



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102626302 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 08

(21) 申请号 201210018993. 6

(22) 申请日 2012. 01. 20

(30) 优先权数据

2011-019565 2011. 02. 01 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 村山任

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

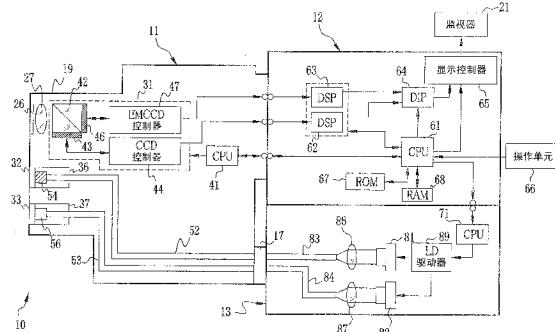
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 10 页

(54) 发明名称

电子内视镜系统

(57) 摘要

本发明提供了一种电子内视镜系统。在电子内视镜中，插入部具有在其远端部处的分束器、CCD 和 EMCCD。当对体内部分施加作为普通光的白光时，反射的白光通过分束器入射到 CCD 上，并产生普通图像。当用作为激发光的特殊光来辐照体内部分时，从体内部分的特定组织发射弱的自体荧光。弱的自体荧光通过分束器入射到 EMCCD 上。EMCCD 在其电子倍增器中使用雪崩倍增效应。EMCCD 通过电子倍增器对根据弱的自体荧光产生的信号电荷进行倍增，并输出高电平信号。



1. 一种电子内视镜系统,包括:
要引入人体内的插入部;
普通光发射装置,用于向体内部分发射白光;
特殊光发射装置,用于向所述体内部分发射特殊光;
第一成像装置,在所述插入部的远端部中提供,用于捕捉用所述白光辐照的所述体内部分的第一图像;
第二成像装置,在所述插入部的所述远端部中提供,用于捕捉用所述特殊光辐照的所述体内部分的第二图像,所述第二成像装置具有电子倍增装置,用于将从所述体内部分入射的弱光进行光电转换而得到的信号电荷倍增;
分光装置,用于对从所述体内部分入射的光进行分光,并将所述光定向到所述第一成像装置和所述第二成像装置;以及
监视装置,用于显示所述体内部分的所述第一图像和所述第二图像。
2. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,
所述弱光是荧光;以及
所述特殊光是用于产生所述荧光的激发光。
3. 根据权利要求 2 所述的电子内视镜系统,其中,所述第二成像装置包括激发光滤光装置,用于滤掉从所述体内部分反射的所述激发光。
4. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,所述监视装置用平铺方式来显示由所述第一成像装置捕捉的所述第一图像和由所述第二成像装置捕捉的所述第二图像。
5. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,还包括:
图像合成装置,用于通过将由所述第二成像装置捕捉的所述第二图像与由所述第一成像装置捕捉的所述第一图像相叠加,来产生合成图像,所述合成图像在所述监视装置上显示。
6. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,将所述第一成像装置和所述第二成像装置布置为:相对于所述分光装置,具有彼此相等的视野。
7. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,还包括:
冷却装置,用于冷却所述第二成像装置。
8. 根据权利要求 7 所述的电子内视镜系统,其中,所述冷却装置包括 Peltier 设备。
9. 根据权利要求 7 所述的电子内视镜系统,其中,所述冷却装置包括散热器。
10. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,所述分光装置包括分束器。
11. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,所述分光装置包括半反射镜。
12. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,所述第一成像装置包括 CCD 图像传感器。
13. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,与开始读出所述第一成像装置的任何帧同步地开始从所述第二成像装置中读出所述信号电荷。
14. 根据权利要求 2 所述的电子内视镜系统,其中,所述荧光是响应于所述激发光的辐照而从所述人体内特定组织本身发射的自体荧光。
15. 根据权利要求 14 所述的电子内视镜系统,其中,所述激发光是具有波长 400nm 到 420nm 的蓝紫光。

16. 根据权利要求 2 所述的电子内视镜系统,其中,所述荧光是在由所述激发光激励时从被服用到所述体内部分的荧光标记药剂发射的。
17. 根据权利要求 16 所述的电子内视镜系统,其中,
所述第二成像装置捕捉红外荧光图像;以及
与所述第一成像装置捕捉的所述第一图像一起,在所述监视装置上显示所述红外荧光图像,用于比较。
18. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,当将所述第一成像装置蓄积信号电荷或读出所述信号电荷所需的时间定义为一个帧周期时,所述第二成像装置蓄积两个帧周期的所述信号电荷,以及在下一个单个帧周期中读出蓄积的所述信号电荷。
19. 根据权利要求 1 所述的电子内视镜系统,其中,当将所述第一成像装置蓄积信号电荷或读出所述信号电荷所需的时间定义为一个帧周期时,所述第一成像装置以所述一个帧周期的循环,来交替执行所述信号电荷的蓄积和读出,以及所述第二成像装置以所述一个帧周期的循环,来交替执行所述信号电荷的蓄积和读出。
20. 根据权利要求 19 所述的电子内视镜系统,其中,当所述第一成像装置和所述第二成像装置之一执行所述信号电荷的所述蓄积时,另一个执行所述信号电荷的所述读出。

电子内视镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及电子内视镜系统。

背景技术

[0002] 常规上,在医疗诊断和治疗中广泛使用电子内视镜系统。电子内视镜系统由以下各项构成:具有插入部的电子内视镜、处理器设备以及连接到电子内视镜的光源设备等。

[0003] 电子内视镜具有被引入患者体腔内的插入部以及用于操作插入部的操作部。在插入部的远端中,形成照明窗和成像窗,通过该照明窗在患者身体中施加照明光,且通过该成像窗对身体内部成像。在电子内视镜中,图像传感器通过成像窗来捕捉位于通过照明窗所施加的照明光之下的待检查的体内部分的图像。处理器设备对从图像传感器输出的图像信号应用各种类型的处理,并产生用于诊断的观察图像。在连接到处理器设备的监视器上显示观察图像。光源设备具有可调整强度的白色光源,以向电子内视镜供应照明光。将照明光通过穿过电子内视镜的光导(light guide)导向远端部,并通过照明光学系统从照明窗向体内部分施加。

[0004] 要求插入部具有小的直径,其目的是减少患者的物理负担。为此,远端部一般包含单个图像传感器,但是在远端部中包含多个图像传感器以增强图像清晰度的电子内视镜系统是已知的(参见日本专利待审公开No. 2004-40480和2008-79823)。例如,日本专利待审公开No. 2004-40480公开了以下技术:半反射镜将光学路径分为两个方向,且两条路径上布置的两个图像传感器以不同的曝光时间来捕捉图像。两个图像的合成图像方便了扩展动态范围。日本专利待审公开No. 2008-79823公开了以下技术:分色棱镜(dichroic prism)将入射光分为绿光(G光)、红光(R光)和蓝光(B光)。将G光的图像与R和B光的图像合并,以提高分辨率。

[0005] 近些年来,通过施加特定波长的光(下文中称为特殊光)对体内部分进行成像,以强调特定组织(比如,肿瘤和粘膜表层中的毛细血管)的方法是已知的。例如,在窄带成像中,对体内部分施加具有窄波长频段的蓝光,且捕捉其反射光。在自体荧光成像中,对响应于激发光的施加而从人体内的特定组织发射的自体荧光进行捕捉。在药剂荧光成像中,提前让患者服用荧光标记药剂,且对响应于激发光的施加而从标记药剂发射的药剂荧光进行捕捉。在红外成像中,对体内部分施加红外光,且捕捉其反射光。

[0006] 在上述要捕捉的光中,自体荧光、药剂荧光、或红外光产生弱的信号。为了对这种弱光成像,在日本专利待审公开No. 2007-50106相对应的美国专利No. 8,007,433中提供了特定图像传感器。在美国专利No. 8,007,433中,棱镜将从体内部分入射的光相对于波长500nm一分为二。然后,分别捕捉两种类型的图像,即具有小于等于500nm波长的光的图像以及具有大于500nm波长的光的图像,以获得高质量的特殊光图像。

[0007] 在捕捉从体内部分发射的弱荧光时,由于荧光本身过弱,即使将特殊光(比如从光源发射的激发光)滤掉,且仅捕捉荧光,也不一定获得适用于诊断的清晰图像。从而,在日本待审专利公开No. 2008-79823中,对从两个图像传感器之一获得的信号放大,以

产生自体荧光图像。然而通过图像处理对信号放大的方法还具有成比例地放大噪声分量的缺点。因此,当捕捉弱光(比如自体荧光和药剂荧光)时,除了滤掉特殊光之外,还需要对要捕捉的光的信号本身进行放大,以获得清晰的图像。

发明内容

[0008] 本发明的目标是增强特殊图像的质量,该特殊图像捕捉了响应于特殊光的施加而从体内部分反射或发射的弱光。

[0009] 为了实现上述和其他目标,根据本发明的一种电子内视镜系统包括:要引入人体内的插入部;普通光发射装置,用于向体内部分发射白光;特殊光发射装置,用于向所述体内部分发射特殊光;第一成像装置;第二成像装置;分光装置;以及监视装置。所述第一成像装置在所述插入部的远端部中提供,并捕捉用所述白光辐照的所述体内部分的第一图像。所述第二成像装置在所述插入部的所述远端部中提供,并捕捉用所述特殊光辐照的所述体内部分的第二图像。所述第二成像装置具有电子倍增装置,用于将从所述体内部分入射的弱光进行光电转换而得到的信号电荷倍增。所述分光装置对从所述体内部分入射的光进行分光,并将所述光定向到所述第一成像装置和所述第二成像装置。所述监视装置显示所述体内部分的所述第一图像和所述第二图像。

[0010] 所述弱光可以是荧光,且所述特殊光可以是用于产生所述荧光的激发光。所述第二成像装置可以包括激发光滤光装置,用于滤掉从所述体内部分反射的激发光。

[0011] 所述监视装置可以用平铺方式来显示由所述第一成像装置捕捉的所述第一图像和由所述第二成像装置捕捉的所述第二图像。

[0012] 所述电子内视镜系统还可以包括图像合成装置,用于通过将由所述第二成像装置捕捉的所述第二图像与由所述第一成像装置捕捉的所述第一图像相叠加,来产生合成图像。优选地在所述监视装置上显示所述合成图像。

[0013] 优选地将所述第一成像装置和所述第二成像装置布置为:相对于所述分光装置,具有彼此相等的视野。

[0014] 所述电子内视镜系统还可以包括用于冷却所述第二成像装置的冷却装置。所述冷却装置可以包括 Peltier 设备或散热器。

[0015] 所述分光装置可以包括分束器 (beam splitter) 或半反射镜 (half mirror)。

[0016] 所述第一成像装置可以包括 CCD 图像传感器,且所述第二成像装置可以包括 EMCCD 图像传感器。所述 EMCCD(电子倍增 CCD) 图像传感器通过使用其电荷转移部中的雪崩倍增效应来倍增弱图像信号,并输出已倍增的图像信号。

[0017] 优选地,与开始读出所述第一成像装置的任何帧同步地开始从所述第二成像装置中读出信号电荷。

[0018] 所述荧光可以是响应于所述激发光的辐照而从所述人体内特定组织本身发射的自体荧光。所述激发光可以是具有波长 400nm 到 420nm 的蓝紫 (violet) 光。在另一情况下,所述荧光是在由所述激发光激励时从被服用到所述体内部分的荧光标记药剂发射的。所述第二成像装置可以捕捉红外荧光图像,且可以与所述第一成像装置捕捉的所述第一图像一起,在所述监视装置上显示所述红外荧光图像,用于比较。

[0019] 当将所述第一成像装置蓄积信号电荷或读出所述信号电荷所需的时间定义为一

个帧周期时,所述第二成像装置可以蓄积两个帧周期的信号电荷,且在下一个单个帧周期中读出所蓄积的信号电荷。在另一情况下,所述第一成像装置可以以一个帧周期的循环,来交替执行所述信号电荷的蓄积和读出,且所述第二成像装置可以以一个帧周期的循环,来交替执行所述信号电荷的蓄积和读出。在该情况下,当所述第一成像装置和所述第二成像装置之一执行所述信号电荷的蓄积时,另一个优选地执行所述信号电荷的读出。

[0020] 根据本发明,有可能获得清晰的特殊图像。

附图说明

[0021] 为了更完整地理解本发明及其优点,现在结合附图对以下描述进行参考,在附图中:

- [0022] 图 1 是电子内视镜系统的示意图;
- [0023] 图 2 是示出了电子内视镜系统的电子结构的框图;
- [0024] 图 3 是相机头装置的示意图;
- [0025] 图 4 是 CCD 的示意图;
- [0026] 图 5 是 EMCCD 的示意图;
- [0027] 图 6 是示出了根据本发明的一个实施例的 CCD 和 EMCCD 的操作的定时图;
- [0028] 图 7 是示出了根据另一实施例的 CCD 和 EMCCD 的操作的定时图;
- [0029] 图 8 是示出了根据又一实施例的 CCD 和 EMCCD 的操作的定时图;
- [0030] 图 9 是示出了根据又一实施例的 CCD 和 EMCCD 的操作的定时图;
- [0031] 图 10 是监视器的前视图,其上以平铺方式显示了普通图像和特殊图像;以及
- [0032] 图 11 是监视器的前视图,其上显示了合成图像。

具体实施方式

[0033] 如图 1 所示,电子内视镜系统 10 由电子内视镜 11、处理器设备 12 以及光源设备 13 构成。电子内视镜 11 包括:要引入患者体腔内的柔性插入部 14、耦合到插入部 14 的基端的操作部 16、连接到处理器设备 12 和光源设备 13 的连接器 17、以及用于将操作部 16 连接到连接器 17 的通用线缆 18。插入部 14 在其远端部 19 包含两种类型的图像传感器,即用于捕捉白光下的图像的 CCD 43(参见图 2) 和用于捕捉特殊光下的图像的 EMCCD(电子倍增 CCD)46(参见图 2)。

[0034] 在操作部 16 上,提供了包括以下各项的操作元件:角度旋钮,用于使远端部 19 在所需方向上柔软地弯曲;供气 / 供水按钮,用于从远端部 19 喷射空气或水;释放按钮,用于捕捉并存储静态观察图像;以及缩放按钮,用于放大或缩小在监视器 21 上显示的观察图像。操作部 16 在其远端侧具有医疗仪器插入端口,可以将诸如电烙器等的医疗仪器插入该医疗仪器插入端口。医疗仪器插入端口通过在插入部 14 中提供的通道耦合到在远端部 19 中提供的医疗仪器出口。

[0035] 处理器设备 12 电连接到电子内视镜 11 和光源设备 13。处理器设备 12 执行对电子内视镜系统 10 的中心控制。处理器设备 12 通过通用线缆 18 和在插入部 14 中提供的电缆,向电子内视镜 11 供电,并控制 CCD 43 和 EMCCD 46 的操作。此外,处理器设备 12 通过电缆接收从 CCD 43 和 EMCCD 46 输出的图像信号,并产生各种类型的图像数据。将处理器

设备 12 产生的图像数据在通过电缆连接到处理器设备 12 的监视器 21 上显示为观察图像。

[0036] 如图 2 所示,电子内视镜 11 在成像窗 26 的凹入处具有目标光学系统 27 和相机头装置 (CHA) 31,以及在照明窗 32 和 33 的凹入处分别具有光投影单元 36 和 37。

[0037] 在远端部 19 的端表面中提供由透明材料制成的成像窗 26。来自体内部分的光入射在成像窗 26 上,并通过目标光学系统 27 引导至 CHA 31。包括透镜在内的目标光学系统 27 通过在 CHA 31 中提供的分束器 42,在 CCD 43 和 EMCCD 46 的成像平面上形成体内部分的图像。

[0038] CHA 31 是用于在 CPU 41 的控制下对体内部分成像的装置。CHA 31 包括:分束器 42、CCD 43、EMCCD 46、CCD 控制器 44、EMCCD 控制器 47 等等。分束器 42、CCD 43 以及 EMCCD 46 包含在远端部 19 中。CPU 41、CCD 控制器 44 以及 EMCCD 控制器 47 包含在操作部 16、通用线缆 18 的连接器 17 或类似部件中。

[0039] 分束器 42 将从目标光学系统 27 入射的光分为朝向 CCD 43 和 EMCCD 46 的两个方向。如图 3 所示,分束器 42 采用立方体的形状,其由倾斜表面相邻的具有三角柱形状的两个棱镜构成。在棱镜之间的界面中提供半透明层 51。半透明层 51 透射一部分入射光,并反射其余的入射光。半透明层 51 的分光并不依赖于入射光的波长,而是半透明层 51 以实质上相同的比率对每个波长的光进行透射和反射。例如,半透明层 51 透射 30% 到 70% 的入射光,并反射其余 70% 到 30% 的入射光。注意到半透明层 51 的透射率和反射率可以是其他值,且可以根据 CCD 43 和 EMCCD 46 的灵敏度等来任意确定。使用半透明层 51,分束器 42 可以让从体内部分入射的光的 30% 到 70% 进入 EMCCD 46,而让从体内部分入射的光的 70% 到 30% 进入 CCD 43。在分束器 42 和 EMCCD 46 之间布置特殊光过滤滤光器 95,以滤掉特殊光,即,激发光。特殊光过滤滤光器 95 避免 EMCCD 46 接收被反射的激发光。特殊光过滤滤光器 95 优选地具有针对激发光的 0.1% 或更少的透射率。可以将特殊光过滤滤光器 95 集成到分束器 42 的 EMCCD 一侧的光出射面。

[0040] CCD 43 是拍摄白光(下文中称为普通光)下的体内部分的图像的图像传感器。CCD 43 被布置为使得其成像平面面向分束器 42 的光出射面。由 CCD 控制器 44 来控制 CCD 43 的操作。CPU 41 通过 CCD 控制器 44 来控制 CCD 43 的操作定时。CCD 控制器 44 获得从 CCD 43 输出的图像信号,并让图像信号经历 A/D 转换。然后,CCD 控制器 44 向处理器设备 12 的 DSP 62 输出图像信号。在拍摄运动图像中,一般将 CCD 43 的帧速率设置为 30fps 或 60fps,但是也可以设置为从 1 至 200fps 中的任意速率。除了运动图像之外,电子内视镜系统 10 可以记录静态图像。

[0041] EMCCD 46 是对从体内部分的活体组织发射的弱自体荧光进行成像的图像传感器。在 EMCCD 46 中,通过光电转换将自体荧光转换为信号电荷。EMCCD 46 对信号电荷进行倍增,并输出倍增过的信号电荷作为图像信号,稍后将描述细节。由 EMCCD 控制器 47 来控制 EMCCD 46 的操作。CPU 41 通过 EMCCD 控制器 47 来控制 EMCCD 46 的操作定时。EMCCD 控制器 47 获得从 EMCCD 46 输出的图像信号,并让图像信号经历 A/D 转换。然后,EMCCD 控制器 47 向处理器设备 12 的 DSP 63 输出图像信号。

[0042] 在远端部 19 的端表面中提供由透明材料制成的照明窗 32 和 33,以照明人体的内部。通过照明窗 32 施加普通光。通过照明窗 33 施加引起活体组织发射自体荧光的激发光(下文中称为特殊光)。如稍后所述,将照明窗 32 和 33 分别与光投影单元 36 和 37 集成。

为了简单起见,图 2 示出了用于普通光的照明窗 32 和光投影单元 36 的一个集合,以及用于特殊光的照明窗 33 和光投影单元 37 的一个集合。然而在实际中,提供照明窗和光投影单元的多个集合,使得用普通光和激发光来均匀辐照电子内视镜 11 的视野(成像区域)。

[0043] 光投影单元 36 和 37 将通过光纤 52 和 53 从光源设备 13 导入的光通过照明窗 32 和 33 分别投影到体内部分。用防护玻璃来密封光投影单元 36 和 37 的尖端。防护玻璃在远端部 19 的端表面上是暴露的,且作为照明窗 32 和 33。

[0044] 为了让光投影单元 36 将普通光投影到体内部分,将蓝色激光通过光纤 52 从光源设备 13 导入。光投影单元 36 具有在其尖端处的荧光体 54 的板。荧光体 54 由例如 YAG 或 BAM(BaMgAl10O17) 构成,吸收从光纤 52 射出的蓝色激光的一部分,并射出绿色到黄色光。将透过荧光体 54 而扩散的其余蓝光与从荧光体 54 发射的泵浦绿色到黄色光合并,使得光投影单元 36 投影作为人造白光的普通光。

[0045] 光投影单元 37 将特殊光投影到体内部分。将特殊光通过光纤 53 从光源设备 13 导入光投影单元 37。光投影单元 37 具有在其尖端处的光扩散元件 56。光扩散元件 56 将从光纤 53 射出的特殊光进行扩散。从而,从光投影单元 37 投影到体内部分的特殊光具有特定的照射范围,并覆盖电子内视镜 11 的整个成像区域。

[0046] 处理器设备 12 具有 CPU 61、数字信号处理器(DSP)62 和 63、数字图像处理器(DIP)64、显示控制器 65、操作单元 66、ROM 67、RAM 68 等等。

[0047] 将 CPU 61 通过数据总线、地址总线和控制线(未示出它们)连接到每个部分,并执行对整个处理器设备 12 的中心控制。ROM 67 存储包括用于控制处理器设备 12 的各种程序(OS、应用程序等等)在内的各种类型的数据、图形数据等等。CPU 61 从 ROM 67 中读出所需程序或数据,并将程序或数据加载到作为工作存储器的 RAM 68,接着处理读取的程序。此外,CPU 61 从操作单元 66 或通过网络(比如 LAN)来检索包括检查日期、患者姓名、医生信息等在内的文本数据,并将文本数据写到 RAM 68 中。

[0048] 此外,CPU 61 向电子内视镜 11 的 CPU 41 输入控制信号。基于控制信号,CCD 43 和 EMCCD 46 在根据成像模式(其确定了要向体内部分施加的光的类型、光施加定时等等)而调整的开始/结束定时处蓄积特定周期的信号电荷。电子内视镜 11 的 CPU 41 通过根据从 CPU 61 输入的控制信号对 CCD 驱动器 98 和 EMCCD 驱动器 99 进行致动,来控制 CCD 43 和 EMCCD 46 的操作。当交替执行 CCD 43 的普通成像和 EMCCD 46 的特殊成像时,CPU 41 向 CCD 控制器 44 和 EMCCD 控制器 47 输入用于命令该操作的定时调整信号。可以在 CCD 43 和 EMCCD 46 之间用不同电荷蓄积周期来交替执行普通成像和特殊成像。此外,可以不以 1:1 的频率来交替执行普通成像和特殊成像,而是以 2:1、4:1、8:1 或 16:1 的频率,使得较少次地执行特殊成像。响应于对每个普通和特殊图像的更新,可以更新所显示的静态图像。不需要每次都更新普通和特殊图像二者。

[0049] CPU 61 向光源设备 13 的 CPU 71 输入与输入到电子内视镜 11 的 CPU 41 相同的控制信号。从而,光源设备 13 根据成像模式,与 CCD 43 和 EMCCD 46 的成像定时同步地对体内部分施加普通光和特殊光。

[0050] DSP 62 对从 CCD 43 输入的图像信号应用各种类型的信号处理,比如色彩分离、色彩内插、增益校正、白平衡调节以及 gamma 校正,并产生普通光下的图像(下文中称为普通图像)。将 DSP 62 产生的普通图像写入 DIP 64 的工作存储器中。DSP 62 还产生例如包括

平均亮度值在内的第一 ALC 数据, 平均亮度值是所产生的普通图像中的每个像素的亮度的平均值, 并向 CPU 61 输入第一 ALC 数据。第一 ALC 数据用于对照明光量的自动控制。CPU 61 将从 DSP 62 输入的第一 ALC 数据传输到光源设备 13 的 CPU 71。

[0051] DSP 63 对从 EMCCD 46 输入的图像信号应用各种类型的信号处理, 比如增益校正和 gamma 校正, 并产生响应于特殊光的施加而从体内部分发射的自体荧光的图像 (下文中称为特殊图像)。将 DSP 63 产生的特殊图像写入 DIP 64 的工作存储器中。DSP 63 还基于特殊图像的对比度和锐度来产生第二 ALC 数据, 并向 CPU 61 输入第二 ALC 数据。CPU 61 向光源设备 13 的 CPU 71 传输第二 ALC 数据。

[0052] DIP 64 对 DSP 62 产生的普通图像和 DSP 63 产生的特殊图像应用各种类型的图像处理, 比如电子倍增、色彩增强处理以及边缘强化处理。DIP 64 还根据与监视器 21 相关的显示设置, 通过将普通图像和特殊图像的叠加来产生合成图像。将经过 DIP 64 的图像处理之后的普通和特殊图像以及 DIP 64 产生的合成图像临时写入 VRAM (未示出) 作为观察图像, 然后输入到显示控制器 65。

[0053] 显示控制器 65 从 VRAM 中获得观察图像, 并在监视器 21 上显示观察图像。显示控制器 65 从 CPU 61 接收在 ROM 67 和 RAM 68 中存储的图形数据。图形数据包括用于覆盖除了关注区域之外的观察图像的掩模 (mask)、文本数据 (比如检查日期、患者姓名以及医生信息)、GUI 等等。显示控制器 65 应用图像覆盖过程, 通过该过程, 将图形数据覆盖在从 VRAM 中获得的观察图像上。然后, 显示控制器 65 将处理过的图像转换为与监视器 21 的显示格式兼容的视频信号 (分量信号、合成信号等等), 并向监视器 21 输出视频信号。从而, 在监视器 21 上正确地显示观察图像。

[0054] 操作单元 66 是包括在处理器设备 12 中提供的操作面板、鼠标和键盘在内的输入设备。响应于从操作单元 66 和电子内视镜 11 的操作部 16 输入的操作信号, CPU 61 操作电子内视镜系统 10 的每个部分。

[0055] 除了上述之外, 处理器设备 12 包括: 用于以预定格式 (例如, JPEG 格式) 来压缩各种图像的压缩电路、用于响应于释放按钮的操作而将压缩图像写入可拆卸式介质的介质接口 (I/F)、用于控制通过网络 (比如, LAN) 发送各种类型数据的网络接口 (I/F) 等等。这些电路通过数据总线等连接到 CPU 61。

[0056] 光源设备 13 具有用于普通光发射的 LD 81 和用于特殊光发射的 LD 82。用于普通光发射的 LD 81 发射具有中心波长 445nm 的蓝色激光。将蓝色激光通过透镜 86 等导入光纤 83。光纤 83 经由连接器 17 连接到电子内视镜 11 的光纤 52。从而, 将从 LD 81 发射的蓝色激光导入光投影单元 36。通过荧光体 54 透射, 让蓝色激光变为要施加到体内部分的普通光。

[0057] LD 81 的光发射量是可变的, 且通过 LD 驱动器 89 受到 CPU 71 的控制。CPU 71 基于从处理器设备 12 的 CPU 61 输入的第一和第二 ALC 数据, 自动调节 LD 81 的光发射量, 以调节施加到体内部分的普通光的量。例如, 在单独捕捉普通图像中, CPU 71 基于第一 ALC 数据, 自动控制用于普通成像的最优的 LD 81 的光发射量。在同时捕捉普通图像和特殊图像中, CPU 71 通过除了考虑第一 ALC 数据之外还考虑第二 ALC 数据, 自动控制普通光的量, 使得在 EMCCD 46 上入射的反射普通光不使得特殊图像的锐度和对比度劣化。

[0058] 用于特殊光发射的 LD 82 发射具有中心波长 405nm 的蓝紫色激光。将蓝紫色激光

通过透镜 87 等导入光纤 84。光纤 84 经由连接器 17 连接到电子内视镜 11 的光纤 53。从而, 将从 LD 82 发射的蓝紫色激光从光投影单元 37 施加到体内部分。响应于特殊光的施加, 从体内部分发射少量的弱自体荧光。因此, 在捕捉特殊图像中, 始终将 LD 82 的光发射量设置在其最大水平上, 以最大化自体荧光的量。

[0059] CPU 71 基于来自处理器设备 12 的控制信号, 通过 LD 驱动器 89 来控制每个单体 LD 81 或 82 的开 / 关定时。

[0060] 如图 3 所示, CHA 31 包括 : 分束器 42、CCD 43、EMCCD 46、Peltier 设备 91 和 92、散热器 93 和 94 以及特殊光过滤滤光器 95。

[0061] 如上所述, CCD 43 被布置为使其成像平面面向分束器 42。在 CCD 43 的后表面上, 提供 Peltier 设备 91 和散热器 93。当由直流电驱动时, Peltier 设备 91 吸收与 CCD 43 接触的表面上的热量, 并从与散热器 93 接触的表面上释放热量。散热器 93 有效地释放了在 CCD 43 上发生的热量, 并对 CCD 43 进行冷却。以类似方式, EMCCD 46 被布置为使其成像平面面向分束器 42。在 EMCCD 46 的后表面上, 提供 Peltier 设备 92 和散热器 94。散热器 94 有效地释放了在 EMCCD 46 上发生的热量, 并对 EMCCD 46 进行冷却。

[0062] 特殊光过滤滤光器 95 置于分束器 42 和 EMCCD 46 之间。在从分束器 42 入射的光中, 特殊光过滤滤光器 95 滤掉特殊光, 并仅允许自体荧光进入 EMCCD 46。从而, EMCCD 46 仅捕捉响应于特殊光的施加而从体内部分发射的自体荧光。注意到, 自体荧光的量远小于特殊光的量。自体荧光一般具有约 500nm 的峰值波长和在从 450nm 到 700nm 上延伸的宽的波长频段, 尽管其取决于发射自体荧光的活体组织的类型。从而, 形成特殊光过滤滤光器 95, 以例如使得将具有中心波长 405nm 的蓝色特殊光减弱到 0.1% 或更少, 并将绿色至红色光以近似 100% 加以透射。

[0063] CCD 控制器 44 包括 : 定时产生器 (TG) 96、CCD 驱动器 98 以及模拟前端电路 (AFE) 101。TG 96 基于从 CPU 41 输入的控制信号向 CCD 驱动器 98 输入时钟信号。CCD 驱动器 98 将从 TG 96 输入的时钟信号转换为控制脉冲, 并将控制脉冲输入 CCD 43, 以控制 CCD 43 的操作。AFE 101 对从 CCD 43 输出的图像信号进行采样, 移除噪声, 并对图像信号进行放大。AFE 101 对图像信号进行数字化, 并向 DSP 62 输入数字图像信号。基于在 CPU 41 控制下的从 TG 96 输入的时钟信号来操作 AFE 101。CPU 41 基于例如从处理器设备 12 的 CPU 61 输入的控制信号来调节图像信号的放大因子。

[0064] 与 CCD 控制器 44 一样, EMCCD 控制器 47 包括 : TG 97、EMCCD 驱动器 99 和 AFE 102。EMCCD 控制器 47 的组件的操作与上述 CCD 控制器 44 的组件的操作一样, 除了 EMCCD 控制器 47 控制 EMCCD 46 的操作。

[0065] 如图 4 所示, CCD 43 具有光电二极管 (PD) 105、VCCD 区域 106、HCCD 区域 107 以及输出部 108。

[0066] 将 PD 105 排列为矩阵。每个 PD 105 通过光电转换将入射光转换为信号电荷, 并蓄积信号电荷。成像平面指将 PD 105 排列于其中的区域。CCD 43 具有色彩滤光器, 该色彩滤光器具有多个色彩段, 其形成为具有与 PD 105 相同的图案。色彩滤光器是例如 RGB 原色滤光器、CMY 补色滤光器、或具有拜耳阵列 (Bayer array) 的 CMYG 补色滤光器。

[0067] 针对在垂直方向 (Y 方向) 上排列的 PD 105 的每一列, 提供一个 VCCD 106。每个 PD 105 通过读出栅极 109 连接到 VCCD 106。通过读出栅极 109 将信号电荷从每个 PD 105

读出到 VCCD 106。VCCD 106 传输在垂直方向上从 PD 105 读出的信号电荷,并向 HCCD 107 输入信号电荷。

[0068] 由从 CCD 驱动器 98 的 VCCD 驱动器 111 输入的垂直传输脉冲 $\phi V1$ 至 $\phi V4$, 在 4 个相位上驱动具有多个垂直传输电极的 VCCD 106。在这些垂直传输电极中,施加了第一和第三垂直传输脉冲 $\phi V1$ 和 $\phi V3$ 的垂直传输电极还作为读出栅极 109 的栅电极。

[0069] HCCD 107 在水平方向 (X 方向) 上传输一行的信号电荷,该一行的信号电荷是从每个 VCCD 106 相继传输来的。由水平传输脉冲 $\phi H1$ 和 $\phi H2$ 在 2 个相位上驱动具有多个水平传输电极的 HCCD 107。

[0070] 对于 HCCD 107 的输出端,提供浮动扩散放大器作为输出部 108。输出部 108 将 HCCD 107 传输的信号电荷逐个像素 (PD105) 地转换为电压信号,并输出图像信号 V_{out} 。

[0071] CCD 驱动器 98 包括 :VCCD 驱动器 111、HCCD 驱动器 112 和重置驱动器 113。

[0072] VCCD 驱动器 111 通过转换时钟信号的电平来产生用于垂直传输的垂直传输脉冲 $\phi V1$ 至 $\phi V4$ 。VCCD 驱动器 111 向用于控制 VCCD 106 的垂直传输电极输入垂直传输脉冲 $\phi V1$ 至 $\phi V4$,以控制每个像素的电荷蓄积周期以及垂直方向上的信号电荷的传输。

[0073] HCCD 驱动器 112 通过转换时钟信号的电平来产生用于水平传输的水平传输脉冲 $\phi H1$ 和 $\phi H2$ 。HCCD 驱动器 112 向用于控制 HCCD 107 的水平传输电极输入水平传输脉冲 $\phi H1$ 和 $\phi H2$,以控制水平方向上的信号电荷的传输。

[0074] 重置驱动器 113 通过转换时钟信号的电平来产生用于电荷重置的重置脉冲 ϕRST 。重置驱动器 113 向输出部 108 输入重置脉冲 ϕRST ,以在将每个像素的信号电荷转换为电压并输出作为图像信号 V_{out} 之后放弃每个像素的信号电荷。

[0075] AFE 101 包括 :相关双采样电路 (CDS) 114、自动增益控制器 (AGC) 115 和 A/D 转换器 (A/D) 116。CDS 114 对从 CCD 43 输出的图像信号应用相关双采样处理,以移除由于 CCD 43 的驱动所产生的噪声。AGC 115 对 CDS 114 移除噪声之后的图像信号进行放大。A/D 116 将 AGC 115 放大的图像信号转换为具有预定比特数目的数字图像信号。

[0076] 如图 5 所示,EMCCD 46 包括 PD 121、VCCD 122、HCCD 123、输出部 124 等等,与 CCD 43 一样。EMCCD 46 的操作与 CCD 43 的操作相同。VCCD 驱动器 131、HCCD 驱动器 132、重置驱动器 133、CDS 134、AGC 135 和 A/D 136 也一样。然而,EMCCD 46 具有在 HCCD 123 和输出部 124 之间的电子倍增器 125。注意到,EMCCD 46 指代对弱图像信号进行倍增的电子倍增 CCD,同时利用了在其电荷传输部中的雪崩倍增效应,并输出倍增图像信号。

[0077] 电子倍增器 125 组成由比 HCCD 123 的电荷传输部用更高的电压来驱动的电荷传输部,且由从 EM 驱动器 137 输入的 EM 脉冲来驱动。EM 驱动器 137 包含在 EMCCD 驱动器 99 中,并根据从 TG 97 输入的时钟信号来产生 EM 脉冲。在通过电子倍增器 125 传输来自 HCCD 123 的信号电荷的同时,由与驱动电压相对应的高电场来加速信号电荷。加速的信号电荷与晶格碰撞,并产生新的电荷 (负电极和正空穴对)。由碰撞电离效应产生的该新电荷也由高电场来加速,且还通过雪崩倍增效应产生其他新的信号电荷。从而,电子倍增器 125 对从 HCCD 123 传输的信号电荷进行倍增。将电子倍增器 125 倍增的信号电荷输入到输出部 124。

[0078] 如上所述,EMCCD 46 使用电子倍增器 125 对信号电荷进行倍增。与对图像信号进行倍增的情况不同,电子倍增器 125 可以仅对信号电荷倍增,而抑制噪声,且导致 S/N 比率

的增加。因此,EMCCD 46 可以产生弱自体荧光的清晰图像。

[0079] 在具有上述结构的电子内视镜系统 10 中,分束器 42 分离光学路径,且 CCD 43 和 EMCCD 46 始终同时形成体内部分的图像。从而,有可能实质上同时获得普通图像和特殊图像。

[0080] 图 6 示出了在实质上同时捕捉普通图像和特殊图像的情况下 CCD 43 和 EMCCD 46 的示例。单帧周期表示从 CPU 41 向 TG 96 和 97 输入作为控制信号的垂直同步信号 VD 的间隔。当输入垂直同步信号 VD 时,TG 96 向 VCCD 驱动器 111 输入与垂直同步信号 VD 相对应的时钟信号。VCCD 驱动器 111 根据垂直同步信号产生垂直传输脉冲,并向 CCD 43 的 PD 105 输入垂直传输脉冲,使得将在 PD 105 中蓄积的信号电荷读出到 VCCD 106 中。类似地,TG 97 向 VCCD 驱动器 131 输入时钟信号,且 VCCD 驱动器 131 产生并向 EMCCD 46 的 PD 121 输入垂直传输脉冲,使得将在 PD 121 中蓄积的信号电荷读出到 VCCD 122。

[0081] CCD 43 蓄积单帧周期的信号电荷,并在下一个帧周期中输出蓄积的信号电荷作为图像信号。更具体地,电荷蓄积周期(曝光周期)开始于向 CCD 43 输入电子快门脉冲,并结束于下一个垂直同步信号 VD 的输入。将 CCD 43 中蓄积的信号电荷读出的读出周期开始于完成电荷蓄积周期,并持续到输入下一个垂直同步信号 VD。因此,CCD 43 每两个帧周期捕捉单一普通图像。注意到,与 CCD 43 的电荷蓄积周期同步地,对体内部分施加普通光,且在 CCD 43 的读出周期和 EMCCD 46 的电荷蓄积周期期间不施加普通光。电子快门脉冲的输入定时在直到输入下一个垂直同步信号 VD 的周期中是可变的,且可以根据入射光的量来确定。

[0082] 与 EMCCD 46 的电荷蓄积周期同步地对体内部分施加特殊光,且在其他周期中不施加特殊光。与 CCD 43 一样,EMCCD 46 蓄积单一帧周期的信号电荷,并在下一个帧周期中输出蓄积的信号电荷作为图像信号。因此,EMCCD 46 每两个帧周期捕捉单一特殊图像。EMCCD 46 的操作与 CCD 43 的操作相同。EMCCD 46 的电荷蓄积周期开始于向 EMCCD 46 输入电子快门脉冲,并结束于下一个垂直同步信号 VD 的输入。EMCCD 46 的读出周期开始于 EMCCD 46 的电荷蓄积周期的完成,并持续到下一个垂直同步信号 VD 的输入。然而,CCD 43 与 EMCCD 46 不同相(out of phase)操作,而是相差一个帧周期,使得以一个帧周期的循环来交替执行 CCD 43 的普通成像和 EMCCD 46 的特殊成像。注意到,电子快门脉冲的输入定时在直到输入下一个垂直同步信号 VD 的周期中是可变的,且可以根据入射光的量来确定。

[0083] 通过如上所述以一个帧周期为循环交替捕捉普通图像和特殊图像,有可能实质上同时观察普通图像和特殊图像。这消除了对切换图像模式的需求,并简化了医生的操作。此外,在实质上同时捕捉的普通图像和特殊图像之间的比较可以增强诊断的准确性。

[0084] 在上述实施例中,以一个帧周期为循环交替执行 CCD 43 的普通成像和 EMCCD 46 的特殊成像,将该一个帧周期定义为垂直同步信号的输入间隔。然而,由于自体荧光较弱,优选地延长 EMCCD 46 的电荷蓄积周期。例如,如图 7 所示,EMCCD 46 可以蓄积两个帧周期的信号电荷。在该情况下,读出信号电荷所需的时间依然是一个帧周期,且 CCD 43 与 EMCCD 46 的读出周期同步地蓄积信号电荷,以捕捉普通图像。此外,还可以进一步延长 EMCCD 46 的电荷蓄积周期至一个帧周期的整数倍,例如,延长至如图 8 所示的三个帧周期。

[0085] 在上述实施例中,在相同定时向 CCD 43 和 EMCCD 46 输入垂直同步信号 VD,且以一个或多个帧周期为循环来交替捕捉普通图像和特殊图像,将该一个或多个帧周期定义为垂

直同步信号 VD 的上升沿的间隔。然而,例如如图 9 所示,可以向 CCD 43 和 EMCCD 46 输入不同的垂直同步信号。将向 CCD 43 输入电子快门脉冲与 EMCCD 46 的垂直同步信号 VD 进行同步,同时将向 EMCCD 46 输入电子快门脉冲与 CCD 43 的垂直同步信号 VD 进行同步。然后,将 CCD 43 的电荷蓄积周期设置为短于一个帧周期,同时将 EMCCD 46 的电荷蓄积周期设置为长于一个帧周期。注意到,从 CCD 43 或 EMCCD 46 读出信号电荷所需的时间是一个帧周期。通过缩短 CCD 43 的电荷蓄积周期并延长 EMCCD 46 的电荷蓄积周期,减少了 EMCCD 46 的电荷蓄积周期之间的间隔。因此,有可能增强特殊成像的效率,换言之,增加 EMCCD 46 的特殊成像的帧速率。

[0086] 在电子内视镜系统 10 中,可以如图 10 所示,以平铺方式在监视器 21 上显示普通图像 141 和特殊图像 142,或可以如图 11 所示,在监视器 21 上显示将特殊图像 142 叠加到普通图像 141 之上的合成图像 143。

[0087] 注意到,优选地将 CCD 43 和 EMCCD 46 均等地布置,以具有相同的视角。CCD 43 和 EMCCD 46 优选地具有相同大小的成像平面、相同大小和数目的像素 (PD 105 和 121),但是可以具有不同的条件。当 CCD 43 和 EMCCD 46 具有不同大小的成像平面和不同大小和数目的像素时,DIP 64 对普通和特殊图像 141 和 142 应用图像处理,以在监视器 21 上以相同大小显示普通和特殊图像 141 和 142。对于合成图像 143 的产生也是一样。

[0088] 在上述实施例中,可以使用 CCD 43 作为用于捕捉普通图像的图像传感器,但是可以取代 CCD 43 而使用 CMOS 图像传感器。然而,在 CMOS 图像传感器中,难以在放大图像信号的同时抑制噪声。从而,优选地与上述实施例一样,使用 CCD 43。在上述实施例中,EMCCD 46 捕捉自体荧光的特殊图像,但是对于捕捉在服用荧光标记药剂之后的药剂荧光的情况下,也是一样。

[0089] 在上述实施例中,CCD 43 和 EMCCD 46 都由四个相位的垂直传输脉冲 $\phi V1$ 至 $\phi V4$ 和两个相位的水平传输脉冲 $\phi H1$ 和 $\phi H2$ 来驱动。然而,可以使用二至四个相位中任意一个驱动的已知 CCD 或虚拟相位 CCD 作为 VCCD 106、122 或 HCCD 107、123。在上述实施例中,EMCCD 46 捕捉特殊图像,但是 EMCCD 46 可以捕捉用红外光辐照的体内部分的图像。此外,可以通过捕捉被反射的红外光,对红外光的吸收进行成像。在该情况下,必须根据作为特殊光使用的红外光的属性来改变特殊光过滤滤光器 95 的属性。这对于捕捉弱光(比如响应于特殊光的施加而从体内部分反射或发射的药剂荧光)的情况也是一样的。

[0090] 在上述实施例中,分束器 42 将来自体内部分的光分离,并让光进入 CCD 43 和 EMCCD 46。然而,可以使用半反射镜,而不是分束器 42。

[0091] 在上述实施例中,不仅在 CCD 43 中,还在 EMCCD 46 中使用了色彩滤光器,但是 EMCCD 46 可以是不具有色彩滤光器的单色传感器。在使用单色传感器作为 EMCCD 46 的情况下,可以在 EMCCD 46 的前表面(成像平面)中提供用于选择性透射自体荧光的波长选择滤光器。在使用如具有波长选择滤光器的 EMCCD 46 一样的单色传感器来捕捉特殊图像中,所有像素可以接收自体荧光,且因此有可能获得具有高分辨率的特殊图像。

[0092] 尽管已参照附图,通过本发明的优选实施例来完全描述了本发明,各种改变和修改对于本领域技术人员而言是显而易见的。因此,除非这些改变和修改脱离本发明的范围,否则应将它们理解为被包括在本发明的范围中。

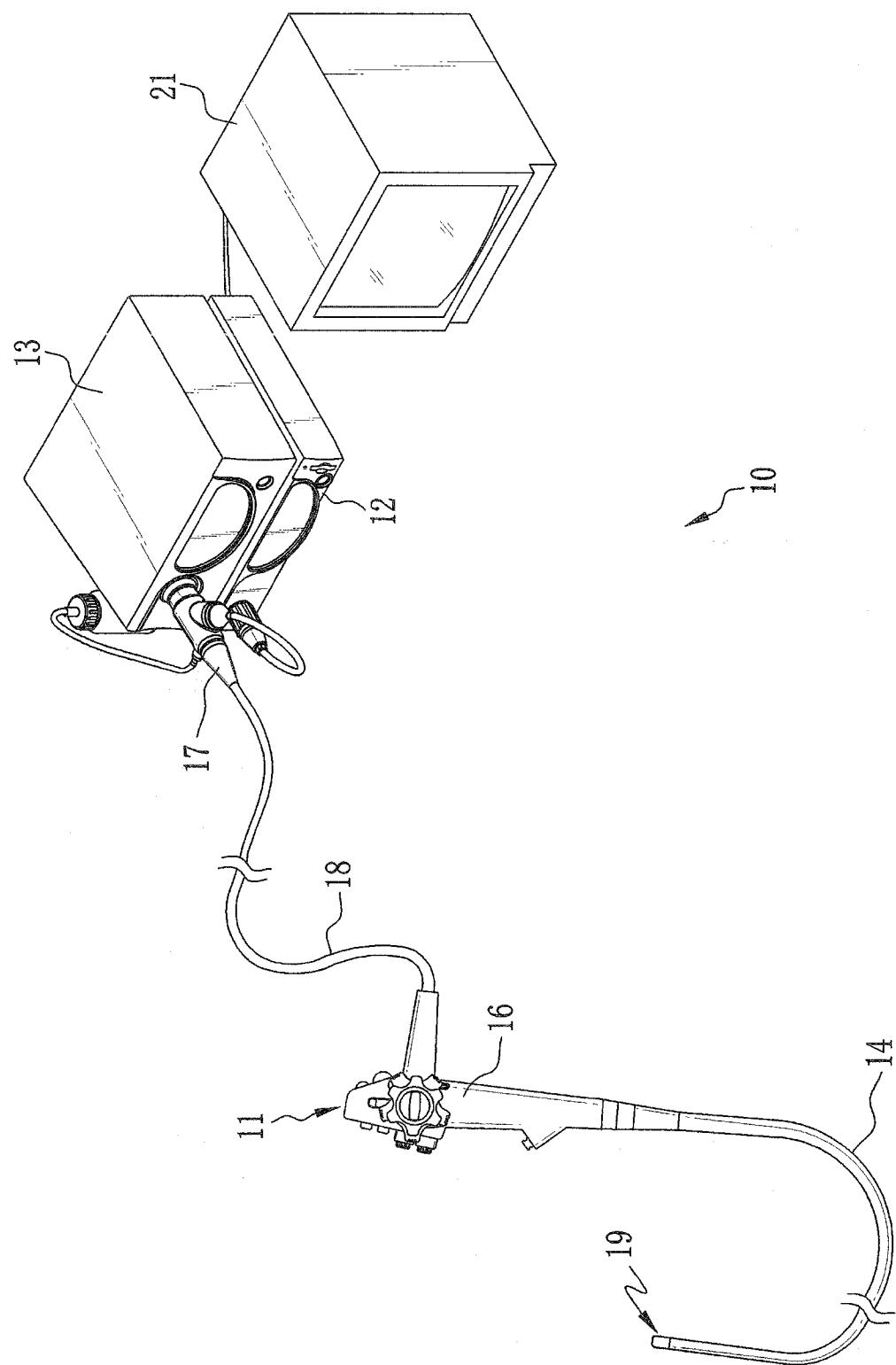


图 1

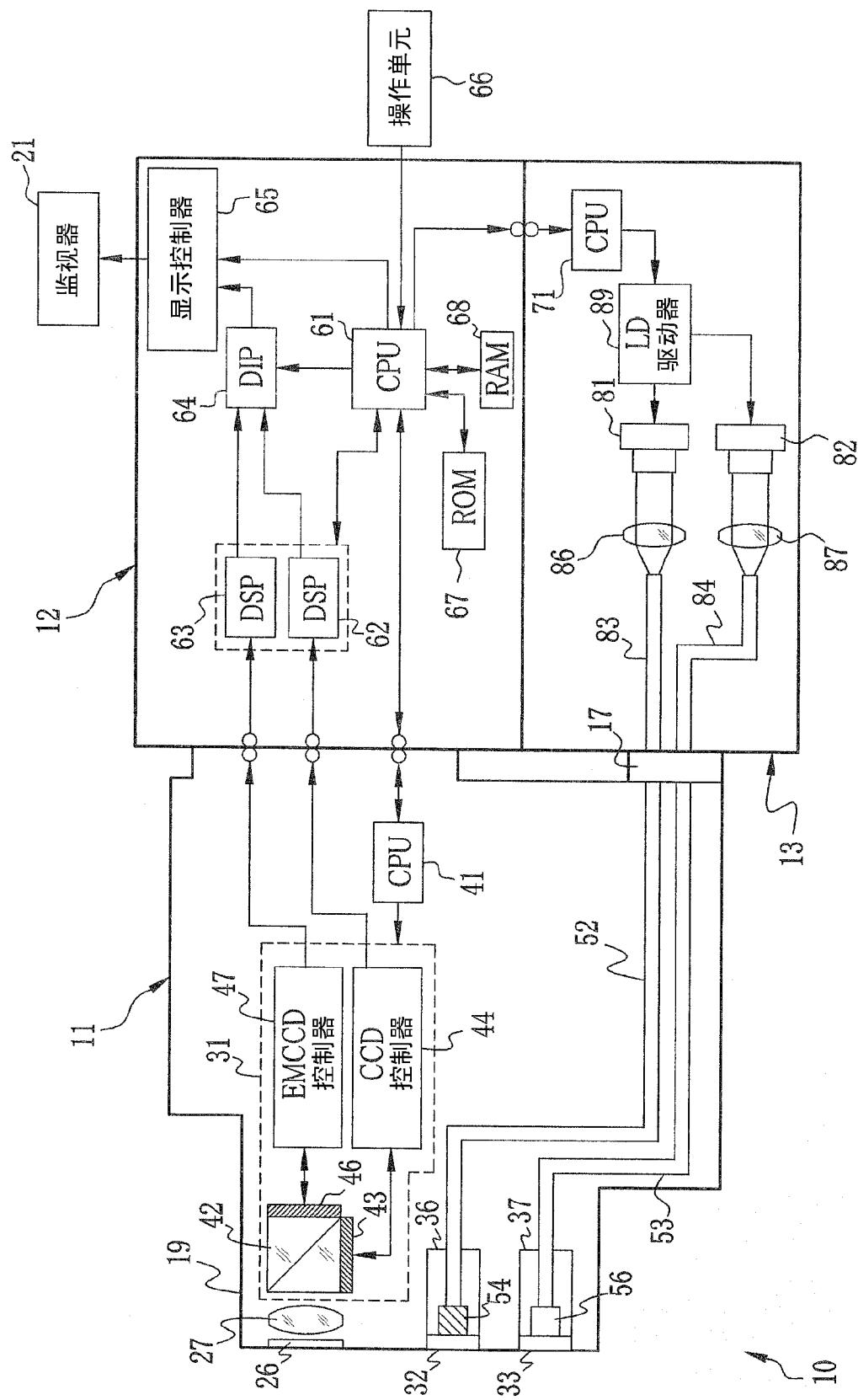


图 2

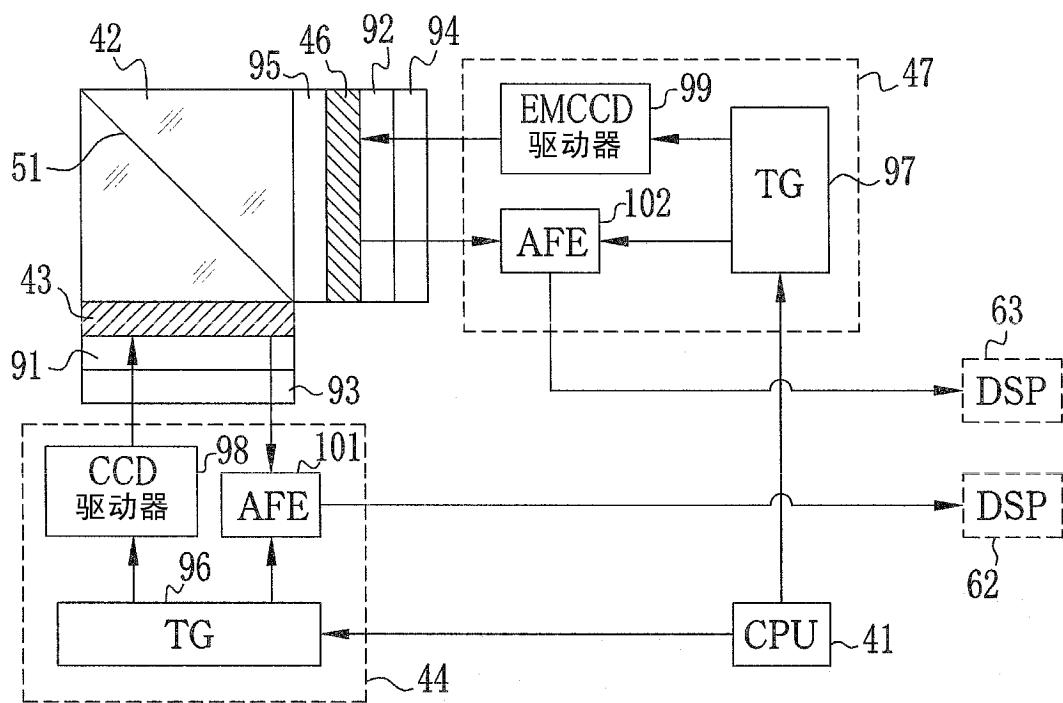


图 3

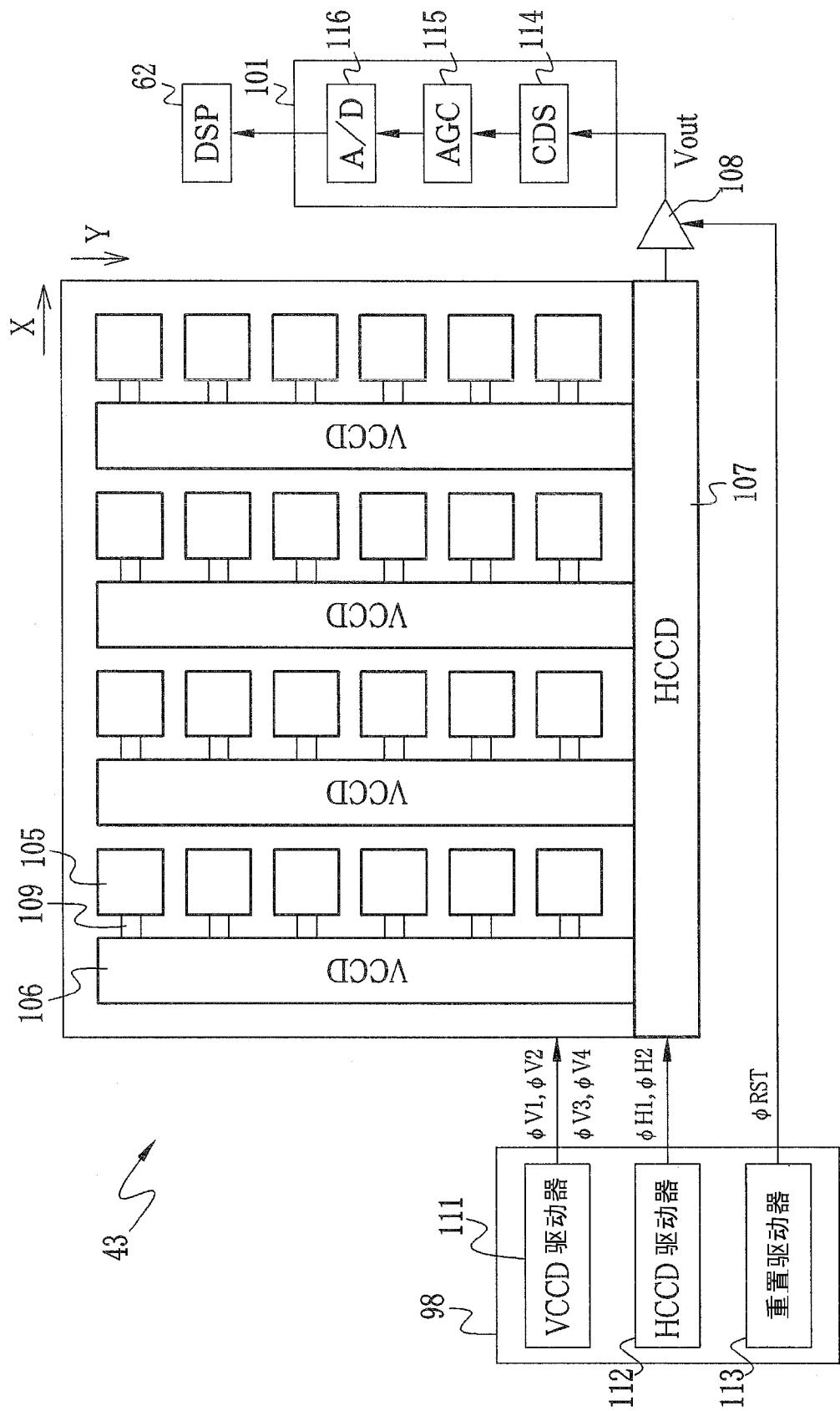


图 4

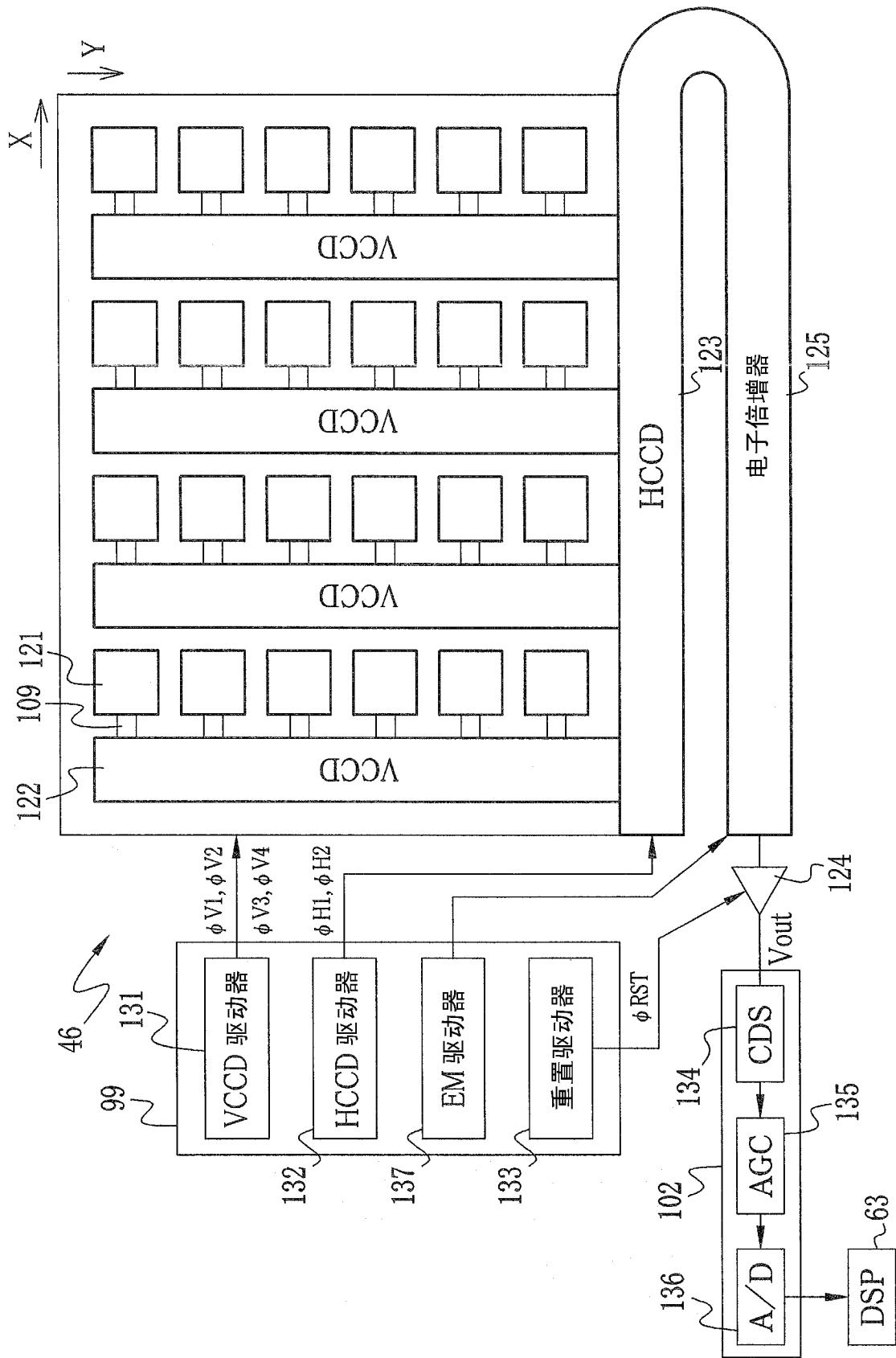


图 5

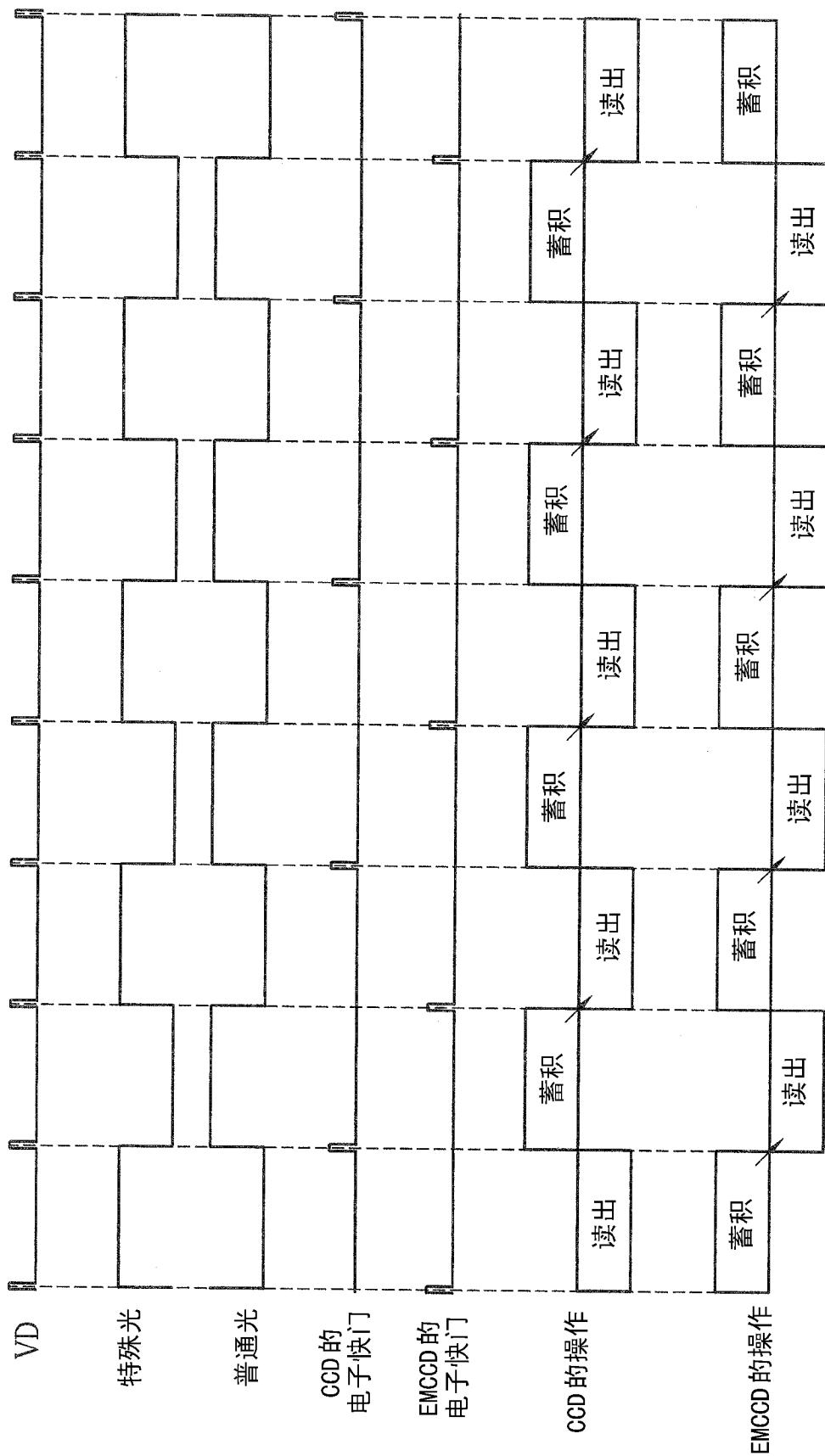


图 6

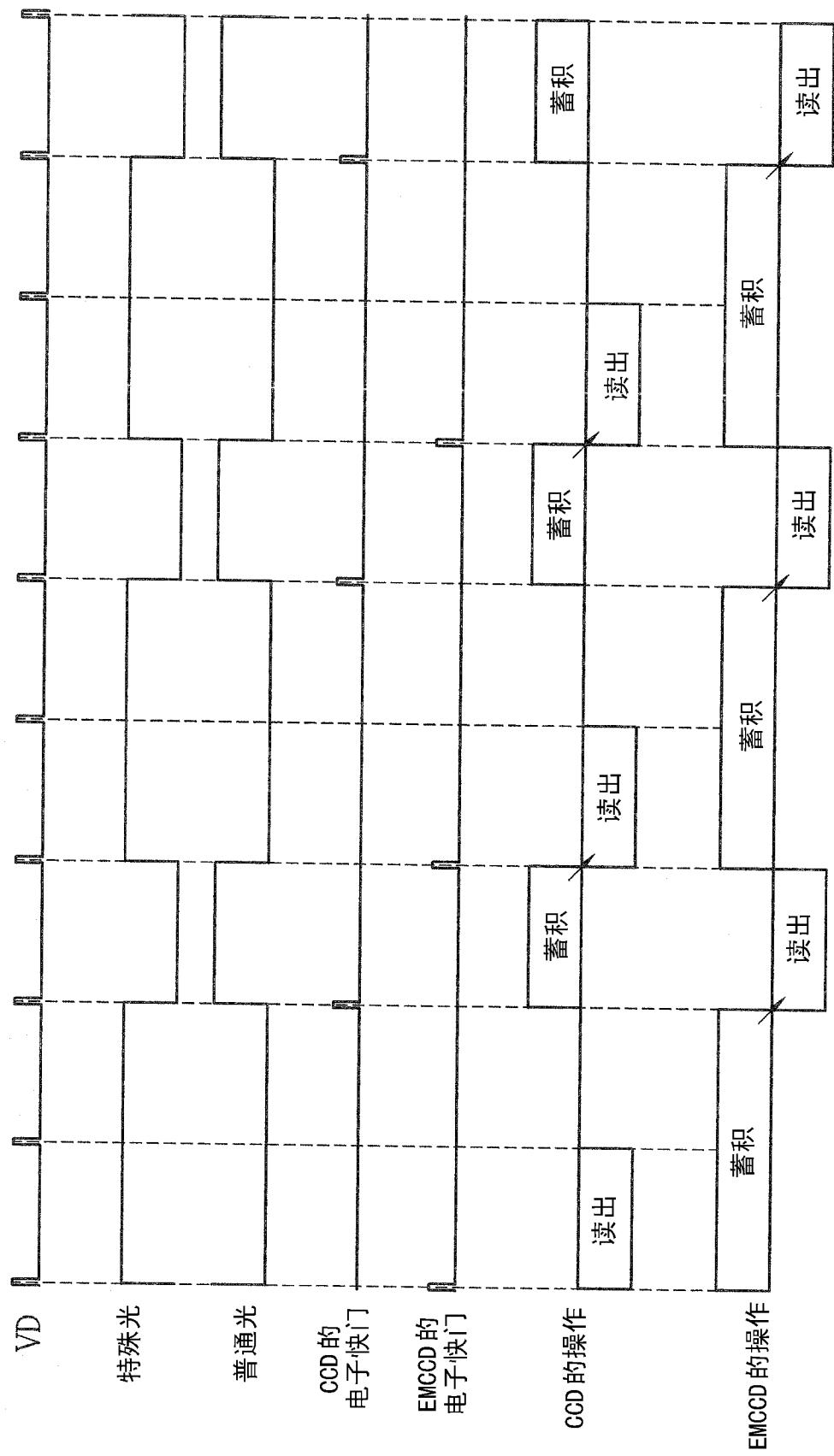


图 7

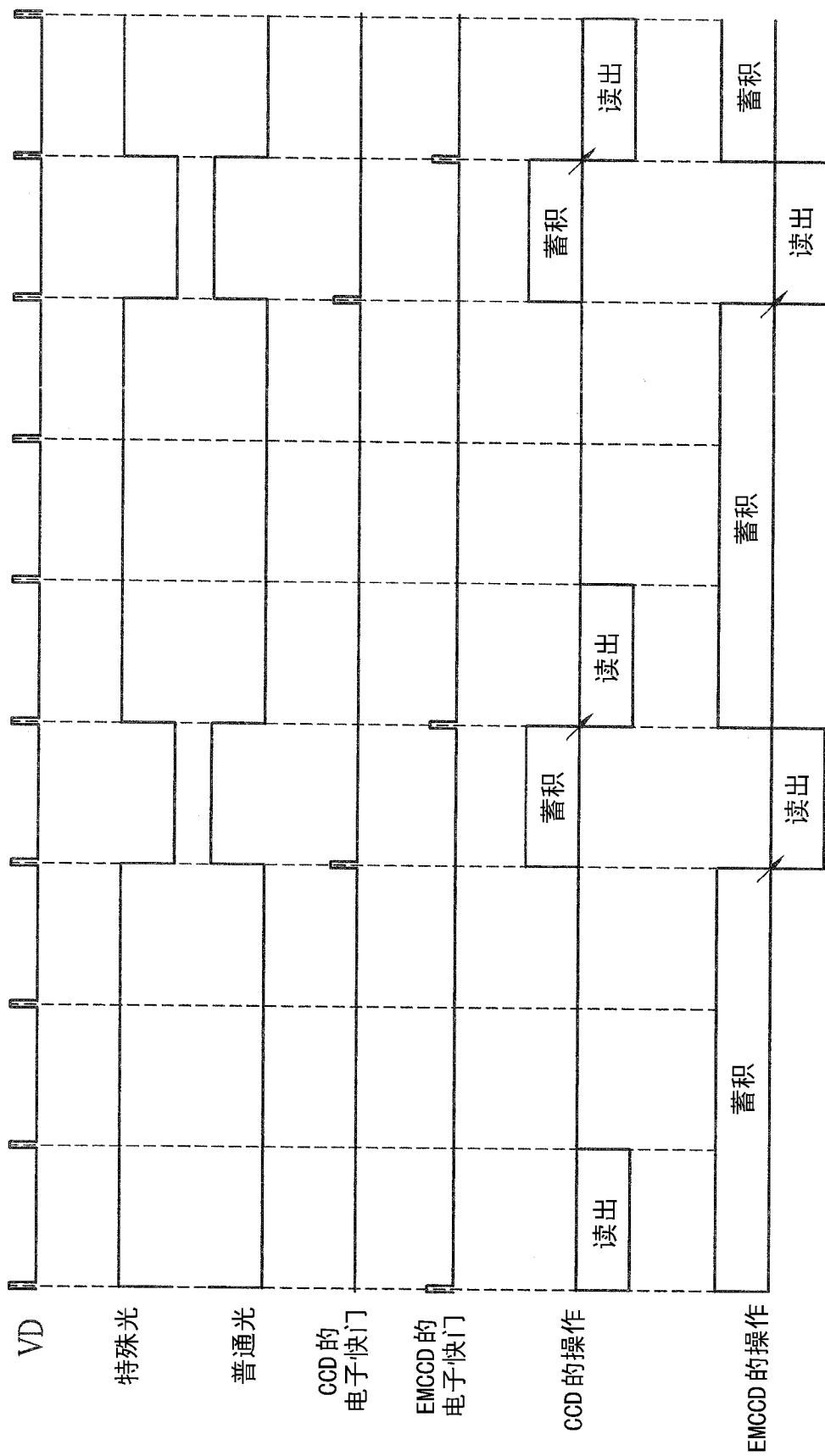


图 8

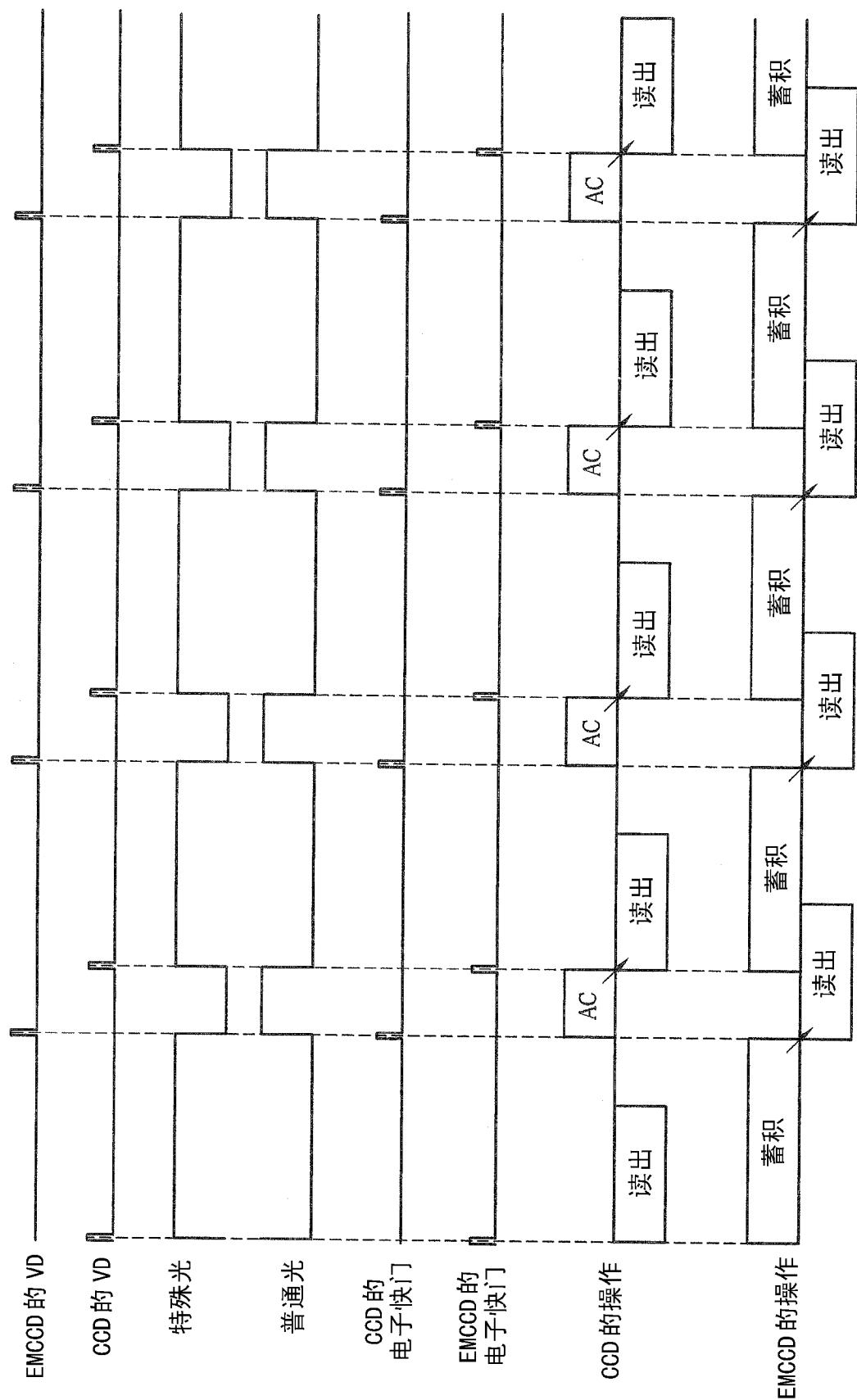


图 9

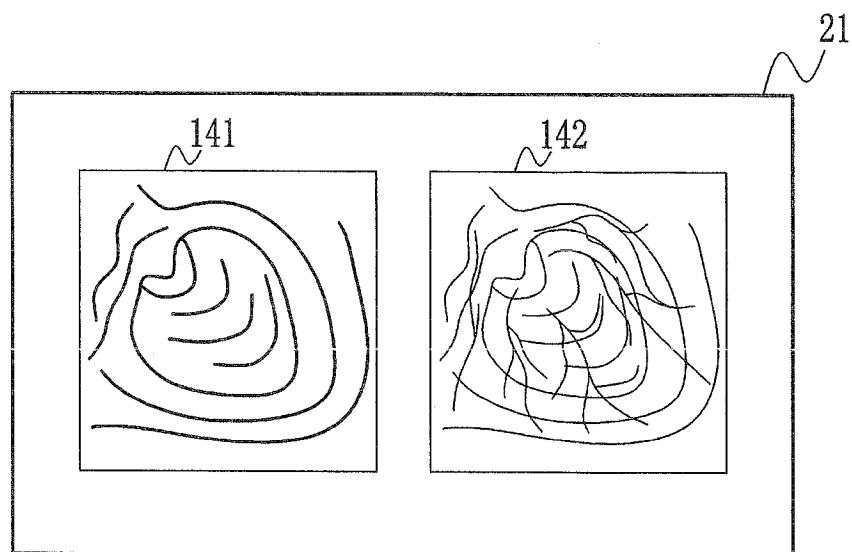


图 10

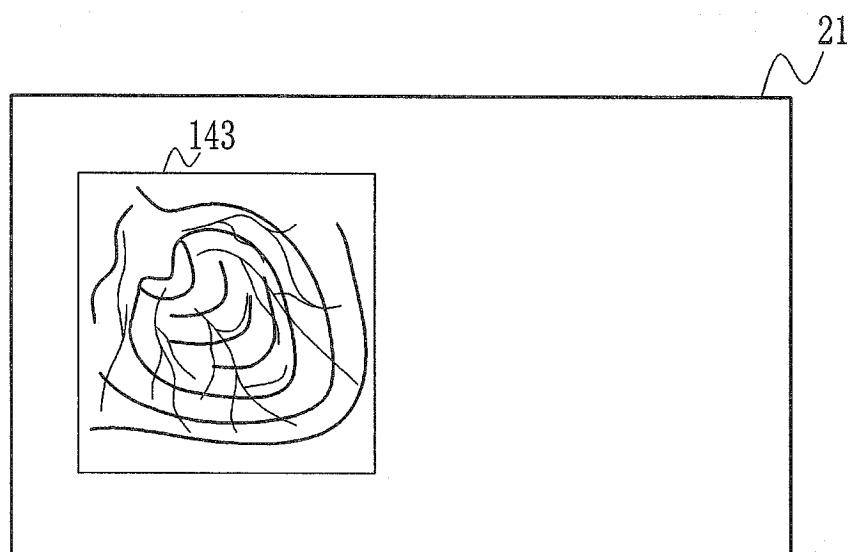


图 11

专利名称(译)	电子内视镜系统		
公开(公告)号	CN102626302A	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	CN201210018993.6	申请日	2012-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	村山任		
发明人	村山任		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/051 A61B1/0653 A61B1/045 A61B1/00186 A61B1/00096 A61B1/0638 A61B1/063 A61B1/00006		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011019565 2011-02-01 JP		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明提供了一种电子内视镜系统。在电子内视镜中，插入部具有在其远端部处的分束器、CCD和EMCCD。当对体内部分施加作为普通光的白光时，反射的白光通过分束器入射到CCD上，并产生普通图像。当用作为激发光的特殊光来辐照体内部分时，从体内部分的特定组织发射弱的自体荧光。弱的自体荧光通过分束器入射到EMCCD上。EMCCD在其电子倍增器中使用雪崩倍增效应。EMCCD通过电子倍增器对根据弱的自体荧光产生的信号电荷进行倍增，并输出高电平信号。

