



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102781305 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201180012238. 0

(22) 申请日 2011. 03. 04

(30) 优先权数据

2010-052010 2010. 03. 09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 04

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/055051 2011. 03. 04

(87) PCT申请的公布数据

W02011/111619 JA 2011. 09. 15

(71) 申请人 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 11127

代理人 李辉 于英慧

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

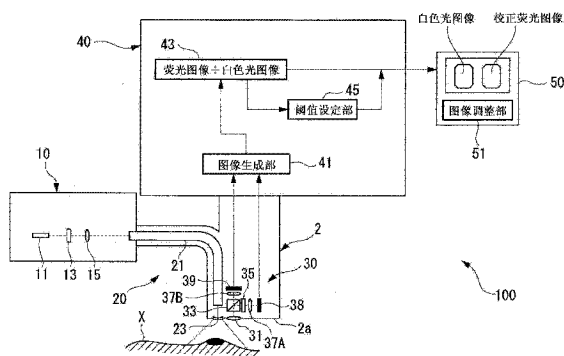
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 16 页

(54) 发明名称

荧光内窥镜装置

(57) 摘要

取得被摄体的定量信息,提供荧光内窥镜装置(100),具备:光源(10),其对被摄体照射激励光以及白色光;图像生成部(41),其对由于激励光的照射在被摄体中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从被摄体返回的返回光进行摄影并取得白色光图像;图像校正部(43),其采用图像生成部(41)所取得的白色光图像对荧光图像进行校正并生成校正荧光图像;阈值设定部(45),其根据图像校正部(43)所生成的校正荧光图像中的每个像素的灰度值的平均值来设定阈值;图像调整部(51),其扩大具有比阈值设定部(45)所设定的阈值大的灰度值的区域与具有比阈值小的灰度值的区域在校正荧光图像中的对比度;以及监视器(50),其显示经由图像调整部(51)扩大对比度的校正荧光图像。



1. 一种荧光内窥镜装置,其具备:

光源,其对被摄体照射激励光以及参照光;

荧光图像取得部,其对由于来自该光源的所述激励光的照射在所述被摄体中产生的荧光进行摄影,并取得荧光图像;

参照图像取得部,其对由于来自所述光源的所述参照光的照射从所述被摄体返回的返回光进行摄影,并取得参照图像;

校正荧光图像生成部,其采用由该参照图像取得部取得的所述参照图像对由所述荧光图像取得部取得的所述荧光图像进行校正,并生成校正荧光图像;

阈值设定部,其根据该校正荧光图像生成部所生成的所述校正荧光图像中的每个像素的灰度值的平均值来设定阈值;

图像调整部,其扩大具有比该阈值设定部所设定的所述阈值大的灰度值的区域与具有比所述阈值小的灰度值的区域在所述校正荧光图像中的对比度;以及

显示部,其显示由该图像调整部扩大所述对比度后的所述校正荧光图像。

2. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述参照图像取得部取得在所述被摄体中反射或散射后返回的所述参照光的反射光或散射光。

3. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述光源还照射白色光,

所述图像调整部生成使具有比所述阈值小的灰度值的区域成为非显示后的背景去除图像,

该荧光内窥镜装置具备:白色光图像取得部,其取得通过所述白色光的照射而获得的所述被检体的白色光图像;以及图像合成部,其生成使该白色光图像取得部所取得的白色光图像与所述图像调整部所生成的背景去除图像重叠后的合成图像,

所述显示部显示所述图像合成部所生成的合成图像。

4. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述光源照射白色光作为所述参照光,

所述参照图像取得部取得从被摄体返回的白色光图像作为所述参照图像,

所述图像调整部生成使具有比所述阈值小的灰度值的区域成为非显示后的背景去除图像,

该荧光内窥镜装置具备图像合成部,该图像合成部生成使所述参照图像取得部所取得的所述被检体的白色光图像与所述图像调整部所生成的背景去除图像重叠后的合成图像,

所述显示部显示所述图像合成部所生成的合成图像。

5. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述校正荧光图像生成部使所述荧光图像除以所述参照图像。

6. 根据权利要求1或5所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述阈值设定部将所述灰度值的平均值乘以下述系数而得的值设定为所述阈值,该系数被设定为随着所述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

7. 根据权利要求1或5所述的荧光内窥镜装置,其中,

所述阈值设定部根据所述灰度值的平均值与标准偏差来设定所述阈值。

8. 根据权利要求 7 所述的荧光内窥镜装置, 其中,
所述阈值设定部将所述灰度值的平均值与所述标准偏差相加所得的值设定为所述阈值。

9. 根据权利要求 7 所述的荧光内窥镜装置, 其中,
所述阈值设定部将所述灰度值的平均值乘以下述系数后的值加上所述标准偏差所得的值设定为所述阈值, 该系数被设定为随着所述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

10. 根据权利要求 7 所述的荧光内窥镜装置, 其中,
所述阈值设定部将所述标准偏差乘以下述系数后的值加上所述灰度值的平均值所得的值设定为所述阈值, 该系数被设定为随着所述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

11. 根据权利要求 7 所述的荧光内窥镜装置, 其中,
所述阈值设定部将所述灰度值的平均值乘以第 1 系数后的值加上所述标准偏差乘以第 2 系数后的值所得的值设定为所述阈值, 该第 1 系数被设定为随着所述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小, 该第 2 系数被设定为随着所述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

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] 目前公知有如下这样的荧光内窥镜装置,对已投放特异性聚集在癌细胞等病变部的荧光药剂的观察对象部位照射能激励荧光药剂而产生荧光的激励光,并摄影所产生的荧光,由此能够获得病变部中的亮度高的荧光图像(例如,参照专利文献 1)。专利文献 1 所述的荧光内窥镜装置通过将基于在照射激励光的观察对象部位中产生的荧光的强度的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的参照图像,来校正依赖于荧光图像中的观察距离或观察角度等的荧光强度变化。

[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] 发明所要解决的课题

[0007] 但是,荧光药剂实际上不仅仅在病变部,在正常部也少许聚集,虽然比来自病变部的荧光弱,但也会从背景产生微弱的荧光。另外,因为在荧光和反射光中对观察距离或观察角度的依赖性不同,所以即使如专利文献 1 所述的荧光内窥镜装置那样将荧光图像除以参照图像也无法完全校正观察距离或观察角度的影响从而产生一定的误差。结果,即使设定灰度值的阈值来区别病变部和正常部,当观察条件变化时阈值的适当性也会消失,导致没有显示病变部或者较亮地显示来自背景的荧光,从而产生无法获得生物体试样的定量信息的不良状况。

[0008] 本发明是鉴于这样的情况而作出的,其目的是提供能取得被摄体的定量信息的荧光内窥镜装置。

[0009] 解决课题的手段

[0010] 为了解决上述课题,本发明采用以下手段。

[0011] 本发明一方式提供如下的荧光内窥镜装置,该荧光内窥镜装置具备:光源,其对被摄体照射激励光以及参照光;荧光图像取得部,其对由于来自该光源的所述激励光的照射在所述被摄体中产生的荧光进行摄影,并取得荧光图像;参照图像取得部,其对由于来自所述光源的所述参照光的照射从所述被摄体返回的返回光进行摄影,并取得参照图像;校正荧光图像生成部,其采用由该参照图像取得部取得的所述参照图像对由所述荧光图像取得部取得的所述荧光图像进行校正,并生成校正荧光图像;阈值设定部,其根据该校正荧光图像生成部所生成的所述校正荧光图像中的每个像素的灰度值的平均值来设定阈值;图像调整部,其扩大具有比该阈值设定部所设定的所述阈值大的灰度值的区域与具有比所述阈值小的灰度值的区域在所述校正荧光图像中的对比度;以及显示部,其显示由该图像调整部

扩大所述对比度后的所述校正荧光图像。

[0012] 根据本发明的一方式,当从光源发出的激励光照射到被摄体内时,由荧光图像取得部取得在被摄体中产生的荧光的荧光图像,当与激励光一起从光源发出的参照光照射到被摄体时,由参照图像取得部取得该返回光的参照图像。然后,在校正荧光图像生成部中,利用参照图像来校正针对同一被摄体的荧光图像,由此能够生成已减轻依赖于观察距离或观察角度的荧光强度变化的校正荧光图像。

[0013] 这里,由于参照光和激励光对观察距离或观察角度的依赖性不同,因而有时不能完全校正观察距离或观察角度的影响,在校正荧光图像中产生一定的误差。在此情况下,利用显示部来显示经由图像调整部扩大了灰度值比阈值大的区域与比阈值小的区域的对比度的校正荧光图像,由此能够取得已抑制从背景产生的微弱荧光的影响的鲜明校正荧光图像。

[0014] 另外,即使观察距离等变动、校正荧光图像中的每个像素的灰度值根据误差因素而变动,也由阈值设定部伴随灰度值的变动来更新阈值,并能够通过图像调整部来维持校正荧光图像的鲜明度。由此,能够取得被摄体的定量信息。

[0015] 在上述发明中,上述校正荧光图像生成部可使上述荧光图像除以上述参照图像。

[0016] 通过这样的结构,可利用简单的运算处理来生成定量性高的校正荧光图像。

[0017] 另外,在上述发明中,上述阈值设定部可将上述灰度值的平均值乘以下述系数所得的值设定为上述阈值,该系数被设定为随着上述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

[0018] 通过这样的结构,可根据灰度值高的像素区域在校正荧光图像中所占的比例来限制阈值的最高值以及最低值。例如,能够防止如下情况:当图像内的规定灰度值以上的区域所占的比例增加时即病变部所占的区域增加时整个画面的灰度值的平均值增加,所以在这样的情况下阈值设定部所设定的阈值过高。

[0019] 由此,即使在灰度值高的区域占校正荧光图像的较宽范围从而灰度值的平均值增大的情况下,也能够防止阈值过高,并且能够防止灰度值高的区域显示受到抑制的情况。另一方面,即使在灰度值低的区域占校正荧光图像的较宽范围从而灰度值的平均值减小的情况下,也能够防止阈值过低,并且能够防止强调来自背景的荧光的情况。

[0020] 在上述发明中,上述阈值设定部可根据上述灰度值的平均值与标准偏差来设定上述阈值。

[0021] 在此情况下,上述阈值设定部可将上述灰度值的平均值与上述标准偏差相加所得的值设定为上述阈值。

[0022] 通过这样的结构,即使在校正荧光图像中的每个像素的灰度值具有偏差的情况下,也能够设定与仅根据灰度值的平均值来设定阈值时相比精度更高的阈值。

[0023] 在上述发明中,上述阈值设定部可将上述灰度值的平均值乘以下述系数后的值加上上述标准偏差所得的值设定为上述阈值,该系数被设定为随着上述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

[0024] 通过这样的结构,即使在整个画面的灰度值的平均值增加或减少的情况下也能够防止阈值过高或过低,并且即使在每个像素的灰度值具有偏差的情况下也能够设定精度高的阈值。

[0025] 在上述发明中,上述阈值设定部可将上述标准偏差乘以下述系数后的值加上上述灰度值的平均值所得的值设定为上述阈值,该系数被设定为随着上述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

[0026] 通过这样的结构,即使在图像内的规定灰度值以上的区域所占的比例增加即病变部所占的区域增加从而整个画面的标准偏差增加的情况下,也能够防止阈值设定部所设定的阈值过高。

[0027] 在上述发明中,上述阈值设定部可将所述灰度值的平均值乘以第 1 系数后的值加上所述标准偏差乘以第 2 系数后的值所得的值设定为上述阈值,该第 1 系数被设定为随着所述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小,该第 2 系数被设定为随着所述校正荧光图像中的规定灰度值以上的区域所占的比例增加而减小。

[0028] 通过这样的结构,即使在图像内的规定灰度值以上的区域所占的比例增加即病变部所占的区域增加从而整个画面的平均值以及标准偏差增加的情况下,也能够防止阈值设定部所设定的阈值过高。

[0029] 发明效果

[0030] 根据本发明,可起到能够取得被摄体的定量信息这样的效果。

附图说明

[0031] 图 1 是本发明一实施方式的荧光内窥镜装置的概括结构图。

[0032] 图 2A 是示出在图 1 的监视器上显示的白色光图像和校正荧光图像的一例的图。

[0033] 图 2B 是示出图 2A 的校正荧光图像中的像素的灰度值与占整个图像的频度之间的关系直方图。

[0034] 图 3 是示出图 1 的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0035] 图 4A 是示出在监视器上显示的白色光图像与新校正荧光图像的一例的图。

[0036] 图 4B 是示出图 4A 的校正荧光图像中的像素的灰度值与占整个图像的频度之间的关系直方图。

[0037] 图 5A 是灰度值变动后的校正荧光图像中的像素的灰度值与占整个图像的频度之间的关系直方图。

[0038] 图 5B 是示出图 5A 的校正荧光图像的一例的图。

[0039] 图 6A 是示出图像调整后的校正荧光图像中的像素的灰度值与占整个图像的频度之间的关系直方图。

[0040] 图 6B 是示出图 6A 的校正荧光图像的一例的图。

[0041] 图 7 是示出本发明一实施方式的第 1 变形例的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0042] 图 8 是示出本发明一实施方式的第 2 变形例的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0043] 图 9 是示出本发明一实施方式的第 3 变形例的荧光内窥镜装置的概括结构图。

[0044] 图 10 是示出图 9 的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0045] 图 11 是示出本发明一实施方式的第 4 变形例的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0046] 图 12 是示出本发明一实施方式的第 5 变形例的荧光内窥镜装置的作用的流程图。

[0047] 图 13 是示出在本发明一实施方式的第 6 变形例的荧光内窥镜装置的监视器上显示的系数 a、b 的选项的一例的图。

- [0048] 图 14 是示出在镜体内设置的系数切换部的图。
- [0049] 图 15 是本发明一实施方式的第 7 变形例的荧光内窥镜装置的概括结构图。
- [0050] 图 16 是本发明一实施方式的第 8 变形例的荧光内窥镜装置的概括结构图。
- [0051] 图 17 是本发明一实施方式的第 9 变形例的荧光内窥镜装置的概括结构图。

具体实施方式

[0052] 以下,参照附图来说明本发明一实施方式的荧光内窥镜装置。

[0053] 如图 1 所示,本实施方式的荧光内窥镜装置 100 具备:插入体腔内的细长镜体 2;照明单元 20,其具有发出从镜体 2 的前端 2a 射出的照明光的光源 10;配置在镜体 2 内并取得被摄体即观察对象部位 X 的图像信息的摄影单元 30;处理由摄影单元 30 取得的图像信息的图像处理部 40;以及显示由图像处理部 40 处理过的图像以及图像信息等的监视器(显示部) 50。

[0054] 光源 10 具备:发出照明光的氙气灯(Xe 灯) 11;从氙气灯 11 发出的照明光中截取包含激励光的白色光(参照光)的激励光滤镜 13;以及会聚激励光滤镜 13 所截取的包含激励光的白色光的耦合透镜 15。激励光滤镜 13 例如截取包含波长带为 400~740nm 的激励光的白色光。

[0055] 在照明单元 20 中具备配置于镜体 2 长边方向的大致全长的光纤 21 和配置于镜体 2 的前端 2a 的扩散透镜 23。

[0056] 光纤 21 将耦合透镜 15 所会聚的包含激励光的白色光导向镜体 2 的前端 2a。扩散透镜 23 使由光纤 21 导出的包含激励光的白色光扩散后照射到观察对象部位 X。

[0057] 摄影单元 30 具备:物镜 31,其会聚从被照明单元 20 照射包含激励光的白色光的观察对象部位 X 返回的返回光;以及分束器 33,其使经由物镜 31 会聚的返回光按照波长进行分支。

[0058] 物镜 31 与扩散透镜 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(激励光以及荧光)反射,并使波长比激励波长短的白色光(返回光)透射。

[0059] 该摄影单元 30 具备:激励光截止滤波器 35,其在分束器 33 所反射的激励光以及荧光中切断激励光且仅使荧光(例如,近红外荧光)透射;会聚透镜 37A,其会聚已透过激励光截止滤波器 35 的荧光;会聚透镜 37B,其会聚已透过分束器 33 的白色光;荧光摄影部 38,其摄影会聚透镜 37A 所会聚的荧光;以及白色光摄影部 39,其摄影会聚透镜 37B 所会聚的白色光。

[0060] 激励光截止滤波器 35 例如仅使波长带为 765~850nm 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 通过摄影荧光来取得荧光图像信息。白色光摄影部 39 例如是白色光用的彩色 CCD,具有马赛克滤镜(省略图示)。该白色光摄影部 39 通过摄影白色光来取得白色光图像信息。

[0061] 图像处理部 40 具备:图像生成部(荧光图像取得部,参照图像取得部) 41,其生成荧光图像以及白色光图像(参照图像);图像校正部(校正荧光图像生成部) 43,其利用白色光图像来校正图像生成部 41 所生成的荧光图像;以及阈值设定部 45,其设定图像校正部 43 所生成的校正荧光图像中的灰度值的阈值。

[0062] 图像生成部 41 根据荧光摄影部 38 所取得的荧光图像信息来生成 2 维的荧光图

像,另外,根据白色光摄影部 39 所取得的白色光图像信息来生成 2 维的白色光图像。

[0063] 图像校正部 43 通过将同一观察对象部位 X 的荧光图像除以白色光图像来校正荧光图像。由此,生成已减轻依赖于荧光图像中的观察距离和观察角度等的荧光强度变化的校正荧光图像。另外,图像校正部 43 向监视器 50 输出白色光图像以及已生成的校正荧光图像。

[0064] 阈值设定部 45 如以下算式(1)所示,将校正荧光图像中的各个像素的灰度值的平均值(整个图像的平均灰度值) m 乘以规定系数 a 所得的值设定为阈值。

[0065] 【数 1】

[0066] $S = a \times m \cdots (1)$

[0067] 监视器 50 可同时显示从图像校正部 43 发送来的白色光图像以及校正荧光图像。另外,监视器 50 具备调整校正荧光图像中的灰度值的图像调整部 51。

[0068] 图像调整部 51 为了扩大具有比阈值设定部 45 所设定的阈值 S 大的灰度值的像素区域与具有比阈值小的灰度值的像素区域之间的校正荧光图像的对比度,而将具有小于阈值 S 的灰度值的像素置换为灰度值 0 进行显示。

[0069] 对这样构成的本实施方式的荧光内窥镜装置 100 的作用进行说明。

[0070] 为了采用本实施方式的荧光内窥镜装置 100 来观察生物体的体腔内的观察对象部位 X,而使观察对象部位 X 附着或吸收特异性聚集在癌细胞等病变部的荧光药剂。在此状态下,通过向观察对象部位 X 照射激励光,来激励荧光药剂并发出荧光。该荧光药剂实际上不仅病变部即使在正常部中也少许聚集,所以从病变部以外的部分(背景)也会发出微弱的荧光。

[0071] 在本实施方式中,首先,将镜体 2 插入体腔内使前端 2a 与观察对象部位 X 相对。在此状态下,利用耦合透镜 15 来会聚通过使光源 10 动作从氙气灯 11 发出且被激励光滤镜 13 截取的包含激励光的白色光,利用光纤 21 导向镜体 2 的前端 2a。然后,经由扩散透镜 23 来扩散该白色光并照射至观察对象部位 X。

[0072] 在观察对象部位 X 上通过利用激励光激励包含于内部的荧光物质来发出荧光,并且在表面上反射白色光以及激励光的一部分。这些荧光、白色光以及激励光利用物镜 31 进行会聚,并通过分束器 33 来反射激励波长以上的光即激励光以及荧光,使波长比激励波长短的白色光透射。

[0073] 经由分束器 33 反射的激励光以及荧光通过激励光截止滤波器 35 来去除激励光,利用会聚透镜 37A 仅会聚荧光并经由荧光摄影部 38 进行摄影。由此,在荧光摄影部 38 中取得观察对象部位 X 的荧光图像信息。已透过分束器 33 的白色光经由会聚透镜 37B 进行会聚,并通过白色光摄影部 39 进行摄影。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。关于荧光图像信息与白色光图像信息,可率先取得某一方也可以同时取得。

[0074] 将由荧光摄影部 38 取得的荧光图像信息以及由白色光摄影部 39 取得的白色光图像信息分别输入至图像处理部 40 的图像生成部 41。在图像生成部 41 中根据荧光图像信息来生成 2 维的荧光图像,另外,根据白色光图像信息来生成 2 维的白色光图像。

[0075] 将图像生成部 41 所生成的荧光图像以及白色光图像发送至图像校正部 43。在图像校正部 43 中,通过将荧光图像除以白色光图像来生成校正荧光图像。将所生成的校正荧

光图像发送至阈值设定部 45, 并且如图 2A 所示与白色光图像一起发送至监视器 50 进行显示。

[0076] 如图 2B 所示, 主要由显示来自背景的微弱荧光的区域与显示来自病变部的强荧光的区域构成该校正荧光图像。在该图中, 横轴表示灰度值, 纵轴表示像素占整个校正荧光图像的频度(在图 4B、图 5A 以及图 6A 中是相同的。)。此外, 可以在监视器 50 上显示如图 2B 所示的直方图。

[0077] 这里, 在荧光与反射光中对观察距离或观察角度的依赖性不同, 所以有时在校正荧光图像中无法完全校正观察距离或观察角度的影响从而产生一定的误差。

[0078] 以下, 参照图 3 所示的流程图来说明为了取得观察对象部位 X 的定量信息而进行的基于阈值设定部 45 的阈值设定以及基于图像调整部 51 的校正荧光图像调整。

[0079] 在阈值设定部 45 中, 预先决定上述算式(1)的系数 a (例如, $a=1.5$) (步骤 SA1)。接着, 阈值设定部 45 当取得从图像校正部 43 送来的校正荧光图像时(步骤 SA2), 计算整个图像的平均灰度值 m (步骤 SA3)。

[0080] 例如, 通过以下的算式(2)来计算整个图像的平均灰度值 m。

[0081] 【数 2】

$$[0082] \quad m = \frac{\overline{n_1 \times m_1} + \overline{n_2 \times m_2}}{n_1 + n_2} \quad \dots (2)$$

[0083] $\overline{m_1}$: 显示背景的像素的灰度值的平均值

[0084] $\overline{m_2}$: 显示病变部的像素的灰度值的平均值

[0085] n_1 : 显示背景的像素的总像素数

[0086] n_2 : 显示病变部的像素的总像素数

[0087] 这里, 当将校正荧光图像的全部像素数设为 100 万像素时, 假定其中的 95 万像素显示来自背景的荧光(背景的总像素数 $n_1=950000$), 5 万像素显示来自病变部的荧光(病变部的总像素数 $n_2=50000$)。当将荧光药剂的对比度设为 1:2 时, 假定背景的平均灰度值 $m_1=1000$ 、病变部的平均灰度值 $m_2=2000$ 。

[0088] 在这样假定的情况下, 利用算式(2)来计算整个图像的平均灰度值 $m=1050$ 。

[0089] 接着, 在阈值设定部 45 中, 采用设定的系数 a 和计算出的整个图像的平均灰度值 m, 根据算式(1)来计算阈值 $S=1575$ 。由此, 设定校正荧光图像的灰度值的阈值 S(步骤 SA4), 并向图像调整部 51 发送。

[0090] 图像调整部 51 将监视器 50 所显示的校正荧光图像的全部像素中具有小于阈值 $S=1575$ 的灰度值的像素置换为灰度值 0 (步骤 SA5)。在此情况下, 显示背景的像素的灰度值以及显示病变部的像素的灰度值的分布遵循正态分布, 当标准偏差假定为显示背景的像素的灰度值以及显示病变部的像素的灰度值的平均值的平方根的 10 倍时, 删除背景显示的 96.5%, 剩余病变部显示的 82.9%。

[0091] 由此, 如图 4A 所示, 在监视器 50 上显示已扩大显示病变部的区域与显示背景的区域的对比度的新校正荧光图像(步骤 SA6)。新校正荧光图像如图 4B 所示由灰度值比阈值 S 高的主要显示来自病变部的荧光的区域构成。

[0092] 接着,观察距离或观察角度进行变动,根据误差因素,下一帧的校正荧光图像中的各个像素的灰度值的平均值沿着如图 5A 所示变高的方向变动。这里,假定以显示背景的像素的灰度值与显示病变部的像素的灰度值的平均值分别增加 50% 的方式进行变动,即为 $m_1=1500$ 、 $m_2=3000$ 。

[0093] 在此情况下,当假设在灰度值变动之后也不变更当前的阈值而一直保持阈值 $S=1575$ 时,由于具有超过阈值 S 的灰度值的区域增加,所以如图 5B 所示虽然剩余了病变部显示的 99.5% 但仅删除了背景显示的 57.7%,从而导致校正荧光图像的鲜明度降低。

[0094] 在本实施方式中,由阈值设定部 45 根据整个图像的平均灰度值 m 来设定阈值 S ,所以反复步骤 SA2~ 步骤 SA6。

[0095] 当由阈值设定部 45 取得下一帧的校正荧光图像时(步骤 SA2),根据算式(2)来计算下一帧的整个图像的平均灰度值 m (步骤 SA3),如图 6A 所示,设定比前一帧时的阈值 $S=1575$ 大的新阈值 $S=2363$ (步骤 SA4)。

[0096] 由此,在图像调整部 51 中,调整校正荧光图像的灰度值(步骤 SA5),如图 6B 所示,显示删除背景显示的 98.7%、剩余病变部显示的 87.8% 的新校正荧光图像(步骤 SA6)。

[0097] 这样,反复步骤 SA2~ 步骤 SA6,当生成下一帧的校正荧光图像时根据该整个图像的平均灰度值 m 来更新阈值 S ,在监视器 50 上显示已调整灰度值的新校正荧光图像。

[0098] 如以上所说明的那样,根据本实施方式的荧光内窥镜装置 100,由图像调整部 51 以规定的阈值为基准来调整校正荧光图像的灰度值使病变部与背景的对比度扩大,由此能够取得已抑制从背景产生的微弱荧光的影响的鲜明校正荧光图像。

[0099] 另外,在本实施方式中,将由来自被检体的反射光以及散射返回光生成的白色光图像用作参照图像,所以即使在几乎不产生荧光的区域中,参照图像的灰度值也不会成为零或接近零的值,从而能够生成正确的校正荧光图像。

[0100] 另外,可通过由阈值设定部 45 根据校正荧光图像的平均灰度值设定阈值,来伴随校正荧光图像的灰度值变动而对阈值进行更新,并维持所取得的每个校正荧光图像的鲜明度。由此,能够取得观察对象部位 X 的定量信息。

[0101] 在本实施方式中,例示说明了系数 $a=1.5$,但根据观察状况来变更系数 a 的值即可。

[0102] 本实施方式可如以下这样进行变形。

[0103] 例如,在本实施方式中,根据整个校正荧光图像的平均灰度值 m 来设定阈值,但作为第 1 变形例,阈值设定部 45 可如以下的算式(3)所示,根据整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差之和来设定阈值 S 。

[0104] 【数 3】

$$S = m + \sigma \cdots (3)$$

[0106] σ :校正荧光图像中的各像素的灰度值的标准偏差

[0107] 另外,在本实施方式中,虽然将白色光图像用作参照图像,但也可以采用如下方法,例如由 RGB 这 3 通道构成的 CCD 或 CMOS(白色光图像取得部)来取得白色光图像,例如仅将 R 通道作为参照图像使用等。

[0108] 或者,可以是将与白色光不同波长带的例如红或接近红外光另外作为参照光进行照射并取得与白色光图像不同的参照图像这样的方法。因为在任意的情况下都同时显示

白色光图像与校正荧光图像,所以不会阻碍白色光图像的观察,此外还能够对技术人员提供校正荧光图像的信息。

[0109] 整个图像的标准偏差 σ 可利用以下的算式(4) 进行计算。

[0110] 【数 4】

$$\begin{aligned}
 [0111] \quad \sigma^2 &= \overline{x^2} - m^2 = \frac{n_1 \times \overline{x_1^2} + n_2 \times \overline{x_2^2}}{n_1 + n_2} - m^2 \\
 [0112] \quad &= \frac{n_1(\sigma_1^2 + m_1^2) + n_2(\sigma_2^2 + m_2^2)}{n_1 + n_2} - m^2 \quad \dots (4)
 \end{aligned}$$

[0113] $\overline{x^2}$: 整个图像的灰度值的乘方的平均值

[0114] $\overline{x_1^2}$: 背景的灰度值的乘方的平均值

[0115] $\overline{x_2^2}$: 病变部的灰度值的乘方的平均值

[0116] σ_1 : 显示背景的像素的灰度值的标准偏差

[0117] σ_2 : 显示病变部的像素的灰度值的标准偏差

[0118] 这里,背景的标准偏差 σ_1 以及病变部的标准偏差 σ_2 在理想情况下分别为与平均灰度值的平方根接近的值,但由于照明的布光分布的波动及观察对象部位 X 表面的凹凸等影响而导致波动变大。因此,假定标准偏差 σ_1 、 σ_2 是理想值(平均灰度值的平方根)的 10 倍,并且背景的标准偏差 $\sigma_1=316$,病变部的标准偏差 $\sigma_2=447$ 。

[0119] 在这样假定的情况下,如图 7 的流程图所示,当在阈值设定部 45 中取得校正荧光图像时(步骤 SB1),利用算式(2)、(4)来计算该整个图像的平均灰度值 $m=1050$ 、其标准偏差 $\sigma=391$ (步骤 SB2)。在阈值设定部 45 中,采用算出的整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 根据算式(3)来计算并设定阈值 $S=1441$ (步骤 SB3)。

[0120] 图像调整部 51 将校正荧光图像的整个像素中的具有小于阈值 $S=1441$ 的灰度值的像素置换为灰度值 0(步骤 SB4)。由此,在监视器 50 上显示已删除背景显示的 91.8%、剩余病变部显示的 89.5% 的新校正荧光图像(步骤 SB5)。

[0121] 接着,观察距离或观察角度发生变动,由于误差因素而向下一帧的校正荧光图像中的各个像素的灰度值的平均值变高的方向变动,在此情况下,假设未改变阈值而保持阈值 $S=1441$ 时,虽然在灰度值变动之后剩余病变部显示的 98.8% 但仅删除背景显示的 65.2%,从而校正荧光图像的鲜明度降低。

[0122] 在本变形例中,由阈值设定部 45 根据整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来设定阈值 S ,所以反复步骤 SB1~ 步骤 SB5。

[0123] 例如,当设各像素的灰度值的平均值变动 30% 时,可假定背景的平均灰度值 $m_1=1300$ 、其标准偏差 $\sigma_1=361$ 、病变部的平均灰度值 $m_2=2600$ 、其标准偏差 $\sigma_2=510$ 。

[0124] 当由阈值设定部 45 取得下一帧的校正荧光图像时(步骤 SB1),通过根据算式(2)、(4)算出的下一帧的整个图像的平均灰度值 $m=1365$ 与标准偏差 $\sigma=466$ (步骤 SB2),根据算式(3)来设定新的阈值 $S=1831$ (步骤 SB3)。由此,利用图像调整部 51 来调整校正荧光图像

的灰度值(步骤 SB4),显示已删除背景显示的 92.9%、剩余病变部显示的 93.4% 的新校正荧光图像(步骤 SB5)。

[0125] 如以上所说明的那样,在本变形例中,根据整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来设定阈值 S ,由此即使在校正荧光图像中存在针对观察距离或观察角度的误差因素时,也能够始终取得鲜明的校正荧光图像。另外,即使在校正荧光图像中的每个像素的灰度值具有偏差时,也能够设定与仅根据平均灰度值来设定阈值的情况相比精度更高的阈值。

[0126] 这里,对本变形例的比较例进行以下说明。

[0127] 例如,各像素的灰度值的平均值变动 30%,假定背景的平均灰度值 $m_1=700$ 、其标准偏差 $\sigma_1=265$ 、病变部的平均灰度值 $m_2=1400$ 、其标准偏差 $\sigma_2=374$ 。在此情况下,作为比较例,当仅根据整个图像的平均灰度值 m 来计算阈值 S 时,阈值 $S=1103$,虽然删除背景显示的 93%,但仅剩余病变部显示的 78%。

[0128] 另一方面,当如本变形例那样根据整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来计算阈值 S 时,阈值 $S=1046$,删除背景显示的 90%,剩余病变部显示的 83%。因此,可设定使病变部的显示残存更多这样的阈值,在使灵敏度比特异度优先时特别有效。

[0129] 在上述一实施方式以及本变形例中按照下一帧的校正荧光图像来设定阈值 S ,但作为第 2 变形例,可以在下一帧的各个像素的灰度值的平均值超过一定比例进行变动时设定阈值。在此情况下,如图 8 的流程图所示,在阈值设定部 45 中设定校正荧光图像的灰度值的阈值 S ,并且预先存储此时的整个图像的平均灰度值 m (步骤 SB3'),利用步骤 SB4、步骤 SB5 来显示新的校正荧光图像。

[0130] 接着,在阈值设定部 45 中,当取得下一帧的校正荧光图像(步骤 SB6)时,计算该整个图像的平均灰度值 m (步骤 SB7),并与预先存储的前一帧的整个图像的平均灰度值 m 进行比较(步骤 SB8)。

[0131] 结果例如,当下一帧的整个图像的平均灰度值 m 是前一帧的整个图像的平均灰度值 m 的 1.2 倍以上或 0.8 倍以下时,反复步骤 SB2~步骤 SB8。由此,计算下一帧的整个图像的标准偏差 σ (步骤 SB2),设定新的阈值 S 并且存储新的平均灰度值 m (步骤 SB3')。

[0132] 另一方面,在步骤 SB8 中,当下一帧的整个图像的平均灰度值 m 是前一帧的整个图像的平均灰度值 m 的 0.8 倍以上 1.2 倍以下时,以未变更阈值的方式调整并显示下一帧的校正荧光图像(步骤 SB9),然后返回步骤 SB6。

[0133] 在观察条件比较稳定的状态下各个像素的灰度值的平均值以及标准偏差没有较大变动,所以每当生成校正荧光图像时即使没有重新设定阈值 S 也能够取得鲜明度稳定的校正荧光图像。另外,只要各像素的灰度值的平均值没有较大变动就维持阈值 S ,由此能够降低标准偏差 σ 的计算量并实现处理速度的提高。

[0134] 作为第 3 变形例,如图 9 所示,荧光内窥镜装置 200 具备用于输入阈值变更指令的阈值变更指令部 261,技术人员可通过使阈值变更指令部 261 动作来以手动的方式变更阈值。由此,能够在技术人员在观察中判断为阈值不适合时调整校正荧光图像,而不是每当生成下一帧的校正荧光图像时都设定阈值。

[0135] 在此情况下,如图 10 的流程图所示,在阈值设定部 45 取得下一帧的校正荧光图像之后(步骤 SB6),当技术人员对阈值变更指令部 261 输入变更指令时(步骤 SC7 “是”),反复

步骤 SB2~步骤 SC7 即可。由此,使阈值设定部 45 动作,根据下一帧的整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来设定阈值 S (步骤 SB3)。

[0136] 另一方面,在技术人员没有对阈值变更指令部 261 输入变更指令时(步骤 SC7 “否”),利用图像调整部 51 根据当前的阈值 S 来调整该校正荧光图像的灰度值(步骤 SC8),并返回步骤 SB6 即可。

[0137] 作为第 4 变形例,不是每当生成下一帧的校正荧光图像时都设定阈值,而是可按照几帧的间隔来设定阈值。在此情况下例如,镜体 2 单独决定与变更阈值的频度相关的信息 n ,荧光内窥镜装置 100 具备镜体信息读出部(省略图示),其读出已连接的镜体 2 的信息 n ,根据所读出的信息 n 由阈值设定部 45 来变更阈值即可。信息 n 例如表示如果帧数 i 到达第 n 个则改变 1 次阈值的情况即可。

[0138] 在此情况下,如图 11 的流程图所示,当在步骤 SB6 中阈值设定部 45 所取得的下一帧的个数 i 到达第 n 个时(步骤 SD7 “是”),复位个数 i (步骤 SD8),并反复步骤 SB2~步骤 SD7 即可。由此,根据下一帧的整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来设定阈值 S (步骤 SB2、步骤 SB3)。

[0139] 另一方面,当下一帧的个数 i 没有到达第 n 个时(步骤 SD7 “否”),在个数 i 与 1 相加之后(步骤 SD9),由图像调整部 51 根据当前的阈值 S 来调整该校正荧光图像的灰度值(步骤 SD10),并返回步骤 SB6 即可。

[0140] 这样,可降低计算整个图像的平均灰度值 m 以及标准偏差 σ 的次数,并实现处理的迅速化。例如,在如胃这样观察距离与伸缩相应地较大变动的观察条件下,比较频繁地重新设定阈值 S 为好,但在如大肠这样已决定某程度的管腔直径且观察距离比较固定的观察条件下,可降低重新设定阈值 S 的频度。

[0141] 在上述各变形例中,根据整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来设定阈值 S ,但例如作为第 5 变形例,阈值设定部 45 如以下算式(5)所示,可根据分别与规定的系数 a 、 b (第 1 系数、第 2 系数)相乘所得的整个图像的平均灰度值 m 与标准偏差 σ 之和来设定阈值 S 。

[0142] 【数 5】

[0143]
$$S = a \times m + b \times \sigma \cdots (5)$$

[0144] 另外,设定为当假定的校正荧光图像中的病变部所占的比例增加时系数 a 、 b 减小即可。

[0145] 在此情况下,如图 12 的流程图所示的那样,首先,在阈值设定部 45 中设定上述算式(5)的系数 a 、 b (步骤 SE1)。

[0146] 以下,对系数 a 、 b 的设定方法进行例示。

[0147] 例如,根据假定的背景的平均灰度值 m_1 以及病变部的平均灰度值 m_2 与假定的背景的总像素数 n_1 以及病变部的总像素数 n_2 来决定系数 a 、 b 。

[0148] 这里,假定校正荧光图像的全部像素数为 100 万像素,背景的平均灰度值 $m_1=1000$,标准偏差 σ_1 、 σ_2 为是理想值(平均灰度值的平方根)的 10 倍。并且,关于病变部的平均灰度值 $m_2=1500$ 、2000、2500、3000 的情况,如表 1 所示设定背景的删除率以及病变部的残存率的要求值。

[0149] 【表 1】

[0150]

$m_2 \Rightarrow$	1,500	2000	2500	3000
背景显示的消去率	75%	90%	95%	99%
阈值S	1213	1405	1520	1736
病变部显示的残存率	77%	91%	97%	99%

[0151] 首先,根据背景显示的删除率来设定阈值,并设定该阈值下的病变部显示的残存率的要求值。在表1中,病变部的平均灰度值 m_2 越大,越较高地设定背景显示的删除率以及病变部显示的残存率的要求值。

[0152] 这里,在系数 $b=1$ 的情况下,可根据表2所示的病变部的平均灰度值 m_2 与该总像素数 n_2 的关系来设定系数 a 。在表2中可知,病变部的总像素数 n_2 越增加,系数 a 的值越小。

[0153] 【表2】

[0154]

$\downarrow n_2$ $m_2 \Rightarrow$	1,500	2000	2500	3000
300000	1.06	1.08	1.05	1.08
250000	1.08	1.12	1.11	1.16
200000	1.10	1.17	1.17	1.24
150000	1.13	1.22	1.24	1.34
100000	1.16	1.28	1.32	1.45
50000	1.18	1.34	1.41	1.58

[0155] 例如,在观察大肠息肉这样的比较大的隆起型病变等时,病变部占校正荧光图像上的较宽范围,可假定病变部的总像素数增加。因此,可假定背景的总像素数 $n_1=700000$ 、病变部的总像素数 $n_2=300000$,并根据表2设定系数 $a=0.70$ 、系数 $b=1.0$ 。

[0156] 接着,在阈值设定部45中,当取得校正荧光图像时(步骤SE2),根据算式(2)、(4)来计算该整个图像的平均灰度值 $m=1300$ 、其标准偏差 $\sigma=583$ (步骤SE3)。在阈值设定部45中,采用系数 $a=0.7$ 以及系数 $b=1$ 和整个图像的平均灰度值 m 以及其标准偏差 σ ,根据算式(3)来计算并设定阈值 $S=1493$ (步骤SE4)。

[0157] 在图像调整部51中,根据阈值 $S=1493$ 来调整校正荧光图像的灰度值(步骤SE5),在监视器50上显示删除背景显示的94.1%、剩余病变部显示的87.1%的新校正荧光图像(步骤SE6)。

[0158] 这样,可根据灰度值高的像素区域在校正荧光图像中所占的比例,来限制阈值 S 的最低值以及最高值。因此,由于病变部占校正荧光图像的较宽范围,从而即使在灰度值的平均值增大的情况下也能够防止阈值 S 过高,并能够防止病变部显示受到抑制这样的情

况。另一方面,由于灰度值低的区域占校正荧光图像的较宽范围,从而即使在灰度值的平均值降低的情况下也能够防止阈值 S 过低,并能够防止强调背景显示这样的情况。

[0159] 这里,作为本变形例的比较例,例如,在病变部所占的比例增加、灰度值的平均值增大的情况下设定系数 $a=b=1$,所以阈值 $S=m+\sigma=1300+583=1883$ 。结果,阈值 S 过高,并且仅剩余病变部显示的 60.3%。

[0160] 在本变形例中,设系数 $b=1$,不过取而代之可使系数 $a=1$,并根据表 3 来设定系数 b 。这样,可根据灰度值高的像素区域在校正荧光图像中所占的比例,来限制阈值 S 的最低值以及最高值。因此,由于病变部占校正荧光图像的较宽范围,从而即使在灰度值的标准偏差增大的情况下也能够防止阈值 S 过高,并能够防止病变部显示受到抑制的情况。另一方面,由于灰度值低的区域占校正荧光图像的较宽范围,从而即使在灰度值的标准偏差降低时也能够防止阈值 S 过低,并且能够防止强调背景显示的情况。

[0161] 【表 3】

$\downarrow n_2 \quad m_2 \Rightarrow$	1,500	2000	2500	3000
300000	0.70	0.63	0.51	0.46
250000	0.72	0.68	0.56	0.52
200000	0.75	0.73	0.63	0.61
150000	0.78	0.79	0.72	0.72
100000	0.82	0.87	0.83	0.87
50000	0.85	0.97	0.98	1.08

[0163] 即使在系数 $b=0$ 的情况下即设定阈值 $S=am$ 的情况下,也可以根据表 4 所示的病变部的总像素数 n_2 与平均灰度值 m_2 的关系来设定系数 a 。

[0164] 在本变形例中,例如图 9 所示的荧光内窥镜装置 200 那样,技术人员可通过阈值变更指令部 261 根据观察状况以手动的方式来变更阈值。这样,在观察中发现大小不同的病变这样的情况下是有效的。

[0165] 【表 4】

[0166]

$\downarrow n_2 \quad m_2 \Rightarrow$	1,500	2000	2500	3000
300000	0.15	0.18	0.09	0.14
250000	0.22	0.28	0.19	0.25
200000	0.29	0.39	0.31	0.38
150000	0.37	0.52	0.46	0.54
100000	0.46	0.68	0.66	0.77
50000	0.56	0.91	0.96	1.16

[0167] 在本变形例中,虽然设定1组系数a、b,但例如作为第6变形例,可设定多组系数a、b,并可根据观察对象的形状来选择系数a、b。在此情况下,如图13所示,设定观察没有隆起形状的通常病变时与观察隆起型病变时的2组系数a、b,在监视器50上进行显示即可。如图14所示,在镜体2上设置切换这2组系数a、b的系数切换部263即可。多组系数a、b分别根据假定的病变大小或形状采用表1~3预先进行设定即可。

[0168] 作为第7变形例,如图15所示,可以是荧光内窥镜装置300具备:药剂信息存储部371,其存储荧光药剂的信息和与其对应的灰度值的信息;以及药剂信息输入部373,其由技术人员从药剂信息存储部371中选择所使用的荧光药剂的信息并输入至阈值设定部45,该荧光内窥镜装置根据阈值设定部45所输入的荧光药剂的信息来选择系数a、b。当所使用的荧光药剂不同时对比度也改变,所以可根据荧光药剂的种类来选择系数a、b,由此能够取得更鲜明的校正荧光图像。在此情况下,采用上述表1~3来预先设定系数a、b即可。

[0169] 作为第8变形例,如图16所示,荧光内窥镜装置400具备可插入拔出的镜体402,该镜体具有存储镜体信息的IC芯片481,光源10可具备判别在IC芯片481中存储的镜体信息的镜体判别部483。作为镜体信息可举出由光纤21以及扩散透镜23构成的照射部的个数、该照射部与由物镜31构成的受光部的观察角度等。

[0170] 在此情况下,当镜体402与光源10连接时,利用镜体判别部483读出IC芯片481所存储的镜体信息并发送至阈值设定部45,根据镜体信息来选择系数a、b即可。由于观察倍率等根据镜体402的种类而不同,因而即使观察同一病变部,背景的总像素数 n_1 以及病变部的总像素数 n_2 也发生改变。这样,能够与规格或用途不同的各种镜体对应着设定阈值。在此情况下,采用上述表1~3来设定系数a、b即可。

[0171] 作为第9变形例,如图17所示可设置生成白色光图像与校正荧光图像的合成图像的图像合成部591,并在监视器550上显示所生成的合成图像。

[0172] 这样,可更清楚地对技术人员提供白色光图像与校正荧光图像的位置关系。因为将阈值以下的区域显示为灰度值0,所以即使在重叠两个图像的合成图像中,只要在病变部以外的区域内未由校正荧光图像阻碍白色光图像的显示即可。

[0173] 在本变形例中,也将白色光图像用作参照图像,但例如可采用由RGB这3个通道构成的CCD或CMOS(白色光图像取得部)来取得白色光图像,例如,可采取仅将R通道用作参照图像等的方法。

[0174] 或者,可以是将与白色光不同波长带的例如红或接近红外光另外作为参照光进行照射并取得与白色光图像不同的参照图像这样的方法。

[0175] 以上,参照附图对本发明的实施方式进行了详细说明,但具体的结构不限于此实施方式,还包含有不脱离本发明主旨的范围的设计变更等。例如,本发明不限于在上述一实施方式以及变形例适用的情况,可适用于使这些实施方式以及变形例适当组合而成的实施方式,且没有特别地限定。

[0176] 另外,在上述实施方式以及变形例中,图像调整部 51 删除背景荧光的显示、保留病变部的显示,不过只要能够使来自病变部的荧光与来自背景的荧光的对比度扩大即可,例如,可以未删除背景显示的程度降低该像素的灰度值,或者提高显示病变部的像素的灰度值。

[0177] 标号说明

[0178] 10 光源

[0179] 41 图像生成部(荧光图像取得部、参照图像取得部)

[0180] 43 图像校正部(校正荧光图像生成部)

[0181] 45 阈值设定部

[0182] 50 监视器(显示部)

[0183] 51 图像调整部

[0184] 100 荧光内窥镜装置

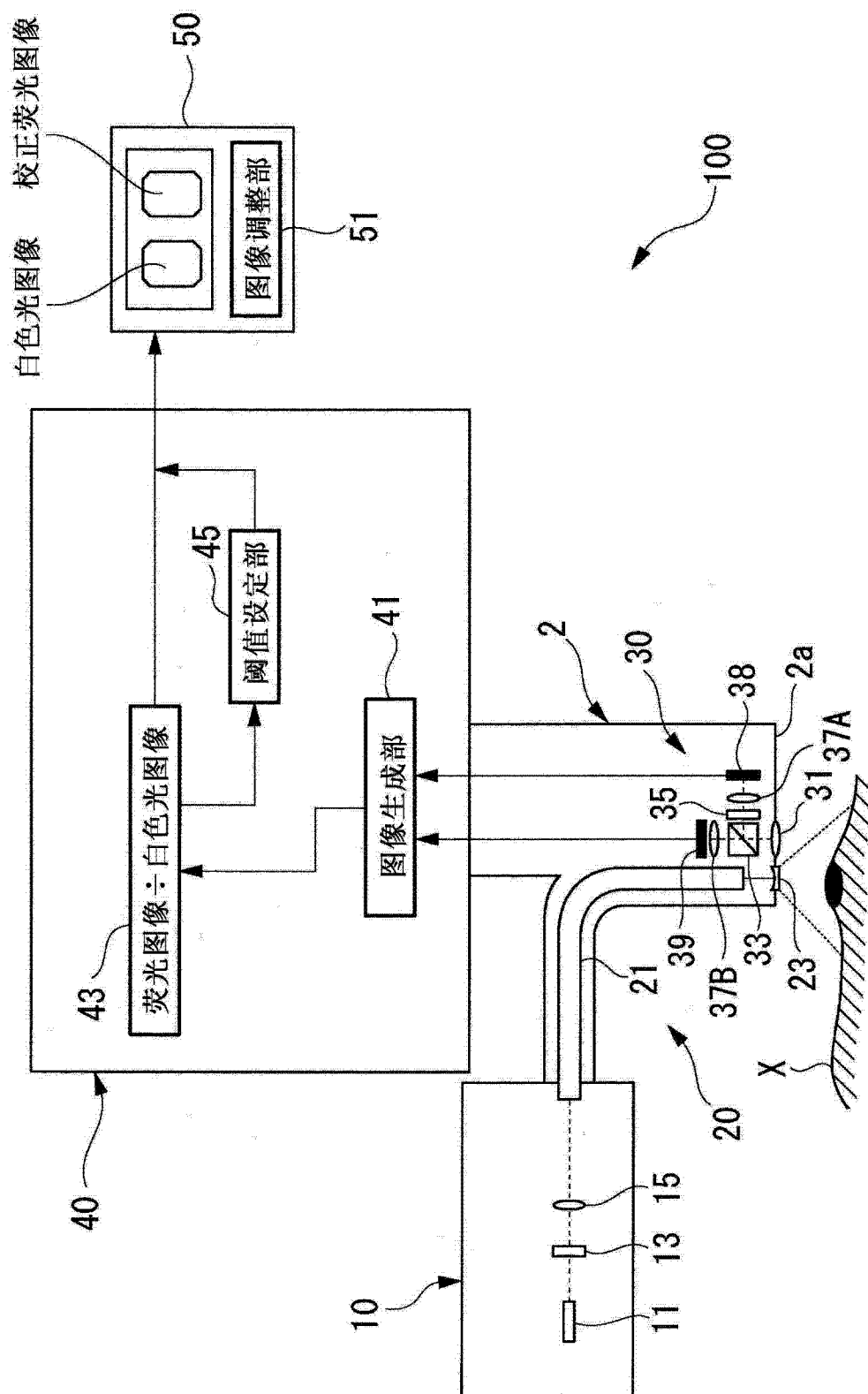


图 1

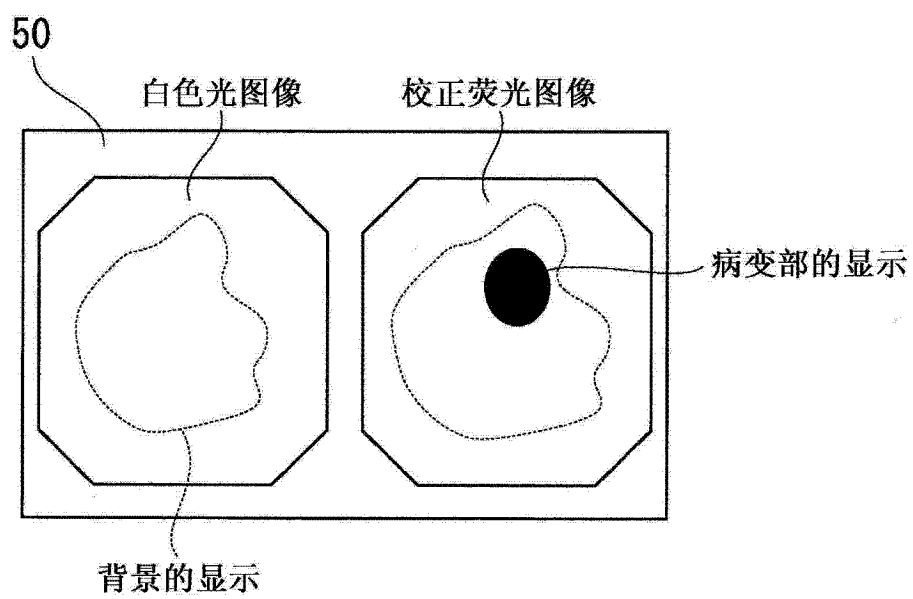


图 2A

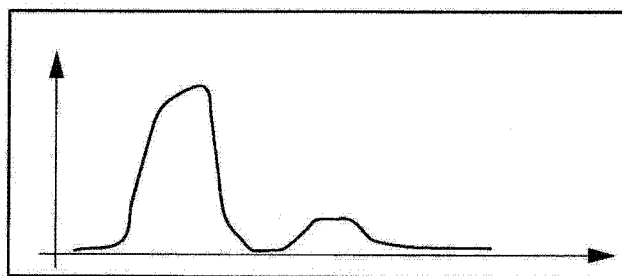


图 2B

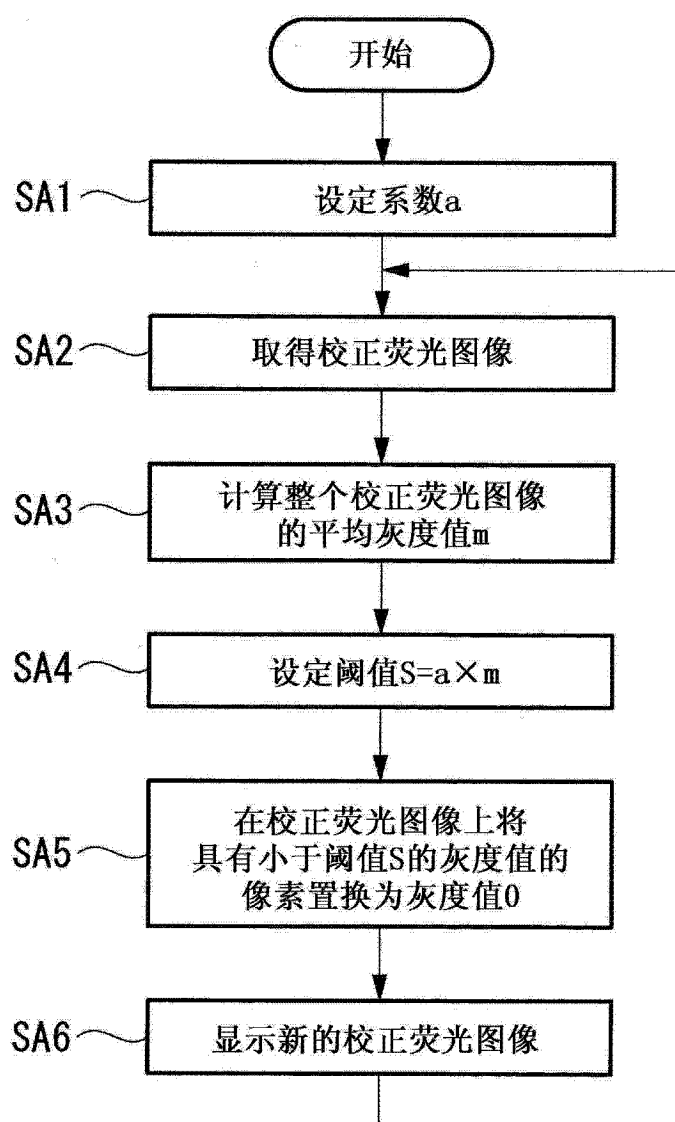


图 3

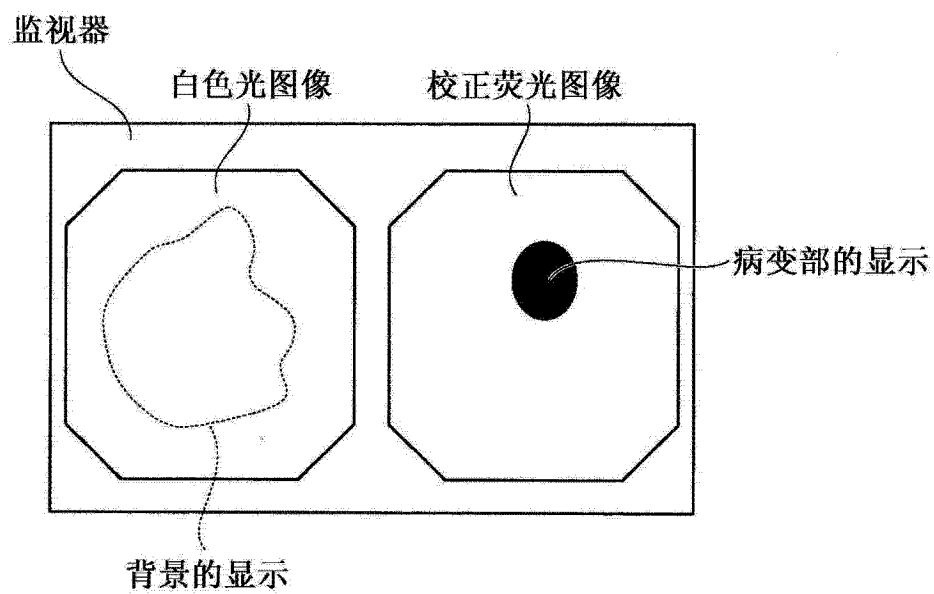


图 4A

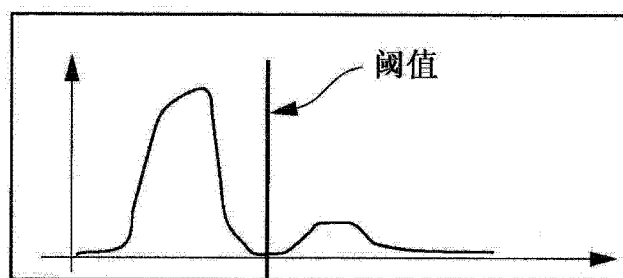


图 4B

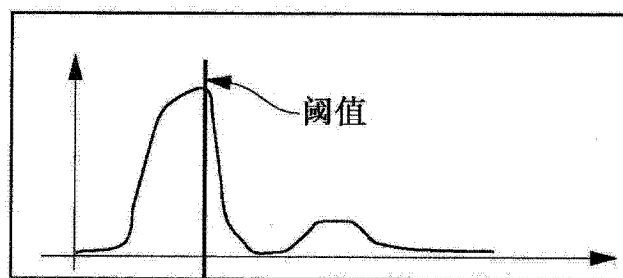


图 5A

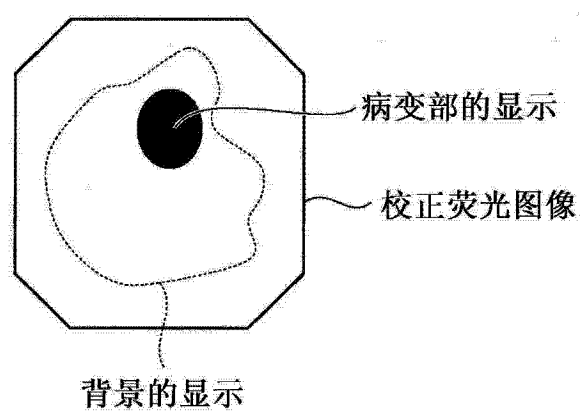


图 5B

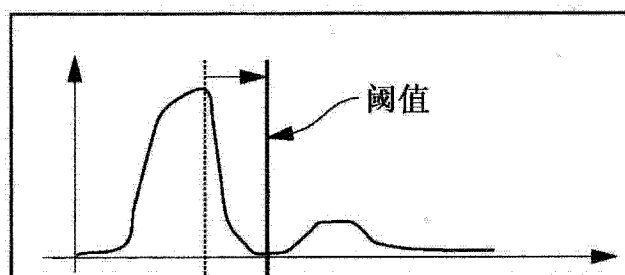


图 6A

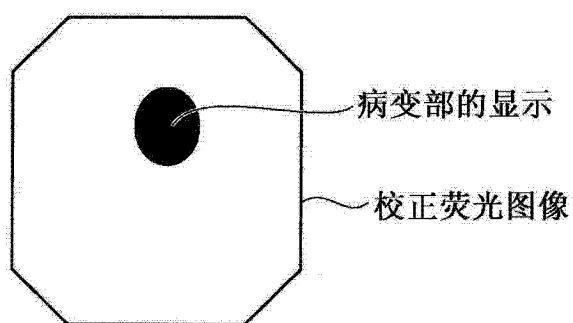


图 6B

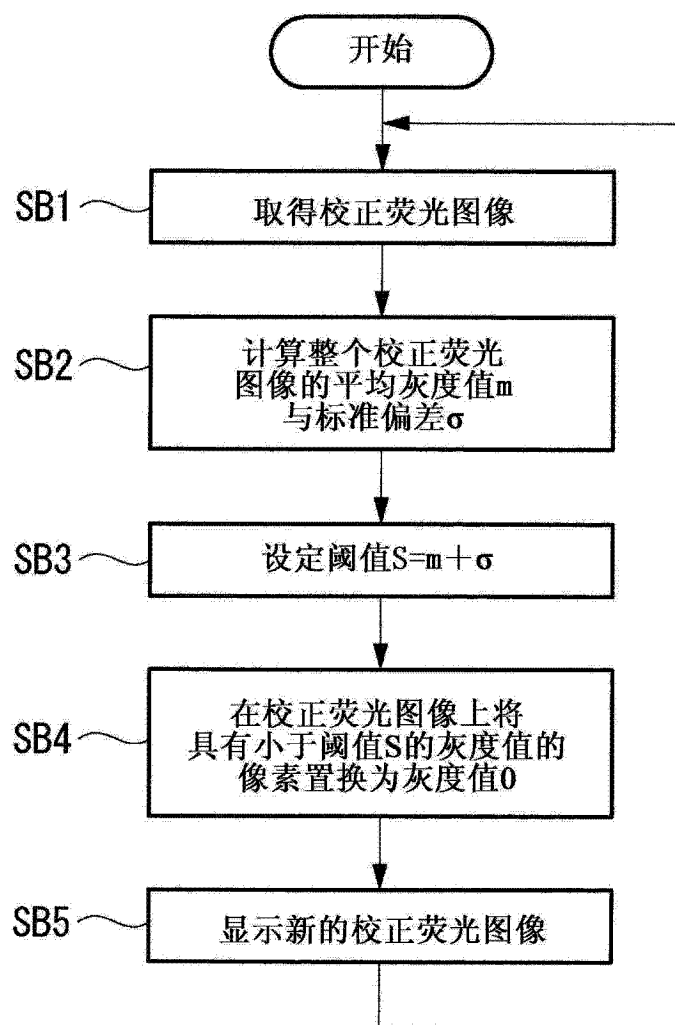


图 7

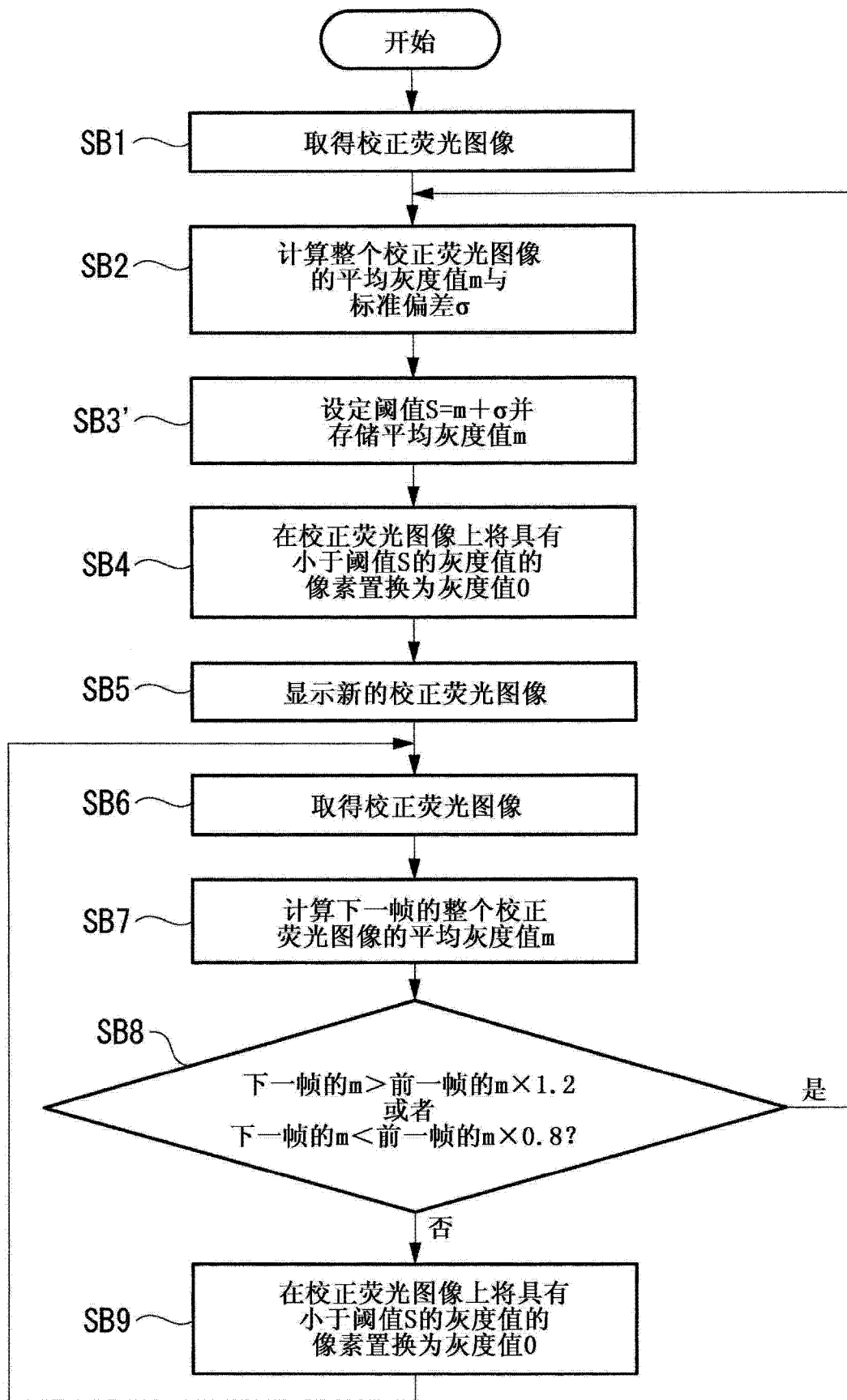


图 8

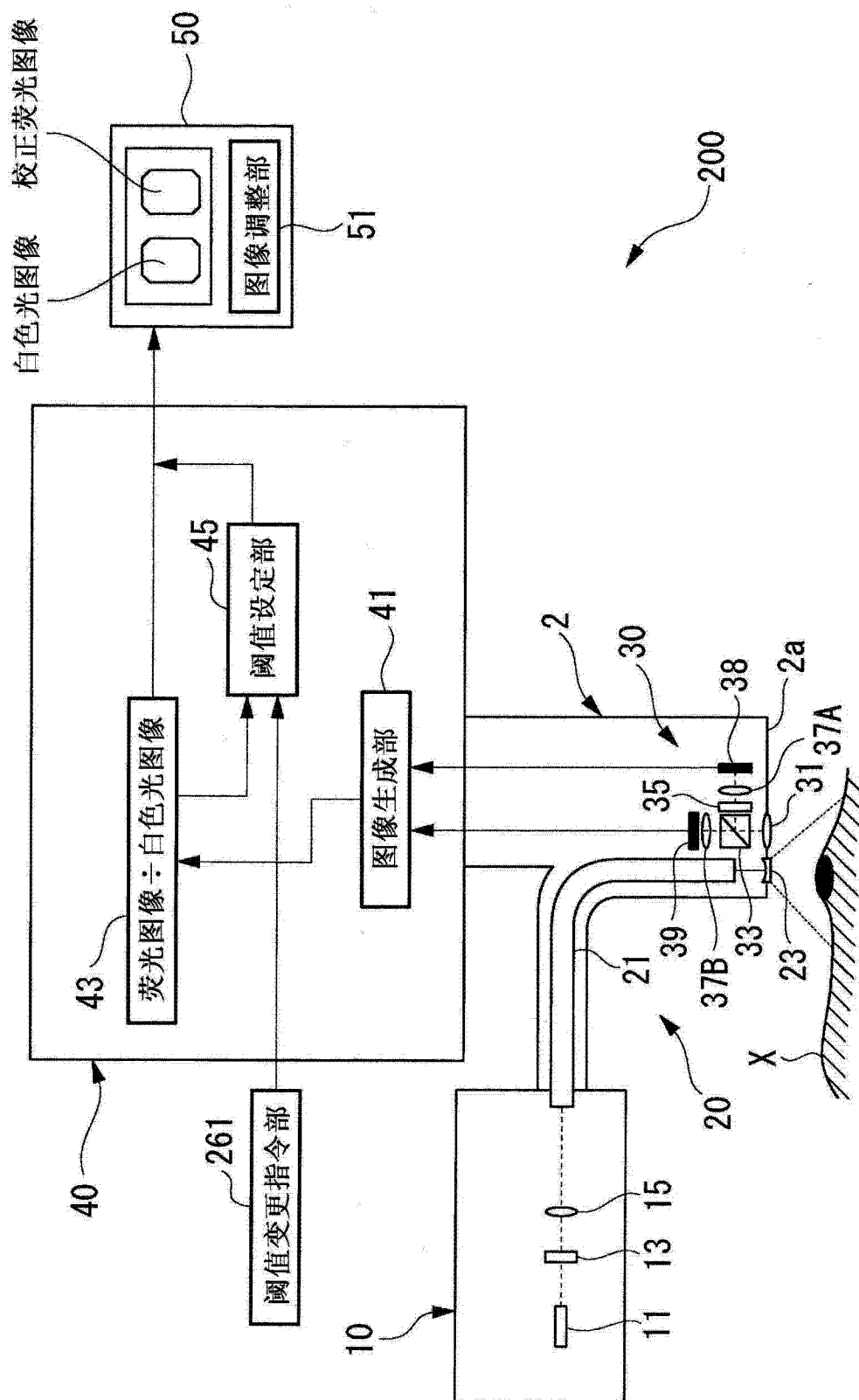


图 9

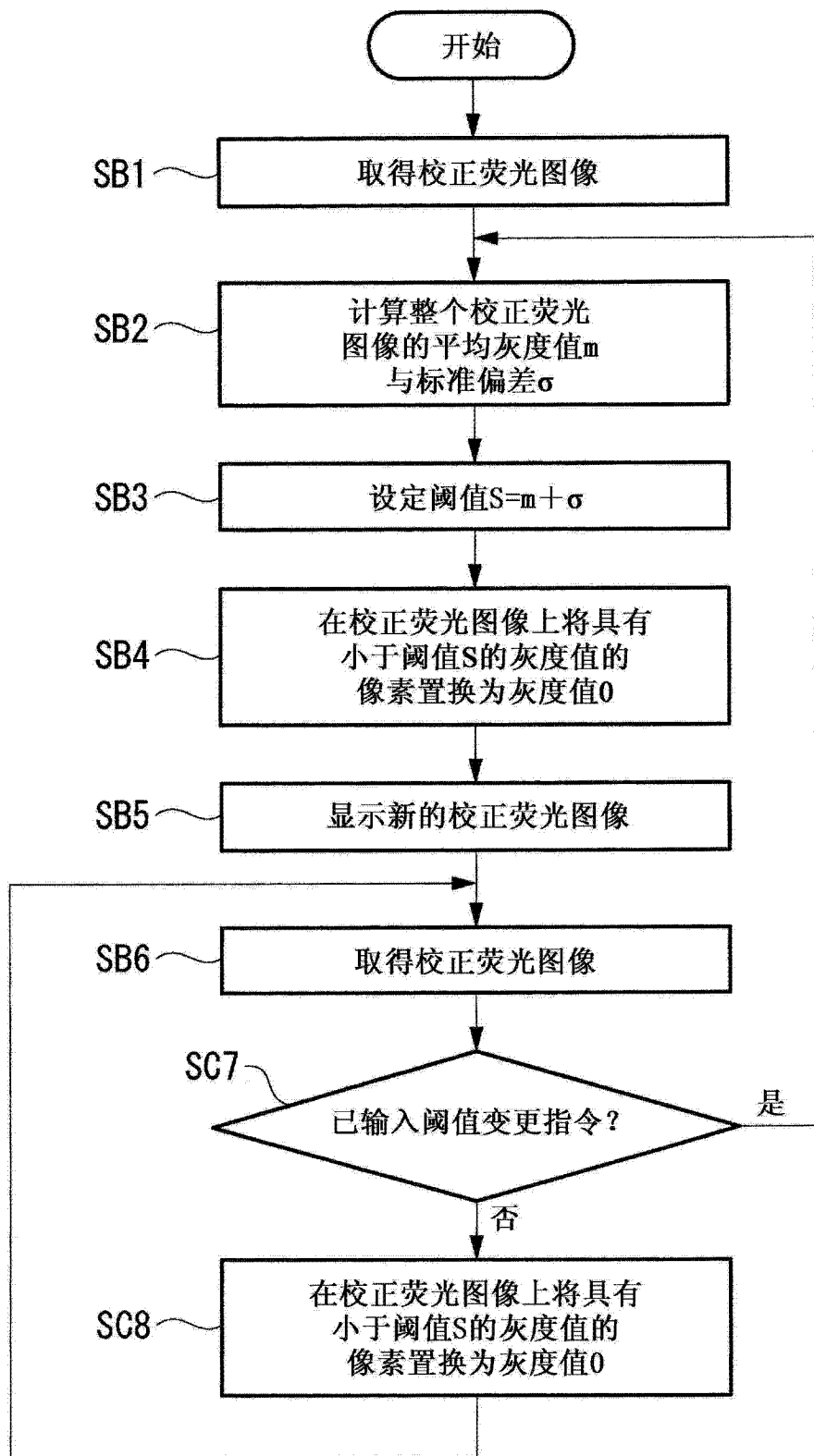


图 10

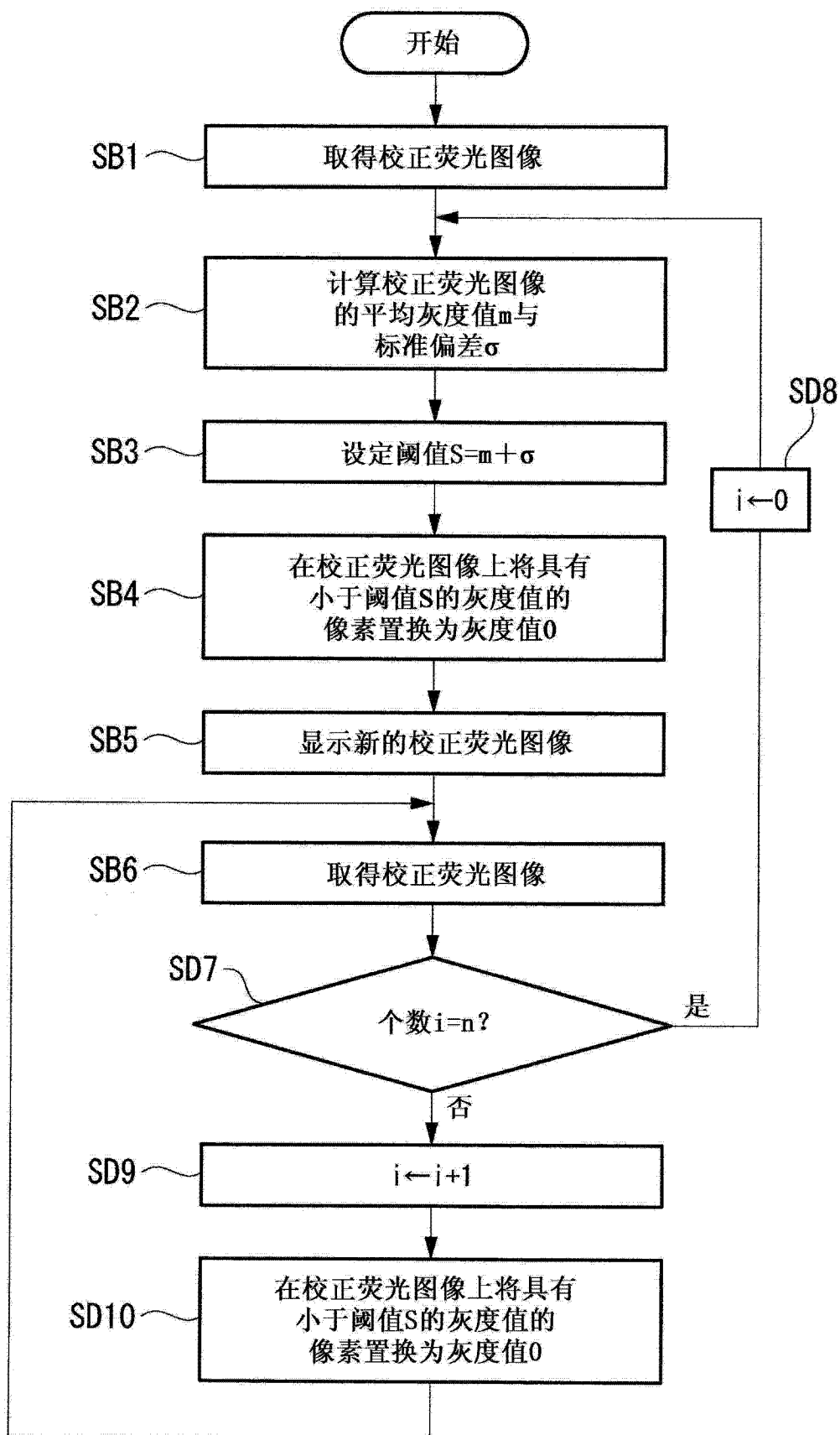


图 11

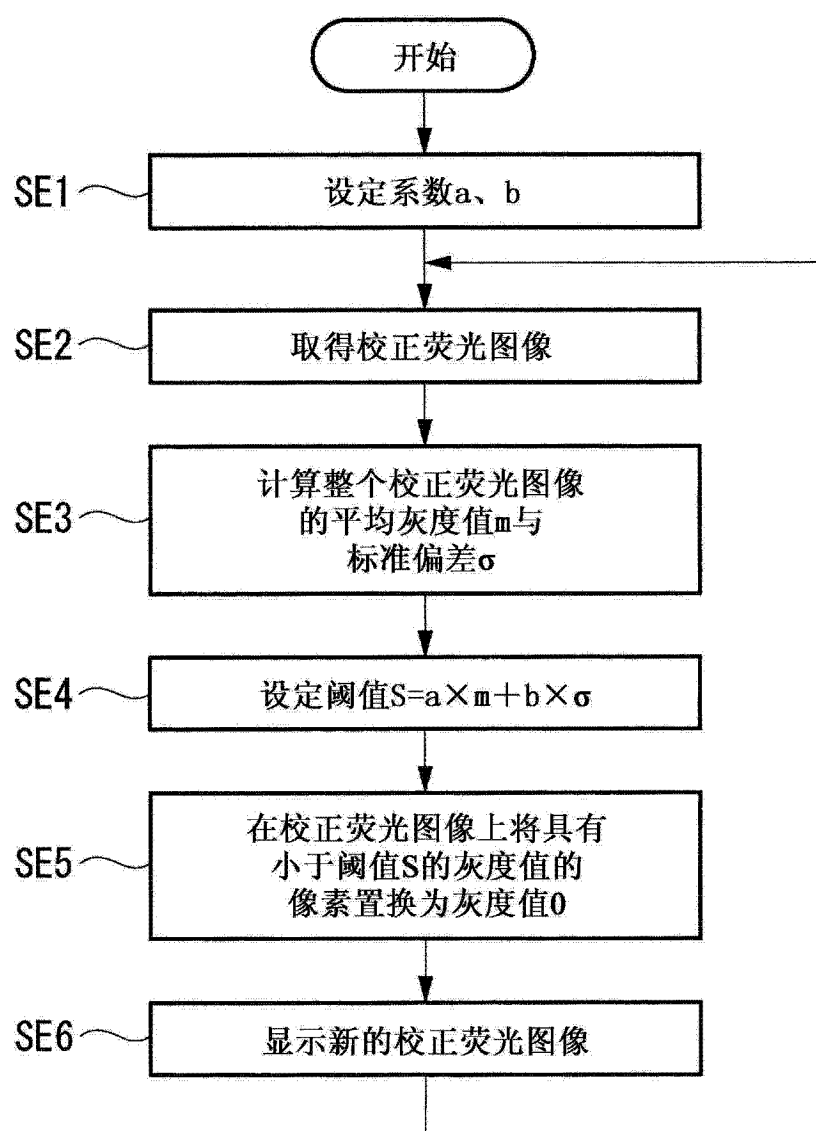


图 12

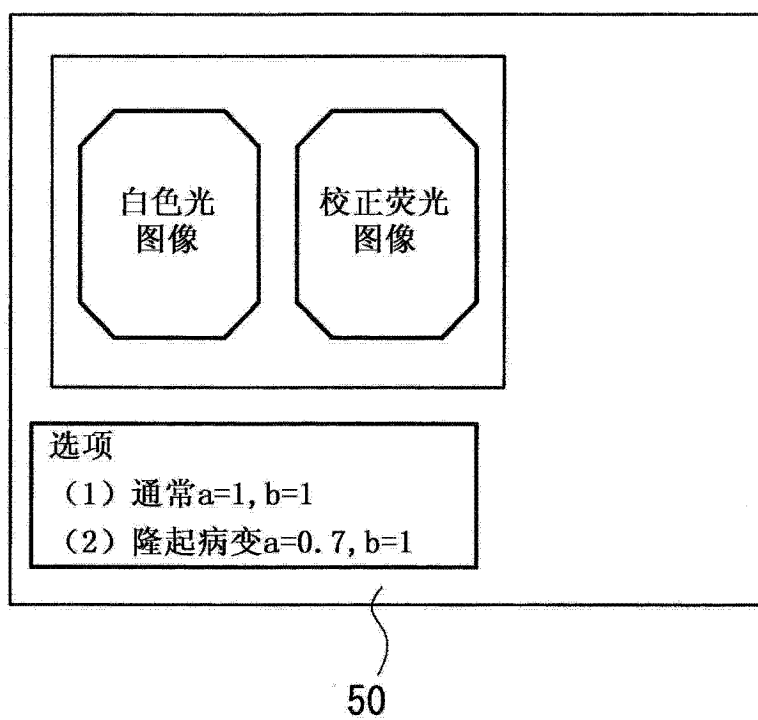


图 13

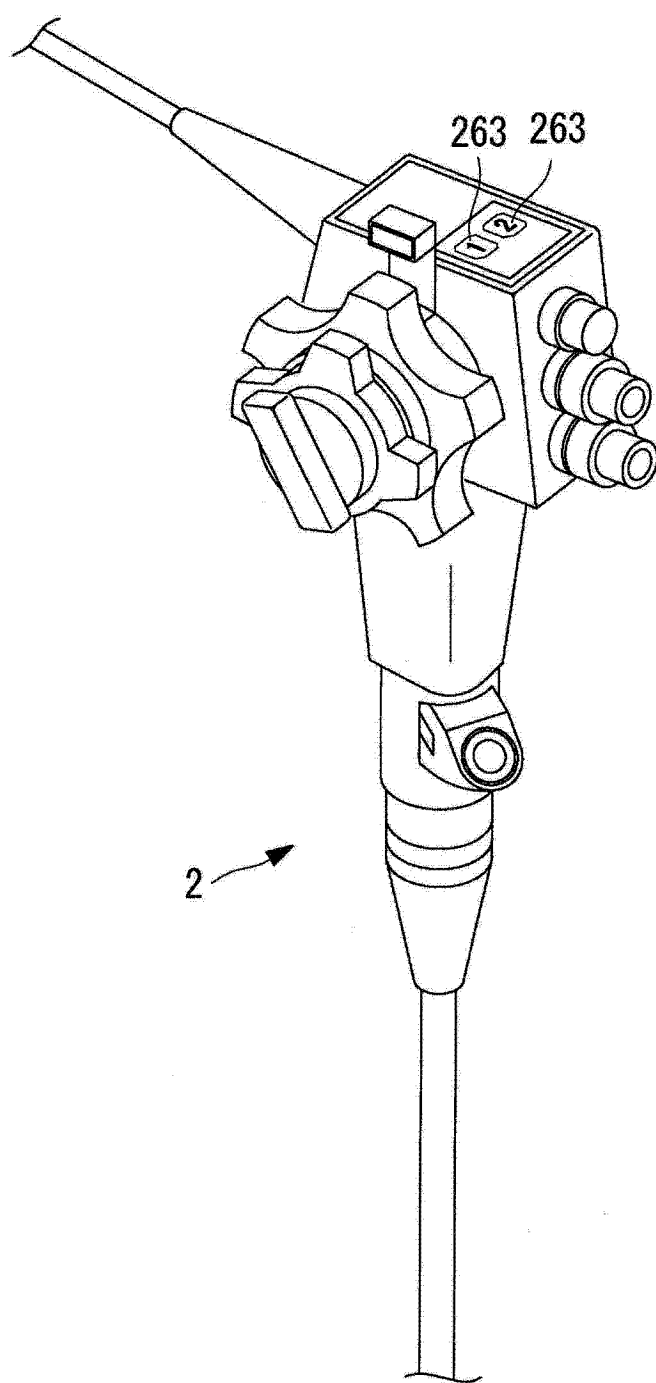


图 14

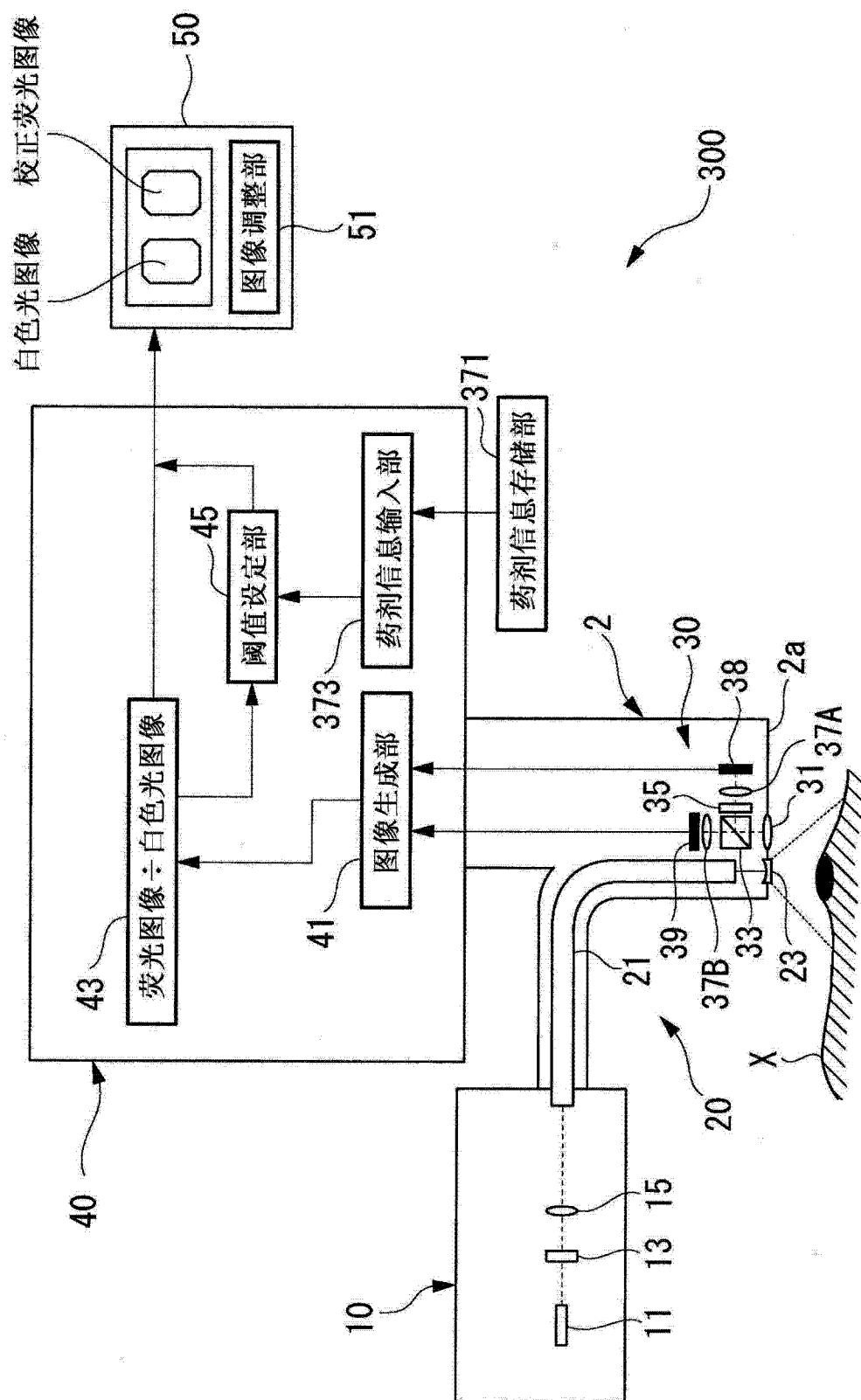


图 15

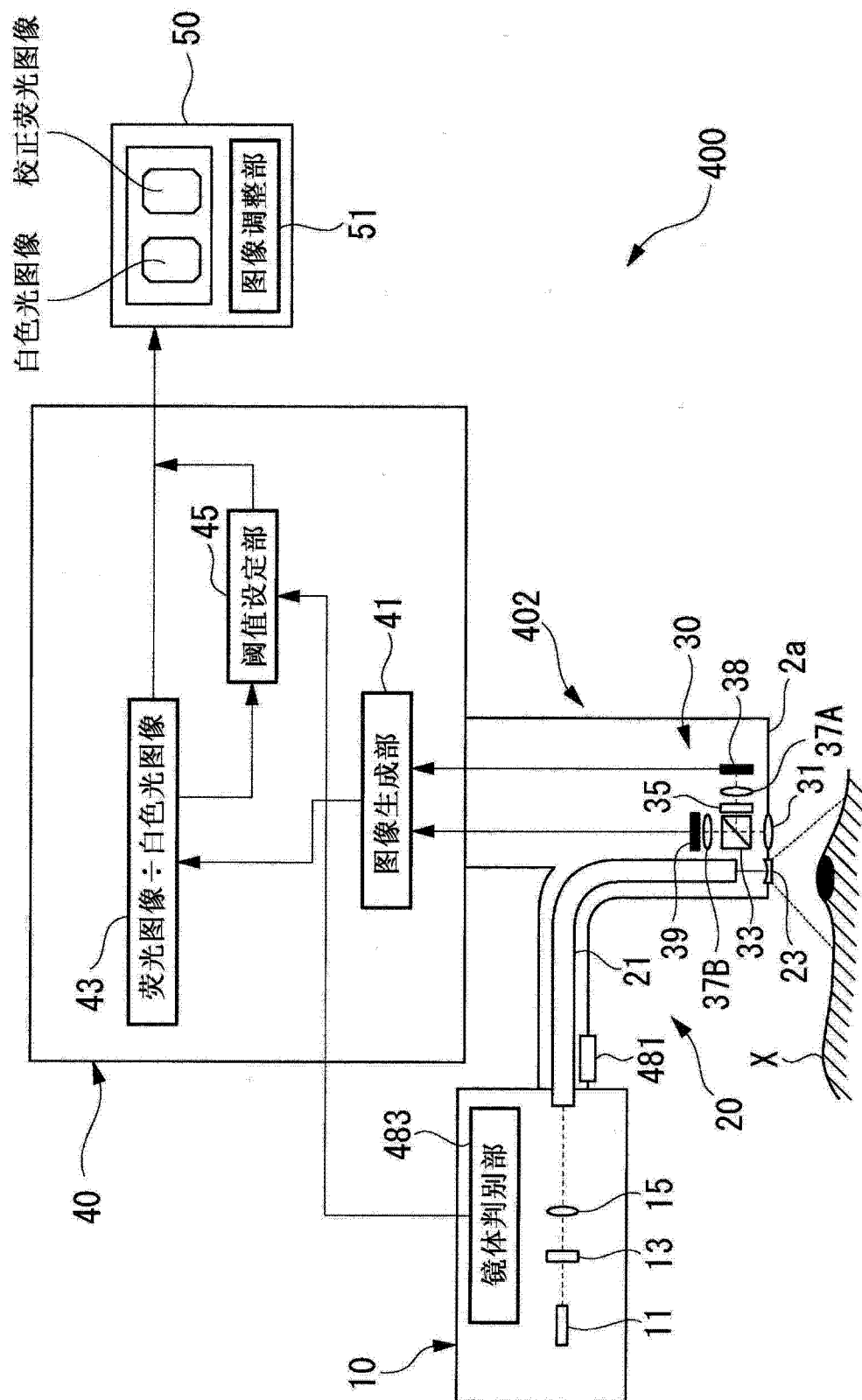


图 16

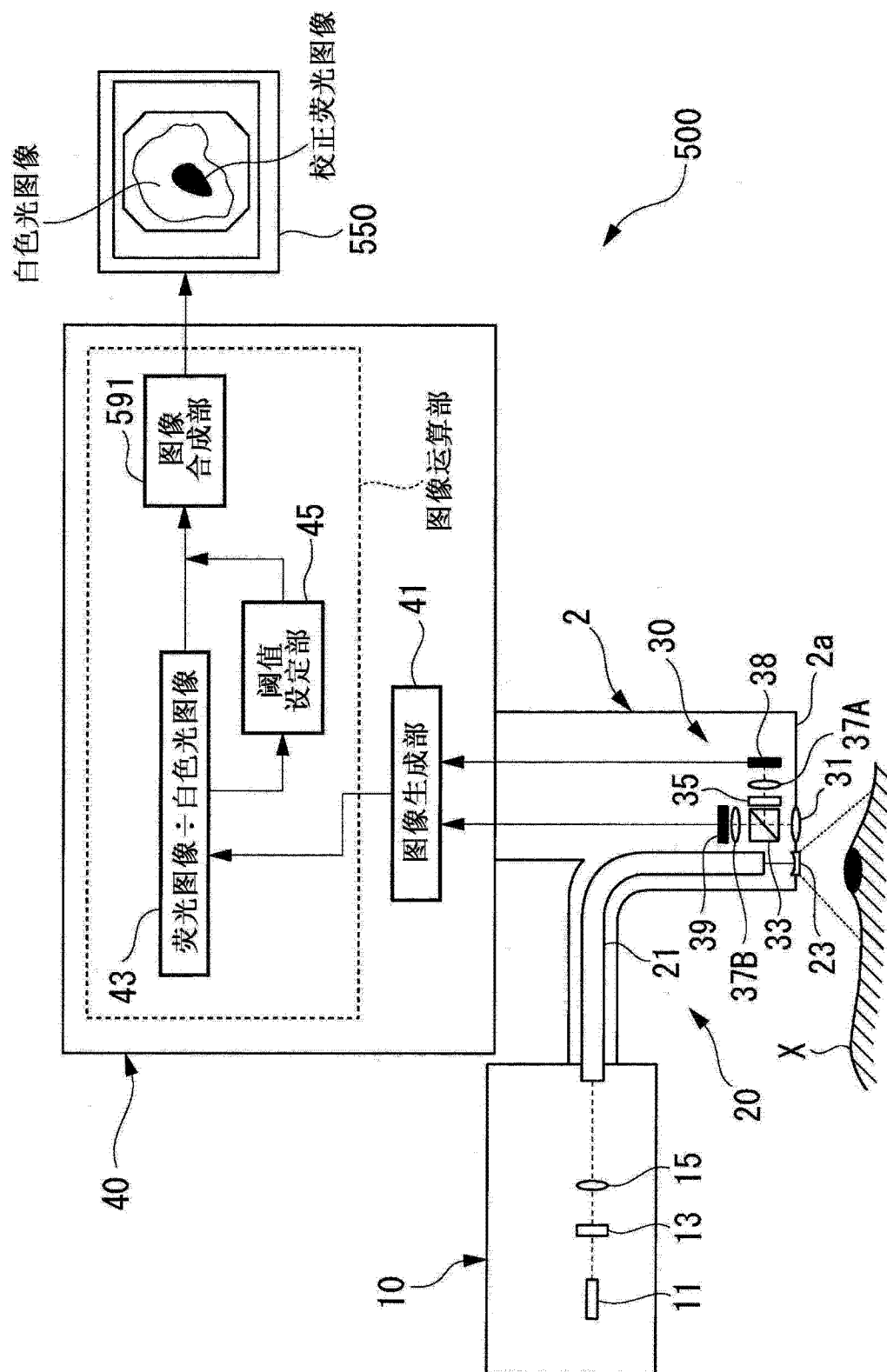


图 17

专利名称(译)	荧光内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102781305A	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN201180012238.0	申请日	2011-03-04
[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	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B5/0071 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/043 A61B1/0005 G06T5/50 G06T5/009 A61B1/0646		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010052010 2010-03-09 JP		
其他公开文献	CN102781305B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

取得被摄体的定量信息，提供荧光内窥镜装置（100），具备：光源（10），其对被摄体照射激励光以及白色光；图像生成部（41），其对于由于激励光的照射在被摄体中产生的荧光进行摄影并取得荧光图像，对于由于白色光的照射从被摄体返回的返回光进行摄影并取得白色光图像；图像校正部（43），其采用图像生成部（41）所取得的白色光图像对荧光图像进行校正并生成校正荧光图像；阈值设定部（45），其根据图像校正部（43）所生成的校正荧光图像中的每个像素的灰度值的平均值来设定阈值；图像调整部（51），其扩大具有比阈值设定部（45）所设定的阈值大的灰度值的区域与具有比阈值小的灰度值的区域在校正荧光图像中的对比度；以及监视器（50），其显示经由图像调整部（51）扩大对比度的校正荧光图像。

