



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104619236 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 13

(21) 申请号 201480002352. 9

(22) 申请日 2014. 03. 31

(30) 优先权数据

2013-160659 2013. 08. 01 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 03. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/059473 2014. 03. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/015839 JA 2015. 02. 05

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 竹腰聪 武井俊二 山崎健二

大野涉

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

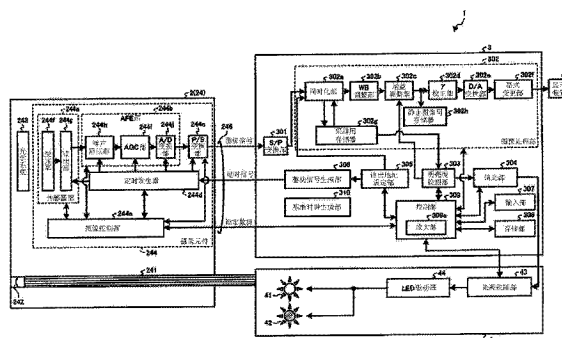
权利要求书1页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

摄像装置

(57) 摘要

提供一种不会看漏发出的荧光而能够恰当地进行荧光图像的观察的摄像装置。内窥镜系统(1)具备:特殊光光源(42),其向被检体射出用于激励被导入到该被摄体的荧光物质的激励光;白色光光源(41),其向被检体射出与激励光不同的包含可见频带的普通光;摄像元件(244),其具有拍摄被激励光或者普通光照明的被摄体的光学像来生成光学像的图像信号的摄像面;明亮度检测部(303),其基于在普通光的照明下摄像元件(244)所生成的图像信号来生成表示明亮度的亮度信号;以及放大部(309a),其基于与明亮度检测部(303)生成的亮度信号相应的放大率来设定在激励光的照明下摄像元件(244)生成的图像信号的放大率。



1. 一种摄像装置,其特征在于,具备:

激励光射出部,其向被检体射出用于激励被导入到该被检体的荧光物质的激励光;

普通光射出部,其向上述被检体射出与上述激励光不同的包含可见频带的普通光;

摄像部,其使被上述激励光或者上述普通光照明的上述被检体的光学像在摄像面上成像来生成图像信号;

亮度信号生成部,其基于在上述普通光的照明下上述摄像部所生成的上述图像信号来生成表示明亮度的亮度信号;

放大部,其基于与上述亮度信号生成部生成的上述亮度信号相应的上述图像信号的放大率,来设定在上述激励光的照明下上述摄像部生成的上述图像信号的放大率。

2. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

还具备分割区域设定部,该分割区域设定部分割上述摄像面来设定多个分割区域,

上述亮度信号生成部生成上述分割区域设定部设定的上述多个分割区域各自的上述亮度信号,

上述放大部基于与各个上述亮度信号相应的放大率,来设定上述激励光的照明下的与上述分割区域对应的上述图像信号的放大率。

3. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

上述分割区域设定部还分割上述分割区域来设定多个小分割区域,

上述放大部基于与各个上述亮度信号相应的放大率,来设定上述激励光的照明下的与上述小分割区域对应的上述图像信号的放大率。

4. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

还具备荧光判定部,该荧光判定部判定与在上述激励光的照明下生成的上述图像信号对应的荧光图像内有无发出荧光的荧光区域,

在上述荧光判定部判定为在上述荧光图像内存在上述荧光区域的情况下,上述分割区域设定部分割包含上述荧光区域的上述分割区域来设定多个小分割区域,

上述放大部基于与各个上述亮度信号相应的放大率,来设定上述激励光的照明下的与上述小分割区域对应的上述图像信号的放大率。

5. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

还具备荧光判定部,该荧光判定部判定与在上述激励光的照明下生成的上述图像信号对应的荧光图像内有无发出荧光的荧光区域,

在上述荧光判定部判定为在上述荧光图像内存在上述荧光区域的情况下,上述分割区域设定部随着时间的经过对包含上述荧光区域的上述分割区域进行减小设定。

6. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

上述放大部基于增益设定上述图像信号的放大率。

7. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

上述放大部基于曝光时间设定上述图像信号的放大率。

摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对被摄体照射激励光或者可见光、用多个像素接收被该被摄体反射的光并进行光电变换而输出图像信息的摄像装置。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,在观察被检体的脏器内部时使用内窥镜系统。内窥镜系统是摄像装置的一种,一般来讲内窥镜系统将呈细长形状的挠性的插入部插入到患者等被检体的体腔内,经由插入的该插入部对体腔内的生物体组织照射白色光,通过设置在插入部的前端的摄像部接收其反射光来拍摄体内图像。通过内窥镜系统拍摄到的生物体图像的图像信号经由插入部内的传输线缆被传输到体外的图像处理装置并在图像处理装置中被进行图像处理,由此显示于内窥镜系统的监视器。医师等用户通过显示于监视器的体内图像来观察被检体的体腔内。

[0003] 作为这样的内窥镜系统,已知能够进行荧光观察或者普通观察的技术:在该荧光观察中,对被导入了包含荧光标记等的荧光药剂的生物体组织照射特定波长的激励光来拍摄荧光,在该普通观察中,对生物体组织照射可见频带的普通光来拍摄反射光(参照专利文献1)。在该技术中,以在普通光下拍摄到的图像的亮度水平作为目标值,通过自动调整荧光图像的亮度水平,能够不给用户增加负担而以恰当的明亮度显示荧光图像。

[0004] 专利文献1:日本特开 2006-61435 号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 然而,在上述的以往技术中,在无法观察荧光的情况下,无法根据荧光图像判断是激励光的强度或图像信号的放大不足还是由于荧光药剂的聚集不足而导致无法观察荧光。

[0007] 本发明是鉴于上述情形而完成的,目的在于提供一种不会看漏发出的荧光而能够恰当地进行荧光图像的观察的摄像装置。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述问题而达到目的,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,具备:激励光射出部,其向该被检体射出用于激励被导入被检体的荧光物质的激励光;普通光射出部,其向上述被检体射出包括与上述激励光不同的可见频带的普通光;摄像部,其在摄像面上成像被上述激励光或者上述普通光照明的上述被检体的光学像来生成图像信号;亮度信号生成部,其基于在上述普通光的照明下上述摄像部所生成的上述图像信号,来生成表示明亮度的亮度信号;以及放大部,其基于与上述亮度信号生成部生成的上述亮度信号相应的上述图像信号的放大率,设定在上述激励光的照明下上述摄像部生成的上述图像信号的放大率。

[0010] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,还具备分割上述摄像面来设定多个分割区域的分割区域设定部,上述亮度信号生成部生成上述分割区域设定部所

设定的上述多个分割区域各自的上述亮度信号,上述放大部基于与各个上述亮度信号相应的放大率,来设定上述激励光的照明下的与上述分割区域对应的上述图像信号的放大率。

[0011] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,上述分割区域设定部分割上述分割区域来设定多个小分割区域,上述放大部基于与各个上述亮度信号相应的放大率,来设定上述激励光的照明下的与上述小分割区域对应的上述图像信号的放大率。

[0012] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,还具备判定在与上述激励光的照明下生成的上述图像信号对应的荧光图像内有无发出荧光的荧光区域的荧光判定部,上述分割区域设定部在上述荧光判定部判定在上述荧光图像内存在上述荧光区域的情况下,分割上述荧光区域中包括的上述分割区域来设定多个小分割区域,上述放大部基于与各个上述亮度信号相应的放大率,来设定上述激励光的照明下的与上述小分割区域对应的上述图像信号的放大率。

[0013] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,还具备判定在与上述激励光的照明下生成的上述图像信号对应的荧光图像内有无发出荧光的荧光区域的荧光判定部,上述分割区域设定部在上述荧光判定部判定为在上述荧光图像内存在上述荧光区域的情况下,随着时间的经过将上述荧光区域中包含的上述分割区域设定得较小。

[0014] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,上述放大部基于增益设定上述图像信号的放大率。

[0015] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,上述放大部基于曝光时间设定上述图像信号的放大率。

[0016] 发明的效果

[0017] 根据本发明所涉及的摄像装置,放大部基于与亮度信号相应的放大率来设定各像素的荧光的放大率,该亮度信号由亮度信号生成部生成,是在普通光的照明下摄像元件所生成的图像信号的亮度信号。由此,起到不会看漏发出的荧光而能够恰当地进行荧光图像的观察的效果。

附图说明

[0018] 图 1 是表示作为本发明的实施方式一所涉及的摄像装置的内窥镜系统的概要结构的图。

[0019] 图 2 是说明图 1 所示的内窥镜的前端部的内部结构的概要的截面图。

[0020] 图 3 是表示本发明的实施方式一所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0021] 图 4 是表示本发明的实施方式一所涉及的内窥镜系统所执行的处理的概要的流程图。

[0022] 图 5 是表示本发明的实施方式二所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0023] 图 6 是表示本发明的实施方式二所涉及的内窥镜系统所执行的处理的概要的流程图。

[0024] 图 7 是示意性地表示图 5 所示的分割区域设定部分割摄像面时的分割区域的图。

[0025] 图 8 是表示本发明的实施方式三所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的

框图。

[0026] 图 9 是表示本发明的实施方式三所涉及的内窥镜系统所执行的处理的概要的流程图。

[0027] 图 10 是示意性地表示图 8 所示的分割区域设定部分分割摄像面时的分割区域的图。

[0028] 图 11 是本发明的实施方式四所涉及的内窥镜系统所执行的处理的时序图。

[0029] 图 12 是示意性地表示本发明的实施方式四所涉及的分割区域设定部分分割摄像面时的分割区域的图。

[0030] 图 13 是表示本发明的实施方式五所涉及的内窥镜系统的前端部的前端面的图。

[0031] 图 14 是表示以图 13 所示的 A-A 线进行切断得到的切断面的一部分的图。

[0032] 图 15 是表示以图 13 所示的 B-B 线进行切断得到的切断面的一部分的图。

[0033] 图 16 是表示本发明的实施方式五所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

具体实施方式

[0034] 以下,作为用于实施本发明的方式(以下,称为“实施方式”),说明拍摄并显示患者等被检体的体腔内的图像的医疗用内窥镜系统。另外,本发明并不限于本实施方式。并且,在附图的记载中,对相同部分标注相同的附图标记。另外,需要注意的是,附图是示意性的,各部件的厚度与宽度的关系、各部件的比例等与现实不同。另外,附图相互之间也包括彼此的尺寸的关系、比例不同的部分。

[0035] (实施方式一)

[0036] 图 1 是表示作为本发明的实施方式一所涉及的摄像装置的内窥镜系统的概要结构的图。如图 1 所示,内窥镜系统 1 具备:内窥镜 2,其通过将前端部插入被检体的体腔内来拍摄被检体的体内图像;控制装置 3,其对内窥镜 2 拍摄得到的体内图像实施规定的处理,并且对内窥镜系统 1 整体的动作进行统一控制;光源装置 4,其产生从内窥镜 2 的前端射出的照明光或者激励光;以及显示装置 5,其显示控制装置 3 实施了图像处理后的体内图像。

[0037] 内窥镜 2 具备:插入部 21,其具有挠性,呈细长形状;操作部 22,其与插入部 21 的基端侧相连接,接受各种操作信号的输入;以及通用线缆 23,其从操作部 22 向与插入部 21 所延伸的方向不同的方向延伸,内置与控制装置 3 和光源装置 4 相连接的各种线缆。

[0038] 插入部 21 具有:前端部 24,其内置有后述的摄像元件;弯曲自如的弯曲部 25,其由多个弯曲块构成;以及纵长状的挠性管部 26,其与弯曲部 25 的基端侧相连接,具有挠性。

[0039] 图 2 是说明前端部 24 的内部结构的概要的截面图。如图 2 所示,前端部 24 具有:光导件 241,其使用玻璃光纤等构成,形成光源装置 4 发出的光的导光路;照明透镜 242,其设置在光导件 241 的前端;聚光用的光学系统 243;摄像元件 244,其设置在光学系统 243 的成像位置,接收由光学系统 243 会聚的光,将其光电变换为电信号并实施规定的信号处理;以及处置器具通道 245,其供内窥镜 2 用的处置器具通过。

[0040] 光学系统 243 至少由透镜 243a 和透镜 243b 构成。此外,构成光学系统 243 的透镜的种类、数量并不限于图 2 所示的情况。

[0041] 图 3 是表示内窥镜系统 1 的主要部分的功能结构的框图。参照图 3,说明摄像元件 244 的结构。如图 3 所示,摄像元件 244 具有:传感器部 244a,其对来自光学系统 243 的光

进行光电变换而输出电信号；模拟前端 244b（以下称为“AFE 部 244b”），其对传感器部 244a 输出的电信号进行噪声去除、A/D 变换；P/S 变换部 244c，其对 AFE 部 244b 输出的数字信号进行并行 / 串行变换；定时发生器 244d，其产生传感器部 244a 的驱动定时、AFE 部 244b 和 P/S 变换部 244c 中的各种信号处理的脉冲；以及摄像控制部 244e，其控制摄像元件 244 的动作。摄像元件 244 为 CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor：互补金属氧化物半导体) 图像传感器。

[0042] 传感器部 244a 经由基板 244S 与 IC 电路组 244G 相连接。IC 电路组 244G 具备具有 AFE 部 244b、P/S 变换部 244c、定时发生器 244d 以及摄像控制部 244e 的功能的多个 IC 电路。

[0043] 传感器部 244a 具有受光部 244f 和读出部 244g，上述受光部 244f 是多个像素以二维矩阵状排列而成的，该多个像素分别具有用于蓄积与光量相应的电荷的光电二极管和对由光电二极管所蓄积的电荷进行放大的放大器，上述读出部 244g 将受光部 244f 的多个像素中的作为读出对象而任意设定的像素所生成的电信号作为图像信息而读出。在受光部 244f 中按照每个像素设置有 RGB 独立的滤色片，从而能够获取彩色图像。

[0044] AFE 部 244b 具有：噪声降低部 244h，其降低电信号（模拟）所包含的噪声成分；AGC (Auto Gain Control：自动增益控制) 部 244i，其调整电信号的放大率（增益）而维持固定的输出水平；以及 A/D 变换部 244j，其对经由 AGC 部 244i 输出的电信号进行 A/D 变换。噪声降低部 244h 例如采用相关双采样 (Correlated Double Sampling) 法来降低噪声。

[0045] 摄像控制部 244e 按照从控制装置 3 接收到的设定数据来控制前端部 24 的各种动作。摄像控制部 244e 使用 CPU (Central Processing Unit：中央处理器) 等而构成。另外，摄像控制部 244e 按照从控制装置 3 接收到的设定数据来设定读出部 244g 从受光部 244f 读出的区域。

[0046] 在设置于基板 244S 的电极 244E 上连接有与控制装置 3 之间进行电信号的发送接收的、由多个信号线汇聚成的集合线缆 246。多个信号线包括将摄像元件 244 输出的图像信号传输到控制装置 3 的信号线、以及将控制装置 3 输出的控制信号传输到摄像元件 244 的信号线等。

[0047] 操作部 22 具有：弯曲旋钮 221，其使弯曲部 25 向上下方向和左右方向弯曲；处置器具插入部 222，其用于将生物体钳子、激光手术刀以及检查探头等处置器具插入到体腔内；以及作为操作输入部的多个开关 223，其除了对控制装置 3、光源装置 4 以外还对送空气单元、送水单元、送气单元等外围设备输入操作指示信号。从处置器具插入部 222 插入的处置器具经由前端部 24 的处置器具通道 245 而从开口部 245a 露出。

[0048] 通用线缆 23 至少内置有光导件 241 和集合线缆 246。通用线缆 23 的光导件 241 连接到光源装置 4。通用线缆 23 的集合线缆 246 连接到控制装置 3。

[0049] 接着，说明控制装置 3 的结构。控制装置 3 具备 S/P 变换部 301、图像处理部 302、明亮度检测部 303、调光部 304、读出地址设定部 305、驱动信号生成部 306、输入部 307、存储部 308、控制部 309 以及基准时钟生成部 310。

[0050] S/P 变换部 301 对从前端部 24 接收到的图像信号（数字信号）进行串行 / 并行变换。

[0051] 图像处理部 302 根据从 S/P 变换部 301 输出的并行方式的图像信号，生成由显示

装置 5 显示的体内图像。图像处理部 302 具有同时化部 302a、白平衡 (WB) 调整部 302b、增益调整部 302c、 γ 校正部 302d、D/A 变换部 302e、格式变更部 302f、采样用存储器 302g 以及静止图像用存储器 302h。

[0052] 同时化部 302a 将作为像素信息输入的图像信号输入到针对每个像素设置的三个存储器 (未图示), 与读出部 244g 所读出的受光部 244f 的像素的地址对应地, 依次更新并保持各存储器的值, 并且将这三个存储器的图像信号同时化为 RGB 图像信号。同时化部 302a 将进行同时化而得到的 RGB 图像信号依次输出到白平衡调整部 302b, 并且将一部分的 RGB 图像信号输出到采样用存储器 302g 以用于明亮度检测等图像分析。

[0053] 白平衡调整部 302b 自动调整 RGB 图像信号的白平衡。具体地说, 白平衡调整部 302b 基于 RGB 图像信号中包含的色温来自动调整 RGB 图像信号的白平衡。

[0054] 增益调整部 302c 进行 RGB 图像信号的增益调整。增益调整部 302c 将进行了增益调整的 RGB 信号输出到 γ 校正部 302d, 并且将一部分的 RGB 信号输出到静止图像用存储器 302h 以用于静止图像显示、放大图像显示或者强调图像显示。

[0055] γ 校正部 302d 与显示装置 5 对应地对 RGB 图像信号进行色调校正 (γ 校正)。

[0056] D/A 变换部 302e 将 γ 校正部 302d 输出的色调校正后的 RGB 图像信号变换为模拟信号。

[0057] 格式变更部 302f 将被变换为模拟信号的图像信号变更为高清晰度方式等运动图像用的文件格式而输出到显示装置 5。

[0058] 明亮度检测部 303 根据由采样用存储器 302g 保持的 RGB 图像信号来检测与各像素对应的明亮度水平, 将检测出的明亮度水平记录到设置在内部的存储器并且输出到控制部 309。另外, 明亮度检测部 303 根据检测出的明亮度水平来计算增益调整值和光照射量, 将增益调整值输出到增益调整部 302c, 另一方面, 将光照射量输出到调光部 304。并且, 明亮度检测部 303 基于内窥镜 2 的摄像元件 244 生成的图像信号来生成表示明亮度的亮度信号, 并将该亮度信号输出到控制部 309。此外, 在本实施方式一中, 明亮度检测部 303 作为亮度信号生成部发挥功能。

[0059] 调光部 304 在控制部 309 的控制下, 根据明亮度检测部 303 计算出的光照射量来设定光源装置 4 发出的光的种类、光量、发光定时等, 将包括所设定的该条件的光源同步信号发送到光源装置 4。

[0060] 读出地址设定部 305 具有对传感器部 244a 的受光面的读出对象的像素和读出顺序进行设定的功能。即, 读出地址设定部 305 具有对 AFE 部 244b 读出的传感器部 244a 的像素的地址进行设定的功能。另外, 读出地址设定部 305 将所设定的读出对象的像素的地址信息输出到同时化部 302a。

[0061] 驱动信号生成部 306 生成用于驱动摄像元件 244 的驱动用的定时信号, 经由集合线缆 246 中包含的规定的信号线发送到定时发生器 244d。该定时信号包含读出对象的像素的地址信息。

[0062] 输入部 307 接受指示内窥镜系统 1 的动作的动作指示信号等各种信号的输入。

[0063] 存储部 308 使用快闪存储器、DRAM (Dynamic Random Access Memory: 动态随机存取存储器) 等半导体存储器而实现。存储部 308 存储用于使内窥镜系统 1 动作的各种程序、以及包含内窥镜系统 1 的动作所需的各种参数等的参数数据。

[0064] 控制部 309 使用 CPU 等构成,进行对包括前端部 24 和光源装置 4 在内的各结构部的驱动控制、以及对各结构部的信息的输入输出控制等。控制部 309 将用于摄像控制的设定数据经由集合线缆 246 中包含的规定的信号线发送到摄像控制部 244e。在此,设定数据包括对摄像元件 244 的摄像速度(帧频)和从传感器部 244a 的任意的像素读出像素信息的读出速度进行指示的指示信息、以及 AFE 部 244b 读出的像素信息的传输控制信息等。另外,控制部 309 具有放大部 309a。

[0065] 放大部 309a 基于与从明亮度检测部 303 输入的亮度信号相应的放大率,来设定在激励光的照明下摄像元件 244 生成的图像信号的放大率。具体地说,放大部 309a 根据与明亮度检测部 303 基于在普通光(可见光)的照明下摄像元件 244 所生成的图像信号而生成的亮度信号相应的 AGC 部 244i 的放大率,来对 AGC 部 244i 设定在激励光的照明下摄像元件 244 生成的图像信号的放大率(增益)。

[0066] 基准时钟生成部 310 生成成为内窥镜系统 1 的各结构部的动作的基准的基准时钟信号,对内窥镜系统 1 的各结构部提供所生成的基准时钟信号。

[0067] 接着,说明光源装置 4 的结构。光源装置 4 具备白色光光源 41、特殊光光源 42、光源控制部 43 以及 LED(Light Emitting Diode:发光二极管)驱动器 44。

[0068] 白色光光源 41 由白色 LED 构成,在光源控制部 43 的控制下产生白色照明光。

[0069] 特殊光光源 42 产生用于激励被导入到被检体的荧光物质的激励光。具体地说,特殊光光源 42 产生红外光。另外,特殊光光源 42 也可以产生与白色照射光的波长频带不同且被窄频带带通滤波器窄频带化的 R、G、B 中的任意一种成分的光作为特殊光。作为特殊光光源 42 产生的特殊光,例如也可产生被窄频带化为容易被血液中的血红蛋白吸收的蓝色光和绿色光这两种频带的 NBI(Narrow Band Imaging:窄带成像技术)照明光等。

[0070] 光源控制部 43 按照从调光部 304 发送来的光源同步信号控制提供给白色光光源 41 或者特殊光光源 42 的电流。

[0071] LED 驱动器 44 通过在光源控制部 43 的控制下对白色光光源 41 或者特殊光光源 42 提供电流,来使白色光光源 41 或者特殊光光源 42 产生激励光。白色光光源 41 或者特殊光光源 42 产生的光经由光导件 241 从前端部 24 的前端照射到外部。

[0072] 显示装置 5 具有经由影像线缆从控制装置 3 接收控制装置 3 所生成的体内图像并进行显示的功能。显示装置 5 具有液晶、有机 EL(Electro Luminescence:电致发光)等显示器。

[0073] 说明在如上构成的内窥镜系统 1 中进行被检体的荧光观察时的处理。图 4 是表示内窥镜系统 1 所执行的处理的概要的流程图。此外,在下面,被检体已被操作者通过处置器具在生物体内施加了包含荧光标记的荧光药剂。

[0074] 如图 4 所示,光源控制部 43 在控制部 309 的控制下驱动 LED 驱动器 44 来使白色光光源 41 照射可见光(步骤 S101)。

[0075] 接着,摄像控制部 244e 在控制部 309 的控制下以规定的定时驱动读出部 244g 来将受光部 244f 接收到的可见反射光的图像信号输出到控制装置 3(步骤 S102)。

[0076] 之后,明亮度检测部 303 从采样用存储器 302g 获取可见光的图像信号,来计算受光部 244f 的各图像的照度(步骤 S103),并生成各像素中的亮度信号(步骤 S104)。

[0077] 接着,放大部 309a 基于明亮度检测部 303 生成的亮度信号,经由摄像控制部 244e

对 AFE 部 244b 的 AGC 部 244i 设定从受光部 244f 的各像素输出的可见光（普通光）的图像信号的放大率（步骤 S105）。

[0078] 之后，控制部 309 使图像处理部 302 生成白色光的图像信号并输出到显示装置 5（步骤 S106）。具体地说，控制部 309 在对内窥镜系统 1 设定了利用白色光的普通观察模式的情况下，使图像处理部 302 将白色光图像信号输出到显示装置 5。由此，操作者通过确认显示装置 5 显示的图像，能够进行被检体的普通观察。并且，控制部 309 也可以使图像处理部 302 将白色光图像信号存储于存储部 308。

[0079] 接着，放大部 309a 根据可见光的放大率，经由摄像控制部 244e 对 AFE 部 244b 的 AGC 部 244i 设定从受光部 244f 的各图像输出的荧光的图像信号的放大率（步骤 S107）。

[0080] 之后，光源控制部 43 在控制部 309 的控制下，驱动 LED 驱动器 44 来使特殊光光源 42 照射激励光（步骤 S108）。

[0081] 接着，摄像控制部 244e 在控制部 309 的控制下，以规定的定时驱动读出部 244g 来将受光部 244f 接收到的荧光的荧光图像信号输出到控制装置 3（步骤 S109）。

[0082] 之后，控制部 309 使图像处理部 302 生成荧光图像信号并输出到显示装置 5（步骤 S110）。由此，操作者通过确认显示装置 5 显示的荧光图像能够进行被检体内的荧光观察。

[0083] 接着，控制部 309 判断是否从输入部 307 输入了结束被检体的观察的指示信号（步骤 S111）。在控制部 309 判断为输入了指示信号的情况下（步骤 S111：“是”），内窥镜系统 1 结束本处理。相对于此，在控制部 309 判断为没有经由输入部 307 输入指示信号的情况下（步骤 S111：“否”），内窥镜系统 1 返回步骤 S101。

[0084] 根据以上说明的本实施方式一，放大部 309a 基于与由明亮度检测部 303 生成的、在白色光的照明光下摄像元件 244 所生成的图像信号的亮度信号相应的受光部 244f 的各图像的放大率，来设定各像素的荧光的放大率。由此，能够降低由配光或者脏器的吸光特性的影响引起的荧光强度的变化，能够使显示装置 5 显示清晰的被检体的荧光图像。

[0085] 另外，根据本实施方式一，认为照射可见光而被生物体组织反射的反射光弱的区域（暗区域或者出血区域）为由于距前端部 24 的距离远或者配光差而照明光没到达的区域（地方），因此同样地认为是激励光也没有充分地到达该区域的区域（地方）。因此，如上所述，放大部 309a 基于与由明亮度检测部 303 生成的、在白色光的照明光下摄像元件 244 所生成的图像信号的亮度信号相应的受光部 244f 的各图像的放大率，来设定各像素的荧光的放大率。其结果，不会看漏荧光的药剂聚集区域而能够恰当地进行荧光图像的观察。

[0086] 并且，根据本实施方式一，即使观察同一聚集度的药剂，也由于是根据从前端部 24 到生物体组织的距离而存在所产生的激励光的强度和获取到的荧光的强度的差以及药剂聚集区域的外围组织的光学特性的差的情况而放大部 309a 以使外围脏器的反射光的放大率与荧光的放大率的比固定的方式将各像素的拍摄灵敏度最优化，因此能够恰当地进行荧光图像的观察。此外，放大部 309a 也可以不是用比，而是使固定的系数与反射光的放大率相乘。

[0087] 另外，在本实施方式一中，放大部 309a 根据白色光（可见光）的放大率设定了荧光的放大率，但例如在荧光为红外（IR）的情况下，也可以使用图像信号中包含的红（R）的图像信号的亮度信号来设定放大率，根据该放大率来设定荧光的放大率。由此，能够减少控制部 309 的处理内容，能够使内窥镜 2 进行拍摄的帧频高速化。

[0088] (实施方式二)

[0089] 接着,说明本发明的实施方式二。在本实施方式二所涉及的内窥镜系统中,控制装置的控制部的结构不同,并且只有内窥镜系统执行的处理不同。具体地说,在上述实施方式中,在荧光观察时设定了各图像的放大率,但在本实施方式二中,将受光部的区域分割为多个区域,对进行该分割而得到的每个分割区域设定荧光观察时的放大率。因此,在下面,说明本实施方式二所涉及的内窥镜系统的控制部的结构,之后说明内窥镜系统执行的处理。此外,对相同的结构标注相同的附图标记来进行说明。

[0090] 图 5 是表示本实施方式二所涉及的内窥镜系统 100 的主要部分的功能结构的框图。如图 5 所示,内窥镜系统 100 的控制装置 3 还具备控制部 101。

[0091] 控制部 101 使用 CPU 等而构成,进行对包括前端部 24 和光源装置 4 在内的各结构部的驱动控制、以及对各结构部的信息的输入输出控制等。控制部 101 经由集合线缆 246 中包含的规定的信号线将用于摄像控制的设定数据发送到摄像控制部 244e。控制部 101 具有放大部 309a、分割区域设定部 101a。

[0092] 分割区域设定部 101a 将传感器部 244a 的摄像面按每个规定的区域进行分割来设定多个分割区域。具体地说,分割区域设定部 101a 经由读出地址设定部 305 分割传感器部 244a 的摄像面来设定多个分割区域。在后述的放大部 309a 在荧光观察时按各分割区域来设定放大率时使用该多个分割区域。

[0093] 说明具有以上的结构的内窥镜系统 100 所执行的处理。图 6 是表示本实施方式二所涉及的内窥镜系统 100 所执行的处理的概要的流程图。

[0094] 如图 6 所示,分割区域设定部 101a 经由摄像控制部 244e 分割读出部 244g 从受光部 244f 读出图像信号的区域来设定分割区域(步骤 S201)。例如,如图 7 的 (a) 所示,分割区域设定部 101a 对传感器部 244a 的受光面进行四分割来设定分割区域 A1 ~ A4。

[0095] 步骤 S202 和步骤 S203 分别与上述的图 4 的步骤 S101 和步骤 S102 对应。

[0096] 接着,明亮度检测部 303 从采样用存储器 302g 获取可见光的图像信号,计算受光部 244f 的每个分割区域的照度(步骤 S204),生成各分割区域的亮度信号(步骤 S205)。具体地说,如图 7 的 (a) 所示,明亮度检测部 303 计算由分割区域设定部 101a 设定的各分割区域 A1 ~ A4 的照度,生成各分割区域 A1 ~ A4 的亮度信号。

[0097] 之后,放大部 309a 基于明亮度检测部 303 检测出的各分割区域的亮度信号,经由摄像控制部 244e 对 AFE 部 244b 的 AGC 部 244i 设定从受光部 244f 的各分割区域输出的图像信号的可见光的放大率(步骤 S206)。

[0098] 接着,控制部 309 使图像处理部 302 生成白色光的图像信号并输出到显示装置 5(步骤 S207)。

[0099] 之后,分割区域设定部 101a 设定对可见光的各分割区域进行分割而得到的小分割区域(步骤 S208)。例如,如图 7 的 (b) 所示,分割区域设定部 101a 设定进一步分割可见光的分割区域 A1 而得到的激励光的小分割区域 A11 ~ A14。

[0100] 接着,放大部 309a 根据可见光的各分割区域的放大率来设定各小分割区域的荧光的放大率(步骤 S209)。具体地说,放大部 309a 根据分割区域 A1 的放大率,设定小分割区域 A11 ~ A14 的荧光的放大率。在该情况下,放大部 309a 基于分割区域 A1 内的各像素的亮度信号的平均值来设定小分割区域 A11 ~ A14 的荧光的放大率。由此,能够在分割区

域 A1 ~ A4 内以基于从内窥镜 2 到被检体的体内的表面的距离或者脏器的光学特性的可见光的反射光的平均值来调整增益以使在小分割区域 A11 ~ A14、A21 ~ A24、A31 ~ A34、A41 ~ A44 中与荧光的亮度比固定。

[0101] 步骤 S210 ~ 步骤 S213 分别与图 4 的步骤 S108 ~ 步骤 S111 对应。

[0102] 根据以上说明的本实施方式二, 放大部 309a 对由分割区域设定部 101a 设定的各分割区域设定在激励光的照明下摄像元件 244 生成的图像信号的放大率。由此, 能够在分割区域设定基于从内窥镜 2 到被检体的体内的表面的距离或者脏器的光学特性的可见光的反射光的平均值, 来调整增益以使在分割区域中与荧光的亮度比固定。

[0103] 另外, 根据本实施方式二, 分割区域设定部 101a 进一步对传感器部 244a 的摄像面的分割区域进行分割来设定小分割区域, 放大部 309a 设定与各小分割区域对应的荧光的图像信号的放大率, 因此能够更细腻地调整荧光的增益。由此, 即使在摄像范围内前端部 24 与生物体组织间的距离不同, 也能够对摄像元件 244 的摄像面没有不均地恰当地进行放大, 由此能够拍摄平滑的荧光图像。

[0104] 并且, 根据本实施方式二, 即使对具有像的配光分布或者吸收分布的被摄体, 也能够以充分的动态透镜或者对比度得到在可见光 (白色光) 的图像上重叠了照射激励光发光所得到的荧光图像的图像。

[0105] 此外, 在本实施方式二中, 放大部 309a 根据可见光的放大率设定与各分割区域对应的荧光的图像信号的放大率, 但对于荧光在规定以上的分割区域也可以不设定必要以上的放大率。由此, 容易看见患部的荧光的外围, 并且能够降低由于放大产生的噪声。

[0106] 另外, 在本实施方式二中, 通过调整 AGC 部 244i 的增益来设定荧光观察时的图像信号的放大率, 但是例如也可以通过不进行传感器部 244a 的各像素的重置而多重读出来调整灵敏度、放大率。

[0107] 另外, 在本实施方式二中, 分割区域设定部 101a 将传感器部 244a 的摄像面四分割来进行设定, 但分割的数量能够适当地进行设定。例如, 分割区域设定部 101a 也可以根据传感器部 244a 的摄像面的大小、被检体的脏器、部位而对规定的区域例如进行九分割来设定分割区域。并且, 分割区域设定部 101a 同样也能够适当地设定对分割区域进行分割的数量。

[0108] (实施方式三)

[0109] 接着, 说明本发明的实施方式三。本实施方式三所涉及的内窥镜系统中, 控制装置的控制部的结构不同, 并且只有内窥镜系统执行的处理不同。具体地说, 在本实施方式三中, 只使检测出荧光的区域的像素曝光, 对其以外的区域的像素以低增益使可见光曝光。因此, 在下面, 说明本实施方式三所涉及的内窥镜系统的控制部的结构, 之后说明内窥镜系统执行的处理。此外, 对相同的结构标注相同的附图标记进行说明。

[0110] 图 8 是表示本实施方式三所涉及的内窥镜系统 110 的主要部分的功能结构的框图。如图 8 所示, 内窥镜系统 110 的控制装置 3 具有控制部 111。

[0111] 控制部 111 使用 CPU 等而构成, 进行对包括前端部 24 和光源装置 4 在内的各结构部的驱动控制、以及对各结构部的信息的输入输出控制等。控制部 111 经由集合线缆 246 中包含的规定的信号线将用于摄像控制的设定数据发送到摄像控制部 244e。控制部 111 具有放大部 309a、分割区域设定部 101a 以及荧光判定部 111a。

[0112] 荧光判定部 111a 判定在与摄像元件 244 生成的图像信号对应的图像内有无发出荧光的荧光区域。具体地说,荧光判定部 111a 判定在荧光观察时由摄像元件 244 生成的图像内有无亮度包括固定水平的区域。此外,荧光判定部 111a 也可判定与在图像内发出荧光的荧光区域对应的像素的地址。

[0113] 说明具有以上的结构的内窥镜系统 110 所执行的处理。图 9 是表示本实施方式三所涉及的内窥镜系统 110 所执行的处理的概要的流程图。

[0114] 如图 9 所示,步骤 S301 ~ 步骤 S308 分别与图 6 的步骤 S201 ~ 步骤 S207 以及步骤 S209 对应。另外,步骤 S309 ~ 步骤 S311 分别与图 4 的步骤 S108 ~ 步骤 S110 对应。

[0115] 在步骤 S311 之后,荧光判定部 111a 判定在与荧光图像信号对应的荧光图像内是否存在检测到荧光的分割区域(步骤 S312)。具体地说,荧光判定部 111a 检测在荧光图像内是否检测出了亮度具有固定水平的分割区域。在荧光判定部 111a 判定为在与荧光图像信号对应的荧光图像内存在检测出了荧光的分割区域的情况下(步骤 S312:“是”),内窥镜系统 1 转移到后述的步骤 S313。相对于此,在荧光判定部 111a 判定为在与荧光图像信号对应的荧光图像内没有检测出荧光的分割区域的情况下(步骤 S312:“否”),内窥镜系统 1 转移到后述的步骤 S317。

[0116] 在步骤 S313 中,分割区域设定部 101a 设定将检测出荧光的分割区域按每个规定的区域进行分割而得到的小分割区域。具体地说,如图 10 所示,分割区域设定部 101a 将检测出荧光 S1 的分割区域 A3 按每个规定的区域进行分割来设定小分割区域 A31 ~ A34(图 10 的(a) → (图 10 的(b)))。接着,分割区域设定部 101a 经由摄像控制部 244e 设定受光部 244f 曝光的区域。具体地说,分割区域设定部 101a 经由摄像控制部 244e 将与检测出荧光 S1 的小分割区域对应的区域设定为受光部 244f 的像素接收荧光而曝光的区域。

[0117] 之后,光源控制部 43 在控制部 311 的控制下,驱动 LED 驱动器 44 来使特殊光光源 42 照射激励光(步骤 S314),放大部 309a 只使由分割区域设定部 101a 设定的小分割区域的像素接收荧光而曝光(步骤 S315)。由此,传感器部 244a 只使小分割区域的像素曝光即可,因此能够进行长时间曝光,由此能够提高荧光的放大率(灵敏度)。其结果,内窥镜系统 1 通过只使受光部 244f 的必要的像素长时间地曝光,相比于受光部 244f 的全部像素进行长时间曝光的情况,不会使所设定的帧频降低,并且能够防止一系列的摄像(曝光)时间延长,能够连续且平滑地输出荧光图像信号。

[0118] 接着,图像处理部 302 对从前端部 24 的摄像元件 244 输出的图像信号实施规定的图像处理,生成荧光图像信号并输出到显示装置 5(步骤 S316)。

[0119] 之后,控制部 311 判断是否对内窥镜系统 1 输入了结束的指示信号(步骤 S317)。在控制部 311 判断为输入了结束的指示信号的情况下(步骤 S317:“是”),内窥镜系统 1 结束本处理。

[0120] 相对于此,在控制部 311 判断为没有输入结束的指示信号的情况下(步骤 S317:“否”),内窥镜系统 1 返回到步骤 S302。在该情况下,分割区域设定部 101a 也可以如图 10 所示地直到被输入结束的指示信号等为止,进一步将检测出荧光 S1 的小分割区域按照规定的分割进行分割来设定微小分割区域 A321 ~ A324(图 10 的(b) → 图 10 的(c)),并由放大部 309a 进行拍摄荧光时的放大率(灵敏度)、长时间曝光的设定。

[0121] 根据如上说明的本实施方式三,放大部 309a 只使由分割区域设定部 101a 设定的

小分割区域的像素接收荧光而曝光。由此,传感器部 244a 只小分割区域的像素曝光即可,因此能够进行长时间曝光,由此能够提高荧光的放大率(灵敏度)。其结果,内窥镜系统 1 通过只使受光部 244f 的必要的像素长时间曝光,与受光部 244f 的全部像素进行长时间曝光的情况相比,不会使设定的帧频降低,并且能够防止一系列的摄像(曝光)时间延长,能够连续且平滑地输出荧光图像信号。

[0122] 另外,在本实施方式三中,也可以先照射激励光,将检测出荧光的区域按每个规定的区域进行分割来设定分割区域。即,也可以是只对关注的区域以小区域进行高灵敏度的摄像。由此,能够以充分的动态范围或者对比度拍摄荧光图像。

[0123] (实施方式四)

[0124] 接着,说明本实施方式四。本实施方式四所涉及的内窥镜系统具有与上述的实施方式相同的结构,只有内窥镜系统执行的处理不同。具体地说,在上述的实施方式中,使观察到荧光的分割区域中包含的各像素的放大率长时间曝光来提高拍摄荧光的灵敏度,但是在本实施方式四中,以从整体区域朝向观察到荧光的区域逐渐减小提高放大率的区域的方式设定区域。因此,在下面,说明本实施方式四所涉及的内窥镜系统所执行的处理。此外,在下面,将观察到荧光的区域作为关心区域(下面称作“ROI”)进行说明。

[0125] 图 11 是本实施方式四所涉及的内窥镜系统 1 所执行的处理的时序图。在图 11 中,图 11 的 (a) 表示被从受光部 244f 输出的区域的定时,图 11 的 (b) 表示对受光部 244f 的像素指示重置的定时。此外,在图 11 中,横轴表示时间。

[0126] 如图 11 所示,分割区域设定部 101a 基于荧光判定部 111a 的判定结果,经由摄像控制部 244e 使受光部 244f 的区域按照全部区域、ROI1、ROI2、ROI3 以及 ROI4 的顺序读出并输出。具体地说,如图 12 所示,分割区域设定部 101a 基于荧光判定部 111a 的判定结果,经由摄像控制部 244e 以在图像 W1 内观察到患部的荧光 S1 的区域逐渐变小的方式使受光部 244f 的区域按照全部区域 R1、ROI1、ROI2、ROI3 以及 ROI4 的顺序读出并输出。此时,与各 ROI 区域对应的图像的图像中心的坐标相同,区域逐渐减小 ($ROI1 > ROI2 > ROI3 > ROI4$)。由此,各 ROI 的重叠部分的曝光次数最多,因此成为高灵敏度且灵敏度逐渐下降的图像,因此与外围图像之间没有不协调感。

[0127] 根据如上说明的本实施方式四,分割区域设定部 101a 基于荧光判定部 111a 的判定结果,对受光部 244f 的受光面以朝向患部的观察到荧光 S1 的区域逐渐减小提高放大率的区域的方式来设定区域,因此不使摄像元件 244 的帧频降低而能够得到自然的局部灵敏度提高的平滑的图像。

[0128] 另外,根据本实施方式四,放大部 309a 倾斜地设定具有荧光的区域的边界的灵敏度,因此能够降低图像的不协调感。

[0129] 并且,根据本实施方式四,即使在 ROI 区域以外存在不需要的高亮度区域,也能够减少灵敏度饱和的区域,并且能够防止由于明亮度的自动控制导致的误动作,例如黑视。

[0130] (实施方式五)

[0131] 接着,说明本实施方式五。本实施方式五所涉及的内窥镜系统在内窥镜的前端部设置有两个摄像元件。因此,在下面,只说明与上述的实施方式的内窥镜系统不同的结构。此外,对相同的结构标注相同的附图标记进行说明。

[0132] 图 13 是表示本实施方式五所涉及的内窥镜系统的前端部的前端面的图。图 14 是

表示以图 13 所示的 A-A 线进行切断得到的切断面的一部分的图。图 15 是表示以图 13 所示的 B-B 线进行切断得到的切断面的一部分的图。图 16 是表示本实施方式五所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0133] 如图 13 ~ 图 16 所示,在内窥镜 2 的前端部 6 的前端面设置有清洗用喷嘴 61、观察窗 62、观察窗 63、照明透镜 242 以及处置器具通道 245。

[0134] 观察窗 62 和观察窗 63 被关闭。经由观察窗 62 从外部入射的光入射到由多个透镜 621a、621b 构成的第一光学系统 621A,在被会聚后入射到第一受光部 622A。经由观察窗 63 从外部入射的光入射到由多个透镜 631c、631d 构成的第二光学系统 631B,在被会聚后入射到第二受光部 632B。

[0135] 第一受光部 622A 具有被配置为二维矩阵状的摄像用的多个像素,配置为第一光学系统 621A 射出的光入射到该第一受光部 622A。第一受光部 622A 接收经由第一光学系统 621A 入射的光来摄像体腔内。在第一受光部 621A 的受光面侧设置有玻璃盖片 623A。在玻璃盖片 623A 与第一受光部 622A 之间设置有片上滤波器 624A,该片上滤波器 624A 与第一受光部 622A 的像素的对应地排列 R 红 (R)、绿 (G) 或者蓝 (B) 的滤波器,第一受光部 622A 拍摄彩色图像。此外,片上滤波器 624A 也可以是排列了青色、品红色、黄色以及绿色的滤波器的补色滤波器。

[0136] 第二受光部 632B 具有被配置为二维矩阵状的摄像用的多个像素,配置为从第二光学系统 631B 射出的光入射到该第二受光部 632B。在第二受光部 632B 的受光面侧设置有只使规定波长带透过的分光滤波器 633 和玻璃盖片 634B,第二受光部 632B 具有以单色图像拍摄与规定波长带的荧光对应的荧光观察用图像的特性。

[0137] 第一受光部 622A 和第二受光部 632B 与对第一受光部 622A 和第二受光部 632B 指示摄像定时并且提供电源的驱动器 64、读出利用第一受光部 622A 和第二受光部 632B 得到的图像信号并变换为电信号的变换电路 65 等一起装设于电路基板 66。第一受光部 622A 和第二受光部 632B 以受光面左右排列的方式装设于电路基板 66。在电路基板 66 设置有电极 67。电极 67 例如经由各向异性导电性树脂薄膜同与控制装置 3 之间传输电信号的信号线 68 连接。除了传输第一受光部 622A 和第二受光部 632B 输出的电信号即图像信号的信号线 67a 以外,还由包括从控制装置 3 传输控制信号的信号线在内的多个信号线形成集合线缆。

[0138] 调谐部 121 以使第一受光部 622A 和第二受光部 632B 被交替地读出图像信息的方式设定第一受光部 622A 和第二受光部 632B 的读出对象的像素。调谐部 121 将第一受光部 622A 和第二受光部 632B 中的曝光处理以及基于定时发生器 244d 和 AFE 部 244b 的针对第一受光部 622A 和第二受光部 632B 的像素信息读出处理的定时相关联来进行控制。而且,从第一受光部 622A 和第二受光部 632B 读出的像素信息通过同一传输路进行传输。

[0139] 这样构成的内窥镜系统 120 中,明亮度检测部 303 基于由第一受光部 622A 拍摄到的图像信号来生成亮度信号,放大部 309a 基于与由明亮度检测部 303 生成的亮度信号相应的放大率来设定在激励光的照明下第二受光部 632B 生成的图像信号的放大率。由此,内窥镜系统 120 能够一边进行普通光 (可见光) 的拍摄一边基本同时地调整激励光的摄像的灵敏度。

[0140] 附图标记说明

[0141] 1、100、110、120 :内窥镜系统 ;2 :内窥镜 ;3 :控制装置 ;4 :光源装置 ;5 :显示装置 ;6、24 :前端部 ;21 :插入部 ;22 :操作部 ;23 :通用线缆 ;25 :弯曲部 ;26 :挠性管部 ;41 :白色光光源 ;42 :特殊光光源 ;43 :光源控制部 ;44 :LED 驱动器 ;101、111、309 :控制部 ;101a :分割区域设定部 ;111a :荧光判定部 ;121 :调谐部 ;221 :弯曲旋钮 ;222 :处置器具插入部 ;223 :开关 ;241 :光导件 ;242 :照明透镜 ;243 :光学系统 ;244 :摄像元件 ;244a :传感器部 ;244b :模拟前端 ;244c :P/S 变换部 ;244d :定时发生器 ;244e :摄像控制部 ;244f :受光部 ;244g :读出部 ;244h :噪声降低部 ;244i :AGC 部 ;244j :A/D 部 ;245 :处置器具通道 ;302 :图像处理部 ;304 :调光部 ;305 :读出地址设定部 ;306 :驱动信号生成部 ;307 :输入部 ;308 :存储部 ;309a :放大部 ;310 :基准时钟生成部。

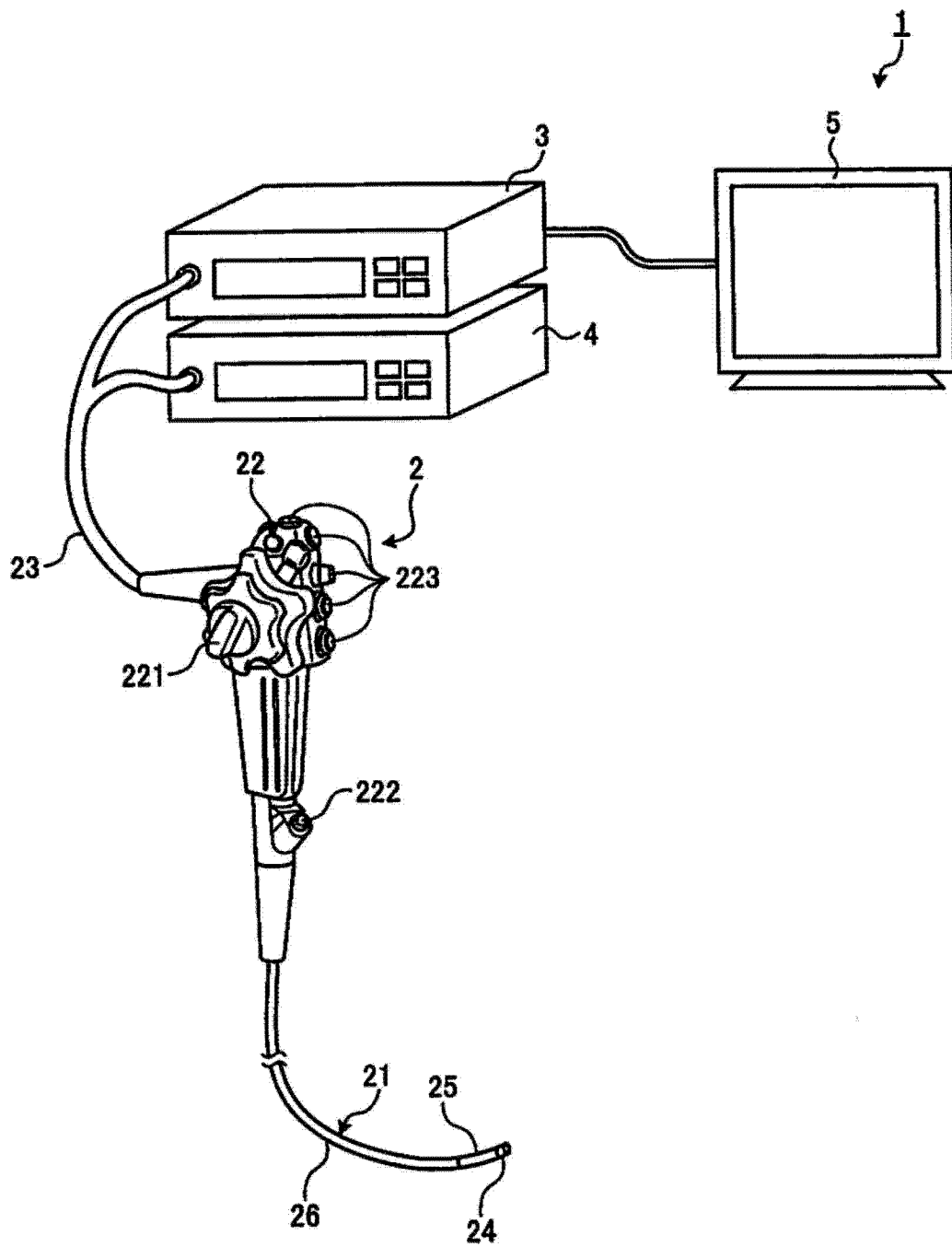


图 1

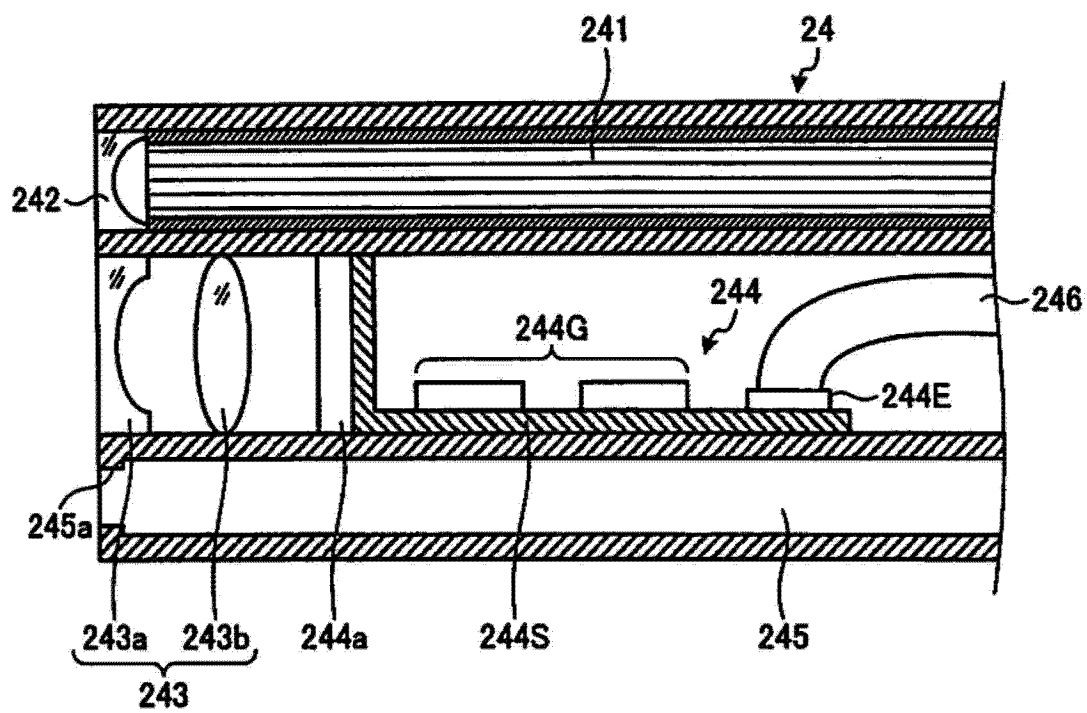


图 2

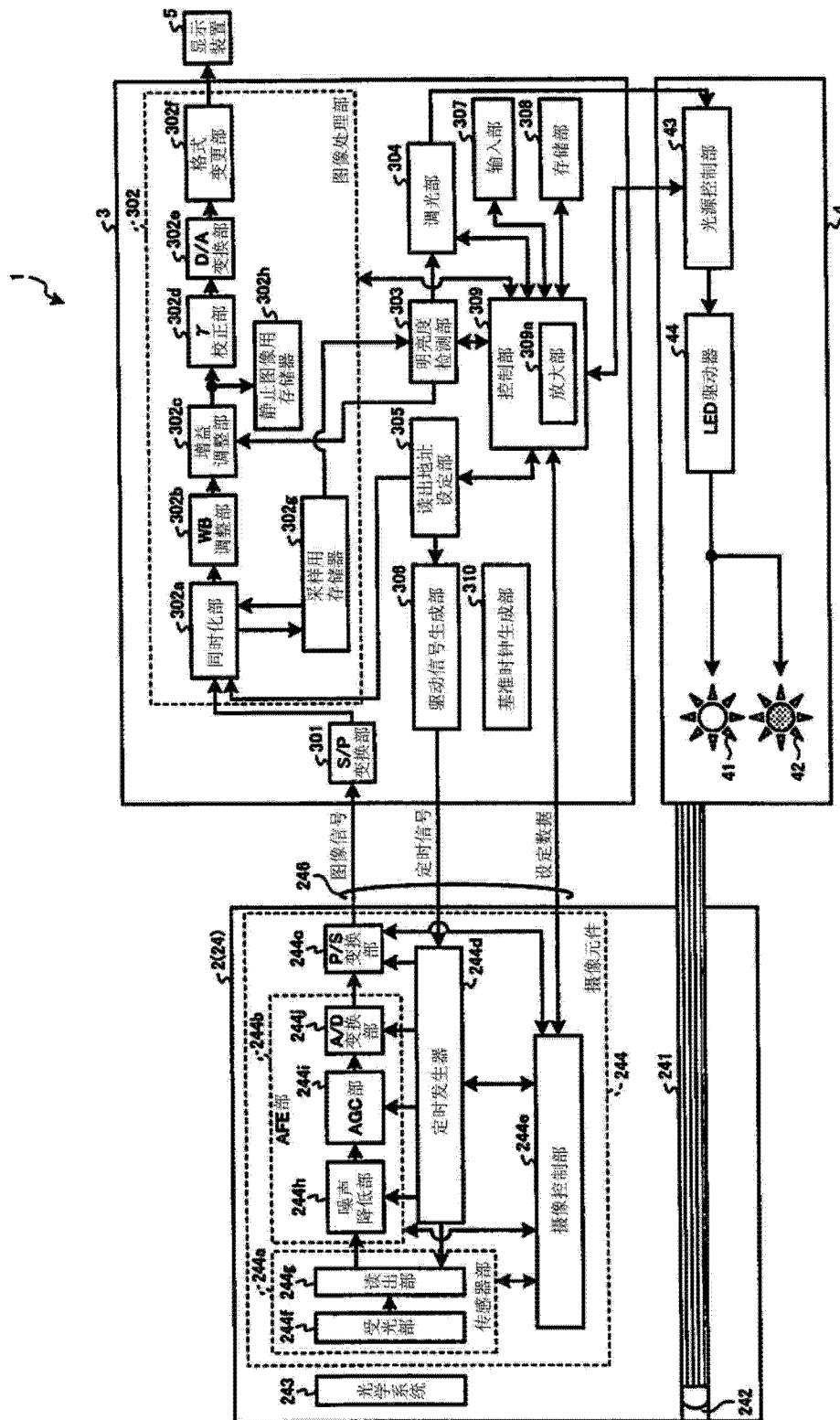


图 3

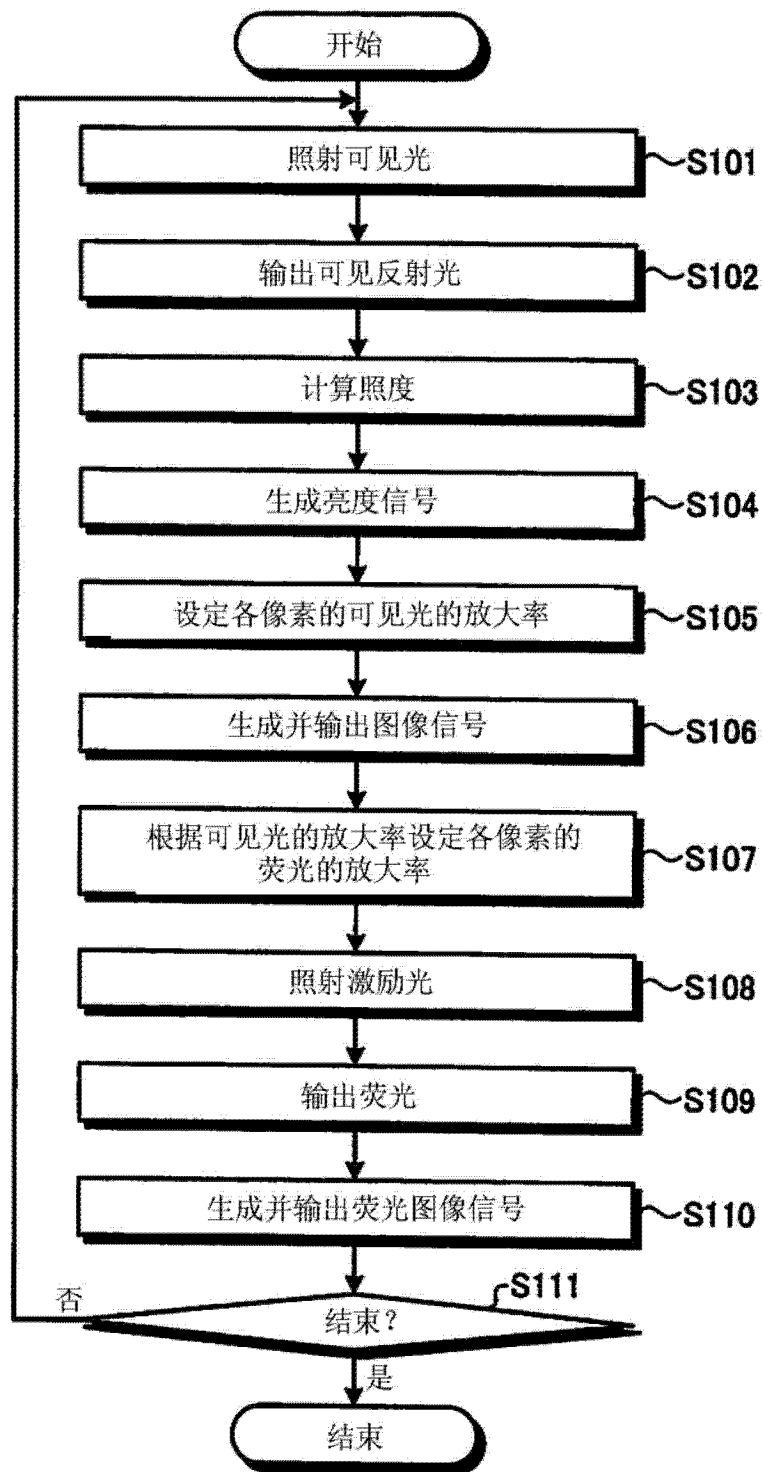


图 4

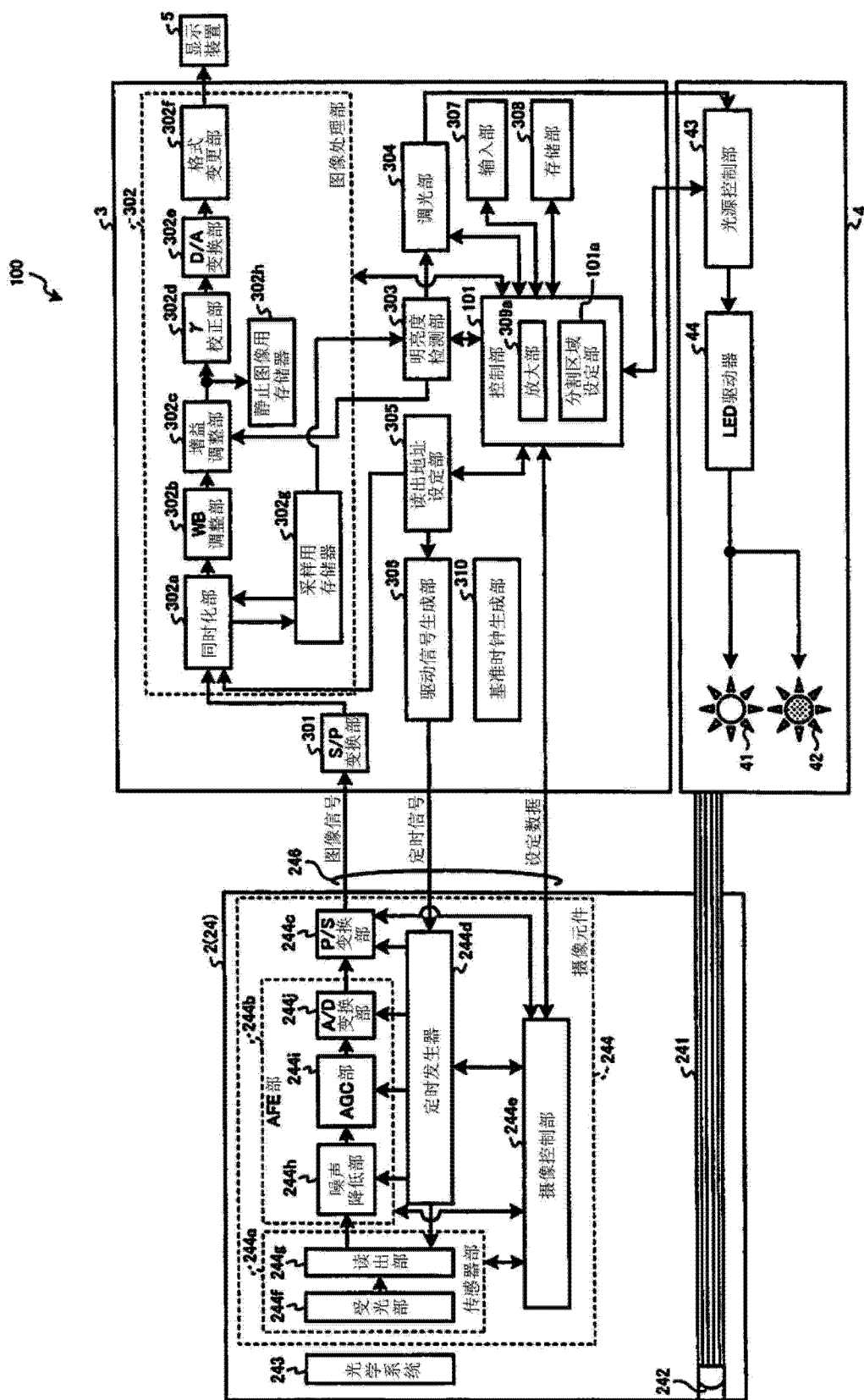


图 5

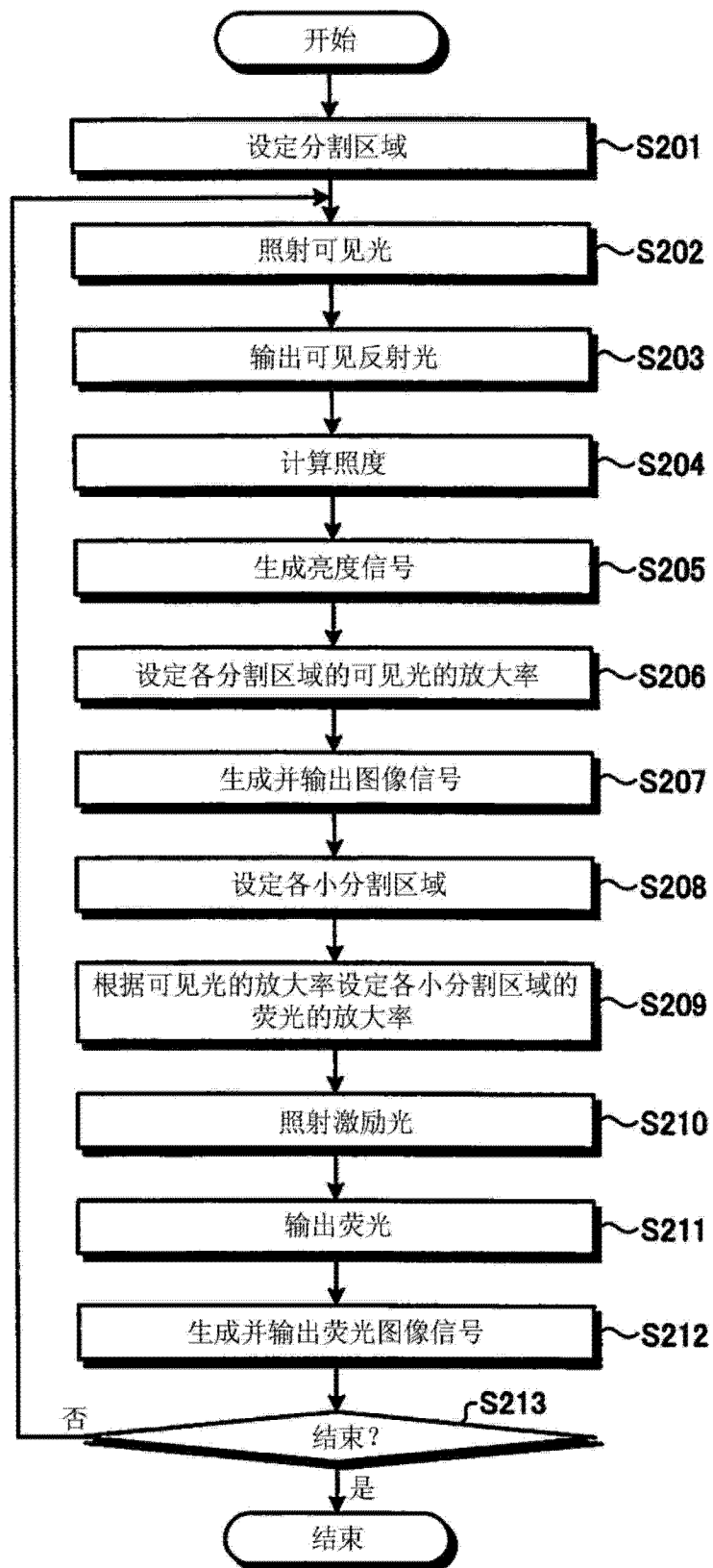


图 6

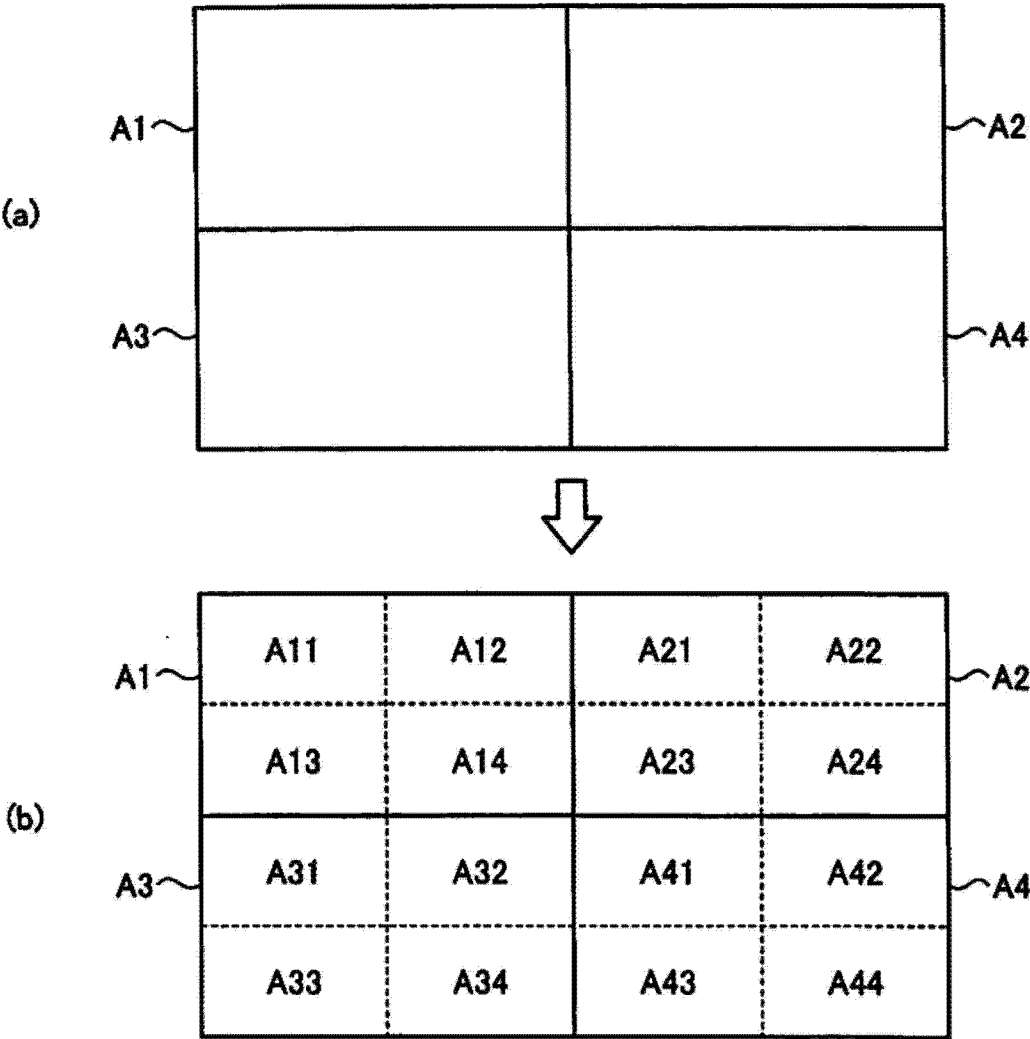


图 7

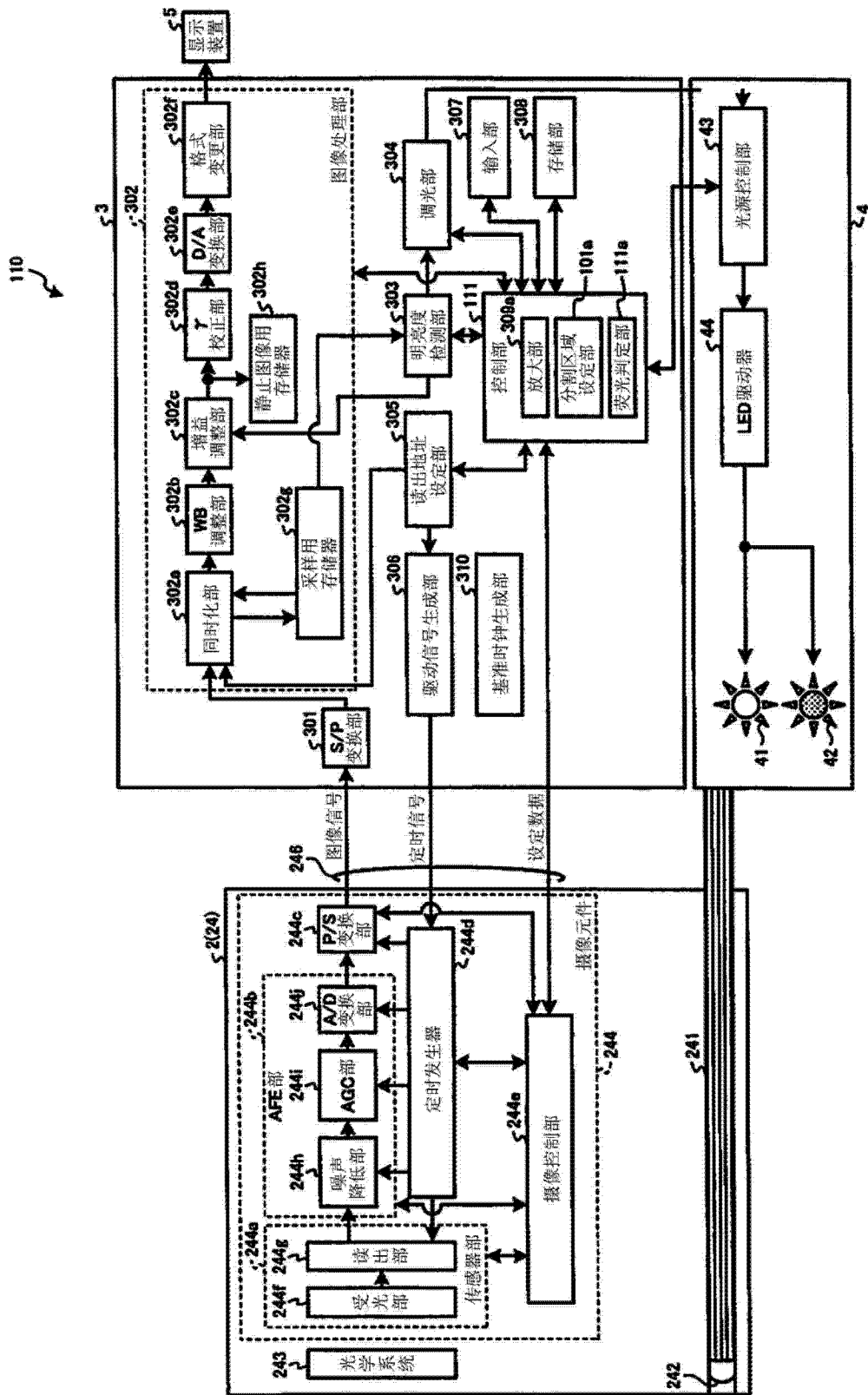


图 8

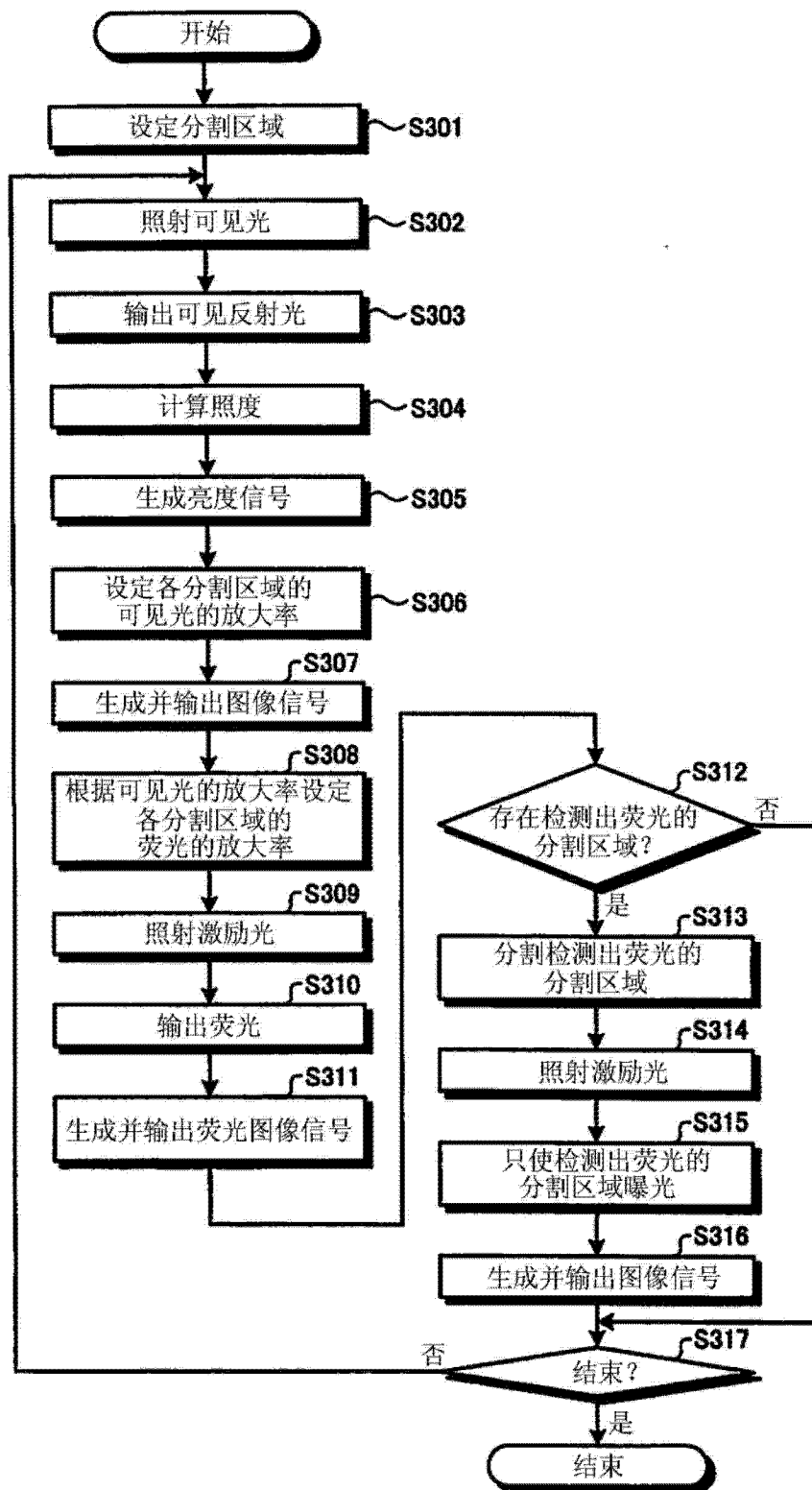


图 9

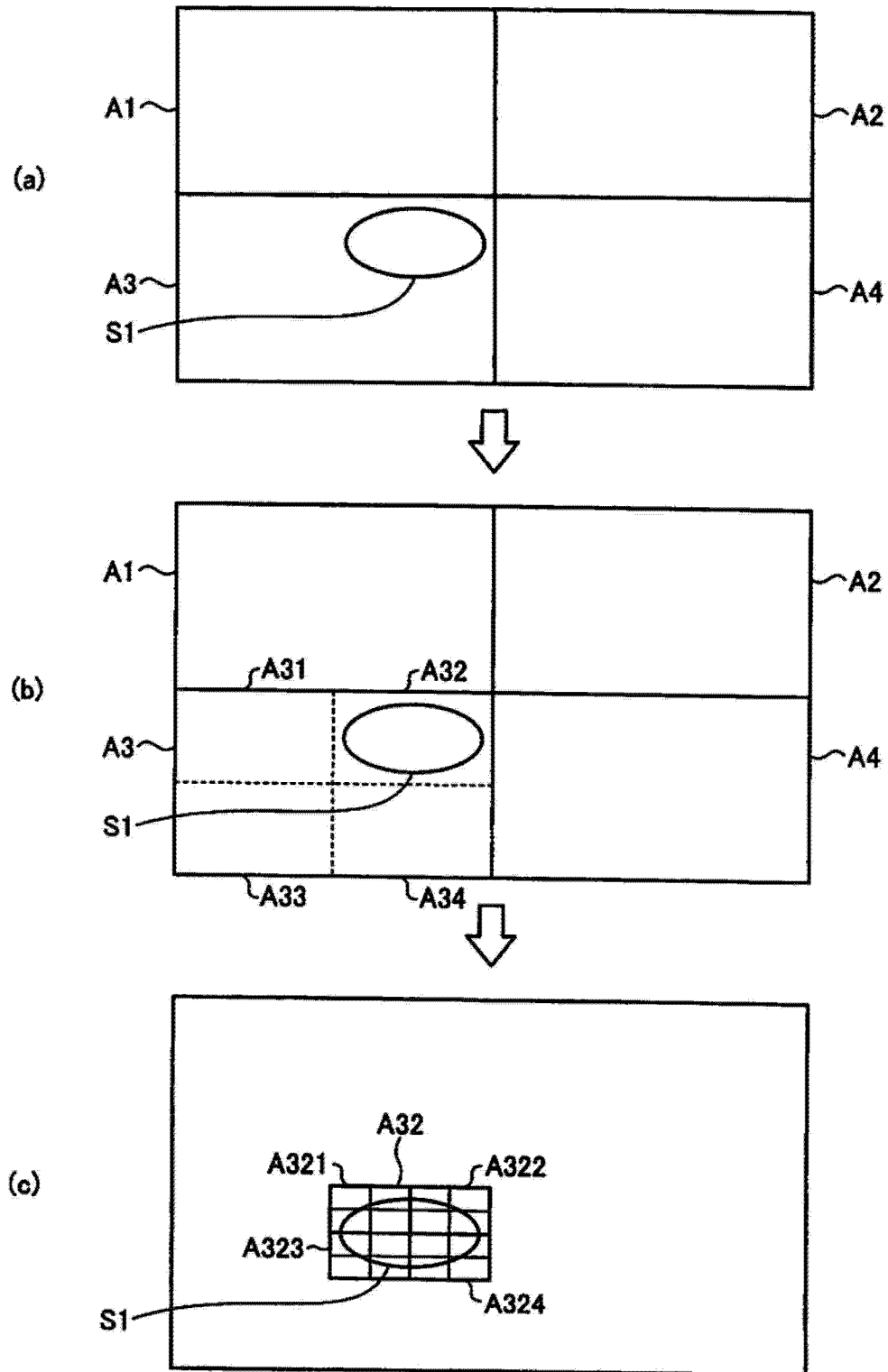


图 10

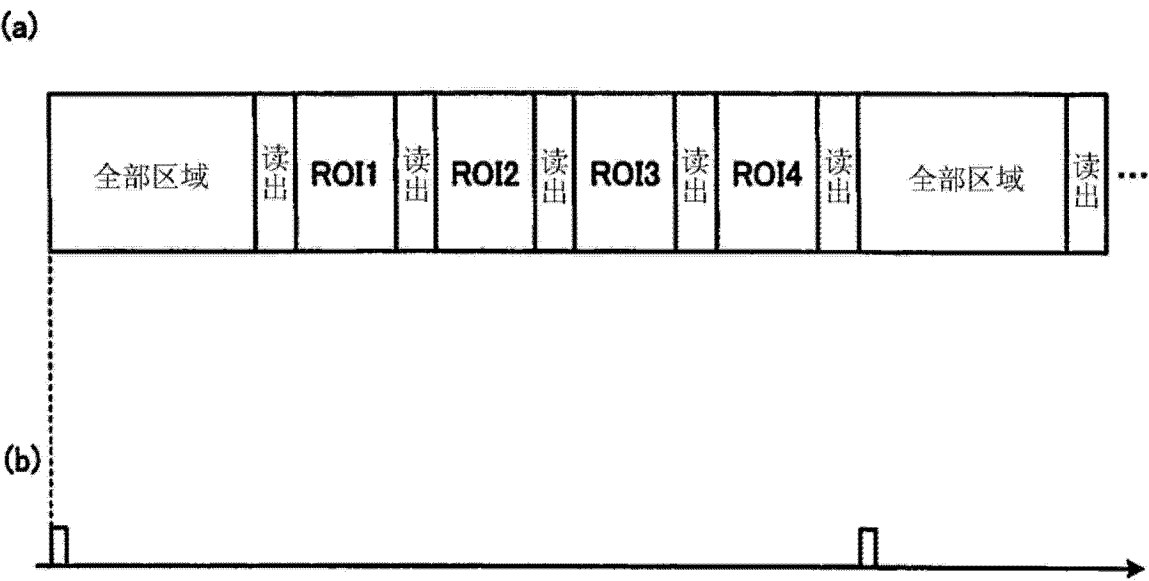


图 11

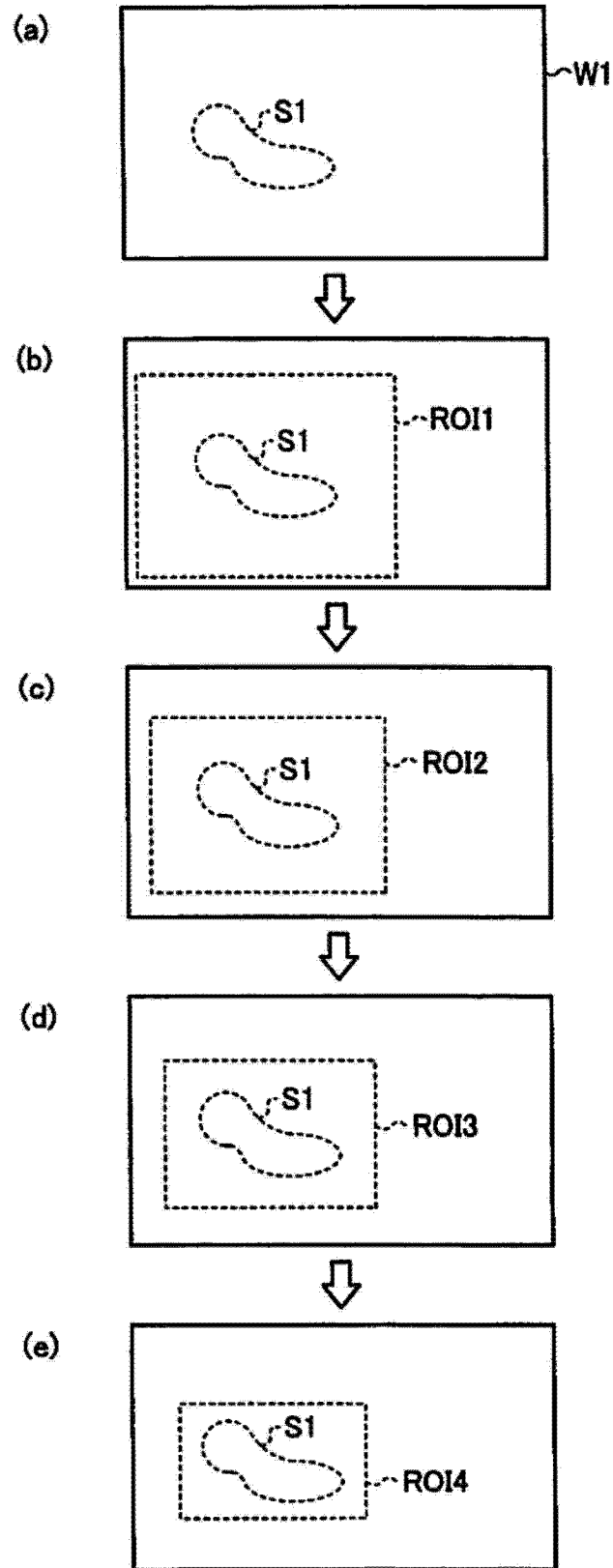


图 12

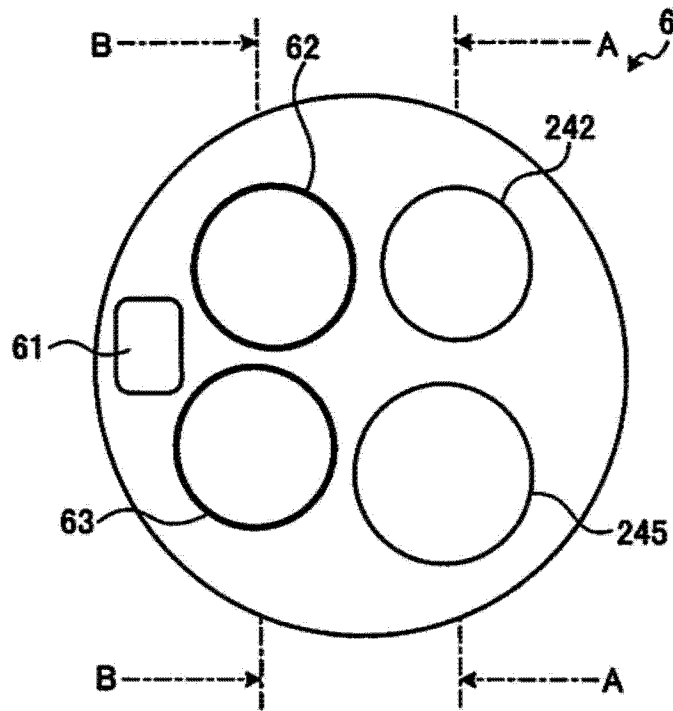


图 13

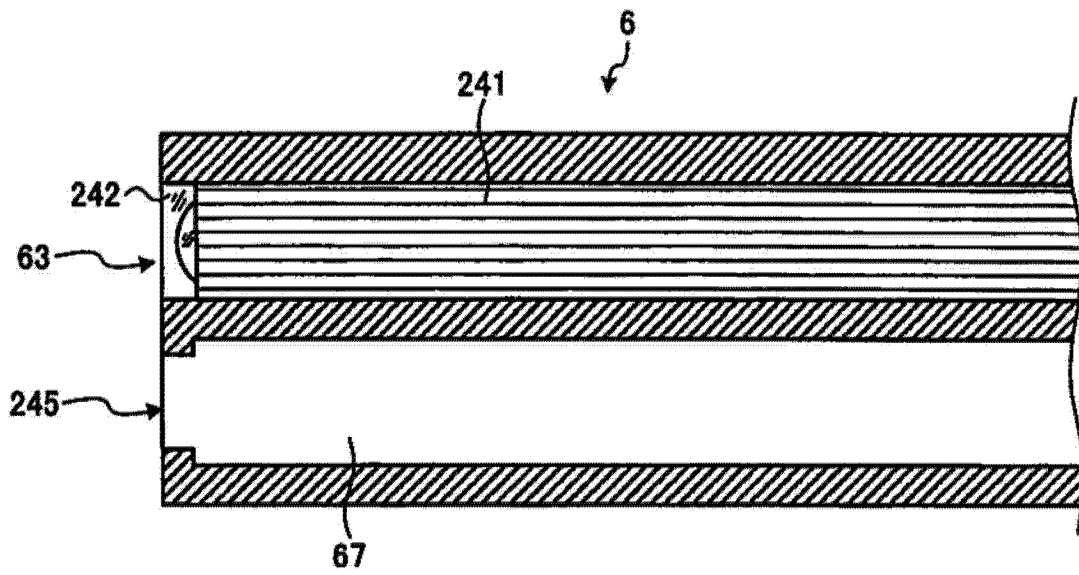


图 14

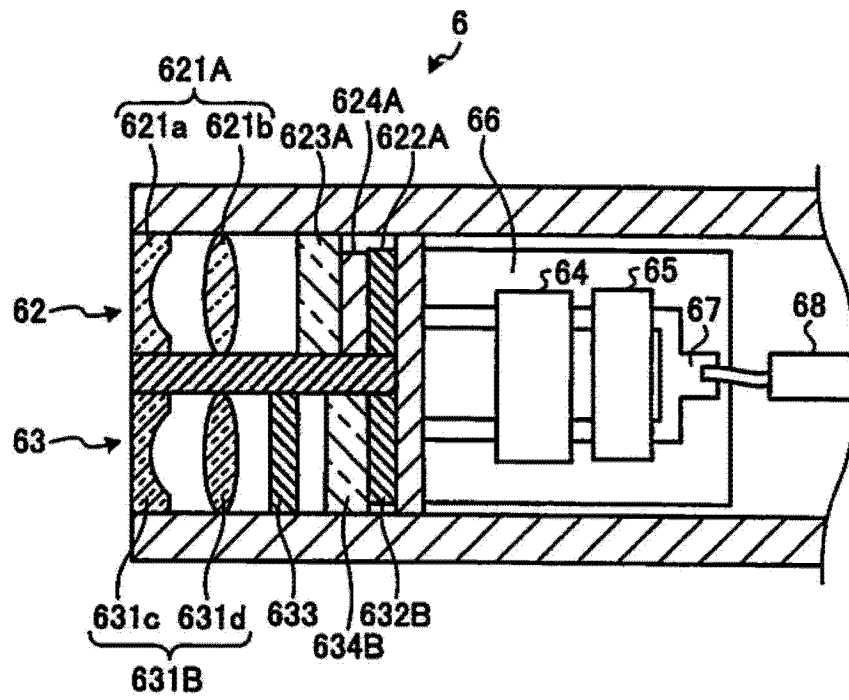


图 15

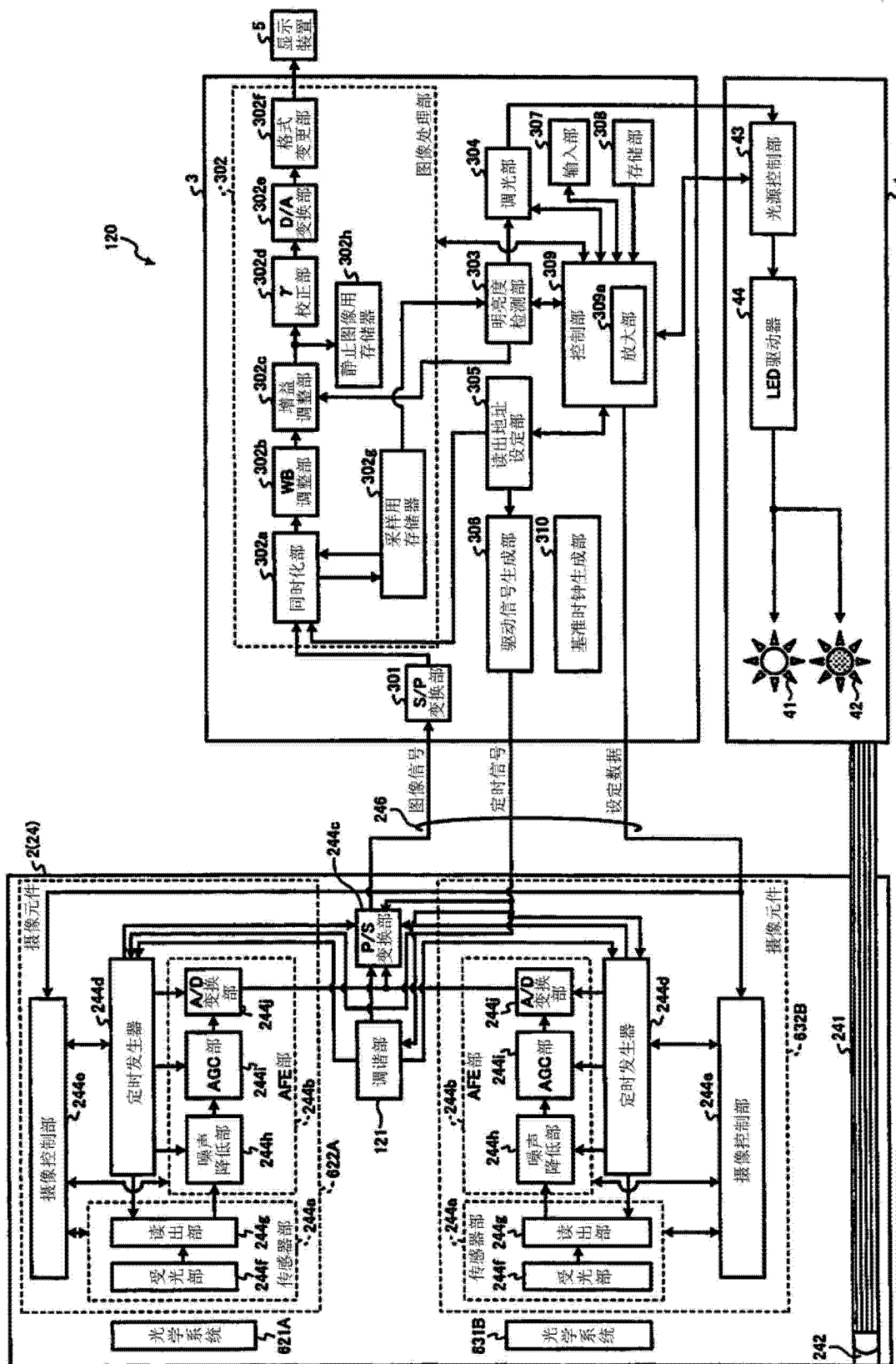


图 16

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	CN104619236A	公开(公告)日	2015-05-13
申请号	CN201480002352.9	申请日	2014-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	竹腰聪 武井俊二 山崎健二 大野涉		
发明人	竹腰聪 武井俊二 山崎健二 大野涉		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/0638		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2013160659 2013-08-01 JP		
其他公开文献	CN104619236B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种不会看漏发出的荧光而能够恰当地进行荧光图像的观察的摄像装置。内窥镜系统(1)具备：特殊光光源(42)，其向被检体射出用于激励被导入到该被摄体的荧光物质的激励光；白色光光源(41)，其向被检体射出与激励光不同的包含可见频带的普通光；摄像元件(244)，其具有拍摄被激励光或者普通光照明的被摄体的光学像来生成光学像的图像信号的摄像面；明亮度检测部(303)，其基于在普通光的照明下摄像元件(244)所生成的图像信号来生成表示明亮度的亮度信号；以及放大部(309a)，其基于与明亮度检测部(303)生成的亮度信号相应的放大率来设定在激励光的照明下摄像元件(244)生成的图像信号的放大率。

