

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101686798 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 04

(21) 申请号 200880023878. X

A61B 1/04 (2006. 01)

(22) 申请日 2008. 09. 16

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

271665/2007 2007. 10. 18 JP

JP 特开 2001-29313 A, 2001. 02. 06,

JP 特开 2000-270265 A, 2000. 09. 29,

JP 特开 2003-126014 A, 2003. 05. 07,

CN 1572231 A, 2005. 02. 02,

US 2003/0050532 A1, 2003. 03. 13,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 01. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/066672 2008. 09. 16

审查员 冷玉珊

(87) PCT申请的公布数据

W02009/050972 JA 2009. 04. 23

(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 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(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

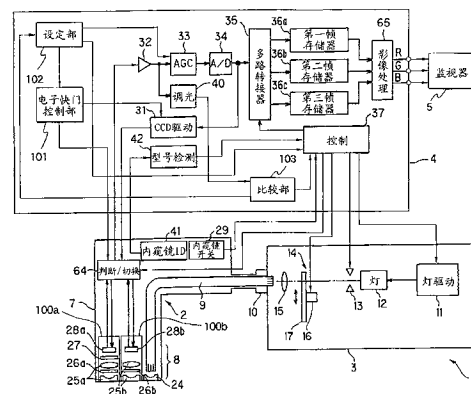
权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 6 页

(54) 发明名称

内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上述照明光和上述激励光的照射光量、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;

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明光的照射光量,

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。

2. 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。

3. 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

上述照明光和上述激励光的照射光量、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；

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激励光的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 3 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上述照明光和上述激励光的照射光量、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；

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明光的照射光量，

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。

6. 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。

7. 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上述照明光和上述激励光的照射光量、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;

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激励光的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7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;

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明光的照射光量;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。

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,
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。

11. 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；

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激励光的照射光量以及上述
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 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

[0001] 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

[0002] 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。

[0003] 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。

[0004] 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。

[0005] 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。

[0006] 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。

[0007] 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。

[0008] 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

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] 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

[0013] 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。

[0014] 图 2 是表示图 1 的切换滤波器的结构的图。

[0015] 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。

[0016] 图 4 是说明图 1 的处理器处理的流程图。

[0017] 图 5 是说明图 3 的处理的变形例的流程图。

[0018] 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。

[0019] 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

[0020] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0021] 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。

[0022] (结构)

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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器 171 和透过荧光观察用的激励光的激励光透过滤器 172。该白色光透过滤器 171 和激励光透过滤器 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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)。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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影像处理电路 65 的矩阵处理参数设定为适当参数的控制信号。

[0050] (作用)

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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 。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 如果 $P2 < T2$, 在步骤 S13 中, 设定部 102 增大荧光图像的 AGC33 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。

[0061] 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)。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] (变形例 1)

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 在步骤 S9 中,设定部 102 将荧光图像和参照光图像的 AGC33 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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。

[0085] (变形例 2)

[0086] 在上述实施方式中,在与光源装置 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。

[0087] 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;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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 在这样构成的胶囊型内窥镜中,通过进行图 4 或者图 5 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 4 或者图 5 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)”。

[0092] (变形例 3)

[0093] 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。

[0094] 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。

[0095] (其它变形例)

[0096] 在本实施方式中,包括以下“其它变形例”。

[0097] 其它变形例

[0098] (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。

[0099] (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。

[0100] (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。

[0101] (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。

[0102] 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。

[0103] 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。

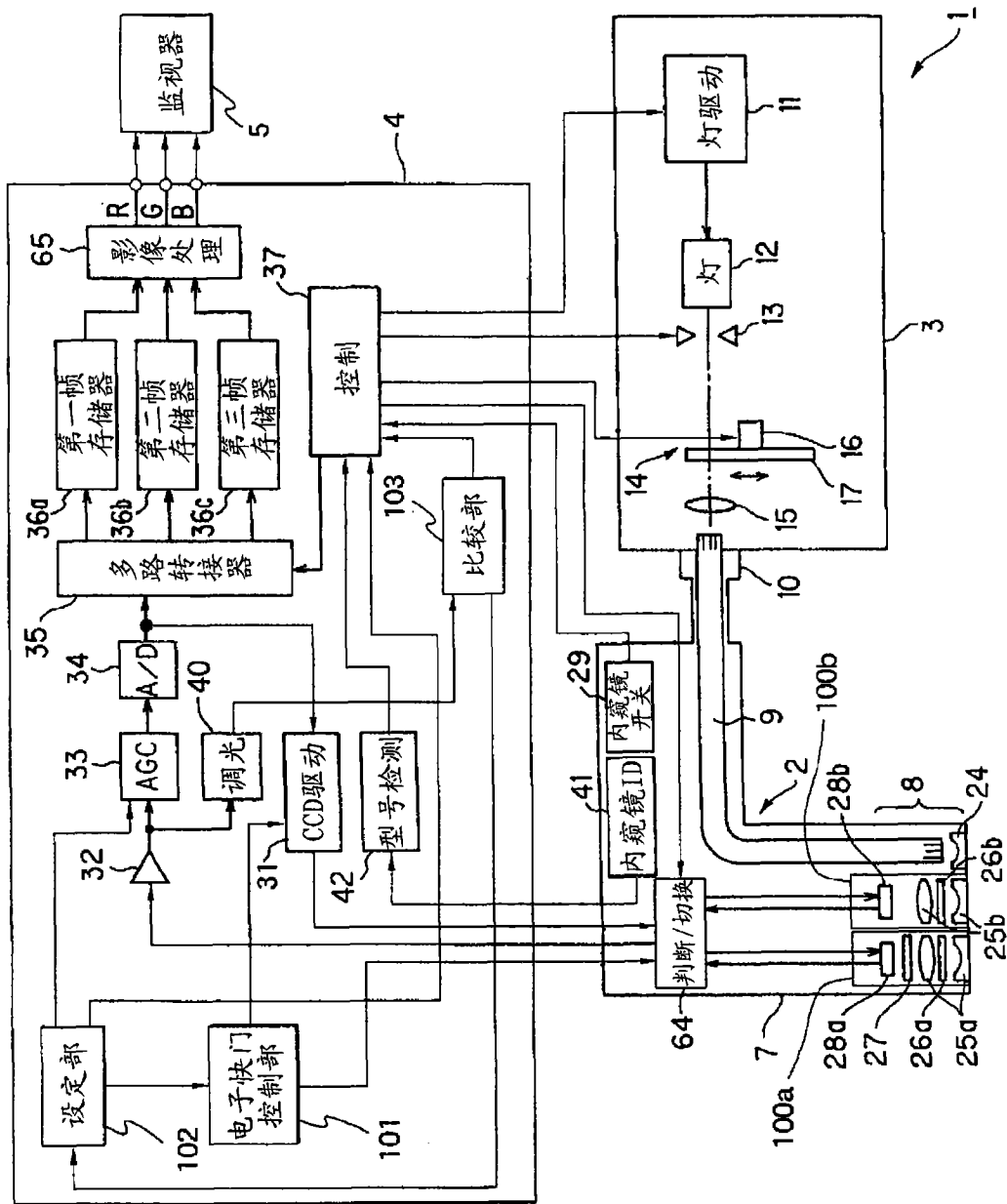


图 1

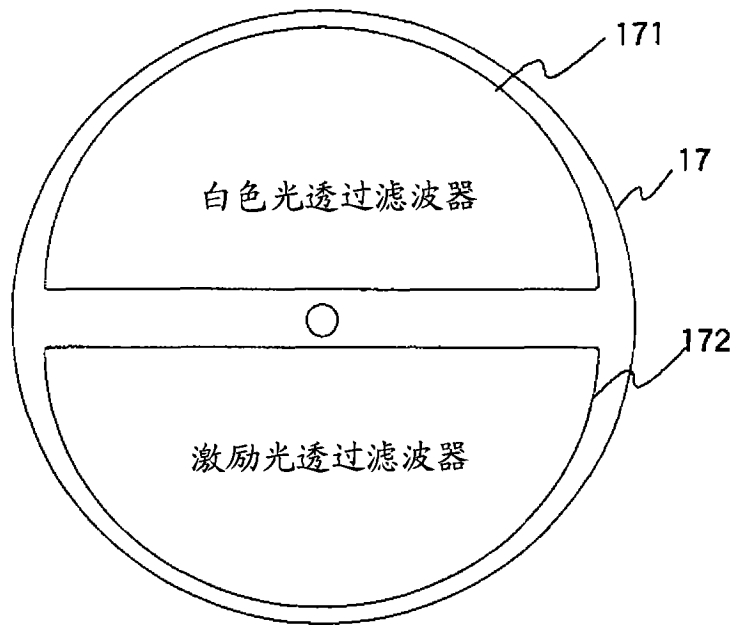


图 2

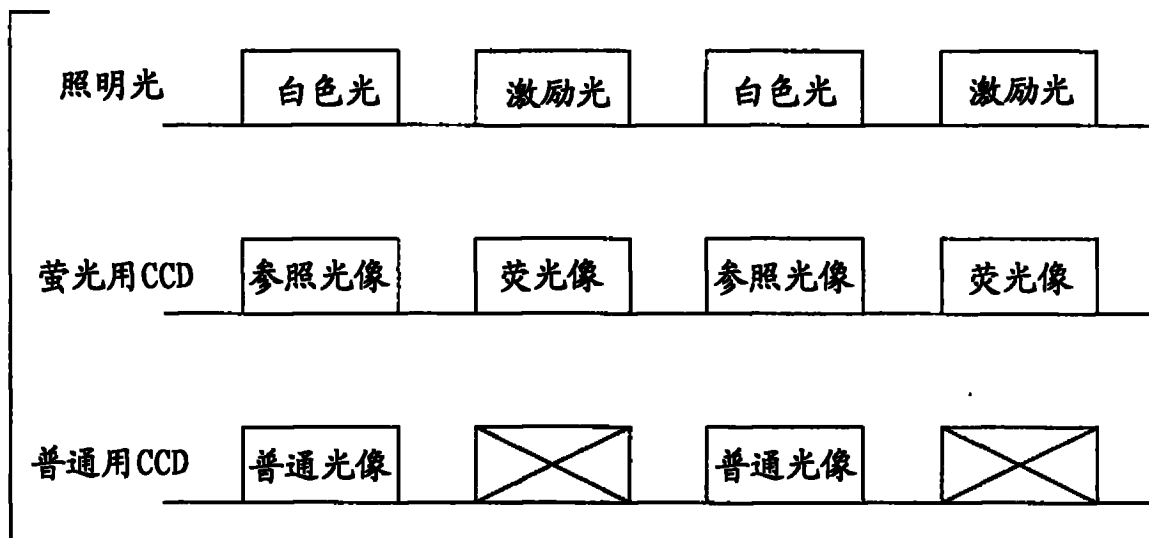


图 3

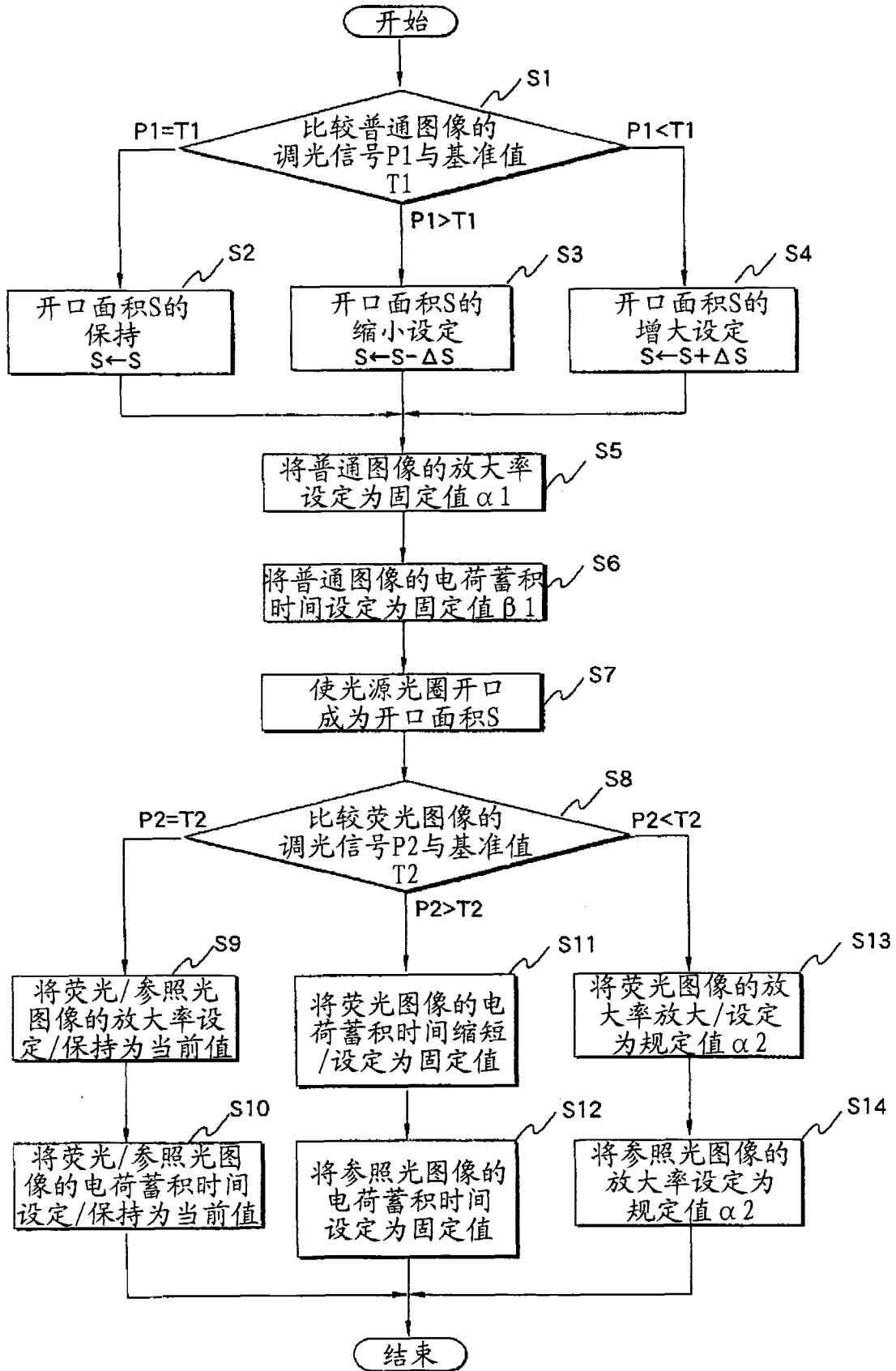


图 4

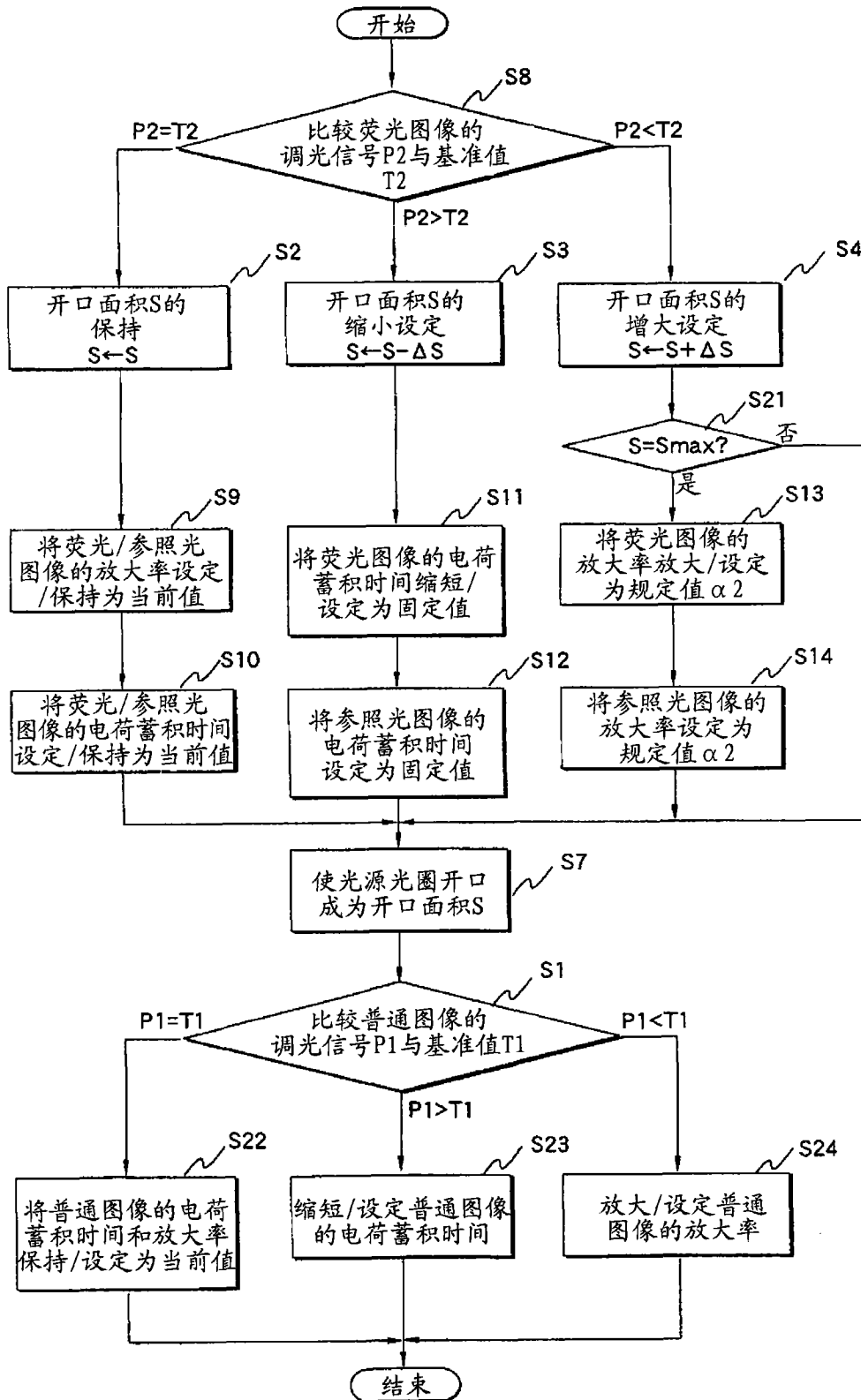


图 5

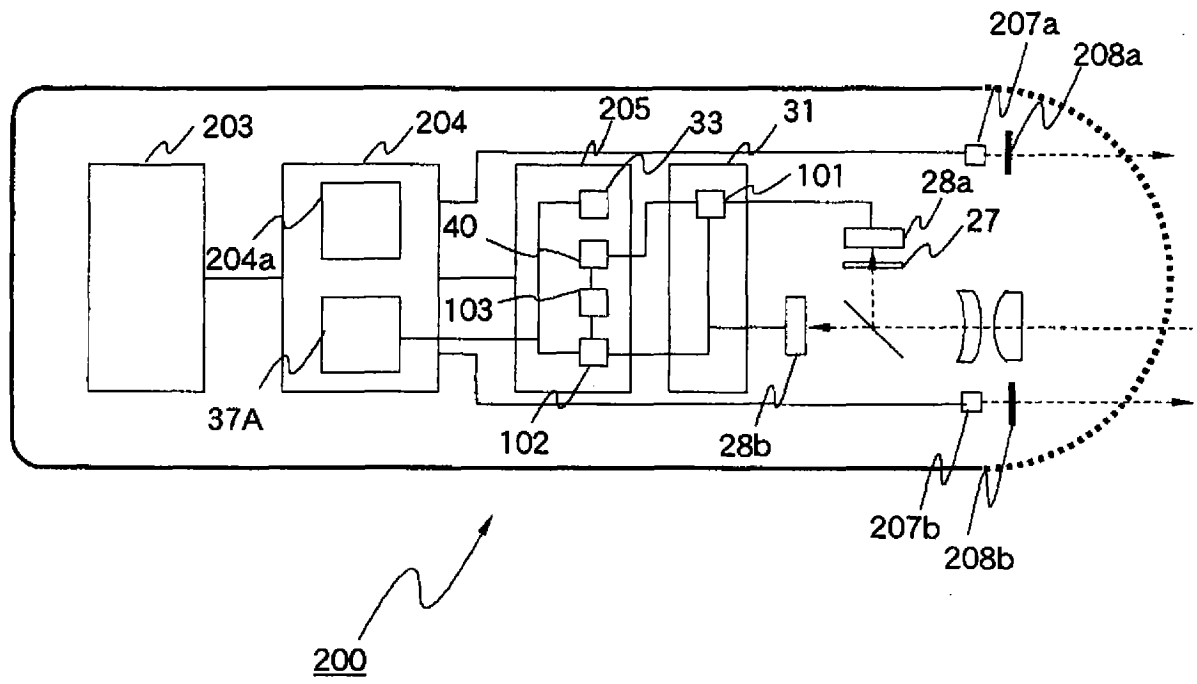


图 6

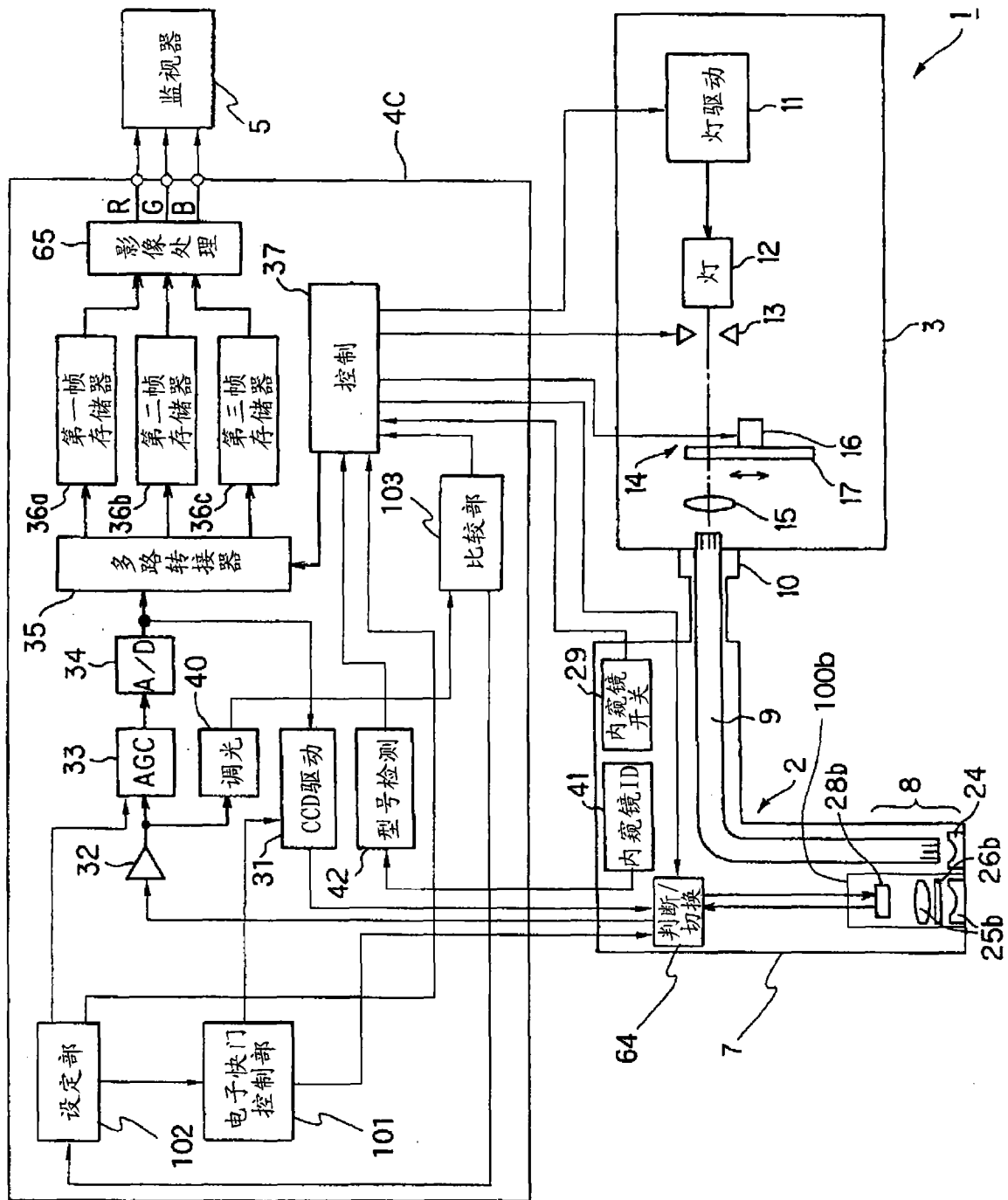


图 7

专利名称(译)	内窥镜装置及其设定方法		
公开(公告)号	CN101686798B	公开(公告)日	2012-04-04
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	CN101686798A		
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。

