



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102551645 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 16

(21) 申请号 201110381954. 8

书第 [0007]–[0064] 段, 权利要求 1, 图 2–7.

(22) 申请日 2011. 11. 25

审查员 王歆媛

(30) 优先权数据

2010–277952 2010. 12. 14 JP

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 安田裕昭 黑田修 山口博司

(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 1/04(2006. 01)

A61B 1/05(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特開 2000–262459 A, 2000. 09. 26, 说明

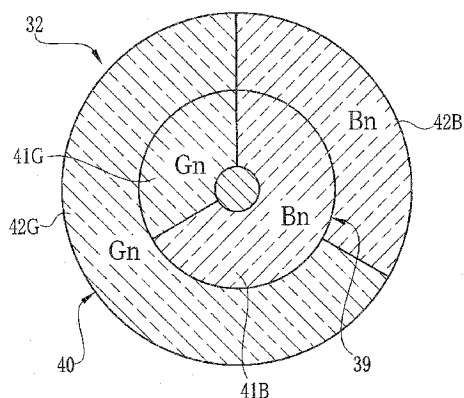
权利要求书2页 说明书15页 附图11页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜系统, 其在特殊光观察模式时, 将特殊光观察用旋转滤光器配置在从宽波段光源射出的宽波段光 (BB) 的光路上。在该特殊光观察用旋转滤光器中呈同心圆状地设有在近景观察时插入到光路中的近景观察用滤光器区域和在远景观察时插入到光路中的远景观察用滤光器区域。在将近景观察用滤光器区域安置在宽波段光 (BB) 的光路上的情况下, 为了强调表层血管, 使 B 窄波段光 (Bn) 比 G 窄波段光 (Gn) 更长时间进行照射。另一方面, 在将远景观察用滤光器区域安置在宽波段光 (BB) 的光路上的情况下, 为了使管内的粘膜等更明亮, 使 G 窄波段光 (Gn) 比 B 窄波段光 (Gn) 更长时间进行照射。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,

具备:

窄波段光源,其顺次射出彼此波长段不同的第一、第二窄波段光,且对所述第一窄波段光的第一出射时间和所述第二窄波段光的第二出射时间进行变更;

摄像机构,其对所述第一~第二窄波段光所照明的观察部位进行摄像来得到所述观察部位的观察像;

摄影条件检测机构,其基于所述观察像,对其摄像时的摄影条件进行检测,

并且,所述内窥镜系统根据所述摄影条件对所述第一、第二出射时间进行变更,

作为所述摄影条件,所述摄影条件检测机构对是否处于内窥镜的前端部和所述观察部位的距离近的状态的近景观察状态、或处于所述距离远的状态的远景观察状态进行检测,

在所述近景观察状态的情况下,所述窄波段光源使所述第一出射时间比所述第二出射时间长,在所述远景观察状态的情况下,所述窄波段光源使所述第二出射时间比所述第一出射时间长。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第二窄波段光具有比所述第一窄波段光的波长段靠长波长侧的波长段。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述窄波段光源具备:

宽波段光源,其射出白色的宽波段光;

旋转滤光器,其沿半径方向设有按所述摄影条件分配的多个大致环状的滤光器区域,在各滤光器区域沿周向设有使所述宽波段光中的所述第一窄波段光透过的第一滤光器和使所述宽波段光中的所述第二窄波段光透过的第二滤光器;

滤光器区域插入机构,其通过使所述旋转滤光器沿其半径方向移动,将所述多个滤光器区域中与所述摄影条件对应的滤光器区域插入到所述宽波段光的光路中;

滤光器旋转机构,其使所述旋转滤光器以旋转轴为中心而旋转,

各滤光器区域中的第一、第二滤光器的面积的比率与所述第一、第二出射时间的比率对应。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述旋转滤光器具有:所述第一滤光器的面积比所述第二滤光器的面积形成得大的第一窄波段光优先滤光器区域、和所述第二滤光器的面积比所述第一滤光器的面积形成得大的第二窄波段光优先滤光器区域。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述窄波段光源基于按所述摄影条件预先设定的第一~第二出射时间,射出所述第一~第二窄波段光。

6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述窄波段光源具有:

宽波段光源,其射出白色的宽波段光;

旋转滤光器,其配置在所述宽波段光的光路中,具有使所述宽波段光中的所述第一窄波段光透过的第一滤光器、以及使所述宽波段光中的所述第二窄波段光透过的第二滤光器;

滤光器旋转机构,其使所述旋转滤光器旋转,从而将所述第一滤光器及所述第二滤光器交替插入到所述光路中;

控制机构,其以使所述第一、第二滤光器插入到所述光路中的第一、第二插入时间与所述第一、第二出射时间对应的方式控制所述滤光器旋转机构。

7. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述滤光器旋转机构以使所述第一滤光器及所述第二滤光器分别在插入到所述宽波段光的光路中的状态下暂时停止的方式使所述旋转滤光器间歇地旋转,并且,

所述第一、第二滤光器分别在所述光路内暂时停止的第一、第二停止时间与所述第一、第二出射时间相对应。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于

所述第一、第二窄波段光是为了强调显示生物体组织内的血管而利用的光,是具有与血红蛋白的光的吸收光谱的吸收峰值对应的波长的蓝色窄波段光、绿色窄波段光。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及利用两种特定的波长的光来进行特殊光观察的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 内窥镜具备插入到体内的插入部和用对于该插入部的方向等进行操作的操作部。在插入部的前端部内置有用于对体内的观察部位进行摄像的图像传感器。在内窥镜的观察时,从前端部向观察部位照射照明光。该照明中的观察部位由图像传感器进行摄像,并将得到的观察图像显示在监视器上。

[0003] 近些年,已知有一种将特定的窄的波长段(窄波段光)作为照明光而向观察部位内的生物体组织照射,从而得到例如强调了生物体组织内的血管的观察像等的、进行所谓的特殊光观察的内窥镜系统,其(例如,参照日本特开 2001-170009 号公报)。血管(血红蛋白)的光吸收光谱在 415nm 附近或 540nm 附近的波段(带域)具有吸收峰值,因此在上述的内窥镜系统中,对于 415nm 附近的光吸收率高的波段的血管而言,使用蓝色(B)窄波段光作为照明光,对于 540nm 附近的光吸收率高的波段的血管而言,使用绿色(G)窄波段光作为照明光。

[0004] 当使用与血管的光吸收率高的波段对应的窄波段光时,在观察像中,血管部分因吸收光而变暗,血管的周边组织中不吸收光,而光进行散射、反射,因此变得明亮。因而,通过使照明光窄波段化,在血管部分进行散射、反射的光减少,从而能够得到强调了血管和其周边组织的对比的观察像。

[0005] 另外,由于波长越长,生物体组织内的光的散射特性越低,因此波长越长的光越能够到达生物体组织的深层(侵入深度高)。因此,利用 B 窄波段光和比 B 窄波段光波长长的 G 窄波段光这两种窄波段光,从而能够通过 B 窄波段光得到强调了位于接近生物体组织表面的表层的表层血管的像,并且能够通过 G 窄波段光(狭带域光)得到强调了比表层深的中深层的血管的像。

[0006] 日本特开 2001-170009 号公报中记载的内窥镜系统具有白色光源和设有使 B 窄波段光及 G 窄波段光分别透过的两种带通滤光器的旋转滤光器。通过使该旋转滤光器旋转,将两种带通滤光器交替地插入到白色光源的光路中。与该带通滤光器的插入时刻(插入タイミング)对应,而通过图像传感器以帧顺序方式对基于两种窄波段光而得到的观察像进行摄像。在该帧顺序(面顺次)方式中,通过将摄像的两张观察像合成,从而能够得到强调了表层及中深层的血管这两方的观察像。

[0007] 特殊光观察存在与观察部位的距离短的近景观察和距离长的远景观察。在该特殊光观察时,存在由于内窥镜前端部移动等,而尤其是包括内窥镜前端部与血管的距离在内的摄影条件发生变化的情况。由此,血管的检测能力或观察像的明亮度发生变化。在该情况下,相对于近景观察,在远景观察的情况下,产生光量不足而画面整体变暗,且观察像变得难以观察的问题。

[0008] 对于这样的问题,还存在通过提高摄像元件的信号输出的增益等信号处理来进行

应对的方法。但是,由于提高增益时噪声也变大,因此在信号输出小的情况下,S/N显著降低。在窄波段光观察时,由于与利用白色光的通常观察相比,以少的光量进行摄像,因此信号输出变小的情况较多,从而难以采用通过信号处理进行应对的方法。

[0009] 另外,在特殊光观察下,在近景观察时和远景观察时观察对象未必相同。例如在远景观察时,观察包括表层血管及中深层血管的位置关系在内的观察部位的整体状态,相反在近景观察时,集中地观察容易表现出早期癌症等引起的病变的表层血管。在这样的情况下,近景观察和远景观察所要求的窄波段光的波长段不同,但在日本特开 2001-170009 号公报的内窥镜系统中,由于近景观察和远景观察的窄波段光的光量都相同,因此未必能够得到良好的观察像。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于提供一种即使近景观察或远景观察等的摄影条件发生变化也能够得到良好的观察像的帧顺序方式的内窥镜系统。

[0011] 本发明的内窥镜系统的特征在于,具备:窄波段光源,其顺次射出彼此波长段不同的第一、第二窄波段光,且对所述第一窄波段光的第一出射时间和所述第二窄波段光的第二出射时间进行变更;摄像机构,其对所述第一~第二窄波段光所照明的观察部位进行摄像来得到所述观察部位的观察像。

[0012] 优选所述内窥镜系统具备摄影条件检测机构,其基于所述观察像,对其摄像时的摄影条件进行检测,所述内窥镜系统根据所述摄影条件,对所述第一、第二出射时间进行变更。优选所述第二窄波段光具有比所述第一窄波段光的波长段靠长波长侧的波长段。

[0013] 优选作为所述摄影条件,所述摄影条件检测机构检测是否处于内窥镜的前端部与所述观察部位的距离近的状态的近景观察状态或所述距离远的状态的远景观察状态,在所述近景观察状态的情况下,所述窄波段光源使所述第一出射时间比所述第二出射时间长,在所述远景观察状态的情况下,所述窄波段光源使所述第二出射时间比所述第一出射时间长。

[0014] 优选所述窄波段光源具备:宽波段光源,其射出白色的宽波段光;旋转滤光器,其沿半径方向设有按所述摄影条件分配的多个大致环状的滤光器区域,在各滤光器区域沿周向设有使所述宽波段光中的所述第一窄波段光透过的第一滤光器和使所述宽波段光中的所述第二窄波段光透过的第二滤光器;滤光器区域插入机构,其通过使所述旋转滤光器向其半径方向移动,将所述多个滤光器区域中的与所述摄影条件对应的滤光器区域插入到所述宽波段光的光路中;滤光器旋转机构,其以所述旋转轴为中心而使所述旋转滤光器旋转,其中,各滤光器区域中的第一、第二滤光器的面积的比率与所述第一、第二出射时间的比率对应。

[0015] 优选所述旋转滤光器具有:所述第一滤光器的面积比所述第二滤光器的面积形成得大的第一窄波段光优先滤光器区域和所述第二滤光器的面积比所述第一滤光器的面积形成得大的第二窄波段光优先滤光器区域。

[0016] 优选所述窄波段光源基于按所述摄影条件预先设定的第一~第二出射时间,射出所述第一~第二窄波段光。优选所述窄波段光源具有:宽波段光源,其射出白色的宽波段光;旋转滤光器,其配置在所述宽波段光的光路中,具有使所述宽波段光中的所述第一窄波

段光透过的第一滤光器及使所述宽波段光中的所述第二窄波段光透过的第二滤光器；滤光器旋转机构，其使所述旋转滤光器旋转，从而将所述第一滤光器及所述第二滤光器交替地插入到所述光路中；控制机构，其以使所述第一、第二滤光器插入到所述光路中的第一、第二插入时间与所述第一、第二出射时间对应的方式控制所述滤光器旋转机构。

[0017] 优选所述滤光器旋转机构以使所述第一滤光器及所述第二滤光器分别在插入到所述宽波段光的光路中的状态下暂时停止的方式使所述旋转滤光器间歇地旋转，并且，所述第一、第二滤光器分别在所述光路内暂时停止的第一、第二停止时间与所述第一、第二出射时间对应。

[0018] 优选所述第一、第二窄波段光是为了强调显示生物体组织内的血管而利用的光，是具有与血红蛋白的光的吸收光谱的吸收峰值对应的波长的蓝色窄波段光、绿色窄波段光。

[0019] 根据本发明，在将第一、第二窄波段光向被观察部位照射时，根据近景观察或远景观察等各种摄影条件，来变更第一窄波段光的第一出射时间和第二窄波段光的第二出射时间，因此即使摄影条件变化，也能够得到良好的观察像。

附图说明

[0020] 图 1 是第一实施方式的内窥镜系统的立体图。

[0021] 图 2 是表示第一实施方式的内窥镜系统的电结构的框图。

[0022] 图 3 是通常观察用旋转滤光器的剖视图。

[0023] 图 4 是特殊光观察用旋转滤光器的剖视图。

[0024] 图 5 是用于说明特殊光观察的流程图。

[0025] 图 6(A) 是表示通常观察模式下的 CCD 的摄像处理的说明图，(B) 是表示近景观察模式下的 CCD 的摄像处理的说明图，(C) 是表示远景观察模式下的 CCD 的摄像处理的说明图。

[0026] 图 7 是表示近景用特殊光图像的一例的说明图。

[0027] 图 8 是表示远景用特殊光图像的一例的说明图。

[0028] 图 9 是图 4 的特殊光观察用旋转滤光器的另一实施方式即综合旋转滤光器的剖视图。

[0029] 图 10 是表示第二实施方式的内窥镜系统的电结构的框图。

[0030] 图 11 是表示第二实施方式的特殊光观察的流程图。

[0031] 图 12 是表示第二实施方式的 (A) 通常观察模式及近景观察模式、(B) 远景观察模式下的 CCD 的摄像处理的说明图。

[0032] 图 13 是图 10 的特殊光用旋转滤光器的另一实施方式即综合旋转滤光器的剖视图。

[0033] 图 14 是图 4 的特殊光观察用旋转滤光器的另一实施方式即特殊光观察用旋转滤光器的剖视图。

具体实施方式

[0034] 如图 1 所示，本发明的第一实施方式的内窥镜系统 10 具备：对患者的消化管内或

气管内等管内的被观察部位进行摄像的电子内窥镜 11 ;基于通过电子内窥镜 11 得到的摄像信号而生成观察图像的处理装置 12 ;对电子内窥镜 11 供给照射观察部位的照明光的光源装置 13 ;以及显示观察图像的监视器 14。

[0035] 在内窥镜系统 10 中具有通常观察模式和特殊光观察模式这两种观察模式,在通常观察模式下,利用白色光等宽波段光对观察部位进行照明,从而对观察部位进行整体地观察,在特殊光观察模式下,利用窄波段光对观察部位进行照明,从而将表层血管等以强调显示的状态进行观察。另外,在特殊光观察模式下,存在近景观察模式和远景观察模式这两种模式,在近景观察模式下,以电子内窥镜 11 的前端部与观察部位的生物体组织的距离近的近景状态进行观察,在远景观察模式下,以与生物体组织的距离远的远景状态进行观察。

[0036] 电子内窥镜 11 具备:插入到管内的挠性的插入部 16 ;与插入部 16 的基端部连设,用于对电子内窥镜 11 进行把持及对插入部 16 进行操作的操作部 17 ;使操作部 17 与处理装置 12 及光源装置 13 分别连接的通用软线 18。

[0037] 众所周知,在插入部 16 的作为前端部位的前端部 16a 内置有用于管内的照明或摄影的光学系统、图像传感器等。另外,在前端部 16a 的前端面除了设有观察窗 19 (参照图 2)、照明窗 20 (参照图 2) 之外,还设有省略图示的送气送水喷嘴、成为穿过插入部 16 内的钳子通道的出口的钳子出口 (都未图示) 等。在前端部 16a 的后端连设有弯曲自如的弯曲部 16b。

[0038] 在操作部 17 设有弯角钮 (アングルノブ) 21、操作按钮 22、钳子入口 23 等。弯角钮 21 在调整插入部 16 的弯曲方向及弯曲量时被进行旋转操作。操作按钮 22 用于送气・送水或吸引等各种操作。钳子入口 23 与钳子通道连通。

[0039] 在通用软线 18 中装入有送气・送水通道、信号电缆及光导等。在通用软线 18 上设有连接部 25a。连接部 25a 与光源装置 13 连接。另外,从连接部 25a 分支出连接部 25b。该连接部 25b 与处理装置 12 连接。

[0040] 如图 2 所示,光源装置 13 具备宽波段光源 30、在通常观察模式下使用的通常观察用旋转滤光器 31、在特殊光观察模式下使用的特殊光观察用旋转滤光器 32、滤光器位移机构 (滤光器区域插入机构) 33、滤光器旋转机构 (滤光器旋转机构) 34、聚光透镜 35。

[0041] 作为宽波段光源 30,例如使用氙灯、白色 LED、微型白色光源等,产生从红色区域至蓝色区域 (约 470 ~ 700nm) 的白色的宽波段光 BB。该宽波段光源 30 在内窥镜检查中始终射出宽波段光 BB。

[0042] 在通常观察模式时,通常观察用旋转滤光器 31 的一部分被插入到从宽波段光源 30 射出的宽波段光 BB 的光路内。另外,在特殊光观察模式时,特殊光观察用旋转滤光器 32 的一部分被插入到宽波段光 BB 的光路内。

[0043] 如图 3 所示,通常观察用旋转滤光器 31 具备沿着其旋转轴 31a 的周向设置的蓝色滤光器 37B、绿色滤光器 37G、红色滤光器 37R。各色滤光器 37B、37G、37R 的面积全部相同。蓝色滤光器 37B 使宽波段光 BB 中的蓝色波段的光 (B 光) 透过。绿色滤光器 37G 使宽波段光 BB 中的绿色波段的光 (G 光) 透过。红色滤光器 37R 使宽波段光 BB 中的红色波段的光 (R 光) 透过。

[0044] 在通常观察模式时通过使通常观察用旋转滤光器 31 旋转,各色滤光器 37B、37G、37R 被以规定的顺序 (例如,蓝、绿、红、蓝...) 反复插入到宽波段光 BB 的光路内。由此,从

通常观察用旋转滤光器 31 顺次射出 B 光、G 光、R 光、B 光、…。

[0045] 如图 4 所示,在特殊光观察用旋转滤光器 32 中从其中心的旋转轴 32a 朝向外侧呈同心圆状地设置有两种大致环状的近景观察用滤光器区域(第一窄波段光优先滤光器区域)39、远景观察用滤光器区域(第二窄波段光优先滤光器区域)40。

[0046] 近景观察用滤光器区域 39 在近景观察模式时被插入到宽波段光 BB 的光路内。近景观察用滤光器区域 39 由沿着旋转轴 32a 的周向设置的第一蓝色(B)窄波段光用滤光器(第一滤光器)41B 和第一绿色(G)窄波段光用滤光器(第二滤光器)41G 构成。第一 B 窄波段光用滤光器 41B 使宽波段光 BB 中的 B 窄波段光 Bn 透过。另外,第一 G 窄波段光用滤光器 41G 使宽波段光 BB 中的 G 窄波段光 Gn 透过。

[0047] B 窄波段光 Bn 的波长段与血红蛋白(ヘモグロビン)的光的吸收光谱的吸收峰值(例如 415nm 附近)对应而进行调整。另外,根据与生物体组织的光散射特性相关的见解等可知,若照射的光的波长超过 470nm 附近,则在表层血管处照射的光的大部分被吸收而不会返回到前端部 16a。相反,在表层血管的周边的生物体组织中,因比较强的散射特性,照射的光大多反射而返回到前端部 16a。由此,表层血管和其周边的生物体组织的对比变得极其高,从而能够充分强调显示表层血管等。

[0048] G 窄波段光 Gn 的波长段与血红蛋白的光的吸收光谱的吸收峰值(例如 540nm 附近)对应而进行调整。另外,根据与生物体组织的光散射特性相关的见解等可知,照射的光的波长在 500nm ~ 600nm 附近的期间,光到达位于比表层血管深的深部的中深层血管。该光在中深层血管被吸收,而在中深层血管的周边的生物体组织中进行反射及散射。其结果是,中深层血管和其周围的生物体组织的对比变高,因此能够充分强调显示中深层血管等。

[0049] 在近景观察用滤光器区域 39 插入到宽波段光 BB 的光路内的状态下,通过使特殊光观察用旋转滤光器 32 旋转,各窄波段光用滤光器 41B、41G 被以规定的顺序(例如,蓝、绿、蓝、绿、…)反复插入到宽波段光 BB 的光路内。由此,从特殊光观察用旋转滤光器 32 交替反复射出 B 窄波段光 Bn、G 窄波段光 Gn、B 窄波段光 Bn、…。

[0050] 在近景观察用滤光器区域 39 下,由于第一 B 窄波段光用滤光器 41B 的面积比第一 G 窄波段光用滤光器 41G 的面积形成得大,因此 B 窄波段光 Bn 的出射时间(以下,称为 B 出射时间)比 G 窄波段光 Gn 的出射时间(以下,称为 G 出射时间)长。这样,B 出射时间和 G 出射时间根据第一 B 窄波段光用滤光器 41B 与第一 G 窄波段光用滤光器 41G 的面积之比而确定。

[0051] 第一 B 窄波段光用滤光器 41B 的面积与第一 G 窄波段光用滤光器 41G 的面积之比率与在近景观察模式下预先确定的 B 出射时间与 G 出射时间的比率(B 出射时间 > G 出射时间)对应而设定。在本实施方式中,将两窄波段光用滤光器 41B、41G 的面积之比率设定为例如 2 : 1。

[0052] 远景观察用滤光器区域 40 在远景观察模式时被插入到宽波段光 BB 的光路内。远景观察用滤光器区域 40 由沿着旋转轴 32a 的周向设置的第二蓝色(B)窄波段光用滤光器(第一滤光器)42B 和第二绿色(G)窄波段光用滤光器(第二滤光器)42G 构成。

[0053] 第二 B 窄波段光用滤光器 42B 具有与第一 B 窄波段光用滤光器 41B 相同的光透过特性,使宽波段光 BB 中的 B 窄波段光 Bn 透过。另外,第二 G 窄波段光用滤光器 42G 具有与第一 G 窄波段光用滤光器 41G 相同的光透过特性,使宽波段光 BB 中的 G 窄波段光 Gn 透过。

第二 B 窄波段光用滤光器 42B 的面积比第二 G 窄波段光用滤光器 42G 的面积形成得小。

[0054] 在远景观察用滤光器区域 40 被插入到宽波段光 BB 的光路内的状态下,通过使特殊光观察用旋转滤光器 32 旋转,各色窄波段光用滤光器 42B、42G 被以规定的顺序反复插入到宽波段光 BB 的光路内。由此,从特殊光观察用旋转滤光器 32 交替反复射出 B 窄波段光 Bn、G 窄波段光 Gn、B 窄波段光 Bn、...

[0055] 在远景观察用滤光器区域 40 中,由于第二 G 窄波段光用滤光器 42G 的面积比第二 B 窄波段光用滤光器区域 42B 的面积形成得大,因此 G 出射时间比 B 出射时间长。两窄波段光用滤光器 41B、41G 的面积比率与在远景观察模式下预先确定的 B 出射时间与 G 出射时间的比率 (B 出射时间 < G 出射时间) 对应而设定。本实施方式中,将两窄波段光用滤光器 41B、41G 的面积比率设定为例如 1 : 2。

[0056] 返回图 2,滤光器位移机构 33 使通常观察用旋转滤光器 31 及特殊光观察用旋转滤光器 32 分别向相对于宽波段光 BB 的光路大致垂直的方向移动。滤光器位移机构 33 使通常观察用旋转滤光器 31 在其各色滤光器 37B、37G、37R 中的任一个插入到宽波段光 BB 的光路内的插入位置和各色滤光器 37B、37G、37R 全从光路内退避的退避位置之间移动。并且,滤光器位移机构 33 在通常观察模式时使通常观察用旋转滤光器 31 向插入位置移动,在特殊光观察模式时使通常观察用旋转滤光器 31 向退避位置移动。

[0057] 另外,滤光器位移机构 33 使特殊光观察用旋转滤光器 32 在其近景观察用滤光器区域 39 插入到宽波段光 BB 的光路内的近景观察插入位置、远景观察用滤光器区域 40 插入到宽波段光 BB 的光路内的远景观察插入位置、以及两滤光器区域 39、40 从宽波段光 BB 的光路上退避的退避位置之间移动。滤光器位移机构 33 在通常观察模式时使特殊光观察用旋转滤光器 32 向退避位置移动,在近景观察模式时使特殊光观察用旋转滤光器 32 向近景观察插入位置移动,在远景观察模式时使特殊光观察用旋转滤光器 32 向远景观察插入位置移动。

[0058] 滤光器旋转机构 34 在通常观察模式时使通常观察用旋转滤光器 31 以固定速度旋转,在特殊光观察模式时使特殊光观察用旋转滤光器 32 以固定速度旋转。

[0059] 两旋转滤光器 31、32 的旋转速度设定为例如以 3 帧 (フレーム) 量的摄像时间旋转一周。由此,透过通常观察用旋转滤光器 31 的透过的 B 光、G 光、R 光分别被分配 1 帧量的摄像时间。另一方面,透过特殊光观察用旋转滤光器 32 的近景观察用滤光器区域 39 的 B 窄波段光 Bn、G 窄波段光 Gn 分别被分配 2 帧量、1 帧量的摄像时间。另外,透过远景观察用滤光器区域 40 的 B 窄波段光 Bn、G 窄波段光 Gn 分别被分配 1 帧量、2 帧量的摄像时间。

[0060] 聚光透镜 35 配置在连结宽波段光源 30 和光导 (ライトガイド) 43 的光路上。在通常观察模式时,使从通常观察用旋转滤光器 31 顺次射出的 B 光、G 光、R 光向光导 43 入射,在特殊光观察模式时使 G 窄波段光 Gn 及 B 窄波段光 Bn 向光导 43 入射。

[0061] 电子内窥镜 11 具备光导 43、作为摄像机构的 CCD 型图像传感器 (以下,称为 CCD) 44、模拟处理电路 (AFE: Analog Front End) 45、摄像控制部 46。光导 43 为大口径光纤、光纤束等。该光导 43 的入射端插入到光源装置 13 中,出射端与在前端部 16a 内设置的照射透镜 48 相面对。从光导 43 向照射透镜 48 入射的照明光透过照明窗 20 向观察部位照射。并且,在管内反射的光通过观察窗 19 向聚光透镜 51 入射。

[0062] CCD44 具有将多个光电二极管 (未图示) 二维排列而成的摄像面 44a,将从聚光透

镜 51 入射的被拍摄体光转换为电摄像信号而向 AFE45 输出。该 CCD44 为具有规定的分光灵敏度的单色 CCD。另外,也可以代替 CCD 而使用 MOS 型的图像传感器。在 CCD44 上连接有通过处理装置 12 进行控制的摄像控制部 46。

[0063] 摄像控制部 46 与处理装置 12 内的 CPU54 连接。CCD44 根据来自 CPU54 控制的摄像控制部 46 的驱动信号,以规定的帧频率将摄像信号向 AFE45 输出。在通常观察模式时,根据通常观察用旋转滤光器 31 的旋转,反复执行通过基于 B 光的光电转换所得到的信号电荷的蓄积 / 读出 / 转送而输出蓝色摄像信号的步骤、通过基于 G 光的光电转换所得到的信号电荷的蓄积 / 读出 / 转送而输出绿色摄像信号的步骤、通过基于 R 光的光电转换所得到的信号电荷的蓄积 / 读出 / 转送而输出红色摄像信号的步骤。

[0064] 另外,在特殊光观察模式时,根据该观察模式的种类和特殊光观察用旋转滤光器 32 的旋转,反复执行基于 B 窄波段光 Bn 的光电转换所得到的信号电荷的蓄积 / 读出 / 转送而输出蓝色窄波段摄像信号的步骤、通过基于 G 窄波段光 Gn 的光电转换所得到的信号电荷的蓄积 / 读出 / 转送而输出绿色窄波段摄像信号的步骤。

[0065] 众所周知,AFE45 由相关双取样(相関二重サンプリング)电路(CDS)、自动增益控制电路(AGC)及模拟 / 数字转换器(A/D)构成。CDS 对来自 CCD44 的摄像信号实施相关双取样处理而除去噪声。AGC 对由 CDS 除去噪声后的摄像信号进行放大。A/D 将由 AGC 放大后的摄像信号转换成规定的位数的数字的摄像信号而向处理装置 12 输送。

[0066] 处理装置 12 具备 CPU(光源控制机构)54、数字信号处理部(Digital Signal Processor :DSP)55、帧存储器 56、观察状态判定部 57、显示控制电路 58、观察模式切换开关 59。CPU54 对处理装置 12 的各部分、电子内窥镜 11 的摄像控制部 46 及光源装置 13 的滤光器位移机构 33、滤光器旋转机构 34 等进行统括控制。

[0067] DSP55 对从 AFE45 输入的摄像信号进行白平衡调整、色调处理、灰度处理、锐化处理等各种信号处理。在通常观察模式时,DSP55 对从 AFE45 顺次输入的蓝色摄像信号、绿色摄像信号、红色摄像信号实施上述信号处理,从而生成 B、G、R 这三色的通常图像数据。该通常图像数据被存储在帧存储器 56 中。

[0068] 另一方面,在观察模式设定为近景观察模式的情况下,DSP55 对从 AFE45 顺次输入的蓝色窄波段摄像信号和绿色窄波段摄像信号分别实施适当的信号处理,从而生成由蓝色窄波段图像及绿色窄波段图像构成的两色的近景用特殊光图像数据。另外,在观察模式被设定为远景观察模式的情况下,DSP55 对从 AFE45 顺次输入的两窄波段摄像信号分别实施适当的信号处理,从而同样地生成两色的远景用特殊光图像数据。上述的近景用特殊光图像数据及远景用特殊光图像数据都储存在帧存储器 56 中。

[0069] 观察状态判定部 57 基于新储存到帧存储器 56 中的近景用特殊光图像数据或远景用特殊光图像数据中任一方的图像数据的亮度信号,来检测曝光量。并且,观察状态判定部 57 在该曝光量为固定值以上的情况下,判定为现在处于近景观察状态,在该曝光量小于固定值的情况下,判断为处于远景观察状态。该判定结果被逐次输入 CPU54。

[0070] 在观察模式为通常观察模式的情况下,显示控制电路 58 从帧存储器 56 读出三色的通常图像数据,并将对上述三色的通常图像进行合成后的观察像显示在监视器 14 上。在监视器 14 上显示合成通常图像时,将 B、G、R 的通常图像分别向监视器 14 的 B 通道、G 通道、R 通道分配输出。

[0071] 另外,在观察模式为特殊光观察模式的情况下,显示控制电路 58 从帧存储器 56 读出两色的特殊光图像数据,并将对上述两色的特殊光图像进行合成后的观察像显示在监视器 14 上。在显示该观察像时,将蓝色窄波段图像向监视器 14 的 B、G 通道分配,并将绿色窄波段图像向监视器 14 的 R 通道分配。在监视器 14 上显示的观察像的表层血管部分,蓝色窄波段图像的像素值因 B 窄波段光 B_n 的吸收而接近“0”,从而 B、G 通道变暗,而仅 R 通道相对变亮,因此显示为茶色。另外,中深层血管部分,因 G 窄波段光 G_n 的吸收而 R 通道变暗,因此以混合 B、G 通道后的青绿色显示。

[0072] 观察模式切换开关 59 在将内窥镜系统 10 的观察模式向通常观察模式或特殊光观察模式切换时被操作。在通过观察模式切换开关 59 选择通常观察模式的情况下,CPU54 将观察模式设定为通常观察模式。另外,在通过观察模式切换开关 59 选择特殊光观察模式的情况下,CPU54 基于观察状态判定部 57 的判定结果,将观察模式设定为近景观察模式或远景观察模式。并且,CPU54 根据设定的观察模式的种类,对滤光器位移机构 33 及滤光器旋转机构 34 进行控制,从而对从光源装置 13 射出的照明光的种类进行切换。

[0073] 另外,CPU54 在内窥镜检查时作为对插入到宽波段光 BB 的光路上的滤光器的种类进行判别的插入滤光器判别部 54a 而发挥功能。插入滤光器判别部 54a 在通常观察模式时,基于通常观察用旋转滤光器 31 的旋转速度,其各色滤光器 37B、37G、37R 的面积 / 形状,以及通过读出器 (未图示) 读取的在各色滤光器 37B、37G、37R 中的任一个滤光器上设置的基准记号 (マーカ) (未图示) 的结果,来判别各色滤光器 37B、37G、37R 中的任一个是否插入到宽波段光 BB 的光路上。另外,也可以在各色滤光器 37B、37G、37R 中的一个上设置例如由两个切口形成的原点位置标记,在剩余的色滤光器上设置由一个切口构成的滤光器切换标记,来判别色滤光器的种类。

[0074] 另一方面,插入滤光器判别部 54a 在近景观察模式时,基于特殊光观察用旋转滤光器 32 的旋转速度,其各窄波段光用滤光器 41B、41G 的面积 / 形状,以及在各窄波段光用滤光器 41B、41G 中的任一个滤光器上设置的基准记号的读取结果,来判别各窄波段光用滤光器 41B、41G 中的任一个是否插入到宽波段光 BB 的光路上。另外,插入滤光器判别部 54a 在远景观察模式时也通过同样的方法来判别各窄波段光用滤光器 42B、42G 中的任一个是否插入到宽波段光 BB 的光路上。CPU54 基于插入滤光器判别部 54a 的判别结果,控制摄像控制部 46 而驱动 CCD44。

[0075] 接着,利用图 5 所示的流程图,对上述结构的内窥镜系统 10 的作用进行说明。当将处理装置 12 或光源装置 13 等的电源被置 ON 而进行内窥镜检查的准备处理 (以下,称为检查准备处理) 时,开始 CCD44 的驱动,并且开始从宽波段光源 30 射出宽波段光 BB。另外,内窥镜系统 10 在电源被置 ON 时的初始状态下被设定为通常观察模式。

[0076] CPU54 在检查准备处理中对滤光器位移机构 33 进行控制,从而使通常观察用旋转滤光器 31 及特殊光观察用旋转滤光器 32 分别向插入位置、退避位置移动。接着,CPU54 对滤光器旋转机构 34 进行控制,使通常观察用旋转滤光器 31 以固定速度旋转。由此,从通常观察用旋转滤光器 31 朝向聚光透镜 35 反复射出 B 光、G 光、R 光。

[0077] 当检查准备处理结束时,将电子内窥镜 11 的插入部 16 插入到患者的消化管或气管等管内。分别向聚光透镜 35 入射的 B 光、G 光、R 光分别经过光导 43、照射透镜 48 及照明窗 20 而向管内的观察部位照射。由此,在该观察部位进行反射 / 散射的 B 光、G 光、R 光

向观察窗 19 入射,进而通过聚光透镜 51 向 CCD44 入射。

[0078] 此时,插入滤光器判别部 54a 基于通常观察用旋转滤光器 31 的旋转速度等,来判别各色滤光器 37B、37G、37R 中的任一个是否插入到宽波段光 BB 的光路内。并且,CPU54 基于该判别结果,控制摄像控制部 46,从而对 CCD44 输送驱动信号。

[0079] 如图 6(A) 所示,由于各色滤光器 37B、37G、37R 的面积比率为 1 : 1 : 1,因此 CCD44 在通常观察用旋转滤光器 31 旋转 1/3 周的期间的 1 帧量的摄像时间内对 B 光进行光电转换,从而将蓝色摄像信号向 AFE45 输出。接着,CCD44 在通常观察用旋转滤光器 31 再旋转 1/3 周的期间的 1 帧量的摄像时间内对 G 光进行光电转换,从而将绿色摄像信号向 AFE45 输出。之后,CCD44 在通常观察用旋转滤光器 31 再旋转 1/3 周的期间的 1 帧量的摄像时间内对 R 光进行光电转换,从而将红色摄像信号向 AFE45 输出。以下同样,CCD44 根据通常观察用旋转滤光器 31 的旋转,而反复输出各色摄像信号。

[0080] AFE45 对来自 CCD44 的摄像信号实施各种信号处理,并将数字的蓝色摄像信号、绿色摄像信号、红色摄像信号顺次向处理装置 12 的 DSP55 输出。各色摄像信号在通过 DSP55 实施各种信号处理后,作为三色的通常图像数据而被存储在帧存储器 56 中。显示控制电路 58 在 CPU54 的控制下,读出新存储在帧存储器 56 中的各通常图像数据,并基于上述各通常图像数据,将通常观察像显示在监视器 14 上。

[0081] 以下,在观察模式切换为特殊光观察模式之前,或者内窥镜检查结束之前,反复执行通常图像数据的取得和通常图像的监视器显示。

[0082] 在从通常观察切换为特殊光观察的情况下,对观察模式切换开关 59 进行操作而切换为特殊光观察模式。另外,在模式切换时,初始设定为近景观察模式。在观察模式切换开关 59 切换为特殊光观察模式时,CPU54 对滤光器位移机构 33 发出滤光器切换指令,之后再对滤光器旋转机构 34 发出旋转切换指令。

[0083] 滤光器位移机构 33 接受来自 CPU54 的滤光器切换指令,使通常观察用旋转滤光器 31 向退避位置移动,并且使特殊光观察用旋转滤光器 32 向近景观察插入位置移动。接着,滤光器旋转机构 34 接受来自 CPU54 的旋转切换指令,使通常观察用旋转滤光器 31 的旋转停止,并且使特殊光观察用旋转滤光器 32 以固定速度旋转。由此,将近景观察用滤光器区域 39 的第一 B 窄波段光用滤光器 41B 和第一 G 窄波段光用滤光器 41G 交替反复地插入到宽波段光 BB 的光路内。

[0084] 从特殊光观察用旋转滤光器 32 经过光导 43 等而向观察部位交替反复照射 B 窄波段光 Bn 及 G 窄波段光 Gn。由此,在该观察部位进行反射 / 散射的 B 窄波段光 Bn、G 窄波段光 Gn 通过观察窗 19 等向 CCD44 入射。

[0085] 此时,插入滤光器判别部 54a 基于特殊光观察用旋转滤光器 32 的旋转速度等,来判别各窄波段光用滤光器 41B、41G 中的任一个是否插入到宽波段光 BB 的光路内。并且,CPU54 基于该判别结果,对摄像控制部 46 进行控制,从而对 CCD44 输送驱动信号。

[0086] 如图 6(B) 所示,由于各窄波段光用滤光器 41B、41G 的面积比率为 2 : 1,因此 CCD44 在特殊光观察用旋转滤光器 32 旋转 2/3 周的期间的 2 帧量的摄像时间内对 B 窄波段光 Bn 进行光电转换,从而蓄积信号电荷。由此,电荷蓄积时间与通常相比成为 2 倍。蓄积的信号电荷成为 1 帧的蓝色窄波段摄像信号而向 AFE45 输出。接着,CCD44 在特殊光观察用旋转滤光器 32 再旋转 1/3 周的期间的 1 帧量的摄像时间内对 G 窄波段光 Gn 进行光电转

换,从而蓄积信号电荷。得到的 1 帧的绿色窄波段摄像信号向 AFE45 输出。由此,从 AFE45 将蓝色窄波段摄像信号和绿色窄波段摄像信号顺次向 DSP55 输送,通过该 DSP55 生成两色的近景用特殊光图像数据并将其存储在帧存储器 56 中。

[0087] 显示控制电路 58 在 CPU54 的控制下,读出新存储在帧存储器 56 中的两色的近景用特殊光图像数据。之后,如图 7 所示,显示控制电路 58 基于各近景用特殊光图像数据,将近景用特殊光观察像 60 显示在监视器 14 上。

[0088] 如此,通过使两窄波段光用滤光器 41B、41G 的面积的比率为 2 : 1,从而 B 出射时间和 G 出射时间的比率成为 2 : 1。因此,在特殊光观察用旋转滤光器 32 旋转一周的期间的 3 帧量的摄像时间内,2 帧量的摄像时间内,通过 B 窄波段光 Bn 的光电转换进行信号电荷的蓄积等,使信号水平变高。其结果是,在近景用特殊光观察像 60 中,由于与绿色窄波段图像相比更强调蓝色窄波段图像,因此表层血管和其周边的生物体组织的对比变得更高,能够更加强调显示表层血管。由此,在近景观察时,能够集中地观察容易表现出早期癌症等引起的病变的表层血管。

[0089] 观察状态判定部 57 在 CPU54 的控制下,基于新存储到帧存储器 56 中的近景用特殊光图像数据的亮度信号,来检测摄影时的曝光量。接着,观察状态判定部 57 在曝光量的检测结果为固定值以上的情况下,判断为处于近景观察状态,并将该判定结果向 CPU54 输送。CPU54 接受该判定结果,继续进行近景观察模式。以下,在观察状态判定部 57 的判定结果变化为远景观察状态之前,反复执行近景用特殊光图像数据的取得、近景用特殊光观察像 60 的显示、曝光量的检测、观察状态的判定。

[0090] 在曝光量的检测结果为小于规定值的情况下,观察状态判定部 57 判定为观察状态切换为远景观察状态,并将该判定结果向 CPU54 输送。CPU54 接受该判定结果,将特殊光观察模式切换为远景观察模式。

[0091] 接着, CPU54 对滤光器位移机构 33 发出远景观察切换指令。滤光器位移机构 33 接受该指令,使特殊光观察用旋转滤光器 32 向远景观察插入位置移动。由于特殊光观察用旋转滤光器 32 的旋转继续,因此第二 B 窄波段光用滤光器 42B 和第二 G 窄波段光用滤光器 42G 被交替反复地插入到宽波段光 BB 的光路内。由此,向观察部位交替反复地照射 B 窄波段光 Bn 及 G 窄波段光 Gn。

[0092] 与近景观察模式时同样,在观察部位进行反射 / 散射的各色窄波段光 Bn、Gn 通过观察窗 19 等而向 CCD44 入射。此时,插入滤光器判别部 54a 判别各窄波段光用滤光器 42B、42G 中的任一个是否插入到宽波段光 BB 的光路内。之后, CPU54 基于该判别结果,对摄像控制部 46 进行控制,从而对 CCD44 输送驱动信号。

[0093] 如图 6(C) 所示,由于各窄波段光用滤光器 42B、42G 的面积的比率为 1 : 2,因此 CCD44 在特殊光观察用旋转滤光器 32 旋转 1/3 周的期间的 1 帧量的摄像时间内对 B 窄波段光 Bn 进行光电转换,从而将蓝色窄波段摄像信号向 AFE45 输出。接着, CCD44 在特殊光观察用旋转滤光器 32 再旋转 2/3 周的期间的 2 帧量的摄像时间内对 G 窄波段光 Gn 进行光电转换,从而将绿色窄波段摄像信号向 AFE45 输出。由此,从 AFE45 将蓝色窄波段摄像信号和绿色窄波段摄像信号向 DSP55 输送,通过该 DSP55 生成两色的远景用特殊光图像数据并将其存储到帧存储器 56 中。

[0094] 显示控制电路 58 在 CPU54 的控制下,读出新存储到帧存储器 56 中的两色的远景

用特殊光图像数据。之后,如图 8 所示,显示控制电路 58 基于两色的远景用特殊光图像数据,将远景用特殊光观察像 61 显示在监视器 14 上。

[0095] 如此,通过使各窄波段光用滤光器 42B、42G 的面积比率为 1 : 2,从而 B 出射时间和 G 出射时间的比率成为 1 : 2。因此,在特殊光观察用旋转滤光器 32 旋转一周的期间的 3 帧量的摄像时间内,在 2 帧量的摄像时间内通过 G 窄波段光 Bn 的光电转换进行信号电荷的蓄积等。其结果是,在远景用特殊光观察像 61 中,与蓝色窄波段图像相比,更强调绿色窄波段图像。

[0096] 在此,由于与 B 窄波段光 Bn 相比, G 窄波段光 Gn 的血红蛋白的吸收系数、生物体组织内的散射系数低,因此 G 窄波段光 Gn 在生物体组织内更深更广地扩散。因此,在强调了绿色窄波段图像的远景用特殊光观察像 61 中,管内的粘膜等变得更加明亮。其结果是,在远景观察下,容易观察包含表层血管及中深层血管的位置关系在内的被观察部位的整体状态。

[0097] 观察状态判定部 57 与近景观察模式时同样,对摄影时的曝光量进行检测。并且,观察状态判定部 57 在曝光量的检测结果小于固定值的情况下,判定为维持远景观察状态。在该情况下, CPU54 使远景观察模式继续。以下,在观察状态判定部 57 的判定结果变化为近景观察状态之前,反复执行远景用特殊光图像数据的取得、远景用特殊光观察像 61 的显示、基于远景用特殊光图像数据的曝光量的检测、观察状态的判定。

[0098] 相反,在观察状态判定部 57 的判定结果变化为近景观察状态的情况下, CPU54 将特殊光观察模式切换为近景观察模式。由此,再反复执行近景用特殊光图像数据的取得、近景用特殊光观察像 60 的显示、曝光量的检测、观察状态的判定。

[0099] 以下,在特殊光观察结束之前,在观察状态判定部 57 判定为近景观察状态的情况下,成为“B 出射时间 > G 出射时间”,从而在强调了蓝色窄波段图像的状态下进行特殊光观察,相反在判定为远景观察状态的情况下,成为“B 出射时间 < G 出射时间”,从而在强调了绿色窄波段图像的状态下进行特殊光观察。由此,能够得到与近景观察、远景观察等摄影条件对应的良好的特殊光图像。

[0100] 在上述第一实施方式中,在光源装置 13 内分别设置通常观察用旋转滤光器 31 和特殊光观察用旋转滤光器 32,但例如也可以如图 9 所示的综合旋转滤光器 63 那样,在近景观察用滤光器区域 39 及远景观察用滤光器区域 40 的内侧设置由各色滤光器 37B、37G、37R 构成的通常观察用滤光器区域 64。在该情况下,滤光器位移机构 33 在通常观察模式时,以将通常观察用滤光器区域 64 插入到宽波段光 BB 的光路内的方式使综合旋转滤光器 63 移动。另外,由于除此以外的动作与第一实施方式相同,因此省略说明。

[0101] 接着,对本发明的第二实施方式的内窥镜系统进行说明。在上述第一实施方式中,通过改变各窄波段光用滤光器 41B、41G 的面积比率或各窄波段光用滤光器 42B、42G 的面积比率,来改变 B 出射时间与 G 出射时间的比率。与此相对,在第二实施方式的内窥镜系统中,通过对特殊光观察用旋转滤光器的旋转进行控制,来改变 B 出射时间和 G 出射时间的比率。

[0102] 如图 10 所示,第二实施方式的内窥镜系统除了具备与第一实施方式不同的光源装置 66 及处理装置 67 这一点以外,基本上为与第一实施方式同样的结构,对与该第一实施方式在功能 / 结构上相同的构件标注同一符号并省略其说明。

[0103] 光源装置 66 除了具备与第一实施方式不同的特殊光观察用旋转滤光器 69 及滤光器旋转机构 70 这一点以外,为与第一实施方式的光源装置 13 基本相同的结构,因此对于与该第一实施方式相同的结构,在此省略说明。

[0104] 特殊光观察用旋转滤光器 69 为具备使宽波段光 BB 中的 B 窄波段光 B_n 透过的 B 窄波段光用滤光器 71B 和使宽波段光 BB 中的 G 窄波段光 G_n 透过的 G 窄波段光用滤光器 71G 的对半分(半割り)的滤光器。上述两窄波段光用滤光器 71B、71G 分别使用与第一实施方式的各窄波段光滤光器具有相同的光透过性的滤光器。

[0105] 滤光器旋转机构 70 在特殊光观察模式时,以使各窄波段光用滤光器 71B、71G 分别在交替地插入到宽波段光 BB 的光路内的状态下暂时停止的方式使特殊光观察用旋转滤光器 69 以 180° 的间距间歇性地旋转。使 B 窄波段光用滤光器 71B 在光路内暂时停止的停止时间(以下,称为 B 停止时间)、和使 G 窄波段光用滤光器 71G 在光路内暂时停止的停止时间(以下,称为 G 停止时间)分别按近景观察模式及远景观察模式区分而预先确定。

[0106] 具体而言,在近景观察模式下,B 停止时间与 G 停止时间的比率与在近景观察模式下预先确定的 B 出射时间与 G 出射时间的比率(B 出射时间>G 出射时间)对应而设定。另外,在远景观察模式下,B 停止时间与 G 停止时间的比率与在远景观察模式预先确定的 B 出射时间与 G 出射时间的比率(B 出射时间<G 出射时间)对应而设定。

[0107] 另外,特殊光观察用旋转滤光器 69 与特殊光观察用旋转滤光器 32 同样,在插入到宽波段光 BB 的光路内的插入位置与从该光路内退避的退避位置之间移动。

[0108] 处理装置 67 除了具有 CPU73 和存储数据表 74 的存储器 75 这一点以外,为与第一实施方式的处理装置 12 基本上相同的结构。另外,对于 CPU73 而言,除了在特殊光观察模式时作为滤光器旋转控制部(光源控制机构)73a 而发挥功能这一点之外,为第一实施方式的 CPU54 基本相同。

[0109] 在数据表 74 中设定有近景观察模式及远景观察模式各自中的 B 停止时间、G 停止时间。在近景观察模式下,将 B 停止时间设定为“2T”,将 G 停止时间设定为“T”,并且在远景观察模式下,将 B 停止时间设定为“T”,将 G 停止时间设定为“2T”。在此“T”没有特别地限定,但例如为通常观察模式时的各色滤光器 37B、37G、37R 各自的光路插入时间(即,B 光、G 光、R 光各自的出射时间)。

[0110] 在特殊光观察模式时,滤光器旋转控制部 73a 基于观察状态判定部 57 的判定结果和存储器 75 内的数据表 74,对滤光器旋转机构 70 进行控制,从而使特殊光观察用旋转滤光器 69 间歇旋转。

[0111] 接着,利用图 11 所示的流程图,对第二实施方式的内窥镜系统的作用、尤其是特殊光观察模式时的动作进行详细地说明。另外,通常观察模式时的动作由于与上述第一实施方式基本上相同,因此在此省略说明。

[0112] 在观察模式切换开关 59 切换为特殊光观察模式时,CPU73 对滤光器位移机构 33 发出插入切换指令。滤光器位移机构 33 接受该指令而使通常观察用旋转滤光器 31 向退避位置移动,并使特殊光观察用旋转滤光器 69 向插入位置移动。

[0113] 由于在初始状态下设定为近景观察模式,因此滤光器旋转控制部 73a 参照存储器 75 内的数据表 74,将 B 停止时间确定为“2T”,并将 G 停止时间确定为“T”。接着,滤光器旋转控制部 73a 对滤光器旋转机构 70 发出旋转指令。

[0114] 滤光器旋转机构 70 接受来自滤光器旋转控制部 73a 的旋转指令,在将 B 窄波段光用滤光器 71B 插入到宽波段光 BB 的光路内的状态下使特殊光观察用旋转滤光器 69 暂时停止“2T”时间。接着,使特殊光观察用旋转滤光器 69 旋转 180° ,从而在将 G 窄波段光用滤光器 71G 插入到宽波段光 BB 的光路内的状态下,使特殊光观察用旋转滤光器 69 暂时停止“T”时间。接着,再使特殊光观察用旋转滤光器 69 旋转 180° 。

[0115] 以下同样,交替反复进行“2T”时间的 B 窄波段光用滤光器 71B 的插入 / 暂时停止及“T”时间的 G 窄波段光用滤光器 71G 的插入 / 暂时停止。由此,从特殊光观察用旋转滤光器 69 经过光导 43 等向观察部位交替反复射出 B 窄波段光 Bn 及 G 窄波段光 Gn。并且,在该观察部位进行反射 / 散射的 B 窄波段光 Bn 及 G 窄波段光 Gn 通过聚光透镜 51 等向 CCD44 入射。

[0116] 此时,插入滤光器判别部 54a 对滤光器旋转机构 70 的动作进行监视等,来判别是否将各窄波段光用滤光器 71B、71G 中的其中一个插入到宽波段光 BB 的光路上。并且 CPU73 基于该判别结果,对摄像控制部 46 进行控制,从而对 CCD44 输送驱动信号。

[0117] 如图 12(A) 所示,由于时间“T”与通常观察用旋转滤光器 31 旋转 $1/3$ 周的期间的 1 帧量的摄像时间相等,因此 CCD44 在成为 2 帧量的摄像时间的“2T”的 B 停止时间内对 B 窄波段光 Bn 进行光电转换,从而蓄积信号电荷。得到的 1 帧的蓝色窄波段摄像信号向 AFE45 输出。接着,CCD44 在成为 1 帧量的摄像时间的下一“1T”的 G 停止时间内对 G 光进行光电转换,从而蓄积信号电荷。得到的 1 帧的绿色窄波段摄像信号向 AFE45 输出。由此,与第一实施方式同样,执行近景用特殊光图像数据的生成和近景用特殊光观察像 60 的显示。

[0118] 这样,通过在近景观察时使 B 停止时间与 G 停止时间的比率为 2 : 1,从而能够使 B 出射时间与 G 出射时间的比率为 2 : 1。由此,能够得到在近景观察时更能够强调表层血管这样的与第一实施方式同样的效果。

[0119] 以下,与第一实施方式同样,在观察状态判定部 57 的判定结果变化为远景观察状态之前,反复执行近景用特殊光图像数据的取得、近景用特殊光观察像 60 的显示、曝光量的检测、观察状态的判定。并且,在观察状态判定部 57 的判定结果变化为远景观察状态的情况下,CPU73 将特殊光观察模式切换为远景观察模式。

[0120] 当切换为远景观察模式时,滤光器旋转控制部 73a 参照数据表 74,将 B 停止时间确定为“T”,将 G 停止时间确定为“2T”,之后对滤光器旋转机构 70 发出旋转指令。由此,交替反复执行“T”时间的 B 窄波段光用滤光器 71B 的插入 / 暂时停止及“2T”时间的 G 窄波段光用滤光器 71G 的插入 / 暂时停止。这样,向观察部位交替反复照射各窄波段光 Bn、Gn。

[0121] 在观察部位进行反射 / 散射后的各窄波段光 Bn、Gn 通过观察窗 19 等顺次向 CCD44 入射。并且,CPU73 基于插入滤光器判别部 54a 的判别结果,对摄像控制部 46 进行控制,从而对 CCD44 输送驱动信号。

[0122] 如图 12(B) 所示,CCD44 在成为 1 帧量的摄像时间的“T”的 B 停止时间内对 B 窄波段光 Bn 进行光电转换,从而将蓝色窄波段摄像信号向 AFE45 输出。接着,CCD44 在成为 2 帧量的摄像时间的下一“2T”的 G 停止时间内对 G 光进行光电转换,从而将绿色摄像信号向 AFE45 输出。由此,与第一实施方式同样,执行远景用特殊光图像数据的生成和远景用特殊光观察像 61 的显示。

[0123] 如此,通过在远景观察时使 B 停止时间与 G 停止时间的比率为 1 : 2,从而能够使

B 出射时间与 G 出射时间的比率为 1 : 2。由此,能够得到生物体组织的粘膜等变得更加明亮而被观察部位的整体状态容易观察这样的与第一实施方式同样的效果。并且,在观察状态判定部 57 的判定结果变化为远景观察状态之前,反复执行远景用特殊光图像数据的取得、远景用特殊光观察像 61 的显示、基于远景用特殊光图像数据的曝光量的检测、观察状态的判定。另外,在观察状态判定部 57 判定为近景观察状态的情况下,CPU73 将特殊光观察模式切换为近景观察模式。

[0124] 以下,在特殊光观察结束之前,与第一实施方式同样,在近景观察模式下以成为“B 出射时间 > G 出射时间”的状态进行特殊光观察,相反在远景观察模式下以成为“B 出射时间 < G 出射时间”的状态进行特殊光观察。其结果是,与第一实施方式同样,能够得到与近景观察或远景观察等摄影条件对应的良好的特殊光图像。

[0125] 在上述第二实施方式中,特殊光观察用旋转滤光器 69 与通常观察用旋转滤光器 31 分体设置,但例如也可以如图 13 所示的综合旋转滤光器 78 那样,在各窄波段光用滤光器 71B、71G 的内侧设置由各色滤光器 37B、37G、37R 构成的通常观察用滤光器区域 79。在该综合旋转滤光器 78 的情况下,在通常观察模式时将通常观察用滤光器区域 79 插入到宽波段光 BB 的光路内,在特殊光观察模式时将各窄波段光用滤光器 71B、71G 插入到光路内。

[0126] 在上述第二实施方式中,使特殊光观察用旋转滤光器 69 间歇旋转,但不需要使特殊光观察用旋转滤光器 69 的旋转暂时停止。例如,也可以按照使 B 窄波段光用滤光器 71B 插入到宽波段光 BB 的光路内的插入时间与 G 窄波段光用滤光器 71G 插入到光路内的插入时间与按各观察模式确定的 B 出射时间、G 出射时间分别相等的方式控制特殊光观察用旋转滤光器 69 的旋转速度。

[0127] 在上述第一实施方式中,以 B 出射时间 < G 出射时间的方式设定远景观察用滤光器区域 40 的各窄波段光用滤光器 42B、42G 的面积,但例如也可以如图 14 所示的特殊光观察用旋转滤光器 81 的远景观察用滤光器区域 82 那样,以 B 出射时间 = G 出射时间的方式设定各窄波段光用滤光器 83B、83G 的面积。在该情况下,在远景观察时能够得到将表层血管和中深层血管一起强调显示的观察像,因此更容易掌握表层血管及中深层血管的位置关系。另外,在第二实施方式中进行同样的设定的情况下,可以以 B 停止时间 = G 停止时间的方式对特殊光观察用旋转滤光器 69 的旋转进行控制。

[0128] 在上述各实施方式中,在特殊光观察模式时使 G 窄波段光和 B 窄波段光从光源装置 13 射出,但也可以代替 G 窄波段光而使 R 窄波段光射出。

[0129] 在上述各实施方式中,通过处理装置 12、67 的 CPU 对光源装置 13、66 的各部分进行控制,当然也可以将对上述各部分进行控制的 CPU 等控制部设置在光源装置 13、66 上。

[0130] 在上述各实施方式中,从光源装置 13 向电子内窥镜 11 射出宽波段光或窄波段光,但也可以将上述宽波段光或窄波段光的光源设置在前端部 16a 内。

[0131] 在上述各实施方式中,作为摄影条件,举出近景观察及远景观察为例进行说明,但摄影条件例如也可以为被观察部位的反射率的高 / 低等。具体而言,在该情况下,通过对观察图像进行分析等方法求出被观察部位的反射率,并以在被观察部位的反射率高时使 B 出射时间 > G 出射时间,且在被观察部位的反射率低时使 B 出射时间 < G 出射时间的方式进行出射时间的切换控制。

[0132] 在上述各实施方式中,以 B 出射时间与 G 出射时间的比率成为 2 : 1 的方式来设

定各滤光器的面积的比率或 B、G 停止时间的比率,但也可以适当变更该比率。

[0133] 在上述实施方式中,对利用两种特定的波长的光来进行表层血管或中深层血管的特殊光观察的内窥镜系统进行了举例说明,但也能够将本发明适用于在利用两种特定的波长的光来进行的荧光观察 (Auto Fluorescence Imaging)、红外光观察 (Infra Red Imaging)、光线力学的诊断 (Photodynamic diagnosis) 等各种观察、诊断中使用的内窥镜系统。

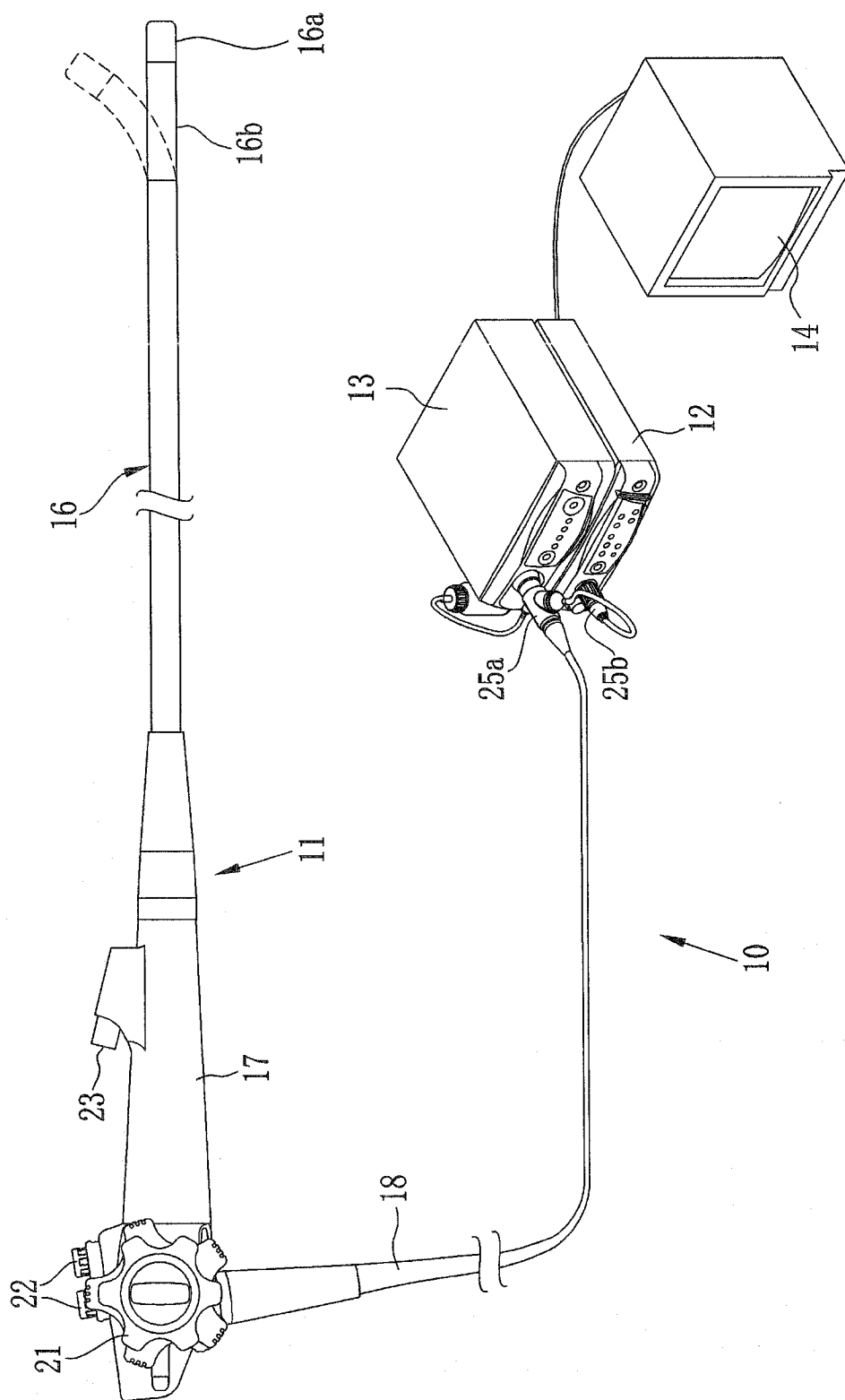


图 1

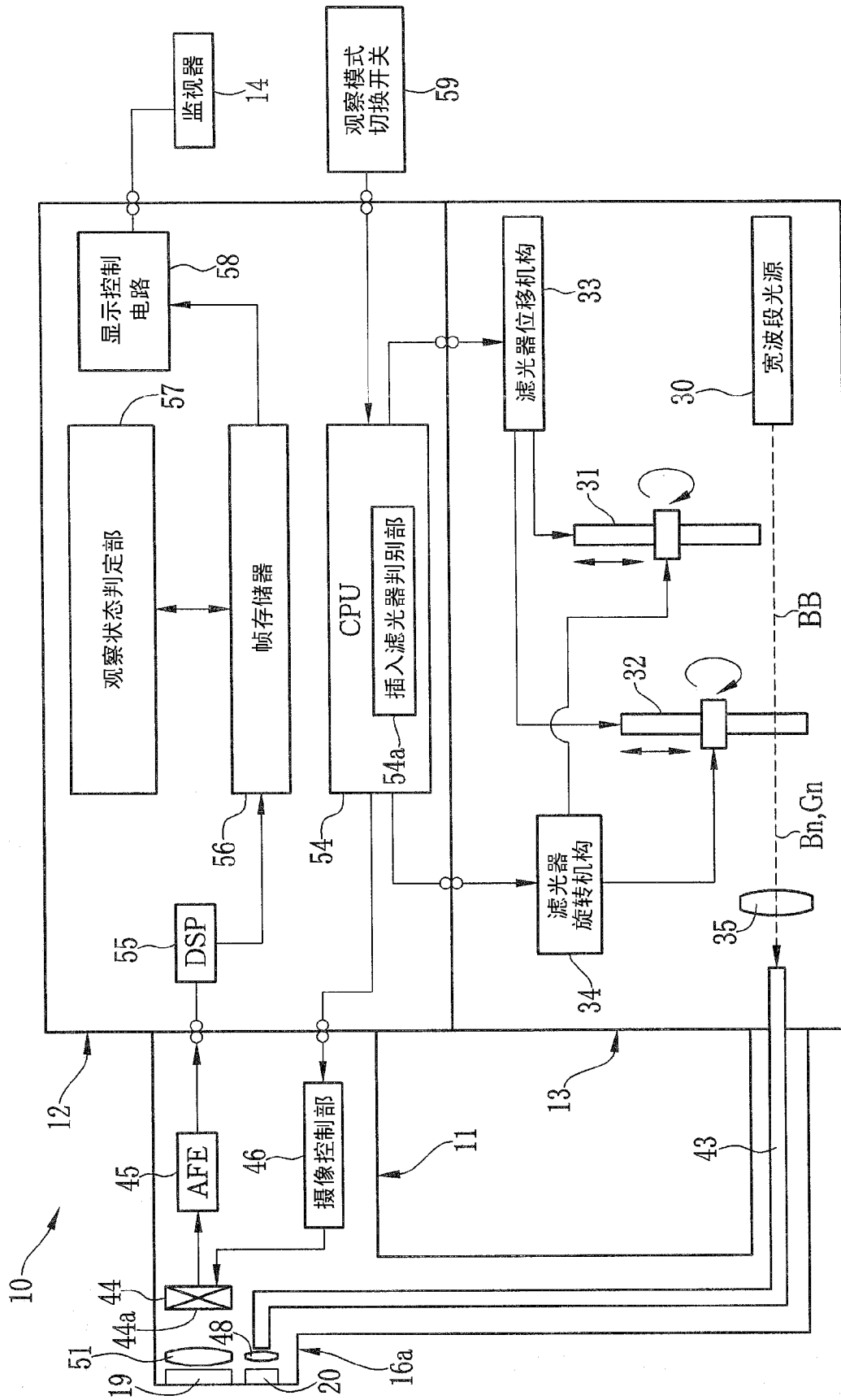


图 2

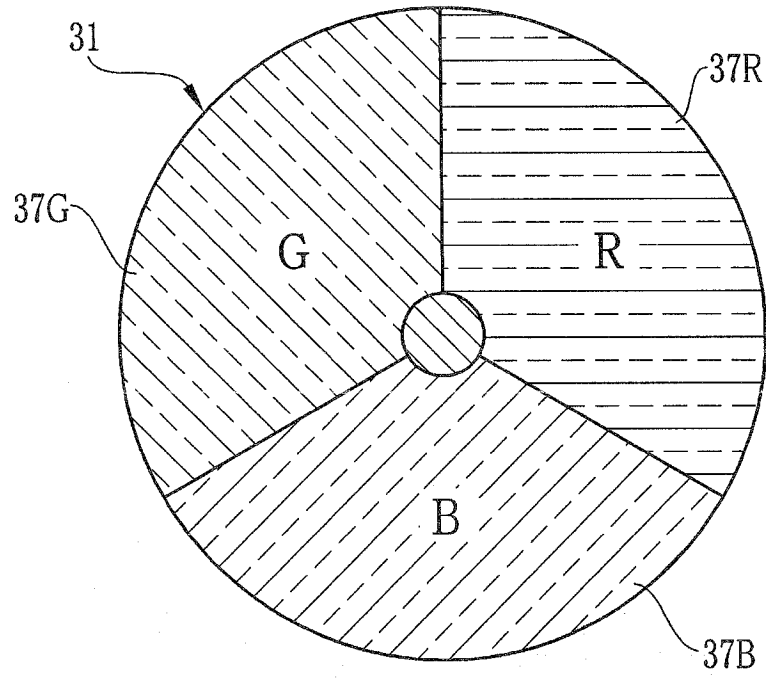


图 3

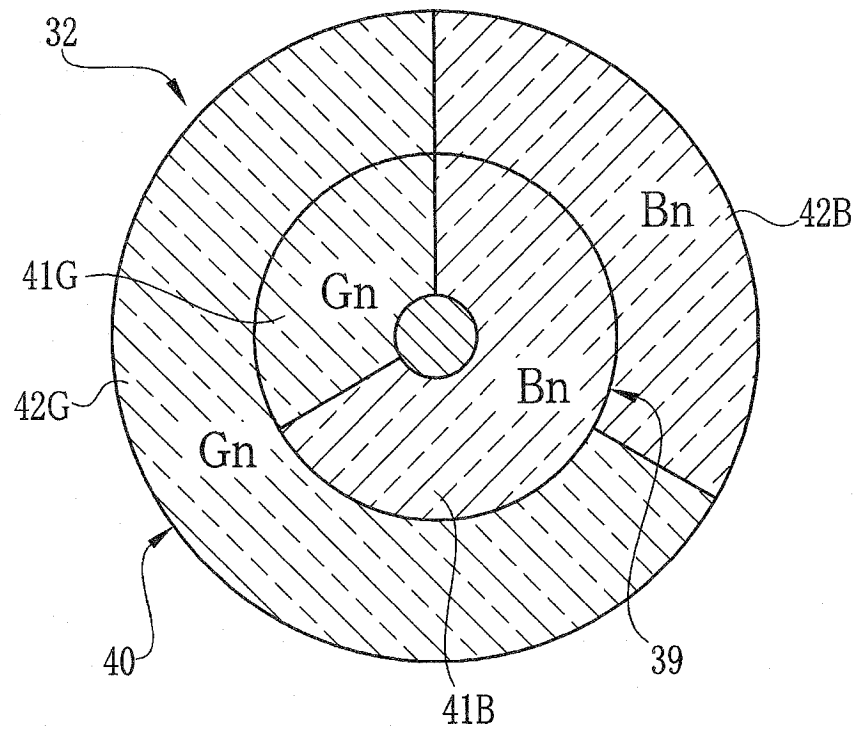


图 4

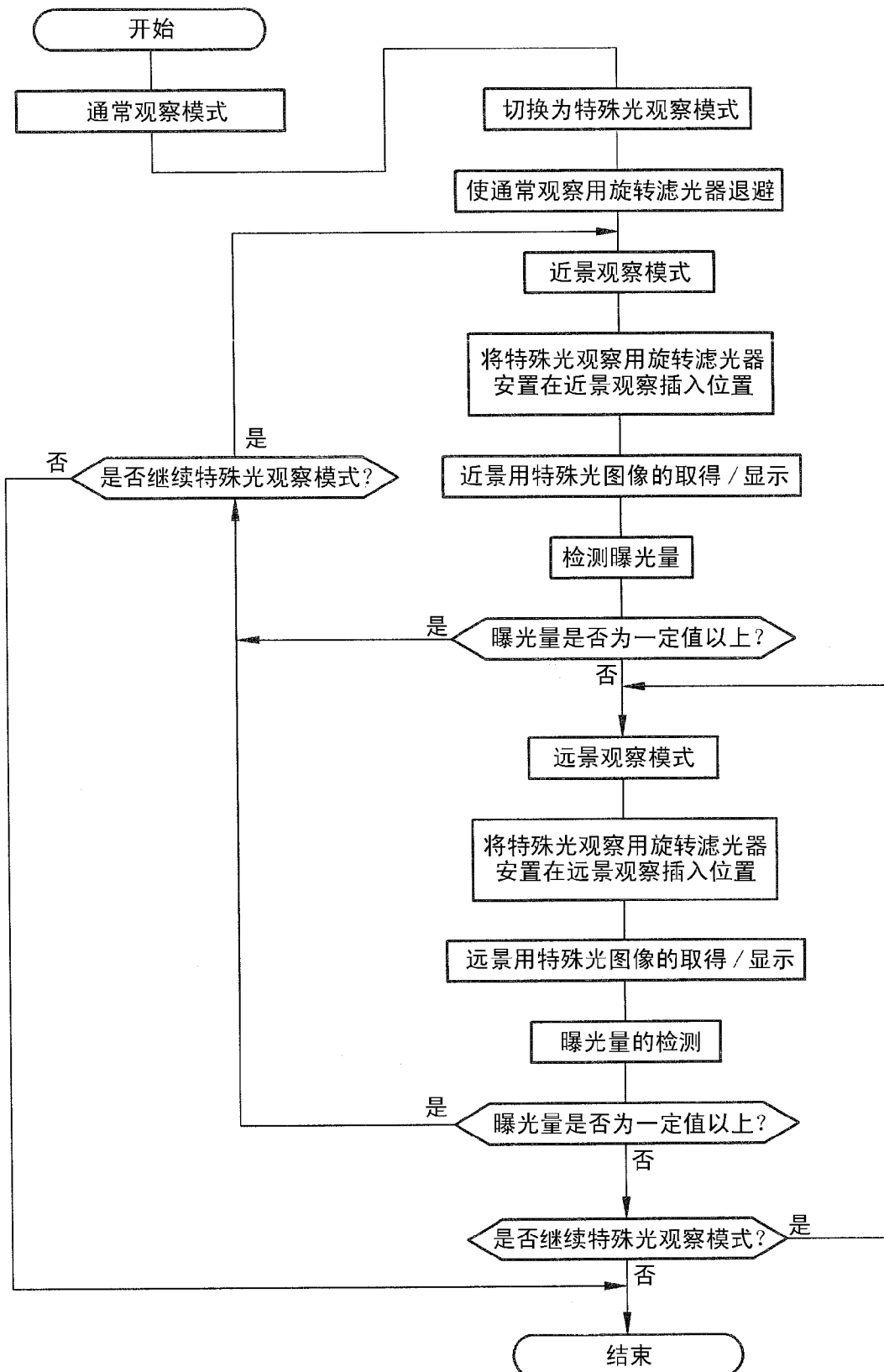


图 5

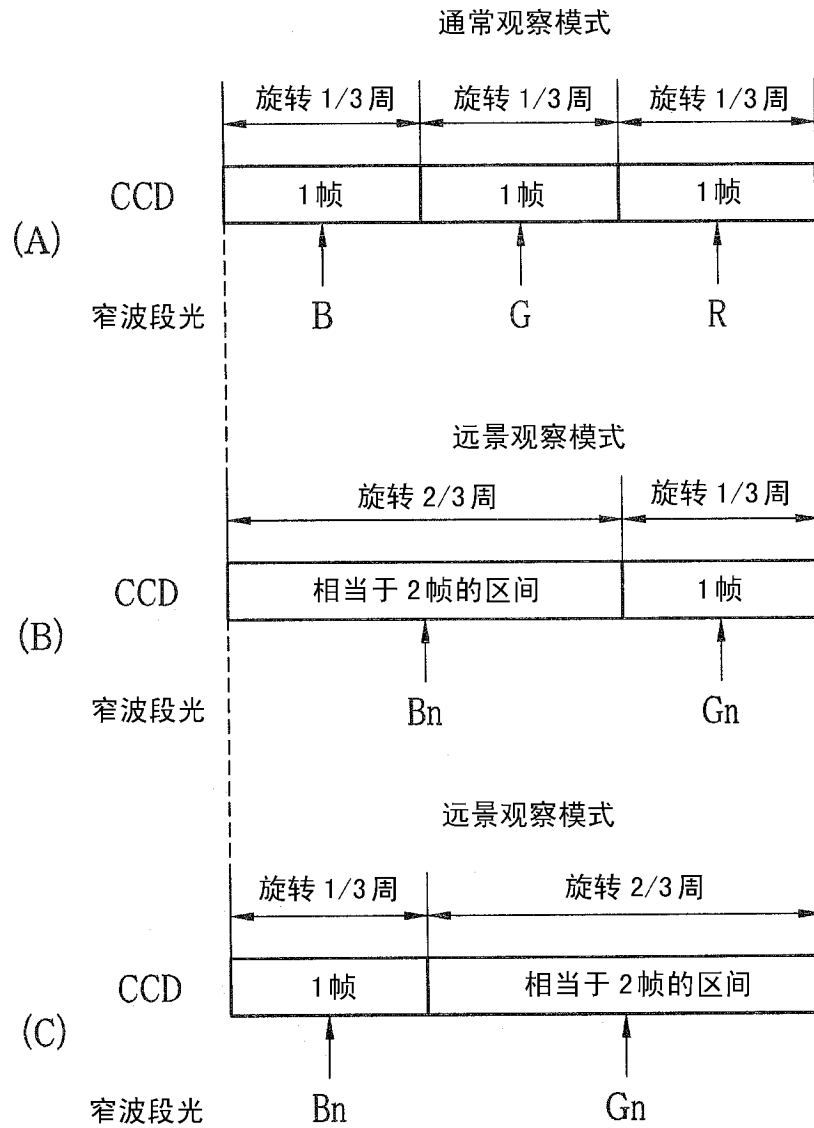


图 6

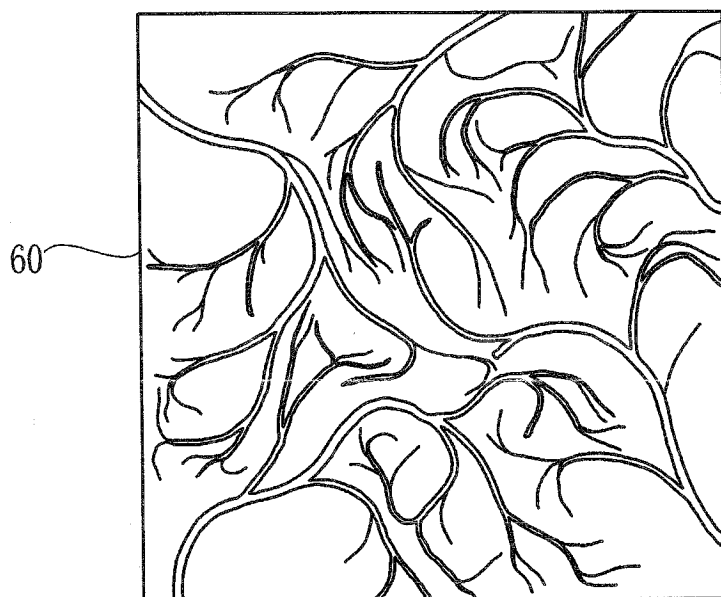


图 7

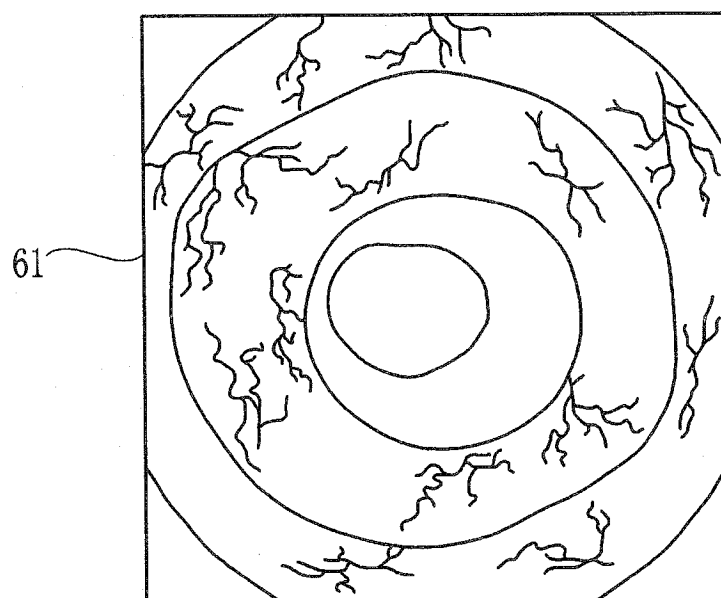


图 8

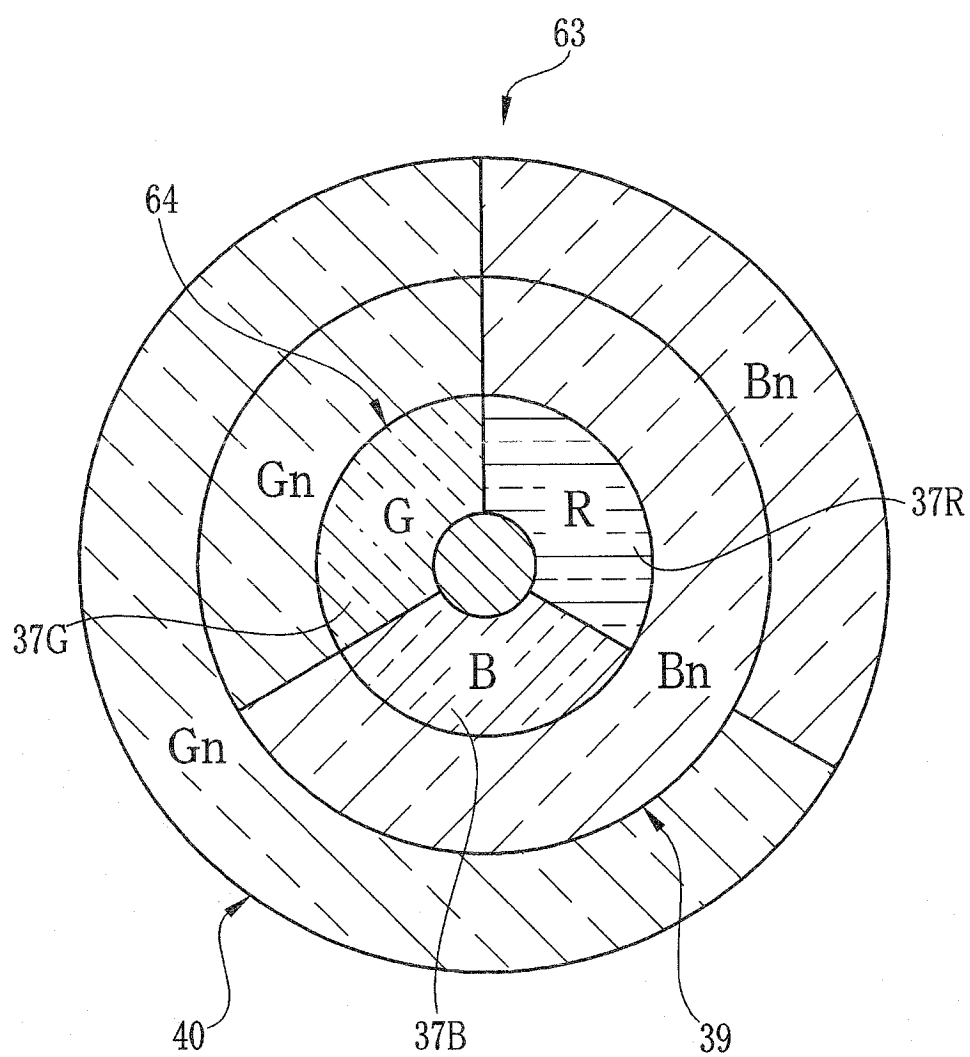


图 9

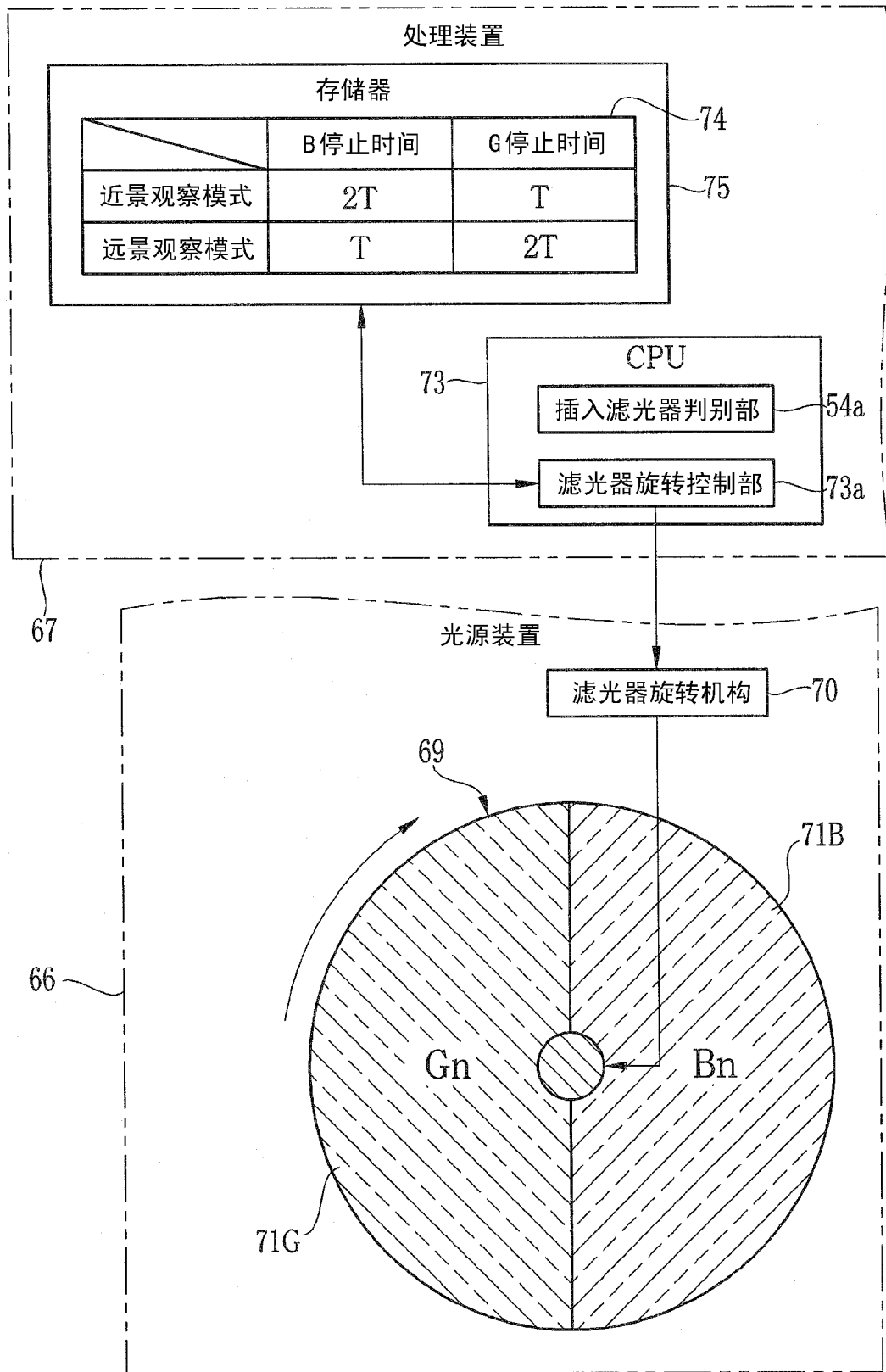


图 10

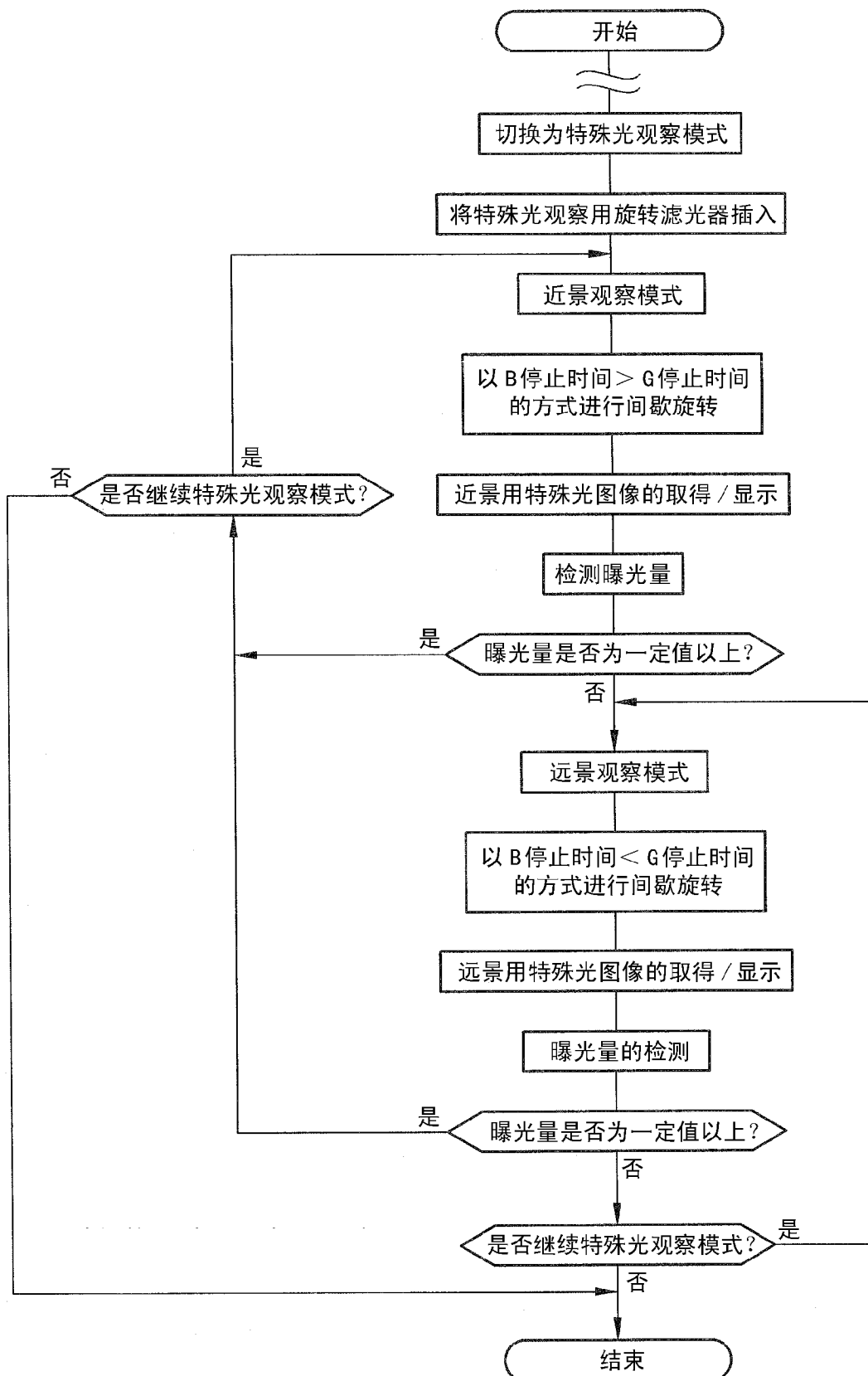


图 11

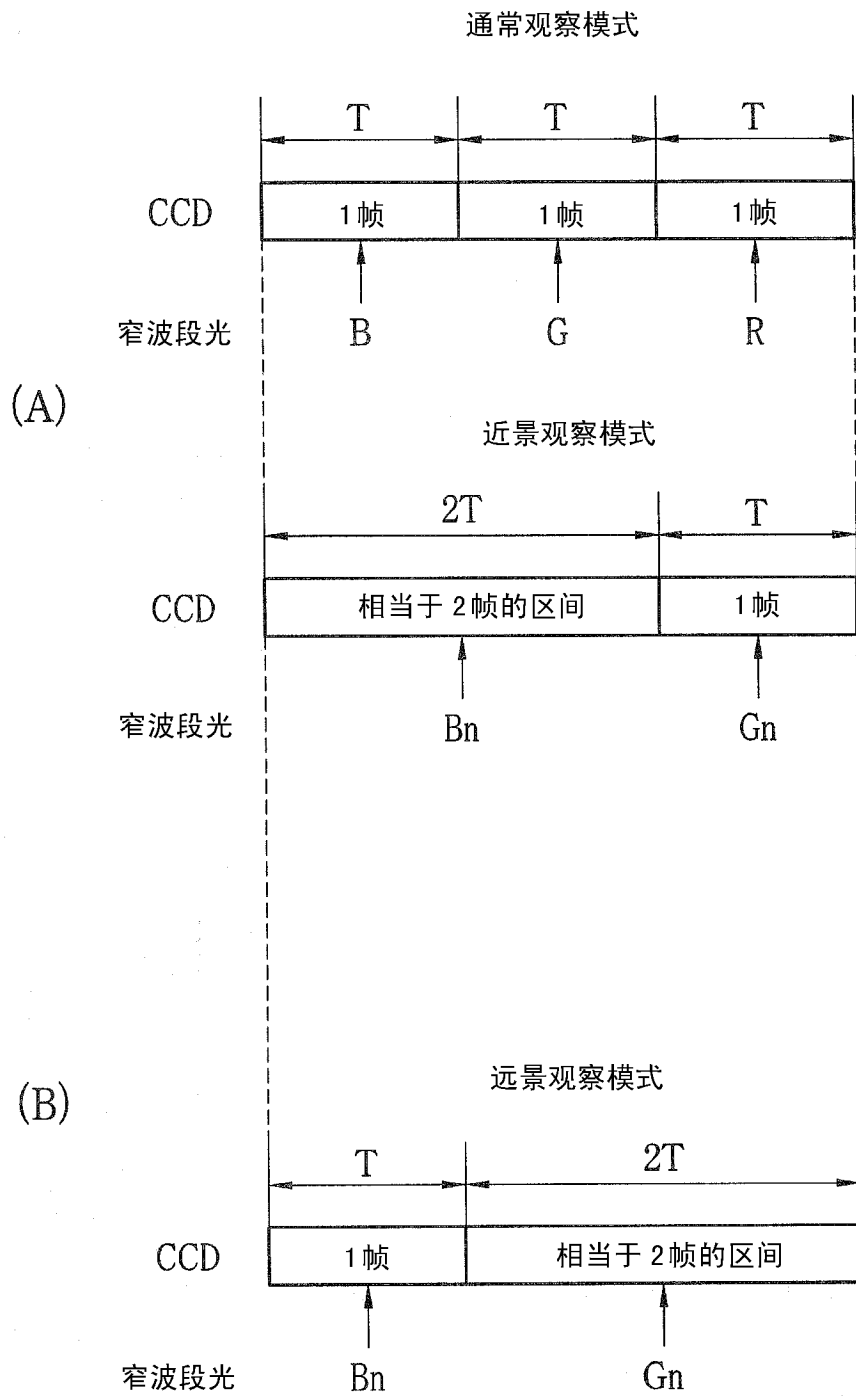


图 12

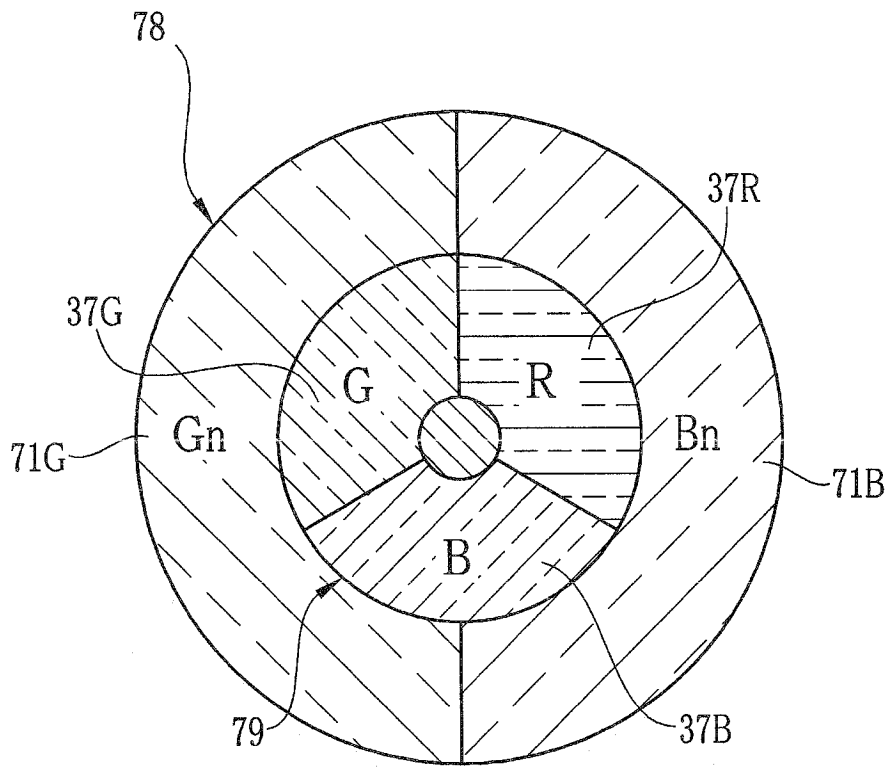


图 13

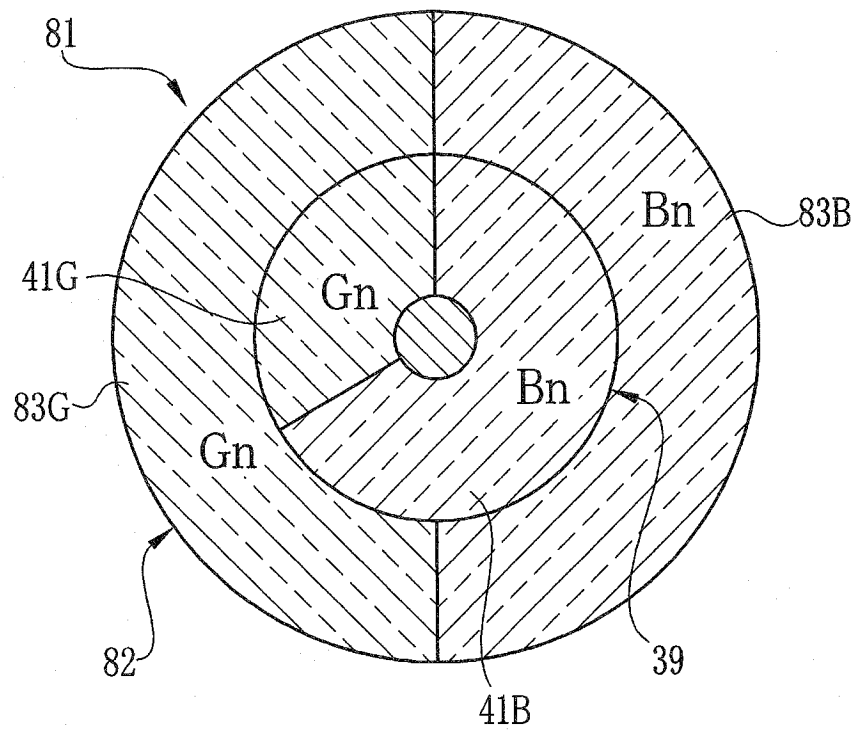


图 14

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102551645B	公开(公告)日	2015-09-16
申请号	CN201110381954.8	申请日	2011-11-25
[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	安田裕昭 黑田修 山口博司		
发明人	安田裕昭 黑田修 山口博司		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/05		
优先权	2010277952 2010-12-14 JP		
其他公开文献	CN102551645A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，其在特殊光观察模式时，将特殊光观察用旋转滤光器配置在从宽波段光源射出的宽波段光(BB)的光路上。在该特殊光观察用旋转滤光器中呈同心圆状地设有在近景观察时插入到光路中的近景观察用滤光器区域和在远景观察时插入到光路中的远景观察用滤光器区域。在将近景观察用滤光器区域安置在宽波段光(BB)的光路上的情况下，为了强调表层血管，使B窄波段光(Bn)比G窄波段光(Gn)更长时间进行照射。另一方面，在将远景观察用滤光器区域安置在宽波段光(BB)的光路上的情况下，为了使管内的粘膜等更明亮，使G窄波段光(Gn)比B窄波段光(Bn)更长时间进行照射。

