

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580004106.8

[45] 授权公告日 2009 年 1 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 100450425C

[22] 申请日 2005.2.2

[21] 申请号 200580004106.8

[30] 优先权

[32] 2004.2.4 [33] JP [31] 028426/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/001520 2005.2.2

[87] 国际公布 WO2005/074788 日 2005.8.18

[85] 进入国家阶段日期 2006.8.4

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 石原英明 塙隆行 道口信行

大河文行

[56] 参考文献

JP10-276976A 1998.10.20

JP2001-29313A 2001.2.6

JP8-9223A 1996.1.12

JP2000-350194A 2000.12.15

审查员 王锐

[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

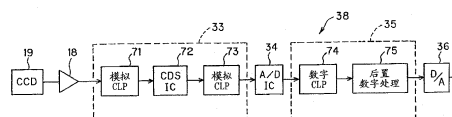
权利要求书 3 页 说明书 30 页 附图 16 页

[54] 发明名称

内窥镜用信号处理装置

[57] 摘要

内窥镜中设置了固体摄像元件，该固体摄像元件具有进行光电转换的图像区域以及光学黑体区域、并内置有放大率可变的功能，对于从该固体摄像元件输出的模拟的输出信号，第一信号钳位电路以不受光学黑体区域的缺陷像素影响的模拟的基准信号进行钳位，以适于模拟信号处理电路的输入范围。该钳位后的信号由模拟信号处理电路进行通过图像区域进行了光电转换的信号成分的提取处理。该模拟信号处理电路的输出信号由第二信号钳位电路、使用比光学黑体区域中的至少水平方向的像素数大的像素数的输出信号，对所述光学黑体区域的信号进行钳位。



1.一种内窥镜用信号处理装置，其特征在于，包括：

模拟信号处理单元，其对于从设置于内窥镜中的固体摄像元件输出的模拟的输出信号，进行信号成分的提取处理，该固体摄像元件具有进行光电转换的图像区域以及光学黑体区域、并内置有放大率可变的功能，该信号成分是由所述图像区域进行光电转换而得到的；

第一信号钳位单元，其对不受所述光学黑体区域的缺陷像素的影响的模拟的基准信号进行钳位，以适合于所述模拟信号处理单元的输入范围，输入到所述模拟信号处理单元；以及

第二信号钳位单元，其对于所述模拟信号处理单元的输出信号，使用来自如下像素的输出信号对所述光学黑体区域的信号进行钳位：所述像素的像素数比所述光学黑体区域中的至少水平方向的像素数大。

2.如权利要求 1 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述第一信号钳位单元对从所述固体摄像元件的内部输出的所述模拟的基准信号进行钳位。

3.如权利要求 1 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述第一信号钳位单元对在所述内窥镜用信号处理装置的内部发生的所述模拟的基准信号进行钳位。

4.如权利要求 2 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述第一信号钳位单元将虚拟部的信号作为所述模拟的基准信号进行钳位，所述虚拟部为传输所述图像区域以及所述光学黑体区域的像素而设置、不具有进行光电转换的功能。

5.如权利要求 1 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述第一信号钳位单元在所述光学黑体区域的像素输入的期间，将从直流电压发生单元发生的直流电压作为所述模拟的基准信号进行钳位。

6.如权利要求 1 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述第二信号钳位单元是如下的数字信号钳位电路：针对从所述模拟信号处理单元的输出信号转换得到的数字信号，使用来自如下像素的输出信号

对所述光学黑体区域的信号进行钳位：所述像素的像素数比所述光学黑体区域中的至少水平方向的像素数大。

7.如权利要求 5 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述直流电压的值针对设置于所述内窥镜中的每个所述固体摄像元件进行设定。

8.如权利要求 1 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，具有缺陷像素校正单元，其对所述第二信号钳位单元输出缺陷像素校正信号，该缺陷像素校正信号是针对所述模拟信号处理单元的输出信号中的至少所述光学黑体区域的像素的输出信号、校正了所述缺陷像素而得到的。

9.如权利要求 8 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述缺陷像素校正单元对于所述缺陷像素的图像数据、利用使用了其周围的像素的图像数据的处理值进行校正，从而生成所述缺陷像素校正信号。

10.如权利要求 8 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述缺陷像素校正单元对于图像区域中的缺陷像素、利用其周围的像素的图像数据进行校正，从而生成所述缺陷像素校正信号。

11.如权利要求 1 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述基准信号被设定为小于等于所述光学黑体区域中的缺陷像素不存在的情况下的输出信号的电平。

12.如权利要求 5 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述基准信号被设定为小于等于所述光学黑体区域中的缺陷像素不存在的情况下的输出信号的电平。

13.一种内窥镜用信号处理装置，其特征在于，包括：

模拟信号处理单元，其进行对于从设置于内窥镜中的固体摄像元件输出的模拟的输出信号、提取信号成分的信号处理，该固体摄像元件具有进行光电转换的图像区域以及光学黑体区域、同时内置有放大率可变的的功能，该信号成分是由所述图像区域进行光电转换而得到的；

模拟信号钳位单元，其针对从所述固体摄像元件输出的模拟的输出信号，对不受所述光学黑体区域的缺陷像素的影响的基准信号进行钳位，以适合于所述模拟信号处理单元的输入范围；

缺陷像素校正单元，其对从所述模拟信号处理单元的输出信号转换得到的数字的输出信号中的至少所述光学黑体区域的像素的输出信号进行缺陷像素的校正；以及

数字信号钳位单元，其对所述缺陷像素校正单元的输出信号中的所述光学黑体区域的信号进行钳位。

14.如权利要求 13 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述模拟信号钳位单元对从所述固体摄像元件的内部输出的所述基准信号进行钳位。

15.如权利要求 13 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述模拟信号钳位单元对在所述内窥镜用信号处理装置的内部发生的所述基准信号进行钳位。

16.如权利要求 14 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述模拟信号钳位单元将虚拟部的信号作为所述基准信号进行钳位，所述虚拟部为传输所述图像区域以及所述光学黑体区域的像素而设置、不具有进行光电转换的功能。

17.如权利要求 13 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述模拟信号钳位单元在所述光学黑体区域的像素输入的期间，将从直流电压发生单元发生的直流电压作为所述基准信号进行钳位。

18.如权利要求 13 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，数字信号钳位单元是如下的数字信号钳位电路：使用来自所述缺陷像素校正单元的输出信号中的所述光学黑体区域的水平方向以及垂直方向的像素的输出信号，对所述光学黑体区域的信号进行钳位。

19.如权利要求 13 所述的内窥镜用信号处理装置，其特征在于，所述缺陷像素校正单元对于所述缺陷像素的图像数据、利用使用了其周围的像素的图像数据的处理值进行校正。

内窥镜用信号处理装置

技术领域

本发明涉及进行对于内窥镜中内置的摄像元件的信号处理的内窥镜用信号处理装置。

背景技术

近年来，在内窥镜的插入部的前端部内置了固体摄像元件的电子内窥镜正在普及。此外，例如日本特开 2001-29313 号公报中公开的那样，提出了内置了在固体摄像元件的内部具有放大功能的固体摄像元件的电子内窥镜。如该先前的例子这样，在固体摄像元件的内部具有放大功能的电子内窥镜中，从信号处理装置侧施加对放大率（或灵敏度）进行可变控制的放大率控制信号，从而可以对从固体摄像元件输出的输出信号的信号电平进行可变控制，因此具有如下优点：例如在荧光观察这样微弱的光的情况下，也可以得到 S/N 好的图像。

在将这样的通过放大率控制信号的施加可以改变放大率的固体摄像元件容纳于电子内窥镜的前端部的情况下，与通常的固体摄像元件同样，希望尽可能地减小尺寸来容纳。

因此，作为内置于现有的电子内窥镜中的可改变放大率的电荷耦合元件（略记作 CCD（Charge Coupled Device, 电荷耦合装置））97，如图 15（a）所示，采用与（与内置于内窥镜的情况相比，将尺寸小型化的必要性小的）CCD 98（参照图 15（b））相比，减少了光学黑体区域（略记作 OB 区域）的水平方向的宽度（像素数）的元件。

使用这样的 CCD 97，经由水平传输路径读出积蓄在图像区域中的信号电荷时，例如成为图 15（c）这样。如图 15（c）所示，有时在所读出的输出信号中存在从正常的光电转换电平向大的一方大幅脱离的像素、即缺陷像素。

该缺陷像素通常被称作亮点。该亮点由光电二极管形成时的杂质引发，而且表示取决于温度的特性，温度越高则亮点的影响越大。具体来说，如图 15 (d) 所示，亮点的强度（输出电平）与温度大致成正比地增大。

此外，亮点在增大放大率或积蓄时间时其强度增大，更具体来说，如图 15 (e) 所示，其强度与放大率大致成正比地增大。

为了表示这样的特性，在插入体内来进行内窥镜检查的医疗用的电子内窥镜中，处于在高于常温的温度下使用的状态，因此希望减轻亮点的影响。另外，也考虑了利用珀尔贴（Peltier）元件来进行冷却的方法，但若使用帕尔贴元件则导致电子内窥镜的插入部的前端部变粗。

使用这样的 CCD 97 进行信号处理而得到内窥镜图像的情况下，CCD 输出信号被输入到进行相关双采样（Correlated double sampling，略记作 CDS）的 CDS 电路中，但需要在其前级进行模拟钳位（analog clamp）以适于该 CDS 电路的输入范围。

在先前例子中，在输入 CDS 电路等模拟信号处理电路的情况下，由于在 CCD 97 的光学黑体（略记作 OB）区域中进行钳位，所以若 OB 区域中存在亮点，则被钳位到比原来要钳位的电位电平高的电位电平，因此图像区域的输出电平相对降低，图像内发生出现黑线这样的画质的恶化（如后所述，在图 6B 中也进行说明）。

此外，这样在元件本身内可改变放大率的 CCD 97 的情况下，可以将放大率设定得较大来使用，所以与不能改变放大率的通常的 CCD 相比，亮点的影响变得显著。

此外，如上所述，在内窥镜用的 CCD 97 中，很大程度上需要减小芯片尺寸，OB 区域的、特别是水平方向的像素数少，因此具有存在亮点时画质劣化的缺点。

本发明鉴于上述方面而完成，其目的在于提供可以防止 OB 区域中的亮点等缺陷像素引起的画质的劣化的内窥镜用信号处理装置。

发明内容

本发明的特征在于，包括：

模拟信号处理单元，其对于从设置于内窥镜中的固体摄像元件输出的模拟的输出信号，进行由图像区域进行了光电转换的信号成分的提取处理，该固体摄像元件具有进行光电转换的所述图像区域以及光学黑体区域、内置放大率可变的功能；

第一信号钳位单元，其对不受所述光学黑体区域的缺陷像素的影响的模拟的基准信号进行钳位，以适合于所述模拟信号处理单元的输入范围，输入到所述模拟信号处理单元；以及

第二信号钳位单元，其对于所述模拟信号处理单元的输出信号，使用来自如下像素的输出信号对所述光学黑体区域的信号进行钳位：所述像素的像素数比所述光学黑体区域中的至少水平方向的像素数大。

通过上述结构，不对有存在缺陷像素的可能性的光学黑体区域的信号进行钳位，而以不受虚拟部等缺陷像素影响的信号为基准信号进行钳位。进而，通过以大于光学黑体区域中的水平方向的像素数的像素数的输出信号进行钳位，可以防止光学黑体区域中的亮点等缺陷像素引起的画质的劣化。

附图说明

图 1 是表示具有本发明的实施例 1 的内窥镜装置的概略结构的方框图。

图 2 是表示实施例 1 的电荷耦合元件型固体摄像元件的结构方框图。

图 3 是实施例 1 的各种脉冲 Φ_{CMD} 、 Φ_{S1} 、 Φ_{S2} 的时序图。

图 4 是表示实施例 1 的 CMD 施加电压和 CMD 放大率的关系的说明图。

图 5A 是表示构成实施例 1 的视频信号处理电路的结构方框图。

图 5B 是表示图 5A 中的模拟钳位电路的结构方框图。

图 5C 是表示图 5A 中的数字钳位电路的结构方框图。

图 6A 是表示模拟钳位电路中的动作内容的时序图。

图 6B 是表示先前例子中的模拟钳位电路中的动作内容的时序图。

图 7 是实施例 1 的特殊光模式时的 CCD 的驱动的时序图。

图 8 是实施例 1 的普通光模式时的 CCD 的驱动的时序图。

图 9 是表示实施例 1 的 CCD 灵敏度特性（监视器输出信号）的曲线图。

图 10 是表示实施例 1 的 CCD 灵敏度特性（S/N）的曲线图。

图 11 是表示实施例 1 的 RGB 旋转滤波器的结构的平面图。

图 12 是表示实施例 1 的荧光观察中的光源装置的分光特性的曲线图。

图 13 是表示实施例 1 的荧光观察中的荧光以及反射光的分光特性的曲线图。

图 14A 是表示本发明的实施例 2 中的视频信号处理电路的结构方框图。

图 14B 是对于有亮点的像素、用其周围的像素进行数字图像校正的说明图。

图 14C 是表示亮点校正电路的结构图。

图 14D 是表示变形例中的视频信号处理电路的结构方框图。

图 15 是表示先前例子中的电荷耦合元件型固体摄像元件的结构等的图。

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）

参照图 1 至图 13 说明本发明的实施例 1。

首先，说明具有本实施例的内窥镜装置的结构。

如图 1 所示，具有实施例 1 的内窥镜装置 1 构成为包括：被插入患者的体腔内的医疗用的电子内窥镜（以下，略记作内窥镜）2；自由装卸地连接了该内窥镜 2，并对内窥镜 2 供给照明光，同时进行对于摄像单元的信号处理的处理器 3；以及显示内窥镜图像的监视器 6。

处理器 3 内置有实施例 1 的内窥镜用信号处理装置（以下，简单地略记作信号处理装置）4 和光源装置 5。另外，也可以将光源装置 5 与处理器 3 分开设置。

在处理器 3 的视频输出端连接监视器 6，在该监视器 6 中，输入通过由处理器 3 的信号处理装置 4 进行图像处理生成的视频信号，显示与该视频信号对应的内窥镜图像。

内窥镜 2 具有被插入患者体腔内的细长的插入部 10。

这里，插入部 10 在消化管用、支气管用、头颈部用（咽头部用）或膀胱用的情况下，由软性材料构成，在腹腔、胸腔或子宫用的情况下，由硬性材料构成。在该插入部 10 的内部插入了传输照明光的光导管(light guide)11。该光导管 11 的后端自由装卸地与处理器 3 的光源装置 5 连接，从光源装置 5 对该光导管 11 的后端供给照明光。

对该光导管 11 的后端供给的照明光通过该光导管 11 被传输到其前端面。该导光管 11 的前端面被配置在插入部 10 的前端部 12 内，从该光导管 11 的前端面再经由安装在相对的照明窗上的照明透镜 13 被照射到体腔内的患部等被摄体侧。

在该前端部 12，与照明窗邻接地设有观察窗，该观察窗上安装有将被摄体成像的物镜 14，在该成像位置配置有电荷耦合元件（略记作 CCD）19。另外，在物镜 14 和 CCD 19 之间的光路中配置有在荧光观察的情况下所使用的除去激发光的激发光截止滤波器 15。

配置在 CCD 19 的前面侧的激发光截止滤波器 15 仅使特定波段透过。在本实施例中，该激发光截止滤波器 15 具有使从活体组织发出的自荧光（大概 500nm 以上的波长）透过，而不使激发光透过的分光特性。

来自被摄体的反射光以及自荧光经由物镜 14 以及激发光截止滤波器 15 在 CCD 19 的受光面上成像。

被配置在插入部 10 的前端部 12 内的 CCD 19 与被插入到插入部 10 内的 CCD 驱动信号线 16 连接，同时经由配置在 CCD 19 附近的前置放大器 18 与 CCD 输出信号线 17 连接。

配置在插入部 10 的前端部 12 的 CCD 19 是配设在物镜 14 的成像位

置的图像传感器。在图 1 中被配设为直视状，但也可以配设为斜视或侧视状。

此外，CCD 19 经由驱动信号线 16 与处理器 3 内的信号处理装置 4 的 CCD 驱动单元 31 连接。CCD 19 通过由 CCD 驱动单元 31 生成的驱动信号进行电子快门控制、信号电荷的积蓄、灵敏度控制以及读出。

由物镜 14 以及激发光截止滤波器 15 形成在 CCD 19 的受光面上的被摄体像由 CCD 19 的各像素进行光电转换后，被传输并从输出放大器输出。来自该 CCD 19 的输出信号被前置放大器 18 放大后，经由被插入到插入部 10 内的 CCD 输出信号线 17，从连接部被输入到构成信号处理装置 4 的视频信号处理电路 38 的模拟处理电路（或模拟信号处理部）33，该信号处理装置 4 在自由装卸地连接了该连接部的处理器 3 内。

此外，内窥镜 2 在插入部 10 的基端侧的连接部等中设置有存储装置 20。该存储装置 20 例如由 CPU 21 和存储器 22 构成。

存储器 22 例如使用非易失性的 EEPROM 等，可以存储数据。

CPU 21 进行对存储器 22 的数据读出以及写入控制，同时控制处理器 3 内的 CPU 30 和数据的收发（通信）。

存储器 22 中存储有普通光模式时的 R、G、B 的三种波长的积蓄时间（电子快门速度）、以及特殊光模式（荧光观察）时的 Ex1（荧光）、Ex2（绿反射光）、Ex3（红反射光）的三种波长的积蓄时间（电子快门速度）。此外，存储器 22 中也可以存储有电荷清除时间和 R、G、B 和 Ex1、Ex2、Ex3 的三种波长的积蓄时间比，以代替存储积蓄时间。

存储器 22 中，在荧光的波长和反射光的两种波长下，荧光的波长的积蓄时间被设定为比反射光的两种波长的积蓄时间长。

存储器 22 中存储的普通光模式的 R、G、B 的三种波长的积蓄时间被设定为比设置了不是 CCD 19 这样的灵敏度可变 CCD 的 CCD 的内窥镜时更短的时间。

作为存储在存储器 22 中的特殊光模式的三种波长的积蓄时间，根据多个内窥镜的种类（支气管用、上部消化管用、下部消化管用、头颈部用、膀胱用等）而分别设定最佳的积蓄时间。这是由于在每个部位得到

的荧光强度和反射光强度不同,为了使它们成为相同程度的强度,积蓄时间按部位设定在三种波长间。

存储器 22 中除了所述积蓄时间的数据以外,还存储有与内窥镜相关联的其它的数据等。

作为该情况下的存储数据,例如有内窥镜机种(种类)名、内窥镜系列号、白平衡设定值{普通光用、特殊光用(荧光观察)}、内窥镜连接到处理器并接通电源的次数、内窥镜的钳子通道的信息、内窥镜的前端部外径数据、内窥镜的插入部外径数据等。

在本实施例中,信号处理装置 4 具有:CPU 30、CCD 驱动单元 31、CCD 灵敏度控制单元 32、模拟处理电路 33、模拟/数字转换器(以下,称作 A/D 转换器)34、数字处理电路 35、数字/模拟转换器(以下,称作 D/A 转换器)36、测光单元 37。

光源装置 5 构成为包含:灯 40、光圈 41、光圈控制单元 42、RGB 旋转滤波器 43、电机 44、聚光透镜 45、旋转滤波器切换单元 46、RGB 旋转滤波器控制单元 47、模式切换单元 50。

内窥镜 2 被连接到处理器 3 时,CPU 30 经由 CPU 21 对存储在存储器 22 中的各种数据进行读出控制。在该情况下,存储在存储器 22 中的各种数据经由 CPU 21 被输出到 CPU 30,由 CPU 30 进行各种数据的读出。

此外,CPU 30 对 CCD 驱动单元 31 输出从存储器 22 取得的普通光模式和特殊光模式(荧光观察)时的三种波长的积蓄时间数据。

进而,CPU 30 对数字处理电路 35 输出内窥镜机种名、系列 No.、白平衡设定值(普通光用、特殊光用)等。

接着,详细说明 CCD 19。

在本实施例中,作为 CCD 19,例如使用 U. S. PAT. No. 5, 337,340 号“Charge Multiplying Detector(CMD) suitable for small pixel CCD image sensors”所记载的利用碰撞电离现象的灵敏度可变的 CCD。

CCD 19 中,对 CCD 内的水平传输路径和输出放大器之间或者每个像素设置电荷放大部,通过从处理器对该电荷放大部施加高电场的脉冲,信号电荷从强电场得到能量,与价电子带的电子碰撞,通过碰撞电离而

新生成信号电荷（二次电子）。

例如，在利用雪崩效应的情况下，通过一个脉冲的施加而连锁反应地产生二次电子生成，但利用碰撞电离的情况下，仅是通过比较低电压的一个脉冲的施加来生成一组电子—空穴对。

在该 CCD 19 中，在电荷放大部被设置在输出放大器前级的情况下，通过控制施加的脉冲的电压值（振幅），可以任意地放大信号电荷数。

另一方面，在针对每个像素设置了电荷放大部的情况下，通过控制施加的脉冲的电压值（振幅）或脉冲数，可以任意地放大信号电荷数。

然后，在本实施方式的情况下，作为 CCD 19，如图 2 所示，使用将电荷放大部设置于水平传输路径和输出放大器之间的 FFT（Full Frame Transfer，全帧传输）型的单 CCD。

CCD 19 具有图像区域 60、OB（Optical Black）区域 61、水平传输路径 62、虚拟部 63、电荷放大部 64、输出放大器部 65。此外，电荷放大部 64 由与水平传输路径 62 的单元数大致相同的单元数或约 2 倍的单元数构成。

由图像区域 60 的各像素进行光电转换而生成的信号电荷由垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 按每一个水平行传输到水平传输路径 62，由水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 从水平传输路径 62 传输给虚拟部 63 以及电荷放大部 64。然后，通过对由多个单元构成的电荷放大部 64 的各单元施加灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，信号电荷在各单元传输，同时依次一级一级地放大，并依次传输到输出放大器部 65。输出放大器部 65 将来自电荷放大部 64 的信号电荷转换为电压后输出。

OB 区域 61 由与图像区域 60 相同的光电二极管构成，其感光面通过金属遮光，可以用于校正黑电平由于温度或放大率发生变化的现象。

此外，虚拟部 63 在传输来自图像区域 60 以及 OB 区域 61 的像素的信号时使用。该虚拟部 63 由与水平传输路径 62 同样的元件构成，该虚拟部 63 不存在图像区域 60 或 OB 区域 61 的光电二极管的像素的情况下的缺陷像素，也几乎没有温度特性。

因此，如后所述，通过在该虚拟部 63 的信号输出期间进行在执行模

拟处理的模拟电路中所需的模拟钳位处理,得到与不存在亮点的情况下的本来的 OB 区域 61 中的模拟钳位近似同等的信号。

另外,在本实施例所使用的 CCD 19 中,灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 和水平传输脉冲 ϕ S1、 ϕ S2 的相位如图 3 (a)、(b) 以及 (c) 所示。换言之,在图 3 (b) 所示的水平传输脉冲 ϕ S1 上升之前,图 3 (a) 的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 上升,在水平传输脉冲 ϕ S1 下降之前, ϕ CMD 下降。此外,图 3 (a) 的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 与图 3 (c) 所示的水平传输脉冲 ϕ S2 为反相位。

由电荷放大部 64 得到的灵敏度放大率通过改变从 CCD 驱动单元 31 对电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值(振幅)的大小而可变。由电荷放大部 64 得到的灵敏度放大率如图 4 所示,其特性为相对于对电荷放大部 64 的施加电压,在超过某一阈值 V_{th} 时开始电荷放大,由此随着增大,灵敏度放大率呈指数函数地增大。

另外,灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 在 0 (V) ~ 阈值 V_{th} 中,不进行信号电荷的放大而仅在电荷放大部 64 中传输。此外,电荷放大开始的阈值或灵敏度放大率相对于施加电压的急剧度在设计上是可变的。

CCD 19 中设置电子快门功能。电子快门的动作原理与一般的 CCD 相同,是利用例如对溢位漏极(Over Flow Drain)施加的脉冲的电压值(振幅)引起的溢位特性的变化的基板排出形式。

对溢位漏极施加的电子快门用的脉冲 ϕ OFD 被输入 CCD 19 (H 电平)的期间,CCD 19 的像素内的信号电荷(含噪声电荷)被排出到基板,CCD 19 的像素中不积蓄信号电荷。

电子快门脉冲 ϕ OFD 未输入 CCD 19 的期间,在 CCD 19 的像素中积蓄信号电荷。

此外,作为 ϕ OFD 的脉宽和脉冲数可以设定任意的值,因此可以由任意时间控制 CCD 19 的信号电荷的积蓄时间。

图 5A 表示本实施例的信号处理装置 4 中的视频信号处理电路 38 的结构,该视频信号处理电路 38 根据 CCD 19 的输出信号进行由图像区域 60 进行光电转换后的信号的直流再现和信号成分的提取处理等。

在先前例子中，为了再现固体摄像元件的输出信号中的、被光电转换后的信号中的黑电平，对 OB 区域的输出信号钳位后进行了直流再现，但在本实施例中，如以下所说明的那样，具有接近 OB 区域的信号电平的信号电平，将不存在亮点而不具有光电转换的功能的虚拟部 63 的信号作为黑电平的基准信号进行钳位。

从 CCD 19 经由前置放大器 18 而放大后的 CCD 输出信号被输入第一模拟钳位电路（第一信号钳位部，在图中略记作模拟 CLP）71，针对每个水平期间（在图 6A 中表示为 1H 期间）在虚拟部 63 的信号输出期间（图 6A 中为虚拟期间）中钳位，并调整其信号电平，使得其输入范围适合于进行相关双采样（略记作 CDS）的 CDS 电路（在图 5A 等中为 CDS IC）72。

输入到该 CDS 电路 72 的 CCD 输出信号生成提取了信号成分的基带的信号，该信号还输入到第二模拟钳位电路（第二信号钳位部）73，针对每个水平行由虚拟部 63 钳位之后，输入到进行 A/D 转换的 A/D 转换器（在图 5A 中更具体为 A/D IC）34。

通过该 A/D 转换器 34 由模拟信号转换得到的数字信号输入到数字钳位电路（第二信号钳位部，或者 OB 电平校正处理电路）74，以数字方式进行由 OB 区域 61 的信号钳位的处理（换言之，进行信号电平校正处理，以使 OB 区域 61 的所有像素的信号电平的平均值成为黑电平）之后，输入到后置数字处理电路 75。

该后置数字处理电路 75 对输入信号实施了白平衡处理、颜色转换处理、电子放大处理、伽马转换处理以及图像增强处理等的信号处理之后，实施同步处理，生成数字的视频信号并输出到 D/A 转换器 36。

另外，白平衡处理和颜色转换处理在后述的普通光模式和特殊光模式（荧光观察）各自的观察模式中不同，后置数字处理电路 75 根据来自模式切换单元 50 的模式切换信号来实施不同的处理。

由该 D/A 转换器 36 转换后的模拟的视频信号输出到监视器 6。此外，从 D/A 转换器 36 输出的视频信号也被输出到未图示的作为周边设备的显示装置和记录装置中。

第一模拟钳位电路 71 针对每个水平期间、在虚拟部 63 的信号输出期间，通过钳位脉冲进行钳位，将其平均电平设定为 CDS IC 72 的输入范围的下端。也就是说，将虚拟部 63 的信号用作黑电平的基准信号，在该信号的输出期间通过钳位脉冲进行钳位，进行模拟的黑电平的再现。

图 5B 表示该第一模拟钳位电路 71 的结构。前置放大器 18 的输出信号经由阻止直流成分的电容器 81 输入到 CDS IC 72，同时施加到钳位用晶体管 82 的集电极。

在该钳位用晶体管 82 的基极上施加与虚拟部 63 的信号输出期间同步的钳位脉冲。在该晶体管 82 的发射极上施加设定为 CDS IC 72 的输入范围的下端电平的参照电压，对基极施加钳位脉冲，从而该第一模拟钳位电路 71 的输出端即集电极的电位被钳位到参照电压的电位。

另外，第二模拟钳位电路 73 的结构如果除了参照电压根据 A/D 转换器 34 的输入范围而设定的这一点，与该第一模拟钳位电路 71 的结构同样。

图 5C 表示数字钳位电路 74 的结构。从 A/D 转换器 34 输入的数字信号输入到减法器 83，同时输入到加法器 84。加法器 84 中，在施加 OB 钳位脉冲的期间，将输入信号相加。OB 钳位脉冲由于为 OB 区域 61 中的水平像素数的脉宽，并且该脉宽的脉冲发生垂直像素数，所以该加法器 84 将整个 OB 区域 61 的像素信号相加（累计）。

该加法器 84 的输出信号输入到除法器 85，该除法器 85 对加法器 84 的输出信号除以 OB 区域 61 的像素数，得到 OB 区域 61 的信号电平的平均值。

来自该除法器 85 的输出信号输入到减法器 83，通过从来自 A/D 转换器 34 的输出信号减去该 OB 区域 61 的所有像素的信号电平的平均值来进行处理，以使 OB 区域 61 的所有像素的信号电平的平均值成为黑电平。换言之，从该减法器 83 输出的信号电平被进行电平调整（直流再现），以使 OB 区域 61 的平均电平成为黑电平。

图 6A 是表示图 5B 的第一模拟钳位电路 71 的处理动作的内容的时序图。

从前置放大器 18 输入到第一模拟钳位电路 71 的(图 5B 中的前置放大器输出)信号在接着水平消隐期间(图 6A 中为 BL 期间)的虚拟期间中、钳位脉冲被设定为“H”电平,从而晶体管 82 的集电极—发射极间 ON(导通)。

通过晶体管 82 为 ON,从该第一模拟钳位电路 71 输出的信号电平成为直流再现的信号,该直流再现是以如下方式获得的:将虚拟部 63 的信号电平的直流电平钳位到参照电压,该参照电压设定为适于 CDS IC 72 的输入范围。

在该情况下,虚拟部 63 不具有光电二极管(受光部),因此如上所述,不存在亮点这样的缺陷像素,也几乎不取决于温度,因此不发生先前例子中的在 OB 区域中进行钳位的情况下的、由于亮点而应被钳位的钳位电平向上偏离这样的情况。

但是,仅这样做就处于不校正温度和放大率的变化状态,如图 6A 所示,与 OB 区域 61 中的(除了亮点的)本来的信号电平不同,用小的电平差 d 比本来的黑电平稍微低地钳位。

这样,比本来的 OB 区域 61 中的信号电平稍微低地进行了钳位,但通过图 5A 或图 5C 所示的数字钳位电路 74 进行使用 OB 区域 61 整体的数字钳位处理,由此可以实质性地消除该影响。

换言之,在使用 OB 区域 61 的水平以及垂直方向的所有像素进行 OB 钳位的情况下,即使存在亮点,作为使用了 OB 区域 61 的所有像素的情况下的平均值,也可以充分地小。

以具体例说明时,在图像区域 60 的水平以及垂直的像素数例如为 400×400 的情况下,OB 区域 61 也(垂直方向上)形成有 400 个水平行,所以即使在由于水平行内其像素数少而存在亮点的水平行中该亮点的影响变大的情况下,通过用 400 行的所有像素进行平均,可以将其影响减小到 $1/400$ 程度以下。

另外,即使不使用 OB 区域 61 的所有像素进行数字钳位,而在仅使用其一部分的情况下也可以对亮点的影响进行一定程度的抑制。换言之,即使在 OB 区域 61 的整个二维区域中的一部分的二维区域(换言之,OB

区域 61 的多个水平行的像素数) 进行 OB 钳位, 与先前例子相比, 仍然可以抑制亮点的影响。

相对于此, 说明先前例子的情况时, 在先前例子中, 由于在 OB 区域 61 的水平像素行中进行模拟钳位, 所以由于该水平行中的像素数少而哪怕存在一个亮点时, 该水平行的情况下的模拟钳位处理就如图 6B 所示。

在该先前例子的情况下, 由于在 OB 区域 61 中进行钳位脉冲, 而不是在不具有光电转换的功能并且不存在缺陷像素的虚拟部 63 中进行, 因此如图 6B 所示, OB 区域 61 中存在亮点时, 该直流电平由于亮点而向高于(没有亮点的情况下的)本来的 OB 区域 61 的直流电平的一方偏离。

如图 6B 所示, 例如发生标号 e 所表示的电平差的钳位误差。该电平差 e 以高于本来的 OB 区域 61 的电平的值设定钳位电位。换言之, 由于将高于实际的黑电平的值设定为黑电平, 因此在图像上, 以高于黑电平的部分作为黑电平, 该部分被显示为黑线状, 引起画质的劣化。

相对于此, 根据本实施例, 其特征在于, 通过将输出不受(OB 区域 61 中的)亮点的影响(或者没有亮点等缺陷像素)、并且接近于该 OB 区域 61 中的信号电平的值的信号的虚拟部 63 的信号作为(代替 OB 区域 61 的黑电平用的信号的)基准信号进行钳位, 从而生成被钳位的信号, 以便不受到亮点引起的影响(黑线状的使画质降低的影响)。

图 7 是表示特殊光模式时的 3 种波长内、1 种波长的 CCD 19 的驱动信号和输出信号的时序图, 图 7(a) 表示特殊光模式时的 RGB 旋转滤波器 43 的动作, 图 7(b) 表示特殊光模式时的垂直传输脉冲 $\phi P1$ 、 $\phi P2$, 图 7(c) 表示特殊光模式时的灵敏度控制脉冲 ϕCMD , 图 7(d) 表示特殊光模式时的水平传输脉冲 $\phi S1$ 、 $\phi S2$, 图 7(e) 表示特殊光模式时的电子快门脉冲 ϕOFD , 图 7(f) 表示特殊光模式时的 CCD 19 的输出信号。

图 8 是表示普通光模式时的 3 种波长内、1 种波长的 CCD 19 的驱动信号和输出信号的时序图, 图 8(a) 表示普通光模式时的 RGB 旋转滤波器 43 的动作, 图 8(b) 表示普通光模式时的垂直传输脉冲 $\phi P1$ 、 $\phi P2$,

图 8 (c) 表示普通光模式时的灵敏度控制脉冲 ϕCMD , 图 8 (d) 表示普通光模式时的水平传输脉冲 ϕS1 、 ϕS2 , 图 8 (e) 表示普通光模式时的电子快门脉冲 ϕOFD , 图 8 (f) 表示普通光模式时的 CCD 19 的输出信号。

CCD 驱动单元 31 对于 CCD 19 输出垂直传输脉冲 ϕP1 、 ϕP2 、灵敏度控制脉冲 ϕCMD 、水平传输脉冲 ϕS1 、 ϕS2 、电子快门脉冲 ϕOFD , 作为驱动信号。

这里, 在图 7 以及图 8 中, 1 循环表示 3 种波长内 1 种波长的循环, 表示 RGB 旋转滤波器 43 的旋转 1/3 周的动作。

期间 TE (特殊光模式)、TE' (普通光模式) 是曝光期间。CCD 19 在该曝光期间中, 可以将从被摄体入射的光通过光电转换而作为信号电荷积蓄在 CCD 19 受光面上。

此外, 期间 TD (特殊光模式)、TD' (普通光模式) 是如下的期间: 将分别在期间 TE、TE' 中积蓄到图像区域 60 中的信号电荷由垂直传输脉冲 ϕP1 、 ϕP2 按每一水平行传输到水平传输路径 62, 并由水平传输脉冲 ϕS1 、 ϕS2 依次传输到虚拟部 63、电荷放大部 64、输出放大器部 65, 由输出放大器部 65 进行电荷—电压转换后输出。

在特殊光时, RGB 旋转滤波器 43 在 1 循环中设定如图 7 (a) 所示的曝光期间 TE 和遮光期间 TD。

图 7 (e) 所示的电子快门脉冲 ϕOFD 在图 7 (a) 所示的曝光期间 TE 的起初成为进行 CCD 19 的像素的电荷清除用的高电平的脉冲期间 TC, 然后, 下降为低电平, 成为在 CCD 19 的像素中积蓄电荷的电荷积蓄期间 TA。

在图 7 (a) 所示的遮光期间 TD 即 CCD 19 的读出期间 TD 中, CCD 驱动单元 31 输出图 7 (b) 所示的垂直传输脉冲 ϕP1 、 ϕP2 、图 7 (c) 所示的灵敏度控制脉冲 ϕCMD 、图 7 (d) 所示的水平传输脉冲 ϕS1 、 ϕS2 , 由此, 进行 CCD 19 的读出, 得到图 7 (f) 所示的 CCD 19 的输出信号。

这里, CCD 驱动单元 31 针对图 7(c) 所示的灵敏度控制脉冲 ϕCMD ,

可根据从 CCD 灵敏度控制单元 32 供给的数据来改变电压值(振幅)。CCD 驱动单元 31 将图 7 (c) 所示的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 按照与图 7 (d) 所示的水平传输脉冲 ϕ S1、 ϕ S2 的相位关系输出到 CCD 19。

由此,在特殊光模式时,CCD 驱动单元 31 改变对电荷放大部 64 施加的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值(振幅),并控制 CCD 19 以得到希望的灵敏度放大率。

在普通光模式时,RGB 旋转滤波器 43 在 1 循环中设定图 8 (a) 所示的曝光期间 TE'和遮光期间 TD'。

图 8 (e) 所示的电子快门脉冲 ϕ OFD 在图 8 (a) 所示的曝光期间 TE'的起初成为进行 CCD 19 的像素的电荷清除用的高电平的脉冲期间 TC',然后,下降为低电平,成为在 CCD 19 的像素中积蓄电荷的电荷积蓄期间 TA'。

在图 8 (a) 所示的遮光期间 TD'即 CCD 19 的读出期间 TD'中,CCD 驱动单元 31 输出图 8 (b) 所示的垂直传输脉冲 ϕ P1、 ϕ P2、图 8 (d) 所示的水平传输脉冲 ϕ S1、 ϕ S2,由此,进行 CCD 19 的读出,得到图 8 (f) 所示的 CCD 19 的输出信号。

这里,CCD 驱动单元 31 在普通光模式时,如图 8 (c) 所示,不输出灵敏度控制脉冲 ϕ CMD。或者,也可以输出电压值 V_{th} 或以下的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD。

由此,在普通光模式时,电荷放大部 64 中不进行电荷放大,灵敏度放大率为 1 倍。

另外,在未设置如 CCD 19 中所使用的灵敏度可变 CCD 的一般的内窥镜与处理器 3 连接的情况下,CCD 驱动单元 31 进行图 8 所示的普通光模式时的动作。

图 7 (e) 以及图 8 (e) 所示的电子快门脉冲 ϕ OFD 是将各像素所积蓄的电荷排出到基板的脉冲,从曝光期间开始到曝光期间结束(遮光期间开始),以任意的脉宽或以多个脉冲数输出。

图 7 以及图 8 所示的期间 TE、TE'是 CCD 19 的图像区域 60 中可积蓄被摄体像的期间,但图 7 (e) 以及图 8 (e) 所示的电子快门脉冲 ϕ OFD

输出的期间 TC、TC'不积蓄信号电荷。而且,图 7(e)以及图 8(e)所示的电子快门脉冲 ϕ OFD 不输出时,CCD 19 的各像素中开始积蓄信号电荷。从积蓄开始到遮光期间开始的期间 TA(=期间 TE-期间 TC)(特殊光模式)、TA'(=期间 TE'-期间 TC')(普通光模式)成为实质的积蓄时间。

各波长的电子快门脉冲 ϕ OFD 对 CCD 19 输出来自 CPU 30 的基于各波长的积蓄时间的脉宽或脉冲数。

例如,设特殊光模式时的 3 种波长为 Ex1、Ex2、Ex3 时,存储器 22 中存储的特殊光模式时的 3 种波长间的积蓄时间为 TA(Ex1)=TE、TA(Ex2)=0.2*TE、TA(Ex3)=0.1*TE 的情况下,这些数据经由 CPU 30 供给到 CCD 驱动单元 31,从 CCD 驱动单元 31 对 CCD 19 输出的电荷清除的电子快门脉冲 ϕ OFD 的脉宽为 OFD(Ex1)=0*TE、OFD(Ex2)=0.8*TE、OFD(Ex3)=0.9*TE。

此外,存储器 22 中存储的普通光模式时的 3 种波长间的积蓄时间为例如 TA'(R)=0.7*TE、TA'(G)=0.7*TE'、TA'(B)=0.7*TE'的情况下,这些数据经由 CPU 30 供给到 CCD 驱动单元 31,基于这些数据从 CCD 驱动单元 31 对 CCD 19 输出电子快门脉冲 ϕ OFD。进行电荷清除的电子快门脉冲 ϕ OFD 的脉宽为 OFD(R)=OFD(G)=OFD(B)=0.3*TE'。

如上所述,CCD 19 的输出信号由视频信号处理电路 38 生成数字的视频信号,由 D/A 转换器 36 转换为模拟的视频信号之后,输出到监视器 6 等。

在该情况下,在视频信号处理电路 38 中的数字处理电路 35 中处理的白平衡处理和颜色转换处理在普通光模式和特殊光模式(荧光观察)的各个观察模式下不同,数字处理电路 35 根据来自模式切换单元 50 的模式切换信号实施不同的处理。

在特殊光模式(荧光观察)中的颜色转换处理中,对荧光的波长和反射光的 2 种波长乘以一定的矩阵系数,构建荧光的波长和反射光的 2 种波长的合成图像。

此外,在白平衡处理中,存储在存储器 22 中的设定值经由 CPU 30

输入到数字处理电路 35, 从而设定普通光模式和特殊光模式(荧光观察)中不同的白平衡。

测光单元 37 中输入来自模拟处理电路 33 的视频信号, 计算普通光模式和特殊光模式(荧光观察)中的 3 种波长的明度的画面平均值。

这里, 测光单元 37 根据来自模式切换单元 50 的模式切换信号, 进行画面平均值的计算方法在普通光模式和特殊光模式(荧光观察)中不同的动作。

在普通光模式下, 测光单元 37 根据对于 R、G、B 的 3 种波长的画面平均值来计算亮度信号, 并输出到光源装置 5 的光圈控制单元 42。

此外, 在特殊光模式(荧光观察)下, 测光单元 37 计算对于 Ex1、Ex2、Ex3 的 3 种波长的画面平均值, 生成由荧光的波长和反射光的 2 种波长构成的合成图像的画面平均值, 并对 CCD 灵敏度控制单元 32 以及光圈控制单元 42 输出。

CCD 灵敏度控制单元 32 在特殊光模式时对设置在 CCD 19 中的电荷放大部 64 进行控制而进行 AGC (Auto Gain Control, 自动增益控制)。CCD 灵敏度控制单元 32 对应于入射到 CCD 19 的受光面的被摄体的强度变化, 进行 CCD 19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率的控制, 以使来自 CCD 19 的输出信号电平的平均成为希望的值。

CCD 灵敏度控制单元 32 从测光单元 37 输入荧光图像和反射光的合成图像的画面平均值, 将该画面平均值和做手术的人任意地设定的监视器明度值(目标值)进行比较。

另外, 做手术的人可从设置在未图示的光源装置 5 或信号处理装置 4 中的明度设定单元设定监视器画面的任意的明度的目标值。CCD 灵敏度控制单元 32 比较所述画面平均值和明度设定值(目标值), 基于比较结果(大小关系), 计算从 CCD 驱动单元 31 输入到 CCD 19 的电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值(振幅), 并输入到 CCD 驱动单元 31。

以下说明 CCD 灵敏度控制单元 32 的 AGC 控制方法。

图 4 所示的电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值和灵

敏度放大率的关系用下述式子近似。

$$M(V) = C \cdot \text{Exp}\{\alpha(V - V_{th})\} \dots (1)$$

其中, $M(V)$ 是灵敏度控制脉冲 $\phi \text{ CMD}$ 的电压值(振幅)为 $V(v)$ 时的灵敏度放大率, V_{th} 是电荷放大开始的阈值电压, C 、 α 、 V_{th} 是设计上可变的装置固有的常数。

由 CCD 拍摄某一强度的被摄体的情况下, 利用图像的画面平均值由于灵敏度控制脉冲 $\phi \text{ CMD}$ 的电压值的增减而呈指数函数地变化的情况, CCD 灵敏度控制单元 32 对于来自被摄体的荧光和反射光强度的变化, 改变(增减)灵敏度控制脉冲 $\phi \text{ CMD}$ 的电压值(振幅)的大小, 以使被合成的荧光图像的画面平均值和做手术的人设定的监视器明度与目标值一致。此外, CCD 灵敏度控制单元 32 控制 CCD 驱动单元 31, 以使在灵敏度控制脉冲 $\phi \text{ CMD}$ 的电压值在阈值或以下的情况下、施加电压为 0(V)。

图 9 以及图 10 表示通过改变被输入到电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 $\phi \text{ CMD}$ 的电压值(振幅)而改变灵敏度放大率的情况下的监视器 6 中显示的对于被摄体强度的信号输出以及 S/N 特性。

如这些图所示, 在微弱光区域(被摄体强度小)中, 具有如下特性: 在灵敏度放大率为 1 倍(没有放大)时, 监视器上的明度暗, 画质(S/N)低, 但随着增大灵敏度放大率, 监视器变亮并且形成高画质。

模式切换单元 50 是做手术的人能够任意选择普通光模式和特殊光模式(荧光观察)的某一个观察模式的开关。

模式切换单元 50 的设置部位也可以设置在处理器 3、光源装置 5、内窥镜 2 或者它们所有部分中。

来自模式切换单元 50 的模式切换信号输入到旋转滤波器切换单元 46、RGB 旋转滤波器控制单元 47、测光单元 37、CCD 驱动单元 31、CCD 灵敏度控制单元 32、数字处理电路 35。

接着, 详细说明光源装置 5。

灯 40 产生由氙灯、卤素灯、LED、LD(半导体激光器)等构成的照明光。

聚光透镜 45 将从灯 40 经由光圈 41 和 RGB 旋转滤波器 43 被引导的

照明光的光束会聚在导光管 11 的后端面上。

光圈 41 和 RGB 旋转滤波器 43 被插入到灯 40 和聚光透镜 45 之间。RGB 旋转滤波器 43 可旋转地与电机 44 的旋转轴连接,由 RGB 旋转滤波器控制单元 47 以规定的速度进行旋转控制。

RGB 旋转滤波器控制单元 47 可通过来自模式切换单元 50 的模式切换信号,将 RGB 旋转滤波器 43 (电机 44) 的旋转速度控制为规定的旋转速度。RGB 旋转滤波器控制单元 47 也可以将特殊光模式时的旋转速度比普通光模式延迟而延长曝光时间。

从测光单元 37 向光圈控制单元 42 输入画面平均值,对该画面平均值和做手术的人任意地设定的监视器明度目标值进行比较。另外,做手术的人可以从未图示的设置在光源装置 5 和信号处理装置 4 中的明度设定单元任意设定监视器画面的明度。

光圈控制单元 42 根据所述比较结果(大小关系)控制灯 40 和 RGB 旋转滤波器 43 之间配置的光圈 41 的开关动作,从而控制对导光管 11 的后端面的光量。

如图 11 所示,RGB 旋转滤波器 43 为在内周部分和外周部分具有两组滤波器组 48、49 的双重结构。

如图 1 所示,旋转滤波器切换单元 46 选择性地使图 11 所示的 RGB 旋转滤波器 43 的内周侧的第一滤波器组 48 和外周侧的第二滤波器组 49 中的任一个在连接灯 40 和导光管 11 的后端面的照明光的光轴上移动,将 RGB 旋转滤波器 43 整体移动而配置在照明光路上。

在普通模式时,旋转滤波器切换单元 46 在源自灯 40 的照明光路上配置内周侧的滤波器组 48 (使来自灯 40 的光束 P1 (图 11 的实线)入射到内周侧的滤波器组 48)。

在特殊光模式时,旋转滤波器切换单元 46 在源自灯 40 的照明光路上配置外周侧的滤波器组 49 (使来自灯 40 的光束 P2 (图 11 的虚线)入射到外周侧的滤波器组 49)。

如图 11 所示,RGB 旋转滤波器 43 的内周部分的第一滤波器组 48 是普通光模式用的 R、G、B 的三个滤波器,具有滤波器 48R、48G、48B,

该滤波器 48R、48G、48B 具有使红 (R)、绿 (G)、蓝 (B) 的波段透过的分光特性。

在外周部分的第二滤波器组 49 中设有具有特殊光模式 (荧光观察) 用的分光特性的 Ex1、Ex2、Ex3 的三个滤波器 51、52、53。

例如, 在本实施方式中, Ex1 的滤波器 51 是使 390~470nm 区域透过的激发光用滤波器。

Ex2 的滤波器 52 是在中心波长 550nm 附近、半值宽度 10nm 左右的窄波段中具有透过率为几%左右的分光特性的反射光用滤波器。

Ex3 的滤波器 53 是在中心波长 600nm 附近、半值宽度 10nm 左右的窄波段中具有透过率为几%左右的分光特性的反射光用滤波器。

在特殊光模式中, 从内窥镜 2 的照明透镜 13 照射的照明光例如具有如图 12 所示的分光特性。

滤波器 48R、48G、48B 对应于 CCD 19 的曝光期间, 各滤波器 48R、48G、48B 之间 54 所设置的遮光部对应于 CCD 19 的遮光期间 (读出期间)。这对于第二滤波器组 49 也同样。

特殊光观察用的第二滤波器组 49 各自的大小比普通光观察用的第一滤波器组 48 大。这是由于特殊光观察时, 曝光时间比普通光观察时长。

另外, 图 11 中, 将普通光用的滤波器 48R、48G、48B 设置在内周, 将特殊光用的滤波器 51、52、53 设置在外周, 但也可以是相反的配置。

在本实施例中, 存储装置 20 的存储器 22 为存储多个 CCD 19 积蓄电荷的积蓄时间的存储单元。

此外, CCD 驱动单元 31 为基于该存储单元中积蓄的积蓄时间进行所述摄像元件的积蓄时间的控制的驱动单元。

另外, 所述多个积蓄时间表示普通光模式和特殊光模式各自中的积蓄时间以及普通光模式和特殊光模式各自中的 3 种波长各自的积蓄时间。

下面说明这样的结构的内窥镜装置 1 的作用。

首先, 以下说明内窥镜装置 1 的使用方法。

开始内窥镜检查时, 做手术的人将多种内窥镜中与观察部位对应的种类的内窥镜 2 与处理器 3 连接。由此, 处理器 3 的 CPU 30 通过内窥镜

2 的存储装置 20 的 CPU 21 进行存储在存储器 22 中的与内窥镜 2 有关的各种数据的读出。

然后, 作为各种数据之一的与内窥镜的种类对应的普通光模式和特殊光模式(荧光观察)各自的 3 种波长在的 CCD 19 中的电荷积蓄时间也从存储器 22 读出到 CPU 30。该电荷积蓄时间数据相应于观察模式而输出到 CCD 驱动单元 31。

接着, 说明普通光模式以及特殊光模式(荧光观察)的作用。

做手术的人将内窥镜 2 的插入部 10 插入患者体腔内(支气管、食道、胃、大肠、腹腔、胸腔、膀胱、子宫等)中, 进行观察。

在进行普通光观察(普通光模式)的情况下, RGB 旋转滤波器 43 的第一滤波器组 48 被配置在照明光路上, CCD 19 的灵敏度放大率被设定为 1 倍(无灵敏度放大)。从灯 40 照射的照明光透过第一滤波器组 48, 从而, R(红)、G(绿)、B(蓝)的面序照明光经由内窥镜 2 的导光管 11 从照明透镜 13 按时序被照射到活体组织上。

CCD 驱动单元 31 基于从 CPU 30 输入的普通光模式时的 R、G、B 的积蓄时间数据, 在 R、G、B 的反射光的各曝光时间对 CCD 19 输出电子快门脉冲 ϕ OFD, 控制电荷清除的脉冲期间, 并进行希望的积蓄时间控制。

CCD 19 中的像素的电荷的积蓄时间比未设置灵敏度可变 CCD 的一般的内窥镜短。由于自荧光微弱, 因此需要增大对 CCD 19 的受光面的入射光量, 例如, 设计为导光管 11 比一般的内窥镜的情况增加导光管光纤根数, 或物镜 14 设置比一般的内窥镜的情况所使用的透镜明亮的透镜。

因此, 进行普通光观察时, 由于对 CCD 19 的受光面的入射强度大于一般的内窥镜, 因此为了通过缩短积蓄时间来调整入射量, 根据内窥镜的种类来设定积蓄时间。

测光单元 37 计算监视器画面所显示的亮度信号, 并对光圈控制单元 42 输出。光圈控制单元 42 进行亮度信号和做手术的人设定的监视器明度的基准值(目标值)的比较, 根据比较结果(大小)进行光圈 41 的开闭控制。

在监视器画面（亮度信号）比基准值明亮的情况下，该光圈控制单元 42 使光圈 41 向关闭的方向（对导光管 11 的后端面的照射强度减小）动作。另一方面，在监视器画面比基准值暗的情况下，使光圈 41 向打开的方向（对导光管 11 的后端面的照射强度增大）动作。这样，内窥镜装置 1 通过改变对活体组织的照射强度，进行通过控制光圈 41 实现的自动调光动作（通过光源装置 5 的光圈开闭控制实现的调光），以监视器 6 的明度维持做手术的人的设定值。

来自活体组织的 R、G、B 的反射光依次被入射到 CCD 19。来自 CCD 19 的与 R、G、B 的反射光对应的 CCD 输出信号被输入到信号处理装置 4，由模拟处理电路 33、数字处理电路 35 施加各种信号处理，并输出到监视器 6 和存储单元等周边设备。由此，对监视器 6 或周边设备进行普通光图像的显示或记录。

监视器 6 中得到如图 9 以及图 10 所示的与灵敏度放大率 1 倍对应的输出信号以及 S/N 特性。

在进行荧光观察（特殊光模式）的情况下，做手术的人通过构成模式切换单元 50 的设置在內窥镜 2 和处理器 3 中的模式切换开关等来选择特殊光模式（荧光观察）。按照该选择指示，旋转滤波器切换单元 46 将 RGB 旋转滤波器 43 的第二滤波器组 49 配置在照明光路上。此外，由于对 CCD 19 的入射光强度小，因此光圈控制单元 42 将光圈 41 大致保持在全开的位置。

在內窥镜 2 接近～放大了活体组织的情况下，对 CCD 19 的荧光的入射强度增大，有时即使电荷放大部 64 的灵敏度放大率为 1 倍（无放大），监视器画面也处于饱和。在该情况下，光圈控制单元 42 向关闭的方向控制光圈 41，由此进行调整对被摄体的照射光量的控制。

对于从光源装置 5 的灯 40 照射的照明光而言，通过透过 RGB 旋转滤波器 43 的第二滤波器组 49 而产生的、作为滤波器 Ex1 的激发光的蓝色波段、滤波器 Ex2 的绿窄波段光、滤波器 Ex3 的红窄波段光分别经由聚光透镜 45 入射到导光管 11 的后端面，从搭载于內窥镜 2 的前端部 12 的照明透镜 13，作为例如具有图 12 所示的分光特性（频谱、强度）的照

明光而依次向活体组织进行照射。

CCD 驱动单元 31 基于从 CPU 30 输入的特殊光模式（荧光观察）时的荧光、绿反射光、红反射光各自的积蓄时间数据，在荧光的波长和反射光的 2 种波长的拍摄时，在 CCD 19 中控制电子快门脉冲 ϕ OFD 的电荷清除的脉宽（期间），控制为希望的积蓄时间。对于荧光的波长和反射光的 2 种波长的积蓄时间而言，荧光比反射光的 2 种波长长，因此反射光的 2 种波长的电子快门脉冲 ϕ OFD 的脉宽也比荧光长。

自荧光强度相对于反射光强度非常微弱，而且荧光的波长和反射光的 2 种波长的强度比针对每个部位而不同，因此对正常的活体组织照射例如图 12 所示的照射光时，在 CCD 19 的受光面上的某一部位（多个内窥镜种类的一种），得到例如图 13 所示的自荧光的波长和反射光的 2 种波长的频谱。

这里，各波长的强度比例如，假设大约为荧光：绿反射光（绿窄波段）：红反射光（红窄波段）=1：5：10。

对于特殊光模式时的各波长的积蓄时间 TA 而言，例如将荧光=TE、绿反射光为 $0.2 \cdot TE$ 、红反射光为 $0.1 \cdot TE$ 存储在存储器 22 中，在该积蓄期间拍摄荧光的波长和反射光的 2 种波长时，在各波长成为相同程度的画面平均值。这样，荧光在比反射光的 2 种波长长的积蓄期间进行拍摄。此外，在其它部位，如果荧光和反射光的强度比大不相同，则 CPU 30 考虑其强度比，计算荧光的波长和反射光的 2 种波长的积蓄时间。存储器 22 中存储有对内窥镜的每个种类最佳的积蓄时间数据。

测光单元 37 计算与监视器画面的明度关联的荧光和反射光的合成图像的画面平均值，将其结果输出到 CCD 灵敏度控制单元 32 和光圈控制单元 42。

CCD 灵敏度控制单元 32 比较画面平均值和做手术的人设定的监视器明度的基准值（目标值），对从 CCD 驱动单元 31 输出到 CCD 19 的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值（振幅）进行控制，以根据比较结果（大小）进行 CCD 19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率的控制。

在监视器画面比基准值亮的情况下，CCD 灵敏度控制单元 32 通过

使灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值更小而减小灵敏度放大率。另一方面,在监视器画面比基准值暗的情况下,CCD 灵敏度控制单元 32 通过使灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值(振幅)更大而增大灵敏度放大率。

通过这些动作,对于明度变化的被摄体,改变 CCD 19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率来进行自动调光动作(通过电荷放大部 64 的灵敏度放大率控制进行的 AGC),使得可以将监视器 6 的明度维持在做手术的人的设定值(目标值)。此外,即使灵敏度放大率由于 CCD 的温度变化而变化,仍可进行改变 CCD 19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率的自动调光控制,以便可以将监视器 6 的明度维持在做手术的人的设定值(目标值)。

物镜 14 中,入射由对活体组织的激发光照射引起的激发光本身的反射光以及因激发光从活体组织引发的大概在 520nm 附近具有峰值的自荧光,但激发光本身通过激发光截止滤波器 15 而除去,仅有自荧光入射到 CCD 19 的受光面。此外,对于绿窄波段以及红窄波段的照明光的反射光入射到物镜 14,透过激发光截止滤波器 15 入射到 CCD 19 的受光面。

来自活体组织的荧光、绿反射光、红反射光依次被入射到 CCD 19。来自 CCD 19 的与各波长对应的 CCD 输出信号被输入到信号处理装置 4,由模拟处理电路 33、数字处理电路 35 施加各种规定的信号处理,并在监视器 6 或个人计算机等周边设备中进行荧光图像的显示或存储。

此外,在数字处理电路 35 中,在荧光、绿反射光、红反射光的拍摄时,白平衡系数被切换为与存储在存储器 22 中的普通光模式不同的特殊光模式(荧光观察)的设定值。此外,在颜色转换处理中,例如各波长的输出被施加颜色转换,以便荧光被输出到 G 通道、红反射光被输出到 B 通道、绿反射光被输出到 R 通道。

由此,监视器 6 中得到如图 9 以及图 10 所示的与任意的灵敏度放大率对应的输出信号以及 S/N 特性。特别是在微弱光区域中,通过改变对 CCD 19 的电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值(振幅)并增大灵敏度放大率,在监视器 6 中得到相当于灵敏度放大率 3 倍或 10 倍的输出信号以及 S/N 特性。另外,灵敏度放大率不仅能放大为 3 倍、

10 倍，通过控制灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 的电压值（振幅）可以放大为任意的值。

荧光观察例如利用了下述特性：在对粘膜照射蓝色区域的激发光时得到在 520nm 附近具有峰值的自荧光，该自荧光的强度比在病变部位相对于正常部位小。

此外，通过使用敏锐地捕捉血液的影响、即血红蛋白吸收带的绿反射光以及作为参考光（没有血液的影响的波段）的红反射光，拍摄观察对象部位而得到的合成图像成为可以敏锐地检测有无将炎症（血液）的影响排除后的病变的图像。例如，通过荧光观察，炎症或增生被显示为与正常组织相同的颜色，腺瘤或癌的部位以不同于正常组织的颜色显示。由此，与普通观察相比，肿瘤性病变的提取变得容易。

此外，在本实施例中的信号处理装置 4 中，如参照图 5A～图 5C 和图 6A 所说明的那样，在模拟处理电路 33 中，进行模拟处理的 CDS IC 72 或进行 A/D 转换的 A/D 转换器 34 的前级，代替对存在作为缺陷像素的亮点的情况下受很大影响的 OB 区域 61 的水平行的像素的信号进行钳位，而以没有亮点的影响的虚拟部 63 的信号作为基准信号进行钳位，所以可以进行不受亮点影响的（具体来说可以防止在图像中出现黑线状的图案等的画质的劣化的）模拟处理。

此外，在以虚拟部 63 的信号作为基准信号的情况下，在虚拟部 63 中不能校正温度或放大率的变化引起的黑电平的偏离，因此与（不存在亮点的部分的）本来的 OB 区域 61 的信号电平之间发生小的偏离，但在数字钳位电路 74 中，由于使用 OB 区域 61 的所有像素的图像数据进行通过数字钳位处理的校正以不受亮点的影响，所以实质上不受亮点影响，可以生成与将本来的 OB 区域 61 的信号电平作为黑电平的图像对应的视频信号。

从而，本实施例具有以下效果。

这样，根据本实施例，不对存在缺陷像素的可能性的 OB 区域 61 的信号进行模拟钳位，而以虚拟部 63 中的不受缺陷像素影响的信号作为基准信号进行模拟钳位，同时所述虚拟部 63 的信号电平和不存在缺陷像素

的部分的本来的 OB 区域 61 的信号电平发生小的偏离,但通过使用比 OB 区域 61 中的水平方向的像素数充分大的 OB 区域 61 的所有像素数进行数字钳位,可以实质上防止 OB 区域 61 中的亮点等缺陷像素引起的画质的劣化。

另外,即使不使用 OB 区域 61 中的所有像素数,而使用比该 OB 区域 61 的水平方向的像素数大的像素数进行数字钳位,也可以减轻 OB 区域 61 中的亮点等缺陷像素引起的画质的劣化。

此外,根据本实施例,可以由存储装置 20 的存储器 22 中存储的与内窥镜 2 有关的各种数据,根据内窥镜的种类(进行观察的部位)基于适宜最佳的信息进行观察。

此外,通过读入所存储的数据来进行控制而进行简单的控制即可,特殊光模式(荧光观察)时,在拍摄强度大不相同的荧光和反射光时,通过进行控制使得积蓄时间对于每种波长不同,可以以适当的明度分别拍摄荧光和反射光的各图像,这些合成图像的荧光观察图像形成适当的明度而可以得到更好的画质。

此外,作为本实施例中的变形例,例如在图 5C 中的数字钳位电路 74 中,也可以对于除了存在亮点的像素以外的像素,通过加法器 84 进行加法运算和通过除法器 85 进行除法运算。

具体来说,如实施例 2 中也说明的那样,对各内窥镜 2 的存储器 22 写入内置于该内窥镜 2 的 CCD 19 中的 OB 区域 61 的作为缺陷像素的有亮点的像素的地址的信息,CPU 30 经由 CPU 21 读取与(处理器 3 的)信号处理装置 4 连接的内窥镜 2 的存储器 22 所存储的 OB 区域 61 中的有亮点的像素的地址的信息。

此外,在本变形例中,CPU 30 对于加法器 84 进行控制,以便在存在亮点的像素中施加所缺失的 OB 钳位脉冲,同时对于除法器 85,也将将从 OB 区域 61 的所有像素数减去存在亮点的像素数的像素数的值输入除法器 85。

通过采用这样的结构,即使 OB 区域 61 中存在亮点也可以消除其影响,可以忠实地进行黑电平的重现。换言之,可以生成接近黑电平的图

像部分也能够忠实地再现的视频信号。

(实施例 2)

接着,参照图 14A 到图 14D 说明本发明的实施例 2。图 14A 表示本发明的实施例 2 中的视频信号处理电路 38B 的结构。

该视频信号处理电路 38B 的结构为在图 5A 的视频信号处理电路 38 中,在数字钳位电路 74 之前,设置校正作为缺陷像素的亮点的影响的亮点校正电路(缺陷像素校正部)91。

如图 14B 所示,该亮点校正电路 91 将有亮点的像素(亮点像素)92 作为注目像素,使用其周围的像素部 93 的图像数据进行数字图像校正,如图 14C 所示,例如针对存储在图像存储器 94 中的图像数据读出亮点 92 的像素周边部,并通过空间滤波处理部 95 进行以周边像素的值对亮点 92 的图像数据进行平均化等的空间滤波处理。

在该情况下,对于存储在图像存储器 94 中的 OB 区域 61 以及图像区域 60 中的成为缺陷像素的亮点 92 的图像数据进行空间滤波处理。因此,例如将各内窥镜 2 中分别内置的 CCD 19 中的 OB 区域 61 以及图像区域 60 的亮点 92 的像素位置(地址)的信息存储在存储器 22 中。

然后,信号处理装置 4 内的 CPU 30 从连接的内窥镜 2 的存储器 22 中、经由 CPU 21 读出其信息,并发送到空间滤波处理部 95,空间滤波处理部 95 根据该信息对亮点 92 的图像数据进行亮点校正处理。具体来说,亮点 92 的图像数据被置换为周围的像素部 93 的平均值或进行了加权平均等空间滤波处理的图像数据值,亮点 92 的影响基本消除。其它的结构与实施例 1 同样。

根据本实施例,模拟处理电路 33 中的模拟钳位处理为与实施例 1 同样的动作。另一方面,在数字处理电路 35 中的数字钳位处理中,由于 OB 区域 61 中的亮点 92 的图像数据置换为周围的像素部 93 的平均值等,从而可以不使用亮点 92 的图像数据,所以与实施例 1 相比,可以忠实地再现黑电平(或者,得到与实施例 1 的变形例同样的效果)。另外,OB 区域 61 中的亮点 92 的校正也可以仅由亮点 92 的像素的水平方向等的两侧的(不是亮点 92 的通常的)像素的数据的平均值来进行置换。

此外,根据本实施例,由于图像区域 60 中的亮点 92 的像素也被周围的像素部 93 的图像数据适当地进行了置换等,所以得到基本消除了亮点 92 的画质良好的图像。

另外,在图 14C 中,在将图像数据临时存储在图像存储器 94 中之后,在空间滤波处理部 95 中对亮点 92 的图像数据进行校正,但也可以在图像存储器 94 的前级侧进行空间滤波处理。

另外,在实施例 1 以及 2 中,在进行模拟钳位处理的情况下,来自虚拟部 63 的信号被输入到模拟钳位电路 71 或 73 的定时进行,但不仅限于此,例如也可以是如图 14D 这样的结构。

图 14D 表示实施例 2 的变形例的视频信号处理电路 38C 周边部的结构。

该视频信号处理电路 38C 例如在图 14A 的视频信号处理电路 38B 中,进而在模拟处理电路 33 内设有发生黑电平的基准电压 Eb 的基准电压发生电路 87 和对输入模拟钳位电路 71 的信号进行切换的切换开关 SW。

该切换开关 SW 通常为将 CCD 19 侧的信号输入给模拟钳位电路 71 的状态,但例如在 OB 区域 61 的信号被输入到模拟钳位电路 71 的定时(OB 期间),基准信号 Eb 通过 OB 钳位脉冲被切换为输入到模拟钳位电路 71。然后,模拟钳位电路 71 对基准电压 Eb 进行钳位。

基准电压发生电路(直流电压发生部)87 对于规定的直流电压 E、例如用电子电位器 VR 的电阻值进行分压而发生直流的基准电压 Eb。该电子电位器 VR 的电阻值可由 CPU 30 进行电气控制。

该基准电压 Eb 的值(信号电平)最好根据实际连接的 CCD 19 来设定成为该 CCD 19 的 OB 区域 61 中的不存在亮点的部分的本来的信号电平。但是,图 14D 中,由于构成为 CCD 19 的输出信号经由前置放大器 18 输入到模拟钳位电路 71,因此基准电压 Eb 的值实际上被设定为与将 OB 区域 61 中的本来的信号电平用前置放大器 18 放大后的值一致。

与此对应地,在本变形例中,内置了 CCD 19 的内窥镜 2 中的存储器 22 内预先存储了该信息,即将内置的 CCD 19 的 OB 区域 61 中的本来

的信号电平用前置放大器 18 放大后的值的信息。

然后, CPU 30 在连接了与处理器 3 自由装卸的内窥镜 2 时, 经由 CPU 21 从存储器 22 中读出该内窥镜 2 的 CCD 19 所固有的信息, 通过所读出的信息控制电子电位器 VR 的电阻值, 并进行控制, 以便产生接近 CCD 19 的 OB 区域 61 的信号电平的信号电平的基准电压 E_b 。

通过这样构成, 能够实现与内窥镜 2 中实际内置的 CCD 19 的 OB 区域 61 的信号电平接近的值的黑电平的直流再现。换言之, OB 区域 61 的信号电平根据 CCD 19 的种类而不同的情况自不用说, 在相同种类中存在个体差的 CCD 19 的情况下, 也能实现接近该 CCD 19 的特性的黑电平的直流再现。

另外, 在本变形例中, 将基准电压发生电路 87 设置在模拟处理电路 33 内, 但也可以设置在操作部或连接部等内窥镜 2 的内部。此外, 图 14D 中, 示出了 CCD 19 的输出信号通过前置放大器 18 被输入到模拟处理电路 33 的情况, 但也可以不通过前置放大器 18 而输入到模拟处理电路 33。

在本变形例中, 说明了在 OB 区域 61 的信号期间进行模拟钳位的例子。从而, 在该情况下, 也可以不使用虚拟部 63 的信号期间内的钳位脉冲。当然, 如实施例 1 或实施例 2 这样, 也可以在虚拟期间进行模拟钳位。

另外, 上述基准电压 E_b 的电平也可以设定为在通常的使用状态(例如被插入体内使用的温度状态)下比 OB 区域 61 中的本来的信号电平(OB 区域 61 的信号电平表示温度依赖性)略低。或者, 也可以设定为 OB 区域 61 中的本来的信号电平或以下。

另外, 例如在图 5C 中, 由于从除法器 85 输出与虚拟部 63 的信号电平和本来的 OB 区域 61 的信号电平的差对应的差信号, 所以也可以将该差信号用作推定 CCD 19 的温度的信息。

换言之, 虚拟部 63 的信号不受温度影响, 但由于 OB 区域 61 的信号电平与温度一同增大, 所以根据上述差信号的值可以用于 CCD 19 的温度的推定。

此外, 由于亮点受温度、积蓄时间、以及设定的灵敏度放大率或灵

敏度控制脉冲 ϕ CMD 的影响较大,所以也可以根据来自亮点的像素的输出信号用于 CCD 19 的温度或灵敏度放大率的推定。

例如,原理上可以通过存储在存储器 22 中的亮点的像素的像素位置的信息,累计多个来自该亮点的像素的信号等,同时通过将灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 变更后施加的情况下的多个信息,推定 CCD 19 的温度或实际设定的放大率。

更具体的说,预先变更已知的温度以及规定的灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 而测定各个情况下的 CCD 19 的输出信号的电平,并存储在存储器 22 中。然后,在实际使用时,将灵敏度控制脉冲 ϕ CMD 变更来测定该情况下的 CCD 19 的输出信号的电平,根据与存储在存储器 22 中的信息最接近的信息来推定 CCD 19 的温度或放大率。

然后,例如,也可以在监视器 6 的画面中显示被推定的 CCD 19 的温度或放大率的值,或将其用于放大率的控制等。此外,也可以准备故意在 OB 区域 61 中生成多个亮点的区域,利用该部分的亮点的信息推定温度或放大率。特别是根据 OB 区域 61 等图像区域 60 以外的部分的亮点的信号电平进行温度推定或放大率推定时,由于不与图像区域 60 的信号期间重叠,所以容易进行该推定的处理。

另外,将上述各实施例等部分地进行组合等而构成的实施例等也属于本发明。

产业上的可利用性

通过将内置了可改变放大率的功能的电子内窥镜插入体腔内等进行微弱的荧光观察等的情况下,也可以进行适当的信号处理并进行 S/N 好的内窥镜检查。

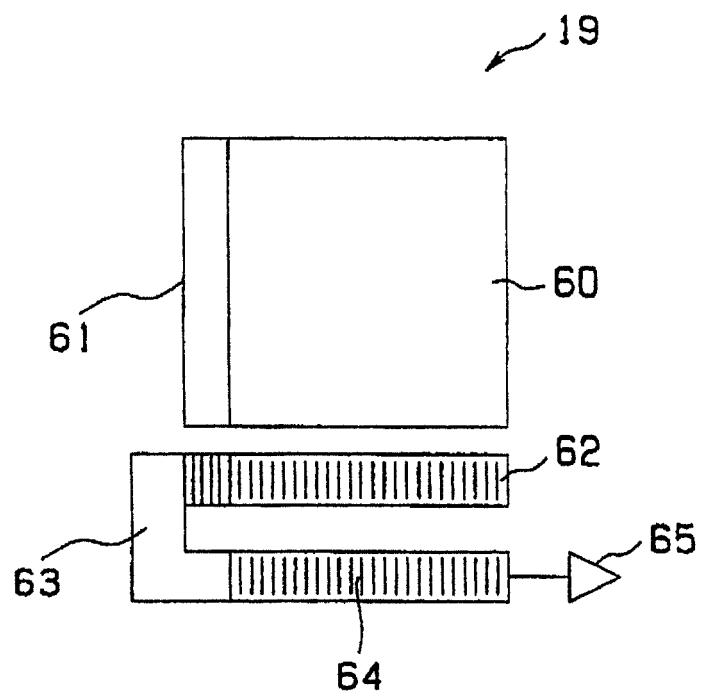


图 2

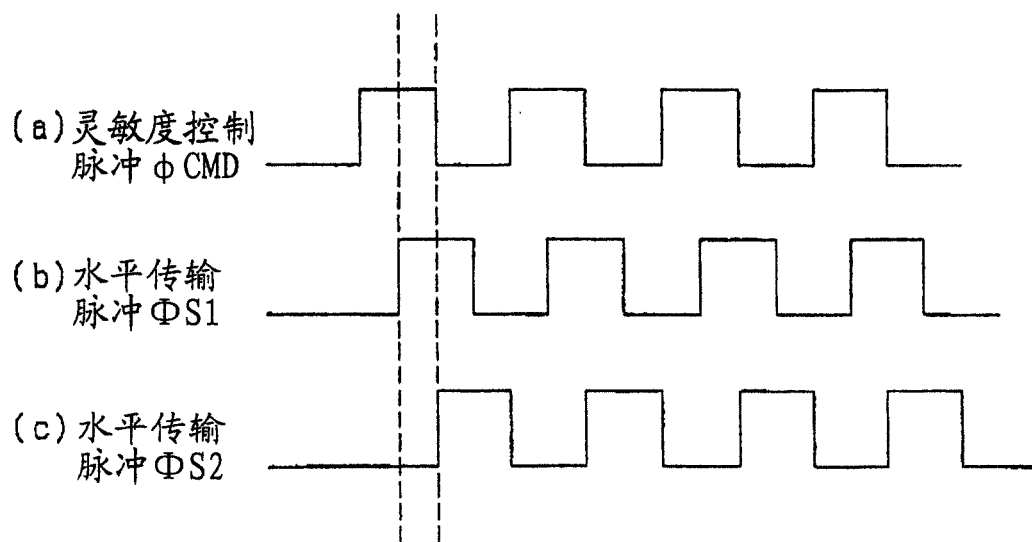


图 3

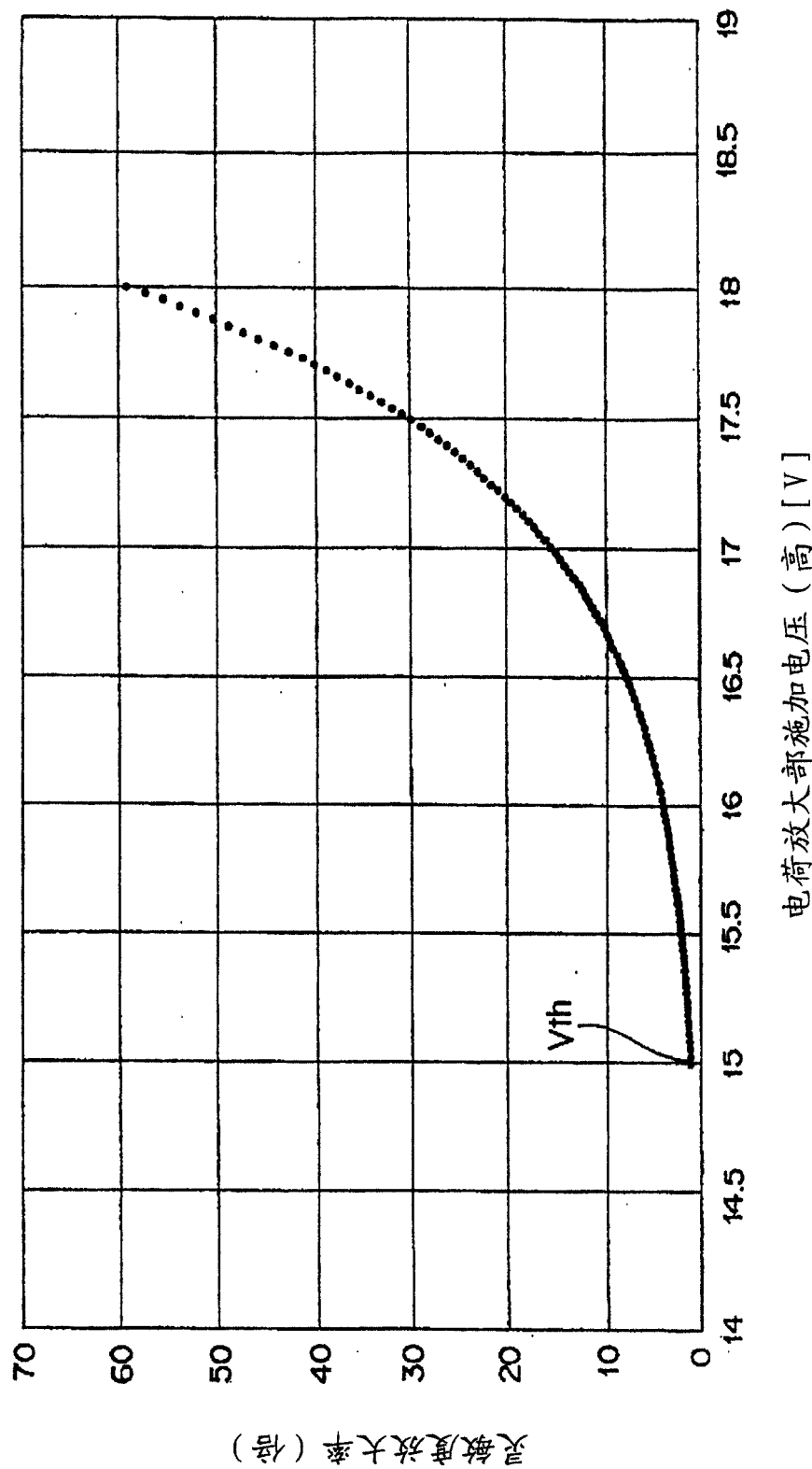


图 4

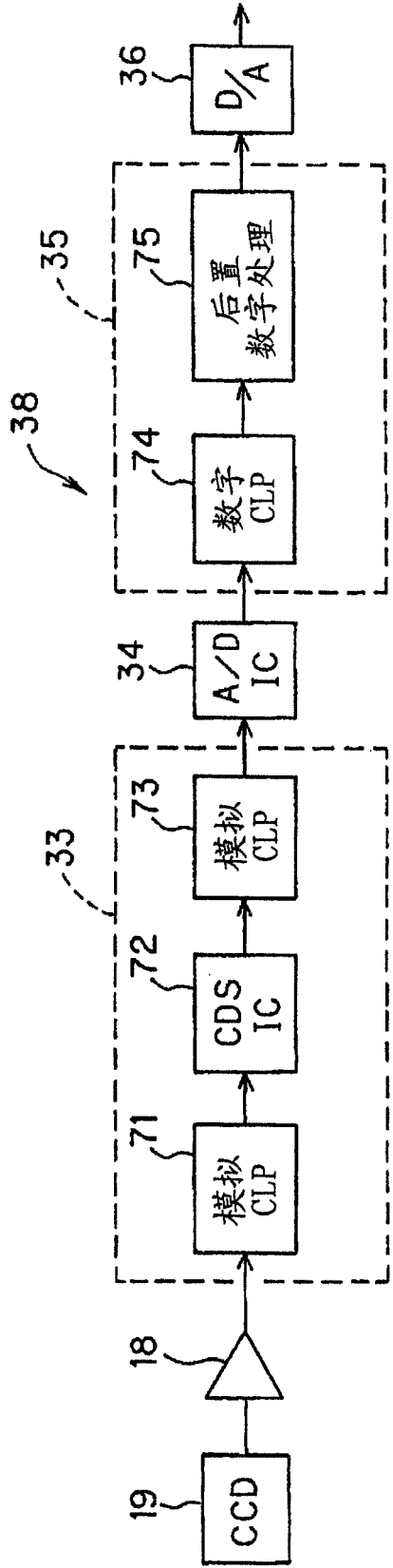


图 5A

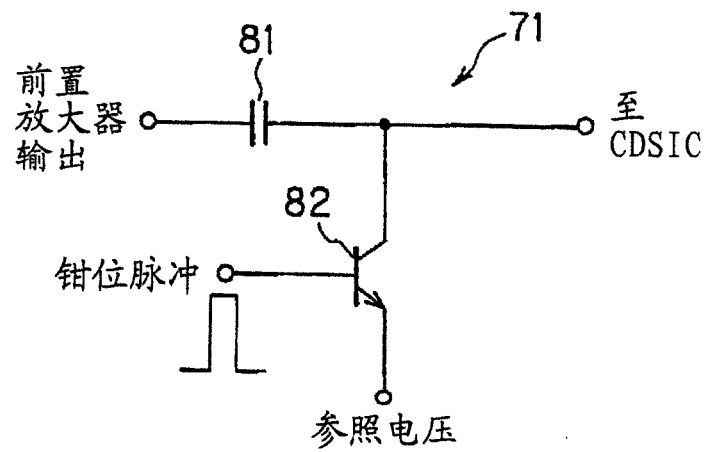


图 5B

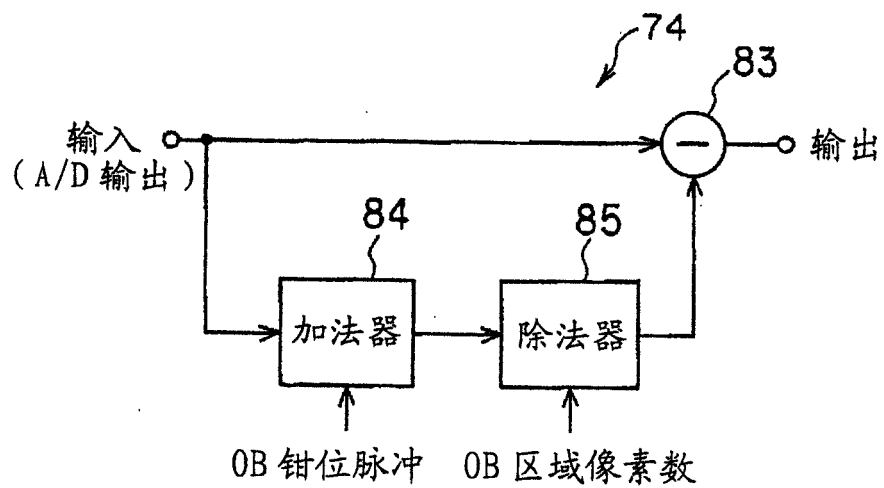


图 5C

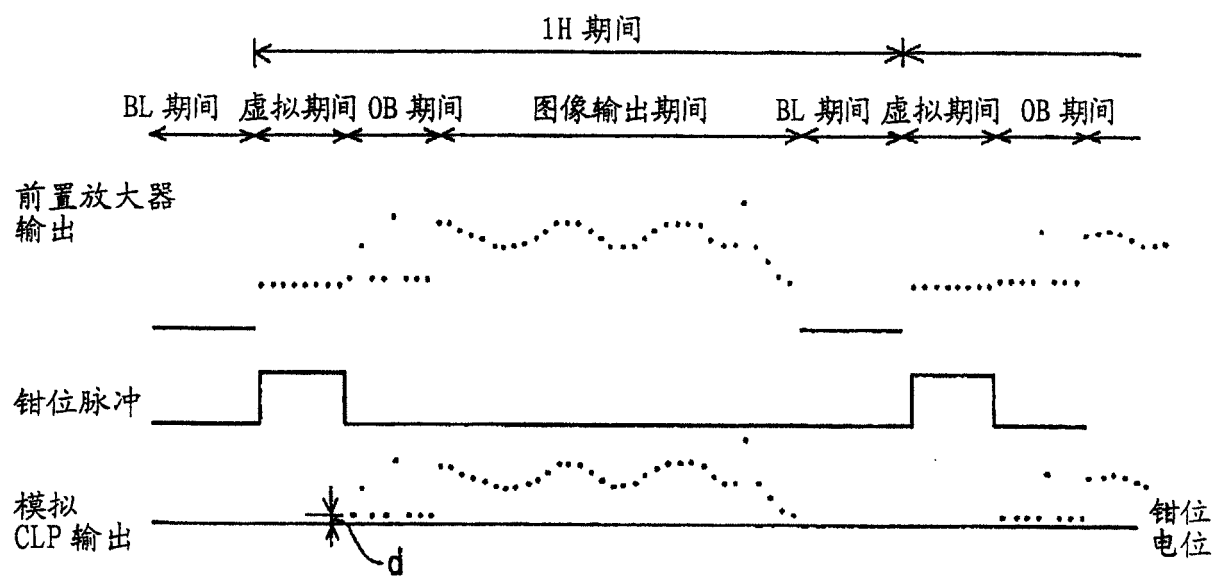


图 6A

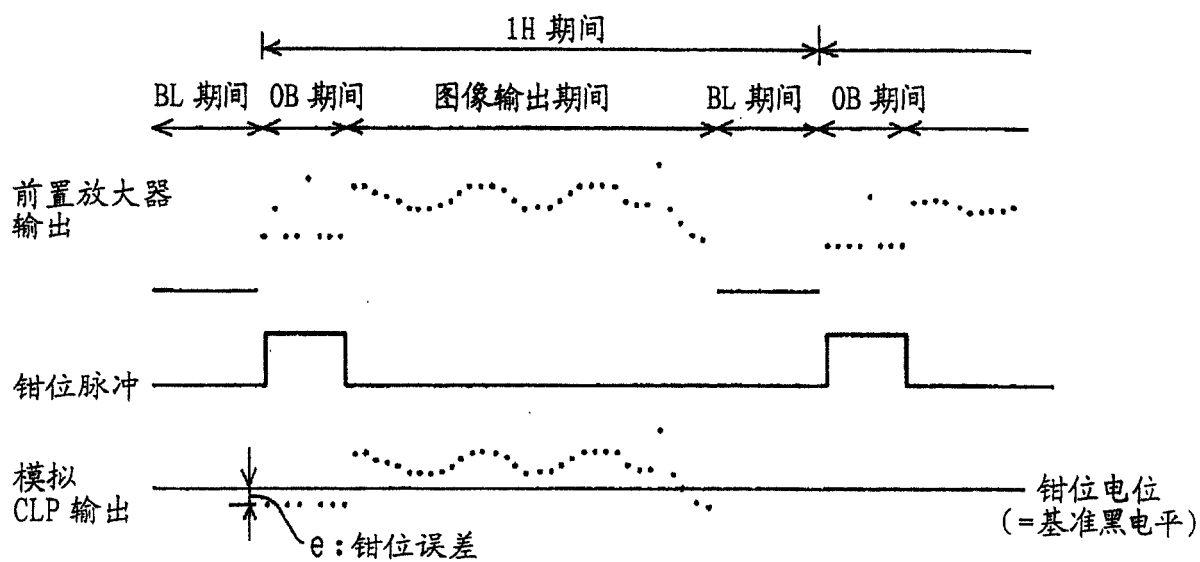


图 6B

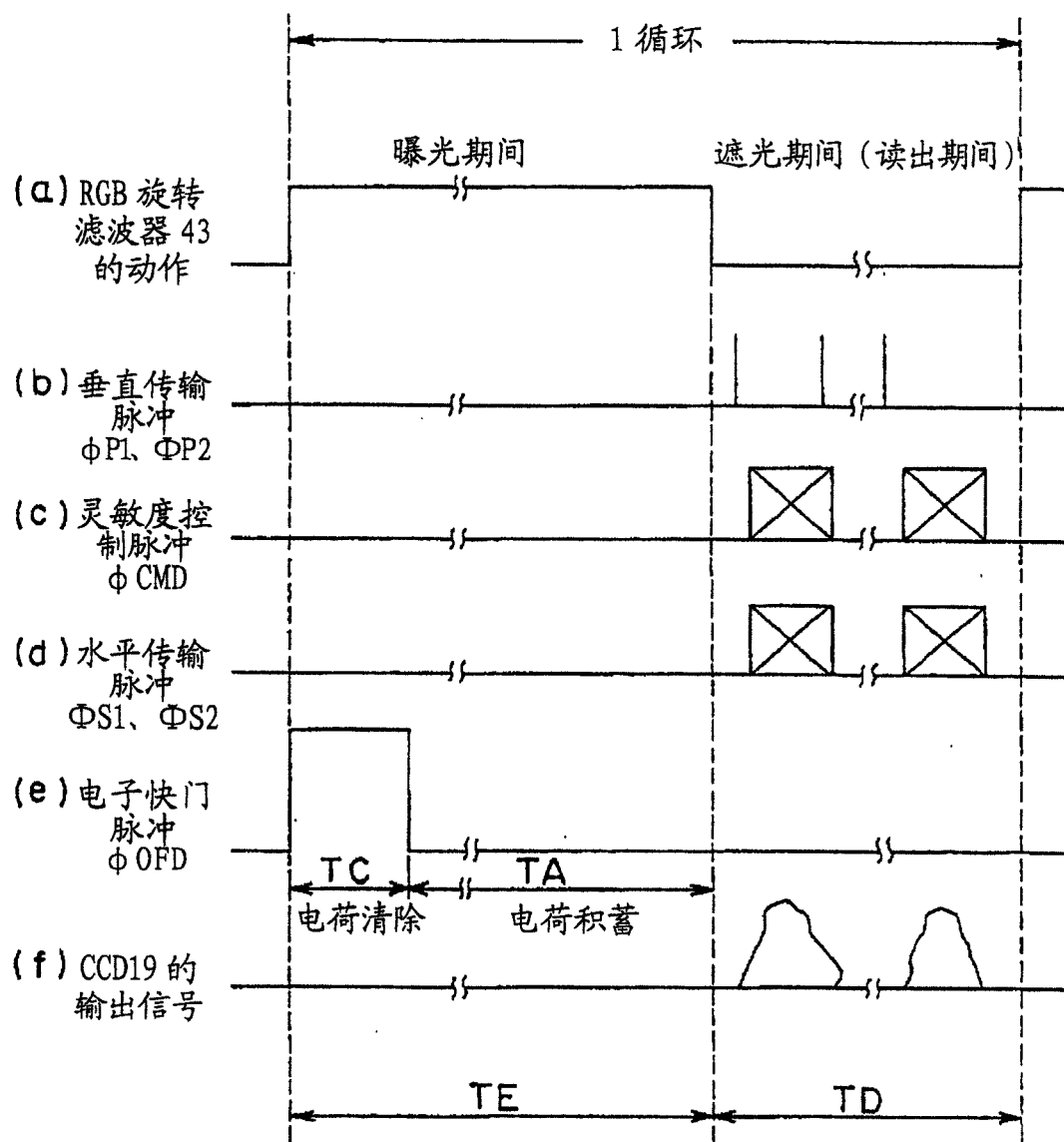


图 7

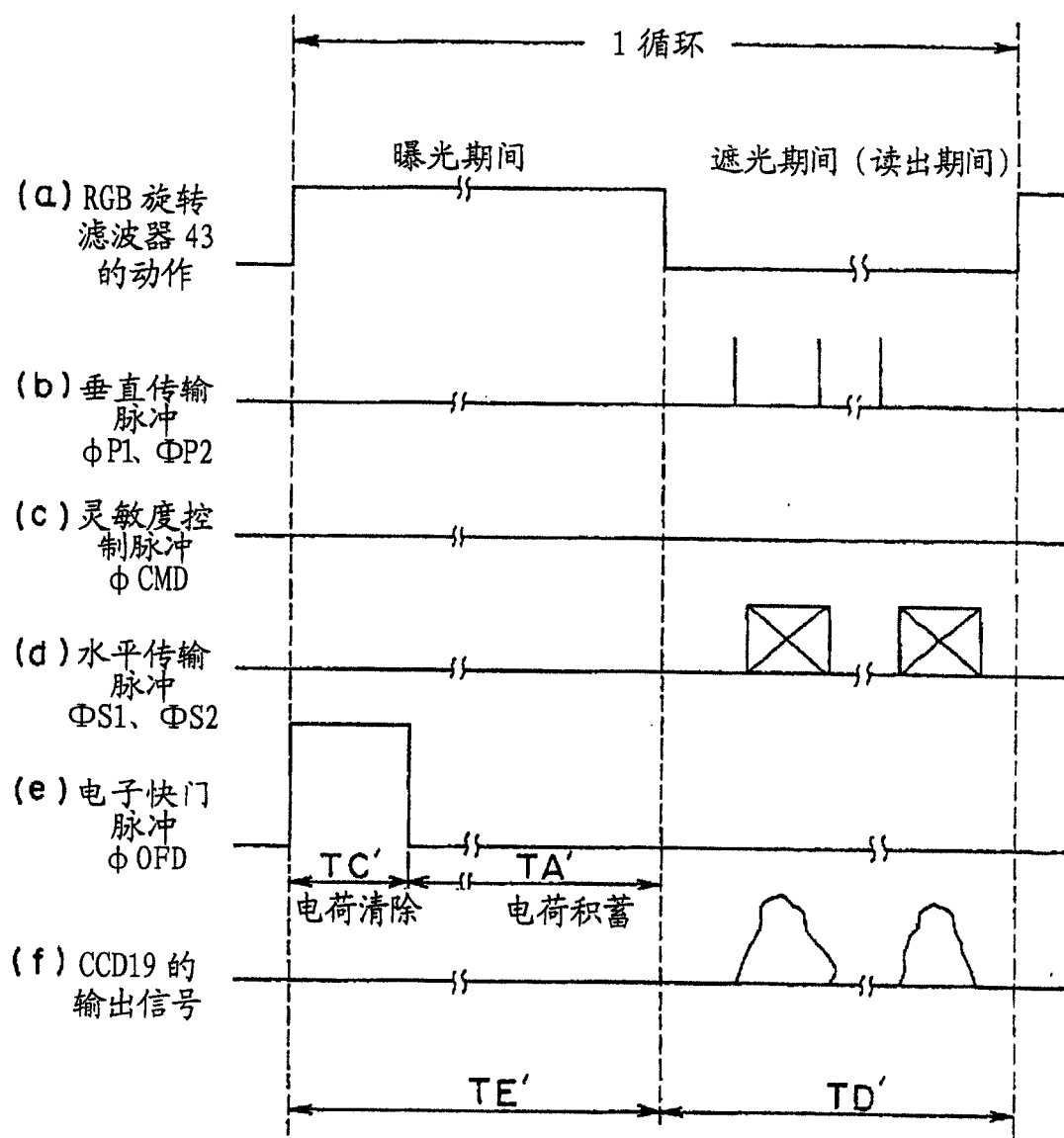


图 8

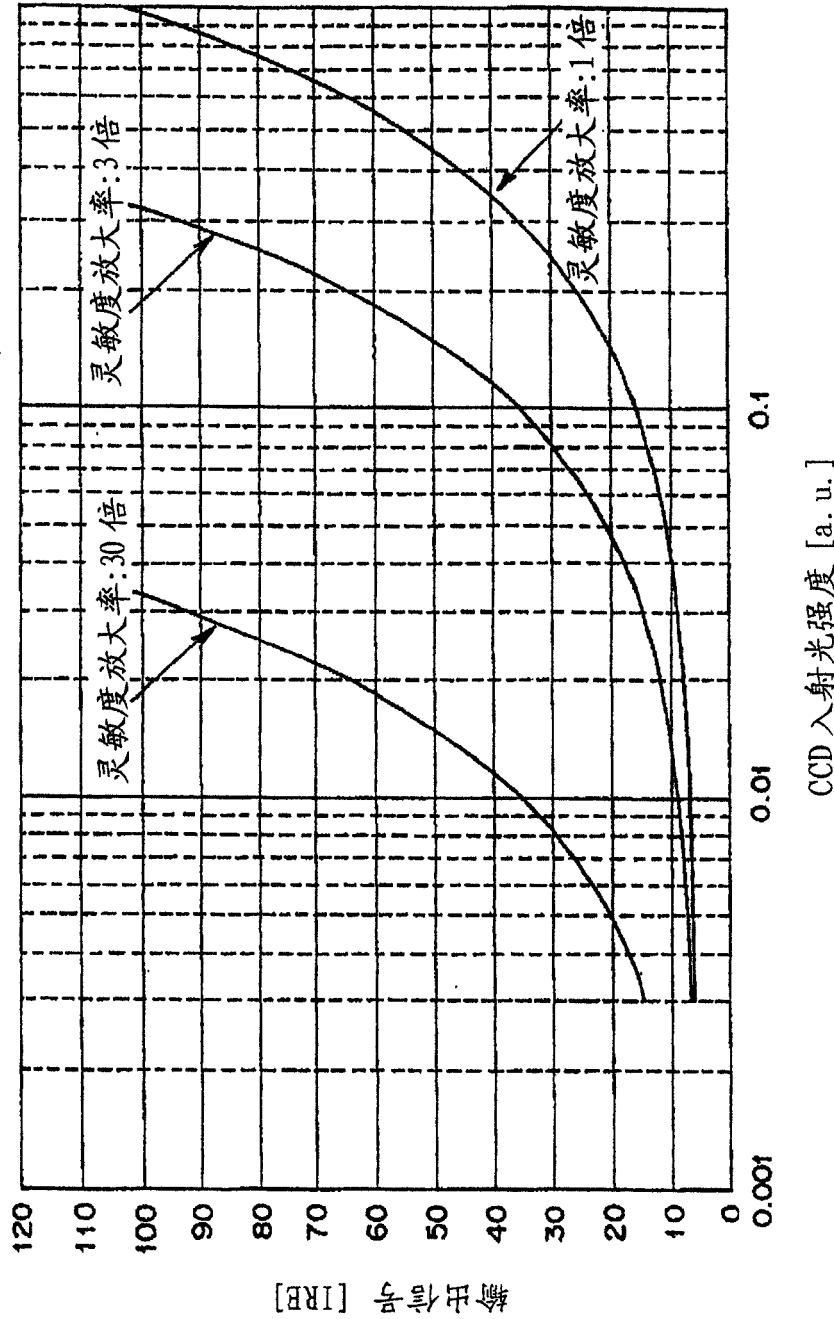


图 9

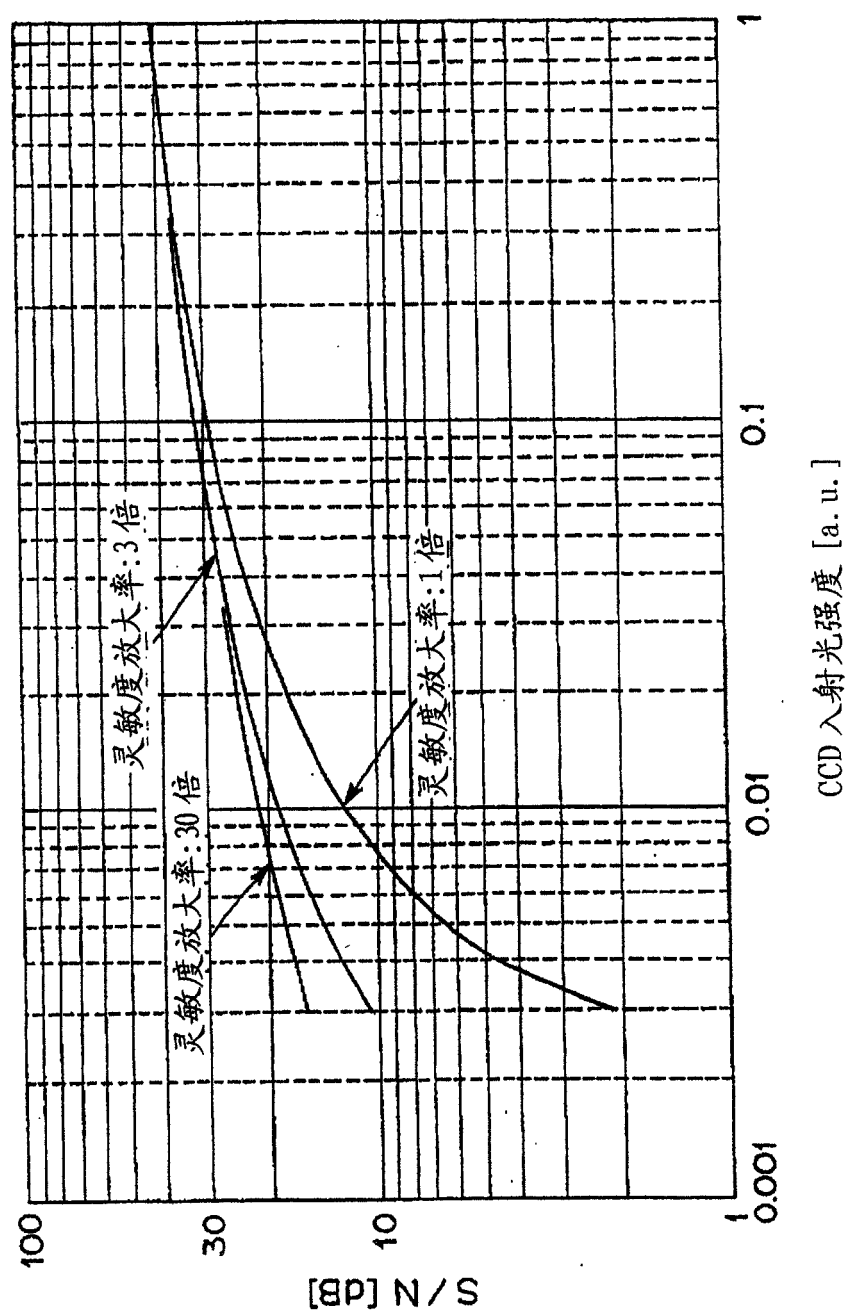


图 10

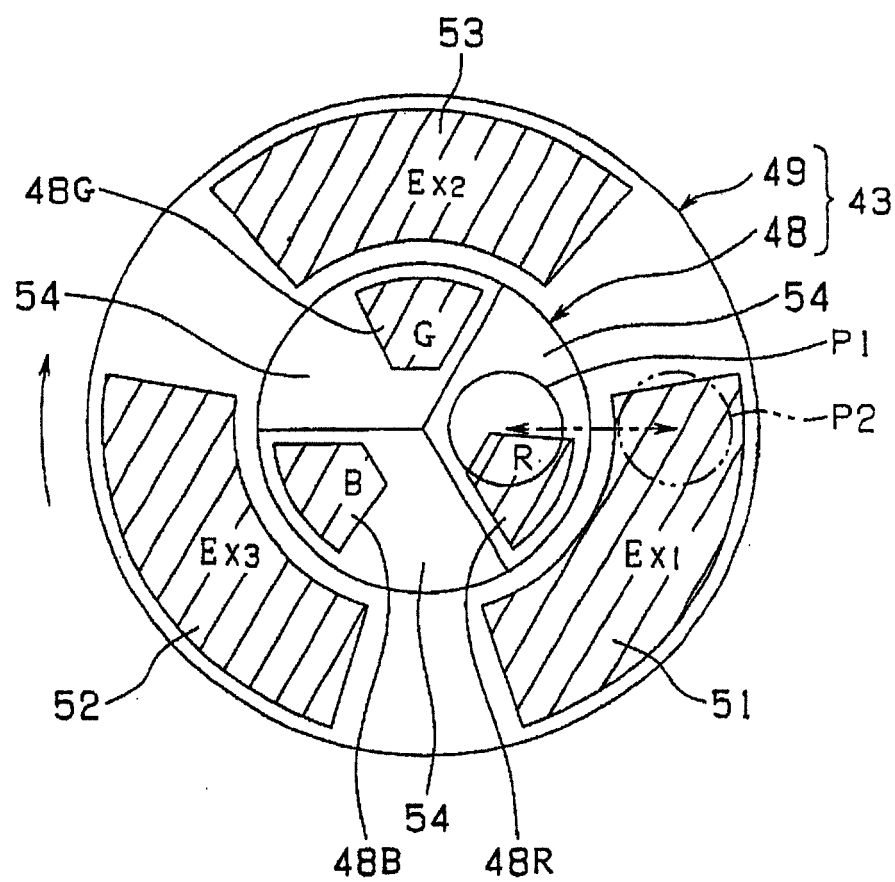


图 11

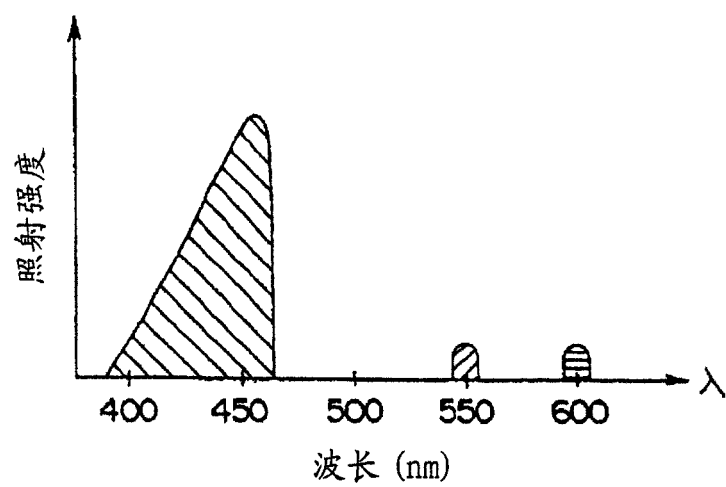


图 12

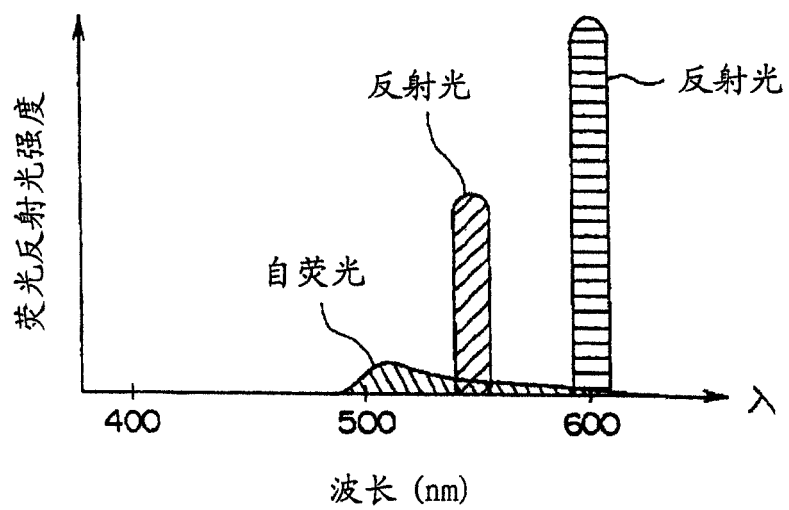


图 13

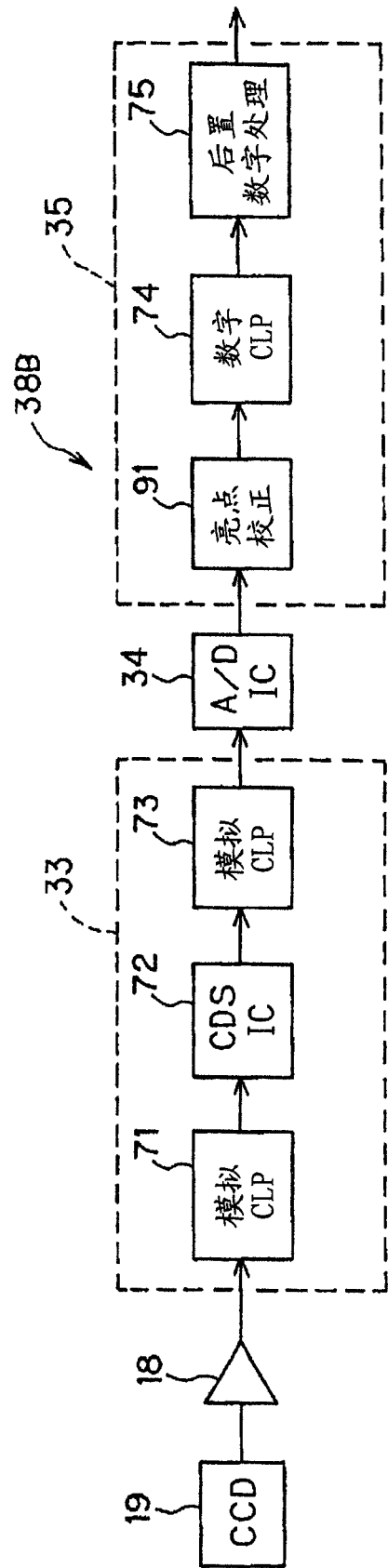


图 14A

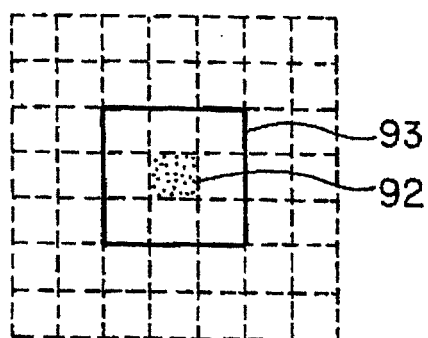


图 14B

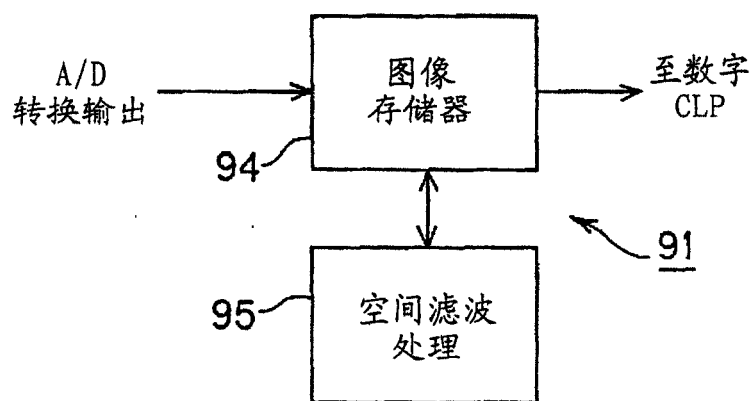


图 14C

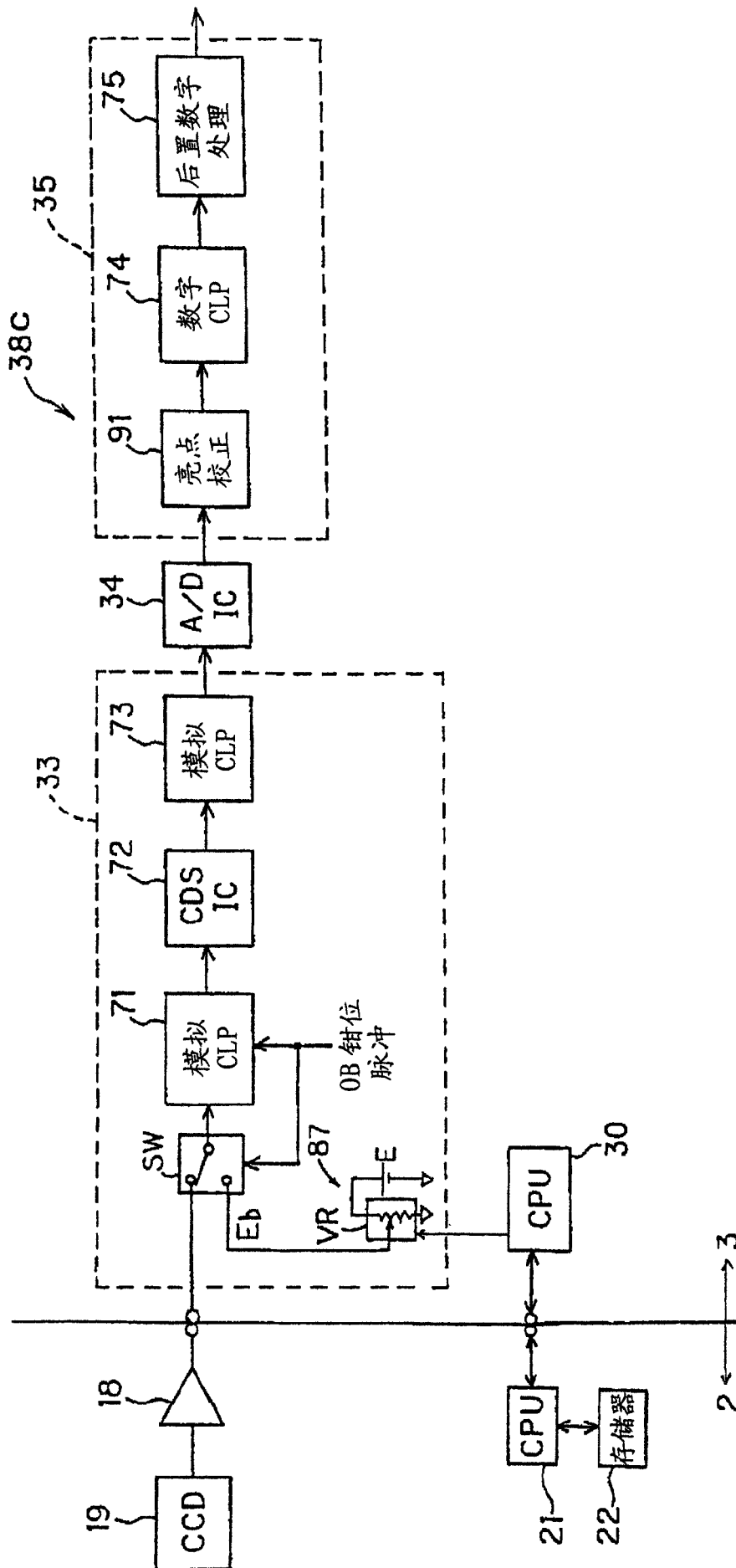


图 14D

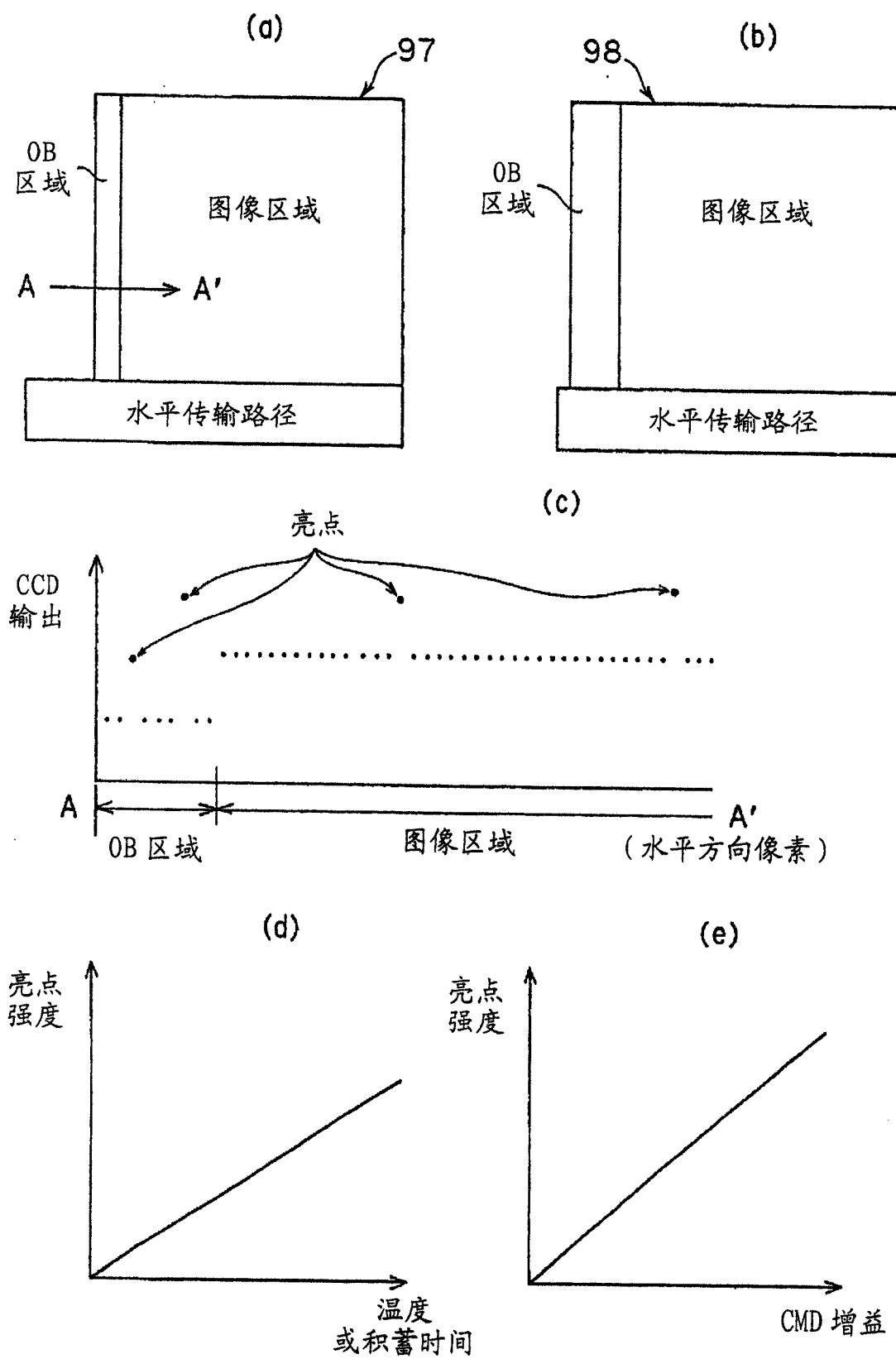


图 15

专利名称(译)	内窥镜用信号处理装置		
公开(公告)号	CN100450425C	公开(公告)日	2009-01-14
申请号	CN200580004106.8	申请日	2005-02-02
[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	石原英明 埴隆行 道口信行 大河文行		
发明人	石原英明 埴隆行 道口信行 大河文行		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 A61B1/00 H04N5/225		
CPC分类号	H01L27/148 H04N5/367 H04N5/37213 H04N5/361 H04N5/372 H04N2005/2255 G02B23/2476 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/051		
审查员(译)	王锐		
优先权	2004028426 2004-02-04 JP		
其他公开文献	CN1917805A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜中设置了固体摄像元件，该固体摄像元件具有进行光电转换的图像区域以及光学黑体区域、并内置有放大率可变的功能，对于从该固体摄像元件输出的模拟的输出信号，第一信号钳位电路以不受光学黑体区域的缺陷像素影响的模拟的基准信号进行钳位，以适于模拟信号处理电路的输入范围。该钳位后的信号由模拟信号处理电路进行通过图像区域进行了光电转换的信号成分的提取处理。该模拟信号处理电路的输出信号由第二信号钳位电路、使用比光学黑体区域中的至少水平方向的像素数大的像素数的输出信号，对所述光学黑体区域的信号进行钳位。

