

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680018039. X

[43] 公开日 2008 年 5 月 21 日

[11] 公开号 CN 101184427 A

[22] 申请日 2006. 6. 22
[21] 申请号 200680018039. X
[30] 优先权
[32] 2005. 7. 15 [33] JP [31] 207509/2005
[86] 国际申请 PCT/JP2006/312528 2006. 6. 22
[87] 国际公布 WO2007/010709 日 2007. 1. 25
[85] 进入国家阶段日期 2007. 11. 23
[71] 申请人 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
代理人 刘新宇

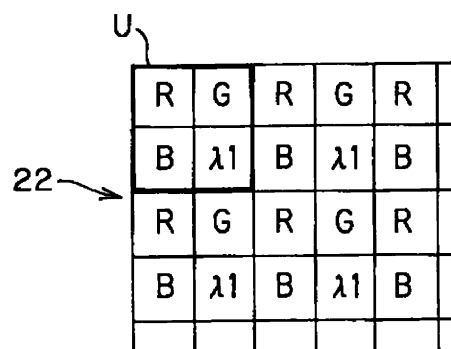
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 6 页

[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，其特征在于，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；以及

滤波器部，其被配置在所述固体摄像元件的摄像面附近，二维排列有第1滤波器及第2滤波器，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。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜，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的滤波器排列作为周期而被二维排列，形成所述滤波器部。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜，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。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜，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。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，

所述第2滤波器至少将1个透过波长设定在蓝色波长区域内的短波长一侧。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，

所述第1滤波器是用透过波长频带各不相同的3个滤波器来覆盖可见区域的宽频带的3基色系滤波器。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，

所述第1滤波器是用透过波长频带各不相同的4个滤波器来

覆盖可见区域的宽频带的补色系滤波器。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，
向所述插入部内贯穿传输照明光的光导件。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，
在所述顶端部配置从所述照明窗射出照明光的发光元件。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜，其特征在于，
所述发光元件产生白色光或3基色光。

11. 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。

12. 根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于，

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；以及窄频带图像生成部，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。

13. 根据权利要求12所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述窄频带图像生成部具有在显示单元中对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。

14. 根据权利要求11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。

15. 根据权利要求12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。

16. 根据权利要求12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。

17. 根据权利要求11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。

18. 根据权利要求11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。

19. 根据权利要求11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。

20. 根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于，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。

内窥镜及内窥镜装置

技术领域

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

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

发明内容

用于解决问题的方案

本发明的内窥镜的特征在于，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；以及

滤波器部，其被配置在所述固体摄像元件的摄像面附近，二维排列有第1滤波器及第2滤波器，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。

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。

附图说明

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。

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。

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。

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。

图4是表示宽频带的RGB滤波器的分光特性的图。

图5是表示窄频带的 $\lambda 1$ 滤波器等的光谱特性的图。

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。

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。

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

下面参照附图来说明本发明的实施例。

(实施例1)

参照图1到图6B来说明本发明的实施例1。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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成为单独的单元。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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)。

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。

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。

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。

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 λ_1 的窄频带滤波器。

并且,用R、G、B滤波器和 λ_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。

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。

另一方面,如图5所示,将作为窄频带滤波器的 λ_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。

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 λ_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。

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 λ_1 滤波器之外,还具备 λ_2 滤波器及 λ_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。在这种情况下下的 λ_2 、 λ_3 滤波器的透过率特性示出在表示 λ_1 滤波器的透过率特性的图5中。如图5所示，将 λ_2 、 λ_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。

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。

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。

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。

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中设置有助于驱动CCD21的CCD驱动电路45。

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。

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 λ_1 ~ λ_3 信号进行取样/保持并输出的S/H电路46d~46f。

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。

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。

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 λ_1 信号。

该S/H部46通过控制部42控制取样/保持的动作。

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 λ_1 信号)。

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。

普通图像生成部48对RGB信号进行 γ 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。

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 γ 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。

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。

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。

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。

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。

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。

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)。

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。

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。

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。

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。

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 $\lambda 1 \rightarrow Gch$ 、 $\lambda 1 \rightarrow Bch$ 的窄频带图像信号F2、F3。

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。

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。

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 $k1 \times G + k2 \times \lambda 1 \rightarrow Gch$ 、 $\lambda 1 \rightarrow Bch$ 。

说明利用这种结构的本实施例的动作。

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。

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。

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。

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。

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 γ 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。

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 γ 校正等之后进行D/A转换，作为窄频带图像显示用的F1~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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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 λ_1 信号，并输入到色彩信号处理部47。

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。

例如，图6B表示使用 λ_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 λ_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。

在图6B的情况下，通过设置 λ_1 滤波器，能够得到 λ_1 的窄频带图像信号。

另外，图6B示出了在补色系的Mg、G、Cy、Ye滤波器中设置了 λ_1 滤波器的示例，但是也可以进一步设置 λ_2 滤波器、 λ_3 滤波器等。例如，在设置 λ_2 滤波器的情况下，只要在 λ_1 滤波器的纵列和Mg、Cv、...的滤波器列之间配置 λ_2 滤波器列即可。

此外，本实施例中的 λ_2 滤波器、 λ_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。

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 λ_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。

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。

(实施例2)

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200B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。

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。

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。

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。

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。

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

部102小孔径化。

其它作用及效果与实施例1的情况相同。

此外，也可以代替上述白色LED61而设为以R、G、B的宽频带的3基色发光的3个LED。

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。

产业上的可利用性

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。

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。

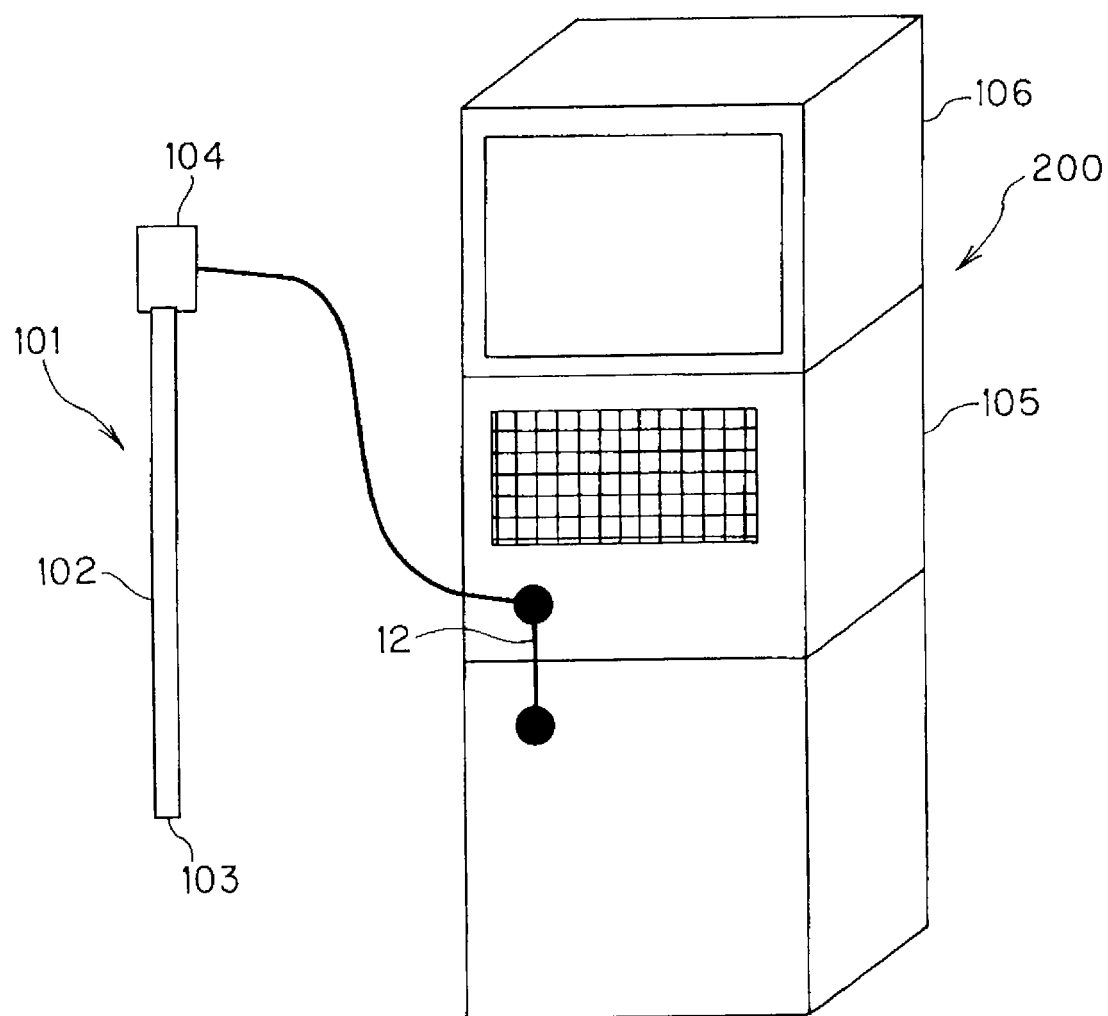


图 1

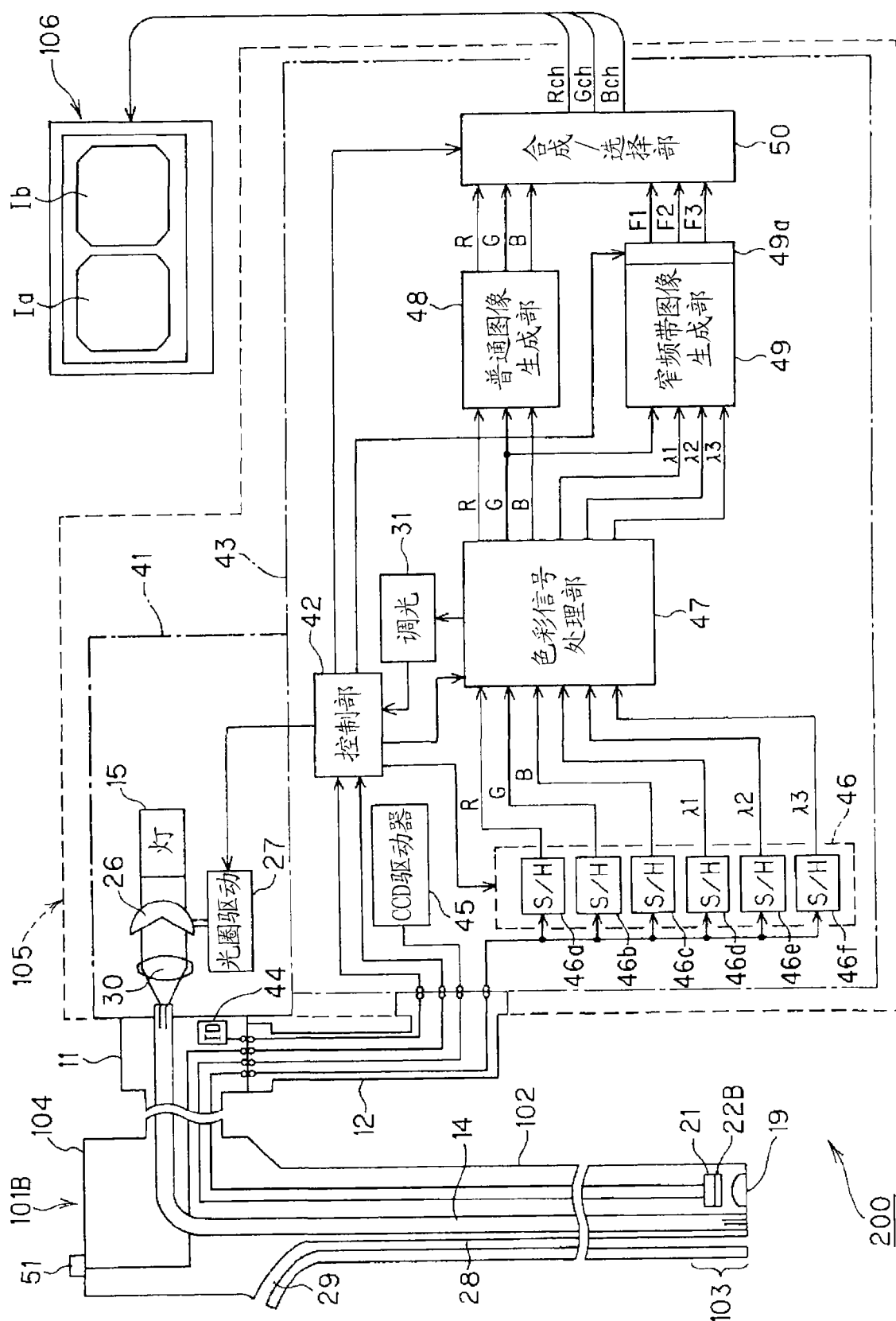


图 2

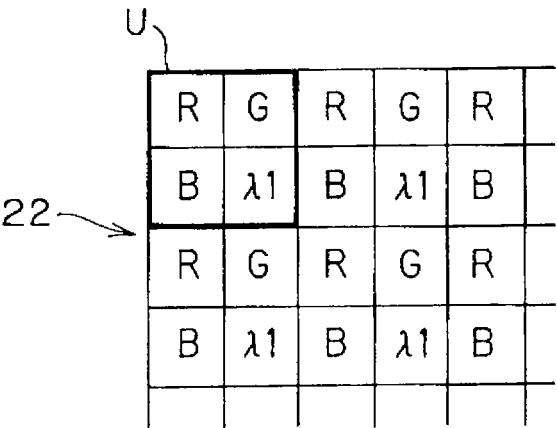


图 3A

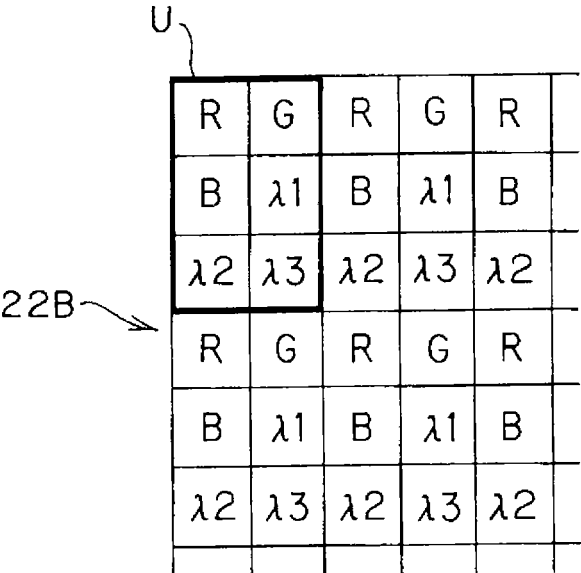


图 3B

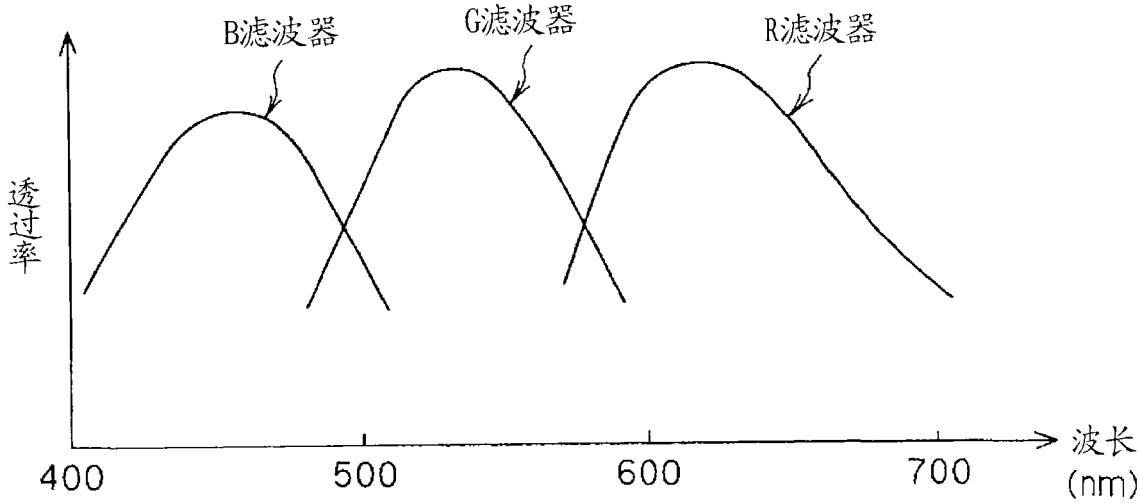


图 4

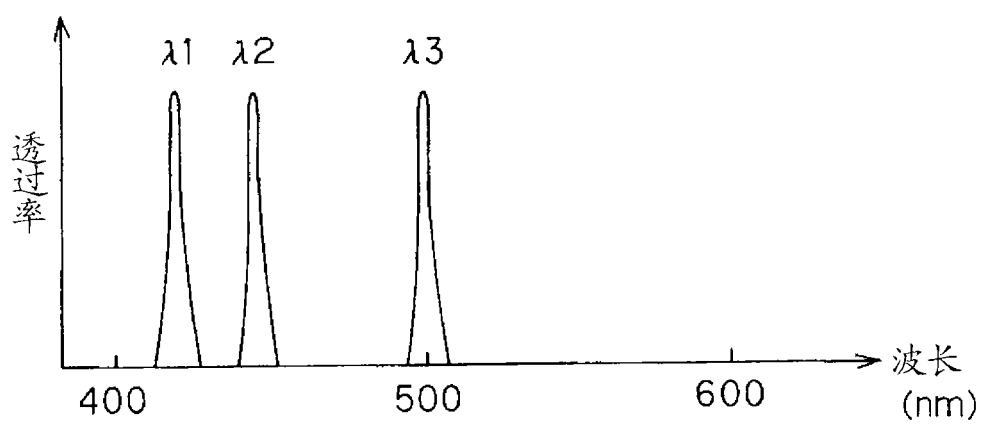


图 5

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

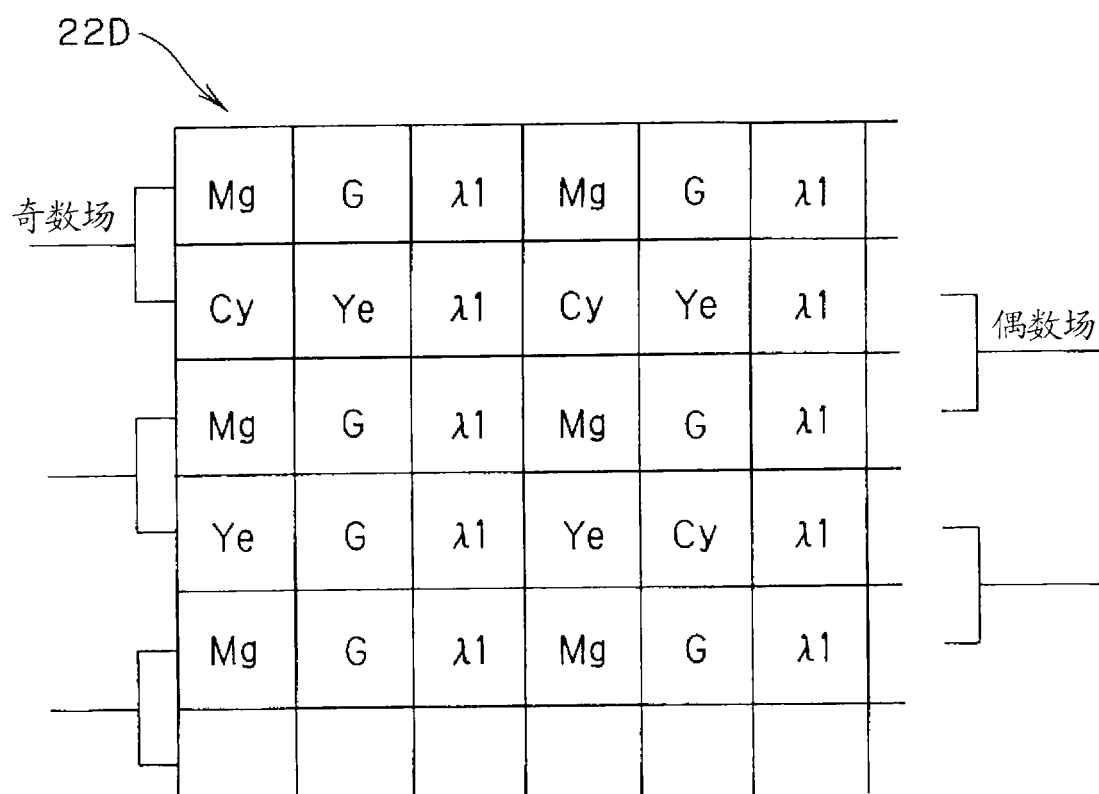
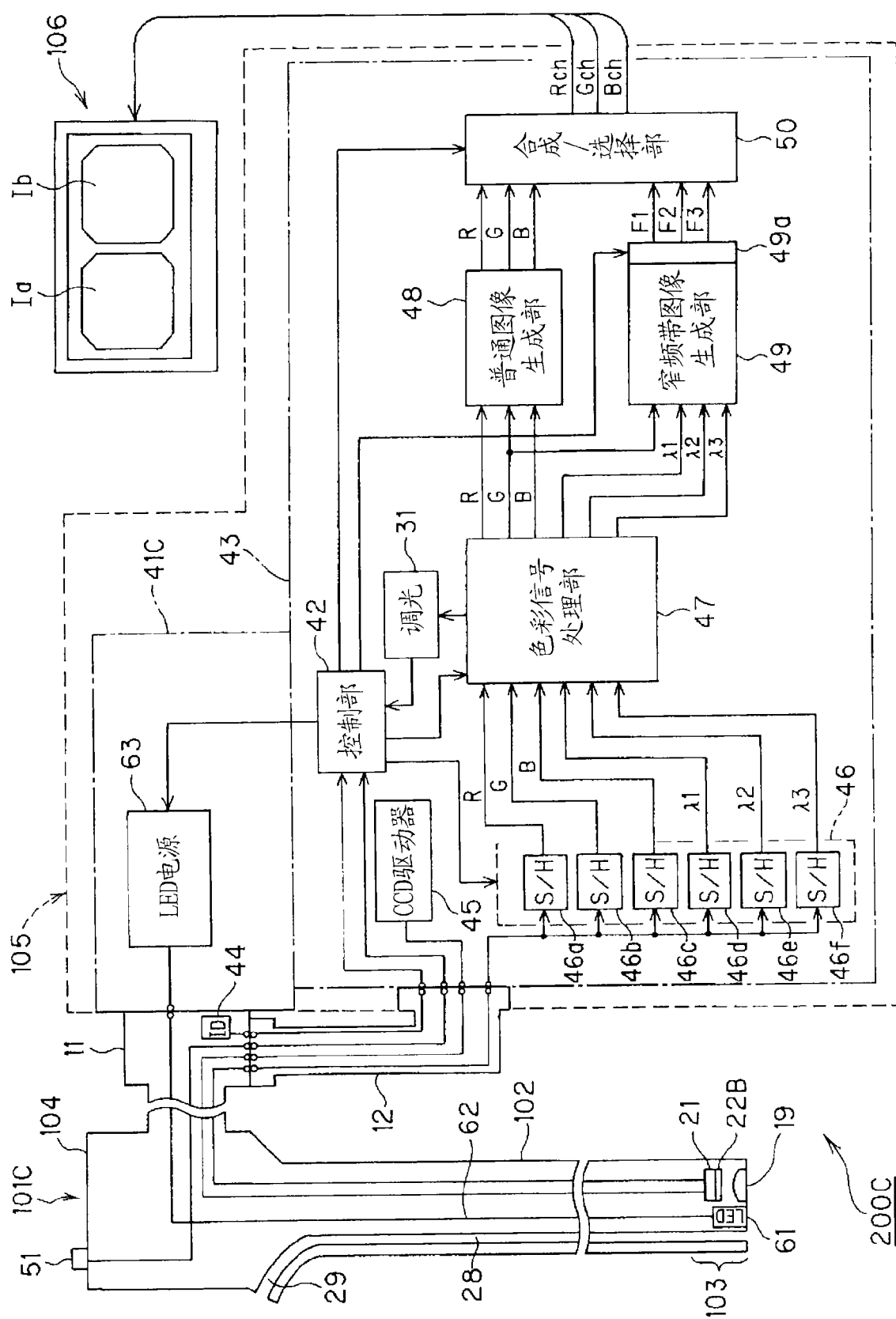


图 6B



7

专利名称(译)	内窥镜及内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101184427A	公开(公告)日	2008-05-21
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	A61B1/00186 A61B1/045 H04N9/045 A61B1/0005 H04N2209/045 H04N9/07 H04N2005/2255 A61B5/0084 A61B1/0676 A61B1/05 A61B1/0684		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2005207509 2005-07-15 JP		
其他公开文献	CN101184427B		
外部链接	Espacenet SIPO		

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。

