

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

G01N 21/64 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 200680002662.6

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 100579443C

[22] 申请日 2006.1.16

[21] 申请号 200680002662.6

[30] 优先权

[32] 2005. 1. 19 [33] JP [31] 012089/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/300458 2006.1.16

[87] 国际公布 WO2006/077799 日 2006.7.27

[85] 进入国家阶段日期 2007.7.19

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 小泽刚志 高桥义典

[56] 参考文献

US6371908B1 2002.4.16

EP1258221A2 2002. 11. 20

CN1341003A 2002.3.20

US6511417B1 2003. 1. 28

审查员 杨德智

[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

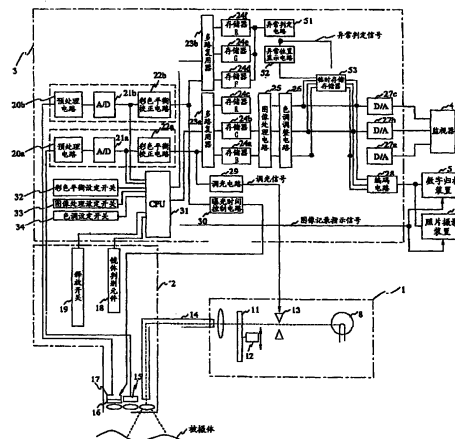
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 18 页

[54] 发明名称

电子内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供一种电子内窥镜装置，在本发明中，当异常判定电路判定为异常像素时，输出异常判定信号，将此时的同时化存储器 F、同时化存储器 G、同时化存储器 R 的图像取入临时存储器中，并且控制异常位置显示电路 52，由此异常位置显示电路重叠显示用于表示取入临时存储器中的图像上的异常像素所在的位置的标志，将在重叠有标志的存储在临时存储器中的普通图像的静态图像数据输出给 D/A 转换电路，从而在监视器上进行缩放显示。由此，能够容易且可靠地在普通彩色内窥镜图像上确定被怀疑为异常组织的区域。



1. 一种电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有：
发出照射到被检体上的照明光的光源装置；

电子内窥镜，其具有：向所述被检体内的活体组织照射所述照明光，借助来自所述活体组织的反射光摄像被检体像的摄像部；和抽出借助所述照明光在所述活体组织中被激励的荧光的荧光抽出部；以及

图像处理装置，其具有：对来自所述摄像部的摄像信号进行信号处理，生成所述被检体像的内窥镜图像的信号处理部；通过比较基于所述荧光抽出部抽出的荧光的所述摄像部的像素输出、与基于来自所述活体组织的所述照明光的反射光的所述摄像部的像素输出，检测有无所述活体组织的检查对象区域的检查对象区域检测部；在所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域的时刻，取入所述内窥镜图像并生成所取入的所述内窥镜图像的缩小图像的缩小图像生成部；和向所述内窥镜图像附加所述缩小图像的缩小图像附加部。

2. 根据权利要求 1 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述图像处理装置还具有：

区域位置计算部，其计算所述检查对象区域检测部检测的所述检查对象区域的位置；

重叠部，其将表示与所述区域位置计算部计算的位置对应的所述缩小图像上的位置的标志图像重叠在所述缩小图像上。

3. 根据权利要求 1 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述摄像部具有在射入面侧具有预定的透射特性的激励截止滤波器，

所述荧光抽出部利用所述摄像部和激励截止滤波器构成。

4. 根据权利要求 2 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述摄像部具有在射入面侧具有预定的透射特性的激励截止滤波器，

所述荧光抽出部利用所述摄像部和激励截止滤波器构成。

5. 根据权利要求 1 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述荧光抽出部利用具有在射入面侧具有预定的透射特性的激励截止滤波器的、

与所述摄像部不同的第2摄像部构成。

6. 根据权利要求2所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述荧光抽出部利用具有在射入面侧具有预定的透射特性的激励截止滤波器的、与所述摄像部不同的第2摄像部构成。

7. 根据权利要求1所述的电子内窥镜装置，其特征在于，

所述光源装置具有窄带照明光生成部，所述窄带照明光生成部从所述照明光选择性地生成离散的窄带可见光区域的窄带照明光，

所述光源装置具有窄带照明光选择部，所述窄带照明光选择部在所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域时，进行所述窄带照明光的选择，使所述窄带照明光照射到所述活体组织上。

8. 根据权利要求2所述的电子内窥镜装置，其特征在于，

所述光源装置具有窄带照明光生成部，所述窄带照明光生成部从所述照明光选择性地生成离散的窄带可见光区域的窄带照明光，

所述光源装置具有窄带照明光选择部，所述窄带照明光选择部在所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域时，进行所述窄带照明光的选择，使所述窄带照明光照射到所述活体组织上。

9. 根据权利要求1所述的电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有插入形状检测装置，所述插入形状检测装置检测所述电子内窥镜在所述被检体内的插入形状并生成插入形状图像，

标识所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域时的插入形状图像的前端位置。

10. 根据权利要求2所述的电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有插入形状检测装置，所述插入形状检测装置检测所述电子内窥镜在所述被检体内的插入形状并生成插入形状图像，

标识所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域时的插入形状图像的前端位置。

11. 根据权利要求1所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述信号处理部具有基于来自所述荧光抽出部的荧光的IHb色彩强调处理部。

12. 根据权利要求2所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述信

号处理部具有基于来自所述荧光抽出部的荧光的IHb色彩强调处理部。

13. 根据权利要求1所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述信号处理部具有基于来自所述荧光抽出部的荧光的荧光像生成处理部。

14. 根据权利要求2所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述信号处理部具有基于来自所述荧光抽出部的荧光的荧光像生成处理部。

15. 一种图像处理装置，其特征在于，该图像处理装置具有：

发出照射到被检体上的照明光的光源部；

摄像部，其向所述被检体照射所述照明光，借助所述被检体的反射光摄像被检体像；

荧光抽出部，其抽出借助所述照明光在所述被检体中被激励的荧光；

信号处理部，其对来自所述摄像部的摄像信号进行信号处理，生成所述被检体像的被检体图像；

检查对象区域检测部，其通过比较基于所述荧光抽出部抽出的荧光的所述摄像部的像素输出、与基于来自所述被检体的所述照明光的反射光的所述摄像部的像素输出，检测有无所述被检体的检查对象区域；

缩小图像生成部，其在所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域的时刻，取入所述被检体图像并生成所取入的所述被检体图像的缩小图像；以及

缩小图像附加部，其向所述被检体图像附加所述缩小图像。

16. 根据权利要求15所述的图像处理装置，其特征在于，该图像处理装置还具有：

区域位置计算部，其计算所述检查对象区域检测部检测的所述检查对象区域的位置；以及

重叠部，其将表示与所述区域位置计算部计算的位置对应的所述缩小图像上的位置的标志图像重叠在所述缩小图像上。

电子内窥镜装置

技术领域

本发明涉及插入被检体内观察被检体内部的电子内窥镜装置。

背景技术

近年来使用的医疗用内窥镜，通过向体腔内插入镜体，观察食道、胃、小肠、大肠等消化道和肺等气管，根据需要使用插通到处理器具通道内的处理器具可以进行各种治疗处理。尤其是使用了电荷耦合元件（CCD）等电子摄像器件的电子内窥镜，可以在彩色监视器上实时地显示动态图像，操作内窥镜的手术医生的疲劳感较小，所以被广泛利用。

并且，除了获得基于普通白色光的普通图像的内窥镜装置外，例如在日本特开 2002—336196 号公报等中，提出一种照射激励光并获得荧光图像的内窥镜装置。

另外，例如在日本特开 2002—95635 号公报等中提出一种窄带像（NBI）用内窥镜装置，该内窥镜装置缩小照明光的 RGB 的频带来照射被检体，获得窄带图像，由此可以使在组织的最外层产生的肿瘤可视化。

并且，为了检测内窥镜的插入部的插入状态，例如在日本特开 2000—175861 号公报等中提出一种使用磁场的插入形状检测装置。通过使用该插入形状检测装置，不仅可以使插入时的插入形状可视化，而且能够容易识别内窥镜的观察位置。

使用上述的进行荧光图像的图像观察的内窥镜装置进行的内窥镜检查，只进行普通彩色图像的图像观察，难以有效地检测被检体内的异常组织，所以通过使来自活体组织的荧光图像化，使被怀疑为异常组织的区域视觉化。

因此，在通过荧光图像的图像观察确认到被怀疑为异常组织的区域后，用户利用普通彩色图像对该区域进行图像观察，进行异常组织的检

测。

但是，以往的荧光图像的图像观察的目的终归在于使根据荧光而被怀疑为异常组织的区域视觉化，如果最终不能进行普通彩色图像的图像观察，则难以检测异常组织。

即，荧光图像的图像观察属于普通彩色图像的图像观察中异常组织的检测辅助的触发性观察，但荧光图像的色调及图像结构与普通彩色图像大不相同，所以在从荧光图像切换为普通彩色图像、并比较荧光图像与普通彩色图像时，要想在普通彩色图像上确定被怀疑为异常组织的区域，存在要求较高的熟练度的问题。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而完成的，其目的在于提供一种能够容易且可靠地在普通彩色内窥镜图像上确定被怀疑为异常组织的区域的电子内窥镜装置。

本发明的另一目的在于提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜装置在普通彩色内窥镜图像上确定被怀疑为异常组织的区域时，可以利用所期望的检查方法检查该区域。

本发明的电子内窥镜装置的特征在于，该电子内窥镜装置具有：发出照射到被检体上的照明光的光源装置；电子内窥镜，其具有：向所述被检体内的活体组织照射所述照明光，借助来自所述活体组织的反射光摄像被检体像的摄像部；和抽出借助所述照明光在所述活体组织中被激励的荧光的荧光抽出部；以及图像处理装置，其具有：对来自所述摄像部的摄像信号进行信号处理，生成所述被检体像的内窥镜图像的信号处理部；根据所述荧光抽出部抽出的荧光，检测有无所述活体组织的检查对象区域的检查对象区域检测部；在所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域的时刻，取入所述内窥镜图像并生成所取入的所述内窥镜图像的缩小图像的缩小图像生成部；和向所述内窥镜图像附加所述缩小图像的缩小图像附加部。

本发明的图像处理装置的特征在于，该图像处理装置具有：发出照

射到被检体上的照明光的光源部；摄像部，其向所述被检体照射所述照明光，借助所述被检体的反射光摄像被检体像；荧光抽出部，其抽出借助所述照明光在所述被检体中被激励的荧光；信号处理部，其对来自所述摄像部的摄像信号进行信号处理，生成所述被检体像的被检体图像；检查对象区域检测部，其根据所述荧光抽出部抽出的荧光，检测有无所述被检体的检查对象区域；缩小图像生成部，其在所述检查对象区域检测部检测到所述检查对象区域的时刻，取入所述被检体图像并生成所取入的所述被检体图像的缩小图像；以及缩小图像附加部，其向所述被检体图像附加所述缩小图像。

附图说明

图 1 是表示本发明的实施例 1 涉及的内窥镜装置的结构的结构图。

图 2 是表示图 1 中的 RGB 旋转滤波器的结构的图。

图 3 是表示图 2 中的 RGB 旋转滤波器的各个滤波器的透射特性的图。

图 4 是表示图 1 中的激励截止滤波器的透射特性的图。

图 5 是表示图 1 中的普通观察用 CCD 和荧光观察用 CCD 的存储/读出的定时的图。

图 6 是表示图 1 中的处理器的处理流程的流程图。

图 7 是表示在图 6 的处理中显示于监视器上的检查画面的图。

图 8 是说明在图 7 的检查画面的缩放显示区域显示的缩放图像的图。

图 9 是说明图 8 中的缩放图像的变形例的图。

图 10 是表示本发明的实施例 2 涉及的内窥镜装置的结构的结构图。

图 11 是表示图 10 中的窄带 RGB 旋转滤波器的结构的图。

图 12 是表示图 11 中的窄带 RGB 旋转滤波器的各个滤波器的透射特性的图。

图 13 是表示图 10 中的处理器的处理流程的流程图。

图 14 是表示本发明的实施例 3 涉及的内窥镜装置的结构的结构图。

图 15 是表示图 14 中的处理器的处理流程的流程图。

图 16 是说明图 15 中的插入形状检测装置的作用的图。

图 17 是表示图 14 中的内窥镜装置的变形例的结构的结构图。

图 18 是表示图 17 中的处理器的处理流程的流程图。

图 19 是表示本发明的实施例 4 涉及的内窥镜装置的结构的结构图。

图 20 是表示图 19 中的 RGB 旋转滤波器的结构的图。

图 21 是表示图 20 中的 RGB 旋转滤波器的各个滤波器的透射特性的图。

图 22 是表示图 19 中的激励截止滤波器的透射特性的图。

图 23 是表示图 19 中的 CCD 的存储/读出的定时的图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施例。

（实施例 1）

图 1～图 9 涉及本发明的实施例 1，图 1 是表示内窥镜装置的结构的结构图，图 2 是表示图 1 中的 RGB 旋转滤波器的结构的图，图 3 是表示图 2 中的 RGB 旋转滤波器的各个滤波器的透射特性的图，图 4 是表示图 1 中的激励截止滤波器的透射特性的图，图 5 是表示图 1 中的普通观察用 CCD 和荧光观察用 CCD 的存储/读出的定时的图，图 6 是表示图 1 中的处理器的处理流程的流程图，图 7 是表示在图 6 的处理中显示于监视器上的检查画面的图，图 8 是说明在图 7 的检查画面的缩放显示区域显示的缩放图像的图，图 9 是说明图 8 中的缩放图像的变形例的图。

（结构）

本实施例的内窥镜装置如图 1 所示，其构成为具有：用于发出观察用光的光源装置 1；用于插入体腔内的镜体 2；对利用摄像元件获得的图像信号进行信号处理的处理器 3；显示图像的监视器 4；记录数字图像的数字归档装置 5；以及把图像记录为照片的照片摄影装置 6。

光源装置 1 具有：放射光的氙气灯（以下简称为灯）8；将灯 8 转换为 RGB 的面次序光的 RGB 旋转滤波器 11；驱动 RGB 旋转滤波器 11 旋转的电机 12；以及限制照射光量的照明光光圈 13。

镜体 2 具有：使 RGB 面次序照明光通过的光导纤维 14；借助来自被摄体的光摄像被摄体的普通观察用内窥镜像的普通观察用 CCD 15；借助经由激励截止滤波器 16 而从被摄体激励的荧光，摄像被摄体的荧光内窥镜像的荧光观察用 CCD 17；和存储镜体 2 的类型等信息的镜体判别元件 18，在操作镜体 2 的操作部中配置有指示向图像记录装置记录的释放开关 19 等。

处理器 3 具有：两个预处理电路 20a、20b；两个 A/D 转换电路 21a、21b；两个彩色平衡校正电路 22a、22b；两个多路复用器 23a、23b；六个同时化存储器 24a、24b、24c、24d、24e、24f；图像处理电路 25；色调调整电路 26；三个 D/A 转换电路 27a、27b、27c；编码电路 28；调光电路 29；曝光时间控制电路 30；CPU 31；异常判定电路 51；异常位置显示电路 52；以及临时存储存储器 53。

并且，在处理器 3 的前面板（未图示）上设有使用者可以操作的彩色平衡设定开关 32、图像处理设定开关 33、以及色调设定开关 34。

另外，从 CPU 31 也向图 1 所示之外的各部分输出未图示的控制信号。

在 RGB 旋转滤波器 11 中，如图 2 所示，设有分别使红色、绿色、蓝色的光透射的三个滤波器（R 滤波器 37、G 滤波器 38、B 滤波器 39），通过由电机 12 驱动着旋转，红色、绿色、蓝色的光依次透射，R、G、B 各个滤波器的分光透射特性如图 3 所示。

激励截止滤波器 16 的透射特性如图 4 所示，包括例如透射 500nm～600nm 的第 1 透射区域 16a、和例如透射 680nm～700nm 的第 2 透射区域 16b，经由该激励截止滤波器 16 而射入荧光观察用 CCD 17 的光是：

（1）在光透射 B 滤波器 39 并照射到被检体上时，透射第 1 透射区域 16a 和第 2 透射区域 16b 的由被检体激励的荧光成分 F，

（2）在光透射 G 滤波器 38 并照射到被检体上时，由被检体反射的 G 的反射光成分，

（3）在光透射 R 滤波器 37 并照射到被检体上时，由被检体反射的 R 的反射光中透射第 2 透射区域 16b 的光成分 R”。

另外，第 2 透射区域 16b 的透射率被设定得小于第 1 透射区域 16a

的透射率，这是因为透射第 1 透射区域 16a 的荧光 F 比较微弱，所以为了使光成分 R” 的光量与荧光 F 的光量吻合，而减小第 2 透射区域 16b 的透射率。

关于在被检体中激励荧光的激励光，设定为包括经由 RGB 旋转滤波器 11 的可见光区域的照明光，但也可以把紫外光、红外光作为激励光。

（作用）

从光源装置 1 的灯 8 放射的光，通过照明光光圈 13、RGB 旋转滤波器 11 射入镜体 2 的光导纤维 14。

此时，照明光光圈 13 根据从处理器 3 的调光电路 29 输出的调光信号，限制从光源装置 1 射出的光的光量，使通过 CCD 15 摄像的图像不会产生饱和。

在 RGB 旋转滤波器 11 中，如图 2 所示，设有分别使红色、绿色、蓝色的光透射的三个滤波器（R 滤波器 37、G 滤波器 38、B 滤波器 39），通过由电机 12 驱动着旋转，红色、绿色、蓝色的光依次透射。

射入光导纤维 14 的光，从镜体前端部照射到消化道等被摄体。

来自被摄体的光射入镜体前端的普通观察用 CCD 15。普通观察用 CCD 15 与 RGB 旋转滤波器 11 的旋转同步地被驱动，按照图 5 所示进行存储/读出，与 B 滤波器 39、G 滤波器 38、R 滤波器 37 的各个照射光对应的 B 图像信号、G 图像信号、R 图像信号依次输出给处理器 3。

同样，来自被摄体的光通过激励截止滤波器 16 射入镜体前端的荧光观察用 CCD 17。荧光观察用 CCD 17 与 RGB 旋转滤波器 11 的旋转同步地被驱动，按照图 5 所示进行存储/读出，对应 B 滤波器 39、G 滤波器 38、R 滤波器 37 的各个照射光射入的 F 荧光图像信号、G 图像信号、R” 图像信号依次输出给处理器 3。

在此，荧光观察用 CCD 17 组装有调整电荷的存储时间的电子快门功能，根据来自处理器 3 的曝光时间控制电路 30 的电子快门控制信号，可以调整通过调整从电荷放出到读出的时间而得到的图像的曝光时间。

输入到处理器 3 中的来自普通观察用 CCD 15 的图像信号，首先输入预处理电路 20a。在预处理电路 20a 中，通过 CDS（相关双重取样）等

处理,取出图像信号。从预处理电路 20a 输出的信号,通过 A/D 转换电路 21a 被从模拟信号转换为数字信号,并输入给彩色平衡校正电路 22a,进行彩色平衡的校正处理。

从彩色平衡校正电路 22a 输出的信号通过多路复用器 23a 被插入了 B 滤波器 39、G 滤波器 38、R 滤波器 37 时的图像,分别被分开存储在同时化存储器 B24a、同时化存储器 G24b、同时化存储器 R24c 中。

同样,输入到处理器 3 中的来自荧光观察用 CCD 17 的图像信号,首先输入预处理电路 20b。在预处理电路 20b 中,通过 CDS (相关双重取样) 等处理,取出图像信号。从预处理电路 20b 输出的信号,通过 A/D 转换电路 21b 被从模拟信号转换为数字信号,并输入彩色平衡校正电路 22b,进行彩色平衡的校正处理。

从彩色平衡校正电路 22b 输出的信号通过多路复用器 23b 被插入了 B 滤波器 39、G 滤波器 38、R 滤波器 37 时的图像,分别被分开存储在同时化存储器 F24d、同时化存储器 G24e、同时化存储器 R24f 中。

彩色平衡校正电路 22a 的信号被输入给调光电路 29,彩色平衡校正电路 22b 的信号被输入给曝光时间控制电路 30。

调光电路 29 根据来自彩色平衡校正电路 22a 的信号的大小,生成用于将得到的图像的明亮度保持大致恒定的调光信号。调光信号被发送给光源装置 1,通过控制照明光光圈 13,调整从光源装置 1 射出的光量。

曝光时间控制电路 30 为了将得到图像的明亮度保持大致恒定,根据来自彩色平衡校正电路 22a 的信号的大小,发送用于控制荧光观察用 CCD 17 的电子快门的电子快门控制信号。

对通过同时化存储器 B24a、同时化存储器 G24b、同时化存储器 R24c 被同时化的、来自普通观察用 CCD 15 的图像,在图像处理电路 25 中进行预定的图像处理,再经过色调调整电路 26 的预定的色调调整处理,通过 D/A 转换电路 27a~27c 被转换为模拟信号,并显示在监视器 4 上。并且,通过编码电路 28 被编码的数字图像信号被发送给数字归档装置 5、照片摄影装置 6,根据来自 CPU 31 的图像记录指示信号,在各个装置中记录图像。

另一方面,对通过同时化存储器 F24d、同时化存储器 G24e、同时化存储器 R24f 被同时化的、来自荧光观察用 CCD 17 的图像,异常判定电路 51 按照像素单位进行关于被怀疑为异常组织的检查对象区域的异常区域的判定。

具体地讲,异常判定电路 51 按照每个像素比较同时化存储器 F24d 和同时化存储器 R24f,在同时化存储器 F24d 的像素值 F 和同时化存储器 R24f 的像素值 R 之比、即“ F/R ”的值小于第 1 预定值时,将所比较的像素判定为第 1 异常像素。

另外,除了该判定外,还在同时化存储器 F24d 的像素值 F 和同时化存储器 G24e 的像素值 G 之比、即“ F/G ”的值小于第 2 预定值时,将所比较的像素判定为第 2 异常像素(在“ F/R ” $<$ 第 1 预定值、而且“ F/G ” $<$ 第 2 预定值时,判定为第 2 异常像素),由此可以提高判定精度。

异常判定电路 51 在将第 1 预定值和与第 2 预定值相比较的像素判定为第 1 或第 2 异常像素时,输出异常判定信号,将此时的同时化存储器 F24d、同时化存储器 G24e、同时化存储器 R24f、同时化存储器 B24a、同时化存储器 G24b、同时化存储器 R24c 的图像取入临时存储器 53,并且控制异常位置显示电路 52,由此异常位置显示电路 52 重叠显示表示取入到临时存储器 53 中的图像上的第 1 或第 2 异常像素所在的位置的标志,将在被重叠了标志的临时存储器 53 中存储的普通图像的静态图像数据输出给 D/A 转换电路 27a~27c,由此在监视器 4 上进行缩放显示。

使用流程图具体说明上述作用,如图 6 所示,处理器 3 在步骤 S1 中,在监视器 4 上显示具有图 7 那样的普通观察图像即内窥镜实时图像 99 的检查图像。

在图 7 中,显示在监视器 4 上的检查图像包括:显示患者数据等和作为普通观察图像的内窥镜实时图像 99 的主显示区域 100,和显示在异常判定电路 51 中进行异常判定时静态图像的缩放图像的缩放显示区域 101。

并且,在步骤 S2 中,在异常判定电路 51 中检测第 1 或第 2 异常像素后,在步骤 S3 中,如图 8 所示,在缩放显示区域 101 中,将此时的内

窥镜实时图像 99 的静态图像取入临时存储器 53 中，显示所取入的静态图像的缩放图像 102，并转入步骤 S4。并且，在步骤 S2 中未检测到第 1 或第 2 异常像素时，直接转入步骤 S4。缩放图像 102 在静态图像上重叠了表示第 1 或第 2 异常像素的标志 103。

在步骤 S4 中，进行是否重复步骤 S1~S3 的处理直到检查结束的判断，在指示检查结束后，结束处理。

(效果)

这样，在本实施例中，与内窥镜实时图像的观察并行，进行基于荧光的由第 1 或第 2 异常像素构成的异常区域的检测。并且，在检测到异常区域时，在缩放显示区域 101 上显示此时的内窥镜实时图像 99 的静态图像的缩放图像。其结果，用户容易根据缩放图像识别到存在由第 1 或第 2 异常像素构成的异常区域，而且不在内窥镜实时图像上进行特殊显示，即可根据标志 103 识别到由第 1 或第 2 异常像素构成的异常区域的位置。

根据这样由第 1 或第 2 异常像素构成的异常区域的产生和异常区域的位置识别，用户可以根据内窥镜实时图像仔细检查该异常区域。

另外，在异常判定电路 51 中检测到第 1 或第 2 异常像素时，也可以在缩放显示区域 101 中显示此时的静态图像的缩放图像 102，并且使用蜂鸣器等进行语音告知。此外，还可以取代普通图像，在缩放显示区域 101 中显示利用同时化存储器 F24d、同时化存储器 G24e、同时化存储器 R24f 构成的荧光像。

并且，通过使临时存储器 53 构成为可以存储多帧图像，如图 9 所示，除在异常判定电路 51 中检测到第 1 或第 2 异常像素时的静态图像之外，还可以在缩放显示区域 101 中显示数秒前（例如 1 秒前、2 秒前、3 秒前）的多个静态图像的缩放图像。这样，通过显示多个缩放图像，可以更容易在由第 1 或第 2 异常像素构成的异常区域中识别位置。并且，在这种情况下，也可以把从数秒前到检测到第 1 或第 2 异常像素时的静态图像作为缩放动态画像，显示在缩放显示区域 101 中。

并且，用户通过操作设于镜体 2 上的释放开关 19，可以将显示于缩

放显示区域 101 上的图像记录在例如数字归档装置 5 中。此时记录的图像不限于静态图像，也可以是动态画像。

（实施例 2）

图 10~图 12 涉及本发明的实施例 2，图 10 是表示内窥镜装置的结构的结构图，图 11 是表示图 10 中的窄带 RGB 旋转滤波器的结构的图，图 12 是表示图 11 中的窄带 RGB 旋转滤波器的各个滤波器的透射特性的图，图 13 是表示图 10 中的处理器的处理流程的流程图。

由于实施例 2 与实施例 1 几乎相同，所以只说明不同之处，对相同结构赋予相同符号并省略说明。

（结构）

在本实施例中，如图 10 所示，在镜体 2 上设有滤波器切换开关 120，该滤波器切换开关 120 的输出被输出给处理器 3 的 CPU 31。

并且，在处理器 3 中，来自异常判定电路 51 的异常判定信号被输出给 CPU 31，CPU 31 根据异常判定信号和滤波器切换开关 120 的信号，将滤波器切换信号输出给光源装置 1。

光源装置 1 构成为在灯 8 和照明光光圈 13 之间设置窄带 RGB 旋转滤波器 121。窄带 RGB 旋转滤波器 121 和 RGB 旋转滤波器 11 可以根据滤波器切换信号相对于光路垂直移动。

在没有从异常判定电路 51 输出异常判定信号时，根据滤波器切换信号将 RGB 旋转滤波器 11 配置在光路上，并从光路上清除窄带 RGB 旋转滤波器 121。

反之，在从异常判定电路 51 输出异常判定信号，滤波器切换开关 120 被选择时，根据滤波器切换信号将窄带 RGB 旋转滤波器 121 配置在光路上，并从光路上清除 RGB 旋转滤波器 11。

在窄带 RGB 旋转滤波器 121 中，如图 11 所示，设有分别使红色、绿色、蓝色的光透射的三个滤波器（RNBI 滤波器 137、GNBI 滤波器 138、BNBI 滤波器 139），通过由电机 122 驱动着旋转，离散的窄带红色、绿色、蓝色的光依次透射，RNBI、GNBI、BNBI 各个滤波器的分光透射特性如图 12 所示。各个滤波器的中心透射波长为 RNBI：610nm、GNBI：

540nm、BNBI: 415nm。

其他结构与实施例 1 相同。

(作用)

如图 13 所示, 当在进行了步骤 S1~S3 的处理后, 异常判定信号被输出给 CPU 31 时, 在步骤 S21 中, 滤波器切换开关 120 被选择, 并判断是否执行窄带观察。

在选择窄带观察时, 在步骤 S22 中, 将观察模式从普通观察模式切换为窄带照明观察模式。具体地讲, 在窄带照明观察模式下, 根据滤波器切换信号将窄带 RGB 旋转滤波器 121 配置在光路上, 并从光路上清除 RGB 旋转滤波器 11, 同时通过 CPU 31 将图像处理中的各个参数变更用于窄带观察。

另外, 在该窄带照明观察模式下的处理中, 例如日本特开 2002-95635 号公报中详细记载的那样已被公知, 所以省略说明。

并且, 在步骤 S23 中, 根据滤波器切换开关 120 的操作, 判断是否继续窄带照明观察模式, 在判断为结束窄带照明观察模式时, 在步骤 S24 中, 使观察模式从窄带照明观察模式返回普通观察模式。具体地讲, 在窄带照明观察模式下, 根据滤波器切换信号将 RGB 旋转滤波器 11 配置在光路上, 并从光路上清除窄带 RGB 旋转滤波器 121, 同时通过 CPU 31 将图像处理中的各个参数变更用于普通观察。

在步骤 S4 中, 进行是否重复步骤 S1~S3 及步骤 S21~S24 的处理直到检查结束的判断, 在指示检查结束后, 结束处理。

(效果)

这样, 在本实施例中, 除了实施例 1 的效果以外, 在输出异常判定信号后, 可以进行窄带照明观察模式下的观察, 所以能够通过窄带照明观察模式容易进行粘膜表层的细微凹凸结构和毛细血管图案的观察, 可以对疑似异常的区域进行更加详细的检查。

另外, 从普通观察模式转移的观察模式不限于窄带照明观察模式, 也可以是基于来自荧光观察用 CCD 17 的图像的、日本特开 2002-336196 号公报等所示的 IHb 色彩强调观察模式和荧光像观察模式。

（实施例3）

图14~图18涉及本发明的实施例3，图14是表示内窥镜装置的结构的结构图，图15是表示图14中的处理器的处理流程的流程图，图16是说明图15中的插入形状检测装置的作用的图，图17是表示图14中的内窥镜装置的变形例的结构的结构图，图18是表示图17中的处理器的处理流程的流程图。

由于实施例3与实施例1几乎相同，所以只说明不同之处，对相同结构赋予相同符号并省略说明。

（结构）

在本实施例中，如图14所示，设有检测镜体2的插入形状的插入形状检测装置200，向该插入形状检测装置200输出异常判定信号。

在此，插入形状检测装置200例如在日本特开2000-175861号公报等中已经具体公开了其结构及作用，属于公知内容，所以省略说明，但在本实施例的镜体2的插入部中，虽然没有图示，但设有多个沿着插入轴产生磁场的源线圈，通过利用插入形状检测装置200的读出线圈检测该源线圈的磁场，抽出插入形状。

其他结构与实施例1相同。

（作用）

如图15所示，在进行了步骤S1~S3的处理后，向插入形状检测装置200输出异常判定信号，在步骤S41中，在插入形状检测装置200的监视器201上显示异常区域的位置，并且进行具有该异常区域的位置的插入形状图像的记录处理。

具体地讲，在步骤S41中，如图16所示，在插入形状检测装置200的监视器201上显示镜体2的插入部的插入形状图像210的动态图像。此时，在检测到异常判定信号时，使插入形状图像210静止，并且在异常区域的位置使序号标志211闪烁显示。

此时，当插入形状检测装置200的记录指示按钮（未图示）被选择时，正在闪烁显示的序号标志211取代亮灯，在插入形状检测装置200的记录部（未图示）内记录具有异常区域的位置的插入形状图像。并且，

在插入形状检测装置 200 的记录指示按钮（未图示）未被选择，解除按钮（未图示）被选择时，正在闪烁显示的序号标志 211 消失，不记录具有异常区域的位置的插入形状图像，在监视器 201 中，返回镜体 2 的插入部的插入形状图像 210 的动态图像的显示。

另外，在图 16 中，表示记录了具有第 1 序号标志 211 (1) 的异常区域的位置的插入形状图像，并且具有第 2 序号标志 211 (2) 的异常区域的位置的插入形状图像静止，等待是否进行记录的状态（序号标志 211 的闪烁利用斜阴影线表示）。

（效果）

这样，在本实施例中，除了实施例 1 的效果以外，通过向外部设备输出异常判定信号，可以有效使用该异常判定信号。尤其在外部设备是插入形状检测装置 200 时，通过记录具有异常区域的位置的插入形状图像，在生成检查后的病历等时可以使用该插入形状图像，可以容易将异常区域资料化，可以减轻生成病历等的负担。

另外，在本实施例中，如图 17 所示，可以追加实施例 2 的结构。此时的处理流程的一例如图 18 所示。该情况时，除了实施例 2 的效果以外，当然也可以获得上述的本实施例的效果。

（实施例 4）

图 19～图 23 涉及本发明的实施例 4，图 19 是表示内窥镜装置的结构的结构图，图 20 是表示图 19 中的 RGB 旋转滤波器的结构的图，图 21 是表示图 20 中的 RGB 旋转滤波器的各个滤波器的透射特性的图，图 22 是表示图 19 中的激励截止滤波器的透射特性的图，图 23 是表示图 19 中的 CCD 的存储/读出的定时的图。

由于实施例 4 与实施例 1 几乎相同，所以只说明不同之处，对相同结构赋予相同符号并省略说明。

在实施例 1 中，采用在镜体 2 上设置普通观察用 CCD 15 和荧光观察用 CCD 17 这两个 CCD 的结构，但在本实施例中，如图 19 所示，设置一个 CCD 230。

并且，在本实施例的光源装置 1 的 RGB 旋转滤波器 11 中设有图 20

所示的4个滤波器(R滤波器237、G滤波器238、B1滤波器239、B2滤波器240)。并且,RGB旋转滤波器11由电机12驱动着旋转,红色、绿色、蓝色1、蓝色2的光依次透射。另外,R、G、B1、B2各个滤波器的分光透射特性如图21所示。

并且,设于CCD 230的射入面侧的激励截止滤波器16的透射特性如图22所示,包括例如透射400nm~450nm的第1透射区域241a、和例如透射500nm~650nm的第2透射区域241b,经由该激励截止滤波器16而射入CCD 230的光是:

(1)在光透射B1滤波器239并照射到被检体上时,透射第1透射区域241a的B的反射光光成分,

(2)在光透射B2滤波器240并照射到被检体上时,透射第1透射区域241a的由被检体激励的荧光成分F,

(3)在光透射G滤波器238并照射到被检体上时,透射第2透射区域241b的由被检体反射的G的全反射光光成分,

(4)在光透射R滤波器237并照射到被检体上时,由被检体反射的R的反射光中透射第2透射区域241b的光成分R”。

返回图19,处理器3具有:两个预处理电路20a、20b;两个A/D转换电路21a、21b;两个彩色平衡校正电路22a、22b;多路复用器23;四个同时化存储器24a、24b、24c、24d;图像处理电路25;色调调整电路26;三个D/A转换电路27a、27b、27c;编码电路28;调光电路29;曝光时间控制电路30;CPU 31;异常判定电路51;异常位置显示电路52;以及临时存储存储器53。

其他结构与实施例1相同。

(作用)

来自被摄体的光射入镜体前端的CCD 230。CCD 230与RGB旋转滤波器11的旋转同步地被驱动,按照图23所示进行存储/读出,与R滤波器237、G滤波器238、B1滤波器239、B2滤波器240的各个照射光对应的R图像信号、G图像信号、B图像信号、F荧光图像信号依次输出给处理器3。

在处理器 3 中，通过多路复用器 23 被插入了 R 滤波器 237、G 滤波器 238、B1 滤波器 239、B2 滤波器 240 时的图像，分别被分开存储在同时化存储器 R24c、同时化存储器 G24b、同时化存储器 B24a、同时化存储器 F24d 中。

对通过同时化存储器 B24a、同时化存储器 G24b、同时化存储器 R24c 被同时化的图像，利用图像处理电路 25 进行预定的图像处理，再经过色调调整电路 26 的预定的色调调整处理，通过 D/A 转换电路 27a~27c 被转换为模拟信号，并显示在监视器 4 上。并且，将被编码电路 28 编码的数字图像信号发送给数字归档装置 5、照片摄影装置 6，根据来自 CPU 31 的图像记录指示信号，在各个装置中记录图像。

另一方面，对通过同时化存储器 F24d、同时化存储器 G24b、同时化存储器 R24c 被同时化的图像，异常判定电路 51 按照像素单位对异常区域进行判定。

其他作用与实施例 1 相同。

（效果）

这样，在本实施例中，除了实施例 1 的效果以外，还可以利用一个 CCD 和四个同时化存储器构成，所以能够低成本地构成装置。

另外，本实施例当然也可以适用实施例 2 的结构、或实施例 3 的结构、还有实施例 3 的变形例的结构，也可以获得各自的效果。

本发明不限于上述实施例，当然可以在不改变本发明宗旨的范围内进行各种变更和修改。

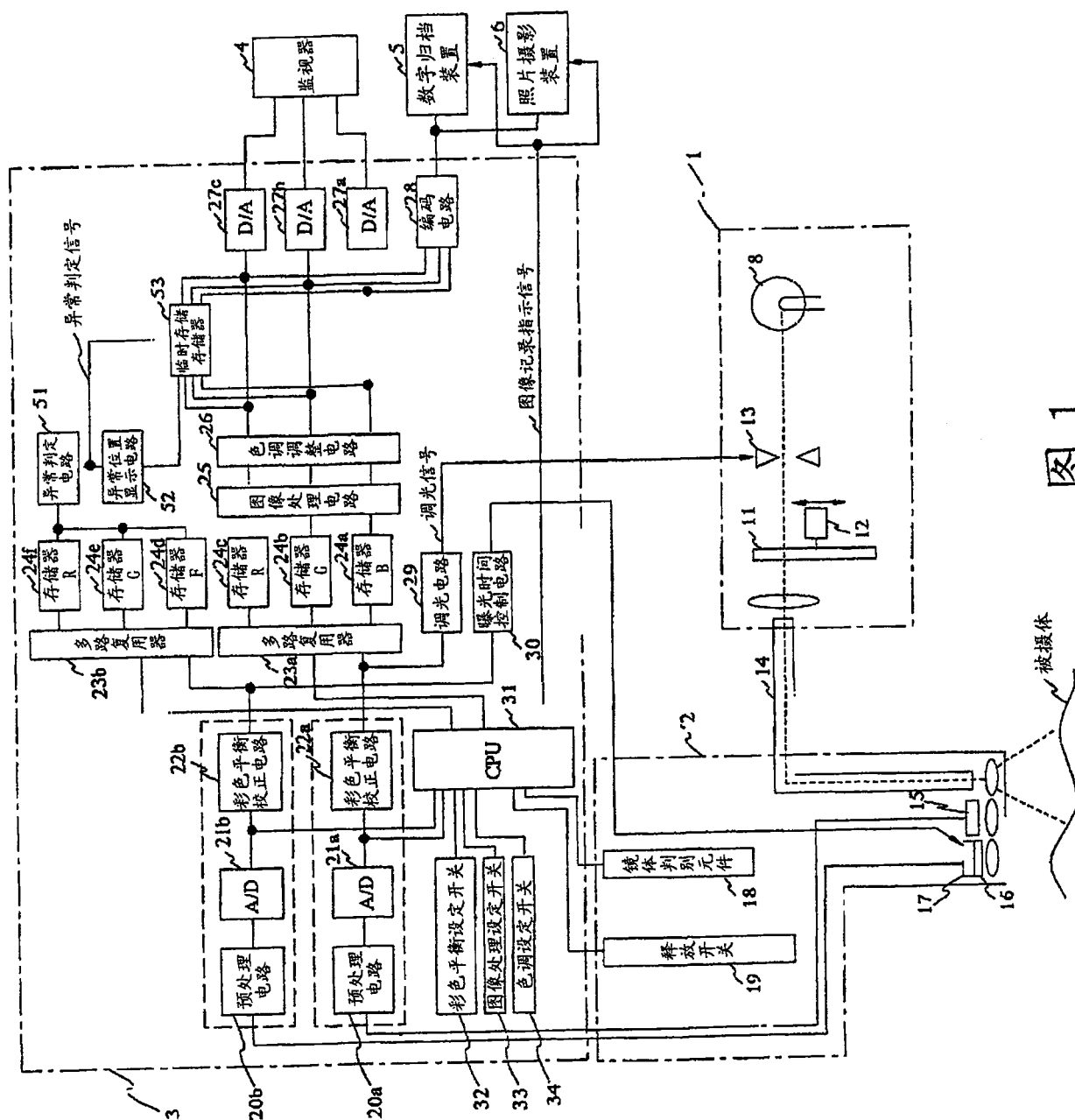


图1

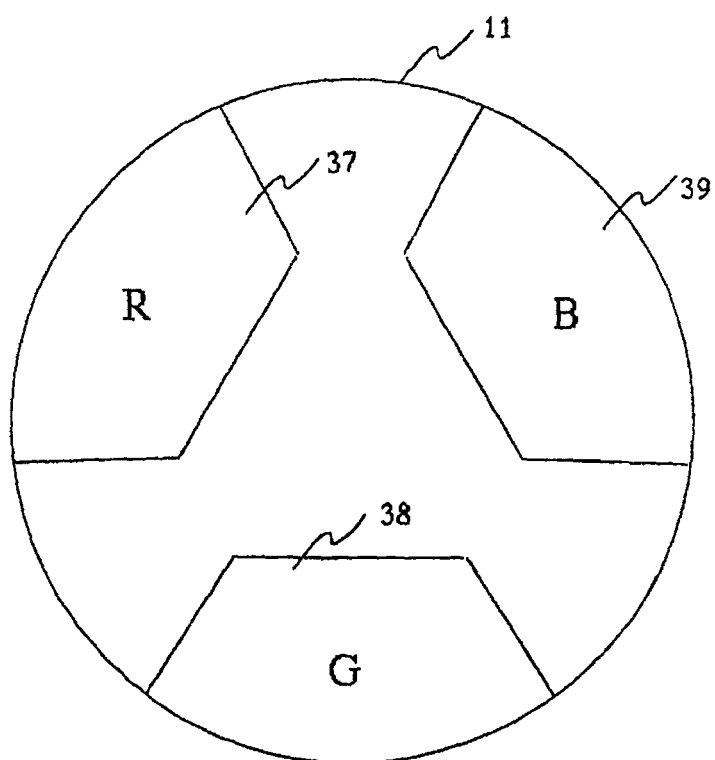


图 2

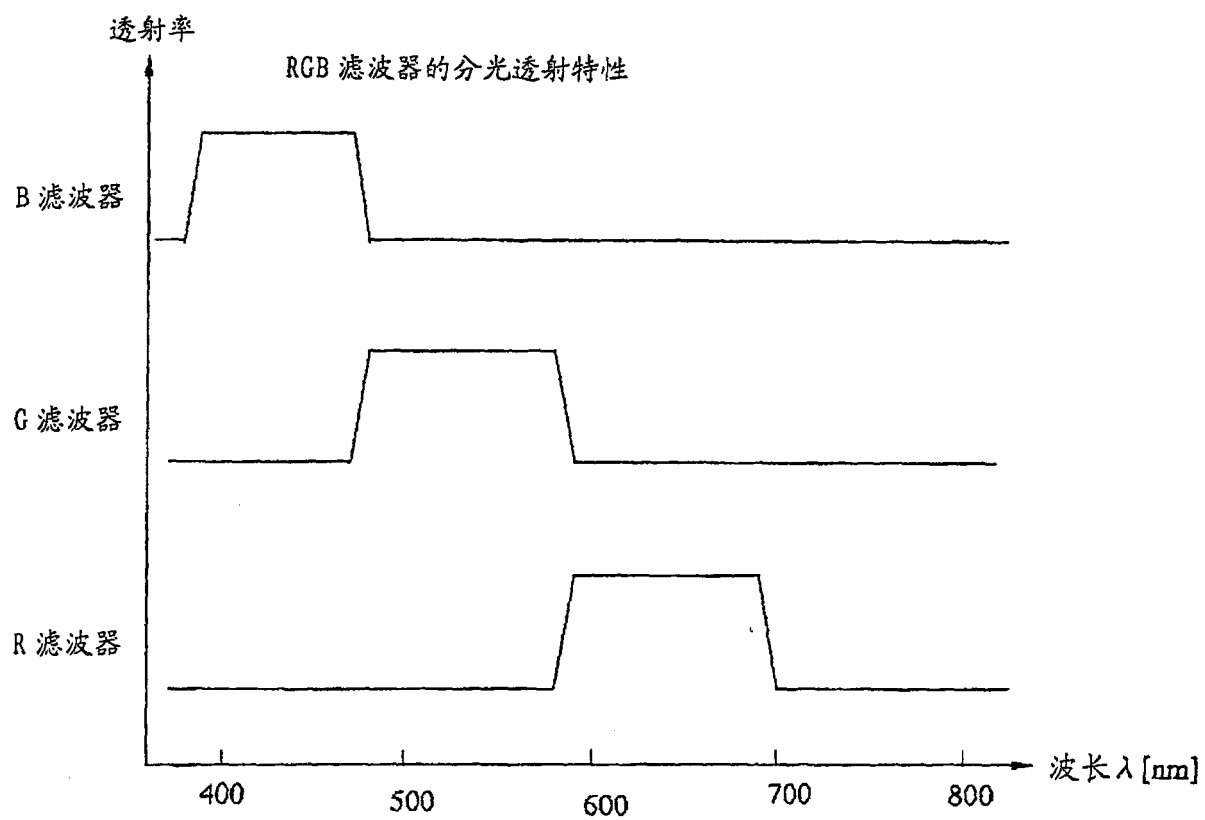


图 3

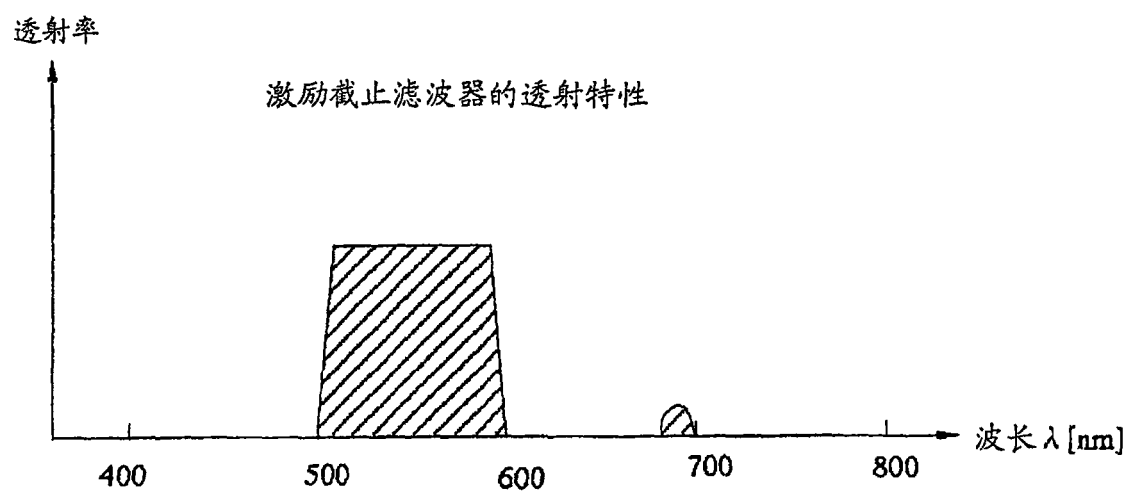


图 4

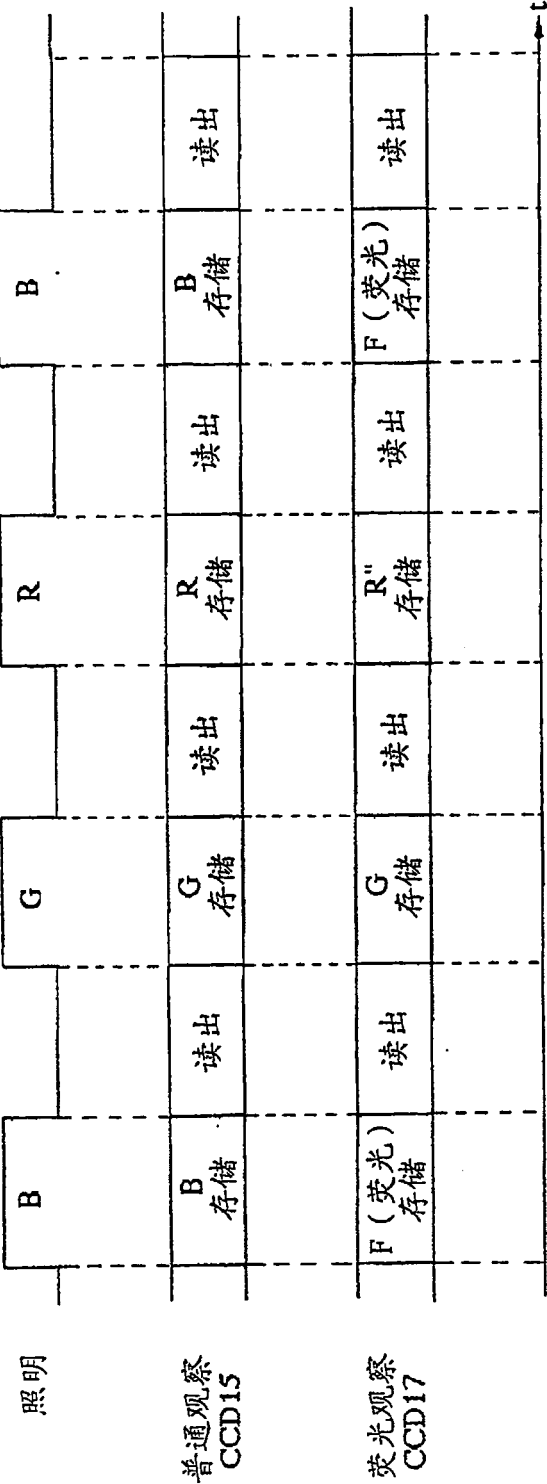


图 5

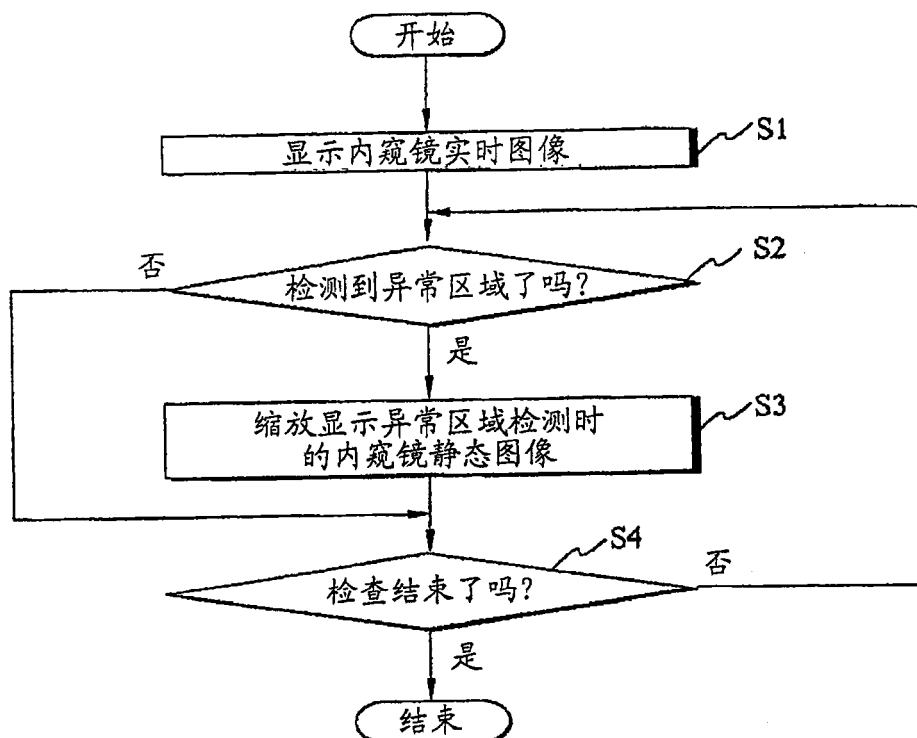


图 6

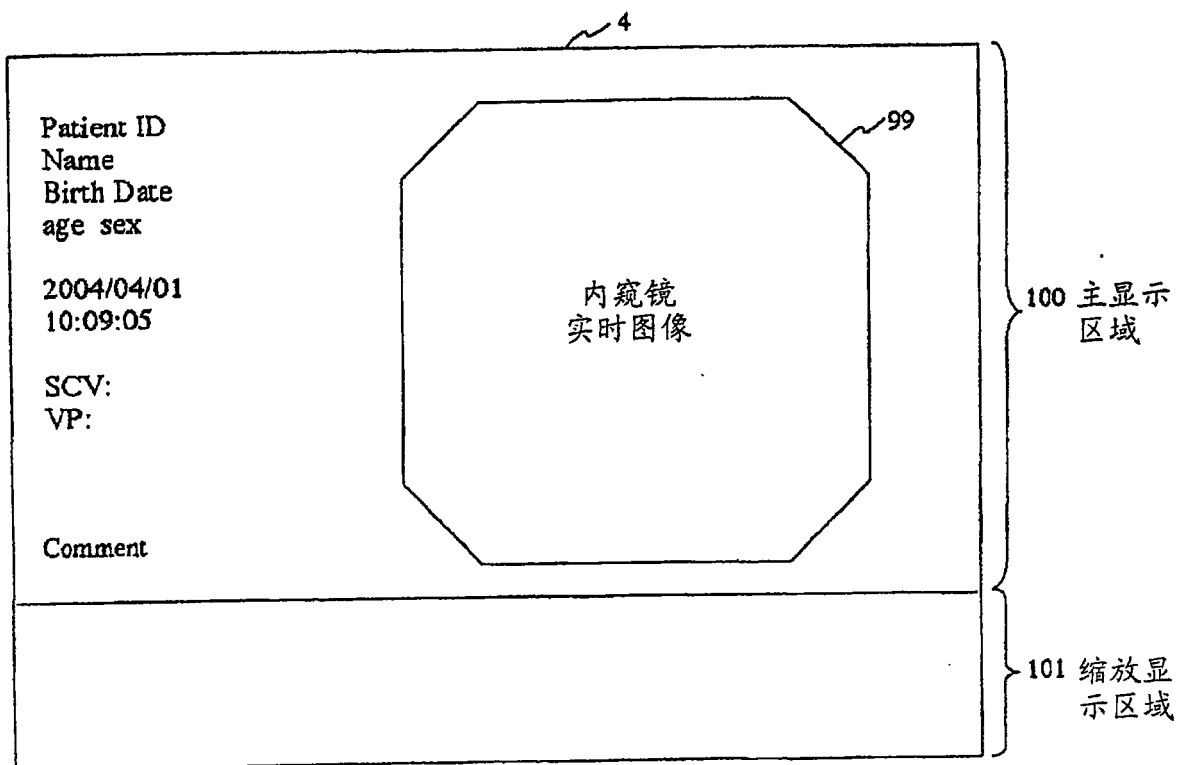


图 7

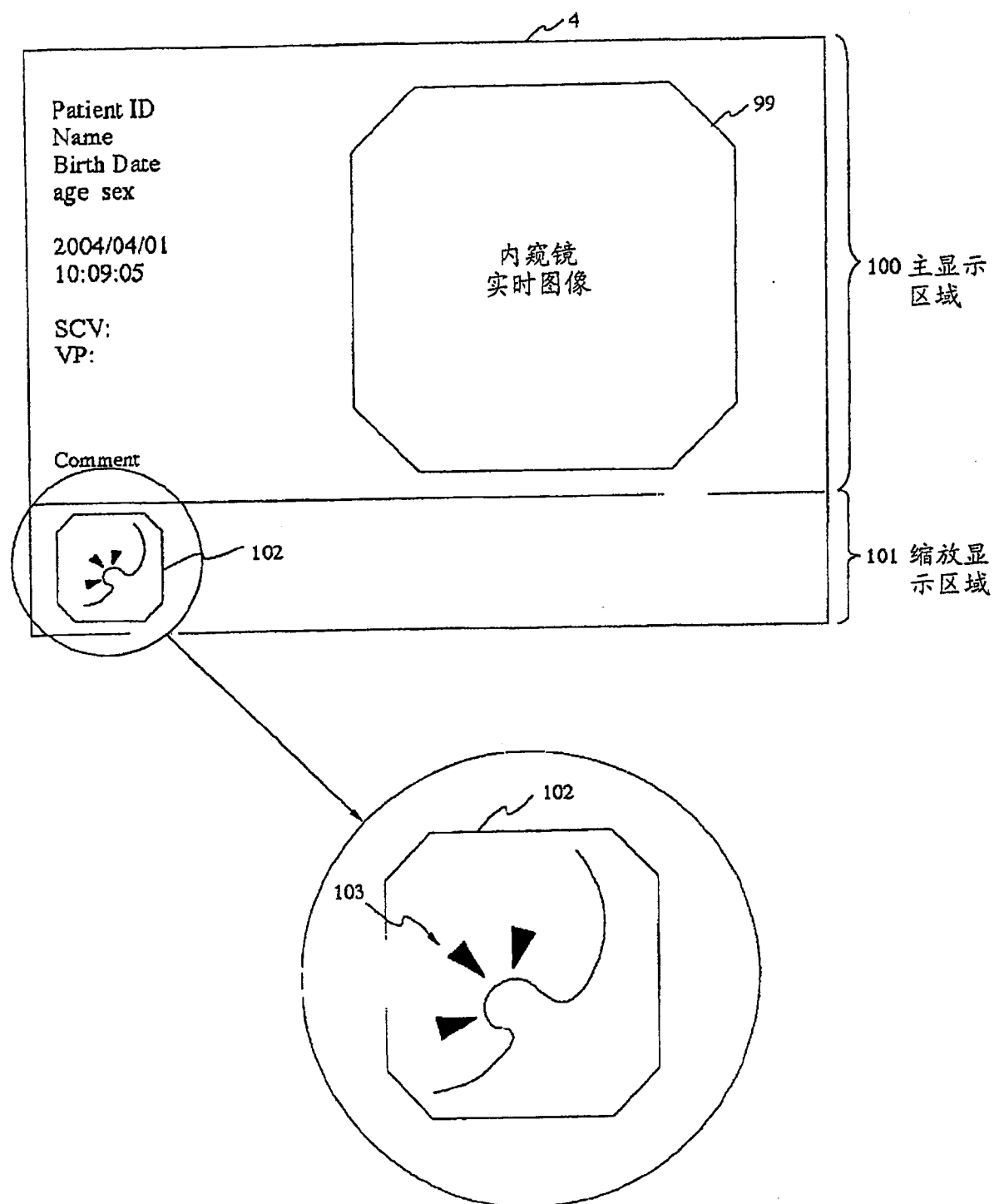


图 8

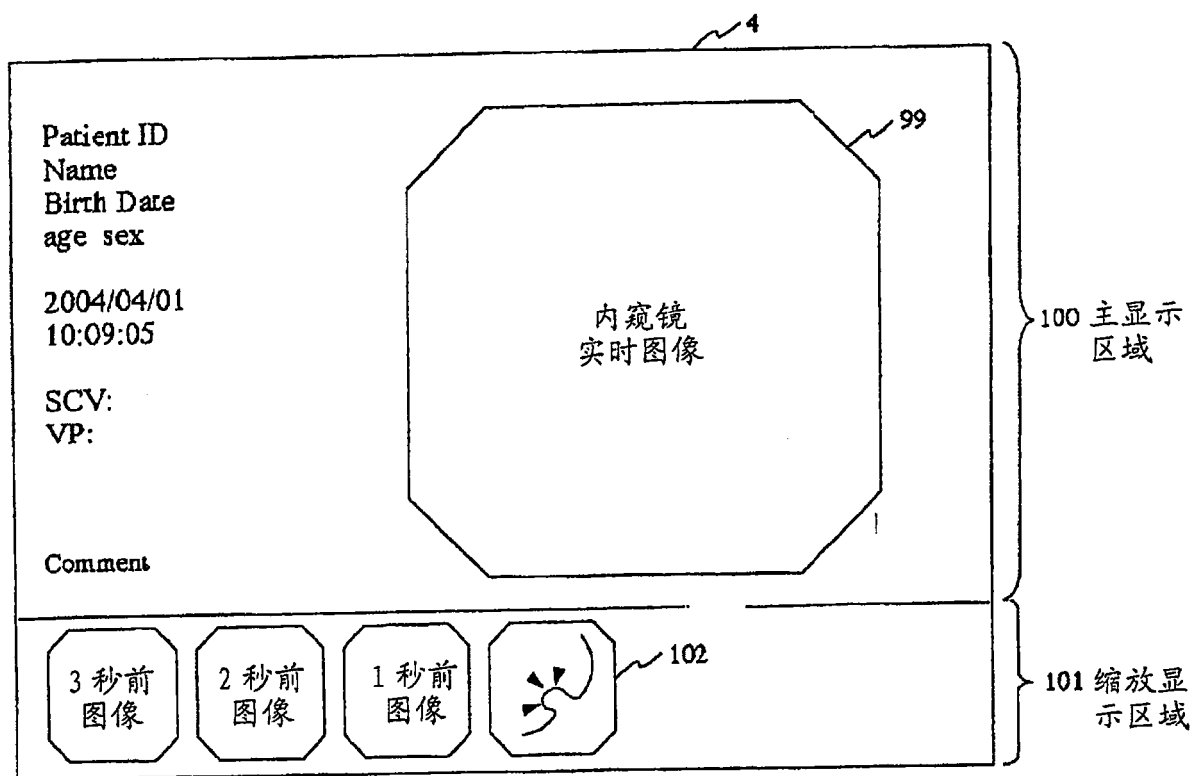
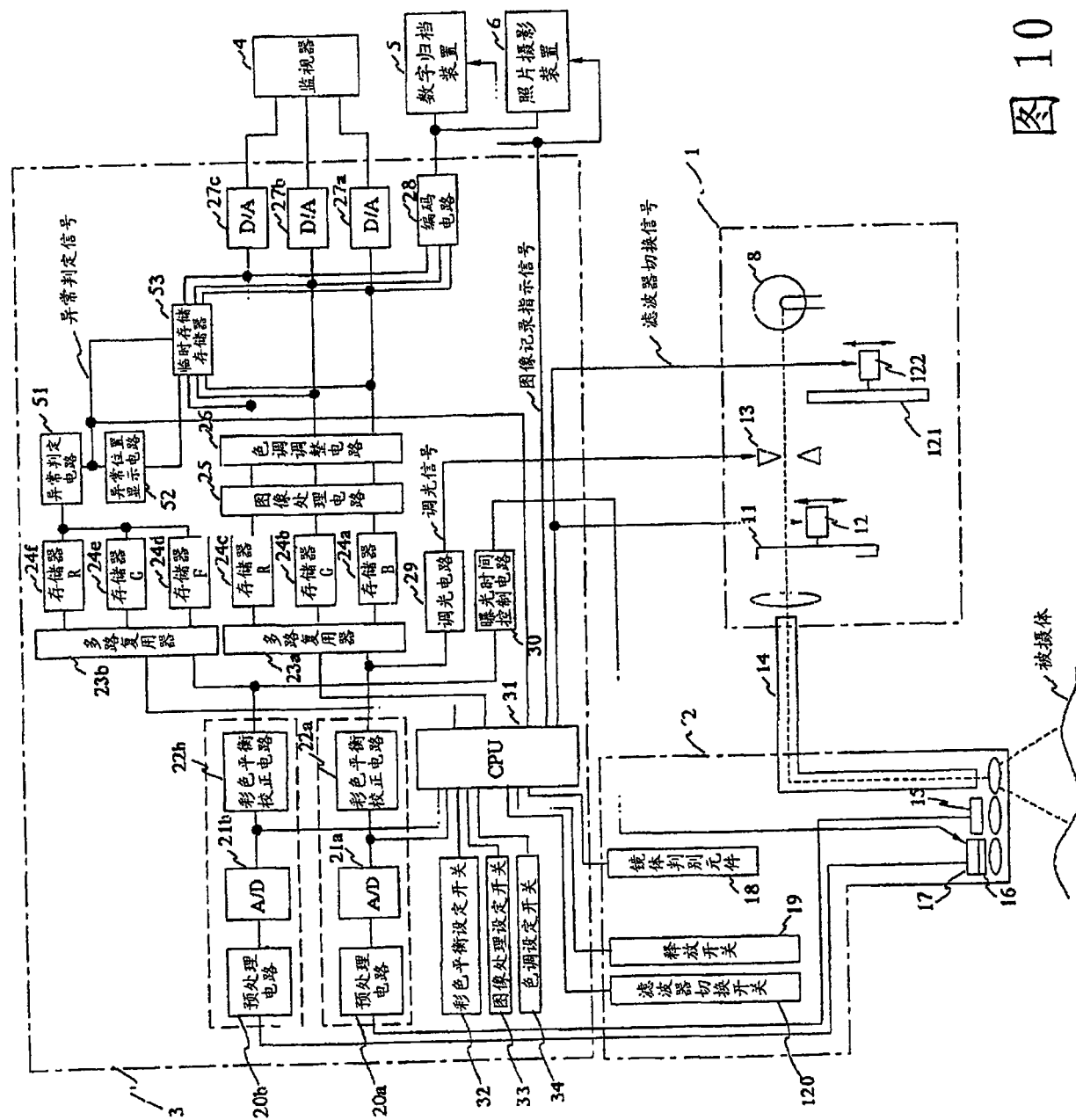


图 9



10

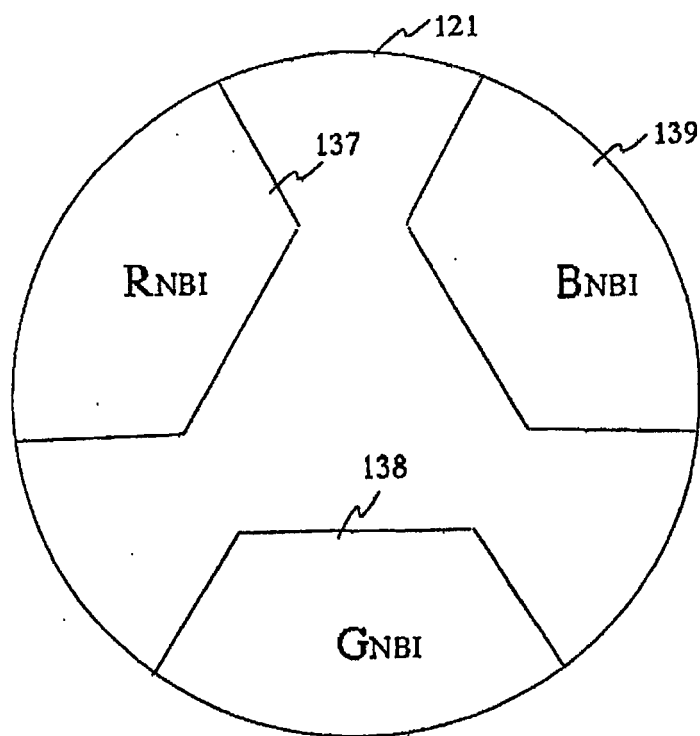


图 11

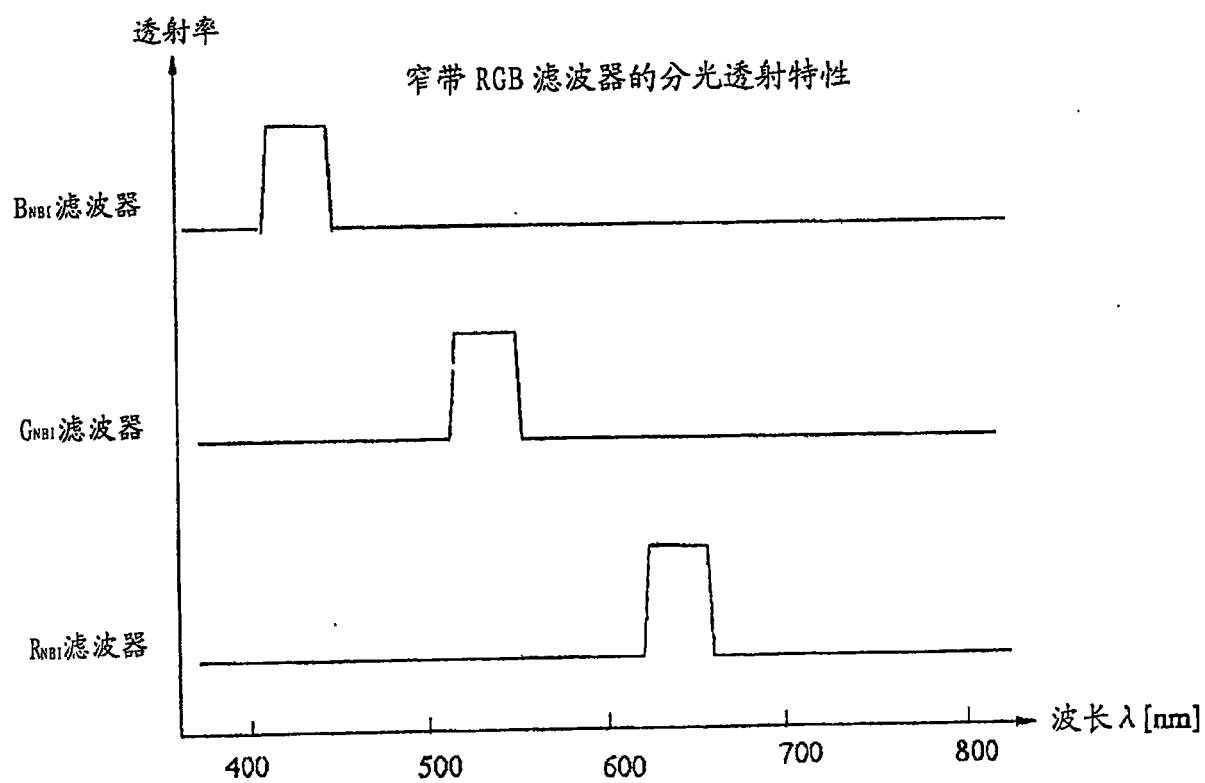


图 12

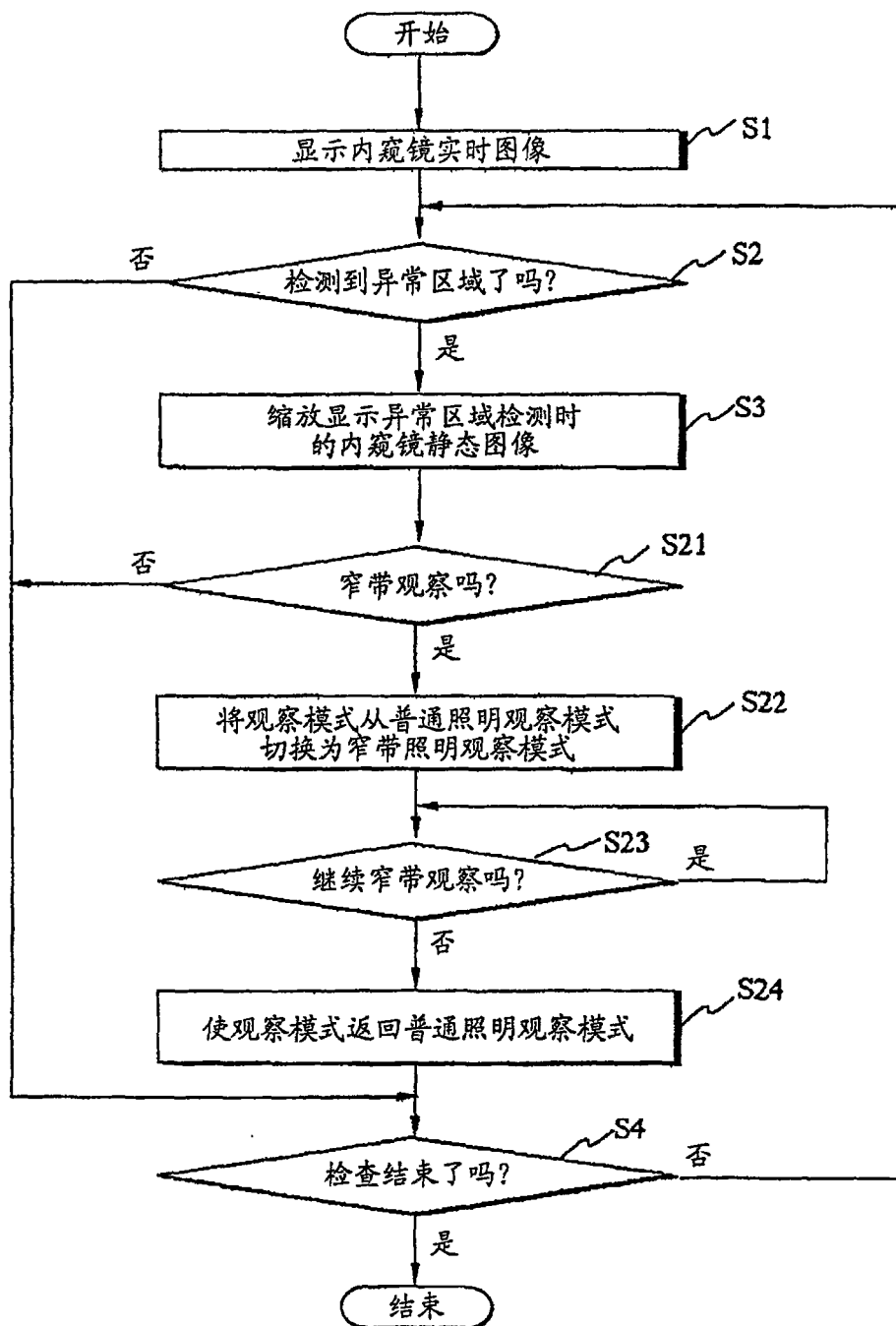


图 13

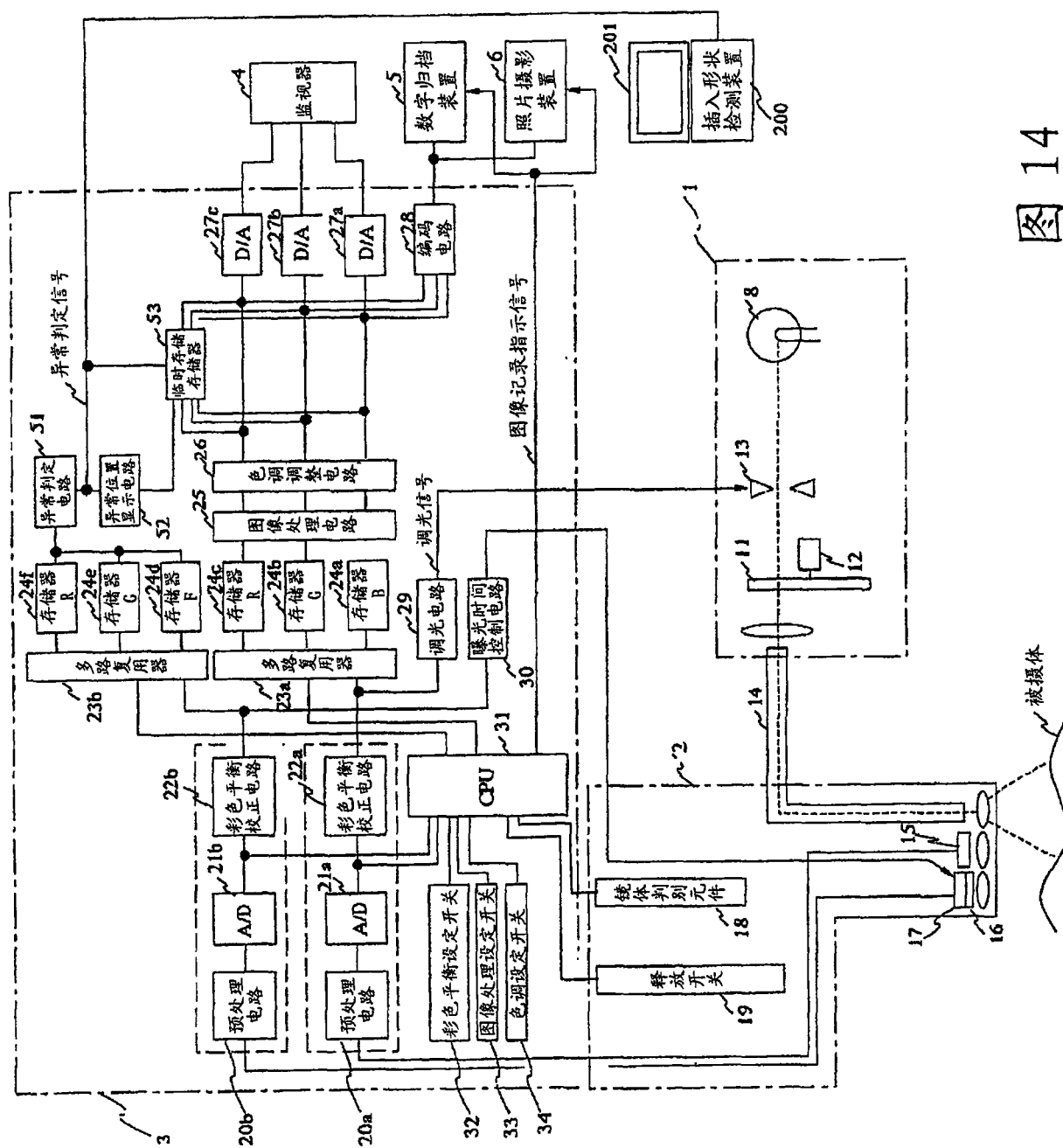


圖 14

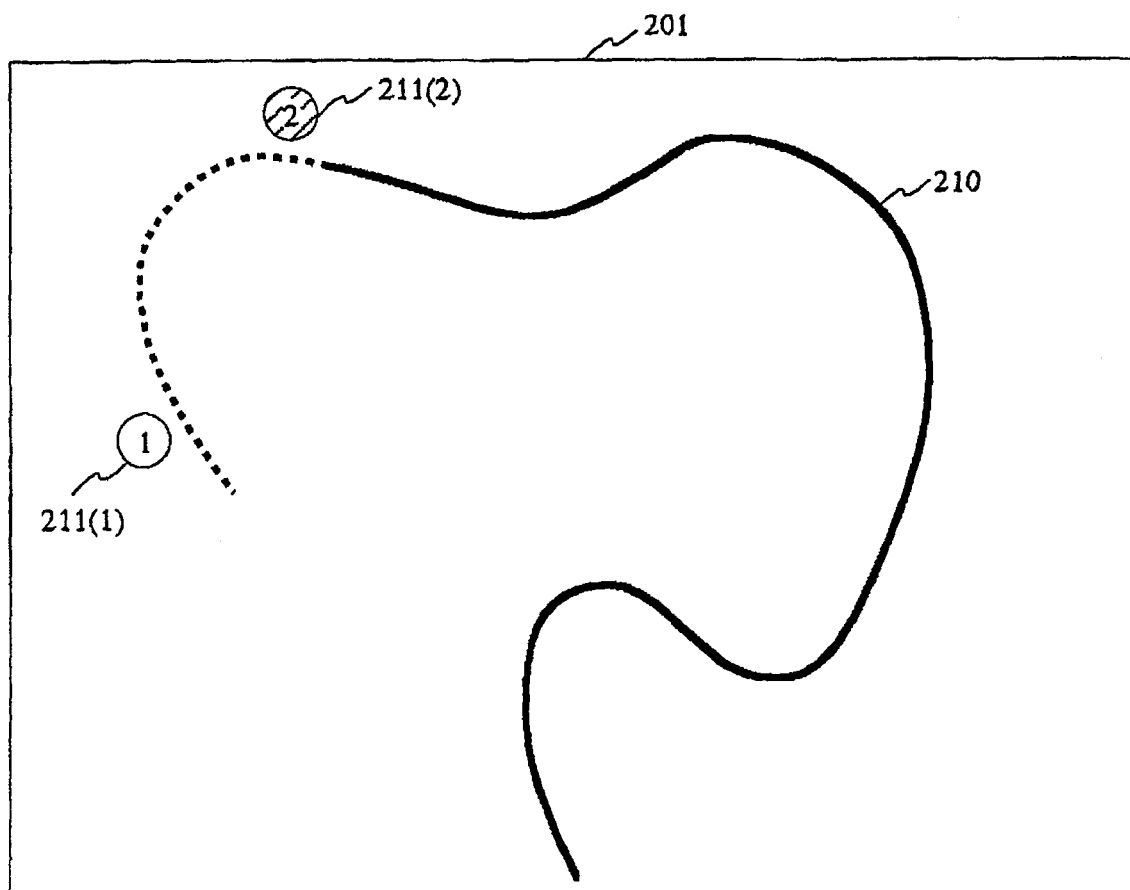
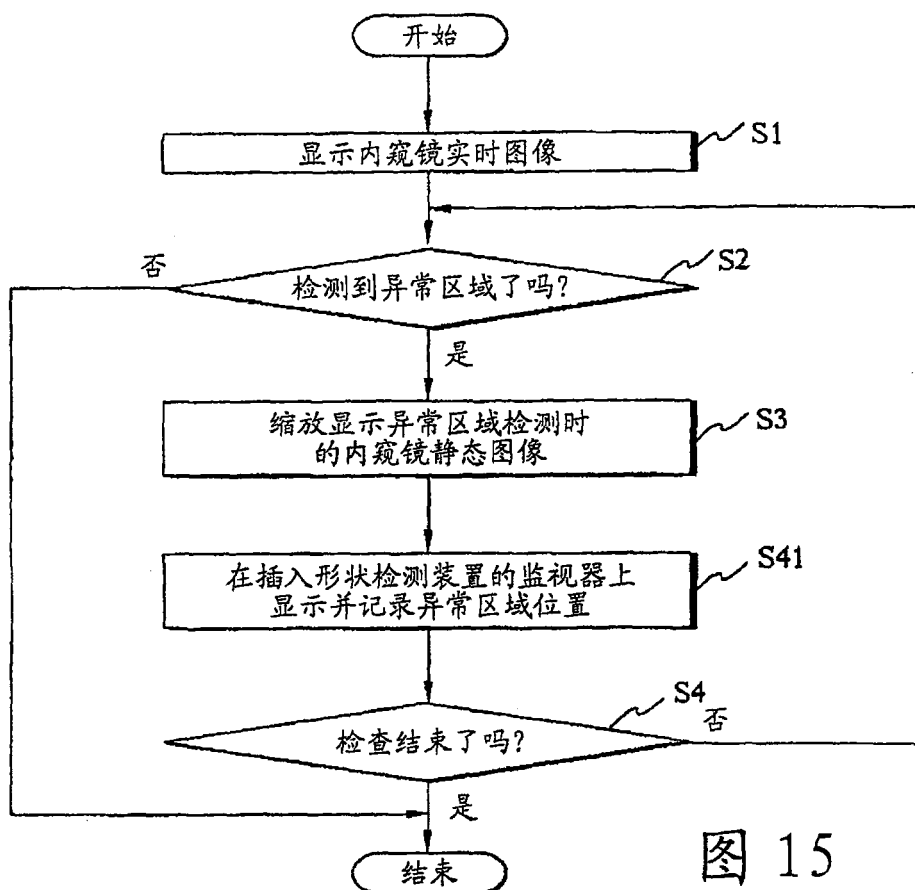


图 16

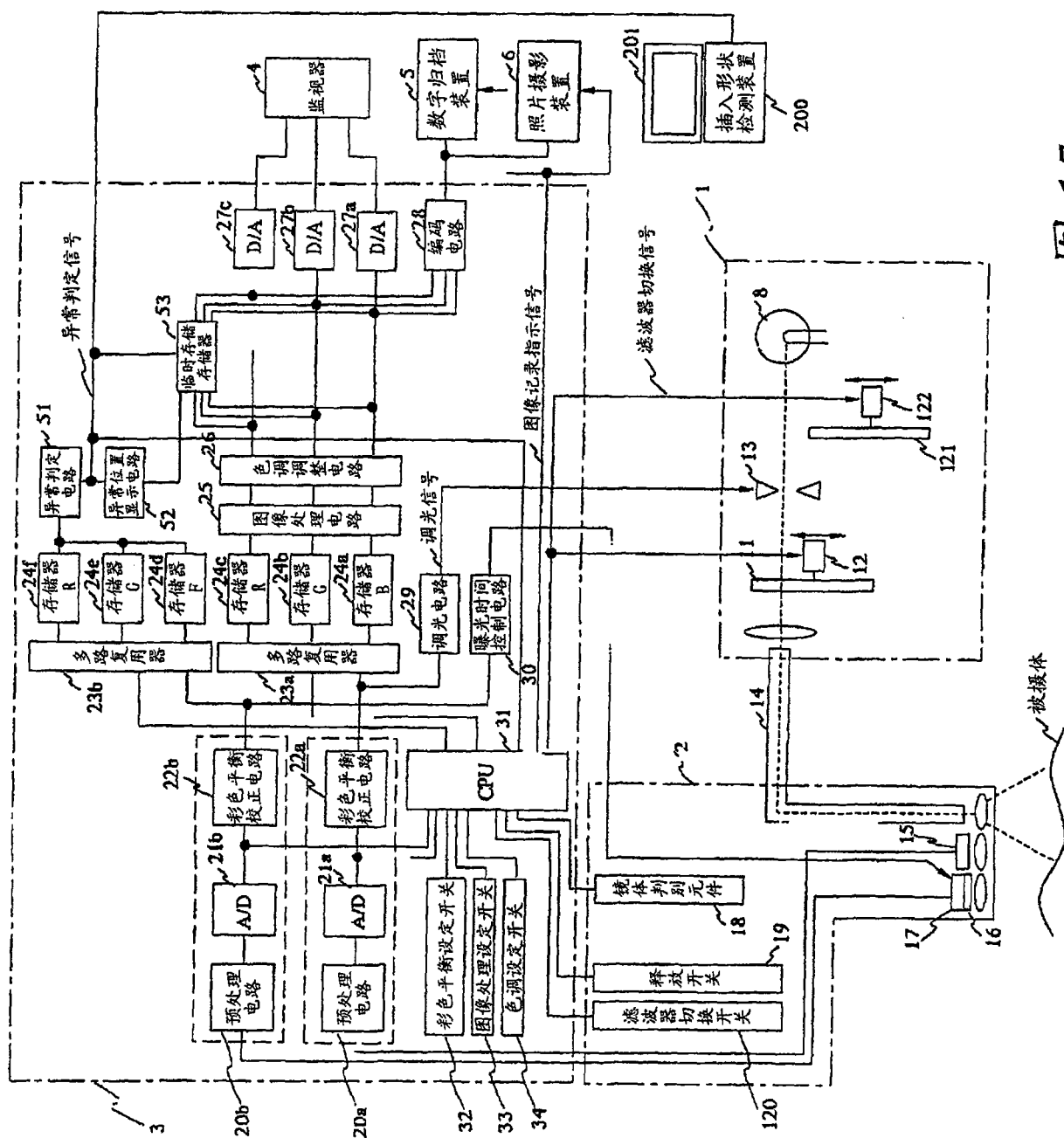


图 17

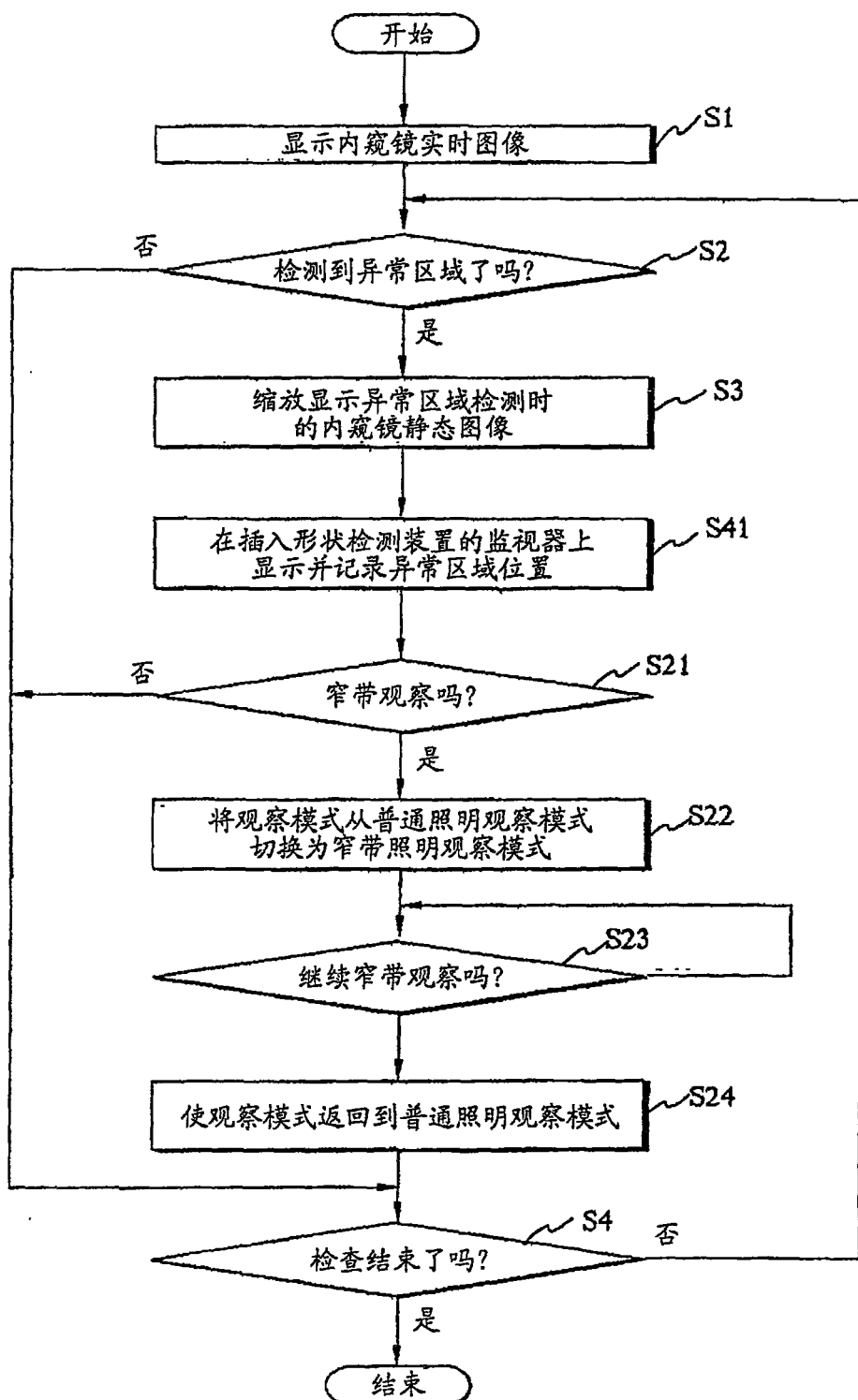


图 18

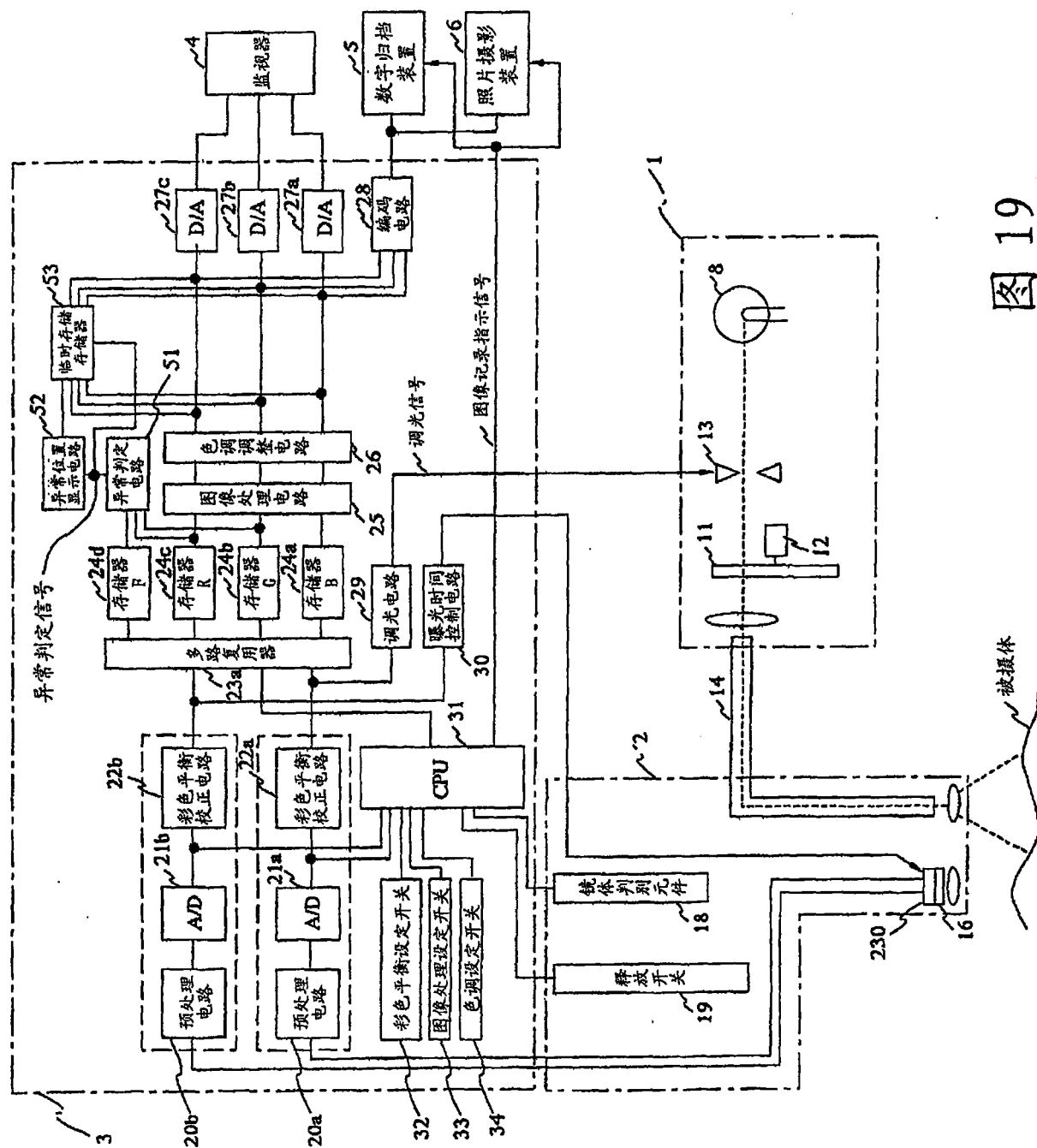


图 19

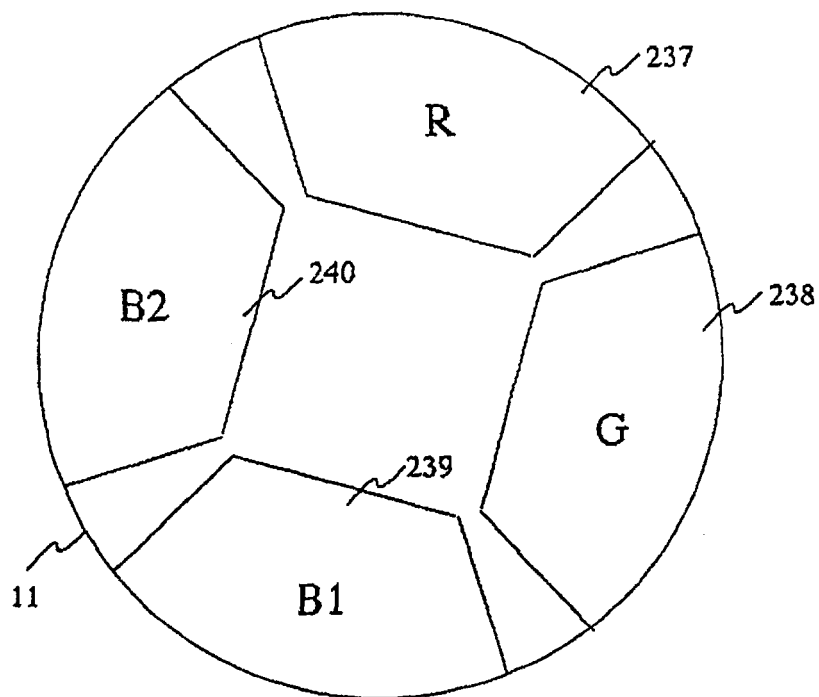


图 20

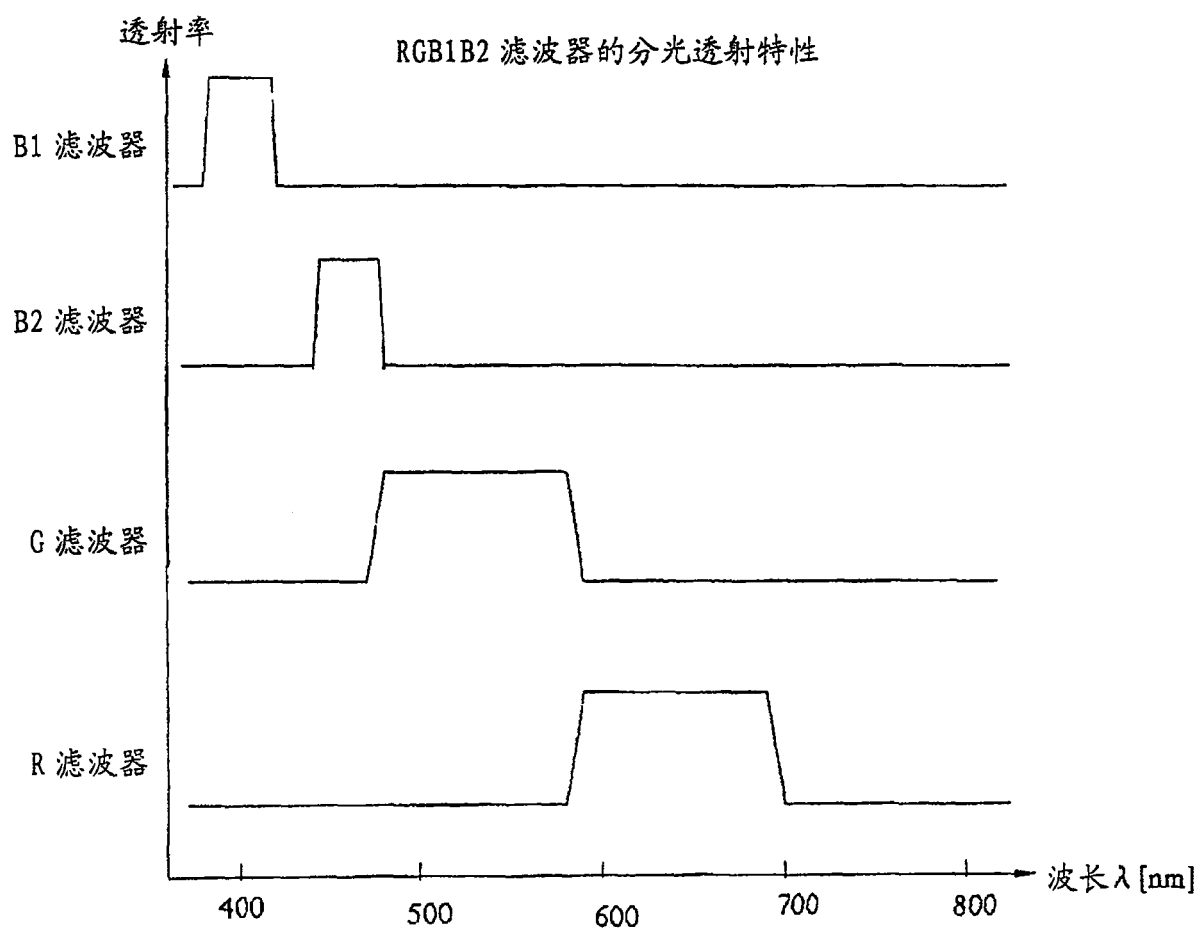


图 21

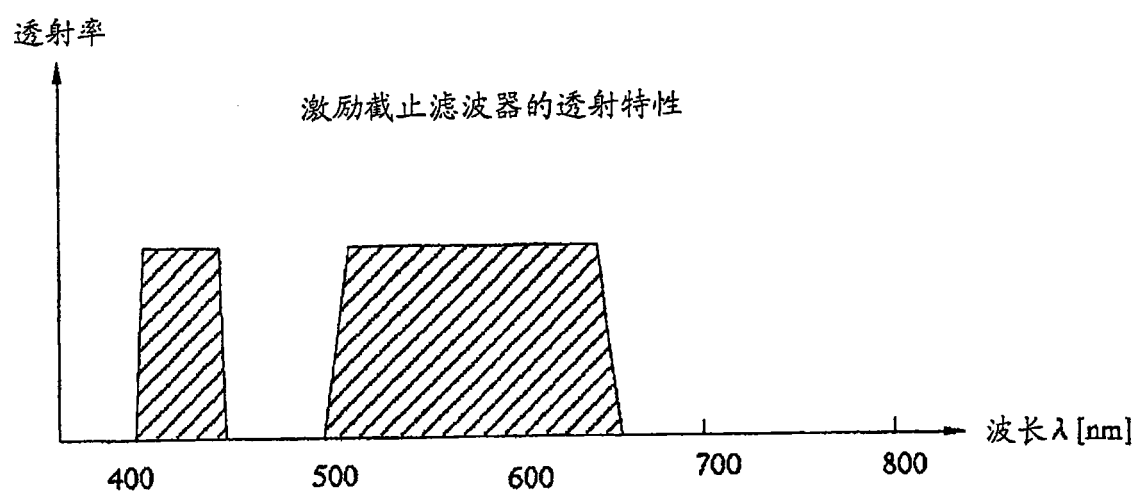


图 22

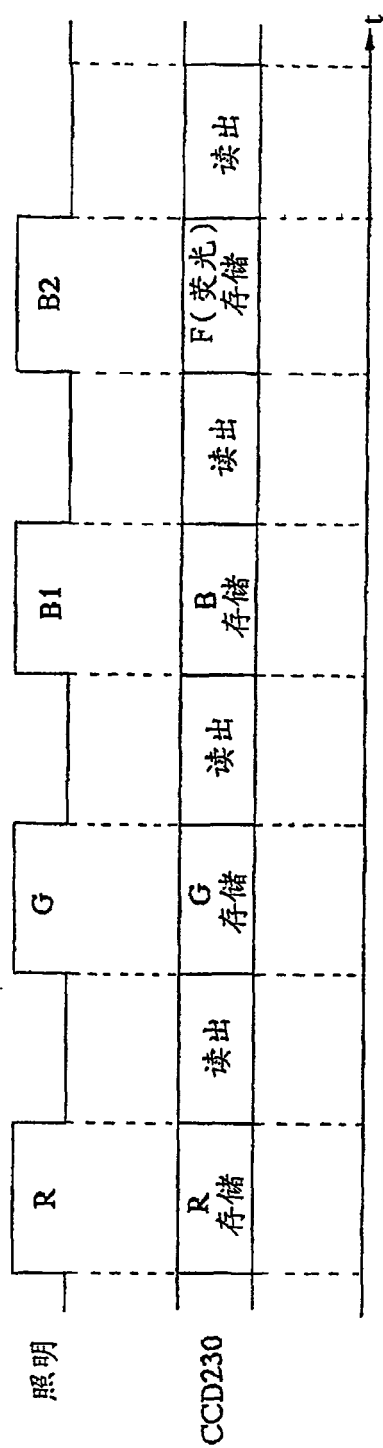


图 23

专利名称(译)	电子内窥镜装置		
公开(公告)号	CN100579443C	公开(公告)日	2010-01-13
申请号	CN200680002662.6	申请日	2006-01-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	小泽刚志 高桥义典		
发明人	小泽刚志 高桥义典		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G01N21/64		
CPC分类号	A61B1/00045 A61B1/043 G01N21/6456 G01N21/6486 A61B1/0638 A61B1/063 A61B1/0646		
审查员(译)	杨德智		
优先权	2005012089 2005-01-19 JP		
其他公开文献	CN101106936A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜装置，在本发明中，当异常判定电路判定为异常像素时，输出异常判定信号，将此时的同时化存储器F、同时化存储器G、同时化存储器R的图像取入临时存储器中，并且控制异常位置显示电路52，由此异常位置显示电路重叠显示用于表示取入临时存储器中的图像上的异常像素所在的位置的标志，将在重叠有标志的存储在临时存储器中的普通图像的静态图像数据输出给D/A转换电路，从而在监视器上进行缩放显示。由此，能够容易且可靠地在普通彩色内窥镜图像上确定被怀疑为异常组织的区域。

