



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109219385 A

(43)申请公布日 2019.01.15

(21)申请号 201680086304.1

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.06.21

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/068443 2016.06.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/221336 JA 2017.12.28

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 吉崎和德

(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 黄纶伟 于英慧

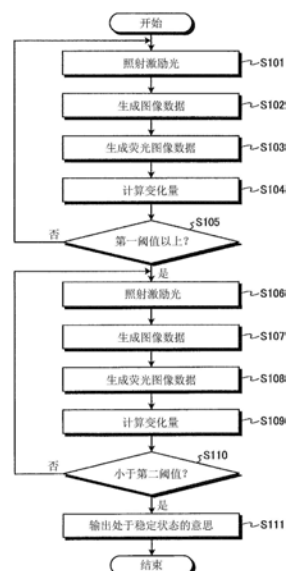
权利要求书3页 说明书14页 附图19页

(54)发明名称

内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法以及程序

(57)摘要

提供在医生进行荧光药剂的发光是否处于稳定状态的判断时能够支援该判断的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法以及程序。内窥镜系统(1)具有：第一判定部(662)，其判定第一计算部(661)依次计算出的变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上；第二判定部(663)，其在由第一判定部(662)判定为变化量为第一阈值以上之后，判定第一计算部(661)依次计算出的变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值；以及输出部，其在由第二判定部(663)判定为变化量小于第二阈值的情况下，输出荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统具有:

光源部,其向被施用了荧光药剂的被摄体照射激励光;

摄像部,其连续地拍摄所述被摄体而依次生成所述被摄体的图像数据;

生成部,其在每次所述摄像部生成所述图像数据时,根据所述摄像部所生成的所述图像数据,依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据;

第一计算部,其在每次所述生成部生成所述荧光图像数据时,根据时间上前后的两个所述荧光图像数据,依次计算所述光强度的变化量;

第一判定部,其判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上;

第二判定部,其在由所述第一判定部判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后,判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值;以及

输出部,其在由所述第二判定部判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下,输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统还具有第三判定部,该第三判定部判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否为识别噪声的第三阈值以上,

所述第一计算部根据所述第三判定部的判定结果而变更所述变化量的计算方法。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一计算部在所述第三判定部判定为不为所述第三阈值以上的情况下,延长在计算所述变化量时使用的时间上前后的两个所述荧光图像数据的时间间隔,而计算所述变化量。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一计算部按照与所述荧光图像数据对应的荧光图像中的规定的像素数而分割成多个块,计算该多个块各自的差的总和作为所述变化量,

所述第一计算部在所述第三判定部判定为不为所述第三阈值以上的情况下,增加分割成所述多个块时的像素数而进行分割。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统还具有:

第二计算部,其计算与所述荧光图像数据对应的荧光图像中的所述光强度的等级;以及

第四判定部,其判定所述第二计算部所计算出的所述等级是否为识别噪声的第四阈值以上,

所述第一计算部根据所述第四判定部的判定结果而变更所述变化量的计算方法。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一计算部在所述第四判定部判定为不为所述第四阈值以上的情况下,延长在计算所述变化量时使用的时间上前后的两个所述荧光图像数据的时间间隔,而计算所述变化

量。

7. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一计算部按照与所述荧光图像数据对应的荧光图像中的规定的像素数而分割成多个块,计算该多个块各自的差的总和作为所述变化量,

所述第一计算部在所述第四判定部判定为不为所述第四阈值以上的情况下,增加分割成所述多个块时的像素数而进行分割。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一计算部按照与所述荧光图像数据对应的荧光图像中的规定的像素数而分割成多个块,计算该多个块各自的所述变化量。

9. 根据权利要求1至8中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统还具有照明控制部,该照明控制部根据所述第一计算部所计算出的所述变化量而控制所述光源部所照射的所述激励光的照射量。

10. 根据权利要求1至9中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述输出部通过声音、文字以及光中的任意一个以上来输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

11. 一种图像处理装置,其与如下内窥镜连接,该内窥镜具有摄像部,该摄像部对被施用了荧光药剂的被摄体拍摄被照射了激励光的区域而生成图像数据,其特征在于,

该图像处理装置具有:

生成部,其在每次所述摄像部生成所述图像数据时,根据所述摄像部所生成的所述图像数据,依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据;

第一计算部,其在每次所述生成部生成所述荧光图像数据时,根据时间上前后的两个所述荧光图像数据,依次计算所述光强度的变化量;

第一判定部,其判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上;

第二判定部,其判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值;以及

输出部,其在由所述第一判定部判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后,由所述第二判定部判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下,输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

12. 一种图像处理方法,由如下图像处理装置执行,该图像处理装置与具有摄像部的内窥镜连接,该摄像部对被施用了荧光药剂的被摄体拍摄被照射了激励光的区域而生成图像数据,其特征在于,

该图像处理方法包含如下步骤:

生成步骤,在每次所述摄像部生成所述图像数据时,根据所述摄像部所生成的所述图像数据,依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据;

第一计算步骤,在每次在所述生成步骤中生成所述荧光图像数据时,根据时间上前后的两个所述荧光图像数据,依次计算所述光强度的变化量;

第一判定步骤,判定在所述第一计算步骤中依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上;

第二判定步骤,在通过所述第一判定步骤判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后,判定所述第一计算步骤依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值;以及

输出步骤,在通过所述第二判定步骤判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下,输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

13.一种程序,其特征在于,

该程序使与内窥镜连接的图像处理装置执行如下步骤,所述内窥镜具有摄像部,该摄像部对被施用了荧光药剂的被摄体拍摄被照射了激励光的区域而生成图像数据,如下步骤为:

生成步骤,在每次所述摄像部生成所述图像数据时,根据所述摄像部所生成的所述图像数据,依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据;

第一计算步骤,在每次在所述生成步骤中生成所述荧光图像数据时,根据时间上前后的两个所述荧光图像数据,依次计算所述光强度的变化量;

第一判定步骤,判定在所述第一计算步骤中依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上;

第二判定步骤,在通过所述第一判定步骤判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后,判定所述第一计算步骤依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值;以及

输出步骤,在通过所述第二判定步骤判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下,输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法以及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及向被施用了荧光药剂的被摄体照射激励光而生成荧光图像数据的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法以及程序。

背景技术

[0002] 以往,在内窥镜中,公开了如下的技术:在通过将ICG(Indo cyanine Green:靛蓝绿)作为在特定波长下激励的荧光药剂散布或注入到活体组织中来施用到被检体之后,通过照射激励光,观察ICG的发光特性的经时变化,来观察血管的场所和位置以及前哨淋巴结的淋巴流动(参照专利文献1)。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特许第5294723号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 然而,在上述的专利文献1中,难以进行ICG等荧光药剂的发光是否处于稳定状态的判断,因而依赖于医生的经验的部分较多。因此,在医生的经验值低的情况下,难以判断荧光药剂的发光是否处于稳定状态。在这样的状况下,期望如下的技术:无论医生的经验值如何,在医生进行荧光药剂的发光是否处于稳定状态的判断时,均能够支援该判断。

[0008] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供在医生进行荧光药剂的发光是否处于稳定状态的判断时能够支援该判断的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法以及程序。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 为了解决上述的课题并达成目的,本发明的内窥镜系统的特征在于,该内窥镜系统具有:光源部,其向被施用了荧光药剂的被摄体照射激励光;摄像部,其连续地拍摄所述被摄体而依次生成所述被摄体的图像数据;生成部,其在每次所述摄像部生成所述图像数据时,根据所述摄像部所生成的所述图像数据,依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据;第一计算部,其在每次所述生成部生成所述荧光图像数据时,根据时间上前后的两个所述荧光图像数据,依次计算所述光强度的变化量;第一判定部,其判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上;第二判定部,其在由所述第一判定部判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后,判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值;以及输出部,其在由所述第二判定部判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下,输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

[0011] 另外,本发明的图像处理装置与内窥镜连接,该内窥镜具有摄像部,该摄像部对被施用了荧光药剂的被摄体拍摄被照射了激励光的区域而生成图像数据,其特征在于,该图

像处理装置具有：生成部，其在每次所述摄像部生成所述图像数据时，根据所述摄像部所生成的所述图像数据，依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据；第一计算部，其在每次所述生成部生成所述荧光图像数据时，根据时间上前后的两个所述荧光图像数据，依次计算所述光强度的变化量；第一判定部，其判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上；第二判定部，其判定所述第一计算部依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值；以及输出部，其在由所述第一判定部判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后，由所述第二判定部判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下，输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

[0012] 另外，本发明的图像处理方法由图像处理装置执行，该图像处理装置与具有摄像部的内窥镜连接，该摄像部对被施用了荧光药剂的被摄体拍摄被照射了激励光的区域而生成图像数据，其特征在于，该图像处理方法包含如下步骤：生成步骤，在每次所述摄像部生成所述图像数据时，根据所述摄像部所生成的所述图像数据，依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据；第一计算步骤，在每次在所述生成步骤中生成所述荧光图像数据时，根据时间上前后的两个所述荧光图像数据，依次计算所述光强度的变化量；第一判定步骤，判定在所述第一计算步骤中依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上；第二判定步骤，在通过所述第一判定步骤判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后，判定所述第一计算步骤依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值；以及输出步骤，在通过所述第二判定步骤判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下，输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

[0013] 另外，本发明的程序的特征在于，该程序使与内窥镜连接的图像处理装置执行如下步骤，所述内窥镜具有摄像部，该摄像部对被施用了荧光药剂的被摄体拍摄被照射了激励光的区域而生成图像数据，如下步骤为：生成步骤，在每次所述摄像部生成所述图像数据时，根据所述摄像部所生成的所述图像数据，依次生成与从所述荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的荧光图像数据；第一计算步骤，在每次在所述生成步骤中生成所述荧光图像数据时，根据时间上前后的两个所述荧光图像数据，依次计算所述光强度的变化量；第一判定步骤，判定在所述第一计算步骤中依次计算出的所述变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上；第二判定步骤，在通过所述第一判定步骤判定为所述变化量为所述第一阈值以上之后，判定所述第一计算步骤依次计算出的所述变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值；以及输出步骤，在通过所述第二判定步骤判定为所述变化量小于所述第二阈值的情况下，输出所述荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

[0014] 发明效果

[0015] 根据本发明实现了如下效果：在医生进行荧光药剂的发光是否处于稳定状态的判断时，能够进行该判断的支援。

附图说明

[0016] 图1是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统的概略结构的图。

[0017] 图2是示出本发明的实施方式1的内窥镜的摄像头和图像处理装置的功能结构的框图。

- [0018] 图3是示意性地示出本发明的实施方式1的滤色镜的结构图。
- [0019] 图4是示出本发明的实施方式1的摄像部所生成的荧光图像的经时变化的一例的图。
- [0020] 图5是示出根据本发明的实施方式1的摄像部所生成的荧光图像中的时间序列数据而按照一定期间计算像素值的差分而得的差分图像的经时变化的一例的图。
- [0021] 图6是示出由本发明的实施方式1的第一计算部计算出的变化量的变化与时间的关系的图。
- [0022] 图7是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统所执行的处理的概要的流程图。
- [0023] 图8A是示出本发明的实施方式1的当前帧的荧光图像的一例的图。
- [0024] 图8B是示出本发明的实施方式1的前帧的荧光图像的一例的图。
- [0025] 图8C是示出本发明的实施方式1的差分图像的一例的图。
- [0026] 图9A是示出本发明的实施方式1的变形例1的当前帧的荧光图像的一例的图。
- [0027] 图9B是示出本发明的实施方式1的变形例1的前帧的荧光图像的一例的图。
- [0028] 图9C是示出本发明的实施方式1的变形例1的差分图像的一例的图。
- [0029] 图10是示出本发明的实施方式2的内窥镜系统的功能结构的框图。
- [0030] 图11是示出本发明的实施方式2的内窥镜系统所执行的处理的概要的流程图。
- [0031] 图12是示意性地示出本发明的实施方式2的第一计算部所计算出的变化量的经时变化的一例的图。
- [0032] 图13是示意性地说明本发明的实施方式2的变形例1的第一计算部计算变化量的块的一例的图。
- [0033] 图14是示意性地说明在由本发明的实施方式2的变形例1的第三判定部判定为不为第三阈值以上的情况下第一计算部计算变化量的块的一例的图。
- [0034] 图15是示出本发明的实施方式3的内窥镜系统的功能结构的框图。
- [0035] 图16是示出本发明的实施方式3的内窥镜系统所执行的处理的概要的流程图。
- [0036] 图17是示意性地示出本发明的实施方式3的第二计算部所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级的经时变化的一例的图。
- [0037] 图18是示意性地说明基于本发明的其他实施方式的照明控制部的光源装置的激励光的照射量的图。
- [0038] 图19是示出本发明的其他实施方式的显示装置所显示的荧光图像的一例的图。
- [0039] 图20是示出本发明的其他实施方式的显示装置所显示的荧光图像的一例的图。
- [0040] 图21是示出本发明的其他实施方式的显示装置所显示的荧光图像的一例的图。
- [0041] 图22是示出本发明的其他实施方式的显示装置所显示的图像的一例的图。

具体实施方式

[0042] 以下,参照附图对用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”)进行说明。另外,本发明并不受以下说明的实施方式限定。并且,在附图的记载中,对相同的部分标注相同的标号并进行说明。

[0043] (实施方式1)

[0044] (内窥镜系统的概略结构)

[0045] 图1是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统的概略结构的图。图1所示的内窥镜系统1是在医疗领域中使用,在如下的前哨导航手术中使用的系统:在荧光观察前,在向人等被检体内(活体)静脉注射荧光药剂之后,将使荧光药剂发出荧光的激励光照射到被摄体,对该被摄体进行拍摄来观察荧光的经时变化,由此确定被检体内的血管的场所和位置。另外,以下对使用ICG作为荧光药剂的情况进行说明。在本实施方式1中使用的ICG由于770nm附近的激励光而发出830nm的荧光。

[0046] 图1所示的内窥镜系统1具有内窥镜2、光源装置3、显示装置4、第二传送线缆5、图像处理装置6(处理器)、第三传送线缆7以及光导8。

[0047] 内窥镜2对荧光药剂施用到被检体的活体内的被摄体进行拍摄,输出该拍摄到的被摄体的图像数据。内窥镜2具有插入部21、摄像头22以及第一传送线缆23。

[0048] 插入部21是硬质的且具有细长形状,该插入部21插入到活体内。在该插入部21内设置有光学系统,该光学系统使用1个或多个透镜构成,对被摄体像进行成像。

[0049] 摄像头22装卸自如地与插入部21的基端连接。摄像头22在图像处理装置6的控制下,对会聚到插入部21的被摄体像进行拍摄而生成图像数据,并将该图像数据经由第一传送线缆23向图像处理装置6输出。另外,关于摄像头22的详细结构在后面说明。

[0050] 第一传送线缆23的一端装卸自如地与图像处理装置6连接,另一端与摄像头22连接。第一传送线缆23将从摄像头22输出的图像数据向图像处理装置6传送,并且将从图像处理装置6输出的控制信号、同步信号、时钟信号以及电力等传送到摄像头22。另外,图像数据经由第一传送线缆23从摄像头22向图像处理装置6的传送可以通过光信号来传送,或者也可以通过电信号来传送。当然,控制信号、同步信号以及时钟信号经由第一传送线缆23从图像处理装置6向摄像头22的传送也是同样的。

[0051] 光源装置3与光导8的一端连接,在图像处理装置6的控制下,向光导8的一端提供用于激励荧光药剂的激励光或者用于照射被检体的活体内的照明光(例如白色光)。光源装置3使用LED(Light Emitting Diode:发光二极管)或卤素灯的光源和仅透射规定的波段(例如770nm附近)的滤镜等构成。

[0052] 显示装置4在图像处理装置6的控制下,显示与内窥镜2所生成的图像数据对应的图像。显示装置4使用液晶或有机EL(Electro Luminescence:电致发光)等显示面板构成。

[0053] 第二传送线缆5的一端装卸自如地与显示装置4连接,另一端装卸自如地与图像处理装置6连接。第二传送线缆5将在图像处理装置6中进行了图像处理的图像数据传送到显示装置4。第二传送线缆5例如使用HDMI(注册商标)或者“显示端口”(注册商标)等构成。

[0054] 图像处理装置6使用CPU(Central Processing Unit:中央处理器)等构成,对内窥镜2、光源装置3以及显示装置4的动作进行统一控制。另外,关于图像处理装置6的详细结构在后面说明。

[0055] 第三传送线缆7的一端装卸自如地与光源装置3连接,另一端装卸自如地与图像处理装置6连接。第三传送线缆7将来自图像处理装置6的控制信号传送到光源装置3。

[0056] 光导8的一端装卸自如地与光源装置3连接,并且另一端装卸自如地与插入部21连接。光导8将从光源装置3提供的光从一端传递到另一端,并提供到插入部21。提供到插入部21的光从插入部21的前端射出而照射到被摄体。照射到被摄体的光(被摄体像)被插入部21内的光学系统会聚。

[0057] (摄像头的结构)

[0058] 接下来,对摄像头22的结构进行说明。图2是示出摄像头22和图像处理装置6的功能结构的框图。

[0059] 如图2所示,摄像头22具有光学系统221、摄像部222以及发送部223。

[0060] 光学系统221使用能够沿着光轴移动的1个或多个透镜构成,将在插入部21中会聚的被摄体像成像在摄像部222的摄像面上。光学系统221设置有在图像处理装置6的控制下,使1个或多个透镜移动而使视场角变化的光学变焦机构(未图示)、使焦点变更的对焦机构(未图示)。

[0061] 摄像部222在图像处理装置6的控制下,连续地拍摄被摄体而依次生成被摄体的图像数据。摄像部222具有滤色镜222a和摄像元件222b。

[0062] 图3是示意性地示出滤色镜222a的结构的图。图2所示的滤色镜222a使用滤镜单元构成,该滤镜单元形成将透射红色成分的宽带滤镜R、透射绿色成分的两个宽带滤镜G、透射蓝色成分的宽带滤镜B作为一组的规定的排列图案(拜耳排列)。滤色镜222a对红色的波段的光、绿光的波段的光以及蓝色的波段的光各个可见光区域的光具有感光度,并且对近红外的波段(例如830nm)的光具有感光度。因此,能够观察ICG的荧光。

[0063] 摄像元件222b使用图像传感器和A/D转换电路构成,该图像传感器是对配置成二维格子状的多个像素分别接收到的光进行光电转换而生成图像信号的CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)等,该A/D转换电路通过对该图像传感器所生成的模拟的图像信号进行A/D转换而生成数字的图像数据,并将该图像数据经由第一传送线缆23向图像处理装置6输出。

[0064] 发送部223将摄像部222所生成的图像数据向图像处理装置6发送。发送部223使用FPGA构成,该FPGA通过读入预先记录在EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory:电可擦除可编程只读存储器)等非易失性存储器(省略图示)中的配置数据来构建多个功能块(逻辑电路)。

[0065] (图像处理装置的结构)

[0066] 接下来,对图像处理装置6的结构进行说明。图像处理装置6具有接收部61、图像处理部62、输入部63、记录部64、输出部65以及控制部66。

[0067] 接收部61接收从发送部223发送的图像数据并向图像处理部62输出。

[0068] 图像处理部62对从接收部61输入的图像数据进行规定的图像处理并向显示装置4输出。图像处理部62使用FPGA或GPU(Graphics Processing Unit:图形处理单元)等构成。这里,作为规定的图像处理,进行至少包含A/D转换处理、光学黑减少处理、白平衡调整处理、图像数据的同步化处理、颜色矩阵运算处理、 γ 校正处理、颜色再现处理以及边缘强调处理等在内的基本的图像处理。另外,图像处理部62具有生成部621。

[0069] 生成部621在每次摄像部222生成图像数据时,根据图像数据,依次生成与从荧光药剂发出的荧光的波段的光强度对应的荧光图像数据并向控制部66和显示装置4发送。这里,所谓荧光图像数据是按像素记录有与从荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应的信号值(像素值或亮度信息)的图像数据。

[0070] 输入部63使用开关或按钮等构成,接收指示与内窥镜系统1相关的各种动作的指

示信号的输入,并将该接收到的指示信号向控制部66输出。

[0071] 记录部64使用ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)以及闪存等构成,记录由内窥镜系统1执行的各种程序、处理中的数据、图像数据以及荧光图像数据。记录部64具有记录由内窥镜系统1执行的程序的程序记录部641和记录图像数据和荧光图像数据的图像数据记录部642。

[0072] 输出部65在控制部66的控制下,输出施用到被摄体的荧光药剂处于稳定状态的意思。输出部65使用输出声音的扬声器、能够显示文字的液晶或有机EL等显示面板、能够点亮或闪烁并且将光向外部射出的LED灯等构成。

[0073] 控制部66使用CPU等构成,对构成内窥镜系统1的各部的动作进行统一控制。控制部66具有第一计算部661、第一判定部662、第二判定部663、输出控制部664以及照明控制部665。

[0074] 第一计算部661在每次生成部621生成荧光图像数据时,根据时间上前后的两个荧光图像数据,计算以荧光的波长成分的光强度为指标的当前帧的荧光图像数据(以下称为“第二荧光图像”)相对于前帧的荧光图像数据(以下称为“第一荧光图像”)的变化量。具体而言,第一计算部661根据时间上前后的两个荧光图像数据,计算以荧光的波长成分的光强度为指标的第一荧光图像与第二荧光图像中的每个像素的信号值的差,并计算该计算出的每个像素的信号值的差的总和作为变化量。

[0075] 第一判定部662判定第一计算部661所计算出的变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上。这里,所谓第一阈值是在向预先施用了荧光药剂的被摄体照射激励光的情况下以规定的强度发出荧光时的值。

[0076] 第二判定部663在由第一判定部662判定为第一计算部661所计算出的变化量为第一阈值以上之后,判定第一计算部661所计算出的变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值。

[0077] 输出控制部664在由第一判定部662判定为第一计算部661所计算出的变化量为第一阈值以上之后,由第二判定部663判定为第一计算部661所计算出的变化量小于第二阈值的情况下,将荧光药剂的荧光处于稳定状态的内容输出给输出部65、或者显示在显示装置4上。另外,输出控制部664控制显示装置4的显示方式。具体而言,输出控制部664使显示装置4显示与内窥镜系统1相关的各种信息。另外,输出控制部664使与图像处理部62实施了图像处理的图像数据对应的图像显示在显示装置4上。

[0078] 照明控制部665控制光源装置3。具体而言,照明控制部665将光源装置3所照射的光的类别切换成白色光或激励光,并使光源装置3照射光。

[0079] (荧光图像的经时变化)

[0080] 接下来,对摄像部222所生成的荧光图像的经时变化进行说明。图4是示出摄像部222所生成的荧光图像的经时变化的一例的图。图5是示出根据摄像部222所生成的荧光图像中的时间序列数据而按照一定期间计算像素值的差分而得的差分图像的经时变化的一例的图。

[0081] 如图4所示,关于荧光图像,在静脉注射后,随着时间经过而作为荧光药剂的ICG到达血管和淋巴结,发出荧光(荧光图像P1→荧光图像P2→荧光图像P3→荧光图像P4→荧光图像P5→荧光图像P6)。并且,如图4所示,由于ICG的荧光非常微弱,因此难以通过目视来判

断荧光出现的时期或荧光处于稳定状态的情况。

[0082] 另外,如图5所示,差分图像与荧光图像相比,能够容易观察ICG的荧光(差分图像P11→差分图像P12→差分图像P13→差分图像P14→差分图像P15→差分图像P16),但难以通过目视来判断荧光处于稳定状态的情况。

[0083] 图6是示出第一计算部661所计算出的变化量的变化与时间的关系的图。在图6中,横轴表示时间,纵轴表示变化量。另外,在图6中,曲线L1表示第一计算部661所计算出的变化量的变化。

[0084] 如图6的曲线L1所示,变化量在暂时急剧上升后,随着时间的经过,变化量逐渐减少。因此,在本实施方式1中,如图6所示,第一计算部661在每次由生成部621生成荧光图像数据时,根据时间上前后的两个荧光图像数据,依次计算以荧光的波长成分的光强度为指标的第二荧光图像相对于第一荧光图像的光强度的变化量,在第一计算部661所计算出的变化量为表示荧光的出现的第一阈值LT1以上之后,在第一计算部661所计算出的变化量小于表示荧光的稳定状态的第二阈值LT2的情况下,荧光图像的变化较少,判定为荧光处于稳定状态,并向用户输出荧光处于稳定状态的意思。由此,医生等用户能够容易掌握荧光药剂的荧光处于稳定状态的情况。其结果是,在医生进行荧光药剂的发光是否处于稳定状态的判断时能够支援该判断。

[0085] (内窥镜系统的处理)

[0086] 接下来,对内窥镜系统1所执行的处理进行说明。图7是示出内窥镜系统1所执行的处理的概要的流程图。

[0087] 如图7所示,首先,光源装置3朝向施用了荧光药剂的被摄体照射激励光(步骤S101)。

[0088] 接着,摄像部222对被光源装置3照射了激励光的被摄体进行拍摄而生成图像数据(步骤S102)。

[0089] 然后,生成部621根据摄像部222所生成的图像数据,生成将如下像素值与每个像素对应起来的荧光图像数据,该像素值与从荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应(步骤S103)。

[0090] 接着,第一计算部661根据生成部621所生成的时间上前后的两个荧光图像数据,来计算荧光的波长成分的光强度的变化量(步骤S104)。具体而言,如图8A~图8C所示,在将 $t=t_x$ 时的当前帧的荧光图像 P_{t_x} 中的各像素的信号值定义为 $I_m(t_x)$ 时,第一计算部661通过以下的式(1)来计算变化量。

[0091] 【数学式1】

$$[0092] \quad \sum_m C_m(t_x) = \sum_m (I_m(t_x) - I_m(t_{x-1})) \quad \cdots(1)$$

[0093] 这里, m 表示像素的地址(坐标), $I_m(t_{x-1})$ 表示比当前帧的荧光图像 P_{t_x} 靠前生成的前帧的荧光图像 $P_{t_{x-1}}$ 中的各像素的信号值。

[0094] 这样,第一计算部661按照每个像素对生成部621所生成的前帧的荧光图像 $P_{t_{x-1}}$ 的信号值 $I_m(t_{x-1})$ 与当前帧的荧光图像 P_{t_x} 的信号值 $I_m(t_x)$ 进行比较,计算每个像素的信号值的差的总和,作为以荧光的波长成分的光强度为指标的第二荧光图像相对于第一荧光图像的光强度的变化量。

[0095] 返回到图7,继续步骤S105之后的说明。

[0096] 在步骤S105中,第一判定部662判定第一计算部661所计算出的变化量是否为第一阈值以上。在由第一判定部662判定为第一计算部661所计算出的变化量为第一阈值以上的情况下(步骤S105:“是”),内窥镜系统1转移到后述的步骤S106。与此相对,在由第一判定部662判定为第一计算部661所计算出的变化量不为第一阈值以上的情况下(步骤S105:“否”),内窥镜系统1返回到上述的步骤S101。

[0097] 在步骤S106中,光源装置3朝向被施用了荧光药剂的被摄体照射激励光。

[0098] 接着,摄像部222对被光源装置3照射了激励光的被摄体进行拍摄而生成图像数据(步骤S107)。

[0099] 然后,生成部621根据摄像部222所生成的图像数据,生成将如下像素值与每个像素对应起来的荧光图像数据,该像素值与从荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应(步骤S108)。

[0100] 接着,第一计算部661根据生成部621所生成的时间上前后的两个荧光图像数据,计算荧光的波长成分的光强度的变化量(步骤S109)。

[0101] 然后,第二判定部663判定第一计算部661所计算出的变化量是否小于第二阈值(步骤S110)。在由第二判定部663判定为第一计算部661所计算出的变化量小于第二阈值的情况下(步骤S110:“是”),内窥镜系统1转移到后述的步骤S111。与此相对,在由第二判定部663判定为第一计算部661所计算出的变化量不小于第二阈值的情况下(步骤S110:“否”),内窥镜系统1返回到上述的步骤S106。

[0102] 在步骤S111中,输出部65输出荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。具体而言,输出控制部664使输出部65通过声音或警告音等输出荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。由此,用户能够容易掌握荧光药剂的荧光处于稳定状态的情况。

[0103] 根据以上说明的本发明的实施方式1,在第一计算部661所计算出的变化量为第一阈值以上之后,在第一计算部661所计算出的变化量小于第二阈值的情况下,输出部65输出荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思,因此用户能够容易掌握荧光药剂的荧光处于稳定状态的情况。

[0104] (实施方式1的变形例1)

[0105] 接下来,对本发明的实施方式1的变形例1进行说明。在上述的实施方式1中,第一计算部661根据生成部621所生成的时间上前后的两个荧光图像数据,按照像素计算以荧光的波长成分的光强度为指标的前帧的荧光图像数据与当前帧的荧光图像数据的差,并计算该差的总和作为变化量,但在本实施方式1的变形例1中,按照规定的像素而分割成多个块,计算分割的多个块各自的以荧光的波长成分的光强度为指标的前帧的荧光图像数据与当前帧的荧光图像数据的差,并计算该差的总和作为变化量。以下,对由本实施方式1的变形例1的第一计算部661进行的计算方法进行说明。

[0106] 图9A是示出当前帧的荧光图像的一例的图。图9B是示出前帧的荧光图像的一例的图。图9C是示出差分图像的一例的图。在图9A和图9B中,示出区域n具有规定的像素数的块。

[0107] 如图9A~图9C所示,第一计算部661按照与荧光图像数据对应的荧光图像中的规定的像素数而分割成多个块,计算分割后的多个块各自的以荧光的波长成分的光强度为指标的前帧的荧光图像数据与当前帧的荧光图像数据的差,并计算该差的总和作为变化量。

具体而言,在将 $t=t_x$ 时的当前帧的荧光图像 Pt_x 中的块 n (区域 n)的信号值定义为 $I_n(t_x)$ 时,第一计算部661通过以下的式(2)来计算变化量。

[0108] 【数学式2】

$$[0109] \quad \sum_n C_n(t_x) = \sum_n (I_n(t_x) - I_n(t_{x-1})) \quad \cdots(2)$$

[0110] 这里, $I_n(t_{x-1})$ 表示将比当前帧的荧光图像 Pt_x 靠前生成的前帧的荧光图像 $Pt_{(x-1)}$ 中的块 n 中的像素的信号值平均后的信号值。

[0111] 这样,第一计算部661按照每个块 n 对生成部621所生成的前帧的荧光图像 Pt_{x-1} 的信号值 $I_n(t_{x-1})$ 与当前帧的荧光图像 Pt_x 的信号值 $I_n(t_x)$ 进行比较,计算每个块的差的总和,作为以荧光的波长成分的光强度为指标的第二荧光图像相对于第一荧光图像的变化量。

[0112] 根据以上说明的本发明的实施方式1的变形例1,第一计算部661按照每个块对生成部621所生成的前帧的荧光图像的信号值与当前帧的荧光图像的信号值,计算以荧光的波长成分的光强度为指标的前帧的荧光图像数据与当前帧的荧光图像数据的差,并计算该差的总和作为变化量,因此能够降低像素中产生的噪声的影响。

[0113] (实施方式2)

[0114] 接下来,对本发明的实施方式2进行说明。本实施方式2的内窥镜系统的图像处理装置的结构与上述的实施方式1的图像处理装置6不同并且内窥镜系统所执行的处理不同。具体而言,在本实施方式2中,在变化量上没有变化的情况下,变更在第一计算部进行计算时使用的第一荧光图像与第二荧光图像的时间间隔。以下,在对本实施方式2的内窥镜系统的结构进行说明之后,对本实施方式2的内窥镜系统所执行的处理进行说明。另外,对与上述的实施方式1的内窥镜系统1相同的结构标注相同的标号而省略说明。

[0115] (内窥镜系统的结构)

[0116] 图10是示出本发明的实施方式2的内窥镜系统的功能结构的框图。图10所示的内窥镜系统1a具有图像处理装置6a而代替上述的实施方式1的图像处理装置6。图像处理装置6a具有控制部66a而代替上述的实施方式1的控制部66。控制部66a除了上述的实施方式1的控制部66的结构之外还具有第三判定部666。

[0117] 第三判定部666判定第一计算部661所计算出的变化量是否为第三阈值以上。这里,第三阈值是能够识别在摄像元件222b中产生的噪声和荧光的发光的值,是预先通过实验等而设定的值。

[0118] (内窥镜系统的处理)

[0119] 接下来,对内窥镜系统1a所执行的处理进行说明。图11是示出内窥镜系统1a所执行的处理的概要的流程图。

[0120] 在图11中,步骤S201~步骤S204与上述的图7的步骤S101~步骤S104分别对应。

[0121] 在步骤S205中,第三判定部666判定第一计算部661所计算出的变化量是否为第三阈值以上。在由第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量为第三阈值以上的情况下(步骤S205:“是”),内窥镜系统1a转移到后述的步骤S213。与此相对,在由第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量不为第三阈值以上的情况下(步骤S205:“否”),内窥镜系统1a转移到后述的步骤S206。

[0122] 图12是示意性地示出第一计算部661所计算出的变化量的经时变化的一例的图。

在图12中,横轴表示时间,纵轴表示变化量。另外,在图12中,曲线L2表示第一计算部661所计算出的变化量的经时变化。

[0123] 如图12所示,由于荧光药剂的荧光微弱,因此有可能第一计算部661所计算出的以荧光的波长成分的光强度为指标的第二荧光图像的信号值相对于第一荧光图像的信号值的变化量极小,从而难以区分噪声和荧光的信号值。因此,在本实施方式2中,在由第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量不为表示噪声的第三阈值LT3以上的情况下,延长第一计算部661所计算出的时间上前后的第一荧光图像与第二荧光图像的时间间隔。即,第一计算部661在生成部621生成规定次数的荧光图像数据、例如生成三次荧光图像数据的情况下,将最初生成的荧光图像数据(最旧的荧光图像数据)作为第一荧光图像,将最后生成的荧光图像数据(最新的荧光图像数据)作为第二荧光图像来计算光强度的变化量。

[0124] 返回到图11,继续步骤S206之后的说明。

[0125] 在步骤S206中,在经过了规定的时间、例如从向被摄体照射激励光起经过荧光药剂开始发光的时间的情况下(步骤S206:“是”),内窥镜系统1a转移到后述的步骤S207。与此相对,在未经过规定的时间的情况下(步骤S206:“否”),内窥镜系统1a返回到上述的步骤S201。

[0126] 在步骤S207中,光源装置3朝向被施用了荧光药剂的被摄体照射激励光。

[0127] 接着,摄像部222对被光源装置3照射了激励光的被摄体进行拍摄而生成图像数据(步骤S208)。

[0128] 然后,生成部621根据摄像部222所生成的图像数据,生成将如下像素值与每个像素对应起来的荧光图像数据,该像素值与从荧光药剂发出的荧光的波长成分的光强度对应(步骤S209)。

[0129] 接着,在生成部621生成了规定次数的荧光图像数据的情况下(步骤S210:“是”),内窥镜系统1a转移到后述的步骤S211。与此相对,在生成部621未生成规定次数的荧光图像数据的情况下(步骤S210:“否”),内窥镜系统1a返回到上述的步骤S207。

[0130] 在步骤S211中,第一计算部661将生成部621最初生成的荧光图像数据(最旧的荧光图像数据)作为第一荧光图像,将最后生成的荧光图像数据(最新的荧光图像数据)作为第二荧光图像,来计算光强度的变化量。具体而言,在将 $t = t_{x+1}$ 时的当前帧的荧光图像中的各像素的信号值定义为 $I_m(t_{x+1})$ 时,第一计算部661通过以下的式(3)来计算变化量。

[0131] 【数学式3】

$$[0132] \quad \sum_m C_m(t_{x+1}) = \sum_m (I_m(t_{x+1}) - I_m(t_{x-1})) \quad \dots(3)$$

[0133] 这里, m 表示像素的地址(坐标), $I_m(t_{x-1})$ 表示比当前帧的荧光图像靠前生成的前帧的荧光图像中的各像素的信号值。

[0134] 接着,第三判定部666判定第一计算部661所计算出的变化量是否为第三阈值以上。在由第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量为第三阈值以上的情况下(步骤S212:“是”),内窥镜系统1a转移到后述的步骤S213。与此相对,在由第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量不为第三阈值以上的情况下(步骤S212:“否”),内窥镜系统1a返回到上述的步骤S207。

[0135] 步骤S213～步骤S222与上述的图7的步骤S101～步骤S110分别对应。

[0136] 根据以上说明的本发明的实施方式2,在由第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量不为第三阈值以上的情况下,通过延长第一计算部661所计算出的时间上前后的第一荧光图像与第二荧光图像的时间间隔而计算光强度的变化量,由于即使荧光的变化较少也能够稳定地计算变化量,因此即使荧光药剂的荧光微弱,也能够可靠地将处于稳定状态的内容通知给用户。

[0137] 另外,在本发明的实施方式2中,在第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量不为第三阈值以上的情况下,延长第一计算部661所计算出的时间上前后的第一荧光图像与第二荧光图像的时间间隔而计算光强度的变化量,但例如也可以使用依次记录在记录部64中的荧光图像数据来计算变化量。具体而言,在第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量不为第三阈值以上的情况下,第一计算部661也可以根据记录在记录部64中的最旧的荧光图像数据和生成部621在经过规定时间后(例如60秒后)生成的荧光图像数据来计算时间上前后的前帧的荧光图像数据与当前帧的荧光图像数据的光强度的变化量。当然,在第三判定部666判定为第一计算部661所计算出的变化量不为第三阈值以上的情况下,第一计算部661也可以对沿着时间序列依次记录在记录部64中的荧光图像数据组,以减少计算变化量的计算次数的方式延长时间间隔而重新再次计算变化量。

[0138] (实施方式2的变形例1)

[0139] 接下来,对本发明的实施方式2的变形例1进行说明。在上述的实施方式1中,在第三判定部666判定为不为第三阈值以上的情况下,延长第一计算部661所计算出的时间上前后的第一荧光图像与第二荧光图像的时间间隔,而计算以荧光的波长成分的光强度为指标的变化量,但在本实施方式2的变形例1中,在第三判定部666判定为不为第三阈值以上的情况下,通过增加具有规定的像素数的块中所包含的像素数,来计算以荧光的波长成分的光强度为指标的第一荧光图像与第二荧光图像的差,并计算该差的总和作为变化量。以下,对由本实施方式2的变形例1的第一计算部661进行计算的计算方法进行说明。

[0140] 图13是示意性地说明第一计算部661计算变化量的块的一例的图。图14是示意性地说明在由第三判定部666判定为不为第三阈值以上的情况下的第一计算部661计算变化量的块的一例的图。在图13中,块n(区域n)表示具有规定的像素数的块。另外,在图14中,块k表示在块n的像素数的基础上增加像素的块。即,第一计算部661在由第三判定部666判定为不为第三阈值以上的情况下,针对荧光图像P1,按照与块n的像素数相比增加了像素数的块k,生成多个块k。由此,块k的数量比块n的数量少。

[0141] 如图13和图14所示,在由第三判定部666判定为不为第三阈值以上的情况下,在将 $t=t_x$ 时的当前帧的荧光图像 P_{t_x} 中的块k(区域k)的信号值定义为 $I_k(t_x)$ 时,第一计算部661通过以下的式(4)来计算变化量。

[0142] 【数学式4】

$$[0143] \quad \sum_k C_k(t_x) = \sum_k (I_k(t_x) - I_k(t_{x-1})) \quad \cdots(4)$$

[0144] 这里, $I_k(t_{x-1})$ 表示将比当前帧的荧光图像 P_{t_x} 靠前生成的前帧的荧光图像 $P_{t_{x-1}}$ 中的块k的像素的信号值平均后的信号值。

[0145] 这样,第一计算部661在由第三判定部666判定为不为第三阈值以上的情况下,通

过增加块中所包含的像素数(扩大计算变化量的区域)而计算以荧光的波长成分的光强度为指标的第一荧光图像相对于第一荧光图像的变化量。

[0146] 根据以上说明的本发明的实施方式2的变形例1,在由第三判定部666判定为不为第三阈值以上的情况下,通过增加块中所包含的像素数,来计算以荧光的波长成分的光强度为指标的第二荧光图像相对于第一荧光图像的变化量,从而即使荧光的变化较少,也能够可靠地将处于稳定状态的内容输出并通知给用户。

[0147] (实施方式3)

[0148] 接下来,对本发明的实施方式3进行说明。本实施方式3的内窥镜系统的结构与上述的实施方式2的内窥镜系统1a不同并且所执行的处理不同。具体而言,在上述的实施方式2中,在第一计算部661所计算出的变化量不为第三阈值以上的情况下,延长第一计算部661所计算出的时间上前后的第一荧光图像与第二荧光图像的时间间隔、或者增加块(区域)中所包含的像素数,从而增大计算光强度的变化量的区域,但在本实施方式3中,根据荧光图像中的荧光的波长成分的光强度的等级,延长第一计算部661所计算出的时间上前后的第一荧光图像与第二荧光图像的时间间隔、或者增加块中所包含的像素数,从而增大计算光强度的变化量的区域。以下,在对本实施方式3的内窥镜系统的结构进行了说明之后,对本实施方式3的内窥镜系统所执行的处理进行说明。另外,对与上述的实施方式1的内窥镜系统1相同的结构标注相同的标号而省略说明。

[0149] (内窥镜系统的结构)

[0150] 图15是示出本发明的实施方式3的内窥镜系统的功能结构的框图。图15所示的内窥镜系统1b具有图像处理装置6b而代替上述的实施方式1的内窥镜系统1的图像处理装置6。另外,图像处理装置6b具有控制部66b而代替上述的实施方式1的图像处理装置6的控制部66。并且,控制部66b除了具有上述的实施方式1的控制部66的结构之外还具有第二计算部667和第四判定部668。

[0151] 第二计算部667根据生成部621所生成的荧光图像数据而计算荧光的波长成分的光强度的等级。

[0152] 第四判定部668判定第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级是否为第四阈值以上。

[0153] (内窥镜系统的处理)

[0154] 接下来,对内窥镜系统1b所执行的处理进行说明。图16是示出内窥镜系统1b所执行的处理的概要的流程图。

[0155] 在图16中,步骤S301~步骤S303与上述的图7的步骤S101~步骤S103分别对应。

[0156] 在步骤S304中,第二计算部667根据生成部621所生成的荧光图像数据而计算荧光的波长成分的光强度的等级。

[0157] 接着,第四判定部668判定第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级是否为第四阈值以上(步骤S305)。在由第四判定部668判定为第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级为第四阈值以上的情况下(步骤S305:“是”),内窥镜系统1b转移到后述的步骤S306。与此相对,在由第四判定部668判定为第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级不为第四阈值以上的情况下(步骤S305:“否”),内窥镜系统1b转移到后述的步骤S313。

[0158] 图17是示意性地示出第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级的经时变化的一例的图。在图17中,横轴表示时间,纵轴表示荧光的波长成分的光强度的强度等级。另外,在图17中,曲线L3表示第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级的经时变化。

[0159] 如图17所示,由于荧光药剂的荧光微弱,因此有可能第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级的变化极小。因此,在本实施方式3中,在由第四判定部668判定为第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级不为表示噪声的第四阈值LT4以上的情况下,延长第一计算部661所计算的时间上前后的前帧的荧光图像数据与当前帧的荧光图像数据的时间间隔。

[0160] 返回到图16,继续步骤S306之后的说明。

[0161] 步骤S306~步骤S312与上述的图7的步骤S104~步骤S110分别对应。另外,步骤S313~步骤S317与上述的图11的步骤S207~步骤S211分别对应。

[0162] 根据以上说明的本发明的实施方式3,在由第四判定部668判定为第二计算部667所计算出的荧光的波长成分的光强度的等级不为表示噪声的第四阈值以上的情况下,通过延长第一计算部661所计算的时间上前后的第二荧光图像与第一荧光图像的时间间隔而计算光强度的变化量,因此即使荧光药剂的荧光微弱,也能够可靠地将处于稳定状态的内容通知给用户。

[0163] 另外,在本发明的实施方式3中,也可以是,在第四判定部668判定为不为第四阈值以上的情况下,第一计算部661通过增加具有规定的像素数的块中所包含的像素数,来计算以荧光的波长成分的光强度为指标的第一荧光图像与第二荧光图像的差,并计算该差的总和作为变化量。

[0164] (其他实施方式)

[0165] 另外,在本发明的实施方式1~3中,也可以是,在第一计算部661所计算出的变化量不为第五阈值以上的情况下,照明控制部665以使光源装置3的激励光的照射量变大的方式使光源装置3照射激励光。具体而言,如图18的(a)所示,在表示由第一计算部661计算出的变化量的经时变化的曲线L4不为第五阈值LT5以上的情况下,如图18的(b)的折线L5所示,照明控制部665也可以以增大激励光的照射量的方式使光源装置3照射激励光。由此,荧光药剂的荧光的光强度的等级变高。当然,照明控制部665也可以根据第一计算部661所计算出的变化量而控制光源装置3所照射的激励光的照射量。

[0166] 另外,在本发明的实施方式1~3中,由输出部65通知荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思,但例如如图19所示,输出控制部664也可以将表示处于稳定状态的信息A1叠加在显示装置4所显示的荧光图像P20而并显示在显示装置4上。在该情况下,输出控制部664也可以将表示荧光的状态的彩色条B1叠加在荧光图像P20上。另外,如图20所示,输出控制部664也可以通过框F1对显示装置4所显示的荧光图像P30中的荧光部分进行镶边来强调该荧光部分而显示在显示装置4上。并且,如图21所示,输出控制部664也可以通过将荧光图像W1叠加在通常的彩色图像P100上,而使荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思显示在显示装置4上。

[0167] 另外,在本发明的实施方式1~3中,也可以是,第一计算部621按照荧光图像中的规定的像素数而分割成多个块,计算该多个块各自的变化量,由第一判定部662和第二判定

部663分别进行判定,输出控制部664按照每个块而将荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思输出给输出部65。当然,如图22所示,输出控制部664也可以按照显示装置4所显示的荧光图像中的块n,以能够与其他块n进行识别的方式显示表示处于稳定状态的信息。在该情况下,输出控制部664也可以以彩色条B1中的与稳定状态对应的颜色显示在显示装置4上。

[0168] 另外,在本发明的实施方式1~3中,在内窥镜系统1、1a、1c中分别设置有输入部63、记录部64以及照明控制部665,但这些构成要素在不脱离发明的主旨的范围内也可以删除。另外,通过适当组合上述的实施方式1~3所公开的多个构成要素,可以形成各种发明。例如,也可以从上述的实施方式1~3所记载的所有构成要素中删除几个构成要素。并且,也可以适当组合在上述的实施方式1~3中进行了说明的构成要素。

[0169] 另外,在本发明的实施方式中,上述的“部”可以改读为“单元”或“电路”等。例如,控制部可以改读为控制单元或控制电路。

[0170] 另外,在本发明的实施方式中,经由传送线缆将图像数据向图像处理装置发送,但是,例如不必是有线的,也可以是无线的。在该情况下,只要按照规定的无线通信标准(例如Wi-Fi(注册商标)和“蓝牙”(注册商标))将图像数据等向图像处理装置发送即可。当然也可以按照其他无线通信标准进行无线通信。

[0171] 另外,在本发明的实施方式中,光源装置和图像处理装置(处理器)分体形成,但不限于此,例如也可以采用一体形成图像处理装置和光源装置的结构。

[0172] 另外,在本发明的实施方式中,以同步式的内窥镜为例进行了说明,但面序式的内窥镜也能够应用。并且,在本发明的实施方式中,除了激励光以外还能够照射规定的窄带光的内窥镜也能够应用。另外,在本发明的实施方式中,除了硬性内窥镜以外,柔性内窥镜(上下内窥镜)、副鼻腔内窥镜以及胶囊型内窥镜也能够应用。

[0173] 另外,在本发明的实施方式中,是插入于被检体的内窥镜,但例如胶囊型的内窥镜或对被检体进行拍摄的摄像装置也能够应用。

[0174] 另外,在本说明书中的流程图的说明中,使用“首先”、“然后”、“接着”等表述来明示出各处理的前后关系,但实施本发明所需的处理顺序并未被那些表述唯一地确定。即,在本说明书中记载的流程图中的处理依次可以在不矛盾的范围内变更。

[0175] 以上,根据附图对本申请的几个实施方式进行了详细地说明,但这些是例示的,可以以发明的公开栏中记载的方式为首,通过根据本领域技术人员知识实施了各种变形、改良的其他方式来实施本发明。

[0176] 标号说明

[0177] 1、1a、1b:内窥镜系统;2:内窥镜;3:光源装置;4:显示装置;5:第二传送线缆;6、6a、6b:图像处理装置;7:第三传送线缆;8:光导;21:插入部;22:摄像头;23:第一传送线缆;61:接收部;62:图像处理部;63:输入部;64:记录部;65:输出部;66、66a、66b:控制部;221:光学系统;222:摄像部;222a:滤色镜;222b:摄像元件;223:发送部;621:生成部;641:程序记录部;642:图像数据记录部;661:第一计算部;662:第一判定部;663:第二判定部;664:输出控制部;665:照明控制部;666:第三判定部;667:第二计算部;668:第四判定部。

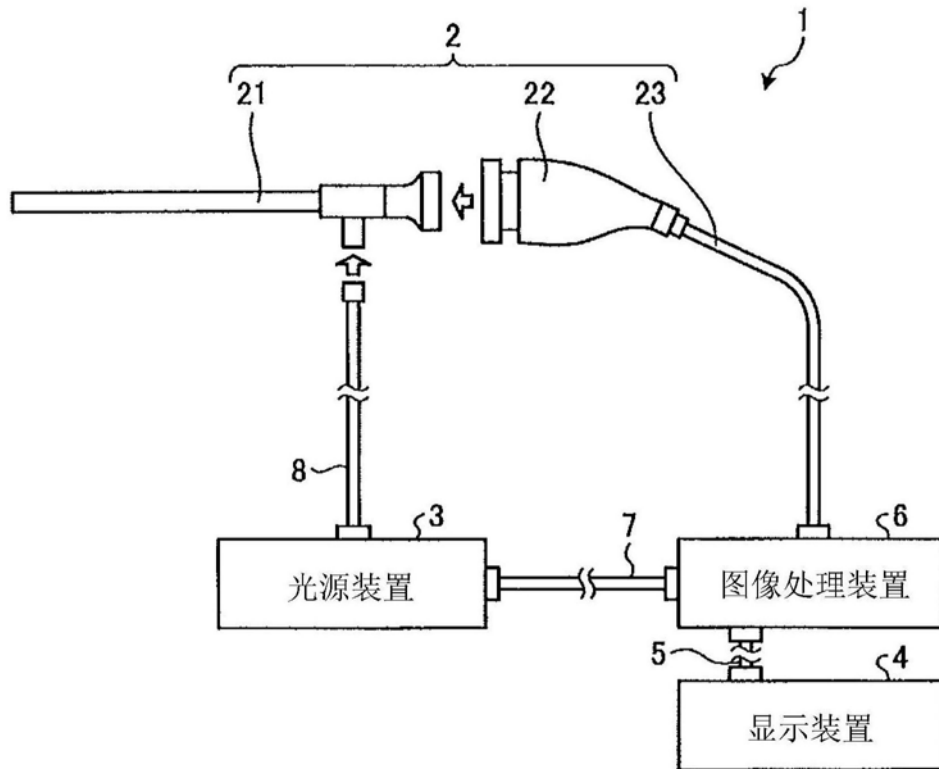


图1

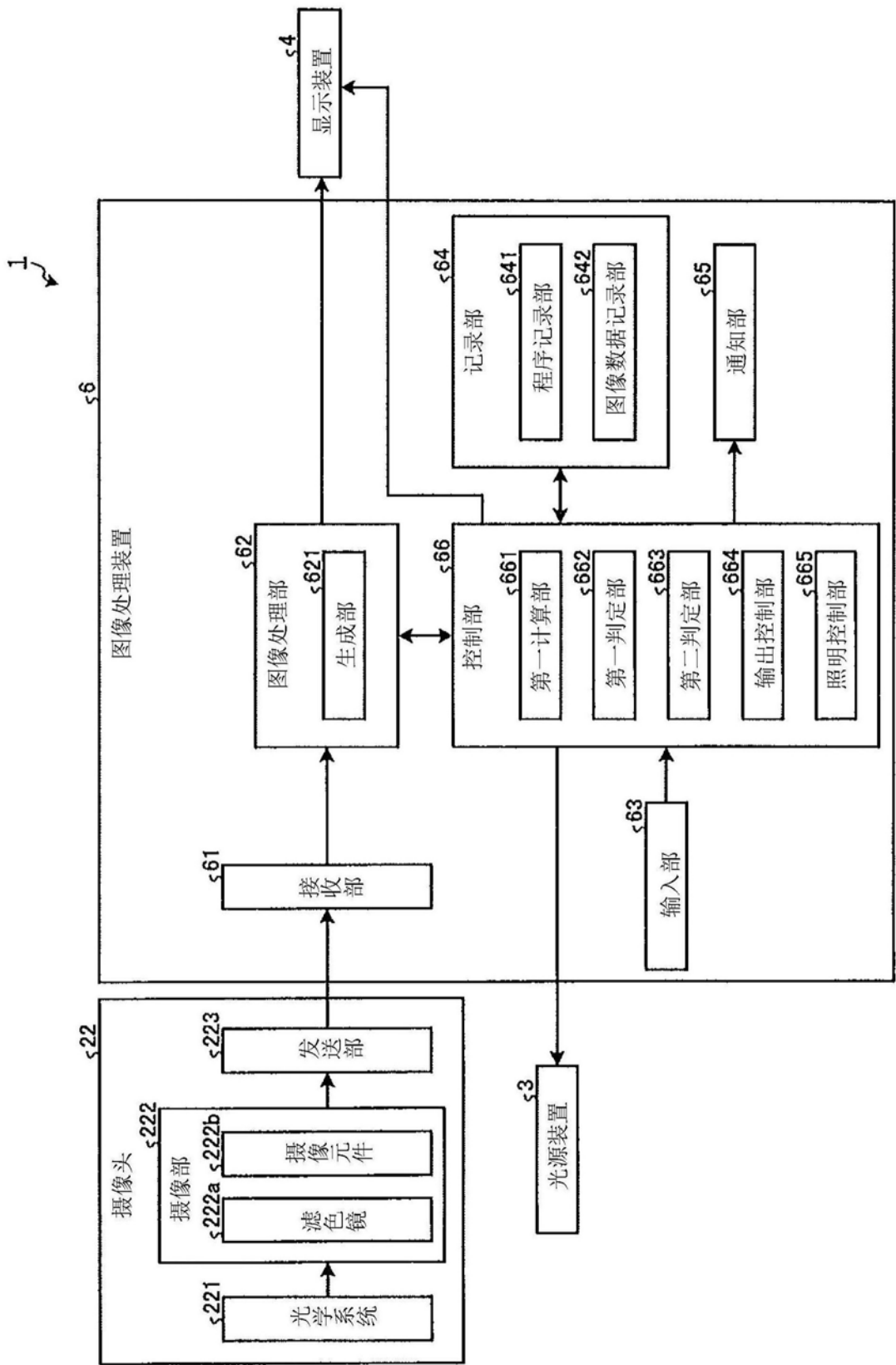


图2

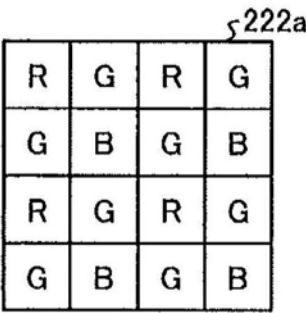


图3

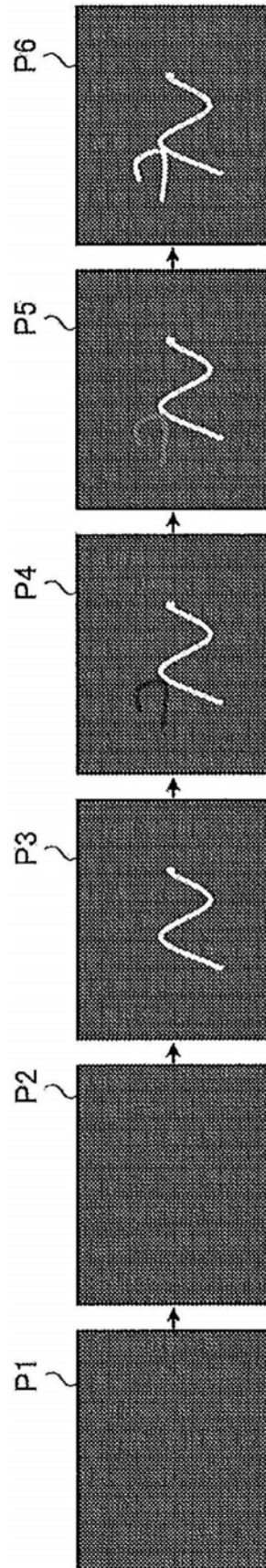


图4

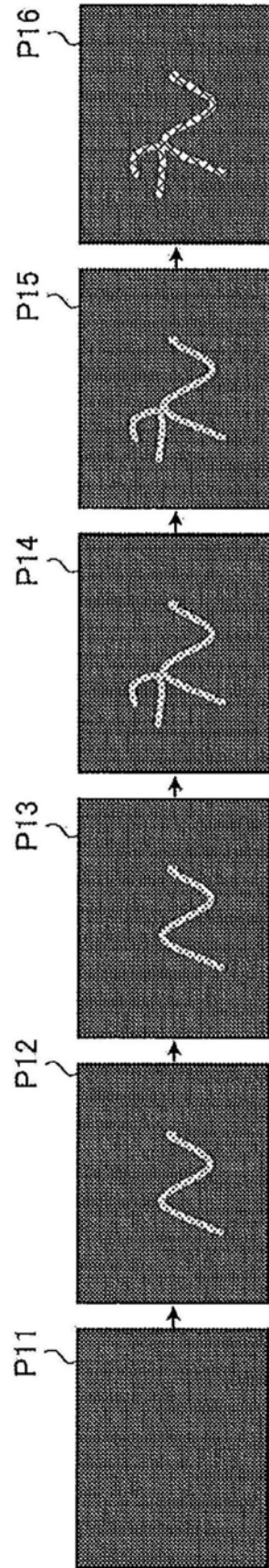


图5

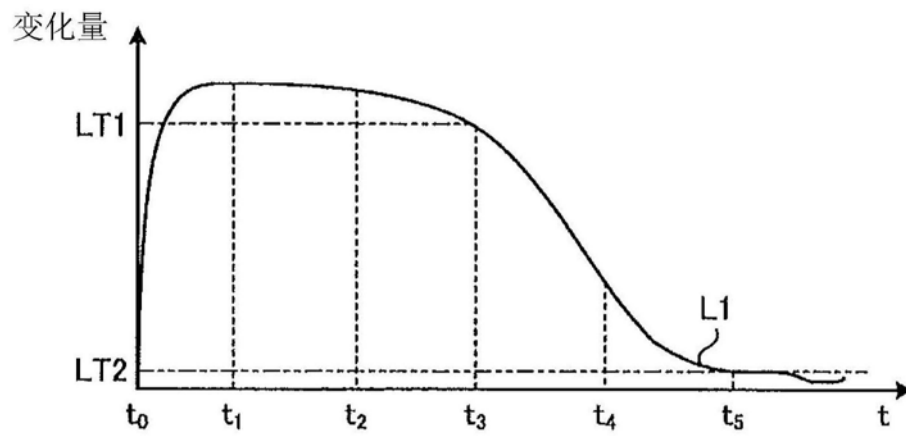


图6

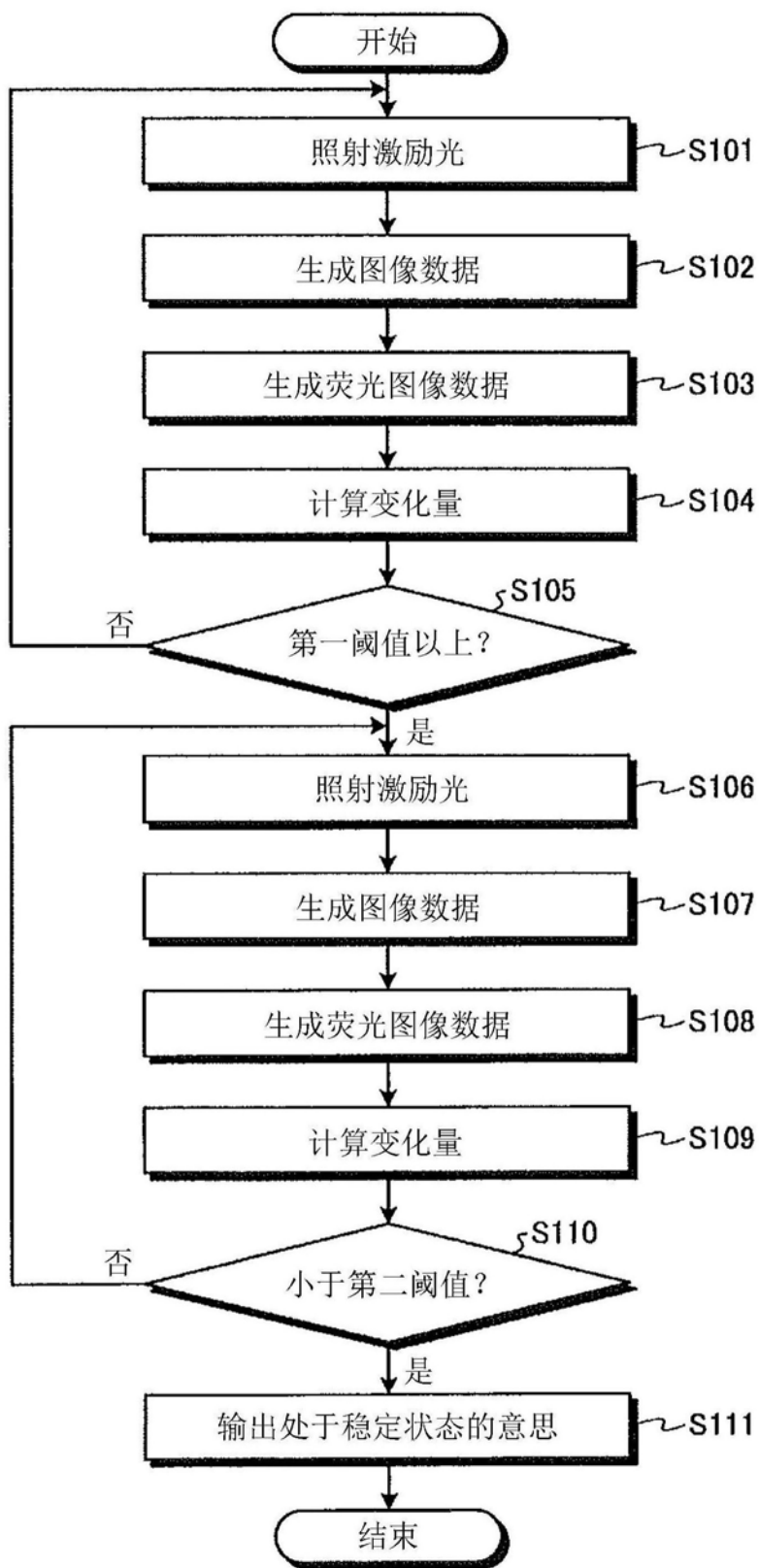


图7

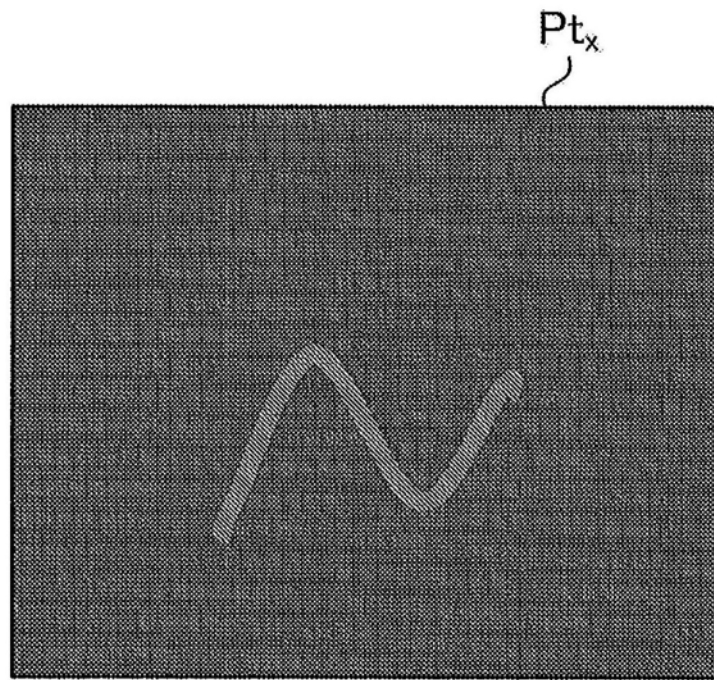


图8A

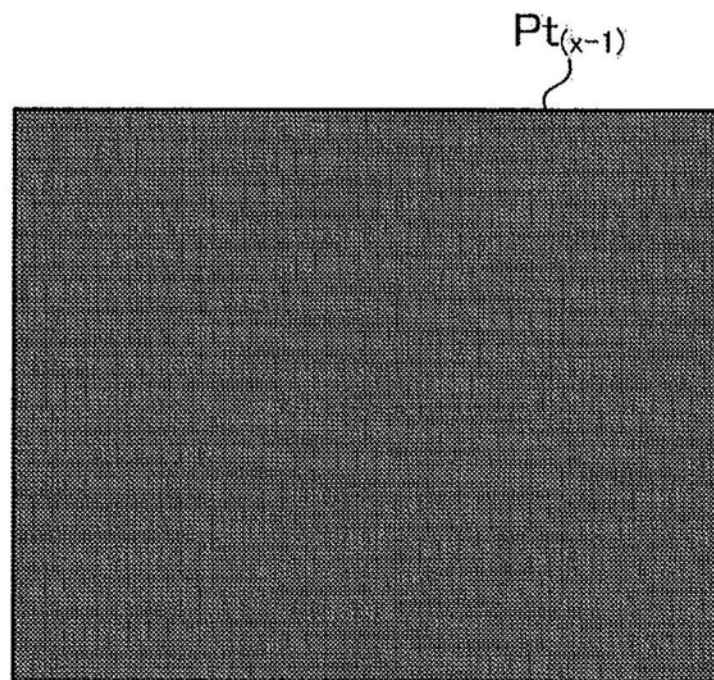


图8B

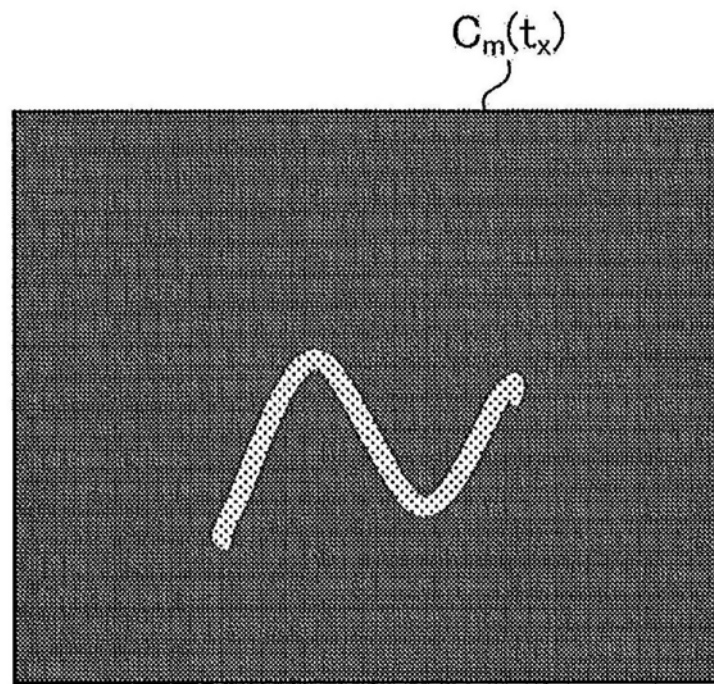


图8C

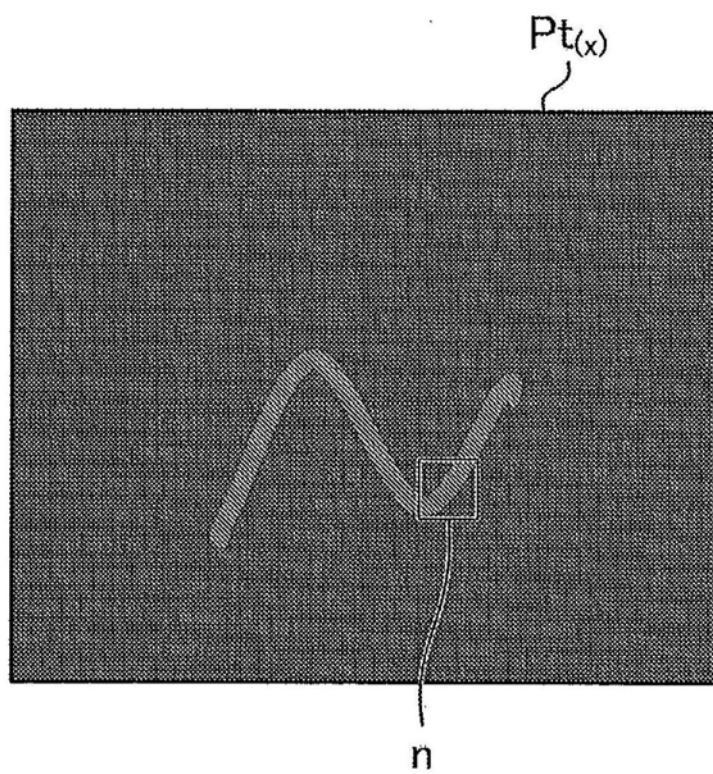


图9A

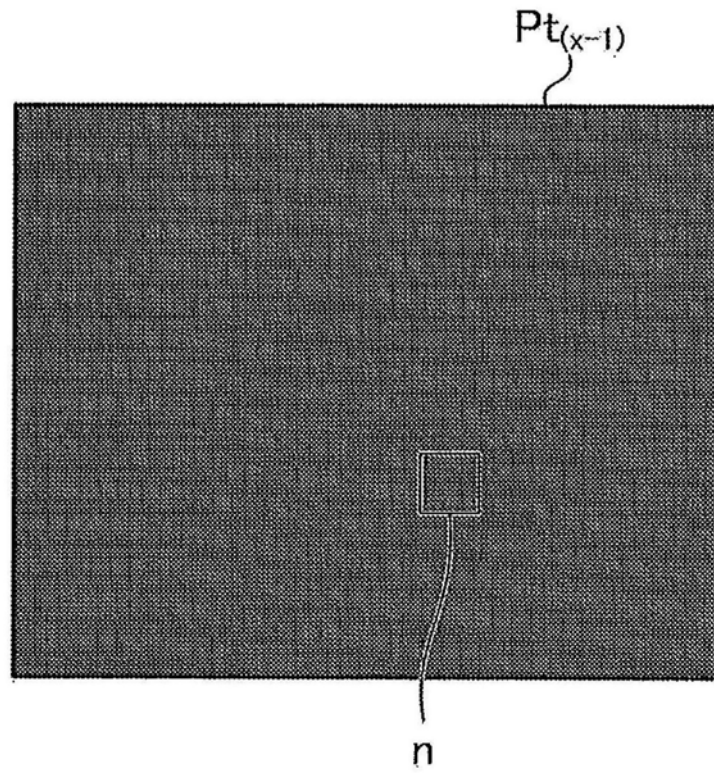


图9B

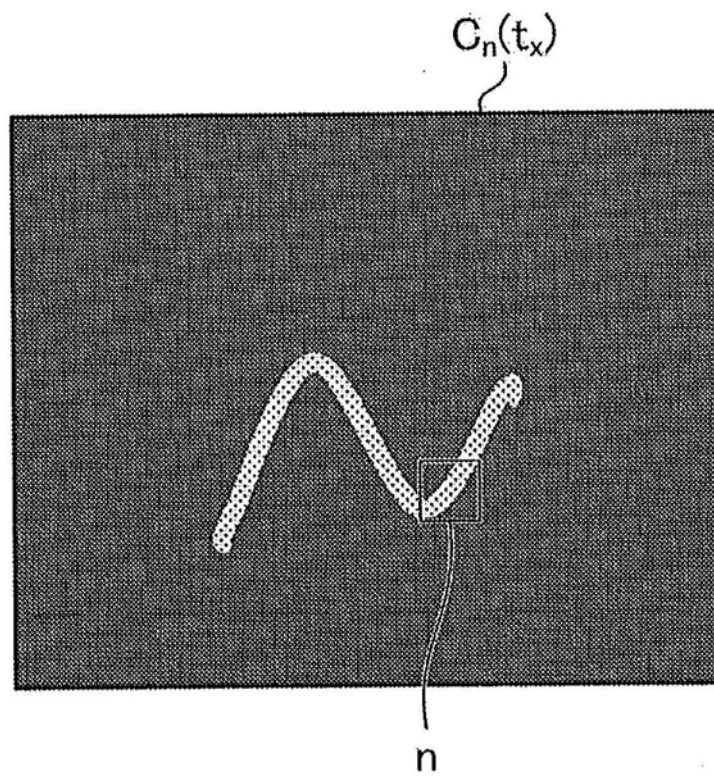


图9C

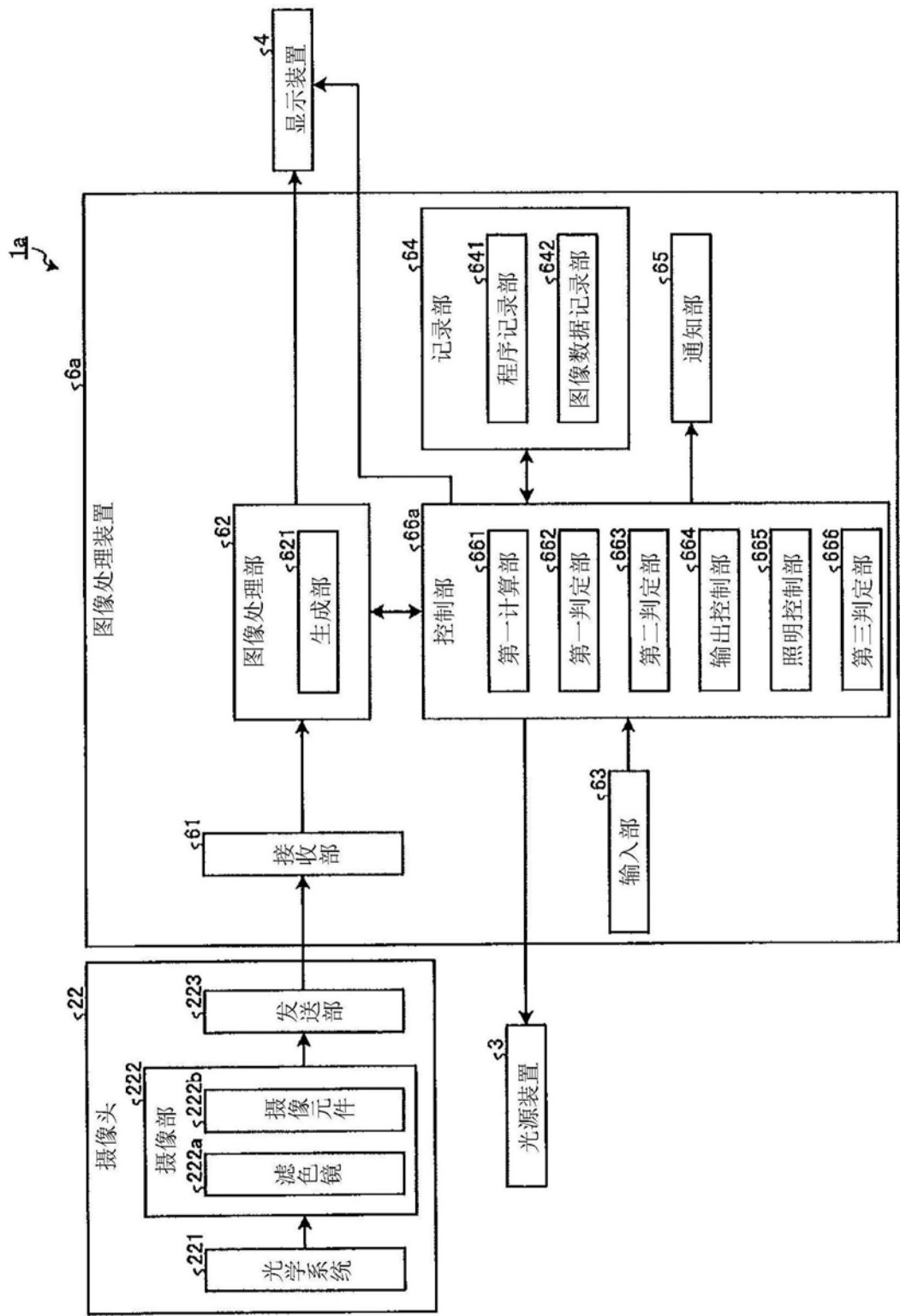


图10

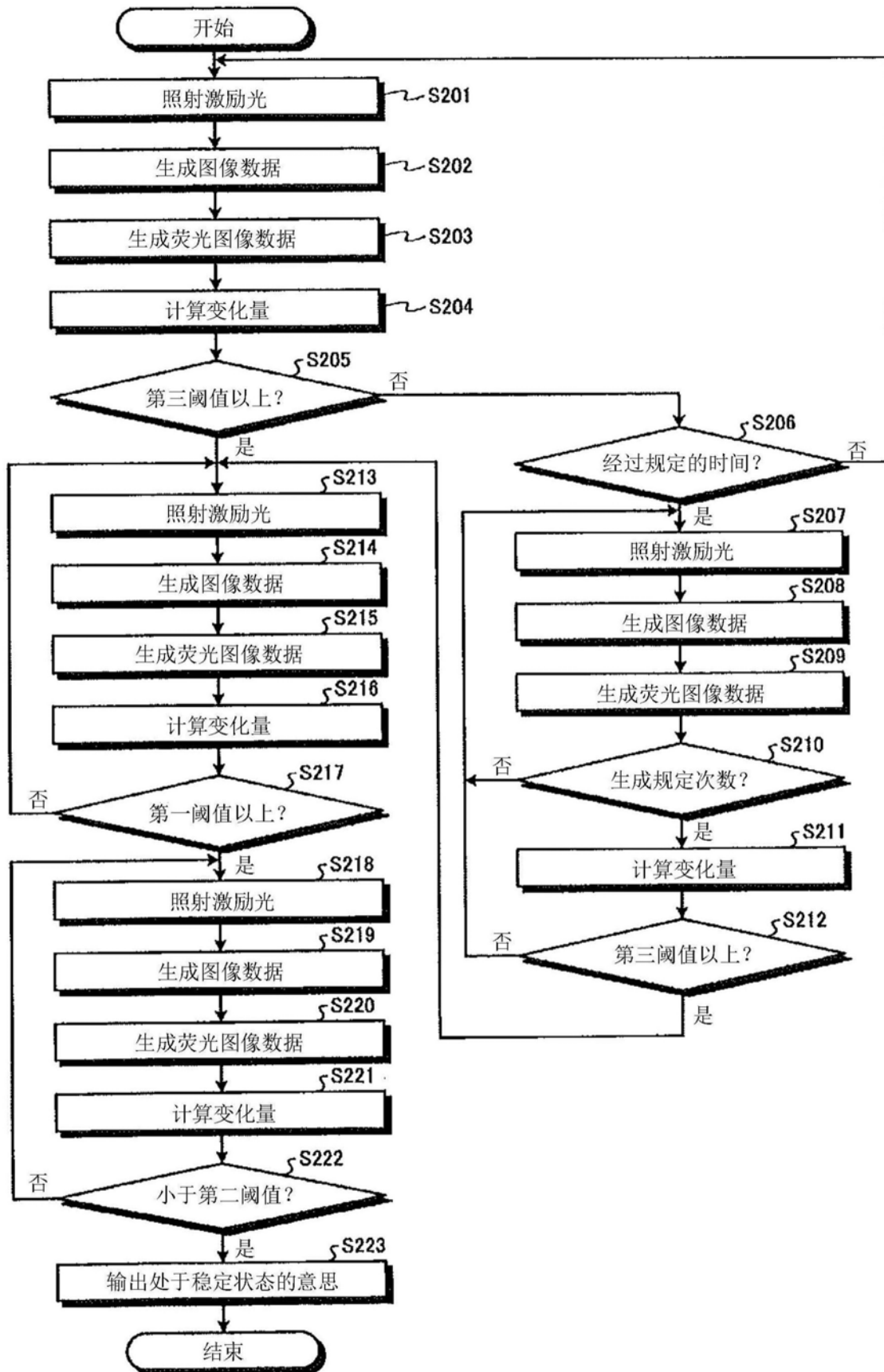


图11

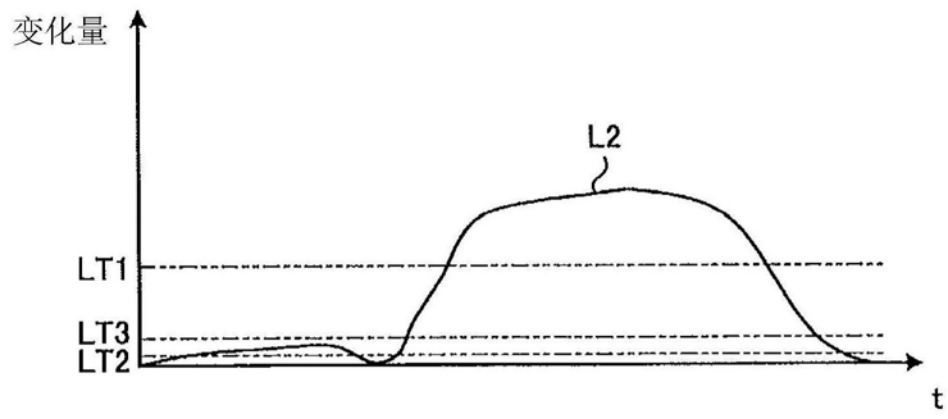


图12

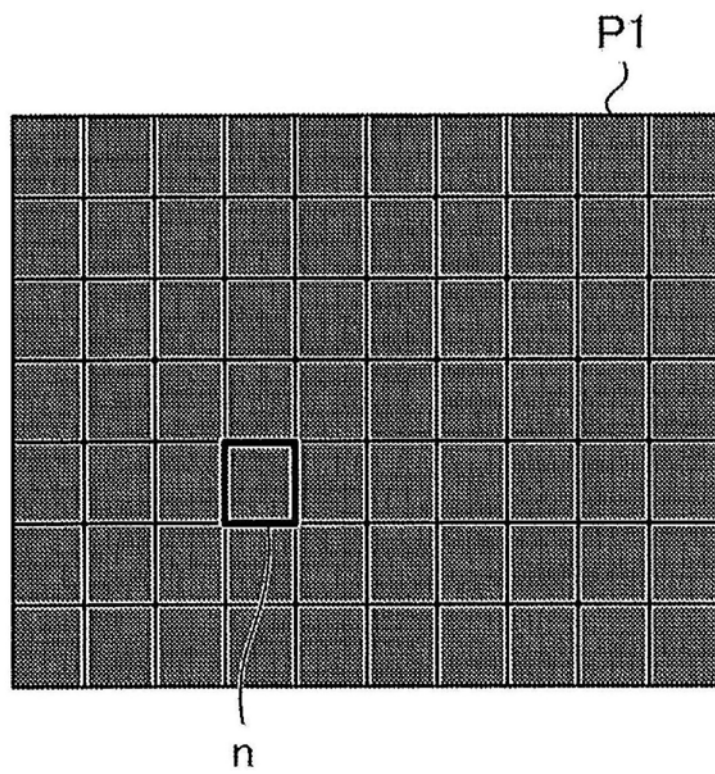


图13

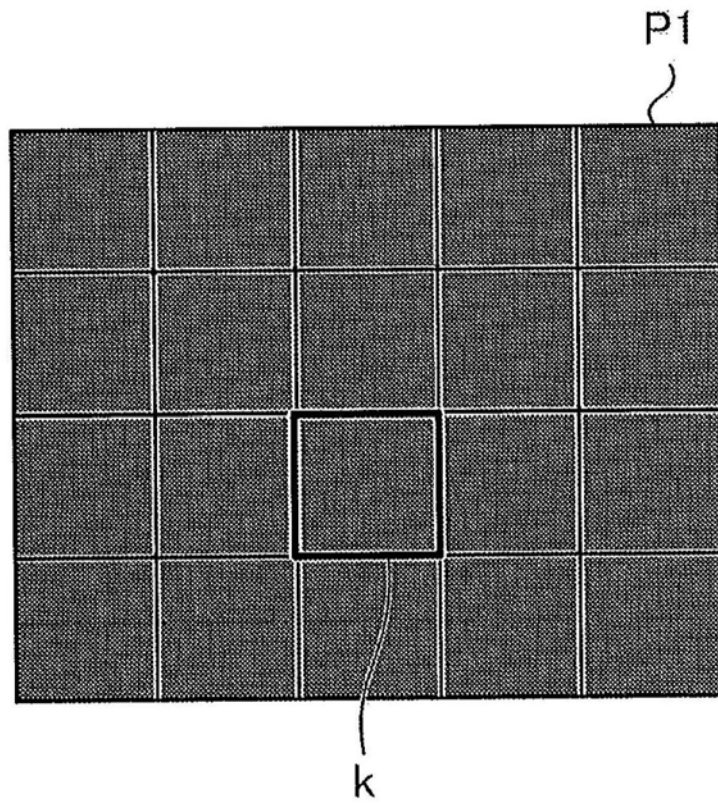


图14

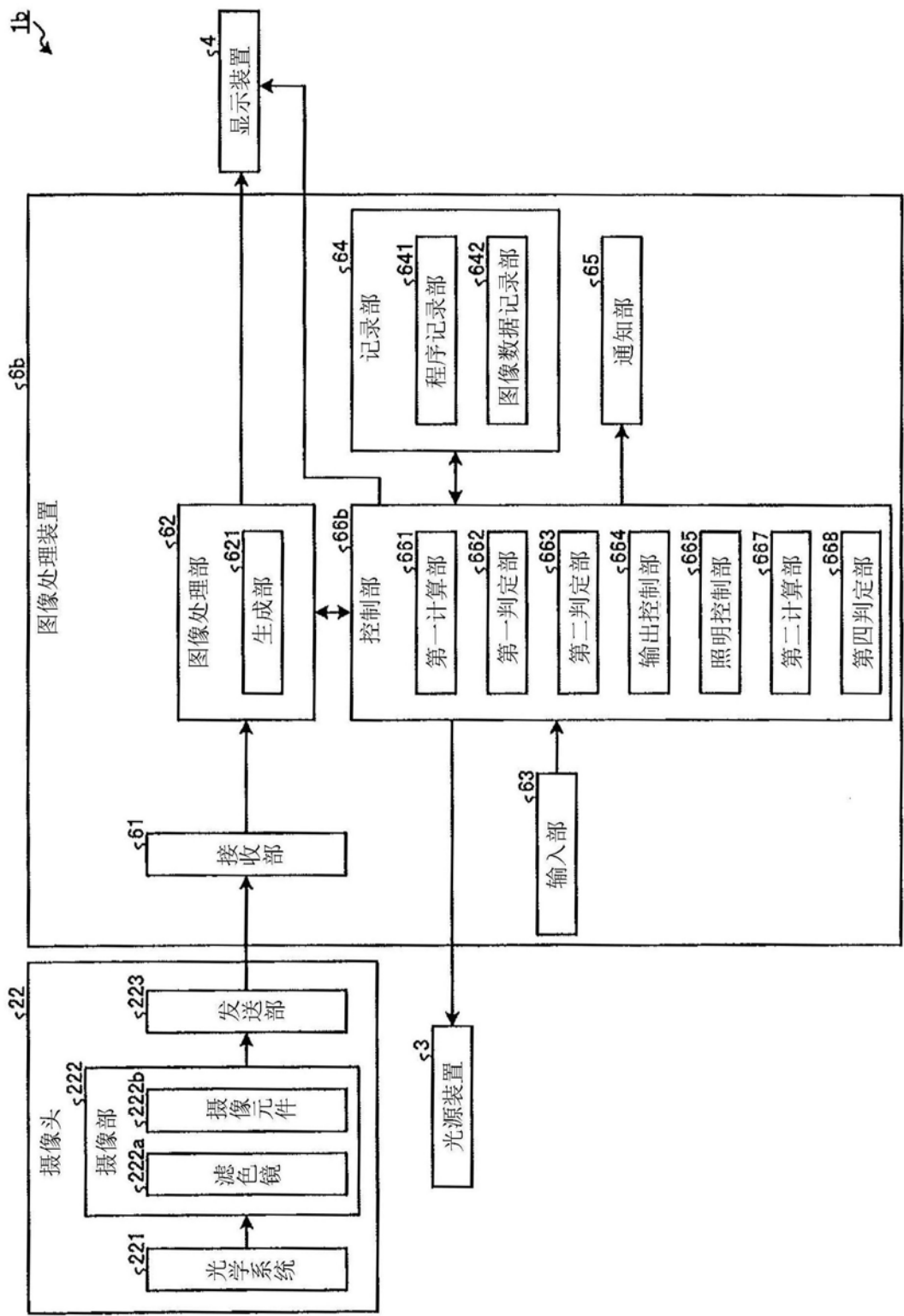


图15

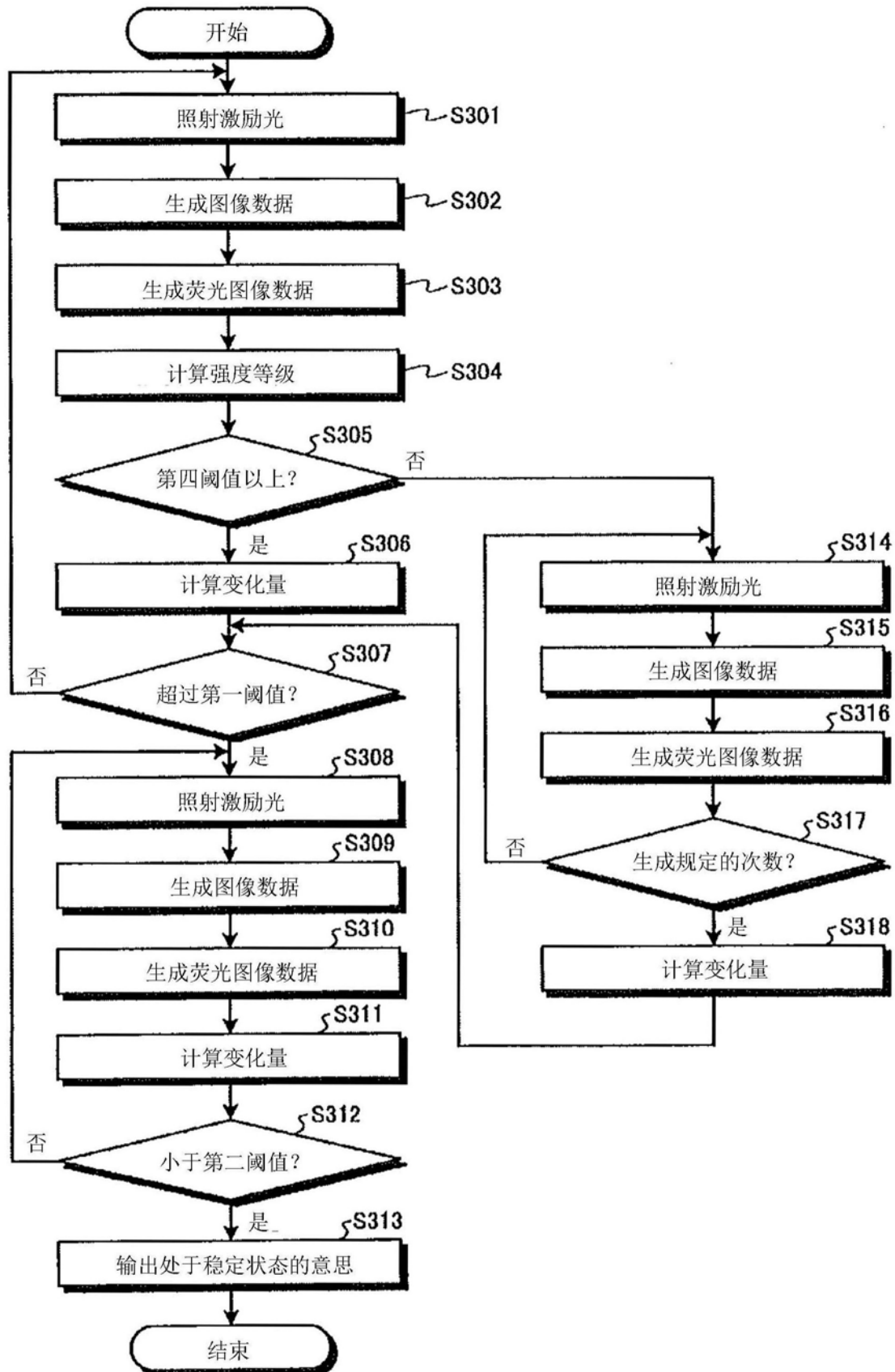


图16

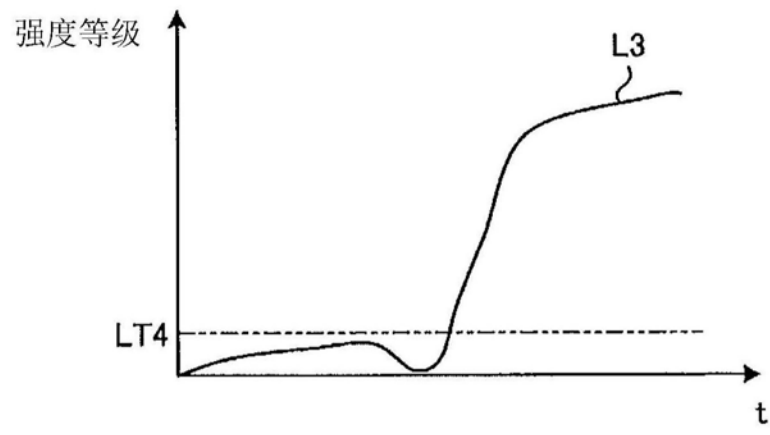


图17

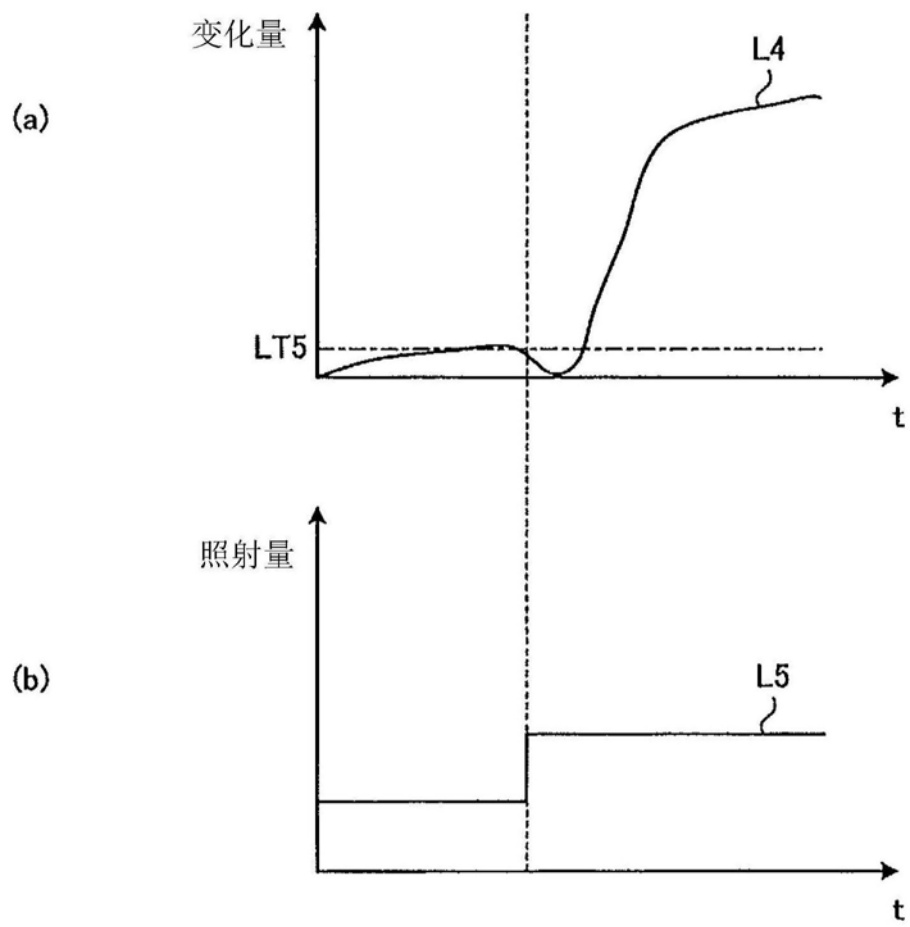


图18

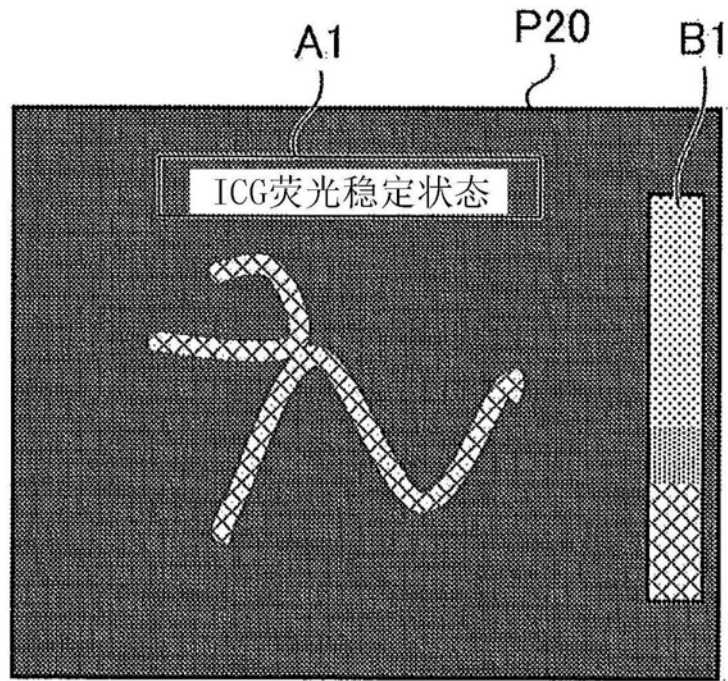


图19

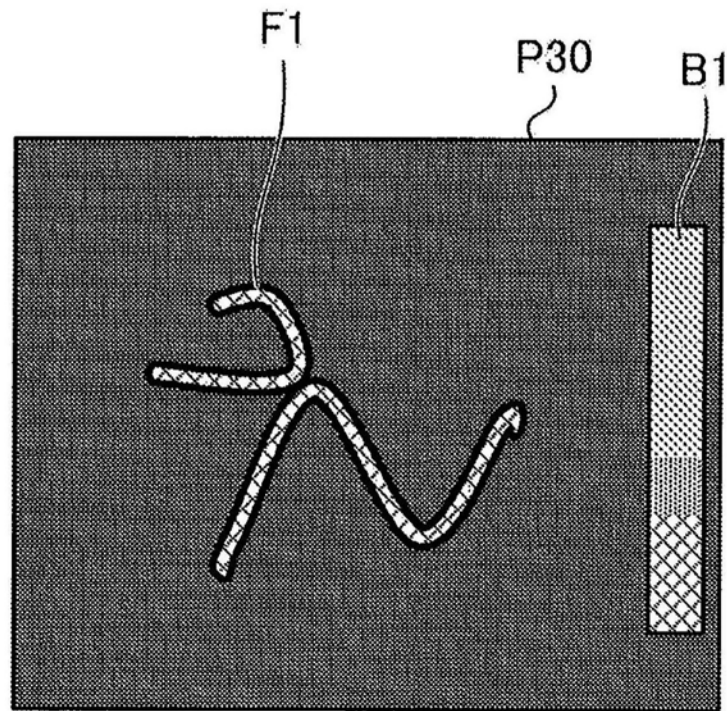


图20

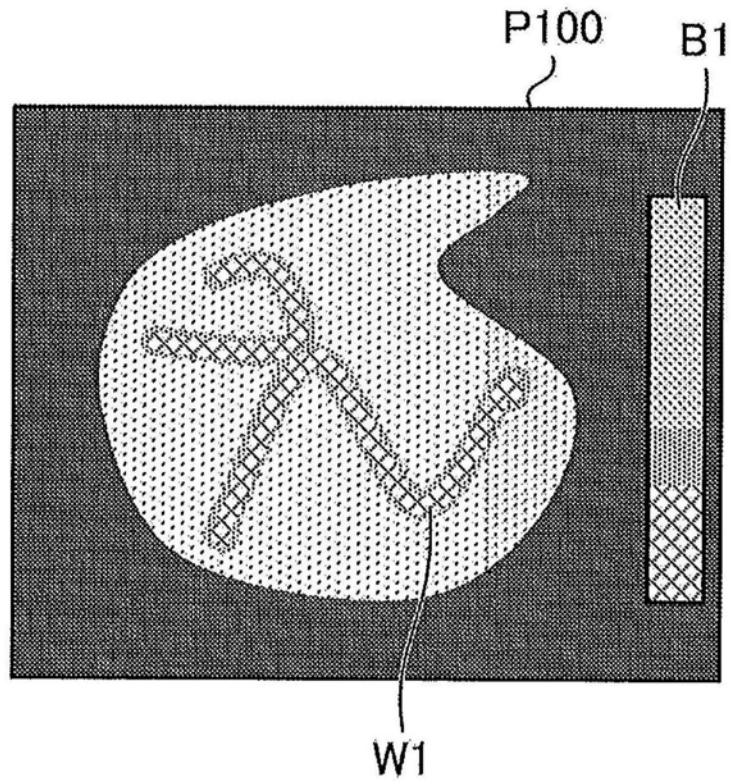


图21

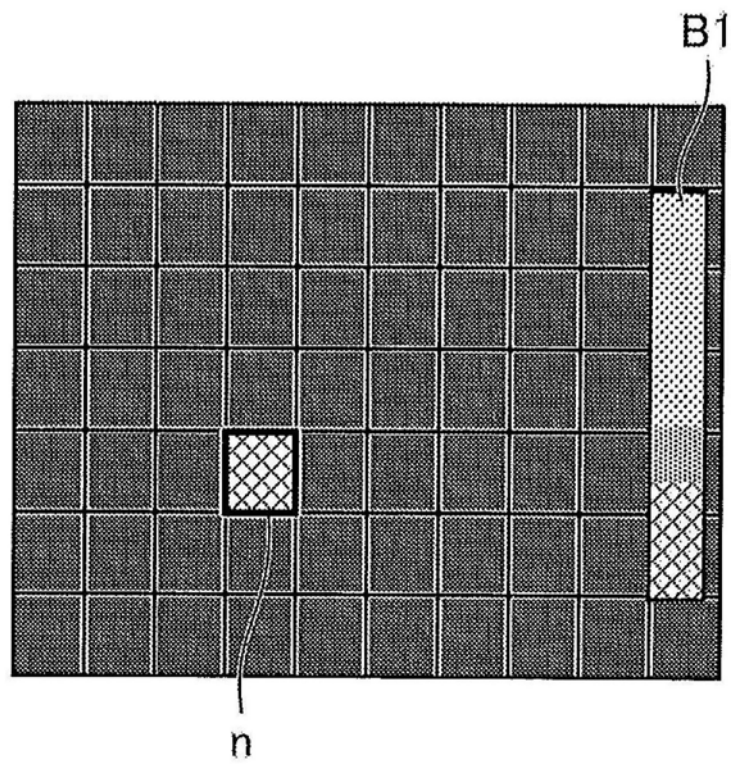


图22

专利名称(译)	内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法以及程序		
公开(公告)号	CN109219385A	公开(公告)日	2019-01-15
申请号	CN201680086304.1	申请日	2016-06-21
[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	吉崎和德		
发明人	吉崎和德		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00055 A61B1/042 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2461 G02B23/2484 H04N5/2256 H04N5/262 H04N2005/2255		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供在医生进行荧光药剂的发光是否处于稳定状态的判断时能够支援该判断的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法以及程序。内窥镜系统(1)具有：第一判定部(662)，其判定第一计算部(661)依次计算出的变化量是否为表示荧光的出现的第一阈值以上；第二判定部(663)，其在由第一判定部(662)判定为变化量为第一阈值以上之后，判定第一计算部(661)依次计算出的变化量是否小于表示荧光的稳定状态的第二阈值；以及输出部，其在由第二判定部(663)判定为变化量小于第二阈值的情况下，输出荧光药剂的荧光处于稳定状态的意思。

