



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103919521 B

(45)授权公告日 2016.12.07

(21)申请号 201410012516.8

(22)申请日 2014.01.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103919521 A

(43)申请公布日 2014.07.16

(30)优先权数据

2013-002976 2013.01.10 JP

2013-188163 2013.09.11 JP

(73)专利权人 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 汤雄军

(51)Int.Cl.

A61B 1/07(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

(56)对比文件

US 2010/0069713 A1, 2010.03.18,

JP 特开2007-166486 A, 2007.06.28,

US 2012/0133751 A1, 2012.05.31,

审查员 何琛

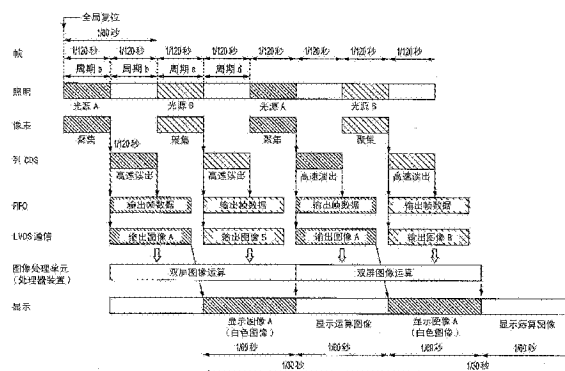
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

内窥镜装置及其操作方法

(57)摘要

一种内窥镜装置,包括:光源单元,所述光源单元被构造成对于每一个帧周期重复在帧周期的前半周期期间发射照明光而在所述帧周期的后半周期期间关闭照明光的操作;缓冲存储器,所述缓冲存储器安装在内窥镜观测仪器中并被构造成存储从图像捕获单元输出的帧图像信号的图像信息;和信息传输单元,所述信息传输单元被构造成从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息并将图像信息传输至图像处理单元,其中图像捕获单元在帧周期内从缓冲存储器读出帧图像信号的图像信息。



1. 一种内窥镜装置,包括内窥镜观测仪器和处理器装置,所述内窥镜观测仪器从插入对象中的插入单元的末端照射照明光并输出由安装在该插入单元的末端中的图像捕获单元捕获的帧图像信号,所述处理器装置连接至该内窥镜观测仪器并包括对所述帧图像信号进行图像处理的图像处理单元,所述内窥镜装置包括:

光源单元,所述光源单元被构造成对于每一个帧周期重复在通过将所述帧图像信号的帧周期除以二获得的前半周期期间发射所述照明光而在所述帧周期的后半周期期间关闭所述照明光的操作;

缓冲存储器,所述缓冲存储器安装在所述内窥镜观测仪器的所述插入单元的末端并被构造成存储从所述图像捕获单元输出的所述帧图像信号的图像信息;和

信息传输单元,所述信息传输单元安装在所述内窥镜观测仪器的所述插入单元的末端并被构造成从所述缓冲存储器中读出所述帧图像信号的图像信息并将该图像信息传输至图像处理单元,

其中,所述图像捕获单元将所述帧周期的前半周期视为曝光周期并在所述后半周期内将被曝光的聚集电荷的信号读出且作为所述帧图像信号的图像信息输出至所述缓冲存储器,并且

所述信息传输单元在所述帧周期内从所述缓冲存储器中读出所述帧图像信号的图像信息。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,所述图像捕获单元通过卷帘快门方法被驱动。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜装置,其中,所述缓冲存储器是安装在半导体元件中或连接到所述半导体元件的存储器,所述半导体元件包括所述图像捕获单元。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,所述缓冲存储器是先进先出存储器。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,所述缓冲存储器至少包括存储电容器,在所述存储电容器中存储通过从所述帧图像信号的信号量中减去在所述帧周期的前半周期期间能够被传输的信号量而获得的信号量。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,所述信息传输单元将所述帧图像信号转换成低压差分信号以将转换后的信号传输至所述图像处理单元。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,所述光源单元包括半导体激光器元件。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,所述光源单元包括发光二极管元件。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,所述光源单元包括具有不同发射颜色的多个光源,并且所述光源被交替地或顺序地打开。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜装置,其中,所述光源单元针对每一个帧周期发射不同颜色的照明光,并且

所述图像捕获单元针对每一个照明光以帧顺序地捕获所述对象。

11. 根据权利要求10所述的内窥镜装置,其中,所述照明光至少包括白色光和具有比白色光窄的可见波长带的从蓝色光至近紫外光的窄波带光。

12. 一种内窥镜装置的操作方法,所述内窥镜装置包括内窥镜观测仪器和处理器装置,所述内窥镜观测仪器从插入对象中的插入单元的末端照射照明光并输出由安装在该插入单元的末端中的图像捕获单元捕获的帧图像信号,所述处理器装置连接至该内窥镜观测仪

器并包括对所述帧图像信号进行图像处理的图像处理单元,其中,

光源单元对于每一个帧周期重复在通过将所述帧图像信号的帧周期除以二获得的前半周期期间从该内窥镜观测仪器将照明光照射到对象上而在所述帧周期的后半周期期间关闭所述照明光的操作;

图像捕获单元将所述帧周期的前半周期视为曝光周期并在所述后半周期内将被曝光的聚集电荷的信号读出且作为所述帧图像信号的图像信息输出至安装在所述内窥镜观测仪器的所述插入单元的末端的缓冲存储器,并且

安装在所述内窥镜观测仪器的所述插入单元的末端的信息传输单元,在所述帧周期内从所述缓冲存储器中将所述帧图像信号的图像信息读出且传输至所述图像处理单元。

13.根据权利要求12所述的操作方法,其中,所述图像捕获单元通过卷帘快门方法被驱动。

内窥镜装置及其操作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置及其操作方法。

背景技术

[0002] 电子内窥镜装置包括图像捕获单元,其安装在内窥镜观测仪器的插入对象的体腔中的末端部处。由图像捕获单元捕获的图像信号被发送至与内窥镜观测仪器连接的处理装置,并处理且随后显示在显示单元上。

[0003] 用于内窥镜装置的图像捕获单元主要分成CCD式和CMOS式,但近年来主要使用CMOS式。在CMOS式图像捕获单元中读出图像捕获信号到外面的驱动方法包括全局快门方法和卷帘快门方法。

[0004] 全局快门方法在CMOS式图像捕获单元中对于一个屏幕中的所有像素同时进行复位以开始曝光操作,即,使一个屏幕中的所有像素的电荷开始聚集。因此,全局快门方法的优点在于,所有像素(光电二极管:PD)从图像捕获单元的聚集开始到图像捕获单元的聚集结束的计时和周期变得彼此相等。然而,需要提供主容量和在每一个像素的区域中传递主容量的FET,这可能会影响大面积的图像捕获单元。因此,该结构可能不利于将图像捕获单元安装在具有小直径的内窥镜观测仪器中。

[0005] 根据卷帘快门方法,CMOS式图像捕获单元对至少一条扫描线或每一个像素顺序地进行曝光,使得该扫描线或像素被顺序地复位,并且电荷开始聚集以读出聚集的电荷(也被称为局部平面快门方法)。

[0006] 卷帘快门方法通常用于数字相机,但当卷帘快门方法用于内窥镜装置时,可能出现问题。内窥镜观测仪器插入黑暗部分中,如体腔的内部,使得需要从观测仪器的末端部照射照明光以捕获图像。为闪烁光的脉冲光可以用作照明光,如在专利文献1(JP-A-2011-30985)中描述的那样。如果脉冲光的开/关计时与卷帘快门的顺序读出计时不同步,则照明光的量可能会导致问题。

[0007] 图7是图示卷帘快门方法的问题的示例的示意图。在该卷帘快门方法的情况中,即使开始电荷的聚集的计时可以大约与扫描线(水平像素行)偏离,则仍然要求为每条扫描线照射相同的光量。

[0008] 照明光是脉冲调制驱动式脉冲光。因此,驱动信号的脉冲宽度、脉冲数量和脉冲密度可以被控制以彼此相同,使得各条扫描线的总光量在曝光周期期间变得相同。然而,照射的脉冲光的量需要根据至对象的距离或将被观察的图像的亮度动态地改变,使得难以在读出顺序偏移少量位的各条扫描线中均匀地分配脉冲光。如果在控制辐照量以改变的同时未控制照射的脉冲光以在各条扫描线中相同,则在将被观察的图像中产生亮度不规则性或条纹图案,使得被捕获的图像的质量恶化。

[0009] 图8是图示卷帘快门方法的另一个问题的示意图。图8图示作为示例的内窥镜装置,其可选地使用具有不同发射颜色以照射脉冲光的多个光源。在图8中图示的示例中,交替地重复光源A的1/60秒的辐照操作两次和光源B的1/60秒的辐照操作两次。在卷帘快门式

图像捕获单元中,开始电荷聚集的计时和结束电荷聚集的计时以扫描线的顺序偏移,使得每一个帧产生无效帧图像,在无效帧图像中光源A的脉冲光辐射和光源B的脉冲光辐射混合。该无效帧图像(在附图中由“NG”表示)不用作内窥镜的观察图像,使得作为有效帧图像(在附图中由“OK”表示)的速率的有效帧频降低至一半。

[0010] 通过采用图9的驱动方法可以解决这种问题。例如,1/60的帧周期被分成1/120秒的前半周期和1/120秒的后半周期,并且每条扫描线中的电荷聚集同时开始,且在第一个1/120秒周期内照射脉冲光。随后,在下一个1/120秒的后半周期期间可以以扫描线的顺序读出每条扫描线的聚集电荷。

[0011] 图9中图示的驱动方法可以在内窥镜装置中目前广泛使用的具有30万个记录像素的图像捕获单元中进行,没有任何问题。然而,难以将该驱动方法应用于提供1百万像素或更多像素的高像素图像捕获单元,这种高像素图像捕获单元可以以高清晰度(HD)图像质量捕获图像。这是因为在提供1百万像素或更多像素的高像素图像捕获单元的情况中,从所有像素中读出的数据的量是巨大的,使得难以在帧周期为1/120秒的后半周期期间从图像捕获单元输出聚集电荷的所有信号并将所述信号发送至处理器装置。以下,将描述记录像素的数量是一百三十万像素的示例。

[0012] 在增加传输速率以将图像捕获信号传输至内窥镜装置的离内窥镜观测仪器的末端部3至4m远的主体以便延长传输信号的时间时存在限制。即使可以通过增加用于传输信号的信号线的数量以进行并行传输来解决传输信号的时间的问题,但如果信号线的数量增加,则内窥镜观测仪器的容纳信号线的插入单元的直径增加。因此,信号线的增加与对减小插入单元的直径的需求相违背。

发明内容

[0013] 已经作出了本发明以努力提供一种内窥镜装置,其能够在安装在内窥镜观测仪器的插入单元的末端部中的图像捕获单元中以高质量获得高帧频观察图像,并提供了该内窥镜装置的操作方法。

[0014] 本发明的说明性方面被陈述如下:

[0015] (1)一种内窥镜装置,包括内窥镜观测仪器和处理器装置,所述内窥镜观测仪器从插入对象中的插入单元的末端照射照明光并输出由安装在插入单元的末端中的图像捕获单元捕获的帧图像信号,所述处理器装置连接至内窥镜观测仪器并包括对帧图像信号进行图像处理的图像处理单元,所述内窥镜装置包括:光源单元,所述光源单元被构造成对于每一个帧周期重复在通过将帧图像信号的帧周期除以二获得的前半周期期间发射照明光而在所述帧周期的后半周期期间关闭照明光的操作;缓冲存储器,所述缓冲存储器安装在内窥镜观测仪器中并被构造成存储从图像捕获单元输出的帧图像信号的图像信息;和信息传输单元,所述信息传输单元被构造成从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息并将图像信息传输至图像处理单元,其中图像捕获单元将帧周期的前半周期视为曝光周期并在后半周期内读出被曝光的聚集电荷的信号,以将所述信号作为帧图像信号的图像信息输出至缓冲存储器,并且信息传输单元在帧周期内从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息。

[0016] (2)一种内窥镜装置的操作方法,所述内窥镜装置包括内窥镜观测仪器和处理器装置,所述内窥镜观测仪器从插入对象中的插入单元的末端照射照明光并输出由安装在插

入单元的末端中的图像捕获单元捕获的帧图像信号,所述处理器装置连接至内窥镜观测仪器并包括对帧图像信号进行图像处理的图像处理单元,其中光源单元对于每一个帧周期重复在通过将帧图像信号的帧周期除以二获得的前半周期期间将照明光从内窥镜观测仪器照射到对象上而在所述帧周期的后半周期期间关闭照明光的操作;图像捕获单元将帧周期的前半周期视为曝光周期并在后半周期内读出被曝光的聚集电荷的信号,以将所述信号作为帧图像信号的图像信息输出至安装在内窥镜观测仪器中的缓冲存储器,并且信息传输单元在帧周期内从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息并将所述图像信息传输至图像处理单元。

[0017] 根据本发明的任一个方面,从图像捕获单元输出的帧图像信号的信息被临时存储在缓冲存储器中,以便图像捕获单元开始下一次曝光。进一步,存储在缓冲存储器中的帧图像信号在到达读出下一帧图像信号的时刻的一个帧周期内被读出。因而,能够以高帧频获得高清晰度图像,而不会恶化图像质量。

附图说明

[0018] 图1是图示本发明的一个实施例的框图并且是内窥镜装置的框图;

[0019] 图2是作为图1中图示的内窥镜装置的示例的外视图;

[0020] 图3是图示内窥镜观测仪器的内窥镜末端部的末端表面的正视图;

[0021] 图4是示意性地图示具有图像捕获单元的半导体元件的表面的平面图;

[0022] 图5是图示内窥镜装置的驱动方法的时序图。

[0023] 图6是图示照明、图像捕获和图像信号的流程的时序图;

[0024] 图7是图示相关技术的卷帘快门方法的问题的示例的说明图;

[0025] 图8是图示相关技术的卷帘快门方法的另一个问题的示例的说明图;以及

[0026] 图9是图示以卷帘快门驱动方式高速驱动相关技术的CMOS图像捕获单元的驱动方法的说明图。

附图说明

[0027] 以下,将参照附图详细描述本发明的实施例。

[0028] 图1是图示本发明的一个实施例的框图和内窥镜装置的框图。图2是作为图1中图示的内窥镜装置的一个示例的外视图。

[0029] 首先,将参照图1和2描述内窥镜装置100的结构。内窥镜装置100包括内窥镜观测仪器11、处理器装置13和光源装置15。进一步,显示观察图像的显示单元17和通过其输入各种信息的输入单元19连接至内窥镜装置100。

[0030] <内窥镜观测仪器>

[0031] 内窥镜观测仪器11包括插入患者(对象)的体腔中的柔性插入单元21、紧邻插入单元21的基端设置的操纵单元23、以及连接至处理器装置13和光源装置15的通用软线25,如图2所示。

[0032] 插入单元21包括内窥镜末端部27、弯曲部29和柔性部31,所述内窥镜末端部27、弯曲部29和柔性部31以此顺序形成在末端处。内窥镜末端部27包括安装在其中以捕获体腔的内部的CMOS图像捕获单元33(参见图1)。设置在内窥镜末端部27的后侧的弯曲部29具有弯

曲机构,多个弯曲部件连接至该弯曲机构。当操纵设置在操纵单元23中的弯角钮35时,插入插入单元21中的线(未图示)被拉伸或拖拉以使弯曲单元29沿上、下、左和右方向弯曲。因而,内窥镜末端部27被引导到体腔中的期望方向。

[0033] 连接器37A和37B设置在通用软线25的基端处。连接器37A可拆卸地连接至处理器装置13,连接器37B可拆卸地连接至光源装置15。连接器37A和37B可以是一体地连接至处理器装置13和光源装置15的组合式连接器。

[0034] 处理器装置13通过插入通用软线25中并穿过通用软线25的信号线将电力供给内窥镜观测仪器11以控制将要被驱动的图像捕获单元33,接收通过信号线从图像捕获单元33传输的图像捕获信号,并对接收到的图像捕获信号进行各种信号处理以将图像捕获信号转换成图像数据。

[0035] 在处理器装置13中被转换的图像数据作为观察图像被显示在通过电缆连接至处理器装置13的诸如液晶监视器之类的显示单元17上。进一步,处理器装置13控制包括光源装置15的内窥镜装置100的整体操作。显示单元17不限于设置在处理器装置13外面的显示装置,而是可以形成多种类型,并且例如可以与处理器装置13或内窥镜观测仪器11一体地形成。

[0036] 图3是图示内窥镜观测仪器11的内窥镜末端部27的末端表面41的正视图。内窥镜末端部27的末端表面41包括通过其观察对象的观察窗43、通过其发射照明光的照明窗45和45、以及钳子通道47。

[0037] 照明窗45设置在观察窗43的两侧以观察窗43位于其间的方式大致彼此对称,从而将照明光从光源装置15照射到体腔中将被观察的部分上。

[0038] 钳子通道47设置成沿着插入单元21延伸以与设置在操纵单元23中的钳子端口49(参见图2)连通。其中针或透热刀设置在末端处的各种治疗工具被插入并穿过钳子通道47,使得各种治疗工具的末端从内窥镜末端部27的钳子通道47被释放到体腔中。

[0039] 引导从光源装置15发射的照明光的光导51的发射端51a设置在照明窗45中,如图1所示。诸如透镜或光学漫射构件之类的光学构件可以设置在光导51的发射端51a和照明窗45之间。进一步,荧光物质可以设置在发射端51a处。

[0040] 图4是示意性地图示具有图像捕获单元33的半导体元件的表面的平面图。多个像素(光接收元件,光电二极管(PD))以二维阵列形状设置在其中的图像捕获单元33形成在矩形半导体元件53的中心区域处。进一步,进行相关双采样处理的CDS电路也设置在该中心区域处。

[0041] 图像捕获单元33是具有一百三十万个或更多个记录像素(近似地,垂直一千个像素,水平一千三百个像素)的高像素图像捕获单元,并且是可以捕获具有HD图像质量的高清晰度图像的图像捕获元件。包括下文将描述的时序发生器(TG)、寄存器57、缓冲存储器59(在该结构示例中是FIFO存储器)的驱动电路55、和用作信息传输单元的低压差分信号(LVDS)转换电路61设置在图像捕获单元33的外围区域中。

[0042] 这种结构的图像捕获单元33是用于捕获彩色图像的单芯片图像捕获单元,其中三原色,即,红(R),绿(G)和蓝(B)滤色片层叠在每一个像素上。图像捕获单元33可以是单色图像捕获单元,其在没有安装滤色片的情况下通过以帧序顺序地照射来自下文将被描述的光源的R、G、B色照明光捕获图像。进一步,滤色片可以采用R、G、B和白色(W)的组合、以及为除

R、G和B三原色之外的互补颜色的C、M和Y三种颜色或C、M、Y和G四种颜色的组合中的任一种。

[0043] 诸如图像捕获单元33、FIFO存储器59和LVDS转换电路61之类的元件未形成在一个芯片上,而是形成在将彼此连接以构成图像捕获单元模块的单独的芯片上。进一步,如果FIFO存储器59和LVDS转换电路61设置在内窥镜观测仪器11中,则FIFO存储器59和LVDS转换电路61可以被设置成与图像捕获单元33间隔开。

[0044] 如图1所示,内窥镜观测仪器11包括半导体元件53,其包括图像捕获单元33和提取控制内窥镜观测仪器11的控制信号的指令解调单元65。半导体元件53包括图像捕获单元33、列ADC电路67、驱动电路55、缓冲存储器(在该实施例中是在高速存取方面有利的FIFO存储器)59和低压差分信号(LVDS)转换电路61。

[0045] 图像捕获单元33输出在多个扫描线(像素行)中将被读出的第i条扫描线(i是指示第一至最后一条线的指数)的积聚电荷的信号。输出的图像捕获信号在列ADC电路67中被数字化,随后作为帧图像信号临时存储在FIFO存储器59中。随后,帧图像信号被以扫描线的顺序从FIFO存储器59发送至LVDS转换电路61。

[0046] 驱动电路55基于控制信号由指令解调单元65产生各种驱动脉冲,指令解调单元65与下文将被描述的处理器装置13通信。驱动脉冲包括图像捕获单元33的驱动脉冲(垂直/水平扫描脉冲或复位脉冲)、用于列ADC电路67的同步脉冲、和FIFO存储器59的驱动脉冲。图像捕获单元33由从驱动电路55输入的驱动脉冲被驱动,以对通过物镜光学系统75聚焦在光接收表面上的光学图像进行光电转换,从而输出作为图像捕获信号的光学图像。

[0047] 读出图像捕获单元33的光电二极管(PD)的作为图像捕获信号的聚集电荷的信号读出电路的结构在相关领域中是已知的,并且例如可以采用普通电路结构,如三晶体管结构或四晶体管结构。可以为每一个像素设置一个信号读出电路,或者两个或四个像素可以共享一个信号读出电路以减小电路的尺寸。

[0048] 列ADC电路67由相关双采样(CDS)电路、放大单元和A/D转换器(在图4的实施例中是列AD转换器)构成。CDS电路对从图像捕获单元33的像素输出的图像捕获信号进行相关双采样处理以去除在图像捕获单元33中产生的复位噪声和放大噪声。

[0049] 放大器以由指令解调单元65指定的增益(放大因子)放大通过CDS电路从其中被去除噪声的图像捕获信号。A/D转换器将由放大器放大的图像捕获信号转换成具有预定数位的数字信号并输出所述数字信号。从A/D转换器输出的帧图像信号是从第一条扫描线到最后一条扫描线的图像信息,并被临时存储在FIFO存储器59中。FIFO存储器59中存储的帧图像信号的图像信息由LVDS转换电路61顺序地读出,并且读出的图像信息被转换成低压差分以通过信号线77被传输至处理器装置13。

[0050] <处理器装置>

[0051] 如图1所示,处理器装置13包括CPU 81、ROM 83、RAM 85、图像处理单元(DSP)87、显示控制电路89和接收器91,接收器91接收从内窥镜观测仪器11传输的低压差分信号的帧图像信号以将帧图像信号输出至图像处理单元87。

[0052] 如果上述LVDS转换电路61是双信道子LVDS转换电路,则接收器91重新存储被分成两个信道的信号并将该信号传输至图像处理单元87。在该情况中,插入并穿过内窥镜观测仪器11的插入单元21的信号线的数量是两个,这不会增加插入单元21的直径。

[0053] CPU 81控制处理器装置13中的单元,将控制信号传输至内窥镜观测仪器11的指令

解调单元65或下文将被描述的光源装置15,并控制整个内窥镜装置100。用于控制处理器装置13的操作的各种程序或控制数据存储在ROM 83中。进一步,由CPU 81运行的程序或各种数据被临时存储在RAM 85中。

[0054] 图像处理单元87基于CPU 81的控制对由接收器91接收的图像捕获信号进行色彩插值、色分离、色彩平衡调整、白平衡调整、灰度校正、图像增强处理,以产生图像数据。

[0055] 从图像处理单元87输出的图像数据被输入至显示控制电路89,并且显示控制电路89将从图像处理单元87输入的图像数据转换成与显示单元17一致的信号格式,以在显示单元17的屏幕上显示转换后的图像数据。

[0056] 选择或切换图像捕获单元33的操作模式的模式切换单元或接收用户的指令输入的各种操纵单元设置在处理器装置13的输入单元19中。

[0057] <光源装置>

[0058] 光源装置15包括光源A(93)、光源A驱动电路95、光源B(97)和光源B驱动电路99。光源装置15还包括连接至A光源驱动电路97和光源B驱动电路99的CPU 101,以及合并从光源A(93)发射的光和从光源B(97)发射的光的光程以形成信号信道光程的多路复用单元103。

[0059] 光源A(93)和光源B(97)具有不同的发射光谱。CPU 101与处理器装置13的CPU 81通信以单独地控制光源A(93)和光源B(97)以通过光源A驱动电路95和光源B驱动电路99被驱动。

[0060] 光源B驱动电路95根据CPU 101的指令对光源A(93)的驱动信号进行脉冲调制控制,以改变从光源A(93)发射的光的开/关时序和脉冲发射量。进一步,光源B驱动电路99根据CPU 101的指令对光源B(97)的驱动信号进行脉冲调制控制,以改变从光源B(97)发射的光的开/关时序和脉冲发射量。

[0061] 多路复用单元103将光源A(93)的发射光发射至光导51的入射端51b,并将光源B(97)的发射光发射至光导51的入射端51b。当光源A(93)的发射光和光源B(97)的发射光被同时发射时,发射光被多路复用(混合)以被发射到光导51的入射端51b。

[0062] 诸如激光二极管(LD)或LED之类的半导体光源可以用作光源A(93)和光源B(97)。进一步,可以采用使用卤素灯的配置。可以根据观察目标或观察目的适当地选择光源的类型。进一步,如果使用卤素灯,则具有截光器狭缝的旋转盘设置在光源的前表面上,并且控制旋转盘的旋转速度被控制以控制照明光开/关。

[0063] 如果其发射波长具有窄波带的LD用作光源A(93)和光源B(97),例如,可以单独地或组合地采用发射诸如近紫外光、蓝光、绿光或红外的激光的LD。例如,当近紫外光或蓝光用作照明光时,身体组织的表面层的毛细管或显微结构形状被增强。进一步,光源A(93)和光源B(97)中的一个可以是白色光源,其采用发射蓝色光的LD和荧光物质,荧光物质被蓝色激光激发并发射绿色光至黄色光。进一步,荧光物质可以设置在内窥镜观测仪器11的末端部的光导51的发射端处。

[0064] 为了检测被捕获的图像中的氧饱和度,可以根据对氧血红蛋白和还原血红蛋白的吸收选择性地采用中心波长近似为405nm、445nm或473nm的LD。在该情况中,具有作为照明光的相应波长的光的被捕获图像被运算以检测氧饱和度水平(例如,参见JP-A-2011-92690)。

[0065] 当采用具有上述配置的内窥镜装置100观察体腔的内部时,内窥镜观测仪器11的

插入单元21插入体腔中,从而在用来自光源装置15的脉冲照明光照亮体腔的内部的同时通过显示单元17观察体腔中由图像捕获单元33捕获的图像。

[0066] 处理器装置13的CPU 81由从图像捕获单元33输出的图像捕获信号的亮度信息控制照明光的光量。例如,在其中观察远离内窥镜末端部的对象的长距离观察的情况中,观察图像在许多情况中较暗,使得要控制照明光的量增加。相反,在其中内窥镜末端部靠近对象以观察放大图像的短距离观察的情况中,观察图像太亮,使得要控制照明光的量降低。

[0067] 当控制照明光的量增加或降低时,处理器装置13的CPU 81输出指令至光源装置15的CPU 101,以控制光源A(93)和光源B(97)所发射的光的量(驱动信号的脉冲宽度、脉冲数量或脉冲密度)。

[0068] <图像捕获顺序>

[0069] 具有这种配置的图像捕获单元是如上所述具有一百万或更多个记录像素并以HD图像质量获得高清晰度图像的图像捕获单元。因此,被捕获的图像的数据量是广泛用于内窥镜的具有三十万个像素等级的图像捕获单元的数据的量的四倍或更多倍。因此,在这种配置中,设置缓冲存储器59以没有任何问题地读出具有来自图像捕获单元33的大量数据的信号。进一步,设置LVDS转换电路61以将具有大量数据的信号传输至处理器装置13。

[0070] 图5是图示内窥镜装置的驱动方法的时序图。具有这种配置的内窥镜装置100被构造以捕获图像并以60帧/秒的帧频显示图像。在这里,将描述具有60帧/秒的帧频的示例。

[0071] 光源装置15以每1/60秒的帧周期交替地打开图1中图示的光源A(93)和光源B(97)。更具体地,作为帧周期的1/60秒周期被处于二以被分成1/120秒的前半周期和1/120秒的后半周期。当将打开A光源的周期的前半周期视为周期a,后半周期视为周期b时,在前半周期a期间仅打开A光源,在后半周期b期间关闭A光源(和B光源)。类似地,B光源的打开周期被分成前半周期c和后半周期d,在前半周期c期间仅打开B光源,在后半周期d期间关闭B光源(和A光源)。如上所述由接收来自处理器装置13的CPU 81的指令的CPU 101控制光源。

[0072] 图像捕获单元33的所有像素在内窥镜观测仪器11中被全局复位,并且随后在周期a期间照射A光源的照明光的脉冲。通过这样做,图像捕获单元33的所有像素的电荷开始通过A光源的照明光聚集。通过在周期a的结束时关闭A光源,在相同的曝光时刻处完成图像捕获单元33的所有像素的曝光。

[0073] 接下来,类似于图9中图示的驱动方法,扫描线(水平像素行)的聚集电荷被顺序地读出。读出的聚集电荷的信号被传递至列CDS,以便对该信号进行相关双采样处理,并且列AD转换电路将该信号转换成数字数据。转换后的数字数据作为帧图像信号被临时存储在FIFO存储器59中。

[0074] 参照图9,描述了在记录像素是1百万或更多个像素的高像素图像捕获单元的情况中,当图像捕获单元读出图像捕获信号并输出图像捕获信号至处理器装置13(参见图1)时,1/120秒作为数据传输时间是不够的。采用这种配置,聚集电荷的信号作为帧图像信号在1/120秒的周期b内从图像捕获单元33输出至FIFO存储器59,以将帧图像信号完全传输至FIFO存储器59。

[0075] 通过这样做,图像捕获单元33的所有像素的聚集电荷在周期c开始之前被读出,使得图像捕获单元33可以在没有任何问题的情况下进行下一次曝光。当帧图像数据在周期b期间被传输至FIFO存储器59时,帧图像数据被简单地存储在FIFO存储器59中,但未被传输

至处理器装置13,以便可以高速地完成所述传输。

[0076] 接下来,LVDS转换电路61读出存储在FIFO存储器59中的帧图像数据以将帧图像数据转换成低压差分信号,并将转换后的信号传输至处理器装置13的图像处理单元8。在这里,所传输的帧图像数据称为“图像A”。

[0077] 在完全存储所有帧图像数据之前,存储在FIFO存储器59中的帧图像数据开始由已经完全存储在LVDS中的图像数据转换并被传输至处理器装置13。因此,在下一个帧图像数据开始被存储时,存储在FIFO存储器59中的帧图像数据在周期d开始时刻之前被希望地完全传输至处理器装置13。

[0078] 也就是说,在半导体元件53中,帧图像信号的图像信息被存储在FIFO存储器59中,并且帧图像信号的存储图像信息被读出以传输至处理器装置13。图像信息在帧周期内被读出。

[0079] 可以在每一个曝光周期期间,即,在将被捕获的图像数据存储在FIFO存储器59之后且在在进行图像捕获单元33的下一曝光之前,全局地复位所有像素。

[0080] 如上所述,FIFO存储器59同时记录和读出数据,使得没有必要设置对应于图像捕获单元33的所有像素的存储电容器。

[0081] 例如,如果记录像素是一百三十万个像素(水平1300个像素,垂直1000个像素),且数据量是10比特/像素,则一个帧图像的数据量是13M比特。

[0082] 如果假设在1/120秒内被传输至处理器装置13的信号的量是10M比特,则13M比特-10M比特=3M比特是不能在1/120秒内传输的信号量。即,3M比特的帧图像信号被保留在FIFO存储器59中并且随后在周期b之后的周期c(聚集B光源的电荷的周期)的结束时刻之前被传输。

[0083] 1B(字节)是8比特,因此3M比特是375kB。因此,在这种配置的情况中,可以设置具有375kB最小必要的存储容量的FIFO存储器59。也可以设置具有大于上述容量的容量的FIFO存储器。

[0084] 接下来,将描述从FIFO存储器59读出的帧图像信号传输至处理器装置13的传输速率。

[0085] 由具有一百三十万个记录像素的图像捕获单元33获得10比特/像素的被捕获的图像数据,使得一帧的图像数据的大小为13M比特。图像被以60帧/秒被传输至处理器装置13,使得每条传输的数据量是13M比特 $\times$ 60=780M比特。

[0086] 在这种配置中使用的子LVDS的通信中,从图像捕获单元33至处理器装置13的数据传输长度长,例如,3至4m,以便采用其工作频率是500MHz的两个信道(2ch)。也就是说,在这种配置中,允许1.0Gbps的数据传输,并且可以稳定地建立780Mbps的数据传输速率。

[0087] 当以120帧/秒的速率传输图像时,13M比特 $\times$ 120=1560M比特,并且不能以1.2G比特的传输速率进行这种传输。在该情况中,例如,如果工作频率是800MHz,则可以允许这种传输。

[0088] 如上所述,具有这种配置的光源装置15进行间歇光控制,在所述控制中,对于每一个帧周期重复在通过将帧图像信号的帧周期除以二获得的前半周期期间从内窥镜观测仪器11发射作为照明光的脉冲光而在所述帧周期的后半周期期间关闭所述光的操作。进一步,图像捕获单元33通过全局快门方法被驱动,其中进行全局复位以进行曝光操作,假设帧

周期的前半周期作为曝光周期,并在后半周期内读出曝光信号电荷以将信号电荷作为帧图像信号输出至安装在内窥镜观测仪器11中的缓冲存储器59。存储的帧图像信号在帧周期内被从缓冲存储器59读出。

[0089] 图像捕获单元33可以通过卷帘快门方法被驱动,其中每一个像素,每条扫描线或每几条线被偏移以被顺序地复位,从而进行曝光操作。

[0090] 如上所述,图像数据被临时存储在缓冲存储器中,使得即使将被传输的数据量巨大时,也可以在图像捕获单元的下一个曝光周期完成之前采用增加像素的图像捕获单元完成从缓冲存储器59至处理器装置13的传输。因此,不需要降低帧频以在帧周期的后半周期内完成所述传输,使得可以进行高速传输。

[0091] 在上述实施例中,虽然1/60秒的帧周期被分成1/120秒的前半周期和1/120秒的后半周期,并且仅在前半周期期间进行曝光和电荷聚集,且在后半周期期间将数据传输至FIFO存储器59,但前半周期和后半周期的划分类型不限于此。例如,如果需要曝光量,则1/100秒可以是前半周期,1/150秒可以是后半周期。图1的CPU 81指示CPU 101在获得FIFO存储器59的足够容量之后进行这种控制。

[0092] <图像显示>

[0093] 接下来,将描述将帧图像数据显示在显示单元17上的示例。

[0094] 图6图示照明、捕获和图像信号的流程。如参考图7和8描述的那样,当通过采用脉冲光、脉冲热量和光照明的卷帘快门式CMOS传感器捕获图像时,诸如横条纹之类的模糊现象是已知的。如图6所示,即使在1/60秒的周期内形成所述帧,也采用其中照明和聚集时间是帧时间的前半周期且在后半周期内及进行高速读出的顺序,以便可以获得不依赖于照明脉冲数量和脉冲宽度的适当同步的曝光图像,这类似于同时曝光所有像素的CCD传感器或全局快门式CMOS传感器。图像输出由图1的图像处理单元87变为帧图像,以在1/60秒的周期内通过显示控制电路89显示在显示单元17上。在这里,从图像捕获时刻至显示时刻的延迟取决于信号处理单元的处理操作,但在图6中未被具体限定。

[0095] 在图5中图示的控制示例中,白色光源用作A光源,且其中心光发射波长是吸收血红蛋白的特定波长中的一种的约470nm的LD光源用作B光源。采用来自A光源的照明光获得的对象的图像仅在1/60秒期间被显示在显示单元17(参见图1)上。通过由图像处理单元87在两个屏幕中操作通过A光源获得的帧图像和由操作B光源获得的帧图像获得的运算图像在下一个1/60秒期间被显示。该图像每1/30秒(=1/60秒+1/60秒)被重复显示,使得该运算图像与对象的由白色光形成的图像叠加以显示在显示单元17上。

[0096] 该运算图像包括其中表示氧饱和度水平的图像、其中生物体的表层的毛细管或显微结构形状被增强的图像、或荧光观察图像。

[0097] 虽然在图5中图示的控制示例中A光源和B光源被交替打开,但任一个光源可以用作照明光以重复地打开或关闭。

[0098] C光源被设置以准备三种类型的光源,并且C光源也可以被控制,从而以A光源→B光源→C光源→A光源→B光源→...的顺序顺序地打开这三种类型的光源。

[0099] 例如,代替将滤色片层叠在图像捕获单元33的每一个像素上,红光源、绿光源和蓝光源分别用作A光源、B光源和C光源,以便可以以帧为序获得对象的彩色图像。

[0100] 本发明不限于上述实施例,本领域技术人员可以基于本说明书的描述和已知的技

术组合、改变和应用所述实施例的相应部件,这被包括在将被保护的观测仪器中。

[0101] 在上述配置中,使用形成在半导体元件中的CMOS式图像捕获单元,但图像捕获单元不限于CMOS式。图像捕获单元可以采用MOS晶体管电路将图像捕获信号读出到外面。进一步,例如,图像捕获单元可以是如在JP-B-4887079中公开的光电转换膜层叠式图像捕获单元。

[0102] 读出扫描线的聚集电荷的方法不限于全局快门方法或卷帘快门方法,而是聚集电荷可以临时存储在存储器中且随后被从存储器中被顺序地提取。

[0103] 实施例的描述包括下述内容:

[0104] (1)一种内窥镜装置,包括内窥镜观测仪器和处理器装置,所述内窥镜观测仪器从插入对象中的插入单元的末端照射照明光并输出由安装在插入单元的末端中的图像捕获单元捕获的帧图像信号,所述处理器装置连接至内窥镜观测仪器并包括对帧图像信号进行图像处理的图像处理单元,所述内窥镜装置包括:光源单元,所述光源单元被构造成对于每一个帧周期重复在通过将帧图像信号的帧周期除以二获得的前半周期期间发射照明光而在所述帧周期的后半周期期间关闭照明光的操作;缓冲存储器,所述缓冲存储器安装在内窥镜观测仪器中并被构造成存储从图像捕获单元输出的帧图像信号的图像信息;和信息传输单元,所述信息传输单元被构造成从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息并将图像信息传输至图像处理单元,其中图像捕获单元将帧周期的前半周期视为曝光周期并在后半周期内读出被曝光的聚集电荷的信号,以将所述信号作为帧图像信号的图像信息输出至缓冲存储器,并且信息传输单元在帧周期内从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息。

[0105] (2)在(1)的内窥镜装置中,其中图像捕获单元通过卷帘快门方法被驱动。

[0106] (3)在(1)或(2)的内窥镜装置中,其中缓冲存储器是安装在半导体元件中或连接到所述半导体元件的存储器,其中所述半导体元件包括所述图像捕获单元。

[0107] (4)在(1)-(3)中任一个的内窥镜装置,其中缓冲存储器是先进先出存储器。

[0108] (5)在(1)-(4)中任一个的内窥镜装置中,其中缓冲存储器至少包括存储电容器,通过从帧图像信号的信号量中减去在帧周期的前半周期期间能够被传输的信号量获得的信号量被存储在所述存储电容器中。

[0109] (6)在(1)-(5)中任一个的内窥镜装置中,其中信息传输单元将帧图像信号转换成低压差分信号以将转换后的信号传输至图像处理单元。

[0110] (7)在(1)-(6)中任一个的内窥镜装置中,其中光源单元包括半导体激光器元件。

[0111] (8)在(1)-(7)中任一个所述的内窥镜装置中,其中光源单元包括发光二极管元件。

[0112] (9)在(1)-(8)中任一个所述的内窥镜装置中,其中光源单元包括具有不同发射颜色的多个光源,并且所述光源被交替地或顺序地打开。

[0113] (10)在(9)的内窥镜装置中,其中光源单元针对每一个帧周期发射不同颜色的照明光,并且

[0114] 图像捕获单元针对每一个照明光以帧顺序地捕获对象。

[0115] (11)在(10)的内窥镜装置中,其中照明光至少包括白色光和具有比白色光窄的可见波长带的从蓝色光至近紫外光的窄波带光。

[0116] (12)一种内窥镜装置的操作方法,所述内窥镜装置包括内窥镜观测仪器和处理器

装置,所述内窥镜观测仪器从插入对象中的插入单元的末端照射照明光并输出由安装在插入单元的末端中的图像捕获单元捕获的帧图像信号,所述处理器装置连接至内窥镜观测仪器并包括对帧图像信号进行图像处理的图像处理单元,其中光源单元对于每一个帧周期重复在通过将帧图像信号的帧周期除以二获得的前半周期期间将照明光从内窥镜观测仪器照射到对象上而在所述帧周期的后半周期期间关闭照明光的操作;图像捕获单元将帧周期的前半周期视为曝光周期并在后半周期内读出被曝光的聚集电荷的信号,以将所述信号作为帧图像信号的图像信息输出至安装在内窥镜观测仪器中的缓冲存储器,并且信息传输单元在帧周期内从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息并将所述图像信息传输至图像处理单元。

[0117] (13)在(12)中的操作方法中,其中图像捕获单元通过卷帘快门方法被驱动。

[0118] 工业应用性

[0119] 根据本发明的内窥镜装置可以以高帧频、高质量地传输大量图像数据,使得本发明可以应用于其中用于捕获高清晰度图像的图像捕获单元安装在内窥镜观测仪器的插入单元的末端中的内窥镜装置。

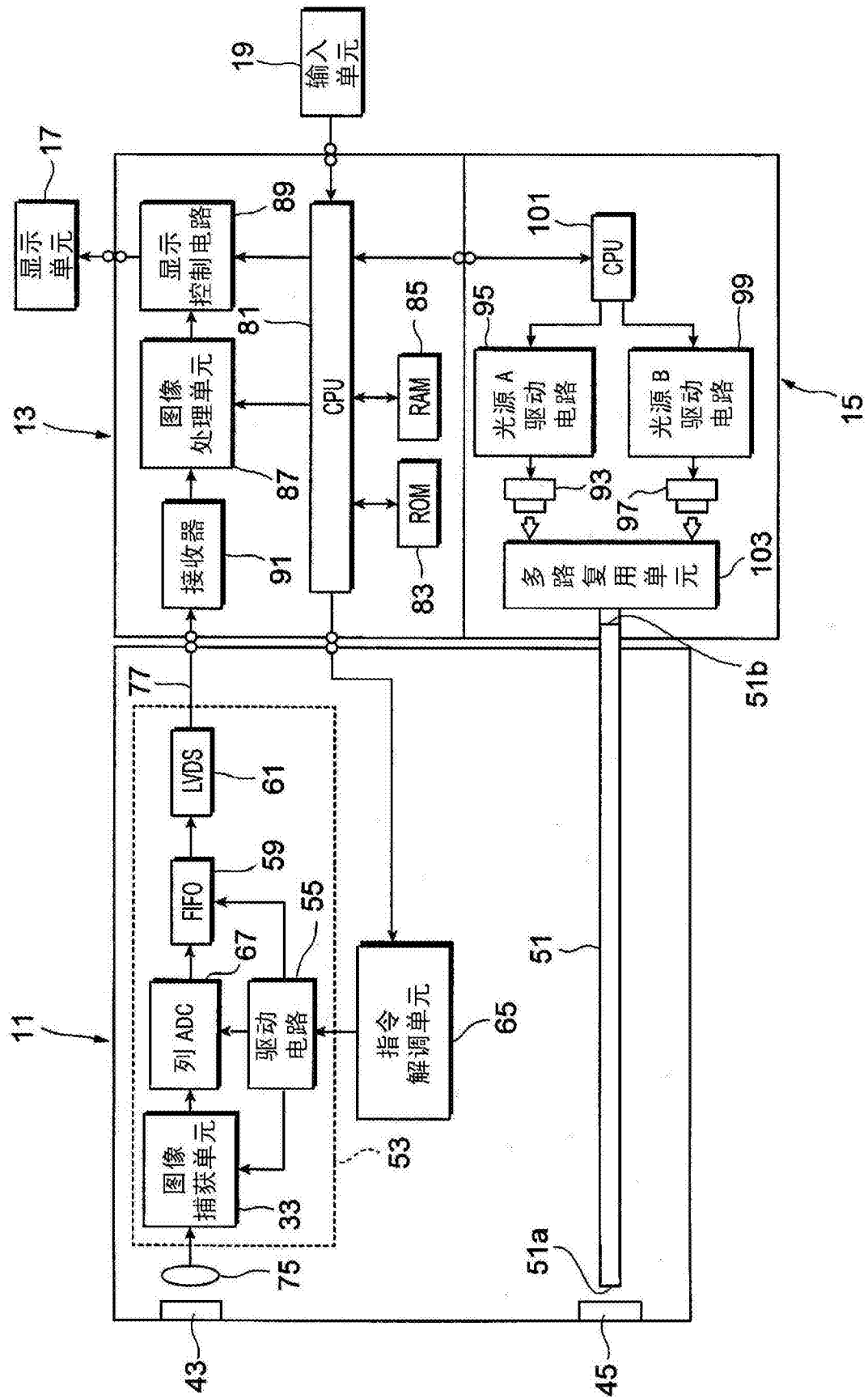


图 1

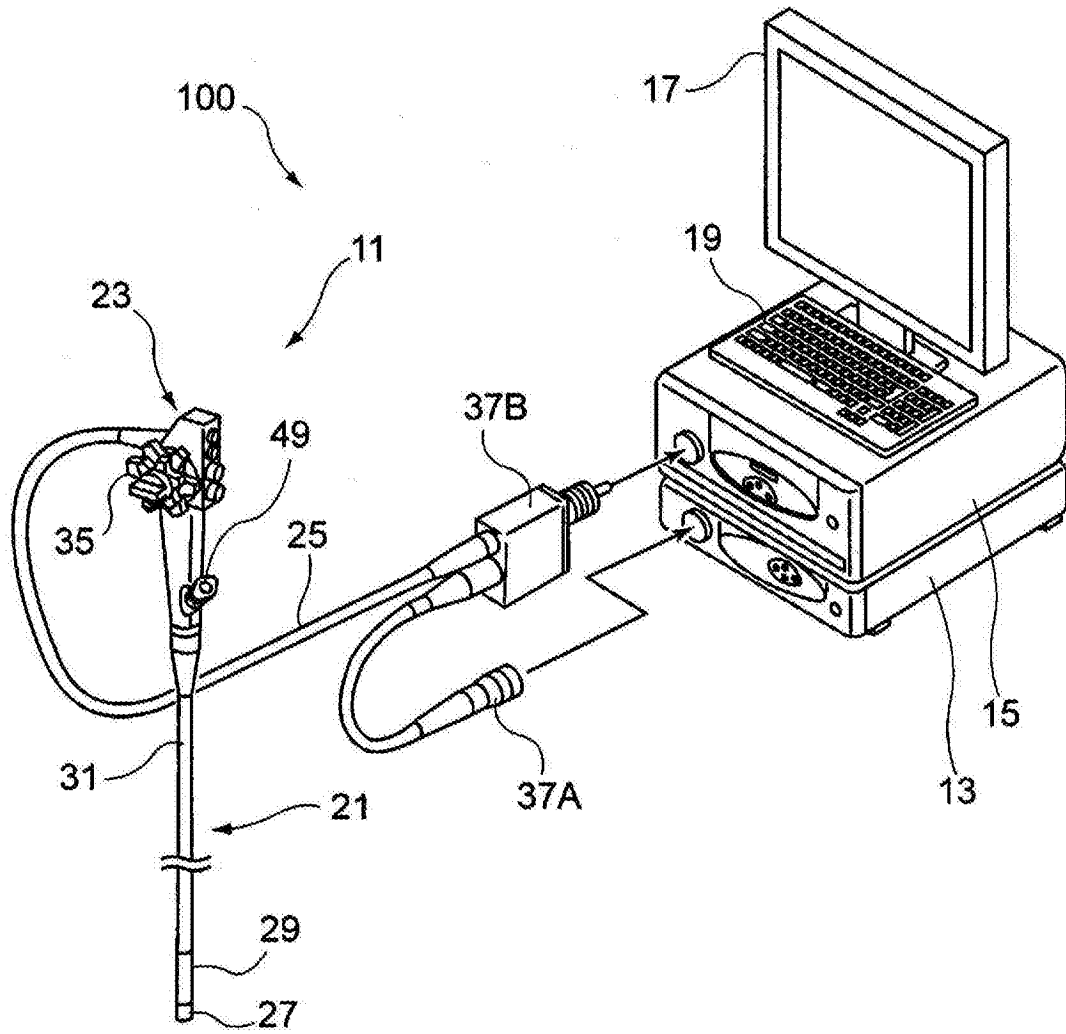


图2

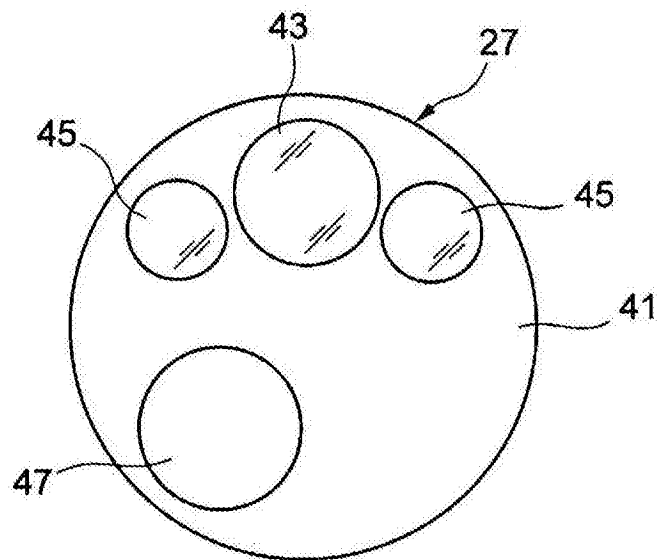


图3

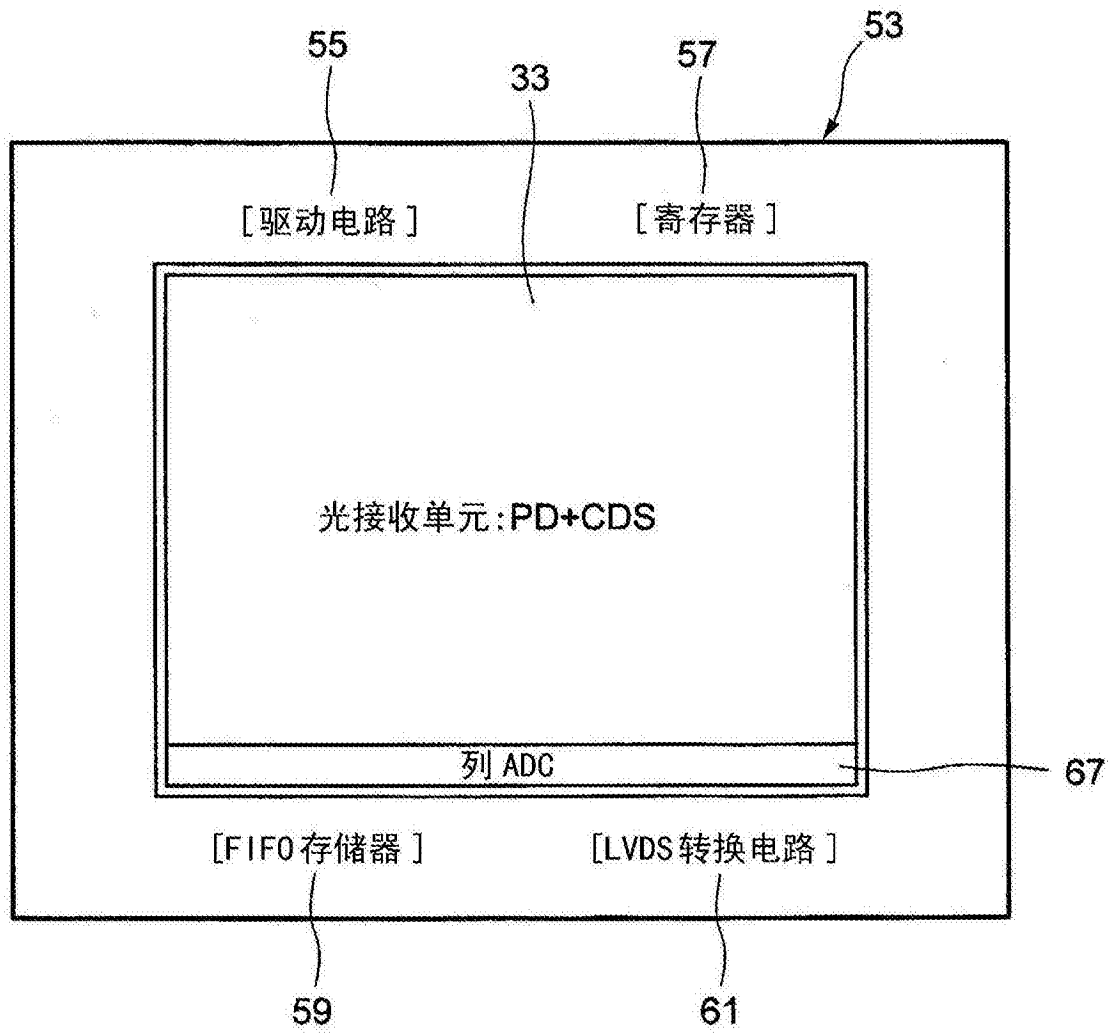


图4

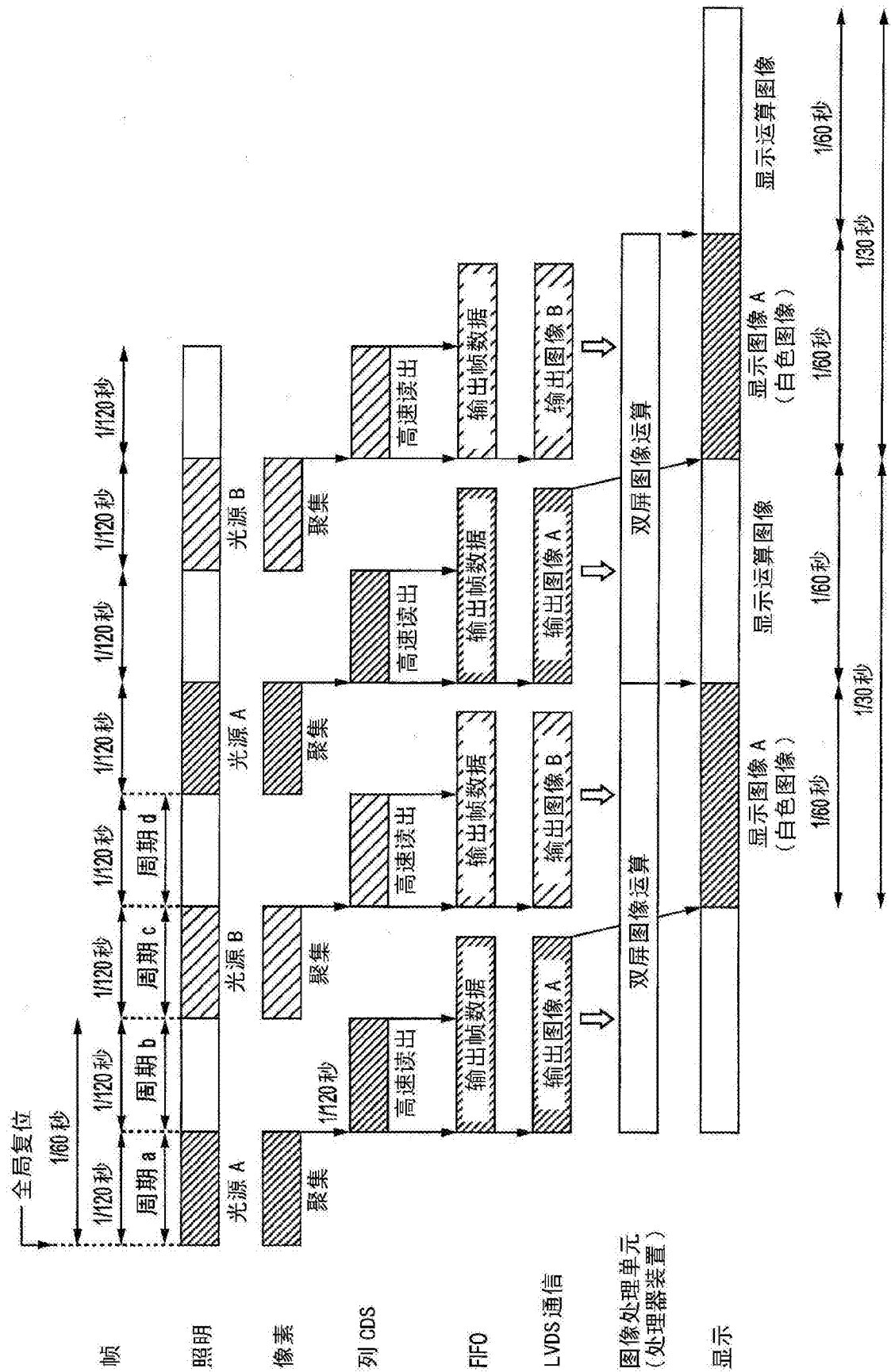


图5

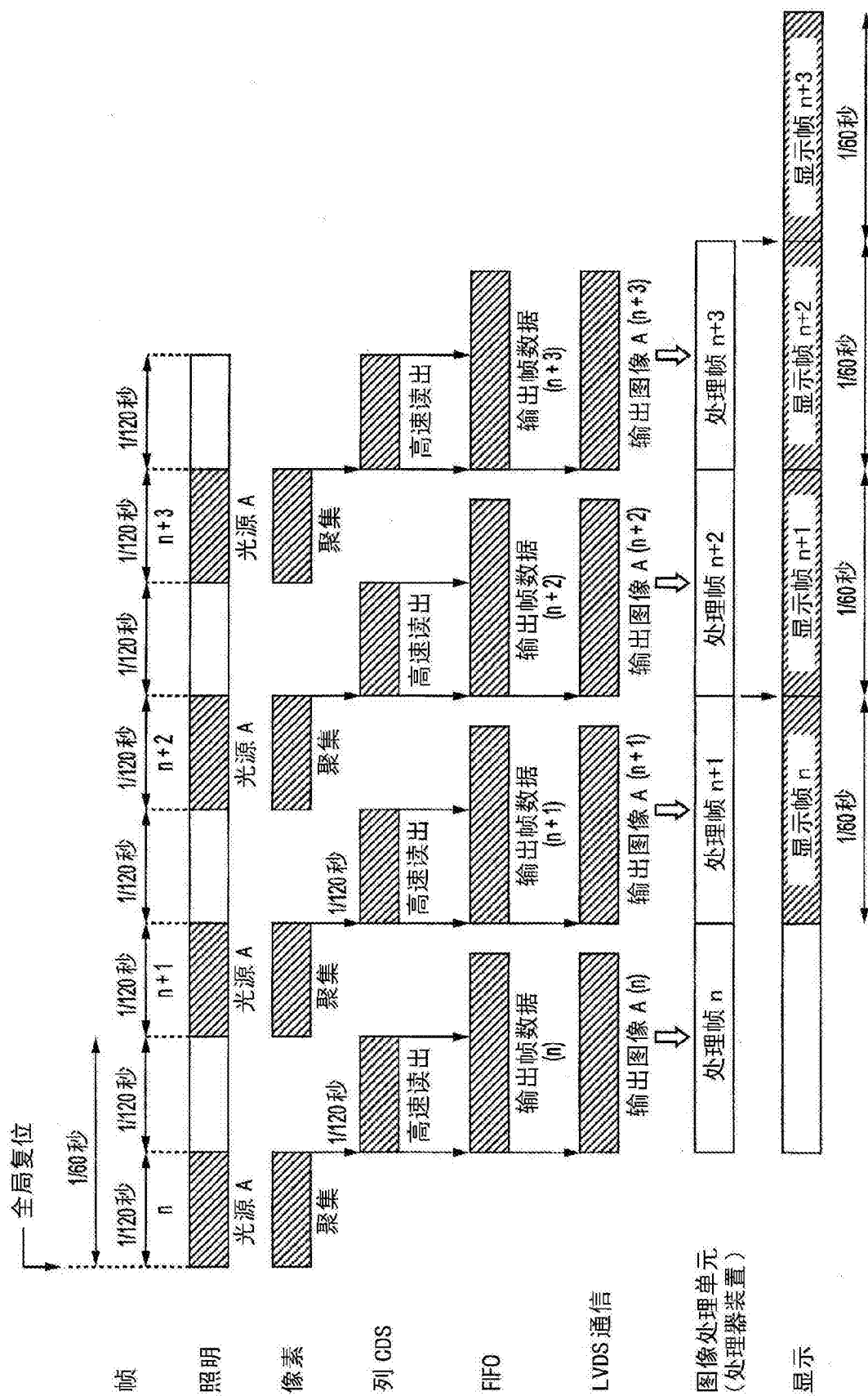


图6

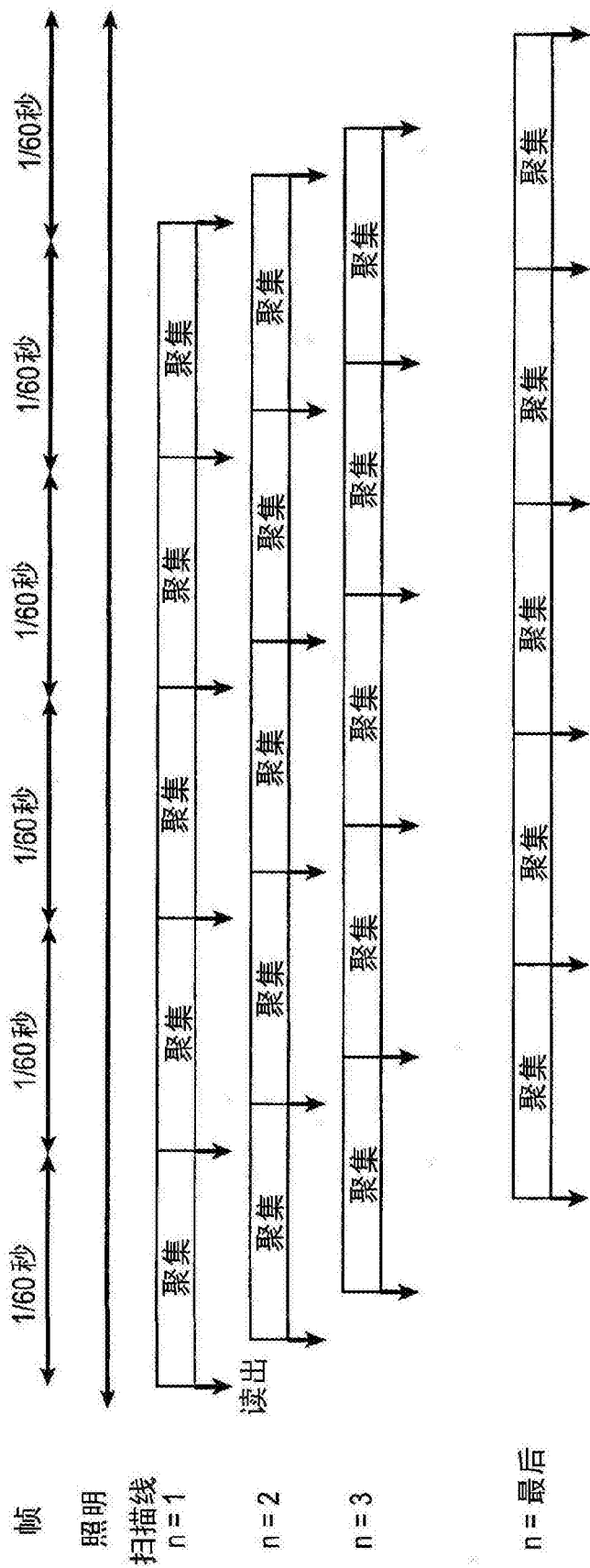


图7

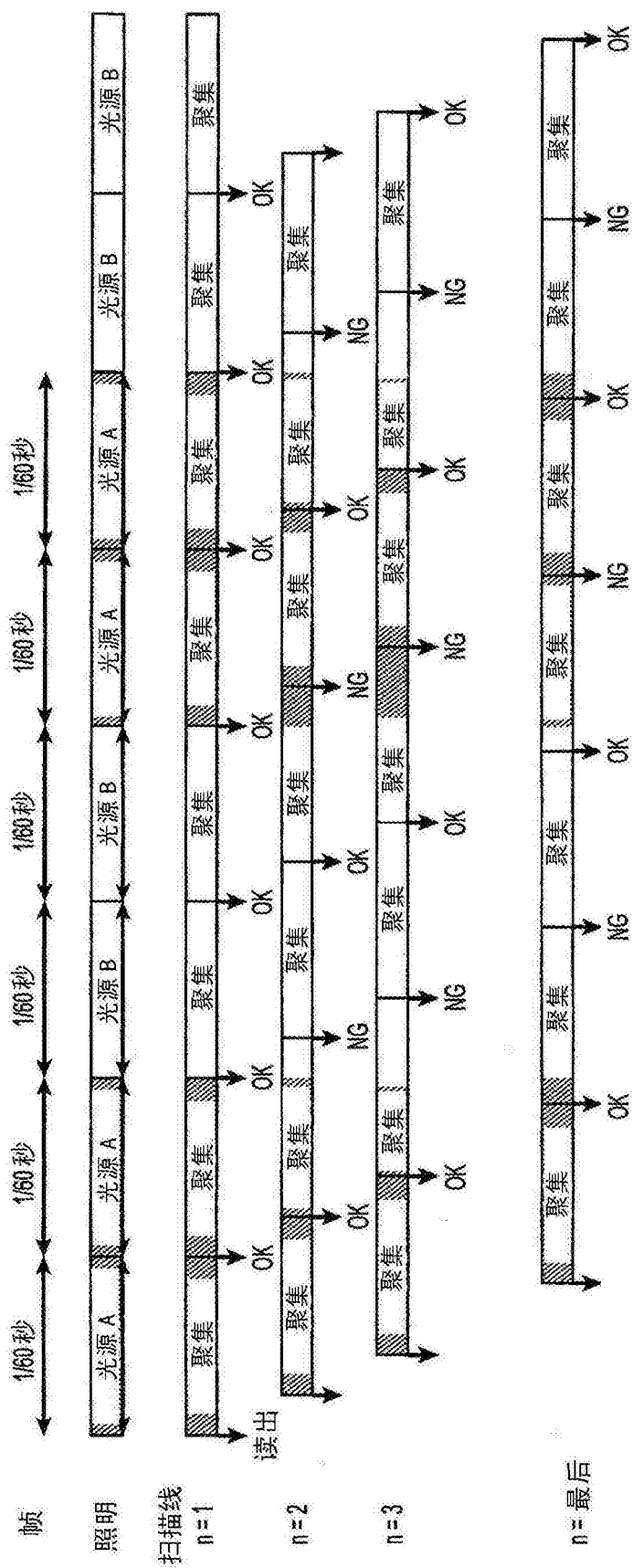


图8

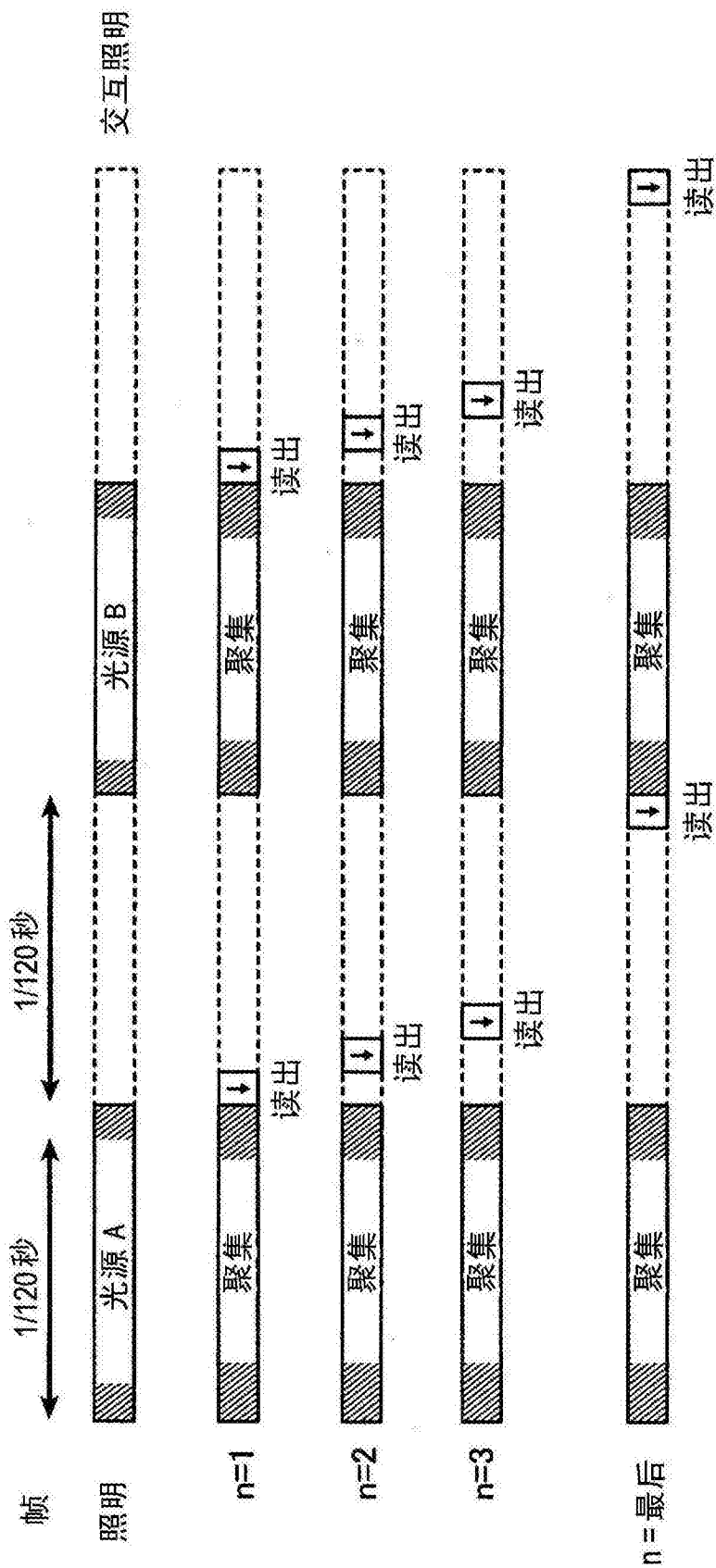


图9

专利名称(译)	内窥镜装置及其操作方法		
公开(公告)号	CN103919521B	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	CN201410012516.8	申请日	2014-01-10
[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	A61B1/07 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/0638 H04N5/2354 H04N5/3532 H04N2005/2255 A61B1/05		
审查员(译)	何琛		
优先权	2013002976 2013-01-10 JP 2013188163 2013-09-11 JP		
其他公开文献	CN103919521A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜装置，包括：光源单元，所述光源单元被构造成为对于每一个帧周期重复在帧周期的前半周期期间发射照明光而在所述帧周期的后半周期期间关闭照明光的操作；缓冲存储器，所述缓冲存储器安装在内窥镜观测仪器中并被构造成为存储从图像捕获单元输出的帧图像信号的图像信息；和信息传输单元，所述信息传输单元被构造成为从缓冲存储器中读出帧图像信号的图像信息并将图像信息传输至图像处理单元，其中图像捕获单元在帧周期内从缓冲存储器读出帧图像信号的图像信息。

