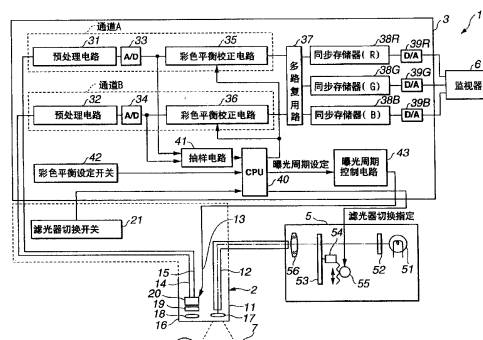


专利号 ZL 200410059711.2

G02B 23/24 (2006.01)

[11] 授权公告号 CN 100384366C



1. 一种电子内窥镜设备，其特征在于包括：

图像拾取单元，其能够相对于用于照射物体的照射光，针对每一预定波带获得该物体的图像；

曝光周期设定电路，用于对应每一波带设定该图像拾取单元的曝光周期；

放大电路，用于对应每一波带，放大利用该图像拾取单元而获得的物体图像的拾取图像信号；

控制电路，用于控制该放大电路，使得与以由所述曝光周期设定电路对应每一波带而设定的曝光周期，通过所述图像拾取单元获得的物体图像的每一波带相对应的拾取图像信号，以若干放大因子被放大，其中，这些放大因子对应相应于每一波带而设定的曝光周期而被计算；

显示单元，用于彩色显示对应于由所述放大电路放大的信号的图像；和

彩色平衡设置指定单元，用于指定由该显示单元显示的图像的色彩的平衡调整；其中

所述曝光周期设定电路基于该彩色平衡设置指定单元的指定，根据由所述图像拾取单元输出的图像信号，设定对应于每一波带的曝光周期。

2. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜设备，其特征在于，

所述图像拾取单元以激发光照射物体并通过来自该物体的荧光拾取该物体的图像。

3. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜设备，其特征在于，

所述图像拾取单元以具有离散光谱分布的波带的照射光照射该物体，并通过从该物体反射的光拾取该物体的图像。

4. 一种信号处理设备，用于处理由包括一图像拾取单元的内窥镜输出的对应于一物体的信号，该信号处理设备的特征在于包括：

曝光周期设定电路，用于对应每一波带，设定该图像拾取单元的曝光周期，其中该图像拾取单元能够相对于用于照射物体的照射光，针对每一预定波带获得该物体的图像；

放大电路，用于对应每一波带，放大利用该图像拾取单元而获得的物体图像的拾取图像信号；和

控制电路，用于控制该放大电路，使得与以由曝光周期设定电路对应每一波带而设定的曝光周期，通过图像拾取单元获得的物体图像的每一波带相对应的拾取图像信号，以若干放大因子被放大，其中，这些放大因子对应相应于每一波带而设定的曝光周期而被计算；

所述曝光周期设定电路基于彩色平衡设置指定，根据由所述图像拾取单元输出的图像信号，设定对应每一波带的曝光周期，其中该彩色平衡设置指定用于指定由一显示单元显示的图像的色彩的平衡。

5. 一种电子内窥镜设备，其特征在于包括：

照射光提供装置，用于连续提供不同波带的光，以照射物体；

图像拾取装置，用于针对每一波带连续拾取该物体的图像；

放大装置，用于放大由所述图像拾取装置拾取的信号；

显示单元，用于彩色显示由所述放大装置放大的信号；

曝光周期设定装置，用于针对每一波带设定所述图像拾取装置的曝光周期；

放大因子设定装置，用于在设定了曝光周期后，基于从所述图像拾取装置输出的信号，设定所述放大装置中每一波带中的放大因子；

和

彩色平衡设置指定装置,用于指定由显示单元显示的色彩的平衡设置,其中

所述曝光周期设定装置对应彩色平衡设置指定装置的指定,基于由所述图像拾取装置输出的信号,设定针对每一波带的曝光周期。

6. 如权利要求5所述的电子内窥镜设备,其特征在于,

所述照射光提供装置发出激发该物体的波长的光,并且所述图像拾取装置通过来自该物体的荧光拾取该物体的图像。

7. 如权利要求5所述的电子内窥镜设备,其特征在于,

所述不同波带具有离散光谱分布。

8. 如权利要求5所述的电子内窥镜设备,其特征在于,

所述曝光周期设定装置通过电子快门设定曝光周期。

9. 如权利要求8所述的电子内窥镜设备,其特征在于,

针对所述不同波带中的每一个而设定的至少一个曝光周期是通过停止电子快门而获得的曝光周期。

10. 一种在电子内窥镜设备中计算用于彩色平衡调整的图像信号的放大因子的方法,其中该电子内窥镜用于连续通过具有不同波带的照射光照射一物体,并且拾取针对用于照射的该照射光的每一波带的该物体的图像,其特征在于该方法包括下列步骤:

基于预定曝光周期拾取针对每一波带的物体的图像;

基于对应于每一波带中物体图像的图像信号的亮度,设定针对每一波带的曝光周期;

基于所设定的针对每一波带的曝光周期，拾取物体图像；以及
基于对应于根据所设定的曝光周期而被拾取的物体的图像信号
的每一波带的亮度，计算针对每一波带的用于放大图像信号的放大因
子。

电子内窥镜设备

技术领域

本发明涉及利用图像拾取部件获取图像的电子内窥镜设备，其中该图像拾取部件通过累积电荷来捕获物体图像，本发明还涉及用在该电子内窥镜设备中的信号处理单元。

背景技术

电子内窥镜设备已被广泛用于通过将内窥镜插入到体腔来观察消化道，比如，食道、胃、小肠和大肠，或比如肺的支气管，以及如果必要的话，通过使用插入到专用通道中的治疗仪器执行多种医学处理。

场顺序制系统（field sequential system）的电子内窥镜设备是公知的电子内窥镜，其中光源单元具有旋转滤光器，物体顺序地被来自光源单元的红、绿和蓝光照射，这样从该物体得到的光被单色图像拾取部件接收，在信号处理单元进行信号处理，并且所获得的彩色图像被输出到显示单元。由于场顺序制系统的电子内窥镜的滤光器波长特性和图像拾取单元的光谱敏感度特性的不同，在传统的电子内窥镜设备中已经利用电子电路进行了白平衡的调整。

白平衡的调整是在白体（white body）的图像被拾取的状态下，通过按下一个白平衡设定开关而执行的。当该开关被按下，白平衡调整电路调整彩色平衡，使得比如 B 信号和 R 信号与 G 信号的幅度比例达到一预定值。在模拟电路的情况下，这一调整通常包括通过比较器比较所有信号的输出并逐渐调整放大因子，以获得到预定彩色的会聚。然而，在这种情况下，在正确的白色调整完成前需要大量帧图像，

因此该调整是耗时的过程。

另一方面,利用数字电路的色平衡调整最常利用在一帧内抽样每一颜色的信号,利用 CPU 等直接由强度比计算 B 信号或 R 信号的放大因子,并通过采用数字乘法器放大每一信号。在这种情况下,白平衡的调整不需要很长时间。

另外,采用电子内窥镜设备的诊断除在监视器中显示与那些由肉眼观察的相似的彩色图像的正常的观察外,最近开始采用利用活体组织的自发光的自发光的观察。

在自发光观察中,诊断是根据当被紫外到蓝色范围的激发光照射时,从活体组织发出的自发光的光谱在正常黏膜和肿瘤之间是不同的这样一个事实而进行的。在这种情况下,通过在显示器上将自发光的图像显示到由于从活体组织反射而返回的反射光图像中,损害的部分能清楚地被识别,反射光图像具有各自不同颜色的分配。这时,通过采用窄带滤光器,所照射的光的波长被限制(比如参见日本专利申请公开未决号 2002-95635),使得每个波长带宽中的频谱分布是离散的。

此外,在传统电子内窥镜设备中,彩色平衡的调整通常是通过采用白色物体作为基准而进行的(比如参见日本专利申请公开未决号 2002-336196),但是也有通过在自发光观察过程中,采用患者正常黏膜的色彩作为基准进行色彩调整,任何患者的损害部分能够以固定的色调被观察的电子内窥镜设备。

在这样的传统电子内窥镜设备中,信号处理单元的放大器的放大因子针对每一颜色(每一波带)而被调整以调整彩色平衡。由于这个原因,在颜色之间放大因子的微小差别不会引起很严重的问题,但是当颜色之间放大因子的差别很大时,噪声常常由于较高的放大因子而增加图像的颜色分量。

特别地,在用于荧光观察的电子内窥镜设备中,在患者之间由患

者黏膜发出的荧光亮度的差别很大,并且在颜色之间放大因子的差别必须增加以校正前面提到的亮度差别,这可能导致图像具有很高的噪声级别。

另外,由于荧光极其微弱,因此必须使用于获得反射光图像的光照量低于激发光的光照量。为此目的,使滤光器的透射波带变窄或者使其透射率降低。这很容易导致在滤光器的生产过程中的波长误差,并且对图像色彩产生相当大的负面影响。比如,在具有半带宽为100nm的透射波带的滤光器有10nm误差的情况下,透射光强度的误差大约是10%,但是在具有半带宽是20nm的透射波带的滤光器有10nm误差的情况下,透射光强度的误差大约是50%。因此,在颜色之间的放大因子的差异很容易在彩色平衡调整过程中变大,并且得到有很高噪声级别的图像的可能性很大。

另外,在装备有电子快门的内窥镜设备中,色彩校正也能通过控制曝光周期进行。然而,在需要通过旋转滤光板等遮蔽光的内窥镜设备中,电子设定的曝光周期与落在图像拾取元件上的曝光量不是一个简单的线性关系。这是因为通过旋转滤光器的光通量不是很好地会聚在一点,而是具有一定的表面面积。

图11是说明对于这种旋转滤光器,曝光量(在不使用电子快门的情况下)和时间的关系图。图12是说明对于旋转滤光器曝光量和曝光周期的关系图。

旋转滤光器中的一个滤光器备插入到光通量中时所得到的曝光量和时间的理想关系,用图11中虚线91表示,而实际的关系由图11中实线92表示。

另外,参照图11,如果假设采用电子快门并且在时间点A执行电荷扫描(sweep)并且曝光周期在时间点B结束,那么曝光周期就是图11的A-B期间。这时的曝光周期和曝光量的关系在图12中示出。参考图12,理想地说,曝光周期和曝光量彼此有很好的比例,

如虚线 93 所示，但实际上它们显示出由实线 94 表示的复杂的关系。另外，图 11 所示的实线 92 或图 12 所示实线 94 的特性依据内窥镜或光源单元的类型或个体特点而不同。由于这个原因，在采用旋转滤光器的电子内窥镜设备中，只通过简单地调整曝光周期，很难设定严格的彩色平衡。

发明内容

概括而言，根据本发明的电子内窥镜设备包括图像拾取单元，其能够相对于用于照射物体的照射光，针对每一预定波带获得该物体的图像，曝光周期设定电路，用于对应每一波带设定该图像拾取单元的曝光周期，放大电路，用于对应每一波带，放大利用该图像拾取单元而获得的物体图像的拾取图像信号，和控制电路，用于控制该放大电路，使得与在由曝光周期设定电路对应每一波带而设定的曝光周期处通过图像拾取单元获得的物体图像的每一波带相对应的拾取图像信号，以若干放大因子被放大，其中这些放大因子对应相应于每一波带而设定的曝光周期而被计算。

本发明的其它特点和优点将在下面的描述中阐明，其中部分通过描述是显而易见的，或可以通过本发明的实践而了解。本发明的特点和优点将通过特别在下文指出的手段和组合实现和获得。

附图说明

图 1 是说明根据本发明实施例的内窥镜设备示意性结构的框图；

图 2 是说明在该实施例中旋转滤光器结构的平面图；

图 3 是在该实施例中的 CCD 的框图；

图 4 是说明在该实施例中外圆滤光器的光谱特性图；

图 5 是说明在该实施例中外圆滤光器的光谱特性图；

图 6 是说明在该实施例中激发光截止滤光器的透射特性图；

图 7 是说明在该实施例中彩色平衡校正电路的框图；

图 8 是说明在该实施例中当按下彩色平衡设定开关时进行的处理的流程图；

图 9A 是说明在该实施例中由 CCD 接收的光量及电荷扫描信号的时序图；

图 9B 是说明在该实施例中由 CCD 接收的光量及电荷扫描信号的时序图；

图 10A 是说明在该实施例中输入图像信号及色调调整系数的时序图；

图 10B 是说明在该实施例中输入图像信号及色调调整系数的时序图；

图 11 是说明对于传统旋转滤光器，曝光量与曝光周期之间的关系图；及

图 12 是说明对于传统旋转滤光器，曝光量与曝光周期之间的关系图。

具体实施方式

下面参照附图描述本发明的优选实施例。

图 1 至 10B 涉及本发明的一实施例。图 1 是说明内窥镜设备示意性结构的框图。图 2 是说明旋转滤光器结构的平面图。图 3 电荷耦合元件型固态图像拾取元件（参照下面的 CCD）的框图。图 4 是说明外圆滤光器的光谱特性图。图 5 是说明内圆滤光器的光谱特性图。图 6 是说明激发光截止滤光器的透射特性图。图 7 是说明彩色平衡校正电路的框图。图 8 是说明当按下彩色平衡设定开关时进行的处理的流程图。图 9A 和图 9B 是说明由 CCD 接收的光量及电荷扫描信号的时序图。图 10A 和图 10B 是说明输入图像信号及色调调整系数的时序图。

如图 1 所示, 本实施例的电子内窥镜设备 1 包括电子内窥镜 2, 信号处理单元 3, 光源单元 5 和监视器 6。

电子内窥镜 2 包括能插入到体腔中的细长的插入部分 11。CCD 20 包含在插入部分 11 的顶端部分 16 中。

电子内窥镜 2 可自由地分离地连接到信号处理单元 3。信号处理单元 3 执行由 CCD 20 获得的图像信号的信号处理。

光源单元 5 用作产生观察所用的光。在本实施例中, 光源单元 5 和信号处理单元 3 是分离单元。然而, 光源单元 5 可构建为与信号处理单元 3 相结合。

监视器 6 与信号处理单元 3 相连, 用于显示作为在信号处理单元 3 中处理的图像的图像信号。

下面将更详细地描述电子内窥镜 2。

电子内窥镜 2 包括用于插入到患者体腔的细长的插入部分 11。

插入部分 11 在被设计用于在消化道、支气管、脖颈头部(咽喉)、膀胱中进行观察时由柔软部分组成, 或者当其用在腹腔、胸腔或子宫时由刚性部分构成。

光导 12, 电荷扫描信号线 13 和 CCD 输出信号线 14, 15 被置于插入部分 11 的内部。

光导 12 的顶端、照射透镜 17、物镜 18、激发光截止滤光器 19 和 CCD 20 位于插入部分 11 的顶端部分 16 中。

光导纤维 12 传送位于信号处理单元 3 中的来自光源单元 5 的照射光并引导该光到插入部分 11 的顶端部分 16。

照射透镜 17 位于插入部分 11 的顶端部分 16 中, 并处在光导纤维 12 的顶端表面一侧。

来自光源单元 5 的由光导纤维 12 引导的照射光经照射透镜 17 照射物体 7。

物镜 18 用于利用来自物体 7 的光形成图像。

激发光截止滤光器 19 位于 CCD 20 的前表面并通过截止具有 460 nm 或更小的波长的光来去除激发光。也就是，激发光截止滤光器 19 具有这样的光谱特性，使得它透射由活体组织产生的自发光（波长大约为 500 nm 或更大）而不透射激发光。

来自物体 7 的反射光和自发荧光经过物镜 18 和激发光截止滤光器 19 在 CCD 20 的光接收区域 70（参见图 3）上形成图像。

CCD 20 是位于插入部分 11 的顶端部分 16 中的图像传感器，并被置于物镜 18 的图像形成位置中。

在本实施例中，CCD 20 被配置为直视的结构，但是 CCD 20 也可配置为斜视或侧视的结构。

另外，CCD 20 经电荷扫描信号线 13 与位于信号处理单元 3 内的曝光周期控制电路 43 相连。CCD 20 基于由曝光周期控制电路 43 产生的电荷扫描信号执行电子快门控制。

此外，CCD 20 还执行信号电荷累积，灵敏度控制并响应于来自 CCD 驱动电路（未在图中示出）的驱动信号进行读取。

在 CCD 20 的光接收区域 70 由物镜 18 和激发光截止滤光器 19 形成的物体图像由 CCD 20 的像素进行光电转换，随后被传送并被输出。来自 CCD 20 的输出信号经过 CCD 输出信号线 14, 15 分别提供给位于信号处理单元 3 中的预处理电路 31, 32。

另外，在电子内窥镜 2 中，滤光器开关 21 安装在控制单元内，其近端一侧。滤光器开关 21 用于指明滤光器的开关。

滤光器开关 21 的操作信号提供给位于信号处理单元 3 中的 CPU 40。

信号处理单元 3 包括预处理电路 31, 32, 模拟/数字转换电路（以下称作 A/D 转换电路）33, 34, 彩色平衡校正电路 35, 36, 多路复用器 37, 同步存储器 38R、38G、38B, 数字/模拟转换电路（以下称作 D/A 转换电路）39R、39G、39B, CPU 40, 抽样电路 41, 彩色平衡

设定电路 42 和曝光周期控制电路 43。

这里, CCD 输出信号线 14, 预处理电路 31, A/D 转换电路 33 和平衡校正电路 35 组成通道 A 的信号处理系统, 用于处理来自图 3 所示的光接收区域 70 的奇数线 71 的信号。

图 1 中的 CCD 输出信号线 15, 预处理电路 32, A/D 转换电路 34, 和平衡校正电路 36 组成通道 B 的信号处理系统, 用于处理来自图 3 所示的光接收区域 70 的偶数线 72 的信号。

另外, 如图 1 所示, 信号处理单元 3 构造为图像信号按预处理电路 31, 32, A/D 转换电路 33, 34, 彩色平衡校正电路 35, 36, 多路复用器 37, 同步存储器 38R、38G、38B, 和 D/A 转换电路 39R、39G、39B 的顺序流过。

经过 A/D 转换电路 33, 34 进行 A/D 转换后的信号输入抽样电路 41。

光源单元 5 包括氙气灯(一下称作灯) 51, 红外截止滤光器 52, 旋转滤光盘 53, 马达 4, 55 和会聚透镜 56。

灯 51 发出照射光。红外截止滤光器位于灯 51 的照射光路上, 用于限制透射波长。马达 54 旋转并且驱动旋转滤光盘 53。马达 55 用来在垂直于光轴的方向上移动旋转滤光盘 53。

如图 2 所示, 旋转滤光盘 53 具有成对结构, 其中滤光器组 58, 59 分别位于外圆部分和内圆部分。

分别透射红色(R)、绿色(G)、蓝色(B)波长的 R 滤光器 61R、G 滤光器 61G 和 B 滤光器 61B 位于旋转滤光盘 53 的外圆上。

这样, R 滤光器 61R, G 滤光器 61G 和 B 滤光器 61B 组成外圆滤光组 58。

透射 540-560 nm 窄带光的 G'滤光器 62, 透射 390-450 nm 激发光的激发滤光器 63, 透射 600-620 nm 窄带光的 R'滤光器 64 位于旋转滤光盘 53 的内圆上。

也就是，G'滤光器 62，激发滤光器 63 和 R'滤光器 64 组成内圆滤光组 58。

另外，旋转滤光盘 53 在滤光器所分布区域外的部分由遮蔽光的元件 65 形成。

下面将参照图 4 和图 5 描述旋转滤光盘 53 的外圆和内圆滤光器的光谱特性。

如图 4 所示，位于外圆的 R 滤光器 61R，G 滤光器 61G，B 滤光器 61B 具有在各自透射光谱之间无间隔的光谱分布。

如图 5 所示，位于内圆的 G'滤光器 62，激发滤光器 63，R'滤光器 64 具有离散的光谱分布，其中存在间隔。

如图 3 所示，CCD 20 包括光接收区域 70，水平传送通道 73，74，配备有 CMD（电荷倍增设备）的传送通道 75，76 和电荷检测单元 77，78。

另外，配备有 CMD 的传送通道 75，76 包括多个单元，这些单元的数量几乎等于水平传送通道 73，74 的单元数量。

在光接收区域 70 的每个像素中所产生的信号电荷是一种能分别在两个通道 A 和 B 中，借助于垂直传送脉冲，利用奇数线 71 和偶数线 72 读取的形式。

从奇数线 71 和偶数线 72 读取的信号电荷被传送到用于各自的水平线的水平传送通道 73，74 中，并进一步通过水平传送脉冲从各自的水平传送通道 73，74 传送到具有 CMD 的各自的传送通道 75，76。另外，在具有 CMD 的传送通道 75，76 中，应用了灵敏度控制脉冲并执行了信号放大，同时信号电荷由水平传送脉冲传送通过每个单元。因此，每次信号电荷被传送通过具有 CMD 的传送通道的单元时，放大因子以几何级数增加。放大后的信号电荷随后被传送到电荷检测单元 77，78 中。电荷检测单元 77，78 对来自具有 CMD 的各自传送通道 75，76 的电荷执行转换成电压的电荷-电压转换，并将电压输出

到各自 CCD 输出信号线 14, 15。

通过上述的构造, 在 CCD 20 中, CMD 被配置在水平寄存器中, 并且通过来自外部的灵敏度控制脉冲可以执行可变的放大。

图 1 所示的激发光截止滤光器 19 具有遮蔽 460 或更小波长的光的截止透射特性, 如图 6 所示。

图 1 所示的彩色平衡校正电路 35 具有色调调整系数存储器 81 和数字乘法器 82, 如图 7 所示。

色调调整系数存储器 81 基于来自 CPU 40 的存储器重写信号执行色调调整系数的重写, 并将关于色调调整系数的数据提供给数字乘法器 82 的一个输入端。

来自 A/D 转换电路 33 的输入图像信号被引导至数字乘法器 82 的另一输入端。

数字乘法器 82 将来自 A/D 转换电路 33 的输入图像信号乘以色调调整系数存储器 81 的色调调整系数, 并将该乘积输出到多路复用器 37 的一个输入端。

另外, 如图 1 所示的彩色平衡校正电路 36 的结构与如图 7 所示的彩色平衡校正电路 35 相同, 除了输入端 36 与 A/D 转换电路 34 相连并且输出端与多路复用器 37 相连之外。

下面将描述本发明的操作。

参考图 1, 照射物体 7 的光是从光源单元 5 的灯 51 发出的。从灯 51 发出的光穿过红外截止滤光器 52, 旋转滤光盘 53 和会聚透镜 56 并入射到电子内窥镜 2 的光导纤维 12 上。

在这种情况下, 红外截止滤光器 52 截止红外线, 由此防止旋转滤光盘 53 上的滤光器被不必要的热或光照射。

在正常光观测期间, 滤光盘 53 的外圆滤光器组 58 位于光路上并由马达 54 以规定的速率旋转。结果是, R 滤光器 61R, G 滤光器 61G 和 B 滤光器 61B 依次被放置在光路上并分别透射红, 绿和蓝光。于

是，在正常光观测期间，红，绿和蓝光依次从光源单元 5 发出。

在荧光观测期间，马达 55 响应于来自滤光器位置控制电路（未在图中示出）的信号，在与光轴垂直的方向上移动旋转滤光盘 53。结果是，旋转滤光盘 53 的内圆滤光器组 59 插入到光路之上。

在插入内圆滤光器组 59 时，在 G'滤光器 62，激发滤光器 63 和 R'滤光器 64 位于光路的状态下，旋转滤光盘 53 由马达 54 以预定速率旋转。结果是，光源单元 5 依次发出具有波长为 540-560 nm、390-450 nm，和 600-620 nm 的光。

这里，具有波长 390-450 nm 的光是激发光，用于激发活体组织的自荧光。

入射到电子内窥镜的光导纤维 12 的光经由插入部分 11 的远端部分 16 的照射透镜 17 照射物体 7，比如消化道。

由物体 7 散射、反射和放射的光经过远端部分 16 的物镜 18 形成 CCD 20 的光接收区域 70（见图 3）上的图像并拾取该图像。

这里，激发光截止滤光器 19 在 CCD 20 的前表面遮蔽波长 390-450 nm 的光并提取荧光。

CCD 20 与旋转滤光盘 53 的旋转同步地由 CCD 驱动电路（未在图中示出）驱动，并且对应于已通过旋转滤光盘 53 的各滤光器，如 R 滤光器 61R，G 滤光器 61G 和 B 滤光器 61B 的照射光的图像信号，被顺序地输出到信号处理单元 3。顺序输出到信号处理单元 3 的图像信号用作为对应奇数线 71 的通道 A 和对应偶数线 72 的通道 B 的两个系统。

另外，如果必要，将来自灵敏度控制脉冲产生电路（未在图中示出）的灵敏度控制脉冲输入到 CCD 20 中具有 CMD 的传送通道 75，76 中，用于产生由碰撞电离引起的二次电子以及放大该信号电荷。在这种情况下下的放大因子由灵敏度控制脉冲的幅度控制。

输入到信号处理单元 3 的通道 A 和通道 B 的图像信号最初被输

入到各自的预处理电路 31, 32 中。在预处理电路 31, 32 中, 通道 A 和通道 B 的合适的图像信号通过 CDS (相关双抽样) 或类似的处理提取。

从预处理电路 31, 32 输出的通道 A 和通道 B 的图像信号通过各自 A/D 转换电路 33, 34, 从模拟信号转变为数字信号。

从 A/D 转换电路 33, 34 输出的通道 A 和通道 B 的图像的数字信号被输入到各自的彩色平衡校正电路 35, 36。

色调调整系数由 CPU 40 写到彩色平衡校正电路 35, 36 的色调校正系数存储器 81 中, 并且彩色平衡校正电路 35, 36 基于彩色鉴别信号 (未在图中示出) 对每个照射波长以预定的放大因子放大输入信号。

多路复用器 37 将来自通道 A 和通道 B 的图像的彩色平衡校正电路 35, 36 的数字信号合并为一个系统的图像的数字信号, 将图像的场顺序制数字信号分离为 R (或窄带绿反射光), G (或荧光) 和 B (窄带红反射光) 色并将它们分别输出到同步存储器 38R、38G 和 38B。

在同步存储器 38R、38G 和 38B 中, 场顺序制数字信号的同步化通过同步读取依次存储的图像来执行。在各自 R、G、B 波带中的同步数字信号在伽马校正电路 (在图中未示出) 中被转换以校正监视器的伽马特性, 由各自的 D/A 转换电路 39R、39G、39B 转换为模拟信号并显示在监视器 6 上。

在正常光观测期间, 红反射光, 绿反射光和蓝反射光分量显示在监视器 6 的各自的 RGB 像素上。

另外, 在荧光观测期间, 窄带绿反射光, 荧光和窄带红反射光显示在监视器 6 的各自的 RGB 像素上。

另一方面, 在曝光周期控制电路 43 中, CCD 20 的曝光量通过传送电荷扫描信号到 CCD 20 来控制。由曝光周期控制电路 43 确定的电荷扫描时序针对照射光的每一照射波长而被调整。

另外，如果滤光开关 21 被操作者按下，则该按压被 CPU 40 所识别，马达 55 由 CPU 40 驱动，旋转滤光盘 53 的外圆滤光器组 58 和内圆滤光器组 59 被切换，并且正常光观测和荧光观测被切换。

与这个切换同步地，CPU 40 在用于正常光观测和用于荧光观测的设置之间，切换信号处理单元 3 的各种设置。

当电子内窥镜设备 1 的操作者在正常光观测期间调整彩色平衡时，操作者通过在白色参考物体的图像被拾取的状态下按压彩色平衡设置开关 42 初始化彩色平衡的设置。

下面将参考图 8 描述当彩色平衡设置开关 42 被按下时执行的处理。

如图 8 所示，如果在正常光观测模式中彩色平衡设置开关被按下，则首先，在步骤 S1，CPU 40 向曝光周期控制电路 43 提供一最大曝光周期作为暂定曝光周期，用于所有 RGB 波带的图像信号。也就是，曝光周期控制电路 43 终止 CCD 20 的电子快门功能。其结果是，由 CCD 20 接收的每一 RGB 色的量如图 9A 所示。

接着，在步骤 S2，CPU 40 获取由抽样电路 41 对每一 RGB 抽样的图像的亮度。

然后，在步骤 S3，CPU 40 基于通道 A 的抽样数据计算合适的曝光周期。这里，目标是要设置一个粗略的彩色平衡。因此，计算 RGB 曝光周期使得 RGB 放大因子比例变成 $1/V_r : 1/V_g : 1/V_b$ ，其中， V_r ， V_g 和 V_b 表示各自 RGB 图像的抽样值。这时，RGB 中的曝光周期最大时最好不用 CCD 20 的电子快门，以保证较高的亮度。

接着，在步骤 S4，CPU 40 将在步骤 S3 计算的曝光周期输出至曝光周期控制电路 43。其结果是，曝光周期控制电路 43 传送如图 9B 所示的电荷扫描信号到 CCD 20，以便获得前述计算的曝光周期。即使这样设定了曝光周期，由于参见图 11 和图 12 所解释的原因，彩色平衡取完全所需比例的可能性也很小。

接着,在步骤 S5, CPU 40 再次获得抽样电路 41 抽样的 RGB 值,以便执行正确的彩色平衡调整和通道 A 和 B 之间的调整。

接着,在步骤 S6, CPU 40 计算将在彩色平衡校正电路 35, 36 中设定的色调调整系数。这里, 计算色调调整系数使得 RGB 放大因子比例变成 $1/V_r' : 1/V_g' : 1/V_b'$, 其中, V_r' , V_g' 和 V_b' 表示各自 RGB 图像的抽样值。

然后,在步骤 S7, CPU 40 针对每一观测模式和如图 7 所示的每一 RGB, 将步骤 S6 中计算的色调调整系数存储在色调调整系数存储器 81 的分开区域中。以这种方式, 完成对彩色平衡的设定。

通过这样的处理, 彩色平衡校正电路 35 执行了甚至更严格的通常由曝光周期控制来校正的彩色平衡的校正。

当此后利用电子内窥镜设备 1 执行通过正常光的图像拾取时, 彩色平衡校正电路 35 利用数字乘法器 82, 将如图 10B 所示的针对每一观察模式和每一 RGB 而存储在色调调整系数存储器 81 的分开区域中的色调调整系数, 和如图 10A 所示的根据观测模式和旋转滤光器 53 的旋转而被拾取并从 A/D 转换电路 33 输入的图像信号相乘。其结果是, 将受到严格彩色平衡校正的各自 RGB 图像信号以前述放大因子比例被放大并从彩色平衡校正电路 35 输出。

另外, 至于 B 通道的彩色平衡校正电路 36, 除了彩色平衡调整, 还计算色调校正系数以便消除与 A 通道的通道间变化。在其它方面, B 通道的彩色平衡校正电路 36 的操作与 A 通道的彩色平衡校正电路 35 的操作相同。

当电子内窥镜设备 1 的操作者在荧光观测期间调整彩色平衡时, 彩色平衡设定通过在插入部分 11 插入到体腔内的并且患者正常的黏膜在荧光观测模式下被拾取的状态下按下彩色平衡开关 22 而初始化。后续操作与在正常观测期间所执行的那些步骤相同。

电子内窥镜 2 包括图像拾取单元 (CCD 20), 用于针对照射该

物体的照射光的每一波带拾取物体 7 的图像。

彩色平衡校正电路 35, 36 作为对每一波带, 用于放大与物体 7 相关从 CCD 20 输出的信号的放大装置。

曝光周期控制电路 43 作为曝光周期设定装置, 用于设定对于每一波带的 CCD 20 的曝光周期。

另外, CPU 40 作为放大因子设定装置, 用于基于根据曝光周期设定装置设定的曝光周期由 CCD 20 拾取的对应物体 7 的信号, 设定对于每一波带的彩色平衡校正电路 35, 36 的放大因子。

监视器 6 作为显示单元, 用于彩色显示对应由彩色平衡校正电路 35, 36 放大的信号的视频图像。

彩色平衡设定开关 42, 作为彩色平衡设定指定装置, 用于指定将由监视器 6 显示的视频图像的彩色平衡调整。

前述提及曝光周期设定装置基于由 CCD 20 根据彩色平衡设定开关 42 的指定而输出的视频信号, 为每一波带设定曝光周期。

通过前面描述的实施例, 彩色平衡校正通过曝光周期控制而实现。因此, 没必要对特定色彩以高放大因子进行放大, 并且能降低对所有彩色分量噪声影响。而且, 因为放大因子控制也用于校正彩色平衡, 因此随曝光周期控制而出现的微小的彩色平衡误差也能被校正并且能以更好的精确性执行彩色平衡设定。因此, 具有低噪声的更好的图像能在准确设定的彩色平衡下获得。

另外, 在本实施例中, 曝光周期基于充当彩色平衡设定指定装置的彩色平衡设定开关 42 的指定而设定。因此, 对所有色彩的放大因此变得几乎相等并且对所有色彩分量噪声影响将会显著降低, 不管滤光器的生产过程中的扩展 (spread)。

而且, 通过本实施例, 由于应用至用于易受滤光器的变化引起的噪声影响的荧光的电子内窥镜设备 1, 因此就抑制噪声影响而言可以获得特别显著的效果。

另外,在本实施例中,因为应用至用于具有如图5所示的离散光谱分布的、易受滤光器的变化引起的噪声影响的照射光的照射的电子内窥镜设备1,因此就抑制噪声影响而言可以获得特别显著的效果。

而且,在本实施例中,考虑了应用至允许在可视范围内的荧光观测的电子内窥镜,但是对采用三种离散窄带波长的反射光观测、红外线观测和在红外范围中的荧光观测的应用,如在日本专利公开未决申请号2002-95635中公开的,也是有可能的。

而且,在本实施例中,彩色平衡调整的放大在信号处理单元3的内部进行,但是该放大也可在配备有CMD的位于CCD20中的传送通道75,76中进行。

被调整的色彩的比例不限定为1:1:1并且受损部分也能通过比如,在荧光观测期间,将患者正常黏膜显示为轻微的绿色而被有效的识别。

曝光周期的计算不限于假定曝光周期与曝光量是简单的线性关系的计算方法,并且噪声通过执行到其他函数的逼近以提高准确度能被有效抑制。

而且,彩色平衡设定开关不限定在位于信号处理单元主体内,它可位于在电子内窥镜2的操作单元中并也可采用由脚操作的脚开关形式。

通过部分结合上述实施例而构成的实施例也在本发明的保护范围内。

在本发明中,很显然根据本发明能形成在很大范围内不同的工作模式,而不脱离本发明的精神和范围。本发明不限定在任何特定实施例,而仅由权利要求所限定。

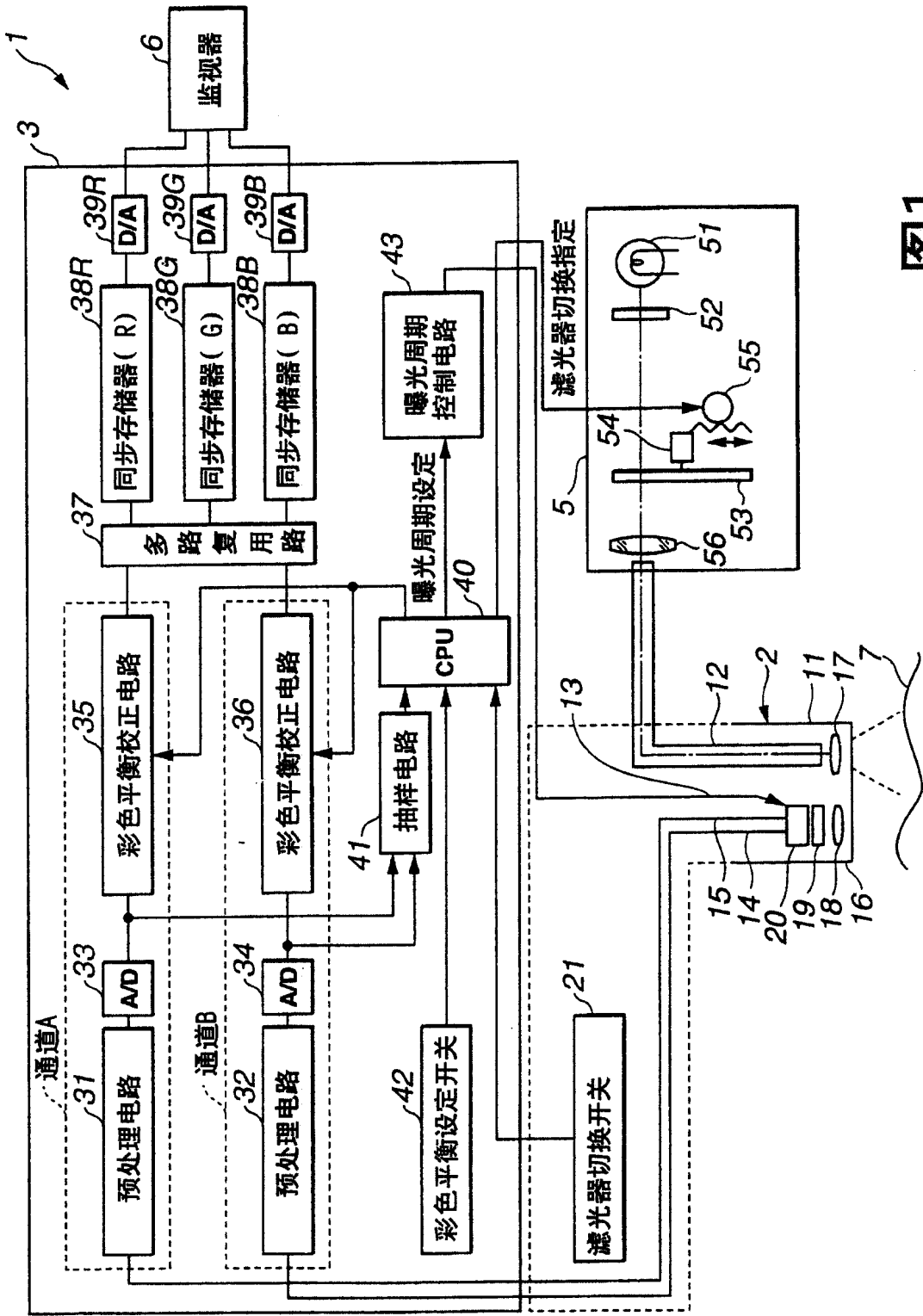


图1

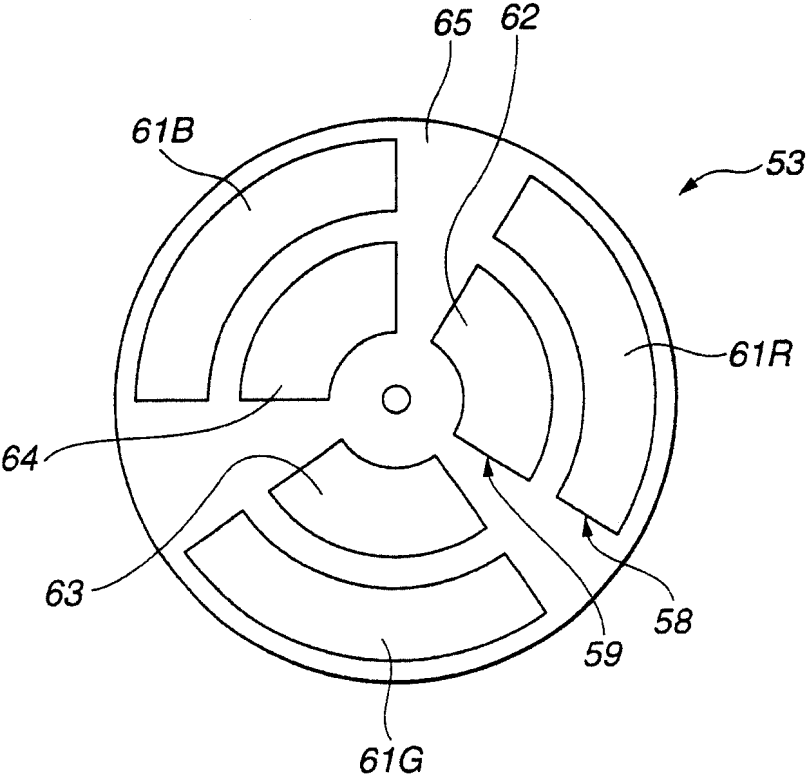


图2

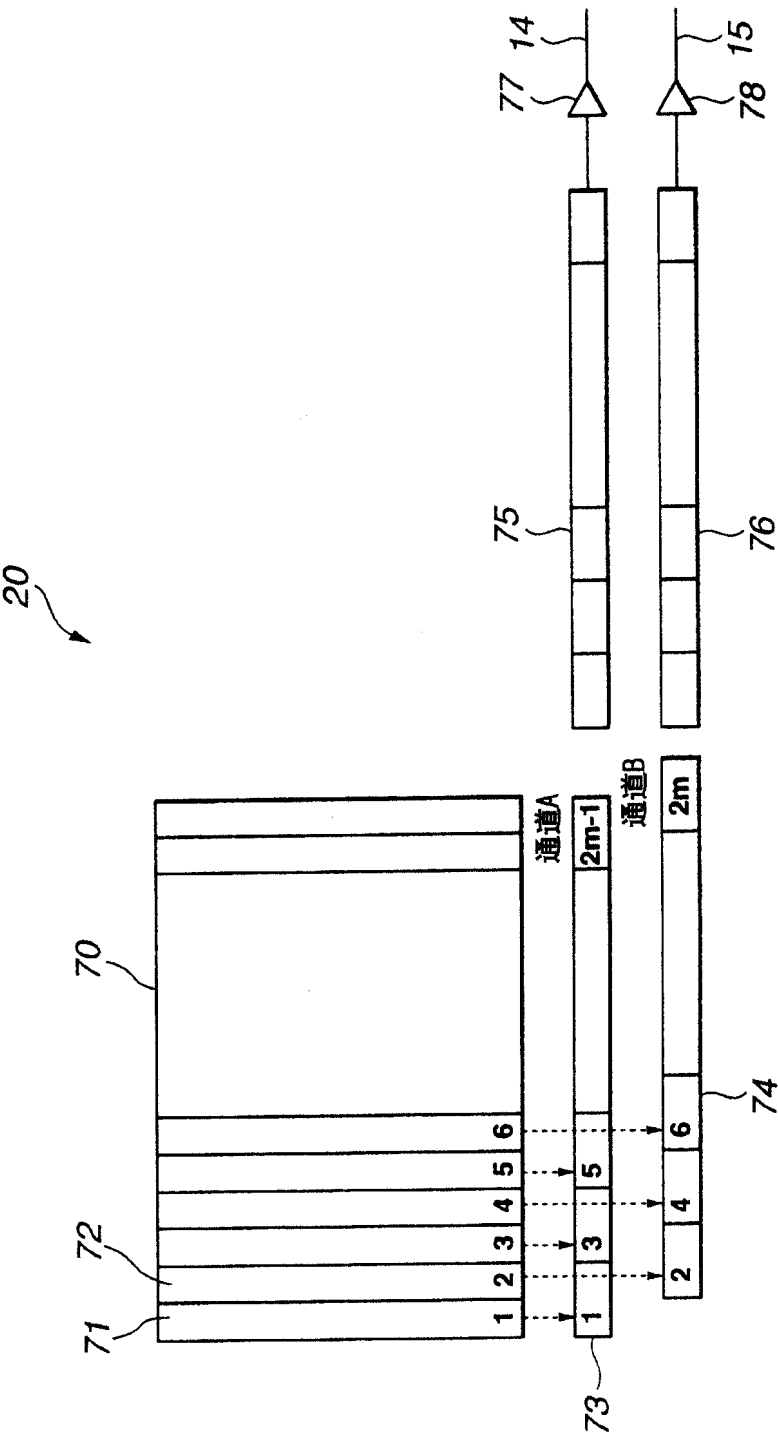


图3

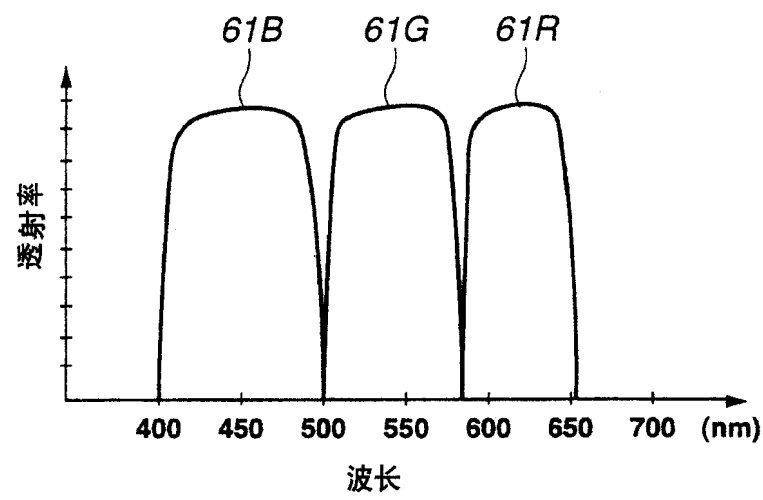


图4

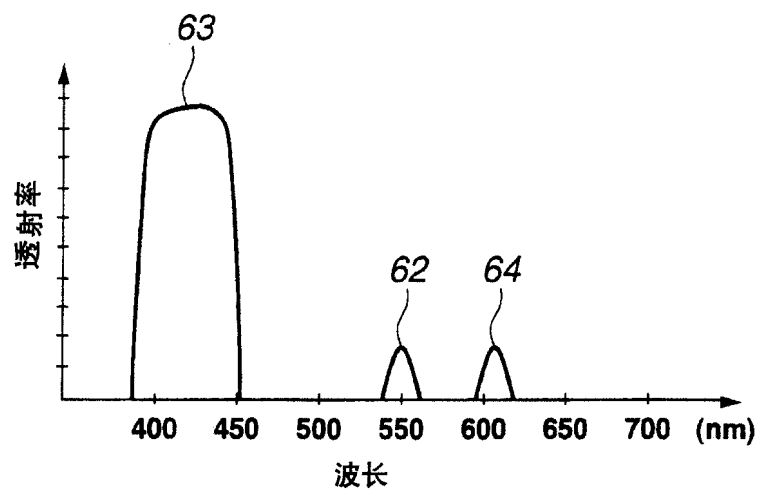


图5

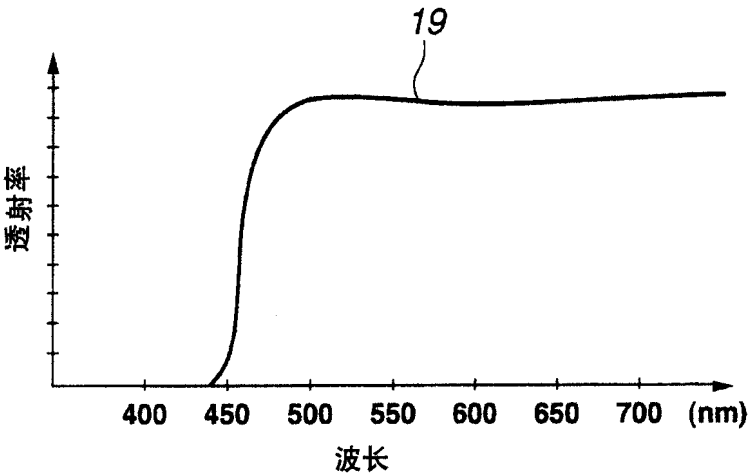


图6

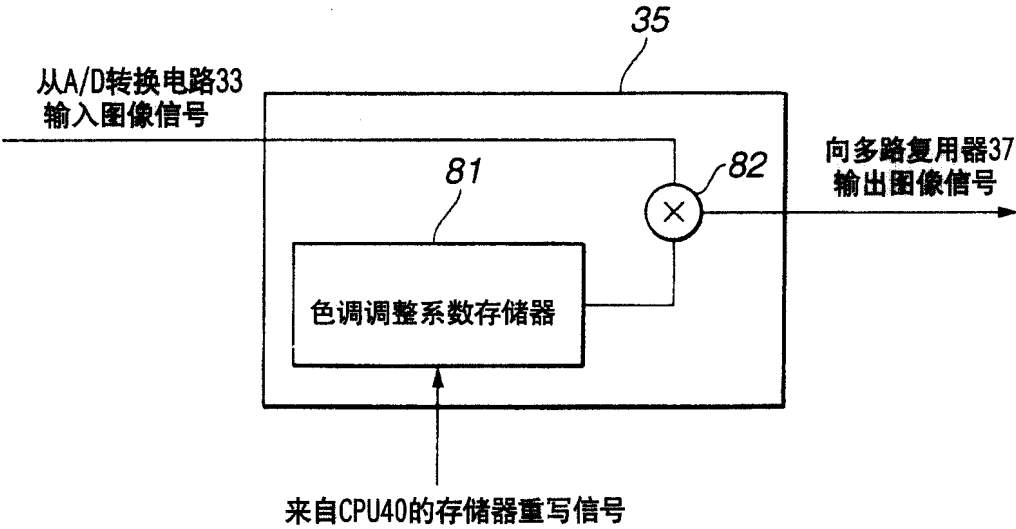


图7

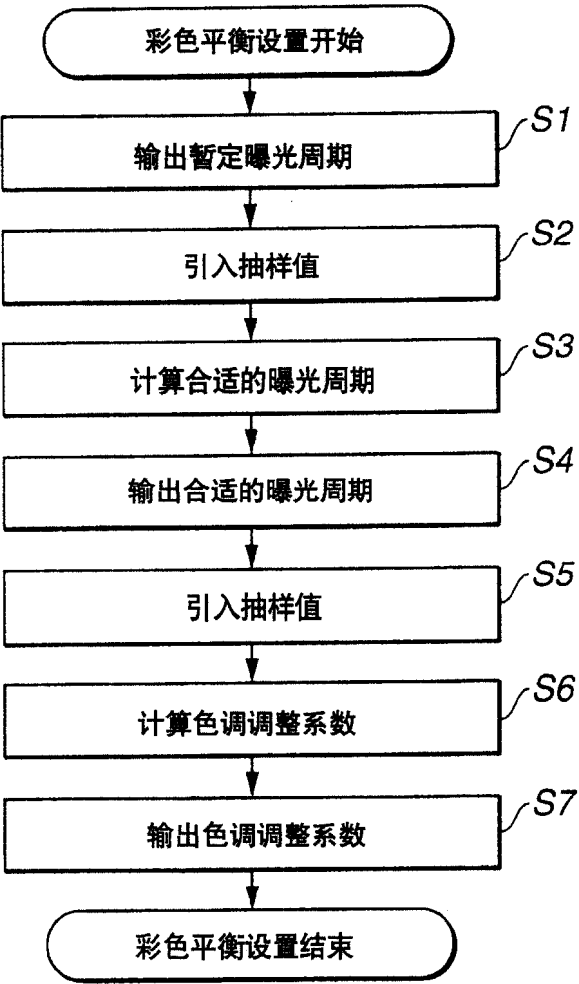


图8

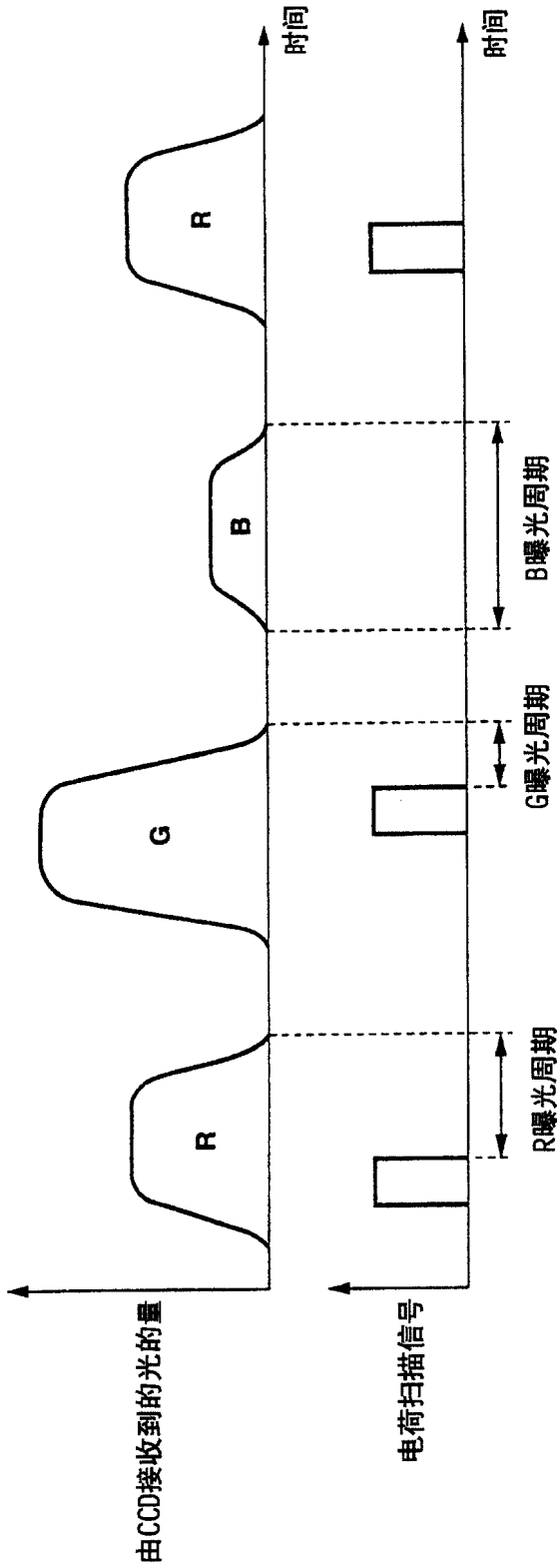


图9A

图9B

图10A

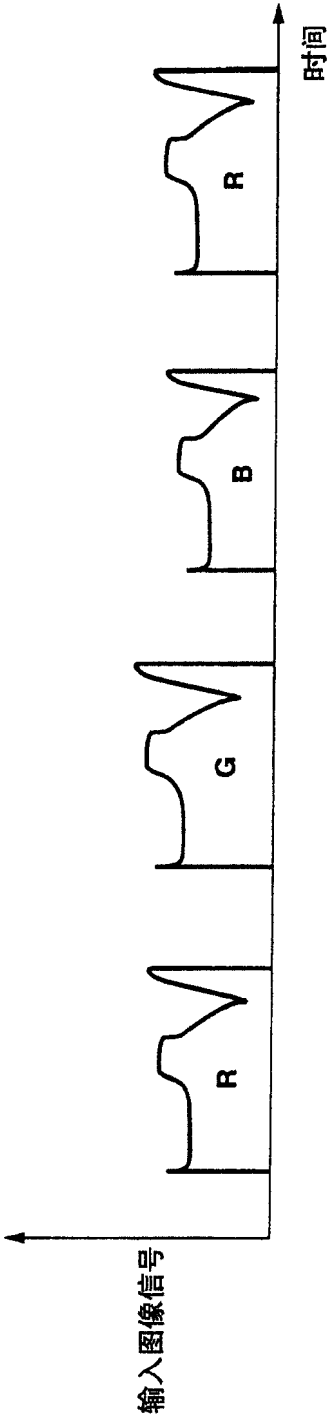


图10B

色调整系数	用于R的校正系数	用于G的校正系数	用于B的校正系数	用于R的校正系数
-------	----------	----------	----------	----------

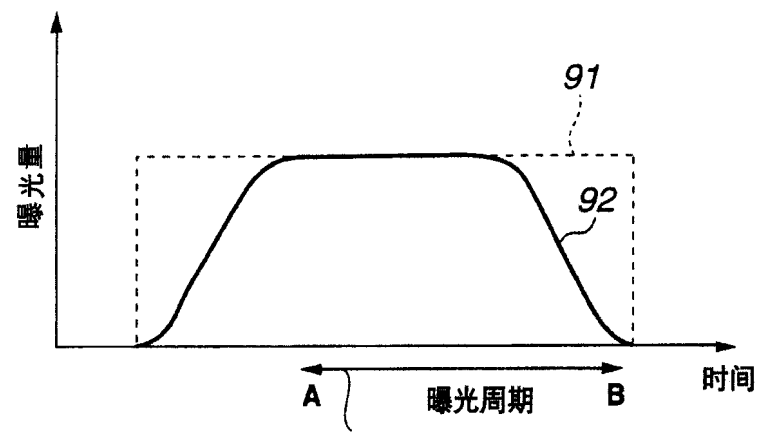


图11

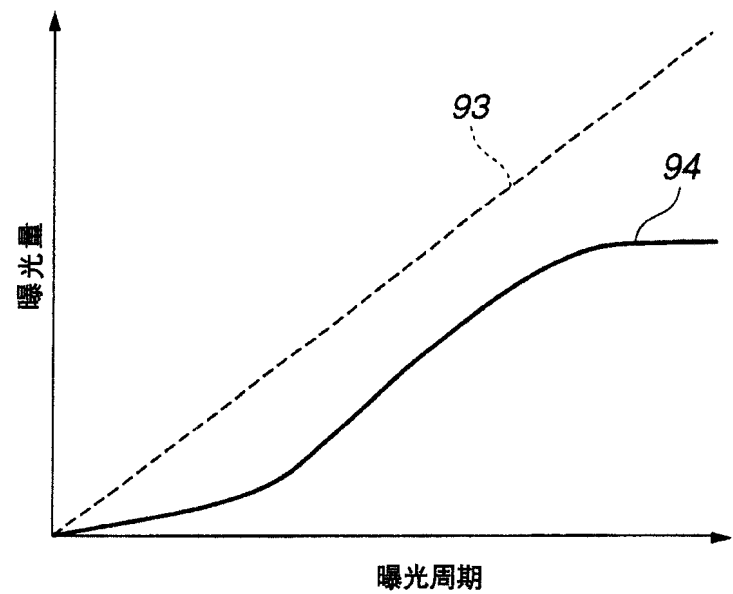


图12

