



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101779945 B

(45) 授权公告日 2014. 05. 14

(21) 申请号 200910134682. 4

7.

(22) 申请日 2009. 01. 14

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 绫目大辅 石井秀一 竹内信次

藤田宽

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 朱丹

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

G02B 23/24 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2004/047609 A2, 2004. 06. 10, 说明书第
12-14, 19-20, 28 页、权利要求 1, 7, 10, 12-17、图

US 7330749 B1, 2008. 02. 12, 全文.

CN 1572231 A, 2005. 02. 02, 全文.

US 2004/0186351 A1, 2004. 09. 23, 全文.

JP 特开 2006-340796 A, 2006. 12. 21, 全文.

审查员 陈飞

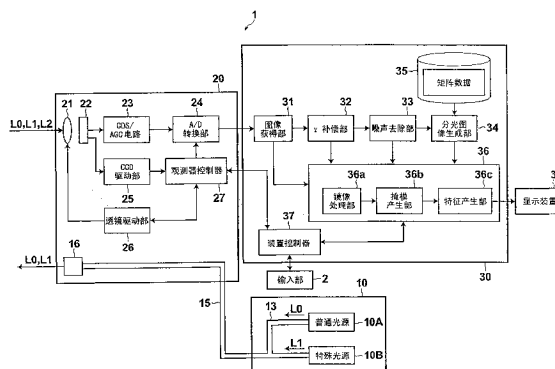
权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

内窥镜图像处理方法及装置以及采用它的内
窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜图像处理方法及装置
以及采用它的内窥镜系统。能通过简单系统结构
获得荧光图像和背景图像。在对拍摄对象照射激
励光 (L1) 时, 通过拍摄元件 (22) 对从拍摄对象
反射的激励光 (L1) 和拍摄对象发出的荧光 (L2)
进行拍摄, 在图像获得部 (31) 中获得彩色图像
(P)。然后, 通过在分光图像生成部 (34), 将彩色
图像 (P) 中的激励光 (L1) 的波长成分 ($\Delta \lambda_1$) 和
荧光 (L2) 的波长成分 ($\Delta \lambda_2$) 分配给各个原色成
分, 生成由表示激励光 (L1) 的背景图像 (SPb) 和
表示荧光的荧光图像 (SPr) 形成的分光推导图像
(SP)。



1. 一种内窥镜图像处理方法,其特征在于:

在对拍摄对象照射了激励光时,对从该拍摄对象反射了的激励光 and 该拍摄对象发出了的荧光进行拍摄,获得彩色图像,

执行分光图像处理,通过将已获得的所述彩色图像中的所述激励光的波长成分和所述荧光的波长成分分配给各个原色成分,生成由表示所述激励光的背景图像和表示所述荧光的荧光图像形成的分光推导图像,所述分光图像处理采用与所述激励光的波长频带相对应的矩阵参数、和与所述荧光的波长频带相对应的矩阵参数。

2. 一种内窥镜图像处理装置,其特征在于,包括:

图像获得部,在对拍摄对象照射了激励光时,对从该拍摄对象反射了的激励光 and 该拍摄对象发出了的荧光进行拍摄,获得彩色图像;

分光图像生成部,通过执行分光图像处理,从通过该图像获得部获得的所述彩色图像中,将所述激励光的波长成分和所述荧光的波长成分分配给各个原色成分,从而生成由表示所述激励光的背景图像和表示所述荧光的荧光图像形成的分光推导图像,所述分光图像处理采用与所述激励光的波长频带相对应的矩阵参数、和与所述荧光的波长频带相对应的矩阵参数。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜图像处理装置,其特征在于:

还包括 γ 补偿部,对在所述图像获得部中获得的所述彩色图像进行 γ 补偿,使得增大所述荧光的信号值并且衰减所述激励光的信号值,

所述分光图像生成部采用通过所述 γ 补偿部进行了 γ 补偿的所述彩色图像,生成所述分光推导图像。

4. 根据权利要求2或3所述的内窥镜图像处理装置,其特征在于:

所述激励光具有蓝色的波长频带,所述荧光为自身荧光。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜图像处理装置,其特征在于:

所述分光图像生成部具有从所述彩色图像或所述分光推导图像,生成由绿色的波长频带形成的副荧光图像的功能,

所述内窥镜图像处理装置还包括病变图像生成部,将所述副荧光图像的像素值相对于所述荧光图像的像素值的比作为病变指数对每个像素进行计算,根据计算出的该病变指数的值生成着色的病变指数图像。

6. 根据权利要求2或3所述的内窥镜图像处理装置,其特征在于:

所述激励光为蓝色的波长频带,所述荧光从由5-氨基乙酰丙酸染色的所述拍摄对象射出。

7. 根据权利要求2或3所述的内窥镜图像处理装置,其特征在于:

所述激励光为红外光,所述荧光从由靛青绿染色的所述拍摄对象射出。

内窥镜图像处理方法及装置以及采用它的内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及在对拍摄对象照射激励光时,观察从拍摄对象射出的荧光用的内窥镜图像处理方法及装置以及采用它的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 公知在对生物体组织照射特定的波长的激励光时,发出生物体组织的自身荧光。于是,提出下述内窥镜装置,其中,采用内窥镜装置对体腔内的生物体组织照射激励光,检测来自生物体组织的自身荧光。这里,在进行荧光观察时,为了对照射激励光的部位和射出荧光的部位进行比较,需要表示荧光的状态的荧光图像和激励光的照射状态的背景图像。

[0003] 在这里,可知采用半棱镜或带通滤波器等,对从拍摄对象反射的激励光和荧光进行分光,采用各自的拍摄元件,对激励光和荧光进行拍摄。或如专利文献 1 所示,提出下述方法,其按照固定周期,切换在拍摄元件的感光面侧遮挡激励光使荧光透过的滤波器和使激励光透过的滤波器,由此,在不同的时间,分别获得对荧光进行拍摄的荧光图像和对激励光进行拍摄的背景图像。

[0004] 专利文献 1 :JP 特开 2000-270265 号公报

[0005] 但是,在分别设置荧光信号的拍摄和背景信号的拍摄时,存在需要多个拍摄元件,并且需要半棱镜等的光学部件,系统结构复杂的问题。另外,如专利文献 1 所示,在按照时间序列获得荧光和背景图像时,在拍摄对象运动时,存在产生背景图像与荧光图像之间的空间位置错位的情况,无法进行正确的诊断的问题。

发明内容

[0006] 于是,本发明的目的在于提供能通过简单的系统结构获得荧光图像和背景图像的内窥镜图像处理方法、装置和内窥镜系统。

[0007] 本发明的内窥镜图像处理方法的特征在于:在对拍摄对象照射了激励光时,对从该拍摄对象反射了的激励光和该拍摄对象发出了的荧光进行拍摄,获得彩色图像,通过将已获得的彩色图像中的激励光的波长成分和荧光的波长成分分配给各个原色成分,生成由表示激励光的背景图像和表示荧光的荧光图像形成的分光推导图像。

[0008] 本发明的内窥镜图像处理装置的特征在于,包括:图像获得部,在对拍摄对象照射了激励光时,对从拍摄对象反射了的激励光和拍摄对象发出了的荧光进行拍摄,获得彩色图像;分光图像生成部,从通过图像获得部获得到的彩色图像中,将激励光的波长成分和荧光的波长成分分配给各个原色成分,从而生成由表示激励光的背景图像和表示荧光的荧光图像形成的分光推导图像。

[0009] 本发明的内窥镜系统包括:对拍摄对象照射激励光的光源单元;观测器,具有拍摄元件,该拍摄元件将从光源单元射出的激励光导波到拍摄对象,并且在对被射体照射激励光时,对从拍摄对象反射的激励光和拍摄对象所发出的荧光进行拍摄;内窥镜图像处理装置,从通过观测器拍摄到的拍摄对象图像提取荧光图像,其特征在于,内窥镜图像处理装

置包括：获得通过拍摄元件拍摄到的彩色图像的图像获得部；分光图像生成部，从通过图像获得部获得的彩色图像，将激励光的波长成分和荧光的波长成分分配给各个原色成分，由此，生成由表示激励光的背景图像和表示荧光的荧光图像形成的分光推导图像。

[0010] 在这里，荧光能通过激励光的照射发出，也能为例如，在对生物体组织，照射蓝色的波长频带的激励光时，通过生物体本来具有的荧光成分，从绿色的波长频带到红色的波长频带的范围，发出微弱的光的自身荧光。或者，也能通过对大致 5-氨基乙酰丙酸(5-AminoLevulinic Acid(ALA)) 照射波长 405nm 的激励光 L1，对由 636nm 附近的波长形成的荧光 L2 进行拍摄。或者，也能通过对例如，注入到体腔内的靛青绿(ICG) 照射波长 780nm 的激励光 L1，对由 840nm 附近的波长形成的荧光 L2 进行拍摄。

[0011] 另外，分光推导图像能通过将各原色成分分别显示于显示装置中，仅仅显示荧光图像，或仅仅显示背景图像。

[0012] 此外，内窥镜图像处理装置也能还包括对在图像获得部获得的彩色图像进行 γ 补偿的 γ 补偿部。此时，分光图像生成部采用通过 γ 补偿部进行了 γ 补偿的彩色图像，生成分光推导图像。

[0013] 另外，分光图像生成部也能将荧光的波长频带分配给由 RGB 的各原色成分形成的分光推导图像中的任意的原色成分，还能例如，将激励光的波长成分分配给 R 信号和 B 信号作为背景图像，将荧光的波长成分分配给 G 信号作为荧光图像，生成分光推导图像。

[0014] 另外，分光图像生成部不仅生成分光推导图像，还能具有从彩色图像或分光推导图像，生成由大致 500 ~ 550nm(绿色) 的波长频带形成的副荧光图像的功能。此时，内窥镜图像处理装置也能具有病变图像生成部，该病变图像生成部将副荧光图像相对于分光推导图像的荧光的原色成分的各像素值的比作为病变指数来计算，生成根据计算出的病变指数的值而着色的病变指数图像。

[0015] 另外，观测器也能还具有设置于拍摄元件中的感光面侧的、减少拍摄元件中的激励光的感光光量的截止滤波器。

[0016] 根据本发明的内窥镜图像处理方法及装置以及采用它的内窥镜系统，在对拍摄对象照射激励光时，对从拍摄对象反射的激励光和从拍摄对象发出的荧光进行拍摄，获得彩色图像，生成将已获得的彩色图像中的激励光的波长成分和荧光的波长成分分配给各个原色成分的分光推导图像，由此，即使在如以往那样，不必设置各自的拍摄元件的情况下，仍能根据激励光和荧光的波长频带信息，从彩色图像生成背景图像和荧光图像，能通过简单的结构确认荧光的发光状态。

[0017] 另外，其还包括对在图像获得部获得的彩色图像进行 γ 补偿的 γ 补偿部，如果分光图像生成部采用通过 γ 补偿部进行了 γ 补偿的彩色图像，生成分光推导图像，则由于能减小表示分光推导图像的激励光的信号值，且增大表示荧光的信号值，因此能生成强调荧光部分的分光推导图像。

[0018] 此外，如果激励光具有蓝色的波长频带，荧光为自身荧光，分光图像生成部具有从彩色图像或分光推导图像，生成由绿色的波长频带形成的副荧光图像的功能，所述内窥镜图像处理装置还包括病变图像生成部，将副荧光图像的像素值相对于荧光图像的像素值的比作为病变指数对每个像素进行计算，根据计算出的该病变指数的值生成着色的病变指数图像，则着眼于相对病变部位，正常部位在自身荧光的波长频带中绿色的波长频带的强度

所占的比例较高的情况,能将作为发出荧光的部分的绿色的波长频带的大致 500 ~ 550nm 的所占比例作为病变指数图像进行可视化,由此,能进行正确的荧光诊断。

[0019] 再有,在观测器还包括设置于拍摄元件的感光面侧的、减少拍摄元件的激励光的感光光量的截止滤波器时,即使在为了增加荧光的发光量,而增大激励光的照射光量时,仍能防止拍摄元件达到极限,能高精度地进行激励光和荧光的拍摄。

附图说明

[0020] 图 1 为表示本发明的内窥镜图像处理装置的优选实施方式的方框图。

[0021] 图 2 为表示图 1 的 γ 补偿部的 γ 补偿特性的曲线图。

[0022] 图 3 为表示图 1 的矩阵数据库的一个实例的数据图。

[0023] 图 4 为表示激励光和自身荧光的波长频带的一个实例的曲线图。

[0024] 图 5 为表示本发明的内窥镜图像处理方法的优选实施方式的流程图。

[0025] 图 6 为表示本发明的内窥镜图像处理装置的另一实施方式的方框图。

[0026] 图中:1-内窥镜系统,10-光源单元,15-光导(light guide),16-观察窗,20-观测器,21-成像光学系统,22-拍摄元件,30、130-内窥镜图像处理装置,31-图像获取部,32- γ 补偿部,33-噪声去除部,34-分光图像生成部,L1-激励光,L2-荧光,P-彩色图像,SP-分光推导图像,SPb-背景图像,SPr-荧光图像,SPr10-副荧光图像。

具体实施方式

[0027] 下面参照附图,对本发明的实施方式进行详细说明。图 1 表示基于本发明的一个实施方式的内窥镜系统 1 的基本结构。内窥镜系统 1 包括光源单元 10,观测器 20,内窥镜图像处理装置 30。

[0028] 光源单元 10 射出用于进行基于内窥镜的观察的光,包括:普通光源 10A,由射出进行普通观察用的普通光 L0 的氙气灯等形成;和特殊光源 10B,由射出进行荧光观察用的激励光 L1 的可见激光装置等形成。光源单元 10 以光学方式与观测器 20 的光导 15 连接,在普通观察时,从普通光源 10A 射出的普通光 L0 射入光导 15 内,在荧光观察时,从特殊光源 10B 射出的激励光 L1 射入到光导 15 内。而且,普通光 L0 和激励光 L1 经由光导 15,从观察窗 16 照射拍摄对象。

[0029] 观测器 20 包括成像光学系统 21,拍摄元件 22,CDS/AGC 电路 23,A/D 转换部 24,CCD 驱动部 25,透镜驱动部 26 等,各构成要素通过观测器控制器 27 控制。拍摄元件 22 由例如 CCD 或 CMOS 等形成,对通过成像光学系统 21 成像的拍摄对象图像进行光电转换,获得彩色图像 P。作为该拍摄元件 22,采用例如在拍摄面上具有 Mg(红紫色(magenta))、Ye(黄色)、Cy(蓝绿色(cyan))、G(绿色)的滤色器的补色型,或具有 RGB 的滤色器的原色型。另外,拍摄元件 22 的操作通过 CCD 驱动部 25 而控制。在拍摄元件 22 获得了图像(影像)信号时,CDS/AGC(相关二重取样/自动增益控制)电路 23 进行取样并放大,A/D 转换器 24 对从 CDS/AGC 电路 17 输出的彩色图像 P 进行 A/D 转换,将其输出给内窥镜图像处理装置 30。

[0030] 另外,为了防止拍摄元件 22 达到极限,也能在观测器 20 中荧光观察时,在拍摄元件 22 的感光面侧,设置遮挡激励光 L1 的波长频带的光的带截止(band cut)滤波器。

[0031] 下面,参照图 1,对本发明的内窥镜图像处理装置的优选的实施方式进行说明。内

窥镜图像处理装置 30 进行从观测器 20 输出的彩色图像的图像处理,包括图像获得部 31,噪声去除部 33,分光图像生成部 34,显示控制部 36 等。

[0032] 图像获得部 31 由例如 DSP(数字信号处理器)等形成,在对通过观测器 20 的拍摄元件 22 拍摄的拍摄对象照射激励光 L1 时,对从拍摄对象反射的激励光 L1 和通过激励光 L1 的照射而形成自身荧光的荧光 L2 作为彩色图像 P 进行获得。另外,该图像获得部 31 具有在获得由 Mg(红紫色),Ye(黄色),Cy(蓝绿色),G(绿色)形成的彩色图像 P 时,转换为由 RGB 形成的彩色图像的功能。

[0033] γ 补偿部 32 根据图 2 所示的 γ 曲线,对彩色图像 P 的各像素值进行补偿。即,由于荧光 L2 比激励光 L1 微弱,因此通过对彩色图像 P 实施 γ 补偿,使荧光 L2 的信号值增大,并且使激励光 L1 的信号值衰减。由此,能获得画质好的荧光图像 SP_r。噪声去除部 33 去除通过 γ 补偿部 32 进行 γ 补偿的彩色图像 P 内的噪声,噪声去除方法能采用公知的技术。

[0034] 分光图像生成部 34 从由图像获得部 31 获得的、通过噪声去除部 33 进行噪声去除的彩色图像 P,生成将激励光 L1 的波长成分和荧光的波长成分分配给各个原色成分的分光推导图像。在 JP 特开 2003-93336 号公报中,记载了分光图像生成部 34 的操作实例的详细内容。

[0035] 具体来说,分光图像生成部 34 通过进行下述数学式 (1) 所示的矩阵计算,提取由彩色图像 P 中的激励光的波长成分 $\Delta\lambda_1$ 形成的背景图像。

$$[0036] \quad \begin{bmatrix} R_{sp} \\ G_{sp} \\ B_{sp} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R_p \\ G_p \\ B_p \end{bmatrix}$$

[0037] (数学式 1)

[0038] 另外,在所述数学式 (1) 中, R_{sp} 、 G_{sp} 、 B_{sp} 分别表示分光推导图像 SP 的 RGB 成分, R_p 、 G_p 、 B_p 分别表示彩色图像 P 的 RGB 成分, k_{1r} 、 k_{1g} 、 k_{1b} 、 k_{2r} 、 k_{2g} 、 k_{2b} 分别表示进行矩阵计算用的矩阵用的矩阵参数。

[0039] 这里,如图 3 所示,在参数数据库 35 中存储例如将 400nm ~ 700nm 的波长频带按照 5nm 间隔分割的每个波长频带矩阵参数 $P_i = (k_{ri}, k_{gi}, k_{bi})$ ($i = 1 \sim 61$)。图 4 为表示自身荧光的激励光 L1 和荧光 L2 的波长频带的一个实例的曲线图。如图 4 所示,激励光 L1 由大致 405 ~ 460nm 的波长频带 $\Delta\lambda_1$ 形成,荧光 L2 由 460 ~ 700nm 的波长频带 $\Delta\lambda_2$ 形成。

[0040] 于是,分光图像生成部 34 根据参数数据库 DB 中的矩阵参数 P_i ,计算第 1 波长频带 $\Delta\lambda_1$ 中的矩阵参数 P_i 的各成分的总和,求得参数 k_{1r} 、 k_{1g} 、 k_{1b} 。同样,分光图像生成部 34 计算第 2 波长频带 $\Delta\lambda_2$ 中的矩阵参数 P_i 的各成分的总和,求得参数 k_{2r} 、 k_{2g} 、 k_{2b} 。而且,分光图像生成部 34 生成分光推导图像 SP,该分光推导图像 SP 由通过所述数学式 (1) 将激励光 L1 分配给 R 成分和 B 成分的背景图像 SP_b 和将荧光 L2 分配给 G 成分的荧光图像 SP_r 形成。

[0041] 另外,由于荧光 L2 的强度比激励光 L1 的强度微弱,因此在对拍摄对象照射激励光 L1 时,无法获得通常观察时的清楚的荧光图像。但是,由于激励光 L1 与荧光 L2 由不同的波长频带 $\Delta\lambda_1$ 、 $\Delta\lambda_2$ 形成(参照图 4),体腔内的大部分由红色形成,因此在拍摄对象反射

激励光 L1 的成分少。于是,能提取所述荧光 L2 的波长频带 $\Delta \lambda_2$, 获得由分光推导图像 SP 的 G 成分形成的荧光图像 SP_r。

[0042] 另外,在图 3 和图 4 中,对荧光 L2 为自身荧光的情况进行了示例,但是,也能通过例如对注入到体腔内的 5-氨基乙酰丙酸 (5-AminoLevulinic Acid(ALA) 照射波长 405nm 的激励光 L1,对由 636nm 附近的波长形成的荧光 L2 进行拍摄。或者,也能通过例如对注入到体腔内的靛青绿 (ICG:Indocyanine Green) 照射波长 780nm 的激励光 L1,对由 840nm 附近的波长形成的荧光 L2 进行拍摄。此时,分光图像生成部 34 预先调查激励光 L1 和荧光 L2 的各波长频带 $\Delta \lambda_1$, $\Delta \lambda_2$,通过进行使用与各波长频带 $\Delta \lambda_1$, $\Delta \lambda_2$ 相对应的矩阵参数的矩阵计算,生成将激励光 L1 和荧光 L2 分配给各个原色成分的分光推导图像 SP。

[0043] 图 1 的显示控制部 36 在由液晶显示装置或 CRT 等形成的显示装置 3 中显示各种图像。具体来说,显示控制部 36 具有下述功能:按照来自输入部 2 的输入,选择或在显示装置 3 中全部显示在图像获得部 31 中获得的彩色图像 P、通过 γ 补偿部 32 进行了 γ 补偿的彩色图像 P、通过噪声去除部 33 进行了噪声去除的彩色图像 P、通过分光图像生成部 34 生成了的分光推导图像 SP、构成分光推导图像 SP 的背景图像 SP_b 和荧光图像 SP_r。另外,显示控制部 36 包括:进行镜像处理的镜像处理部 36a;从各种图像形成掩模图像,并对其显示的掩模产生部 36b;和将与所述各种图像有关的信息作为特征(character)信息显示的特征产生部 36c,显示进行了各种信号处理的图像。

[0044] 图 5 为表示本发明的内窥镜图像处理装置的优选的实施方式的流程图,参照图 1 ~ 图 5,对内窥镜图像处理方法进行说明。首先,通过输入部 2,设定内窥镜系统 1 整体观察自身荧光用的荧光观察模式。于是,从光源单元 10 射出激励光 L1,经由光导 15 和观察窗 16,照射到拍摄对象(步骤 ST1)。

[0045] 而且,通过拍摄元件 22,获得从拍摄对象反射的激励光 L1 和拍摄对象自身的荧光 L2 作为彩色图像 P(步骤 ST2)。对该拍摄信号通过 CDS/AGC 电路 17,进行基于相关二重取样和自动增益控制的放大,在 A/D 转换器 18 进行 A/D 转换之后,输出给内窥镜图像处理装置 30。

[0046] 在内窥镜图像处理装置 30 中,通过图像获得部 31 获得彩色图像 P(步骤 ST3)。然后,实施基于 γ 补偿部 32 的 γ 补偿处理,以及通过噪声去除部 33,实施噪声去除处理(步骤 ST4)。而且,在分光图像生成部 34 中,采用彩色图像 P,并采用所述数学式(1)和图 3 的矩阵数据,进行矩阵计算,生成分光推导图像 SP(步骤 ST5)。已生成的光推导图像 SP 通过显示控制部 36,显示于显示装置 3 中。此时,在显示装置 3 中,伴随输入部 2 的输入,切换显示由 G 成分形成的荧光图像 SP_r、由 RGB 成分形成的分光推导图像 SP、表示由 RB 成分形成的激励光的图像。

[0047] 这样,通过生成将激励光 L1 的波长成分 $\Delta \lambda_1$ 和荧光 L2 的波长成分 $\Delta \lambda_2$ 分配给各个原色成分的分光推导图像 SP,如以往那样,不必设置各自的拍摄元件,就能通过简单的结构获得荧光图像 SP_r,确认荧光 L2 的发光状态。另外,由于能从同一彩色图像 P,获得背景图像 SP_b 和荧光图像 SP_r,因此,能防止产生基于背景图像 SP_b 和荧光图像 SP_r 的获得时刻的偏移的位置错位,能正确地进行照射激励光 L1 的部位和发出荧光 L2 的部位的比较。

[0048] 图 6 为表示本发明的内窥镜图像处理装置的另一实施方式的方框图。另外,图 6 的内窥镜图像处理装置 130 中,在具有与图 1 的内窥镜图像处理装置 30 相同的结构的部位,

附加同一标记,省略对其的说明。图 6 的内窥镜图像处理装置 130 与图 1 的内窥镜图像处理装置 30 的不同点在于设置了病变图像生成部 135。

[0049] 病变图像生成部 135 计算病变指数,并且根据病变指数的值生成带有颜色的病变指数图像。具体来说,分光图像生成部 34 具有从彩色图像 P 或分光推导图像 SP,生成由绿色(大致 500 ~ 550nm)的波长频带形成的副荧光图像 SPr10 的功能。即,相对荧光图像 SPr 为表示绿色~红色(470 ~ 700nm)的波长频带的图像,副荧光图像 SPr10 为表示荧光图像 SPr 中的绿色的波长频带(大致 500 ~ 550nm 的波长频带)的图像。

[0050] 病变图像生成部 135 将副荧光图像 SPr10 的像素值相对荧光图像 SPr 的像素值的比作为病变指数(0.0 ~ 1.0),对每个像素计算,根据已计算出的病变指数的值生成带有颜色的病变指数图像。例如,伴随病变指数的变高,进行亮度变大的着色处理。而且,显示控制部 36 在显示装置 3 中显示伴随来自输入部 2 的输入而生成的病变指数图像。

[0051] 这样,着眼于在自身荧光 L2 的波长频带,相对病变部位,正常部位的绿色的波长频带的强度所占的比例高的情况,通过将作为发出荧光的部分中的绿色的波长频带的大致 500 ~ 550nm 的所占比例作为病变指数图像进行可视化处理,能进行正确的荧光诊断。

[0052] 按照所述各实施方式,通过在对拍摄对象照射激励光 L1 时,对从拍摄对象反射的激励光 L1 和从拍摄对象发出的荧光 L2 进行拍摄,获得彩色图像 P,生成将已获得的彩色图像 P 中的激励光 L1 的波长成分和荧光 L2 的波长成分分配给各个原色成分的分光推导图像 SP,如以往那样,即使不必设置各自的拍摄元件,仍能根据激励光 L1 和荧光 L2 的波长频带信息,从彩色图像 P 生成背景图像 SPb 和荧光图像 SPr,能通过简单的结构,确认荧光 L2 的发光状态。

[0053] 另外,如图 1 和图 2 所示,还包括 γ 补偿部 33,其对在图像获得部 31 获得的彩色图像 P,进行 γ 补偿,如果分光图像生成部 34 通过 γ 补偿部 32 使用进行了 γ 补偿的彩色图像 P,生成分光推导图像 SP 的话,由于能减小表示分光推导图像 SP 中的激励光 L1 的信号值,并增加表示荧光 L2 的信号值,因此能生成强调了荧光部分的分光推导图像 SP。

[0054] 此外,如图 6 所示,激励光 L1 具有蓝色的波长频带,荧光 L2 为自身荧光,分光图像生成部具有根据彩色图像 P 或光推导图像 SP,生成由绿色的波长频带形成的副荧光图像 SPr10 的功能,如果还具有病变图像生成部 135,其将副荧光图像 SPr10 的像素值相对荧光图像 SPr 的像素值的比作为病变指数,对每个像素计算,根据计算出的病变指数的值生成带有颜色的病变指数图像,则着眼于相对病变部位,正常部位的自身荧光 L2 的波长频带中的绿色的波长频带的强度所占的比例高,将作为发出荧光 L2 的部分中的绿色的波长频带的大致 500 ~ 550nm 的所占比例作为病变指数图像,进行可视化处理,由此,能进行正确的荧光诊断。

[0055] 再有,观测器 20 还包括截止滤波器,其设置于拍摄元件 22 的感光面侧,减少拍摄元件中的激励光 L1 的感光光量,此时,即使在为了增加荧光 L2 的发光量,增大激励光 L1 的照射光量的情况下,也能防止拍摄元件达到极限,能以良好的精度,进行激励光 L1 和荧光 L2 的拍摄。

[0056] 本发明的实施方式并不限于所述实施方式。例如,在所述数学式(1)中,对将分光推导图像 SP 中的激励光 L1 的波长频带 $\Delta \lambda_1$ 分配给 R 成分和 B 成分、将荧光 L2 的波长频带 $\Delta \lambda_2$ 分配给 G 成分的情况进行了示例,但是,激励光 L1 和荧光 L2 也能分配给分光推导

图像 SP 的任意的 RGB 成分。

[0057] 另外,在所述实施方式中,对使用 DSP 等的硬件构成内窥镜图像处理装置 30 的情况进行了示例,但是,内窥镜图像处理装置 30 也能由个人计算机等的计算机构成。此时,图 1 的内窥镜图像处理装置 30 的结构通过在计算机(例如,个人计算机等)上执行读入到辅助存储装置中的内窥镜图像处理程序来实现。

[0058] 再有,在所述实施方式中,对内窥镜系统 1 能进行普通观察和荧光观察双方的情况进行了示例,但是,对仅仅进行荧光观察的内窥镜系统 1 也能应用所述内窥镜图像处理装置 30。

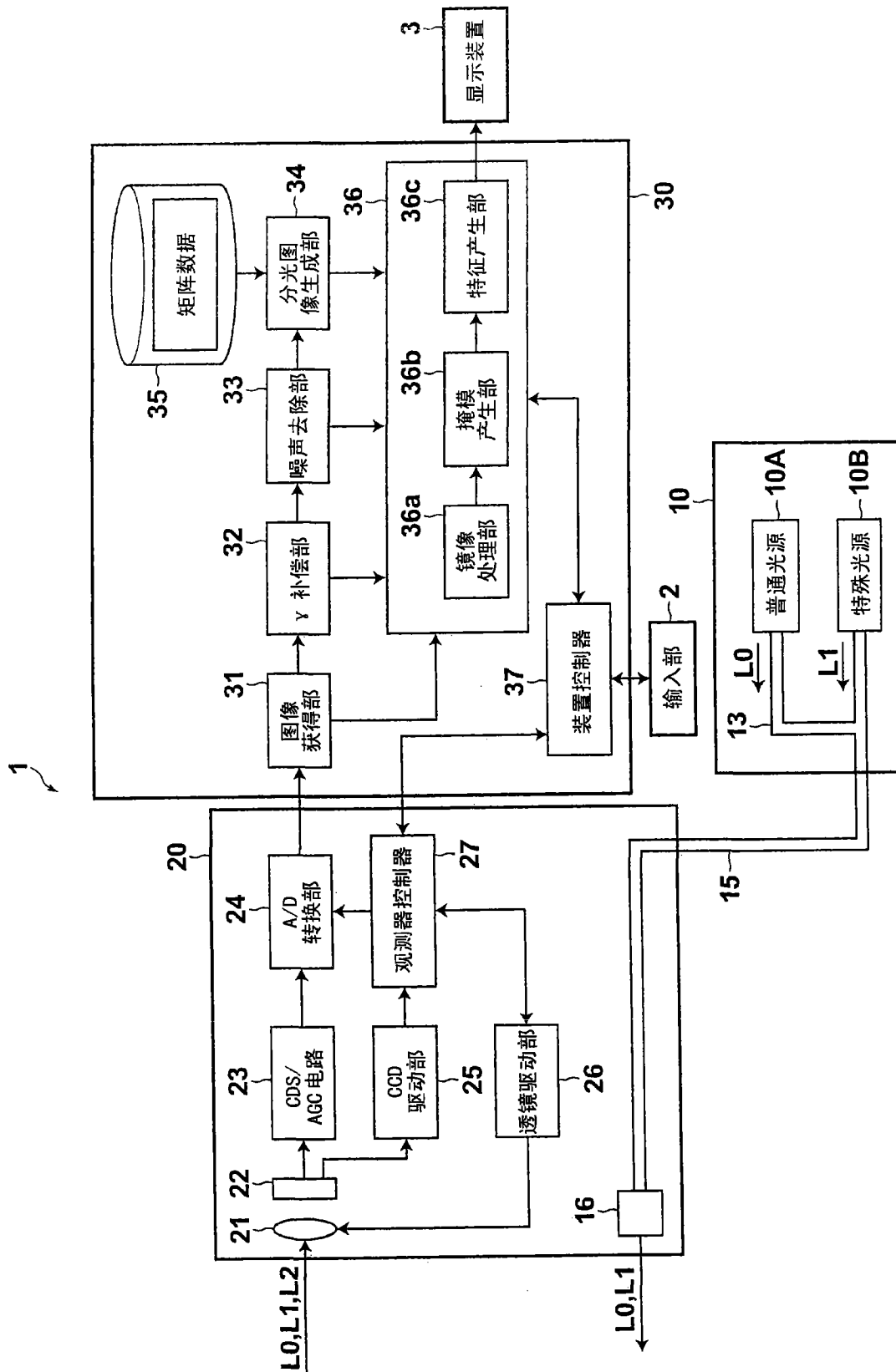


图 1

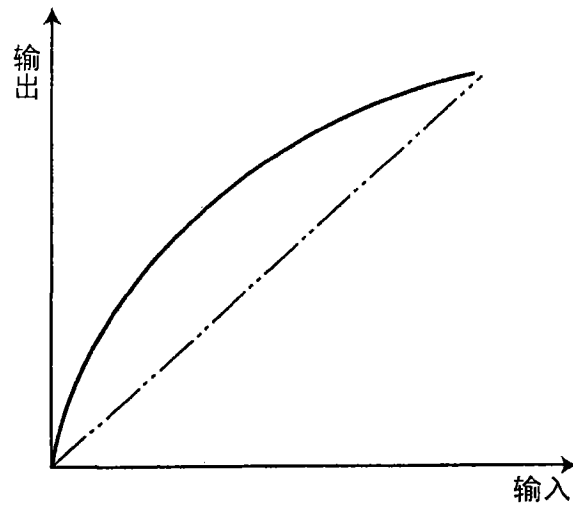


图 2

参数 P_i	kr_i	kg_i	kb_i
P_1	-0.0000144	-0.0000193	0.0000192
P_2	-0.0000136	-0.0000202	0.0000181
P_3	-0.0000108	-0.0000174	0.0000152
P_4	-0.0000114	-0.0000171	0.0000157
P_5	-0.0000124	-0.0000167	0.0000173
P_6	-0.0000154	-0.0000211	0.0000232
P_7	-0.0000227	-0.0000328	0.0000365
P_8	-0.0000384	-0.0000555	0.0000642
P_9	-0.0000708	-0.0000963	0.0001214
P_{10}	-0.0001276	-0.0001494	0.0002176
P_{11}	-0.0001757	-0.0001620	0.0002957
P_{12}	-0.0000716	-0.0000489	0.0001206
P_{13}	-0.0000097	-0.0000042	0.0000150
P_{14}	-0.0000086	-0.0000041	0.0000112
P_{15}	-0.0000113	0.0000019	0.0000141
P_{16}	-0.0000145	0.0000105	0.0000180
P_{17}	-0.0000150	0.0000039	0.0000187
P_{18}	-0.0000160	0.0000402	0.0000182
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
P_{61}	0.00548	-0.00229	0.00453

$\Delta \lambda_1$
(=400~465nm)

$\Delta \lambda_2$
(=470~700nm)

图 3

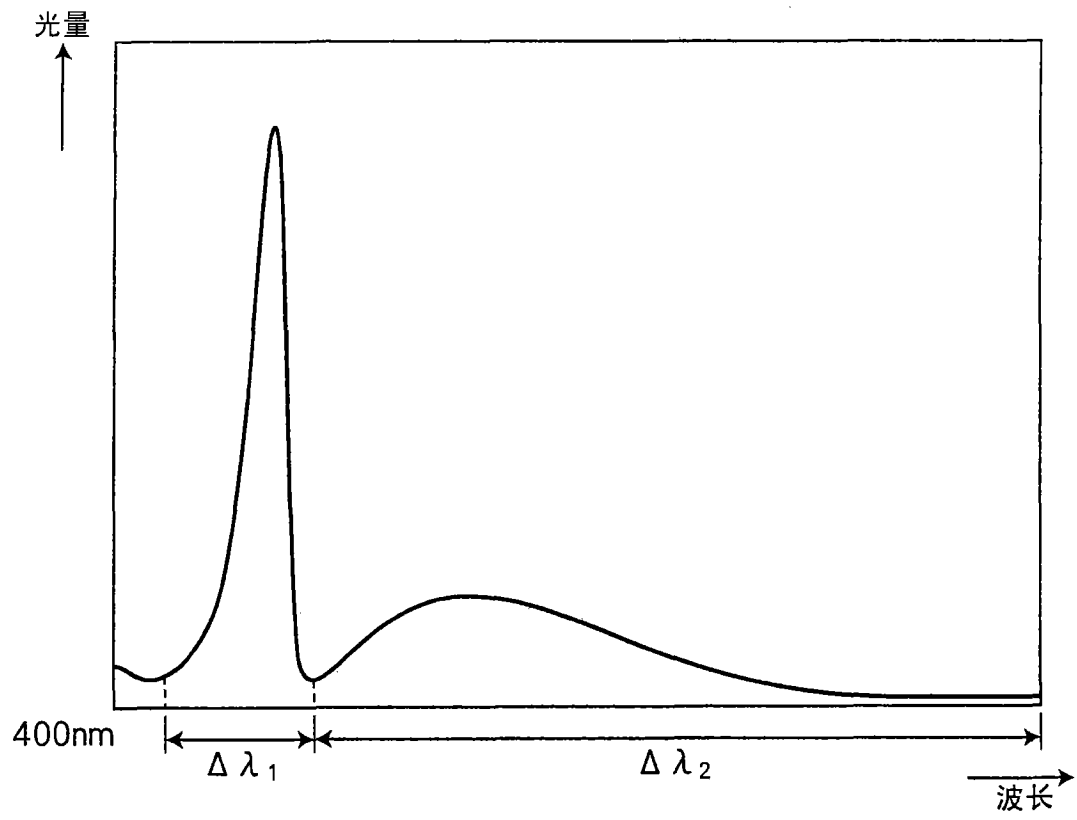


图 4

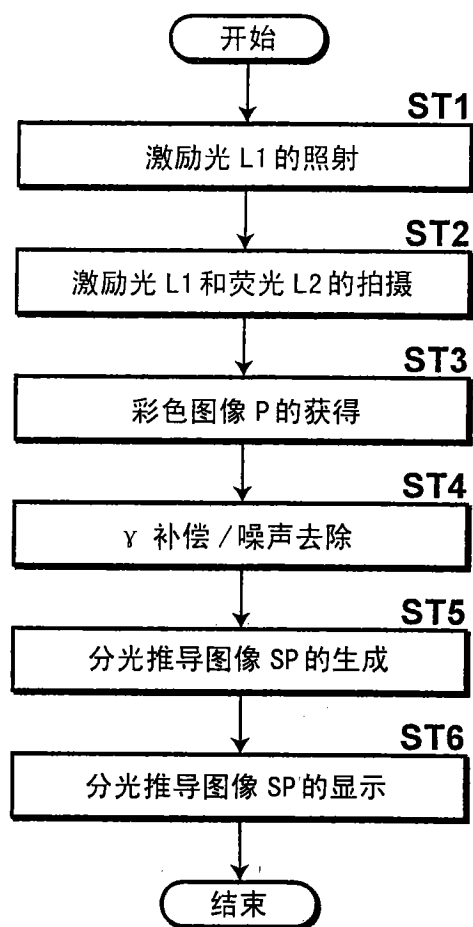


图 5

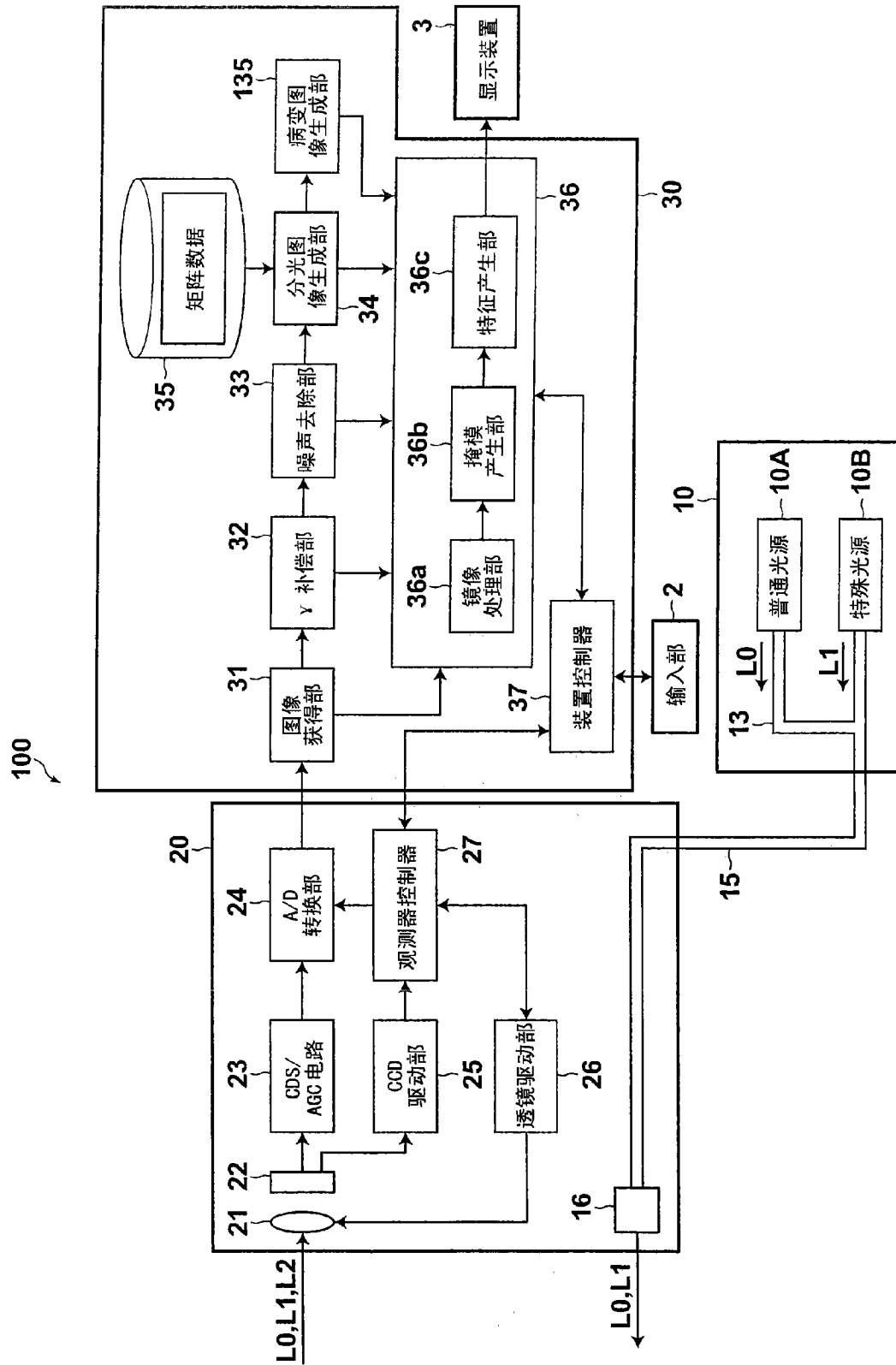


图 6

专利名称(译)	内窥镜图像处理方法及装置以及采用它的内窥镜系统		
公开(公告)号	CN101779945B	公开(公告)日	2014-05-14
申请号	CN200910134682.4	申请日	2009-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	绫目大辅 石井秀一 竹内信次 藤田宽		
发明人	绫目大辅 石井秀一 竹内信次 藤田宽		
IPC分类号	A61B1/04 A61B5/00 G02B23/24		
代理人(译)	朱丹		
审查员(译)	陈飞		
其他公开文献	CN101779945A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜图像处理方法及装置以及采用它的内窥镜系统。能通过简单系统结构获得荧光图像和背景图像。在对拍摄对象照射激励光(L1)时，通过拍摄元件(22)对从拍摄对象反射的激励光(L1)和拍摄对象发出的荧光(L2)进行拍摄，在图像获得部(31)中获得彩色图像(P)。然后，通过在分光图像生成部(34)，将彩色图像(P)中的激励光(L1)的波长成分($\Delta\lambda_1$)和荧光(L2)的波长成分($\Delta\lambda_2$)分配给各个原色成分，生成由表示激励光(L1)的背景图像(SPb)和表示荧光的荧光图像(SPr)形成的分光推导图像(SP)。

