



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103687529 A

(43) 申请公布日 2014.03.26

(21) 申请号 201280035604.9

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(22) 申请日 2012.07.11

代理人 李辉 于英慧

(30) 优先权数据

2011-160886 2011.07.22 JP

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 1/04 (2006.01)

2014.01.17

G02B 23/24 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/067740 2012.07.11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/015120 JA 2013.01.31

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 志田裕美

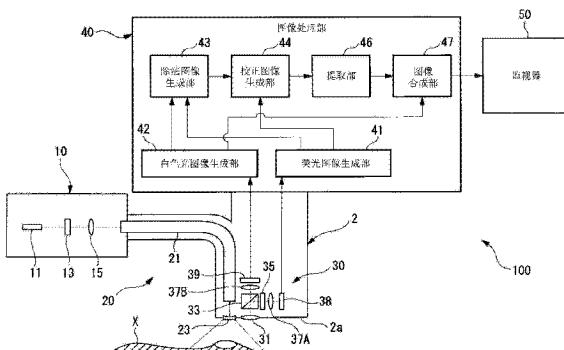
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

荧光内窥镜装置

(57) 摘要

与被检体的观察条件和被检体的状态(颜色和形状)无关地,取得信息,更准确地、精度良好地提取病变部位。提供如下荧光内窥镜装置(100),其具有:光源(10),其向被检体照射激励光和参照光;荧光图像生成部(41),其拍摄由于来自该光源的所述激励光的照射而在所述被检体中产生的荧光,生成荧光图像;参照图像生成部,其拍摄由于来自所述光源的所述参照光的照射而从所述被检体返回的返回光,生成参照图像;除法图像生成部(43),其将由所述荧光图像生成部生成的所述荧光图像除以由所述参照图像生成部生成的所述参照图像,由此生成除法图像;以及校正图像生成部(44),其根据所述除法图像和所述荧光图像,生成校正图像,该校正图像生成部(44)生成的校正图像中,强调了所述除法图像与所述荧光图像共同地成为相对高亮度的区域。



1. 一种荧光内窥镜装置,其中,该荧光内窥镜装置具有:

光源,其向被检体照射激励光和参照光;

荧光图像生成部,其拍摄由于来自该光源的所述激励光的照射而在所述被检体中产生的荧光,生成荧光图像;

参照图像生成部,其拍摄由于来自所述光源的所述参照光的照射而从所述被检体返回的返回光,生成参照图像;

除法图像生成部,其将由所述荧光图像生成部生成的所述荧光图像除以由所述参照图像生成部生成的所述参照图像,由此生成除法图像;以及

校正图像生成部,其根据所述除法图像和所述荧光图像,生成校正图像,

该校正图像生成部生成的校正图像中,强调了所述除法图像与所述荧光图像共同地成为相对高亮度的区域。

2. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中,

该荧光内窥镜装置具有减法处理部,该减法处理部根据所述被检体,对所述除法图像和/或所述荧光图像进行减法处理,

所述校正图像生成部根据由所述减法处理部进行了减法运算的所述除法图像和/或所述荧光图像,生成校正图像。

3. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述荧光内窥镜装置具有加权处理部,该加权处理部根据所述被检体,对所述除法图像和所述荧光图像进行加权处理,

所述校正图像生成部根据由所述加权处理部加权后的所述除法图像和所述荧光图像,生成校正图像。

4. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述校正图像生成部将所述除法图像乘以所述荧光图像,由此生成校正图像。

5. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述校正图像生成部将所述除法图像与所述荧光图像相加,由此生成校正图像。

6. 根据权利要求1~5中的任意一项所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述荧光内窥镜装置具有提取部,该提取部针对所述校正图像,根据规定的阈值,提取具有大于该阈值的灰度值的区域。

7. 根据权利要求6所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述荧光内窥镜装置具有阈值设定部,该阈值设定部根据所述校正图像的每个像素的灰度值的平均值,设定所述阈值。

8. 根据权利要求6或7所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述荧光内窥镜装置具有图像合成部,该图像合成部将由所述提取部提取出的所述区域与所述参照图像重叠,由此生成合成图像。

荧光内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及荧光内窥镜装置。

背景技术

[0002] 以往,已知有如下荧光内窥镜装置:向投放了会特异性地聚集在癌细胞等病变部位的荧光药剂的观察对象部位,照射激励荧光药剂来产生荧光的激励光,通过拍摄所产生的荧光,能够得到病变部位亮度较高的荧光图像(例如,参照专利文献1)。专利文献1中所述的荧光内窥镜装置将基于在照射激励光的观察对象部位产生的荧光的强度而得到荧光图像除以基于从照射参照光的同一观察对象部位返回的返回光的强度而得到参照图像,由此对依赖于荧光图像的观察距离和观察角度等的荧光强度变化进行校正。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2006—175052号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 但是,荧光药剂实际上不仅会聚集在病变部位多少也会聚集在正常部位,来自正常部位的荧光虽然比来自病变部位的荧光弱,但是也会被检测出,因此会取得整体具有背景的荧光图像。此外,参照图像是不仅受到观察距离和观察角度影响,还会受到被检体的颜色特性和凹凸等形状影响的图像。因此,例如,在将具有背景的荧光图像除以因作为被检体的颜色特性的吸收特性而导致返回光强度降低的参照图像的情况下,会取得背景的荧光强度被放大的除法图像。此外,在被检体的形状复杂的情况下,会由于凹凸而产生影子,因此,在将具有背景的荧光图像除以返回光强度下降的参照图像的情况下,会取得背景的荧光强度被放大的除法图像。因此,即使如专利文献1中所述的荧光内窥镜装置那样,将荧光图像除以参照图像,所得到的除法图像也会是如下图像:其受到吸收特性不同以及形状等观察距离和观察角度不同的因素的影响。其结果是,即使设定灰度值的阈值来区分病变部位与正常部位,在观察条件改变时,阈值失去合理性,使得不显示病变部位,或者背景较亮地显示,产生不一定能精度良好地提取病变部位这样的问题。

[0008] 本发明是鉴于这样的情况而完成的,目的在于提供如下荧光内窥镜装置:其能够与观察条件和被检体的状态(颜色和形状)无关地,更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0009] 用于解决问题的手段

[0010] 为了解决上述问题,本发明采用如下手段。

[0011] 本发明提供如下荧光内窥镜装置,其具有:光源,其向被检体照射激励光和参照光;荧光图像生成部,其拍摄由于来自该光源的所述激励光的照射而在所述被检体中产生的荧光,生成荧光图像;参照图像生成部,其拍摄由于来自所述光源的所述参照光的照射而从所述被检体返回的返回光,生成参照图像;除法图像生成部,其将由所述荧光图像生成

部生成的所述荧光图像除以由所述参照图像生成部生成的所述参照图像,由此生成除法图像;以及校正图像生成部,其根据所述除法图像和所述荧光图像,生成校正图像,所述校正图像生成部生成的校正图像中,强调了所述除法图像与所述荧光图像共同地成为相对高亮度的区域。

[0012] 根据本发明,在将从光源发出的激励光照射于被检体时,通过荧光图像生成部生成在被检体中产生的荧光的荧光图像,在将从光源与激励光一起发出的参照光照射于被检体时,通过参照图像生成部生成其返回光的参照图像。并且,在除法图像生成部中,将荧光图像除以参照图像,由此生成降低了依赖于观察距离和观察角度的荧光强度变化的除法图像。

[0013] 此外,通过校正图像生成部,生成强调了所述除法图像与所述荧光图像共同地成为相对高亮度的区域的校正图像。

[0014] 此处,除法图像包含如下区域:作为背景的低亮度区域;由于从荧光图像的病变部位发出的荧光而相对于该低亮度区域成为相对高亮度的区域;以及,起因于白色光图像的被检体的颜色特性等且通过除法运算被放大,从而成为相对高亮度的区域。因此,除法图像的相对高亮度的区域是指除法图像中具有例如上位10%~20%左右的亮度的区域,其包含因从病变部位发出的荧光而成为高亮度的区域和因被检体的颜色特性等而成为高亮度的区域。

[0015] 此外,荧光图像包含如下区域:作为背景的低亮度区域;由于从病变部位发出的荧光而相对于该低亮度区域成为相对高亮度的区域;以及,由于与被检体的距离较近而成为相对高亮度的区域。因此,荧光图像中的相对高亮度的区域是指在荧光图像中具有例如上位10%~20%左右的亮度的区域,其包含因从病变部位发出的荧光而成为高亮度的区域和因与被检体的距离而成为高亮度的区域。

[0016] 由此,能够抑制观察距离和观察角度的影响,并且,对给除法图像带来影响的、因被检体的参照光的吸收特性的不同而导致的参照光的强度变化进行校正,从而生成放大了来自正常部位的荧光(背景)与来自病变部位的荧光的对比度的校正图像。因此,能够抑制背景的影响来取得被检体的信息,能够更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0017] 此外,在上述本发明中,优选具有加权处理部,该加权处理部根据所述被检体,对所述除法图像和所述荧光图像进行加权处理,所述校正图像生成部根据由所述加权处理部加权后的所述除法图像和所述荧光图像,生成校正图像。

[0018] 由此,能够得到精度更高的校正图像。因此,能够抑制背景的影响来取得被检体的信息,能够更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0019] 在上述发明中,优选的是,所述校正图像生成部将所述除法图像乘以所述荧光图像,由此生成校正图像。

[0020] 这样,通过将除法图像乘以荧光图像来生成校正图像,能够抑制观察距离和观察角度的影响,并且,对给除法图像带来影响的、因被检体的参照光的吸收特性的不同而导致的参照光的强度变化进行校正,生成放大了来自正常部位的荧光(背景)与病变部位的对比度的校正图像。因此,能够抑制背景的影响来取得被检体的信息,能够更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0021] 在上述发明中,优选的是,所述校正图像生成部将所述除法图像与所述荧光图像

相加,由此生成校正图像。

[0022] 这样,通过将除法图像与荧光图像相加来生成校正图像,能够抑制观察距离和观察角度的影响,并对给除法图像带来影响的、因被检体的参照光的吸收特性的不同而导致的参照光的强度变化进行校正,生成放大了来自正常部位的荧光(背景)与病变部位的对比度的校正图像。因此,能够抑制背景的影响来取得被检体的信息,能够更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0023] 在上述发明中,可以具有提取部,该提取部针对所述校正图像,根据规定的阈值,提取具有大于该阈值的灰度值的区域。

[0024] 这样,通过提取具有大于阈值的灰度值的区域,能够在校正图像中,抑制背景的微弱的荧光的影响,提取病变部位所处的区域。

[0025] 在上述发明中,可以具有阈值设定部,该阈值设定部根据所述校正图像的每个像素的灰度值的平均值,设定所述阈值。

[0026] 这样,根据校正图像的每个像素的灰度值的平均值来设定阈值,由此,即使在每个像素的灰度值的平均值在每个图像中存在偏差的情况下,也能够设定精度更高的阈值,能够更准确地提取病变部位所处的区域。

[0027] 在上述发明中,可以具有图像合成部,该图像合成部将由所述提取部提取出的区域与所述参照图像重叠,来生成合成图像。

[0028] 这样,通过将由提取部提取出的区域与参照图像重叠,能够取得病变部位所处的区域与背景的对比度明显的合成图像。

[0029] 发明效果

[0030] 根据本发明,具有如下效果:与观察条件和被检体的状态(色和形状)无关地,更准确地、精度良好地提取病变部位。

附图说明

[0031] 图1是本发明的第1实施方式的荧光内窥镜装置的概略结构图。

[0032] 图2A是在本发明的第1实施方式的荧光内窥镜装置中生成的荧光图像的说明图。

[0033] 图2B是在本发明的第1实施方式的荧光内窥镜装置中生成的白色光图像的说明图。

[0034] 图2C是在本发明的第1实施方式的荧光内窥镜装置中生成的除法图像的说明图。

[0035] 图2D是在本发明的第1实施方式的荧光内窥镜装置中生成的校正图像的说明图。

[0036] 图3是示出本发明的第1实施方式的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0037] 图4是本发明的第1实施方式的变形例的荧光内窥镜装置的概略结构图。

[0038] 图5是示出本发明的第1实施方式的变形例的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0039] 图6是本发明的第2实施方式的变形例的荧光内窥镜装置的概略结构图。

[0040] 图7是示出本发明的第2实施方式的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

具体实施方式

[0041] (第1实施方式)

[0042] 以下,参照附图,对本发明的第1实施方式的荧光内窥镜装置进行说明。

[0043] 如图 1 所示,本实施方式的荧光内窥镜装置 100 具有:插入体腔内的细长的镜体 2;具有光源 10 的照明单元 20,光源 10 发出从镜体 2 的前端 2a 射出的照明光;摄影单元 30,其配置在镜体 2 内,取得作为被检体的观察对象部位 X 的图像信息;图像处理部 40,其处理由摄影单元 30 取得的图像信息;监视器 50,其显示由图像处理部 40 处理过的图像和图像信息等。

[0044] 光源 10 具有:发出照明光的氙气灯(Xe 灯)11;激励光滤镜 13,其从氙气灯 11 发出的照明光中,分离出包含激励光的白色光;以及耦合透镜 15,其使由激励光滤镜 13 分离出的包含激励光的白色光会聚。激励光滤镜 13 例如分离出包含波长范围 400nm ~ 740nm 的激励光的白色光。

[0045] 此外,照明单元 20 具有在镜体 2 的长度方向大致全长上进行配置的光导纤维 21 和配置在镜体 2 的前端 2a 的扩散镜头 23。

[0046] 光导纤维 21 将被耦合透镜 15 会聚的包含激励光的白色光引导到镜体 2 的前端 2a。扩散镜头 23 使由光导纤维 21 引导来的包含激励光的白色光扩散并照射于观察对象部位 X。

[0047] 摄影单元 30 具有:物镜 31,其会聚从被照明单元 20 照射了包含激励光的白色光的观察对象部位 X 返回的返回光;分束器 33,其按照波长使被物镜 31 会聚的返回光分支。

[0048] 物镜 31 与扩散镜头 23 并列地配置在镜体 2 的前端 2a。分束器 33 使返回光中的激励波长以上的光(激励光和荧光)反射,使波长小于激励波长的白色光(返回光)透射。

[0049] 此外,该摄影单元 30 具有:激励光截止滤镜 35,其在被分束器 33 反射的激励光和荧光中,切断激励光而仅使荧光(例如,近红外荧光)透射;会聚镜头 37A,其会聚透过激励光截止滤镜 35 的荧光;会聚镜头 37B,其会聚透过分束器 33 的白色光;荧光摄影部 38,其拍摄被会聚镜头 37A 会聚的荧光;以及白色光摄影部 39,其拍摄由会聚镜头 37B 会聚的白色光。

[0050] 激励光截止滤镜 35 例如仅使波长范围为 765nm ~ 850nm 的荧光透射。荧光摄影部 38 例如是荧光用的高感光度单色 CCD,该荧光摄影部 38 通过拍摄荧光,取得荧光图像信息。白色光摄影部 39 例如是白色光用的彩色 CCD,并具有马赛克滤镜(省略图示)。该白色光摄影部 39 通过拍摄白色光,取得白色光图像信息。

[0051] 画像处理部 40 具有:生成荧光图像的荧光图像生成部 41;生成白色光图像(参照图像)的白色光图像生成部 42;除法图像生成部 43,其将由荧光图像生成部 41 生成的荧光图像除以白色光图像;校正图像生成部 44,其将由除法图像生成部 43 生成的除法图像乘以荧光图像,生成校正图像;提取部 46,其在校正图像中提取具有大于预先设定的阈值的灰度值的区域;合成图像部 47,其将由提取部 46 提取出的区域与白色光图像重叠,生成合成图像。

[0052] 荧光图像生成部 41 根据由荧光摄影部 38 取得的荧光图像信息,生成 2 维的荧光图像,并将生成的荧光图像输出到除法图像生成部 43 和校正图像生成部 44。此处,荧光药剂实际上不仅会聚集在病变部位多少也会聚集在正常部位,尽管比来自病变部位的荧光弱,但是也会从正常部位发出荧光,因此,所生成的荧光图像成为整体具有背景的图像(图 2A)。

[0053] 因此,荧光图像包含:作为背景的低亮度区域(图 2A 的 A - 1);因从病变部位发出的荧光而相对于该低亮度区域成为相对高亮度的区域(图 2A 的 A - 2);以及因与被检体的

距离较近而成为相对高亮度的区域(图 2A 的 A — 3)。

[0054] 白色光图像生成部 42 根据由白色光摄影部 39 取得的白色光图像信息,生成 2 维的白色光图像,并将生成的白色光图像输出到除法图像生成部 43 和图像合成部 47。此处,白色光图像是受到被检体的颜色特性、即白色光的吸收特性影响的图像(图 2B)。

[0055] 因此,生成的白色光图像包含:因反射光的整体的分布而得到的作为背景的低亮度区域(图 2B 的 B — 1);因被检体的颜色特性而成为低亮度的区域(图 2B 的 B — 2);以及,因与被检体的距离较近而相对于这些低亮度区域成为相对高亮度的区域(图 2B 的 B — 3)。

[0056] 除法图像生成部 43 将同一观察对象部位 X 的荧光图像除以白色光图像,生成除法图像(图 2C)。由此,能够生成如下图像(除法图像):其包含减轻了观察距离和观察角度的影响的区域(图 2C 的 C — 1)。

[0057] 此处,除法图像包含因从病变部位产生的荧光而成为相对高亮度的区域(图 2C 的 C — 2)。此外,在白色光图像包含因被检体的颜色特性而导致的低亮度区域的情况下,包含由于与低亮度区域对应的区域的亮度在除法图像中被放大而成为高亮度的区域(图 2C 的 C — 3)。

[0058] 校正图像生成部 44 通过将除法图像乘以荧光图像,生成校正了除法图像的校正图像(图 2D)。此处,校正图像包含反映出减轻了除法图像中的观察距离和观察角度的影响的结果的区域(图 2D 的 D — 1)。在校正图像中,强调了荧光图像的相对高亮度的区域与除法图像的相对高亮度的区域的共同区域,即,强调因从病变部位发出的荧光而导致的高亮度区域(图 2D 的 D — 2)。其结果是,能够生成如下图像(校正图像):其包含减轻了因被检体的白色光吸收特性的不同而导致的白色光强度变化的区域(图 2D 的 D — 3)。

[0059] 提取部 46 根据预先设定的阈值,在校正图像的全部像素中,提取具有大于阈值的灰度值的像素作为特征区域。

[0060] 合成图像部 47 通过将由提取部 46 提取出的特征区域与白色光图像重叠,来生成合成图像,并将生成的合成图像输出到监视器 50。

[0061] 监视器 50 显示从图像合成部 47 接收到的合成图像。

[0062] 根据图 3 的流程图,说明利用这样构成的本实施方式的荧光内窥镜装置 100 来对活体的体腔内的观察对象部位 X 进行观察时的流程。

[0063] 首先,为了使用荧光内窥镜装置 100 对活体的体腔内的观察对象部位 X 进行观察,在观察对象部位 X 处附着或吸收会特异性地聚集在癌细胞等病变部位的荧光药剂,然后,取得观察对象部位 X 的图像信息(步骤 S11)。即,在观察对象部位 X 处附着或吸收有荧光药剂的状态下,通过向观察对象部位 X 照射激励光,激励荧光药剂而从观察对象部位 X 产生荧光。

[0064] 更具体而言,在本实施方式中,在观察对象部位 X 处附着或吸收有荧光药剂的状态下,将镜体 2 插入体腔内,使前端 2a 与观察对象部位 X 相对。在该状态下,使光源 10 工作,通过耦合透镜 15,使从氙气灯 11 发出且被激励光滤镜 13 分离的、包含激励光的白色光会聚,并通过光导纤维 21 将其引导到镜体 2 的前端 2a。并且,通过扩散镜头 23 将该白色光扩散并照射于观察对象部位 X。

[0065] 在观察对象部位 X,内部包含的荧光物质被激励光激励而发出荧光,并且,白色光和激励光的一部分在表面被反射。这些荧光、白色光和激励光被物镜 31 会聚,通过分束

器 33,使得激励波长以上的光、即激励光和荧光被反射,而波长小于激励波长的白色光被透射。

[0066] 被分束器 33 反射的激励光和荧光通过激励光截止滤镜 35 除去激励光,使得仅有荧光被会聚镜头 37A 会聚而被荧光摄影部 38 拍摄到。由此,在荧光摄影部 38,取得观察对象部位 X 的荧光图像信息。此外,透过分束器 33 的白色光被会聚镜头 37B 会聚而被白色光摄影部 39 拍摄到。由此,在白色光摄影部 39 中,取得观察对象部位 X 的白色光图像信息。此外,关于荧光图像信息和白色光图像信息,可以先取得任意一个,也可以同时取得。

[0067] 在下一步骤 S12 中,由荧光摄影部 38 取得的荧光图像信息和由白色光摄影部 39 取得的白色光图像信息分别被输入到图像处理部 40 的荧光图像生成部 41 和白色光图像生成部 42。在荧光图像生成部 41 中,根据荧光图像信息,生成 2 维的荧光图像,将生成的荧光图像输出到除法图像生成部 43 和校正图像生成部 44。此外,在白色光图像生成部 42 中,根据白色光图像信息,生成 2 维的白色光图像,将生成的白色光图像输出到除法图像生成部 43 和图像合成部 47。

[0068] 然而,荧光药剂实际上不仅会聚集在病变部位多少也会聚集在正常部位,因此会发出病变部位以外的部分(背景)的微弱荧光。此外,例如,由于镜体 2 的前端 2a 与观察对象部位 X 之间的距离和角度,即使是正常部位,有时也会相对较强地发出荧光,在得到的荧光图像中,难以判断是病变部位还是正常部位。

[0069] 因此,在下一步骤 S13 中,在除法图像生成部 43 中,通过将荧光图像除以白色光图像,来生成除法图像。由此,在除法图像中,能够降低依赖于观察距离和观察角度的荧光强度变化。即,由于白色光图像的强度非常依赖于观察距离和观察角度,因此通过根据白色光图像对荧光图像进行归一化,能够降低观察距离和观察角度的影响。将生成的除法图像输出到校正图像生成部 44。

[0070] 此处,在白色光图像中,除了由于荧光和反射光相对于观察距离和观察角度的依赖性不同以外,有时也会由于被检体的参照光的吸收特性的不同而不能得到反射光的本来的强度。因此,在根据这样的白色光图像来生成除法图像的情况下,在除法图像中,抑制了由于观察距离和观察角度而导致的荧光强度变化的影响,但是,有时会产生由于被检体的参照光的吸收特性的不同而导致的反射光的强度变化的影响。

[0071] 因此,在下一步骤 S14 中,在校正图像生成部 44 中,通过将除法图像乘以荧光图像,生成如下校正图像:其对因观察对象部位 X 的反射光的吸收特性的不同而导致的除法图像的强度变化进行了校正。即,通过将与观察对象部位 X 的吸收没有关系的荧光图像乘以除法图像,能够生成如下校正图像:其降低了因观察距离和观察角度而导致的荧光强度变化,且降低了吸收的影响。更具体而言,在校正图像中,强调了荧光图像的相对高亮度的区域与白色光图像的相对高亮度的区域的共同的区域、即从病变部位产生荧光的区域。将生成的校正图像输出到提取部 46。

[0072] 在下一步骤 S15 中,在提取部 46 中,根据从校正图像生成部 44 输入的校正图像,基于预先设定的阈值,在校正图像的全部像素中,提取具有大于阈值的灰度值的像素作为特征区域,进入下一步骤 S16。在步骤 S16 中,在合成图像生成部 47 中,将由提取部 46 提取出的特征区域与白色光图像重叠,由此生成合成图像。由此,在合成图像中,以规定的阈值为基准,放大了病变部位与背景的对比度。合成图像生成部 47 将生成的合成图像输出到监

视器 50。在下一步骤 S17 中，在监视器 50 中显示从图像合成部 47 接收到的合成图像。

[0073] 如上所述，根据本实施方式的荧光内窥镜装置 100，在校正图像生成部 44 中，通过将除法图像生成部 43 生成的除法图像乘以荧光图像，能够抑制观察距离和观察角度的影响，并且对给除法图像带来影响的、因被检体的参照光吸收特性的不同而导致的反射光的强度变化进行校正，生成放大了来自正常部位的荧光(背景)与病变部位的对比度的校正图像。

[0074] 此外，通过提取部，提取出灰度值大于阈值的、主要显示来自病变部位的荧光的区域作为特征区域，因此，通过将该特征区域与白色光图像重叠来生成合成图像，使得在所生成的合成图像中，作为阈值基准，病变部位与背景的对比度被进一步放大。因此，根据抑制了背景依赖于被检体的吸收特性导致的参照光强度的变化而带给除法图像的影响的校正图像，能够更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0075] 此外，在本实施方式中，在生成校正图像时，首先，生成除法图像，然后将该除法图像乘以荧光图像，但是计算顺序不限于此，例如，也可以按照将荧光图像乘以荧光图像后将其除以白色光图像等的顺序来进行计算。

[0076] (第 1 实施方式的变形例)

[0077] 此外，本实施方式可以如下变形。

[0078] 在上述第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 100 中，提取部 46 根据预先确定的阈值，从校正图像中提取出校正图像中的具有大于阈值的灰度值的区域，但是不限于此，也可以将上述实施方式变形为图 4 所示的荧光内窥镜装置 200。即，图 4 的荧光内窥镜装置 200 可以构成为具有阈值设定部 45，该阈值设定部 45 从校正图像生成部 44 取得校正图像的信息，并根据该校正图像，对阈值进行运算和设定。以下，对本变形例的荧光内窥镜装置 200 进行说明。

[0079] 此外，如图 4 所示，本变形例的荧光内窥镜装置 200 与上述第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 100 不同点在于还具有阈值设定部 45 这一点，其它结构是相同的，因此，对相同的结构标注相同标号，并省略其说明。

[0080] 荧光内窥镜装置 200 具有阈值设定部 45，该阈值设定部 45 对作为用于通过提取部 46 来提取特征区域的基准的阈值进行运算和设定。阈值设定部 45 从校正图像生成部 44 取得校正图像的信息，根据该校正图像的每个像素的灰度值的平均值，对阈值进行运算和设定。更具体而言，如下式(1)所示，阈值设定部 45 设定将校正图像整体的平均灰度值 m 乘以规定的系数 a 而得到的值作为阈值 S ，并将设定的阈值 S 输出到提取部 46。

[0081] $S = am \cdots \cdots (1)$

[0082] 根据图 5 的流程图，说明根据这样构成的本变形例的荧光内窥镜装置 200 来对活体的体腔内的观察对象部位 X 进行观察时的流程。

[0083] 本变形例的荧光内窥镜装置 200 与上述第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 100 相同地，取得观察对象部位 X 的图像信息，生成荧光图像和白色光图像，根据荧光图像和白色光图像，生成除法图像和校正图像(步骤 S21～步骤 S24)。所生成的校正图像在被输出到阈值设定部 45 的同时被输出到提取部 46，进入下一步骤 S25。

[0084] 在步骤 S25 中，在阈值设定部 45 中，确定上式(1)的系数 a ，并且，根据从图像校正部 43 输出的校正图像，计算图像整体的平均灰度值 m ，使用设定的系数 a 和计算出的图像整

体的平均灰度值 m , 根据式(1), 来计算阈值 S 。由此, 设定出校正荧光图像的灰度值的阈值 S , 并将设定的阈值 S 输出到提取部 46。

[0085] 在下一步骤 S26 中, 以在步骤 S25 中设定的阈值 S 为基准, 通过提取部 46, 从校正图像中, 提取出该校正图像的全部像素中的具有大于阈值 S 的灰度值的像素作为特征区域, 进入下一步骤 S27。在步骤 S27 中, 在合成图像生成部 47 中, 将由提取部 46 提取出的特征区域与白色光图像重叠, 由此生成合成图像。由此, 在合成图像中, 以规定的阈值为基准, 放大了病变部位与背景的对比度。合成图像生成部 47 将生成的合成图像输出到监视器 50。在下一步骤 S28 中, 在监视器 50 中显示从图像合成部 47 接收到的合成图像。

[0086] 如上所述, 根据本变形例的荧光内窥镜装置 200, 除了第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 100 的效果以外, 还通过提取部提取出灰度值大于阈值的、主要显示来自病变部位的荧光的区域作为特征区域, 因此, 通过将该特征区域与白色光图像重叠来生成合成图像, 使得在所生成的合成图像中, 作为阈值基准, 放大了病变部位与背景的对比度。尤其是, 通过阈值设定部, 根据校正图像整体的平均灰度值来设定阈值, 因此, 随着校正图像的灰度值的变动而更新阈值, 在取得的校正图像中, 能够降低被验体的个体差异和经时变化的影响, 精度良好地提取病变部位。因此, 能够抑制背景的影响来取得观察对象部位 X 的信息, 能够更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0087] 此外, 在本变形例中, 根据平均灰度值 m 来设定阈值, 但是不限于此, 例如, 也可以如下式(2)所示, 根据图像整体的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来设定阈值 S 。

$$[0088] S = m + b\sigma \cdots \cdots (2)$$

[0089] σ : 校正图像的各像素的灰度值的标准偏差

[0090] 在该情况下, 在校正图像的每个像素的灰度值具有偏差的情况下, 与仅根据平均灰度值设定阈值的情况相比, 能够设定精度更高的阈值。

[0091] 此外, 阈值设定部可以针对每下一帧的校正荧光图像来设定阈值, 或者, 可以在一帧的各像素的灰度值的平均值超过一定的比例而发生了变动的情况下, 设定阈值。

[0092] (第 2 实施方式)

[0093] 接下来, 对本发明的第 2 实施方式进行说明。

[0094] 在本实施方式的说明中, 对于与上述的第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 100 结构相同的部位, 标注相同的标号, 并省略说明。

[0095] 在第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 100 中, 校正图像生成部 44 通过将除法图像乘以荧光图像, 来生成校正图像, 但是在本实施方式的荧光内窥镜装置 300 中, 如图 6 所示, 在本实施方式中, 构成为在生成校正图像之前, 对除法图像和荧光图像进行加权。

[0096] 即, 图 6 的荧光内窥镜装置 300 具有: 输入部 52, 其输入与被检体相关的信息; 以及加权处理部 49, 其从除法图像生成部 43 取得校正图像的信息, 并从输入部 52 取得被检体的信息, 对除法图像和荧光图像进行规定的加权。

[0097] 输入部 52 预先存储有观察对象部位 X 的信息。作为被检体的活体, 根据腹腔等这样的因包含各种组织而观察对象部位的颜色复杂的观察部位、或者消化管的内壁等这样的因组织一样而观察对象部位的颜色几乎均匀等的观察部位, 状况大为不同。在观察对象部位的颜色复杂的情况下, 在除法图像中, 存在正常部位的荧光强度较强地显示等、难以确定病变部位的趋势。另一方面, 在观察对象部位的颜色大致均匀的情况下, 由于白色光的吸收

特性变得大致均匀,因此被验体的颜色特性带给除法图像的影响较小。因此,输入部 52 具备例如描述了活体的各部位属于颜色复杂的观察对象部位群还是属于颜色大致均匀的观察对象部位群的表,作为观察对象部位 X 的信息。

[0098] 加权处理部 49 针对从除法图像生成部 43 取得的除法图像和从荧光图像生成部 41 取得的荧光图像,根据观察对象部位 X 是属于颜色复杂的观察对象部位群还是属于颜色大致均匀的观察对象部位群,进行两个模式的加权处理。即,根据从输入部 52 取得的观察对象部位 X 的信息,在属于颜色复杂的观察对象部位群的情况下,以使荧光图像具有权重的方式进行加权处理。另一方面,在属于颜色大致均匀的观察对象部位群的情况下,以使除法图像具有权重的方式进行加权处理。加权处理部 49 将进行了加权处理的除法图像和进行了加权处理的白色光图像输出到校正图像生成部 44。

[0099] 校正图像生成部 44 将从加权处理部 49 取得的进行了加权处理的除法图像与进行了加权处理的荧光图像相加,由此生成校正图像。

[0100] 此外,作为加权处理,例示了进行加法运算的情况,但是不限于此,例如可以将 A、B 作为加权系数,通过进行(除法图像)^A×(荧光图像)^B 或者其它运算处理,即,单独或者适当组合乘法运算、加法运算、幂运算等来进行加权。

[0101] 根据图 7 的流程图,说明根据这样构成的本实施方式的荧光内窥镜装置 300 来对活体的体腔内的观察对象部位 X 进行观察时的流程。

[0102] 本实施方式的荧光内窥镜装置 300 与上述第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 100 相同地,取得观察对象部位 X 的图像信息,生成荧光图像和白色光图像,根据荧光图像和白色光图像,生成除法图像(步骤 S31 ~ 步骤 S33)。将生成的除法图像输出到加权处理部 49,进入下一步骤 S34。

[0103] 在步骤 S34 中,例如当荧光内窥镜装置 300 的操作者对输入部 52 输入了用于确定观察对象部位 X 的信息时,参照输入部 52 中存储的表,选择观察对象部位 X 属于哪个观察对象部位群,输入部 52 将选择出的观察对象部位 X 的信息输出到加权处理部 49。在加权处理部 49 中,根据从输入部 52 取得的观察对象部位 X 的信息,在属于颜色复杂的观察对象部位群的情况下,以使荧光图像具有权重的方式进行加权处理,另一方面,在属于颜色大致均匀的观察对象部位群的情况下,以使除法图像具有权重的方式进行加权处理。将进行了加权处理的除法图像和荧光图像输出到校正图像生成部 44。

[0104] 在下一步骤 S35 中,将从加权处理部 49 取得的进行了加权处理的除法图像与进行了加权处理的荧光图像进行加法运算,由此生成如下校正图像:其对因除法图像的观察距离和观察角度而导致的荧光强度变化和因观察对象部位 X 的反射光的吸收特性的不同而导致的反射光的强度变化进行了校正。将生成的校正图像输出到提取部 46。

[0105] 在提取部 46 中,根据从校正图像生成部 44 输入的校正图像,根据预先设定的阈值,在校正图像的全部像素中,提取出具有大于阈值的灰度值的像素作为特征区域,在合成图像生成部 47 中,将该特征区域与白色光图像重叠,由此生成合成图像(步骤 S36 ~ 步骤 S37)。由此,在合成图像中,以规定的阈值为基准,放大了病变部位与背景的对比度。合成图像生成部 47 将生成的合成图像输出到监视器 50。在下一步骤 S38 中,在监视器 50 中显示从图像合成部 47 接收到的合成图像。

[0106] 如上所述,根据本实施方式的荧光内窥镜装置 300,除了第 1 实施方式的荧光内窥

镜装置 100 的效果以外,还通过加权处理部 49 根据观察对象部位对除法图像和荧光图像进行加权,通过校正图像生成部 44 将除法图像与荧光图像相加,由此,能够生成与观察对象部位对应的校正图像,因此,能够抑制背景的影响,更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0107] 此外,在本实施方式中,构成为根据属于颜色复杂的观察对象部位群还是属于颜色大致均匀的观察对象部位群,来对观察对象部位 X 进行两个模式的加权处理,但是不限于此,例如,也可以构成为根据观察对象部位,分别进行不同的加权处理。

[0108] 此外,也可以采用如下方法等:基于由操作者输入的用于确定观察对象部位 X 的信息,根据白色图像的颜色的偏差自动地判定是属于颜色复杂的观察对象部位群还是属于颜色大致均匀的观察对象部位群。

[0109] 此外,本实施方式可以进行如下变形。

[0110] 在上述第 2 实施方式的荧光内窥镜装置中,在生成除法图像之后进行加权处理,但是也可以设置如下减法处理部:在加权处理之前,从所述除法图像和所述荧光图像中的任意一方、或者从其两方分别减去噪声(根据被检体的特性,最低检测出的信号,或根据观察系统的特性必然产生的信号)信号。

[0111] 例如,可以替代上述步骤 S33 而设置如下步骤:在减法处理部中,分别从荧光图像和除法图像中减去噪声,生成减法图像(步骤 S33')。对生成的减法图像进行加权处理,生成校正图像。

[0112] 由此,能够降低来自正常部位的荧光、即背景的影响,得到放大了来自正常部位的荧光与病变部位的对比度的校正图像。因此,能够更准确地、精度良好地提取病变部位。

[0113] 此外,在本变形例中,在生成减法图像后进行加权处理,但是,也可以在不进行加权的情况下生成校正图像。

[0114] 此外,可以构成为根据镜体信息来进行观察对象部位 X 的确定。即可以是,荧光内窥镜装置具有能够拆装的镜体,该镜体具有存储镜体信息的 IC 芯片,光源 10 具有判别 IC 芯片中存储的镜体信息的镜体判别部。作为镜体信息,可列举出与各镜体对应的观察对象部位的信息等。

[0115] 在该情况下,在镜体与光源 10 连接时,通过镜体判别部读出 IC 芯片中存储的镜体信息并传送到输入部,根据镜体信息,确定观察对象部位。并且,将确定出的观察对象的信息输出到加权处理部。

[0116] 在上述实施方式中,涉及了被检体的颜色特性,但是,对于因距离以外的因素而使返回光的强度降低的情况(例如凹凸等形状等),也具有相同的效果。

[0117] 标号说明

[0118] 10 光源

[0119] 41 荧光图像生成部

[0120] 42 白色光图像生成部

[0121] 43 除法图像生成部

[0122] 44 校正图像生成部

[0123] 45 阈值设定部

[0124] 46 提取部

[0125] 47 图像合成部

- [0126] 49 加权处理部
- [0127] 50 监视器
- [0128] 52 输入部
- [0129] 100 荧光内窥镜装置
- [0130] 200 荧光内窥镜装置
- [0131] 300 荧光内窥镜装置

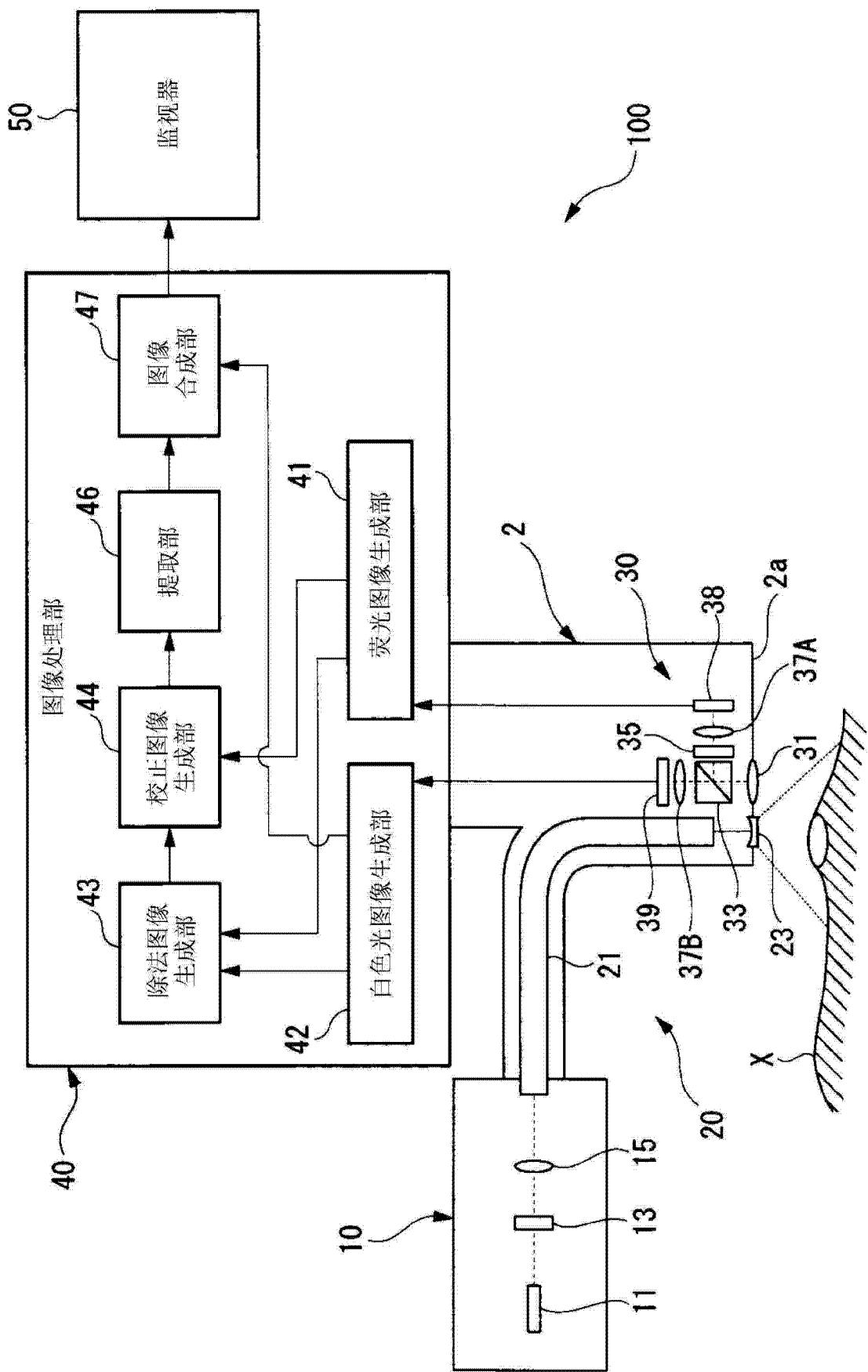


图 1

荧光图像

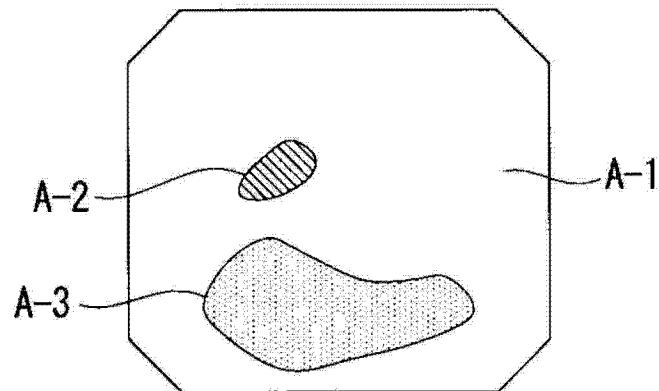


图 2A

白色光图像

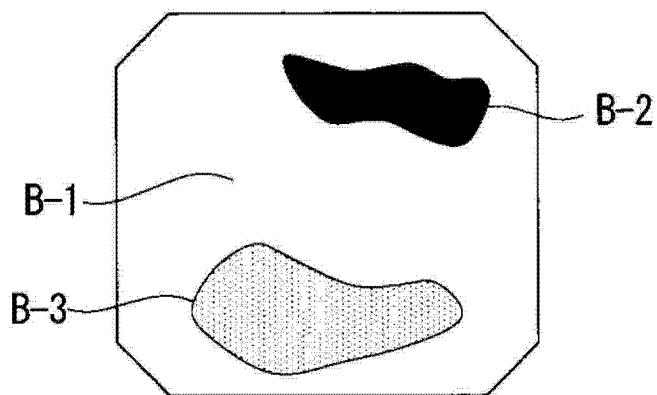


图 2B

除法图像

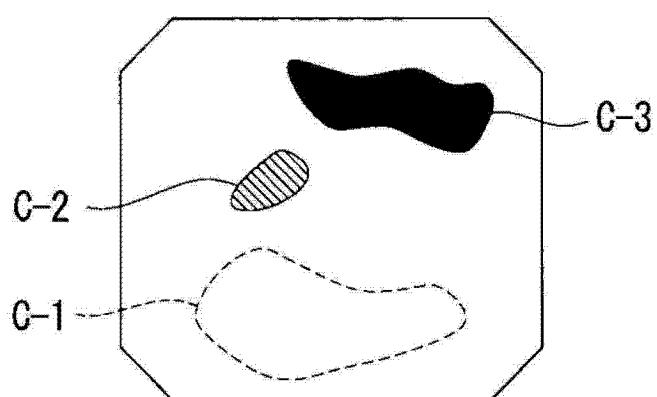


图 2C

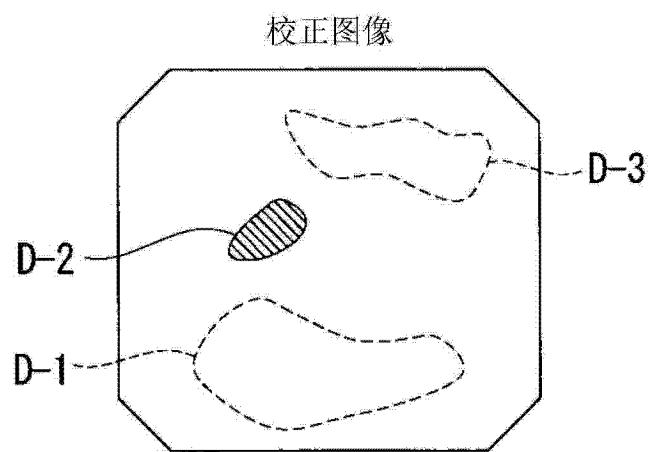


图 2D

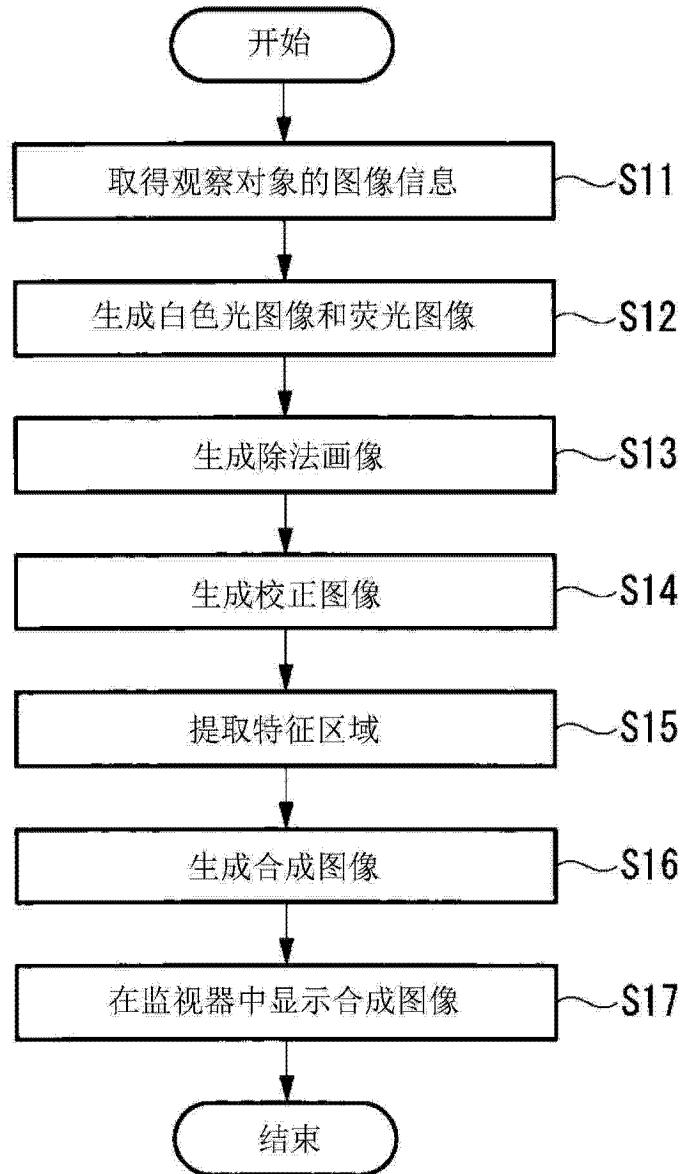


图 3

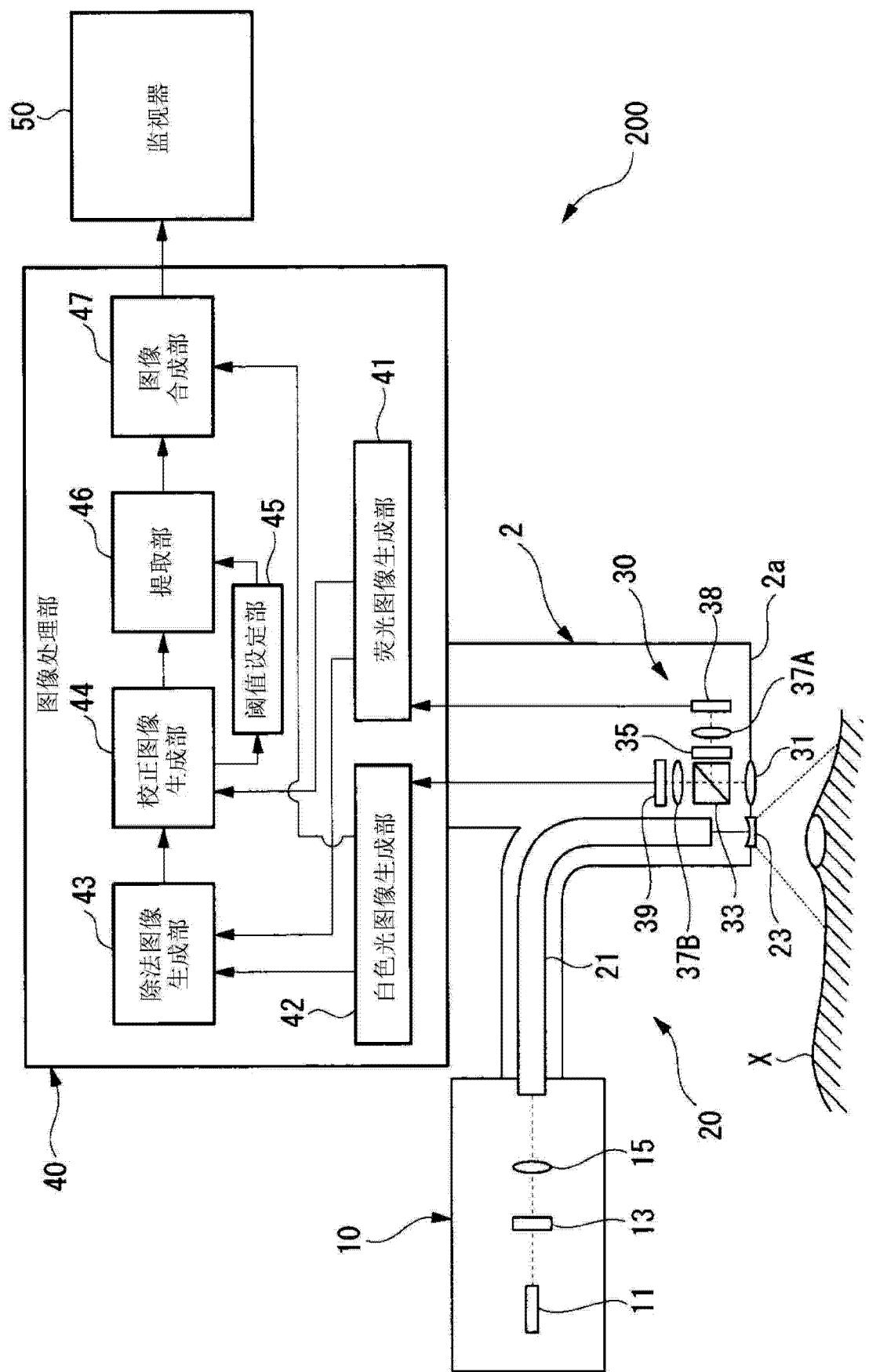


图 4

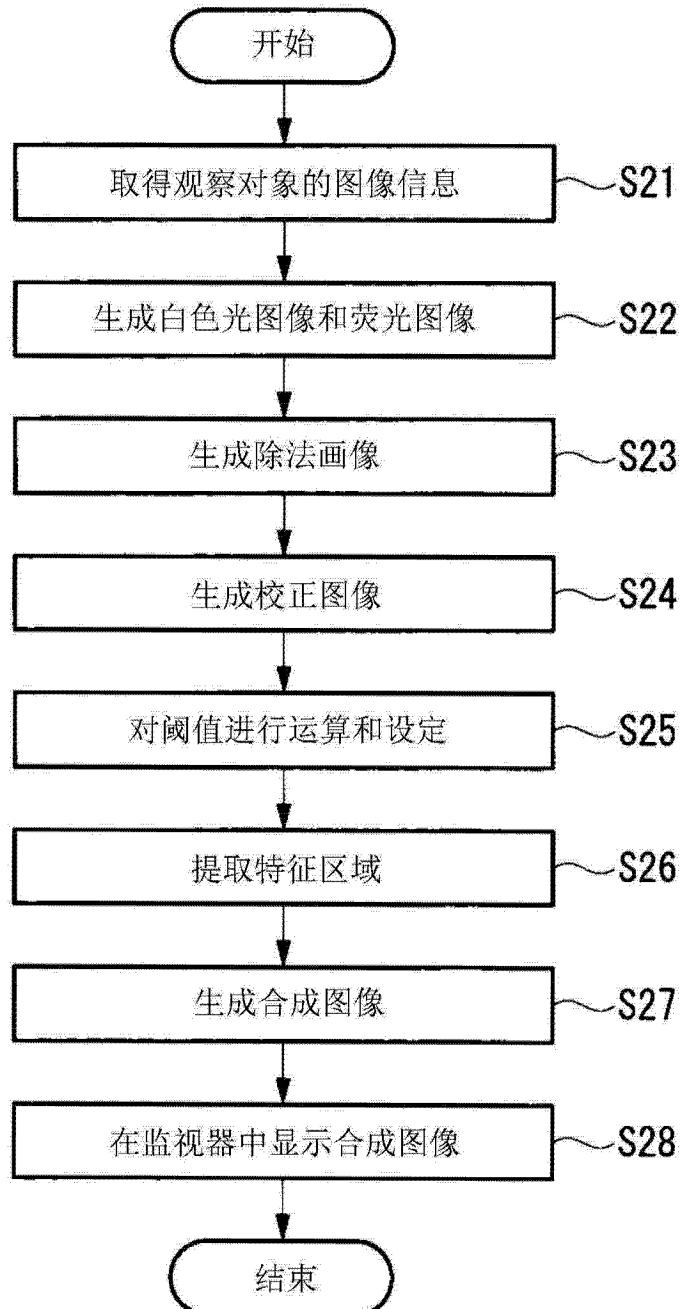


图 5

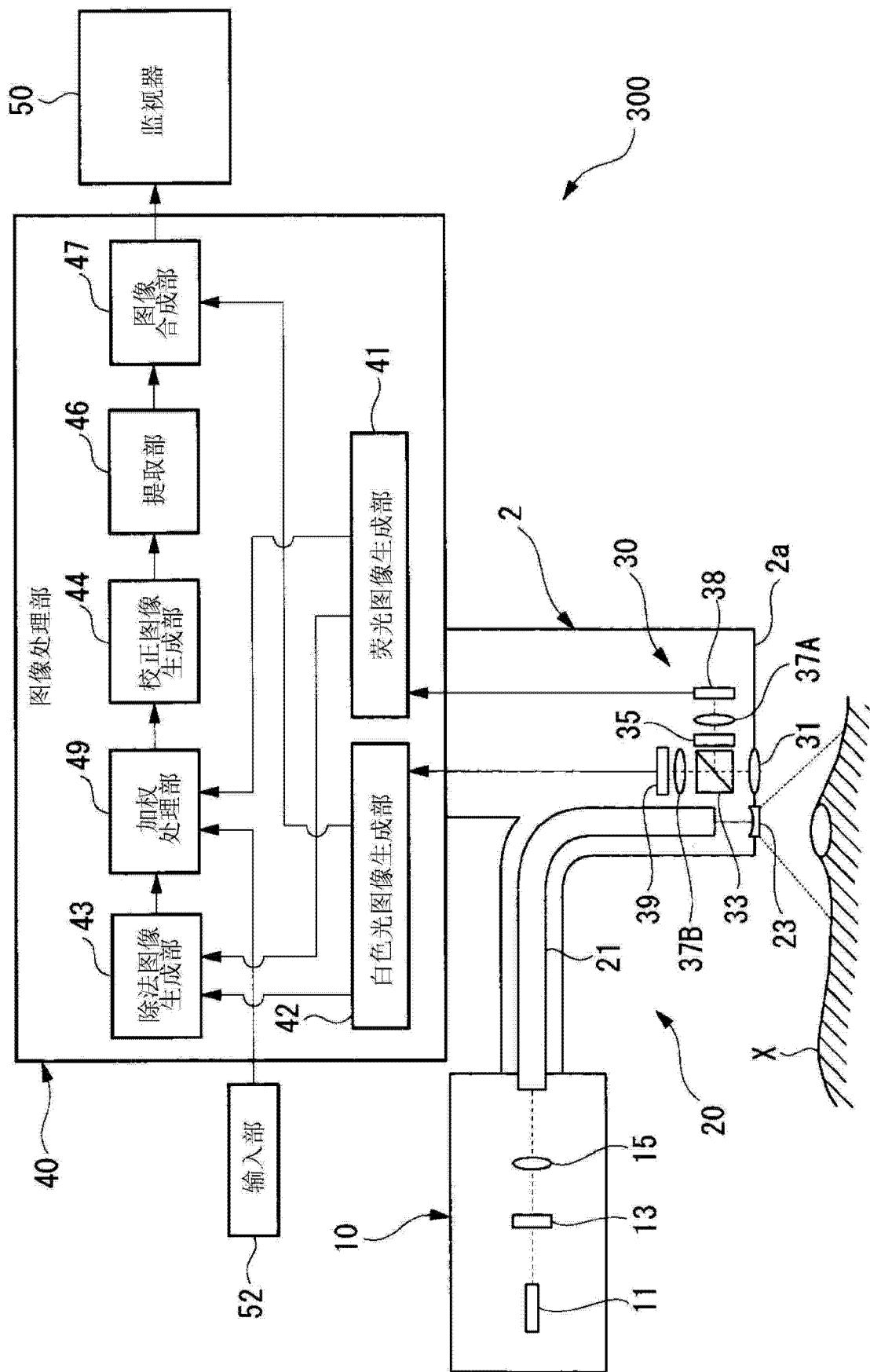


图 6

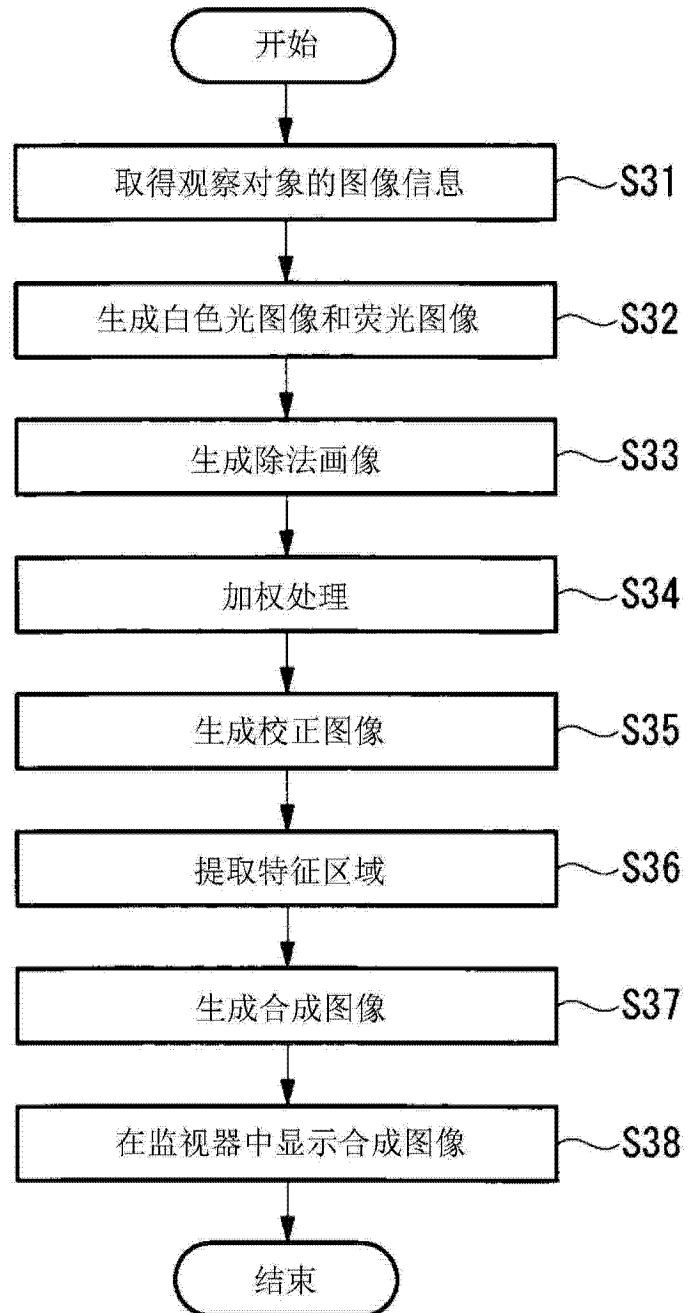


图 7

专利名称(译)	荧光内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103687529A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201280035604.9	申请日	2012-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	志田裕美		
发明人	志田裕美		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	G06T5/50 A61B1/043 A61B3/0058 G02B21/16 A61B1/0661 G02B23/2469 A61B1/0646 A61B1/0638 A61B5/0071 G02B21/244 A61B1/00009 G06T2207/10064 G06T2207/10068 G06T2207/30004		
代理人(译)	李辉		
优先权	2011160886 2011-07-22 JP		
其他公开文献	CN103687529B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

与被检体的观察条件和被检体的状态(颜色和形状)无关地,取得信息,更准确地、精度良好地提取病变部位。提供如下荧光内窥镜装置(100),其具有:光源(10),其向被检体照射激励光和参照光;荧光图像生成部(41),其拍摄由于来自该光源的所述激励光的照射而在所述被检体中产生的荧光,生成荧光图像;参照图像生成部,其拍摄由于来自所述光源的所述参照光的照射而从所述被检体返回的返回光,生成参照图像;除法图像生成部(43),其将由所述荧光图像生成部生成的所述荧光图像除以由所述参照图像生成部生成的所述参照图像,由此生成除法图像;以及校正图像生成部(44),其根据所述除法图像和所述荧光图像,生成校正图像,该校正图像生成部(44)生成的校正图像中,强调了所述除法图像与所述荧光图像共同地成为相对高亮度的区域。

