

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



[21] 申请号 200880023878. X

[43] 公开日 2010 年 3 月 31 日

[11] 公开号 CN 101686798A

[22] 申请日 2008.9.16

[21] 申请号 200880023878.X

[30] 优先权

[32] 2007.10.18 [33] JP [31] 271665/2007

[86] 国际申请 PCT/JP2008/066672 2008.9.16

[87] 国际公布 WO2009/050972 日 2009.4.23

[85] 进入国家阶段日期 2010.1.8

[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 武井俊二

[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

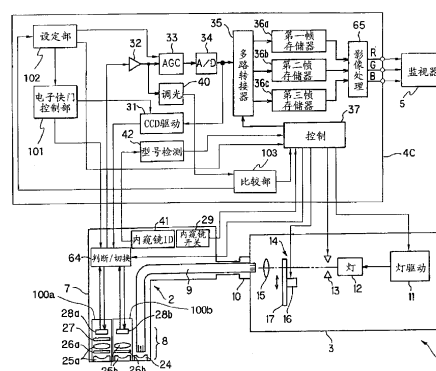
权利要求书 5 页 说明书 17 页 附图 6 页

[54] 发明名称

风窥镜装置及其设定方法

[57] 摘要

通过简单且廉价的结构，将普通光图像和荧光图像调整为适当的亮度。处理器(4)具备：比较部(103)，其将调光电路(40)的输出(调光信号)与规定的基准值进行比较；设定部(102)，其根据比较部(103)的比较结果来设定 AGC(33)的增益、电子快门控制部(101)的快门控制参数(电荷蓄积时间)以及光源装置(3)内的光源光圈(13)的开口面积；以及电子快门控制部(101)，其通过设定部(102)的控制来控制 CCD 驱动电路(31)的电子快门功能。



1. 一种内窥镜装置，其特征在于，具备：

内窥镜，其具有普通光观察用的第一摄像单元和荧光观察用的第二摄像单元，其中，上述第一摄像单元对被摄体照射照明光，拍摄来自上述被摄体的反射光所形成的像，上述第二摄像单元对上述被摄体照射激励光，拍摄来自上述被摄体的荧光所形成的像；

光源部，其发出上述照明光和上述激励光；

调光信号生成部，其根据由上述第一摄像单元和上述第二摄像单元拍摄得到的摄像信号来生成调光信号；

光源控制部，其控制上述光源部；

信号放大部，其对由上述第一摄像单元和上述第二摄像单元拍摄得到的摄像信号的信号强度进行放大；

电子快门控制部，其对上述第一摄像单元和/或上述第二摄像单元中的电子快门进行控制，该电子快门进行电荷的蓄积和电荷的排出；

比较部，其将上述调光信号与规定的基准电平信号进行比较；以及

设定部，其根据上述比较部的比较结果来设定上述光源控制部所控制的上述光源部的照射光量、上述信号放大部中的与上述第一摄像单元和/或上述第二摄像单元分别对应的放大率、上述电子快门控制部中的与上述第一摄像单元和/或上述第二摄像单元分别对应的电荷控制参数。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述设定部基于根据上述第一摄像单元的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的第一摄像单元用基准电平之间的比较结果来设定上述照射光量，

上述设定部基于根据上述第二摄像单元的摄像信号而生成

的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的第二摄像单元用基准电平之间的比较结果来设定上述第二摄像单元的上述放大率以及上述电荷控制参数。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述设定部基于根据上述第二摄像单元的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的第二摄像单元用基准电平之间的比较结果来设定上述照射光量以及上述第二摄像单元的上述放大率，

上述设定部基于根据上述第一摄像单元的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的第一摄像单元用基准电平之间的比较结果来设定上述第一摄像单元的上述放大率以及上述电荷控制参数。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述电荷控制参数是电荷蓄积时间。

5. 一种内窥镜装置，其特征在于，具备：

内窥镜，其具有摄像单元，该摄像单元对被摄体照射照明光，拍摄来自上述被摄体的反射光所形成的普通光观察像，对上述被摄体照射激励光，拍摄来自上述被摄体的荧光所形成的荧光观察像；

光源部，其发出上述照明光和上述激励光；

调光信号生成部，其根据由上述摄像单元拍摄得到的摄像信号来生成调光信号；

光源控制部，其控制上述光源部；

信号放大部，其对由上述摄像单元拍摄得到的摄像信号的信号强度进行放大；

电子快门控制部，其对上述摄像单元中的进行电荷的蓄积和电荷的排出的电子快门进行控制；

比较部，其将上述调光信号与规定的基准电平信号进行比较；以及

设定部，其根据上述比较部的比较结果来设定上述光源控制部所控制的上述光源部的照射光量、上述信号放大部中的与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的放大率、上述电子快门控制部中的与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的电荷控制参数。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述设定部基于根据上述普通光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的普通光观察用基准电平之间的比较结果来设定上述照射光量，

上述设定部基于根据上述荧光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的荧光观察用基准电平之间的比较结果来设定上述荧光观察像的上述放大率以及上述电荷控制参数。

7. 根据权利要求5所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述设定部基于根据上述荧光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的荧光观察用基准电平之间的比较结果来设定上述照射光量以及上述荧光观察像的上述放大率，

上述设定部基于根据上述普通光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的普通光观察用基准电平之间的比较结果来设定上述普通光观察像的上述放大率以及上述电荷控制参数。

8. 根据权利要求5所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述电荷控制参数是电荷蓄积时间。

9. 一种内窥镜装置的设定方法，该内窥镜装置具有摄像单

元，该摄像单元对被摄体照射照明光，拍摄来自上述被摄体的反射光所形成的普通光观察像，对上述被摄体照射激励光，拍摄来自上述被摄体的荧光所形成的荧光观察像，该内窥镜装置的设定方法的特征在于，

通过调光信号生成部根据由上述摄像单元拍摄得到的摄像信号来生成调光信号，

通过比较部将上述调光信号与规定的基准电平信号进行比较，

通过设定部根据上述比较部的比较结果来设定上述照明光和上述激励光的照射光量、与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的上述摄像信号的放大率、与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的电荷控制参数。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜装置的设定方法，其特征在于，

通过以下设定来进行上述设定部的设定：

基于根据上述普通光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的普通光观察像用基准电平之间的比较结果来设定上述照射光量；以及

基于根据上述荧光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的荧光观察像用基准电平之间的比较结果来设定上述荧光观察像的上述放大率以及上述电荷控制参数。

11. 根据权利要求9所述的内窥镜装置的设定方法，其特征在于，

通过以下设定来进行上述设定部的设定：

基于根据上述荧光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的荧光观察像用基准电平之间

的比较结果来设定上述照射光量以及上述荧光观察像的上述放大率；以及

基于根据上述普通光观察像的摄像信号而生成的上述调光信号和上述规定的基准电平信号中的普通光观察像用基准电平之间的比较结果来设定上述普通光观察像的上述放大率以及上述电荷控制参数。

12. 根据权利要求9所述的内窥镜装置的设定方法，其特征在于，

使用电荷蓄积时间作为上述电荷控制参数来进行上述设定部的设定。

13. 根据权利要求10所述的内窥镜装置的设定方法，其特征在于，

使用电荷蓄积时间作为上述电荷控制参数来进行上述设定部的设定。

14. 根据权利要求11所述的内窥镜装置的设定方法，其特征在于，

使用电荷蓄积时间作为上述电荷控制参数来进行上述设定部的设定。

内窥镜装置及其设定方法

技术领域

本发明涉及一种得到反射光图像和荧光图像的内窥镜装置及其设定方法。

背景技术

近年来，内窥镜广泛使用于医疗用领域以及工业用领域。特别是，在医疗用领域中，除了得到普通白色光的普通图像的内窥镜装置以外，还提出了能够得到容易识别正常组织和病变组织那样的图像的技术。

例如，在日本特开2001-137174号公报中公开了一种装置，该装置主要使荧光的相对强度反映到颜色、使参照光的强度反映到亮度来生成显示信号。另外，在日本特开2000-270265号公报中公开了一种重叠荧光图像和背景图像的装置。

但是，在这些技术中，从正常组织发出的荧光的强度按照每个患者而不同，因此按照每个患者而正常组织的色调不同，有可能难以识别病变组织和正常组织，另外反射光为宽频带，因此存在得到容易充分识别正常组织和病变组织那样的图像的功能降低这种问题。

因此，例如在日本特开2003-126014号公报中提出了一种能够得到容易识别正常组织和病变组织那样的图像的内窥镜装置。

然而，例如在日本特开2003-126014号公报中公开那样的能够同时观察普通光观察和荧光观察的内窥镜装置中存在以下问题：例如当进行光量调整使得普通光图像的亮度适当时，荧光图像的亮度不适当(过亮或者过暗)，无法得到期望的图像。

另外，为了将普通光图像和荧光图像两个图像都调整为适当的亮度，需要对各观察模式设置各自的光源，在这种情况下，存在装置大型化这种问题。

本发明是鉴于上述情况而完成的，目的在于提供一种能够通过简单且廉价的结构来将普通光图像和荧光图像调整为适当的亮度的内窥镜装置。

发明内容

用于解决问题的方案

本发明的一个方式所涉及的内窥镜装置的特征在于，具备：内窥镜，其具有普通光观察用的第一摄像单元和荧光观察用的第二摄像单元，其中，上述第一摄像单元对被摄体照射照明光，拍摄来自上述被摄体的反射光所形成的像，上述第二摄像单元对上述被摄体照射激励光，拍摄来自上述被摄体的荧光所形成的像；光源部，其发出上述照明光和上述激励光；调光信号生成部，其根据由上述第一摄像单元以及上述第二摄像单元拍摄得到的摄像信号来生成调光信号；光源控制部，其控制上述光源部；信号放大部，其对由上述第一摄像单元以及上述第二摄像单元拍摄得到的摄像信号的信号强度进行放大；电子快门控制部，其对上述第一摄像单元和/或上述第二摄像单元中的进行电荷的蓄积和电荷的排出的电子快门进行控制；比较部，其将上述调光信号与规定的基准电平信号进行比较；以及设定部，其根据上述比较部的比较结果来设定上述光源控制部所控制的上述光源部的照射光量、上述信号放大部中的与上述第一摄像单元和/或上述第二摄像单元分别对应的放大率、上述电子快门控制部中的与上述第一摄像单元和/或上述第二摄像单元分别对应的电荷控制参数。

另外，本发明的其它方式所涉及的内窥镜装置的特征在于，具备：内窥镜，其具有摄像单元，该摄像单元对被摄体照射照明光，拍摄来自上述被摄体的反射光所形成的普通光观察像，对上述被摄体照射激励光，拍摄来自上述被摄体的荧光所形成的荧光观察像；光源部，其发出上述照明光和上述激励光；调光信号生成部，其根据由上述摄像单元拍摄得到的摄像信号来生成调光信号；光源控制部，其控制上述光源部；信号放大部，其对由上述摄像单元拍摄得到的摄像信号的信号强度进行放大；电子快门控制部，其对上述摄像单元中的进行电荷的蓄积和电荷的排出的电子快门进行控制；比较部，其将上述调光信号与规定的基准电平信号进行比较；以及设定部，其根据上述比较部的比较结果来设定上述光源控制部所控制的上述光源部的照射光量、上述信号放大部中的与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的放大率、上述电子快门控制部中的与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的电荷控制参数。

另外，本发明的一个方式涉及的内窥镜装置的设定方法，该内窥镜装置具有摄像单元，该摄像单元对被摄体照射照明光，拍摄来自上述被摄体的反射光所形成的普通光观察像，对上述被摄体照射激励光，拍摄来自上述被摄体的荧光所形成的荧光观察像，该内窥镜装置的设定方法的特征在于，由调光信号生成部根据由上述摄像单元拍摄得到的摄像信号来生成调光信号，由比较部来将上述调光信号与规定的基准电平信号进行比较，由设定部根据上述比较部的比较结果来设定上述照明光以及上述激励光的照射光量、与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的上述摄像信号的放大率、与上述普通光观察像和/或上述荧光观察像分别对应的电荷控制参数。

附图说明

图1是表示本发明的实施方式所涉及的内窥镜装置的结构的结构图。

图2是表示图1的切换滤波器的结构的图。

图3是说明利用图1的内窥镜装置所得到的荧光图像、普通图像的时序图。

图4是说明图1的处理器的处理的流程图。

图5是说明图3的处理的变形例的流程图。

图6是表示作为图1的电子内窥镜的第一变形例的胶囊型内窥镜的图。

图7是表示图1的电子内窥镜的第二变形例的图。

具体实施方式

下面，参照附图来说明本发明的实施方式。

图1至图6涉及本发明的实施方式，图1是表示内窥镜装置的结构的结构图，图2是表示图1的切换滤波器的结构的图，图3是说明利用图1的内窥镜装置所得到的荧光图像、普通图像的时序图，图4是说明图1的处理器的处理的流程图，图5是说明图3的处理的变形例的流程图，图6是表示作为图1的电子内窥镜的第一变形例的胶囊型内窥镜的图，图7是表示图1的电子内窥镜的第二变形例的图。

(结构)

如图1所示，本实施方式的具备了普通观察模式和荧光观察模式的内窥镜装置1由以下部分构成：电子内窥镜2，其用于插入到体腔内来进行观察；光源装置3，其发出作为白色光的普通光以及用于激励自身荧光(下面，简单记为荧光)的激励光；处理器4，其进行信号处理，该信号处理用于构建利用普通光得到

的图像即普通观察图像(下面, 简单记为普通图像)和利用荧光得到的图像即荧光图像; 以及监视器5, 其显示普通图像和荧光图像。

电子内窥镜2具有被插入到体腔内的细长的插入部7, 在该插入部7的前端部8内置有照明单元和摄像单元。

在插入部7内贯通有传输(导光)普通光和激励光的光导纤维9, 设置在该光导纤维9的手侧入射端的光源用连接器10装卸自如地连接于光源装置3。

光源装置3具备: 灯12, 其被灯驱动电路11驱动来发光, 放射包括从红外波长频带到可见光频带的光; 光源光圈13, 其被设置在该灯12的照明光路上, 限制来自灯12的光量; 切换滤波器部14, 其被设置在照明光路上; 以及聚光透镜15, 其对通过了该切换滤波器部14的光进行聚光。

该切换滤波器部14构成为具备通过转动用马达16而被转动的切换滤波器17。如图2所示, 切换滤波器17具有透过普通观察用的白色光的白色光透过滤波器171和透过荧光观察用的激励光的激励光透过滤波器172。该白色光透过滤波器171和激励光透过滤波器172通过被转动马达16转动驱动而各自依次、大致连续地被插入到光路中。

返回图1, 来自光源装置3的照明光通过光导纤维9被传输(导光)到电子内窥镜2的插入部7的前端侧。该光导纤维9以较少的传输损耗来传输激励光和普通光。作为该光导纤维9, 例如由多组分玻璃光纤、石英光纤等构成。

被传输到光导纤维9的前端面的光经过安装于与该前端面相面对的照明窗(未图示)的照明透镜24扩大后, 照射到体腔内的观察对象部位(未图示)侧。

电子内窥镜2在插入部7的前端部8设置有例如由作为摄像

元件的电荷耦合元件(略记为CCD)构成的荧光观察用CCD(荧光用CCD)28a和普通观察用CCD(普通用CCD)28b。在前端部8与该照明窗(未图示)相邻地设置有观察窗(未图示),在前端部8的观察窗(未图示)上配置有作为第二摄像单元的荧光观察用摄像部100a和作为第一摄像元件的普通观察用摄像部100b。

此外,作为对荧光图像以及普通图像进行拍摄的摄像元件,代替CCD 28a、28b,也可以是CMD(Charged Modulation Device: 电荷调制器件)摄像元件、C-MOS摄像元件、AMI(Amplified MOS Imager: 放大MOS成像器)、BCCD(Back Illuminated CCD: 背照明CCD)。

荧光观察用摄像部100a由以下部分构成:物镜系统25a,其用于光学成像;第一光圈26a,其为了进行从远点到近点的对焦而在空间上限制光量;激励光遮断滤波器27,其遮断激励光;以及荧光观察用CCD 28a,其是拍摄荧光像的摄像元件。

另外,普通观察用摄像部100b由以下部分构成:物镜系统25b,其用于光学成像;第二光圈26b;以及普通观察用CCD 28b,其是拍摄普通图像的摄像元件。在此,普通观察用CCD 28b在摄像面具备滤色器(未图示),将分光为RGB的分光图像作为光学像而输出。

此外,第一光圈26a的fNo.的值小于第二光圈26b的fNo.的值。也就是说,通过荧光用CCD 28a,较多的光量进入。

另外,激励光遮断滤波器27是在荧光观察时将进行激励用以产生荧光的激励光遮断的滤波器,例如具有透过470~700nm的波长频带、即透过除了蓝色频带的一部分波长(400~470nm)以外的可见光的特性。

如图3所示,利用从光源装置3供给的、白色光和激励光大致连续的照明光来照射生物体组织。并且,在荧光图像模式下,

通过荧光观察用CCD 28a大致连续地拍摄参照光的像(参照光像)和(自身)荧光的像(荧光像),其中,上述参照光是照射白色光时通过了激励光遮断滤波器27的生物体组织反射光,上述(自身)荧光是照射激励光时的由于生物体组织而被激励出的光。另外,在普通图像模式下,通过普通观察用CCD 28b拍摄照射白色光时生物体组织的普通光像。

返回图1,在电子内窥镜2中设置有内窥镜开关29,该内窥镜开关29用于进行选择荧光图像模式和普通图像模式的指示操作或定格、释放的指示操作,该操作信号被输入到作为光源控制单元的控制电路37,控制电路37进行与该操作信号对应的控制动作。

两个CCD 28a、28b通过元件判断/切换部64而与CCD驱动电路31、前置放大器32以及电子快门控制部101连接。由控制电路37控制该元件判断/切换部64的切换。也就是说,如果通过内窥镜开关29而选择荧光图像模式,则选择使用荧光用CCD 28a,如果选择普通图像模式,则选择使用普通用CCD 28b。

在普通图像模式下,根据来自设置在处理器4内的CCD驱动电路31的CCD驱动信号来驱动普通用CCD 28b,对成像于普通用CCD 28b的光学像进行光电转换并输出图像信号。

另外,在荧光图像模式下,根据来自设置在处理器4内的CCD驱动电路31的CCD驱动信号来驱动荧光观察用CCD 28a,对成像于荧光观察用CCD 28a的光学像进行光电转换并输出图像信号。

该图像信号被设置在处理器4内的前置放大器32放大,进一步被作为信号放大单元的自动增益控制(AGC)电路33放大到规定电平之后,通过A/D转换电路34被从模拟信号转换为数字信号(图像数据),各图像数据经过进行输入输出切换的多路转

接器35而临时保存(存储)到第一帧存储器36a、第二帧存储器36b以及第三帧存储器36c。

控制电路37控制多路转接器35的切换,在普通图像模式下,控制为将通过普通观察用CCD 28b的滤色器(未图示)而分光为RGB的分光学像的各图像数据分别依次存储到第一帧存储器36a、第二帧存储器36b、第三帧存储器36c。

另外,控制电路37控制多路转接器35的切换,在荧光图像模式下,控制为将参照光的图像数据和荧光的图像数据例如分别依次存储到第一帧存储器36a、第二帧存储器36b,其中,上述参照光是照射普通光时利用激励光遮断滤波器27进行遮断的窄频带的生物体组织反射光,上述荧光是利用激励光而由生物体组织产生的光。

保存在帧存储器36a~36c内的图像数据被输入到影像处理电路65,例如在对输入信号实施影像处理之后,转换为模拟RGB信号并输出到监视器5,其中,上述影像处理为对输入信号进行矩阵转换,并转换为容易识别正常组织部分和病变组织部分的色调的输出信号。

在处理器4中设置有作为调光信号生成单元的调光电路40,该调光电路40根据通过了前置放大器32的信号来生成用于控制光源装置3内的光源光圈13的开口面积的调光信号。另外,由控制电路37控制光源光圈13的开口面积。

另外,该控制电路37控制灯驱动电路11对灯12进行发光驱动的灯电流。另外,该控制电路37进行与内窥镜开关29的操作相应的控制动作。

处理器4具备:作为比较单元的比较部103,其将调光电路40的输出(调光信号)与规定的基准值进行比较;作为设定单元的设定部102,其根据比较部103的比较结果,设定AGC 33的增

益、电子快门控制部101的快门控制参数(电荷蓄积时间)以及光源装置3内的光源光圈13的开口面积;以及作为电子快门控制单元的电子快门控制部101,其通过设定部102的控制来控制CCD驱动电路31的电子快门功能。后面详细说明这些比较部103、设定部102以及电子快门控制部101。此外,比较部103的比较结果也输入到控制电路37。

电子内窥镜2具有内窥镜ID产生部41,该内窥镜ID产生部41产生该电子内窥镜2的至少包括其型号的固有ID信息,当将电子内窥镜2连接到处理器4时,由设置在处理器4侧的型号检测电路42对所连接的电子内窥镜2的型号信息进行检测,将该型号信息发送到控制电路37。

控制电路37根据所连接的电子内窥镜2的型号的特性来发送将图像处理电路38的矩阵处理参数设定为适当参数的控制信号。

(作用)

接着,说明这样构成的本实施方式的作用。如图4所示,在处理器4中,在步骤S1中,比较部103对来自调光电路40的普通光像(参照图3)的调光信号P1与规定的基准值T1进行比较,将比较结果输出到设定部102,其中,上述普通光像为白色光照射定时的普通观察用CCD 28b中的像。

并且,如果 $P1=T1$,在步骤S2中,设定部102对控制电路37进行设定来保持光源装置3内的光源光圈13的开口面积 $S(S \leftarrow S)$,进入步骤S5。

如果 $P1>T1$,在步骤S3中,设定部102对控制电路37进行设定使光源装置3内的光源光圈13的开口面积 S 缩小规定量 $\Delta S(S \leftarrow S - \Delta S)$,进入步骤S5。

如果 $P1<T1$,在步骤S4中,设定部102对控制电路37进行设

定使光源装置3内的光源光圈13的开口面积 S 增大规定量 $\Delta S(S \leftarrow S + \Delta S)$ ，进入步骤S5。

在步骤S5中，设定部102将AGC 33的放大率(增益)设定为固定值 $\alpha 1$ 。并且，在步骤S6中，设定部102对电子快门控制部101进行将电荷蓄积时间设为固定值 $\beta 1$ 的设定，该电荷蓄积时间用于控制CCD驱动电路31的电子快门功能的电荷蓄积。接着，在步骤S7中，设定部102使光源装置3内的光源光圈13的开口成为在步骤S2至步骤S4中设定的开口面积 S 。

接着，在步骤S8中，比较部103对来自调光电路40的荧光像(参照图3)的调光信号 $P2$ 与规定的基准值 $T2$ 进行比较，将比较结果输出到设定部102，其中，上述荧光像是激励光照射定时的荧光用CCD 28a中的像。

并且，如果 $P2 = T2$ ，在步骤S9中，设定部102将荧光图像和参照光图像的AGC 33的放大率(增益)设定/保持为当前值，在步骤S10中，设定部102对电子快门控制部101进行将荧光图像和参照光图像的电荷蓄积时间设定/保持为当前值的设定，结束处理。

如果 $P2 > T2$ ，在步骤S11中，设定部102对电子快门控制部101进行缩短荧光图像的电荷蓄积时间并设为固定值的设定，并且，在步骤S12中，设定部102对电子快门控制部101进行将参照光图像的电荷蓄积时间设为固定值的设定，结束处理。

此外，在该步骤S11以及步骤S12的处理中，将荧光图像和参照光图像的AGC 33的放大率(增益)设定/保持为当前值。

如果 $P2 < T2$ ，在步骤S13中，设定部102增大荧光图像的AGC 33的放大率(增益)并设定为固定值 $\alpha 2(> \text{当前放大率})$ ，并且，在步骤S14中，设定部102将参照光图像的AGC 33的放大率(增益)也设定为固定值 $\alpha 2(> \text{当前放大率})$ ，结束处理。

在此，例如，在本实施方式中，在同时观察普通观察和荧光观察的过程中，总是反复进行这一系列步骤(步骤S1~步骤S13)。

此外，在该步骤S13以及步骤S14的处理中，将荧光图像和参照光图像的电荷蓄积时间设定/保持为当前值，该电荷蓄积时间用于控制CCD驱动电路31的电子快门功能的电荷蓄积。

此外，规定的基准值T1、T2是预先决定的值，例如，能够由用户进行设定变更，另外也可以变更为与光源装置的种类相应的值等。

这样，在本实施方式中，(1)在普通观察模式下，对来自调光电路40的调光信号与第一基准值T1进行比较，根据比较结果来设定AGC 33的放大率(增益)、电子快门功能的电荷蓄积时间以及光源光圈13的开口面积，(2)并且，在荧光观察模式下，保持普通观察模式下光源光圈13的开口面积的设定状态，对来自调光电路40的调光信号与第二基准值T2进行比较，根据比较结果来设定AGC 33的放大率(增益)以及电子快门功能的电荷蓄积时间，因此通过比较部103和设定部102这种简单的结构，能够与观察模式相应地设定AGC 33的放大率(增益)以及电子快门功能的电荷蓄积时间，能够简单且廉价地将普通光图像和荧光图像调整为适当的亮度。

特别是，在本实施方式中，即使在使用一个光源装置和两个摄像元件来同时获取普通图像和荧光图像的情况下，也起到在两个图像中能得到适当的亮度这种效果。

(变形例1)

在上述实施方式中，如上所述，首先，通过设定/控制光圈开口量、放大率以及电荷蓄积时间来进行普通观察模式下的亮度调整，接着，通过设定/控制放大率以及电荷蓄积时间来进行

荧光观察模式下的亮度调整，但是并不限于此，也可以首先进行荧光观察模式下的亮度调整，接着进行普通观察模式下的亮度调整。

在上述实施方式中，通过普通观察模式下的亮度调整来执行光源光圈13的开口面积的设定/控制，在荧光观察模式下的亮度调整时，光源光圈13的开口面积被固定。在这种情况下，通过设定/控制放大率以及电荷蓄积时间来执行荧光观察模式下的亮度调整。

在该变形例1中，通过荧光观察模式下的亮度调整来执行光源光圈13的开口面积的设定/控制，在普通观察模式下的亮度调整时，光源光圈13的开口面积被固定。在这种情况下，通过设定/控制放大率以及电荷蓄积时间来执行普通观察模式下的亮度调整。

具体地说，如图5所示，在步骤S8中，比较部103对来自调光电路40的荧光像(参照图3)的调光信号P2与规定的基准值T2进行比较，将比较结果输出到设定部102，其中，上述荧光像为激励光照射定时的荧光用CCD 28a中的像。

并且，如果 $P2=T2$ ，在步骤S2中，设定部102对控制电路37进行设定来保持光源装置3内的光源光圈13的开口面积 $S(S \leftarrow S)$ ，进入步骤S9。

在步骤S9中，设定部102将荧光图像和参照光图像的AGC 33的放大率(增益)设定/保持为当前值，在步骤S10中，设定部102对电子快门控制部101进行将荧光图像和参照光图像的电荷蓄积时间设定/保持为当前值的设定，进入步骤S7。

如果 $P2>T2$ ，在步骤S3中，设定部102对控制电路37进行设定使光源装置3内的光源光圈13的开口面积 S 缩小规定量 $\Delta S(S \leftarrow S - \Delta S)$ ，进入步骤S11。

在步骤S11中，设定部102对电子快门控制部101进行缩短荧光图像的电荷蓄积时间并设为固定值的设定，并且，在步骤S12中，设定部102对电子快门控制部101进行将参照光图像的电荷蓄积时间设为固定值的设定，进入步骤S7。

如果 $P2 < T2$ ，在步骤S4中，设定部102对控制电路37进行设定使光源装置3内的光源光圈13的开口面积S增大规定量 $\Delta S(S \leftarrow S + \Delta S)$ ，进入步骤S21。

在步骤S21中，设定部102判断开口面积S是否达到了最大开口面积 S_{max} ，如果判断为开口面积S达到了最大开口面积 S_{max} 则进入步骤S13，如果开口面积S没有达到最大开口面积 S_{max} 则进入步骤S7。

在步骤S13中，设定部102增大荧光图像的AGC 33的放大率(增益)并设定为固定值 $\alpha 2(> \text{当前放大率})$ ，并且，在步骤S14中，设定部102将参照光图像的AGC 33的放大率(增益)也设定为固定值 $\alpha 2(> \text{当前放大率})$ ，进入步骤S7。

然后，经过步骤S7以及步骤S1的处理，如果 $P1 = T1$ ，在步骤S22中，设定部102将普通图像的AGC 33的放大率(增益)保持/设定为当前值，并且，对电子快门控制部101进行将普通图像的电荷蓄积时间保持为当前值的设定，结束处理，其中，所述电荷蓄积时间用于控制CCD驱动电路31的电子快门功能的电荷蓄积。

另外，经过步骤S7以及步骤S1的处理，如果 $P1 > T1$ ，在步骤S23中，设定部102对电子快门控制部101进行缩短普通图像的电荷蓄积时间的设定，结束处理，其中，所述普通图像的电荷蓄积时间用于控制普通图像的CCD驱动电路31的电子快门功能的电荷蓄积。

并且，经过步骤S7以及步骤S1的处理，如果 $P1 < T1$ ，在步

骤S24中，设定部102进行增大普通图像的AGC 33的放大率(增益)的设定，结束处理。

在上述实施方式中，通过普通观察模式下的亮度调整来执行光源光圈13的开口面积的设定/控制，在荧光观察模式下的亮度调整时，光源光圈13的开口面积被固定。在这种情况下，通过仅设定/控制放大率以及电荷蓄积时间来执行荧光观察模式下的亮度调整。

另一方面，在变形例1中，通过荧光观察模式下的亮度调整来执行光源光圈13的开口面积的设定/控制，在普通观察模式下的亮度调整时，光源光圈13的开口面积被固定。在这种情况下，仅通过设定/控制放大率以及电荷蓄积时间来执行普通观察模式下的亮度调整。

这样，即使在首先进行荧光观察模式下的亮度调整、接着进行普通观察模式下的亮度调整的变形例1中，也能够通过比较部103和设定部102这种简单的结构，与观察模式相应地设定AGC 33的放大率(增益)以及电子快门功能的电荷蓄积时间，能够简单且廉价地将普通光图像和荧光图像调整为适当的亮度。

在本变形例中，在使用一个光源装置和两个摄像元件来同时获取普通图像和荧光图像的情况下，起到能够在两个图像中得到适当的亮度这种效果。

(变形例2)

在上述实施方式中，以与光源装置3以及处理器4连接的电子内窥镜2为例进行了说明，但是并不限于此，也能够应用于图6所示那样的胶囊型内窥镜200。

如图6所示，该胶囊型内窥镜200构成为具备以下部分：作为发光元件的例如白色LED207a、207b，其用于对生物体照射照明光；作为发光元件驱动单元的光源部204，其驱动白色

LED207a、207b；萤光用CCD 28a；普通用CCD 28b；激励光截止滤波器27；CCD驱动部31，其驱动萤光用CCD 28a以及普通用CCD 28b；信号处理部205，其对来自萤光用CCD 28a以及普通用CCD 28b的摄像信号进行信号处理；以及无线部203，其用于将由信号处理部205和光源部204处理的信号无线通信到外部。

AGC33、调光电路40、比较部103、设定部102被设置在信号处理部205内部，电子快门控制部101被设置在CCD驱动部31内部，相当于上述实施方式中的光源光圈13开口面积控制部分(控制电路37)的光源控制部37A被设置在光源部204内部。

另外，从白色LED207a、207b脉冲发光的光通过设置于前面的分光单元208a、208b而仅规定波长频带的光透过并照射到生物体。通过光源部204内部的分光单元控制部204a来选择性地控制上述分光单元208a、208b所透过的波长频带，通过与白色LED207a、207b的脉冲发光同步地切换波长频带，以时间序列照射白色光和用于激励荧光的激励光。

由光源控制部37A控制白色LED207a、207b的驱动电流，由此控制向生物体照射的光量。

在这样构成的胶囊型内窥镜中，通过进行图3或者图4中所说明的处理，也能够得到与上述实施方式或者变形例1相同的效果。此外，在该变形例2中，在图3或者图4中，由设定部102和光源控制部37A控制的参数不是“光源光圈13的开口面积”而是“LED的驱动电流”，以“使驱动电流增大(减小)”来替代“使开口面积增大(缩小)”。

(变形例3)

在上述实施方式中，由荧光观察用摄像部100a拍摄荧光观察像，并且由普通观察用摄像部100b拍摄普通光观察像，但是

并不限于此，例如，如图7所示，也可以将内窥镜装置1构成为仅通过普通观察用摄像部100b一个摄像部来拍摄荧光观察像和普通光观察像。

在此，在该变形例3的普通观察用摄像部100b中，将通过了切换滤波器17的白色光透过滤波器171而照射的定时的摄像信号设为普通观察模式的摄像信号，并且将通过了激励光透过滤波器172而照射的定时的摄像信号设为荧光观察模式的摄像信号，在各普通观察模式和荧光观察模式中，通过与上述实施方式同样地进行光圈开口量、放大率以及电荷蓄积时间等控制，能够得到同样的作用/效果。

(其它变形例)

在本实施方式中，包括以下“其它变形例”。

其它变形例

(变形1)在变形例2中，发光元件并不限于白色LED，例如也可以是波长可变的发光元件。由光源部204来选择性地控制照明光的波长，此时，在波长可变的发光元件的前面不设置分光单元。

(变形2)从光源装置3提供给电子内窥镜2的照明光、或者从发光元件(例如LED)发光的光并不限于白色光，也可以是红、绿、蓝的时间序列的光。

(变形3)白色光和激励光也可以不是时间序列的照明光而是作为连续光而同时照明的结构。此时，激励光是波长比白色光长的红外区域的光，同时图像获取利用荧光用CCD 28a得到的荧光图像和参照图像以及利用普通用CCD 28b得到的普通图像。

(变形4)作为荧光，以利用激励光而生物体组织被激励所产生的自身荧光为例进行了说明，但是并不限于此，例如对于利

用来自投放给生物体的荧光药剂的荧光而得到的荧光图像，当然也能够应用上述实施方式、其变形例1、2。此外，在该荧光药剂的情况下，激励光例如为近红外区域的光。

本发明并不限于上述实施方式，在不改变本发明的要旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

本申请主张2007年10月18日在日本申请的特愿2007-271665号的优先权，将上述公开内容引入到本申请的说明书、权利要求、附图。

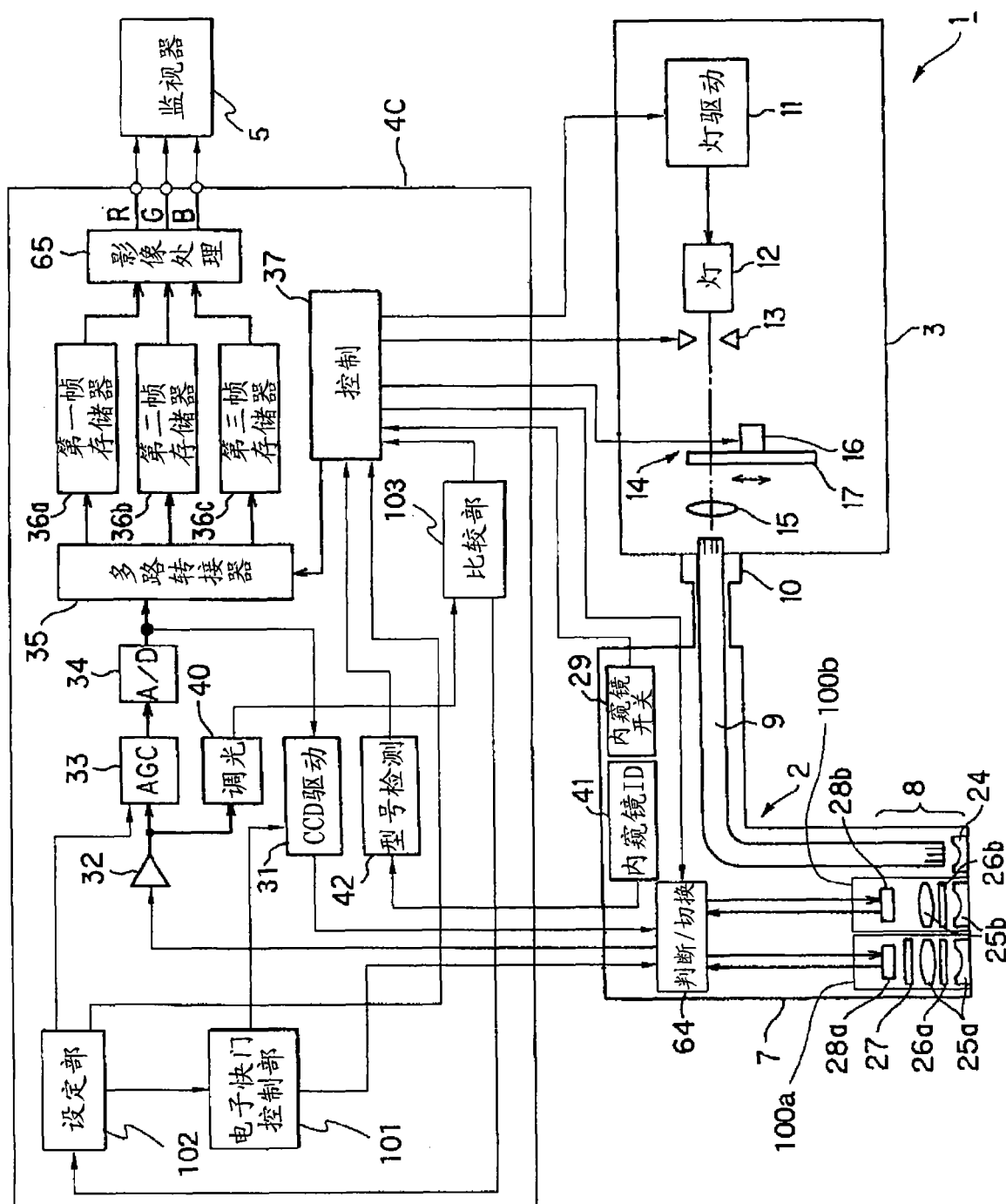


图 1

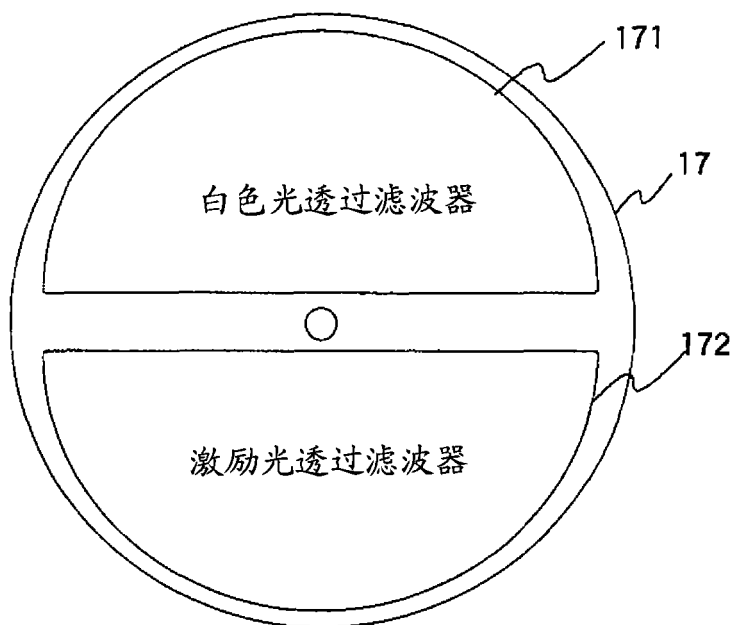


图 2

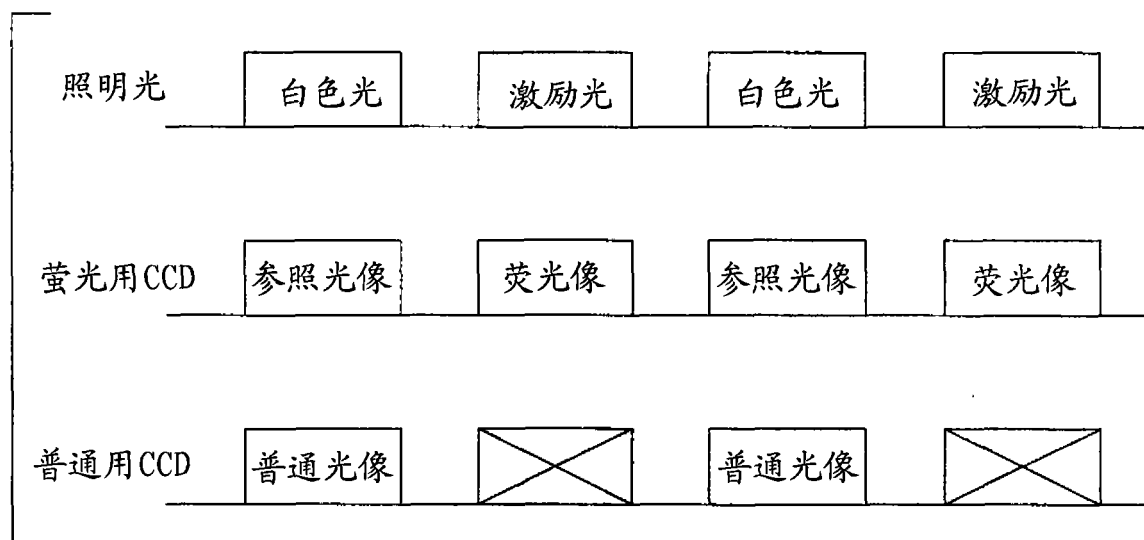


图 3

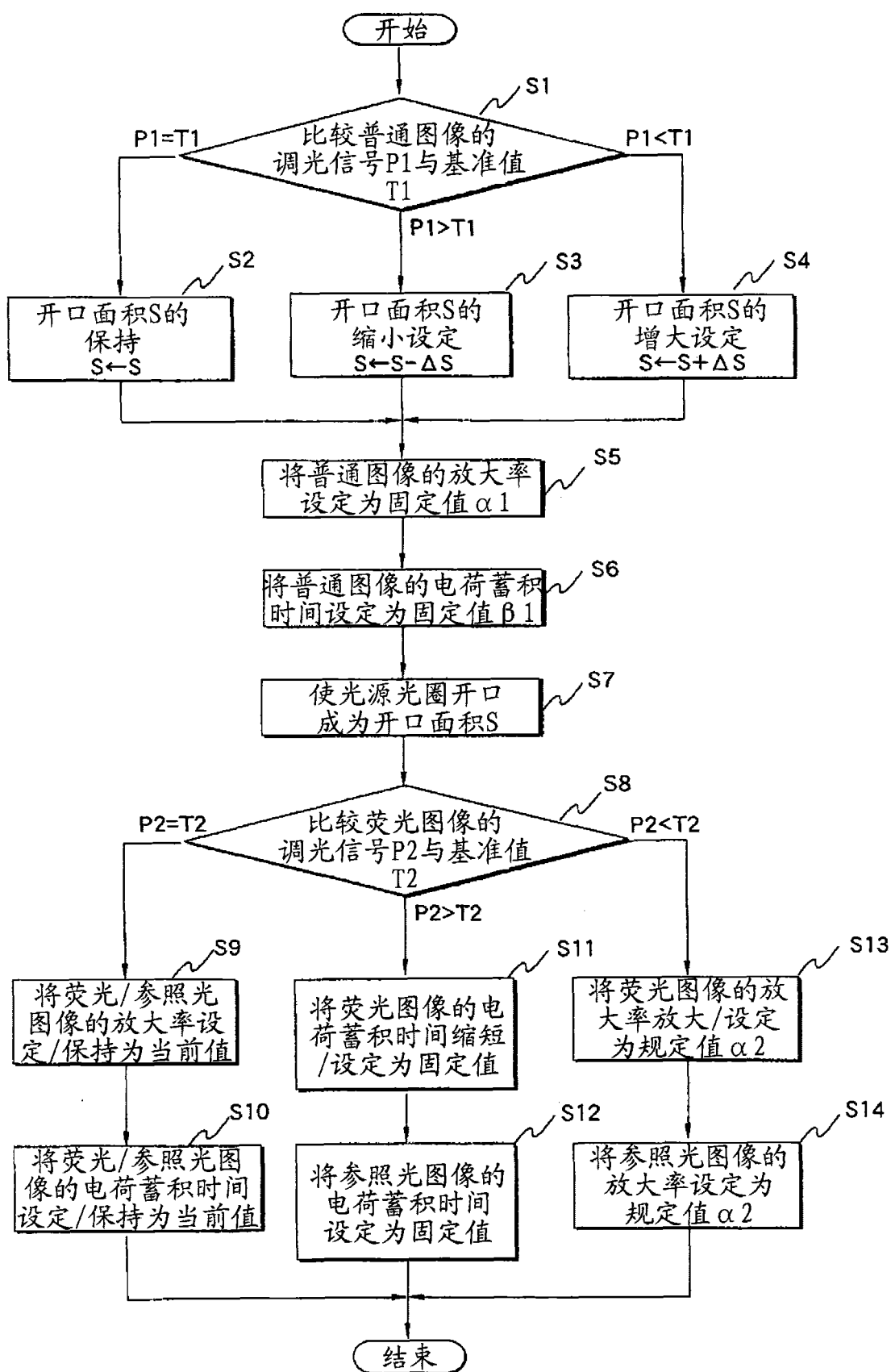


图 4

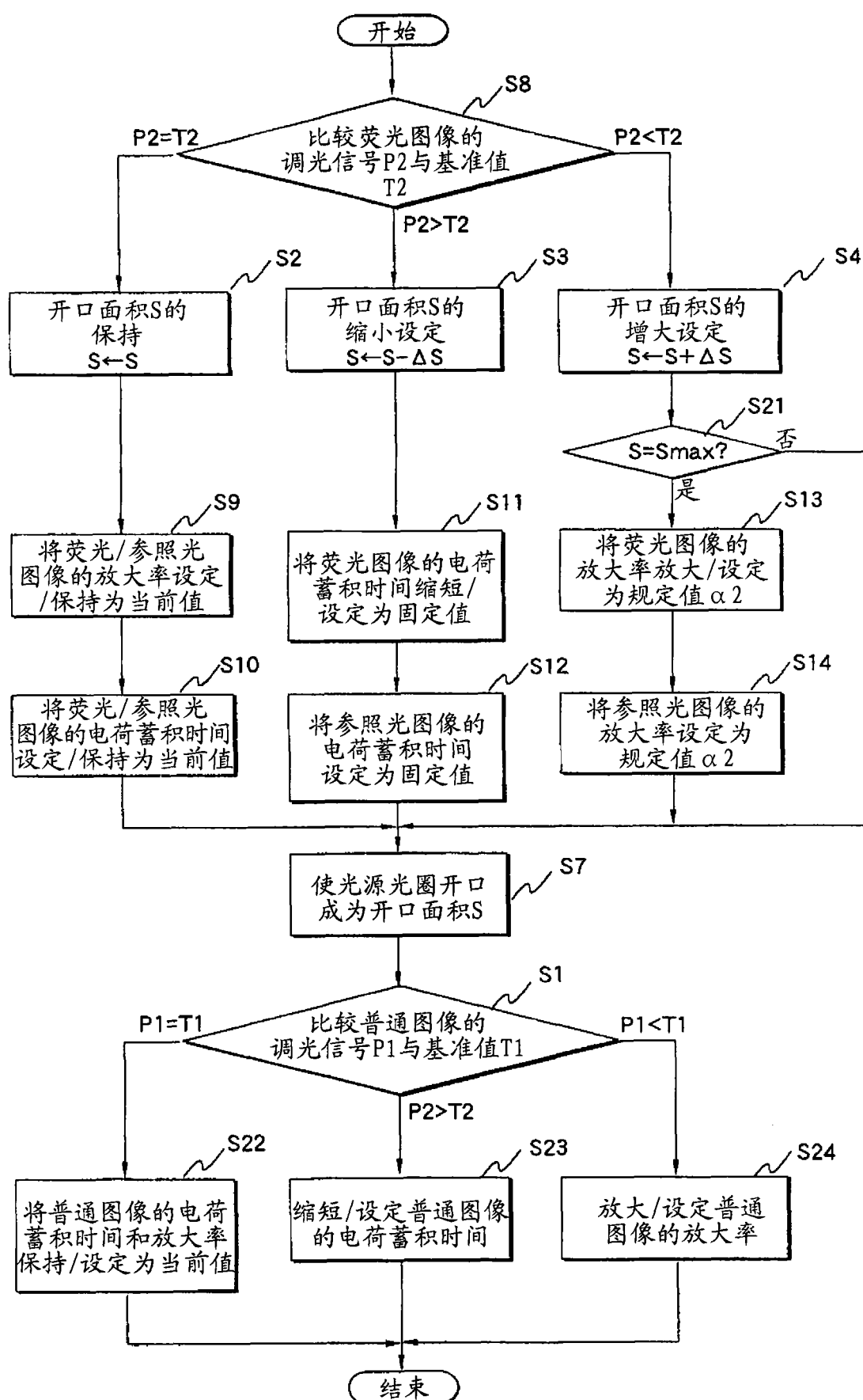


图 5

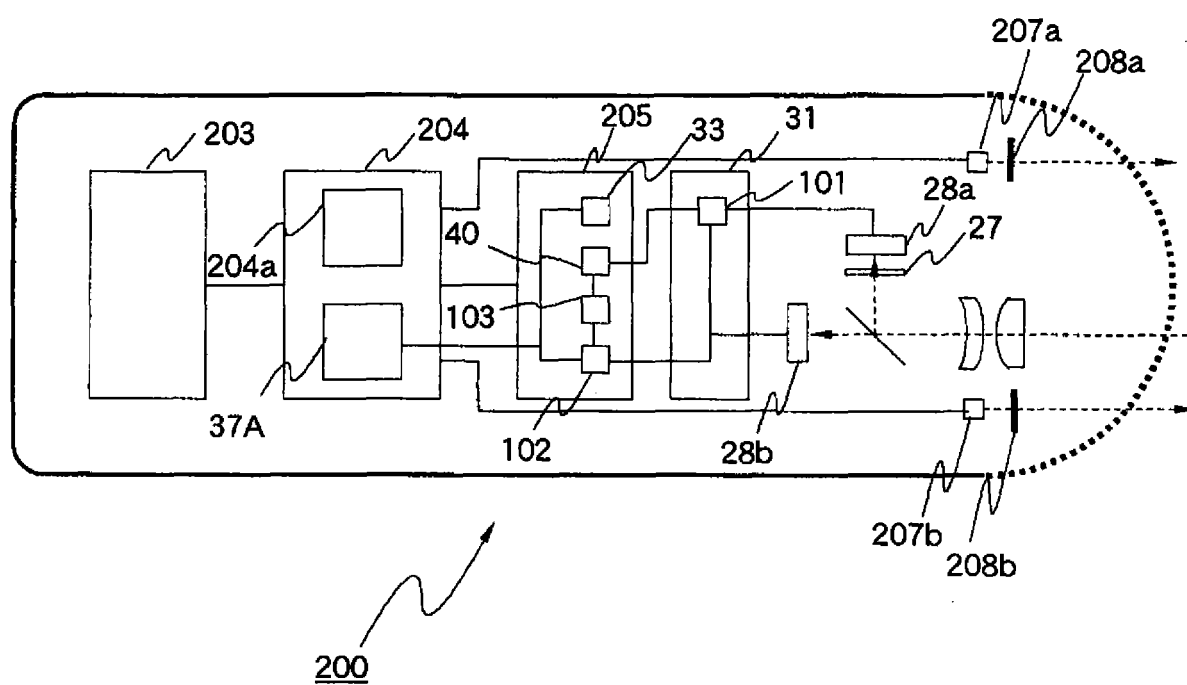


图 6

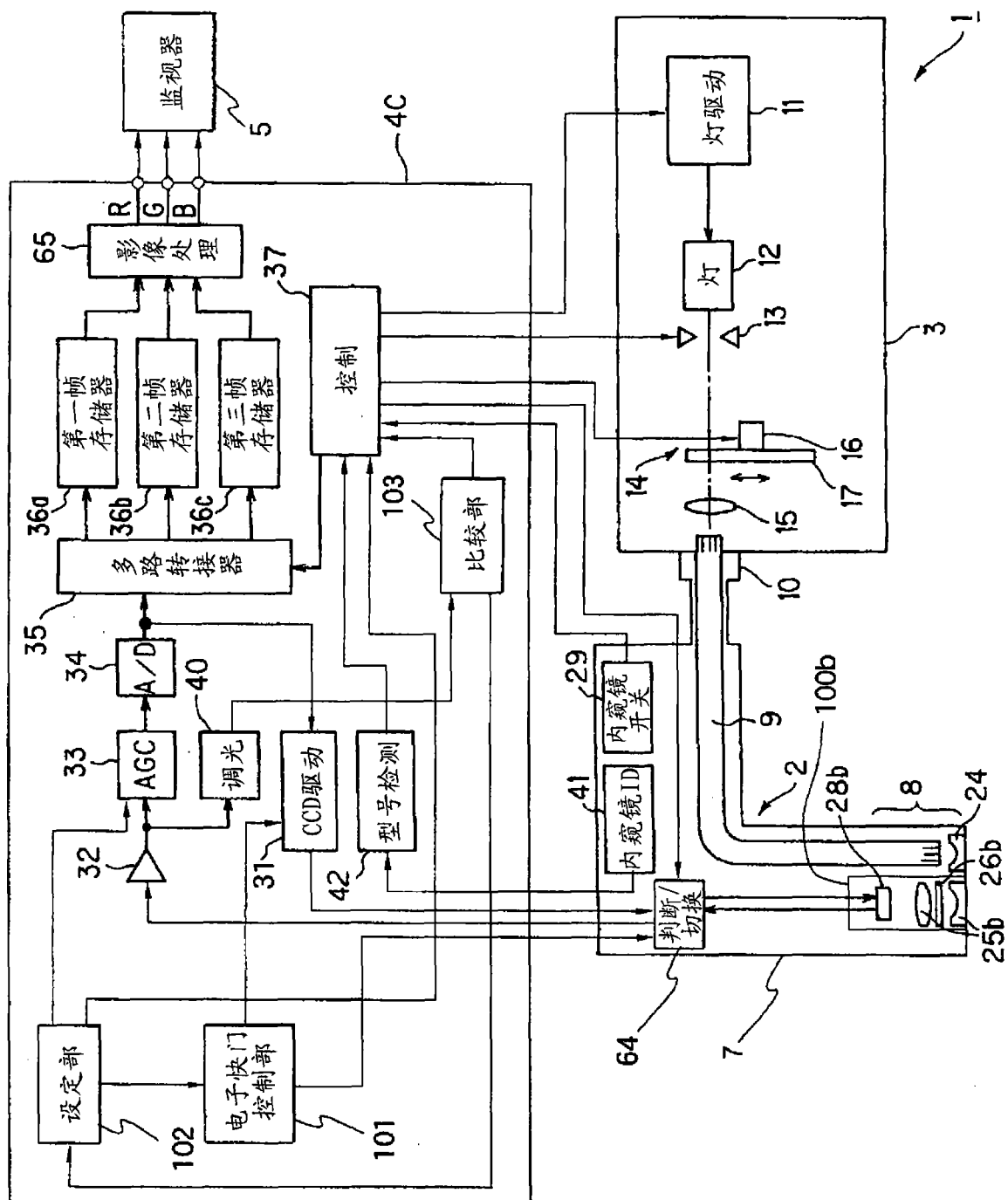


图 7

专利名称(译)	风窥镜装置及其设定方法		
公开(公告)号	CN101686798A	公开(公告)日	2010-03-31
申请号	CN200880023878.X	申请日	2008-09-16
[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	武井俊二		
发明人	武井俊二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/045 A61B5/0071 A61B1/043 A61B1/0638 A61B5/0084 A61B1/0646		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2007271665 2007-10-18 JP		
其他公开文献	CN101686798B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过简单且廉价的结构,将普通光图像和荧光图像调整为适当的亮度。处理器(4)具备:比较部(103),其将调光电路(40)的输出(调光信号)与规定的基准值进行比较;设定部(102),其根据比较部(103)的比较结果来设定AGC(33)的增益、电子快门控制部(101)的快门控制参数(电荷蓄积时间)以及光源装置(3)内的光源光圈(13)的开口面积;以及电子快门控制部(101),其通过设定部(102)的控制来控制CCD驱动电路(31)的电子快门功能。

