



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102283625 B

(45) 授权公告日 2014.12.10

(21) 申请号 201110157386.3

US 5708482 A, 1998.01.13,

(22) 申请日 2011.06.07

JP 特开 2008-80007 A, 2008.04.10,

(30) 优先权数据

US 2001/0022612 A1, 2001.09.20,

2010-130220 2010.06.07 JP

审查员 杨琼

(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 村上浩史

(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 朱进桂

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006.01)

(56) 对比文件

EP 2096865 A2, 2009.09.02,

US 2009/0225219 A1, 2009.09.10,

JP 特开 2002-209836 A, 2002.07.30,

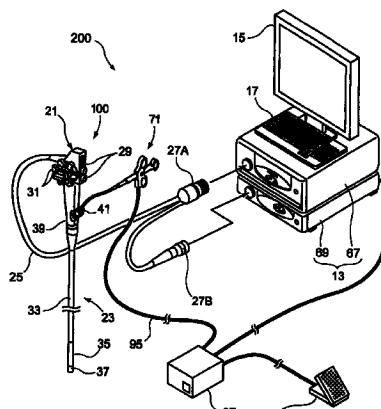
权利要求书1页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

本发明公开了一种内窥镜系统，所述内窥镜系统包括内窥镜，所述内窥镜包括成像部分和与内窥镜分离并通过信号线连接到内窥镜的控制器。成像部分包括多个二维布置的光接收部分和读取每一个光接收部分中储存的电荷信号的驱动部分。驱动部分进行读取扫描，在所述读取扫描中，沿主扫描方向和副扫描方向从光接收部分读取电荷信号。驱动部分通过在捕获的图像中包括的所有行上进行读取扫描以通过沿着副扫描方向以规定数量的间隔行依次扫描一些行并以所述规定数量的间隔行从一个间隔行依次扫描其它行来改变输出所述图像数据中的行的顺序。



1. 一种内窥镜系统,包括 :

内窥镜,所述内窥镜包括输出捕获的对象的图像信号的成像部分;和

控制器,所述控制器与所述内窥镜分离并通过信号线连接到所述内窥镜,从所述成像部分输出的捕获的所述图像信号作为数字图像数据在所述内窥镜与所述控制器之间串行传送,其中:

所述成像部分包括多个二维布置的光接收部分以及读取存储在所述光接收部分中的每一个中的电荷信号的驱动部分,

所述驱动部分进行读取扫描,在所述读取扫描中,从沿着在与所述光接收部分的布置方向相对应的主扫描方向上延伸的每一行布置的所述光接收部分对所述电荷信号的读取沿着垂直于所述主扫描方向的副扫描方向被重复多次,以及

所述驱动部分通过在捕获的图像中包括的所有行上进行读取扫描以沿着所述副扫描方向以规定数量的间隔行依次扫描一些行并以所述规定数量的间隔行从一个间隔行依次扫描其它行来改变输出所述图像数据中的行的顺序,

其中,所述驱动部分在 (i) 第一扫描模式与 (ii) 第二扫描模式之间转换,在所述第一扫描模式下,沿着所述副扫描方向在每一行上依次进行所述扫描读取,在所述第二扫描模式下,通过沿着所述副扫描方向以规定数量的间隔行依次扫描一些行并以所述规定数量的间隔行从一个间隔行依次扫描其它行来在所述捕获图像中包括的所有行上进行所述扫描读取;以及

其中所述的内窥镜系统还包括:

干扰检测单元,所述干扰检测单元在所述串行传送期间检测为误差出现因素的干扰;和

控制单元,当所述干扰检测单元检测到干扰的出现时,所述控制单元将所述驱动部分从所述第一扫描模式转换到所述第二扫描模式。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其中:

所述干扰检测单元检测高频电流施加到高频治疗仪器的时序,所述高频治疗仪器与所述内窥镜的插入部分一起插入对象中并具有在所述高频治疗仪的末端暴露出来的高频电极;以及

所述控制单元根据所述干扰检测单元检测的高频电流的施加时序将所述驱动部分从所述第一扫描模式转换到所述第二扫描模式。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其中:

在串行传送的所述数字图像数据中,捕获的所述图像信号对应于每一行被分开,并且检测传送误差的检测数据被提供给每一个分开的行;以及

所述控制单元通过使用所述检测数据检测传送误差的出现,并根据检测传送误差的时序将所述驱动部分从所述第一扫描模式转换到所述第二扫描模式。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其中,所述规定数量的间隔行为单间隔行。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,还包括:

显示部分,所述显示部分显示根据串行传送的捕获的所述图像信号获得的图像信息。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统。

背景技术

[0002] JP-A-60-55923 中记载了一种采用模拟传输的系统作为用于内窥镜与连接到内窥镜的控制器之间的捕获图像的信号传送的技术。在该系统中,噪声消除装置根据捕获图像的图像信息产生正视频信号和负视频信号,这些视频信号彼此同步并被传送到控制器,使得图像质量的下降可以通过利用这些视频信号之间的对称性被修复。因此,可以以高噪声电阻传送图像信息且在图像中不会造成大的损坏。然而,在模拟传输中,要传送的图像数据和在目的站获得的最终图像通常以 1 : 1 的比率加权,因此,当噪声的干扰微弱时影响程度低,但是随着噪声的干扰越强,对传送的图像的影响程度增加。因此,必须充分地增加用于提高传送性能的噪声电阻。

[0003] 在图像信息的传送中,还建议使图像信息数字化并连续地传送数字化信息,以便在传送期间降低图像质量的下降(参见 JP-A-2009-201540 和 JP-A-2008-80007)。然而,在数字信号的串行传送中,在一个时间序列中传送不同加权的数据,因此,如果高度加权的比特(即,高位)受到噪声的影响,则该影响在收到的图像中显著地表现出来。此外,尽管可以通过将误差检验代码添加到串行数据传送中的每一个指定数据经由误差校正消除噪声,但是对于误差可以校正的比特是受到限制的,并且如果出现突发错误,则该突发错误不能校正,因此图像不可避免地质量下降。

[0004] 因此,即使在捕获的图像信号被连续地从内窥镜传送到控制器以减少图像质量的下降时,当噪声在传送期间从外部产生影响时,噪声的影响也会在显示的图像中明显表现出来。

发明内容

[0005] 本发明的一个目的是提供一种内窥镜系统,即使捕获的图像信号在捕获的图像信号从内窥镜到控制器的串行传送期间从外部受到噪声的影响,内窥镜系统能够通过使噪声的影响难以觉察而输出高质量的图像信息。

[0006] 根据本发明的一个方面,一种内窥镜系统包括:

[0007] 内窥镜,所述内窥镜包括输出捕获的对象的图像信号的成像部分;和

[0008] 控制器,所述控制器与内窥镜分离并通过信号线连接到内窥镜,从成像部分输出的捕获的图像信号作为数字图像数据在内窥镜与控制器之间串行传送,

[0009] 其中,成像部分包括多个二维布置的光接收部分以及读取每一个光接收部分中储存的电荷信号的驱动部分,

[0010] 驱动部分进行读取扫描,在所述读取扫描中,从沿着在与光接收部分的布置方向相对应的主扫描方向上延伸的每一行布置的光接收部分对电荷信号的读取沿着垂直于主扫描方向的副扫描方向重复多次,以及

[0011] 驱动部分通过在捕获的图像中包括的所有行上进行读取扫描以通过沿着副扫描方向以规定数量的间隔行依次扫描一些行并以规定数量的间隔行从一个间隔行依次扫描其它行来改变输出图像数据中的行的顺序。

附图说明

[0012] 图 1 是显示用于说明本发明的实施例的包括内窥镜装置的内窥镜系统的整个结构的视图；

[0013] 图 2 是显示内窥镜装置的末端部分的主要部分放大横截面图；

[0014] 图 3 是大致显示高频治疗仪器的结构的主要部分垂直横截面图；

[0015] 图 4 是图 1 的内窥镜系统的概念方框图；

[0016] 图 5 是显示成像装置的结构的电路图；

[0017] 图 6 是显示要串行传送的传送数据的格式的示意图；

[0018] 图 7 是显示成像装置在普通扫描模式下的曝光 / 读取时序的时间图；

[0019] 图 8 是显示捕获的图像的实例的视图；

[0020] 图 9 是显示成像装置在隔一行隔行扫描的交错扫描模式下的曝光 / 读取时序的时间图；

[0021] 图 10 是显示根据图 9 的隔行扫描模式下的电荷信号的读取顺序产生的 捕获的图像的视图；

[0022] 图 11 是显示在普通扫描模式和隔行扫描模式之间转换的过程的流程图；

[0023] 图 12 是显示从普通扫描模式转换到隔行扫描模式的时序的时间图；

[0024] 图 13 是图 9 的隔行扫描模式下获得的显示图像的说明图；

[0025] 图 14 是显示转换到隔行扫描模式的过程的流程图；

[0026] 图 15 是显示内窥镜系统的主要部分的概念方框图；和

[0027] 图 16 是显示从普通扫描模式转换到图 14 的隔行扫描模式的时序的时间图。

具体实施方式

[0028] 下面将参照附图详细说明本发明的优选实施例。

[0029] 图 1 是用于说明本发明的实施例的显示包括内窥镜装置的内窥镜系统的整个结构的示意图。

[0030] 内窥镜系统 200 包括内窥镜装置（在下文中有时称为内窥镜）100、连接到内窥镜 100 的控制器 13、诸如监视器的显示部分 15、诸如键盘的输入部分 17、治疗仪器 71、用于驱动治疗仪器 71 的高频功率控制部分 97 以及连接到高频功率控制部分 97 的脚踏开关 99。控制器 13 包括用于向内窥镜 100 供应照明光的光源部分 67 以及用于使从内窥镜 100 供应的成像信号经过各种图像处理以将该成像信号转换成视频信号的处理器部分 69。

[0031] 内窥镜 100 包括：主体操作部分 21；连接到主体操作部分 21 的要插入体腔中的内窥镜插入部分 23；通用绳 25，所述通用绳连接到主体操作部分 21，并且包含各种电缆沟道和信号电缆；以及连接器 27A 和 27B，所述连接器设置在通用绳 25 的末端而可移除地连接到控制器 13。连接器 27A 和 27B 为分别连接到控制器 13 的光源部分 67 和处理器部分 69 的单独连接器，或者可以为一个组合式类型的连接器。

[0032] 控制器 13 的光源部分 67 通过连接器 27A 和通用绳 25 将发射光输出到内窥镜 100，使得照明光可以被供应给设置在内窥镜插入部分 23 的末端的照明光学系统。

[0033] 在内窥镜 100 的主体操作部分 21 中布置诸如空气 / 供水按钮、抽吸按钮、快门按钮和功能转换按钮的各种按钮 29，并且设置用于使内窥镜的末端侧弯曲的一对角形弯角钮 31。

[0034] 内窥镜插入部分 23 包括柔软部分 33、弯曲部分 35 和末端部分（内窥镜末端部分）37，所述柔软的部分、所述弯曲部分和所述末端部分从主体操作部分 21 侧以该顺序进行设置。柔软部分 33 是柔性的并连接到弯曲部分 35 的基部侧，并且弯曲部分 35 在插入通过内窥镜插入部分 23 的导线（未示出）通过旋转主体操作部分 21 的弯角钮 31 而被拉动时能够弯曲。因此，内窥镜末端部分 37 可以面向期望的方向。

[0035] 图 2 是显示内窥镜装置的末端部分的结构的局部放大横截面图。设置在内窥镜插入部分 23 的末端的成像光学系统包括具有用于捕获由照明光学系统照射的观察位置的图像的成像装置 55 的成像芯片 51，并将从成像装置 55 获得的观察图像的成像信号输出到控制器 13。CMOS（互补金属氧化物半导体）图像传感器用作成像装置 55。控制器 13 的处理器部分 69 在图 1 中显示的显示部分 15 中显示通过输入成像信号的图像处理获得的图像信息。连接到控制器 13 的诸如键盘的输入部分 17 可以用于输入用于这样的一系列处理的指令。

[0036] 内窥镜末端部分 37 设置有照明窗（未示出）和观察窗 45（参见图 2）以及仪器插入孔 47 的夹钳开口 43。在观察窗 45 中，包括多个透镜的物镜光学系统 49 设置用于捕获体腔内的观察位置的图像。沿着光学路径在物镜光学系统 49 的后面连接棱镜 53 以用于使物镜光学系统 49 的光轴以直角弯曲，从而将所述光轴朝向成像芯片 51 引导。

[0037] 成像芯片 51 为整体包括成像装置 55 和用于驱动成像装置 55 并用于从成像装置 55 输入信号 / 将信号输出到成像装置 55 的外围电路 57 的单片半导体（即，通常所说的 CMOS 传感器芯片），并且安装在基板 59 上。信号线 61 连接到基板 59 的后端，并且信号线 61 通过图 1 中显示的通用绳 25 连接到处理器部分 69 以传递各种信号。换句话说，物镜光学系统 49 和棱镜 53 在成像芯片 51 的成像装置 55 上一起形成在内窥镜末端部分 37 侧获得的光学图像，并且成像装置 55 输出光学图像的输出信号作为捕获的图像信号。捕获的图像信号通过通用绳 25 被从内窥镜 100 侧传送到控制器 13。

[0038] 控制器 13 的处理器部分 69 根据从内窥镜 100 的主体操作部分 21 或输入部分 17 发出的指令对从内窥镜 100 传送的捕获的图像信号进行图像处理，以产生将供应给显示部分 15 用于显示的图像。

[0039] 设置在主体操作部分 21 与内窥镜插入部分 23 之间的连接部分 39 设置有夹钳插入部分 41，诸如夹钳的治疗仪器插入通过所述夹钳插入部分。上述的治疗仪器 71 插入通过该夹钳插入部分 41 而被从内窥镜末端部分 37 的末端引导出来。治疗仪器 71 通过穿过内窥镜插入部分 23 形成的仪器插入孔 47 被引入到内窥镜末端部分 37，如图 2 中所示。治疗仪器 71 为高频治疗仪器，所述高频治疗仪器可以使噪声叠加在该实施例中相邻设置的信号线上，并且所述治疗仪器通过电线 95 连接到高频功率控制部分 97。高频功率控制部分 97 连接到控制器 13 和脚踏开关 99，用于控制高频治疗仪器 71 的驱动。

[0040] 下面将说明高频治疗仪器 71 的结构。

[0041] 图 3 为显示高频治疗仪器的示意性结构的主要部分垂直横截面图。如图 3 中所示, 为电热刀的高频治疗仪器 71 具有足以插入内窥镜 100 的治疗仪器插入孔 47 (参见图 2) 的柔性, 并且包括外壳 75 和操作部分 77, 所述外壳包括紧密卷绕线圈 75a 和覆盖紧密卷绕线圈 75a 的为四氟乙烯或类似物的绝缘管 75b, 所述操作部分设置在外壳 75 的基部端部处。在紧密卷绕线圈 75a 的末端处, 圆柱形止动构件 79 和环形外壳末端绝缘芯片 81 被设置成被绝缘管 75b 覆盖。

[0042] 具有导电特性的操作线 83 设置在外壳内而可沿着轴方向移动, 并且与止动构件 79 接触的具有导电特性的止动件容纳部分 85 连接到操作线 83 的末端。止动件容纳部分 85 设置有为刀部分的高频电极部分 73 并电连接到所述高频电极部分, 所述高频电极部分包括棒电极 73a 和电极板 73b。

[0043] 高频治疗仪器 71 的操作部分 77 包括操作轴部分 89 和可在操作轴部分 89 上滑动的滑动件 91。滑动件 91 设置有连接器部分 93 并通过电线 95 连接到高频功率控制部分 97。高频功率控制部分 97 连接到诸如脚踏开关的开关 99。

[0044] 操作线 83 的基部向后延伸通过操作轴部分 89 中形成的未示出的插入孔而连接到滑动件 91。当滑动件 91 在轴方向上滑动时, 操作线 83 在外壳 75 内沿着轴方向向后 / 向前移动, 使得高频电极部分 73 的棒电极 73a 可以从外壳 75 的末端出现 / 消失。

[0045] 接下来将说明具有上述结构的内窥镜系统执行的信号处理。

[0046] 图 4 为显示内窥镜系统的结构的概念方框图。如图 4 中所示, 内窥镜系统 200 包括通过通用绳 25 彼此相连的内窥镜 100 和处理器部分 69。包括成像装置 55 和外围电路 57 的成像芯片 51 嵌入内窥镜 100 中。成像芯片 51 的外围电路 57 包括用于生成内部时钟信号的 PLL (锁相环) 电路 101、用于在成像装置 55 中设置控制数据的寄存器 103、用于使从成像装置 55 输出的成像信号数字化的模拟 / 数字 (A/D) 转换器 105、用于使数字化的成像信号经历 8B10B 型编码的 8B10B 编码器 107、用于通过使内部时钟信号的频率成倍增加生成用于串行传送的时钟信号的 PLL 电路 109、以及用于将编码的成像信号转换成串行信号并输出该串行信号的并行 / 串行 (P/S) 转换器 111。

[0047] PLL 电路 101 为由相位比较器、环路滤波器、压控振荡器和分频器构成的锁相电路, 并与从处理器部分 69 输入的稳定参考时钟信号 BCLK 同步且具有与参考时钟信号 BCLK 的频率成指定比例关系的频率 (即, 具有成倍的频率) 产生内部时钟信号 ICLK。内部时钟信号 ICLK 被供应给外围电路 57 和成像装置 55 的相应部分。

[0048] 寄存器 103 保持从处理器部分 69 输入并用于驱动成像装置 55 的控制数据 CTLD, 并将该控制数据输入到成像装置 55。寄存器 103 为用于执行串行 / 并行转换的移位寄存器, 并且将以串行信号形式输入的控制数据 CTLD 转换成并行信号以输入到成像装置 55。用于像素的扫描方法 (例如, 正常扫描或稍后详细说明的隔行扫描模式)、要扫描的像素区、快门速度 (即, 曝光时间) 和类似信息作为控制数据 CTLD 输入。成像装置 55 根据控制数据 CTLD 和内部时钟信号 ICLK 控制稍后说明的扫描电路。

[0049] A/D 转换器 105 通过量化将从成像装置 55 输出的成像信号转换成 8 比特 (256 比例) 数字信号, 并通过使用 8 根线并行地将转换的 8 比特数字信号输入到 8B10B 编码器 107。

[0050] 8B10B 编码器 107 为用于通过增加冗余 2 比特数据将从 A/D 转换器 105 输入的 8

比特数字信号转换成 10 比特数字信号的 8B10B 型编码器, 并且从 8 比特到 10 比特的转化通过使用依照标准的转换表来实施。

[0051] PLL 电路 109 具有与 PLL 电路 101 相似的结构, 并且通过将内部时钟信号 ICLK 的频率乘以例如 10 生成用于串行传送的时钟信号 TCLK 并将时钟信号 TCLK 供应到 P/S 转换器 111。

[0052] P/S 转换器 111 根据通过 PLL 电路 109 生成的用于串行传送的时钟信号 TCLK, 将从 8B10B 编码器 107 输入的数字信号 (即, 10 比特并行数据) 转换成 10 比特串行数据。在这一点上, 由于 PLL 电路 109 的作用, 由所述转换产生的串行数据的频率高达转换之前获得的并行数据的频率的 10 倍。通过 P/S 转换器 111 产生的串行数据通过在通用绳 25 内穿行的信号线 113a 被传送到处理器部分 69 作为成像信号 SDT。

[0053] 处理器部分 69 包括: 用于控制整个装置的主控制电路 (CPU) 115; 用于产生电源电压 VDD 和接地电压 VSS 的电源电路 117; 用于生成参考时钟信号 BCLK 的参考时钟发生器 119; 时钟及数据恢复 (CDR) 电路 121, 所述时钟及数据恢复 (CDR) 电路用于从成像芯片 51 接收成像信号 SDT 并从成像信号 SDT 重新获得时钟信号和数据信号; PLL 电路 123, 所述 PLL 电路用于通过使由 CDR 电路 121 产生的时钟信号的频率成倍增加生成用于信号处理的时钟信号, 所述时钟信号具有与成像芯片 51 中使用的内部时钟信号 ICLK 相同的频率; 用于将由 CDR 电路 121 生成的数据信号转换成并行信号的串行 / 并行 (S/P) 转换器 125; 8B10B 解码器 127, 所述解码器通过对并行化的成像信号进行 8B10B 型解码生成编码之前获得的成像信号; 以及图像处理电路 129, 所述图像处理电路用于通过对解码的成像信号进行图像处理生成要显示在显示部分 15 中的图像数据。

[0054] 电源电路 117 将电源电压 VDD 和接地电压 VSS 供应到处理器部分 69 内的相应部分, 并且通过信号线 113b 和 113c 将这些电压供应到成像芯片 51 内的相应部分。参考时钟发生器 119 生成具有稳定频率的参考时钟信号 BCLK, 并且通过信号线 113d 将参考时钟信号 BCLK 输入到包括在成像芯片 51 中的 PLL 电路 101。

[0055] CPU 115 控制处理器部分 69 内的相应部分, 生成上述的控制数据 CTLD 并通过信号线 113e 将控制数据 CTLD 输入到包括在成像芯片 51 中的寄存器 103。

[0056] CDR 电路 121 检测从成像芯片 51 串行传送的成像信号 SDT 的相位, 与成像信号 SDT 的频率同步生成提取时钟信号 RCLK, 并且生成通过用提取时钟信号 RCLK 取样成像信号 SDT 用提取时钟信号 RCLK 对成像信号 SDT 重新定时 (即, 对数据或成像信号 RSDT 重新定时) 获得的数据。

[0057] 通过 CDR 电路 121 生成的提取时钟信号 RCLK 被输入 PLL 电路 123, 通过 CDR 电路 121 生成的成像信号 RSDT 被输入 S/P 转换器 125。

[0058] PLL 电路 123 具有与上述的 PLL 电路 101 相似的结构, 并且通过使提取时钟信号 RCLK 的频率乘以 1/10 生成具有与内部时钟信号 ICLK 相同频率的用于信号处理的时钟信号 SCLK。PLL 电路 123 将由此生成的时钟信号 SCLK 供应到 S/P 转换器 125、8B10B 解码器 127 和图像处理电路 129。

[0059] S/P 转换器 125 根据 PLL 电路 123 生成的时钟信号 SCLK 与所述并行 / 串行转换反向对应地对从 CDR 电路 121 输入的成像信号 RSDT 进行串行 / 并行转换, 以生成 10 比特并行数据的成像信号, 并且将所述成像信号输入到 8B10B 解码器 127。

[0060] 8B10B 解码器 127 通过使用依照 8B10B 标准的转换表进行与上述的 8B10B 编码器 107 执行的转换相反的转换, 并且将输入到所述解码器的成像信号从 10 比特信号解码到 8 比特信号。通过 8B10B 解码器 127 解码的 8 比特成像信号被输入图像处理电路 129。

[0061] 图像处理电路 129 根据时钟信号 SCLK 将成像信号记录在内存储器中并生成图像数据, 所述图像数据将通过包括白平衡调节、增益校正、颜色插补、轮廓增强、伽玛校正、彩色矩阵计算和类似处理的各种图像处理被输出。此外, 图像处理电路 129 将图像数据转换成用于在显示部分 15 中显示所述图像数据的信号形式, 并将用于图像显示的信号输出到显示部分 15。

[0062] 此外, 如上所述, 高频功率控制部分 97 连接到高频治疗仪器 71、CPU 115 和开关 99, 当实施开关 99 的脚踏操作时, 高频电流根据 CPU 115 发出的指令被供应给高频治疗仪器 71。换句话说, 如图 3 中所示, 高频电流通过设置在高频治疗仪器 71 的外壳 75 内的操作线 83 供应给高频电极部分 73。在供应高频电流中, 外壳 75 插入通过内窥镜 100 的仪器插入孔 47 的状态, 因此, 噪声趋向于叠加到沿着仪器插入孔 47 相邻设置在内窥镜插入部分 23(参见图 1) 内的信号线 113a 上。在该实施例的结构中, 即使噪声影响将传送的串行数据, 由噪声引起的显示图像的图像质量的下降通过稍后说明的方法也可以难以觉察。

[0063] 接下来将说明用于通过从成像装置 55 的每一个像素获取电荷信号生成成像信号的信号处理。

[0064] 图 5 是示意性地显示成像装置 55 的结构的电路图。如图 5 中所示, 成像装置 55 包括: 像素部分 133, 为光接收部分的单位像素 131 以二维矩阵形式布置在所述像素部分中; 相关二重抽样 (CDS) 电路 135, 所述相关二重抽样电路用于对与来自像素部分 133 的输出信号相对应的电荷信号执行噪声抑制处理或类似处理; 垂直扫描电路 137, 所述垂直扫描电路用于控制像素部分 133 在垂直方向上的扫描并控制像素部分 133 的复位操作; 用于沿着水平方向控制扫描的水平扫描电路 139; 用于输出已经被读取的电荷信号的输出电路 141; 以及控制电路 143, 所述控制电路用于将控制信号供应到电路 135-139 中的每一个, 并控制垂直 / 水平扫描以及取样的时序和类似操作。

[0065] 每一个单位像素 131 都包括一个光电二极管 D1、用于复位的晶体管 M1、用于驱动放大的晶体管 M2 以及用于像素选择的晶体管 M3。每一个单位像素 131 连接到垂直扫描线路 (行选择线路) L1 和水平扫描线路 (列选择) L2, 并且单位像素 131 通过垂直扫描电路 137 和水平扫描电路 139 相继扫描。

[0066] 控制电路 143 产生要输入到垂直扫描电路 137 和水平扫描电路 139 以用于像素部分 133 的行和列的扫描的控制信号、要输入到垂直扫描电路 137 以用于使储存在每一个光电二极管 D1 中的电荷复位的控制信号、以及要输入到 CDS 电路 135 以用于控制像素 133 与 CDS 电路 135 之间的连接的控制信号。

[0067] CDS 电路 135 与每一个列选择线路 L2 相对应地设置, 以便根据水平扫描电路 139 输出的水平扫描信号顺序输出连接到通过垂直扫描电路 137 选择的列选择线路 L1 的相应单位像素 131 的电荷信号。水平扫描电路 139 根据水平扫描信号控制晶体管 M4 的导通 / 截止状态, 从而用于在 CDS 电路 135 与连接到输出电路 141 的输出总线 L3 之间提供的列选择。输出电路 141 放大依次从 CDS 电路 135 发送到输出总线 L3 的电荷信号并输出放大信号。在下面给出的说明中, 从输出电路 141 输出的信号表示为用于将该信号与从每一个单

位像素 131 读取的电荷信号相区分的成像信号。

[0068] 尽管附图中未示出,成像装置 55 为包括多个颜色区段的滤色器(例如 Bayer 型原色滤色器)的单片颜色传感器式成像装置。

[0069] 像素部分 133 具有方形阵列结构,在所述方形阵列结构中,单位像素 131 沿着行方向和列方向以矩阵形式布置在半导体衬底上,其中列方向为垂直方向,行方向为水平方向。可选地,可以具有通常所说的蜂巢状像素排列结构,在所述蜂巢状像素排列结构中,设置在奇数行上的单位像素 131 和设置在偶数行上的单位像素 131 彼此移动一半间距。

[0070] 当通过具有上述结构的内窥镜系统 200 观察体腔内部时,如图 4 中所示,成像装置 55 产生的成像信号通过 A/D 转换器 105 被转换成 8 比特并行信号,并接着通过 8B10B 编码器 107 转换成 10 比特并行信号。10 比特并行信号的成像信号通过 P/S 转换器 111 转换成串行信号,并接着通过信号线 113a 传送到处理器部分 69。

[0071] 处理器部分 69 在 CDR 电路 121 处接收串行传送的成像信号,使得 CDR 电路 121 可以产生时钟信号(即,提取时钟信号 RCLK)和与时钟信号锁相的数据信号(即,使数据 RSDT 重新定时)。随着通过 CDR 电路 121 对数据重新定时产生的成像信号 RSDT 根据提取时钟信号 RCLK 通过 S/P 转换器 125 和 8B10B 解码器 127 被转换,以便重新获得初始的 8 比特并行信号。该 8 比特并行信号的成像信号通过图像处理电路 129 被转换成图像数据,使得捕获的图像可以显示在显示部分 15 中。

[0072] 图 6 显示串行传送的传送数据的格式的实例。从输出电路 141 输出的电荷信号通过成像装置 55 的外围电路 57 转换成该格式的串行数据以便传送到处理器部分 69。串行数据具有在包括图像信息的有效负载(payload)前面的前部区、与检测数据相对应的 ECC(误差检验和校正)区以及在有效负载后面的空闲区。图 6 显示与一行捕获图像相对应的内容,并且与一行相对应的多个数据被串行传送。ECC 区的信息提供用于检测传送误差。此外,由于检测数据被附加到每一行,因此可以对每一行检测传送误差,由此可以容易地修复具有误差的行。

[0073] 接下来将参照图 7-10 详细说明用于获取具有上述结构的成像装置 55 中的电荷信号的方法。

[0074] 成像装置 55 可以根据处理器部分 69 的 CPU 115(参见图 4)发出的指令 被选择性地设置成正常扫描模式和隔行扫描模式。在正常扫描模式下,对来自沿主扫描方向布置的单位像素(光电二极管)131 的相应行的电荷信号的扫描/读取沿着副扫描方向依次执行,以便从相应行读取电荷信号。在隔行扫描模式下,依次重复沿着副扫描方向对指定数量的间隔行执行成行的单位像素 131 的扫描/读取,以便水平扫描所有行以读取电荷信号。

[0075] <正常扫描模式>

[0076] 如图 7 的对于正常扫描模式下的成像装置的曝光/读取时间图中所示,在包括与扫描行 Line(1)-Line(n)(其中 n 为不小于 2 的整数)相对应的像素行的 CMOS 传感器中,在每一行的相应单位像素(0-m)复位之后开始光电二极管的曝光,并且在规定的曝光时间之后,传送储存在相应的光电二极管中的电荷以输出电荷信号。该操作以延迟方式从扫描行 Line(1) 至扫描行 Line(n) 顺序进行。换句话说,在该模式下,沿着主扫描方向布置的相应行的单位像素的扫描/读取沿着副扫描方向依次进行以读取电荷信号,从而产生 n 行及 m 列的捕获图像。

[0077] 假定捕获图像的内容为字母“A”，当通过重复沿着主扫描方向从图像起点 P0 对单位像素进行的扫描以及沿着副扫描方向进行的扫描输出到输出总线 L3 上的信号在输出指令下编程图像数据时，获得图 8 中显示的图像。

[0078] <隔行扫描模式>

[0079] 图 9 显示使用滚动快门以为一种隔行扫描模式的每隔一行扫描模式对成像装置的复位、曝光和读取时序的实例。如图 9 中所示，复位信号从垂直扫描电路 137 输出到每一个晶体管 M1 以用于扫描行 Line(1) 的复位（参见图 5），以便使储存在设置在扫描行 Line(1) 上的相应光电二极管 D1 中的电荷复位并开始电荷储存（曝光）。此后，通过沿着垂直方向（即，副扫描方向）相隔一行，以同样方式对扫描行 Line(3) 进行复位并开始充电。此外，通过沿着垂直方向相隔一行对扫描行 Line(5) 进行复位并开始充电，并且重复实施这样的操作。

[0080] 当没有间隔行时，再次从扫描行 Line(2) 开始扫描，并且在对扫描行 Line(2) 复位并开始该扫描行的电荷储存之后，沿着垂直方向间隔一行并且对扫描行 Line(4) 进行复位。这种复位处理重复到扫描行 Line(n)（其中 n 为扫描行的总数）。依此方式，一旦相应行的单位像素 131 中储存的电荷信号被放出，随后将开始电荷储存。

[0081] 在规定的电荷储存时间之后，单位像素 131 中储存的电荷信号输出到 CDS 电路 135（参见图 5）。因此，根据用于通过行选择线 L1 进行像素选择输入的至每一个晶体管 M3 的选择信号以及用于通过列选择线 L2 进行列选择输入的从每一个列选择晶体管 M4 输入的读取信号，以扫描行 Line(1)、Line(3)、…，Line(n-1)、Line(2)、Line(4)、…，以及 Line(n) 的顺序将相应的单位像素 131 的电荷信号输出到输出总线 L3（参见图 5）。

[0082] 换句话说，在该隔行扫描模式下，第一读取扫描和第二读取扫描重复进行直到副扫描方向的下端同时如同第一行与第二行之间的间隔保持规定数量的行，在所述第一读取扫描中，还未扫描的第一行被选择用于水平扫描以从与第一行相对应的相应光接收部分读取电荷信号，在所述第二读取扫描中，沿着副扫描方向与第一行相隔规定数量的行的还未扫描的第二行被选择用于水平扫描以从与第二行相对应的相应光接收部分读取电荷信号，此后第一读取扫描和第二读取扫描对从副扫描方向的上端选择的还未扫描的行再次重复进行直到副扫描方向的下端，并且这样的过程重复多次。

[0083] 假定捕获图像的内容为字母“A”，如图 8 所示，在采用上述的电荷信号的输出指令的情况下，当通过重复沿着主扫描方向从图像起点 P0 进行的扫描以及沿着副扫描方向间隔一行进行的扫描输出到输出总线 L3 上的信号在输出指令下变成图像数据时，获得如图 10 所示的沿着副扫描方向平分的图像数据。

[0084] 换句话说，信号在正常扫描模式下沿副扫描方向以捕获图像的相应行的相继及连续顺序的时间序列输出，而信号在隔行扫描模式下以捕获图像中的不连续行顺序输出。因此，在隔行扫描模式下，即使在传送期间对成像信号造成部分误差时，具有所述误差的区域也会在显示的图像中表现为彼此不相邻的不连续线，由此使得由误差引起的图像质量的下降难以觉察。

[0085] 图 11 是显示正常扫描模式与隔行扫描模式之间的转换过程的流程图。在串行数据的传送期间担心外部噪声的影响的情况下，正常扫描模式转换到隔行扫描模式。以高频治疗仪器 71 的操作时序实施该模式转换以用于消除高频治疗仪器 71 的操作期间产生的

噪声影响。具体地,由于施加高频电流用于操作高频治疗仪器 71 且同时开关 99 处于接通状态,因此在该接通操作期间设定隔行扫描模式。

[0086] 在图 11 中,在步骤 S1 中设置正常扫描模式用于捕获图像,在步骤 S2 中确定开关 99 是否处于接通状态(即,开关是否已经操作),当所述开关处于断开状态时,确定高频治疗仪器 71 没有操作,由此保持正常扫描模式。当确定开关 99 处于接通状态时,在步骤 S3 中正常扫描模式转换到隔行扫描模式。在转换到隔行扫描模式之后,在步骤 S4 中高频电流被施加到高频治疗仪器 71,以便执行诸如组织切开的治疗。随后,在步骤 S5 中确定开关 99 是否处于断开状态,当所述开关处于接通状态时,保持隔行扫描模式。当所述开关处于断开状态时,确定已经完成采用高频治疗仪器 71 进行的治疗,由此在步骤 S6 中隔行扫描模式转换到正常扫描模式。

[0087] 图 12 是显示如图 11 所示在控制下将正常扫描模式转换到隔行扫描模式的时序的时间图。当开关 99 操作将进入接通状态时,CPU 115 检测接通状态并由此将模式转换信号发送到寄存器 103(参见图 4),以将正常扫描模式转换到隔行扫描模式。在完成所述模式转换之后,高频功率控制部分 97 将高频电流施加到高频治疗仪器 71。依此方式,在将高频电流施加到高频治疗仪器 71 之前,从正常扫描模式到隔行扫描模式的转换完成,因此显著降低高频噪声对显示图像上的影响。

[0088] 图 13 是隔行扫描模式下显示的图像的示例性视图。通过成像装置 55 获得的图像显示在显示部分 15(参见图 1 和图 4) 中且其图像字段以奇数字段 F1、偶数字段 F2、奇数字段 F3 等的顺序在短时间段内转换。在这点上,简化对一个帧图像包括 16 条线、奇数字段 F1 包括 8 条线 Line(1)–Line(15) 以及偶数字段 F2 包括 8 条线 Line(2)–Line(16) 的说明,如图 13 中所示。

[0089] 由于串行图像数据的传送期间噪声的影响引起的误差从串行图像数据的传送顺序方面以连续时序出现。在传送的信号对应于隔行扫描数据的情况下,当数据显示在显示部分 15 中时,误差没有以连续时间序列显示在相邻的线上或多个字段上。具体地,如图 13 中所示,假定在偶数字段 F2 的线 Line(6) 和 Line(8) 的传送期间产生误差,该误差表现为具有偶数字段 F2 的线 Line(6) 和 Line(8) 的图像信息损失的图像。

[0090] 然而,在显示偶数字段 F2 中,由于视觉上保持之前的奇数字段 F1 的余像,因此在行 Line(6) 和 Line(8) 之前和之后基本上显示没有误差的行 Line(5)、Line(7) 和 Line(9) 的信息。因此,由于误差具有损失的行 Line(6) 和 Line(8) 在屏幕中没有彼此相邻(如沿着副扫描方向连续的上行和下行)显示,而是显示为夹在没有误差的行之间的状态。此外,在显示具有误差的偶数字段 F2 之后,立即替换成下一个奇数字段的屏幕且接着是下一个偶数字段的屏幕进行显示。因此,即使在产生误差时,在时间序列连续的多个字段上连续地表现出最小化的损失,并且即使如果在多个字段上连续显示该损失,则损失也是出现在屏幕上的不同位置,由此误差在视觉上无法明显识别出。因此,即使由于噪声的影响对部分数据造成误差,视觉上也可以难以觉察。

[0091] (可选的控制实例)

[0092] 下面将参照图 14–16 说明内窥镜系统的控制方法的另一个实例。在通过该方法控制的内窥镜系统 200 中,在检测传送的串行数据中出现的误差中将正常扫描模式转换到隔行扫描模式。

[0093] 图 14 是显示转换到隔行扫描模式的过程的流程图, 图 15 是概念性地显示内窥镜系统的主要部分的示意性方框图, 图 16 是显示将正常扫描模式转换到隔行扫描模式的时序的时间图。下面将参照图 14 的流程图说明该控制方法的过程。在该控制方法中, 成像装置 55 的控制电路 143 (参见图 5) 在扫描沿着主扫描方向延伸的行并在副扫描方向上进行读取的正常扫描模式下实施扫描, 使得成像信号 SDT 可以通过信号线 113a 从内窥镜 100 传送到处理器部分 69, 如图 15 所示。成像信号 SDT 具有图 6 中显示的上述数据格式, 并且在该控制方法中, 通过使用包括设置在图像信息的有效负载后面的 ECC (误差检验及校正) 区的信息检测传送误差的发生。具体地, 图 15 中显示的 CDR 电路 121 在数据传送的接收侧根据 ECC 区的信息执行对有效负载的图像信息的传送误差辨别 (步骤 S1)。当检测到误差时 (在步骤 S2 中为是), 误差检测信号被发送到 CPU 115, 以便校正误差区 (步骤 S3)。在这点上, 已经检测误差的字段在没有转换扫描模式的情况下受到扫描, 直到完成对该字段的所有行的扫描为止。

[0094] 图像处理电路 129 将传送的视频信号转换成二维图像数据并使显示部分 15 显示数据。显示部分 15 不用考虑误差的出现来显示图像, 而具有误差的行通过同样的填色方法来显示, 在所述填色方法中整个行用相同颜色的灰色或类似颜色填充。

[0095] 随后, 当完成包括误差区的字段的图像显示时 (在步骤 S4 中为是), CPU 115 将模式转换信号发送到内窥镜 100 的寄存器 103, 以便将正常扫描模式转换成隔行扫描模式 (步骤 S5)。要注意的是如有需要在步骤 S3 中在误差区的校正中可以重新获得为有效负载的图像信息。

[0096] 将参照图 16 的时间图说明上述过程。

[0097] 成像装置 55 的控制电路 143 在正常扫描模式下读取单位像素 131 (参见图 5) 的电荷信号, 并且内窥镜 100 串行传送根据到达处理器部分 69 的电荷信号产生的视频信号。当处理器部分 69 的 CDR 电路 121 在传送期间检测视频信号的误差时, 即, 当误差检测信号 Se 被输入 CPU 115 时, CPU 115 仍然在正常扫描模式下读取已经检测到误差的字段 Fi 的图像的所有行的电荷信号, 以便完成串行传送。此后, 当完成字段 Fi 的图像的传送时, CPU 115 将用于转换扫描模式的模式转换信号 Sm 输出到内窥镜 100, 并且内窥镜 100 的成像装置 55 的控制电路 143 根据模式转换信号 Sm 将扫描模式从正常扫描模式转换到隔行扫描模式。在所述模式转换之后, 控制电路 143 在隔行扫描模式下读取字段 $Fi+1$ 的电荷信号。

[0098] 依此方式, 通过转换到隔行扫描模式的扫描模式从紧接于已经检测误差的字段的字段 $Fi+1$ 读取电荷信号, 由此可以使噪声的影响在出现误差之后难以觉察。

[0099] 在所述格式的串行数据中, 优选设置用于检测、校正和补偿传送误差的功能, 以便增加数字传送期间的噪声电阻。对于用于检测误差的功能, 不仅可以采用上述的 ECC 区, 而且还可以采用循环冗余检验 CRC、无效码检测 (例如, 没有通过 8B10B 编码限定的代码的检测)、无效格式检测或类似功能。

[0100] 可以采用诸如 BCH 码的向前纠错 (FEC) 作为用于校正误差的功能。对于不能通过 FEC 校正的误差可以适当地采用任意的各种方法, 不仅包括上述的通过同样的填色方法的写满方法, 而且还包括通过使用相同帧的前一行的值内插误差的前一行插补方法、通过使用前一帧中相同位置的行的值 内插误差的前一帧插补方法、或者通过使用前一行和下一行的值内插误差的前一行 / 下一行插补方法。

[0101] 本发明不局限于上述实施例,本领域的技术人员将会理解在不背离本发明的精神和保护范围的情况下可以在本发明中做出各种改变和修改。

[0102] 例如,尽管在其中读取成像装置的电荷信号的顺序改变的隔行扫描模式下产生上述的串行数据,但是相应行的信号的顺序也可以通过不受到电荷信号的读取顺序控制的另一种方法改变。例如,成像装置的电荷信号可以以正常扫描模式读取以便一次储存在存储器中,并且相应行的电荷信号可以被以与隔行扫描模式下采用的顺序相对应的顺序从该存储器读取以产生串行数据。

[0103] 此外,尽管通过以上述构造实例的隔行扫描模式间隔一行地实施扫描读取,但是本发明不局限于此,而是可以间隔两行或更多行或者可以任意读取行。

[0104] 此外,尽管成像装置被称作 CMOS 图像传感器,但是成像装置不局限于此,而在如上所述共同使用存储器时可以为 CCD(电荷耦合装置)图像传感器。

[0105] 如至此所述,在此公开了以下内容:

[0106] (1) 依照本发明的一个方面,一种内窥镜系统包括:

[0107] 内窥镜,所述内窥镜包括输出目标的捕获图像信号的成像部分;和

[0108] 控制器,所述控制器与内窥镜分离并通过信号线连接到内窥镜,从成像部分输出的所述捕获图像信号作为数字图像数据在内窥镜与控制器之间串行传送,

[0109] 其中,成像部分包括多个二维布置的光接收部分以及读取每一个光接收部分中储存的电荷信号的驱动部分,

[0110] 驱动部分进行读取扫描,在所述读取扫描中,从沿着在与光接收部分的布置方向相对应的主扫描方向上延伸的每一行布置的光接收部分对电荷信号的读取沿着垂直于主扫描方向的副扫描方向重复多次,以及

[0111] 驱动部分通过在捕获图像中包括的所有行上进行读取扫描以通过沿着副扫描方向间隔规定数量的行依次扫描一些行并通过规定数量的间隔行从一个间隔行依次扫描其它行来改变输出图像数据中的行的顺序。

[0112] 在该内窥镜系统中,传送通过改变相应行的输出顺序串行化的数字图像数据,因此,即使在传送期间由于噪声的影响使部分数据产生误差时,由此产生的误差视觉上也可以难以觉察。具体地,驱动部分被设置到重复沿着副扫描方向间隔规定数量的行进行扫描读取的扫描模式。依照在该扫描模式下产生的捕获图像信号,产生形成有规定数量的间隔行的多个字段屏 (field screen) 作为顺序数据。在由于部分顺序数据出现误差在捕获的图像信号中造成损失的情况下,所述损失仅为顺序数据中连续的部分数据的损失,并且从未在捕获图像中彼此相邻的行上或者时间序列连续的多个字段屏上出现。换句话说,捕获的图像中彼此相邻的行没有连续存在,时间序列连续的字段屏没有连续地存在于顺序数据中连续的特别窄的数据部分中,因此,可以避免视觉上明显的缺少相邻行以及时间序列连续的字段屏中产生的缺陷。因此,当显示包括误差并已经被串行传送的捕获的图像信号时,数据的损失例如仅出现在特定的字段屏中,并且具有损失的字段屏立即被下一个字段屏代替。此外,数据的损失从未表现为捕获图像中的相邻行,而是对应于规定数量的行远离彼此出现在适当的位置。

[0113] (2) 在 (1) 的内窥镜系统中,驱动部分在 (i) 第一扫描模式与 (ii) 第二扫描模式之间转换,在所述第一扫描模式下,沿着副扫描方向在每一行上依次进行扫描读取,在所述

第二扫描模式下,通过沿着副扫描方向以规定数量的间隔行依次扫描一些行并以规定数量的间隔行从一个间隔行依次序扫描其它行来在捕获图像中包括的所有行上进行扫描读取。
[0114] 在该内窥镜系统中,由于第一扫描模式和第二扫描模式可以自由转换,因此可以选择性地采用每一个扫描模式,以便对于串行传送产生的图像数据以所需的时序转换扫描模式。

[0115] (3) (1) 或 (2) 的内窥镜系统可以还包括干扰检测单元,所述干扰检测单元在串行传送期间检测为误差出现因素的干扰;和

[0116] 控制单元,当干扰检测单元检测到干扰的出现时,所述控制单元将驱动部分从第一扫描模式转换到第二扫描模式。

[0117] 在该内窥镜系统中,当出现干扰时,扫描模式转换到使由所述干扰产生的误差最小化地影响图像数据传送的模式,因此可以保持显示图像的高质量。

[0118] (4) 在 (3) 的内窥镜系统中,干扰检测单元检测高频电流施加到高频治疗仪器的时序,所述高频治疗仪器与内窥镜的插入部分一起插入对象中并具有在所述高频治疗仪器的末端暴露出来的高频电极,以及

[0119] 控制单元根据干扰检测单元检测的高频电流的施加时序将驱动部分从第一扫描模式转换到第二扫描模式。

[0120] 尽管在通过高频治疗仪器进行治疗中在启动高频治疗仪器时在信号线中趋向于产生噪声,但是当在该内窥镜系统中第一扫描模式被转换到第二扫描模式时,即使由于噪声的出现造成数据损失,所述损失在视觉上可以难以觉察。因此,不用考虑高频治疗仪器的操作可以始终提供良好的捕获图像。

[0121] (5) 在 (3) 或 (4) 的内窥镜系统中,在串行传送的数字图像数据中,捕获的图像信号对应于每一行被分开,并且检测传送误差的检测数据被提供给每一个分开的行,和

[0122] 控制单元通过使用检测数据检测传送误差的出现,并根据检测传送误差的时间将驱动部分从第一扫描模式转换到第二扫描模式。

[0123] 在该内窥镜系统中,由于检测数据被提供给每一行,因此对于每一行都可以检测传送误差的出现,由此可以容易地对具有误差的行进行恢复。此外,由于第一扫描模式根据传送误差的出现的检测时间转换到第二扫描模式,因此可以在转换适当模式的任何时候解决任何时间出现的误差,因此可以始终提供良好的捕获图像。

[0124] (6) 在 (1) 或 (2) 的内窥镜系统中,规定数量的间隔行为单间隔行。

[0125] 在该内窥镜系统中,由于对每一行交替进行扫描读取,因此交替获得奇数行的字段和偶数行的字段。因此,可以根据普通的 NTSC 显示方法显示图像。

[0126] (7) (1) 或 (2) 的内窥镜系统可以还包括:显示部分,所述显示部分显示根据串行传送的捕获的图像信号获得的图像信息。

[0127] 在该内窥镜系统中,获得的捕获图像的信息可以在数据损失最不明显的状态下显示在显示部分中。

[0128] <补充说明>

[0129] 在内窥镜系统中,在将高频电流供应到高频治疗仪器之前,控制装置 将驱动部分从第一扫描模式转换到第二扫描模式。

[0130] 在该内窥镜系统中,在将高频电流供应到高频治疗仪器之前将驱动部分转换到第

二扫描模式,因此可以使由于噪声的出现造成的数据损失在信号线中趋向于产生噪声时难以觉察。因此,可以始终稳定地供应良好的捕获图像。

[0131] 在内窥镜系统中,在完成已经检测传送误差的对整个捕获图像的读取扫描之后,控制装置将驱动部分从第一扫描模式转换到第二扫描模式。

[0132] 在该内窥镜系统中,由于在完成已经检测传送误差的对捕获图像的读取扫描之后将驱动部分转换到第二扫描模式,因此由于出现传送误差造成的数据损失在没有完成读取扫描过程的情况下在出现传送误差之后传送的捕获图像中可以难以觉察。因此,可以稳定地供应良好的捕获图像。

[0133] 本发明的内窥镜系统包括:配备有用于输出对象的捕获图像信号的成像部分的内窥镜;与内窥镜分离并通过信号线连接到内窥镜的控制器,所述控制器用于在内窥镜与控制器之间串行传送包括捕获图像信号的数字图像数据;和交织图像数据生成装置,所述交织图像数据生成装置用于生成交织图像数据,其中通过沿着捕获图像的垂直方向以规定数量的间隔行重新排列一些水平线以及以规定数量的间隔线从一个间隔水平线重新排列另一个水平行来重新排列根据对象的捕获的图像信号获得的捕获图像的所有水平线。

[0134] 在该内窥镜系统中,不通过采用改变从成像部分读取电荷信号的顺序的驱动方法,而是通过采用以普通的顺序行顺序执行的驱动方法使得在捕获图像中难以觉察由于出现传送误差造成的数据损失。

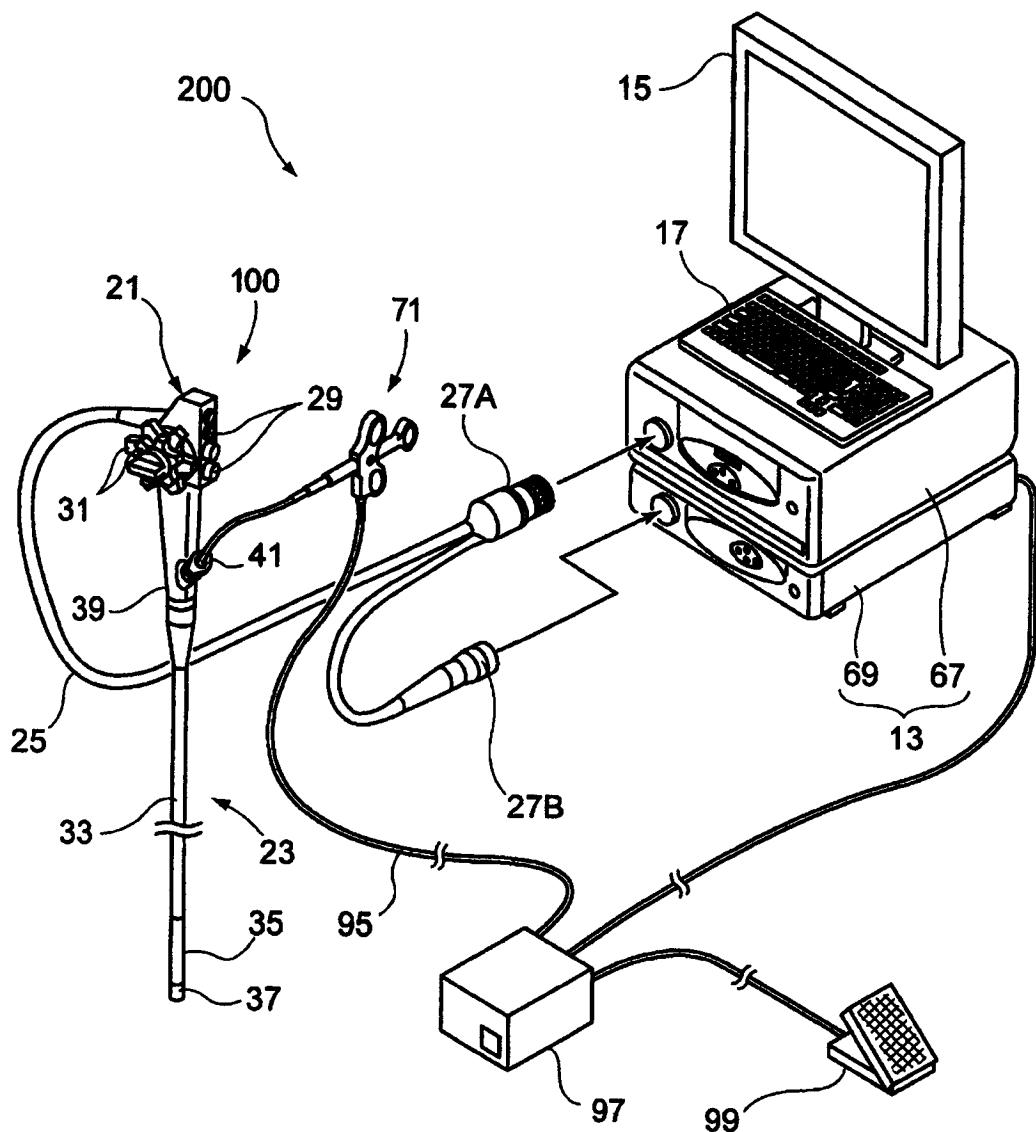


图 1

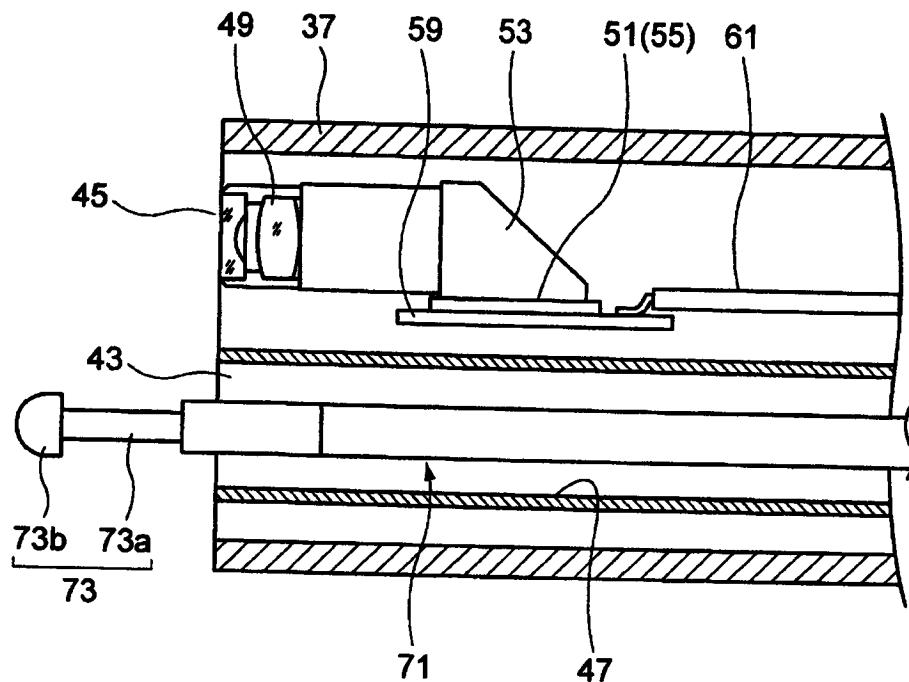


图 2

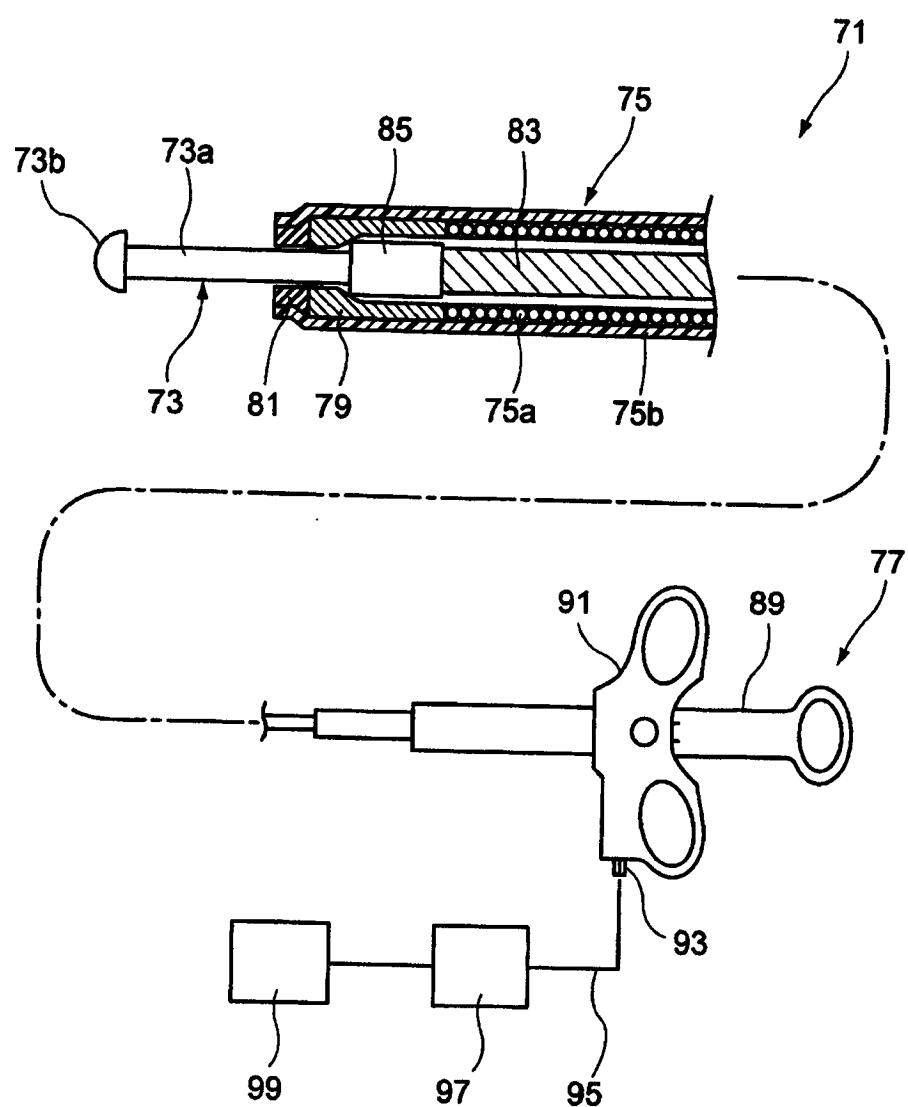


图 3

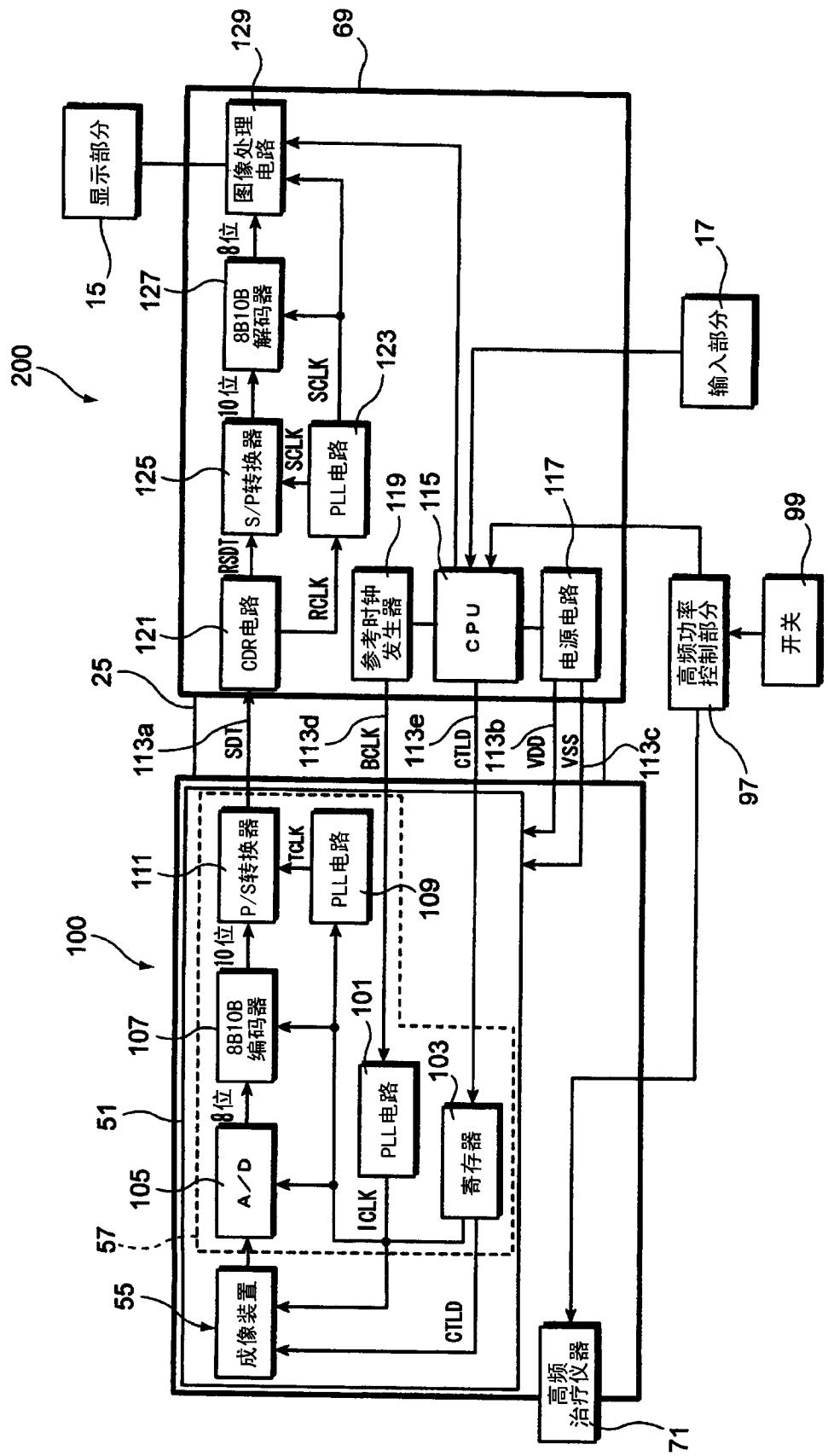


图 4

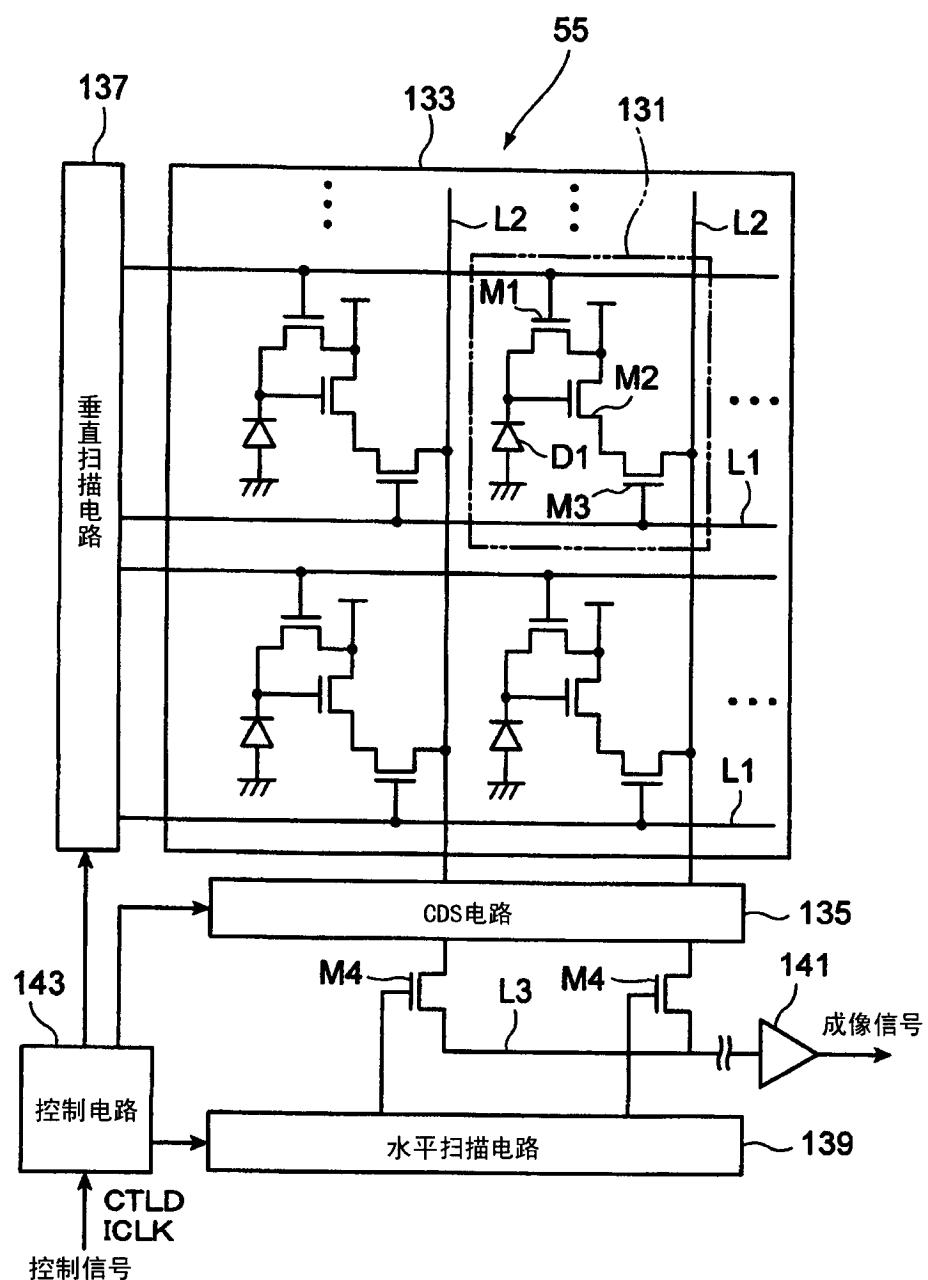


图 5

主扫描时段

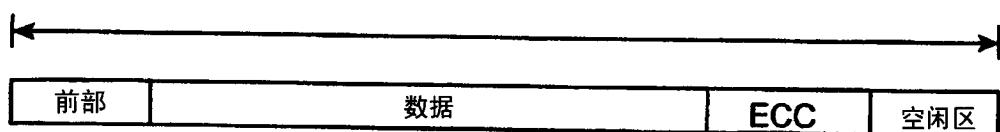


图 6

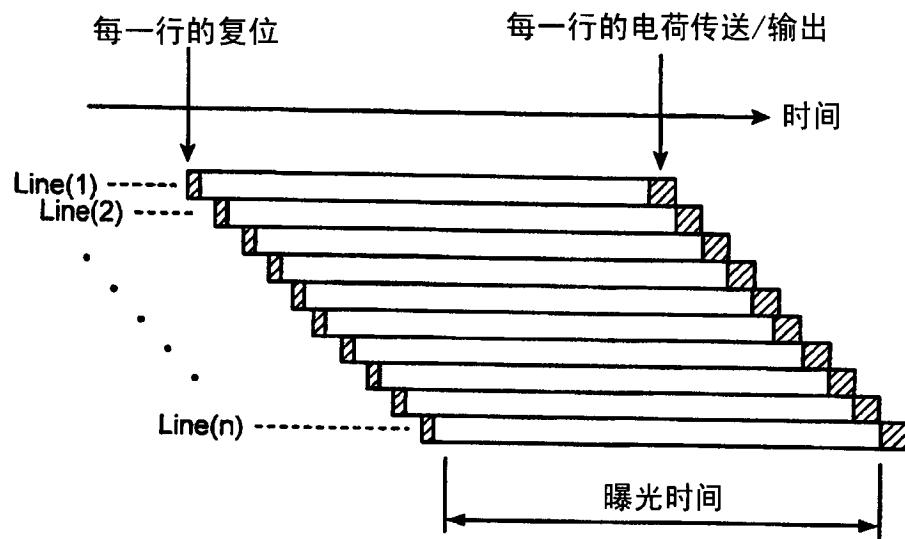


图 7

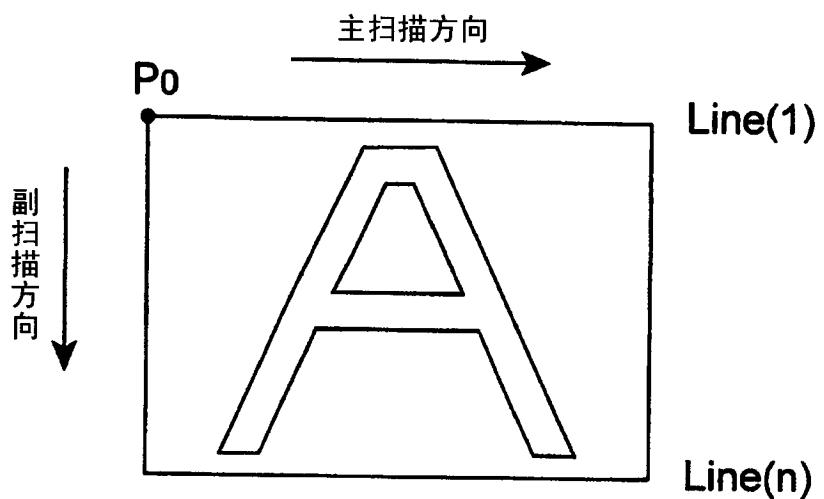


图 8

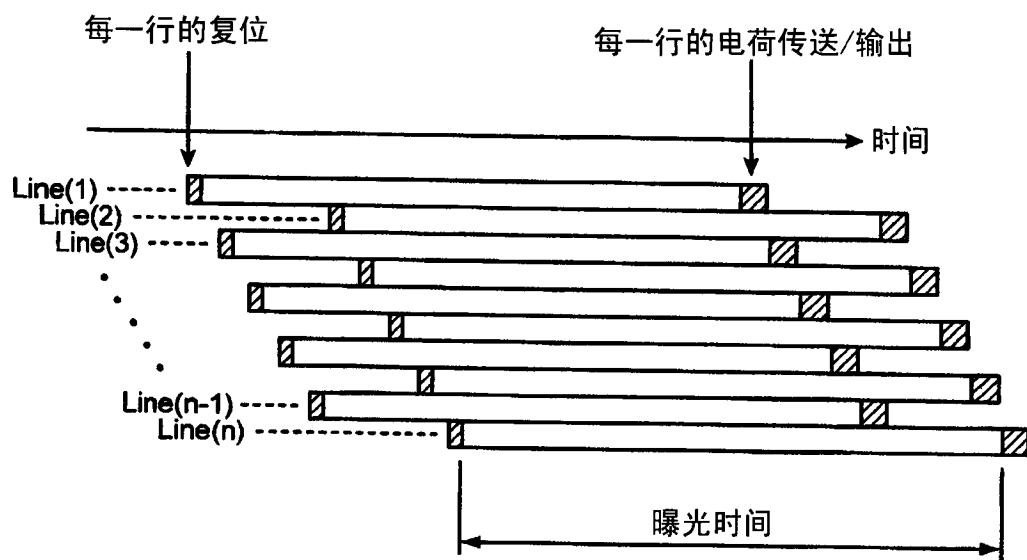


图 9

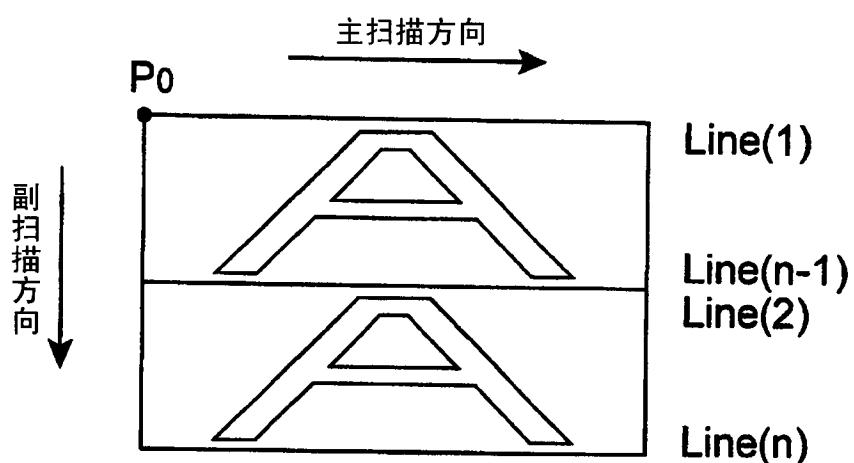


图 10

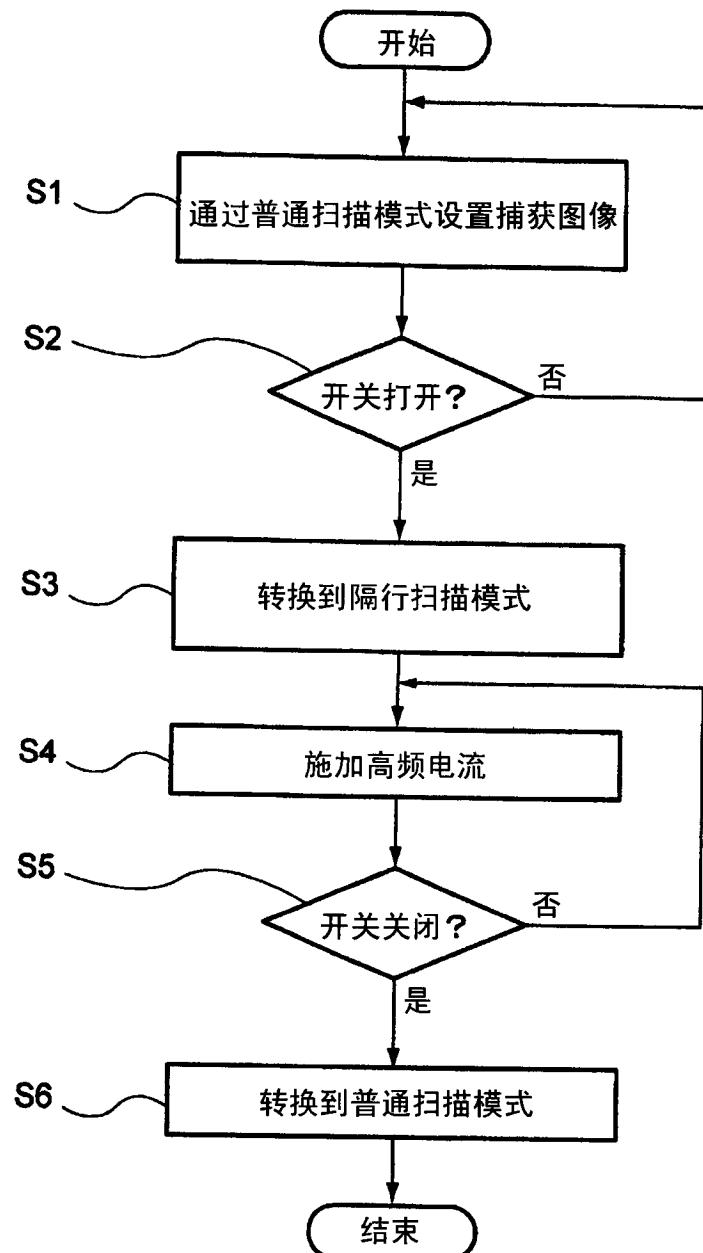


图 11

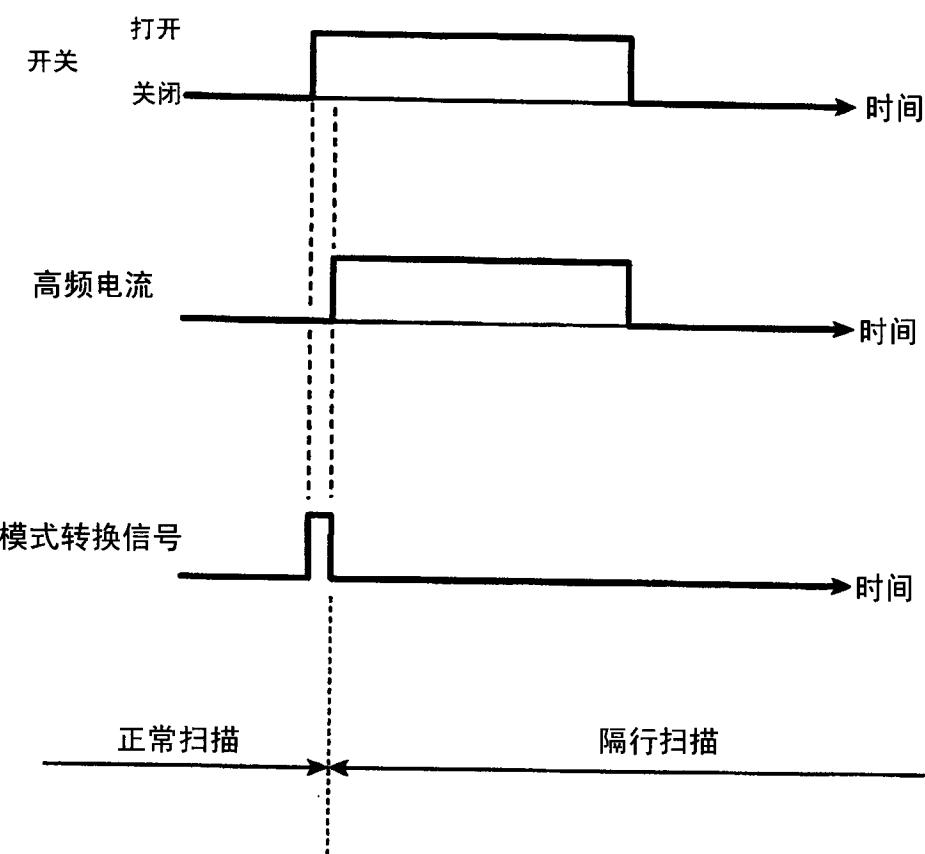


图 12

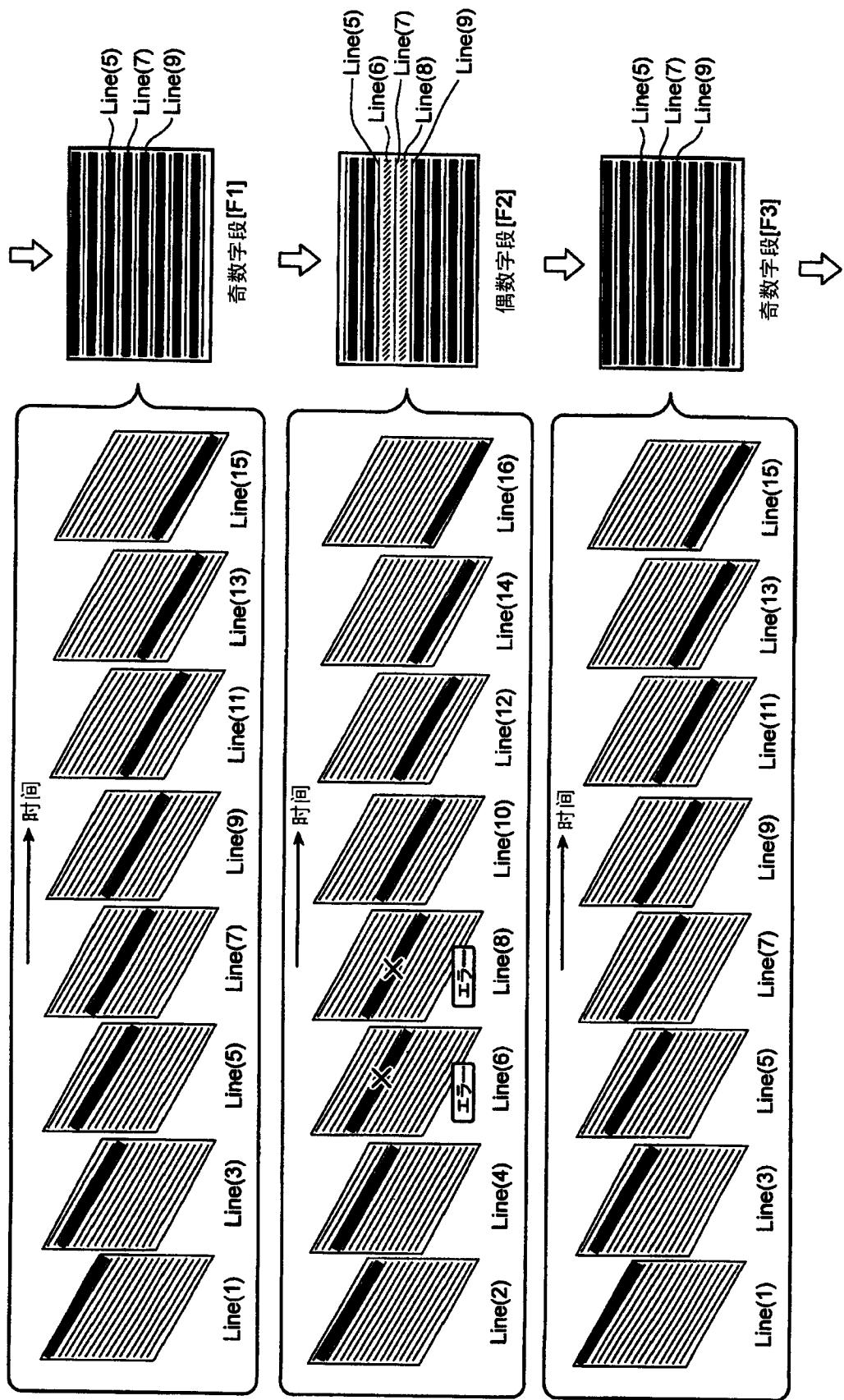


图 13

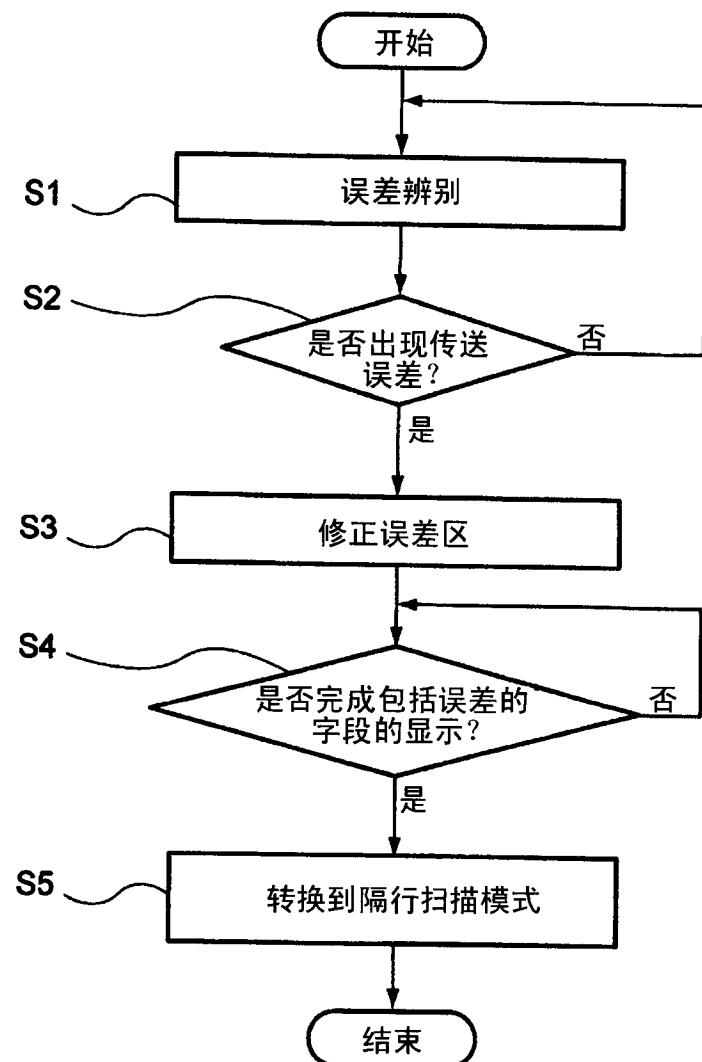


图 14

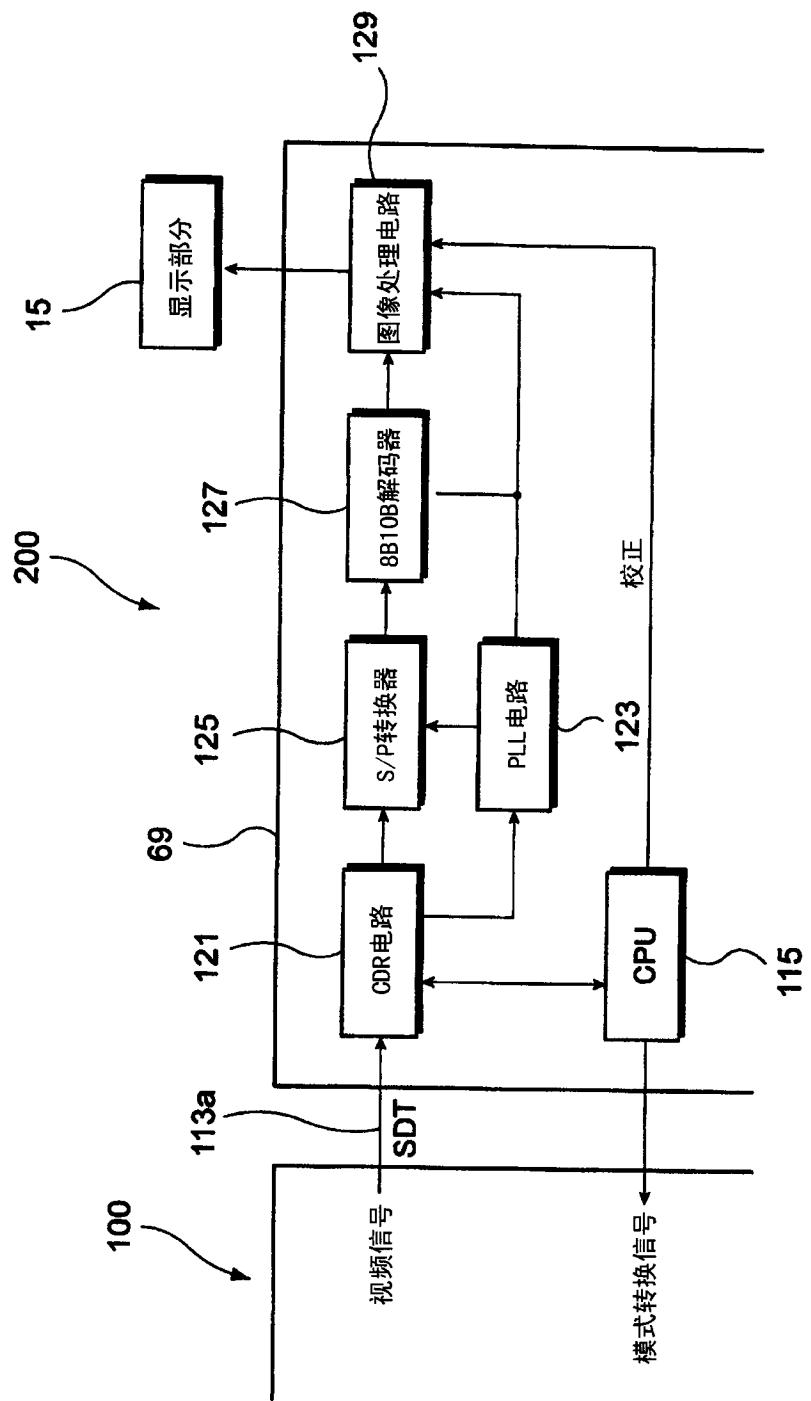


图 15

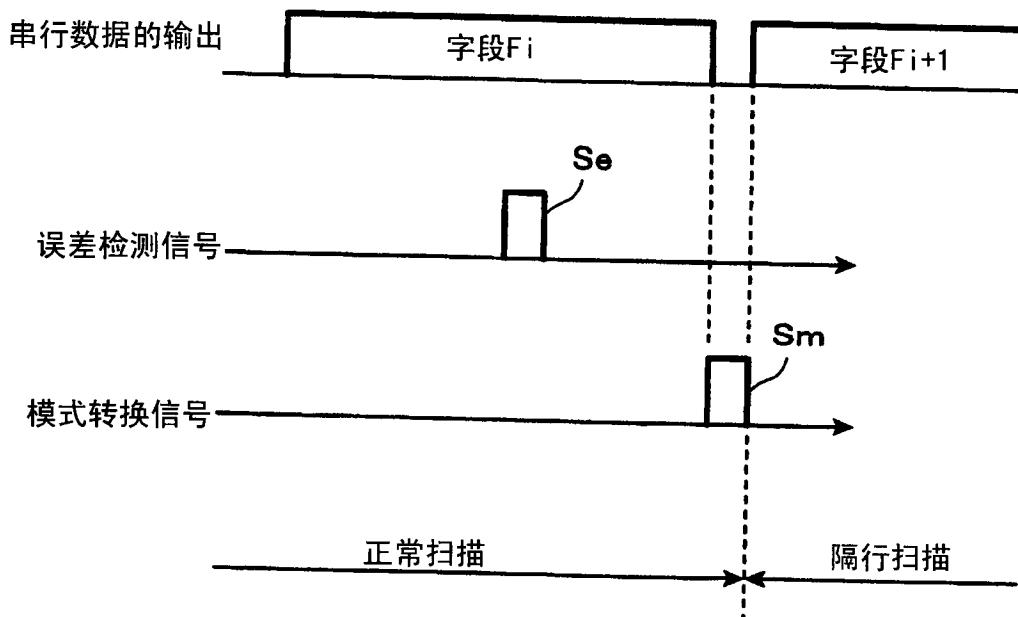


图 16

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102283625B	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	CN201110157386.3	申请日	2011-06-07
[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	村上浩史		
发明人	村上浩史		
IPC分类号	A61B1/05		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/1475 A61B1/05 A61B1/00009 H04N5/3532 A61B1/00045 A61B1/00039 H04L25/4908 A61B1/00018 A61B1/0051 A61B1/0052 H04N2005/2255 H04N5/343 A61B1/018		
审查员(译)	杨琼		
优先权	2010130220 2010-06-07 JP		
其他公开文献	CN102283625A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种内窥镜系统，所述内窥镜系统包括内窥镜，所述内窥镜包括成像部分和与内窥镜分离并通过信号线连接到内窥镜的控制器。成像部分包括多个二维布置的光接收部分和读取每一个光接收部分中储存的电荷信号的驱动部分。驱动部分进行读取扫描，在所述读取扫描中，沿主扫描方向和副扫描方向从光接收部分读取电荷信号。驱动部分通过在捕获的图像中包括的所有行上进行读取扫描以通过沿着副扫描方向以规定数量的间隔行依次扫描一些行并以所述规定数量的间隔行从一个间隔行依次扫描其它行来改变输出所述图像数据中的行的顺序。

