

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680019670.1

[43] 公开日 2008 年 5 月 28 日

[11] 公开号 CN 101188965A

[22] 申请日 2006.6.5

[21] 申请号 200680019670.1

[30] 优先权

[32] 2005. 6. 8 [33] JP [31] 168614/2005

[32] 2005. 7. 5 [33] JP [31] 196713/2005

[32] 2005. 11. 24 [33] JP [31] 339317/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/311245 2006.6.5

[87] 国际公布 WO2006/132191 日 2006.12.14

[85] 进入国家阶段日期 2007.12.3

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 高杉启 金子 and 真

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司  
代理人 黄纶伟

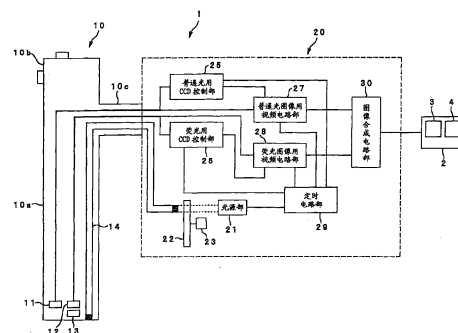
权利要求书 7 页 说明书 45 页 附图 29 页

[54] 发明名称

内窥镜装置和图像处理装置

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜装置和图像处理装置，根据来自视频处理器(20)的定时电路部(29)的定时信号，通过普通光用 CCD 控制部(25)来驱动普通光用 CCD(11)，同时，通过荧光用 CCD 控制部(26)来驱动荧光用 CCD(12)。进而，来自 RGB 面顺次方式的普通光用 CCD(11)的摄像信号在普通光图像用视频电路部(27)中进行处理，生成普通的彩色图像，另一方面，来自荧光用 CCD(12)的摄像信号在荧光图像用视频电路部(28)中进行处理，由蓝色照明光激励并透射过荧光透射用滤光片(13)的被摄体的摄像信号被提取出来，生成被摄体的荧光图像。被摄体的普通的彩色图像和荧光图像在图像合成电路部(30)中进行合成，输出到监视器(2)中，普通光图像和荧光图像可以并列或重叠显示。



1. 一种内窥镜装置，该内窥镜装置具有：内窥镜，其具有普通光摄像单元和荧光摄像单元，所述普通光摄像单元具有电子快门，对由普通光产生的被摄体像进行摄像，所述荧光摄像单元对来自被摄体的荧光像进行摄像；以及图像处理装置，其对来自所述普通光摄像单元和所述荧光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成普通光图像和荧光图像，其特征在于，

所述图像处理装置具有：

普通光摄像控制单元，其驱动所述普通光摄像单元；

荧光摄像控制单元，其驱动所述荧光摄像单元；

普通光图像用信号处理单元，其对来自所述普通光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成所述普通光图像；以及

荧光图像用信号处理单元，其对包含所述被摄体的荧光像在内的摄像信号进行信号处理，生成所述荧光图像，

所述图像处理装置同时驱动所述普通光摄像控制单元和所述荧光摄像控制单元。

2. 如权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

对所述普通光摄像单元和所述荧光摄像单元使用公共的照明光，该照明光包含使所述被摄体发出荧光的波长的激励光，

所述普通光摄像控制单元经由所述电子快门控制所述普通光摄像单元的曝光量，使所述普通光图像的亮度适当化。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置，其特征在于，

对所述普通光摄像单元和所述荧光摄像单元使用公共的照明光，该照明光包含使所述被摄体发出荧光的波长的激励光，

所述荧光摄像控制单元控制所述荧光摄像单元的增益，使所述荧光图像的亮度适当化。

4. 如权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

对所述普通光摄像单元和所述荧光摄像单元使用公共的照明光，该

照明光包含使所述被摄体发出荧光的波长的激励光，

进而，按照所述激励光的照射定时，从其它系统的光路向所述被摄体照射所述激励光。

5. 如权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

在所述荧光摄像单元的前面具有滤光特性互不相同的多个荧光透射用滤光片，

所述荧光图像用信号处理单元生成由透射过所述多个荧光透射用滤光片的各个滤光片的光所产生的多个荧光图像。

6. 一种内窥镜装置，该内窥镜装置具有：内窥镜，其具有普通光摄像单元和荧光摄像单元，所述普通光摄像单元对由普通光产生的被摄体像进行摄像，所述荧光摄像单元对来自被检体的荧光像进行摄像；以及图像处理装置，其对来自所述内窥镜的普通光摄像单元和荧光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成普通光图像和荧光图像，其特征在于，

所述图像处理装置具有：

普通光摄像驱动单元，其驱动所述普通光摄像单元；

荧光摄像驱动单元，其驱动所述荧光摄像单元；

普通光图像用信号处理单元，其对来自所述普通光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成所述普通光图像；

荧光图像用信号处理单元，其对包含所述荧光像在内的摄像信号进行信号处理，生成所述荧光图像；

图像合成单元，其对所述普通光图像和所述荧光图像进行合成；

普通光图像处理监视单元，其监视从所述普通光摄像驱动单元的驱动信号到所述普通光图像用信号处理单元的输出信号的所述普通光图像的信号处理系统；以及

荧光图像处理监视单元，其监视从所述荧光摄像驱动单元的驱动信号到所述荧光图像用信号处理单元的输出信号的所述荧光图像的信号处理系统。

7. 如权利要求 6 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述图像合成单元具有：

告知单元，其在所述合成图像上告知所述普通光图像处理监视单元和所述荧光图像处理监视单元的监视结果。

8. 如权利要求 6 或 7 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述普通光图像处理监视单元和所述荧光图像处理监视单元监视所述普通光图像用信号处理单元和所述荧光图像用信号处理单元的输出状态。

9. 如权利要求 6 或 7 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述普通光图像处理监视单元和所述荧光图像处理监视单元监视所述普通光摄像驱动单元的驱动信号和所述荧光摄像驱动单元的驱动信号的输出状态。

10. 如权利要求 6 或 7 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述普通光图像处理监视单元和所述荧光图像处理监视单元监视所述普通光图像用信号处理单元和所述荧光图像用信号处理单元的输入状态。

11. 如权利要求 6 至 10 中任何一项所述的内窥镜装置，其特征在于，所述图像处理装置具有：

外围设备动作检测单元，其检测所连接的外围设备的动作状态，

所述图像合成单元的所述告知单元在所述合成图像上告知所述外围设备动作检测单元的监视结果。

12. 如权利要求 11 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述外围设备是进行处置的医疗处置装置。

13. 如权利要求 11 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述外围设备是供给所述普通光的光源装置。

14. 一种图像处理装置，其特征在于，

该图像处理装置具有：

摄像单元，其对被摄体进行摄像，输出基于所摄像的所述被摄体的像的摄像信号；

1 个或多个存储单元，其存储从所述摄像单元输出的摄像信号；

写入信号发生单元，其对所述存储单元输出写入信号，该写入信号

用于使所述存储单元写入所述摄像信号；

所述切换信号发生单元，其对所述摄像单元和所述存储单元输出切换信号，该切换信号用于切换第 1 观察模式和第 2 观察模式，所述第 1 观察模式生成基于从所述摄像单元输出的摄像信号的第 1 观察图像，所述第 2 观察模式生成基于从所述摄像单元输出的摄像信号的、与所述第 1 观察图像不同的第 2 观察图像；

写入禁止单元，其根据所述切换信号，通过停止所述写入信号的输出，使所述摄像信号向所述存储单元的写入停止；以及

写入禁止解除单元，其在所述切换信号被输出之后，在经过规定时间后，通过重新开始所述写入信号对所述存储单元的输出，解除所述摄像信号向所述存储单元的写入的停止。

15. 一种图像处理装置，其特征在于，

该图像处理装置具有：

1 个或多个摄像单元，其对被摄体进行摄像，输出基于所摄像的所述被摄体的像的摄像信号；

1 个或多个存储单元，其存储从所述摄像单元输出的摄像信号；

写入信号发生单元，其对所述存储单元输出写入信号，该写入信号用于使所述存储单元写入所述摄像信号；

光源单元，其对所述被摄体照射具有第 1 频带的照射光和与所述第 2 照射光不同的具有第 2 频带的照射光；

切换信号发生单元，其对所述摄像单元和所述存储单元输出切换信号，该切换信号用于切换第 1 摄像模式和第 2 摄像模式，所述第 1 摄像模式在所述具有第 1 频带的照射光对所述被摄体进行照射时，通过第 1 曝光时间，对所述被摄体进行摄像，所述第 2 摄像模式在所述具有第 2 频带的照射光对所述被摄体进行照射时，通过第 2 曝光时间，对所述被摄体进行摄像；

写入禁止单元，其根据所述切换信号，通过停止所述写入信号的输出，使所述摄像信号向所述存储单元的写入停止；以及

写入禁止解除单元，其在所述切换信号被输出后，在所述光源单元

照射的照射光从一种照射光切换为另一种照射光之后，通过重新开始所述写入信号的输出，解除所述摄像信号向所述存储单元的写入的停止。

16. 一种图像处理装置，其特征在于，

该图像处理装置具有：

多个摄像单元，其对被摄体进行摄像，输出基于所摄像的所述被摄体的像的摄像信号；

1 个或多个存储单元，其存储从所述摄像单元输出的摄像信号；

写入信号发生单元，其对所述存储单元输出写入信号，该写入信号用于使所述存储单元写入所述摄像信号；

切换信号发生单元，其输出切换信号，该切换信号用于切换第 1 摄像信号和第 2 摄像信号的输出状态，所述第 1 摄像信号通过所述摄像单元对所述被摄体的第 1 像进行摄像而从所述摄像单元输出，所述第 2 摄像信号通过所述摄像单元对与所述第 1 像不同的所述被摄体的第 2 像进行摄像而从所述摄像单元输出；

写入禁止单元，其根据所述切换信号，通过停止所述写入信号的输出，使所述第 1 摄像信号或所述第 2 摄像信号向所述存储单元的写入停止；以及

写入禁止解除单元，其在所述切换信号被输出后，当从所述摄像单元输出的摄像信号从一种摄像信号切换为另一种摄像信号之后，通过重新开始所述写入信号的输出，解除所述第 1 摄像信号或所述第 2 摄像信号向所述存储单元的写入的停止。

17. 如权利要求 14 所述的图像处理装置，其特征在于，

所述图像处理装置还具有：

冻结图像生成单元，其根据写入到所述存储单元中的所述摄像信号，生成静态图像；以及

冻结指示单元，其对所述冻结图像生成单元进行用于生成所述静态图像的冻结指示，

所述冻结图像生成单元在所述规定时间的期间，使在所述冻结指示单元中进行的所述冻结指示无效。

18. 如权利要求 15 所述的图像处理装置，其特征在于，  
所述图像处理装置还具有：

冻结图像生成单元，其根据写入到所述存储单元中的所述摄像信号，  
生成静态图像；以及

冻结指示单元，其对所述冻结图像生成单元进行用于生成所述静态  
图像的冻结指示，

所述冻结图像生成单元在所述光源单元照射的照射光从一种照射光  
切换到另一种照射光的期间，使在所述冻结指示单元中进行的所述冻结  
指示无效。

19. 如权利要求 16 所述的图像处理装置，其特征在于，  
所述图像处理装置还具有：

冻结图像生成单元，其根据写入到所述存储单元中的所述第 1 摄像  
信号或所述第 2 摄像信号，生成静态图像；以及

冻结指示单元，其对所述冻结图像生成单元进行用于生成所述静态  
图像的冻结指示，

所述冻结图像生成单元在从所述摄像单元输出的摄像信号从一种摄  
像信号切换为另一种摄像信号的期间，使在所述冻结指示单元中进行的  
所述冻结指示无效。

20. 如权利要求 14 至权利要求 19 中的任何一项所述的图像处理装  
置，其特征在于，

所述图像处理装置还具有：

显示图像尺寸变更单元，其在从所述摄像单元输出的摄像信号向所  
述存储单元的写入的停止刚被解除之后，进行用于变更显示在显示单元  
上的图像尺寸的处理。

21. 如权利要求 17 至权利要求 19 中的任何一项所述的图像处理装  
置，其特征在于，

所述冻结图像生成单元具有：

色偏检测单元，其在已写入所述存储单元的摄像信号中检测出色偏  
最小的摄像信号后，进行预冻结处理，该预冻结处理用于将基于该摄像

信号的静态图像显示在所述显示单元上。

22. 如权利要求 15 所述的图像处理装置，其特征在于，

所述存储单元具有同步化电路，该同步化电路使按时间序列写入的摄像信号同步化并将其输出，

所述同步化电路根据从所述切换信号发生单元输出的所述切换信号，停止所述摄像信号的写入，在所述光源单元照射的照射光从一种照射光切换到另一种照射光之后，根据从所述切换信号发生单元输出的切换完成信号，解除所述摄像信号的写入的停止。

23. 如权利要求 21 所述的图像处理装置，其特征在于，

使所述冻结指示无效的期间在所述预冻结处理中，可根据成为检测对象的摄像信号被写入所述存储单元的期间，来进行增减。

24. 如权利要求 19 所述的图像处理装置，其特征在于，

所述冻结图像生成单元具有冻结存储器，并根据所述第 1 至第 2 曝光时间来控制所述冻结存储器，

所述同步化电路具有同步化存储器，在所述写入禁止解除单元重新开始写入之后，根据所述第 1 至第 2 曝光时间来控制所述同步化存储器。



## 内窥镜装置和图像处理装置

### 技术领域

本发明涉及可以获得基于普通光的观察图像和基于荧光的观察图像的内窥镜装置和图像处理装置。

### 背景技术

在由内窥镜进行的活体组织的观察中，除利用可视光的普通的内窥镜观察之外，还具有荧光观察，该荧光观察通过照射激励光来进行荧光像的观察。该荧光观察利用如下特性：当对活体组织照射波长 400nm～480nm 的光（激励光）时，正常的组织强烈地产生大约为 480nm～630nm 范围的荧光，而癌细胞等患部的荧光会变得更弱。对于在普通的内窥镜观察中很难目视确认的早期癌变等异常部位，上述特性作为可以发现此类早期癌变等异常部位的技术，已为大家所知。

迄今为止，在荧光诊断中所用的内窥镜装置例如日本特开平 4-150845 号公报中所公开的那样，在从光源发出的照明光路中配置只透射激励光的激励用滤光片，同时，在内窥镜的插入部前端的物镜光学系统与固体摄像元件之间，配置只透射荧光波长的光的荧光透射用滤光片。

在如日本特开平 4-150845 号公报中所公开的现有装置中，由于照射到被摄体上的照明光只是激励光，入射到固体摄像元件上的光线只是荧光，因此成为荧光观察专用的装置，不能进行由普通光对被摄体进行的内窥镜观察。

因此，迄今为止，在为了视觉观察患部的位置或状态而进行内窥镜观察的情况下，每次观察时，必须交替地更换使用荧光观察用内窥镜装置和普通光观察用内窥镜装置，对患者和医生双方来说，会成为很大的负担。

因此，例如在日本特开平 9-66023 号公报中，提出了可以容易地进

行普通的内窥镜观察和荧光观察的荧光观察用电子内窥镜的视频处理器装置。但是，在这样的装置中，虽然可以将普通光观察图像和荧光观察图像的两方显示在监视器上，但不能对在同一定时所摄像的普通光观察图像和荧光观察图像同时进行观察，在观察图像的切换中，当被摄体运动时，不能对同一部位进行观察等，产生不能容易地对普通光观察图像和荧光观察图像进行对比这一问题。

此外，在将普通光观察图像和荧光观察图像的两方显示在监视器上的情况下，当普通光观察用 CCD 或荧光观察用 CCD 中的任何一方的 CCD 产生故障时，还存在如下问题：一方的图像只是成为噪声图像，或者成为没有任何输出的状态，在监视器画面上不能容易地识别出到底是哪一个 CCD 发生故障。

进而，作为使用内窥镜装置的活体组织的观察，除上述普通观察、荧光观察之外，还存在：窄频带光观察（NBI: Narrow Band Imaging），其将具有比普通观察中的照射光更窄的频带的光即窄频带光照射到活体内进行观察；以及红外光观察，其将具有近红外频带的光即近红外光照射到活体内进行观察。

在窄频带光观察中，能够用更高的对比度对粘膜表层的血管进行良好的观察，在红外光观察中，通过将被称为吲哚菁绿（ICG）的具有吸收近红外频带光的特性的药剂注入血管内，可以观察到在普通观察中不能看见的粘膜下深部的血液循环动态。

这样的可以切换多个观察模式的装置例如在日本特开 2005-013611 号公报中，作为可以切换普通观察、荧光观察、窄频带光观察、红外光观察四种观察模式的图像处理装置已被公开。

但是，在荧光观察中，由于活体内的活体组织发出的自身荧光很微弱，因此，对活体内的活体组织所发出的自身荧光的像的摄像，例如，通过使设置在光源装置中的旋转滤光片的旋转速度比普通观察更低，由此比起普通观察在曝光时间更长的时间中进行。

因此，例如，在内窥镜装置的观察模式从普通观察切换到荧光观察的期间、即旋转滤光片的旋转速度从适应于普通观察的旋转速度到适应

于荧光观察的旋转速度的期间，会产生输出不适合记录的静态图像这一问题。这样的问题在日本特开 2005-013611 号公报中并没有加以考虑。

### 发明内容

本发明是鉴于上述状况而进行的，其目的在于提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置可以容易地对普通光观察用图像和荧光观察用图像进行对比，此外，可以将图像处理系统的异常在图像显示用监视器上进行告知，进而，本发明的目的在于提供一种图像处理装置，该图像处理装置在进行观察模式的切换时，可以输出适合记录的静态图像。

为了达成上述目的，第 1 发明的内窥镜装置具有：内窥镜，其具有普通光摄像单元和荧光摄像单元，所述普通光摄像单元具有电子快门，对由普通光产生的被摄体像进行摄像，所述荧光摄像单元对来自被摄体的荧光像进行摄像；以及图像处理装置，其对来自所述普通光摄像单元和所述荧光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成普通光图像和荧光图像，其中，所述图像处理装置具有：普通光摄像控制单元，其驱动所述普通光摄像单元；荧光摄像控制单元，其驱动所述荧光摄像单元；普通光图像用信号处理单元，其对来自所述普通光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成所述普通光图像；以及荧光图像用信号处理单元，其对包含所述被摄体的荧光像在内的摄像信号进行信号处理，生成所述荧光图像，所述图像处理装置同时驱动所述普通光摄像控制单元和所述荧光摄像控制单元。

第 2 发明的内窥镜装置具有：内窥镜，其具有普通光摄像单元和荧光摄像单元，所述普通光摄像单元对由普通光产生的被摄体像进行摄像，所述荧光摄像单元对来自被检体的荧光像进行摄像；以及图像处理装置，其对来自所述内窥镜的普通光摄像单元和荧光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成普通光图像和荧光图像，其中，所述图像处理装置具有：普通光摄像驱动单元，其驱动所述普通光摄像单元；荧光摄像驱动单元，其驱动所述荧光摄像单元；普通光图像用信号处理单元，其对来自所述普通光摄像单元的摄像信号进行信号处理，生成所述普通光图像；荧光

图像用信号处理单元，其对包含所述荧光像在内的摄像信号进行信号处理，生成所述荧光图像；图像合成单元，其对所述普通光图像和所述荧光图像进行合成；普通光图像处理监视单元，其监视从所述普通光摄像驱动单元的驱动信号到所述普通光图像用信号处理单元的输出信号的所述普通光图像的信号处理系统；以及荧光图像处理监视单元，其监视从所述荧光摄像驱动单元的驱动信号到所述荧光图像用信号处理单元的输出信号的所述荧光图像的信号处理系统。

第3发明的图像处理装置具有：摄像单元，其对被摄体进行摄像，输出基于所摄像的所述被摄体的像的摄像信号；1个或多个存储单元，其存储从所述摄像单元输出的摄像信号；写入信号发生单元，其对所述存储单元输出写入信号，该写入信号用于使所述存储单元写入所述摄像信号；所述切换信号发生单元，其对所述摄像单元和所述存储单元输出切换信号，该切换信号用于切换第1观察模式和第2观察模式，所述第1观察模式生成基于从所述摄像单元输出的摄像信号的第1观察图像，所述第2观察模式生成基于从所述摄像单元输出的摄像信号的、与所述第1观察图像不同的第2观察图像；写入禁止单元，其根据所述切换信号，通过停止所述写入信号的输出，使所述摄像信号向所述存储单元的写入停止；以及写入禁止解除单元，其在所述切换信号被输出之后，在经过规定时间后，通过重新开始所述写入信号对所述存储单元的输出，解除所述摄像信号向所述存储单元的写入的停止。

第4发明的图像处理装置具有：1个或多个摄像单元，其对被摄体进行摄像，输出基于所摄像的所述被摄体的像的摄像信号；1个或多个存储单元，其存储从所述摄像单元输出的摄像信号；写入信号发生单元，其对所述存储单元输出写入信号，该写入信号用于使所述存储单元写入所述摄像信号；光源单元，其对所述被摄体照射具有第1频带的照射光和与所述第2照射光不同的具有第2频带的照射光；切换信号发生单元，其对所述摄像单元和所述存储单元输出切换信号，该切换信号用于切换第1摄像模式和第2摄像模式，所述第1摄像模式在所述具有第1频带的照射光对所述被摄体进行照射时，通过第1曝光时间，对所述被摄体

进行摄像,所述第2摄像模式在所述具有第2频带的照射光对所述被摄体进行照射时,通过第2曝光时间,对所述被摄体进行摄像;写入禁止单元,其根据所述切换信号,通过停止所述写入信号的输出,使所述摄像信号向所述存储单元的写入停止;以及写入禁止解除单元,其在所述切换信号被输出后,在所述光源单元照射的照射光从一种照射光切换为另一种照射光之后,通过重新开始所述写入信号的输出,解除所述摄像信号向所述存储单元的写入的停止。

第5发明的图像处理装置具有:多个摄像单元,其对被摄体进行摄像,输出基于所摄像的所述被摄体的像的摄像信号;1个或多个存储单元,其存储从所述摄像单元输出的摄像信号;写入信号发生单元,其对所述存储单元输出写入信号,该写入信号用于使所述存储单元写入所述摄像信号;切换信号发生单元,其输出切换信号,该切换信号用于切换第1摄像信号和第2摄像信号的输出状态,所述第1摄像信号通过所述摄像单元对所述被摄体的第1像进行摄像而从所述摄像单元输出,所述第2摄像信号通过所述摄像单元对与所述第1像不同的所述被摄体的第2像进行摄像而从所述摄像单元输出;写入禁止单元,其根据所述切换信号,通过停止所述写入信号的输出,使所述第1摄像信号或所述第2摄像信号向所述存储单元的写入停止;以及写入禁止解除单元,其在所述切换信号被输出后,当从所述摄像单元输出的摄像信号从一种摄像信号切换为另一种摄像信号之后,通过重新开始所述写入信号的输出,解除所述第1摄像信号或所述第2摄像信号向所述存储单元的写入的停止。

#### 附图说明

图1涉及本发明的第1实施方式,是表示内窥镜装置结构的方框图。

图2与上图相同,是表示RGB旋转滤光片的结构的说明图。

图3与上图相同,是表示荧光波段与各滤光片特性的说明图。

图4涉及本发明的第2实施方式,是表示内窥镜装置结构的方框图。

图5与上图相同,是表示RGB旋转滤光片的结构的说明图。

图6涉及本发明的第3实施方式,是表示内窥镜装置结构的方框图。

图 7 与上图相同,是表示荧光用 CCD 前面的物镜光学系统结构的说明图。

图 8 涉及本发明的第 4 实施方式,是表示内窥镜装置结构的结构图。

图 9 与上图相同,是表示图 8 的 RGB 旋转滤光片的结构的图。

图 10 与上图相同,是表示图 8 的第 1 图像输出检测电路或第 2 图像输出检测电路的结构方框图。

图 11 与上图相同,是表示用于说明图 10 的噪声图像检测部的作用的 Cr-Cb 色平面的图。

图 12 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 1 图。

图 13 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 2 图。

图 14 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 3 图。

图 15 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 4 图。

图 16 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 5 图。

图 17 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 6 图。

图 18 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 7 图。

图 19 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 8 图。

图 20 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 9 图。

图 21 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 10 图。

图 22 与上图相同,是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视

器显示例的第 11 图。

图 23 与上图相同，是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 12 图。

图 24 与上图相同，是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 13 图。

图 25 与上图相同，是表示用于说明图 8 的视频处理器的作用的监视器显示例的第 14 图。

图 26 与上图相同，是表示图 10 的第 1 图像输出检测电路或第 2 图像输出检测电路的变形例的结构方框图。

图 27 与上图相同，是表示用于说明图 10 的噪声图像检测部的作用的变形例的 Cr-Cb 色平面的图。

图 28 与上图相同，是表示图 8 的视频处理器的第 1 变形例的结构图。

图 29 与上图相同，是表示图 8 的视频处理器的第 2 变形例的结构图。

图 30 与上图相同，是表示图 8 的视频处理器的第 3 变形例的结构图。

图 31 与上图相同，是表示图 8 的视频处理器的第 4 变形例的结构图。

图 32 与上图相同，是表示图 8 的视频处理器的第 5 变形例的结构图。

图 33 涉及本发明的第 5 实施方式，是表示内窥镜装置的要部结构的图。

图 34 与上图相同，是表示内窥镜装置的内部结构的图。

图 35 与上图相同，是表示设置在内窥镜装置具有的光源部上的旋转滤光片的结构图。

图 36 与上图相同，是表示设置在图 35 所示的旋转滤光片上的 RGB 滤光片的透射特性的图。

图 37 与上图相同，是表示设置在图 35 所示的旋转滤光片上的荧光

观察用滤光片的透射特性的图。

图 38 与上图相同，是表示设置在内窥镜装置具有的光源部上的频带切换滤光片的结构图。

图 39 与上图相同，是表示设置在图 38 所示的频带切换滤光片上的普通/荧光观察用滤光片和红外光观察用滤光片的透射特性的图。

图 40 与上图相同，是表示设置在图 38 所示的频带切换滤光片上的窄频带光观察用滤光片的透射特性的图。

图 41 与上图相同，是表示设置在内窥镜装置具有的电子内窥镜上的激励光截止滤光片的透射特性的图。

图 42 与上图相同，是表示内窥镜装置具有的处理器设定画面的一例的图。

图 43 与上图相同，是表示设置在内窥镜装置具有的电子内窥镜中的摄像部的结构的一例的图。

图 44 与上图相同，是表示设置在内窥镜装置具有的电子内窥镜中的摄像部的结构的与图 43 不同的例子的图。

图 45 与上图相同，是表示内窥镜装置中的观察模式从一种观察模式切换到另一种观察模式的情况下，在处理器中进行的处理的一例的流程图。

图 46 与上图相同，是表示内窥镜装置中的观察模式从一种观察模式切换到另一种观察模式的情况下，存储部中的摄像信号的写入和读出的状态的图。

图 47 与上图相同，是表示内窥镜装置具有的处理器设定画面的与图 42 不同的例子的图。

图 48 与上图相同，是表示内窥镜装置中的观察模式从一种观察模式切换到另一种观察模式的情况下，在处理器中进行的处理的与图 45 不同的例子的流程图。

图 49 与上图相同，是表示内窥镜装置具有的处理器进行的预冻结处理的一例的流程图。

图 50 与上图相同，是表示内窥镜装置中的观察模式从一种观察模式



切换到另一种观察模式的情况下，同步化电路中的摄像信号的写入和读出的状态的图。

### 具体实施方式

以下，参考附图，对本发明的实施方式进行说明。

#### [第1实施方式]

在图1中，符号1是内窥镜装置，该内窥镜装置1构成为具有：电子内窥镜10，其可以进行基于可视光的被摄体的普通光观察和基于被摄体发出的荧光的荧光观察；以及视频处理器20，其作为图像处理装置，驱动电子内窥镜10，对由电子内窥镜10摄像的普通光观察像和荧光观察像进行信号处理，生成普通光图像和荧光图像。在视频处理器20上连接监视器2，在该监视器2的画面上可显示普通光观察图像3和荧光观察图像4。

电子内窥镜10具有：挠性的插入部10a，其被插入体腔内等；以及操作部10b，其设置在该插入部10a的基端侧。该电子内窥镜10通过从操作部10b的侧部延伸出来的通用塞绳10c，连接到视频处理器20上。在插入部10a的前端部，朝向前方并列配置有作为普通光摄像单元的摄像元件11和作为荧光摄像单元的摄像元件12。作为普通光摄像用的摄像元件11，是对应电子快门功能的固体摄像元件，例如使用单色用电荷耦合元件（CCD），作为荧光摄像用的摄像元件12，例如，使用高灵敏度固体摄像元件，其可以捕集微弱的来自活体的荧光。

并且，在以下，以普通光摄像用的摄像元件11为主，记载为普通光用CCD11，以荧光摄像用的摄像元件12为主，记载为荧光用CCD12。

在这些普通光用CCD11和荧光用CCD12中，在一方的荧光用CCD12的前面，配置荧光透射用滤光片13，其只透射波长为520nm~700nm的光，在另一方的普通光用CCD11的前方，不配置荧光透射用滤光片。并且，在这些CCD11、CCD12的前方，配置物镜光学系统（未图示），前方的被摄体的像成像在各CCD11、CCD12的摄像面上。

并且，对普通光用CCD11和荧光用CCD12两者，也可以配置公共

的1个物镜光学系统。

此外，与插入部10a前端的物镜光学系统并列地通过照明光学系统（未图示）配置照明用光纤束（以下，简记为“光导”）14的出射端。光导14从插入部10a经由通用塞绳10c，连接到视频处理器20上，对从设置在视频处理器20内的光源入射到入射端的照明光进行导光，从内窥镜前端的出射端朝向物镜光学系统的观察范围照射照明光。

视频处理器20具有用于对光导14供给照明光的光源系统以及用于CCD驱动和信号处理的各种信号处理电路系统。作为照明光供给用的光源系统，具有光源部21，其例如具有氙灯或调光电路等，在该光源部21和光导14的入射端之间的照明光路中，配置有RGB旋转滤光片22。

来自光源部21的出射光透射过RGB旋转滤光片22，被光导14导光，从电子内窥镜10的插入部10a的前端出射。RGB旋转滤光片22如图2所示，分别将红（R）、绿（G）、蓝（B）3色滤光片22a、22b、22c形成为扇形，利用经由光源部21而被控制的电动机23以匀速旋转。其结果，位于电子内窥镜10的插入部10a前端的前方的被摄体被红、绿、蓝3色照明光顺次循环进行照明。

并且，各滤光片22a、22b、22c透射的光的波长区域，例如，红（R）是：580nm～650nm，绿（G）是：500nm～580nm，蓝（B）是：400nm～500nm。

此外，作为视频处理器20的各种信号处理电路系统，其具有：普通光用CCD控制部25，其作为普通光摄像控制单元，进行普通光用CCD11的驱动/控制；荧光用CCD控制部26，其作为荧光摄像控制单元，进行荧光用CCD12的驱动/控制；普通光图像用视频电路部27，其作为普通光图像用信号处理单元，处理来自普通光用CCD11的摄像信号，生成普通光图像；荧光图像用视频电路部28，其作为荧光图像用信号处理单元，处理来自荧光用CCD12的摄像信号，生成荧光图像；定时电路部29，其生成使各部分同步动作的定时信号；以及图像合成电路部30，其合成普通光图像和荧光图像，输出给监视器2。

普通光用CCD控制部25驱动普通光用CCD11，对基于经由RGB

旋转滤光片 22 而照射到被摄体上的照明光的摄像进行控制。此外，当与荧光观察匹配而增大照明光量的情况下，进行由普通光用 CCD 11 的电子快门进行的曝光控制，调整曝光量，使得能够得到适当亮度的普通光图像。

荧光用 CCD 控制部 26 驱动荧光用 CCD 12，对基于经由 RGB 旋转滤光片 22 而照射到被摄体上的照明光的被摄体像的摄像进行控制，该被摄体像包含从被摄体产生的荧光形成的像。此时，在即使使照明光的光量成为最大，也不能得到充分明亮的荧光图像的情况下，控制荧光用 CCD 12 的增益来进行调整，使得能够得到适当亮度的荧光图像。

普通光图像用视频电路部 27 处理从普通光用 CCD 11 传送的摄像信号，生成被摄体的普通的彩色影像信号。另一方面，荧光图像用视频电路部 28 从荧光用 CCD 12 传送的摄像信号中，提取出由透射过荧光透射用滤光片 13 的波长的光形成的摄像信号，生成被摄体的荧光图像。

定时电路部 29 生成定时信号，并将定时信号提供给普通光用 CCD 控制部 25、荧光用 CCD 控制部 26、普通光图像用视频电路部 27、荧光图像用视频电路部 28 和光源部 21，该光源部 21 控制使 RGB 旋转滤光片 22 旋转的电动机 23。根据该定时信号，同时驱动普通光用 CCD 控制部 25 和荧光用 CCD 控制部 26，可得到普通光用 CCD 11 和荧光用 CCD 12 在相同的定时所摄像的基于普通光的被摄体像和荧光像。此外，以取得同步的方式控制普通光图像用视频电路部 27 和荧光图像用视频电路部 28 的各处理、以及由电动机 23 驱动的 RGB 旋转滤光片 22 的旋转。

图像合成电路部 30 对来自普通光图像用视频电路部 27 的普通光图像和来自荧光图像用视频电路部 28 的荧光图像进行合成处理，将由普通光图像和荧光图像的一方或双方构成的合成图像输出给监视器 2，使合成图像显示在监视器 2 的画面上。在图 1 中，示出了在监视器 2 的画面上并列地显示普通光观察图像 3 和荧光观察图像 4 的例子。

在由具有以上结构的内窥镜装置 1 进行的内窥镜观察中，根据来自视频处理器 20 的定时电路部 29 的定时信号，控制光源部 21 的灯发光和由电动机 23 驱动的 RGB 旋转滤光片 22 的旋转，被摄体被红、绿、蓝 3

色照明光顺次循环进行照明。此外,根据来自定时电路部 29 的定时信号,通过普通光用 CCD 控制部 25 驱动普通光用 CCD 11,同时,通过荧光用 CCD 控制部 26 驱动荧光用 CCD 12。

其结果,在普通光用 CCD 11 中,进行所谓 RGB 面顺次方式的摄像,该 RGB 面顺次方式的摄像信号被输入到普通光图像用视频电路部 27 中。在普通光图像用视频电路部 27 中,经过由预处理进行的噪声除去或彩色平衡校正,进行 R、G、B 信号的同步化,进而,进行伽玛校正或色校正等处理,生成被摄体的普通的彩色影像信号。

另一方面,来自荧光用 CCD 12 的摄像信号被输入到荧光图像用视频电路部 28 中。在荧光图像用视频电路部 28 中,在由 RGB 旋转滤光片 22 产生的红、绿、蓝的照明光中,只提取出由蓝色的照明光(波长 400nm~500nm)照明被摄体时的信号,生成被摄体的荧光图像。即,由荧光用 CCD 12 得到的图像只是由可透射过荧光透射用滤光片 13 的波长的光成像的像,如图 3 所示,通过包含在蓝色照明光中的波长 400nm~500nm 的激励光,从被摄体激励出波长 520nm~700nm 的光,透射过荧光透射用滤光片 13,从由荧光用 CCD 12 所摄像的被摄体像生成荧光图像。

在此情况下,由于从活体产生的荧光很微弱,因此,为了得到清楚的荧光图像,必须比普通光观察更加增大照明光的光量。但是,在本实施方式的电子内窥镜 10 中,在普通光观察和荧光观察中,照明光成为公共的照明光,因此,当与荧光观察匹配地使照明光量增大时,成为对普通光图像过分明亮的照明光,有时就成为不适当的照明光量。

从而,普通光用 CCD 控制部 25 对普通光用 CCD 11 的电子快门进行控制,调节曝光量,使得能够得到亮度适当的普通光图像。电子快门的曝光量的调节方法,用周知的一般控制即可,对过分明亮的照明光,控制普通光用 CCD 11 的电荷积蓄时间,使得彩色平衡相对于 RGB 各色光保持恒定的同时,缩短该时间,将有助于摄像的光量、即图像的亮度调整为适当的光量。

进而,在即使使照明光量成为最大也不能得到充分亮度的情况下,荧光用 CCD 控制部 26 通过控制荧光用 CCD 12 的增益,能够得到亮度适

当的荧光图像。例如，作为荧光用 CCD 12，使用高灵敏度固体摄像元件，其在元件内部具有利用了 CMD（Charge Multiplication Device：电荷倍增器件）的离子化的电荷倍增机构，在此情况下，荧光用 CCD 控制部 26 进行如下的控制：对输入给元件的控制脉冲或施加电压进行控制，通过使元件内的信号的放大倍率增大，来补偿照明光量的不足，从而能够得到亮度适当的荧光图像。

由普通光图像用视频电路部 27 生成的彩色图像和由荧光图像用视频电路部 28 生成的荧光图像被输入到图像合成电路部 30 中，进行合成处理，生成由荧光图像和普通光图像的一方或两方构成的合成图像。该合成图像从图像合成电路部 30 输出给监视器 2，例如，如图 1 所示，在监视器 2 的画面上，并列显示普通光观察图像 3 和荧光观察图像 4。

并且，在图 1 中，并列显示着普通光观察图像 3 和荧光观察图像 4，但显示方法并不仅限于此，也可以将普通光观察图像 3 和荧光观察图像 4 重叠地进行显示。

如以上所述，在本实施方式的内窥镜装置 1 中，由于可以同时得到普通光观察图像和荧光观察图像，所以不用进行以往需要的普通光观察和荧光观察的切换作业，使观察者的可操作性提高，可以减轻因切换操作所带来的负担。此外，由于可以观察在同一定时所得到的不同的观察模式的图像，因此，具有容易进行荧光观察图像和普通光观察图像的对比这一优点，可以有助于诊断性能的提高。

进而，通过进行普通光用摄像元件的曝光控制或荧光用摄像元件的增益控制，对公共的照明光，可以使普通光观察图像和荧光观察图像双方成为亮度适当的图像，使光源系统的结构简单化，可以实现系统成本的降低。

## [第 2 实施方式]

接着，对本发明的第 2 实施方式进行说明。第 2 实施方式相对于上述第 1 实施方式，设置有如下的照明系统，该照明系统由与普通光观察用的照明系统不同的其它系统出射荧光观察用的蓝色激励光。并且，对进行与第 1 实施方式同样动作的部件或电路部赋予同样的编号，并省略

其说明。

如图4所示,第2实施方式的内窥镜装置40构成为具有:电子内窥镜50,其可以进行普通光观察和荧光观察;以及视频处理器60,其驱动该电子内窥镜50,对来自电子内窥镜50的普通光观察像和荧光观察像进行信号处理,并在监视器2上显示普通光观察图像和荧光观察图像。电子内窥镜50与第1实施方式的电子内窥镜10同样,具有:挠性插入部50a;以及操作部50b,其设置在该插入部50a的基端侧。该电子内窥镜50通过从操作部50b的侧部延伸出来的通用塞绳50c连接到视频处理器60上。

在电子内窥镜50的插入部50a的前端部,朝向前方并列配置有普通光用CCD 11和荧光用CCD 12,在一方的荧光用CCD 12的前面配置有荧光透射用滤光片13,其只透射波长为520nm~700nm的光,在另一方的普通光用CCD 11的前方不配置荧光透射用滤光片。此外,朝向两个CCD 11、CCD 12的物镜光学系统的观察范围,与照射照明光的光导14的出射端并列地配置有蓝色LED 51,其用于将来自与光导14不同系统光路的蓝色的激励光作为照明光进行出射。

与该电子内窥镜50对应的视频处理器60相对于第1实施方式的视频处理器20,进行普通光用CCD 11的驱动/控制的普通光用CCD控制部25、进行荧光用CCD 12的驱动/控制的荧光用CCD控制部26、以及合成普通光图像和荧光图像并输出到监视器2上的图像合成电路部30是相同的,但被配置在光源部21与光导14的入射端之间的照明光路中的RGB旋转滤光片61、处理来自普通光用CCD 11的摄像信号并生成普通光图像的普通光图像用视频电路部62、处理来自荧光用CCD 12的摄像信号并生成荧光图像的荧光图像用视频电路部63、生成使各部同步动作的定时信号的定时电路部64的功能结构稍微不同。

RGB旋转滤光片61如图5所示,除红(R)、绿(G)、蓝(B)的普通光观察用的3色滤光片61a、61b、61c之外,还将荧光观察用的蓝色滤光片61d相邻地设置在普通光观察用的蓝色滤光片61c和红色滤光片61a上,分别使它们成为扇状来进行配置。由此,当RGB旋转滤光片

61 通过电动机 23 以匀速进行旋转时, 红色滤光片 61a、绿色滤光片 61b、蓝色滤光片 61c、61d 顺次被插入到光路中, 其结果, 经由光导 14 而处于插入部 50a 前端的前方的被摄体按照红、绿、蓝 (普通光观察用)、蓝 (荧光观察用) 的顺序, 以 3 种共计 4 个照明光循环进行照明, 蓝色的照明光连续被照射 2 次。并且, 透射过各滤光片 61a~61d 的光的波长区域与第 1 实施方式相同。

此外, 配置在电子内窥镜 50 的插入部 50a 前端部的蓝色 LED 51, 在 RGB 旋转滤光片 61 的荧光观察用蓝色滤光片 61d 被插入到光路上的定时进行发光, 使照明光量增大, 确保荧光观察时所需的照明光量。蓝色 LED 51 的发光定时通过视频处理器 60 的定时电路部 64 进行控制。

来自定时电路部 64 的定时信号被提供给普通光用 CCD 控制部 25、荧光用 CCD 控制部 26、普通光图像用视频电路部 62、荧光图像用视频电路部 63、以及对使 RGB 旋转滤光片 61 旋转的电动机 23 进行控制的光源部 21 中, 普通光用 CCD 控制部 25 和荧光用 CCD 控制部 26 同时被驱动。并且, 在同一定时所摄像的基于普通光的被摄体像和荧光像的各摄像信号被输出给普通光图像用视频电路部 62 和荧光图像用视频电路部 63 中, 在普通光图像用视频电路部 62 和荧光图像用视频电路部 63 中的各处理以及由电动机 23 驱动的 RGB 旋转滤光片 61 的旋转, 根据来自定时电路部 64 的定时信号, 以取得同步的方式被控制。

其结果, 在普通光用 CCD 11 中, 与第 1 实施方式同样, 进行按 RGB 面顺次方式的摄像, 在普通光图像用视频电路部 62 中, 能够得到被摄体的普通的彩色影像信号。但是, 在普通光图像用视频电路部 62 中, 通过使用在 RGB 旋转滤光片 61 的红色滤光片 61a、绿色滤光片 61b、普通光观察用的蓝色滤光片 61c 的定时所摄像的影像信号同步化来生成普通光图像, 而不使用在由荧光观察用的蓝色滤光片 61d 和蓝色 LED 51 照明的定时所摄像的影像信号。

另一方面, 从荧光用 CCD 12 向荧光图像用视频电路部 63 传递如下的信号: 基于由 RGB 旋转滤光片 61 的荧光观察用蓝色滤光片 61d 和蓝色 LED 51 照明而从被摄体激励出的、可以透射过荧光透射用滤光片 13

的荧光的摄像信号，以及通过 RGB 旋转滤光片 61 照明的被摄体的摄像信号。

在荧光图像用视频电路部 63 中，不使用在被 RGB 旋转滤光片 61 的普通光观察用蓝色滤光片 61c 照明的定时的摄像信号，而通过使在被 RGB 旋转滤光片 61 的红色滤光片 61a 和绿色滤光片 61b 照明的定时的摄像信号与基于荧光摄像信号同步化来生成荧光图像。在图像合成电路部 30 中，与第 1 实施方式同样，对从普通光图像用视频电路部 62 和荧光图像用视频电路部 63 输出的图像信号进行合成处理，生成由荧光观察图像和普通光观察图像的一方或两方构成的合成图像，并输出给监视器 2。

在第 2 实施方式的内窥镜装置 40 中，也与第 1 实施方式同样，可以同时得到普通光观察图像和荧光观察图像，不需要以往必需的普通光观察和荧光观察的切换作业，使观察者的可操作性提高。此外，由于可以观察在同一定时所得到的不同的观察模式的图像，因此，能够获得容易进行荧光观察图像和普通光观察图像的对比这一优点。

进而，在第 2 实施方式的内窥镜装置 40 中，在荧光观察用的蓝色滤光片 61d 的定时，使蓝色 LED 51 发光，通过使照明光量增大，与第 1 实施方式相比，能够用更简单的控制，使普通光观察图像和荧光观察图像两者的亮度适当化。

### [第 3 实施方式]

接着，对本发明的第 3 实施方式进行说明。第 3 实施方式相对于第 2 实施方式，变更了电子内窥镜 50 的荧光用 CCD 12 的物镜光学系统，伴随该物镜光学系统的变更，也变更了视频处理器 60 的一部分的功能。以下，对与第 1、第 2 实施方式同样的部件或电路部赋予同样的编号，并省略其说明。

如图 6 所示，第 3 实施方式的内窥镜装置 70 构成为具有：电子内窥镜 80，其可以进行普通光观察和荧光观察；以及视频处理器 90，其驱动电子内窥镜 80，对来自电子内窥镜 80 的普通光观察像和荧光观察像进行信号处理，在监视器 2 上显示合成图像。电子内窥镜 80 与第 1、第 2 实施方式的电子内窥镜 10、50 同样，具有：挠性插入部 80a；以及操作部



80b, 其设置在该插入部 80a 的基端侧。该电子内窥镜 80 通过从操作部 80b 的侧部延伸出来的通用塞绳 80c 连接到视频处理器 90 上。

在电子内窥镜 80 的插入部 80a 的前端部, 朝向前方并列配置有普通光用 CCD 11 和荧光用 CCD 12, 朝向两个 CCD 11、CCD 12 的物镜光学系统的观察范围, 与照射照明光的光导 14 的出射端并列地配置有蓝色 LED 51, 其发出作为照明光的蓝色激励光, 并出射该蓝色激励光。

荧光用 CCD 12 的前面的物镜光学系统 81 如图 7 所示, 具有如下的结构: 由棱镜 82 将来自被摄体的反射光一分为二, 通过透镜 83、84 使 2 个像成像在荧光用 CCD 12 的摄像面上。在荧光用 CCD 12 的前面配置有第 1 荧光透射用滤光片 85 和第 2 荧光透射用滤光片 86 这 2 个滤光片。第 1 荧光透射用滤光片 85 具有第 1 实施方式所说明的图 3 的滤光片特性中的只使 520nm~580nm 的波长透射的特性, 第 2 荧光透射用滤光片 86 具有只使 580nm~700nm 的波长透射的特性。

例如将第 1 荧光透射用滤光片 85 称为由透镜 83 成像一侧的荧光用 CCD 12 的摄像面的半个区域, 将第 2 荧光透射用滤光片 86 称为由透镜 84 成像一侧的荧光用 CCD 12 的摄像面的另外半个区域那样, 分别将第 1、第 2 荧光透射用滤光片 85、86 配置在荧光用 CCD 12 的前面, 使它们各占荧光用 CCD 12 的一半面积。

视频处理器 90 相对于第 2 实施方式, 光源系统(光源部 21、RGB 旋转滤光片 61、电动机 23)的结构相同, 有关信号处理电路系统中的荧光图像的生成和合成的功能稍微不同。即, 由普通光用 CCD 11 所摄像的被摄体像与第 2 实施方式同样地, 被普通光图像用视频电路部 62 图像化, 生成普通光图像, 但由荧光用 CCD 12 所摄像的被摄体像在荧光图像用视频电路部 91 中进行图像化。

在荧光图像用视频电路部 91 中生成的图像的一半成为透射过第 1 荧光透射用滤光片 85 所得到的波长为 520nm~580nm 的荧光图像, 剩下的一半成为透射过第 2 荧光透射用滤光片 86 所得到的波长为 580nm~700nm 的荧光图像。这些荧光图像被进行如下的分配: 例如将 520nm~580nm 的荧光图像分配为 G 图像, 将 580nm~700nm 的荧光图像分配为

R 图像，并输出到图像合成电路部 92 中。

在图像合成电路部 92 中，对由普通光图像用视频电路部 62 生成的普通光图像和由荧光图像用视频电路部 91 生成的荧光图像进行合成，并输出给监视器 2 进行显示。输出给该监视器 2 的合成图像例如如图 6 所示，可以将普通光观察图像 3、透射过第 1 荧光透射用滤光片 85 所得到的荧光观察图像 4a、以及透射过第 2 荧光透射用滤光片 86 所得到的荧光观察图像 4b 这 3 个图像作为并列的显示图像，此外，也可以作为与第 1、第 2 实施方式相同的显示图像。

以上，根据第 3 实施方式的内窥镜装置 70，与第 1、第 2 实施方式同样，可以同时得到普通光观察图像和荧光观察图像，同时，不需要进行以往必需的普通光观察和荧光观察的切换作业，使观察者的可操作性提高。此外，由于可以观察在同一定时所得到的不同的观察模式的图像，因此，可以得到容易进行荧光观察图像和普通光观察图像的对比这一优点。进而，在第 3 实施方式中，由于可以将如图 3 所示的波长不同的 2 种荧光作为各自不同的图像得到，因此，可以实现观察者的诊断能力的提高。

并且，在第 3 实施方式所说明的物镜光学系统 81 中，如图 7 所示，将来自被摄体的反射光由棱镜 82 一分为二，并通过透镜 83、84 使 2 个像成像在荧光用 CCD 12 上。但也可以使第 1 荧光透射用滤光片 85 和第 2 荧光透射用滤光片 86 成为嵌镶状，配置在荧光用 CCD 12 的前面，通过在荧光图像用视频电路部 91 中的读出控制，对透射过第 1 荧光透射用滤光片 85 所得到的荧光观察图像和透射过第 2 荧光透射用滤光片 86 所得到的荧光图像进行分离并进行图像化。

#### [第 4 实施方式]

接着，对本发明的第 4 实施方式进行说明。如图 8 所示，第 4 实施方式的内窥镜装置 101 构成为具有：电子内窥镜 103，其具有挠性插入部 102，可以进行普通光观察和荧光观察；以及视频处理器 105，其驱动电子内窥镜 103，对来自电子内窥镜 103 的普通光观察像和荧光观察像进行信号处理，在监视器 104 上显示普通光观察图像和荧光观察图像。

在电子内窥镜 103 的插入部 102 的前端，同时朝向前方并列配置有第 1 和第 2 两个固体摄像元件，作为普通光摄像单元的普通光用 CCD 106、以及作为荧光摄像单元的荧光用 CCD 107。作为两个普通光用 CCD 106 和荧光用 CCD 107，例如可使用单色用的电荷耦合元件（CCD）。

在两个普通光用 CCD 106 和荧光用 CCD 107 的前方，分别配置有物镜光学系统 108、109，前方的被摄体的像成像在两个普通光用 CCD 106 和荧光用 CCD 107 上。并且，也可以构成为使两个普通光用 CCD 106 和荧光用 CCD 107 共用 1 个物镜光学系统。

在荧光用 CCD 107 与物镜光学系统 109 之间配置有荧光透射用滤光片 110，其透射波长为 520nm 至 600nm 的光。在普通光用 CCD 106 的前方不配置这样的滤光片。

此外，照明用光纤束 111 朝向两个物镜光学系统 108、109 的观察范围照射照明光，该照明用光纤束 111 的出射端与两个物镜光学系统 108、109 并列配置。

在视频处理器 105 中配置有光源灯 121，其用于对照明用光纤束 111 提供照明光，例如由氙灯构成。在该光源灯 121 与照明用光纤束 111 的入射端之间的照明光路中配置有 RGB 旋转滤光片 122。

在 RGB 旋转滤光片 122 中，如图 9 所示，红（R）、绿（G）、蓝（B）这 3 色彩色滤光片被分别形成为扇形，通过电动机 123 以匀速旋转。

并且，各彩色滤光片透射的光的波长区域例如如下所示。红（R）：580nm～650nm。绿（G）：500nm～580nm。蓝（B）：400nm～500nm。

其结果，经由照明用光纤束 111，位于插入部 102 的前端的前方的被摄体被红、绿、蓝的 3 色的照明光顺次循环照明。

在普通光用 CCD 106 被作为普通光摄像驱动单元的普通光用 CCD 驱动器 115 驱动的同时，该摄像信号通过选择器 117 输出到视频处理器 105 内的作为普通光图像用信号处理单元的普通图像用视频电路 124 中。

另一方面，在前方设置有荧光透射用滤光片 110 的荧光用 CCD 107 被作为荧光摄像驱动单元的荧光用 CCD 驱动器 116 驱动的同时，该摄像信号被输出到视频处理器 105 内的作为荧光图像用信号处理单元的荧光

图像用视频电路 126 中。

并且，荧光用 CCD 107 的摄像信号通过选择器 117 能够输出到普通图像用视频电路 124 中。

进而，普通光用 CCD 106 和荧光用 CCD 107 的驱动（普通光用 CCD 驱动器 115 和荧光用 CCD 驱动器 116 的驱动）、在普通图像用视频电路 124 和荧光图像用视频电路 126 中的处理、以及使 RGB 旋转滤光片 122 旋转的电动机 123 的旋转，都根据来自定时电路 125 的输出信号以取得同步的方式进行控制。

其结果，在普通光用 CCD 106 中，进行所谓 RGB 面顺次方式的摄像，在普通图像用视频电路 124 中，能够得到被摄体的普通的彩色影像信号。

另一方面，由荧光用 CCD 107 进行摄像并被传递到荧光图像用视频电路 126 中的影像信号，在该处只有由蓝色的照明光（波长为 400nm～500nm）对被摄体进行照明时的影像信号被提取出来。即，由于由荧光用 CCD 107 得到的图像只是由可透射过荧光透射用滤光片 110 的波长的光形成的像，因此，由被包含在蓝色的照明光中的波长为 400nm～500nm 的激励光从被摄体激励出的荧光图像，被荧光图像用视频电路 126 提取出来。

在具有告知单元的作为图像合成单元的图像合成电路 128 中，输入从荧光图像用视频电路 126 输出的荧光图像信号和从普通图像用视频电路 124 输出的彩色图像信号，通过图像合成电路 128 进行图像合成处理，使由荧光图像和普通图像的一方或两方构成的合成图像显示在监视器 104 上。

从普通图像用视频电路 124 输出的彩色图像信号也被输出到作为普通光图像处理监视单元的第 1 图像输出检测电路 131 中，此外，从荧光图像用视频电路 126 输出的荧光图像信号也被输出到作为荧光图像处理监视单元的第 2 图像输出检测电路 132 中。

该第 1 图像输出检测电路 131 和第 2 图像输出检测电路 132 具有同样的结构，检测各个图像信号的输出，根据检测结果，可进行选择器的

切换控制、在普通图像用视频电路 124 和荧光图像用视频电路 126 中的处理控制、以及图像合成电路 128 中的图像合成控制。

第 1 图像输出检测电路 131（或第 2 图像输出检测电路 132）具体如图 10 所示，构成为具有：图像采样部 141，其对从普通图像用视频电路 124 输出的彩色图像信号进行采样；RGB 平均值运算部 142，其运算由图像采样部 141 所采样的 R/G/B 图像的平均值；图像未输出检测部 143，其根据 RGB 平均值运算部 142 的运算结果，检测图像的未输出；色差信号运算部 144，其根据由图像采样部 141 所采样的 R/G/B 图像，运算色差信号；CrCb 平均值运算部 145，其运算由色差信号运算部 144 所运算的色差信号的平均值；噪声图像检测部 146，其根据 CrCb 平均值运算部 145 的运算结果，检测噪声图像；以及 OR 电路部 147，其对图像未输出检测部 143 的检测结果和噪声图像检测部 146 的检测结果取 OR（逻辑或），并将其作为图像输出检测电路的输出异常发生信号输出。

在图像采样部 141 中，从除去了文字区域的内窥镜图像部分采样 R、G、B 数据值，输出到 RGB 平均值运算部 142 和色差信号运算部 144 中。

在 RGB 平均值运算部 142 中，计算 R、G、B 数据值的 1 个画面的平均值，并输出到图像未输出检测部 143 中。

在图像未输出检测部 143 检测出多个画面的 R、G、B 数据的平均值全为“0”时，将图像信号作为未输出，将图像未输出信号输出到 OR 电路部 147 中。

此外，在色差信号运算部 144 中，根据 R、G、B 数据值计算色差信号 Cr、Cb，在 CrCb 平均值运算部 145 中，计算 1 个画面的 Cr、Cb 的平均值，并输出到噪声图像检测部 146 中。

$$Cr=0.5R-0.419G-0.081B$$

$$Cb=-0.169R-0.331G+0.5B$$

在噪声图像检测部 146 中，基于 Cr、Cb 的平均值，根据与图 11 所示的 Cr-Cb 色平面坐标的什么位置相吻合，来检测是否是噪声图像，并将检测结果输出到 OR 电路部 147 中。

并且，一般情况下，由于在噪声图像中随机地产生各种各样的色分

量，因此，为了在 Cr-Cb 色平面坐标的原点附近分布 Cr、Cb 的平均值，在本实施方式中，在位于图 11 的 Cr-Cb 色平面坐标的虚线内的情况下，作为噪声图像，将噪声图像发生信号输出到 OR 电路部 147 中。

在 OR 电路部 147 中，根据来自图像未输出检测部 143 的图像未输出信号或者来自噪声图像检测部 146 的噪声图像发生信号，当判断图像信号没有正常输出时，将输出异常发生信号输出到选择器 117、普通图像用视频电路 124、荧光图像用视频电路 126、以及图像合成电路 128 中。

根据输出异常发生信号，例如在荧光图像中存在异常的情况下，只将普通光图像显示在监视器 104 上，此外，当在普通光图像中存在异常的情况下，通过选择器 117，将荧光图像输出到普通图像用视频电路 124 中，根据荧光图像，生成虚拟普通光图像，显示在监视器 104 上。在图 12 至图 25 中，表示监视器 104 的显示例。并且，该显示也可以进行选择。

所谓虚拟普通图像，就是将荧光用 CCD 107 的输出，输入到普通图像用视频电路 124 中，作为普通用图像而生成的图像。由于在荧光用 CCD 107 的前面设置有可滤去激励光的荧光透射用滤光片 110，因此，蓝色色调与普通图像比较稍微不同，但作为紧急用图像，处于没有问题的程度。

(1) 图 12 是普通光图像和荧光图像都为正常的情况下的显示例，在监视器 104 上显示普通光图像和荧光图像。

(2) 图 13 是普通光图像为正常，荧光图像为异常的情况下的显示例，在监视器 104 上显示普通光图像，同时，也在荧光图像显示区域显示普通光图像。此处，图像合成电路 128 具有告知单元，利用图像合成电路 128 的告知单元，例如，通过使荧光图像显示区域中的普通光图像边框成为粗框来告知荧光图像为异常。

并且，由于通过该告知，手术者容易目视确认在荧光观察中已发生问题，因此，可以进行适当的对应，此外，也不会由于只凭监视器 104 的图像不能判断手术操作中是否产生问题，而使患者心中不安。

(3) 图 14 是普通光图像为正常，荧光图像为异常的情况下的显示例，在监视器 104 的中央区域显示普通光图像。图像合成电路 128 的告知单元通过该显示方式告知荧光图像为异常。

(4) 图 15 是普通光图像为正常，荧光图像为异常的情况下的显示例，通过图像合成电路 128 的告知单元，在监视器 104 上显示普通光图像，同时，也在荧光图像显示区域显示“不能进行荧光观察”的消息。

并且，作为消息，除了“不能进行荧光观察”之外，还可以是“已中止荧光观察”、“只能使用普通光观察”、“荧光观察非对应”、或者“只有普通光观察”这样的消息。

(5) 图 16 是普通光图像为正常，荧光图像为异常的情况下的显示例，通过图像合成电路 128 的告知单元，在监视器 104 上显示普通光图像，同时，也在荧光图像显示区域显示彩条。

(6) 图 17 是普通光图像为正常，荧光图像为异常的情况下的显示例，通过图像合成电路 128 的告知单元，在监视器 104 的中央区域显示普通光图像的放大图像。

(7) 图 18 是普通光图像为异常，荧光图像为正常的情况下的显示例，通过图像合成电路 128 的告知单元，在监视器 104 上显示荧光图像，同时，也在普通光图像显示区域显示荧光图像。此处，利用图像合成电路 128 的告知单元，例如，通过使普通光图像显示区域中的荧光图像边框成为粗框，告知普通光图像为异常。

(8) 图 19 是普通光图像为异常，荧光图像为正常的情况下的显示例，通过图像合成电路 128 的告知单元，代替普通光图像和荧光图像，分别显示根据荧光图像生成的虚拟普通光图像，同时，通过使虚拟普通光图像边框成为粗框，告知普通光图像为异常。

(9) 图 20 是普通光图像为异常，荧光图像为正常的情况下的显示例，通过图像合成电路 128 的告知单元，在监视器 104 的中央区域显示荧光图像的放大图像，同时，通过使放大后的荧光图像边框成为粗框，告知普通光图像为异常。

(10) 图 21 是普通光图像为异常，荧光图像为正常的情况下的显示例，通过图像合成电路 128 的告知单元，在监视器 104 上显示虚拟普通光图像，同时，在荧光图像显示区域显示“不能进行荧光观察”的消息。并且，通过使虚拟普通光图像边框成为粗框，告知普通光图像为异常。

(11) 图 22 是普通光图像为异常, 荧光图像为正常的情况下的显示例, 通过图像合成电路 128 的告知单元, 在监视器 104 上显示荧光图像, 同时, 在普通光图像显示区域中显示“不能进行普通光观察”的消息。

(12) 图 23 是普通光图像为异常, 荧光图像为正常的情况下的显示例, 通过图像合成电路 128 的告知单元, 在监视器 104 上显示虚拟普通光图像, 同时, 在普通光图像显示区域中显示“不能进行荧光观察”的消息。并且, 通过使虚拟普通光图像边框成为粗框, 告知普通光图像为异常。

(13) 图 24 是普通光图像为异常, 荧光图像为正常的情况下的显示例, 通过图像合成电路 128 的告知单元, 在监视器 104 上显示虚拟普通光图像, 同时, 在荧光图像显示区域显示彩条。并且, 通过使虚拟普通光图像边框成为粗框, 告知普通光图像为异常。

(14) 图 25 是普通光图像为异常, 荧光图像为正常的情况下的显示例, 通过图像合成电路 128 的告知单元, 在监视器 104 的中央区域显示虚拟普通光图像或荧光图像的放大图像。并且, 通过使放大后的虚拟普通光图像或荧光图像边框成为粗框, 告知普通光图像为异常。

这样, 在本实施方式中, 在单方的 CCD 上发生故障等的情况下, 由于将发生故障等的情况以监视器显示的显示方式告知手术者, 因此, 可以容易地目视确认故障等的发生, 能够实现适当的应对, 此外, 也不会对患者等带来不安。

此外, 当在普通光用 CCD 106 中发生故障等的情况下, 由于通过使用荧光用 CCD 107 的虚拟普通光图像就可以继续进行普通光观察, 因此, 手术者可以在接近平时看惯的图像的环境下进行处置的应对。

并且, 如图 26 所示, 也可以按照如下方式构成第 1 图像输出检测电路 131 (或第 2 图像输出检测电路 132), 可以缩小电路规模, 即, 具有: 图像采样部 141, 其对从普通图像用视频电路 124 输出的彩色图像信号进行采样; RGB 平均值运算部 142, 其运算由图像采样部 141 所采样的 R/G/B 图像的平均值; 图像未输出检测部 143, 其根据 RGB 平均值运算部 142 的运算结果, 检测图像的未输出; 色差信号运算部 144, 其根据来自 RGB



平均值运算部 142 的 R/G/B 图像的平均值，来运算色差信号；噪声图像检测部 146，其根据色差信号运算部 144 的运算结果，检测噪声图像；以及 OR 电路部 147，其对图像未输出检测部 143 的检测结果与噪声图像检测部 146 的检测结果取 OR，并作为图像输出检测电路的输出异常发生信号输出。

在该结构中，色差信号运算部 144 并不计算 Cr、Cb，而是计算采样后的 R、G、B 数据值的 1 个画面内的平均 R-Y，B-Y。

$$R-Y=0.7R-0.59G-0.11B$$

$$B-Y=-0.3R-0.59G-0.89B$$

此外，在图 11 中，在位于 Cr-Cb 色平面坐标的虚线内的情况下，为噪声图像，但在 R、G、B 数据值之中任意 1 个的输出为“0”，如图 27 所示，在 Cr-Cb 色平面坐标上，当检测出存在偏向一方的分布时，可以使噪声图像检测部 146 检测出噪声图像的发生。

此外，为了提高噪声图像检测和图像未输出检测的精度，也可以将图像分割为 1 个个块，分别对每个块计算平均值，进行噪声图像检测和图像未输出检测，进而，也可以通过周知的频率分析进行噪声图像检测。

并且，在本实施方式中，假定使用了选择器 117，但通过如图 28 所示的结构，可以省略选择器。

此外，在本实施方式中，从普通图像用视频电路 124 输出的彩色图像信号和从荧光图像用视频电路 126 输出的荧光图像信号在第 1 图像输出检测电路 131 和第 2 图像输出检测电路 132 中进行信号处理，检测出普通光用 CCD 106 或者荧光用 CCD 107 的异常，但并不仅限于此，作为视频处理器 105 的第 1 变形例，如图 29 所示，代替图像输出检测电路，而设置驱动信号检测电路 151、152，它们分别用于检测驱动普通光用 CCD 106 的普通光用 CCD 驱动器 115 和驱动荧光用 CCD 107 的荧光用 CCD 驱动器 116 的驱动信号，通过监视普通光用 CCD 驱动器 115 和荧光用 CCD 驱动器 116 的驱动状态，检测 CCD 中的故障等，与图像输出检测电路同样，可以控制选择器等。

进而，作为视频处理器 105 的第 2 变形例，如图 30 所示，代替图像

输出检测电路，而设置 CCD 输出检测电路 161、162，它们分别用于检测来自普通光用 CCD 106 和荧光用 CCD 107 的摄像信号，通过直接监视普通光用 CCD 驱动器 115 和荧光用 CCD 驱动器 116 的输出状态，检测 CCD 的故障等，与图像输出检测电路同样，可以控制选择器等。

但是，在本实施方式的内窥镜装置 101 中，如图 31 所示，使探头 172 穿插到电子内窥镜 103 的处置器械通道 171 等中，对患部进行处置，例如，使用治疗用激光装置 173 等。

当进行这样的治疗用激光装置 173 的处置时，从探头 172 的前端向患部照射激光。一般情况下，由于来自活体的荧光很微弱，因此，来自荧光用 CCD 107 的摄像信号的增益比来自普通光用 CCD 106 的摄像信号的增益，被设定得更高，当对患部照射激光时，来自荧光用 CCD 107 的图像既会引起光晕（halation），又成为噪声被放大的图像。

因此，在图 31 所示的视频处理器 105 中，设置通信接口（以下，记为通信 I/F）174，其用于输入治疗用激光装置 173 的操作信号，当通过通信 I/F 174 检测出治疗用激光装置 173 被操作时，控制图像合成电路 128，如图 14 所示，从监视器显示中删去荧光图像。此时，虽然可以将图像尺寸放大到整个画面进行显示，但根据手术者的不同，有时不希望改变画面尺寸，因此，如果能够用菜单等指定此时的画面尺寸，则可以成为对应使用者爱好的装置。此外，在使用治疗用激光装置 173 时，使用者可以用菜单等选择画面切换本身。不仅治疗用激光装置 173，在使用电手术刀时，也可以进行同样的动作。

在图 31 所示的结构中，在使用治疗用激光装置 173 或电手术刀时，由于自动地切换到普通光图像，因此，不会给手术者添加麻烦，可以防止噪声放大后的图像被显示。

此外，在本实施方式的视频处理器 105 中，内设有光源单元，但如图 32 所示，也可以与视频处理器 105 分开设置光源装置 181。该种光源装置 181 由 CPU 190 等监视光源灯 121 的亮灯状态，当检测出光源灯 121 因故障等而没有亮灯时，将非常灯 191 插入光路中，进行照明光的供给。光源灯 121 的亮灯监视通过监视流过光源灯 121 的电流值来进行。

在图 32 的结构中,当 CPU 190 进行对非常灯 191 的切换控制时,来自 CPU 190 的切换信号通过视频处理器 105 的通信 I/F 174,被传送到图像合成电路 128 中,图像合成电路 128 根据该切换信号,解除普通光图像和荧光图像的同时显示,如图 14 所示,只将普通光图像显示在监视器上。在此情况下,也可以用菜单等指定此时的画面尺寸。

此外,图像合成电路 128 根据该切换信号,如图 13 所示,也可以将普通光图像显示在荧光图像的显示区域中,将同样的普通光图像并列显示在 2 个画面中。在此情况下,由于画面尺寸、图像位置都没有变化,因此,由于手术者不必移动视点,因此可以减轻手术者的疲劳。

#### [第 5 实施方式]

接着,对本发明的第 5 实施方式进行说明。如图 33 所示,作为图像处理装置的内窥镜装置 201 的主要部分构成为具有:电子内窥镜 202,其对被摄体进行摄像;光源部 203,其作为光源单元,对电子内窥镜 202 提供照明光;处理器 206;监视器 207,其根据从处理器 206 输出的图像信号,显示被摄体的像;监视器图像摄影装置 208A,其对显示在作为显示单元的监视器 207 上的被摄体的像(以下,也记为内窥镜图像)进行照片摄影;图像文档装置 208B,其连接到处理器 206 上,进行图像信息等的记录;以及键盘 209,其进行指示信号的输出以及患者数据的输入等,该指示信号用于使处理器 206 进行图像处理。

此外,处理器 206 构成为具有:影像处理块 204,其对从电子内窥镜 202 输出的摄像信号进行信号处理;图像处理块 205,其对从影像处理块 204 输出的信号进行图像处理,作为图像信号进行输出;以及未图示的图像记录部,其记录从图像处理块 205 输出的图像信号。

电子内窥镜 202 具有细长的例如挠性的插入部 211,在插入部 211 的后端连接设置有较粗的操作部 212,进而,从操作部 212 的后端侧的侧部延伸设置有挠性的通用塞绳 213。此外,设置在通用塞绳 213 端部的连接器 214 具有可自由拆装地连接在处理器 206 的连接器接受部 215 上的结构。

在电子内窥镜 202 的插入部 211 上,从前端侧起顺次设置有:硬性

的前端部 216；与前端部 216 邻接的可自由弯曲的弯曲部 217；以及具有挠性的纵长的挠性部 218。

设置在电子内窥镜 202 的操作部 212 上的弯曲操作旋钮 219 具有如下的结构：根据用户的转动操作，可使弯曲部 217 沿左右方向或上下方向弯曲。此外，在电子内窥镜 202 的操作部 212 上设置有插入口 220，该插入口 220 连通到设置在插入部 211 内的未图示的处置器械通道中。

在电子内窥镜 202 的操作部 212 的顶部设置有镜体开关 210，该镜体开关 210 构成为具有如下等开关：冻结开关，其作为冻结指示单元，进行冻结指示；释放开关，其进行释放指示；以及观察模式切换开关，其进行观察模式切换指示。

例如，在通过操作镜体开关 210 进行冻结指示的情况下，从镜体开关 210 输出指示信号。如图 34 所示，从镜体开关 210 输出的指示信号被输入到处理器 206 内部具有的后述的控制电路 240 中。进而，控制电路 240 根据从镜体开关 210 输出的指示信号，控制后述的存储部 239，以显示冻结图像。

设置在电子内窥镜 202 内部的镜体 ID 存储器 248 在电子内窥镜 202 与处理器 206 连接时，向控制电路 240 和 CPU 256 输出与下述项目有关的校正参数等信息：例如，该电子内窥镜 202 可对应的观察模式（普通图像、自身荧光观察、窄频带光观察和红外光观察）、该电子内窥镜 202 的适应部位（上部消化道、下部消化道、以及支气管）、以及电子内窥镜 202 的基体材料的偏差（包含机种差和个体差）。

设置在电子内窥镜 202 内部的识别信息电路 243 在电子内窥镜 202 和处理器 206 连接时，例如，将机种信息等信息输出到控制电路 240 和 CPU 256 中。

设置在处理器 206 的影像处理块 204 中的白平衡调整电路 238 进行用于校正色调偏差的信号处理，该色调偏差由电子内窥镜 202 所具有的例如光学系统的透射特性等的基体材料偏差所产生。

此处，对显示在监视器 207 上的内窥镜图像的记录方法进行说明。

用户通过操作键盘 209 和处理器 206 的前面板 255 等，对控制电路

240 输出用于进行冻结指示的指示信号。控制电路 240 根据上述指示信号，进行对应于上述冻结指示的控制。

此外，用户通过操作键盘 209 和处理器 206 的前面板 255 等，输出用于进行冻结指示的指示信号。CPU 256 根据上述指示信号，如果没有显示冻结图像，则通过控制电路 240 进行使冻结图像成为显示状态的控制，同时，对监视器图像摄影装置 208A 输出基于上述冻结指示的控制信号。监视器图像摄影装置 208A 根据从 CPU 256 输出的控制信号，进行显示在监视器 207 上的内窥镜图像的照片摄影。

此处，对图像处理的方法进行说明。

用户通过操作键盘 209 和处理器 206 的前面板 255 等，输出用于进行图像处理指示的指示信号。CPU 256 根据上述指示信号，通过控制 IHb 处理块 244 的 IHb 计算电路 261、IHb 平均值计算电路 262、亮度检测电路 267 和无效区域检测电路 268 等，进行对应于上述图像处理指示的图像处理。并且，用户例如也可以通过操作键盘 209 和处理器 206 的前面板 255 等，在期望的定时，使 IHb 处理块 244 的各部分进行的图像处理停止。

此外，用户通过操作电子内窥镜 202 的镜体开关 210，输出用于进行观察模式切换指示的指示信号。控制电路 240 根据上述指示信号，通过对后述的移动用电动机 231 和电动机 281 进行控制，使旋转滤光片 227 和频带切换滤光片 280 移动，例如，将观察模式从普通观察模式切换到荧光观察模式。

此处，对电子内窥镜 202 和光源部 203 进行说明。

如图 34 所示，电子内窥镜 202 的前端部 216 构成为具有照明透镜 221 和摄像部 230。

摄像部 230 如图 43 所示，构成为具有：物镜光学系统 222a 和 222b，其对被摄体的像进行成像；作为摄像单元的 CCD 230a，其设置在物镜光学系统 222a 的成像位置，对由物镜光学系统 222a 成像后的被摄体的像进行摄像；作为摄像单元的 CCD 230b，其设置在物镜光学系统 222b 的成像位置，对由物镜光学系统 222b 成像后的被摄体的像进行摄像，与

CCD 230a 比较,其可以进行高灵敏度的摄像;切换部 230c,其根据从控制电路 240 输出的切换信号,切换 CCD 230a 和 CCD 230b 的驱动状态;以及激励光截止滤光片 232,其配置在 CCD 230b 的摄像面的前面。此外,激励光截止滤光片 232 具有遮断 390nm~450nm 的激励光,并提取出荧光的作用。

并且,在本实施方式中,假设切换部 230c 在内窥镜装置 201 的观察模式被切换到普通观察模式的情况下,使 CCD 230a 驱动,在内窥镜装置 201 的观察模式被切换到荧光观察模式的情况下,使 CCD 230b 驱动。

此外,在照明透镜 221 的后端侧配置有由纤维束构成的光导 223 的一端即出射端。光导 223 被设置为穿插到插入部 211、操作部 212、以及通用塞绳 213 的内部,作为另一端的入射端被配置在连接器 214 的内部。通过使光导 223 具有这样的结构,从处理器 206 内的光源部 203 出射的照明光在连接器 214 连接到处理器 206 上的情况下,在入射到光导 223 的入射端之后,从配置在照明透镜 221 的后端侧的出射端出射,来照明被摄体。

光源部 203 例如具有由氙灯等构成的灯 224,其出射包含可视光在内的照明光。从灯 224 出射的照明光通过配设在灯 224 的光路上的光阑 225,入射到通过电动机 226 旋转的旋转滤光片 227 上。进而,透射过旋转滤光片 227 而出射的照明光通过聚光透镜聚光,入射到光导 223 的入射端。此外,光阑 225 具有如下的结构:根据光阑电动机 225a 的驱动状态进行驱动,该光阑电动机 225a 被控制电路 240 控制。

旋转滤光片 227 如图 35 所示,具有如下的结构:普通观察用 RGB 滤光片 228 被配置在同心圆状的内周侧,荧光观察用滤光片 229 被配置在同心圆状的外周侧。此外,旋转滤光片 227 通过用于使旋转滤光片 227 旋转的电动机 226 和移动用电动机 231,向图 34 中的箭头 P 所示的方向、即与灯 224 的光路正交的方向移动。即,当发出观察模式切换的指示时,移动用电动机 231 通过使电动机 226 和旋转滤光片 227 移动,对配置在灯 224 的光路上的滤光片进行切换。并且,在本实施方式中,假设控制电路 240 在将普通观察模式、窄频带光观察模式、或红外光观察模式选

择为观察模式的情况下，将用于进行在灯 224 的光路上配置 RGB 滤光片 228 的控制的切换信号输出给移动用电动机 231；此外，在将荧光观察模式选择为观察模式的情况下，将用于进行在灯 224 的光路上配置荧光观察用滤光片 229 的控制的切换信号输出给移动用电动机 231。

RGB 滤光片 228 构成为具有：R 滤光片 228a、G 滤光片 228b、B 滤光片 228c，各滤光片具有图 36 所示的透射特性。具体地讲，R 滤光片 228a 使从 600nm 到 700nm 的红色波段透射，G 滤光片 228b 使从 500nm 到 600nm 的绿色波段透射，B 滤光片 228c 使从 400nm 到 500nm 的蓝色波段透射。

此外，R 滤光片 228a 和 G 滤光片 228b 除了前述的结构之外，还具有作为红外光观察用的使 790nm~820nm 波段透射的结构。进而，B 滤光片 228c 除了前述的结构之外，还具有作为红外光观察用的使 900nm~980nm 波段透射的结构。因此，处理器 206 在普通观察模式中，对如下摄像信号进行合成等处理：基于在透射过 R 滤光片 228a 的照明光下所摄像的被摄体的像的摄像信号；基于在透射过 G 滤光片 228b 的照明光下所摄像的被摄体的像的摄像信号；以及基于在透射过 B 滤光片 228c 的照明光下所摄像的被摄体的像的摄像信号。通过该合成等处理，作为被摄体的像，生成表示与肉眼观察该被摄体的像基本相同的像的图像、即普通观察用的观察图像。

荧光观察用滤光片 229 构成为具有：G2 滤光片 229a、E 滤光片 229b、R2 滤光片 229c，各滤光片具有图 37 所示的透射特性。具体地讲，G2 滤光片 229a 具有使从 540nm 到 560nm 波段透射的结构，E 滤光片 229b 具有使从 400nm 到 470nm 波段透射的结构、R2 滤光片 229c 具有使从 600nm 到 620nm 的波段透射的结构。

并且，如图 37 所示，G2 滤光片 229a 和 R2 滤光片 229c 的透射率比起 E 滤光片 229b 的透射率，被设定得更低。因此，处理器 206 在荧光观察模式中，对如下摄像信号进行合成等处理：基于在透射过 G2 滤光片 229a 的照明光下所摄像的被摄体的像的摄像信号（以下，简记为 G2 信号）；基于在透射过 R2 滤光片 229c 的照明光下所摄像的该被摄体的像的

摄像信号（以下，简记为 R2 信号）；以及基于该被摄体发出的荧光的像的摄像信号即荧光信号。通过对它们进行合成等处理，作为被摄体的像，生成从该被摄体发出的荧光的像被虚拟彩色化的图像、即荧光观察用的观察图像。

频带切换滤光片 280 如图 38 所示，构成为具有：普通/荧光观察用滤光片 280a；窄频带光观察用滤光片 280b；以及红外光观察用滤光片 280c。并且，普通/荧光观察用滤光片 280a 和红外光观察用滤光片 280c 构成为具有如图 39 所示的透射特性。此外，窄频带光观察用滤光片 280b 如图 40 所示，由在 1 个滤光片中透射 3 个离散的频带的 3 峰性滤光片构成。

电子内窥镜 202 中的激励光截止滤光片 232 构成为具有如图 41 所示的透射特性，使透射频带不会与图 37 所示的 E 滤光片 229b 的透射特性叠加。

频带切换滤光片 280 根据来自 CPU 256 的滤光片切换指示信号，被电动机 281 驱动旋转。进而，频带切换滤光片 280 通过电动机 281 的旋转驱动，当进行普通观察和荧光观察时，使普通/荧光观察用滤光片 280a 配置在灯 224 的光路上，当进行窄频带光观察时，使窄频带光观察用滤光片 280b 配置在灯 224 的光路上，当进行红外光观察时，使红外光观察用滤光片 280c 配置在灯 224 的光路上。

通过配置在灯 224 的光路上的旋转滤光片 227 和频带切换滤光片 280 的组合，当进行普通观察时，具有红、绿、蓝的频带的光从光源部 203 顺次被出射。此外，当进行窄频带光观察时，通过图 36 所示的透射特性和图 40 所示的透射特性的组合，从光源部 203 顺次出射具有如下频带的光：从 600nm 到 630nm 的频带、从 530nm 到 660nm 的频带、以及从 400nm 到 430nm 的频带的光。

另一方面，当进行红外光观察时，通过图 36 所示的透射特性和图 39 所示的透射特性的组合，从光源部 203 顺次出射具有如下频带的光：从 790nm 到 820nm 的频带、从 790nm 到 820nm 的频带、以及从 900nm 到 980nm 的频带的光。



进而，当进行荧光观察时，通过图 37 所示的透射特性和图 39 所示的透射特性的组合，从光源部 203 顺次出射具有如下频带的光：从 540nm 到 560nm 的频带、从 390nm 到 450nm 的频带、以及从 600nm 到 620nm 的频带的光。并且，具有从 390nm 到 450nm 的频带的光是用于使自身荧光从活体组织激励出来的激励光。

入射到电子内窥镜 202 的光导 223 中的照明光从电子内窥镜 202 的前端部 216 向活体组织等的被摄体进行照射。在被摄体中散射、反射以及辐射的光，在设置于电子内窥镜 202 的前端部 216 的摄像部 230 中被成像和摄像。

此外，入射到电子内窥镜 202 的光导 223 中的照明光在通过光导 223 被导入前端部 216 之后，通过被安装在前端面的照射窗中的照明透镜 221 照射到被摄体上。在此情况下，在普通观察模式中，成为 R（红）、G（绿）、B（蓝）的面顺次的照明光。此外，在荧光观察模式中，成为 G2、E 以及 R2 的面顺次的照明光。

CCD 230a 和 230b 通过由 CCD 驱动器 233 施加 CCD 驱动信号，与旋转滤光片 227 的旋转同步地分别进行驱动。此外，CCD 230a 和 230b 通过物镜光学系统 222a 和 222b 分别对各成像后的像进行光电转换，作为摄像信号进行输出。从而，在处理器 206 中，输出分别对应于各照射光的摄像信号，该照射光透射过旋转滤光片 227 具有的 RGB 滤光片 228 和荧光观察用滤光片 229。

并且，控制电路 240 或 CPU 256 通过控制 CCD 驱动器 233，可以对 CCD 230a 和 230b 的电荷积蓄时间进行可变控制，可以使电子快门动作。

此处，对处理器 206 进行说明。

从 CCD 230a 和 230b 输出的时间序列的摄像信号被输入到设置在影像处理块 204 内的放大器 234 中后，例如，被放大到 0 伏到 1 伏之间的规定的信号电平。

在此情况下，时间序列的摄像信号在普通观察模式中，成为 R、G 和 B 的各个颜色信号，在荧光观察模式中，成为 G2 信号、荧光信号、以及 R2 信号。并且，在窄频带观察模式和红外观察模式中，成为对应于

各照明光的信号。

从放大器 234 输出的摄像信号在 A/D 转换器 235 中, 被转换为数字信号, 并输出给自动增益控制电路(以下, 简记为 AGC 电路) 236。进而, 从 A/D 转换器 235 输出的摄像信号在 AGC 电路 236 中, 其增益被自动控制并输出, 成为适当的信号电平。

从 AGC 电路 236 输出的摄像信号被输入到 1 入 3 出的选择器 237 中。进而, 按时间序列发送来的摄像信号在选择器 237 中, 一边分别切换 R、G 和 B 的各个颜色信号、或者 G2 信号、荧光信号和 R2 信号, 一边顺序地输入到白平衡调整电路 238 中。白平衡调整电路 238 在对成为基准的白色的被摄体进行摄像的情况下, 进行增益调整、即白平衡调整, 使 R、G 和 B 的各个颜色信号的信号电平相等。进而, 从白平衡调整电路 238 输出的摄像信号被输入到作为冻结图像生成单元的一部分、并且作为存储单元的存储部 239 中。并且, 也可以通过从设置在电子内窥镜 202 中的镜体 ID 存储器 248 中读入白平衡用的调整值, 来自动地进行白平衡调整。

进而, 按时间序列输入的 R、G 和 B 的各个颜色信号等的摄像信号分别被存储到构成存储部 239 的、作为冻结存储器的 R、G 和 B 用存储器 239r、239g、239b 中。

存储部 239 通过具有如上所述的结构, 在普通观察模式中, 将 R 的颜色信号存储在 R 用存储器 239r 中, 将 G 的颜色信号存储在 G 用存储器 239g 中、将 B 的颜色信号存储在 B 用存储器 239b 中。此外, 在荧光观察模式中, 分别将 G2 信号存储在 R 用存储器 239r 中, 将荧光信号存储在 G 用存储器 239g 中, 将 R2 信号存储在 B 用存储器 239b 中。

并且, 对由 A/D 转换器 235 进行的 A/D 转换, 选择器 237 的切换, 白平衡调整时的控制, 以及对存储部 239 的 R、G、B 用存储器 239r、239g、239b 进行 R、G 和 B 的各个颜色信号等摄像信号的写入和读出, 都被控制电路 240 控制。即, 从白平衡调整电路 238 输出的摄像信号根据控制电路 240 对存储部 239 输出的写入信号, 被写入存储部 239 中。此外, 被写入存储部 239 中的摄像信号根据控制电路 240 对存储部 239 输出的

读出信号，从存储部 239 中读出。

此外，控制电路 240 将基准信号发送到同步信号发生电路（在图 34 中，简记为 SSG）241 中，同步信号发生电路 241 产生与其同步的同步信号。并且，控制电路 240 通过进行禁止对 R、G 和 B 用存储器 239r、239g、239b 的写入的控制，在监视器 207 上显示静态图像。此外，对 R、G 和 B 用存储器 239r、239g、239b 的写入禁止的控制也可以在同步化电路 253 中进行。

此外，从 A/D 转换器 235 输出的摄像信号在测光电路 242 中被测光后，输入到控制电路 240 中。

控制电路 240 对在测光电路 242 中测光后的信号进行积分，将积分后的平均值与恰当亮度情况下的基准值进行比较，根据该比较结果，通过输出调光信号，由此驱动光阑电动机 225a。进而，控制电路 240 通过对与光阑电动机 225a 联动驱动的光阑 225 的数值孔径进行控制，由此调整从光源部 203 出射的照明光的光量，使上述平均值与上述基准值的差变小。

并且，在光阑电动机 225a 上安装有未图示的旋转式编码器等，用于检测与光阑 225 的数值孔径对应的光阑位置，该旋转式编码器的检测信号被输入到控制电路 240 中。进而，通过从上述旋转式编码器输出的检测信号，控制电路 240 可以检测出光阑 225 的位置。此外，控制电路 240 被连接到 CPU 256 上。因此，CPU 256 可以确认出在控制电路 240 中检测出的光阑 225 的位置。

此处，对普通观察模式中成为有效的图像处理进行说明。

在普通观察模式的情况下，从 R、G 和 B 用存储器 239r、239g、239b 中读出的 R、G 和 B 的各颜色信号被输入到 IHb 处理块 244 中，该 IHb 处理块 244 构成图像处理块 205，进行与作为色素量的血红蛋白量相关的值（以下，简记为 IHb）的计算等处理，该色素量为血液信息量。

在本实施方式中，IHb 处理块 244 例如构成为，具有：IHb 处理电路部 245，其计算在如图 42 所示的处理器 206 的设定画面中所设定的关心区域内的各像素的 IHb 值，并进行虚拟图像生成处理，该处理用于将根

据该 IHb 值所显示的图像即 IHb 图像作为虚拟彩色图像进行显示；以及无效区域检测部 246，其对所设定的关心区域检测不适合图像处理的无效区域。具体地讲，IHb 计算电路 261 通过进行基于以下的公式（1）的运算，计算出各像素中的 IHb 值。

$$\text{IHb}=32\times\log_2(R/G)\dots(1)$$

并且，在上述公式（1）中，设 R 表示在关心的区域中，除去了无效区域后的区域内的 R 图像的数据，G 表示在关心的区域中，除去了无效区域后的区域内的 G 图像的数据。

从 IHb 处理块 244 输出的信号在  $\gamma$  校正电路 250 中进行  $\gamma$  校正并输出之后，进而在后级图像处理电路 251 中进行构造强调并输出。从后级图像处理电路 251 输出的信号在文字叠加电路 252 中，对与具有成为被摄体的活体组织等的患者相关的数据和在 IHb 处理块 244 中计算出的 IHb 的平均值进行叠加后，在同步化电路 253 中进行同步化。同步化电路 253 在其内部具有未图示的 3 个帧存储器，将面顺次的信号数据顺次写入帧存储器之后，通过将该面顺次的信号同时读出，输出同步化后的 RGB 信号等信号。

被同步化电路 253 同步化的信号被分别输入到 D/A 转换部 254 具有的 3 个 D/A 转换器之后，被转换为模拟的 RGB 信号等，分别输出到监视器 207、监视器图像摄影装置 208A、以及图像文档装置 208B 中。

并且，处理器 206 具有独立于上述文字叠加电路 252、同步化电路 253、以及 D/A 转换部 254 的电路：文字叠加电路 252a，其用于进行输出高精细图像（高清晰度视频图像）的处理，具有与文字叠加电路 252 大致相同的结构；同步化电路 253a，其具有与同步化电路 253 大致相同的结构；D/A 转换部 254a，其具有与 D/A 转换部 254 大致相同的结构。

索引图像生成部 251a 根据从后级图像处理电路 251 输出的信号，进行处理，将进行过该处理后的信号输出给文字叠加电路 252。

检测电路 257 根据从摄像部 230 和识别信息电路 243 输出的信号进行处理，将进行过该处理后的信号输出给关心区域设定电路 263。

关心区域设定电路 263 根据从 CPU 256 和检测电路 257 输出的信号

进行处理, 将进行过该处理后的信号输出给  $\gamma$  校正电路 250、后级图像处理电路 251、IHb 计算电路 261、IHb 平均值计算电路 262、图像合成/颜色矩阵电路 265。

虚拟图像生成电路 264 根据从 CPU 256、IHb 计算电路 261、以及无效区域显示电路 269 输出的信号进行处理, 将进行过该处理后的信号输出给图像合成/颜色矩阵电路 265。

无效区域显示电路 269 根据 CPU 256 和无效区域检测电路 268 输出的信号进行处理, 将进行过该处理后的信号输出给虚拟图像生成电路 264。

扬声器 270 根据 CPU 256 的控制, 发出规定的声音, 由此例如对处理器 206 的状态等进行告知。

并且, 同步化电路 253 内部的帧存储器的写入和读出、以及 D/A 转换部 254 中的 D/A 转换都被控制电路 240 控制。此外, CPU 256 对  $\gamma$  校正电路 250、后级图像处理电路 251、以及文字叠加电路 252 的动作进行控制。

监视器图像摄影装置 208A 构成为具有: 未图示的监视器, 其具有与监视器 207 大致相同的结构, 用于显示图像等; 以及未图示的照片摄影装置, 其将显示在该监视器上的图像等按照照片摄影进行图像记录, 例如照相机等。

进而, 用户通过对设置在处理器 206 的前面板 255 上的未图示的开关或键盘 209 进行操作, 可以对 CPU 256 输出指示信号, 该指示信号既用于指示将在普通观察模式中所摄像的被摄体的像显示在监视器 207 上, 又用于指示将 IHb 图像显示在监视器 207 上。CPU 256 根据对设置在处理器 206 的前面板 255 上的未图示的开关或键盘 209 进行操作而输出的上述指示信号, 进行对 IHb 处理块 244 等的控制。

此处, 对在普通观察模式以外的各观察模式中有效的图像处理进行说明。

在内窥镜装置 201 具有的各部被设定为荧光观察模式的情况下, CCD 230b 进行驱动, 同时, CCD 230a 停止驱动。因此, CCD 230b 在荧

光观察模式下，可以对从被摄体发出的自身荧光的像进行摄像。此外，在与从荧光观察模式以外的一种观察模式切换到荧光观察模式的定时基本相同的定时，光源部 203 将旋转滤光片 227 的旋转速度设定为该一种观察模式的一半。从而，CCD 230b 通过比荧光观察模式以外的一种观察模式更长的曝光时间，对从被摄体发出的自身荧光的像进行摄像，将所摄像的该自身荧光的像作为摄像信号输出。

此外，在荧光观察模式中，被写入 R、G、B 用存储器 239r、239g、239b 中的 R、G、B 的各个颜色信号按照荧光观察模式中的曝光时间，例如，同一信号分别从 R、G、B 用存储器 239r、239g、239b 中各读出 2 次。

所读出的 G2 信号、荧光信号和 R2 信号通过图像合成/颜色矩阵电路 265 和面顺次电路 266 等输出到后级图像处理电路 251 中。进而，后级图像处理电路 251 使用颜色矩阵，例如，将 G2 信号作为红色，将荧光信号作为绿色，以及将信号电平为 0.5 倍的 R2 信号作为蓝色，来进行处理，使得在监视器 207 上进行虚拟彩色显示。

并且，内窥镜装置 201 具有的各部在被设定为窄频带观察模式或红外观察模式的情况下，CCD 230a 进行驱动，同时，CCD 230b 停止驱动。进而，内窥镜装置 201 具有的各部在被设定为窄频带观察模式或红外观察模式的情况下，通过与普通观察模式中的曝光时间基本相同的曝光时间进行曝光。因此，CCD 230a 通过与普通观察模式中的曝光时间基本相同的曝光时间，对被摄体的像进行摄像，将所摄像的该被摄体的像作为摄像信号输出。此外，内窥镜装置 201 具有的各部在被设定为窄频带观察模式或红外观察模式的情况下，通过各个颜色信号和颜色矩阵，将被摄体的像彩色显示在监视器 207 上。

此处，对将内窥镜装置 201 中的观察模式从一种观察模式切换到另一种观察模式的情况进行说明。

例如，以下对将上述的一种观察模式作为普通观察模式、将上述的另一种观察模式作为荧光观察模式的情况进行说明。

控制电路 240 在进行图 45 的步骤 S1 所示的处理之前，将写入信号

输出给存储部 239。进而，存储部 239 在输入从控制电路 240 输出的写入信号的状态下，可以进行摄像信号的写入。

控制电路 240 在图 45 的步骤 S1 所示的处理中，当检测出已进行过从普通观察模式到荧光观察模式的切换的情况下，在图 45 的步骤 S2 所示的处理中，通过对同步化电路 253 输出切换信号来进行控制，使得进行静态图像的生成和输出。

然后，控制电路 240 在图 45 的步骤 S3 所示的处理中，为了对摄像部 230 的切换部 230c 进行控制，使得作为一个 CCD 的 CCD 230b 驱动，同时，使作为另一个 CCD 的 CCD 230a 停止驱动，而输出切换信号。进而，切换部 230c 根据从控制电路 240 输出的切换信号，切换 CCD 230a 和 230b 的驱动状态。进而，控制电路 240 进行上述的图 45 的步骤 S3 所示的处理，同时，停止对存储部 239 的写入信号的输出。因此，存储部 239 在停止了从控制电路 240 输出的写入信号的输入的定时，停止摄像信号的写入。此外，控制电路 240 在图 45 的步骤 S4 所示的处理中，使旋转滤光片 227 的旋转速度变化，例如，成为普通观察模式的一半的旋转速度。

控制电路 240 在图 45 的步骤 S5 和步骤 S6 所示的处理中，进行规定时间的计数。并且，在进行了从普通观察模式到荧光观察模式的切换的情况下，上述规定时间例如设为 3 秒。

进而，当控制电路 240 检测出经过了规定时间后，重新开始对存储部 239 的写入信号的输出，同时，在图 45 的步骤 S7 所示的处理中，通过对同步化电路 253 输出切换完成信号来进行控制，使静态图像的输出停止。因此，存储部 239 在从控制电路 240 输出的写入信号的输入重新开始的定时，解除摄像信号写入的停止。

然后，控制电路 240 在图 45 的步骤 S8 所示的处理中，对同步化电路 253 重新开始动态图像的输出，同时，对作为显示图像尺寸变更单元的后级图像处理电路 251，进行适合于动态图像输出的处理，例如对显示在监视器 207 上的图像尺寸进行变更以及进行屏蔽尺寸的调整。

此外，在后级图像处理电路 251 中进行的图像尺寸变更的处理，例

如通过变更图 42 所示的处理器 206 的设定画面“荧光观察用显示尺寸”，可以将显示在监视器 207 上的图像尺寸设定为期望的尺寸。

此处，对在同步化电路 253 中进行的静态图像的生成和动态图像的切换处理进行说明。

当图 50 所示的时间序列编号从 1 到 4 时，即，在普通观察模式时，同步化电路 253 对设置在内部的未图示的 3 个帧存储器顺序写入具有 R、G 和 B 的各个颜色信号而构成的摄像信号，然后，通过将所写入的该摄像信号同时读出，输出被同步化的 RGB 信号。

进而，例如，在进行图 45 的步骤 S2 所示的处理时，从控制电路 240 输出的切换信号在图 50 所示的时间序列编号 4 的定时被输入的情况下，即，进行从普通观察模式到荧光观察模式的切换的情况下，同步化电路 253 在输入了从控制电路 240 输出的切换信号的、在图 50 所示的时间序列编号 4 的定时，停止对未图示的 3 个帧存储器的摄像信号的写入，同时，进行静态图像的生成和输出。

此外，控制电路 240 在图 50 所示的时间序列编号 4 的定时，在对同步化电路 253 输出切换信号的情况下，例如，在图 50 所示的时间序列编号 5 的定时，开始进行图 45 的步骤 S3 以后所示的处理。同步化电路 253 伴随上述控制电路 240 的动作，例如，从图 50 所示的时间序列编号 5 到 10，即，在从控制电路 240 输出切换完成信号的期间，对未图示的 3 个帧存储器继续停止摄像信号的写入，同时，继续输出在图 50 所示的时间序列编号 4 的定时生成的静态图像。

然后，控制电路 240 在图 50 所示的时间序列编号 11 的定时，在对同步化电路 253 输出切换完成信号的情况下，例如，在图 50 所示的时间序列编号 11 的定时，开始进行图 45 的步骤 S7 以后所示的处理。同步化电路 253 根据从控制电路 240 输出的切换完成信号，在图 50 所示的时间序列编号 11 的定时，即，在输入了来自控制电路 240 的切换完成信号的定时，解除对未图示的 3 个帧存储器的摄像信号的写入停止，同时，停止在图 50 所示的时间序列编号 4 的定时所生成的静态图像的输出。进而，同步化电路 253 对设置在内部的、作为同步化存储器的未图示的 3 个帧



存储器，顺次写入具有 G2 信号、荧光信号以及 R2 信号而构成的摄像信号，然后，通过同时读出所写入的该摄像信号，输出被同步化的信号。从而，在监视器 207 上，作为动态图像显示自身荧光像。

并且，同步化电路 253 在输入了来自控制电路 240 的切换完成信号的定时，并不限于解除对未图示的 3 个帧存储器的摄像信号的写入停止。同步化电路 253 例如也可以在输入了来自控制电路 240 的切换完成信号之后的、适合于荧光观察等观察模式的规定的定时，解除对未图示的 3 个帧存储器的写入停止。

如上所述，在进行从一种观察模式到另一种观察模式的切换时，通过进行使静态图像显示在监视器 207 上的处理，例如，可以防止从摄像部 230 具有的一个 CCD 切换到另一个 CCD 的情况下产生的噪声，以及旋转滤光片 227 的旋转速度变化为规定旋转速度之前的颜色变化。其结果，本实施方式的处理部 206 在进行从一种观察模式到另一种观察模式的切换时，可以输出适合记录的静态图像。

并且，在一种观察模式是荧光观察模式，另一种观察模式是普通观察模式的情况下，控制电路 240 在图 45 的步骤 S3 所示的处理中，对摄像部 230 的切换部 230c 进行控制，使作为一个 CCD 的 CCD 230a 驱动，同时，使作为另一个 CCD 的 CCD 230b 停止驱动。此外，在进行从荧光观察模式到普通观察模式的切换的情况下，控制电路 240 在图 45 的步骤 S4 所示的处理中，例如，使旋转滤光片 227 的旋转速度改变为 2 倍，此外，在图 45 的步骤 S5 和步骤 S6 所示的处理中，作为规定时间，例如，使其进行 1.5 秒的计数。

并且，作为冻结图像生成单元的一部分，并作为存储单元的同步化电路 253，为了将图像显示在监视器 207 上，其具有生成并输出奇数场和偶数场图像的结构。进而，在图 45 的步骤 2 所示的处理中，从同步化电路 253 输出的静态图像有时会在产生奇数场和偶数场的图像偏差的状态下被输出。在如上所述的情况下，例如，同步化电路 253 在进行图 45 的步骤 S2 所示的处理之前，通过对存储部 239 进行预先生成静态图像的处理，可以生成并输出偏差很小的静态图像。通过如上所述的同步化电路

253 进行的处理,在存储部 239 中生成的静态图像也可以是执行普通的冻结指示时的图像,此外,也可以是切换到荧光观察模式之前的图像。

此外,在图 45 的步骤 2 所示的处理中,从同步化电路 253 输出的静态图像也可以是将奇数场中的图像应用在偶数场中的图像所得的图像。

并且,以上所述的图 45 所示的处理并不限于图 43 所示那样,在电子内窥镜 202 具有设置了 2 个 CCD 的摄像部 230 的情况下应用,例如,也可以如图 44 所示那样,在电子内窥镜 202 具有设置了 1 个 CCD 的摄像部 230A 的情况下应用。

并且,摄像部 230A 如图 44 所示,构成为具有:物镜光学系统 222c,其对被摄体的像进行成像;作为摄像单元的 CCD 230d,其具有与 CCD 230b 基本相同的灵敏度,设置在物镜光学系统 222c 的成像位置,对由物镜光学系统 222c 所成像的被摄体的像进行摄像;以及激励光截止滤光片 232,其配置在 CCD 230d 的摄像面的前面。此外,假设在电子内窥镜 202 构成为具有摄像部 230A 的情况下,控制电路 240 不进行图 45 的步骤 S3 所示的处理。进而,假设在电子内窥镜 202 构成为具有摄像部 230A 的情况下,控制电路 240 在图 45 的步骤 S8 所示的处理中,对同步化电路 253 不进行图像尺寸以及屏蔽尺寸的调整处理,而重新开始动态图像的输出。

此处,进一步对在内窥镜装置 201 中的观察模式刚从一种观察模式切换到另一种观察模式之后,在镜体开关 210 等中发出冻结指示的情况下处理器 206 进行的处理进行说明。

在存储部 239 中,按照旋转滤光片 227 的旋转速度,从摄像部 230 输出的摄像信号按时间序列进行写入。在内窥镜装置 201 中的观察模式刚从一种观察模式切换到另一种观察模式之后,在镜体开关 210 等中发出冻结指示的情况下,色偏检测电路 247 从写入存储部 239 的摄像信号中检测出色偏最小的摄像信号之后,进行使基于该摄像信号的静态图像作为冻结图像显示在监视器 207 上的处理、即预冻结处理。

具体地讲,例如如图 46 所示,冻结指示在 F2 的定时、即时间序列编号为 21 的定时进行的情况下,色偏检测电路 247 从时间序列编号从 13 到 20 之间写入存储部 239 的摄像信号中检测出色偏最小的摄像信号之

后, 进行预冻结处理, 使得基于该摄像信号的静态图像作为冻结图像显示在监视器 207 上。

此外, 例如如图 46 所示, 冻结指示在 F1 的定时、即内窥镜装置 201 中的观察模式刚从一种观察模式切换到另一种观察模式后、时间序列编号为 12 的定时进行的情况下, 色偏检测电路 247 将该冻结指示作为无效, 并且, 不进行预冻结处理。具体地讲, 色偏检测电路 247 在图 46 中, 在时间序列编号从 5 到 18 的定时, 即使进行了冻结指示, 也使该冻结指示无效, 并且, 不进行为了使冻结图像显示在监视器 207 上的预冻结处理。

作为冻结图像生成单元的一部分, 并且作为色偏检测单元的色偏检测电路 247 通过进行如上所述的处理, 不会将例如基于在噪声发生的可能性很高的、由图 46 的△表示的时间序列编号为 5 到 10 之间写入存储部 239 的摄像信号的静态图像、或基于在摄像部 230 的 CCD 的切换并没有完成的时间序列编号为 4 的定时写入存储部 239 的摄像信号的静态图像中的任何一个作为冻结图像显示在监视器 207 上。其结果, 本实施方式的处理部 206 在刚从一种观察模式切换到另一种观察模式之后进行了冻结指示的情况下, 通过使该冻结指示无效, 可以防止不适合静态图像记录的图像的输出。

并且, 色偏检测电路 247 不限于通过时间序列编号来决定使冻结指示无效的期间, 例如, 也可以通过规定时间进行决定。

具体地讲, 色偏检测电路 247 在图 48 的步骤 S11 所示的处理中, 当经由控制电路 240 检测出已从一种观察模式切换到另一种观察模式时, 在图 48 的步骤 S12 所示的处理中, 进行曝光时间是否被变更的判定。换言之, 色偏检测电路 247 在图 48 的步骤 S12 所示的处理中, 在检测出内窥镜装置 201 中的观察模式已从普通观察模式切换到荧光观察模式, 或者, 从荧光观察模式切换到普通观察模式的情况下, 判定曝光时间已被变更。

进而, 色偏检测电路 247 在图 48 的步骤 S13 所示的处理中, 在检测出曝光时间已被变更的情况下, 将使冻结指示无效的期间设为 3 秒。此外, 色偏检测电路 247 在图 48 的步骤 S14 所示的处理中, 在检测出曝光

时间没有被变更的情况下,将使冻结指示无效的期间设为 0.1 秒。

色偏检测电路 247 在图 48 的步骤 S15 所示的处理中,使冻结指示无效的同时,在图 48 的步骤 S16 所示的处理中,开始对从一种观察模式切换到另一种观察模式之后所经过的时间进行计数。

然后,色偏检测电路 247 在图 48 的步骤 S17 所示的处理中,当检测出已经过使冻结指示无效的期间后,在图 48 的步骤 S18 所示的处理中,使冻结指示有效。

此外,在色偏检测电路 247 中进行的预冻结处理可以设定处理等级值,例如在图 47 所示的处理器 206 的设定画面中被表示为“冻结等级”那样设定为从 1 到 7 之间的设定值。

例如,在处理等级值被设定为 1,并且,冻结操作在图 46 所示的 F2 的定时进行的情况下,色偏检测电路 247 以在时间序列编号从 16 到 20 之间写入存储部 239 的摄像信号作为对象,检测出色偏最小的摄像信号后,进行预冻结处理,使基于该摄像信号的静态图像作为冻结图像显示在监视器 207 上。

此外,例如,在处理等级值被设定为 2,并且,冻结操作在图 46 所示的 F2 的定时进行的情况下,色偏检测电路 247 以在时间序列编号从 13 到 20 之间写入存储部 239 的摄像信号作为对象,检测出色偏最小的摄像信号后,进行预冻结处理,使基于该摄像信号的静态图像作为冻结图像显示在监视器 207 上。

进而,例如,在处理等级值被设定为 3,并且,冻结操作在图 46 所示的 F2 的定时进行的情况下,色偏检测电路 247 以在时间序列编号从 10 到 20 之间写入存储部 239 中的摄像信号作为对象,检测出色偏最小的摄像信号后,进行预冻结处理,使基于该摄像信号的静态图像作为冻结图像显示在监视器 207 上。

这样,色偏检测电路 247 根据所设定的处理等级值,在写入存储部 239 的摄像信号中,一边增减成为对象的摄像信号被写入的期间,一边进行预冻结处理。进而,色偏检测电路 247 也可以根据上述所设定的处理等级值,进行增减冻结指示无效的期间的处理。

此外，色偏检测电路 247 也可以具有如下的结构：例如，将冻结指示无效的期间预先设定为从一种观察模式切换到另一种观察模式的过程中和刚切换后的规定期间，例如预先设定为图 46 所示的时间序列编号从 5 到 14 之间的期间，同时，在进行了冻结指示的定时，决定预冻结处理的处理等级。

具体地讲，色偏检测电路 247 在图 49 的步骤 S21 所示的处理中，保持由手术者等设定的预冻结处理中的第 1 处理等级值。进而，色偏检测电路 247 在图 49 的步骤 S22 所示的处理中，作为临时的预冻结处理等级值的初始值，设定第 2 处理等级值，同时，作为冻结指示无效的期间，设定从一种观察模式切换到另一种观察模式的过程中或刚切换后的规定的期间。

然后，色偏检测电路 247 在图 49 的步骤 S23 所示的处理中，当检测出已经由控制电路 240 从一种观察模式切换到另一种观察模式之后，在图 49 的步骤 S24 所示的处理中，开始对从一种观察模式切换到另一种观察模式之后所经过的时间进行计数。进而，色偏检测电路 247 在图 49 的步骤 S25 所示的处理中，在从一种观察模式切换到另一种观察模式之后，每经过规定时间（例如，0.1 秒），增加第 2 处理等级值。

色偏检测电路 247 在图 49 的步骤 S26 所示的处理中，当检测出已进行了冻结指示时，在图 49 的步骤 S27 所示的处理中，将第 1 处理等级值与进行了冻结指示的定时的第 2 处理等级值进行比较。进而，在色偏检测电路 247 检测出第 1 处理等级值比第 2 处理等级值更大的情况下，在图 49 的步骤 S28 所示的处理中，进行基于第 1 处理等级值的预冻结处理。此外，在色偏检测电路 247 检测出第 1 处理等级值小于等于第 2 处理等级值的情况下，在图 49 的步骤 S29 所示的处理中，进行基于第 2 处理等级值的预冻结处理。

如上所述，本实施方式的内窥镜装置 201 在从一种观察模式切换到另一种观察模式时，可以输出适合记录的静态图像。

并且，本发明并不限于上述各实施方式，在不改变本发明主旨的范围内，能够进行各种变更、改变等。

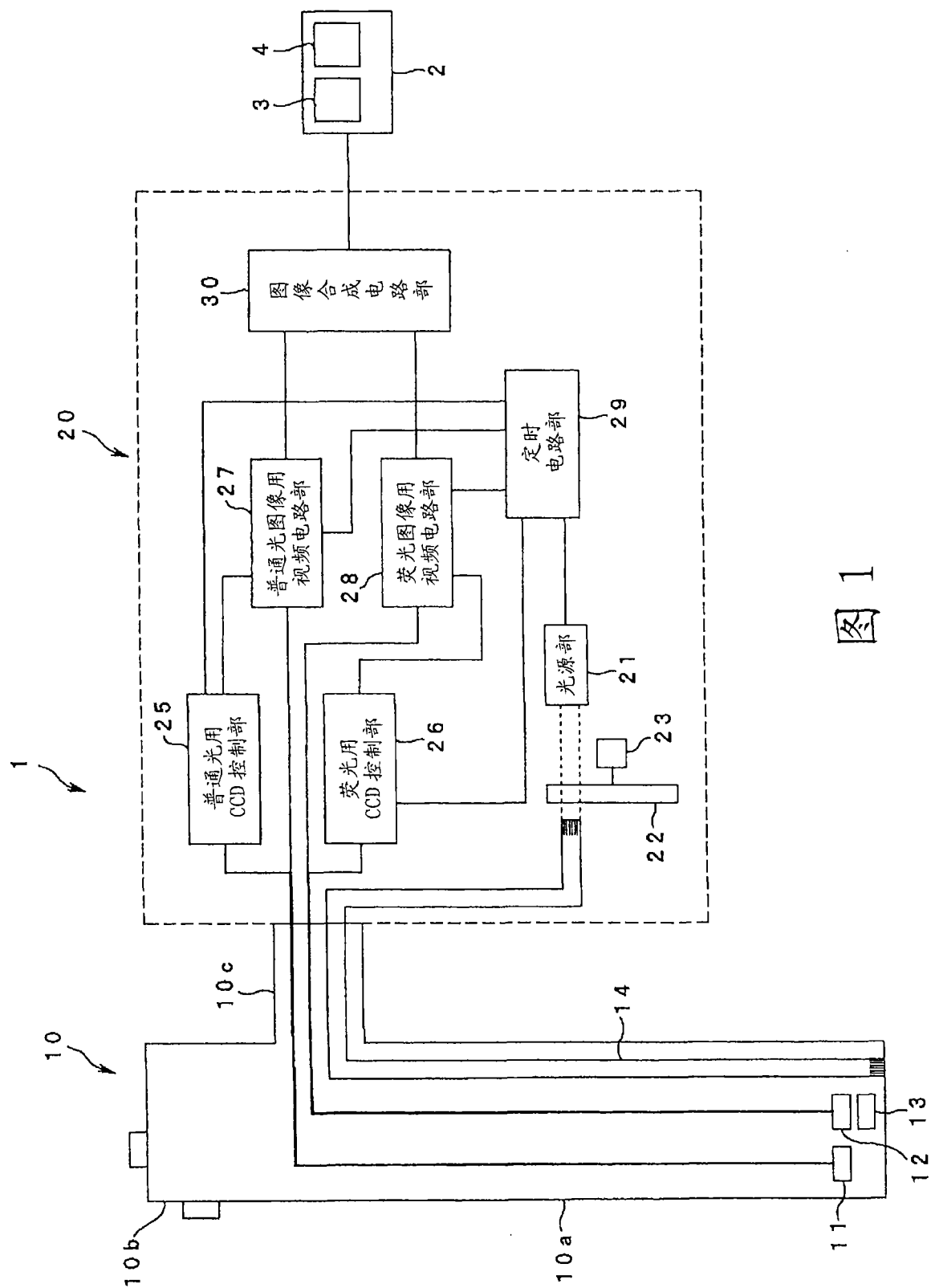


图1

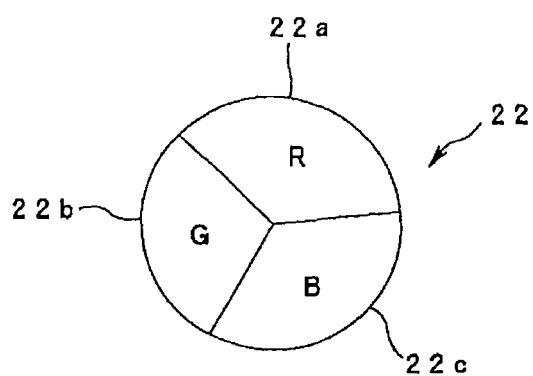


图 2

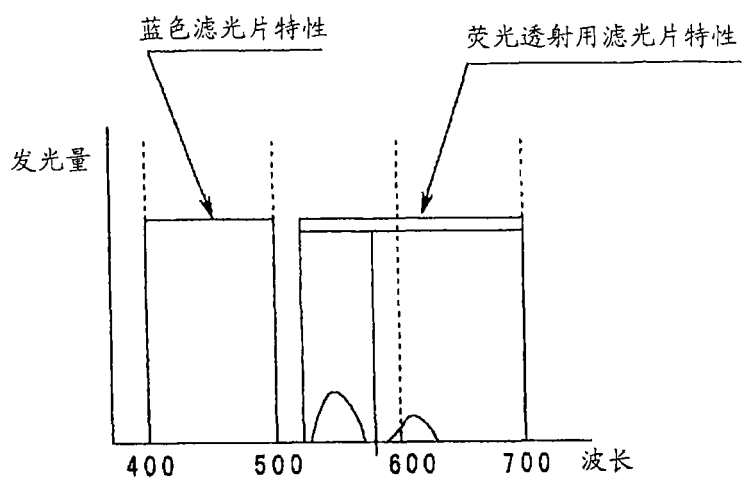


图 3

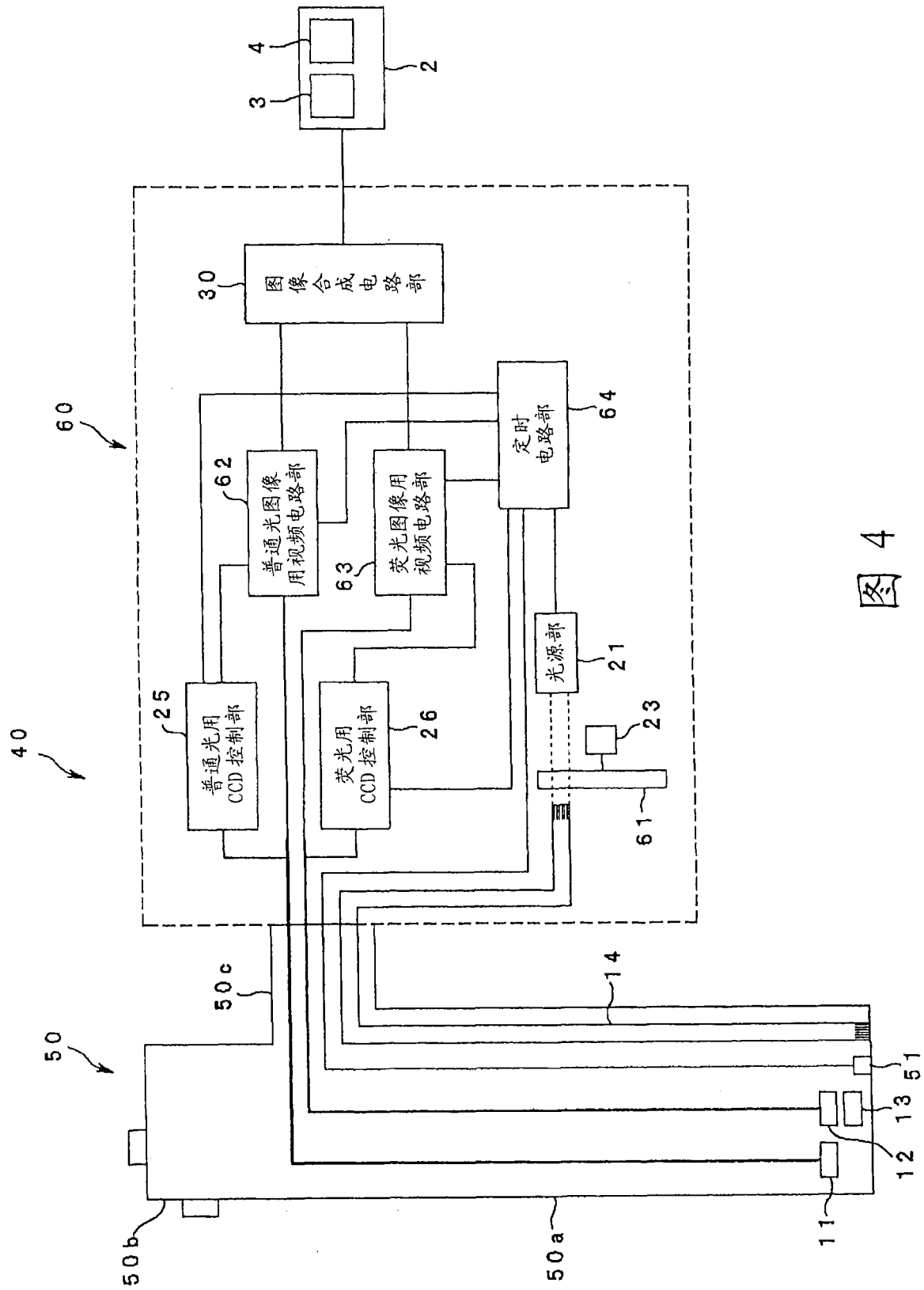


图 4



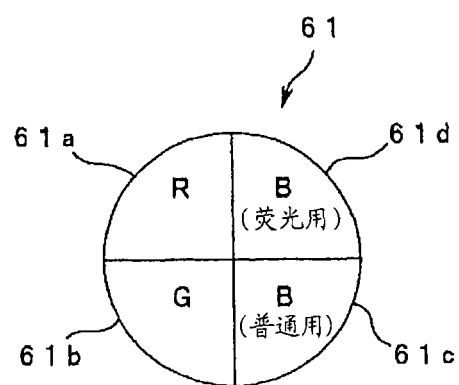


图 5

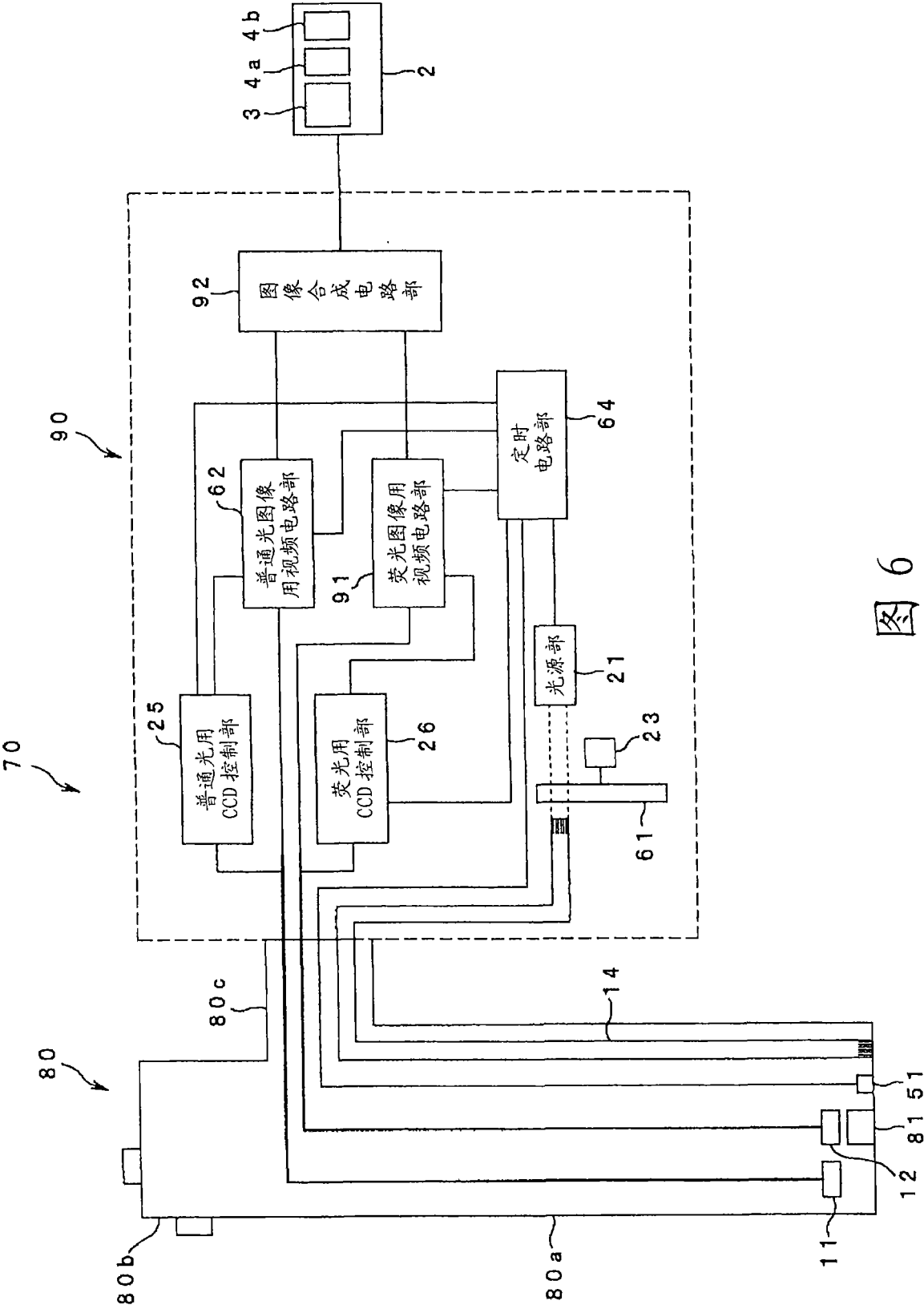


图 6

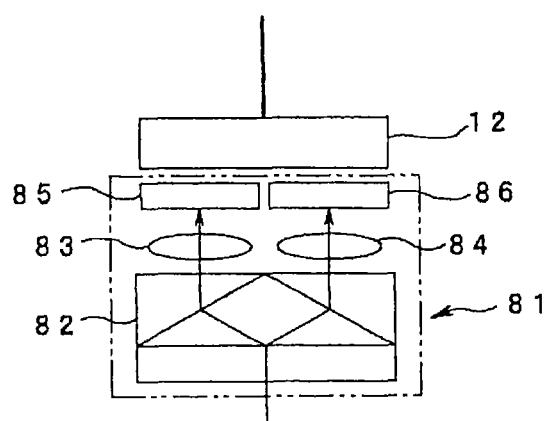
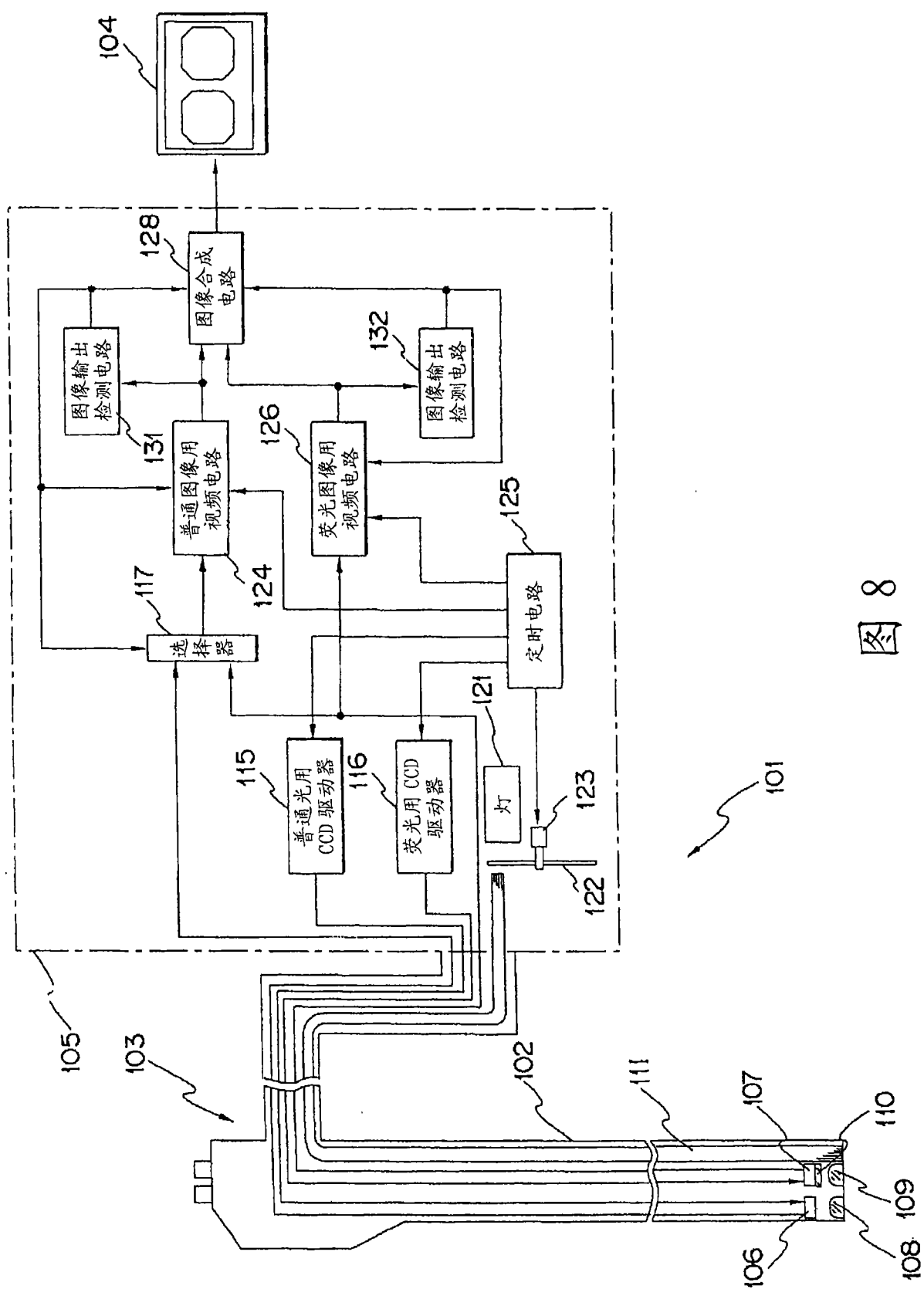


图 7



$\infty$   
 $\square$

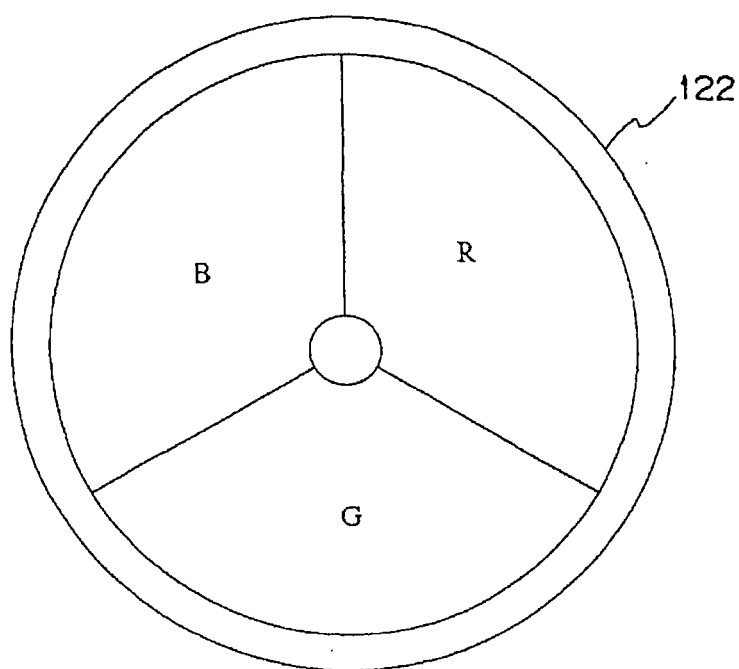


图 9

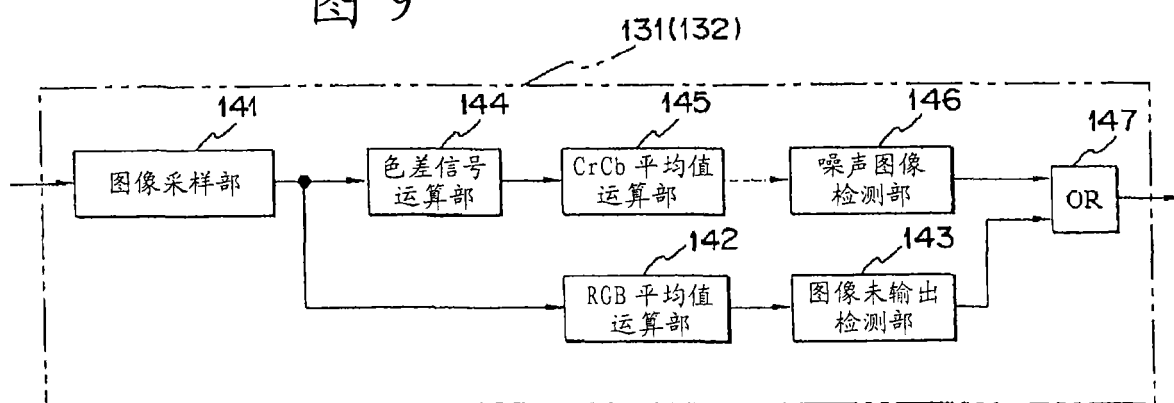


图 10

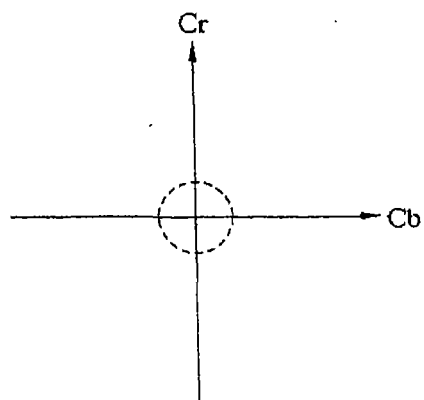


图 11

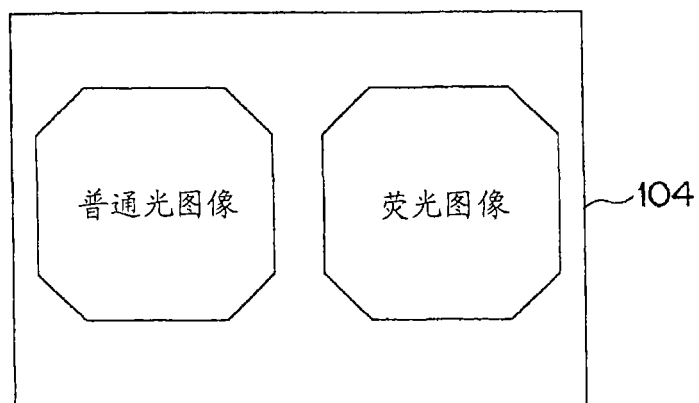


图 12

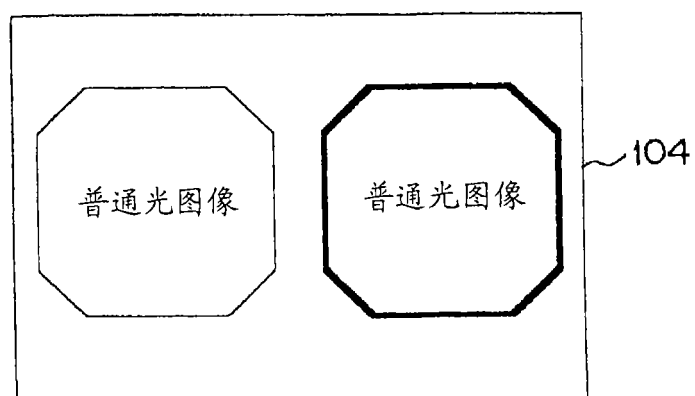


图 13

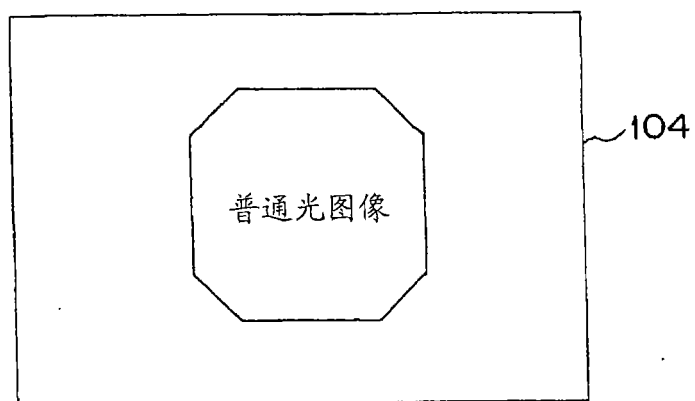


图 14

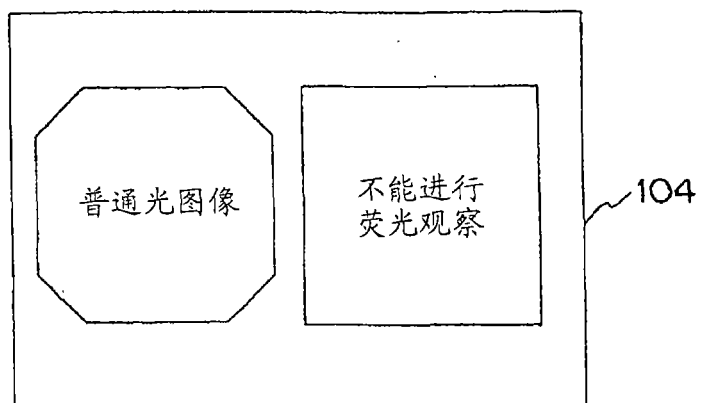


图 15

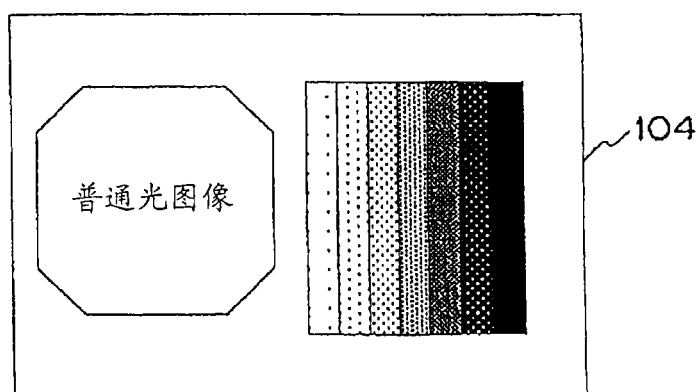


图 16

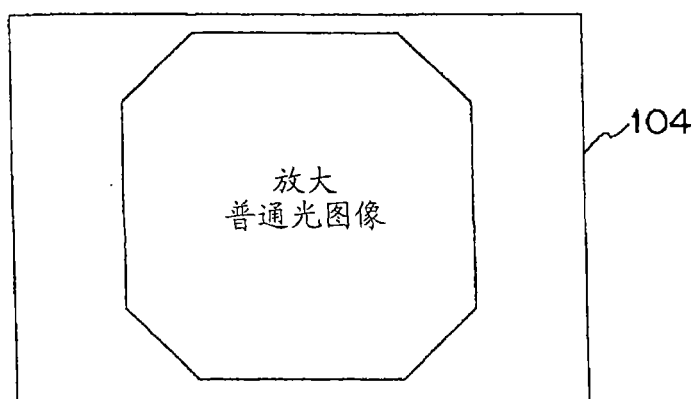


图 17

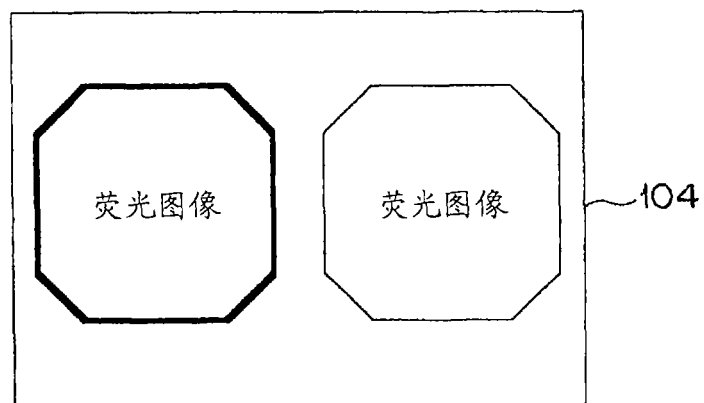


图 18

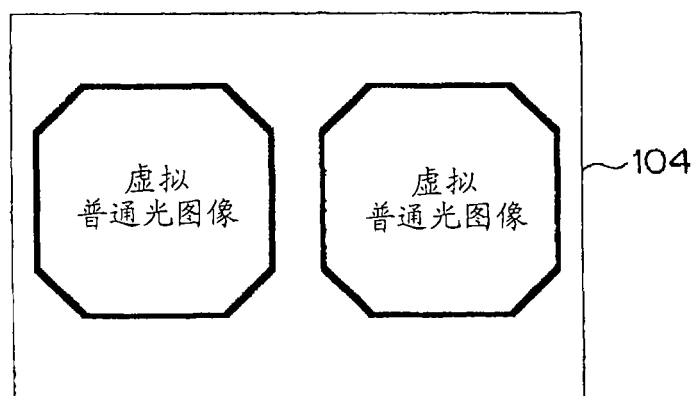


图 19

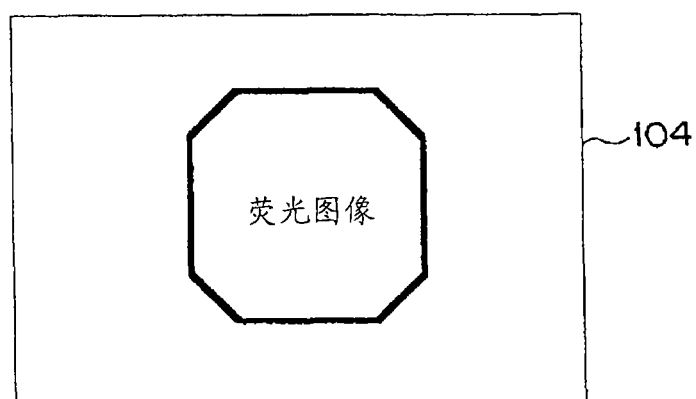


图 20



图 21

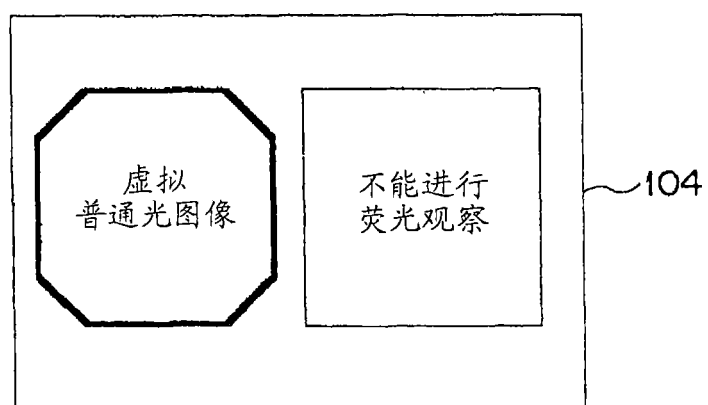


图 22

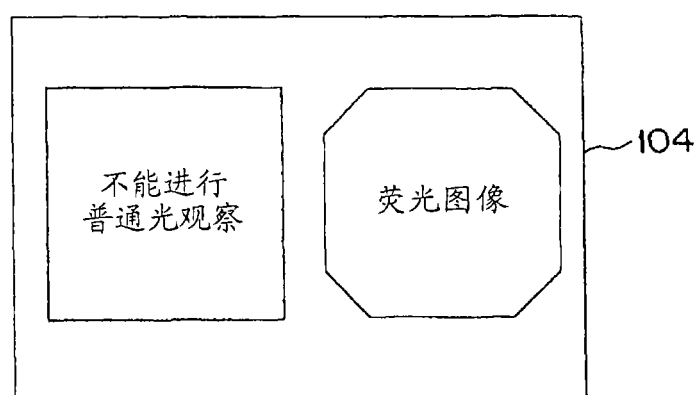


图 23

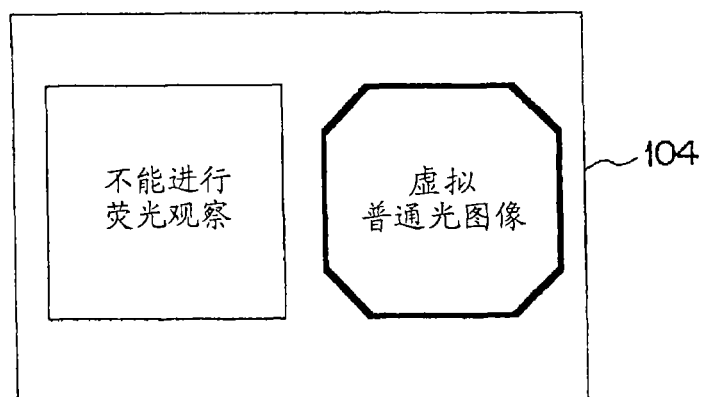
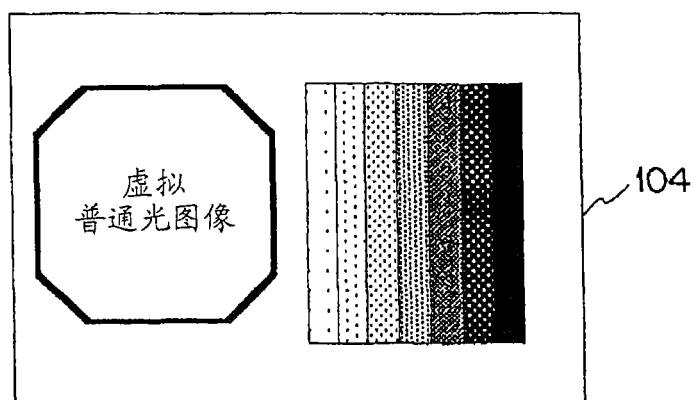


图 24



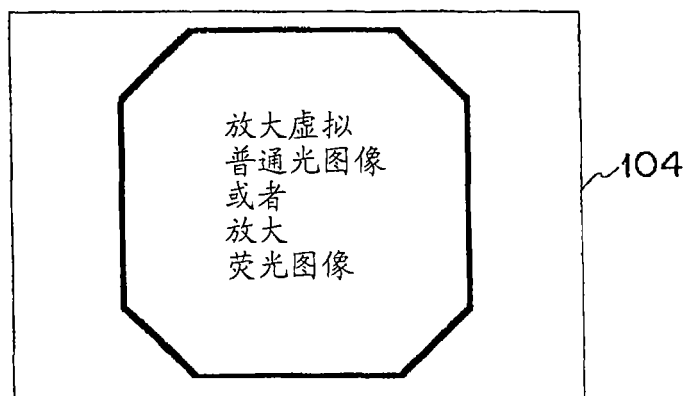


图 25

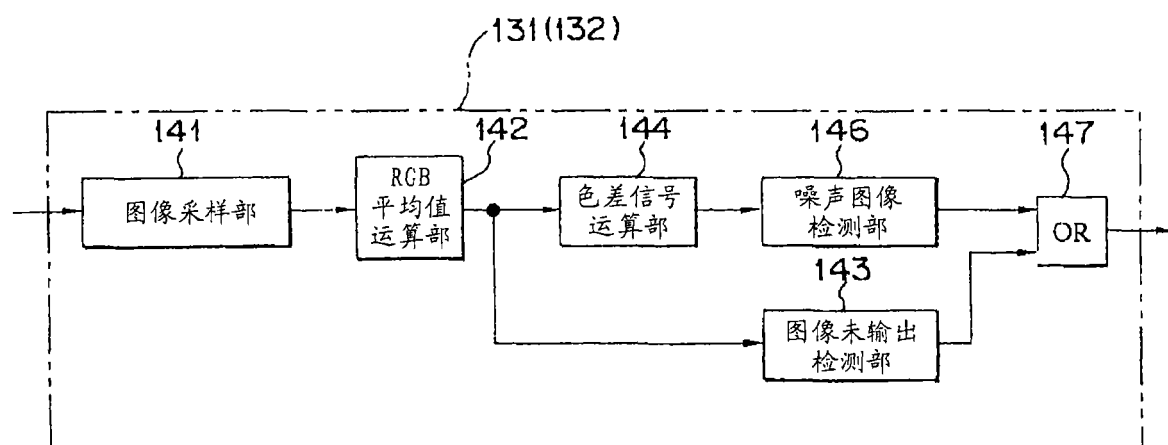


图 26

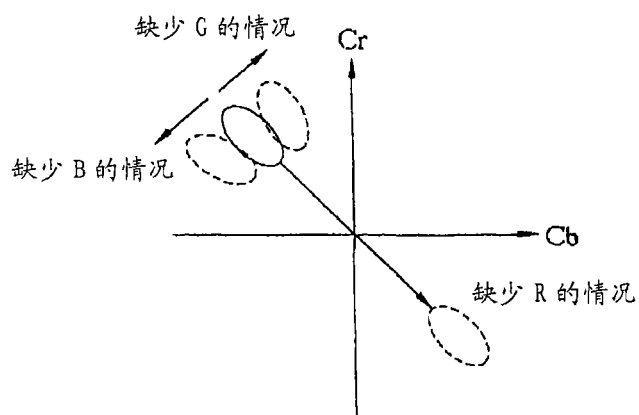


图 27

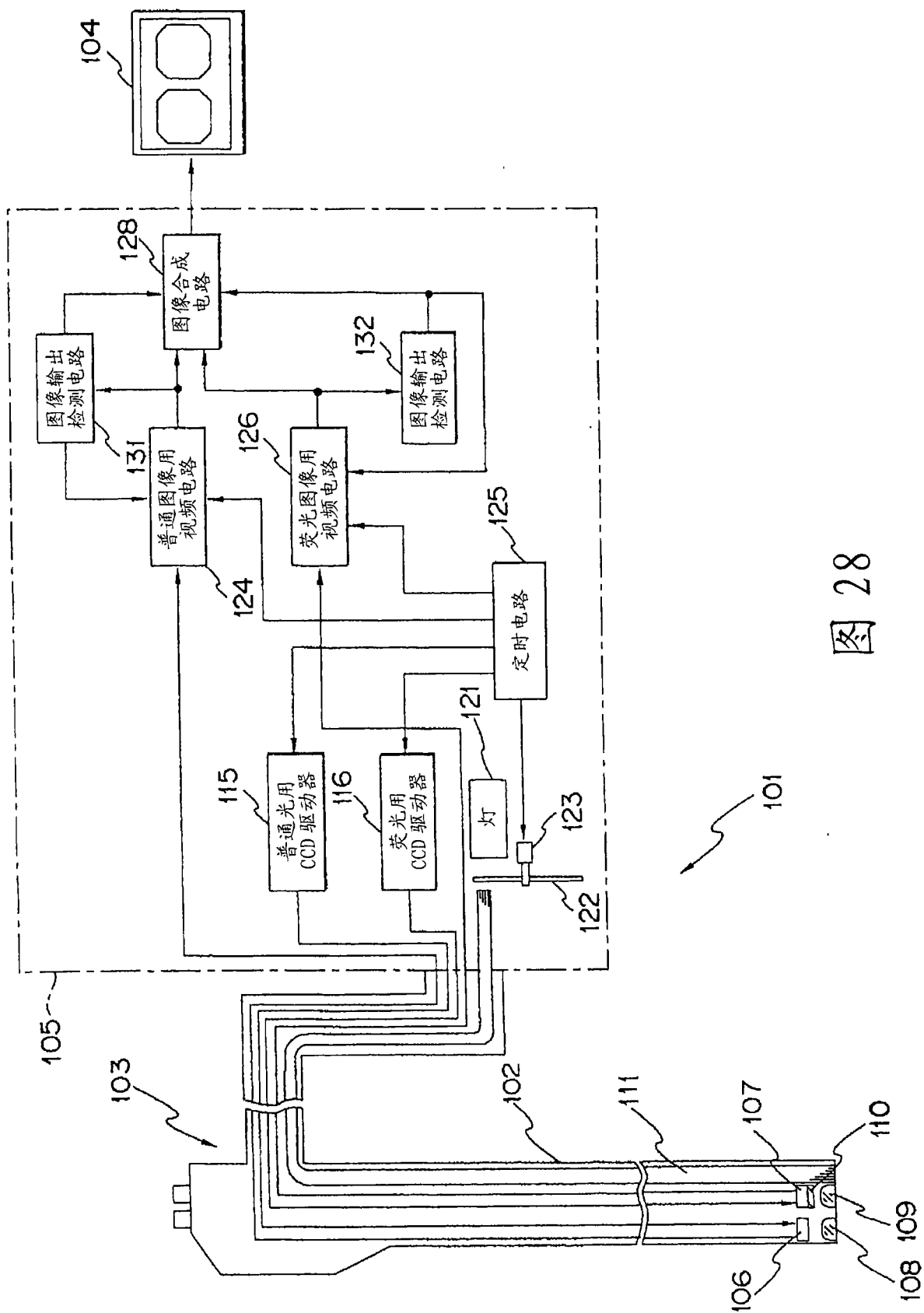


图 28

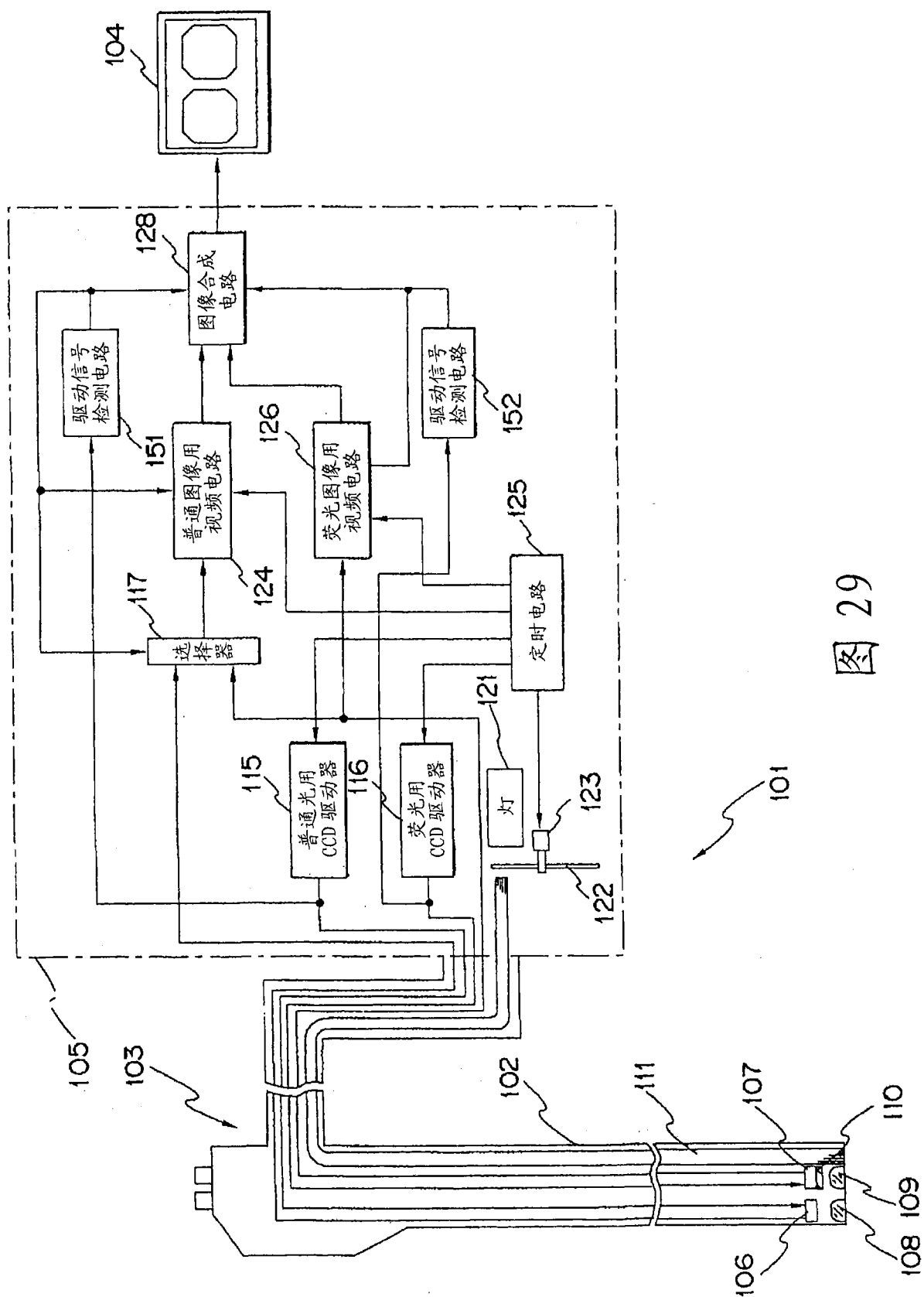
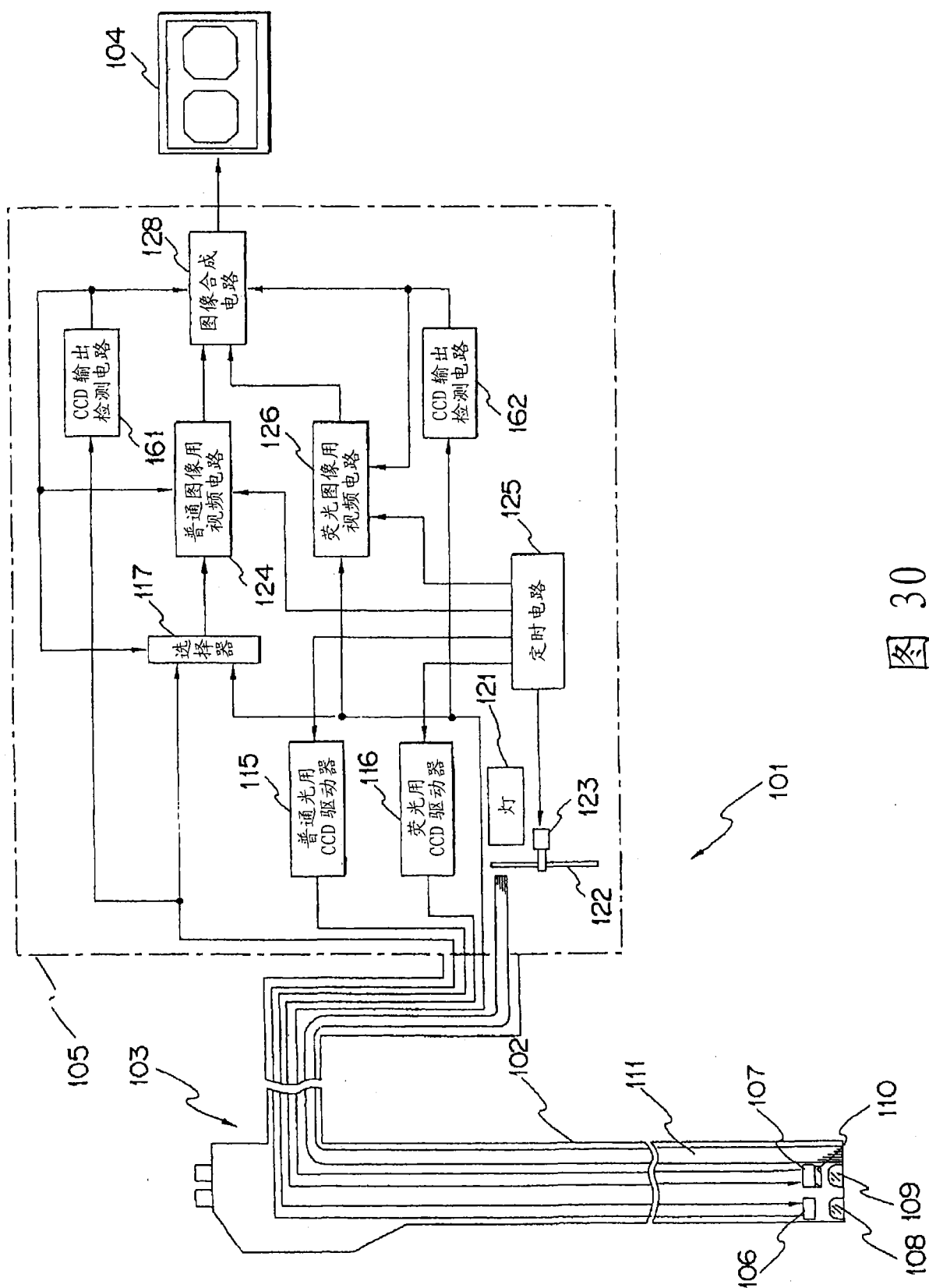
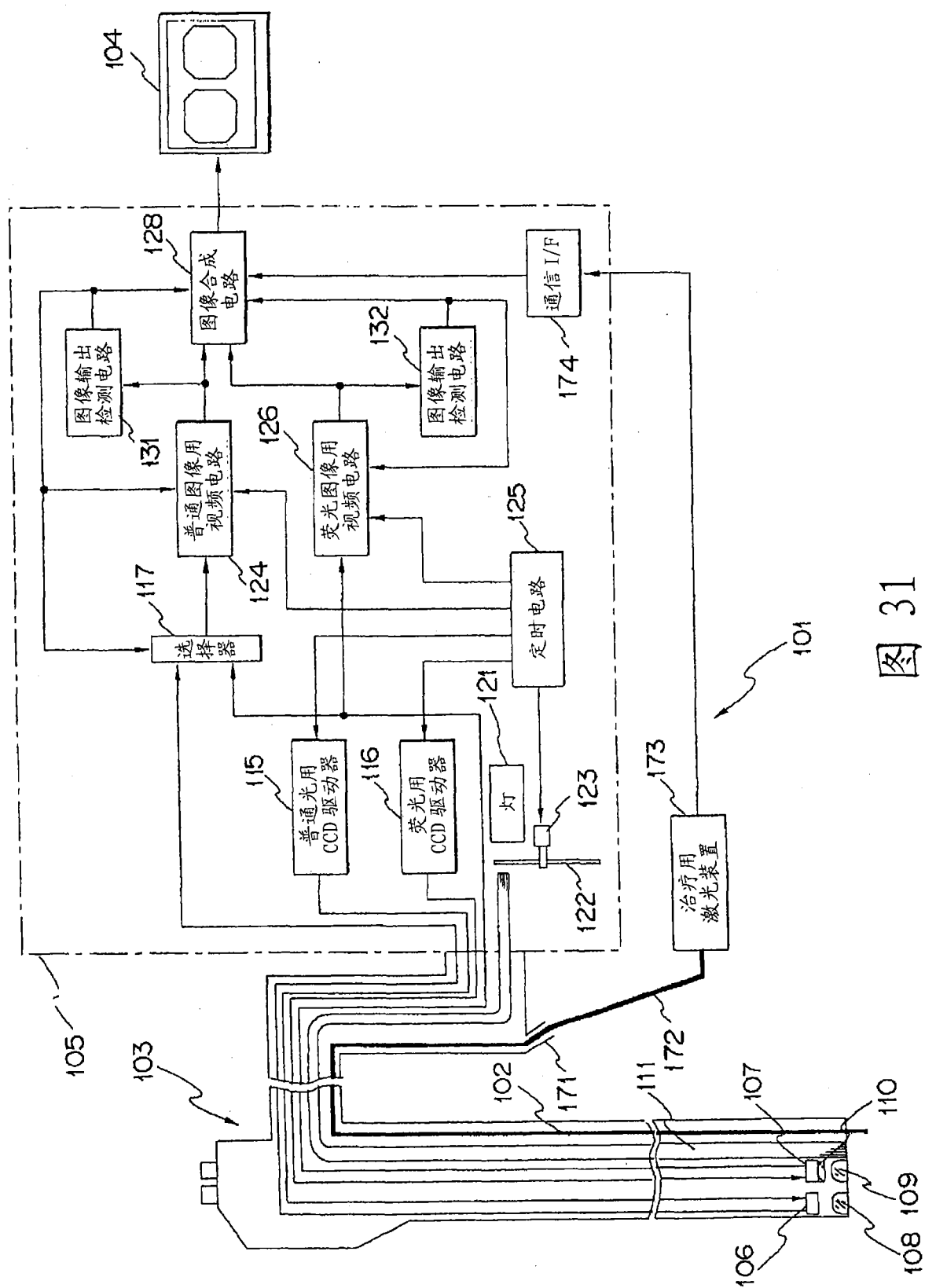
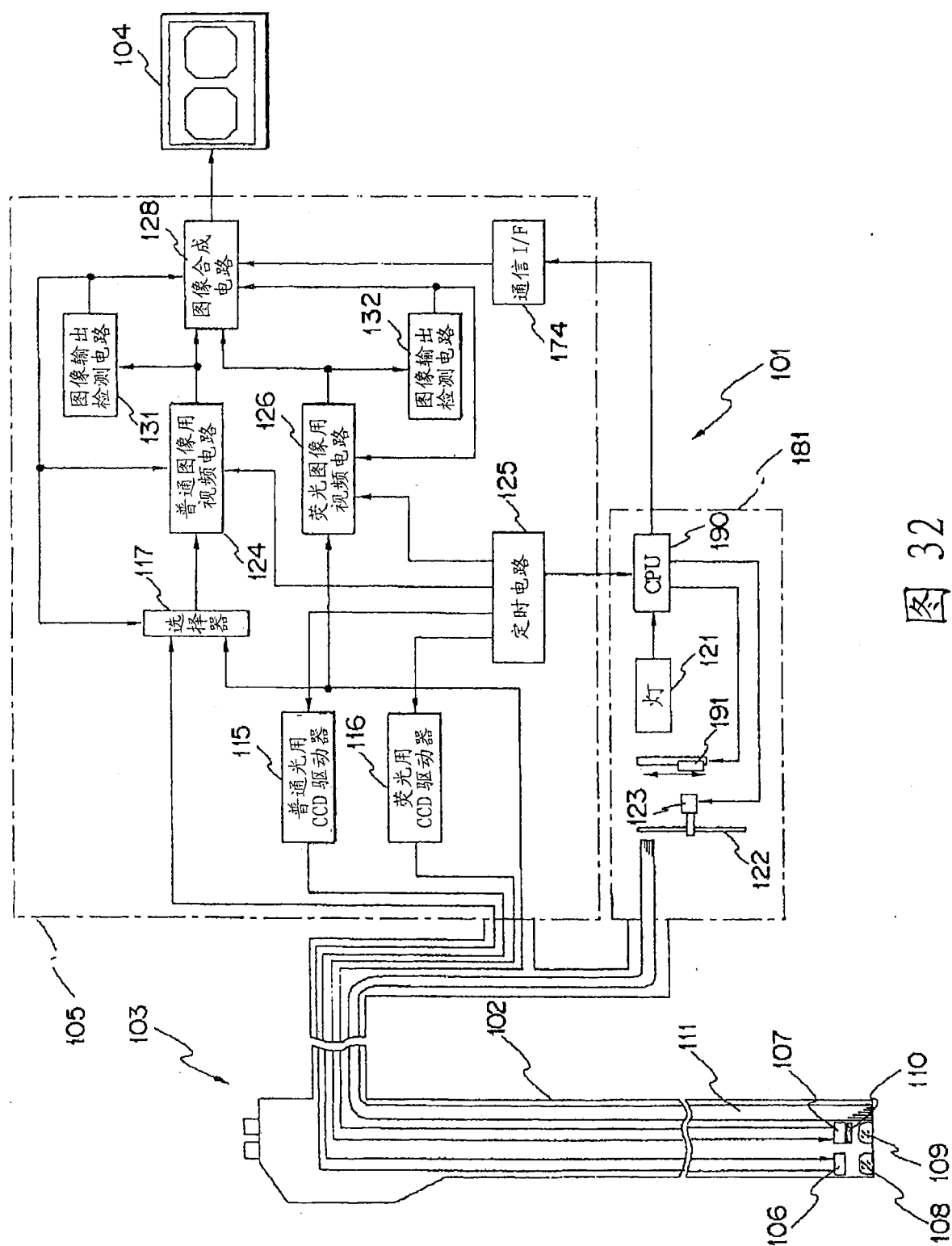


图 29



30





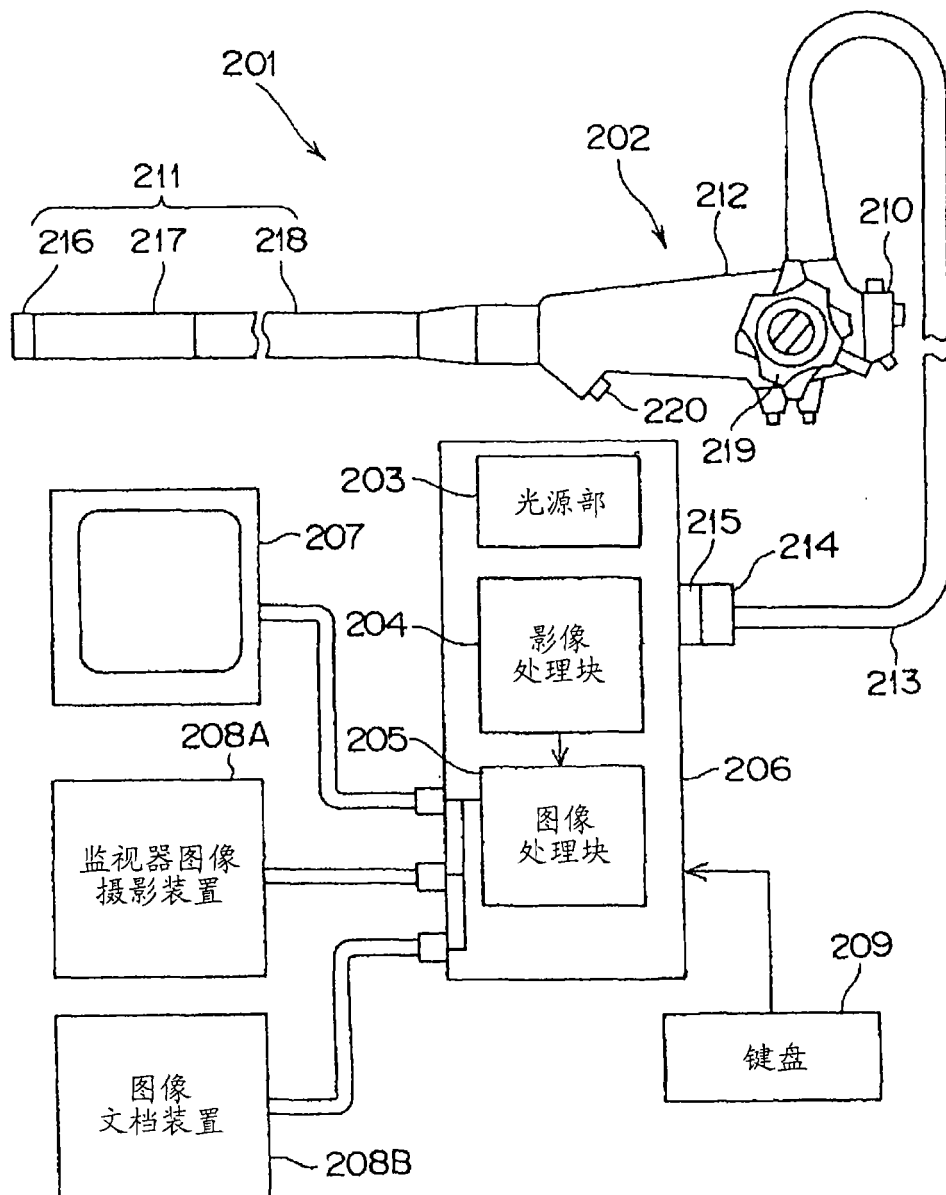


图 33



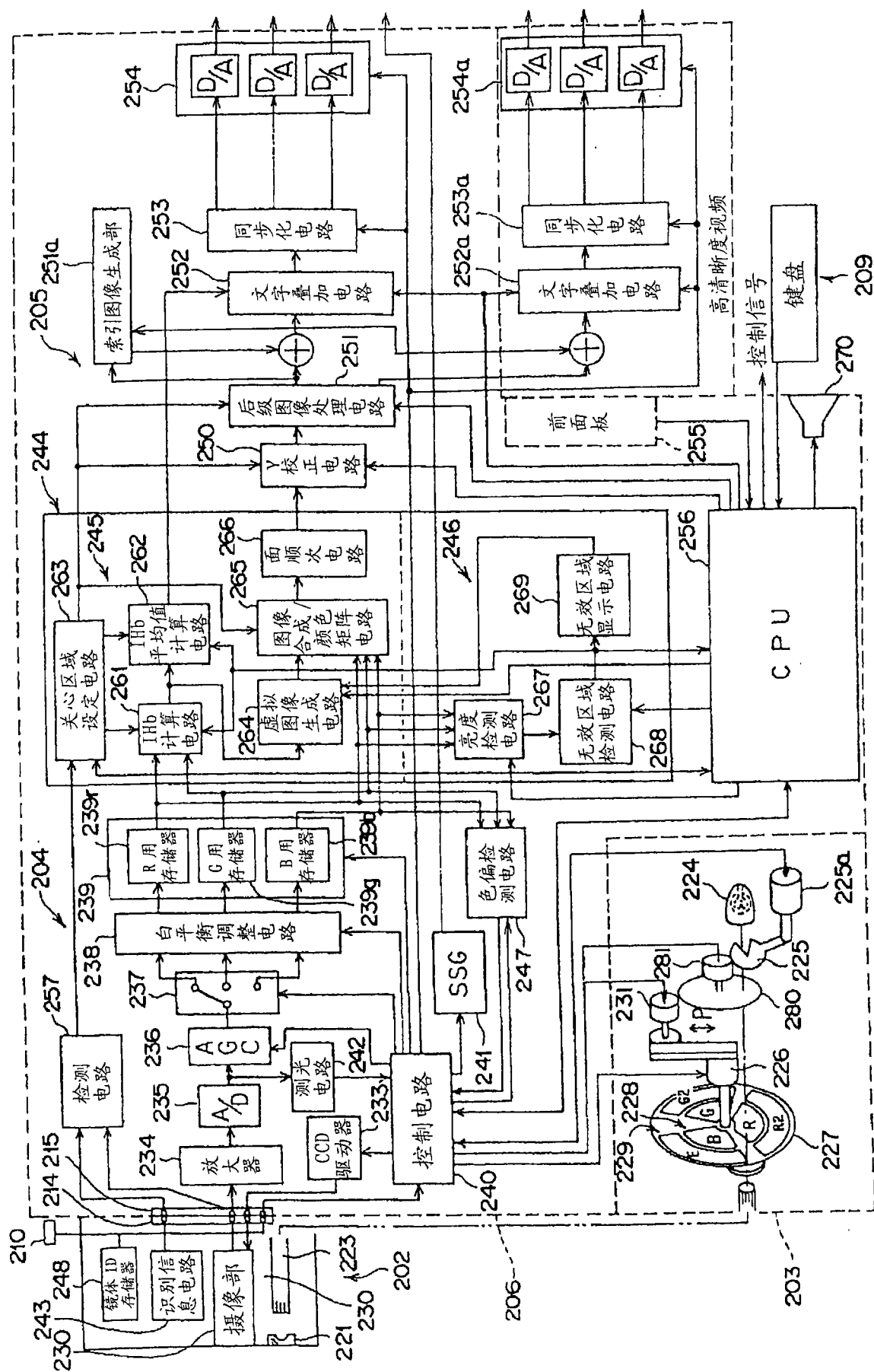


图 34

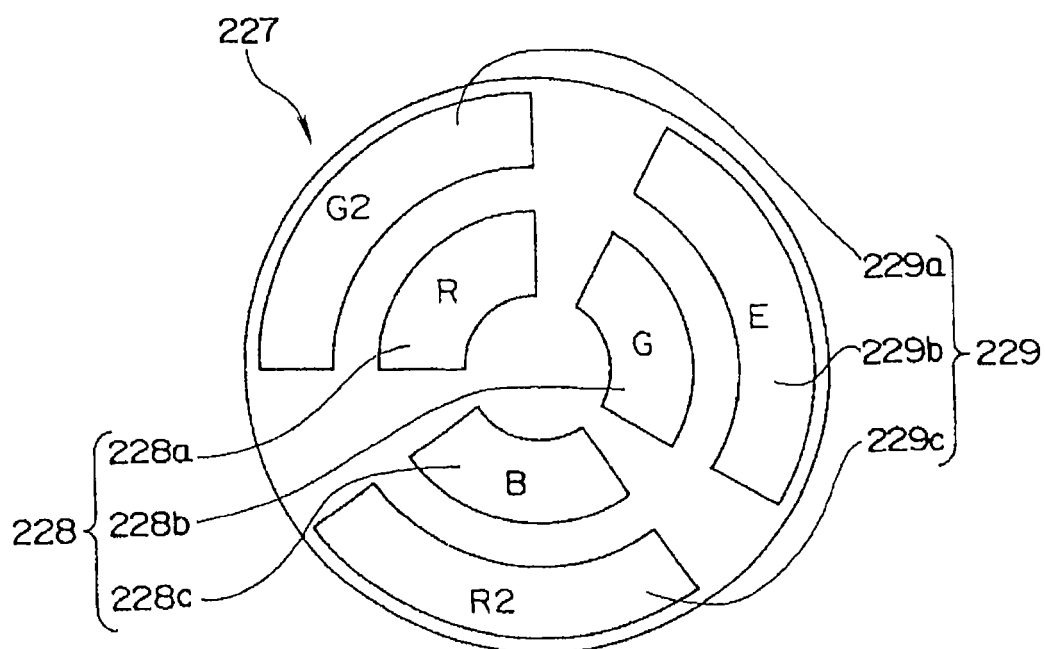


图 35

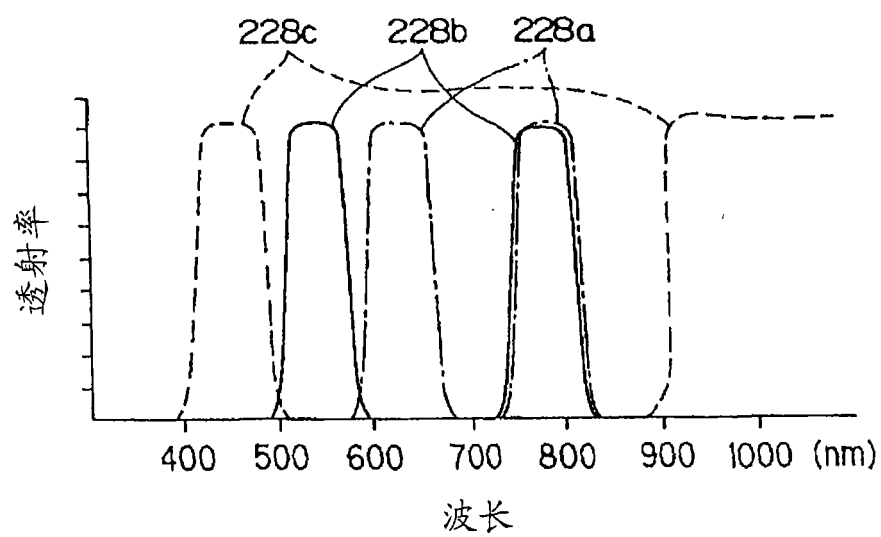


图 36

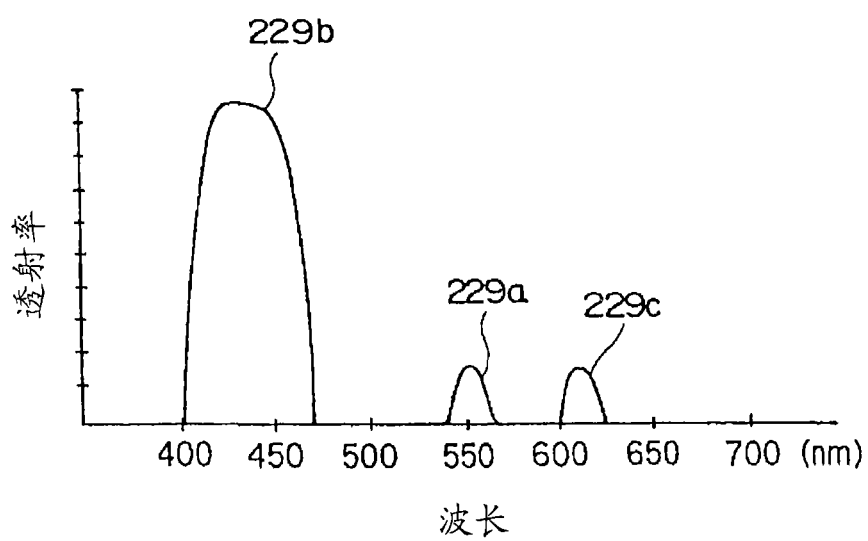


图 37

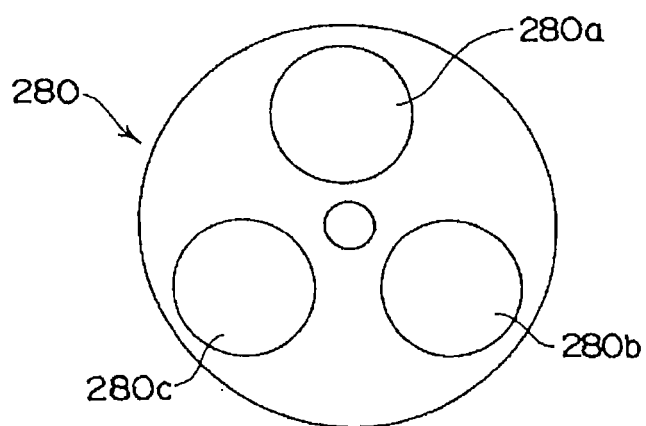


图 38

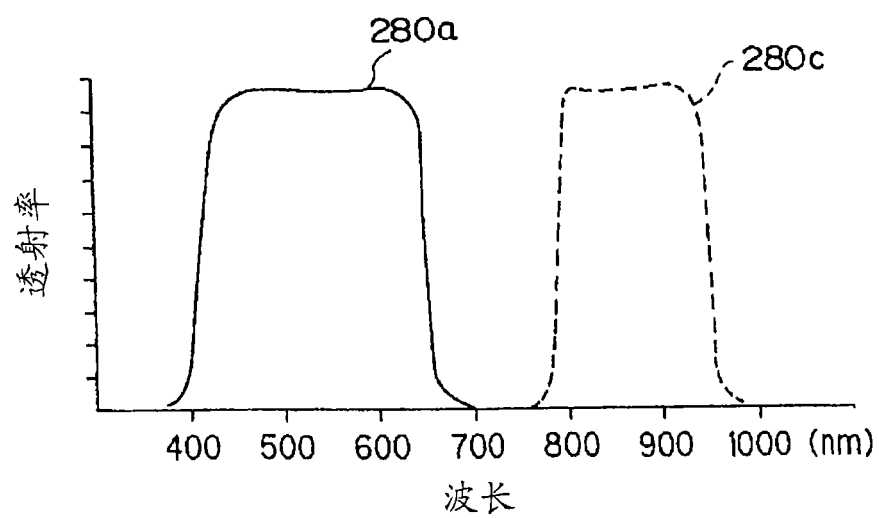


图 39

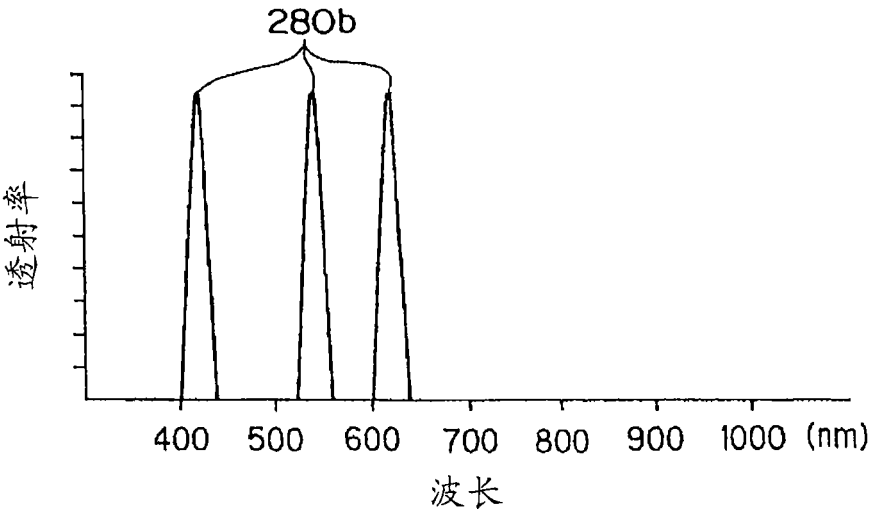


图 40

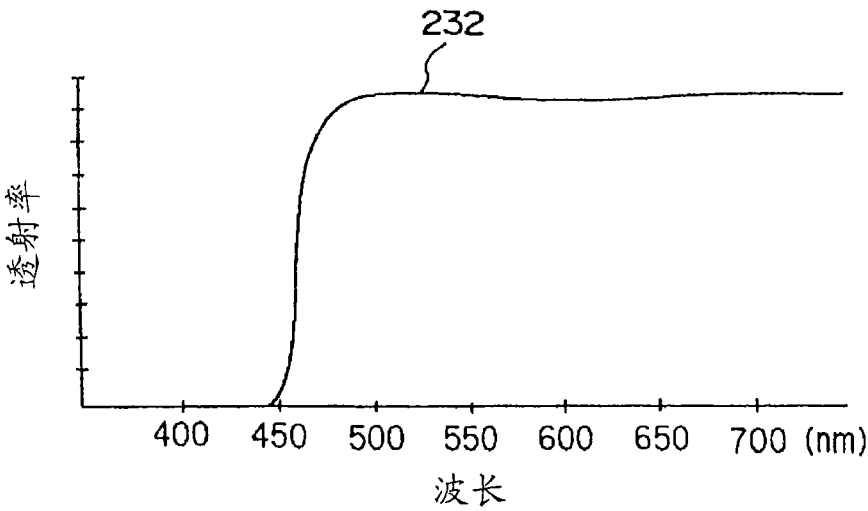


图 41

菜单 1/2	
显示尺寸	: 全高
荧光观察用显示尺寸	: 中等
关心区域	: 大
IHb 范围	: 正常
IHb 平均值	: ON

图 42

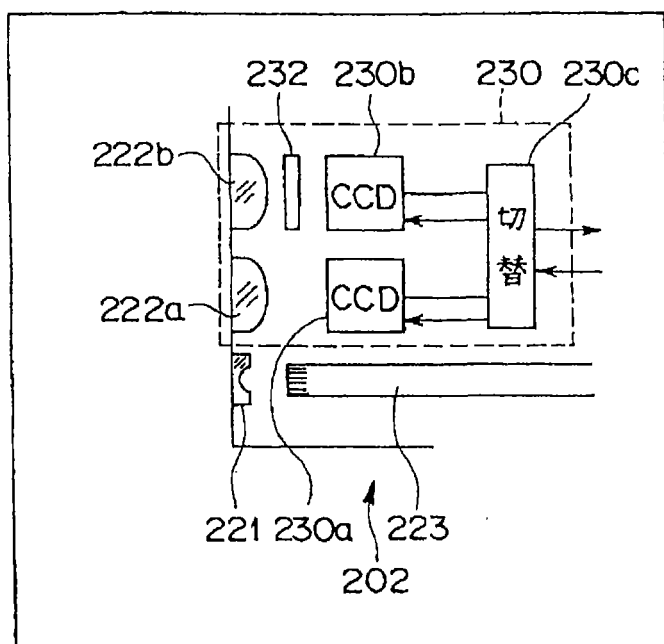


图 43

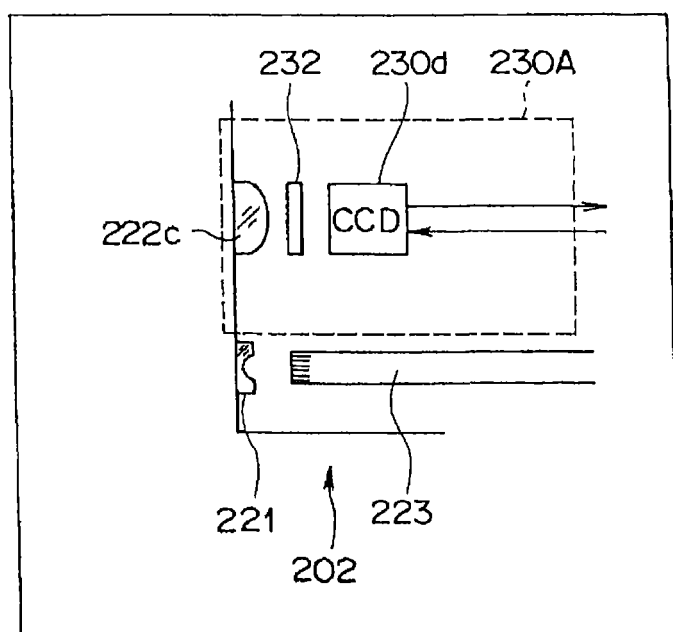


图 44

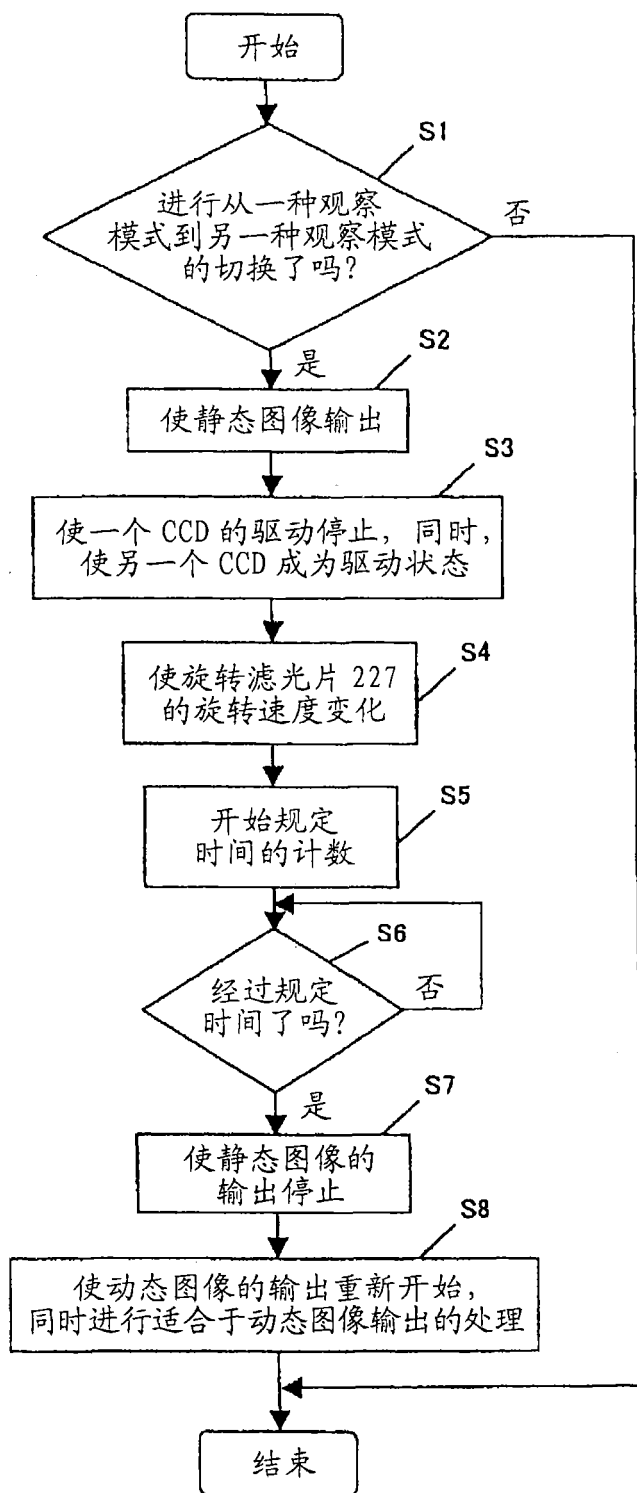


图 45

时间序列编号	1	2	3	4	5-10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
CCD	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
旋转滤光片	B0	R1	G1	B1	X	R2	R2	G2	G2	B2	B2	R3	R3	G3	G3	B3
存储部写入	B0	R1	G1	B1	R2...	-	R2	-	G2	-	B2	-	R3			
R用存储器读出	R0	-	R1	R1	- ...	R1'	-	R2	R2	R2	R2	R2	-			
G用存储器读出	G0	G0	-	G1	G1...	G1'	G1'	G1'	-	G2	G2	G2	G2	G2		
B用存储器读出	-	B0	B0	-	B1...	B1'	B1'	B1'	B1'	B1'	-	B2	B2	B2	B2	B2
噪声产生( $\Delta$ )					$\Delta$											
动态图像/静态图像	动	动	动	静	静	动	动	动	动	动	动	动	动	动	动	动
冻结指示							F1									F2

图 46

菜单 2/2

冻结等级 : 4

色偏检测 : 预冻结

文字显示 : 全

测光 : 平均

图 47

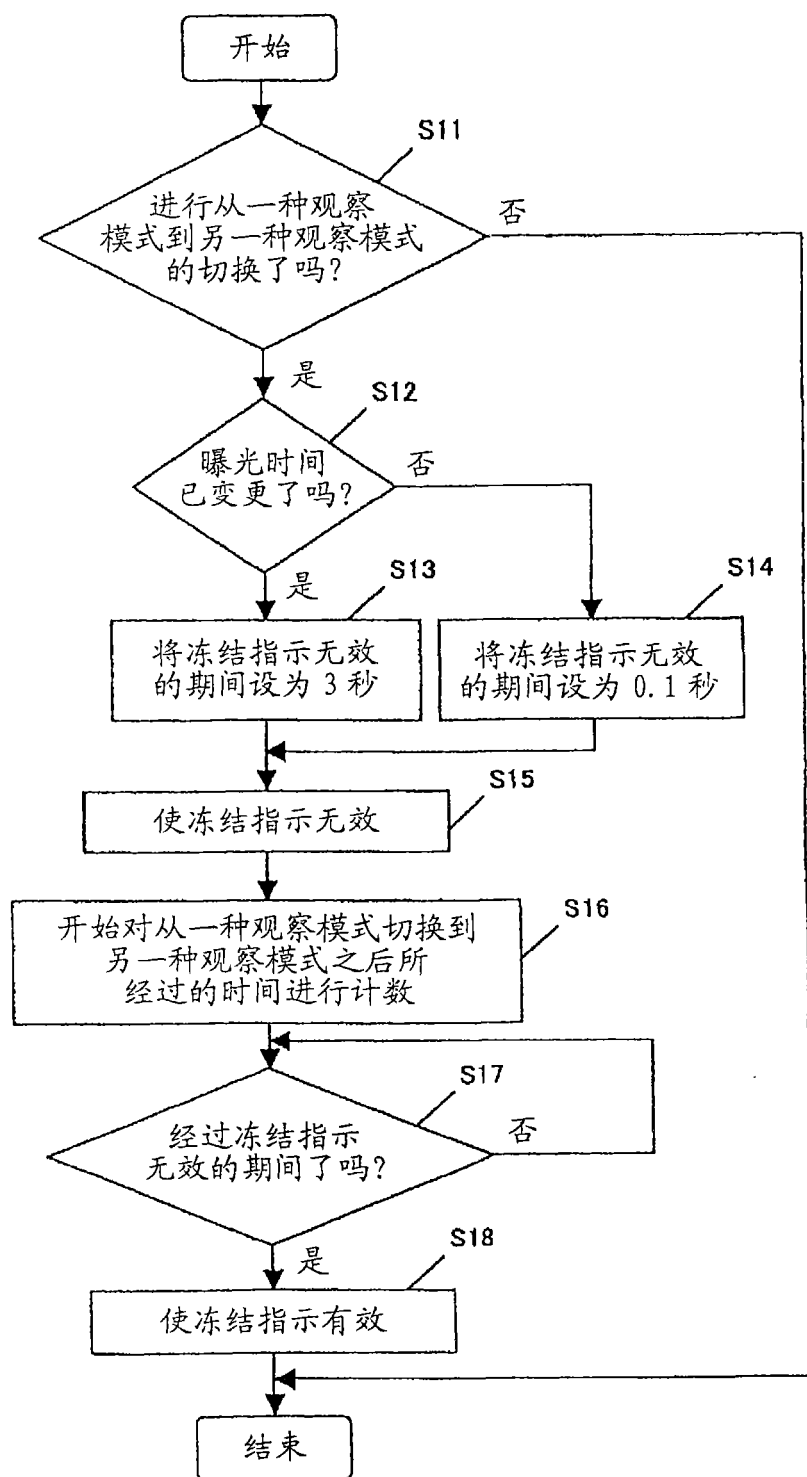


图 48



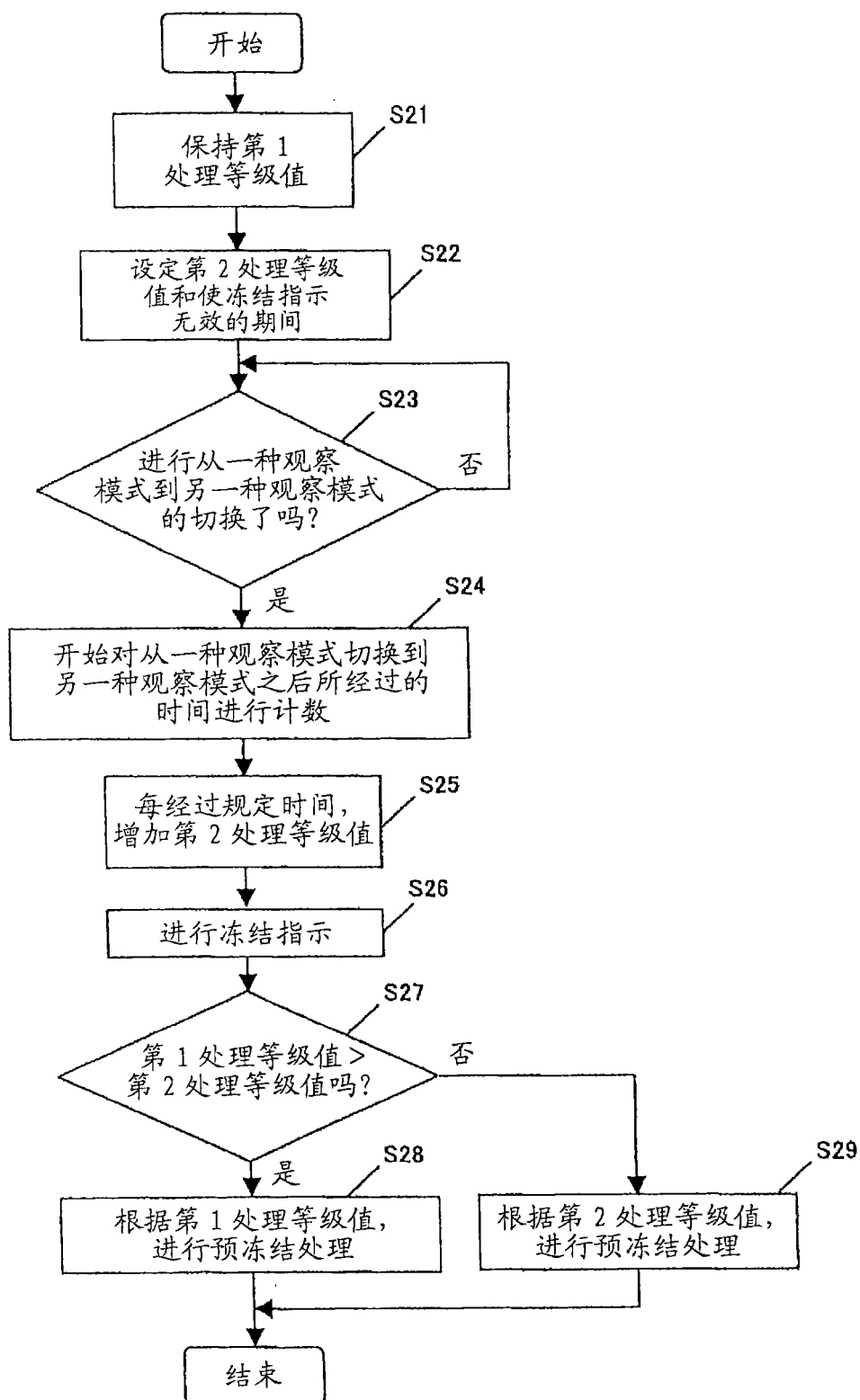


图 49

时间序列编号	1	2	3	4	5-10	11	12	13	14	15	16	17
CCD	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
旋转滤光片	R1	G1	B1	-	X	R8	R8	G8	G8	B8	B8	R9
同步化电路 R 写入	R1	-	-	-	-	R8	R8	-	-	-	-	R9
同步化电路 G 写入		G1	-	-	-	-	-	G8	G8	-	-	-
同步化电路 B 写入		-	B1	-	-	-	-	-	-	B8	B8	-
同步化电路 R 读出		R1	R1	R1	R1	-	-	R8	R8	R8	R8	-
同步化电路 G 读出	G0	-	G1	G1	G1	G7	G7	-	-	G8	G8	G8
同步化电路 B 读出	B0	B0	-	B1	B1	B7	B7	B7	B7	-	-	B8
显示 R	R1	R1	R1	R1	R1	R8	R8	R8	R8	R8	R8	R9
显示 G	G0	G1	G1	G1	G1	G7	G7	G8	G8	G8	G8	G8
显示 B	B0	B0	B1	B1	B1	B7	B7	B7	B7	B8	B8	B8
动态图像 / 静态图像	动	动	动	静	静	动	动	动	动	动	动	动

图 50

专利名称(译)	内窥镜装置和图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101188965A</a>	公开(公告)日	2008-05-28
申请号	CN200680019670.1	申请日	2006-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	高杉启 金子和真		
发明人	高杉启 金子和真		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/045 A61B5/0071 A61B1/043 G01N21/6456 G01N21/6486 A61B5/0084		
优先权	2005168614 2005-06-08 JP 2005196713 2005-07-05 JP 2005339317 2005-11-24 JP		
其他公开文献	CN101188965B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种内窥镜装置和图像处理装置，根据来自视频处理器(20)的定时电路部(29)的定时信号，通过普通光用CCD控制部(25)来驱动普通光用CCD(11)，同时，通过荧光用CCD控制部(26)来驱动荧光用CCD(12)。进而，来自RGB面顺次方式的普通光用CCD(11)的摄像信号在普通光图像用视频电路部(27)中进行处理，生成普通的彩色图像，另一方面，来自荧光用CCD(12)的摄像信号在荧光图像用视频电路部(28)中进行处理，由蓝色照明光激励并透射过荧光透射用滤光片(13)的被摄体的摄像信号被提取出来，生成被摄体的荧光图像。被摄体的普通的彩色图像和荧光图像在图像合成电路部(30)中进行合成，输出到监视器(2)中，普通光图像和荧光图像可以并列或重叠显示。

