



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102551639 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201110304688. 9

(22) 申请日 2011. 10. 10

(30) 优先权数据

2010-229510 2010. 10. 12 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 安田裕昭 饭田孝之 伊藤宏治
室冈孝

(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 雒运朴

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/07(2006. 01)

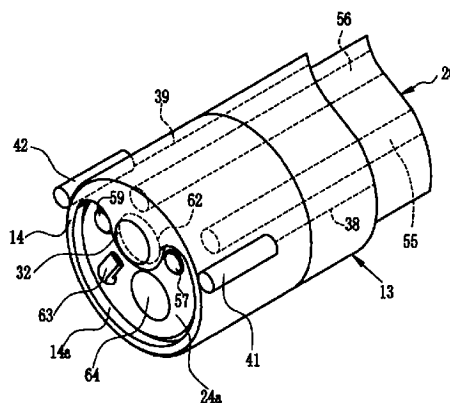
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 11 页

(54) 发明名称

电子内窥镜及电子内窥镜系统以及激发光照射方法

(57) 摘要

本发明提供一种电子内窥镜及电子内窥镜系统以及激发光照射方法。电子内窥镜的插入部插入于外套管。在从该外套管露出的插入部的前端装卸自如地安装罩子。在所述外套管设置有对来自光源装置的激发光进行导光的光纤。所述罩子中,在其外周安装有投光单元,将通过所述光纤的激发光照射至体腔内。通过照射该激发光,从所述体腔内的活组织发出自体荧光。由插入部内的 CCD 拍摄该自体荧光的状态。



1. 一种电子内窥镜系统,具备为了激发体腔内的活组织并产生荧光而发出激发光的光源装置及具有插入于所述体腔内的插入部的电子内窥镜,其特征在于,具备:

外套管,插通所述电子内窥镜的所述插入部;

激发光导光部件,设置于所述外套管,对由所述光源装置发射的激发光进行导光;及至少1个投光单元,朝向所述体腔内照射来自所述激发光导光部件的所述激发光。

2. 如权利要求1所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述电子内窥镜具备形成于所述插入部的前端面的摄像窗及将从所述摄像窗入射且来自所述体腔内的光转换为电信号的摄像元件。

3. 如权利要求2所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

装卸自如地安装于所述插入部的罩子具有从入射至所述摄像窗的光截止所述激发光的激发光截止滤波器,并且在其外周安装有所述投光单元。

4. 如权利要求3所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述投光单元具有设置于关于所述摄像窗对称位置的第1及第2投光单元。

5. 如权利要求4所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述投光单元进一步具有:第3投光单元,设置于所述第1投光单元的附近,激发光的照射范围与所述第1投光单元中的激发光的照射范围不同;及第4投光单元,设置于所述第2投光单元的附近,激发光的照射范围与所述第2投光单元中的激发光的照射范围不同。

6. 如权利要求5所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

第1至第4投光单元的所述照射范围根据分别组装不同的光扩散部件、透镜及保护玻璃而不同。

7. 如权利要求6所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

具备为了从所述第1~第4投光单元中选择所希望的单元而切换所述激发光的光路的切换部。

8. 如权利要求1所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述电子内窥镜具有设置于所述插入部的前端侧并朝向所述体腔内照射波长在蓝色频带至红色频带之间的白色光的照射窗,所述激发光的照射范围在所述白色光的照射范围内。

9. 如权利要求8所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述激发光与所述白色光的光量比维持恒定。

10. 如权利要求8所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述白色光的照射以依次照射R色光、G色光及B色光的帧顺序照射进行。

11. 如权利要求8所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

向荧光体照射特定波长的蓝色光来产生所述白色光。

12. 一种电子内窥镜,连接于发出用于从体腔内的活组织激发荧光的激发光的光源装置,其特征在于,具备:

插入部,插入于所述体腔内;

外套管,插通所述插入部;

激发光导光部件,设置于所述外套管,对由所述光源装置产生的所述激发光进行导光;

及

投光单元,朝向所述体腔内照射通过所述激发光导光部件导光的所述激发光。

13. 如权利要求 12 所述的电子内窥镜,其特征在于,

具备在所述插入部中从所述外套管露出的前端装卸自如地连结的罩子,该罩子上安装有所述投光单元。

14. 一种激发光照射方法,照射用于从体腔内的活组织激发荧光的激发光,其特征在于,具备:

将外套管嵌入电子内窥镜的插入部的步骤;

通过设置于所述外套管的激发光导光部件对来自光源装置的激发光进行导光的步骤;

及

通过安装于所述电子内窥镜的插入部的前端的投光单元,朝向所述体腔内照射通过所述激发光导光部件导光的所述激发光的步骤。

电子内窥镜及电子内窥镜系统以及激发光照射方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对从体腔内的活组织发出的自体荧光进行观察的电子内窥镜及电子内窥镜系统以及激发光照射方法。

背景技术

[0002] 近年来在医疗领域中,使用电子内窥镜系统的诊断或治疗已广为普及。在电子内窥镜系统中,将波长在蓝色频带至红色频带之间的白色光照射在体腔内的观察部位,以 CCD 等摄像元件拍摄由观察部位反射的光。并且,将通过拍摄得到的观察部位的图像显示于显示器上。由此,由于能够实时确认观察部位的图像,因此能够可靠地进行诊断等。

[0003] 尽管能够从照射白色光时获得的图像概要地掌握观察部位的被摄物组织,但有时很难清楚地观察微细血管、深层血管、凹坑图案(腺口结构)、凹陷或隆起之类的凹凸结构等被摄物组织。由于这种被摄物组织中可能潜伏有病变部,因此要求微细血管或凹陷或隆起等也能够从拍摄图像可靠地掌握。

[0004] 例如,作为观察癌等肿瘤性病变的方法,已知有 AFI(Auto Fluorescence Imaging),所述 AFI 如日本专利公开 2009-34224 号公报所示,向观察部位照射限制在特定波长内的激发光并由摄像元件拍摄通过其激发光从活组织内的内因性荧光物质发出的自体荧光。该 AFI 中,利用从观察部位内的病变部发出的自体荧光的强度弱于从不存在肿瘤性病变的正常部发出的自体荧光的强度的性质,在摄像图像中,以不同的颜色表示病变部和正常部。由此,即便是与正常部几乎没有区别的病变部,也能够观察到。

[0005] 但是,尚有较多的医疗设施中,普遍使用仅具有基于白色光的通常光观察功能的电子内窥镜系统。如日本专利公开 2009-34224 号公报所示的搭载 AFI 的电子内窥镜系统并未那么普及。因此,在仅具有通常光观察功能的电子内窥镜系统中,也期望能够简单且低成本地实施 AFI。

[0006] 例如,日本专利公开 2009-34224 号公报中,若激发光的光量不足,则自体荧光变得微弱,因此在电子内窥镜的前端部除了设置照射白色光或激发光的通常照明窗之外,还设置激发光专用的照明窗,从这 2 个照明窗分别照射激发光,从而使充分的激发光接触到活组织。但是,在电子内窥镜的前端部设置激发光专用的照明窗,并且向电子内窥镜的插入部内组装向激发光专用的照明窗导光激发光的光导,会导致成本增大。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于能够简单且低成本对仅具有通常光观察功能的电子内窥镜实施 AFI。

[0008] 为了实现上述目的,本发明的电子内窥镜系统具备有外套管、激发光导光部件、投光单元及激励光的光源装置。电子内窥镜具有插入于体腔内的插入部。所述外套管被所述插入部盖住。激发光导光部件设置于所述外套管内,对由光源装置发出的激发光进行导光。投光单元朝向所述体腔内照射来自所述激发光导光部件的所述激发光,激发所述体腔内的

活组织并产生荧光。

[0009] 所述电子内窥镜具备有形成于所述插入部的前端面的摄像窗及将从所述摄像窗入射且来自所述体腔内的光转换为电信号的摄像元件。优选使用具有用于从进入所述摄像窗的光截止所述激发光的激发光截止滤波器的罩子。该罩子装卸自如地安装于从所述外套管突出的所述插入部的前端。该罩子的外周安装有投光单元。

[0010] 投光单元为 2 个时,优选设置于关于所述摄像窗对称的位置。并且,投光单元为 4 个时,优选分为 2 组,关于所述摄像窗对称地配置各组,并且在各组内相邻配置 2 个投光单元。各投光单元由于分别组装不同的光扩散部件、透镜及保护玻璃,因此所述激发光的照射范围互不相同。并且,优选利用切换向各投光单元的光路的切换部进行选择性的投光。

[0011] 所述电子内窥镜具有设置于所述插入部的前端侧且朝向所述体腔内照射波长在蓝色频带至红色频带之间的白色光的照射窗,所述激发光的照射范围在所述白色光的照射范围内。优选所述激发光与所述白色光的光量比维持恒定。当使用单色摄像元件时,所述白色光的照射优选依次照射 R 色光、G 色光及 B 色光,并设为帧顺序光。并且,所述白色光可以以蓝色光激发荧光体,并从该荧光体发射。

[0012] 本发明的电子内窥镜具备有插入于体腔内的插入部、插通插入部的外套管、设置于外套管且对由光源装置产生的激发光进行导光的激发光导光部件及朝向体腔内照射通过所述激发光导光部件导光的激发光的投光单元。并且,优选使用在所述插入部中装卸自如地连结于从所述外套管露出的前端部的罩子。该罩子上安装有投光单元。

[0013] 本发明的激发光照射方法具备有:向电子内窥镜的插入部嵌入外套管的步骤;通过设置于外套管的激发光导光部件对来自光源装置的激发光进行导光的步骤;及通过安装于所述电子内窥镜的插入部的前端的投光单元,朝向体腔内照射通过所述激发光导光部件导光的所述激发光的步骤。

[0014] [发明效果]

[0015] 根据本发明,在电子内窥镜的插入部安装外套管和投光单元,在该外套管内设置激发光导光部件,由投光单元向体腔内照射通过该激发光导光部件且来自光源装置的激发光,因此能够直接应用于仅具有通常光观察功能的电子内窥镜系统中。因此,只要准备激发光的光源装置、外套管及投光单元等即可,因此能够简单且低成本地实施 AFI。

附图说明

[0016] 图 1 是表示第 1 实施方式的电子内窥镜系统的概要图。

[0017] 图 2 是表示电子内窥镜系统的电性结构的块图。

[0018] 图 3 是表示激发光、自体荧光及白色光的分光强度分布的图表。

[0019] 图 4 是表示安装有外套管及罩子的电子内窥镜的前端部的立体图。

[0020] 图 5 是用于说明白色光的照射范围的说明图。

[0021] 图 6A 是用于说明处于白色光照射期间时的旋转快门的说明图。

[0022] 图 6B 是用于说明处于白色光遮光期间时的旋转快门的说明图。

[0023] 图 7 是说明白色光的光量与激发光的光量的关联的时序图。

[0024] 图 8 是用于说明激发光的照射范围的说明图。

[0025] 图 9 是激发光照射用的第 1 投光单元的截面图。

- [0026] 图 10A 是用于说明通常光观察模式下的 CCD 的摄像控制的时序图。
- [0027] 图 10B 是用于说明自体荧光观察模式下的 CCD 的摄像控制的时序图。
- [0028] 图 11 是表示信号处理部的处理的流程图。
- [0029] 图 12 是表示第 2 实施方式的电子内窥镜系统中的电性结构的块图。
- [0030] 图 13 是表示安装有外套管及罩子的电子内窥镜的前端部的立体图。
- [0031] 图 14 是用于照射 RGB 的帧顺序光的旋转滤波器的俯视图。
- [0032] 图 15 是表示第 3 实施方式中的电子内窥镜系统的电性结构的块图。

具体实施方式

[0033] 如图 1 所示,本发明的第 1 实施方式的电子内窥镜系统 10 具备有:电子内窥镜 11,由 CCD 等摄像元件拍摄被检者体腔内的观察部位;外套管 13,插通该电子内窥镜 11 的插入部 20;罩子 14,安装于插入部 20 的前端;处理器装置 15,根据通过拍摄获得的信号生成观察部位的被摄物组织的图像;白色光光源装置 16,供给照射于观察部位的白色光;激发光光源装置 17,供给用于从活组织内激发自体荧光的激发光;及显示器 18,显示观察部位的图像。在插入部 20 嵌入外套管 13 之后,最后罩子 14 安装于插入部 20 的前端,但是方便起见,图 1 中表示罩子 14 安装于插入部 20 的状态。

[0034] 电子内窥镜 11 具备有插入于体腔内的可挠性插入部 20、用于操作插入部的操作部 21、连结操作部 21、处理器装置 15 及白色光光源装置 16 之间的通用软线 23。插入部 20 具有前端部 24a 及弯曲部 24。弯曲部 24 连结呈环状的多个关节构件,通过操作部在弯角钮 26 下的操作向上下左右方向弯曲动作,在体腔内变更前端部 24a 的方向。

[0035] 前端部 24a 上设置有照射白色光或激发光的 2 个第 1 及第 2 照明窗 57、59(参考图 4)、接收来自体腔内的观察部位的白色光或自体荧光的摄像窗 62(参考图 4)、朝向摄像窗 62 喷吹水或空气的送气或送水喷嘴 63(参考图 4)及成为插通于插入部 20 内的钳子通道的处置工具的出口的钳子出口 64(参考图 4)。并且,在前端部 24a 内,在所述摄像窗 62 的背后配置有摄像光学系统 104 及 CCD100。

[0036] 操作部 21 上设置有观察模式切换按钮 28,可选择利用白色光进行体腔内观察的通常光观察模式和对利用激发光从活组织内发出的自体荧光进行观察的自体荧光观察模式中的任意一种。基于该观察模式切换按钮 28 的切换信息发送至处理器装置 15 的控制器 113(参考图 2)。

[0037] 在此,当设定为通常光观察模式时,通过拍摄由观察部位反射的白色光来获得的白色光图像显示于显示器 18 上,当设定为自体荧光观察模式时,通过拍摄自体荧光来获得的自体荧光图像或合成白色光图像和自体荧光图像的合成图像显示于显示器 18 上。

[0038] 通用软线 23 中处于处理器装置 15 及白色光的光源装置 16 侧的端部上安装有连接器 30。连接器 30 为由通信用连接器和光源用连接器构成的复合类型的连接器,电子内窥镜 11 通过该连接器 30 装卸自如地连接于处理器装置 15 及白色光的光源装置 16。

[0039] 电子内窥镜 11 的前端部 24a 上装卸自如地安装具备激发光截止滤波器 32 的罩子 14。激发光截止滤波器 32 通过覆盖设置于前端部 24a 的摄像窗 62(参考图 4),从进入摄像窗 62 的光截止或减少激发光。在摄像窗 62 的正前方截止能量非常高的激发光,避免其激发光进入设置于摄像窗 62 的里侧的 CCD100(参考图 2),从而能够防止 CCD100 的像素呈电

荷饱和状态而画面变白的所谓晕影。

[0040] 外套管 13 具备有软管主体 35、设置于该软管主体 35 内并插通电子内窥镜 11 的插入部 20 的内窥镜插通管路 37 及设置于该内窥镜插通管路 37 的周围并对来自激发光的光源装置 17 的激发光进行导光的 2 根第 1 及第 2 光纤 38、39。

[0041] 内窥镜插通管路 37 具备有成为电子内窥镜的插入部 20 的插入部的基端侧开口 37a 及成为其插入部 20 的出口的前端侧开口 37b。因此,将插入部 20 插通于内窥镜插通管路 37 时,从前端侧开口 37b 露出电子内窥镜的前端部 24a,将罩子 14 安装于该部分。所述软管主体 35 及罩子 14 为了获得一些弹性例如由橡胶或软质塑料等作成,并以不偏离插入部 20 的方式安装。

[0042] 罩子 14 的外周面上安装有将来自第 1 及第 2 光纤 38、39 的激发光照射至体腔内的第 1 及第 2 投光单元 41、42。日本专利公开 2009-34224 号公报中,为了提高激发光的光量,除了通常的激发光之外,由辅助激发光的 2 道激发光进行照射,但是为了照射该辅助激发光,在电子内窥镜的插入部设有辅助激发光专用的光导或辅助激发光专用的照明窗。

[0043] 与此相对,本发明中,不在电子内窥镜的插入部的内部,而是在相对于电子内窥镜装卸自如的罩子上设置第 1 及第 2 投光单元,并且在外套管 13 设有作为激发光导光部件的第 1 及第 2 光纤 38、39,因此可直接利用目前使用中的电子内窥镜,能够抑制总成本。另外,本发明中,在激发光的照射中使用的光纤或投光单元的设置上未利用成为各种处置工具的插通路的钳子通道,因此即使在自体荧光观察中也能够使用插通于钳子通道内的各种处置工具进行治疗等。

[0044] 如图 2 所示,白色光的光源装置 16 具备有白色光源 45、光圈调节机构 46、白色光控制部 47、旋转快门 48、位置检测部 49 及旋转控制部 50。当开启白色光的光源装置 16 的电源时,白色光源 45 始终开启并发出白色光。白色光是波长在蓝色频带至红色频带之间的宽带光,例如如图 3 所示,具有 400nm ~ 700nm 的波长频带。作为白色光源 45,例如使用氙气灯、卤素灯、LED(发射二极管)、荧光发射元件灯或 LD(激光二极管)等。从白色光源 45 发出的白色光由透镜 53 聚光。由透镜 53 聚光的光经光圈调节机构 46 入射至第 1 及第 2 光导 55、56。

[0045] 第 1 及第 2 光导 55、56 由大口径光纤等构成。第 1 及第 2 光导 55、56 的入射侧端部连接于白色光的光源装置 16。另一方面,如图 4 所示,第 1 光导 55 的射出侧端部朝向电子内窥镜 11 的前端部 24a 的第 1 照明窗 57,第 2 光导 56 的射出侧端部朝向前端部 24a 的第 2 照明窗 59。分别从这些第 1 及第 2 照明窗 57、59 朝向体腔内的观察部位射出白色光。

[0046] 第 1 照明窗 57 及第 2 照明窗 59 分别设置于关于设置在罩子 14 的激发光截止滤波器 32(或摄像窗 62)对称的位置。并且,如图 5 所示,从第 1 照明窗 57 射出的白色光的照射范围 WL1 和从第 2 照明窗 59 射出的白色光的照射范围 WL2 大致重叠。因此,当使前端部 24a 朝向观察部位内认为是病变部的注目部分(观察对象)T 时,注目部分 T 大致进入这些照射范围 WL1、WL2 的重复区域 WLR 内。由此,能够对注目部分 T 充分且无照明不均地照射白色光。

[0047] 另外,罩子 14 仅覆盖前端部 24a 中的摄像窗 62,除此之外的部分通过开口部 14a 暴露。因此,从第 1 及第 2 照明窗 57、59 照射白色光不会受到罩子 14 的妨碍。并且,能够将来自送气或送水喷嘴 63 的空气或水喷吹至罩子的激发光截止滤波器 32。而且,能够使处

置工具从钳子出口 64 向体腔内突出。

[0048] 如图 2 所示,光圈调节机构 46 配置于透镜 53 与旋转快门 48 之间,对从白色光源 45 发出的白色光的光量进行调节。光圈调节机构 46 例如由能够改变光圈直径的多个光圈叶片及使该光圈叶片移动的马达等构成。光圈调节机构的光圈量通过驱动器 47a 由白色光控制部 47 进行控制。白色光控制部 47 根据通过处理器装置 15 内的信号处理获得的白色光图像,控制光圈量并调整白色光的光量。

[0049] 如图 6A 及图 6B 所示,旋转快门 48 是形成有扇形缺口部分的圆板。旋转快门 48 中的缺口部分成为使白色透光的透光部 48a,残余部分成为遮断白色光的遮光部 48b。旋转快门 48 固定于与白色光源 45 的光轴平行而配置的马达 70 的旋转轴 70a。若旋转快门 48 通过该马达 70 旋转,则在白色光源的光路 P 上交替通过透光部 48a 和遮光部 48b。

[0050] 通过由光电传感器等构成的位置检测部 49 检测透光部 48a、遮光部 48b 中的哪一个位于光路 P 上。在此,图 2 或图 6A 及图 6B 中,位置检测部配置于旋转快门的外周附近,但是除此之外也可以配置于旋转快门的内侧。

[0051] 如图 6A 所示,当透光部 48a 位于光路 P 上时,由于白色光入射至第 1 及第 2 光导 55、56,因此白色光照射至体腔内的观察部位。在此,将透光部 48a 位于光路 P 上的期间叫作白色光照射期间。另一方面,如图 6B 所示,遮光部 48b 位于光路 P 上的期间,白色光不会入射至第 1 及第 2 光导 55、56,因此观察部位不会被白色光照明。此期间称为白色光遮光期间。位置检测部 49 将表示处于白色光照射期间和白色光遮光期间中的任意状态的信息适当地发送至激发光的光源装置内的激发光控制部 75 及处理器装置的控制部 113。

[0052] 白色光照射期间和白色光遮光期间根据观察模式而不同,自体荧光观察模式时的各期间设定为通常光观察模式时的 2 倍。因此,在自体荧光观察模式时,图 2 所示的旋转控制部 50 进行将旋转快门 48 的转速设为通常光观察模式时的转速的一半的旋转控制。另外,旋转控制部 50 通过连接于马达 70 的驱动器 50a 控制旋转快门 48 的转速。

[0053] 如图 2 所示,激发光的光源装置 17 具备有第 1 及第 2 激光光源 72、73 和激发光控制部 75。第 1 及第 2 激光光源 72、73 由发射二极管等构成,发出如图 3 所示的具有 $405 \pm 10\text{nm}$ 波长的激发光。将具有这种波长域的激发光照射至体腔内的观察部位,从而从活组织内的内因性荧光物质发出波长在 $420\text{nm} \sim 650\text{nm}$ 之间的自体荧光。

[0054] 当设定为自体荧光观察模式时,第 1 及第 2 激光光源 72、73 始终发出激发光。由此,从活组织始终发出自体荧光。如图 3 所示,返回至电子内窥镜的前端部 24a 的激发光被激发光截止滤波器截止,并且自体荧光的光量与白色光相比微弱。因此,即使在体腔内不仅存在白色光还存在激发光或自体荧光的状态下取得白色光图像,激发光或自体荧光也几乎不会对其取得的白色光图像带来影响。

[0055] 激发光控制部 75 通过驱动器 75a、75b 对第 1 及第 2 激光光源 72、73 的激发光的光量进行控制。激发光控制部 75 连接于白色光控制部 47,随着通过白色光控制部 47 控制白色光的光量,对激发光的光量也进行控制。激发光的光量的控制会改变激发光的光量,以便白色光和激发光具有预定的关联,例如激发光的光量与白色光的光量的光量比例如维持 $1/10$ 。

[0056] 即使是这样改变白色光的光量时,由于随此而由激发光控制部也自动改变激发光的光量,因此也能够将白色光图像与自体荧光图像的露出平衡始终维持成适当的状态。另

外,激发光的光量控制并不与白色光的光量控制联动而进行,如图 7 所示,也可以控制成从白色光照射期间切换为白色光遮光期间时,白色光和激发光具有预定的关联。

[0057] 从第 1 激光光源 72 发出的激发光入射至外套管 13 的第 1 光纤 38。从第 2 激光光源 73 发出的激发光入射至外套管 13 的第 2 光纤 39。并且,如图 4 所示,第 1 光纤 38 内的激发光 EL 从罩子 14 的第 1 投光单元 41 射出,第 2 光纤内的激发光 EL 从罩子 14 的第 2 投光单元 42 射出。

[0058] 第 1 及第 2 投光单元 41、42 与前端部 24a 的第 1 及第 2 照明窗 57、59 相同,分别设置在关于罩子 14 的激发光截止滤波器 32(或摄像窗 62)对称的位置。并且,如图 8 所示,从第 1 投光单元 41 射出的激发光的照射范围 EL1 和从第 2 投光单元 42 射出的激发光的照射范围 EL2 大致重叠(重复区域 ELR)。并且,该重复区域 ELR 包含于 2 个白色光的照射范围相重叠的重复区域 WLR。

[0059] 由于具有如以上的照射范围 EL1、EL2,因此当使前端部 24a 朝向注目部分 T 时,注目部分 T 大致进入这些照射范围 EL1、EL2 的重复区域 ELR。由此,能够充分且无照明不均地对注目部分 T 照射激发光。因此,例如注目部分 T 为正常部时,从其注目部分 T 的整个区域发出大致相同强度的自体荧光。并且,由于 2 个激发光的照射范围重叠的重复区域 ELR 包含于 2 个白色光的照射范围的重复区域 WLR,因此在注目部分 T 的整个区域中,白色光与激发光的光量比保持恒定。

[0060] 如图 9 所示,配置于罩子 14 的外周的第 1 投光单元 41 具备有光扩散部件 90、覆盖该光扩散部件 90 的外周的筒状的套管部件 91 及密封套管部件 91 的一端侧的保护玻璃 92。出自光纤 94 的射出端的激发光入射至光扩散部件 90。该光纤 94 引入至罩子 14 内,其入射端侧安装有金属环 93。

[0061] 在外套管 13 内穿通有第 1 光纤 38,在其射出端安装有金属环 40。通过该金属环 40 和金属环 93,外套管 13 内的第 1 光纤 38 和罩子 14 内的光纤 94 光学性地连接。另外,对于第 2 投光单元,由于与第 1 投光单元相同,因此省略说明。

[0062] 光扩散部件 90 由使来自第 1 光纤 38 的激发光扩散的透光性树脂材料构成。除了透光性树脂材料以外,例如可利用透光性陶瓷或玻璃等。另外,光扩散部件 90 可以设为在其表面或中间层等设置使微小凹凸或折射率不同的颗粒(填料等)混在一起的光扩散层的结构或利用半透明材料的结构。由此,从光扩散部件 90 射出的激发光通过光的偏振作用或扩散作用,其光量被均匀化。因此,通过适当变更光扩散部件的材料或数量,能够在第 1 投光单元内调节激发光的照射范围或光量。另外,除了变更光扩散部件以外,还能够通过适当变更透镜或保护玻璃来调节第 1 投光单元内的光照射范围或光量。

[0063] 如图 2 所示,电子内窥镜 11 具备有 CCD100、模拟处理电路 104(AFE:Analog Front End)及摄像控制部 106。CCD100 由摄像面 100a 接收透射激发光截止滤波器 32、摄像窗 62 及聚光透镜 102 的光。并且,CCD100 中,光电转换由摄像面 100a 接收的光并积蓄信号电荷,将积蓄的信号电荷作为摄像信号读出。被读出的摄像信号送至 AFE104。

[0064] CCD100 是彩色 CCD,摄像面 100a 上排列设置有 R 色、G 色及 B 色彩色滤波器(滤波器片段)的 R 像素、G 像素及 B 像素这 3 个颜色的像素。在此,由于白色光的波长域在蓝色频带至红色频带之间,因此当白色光入射至 CCD 的摄像面时,所有 R 像素、G 像素及 B 像素产生感应。因此,接收白色光时获得的摄像信号中包含有从 R 像素输出的摄像信号、从 G

像素输出的摄像信号及从 B 像素输出的摄像信号这 3 种。

[0065] 另一方面,自体荧光的主要波长域是绿色频带,一部分至蓝色频带或红色频带。因此,当自体荧光入射至 CCD100 的摄像面 100a 时,G 像素可靠地对自体荧光产生感应。因此,接收自体荧光时获得的摄像信号中包含有从 G 像素输出的摄像信号。

[0066] AFE104 由相关双采样电路 (CDS) 及自动增益控制电路 (AGC) 构成。CDS 对来自 CCD100 的摄像信号实施相关双采样处理,去除因 CCD100 的驱动产生的干扰。AGC 放大通过 CDS 去除干扰的摄像信号。

[0067] 摄像控制部 106 进行 CCD100 的摄像控制。随着该摄像控制部 106 的摄像控制,从 AFE45 以预定的帧速率输出摄像信号。摄像控制部 106 连接于处理器装置 15 内的控制器 113,摄像控制部 106 根据拍摄时控制器 113 所识别的观察模式等,适当地变更控制方法。

[0068] 在此,如图 10A 所示,设定为通常光观察模式时,在白色光照射期间进行光电转换白色光并积蓄信号电荷的步骤。并且,当从白色光照射期间切换为白色光遮光期间时,摄像信号读出脉冲从摄像控制部 106 发送至 CCD100。当 CCD100 接收摄像信号读出脉冲时,在 CCD100 中积蓄的信号电荷作为摄像信号输出至 AFE104。并且,当从白色光遮光期间切换为白色光照射期间时,再次进行光电转换白色光并积蓄信号电荷的步骤。在设定为通常光观察模式期间,重复进行以上一连串动作。

[0069] 与此相对,设定为自体荧光观察模式时,如图 10B 所示,在白色光照射期间进行光电变换白色光并积蓄信号电荷的步骤。并且,当从白色光照射期间切换为白色光遮光期间时,摄像信号读出脉冲从摄像控制部 106 发送至 CCD100。当 CCD100 接收摄像信号读出脉冲时,积蓄于 CCD100 的各像元的信号电荷作为摄像信号输出至 AFE104。大致与此同时进行光电转换自体荧光并积蓄信号电荷的步骤。自体荧光较微弱,但是通过将自体荧光观察模式时的白色光遮光期间,即自体荧光观察期间设为通常光观察模式时的白色光遮光期间的 2 倍,从而能够由 CCD100 可靠地接收能够形成自体荧光图像程度的光量。

[0070] 并且,从白色光照射期间切换为白色光遮光期间开始经过一定时间之后,摄像信号读出脉冲从摄像控制部 106 发送至 CCD100。根据此,在 CCD100 中积蓄的信号电荷作为摄像信号输出至 AFE104。并且,从白色光遮光期间切换为白色光照射期间时,再次进行光电变换白色光并积蓄信号电荷的步骤。在设定为自体荧光观察模式期间,重复进行以上一连串动作。

[0071] 如图 2 所示,处理器装置 15 与电子内窥镜 11、白色光的光源装置 16、激发光的光源装置 17、显示器 18、键盘(省略图示)及打印机(省略图示)等电性连接,统括控制电子内窥镜系统 10 的整体动作。处理器装置 15 具备有信号处理部 110、帧存储器 112 及控制器 113。

[0072] 信号处理部 110 通过由 A/D 转换部 115、色调校正部 116 及图像处理部 117 对从电子内窥镜 11 的 AFE104 输出的摄像信号实施各种处理,生成可显示于显示器 18 上的视频信号。并且,根据该视频信号,各种图像显示于显示器 18 上。另外,色调校正部 116 及图像处理部 117 例如分别由进行相对应的处理的软件、存放该软件的 EPROM(可重写型 ROM) 等存储装置等构成。并且,A/D 转换后的数字图像数据或在图像处理部进行图像处理后的视频信号临时存储于帧存储器 112 中。

[0073] A/D 转换部 115 将来自 AFE104 的摄像信号转换为数字图像数据。图像数据中包含

有由来自 CCD100 的 B 像素的信号构成的 B 图像、由来自 G 像素的信号构成的 G 像素及由来自 R 像素的信号构成的 R 图像。并且, A/D 转换后的图像数据有通常光观察模式时或自体荧光观察模式时取得的白色光图像的图像数据和自体荧光观察模式时取得的自体荧光图像的图像数据。

[0074] 色调校正部 116 及图像处理部 117 按照图 11 的流程图进行处理。色调校正部 116 弥补白色光图像中被激发光截止滤波器 32 截止或减少的 B 图像的成分。如图 3 所示, 由于电子内窥镜 11 通过截止或减少 415nm 以下的波长频带成分的激发光截止滤波器 32 进行拍摄, 因此截止白色光图像及自体荧光图像的 B 图像中低波长侧的一部分。因此, 通过色调校正部 116 校正该被截止的部分的图像。

[0075] 如下进行白色光图像的 B 图像的校正。首先, 使用内窥镜之前, 求出校正公式 (1) 和 (2)。在此, 将未安装激发光截止滤波器时的白色光图像的 B 图像的光量设为 B1, 将安装激发光截止滤波器时的白色光图像的 B1 图像的光量设为 B 时, B 和 B1 的关系由以下公式 (1) 表示。

$$[0076] \quad B = B1 \times \alpha \cdots \cdots (1)$$

[0077] 在此, α 是基于激发光截止滤波器的光量截止率。因此 B1 能够由以下公式 (2) 求出。

$$[0078] \quad B1 = B / \alpha \cdots \cdots (2)$$

[0079] 如公式 (2) 所示, 当 B 和 B1 的关系处于线形关系时, 由系数 α 除安装激发光截止滤波器时获得的白色光图像的 B 图像的光量 B, 由此求出通过激发光截止滤波器截止的部分的光量 B1。并且, 将白色光的 B 图像中被截止部分的光量 B 替换为光量 B1, 从而能够获得与未安装激发光截止滤波器时相同的白色光图像。

[0080] 另外, 当 B 和 B1 的关系不在线形关系时, 例如能够通过乘法、加法及矩阵转换等运算处理来增加相当于 B 图像的被截止部分的光量。并且, 也可以使 G 图像及 R 图像的成分仅减少相当于 B 图像的被截止的成分。并且, 通过激发光截止滤波器截止 G 图像中低频侧的一部分的成分时, 与 B 图像时相同, 优选进行色调校正。

[0081] 图 2 所示的图像处理部 117 对已实施色调校正的图像数据实施平衡调整处理、高灵敏度化处理及显示灰度处理。平衡调整处理是当设定为自体荧光观察模式时利用校准数据进行白色光图像与自体荧光图像的平衡调整的处理。校准数据从预先拍摄非特定被摄物的病变部 (早期癌等发生部) 及正常部的白色光图像及自体荧光图像中获得。

[0082] 通过利用校准数据进行平衡调整, 例如白色光图像中的病变部与正常部的对比度和自体荧光图像中的病变部与正常部的对比度变得相等。例如, 自体荧光图像的对比度相对于白色光图像的对比度为 1/5 时, 色调校正部 116 根据校准数据, 进行将自体荧光图像的对比度设为 5 倍的平衡调整。另外, 如上所述, 由于白色光与激发光的光量比保持恒定, 因此可以更高精确度地进行平衡调整。

[0083] 由于白色光图像和自体荧光图像的平衡依赖于 CCD 等的特性, 因此优选平衡调整在电子内窥镜系统的工厂出货之前或者初次使用电子内窥镜系统之前等至少实施一次。

[0084] 高灵敏度化处理中包含数字增益、帧加法及数字面元划分等处理。通过进行该高灵敏度化处理, 能够谋求自体荧光图像的高灵敏度化。数字增益是以预定的放大率放大数字图像数据的处理。帧加法是合计连续的多个帧的图像数据来获得 1 帧量的图像数据的处

理。数字面元划分为,将 CCD 中相邻的多个图像作为 1 组,以其 1 组单位输出摄像信号,由此增大光接收面积并提高 CCD100 的灵敏度的处理。另外,高灵敏度化处理不仅对自体荧光图像实施,也可以对白色光图像实施。

[0085] 显示灰度处理是将白色光图像或自体荧光图像转换为可显示在显示器上的视频信号的处理。该显示灰度处理包含与显示器对应的 γ 校正处理或灰度校正处理。在该显示灰度处理中,设定为通常光观察模式时,白色光图像中,B 图像分配至视频信号的 B 通道信号,G 图像分配至视频信号的 G 通道信号,R 图形分配至 R 通道信号。

[0086] 另一方面,设定为自体荧光观察模式时,白色光图像的 B 图像分配至视频信号的 B 通道信号,白色光图像的 R 图像分配至视频图像信号的 R 通道信号,自体荧光图像的 G 图像分配至视频信号的 G 通道信号。由此,可以获得合成白色光图像和自体荧光图像的合成图像。通过将这种合成图像显示于显示器 18 上,例如以绿色显示正常部,以紫红色显示病变部。

[0087] 另外,自体荧光的亮度级别变低除了病变部的原因之外,摄像距离变远也是原因之一。由此,图像处理部在将紫红色显示在显示器上之前,对白色光图像的 G 图像和自体荧光图像的 G 图像的亮度级别进行比较。其比较结果中,两者都较低时,判断为不是病变部,而仅仅是摄像距离较远而亮度级别变低,并不是以紫红色显示,而是以绿色显示。另一方面,白色光图像的 G 图像的亮度级别较高、自体荧光图像的亮度级别较低时,判断为病变部,以紫红色显示。

[0088] 接着,对上述第 1 实施方式的作用进行说明。首先,将内窥镜 11 的插入部 20 插入于外套管 13。接着,将罩子 14 嵌入从外套管 13 露出的插入部前端。若安装该罩子 14,则罩子 14 的端与外套管 13 的端相互碰上。该状态时,如图 9 所示,外套管 13 内的金属环 40 与罩子 14 内的金属环 93 接触,外套管 13 内的第 1 光纤 38 与罩子 14 的光纤 94 光学性地连接。同样地,第 2 光纤 39 也光学性地连接于罩子 14 内的光纤。这样,第 1 及第 2 投光单元 41、42 分别光学性地结合于第 1 及第 2 激光光源 72、73。另外,外套管 13 及罩子 14 通过其自身的弹力等,以不会从插入部 20 任意地脱离的方式牢固地嵌合。

[0089] 通过观察模式切换按钮 28,首先设定为自体荧光观察模式。自体荧光观察模式下,除了白色光的光源装置 16 的电源始终开启之外,激发光的光源装置 17 的电源也始终开启。白色光的光源装置 16 中,在白色光照射期间,白色光入射至第 1 及第 2 光导 55、56,但是在白色光遮光期间,白色光不会入射至第 1 及第 2 光导 55、56。另一方面,激发光的光源装置 17 中,来自第 1 激光光源 72 的激发光始终入射至第 1 光纤 38,并且来自第 2 激光光源 73 的激发光始终入射至第 2 光纤 39。

[0090] 第 1 光导 55 内的白色光从前端部 24a 的第 1 照明窗 57 朝向体腔内的观察部位射出,第 2 光导 56 内的白色光从前端部 24a 的第 2 照明窗 59 朝向观察部位射出。从前端部 24a 中的第 1 及第 2 照明窗 57、59 的配置位置和白色光的照射范围 WL1、WL2、WLR 考虑,使前端部 24a 朝向注目部分 T 时,白色光可以充分且无照明不均地照射在注目部分 T 上。

[0091] 另一方面,第 1 光纤 38 内的激发光从紧固于罩子 14 上的第 1 投光单元 41 朝向体腔内射出,第 2 光纤 39 内的激发光从紧固于罩子 14 上的第 2 投光单元 42 朝向体腔内射出。从第 1 及第 2 投光单元 41、42 的配置位置和激发光的照射范围 EL1、EL2、ELR 考虑,使前端部 24a 朝向注目部分 T 时,激发光可以充分且无照明不均地照射在注目部分 T 上。由此,例

如整个注目部分 T 为正常部时,从其注目部分 T 的整个区域发出大致相同的自体荧光。另外,由于 2 个激发光的照射范围的重复区域 ELR 包含于 2 个白色光的照射范围的重复区域 WLR,因此在整个注目部分 T 中,白色光与激发光的光量比保持恒定。

[0092] 电子内窥镜 11 利用由 B 像素、G 像素及 R 像素构成的彩色 CCD100,当处于白色光照射期间时,拍摄白色光图像,处于白色光遮光期间时,拍摄自体荧光图像。通过这些拍摄取得的摄像信号送至处理器装置 15。处理器装置 15 中通过 A/D 转换部 115,将摄像信号转换为数字图像数据。由此,可以获得包含由 CCD100 的 B 像素形成的 B 图像、由 G 像素形成的 G 图像及由 R 像素形成的 R 图像的图像数据。

[0093] 并且,根据所获得的图像数据由色调校正部 116 进行 B 图像的校正。之后,图像处理部 117 中,进行利用校准数据的平衡调整、高灵敏度化处理及显示灰度处理。经这些处理,可以获得合成白色光图像与自体荧光图像的合成图像。并且,该合成图像显示于显示器 18 上。

[0094] 在自体荧光观察模式下,通过白色光控制部 47 进行白色光的光量控制,并且通过激发光控制部 75 进行激发光的光量控制。白色光控制部 47 例如以计算白色光图像的 G 图像的亮度的平均值且其平均值成为预先设定的预定亮度的方式控制白色光的光量。并且,激发光控制部 75 例如以激发光与白色光的光量比随着白色光控制部 47 中的白色光的光量控制而保持 1/10 等的方式进行激发光的光量控制。

[0095] 如图 12 及图 13 所示,本发明的第 2 实施方式的电子内窥镜系统 200 除了设置第 1 实施方式中示出的第 1 及第 2 投光单元 41、42 作为照射激发光的投光单元发射之外,还将第 3 及第 4 投光单元 202、203 设置于罩子 14 上,从这些 4 个第 1 ~ 第 4 投光单元 41、42、202 及 203 中的 2 个单元向体腔内照射激发光。另外,除此之外的部分,由于与第 1 实施方式相同,因此以下省略说明。并且,该第 2 实施方式中,由 2 个投光单元进行激发光的照射,但是不限于于此,可以由 3 个或 4 个投光单元进行。

[0096] 第 3 投光单元 202 设置于第 1 投光单元 41 的附近,第 4 投光单元 203 设置于第 2 投光单元 42 的附近。并且,在第 3 及第 4 投光单元 202、203 中使用的光扩散部件、透镜及保护玻璃与在第 1 及第 2 投光单元 41、42 中使用的部件不同。因此,从第 3 投光单元 202 照射的激发光的照射范围与其附近的第 1 投光单元 41 的照射范围不同。并且,从第 4 投光单元 203 照射的激发光的照射范围与其附近的第 2 投光单元 42 的照射范围不同。通过利用这种第 1 ~ 第 4 投光单元 41、42、202 及 203 中的照射范围的差异,能够根据观察状况随机应变地变更照射模式。

[0097] 激发光的光源装置 206 内的切换镜 207、208 以从第 1 ~ 第 4 投光单元 41、42、202、203 中所希望的单元照射激发光的方式,切换激发光的光路。切换镜 207 在使来自第 1 激光光源 72 的激发光直接入射至第 1 光纤 38 的退避位置与反射来自第 1 激光光源 72 的激发光且使其反射光入射至连接于第 3 投光单元 202 的第 3 光纤 210 的插入位置之间移动自如。另一方的切换镜 208 在使来自第 2 激光光源 73 的激发光直接入射至第 2 光纤 39 的退避位置与反射来自第 2 激光光源 73 的激发光且使其反射光入射至连接于第 4 投光单元 203 的第 4 光纤 211 的插入位置之间移动自如。

[0098] 另外,上述第 1 及第 2 实施方式中,将白色光直接照射至体腔内,但是单色 CCD 时,将由 R 色光、G 色光及 B 色光构成的帧顺序光照射至体腔内。为了照射帧顺序光,使用如图

14 所示的旋转滤波器 220 来代替图 6A 及图 6B 所示的旋转快门 48。旋转滤波器 220 上沿着周向设置有遮光部 221、使来自白色光光源 45 的白色光中的 R 色透光的 R 色彩色滤波器 223r、使来自白色光光源 45 的白色光中的 G 色透光的 G 色彩色滤波器 223g 及使来自白色光光源 45 的白色光中的 B 色透光的 B 色彩色滤波器 223b。通过该旋转滤波器 220 以旋转轴 220a 为中心旋转,在白色光照射期间,R 色光、G 色光及 B 色光以此顺序照射至体腔内。

[0099] 另外,上述第 1 及第 2 实施方式中,由白色光的光源装置内的白色光光源产生照射至体腔内的白色光。代替此,如图 15 所示,第 3 实施方式所涉及的电子内窥镜系统 300 中,通过白色光的光源装置内的蓝色激光光源 304 与设置于电子内窥镜的前端部 24a 内的投光单元 306、307 产生白色光。蓝色激光光源 304 发出具有中心波长 445nm 的蓝色激光。发出的蓝色激光经光导 55、56 从投光单元 306、307 朝向体腔内照射。另外,通过驱动器 305a 并由蓝色激光控制部 305 控制蓝色激光光源 304。

[0100] 另外,投光单元 306、307 的结构与图 9 所示的投光单元 41 相同。但是,光扩散部件 90 的位置上代替配置荧光体。该荧光体包含吸收来自光导 55 的蓝色激光的一部分并激发发射为绿色~黄色的多种荧光体物质(例如 YAG 系荧光体或 BAM(BaMgAl₁₀O₁₇) 等荧光体)而构成。由此,以蓝色激光作为激发光的绿色~黄色的激发发射光与未被荧光体 310 吸收而透射的蓝色激光合在一起,生成白色光。

[0101] 所述投光单元可设置于外套管 13 的前端的外周。若如此,则能够省略罩子 14。

[0102] 并且,上述各实施方式中,对将观察通过激发光的照射从活组织内的内因性荧光物质发出的自体荧光的 AFI 应用于本发明中的情况进行了说明,但是本发明还能够应用于利用荧光药剂进行荧光观察的 PDD(Photo Dynamic Diagnosis)。

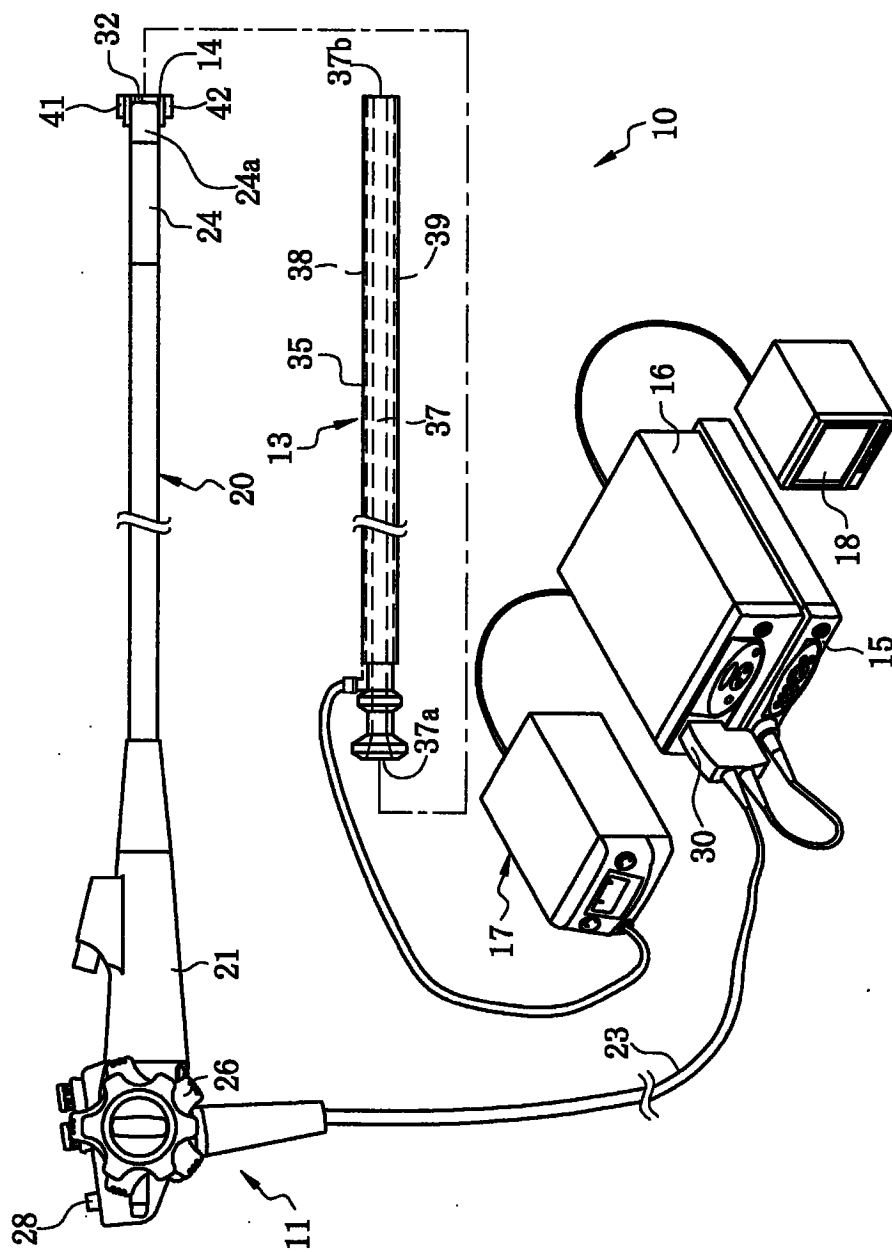


图 1

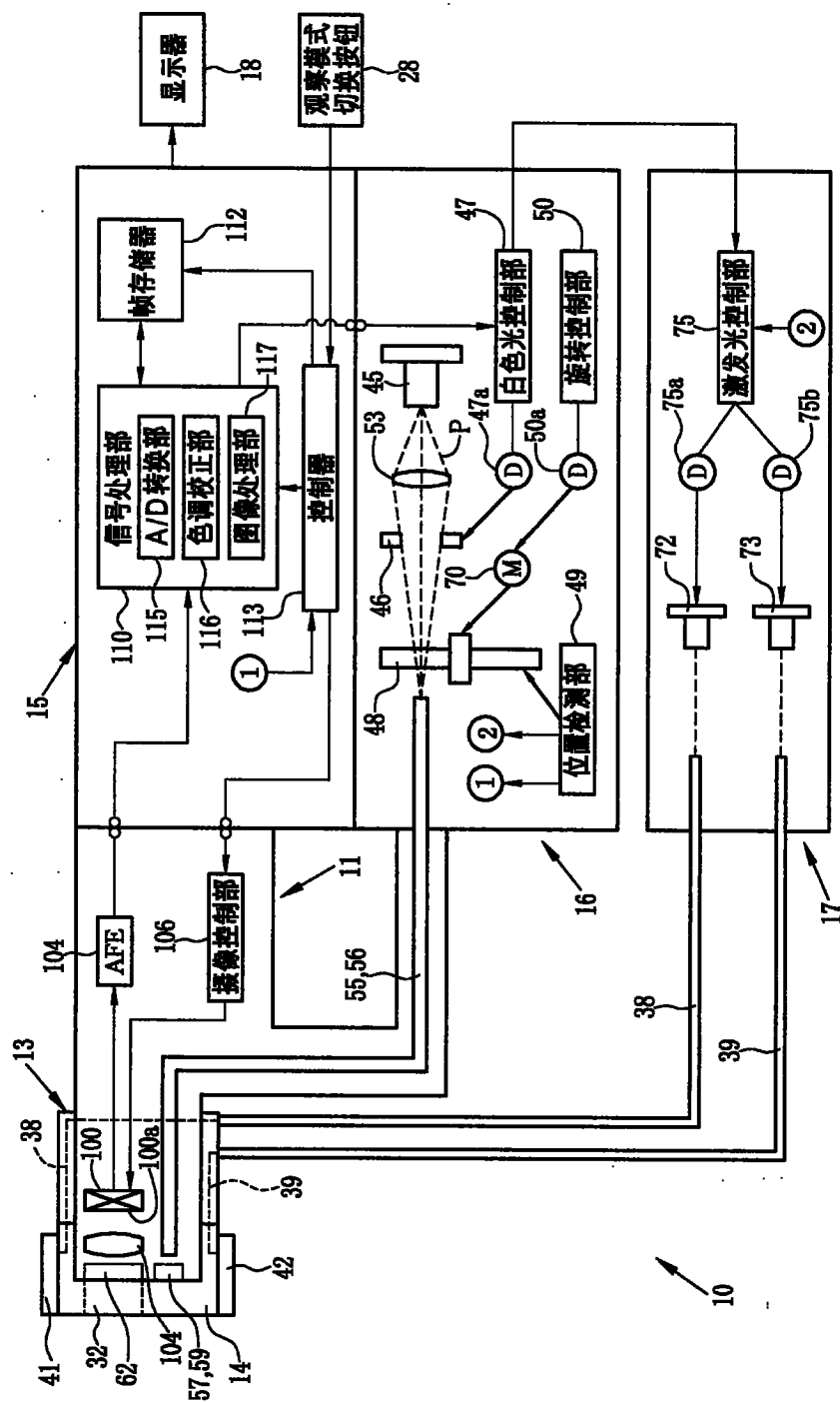


图 2

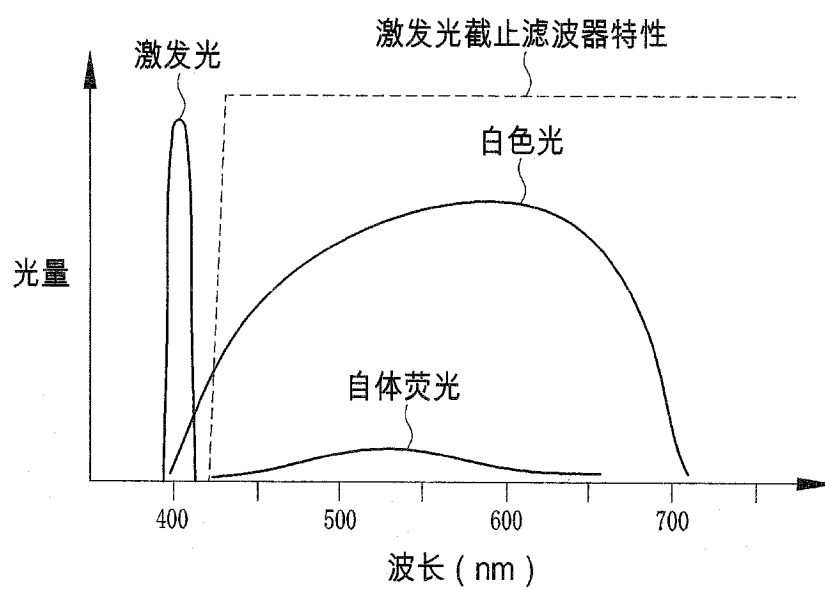


图 3

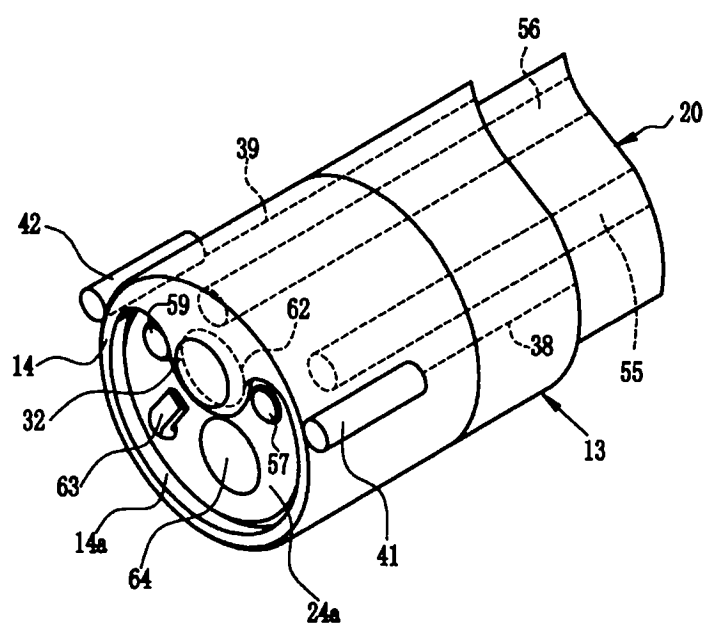


图 4

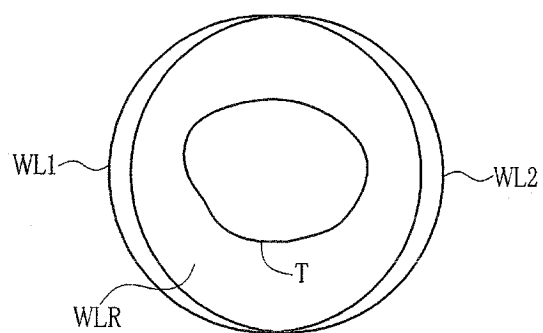


图 5

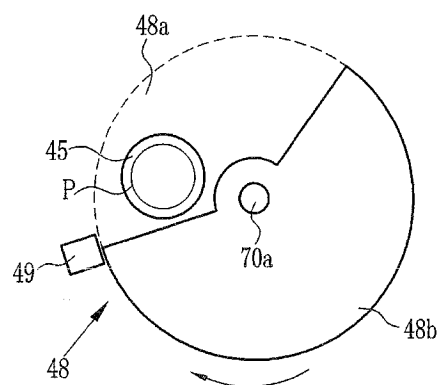


图 6A

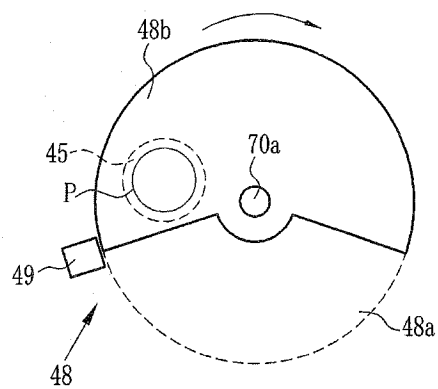


图 6B

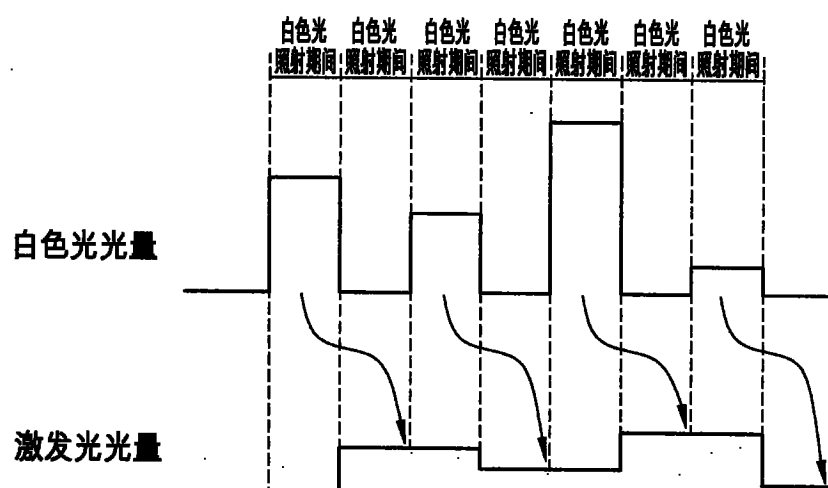


图 7

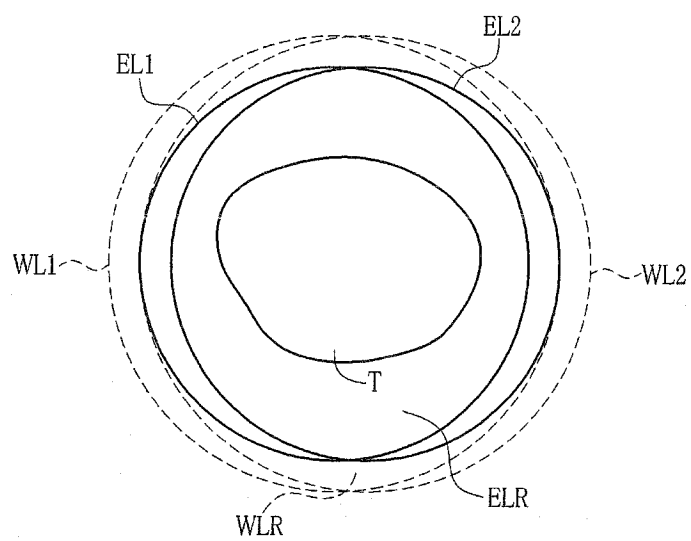


图 8

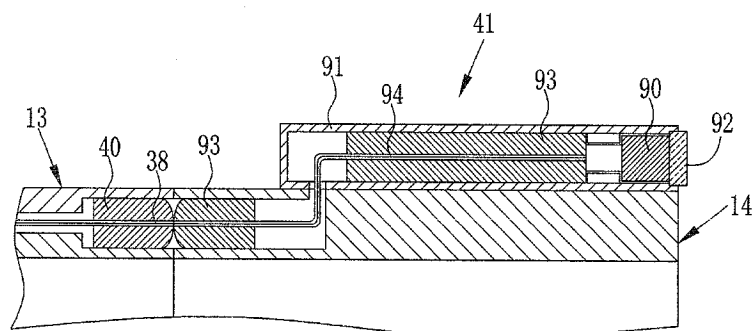


图 9

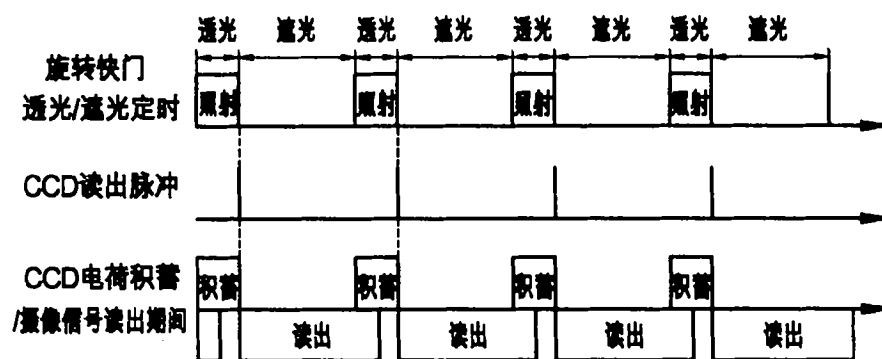


图 10A

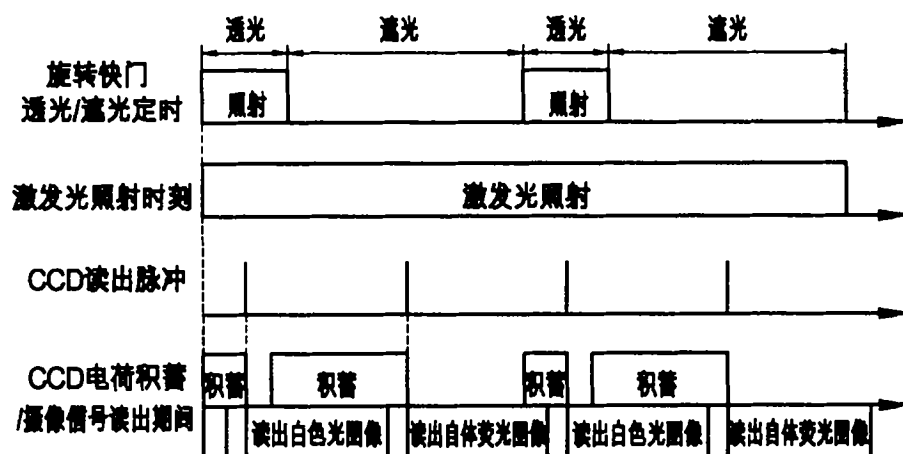


图 10B

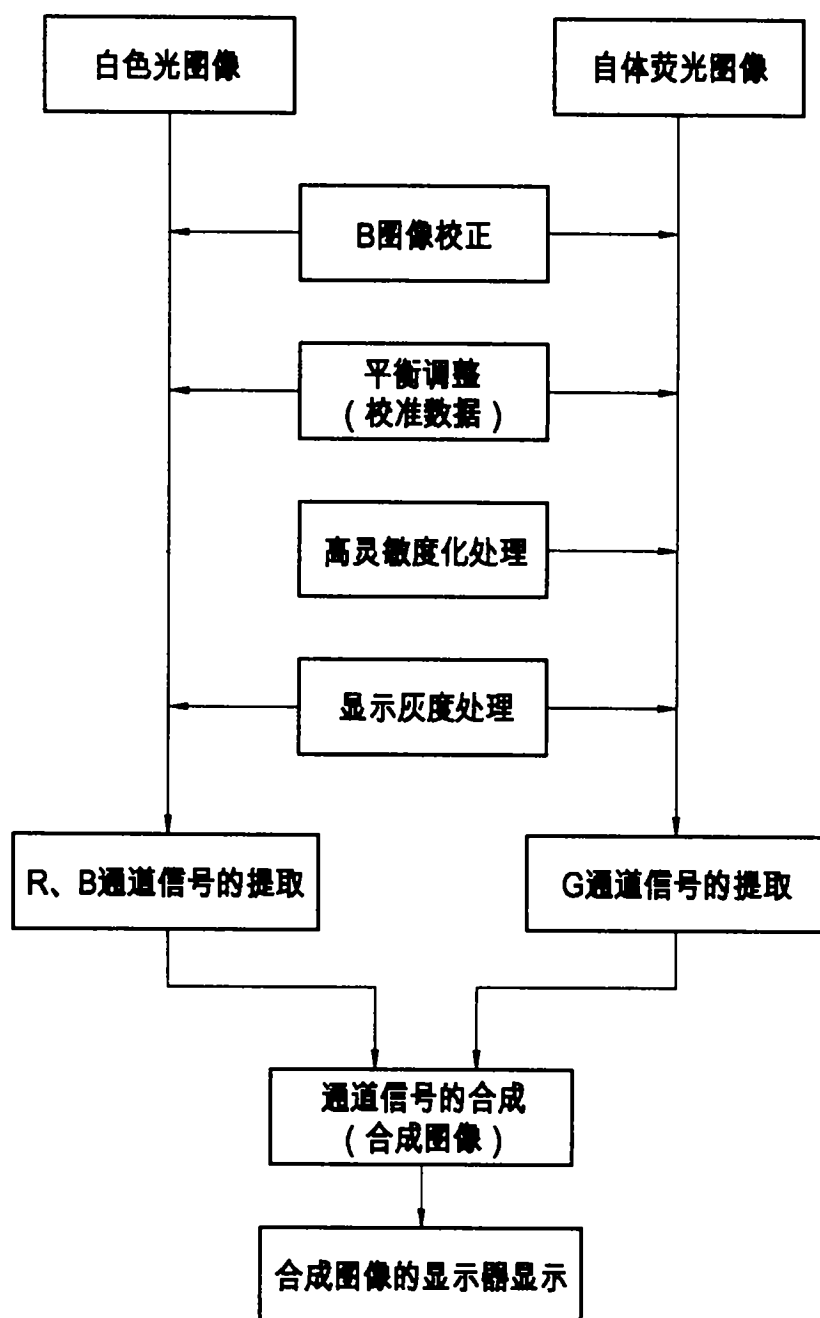


图 11

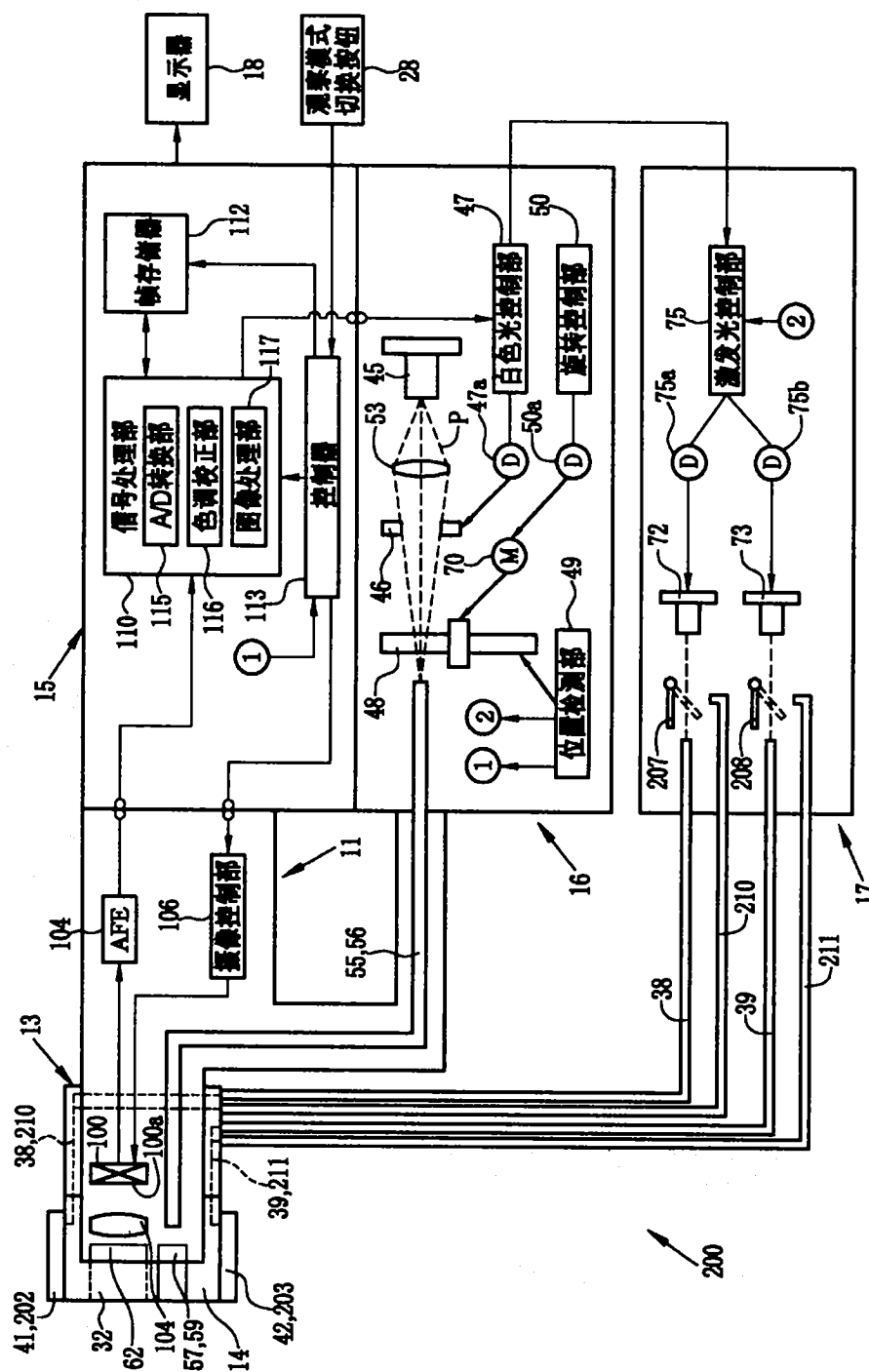


图 12

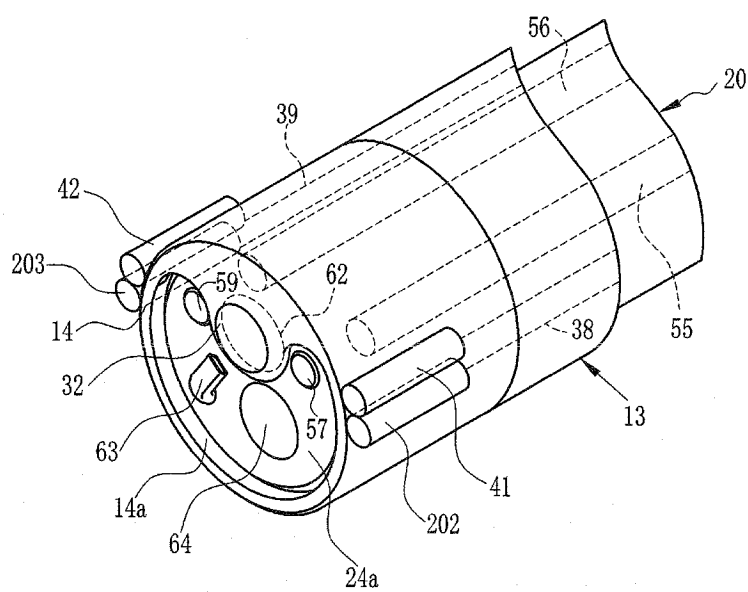


图 13

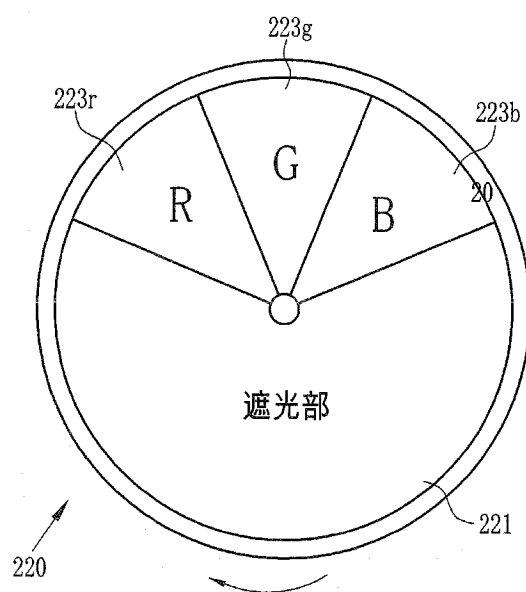


图 14

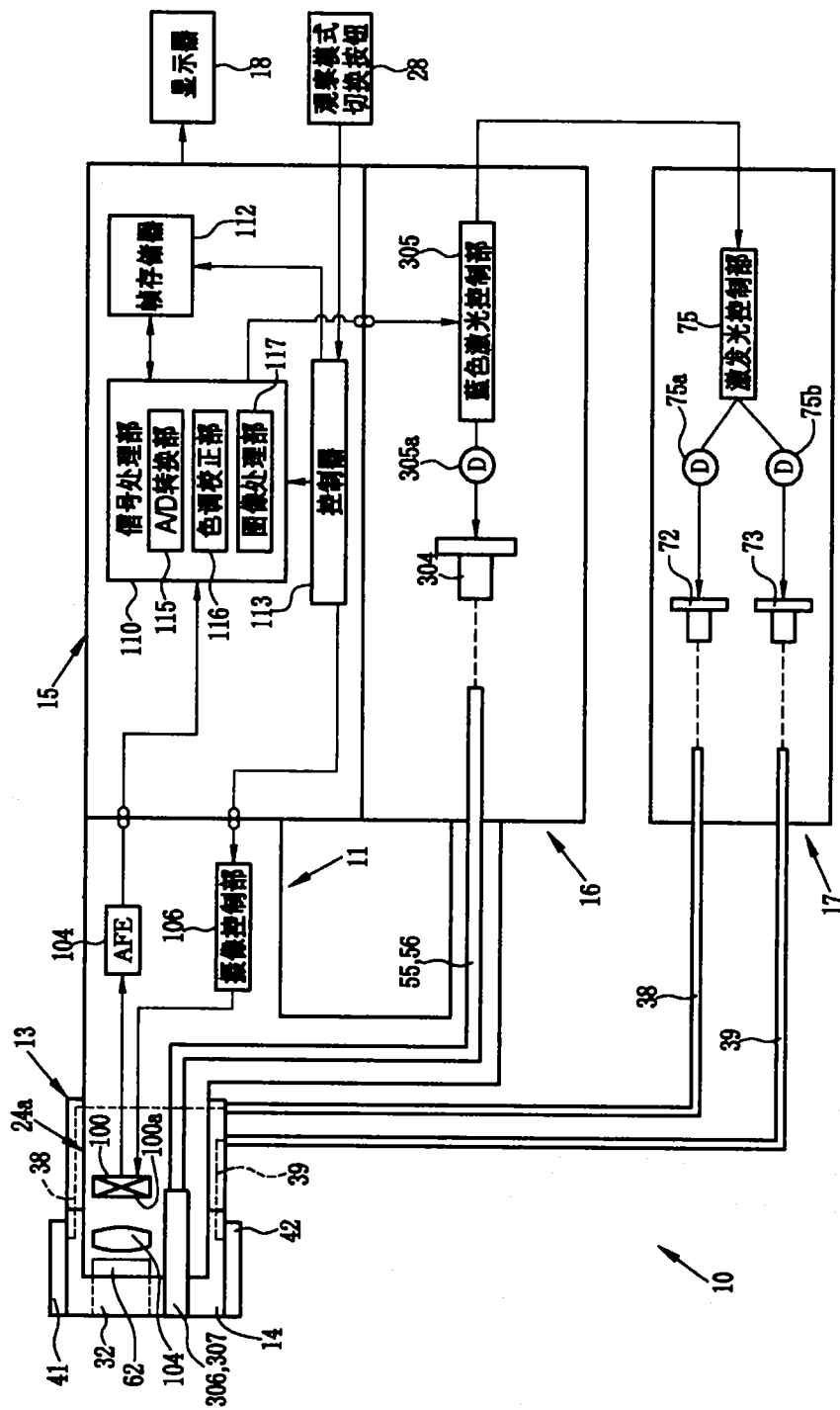


图 15

专利名称(译)	电子内窥镜及电子内窥镜系统以及激发光照射方法		
公开(公告)号	CN102551639A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201110304688.9	申请日	2011-10-10
[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	安田裕昭 饭田孝之 伊藤宏治 室冈孝		
发明人	安田裕昭 饭田孝之 伊藤宏治 室冈孝		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/07		
优先权	2010229510 2010-10-12 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜及电子内窥镜系统以及激发光照射方法。电子内窥镜的插入部插入于外套管。在从该外套管露出的插入部的前端装卸自如地安装罩子。在所述外套管设置有对来自光源装置的激发光进行导光的光纤。所述罩子中，在其外周安装有投光单元，将通过所述光纤的激发光照射至体腔内。通过照射该激发光，从所述体腔内的活组织发出自体荧光。由插入部内的CCD拍摄该自体荧光的状态。

