



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525376 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201110328152. 0

(22) 申请日 2011. 10. 25

(30) 优先权数据

2010-273778 2010. 12. 08 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 小向牧人

(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 陈平

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

G02B 23/24 (2006. 01)

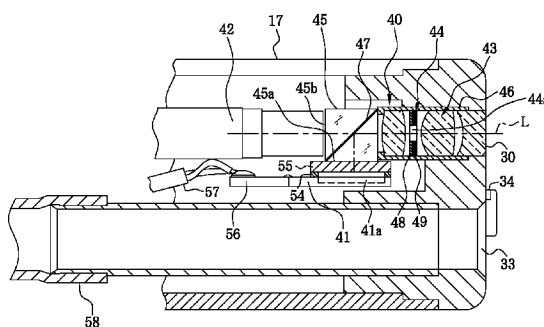
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

内窥镜及内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜及内窥镜系统。观察光学系统和照明光学系统共有配置于观察窗背后的对物光学系统。对物光学系统具有多个透镜和棱镜。多个透镜形成观察部位的图像,并且向所述观察部位照射照明光。所述棱镜具有从所述对物光学系统的光轴读取所述观察部位的图像的射出面和向所述光轴上入射激发光的入射面。对物光学系统内配置有具有光圈孔径的光圈。该光圈上贴合有位于棱镜侧的激发光通道滤波器和位于对物侧的波长转换部件。由所述激发光和波长转换部件形成所述照明光。



1. 一种内窥镜,其用于观察被检体内,其特征在于,具备:
第 1 照明光学系统,向所述被检体的观察部位照射照明光;
观察光学系统,具有与所述第 1 照明光学系统共同的光轴,用于利用所述照明光对照明中的所述观察部位进行观察;
光圈,对来自所述被检体的光进行限制;及
波长转换部件,配置于比所述光圈更靠近对物侧,通过将第 1 波长频带的光的一部分转换为已转换的第 2 波长频带的光,从而由该第 2 波长频带的光和通过所述光圈的第 1 波长频带的光形成所述照明光。
2. 如权利要求 1 所述的内窥镜,其特征在于,
所述观察光学系统及所述第 1 照明光学系统共有配置于所述光轴上的对物光学系统,该对物光学系统,具有:
多个透镜,形成所述观察部位的图像,并且用于向所述观察部位照射所述照明光;及
棱镜,具有从所述光轴读取所述观察部位的图像的射出面和向所述光轴上入射所述第 1 波长频带的光的入射面。
3. 如权利要求 2 所述的内窥镜,其特征在于,
所述光圈由仅使所述第 1 波长频带的光选择性地透射的窄通滤波器作成。
4. 如权利要求 3 所述的内窥镜,其特征在于,
在所述光圈的对物侧一体地设置有所述波长转换部件,以便对应于所述窄通滤波器。
5. 如权利要求 4 所述的内窥镜,其特征在于,
所述棱镜具有与所述光轴交叉的斜面,在该斜面形成有仅使所述第 1 波长频带的光选择性地透射的窄通滤波器。
6. 如权利要求 5 所述的内窥镜,其特征在于,
具备用于拍摄从所述棱镜的所述射出面读取的所述观察部位的图像的摄像元件。
7. 如权利要求 6 所述的内窥镜,其特征在于,
在棱镜的射出面和所述摄像元件的摄像面之间,设置有对所述第 1 波长频带的光进行遮光的截止滤波器。
8. 如权利要求 1 所述的内窥镜,其特征在于,
具备不同于所述第 1 照明光学系统的光轴的第 2 照明光学系统。
9. 如权利要求 8 所述的内窥镜,其特征在于,
具备选择构件,所述选择构件选择所述近景观察模式和所述通常观察模式的任意一个,以便在近景观察模式下选择所述第 1 照明光学系统,在通常观察模式下选择所述第 2 照明光学系统。
10. 如权利要求 1 所述的内窥镜,其特征在于,
所述第 1 波长频带的光为蓝色或紫外光,所述第 2 波长频带的光为绿色、黄色或红色光,所述照明光为白色光。
11. 一种内窥镜系统,其具备内窥镜和光源装置,其中,
A. 所述内窥镜,具备:
第 1 照明光学系统,向所述被检体的观察部位照射照明光;
观察光学系统,具有与所述第 1 照明光学系统共同的光轴,用于利用所述照明光对照

明中的所述观察部位进行观察；

光圈，对来自所述被检体的光进行限制；及

波长转换部件，配置于比所述光圈更靠近对物侧，通过将第 1 波长频带的光的一部分转换为已转换的第 2 波长频带的光，从而由该第 2 波长频带的光和通过所述光圈的第 1 波长频带的光形成所述照明光，

B. 所述光源装置具备产生所述第 1 波长频带的光的光源。

内窥镜及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有观察光学系统及照明光学系统的内窥镜及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗、工业检查领域中,正在普及利用内窥镜的检查。内窥镜具备有插入于被检体内的插入部和用于操作该插入部的操作部。在该插入部的前端面形成有照明窗和观察窗,从照明窗朝向被检体内的观察部位照射照明光,从观察窗拍摄照明中的观察部位。作为照明光的光源使用氙气灯或金属卤化物灯,但是最近为了小型化、成本降低化,正在使用发光二极管或半导体激光二极管。使用该半导体光源时,将放射的光(蓝色光或紫外光)作为激发光照射至荧光体,从荧光体产生绿色、黄色、红色等荧光。通过该荧光和激发光的混色,制作出模拟性白色光作为照明光。

[0003] 目前市售的标准内窥镜分别分开设置有读入观察部位的图像的观察光学系统和向观察部位照射照明光的照明光学系统。例如,在内窥镜的前端面的中央配置观察光学系统用的观察窗,在其两端配置有照明光学系统用的照明窗。因此,在观察光学系统的光轴与照明光学系统的光轴之间形成视差,在基于照明光学系统的照明范围与基于观察光学系统的摄像范围(观察视野)之间产生偏离。越使内窥镜前端部靠近观察部位,该视差越大。若视差变大,则会出现照明光仅照射至摄像范围而观察部位变暗之类的问题。为了解决该问题,提案使观察光学系统与照明光学系统的光轴共有化(同轴化)的内窥镜(参考专利公开平 04-229816 号公报)。

[0004] 专利公开平 04-229816 号公报中所述的内窥镜具备用于将观察部位的图像传输至摄像元件的棒形透镜、设置于从棒形透镜的射出端面向摄像元件的光路中的半透半反镜及朝向半透半反镜照射照明光的光源,向比半透半反镜更靠近棒形透镜的射出端面入射照明光。由于观察光学系统和照明光学系统共有该棒形透镜,因此光轴相同。并且,为了防止向摄像元件入射照明光,在半透半反镜的里面设置吸光屏幕。

[0005] 当进行观察光学系统与照明光学系统之间共有光轴的所谓的同轴照明时,需避免产生因照明光进入观察光(图像光)而引起的闪光等(摄像元件使用 CCD 时拖影或晕化)。专利公开平 04-229816 号公报中,作为该对策在半透半反镜的里面设置有吸光屏幕,但是由于使用棒形透镜,因此无法避免闪光的产生。并且,由于不是由激发光激发荧光体并产生白色照明光的结构,因此关于使激发光和荧光双方均不混入观察光的对策,并未做任何考虑。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种内窥镜及内窥镜系统,其针对同轴照明即使采用由激发光和荧光形成照明光的照明光学系统时,也能够良好地保持摄像图像的画质。

[0007] 为了实现上述目的,本发明的内窥镜具备有向所述被检体的观察部位照射照明光的第 1 照明光学系统、用于利用所述照明光对照明中的所述观察部位进行观察的观察光学

系统、对来自所述被检体的光进行限制的光圈及配置于比所述光圈更靠近对物侧的波长转换部件。所述第 1 照明光学系统和所述观察光学系统具有共同的光轴,进行同轴照明。所述波长转换部件通过将第 1 波长频带的光的一部分转换为已转换的第 2 波长频带的光,从而由该第 2 波长频带的光和通过所述光圈的第 1 波长频带的光形成所述照明光。

[0008] 所述观察光学系统及所述第 1 照明光学系统优选共有配置于所述光轴上的对物光学系统。该对物光学系统具有多个透镜及棱镜。所述多个透镜形成观察部位的图像,并且向所述观察部位照射所述照明光。所述棱镜配置于所述光圈的后方,具有从所述光轴读取所述观察部位的图像的射出面和向所述光轴上入射所述第 1 波长频带的光的入射面。

[0009] 所述光圈具有用于限制来自所述被检体的光的光圈孔径。该光圈优选由仅使所述第 1 波长频带的光选择性地透射的窄通滤波器作成。所述波长转换部件在所述光圈的対物侧与其一体地设置,以使对应于所述窄通滤波器。形成有光圈孔径的窄通滤波器相对于观察光学系统作为光圈发挥作用,波长转换部件相对于第 1 照明光学系统具有转换至照明光的功能。

[0010] 所述棱镜优选具有与所述光轴交叉的斜面,在该斜面形成有仅使所述第 1 波长频带的光选择性地透射的窄通滤波器。并且,由摄像元件拍摄从所述棱镜的所述射出面读取的所述观察部位的图像。优选在该棱镜的射出面与所述摄像元件的摄像面之间配置对所述第 1 波长频带的光进行遮光的截止滤波器。

[0011] 优选具备具有不同于所述第 1 照明光学系统的光轴的第 2 照明光学系统。设置有选择近景观察模式和通常观察模式中任意一方的选择构件。在近景观察模式下选择所述第 1 照明光学系统,在通常观察模式下选择所述第 2 照明光学系统。

[0012] 优选所述第 1 波长频带的光为蓝色或紫外光,所述第 2 波长频带的光为绿色、黄色或红色光,所述照明光为白色光。

[0013] 本发明的内窥镜系统具备有内窥镜和光源装置。所述内窥镜具备有所述第 1 照明光学系统、所述观察光学系统、所述光圈及所述波长转换部件。所述光源装置具备有产生所述第 1 波长频带的光的光源。

[0014] 发明效果

[0015] 根据本发明,由于用于对观察部位进行观察的观察光学系统和向观察部位照射照明光的照明光学系统共有光轴,因此不会在 2 个光学系统之间产生视差。由此,观察部位的照明不会变的不充分。并且,由于波长转换部件配置于比光圈更靠近对物侧,因此可以防止第 1 波长频带的光或第 2 波长频带的光进入来自观察部位的观察光。由此,能够良好地保持观察图像的画质。

附图说明

[0016] 图 1 是表示电子内窥镜系统的结构的外观图。

[0017] 图 2 是表示电子内窥镜的前端部的端面的俯视图。

[0018] 图 3 是前端部的截面图。

[0019] 图 4 是表示电子内窥镜系统的结构的块图。

[0020] 图 5 是表示照明光的分光强度分布、激发光通道滤波器及激发光截止滤波器的分光透射率的图表。

[0021] 图 6 是表示在 CCD 的摄像面上配设激发光截止滤波器的例子的截面图。

具体实施方式

[0022] 图 1 中, 电子内窥镜系统 2 具备有电子内窥镜 10、处理器装置 11 及光源装置 12。众所周知, 医疗用电子内窥镜 10 具有插入于患者体腔(被检体)内的可挠性插入部 13、连接有插入部 13 的后端的操作部 14、及通过连接器 15 连接于处理器装置 11 及光源装置 12 的通用软线 16。

[0023] 操作部 14 上除了设置有助于弯曲插入部 13 的前端侧并将前端部 17 的方向变更为上下左右方向的弯角钮 14a 或用于从送气送水喷嘴 34(参考图 2 及图 3) 喷出空气或水的送气送水按钮 14b 以外, 还设置有助于对观察图像进行静止画记录的快门按钮等操作按钮。

[0024] 另外, 操作部 14 的前端侧设置有插通电手术刀等处置工具的钳子口 14c。钳子口 14c 通过插入部 13 内的钳子通道 58(参考图 3) 连通于设置在前端部 17 的钳子出口 33(参考图 2 及图 3)。

[0025] 处理器装置 11 与光源装置 12 电性连接, 对电子内窥镜系统 2 的动作进行总括控制。处理器装置 11 通过通用软线 16 或插通于插入部 13 内的传输电缆 57(参考图 3) 对电子内窥镜 10 进行供电, 对搭载于前端部 17 的摄像元件, 例如 CCD41(参考图 3) 的驱动进行控制。并且, 处理器装置 11 通过传输电缆 57 接收从 CCD41 输出的摄像信号, 对所接收的摄像信号施加各种处理并生成图像数据。由处理器装置 11 制成的图像数据通过电缆发送至显示器 18, 作为观察图像显示在其屏幕上。

[0026] 在电子内窥镜系统 2 中准备使插入部 13 的前端部 17 靠近体腔内的观察部位来进行观察的近景观察模式和适当保持观察部位和前端部 17 的距离来进行观察的通常观察模式。各模式的切换通过操作部 14 的模式切换开关 19 进行。光源装置 12 上搭载有各模式用的光源。在近景观察模式下, 向荧光体照射蓝色激发光(也可以为紫外光)。由从该荧光体发出的绿色~黄色~红色光和蓝色激发光形成的白色光经过对物光学系统 40(参考图 3) 照射至观察部位。该照射中的来自观察部位的观察光经过对物光学系统 40 入射至 CCD41。在近景观察模式下, 由于观察光学系统和照明光学系统共有所述对物光学系统 40, 因此两者的光轴一致(同轴照明)。通常观察模式下, 从对物光学系统 40 的两侧照射基于氙气灯等的白色光。电子内窥镜系统 2 投入电源之后, 自动选择通常观察模式。

[0027] 在图 2 及图 3 中, 在前端部 17 的端面 17a 设置有兼作近景观察用照明窗的观察窗 30、通常观察用照明窗 31、32、钳子出口 33 及送气送水喷嘴 34。观察窗(摄像窗)30 配置于端面 17a 的一侧中央。观察窗 30 的背后配设有用于读入观察部位的图像的对物光学系统 40、将观察部位的图像转换为电信号的 CCD41 及从光源装置 12 导光近景观察时使用的激发光的光导 42 的射出端。光导 42 的光轴(照明光学系统的光轴)和对物光学系统 40 的光轴一致, 该一致的光轴 L 由单点划线表示。

[0028] 对物光学系统 40 由透镜组 43 及棱镜(分束镜)45 构成。透镜组 43 容纳于镜筒 46。棱镜 45 固定于镜筒 46 的后端。该棱镜 45 是由 2 个直角棱镜的斜面夹住激发光通道滤波器 47(图 5 中由 PF 表示)的结构。激发光通道滤波器 47 仅使从光导 42 的射出端放出的激发光选择性地透射(吸收激发光以外的光)。该棱镜 45 由位于共同光轴上的斜面

向下方反射来自观察部位的光,并使其从共同光轴分支。并且,该来自观察部位的光从射出面 45a 读取,通过透镜组 43 在 CCD41 的摄像面 41a 上成像为观察部位的图像。并且,来自光导 42 的射出端的激发光从入射面 45b 入射至棱镜 45 内。

[0029] 光圈 44 与透镜组 43 一同容纳于镜筒 46。该光圈是由激发光通道滤波器 48 和波长转换部件 49 构成的圆板,在其中央形成有光圈孔径 44a。具体而言,一体贴合激发光通道滤波器 48 和波长转换部件 49。激发光通道滤波器 48 位于棱镜 45 侧,波长转换部件 49 位于观察窗 30 侧(对物侧)。激发光通道滤波器 48 与棱镜 45 的激发光通道滤波器 47 相同。另外,光圈 44 由多个可动扇形体构成,也可以改变光圈孔径。

[0030] 从光导 42 的射出端发出的激发光的一部分透射激发光通道滤波器 48,入射至作为荧光体的波长转换部件 49,其他部分直接通过光圈孔径 44a。波长转换部件 49 是由蓝色激发光分散或涂布发出绿色~黄色~红色的多种荧光材料的玻璃。由该波长转换部件 49 激发发光的绿色~黄色~红色荧光(图 5 中由 F 表示)和通过光圈孔径 44a 的蓝色激发光被混合而成为近景观察用的照明光(白色光)。该近景观察用的照明光通过观察窗 30 照射至观察部位。另外,入射至波长变换部件 49 的激发光的一部分直接通过,但是该激发光还会与通过光圈孔径 44a 的激发光一同成为照明光(白色光)的一部分。来自观察部位的光由于被激发光通道滤波器 48 截止不包括与激发光相同的波长域的部分在内的光,因此只有通过光圈孔径 44a 的光通过对物光学系统 40 而入射至 CCD41。

[0031] 波长转换部件 49 及光圈孔径 44a 对近景观察用的照明光学系统起作用,激发光通道滤波器 48 及光圈孔径 44a 对观察光学系统起作用。因此,光圈 44 虽然配置于对物光学系统 40 内,但是由于其所有结构部分并非对照明光学系统和观察光学系统双方起作用,因此在此并非把光圈 44 当作对物光学系统 40 的一部分。

[0032] 通常观察用照明窗 31、32 配设于观察窗 30 的左右对称的位置。在通常观察用照明窗 31、32 的背后配设有照明透镜 50、51(参考图 4)和光导 52、53(参考图 4)的射出端,通过光导 52、53 从通常观察用照明窗 31、32 导光的照明光照射至体腔内的观察部位。光导 52、53 的光轴与对物光学系统 40 的光轴平行。

[0033] CCD41 配置成通过观察窗 30 和对物光学系统 40 在摄像面 41a 形成观察部位的图像。在摄像面 41a 形成由多个色切片构成的彩色滤波器,例如拜耳排列的原色(RGB)彩色滤波器,对观察部位进行彩色拍摄。

[0034] 在摄像面 41a 上通过四角框垫片 54 安装有矩形盖玻片 55。CCD41、垫片 54 及盖玻片 55 由粘结剂相互粘着。由此,摄像面 41a 由垫片 54 及盖玻片 55 密封,防止侵入灰尘或水等。

[0035] 在 CCD41 的后端连结有电路基板 56。CCD41 和电路基板 56 通过引线接合等被电性连接。并且,电路基板 56 在后端部设置有输出端子,由焊接等电性连接该输出端子和传输电缆 57。

[0036] 在图 4 中,在电子内窥镜 10 的操作部 14 设置有模拟信号处理电路(以下,略称为 AFE)65、CCD 驱动电路 66 及 CPU67。众所周知,AFE65 由相关双采样电路(以下,称为 CDS)、自动增益控制电路(以下,称为 AGC)及模拟/数字转换器(以下,称为 A/D)构成。CDS 对从 CCD41 输出的摄像信号实施相关双采样处理,去除由 CCD41 产生的复位杂音及放大器杂音。AGC 以由处理器装置 11 指定的增益(放大率)放大通过 CDS 去除干扰的摄像信号。A/

D 将通过 AGC 放大的摄像信号转换为预定比特数的数字信号。由 A/D 数字化的摄像信号通过传输电缆 57 输入至处理器装置 11 的图像处理电路 74。

[0037] CCD 驱动电路 66 产生 CCD41 的驱动脉冲（垂直 / 水平扫描脉冲、电子快门脉冲、读出脉冲、复位脉冲等）和 AFE65 用的同步脉冲。CCD41 根据来自 CCD 驱动电路 66 的驱动脉冲进行摄像动作，输出摄像信号。AFE65 的各部根据来自 CCD 驱动电路 66 的同步脉冲进行动作。

[0038] 若电子内窥镜 10 连接于处理器装置 11，则 CPU70 根据来自处理器装置 11 的 CPU70 的动作开始指示，驱动 CCD 驱动电路 66，并且通过 CCD 驱动电路 66 对 AFE65 的 AGC 的 AFC 增益进行调整。

[0039] CPU70 总括控制处理器装置 11 的整体动作。CPU70 通过数据总线或地址总线及控制线（均未图示）与各部连接。ROM71 中存储有用于控制处理器装置 11 的动作的各种程序（OS、应用程序等）或数据（图形数据等）。CPU70 从 ROM71 读出所需的程序或数据，展开至作为作业用存储器的 RAM72，依次处理读出的程序。并且，CPU70 从处理器装置 11 的操作板或 LAN(Local Area Network) 等网络获得检查日期和时间、患者或接受手术者的信息等文字信息之类的每次检查时变化的信息并写入 RAM72。

[0040] 操作部 73 为设置于处理器装置 11 的筐体的操作板或者鼠标或键盘等众所周知的输入器件。CPU70 按照来自操作部 73 及处于电子内窥镜 10 的操作部 14 的快门按钮或模式切换开关 19 等的操作信号使各部进行动作。

[0041] 众所周知，图像处理电路 74 对来自 AFE65 的摄像信号实施色插值、白平衡调整、伽马校正、图像强调、图像用减噪、色转换等各种图像处理。

[0042] 显示控制电路 75 通过 CPU70 接收 ROM71 及 RAM72 的图形数据。图形数据有隐藏观察图像的无效像素区域而仅显示有效像素区域的显示用掩模、检查日期和时间或者患者或接受手术者、目前选择的观察模式等文字信息及图形用户界面（GUI; Graphical User Interface）等。显示控制电路 75 对来自图像处理电路 74 的图像实施显示用掩模、文字信息、GUI 的重叠处理及向显示器 18 的显示画面的描绘处理等各种显示控制处理。

[0043] 显示控制电路 75 具有暂时储存来自图像处理电路 74 的图像的帧存储器。显示控制电路 75 从帧存储器读出图像，将读出的图像转换为与显示器 18 的显示形式相应的视频信号（分量信号、复合信号等），将观察图像显示于显示器 18 的屏幕上。

[0044] 处理器装置 11 中除了设置有上述以外，还设置有以预定的压缩形式（例如 JPEG 形式）对图像实施图像压缩的压缩处理电路或将压缩的图像记录于 CF 卡、光磁盘（MO）、CD-R 等可拆卸媒介的媒介 I/F、LAN 等网络之间进行各种数据的传输控制的网络 I/F 等。这些通过数据总线等与 CPU70 连接。

[0045] 光源装置 12 具有通常观察用光源 80 及近景观察用光源 81。作为通常观察用光源 80，使用产生蓝色～红色的宽波长域的光，例如如在图 5 中由 W 表示的 480nm～750nm 波长域的白色光的氙气灯或白色 LED（发光二极管）等。作为近景观察用光源 81，使用产生例如如在图 5 中由 E 表示的 500nm 附近的蓝色光作为波长转换部件（荧光体）49 的激发光的半导体激光或 LED 等。

[0046] 各光源 80、81 分别通过光源驱动器 82、83 进行驱动。聚光透镜 84、85 聚光从各光源 80、81 发出的各光，分别导光至光导 42、52、53 的入射端。在聚光透镜 84、85 与光导 42、

52、53 之间设置有用入射至光导 42、52、53 的入射端的光的光量进行调节的可变光圈 86、87。该可变光圈操纵多个光圈切片来调节孔径大小。光源装置 12 的 CPU88 与处理器装置 11 的 CPU70 通信,控制光源驱动器 82、83 和可变光圈 86、87 的动作。

[0047] 当选择通常观察模式时,CPU70 通过 CPU88 控制光源驱动器 82 的驱动,打开通常观察用光源 80。照射至观察部位的照明光成为来自通常观察用照明窗 31、32 的白色光。另一方面,当选择近景观察模式时,关闭通常观察用光源 80 并打开近景观察用光源 81。照射至观察部位的照明光为白色光,通过共有的对物光学系统 40 及观察窗 30。另外,当为近景观察模式时,也可以直接打开通常观察用光源 80,从通常观察用照明窗 31、32 和观察窗 30 双方照射白色光。

[0048] 接着,对上述的电子内窥镜系统 2 的作用进行说明。当用电子内窥镜 10 观察体腔内时,连接电子内窥镜 10 和各装置 11、12 之后,打开各装置 11、12 的电源。接着,对操作部 73 进行操作,输入与被检体相关的信息等指示开始检查。

[0049] 输入被检体信息之后,插入部 13 插入于体腔内。此时也观察显示器的同时进行插入作业。观察模式有近景观察模式和通常观察模式,但是在插入作业时选择可观察广范围的图像的通常观察模式。在该通常观察模式下,进行基于通常观察用照明系统的照明,在照明时由 CCD41 进行远景拍摄。从 CCD41 读出的摄像信号在 AFE65 的各部实施各种处理之后,输入至处理器装置 11 的图像处理电路 74。图像处理电路 74 中,对输入的摄像信号实施各种图像处理并形成图像。该图像发送至显示控制电路 75,按照来自 CPU70 的图形数据,执行各种显示控制处理。由此,观察图像显示于显示器 18。

[0050] 将内窥镜前端插入于所希望的观察部位之后,进行基于电子内窥镜系统 2 的检查。该检查时,按照观察对象选择近景观察模式和通常观察模式的一方。一般来讲,发现病变部之前选择通常观察模式。该通常观察模式下,以将内窥镜前端远离观察部位的状态,通过通常观察照明系统照明观察部位的同时进行基于 CCD41 的远景拍摄。在显示器 18 上显示比较广范围的图像。

[0051] 当发现病变部子囊盘部分时,选择近景观察模式,使前端部 17 靠近病变。该近景观察模式下,进行基于近景观察用照明系统的同轴照明,观察病变部。并且,根据需要操作快门按钮取得病变部的静止图像,或者需要处置时将各种处置工具插通于钳子通道 58,实施病变部的切除或投药等处置。

[0052] 当为所述通常观察模式时,在 CPU70 的指令下,打开通常观察用光源 80。来自该通常观察用光源 80 的白色照明光通过光导 52、53 从配置于观察窗左右的通常观察用照明窗 31、32 照射至体腔内。

[0053] 另一方面,当选择近景观察模式时,关闭通常观察用光源 80 并打开近景观察用光源 81。从近景观察用光源 81 发出的激发光由光导 42 导光至前端部 17,其一部分通过棱镜 45 和光圈 44 的激发光通道滤波器 47、48 入射至波长转换部件 49。通过入射至波长转换部件 49 的激发光从波长转换部件 49 的荧光体发出绿色~黄色~红色荧光,该荧光与通过光圈孔径 44a 的激发光所混合的白色光从观察窗 30 照射至观察部位。

[0054] 若使前端部 17 向观察部位靠近一定程度(例如数 mm),则通过对物光学系统 40 和通常观察用的照明光学系统的视差,无法用通常观察用的照明光完全照明观察视野,难以确保观察所需的图像的亮度。这时,由于选择近景观察模式进行同轴照明(照明光学系统

与对物光学系统 40 的光轴一致),因此不会产生照明光学系统与对物光学系统的视差。因此,能够向靠近前端部 17 的观察部位照射亮度充分的照明光,并能够获得适于诊断的观察图像。

[0055] 同轴照明中,需要防止除了观察部位的图像以外的光(本例中为激发光和荧光)入射至 CCD41 的摄像面 41a 而成为干扰成分。由于在光圈 44 的观察窗 30 侧配置含有荧光体的波长转换部件 49,在棱镜 45 侧配置激发光通道滤波器 48,因此由波长转换部件 49 产生的荧光被激发光通道滤波器 48 遮光而不会入射至棱镜 45 侧。即使来自观察部位的光中含有与激发光相同的波段成分的光,通过该光从波长转换部件 49 产生的荧光也会相同。因此,来自波长转换部件 49 的荧光不会入射至 CCD41 的摄像面 41a。并且,通过棱镜 45 和光圈 44 的激发光通道滤波器 47、48,来自光导 42 的激发光中除了有助于波长转换部件 49 的激发以外的所有光通过观察窗 30 照射至观察部位。并且,由于从观察部位反射的激发光中通过光圈孔径 44a 的光通过激发光通道滤波器 47、48 入射至光导 42 的射出端侧,因此不会入射至 CCD41 的摄像面 41a。即,干扰成分不会到达 CCD41 的摄像面 41a,而只有观察部位的图像到达 CCD41 的摄像面 41a。因此能够良好地保持观察图像的画质。

[0056] 由于贴合激发光通道滤波器 48 和波长转换部件 49 来构成光圈 44,因此能够有助于对物光学系统的小型化。并且,能够由激发光通道滤波器 48 有效地防止荧光泄漏至棱镜 45 侧。

[0057] 由于准备通常观察模式和近景观察模式,并能够通过模式切换开关 19 的操作切换各模式,因此能够进行符合观察对象或接受手术者的要求的内窥镜检查。

[0058] 另外,如前所述,通过光圈孔径 44a 的激发光的一部分在观察部位被反射。该激发光中通过光圈孔径 44a 的光入射至光导 42 的射出端侧而并未到达摄像面 41a。然而,活体内组织的颜色中还有与激发光相同的波段成分的光(蓝色光)。该蓝色光虽然无法入射至摄像面 41a,但由于原来的活体内组织的颜色以红色成分为主,蓝色成分极少,因此不会给观察图像的画质带来影响。并且,与氙气灯等相比,虽然基于激发光和荧光的混合光的光量稍微下降,但因为是近景观察用,因此无需那么高的光量。

[0059] 为了完全防止激发光入射至摄像面 41a,如图 6 所示,也可在摄像面 41a 上设置激发光截止滤波器 95。激发光截止滤波器 95 如在图 5 中由 CF 所示,遮光短于激发光的波段成分的光(透射激发光的波长以上的光)。并且,也可以利用激发光截止滤波器 95 作为盖玻片 55。

[0060] 波长转换部件 49 位于比光圈(上述实施方式中激发光通道滤波器 48)更靠近对物侧即可,例如可在观察窗 30 配置附带孔径的波长转换部件 49。但此时,观察光中稍微混有荧光。为了谋求防止荧光混入观察光,优选如上述实施方式,与光圈(激发光通道滤波器 48)一体地设置波长转换部件 49 或者在光圈附近配置波长转换部件。

[0061] 上述实施方式中,在光源装置 12 上搭载近景观察用光源 81,由光导 42 导光激发光,但是可以舍弃光导 42 而将近景观察用光源 81 搭载于内窥镜前端部 17。此外,也可省略通常观察用光源 80 或光导 52、53 等通常观察用照明系统本身而仅设置近景观察用照明系统。

[0062] 另外,本发明所涉及的电子内窥镜系统不限于上述实施方式,只要不脱离本发明的宗旨就可采取各种结构。例如,除了 CCD 以外,还可以利用 CMOS 作为摄像元件。并且,照

射至观察部位的照明光在各模式下均为白色光,但是也可以设为照射特定波段的照明光的结构。此时,利用发出特定波段的光的光源作为通常观察用光源,并且近景观察用的波长转换部件中利用对所述特定波段的光进行激发发光的荧光材料。

[0063] 在上述实施方式中例示电子内窥镜,但本发明不限定于此,还能够利用于使用像导的纤维式观测器或摄像元件和超声波传感器内置于前端部的超声波内窥镜等。并且,本发明不仅应用于医疗用内窥镜,还可应用于工业领域中利用的内窥镜中。

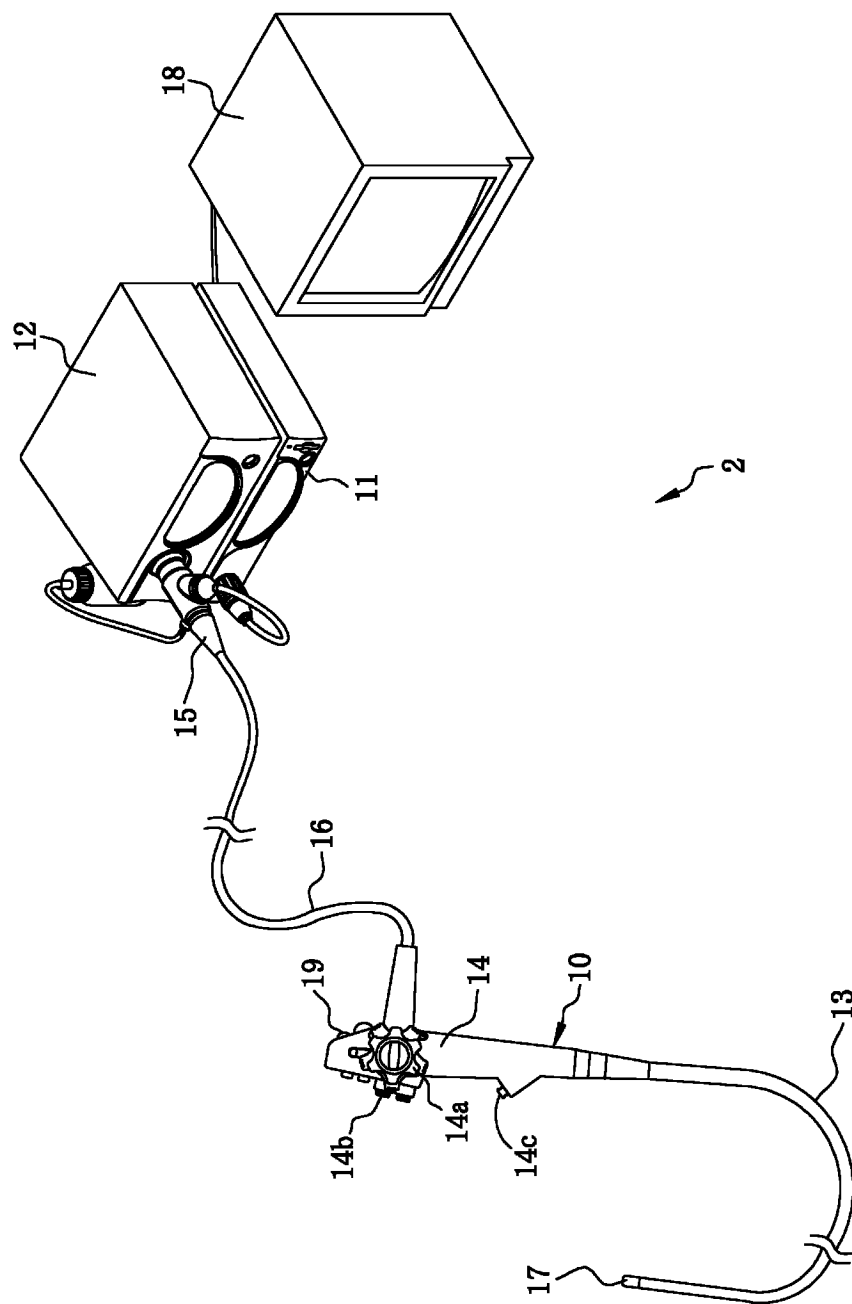


图 1

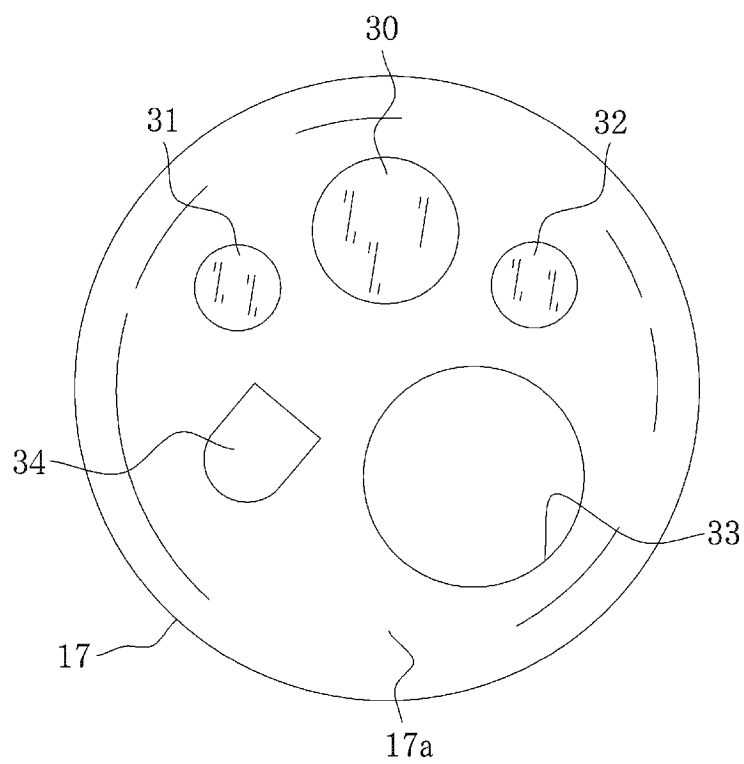


图 2

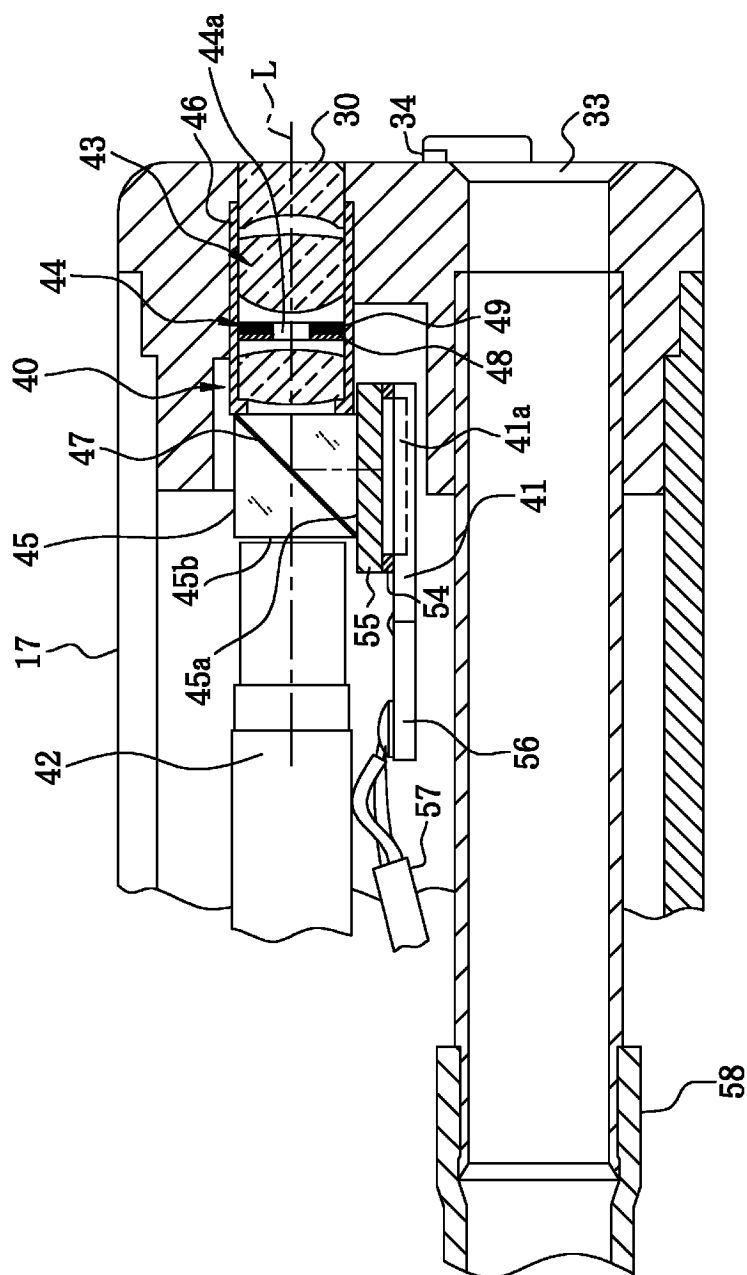


图 3

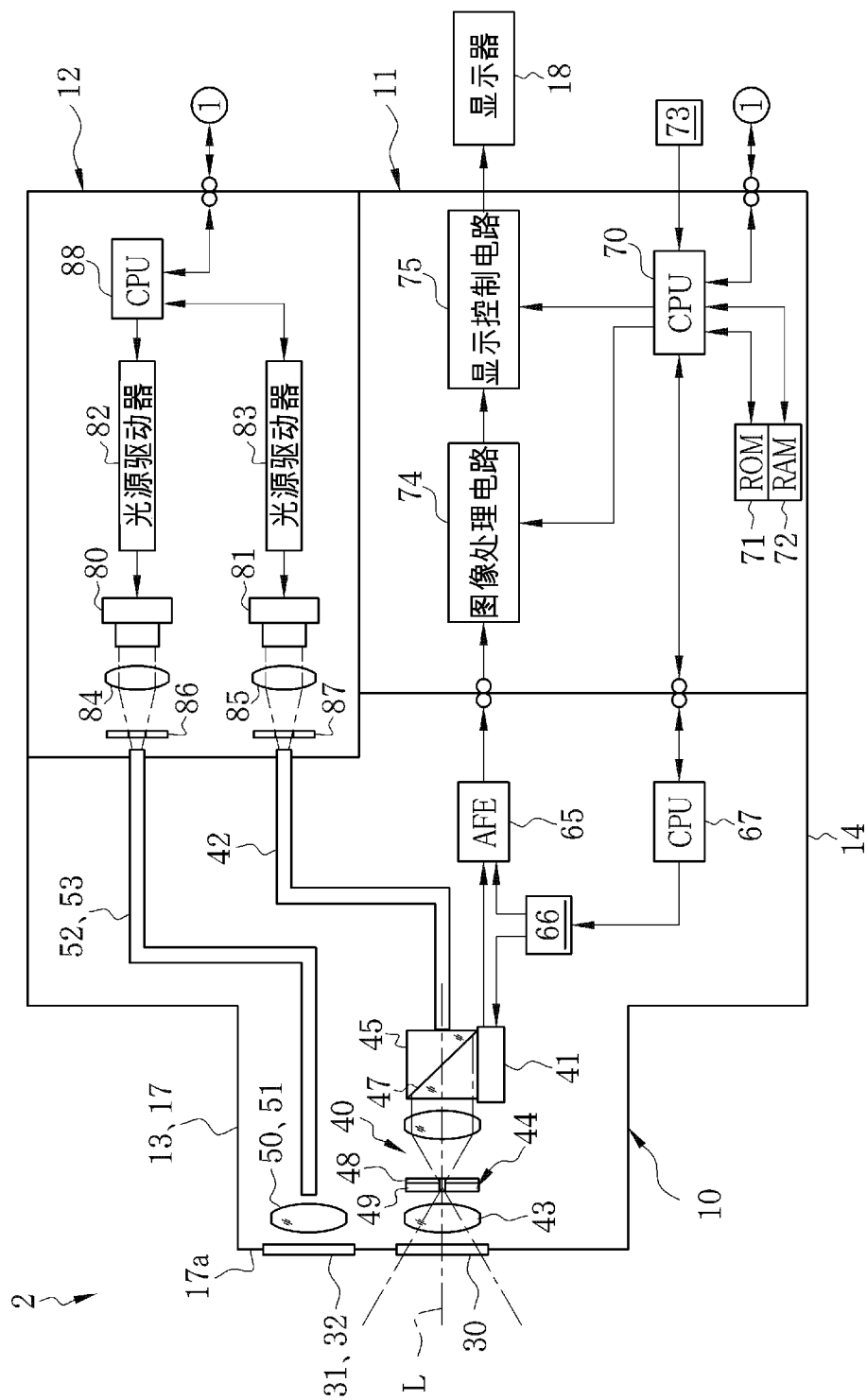


图 4

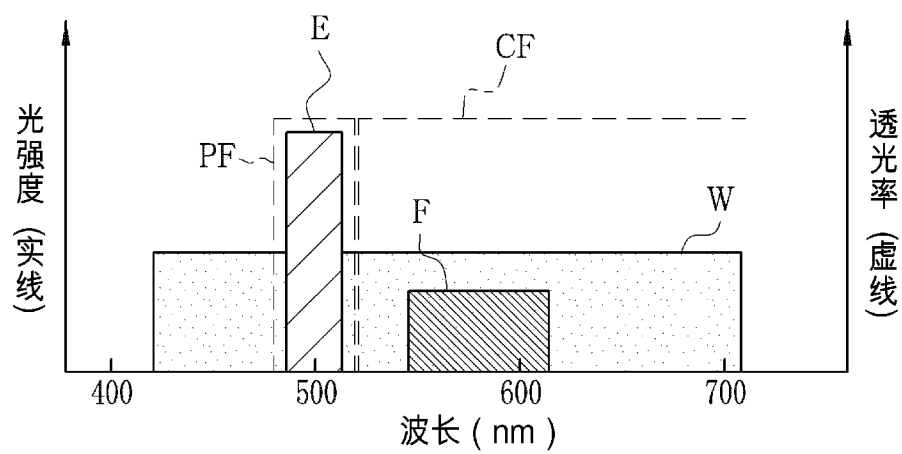


图 5

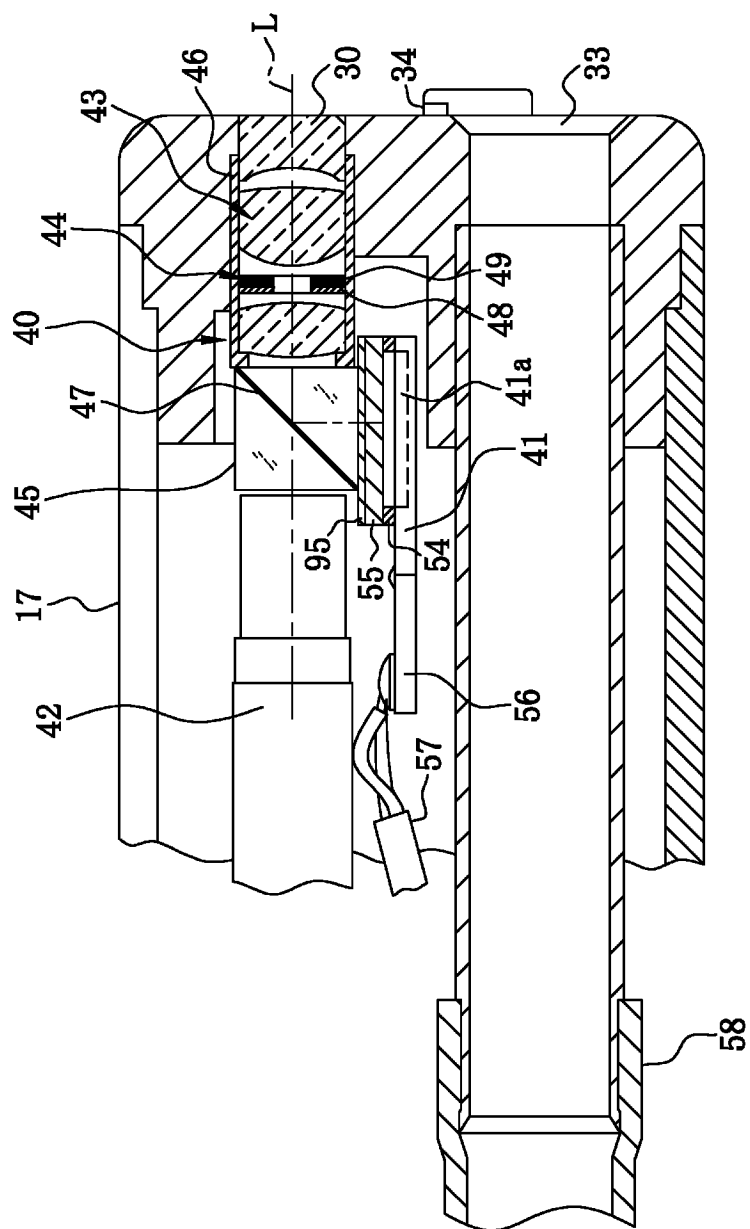


图 6

专利名称(译)	内窥镜及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102525376A	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN201110328152.0	申请日	2011-10-25
[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	小向牧人		
发明人	小向牧人		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
代理人(译)	陈平		
优先权	2010273778 2010-12-08 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜及内窥镜系统。观察光学系统和照明光学系统共有配置于观察窗背后的对物光学系统。对物光学系统具有多个透镜和棱镜。多个透镜形成观察部位的图像，并且向所述观察部位照射照明光。所述棱镜具有从所述对物光学系统的光轴读取所述观察部位的图像的射出面和向所述光轴上入射激发光的入射面。对物光学系统内配置有具有光圈孔径的光圈。该光圈上贴合有位于棱镜侧的激发光通道滤波器和位于对物侧的波长转换部件。由所述激发光和波长转换部件形成所述照明光。

