



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109152522 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201780030045.5

(22)申请日 2017.02.27

(30)优先权数据

2016-134364 2016.07.06 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/007441 2017.02.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/008185 JA 2018.01.11

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 五十岚诚 坂上阳一郎

(74)专利代理机构 北京尚诚知识产权代理有限公司 11322

代理人 龙淳 池兵

(51)Int.Cl.

A61B 1/07(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

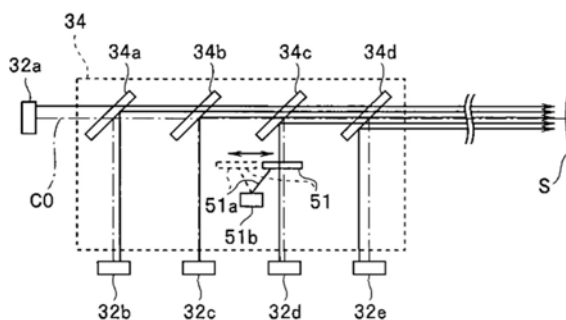
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

内窥镜装置

(57)摘要

内窥镜装置1包括:具有LED32d的光源装置3;和光学滤波器51。作为用于对被检体照射的照明光,LED32d能够通过被供给规定的驱动电流而产生峰值波长为600nm的光,并且能够通过被供给与规定的驱动电流不同的驱动电流而产生峰值波长偏移至与600nm不同的波长的光。光学滤波器51设置在从LED32d到接收来自被检体的光而生成摄像信号的摄像部21的照明光的光路上,用于将在波长轴上与595nm相比位于向短波长去的偏移方向的波长的光从光路上的光中除去。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:

第一发光部,作为用于对被检体照射的照明光,其能够通过被供给规定的驱动电流而产生峰值波长为第一波长的光,并且能够通过被供给与所述的驱动电流不同的驱动电流而产生所述峰值波长偏移至与所述第一波长不同的第二波长的光;和

除去部,其设置在从所述第一发光部到接收来自所述被检体的光而生成摄像信号的摄像部的所述照明光的光路上,用于将在波长轴上与所述第二波长相比位于从所述第一波长向所述第二波长去的偏移方向的波长的光从所述光路上的光中除去。

2. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

在所述第一发光部中,所述第一波长是从达到血红蛋白的吸光特性的极大值的波长至达到血红蛋白的吸光特性的极小值的波长的波段内的波长。

3. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述第一发光部能够通过被供给所述的驱动电流而产生所述峰值波长为作为所述第一波长的600nm以上的波长的窄带光,并且能够通过被供给比所述的驱动电流小的驱动电流而产生所述峰值波长为作为所述第二波长的小于600nm的波长的窄带光。

4. 如权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述除去部用于从所述照明光中除去小于600nm的波长的光。

5. 如权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述除去部用于从所述照明光中除去595nm以下的波长的光。

6. 如权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述除去部用于从所述照明光中除去591nm以下的波长的光。

7. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

还具有用于切换所述被检体的观察模式的观察模式切换部,

所述除去部能够与所述的观察模式切换部进行的所述观察模式的切换相应地插入所述照明光的光路中或者从所述照明光的光路中脱出。

8. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,还具有:

第二发光部,其能够产生所述峰值波长比所述第一发光部产生的光的波长短的光;和
分色镜,其配置在所述第一发光部产生的光和所述第二发光部产生的光通过的光路上,用于将来自所述第一发光部的光和来自所述第二发光部的光进行合波,

所述除去部是设置在所述第一发光部与所述分色镜之间的光路上的光学滤波器。

9. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

还具有第二发光部,其能够产生所述峰值波长比所述第一发光部产生的光的波长短的光,

所述除去部是分色镜,其配置在所述第一发光部产生的光和所述第二发光部产生的光通过的光路上,并且能够使来自所述第一发光部的光反射,并使来自所述第二发光部的光透射,从而将来自所述第一发光部的光和来自第二发光部的光进行合波。

10. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述除去部设置在所述照明光从所述第一发光部向所述被摄体去的所述光路上。

11. 如权利要求10所述的内窥镜装置,其特征在于:

从所述第一发光部出射的所述照明光被分色镜反射而向所述被摄体照射,

所述除去部是配置在所述第一发光部与所述分色镜之间的光学滤波器。

12. 如权利要求11所述的内窥镜装置,其特征在于:

还具有用于切换所述被检体的观察模式的观察模式切换部,

所述除去部能够与所述观察模式切换部进行的所述观察模式的切换相应地插入所述照明光的光路中或者从所述照明光的光路中脱出。

13. 如权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于:

从所述第一发光部出射的所述照明光被分色镜反射而向所述被摄体照射,

所述除去部是所述分色镜,其不反射与所述第二波长相比位于所述偏移方向的波长的光。

14. 如权利要求13所述的内窥镜装置,其特征在于:

还具有用于切换所述被检体的观察模式的观察模式切换部,

所述分色镜能够与所述观察模式切换部进行的所述观察模式的切换相应地插入所述照明光的光路中或者从所述照明光的光路中脱出。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置,特别涉及包括能够产生具有规定峰值波长的照明光的发光部的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 一直以来,通过照射照明光来获得体腔内的内窥镜图像的内窥镜装置被广泛使用。术者使用内窥镜装置,能够在观看监视器上显示的活体组织的内窥镜图像的同时,进行各种诊断,或者进行必要的处置。

[0003] 作为活体观察系统的内窥镜装置,有的具有多种观察模式,例如:利用白色光作为照明光对活体组织进行照明来观察活体组织的普通光观察模式;和利用特殊光作为照明光对活体组织进行照明来观察活体组织的特殊光观察模式等。

[0004] 氙光源等热光源以往被用作内窥镜装置的光源,但是近年来,如日本特开2016-49447号公报中公开的那样,提出了使用半导体发光元件作为照明光用的光源的内窥镜装置。半导体发光元件的出射光的光量与驱动电流相应地发生变化。

[0005] 但是,在使用半导体发光元件的情况下,存在如下问题:取决于驱动电流值的不同,出射光的峰值波长发生偏移,从而出射波长从所需的波段偏移了的光。例如,在使用规定的窄带光作为照明光,生成强调被检体的深部血管等特定结构的图像,或者测量氧饱和度的情况下,存在如下问题:由于峰值波长的偏移,特定结构的对比度降低,或者无法测量准确的氧饱和度。

[0006] 因此,本发明的目的在于提供一种内窥镜装置,其即使在所使用的光源出射峰值波长因驱动信号的值而偏移的照明光的情况下,也能够减少不适合进行所希望的观察的波长的光。

发明内容

[0007] 用于解决技术问题的手段

[0008] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有:第一发光部,作为用于对被检体照射的照明光,其能够通过被供给规定的驱动电流而产生峰值波长为第一波长的光,并且能够通过被供给与所述规定的驱动电流不同的驱动电流而产生所述峰值波长偏移至与所述第一波长不同的第二波长的光;和除去部,其设置在从所述第一发光部到接收来自所述被检体的光而生成摄像信号的摄像部的所述照明光的光路上,用于将在波长轴上与所述第二波长相比位于从所述第一波长向所述第二波长去的偏移方向的波长的光从所述光路上的光中除去。

附图说明

[0009] 图1是表示本发明第一实施方式的内窥镜装置的主要部分的结构图。

[0010] 图2是表示本发明第一实施方式的从LED单元32出射的光的波段的强度与氧合血

红蛋白和血红蛋白的光吸收系数相对于波长的变化的图。

[0011] 图3是表示本发明第一实施方式的反射镜单元34的结构图。

[0012] 图4是表示本发明第一实施方式的DM34c的光谱反射特性和光学滤波器51的光谱透射特性的曲线图。

[0013] 图5是用于对本发明第一实施方式的特殊光观察模式的整体处理流程进行说明的图。

[0014] 图6是用于对本发明第一实施方式的内窥镜2的前端部2c靠近被摄体时的动作、处理和作用的流程进行说明的图。

[0015] 图7是表示本发明第一实施方式的LED32d出射的窄带光的峰值波长随着LED32d的驱动电流的减小而向短波长侧偏移的图。

[0016] 图8是表示本发明第二实施方式的反射镜单元34A的结构图。

[0017] 图9是表示本发明第二实施方式的DM34cA的光谱反射特性的曲线图。

[0018] 图10是用于对本发明第二实施方式的变形例的与LED32d对应的DM71的结构进行说明的图。

[0019] 图11是用于对本发明第二实施方式的变形例的与LED32d对应的DM71的结构进行说明的图。

具体实施方式

[0020] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0021] (第一实施方式)

[0022] (结构)

[0023] 图1是表示本实施方式的内窥镜装置的主要部分的结构图。

[0024] 如图1所示,作为活体观察系统的内窥镜装置1包括内窥镜2、光源装置3、处理器4、显示装置5和输入装置6。

[0025] 内窥镜2能够插入到被检体内,并且能够对被检体内的活体组织等被摄体进行摄像并输出摄像信号。光源装置3能够经由在内窥镜2的内部插通配置的光导7供给在观察该被摄体时使用的照明光。处理器4能够生成与从内窥镜2输出的摄像信号相应的影像信号等并将其输出。显示装置5用于显示与从处理器4输出的影像信号相应的观察图像等。输入装置6包括能够对处理器4进行与术者等用户的输入操作相应的指示等的开关和/或按钮等。

[0026] 内窥镜2具有:能够插入到被检体内的形成为细长形状的插入部2a;和设置在插入部2a的根端侧的操作部2b。内窥镜2能够经由通用线缆(未图示)可拆装地与处理器4连接,该通用线缆内置有用于传输摄像信号等各种信号的多根信号线。内窥镜2能够经由光导线缆(未图示)可拆装地与光源装置3连接,光导7的至少一部分内置在该光导线缆中。

[0027] 在插入部2a的前端部2c设置有:用于对被检体内的活体组织等被摄体进行摄像的摄像部21;光导7的出射端部;和对被摄体照射由光导7传输的照明光的照明光学系统22。

[0028] 摄像部21能够接收来自被摄体的光而生成摄像信号并将其输出,其中,该被摄体由经过照明光学系统22出射的照明光照明。具体而言,摄像部21具有:能够使来自被摄体的返回光成像的物镜光学系统21a;和设置有原色的滤色器21f的摄像元件21b。滤色器21f配置在用于接收来自被摄体的返回光而对其进行摄像的多个像素的前面,该多个像素与物镜

光学系统21a的成像位置相应地呈矩阵状排列。

[0029] 摄像元件21b例如包括CCD或CMOS等图像传感器,能够对通过滤色器21f后的返回光进行摄像从而生成摄像信号,并将该生成的摄像信号输出。

[0030] 滤色器21f通过将R(红色)、G(绿色)和B(蓝色)的微小滤色器在与摄像元件21b的各像素对应的位置按照拜耳排列呈马赛克状配置而形成。

[0031] 操作部2b具有用户能够抓持进行操作的形状。在操作部2b设置有内窥镜开关23,其包括能够对处理器4进行与用户的输入操作相应的指示的1个以上的开关。

[0032] 光源装置3具有LED驱动部31、LED单元32、聚光透镜33和反射镜单元34。

[0033] LED驱动部31例如包括驱动电路等。LED驱动部31能够与从处理器4输出的照明控制信号和调光信号相应地生成用于驱动LED单元32的各LED的LED驱动信号并将其输出。

[0034] LED单元32例如具有发出如图2所示的彼此不同的5个波段的光的光源即LED32a~32e。反射镜单元34包括用于使从LED32a~32e出射的光偏转而向聚光透镜33入射的分色镜等光学元件(参照图3)。

[0035] 图2是表示本实施方式的从LED单元32出射的光的波段的强度与氧合血红蛋白和血红蛋白的光吸收系数相对于波长的变化的图。

[0036] LED32a~32e各自是能够在与从LED驱动部31输出的LED驱动信号相应的时刻(timing)单独地发光或熄灭的半导体发光元件。LED32a~32e能够以与从LED驱动部31输出的LED驱动信号相应的发光强度进行发光。

[0037] LED32a例如能够发出如图2所示中心波长被设定为415nm并且波段被设定为属于蓝色波段的窄带光即BS光。即,BS光具有如下特性:在存在于活体组织的表层的毛细血管处散射和/或反射,并且血液对其的光吸收系数比后述的BL光大。

[0038] LED32b例如能够发出如图2所示中心波长被设定为460nm并且波段被设定为属于蓝色波段的窄带光即BL光。即,BL光具有如下特性:在存在于活体组织的表层的毛细血管处散射和/或反射,并且血液对其的光吸收系数比BS光小。

[0039] LED32c例如能够发出如图2所示中心波长被设定为540nm并且波段被设定为属于绿色波段的窄带光即G光。即,G光具有如下特性:在存在于活体组织的中层的血管处散射和/或反射,其中,活体组织的中层比活体组织的深部靠表层侧。在此,G光是包括绿色波段以外的波段的稍宽的窄带光。

[0040] LED32d例如能够发出如图2所示中心波长被设定为600nm并且波段被设定为属于红色波段的窄带光即RS光。即,RS光具有如下特性:在存在于活体组织的深部的粗直径的血管处散射和/或反射,并且血液对其的光吸收系数比后述的RL光大。

[0041] LED32e例如能够发出如图2所示中心波长被设定为630nm并且波段被设定为属于红色波段的窄带光即RL光。即,RL光具有如下特性:在存在于活体组织的深部的粗直径的血管处散射和/或反射,并且血液对其的光吸收系数比RS光小。

[0042] 半导体发光元件的出射光的光量与驱动电流相应地发生变化。在各LED32a至32e中,当驱动电流的电流值变大时,峰值波长向长波长侧偏移,当驱动电流的电流值变小时,峰值波长向短波长侧偏移。特别是LED32d当被供给电流值比规定的电流值小的驱动电流时,峰值波长向短波长侧偏移。

[0043] 即,LED32d能够通过被供给规定的驱动电流而产生峰值波长为600nm以上的窄带

光,并且能够通过被供给比规定的驱动电流小的驱动电流而产生峰值波长小于600nm的窄带光。

[0044] 因此,LED32d构成如下所述的发光部,作为用于对被检体照射的照明光,其能够通过被供给规定的驱动电流而产生峰值波长为600nm的光,并且能够通过被供给与该规定的驱动电流不同的驱动电流而产生峰值波长偏移至与600nm的波长不同的波长例如595nm的光。

[0045] LED32a、32b和32c是产生峰值波长比LED32d产生的光的波长短的光的发光部。DM34c配置在LED32d产生的光与LED32a、32b和32c产生的光通过的光路上,用于将来自LED32d的光与来自LED32a等的光进行合波。

[0046] 血红蛋白在600nm的波长附近吸收光的程度大幅地变化。

[0047] 在图2中,点划线表示氧合血红蛋白的吸收光谱,两点划线表示还原血红蛋白的吸收光谱。

[0048] 例如,通常,静脉血中以大致60:40~80:20的比例含有氧合血红蛋白(HbO₂)和还原血红蛋白(Hb)(下面将两者合在一起简称为血红蛋白)。光会被血红蛋白吸收,但是血红蛋白的光吸收系数根据光的波长而不同。就静脉血对大致400nm至大致800nm的波长的光的吸收特性而言,在550nm至750nm的范围,光吸收系数大致在波长576nm的点呈现极大值,在波长730nm的点呈现极小值。

[0049] RS光是中心波长即峰值波长为600nm的窄带光,是从达到血红蛋白的吸光特性的极大值(在此是波长576nm时的光吸收系数)的波长至达到血红蛋白的吸光特性的极小值(在此是波长730nm时的光吸收系数)的波长的波段内的光。

[0050] RL光是中心波长即峰值波长为630nm的窄带光,是从血红蛋白的吸光特性的如上所述的极大值至极小值的波段内的光,但是为比RS光的波长更长、光吸收系数小并且活体组织的散射特性被抑制的波段的光。散射特性被抑制是指散射系数随着向长波长侧去而变小。

[0051] 图3是表示反射镜单元34的结构图。

[0052] 反射镜单元34包括4个分色镜(下面简称为DM)34a、34b、34c、34d和光学滤波器51。

[0053] DM34a具有使460nm以上的波段的光反射的光谱反射特性和使小于460nm的波段的光透射的光谱透射特性。DM34a在使从LED32a出射的光向被摄体S出射的光路C0上,配置在使从LED32b出射的光反射并沿着光路C0向被摄体S出射的位置。

[0054] DM34b具有使540nm以上的波段的光反射的光谱反射特性和使小于540nm的波段的光透射的光谱透射特性。DM34b在使从LED32a出射的光向被摄体S出射的光路C0上,配置在使从LED32c出射的光反射并沿着光路C0向被摄体S出射的位置。

[0055] DM34c具有使585nm以上的波段的光反射的光谱反射特性和使小于585nm的波段的光透射的光谱透射特性。DM34c在使从LED32a出射的光向被摄体S出射的光路C0上,配置在使从LED32d出射的光反射并沿着光路C0向被摄体S出射的位置。

[0056] DM34d具有使630nm以上的波段的光反射的光谱反射特性和使小于630nm的波段的光透射的光谱透射特性。DM34d在使从LED32a出射的光向被摄体S出射的光路C0上,配置在使从LED32e出射的光反射并沿着光路C0向被摄体S出射的位置。

[0057] 光学滤波器51设置在LED32d与DM34c之间。

[0058] 光学滤波器51是使595nm以上的波段的光透射的长通滤波器。图4是表示DM34c的光谱反射特性和光学滤波器51的光谱透射特性的曲线图。

[0059] DM34c使从LED32d出射的照明光反射以使其向被摄体照射,但是如在图4中用实线表示的那样,DM34c仅使585nm以上的波段的光反射。

[0060] 此外,如在图4中用虚线表示的那样,光学滤波器51将595nm以下的波段的光除去。

[0061] 如以上所述,光学滤波器51设置在从LED32d到摄像部21的照明光的光路上,在此设置在从LED32d向被摄体去的光路上的LED32d与DM34c之间。光学滤波器51构成除去部,其用于将在波长轴上与595nm相比位于从600nm的波长向595nm的波长去的偏移方向(即短波长方向)的波长的光(即595nm以下的波段的光)从光路上的光中除去。

[0062] 光学滤波器51将来自LED32d的照明光中的小于峰值波长即600nm的波长的光除去,在此,将小于595nm的波长的光除去。

[0063] 如图3所示,光学滤波器51是可动式的,通过臂部件51a与具有电动机等的致动器51b连接。致动器51b由控制部46经由LED驱动部31控制并驱动。

[0064] 在特殊光观察模式时,光学滤波器51如在图3中用实线表示的那样被设置在LED32d与DM34c之间。在普通光观察模式时,光学滤波器51如在图3中用虚线表示的那样被移动至不设置在LED32d与DM34c之间的位置。光学滤波器51如在图3中用箭头表示的那样能够移动,在特殊光观察模式时,如用实线表示的那样被设置在LED32d与DM34c之间。即,光学滤波器51是将规定的波长以下的波段的光除去的除去部,能够与通过输入装置6或内窥镜开关23进行的观察模式的切换相应地插入照明光的光路中或者从照明光的光路中脱出。

[0065] 聚光透镜33能够使从反射镜单元34出射的光会聚并使其向光导7的入射端部入射。

[0066] 返回到图1,处理器4包括前处理部41、A/D转换部42、图像生成部43、缓冲部44、显示控制部45、控制部46和调光部47。

[0067] 前处理部41例如包括各种处理电路。前处理部41能够对从内窥镜2的摄像部21输出的摄像信号实施放大和噪声除去等规定的信号处理并将处理后的信号输出至A/D转换部42。

[0068] A/D转换部42例如包括A/D转换电路。A/D转换部42能够对从前处理部41输出的摄像信号实施A/D转换等处理从而生成图像数据,并将该生成的图像数据输出至图像生成部43。

[0069] 图像生成部43例如包括颜色分离处理电路、色彩平衡电路等。图像生成部43能够将实施了色彩平衡处理等的图像数据输出至缓冲部44。

[0070] 缓冲部44例如包括缓冲存储器等缓冲电路。缓冲部44能够在控制部46的控制下,暂时存储从图像生成部43输出的图像数据,并将该存储的图像数据输出至显示控制部45。

[0071] 显示控制部45例如包括显示控制电路。显示控制部45能够在控制部46的控制下,将从缓冲部44输出的图像数据分配至显示装置5的R通道、G通道和B通道从而生成影像信号,并将该生成的影像信号输出至显示装置5。

[0072] 控制部46例如包括由CPU、ROM、RAM等构成的控制电路。在ROM中存储有用于控制内窥镜装置1整体的动作的程序、用于控制与各观察模式相应的动作的程序等,CPU与用户的指示相应地从ROM读取并执行各种程序,对各部输出控制信号。

[0073] 控制部46能够与观察模式相应地生成用于对被摄体进行照明的照明控制信号并将其输出至LED驱动部31。

[0074] 控制部46能够对显示控制部45进行控制,以使得显示控制部45与所需的观察模式相应地改变显示装置5上显示的观察图像,该所需的观察模式是从能够通过设置在输入装置6和/或内窥镜开关23中的观察模式切换开关(未图示)进行切换的多种观察模式中选择的。因此,输入装置6或内窥镜开关23构成对被检体的观察模式进行切换的观察模式切换部。

[0075] 调光部47例如包括调光电路。调光部47能够基于从图像生成部43输出的图像数据生成用于调节LED单元32的各LED的发光强度的调光信号,并将该生成的调光信号输出至LED驱动部31。

[0076] (动作)

[0077] 术者通过操作设置在输入装置6和/或内窥镜开关23中的观察模式切换开关,能够以所需的观察模式观察被检体。

[0078] 当观察模式被设定为普通光观察模式时,控制部46控制LED驱动部31,使5个LED32a~32e发光,使光学滤波器51如在图3中用虚线表示的那样移动至不设置在LED32d与DM34c之间的位置。

[0079] 进而,控制部46与普通光观察模式相应地控制图像生成部43、缓冲部44和显示控制部45,以使显示装置5显示普通光观察用的内窥镜图像。

[0080] 普通光观察模式下的内窥镜图像由从5个LED32a~32e出射的5种窄带光的返回光生成。

[0081] 当观察模式被设定为特殊光观察模式时,控制部46控制LED驱动部31,在5个LED32a~32e中,仅使LED32b和LED32c中的任一者、LED32d和LED32e这3个LED发光,使光学滤波器51如在图3中用实线表示的那样移动至LED32d与DM34c之间的位置。

[0082] 在此,在特殊光观察模式下,利用460nm(或540nm)、600nm和630nm的照明光各自的返回光得到的3个窄带图像,分别被分配给显示装置5的蓝色通道、绿色通道和红色通道这3个输入通道,从而在显示屏5a上显示用于深部血管强调显示或出血点显示的窄带图像。

[0083] 特殊光观察模式在此是用于深部血管强调显示或出血点显示的窄带光观察模式。

[0084] 图5是用于对本实施方式的特殊光观察模式的整体处理流程进行说明的图。

[0085] 术者将内窥镜的插入部2a插入到体腔内,在通常观察模式下,使插入部2a的前端部2c位于病变部附近,以确认处理对象的病变部时,为了观察黏膜下的比较粗的例如直径1~2mm的深部血管61,操作观察模式切换开关,将内窥镜装置1切换为特殊光观察模式。在此,深部血管61是观察对象,是在活体黏膜的深度方向上存在的对象物。

[0086] 在窄带观察模式下,控制部46控制光源装置3的LED驱动部31以使得出射规定的3种窄带光。此时,如上所述,光学滤波器51如在图3中用实线表示的那样被插入到LED32d与DM34c之间。控制部46控制处理器4内的各种电路以使得生成用于特殊光观察的内窥镜图像。

[0087] 如图5所示,在特殊光观察模式下,来自作为发光部的光源装置3的3种窄带波长的照明光,从内窥镜2的插入部2a的前端部2c出射,透过被摄体S的黏膜层,对分布在黏膜下层和固有肌层中的深部血管61照射。

[0088] 中心波长在460nm或540nm附近的窄带光、中心波长在600nm附近的窄带光和中心波长在630nm附近的窄带光的反射光被摄像部21接收。摄像部21输出的摄像信号被供给至上述的图像生成部43。

[0089] 由图像生成部43处理而生成的图像信号被输出至显示装置5的显示屏5a上。在显示屏5a上,强调显示深部血管61,或者显示出血点。

[0090] 在特殊光观察模式时,当前端部2c靠近被摄体时要进行照明光的光量控制,但是采用本实施方式的内窥镜装置1,能够不降低对比度地显示出血点,下面对此进行说明。

[0091] 图6是用于对内窥镜2的前端部2c靠近被摄体时的动作、处理和作用的流程进行说明的图。

[0092] 当前端部2c靠近被摄体时,需要通过调光部47的控制,使照明光的光量降低(S0)。为了使照明光的光量降低,对于LED32b和LED32c中的任一者、LED32d和LED32e这3个LED,通过PWM控制进行LED的光量控制(S1),其中,在PWM控制中通过PWM使LED发光或熄灭。即,为了生成适当亮度的内窥镜图像,调光部47使LED驱动部31动作以使得通过PWM控制来驱动3个LED。

[0093] 各LED能够通过被供给规定的驱动电流而出射具有规定的峰值波长的窄带光。特别是LED32d能够通过被供给规定的电流值P、例如最大驱动电流值的驱动电流PI,而出射600nm的峰值波长的窄带光。在进行PWM控制时,与占空比相应地供给规定的电流值P的驱动电流PI或者停止该驱动电流PI的供给。

[0094] 当前端部2c进一步靠近被摄体,仅通过PWM控制进行照明光的光量调节无法使光量降低时,通过电流值控制进行LED的光量控制(S2)。

[0095] 在进行PWM控制的情况下,3个LED中的各LED中流动的驱动电流PI保持规定的电流值P(例如最大电流值)不变,3个LED按照计算出的占空比进行发光/熄灭控制,因此,驱动电流PI的电流值不会降低,不会发生LED32d的峰值波长的偏移。

[0096] 当进行S2的电流值控制时,驱动电流PI的电流值会降低至比规定的电流值P小的值p,因此,会发生LED32d的光的峰值波长向短波长侧的波长偏移(S3)。

[0097] 但是,即使LED32d出射的光发生峰值波长向短波长侧的波长偏移,光学滤波器51也能够进行波段限制以使得595nm以下的波长的光不透射。

[0098] 图7是表示LED32d出射的窄带光的峰值波长随着LED32d的驱动电流的减小而向短波长侧偏移的图。如在图7中用实线表示的那样,对LED32d供给规定的电流值P、例如最大电流值Pmax的驱动电流PI时,LED32d出射峰值波长为600nm的窄带光。

[0099] 当LED32d的驱动电流PI的强度即电流值减小时,如在图7中用点划线表示的那样,LED32d出射峰值波长向短波长侧偏移的窄带光。

[0100] 但是,光学滤波器51如用虚线表示的那样,使得小于595nm的波长的光不透射,因此,图7中用斜线表示的区域的光能够透过光学滤波器51。

[0101] 结果,来自LED32d的光中,仅595nm以上的波长的光、即大致600nm附近的窄带光被DM34c反射而对被摄体照射,因此,能够维持显示装置5的显示屏5a上显示的深部血管和出血点的对比度(S5)。

[0102] 当峰值波长向短波长侧偏移时,图7中用斜线表示的区域的光能够透过光学滤波器51。因此,当峰值波长向短波长侧偏移时,600nm的窄带光的光量会稍微降低,但是根据申

请人的实验,深部血管和出血点能够以高对比度显示在显示屏5a上,并且能够以与供给规定的电流值P的驱动电流PI时得到的图像的色调相同的色调显示在显示屏5a上。

[0103] 而且,根据申请人的实验,即使在光学滤波器51具有使591nm以上的波长的光透射而使小于591nm的波长的光不透射的光谱透射特性的情况下,深部血管和出血点也能够以高对比度显示在显示屏5a上,并且能够以与供给规定的电流值P的驱动电流PI时得到的图像的色调相同的色调显示在显示屏5a上。因此,作为除去部的光学滤波器51,也可以将其做成从照明光中除去591nm以下的波长的光。

[0104] 在显示出血点时,出血点的周边部,因为血液的量少所以600nm的光被血液吸收的量少。由于不对被摄体照射小于595nm的波长的光,所以,在出血点的周边部,可以透过血液看到的黏膜看起来也没有大的差异。

[0105] 如上所述,在上述的特殊光观察模式下,能够显示深部血管,能够抑制其显示图像的质量的降低,当在术中发生了出血时,也能够显示出血点。术者能够确认显示的出血点的位置,对该出血点进行止血处理。

[0106] 当峰值波长因驱动信号的值而偏移时,以往无法以高对比度显示出血点,但是,在上述的特殊光观察模式下,能够抑制对比度的降低,因此,出血点的色再现性也好。

[0107] 当在术中发生了出血时,远离出血点的周边黏膜下方的深部血管也能够以高对比度显示。600nm的窄带光中不包括能够透过在周边黏膜上扩展的薄的血液层、并且波长为595nm以下的光。因此,被在周边黏膜上扩展的薄层的血液覆盖的黏膜下方的深部血管也能够以高对比度显示。

[0108] 从而,依照上述的实施方式,能够提供一种内窥镜装置,其即使在所使用的光源出射峰值波长因驱动信号的值而偏移的照明光的情况下,也能够减少不适合进行所希望的观察的波长的光的照射。

[0109] 即使在为了测量氧饱和度等而使用特定的窄带光的情况下,通过设置如上所述的用于限制窄带光的峰值波长的偏移的除去部,也能够得到准确的测量结果。

[0110] 上述的实施方式是因为驱动信号的值减小而发生向短波长侧的波长偏移的例子,在因为驱动信号的值增大而发生向长波长侧的波长偏移的例子中,也可以设置除去部。

[0111] (第二实施方式)

[0112] 第一实施方式中,使用使规定的波段以下的光不透射的光学滤波器来防止由峰值波长的偏移引起的图像质量的降低,但是,在第二实施方式中,使用使规定的波段以下的光不反射的分色镜(DM)来防止由峰值波长的偏移引起的图像质量的降低。

[0113] 第二实施方式的内窥镜装置的结构具有与第一实施方式的内窥镜装置1大致相同的结构,因此,在本实施方式的内窥镜装置中,对于相同的构成要素标注相同的附图标记并省略说明。

[0114] 本实施方式的内窥镜装置与图1所示的第一实施方式的内窥镜装置1大致相同,但是在反射镜单元的结构方面不同。

[0115] 图8是表示本实施方式的反射镜单元34A的结构的图。图9是表示DM34cA的光谱反射特性的曲线图。

[0116] 反射镜单元34A具有4个DM34a、34b、34cA、34d。与LED32d对应的DM34cA具有仅使595nm以上的波段的光反射的光谱反射特性和使小于595nm的波段的光透射的光谱透射特

性。DM34cA配置在使从LED32d出射的光反射而沿着光路C0向被摄体S出射的位置。

[0117] 即,DM34cA构成除去部,其配置在LED32d产生的光与LED32a、32b和32c产生的光通过的光路上,并且在来自LED32d的光中,不反射在波长轴上与595nm相比位于从600nm向595nm去的方向的波长的光,而仅反射595nm以上的波段的光,并使来自LED32a、32b和32c的光透射,从而将来自LED32d的光与来自LED32a、32b和32c的光进行合波。

[0118] 结果,即使来自LED32d的光向短波长侧发生波长偏移,DM34cA也能够进行波段限制以使得小于595nm的波长的光不反射,因此,图7中用斜线表示的区域的光被反射而向被摄体出射。

[0119] 结果,来自LED32d的光中,仅595nm以上的波长的光、即大致600nm附近的窄带光被DM34cA反射而向被摄体照射,因此,能够维持显示装置5的显示屏5a上显示的出血点等的对比度。

[0120] 依照本实施方式,也能够得到与第一实施方式同样的效果。

[0121] 下面对变形例进行说明。

[0122] (变形例)

[0123] 在第二实施方式的情况下,在普通光观察模式下,来自LED32d的光被DM34cA反射,但是当峰值波长发生偏移时,向被摄体出射的来自LED32d的光的光量减少。因此,在本变形例中,为了消除普通光观察模式下的这样的来自LED32d的光的光量的减少,进行与观察模式相应的DM的切换。

[0124] 图10和图11是用于对本变形例的与LED32d对应的DM71的结构进行说明的图。与LED32d对应的DM71包括具有彼此不同的反射特性的2个DM。DM71代替DM34cA设置在DM34b与DM34d之间。

[0125] DM71具有2个DM71a和71b。DM71a与上述的DM34c同样具有使585nm以上的波段的光反射的光谱反射特性和使小于585nm的波段的光透射的光谱透射特性。DM71b与上述DM34cA同样具有使595nm以上的波段的光反射的光谱反射特性和使小于595nm的波段的光透射的光谱透射特性。

[0126] 图10表示在普通光观察模式时DM71的DM71a配置在光路C0上的状态,图11表示在特殊光观察模式时DM71的DM71b配置在光路C0上的状态。

[0127] DM71为圆板状,DM71a和DM71b为半圆板状且被固定在电动机72的轴72a上。能够通过电动机72的驱动将DM71a和71b中的任一者配置在光路C0上。

[0128] 电动机72的驱动由控制部46控制,圆板状的DM71能够如两点划线表示的那样转动。在普通光观察模式时,控制部46驱动电动机72以使得DM71a配置在光路C0上。在特殊光观察模式时,控制部46驱动电动机72以使得DM71b配置在光路C0上。

[0129] 在此DM71为圆板状,但是也可以为板状。

[0130] 在此,通过DM71的绕电动机72的轴72a的转动动作,将DM71a和DM71b中的任一者配置在光路C0上,但也可以是通过在2个位置之间直线移动的致动器,将DM71a和DM71b中的任一者配置在光路C0上。

[0131] 从而,依照本变形例,能够在普通光观察模式时,不使来自LED32d的光在DM71a上的反射光的光量减少。

[0132] 如上所述,依照上述的各实施方式和各变形例,能够提供一种内窥镜装置,其即使

在所使用的光源出射峰值波长因驱动信号的值而偏移的照明光的情况下,也能够减少不适合进行所希望的观察的波长的光。

[0133] 在上述的各实施方式和各变形例中,作为光源列举了峰值波长因驱动电流而偏移的LED,但是当在激光二极管等固体激光器、染料激光器等液体激光器、气体激光器等中使用峰值波长因驱动信号而偏移的装置作为光源的情况下,也能够应用上述的各实施方式和各变形例。

[0134] 在上述的第一实施方式和第二实施方式中,在特殊光观察模式时,作为照明光照射多种窄带光,使用使其中的600nm的窄带光中的595nm以下的光不透射或不反射的光学滤波器51或DM34cA作为波段限制单元,但是也可以是照明光使用规定的宽带光,使摄像部的滤色器21f具有使595nm以下的波段的光不透射的波段限制特性。

[0135] 例如,来自被摄体的返回光向具有滤色器21f的摄像元件21b入射。该滤色器21f具有按照拜耳排列等设置的蓝色滤波器、绿色滤波器和红色滤波器,蓝色滤波器采用使峰值波长为415nm和460nm的2种窄带光透射的双峰滤波器,绿色滤波器采用使峰值波长为540nm的窄带光透射的滤波器,红色滤波器采用使峰值波长为600nm和630nm的2种窄带光透射的双峰滤波器。而且,使红色滤波器除了具有使峰值波长为600nm和630nm的2种窄带光透射的特性以外,还具有使595nm以下的波段的光不透射的特性。从而,即使在照明光发生了峰值波长的偏移的情况下,也能够防止画质的降低。

[0136] 也可以是:不是使配置在摄像元件21b前的滤色器具有使595nm以下的波段的光不透射的波段限制特性,而是改为在图1的光导7的前端部设置用虚线表示的滤波器部21g,使该滤波器部21g具有使595nm以下的波段的光不透射的波段限制特性。

[0137] 例如,可以使得滤波器部21g是五峰滤波器,并且对于峰值波长为600nm的窄带光,具有使595nm以下的光不透射的特性。即使在照明光发生了峰值波长的偏移的情况下,也能够防止画质的降低。

[0138] 在上述的各实施方式中,作为照明光,使用了多种窄带光,但是也可以是:对由来自被摄体的反射光得到的图像信号进行光谱推定处理而生成窄带图像信号的情况下,使得不生成595nm以下的波长的光的图像。

[0139] 例如,在光谱推定处理中,以不包括由595nm以下的波段的光形成的窄带图像的方式,生成与峰值波长为600nm的窄带光对应的图像。即使在照明光发生了峰值波长的偏移的情况下,也能够防止画质的降低。

[0140] 如以上说明的那样,依照上述的各实施方式和各变形例,能够提供一种内窥镜装置,其即使在所使用的光源出射峰值波长因驱动信号的值而偏移的照明光的情况下,也能够减少不适合进行所希望的观察的波长的光。

[0141] 本发明并不限于上述的实施方式,可以在不改变本发明的主旨的范围内进行各种变更、改变等。

[0142] 本申请以2016年7月6日在日本申请的特愿2016-134364号作为要求优先权的基础,上述日本申请的公开内容在本申请说明书和权利要求书中被引用。

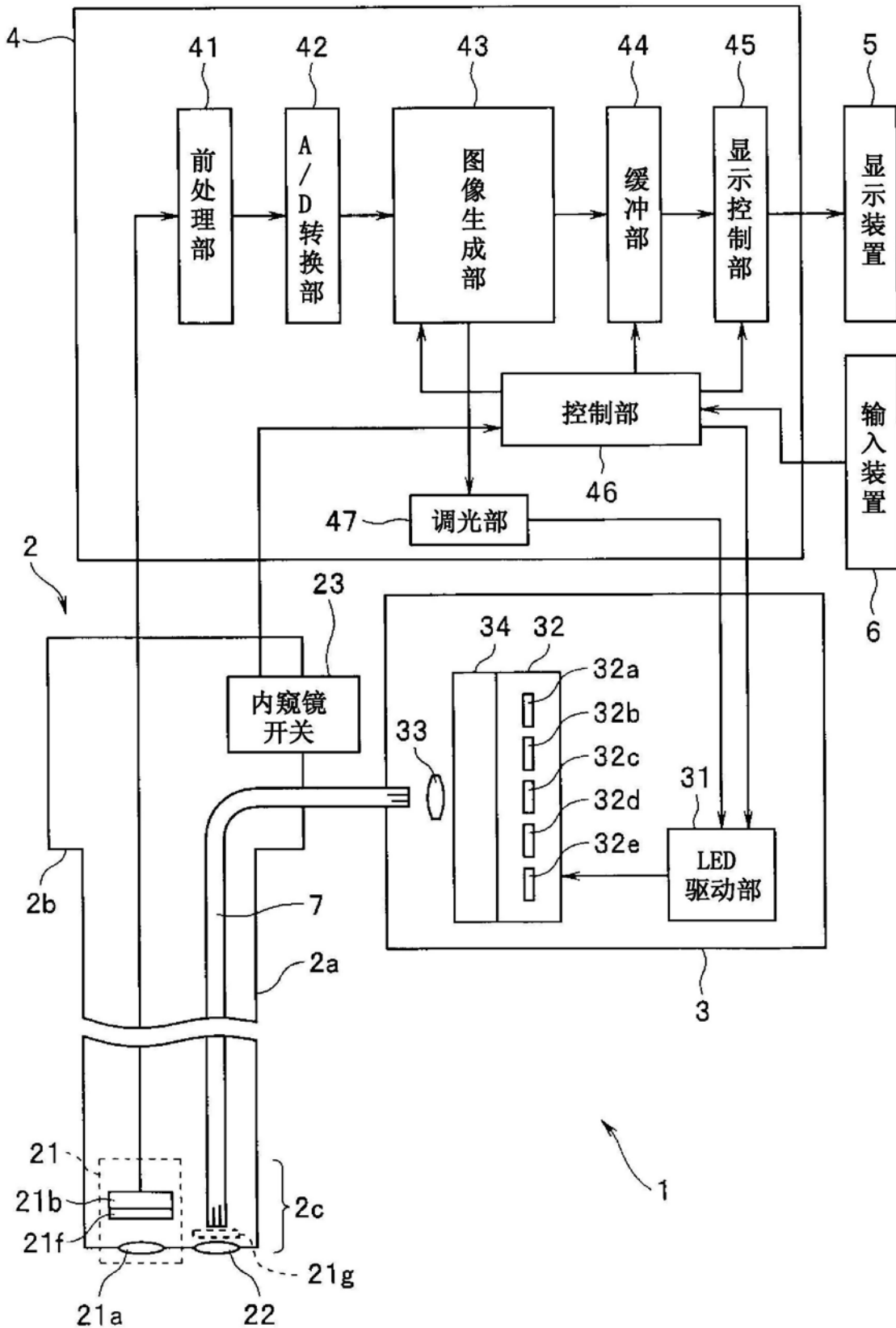


图1

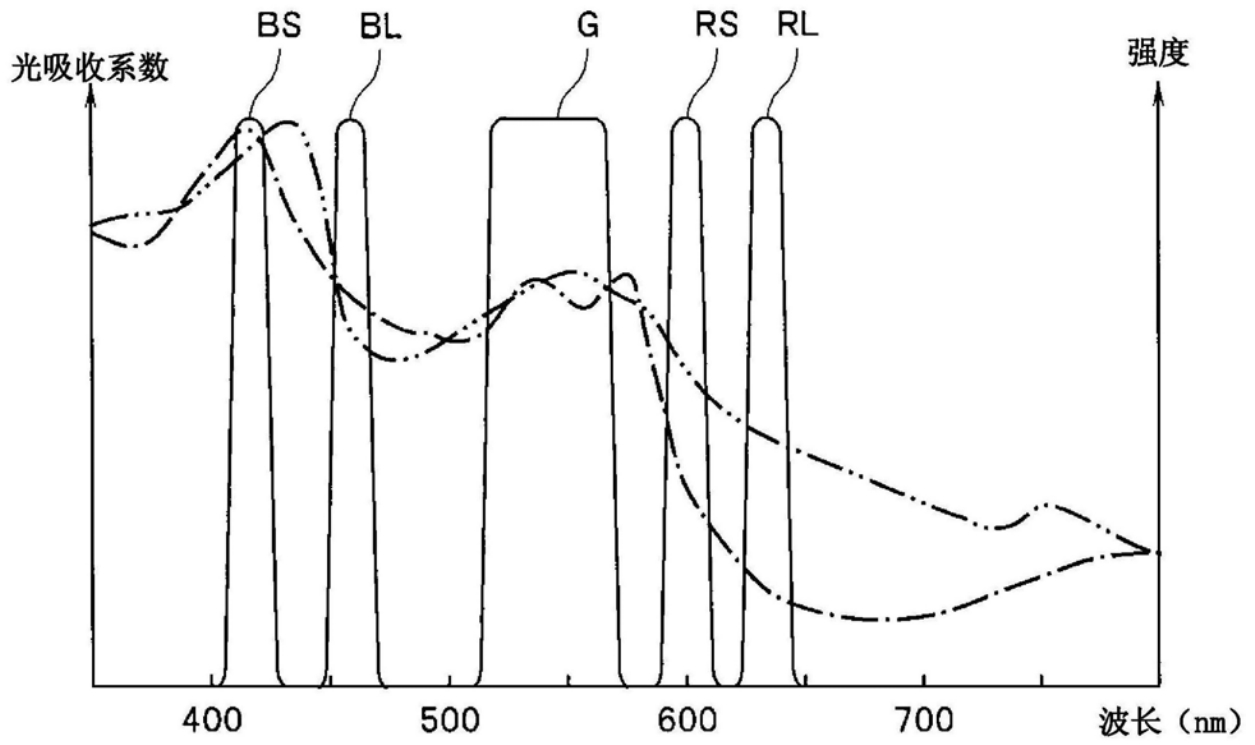


图2

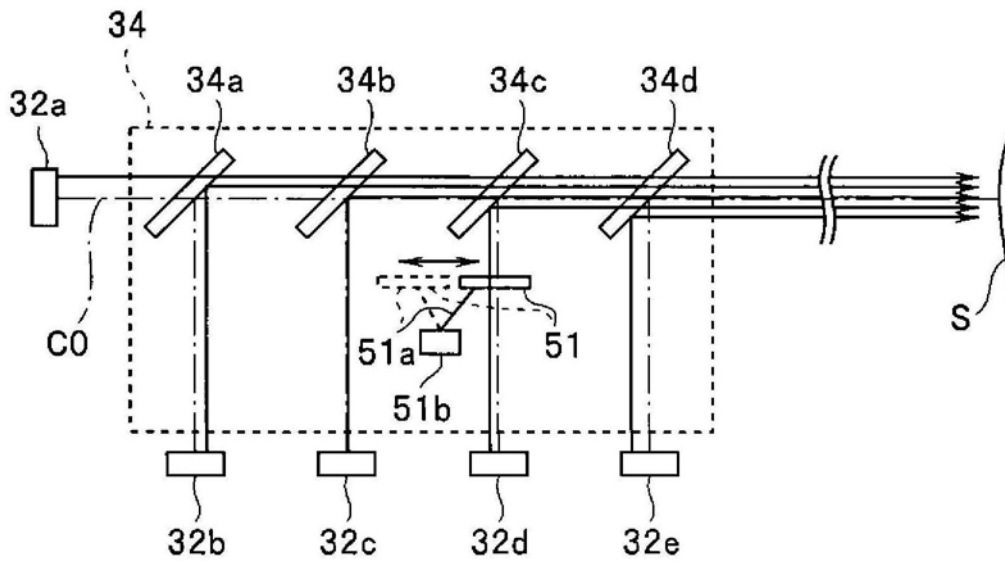


图3

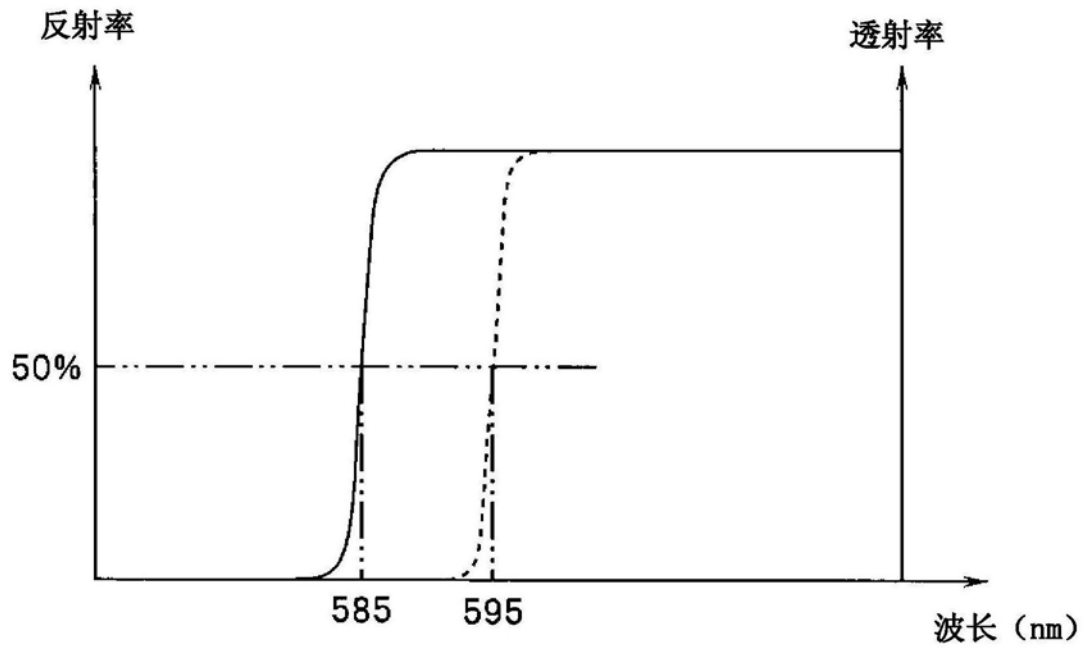


图4

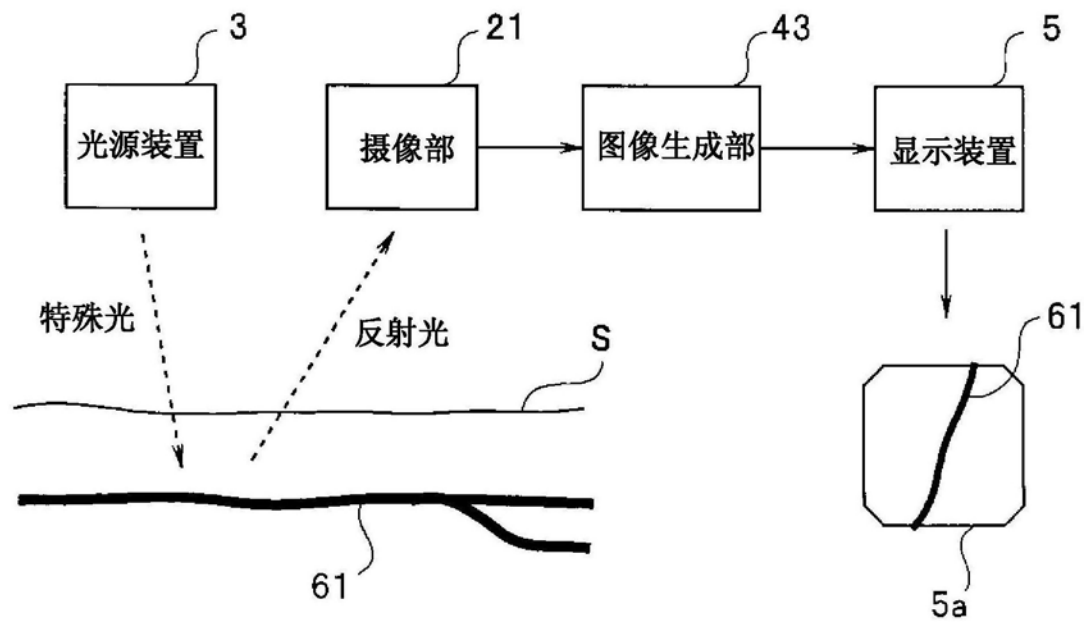


图5

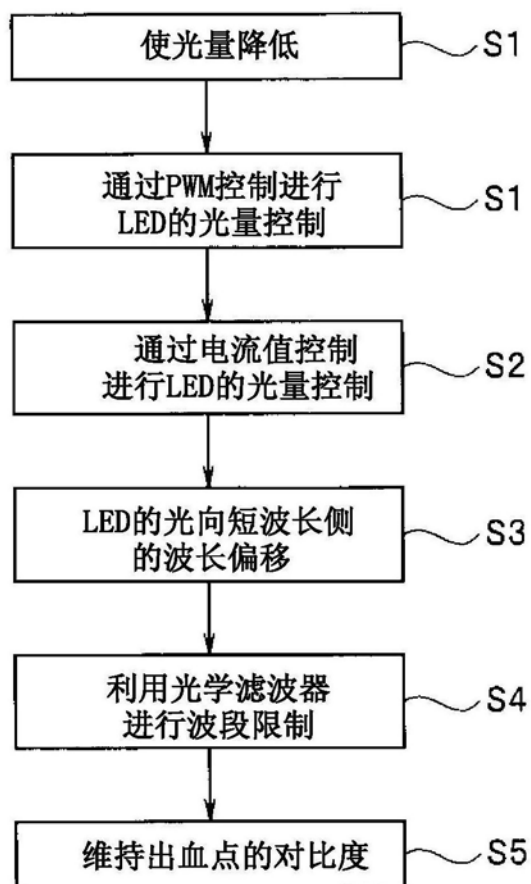


图6

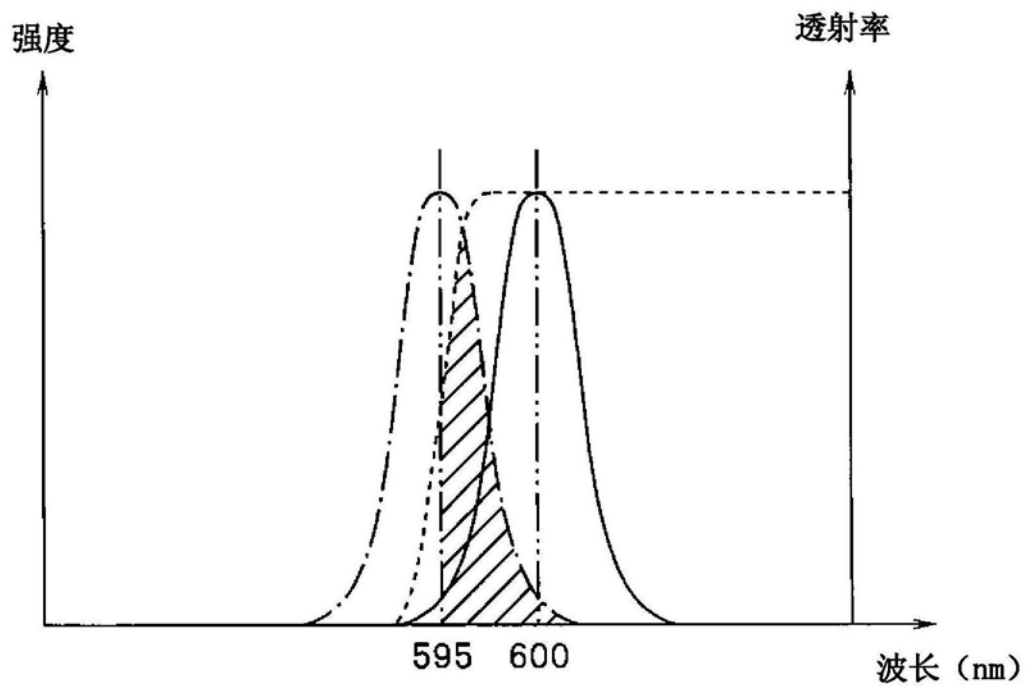


图7

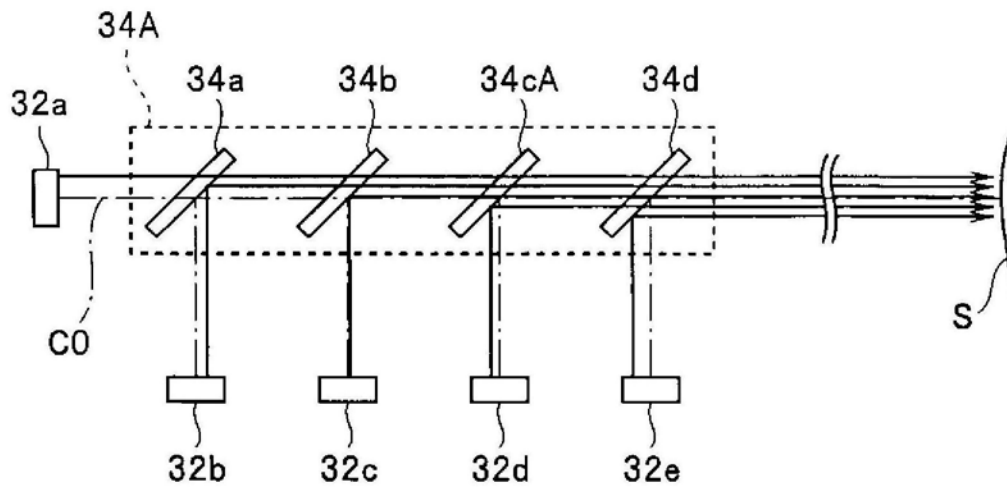


图8

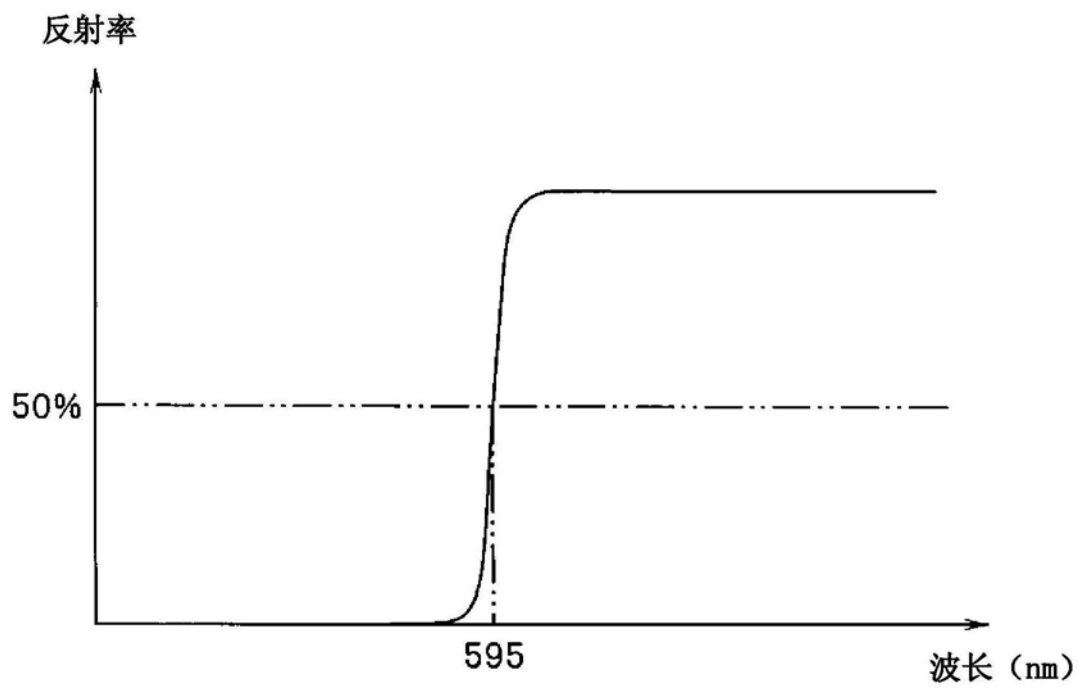


图9

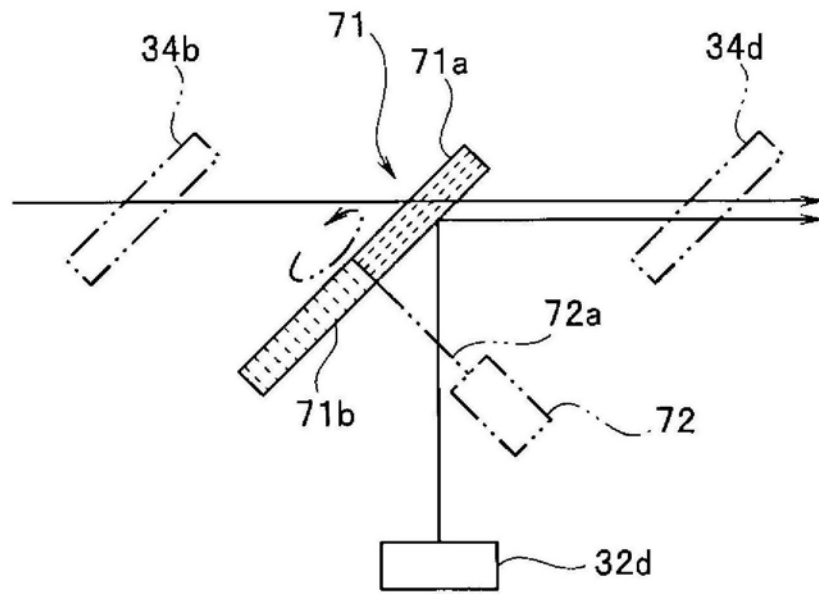


图10

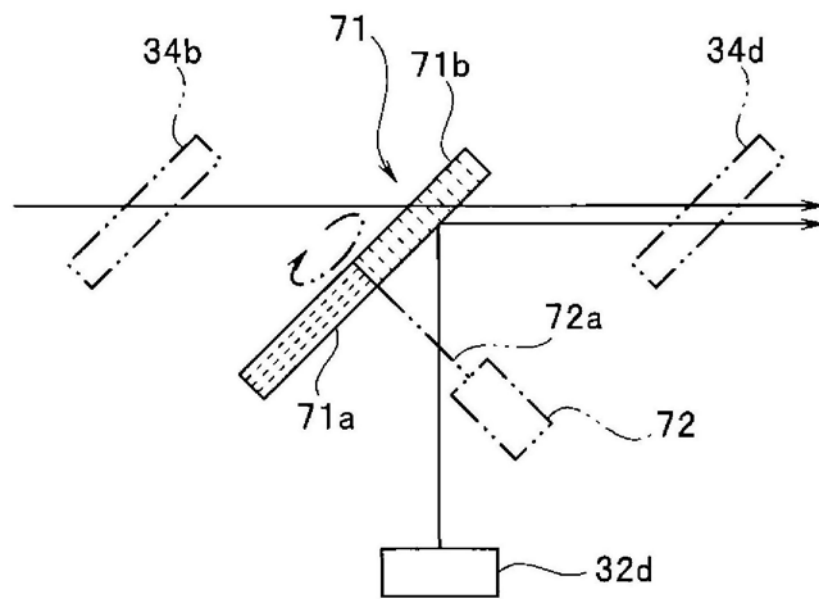


图11

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN109152522A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201780030045.5	申请日	2017-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	五十岚诚 坂上阳一郎		
发明人	五十岚诚 坂上阳一郎		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0646 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B1/07 A61B2090/3618		
优先权	2016134364 2016-07-06 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置1包括：具有LED32d的光源装置3；和光学滤波器51。作为用于对被检体照射的照明光，LED32d能够通过被供给规定的驱动电流而产生峰值波长为600nm的光，并且能够通过被供给与规定的驱动电流不同的驱动电流而产生峰值波长偏移至与600nm不同的波长的光。光学滤波器51设置在从LED32d到接收来自被检体的光而生成摄像信号的摄像部21的照明光的光路上，用于将在波长轴上与595nm相比位于向短波长去的偏移方向的波长的光从光路上的光中除去。

