

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101184427 B

(45) 授权公告日 2011.04.13

(21) 申请号 200680018039.X

(22) 申请日 2006.06.22

(30) 优先权数据

207509/2005 2005.07.15 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.11.23

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/312528 2006.06.22

(87) PCT申请的公布数据

WO2007/010709 JA 2007.01.25

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 后野和弘

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所（普通合伙）11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2003/0216626 A1, 2003.11.20, 说明书

第 [0004], [0087], [0088], [0091], [0094],  
[0096], [0098], [0104], [0109] 段, 图 3, 4.

JP 特开平 6-315477 A, 1994.11.15, 图 15.

CN 1398108 A, 2003.02.19, 说明书第 1 页第 2  
段, 图 5.

CN 2616170 Y, 2004.05.19, 说明书第 1 页最后  
一行至第 2 页第 3 行, 图 1.

US 2005/0096505 A1, 2005.05.05, 全文 .

CN 1341003 A, 2002.03.20, 全文 .

JP 昭 60-53922 A, 1985.03.28, 全文 .

CN 1366859 A, 2002.09.04, 全文 .

JP 特开 2001-178674 A, 2001.07.03, 图 7.

审查员 陈飞

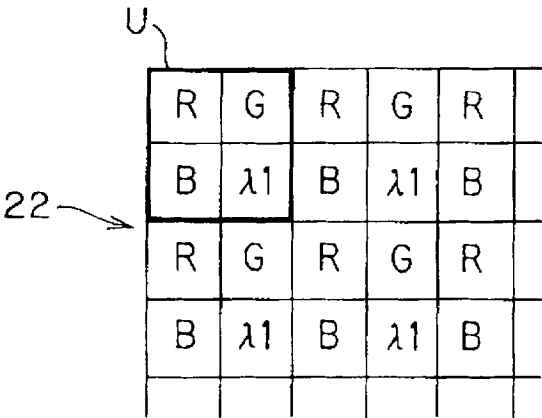
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

内窥镜及内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜具有细长的插入部, 该插入部具有设置  
有照明窗和观察窗的顶端部。设置有单一的固  
体摄像元件, 将其摄像面配置在安装在观察窗上  
的对物光学系统的成像位置上。在固体摄像元件  
的摄像面附近配置将第 1 滤波器及第 2 滤波器进  
行二维排列的滤波器部, 其中所述第 1 滤波器在  
可见区域内具有宽频带的波长透过特性, 所述第  
2 滤波器在所述可见区域内具有窄频带的波长透  
过特性。



1. 一种内窥镜装置，其特征在于，具备：

内窥镜，该内窥镜具备：细长的插入部，其具备设置有照明窗和观察窗的顶端部；对物光学系统，其被安装在所述观察窗上；单一的固体摄像元件，将其摄像面配置在所述对物光学系统的成像位置上；滤波器部，其被配置在所述固体摄像元件的摄像面附近，二维排列有在可见区域内具有宽频带的波长透过特性的第 1 滤波器和具有比所述宽频带的波长透过特性窄的窄频带的波长透过特性的第 2 滤波器；以及

信号处理单元，其进行对所述固体摄像元件的信号处理，进行生成用于显示图像的图像信号的信号处理，

所述第 1 滤波器是用透过波长频带各不相同的多个滤波器覆盖可见区域的多个宽频带滤波器，

所述信号处理单元具备：普通图像生成部，其对从所述固体摄像元件输出的信号，根据通过所述第 1 滤波器拍摄的信号部分生成所述可见区域中的彩色的普通图像信号；窄频带图像生成部，其对从所述固体摄像元件输出的信号，根据通过所述第 2 滤波器拍摄的信号部分生成可见区域内的窄频带的图像信号；以及合成 / 选择部，其合成所述普通图像信号和所述窄频带的图像信号，以在显示单元中同时显示所述普通图像信号和所述窄频带的图像信号，

所述第 2 滤波器具有中心波长为 420nm、半光谱幅值为 30nm 的窄频带的波长透过特性，

所述窄频带图像生成部根据通过所述第 2 滤波器拍摄的信号和通过所述第 1 滤波器中的透过绿色波长频带的宽频带的 G 滤波器拍摄到的 G 信号生成所述窄频带的图像信号，

并且所述窄频带图像生成部具有在所述显示单元中对根据所述 G 信号和通过所述第 2 滤波器拍摄的信号生成的所述窄频带的图像信号进行彩色显示的情况下的色调调整单元。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具备显示所述图像的显示单元。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述窄频带图像生成部以运动图像状态生成所述窄频带的图像信号。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述信号处理单元具备输出选择单元，该输出选择单元进行包括所述彩色的普通图像信号和所述窄频带的图像信号的同时输出的选择。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述第 1 滤波器及所述第 2 滤波器将生成可见区域中的普通图像及窄频带图像的单位滤波器排列作为周期而被二维排列，形成所述滤波器部。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述第 2 滤波器至少将透过波长设定在蓝色波长区域内。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述第 2 滤波器至少包括设定在蓝色波长区域内的第 1 透过波长和设定为与所述第 1 透过波长不同的第 2 透过波长的多个透过波长。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述信号处理单元实时地生成所述普通图像信号和所述窄频带的图像信号。

## 内窥镜及内窥镜装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于向体腔内照射可见区域的照明光来进行内窥镜检查的内窥镜及内窥镜装置。

### 背景技术

[0002] 作为以往的内窥镜装置，为了生成普通图像，照射白色光并通过设置有多个具有宽频带的色彩透过特性的滤色器的固体摄像元件来进行摄像，或者通过按面顺序照射宽频带的 R、G、B 等照明光而利用单色的固体摄像元件来进行摄像。

[0003] 另一方面，在生物体组织中，光的吸收特性及散射特性根据所照射的光的波长不同而不同，因此例如在作为第 1 现有技术的例子的日本国特开 2002-95635 号公报中公开了一种窄频带观察用的内窥镜装置，其向生物体组织照射可见区域中的窄频带的 RGB 面顺序光，得到生物体组织的期望深度的组织信息。

[0004] 另外，在作为第 2 现有技术的例子的日本国特开 2003-93336 号公报中公开了一种电子内窥镜装置，其通过对生成利用可见区域的照明光而得到的普通图像的图像信号进行信号处理，生成离散的分光图像（或窄频带图像），得到相对生物体组织的窄频带的图像信息。

[0005] 在该第 2 现有技术的例子中公开了一种电子内窥镜，其设置有了能够生成普通图像而在可见区域中以宽频带进行色彩分离的 R、G、B 滤波器。

[0006] 在第 1 现有技术的例子中是使用光学上窄频带的带通滤波器的结构，但第 2 现有技术的例子的装置不使用光学上窄频带滤波器而通过信号处理来生成窄频带图像信号。

[0007] 另外，作为第 3 现有技术的例子，在日本国特开平 4-357926 号公报的内窥镜装置中公开了可以得到可见区域的普通图像和该可见区域以外的红外、紫外图像的装置。

[0008] 在该第 3 现有技术的例子中公开了一种电子内窥镜，其具有在可见区域内以宽频带进行色彩分离的青（Cy）、G、黄（Ye）的滤色器，并且将这些滤色器设定为还透过红外光的特性。

[0009] 另外，作为第 4 现有技术的例子，在日本国特开平 6-315477 号公报的内窥镜装置的图 14 中公开了一种电子内窥镜，其通过分束器分割入射光，在设置有普通图像用的滤色器的 CCD 和用于特殊光（更具体地说是用于获取血液信息）而设置多个窄频带滤波器的 CCD 中成像。

[0010] 在第 1 现有技术的例子中，在得到普通图像的情况下和得到窄频带图像的情况下需要改变照明光。

[0011] 与此相对，第 2 现有技术的例子不需要改变照明光而始终照射可见区域的照明光。

[0012] 然后根据在该照明光下拍摄的信号对窄频带图像信号电气性地进行估计处理，因此容易受到观察对象物体的反射特性等的影响，与第 1 现有技术的例子相比难以生成高精度的窄频带图像信号。

[0013] 也就是说，第 2 现有技术的例子难以生成可靠的窄频带图像。

[0014] 此外，第 3 现有技术的例子是可以得到红外、紫外图像的装置，在得到普通图像的照明状态下无法生成窄频带图像信号。

[0015] 在第 4 现有技术的例子中，可以根据白色光的照明得到普通图像和窄频带图像，但是存在以下的缺点：由于在电子内窥镜的插入部顶端部配置普通图像用和窄频带图像用的 2 个 CCD，因此导致插入部变粗。

[0016] 本发明是鉴于上述点而提出的，其目的在于提供一种能够使插入部小孔径化、并可通过可见区域的照明光的照明来生成普通图像和窄频带图像的内窥镜及内窥镜装置。

[0017] 发明内容

[0018] 用于解决问题的方案

[0019] 本发明的内窥镜的特征在于，具备：

[0020] 本发明的内窥镜装置的特征在于，具备：

[0021] 内窥镜，该内窥镜具备：细长的插入部，其具备设置有照明窗和观察窗的顶端部；对物光学系统，其被安装在所述观察窗上；单一的固体摄像元件，将其摄像面配置在所述对物光学系统的成像位置上；滤波器部，其被配置在所述固体摄像元件的摄像面附近，二维排列有在可见区域内具有宽频带的波长透过特性的第 1 滤波器和具有比所述宽频带的波长透过特性窄的窄频带的波长透过特性的第 2 滤波器；以及

[0022] 信号处理单元，其进行对所述固体摄像元件的信号处理，进行生成用于显示图像的图像信号的信号处理，

[0023] 所述第 1 滤波器是用透过波长频带各不相同的多个滤波器覆盖可见区域的多个宽频带滤波器，

[0024] 所述信号处理单元具备：普通图像生成部，其对从所述固体摄像元件输出的信号，根据通过所述第 1 滤波器拍摄的信号部分生成所述可见区域中的彩色的普通图像信号；窄频带图像生成部，其对从所述固体摄像元件输出的信号，根据通过所述第 2 滤波器拍摄的信号部分生成可见区域内的窄频带的图像信号；以及合成 / 选择部，其合成所述普通图像信号和所述窄频带的图像信号，以在显示单元中同时显示所述普通图像信号和所述窄频带的图像信号，所述第 2 滤波器具有中心波长为 420nm、半光谱幅值为 30nm 的窄频带的波长透过特性，

[0025] 所述窄频带图像生成部根据通过所述第 2 滤波器拍摄的信号和通过所述第 1 滤波器中的透过绿色波长频带的宽频带的 G 滤波器拍摄到的 G 信号生成所述窄频带的图像信号，

[0026] 并且所述窄频带图像生成部具有在所述显示单元中对根据所述 G 信号和通过所述第 2 滤波器拍摄的信号生成的所述窄频带的图像信号进行彩色显示的情况下的色调调整单元。

[0027] 根据上述结构，通过可见区域的照明光的照明，可以生成利用宽频带的第 1 滤波器得到的普通图像和利用窄频带的第 2 滤波器得到的窄频带图像，并且可通过使用单一的固体摄像元件来实现插入部的小孔径化。

[0028] 附图说明

- [0029] 图 1 是表示本发明的实施例 1 所涉及的电子内窥镜装置的外观的外观图。
- [0030] 图 2 是表示本发明的实施例 1 所涉及的电子内窥镜装置的结构框图。
- [0031] 图 3A 是表示一方的镜体中的滤色器部的滤波器排列结构的图。
- [0032] 图 3B 是表示另一方的镜体中的滤色器部的滤波器排列结构的图。
- [0033] 图 4 是表示宽频带的 RGB 滤波器的分光特性的图。
- [0034] 图 5 是表示窄频带的  $\lambda 1$  滤波器等的光谱特性的图。
- [0035] 图 6A 是表示第 1 变形例中的滤色器部的滤波器排列结构的图。
- [0036] 图 6B 是表示第 2 变形例中的滤色器部的滤波器排列结构的图。
- [0037] 图 7 是表示本发明的实施例 2 所涉及的电子内窥镜装置的结构框图。

## 具体实施方式

[0038] 下面参照附图来说明本发明的实施例。

[0039] (实施例 1)

[0040] 参照图 1 到图 6B 来说明本发明的实施例 1。

[0041] 在本实施例中,将在可见区域中具有宽频带的波长透过特性的普通图像生成用的多个滤波器和具有窄频带的波长透过特性的窄频带图像生成用的窄频带滤波器,以成为两种图像生成的单位像素的滤波器排列而设置到单一的固体摄像元件中。通过该结构,实现内窥镜的插入部的小孔径化。

[0042] 另外,根据结构,即使在普通图像用的白色光或具有与该白色光接近的分光特性的照明光下进行摄像的情况下,当然可以得到普通图像,还可以实时地得到高精度的窄频带图像。

[0043] 另外,本实施例提供一种内窥镜装置,其构成为不需要切换照明光而可以同时显示普通图像和窄频带图像,适合于体腔内的生物体粘膜的表层的血管网的观察、诊断。

[0044] 图 1 所示的本发明的实施例 1 所涉及的电子内窥镜装置 200 具有:具备照明窗和观察窗(摄像窗)的电子内窥镜(简称为镜体)101;可自由安装和拆卸地连接到镜体 101 并进行对摄像单元的信号处理的内窥镜装置主体 105;以及对从该内窥镜装置主体 105 输出的生物体信号进行显示输出的显示监视器 106。

[0045] 此外,在内窥镜装置主体 105 中选择性地连接有图 1 所示的镜体 101 和图 2 所示的镜体 101B 中的一个。

[0046] 镜体 101 主要由以下部分构成:细长的插入部 102,其插入患者等的体腔内;顶端部 103,其设置在该插入部 102 的顶端;以及操作部 104,其设置在与该插入部 102 的顶端侧相反侧的基端侧上,具有用于指示顶端部 103 侧的弯曲动作等的未图示的角度操作部。

[0047] 此外,本实施例所涉及的电子内窥镜装置 200 采用了还对应于镜体 101B 的内窥镜装置主体 105,该镜体 101B 装载了与镜体 101 的滤色器部结构不同的固体摄像元件。

[0048] 由镜体 101 获取的被检体内的图像由内窥镜装置主体 105 进行规定的信号处理,在显示监视器 106 中显示处理后的图像。

[0049] 如图 2 所示,内窥镜主体 105 由以下部分构成:光源部 41,其产生可见区域的

照明光；以及内置有进行控制的控制部 42 的作为内窥镜信号处理装置的主体处理装置 43。

[0050] 此外，在本实施例中，说明了在作为 1 个单元的内窥镜装置主体 105 内具有光源部 41 和进行图像处理等的主体处理装置 43，但是也可以使它们构成单独的单元。

[0051] 光源部 41 通过连接器 11 安装和拆卸自如地连接到镜体 101 或 101B，并且与主体处理装置 43 的控制部 42 连接，根据来自控制部 42 的信号将光量适当的照明光提供给镜体 101 或 101B。

[0052] 该光源部 41 作为产生可见区域的照明光（具体地说是白色光）的光源，具有：例如氙气灯等的灯 15；用于调整光量的光圈 26；以及驱动该光圈 26 并改变其开口量的光圈驱动部 27。

[0053] 并且，来自该灯 15 的光通过光圈 26，由配置在其光路上的聚光透镜 30 进行聚光。聚光后的光作为照明光入射到作为照明光传输单元的光导件 14 的入射端，该光导件 14 设置在通过连接器 11 安装和拆卸自如地连接到该光源部 41 上的镜体 101、101B 中。

[0054] 入射到该光导件 14 的入射端的照明光被传输到贯穿插入部 102 内的光导件 14 的顶端面。光导件 14 的顶端面安装在设置于插入部 102 的顶端部 103 的照明窗中，从该照明窗射出的照明光对体腔内的生物体组织表面等进行照明。

[0055] 另外，与顶端部 103 中的照明窗相邻地设置有使观察光入射的观察窗，在该观察窗中安装有对物光学系统 19。在该对物光学系统 19 的成像位置上配置有作为固体摄像元件的电荷耦合元件（以下简称记为 CCD）21 的摄像面，对成像的光学像进行光电转换。

[0056] 根据由 CCD21 拍摄的信号，由调光电路 31 生成的调光信号通过控制部 42 被提供给上述光圈驱动部 27，该光圈驱动部 27 控制光圈 26 的开口量使得接近设为目标的光量。

[0057] 然后，通过该开口量的控制进行自动调光，使得提供给光导件 14 的照明光的光量成为与合适的亮度对应的目标光量。

[0058] 在本实施例中所使用的 CCD21 是单板式（在同时式电子内窥镜中使用的 CCD）。

[0059] 并且，在 CCD21 的摄像面设置有光学上进行色彩分解的滤色器部 22 或 22B。滤色器部 22 或 22B 的一个特征在于，将具有窄频带的透过特性的窄频带滤波器与具有宽频带的透过特性的多个滤色器一起进行了二维排列。

[0060] 也就是说，在本实施例中构成为在单一的 CCD21 中设置由宽频带的多个滤色器（更具体地说是进行普通的彩色摄影的 3 个滤色器）和窄频带滤波器构成的滤色器部 22 或 22B。

[0061] 根据该结构，镜体 101 或 101B 可以实现小孔径的插入部 102 的顶端部 103，并且可以同时生成普通图像和窄频带图像。另外，通过设为设置有单一的 CCD21 的镜体 101 或 101B，使得进行信号处理的主体处理装置 43 的 CCD 驱动电路的数量为 1 个就可以了。

[0062] 如图 3A 所示，在镜体 101 中，在 CCD21 的摄像面上具备作为以宽频带进行色彩分解的多个滤色器的 R、G、B 滤波器和  $\lambda 1$  的窄频带滤波器。

[0063] 并且，用 R、G、B 滤波器和  $\lambda 1$  滤波器共 4 个滤波器形成与生成普通图像（可见区域图像）和窄频带图像的单位像素对应的单位滤波器排列 U，将该单位滤波器排列 U

作为周期而被二维排列来形成滤色器部 22。

[0064] 如图 4 所示, R、G、B 滤波器的透过特性表现出分别使 R、G、B 的波长频带在宽频带中透过的特性以覆盖可见区域。

[0065] 另一方面, 如图 5 所示, 将作为窄频带滤波器的  $\lambda 1$  滤波器的分光特性、也就是针对波长的透过率特性设定为例如蓝色的短波长侧, 更具体地说设定为中心波长为 420nm、半光谱幅值为 30nm 左右的窄频带特性。

[0066] 在构成这种滤色器部 22 的情况下, 可以在用 R、G、B 滤波器来构筑通常观察像的同时, 用 G 滤波器和  $\lambda 1$  滤波器通过进行后面说明的色彩调整来构筑窄频带图像。

[0067] 另一方面, 在镜体 101B 中内置有具备图 3B 所示的滤色器部 22B 的 CCD21。该滤色器部 22B 除了 R、G、B 滤波器和  $\lambda 1$  滤波器之外, 还具备  $\lambda 2$  滤波器及  $\lambda 3$  滤波器作为 2 个窄频带滤波器。在这种情况下, 以 6 个滤波器形成了单位滤波器排列 U, 将该单位滤波器排列 U 作为周期而纵横地排列为二维来形成滤色器部 22B。在这种情况下的  $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  滤波器的透过率特性示出在表示  $\lambda 1$  滤波器的透过率特性的图 5 中。如图 5 所示, 将  $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  滤波器设定为例如中心波长为 445nm、500nm、半光谱幅值分别为 30nm 左右的窄频带特性。

[0068] 本实施例中的内窥镜装置主体 105 的结构既可以对应于具备图 3A 的滤色器部 22 的图 1 所示的镜体 101, 也可以对应于具备图 3B 所示的滤色器部 22B 的镜体 101B。此外, 镜体 101 和 101B 例如仅是滤色器部 22、22B 的结构不同。

[0069] 并且, 各镜体 101、101B 例如在连接器 11 内具备产生识别信息 (ID) 的 ID 部 44, 内窥镜装置主体 105 内的控制部 42 通过从连接到内窥镜装置主体 105 的镜体读出该 ID, 从而识别其种类进行相对应的信号处理的控制。

[0070] 如图 2 所示, 在插入部 102 中具备将从光源部 41 照射的光引导到顶端部 103 的光导件 14、可以贯穿用于将由 CCD21 得到的被检体的图像传输到主体处理装置 43 的信号线以及进行处理的处理器具的通道 28 等。此外, 用于将处理器具插入通道 28 的处理器具插入口 29 设置在操作部 104 附近。

[0071] 另外, 与光源部 41 同样, 主体处理装置 43 通过连接器 11 连接到镜体 101 上。在主体处理装置 43 中设置有用驱动 CCD21 的 CCD 驱动电路 45。

[0072] 通过施加该 CCD 驱动电路 45 的 CCD 驱动信号, 将由 CCD21 进行光电转换得到的信号输入到构成主体处理装置 43 内的信号处理系统的取样 / 保持 (sample/hold) 部 46。

[0073] 该取样 / 保持部 (以下称为 S/H 部) 46 具备: 对 RGB 信号进行取样 / 保持并输出的 S/H 电路 46a ~ 46c、以及对  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号进行取样 / 保持并输出的 S/H 电路 46d ~ 46f。

[0074] 在本说明书中, 为了简化而将用设有 RGB 滤波器的像素拍摄的信号称为 RGB 信号, 同样地, 将用设有  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  滤波器的像素拍摄的信号称为  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号。

[0075] 在图 2 中示出了例如镜体 101B 连接到内窥镜装置主体 105 的示例, 在这种情况下如图 2 所示, S/H 电路 46d ~ 46f 输出进行了取样 / 保持的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号。

[0076] 与此相对, 在镜体 101 连接到内窥镜装置主体 105 的情况下, S/H 电路 46d ~ 46f 仅有 1 个 S/H 电路 46d 输出  $\lambda 1$  信号。



[0077] 该 S/H 部 46 通过控制部 42 控制取样 / 保持的动作。

[0078] S/H 部 46 的输出信号被输入到色彩信号处理部 47, 并分离为宽频带的 RGB 信号和窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号 (或  $\lambda 1$  信号)。

[0079] 在镜体 101B 连接到内窥镜装置主体 105 的情况下, 色彩信号处理部 47 将宽频带的 RGB 信号输出到普通图像生成部 48, 并且将窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号输出到窄频带图像生成部 49。

[0080] 普通图像生成部 48 对 RGB 信号进行  $\gamma$  校正等生成普通图像的处理后, 将与普通图像相当的 RGB 信号经过合成 / 选择部 50 输出到显示监视器 106 的 R、G、B 通道 Rch、Gch、Bch。

[0081] 另外, 窄频带图像生成部 49 对窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号进行  $\gamma$  校正、色彩转换等处理, 生成与窄频带图像相当的窄频带图像信号 F1、F2、F3, 并经过合成 / 选择部 50 输出到显示监视器 106 的 R、G、B 通道 Rch、Gch、Bch。

[0082] 合成 / 选择部 50 具有将从普通图像生成部 48 输出的 RGB 信号和从窄频带图像生成部 49 输出的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号进行合成或混合 (叠加) 的功能、以及仅选择两信号之一并输出的功能。

[0083] 由该合成 / 选择部 50 进行的合成 / 选择的功能可以由用户 (操作者) 选择。例如, 通过从设置在镜体 101、101B 上的镜体开关 51 进行合成或选择的指示操作, 该指示信号被发送到控制部 42。然后, 控制部 42 按照该指示信号来控制合成 / 选择部 50 的合成 / 选择的功能。

[0084] 然后, 如图 2 所示, 例如也能够以附设到普通图像 Ia 上的形式显示窄频带图像 Ib, 或者由操作者切换 (所选择的图像) 并显示。

[0085] 特别是在可以同时显示普通图像和窄频带图像的情况下, 一般可以简单地对比进行观察的普通图像和窄频带图像, 可以在附加了各自的特征后进行观察, 在诊断上非常有用。

[0086] 具体地说, 关于普通图像的特征, 其色调接近普通肉眼的观察而容易观察。关于窄频带图像的特征, 可以观察在普通图像中无法观察的规定的血管等。

[0087] 另外, 控制部 42 控制设置在窄频带图像生成部 49 中的色彩调整部 49a。该色彩调整部 49a 对在显示监视器 106 中彩色显示窄频带图像 Ib 的情况下的色调进行调整 (决定)。

[0088] 用户通过从镜体开关 51 或者设置在主体处理装置 43 中的未图示的操作面板中的色彩调整操作部进行指示操作, 可以经过控制部 42 控制色彩调整部 49a 的色彩调整的动作。然后, 可以用容易识别的显示色调将窄频带图像 Ib 显示到显示监视器 106。

[0089] 此外, 在图 2 中, 在镜体 101 连接到内窥镜装置主体 105 的情况下, 色彩信号处理部 47 将 G 信号和  $\lambda 1$  信号输出到窄频带图像生成部 49。

[0090] 然后, 窄频带图像生成部 49 根据这 2 个信号生成输出到显示监视器 106 的 R、G、B 通道 Rch、Gch、Bch 的窄频带图像信号 F1、F2、F3。

[0091] 在输入信号为  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号的情况下, 窄频带图像生成部 49 可以不进行色彩调整, 而生成例如分配 (输出) 为  $\lambda 1 \rightarrow Bch$ 、 $\lambda 2 \rightarrow Gch$ 、 $\lambda 3 \rightarrow Rch$  的窄频带图像信号 F1、F2、F3。

[0092] 另外，窄频带图像生成部 49 在输入信号为 G、 $\lambda 1$  信号的情况下，输出例如分配为  $G \rightarrow Gch$ 、 $\lambda 1 \rightarrow Bch$  的窄频带图像信号 F2、F3。在这种情况下，不输出 F1。或者，窄频带图像生成部 49 也可以输出分配为  $\lambda 1 \rightarrow Gch$ 、 $G \rightarrow Bch$  的窄频带图像信号 F2、F3。

[0093] 另外，也可以从镜体开关 51 等经过控制部 42 向窄频带图像生成部 49 的色彩调整部 49a 发送指示信号，进行与用户的爱好等相应的色彩调整。

[0094] 在这种情况下，色彩调整部 49a 在输入信号为  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号的情况下，例如设系数为  $k1$ 、 $k2$  而可生成分配为  $\lambda 1 \rightarrow Bch$ 、 $k1 \times \lambda 1 + k2 \times \lambda 2 \rightarrow Gch$ 、 $\lambda 3 \rightarrow Rch$  的窄频带图像信号 F1、F2、F3。

[0095] 然后，可通过改变系数  $k1$ 、 $k2$  的大小来改变显示时的色调。也可以进行除此之外的色彩调整。另外，在输入信号为 G、 $\lambda 1$  的情况下，例如也可以色彩调整为  $k1 \times G + k2 \times \lambda 1 \rightarrow Gch$ 、 $\lambda 1 \rightarrow Bch$ 。

[0096] 说明利用这种结构的本实施例的动作。

[0097] 手术操作者等用户将在内窥镜检查中使用的镜体连接到内窥镜装置主体 105。例如，在希望详细观察粘膜表面的状态的情况下，如图 3B 所示使用装载了具备滤色器部 22B 的 CCD21 的镜体 101B。

[0098] 将镜体 101B 连接到内窥镜装置主体 105 时，控制部 42 读入 ID 部 44 的 ID，控制部 42 识别连接到内窥镜装置主体 105 的镜体是装载了具备滤色器部 22B 的 CCD21 的设备。

[0099] 然后，控制部 42 控制 S/H 部 46，从 S/H 部 46 将 RGB 信号和窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号输入到色彩信号处理部 47。

[0100] 该色彩信号处理部 47 例如在内部将输入的 RGB 信号和窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号进行放大等，将宽频带的 RGB 信号输出到普通图像生成部 48，将窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号输出到窄频带图像生成部 49。

[0101] 普通图像生成部 48 例如对输入信号进行 A/D 转换，临时保存到存储器。然后，同时读出 RGB 信号，进行  $\gamma$  校正等之后进行 D/A 转换，作为普通图像显示用的 RGB 信号而经过合成 / 选择部 50 输出到显示监视器 106。然后，在显示监视器 106 中显示普通图像 Ia。

[0102] 另一方面，窄频带图像生成部 49 对输入的窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号进行 A/D 转换并临时保存到存储器。然后，同时读出被保存的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  信号并进行  $\gamma$  校正等之后进行 D/A 转换，作为窄频带图像显示用的 F1  $\sim$  F3 信号而经过合成 / 选择部 50 输出到显示监视器 106。然后，在用户进行了选择窄频带图像的显示的指示的情况下，在显示监视器 106 中还显示窄频带图像 Ib。

[0103] 在这种情况下，通过进行色彩调整部 49a 的色彩调整，用容易识别的色调来显示窄频带图像。

[0104] 如图 2 所示，用户可以在显示监视器 106 中同时显示普通图像 Ia 和窄频带图像 Ib。另外，在这种情况下，窄频带图像 Ib 可以成为实时显示的运动图像，并且成为根据通过窄频带的  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  滤波器对来自体腔内的粘膜组织等观察对象物的反射光进行拍摄得到的信号而生成的图像。因此，不是如第 2 现有技术的例子那样从宽频带的信号通过

信号处理（图像处理）而间接生成的方法，而是从在窄频带中拍摄的信号直接生成窄频带图像，因此可以生成可靠性高的窄频带图像。

[0105] 另外，使用了在单一的 CCD21 中二维排列了 RGB 滤波器和  $\lambda 1 \sim \lambda 3$  滤波器的设备，因此与第 4 现有技术的例子相比，可以确保小孔径的插入部 102，可进行插入使用即扩大能够进行内窥镜检查的部位。另外，与第 4 现有技术的例子相比插入操作变得更容易。

[0106] 另外，依据本实施例，即使在观察对象物的反射特性发生变化的情况下，也可以同时得到普通图像 Ia 和窄频带图像 Ib，在体腔内的表层中的血管网的观察、诊断中有效。

[0107] 此外，也可以使用利用了图 3A 所示的滤色器部 22 的镜体 101 来进行内窥镜检查。

[0108] 在这种情况下，与滤色器部 22B 的情况相比，波长区域不同的窄频带滤波器数量较少，因此能够得到的窄频带图像信息变少，但是由于具有与可见区域的最短波长接近的  $\lambda 1$  滤波器，因此在该镜体 101 的情况下也能够得到鲜明地表示对早期癌等的筛查（screening）有效的生物体粘膜的表层部分的血管分布状态的窄频带图像。

[0109] 另外，在该镜体 101 的情况下，窄频带的  $\lambda 1$  滤波器只要 1 种即可，因此单位像素尺寸成为与现有的普通图像用滤波器（也就是排列了 R、G、B 滤波器的滤波器）尺寸相同的程度，与镜体 101B 的情况相比还可以进行小孔径化。

[0110] 另外，在第 4 现有技术的例子中公开了如下内容：根据血红蛋白的氧饱和度的变化，将以血液的吸光度发生变化的波长和变化小的波长的多个窄频带波长分别拍摄得到的信息作为前提，来算出血液信息。与此相对，在本实施例中具有这样能够以 1 个窄频带波长得到期望的图像信息的优点。

[0111] 这样根据本实施例，可以确保小孔径的插入部而提供适合于得到普通图像和窄频带图像的电子内窥镜。

[0112] 此外，也可以使用图 6A 所示的滤色器部 22C 来代替图 3A 所示的滤色器部 22。该滤色器部 22C 在图 3A 的滤色器部 22 中，例如采用具有 G 滤波器和  $\lambda 1$  滤波器的透过特性的  $(G + \lambda 1)$  滤波器（在图 6A 中表示为  $G + \lambda 1$ ）来代替  $\lambda 1$  滤波器。

[0113] 在采用了该滤色器部 22C 的情况下，在根据使用  $(G + \lambda 1)$  滤波器拍摄的信号得到 G 信号和  $\lambda 1$  信号的情况下，在图 2 的主体处理装置 43 中的 S/H 部 46 与色彩信号处理部 47 之间例如设置 1H 延迟线，如下进行处理。

[0114] 在使用  $(G + \lambda 1)$  滤波器拍摄的信号被输入到主体处理装置 43 的 S/H 部 46 中的定时，使 S/H 电路 46b 和 S/H 电路 46d 进行取样/保持。将通过 S/H 电路 46b 进行了取样/保持的  $(G + \lambda 1)$  信号视为 G 信号而输入到色彩信号处理部 47。

[0115] 另一方面，从由 S/H 电路 46d 取样/保持得到的  $(G + \lambda 1)$  信号减去由 1H 延迟线进行 1H 延迟而取样/保持得到的 G 信号，生成  $\lambda 1$  信号，并输入到色彩信号处理部 47。

[0116] 另外，以上说明了作为宽频带滤波器而使用基色系的 RGB 滤波器的情况，但是也适用于使用了补色系的滤色器的情况。

[0117] 例如，图 6B 表示使用  $\lambda 1$  滤波器与补色系的 Mg、G、Cy、Ye 滤波器一起进行二维排列形成的滤色器部 22D。如果不设置  $\lambda 1$  滤波器，则成为普通的补色系的滤波器。

在该例中，如图 6B 所示，利用奇数场和偶数场对在上下方向上相邻的像素进行加法运算并读出。

[0118] 在图 6B 的情况下，通过设置  $\lambda 1$  滤波器，能够得到  $\lambda 1$  的窄频带图像信号。

[0119] 另外，图 6B 示出了在补色系的 Mg、G、Cy、Ye 滤波器中设置了  $\lambda 1$  滤波器的示例，但是也可以进一步设置  $\lambda 2$  滤波器、 $\lambda 3$  滤波器等。例如，在设置  $\lambda 2$  滤波器的情况下，只要在  $\lambda 1$  滤波器的纵列和 Mg、Cv、... 的滤波器列之间配置  $\lambda 2$  滤波器列即可。

[0120] 此外，本实施例中的  $\lambda 2$  滤波器、 $\lambda 3$  滤波器的波长不限于图 5 所示的波长。例如，也可以将绿色的波长频带的中央附近、波长更长一侧设定为透过频带。

[0121] 此外，图 2 所示的主体处理装置 43 也可以在不具有窄频带的  $\lambda 1$  滤波器而搭载了设置有宽频带的 RGB 滤波器的 CCD21 的现有的镜体的情况下使用。在这种情况下不进行窄频带图像的生成。

[0122] 根据本实施例中的（作为内窥镜用信号处理装置的）主体处理装置 43，可以对应于在白色光（可见区域的光）的照明下生成普通的彩色图像的现有的镜体的情况，并且还可以对应于装载了设置有窄频带滤波器的固体摄像元件的镜体 101、101B 的情况。在这种情况下，如上所述可以用简单的结构生成普通图像（彩色的普通图像）和窄频带图像。

[0123] （实施例 2）

[0124] 图 7 表示本发明的实施例 2 所涉及的电子内窥镜装置 200C。该电子内窥镜装置 200C 在图 2 的电子内窥镜装置 200 中采用内置了发光元件的镜体 101C 来代替镜体 101B，并且采用驱动发光元件的电源部 41C 来代替图 2 中的光源部 41。

[0125] 镜体 101C 在图 2 的镜体 101B 中不具备光导件 14，而在顶端部 103 内设置有以白色光进行发光的白色发光二极管（简记为 LED）61。

[0126] 该白色 LED61 通过贯穿插入部 102 内等的电源线 62 而与电源部 41C 内的 LED 电源电路 63 连接，从 LED 电源电路 63 提供 LED 驱动电力，从而以白色进行发光。然后，该白色的照明光从照明窗射出，照明被检体内的生物体组织表面等检查对象部位。

[0127] 在与该照明窗相邻的观察窗中与图 2 的情况同样地安装有对物光学系统 19，在其成像位置上配置有设置了滤色器部 22B 的 CCD21。

[0128] 此外，LED 电源电路 63 通过控制部 42 而与调光电路 31 连接，通过来自调光电路 31 的调光信号，例如控制 LED 驱动电力，将成为照明光的发光量调整为合适的值。

[0129] 其它的结构与图 2 相同。本实施例在插入部 102 内贯穿电源线 62 来代替贯穿光导件 14，因此与镜体 101B 相比更容易将插入

[0130] 其它作用及效果与实施例 1 的情况相同。

[0131] 此外，也可以代替上述白色 LED 61 而设为以 R、G、B 的宽频带的 3 基色发光的 3 个 LED。

[0132] 此外，将上述各实施例进行部分组合等而构成的实施例等也属于本发明。

[0133] 产业上的可利用性

[0134] 通过将单一的固体摄像元件设置在插入部的顶端部来实现小孔径的插入部，该单一的固体摄像元件将在可见区域内具有宽频带的透过特性的多个滤色器和具有窄频带的透过特性的窄频带滤波器进行二维排列而成。另外，在普通的可见区域的照明光下可

以得到宽频带的普通图像和可靠性高的窄频带图像，容易进行生物体粘膜的表层的血管网等的观察、诊断。

[0135] 本申请是以 2005 年 7 月 15 日向日本国申请的特愿 2005-207509 号作为优先权主张的基础而进行申请的，上述公开内容引用本申请说明书、权利要求书、说明书附图。

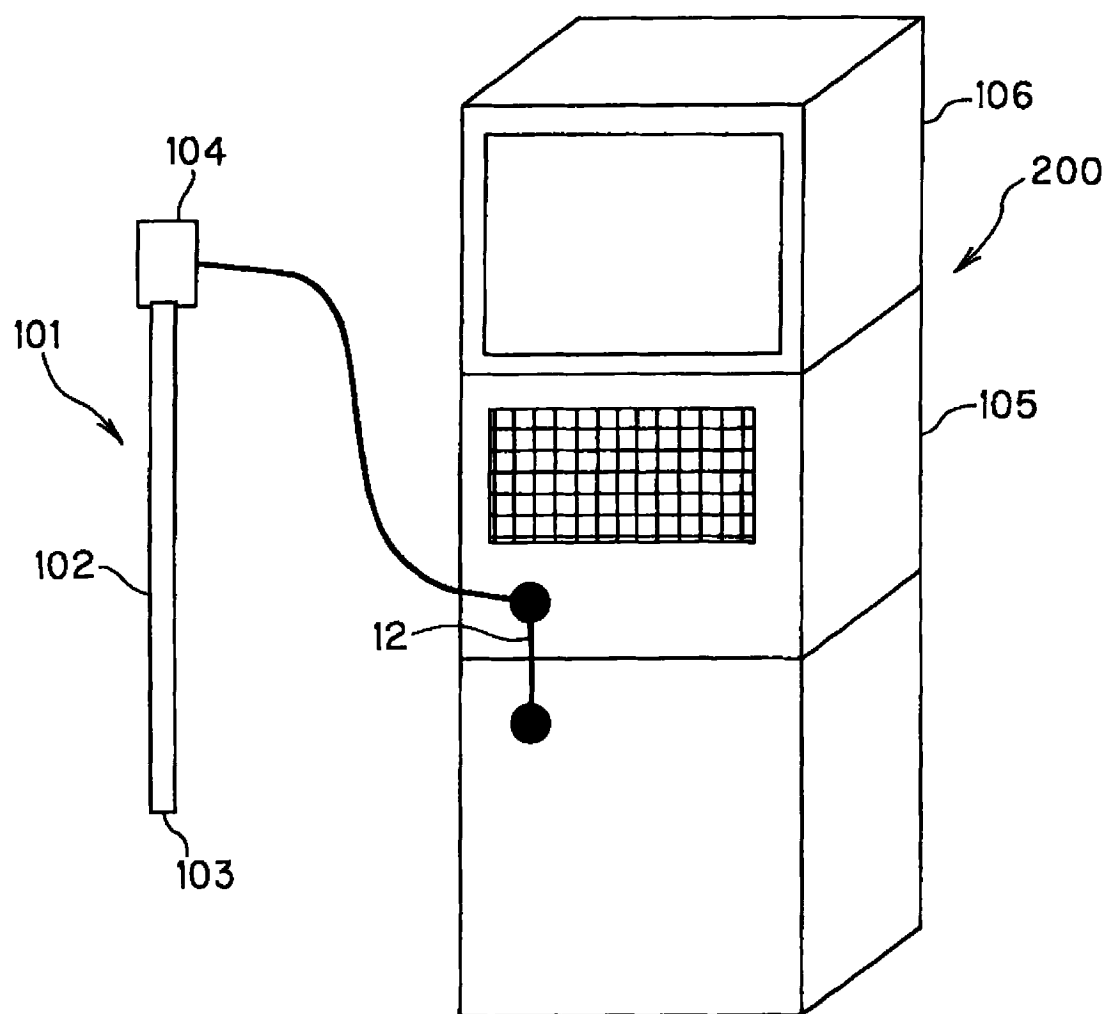


图 1

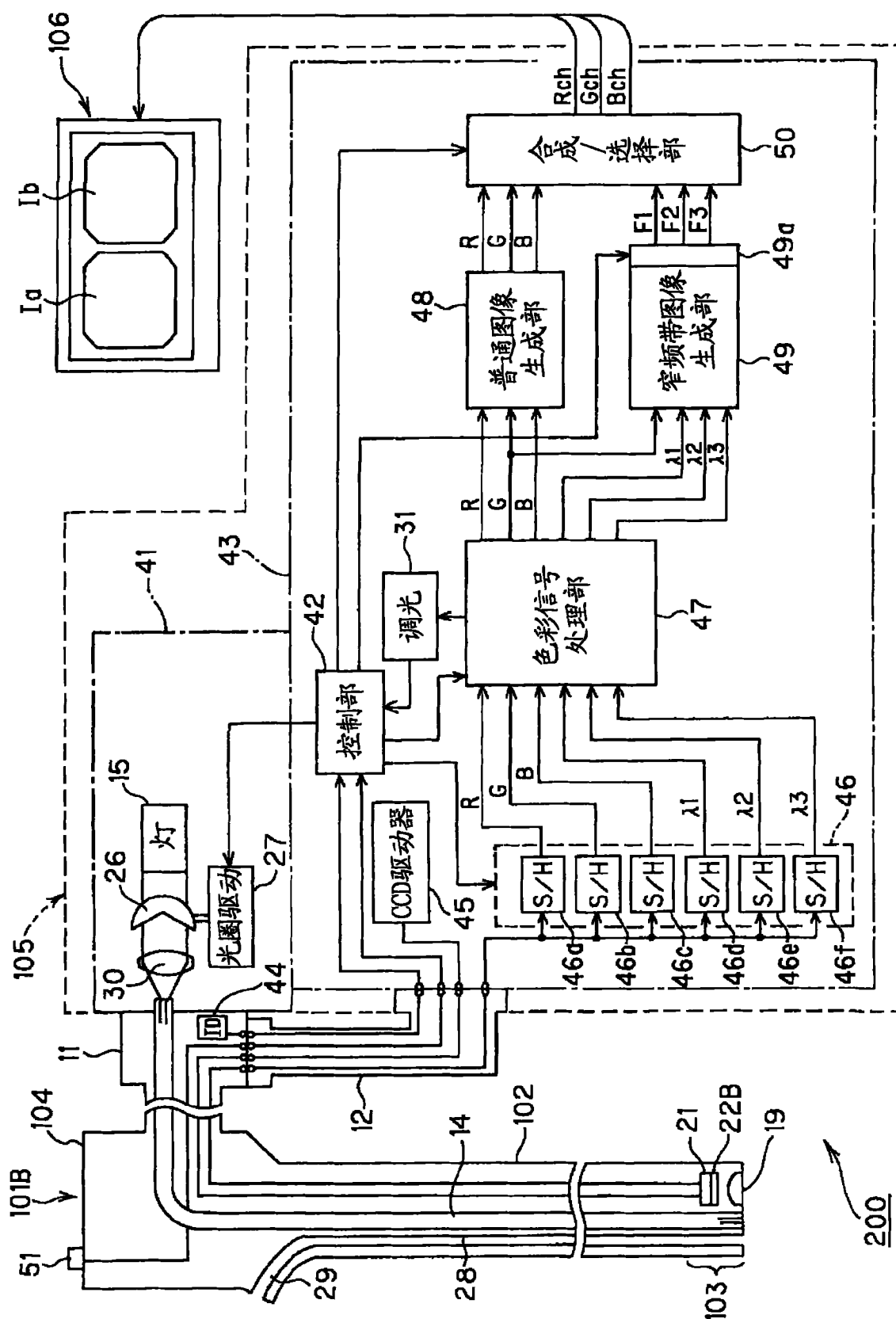


图 2

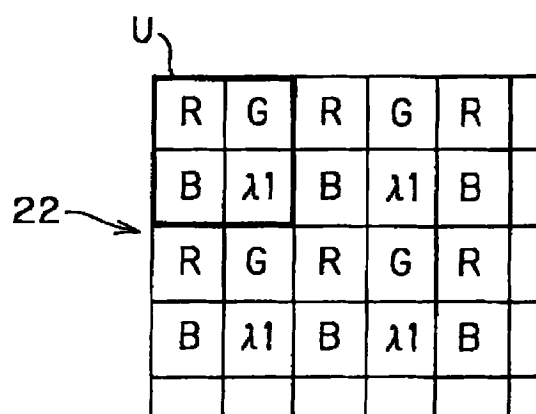


图 3A

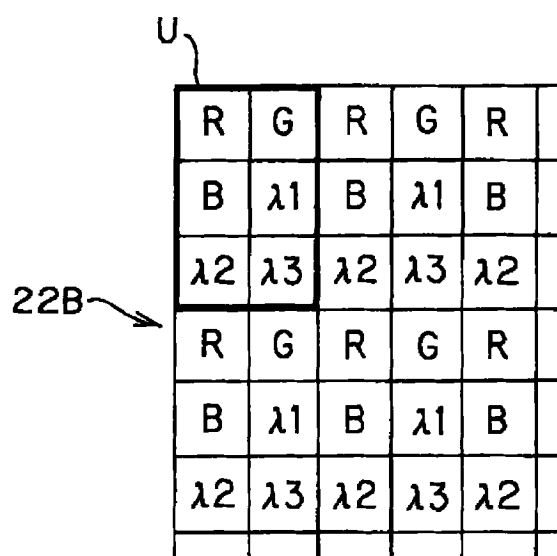


图 3B

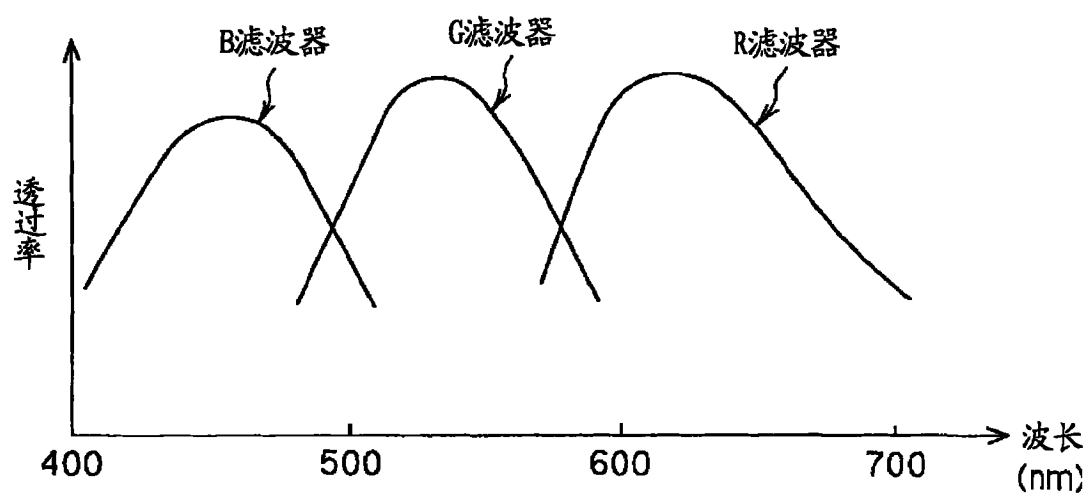


图 4



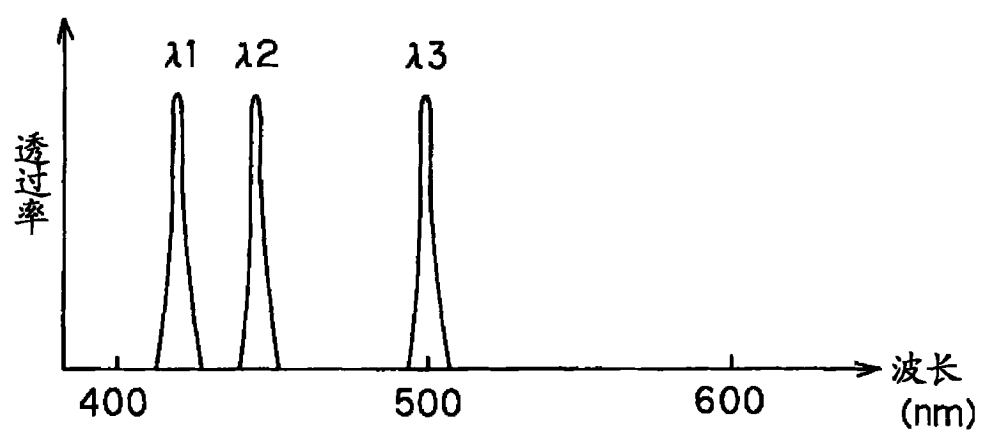


图 5

22C →

R	G	R	G	R
B	$G+\lambda_1$	B	$G+\lambda_1$	B
R	G	R	G	R
B	$G+\lambda_1$	B	$G+\lambda_1$	B

图 6A

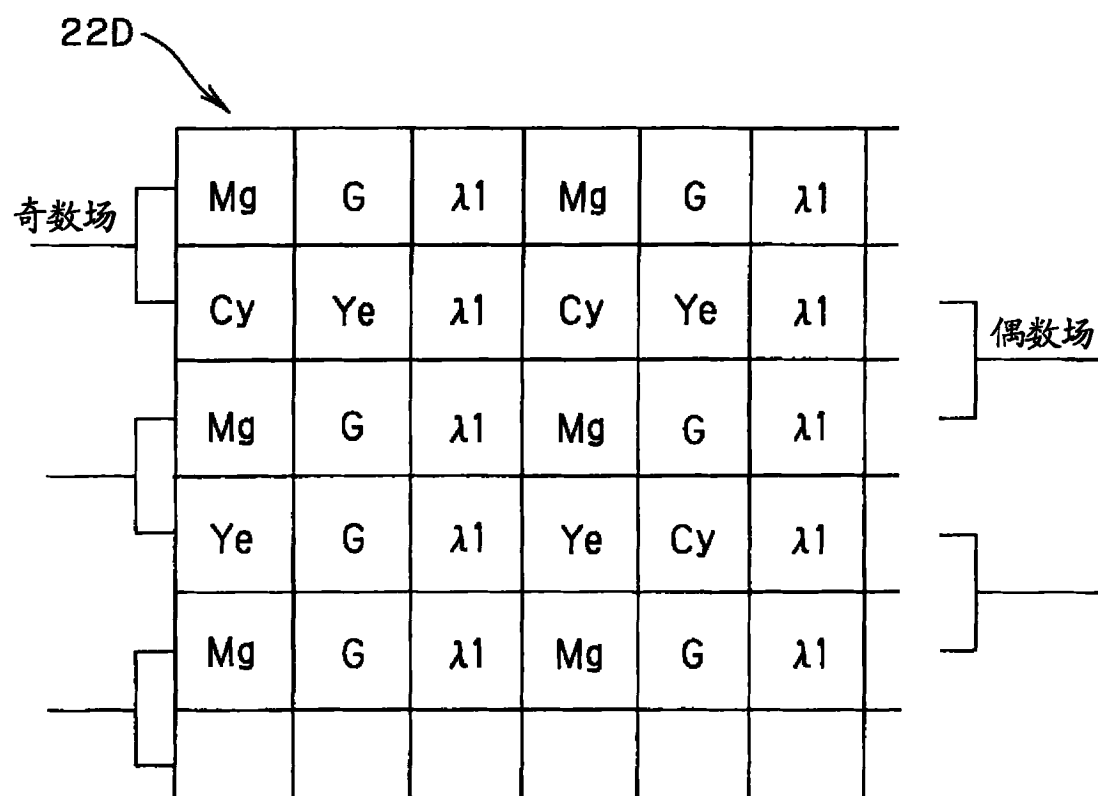


图 6B

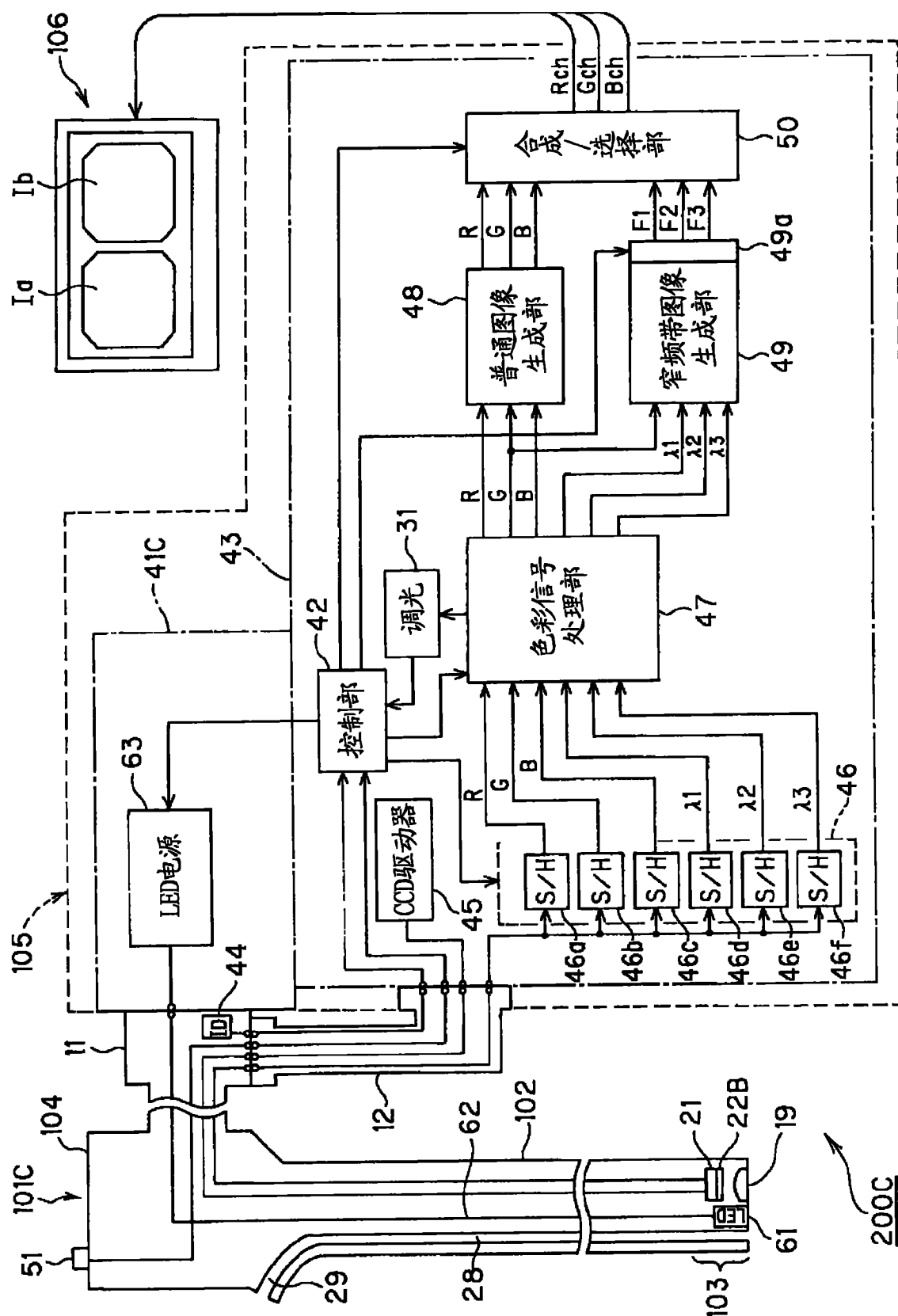


图 7

专利名称(译)	内窥镜及内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101184427B</a>	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	CN200680018039.X	申请日	2006-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	后野和弘		
发明人	后野和弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	H04N2209/045 A61B5/0084 A61B1/0676 A61B1/045 A61B1/0005 A61B1/0684 A61B1/00186 A61B1/05 H04N2005/2255 H04N9/07 H04N9/045		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	陈飞		
优先权	2005207509 2005-07-15 JP		
其他公开文献	CN101184427A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

内窥镜具有细长的插入部，该插入部具有设置有照明窗和观察窗的顶端部。设置有单一的固体摄像元件，将其摄像面配置在安装在观察窗上的对物光学系统的成像位置上。在固体摄像元件的摄像面附近配置将第1滤波器及第2滤波器进行二维排列的滤波器部，其中所述第1滤波器在可见区域内具有宽频带的波长透过特性，所述第2滤波器在所述可见区域内具有窄频带的波长透过特性。

