

(12) 发明专利申请

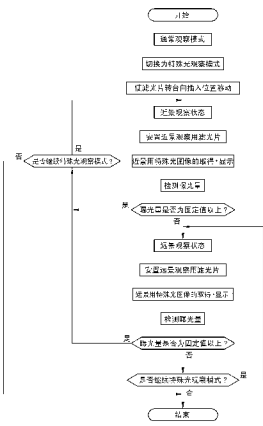
(10) 申请公布号 CN 102578991 A
(43) 申请公布日 2012. 07. 18

(21) 申请号 201110369276. 3
(22) 申请日 2011. 11. 18
(30) 优先权数据
2011-002132 2011. 01. 07 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 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)

权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 14 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。在特殊光观察模式下,将滤光片转台(32)插入到宽带光(BB)的光路上。滤光片转台(32)具有透过光量相对少的近景观察用滤光片(37)和透过光量相对多的远景观察用滤光片(38)。近景观察用滤光片(37)使第一蓝色窄带光(Bn1)及第一绿色窄带光(Gn1)透过。远景观察用滤光片(38)使第二蓝色窄带光(Bn2)及第二绿色窄带光(Gn2)透过。在近景观察状态下,将近景观察用滤光片(37)插入到宽带光(BB)的光路内,在远景观察状态下,将远景观察用滤光片(38)插入到宽带光(BB)的光路内。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

宽带光源,其产生白色的宽带光;

滤光片单元,其具有透过光量相对多的远景观察用滤光片和透过光量相对少的近景观察用滤光片,所述远景观察用滤光片及近景观察用滤光片具有使第一窄带光透过的第一滤光片区域和使与所述第一窄带光的波长区域不同的第二窄带光透过的第二滤光片区域;以及

滤光片插入机构,其将所述远景观察用滤光片和所述近景观察用滤光片中的任一方向选择性地插入到所述宽带光的光路内,且将所述第一及第二滤光片区域这两方同时插入到所述光路内。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,具备:

模式切替机构,其选择通常观察模式和特殊光观察模式中的一方,在所述通常观察模式下,利用所述宽带光进行所述观察部位的照明,在所述特殊光观察模式下,利用将所述远景观察用滤光片和所述近景观察用滤光片中的任一方向插入到所述宽带光的光路内所得到的特殊光进行所述观察部位的照明;以及

摄像机构,其对由所述宽带光或所述特殊光所照明的观察部位进行拍摄。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述远景观察用滤光片的所述第一及第二滤光片区域具有使比分别透过了所述近景观察用滤光片的所述第一及第二滤光片区域后的所述第一及第二窄带光拓宽了半幅值的所述第一及第二窄带光透过的光透过特性。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

具备观察状态判定机构,在所述特殊光观察模式下,该观察状态判定机构基于来自所述摄像机构的摄像信号,来判定是内窥镜前端部与所述观察部位的距离近的近景观察状态下的摄影、还是所述距离远的远景观察状态下的摄影中的哪一种,

在所述观察状态判定机构判定为所述近景观察状态的情况下,所述滤光片插入机构将所述近景观察用滤光片插入到所述光路内,另外,在判定为所述远景观察状态的情况下,所述滤光片插入机构将所述远景观察用滤光片插入到所述光路内。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述观察状态判定机构根据由所述摄像机构取得的摄像信号来检测曝光量,在该曝光量为固定值以上的情况下,判定为所述近景观察状态,相反在小于固定值的情况下,判定为所述远景观察状态。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述滤光片单元是具备所述近景观察用滤光片及所述远景观察用滤光片的旋转体,

所述滤光片插入机构具有:旋转体移动机构,其在所述特殊光观察模式下将所述旋转体插入到所述光路内,在所述通常观察模式下使所述旋转体从所述光路内退避;旋转驱动机构,其在所述特殊光观察模式下,根据所述近景观察状态或所述远景观察状态而使所述旋转体旋转,将所述近景观察用滤光片和所述远景观察用滤光片中的一方插入到所述光路内。

7. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述滤光片单元是具备所述近景观察用滤光片、所述远景观察用滤光片及供所述宽带

光通过的开口的一片旋转体，

所述滤光片插入机构在所述通常观察模式时将所述开口插入到所述光路内，并根据所述近景观察状态或所述远景观察状态而使所述旋转体旋转，以便于将所述近景观察用滤光片和所述远景观察用滤光片中的一方插入到所述光路内。

8. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述第一滤光片区域具有使蓝色窄带光透过的光透过特性，该蓝色窄带光对应于在血红蛋白的光吸收光谱的短波长侧吸收量多的波长频带，

所述第二滤光片区域具有使绿色窄带光透过的光透过特性，该绿色窄带光对应于在所述光吸收光谱的长波长侧吸收量多的波长频带。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜系统，其特征在于，

相对于近景观察用滤光片的第一滤光片区域的光透过特性，所述远景观察用滤光片的第一滤光片区域具有仅扩宽了短波长侧的光透过特性。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述近景观察用滤光片的所述第一滤光片区域具有如下的光透过特性，即，在透过率的峰值波长为 460nm 附近且比该峰值波长长的长波长侧，透过率急剧下降，相反在波长为 400nm ~ 460nm 时透过率平缓下降，并且当波长低于 400nm 时，透过率急剧下降，

所述近景观察用滤光片的所述第二滤光片区域中，透过率的峰值波长为 550nm，半幅值为 20nm ~ 40nm。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及使用两种窄带光来进行特殊光观察的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 已知有一种内窥镜系统,其将特定的窄带光向观察部位照射,从而能够进行用于得到强调了生物体组织内的血管的观察像的特殊光观察(例如,参照日本特开 2001-170009 号公报)。血管(具体而言,血液中的血红蛋白)的光吸收光谱在波长 415nm 附近或 540nm 附近的频带具有吸收峰值。因此,在内窥镜系统中,将含有 415nm 的频带的波长的蓝色(B)窄带光和含有 540nm 的频带的波长的绿色(G)窄带光作为照明光使用。

[0003] 当使用血红蛋白的光吸收率高的频带的窄带光时,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,因此成为明亮的状态。由此,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。

[0004] 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。因此,利用蓝色窄带光和比该蓝色窄带光波长长的绿色窄带光这两种窄带光,从而能够通过蓝色窄带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,并且能够通过绿色窄带光得到强调了位于比表层深的位置的中深层的血管的像。

[0005] 在上述日本公开公报所记载的内窥镜系统中,使用白色光源和设有使蓝色窄带光及绿色窄带光分别透过的两种带通滤光片的旋转滤光片。通过该带通滤光片使两种窄带光顺次照射观察部位,并利用图像传感器按面顺次进行拍摄。通过将得到的两张观察像合成,而将强调了表层及中深层的血管这两方的合成观察像显示在监视器上。

[0006] 然而,上述顺次照射方式由于按面顺次拍摄基于两种窄带光而得到的观察像,因此存在难以提高帧频率的问题。作为该问题的解决对策,研究出混合同时照射方式。在混合同时照射方式中,例如,使用具有使不同的波长区域的窄带光透过的两个半圆形滤光片的圆形滤光片。该圆形滤光片配置在白色光源的光路内,且白色光同时向两个半圆形滤光片照射,因此能够取出两种窄带光。由此,通过混合有两种窄带光的照明光对观察部位进行照明并同时观察部位进行拍摄,因此混合同时照射方式与顺次照射方式相比能够提高帧频率。

[0007] 但是,在混合同时照射方式中,由于从白色光源射出的光的一半分别向两种半圆形滤光片入射,因此透过各半圆形滤光片的光量变成一半。在从接近观察部位的位置进行观察的近景观察时,由于内窥镜的前端与观察部位的距离短,因此光量不足几乎不会成为问题。但是,在远离观察部位的位置进行观察的远景观察时,因光量不足的影响而画面整体变暗,从而产生难以进行观察这样的新的问题。

[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。在特殊光观察时,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。因此,难以采用通过信号处理进行应对的方法。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于提供一种在近景观察和远景观察这两方都能够得到良好的观察像的混合同时照射方式的内窥镜系统。

[0010] 为了实现上述目的,本发明的内窥镜系统具备宽带光源、滤光片单元、滤光片插入机构。所述宽带光源产生白色的宽带光。所述滤光片单元具有透过光量相对多的远景观察用滤光片和透过光量相对少的近景观察用滤光片。上述的所述远景观察用滤光片及近景观察用滤光片分别具有使第一窄带光透过的第一滤光片区域和使与所述第一窄带光波长区域不同的第二窄带光透过的第二滤光片区域。所述滤光片插入机构将所述远景观察用滤光片和所述近景观察用滤光片中的一方插入到所述宽带光的光路内。在插入该滤光片时,所述宽带光向所述第一及第二滤光片区域这两方入射。

[0011] 优选所述内窥镜系统设有模式切替机构和摄像机构。所述模式切替机构选择通常观察模式和特殊光观察模式中的一方。在所述通常观察模式下,通过所述宽带光进行所述观察部位的照明。在所述特殊光观察模式下,通过将所述远景观察用滤光片和所述近景观察用滤光片中的任一方插入到所述宽带光的光路内而得到的特殊光进行所述观察部位的照明。所述摄像机构对由所述宽带光或所述特殊光照明的观察部位进行拍摄。

[0012] 优选所述远景观察用滤光片的所述第一及第二滤光片区域具有使比分别透过所述近景观察用滤光片的所述第一及第二滤光片区域后的所述第一及第二窄带光扩宽半幅值的所述第一及第二窄带光透过的光透过特性。

[0013] 优选设置观察状态判定机构,在特殊光观察模式时,该观察状态判定机构判定通过摄像机构进行的摄像状态是近景观察状态和远景观察状态中的哪一种。所述近景观察状态为内窥镜前端部与所述观察部位的距离近的情况。远景观察状态是所述距离远的情况。所述观察状态判定机构基于来自所述摄像机构的摄像信号进行判定。在判定为所述近景观察状态的情况下,所述滤光片插入机构将所述近景观察用滤光片插入到所述光路内,另外,在判定为所述远景观察状态的情况下,所述滤光片插入机构将所述远景观察用滤光片插入到所述光路内。

[0014] 优选所述观察状态判定机构根据由所述摄像机构取得的摄像信号来检测曝光量,在该曝光量为固定值以上的情况下,判定为所述近景观察状态,相反在小于固定值得情况下,判定为所述远景观察状态。

[0015] 优选所述滤光片单元为具备所述近景观察用滤光片及所述远景观察用滤光片的旋转体。优选所述滤光片插入机构具有旋转体移动机构和旋转驱动机构。所述旋转体移动机构在所述特殊光观察模式下将所述旋转体插入到所述光路内,在所述通常观察模式下使所述旋转体从所述光路内退避。所述旋转驱动机构在所述特殊光观察模式下,根据所述近景观察状态或所述远景观察状态而使所述旋转体旋转,将所述近景观察用滤光片和所述远景观察用滤光片中的一方插入到所述光路内。

[0016] 优选所述滤光片单元是具备所述近景观察用滤光片、所述远景观察用滤光片及供所述宽带光通过的开口的一片旋转体。所述滤光片插入机构使所述旋转体,在所述通常观

察模式下将所述开口插入到所述光路内。在特殊光观察模式下,根据所述近景观察状态或所述远景观察状态,使所述旋转体旋转,从而将所述近景观察用滤光片和所述远景观察用滤光片中的一方插入到所述光路内。

[0017] 优选所述第一滤光片区域具有使蓝色窄带光透过的光透过特性。该蓝色窄带光与在血红蛋白的光吸收光谱的短波长侧吸收量多的波长频带对应。优选所述第二滤光片区域具有使绿色窄带光透过的光透过特性。该绿色窄带光与在所述光吸收光谱的长波长侧吸收量多的波长频带对应。

[0018] 优选所述远景观察用滤光片的第一滤光片区域具有相对于近景观察用滤光片的第一滤光片区域的光透过特性仅扩宽短波长侧的光透过特性。

[0019] 优选所述近景观察用滤光片的所述第一滤光片区域具有如下这样的光透过特性,即,透过率的峰值波长为 460nm 附近,且在比透过率的峰值波长长的长波长侧,透过率急剧下降,相反在波长为 400nm ~ 460nm 时透过率缓慢下降,并且当波长低于 400nm 时,透过率急剧下降。另外,优选所述近景观察用滤光片的所述第二滤光片区域的透过率的峰值波长为 550nm,半幅值为 20nm ~ 40nm。

[0020] 本发明的内窥镜系统在特殊光观察模式下,根据插入部的前端与观察部位的距离短的近景观察状态和所述距离长的远景观察状态,选择近景观察用滤光片和远景观察用滤光片中的一方而选择性地将其插入到宽带光的光路内。由此,在近景观察状态和远景观察状态下都能够以最佳的光量的照明光进行照明,从而能够得到良好的特殊光图像。

附图说明

[0021] 图 1 是内窥镜系统的立体图。

[0022] 图 2 是表示内窥镜系统的电结构的框图。

[0023] 图 3 是滤光片转台的剖视图。

[0024] 图 4 是表示近景观察用滤光片的光透过特性的曲线图。

[0025] 图 5 是表示远景观察用滤光片的光透过特性的曲线图。

[0026] 图 6 是表示血红蛋白的光吸收特性的曲线图。

[0027] 图 7 是表示生物体组织的光散射特性的曲线图。

[0028] 图 8 是表示彩色滤光片的排列图案的俯视图。

[0029] 图 9 是表示彩色滤光片的功能的说明图。

[0030] 图 10 是表示特殊光观察模式下的处理的流程的流程图。

[0031] 图 11 是表示近景观察状态时由 CCD 进行光电转换的光的种类的说明图。

[0032] 图 12 是表示近景用特殊光图像的一例的说明图。

[0033] 图 13 是表示远近景观察状态时由 CCD 进行光电转换的光的种类的说明图。

[0034] 图 14 是表示远景用特殊光图像的一例的说明图。

[0035] 图 15 是表示第二实施方式的内窥镜系统的电结构的框图。

[0036] 图 16 是第三实施方式的滤光片转台的剖视图。

[0037] 图 17 是表示第三实施方式的滤光片转台的旋转控制处理的流程图。

具体实施方式

[0038] [第一实施方式]

[0039] 如图1所示,内窥镜系统10具备:对患者的消化管内或气管内等管内(观察部位)进行拍摄的电子内窥镜11;基于通过电子内窥镜11得到的摄像信号而生成观察像的处理装置12;产生从电子内窥镜11向管内照射的照明光的光源装置13;显示观察像的监视器14。

[0040] 内窥镜系统10具有通常观察模式(通常模式)和特殊光观察模式(特殊模式)这两种观察模式。在通常观察模式下,通过白色光等宽带光对管内进行照明,从而对管内进行整体地观察。在特殊光观察模式下,通过窄带光对管内进行照明,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,存在近景观察状态和远景观察状态这两种观察(摄像)状态。在近景观察状态下,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短的近景状态进行观察。在远景观察状态下,以电子内窥镜11的前端部与生物体组织的距离长的远景状态进行观察。

[0041] 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,用于电子内窥镜111的把持及插入部16的操作的操作部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。

[0042] 在插入部16的前端部(前端硬性部)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、照明窗20(参照图2)之外,还设有送气送水喷嘴、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的后侧连设有弯曲自如的弯曲部16b。

[0043] 在操作部17设有弯角钮21、操作按钮22、钳子入口23等。弯角钮21被进行旋转操作,从而在管内对插入部16的弯曲方向及弯曲量进行调整。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。

[0044] 在通用软线18中装入有送气·送水通道、信号电缆及光导管等。在通用软线18的前端部设有连接部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。

[0045] 如图2所示,光源装置13具备宽带光源30、聚光透镜31、圆盘状的滤光片转台32、转台位移机构(旋转体移动机构)33、转台旋转机构(旋转驱动机构)34。在此,滤光片转台32相当于滤光片单元及旋转体。另外,转台位移机构33及转台旋转机构34构成滤光片插入机构。

[0046] 作为宽带光源30,例如使用氙灯、白色LED、微型白色光源等。宽带光源30产生波长从红色区域至蓝色区域(约470~700nm)的白色的宽带光BB。另外,宽带光源30在内窥镜检测中始终产生宽带光BB。

[0047] 聚光透镜31配置在由宽带光源30产生的宽带光BB的光路上。聚光透镜31使从宽带光源30直接入射的宽带光BB、透过滤光片转台32后的窄带光等照明光(以下,简称为照明光)向光导管35入射。

[0048] 滤光片转台32在特殊光观察模式下配置在宽带光源30与聚光透镜31之间。滤光片转台32使从宽带光源30入射的宽带光BB中接近景观察状态及远景观察状态分别预先确定的特定的窄带光透过。

[0049] 如图3所示,在滤光片转台32上设有近景观察状态下使用的对开的近景观察用滤

光片 37 和远景观察状态下使用的对开的远景观察用滤光片 38。近景观察用滤光片 37 及远景观察用滤光片 38 以滤光片转台 32 的旋转轴 32a 为中心而分离 180°。

[0050] 近景观察用滤光片 37 具有第一蓝色滤光片区域（第一滤光片区域）Bn1f 和第一绿色滤光片区域（第二滤光片区域）Gn1f，其使近景观察状态下使用的不同的两种波长频带的窄带光透过。远景观察用滤光片 38 具有第二蓝色滤光片区域（第一滤光片区域）Bn2f 和第二绿色滤光片区域（第二滤光片区域）Gn2f，其使远景观察状态下使用的不同的两种波长频带的窄带光透过。

[0051] 如图 4 所示，第一蓝色滤光片区域 Bn1f 使从宽带光 BB 中限制为蓝色的特定的波长频带的蓝色窄带光（以下，称为第一蓝色窄带光）Bn1 透过。另外，第一绿色滤光片区域 Gn1f 使从宽带光 BB 中限制为绿色的特定的波长频带的窄带光（以下，称为第一绿色窄带光）Gn1 透过。

[0052] 第一蓝色窄带光 Bn1 与血红蛋白的光的吸收光谱的吸收峰值对应，例如，在波长 460nm 附近光量成为峰值。另外，第一蓝色窄带光 Bn1 在比波长 460nm 附近长的长波长侧，光量急剧下降，在波长 460nm 附近与波长 500nm 附近之间光量大致成为“0”。并且，第一蓝色窄带光 Bn1 在比波长 460nm 附近短的短波长侧，虽然不像长波长侧的光量的下降那样急剧，但光量从波长 460nm 附近到波长 400nm 附近也下降，在低于波长 400nm 附近的波长位置光量成为“0”。

[0053] 另外，第一蓝色窄带光 Bn1 的半幅值 hB1 约为 35nm ~ 45nm。需要说明的是，在此所说的半幅值是指光透过率或光量的峰值的一半的位置（以下，称为峰值半值）的波长频带。

[0054] 第一绿色窄带光 Gn1 与血红蛋白的光的吸收光谱的吸收峰值对应，例如在波长 550nm 附近光量达到峰值，在比波长 540nm 附近短的短波长侧及比波长 560nm 附近长的长波长侧，光量急剧下降而成为“0”。另外，第一绿色窄带光 Gn1 的半幅值 hG1 约为 20nm ~ 40nm。

[0055] 如图 5 所示，第二蓝色滤光片区域 Bn2f 使宽带光 BB 中比第一蓝色窄带光 Bn1 扩宽半幅值的第二蓝色窄带光（第一窄带光）Bn2 透过。另外，第二绿色滤光片区域 Gn2f 使宽带光 BB 中比第一绿色窄带光 Gn1 扩宽半幅值的第二绿色窄带光（第二窄带光）Gn2 透过。

[0056] 第二蓝色窄带光 Bn2 与第一蓝色窄带光 Bn1 同样，在比光量达到峰值的波长 460nm 附近长的长波长侧，光量急剧下降。相反，在比波长 460nm 附近短的短波长侧，与第一蓝色窄带光 Bn1 不同，在波长 460nm 附近至波长 400nm 附近之间以维持比较高的光量的状态使光量逐渐下降。并且，在波长 400nm 附近，光量开始急剧下降，而在低于波长 400nm 附近的波长位置光量成为“0”。

[0057] 另外，第二蓝色窄带光 Bn2 的半幅值 hB2 约为 75nm ~ 95nm。第二蓝色窄带光 Bn2 的峰值半值的最长波长与第一蓝色窄带光 Bn1 的最长波长大致相同，与此相对，峰值半值的最短波长比第一蓝色窄带光 Bn1 的最短波长短。因此，相对于第一蓝色窄带光 Bn1，第二蓝色窄带光 Bn2 为比波长 460nm 附近长的长波长侧的光量大致不变化，且比波长 460nm 附近短的短波长侧的光量增加的光。

[0058] 第二绿色窄带光 Gn2 与第一绿色窄带光 Gn1 同样，在波长 550nm 附近光量为峰值，与此相对，半幅值 hG2 比第一绿色窄带光 Gn1 扩宽约 50 ~ 70nm。因此，第二绿色窄带光 Gn2

与第一绿色窄带光 Gn1 相比,光量增加与半幅值扩宽相应的量。

[0059] 对于第一蓝色窄带光 Bn1 及第二蓝色窄带光 Bn2,分别形成图 4、图 5 所示那样的光量分布的理由如下所述。在表示血红蛋白的吸收特性的图 6 中,波长低于 460nm 的光在生物体组织内的表层血管内的血液(血红蛋白)中受到极强的吸收。与此相对,波长超过 460nm 的光大体不被血红蛋白吸收而直接透过。

[0060] 另一方面,在表示生物体组织的散射特性的图 7 中,向生物体组织内入射的光随着波长变短而在生物体组织内被更多地散射。根据与生物体组织的光散射特性相关的见解等可知,若波长超过 470nm 附近,则在表层血管中入射的光的大部分被吸收而不会返回前端部 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,而入射的光大多反射而返回前端部 16a。由此,表层血管和其周边的生物体组织的对比变得极高,因此能够充分强调显示表层血管。

[0061] 为了充分强调显示表层血管,在近景观察和远景观察中的任一种观察中,照明光在超过波长 470nm 附近的波长区域中光量成为“0”都是不可缺少的。相反,只要是不超过波长 470nm 附近的光,则就能够充分强调显示表层血管等。因此,第一蓝色窄带光 Bn1 和第二蓝色窄带光 Bn2 为能够强调显示表层血管的光,并且,第二蓝色窄带光 Bn2 通过使半幅值向短波长侧扩宽,而光量比第一蓝色窄带光 Bn1 增加。

[0062] 对于第一绿色窄带光 Gn1 和第二绿色窄带光 Gn2,形成图 4、图 5 所示的光量分布的理由如下所述。如图 6 所示,对于超过波长 460nm 附近的光而言,虽然相对于血红蛋白的光吸收特性降低,但在波长 500nm ~ 600nm 附近之间,尤其在波长 530nm ~ 570nm 附近,相对于血红蛋白的光的吸收特性变高。并且,对于超过波长 600nm 附近的光而言,吸收特性再次降低。

[0063] 另外,如图 7 所示,虽然波长越长,散射系数越逐渐降低,但在波长 500nm ~ 600nm 附近,散射特性不急剧变化。根据与生物体组织的光散射特性相关的见解等可知,波长为 500nm ~ 600nm 附近、尤其是 530nm ~ 570nm 附近的光到达位于比表层血管深的深部的中深层血管。该光在中深层血管中被吸收,而在中深层血管的周边的生物体组织中被反射及散射。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。

[0064] 为了充分强调显示中深层血管,在近景观察和远景观察的任一种观察中,照明光的波长频带为 500nm ~ 600nm 附近、优选为 530nm ~ 570nm 附近是不可缺少的。只要在该范围内,就能够充分强调显示中深层血管等。因此,第一绿色窄带光 Gn1 和第二绿色窄带光 Gn2 为能够强调显示中深层血管的光,并且,第二绿色窄带光 Bn2 通过扩宽半幅值,而光亮比第一绿色窄带光 Gn1 增加。

[0065] 返回图 2,转台位移机构 33 使滤光片转台 32 在插入到来自宽带光源 30 的宽带光 BB 的光路内的插入位置和从该光路内退避的退避位置之间移动。插入位置是在旋转滤光片转台 32 时,近景观察用滤光片 37 及远景观察用滤光片 38 的各自的中心所描绘的圆状的轨迹与宽带光 BB 的光路相交的位置。转台位移机构 33 在通常观察模式下使滤光片转台 32 向退避位置移动,在近景观察状态及远景观察状态下使滤光片转台 32 向插入位置移动。

[0066] 转台旋转机构 34 在特殊光观察模式中,在切换为近景观察状态或远景观察状态时使滤光片转台 32 旋转。转台旋转机构 34 在近景观察状态下使滤光片转台 32 旋转,以将

近景观察用滤光片 37 的两滤光片区域 Bn1f、Gn1f 同时插入到宽带光 BB 的光路内。另外,转台旋转机构 34 在远景观察状态下使滤光片转台 32 旋转,以将远景观察用滤光片 38 的两滤光片区域 Bn2f、Gn2f 同时插入到宽带光 BB 的光路内。需要说明的是,宽带光 BB 的光路的截面积比近景观察用滤光片 37 或远景观察用滤光片 38 的尺寸稍大。

[0067] 光源装置 13 在通常观察模式下使宽带光 BB 向光导管 35 入射。另外,在近景观察状态下将近景观察用滤光片 37 插入到宽带光 BB 的光路中,使取出的第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1 向光导管 35 入射。另外,在远景观察状态下将远景观察用滤光片 38 插入,取出第二蓝色窄带光 Bn2 及第二绿色窄带光 Gn2 而向光导管 35 入射。

[0068] 电子内窥镜 11 具备光导管 35、作为摄像机构的 CCD 型图像传感器(以下,简称为 CCD)44、模拟处理电路(AFE:Analog Front End)45、摄像控制部 46。光导管 35 为大口径光纤或光纤束等。光导管 35 的入射端插入光源装置 13,出射端与在插入部前端部 16a 内设置的照射透镜 48 对置。从光导管 35 向照射透镜 48 入射的照明光通过照明窗 20 而向管内照射。并且,在管内反射的光通过观察窗 19 而向成像透镜 51 入射,并成像在 CCD44 上。

[0069] 如图 9 所示,CCD44 具有将多个光电二极管 52(以下,称为 PD52)二维排列而成的摄像面 44a,通过各 PD52 将从成像透镜 51 入射的被拍摄体光转换为电摄像信号而向 AFE45 输出。需要说明的是,也可以代替 CCD 而使用 MOS 型的图像传感器。在 CCD44 上连接有由处理装置 12 控制的摄像控制部 46。CCD44 基于来自摄像控制部 46 的驱动信号,以规定的帧频率将摄像信号向 AFE45 输出。

[0070] 如图 8 及图 9 所示,CCD44 在摄像面 44a 形成有嵌镶滤光片。该嵌镶滤光片由以规定的图案排列的红色、绿色、蓝色的滤光片 53R、53G、53B 构成。由此,CCD44 具备:具有滤光片 53R 和在其下方(在图中为侧方,以下相同)配置的 PD52 的 R 像素;具有滤光片 53G 和在其下方配置的 PD52 的 G 像素;具有滤光片 53B 和在其下方配置的 PD52 的 B 像素。

[0071] 滤光片 53R 使宽带光 BB 中的红色频带的红色光 R 透过。滤光片 53G 使宽带光 BB 中的绿色频带的绿色光 G 透过。滤光片 53B 使宽带光 BB 中的蓝色频带的蓝色光 B 透过。需要说明的是,蓝色光 B 中含有第一及第二蓝色窄带光 Bn1、Bn2,绿色光 G 中含有第一及第二绿色窄带光 Gn1、Gn2。

[0072] 返回图 2,如公知的那样,AFE45 由相关双取样电路(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。

[0073] 处理装置 12 具备 CPU54、数字信号处理部(Digital Signal Processor:DSP)55、帧存储器 56、观察状态判定电路 57、显示控制电路 58、观察模式切换开关 59。CPU54 对处理装置 12 的各部分及光源装置 13 的转台位移机构 33、转台旋转机构 34 等进行统括控制。

[0074] DSP55 对来自 AFE45 的摄像信号实施白平衡调整、色调处理、灰度处理、锐化处理等各种信号处理。在观察模式被设定为通常观察模式的情况下,DSP55 对从 AFE45 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,从而生成具有 B、G、R 这三色的像素值的通常图像数据。该通常图像数据被存储在帧存储器 56 中。

[0075] 另一方面,在特殊光观察模式中设定为近景观察状态的情况下,DSP55 对从 AFE45 输入的第一蓝色窄带摄像信号和第一绿色窄带摄像信号分别实施适当信号处理,从而生成

近景用特殊光图像数据。另外,在设定为远景观察状态的情况下,DSP55 对从 AFE45 输入的第二蓝色窄带摄像信号和第二绿色窄带摄像信号分别实施适当信号处理,从而生成远景用特殊光图像数据。这些近景用特殊光图像数据及远景用特殊光图像数据都被存储在帧存储器 56 中。

[0076] 观察状态判定电路 57 基于被新存储在帧存储器 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的任一方的图像数据的亮度信号,来对曝光量进行检测。并且,观察状态判定电路 57 在该曝光量为固定值以上时判定为处于近景观察状态,相反,在曝光量小于固定值时判定为处于远景观察状态。该判定结果被逐次输入 CPU54 中。

[0077] 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 读出通常图像数据,并基于该通常图像数据而将通常图像显示在监视器 14 上。在将通常图像显示在监视器 14 上时,如图 9 所示,将通常图像数据的 B、G、R 这三色的像素值分别向监视器 14 的 B 通道、G 通道、R 通道分配输出。

[0078] 另一方面,在观察模式为特殊光观察模式时,显示控制电路 58 对摄像状态进行校验。若在近景观察状态的情况下,则从帧存储器 56 读出近景用特殊光图像数据,并基于该近景用特殊光图像数据而将近景用特殊光图像显示在监视器 14 上。在显示近景用特殊光图像时,将由 CCD44 的 B 像素取得的第一蓝色窄带摄像信号向监视器 14 的 B、G 通道分配,将由 G 像素取得的第一绿色窄带摄像信号向监视器 14 的 R 通道分配(参照图 11)。在监视器 14 上显示的特殊光图像的表层血管部分因第一蓝色窄带光 Bn 的吸收而第一蓝色窄带摄像信号的像素值接近“0”,从而 B、G 通道变暗,仅 R 通道相对明亮,因此显示为茶色。另外,中深层血管部分因第一绿色窄带光 Gn1 的吸收而 R 通道变暗,从而以混合 B、G 通道后的青绿色显示。

[0079] 另一方面,在远景观察状态的情况下,从帧存储器 56 读出远景用特殊光图像数据,并基于该远景用特殊光图像数据而将远景用特殊光图像显示在监视器 14 上。需要说明的是,第二蓝色窄带摄像信号及第二绿色窄带摄像信号向监视器 14 的 B 通道、G 通道、R 通道的分配与近景观察状态相同(参照图 13)。

[0080] 观察模式切换开关 59 是用于将内窥镜系统 10 的观察模式切换为通常观察模式或特殊光观察模式的开关。在选择通常观察模式的情况下,CPU54 设定为通常观察模式。另外,在选择特殊光观察模式的情况下,基于观察状态判定电路 57 的判定结果,CPU54 设定为近景观察状态或远景观察状态。并且,CPU54 根据设定的观察状态,来控制转台位移机构 33 及转台旋转机构 34,从而对来自光源装置 13 的照明光的种类进行切换。

[0081] 接着,参照图 10,对上述结构的内窥镜系统 10 的作用进行说明。需要说明的是,内窥镜检测的准备处理、插入部 16 向患者的消化管或气管等管内的插入作业以及使用宽带光 BB 的通常观察处理与以往相同,因此在此省略说明。

[0082] 在进行特殊光观察的情况下,将观察模式切换开关 59 从通常观察模式切换成特殊光观察模式。需要说明的是,在特殊光观察模式下,通过初期设定而设定为近景观察状态。在观察模式切换开关 59 切换为特殊光观察模式时,处理装置 12 的 CPU54 对光源装置 13 的转台位移机构 33 发出滤光片插入指令,之后再对转台旋转机构 34 发出近景观察用滤光片安置指令。

[0083] 转台位移机构 33 接受滤光片插入指令,而使滤光片转台 32 从退避位置向插入位

置移动。接着,转台旋转机构 34 接受近景观察用滤光片安置指令,使滤光片转台 32 旋转,从而将近景观察用滤光片 37 安置在宽带光 BB 的光路内。由此,将第一蓝色滤光片区域 Bn1f 及第一绿色滤光片区域 Gn1f 同时插入到光路内。

[0084] 如图 11 所示,通过将近景观察用滤光片 37 插入到宽带光 BB 的光路内,从而宽带光 BB 中的第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1 分别透过第一蓝色滤光片区域 Bn1f、第一绿色滤光片区域 Gn1f。上述第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1 经过聚光透镜 31、光导管 35、照射透镜 48 及照明窗 20 而向患者的管内照射。由此,在该管内反射 / 散射的第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1 向观察窗 19 入射,进而通过成像透镜 51 而向 CCD44 入射。

[0085] 入射到 CCD44 的第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1 中,入射到滤光片 53B 的第一蓝色窄带光 Bn1 透过滤光片 53B 而由配置在其下方的 PD52 接受。另外,入射到滤光片 53G 的第一绿色窄带光 Gn1 透过滤光片 53G 而由配置在其下方的 PD52 接受。各 PD52 将接受的光转换为信号电荷而进行蓄积。在经过曝光时间(电荷蓄积时间)后,读出各 PD52 的信号电荷,而作为像素信号向 AFE45 输送。由一帧量的像素信号构成摄像信号。AFE45 对该摄像信号实施各种信号处理,从而将数字的第一蓝色窄带摄像信号和第一绿色窄带摄像信号向处理装置 12 的 DSP55 输出。

[0086] 第一蓝色窄带摄像信号和第一绿色窄带摄像信号被 DSP55 实施各种信号处理后,作为近景用特殊光图像数据而存储在帧存储器 56 中。在该帧存储器中具有两个存储区域,从而能够同时进行写入和读出,并以帧单位进行切替。并且,由新的近景用特殊光图像数据更新的存储区域被安置在读出模式中,来读出存储中的近景用特殊光图像数据。并且,如图 12 所示,显示控制电路 58 基于近景用特殊光图像数据,将近景用特殊光图像 60 显示在监视器 14 上。

[0087] 返回图 10,观察状态判定电路 57 从帧存储器 56 读出新存储的新一帧的近景用特殊光图像数据,并基于其亮度信号来检测摄影时的曝光量或亮度值。接着,在曝光量为固定值以上的情况下,观察状态判定电路 57 判定为处于近景观察状态,并将该判定结果向 CPU54 输送。CPU54 接受来自观察状态判定电路 57 的判定结果并继续近景观察状态。以下,在由观察状态判定电路 57 判定的观察状态变化为远景观察状态之前,以规定的周期(例如按一帧或按多帧)重复执行上述的近景用特殊光图像 60 的显示、基于近景用特殊光图像数据的曝光量的检测、观察状态的判定。

[0088] 在曝光量的检测结果小于规定值时,观察状态判定电路 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,而从近景观察状态向远景观察状态切换。

[0089] CPU54 对转台旋转机构 34 发出远景观察用滤光片安置指令。转台旋转机构 34 接受该远景观察用滤光片安置指令而使滤光片转台 32 旋转 180° 旋转。由此,将远景观察用滤光片 38 的第二蓝色滤光片区域 Bn2f 及第二绿色滤光片区域 Gn2f 同时插入到宽带光 BB 的光路内。

[0090] 如图 13 所示,宽带光 BB 中的分别透过第二蓝色滤光片区域 Bn2f 及第二绿色滤光片区域 Gn2f 后的第二蓝色窄带光 Bn2、第二绿色窄带光 Gn2 经由光导管 35 等而从照明窗 20 向管内照射。并且,在管内反射 / 散射后的第二蓝色窄带光 Bn2 及第二绿色窄带光 Gn2

从观察窗 19 向 CCD44 入射。

[0091] 入射到 CCD44 的滤光片 53B 的第二蓝色窄带光 Bn2 及入射到滤光片 53G 的第二绿色窄带光 Gn2 分别透过滤光片 53B、53G 而由 PD52 接受。以下,与近景观察状态同样,从 AFE45 向 DSP55 输送第二蓝色窄带摄像信号和第二绿色窄带摄像信号,通过 DSP55 生成远景用特殊光图像数据并将其存储在帧存储器 56 中。

[0092] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读出新存储的远景用特殊光图像数据。并基于该远景用特殊光图像数据,如图 14 所示那样将远景用特殊光图像 61 显示在监视器 14 上。此时,作为照明光使用的第二蓝色窄带光 Bn2 及第二绿色窄带光 Gn2 考虑到图 6 所示的吸收特性及图 7 所示的散射特性,分别在能够强调显示表层血管或中深层血管的范围内使光量比各窄带光 Bn1、Gn1 增加。因此,即使在进行远景观察的情况下也可防止光量不足,从而能够得到良好的远景用特殊光图像 61。

[0093] 返回图 10,观察状态判定电路 57 从帧存储器 56 读出新存储的远景用特殊光图像数据,并基于其亮度信号对摄影时的曝光量进行检测。接着,在曝光量的检测结果为固定值以上的情况下,观察状态判定电路 57 判定为维持远景观察状态,并将该判定结果向 CPU54 输送。CPU54 接受来自观察状态判定电路 57 的判定结果而继续远景观察状态。以下,在由观察状态判定电路 57 判定的观察状态变化为近景观察状态之前,重复执行上述的远景用特殊光图像 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。

[0094] 在曝光量的检测结果为固定值以上的情况下,观察状态判定电路 57 判断为观察状态切换为近景观察状态,并将该判定结果向 CPU54 输送。CPU54 接受该判定结果而切换为近景观察状态。由此,执行图 10 ~ 图 12 所示那样的近景用特殊光图像 60 的显示、曝光量的检测、观察状态的判定。此时,由于作为照明光使用的第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1 相对于远景观察状态下的各窄带光 Bn2、Gn2 而光量被抑制,因此能够防止近景用特殊光图像 60 变得过亮而难以观察。

[0095] 以下,在特殊光观察模式结束之前,进行近景观察和远景观察的自动切换,并且,在近景观察中进行基于第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1 的照明,在远景观察中,进行基于第二蓝色窄带光 Bn2 及第二绿色窄带光 Gn2 的照明。由于近景观察及远景观察分别在最佳的光量的照明光下进行,因此能够得到良好的特殊光图像。

[0096] [第二实施方式]

[0097] 接着,利用图 15,对本发明的第二实施方式的内窥镜系统 70 进行说明。在上述第一实施方式的内窥镜系统 10 中,近景观察用滤光片 37 及远景观察用滤光片 38 安装在一个滤光片转台 32 上。在该第二实施方式中的内窥镜系统 70 中,将两滤光片 37、38 分别独立设置。需要说明的是,由于内窥镜系统 70 为与上述第一实施方式基本上相同的结构,因此对于与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。

[0098] 在内窥镜系统 70 的光源装置 13 中设有滤光片位移机构(滤光片插入机构)71。滤光片位移机构 71 使近景观察用滤光片 37 及远景观察用滤光片 38 分别在插入到宽带光 BB 的光路上的插入位置与从该光路上退避的退避位置之间移动。

[0099] 在由观察模式切换开关 59 选择通常观察模式的情况下,CPU54 控制滤光片位移机构 71,使近景观察用滤光片 37 及远景观察用滤光片 38 向退避位置移动。另外,在由观察模式切换开关 59 选择特殊光观察模式的情况下,CPU54 根据观察状态判定电路 57 的判定结

果来对滤光片位移机构 71 进行控制。

[0100] 具体而言,在观察状态判定电路 57 判定为近景观察状态的情况下,CPU54 控制滤光片位移机构 71,从而使近景观察用滤光片 37 向插入位置移动,并使远景观察用滤光片 38 向退避位置移动。另外,在观察状态判定电路 57 判定为远景观察状态的情况下,CPU54 控制滤光片位移机构 71,从而使远景观察用滤光片 38 向插入位置移动,并使近景观察用滤光片 37 向退避位置移动。

[0101] 这样,在内窥镜系统 70 中,在近景观察状态时从光源装置 13 产生第一蓝色窄带光 Bn1 及第一绿色窄带光 Gn1,在远景观察状态时从光源装置 13 产生第二蓝色窄带光 Bn2 及第二绿色窄带光 Gn2。

[0102] [第三实施方式]

[0103] 在上述第一实施方式的内窥镜系统 10 中,在通常模式中使滤光片转台 32 从宽带光 BB 的光路退避,从而将宽带光 BB 向患者的管内照射。与此相对,第三实施方式的内窥镜系统不使滤光片转台退避,也能够进行宽带光 BB 的照射。

[0104] 如图 16 所示,滤光片转台 75 除了近景观察用滤光片 37 及远景观察用滤光片 38 之外,还具有使宽带光 BB 直接透过的开口 76。需要说明的是,第三实施方式的内窥镜系统除了取代第一实施方式的滤光片转台 32 及转台位移机构 33 而具备滤光片转台 75 这一点外,基本上为与上述第一实施方式相同的结构。因此,对于与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。

[0105] 如图 17 所示,在选择通常观察模式的情况下,CPU54 控制转台旋转机构 34,使滤光片转台 75 旋转,从而将开口 76 安置在宽带光 BB 的光路内。由此,不用使滤光片转台 75 从光路内退避,就能够进行宽带光 BB 的照射。另外,由于不需要上述第一实施方式那样的转台位移机构 33,因此能够降低制造成本。

[0106] 另外,CPU54 经由转台旋转机构 34 对滤光片转台 75 的旋转进行控制,从而在近景观察状态下,将近景观察用滤光片 37 安置在宽带光 BB 的光路内,在远景观察状态下,将远景观察用滤光片 38 安置在宽带光 BB 的光路内。

[0107] 在上述各实施方式中,在特殊光观察模式下使用蓝色窄带光和绿色窄带光作为照明光,但也可以代替于此而使用例如红色窄带光。

[0108] 在上述各实施方式中,为了在远景观察状态下弥补光量不足,而从光源装置 13 取出比第一蓝色窄带光 Bn1 扩宽半幅值的第二蓝色窄带光 Bn2,但也可以从光源装置 13 取出波长频带比第一蓝色窄带光 Bn1 扩宽的第二蓝色窄带光。另外,也可以取代扩宽第二蓝色窄带光的半幅值或波长频带,而使第二蓝色滤光片区域 Bn2f 的面积或光的透过率比第一蓝色滤光片区域 Bn1f 增加。需要说明的是,对于第二绿色窄带光 Gn2 的光量增加也同样。

[0109] 在上述各实施方式中,通过处理装置 12 的 CPU 控制光源装置 13 的各部分,但也可以在光源装置 13 中设置 CPU。另外,在上述实施方式中,使用具有嵌镶滤光片的单板式的 CCD44 作为彩色图像传感器,但也可以采用对三色光分别进行拍摄的三板式的 CCD。

[0110] 在上述各实施方式中,为了消除远景观察状态下的光量不足,使用比第一蓝色窄带光 Bn1 扩宽半幅值的第二蓝色窄带光 Bn2 和比第一绿色窄带光 Gn1 扩宽半幅值的第二绿色窄带光 Gn2 作为照明光,但在光量的不足量少时,也可以仅将第二蓝色窄带光 Bn2 和第二绿色窄带光 Gn2 中的任一方的半幅值或波长频带扩宽。

[0111] 在上述实施方式中,使用光源装置 13 作为宽带光或各色窄带光的光源,但也可以将上述宽带光或各色窄带光的光源(例如LED等)设置在内窥镜的插入部的前端部 16a 内。

[0112] 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。

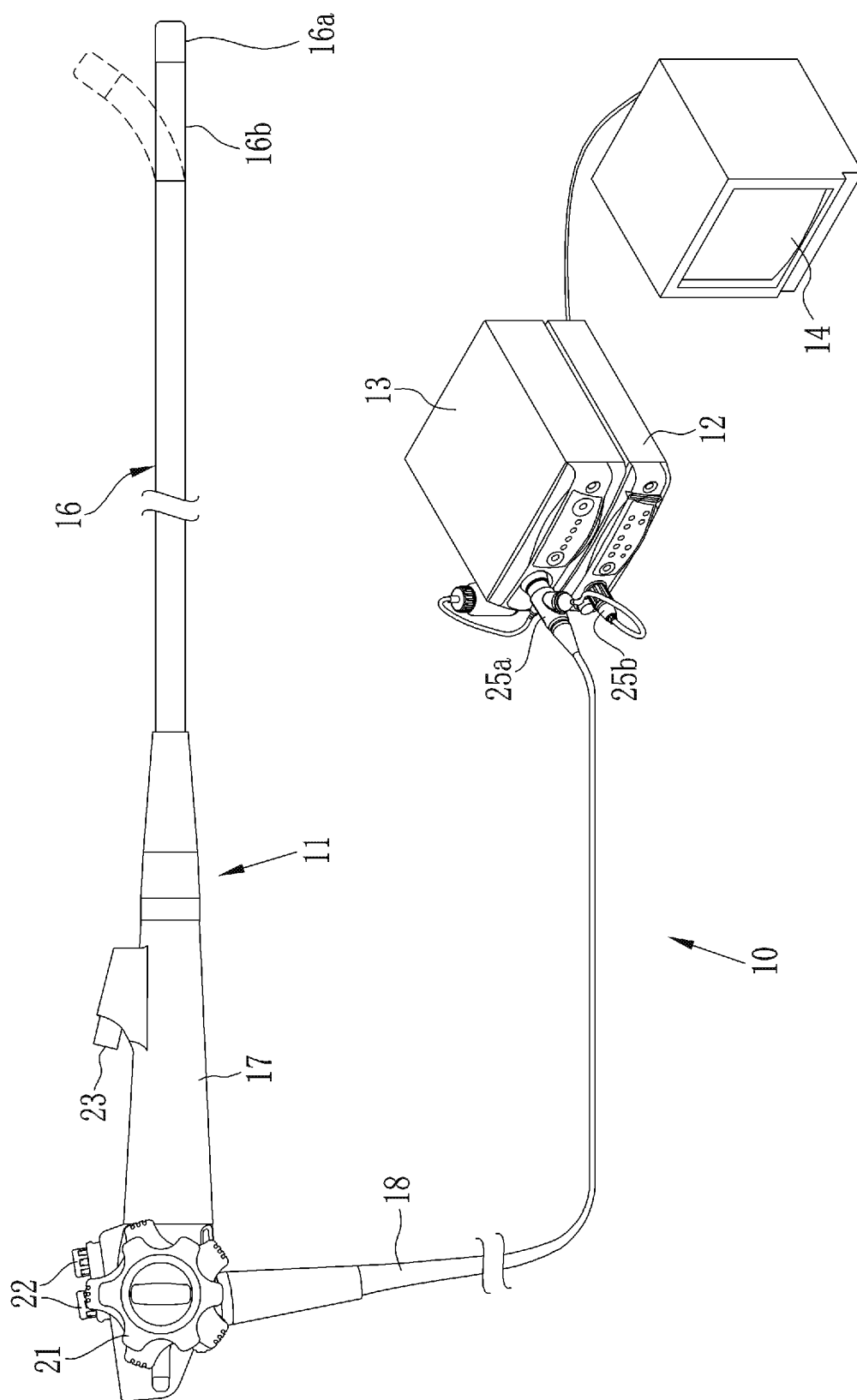


图 1

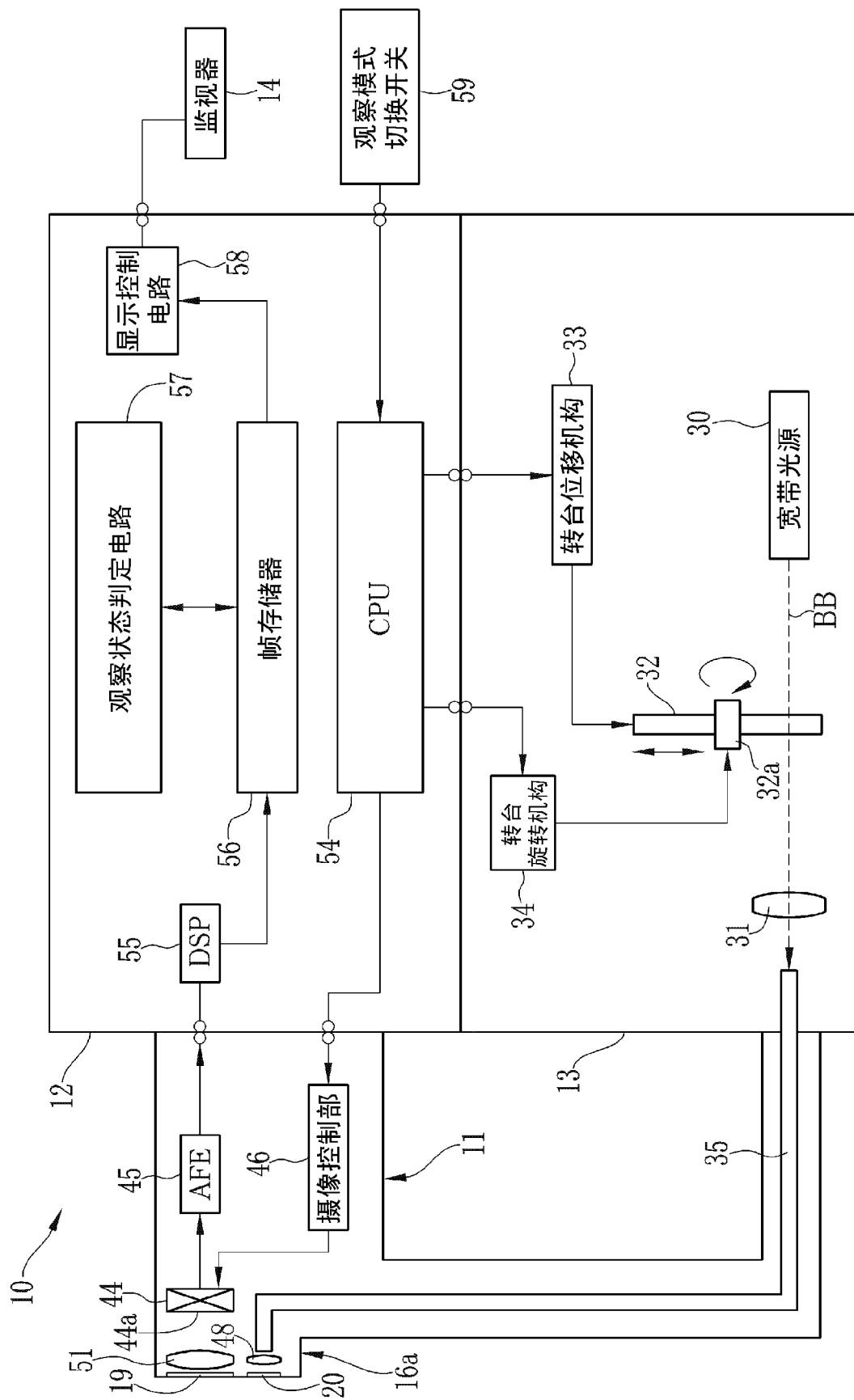


图 2

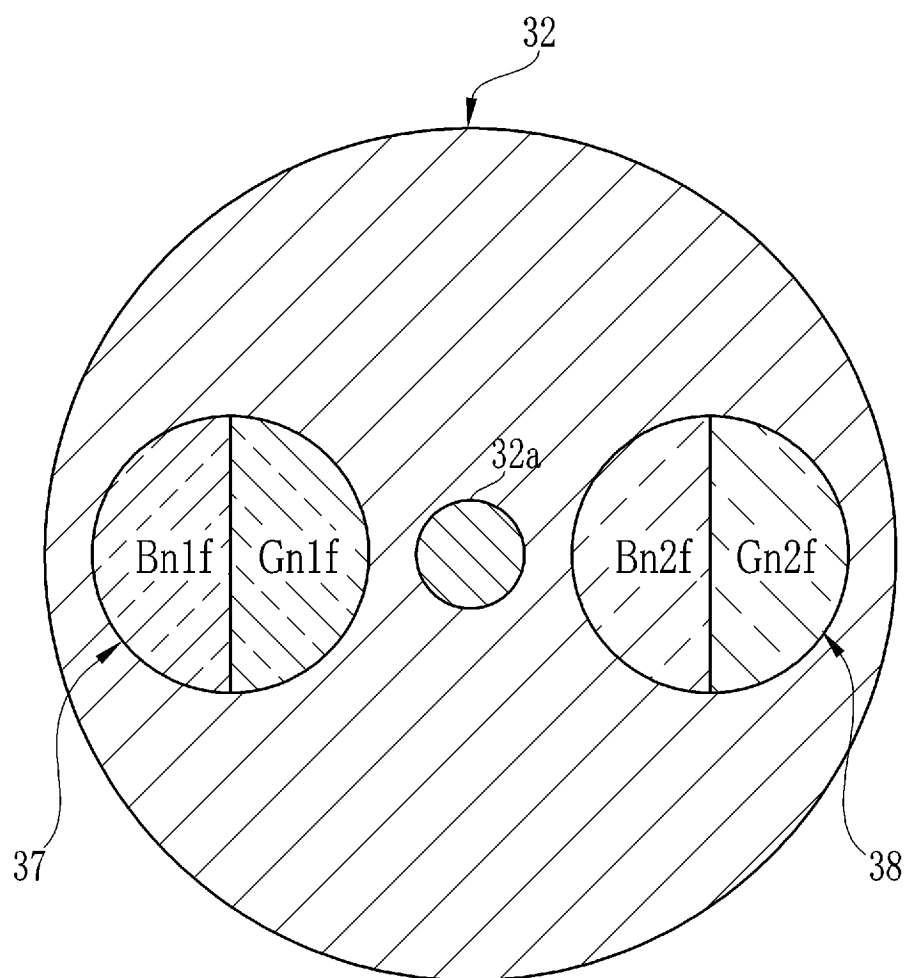


图 3

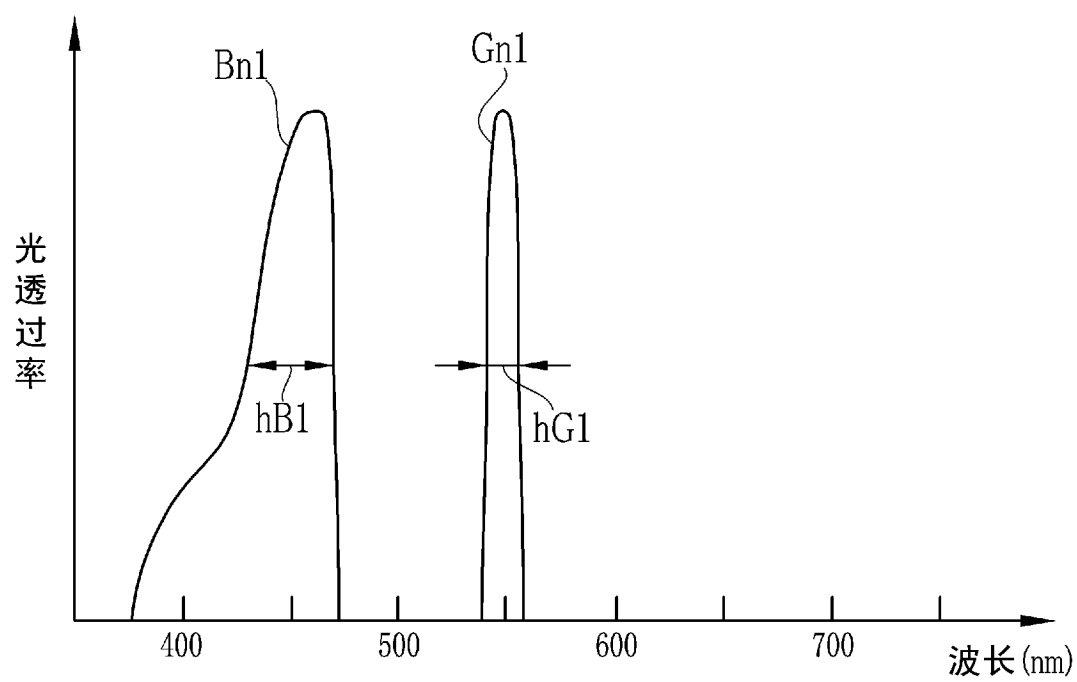


图 4

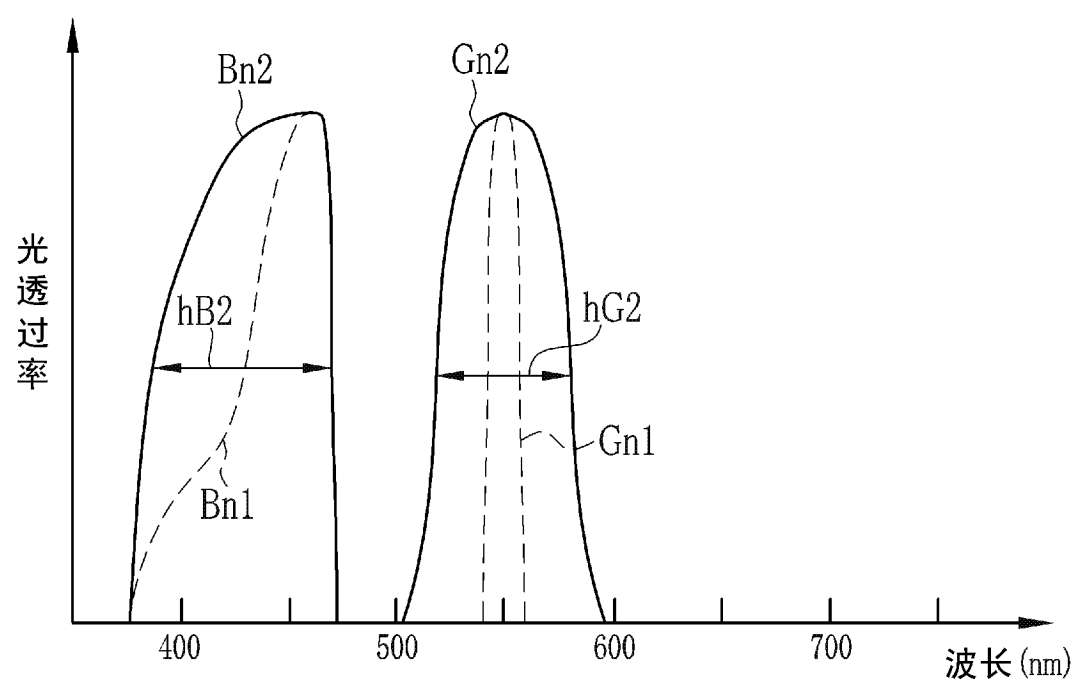


图 5

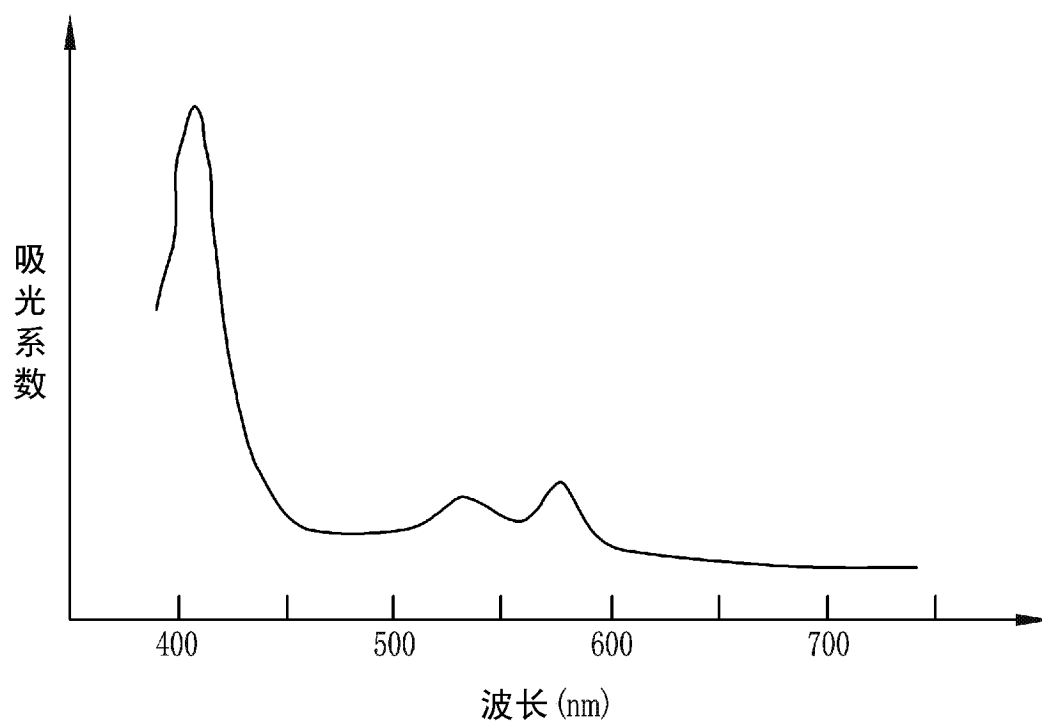


图 6

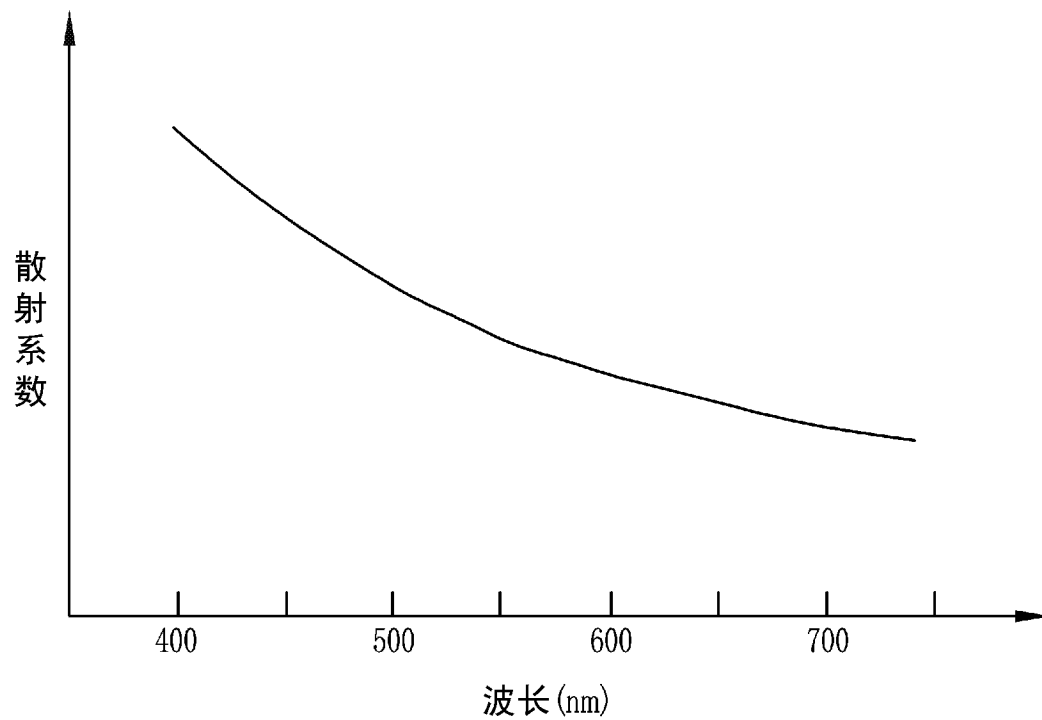


图 7

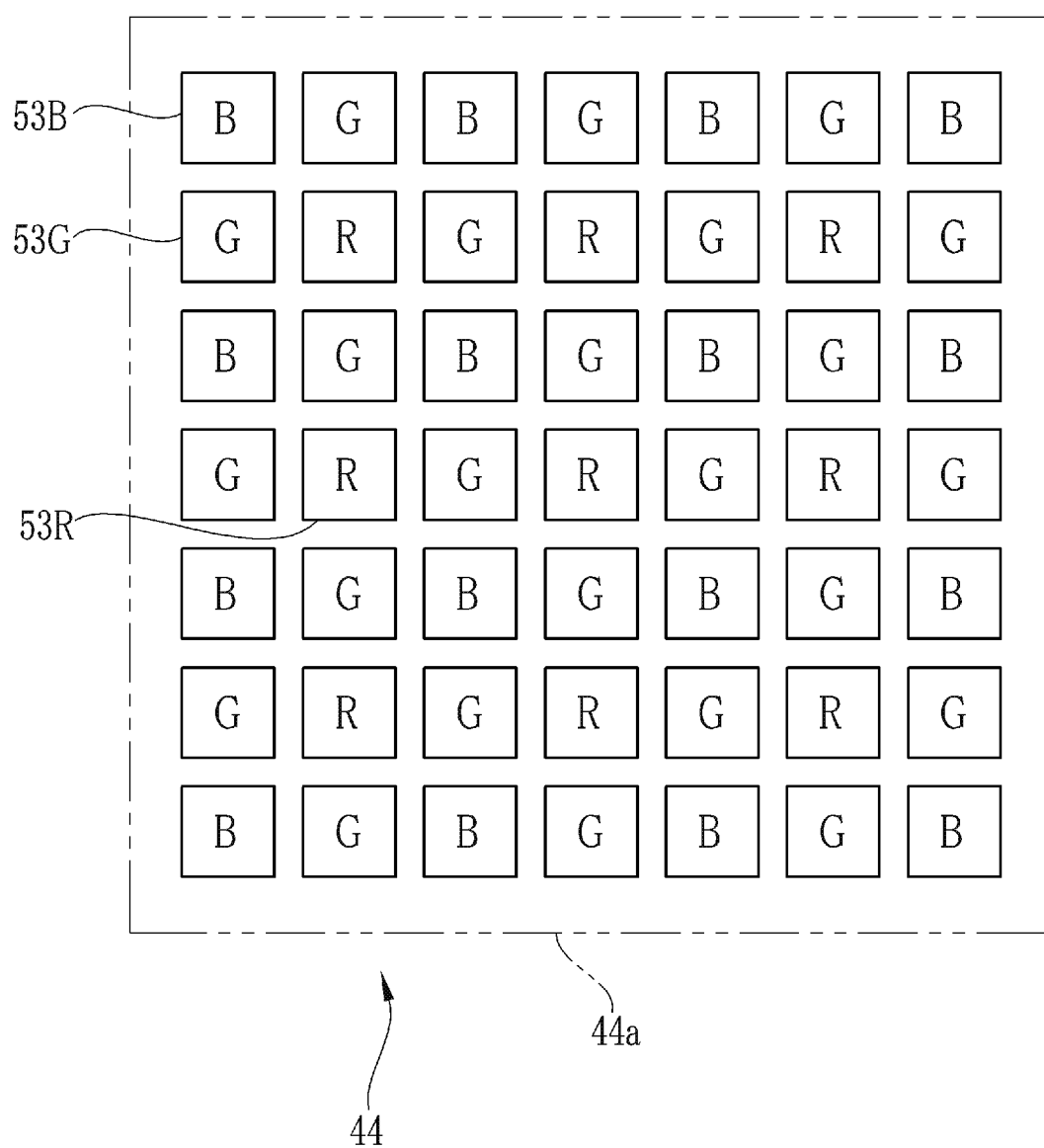


图 8

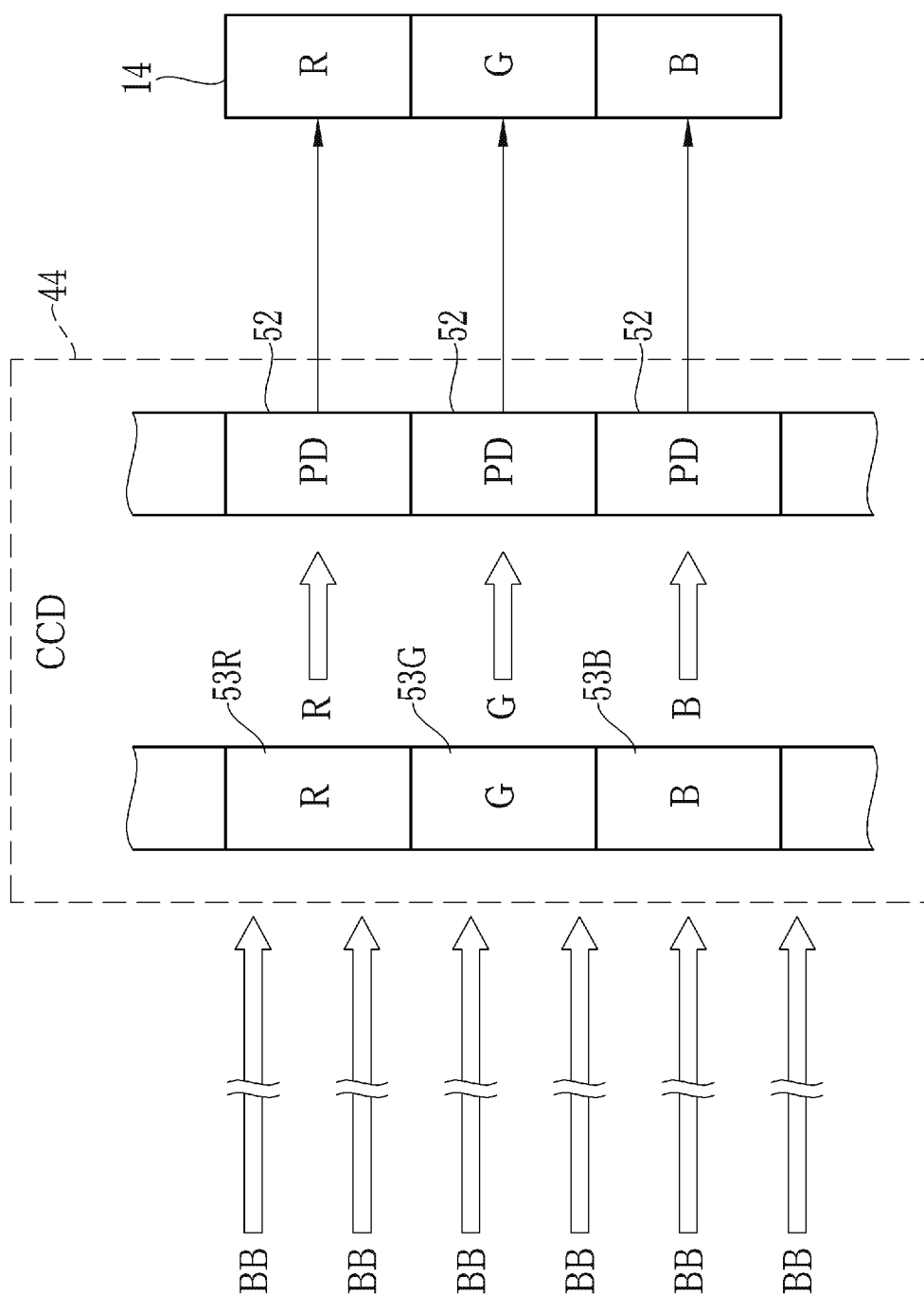


图 9

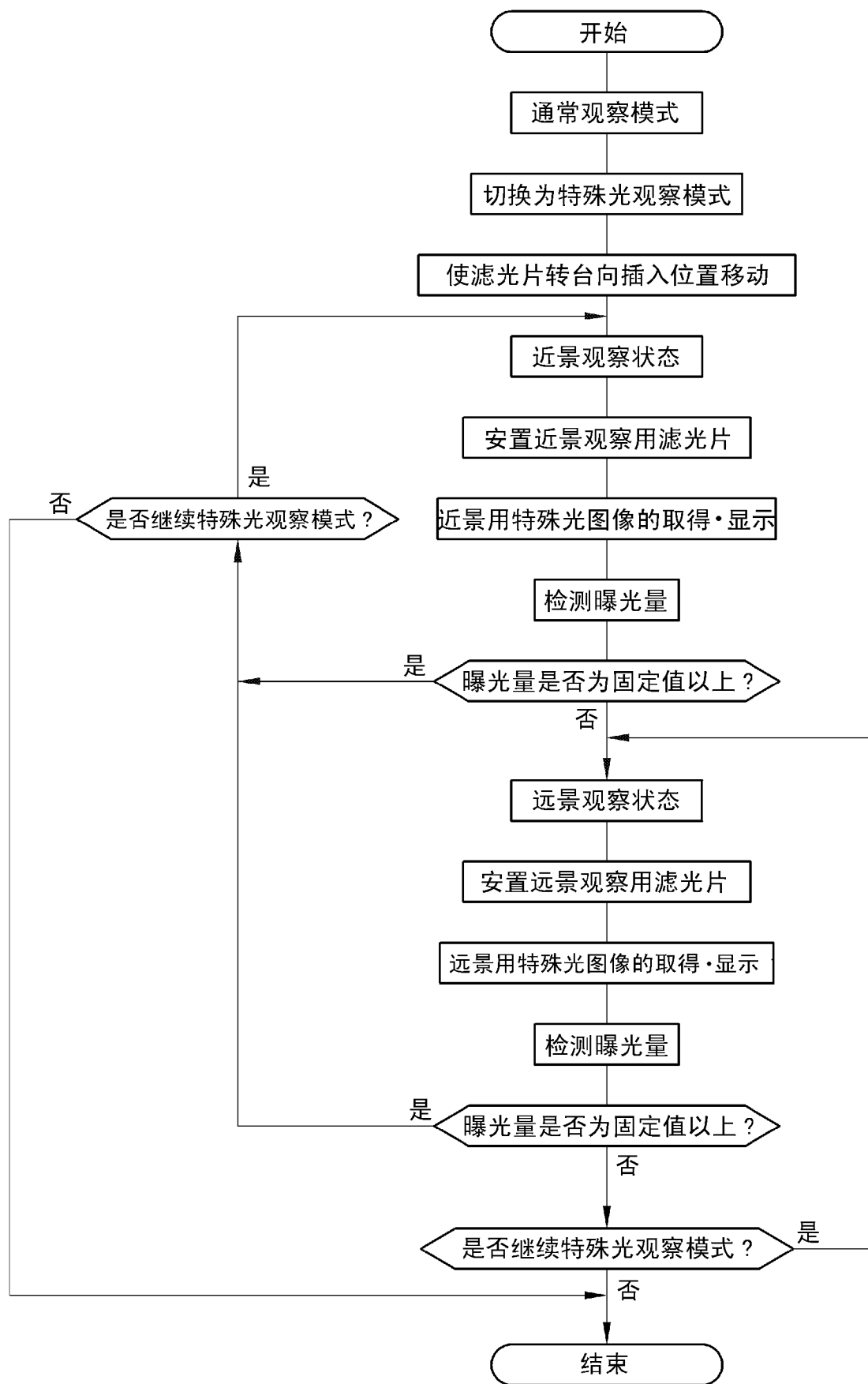


图 10

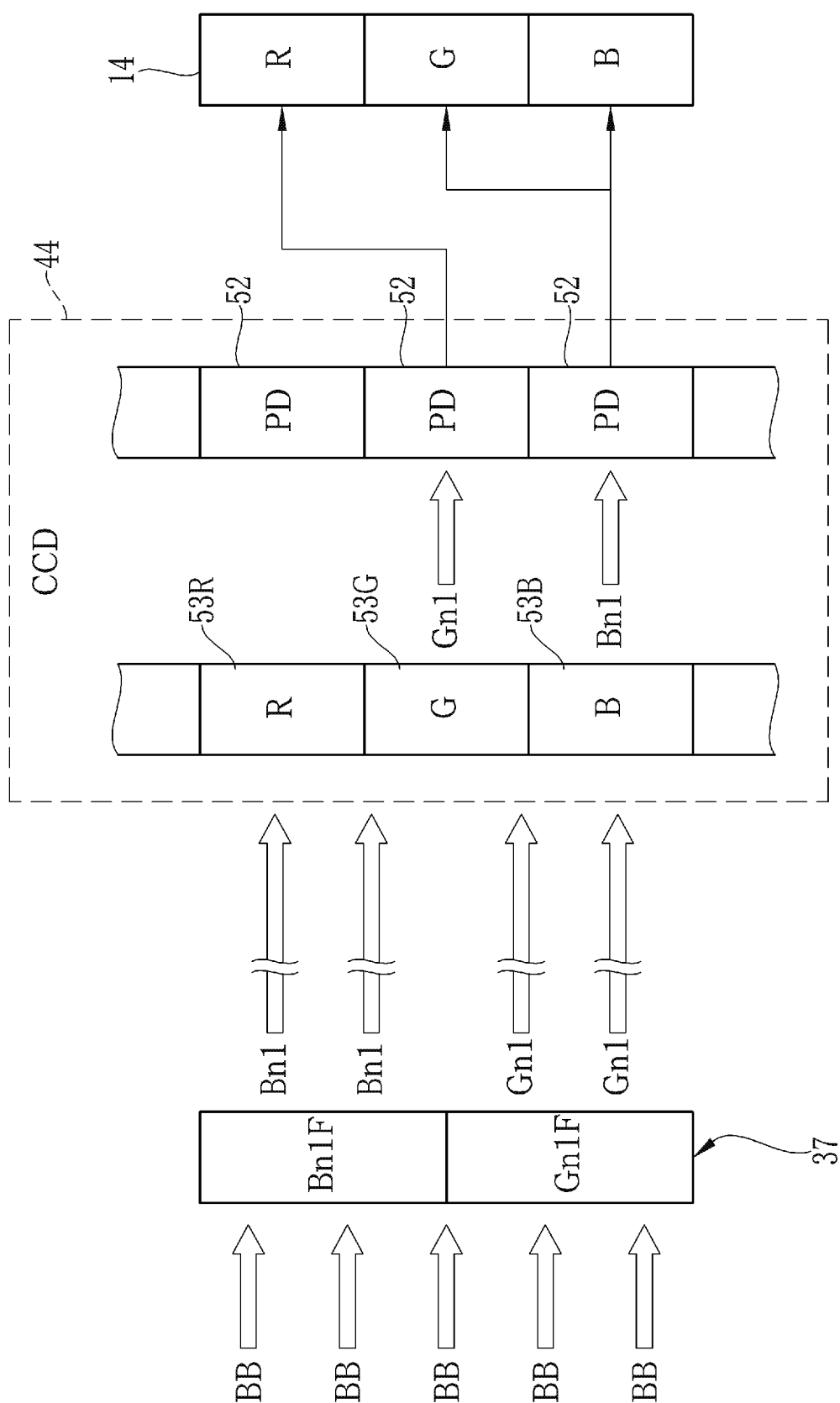


图 11

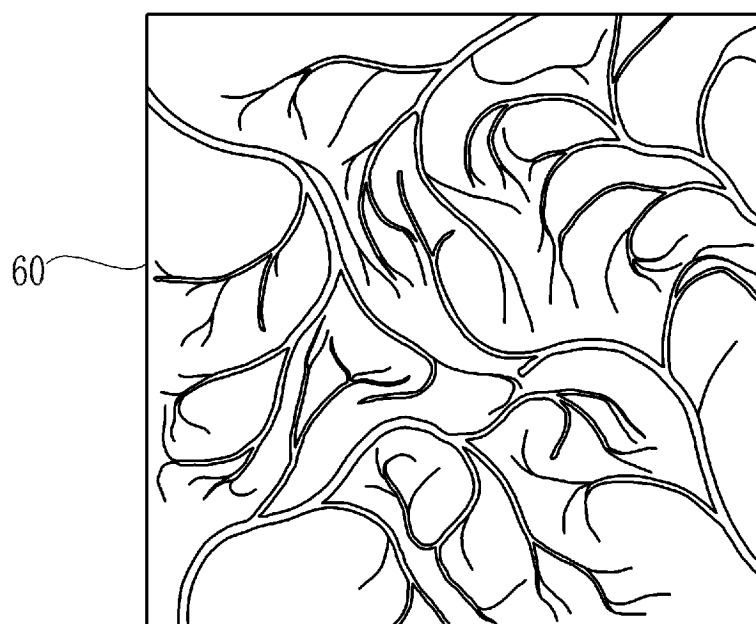


图 12

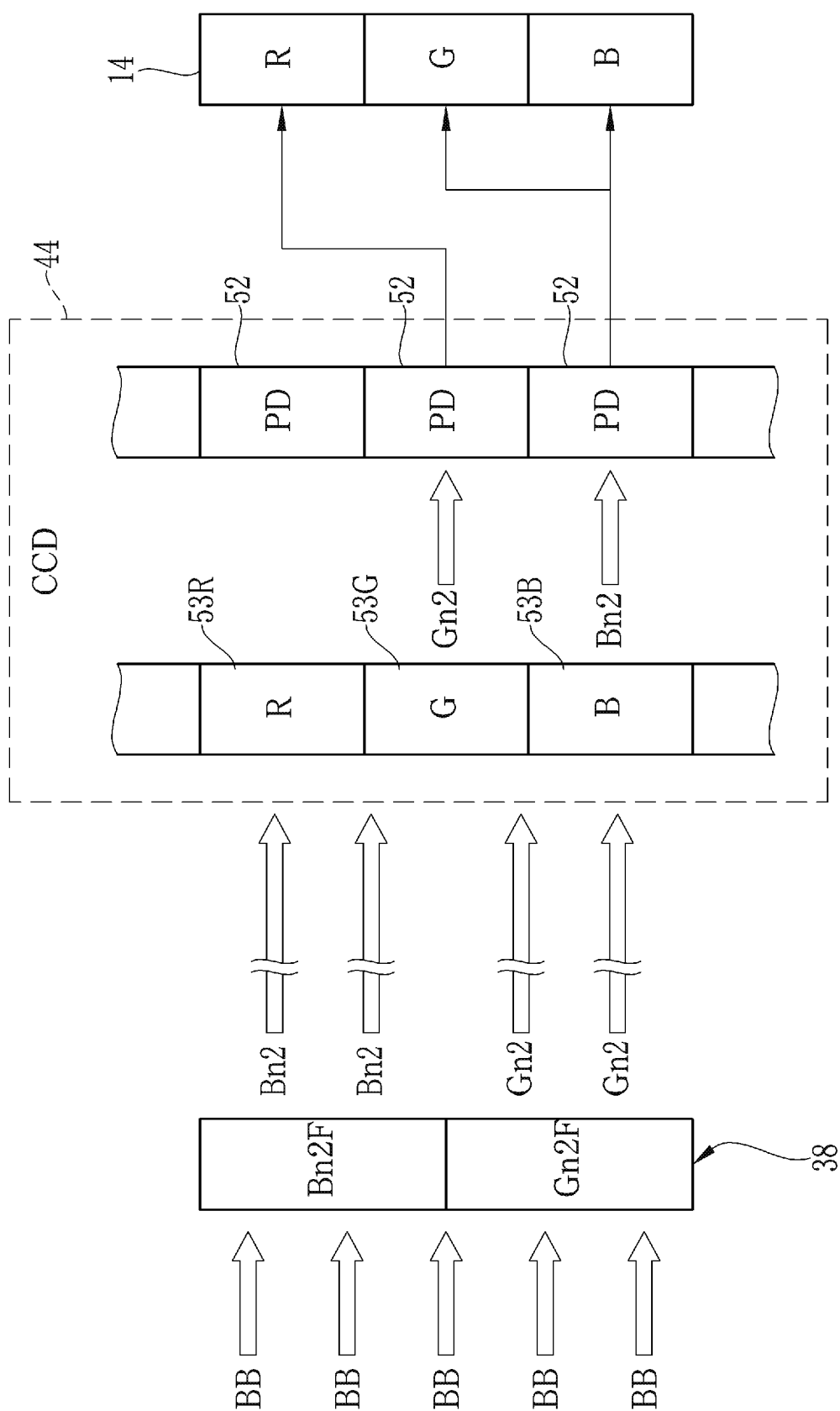


图 13

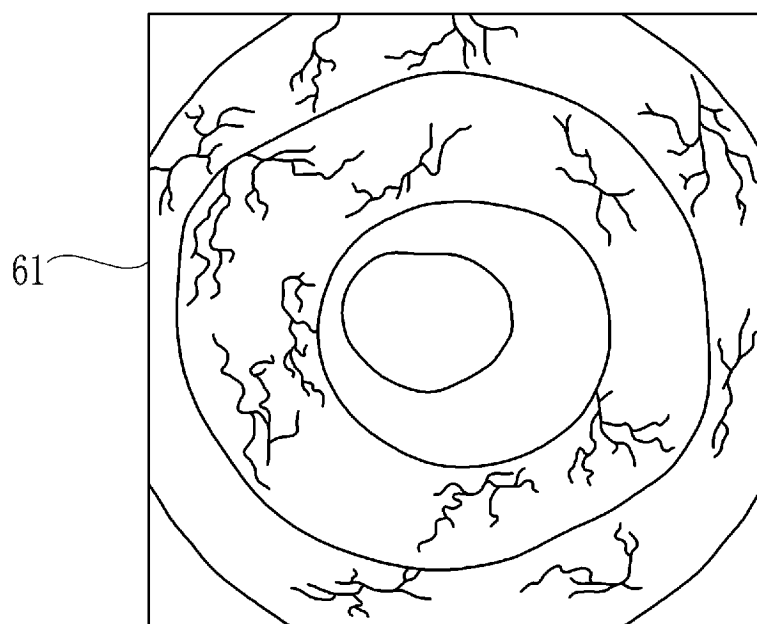


图 14

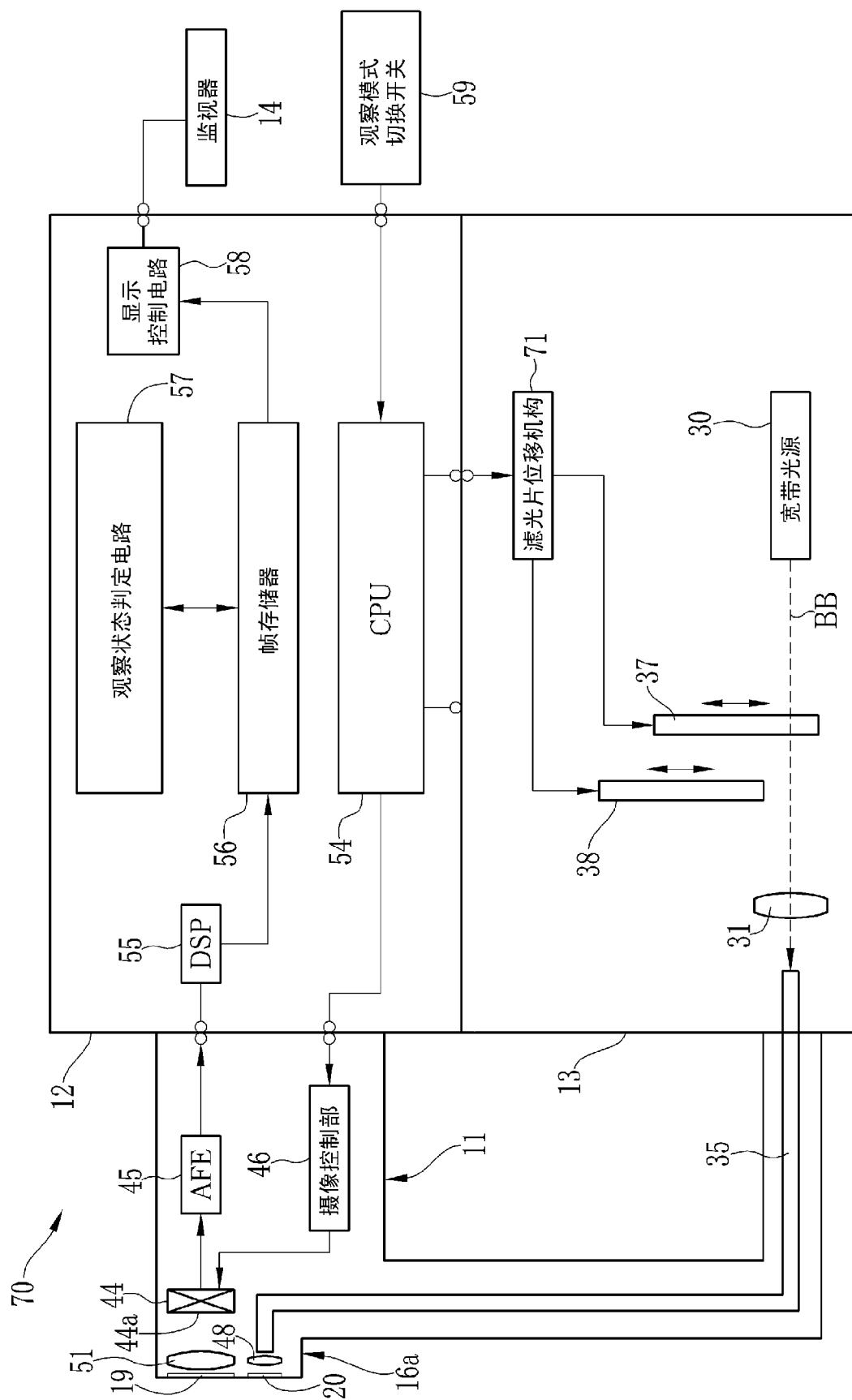


图 15

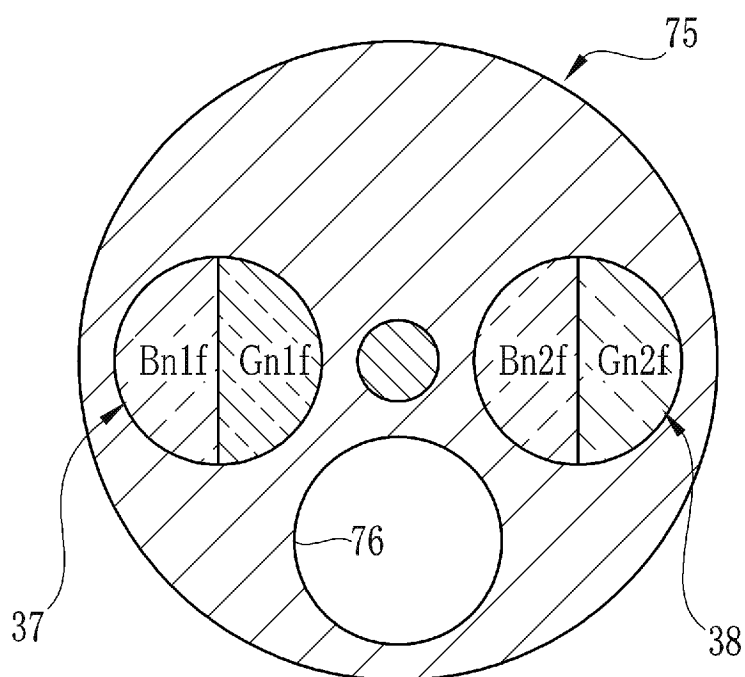


图 16

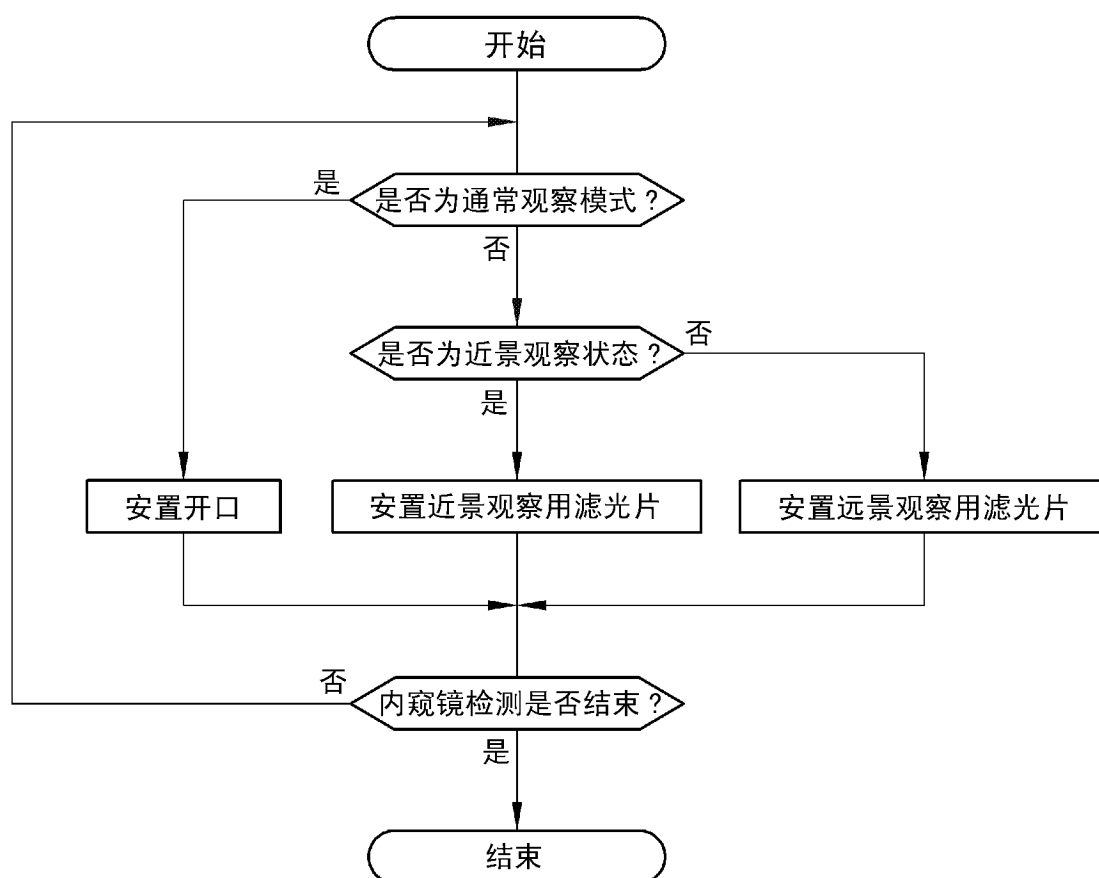


图 17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102578991A	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN201110369276.3	申请日	2011-11-18
[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	山口博司		
发明人	山口博司		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/05		
优先权	2011002132 2011-01-07 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统。在特殊光观察模式下，将滤光片转台(32)插入到宽带光(BB)的光路上。滤光片转台(32)具有透过光量相对少的近景观察用滤光片(37)和透过光量相对多的远景观察用滤光片(38)。近景观察用滤光片(37)使第一蓝色窄带光(Bn1)及第一绿色窄带光(Gn1)透过。远景观察用滤光片(38)使第二蓝色窄带光(Bn2)及第二绿色窄带光(Gn2)透过。在近景观察状态下，将近景观察用滤光片(37)插入到宽带光(BB)的光路内，在远景观察状态下，将远景观察用滤光片(38)插入到宽带光(BB)的光路内。

