



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102753079 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 03

(21) 申请号 201180008583. 7

(22) 申请日 2011. 01. 26

(30) 优先权数据

2010-027886 2010. 02. 10 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 08. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/051445 2011. 01. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/099363 JA 2011. 08. 18

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 石原康成

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 于英慧

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

G01N 21/64(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 2108300 A1, 2009. 10. 14, 全文.

CN 101583304 A, 2009. 11. 18, 全文.

JP 特开 2006-175052 A, 2006. 07. 06, 全文.

CN 101584572 A, 2009. 11. 25, 全文.

JP 特开 2007-215927 A, 2007. 08. 30, 全文.

JP 特开 2004-477 A, 2004. 01. 08, 全文.

审查员 喻赛男

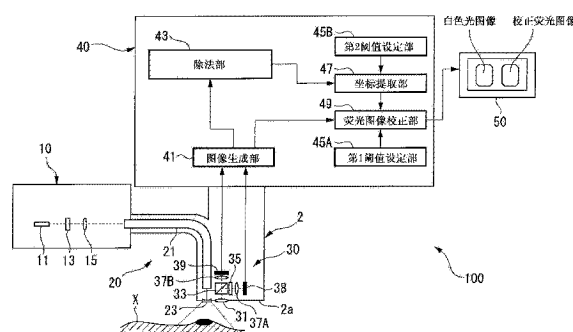
权利要求书2页 说明书9页 附图12页

(54) 发明名称

荧光内窥镜装置

(57) 摘要

取得使画质变差的因素较少且精度较高的荧光图像。荧光内窥镜装置(100)具有:向观察对象部位(X)照射激励光和白色光的光源(10);对由于激励光的照射而在观察对象部位(X)产生的荧光进行摄影并取得荧光图像,对由于白色光的照射而从观察对象部位(X)返回的返回光进行摄影并取得白色光图像的图像生成部(41);使用荧光图像除以白色光图像生成除法荧光图像的除法部(43);提取出除法荧光图像中具有比第2阈值高的灰度值的第2区域的坐标提取部(47);荧光图像校正部(49),其提取出荧光图像中具有比第1阈值高的灰度值的第1区域,并且生成提取出与坐标提取部(47)提取的除法荧光图像的第2区域重合的重合区域后的校正荧光图像;以及显示校正荧光图像的监视器(50)。



1. 一种荧光内窥镜装置,其具有:

光源,其向被摄体照射激励光和参照光;

荧光图像取得部,其对由于来自该光源的上述激励光的照射而在上述被摄体产生的荧光进行摄影并取得荧光图像;

参照图像取得部,其对由于来自上述光源的上述参照光的照射而从上述被摄体返回的返回光进行摄影并取得参照图像;

除法荧光图像生成部,其用上述参照图像除上述荧光图像而生成除法荧光图像;

第1区域提取部,其提取出上述荧光图像中具有比第1阈值高的灰度值的第1区域,其中,所述第1区域是去除了所述荧光图像中所述被摄体除病变部外的正常部发出的微弱荧光产生的背景区域;

第2区域提取部,其提取出上述除法荧光图像中具有比第2阈值高的灰度值的第2区域,其中,所述第2区域是去除了所述除法荧光图像中所述被摄体的背景区域;

校正荧光图像生成部,其生成从上述荧光图像中提取出重合区域后的校正荧光图像,该重合区域为上述第1区域提取部提取的上述荧光图像的上述第1区域与上述第2区域提取部提取的上述除法荧光图像的上述第2区域重合的区域;以及

显示部,其显示该校正荧光图像生成部生成的上述校正荧光图像。

2. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有输入上述第1阈值和上述第2阈值的阈值输入部。

3. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有第1阈值设定部,该第1阈值设定部根据上述荧光图像中的每个像素的灰度值的平均值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第1阈值。

4. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有第2阈值设定部,该第2阈值设定部根据上述除法荧光图像中的每个像素的灰度值的平均值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第2阈值。

5. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有第1阈值设定部,该第1阈值设定部根据上述荧光图像中的每个像素的灰度值的最频值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第1阈值。

6. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有第2阈值设定部,该第2阈值设定部根据上述除法荧光图像中的每个像素的灰度值的最频值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第2阈值。

7. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有第1阈值设定部,该第1阈值设定部根据上述荧光图像中的每个像素的灰度值的中央值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第1阈值。

8. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有第2阈值设定部,该第2阈值设定部根据上述除法荧光图像中的每个像素的灰度值的中央值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第2阈值。

9. 根据权利要求1或2所述的荧光内窥镜装置,其中,上述荧光内窥镜装置具有:

内窥镜镜体,其在前端部分具备照射上述激励光和上述参照光的照射部以及接收上述荧光和上述返回光的受光部;以及

阈值设定部,其根据与该内窥镜镜体的上述照射部和上述受光部有关的镜体信息设定上述第 1 阈值和上述第 2 阈值。

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] 以往已知如下荧光内窥镜装置：对投放了特异性累积于癌细胞等病变部的荧光色素的观察对象部位照射激励荧光色素产生药剂荧光的激励光，对产生的药剂荧光进行摄影，从而能够取得病变部的亮度较高的荧光图像（例如参见专利文献 1）。专利文献 1 所述的荧光内窥镜装置用荧光图像除以参照图像，从而校正依赖于观察距离和观察角度等的荧光强度变化，取得具有定量性的除法荧光图像，该荧光图像基于对观察对象部位照射激励光取得的荧光的强度，该参照图像基于对同一观察对象部位照射参照光取得的反射光的强度。

[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] 发明要解决的课题

[0007] 然而实际情况下荧光药剂不仅聚集于病变部还会略微聚集于正常部，因而虽然比来自病变部的荧光较弱然而从正常部也会发出微弱的荧光，成为除去病变部之外的背景图像、即背景的主要原因。还由于在内窥镜观察中观察距离和观察角度会大幅变动，因而即使设定区分正常部与病变部的预定阈值，该阈值也不一定是始终恰当的。例如若内窥镜与观察对象部位过于接近，则从正常部发出的微弱荧光也会超过阈值，虽然是正常部有时却如病变部那样显现出假阳性。进而，在参照图像中除了与观察距离和观察角度有关的信息之外，还包含与观察对象部位的边缘部分和成为影子的部分等的形状有关的信息、与出血部位和血管等不同于周围的颜色有关的信息等。

[0008] 因此，如专利文献 1 所述的荧光内窥镜装置那样仅凭使用荧光图像除以参照图像，则存在如下不良情况：产生背景或假阳性的影响，或除了与观察距离和观察角度有关的信息之外还反映出上述形状和颜色的信息等的影响，无法高精度地校正荧光图像。还有时反而使得除法荧光图像的画质低于荧光图像。

[0009] 本发明就是鉴于这种情况而完成的，其目的在于提供一种能够取得使画质变差的因素较少且精度较高的荧光图像的荧光内窥镜装置。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 为了解决上述课题，本发明采用如下手段。

[0012] 本发明的一个方面的荧光内窥镜装置具有：光源，其向被摄体照射激励光和照明光；荧光图像取得部，其对由于来自该光源的上述激励光的照射而在上述被摄体产生的荧光进行摄影并取得荧光图像；参照图像取得部，其对由于来自上述光源的上述照明光的照

射而从上述被摄体返回的返回光进行摄影并取得参照图像；除法荧光图像生成部，其用上述参照图像除上述荧光图像而生成除法荧光图像；第1区域提取部，其提取出上述荧光图像中具有比第1阈值高的灰度值的第1区域；第2区域提取部，其提取出上述除法荧光图像中具有比第2阈值高的灰度值的第2区域；校正荧光图像生成部，其生成从上述荧光图像中提取出重合区域后的校正荧光图像，该重合区域为上述第1区域提取部提取的上述荧光图像的上述第1区域与上述第2区域提取部提取的上述除法荧光图像的上述第2区域重合的区域；以及显示部，其显示该校正荧光图像生成部生成的上述校正荧光图像。

[0013] 根据本方面，若从光源发出的激励光照射在被摄体，则在被摄体产生的荧光被荧光图像取得部摄影而取得荧光图像。而若从光源与激励光一起发出的照明光照射在被摄体时，其返回光会被参照图像取得部摄影而取得参照图像。然后用对于同一被摄体的荧光图像除以参照图像，从而生成减轻了依赖于观察距离和观察角度的荧光强度变化的除法荧光图像。

[0014] 在荧光图像中，第1区域提取部将病变部这样灰度值较高的区域作为第1区域提取出来，能够与背景这样灰度值较低的区域进行区分。同样地，在除法荧光图像中，第2区域提取部将病变部这样灰度值较高的区域作为第2区域提取出来，能够与背景这样灰度值较低的区域进行区分。这种情况下，在荧光图像上由于观察距离和观察角度的影响而被识别为灰度值较高的区域且包含于第1区域中的假阳性部分在减轻了观察距离和观察角度的影响的除法荧光图像中也会被识别为背景的一部分，能够与包含于第2区域中的区域进行区分。

[0015] 因此，校正荧光图像生成部从荧光图像中提取出第1区域与第2区域的重合区域，从而能够生成不仅抑制了低于第1阈值的背景的影响，还抑制了高于第1阈值的假阳性部分的影响的校正荧光图像。另外，根据荧光图像生成校正荧光图像，从而还能抑制与被摄体的边缘部分和成为影子的部分等的形状有关的信息和与出血部位和血管等与周围不同的颜色有关的信息等除法图像上反映出的使参照图像特有的画质变差的因素的影响。由此能够取得使画质变差的因素较少且高精度的校正荧光图像。

[0016] 在上述方面中，可以具有输入上述第1阈值和上述第2阈值的阈值输入部。

[0017] 通过如上构成，能由手术人员按照观察对象和观察方法设定期望阈值。

[0018] 另外，在上述方面中，可以具有第1阈值设定部，该第1阈值设定部根据上述荧光图像的每个像素的灰度值的平均值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第1阈值。另外，第1阈值设定部既可以根据上述荧光图像的每个像素的灰度值的最频值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第1阈值，也可以根据上述荧光图像的每个像素的灰度值的中央值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第1阈值。

[0019] 通过如上构成，能够追随于荧光图像的每个像素的灰度值的变动而更新第1阈值。另外，在每个像素的灰度值存在偏差的情况下也能设定精度较高的第1阈值。

[0020] 另外，在上述方面中，可以具有第2阈值设定部，该第2阈值设定部根据上述除法荧光图像的每个像素的灰度值的平均值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第2阈值。另外，第2阈值设定部既可以根据上述除法荧光图像的每个像素的灰度值的最频值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第2阈值，也可以根据上述除法荧光图像的每个像素的灰度值的中央值与该灰度值的标准偏差之和设定上述第2阈值。

[0021] 通过如上构成,能够追随之除法荧光图像的每个像素的灰度值的变动而更新第 2 阈值,而且在每个像素的灰度值存在偏差的情况下也能设定精度较高的第 2 阈值。

[0022] 另外,在上述方面中,可以具有:内窥镜镜体,其在前端部分具备上述激励光和上述参照光的照射部以及上述荧光和上述返回光的受光部;以及阈值设定部,其根据与该内窥镜镜体的上述照射部和上述受光部有关的镜体信息设定上述第 1 阈值和上述第 2 阈值。

[0023] 通过如上构成,能够对用途和规格不同的每种内窥镜镜体设定实用的第 1 阈值和第 2 阈值,按照观察对象和观察方法取得高精度的校正荧光图像。作为镜体信息例如可举出照射部的数量和照射部以及受光部的观察角度等。

[0024] 发明效果

[0025] 根据本发明,可达到能取得使画质变差的因素较少且精度较高的荧光图像的效果。

附图说明

[0026] 图 1 是本发明的一个实施方式的荧光内窥镜装置的概要构成图。

[0027] 图 2 是示出图 1 的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0028] 图 3 是示出将图 1 的荧光内窥镜装置的镜体与观察对象部位相对配置的状态的图。

[0029] 图 4A 是示出荧光图像的一例的图。

[0030] 图 4B 是示出图 4A 的荧光图像的像素灰度值与占图像整体的频度之间的关系的直方图。

[0031] 图 5A 是示出除法荧光图像的一例的图。

[0032] 图 5B 是示出图 5A 的除法荧光图像的像素灰度值与占图像整体的频度之间的关系的直方图。

[0033] 图 6A 是示出除去了背景的校正荧光图像的一例的图。

[0034] 图 6B 是示出图 6A 的荧光图像的像素的灰度值与占图像整体的频度之间的关系的直方图。

[0035] 图 7 是示出校正荧光图像的一例的图。

[0036] 图 8 是本发明一个实施方式的第 1 变形例的荧光内窥镜装置的概要构成图。

[0037] 图 9 是图 8 的变形例的荧光内窥镜装置的概要构成图。

[0038] 图 10 是示出图 9 的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0039] 图 11 是图 9 的变形例的荧光内窥镜装置的概要构成图。

[0040] 图 12 是本发明的一个实施方式的第 2 变形例的荧光内窥镜装置的概要构成图。

[0041] 图 13 是本发明的一个实施方式的第 3 变形例的荧光内窥镜装置的概要构成图。

[0042] 图 14 是示出图 13 的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

具体实施方式

[0043] 下面参见附图说明本发明一个实施方式的荧光内窥镜装置。

[0044] 如图 1 所示,本实施方式的荧光内窥镜装置 100 具有:插入到体腔内的细长的镜体 2;具备光源 10 的照明单元 20,该光源 10 发出从镜体 2 的前端 2a 射出的照明光;摄影单元

30,其配置于镜体 2 内且取得作为被摄体的观察对象部位 X 的图像信息;图像处理部 40,其对摄影单元 30 取得的图像信息进行处理;监视器(显示部)50,其显示图像处理部 40 处理后的图像和图像信息等。

[0045] 光源 10 具有发出照明光的氙灯(Xe 灯)11、从氙灯 11 发出的照明光切分出包含激励光的白色光(参照光)的激励光滤光器 13、使激励光滤光器 13 切分后的包含激励光的白色光会聚的耦合透镜 15。激励光滤光器 13 例如切分出包含波长频带在 400nm 以上且 740nm 以下的激励光的白色光。

[0046] 另外,照明单元 20 还具有配置在镜体 2 的长度方向大致全长范围的光导纤维 21、配置于镜体 2 的前端 2a 的扩散透镜 23。

[0047] 光导纤维 21 将耦合透镜 15 所会聚的包含激励光的白色光引导至镜体 2 的前端 2a。扩散透镜 23 使光导纤维 21 引导的包含激励光的白色光扩散并照射在观察对象部位 X。

[0048] 摄影单元 30 具有:物镜 31,其会聚从观察对象部位 X 返回的返回光,该观察对象部位 X 被照明单元 20 照射了包含激励光的白色光;分光器 33,其使物镜 31 会聚的返回光按波长分支。

[0049] 物镜 31 与扩散透镜 23 并列配置于镜体 2 的前端 2a。分光器 33 使返回光中激励波长以上的光(激励光和荧光)反射,使波长比激励波长短的白色光(返回光)透射。

[0050] 该摄影单元 30 具有:激励光截止滤波器 35,其切断分光器 33 反射的激励光和荧光中的激励光,并仅使荧光(近红外荧光)透射;使透过激励光截止滤波器 35 的荧光会聚的聚光透镜 37A 和使透过分光器 33 的白色光会聚的聚光透镜 37B;对聚光透镜 37A 会聚的荧光进行摄影的荧光摄影部 38 和对聚光透镜 37B 会聚的白色光进行摄影的白色光摄影部 39。

[0051] 激励光截止滤波器 35 例如仅使波长频带在 765nm 以上且在 850nm 以下的荧光透射。荧光摄影部 38 例如为荧光用的高灵敏度黑白 CCD。该荧光摄影部 38 对荧光进行摄影以取得荧光图像信息。白色光摄影部 39 例如为白色光用彩色 CCD,具有马赛克滤色器(省略图示)。该白色光摄影部 39 对白色光进行摄影以取得白色光图像信息。

[0052] 图像处理部 40 具有生成荧光图像和白色光图像(参照图像)的图像生成部(荧光图像取得部、参照图像取得部)41、使用图像生成部 41 生成的荧光图像除以白色光图像的除法部(除法荧光图像生成部)43。

[0053] 图像生成部 41 根据荧光摄影部 38 取得的荧光图像信息生成 2 维的荧光图像,根据白色光摄影部 39 取得的白色光图像信息生成 2 维的白色光图像。除法部 43 使用同一观察对象部位 X 的荧光图像除以白色光图像,生成减轻了荧光图像的依赖于观察距离和观察角度等的荧光强度变化的除法荧光图像。

[0054] 另外,图像处理部 40 具有设定荧光图像的灰度值的第 1 阈值的第 1 阈值设定部 45A、设定除法部 43 生成的除法荧光图像的灰度值的第 2 阈值的第 2 阈值设定部 45B、提取出除法荧光图像的像素的预定坐标的坐标提取部 47(第 2 区域提取部)、校正荧光图像的荧光图像校正部(第 1 区域提取部、校正荧光图像生成部)49。

[0055] 第 1 阈值设定部 45A 将用于去除荧光图像中的如下区域的阈值设定为第 1 阈值,该区域为观察对象部位 X 的正常部发出的微弱荧光产生的背景那样灰度值较低的区域。第 1 阈值设定部 45A 还将设定的第 1 阈值输出至荧光图像校正部 49。

[0056] 第 2 阈值设定部 45B 将用于去除除法荧光图像中的观察对象部位 X 的背景那样灰

度值较低的区域, 的阈值设定为第 2 阈值。第 2 阈值设定部 45B 还将设定的第 2 阈值输出至坐标提取部 47。

[0057] 坐标提取部 47 提取出除法荧光图像中具有由第 2 阈值设定部 45B 输入的第 2 阈值以下的灰度值的像素的坐标。坐标提取部 47 还将提取出的坐标输出至荧光图像校正部 49。

[0058] 荧光图像校正部 49 进行如下校正: 将荧光图像中具有低于从第 1 阈值设定部 45A 输入的第 1 阈值的灰度值的像素置换为灰度值 0。进而, 荧光图像校正部 49 进行如下校正: 将校正后的荧光图像中与坐标提取部 47 提取的坐标重合的坐标的像素置换为灰度值 0。由此生成对荧光图像校正 2 次后的校正荧光图像。荧光图像校正部 49 还将生成的校正荧光图像与白色光图像和荧光图像一起发送至监视器 50。

[0059] 监视器 50 能够同时显示从荧光图像校正部 49 发送来的白色光图像和荧光图像或校正荧光图像。

[0060] 参见图 2 所示的流程图说明如上构成的本实施方式的荧光内窥镜装置 100 的作用。

[0061] 使用本实施方式的荧光内窥镜装置 100 观察活体体腔内的观察对象部位 X 时, 使特异性聚集于癌细胞等病变部的荧光药剂附着于观察对象部位 X 或被吸收。

[0062] 接着由第 1 阈值设定部 45A 设定第 1 阈值(步骤 SA1) 并输出至荧光图像校正部 49。而且由第 2 阈值设定部 45B 设定第 2 阈值(步骤 SA2) 并输出至坐标提取部 47。

[0063] 接着把镜体 2 插入体腔内, 如图 3 所示, 使前端 2a 与观察对象部位 X 相对。在该状态下, 使光源 10 进行工作, 从氙灯 11 发出并被激励光滤光器 13 切分的包含激励光的白色光被耦合透镜 15 会聚, 被光导纤维 21 引导至镜体 2 的前端 2a。该白色光被扩散透镜 23 扩散并照射在观察对象部位 X。

[0064] 在观察对象部位 X, 所附着或吸收的荧光药剂被激励光激励而发出荧光, 并且在表面反射白色光和激励光的一部分。这些荧光、白色光和激励光被物镜 31 会聚, 通过分光器 33, 使激励波长以上的光、即激励光和荧光反射, 而使波长比激励波长短的白色光透射。

[0065] 被分光器 33 反射的激励光和荧光通过激励光截止滤波器 35 去除了激励光, 仅荧光被聚光透镜 37A 会聚而通过荧光摄影部 38 进行摄影。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。透过分光器 33 的白色光被聚光透镜 37B 会聚, 通过白色光摄影部 39 进行摄影。由此在白色光摄影部 39 取得观察对象部位 X 的白色光图像信息。关于荧光图像信息和白色光图像信息, 可以先取得一方, 也可以同时取得。

[0066] 荧光摄影部 38 取得的荧光图像信息和白色光摄影部 39 取得的白色光图像信息分别被输入到图像处理部 40 的图像生成部 41。图像生成部 41 根据荧光图像信息生成图 4A 所示的 2 维的荧光图像, 并根据白色光图像信息生成 2 维的白色光图像。生成的荧光图像和白色光图像经由荧光图像校正部 49 被发送到监视器 50 显示。

[0067] 实际情况下荧光药剂不仅聚集于病变部还会略微聚集于正常部, 因而从病变部以外的部分也会发出微弱的荧光, 从病变部以外的部分发出的微弱的荧光在荧光图像显示为除去病变部等的背景图像、即背景。另外, 即便是正常部, 在与镜体 2 的距离过近时, 微弱的荧光也会被识别为灰度值较高的区域, 有时在荧光图像显示为如病变部一般(以下将这种区域称作“假阳性部分”)。

[0068] 如图 4A 和图 4B 所示, 荧光图像主要由病变部的区域和假阳性部分的区域以及其周围的背景区域构成。图 4B 中横轴表示灰度值, 纵轴表示占校正荧光图像整体的频度(在图 5B 和图 6B 中也相同)。

[0069] 图像生成部 41 生成的荧光图像和白色光图像被发送至除法部 43。在除法部 43 中, 用荧光图像除以白色光图像以生成图 5A 所示的除法荧光图像。所生成的除法荧光图像被发送至坐标提取部 45 (步骤 SA3)。

[0070] 如上所述, 除法荧光图像被减轻了观察距离和观察角度的影响, 因此荧光图像中由于观察距离和观察角度的影响而导致超过第 1 阈值的假阳性部分的区域在除法荧光图像中不会超过第 2 阈值而能够被识别为背景的一部分。如图 5A 和图 5B 所示, 除法荧光图像主要由具有超过第 2 阈值的灰度值的病变部区域和具有第 2 阈值以下的灰度值的包括假阳性部分在内的背景区域构成。

[0071] 在坐标提取部 47 中, 提取出从除法部 43 发送来的除法荧光图像中具有第 2 阈值设定部 45B 输入的第 2 阈值以下的灰度值的像素的坐标, 将提取出的像素坐标发送至荧光图像校正部 49 (步骤 SA4)。由此, 坐标提取部 47 提取出具有比除法荧光图像的第 2 阈值高的灰度值的区域(第 2 区域)、即病变部区域, 与之同样地可区分第 2 区域和背景那样灰度值较低的区域。

[0072] 在荧光图像校正部 49 中, 荧光图像中具有低于第 1 阈值设定部 45A 输入的第 1 阈值的灰度值的像素被置换为灰度值 0 (步骤 SA5)。由此, 如图 6A 和图 6B 所示, 荧光图像的背景被去除, 且具有高于第 1 阈值的灰度值的区域(第 1 区域)、即病变部区域和假阳性部分的区域被提取。

[0073] 接着, 在荧光图像校正部 49 中, 提取出病变部区域和假阳性部分区域的荧光图像中与坐标提取部 47 输入的坐标对应的像素被置换为灰度值 0 (步骤 SA6)。由此, 如图 7 所示, 荧光图像的假阳性部分的区域被去除, 生成提取出病变部区域的校正荧光图像, 该病变部区域作为荧光图像的第 1 区域与除法荧光图像的第 2 区域的重合区域。

[0074] 生成的校正荧光图像被发送至监视器 50 进行显示(步骤 SA7)。这样, 生成了下一帧荧光图像和白色光图像后反复步骤 SA3 ~ 步骤 SA7, 将新的校正荧光图像显示于监视器 50。

[0075] 如上所述, 根据本实施方式的荧光内窥镜装置 100, 由第 1 区域提取部 45A 去除荧光图像的背景, 由第 2 区域提取部 45B 和校正荧光图像生成部 49 进一步去除荧光图像的假阳性部分, 从而不仅能抑制低于第 1 阈值的背景的影响, 还能抑制超过第 1 阈值的假阳性部分的影响, 能够生成仅提取出病变部的校正荧光图像。

[0076] 另外, 根据荧光图像生成校正荧光图像, 从而能够抑制与观察对象部位 X 的边缘部分和成为影子的部分等的形状有关的信息和与出血部位和血管等不同于周围的颜色有关的信息等反映于除法图像的使白色光图像特有的画质变差的因素的影响。由此能够取得使画质变差的因素较少且高精度的校正荧光图像。

[0077] 在本实施方式中由坐标提取部 47 提取出除法荧光图像中具有第 2 阈值以下的灰度值的像素的坐标, 也可以代之由坐标提取部 47 直接提取出除法荧光图像中具有超过第 2 阈值的灰度值的区域(第 2 区域)的坐标。这种情况下, 坐标提取部 47 可以将第 2 区域的坐标输出给荧光图像校正部 49, 荧光图像校正部 49 根据提取出第 1 区域的荧光图像将与第 2

区域的坐标对应的像素(重合区域)以外的像素置换为灰度值 0,从而生成校正荧光图像。

[0078] 另外,在本实施方式中,荧光图像校正部 49 将荧光图像中具有低于第 1 阈值的灰度值的像素置换为灰度值 0,而只要能够提取出荧光图像中具有超过第 1 阈值的灰度值的第 1 区域即可,例如可以以不同颜色显示荧光图像的第 1 区域与具有低于第 1 阈值的灰度值的区域。另外,荧光图像校正部 49 将荧光图像中与坐标提取部 47 提取出的坐标重合的坐标的像素置换为灰度值 0,然而只要能够从荧光图像中提取出荧光图像的第 1 区域与除法荧光图像中具有超过第 2 阈值的灰度值的第 2 区域的重合区域即可,例如可以以不同颜色显示重合区域与重合区域之外的区域。

[0079] 本实施方式可进行如下变形。

[0080] 例如在本实施方式中由第 1 阈值设定部 45A 和第 2 阈值设定部 45B 设定各阈值,然而如图 8 所示,作为第 1 变形例,可以构成为荧光内窥镜装置 101 具有输入各阈值的阈值输入部 61,手术人员能够启动阈值输入部 61 而分别对第 1 阈值设定部 45A 和第 2 阈值设定部 45B 输入第 1 阈值和第 2 阈值。这样就能够由手术人员按照观察对象和观察方法设定期望的阈值。

[0081] 在本变形例中,例如图 9 所示,可以观察模型(标准试样)Y 设定第 1 阈值和第 2 阈值。作为模型 Y,例如可使用如下试样:呈在平板状基座部分具有 2 个隆起部 A、B 的形状,以预定的观察条件(距离、角度)观察时隆起部 A 发出比周围强烈的荧光并在荧光图像上表示灰度值 2000,隆起部 B 发出与基座部分同等程度强度的荧光并在荧光图像上表示灰度值 1000。

[0082] 这种情况下,例如图 10 的流程图所示,重置预先设定的第 1 阈值和第 2 阈值(步骤 SB1),以从镜体 2 到隆起部 A、B 的观察距离为从镜体 2 到基座部分的距离的大约 7 成左右的方式设置模型 Y 而开始观察(步骤 SB2)。由于荧光强度与观察距离的平方成反比例,因此若以上述预定的观察条件进行观察,则图像生成部 41 生成基座部分为灰度值 1000、隆起部 A 为灰度值约 4000、隆起部 B 为灰度值约 2000 的荧光图像。另一方面,除法部 43 生成的除法荧光图像被减轻了观察距离的影响,因此基座部分和隆起部 B 分别为灰度值 1000、隆起部 A 为灰度值约 4000。

[0083] 接着,第 1 阈值设定部 45A 例如将第 1 阈值设定为 1500,使得在荧光图像上仅显示隆起部 A、B(步骤 SB3)。另外,第 2 阈值设定部 45B 将第 2 阈值设定为 1500,使得将隆起部 B 与基座部分一并识别为第 2 阈值以下(步骤 SB4)。通过如上设定各阈值,能够除去作为背景的模式 Y 的基座部分和作为假阳性部分的隆起部 B,生成显示隆起部 A 的校正荧光图像。因此使用该第 1 阈值和第 2 阈值进行活体体腔内的观察对象部位 X 的观察即可(步骤 SB5)。

[0084] 准备多个与作为观察对象的部位的形状对应的形状的模型,从而能够对各种观察对象高精度地设定各阈值。例如在观察大肠的情况下,使用与大肠的管腔同样呈筒形状的模型设定各阈值即可。而例如在观察胃的情况下,使用具有较大空间的中空形状的模型设定各阈值即可。

[0085] 例如图 11 所示,在本变形例中,荧光内窥镜装置 101 可以具有:存储部 63,其存储使用多个模型 Y 设定的各阈值;选择部 65,其选择存储于存储部 63 的每个模型的阈值。这样能够容易地设定以相同观察条件观察时精度较高的阈值,能实现操作性的简化。

[0086] 如图 12 所示,作为第 2 变形例,荧光内窥镜装置 200 可以具有可装拆镜体(内窥镜

镜体)202,该可装拆镜体具备存储镜体信息的 IC 芯片 267,光源 10 可以具有判别存储于 IC 芯片 267 的镜体信息的镜体判别部 269。作为镜体信息,可举出由光导纤维 21 和扩散透镜 23 构成的照射部 222 的数量、与由该照射部 222 和物镜 31 构成的受光部 232 的观察角度等。

[0087] 这种情况下,若将镜体 202 与光源 10 连接,则镜体判别部 269 读取存储于 IC 芯片 267 的镜体信息,并输出至第 1 阈值设定部(阈值设定部)45A 和第 2 阈值设定部(阈值设定部)45B,第 1 阈值设定部 45A 和第 2 阈值设定部 45B 根据镜体信息设定第 1 阈值和第 2 阈值即可。这样就能够对用途和规格不同的每种内窥镜镜体 202 设定实用的第 1 阈值和第 2 阈值,能够按照观察对象和观察方法取得更高精度的校正荧光图像。

[0088] 本变形例与第 1 变形例同样地可以观察模型 Y 而设定第 1 阈值和第 2 阈值。

[0089] 如图 13 所示,作为第 3 变形例,荧光内窥镜装置 300 可以具有特征值计算部 371,其计算除法荧光图像中每个像素的灰度值的平均值 m 及其灰度值的标准偏差 σ ,如下式(1)所示,第 2 阈值设定部 45B 可以根据该灰度值的平均值 m 与标准偏差 σ 之和设定第 2 阈值 S 。

[0090] 【数 1】

$$[0091] \quad S=a \times m+b \times \sigma \cdots (1)$$

[0092] 其中 a 为系数, b 为系数。

[0093] 使用本变形例的荧光内窥镜装置 300 观察活体体腔内的观察对象部位 X 时,如图 14 的流程图所示,首先由特征值计算部 371 设定上述算式(1)的系数 a 、 b (例如 $a=b=1$) (步骤 SC1),将除法部 43 生成的除法荧光图像输出至特征值计算部 371 和坐标提取部 47 即可(步骤 SC2)。另外,特征值计算部 371 计算出除法荧光图像整体的平均灰度值 m 及其标准偏差 σ 并输出至第 2 阈值设定部 45B (步骤 SC3),由第 2 阈值设定部 45B 使用算式(1)设定第 2 阈值 S ,并输出至坐标提取部 47 即可(步骤 SC4)。此后的步骤 SC5 ~ 步骤 SC8 与图 2 的步骤 SA4 ~ 步骤 SA7 相同。

[0094] 由此,能够追随于除法荧光图像中每个像素的灰度值的变动而更新第 2 阈值,或在每个像素的灰度值出现偏差时设定精度较高的第 2 阈值。还可以吸收除法荧光图像中对于观察距离和观察误差的误差,对所生成的每个除法荧光图像设定精度较高的第 2 阈值。系数 a 、 b 例如可设定为与设想的除法荧光图像的病变部所占比例成反比例。这样,能够根据灰度值较高的像素区域在除法荧光图像中所占比例来限制第 2 阈值的最低值和最高值。

[0095] 在本变形例中,第 2 阈值设定部 45B 根据除法荧光图像整体的平均灰度值 m 及其灰度值的标准偏差 σ 之和设定第 2 阈值 S ,但也可以是例如也由第 1 阈值设定部 45A 根据荧光图像整体的平均灰度值及其灰度值的标准偏差之和设定第 1 阈值。此时与第 2 阈值 S 同样地,特征值计算部 371 计算出荧光图像整体的平均灰度值及其标准偏差,输出至第 1 阈值设定部 45A 即可。

[0096] 在本变形例中,荧光内窥镜装置 300 可以具有对特征值计算部 371 输入系数 a 、 b 的系数输入部(省略图示)。

[0097] 而且在本变形例中,第 2 阈值设定部 45B 根据除法荧光图像中每个像素的灰度值的平均值 m 及其灰度值的标准偏差 σ 之和设定第 2 阈值 S ,但也可以代之由第 2 阈值设定部 45B 根据每个像素的灰度值的最频值或中央值及其灰度值的标准偏差 σ 之和设定第 2

阈值 S。例如可认为观察距离越大则校正荧光图像中灰度值为 0 的部分就越多。这种情况下每个像素的灰度值的平均值少于来自背景的荧光的灰度值。于是使用每个像素的灰度值的最频值或中央值代替每个像素的灰度值的平均值,能够降低灰度值为 0 的像素的影响,更准确反映来自背景的荧光强度。

[0098] 标号说明

[0099] 10 光源 ;41 图像生成部(荧光图像取得部、参照图像取得部)、43 除法部(除法荧光图像生成部);45A 第 1 阈值设定部 ;45B 第 2 阈值设定部 ;47 坐标提取部(第 2 区域提取部);49 荧光图像校正部(第 1 区域提取部、校正荧光图像生成部);50 监视器(显示部);61 阈值输入部 ;100、101、200、300 荧光内窥镜装置 ;202 内窥镜镜体 ;222 照射部 ;232 受光部。

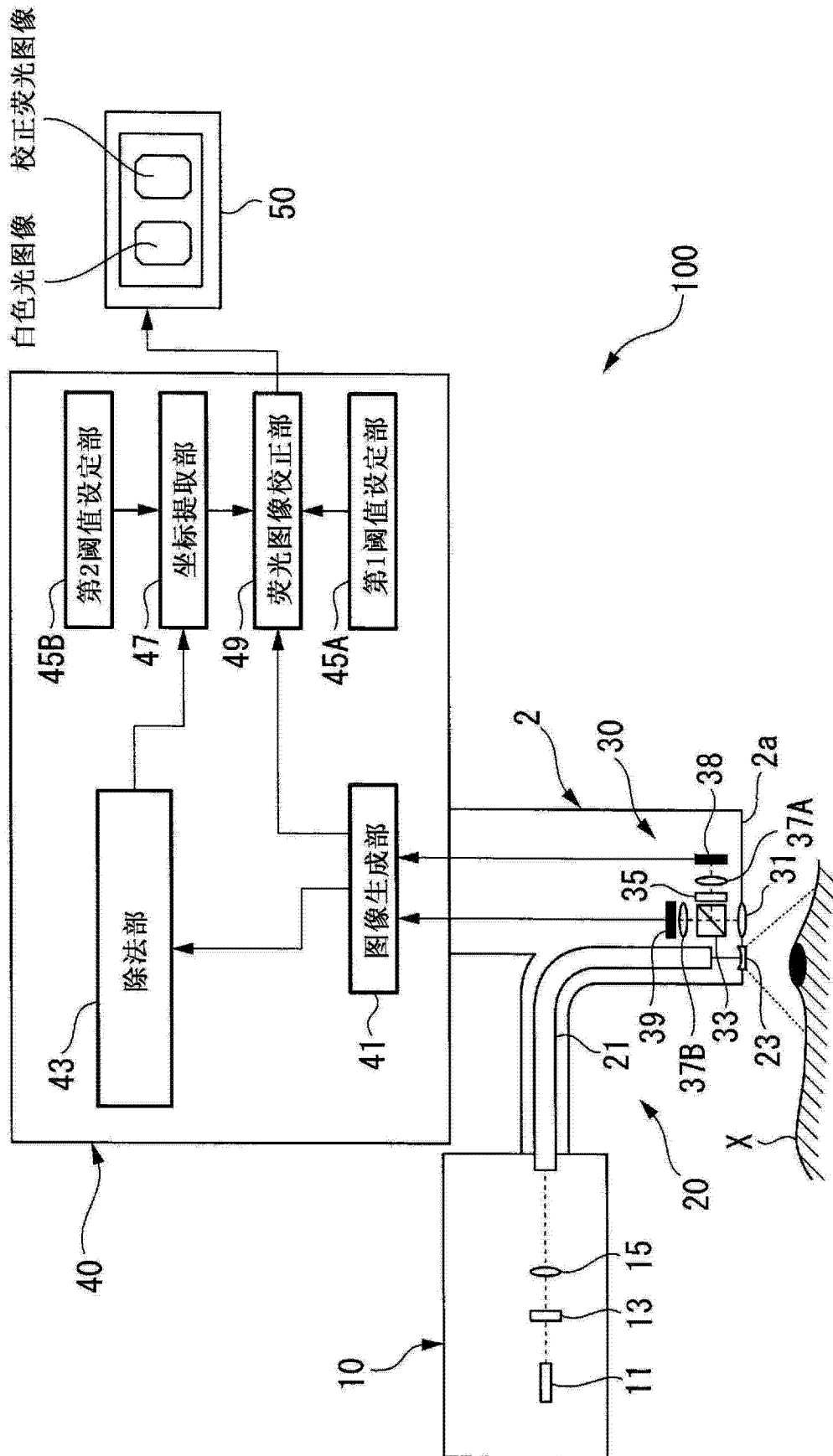


图 1

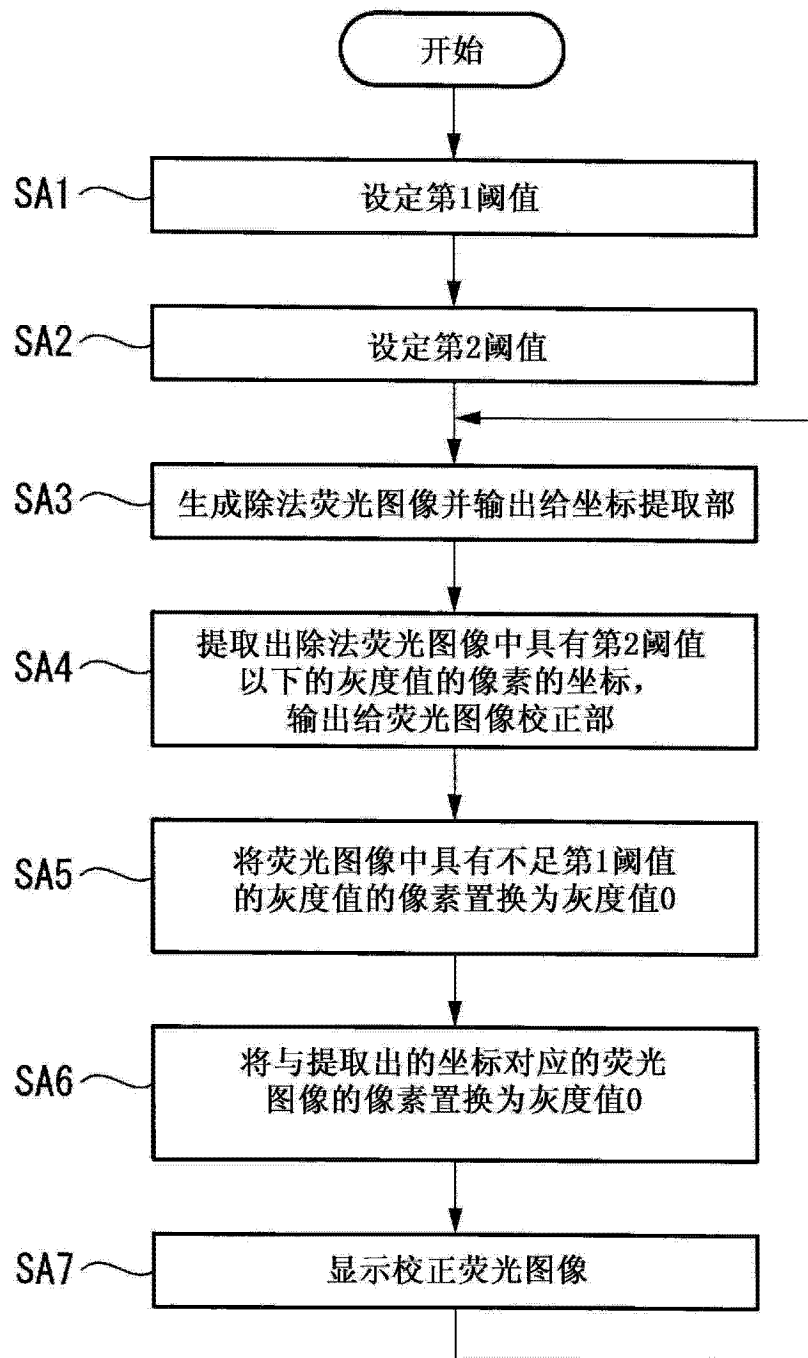


图 2

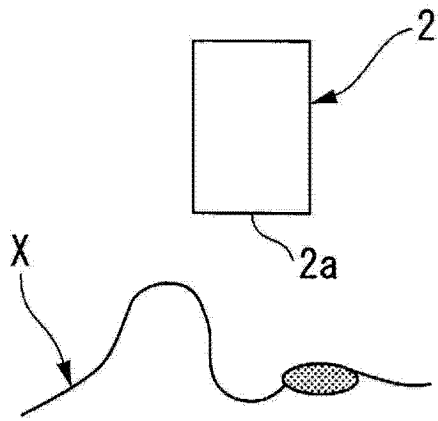


图 3

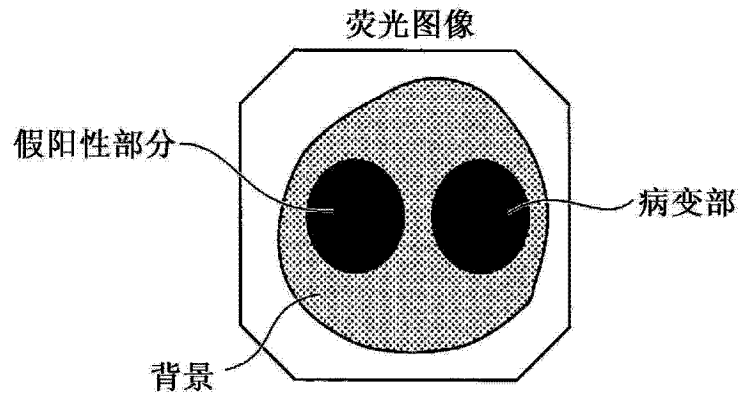


图 4A

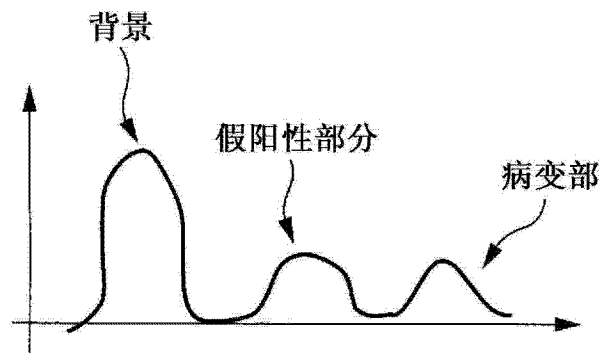


图 4B

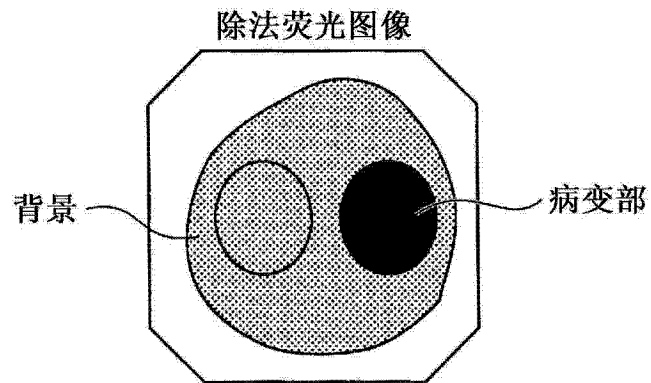


图 5A

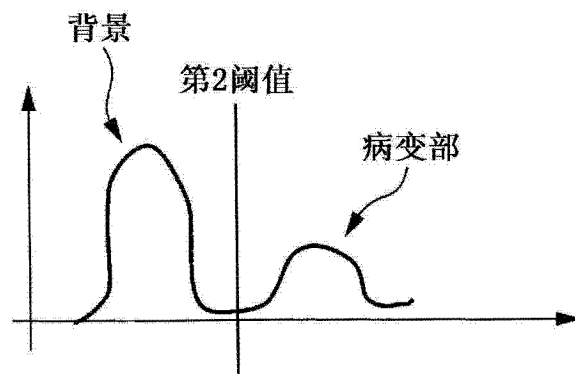


图 5B

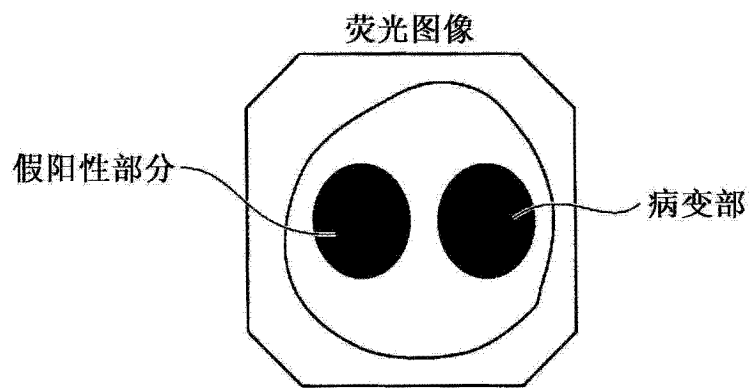


图 6A

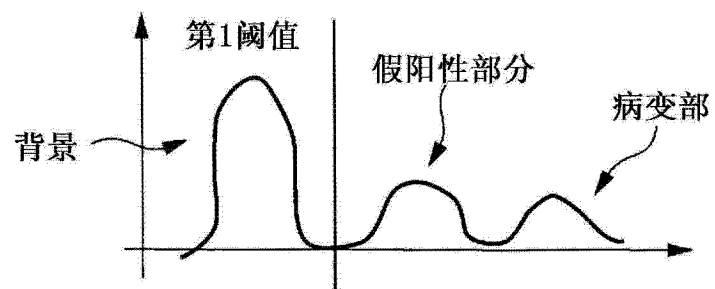


图 6B

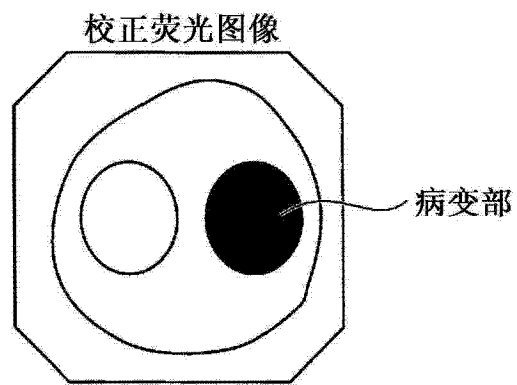


图 7

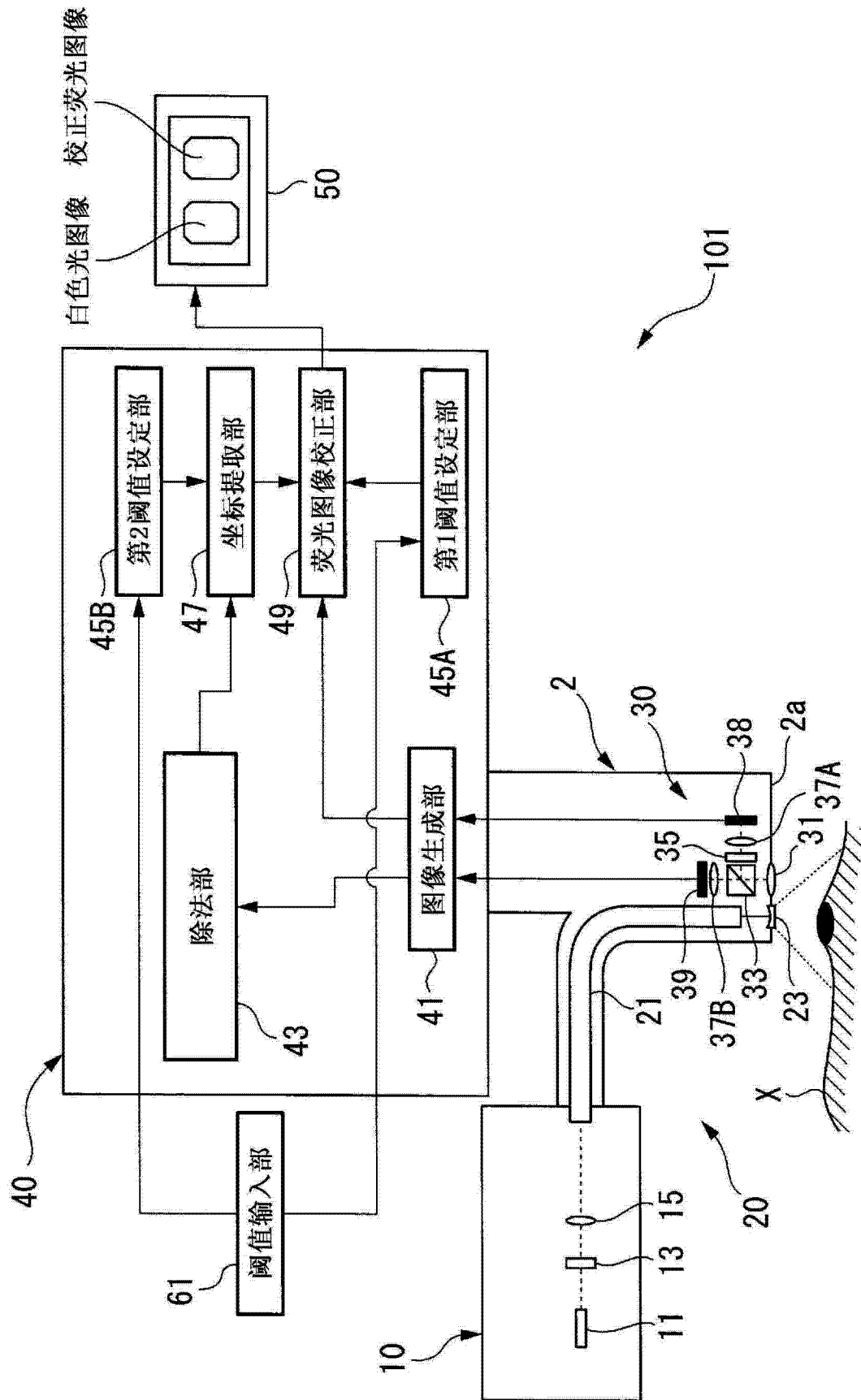


图 8

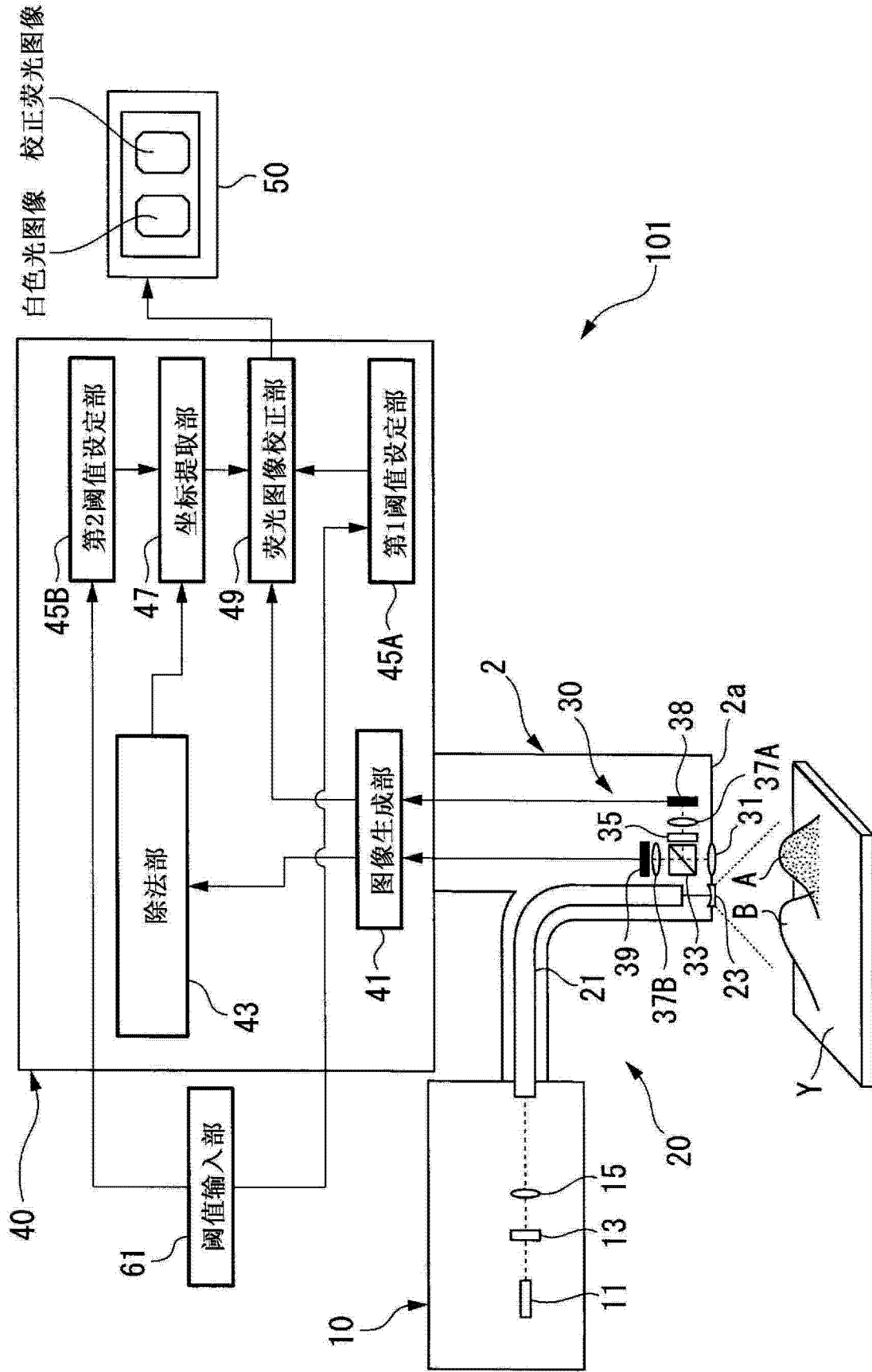


图 9

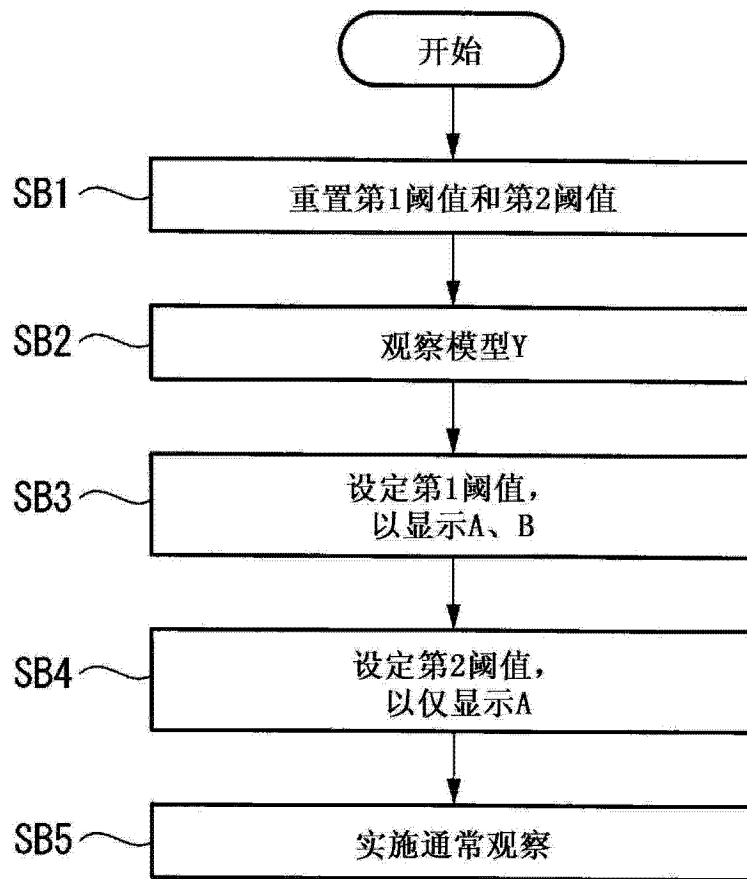


图 10

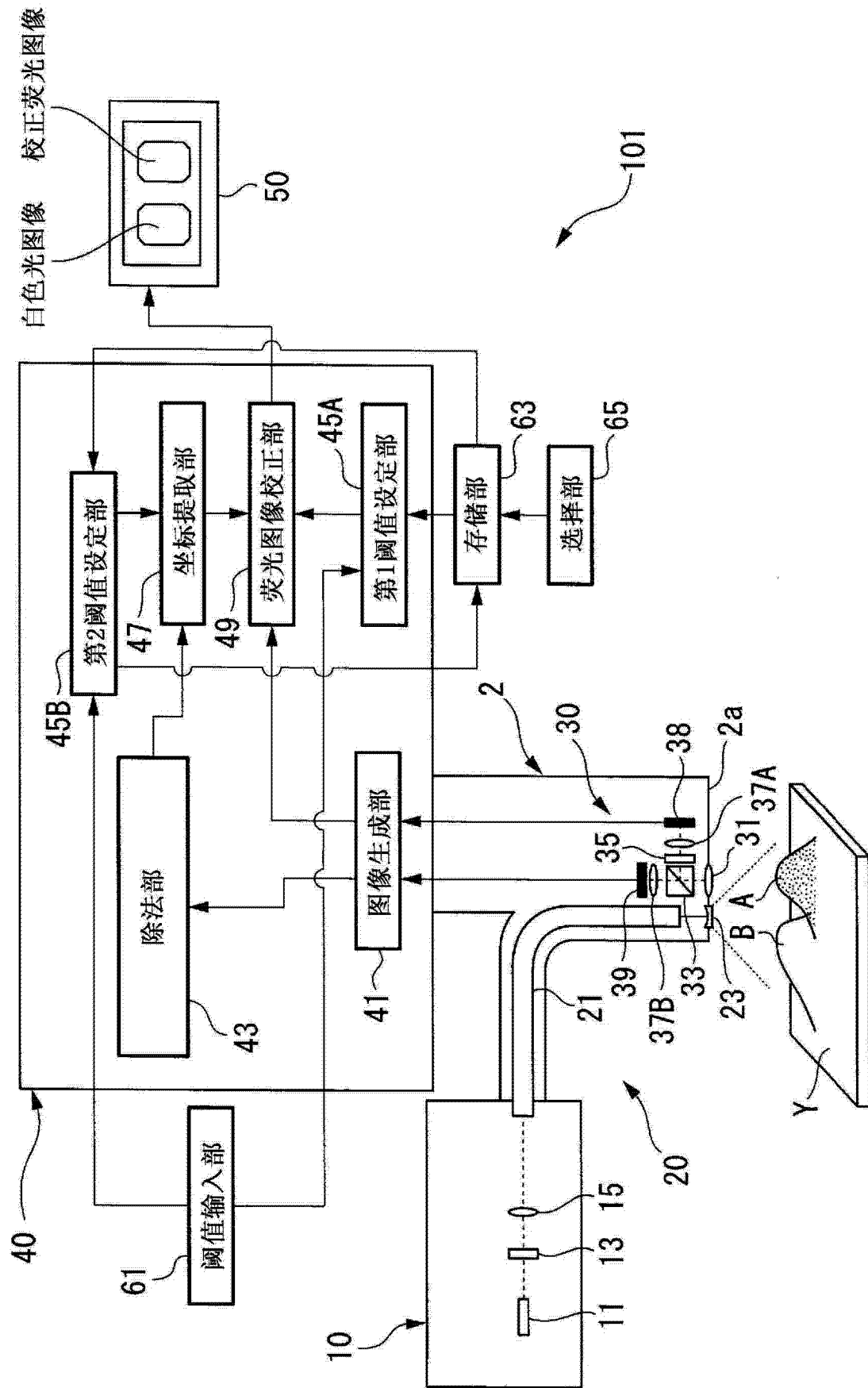


图 11

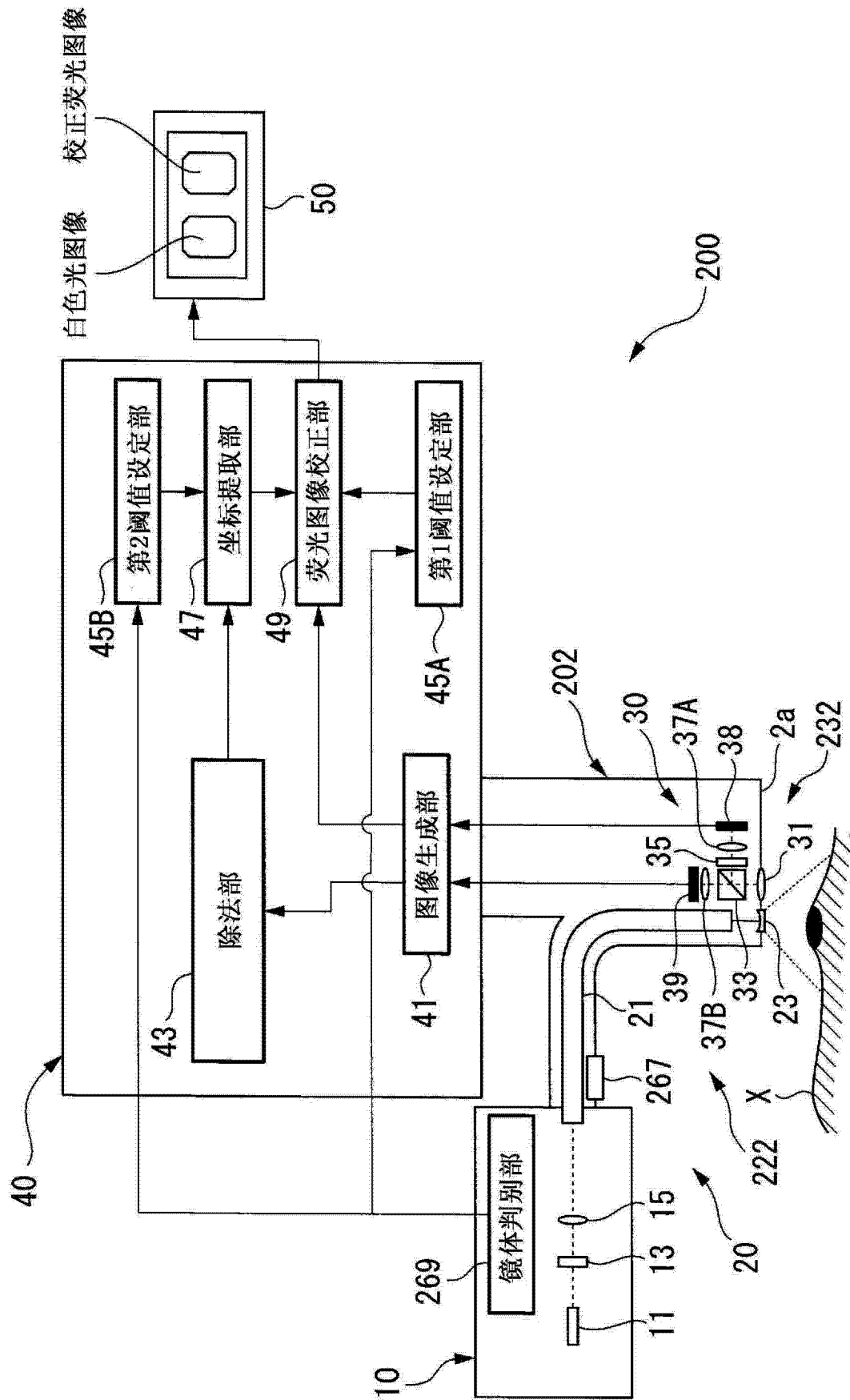


图 12

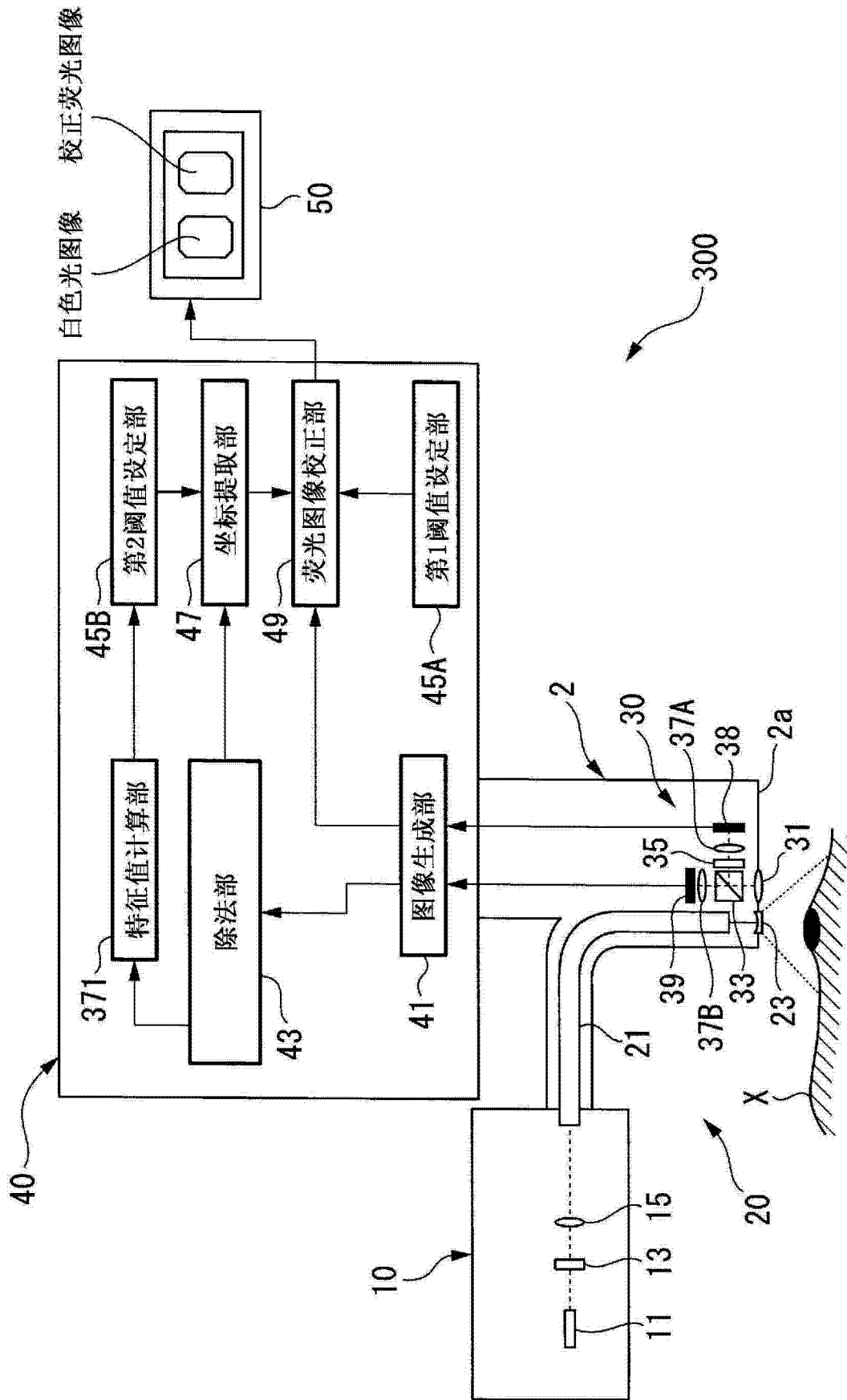


图 13

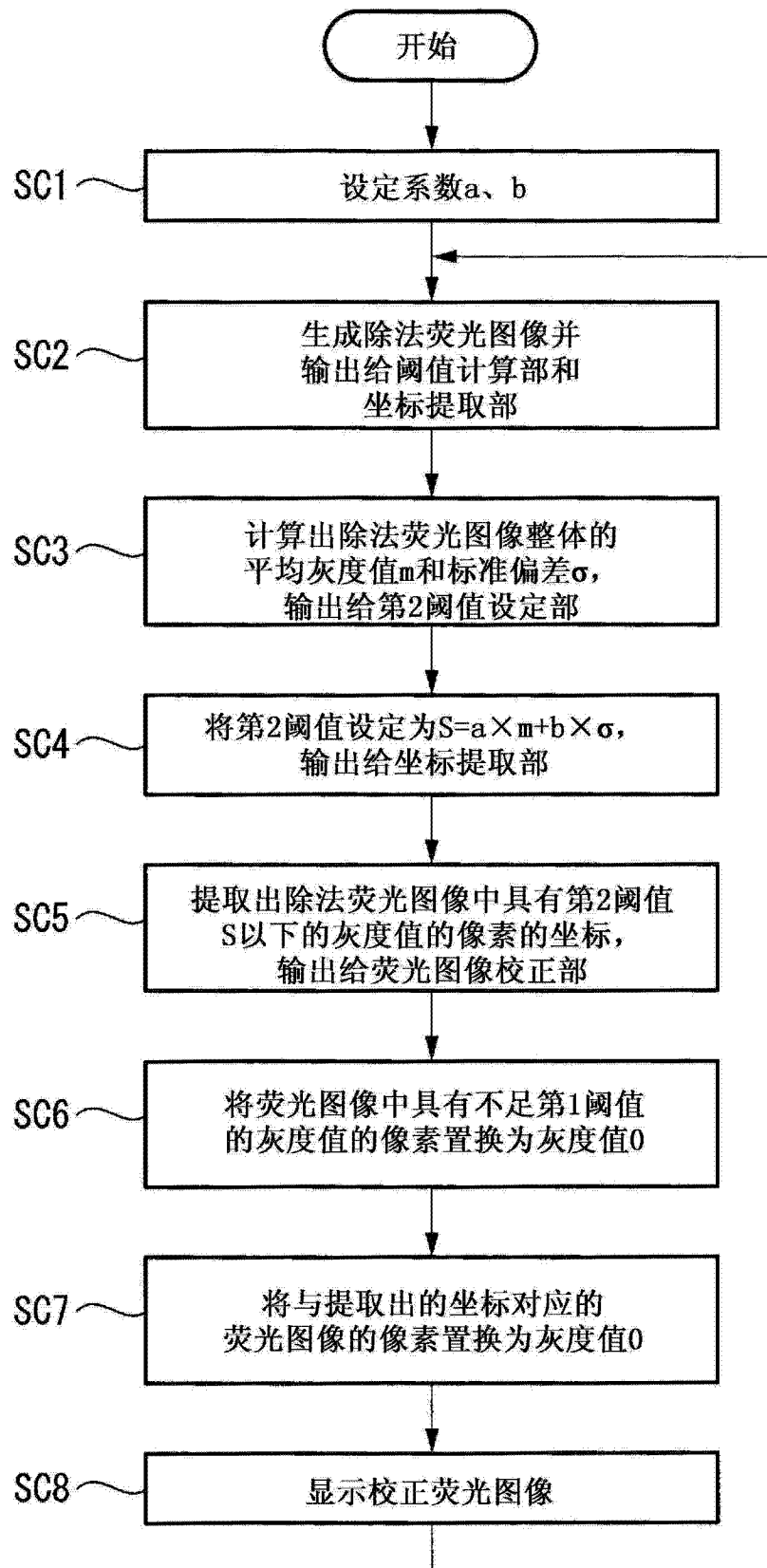


图 14

专利名称(译)	荧光内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102753079B	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	CN201180008583.7	申请日	2011-01-26
[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	石原康成		
发明人	石原康成		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084 G01N21/6456		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010027886 2010-02-10 JP		
其他公开文献	CN102753079A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

取得使画质变差的因素较少且精度较高的荧光图像。荧光内窥镜装置(100)具有：向观察对象部位(X)照射激励光和白色光的光源(10)；对由于激励光的照射而在观察对象部位(X)产生的荧光进行摄影并取得荧光图像，对由于白色光的照射而从观察对象部位(X)返回的返回光进行摄影并取得白色光图像的图像生成部(41)；使用荧光图像除以白色光图像生成除法荧光图像的除法部(43)；提取出除法荧光图像中具有比第2阈值高的灰度值的第2区域的坐标提取部(47)；荧光图像校正部(49)，其提取出荧光图像中具有比第1阈值高的灰度值的第1区域，并且生成提取出与坐标提取部(47)提取的除法荧光图像的第2区域重合的重合区域后的校正荧光图像；以及显示校正荧光图像的监视器(50)。

