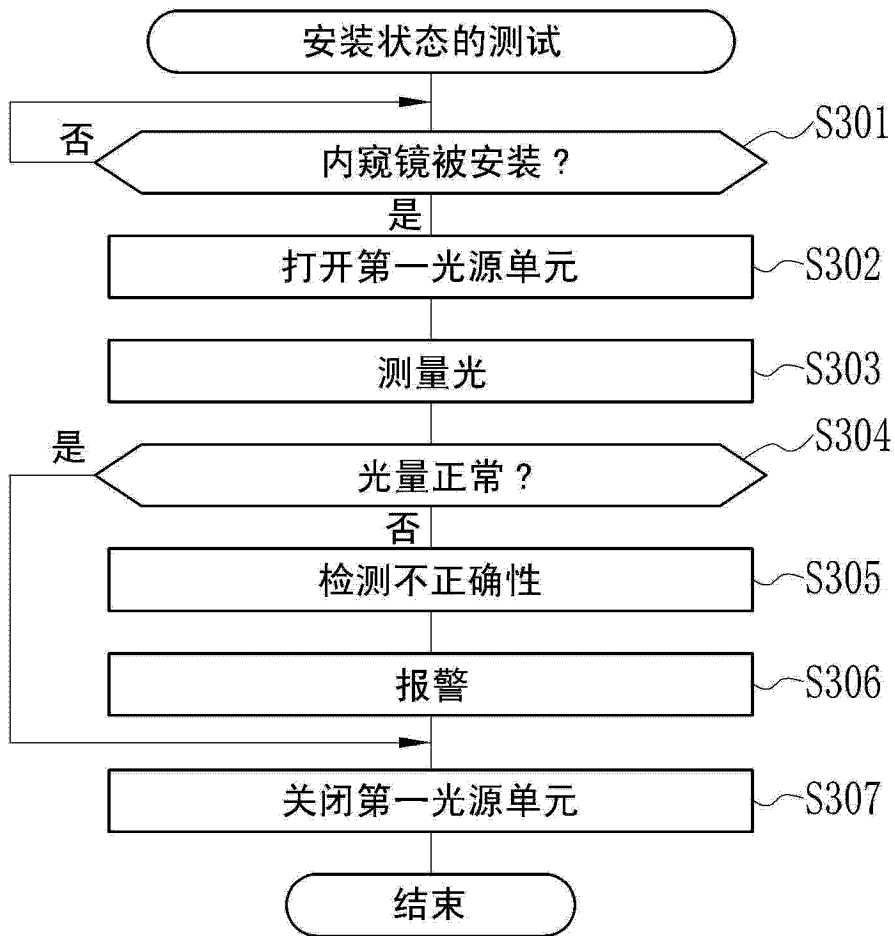


图 28

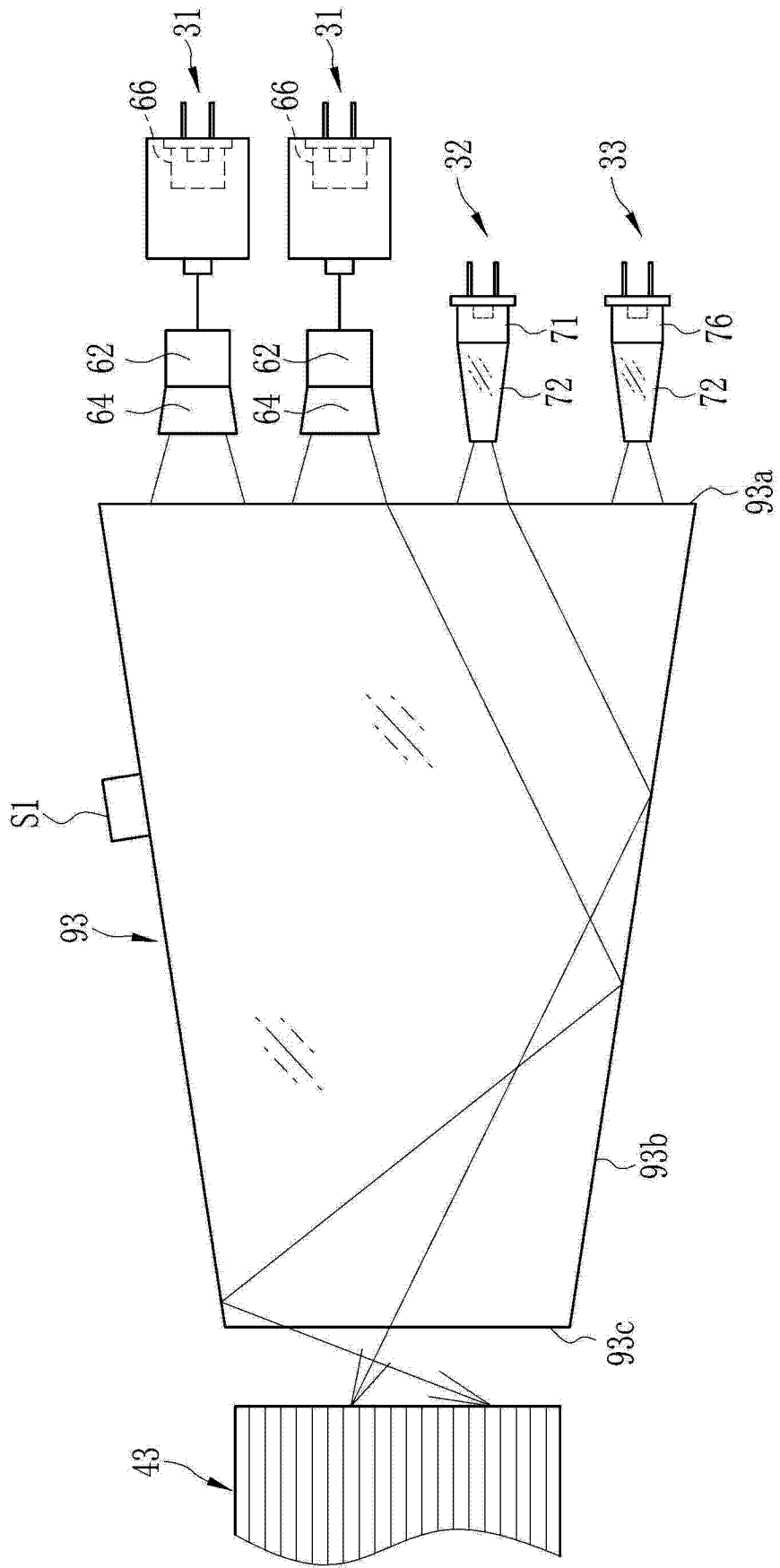


图 29

专利名称(译)	光源设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN103505174A</a>	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	CN201310246834.6	申请日	2013-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本美范 大桥永治 齐藤牧		
发明人	森本美范 大桥永治 齐藤牧		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	H05B37/02 A61B1/07 A61B1/0669 F21V33/0068 A61B1/0661 A61B1/0638 A61B1/0653 H05B47/10		
优先权	2012138785 2012-06-20 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种光源设备和内窥镜系统。用于为内窥镜供应光的光源设备包括用于产生光的至少一个光源。透明光导棒包括入射端面、出射端面和反射界面，所述入射端面沿光轴方向设置在近端侧，用于接收光的进入，所述出射端面沿光轴方向设置在远端侧，用于使来自入射端面的光出射，所述反射界面形成在入射端面与出射端面之间，用于以内部的方式全反射光并用于沿光轴方向引导光。至少一个光传感器设置在反射界面上，用于测量光的光量。

