



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103262522 A

(43) 申请公布日 2013.08.21

(21) 申请号 201180059907.X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011.12.14

H04N 5/225(2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006.01)

2010-278350 2010.12.14 JP

A61B 1/04(2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

G02B 23/24(2006.01)

2013.06.13

H04N 9/04(2006.01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/078905 2011.12.14

(87) PCT申请的公布数据

W02012/081618 JA 2012.06.21

(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 大野涉

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉 于靖帅

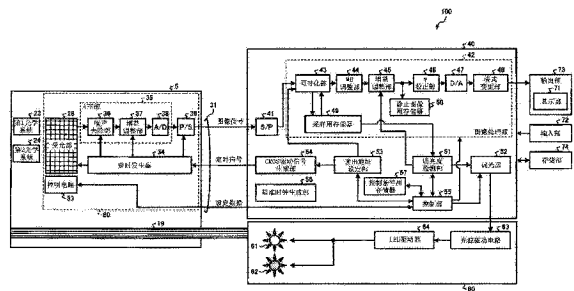
权利要求书4页 说明书20页 附图23页

(54) 发明名称

摄像装置

(57) 摘要

本发明的内窥镜系统(100)具有:第1光学系统(23);第2光学系统(24);受光部(28),其具有第1区域和与第1区域不同的第2区域,所述第1区域被入射从具有检光部件的第1光学系统射出的光,所述第2区域被入射从第2光学系统射出的光;读出地址设定部(53),其设定第1区域的像素和第2区域的像素作为读出对象像素;定时发生器(34)和AFE部(35),其分别从被设定为读出对象的第1区域的像素和第2区域的像素读出像素信息;以及图像处理部,其根据第1区域的像素的像素信息生成偏振图像,根据第2区域的像素的像素信息生成通常图像。



1. 一种摄像装置,其特征在于,该摄像装置具有:

第 1 光学系统,其使入射的光会聚并射出;

与所述第 1 光学系统不同的第 2 光学系统,其使入射的光会聚并射出;

摄像部,其具有第 1 区域和与所述第 1 区域不同的第 2 区域,所述第 1 区域是被入射从所述第 1 光学系统射出的光的区域,所述第 2 区域是被入射从所述第 2 光学系统射出的光的区域,所述摄像部能够从摄像用的多个像素中的被任意设定为读出对象的像素输出光电转换后的电信号作为像素信息;

能够任意设定所述摄像部中的读出对象像素的设定部,其设定所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素中的至少一方作为读出对象像素;

读出部,其从所述摄像部的所述摄像用的多个像素中的由所述设定部设定为读出对象的像素读出像素信息;

控制部,其根据取得对象图像对所述设定部设定的读出对象像素进行变更;以及

图像处理部,其根据由所述读出部读出的像素的像素信息中的至少一方生成所述取得对象图像。

2. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

所述控制部对应于所述取得对象图像,对所述设定部的读出对象像素设定处理、所述读出部的读出处理和所述图像处理部的图像生成处理进行控制。

3. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

所述摄像装置还具有控制条件存储部,该控制条件存储部对应于各取得对象图像而存储所述控制部的控制条件,

所述控制部根据所述控制条件存储部所存储的控制条件中的与所述取得对象图像对应的控制条件,对所述设定部的读出对象像素设定处理、所述读出部的读出处理和所述图像处理部的图像生成处理进行控制。

4. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

所述摄像装置还具有显示所述图像处理部生成的图像的显示部,

所述像素信息包含亮度值,

所述第 1 光学系统仅将入射的光中的向第 1 偏振面偏振的成分射出到所述摄像部的第 1 区域,

所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素作为所述读出对象像素,使所述读部分别读出所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素的像素信息,并且,以比针对所述第 2 区域的像素的亮度值的放大率高的放大率对所述第 1 区域的像素的亮度值进行放大并输出,使所述图像处理部生成分别基于由所述读出部读出的所述第 1 区域的像素的像素信息和所述第 2 区域的像素的像素信息的 2 张图像,

所述显示部显示所述图像处理部生成的 2 张图像。

5. 根据权利要求 4 所述的摄像装置,其特征在于,

所述摄像装置具有:

光源;以及

偏振部,其将由所述光源发出的光中的向第 2 偏振面偏振的成分射出到所述被摄体。

6. 根据权利要求 4 所述的摄像装置,其特征在于,

所述第 2 光学系统仅将入射的光中的向与所述第 1 偏振面不同的第 3 偏振面偏振的成分射出到所述摄像部的第 2 区域。

7. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

所述摄像装置还具有:

第 1 照射部,其照射第 1 光;以及

第 2 照射部,其照射第 2 光,所述第 2 光是波段比所述第 1 光宽的光,

所述第 1 光学系统具有对应于所述第 1 光而对从外部入射的光进行分光的分光部件,

所述控制部使所述第 1 照射部和所述第 2 照射部交替照射光,并且,在对由所述第 1 照射部照射的第 1 光所照明的被摄体进行摄像并输出像素信息的第 1 帧中,使所述设定部设定所述第 1 区域的像素作为所述读出对象像素,使所述读出部读出所述第 1 区域的像素的像素信息,在对由所述第 2 照射部照射的第 2 光所照明的所述被摄体进行摄像并输出像素信息的第 2 帧中,使所述设定部设定所述第 2 区域的像素作为读出对象像素,使所述读出部读出所述第 2 区域的像素的像素信息。

8. 根据权利要求 7 所述的摄像装置,其特征在于,

所述控制部对所述第 1 照射部和所述第 2 照射部中的照射处理以及所述读出部中的读出处理进行控制,使得所述第 1 帧中的曝光时间比所述第 2 帧中的曝光时间长。

9. 根据权利要求 7 所述的摄像装置,其特征在于,

所述像素信息包含亮度值,

在所述第 1 帧中,所述控制部使所述读出部以比所述第 2 帧中的针对所述第 2 区域的像素的亮度值的放大率高的放大率对所述第 1 区域的像素的亮度值进行放大并输出。

10. 根据权利要求 7 所述的摄像装置,其特征在于,

所述像素信息包含亮度值,

所述控制部使所述读出部将由相互邻接的多个像素构成的块中包含的多个像素的亮度值相加起来而以块为单位输出,作为所述第 1 区域的像素的亮度值。

11. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

所述摄像装置还具有:

第 1 照射部,其照射波段比白色光窄的特殊光;以及

第 2 照射部,其照射白色光,

所述第 1 光学系统具有使入射的光中的红色光和绿色光透射的第 1 透射滤波器,

所述第 2 光学系统具有使入射的光中的蓝色光透射的第 2 透射滤波器,

所述控制部对应于所述取得对象图像,对所述第 1 照明部和所述第 2 照明部的照明处理、所述设定部的读出对象像素设定处理、所述读出部的读出处理、所述图像处理部的图像生成处理进行控制。

12. 根据权利要求 11 所述的摄像装置,其特征在于,

所述取得对象图像是基于白色光照明的图像,

在所述取得对象图像是基于所述白色光照明的图像的情况下,所述控制部使所述第 2 照明部照射白色光,使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别读出所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 全部像素,使所述图像处理部对与所述第 1 区域的全部像素的像素信息对应的图像和与所述第 2

全部像素的像素信息对应的图像进行合成而生成 1 张图像。

13. 根据权利要求 11 所述的摄像装置,其特征在于,

所述取得对象图像是对特定物质的分布进行强调后的强调图像,

在所述取得对象图像是所述强调图像的情况下,所述控制部使所述第 1 照射部照射包含在绿色光和蓝色光的波段中的光作为所述特殊光,使所述设定部设定所述第 1 区域的被入射绿色光的像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别读出所述第 1 区域的被入射绿色光的像素和所述第 2 区域的全部像素,使所述图像处理部对与所述第 1 区域的被入射绿色光的像素的像素信息对应的图像和与所述第 2 区域的全部像素的像素信息对应的图像进行合成而生成 1 张图像。

14. 根据权利要求 11 所述的摄像装置,其特征在于,

所述取得对象图像是荧光观察用图像,

在所述取得对象图像是所述荧光观察用图像的情况下,所述控制部使所述第 1 照射部照射针对发出包含在红色光和绿色光的波段中的荧光的物质的激励光作为所述特殊光,使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部读出所述第 1 区域的全部像素的像素信息,使所述图像处理部根据所述第 1 区域的全部像素的像素信息生成 1 张所述荧光观察用图像。

15. 根据权利要求 14 所述的摄像装置,其特征在于,

所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别从所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素读出像素信息,使所述图像处理部根据所述第 2 区域的全部像素的像素信息生成 1 张黑白图像。

16. 根据权利要求 14 所述的摄像装置,其特征在于,

所述像素信息包含亮度值,

所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别从所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素读出像素信息,使所述图像处理部使用所述第 2 区域的全部像素的亮度值对所述第 1 区域的全部像素的亮度值进行校正后,生成 1 张所述荧光观察用图像。

17. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

所述第 1 光学系统的焦距与所述第 2 光学系统的焦距不同,

所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素作为读出对象像素,使所述读出部分别读出所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素的像素信息,并且,使所述图像处理部对与所述读出部所读出的所述第 1 区域的像素的像素信息对应的图像和与所述第 2 区域的像素的像素信息对应的图像进行重叠,生成 1 张图像。

18. 根据权利要求 17 所述的摄像装置,其特征在于,

所述像素信息包含亮度值,

所述控制部使所述读出部以与针对所述第 2 区域的像素的亮度值的放大率不同的放大率对所述第 1 区域的像素的亮度值进行放大并输出。

19. 根据权利要求 1 所述的摄像装置,其特征在于,

所述摄像装置还具有显示所述图像处理部生成的图像的显示部,

所述第 1 光学系统的视场角与所述第 2 光学系统的视场角不同，

所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素作为所述读出对象像素，使所述读出部分别读出所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素的像素信息，并且，使所述图像处理部生成分别基于由所述读出部读出的所述第 1 区域的像素的像素信息和所述第 2 区域的像素的像素信息的 2 张图像，

所述显示部显示所述图像处理部生成的 2 张图像。

20. 根据权利要求 19 所述的摄像装置，其特征在于，

所述第 1 光学系统的视场角比所述第 2 光学系统的视场角大，

所述第 1 区域比所述第 2 区域窄。

21. 根据权利要求 1 所述的摄像装置，其特征在于，

该摄像装置是内窥镜装置，该内窥镜装置具有信号处理装置和被导入体内的前端部，通过传送部连接所述前端部和所述信号处理装置，

所述前端部具有所述第 1 光学系统、所述第 2 光学系统、所述摄像部和所述读出部，

所述信号处理装置具有所述设定部、所述控制部和所述图像处理部。

摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及具有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输出光电转换后的电信号作为像素信息的摄像部的摄像装置。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,在对被检体的脏器内部进行观察时使用内窥镜系统。在内窥镜系统中,一般在患者等被检体的体腔内插入呈细长形状的挠性的插入部,经由该插入的插入部对体腔内的活体组织照射白色光,通过插入部前端的摄像部接受其反射光,对体内图像进行摄像。这样进行摄像而得到的活体图像被显示在该内窥镜系统的监视器中。医师等用户通过内窥镜系统的监视器中显示的体内图像对被检体的体腔内进行观察。

[0003] 这里,实现了如下的内窥镜系统:能够与基于白色光的通常图像一起,取得与通常图像不同的荧光观察用图像等其他图像。作为这种内窥镜系统,提出了如下的结构:除了通常图像取得用的摄像元件以外,还在内窥镜前端部配置其他图像取得用的摄像元件(例如参照专利文献1)。并且,提出了如下的结构:针对各成像光学系统和滤波器设置切换机构和调整机构,利用一个摄像元件取得通常图像和其他图像(例如参照专利文献2)。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2009-034224号公报

[0007] 专利文献2:日本特开2002-336196号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 这里,由于内窥镜插入部前端被导入被检体的体腔内,所以,要求细径化,可使用的空间也存在极限。但是,在现有结构中,为了取得多种图像,必须在内窥镜插入部前端搭载多个摄像元件或切换机构和调整机构这样的复杂机构,使构造复杂,很难实现插入部前端的细径化,并且,存在摄像元件、驱动器和转换电路等的安装也产生很多制约的问题。

[0010] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够利用1个摄像元件取得多种图像的简单结构的摄像装置。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 为了解决上述课题并实现目的,本发明的摄像装置的特征在于,该摄像装置具有:
第1光学系统,其使入射的光会聚并射出;与所述第1光学系统不同的第2光学系统,其使入射的光会聚并射出;摄像部,其具有第1区域和与所述第1区域不同的第2区域,所述第1区域是被入射从所述第1光学系统射出的光的区域,所述第2区域是被入射从所述第2光学系统射出的光的区域,所述摄像部能够从摄像用的多个像素中的被任意设定为读出对象的像素输出光电转换后的电信号作为像素信息;设定部,其能够任意设定所述摄像部中的读出对象像素,设定所述第1区域的像素和所述第2区域的像素中的至少一方作为读出对

象像素；读出部，其从所述摄像部的所述摄像用的多个像素中的由所述设定部设定为读出对象的像素读出像素信息；控制部，其根据取得对象图像对所述设定部设定的读出对象像素进行变更；以及图像处理部，其根据由所述读出部读出的像素的像素信息中的至少一方生成所述取得对象图像。

[0013] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述控制部对应于所述取得对象图像，对所述设定部的读出对象像素的设定处理、所述读出部的读出处理和所述图像处理部的图像生成处理进行控制。

[0014] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述摄像装置还具有控制条件存储部，该控制条件存储部对应于各取得对象图像而存储所述控制部的控制条件，所述控制部根据所述控制条件存储部所存储的控制条件中的与所述取得对象图像对应的控制条件，对所述设定部的读出对象像素设定处理、所述读出部的读出处理和所述图像处理部的图像生成处理进行控制。

[0015] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述摄像装置还具有显示所述图像处理部生成的图像的显示部，所述像素信息包含亮度值，所述第 1 光学系统仅将入射的光中的向第 1 偏振面偏振的成分射出到所述摄像部的第 1 区域，所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素作为所述读出对象像素，使所述读出部分别读出所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素的像素信息，并且，以比针对所述第 2 区域的像素的亮度值的放大率高的放大率对所述第 1 区域的像素的亮度值进行放大并输出，使所述图像处理部生成分别基于所述读出部所读出的所述第 1 区域的像素的像素信息和所述第 2 区域的像素的像素信息的 2 张图像，所述显示部显示所述图像处理部生成的 2 张图像。

[0016] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述摄像装置具有：光源；以及偏振部，其将由所述光源发出的光中的向第 2 偏振面偏振的成分射出到所述被摄体。

[0017] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述第 2 光学系统仅将入射的光中的向与所述第 1 偏振面不同的第 3 偏振面偏振的成分射出到所述摄像部的第 2 区域。

[0018] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述摄像装置还具有：第 1 照射部，其照射第 1 光；以及第 2 照射部，其照射第 2 光，所述第 2 光是波段比所述第 1 光宽的光，所述第 1 光学系统具有对应于所述第 1 光而对从外部入射的光进行分光的分光部件，所述控制部使所述第 1 照射部和所述第 2 照射部交替照射光，并且，在对由所述第 1 照射部照射的第 1 光所照明的被摄体进行摄像并输出像素信息的第 1 帧中，使所述设定部设定所述第 1 区域的像素作为所述读出对象像素，使所述读出部读出所述第 1 区域的像素的像素信息，在对由所述第 2 照射部照射的第 2 光所照明的所述被摄体进行摄像并输出像素信息的第 2 帧中，使所述设定部设定所述第 2 区域的像素作为读出对象像素，使所述读出部读出所述第 2 区域的像素的像素信息。

[0019] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述控制部对所述第 1 照射部和所述第 2 照射部中的照射处理以及所述读出部中的读出处理进行控制，使得所述第 1 帧中的曝光时间比所述第 2 帧中的曝光时间长。

[0020] 并且，本发明的摄像装置的特征在于，在上述发明中，所述像素信息包含亮度值，

在所述第 1 帧中,所述控制部使所述读出部以比所述第 2 帧中的针对所述第 2 区域的像素的亮度值的放大率高的放大率对所述第 1 区域的像素的亮度值进行放大并输出。

[0021] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述像素信息包含亮度值,所述控制部使所述读出部将由相互邻接的多个像素构成的块中包含的多个像素的亮度值相加起来而以块为单位输出,作为所述第 1 区域的像素的亮度值。

[0022] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述摄像装置还具有:第 1 照射部,其照射波段比白色光窄的特殊光;以及第 2 照射部,其照射白色光,所述第 1 光学系统具有使入射的光中的红色光和绿色光透射的第 1 透射滤波器,所述第 2 光学系统具有使入射的光中的蓝色光透射的第 2 透射滤波器,所述控制部对应于所述取得对象图像,对所述第 1 照明部和所述第 2 照明部的照明处理、所述设定部的读出对象像素设定处理、所述读出部的读出处理、所述图像处理部的图像生成处理进行控制。

[0023] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述取得对象图像是基于白色光照明的图像,在所述取得对象图像是基于所述白色光照明的图像的情况下,所述控制部使所述第 2 照明部照射白色光,使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别读出所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 全部像素,使所述图像处理部对与所述第 1 区域的全部像素的像素信息对应的图像和与所述第 2 全部像素的像素信息对应的图像进行合成而生成 1 张图像。

[0024] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述取得对象图像是对特定物质的分布进行强调后的强调图像,在所述取得对象图像是所述强调图像的情况下,所述控制部使所述第 1 照射部照射绿色光和蓝色光的波段中包含的光作为所述特殊光,使所述设定部设定所述第 1 区域的被入射绿色光的像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别读出所述第 1 区域的被入射绿色光的像素和所述第 2 区域的全部像素,使所述图像处理部对与所述第 1 区域的被入射绿色光的像素的像素信息对应的图像和与所述第 2 区域的全部像素的像素信息对应的图像进行合成而生成 1 张图像。

[0025] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述取得对象图像是荧光观察用图像,在所述取得对象图像是所述荧光观察用图像的情况下,所述控制部使所述第 1 照射部照射针对发出红色光和绿色光的波段中包含的荧光的物质的激励光作为所述特殊光,使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部读出所述第 1 区域的全部像素的像素信息,使所述图像处理部根据所述第 1 区域的全部像素的像素信息生成 1 张所述荧光观察用图像。

[0026] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别从所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素读出像素信息,使所述图像处理部根据所述第 2 区域的全部像素的像素信息生成 1 张黑白图像。

[0027] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述像素信息包含亮度值,所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素作为读出对象像素,使所述读出部分别从所述第 1 区域的全部像素和所述第 2 区域的全部像素中读出像素信息,使所述图像处理部使用所述第 2 区域的全部像素的亮度值对所述第 1 区域的全部像素的亮度值进行校正后,生成 1 张所述荧光观察用图像。

[0028] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述第 1 光学系统的焦距与所述第 2 光学系统的焦距不同,所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素作为读出对象像素,使所述读出部分别读出所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素的像素信息,并且,使所述图像处理部对与所述读出部所读出的所述第 1 区域的像素的像素信息对应的图像和与所述第 2 区域的像素的像素信息对应的图像进行重叠,生成 1 张图像。

[0029] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述像素信息包含亮度值,所述控制部使所述读出部以与针对所述第 2 区域的像素的亮度值的放大率不同的放大率对所述第 1 区域的像素的亮度值进行放大并输出。

[0030] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述摄像装置还具有显示所述图像处理部生成的图像的显示部,所述第 1 光学系统的视场角与所述第 2 光学系统的视场角不同,所述控制部使所述设定部设定所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素作为所述读出对象像素,使所述读出部分别读出所述第 1 区域的像素和所述第 2 区域的像素的像素信息,并且,使所述图像处理部生成分别基于由所述读出部读出的所述第 1 区域的像素的像素信息和所述第 2 区域的像素的像素信息的 2 张图像,所述显示部显示所述图像处理部生成的 2 张图像。

[0031] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述第 1 光学系统的视场角比所述第 2 光学系统的视场角大,所述第 1 区域比所述第 2 区域窄。

[0032] 并且,本发明的摄像装置的特征在于,在上述发明中,该摄像装置是内窥镜装置,该内窥镜装置具有被导入体内的前端部和信号处理装置,通过传送部连接所述前端部和所述信号处理装置,所述前端部具有所述第 1 光学系统、所述第 2 光学系统、所述摄像部和所述读出部,所述信号处理装置具有所述设定部、所述控制部和所述图像处理部。

[0033] 发明效果

[0034] 本发明的摄像装置通过使用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输出包含亮度值的光电转换后的电信号作为像素信息的摄像部,对应于取得对象图像,从摄像部中的与第 1 光学系统对应的第 1 区域和与第 2 光学系统对应的第 2 区域中的至少一方读出像素信息并生成图像,不用切换光学系统,就能够利用一个摄像部取得多种图像。

附图说明

[0035] 图 1 是示出实施方式 1 的内窥镜部分的概略结构的图。

[0036] 图 2 是示出图 1 所示的内窥镜的前端部的前端面的图。

[0037] 图 3 是示出沿着 A-A 线切断图 2 所示的前端部的切断面的一部分的图。

[0038] 图 4 是示出沿着 B-B 线切断图 2 所示的前端部的切断面的一部分的图。

[0039] 图 5 是说明图 3 所示的受光部中设定的受光区域的一例的图。

[0040] 图 6 是示出实施方式 1 的内窥镜系统的结构的框图。

[0041] 图 7 是示出图 6 所示的控制条件存储器存储的控制条件的一览表的一例的图。

[0042] 图 8 是示出实施方式 1 的变形例 1 的内窥镜的前端部的前端面的一例的图。

[0043] 图 9 是示出沿着 C-C 线切断图 8 所示的前端部的切断面的一部分的图。

- [0044] 图 10 是示出实施方式 1 的变形例 2 的内窥镜的前端部的前端面的一例的图。
- [0045] 图 11 是示出沿着 D-D 线切断图 10 所示的前端部的切断面的一部分的图。
- [0046] 图 12 是示出实施方式 2 的内窥镜系统的结构的框图。
- [0047] 图 13 是示出实施方式 2 的内窥镜的前端部的前端面的图。
- [0048] 图 14 是说明图 12 所示的第 1 光学系统和第 2 光学系统的图。
- [0049] 图 15 是说明图 14 所示的受光部中设定的受光区域的一例的图。
- [0050] 图 16 是示出图 12 所示的控制条件存储器存储的控制条件的一览表的一例的图。
- [0051] 图 17 是说明图 12 所示的第 1 光学系统和第 2 光学系统的一例的图。
- [0052] 图 18 是示出实施方式 3 的内窥镜系统的结构的框图。
- [0053] 图 19 是说明图 18 所示的第 1 光学系统和第 2 光学系统的图。
- [0054] 图 20 是说明图 19 所示的受光部中设定的受光区域的一例的图。
- [0055] 图 21 是示出图 19 所示的片上滤波器的滤波器排列的平面图。
- [0056] 图 22 是示出图 18 所示的控制条件存储器存储的控制条件的一览表的一例的图。
- [0057] 图 23 是示出图 18 所示的控制条件存储器存储的控制条件的一览表的其他例子的图。
- [0058] 图 24 是示出图 18 所示的控制条件存储器存储的控制条件的一览表的其他例子的图。
- [0059] 图 25 是示出实施方式 4 的内窥镜系统的结构的框图。
- [0060] 图 26 是说明图 25 所示的近点用光学系统和远点用光学系统的一例的图。
- [0061] 图 27 是说明图 25 所示的受光部中设定的受光区域的一例的图。
- [0062] 图 28 是示出图 25 所示的控制条件存储器存储的控制条件的一览表的一例的图。
- [0063] 图 29 是示出近点图像和远点图像中的距照明的距离与分辨率之间的关系的图。
- [0064] 图 30 是示出实施方式 5 的内窥镜系统的结构的框图。
- [0065] 图 31 是说明图 30 所示的广角图像用光学系统和主图像用光学系统的一例的图。
- [0066] 图 32 是说明图 31 所示的受光部中设定的受光区域的一例的图。
- [0067] 图 33 是示出实施方式 6 的内窥镜系统的结构的框图。
- [0068] 图 34 是说明图 33 所示的右图像用光学系统和左图像用光学系统的一例的图。
- [0069] 图 35 是说明图 34 所示的受光部中设定的受光区域的一例的图。

具体实施方式

[0070] 下面,作为本发明的实施方式,说明在插入部前端具有摄像元件、对患者等被检体的体腔内的图像进行摄像并显示的医疗用内窥镜系统。另外,本发明不由该实施方式限定。并且,在附图的记载中,对相同部分标注相同标号。并且,附图是示意性的,需要留意各部件的厚度与宽度的关系、各部件的比率等与现实不同。在附图彼此之间还包含相互尺寸关系、比率不同的部分。

[0071] (实施方式 1)

[0072] 首先,对实施方式 1 的内窥镜系统进行说明。图 1 是示出本实施方式 1 的内窥镜系统的内窥镜部分的概略结构的图。如图 1 所示,本实施方式 1 的内窥镜 1 具有细长的插入部 2、位于该插入部 2 的基端侧且由内窥镜装置操作者把持的操作部 3、以及从该操作部

3 的侧部延伸的挠性的通用缆线 4。通用缆线 4 内置有光缆和电缆等。

[0073] 插入部 2 具有内置了 CMOS 传感器作为摄像元件的前端部 5、由多个弯曲块构成的弯曲自如的弯曲部 6、设置在该弯曲部 6 的基端侧的具有挠性的长条状的挠性管部 7。

[0074] 在通用缆线 4 的端部设有连接器部 8。在连接器部 8 中设有以装卸自如的方式与光源装置连接的光导连接器 9、为了将由 CMOS 传感器进行光电转换后的被摄体像的电信号传送到信号处理用的控制装置而与控制装置连接的电触点部 10、用于向前端部 5 的喷嘴送出空气的送气接头 11 等。这里,光源装置具有白色光源和特殊光源等,向经由光导连接器 9 连接的内窥镜 1 供给来自白色光源或特殊光源的光作为照明光。并且,控制装置是对摄像元件供给电源并从摄像元件输入光电转换后的电信号的装置,对由摄像元件摄像的电信号进行处理并在所连接的显示部中显示图像,并且,输出进行摄像元件的增益调整等控制和驱动的驱动信号。

[0075] 在操作部 3 中设有:使弯曲部 6 向上下方向和左右方向弯曲的弯曲旋钮 12;向体腔内插入活检钳子、激光探针等处置器械 16 的处置器械插入部 13;以及对控制装置、光源装置或送气、送水、送雾单元等周边设备进行操作的多个开关 14。从处置器械插入部 13 插入的处置器械 16 经由内部设置的处置器械用通道而从插入部 2 前端的开口部 15 露出。例如,在处置器械 16 为活检钳子的情况下,进行通过活检钳子取得患部组织的活检等。

[0076] 接着,对插入部 2 的前端部 5 中的结构进行说明。图 2 是示出图 1 所示的内窥镜 1 的前端部 5 的前端面的图。图 3 是示出沿着 A-A 线切断图 2 所示的前端部 5 的切断面的一部分的图。图 4 是示出沿着 B-B 线切断图 2 所示的前端部 5 的切断面的一部分的图。

[0077] 如图 2 所示,在图 1 所示的内窥镜 1 的前端部 5 的前端面设有处置器械露出用的开口部 15、清洗用喷嘴 17、照明光射出的照明窗 18、观察窗 21 和观察窗 22。

[0078] 如图 3 所示,在照明窗 18 中,经由由玻璃纤维束等构成的光导 19,从照明透镜 18a 射出从光源装置供给的白色光或特殊光。处置器械露出用的开口部 15 与处置器械用通道 20 连通。

[0079] 如图 4 所示,分别使用玻璃罩 21a、22a 堵住观察窗 21 和观察窗 22。经由观察窗 21 从外部入射的光入射到第 1 光学系统 23 并会聚。经由观察窗 22 从外部入射的光入射到与第 1 光学系统 23 不同的第 2 光学系统 24 并会聚。

[0080] 受光部 28 具有二维矩阵状配置的摄像用的多个像素,配置成入射有从第 1 光学系统 23 射出的光和从第 2 光学系统 24 射出的光双方。受光部 28 分别接受经由第 1 光学系统 23 和第 2 光学系统 24 入射的光,对体腔内进行摄像。如图 5 所示,受光部 28 具有如下的受光面,该受光面具有入射有从第 1 光学系统 23 射出的光的区域 S1、和与区域 S1 不同的入射有从第 2 光学系统 24 射出的光的区域 S2。

[0081] 在受光部 28 的受光面侧设有玻璃罩 25。在玻璃罩 25 与受光部 28 之间设有与受光部 28 的像素排列对应地排列有 R、G 或 B 滤波器的片上滤波器 27。受光部 28 与驱动器 29、转换电路 30 等一起安装在电路基板 26 上,所述驱动器 29 对受光部 28 指示摄像定时并进行电源供给,所述转换电路 30 读出受光部 28 的图像信号并将其转换为电信号。在该电路基板 26 上设有多个电极 32。电极 32 例如经由各向异性导电性树脂膜与信号线 31a 连接,该信号线 31a 传送与控制装置之间的电信号。通过传送受光部 28 输出的作为电信号的图像信号的信号线或从控制装置传送控制信号的信号线等多个信号线 31a 形成集合缆线 31。

[0082] 第 1 光学系统 23 由透镜 23a ~ 23c 和设于观察窗侧的检光部件 23d 构成,该检光部件 23d 仅检测入射的光中向第 1 偏振面偏振的成分并使其透射。因此,第 1 光学系统 23 仅将经由观察窗 21 入射的光中向第 1 偏振面偏振的成分射出到受光部 28 的区域 S1。第 2 光学系统 24 由透镜 24a ~ 24c 构成,直接将经由观察窗 22 入射的光射出到受光部 28 的区域 S2。区域 S1 和区域 S2 是分别不同的区域。

[0083] 在该实施方式 1 的内窥镜系统中,作为摄像元件,采用能够仅读出受光部 28 的像素中的任意设定的地址的像素的 CMOS 摄像传感器 80。而且,在实施方式 1 的内窥镜系统中,对应于取得对象的图像,读出地址设定部 53 设定读出对象像素。在实施方式 1 的情况下,通过分别从与仅射出向第 1 偏振面偏振的成分的第 1 光学系统 23 对应的受光部 28 的区域 S1 的像素和与以无偏振的方式射出光的第 2 光学系统对应的受光部 28 的区域 S2 的像素读出像素信息,同时取得基于向规定面偏振的成分的偏振图像和无偏振的通常图像作为观察图像。

[0084] 对实施方式 1 的内窥镜系统的结构进行详细说明。图 6 是示出本实施方式 1 的内窥镜系统的结构的框图。如图 6 所示,实施方式 1 的内窥镜系统 100 具有:经由具有多个信号线的集合缆线 31 与设于前端部 5 中的 CMOS 摄像元件 80 连接的控制装置 40;供给白色光或特殊光的光源装置 60;输出与体内观察有关的信息的输出部 73,该输出部 73 具有显示由 CMOS 摄像元件 80 进行摄像而得到的体内图像的显示部 71;输入体内观察所需要的各种指示信息的输入部 72;以及存储体内图像等的存储部 74。

[0085] 在前端部 5 中设有第 1 光学系统 23、第 2 光学系统 24 和 CMOS 摄像元件 80。CMOS 摄像元件 80 包括受光部 28;控制电路 33;定时发生器 34;由噪声去除部 36、增益调整部 37 和 A/D 转换部 38 构成的 AFE (Analog Front End:模拟前端)部 35;以及将所输入的数字信号从并行信号转换为串行信号的 P/S 转换部 39。构成 CMOS 摄像元件 80 的受光部 28 和 CMOS 传感器周边电路例如被单片化。

[0086] 受光部 28 从呈二维矩阵状配置的摄像用的多个像素中的被任意指定为读出对象的像素输出光电转换后的电信号作为像素信息。各像素信息包含亮度值。受光部 28 作为权利要求范围中的摄像部发挥功能。

[0087] 控制电路 33 根据从控制装置 40 输出的设定数据,针对对受光部 28 的摄像处理、受光部 28 的摄像速度、从受光部 28 的像素读出像素信息的读出处理、以及所读出的像素信息的传送处理进行控制。

[0088] 定时发生器 34 根据从控制装置 40 输出的定时信号进行驱动,按照与读出地址设定部 53 的设定对应的读出顺序,从在构成受光部 28 的多个像素中被指定为读出对象的位置(地址)的像素输出光电转换后的电信号作为像素信息。

[0089] 噪声去除部 36 去除从受光部 28 的规定像素输出的像素信息的信号的噪声。增益调整部 37 以在控制部 55 所输出的设定数据中指示的放大率对从噪声去除部 36 输出的像素信息的亮度值进行放大后,将其输出到 A/D 转换部 38。A/D 转换部 38 将噪声去除后的像素信息的信号从模拟信号转换为数字信号,并输出到 P/S 转换部 39。通过 P/S 转换部 39 将由定时发生器 34 和 AFE 部 35 从受光部 28 读出的像素信息转换为串行信号的图像信号后,经由集合缆线 31 的规定信号线而传送到控制装置 40。定时发生器 34 和 AFE 部 35 作为权利要求范围中的读出部发挥功能。

[0090] 控制装置 40 对图像信号进行处理并在显示部 71 上显示体内图像,并且,对内窥镜系统 100 的各结构部位进行控制。控制装置 40 具有 S/P 转换部 41、图像处理部 42、明亮度检测部 51、调光部 52、读出地址设定部 53、CMOS 驱动信号生成部 54、控制部 55、基准时钟生成部 56 和控制条件用存储器 57。

[0091] S/P 转换部 41 将从前端部 5 接收到的作为数字信号的图像信号从串行信号转换为并行信号。

[0092] 图像处理部 42 根据从 S/P 转换部 41 输出的并行形式的图像信号、即定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的像素的像素信息,基于定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的受光部 28 的像素的地址,生成显示在显示部 71 中的体内图像。

[0093] 图像处理部 42 具有同时化部 43、WB 调整部 44、增益调整部 45、 γ 校正部 46、D/A 转换部 47、格式变更部 48、采样用存储器 49 和静止图像用存储器 50。

[0094] 同时化部 43 将所输入的各 R、G、B 像素的图像信号输入到按照每个像素设置的存储器(未图示),与定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的受光部 28 的像素的地址对应地,利用所输入的各图像信号依次对各存储器的值进行更新并保持,并且,将这 3 个存储器的各图像信号同时化为 RGB 图像信号。同时化的 RGB 图像信号依次输出到 WB 调整部 44,并且,同时化的 RGB 图像信号中的若干个 RGB 图像信号还输出到采样用存储器 49 进行保持,用于明亮度检测等图像解析。

[0095] WB 调整部 44 对 RGB 图像信号的白平衡进行调整。增益调整部 45 进行 RGB 图像信号的增益调整。 γ 校正部 46 与显示部 71 对应地对 RGB 图像信号进行灰度转换。

[0096] D/A 转换部 47 将灰度转换后的 RGB 图像信号从数字信号转换为模拟信号。格式变更部 48 将转换为模拟信号后的图像信号变更为高清方式等格式并输出到显示部 71。其结果,在显示部 71 中显示 1 张体内图像。另外,由增益调整部 45 进行增益调整后的 RGB 图像信号中的一部分也保持在静止图像用存储器 50 中,用于静止图像显示、放大图像显示或强调图像显示。

[0097] 明亮度检测部 51 根据采样用存储器 49 中保持的 RGB 图像信号检测与各像素对应的明亮度电平,将检测到的明亮度电平存储在设于明亮度检测部 51 内部的存储器中。并且,明亮度检测部 51 根据检测到的明亮度电平计算增益调整值和光照射量。计算出的增益调整值被输出到增益调整部 45,计算出的光照射量被输出到调光部 52。进而,明亮度检测部 51 的检测结果还被输出到控制部 55。

[0098] 调光部 52 在控制部 55 的控制下,根据从明亮度检测部 51 输出的光照射量设定对各光源供给的电流、减光滤波器的驱动条件,将包含设定条件的光源同步信号输出到光源装置 60。调光部 52 设定光源装置 60 发出的光的类别、光量、发光定时。

[0099] 读出地址设定部 53 能够任意设定受光部 28 中的读出对象像素和读出顺序。即,读出地址设定部 53 能够任意设定定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的受光部 28 的像素的地址。并且,读出地址设定部 53 将所设定的读出对象像素的地址输出到同时化部 43。

[0100] CMOS 驱动信号生成部 54 生成用于驱动受光部 28 和 CMOS 传感器周边电路的驱动用的定时信号,经由集合缆线 31 内的规定信号线输出到定时发生器 34。另外,该定时信号包含读出对象像素的地址。

[0101] 控制部 55 由 CPU 等构成,通过读入存储在未图示的存储器中的各种程序并执行程

序所示的各处理顺序,进行各结构部的各驱动控制、针对这些各结构部的信息的输入输出控制、以及用于与这些各结构部之间输入输出各种信息的信息处理。控制装置 40 经由集合缆线 31 内的规定信号线向前端部 5 的控制电路 33 输出摄像控制用的设定数据。设定数据包含指示受光部 28 的摄像速度和从受光部 28 的任意像素读出像素信息的读出速度的指示信息、指示读出的像素信息的亮度值的放大率的指示信息以及读出的像素信息的传送控制信息等。

[0102] 控制部 55 对读出地址设定部 53 设定的读出对象像素和读出顺序进行变更。而且,控制部 55 根据取得对象的图像对读出地址设定部 53 设定的读出对象像素和读出顺序进行变更。控制部 55 对应于取得对象的图像,对读出地址设定部 53 的读出对象像素的设定处理、定时发生器 34 和 AFE 部 35 的读出处理和图像处理部 42 的图像生成处理进行控制。

[0103] 控制条件用存储器 57 对应于各取得对象的图像而分别存储控制部 55 的控制条件。控制部 55 根据控制条件用存储器 57 中存储的控制条件中的与取得对象的图像对应的控制条件,对读出地址设定部 53 的读出对象像素的设定处理、定时发生器 34 和 AFE 部 35 的读出处理和图像处理部 42 的图像生成处理进行控制。

[0104] 基准时钟生成部 56 生成作为内窥镜系统 100 的各结构部的动作基准的基准时钟信号,向内窥镜系统 100 的各结构部供给所生成的基准时钟信号。

[0105] 光源装置 60 在控制部 55 的控制下进行光照射处理。光源装置 60 具有:白色光源 61,其由 LED 等构成,照射白色光;特殊光光源 62,其照射波段与白色照射光的波段不同的、由窄带通滤波器进行窄带化后的 RGB 中的任意一种光作为特殊光;光源驱动电路 63,其根据从调光部 52 发送的光源同步信号,控制对白色光源 61 或特殊光光源 62 供给的电流量或减光滤波器的驱动;以及 LED 驱动器 64,其在光源驱动电路 63 的控制下,对白色光源 61 或特殊光光源 62 供给规定量的电流。从白色光源 61 或特殊光光源 62 发出的光经由光导 19 供给到插入部 2,从前端部 5 的前端射出到外部。

[0106] 在该实施方式 1 中,偏振图像和通常图像是取得对象的图像。控制部 55 根据控制条件用存储器 57 中保持的控制条件中的例如图 7 的表 T1 所示的控制条件,对各结构部位进行控制,由此,内窥镜系统 100 同时取得偏振图像和通常图像双方作为观察图像。

[0107] 具体而言,如表 T1 所示,控制部 55 将与作为偏振图像用的仅射出向规定第 1 偏振面偏振的成分的第 1 光学系统 23 对应的受光部 28 的区域 S1 的像素、以及与作为无偏振图像用的以无偏振的方式射出光的第 2 光学系统对应的受光部 28 的区域 S2 的像素变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。由此,读出地址设定部 53 在控制部 55 的控制下,设定受光部 28 的像素中的与偏振图像对应的区域 S1 的像素和与无偏振图像对应的区域 S2 的像素的双方,作为读出对象像素。然后,定时发生器 34 和 AFE 部 35 分别从受光部 28 中的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S1 的像素和区域 S2 的像素读出像素信息。另外,定时发生器 34 和 AFE 部 35 不从受光部 28 中的区域 S1、S2 的像素以外的像素读出像素信息。

[0108] 控制部 55 使图像处理部 42 生成分别基于由定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的区域 S1 的像素的像素信息和区域 S2 的区域的像素的像素信息的 2 张图像。图像处理部 42 根据区域 S1 的像素的像素信息生成偏振图像,根据第 2 区域的像素信息生成偏振图像。显示部 71 同时显示图像处理部 42 生成的偏振图像和无偏振图像这 2 张图像。

[0109] 这样,在实施方式 1 中,根据取得对象的偏振图像和无偏振图像设置第 1 光学系统 23 和第 2 光学系统 24,作为与偏振图像用的第 1 光学系统 23 和无偏振图像用的第 2 光学系统 24 对应的读出区域,在受光部 28 中设定分别不同的受光部 28 的读出区域。然后,在实施方式 1 中,通过分别从各区域的像素读出像素信息,不进行修整处理,就能够分别同时取得作为偏振图像基础的像素信息和作为无偏振图像基础的像素信息。因此,根据实施方式 1,仅通过具有一个 CMOS 摄像元件 80 的简单结构,就能够高效取得多种图像。在实施方式 1 中,可以不针对光学系统设置切换机构和调整机构、多个受光部,并且,还能够削减摄像元件周边的电路、布线,所以,能够实现内窥镜 1 的前端部 5 的细径化。

[0110] 进而,在本实施方式 1 中,按照每个取得对象的图像,除了对应于取得对象的图像而设定读出对象像素以外,还通过变更 AFE 部 35 的增益调整部 37 进行的放大处理的放大率,进一步取得适当的偏振图像和无偏振图像。第 1 光学系统 23 仅将从外部入射的光中的向规定第 1 偏振面偏振的成分射出到受光部 28 的第 1 区域。因此,与通过第 2 光学系统 24 以无偏振的方式入射有从外部入射的光的区域 S2 相比,区域 S1 中的受光量较低。

[0111] 因此,控制部 55 使增益调整部 37 以比针对区域 S2 的像素的亮度值的放大率高的放大率对区域 S1 的像素的亮度值进行放大并输出。例如,如图 7 的表 T1 所示,关于 CMOS 摄像元件 80 中的增益调整条件,控制部 55 将入射有无偏振的光的区域 S2 的放大率设定为 1 倍,将入射有向第 1 偏振面偏振的成分的区域 S1 的放大率设定为 2 倍。其结果,通过增益调整部 37,以比区域 S2 高的放大率对受光量比区域 S2 低的区域 S1 的像素的亮度值进行放大,输出到控制装置 40。

[0112] 这样,增益调整部 37 按照每个区域改变放大率并对像素信息的亮度值进行放大,由此,CMOS 摄像元件 80 输出具有适当亮度值的像素信息。由此,即使不在控制装置 40 侧的图像处理部 42 中进行增益调整,也能够生成适当明亮度的无偏振图像,所以,能够高效进行图像生成处理。

[0113] 并且,在实施方式 1 中,以同时显示偏振图像和无偏振图像的双方的情况为例进行了说明,但是,当然也可以切换为偏振图像、无偏振图像中的任意一方的显示。该情况下,在实施方式 1 中,控制部 55 根据从输入部 72 输入到控制装置 40 的显示图像选择信息,对显示部 71 显示的图像进行切换即可。并且,在实施方式 1 中,由于同时读出与偏振图像和无偏振图像的双方对应的像素信息,所以,能够实时地切换显示图像。并且,在希望按照分辨率来取得偏振图像和无偏振图像的情况下,为了成为相同像素数,只要将受光部 28 的区域 S2 设定为与区域 S1 相同面积和相同形状即可。

[0114] (实施方式 1 的变形例 1)

[0115] 接着,对实施方式 1 的变形例 1 进行说明。图 8 是示出实施方式 1 的变形例 1 的内窥镜的前端部的前端面的一例的图。图 9 是示出沿着 C-C 线切断图 8 所示的前端部 5A 的切断面的一部分的图。

[0116] 如图 8 和图 9 所示,在实施方式 1 的变形例 1 中,在光导 19 与照明透镜 18a 之间设置检光部件 18b,该检光部件 18b 仅使入射的光中向第 2 偏振面偏振的成分透射,该第 2 偏振面是与第 1 光学系统 23 中的检光部件 23d 的第 1 偏振面正交的正交面,由此,从照明窗 18A 向被摄体照射从白色光光源 61 发出的光中向与检光部件 23d 的第 1 偏振面正交的正交面偏振的成分。

[0117] 这样,使照射到被摄体的照明光成为偏振光,通过在偏振图像取得用的第 1 光学系统 23 中设置使向与照明光的偏振面正交的正交面偏振的成分透射的检光部件 23d,能够取得抑制了组织表面的反射的高对比度的偏振图像。

[0118] (实施方式 1 的变形例 2)

[0119] 接着,对实施方式 1 的变形例 2 进行说明。图 10 是示出实施方式 1 的变形例 2 的内窥镜的前端部的前端面的一例的图。图 11 是示出沿着 D-D 线切断图 10 所示的前端部 5B 的切断面的一部分的图。

[0120] 如图 10 和图 11 所示,实施方式 1 的变形例 2 的内窥镜的前端部 5B 代替第 2 光学系统 24 而具有第 2 光学系统 24B。第 2 光学系统 24B 还具有检光部件 24d,该检光部件 24d 仅使入射的光中向第 3 偏振面偏振的成分透射,该第 3 偏振面与第 1 光学系统 23 的检光部件 23d 的第 1 偏振面和照明窗 18A 与光导 19 之间设置的检光部件 18b 的第 2 偏振面中的任意一方不同。检光部件 24d 仅使入射的光中向相对于第 1 光学系统 23 的检光部件 23d 的偏振面旋转 45° 而得到的面偏振的成分透射。换言之,第 2 光学系统 24B 仅将从观察窗 22B 入射的光中向相对于第 1 光学系统 23 的检光部件 23d 的偏振面旋转 45° 而得到的面偏振的成分射出到受光部 28 的区域 S2。

[0121] 其结果,能够取得针对分别不同的偏振面的偏振图像,能够改变深度方向来观察组织性状。进而,通过使用针对分别不同的偏振面的偏振图像进行图像运算,能够取得组织性状的分布图像。

[0122] (实施方式 2)

[0123] 接着,对实施方式 2 进行说明。在实施方式 2 中,作为取得对象的图像,与基于通常的白色光的通常图像一起,取得用于对通过照射激励光而发出荧光作为特殊光的荧光物质进行观察的荧光观察用图像。

[0124] 图 12 是示出本实施方式 2 的内窥镜系统的结构的框图。如图 12 所示,实施方式 2 的内窥镜系统 200 在前端部 205 中,代替图 6 所示的第 1 光学系统 23 而具有第 1 光学系统 223。内窥镜系统 200 的控制装置 240 代替图 6 所示的控制部 55 而具有功能与控制部 55 相同的控制部 255,具有存储与取得对象的通常图像和荧光观察用图像对应的控制条件的控制条件用存储器 257。

[0125] 在实施方式 2 中,为了对本来存在于活体组织中的在绿色或红色的范围内具有波谱的荧光物质、或被导入被检体内的发出红色荧光或绿色荧光的标识物质进行检测,在取得荧光观察用图像时,特殊光光源 62 照射蓝色或波长比蓝色短的紫色的激励光。另外,在取得通常图像时,白色光光源 61 照射白色光。

[0126] 图 13 是示出实施方式 2 的内窥镜的前端部的前端面的图。如图 13 所示,在内窥镜的前端部 205 的前端面,与实施方式 1 同样,设有处置器械露出用的开口部 15、清洗用喷嘴 17、射出照明光的照明窗 18、和观察窗 22,并且设有观察窗 221。经由观察窗 221 从外部入射的光入射到第 1 光学系统 223 并会聚。并且,经由观察窗 22 从外部入射的光入射到第 1 光学系统 223 并会聚。与图 4 同样,观察窗 221 被玻璃罩 21a 堵住。

[0127] 图 14 是说明图 12 所示的第 1 光学系统 223 和第 2 光学系统 24 的图。图 14 示出沿着图 13 所示的 E-E 线切断的情况下的前端部 205 中的第 1 光学系统、第 2 光学系统、片上滤波器和受光部 28 的剖面图,省略了图 4 所示的玻璃罩 21a、22a、25、电路板 26、驱动

器 29、转换电路 30、集合缆线 31 和电极 32 的图示。

[0128] 第 1 光学系统 223 代替第 1 光学系统 23 中的检光部件 23d 而具有分光滤波器 223d, 在使经由观察窗 221 入射的光分光后会聚的状态下, 射出到受光部 28 的区域 S21 (参照图 15)。第 2 光学系统 24 由透镜 24a ~ 24c 观察, 直接使经由观察窗 22 入射的光会聚, 射出到与区域 S21 不同的区域即受光部 28 的区域 S22 (参照图 15)。

[0129] 控制部 255 使白色光源 61 和特殊光光源 62 交替照射白色光和特殊光, 根据照射光的种类, 按照每帧对读出对象像素进行变更, 由此, 大致同时取得通常图像和荧光观察用图像。控制部 255 例如根据图 16 所示的表 T2 所示的控制条件, 对应于取得对象的图像, 分别对各光源的照明处理、定时发生器 34 和 AFE 部 35 的读出处理进行控制。该表 T2 保持在控制条件用存储器 257 中。

[0130] 首先, 对取得荧光观察用图像的帧进行说明。该情况下, 如表 T2 所示, 控制部 255 使特殊光光源 62 照射蓝色或波长比蓝色短的紫色的激励光作为特殊光。然后, 为了取得由激励光激励的荧光物质的荧光的亮度, 控制部 255 将入射有由第 1 光学系统 223 分光后会聚的光 L21 (参照图 14) 的受光部 28 的区域 S21 变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。

[0131] 由此, 读出地址设定部 53 在控制部 255 的控制下, 设定受光部 28 的像素中的与第 1 光学系统 223 对应的区域 S21 的像素作为读出对象像素, 定时发生器 34 和 AFE 部 35 从受光部 28 中的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S21 的像素读出像素信息。另外, 在该帧中, 定时发生器 34 和 AFE 部 35 不从受光部 28 的区域 S21 的像素以外的像素读出像素信息。然后, 图像处理部 42 根据定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的受光部 28 的区域 S21 的像素信息, 生成荧光观察用图像。

[0132] 并且, 在取得通常图像的帧中, 如表 T2 (参照图 16) 所示, 控制部 255 使白色光光源 61 照射白色光。然后, 在生成通常图像时, 控制部 255 将入射有由第 2 光学系统 24 会聚的光 L22 (参照图 14) 的受光部 28 的区域 S22 变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。

[0133] 由此, 读出地址设定部 53 在控制部 255 的控制下, 设定受光部 28 的像素中的与第 2 光学系统 24 对应的区域 S22 的像素作为读出对象像素, 定时发生器 34 和 AFE 部 35 从受光部 28 的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S22 的像素读出像素信息。另外, 在该帧中, 定时发生器 34 和 AFE 部 35 不从受光部 28 的区域 S22 的像素以外的像素中读出像素信息。然后, 图像处理部 42 根据定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的受光部 28 的区域 S22 的像素信息, 生成通常图像。

[0134] 这里, 接受微弱的荧光而生成荧光观察用图像。因此, 在实施方式 2 中, 为了生成适于观察的明亮的荧光观察用图像, 控制部 255 在取得荧光观察用图像时和取得通常观察用图像时改变控制条件, 对各结构部位进行控制。

[0135] 具体而言, 如表 T2 所示, 控制部 255 对白色光光源 61 和特殊光光源 62 中的照射处理以及定时发生器 34 和 AFE 部 35 中的读出处理进行控制, 使得对由特殊光光源 62 照射的特殊光所照明的被摄体进行摄像而输出像素信息的帧中的曝光时间比对由白色光光源 61 照射的白色光所照明的被摄体进行摄像而输出像素信息的帧中的曝光时间长, 从而提高荧光的实际的受光感光度。

[0136] 然后,在对由特殊光光源 62 照射的特殊光所照明的被摄体进行摄像而输出像素信息的帧中,控制部 255 使增益调整部 37 以比标准放大率高的放大率对区域 S21 的像素的亮度值进行放大并输出,该标准放大率是在对由白色光光源 61 照射的白色光所照明的被摄体进行摄像而输出像素信息的帧中针对区域 S21 的像素的亮度值的放大率。进而,控制部 255 使 AFE 部 35 将由相互邻接的多个像素构成的块中包含的多个像素的亮度值相加起来并以块为单位进行组合输出,作为区域 S21 的像素的亮度值。由此,控制部 255 提高接受荧光的区域 S21 的像素的亮度值。

[0137] 通过控制部 255 的这种控制,图像处理部 42 在对荧光观察用图像进行图像处理时,能够使用提高了亮度值的区域 S21 的像素的像素信息,所以,能够生成明亮的荧光观察用图像。

[0138] 这样,在实施方式 2 中,发挥与实施方式 1 相同的效果,并且,通过对应于取得对象的图像而对曝光时间、放大处理和组合输出处理进行控制,能够取得适于观察的明亮的荧光观察用图像。

[0139] 进而,在实施方式 2 中,由于能够分别对应于观察对象的图像而将光学系统设定为固有的光学系统,所以,能够根据对应的图像来优化构成第 1 光学系统 223 和第 2 光学系统 24 的透镜和分光滤波器。例如,可以设第 1 光学系统 223 中的分光滤波器 223d 为具有半值宽度较窄的透射率的滤波器,能够取得提高了荧光的特异度的图像。

[0140] 并且,如图 17 所示,从荧光观察时的光 L21 入射的区域中除去滤波器,通过仅在由第 2 光学系统 24 会聚的光 L22 入射的受光部 28 的区域 S22 中设置片上滤波器 227,可以进一步提高荧光观察用图像取得时的读出对象即区域 S21 的像素的受光感光度。并且,在希望按照分辨率来取得荧光图像和通常图像的情况下,为了成为相同像素数,只要将受光部 28 的区域 S22 设定为与区域 S21 相同面积和相同形状即可。

[0141] (实施方式 3)

[0142] 接着,对实施方式 3 进行说明。在实施方式 3 中,作为取得对象的图像,除了基于通常的白色光的通常图像和荧光观察用图像以外,还取得如下的 NBI 观察用图像:通过照射容易被血液中的血红蛋白吸收的窄带化的蓝色光和绿色光这 2 种频带的光,对粘膜表层的毛细血管和粘膜微细纹路进行强调显示。

[0143] 图 18 是示出实施方式 3 的内窥镜系统的结构的框图。如图 18 所示,在前端部 305 中,实施方式 3 的内窥镜系统 300 代替图 6 所示的第 1 光学系统 23 而具有第 1 光学系统 323,代替第 2 光学系统 24 而具有第 2 光学系统 324。内窥镜系统 300 的控制装置 340 代替图 6 所示的控制部 55 而具有功能与控制部 55 相同的控制部 355,具有存储与取得对象的通常图像、荧光观察用图像和 NBI 观察用图像对应的控制条件的控制条件用存储器 357,具有图像处理部 342,该图像处理部 342 还具有对 2 个图像进行合成而生成 1 张图像的合成部 358。

[0144] 在实施方式 3 中,与实施方式 2 同样,在取得通常图像时,白色光光源 61 照射白色光,在取得荧光观察用图像时,特殊光光源 62 照射波段比白色光窄的蓝色或波长比蓝色短的紫色的激励光。进而,在实施方式 3 中,在取得 NBI 观察用图像时,特殊光光源 62 照射容易被血液中的血红蛋白吸收的窄带化的蓝色光和绿色光这 2 种频带的 NBI 照明光。

[0145] 接着,说明图 18 所示的第 1 光学系统 323 和第 2 光学系统 324 的图 19 示出前端

部 305 中的第 1 光学系统、第 2 光学系统、片上滤波器和受光部 28 的剖面图。在图 19 中，省略了前端部 305 中的玻璃罩 21a、22a、25、电路板 26、驱动器 29、转换电路 30、集合缆线 31 和电极 32 的图示。

[0146] 如图 19 所示，第 1 光学系统 323 具有透镜 23a ~ 23c、以及使入射的光中的红色光和绿色光透射的滤波器 323d，仅使经由观察窗入射的光中的红色光和绿色光会聚，射出到受光部 28 的区域 S31（参照图 20）。

[0147] 第 2 光学系统 324 具有透镜 24a ~ 24c、以及使入射的光中的蓝色光透射的滤波器 324d，仅使经由观察窗入射的光中的蓝色光会聚，射出到与区域 S31 不同的区域即受光部 28 的区域 S32（参照图 20）。另外，在希望按照分辨率来取得取得对象的各图像的情况下，为了成为相同像素数，只要将受光部 28 的区域 S32 设定为与区域 S31 相同面积和相同形状即可。

[0148] 接着，对图 19 所示的片上滤波器 327 进行说明。图 21 是示出图 19 所示的片上滤波器 327 的滤波器排列的平面图。如图 21 所示，在片上滤波器 327 中的位于受光部 28 的区域 S31 上的区域 S31a 中，R 滤波器位于像素 P11 上，在与像素 P11 的图中右侧邻接的像素 P12 上不设置滤波器。并且，在与像素 P11 的图中下侧邻接的像素 P21 上不设置滤波器，R 滤波器位于与像素 P21 的图中右侧邻接的像素 P22 上。这样，在区域 S31a 中，每隔上下左右的 1 个像素而设置 R 滤波器。因此，在从第 2 光学系统 324 射出的红色光和绿色光中，在设有 R 滤波器的像素（例如图 21 的像素 P11、P22）中入射有红色光，在未设有滤波器的像素（例如图 21 的像素 P12、P21）中直接入射有红色光和绿色光双方。

[0149] 并且，在片上滤波器 327 中的位于受光部 28 的区域 S32 上的区域 S32a 中，不设置任意的滤波器。因此，从第 2 光学系统 324 射出的蓝色光直接入射到全部像素。

[0150] 在实施方式 3 中，控制部 355 对应于取得对象的图像，对白色光源 61 和特殊光光源 62 的照明处理、读出地址设定部 53 的读出对象像素的设定处理、定时发生器 34 和 AFE 部 35 的读出处理以及图像处理部 342 的图像生成处理进行控制。控制部 355 根据例如图 22 所示的表 T3 所示的控制条件，对应于取得对象的图像，分别对各光源、读出地址设定部 53、定时发生器 34、AFE 部 35 和图像处理部 342 进行控制。该表 T3 保持在控制条件用存储器 357 中。

[0151] 首先，对取得通常图像的情况进行说明。该情况下，如表 T3 所示，控制部 355 使白色光光源 61 照射白色光。然后，在生成通常图像时，控制部 355 将入射有由第 1 光学系统 323 会聚的光 L31（参照图 19）的受光部 28 的区域 S31 的全部像素和入射有由第 2 光学系统 324 会聚的 L32 的受光部 28 的区域 S32 的全部像素，变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。

[0152] 由此，读出地址设定部 53 在控制部 355 的控制下，设定受光部 28 的像素中的区域 S31 的全部像素和区域 S32 的全部像素作为读出对象像素，定时发生器 34 和 AFE 部 35 从受光部 28 的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S31 的全部像素和区域 S32 的全部像素读出像素信息。

[0153] 此时，在受光部 28 的区域 S31 中，仅入射有从外部入射的白色光中的由第 1 光学系统 323 会聚的红色光和绿色光。此时，根据片上滤波器 327 的区域 S31a 中的滤波器排列，在设有 R 滤波器的区域 S31 的 R 像素中仅入射有红色光，在未设有区域 S31 的滤波器的像

素中直接入射有红色光和绿色光双方。因此,图像处理部 342 在同时化部 43 中,根据从区域 S31 的全部像素读出的像素信息生成 R 图像和 G 图像。

[0154] 并且,在受光部 28 的区域 S32 中,仅入射有从外部入射的白色光中的由第 2 光学系统 324 会聚的蓝色光。此时,由于在片上滤波器 327 的区域 S32a 中未设置滤波器,所以,蓝色光入射到区域 S32 的全部像素中。因此,图像处理部 342 在同时化部 43 中,根据从区域 S32 的全部像素中读出的像素信息生成 B 图像。

[0155] 然后,在图像处理部 342 中,合成部 358 对与区域 S31 的全部像素的像素信息对应的 R 图像和 G 图像以及与区域 S32 的全部像素的像素信息对应的 B 图像进行合成,生成通常图像。显示部 71 显示这样生成的白色光观察时的通常图像。

[0156] 接着,对取得 NBI 观察用图像的情况进行说明。该情况下,如表 T3 所示,控制部 355 使特殊光光源 62 照射窄带化的蓝色光和绿色光这 2 种频带的 NBI 照明光。然后,在生成 NBI 图像时,控制部 355 将入射有由第 1 光学系统 323 会聚的光 L31 (参照图 19)的受光部 28 的区域 S31 中的 R 像素以外的像素、入射有由第 2 光学系统 324 会聚的光 L32 的受光部 28 的区域 S32 的全部像素,变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。

[0157] 由此,读出地址设定部 53 在控制部 355 的控制下,设定受光部 28 的像素中的区域 S31 的 R 像素以外的像素和区域 S32 的全部像素作为读出对象像素,定时发生器 34 和 AFE 部 35 从受光部 28 的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S31 的 R 像素以外的像素和区域 S32 的全部像素读出像素信息。

[0158] 此时,在受光部 28 的区域 S31 中,仅入射有从外部入射的绿色光和蓝色光中的由第 1 光学系统 323 会聚的绿色光。此时,根据片上滤波器 327 的区域 S31a 中的滤波器排列,在设有 R 滤波器的区域 S31 的 R 像素中不入射光,在区域 S31 的未设有滤波器的像素中直接入射有绿色光。因此,该情况下,定时发生器 34 和 AFE 部 35 从区域 S31 的 R 像素以外的像素读出像素信息,取得作为 G 图像基础的像素信息。然后,图像处理部 342 在同时化部 43 中,根据所读出的像素信息生成 G 图像。

[0159] 并且,在受光部 28 的区域 S32 中,仅入射有从外部入射的绿色光和蓝色光中的由第 2 光学系统 324 会聚的蓝色光。此时,由于片上滤波器 327 的区域 S32a 中未设置滤波器,所以,在区域 S32 的全部像素中入射有蓝色光。因此,图像处理部 342 在同时化部 43 中,根据从区域 S32 的全部像素读出的像素信息生成 B 图像。

[0160] 然后,在图像处理部 342 中,合成部 358 对与区域 S31 的 R 像素以外的像素的像素信息对应的 G 图像以及与区域 S32 的全部像素的像素信息对应的 B 图像进行合成,生成 NBI 观察用图像。显示部 71 显示这样生成的 NBI 观察用图像。

[0161] 进而,在取得 NBI 观察用图像时,控制部 355 对定时发生器 34 的读出定时进行控制,使得曝光时间比取得通常图像时的标准的曝光时间长,从而提高受光部 28 中的蓝色光和绿色光的受光感光度。并且,在取得 NBI 观察用图像时,控制部 355 使增益调整部 37 以比取得通常图像时的标准放大率高的放大率对区域 S31 和区域 S32 的像素的亮度值进行放大并输出。

[0162] 通过这样进行控制,控制部 355 提高接受蓝色光和绿色光的像素的亮度值,取得适于观察的明亮的 NBI 观察用图像。另外,控制部 355 也可以从区域 S32 上去除片上滤波器自身,进而,作为区域 S32 的像素的亮度值而使 AFE 部 35 以块为单位进行组合输出,提高

感光度和照明光量较低的蓝色光的受光感光度。

[0163] 接着,对取得荧光观察用图像的情况进行说明。该情况下,如图 22 的表 T3 所示,控制部 355 使特殊光光源 62 照射蓝色或波长比蓝色短的紫色的激励光。其结果,观察对象的荧光物质被激励而发出红色荧光和绿色荧光。然后,在生成荧光观察图像时,控制部 355 将入射有由第 1 光学系统 323 会聚的红色光和绿色光的受光部 28 的区域 S31 的全部像素,变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。

[0164] 由此,读出地址设定部 53 在控制部 355 的控制下,设定受光部 28 的像素中的区域 S31 的全部像素作为读出对象像素,定时发生器 34 和 AFE 部 35 从受光部 28 的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S31 的全部像素读出像素信息。另外,由于蓝色光不入射到前端部 305,所以,光不入射到区域 S32 的像素。因此,定时发生器 34 和 AFE 部 35 不从区域 S32 的像素读出像素信息。

[0165] 在区域 S31 的 R 像素中仅入射有红色光,在区域 S31 的未设有滤波器的像素中直接入射有红色光和绿色光双方。因此,图像处理部 342 根据从区域 S31 的全部像素读出的像素信息生成 R 图像和 G 图像,根据该 R 图像和 G 图像生成红色荧光和绿色荧光观察用的荧光观察用图像。显示部 71 显示这样生成的荧光观察用图像。

[0166] 进而,在取得荧光观察用图像时,控制部 355 对定时发生器 34 的读出定时进行控制,使得曝光时间比取得通常图像时的标准的曝光时间长,从而提高受光部 28 中的红色荧光和绿色荧光的受光感光度。并且,在取得荧光观察用图像时,控制部 355 使增益调整部 37 以比取得通常图像时的标准放大率高的放大率对区域 S31 的全部像素的亮度值进行放大并输出。通过这样进行控制,控制部 355 提高接受红色荧光和绿色荧光的像素的亮度值,取得适于观察的明亮的荧光观察用图像。

[0167] 这样,在实施方式 3 中,发挥与实施方式 1 相同的效果,并且,通过对应于取得对象的图像而进行照明处理、读出对象像素的设定和图像处理,能够取得通常图像、荧光观察用图像和 NBI 观察用图像这 3 种图像。并且,在实施方式 3 中,通过对应于取得对象的图像而对曝光时间、放大处理和组合输出处理进行控制,能够取得适于观察的明亮的 NBI 观察用图像和荧光观察用图像。

[0168] (实施方式 3 的变形例 1)

[0169] 作为实施方式 3 的变形例 1,对与荧光观察用图像一起取得形状观察用的单色图像的情况进行说明。

[0170] 如图 23 的表 T31 所示,控制部 355 使特殊光光源 62 照射激励光。然后,为了用于单色图像,控制部 355 使读出地址设定部 53 设定仅入射有蓝色光的区域 S32 的全部像素作为读出对象像素,使定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出区域 S31 和区域 S32 的全部像素的像素信息。然后,控制部 355 使图像处理部 342 根据区域 S32 的全部像素的像素信息生成 1 张黑白图像。通过这样进行控制,能够同时取得荧光观察用图像和形状观察用的单色图像,能够实现更加顺畅的观察。

[0171] (实施方式 3 的变形例 2)

[0172] 接着,作为实施方式 3 的变形例 2,对如下情况进行说明:根据未入射有光的区域 S32 的像素的亮度值对荧光观察用图像进行校正,取得标准化的荧光观察用图像。

[0173] 如图 24 的表 T32 所示,控制部 355 使读出地址设定部 53 设定区域 S31 的全部像

素和未入射有光的区域 S32 的全部像素作为读出对象像素,使定时发生器 34 和 AFE 部 35 分别从区域 S31 的全部像素和区域 S32 的全部像素读出像素信息。另外,增益调整部 37 以与区域 S31 相同大小的放大率对区域 S32 的像素信息的亮度值也进行放大后输出。

[0174] 然后,控制部 355 使图像处理部 342 使用未入射有光的区域 S31 的全部像素的亮度值对形成 R 图像和 G 图像的区域 S31 的全部像素的亮度值进行校正后,生成 1 张荧光观察用图像。通过这样进行控制,能够取得标准化的荧光观察用图像,能够实现更加适当的观察。

[0175] (实施方式 4)

[0176] 接着,对实施方式 4 进行说明。在实施方式 4 中,以焦距不同的方式构成 2 个光学系统,通过同时取得焦距不同的 2 个图像并进行合成,取得扩大了从近点对焦到远点的被摄场深度的图像。

[0177] 图 25 是示出实施方式 4 的内窥镜系统的结构的框图。如图 25 所示,实施方式 4 的内窥镜系统 400 在前端部 405 中,代替图 6 所示的第 1 光学系统 23 而具有近点用光学系统 423,代替第 2 光学系统 24 而具有远点用光学系统 424。内窥镜系统 400 的控制装置 440 代替图 6 所示的控制部 55 而具有功能与控制部 55 相同的控制部 455,具有存储用于取得扩大了被摄场深度的图像的控制条件的控制条件用存储器 457,具有图像处理部 442,该图像处理部 442 还具有对 2 个图像进行合成而生成 1 张图像的合成部 458。

[0178] 接着,说明图 25 所示的近点用光学系统 423 和远点用光学系统 424 的图 26 示出前端部 405 中的近点用光学系统 423、远点用光学系统 424、片上滤波器 27 和受光部 28 的剖面图。在图 25 中,省略了前端部 405 中的玻璃罩 21a、22a、25、电路基板 26、驱动器 29、转换电路 30、集合缆线 31 和电极 32 的图示。

[0179] 如图 26 所示,近点用光学系统 423 和远点用光学系统 424 设定有透镜 423a ~ 423d 和透镜 424a ~ 424d 的结构,以成为分别不同的焦距。近点用光学系统 423 中的焦点位置被设定为比远点用光学系统 424 中的焦点位置更接近观察窗侧,近点用光学系统 423 将近点图像形成用的光 L41 射出到受光部 28 的区域 S41 (参照图 27)。远点用光学系统 424 将远点图像形成用的光 L42 射出到与区域 S41 不同的区域即受光部的区域 S42 (参照图 27)。另外,为了进行后述合成部 458 的重叠处理,优选将受光部 28 的区域 S42 设定为与区域 S41 相同面积和相同形状。

[0180] 控制部 455 根据例如图 28 所示的表 T4 所示的控制条件,分别对读出地址设定部 53、定时发生器 34、AFE 部 35、图像处理部 442 进行控制。该表 T4 保持在控制条件用存储器 457 中。

[0181] 具体而言,如表 T4 所示,控制部 455 将与近点用光学系统 423 对应的区域 S41 的像素和与远点用光学系统 424 对应的区域 S42 的像素的双方,变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。

[0182] 由此,读出地址设定部 53 在控制部 455 的控制下,设定受光部 28 的像素中的区域 S41 的像素和区域 S42 的像素的双方作为读出对象像素,定时发生器 34 和 AFE 部 35 分别从受光部 28 的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S41 的像素和区域 S42 的像素读出像素信息。另外,定时发生器 34 和 AFE 部 35 不从受光部 28 的区域 S41、S42 的像素以外的像素读出像素信息。

[0183] 并且,由于近点用光学系统 423 比远点光学系统 424 更接近观察窗,有曝光过度倾向,所以,控制部 455 使增益调整部 37 以较低的放大率对区域 S41 的像素的亮度值进行放大,使得与近点图像对应的区域 S41 的像素的增益降低。并且,由于远点光学系统 424 比近点用光学系统 423 更远离观察窗,曝光不足,所以,控制部 455 使增益调整部 37 以较高的放大率对区域 S42 的像素的亮度值进行放大,使得与远点图像对应的区域 S42 的像素的增益提高。这样,控制部 455 使增益调整部 37 以与针对区域 S42 的像素的亮度值的放大率不同的放大率对针对区域 S41 的像素的亮度值的放大率进行放大并输出,通过对亮度值进行调整,扩大图像全体的动态范围。

[0184] 然后,图像处理部 442 在控制部 455 的控制下,在合成部 458 中,使与定时发生器 34 和 AFE 部 35 所读出的区域 S41 的像素的像素信息对应的近点图像和与区域 S42 的像素的像素信息对应的远点图像重叠,生成 1 张图像。

[0185] 图 29 是示出近点图像和远点图像中的距照明的距离与分辨率之间的关系图。近点图像如图 29 的曲线 C1 所示,与观察窗之间的距离较近,分辨率较高。与此相对,远点图像如图 29 的 C2 所示,与观察窗之间的距离较远,分辨率较高。因此,通过使与区域 S41 的像素的像素信息对应的近点图像和与区域 S42 的像素的像素信息对应的远点图像重叠,能够取得从远点对焦到近点的图像。

[0186] 这样,在实施方式 4 中,仅通过具有一个 CMOS 摄像元件 80 的简单结构,就能够同时取得近点图像和远点图像,能够适当取得扩大了从近点对焦到远点的被摄场深度的图像。并且,在实施方式 4 中,针对与近点图像对应的区域 S41 的像素的像素信息和与远点图像对应的区域 S42 的像素的像素信息,分别以适当的放大率进行放大处理后进行图像合成,由此,能够取得确保了适当的明亮度和深度的图像。

[0187] (实施方式 5)

[0188] 接着,对实施方式 5 进行说明。在实施方式 5 中,以视场角不同的方式构成 2 个光学系统,通过同时取得视场角不同的 2 个图像并分别进行显示,能够同时观察高精细的主图像和辅助外科处置等的广角图像。

[0189] 图 30 是示出实施方式 5 的内窥镜系统的结构的框图。如图 30 所示,实施方式 5 的内窥镜系统 500 在前端部 505 中,代替图 6 所示的第 1 光学系统 23 而具有广角图像用光学系统 523,代替第 2 光学系统 24 而具有主图像用光学系统 524。内窥镜系统 500 的控制装置 540 代替图 6 所示的控制部 55 而具有功能与控制部 55 相同的控制部 555,具有控制条件用存储器 557,该控制条件用存储器 557 存储用于取得作为详细观察用的高精细图像的主图像和作为辅助图像的广角图像这 2 个图像的控制条件。

[0190] 接着,对图 30 所示的广角图像用光学系统 523 和主图像用光学系统 524 进行说明。图 31 示出前端部 505 中的广角图像光学系统 523、主图像用光学系统 524、片上滤波器 27 和受光部 28 的剖面图。在图 31 中,省略了前端部 505 中的玻璃罩 21a、22a、25、电路基板 26、驱动器 29、转换电路 30、集合缆线 31 和电极 32 的图示。

[0191] 如图 31 所示,广角图像用光学系统 523 由除了凹透镜、凸透镜以外还包含广角透镜、中继透镜的透镜 523a ~ 523f 构成,具有比由透镜 524a ~ 524d 构成的主图像用光学系统 524 宽的视场角。广角图像用光学系统 523 将广角图像形成用的光 L51 射出到受光部 28 的区域 S51 (参照图 32)。主图像用光学系统 524 将主图像形成用的光 L52 射出到与区域

S51 不同的区域即受光部的区域 S52 (参照图 32)。

[0192] 这里,由于广角图像是辅助外科处置等的辅助图像,所以,只要能够始终观察到比处置范围宽的范围即可。因此,在作为辅助图像的广角图像中,由于只要能够确认比处置范围宽的范围即可,所以,分辨率比要求高精细化的主图像低,也没有特别问题。因此,能够使入射有由广角图像用光学系统 523 射出的光的区域 S51 比入射有由主图像用光学系统 524 射出的光的区域 S52 小。通过这样设定区域 S51 和区域 S52,能够确保较宽的主图像形成用的读出区域,能够取得高精细的主图像。

[0193] 控制部 555 将与广角图像用光学系统 523 对应的区域 S51 的像素和与主图像用光学系统 524 对应的区域 S52 的像素的双方变更为读出地址设定部 53 设定的读出对象像素。

[0194] 由此,读出地址设定部 53 在控制部 555 的控制下,设定受光部 28 的像素中的区域 S51 的像素和区域 S52 的像素的双方作为读出对象像素,定时发生器 34 和 AFE 部 35 分别从受光部 28 的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的区域 S51 的像素和区域 S52 的像素读出像素信息。另外,定时发生器 34 和 AFE 部 35 不从受光部 28 的区域 S51、S52 的像素以外的像素读出像素信息。然后,图像处理部 42 在控制部 555 的控制下,根据定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的受光部 28 的区域 S51 的像素信息,生成作为辅助图像的广角图像,根据定时发生器 34 和 AFE 部 35 读出的受光部 28 的区域 S52 的像素信息,生成作为高精细图像的主图像。显示部 71 显示图像处理部 542 生成的主图像和广角图像。

[0195] 以往,为了取得广角图像而使用与内窥镜装置不同的摄像装置,为了确认手术视野周边区域而将镜体拉到外侧,但是,根据该实施方式 5,仅利用 1 台内窥镜,就能够同时取得主图像和作为辅助图像的广角图像。

[0196] 另外,关于实施方式 1~5 中设定的受光部 28 的 2 个区域,例如在制造后的出厂检查时进行摄像动作,进行明亮度检测,分别求出与各光学系统对应的光实际入射的像素区域后,对各控制条件下的读出对象像素区域进行微调,由此,能够可靠地防止白白读出光未入射的像素。并且,在由于持续使用而使光学系统等偏移的情况下,由于只要以电气方式对读出对象像素区域进行调整即可,所以,可以不进行光学系统的位置调整。

[0197] 并且,在实施方式 1~5 中,以在控制装置 40、240、340、440、540 的控制条件用存储器 57、257、357、457、557 中存储控制条件的情况为例进行了说明,但是不限于此,也可以在前端部 5、205、305、405、505 的 CMOS 摄像元件 80 内的未图示的存储器中保持各控制条件。该情况下,控制部 55、255、355、455、555 可以对控制电路 33 通知表示要使用的控制条件的指示条件,控制电路 33 从 CMOS 摄像元件 80 内的未图示的存储器中选择指示条件所示的控制条件,对受光部 28、定时发生器 34、AFE 部 35 进行控制。

[0198] (实施方式 6)

[0199] 在实施方式 6 中,设置 2 个光学系统,对 CMOS 摄像元件的受光部的受光面同时投影右图像和左图像,通过对右图像和左图像进行合成,生成所谓的立体图像。

[0200] 图 33 是示出实施方式 6 的内窥镜系统的结构的框图。如图 33 所示,实施方式 6 的内窥镜系统 600 在前端部 605 中,具有右图像用光学系统 623 和左图像用光学系统 624。内窥镜系统 600 的控制装置 640 代替图 6 所示的控制部 55 而具有功能与控制部 55 相同的

控制部 655,具有存储用于生成所谓的立体图像的控制条件的控制条件用存储器 657,具有图像处理部 642,该图像处理部 642 还具有对同时取得的右图像和左图像这 2 个图像进行合成而生成 1 张立体图像的合成部 658。

[0201] 如图 34 所示,由透镜 623a ~ 623d 构成的右图像用光学系统 623 将右图像形成用的光 L61 射出到受光部 28 的右侧区域 S61 (参照图 35)。由透镜 624a ~ 624d 构成的左图像用光学系统 624 将左图像形成用的光 L62 射出到受光部的左侧区域 S62(参照图 35)。另外,为了进行合成部 658 的合成处理,优选将受光部 28 的区域 S62 设定为与区域 S61 相同面积和相同形状。

[0202] 控制部 655 使读出地址设定部 53 设定与右图像用光学系统 623 对应的右侧区域 S61 的像素和与左图像用光学系统 624 对应的左侧区域 S62 的像素的双方作为读出对象像素,使定时发生器 34 和 AFE 部 35 分别从受光部 28 的摄像用的多个像素中的由读出地址设定部 53 设定为读出对象的右侧区域 S61 的像素和左侧区域 S62 的像素读出像素信息。然后,在图像处理部 642 中,在合成部 658 中,对同时取得的右图像和左图像这 2 个图像进行合成,生成 1 张立体图像。

[0203] 这样,在实施方式 6 中,仅通过具有一个 CMOS 摄像元件 80 的简单结构,就能够同时取得右图像和左图像并生成立体图像。并且,在实施方式 6 中,如图 35 的箭头所示,例如,通过以右侧区域 S61 为基准对另一方即左侧区域 S62 进行变更,能够进行右图像和左图像的定位,并且,能够虚拟地调整视差。

[0204] 并且,本实施方式不限于内窥镜系统,即使应用于数字照相机、数字单反照相机、数字摄像机或带照相机的便携电话等摄影装置中,也能够实现高效化。

[0205] 标号说明

[0206] 1:内窥镜;2:插入部;3:操作部;4:通用缆线;5、205、305、405、505、605:前端部;6:弯曲部;7:挠性管部;8:连接器部;9:光导连接器;10:电触点部;11:送气接头;12:弯曲旋钮;13:处置器械插入部;14:开关;15:开口部;16:处置器械;17:清洗用喷嘴;18、18A:照明窗;18a:照明透镜;19:光导;20:处置器械用通道;21、22、22B、221:观察窗;21a、22a、25:玻璃罩;23、223、323:第 1 光学系统;23a ~ 23c、24a ~ 24c、423a ~ 423d、424a ~ 424d、523a ~ 523f、524a ~ 524d:透镜;23d、24d:检光部件;24、324:第 2 光学系统;26:电路基板;27、227:片上滤波器;28:受光部;29:驱动器;30:转换电路;31:集合缆线;31a:信号线;32:电极;33:控制电路;34:定时发生器;35:AFE 部;36:噪声去除部;37:增益调整部;38:A/D 转换部;39:P/S 转换部;40、240、340、440、540、640:控制装置;41:S/P 转换部;42、442、642:图像处理部;43:同时化部;44:WB 调整部;45:增益调整部;46:γ 校正部;47:D/A 转换部;48:格式变更部;49:采样用存储器;50:静止图像用存储器;51:明亮度检测部;52:调光部;53:读出地址设定部;54:CMOS 驱动信号生成部;55、255、355、455、555、655:控制部;56:基准时钟生成部;57、257、357、457、557、657:控制条件用存储器;60:光源装置;61:白色光源;62:特殊光光源;63:光源驱动电路;64:LED 驱动器;71:显示部;72:输入部;73:输出部;74:存储部;100、200、300、400、500、600:内窥镜系统;223d:分光滤波器;323d、324d:滤波器;423:近点用光学系统;424:远点用光学系统;458、658:合成部;523:广角图像用光学系统;524:主图像用光学系统;623:右图像用光学系统;624:左图像用光学系统。

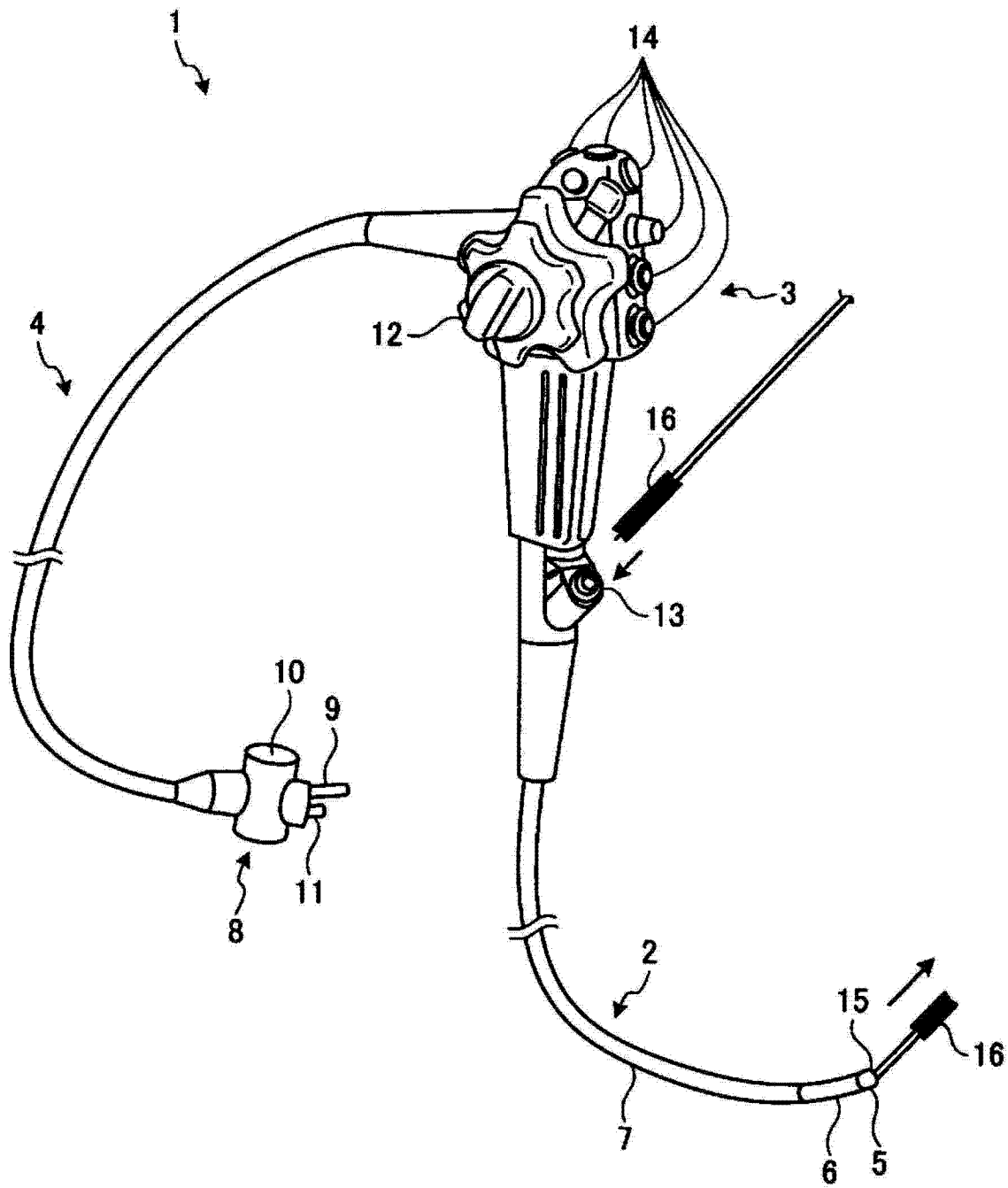


图 1

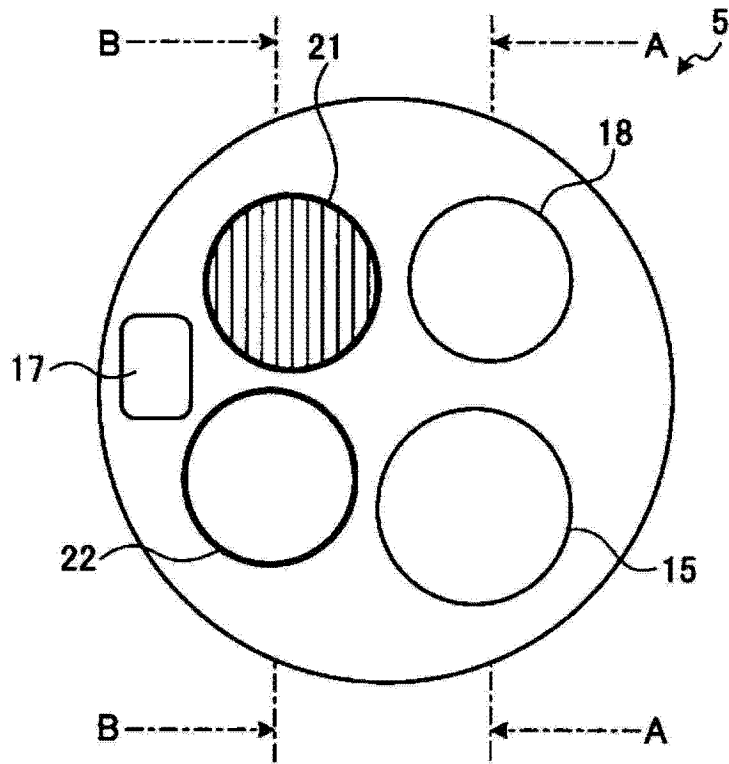


图 2

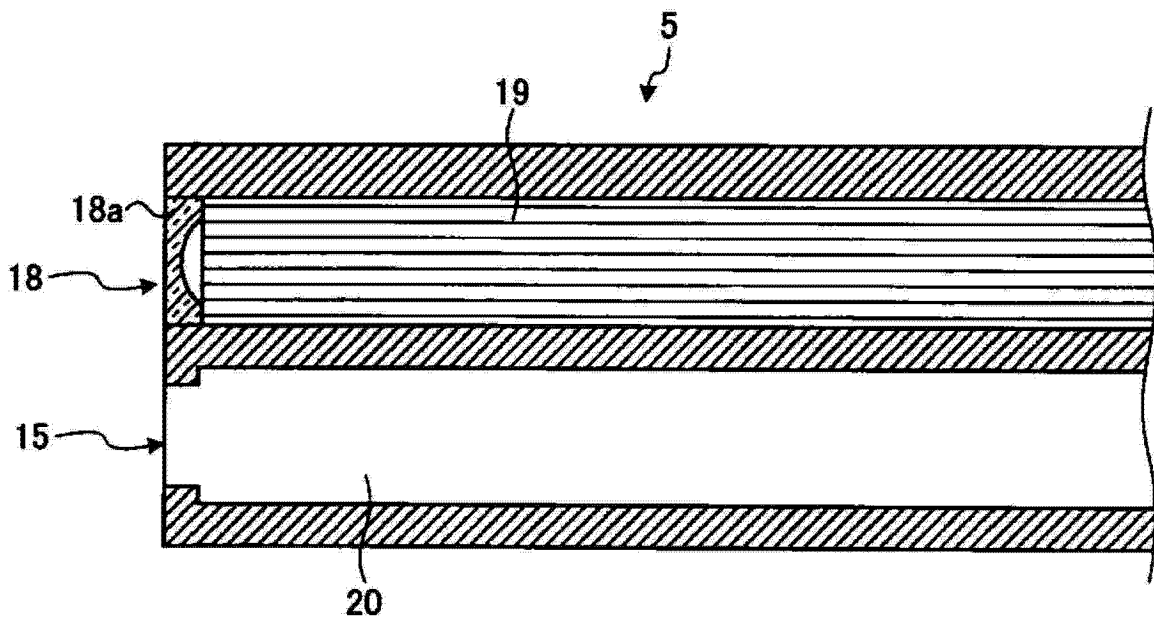


图 3

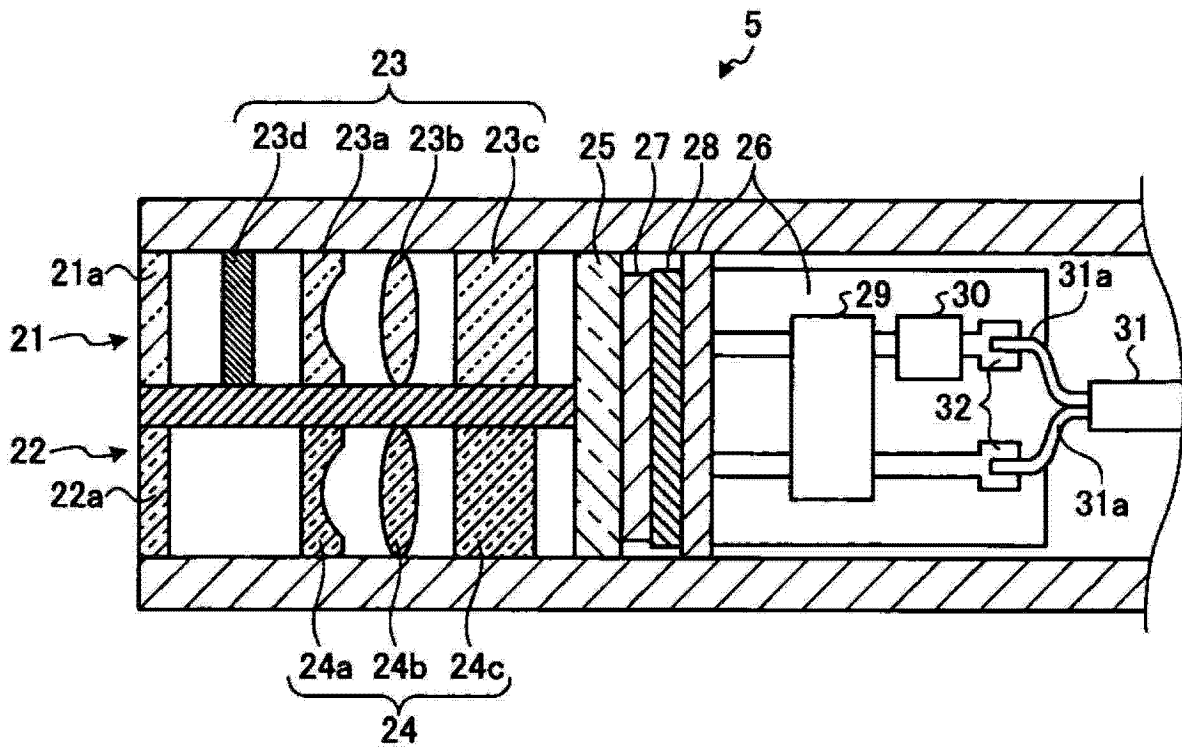


图 4

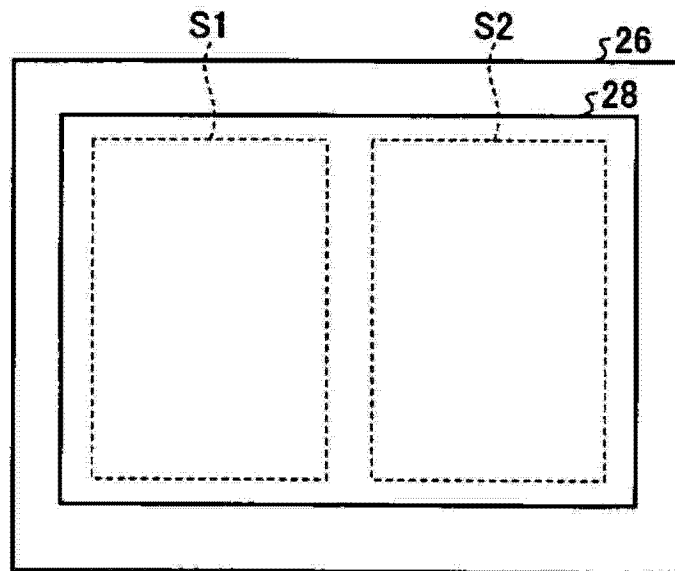


图 5

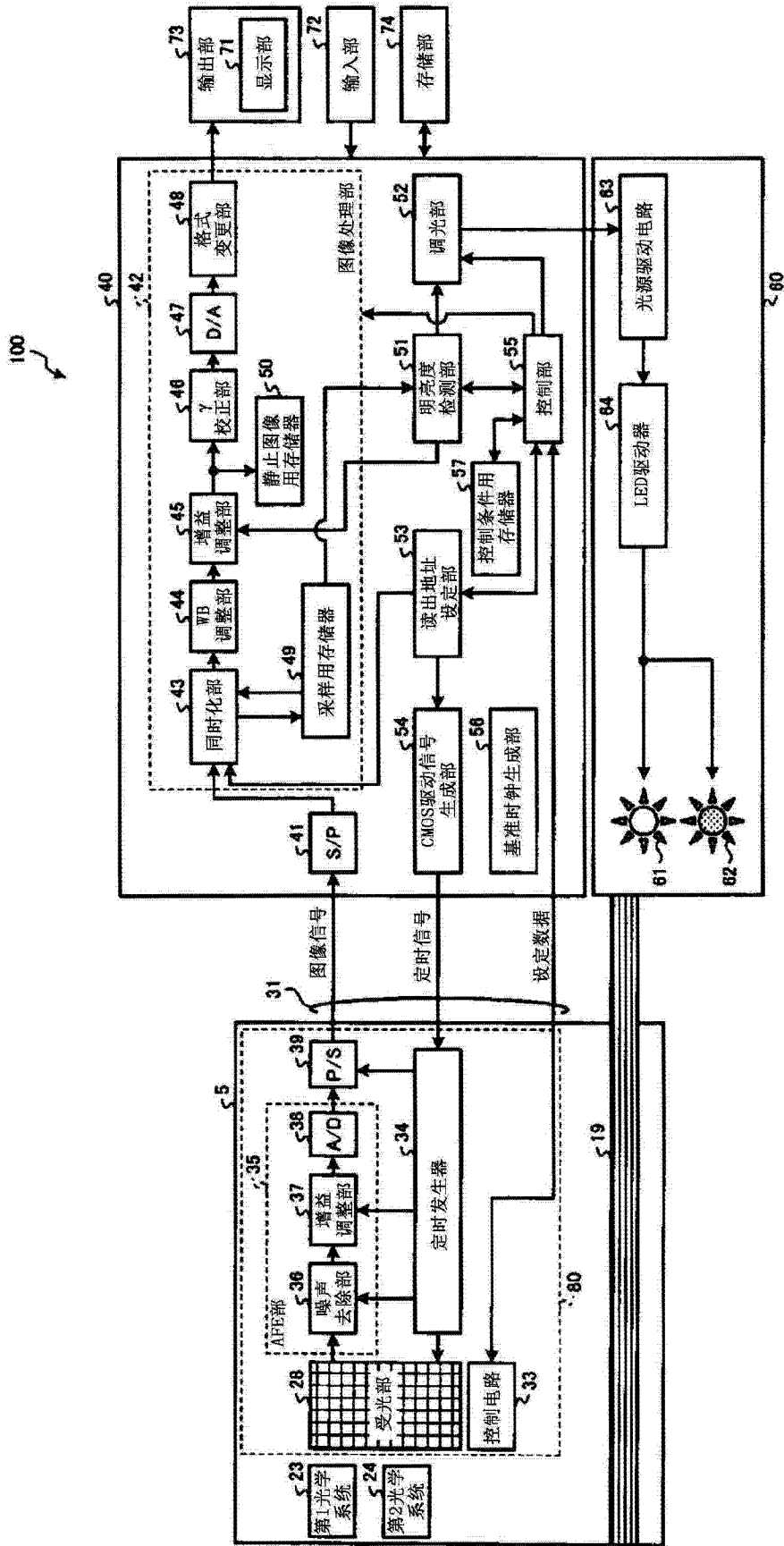


图 6

观察图像	读出区域	增益调整
偏振图像	区域S1	2倍
无偏振图像	区域S2	1倍

图 7

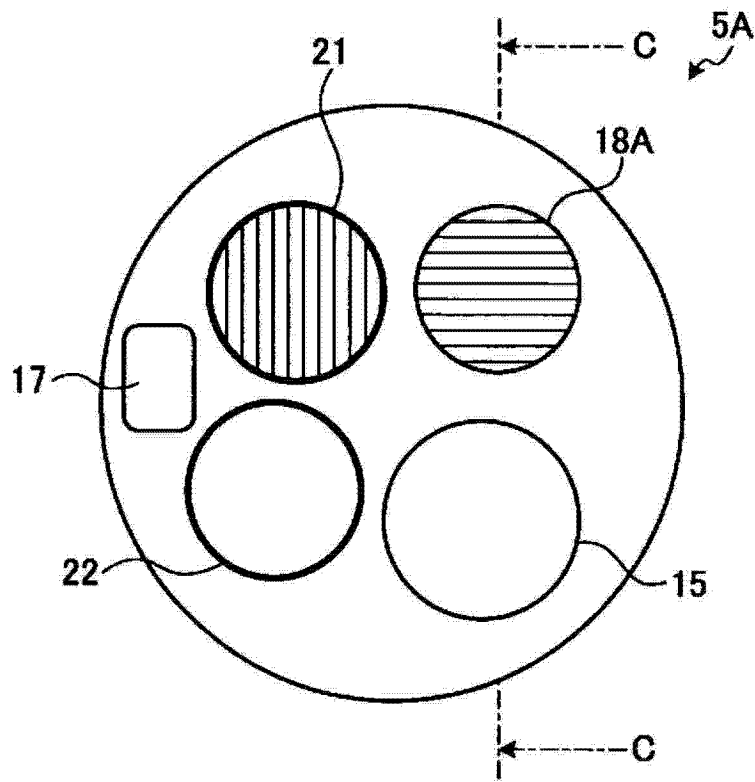


图 8

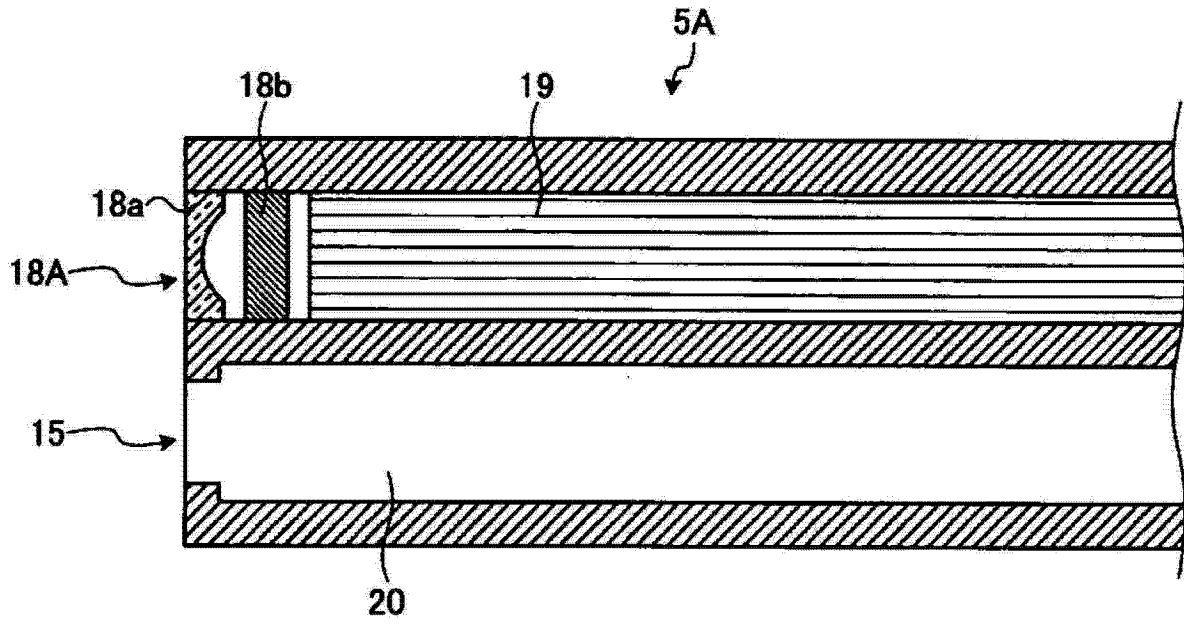


图 9

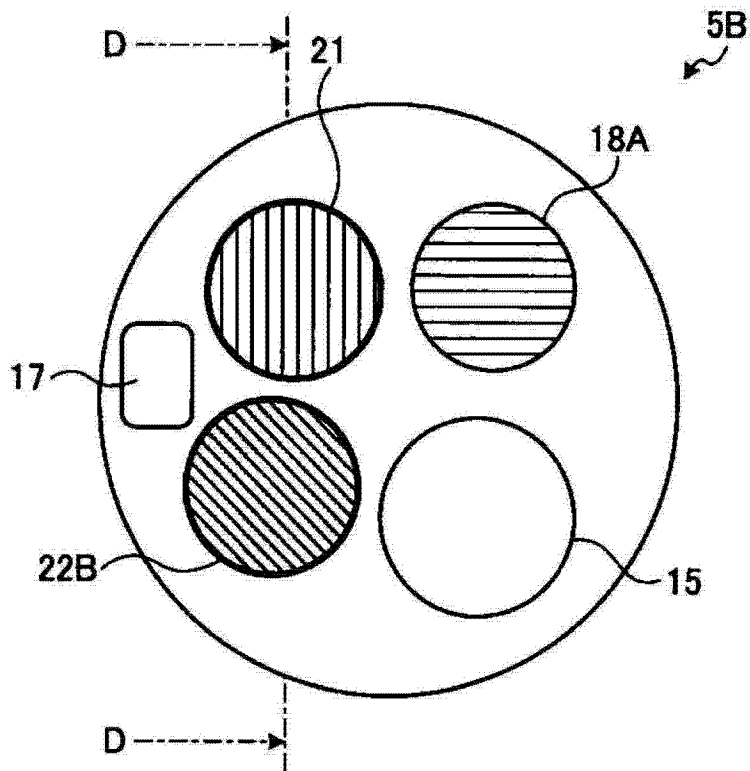


图 10

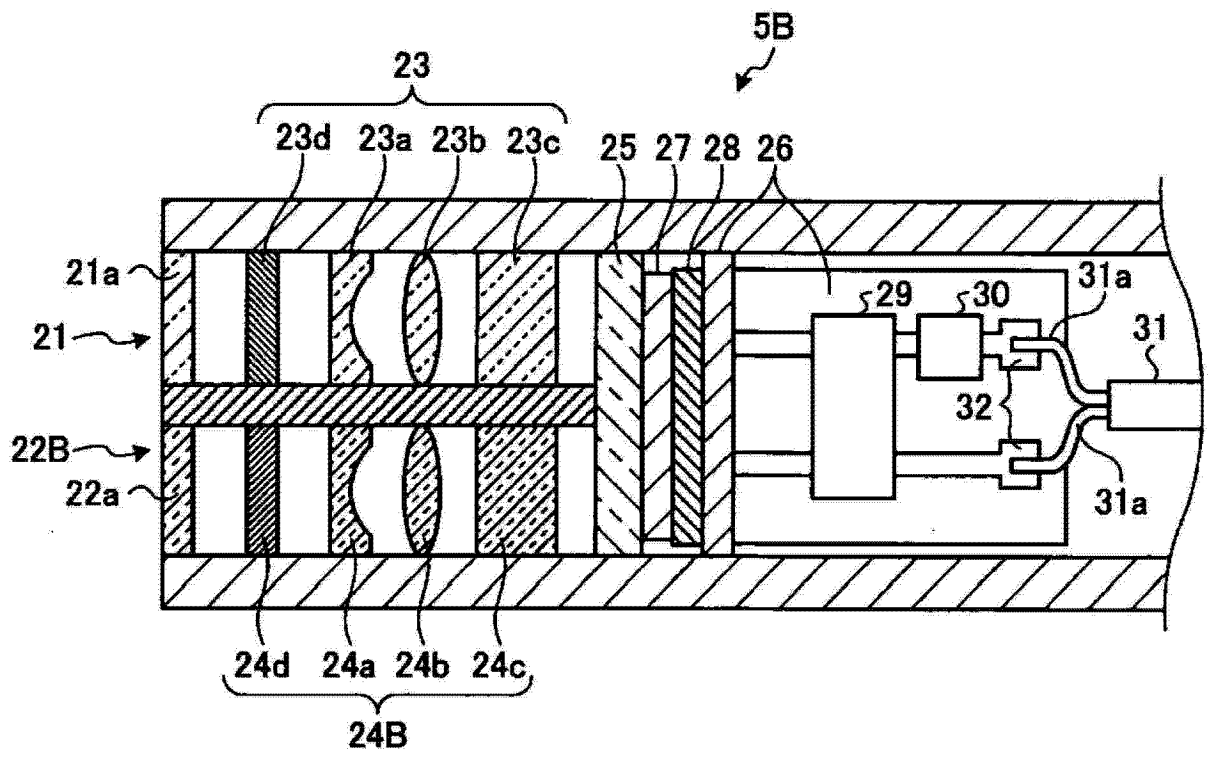


图 11

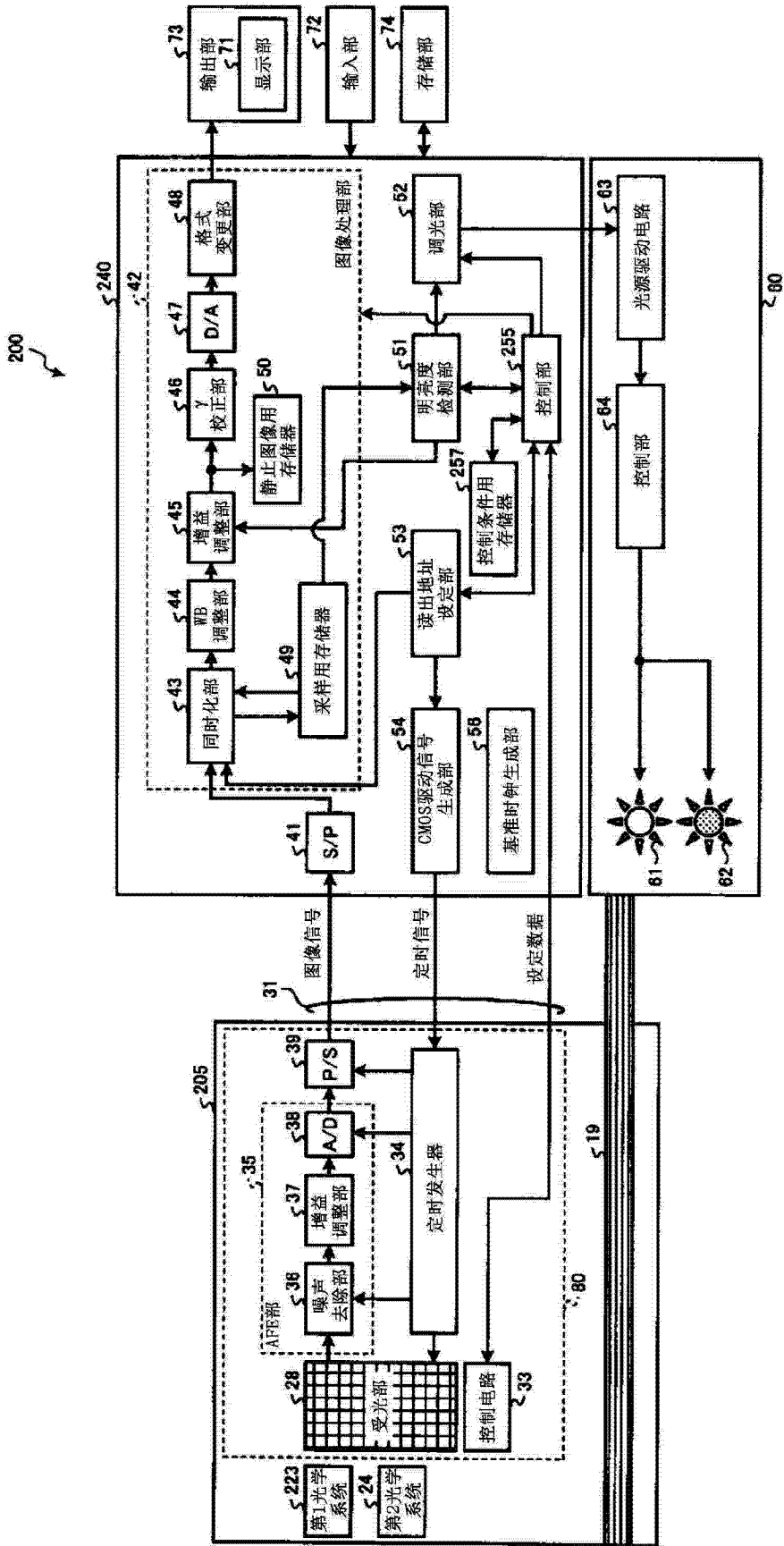


图 12

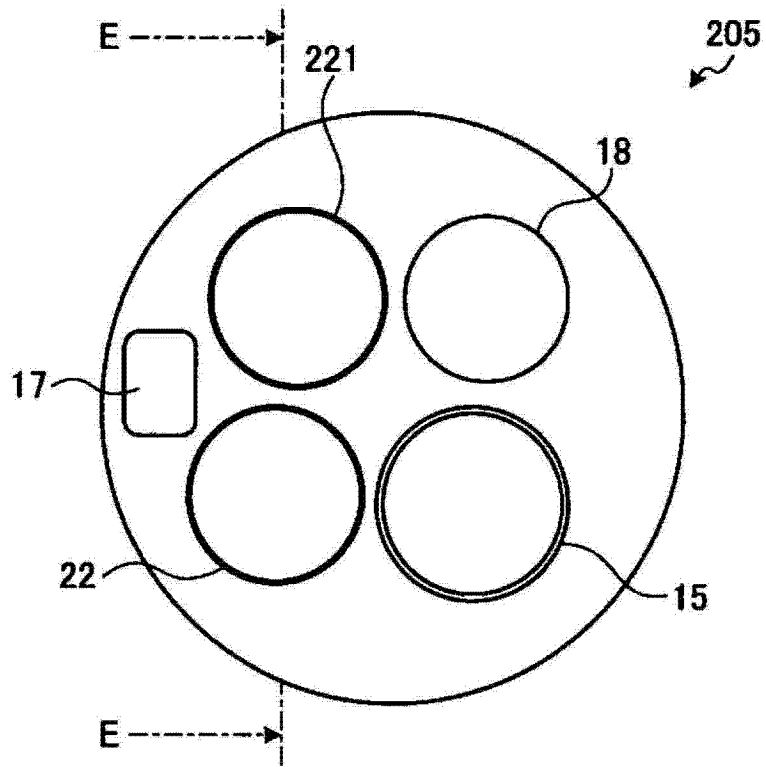


图 13

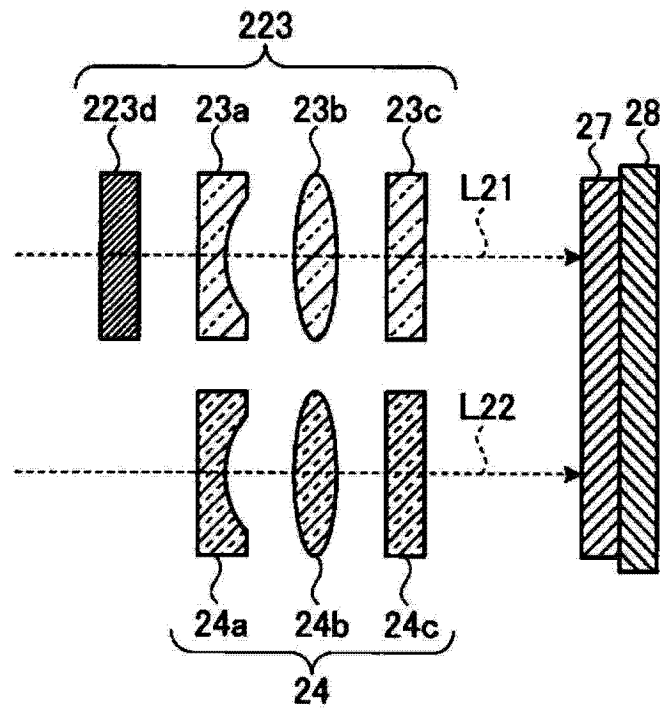


图 14

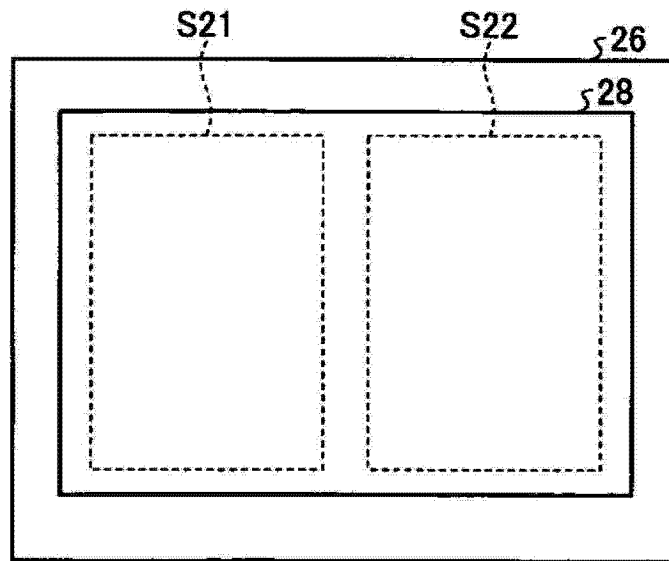


图 15

T2

观察图像	照明	读出区域	曝光时间	增益调整	组合输出
荧光观察用图像	特殊光	区域S21	长	高	有
通常图像	白色光	区域S22	标准	标准	无

图 16

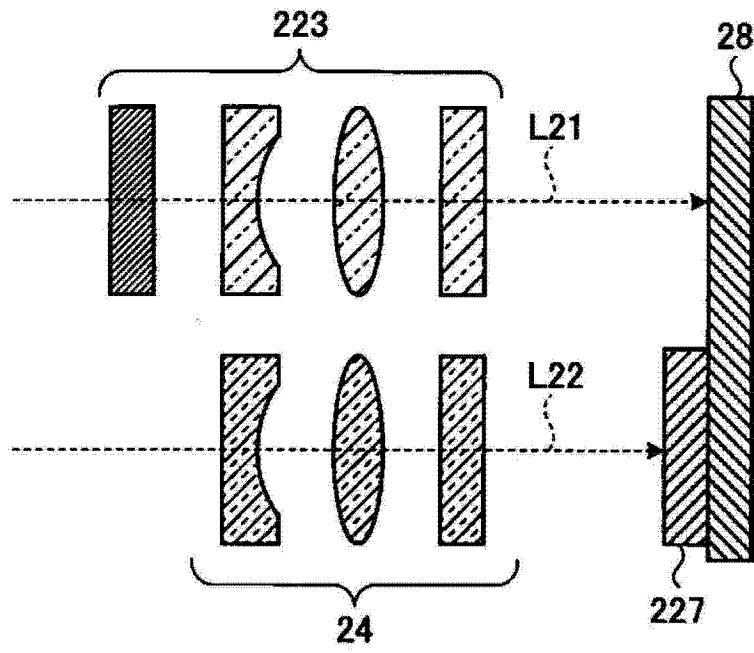


图 17

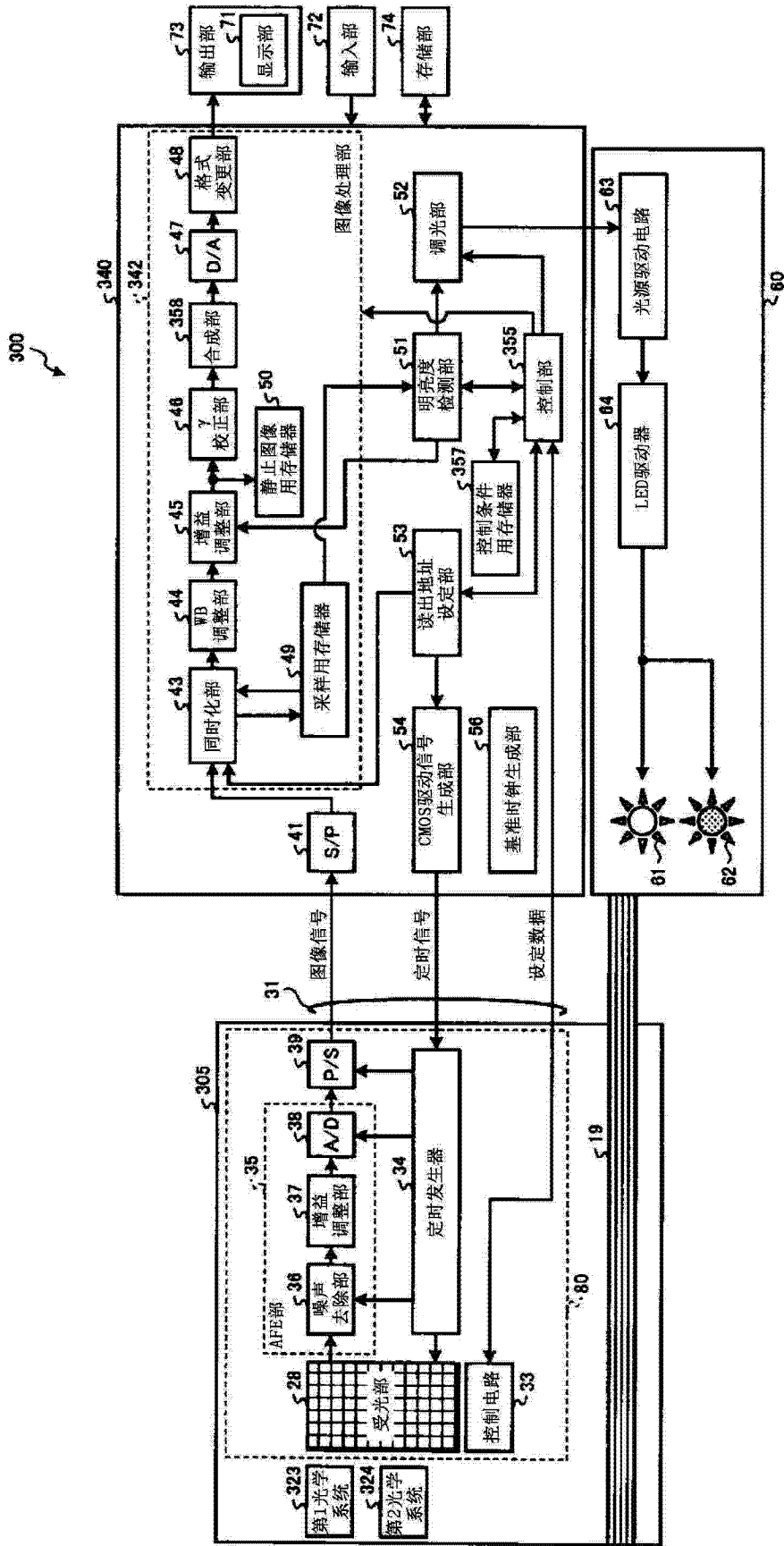


图 18

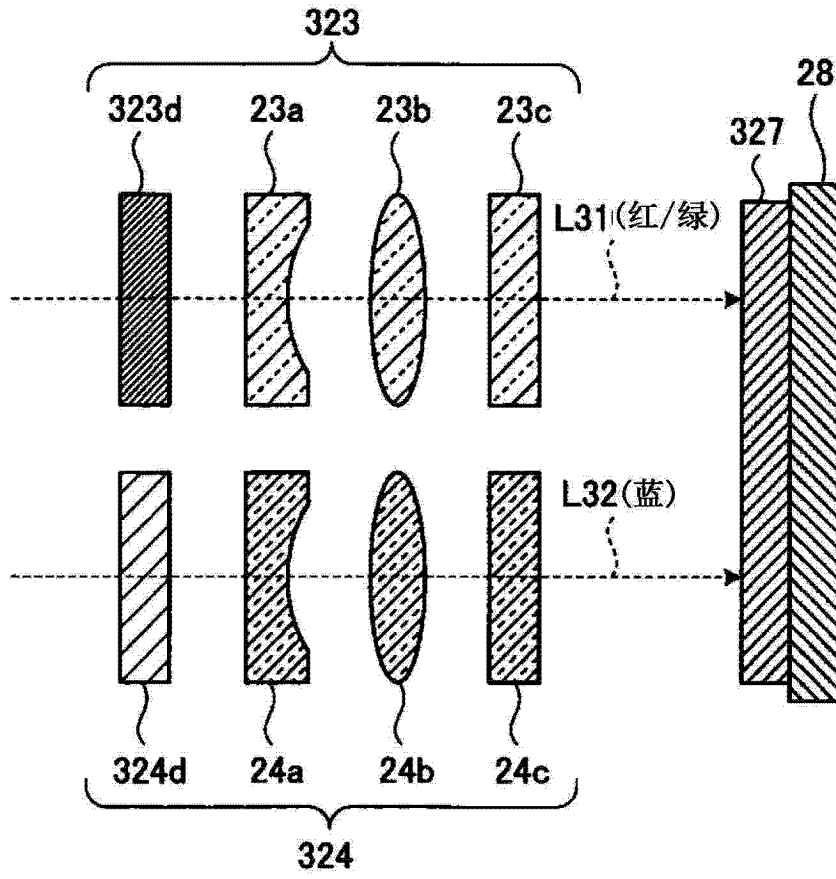


图 19

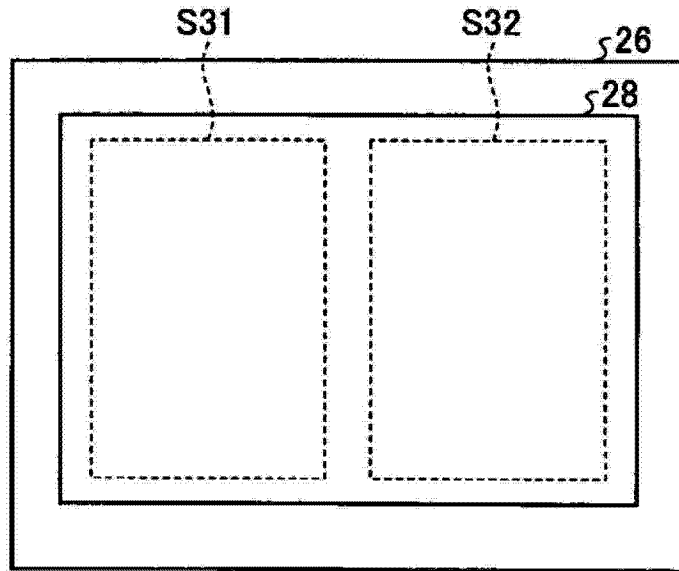


图 20

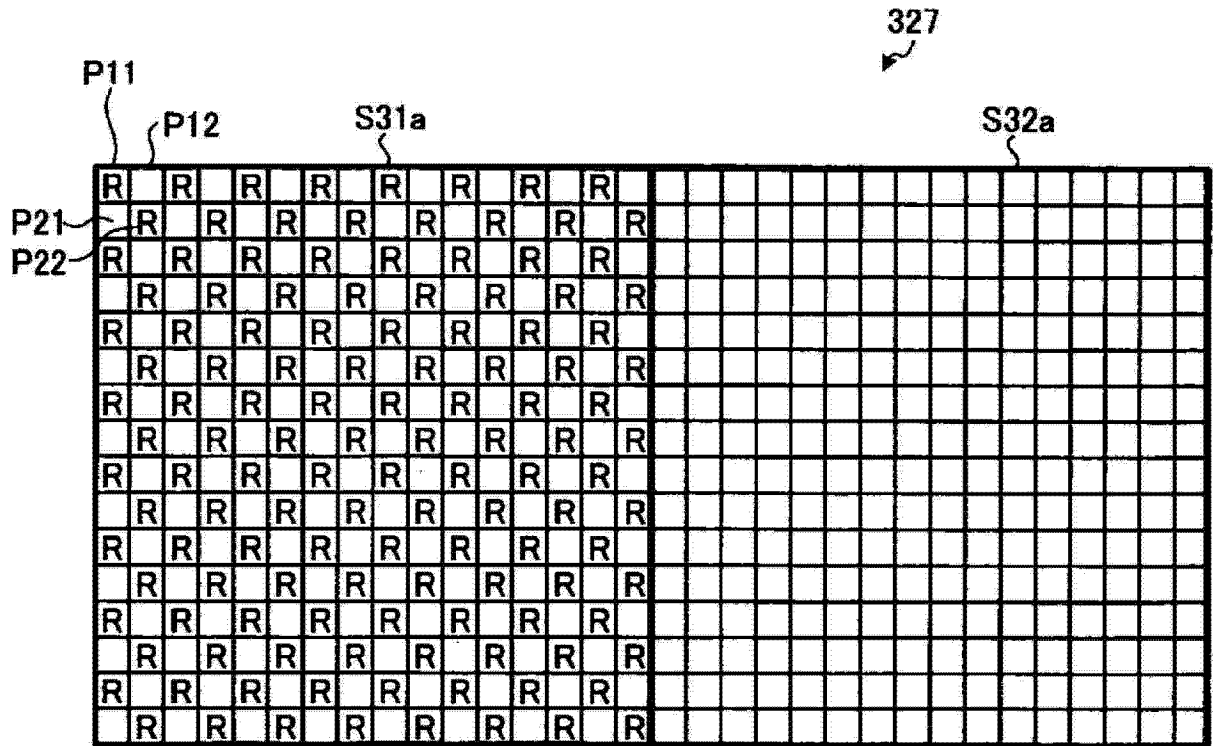


图 21

T3

观察图像	照明	读出像素 (取得像素)		曝光 时间	增益调整		图像处理
通常观察 用图像	白色光	区域S31	全部像素 (R+G)	标准	区域S31	标准	合成 (生成通常观 察用图像)
		区域S32	全部像素 (B)		区域S32	标准	
NBI观察用 图像	NBI 照明光	区域S31	R像素以外 (G)	长	区域S31	高	合成 (生成NBI观察 用图像)
		区域S32	全部像素 (B)		区域S32	高	
荧光观察用 图像	激励光	区域S31	全部像素 (R+G)	长	区域S31	高	生成荧光观 察用图像
		区域S32	不读出 (-)		区域S32	-	

图 22

T31
↙

观察图像	照明	读出像素 (取得像素)		曝光 时间	增益调整		图像处理
荧光观察用 图像 (存在单 色图像)	激励光	区域S31	全部像素 (R+G)	长	区域S31	高	生成荧光观 察用图像
		区域S32	全部像素 (B)		区域S32	高	生成单色 用图像

图 23

T32
↙

观察图像	照明	读出像素 (取得像素)		曝光 时间	增益调整		图像处理
荧光观察用 图像 (存在校正)	激励光	区域S31	全部像素 (R+G)	长	区域S31	高	生成荧光观 察用图像
		区域S32	全部像素 (B)		区域S32	高	校正用图像

图 24

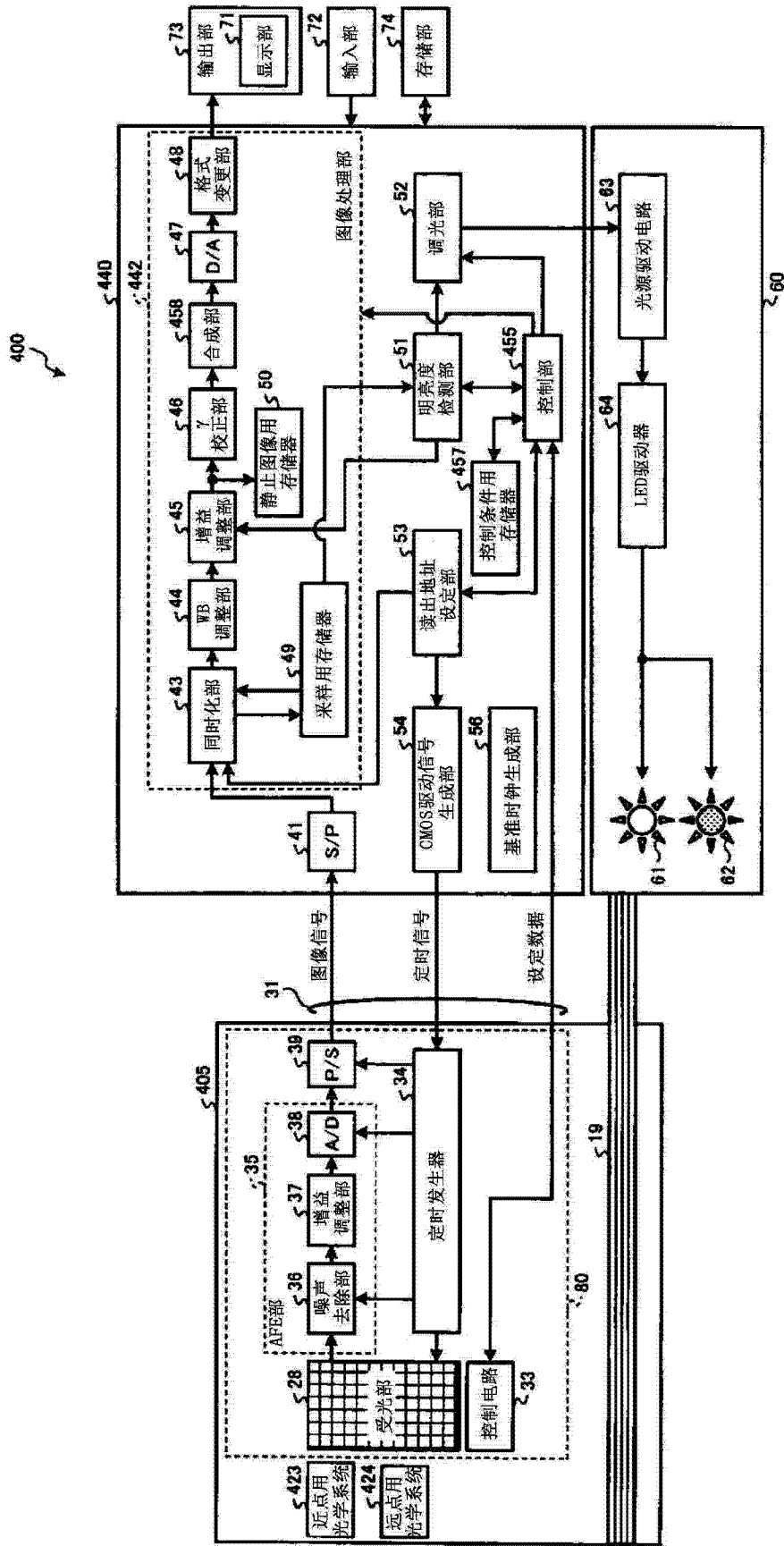


图 25

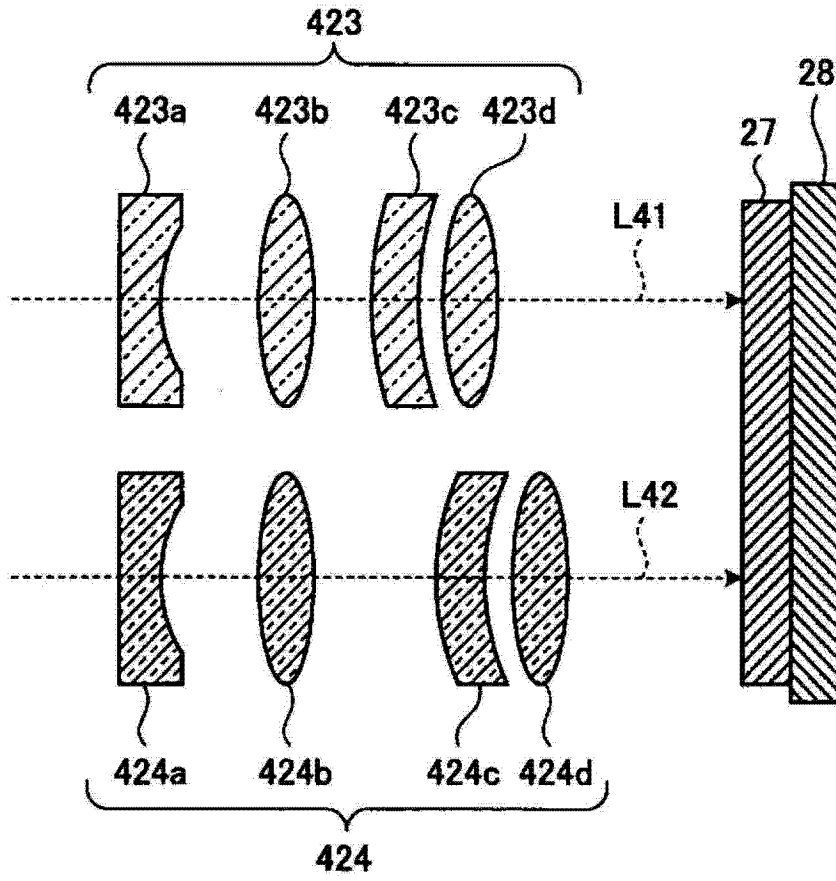


图 26

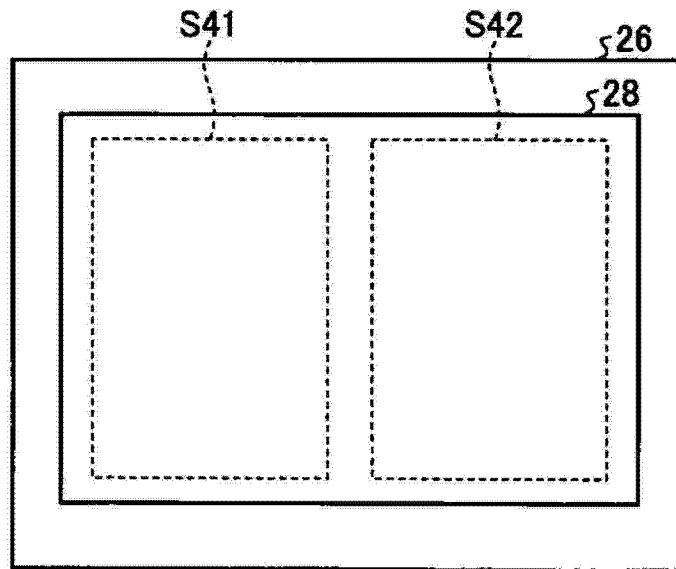


图 27

T4 ↙

光学系统	读出区域	增益调整	图像处理
近点用光学系统	区域S41	低	重叠
远点用光学系统	区域S42	高	

图 28

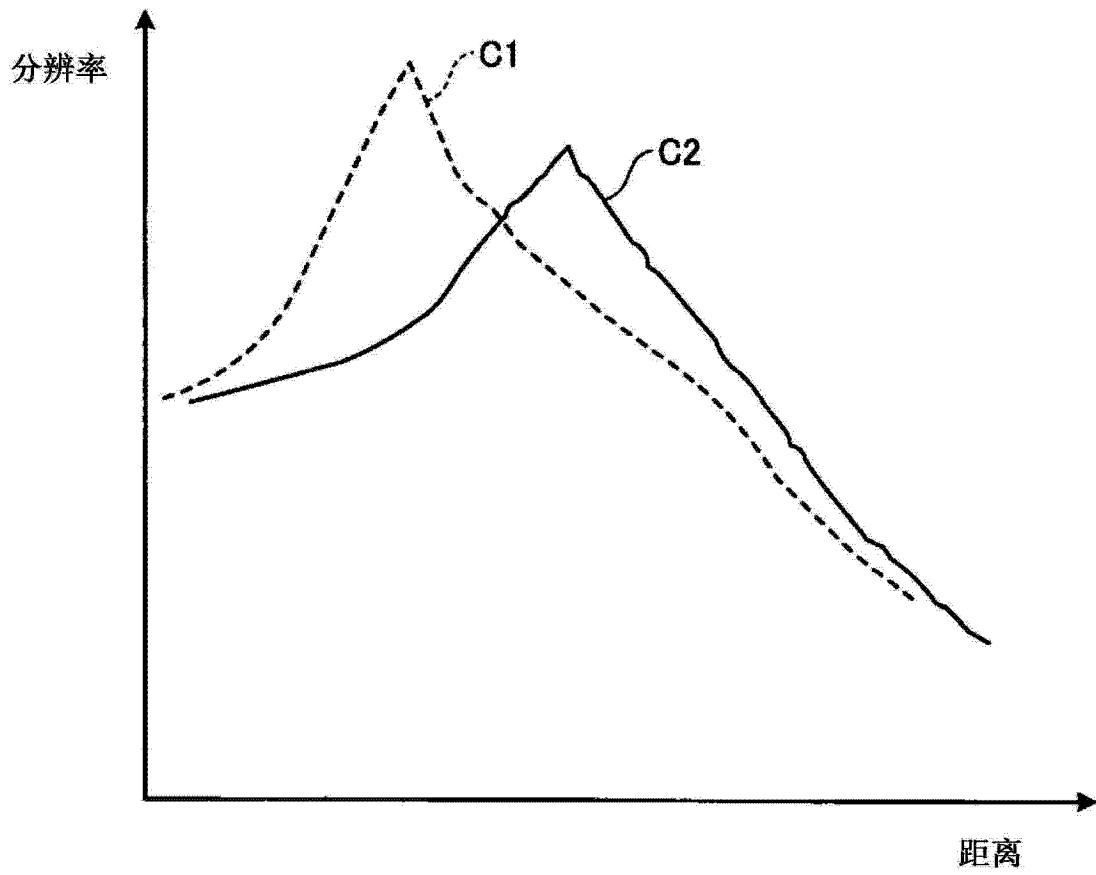


图 29

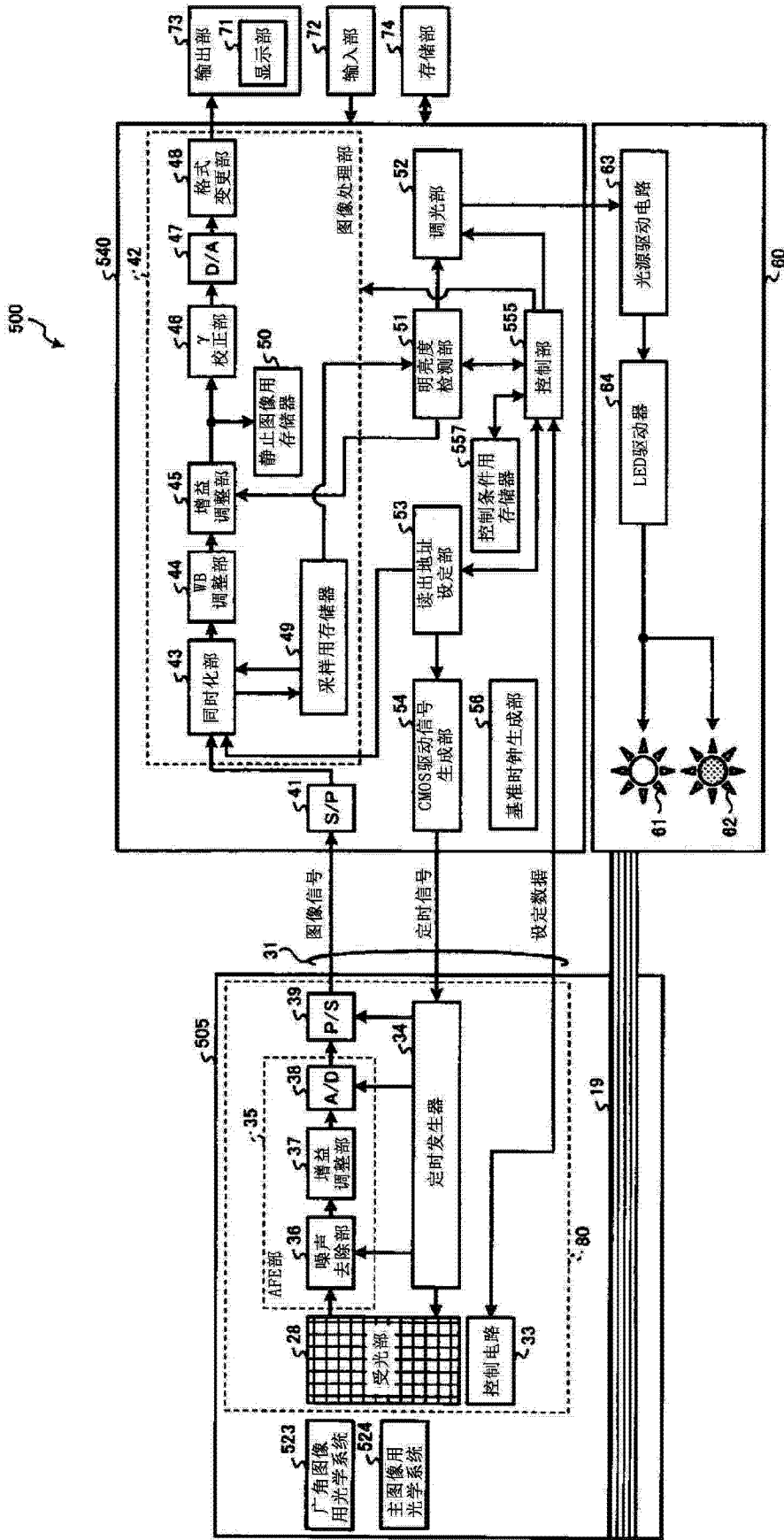


图 30

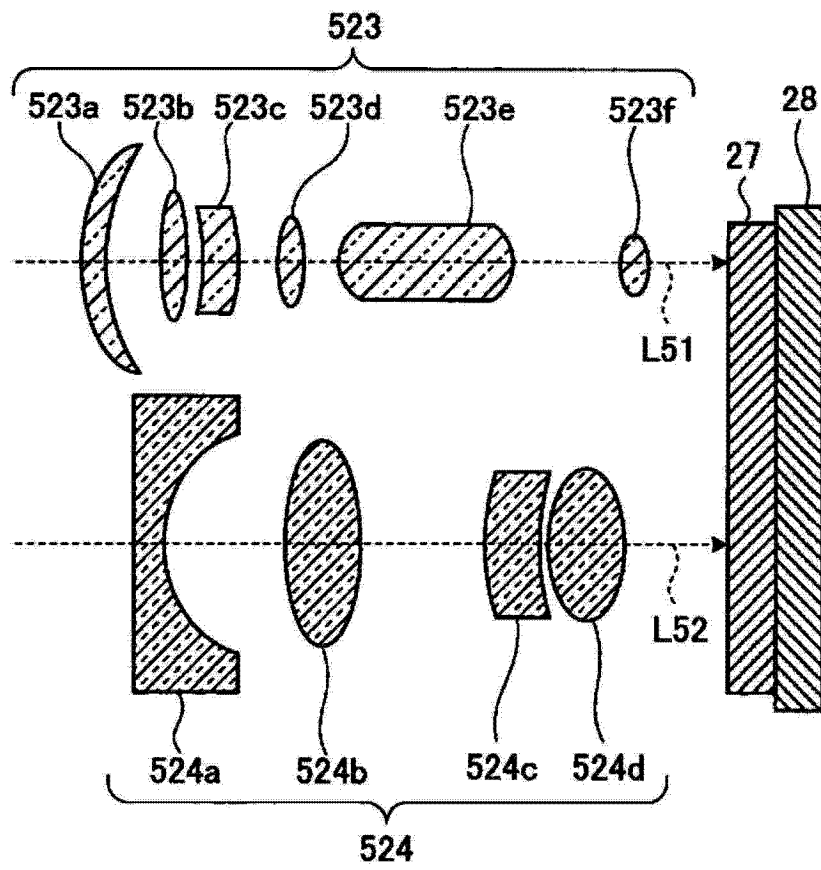


图 31

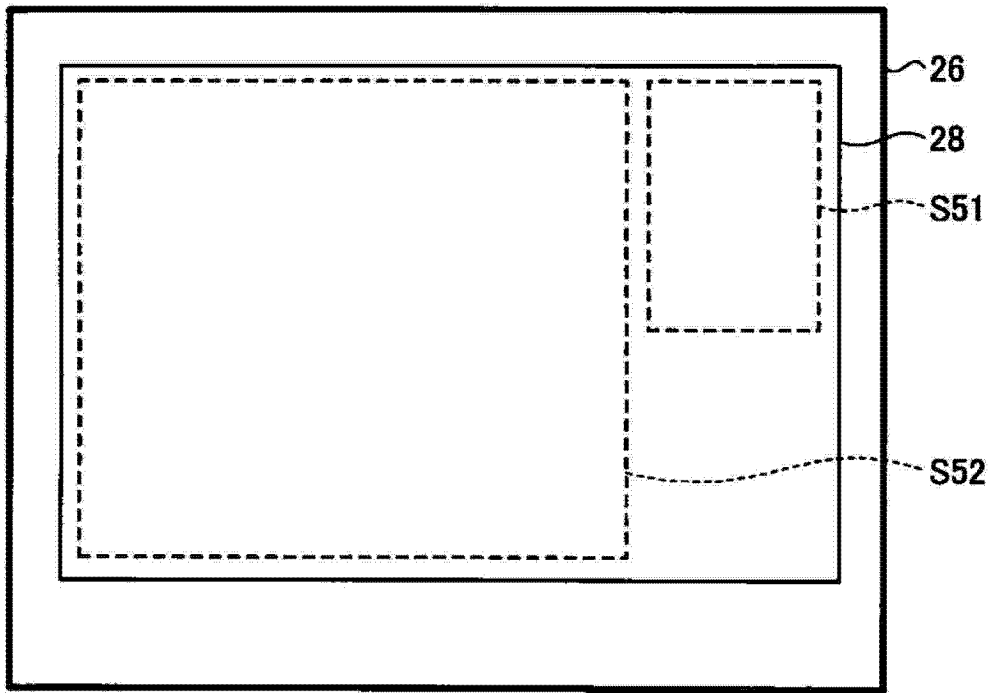


图 32

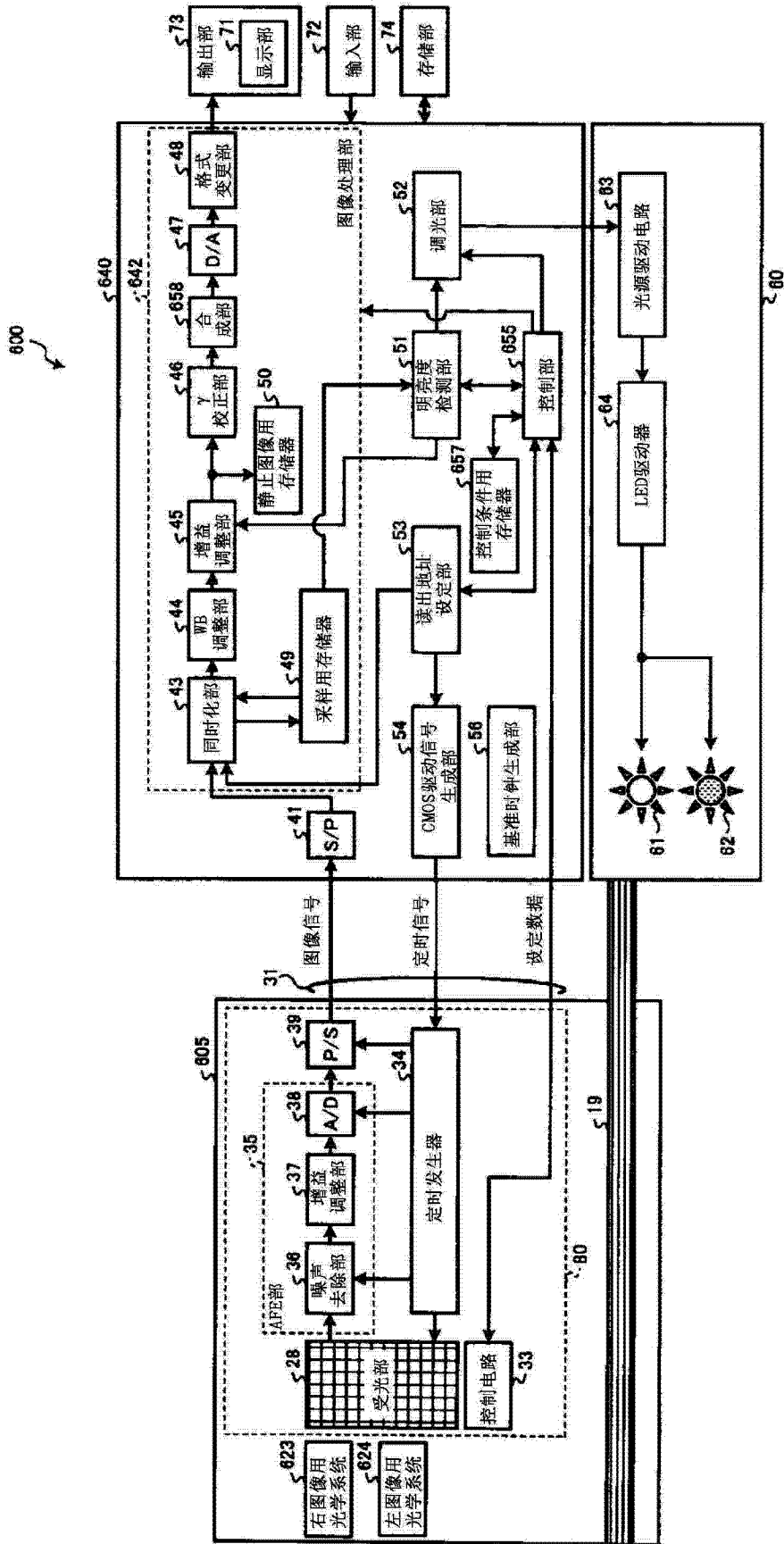


图 33

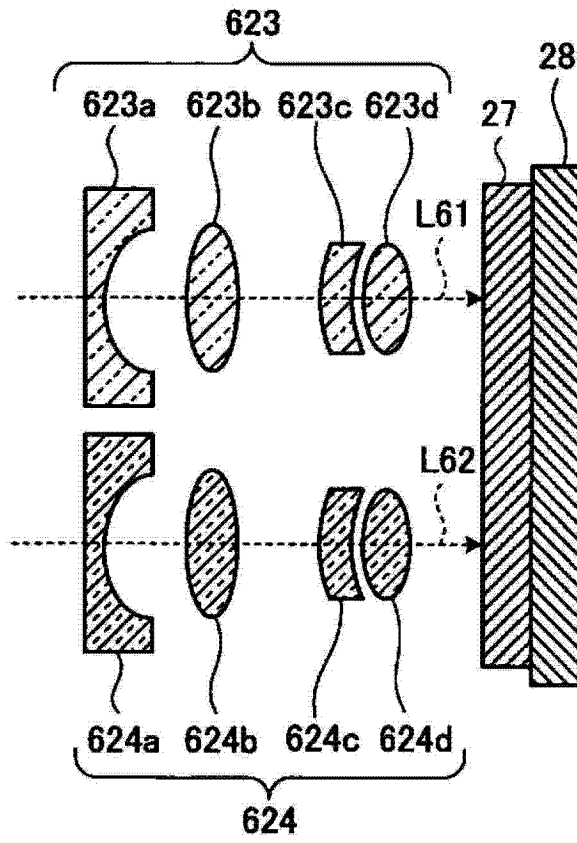


图 34

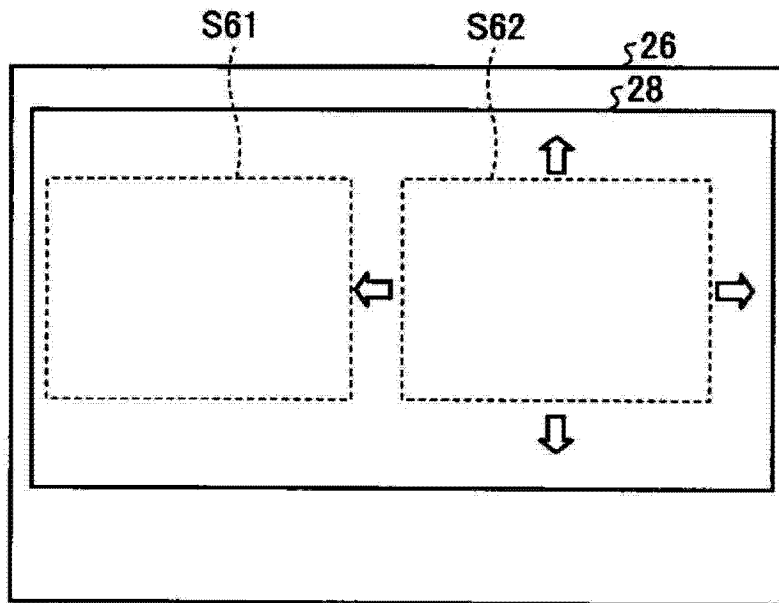


图 35

