



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338882 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201480027382. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 04. 28

A61B 1/04(2006. 01)

(30) 优先权数据

2013-106329 2013. 05. 20 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 11. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/061858 2014. 04. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/188852 JA 2014. 11. 27

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 桥本秀范 大野涉

(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 黄纶伟

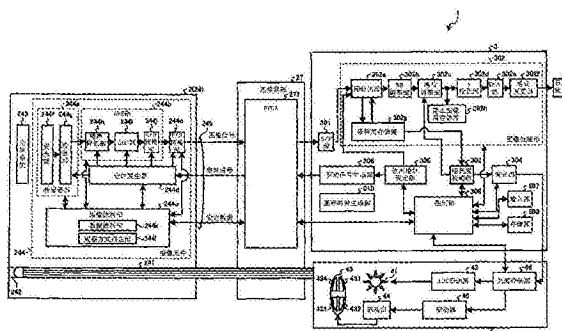
权利要求书2页 说明书11页 附图15页

(54) 发明名称

摄像装置

(57) 摘要

提供摄像装置,能够无关于控制装置的种类而传输图像信号。面顺次式的内窥镜(2)具有摄像元件(244),并与对图像信号进行规定的图像处理的控制装置(3)连接,双向地进行通信,该摄像元件(244)拍摄对被摄体依次照射波长不同的光而由该被摄体反射的光学像从而生成该被摄体的图像信号,其中,该内窥镜(2)具有:数据控制部(244k),该数据控制部(244k)根据与内窥镜(2)连接的控制装置(3)的识别信息,控制传输到控制装置(3)的图像信号的数据量。



1. 一种摄像装置,该摄像装置为面顺次式的摄像装置,其具有摄像元件,以能够进行通信的方式与对图像信号进行规定的图像处理的控制装置连接,并双向地进行通信,该摄像元件拍摄对被摄体依次照射波长不同的光而由该被摄体反射的光学像,生成该被摄体的所述图像信号,其特征在于,

该摄像装置具有数据控制部,该数据控制部根据与该摄像装置连接的所述控制装置的识别信息,控制向所述控制装置发送的所述图像信号的数据量。

2. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

该摄像装置还具有数据削减部,该数据削减部削减向所述控制装置发送的所述图像信号的数据量,

所述数据控制部根据所述控制装置的识别信息,使所述数据削减部削减所述图像信号的数据后将所述图像信号的数据发送到所述控制装置。

3. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

所述数据削减部缩小所述摄像元件的摄像区域从而削减所述图像信号的数据量。

4. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

所述数据削减部对从所述摄像元件的摄像区域中读出所述图像信号的读出区域进行间疏,从而削减所述图像信号的数据量。

5. 根据权利要求 4 所述的摄像装置,其特征在于,

所述数据削减部通过对所述图像信号的数据列进行间疏来减小比特数,从而削减所述图像信号的数据量。

6. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

所述数据削减部针对所述图像信号的数据削减每单位时间的数据量,从而削减所述图像信号的数据量。

7. 根据权利要求 4 所述的摄像装置,其特征在于,

所述数据削减部对所述图像信号的数据实施依照规定的图像压缩形式的压缩处理,从而削减所述图像信号的数据量。

8. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

该摄像装置还具有观察方式判定部,该观察方式判定部根据所述控制装置的识别信息,判定所述控制装置是否为通过拍摄由白色光照射的所述被摄体而生成所述被摄体的图像信号的同时式,

在通过所述观察方式判定部判定为所述控制装置为所述同时式的情况下,相比于所述面顺次式,所述数据控制部使所述数据削减部削减所述图像信号的数据量并发送到所述控制装置。

9. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

该摄像装置还具有:

前端部,其包含所述摄像元件和所述数据控制部;

操作部,其受理对各种操作进行指示的指示信号的输入;以及

连接部,其与所述控制装置连接,包含所述数据削减部。

10. 根据权利要求 2 所述的摄像装置,其特征在于,

该摄像装置还具有:

前端部,其包含所述摄像元件、所述数据控制部和所述数据削减部 ;以及连接部,其与所述控制装置连接。

摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及具有摄像元件的摄像装置,该摄像元件能够从摄像用的多个像素中的被任意指定为读出对象的像素中输出光电转换后的电信号作为图像信息。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域,在对患者等被检体的脏器观察时使用内窥镜系统。内窥镜系统具有:插入部,其例如呈具有挠性的细长形状,被插入到被检体的体腔内;摄像元件,其设置于插入部的前端,对体内图像进行拍摄;以及显示部,其能够显示由摄像部拍摄的体内图像。在使用内窥镜系统取得体内图像时,将插入部插入被检体的体腔内,从该插入部的前端对体腔内的活体组织照射白色光等照明光,摄像部拍摄体内图像。医师等用户根据显示部所显示的体内图像来进行被检体的脏器的观察。

[0003] 在使用内窥镜系统进行观察的情况下,有时以规定的定时对多种照明进行切换。作为这样的照明方式例如公知有依次对红(R)、绿(G)、蓝(B)三色成分的照明光进行切换的面顺次式(参照专利文献1)。在该技术中,通过使用CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)图像传感器作为摄像元件,从而单独进行依次切换的照明光下的图像的拍摄。

[0004] 此外,公知有在摄像元件的受光部的前表面设置滤色器,在白色光的照明光下进行拍摄的同时式。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2006-288753号公报

发明内容

[0008] 发明所要解决的课题

[0009] 但是,在以往的内窥镜系统中,必须根据照明方式使用不同的控制装置(处理器)。而且,在面顺次式和同时式各自的内窥镜中,由于传输到控制装置的图像信号的数据量不同,所以无法将传输速率共同化。所以,谋求一种可对应面顺次式和同时式的摄像装置。

[0010] 本就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种能够不依赖照明方式地传输图像信号的摄像装置。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 为了解决上述课题并实现目的,本发明的摄像装置为面顺次式的摄像装置,其具有摄像元件,以能够进行通信的方式与对图像信号进行规定的图像处理的控制装置连接,并双向地进行通信,该摄像元件拍摄对被摄体依次照射波长不同的光而由该被摄体反射的光学像从而生成该被摄体的所述图像信号,其特征在于,所述摄像装置具有数据控制部,该数据控制部根据与该摄像装置连接的所述控制装置的识别信息,控制向所述控制装置发送的所述图像信号的数据量。

[0013] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,该摄像装置还具有数据削减部,该数据削减部削减向所述控制装置发送的所述图像信号的数据量,所述数据控制部根据所述控制装置的识别信息,使所述数据削减部削减所述图像信号的数据后将所述图像信号的数据发送到所述控制装置。

[0014] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,所述数据削减部缩小所述摄像元件的摄像区域从而削减所述图像信号的数据量。

[0015] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,所述数据削减部对从所述摄像元件的摄像区域中读出所述图像信号的读出区域进行间疏,从而削减所述图像信号的数据量。

[0016] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,所述数据削减部通过对所述图像信号的数据列进行间疏来减小比特数,从而削减所述图像信号的数据量。

[0017] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,所述数据削减部针对所述图像信号的数据削减每单位时间的数据量,从而削减所述图像信号的数据量。

[0018] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,所述数据削减部对所述图像信号的数据实施依照规定的图像压缩形式的压缩处理,从而削减所述图像信号的数据量。

[0019] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,该摄像装置还具有观察方式判定部,该观察方式判定部根据所述控制装置的识别信息,判定所述控制装置是否为通过拍摄由白色光照射的所述被摄体而生成所述被摄体的图像信号的同时式,在通过所述观察方式判定部判定为所述控制装置为所述同时式的情况下,相比于所述面顺次式,所述数据控制部使所述数据削减部削减所述图像信号的数据量并发送到所述控制装置。

[0020] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,该摄像装置还具有:前端部,其包含所述摄像元件和所述数据控制部;操作部,其受理对各种操作进行指示的指示信号的输入;以及连接部,其与所述控制装置连接,包含所述数据削减部。

[0021] 此外,本发明的摄像装置在上述发明中,其特征在于,所述摄像装置具有:前端部,其包含所述摄像元件、所述数据控制部和所述数据削减部;以及连接部,其与所述控制装置连接。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明的摄像装置,由于具有根据与摄像装置连接的控制装置的识别信息,控制传输到控制装置的图像信号的数据量的控制部,所以,得到能够无关于控制装置的种类而传输图像信号的效果。

附图说明

[0024] 图1是示出作为本发明的实施方式1的摄像装置的内窥镜系统的概略结构的图。

[0025] 图2是说明图1的内窥镜的前端部的内部结构的概略的剖视图。

[0026] 图3是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0027] 图4是示意性示出本发明的实施方式1的内窥镜系统的内窥镜执行的面顺次式的图像取得方法的概要的图。

[0028] 图5是示意性示出同时式的内窥镜的图像取得方法的概要的图。

[0029] 图6是示意性示出本发明的实施方式1的内窥镜系统能够执行的图像取得方法的

概要与发送到控制装置的图像信号的数据量之间的关系的图。

[0030] 图 7 是示意性示出本发明的实施方式 1 的通过发送方法的切换进行的从传感器部中读取图像信号的读出区域的图。

[0031] 图 8 是示出本发明的实施方式 1 的内窥镜系统执行的处理的概要的流程图。

[0032] 图 9 是示意性示出本发明的实施方式 1 的通过另一个发送方法的切换进行的从传感器部中读取图像信号的读出区域的图。

[0033] 图 10 是示出本发明的实施方式 2 的内窥镜系统执行的处理的概要的流程图。

[0034] 图 11 是示出本发明的实施方式 3 的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0035] 图 12 是示出本发明的实施方式 3 的内窥镜系统执行的处理的概要的流程图。

[0036] 图 13 是示意性示出本发明的实施方式 3 的内窥镜系统可执行的图像取得方法的概要与发送到控制装置的图像信号的数据量的关系的图。

[0037] 图 14 是示出本发明的实施方式 3 的变形例的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0038] 图 15 是示出本发明的实施方式 4 的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0039] 图 16 是示出本发明的实施方式 4 的内窥镜系统执行的处理的概要的流程图。

具体实施方式

[0040] 下面作为用于实施本发明的方式（以下，称为“实施方式”），对拍摄并显示患者等被检体的体腔内的图像的医疗用的内窥镜系统进行说明。另外，本发明不限于该实施方式。并且，在附图记载中，对相同的部分标注相同的标号。并且，附图是示意性的附图，需要注意各个部件的厚度与宽度的关系、各个部件的比率等与实际不同。并且，在附图相互之间也包含彼此的尺寸或比例不同的部分。

[0041] （实施方式 1）

[0042] 图 1 是示出本发明的实施方式 1 的作为摄像装置的内窥镜系统的概略结构的图。如图 1 所示，内窥镜系统 1 具有：内窥镜 2，其通过将前端部插入到被检体的体腔内而拍摄被摄体的体内图像；控制装置 3，其对由内窥镜 2 拍摄到的体内图像实施规定的图像处理，并且统一控制内窥镜系统 1 整体的动作；光源装置 4，其产生从内窥镜 2 的前端射出的照明光；以及显示装置 5，其显示由控制装置 3 实施了图像处理后的体内图像。

[0043] 内窥镜 2 具有：插入部 21，其呈具有挠性的细长形状；操作部 22，其与插入部 21 的基端侧连接，受理各种操作信号的输入；以及通用缆线 23，其从操作部 22 向与插入部 21 延伸的方向不同的方向延伸，并内置与控制装置 3 和光源装置 4 连接的各种缆线。

[0044] 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；以及长条状的挠性管部 26，其与弯曲部 25 的基端侧连接，并具有挠性。

[0045] 图 2 是说明前端部 24 的内部结构的概略的剖视图。如图 2 所示，前端部 24 具有：光导 241，其使用玻璃纤维等而构成，构成光源装置 4 所发出的光的导光路；照明透镜 242，其设置于光导 241 的前端；聚光用的光学系统 243；摄像元件 244，其设置于光学系统 243 的成像位置，接收由光学系统 243 会聚的光并将其光电转换成电信号而实施规定的信号处理；处置器械通道 245，其供内窥镜 2 用的处置器械通过。

[0046] 光学系统 243 至少由透镜 243a 和透镜 243b 构成。另外，构成光学系统 243 的透

镜的种类和数量并不限于图 2 所示。

[0047] 图 3 是示出内窥镜系统 1 的主要部分的功能结构的框图。参照图 3, 对摄像元件 244 的结构进行说明。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 的光学图像进行光电转换并输出电信号; 模拟前端 244b (以下, 称为“AFE 部 244b”), 其对由传感器部 244a 输出的电信号进行噪声去除和 A/D 转换; P/S 转换部 244c, 其对由 AFE 部 244b 输出的数字信号进行并行/串行转换; 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 转换部 244c 中的各种信号处理的脉冲; 以及摄像控制部 244e, 其对摄像元件 244 的动作进行控制。摄像元件 244 是 CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor: 互补型金属氧化物半导体) 图像传感器。

[0048] 传感器部 244a 具有: 受光部 244f, 其将多个像素配设成 2 维矩阵状, 该多个像素分别具有存储与光量对应的电荷的光电二极管以及放大由光电二极管存储的电荷的放大器; 以及读出部 244g, 其将受光部 244f 的多个像素中的被任意设定为读出对象的像素所生成的电信号作为图像信息进行读出。

[0049] AFE 部 244b 具有: 噪声降低部 244h, 其降低包含在电信号 (模拟) 中的噪声成分; AGC (Auto Gain Control: 自动增益控制) 部 244i, 其对电信号的放大率 (增益) 进行调整而维持恒定的输出电平; 以及 A/D 转换部 244j, 其对经由 AGC 部 244i 输出的电信号进行 A/D 转换。噪声降低部 244h 例如使用相关双采样 (Correlated Double Sampling) 法来降低噪声。

[0050] 摄像控制部 244e 根据从控制装置 3 接收到的设定数据对前端部 24 的各种动作进行控制。摄像控制部 244e 使用 CPU (Central Processing Unit: 中央处理器) 等而构成。摄像控制部 244e 具有数据控制部 244k 和观察方式判定部 244l。

[0051] 数据控制部 244k 根据从控制装置 3 接收到的设定数据, 控制传输到控制装置 3 的图像信号的数据量。具体而言, 数据控制部 244k 根据从控制装置 3 接收到的设定数据, 设定由读出部 244g 进行读出的区域。这里, 设定数据中包含: 控制装置 3 的识别信息和表示面顺次式或同时式的观察方式的观察信息; 指示摄像元件 244 的拍摄速度 (帧率) 和来自传感器部 244a 的任意的像素的像素信息的读出速度的指示信息; 以及 AFE 部 244b 读出的像素信息的传输控制信息等。例如, 数据控制部 244k 根据后述的观察方式判定部 244l 的判定结果, 针对由读出部 244g 从受光部 244f 读出图像信息的读出区域, 与面顺次式相比缩小读出区域, 从而削减由传感器部 244a 输出的图像信号的数据量。即, 读出部 244g 作为本实施方式 1 的数据削减部发挥功能。

[0052] 观察方式判定部 244l 根据从控制装置 3 接收到的设定数据中包含的控制装置 3 的识别信息, 判定控制装置 3 是否为拍摄由白色光照射的被摄体从而生成被摄体的图像信号的同时式。另外, 观察方式判定部 244l 可以根据从控制装置 3 接收到的设定数据, 判定其他观察方式, 例如面顺次式等。

[0053] 捆束有与控制装置 3 之间进行电信号的收发的多条信号线的集合缆线 246 与设置于基板 244S 的电极 244E 连接。多条信号线中包含: 向控制装置 3 传输由摄像元件 244 输出的图像信号的信号线和向摄像元件 244 传输由控制装置 3 输出的控制信号的信号线等。

[0054] 操作部 22 具有: 弯曲旋钮 221, 其使弯曲部 25 在上下方向和左右方向上弯曲; 处置器械插入部 222, 其将活体钳子、激光切刀以及检查探针等处置器械插入到体腔内; 以及

作为操作输入部的多个开关 223,其除了输入控制装置 3、光源装置 4 的操作指示信号以外,还输入送气单元、送水单元、送气体单元等周围设备的操作指示信号。从处置器械插入部 222 插入的处置器械经由前端部 24 的处置器械通道 245 从开口部 245a 露出。

[0055] 通用缆线 23 至少内置光导 241 和集合缆线 246。通用缆线 23 具有能够拆装自如地安装于光源装置 4 上的连接器部 27(参照图 1)。连接器部 27 延伸设置有螺旋状的螺旋缆线 27a、在螺旋缆线 27a 的延伸端具有与控制装置 3 拆装自如的电连接器部 28。连接器部 27 在内部具有 FPGA(Field Programmable Gate Array :现场可编程门阵列)271。

[0056] 接着,对控制装置 3 的结构进行说明。控制装置 3 具有:S/P 转换部 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 和基准时钟生成部 310。另外,在本实施方式 1 中,作为控制装置 3 以面顺次的结构为例进行了说明,但即使是同时式也能够适用。

[0057] S/P 转换部 301 对从前端部 24 接收到的图像信号(数字信号)进行串行/并行转换。

[0058] 图像处理部 302 基于从 S/P 转换部 301 输出的并行方式的图像信号,生成显示装置 5 所显示的体内图像。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 转换部 302e、格式变更部 302f、采样用存储器 302g、静止图像用存储器 302h。

[0059] 同时化部 302a 将作为像素信息输入的图像信号输入到按照每个像素设置的 3 个存储器(未图示)中,以与读出部 244g 所读出的受光部 244f 的像素的地址对应的方式一边依次更新各存储器的值一边进行保持,并且将这 3 个存储器的图像信号同时化为 RGB 图像信号。同时化部 302a 将同时化后的 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,用于明亮度检测等图像解析。

[0060] 白平衡调整部 302b 自动调整 RGB 图像信号的白平衡。具体而言,白平衡调整部 302b 根据 RGB 图像信号中包含的色温,自动调整 RGB 图像信号的白平衡。

[0061] 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,用于静止图像显示、放大图像显示或者强调图像显示。

[0062] γ 校正部 302d 与显示装置 5 对应地进行 RGB 图像信号的灰度校正(γ 校正)。

[0063] D/A 转换部 302e 将由 γ 校正部 302d 输出的灰度校正后的 RGB 图像信号转换成模拟信号。

[0064] 格式变更部 302f 将转换成模拟信号的图像信号变更为高清晰方式等动态图像用的文件格式并输出到显示装置 5。

[0065] 明亮度检测部 303 从采样用存储器 302g 所保持的 RGB 图像信号中检测与各像素对应的明亮度水平,并将检测出的明亮度水平记录在设置于内部的存储器中并且输出到控制部 309。此外,明亮度检测部 303 根据检测出的明亮度水平,计算增益调整值和光照射量,并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。

[0066] 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,设定与光源装置 4 所产生的光的种类、光量和发光定时等,并将包含该设定出的条件的光源同步信号发送到光源装置 4。

[0067] 读出地址设定部 305 具有设定传感器部 244a 的受光面上的读出对象的像素和读出顺序的功能。即,读出地址设定部 305 具有设定由 AFE 部 244b 读出的传感器部 244a 的像素的地址的功能。此外,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。

[0068] 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,经由包含在集合缆线 246 中的规定的信号线,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。

[0069] 输入部 307 受理用于指示内窥镜系统 1 的动作的动作指示信号等各种信号的输入。

[0070] 存储部 308 是使用闪存或 DRAM(Dynamic Random Access Memory:动态随机存取存储器)等半导体存储器而实现的。存储部 308 存储用于使内窥镜系统 1 进行动作的各种程序、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。此外,存储部 308 存储控制部 309 的识别信息和观察信息。这里,识别信息中包含控制部 309 的固有信息(ID)、年份、控制部 309 的规格信息以及传输速率信息等。

[0071] 控制部 309 使用 CPU 等而构成,进行包含前端部 24 和光源装置 4 的各结构部的驱动控制、以及针对各结构部的信息的输入输出控制等。控制部 309 经由包含在集合缆线 246 中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。

[0072] 基准时钟生成部 310 生成作为内窥镜系统 1 的各结构部的动作的基准的基准时钟信号,并向内窥镜系统 1 的各结构部提供所生成的基准时钟信号。

[0073] 接着,对光源装置 4 的结构进行说明。光源装置 4 具有光源 41、LED(Light Emitting Diode:发光二极管)驱动器 42、旋转滤光器 43、驱动部 44、驱动器 45 和光源控制部 46。

[0074] 光源 41 使用白色 LED 或疝灯等而构成,在光源控制部 46 的控制下产生白色光。LED 驱动器 42 在光源控制部 46 的控制下向光源 41 提供电流,从而使光源 41 产生白色光。经由旋转滤光器 43、聚光透镜(未图示)以及光导 241 而从前端部 24 的前端照射光源 41 所产生的光。

[0075] 旋转滤光器 43 配置在光源 41 所发出的白色光的光路上,通过进行旋转而使光源 41 所发出的白色光仅透射过具有规定的波段的光。具体而言,旋转滤光器 43 具有使具有红色光(R)、绿色光(G)、蓝色光(B)和白色光各自的波段的光透射过的红色滤光器 431、绿色滤光器 432、蓝色滤光器 433 和透明滤光器 434。旋转滤光器 43 通过进行旋转而使具有红色、绿色、蓝色和白色的波段的光依次透射(例如,红色:600nm~700nm、绿色:500nm~600nm、蓝色:400nm~500nm、白色:400nm~700nm)。由此,光源 41 所发出的白色光能够依次向内窥镜 2 射出窄带化的红色光、绿色光、蓝色光和白色光中的任意一种光。

[0076] 驱动部 44 使用步进电动机或 DC 电动机等而构成,使旋转滤光器 43 进行旋转动作。驱动器 45 在光源控制部 46 的控制下向驱动部 44 提供规定的电流。

[0077] 光源控制部 46 根据从调光部 304 发送来的光源同步信号,控制提供给光源 41 的电流。此外,光源控制部 46 在控制部 309 的控制下,经由驱动器 45 对驱动部 44 进行驱动,从而使旋转滤光器 43 旋转。

[0078] 显示装置 5 具有如下功能:经由影像缆线从控制装置 3 接收并显示控制装置 3 所

生成的体内图像。显示装置 5 使用液晶或者有机 EL (Electro Luminescence : 电致发光) 而构成。

[0079] 对具有以上的结构的内窥镜系统 1 执行的图像取得方法进行说明。图 4 是示意性示出本实施方式 1 的内窥镜系统 1 的内窥镜 2 执行的面顺次式的图像取得方法的概要的流程图。图 5 是示意性示出同时式的内窥镜 2 的图像取得方法的概要的图。

[0080] 如图 4 所示, 内窥镜系统 1 的内窥镜 2 是如下面顺次式: 如上所述地在规定的定时照射波长不同的照明光, 与该照明光同步地依次拍摄反射光。所以, 如图 4 所示, 在内窥镜 2 中, 在输出 1 帧的活体图像的图像信号的情况下, 从传感器部 244a 中读出的次数与同时式的 1 次 (参照图 5) 相比, 需要 3 次 (分别拍摄红、绿和蓝), 与同时式相比传输到控制装置 3 的传输数据量增多 (大约 3 倍)。其结果, 在通过本实施方式 1 的内窥镜系统 1 的内窥镜 2 向控制装置 3 发送图像信号的情况下, 当控制装置 3 仅可对应同时式时, 所传输的图像信号的数据量和传输速率不同, 所以控制装置 3 的处理能力和图像信号的分辨率下降。

[0081] 因此, 本实施方式 1 的内窥镜系统 1 的内窥镜 2 根据由数据控制部 244k 从控制装置 3 接收到的设定数据中包含的识别信息和观察信息, 对从传感器部 244a 中读出图像信息的读出区域进行切换, 从而削减发送到控制装置 3 的图像信号的数据量。

[0082] 图 6 是示意性示出本实施方式 1 的内窥镜系统 1 能够执行的图像取得方法的概要与发送到控制装置 3 的图像信号的数据量之间的关系图。如上所述, 摄像元件 244 为 CMOS 图像传感器, 并采用焦平面方式的电子快门 (滚动快门)。所以, 在连续拍摄多帧的情况下, 摄像元件 244 按照每一个水平行依次进行所存储的电荷的读出。其结果, 在通过摄像元件 244 最先读出的水平行与最后读出的水平行之间产生时间差。此外, 在图 6 中, 图 6(a) 示出摄像元件 244 的拍摄定时与照明光之间的关系, 图 6(b) 示出向能够对应面顺次式的控制装置 3 发送图像信号时的数据量, 图 6(c) 示出向能够对应同时式的控制装置 3 发送图像信号时的数据量。另外, 在图 6(a) 中, 纵轴表示摄像元件 244 的水平行 (行), 横轴表示时间。并且, 在图 6(b)、(c) 中, 纵轴表示发送图像信号的数据量, 横轴表示时间。

[0083] 在图 6(a) 所示的情况下, 光源装置 4 按照每个规定的定时, 依次照射例如红 → 绿 → 蓝的照明光。这时, 在由光源装置 4 照射照明光并刚刚结束后, 摄像元件 244 从画面上部的水平行开始, 依次向下方的水平行进行像素的读出。所以, 如图 6(b) 所示, 内窥镜 2 的摄像元件 244 发送的数据的数据量增大。因此, 如图 7 所示, 在控制装置 3 为同时式的情况下, 数据控制部 244k 进行使由读出部 244g 从传感器部 244a 中读出图像信息的读出区域小于能够对应面顺次式的控制装置 3 的读出区域的切换, 从而使传感器部 244a 拍摄。由此, 如图 6(c) 所示, 内窥镜 2 通过削减发送到控制装置 3 的图像信息的数据量, 无关于控制装置 3 中能够对应的观察方式, 而能够使传输速率和控制装置 3 共同化。

[0084] 接着, 对本实施的内窥镜系统 1 执行的进行处理进行说明。图 8 是示出本实施方式 1 的内窥镜系统 1 执行的处理的概要的流程图。另外, 在内窥镜系统 1 刚刚与控制装置 3 连接后, 在对内窥镜系统 1 接通电源后的初始动作时、在手术实施者使用内窥镜系统 1 开始被检体的检查前、或者在被检体的检查期间在每个规定的定时进行以下的处理。

[0085] 如图 8 所示, 摄像控制部 244e 判定是否从控制装置 3 中接收到设定数据 (步骤 S101)。从控制装置 3 中接收到设定数据的情况下 (步骤 S101: 是)、摄像控制部 244e 转移到步骤 S102。与此相对, 在没有从控制装置 3 接收到设定数据的情况下 (步骤 S101: 否),

摄像控制部 244e 继续该判断。

[0086] 接着,数据控制部 244k 根据由观察方式判定部 244l 从控制装置 3 接收到的设定数据,判定为控制装置 3 能够对应面顺次式的观察方法(步骤 S102:是)、并且判定为传输图像信号的传输路径(传输速率)能够对应的情况下(步骤 S103:是),在判定为控制装置 3 能够对应时(步骤 S104:是),数据控制部 244k 进行由传感器部 244a 生成的图像信号的发送(步骤 S105),结束该处理。

[0087] 与此相对,数据控制部 244k 根据由观察方式判定部 244l 从控制装置 3 接收到的设定数据,判定为控制装置 3 不能对应面顺次式的观察方法的情况下(步骤 S102:否)、判定为传输图像信号的传输路径不能对应的情况下(步骤 S103:否)、判定为控制装置 3 不能对应的情况下(步骤 S104:否),切换到如下的发送方法:缩小由读出部 244g 从传感器部 244a 中读出的读出区域,削减图像信号的数据量从而发送到控制装置 3(步骤 S106)。之后,数据控制部 244k 转移到步骤 S105。

[0088] 根据以上所说明的本实施方式 1,数据控制部 244k 根据从控制装置 3 接收到的设定数据中包含的识别信息和观察信息,使由读出部 244g 从传感器部 244a 中读出图像信息的读出区域(摄像区域)小于同时式的读出区域(摄像区域)并使传感器部 244a 拍摄。由此,内窥镜 2 能够削减传输到控制装置 3 的图像信息的数据量。其结果,无关于在控制装置 3 中能够对应的观察方式,内窥镜 2 能够使传输速率和控制装置 3 共同化来传输图像信号。

[0089] 并且,根据本实施方式 1,观察方式判定部 244l 判定控制装置 3 的识别信息,来调整由数据控制部 244k 发送的图像信号的数据量,所以,即使是新世代和控制装置 3 和旧世代的控制装置 3,也能够使传输速率共同化来发送图像信号。

[0090] 另外,虽然在本实施方式 1 中,数据控制部 244k 根据从控制装置 3 接收到的设定数据中包含的识别信息和观察信息,对从传感器部 244a 中读出的读出区域进行了切换,但是例如也可以对从传感器部 244a 中读出的读出区域的行进行间疏来削减图像信息的数据量。具体而言,如图 9 所示,数据控制部 244k 根据从控制装置 3 中接收到的设定数据中包含的识别信息和观察信息,例如在控制装置 3 仅能够对应同时式的情况下,对于传感器部 244a 读出的读出区域,削减图像信号的数据量以能够对应同时式的读出区域。具体而言,如图 9(a) 和 (b) 所示,数据控制部 244k 按照每个相等间隔,对读出部 244g 从传感器部 244a 中读出的读出区域的水平行进行间疏,从而使传感器部 244a 拍摄。由此,内窥镜 2 通过削减发送到控制装置 3 的图像信息的数据量,从而无关于能够对应控制装置 3 的观察信息和传输路径的传输种类,而能够使传输路径和控制装置 3 共同化。

[0091] (实施方式 2)

[0092] 接着,对本发明的实施方式 2 进行说明。本实施方式 2 的内窥镜系统具有与上述实施方式同样的结构,内窥镜系统的内窥镜执行的处理不同。所以,以下对本实施方式 2 的内窥镜系统执行的处理进行说明。此外,在相同结构中标注相同的标号进行说明。

[0093] 图 10 是示出本实施方式 2 的内窥镜系统 1 执行的处理的概要的流程图。

[0094] 步骤 S201 ~ 步骤 S205 分别对应图 8 的步骤 S101 ~ 步骤 S105。

[0095] 在步骤 S206 中,数据控制部 244k 切换到通过对图像信号的数据列进行间疏从而削减比特数并发送到控制装置 3 的发送方法。具体而言,数据控制部 244k 根据观察方式判定部 244l 的判定结果,例如在控制装置 3 仅能够对应同时式的情况下,将由 A/D 转换部

244j 转换的图像信号的数据的比特数削减为能够对应同时式的图像信号的数据的比特数。例如,数据控制部 244k 将由 A/D 转换部 244j 进行转换的图像信号的数据的比特数从 10 比特削减到 8 比特。由此,内窥镜 2 通过削减传输到控制装置 3 的图像信号的数据量,从而无关于能够与控制装置 3 对应的观察方法和种类或性能,而能够使传输速率和控制装置 3 共同化。在步骤 S206 后,内窥镜系统 1 转移到步骤 S205。另外,在本实施方式 2 中,A/D 转换部 244j 作为数据削减部发挥功能。

[0096] 在以上所说明的本实施方式 2 中,根据数据控制部 244k 从控制装置 3 接收到的设定数据,针对将传感器部 244a 生成的模拟图像信号转换为数字图像信号的 A/D 转换部 244j,切换到通过对图像信号的数据列进行间疏从而削减图像信号的数据的比特数并发送的发送方法。由此,内窥镜 2 通过削减传输到控制装置 3 的图像信号的数据量,从而无关于能够与控制装置 3 对应的观察方法和种类或性能,能够使传输路径和控制装置 3 共同化。

[0097] 另外,在上述实施方式 2 中,摄像控制部 244e 降低 A/D 转换部 244j 所转换的比特数的分辨率,从而削减传输图像信号的数据量,但是,例如也可以在设置在将内窥镜 2 与控制装置 3 连接的连接部 27 内的 FPGA271 中,进行对比特数间疏的切换。由此,能够在从内窥镜 2 传输到控制装置 3 之前削减图像信号的数据量。

[0098] (实施方式 3)

[0099] 接着,对本发明的实施方式 3 进行说明。在本实施方式 3 的内窥镜系统中,内窥镜的摄像元件的结构与上述实施方式不同,并且内窥镜系统执行的处理也不同。所以,以下说明本实施方式 3 的内窥镜系统的结构之后,对本实施方式 3 的内窥镜系统执行的处理进行说明。此外,在相同结构中标注相同的标号进行说明。

[0100] 图 11 是示出本实施方式 3 的内窥镜系统 100 的主要部分的功能结构的框图。图 11 的内窥镜系统 100 在内窥镜 2 的前端部 24 具有摄像元件 60。

[0101] 摄像元件 60 具有传感器部 244a、AFE 部 244b、P/S 转换部 244c、定时发生器 244d、摄像控制部 244e、开关部 61 和数据削减部 62。

[0102] 开关部 61 使用半导体开关等而构成。开关部 61 在摄像控制部 244e 的控制下,切换从 AFE 部 244b 输出的图像信号的传输路径。例如,开关部 61 将从 AFE 部 244b 输出的图像信号的传输路径切换为设置有数据削减部 62 的传输路径。

[0103] 数据削减部 62 对图像信号的数据进行均衡化,从而削减一次传输的数据量。具体而言,数据削减部 62 针对图像信号的数据,削减每单位时间发送的数据量,从而削减发送的图像信号的数据量。数据削减部 62 使用一部分存储器而构成。

[0104] 对这样构成的内窥镜系统 100 执行的处理进行说明。图 12 是示出本实施方式 3 的内窥镜系统 100 执行的处理的概要的流程图。

[0105] 步骤 S301 ~ 步骤 S305 分别对应图 8 的步骤 S101 ~ 步骤 S105。

[0106] 在步骤 S306 中,数据控制部 244k 对开关部 61 进行切换,从而切换到如下的发送方法:将由 AFE 部 244b 输出的图像信号的传输路径切换为设置有数据削减部 62 的传输路径,对图像信号的数据进行平衡化从而进行发送。

[0107] 这里,对由数据控制部 244k 进行切换的发送方法进行说明。图 13 是示意性示出本实施方式 3 的内窥镜系统 100 可执行的图像取得方法的概要与从内窥镜 2 传输到控制装置 3 的图像信号的数据量之间的关系图。在图 13 中,图 13(a) 示出摄像元件 60 的拍摄

定时与照明光之间的关系,图 13(b) 示出向能够对应面顺次式的控制装置 3 发送图像信号时的数据量,图 13(c) 示出向能够对应同时式的控制装置 3 发送图像信号时的数据量。另外,在图 13(a) 中,纵轴表示摄像元件 60 的水平行(行),横轴表示时间。并且,在图 13(b)、(c) 中,纵轴表示图像信号的数据量,横轴表示时间。

[0108] 在图 13(a) 所示的情况下,光源装置 4 按照每个规定的定时,依次照射照明光。在该情况下,在由光源装置 4 照射照明光并刚刚结束后,摄像元件 60 从画面上部的水平行开始,依次向下方的水平行进行像素的读出。所以,如图 13(b) 所示,内窥镜 2 的摄像元件 60 输出的图像信号的数据量增大。因此,摄像控制部 244e 经由开关部 61,将输出图像信号的数据的传输路径切换到数据削减部 62 侧。由此,如图 13(c) 所示,数据削减部 62 通过对图像信号的数据量进行平衡化,从而削减从摄像元件 60 向控制装置 3 一次输出的数据量而降低传输速率。并且,由于数据削减部 62 只要在开始下一个传感器部 244a 的读出之前进行图像信号的输出即可,所以能够不损失图像信号的数据量本身而向控制装置 3 传输图像信号。在步骤 S306 后,内窥镜系统 100 转移到步骤 S305。

[0109] 根据以上所说明的本实施方式 3,数据控制部 244k 根据观察方式判定部 244l 的判定结果,借助开关部 61 将传感器部 244a 进行输出的传输路径切换为设置有数据削减部 62 的传输路径。由此,数据削减部 62 对从传感器部 244a 输出的图像信号的数据量进行平衡化,从而削减从摄像元件 60 向控制装置 3 一次传输的数据量而降低传输速率。其结果,无关与能够与控制装置 3 对应的观察信息和传输路径的传输种类,内窥镜 2 能够使传输路径和控制装置 3 共同化。

[0110] 并且,根据本实施方式 3,数据削减部 62 在开始传感器部 244a 的图像信号的读出之前对图像信号的数据进行均衡化,所以能够不损失图像信号的数据量本身而向控制装置 3 传输图像信号。

[0111] 另外,虽然在上述的实施方式 3 中,在摄像元件 244 内设置有数据削减部 62,但是也可以如图 14 所示,在设置于连接器部 27 内的 FPGA271 内设置数据削减部 62。由此,能够在从内窥镜 2 传输到控制装置 3 之前削减图像信号的数据量。

[0112] (实施方式 4)

[0113] 接着,对本发明的实施方式 4 进行说明。在本实施方式 4 的内窥镜系统中,内窥镜的摄像元件的结构与上述实施方式不同,并且内窥镜系统执行的处理也不同。所以,以下说明本实施方式 4 的内窥镜系统的结构之后,对本实施方式 4 的内窥镜系统执行的处理进行说明。此外,在相同结构中标注相同的标号进行说明。

[0114] 图 15 是示出本实施方式 4 的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。图 15 的内窥镜系统 120 在内窥镜 2 的前端部 24 具有摄像元件 70。

[0115] 摄像元件 70 具有:传感器部 244a、P/S 转换部 244c、定时发生器 244d、摄像控制部 244e、开关部 61、AFE 部 71 和数据压缩部 72。

[0116] AFE 部 71 具有噪声降低部 244h、AGC 部 244i、WB 调整部 711、 γ 校正部 712 和 A/D 转换部 244j。

[0117] WB 调整部 711 自动调整图像信号的白平衡。具体而言,WB 调整部 711 根据 RGB 图像信号中包含的色温,自动调整 RGB 图像信号的白平衡。 γ 校正部 712 进行图像信号的灰度校正(γ 校正)。

[0118] 数据压缩部 72 在摄像控制部 244e 的控制下,按照规定的图像压缩形式对经由开关部 61 从 AFE 部 71 输入的图像信号进行压缩,削减图像信号的数据量后输出到 P/S 转换部 244c。这里,作为预定形式,是 JPEG(Joint Photographic Experts Group:联合图像专家组)方式等。

[0119] 对这样构成的内窥镜系统 120 执行的处理进行说明。图 16 是示出本实施方式 4 的内窥镜系统 120 执行的处理的概要的流程图。

[0120] 步骤 S401 ~ 步骤 S405 分别对应上述的图 8 的步骤 S101 ~ 步骤 S105。

[0121] 在步骤 S406 中,数据控制部 244k 对开关部 61 进行切换,从而切换到如下的发送方法,即,将由 AFE 部 71 输出的图像信号的传输路径切换为设置有数据压缩部 72 的传输路径,并对图像信号的数据进行压缩。具体而言,数据压缩部 72 对在 AFE 部 71 内实施了各图像处理的图像信号进行压缩数据的处理,从而削减传输到控制装置 3 的图像信号的数据。在步骤 S406 后,内窥镜系统 120 转移到步骤 S405。

[0122] 根据以上所说明的本实施方式 4,摄像控制部 244e 根据观察方式判定部 244l 的判定结果,将图像信号的传输路径切换为设置有数据压缩部 72 的传输路径从而切换发送方法。由此,数据压缩部 72 压缩图像信号的数据量,从而能够削减从摄像元件 70 传输到控制装置 3 的图像信号的数据量。其结果,无关于能够与控制装置 3 对应的观察方法和传输路径的传输速率,内窥镜 2 能够使传输速率和控制装置 3 共同化。

[0123] (其他实施方式)

[0124] 另外,在本实施方式中,在内窥镜的前端部设置有 1 个摄像元件,但是例如也可以设置 2 个摄像元件。

[0125] 此外,在本实施方式中,在光源装置 4 中设置有 1 个光源 41,但是例如也可以分别设置红色 LED、绿色 LED 和蓝色 LED。并且,也可以设置产生激励光的特殊光源,该激励光使荧光标记发光。

[0126] 标号说明

[0127] 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;24:前端部;21:插入部;22:操作部;23:通用缆线;25:弯曲部;26:挠性管部;27:连接器部;28:电连接器部;41:光源;42:LED 驱动器;43:旋转滤光器;44:驱动部;45:驱动器;46:光源控制部;61:开关部;62:数据削减部;72:数据压缩部;221:弯曲旋钮;222 处置器械插入部;223:开关;241:光导;242:照明透镜;243:光学系统;60、70、244:摄像元件;244a:传感器部;244b、71:模拟前端;244c:P/S 转换部;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 转换部;244k:数据控制部;244l:观察方式判定部;245:处置器械通道;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;309:控制部;310:基准时钟生成部。

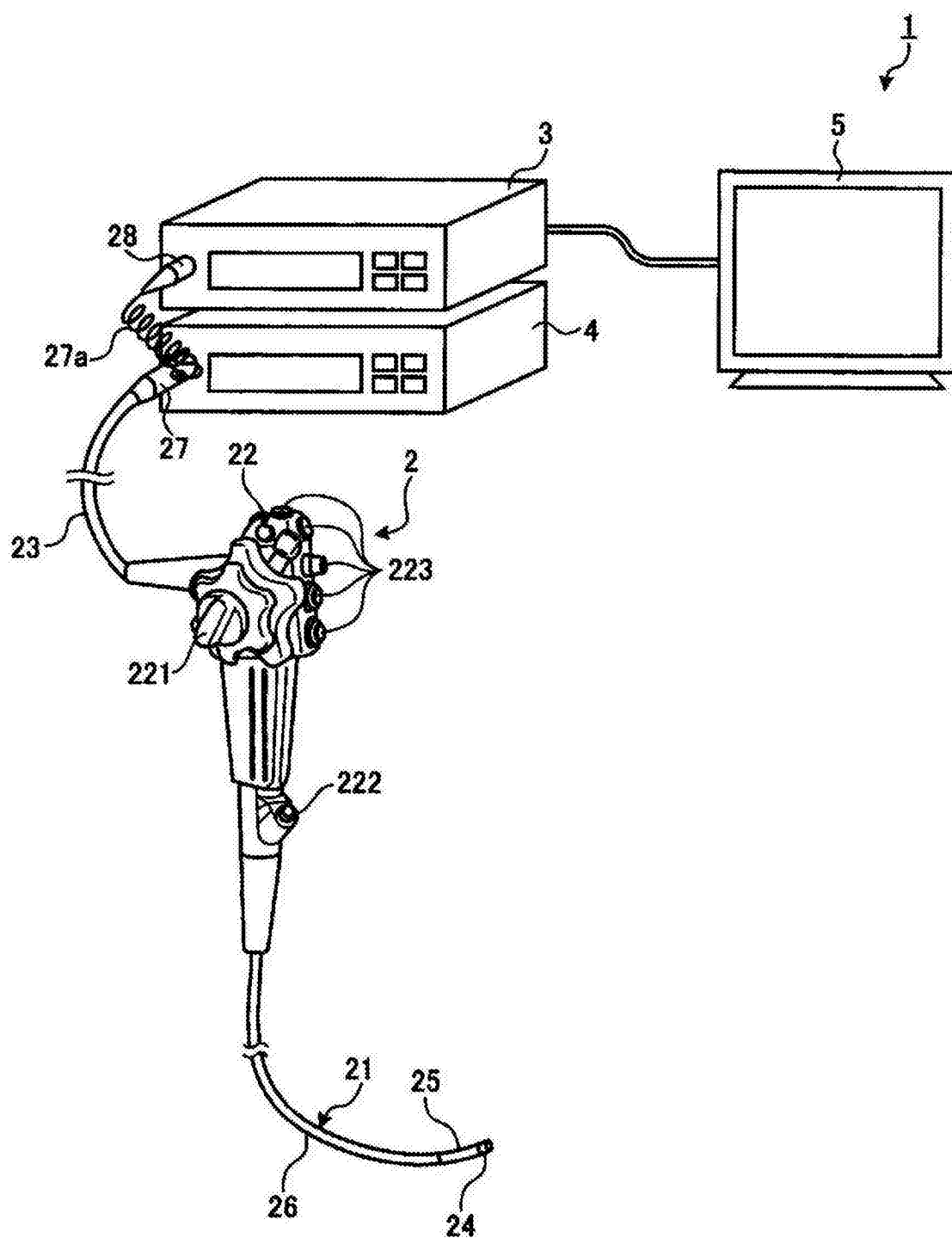


图 1

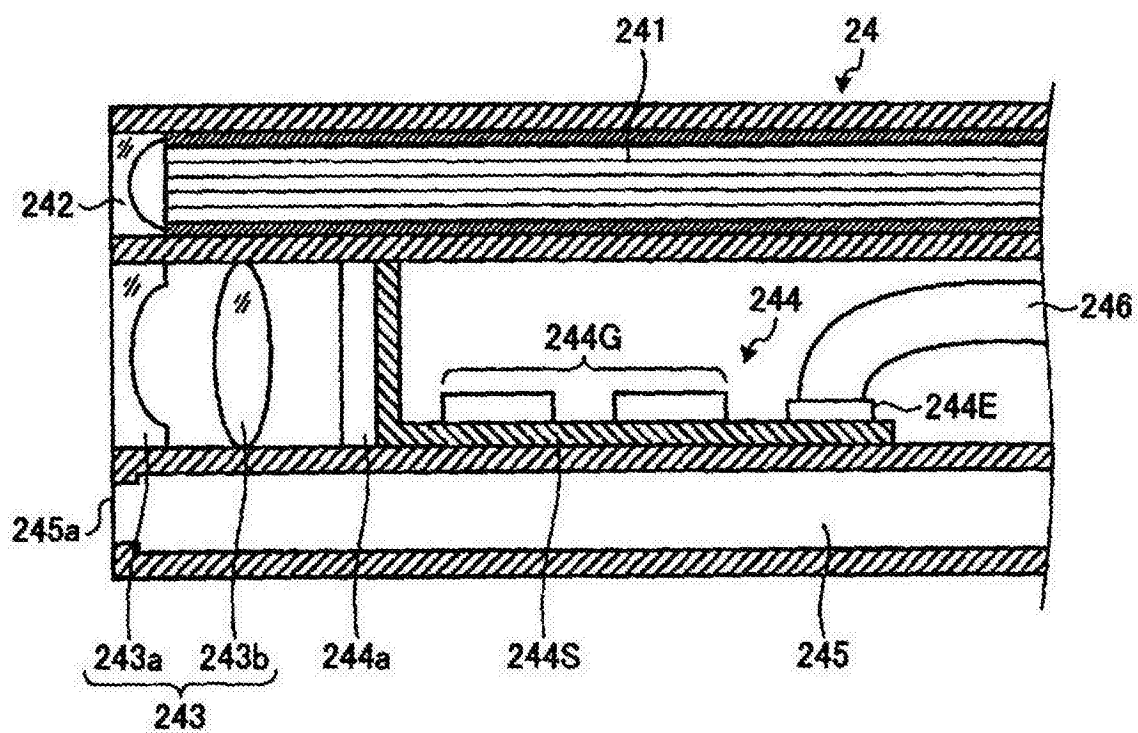


图 2

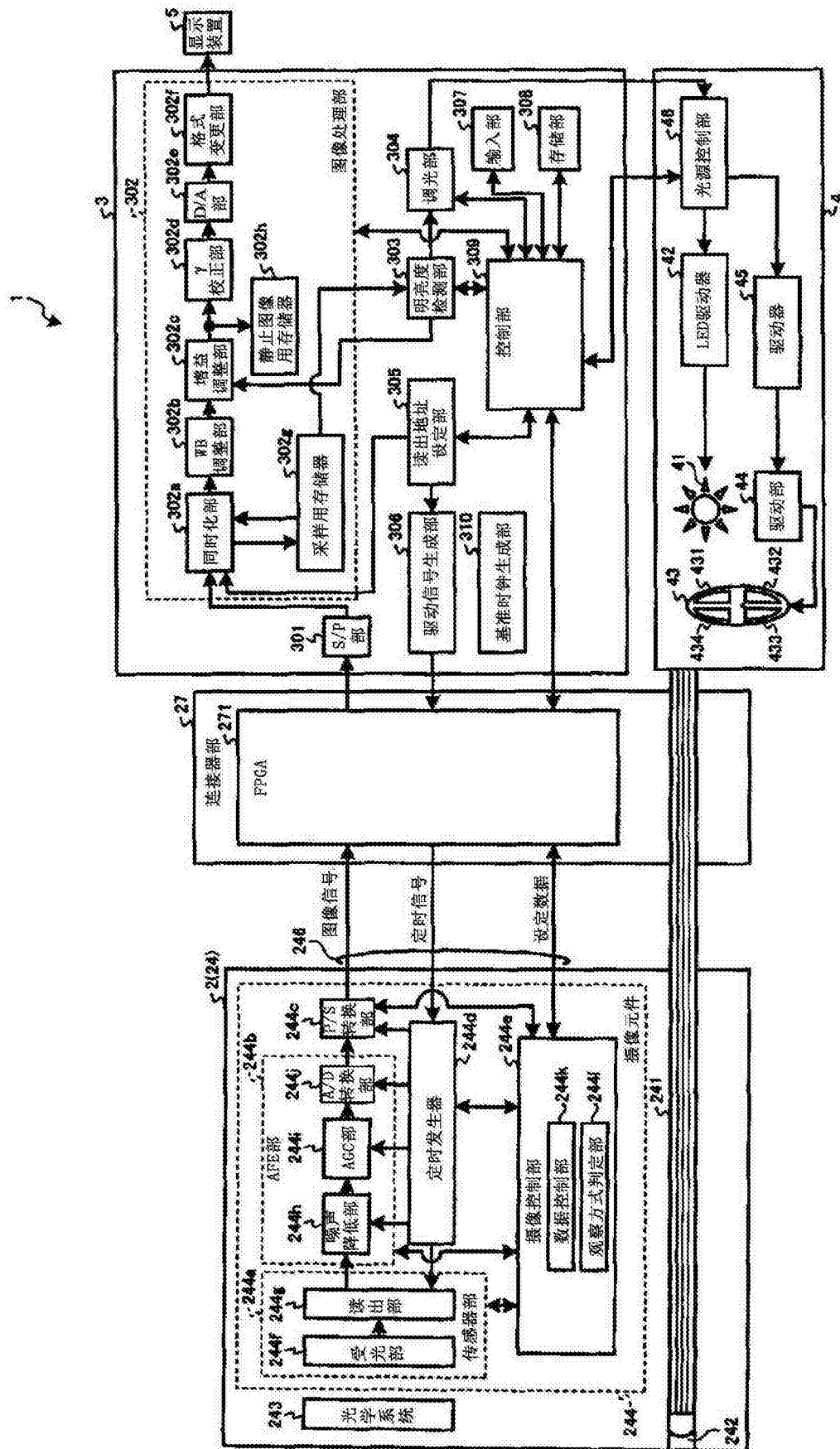


图 3

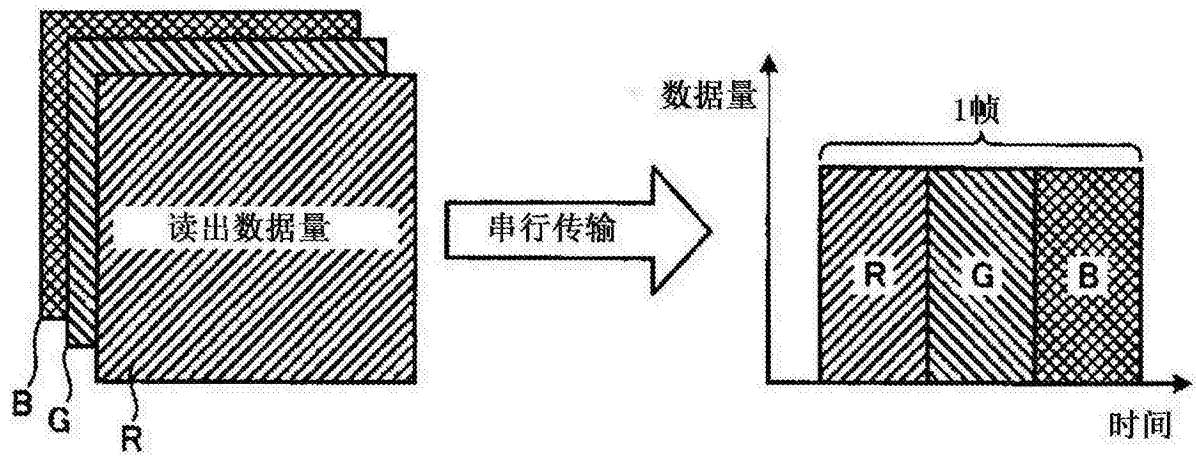


图 4

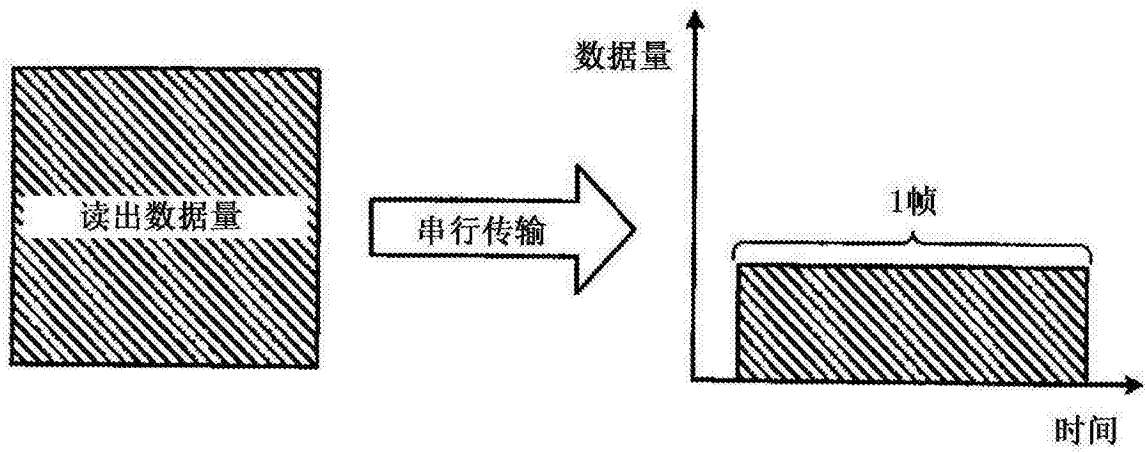


图 5

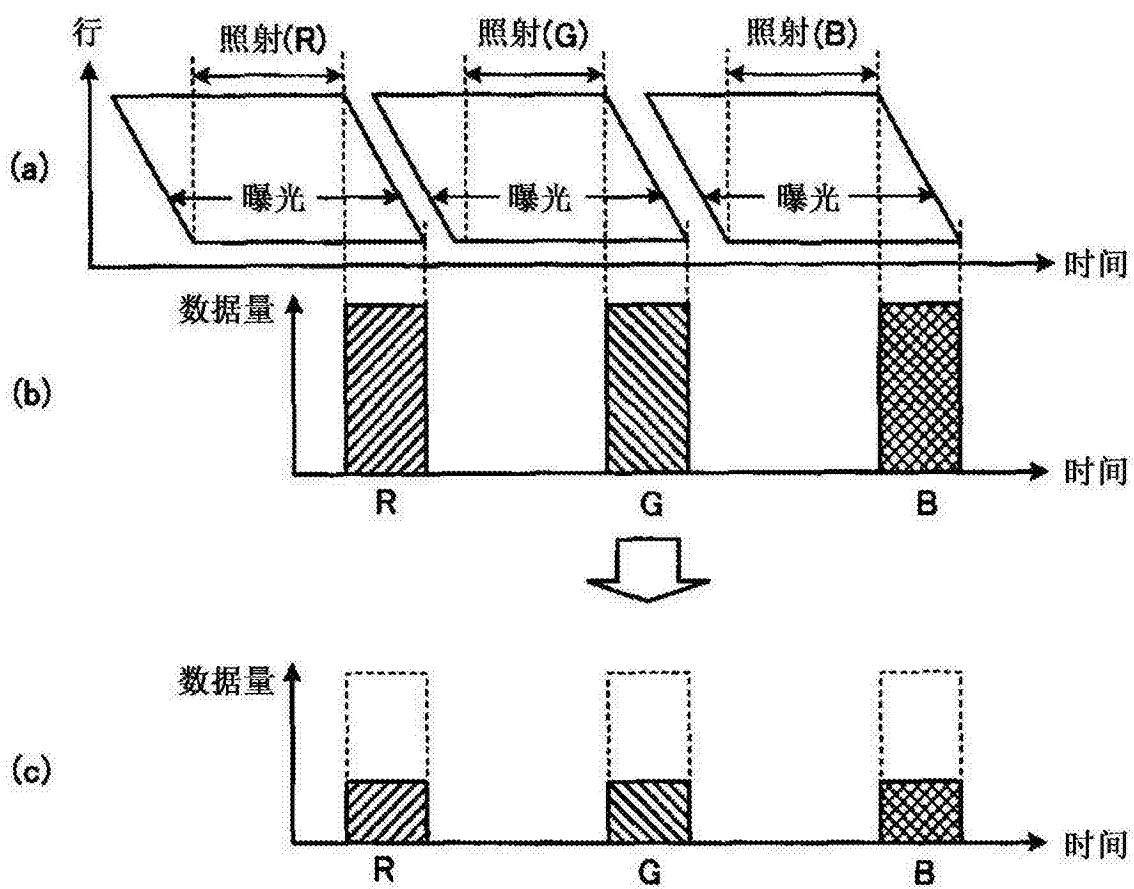


图 6

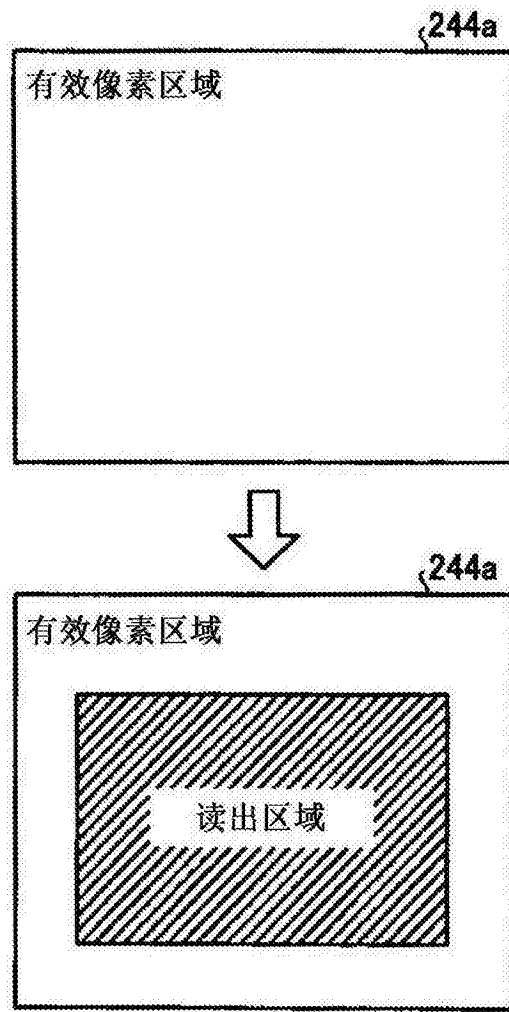


图 7

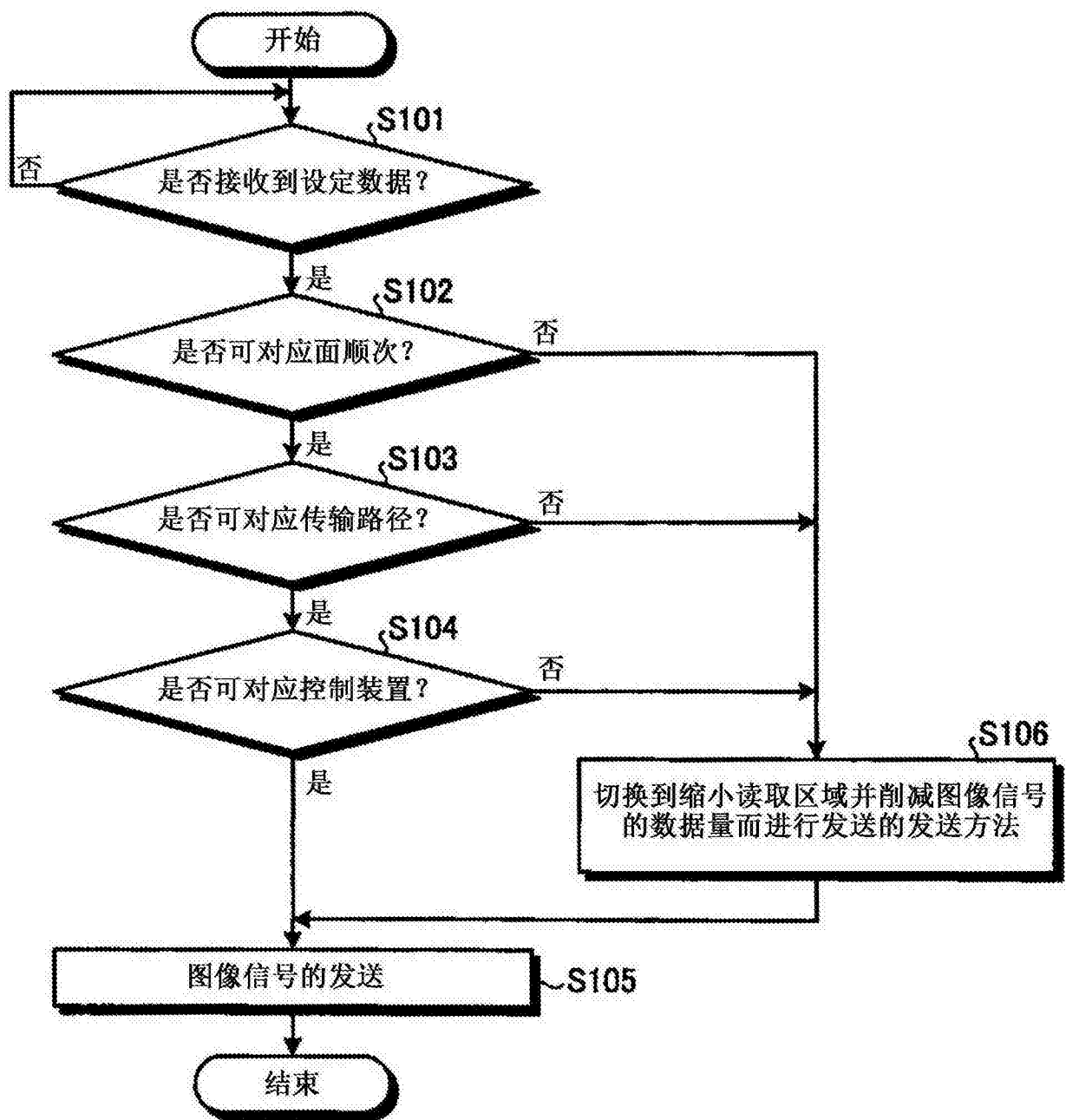


图 8

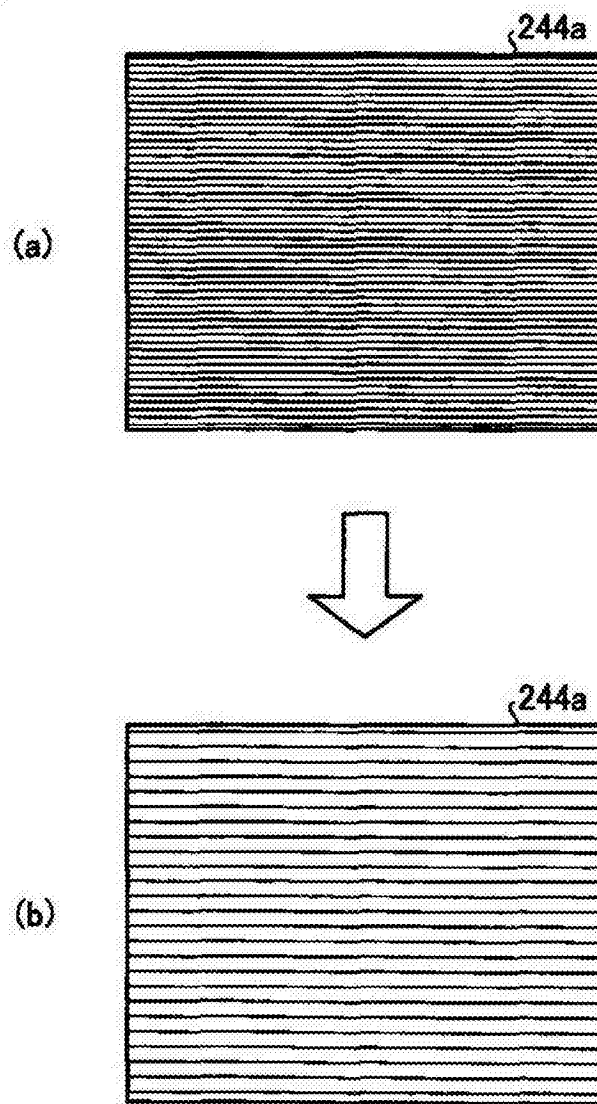


图 9

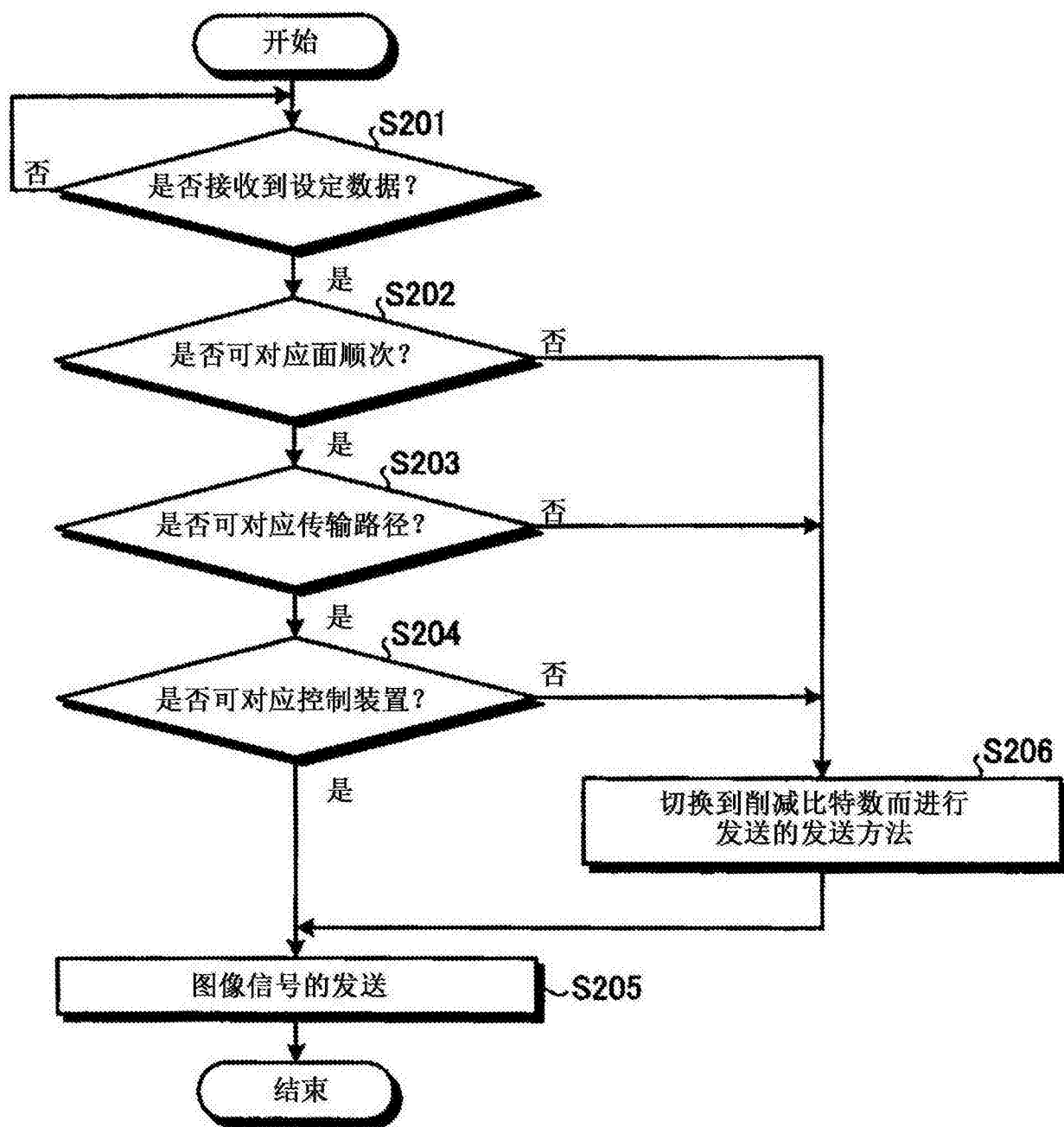


图 10

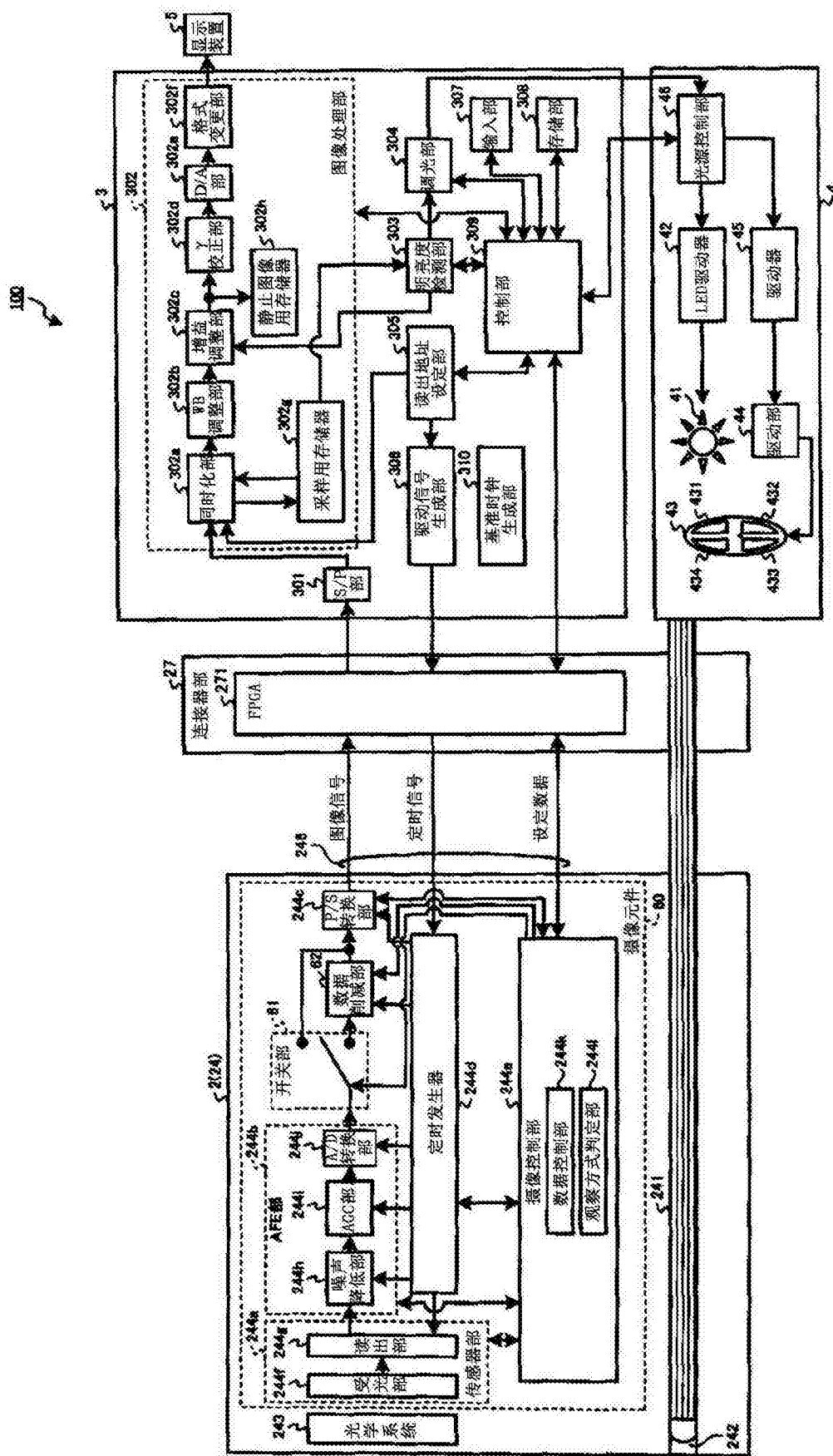


图 11

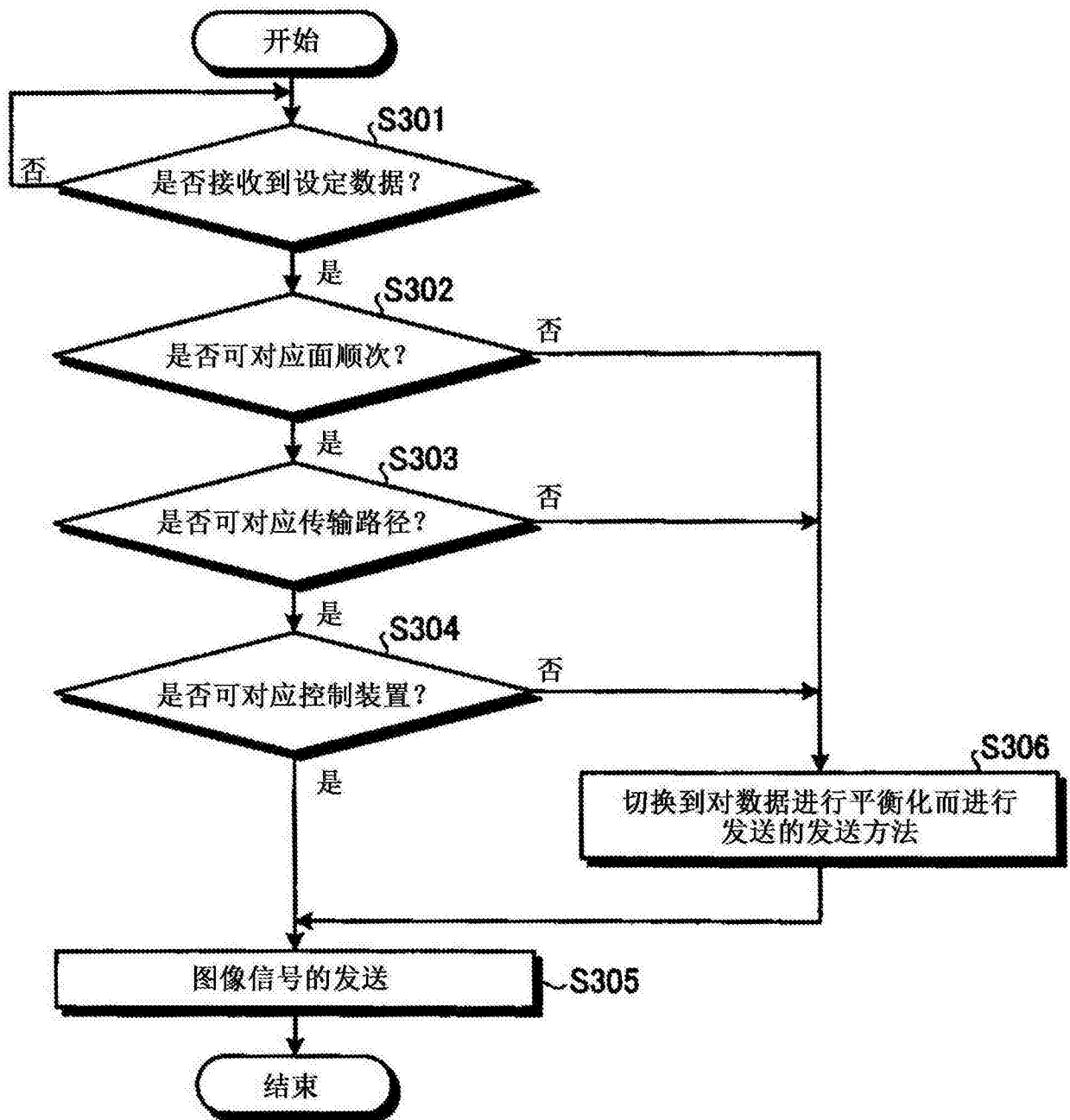


图 12

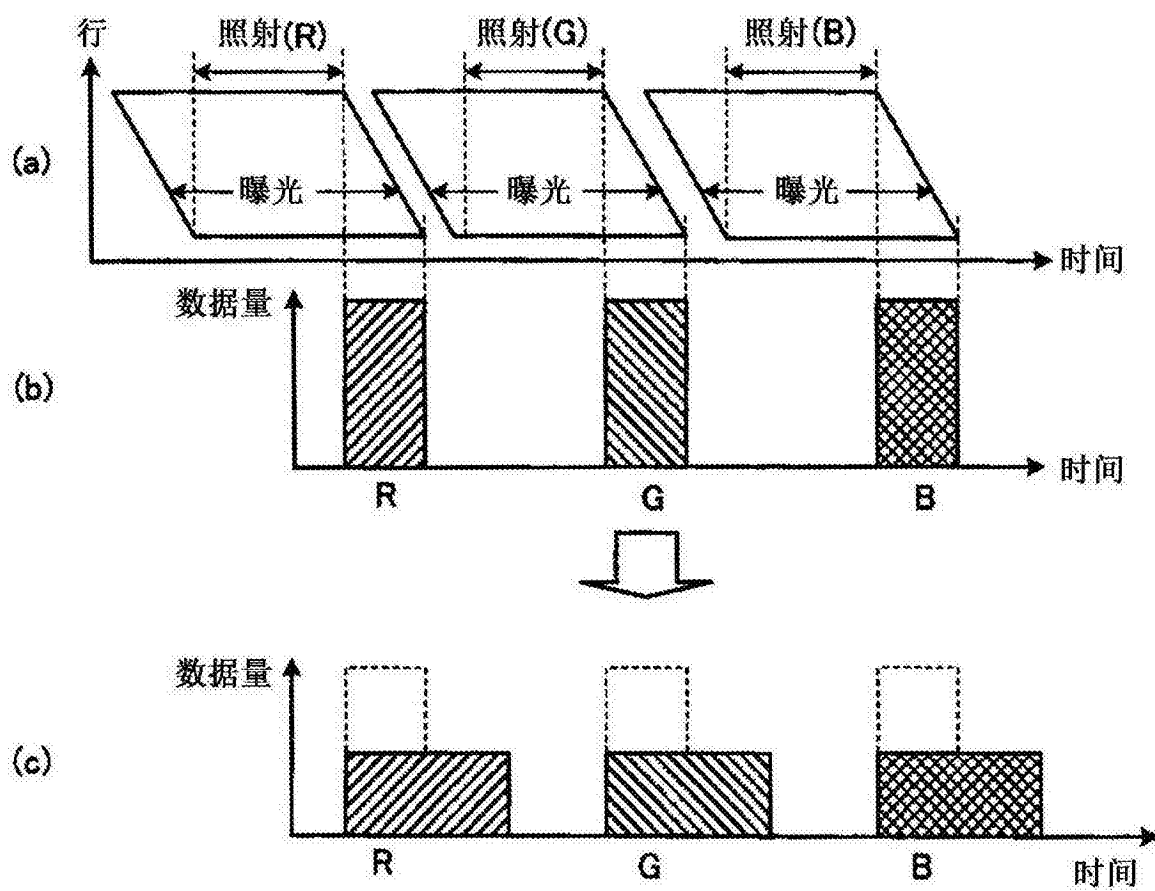


图 13

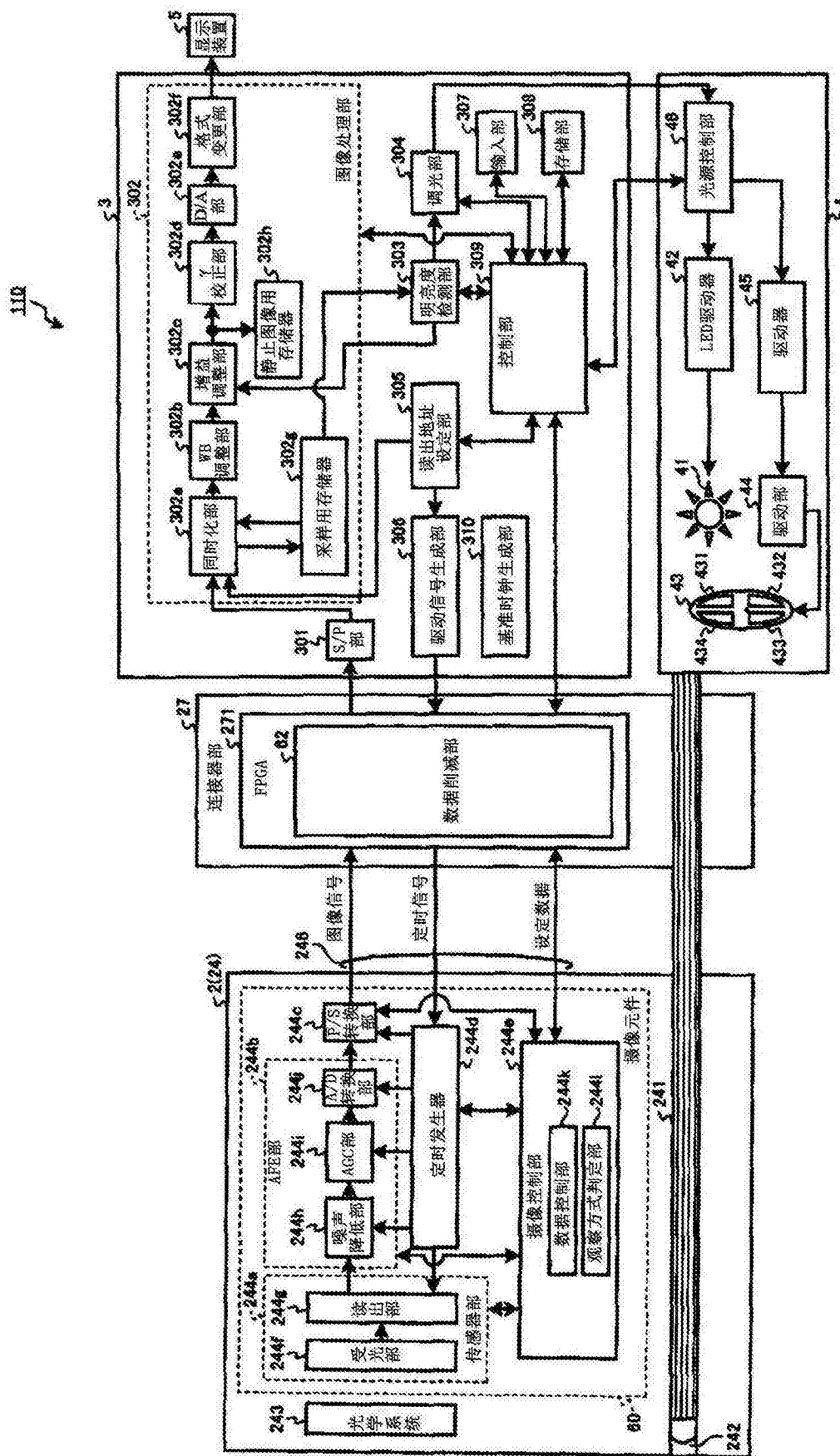


图 14

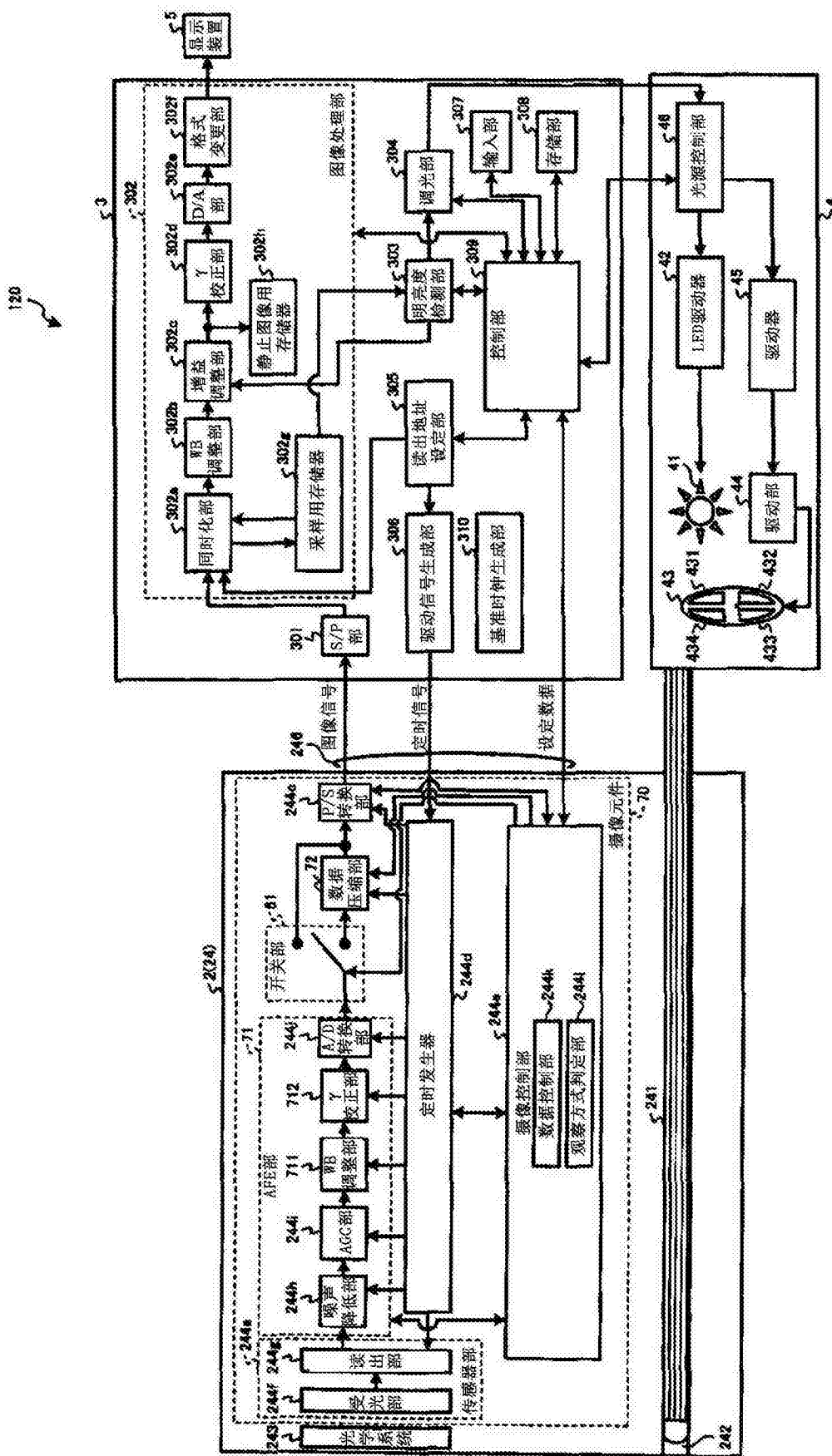


图 15

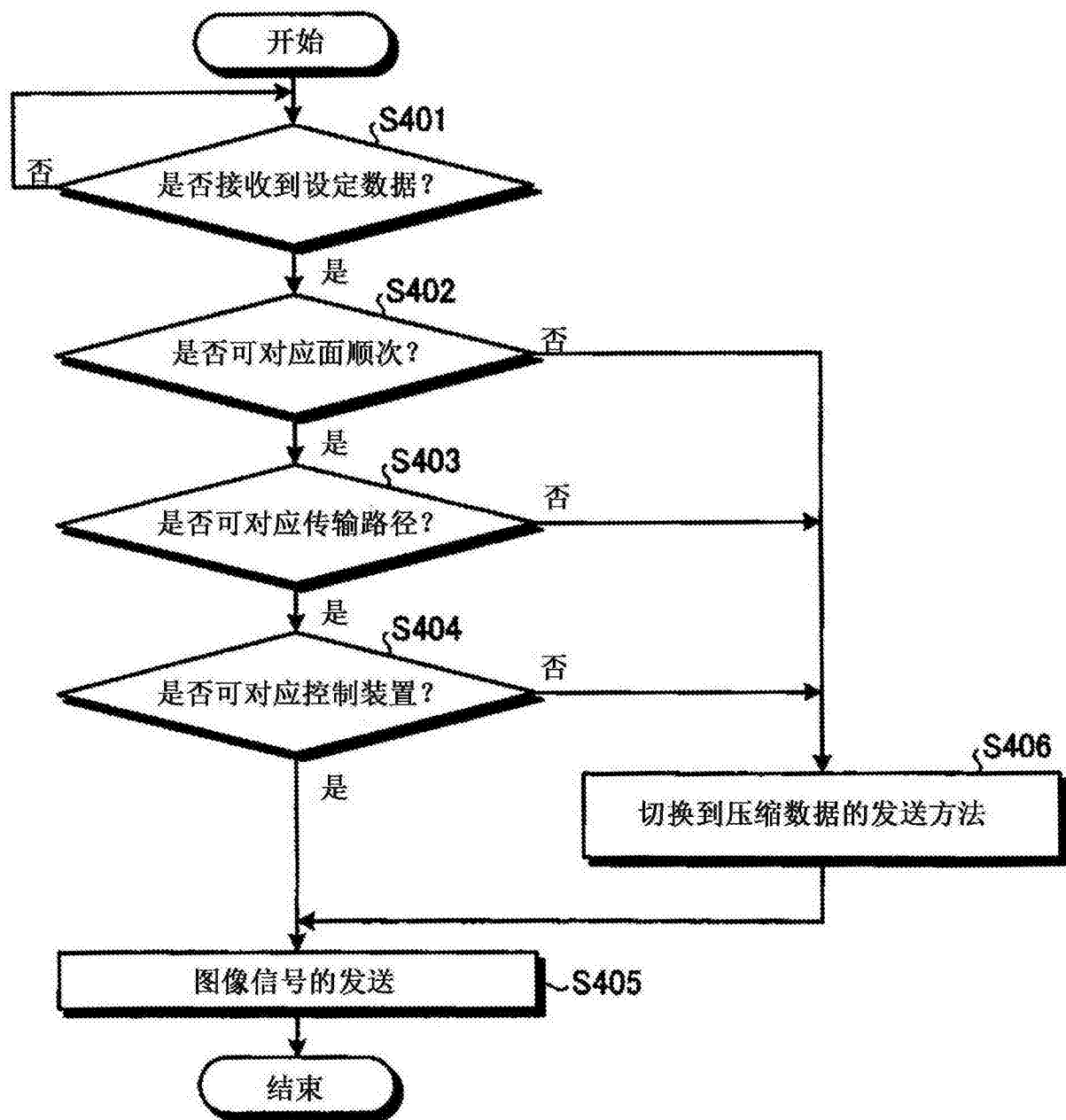


图 16

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	CN105338882A	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201480027382.5	申请日	2014-04-28
[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	桥本秀范 大野涉		
发明人	桥本秀范 大野涉		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00006 A61B1/00059 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/07 H04N5/23203 H04N2005/2255 H04N2209/044		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013106329 2013-05-20 JP		
其他公开文献	CN105338882B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供摄像装置，能够无关于控制装置的种类而传输图像信号。面顺次式的内窥镜(2)具有摄像元件(244)，并与对图像信号进行规定的图像处理的控制装置(3)连接，双向地进行通信，该摄像元件(244)拍摄对被摄体依次照射波长不同的光而由该被摄体反射的光学像从而生成该被摄体的图像信号，其中，该内窥镜(2)具有：数据控制部(244k)，该数据控制部(244k)根据与内窥镜(2)连接的控制装置(3)的识别信息，控制传输到控制装置(3)的图像信号的数据量。

