



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103987309 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201380004188. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 04. 23

A61B 1/04 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

2012-104831 2012. 05. 01 JP

G02B 23/24 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/061893 2013. 04. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/164962 JA 2013. 11. 07

(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 道口信行

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉 于靖帅

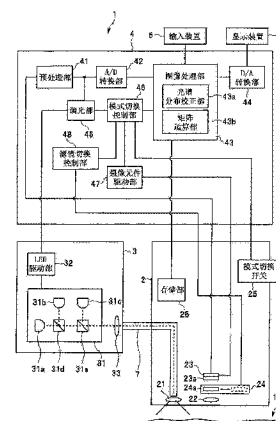
权利要求书2页 说明书23页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置具有:摄像部,其以按照各颜色成分而不同的分光感光度接收伴随着对被摄体照射照明光而产生的包含多个波段成分的回光并对其进行拍摄;校正处理部,其对摄像部拍摄所述回光而得到的被摄体的图像中包含的各颜色成分的分光光谱分布实施校正处理;以及图像分离处理部,其根据校正处理的结果,进行按照回光中包含的各波段成分来分离被摄体的图像的处理。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:

摄像部,其以按照各颜色成分而不同的分光感光度接收伴随着对被摄体照射照明光而产生的包含多个波段成分的返回光并对其进行拍摄;

校正处理部,其对所述摄像部拍摄所述返回光而得到的所述被摄体的图像中包含的各颜色成分的分光光谱分布实施校正处理;以及

图像分离处理部,其根据所述校正处理的结果,进行按照所述返回光中包含的各波段成分来分离所述被摄体的图像的处理。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述校正处理部根据表示所述返回光中包含的所述多个波段成分的光谱分布的信息和表示所述摄像部的分光感光度特性的信息,取得所述被摄体的图像中包含的各颜色成分的光谱分布,进而,设定所述校正处理中使用的校正参数,使得所述取得的各颜色成分的光谱分布彼此成为相似形状。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有存储部,该存储部存储有表示所述返回光中包含的所述多个颜色成分的光谱分布的信息和表示所述摄像部的分光感光度特性的信息,

所述校正处理部根据从所述存储部输出的各信息,设定所述校正处理中使用的校正参数。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

在所述返回光中包含有与预先投放到作为所述被摄体的活体组织中的荧光物质被所述照明光激励时发出的荧光对应的一个波段成分、以及与通过所述活体组织中的所述照明光的反射而产生的反射光对应的不同于所述一个波段成分的另一个波段成分。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有存储部,该存储部存储有与投放到所述活体组织中的荧光物质有关的信息、以及能够识别所述摄像部中包含的摄像元件的类别的信息,

所述校正处理部根据从所述存储部输出的各信息,设定所述校正处理中使用的校正参数。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有:信息输入部,其能够输入与投放到所述活体组织中的荧光物质有关的信息;以及存储部,其存储有能够识别所述摄像部中包含的摄像元件的类别的信息,

所述校正处理部根据在所述信息输入部中输入的信息和从所述存储部输出的信息,从预先计算出的多个校正参数中取得所述校正处理中使用的校正参数。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述摄像部构成为具有:彩色滤镜,其形成为针对多个颜色成分中的每个颜色成分具有不同的分光感光度,其中,该多个颜色成分的数量比所述返回光中包含的波段成分的数量多;以及摄像元件,其在摄像面上安装有所述彩色滤镜。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述返回光中包含有能够对存在于作为所述被摄体的活体组织的表层的毛细血管进行观察的波段成分、以及能够对存在于比所述活体组织的表层深的位置的中层的血管进行

观察的波段成分。

9. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述返回光中包含有能够对存在于作为所述被摄体的活体组织的中层的血管进行观察的波段成分、以及能够对存在于比所述活体组织的中层深的位置的深层的血管进行观察的波段成分。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置,特别涉及对包含多个波段成分的光进行摄像的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 以往,医疗领域中的内窥镜装置用于被检者的体腔内的观察等用途。具体而言,医疗领域中的内窥镜装置例如构成为具有供给对体腔内的被观察部位进行照射的照明光的光源装置、对伴随着朝向体腔内的被观察部位照射照明光而产生的返回光进行摄像的内窥镜、以及根据被内窥镜摄像的返回光生成被观察部位的图像的图像处理装置。

[0003] 并且,在具有所述结构的内窥镜装置中,多数采用面顺次式或同时式中的任意一种摄像方式。

[0004] 具体而言,所述面顺次式的摄像方式例如可以通过如下结构来实现:利用在摄像面上未设置彩色滤镜的摄像元件,对通过对具有多个波段成分的照明光进行时间分割而得到的面顺次光照射到被观察部位时产生的返回光进行摄像。

[0005] 并且,所述同时式的摄像方式例如可以通过如下结构来实现:利用在摄像面上设有以规定的排列配置了分别具有规定的分光感光度特性的多个微小滤镜而得到的彩色滤镜的摄像元件,对具有多个波段成分的照明光照射到被观察部位时产生的返回光进行摄像。

[0006] 而且,例如在日本特开 2008-036035 号公报中公开了采用所述同时式的摄像方式而构成的内窥镜装置。

[0007] 但是,所述彩色滤镜中包含的各滤镜一般构成为具有如下的分光感光度特性:不仅透射规定的颜色成分的光,还透射从可视域到近红外域的宽带光。

[0008] 具体而言,例如,一般的拜尔排列的 RGB 彩色滤镜中包含的 R 滤镜构成为具有如下的分光感光度特性:不仅透射红色光,还透射蓝色光和绿色光的一部分。因此,在对透射过所述 R 滤镜的光进行摄像的情况下,不是生成红色的单色图像,而是生成包含红色和红色以外的其他颜色成分的混色图像。

[0009] 即,在所述同时式的摄像方式中,存在如下课题:由于所述彩色滤镜中包含的各滤镜的分光感光度特性,无法将包含多个颜色成分的图像分离为相互独立的各波段成分的图像。

[0010] 另一方面,根据日本特开 2008-036035 号公报,通过将照明光的波段限制为与所述彩色滤镜中包含的各滤镜的分光感光度特性对应的波段来进行照射,尝试解决所述课题。并且,除了这种限制照明光的波段来进行照射的方法以外,例如,通过进行将如上所述生成的混色图像分离为各波段成分独立的图像的图像处理,尝试解决所述课题。

[0011] 但是,根据以上所述的现有方法,在所述彩色滤镜中包含的各滤镜的分光感光度特性与入射到所述彩色滤镜的返回光的波段组合的情况下,由于根据各颜色成分的信号而得到的波长信息不同,即使实施所述图像处理,也会产生无法适当地将如上所述那样生成

的混色图像分离为各波段成分独立的图像的状况,即,所述课题中的至少一部分依然未解决。

[0012] 本发明是鉴于所述情况而完成的,其目的在于,提供能够将通过同时式的摄像方式进行摄像而得到的包含多个颜色成分的图像适当分离为相互独立的各波段成分的图像的内窥镜装置。

发明内容

[0013] 用于解决课题的手段

[0014] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有:摄像部,其以按照各颜色成分而不同的分光感光度接收伴随着对被摄体照射照明光而产生的包含多个波段成分的返回光并对其进行拍摄;校正处理部,其对所述摄像部拍摄所述返回光而得到的所述被摄体的图像中包含的各颜色成分的分光光谱分布实施校正处理;以及图像分离处理部,其根据所述校正处理的结果,进行按照所述返回光中包含的各波段成分来分离所述被摄体的图像的处理。

附图说明

[0015] 图 1 是示出本发明的实施例的内窥镜装置的主要部分的结构图。

[0016] 图 2 是示出图 1 的内窥镜装置的彩色滤镜中设置的 R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜的分光感光度特性的一例的图。

[0017] 图 3 是示出归一化后的红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 的光谱分布的例子图。

[0018] 图 4 是示出使图 3 中的红色成分 RD 和绿色成分 GD 的光谱分布的形状与蓝色成分 BD 的光谱分布的形状一致的情况下的例子图。

[0019] 图 5 是示出使用不具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的一例的图。

[0020] 图 6 是示出使用具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的一例的图。

[0021] 图 7 是示出本发明的实施例的第 1 变形例的内窥镜装置的主要部分的结构图。

[0022] 图 8 是示出使用不具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 5 不同的例子图。

[0023] 图 9 是示出使用具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 6 不同的例子图。

[0024] 图 10 是示出本发明的实施例的第 2 变形例的内窥镜装置的主要部分的结构图。

[0025] 图 11 是示出图 10 的内窥镜装置的彩色滤镜中设置的 R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜的分光感光度特性的一例的图。

[0026] 图 12 是示出使用不具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 5 和图 8 不同的例子图。

[0027] 图 13 是示出使用具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 6 和图 9 不同的例子图。

具体实施方式

[0028] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0029] 图1~图6涉及本发明的实施例。图1是示出本发明的实施例的内窥镜装置的主要部分的结构图。

[0030] 如图1所示,内窥镜装置1具有:镜体2,其构成为能够插入到被检者的体腔内,并且,对存在于该体腔内的活体组织等被摄体进行摄像并取得图像数据;光源装置3,其构成为将朝向该被摄体射出的照明光供给到镜体2;处理器4,其构成为生成与镜体2所取得的图像数据对应的影像信号并输出;显示装置5,其构成为显示与从处理器4输出的影像信号对应的图像;以及具有作为信息输入部的功能的输入装置6,其能够对处理器4进行与用户操作对应的信息的输入等。并且,在镜体2的内部贯穿插入有光导7,该光导7构成为向镜体2的前端部传送从光源装置3供给的光。

[0031] 镜体2例如构成为具有细长的插入部的内窥镜,在前端部具有对被摄体射出由光导7传送的照明光的照明光学系统21、对来自该照明光所照明的该被摄体的返回光进行成像的物镜光学系统22、摄像面配置在物镜光学系统22的成像位置的摄像元件23、安装在摄像元件23的摄像面上的彩色滤镜23a、配置在物镜光学系统22与彩色滤镜23a之间的光路上的滤镜切换装置24。

[0032] 并且,镜体2具有:模式切换开关25,其能够进行内窥镜装置1的观察模式的切换指示;以及存储部26,其预先存储有处理器4的图像处理中使用的规定信息。

[0033] 摄像元件23构成为,根据从处理器4输出的摄像元件驱动信号进行驱动,从而对被摄体进行摄像,生成与该摄像的被摄体对应的摄像信号,并将其输出到处理器4。

[0034] 通过在与摄像元件23的各像素对应的位置以拜耳排列(方格状)配置分别具有规定的分光感光度特性(光学特性)的多个R(红)滤镜、G(绿)滤镜和B(蓝)滤镜,形成彩色滤镜23a。另外,在本实施例中,例如,将分别具有图2所示的分光感光度特性的R滤镜、G滤镜和B滤镜设置在彩色滤镜23a中。图2是示出图1的内窥镜装置的彩色滤镜中设置的R滤镜、G滤镜和B滤镜的分光感光度特性的一例的图。

[0035] 彩色滤镜23a的R滤镜构成为具有如下的分光感光度特性(光学特性):从红色域到近红外域的透射率相对高于其他波段的透射率(参照图2)。即,彩色滤镜23a的R滤镜构成为,后述FL光的波段的透射率相对高于其他波段的透射率。

[0036] 彩色滤镜23a的G滤镜构成为具有如下的分光感光度特性(光学特性):绿色域的透射率相对高于其他波段的透射率(参照图2)。即,彩色滤镜23a的G滤镜构成为,后述REF光的波段的透射率相对高于其他波段的透射率。

[0037] 彩色滤镜23a的B滤镜构成为具有如下的分光感光度特性(光学特性):蓝色域的透射率相对高于其他波段的透射率(参照图2)。

[0038] 滤镜切换装置24构成为,在根据从光源装置3输出的滤镜切换信号检测到内窥镜装置1被切换为白色光观察模式的情况下,进行使激励光截止滤镜24a从物镜光学系统22与彩色滤镜23a之间的光路上退避的动作。并且,滤镜切换装置24构成为,在使激励光截止滤镜24a从物镜光学系统22与彩色滤镜23a之间的光路上退避的情况下,向彩色滤镜23a侧透射经由物镜光学系统22入射的各波段的光。

[0039] 另一方面,滤镜切换装置24构成为,在根据从光源装置3输出的滤镜切换信号检

测到内窥镜装置 1 被切换为荧光观察模式的情况下,进行将激励光截止滤镜 24a 插入到物镜光学系统 22 与彩色滤镜 23a 之间的光路上的动作。

[0040] 并且,滤镜切换装置 24 构成为,在将激励光截止滤镜 24a 插入到物镜光学系统 22 与彩色滤镜 23a 之间的光路上的情况下,向彩色滤镜 23a 侧仅透射经由物镜光学系统 22 入射的各波段的光中的与激励光截止滤镜 24a 的光学特性对应的规定波段的光。具体而言,激励光截止滤镜 24a 例如构成为具有如下的光学特性:遮断后述 NBX 光(NBX 光的透射率大致被设定为 0),并且,大致透射该 NBX 光以外的波段的光。

[0041] 模式切换开关 25 构成为,能够进行用于将内窥镜装置 1 的观察模式切换为根据手术医生等的操作而从白色光观察模式和荧光观察模式中选择出的任意一个观察模式的指示。

[0042] 在由非易失性存储器等构成的存储部 26 中预先存储有在用于取得后述矩阵 MAUA 的运算处理中使用的规定信息。并且,存储部 26 构成为,在检测到镜体 2 和处理器 4 已连接时,将规定信息输出到处理器 4。另外,存储部 26 中存储的规定信息在后面进行详细说明。

[0043] 光源装置 3 具有 LED 光源部 31、LED 驱动部 32、使 LED 光源部 31 中发出的光会聚并将其供给到光导 7 的会聚光学系统 33。

[0044] LED 光源部 31 构成为具有发出宽带光即 WB 光的 LED31a、发出窄带光即 NBX 光的 LED31b、发出窄带光即 NBR 光的 LED31c、光学元件 31d、光学元件 31e。

[0045] LED31a 例如构成为具有白色 LED,能够发出白色光作为 WB 光。

[0046] LED31b 构成为能够发出包含荧光探针等规定的荧光物质的激励波长的波段的光作为 NBX 光。

[0047] LED31c 构成为能够发出不与 NBX 光重复的波段的光作为 NBR 光。

[0048] 光学元件 31d 例如由半透半反镜等构成,具有如下的光学特性:向光学元件 31e 侧透射从 LED31a 发出的 WB 光,并且向光学元件 31e 侧反射从 LED31b 发出的 NBX 光。

[0049] 光学元件 31e 例如由半透半反镜等构成,具有如下的光学特性:向会聚光学系统 33 侧透射经由光学元件 31d 射出的 WB 光和 NBX 光,并且向会聚光学系统 33 侧反射从 LED31c 发出的 NBR 光。

[0050] LED 驱动部 32 构成为,能够供给用于驱动 LED 光源部 31 中设置的各 LED 的驱动电流。并且,LED 驱动部 32 构成为,根据从处理器 4 输出的调光信号改变从 LED 驱动部 32 供给到 LED 光源部 31 的驱动电流的大小,从而能够改变从 LED 光源部 31 的各 LED 发出的光(WB 光、NBX 光和 NBR 光)的强度(光量)。进而,LED 驱动部 32 构成为,能够根据从处理器 4 输出的调光信号使 LED 光源部 31 中设置的各 LED 发光或消光。

[0051] 处理器 4 具有预处理部 41、A/D 转换部 42、图像处理部 43、D/A 转换部 44、调光部 45、模式切换控制部 46、摄像元件驱动部 47、滤镜切换控制部 48。

[0052] 预处理部 41 构成为对从镜体 2 输出的摄像信号实施信号放大和噪声去除等处理,将实施了该处理后的摄像信号输出到 A/D 转换部 42 和调光部 45。

[0053] A/D 转换部 42 构成为将从预处理部 41 输出的模拟摄像信号转换为数字图像数据并将其输出到图像处理部 43。

[0054] 图像处理部 43 构成为具有能够对从 A/D 转换部 42 输出的图像数据实施伽马校正

和边缘强调等处理的功能。

[0055] 另一方面,图像处理部 43 构成为具有光谱分布校正部 43a 和矩阵运算部 43b。

[0056] 具有作为校正处理部的功能的光谱分布校正部 43a 根据伴随着镜体 2 与处理器 4 的连接而从存储部 26 输出的规定信息进行后述处理,从而取得具有光谱分布校正功能的矩阵 C。

[0057] 具有作为图像分离处理部的功能的矩阵运算部 43b 根据伴随着镜体 2 与处理器 4 的连接而从存储部 26 输出的规定信息、以及光谱分布校正部 43a 取得的矩阵 C 进行后述处理,从而进行用于取得兼具光谱分布校正功能和图像分离功能的矩阵 MAUA 的运算处理。并且,矩阵运算部 43b 应用矩阵 MAUA 对荧光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据进行运算,进而,进行将作为该运算结果而得到的各波段成分的图像数据分配给显示装置 5 的 R 通道、G 通道和 B 通道的处理。另外,矩阵运算部 43b 的处理在后面进行详细说明。

[0058] 而且,在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1 被切换为荧光观察模式的情况下,图像处理部 43 对通过矩阵运算部 43b 的处理而分配给显示装置 5 的 R、G 和 B 的各颜色通道的图像数据实施伽马校正和边缘强调等处理,将其输出到 D/A 转换部 44。

[0059] 另一方面,在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1 被切换为白色光观察模式的情况下,图像处理部 43 将从 A/D 转换部 42 输出的图像数据所包含的各颜色成分分配给显示装置 5 的 R、G 和 B 的各颜色通道,进而,对分配给各颜色通道的图像数据实施伽马校正和边缘强调等处理,将其输出到 D/A 转换部 44。即,根据本实施例的图像处理部 43,构成为在内窥镜装置 1 被切换为白色光观察模式的情况下,不进行使用了矩阵 MAUA (基于矩阵运算部 43b) 的运算处理。

[0060] D/A 转换部 44 构成为将从图像处理部 43 输出的图像数据转换为模拟影像信号并将其输出到显示装置 5。

[0061] 调光部 45 构成为输出与从预处理部 41 输出的摄像信号的明亮度对应的调光信号。具体而言,在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号和从预处理部 41 输出的摄像信号检测到内窥镜装置 1 被切换为白色光观察模式的情况下,调光部 45 将用于使 LED31b 和 LED31c 消光、并且使 LED31a 以适于白色光观察模式观察的强度发光的调光信号输出到 LED 驱动部 32。并且,在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号和从预处理部 41 输出的摄像信号检测到内窥镜装置 1 被切换为荧光观察模式的情况下,调光部 45 将用于使 LED31a 消光、并且使 LED31b 和 LED31c 以适于荧光观察模式观察的强度同时发光的调光信号输出到 LED 驱动部 32。

[0062] 在检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1 的观察模式切换为白色光观察模式的指示的情况下,模式切换控制部 46 将用于进行与白色光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45、摄像元件驱动部 47 和滤镜切换控制部 48 的各部。并且,在检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1 的观察模式切换为荧光观察模式的指示的情况下,模式切换控制部 46 将用于进行与荧光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45、摄像元件驱动部 47 和滤镜切换控制部 48 的各部。

[0063] 摄像元件驱动部 47 根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号,将在与当前

选择出的观察模式对应的定时进行摄像动作、并且使用与当前选择出的观察模式对应的增益生成摄像信号的摄像元件驱动信号输出到摄像元件 23。

[0064] 在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1 被切换为白色光观察模式的情况下,滤镜切换控制部 48 将用于进行动作以使得激励光截止滤镜 24a 从物镜光学系统 22 与彩色滤镜 23a 之间的光路上退避的滤镜切换信号输出到滤镜切换装置 24。并且,在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1 被切换为荧光观察模式的情况下,滤镜切换控制部 48 将用于进行动作以使得激励光截止滤镜 24a 插入到物镜光学系统 22 与彩色滤镜 23a 之间的光路上的滤镜切换信号输出到滤镜切换装置 24。

[0065] 接着,对本实施例的内窥镜装置 1 的作用进行说明。

[0066] 手术医生等用户连接内窥镜装置 1 的各部,进而,通过在接通内窥镜装置 1 的各部的电源后对模式切换开关 25 进行操作,将内窥镜装置 1 的观察模式设定为白色光观察模式。

[0067] 当检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1 的观察模式切换为白色光观察模式的指示时,模式切换控制部 46 将用于进行与白色光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45、摄像元件驱动部 47 和滤镜切换控制部 48 的各部。

[0068] LED 驱动部 32 根据从调光部 45 输出的调光信号,使 LED 光源部 31 的 LED31b 和 LED31c 消光,并且使 LED31a 以适于白色光观察模式观察的强度发光。

[0069] 然后,通过这种 LED 驱动部 32 的动作,在白色光观察模式下,作为从光源装置 3 供给的照明光的 WB 光(白色光)经由光导 7 和照明光学系统 21 向被摄体射出,向该被摄体射出的 WB 光的反射光作为来自观察对象部位 101 的返回光入射到物镜光学系统 22。

[0070] 另一方面,滤镜切换装置 24 根据从滤镜切换控制部 48 输出的滤镜切换信号进行动作,以使激励光截止滤镜 24a 从物镜光学系统 22 与彩色滤镜 23a 之间的光路上退避。

[0071] 因此,在白色光观察模式下,入射到彩色滤镜 23a 的 WB 光被分光为 R 光、G 光和 B 光这 3 个颜色成分的光,该分光后的 3 个颜色成分的光由摄像元件 23 的摄像面接收,进而,从摄像元件 23 输出对该接收到的 3 个颜色成分的光进行摄像而得到的摄像信号。

[0072] 预处理部 41 对从镜体 2 输出的摄像信号实施信号放大和噪声去除等处理,将实施了该处理后的摄像信号输出到 A/D 转换部 42。

[0073] A/D 转换部 42 将从预处理部 41 输出的模拟摄像信号转换为数字图像数据并将其输出到图像处理部 43。然后,通过这种 A/D 转换部 42 的处理,生成包含与摄像元件 23 的摄像面所接收到的 R 光、G 光和 B 光的强度对应的红色成分 RC、绿色成分 GC、蓝色成分 BC 的图像数据。

[0074] 在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1 被切换为白色光观察模式时,图像处理部 43 将从 A/D 转换部 42 输出的图像数据所包含的 RC、GC 和 BC 的各颜色成分分配给显示装置 5 的 R、G 和 B 的各颜色通道,进而,对分配给该各颜色通道的图像数据实施伽马校正和边缘强调等处理,将其输出到 D/A 转换部 44。

[0075] 然后,显示装置 5 显示与经由 D/A 转换部 44 输出的影像信号对应的被摄体的图像。

[0076] 即,通过在白色光观察模式下进行以上所述的动作等,在显示装置 5 中显示与白色光观察模式对应的观察图像(彩色图像)。

[0077] 另一方面,用户在开始以荧光观察模式对观察对象部位 101 进行观察之前,对被检者(观察对象部位 101)投放聚集在癌等病变组织处的荧光探针(荧光物质)。另外,设本实施例中的荧光探针(荧光物质)的激励波长包含在 NBX 光的波段中。并且,设本实施例中的荧光探针(荧光物质)被 NBX 光激励时发出不与 NBR 光重复的波段的荧光。

[0078] 并且,用户通过一边观察显示装置 5 中显示的白色光观察模式的观察图像一边进行镜体 2 的插入操作,将镜体 2 的前端部配置在被检体内的期望的观察对象部位 101 的附近。然后,在这种状态下,用户等通过对模式切换开关 25 进行操作,进行将内窥镜装置 1 的观察模式切换为荧光观察模式的指示。

[0079] 当检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1 的观察模式切换为荧光观察模式的指示时,模式切换控制部 46 将用于进行与荧光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45、摄像元件驱动部 47 和滤镜切换控制部 48 的各部。

[0080] LED 驱动部 32 根据从调光部 45 输出的调光信号,使 LED 光源部 31 的 LED31a 消光,并且使 LED31b 和 LED31c 以适于荧光观察模式观察的强度同时发光。

[0081] 然后,通过这种 LED 驱动部 32 的动作,在荧光观察模式下,从光源装置 3 供给的 NBX 光和 NBR 光经由光导 7 和照明光学系统 21 向观察对象部位 101 射出。此时,从照明光学系统 21 射出的 NBX 光作为激励光发挥作用,从照明光学系统 21 射出的 NBR 光作为参照光发挥作用,由此,作为荧光的 FL 光和作为 NBR 光的反射光的 REF 光的混合光作为来自观察对象部位 101 的返回光入射到物镜光学系统 22。

[0082] 另一方面,滤镜切换装置 24 根据从滤镜切换控制部 48 输出的滤镜切换信号进行动作,以使激励光截止滤镜 24a 插入到物镜光学系统 22 与彩色滤镜 23a 之间的光路上。

[0083] 然后,通过这种滤镜切换装置 24 的动作,在荧光观察模式下,穿过了激励光截止滤镜 24a 和彩色滤镜 23a 的 R 滤镜后的光、穿过了激励光截止滤镜 24a 和彩色滤镜 23a 的 G 滤镜后的光、穿过了激励光截止滤镜 24a 和彩色滤镜 23a 的 B 滤镜后的光由摄像元件 23 的摄像面接收,进而,从摄像元件 23 输出对该接收到的各光进行摄像而得到的摄像信号。

[0084] 即,摄像元件 23 和彩色滤镜 23a 作为摄像部发挥功能,以按照各颜色成分而不同的分光感光度接收伴随着对观察对象部位 101 照射照明光而产生的包含多个波段成分的返回光并对其进行摄像。

[0085] 预处理部 41 对从镜体 2 输出的摄像信号实施信号放大和噪声去除等处理,将实施了该处理后的摄像信号输出到 A/D 转换部 42。

[0086] A/D 转换部 42 将从预处理部 41 输出的模拟摄像信号转换为数字图像数据并将其输出到图像处理部 43。然后,通过这种 A/D 转换部 42 的处理,生成包含与摄像元件 23 的摄像面所接收到的 FL 光和 REF 光的强度对应的红色成分 RD、绿色成分 GD、蓝色成分 BD 的图像数据。

[0087] 当根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1 被切换为荧光观察模式时,图像处理部 43 进行动作,以使得在矩阵运算部 43b 中实施使用了矩阵 MAUA 的运算处理。

[0088] 这里,对取得兼具光谱分布校正功能和图像分离功能的矩阵 MAUA 的处理的具体

例进行说明。另外,假设在内窥镜装置 1 的观察模式被切换为荧光观察模式之前的任意定时实施作为取得矩阵 MAUA 的具体的处理而在以下说明的处理。

[0089] 在检测到镜体 2 和处理器 4 已连接时,作为在用于取得矩阵 MAUA 的运算处理中使用的规定信息,存储部 26 例如将表示彩色滤镜 23a 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的分光感光度特性的信息、以及表示荧光观察模式下从被摄体发出的返回光即 FL 光和 REF 光的光谱分布的信息输出到处理器 4 的图像处理部 43。

[0090] 光谱分布校正部 43a 根据表示具有彩色滤镜 23a 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的摄像元件 23 的分光感光度特性的信息、以及表示荧光观察模式下从被摄体发出的 FL 光和 REF 光的光谱分布的信息,取得荧光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 的光谱分布。

[0091] 并且,光谱分布校正部 43a 利用规定的手法对如上所述那样取得的红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 的光谱分布进行归一化。

[0092] 具体而言,例如,在利用发出具有 550nm 附近的峰值波长的绿色域的光作为 REF 光、发出具有 660nm 附近的峰值波长的红色域的光作为 FL 光、进而使 REF 光的峰值波长和 FL 光的峰值波长中的信号强度的峰值分别为 1.0 的方法进行归一化的情况下,红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 的光谱分布分别如图 3 所示那样归一化。图 3 是示出归一化后的红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 的光谱分布的例子的图。

[0093] 根据图 3,根据各颜色成分的信号而得到的光谱分布在具有 660nm 附近的峰值波长的 FL 光的波段中相互不同。而且,这种各颜色成分间的光谱分布的差异是由于 FL 光的波段中的摄像元件 23(彩色滤镜 23a 的各滤镜)的各颜色成分的分光感光度具有分别不同的波长分布而产生的。因此,要想适当实施基于矩阵运算部 43b 的图像分离,需要在实施图像分离的处理之前预先对图 3 所例示的各颜色成分间的光谱分布的差异进行校正。

[0094] 因此,光谱分布校正部 43a 取得按照使归一化后的光谱分布的形状相互一致的方式设定了各系数的 3 行 3 列的矩阵 C。

[0095] 具体而言,光谱分布校正部 43a 例如取得按照使图 3 所示的各颜色成分的光谱分布的形状成为图 4 所示的形状的方式设定了各系数的 3 行 3 列的矩阵 C。图 4 是示出使图 3 中的红色成分 RD 和绿色成分 GD 的光谱分布的形状与蓝色成分 BD 的光谱分布的形状一致的情况下的例子的图。

[0096] 另外,光谱分布校正部 43a 也可以取得按照使其他 2 个颜色成分的光谱分布的形状与从红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 中选择出的任意 1 个颜色成分的光谱分布的形状一致的方式设定了各系数的矩阵 C,或者,还可以取得按照使红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 的光谱分布的形状与规定的形状分别一致的方式设定了各系数的矩阵 C。

[0097] 经由以上所述的光谱分布校正部 43a 的处理而取得的矩阵 C 具有如下的光谱分布校正功能:能够进行校正,使得归一化之前的各颜色成分(红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD)的光谱分布、即根据荧光观察模式时由摄像元件 23 的摄像面接收到的 FL 光和 REF 光而生成的图像数据的各颜色成分(红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD)的光谱分布的形状彼此成为相似形状。

[0098] 另一方面,矩阵运算部 43b 根据通过以上所述的光谱分布校正部 43a 的处理而取得的 3 行 3 列的矩阵 C、表示彩色滤镜 23a 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的分光感光

度特性的信息、以及表示荧光观察模式下从被摄体发出的 FL 光和 REF 光的光谱分布的信息进行以下处理等,由此取得矩阵 MAUA。

[0099] 首先,矩阵运算部 43b 根据表示彩色滤镜 23a 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的分光感光度特性的信息以及表示荧光观察模式下从被摄体发出的 FL 光和 REF 光的光谱分布的信息,如以下的数学式 (1) 那样确定与荧光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据 I_{RGB} 所包含的红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 的强度对应的矩阵。另外,在以下的数学式 (1) 中, R_{FL} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 R 滤镜接收到的 FL 光的波长成分的红色成分的强度, G_{FL} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 G 滤镜接收到的 FL 光的波长成分的绿色成分的强度, B_{FL} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 B 滤镜接收到的 FL 光的波长成分的蓝色成分的强度, R_{REF} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 R 滤镜接收到的 REF 光的波长成分的红色成分的强度, G_{REF} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 G 滤镜接收到的 REF 光的波长成分的绿色成分的强度, B_{REF} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 B 滤镜接收到的 REF 光的波长成分的蓝色成分的强度。

$$[0100] \quad I_{RGB} = \begin{pmatrix} R_{FL} & R_{REF} \\ G_{FL} & G_{REF} \\ B_{FL} & B_{REF} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (1)$$

[0101] 这里,在将用于从荧光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中分离出相互独立的 2 个颜色成分的图像数据的矩阵设定为 MAU、进而将表示分离后的 2 个颜色成分的图像数据的矩阵设定为 S 的情况下,以下的数学式 (2) 和 (3) 所示的关系成立。

$$[0102] \quad S = MAU \cdot C \cdot I_{RGB} \cdot \cdot \cdot \quad (2)$$

$$[0103] \quad S = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (3)$$

[0104] 而且,矩阵运算部 43b 通过进行基于上述数学式 (2) 和 (3) 的以下的数学式 (4) 的运算,求出 2 行 3 列的矩阵 MAU。另外,以下的数学式 (4) 中的 $(C \cdot I_{RGB})^+$ 表示 3 行 3 列的矩阵 C 和上述数学式 (1) 所示的 3 行 2 列的矩阵 I_{RGB} 之积的伪逆矩阵。

$$[0105] \quad MAU = S \cdot (C \cdot I_{RGB})^+ = \begin{pmatrix} M11 & M12 & M13 \\ M21 & M22 & M23 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (4)$$

[0106] 根据使用了经由上述数学式 (4) 的运算而求出的矩阵 MAU 的处理,能够从荧光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中,分离出仅包含基于 FL 光的波长成分的红色成分 FLRD 的图像数据。

[0107] 并且,根据使用了经由上述数学式 (4) 的运算而求出的矩阵 MAU 的处理,能够从荧光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中,分离出仅包含基于 REF 光的波长成分 REFGD 的图像数据。

[0108] 但是,根据使用了经由上述数学式 (4) 的运算而求出的矩阵 MAU 的处理,能够分别

得到所述红色成分 FLRD 和绿色成分 REFGD 的图像数据,另一方面,无法得到蓝色成分的图像数据。因此,本实施例的矩阵运算部 43b 取得以能够得到具有与所述绿色成分 REFGD 的图像数据相同的强度的蓝色成分 REFBD 的图像数据的方式设定了系数的、以下的数学式 (5) 所示的 3 行 3 列的矩阵 MAUA。另外,设以下的数学式 (5) 中的系数 M11、M12、M13、M21、M22 和 M23 是与经由上述数学式 (4) 的运算而求出的 2 行 3 列的矩阵 MAU 中包含的各系数相同的值。

$$[0109] \quad MAUA = \begin{pmatrix} M11 & M12 & M13 \\ M21 & M22 & M23 \\ M21 & M22 & M23 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (5)$$

[0110] 即,矩阵运算部 43b 根据 3 行 3 列的矩阵 C、表示彩色滤镜 23a 的各滤镜 (R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜) 的分光感光度特性的信息、以及表示荧光观察模式下从被摄体发出的 FL 光和 REF 光的光谱分布的信息进行以上所述的处理等,从而取得上述数学式 (5) 所示的矩阵 MAUA。

[0111] 然后,矩阵运算部 43b 通过应用预先取得的矩阵 MAUA 对荧光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的红色成分 RD、绿色成分 GD 和蓝色成分 BD 进行运算,取得以下的数学式 (6) 所示的、具有与系数 M11、M12 和 M13 对应的强度的红色成分 FLRD 的图像数据、具有与系数 M21、M22 和 M23 对应的强度的绿色成分 REFGD 的图像数据、具有与系数 M21、M22 和 M23 对应的强度的蓝色成分 REFBD 的图像数据。

$$[0112] \quad \begin{pmatrix} FLRD \\ REFGD \\ REFBD \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M11 \cdot RD + M12 \cdot GD + M13 \cdot BD \\ M21 \cdot RD + M22 \cdot GD + M23 \cdot BD \\ M21 \cdot RD + M22 \cdot GD + M23 \cdot BD \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (6)$$

[0113] 并且,矩阵运算部 43b 将红色成分 FLRD 的图像数据分配给显示装置 5 的 R 通道,将绿色成分 REFGD 的图像数据分配给显示装置 5 的 G 通道,将蓝色成分 REFBD 的图像数据分配给显示装置 5 的 B 通道。

[0114] 然后,图像处理部 43 对通过矩阵运算部 43b 的处理而分配给显示装置 5 的 R、G 和 B 的各颜色通道的图像数据实施伽马校正和边缘强调等处理,将其输出到 D/A 转换部 44。

[0115] 然后,显示装置 5 显示与经由 D/A 转换部 44 输出的影像信号对应的被摄体的图像。

[0116] 即,通过在荧光观察模式下进行以上所述的动作等,在显示装置 5 中显示与荧光观察模式对应的观察图像 (伪彩色图像)。

[0117] 但是,彩色滤镜 23a 的 R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜分别在从可视域到近红外域的宽带中具有透射特性。因此,在本实施例的荧光观察模式时输入到图像处理部 43 的红色成分 RD 中,混合存在有基于经由彩色滤镜 23a 的 R 滤镜接收到的 FL 光的波长成分的成分和基于经由彩色滤镜 23a 的 R 滤镜接收到的 REF 光的波长成分的成分。并且,在本实施例的荧光观察模式时输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的绿色成分 GD 中,混合存在有基于经由彩色滤镜 23a 的 G 滤镜接收到的 FL 光的波长成分的成分和基于经由彩色滤镜 23a 的 G 滤

镜接收到的 REF 光的波长成分的成分。因此,假设在将红色成分 RD 直接分配给显示装置 5 的 R 通道、并且将绿色成分 GD 直接分配给显示装置 5 的 G 通道的情况下,产生有时未显示本来期望的色调的观察图像的问题。

[0118] 而且,根据本实施例,为了消除所述问题,在对显示装置 5 的 R、G 和 B 通道分配颜色成分之前,通过在矩阵运算部 43b 中进行使用了具有图像分离功能的矩阵 MAUA 的处理,能够分别得到按照各波段成分而相互独立的图像数据即红色成分 FLRD 和绿色成分 REFGD 的图像数据。

[0119] 并且,根据本实施例,通过使矩阵 MAUA 兼具光谱分布校正功能和图像分离功能这 2 个功能,能够得到红色成分 FLRD 和绿色成分 REFGD 的图像数据,作为按照各波段成分而相互独立的、并且消除了由于彩色滤镜 23a 中包含的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的分光感光度特性和入射到彩色滤镜 23a 的返回光(FL 光和 REF 光)的波段的组合而产生的混色的图像数据。

[0120] 但是,上述数学式(2)和数学式(4)中分别包含的矩阵 C 例如被设定为具有使各颜色成分的信号间的光谱分布一致的各系数的矩阵,使得矩阵 MAUA 包含光谱分布校正功能。与此相对,例如在假设矩阵 C 为单位矩阵的情况下、即假设矩阵 MAUA 实质上不具有光谱分布校正功能的情况下,通过进行使用了矩阵 MAUA 的运算,得到具有图 5 这种光谱分布的各颜色成分的信号的输出值。图 5 是示出使用不具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的一例的图。

[0121] 根据图 5 的 R 成分的光谱分布,与作为具有 660nm 附近的峰值波长的红色域的光的 FL 光相当的波段成分以外的其他波段成分的输出值几乎未从 0 附近变动,即,适当分离出 FL 光的波长成分。

[0122] 并且,根据图 5 的 G 成分(B 成分)的光谱分布,在与作为具有 550nm 附近的峰值波长的绿色域的光的 REF 光相当的波段成分以外,在与 FL 光相当的波段成分中也产生明确的输出值的变动,即,可知未适当分离出 REF 光的波长成分。

[0123] 另一方面,根据本实施例,通过进行使用了具有光谱分布校正功能的矩阵 MAUA 的运算,例如得到具有图 6 这种光谱分布的各颜色成分的信号的输出值。图 6 是示出使用具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的一例的图。

[0124] 根据图 6 的 R 成分的光谱分布,与作为具有 660nm 附近的峰值波长的红色域的光的 FL 光相当的波段成分以外的其他波段成分的输出值几乎未从 0 附近变动,即,适当分离出 FL 光的波长成分。

[0125] 并且,根据图 6 的 G 成分(B 成分)的光谱分布,与作为具有 550nm 附近的峰值波长的绿色域的光的 REF 光相当的波段成分以外的其他波段成分(与 FL 光相当的波段成分)中未产生明确的输出值的变动,即,可知也适当分离出 REF 光的波长成分。

[0126] 因此,根据本实施例,能够适当将通过同时式的摄像方式得到的包含多个颜色成分的图像分离为相互独立的各波段成分的图像。

[0127] 另外,本实施例的内窥镜装置 1 不限于具有以下结构:在镜体 2 和处理器 4 已连接时,从存储部 26 中输出表示彩色滤镜 23a 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的分光感光度特性的信息以及表示荧光观察模式下从被摄体发出的返回光即 FL 光和 REF 光的光谱分

布的信息,进而,根据该输出的各信息进行取得矩阵 C 等的处理。

[0128] 具体而言,本实施例的内窥镜装置 1 例如也可以具有如下结构:在存储部 26 中预先存储有能够识别设于镜体 2 中的摄像元件 23(和彩色滤镜 23a)的种类的摄像元件识别信息、以及能够识别与镜体 2 的观察对应(适合于激励光截止滤镜 24a 的透射波段)的荧光探针的种类的荧光探针识别信息,并且,在光谱分布校正部 43a 中存储有根据摄像元件的种类和荧光探针的种类的组合而预先计算出的多个矩阵 C。而且,根据这种结构,光谱分布校正部 43a 能够根据镜体 2 和处理器 4 已连接时从存储部 26 输出的摄像元件识别信息和荧光探针识别信息,简单且高速地从预先计算出的多个矩阵 C 中取得矩阵 MAUA 的取得处理中使用的 1 个矩阵 C。

[0129] 另外,根据本实施例,也可以具有如下结构:通过输入装置 6 的操作而输入与荧光观察模式下使用的荧光探针有关的信息(例如荧光药剂的名称或识别代码等),(通过光谱分布校正部 43a)设定与该输入的荧光探针的信息对应的矩阵 C。

[0130] 并且,根据本实施例,也可以构成为,能够将矩阵 MAUA 的各系数变更为与输入装置 6 的输入操作对应的任意值。

[0131] 并且,根据本实施例,例如也可以具有如下结构:在镜体 2 构成为能够对具有 NBX 光的波段中包含的相互大致相同的激励波长、并且具有相互不同的荧光波长的多个荧光探针的荧光像进行摄像的情况下,能够通过输入装置 6 的操作而输入从该多个荧光探针中选择出的 1 个荧光探针的信息,进而,根据该输入的荧光探针的信息和所述摄像元件识别信息,(通过光谱分布校正部 43a)从预先计算出的多个矩阵 C 中取得(选择)矩阵 MAUA 的取得处理中使用的 1 个矩阵 C。

[0132] 并且,经由上述处理取得的矩阵 MAUA 适合于对观察对象部位 101 投放 Cy5、Cy5.5、Cy7、ICG 和 IR-Dye800 等具有从红色域到近红外域之间的荧光波长的荧光探针进行观察的情况。但是,例如通过适当变更矩阵 MAUA 的取得处理的一部分,还能够取得适合于对观察对象部位 101 投放荧光素等具有绿色域的荧光波长的荧光探针进行观察的情况的矩阵 MAUA。另外,在这种情况下,认为 FL 光是绿色域的光,优选将 REF 光的波段设定为例如红色域的不与 FL 光重复的波段。

[0133] 并且,本实施例例如还能够应用于同时对从投放到观察对象部位 101 的荧光素发出的绿色域的荧光和从投放到观察对象部位 101 的 ICG 发出的近红外域的荧光进行观察的情况、即同时对从投放了具有相互不同的荧光波长的多个荧光探针的被摄体发出的荧光进行观察的情况。

[0134] 并且,本实施例取得的矩阵 C 和矩阵 MAUA 不限于按照适合于作为荧光观察模式下产生的返回光的 FL 光和 REF 光的方式设定各系数,例如,也可以按照适合于作为对存在于活体粘膜的表层的毛细血管和存在于比活体粘膜的表层深的位置(以下也称为中层)的血管进行观察的窄带光观察模式下产生的返回光(反射光)的蓝色窄带光和绿色窄带光的方式设定各系数。下面,对这种情况下的具体例进行说明。图 7 是示出本发明的实施例的第 1 变形例的内窥镜装置的主要部分的结构图。另外,下面,为了简便,省略与能够应用内窥镜装置 1 的所述结构等的部分有关的详细说明,并且,主要对与内窥镜装置 1 不同的结构等所具有的部分进行说明。

[0135] 如图 7 所示,内窥镜装置 1A 具有从镜体 2 中除去滤镜切换装置 24 而构成的镜体

2A、将光源装置 3 的 LED 光源部 31 置换为 LED 光源部 311 而构成的光源装置 3A、从处理器 4 中除去滤镜切换控制部 48 而构成的处理器 4A。

[0136] 镜体 2A 的模式切换开关 25 构成为,能够进行用于将内窥镜装置 1A 的观察模式切换为根据手术医生等的操作而从白色光观察模式和窄带光观察模式中选择出的任意一个观察模式的指示。

[0137] LED 光源部 311 构成为具有发出宽带光即 WB 光的 LED31a、发出能够对存在于活体粘膜的中层的血管进行观察的光即 NBG 光的 LED31f、发出能够对存在于活体粘膜的表层的毛细血管进行观察的光即 NBB 光的 LED31g、光学元件 31h、光学元件 31i。

[0138] LED31f 例如构成为能够发出中心波长被设定为 540nm 的窄带光作为 NBG 光。

[0139] LED31g 例如构成为能够发出中心波长被设定为 415nm 的窄带光作为 NBB 光。

[0140] 光学元件 31h 例如由半透半反镜等构成,具有如下的光学特性:向光学元件 31i 侧透射从 LED31a 发出的 WB 光,并且向光学元件 31i 侧反射从 LED31f 发出的 NBG 光。

[0141] 光学元件 31i 例如由半透半反镜等构成,具有如下的光学特性:向会聚光学系统 33 侧透射经由光学元件 31h 射出的 WB 光和 NBG 光,并且向会聚光学系统 33 侧反射从 LED31g 发出的 NBB 光。

[0142] 处理器 4A 的光谱分布校正部 43a 根据伴随着镜体 2A 与处理器 4A 的连接而从存储部 26 输出的规定信息进行处理,从而取得具有光谱分布校正功能的矩阵 Ca。

[0143] 处理器 4A 的矩阵运算部 43b 根据伴随着镜体 2A 与处理器 4A 的连接而从存储部 26 输出的规定信息、以及光谱分布校正部 43a 取得的矩阵 Ca 进行处理,从而进行用于取得兼具光谱分布校正功能和图像分离功能的矩阵 MAUB 的运算处理。并且,处理器 4A 的矩阵运算部 43b 应用矩阵 MAUB 对窄带光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据进行运算,进而,进行将作为该运算结果而得到的各波段成分的图像数据分配给显示装置 5 的 R 通道、G 通道和 B 通道的处理。

[0144] 在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号和从预处理部 41 输出的摄像信号检测到内窥镜装置 1A 被切换为白色光观察模式的情况下,处理器 4A 的调光部 45 将用于使 LED31f 和 LED31g 消光、并且使 LED31a 以适于白色光观察模式观察的强度发光的调光信号输出到 LED 驱动部 32。并且,在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号和从预处理部 41 输出的摄像信号检测到内窥镜装置 1A 被切换为窄带光观察模式的情况下,处理器 4A 的调光部 45 将用于使 LED31a 消光、并且使 LED31f 和 LED31g 以适于窄带光观察模式观察的强度同时发光的调光信号输出到 LED 驱动部 32。

[0145] 在检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1A 的观察模式切换为白色光观察模式的指示的情况下,处理器 4A 的模式切换控制部 46 将用于进行与白色光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45 和摄像元件驱动部 47 的各部。并且,在检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1A 的观察模式切换为窄带光观察模式的指示的情况下,处理器 4A 的模式切换控制部 46 将用于进行与窄带光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45 和摄像元件驱动部 47 的各部。

[0146] 接着,对第 1 变形例的内窥镜装置 1A 的作用进行说明。另外,由于内窥镜装置 1A 的观察模式被设定为白色光观察模式的情况下的各部的动作等与内窥镜装置 1 相同,所以省略说明。

[0147] 用户通过一边观察显示装置 5 中显示的白色光观察模式的观察图像一边进行镜体 2A 的插入操作,将镜体 2A 的前端部配置在被检体内的期望的观察对象部位 101 的附近。然后,在这种状态下,用户等通过对模式切换开关 25 进行操作,进行将内窥镜装置 1A 的观察模式切换为窄带光观察模式的指示。

[0148] 在检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1A 的观察模式切换为窄带光观察模式的指示时,模式切换控制部 46 将用于进行与窄带光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45 和摄像元件驱动部 47 的各部。

[0149] LED 驱动部 32 根据从调光部 45 输出的调光信号,使 LED 光源部 31 的 LED31a 消光,并且使 LED31f 和 LED31g 以适于窄带光观察模式观察的强度同时发光。

[0150] 然后,通过这种 LED 驱动部 32 的动作,在窄带光观察模式下,从光源装置 3A 供给的 NBG 光和 NBB 光经由光导 7 和照明光学系统 21 向观察对象部位 101 射出,并且,NBG 光的反射光即 REG 光和 NBB 光的反射光即 REB 光的混合光作为来自观察对象部位 101 的返回光入射到物镜光学系统 22。

[0151] 另一方面,摄像元件 23 分别接收穿过了彩色滤镜 23a 的 R 滤镜后的光、穿过了彩色滤镜 23a 的 G 滤镜后的光、穿过了彩色滤镜 23a 的 B 滤镜后的光,生成对该接收到的各光进行摄像而得到的摄像信号并输出。

[0152] 预处理部 41 对从镜体 2A 输出的摄像信号实施信号放大和噪声去除等处理,将实施了该处理后的摄像信号输出到 A/D 转换部 42。

[0153] A/D 转换部 42 将从预处理部 41 输出的模拟摄像信号转换为数字图像数据并将其输出到图像处理部 43。然后,通过这种 A/D 转换部 42 的处理,生成包含与在摄像元件 23 (的摄像面) 中接收到的 REG 光和 REB 光的强度对应的红色成分 RD1、绿色成分 GD1、蓝色成分 BD1 的图像数据。

[0154] 在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1A 被切换为窄带光观察模式时,图像处理部 43 进行动作,使得在矩阵运算部 43b 中实施使用了矩阵 MAUB 的运算处理。

[0155] 这里,对取得兼具光谱分布校正功能和图像分离功能的矩阵 MAUB 的处理进行说明。另外,假设在内窥镜装置 1A 的观察模式被切换为窄带光观察模式之前的任意定时实施取得矩阵 MAUB 的处理。

[0156] 在检测到镜体 2A 和处理器 4A 已连接时,作为在用于取得矩阵 MAUB 的运算处理中使用的规定信息,存储部 26 例如将表示彩色滤镜 23a 的各滤镜 (R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜) 的分光感光度特性的信息、以及表示窄带光观察模式下从被摄体发出的返回光即 REG 光和 REB 光的光谱分布的信息输出到处理器 4A 的图像处理部 43。

[0157] 光谱分布校正部 43a 根据表示具有彩色滤镜 23a 的各滤镜 (R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜) 的摄像元件 23 的分光感光度特性的信息、以及表示窄带光观察模式下从被摄体发出的 REG 光和 REB 光的光谱分布的信息,取得窄带光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的红色成分 RD1、绿色成分 GD1 和蓝色成分 BD1 的光谱分布。

[0158] 并且,光谱分布校正部 43a 利用所述方法 (使各峰值波长中的信号强度的峰值分别为 1.0 的方法) 对如上所述那样取得的红色成分 RD1、绿色成分 GD1 和蓝色成分 BD1 的光谱分布进行归一化。然后,通过进行这种归一化,各颜色成分间的光谱分布的差异显著。

[0159] 进而,光谱分布校正部 43a 取得按照使归一化后的光谱分布的形状相互一致的方式设定了各系数的 3 行 3 列的矩阵 Ca。

[0160] 经由以上所述的光谱分布校正部 43a 的处理而取得的矩阵 Ca 具有如下的光谱分布校正功能:能够进行校正,使得归一化之前的各颜色成分(红色成分 RD1、绿色成分 GD1 和蓝色成分 BD1)的光谱分布、即根据窄带光观察模式时摄像元件 23 的摄像面所接收到的 REG 光和 REB 光而生成的图像数据的各颜色成分(红色成分 RD1、绿色成分 GD1 和蓝色成分 BD1)的光谱分布的形状彼此成为相似形状。

[0161] 另一方面,矩阵运算部 43b 根据通过以上所述的光谱分布校正部 43a 的处理而取得的 3 行 3 列的矩阵 Ca、表示彩色滤镜 23a 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的分光感光度特性的信息、以及表示窄带光观察模式下从被摄体发出的 REG 光和 REB 光的光谱分布的信息进行以下处理等,由此取得矩阵 MAUB。

[0162] 首先,矩阵运算部 43b 根据表示彩色滤镜 23a 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜)的分光感光度特性的信息以及表示窄带光观察模式下从被摄体发出的 REG 光和 REB 光的光谱分布的信息,如以下的数学式(7)那样确定与窄带光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据 I'_{RGB} 所包含的红色成分 RD1、绿色成分 GD1 和蓝色成分 BD1 的强度对应的矩阵。另外,在以下的数学式(7)中, R_{REB} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 R 滤镜接收到的 REB 光的波长成分的红色成分的强度, G_{REB} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 G 滤镜接收到的 REB 光的波长成分的绿色成分的强度, B_{REB} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 B 滤镜接收到的 REB 光的波长成分的蓝色成分的强度, R_{REG} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 R 滤镜接收到的 REG 光的波长成分的红色成分的强度, G_{REG} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 G 滤镜接收到的 REG 光的波长成分的绿色成分的强度, B_{REG} 表示基于经由彩色滤镜 23a 的 B 滤镜接收到的 REG 光的波长成分的蓝色成分的强度。

$$[0163] \quad I'_{RGB} = \begin{pmatrix} R_{REB} & R_{REG} \\ G_{REB} & G_{REG} \\ B_{REB} & B_{REG} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (7)$$

[0164] 这里,在将用于从窄带光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中分离出相互独立的 2 个颜色成分的图像数据的矩阵设定为 MAUb、进而将表示分离后的 2 个颜色成分的图像数据的矩阵设定为 S 的情况下,以下的数学式(8)和(9)所示的关系成立。

$$[0165] \quad S = MAUb \cdot Ca \cdot I'_{RGB} \cdot \cdot \cdot (8)$$

$$[0166] \quad S = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (9)$$

[0167] 而且,矩阵运算部 43b 通过进行基于上述数学式(8)和(9)的以下的数学式(10)的运算,求出 2 行 3 列的矩阵 MAUb。另外,以下的数学式(10)中的 $(Ca \cdot I'_{RGB})^+$ 表示 3 行 3 列的矩阵 Ca 和上述数学式(7)所示的 3 行 2 列的矩阵 I'_{RGB} 之积的伪逆矩阵。

[0168]

$$MAUb = S \cdot (Ca \cdot I'_{RGB})^+ = \begin{pmatrix} M31 & M32 & M33 \\ M41 & M42 & M43 \end{pmatrix} \cdot \dots \quad (10)$$

[0169] 根据使用了经由上述数学式 (10) 的运算而求出的矩阵 MAUb 的处理, 能够从窄带光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中, 分离出仅包含基于 REB 光的波长成分的蓝色成分 REBBD 的图像数据。

[0170] 并且, 根据使用了经由上述数学式 (10) 的运算而求出的矩阵 MAUb 的处理, 能够从窄带光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中, 分离出仅包含基于 REG 光的波长成分的绿色成分 REGGD 的图像数据。

[0171] 但是, 根据使用了经由上述数学式 (10) 的运算而求出的矩阵 MAUb 的处理, 能够分别得到所述蓝色成分 REBBD 和绿色成分 REGGD 的图像数据, 另一方面, 无法得到红色成分的图像数据。因此, 第 1 变形例的矩阵运算部 43b 例如取得按照能够得到具有与所述绿色成分 REGGD 的图像数据相同的强度的红色成分 RERRD 的图像数据的方式设定了系数的、以下的数学式 (11) 所示的 3 行 3 列的矩阵 MAUB。另外, 设以下的数学式 (11) 中的系数 M31、M32、M33、M41、M42 和 M43 是与经由上述数学式 (10) 的运算而求出的 2 行 3 列的矩阵 MAUb 中包含的各系数相同的值。

$$[0172] \quad MAUB = \begin{pmatrix} M31 & M32 & M33 \\ M31 & M32 & M33 \\ M41 & M42 & M43 \end{pmatrix} \cdot \dots \quad (11)$$

[0173] 即, 矩阵运算部 43b 根据 3 行 3 列的矩阵 Ca、表示彩色滤镜 23a 的各滤镜 (R 滤镜、G 滤镜和 B 滤镜) 的分光感光度特性的信息、以及表示窄带光观察模式下从被摄体发出的 REG 光和 REB 光的光谱分布的信息进行以上所述的处理等, 从而取得上述数学式 (11) 所示的矩阵 MAUB。

[0174] 然后, 矩阵运算部 43b 通过应用预先取得的矩阵 MAUB 对窄带光观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的红色成分 RD1、绿色成分 GD1 和蓝色成分 BD1 进行运算, 取得以下的数学式 (12) 所示的、具有与系数 M31、M32 和 M33 对应的强度的红色成分 RERRD 的图像数据、具有与系数 M31、M32 和 M33 对应的强度的绿色成分 REGGD 的图像数据、具有与系数 M41、M42 和 M43 对应的强度的蓝色成分 REBBD 的图像数据。

[0175]

$$\begin{pmatrix} RGRRD \\ REGGD \\ REBBD \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M31 \cdot RD1 + M32 \cdot GD1 + M33 \cdot BD1 \\ M31 \cdot RD + M32 \cdot GD1 + M33 \cdot BD1 \\ M41 \cdot RD + M42 \cdot GD1 + M43 \cdot BD1 \end{pmatrix} \cdot \dots \quad (12)$$

[0176] 并且, 矩阵运算部 43b 将红色成分 RERRD 的图像数据分配给显示装置 5 的 R 通道, 将绿色成分 REGGD 的图像数据分配给显示装置 5 的 G 通道, 将蓝色成分 REBBD 的图像数据分配给显示装置 5 的 B 通道。

[0177] 然后, 图像处理部 43 对通过矩阵运算部 43b 的处理而分配给显示装置 5 的 R、G 和 B 的各颜色通道的图像数据实施伽马校正和边缘强调等处理, 将其输出到 D/A 转换部 44。

[0178] 然后,显示装置 5 显示与经由 D/A 转换部 44 输出的影像信号对应的被摄体的图像。

[0179] 即,通过在窄带光观察模式下进行以上所述的动作等,在显示装置 5 中显示与窄带光观察模式对应的观察图像。

[0180] 但是,例如在假设上述数学式 (8) 和数学式 (10) 中包含的矩阵 C_a 为单位矩阵的情况下、即假设矩阵 $MAUB$ 实质上不具有光谱分布校正功能的情况下,通过进行使用了矩阵 $MAUB$ 的运算,得到具有图 8 这种光谱分布的各颜色成分的信号的输出值。图 8 是示出使用不具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 5 不同的例子的图。

[0181] 根据图 8 的 B 成分的光谱分布,在与作为具有 415nm 附近的峰值波长的蓝色域的光的 REB 光相当的波段成分以外,在与 REG 光相当的波段成分中也产生明确的输出值的变动,即,可知未适当分离出 REB 光的波长成分。

[0182] 并且,根据图 8 的 G 成分的光谱分布,在与作为具有 540nm 附近的峰值波长的绿色域的光的 REG 光相当的波段成分以外,在与 REB 光相当的波段成分中也产生明确的输出值的变动,即,可知未适当分离出 REG 光的波长成分。

[0183] 另一方面,根据第 1 变形例,通过进行使用了具有光谱分布校正功能的矩阵 $MAUB$ 的运算,例如得到具有图 9 这种光谱分布的各颜色成分的信号的输出值。图 9 是示出使用具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 6 不同的例子的图。

[0184] 根据图 9 的 B 成分的光谱分布,与作为具有 415nm 附近的峰值波长的蓝色域的光的 REB 光相当的波段成分以外的其他波段成分中未产生明确的输出值的变动,即,适当分离出 REB 光的波长成分。

[0185] 并且,根据图 9 的 G 成分的光谱分布,与作为具有 540nm 附近的峰值波长的绿色域的光的 REG 光相当的波段成分以外的其他波段成分中未产生明确的输出值的变动,即,可知也适当分离出 REG 光的波长成分。

[0186] 因此,根据第 1 变形例,能够适当将通过同时式的摄像方式得到的包含多个颜色成分的图像分离为相互独立的各波段成分的图像。

[0187] 另一方面,本实施例取得的矩阵 C 和矩阵 $MAUA$ 不限于按照适合于作为荧光观察模式下产生的返回光的 FL 光和 REF 光的方式设定各系数,例如,也可以按照适合于作为对存在于活体粘膜的中层的血管和存在于比活体粘膜的中层深的位置(以下也称为深层)的粗血管进行观察的深层血管观察模式下产生的返回光(反射光)的红色窄带光和绿色窄带光的方式设定各系数。下面,对这种情况下的具体例进行说明。图 10 是示出本发明的实施例的第 2 变形例的内窥镜装置的主要部分的结构图。另外,下面,为了简便,省略与能够应用内窥镜装置 1 的所述结构等的部分有关的详细说明,并且,主要对与内窥镜装置 1 不同的结构等所具有的部分进行说明。

[0188] 如图 10 所示,内窥镜装置 1B 具有从镜体 2 中除去滤镜切换装置 24、并且将镜体 2 的彩色滤镜 23a 置换为彩色滤镜 23b 而构成的镜体 2B、将光源装置 3 的 LED 光源部 31 置换为 LED 光源部 312 而构成的光源装置 3B、从处理器 4 中除去滤镜切换控制部 48 而构成的处理器 4B。

[0189] 镜体 2B 的彩色滤镜 23b 构成为 4 原色的彩色滤镜。具体而言,通过与摄像元件 23 的各像素对应的位置配置分别具有规定的分光感光度特性(光学特性)的多个 R(红)滤镜、G(绿)滤镜、B(蓝)滤镜和 Ye(黄)滤镜,形成镜体 2B 的彩色滤镜 23b。另外,在本实施例中,例如,假设在彩色滤镜 23b 中设有分别具有图 11 所示的分光感光度特性的 R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜。图 11 是示出图 10 的内窥镜装置的彩色滤镜中设置的 R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜的分光感光度特性的一例的图。

[0190] 彩色滤镜 23b 的 R 滤镜与彩色滤镜 23a 的 R 滤镜同样,构成为具有如下的分光感光度特性(光学特性):从红色域到近红外域的透射率相对高于其他波段的透射率(参照图 11)。

[0191] 彩色滤镜 23b 的 G 滤镜与彩色滤镜 23a 的 G 滤镜同样,构成为具有如下的分光感光度特性(光学特性):绿色域的透射率相对高于其他波段的透射率(参照图 11)。

[0192] 彩色滤镜 23b 的 B 滤镜与彩色滤镜 23a 的 B 滤镜同样,构成为具有如下的分光感光度特性(光学特性):蓝色域的透射率相对高于其他波段的透射率(参照图 11)。

[0193] 彩色滤镜 23b 的 Ye 滤镜构成为具有如下的分光感光度特性(光学特性):黄色域的透射率相对高于其他波段的透射率(参照图 11)。

[0194] 镜体 2B 的模式切换开关 25 构成为,能够进行用于将内窥镜装置 1B 的观察模式切换为根据手术医生等的操作而从白色光观察模式和深层血管观察模式中选择出的任意一个观察模式的指示。

[0195] LED 光源部 312 构成为具有发出宽带光即 WB 光的 LED31a、发出能够对存在于活体粘膜的中层的血管进行观察的光即 NBG 光的 LED31f、发出能够对存在于活体粘膜的深层的血管进行观察的光即 NBR1 光的 LED31k、发出能够对存在于活体粘膜的深层的血管进行观察的光即 NBR2 光的 LED31m、光学元件 31h、光学元件 31n、光学元件 31p。

[0196] LED31f 例如构成为能够发出中心波长被设定为 540nm 的窄带光作为 NBG 光。

[0197] LED31k 例如构成为能够发出中心波长被设定为 630nm 的窄带光作为 NBR1 光。

[0198] LED31m 例如构成为能够发出中心波长被设定为 650nm 的窄带光作为 NBR2 光。

[0199] 光学元件 31h 例如由半透半反镜等构成,具有如下的光学特性:向光学元件 31n 侧透射从 LED31a 发出的 WB 光,并且向光学元件 31n 侧反射从 LED31f 发出的 NBG 光。

[0200] 光学元件 31n 例如由半透半反镜等构成,具有如下的光学特性:向光学元件 31p 侧透射经由光学元件 31h 射出的 WB 光和 NBG 光,并且向光学元件 31p 侧反射从 LED31k 发出的 NBR1 光。

[0201] 光学元件 31p 例如由半透半反镜等构成,具有如下的光学特性:向会聚光学系统 33 侧透射经由光学元件 31n 射出的 WB 光、NBG 光和 NR1 光,并且向会聚光学系统 33 侧反射从 LED31m 发出的 NBR2 光。

[0202] 处理器 4B 的光谱分布校正部 43a 根据伴随着镜体 2B 与处理器 4B 的连接而从存储部 26 输出的规定信息进行处理,从而取得具有光谱分布校正功能的矩阵 Cb。

[0203] 处理器 4B 的矩阵运算部 43b 根据伴随着镜体 2B 与处理器 4B 的连接而从存储部 26 输出的规定信息、以及光谱分布校正部 43a 取得的矩阵 Cb 进行处理,从而进行用于取得兼具光谱分布校正功能和图像分离功能的矩阵 MAUC 的运算处理。

[0204] 并且,处理器 4B 的矩阵运算部 43b 应用矩阵 MAUC 对深层血管观察模式下输入到

图像处理部 43 的图像数据进行运算,进而,进行将作为该运算结果而得到的各波段成分的图像数据分配给显示装置 5 的 R 通道、G 通道和 B 通道的处理。

[0205] 在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号和从预处理部 41 输出的摄像信号检测到内窥镜装置 1B 被切换为白色光观察模式的情况下,处理器 4B 的调光部 45 将用于使 LED31f、LED31k 和 LED31m 消光、并且使 LED31a 以适于白色光观察模式观察的强度发光的调光信号输出到 LED 驱动部 32。并且,在根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号和从预处理部 41 输出的摄像信号检测到内窥镜装置 1 被切换为深层血管观察模式的情况下,处理器 4B 的调光部 45 将用于使 LED31a 消光、并且使 LED31f、LED31k 和 LED31m 以适于深层血管观察模式观察的强度同时发光的调光信号输出到 LED 驱动部 32。

[0206] 在检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1B 的观察模式切换为白色光观察模式的指示的情况下,处理器 4B 的模式切换控制部 46 将用于进行与白色光观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45 和摄像元件驱动部 47 的各部。并且,在检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1B 的观察模式切换为深层血管观察模式的指示的情况下,处理器 4B 的模式切换控制部 46 将用于进行与深层血管观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45 和摄像元件驱动部 47 的各部。

[0207] 接着,对第 2 变形例的内窥镜装置 1B 的作用进行说明。另外,由于内窥镜装置 1B 的观察模式被设定为白色光观察模式的情况下的各部的动作等与内窥镜装置 1 相同,所以省略说明。

[0208] 用户通过一边观察显示装置 5 中显示的白色光观察模式的观察图像一边进行镜体 2B 的插入操作,将镜体 2B 的前端部配置在被检体内的期望的观察对象部位 101 的附近。然后,在这种状态下,用户等通过对模式切换开关 25 进行操作,进行将内窥镜装置 1B 的观察模式切换为深层血管观察模式的指示。

[0209] 当检测到在模式切换开关 25 中进行了将内窥镜装置 1B 的观察模式切换为深层血管观察模式的指示时,模式切换控制部 46 将用于进行与深层血管观察模式对应的动作的模式切换信号输出到图像处理部 43、调光部 45 和摄像元件驱动部 47 的各部。

[0210] LED 驱动部 32 根据从调光部 45 输出的调光信号,使 LED 光源部 31 的 LED31a 消光,并且使 LED31f、LED31k 和 LED31m 以适于深层血管观察模式观察的强度同时发光。

[0211] 然后,通过这种 LED 驱动部 32 的动作,在深层血管观察模式下,从光源装置 3B 供给的 NBG 光、NBR1 光和 NBR2 光经由光导 7 和照明光学系统 21 向观察对象部位 101 射出,并且,NBG 光的反射光即 REG 光、NBR1 光的反射光即 RERA 光、NBR2 光的反射光即 RERB 光的混合光作为来自观察对象部位 101 的返回光入射到物镜光学系统 22。

[0212] 另一方面,摄像元件 23 分别接收穿过了彩色滤镜 23b 的 R 滤镜后的光、穿过了彩色滤镜 23b 的 G 滤镜后的光、穿过了彩色滤镜 23b 的 B 滤镜后的光、穿过了彩色滤镜 23b 的 Ye 滤镜后的光,生成对该接收到的各光进行摄像而得到的摄像信号并输出。

[0213] 预处理部 41 对从镜体 2B 输出的摄像信号实施信号放大和噪声去除等处理,将实施了该处理后的摄像信号输出到 A/D 转换部 42。

[0214] A/D 转换部 42 将从预处理部 41 输出的模拟摄像信号转换为数字图像数据并将其输出到图像处理部 43。然后,通过这种 A/D 转换部 42 的处理,生成包含与摄像元件 23(的

摄像面)所接收到的 REG 光、RERA 光和 RERB 光的强度对应的红色成分 RD2、绿色成分 GD2、蓝色成分 BD2、黄色成分 YeD 的图像数据。

[0215] 当根据从模式切换控制部 46 输出的模式切换信号检测到内窥镜装置 1B 被切换为深层血管观察模式时,图像处理部 43 进行动作,使得在矩阵运算部 43b 中实施使用了矩阵 MAUC 的运算处理。

[0216] 这里,对取得兼具光谱分布校正功能和图像分离功能的矩阵 MAUC 的处理进行说明。另外,假设在内窥镜装置 1B 的观察模式被切换为深层血管观察模式之前的任意定时实施取得矩阵 MAUC 的处理。

[0217] 在检测到镜体 2B 和处理器 4B 已连接时,作为在用于取得矩阵 MAUC 的运算处理中使用的规定信息,存储部 26 例如将表示彩色滤镜 23b 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜)的分光感光度特性的信息、以及表示深层血管观察模式下从被摄体发出的返回光即 REG 光、RERA 光和 RERB 光的光谱分布的信息输出到处理器 4B 的图像处理部 43。

[0218] 光谱分布校正部 43a 根据表示具有彩色滤镜 23b 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜)的摄像元件 23 的分光感光度特性的信息、以及表示深层血管观察模式下从被摄体发出的 REG 光、RERA 光和 RERB 光的光谱分布的信息,取得深层血管观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的红色成分 RD2、绿色成分 GD2、蓝色成分 BD2 和黄色成分 YeD 的光谱分布。

[0219] 并且,光谱分布校正部 43a 利用所述方法(使各峰值波长中的信号强度的峰值分别为 1.0 的方法)对如上所述那样取得的红色成分 RD2、绿色成分 GD2、蓝色成分 BD2 和黄色成分 YeD 的光谱分布进行归一化。然后,通过进行这种归一化,各颜色成分间的光谱分布的差异显著。

[0220] 进而,光谱分布校正部 43a 取得按照使归一化后的光谱分布的形状相互一致的方式设定了各系数的 4 行 4 列的矩阵 Cb。

[0221] 经由以上所述的光谱分布校正部 43a 的处理而取得的矩阵 Cb 具有如下的光谱分布校正功能:能够进行校正,使得归一化之前的各颜色成分(红色成分 RD2、绿色成分 GD2、蓝色成分 BD2 和黄色成分 YeD)的光谱分布、即根据深层血管观察模式下摄像元件 23 的摄像面所接收到的 REG 光、RERA 光和 RERB 光而生成的图像数据的各颜色成分(红色成分 RD2、绿色成分 GD2、蓝色成分 BD2 和黄色成分 YeD)的光谱分布的形状彼此成为相似形状。

[0222] 另一方面,矩阵运算部 43b 根据通过以上所述的光谱分布校正部 43a 的处理而取得的 4 行 4 列的矩阵 Cb、表示彩色滤镜 23b 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜)的分光感光度特性的信息、以及表示深层血管观察模式下从被摄体发出的 REG 光、RERA 光和 RERB 光的光谱分布的信息进行以下处理等,由此取得矩阵 MAUB。

[0223] 首先,矩阵运算部 43b 根据表示彩色滤镜 23b 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜)的分光感光度特性的信息以及表示深层血管观察模式中从被摄体发出的 REG 光、RERA 光和 RERB 光的光谱分布的信息,如以下的数学式(13)那样确定与深层血管观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据 I_{RGBYe} 所包含的红色成分 RD2、绿色成分 GD2、蓝色成分 BD2 和黄色成分 YeD 的强度对应的矩阵。另外,在以下的数学式(13)中, R_{REG} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 R 滤镜接收到的 REG 光的波长成分的红色成分的强度, G_{REG} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 G 滤镜接收到的 REG 光的波长成分的绿色成分的强度, B_{REG} 表示基于经由

彩色滤镜 23b 的 B 滤镜接收到的 REG 光的波长成分的蓝色成分的强度, Y_{e_REG} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 Ye 滤镜接收到的 REG 光的波长成分的蓝色成分的强度。并且, 在以下的数学式 (13) 中, R_{RERA} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 R 滤镜接收到的 RERA 光的波长成分红色成分的强度, G_{RERA} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 G 滤镜接收到的 RERA 光的波长成分绿色成分的强度, B_{RERA} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 B 滤镜接收到的 RERA 光的波长成分蓝色成分的强度, Y_{e_RERA} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 Ye 滤镜接收到的 RERA 光的波长成分蓝色成分的强度。并且, 在以下的数学式 (13) 中, R_{RERB} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 R 滤镜接收到的 RERB 光的波长成分红色成分的强度, G_{RERB} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 G 滤镜接收到的 RERB 光的波长成分绿色成分的强度, B_{RERB} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 B 滤镜接收到的 RERB 光的波长成分蓝色成分的强度, Y_{e_RERB} 表示基于经由彩色滤镜 23b 的 Ye 滤镜接收到的 RERB 光的波长成分蓝色成分的强度。

$$[0224] \quad I_{RGBYe} = \begin{pmatrix} R_{REG} & R_{RERA} & R_{RERB} \\ G_{REG} & G_{RERA} & G_{RERB} \\ B_{REG} & B_{RERA} & B_{RERB} \\ Y_{e_REG} & Y_{e_RERA} & Y_{e_RERB} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (13)$$

[0225] 这里, 在将用于从深层血管观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中分离出相互独立的 3 个颜色成分的图像数据的矩阵设定为 MAUC、进而将表示分离后的 3 个颜色成分的图像数据的矩阵设定为 S' 的情况下, 以下的数学式 (14) 和 (15) 所示的关系成立。

$$[0226] \quad S' = MAUC \cdot Cb \cdot Y_{RGBYe} \cdot \cdot \cdot \quad (14)$$

$$[0227] \quad S' = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (15)$$

[0228] 而且, 矩阵运算部 43b 通过进行基于上述数学式 (14) 和 (15) 的以下的数学式 (16) 的运算, 求出 3 行 4 列的矩阵 MAUC。另外, 以下的数学式 (16) 中的 $(Cb \cdot I_{RGBYe})^+$ 表示 4 行 4 列的矩阵 Cb 和上述数学式 (13) 所示的 4 行 3 列的矩阵 I'_{RGB} 之积的伪逆矩阵。另外, 下述数学式 (16) 的 M51 ~ M54、M61 ~ M64 和 M71 ~ M74 分别表示任意系数。

$$[0229] \quad MAUC = S' \cdot (Cb \cdot I_{RGBYe})^+ = \begin{pmatrix} M51 & M52 & M53 & M54 \\ M61 & M62 & M63 & M64 \\ M71 & M72 & M73 & M74 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (16)$$

[0230] 根据使用了经由上述数学式 (16) 的运算而求出的矩阵 MAUC 的处理, 能够从深层血管观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的各颜色成分中, 分离出仅包含与 REG 光的波长成分对应的颜色成分的第 1 图像数据 ING、仅包含与 RERA 光的波长成分对应的颜色成分的第 2 图像数据 INR1、仅包含与 RERB 光的波长成分对应的颜色成分的第 3 图

像数据 INR2。

[0231] 即,矩阵运算部 43b 根据 4 行 4 列的矩阵 Cb、表示彩色滤镜 23b 的各滤镜(R 滤镜、G 滤镜、B 滤镜和 Ye 滤镜)的分光感光度特性的信息、以及表示深层血管观察模式下从被摄体发出的 REG 光、RERA 光和 RERB 光的光谱分布的信息进行以上所述的处理等,从而取得上述数学式(16)所示的矩阵 MAUC。

[0232] 然后,矩阵运算部 43b 通过应用预先取得的矩阵 MAUC 对深层血管观察模式下输入到图像处理部 43 的图像数据所包含的红色成分 RD2、绿色成分 GD2、蓝色成分 BD2 和黄色成分 YeD 进行运算,取得仅包含与 REG 光的波长成分对应的颜色成分的图像数据 ING、仅包含与 RERA 光的波长成分对应的颜色成分的图像数据 INR1、仅包含与 RERB 光的波长成分对应的颜色成分的图像数据 INR2。

[0233] 并且,矩阵运算部 43b 将如上所述那样取得的图像数据 ING、图像数据 INR1、图像数据 INR2 分别分配给显示装置 5 的任意颜色通道(R、G 和 B 通道)。

[0234] 然后,图像处理部 43 对通过矩阵运算部 43b 的处理而分配给显示装置 5 的 R、G 和 B 的各颜色通道的图像数据实施伽马校正和边缘强调等处理,将其输出到 D/A 转换部 44。

[0235] 然后,显示装置 5 显示与经由 D/A 转换部 44 而输出的影像信号对应的被摄体的图像。

[0236] 即,通过在深层血管观察模式下进行以上所述的动作等,在显示装置 5 中显示与深层血管观察模式对应的观察图像。

[0237] 但是,例如在假设上述数学式(14)和数学式(16)中包含的矩阵 Cb 为单位矩阵的情况下、即假设矩阵 MAUC 实质上不具有光谱分布校正功能的情况下,通过进行使用了矩阵 MAUC 的运算,得到具有图 12 这种光谱分布的各颜色成分的信号的输出值。图 12 是示出使用不具有光谱分布校正功能的矩阵进行图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 5 和图 8 不同的例子的图。

[0238] 根据图 12 的图像数据 ING 的光谱分布,在与作为具有 540nm 附近的峰值波长的绿色域的光的 REG 光相当的波段成分以外,在与 RERA 光和 RERB 光相当的波段成分中也产生明确的输出值的变动,即,可知未适当分离出 REG 光的波段成分。

[0239] 并且,根据图 12 的图像数据 INR1 的光谱分布,在与作为具有 630nm 附近的峰值波长的红色域的光的 RERA 光相当的波段成分以外,在与 REG 光和 RERB 光相当的波段成分中也产生明确的输出值的变动,即,可知也未适当分离出 RERA 光的波段成分。

[0240] 并且,根据图 12 的图像数据 INR2 的光谱分布,在与作为具有 650nm 附近的峰值波长的红色域的光的 RERB 光相当的波段成分以外,在与 REG 光和 RERA 光相当的波段成分中也产生明确的输出值的变动,即,可知也未适当分离出 RERB 光的波段成分。

[0241] 另一方面,根据第 2 变形例,通过进行使用了具有光谱分布校正功能的矩阵 MAUC 的运算,例如得到具有图 13 这种光谱分布的各颜色成分的信号的输出值。图 13 是示出使用具有光谱分布校正功能的矩阵进行了图像分离的运算的情况下作为运算结果而得到的光谱分布的、与图 6 和图 9 不同的例子的图。

[0242] 根据图 13 的图像数据 ING 的光谱分布,与作为具有 540nm 附近的峰值波长的绿色域的光的 REG 光相当的波段成分以外的其他波段成分中未产生明确的输出值的变动,即,适当分离出 REG 光的波段成分。

[0243] 并且,根据图 13 的图像数据 INR1 的光谱分布,与作为具有 630nm 附近的峰值波长的红色域的光的 RERA 光相当的波段成分以外的其他波段成分中未产生明确的输出值的变动,即,可知也适当分离出 RERA 光的波长成分。

[0244] 并且,根据图 13 的图像数据 INR2 的光谱分布,与作为具有 650nm 附近的峰值波长的红色域的光的 RERB 光相当的波段成分以外的其他波段成分中未产生明确的输出值的变动,即,可知也适当分离出 RERB 光的波长成分。

[0245] 因此,根据第 2 变形例,能够适当将通过同时式的摄像方式得到的包含多个颜色成分的图像分离为相互独立的各波段成分的图像。

[0246] 另外,本发明不限于上述实施例,当然能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

[0247] 本申请以 2012 年 5 月 1 日在日本申请的日本特愿 2012-104831 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

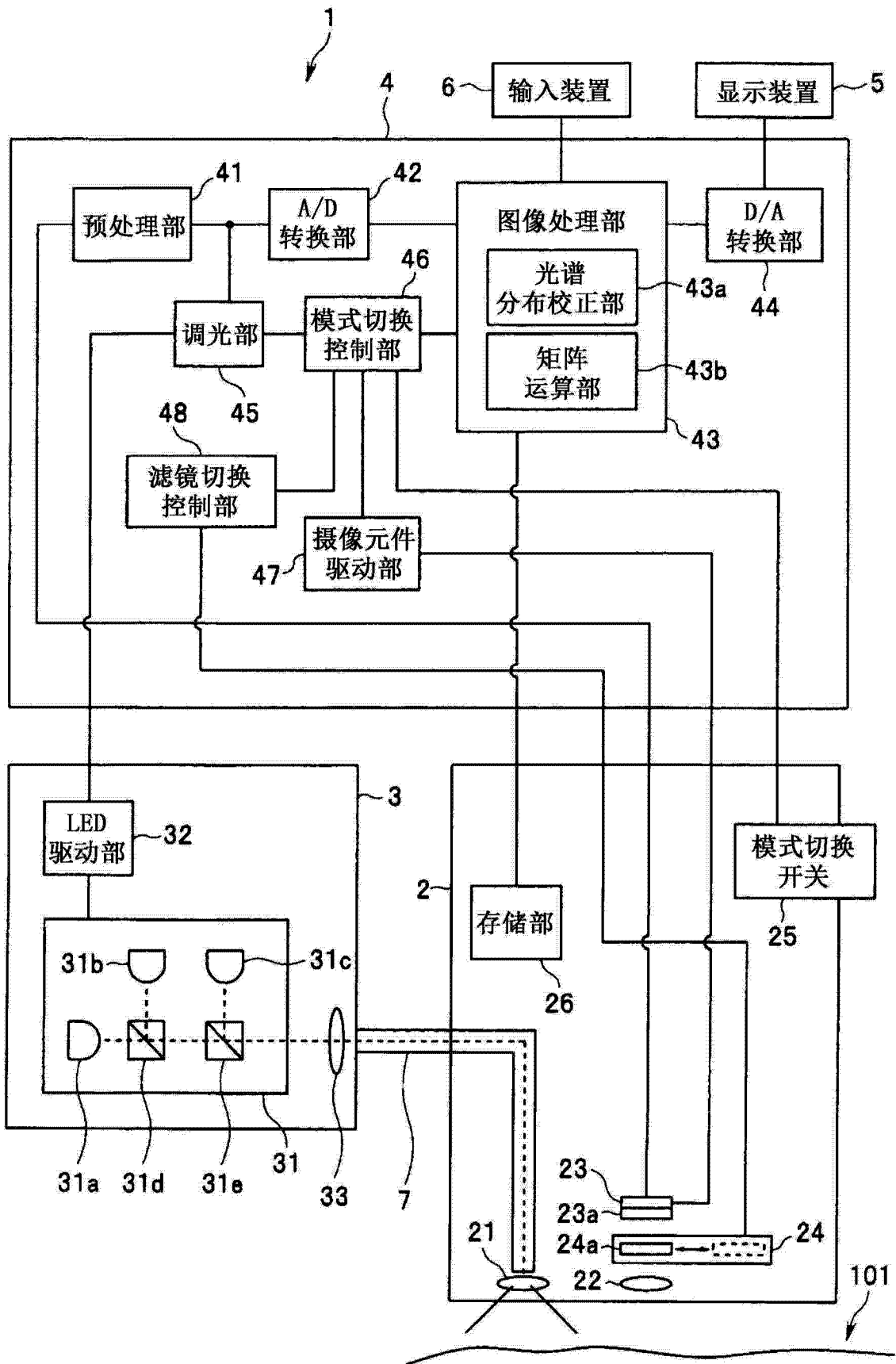


图 1

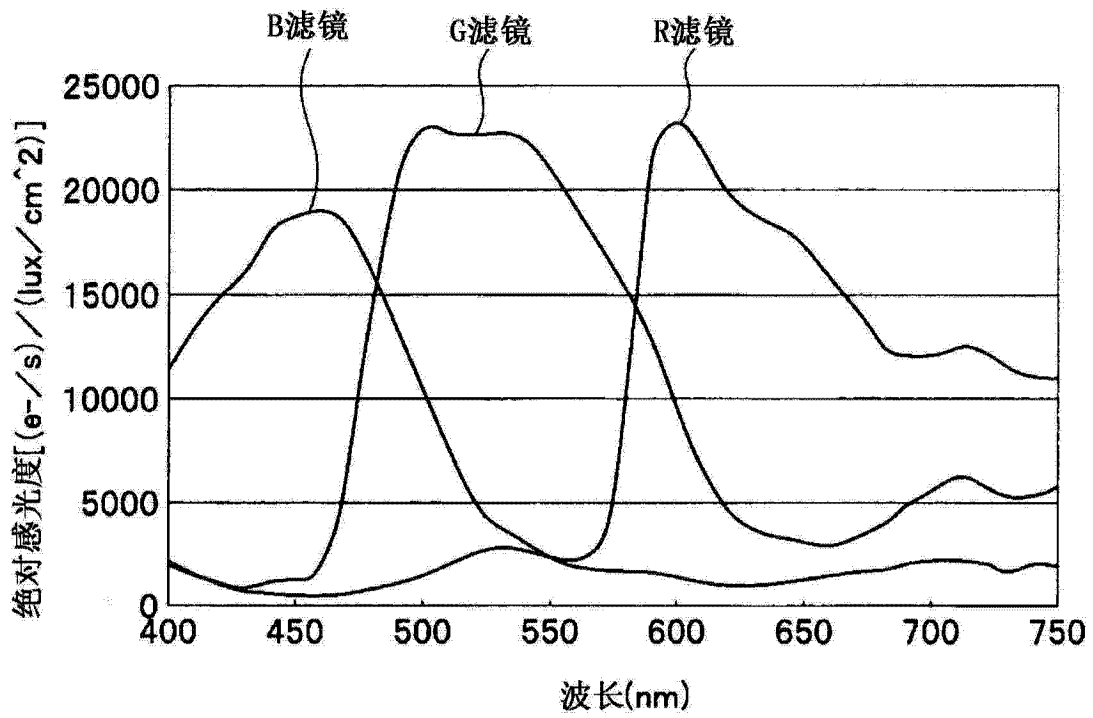


图 2

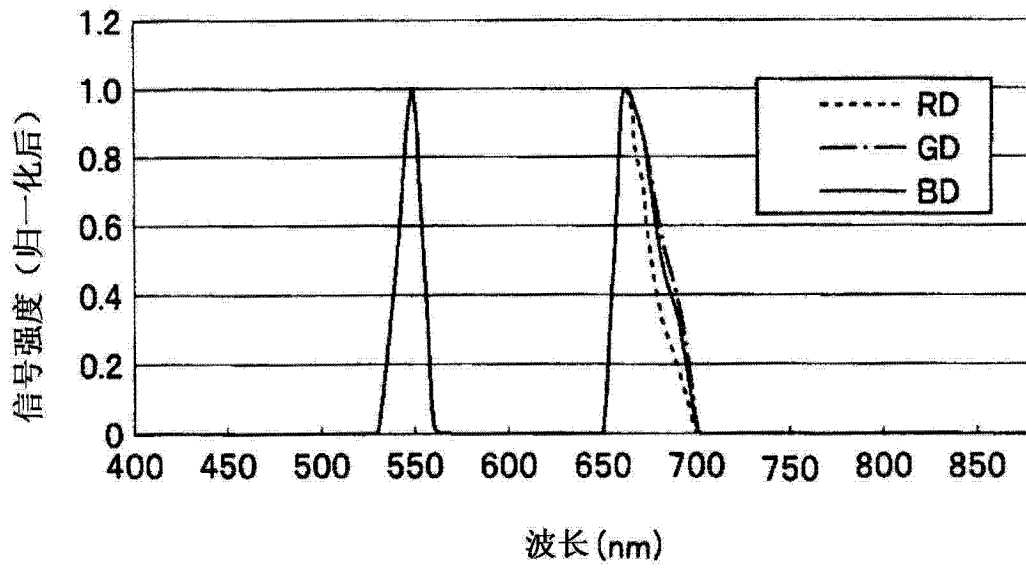


图 3

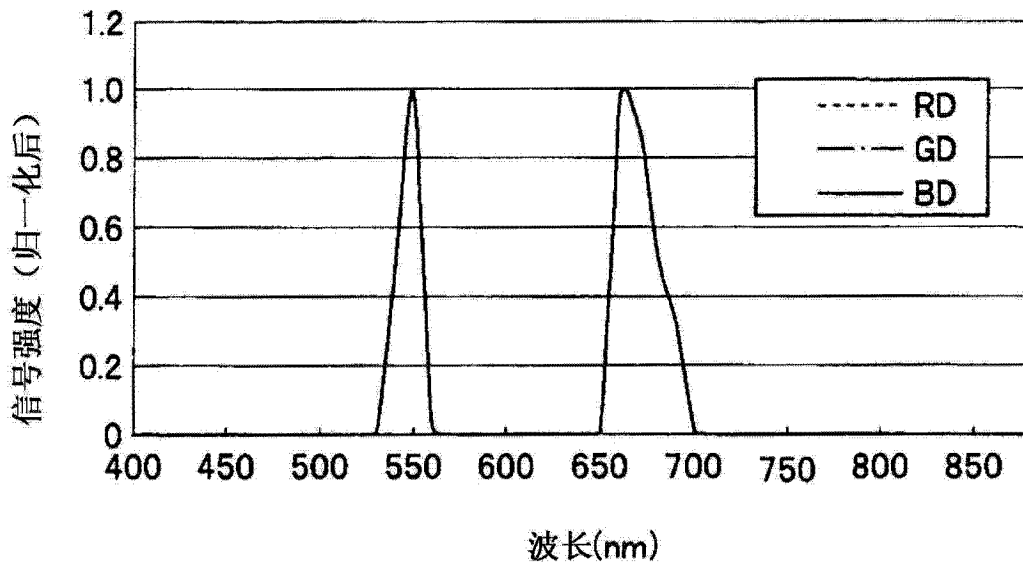


图 4

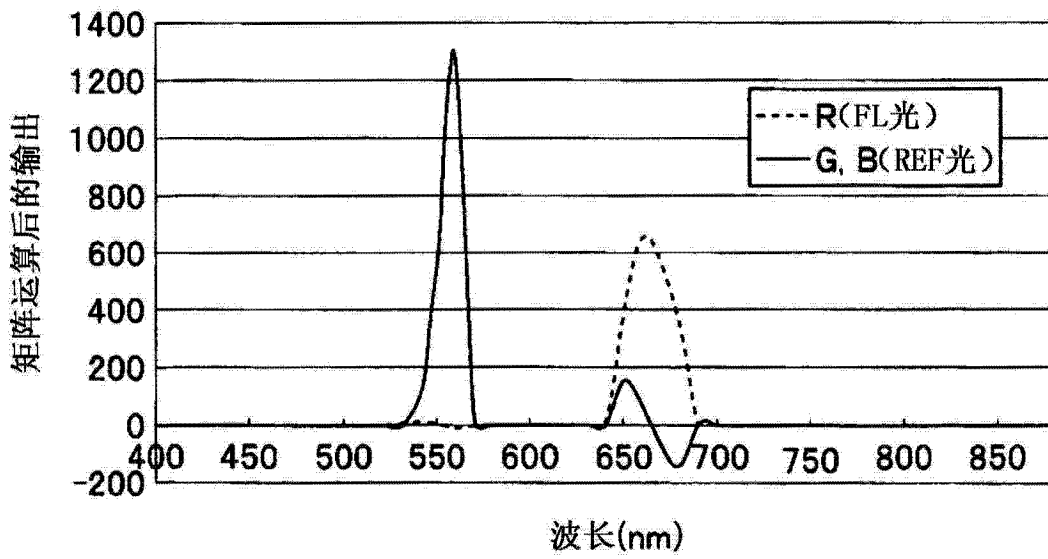


图 5

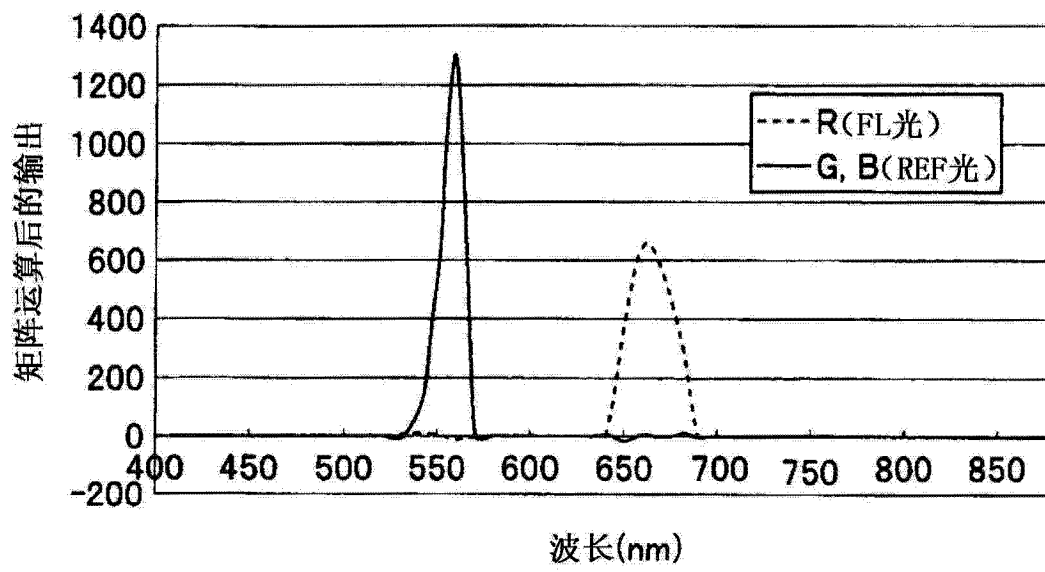


图 6

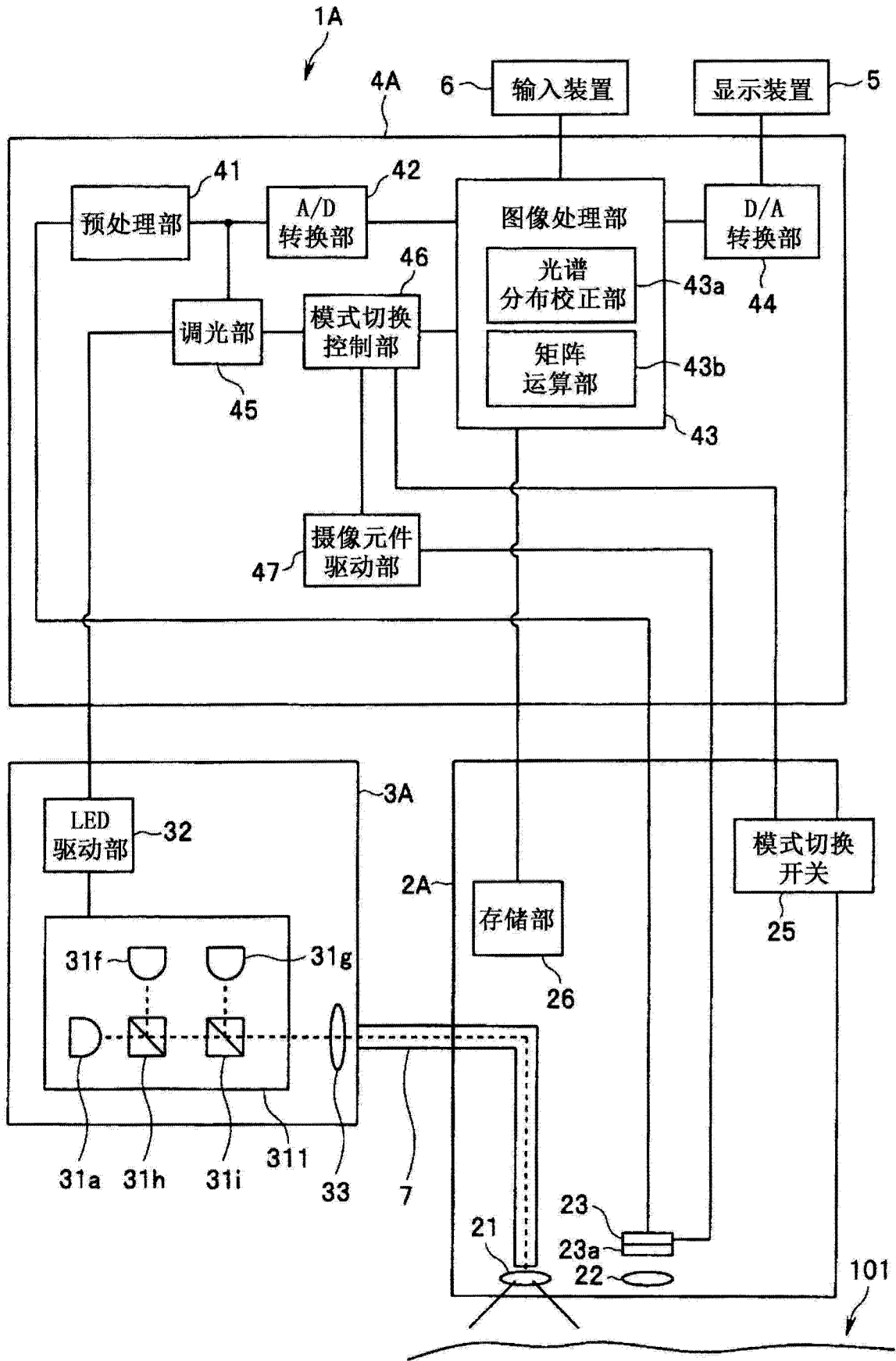


图 7

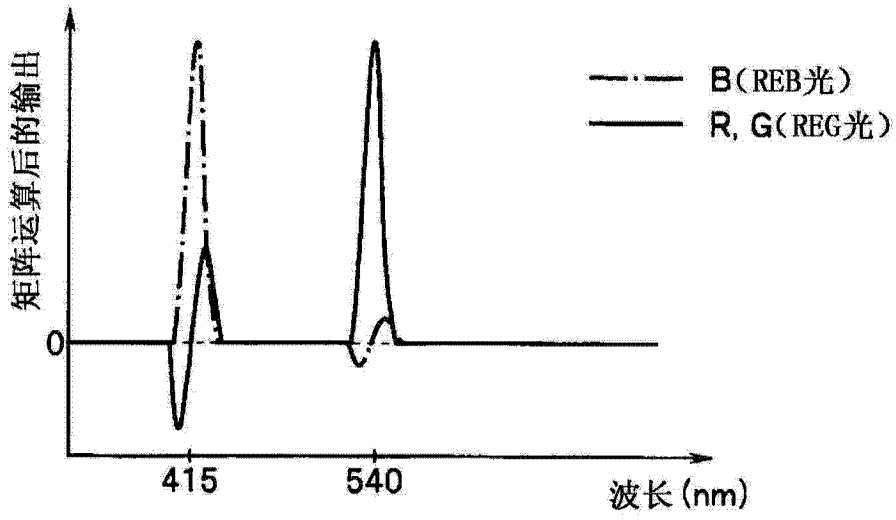


图 8

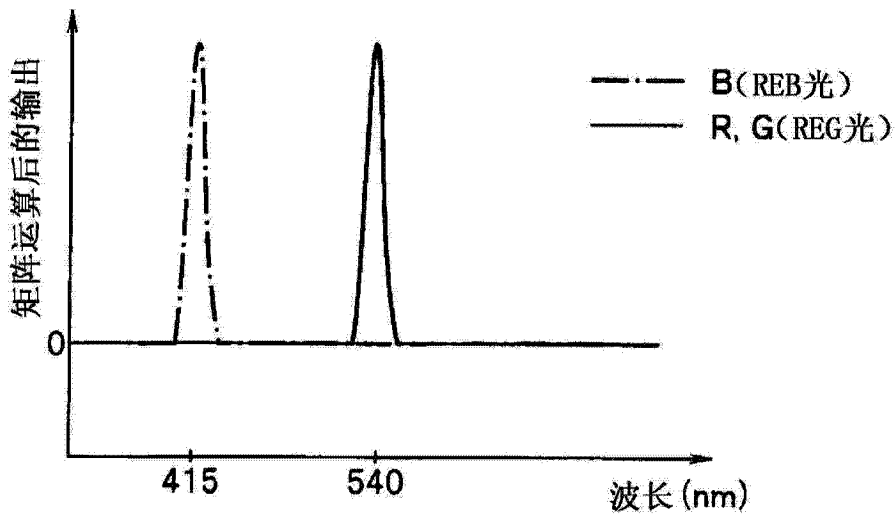


图 9

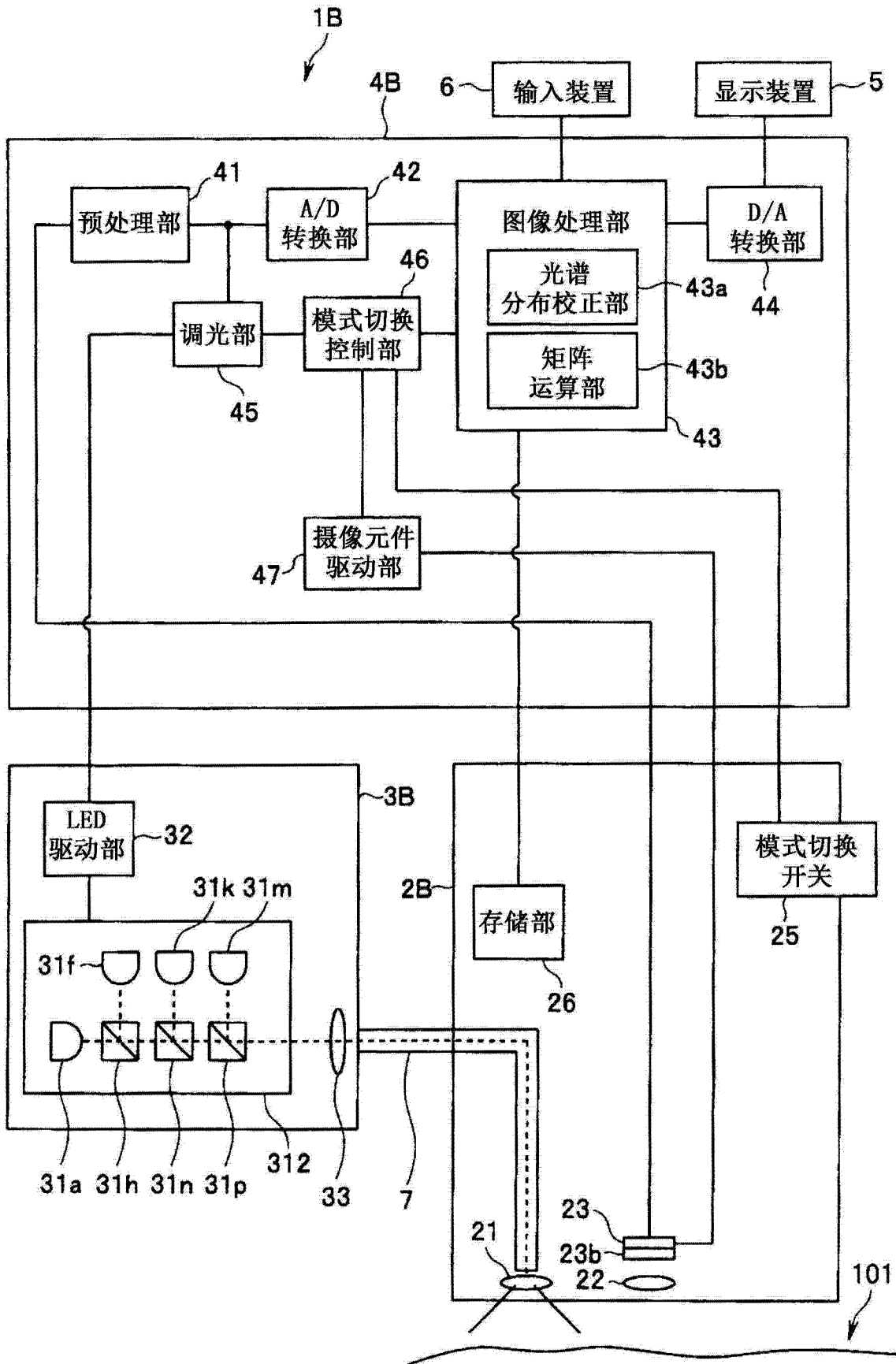


图 10

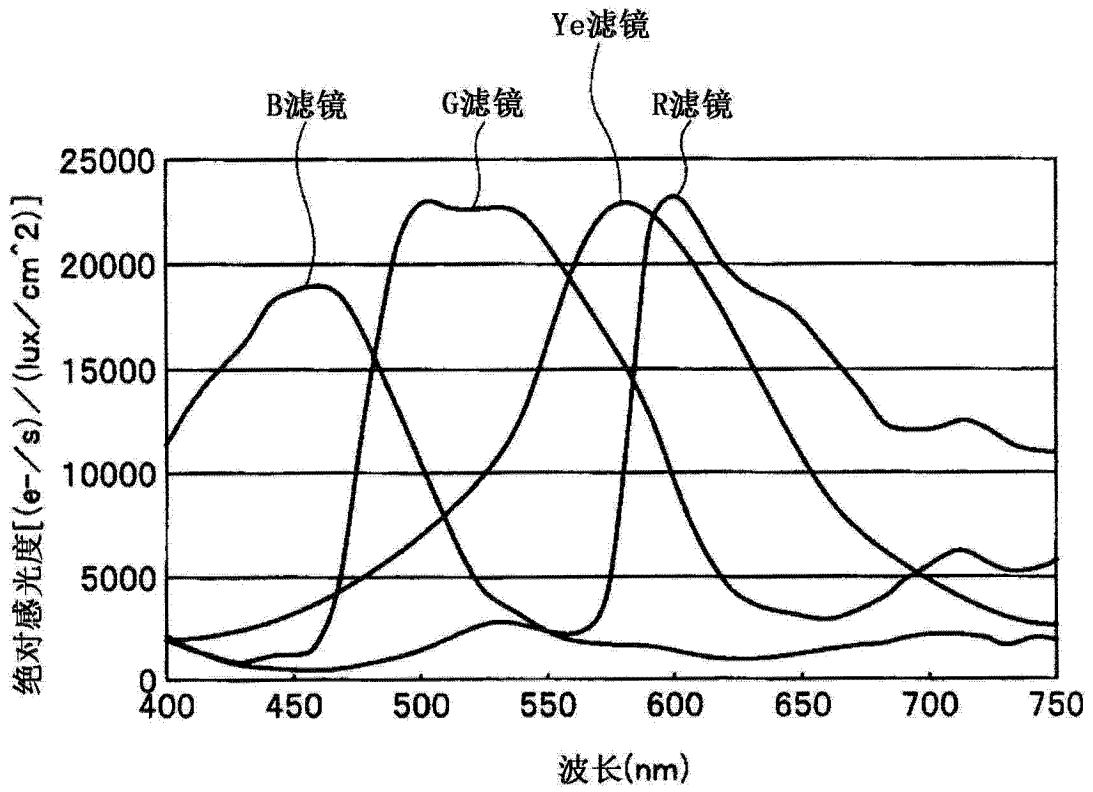


图 11

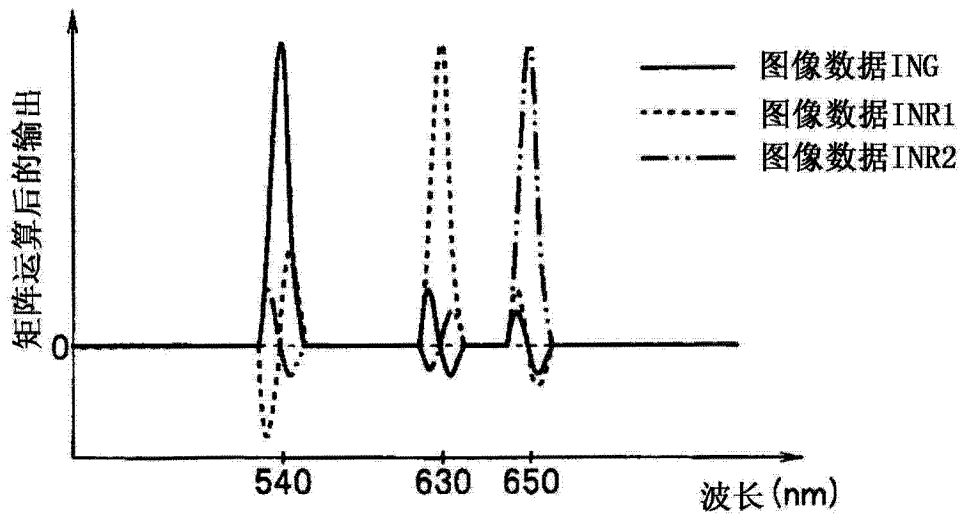


图 12

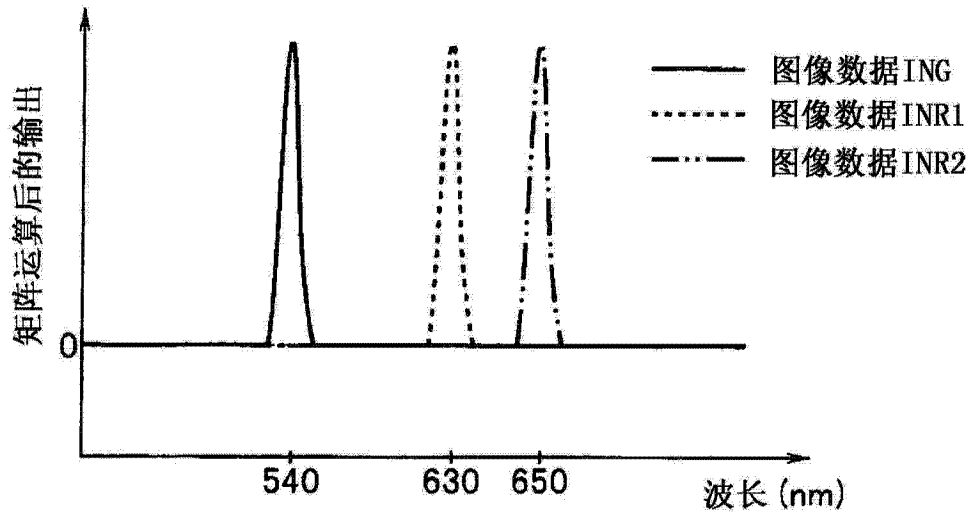


图 13

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103987309A	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	CN201380004188.0	申请日	2013-04-23
[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 道口信行		
发明人	武井俊二 道口信行		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	G02B27/102 G02B23/2469 A61B1/0002 A61B1/043 H04N9/045 H04N5/2173 A61B1/00009 A61B1/045 A61B5/489 A61B1/00186 H04N5/2256 A61B1/0684 H04N2005/2255 A61B1/0638 A61B1/06 F04C2270 /041		
代理人(译)	李辉		
优先权	2012104831 2012-05-01 JP		
其他公开文献	CN103987309B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置具有：摄像部，其以按照各颜色成分而不同的分光感光度接收伴随着对被摄体照射照明光而产生的包含多个波段成分的返回光并对其进行拍摄；校正处理部，其对摄像部拍摄所述返回光而得到的被摄体的图像中包含的各颜色成分的分光光谱分布实施校正处理；以及图像分离处理部，其根据校正处理的结果，进行按照返回光中包含的各波段成分来分离被摄体的图像的处理。

