



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102397049 A

(43) 申请公布日 2012.04.04

(21) 申请号 201110221457.1

(22) 申请日 2011.08.03

(30) 优先权数据

2010-174179 2010.08.03 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 芦田毅 村山任 仲村贵行

平田英俊 原和义 山川真一

饭田孝之

(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 1/00(2006.01)

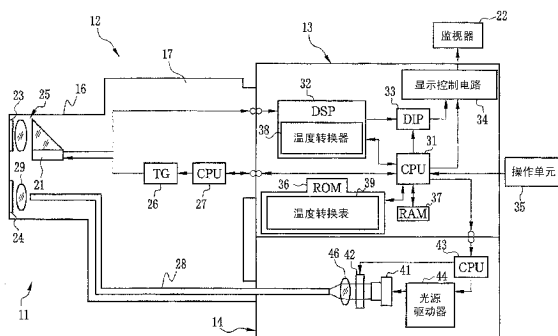
权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 10 页

### (54) 发明名称

电子内视镜系统

### (57) 摘要

公开了一种电子内视镜系统,包括电子内视镜、光源装置和温度转换器。电子内视镜在要插入患者体腔内的插入部的远端部中具有 CMOS 传感器。来自光源装置的照明光通过远端部施加至体腔。温度转换器获得来自 CMOS 传感器的成像信号中包含的光学黑色 (OB) 区的平均像素值,并使用温度转换表中的数据,逐帧地将平均 OB 像素值转换为 CMOS 传感器的温度。温度转换表表示平均 OB 像素值与 CMOS 传感器的温度之间的关系。根据 CMOS 传感器的温度调整照明光光量,防止图像质量劣化。



1. 一种电子内视镜系统,包括:

电子内视镜,包括要插入到对象内部的插入部、用于照明对象内部的照明部、以及用于捕获被照明的对象内部的图像的图像传感器,照明部通过插入部的远端施加照明光,图像传感器放置在远端处,图像传感器具有多个像素,每个像素具有光电转换功能;

存储器,用于存储温度转换信息,温度转换信息表示图像传感器的暗输出值与图像传感器的温度之间的关系;以及

温度转换器,用于获得来自图像传感器的暗输出值,并使用温度转换信息来确定温度。

2. 根据权利要求1所述的电子内视镜系统,还包括:光量控制器,用于根据温度控制照明光的光量。

3. 根据权利要求2所述的电子内视镜系统,其中,针对图像传感器的每N帧,获得暗输出值,N是大于或等于1的整数。

4. 根据权利要求3所述的电子内视镜系统,其中,针对每N帧,确定温度。

5. 根据权利要求4所述的电子内视镜系统,其中,当N大于或等于2时,使用第N帧的单独暗输出值或N帧的各个暗输出值的平均值,作为暗输出值。

6. 根据权利要求4所述的电子内视镜系统,其中,在照明光施加过程中的暂停期间,从图像传感器获得暗输出值。

7. 根据权利要求6所述的电子内视镜系统,其中,从部分像素获取暗像素值,该部分像素位于图像传感器中图像圈外部的区域中,所述暗像素值的平均值用作暗输出值。

8. 根据权利要求4所述的电子内视镜系统,其中,像素分为第一组和第二组,第一组用于捕获对象的图像,第二组用于获得暗输出值,第二组由遮光膜遮蔽。

9. 根据权利要求8所述的电子内视镜系统,其中,从第二组的各个像素获取的暗像素值的平均值用作暗输出值。

10. 根据权利要求9所述的电子内视镜系统,其中,暗输出值是N帧的暗像素值的平均值。

11. 根据权利要求4所述的电子内视镜系统,其中,存储器是存储了温度转换信息的表存储器。

12. 根据权利要求11所述的电子内视镜系统,其中,使用插值来计算与表存储器中未包含的暗输出值相对应的温度。

13. 根据权利要求4所述的电子内视镜系统,其中,光量控制器根据温度设置照明光的光量的上限,光量控制器控制照明光的光量不超过该上限。

14. 根据权利要求13所述的电子内视镜系统,其中,上限包括具有高光量的第一上限和具有低光量的第二上限,当温度超过作为高温度的第一温度时,光量控制器设置第二上限作为所述上限,当温度等于或低于作为低温度的第二温度时,光量控制器设置第一上限作为所述上限。

## 电子内视镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使用图像传感器来捕获对象内部的图像的电子内视镜系统。

### 背景技术

[0002] 在医疗和工业领域普遍使用电子内视镜系统检查对象。电子内视镜系统包括电子内视镜、连接至电子内视镜的处理装置、光源装置等。电子内视镜具有插入到对象内部的插入部。

[0003] 电子内视镜在插入部的远端 (distal end) 具有远端部。远端部包括用于向对象内部施加照明光的照明窗、以及用于捕获对象内部的图像的捕获窗。图像传感器 (成像设备) 通过捕获窗, 对照明光照明的对象内部的图像进行捕获。处理装置对图像传感器输出的成像信号进行多种处理, 以产生用于诊断的观察图像。在连接至处理装置的监视器上显示观察图像。光源装置具有光量可调整的白色光源, 并向电子内视镜提供照明光。在电子内视镜内插入贯通的光导将照明光引导至远端部。通过照明光学系统从照明窗向对象内部施加照明光。

[0004] 在使用电子内视镜期间, 由于光导的传输损失引起的热以及图像传感器发出的热, 远端部的温度升高。结果, 来自图像传感器的暗电流噪声增加, 这使得白缺陷像素 (所谓的白色光点) 显著。因此, 观察图像劣化。此外, 光电转换特性可能随温度而变化。由此, 成像信号可能饱和。

[0005] 为了防止远端部中温度升高, 已知一种电子内视镜系统, 具有用于监控远端部的温度的温度传感器 (参见日本专利特开 No. 63-071233 和 No. 2007-117538)。该电子内视镜系统控制照明光的光量, 以保持远端部的温度不超过预定值。

[0006] 日本专利特开 No. 2007-252516 和 No. 2008-035883 分别公开了一种在远端部具有 LED 的电子内视镜。由于 LED 通过发射照明光来释放热, 所以有必要根据使用温度传感器测量的远端部温度来控制或限制照明光的光量。

[0007] 如上所述, 测量远端部温度并控制照明光光量以最小化远端部中温度升高是不可或缺的。然而, 在远端部中安装温度传感器和信号传输线, 这需要额外的空间。相应地, 插入部, 尤其是插入部的远端部的直径增大。结果, 当电子内视镜用于医疗用途时, 增加了患者的身体负担。

[0008] 当根据远端部温度过度减少照明光光量时, 观察图像会变得太暗而无法进行诊断。为了适当控制光量, 必须尽可能精确地测量远端部的温度, 特别是图像传感器的温度。

### 发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种电子内视镜系统, 能够精确检测插入部的远端部的温度, 而无需使用温度传感器。

[0010] 为了实现上述和其他目的, 电子内视镜系统包括电子内视镜、存储器和温度转换器。电子内视镜包括要插入到对象内部的插入部、用于照明对象内部的照明部、以及用于捕

获被照明的对象内部的图像的图像传感器。照明部通过插入部的远端施加照明光。图像传感器放置在远端处。图像传感器具有多个像素。每个像素具有光电转换功能。存储器存储温度转换信息,温度转换信息表示图像传感器的暗输出值与图像传感器的温度之间的关系。温度转换器获得来自图像传感器的暗输出值,并使用温度转换信息来确定温度。

[0011] 优选地,电子内视镜系统还包括:光量控制器,用于根据温度控制照明光的光量。针对图像传感器的每  $N$  帧,获得暗输出值,  $N$  是大于或等于 1 的整数。针对每  $N$  帧,确定温度。当  $N$  大于或等于 2 时,使用第  $N$  帧的单独暗输出值或  $N$  帧的各个暗输出值的平均值,作为暗输出值。

[0012] 优选地,在照明光施加过程中的暂停期间,从图像传感器获得暗输出值。在这种情况下,从部分像素获取暗像素值。该部分像素位于图像传感器中图像圈外部的区域中。所获取的暗像素值的平均值用作暗输出值。

[0013] 优选地,像素分为第一组和第二组。第一组用于捕获对象的图像,第二组用于获得暗输出值。第二组由遮光膜遮蔽。从第二组的各个像素获取的暗像素值的平均值用作暗输出值。当针对每  $N$  帧执行温度检测时,该  $N$  帧的暗像素值的平均值可以用作暗输出值。

[0014] 优选地,存储器是存储了温度转换信息的表存储器。使用插值来计算针对表存储器中未包含的暗输出值的温度。

[0015] 优选地,光量控制器根据温度设置照明光的光量的上限,光量控制器控制照明光的光量不超过该上限。优选地,上限包括具有高光量的第一上限和具有低光量的第二上限,当温度超过第一温度(高温)时,光量控制器设置第二上限作为所述上限,当温度等于或低于第二温度(低温)时,光量控制器设置第一上限作为所述上限。

[0016] 在本发明中,根据图像传感器的输出来检测温度。这消除了对温度传感器的需要。由此,简化了电子内视镜的结构,并防止了插入部直径的增大。

## 附图说明

[0017] 从以下结合附图阅读的优选实施例的详细描述中,本发明的上述和其他目的和优点更加明显,在附图中,类似附图标记指示类似或相应部分,其中:

[0018] 图 1 是电子内视镜系统的外部视图;

[0019] 图 2 是示出了电子内视镜系统的电配置的框图;

[0020] 图 3 是 CMOS 传感器的平面图;

[0021] 图 4 是示出了 CMOS 传感器的电配置的框图;

[0022] 图 5 是示出了输出电路的电配置的框图;

[0023] 图 6 是示出了电子内视镜系统的操作步骤的流程图;

[0024] 图 7 是示出了 CMOS 传感器的温度与照明光光量上限之间的关系的图;

[0025] 图 8A 和 8B 示出了如何根据 CMOS 传感器温度的变化来切换光量上限;

[0026] 图 9 是照明光光量的三个不同上限的示例图;

[0027] 图 10 是照明光光量的上限的示例图;

[0028] 图 11 是示出了 CMOS 传感器的图像圈的示例的说明图;

[0029] 图 12 是具有孔径光阑机构(aperture stop mechanism)的光源设备的框图;

[0030] 图 13 是示出了孔径光阑机构的示例的说明图;以及

[0031] 图 14 是示出了使用 CCD 的配置的框图。

### 具体实施方式

[0032] 图 1 中电子内视镜系统 11 包括电子内视镜 12、处理装置 13 和光源装置 14。电子内视镜 12 例如是用于医疗用途,具有要插入患者体内的柔性插入部 16、连接至插入部 16 的基端部分的操作部 17、连接至处理装置 13 和光源装置 14 的连接器 18、以及将操作部 17 和连接器 18 连接的通用塞绳 (universal cord) 19。如图 2 所示,插入部 16 的远端 (以下称为远端部) 20 具有成像设备,例如 CMOS 图像传感器 (以下称为 CMOS 传感器) 21。

[0033] 操作部 17 具有操作组件,例如用于沿垂直和水平方向引导远端部 20 的角度旋钮 (angle knob),用于从远端部 20 上提供的喷嘴喷射空气和水的空气 / 水按钮,用于记录静止观察图像的释放按钮,以及用于指示监视器 22 上显示的观察图像的扩大或缩小的变焦按钮。在操作部 17 的端部形成有镊钳入口 (forceps inlet)。通过镊钳入口插入医疗仪器,例如电手术刀。镊钳入口通过贯通插入部 16 的镊钳通道连接至在远端部 20 中提供的镊钳出口 (forceps outlet)。

[0034] 处理装置 13 电连接至光源装置 14,并控制电子内视镜系统 11 的整体操作。处理装置 13 通过插入贯通通用塞绳 19 和插入部 16 的传输缆线向电子内视镜 12 提供电能,并控制 CMOS 传感器 21。处理装置 13 通过该传输缆线获得从 CMOS 传感器 21 输出的成像信号。处理装置 13 对成像信号执行多种处理,以产生图像数据。图像数据作为观察图像显示在监视器 22 上,监视器 22 通过缆线与处理装置 13 连接。

[0035] 如图 2 所示,远端部 20 具有镊钳出口、空气 / 水喷嘴、捕获窗 23、照明窗 24 等。CMOS 传感器 21 放置在捕获窗 23 后面,以便通过物镜光学系统 25 形成患者体内的图像。物镜光学系统 25 包括透镜组和棱镜。照明光通过照明窗 24 施加至患者体内。光源装置 14 向电子内视镜 12 提供照明光。通过光导 28 将照明光引导至电子内视镜 12 的照明透镜 29。光导 28 延伸通过通用塞绳 19 并在电子内视镜 12 的插入部 16 中延伸。照明透镜 29 位于光导 28 的出射端。通过照明窗 24 从照明透镜 29 向患者体内施加照明光。

[0036] CMOS 传感器 21 用于捕获被照明的患者体内的图像。CMOS 传感器 21 具有二维布置的多个像素 (见图 4)。每个像素 62 具有光电转换功能。每个像素输出累积的信号电荷作为像素信号。每个像素信号按照时间序列被读取并形成成像信号。

[0037] 如图 3 所示,CMOS 传感器 21 具有成像表面 51。多个像素 62 布置在成像表面 51 上。成像表面 51 具有允许在其上入射光的有效区 52、以及围绕有效区 52 的光学黑区 (optical black region,以下简称为 OB 区) 53。有效区 52 和 OB 区 53 彼此区分开来。有效区 52 是图像捕获区。有效区 52 中每个像素根据入射光累积信号电荷,并在读取时输出信号电荷作为有效像素信号。另一方面,OB 区 53 是由遮光膜遮蔽的非图像捕获区。OB 区 53 根据暗电流累积信号电荷,并输出信号电荷作为 OB 像素信号。在有效区 52 的像素中也产生暗电流,该暗电流变为有效像素信号中的噪声。

[0038] 有效区 52 中每个像素具有滤色器,滤色器包括例如拜耳布置 (Bayer arrangement) 形式的多个色段 (color segment)。滤色器可以具有加性的原色 (红、绿和蓝) 或者减性的原色 (青、品红和黄,或者青、品红、黄和绿)。

[0039] CMOS 传感器 21 逐线 (行线或列线) 地读取像素 62 的像素信号。相应地,一条线

的成像信号具有有效区 52 的有效像素信号,该有效像素信号夹在相应 OB 区 53 的 OB 像素信号之间。每一条线中 OB 信号的平均值用于从该条线的有效像素信号中减少暗电流导致的噪声。此外,一帧的 OB 信号的平均值(作为暗输出值)也用于检测 CMOS 传感器 21 的温度。温度检测是逐帧执行的。

[0040] 在位于有效区 52 的边缘的 OB 区 53 中,仅利用 OB 像素信号形成扫描线。然而,该扫描线仅在消隐时段(blanking period)中产生,并被省略。扫描线中的 OB 信号也可以用于获得暗输出值。

[0041] 操作部 17 具有时序发生器(以下简称为 TG)26 和 CPU 27。TG 26 向 CMOS 传感器 21 提供时钟信号。CMOS 传感器 21 根据从 TG26 输入的时钟信号执行成像操作,并输出成像信号。TG 26 可以设置在 CMOS 传感器 21 中。在电子内视镜 12 连接至处理装置 13 之后,电子内视镜 12 的 CPU 27 基于来自处理装置 13 的 CPU 31 的指令,启动 TG 26。

[0042] 从 CMOS 传感器 21 输出的成像信号通过通用塞绳 19 和连接器 18 输入到处理装置 13。然后,将成像信号暂时存储在数字信号处理电路(以下简称为 DSP)32 的工作存储器(未示出)中。

[0043] 处理装置 13 包括 CPU 31、DSP 32、数字图像处理电路(以下简称为 DIP)33、显示控制电路 34、操作单元 35 等。

[0044] 处理装置 13 的 CPU 31 通过数据总线、地址总线和控制线(全部均未示出)连接至处理装置 13 的每个部分,以控制处理装置 13 的整体操作。ROM 36 存储多种程序(OS、应用程序等)和数据(图形数据等),用于控制处理装置 13 的操作。CPU 31 从 ROM 36 中读取程序和数据,并将它们在作为工作存储器的 RAM 37 中展开,以顺序地执行。CPU 31 从操作单元 35 和/或例如 LAN 等网络获得文本信息(例如,随着每次检查而不同的检查日期、患者信息和操作员信息),并将文本信息存储在 RAM 37 中。

[0045] DSP 32 对有效像素信号(作为来自 CMOS 传感器 21 的成像信号的一部分)进行多种信号处理,例如色分离、色插值、增益校正、白平衡调整和伽马校正等,以产生图像信号。将产生的图像信号输入至 DIP 33 的工作存储器。DSP 32 根据例如像素数据产生自动光控制(以下简称为 ALC)所必需的数据(以下简称为 ALC 数据),并将 ALC 数据输入到 CPU 31。稍后将描述 ALC。ALC 数据包括像素亮度值的平均值等。

[0046] DSP 32 还具有用于检测 CMOS 传感器 21 的温度的温度转换器 38。温度转换器 38 从来自 CMOS 传感器 21 的成像信号之中获得来自 OB 像素信号的暗输出值。温度转换器 38 基于温度转换表 39 的数据,将暗输出值转换为 CMOS 传感器 21 的温度。在本实施例中,作为一帧的 OB 像素信号的平均值的平均 OB 像素值用作暗输出值。温度转换表 39 是包含 CMOS 传感器 21 的温度与平均 OB 像素值之间关系的数据表,所述数据表基于在检测 CMOS 传感器 21 的温度之前执行的实际测量。温度转换表 39 存储在作为 ROM 36 的一部分的表存储器中。CMOS 传感器 21 的温度与平均 OB 像素值之间的关系基本上不受 CMOS 传感器 21 之间的个体差异的影响。相反,平均 OB 像素值相对于 CMOS 传感器 21 中的温度升高而呈指数地增大。例如,CMOS 传感器 21 的温度每升高 8℃,平均 OB 像素值基本上翻倍。通过平均 OB 像素值的转换而确定的 CMOS 传感器 21 温度用于控制照明光光量。这里,忽略 CMOS 传感器 21 之间的个体差异。为了更加精确,可以为每个 CMOS 传感器 21 单独创建温度转换表 39。可以定期维护等方式更新温度转换表 39,以反映使用时的误差或个体差异。

[0047] D1P 33 对 DSP 32 中产生的图像数据执行多种图像处理,例如电子缩放、颜色增强和边缘增强等。然后,将图像数据作为观察图像输入至显示控制电路 34。

[0048] 显示控制电路 34 具有用于存储从 D1P 33 输入的观察图像的 VRAM。显示控制电路 34 通过 CPU 31 从 ROM 36 和 RAM 37 接收图形数据等。图形数据等包括显示掩模 (display mask)、文本信息和 GUI。显示掩模允许仅显示有效区 52 中其上捕获了观察图像的成像区域。文本信息包括检查日期、检查时间、患者信息和操作员信息。显示控制电路 34 将显示掩模、文本信息和 GUI 叠加到 VRAM 中存储的观察图像上,然后将观察图像转换成符合监视器 22 的显示格式的视频信号 (分量信号、合成信号等),并向监视器 22 输出该视频信号。由此,在监视器 22 上显示观察图像。

[0049] 操作单元 35 是提供给处理装置 13 的外壳的已知输入设备,例如操作面板、鼠标和键盘。操作单元 35 也包括电子内视镜 12 的操作部 17 中的按钮等。处理装置 13 的 CPU31 响应于来自操作单元 35 的操作信号,启动电子内视镜系统 11 的每个部分。

[0050] 此外,处理装置 13 具有压缩电路、介质 I/F、网络 I/F 等。压缩电路以预定格式 (例如, JPEG 格式) 压缩图像数据。介质 I/F 响应于释放按钮的操作,将压缩的图像数据记录在可拆卸介质中。网络 I/F 控制处理装置 13 与 LAN 等网络之间的多种数据传输。压缩电路、介质 I/F、网络 I/F 等经由数据总线等连接至 CPU 31。

[0051] 光源装置 14 具有光源 41、波长选择滤波器 42 和 CPU 43。光源 41 发射从红色到蓝色的宽波长范围中的光 (例如,基本上从 400nm 到 800nm 的波长范围中的光,下面简称为正常光)。光源 41 能够控制从其发射的照明光的光量。光源 41 包括例如 LED 或 LD,并由光源驱动器 44 驱动。通过聚光透镜 46 将光源 41 发射的照明光聚焦到光导 28 的入射端上。

[0052] 在来自光源 41 的照明光之中,波长选择滤波器 42 仅允许预定波长范围中的窄带光 (下面称为特殊光) 通过。波长选择滤波器 42 是半圆形盘,被旋转以在光源 41 和聚光透镜 46 之间插入或退出。波长选择滤波器 42 由电机旋转,并具有用于检测其位置的传感器。在波长选择滤波器 42 的旋转期间,当波长选择滤波器 42 插入到光源 41 和聚光透镜 46 之间时,施加特殊光 (特殊光通过波长选择滤波器 42),当波长选择滤波器 42 从光源 41 和聚光透镜 46 之间退出时,施加正常光。特殊光的示例包括波长在 450nm、500nm、550nm、600nm 和 780nm 附近的光。

[0053] 使用波长在 450nm 附近的特殊光进行成像,这适合观察身体部位的表面上的精细结构,例如表面血管和麻点图案。波长在 500nm 附近的照明光适合对身体部位的凹进和凸出进行宏观观察。波长在 550nm 附近的照明光被血色素大量吸收,因此适合观察微脉管和红肿发炎。波长在 600nm 附近的照明光适合观察增生或增厚。为了清楚观察深的血管,静脉注射荧光材料,例如靛蓝花青绿 (ICG),并施加波长在 780nm 附近的照明光。

[0054] 取代波长选择滤波器 42 或者附加地,可以使用发射不同波长范围中的光的 LED 或 LD 作为光源 41。可以按需开启或关闭 LED 或 LD,以在正常光与特殊光之间切换。备选地,可以使用磷光体或荧光材料。当暴露给蓝色激光束时,荧光材料发射绿色至红色激励光,用作正常光。此外,波长选择滤波器 42 可以用于仅透射特殊光。

[0055] 光源装置 14 的 CPU 43 与处理装置 13 的 CPU 31 通信,以控制波长选择滤波器 42 的操作。CPU 43 用作自动光控制设备,用于控制光源驱动器 44 根据成像条件自动控制照明光的光量。CPU 43 基于 DSP 32 产生的 ALC 数据,执行自动光控制 (以下简称为 ALC)。

[0056] 为执行 ALC,光源装置 14 的 CPU 43 在每一帧,经由处理装置 13 的 CPU 31,检测 CMOS 21 的温度。CPU 43 根据 CMOS 传感器 21 的温度,对光源 41 输出的照明光的光量设置上限。

[0057] 例如,如图 7 所示,针对 CMOS 传感器 21 的温度,预先设定高和低阈值  $T_a$  和  $T_b$  ( $T_a > T_b$ ),并且预先设定照明光光量的高和低上限  $L_a$  和  $L_b$  ( $L_a > L_b$ )。高和低上限  $L_a$  和  $L_b$  对应于高和低阈值  $T_a$  和  $T_b$ 。当 CMOS 21 的温度超过高阈值  $T_a$  (例如,  $60^{\circ}\text{C}$ ) 时, CPU 43 设置低上限  $L_b$  作为上限。执行 ALC,使得照明光的光量在不超过低上限  $L_b$  的范围内。另一方面,当 CMOS 21 的温度等于或低于低阈值  $T_b$  (例如,  $50^{\circ}\text{C}$ ) 时, CPU 43 设置高上限  $L_a$  作为上限,并执行 ALC,使得照明光的光量在不超过高上限  $L_a$  的范围内。

[0058] 将针对 CMOS 传感器 21 的温度的高和低阈值  $T_a$  和  $T_b$  设定为一范围内的预定值,在该范围中确保了 CMOS 传感器 21 的正常操作 (即,在白色光点不显著或不显而易见的温度范围内)。对于电子内视镜 12,逐个型号地设置照明光光量的高和低上限  $L_a$  和  $L_b$ 。这是因为光导 28 中的传输损失以及至 CMOS 传感器 21 的热传递随电子内视镜 12 的型号而改变。换言之,至 CMOS 传感器 21 的热传递依赖于插入部 16 内部的结构,并且该结构随电子内视镜 12 的型号而改变。高和低阈值  $T_a$  和  $T_b$  例如存储在 ROM 36 中。

[0059] 例如,光导 28 是使用条带 (tape) 捆绑在一起的石英光纤束。通过照明透镜 29 将引导至光导 28 的出射端的照明光分散,并施加至患者身体内部。

[0060] 如图 4 所示, CMOS 传感器 21 包括垂直扫描电路 56、相关双采样 (CDS) 电路 57、列选择晶体管 58、水平扫描电路 59、以及输出电路 61。

[0061] 像素 62 以例如二维方式在成像表面 51 上布置成矩阵。像素 62 中每一个像素具有光电二极管 D1、放大晶体管 M1、像素选择晶体管 M2 和复位晶体管 M3。光电二极管 D1 根据入射光量将入射光光电转换成信号电荷,并累积信号电荷。由放大晶体管 M1 将光电二极管 D1 中累积的信号电荷放大作为像素信号,然后由像素选择晶体管 M2 以预定间隔读出。根据接收到的光量或电荷累积时间,按照时序,通过复位晶体管 M3 向漏极传送光电二极管 D1 中累积的信号电荷。像素选择晶体管 M2 和复位晶体管 M3 各自是 N 沟道晶体管,当高电平“1”施加至栅极时,该 N 沟道晶体管导通,而当低电平“0”施加至栅极时,该 N 沟道晶体管截止。

[0062] 在成像表面 51 中,沿水平方向 (X 方向),行选择线 L1 和行复位线 L2 连接至垂直扫描电路 56。列信号线 L3 沿垂直方向 (Y 方向) 连接至 CDS 电路 57。行选择线 L1 连接至像素选择晶体管 M2 的栅极。行复位线 L2 连接至复位晶体管 M3 的栅极。列信号线 L3 连接至像素选择晶体管 M2 的源极。列信号线 L3 通过 CDS 电路 57 连接至相应列的列选择晶体管 58。“行”和“列”仅用于指示彼此的相对关系。

[0063] CDS 电路 57 基于从 TG 26 输入的时钟信号,对来自连接至垂直扫描电路 56 所选择的行选择线 L1 的像素 62 的像素信号进行保持,并从像素信号中去除噪声。水平扫描电路 59 基于从 TG 26 输入的时钟信号,产生水平扫描信号,以控制列选择晶体管 58 的导通和截止。

[0064] 列选择晶体管 58 设置在 CDS 电路 57 与连接至输出电路 61 的输出总线线路 63 之间。列选择晶体管 58 响应于水平扫描信号,选择像素,来自该像素的像素信号传送给输出总线线路 63。



[0065] 按照时间序列读出的像素信号中的每一个作为成像信号通过输出总线线路 63 发送给输出电路 61。输出电路 61 放大成像信号并对其执行 A/D 转换,然后输出作为数字数据的成像信号。通过从 CPU 27 向输出电路 61 输入增益控制信号,来控制用于放大成像信号的放大因子。输出电路 61 根据位于 OB 区 53 中的各个像素 62 的 OB 像素值,对像素 62 逐列地计算平均 OB 像素值(平均暗输出值)。输出电路 61 从位于有效区 52 中的每个像素 62 的有效像素值中减去平均 OB 像素值。由此,输出电路 61 对有效区 52 中的有效成像信号执行暗电流校正。然后,输出电路 61 对暗电流校正后的有效成像信号和平均 OB 像素信号进行 A/D 转换。输出电路 61 输出一条线的成像信号,其中平均 OB 像素信号和有效成像信号按照这种顺序依次排列。

[0066] 如图 5 所示,例如,输出电路 61 具有平均 OB 像素值计算器 71、平均 OB 像素值存储器 72 和 LVDS(低压差分信号)电路 73。

[0067] 从 CDS 电路 57 输出的每一条线的成像信号被输入至分离器 70。分离器 70 将成像信号分离成有效像素信号和 OB 像素信号。OB 像素信号输入至平均 OB 像素值计算器 71。平均 OB 像素值计算器 71 逐线地将 OB 像素值(暗输出值)平均并计算平均 OB 像素值(平均暗输出值)。A/D 转换器 74 将平均 OB 像素值转换成数字数据,然后,数字的平均 OB 像素值暂时存储在平均 OB 像素值存储器 72 中。

[0068] 在分离器 70 中分离出的有效像素信号通过一条线(one-line)的延迟电路(未示出)输入至放大器 75。D/A 转换器 78 将平均 OB 像素值转换回模拟数据,然后输入至放大器 75。放大器 75 从有效像素值中减去平均 OB 像素值,以执行暗电流校正,然后以预定放大因子放大有效像素信号。从放大器 75 按照时间序列输出的每个有效像素信号(即,有效成像信号)被 A/D 转换器 76 转换为数字数据,然后输入至并行-串行转换器(PSC)77。

[0069] 当暗电流校正后的有效成像信号以及来自平均 OB 像素值存储器 72 的平均 OB 像素值输入到 PSC 77 时,PSC 77 生成成像信号,在该成像信号中,平均 OB 像素值和多个有效像素值按照这种顺序依次排列。成像信号是 N 比特的数字数据。数字成像信号被转换为串行信号(其中 N 比特中每一个比特被串行化),然后被输入至 LVDS 电路 73。

[0070] LVDS 电路 73 是使用两条传输线来传输小幅度信号的差分接口。LVDS 电路 73 将经由 PSC 77 输入的成像信号传输至 DSP 32。在 DSP 32 中,由串行-并行转换器(未示出)将从 LVDS 电路 37 输入的串行成像信号转换成并行信号,然后其被接收。

[0071] 接下来,描述如上配置的电子内视镜系统 11 的操作。为了使用电子内视镜 12 观察患者身体内部,操作员连接电子内视镜 12、处理装置 13 和光源装置 14,然后开启处理装置 13 和光源装置 14。使用操作单元 35 输入患者信息等。将插入部 16 插入到患者体内以开始检查。响应于开始检查的指令,在通过远端部 20 的照明窗 24 施加照明光(例如,正常光)的同时,CMOS 传感器 21 捕获患者身体内部的图像。CMOS 传感器 21 输出所捕获图像的成像信号。基于成像信号产生观察图像,并将其显示在监视器 22 上。

[0072] 如图 6 所示,在以预定光量的照明光照射患者身体内部的同时使用电子内视镜 12 捕获图像时(S11),CMOS 传感器 21 输出成像信号(S12)。在该步骤,CMOS 传感器 21 逐列地从各个像素 62 输出的信号之中,计算平均 OB 像素值,平均 OB 像素值是位于 OB 区 53 中的像素 62 的 OB 像素值的平均值。CMOS 传感器 21 从位于有效区 52 中的每个像素 62 的有效像素值中减去平均 OB 像素值,以执行暗电流校正。然后,CMOS 传感器 21 生成成像信号,其

中平均 OB 像素值被添加至一条线的校正后有效像素值。成像信号输入至 DSP 32。

[0073] 在来自 CMOS 传感器 21 的一条线的成像信号之中,DSP 32 逐线地对有效像素信号执行多种信号处理,例如色分离、色插值、增益校正、白平衡调整和伽马校正。由此产生图像信号。图像信号输入至 DIP 33。DSP 32 根据产生的成像信号计算一帧的平均亮度等。一帧的平均亮度等用作 ALC 数据。DSP 32 将 ALC 数据经由处理装置 13 的 CPU 31 输入至光源装置 14 的 CPU 43。DIP 33 对输入的图像信号执行多种图像处理,例如电子缩放、颜色增强和边缘增强。由此,产生观察图像。通过显示控制电路 34 将观察图像显示在监视器 22 上。

[0074] 另一方面,DSP 32 根据一条线的成像信号之中的平均 OB 像素值,使用算术平均来计算一帧的平均 OB 像素值(暗输出值)。温度转换器 38 基于温度转换表 39 中存储的平均 OB 像素值(暗输出值)与温度之间的关系,将平均 OB 像素值转换为 CMOS 传感器 21 的温度(S13)。针对每一帧获得 CMOS 传感器 21 的温度的数据,并通过处理装置 13 的 CPU 31 将数据输入至光源装置 14 的 CPU 43,CPU 43 执行光源 41 的 ALC。

[0075] 根据输入的 CMOS 传感器 21 的温度,光源装置 14 的 CPU 43 对用于执行 ALC 的照明光的光量设置上限,即预先设定的上限 La 和 Lb 之一(S14)。CPU 43 自动将光源 41 发射的照明光的光量控制在不超过上限 La 或 Lb 的范围内(S15)。

[0076] 重复电子内视镜系统 11 的上述操作步骤,直到检查结束,并中止对患者身体内部的图像捕获。

[0077] 如图 7 所示,在 CMOS 传感器 21 的温度升高和降低之间,CMOS 传感器 21 的温度和照明光光量上限之间的关系发生变化。当 CMOS 传感器 21 的温度不高并开始升高时,例如,紧接在检查开始之后,将光量上限设置为高上限 La。保持高上限 La,直到 CMOS 传感器 21 的温度达到 Ta(高温阈值)。当 CMOS 传感器 21 的温度超出高温阈值 Ta 时,将光量上限切换为低上限 Tb。在将光量上限设置为低上限 Lb 之后,当 CMOS 传感器 21 的温度降低时,保持低上限 Lb,直到 CMOS 传感器 21 的温度达到 Tb(低温阈值)。当 CMOS 传感器 21 的温度等于或低于低阈值 Tb 时,将低上限 Lb 切换为高上限 La。

[0078] 如图 8A 和 8B 所示,例如,从紧接检查开始之后到时间 A<sub>1</sub>,照明光光量上限设置为高上限 La,以执行 ALC。基于 ALC 数据,光源装置 14 的 CPU 43 自动将照明光光量控制在不超过高上限 La 的范围内,以便在监视器 32 上显示适合诊断的观察图像。

[0079] 在体腔内部进行图像捕获期间,当 CMOS 传感器 21 的温度在时间 A<sub>1</sub> 超过温度 Ta 时,光源装置 14 的 CPU 43 从高上限 La 切换到低上限 Lb。基于 ALC 数据,CPU 43 自动将照明光光量控制在不超过低上限 Lb 的范围内。即使由 ALC 数据确定的为捕获适合诊断的观察图像而必需的照明光光量超过低上限 Lb,照明光光量也被限制为不超过该低上限 Lb。由此,例如,相比于在紧接检查开始之后与时间 A<sub>1</sub> 之间的时段中,在时间 A<sub>1</sub> 与时间 B<sub>1</sub> 之间的时段中,照明光光量减少。结果,在远端部 20 中,减少了由光导 28 的传输损失引起的热。

[0080] 如上所述,在自动光控制下,使用不超过低上限 Lb 的光量的照明光,继续进行图像捕获。当 CMOS 传感器 21 的温度在时间 B<sub>1</sub> 等于或低于低温阈值 Tb 时,光源装置 14 的 CPU 43 从低上限 Lb 切换到高上限 La。由此,相比于在时间 A<sub>1</sub> 与时间 B<sub>1</sub> 之间的时段中,在时间 B<sub>1</sub> 与时间 A<sub>2</sub> 之间的时段中,在不超过上限 La 的范围内施加具有更高光量的照明光。

[0081] 此后,以上述相同方式,光源装置 14 的 CPU 43 在根据 CMOS 传感器 21 的温度在照明光光量的上限之间进行切换的同时,执行 ALC。由此,即使在图像捕获期间连续施加不超

过上限 La 或 Lb 的光量的照明光, CMOS 传感器 21 的温度也实质上保持在低温度阈值 Tb 与高温度阈值 Ta 之间。

[0082] 如上所述, 电子内视镜系统 11 不使用温度传感器来检测远端部 20 的温度, 具体的是 CMOS 传感器 21 的温度。而是, 电子内视镜系统 11 使用 CMOS 传感器 21 的暗电流来间接检测 CMOS 传感器 21 的温度。这消除了对温度传感器和信号传输线的空间的需要。因此, 有利于减小插入部 16 的直径。

[0083] 基于来自 CMOS 传感器 21 的成像信号, 检测 CMOS 传感器 21 的温度。因此精确地确定 CMOS 传感器 21 的温度。

[0084] 电子内视镜系统 11 在 ALC 期间根据 CMOS 传感器 21 的温度, 在照明光光量的高和低上限之间切换。因此, 可以在宽范围内设置针对 CMOS 传感器 21 温度的高和低阈值 Ta 和 Tb 以及光量的高和低上限 La 和 Lb。当温度传感器与 CMOS 传感器 21 分离时, 使用温度传感器测量的温度通常不符合 CMOS 传感器 21 的实际温度。在这种情况下, 为了确保 CMOS 传感器 21 的温度不超过预定值, 需要在比上述范围窄的范围内设置高和低阈值 Ta 和 Tb 以及高和低上限 La 和 Lb。

[0085] 在 ALC 期间, 电子内视镜系统 11 在两个光量上限之间的切换具有相对于 CMOS 传感器 21 温度变化的滞后 (参见图 7)。这防止了两个上限之间的频繁切换。因此, 减少了照明光亮度和观察图像亮度振荡而引起的不适感和不方便。如果没有滞后, 并且无论 CMOS 传感器 21 的温度是升高还是降低, 都以相同条件来切换上限, 则可能会频繁地反复切换。例如, CMOS 传感器 21 的温度可能在低上限切换到高上限的时刻升高, 这导致从高上限切换到低上限, 反之亦然。

[0086] 在上述实施例中, 作为示例, 使用正常光作为照明光。备选地, 可以使用特殊光作为照明光。正常光和特殊光可以结合使用, 或者在需要时彼此切换。

[0087] 在上述实施例中, 作为示例, 使用彩色图像传感器。备选地, 可以使用单色图像传感器。使用旋转滤色器将照明光的颜色依次切换为红色、绿色和蓝色, 以逐帧地获得每种颜色的成像信号 (所谓的顺序方法)。

[0088] 在上述实施例中, 通过逐帧 (针对每一帧) 计算平均 OB 像素值, 来确定 CMOS 传感器 21 的温度。因为 CMOS 传感器 21 的帧速率是例如 60fps 或 30fps, 并且这足够快于 CMOS 传感器 21 的温度变化速度, 所以可以每 N (N 是大于或等于 2 的整数) 帧检测一次温度, 例如, 每 5 帧。在这种情况下, 也可以针对每 5 帧计算平均 OB 像素值。

[0089] 为针对每 N 帧检测温度, 可以使用相应 N 帧的平均像素值 (N 帧平均像素值) 的算术平均, 而不是第 N 帧的平均 OB 像素值。该 N 帧平均像素值进一步减小了随机噪声的影响。因此, 精确检测 CMOS 传感器 21 的温度。

[0090] 在上述实施例中, 使用 OB 区 53 中所有 OB 像素, 来获得一帧的平均 OB 像素值 (暗输出值)。备选地, 可以使用 OB 区 53 中单个 OB 像素的像素值, 作为暗输出值。备选地, 可以使用 OB 区 53 内部预定区域上的 OB 像素的平均 OB 像素值, 作为暗输出值。由此, 辅助了暗输出值的计算。

[0091] 在上述实施例中, 逐线地获得平均 OB 像素值, 并逐线地执行有效成像信号的暗电流校正。备选地, 可以预先获得一帧的平均 OB 像素值 (帧平均 OB 像素值)。可以使用帧平均 OB 像素值来校正帧内的有效成像信号。此外, 由于输出的 OB 像素信号之间夹有有效像

素信号,所以可以使用前一条线的平均 OB 像素值来校正下一条线的有效成像信号。此外,前一帧的帧平均 OB 像素值可以用于下一帧的暗电流校正。

[0092] 在上述实施例中,逐线地计算平均 OB 像素值。备选地,可以直接计算整个 OB 区 53 的平均 OB 像素值。备选地,可以对前一条线的 OB 像素值和下一条线的 OB 像素值求平均,以计算新的平均 OB 像素值。例如,可以在一帧中,逐线地累积地更新平均像素值。由此,进一步减小了时变随机噪声。因此,精确检测 CMOS 传感器 21 的温度。

[0093] 在上述实施例中,作为示例,考虑到温度转换表 39 中存储的平均 OB 像素值与 CMOS 传感器 21 的温度之间的关系,将平均 OB 像素值转换为 CMOS 传感器 21 的温度。在温度转换表 39 中预先存储的数据可以是离散的。当温度转换表 39 未包含与所获得的平均 OB 像素值对应的 CMOS 传感器 21 的温度时,优选地,通过使用温度转换表 39 中包含的数据进行插值,来计算对应的温度。由此,减少了温度转换表 39 的数据容量。此外,更易于执行用于创建温度转换表 39 的测量。

[0094] 在上述实施例中,作为示例,使用温度转换表 39 作为对平均 OB 像素值与 CMOS 传感器 21 的温度之间的关系进行表示的信息。可以获得 CMOS 传感器 21 的温度与平均 OB 像素值之间的关系的函数表达式或函数公式,来取代温度转换表 39。可以使用函数表达式,根据平均 OB 像素值计算 CMOS 传感器 21 的温度。

[0095] 在上述实施例中,作为示例,将平均 OB 像素值转换为 CMOS 传感器 21 的温度。平均 OB 像素值与 CMOS 传感器 21 的温度之间的关系实质上恒定,这允许省去将平均 OB 像素值转换为 CMOS 传感器 21 的温度的步骤。即,可以仅仅基于平均 OB 像素值来设置照明光光量上限。在上述实施例中,关于 CMOS 传感器 21 的温度来设置温度阈值 Ta 和 Tb。另一方面,当在不转换为 CMOS 传感器 21 的温度的情况下,使用平均 OB 像素值作为 ALC 的参数,可以基于平均 OB 像素值来设置温度阈值。

[0096] 在上述实施例中,作为示例,关于 CMOS 传感器 21 的温度设置了两个温度阈值 Ta 和 Tb,并且针对照明光光量设置了两个上限 La 和 Lb。可以按照需求,设置温度阈值的个数和上限的个数。

[0097] 优选地,对 CMOS 传感器 21 的温度设置三个或更多个温度阈值。优选地,对照明光光量设置三个或更多个上限。例如,如图 9 所示,关于 CMOS 传感器 21 的温度设置了三个阈值 Ta、Tb 和 Tc ( $T_a > T_b > T_c$ )。关于照明光光量设置了三个上限 La、Lb 和 Lc ( $L_a > L_b > L_c$ )。在 CMOS 传感器 21 的温度 T 升高期间,当温度 T 满足  $T < T_c$  时,将光量上限设置为最高上限 La。当温度 T 满足  $T_b \leq T (< T_a)$  时,最高上限 La 切换到中等上限 Lb。当温度 T 满足  $T_a \leq T$  时,中等上限 Lb 切换到最低上限 Lc。另一方面,为降低 CMOS 传感器 21 的温度 T,当温度 T 满足  $T_b < T$  时,将光量上限设置到最低上限 Lc。当温度 T 满足  $(T_c < )T \leq T_b$  时,最低上限 Lc 切换到中等上限 Lb。此后,当温度 T 满足  $T \leq T_c$  时,中等上限 Lb 切换到最高上限 La。因此,随着温度阈值个数的增多,更加平滑地调整照明光光量。结果,减小了照明光亮度和观察图像亮度的振动所导致的不适感和不方便。

[0098] 在上述实施例中,温度阈值 (Ta 和 Tb) 的个数与照明光光量上限 (La 和 Lb) 的个数相等。备选地,温度阈值的个数与上限的个数可以彼此不同。例如,如图 10 所示,有两个温度阈值 Ta 和 Tb,但是只有一个照明光光量上限 Ls。在 CMOS 传感器 21 的温度升高期间,当 CMOS 传感器 21 的温度 T 满足  $T < T_a$  时,去除上限,即,对于光源 41 的最大输出没有限

制。当温度  $T$  满足  $T_a \leq T$  时,设置上限  $L_s$ 。另一方面,为降低 CMOS 传感器 21 的温度  $T$ ,当温度  $T$  满足  $T_b < T$  时,设置上限  $L_s$ 。当  $T \leq T_b$  时,去除上限  $L_s$ ,即,对于光源 41 的最大输出没有限制。

[0099] 在图像传感器不具有 OB 区 53 的情况下,或者在图像传感器不输出 OB 区 53 的数据的情况下,可以间歇地施加照明光。在照明光施加之间的暂停期间,来自有效区 52 中像素的输出信号可以用作暗电流。例如,类似图 11 所示 CMOS 传感器 81,当整个成像表面是有效区 83 时,可以使用物镜光学系统 25 的图像圈 82 未覆盖的区域 84a 到 84d,来取代 OB 区 53。可以在照明期间获取来自区域 84a 到 84d 的输出信号。更优选地,在间歇性照明之间的暂停期间获取输出信号。

[0100] 在上述实施例中,使用平均 OB 像素值来检测 CMOS 传感器 21 的温度。备选地,作为简单检测,可以使用有效成像信号(即,来自有效区 52 的输出信号)来检测 CMOS 传感器 21 的温度。

[0101] 不使用光量可调的 LED 或 LD,而使用例如氙气灯作为光源 41。氙气灯发射自然白光。然而,氙气灯在加电之后需要较长时间来稳定发光。因此,在观察期间难以通过开启和关闭氙气灯来直接控制其发光量。在这种情况下,如图 12 所示,向光源装置 14 提供孔径光阑机构 86,以调整照明光。该孔径光阑机构 86 受到光源装置 14 的 CPU 43 控制,并用于调整从光源 41 入射到光导 28 上的照明光的光量。

[0102] 如图 13 所示,孔径光阑机构 86 被提供有光圈叶片 88 和弹簧 89。光圈叶片 88 覆盖或露出孔阑 87。弹簧 89 将光圈叶片 88 朝着覆盖孔阑 87 的位置偏置。对抗弹簧 89 的偏置力,电机(或仪表)产生的扭矩将光圈叶片 88 沿增大孔阑 87 的开口的方向(顺时针方向)转动。光圈叶片 88 停止在扭矩和弹簧 89 的偏置力相平衡的位置处。当扭矩增大时,对抗弹簧 89 的偏置力的力也增大。因此,孔阑 87 的开口增大。当扭矩减小时,对抗弹簧 89 的偏置力的力也减小。因此,孔阑 87 的开口减小。电机 90 的扭矩随 PWM(脉宽调制)值的增大而增大,并随 PWM 值的减小而减小。

[0103] 基于 DSP 32 计算的 ALC 数据,光源装置 14 的 CPU 43 控制包括光圈叶片 88 和弹簧 89 的孔径光阑控制机构 91。根据 ALC 数据,CPU 43 计算用于确定电机 90 的扭矩的 PWM 值。电机驱动器(未示出)根据 PWM 值产生驱动脉冲以驱动电机 90。PWM 值确定电机 90 的驱动脉冲的占空比或占空率(脉冲持续时间或脉冲宽度除以脉冲周期)。即,PWM 值确定电机 90 的扭矩。当 ALC 数据是请求增大扭矩的信号时,CPU 43 相应地增大 PWM 值。当 ALC 数据是请求减小扭矩的信号时,CPU 43 相应地减小 PWM 值。

[0104] 在上述实施例中,适当地使用已知的光量可调的 LED 或 LD 作为光源 41。例如,通过同时从三种颜色(红、绿和蓝)芯片发射光,或者通过将发射蓝光的 LD(或 LED)与在暴露给蓝光时发射黄光的荧光板相组合,来产生白光。

[0105] 在上述实施例中,根据 CMOS 传感器 21 的温度,直接控制照明光光量。备选地,可以根据 CMOS 传感器 21 的温度,在输出电路 61 中调整成像信号的放大因子。由此,间接减少 ALC 所需的照明光光量。

[0106] 在上述实施例中,将 CMOS 传感器 21 用作在电子内视镜 12 中使用的图像传感器(成像设备)的示例。备选地,可以使用其他类型的图像传感器,例如 CCD 图像传感器(以下称为 CCD)。如图 14 所示,当使用 CCD 96 作为图像传感器时,可以向模拟前端(AFE)97 提

供与 CMOS 传感器 21 的输出电路 61 兼容的 CDS 电路 100 或类似电路,以从 CCD 96 获得成像信号。

[0107] 在上述实施例中,像素 62 包括三个晶体管 M1 到 M3。像素 62 可以包括四个晶体管。像素 62 可以共享像素选择晶体管 M2。像素 62 的晶体管 M1 和 M2 可以位于浮动扩散部 (floating diffusion section) 的下游,来自光电二极管 D1 的信号通过传输晶体管 (transfer transistor) 传送至浮动扩散部。像素 62 可以共享浮动扩散部,来自像素 62 的光电二极管 D1 的信号被传送至浮动扩散部。本发明可应用于上述任何配置。

[0108] 从 CMOS 传感器 21 中各个像素 62 输出的暗输出值由于制造过程(在上述实施例中省略了描述)期间导致的结构误差而在像素之间发生变化。当读出成像信号时,逐像素地执行偏移校正,以使暗输出值基本上彼此相等。即使对 CMOS 传感器 21 输出的成像信号执行偏移校正,本发明也可应用。类似地,在使用 CCD 取代 CMOS 传感器 21 的情况下也执行偏移校正。

[0109] 本发明中可以存在多种改变和修改,这些改变和修改应视为在本发明范围内。

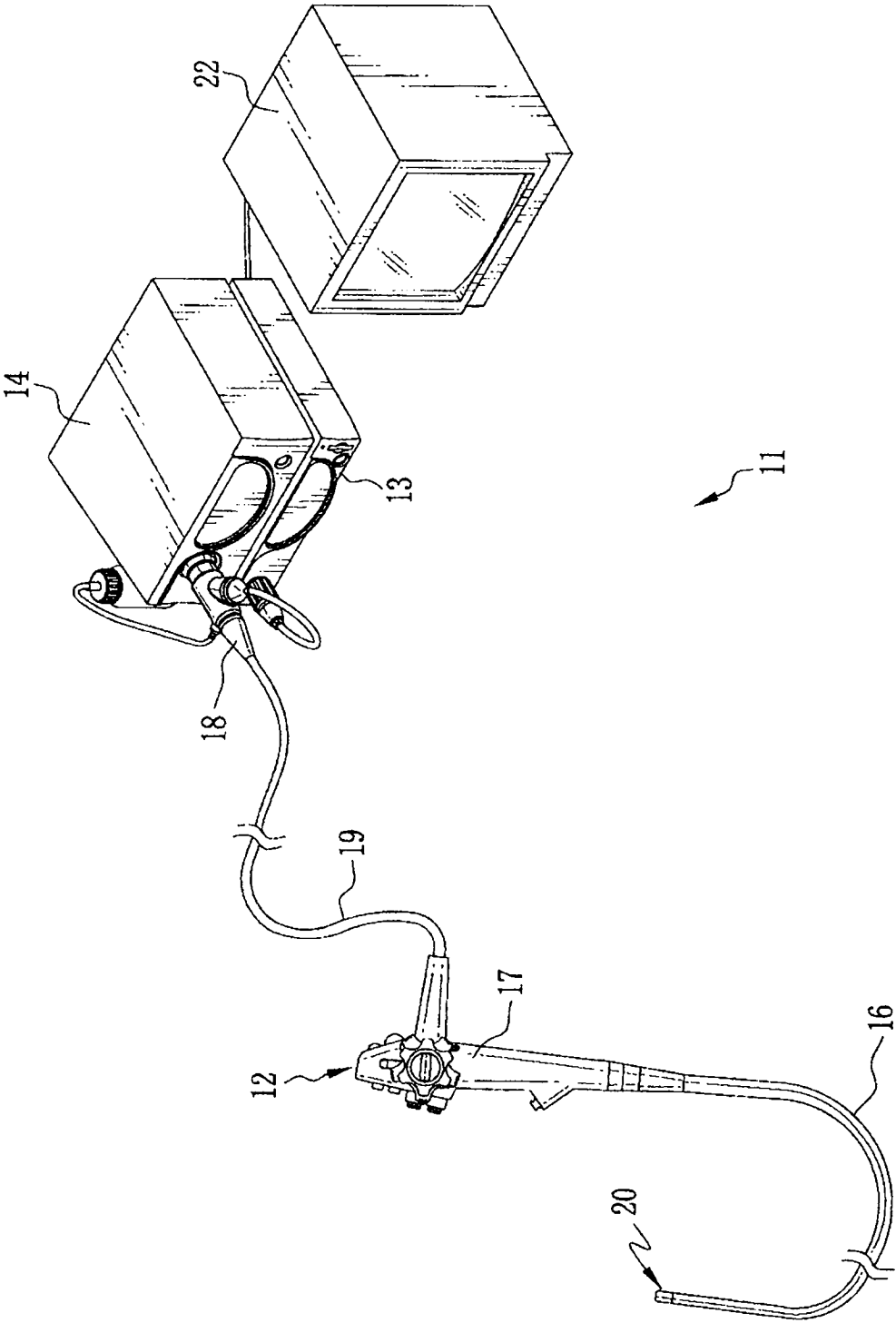


图 1

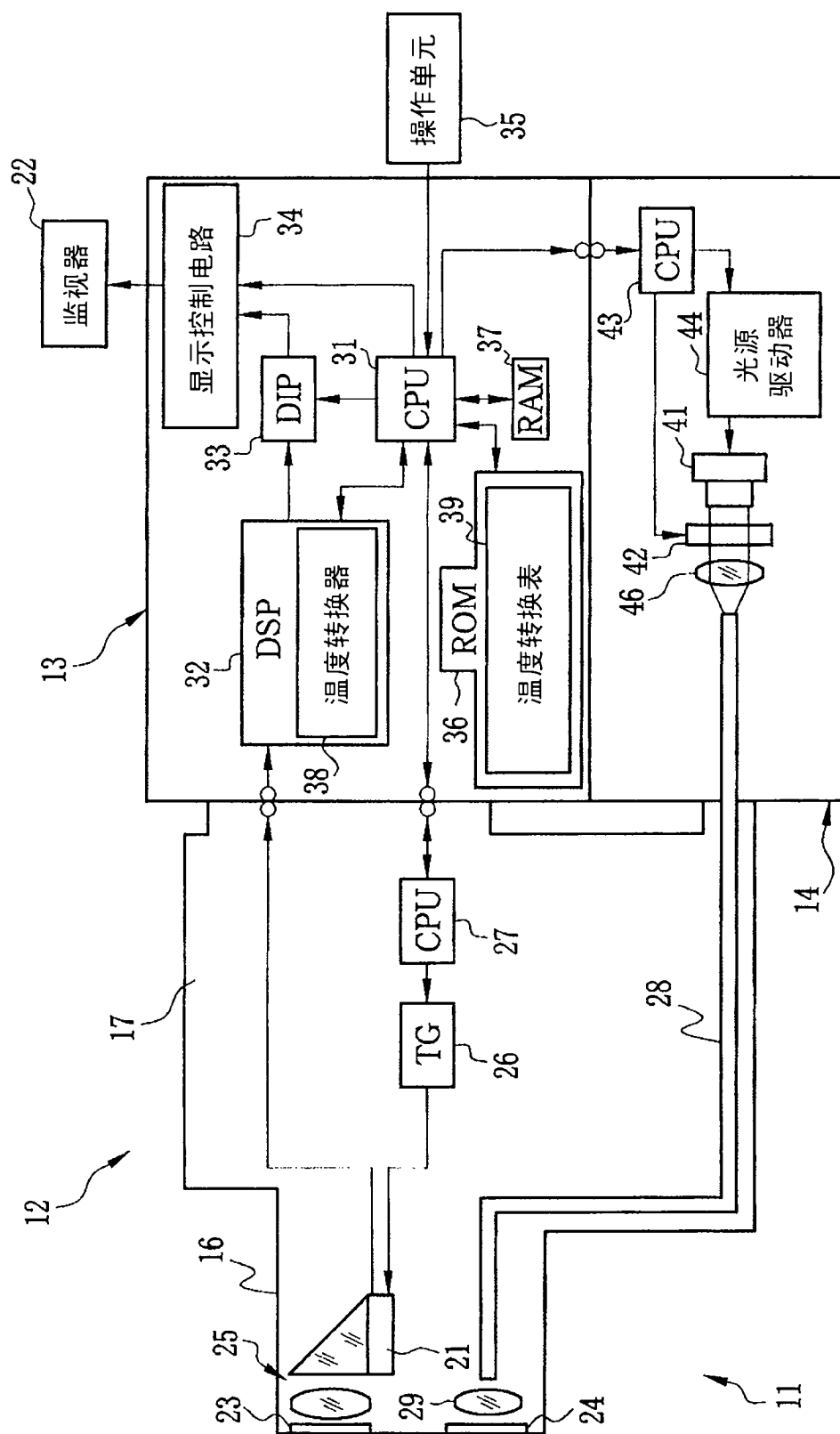


图 2



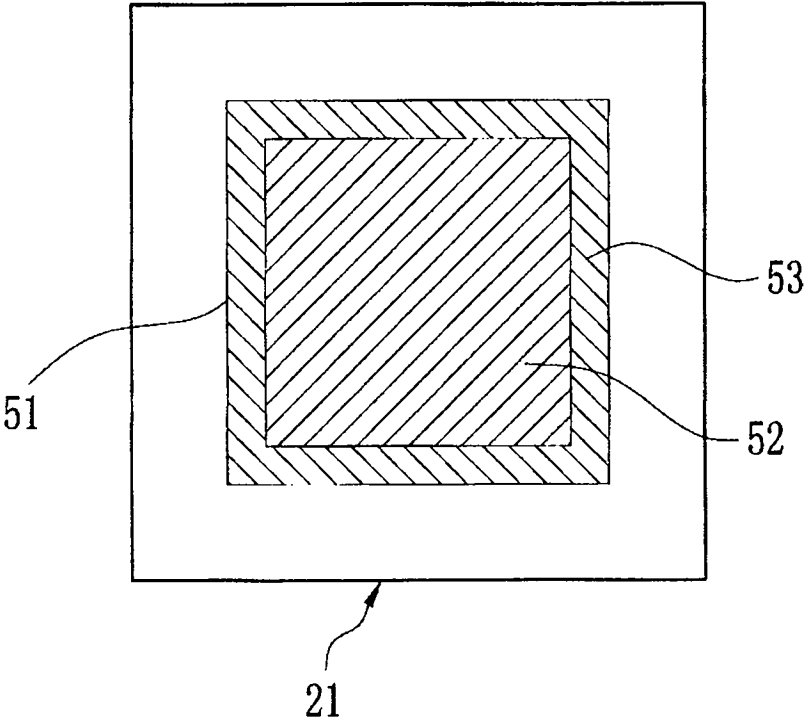


图 3

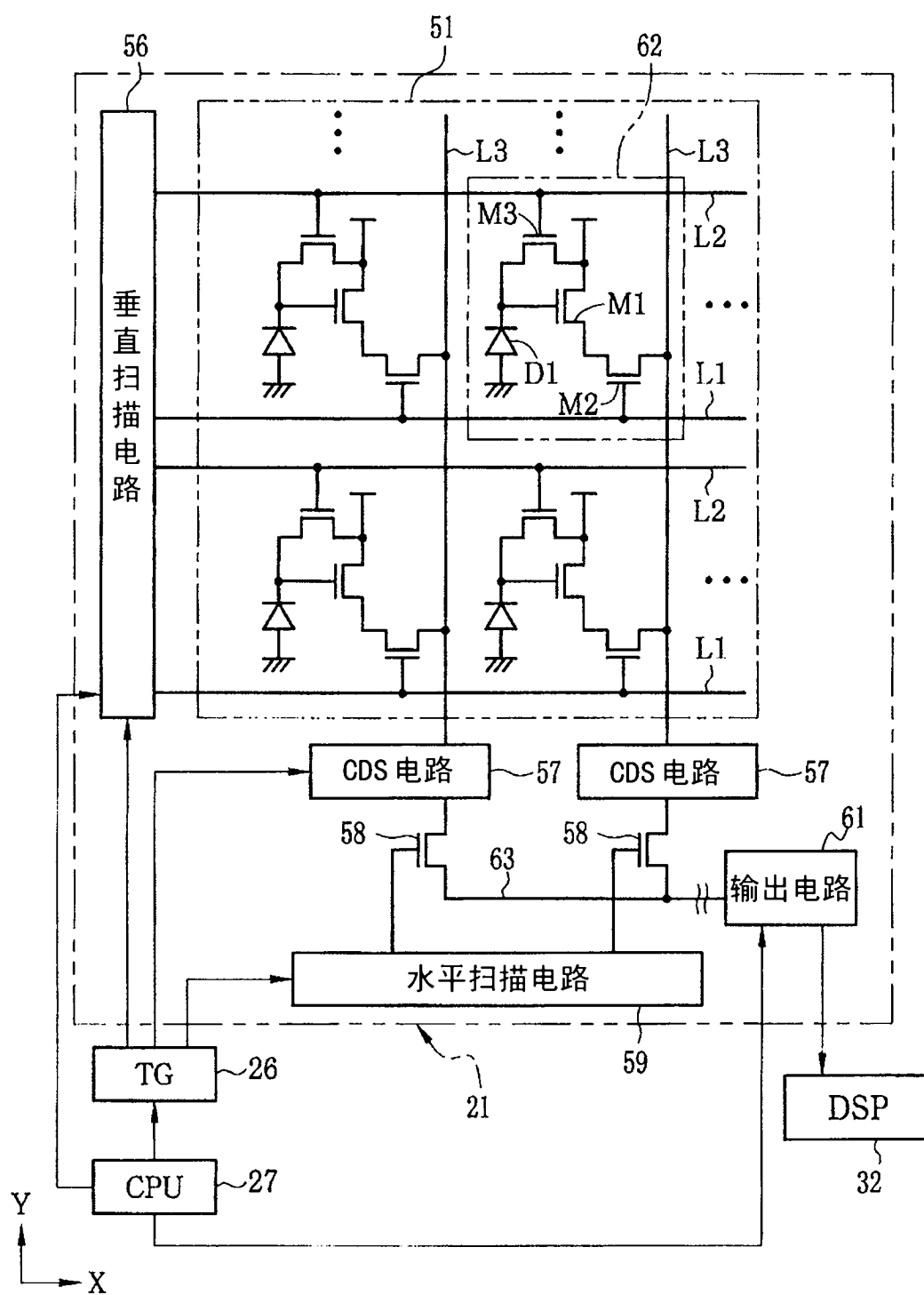


图 4

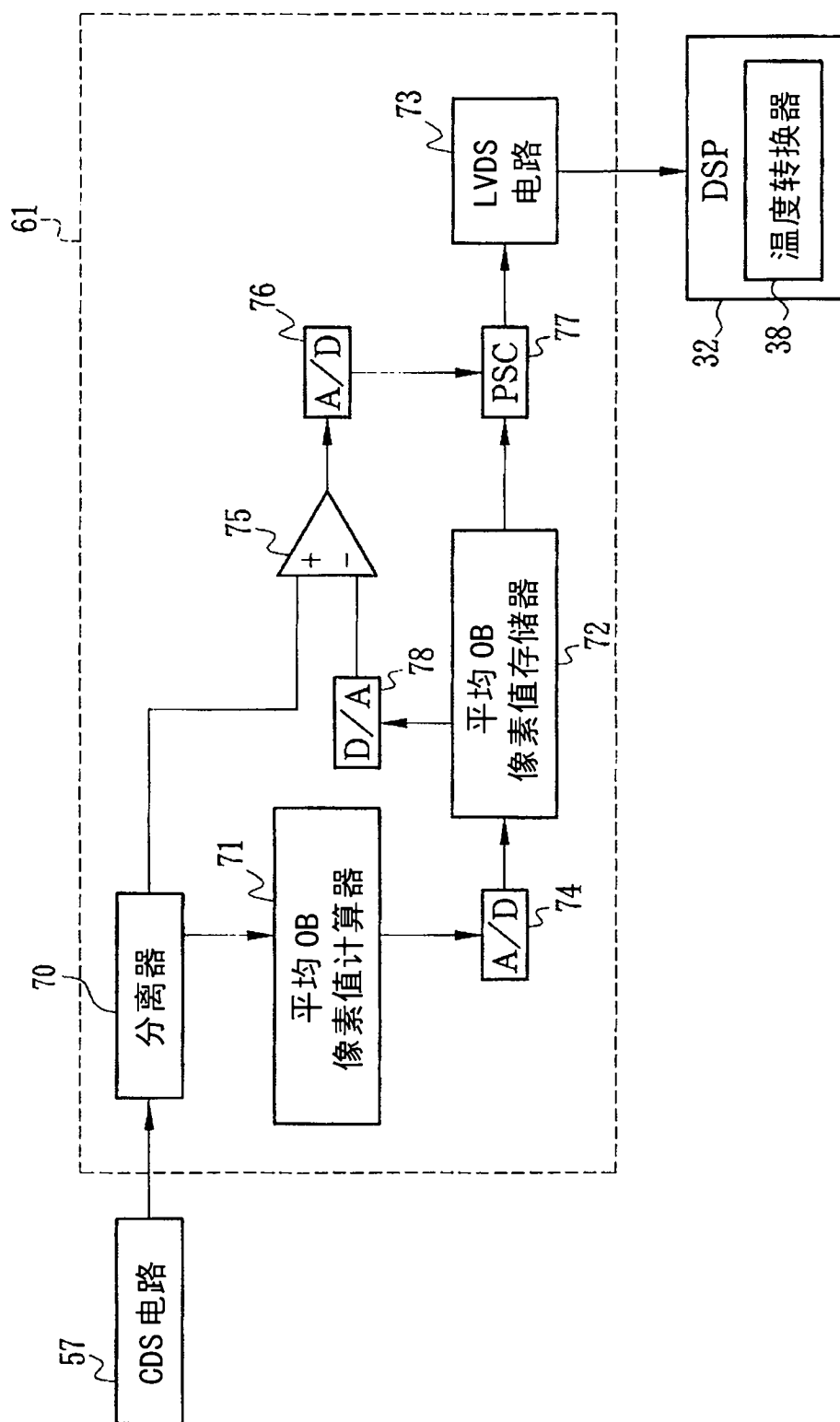


图 5

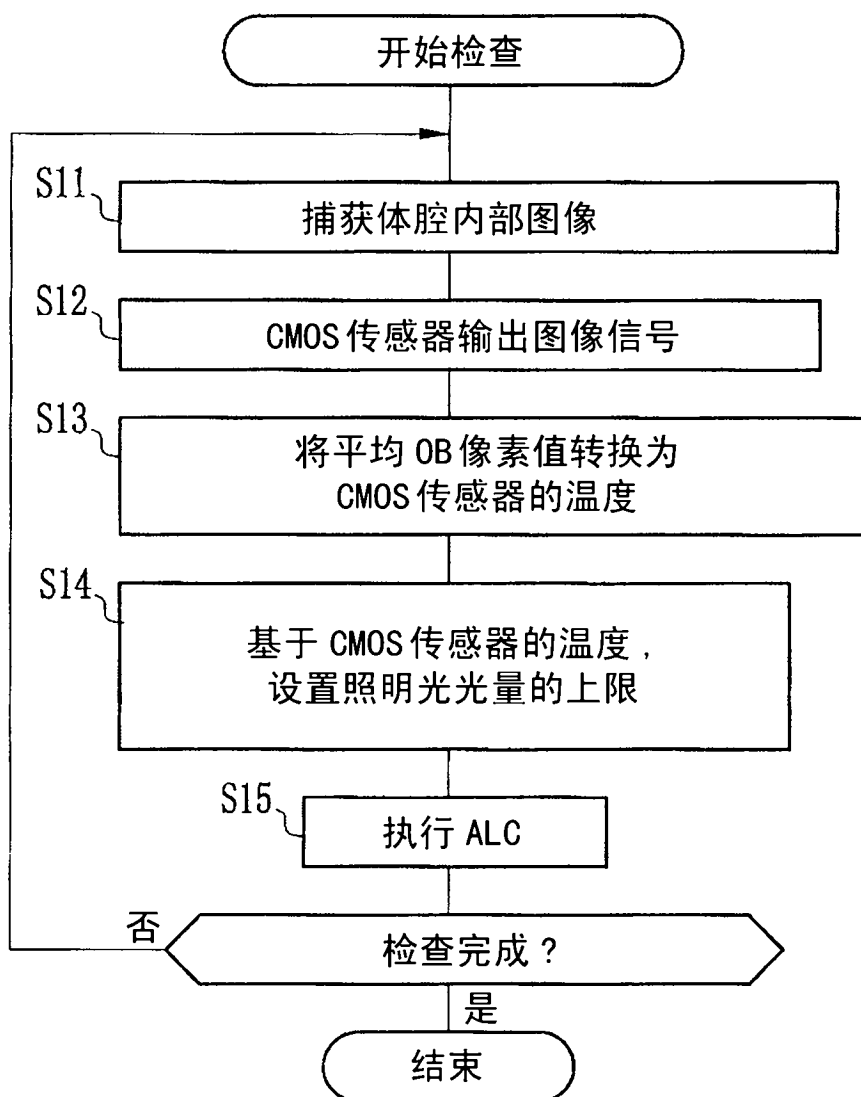


图 6

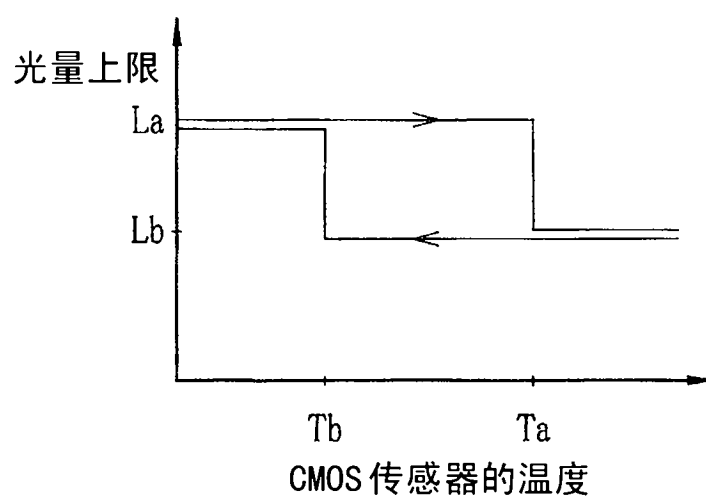


图 7

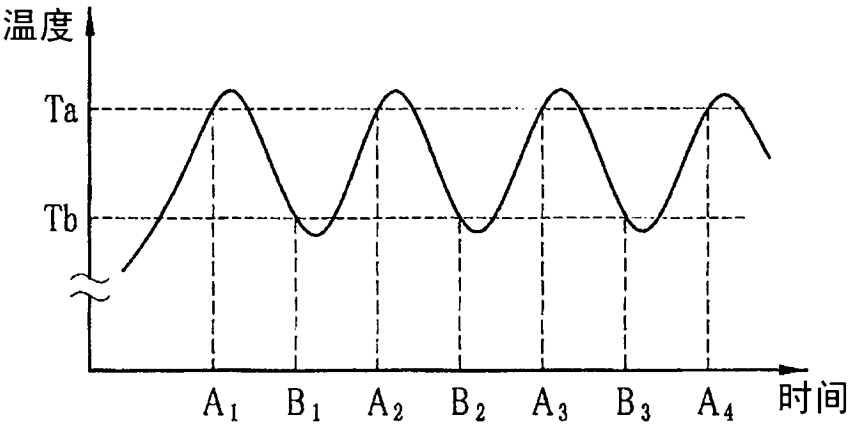


图 8A

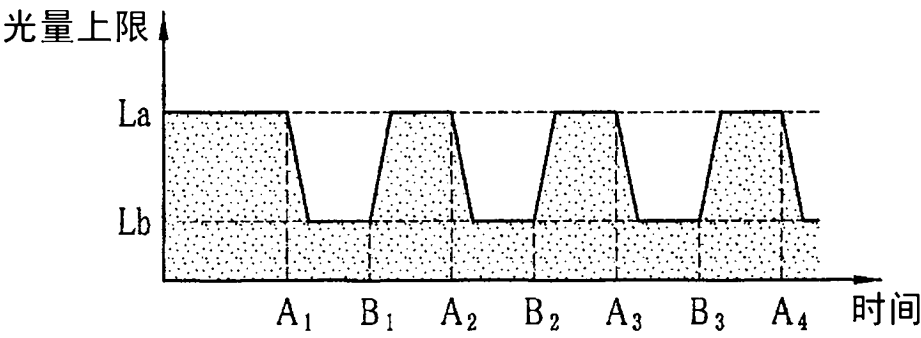


图 8B

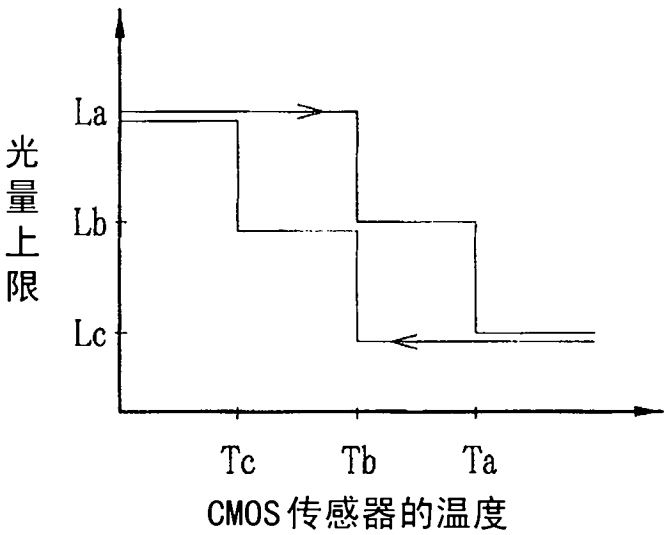


图 9

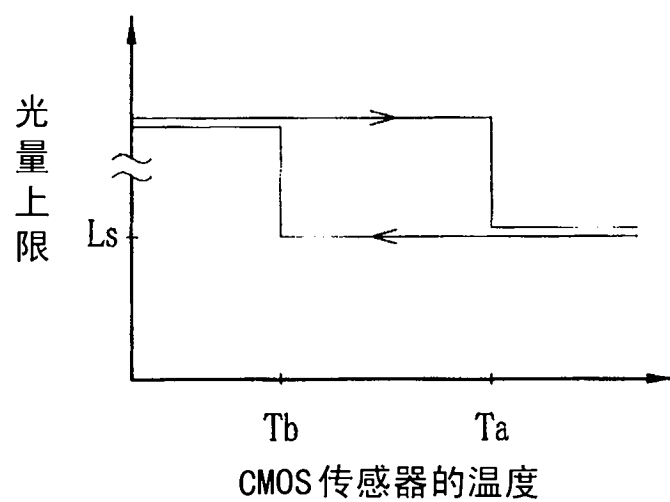


图 10

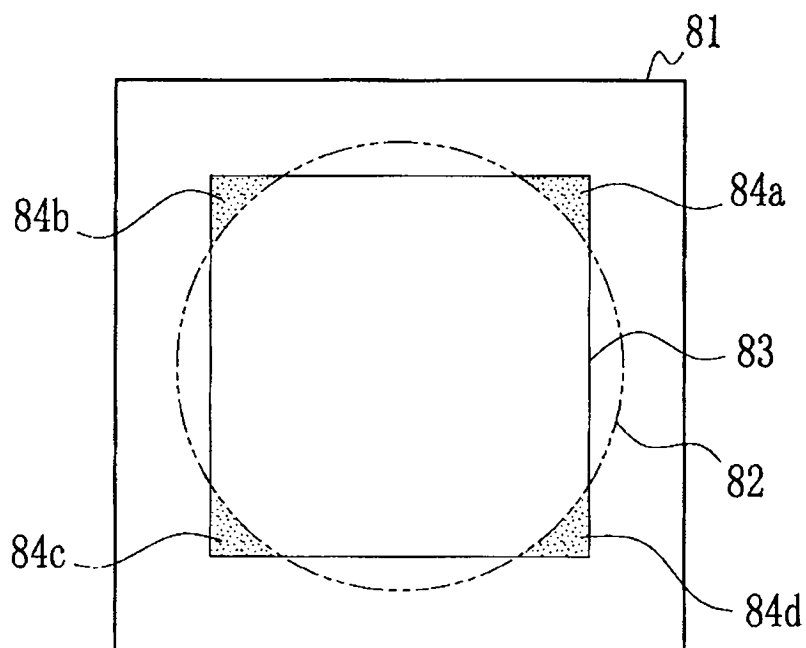


图 11

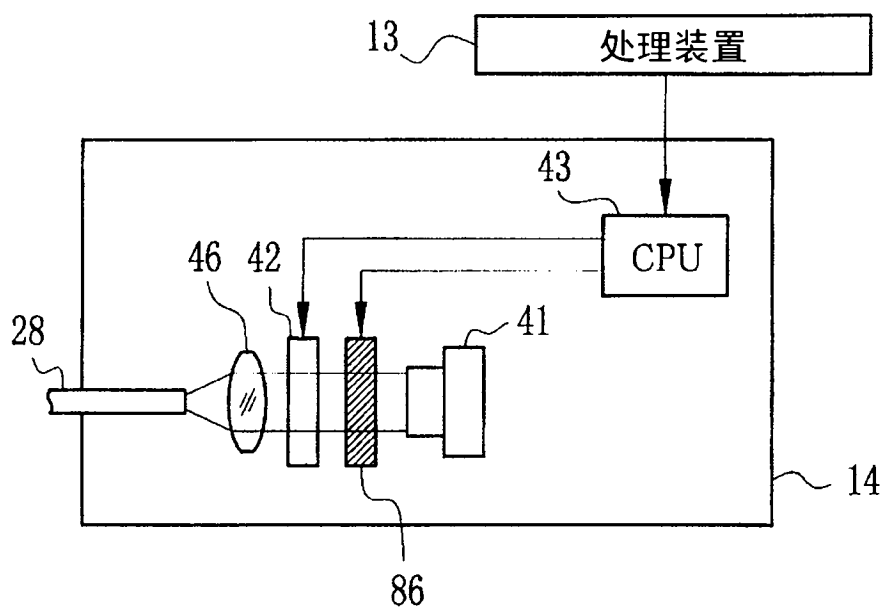


图 12

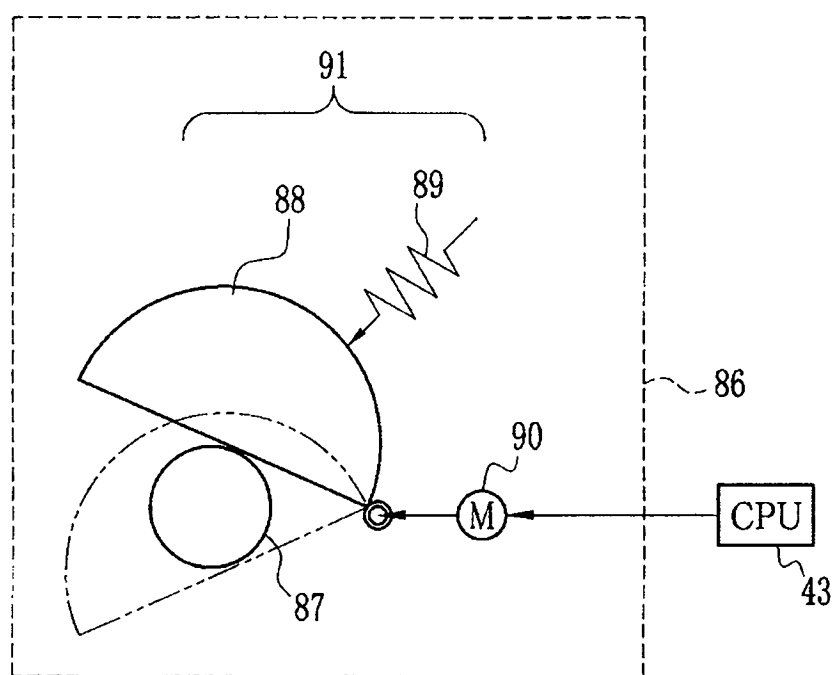


图 13

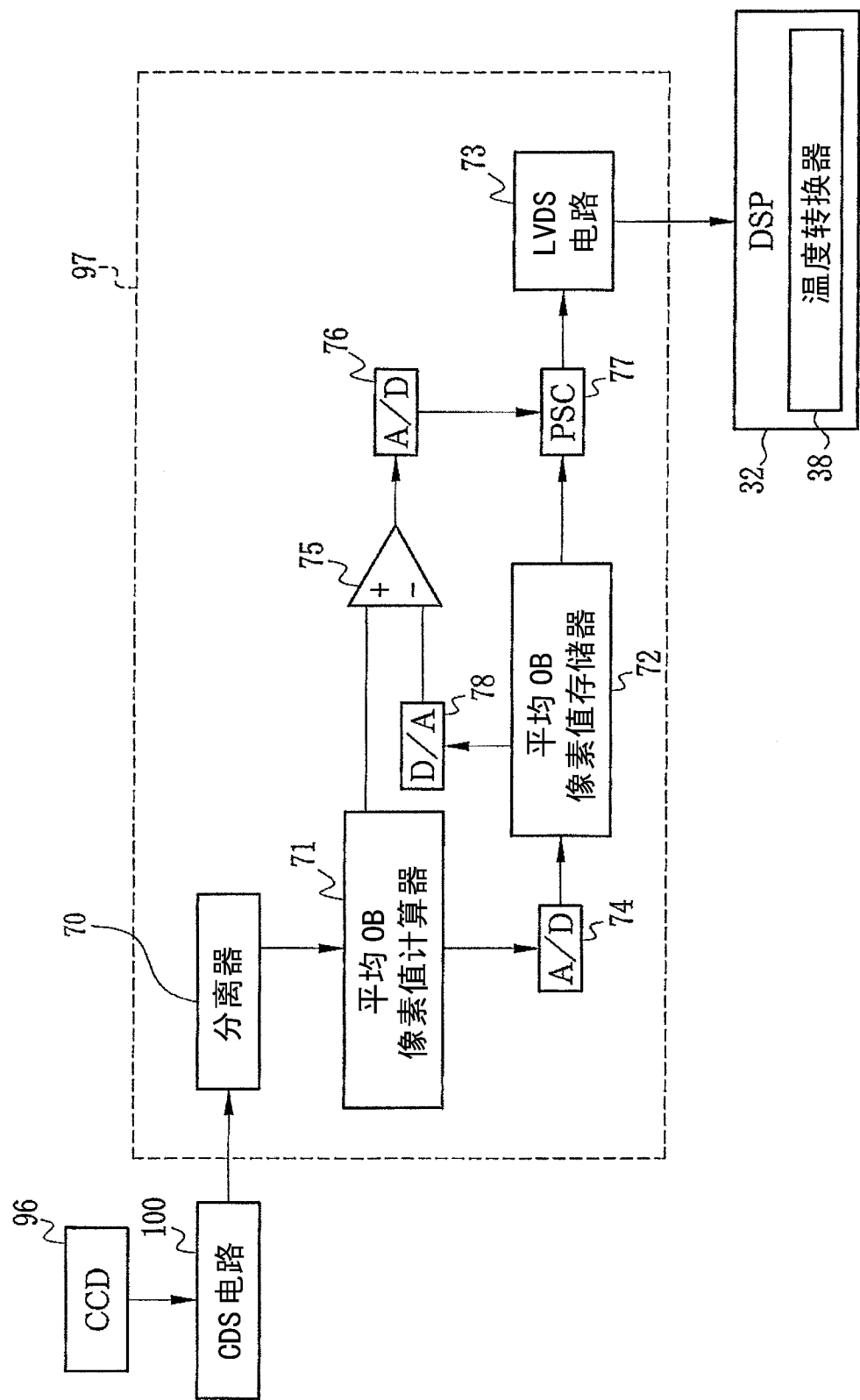


图 14



专利名称(译)	电子内视镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102397049A</a>	公开(公告)日	2012-04-04
申请号	CN201110221457.1	申请日	2011-08-03
[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	芦田毅 村山任 仲村贵行 平田英俊 原和义 山川真一 饭田孝之		
发明人	芦田毅 村山任 仲村贵行 平田英俊 原和义 山川真一 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0661 A61B1/00009 A61B1/05 H04N5/361 H04N5/374 A61B1/0002 A61B1/128		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010174179 2010-08-03 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

公开了一种电子内视镜系统，包括电子内视镜、光源装置和温度转换器。电子内视镜在要插入患者体腔内的插入部的远端部中具有CMOS传感器。来自光源装置的照明光通过远端部施加至体腔。温度转换器获得来自CMOS传感器的成像信号中包含的光学黑色(OB)区的平均像素值，并使用温度转换表中的数据，逐帧地将平均OB像素值转换为CMOS传感器的温度。温度转换表表示平均OB像素值与CMOS传感器的温度之间的关系。根据CMOS传感器的温度调整照明光光量，防止图像质量劣化。

