



(45)授权公告日 2018.07.06

务所(普通合伙) 11277

申请公布号 CN 106455942 A

G02B 23/24(2006.01)

H04N 7/18(2006.01)

(56)对比文件

WO 2013/031701 A1, 2013.03.07,

CN 102361581 A, 2012.02.22,

JP 特开平7-155292 A, 1995.06.20,

JP 特开2009-226067 A, 2009.10.08.

JP 特开2012-005512 A, 2012.01.12,

WO 2013/015120 A1, 2013.01.31,

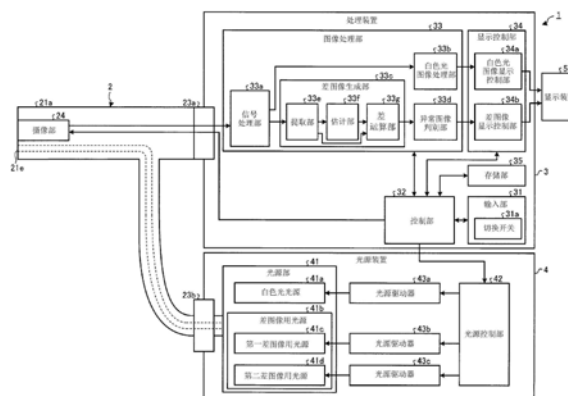
地址 日本东京都

审查员 李根

权利要求书2页 说明书18页 附图17页

处理装置、内窥镜装置及系统、图像处理装置的工作方法

处理装置(3)具备:提取部(33e),其从照射第一波长范围的光时拍摄被摄体所得到的一帧的图像信号中提取第一图像信号和第二图像信号,其中,该第一图像信号是由接收到第一波长范围的光的像素生成的,该第二图像信号是由接收到与第一波长范围不同的第二波长范围的光的像素生成的;估计部(33f),其基于由提取部(33e)提取出的第一图像信号,来估计要由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号;以及差运算部(33g),其运算提取部(33e)提取出的第二图像信号与估计部(33f)估计出的图像信号的对应的图像部分的差,来获取差图像信号。



1. 一种对图像信号进行处理的处理装置,其中,该图像信号是由接收到来自被照射第一波长范围的光的被摄体的光的像素生成的,该处理装置的特征在于,具备:

提取部,其从由所述像素生成的一帧的图像信号中分别提取第一图像信号和第二图像信号,其中,所述第一图像信号是由接收到所述第一波长范围的光的像素生成的图像信号,所述第二图像信号是由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号,其中,该第二波长范围的光是针对所述第一波长范围的光的自身荧光;

估计部,其基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号,来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号;以及

运算部,其运算所述提取部提取出的所述第二图像信号与所述估计部估计出的图像信号的对应的图像信号部分的差,来获取差图像信号。

2. 根据权利要求1所述的处理装置,其特征在于,

所述第一波长范围为390nm~470nm,

所述提取部从所述一帧的图像信号中提取由接收到波长为650nm~800nm的光的像素生成的第三图像信号,

所述估计部基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号和所述第三图像信号,来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号。

3. 根据权利要求1所述的处理装置,其特征在于,

还具备判别部,该判别部将由所述运算部运算出的差图像信号中的、包含具有超过规定值的差值的图像部分的差图像信号判别为异常图像的信号。

4. 根据权利要求1所述的处理装置,其特征在于,

还具备显示控制部,该显示控制部针对由所述运算部运算出的差图像信号生成差图像显示用图像信号,在该差图像显示用图像信号中,对于具有超过规定值的差值的图像部分,使用能够与其它部分辨别开的颜色进行显示。

5. 根据权利要求1所述的处理装置,其特征在于,

所述差是图像信号的强度的差。

6. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

光源,其对被摄体发出第一波长范围的光;

摄像部,其接收来自被照射所述第一波长范围的光的被摄体的光并生成图像信号;

提取部,其从由所述摄像部生成的一帧的图像信号中分别提取第一图像信号和第二图像信号,其中,所述第一图像信号是由接收到所述第一波长范围的光的像素生成的图像信号,所述第二图像信号是由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号,其中,该第二波长范围的光是针对所述第一波长范围的光的自身荧光;

估计部,其基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号,来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号;以及

运算部,其运算所述提取部提取出的所述第二图像信号与所述估计部估计出的图像信号的对应的图像信号部分的差,来获取差图像信号。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光源发出波长为390nm~470nm的光,

所述提取部从所述一帧的图像信号中提取由接收到波长为650nm~800nm的光的像素

生成的第三图像信号，

所述估计部基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号和所述第三图像信号，来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号。

8. 根据权利要求6所述的内窥镜系统，其特征在于，

还具备判别部，该判别部将由所述运算部运算出的差图像信号中的、包含具有超过规定值的差值的图像部分的差图像信号判别为异常图像的信号。

9. 根据权利要求6所述的内窥镜系统，其特征在于，

还具备显示控制部，该显示控制部针对由所述运算部运算出的差图像信号生成差图像显示用图像信号，在该差图像显示用图像信号中，对于具有超过规定值的差值的图像部分，使用能够与其它部分辨别开的颜色进行显示。

10. 根据权利要求6所述的内窥镜系统，其特征在于，具备：

内窥镜装置，其设置有所述摄像部；

处理装置，其具有所述提取部、所述估计部以及所述运算部，与所述内窥镜装置有线连接来进行针对由所述摄像部生成的图像信号的信号处理；以及

光源装置，其具有所述光源，用于向所述内窥镜装置供给光。

11. 根据权利要求6所述的内窥镜系统，其特征在于，具备：

内窥镜装置，其具有所述光源和所述摄像部，并且使用无线通信来向外部发送由所述摄像部生成的图像信号；以及

处理装置，其具有所述提取部、所述估计部以及所述运算部，进行针对从所述内窥镜装置无线发送来的所述图像信号的信号处理。

12. 一种对图像信号进行处理的图像处理装置的工作方法，其中，该图像信号是由接收来自被照射第一波长范围的光的被摄体的光的像素生成的，该图像处理装置的工作方法的特征在于，包括以下处理：

第一图像信号提取处理，从由所述像素生成的一帧的图像信号中提取第一图像信号，该第一图像信号是由接收到所述第一波长范围的光的像素生成的图像信号；

估计处理，基于通过所述第一图像信号提取处理提取出的所述第一图像信号，来估计要由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号，其中，该第二波长范围的光是针对所述第一波长范围的光的自身荧光；

第二图像信号提取处理，从所述一帧的图像信号中提取第二图像信号，该第二图像信号是由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号；以及

运算处理，运算所述估计处理中估计出的图像信号与所述第二图像信号提取处理中提取出的所述第二图像信号的对应的图像信号部分的差，来获取差图像信号。

13. 一种计算机可读存储介质，其上存储有图像处理程序，所述图像处理程序被处理器执行时执行权利要求12所述工作方法的各处理。

处理装置、内窥镜装置及系统、图像处理装置的工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对拍摄生物体组织所得到的图像信号进行处理的处理装置、内窥镜系统、内窥镜装置、图像处理装置、图像处理程序。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,为了观察被检体内部而使用内窥镜系统。一般地,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内,从该插入部前端照射白色光来作为照明光,由插入部前端的摄像部接收该白色光的反射光,由此拍摄体内图像。这样拍摄到的生物体图像被显示于该内窥镜系统的显示器。

[0003] 并且,在近年来的内窥镜领域中,出现如下一种内窥镜系统:经由插入到被检体内的插入部对生物体组织照射白色光以外的激励光(例如蓝色光),由摄像部接收与该激励光相对应地由生物体组织发出的绿色的自身荧光,由此获取该生物体组织的荧光图像信号(例如参照专利文献1)。在该技术中,利用病变部位等异常部位与正常部位相比自身荧光的强度弱这一点,获取通过照射激励光而由生物体组织发出的绿色的自身荧光的荧光图像信号,并且在与荧光图像信号不同的帧中,获取与照射了绿色光时的来自生物体组织的反射光对应的图像信号来作为不含有异常部位的自身荧光的参考图像信号,从荧光图像信号中减去参考图像信号,由此生成强调显示了异常部位的荧光差图像信号。

[0004] 专利文献1:日本专利第3285265号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 然而,在专利文献1所记载的内窥镜系统中,为了生成一个图像的量的荧光差图像信号而需要在不同的帧拍摄到的荧光图像信号和参考图像信号,因此不是高效的。

[0007] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够高效地生成用于强调异常部位的差图像的处理装置、内窥镜系统、内窥镜装置、图像处理装置、图像处理程序。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述的问题而实现目的,本发明所涉及的处理装置对由多个像素生成的图像信号进行处理,其中,该多个像素接收来自被照射第一波长范围的光的被摄体的光,并对接收到的该光进行光电转换来生成图像信号,该处理装置的特征在于,具备:提取部,其从由所述多个像素生成的一帧的图像信号中分别提取第一图像信号和第二图像信号,其中,所述第一图像信号是由接收到所述第一波长范围的光的像素生成的图像信号,所述第二图像信号是由接收到与所述第一波长范围不同的第二波长范围的光的像素生成的图像信号;估计部,其基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号,来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号;以及运算部,其运算所述提取部提取出的所述第二图像信号与所述估计部估计出的图像信号的对应的图像部分的差,来获取差图像信号。

[0010] 另外,本发明所涉及的处理装置的特征在于,所述第一波长范围为波长390nm~470nm和波长650nm~800nm。

[0011] 另外,本发明所涉及的处理装置的特征在于,所述第一波长范围为波长390nm~470nm。

[0012] 另外,本发明所涉及的处理装置的特征在于,所述提取部从由所述多个像素生成的一帧的图像信号中提取出由接收到波长为650nm~800nm的光的像素生成的图像信号来作为第三图像信号,所述估计部基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号和所述第三图像信号,来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号。

[0013] 另外,本发明所涉及的处理装置的特征在于,所述第二波长范围的光是针对所述第一波长范围的光的自身荧光。

[0014] 另外,本发明所涉及的处理装置的特征在于,所述自身荧光是波长为500nm~600nm的光。

[0015] 另外,本发明所涉及的处理装置的特征在于,还具备判别部,该判别部将由所述运算部运算出的差图像信号中的、包含具有超过规定值的差值的图像部分的差图像信号判别为异常图像。

[0016] 另外,本发明所涉及的处理装置的特征在于,还具备显示控制部,该显示控制部针对由所述运算部运算出的差图像信号生成差图像显示用图像信号,在该差图像显示用图像信号中,对于具有超过规定值的差值的图像部分,使用能够与其它部分辨别开的颜色进行显示。

[0017] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,具备:光源,其对被摄体发出第一波长范围的光;摄像部,其具有配置为矩阵状的多个像素,对来自被照射所述第一波长范围的光的被摄体的光进行光电转换来生成图像信号;提取部,其从由所述摄像部生成的一帧的图像信号中分别提取第一图像信号和第二图像信号,其中,所述第一图像信号是由接收到所述第一波长范围的光的像素生成的图像信号,所述第二图像信号是由接收到与所述第一波长范围不同的第二波长范围的光的像素生成的图像信号;估计部,其基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号,来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号;以及运算部,其运算所述提取部提取出的所述第二图像信号与所述估计部估计出的图像信号的对应的图像部分的差,来获取差图像信号。

[0018] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,所述光源具备:第一光源,其发出波长为390nm~470nm的光;以及第二光源,其发出波长为650nm~800nm的光。

[0019] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,所述光源发出波长为390nm~470nm的光。

[0020] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,所述提取部从由所述多个像素生成的一帧的图像信号中提取出由接收到波长为650nm~800nm的光的像素生成的图像信号来作为第三图像信号,所述估计部基于由所述提取部提取出的所述第一图像信号和所述第三图像信号,来估计要由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号。

[0021] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,所述第二波长范围的光是针对所述第一波长范围的光的自身荧光。

[0022] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,所述自身荧光是波长为500nm~

600nm的光。

[0023] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,还具备判别部,该判别部将由所述运算部运算出的差图像信号中的、包含具有超过规定值的差值的图像部分的差图像信号判别为异常图像。

[0024] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,还具备显示控制部,该显示控制部针对由所述运算部运算出的差图像信号生成差图像显示用图像信号,在该差图像显示用图像信号中,对于具有超过规定值的差值的图像部分,使用能够与其它部分辨别开的颜色进行显示。

[0025] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,具备:内窥镜装置,其设置有所述摄像部;处理装置,其具有所述提取部、所述估计部以及所述运算部,与所述内窥镜装置有线连接来进行针对由所述摄像部生成的图像信号的信号处理;以及光源装置,其具有所述光源,用于向所述内窥镜装置供给光。

[0026] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,具备:内窥镜装置,其具有所述光源和所述摄像部,并且使用无线通信来向外部发送由所述摄像部生成的图像信号;以及处理装置,其具有所述提取部、所述估计部以及所述运算部,进行针对从所述内窥镜装置无线发送来的所述图像信号的信号处理。

[0027] 另外,本发明所涉及的内窥镜装置的特征在于,具备:第一光源,其对被摄体发出波长为390nm~470nm的光;第二光源,其对所述被摄体发出波长为650nm~800nm的光;摄像部,其具有配置为矩阵状的多个像素,对来自所述被摄体的光进行光电转换来生成图像信号;以及发送部,其使用无线通信来向外部发送由所述摄像部生成的图像信号。

[0028] 另外,本发明所涉及的内窥镜装置的特征在于,具备:光源,其对被摄体发出波长为390nm~470nm的光;摄像部,其具有配置为矩阵状的多个像素,对来自所述被摄体的光进行光电转换来生成图像信号;以及发送部,其使用无线通信来向外部发送由所述摄像部生成的图像信号。

[0029] 另外,本发明所涉及的图像处理方法是由处理装置进行的图像处理方法,其中,该处理装置对由多个像素生成的图像信号进行处理,该多个像素接收来自被照射第一波长范围的光的被摄体的光,并对接收到的该光进行光电转换来生成图像信号,该图像处理方法的特征在于,包括以下处理:第一图像信号提取处理,从由所述多个像素生成的一帧的图像信号中提取第一图像信号,该第一图像信号是由接收到所述第一波长范围的光的像素生成的图像信号;估计处理,基于通过所述第一图像信号提取处理提取出的所述第一图像信号,来估计要由接收到与所述第一波长范围不同的第二波长范围的光的像素生成的图像信号;第二图像信号提取处理,从由所述多个像素生成的一帧的图像信号中提取第二图像信号,该第二图像信号是由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号;以及运算处理,运算所述估计处理中估计出的图像信号与所述第二图像信号提取处理中提取出的所述第二图像信号的对应的图像部分的差,来获取差图像信号。

[0030] 另外,本发明所涉及的图像处理程序使处理装置执行以下过程,其中,该处理装置对由多个像素生成的图像信号进行处理,该多个像素接收来自被照射第一波长范围的光的被摄体的光,并对接收到的该光进行光电转换来生成图像信号,该图像处理程序的特征在于,使所述处理装置执行以下过程:第一图像信号提取过程,从由所述多个像素生成的一帧

的图像信号中提取第一图像信号,该第一图像信号是由接收到所述第一波长范围的光的像素生成的图像信号;估计过程,基于通过所述第一图像信号提取过程提取出的所述第一图像信号,来估计要由接收到与所述第一波长范围不同的第二波长范围的光的像素生成的图像信号;第二图像信号提取过程,从由所述多个像素生成的一帧的图像信号中提取第二图像信号,该第二图像信号是由接收到所述第二波长范围的光的像素生成的图像信号;以及运算过程,运算所述估计过程中估计出的图像信号与所述第二图像信号提取过程中提取出的所述第二图像信号的对应的图像部分的差,来获取差图像信号。

[0031] 发明的效果

[0032] 根据本发明,从一帧的图像信号中分别提取第一图像信号和第二图像信号,其中,该第一图像信号是由接收到第一波长范围的光的像素生成的图像信号,该第二图像信号是由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号,基于提取出的该第一图像信号来估计要由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号,运算提取出的第二图像信号与估计出的图像信号的对应的图像部分的差来获取差图像信号,因此,只使用一帧的图像信号就能够生成一个图像的量的差图像信号,从而能够高效地生成用于强调异常部位的差图像。

附图说明

[0033] 图1是示出本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的概要结构的示意图。

[0034] 图2是示意性地示出图1所示的内窥镜系统的结构的框图。

[0035] 图3A是示出实施方式中的差图像用光源的光谱特性的波长依赖性的图。

[0036] 图3B是示出实施方式中的生物体组织的自身荧光的光谱特性的图。

[0037] 图3C是示出实施方式中的摄像部的摄像元件的光谱灵敏度的波长依赖性的图。

[0038] 图4是示出图2所示的摄像部的摄像元件的像素配置的一例的图。

[0039] 图5是说明照射荧光差图像用的光的情况下的来自生物体组织的返回光的示意图。

[0040] 图6是说明照射荧光差图像用的光的情况下的来自生物体组织的返回光的示意图。

[0041] 图7是示出照射荧光差图像用的光时接收到从生物体组织返回的光的G像素的受光数据的光谱特性的图。

[0042] 图8是说明照射荧光差图像用的光的情况下的来自生物体组织的返回光的示意图。

[0043] 图9是说明照射荧光差图像用的光的情况下的来自生物体组织的返回光的示意图。

[0044] 图10是示出照射荧光差图像用的光时接收到从生物体组织返回的光的B像素的受光数据的光谱特性的图。

[0045] 图11是示出照射荧光差图像用的光时接收到从生物体组织返回的光的R像素的受光数据的光谱特性的图。

[0046] 图12是示出由图2所示的差图像生成部进行的荧光差图像生成处理的处理过程的流程图。

[0047] 图13是用于说明图12所示的估计处理的处理内容的图。

- [0048] 图14是用于说明图12所示的由差运算部进行的差运算处理的示意图。
- [0049] 图15是示意性地示出实施方式2所涉及的内窥镜系统的结构的框图。
- [0050] 图16A是示出图15所示的差图像用光源的光谱特性的波长依赖性的图。
- [0051] 图16B是示出生物体组织的自身荧光的光谱特性的图。
- [0052] 图16C是示出图15所示的摄像部的摄像元件的光谱灵敏度的波长依赖性以及各像素的受光水平的图。
- [0053] 图17是说明照射实施方式2的荧光差图像用的光的情况下的来自生物体组织的返回光的示意图。
- [0054] 图18是示出由图15所示的差图像生成部进行的荧光差图像生成处理的处理过程的流程图。
- [0055] 图19是用于说明图18所示的估计处理的处理内容的图。
- [0056] 图20是用于说明图18所示的由差运算部进行的差运算处理的示意图。
- [0057] 图21是示出实施方式3所涉及的胶囊型内窥镜系统的概要结构的示意图。
- [0058] 图22是示出图21所示的胶囊型内窥镜、接收装置以及处理装置的结构框图。
- [0059] 图23是示出实施方式4所涉及的胶囊型内窥镜系统的结构的框图。

具体实施方式

[0060] 在以下的说明中,作为用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”),对内窥镜系统进行说明。另外,本发明并不限于该实施方式。并且,在附图的记载中,对同一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,各构件的厚度与宽度之间的关系、各构件的比例等与现实有所不同。另外,附图相互之间也包括尺寸、比例互不相同的部分。

[0061] (实施方式1)

[0062] 图1是示出本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的概要结构的示意图。如图1所示,本实施方式1所涉及的内窥镜系统1具备:内窥镜2(观测器),其被导入到被检体内,拍摄被检体的体内并生成被检体内的图像信号;处理装置3,其对内窥镜2拍摄到的图像信号施加规定的图像处理来生成白色光图像和强调显示了异常部位的荧光差图像,并且对内窥镜系统1的各部进行控制;光源装置4,其生成作为内窥镜2的观察光的白色光以及含有荧光激励光的荧光差图像用的光;以及显示装置5,其显示与由处理装置3施加图像处理后的图像信号对应的图像。

[0063] 内窥镜2具备向被检体内插入的插入部21、作为插入部21的基端部侧且供手术操作者把持的操作部22、以及从操作部22延伸的挠性的通用线23。

[0064] 插入部21是使用照明光纤(光导线缆)和电线缆等实现的。插入部21具有:前端部21a,其具有内置有用于拍摄被检体内的摄像元件的摄像部;由多个弯曲件构成的弯曲自如的弯曲部21b;以及具有挠性的挠性管部21c,其设置于弯曲部21b的基端部侧。前端部21a设置有经由照明透镜对被检体内进行照明的照明部、拍摄被检体内的观察部、将处置器具用通道连通的开口部21d以及送空气/送水用喷嘴(未图示)。

[0065] 操作部22具有:弯曲旋钮22a,其使弯曲部21b向上下方向和左右方向弯曲;处置器具插入部22b,其用于将生物体钳子、激光手术刀等处置器具插入到被检体的体腔内;以及

多个开关部22c,其用于进行处理装置3、光源装置4、送空气装置、送水装置以及送气装置等周边设备的操作。从处置器具插入部22b插入的处置器具经过设置于内部的处置器具用通道而从插入部21前端的开口部21d露出。

[0066] 通用线23是使用照明光纤和电线电缆等构成的。通用线23在基端分支,分支出的一个端部为连接器23b,另一个基端为连接器23a。连接器23a相对于处理装置3装卸自如。连接器23b相对于光源装置4装卸自如。通用线23将从光源装置4射出的照明光经由连接器23b、操作部22以及挠性管部21c而向前端部21a传播。通用线23将设置于前端部21a的摄像部拍摄到的图像信号传输到处理装置3。

[0067] 处理装置3对由内窥镜2的前端部21a的摄像部拍摄到的被检体内的图像信号施加规定的图像处理。处理装置3生成白色光图像和强调显示了异常部位的荧光差图像。处理装置3基于从内窥镜2的操作部22的开关部22c经由通用线23而发送来的各种指示信号来控制内窥镜系统1的各部。处理装置3具有使用拉线开关等远程开关构成的切换开关31a来作为输入部的一部分,从切换开关31a经由线31b而向处理装置3输入指示开始生成荧光差图像的信号。

[0068] 光源装置4是使用发出白色光的白色光光源、发出含有荧光激励光的荧光差图像用的光(第一波长范围的光)的差图像用光源、聚光透镜等构成的。光源装置4在处理装置3的控制下,从白色光光源发出白色光,并将该白色光作为针对作为被摄体的被检体内的照明光经由连接器23b和通用线23的照明光纤而向与光源装置4连接的内窥镜2供给。当向处理装置3输入指示开始生成荧光差图像的信号时,光源装置4在处理装置3的控制下,从差图像用光源发出荧光差图像用的光并向内窥镜2供给。作为被摄体的被检体内的生物体组织当被照射荧光差图像用的光时,发出针对该光的自身荧光。自身荧光是与第一波长范围不同的第二波长范围的光。

[0069] 显示装置5是使用利用了液晶或有机EL(Electro Luminescence:电致发光)的显示器等构成的。显示装置5经由影像线缆51而显示包括与被处理装置3实施规定的图像处理所得到的显示用图像信号对应的图像的各种信息。由此,手术操作者能够通过一边查看显示装置5所显示的图像(体内图像)一边操作内窥镜2来观察被检体内的期望的位置并判定性状。

[0070] 接着,对图1中说明的内窥镜2、处理装置3以及光源装置4的结构进行说明。图2是示意性地示出内窥镜系统1的结构的框图。

[0071] 内窥镜2的前端部21a具有摄像部24。摄像部24包括光学系统以及具有多个像素的摄像元件。摄像元件例如是CCD摄像元件或CMOS摄像元件,该摄像元件的多个像素被配置为矩阵状,各像素在受光面接收来自被摄体的光,对接收到的光进行光电转换来生成图像信号。摄像部24的摄像元件具有蓝色(B)像素、绿色(G)像素以及红色(R)像素。在摄像元件的受光面侧配置使光学像在摄像元件的受光面成像的物镜等光学系统。摄像部24的多个像素按照处理装置3的控制部32的控制来从受光面上成像的光学像生成表示作为被摄体的被检体内的图像信号。多个像素所生成的图像信号经由线缆(未图示)和连接器23a而向处理装置3输出。

[0072] 接着,对处理装置3进行说明。处理装置3具备输入部31、控制部32、图像处理部33、显示控制部34以及存储部35。

[0073] 输入部31是使用鼠标、键盘以及触摸面板等操作设备实现的,接收内窥镜系统1的各种指示信息的输入。具体地说,输入部31接收被检体信息(例如ID、出生日期、姓名等)、内窥镜2的识别信息(例如ID、检查对应项目)以及检查内容等各种指示信息的输入。另外,输入部31具有上述的切换开关31a,接收指示开始生成荧光差图像的信号的输入。

[0074] 控制部32是使用CPU等实现的。控制部32对处理装置3的各部的处理动作进行控制。控制部32通过对处理装置3的各结构进行指示信息、数据的传送等来控制处理装置3的动作。控制部32经由各线缆而与摄像部24和光源装置4的各构成部位连接,还对摄像部24和光源装置4的动作进行控制。控制部32在从输入部31接收到指示开始生成荧光差图像的信号的输入的情况下,对光源装置4进行从白色光的照射切换为荧光差图像用的光的照射的控制。

[0075] 图像处理部33在控制部32的控制下,对由摄像部24生成的图像信号进行规定的信号处理。图像处理部33具有信号处理部33a、白色光图像处理部33b、差图像生成部33c以及异常图像判别部33d(判别部)。

[0076] 信号处理部33a在控制部32的控制下,对从摄像部24输出的图像信号进行包括光学黑色减法处理、增益调整处理、图像信号的同步化处理、伽玛校正处理等在内的信号处理。在处理对象的图像信号是拍摄被照射了白色光的被摄体所得到的白色光图像信号的情况下,信号处理部33a以与白色光图像对应的条件执行各信号处理,并向白色光图像处理部33b输出信号处理后的图像信号。在处理对象的图像信号是拍摄被照射了荧光差图像用的光的被摄体所得到的荧光差图像生成用的图像信号的情况下,信号处理部33a以与荧光差图像生成用的图像信号对应的条件执行增益调整等信号处理,并向差图像生成部33c输出信号处理后的图像信号。

[0077] 白色光图像处理部33b对从信号处理部33a输出的白色光图像信号进行包括白平衡(WB)调整处理、彩色矩阵运算处理、颜色再现处理以及边缘强调处理等在内的白色光图像信号用的图像处理。

[0078] 差图像生成部33c通过对从信号处理部33a输出的荧光差图像生成用的图像信号进行规定的图像处理,来生成强调了异常部位的荧光差图像信号。差图像生成部33c具备提取部33e、估计部33f以及差运算部33g(运算部)。

[0079] 提取部33e从由摄像部24中的多个像素生成的一帧的图像信号中提取第一图像信号和第二图像信号,其中,该第一图像信号是由接收到第一波长范围的光的像素生成的图像信号,该第二图像信号是由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号。

[0080] 估计部33f进行如下的运算处理:基于由提取部33e提取出的第一图像信号来估计要由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号。

[0081] 差运算部33g采用由估计部33f估计出的图像信号(估计图像信号)来作为参考图像信号。差运算部33g运算由提取部33e提取出的第二图像信号与由估计部33f估计出的估计图像信号的对应的图像部分的差,来生成荧光差图像信号。

[0082] 异常图像判别部33d将由差运算部33g运算出的荧光差图像信号中的、包含具有超过规定值的差值的图像部分的荧光差图像信号判别为显现异常部位的异常图像。异常图像判别部33d对差值与规定值均使用绝对值来进行比较,将包含具有大于规定值的差值的图像部分的荧光差图像信号判别为显现异常部位的异常图像。规定值例如是基于预先获取到

的、接收到异常部位发出的自身荧光的像素的图像信号以及接收到照射了波长范围与荧光的波长范围相同的光的情况下的来自生物体组织的反射光的像素的图像信号而设定的。具有大于规定值的差值的图像部分能够判别为是异常部位,具备小于规定值的差值的图像部分能够判别为是正常部位。异常图像判别部33d对判别为异常图像的荧光差图像信号标记表示是异常图像的异常标志。

[0083] 显示控制部34从由图像处理部33处理后的图像信号生成用于使显示装置5显示的显示用图像信号。显示控制部34在将显示用图像信号从数字信号转换为模拟信号并且将进行转换所得到的模拟信号的图像信号变更为高清晰度方式等的格式之后,向显示装置5输出。显示控制部34具有白色光图像显示控制部34a以及差图像显示控制部34b。白色光图像显示控制部34a将白色光图像处理部33b所输出的白色光图像信号转换为显示用白色光图像信号。

[0084] 差图像显示控制部34b针对由差运算部33g进行运算后从异常图像判别部33d输出的荧光差图像信号生成差图像显示用图像信号,其中,在该差图像显示用图像信号中,对于上述的具有超过规定值的差值的图像部分(异常部位),使用能够与其它部分(正常部位)辨别开的颜色进行显示。关于表示异常部位的颜色,如果能够与正常部位辨别开,则可以是任意颜色。

[0085] 存储部35是使用易失性存储器或非易失性存储器实现的,存储用于使处理装置3和光源装置4进行动作的各种程序。存储部35暂时记录处理装置3的处理中的信息。存储部35将由摄像部24拍摄到的图像信号以帧为单位进行存储。存储部35存储由图像处理部33生成的白色光图像信号以及荧光差图像信号。存储部35也可以使用从处理装置3的外部安装的存储卡等构成。

[0086] 接着,对光源装置4进行说明。光源装置4具备光源部41、光源控制部42以及光源驱动器43a~43c。

[0087] 光源部41是使用各种光源以及聚光透镜等光学系统构成的。光源部41具备由白色光LED等构成的白色光光源41a以及发出第一波长范围的光即荧光差图像用的光的差图像用光源41b。差图像用光源41b具备:第一差图像用光源41c,其是由发出作为荧光激励光的波长为390nm~470nm的光 E_b 的LED等构成的;以及第二差图像用光源41d,其是由发出波长为650nm~800nm的光 E_r 的LED等构成的。

[0088] 光源控制部42基于处理装置3的控制部32的控制对基于光源驱动器43a~43c的电力供给进行控制,来对光源部41的发光动作进行控制。光源控制部42在控制部32的控制下,进行在白色光的照射与含有荧光激励光的光的照射之间进行切换的控制。

[0089] 光源驱动器43a在光源控制部42的控制下向白色光光源41a供给规定的电力。光源驱动器43b在光源控制部42的控制下,向第一差图像用光源41c供给规定的电力。光源驱动器43c在光源控制部42的控制下,向第二差图像用光源41d供给规定的电力。由此,从白色光光源41a、第一差图像用光源41c以及第二差图像用光源41d发出的光经由连接器23b和通用线23而从插入部21的前端部21a的照明窗21e对被摄体进行照明。此外,在照明窗21e附近配置摄像部24。

[0090] 图3A是示出实施方式1中的差图像用光源的光谱特性的波长依赖性的图。差图像用光源41b发出光 E_r 以及作为荧光激励光的光 E_b 来作为荧光差图像用的光(第一波长范围的

光)。光 E_b 是具有波长范围为390nm~470nm且峰值波长为420nm的光谱的窄带光。光 E_r 是具有波长范围为650nm~800nm且峰值波长为700nm的光谱的窄带光。作为被摄体的被检体内的生物体组织当被照射波长390nm~470nm的光 E_b 时,发出针对该光 E_b 的自身荧光。

[0091] 图3B是叠加地示出生物体组织中的粘膜组织的自身荧光的光谱特性、即正常部位的自身荧光的光谱特性和异常部位的自身荧光的光谱特性的图。此外,实际产生的生物体组织的自身荧光的强度是所照射的荧光激励光的强度的0.01倍左右,因此图3B中以与图3A的刻度不同的刻度示出自身荧光的强度。

[0092] 如图3B所示,关于该自身荧光,无论是异常部位还是正常部位,都具有与第一波长范围的光不同的波长分布,并且峰值波长为510nm且在波长500nm~600nm(第二波长范围)具有主要强度。另外,关于该自身荧光,允许还在660nm附近具有第二峰值。在任意波长成分处,正常部位的自身荧光 F_a 的强度与异常部位的自身荧光 F_b 的强度都不同,并且存在病变部等的异常部位的自身荧光的强度比正常部位的自身荧光的强度低。

[0093] 图3C是示出摄像部24的摄像元件的各像素的光谱灵敏度的波长依赖性的图。如图3C的曲线 M_b 所示,在摄像部24的摄像元件中,B像素对包括蓝色光(以下是B光)的波长390nm~470nm的光具有灵敏度。如图3C的曲线 M_g 所示,G像素对波长为470nm~580nm的绿色光(以下是G光)具有灵敏度。如图3C的曲线 M_r 所示,R像素对包括红色光(以下是R光)的波长650nm~800nm的光具有灵敏度。图4是示出图2所示的摄像部的摄像元件的像素配置的一例的图。如图4所示,在摄像部24的摄像元件的受光面上以拜尔排列的方式配置有R像素、G像素以及B像素,沿列方向(y方向)交替配置有奇数行和偶数行,其中,奇数行是G像素和R像素沿行方向(x方向)交替排列而成的,偶数行是B像素和G像素沿行方向交替排列而成的。

[0094] 对向被检体内的生物体组织照射了荧光差图像用的光的情况下的、来自生物体组织(粘膜组织)的返回光进行说明。图5、图6、图8以及图9是对照射了荧光差图像用的光 E_b 、 E_r 的情况下的来自生物体组织的返回光进行说明的示意图。图7是示出照射荧光差图像用的光 E_b 、 E_r 时接收到从生物体组织返回的光的G像素的受光数据的光谱特性的图。图10是示出照射荧光差图像用的光 E_b 、 E_r 时接收到从生物体组织返回的光的B像素的受光数据的光谱特性的图。图11是示出照射荧光差图像用的光 E_b 、 E_r 时接收到从生物体组织返回的光的R像素的受光数据的光谱特性的图。

[0095] 当荧光差图像用的光 E_b 、 E_r 向生物体的粘膜组织入射时,如图5和图6所示,粘膜组织被光 E_b 激励而发出波长510nm处具有峰值的自身荧光。自身荧光如上述那样,在波长510nm处具有峰值且在波长500nm~600nm具有主要强度,因此摄像部24的G像素接收几乎全部的自身荧光(参照图7)。因此,照射荧光差图像用的光 E_b 、 E_r 时由G像素接收的G光是生物体组织的自身荧光。另外,存在粘膜异常的异常部位 S_u (参照图6)的自身荧光 F_b (参照图6和图3B)的强度比正常部位的自身荧光 F_a (参照图5和图3B)的强度低。

[0096] 如图8所示,荧光差图像用的光中的光 E_b 的一部分由于波长短而在粘膜表层U直接被反射从而成为反射光 R_b 。如图9所示,荧光差图像用的光中的波长700nm处具有峰值的光 E_r 由于波长长,因此当向粘膜组织入射时进入到粘膜组织的内部,并且在粘膜组织的深部T被反射从而成为反射光 R_r 。在摄像部24在,由B像素接收反射光 R_b (参照图10),由R像素接收反射光 R_r (参照图11)。接收到照射该荧光差图像用的光 E_b 、 E_r 时的反射光 R_b 、 R_r 的B像素和R像素所生成的图像信号几乎不含有与生物体组织的自身荧光对应的信号。

[0097] 因此,差图像生成部33c使用接收到不含有该自身荧光的反射光 R_b 、 R_r 的B像素、R像素的图像信号,来估计接收到不含有自身荧光的G光的反射光的G像素的图像信号,采用该估计出的G光的估计图像信号作为参考图像信号,来生成荧光差图像信号。

[0098] 在差图像生成部33c中,首先,提取部33e从处理对象的一帧的图像信号中提取第一图像信号和第二图像信号,其中,该第一图像信号是由实际接收到作为第一波长范围的波长390nm~470nm的反射光 R_b 的B像素和实际接收到作为第一波长范围的光的波长650nm~800nm的反射光 R_r 的R像素生成的,该第二图像信号是由实际接收到作为第二波长范围的光的波长500nm~600nm的自身荧光的G像素生成的。

[0099] 估计部33f进行如下的运算处理:基于由提取部33e提取出的第一图像信号,来估计要由接收到作为第二波长范围的波长500nm~600nm的自身荧光的G像素生成的图像信号。

[0100] 差运算部33g采用估计部33f估计出的要由接收到波长500nm~600nm的自身荧光的G像素生成的图像信号(估计图像信号)作为参考图像信号。差运算部33g运算提取部33e提取出的由实际接收到波长500nm~600nm的自身荧光的G像素生成的第二图像信号与估计部33f估计出的估计图像信号的对应的图像部分的差,来生成荧光差图像信号。

[0101] 图12是示出由差图像生成部33c进行的荧光差图像生成处理的处理过程的流程图。如图12所示,当从信号处理部33a向差图像生成部33c输入了处理对象的一帧的荧光差图像生成用的图像信号时(步骤S1),提取部33e进行如下的第一图像信号提取处理:从处理对象的一帧的荧光差图像生成用的图像信号中提取作为由接收到第一波长范围的光的像素生成的图像信号的第一图像信号(步骤S2)。

[0102] 估计部33f进行如下的估计处理:基于通过第一图像信号提取处理而提取出的第一图像信号,来估计要由接收到第二波长范围的光的G像素生成的图像信号(步骤S3)。

[0103] 图13是用于说明图12所示的估计处理的处理内容的图。此外,在图13中,只示出一个轴的成分。估计部33f对第一图像信号的B像素信号和R像素信号实施二维的离散傅立叶变换,根据各自的振幅数据求出近似式,根据求出的该近似式计算中间的空间频率(对应于波长510nm)处的振幅,实施逆傅立叶变换来生成波长510nm的图像信号。

[0104] 具体地说,基于第一图像信号的B图像信号,根据接收到峰值波长为420nm的反射光 R_b 的B像素的离散傅立叶变换数据 $D(R_b)$ 来求出接收到反射光 R_b 的B像素的平均空间频率 $f(R_b)$,并计算 $f(R_b)$ 处的振幅数据 $A(R_b)$ 。同样地,估计部33f基于第一图像信号的R图像信号,根据接收到峰值波长为700nm的反射光 R_r 的R像素的离散傅立叶变换数据 $D(R_r)$ 来求出接收到反射光 R_r 的R像素的平均空间频率 $f(R_r)$,并求出 $f(R_r)$ 处的振幅数据 $A(R_r)$ 。估计部33f基于B像素的平均空间频率 $f(R_b)$ 、R像素的平均空间频率 $f(R_r)$ 、B像素的振幅数据 $A(R_b)$ 以及R像素的振幅数据 $A(R_r)$ 来求出基于直线近似的近似式 L_e 。在图13中,将该近似式设为了直线近似,但是也可以基于事先通过实测等得到的见解,例如使用3次式等次数更高的数式进行近似。

[0105] 接着,估计部33f根据该近似式 L_e 计算同波长420nm与波长700nm中间的波长510nm对应的反射光的平均空间频率 $f(R_g)$ 处的振幅数据 $A(R_g)$ 。估计部33f使用计算出的该振幅数据 $A(R_g)$ 来进行逆傅立叶变换,估计要由接收到波长510nm的反射光的G像素生成的图像信号。通过估计部33f的估计处理估计出的图像信号是基于不含有自身荧光的反射光 R_b 和反

射光 R_r 生成的G光的图像信号、即接收到不含有自身荧光的G光而得到的G图像信号,采用该图像信号作为参考图像信号。

[0106] 提取部33e进行如下的第二图像信号提取处理:从与步骤S2中提取出第一图像信号的图像信号同一帧的荧光差图像生成用的图像信号中提取第二图像信号(步骤S4)。

[0107] 差运算部33g运算估计处理(步骤S3)中估计出的图像信号(估计图像信号)与第二图像信号提取处理(步骤S4)中提取出的第二图像信号的对应的图像部分的差(步骤S5)。

[0108] 图14是用于说明差运算部33g的差运算处理的示意图。图14所示的提取图像 G_a 是与提取出的第二图像信号、即由实际接收到自身荧光的G像素生成的图像信号对应的图像。另外,估计图像 G_e 是与由估计部33f估计出的图像信号、即接收到不含有自身荧光的G光而得到的G图像信号(参考图像信号)对应的图像。由差运算部33g运算提取图像 G_a 与估计图像 G_e 的对应的图像部分的差,因此噪声被消除,作为结果,能够生成放大了异常部位的摄像信号且强调显示了异常部位 S_u 的荧光差图像 G_d 。

[0109] 差图像生成部33c将由差运算部33g生成的荧光差图像信号输出到异常图像判别部33d(步骤S6),结束荧光差图像的生成处理。针对由差图像生成部33c生成的荧光差图像信号,由异常图像判别部33d通过对各图像区域的差值与规定值进行比较来判别是否为异常图像。该规定值例如是基于预先获取到的、接收到异常部位发出的绿色的自身荧光的G像素的图像信号以及接收到照射了波长范围与荧光的波长范围相同的G光的情况下的来自生物体组织的反射光的G像素的图像信号而设定的。而且,从图像处理部33输出的荧光图像信号被差图像显示控制部34b转换为差图像显示用图像信号后在显示装置5中进行显示输出,其中,对于具有大于规定值的差值的图像部分,使用能够与其它部分辨别开的颜色进行显示。另外,在是异常图像的情况下,以标记有异常标志的状态在显示装置5中进行显示输出。

[0110] 这样,在本实施方式1中,基于处理对象的图像信号中的、由接收到照射光被生物体组织反射的反射光 R_b 、 R_r 的B像素和R像素生成的第一图像信号,来估计要由接收到照射G光时的不含有自身荧光的反射光的G像素生成的图像信号,将估计出的图像信号作为参考图像信号,来求出与处理对象的图像信号中的由实际接收到自身荧光的G像素生成的第二图像信号的差,由此生成一个图像的量的荧光差图像信号。即,在本实施方式1中,基于通过发出一次荧光差图像用的光而得到的图像信号来估计不含有自身荧光的图像信号,根据该估计出的图像信号与含有自身荧光的图像信号的差,来自动将自身荧光少的部分检测为显现出异常部位的部分。因而,根据本实施方式1,只使用一帧的图像信号就能够生成一个图像的量的荧光差图像信号,因此与为了生成一个图像的量的荧光差图像信号而需要两帧的图像信号的以往的方法相比较,能够高效地生成用于强调异常部位的荧光差图像信号。

[0111] 另外,在本实施方式1中,对生成的荧光差图像信号中的具有异常部位的荧光差图像信号标记异常标志,从而易于对异常图像信号与其它图像信号进行区分,因此手术操作者能够迅速从多个荧光差图像信号中发现异常图像信号。

[0112] 另外,在本实施方式1中,将荧光差图像信号中的异常部位使用易于与其它部分进行比较进而进行辨别的颜色显示,因此手术操作者能够容易地识别被标记了异常标志的荧光差图像信号的哪个部分存在异常部位。

[0113] 此外,在实施方式1中,以估计部33f使用由B像素生成的图像信号和由R像素生成的图像信号求出估计图像信号的情况为例子进行了说明,但是不限于此。如果存在事先通

过实测等得到的见解,则能够设定近似式 L_e 是使用几次函数进行近似的近似式,因此只要存在B像素或R像素中的任一方的图像信号,估计部33f就能够估计中间的G像素的图像信号。在该情况下,估计部33f基于从处理对象的图像信号中提取出的B像素或R像素中的任一方的图像信号以及预先设定的针对近似式的设定内容进行估计处理即可。

[0114] 另外,在本实施方式1中,第一波长范围的光中的光 E_b 只要能够激励生物体组织就足够,因此不限于波长390nm~470nm的范围,只要是具有能够激励生物体组织的波长的波长范围的光即可,峰值波长也可以不为510nm。第一波长范围的光中的光 E_r 只要是R像素能够接收的光,就对估计部33f中的运算处理没有障碍,因此不限于波长650nm~800nm,也可以是可视光或近红外光。

[0115] (实施方式2)

[0116] 接着,对实施方式2进行说明。在实施方式2中,对只照射作为荧光激励光的光 E_b 作为第一波长范围的光来生成荧光差图像信号的情况进行说明。图15是示意性地示出实施方式2所涉及的内窥镜系统的结构的框图。

[0117] 如图15所示,实施方式2所涉及的内窥镜系统201具有处理装置203以及光源装置204,其中,处理装置203具有图像处理部233。图像处理部233具备差图像生成部233c,该差图像生成部233c具有提取部233e和估计部233f来代替提取部33e和估计部33f。处理装置203具备具有与控制部32同样的功能的控制部232。光源装置204具有删除了光源驱动器43c的结构,并且具备删除了第二差图像用光源41d的光源部241以及对光源部241的发光动作进行控制的光源控制部242。

[0118] 图16A是示出实施方式2中的差图像用光源的光谱特性的波长依赖性的图。图16B是示出来自生物体组织(粘膜组织)的返回光的光谱特性的图。图16C是示出摄像部24的摄像元件的各像素的光谱灵敏度的波长依赖性以及各像素的受光水平的图。图17是对照射荧光差图像用的光 E_b 的情况下的来自生物体组织(粘膜组织)的返回光进行说明的示意图。

[0119] 如图16A所示,光源装置204只发出荧光激励光即波长为390nm~470nm(峰值波长为420nm)的光 E_b 来作为荧光差图像用的光即第一波长范围的光。当光 E_b 向生物体组织照射时,光 E_b 的一部分在粘膜表层U直接被反射(图17的反射光 R_b),反射光 R_b (参照图16B)被对波长为390nm~470nm的光具有灵敏度的B像素(参照图16C)接收。由该B像素生成的图像信号不含有与生物体组织的自身荧光F对应的信号。

[0120] 光 E_b 的大部分入射到粘膜组织内部,并激励粘膜组织来使粘膜组织产生自身荧光F(参照图16B)。自身荧光F中的具有主要强度的波长500nm~600nm(峰值波长是作为第一峰值波长的波长510nm)的自身荧光 F_g (参照图17)被G像素(参照图16C)接收。

[0121] 光 E_b 的一部分进入到粘膜组织的深部T,并激励深部T的粘膜组织来使粘膜组织产生自身荧光F。粘膜的深部T产生的自身荧光F中的、波长短的波长500nm~600nm的自身荧光 F_g 在到达粘膜表层U之前衰减,因此从深部T向外部射出的自身荧光主要为波长长的波长650nm~800nm(峰值波长是作为第二峰值波长的660nm)的自身荧光 F_r (参照图17)。该自身荧光 F_r 被R像素(参照图16C)接收。

[0122] 在生物体组织为粘膜组织的情况下,与深部相比,越接近表层则构造越复杂,且自身荧光的频率越高。而且,异常粘膜存在于表层到中层附近的情形多。自身荧光F中的自身荧光 F_r 是通过透过具有复杂的构造的粘膜表层U并到达了粘膜的深部T的光 E_b 的激励而产生

的。关于粘膜的深部T的构造,只是反映出消化管的形状,并没有粘膜表层U那样复杂,具有固定的均一性。因此能够认为,来自深部T的自身荧光 F_r 不受到粘膜表层U附近的异常粘膜的影响,从而不含有来自粘膜表层U的异常部位的自身荧光。即,由R像素生成的图像信号可以说是基于具有固定的正常度的粘膜组织的信号,即是与异常部位无关的信号。

[0123] 因此,在差图像生成部233c中,基于从处理对象的图像信号中提取出的由B像素和R像素生成的图像信号,来估计接收到不含有异常部位的自身荧光的影响的G光的G像素的图像信号,采用估计出的该G光的估计图像信号来作为参考图像信号。

[0124] 图18是示出由差图像生成部233c进行的荧光差图像生成处理的处理过程的流程图。图18所示的步骤S11为图12所示的步骤S1。提取部233e进行从处理对象的一帧的荧光差图像生成用的图像信号中提取第一图像信号的第一图像信号提取处理(步骤S12)。在实施方式2中,第一图像信号是由接收到作为第一波长范围的光的荧光差图像用的光 E_b 的反射光的像素生成的图像信号,是由接收到照射光 E_b 时的反射光 R_b 的B像素生成的图像信号。

[0125] 提取部233e进行如下的第三图像信号的提取处理:从与步骤S12中提取出第一图像信号的图像信号同一帧的荧光差图像生成用的图像信号中提取第三图像信号(步骤S13)。第三图像信号是由接收到波长650nm~800nm的光即自身荧光 F_r 的R像素生成的图像信号。

[0126] 估计部233f进行如下的估计处理:基于由提取部233e提取出的第一图像信号和第三图像信号,来估计要由接收到第二波长范围即波长500nm~600nm的光的G像素生成的图像信号(步骤S14)。

[0127] 图19是用于说明图18所示的估计处理的处理内容的图。此外,在图19中,只示出一个轴的成分。估计部233f与实施方式1同样地,根据作为第一图像信号的B像素的图像信号的离散傅立叶变换数据 $D(R_b)$ 求出B像素的平均空间频率 $f(R_b)$,并计算 $f(R_b)$ 处的振幅数据 $A(R_b)$ 。估计部233f根据作为第三图像信号的接收到红色的自身荧光 F_r 的R像素的图像信号的离散傅立叶变换数据 $D(F_r)$ 求出R像素的平均空间频率 $f(F_r)$,并求出 $f(F_r)$ 处的振幅数据 $A(F_r)$ 。估计部233f基于B像素的平均空间频率 $f(R_b)$ 、R像素的平均空间频率 $f(F_r)$ 、振幅数据 $A(R_b)$ 以及振幅数据 $A(F_r)$ 来求出基于直线近似的近似式 L_f 。该近似式也可以基于事先通过实测等得到的见解,例如使用3次式等次数更高的数式进行近似。

[0128] 接着,估计部233f根据该近似式 L_f 计算同波长420nm与波长660nm的中间波长510nm对应的平均空间频率 $f(R_{gf})$ 处的振幅数据 $A(R_{gf})$ 。估计部233f使用计算出的该振幅数据 $A(R_{gf})$ 进行逆傅立叶变换,来估计要由接收到波长510nm的反射光的G像素生成的图像信号。通过估计部233f的估计处理而估计出的估计图像信号是基于不含有异常部位的影响的反射光 R_b 和自身荧光 F_r 生成的G光的图像信号,采用该估计图像信号作为参考图像信号。

[0129] 提取部233e与图12所示的步骤S4同样地进行从处理对象的图像信号中提取第二图像信号的第二图像信号的提取处理(步骤S15)。第二图像信号是由接收到波长500nm~600nm的自身荧光的G像素生成的图像信号。

[0130] 差运算部33g与图12所示的步骤S5同样地运算估计处理(步骤S14)中估计出的图像信号与第二图像信号提取处理(步骤S15)中提取出的第二图像信号的对应的图像部分的差(步骤S16)。

[0131] 图20是用于说明差运算部33g的差运算处理的示意图。如图20所示,差运算部33g

通过分别运算提取图像 G_a 与估计图像 G_{ef} 的对应的图像部分的差,来生成强调显示了异常部位 S_u 的荧光差图像 G_{df} 。

[0132] 差图像生成部233c将由差运算部33g生成的荧光差图像信号输出到异常图像判别部33d(步骤S17),结束荧光差图像的生成处理。

[0133] 在该实施方式2中,基于接收到照射光的被生物体组织反射的反射光 R_b 的B像素的像素信号、以及接收到几乎不含有异常部位的影响的来自生物体组织深部的自身荧光 F_r 的R像素的像素信号,来估计要由接收到照射G光时的不含有自身荧光的反射光的G像素生成的图像信号,并且采用估计出的该图像信号作为参考图像信号,由此从一帧的图像信号生成一个图像的量的荧光差图像信号。因而,根据实施方式2,起到与实施方式1同样的效果,并且生成荧光差图像所需要的光源只使用发出作为荧光激励光的波长390nm~470nm的光的第一差图像用光源41c就足够,因此与实施方式1相比,能够使结构简单化。

[0134] 此外,在实施方式2中,以估计部233f使用由B像素生成的图像信号和由R像素生成的图像信号求出估计图像信号的情况为例子进行了说明,但是不限于此。如果存在事先通过实测等得到的见解,则能够设定近似式 L_f 是使用几次函数进行近似的近似式,因此只要存在B像素和R像素中的任一方的图像信号,估计部233f就能够估计中间的G像素的图像信号。在该情况下,能够省略图18的步骤S12或步骤S13,在图18的步骤S14中,估计部233f基于从处理对象的图像信号提取出的B像素和R像素中的任一方的图像信号以及预先设定的针对近似式的设定内容进行估计处理即可。

[0135] 另外,在本实施方式2中,作为第一波长范围的光的光 E_b 只要能够激励生物体组织就足够,因此不限于波长390nm~470nm的范围,只要是具有能够激励生物体组织的波长的波长范围的光即可,峰值波长也可以不是510nm。

[0136] (实施方式3)

[0137] 接着,对实施方式3进行说明。在实施方式3中,对将实施方式1应用于胶囊型内窥镜系统的例子进行说明。

[0138] 图21是示出实施方式3所涉及的胶囊型内窥镜系统的概要结构的示意图。如图21所示,实施方式3所涉及的胶囊型内窥镜系统301具备:胶囊型内窥镜302,其通过被导入到被检体H内并拍摄该被检体H内来获取图像数据,将该图像数据与无线信号叠加地发送;接收装置307,其经由具备佩戴于被检体H的多个接收天线371a~371h的接收天线单元371来接收从胶囊型内窥镜302发送的无线信号;以及处理装置303,其将由胶囊型内窥镜302获取到的图像数据经由托架308而从接收装置307取入,使用该图像数据来创建被检体H内的图像。由处理装置303创建的被检体H内的图像例如从与处理装置303连接的显示装置5显示输出。

[0139] 图22是示出胶囊型内窥镜302、接收装置307以及处理装置303的结构的框图。胶囊型内窥镜302是在大小为被检体H能够咽下的胶囊形状的壳体中内置有摄像元件等各种部件的装置。胶囊型内窥镜302具备摄像部321、光源部322、控制部323、信号处理部324、发送部325、天线326、存储器327以及电源部328,其中,摄像部321拍摄被检体H内,光源部322对被检体H内进行照明。

[0140] 摄像部321包括例如从在受光面上成像的光学像生成表示被检体H内的摄像信号后输出的CCD摄像元件或CMOS摄像元件等摄像元件、以及配置于该摄像元件的受光面侧的

物镜等光学系统。摄像元件中的接收来自被检体H的光的多个R、G、B像素以与实施方式1的摄像部24中的摄像元件同样的像素配置排列为矩阵状,该摄像元件通过对各像素接收到的光进行光电转换来生成图像信号。

[0141] 光源部322与实施方式1中的差图像用光源41b同样地,发出作为荧光激励光的光 E_b 和光 E_r 来作为荧光差图像用的光(第一波长范围的光)。光源部322具备由发出作为荧光激励光的波长390nm~470nm的光 E_b 的LED等构成的第一差图像用光源322a、以及由发出波长650nm~800nm的光 E_r 的LED等构成的第二差图像用光源322b。当作为被摄体的被检体H内的生物体组织被照射波长390nm~470nm的光 E_b 时,如实施方式1中说明的那样,摄像部321的B像素接收光 E_b 的反射光 R_b ,R像素接收光 E_r 的反射光 R_r 。

[0142] 控制部323进行胶囊型内窥镜302的各构成部位的动作处理的控制。信号处理部324对从摄像部321输出的摄像信号进行处理。信号处理部324对从摄像部321输出的摄像信号实施A/D转换和规定的信号处理,来获取数字形式的摄像信号。

[0143] 发送部325将从信号处理部324输出的摄像信号和关联信息一起叠加于无线信号后从天线326向外部发送。关联信息中含有为了识别胶囊型内窥镜302的个体而分配的识别信息(例如序列号)等。

[0144] 存储器327存储用于控制部323执行各种动作的执行程序以及控制程序。另外,存储器327也可以暂时存储在信号处理部324中施加信号处理后的摄像信号等。

[0145] 电源部328包括由纽扣电池等构成的电池、对来自该电池的电力进行升压等的电源回路、以及对该电源部328的接通断开状态进行切换的电源开关,在电源开关接通之后,向胶囊型内窥镜302内的各部供给电力。此外,电源开关例如包括通过外部的磁力来切换接通断开状态的磁簧开关,在使用胶囊型内窥镜302之前(被检体H咽下之前),通过从外部向该胶囊型内窥镜302施加磁力来将该电源开关切换为接通状态。

[0146] 这种胶囊型内窥镜302在被被检体H咽下之后一边通过脏器的蠕动运动等在被检体H的消化管内移动,一边以规定的周期(例如0.5秒周期)依次拍摄生物体部位(食道、胃、小肠以及大肠等)。然后,向接收装置307依次无线发送通过该摄像动作获取到的图像数据以及关联信息。

[0147] 接收装置307具备接收部372、接收信号处理部373、控制部374、数据发送接收部375、存储器376、操作部377、显示部378以及向这些各部供给电力的电源部379。

[0148] 接收部372经由具有多个(在图21中是8个)接收天线371a~371h的接收天线单元371来接收从胶囊型内窥镜302无线发送来的摄像信号和关联信息。各接收天线371a~371h是使用例如环形天线或偶极天线实现的,配置于被检体H的体外表面上的规定位置。

[0149] 接收信号处理部373对由接收部372接收到的摄像信号实施规定的信号处理。控制部374对接收装置307的各构成部进行控制。数据发送接收部375是能够与USB或有线LAN、无线LAN等通信线路连接的接口。数据发送接收部375在与处理装置303以能够进行通信的状态连接时,将存储器376中存储的摄像信号和关联信息发送到处理装置303。

[0150] 存储器376存储在接收信号处理部373中被施加信号处理后的摄像信号及其关联信息。操作部377是用户对该接收装置307输入各种设定信息、指示信息时使用的输入设备。显示部378显示基于从胶囊型内窥镜302接收到的图像数据的体内图像等。

[0151] 这种接收装置307在由胶囊型内窥镜302进行摄像的期间(例如胶囊型内窥镜302

被被检体H咽下之后经过消化管内并被排出为止的期间)被佩戴于被检体H并由被检体H携带。接收装置307在此期间对经由接收天线单元371而接收到的摄像信号进一步附加各接收天线371a~371h的接收强度信息、接收时刻信息等关联信息,并使这些摄像信号和关联信息存储到存储器376中。

[0152] 在由胶囊型内窥镜302进行的摄像结束之后,将接收装置307从被检体H卸下,并放置在与处理装置303连接的托架308(参照图21)。由此,接收装置307与处理装置303以能够进行通信的状态连接,将存储器376中存储的摄像信号和关联信息传送(下载)到处理装置303。

[0153] 处理装置303例如是使用具备CRT显示器、液晶显示器等显示装置5的工作站构成的。处理装置303具备数据发送接收部330、输入部331、对处理装置303的各部进行统一控制的控制部332、图像处理部333、显示控制部334以及存储部335。

[0154] 数据发送接收部330是能够与USB或有线LAN、无线LAN等通信线路连接的接口,包括USB端口以及LAN端口。在实施方式3中,数据发送接收部330经由与USB端口连接的托架308而与接收装置307连接,与接收装置307之间进行数据的发送和接收。

[0155] 输入部331是通过例如键盘或鼠标、触摸面板、各种开关等输入设备实现的。输入部331接收与用户的操作相应的信息、命令的输入。

[0156] 控制部332是由CPU等硬件实现的,通过读入存储部335中存储的各种程序,来基于经由输入部331而输入的信号、从数据发送接收部330输入的摄像信号等进行向构成处理装置303的各部的指示、数据的传送等,对处理装置303整体的动作统一地进行控制。

[0157] 图像处理部333在控制部332的控制下,对从数据发送接收部330输入的图像信号、存储部335中存储的图像信号实施规定的图像处理。图像处理部333具备信号处理部333a、差图像生成部33c以及异常图像判别部33d,其中,信号处理部333a进行包括光学黑色减法处理、增益调整处理、图像信号的同步化处理、伽玛校正处理等在内的信号处理。差图像生成部33c具备提取部33e、估计部33f以及差运算部33g。从数据发送接收部330输入的处理对象的图像信号是由胶囊型内窥镜302的摄像部321拍摄到的图像信号,一帧的图像信号中包括:由接收到针对光 E_b 的波长500nm~600nm(峰值波长为510nm)的自身荧光的G像素生成的图像信号(第二图像信号)、以及由接收到光 E_b 的反射光 R_b 的B像素生成的图像信号和由接收到光 E_r 的反射光 R_r 的R像素生成的图像信号(第一图像信号)。因此,差图像生成部33c进行与在实施方式1中差图像生成部33c执行的荧光差图像的生成处理(参照图12)同样的处理,来生成荧光差图像信号。

[0158] 显示控制部334与图2所示的显示控制部同样地,从由图像处理部333进行处理后的图像信号生成用于使显示装置5显示的显示用图像信号。显示控制部334具有差图像显示控制部34b。

[0159] 胶囊型内窥镜通过消化管的蠕动运动而移动,因此帧之间的摄像区域的变动大,即使是连续的帧也在图像信号之间产生摄像区域的偏移,因此在胶囊型内窥镜系统中,使用为了生成一个图像的量的荧光差图像信号而需要两帧的图像信号的以往的技术本身是困难的。与此相对,在本实施方式3中,通过应用只使用一帧的图像信号就能够生成一个图像的量的荧光差图像信号的本实施方式1,在胶囊型内窥镜系统中也能够生成荧光差图像信号。

[0160] 此外,在实施方式3中,与实施方式1同样,如果存在事先通过实测等得到的见解,则能够设定近似式 L_e 是使用几次函数进行近似的近似式,因此只要存在B像素和R像素中的任一方的图像信号,估计部33f就能够估计中间的G像素的图像信号。

[0161] (实施方式4)

[0162] 接着,对实施方式4进行说明。在实施方式4中,对将实施方式2应用于胶囊型内窥镜系统的例子进行说明。

[0163] 图23是示出实施方式4所涉及的胶囊型内窥镜系统的结构的框图。如图23所示,实施方式4所涉及的胶囊型内窥镜系统401具有胶囊型内窥镜402来代替图22的胶囊型内窥镜302,并且具有处理装置403来代替处理装置303。

[0164] 胶囊型内窥镜402具有第一差图像用光源322a来作为光源。因而,胶囊型内窥镜402与实施方式2同样地只发出作为荧光激励光的光 E_b 来作为荧光差图像用的光即第一波长范围的光。作为被摄体的生物体组织当被照射光 E_b 时,如实施方式2中说明的那样发出自身荧光F。自身荧光F包括波长为500nm~600nm(峰值波长是作为第一峰值波长的波长510nm)的自身荧光 F_g 、以及粘膜深部的波长为650nm~800nm(峰值波长是作为第二峰值波长的波长660nm)的自身荧光 F_r 。摄像部321的G像素接收自身荧光 F_g ,R像素接收自身荧光 F_r 。摄像部321的B像素接收光 E_b 的反射光 R_b 。控制部423具有与控制部323同样的功能。

[0165] 处理装置403具备图像处理部433来代替图22所示的图像处理部333。图像处理部433具备具有提取部233e、估计部233f以及差运算部33g的差图像生成部233c。控制部432具有与控制部332同样的功能。从数据发送接收部330输入的处理对象的图像信号是由胶囊型内窥镜402的摄像部321拍摄到的图像信号,一帧的图像信号中包括:由接收到针对光 E_b 的自身荧光中的波长为500nm~600nm的自身荧光 F_g 的G像素生成的图像信号(第二图像信号);由接收到光 E_b 的反射光 R_b 的B像素生成的图像信号(第一图像信号);以及由接收到从具有规定的均一性的生物体组织(粘膜组织)的深部发出的自身荧光 F_r 的R像素生成的图像信号(第三图像信号)。因此,差图像生成部233c进行与在实施方式2中由差图像生成部233c执行的荧光差图像的生成处理(参照图18)同样的处理,来生成荧光差图像。

[0166] 在该实施方式4中,起到与实施方式2同样的效果,并且生成荧光差图像所需要的光源只使用发出作为荧光激励光的波长390nm~470nm的光的第一差图像用光源就足够,因此与实施方式3相比,能够将胶囊型内窥镜402的结构简单化。

[0167] 此外,在实施方式4中,与实施方式2同样,如果存在事先通过实测等得到的见解,则能够设定近似式 L_f 是使用几次函数进行近似的近似式,因此只要存在B像素或R像素中的任一方的图像信号,估计部233f就能够估计中间的G像素的图像信号。

[0168] 另外,也可以设为,将图22和图23所示的差图像生成部33c、233c以及异常图像判别部33d不设置于处理装置303、403的图像处理部333、433,而是设置于接收装置307的接收信号处理部373,从而能够由接收装置307生成荧光差图像信号。

[0169] 另外,针对由本实施方式所涉及的图像处理部33、233、333、433以及其它构成部执行的各处理的执行程序可以构成为,通过将能够安装的形式或能够执行的形式文件记录在CD-ROM、软盘、CD-R、DVD等计算机可读的记录介质中来提供,还可以构成为,保存到与互联网等网络连接的计算机上,通过经由网络进行下载来提供。另外,也可以构成为经由互联网等网络来提供或发布。

[0170] 附图标记说明

[0171] 1、201:内窥镜系统;2:内窥镜;3、203、303、403:处理装置;4:光源装置;5:显示装置;21:插入部;21a:前端部;21b:弯曲部;21c:挠性管部;21d:开口部;21e:照明窗;22:操作部;22a:弯曲旋钮;22b:处置器具插入部;22c:开关部;23:通用线;23a、23b:连接器;24、321:摄像部;31、331:输入部;31a:切换开关;32、232、323、374、332、423、432:控制部;33、233、333、433:图像处理部;33a、324:信号处理部;33b:白色光图像处理部;33c、233c:差图像生成部;33d:异常图像判别部;33e、233e:提取部;33f、233f:估计部;33g:差运算部;34、334:显示控制部;34a:白色光图像显示控制部;34b:差图像显示控制部;35、335:存储部;41、241、322:光源部;41a:白色光光源;41b:差图像用光源;41c:第一差图像用光源;41d:第二差图像用光源;42、242:光源控制部;43a~43c:光源驱动器;51:影像线缆;301、401:胶囊型内窥镜系统;302、402:胶囊型内窥镜;371:接收天线单元;371a~371h:接收天线;325:发送部;326:天线;327、376:存储器;328、379:电源部;307:接收装置;308:托架;372:接收部;373:接收信号处理部;375、330:数据发送接收部;377:操作部;378:显示部;H:被检体。

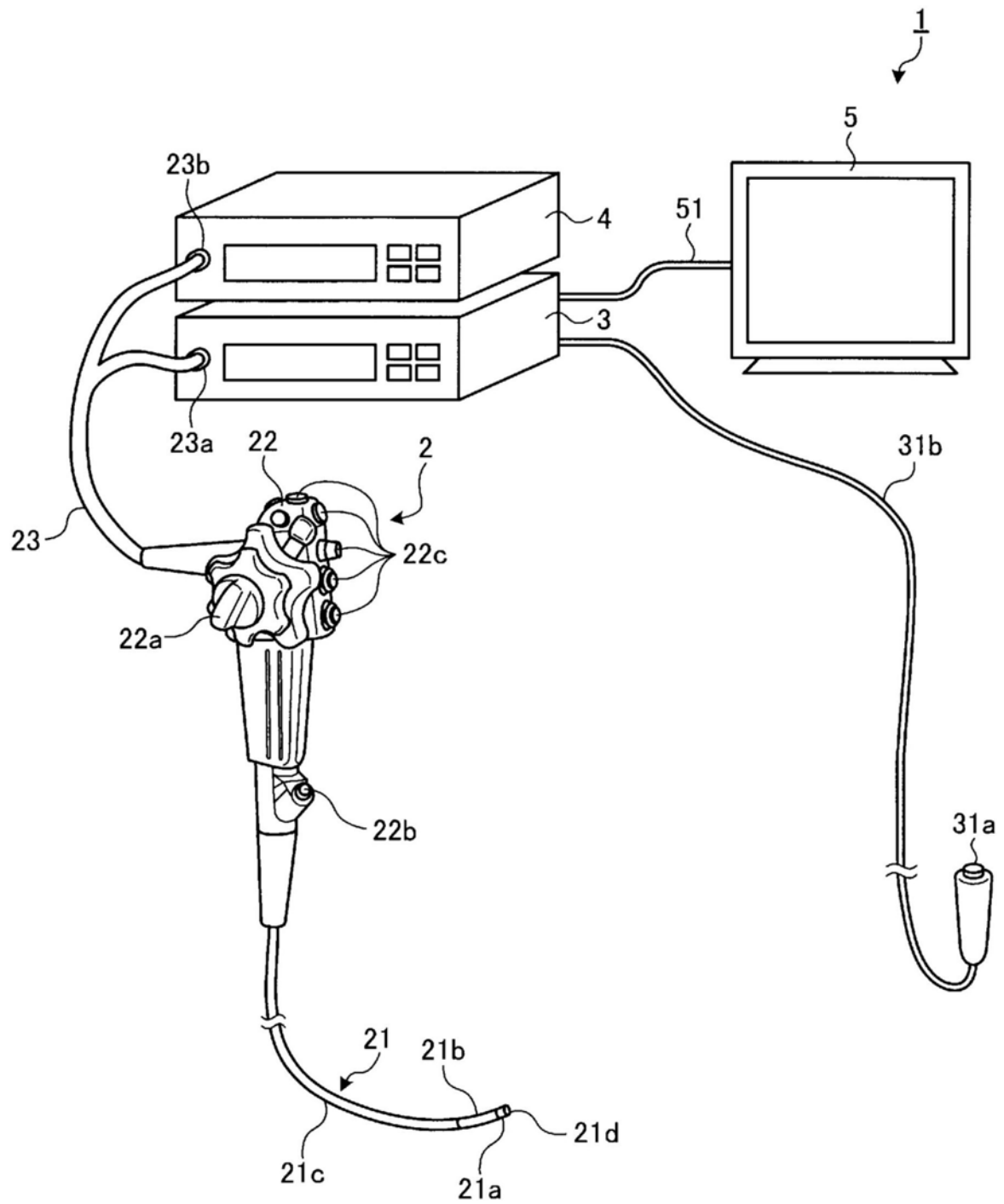


图1

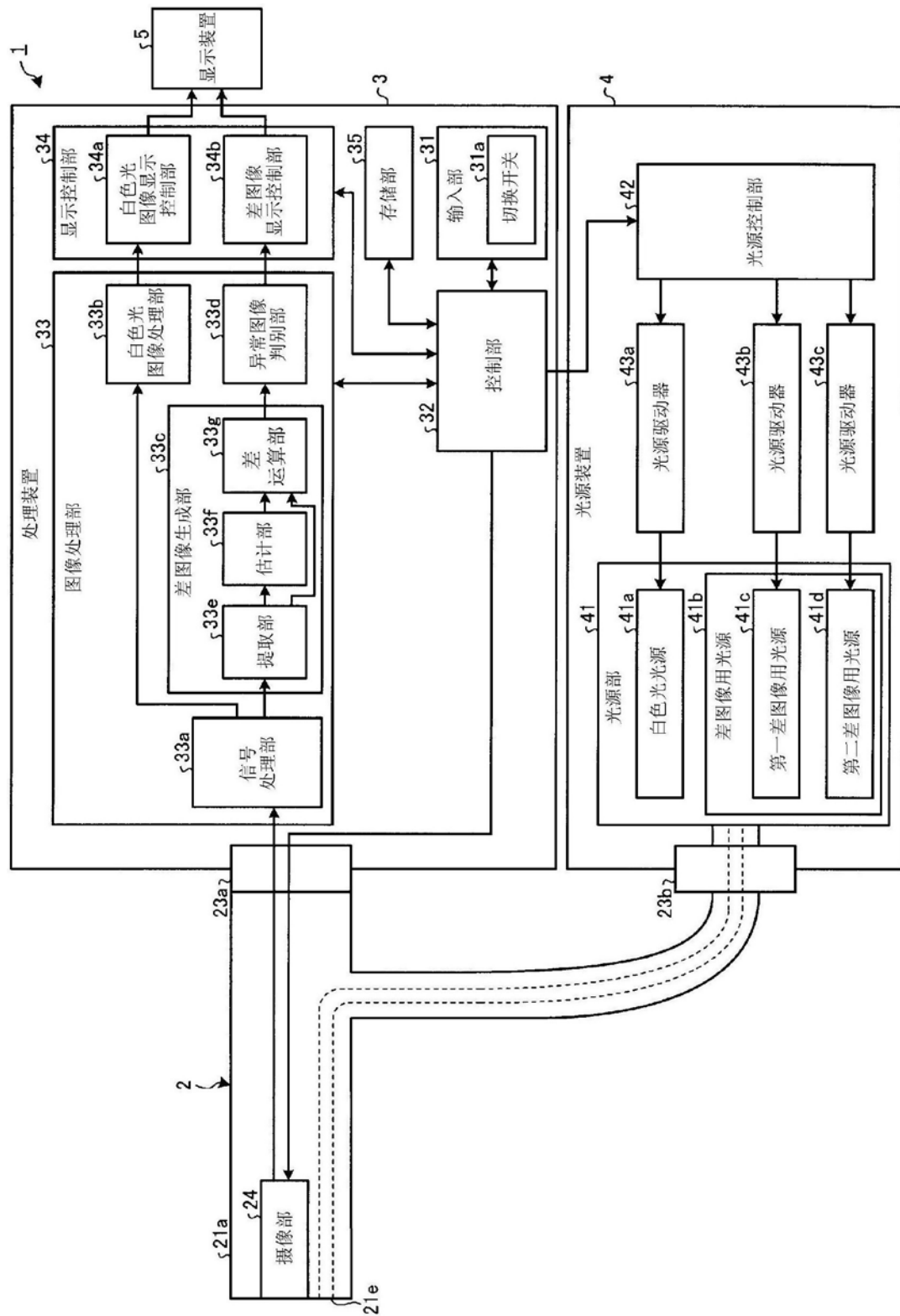


图2

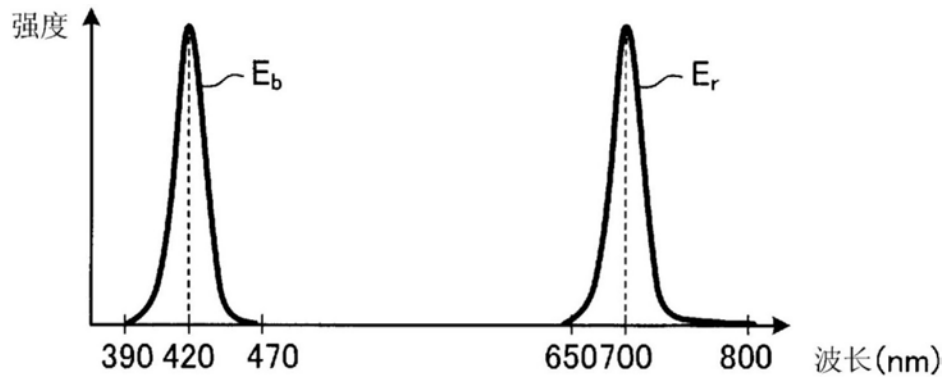


图3A

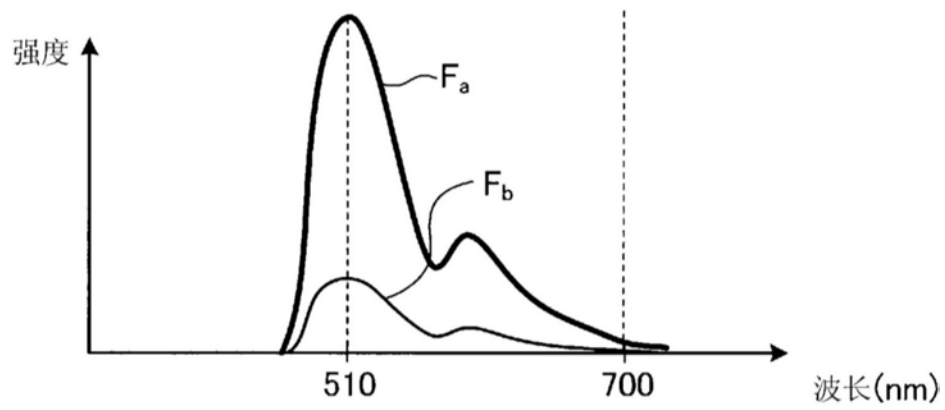


图3B

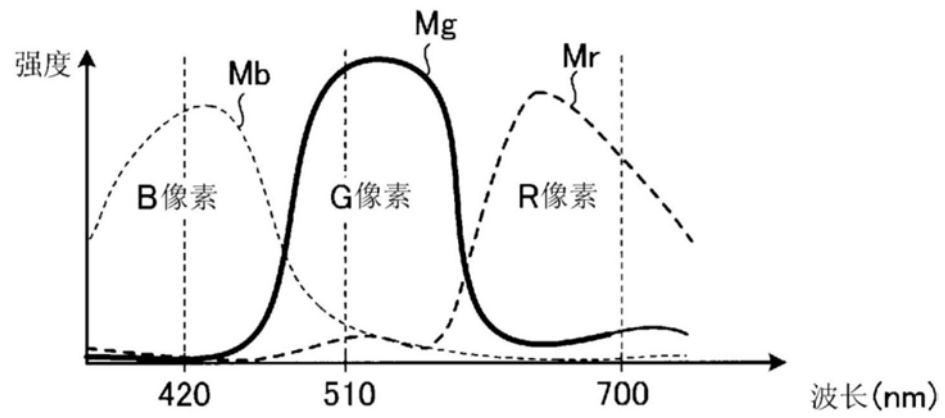


图3C

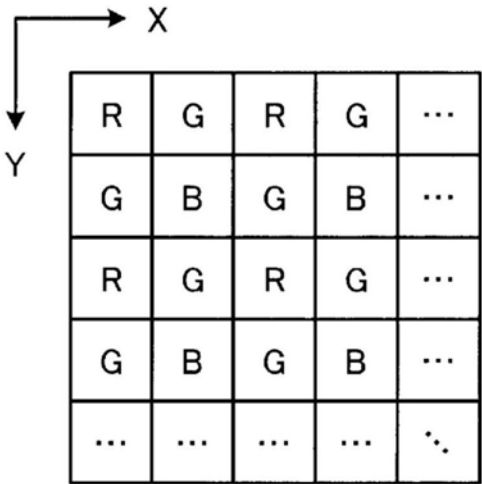


图4

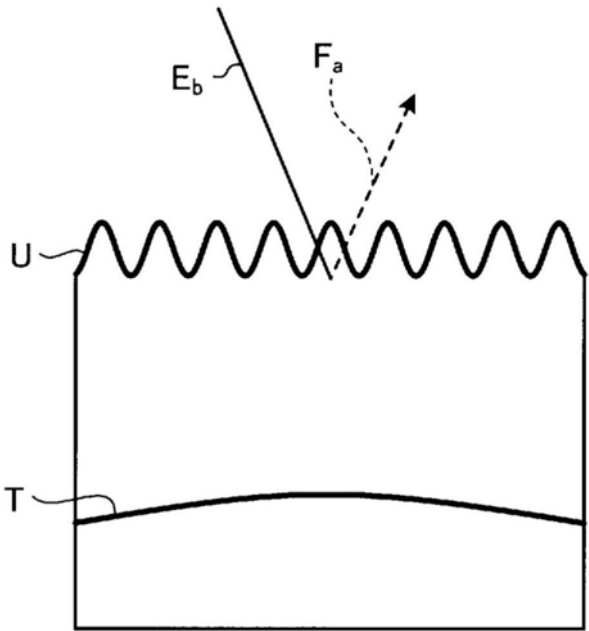


图5

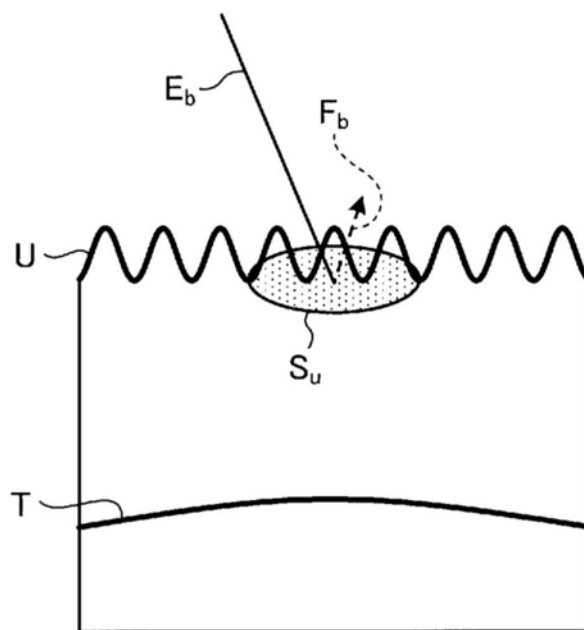


图6

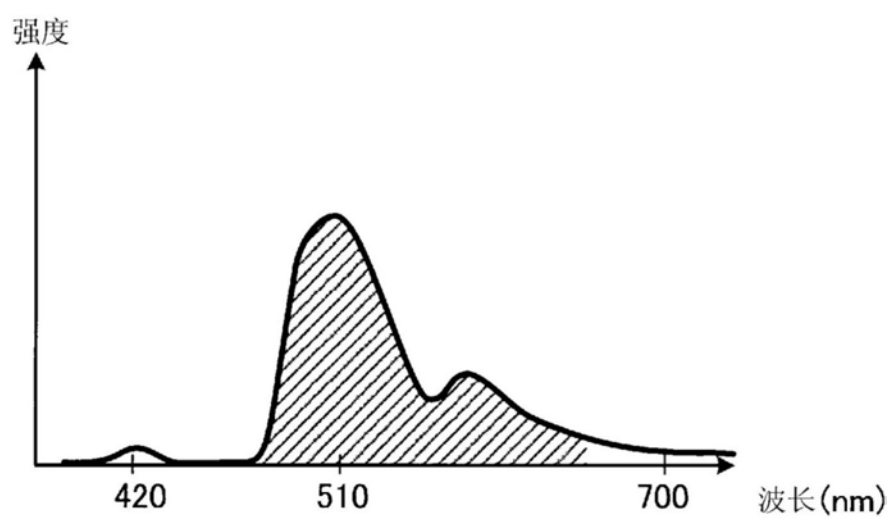


图7

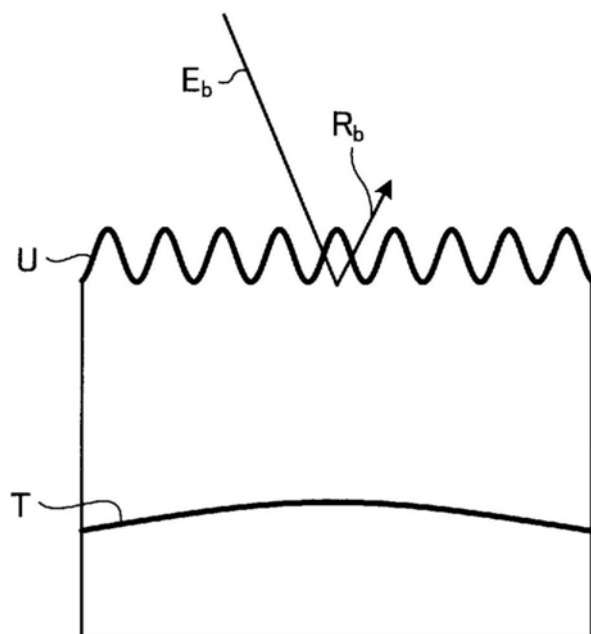


图8

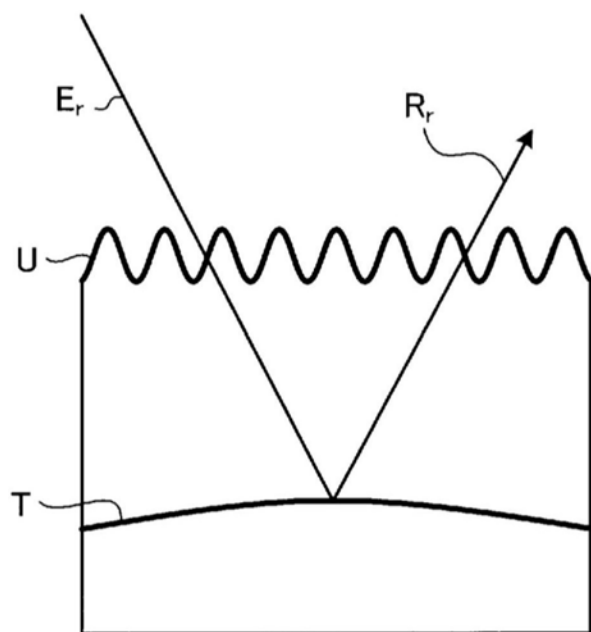


图9

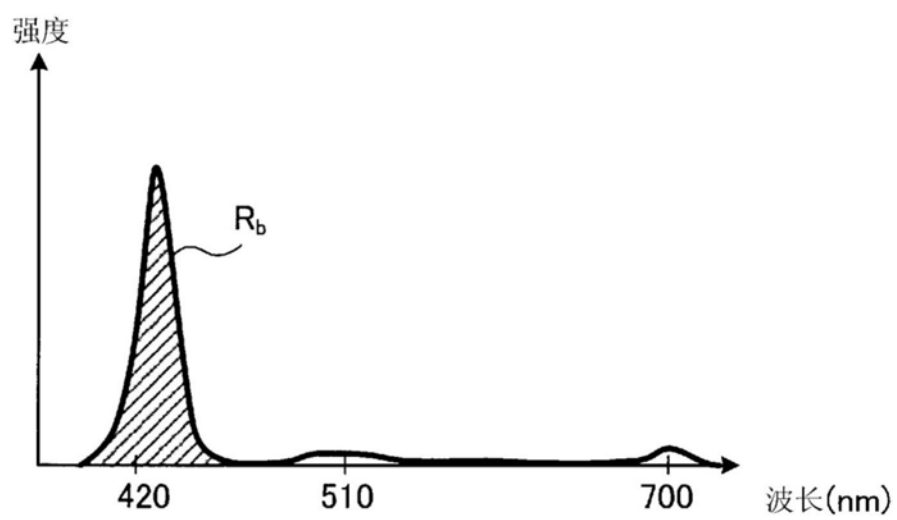


图10

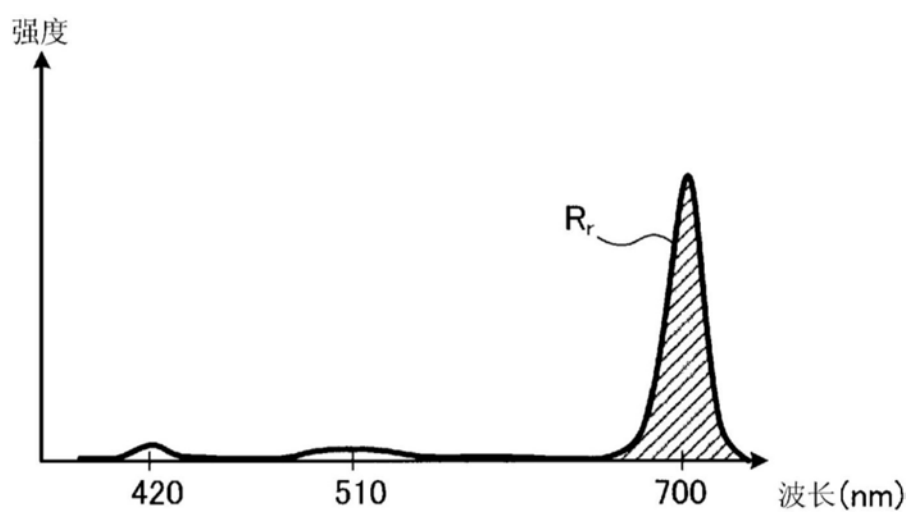


图11

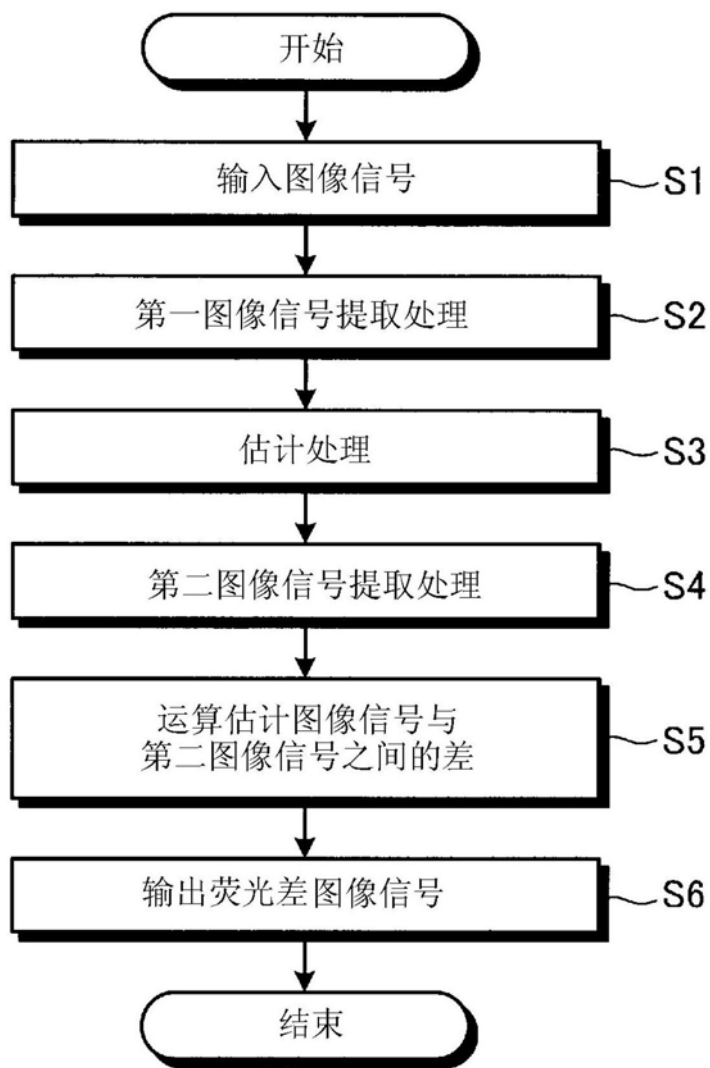


图12

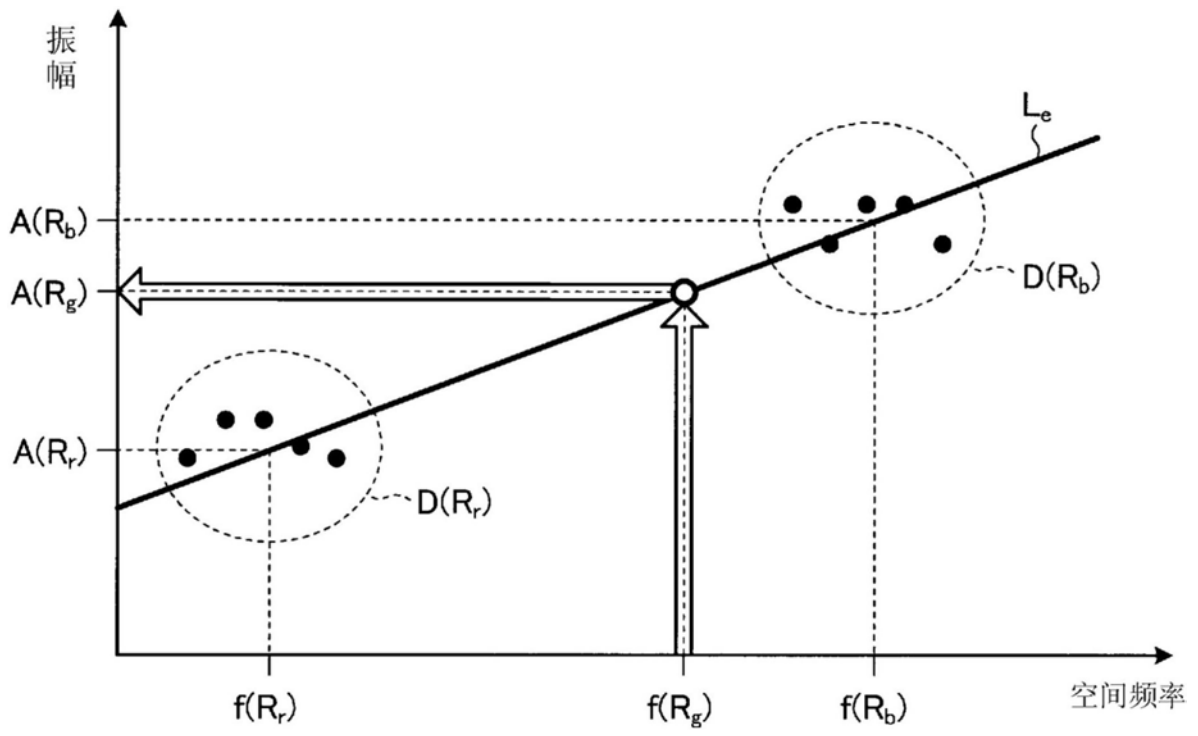


图13

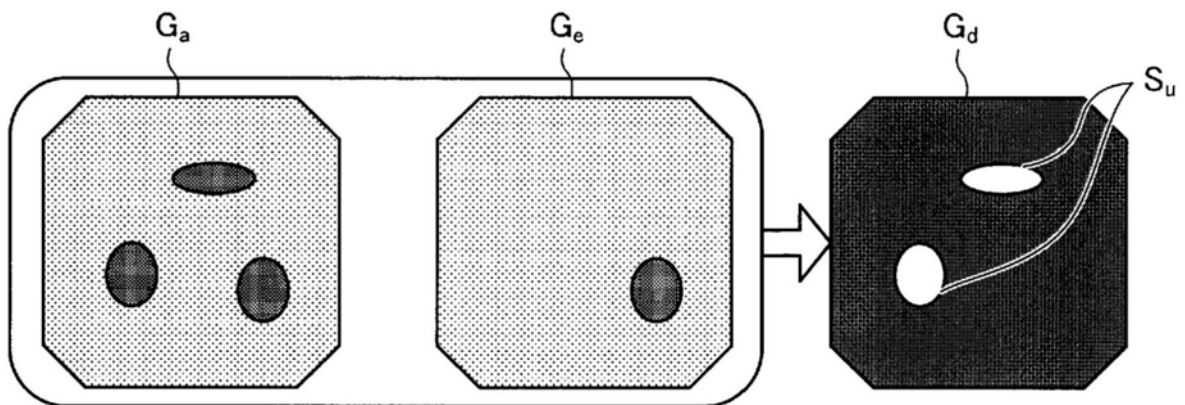


图14

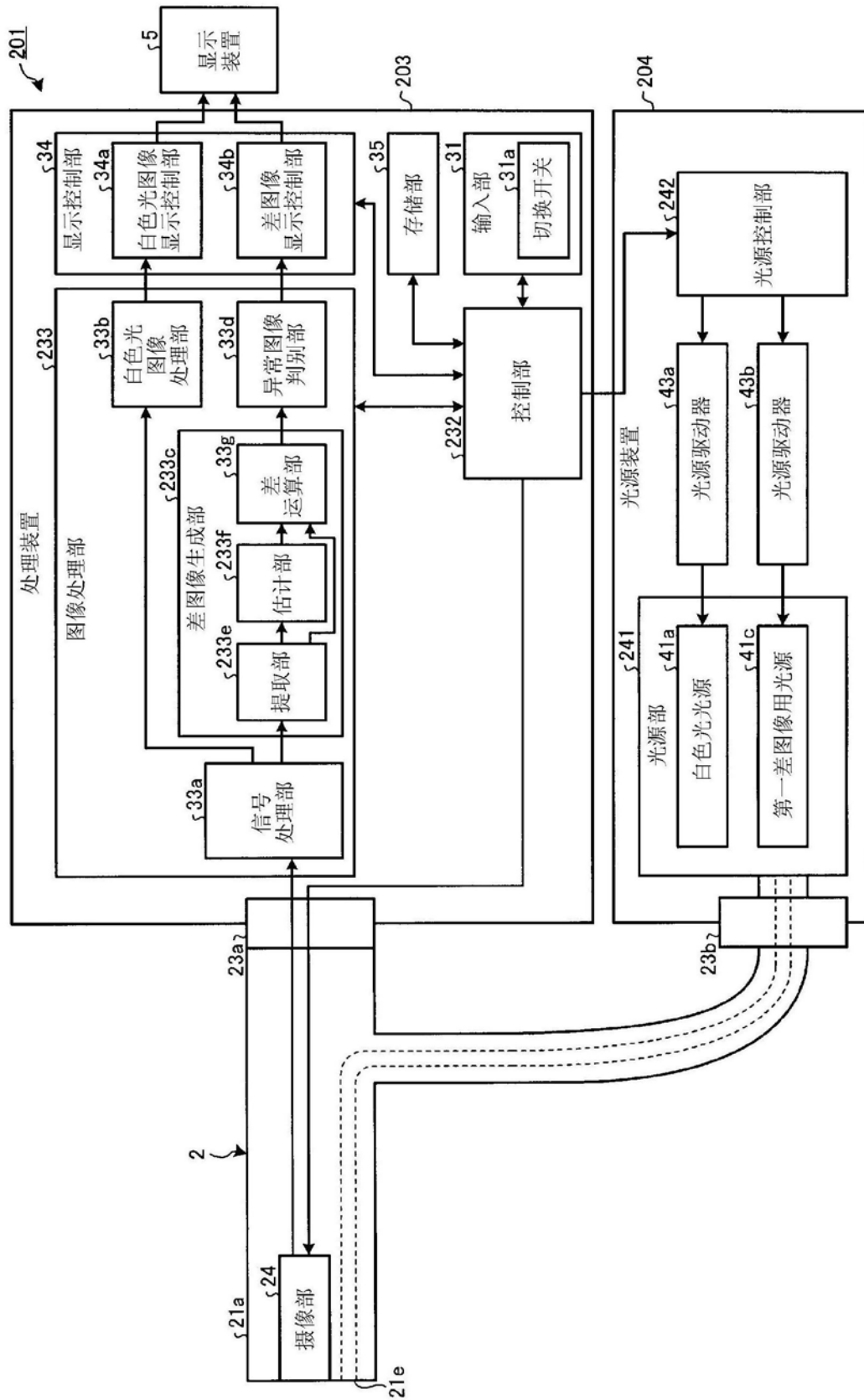


图15

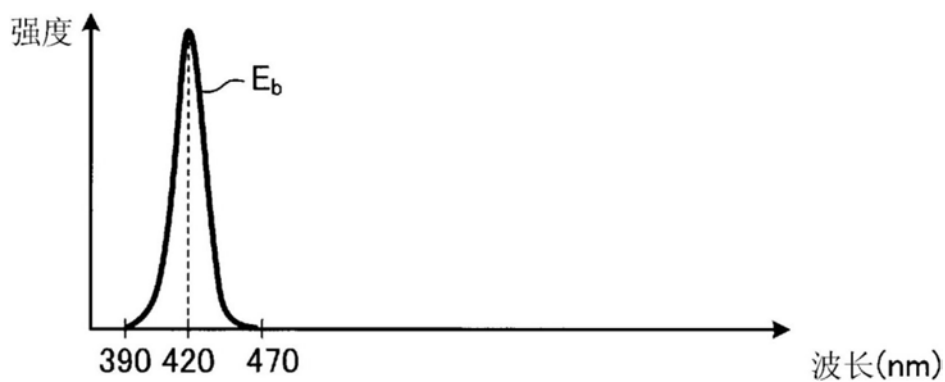


图16A

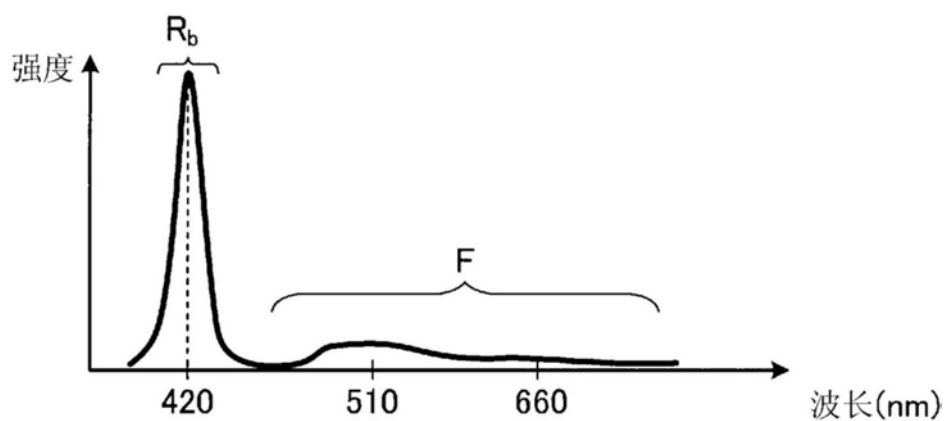


图16B

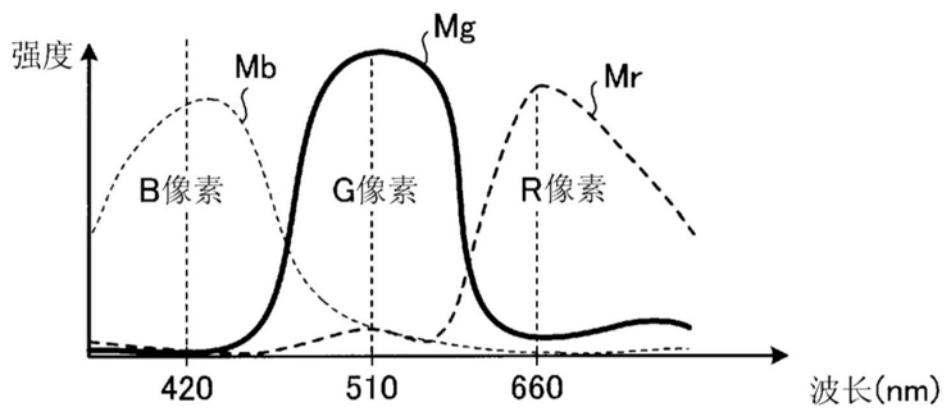


图16C

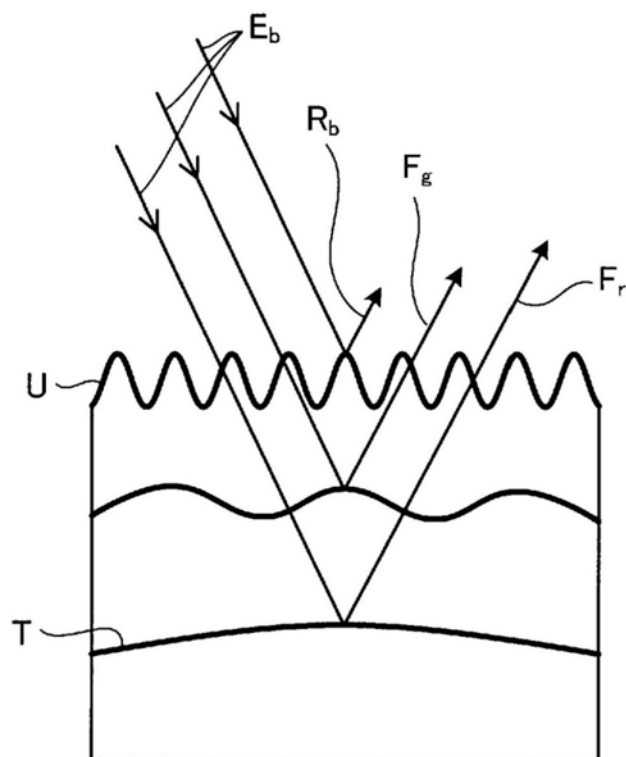


图17

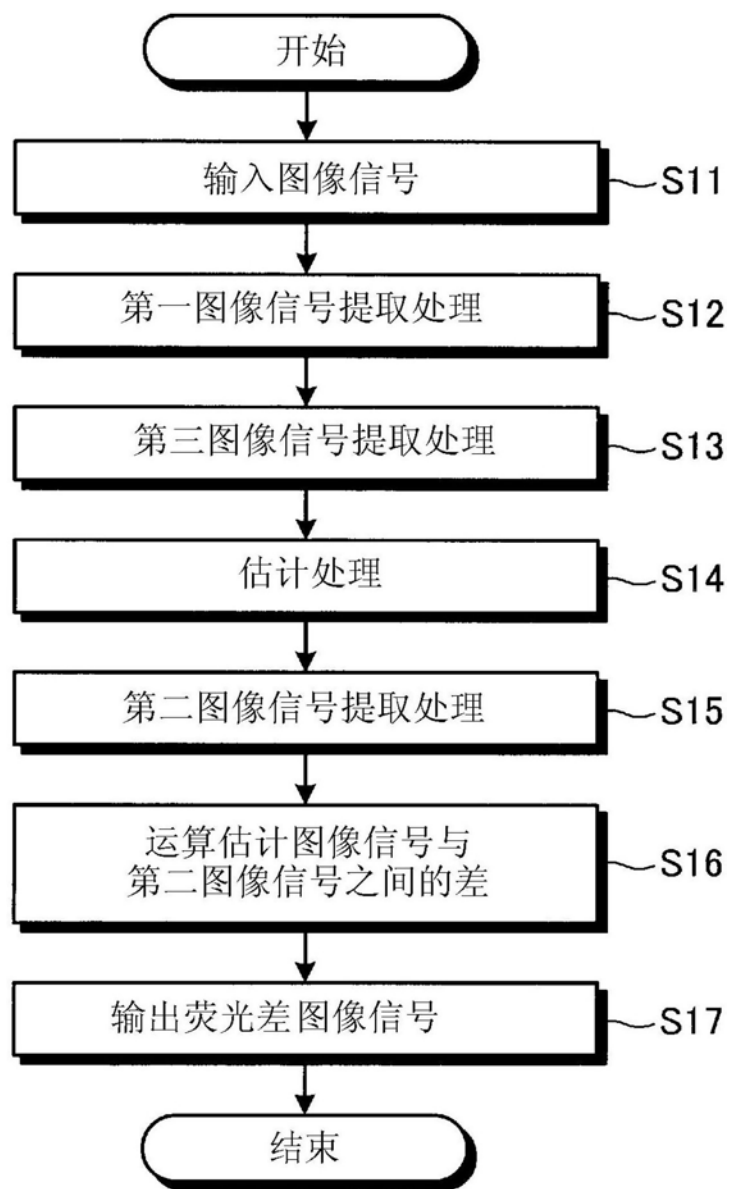


图18

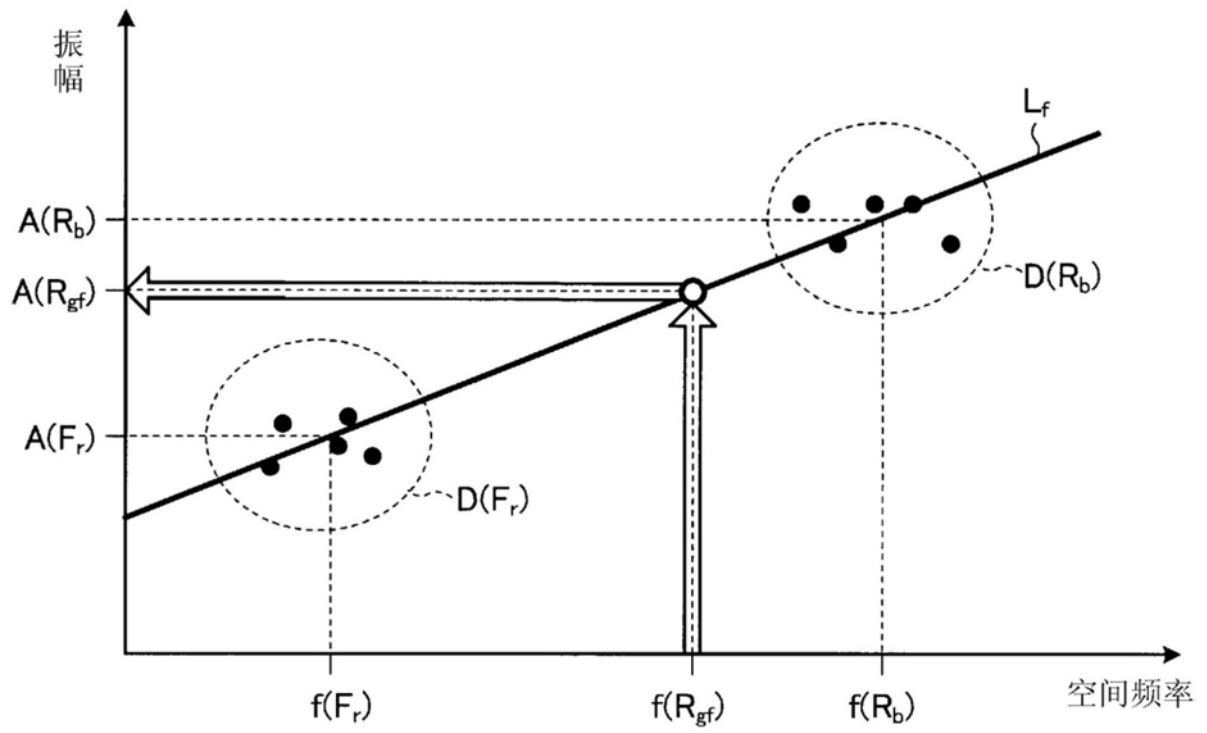


图19

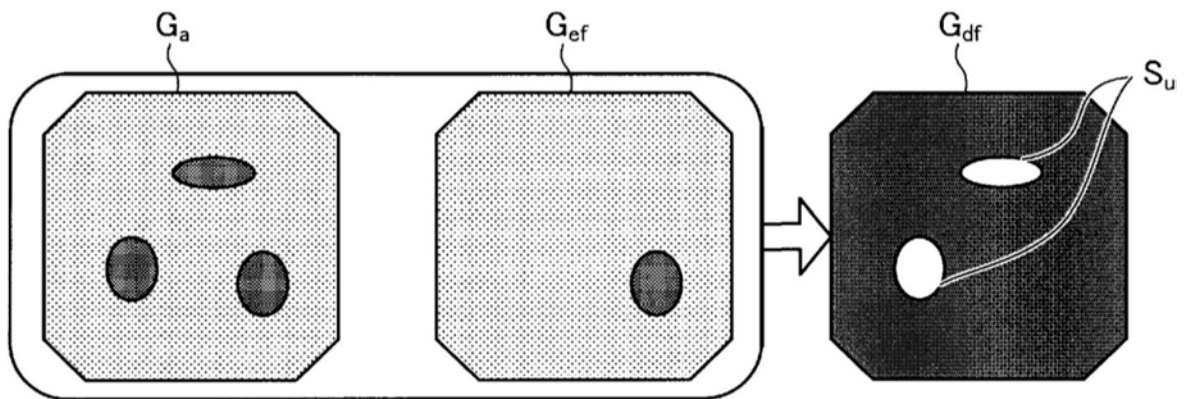


图20

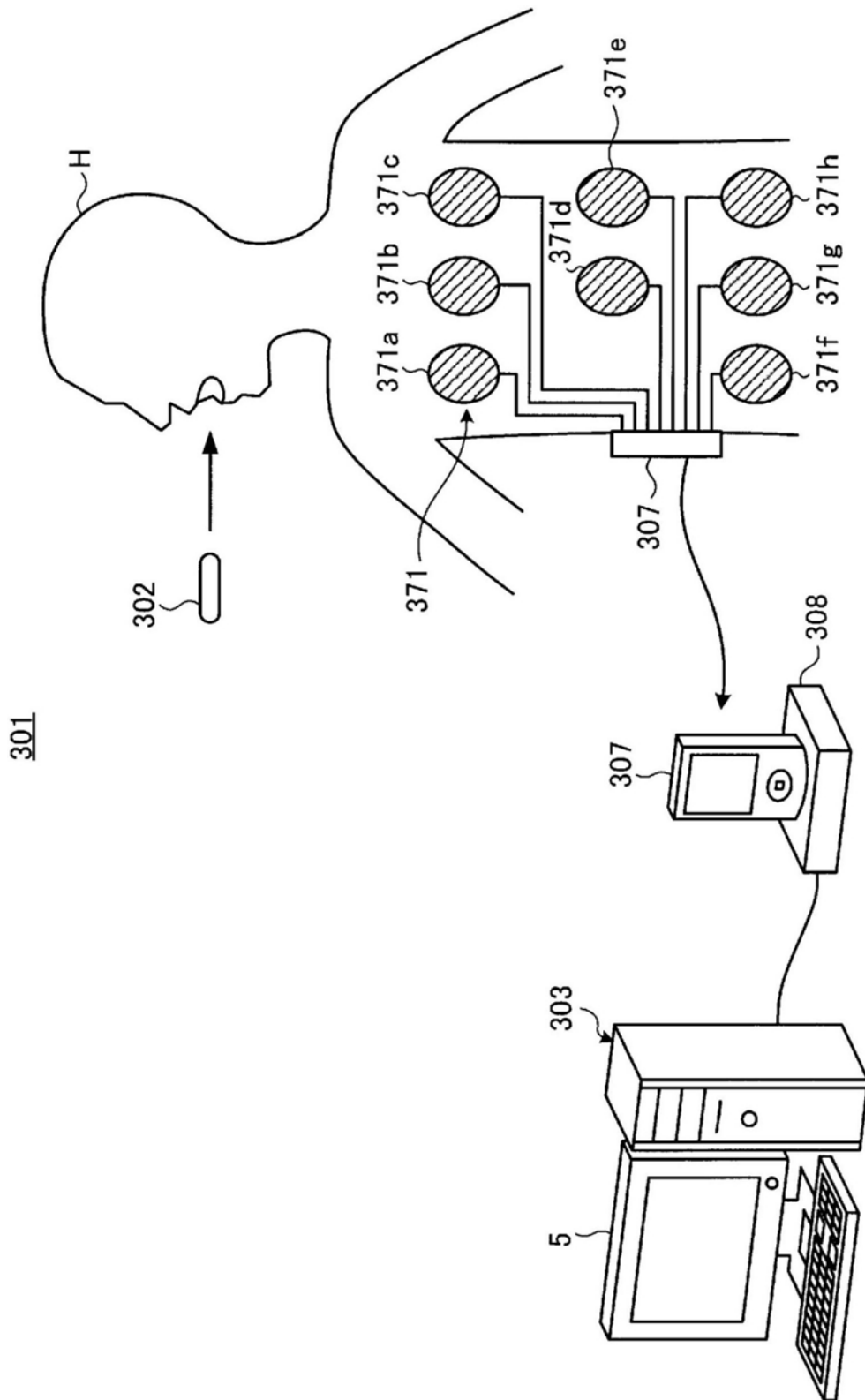


图21

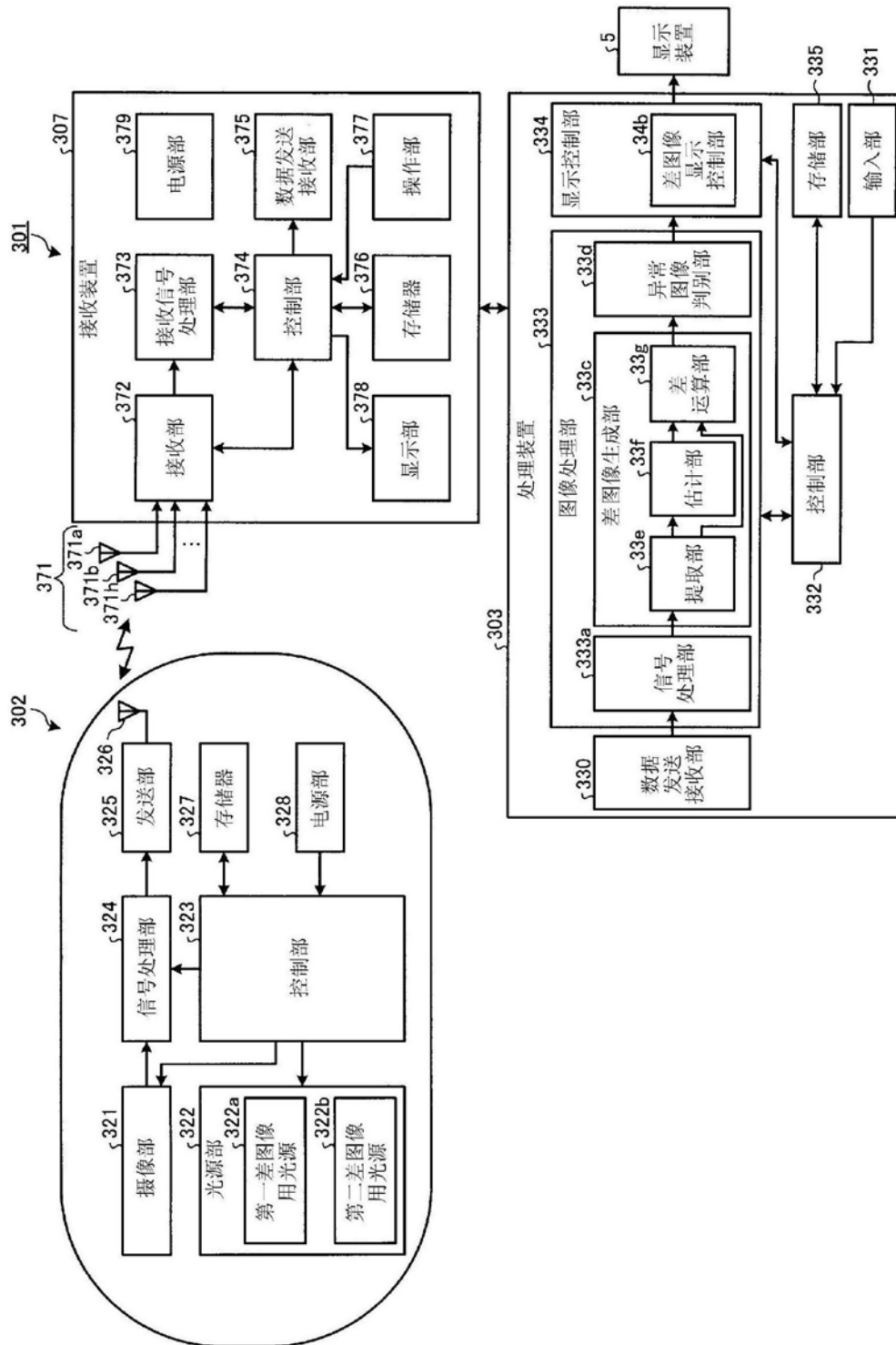


图22

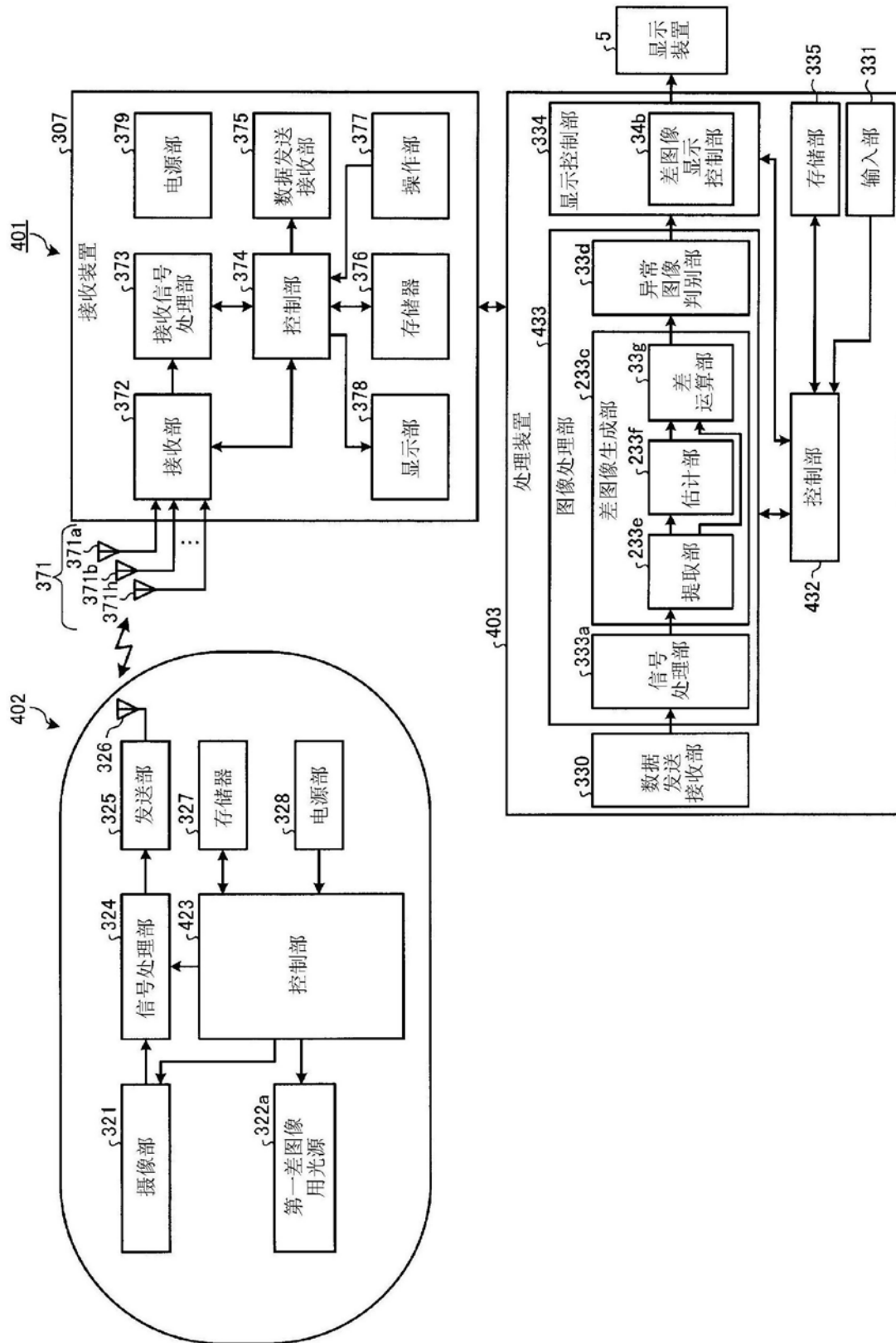


图23

专利名称(译)	处理装置、内窥镜装置及系统、图像处理装置的工作方法		
公开(公告)号	CN106455942B	公开(公告)日	2018-07-06
申请号	CN201580018324.0	申请日	2015-03-10
[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	药袋哲夫 西村律郎		
发明人	药袋哲夫 西村律郎		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/06 G02B23/2484 H04N7/185 H04N2005/2255 A61B1/043 G06T7/0012 G06T2207/10068		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	斯里马来西亚国家		
优先权	2014117088 2014-06-05 JP		
其他公开文献	CN106455942A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

处理装置(3)具备：提取部(33e)，其从照射第一波长范围的光时拍摄被摄体所得到的一帧的图像信号中提取第一图像信号和第二图像信号，其中，该第一图像信号是由接收到第一波长范围的光的像素生成的，该第二图像信号是由接收到与第一波长范围不同的第二波长范围的光的像素生成的；估计部(33f)，其基于由提取部(33e)提取出的第一图像信号，来估计要由接收到第二波长范围的光的像素生成的图像信号；以及差运算部(33g)，其运算提取部(33e)提取出的第二图像信号与估计部(33f)估计出的图像信号的对应的图像部分的差，来获取差图像信号。

