



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110248584 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201880009834.5

(22)申请日 2018.01.18

(30)优先权数据

2017-016436 2017.02.01 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/001321 2018.01.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/142949 JA 2018.08.09

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72)发明人 增野进吾 栗冈佑介

(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 高颖

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

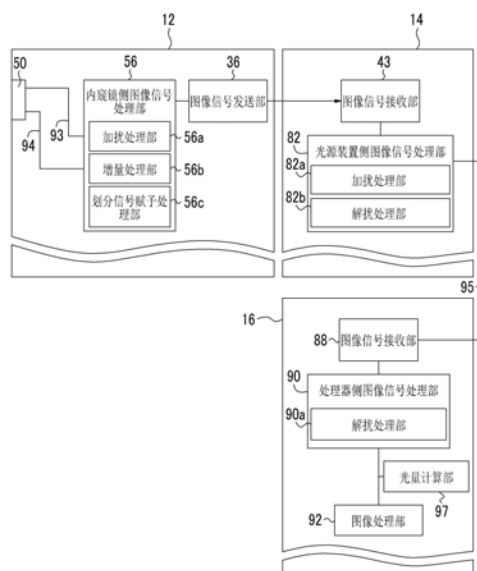
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54)发明名称

内窥镜系统及其工作方法

(57)摘要

本发明提供一种能够不对观察对象的图像带来影响而避免产生电磁噪声的内窥镜系统及其工作方法。内窥镜系统(10)具备相对于内窥镜(12)装卸自如的处理器装置(16)或相对于内窥镜(12)装卸自如的光源装置(14)中的至少任一个。若内窥镜(12)安装于处理器装置(16)或光源装置(14),则进行处理器装置(16)或光源装置(14)向内窥镜(12)发送请求信号的请求序列,所述请求信号请求对数字图像信号开始执行编码处理。



1. 一种内窥镜系统,其具备:

相对于内窥镜装卸自如的处理器装置或相对于所述内窥镜装卸自如的光源装置中的至少任一个,

在所述内窥镜安装于所述处理器装置或所述光源装置的情况下,进行从所述处理器装置或所述光源装置向所述内窥镜发送请求信号的请求序列,所述请求信号请求对数字图像信号开始执行编码处理。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

在所述内窥镜具备进行所述编码处理的编码处理部的情况下,所述编码处理部以接收所述请求信号为契机,开始执行所述编码处理,进行向所述处理器装置或所述光源装置发送数字图像信号的初始发送序列。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

所述初始发送序列包含:

第1发送序列,对所述数字图像信号中具有与观察对象相关的图像信息的图像数据区域以外的特定区域进行特定信号处理,将已进行所述特定信号处理的数字图像信号发送至所述处理器装置或所述光源装置;及

第2发送序列,在所述第1发送序列之后,对所述数字图像信号进行所述编码处理,将已进行所述编码处理的数字图像信号发送至所述处理器装置或所述光源装置。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其中,

所述特定信号处理为增量处理。

5. 根据权利要求3或4所述的内窥镜系统,其中,

所述特定区域为线空白区域或帧空白区域。

6. 根据权利要求2至5中任一项所述的内窥镜系统,其中,

该内窥镜系统具备:

光量计算部,根据所述数字图像信号计算观察对象中的光量,

所述编码处理部根据所述光量切换所述编码处理的执行或停止。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其中,

当所述光量低于规定值时,所述编码处理部停止所述编码处理,当所述光量成为所述规定值以上时,所述编码处理部执行所述编码处理。

8. 根据权利要求2至7中任一项所述的内窥镜系统,其中,

该内窥镜系统具有:

划分信号赋予处理部,对已进行所述编码处理的数字图像信号进行按每固定间隔赋予划分信号的划分信号赋予处理。

9. 根据权利要求2至8中任一项所述的内窥镜系统,其中,

在所述处理器装置或所述光源装置具备对已进行所述编码处理的数字图像信号进行解码处理的解码处理部的情况下,所述解码处理部以接收已进行所述编码处理的数字图像信号为契机,开始执行所述解码处理。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的内窥镜系统,其中,

在所述内窥镜不具备进行所述编码处理的编码处理部且所述处理器装置或所述光源装置具备对已进行所述编码处理的数字图像信号进行解码处理的解码处理部的情况下,所

述解码处理部以接收所述数字图像信号为契机, 停止执行所述解码处理。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述编码处理为包含从所述数字图像信号减去伪随机数的伪随机数减法处理的加扰处理。

12. 一种内窥镜系统的工作方法, 所述内窥镜系统具备相对于内窥镜装卸自如的处理器装置或相对于所述内窥镜装卸自如的光源装置中的至少任一个, 所述内窥镜系统的工作方法具有如下步骤:

在所述内窥镜安装于所述处理器装置或所述光源装置的情况下, 进行所述处理器装置或所述光源装置向所述内窥镜发送请求信号的请求序列, 所述请求信号请求对数字图像信号开始执行编码处理。

内窥镜系统及其工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种以串行方式发送数字图像信号的内窥镜系统及其工作方法。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,通常利用具备内窥镜、光源装置及处理器装置的内窥镜系统进行诊断。内窥镜具有插入到受检体内的插入部,拍摄被由光源装置产生的照明光照射的观察对象(受检体内的粘膜等)。处理器装置利用拍摄观察对象而获得的数字图像信号生成观察对象的图像并显示于监视器。

[0003] 用内窥镜获得的数字图像信号经由信号电缆等发送至处理器装置。作为数字图像信号的发送方式,主要可举出设为组合多个比特而成的比特组来发送的并行方式和每次发送1比特的串行方式。优先高速发送数字图像信号时,通常采用串行方式(例如,专利文献1)。

[0004] 以往技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:国际公开第2013/031514号

发明内容

[0007] 发明要解决的技术课题

[0008] 作为数字图像信号的通信方式,通过采用串行方式,能够高速进行通信,但若连续发送固定值,则有时会产生电磁噪声(设备向装置的外部发出的电磁辐射噪声,所谓的EMI(电磁干扰,Electro-Magnetic Interference))。这是因为,作为数据的发送方式,具有如固定值连续的规则性时,能量集中在串行通信时钟的倍增频率上,导致标准以上的能量被电磁释放。

[0009] 如以上,认为串行通信时固定值连续的原因如下,即,在观察对象中产生光晕,而产生了该光晕的区域的像素饱和,由此连续产生最高像素值。并且,在数字图像信号中,对于不具有与观察对象相关的图像信息的线空白(lineblank)区域或帧空白(frame blank)区域,“0”等固定值连续,因此这也成为发出电磁噪声的原因。

[0010] 因此,考虑通过随机数处理等进行加扰处理,以避免在数字图像信号中固定值连续。通过发送已进行加扰处理的数字图像信号,能够避免产生电磁噪声。对于该已进行加扰的数字图像信号,为了进行观察对象的图像化,进行解扰处理而被复原。

[0011] 在使用内窥镜的实际的医疗现场中,使用新旧各种类型的内窥镜。例如,还可考虑混合使用具备加扰处理功能的内窥镜和不具备加扰处理功能的内窥镜的情况。假设将不具备加扰处理功能的内窥镜安装于具备解扰处理功能的处理器装置时,虽然并未对数字图像信号进行加扰处理,但进行解扰处理。此时,由于进行不必要的解扰处理,会对观察对象的图像带来影响。因此,要求不对观察对象的图像带来影响而避免产生电磁噪声。

[0012] 本发明的目的在于提供一种能够不对观察对象的图像带来影响而避免产生电磁

噪声的内窥镜系统及其工作方法。

[0013] 用于解决技术课题的手段

[0014] 本发明的内窥镜系统具备相对于内窥镜装卸自如的处理器装置或相对于内窥镜装卸自如的光源装置中的至少任一个,在内窥镜安装于处理器装置或光源装置的情况下,进行从处理器装置或光源装置向内窥镜发送请求信号的请求序列,所述请求信号请求对数字图像信号开始执行编码处理。

[0015] 在内窥镜具备进行编码处理的编码处理部的情况下,优选编码处理部以接收请求信号为契机,开始执行编码处理,进行将数字图像信号发送至处理器装置或光源装置的初始发送序列。优选初始发送序列包含:第1发送序列,对数字图像信号中具有与观察对象相关的图像信息的图像数据区域以外的特定区域进行特定信号处理,将已进行特定信号处理的数字图像信号发送至处理器装置或光源装置;及第2发送序列,在第1发送序列之后,对数字图像信号进行编码处理,将已进行编码处理的数字图像信号发送至处理器装置或光源装置。优选特定信号处理为增量处理。优选特定区域为线空白区域或帧空白区域。

[0016] 优选具备光量计算部,其根据数字图像信号计算观察对象中的光量,编码处理部根据光量切换编码处理的执行或停止。优选当光量低于规定值时,编码处理部停止编码处理,当光量成为规定值以上时,编码处理部执行编码处理。优选具有划分信号赋予处理部,其对已进行编码处理的数字图像信号进行按每固定间隔赋予划分信号的划分信号赋予处理。

[0017] 在处理器装置或光源装置具备对已进行编码处理的数字图像信号进行解码处理的解码处理部的情况下,优选解码处理部以接收已进行编码处理的数字图像信号为契机,开始执行解码处理。在内窥镜不具备进行编码处理的编码处理部且处理器装置或光源装置具备对已进行编码处理的数字图像信号进行解码处理的解码处理部的情况下,优选解码处理部以接收数字图像信号为契机,停止执行解码处理。优选编码处理为包含从数字图像信号减去伪随机数的伪随机数减法处理的加扰处理。

[0018] 一种内窥镜系统的工作方法,所述内窥镜系统具备相对于内窥镜装卸自如的处理器装置或相对于内窥镜装卸自如的光源装置中的至少任一个,所述内窥镜系统的工作方法具有如下步骤:在内窥镜安装于处理器装置或光源装置的情况下,进行处理器装置或光源装置向内窥镜发送请求信号的请求序列,所述请求信号请求对数字图像信号开始执行编码处理。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,能够不对观察对象的图像带来影响而避免产生电磁噪声。

附图说明

[0021] 图1是内窥镜系统的外观图。

[0022] 图2是表示连接器侧连接部的俯视图。

[0023] 图3是表示光源装置侧连接部的俯视图。

[0024] 图4是表示内窥镜、光源装置及处理器装置的功能的框图。

[0025] 图5是表示具备加扰处理部的内窥镜、光源装置及具备解扰处理部的处理器装置的功能的框图。

- [0026] 图6是表示特定的格式形式的数字图像信号的说明图。
- [0027] 图7是表示增量处理的说明图。
- [0028] 图8是表示伪随机数减法处理的说明图。
- [0029] 图9是表示伪随机数加法处理的说明图。
- [0030] 图10是表示通过内窥镜与处理器装置的组合执行或停止加扰处理或解扰处理的情况的表。
- [0031] 图11是表示初始发送序列的说明图。
- [0032] 图12是表示使用摄像部的种类或像素数不同的内窥镜时的加扰处理及解扰处理的说明图。
- [0033] 图13是表示划分信号赋予处理的说明图。

具体实施方式

[0034] 如图1所示,内窥镜系统10具有内窥镜12、光源装置14、处理器装置16、监视器18及控制台20。内窥镜12具有插入到受检体内的插入部21、设置于插入部21的基端部分的操作部22及通用电缆23。通用电缆23为用于对由光源装置14发出的照明光进行导光的导光部31(参考图2)或用于传输在内窥镜12的控制中使用的控制信号的控制线、发送拍摄观察对象而获得的图像信号的信号线、向内窥镜12的各部供给电力的电力线等成为一体的电缆。在通用电缆23的前端设置有与光源装置14连接连接器25。并且,内窥镜12的导光部31为对光纤进行捆束的光导件。

[0035] 光源装置14例如通过LED(发光二极管,Light Emitting Diode)或LD(激光二极管,Laser Diode)等半导体光源、氙气灯、卤素灯产生照明光。将连接器25连接于光源装置14时,照明光入射于连接器25的导光部31,并从插入部21的前端照射于观察对象。

[0036] 并且,光源装置14与处理器装置16电连接,内窥镜12的连接器25经由光源装置14与处理器装置16连接。光源装置14与连接器25的控制信号或图像信号等的收发为无线通信。因此,光源装置14将通过无线与连接器25收发的控制信号等传输至处理器装置16。而且,光源装置14向连接器25供给用于驱动内窥镜12的电力,该电力供给也通过无线进行。

[0037] 处理器装置16控制由光源装置14发出的照明光的光量或发光定时、内窥镜12的各部,利用拍摄被照明光照射的观察对象而获得的图像信号生成内窥镜图像。并且,处理器装置16与监视器18及控制台20电连接。监视器18显示由处理器装置16生成的内窥镜图像、与内窥镜图像相关的信息等。控制台20为接受功能设定等输入操作的用户界面。

[0038] 如图2所示,连接器25的连接器侧连接部25a具备对来自光源装置14的光进行导光的导光部31、与光源装置14进行无线通信的无线通信部33及通过无线从光源装置14接受电力供给的受电部34。无线通信部33具有:图像信号发送部36,通过无线向光源装置14发送数字图像信号;及控制信号收发部37,通过无线在与光源装置14之间收发控制信号。由图像信号发送部36及控制信号收发部37进行的无线通信为光通信,例如优选为利用近红外光(波长约为 $0.7\mu\text{m}$ 至 $2.5\mu\text{m}$ 左右的光)的近红外通信。并且,在连接器侧连接部25a,在导光部31的下方设置有泵连接部38。

[0039] 受电部34例如为线圈(所谓的次级线圈),通过电磁感应方式或磁共振方式等非接触电力传输方式,从设置于光源装置14的线圈(所谓的初级线圈)接受电力供给。受电部34

将从光源装置14供给的电力供给至内窥镜12的各部。

[0040] 如图3所示,在光源装置14中,设置有与连接器25的连接器侧连接部25a抵接的光源装置侧连接部14a。在该光源装置侧连接部14a设置有供导光部31插入的导光部插入口39、通过无线与连接器25的无线通信部33进行通信的无线通信部40及向连接器25的受电部34供给电力的供电部42。无线通信部40具有:图像信号接收部43,通过无线从内窥镜12接收数字图像信号;及控制信号收发部44,通过无线在与内窥镜12之间收发控制信号。供电部42例如为线圈(所谓的初级线圈),通过电磁感应方式或磁共振方式等非接触电力传输方式向受电部34供给电力。并且,在光源装置侧连接部14a,在导光部插入口39的下方设置有供泵连接部38插入的泵连接部插入口46。

[0041] 如图4所示,内窥镜12分为图像信号用区域A1和控制信号用区域A2,所述图像信号用区域A1用于拍摄观察对象来获取图像信号,并将所获取的图像信号输出至光源装置14,所述控制信号用区域A2用于在与光源装置14之间进行控制信号的通信。并且,内窥镜12具备电源生成部48,所述电源生成部48生成图像信号用区域A1及控制信号用区域A2等各部所需的各种驱动电源,并供给所生成的电源。该电源生成部48从受电部34接受电力供给,所述受电部34通过非接触接受来自光源装置14的电力。另外,除了上述以外,在内窥镜12还具备:光导件LG(光导,Light Guide),对用于对观察对象进行照明的照明光进行导光;及钳子通道CH(通道,channel),用于插通高频治疗器具等各种处置器具。

[0042] 内窥镜12中,在图像信号用区域A1具备:摄像部50,用于拍摄观察对象;内窥镜侧图像信号处理部56,为了在内窥镜12与光源装置14之间进行非接触型光发送等其他目的,对数字图像信号实施各种信号处理;及图像信号发送部36,将数字图像信号转换为光信号,并向光源装置14发送。

[0043] 另外,作为摄像部50,例如可举出CCD(电荷耦合元件,Charge Coupled Device)图像传感器、CMOS(互补型金属氧化物半导体,Complementary Metal Oxide Semiconductor)图像传感器等固体摄像元件。将CCD用作摄像部50时,在内窥镜12设置将从摄像部50输出的模拟图像信号转换为数字图像信号的A/D(模拟/数字,Analog/Digital)转换器。并且,图像信号发送部36优选为能够照射用于光通信的光的发光器件,例如除了气体激光器、固体激光器、半导体激光器等激光发光元件以外,还可举出发光二极管等。

[0044] 内窥镜12中,在控制信号用区域A2具备:TSG(定时信号发生器,Timing Signal Generator)60,生成使摄像部50动作的信号;CPU(中央处理器,Central Processing Unit)62,控制TSG60的驱动;内窥镜侧控制信号处理部64,为了在内窥镜12与光源装置14之间进行非接触型光收发等其他目的,对用于CPU62的控制等的控制信号实施各种信号处理;及控制信号收发部37,在内窥镜12与光源装置14之间收发控制信号。其中,CPU62除了TSG60以外,还可以进行设置于内窥镜12的各种电路的驱动的控制。另外,内窥镜侧控制信号处理部64例如除了CPU(中央处理器,Central Processing Unit)以外,还由FPGA(现场可编程门阵列,Field Programmable Gate Array)等构成。

[0045] 另外,控制信号收发部37具备:发光器件,将控制信号作为光信号而向光源装置14进行光发送;及接收器件,接收来自光源装置14的控制信号作为光信号。作为控制信号收发部37,例如可以利用通过红外线对控制信号进行光发送的红外线发光元件、接收被光信号化的控制信号的受光元件(光电二极管、光电晶体管等),进行基于IrDA(红外数据协会,

Infrared Data Association)的光接触的光数据通信。

[0046] 光源装置14分为图像信号用区域B1和控制信号用区域B2,所述图像信号用区域B1用于接收从内窥镜12发送的数字图像信号并发送至处理器装置16,所述控制信号用区域B2用于在与内窥镜12之间进行各种控制信号的通信。并且,在光源装置14,连接有外部电源70。该外部电源70向图像信号用区域B1及控制信号用区域B2等各部供给电力,并且对通过非接触对内窥镜12供给电力的供电部42也供给电力。

[0047] 另外,在光源装置14,除了上述以外,还具备发出用于对内窥镜12的光导件LG供给的照明光的光源72及控制光源72的光源控制部74。作为光源72,例如,除了氙气灯以外,还可举出激光二极管、发光二极管等半导体器件。并且,在光源装置14,具备控制图像信号用区域及控制信号用区域等各部、供电部42、光源控制部74等各部的控制部78。

[0048] 在光源装置14,在图像信号用区域B1中设置有:图像信号接收部43,接收来自光源装置14的光信号并将所接收的光信号转换为数字图像信号;及光源装置侧图像信号处理部82,对通过图像信号接收部43接收的数字图像信号实施各种信号处理。通过光源装置侧图像信号处理部82实施了各种信号处理的数字图像信号发送至处理器装置16。另外,图像信号接收部43由光电二极管或光电晶体管等接收器件构成。

[0049] 在光源装置14,在控制信号用区域B2中设置有:控制信号收发部44,在内窥镜12与光源装置14之间收发控制信号;及光源装置侧控制信号处理部86,对控制信号实施各种信号处理。对于控制信号收发部44,与控制信号收发部37相同地具备:发光器件,将控制信号作为光信号来向内窥镜12进行光发送;及接收器件,接收来自内窥镜的控制信号作为光信号。对于发光器件及接收器件的具体例,与控制信号收发部37相同。另外,光源装置侧控制信号处理部86例如除了CPU(中央处理器,Central Processing Unit)以外,还优选由FPGA(现场可编程门阵列,Field Programmable Gate Array)等构成。

[0050] 处理器装置16具备:图像信号接收部88,接收来自光源装置14的数字图像信号;处理器侧图像信号处理部90,对通过图像信号接收部88接收的数字图像信号实施各种信号处理;及图像处理部92,对经过处理器侧图像信号处理部90的数字图像信号实施各种图像处理来生成显示用图像数据。在处理器装置16连接有监视器18,监视器18根据在图像处理部92生成的显示用图像数据,显示观察对象等图像。另外,处理器装置16能够与光源装置14进行通信。在处理器装置16获得的各种数据发送至光源装置14,该各种数据在光源装置14内的控制部78中,用于光源装置14内的各部的控制。另外,处理器侧图像信号处理部90例如优选由FPGA(现场可编程门阵列,Field Programmable Gate Array)等构成。

[0051] 如图5所示,在摄像部50与内窥镜侧图像信号处理部56之间,通过2根信号电缆93、94连接,来自摄像部50的数字图像信号通过高速串行通信(例如,528MHz)发送至内窥镜侧图像信号处理部56。内窥镜侧图像信号处理部56例如由FPGA(现场可编程门阵列,Field Programmable Gate Array)等构成。

[0052] 在内窥镜侧图像信号处理部56,作为为了避免由于在数字图像信号中相同的数据连续而产生的电磁噪声(EMI(电磁干扰,Electro-Magnetic Interference)),对所接收的数字图像信号进行避免相同的数据连续的处理的处理部,具备进行加扰处理的加扰处理部56a和进行增量处理的增量处理部56b。对于加扰处理及增量处理的详细内容,将进行后述。经过内窥镜侧图像信号处理部56的已进行加扰处理或增量处理的数字图像信号发送至图

像信号发送部36。

[0053] 并且,图像信号发送部36与图像信号接收部43之间通过1通道的光通信以非接触连接,来自图像信号发送部36的已进行加扰处理或增量处理的数字图像信号通过高速串行通信发送至图像信号接收部43。通过图像信号接收部43接收的已进行加扰处理或增量处理的数字图像信号发送至光源装置侧图像信号处理部82。在光源装置侧图像信号处理部82中,具备对所接收的数字图像信号进行加扰处理的加扰处理部82a和进行解扰处理的解扰处理部82b。

[0054] 本实施方式中,在加扰处理部82a和解扰处理部82b中并不进行加扰处理及解扰处理,但也可以除了内窥镜12的加扰处理部56a以外或代替内窥镜12的加扰处理部56a,通过光源装置14内的加扰处理部82a进行加扰处理,并且,还可以除了处理器装置16的解扰处理90a以外或代替处理器装置16的解扰处理90a,通过光源装置14内的解扰处理部82b进行解扰处理。

[0055] 并且,光源装置侧图像信号处理部82与处理器侧图像信号处理部90之间通过1根或多个信号电缆95连接,来自光源装置侧图像信号处理部82的数字图像信号通过高速串行通信(例如,2.112GHz)发送至处理器侧图像信号处理部90。另外,光源侧图像信号处理部例如优选由FPGA(现场可编程门阵列,Field Programmable Gate Array)构成。

[0056] 处理器侧图像信号处理部90具备解扰处理部90a,其对所接收的已进行加扰处理的数字图像信号进行解扰处理。对于该解扰处理的详细内容,将进行后述。已进行解扰处理的数字图像信号发送至图像处理部92,在图像处理部92中,根据已进行解扰处理的数字图像信号进行各种图像处理。

[0057] 对加扰处理、增量处理及解扰处理的详细内容进行说明。本实施方式中,从摄像部50输出的数字图像信号采用图6所示的特定的格式形式。该特定的格式形式中,在1帧的数字图像信号中主要具有图像数据区域、线空白区域及帧空白区域这3个区域。

[0058] 在图像数据区域中,具有相对于行方向和列方向而特定的像素数量的与观察对象的图像相关的数字信息。在该图像数据区域的前后,设置有:表示是图像数据区域的开始位置的SOF(开始帧,Start Of Frame);表示是图像数据区域中第n行(n为1以上且M以下的自然数)的结束位置的EOL(结束行,End Of Line);表示是第(n+1)行的开始位置的SOL(开始行,Start Of Line);及表示是图像数据区域中最终行的第M行的结束位置的EOF(结束帧,End Of Frame)。

[0059] 线空白区域为用于输出在第n行的EOL与接下来的第(n+1)行的SOL之间不具有与观察对象的图像相关的数字信息的任意值的区域。帧空白区域为用于输出在EOF与1帧的数字图像信号的最终行的第N行之间不具有与观察对象的图像相关的数字信息的任意值的区域。

[0060] 因此,1帧的数字图像信号如以下那样从摄像部50输出。首先,输出SOF,之后输出图像数据区域的第1行的数据。若输出第1行的EOF,则在输出第2行的SOL为止的期间,输出线空白区域的数据。输出第2行的SOL之后,输出图像数据区域的第2行的数据。之后,至第M行为止以相同的方式输出图像数据区域及线空白区域的数据。输出EOF之后,至最终行的第N行为止,输出帧空白区域的数据。

[0061] 另外,在特定的格式形式中,与图像数据区域的像素数的大小无关地,1帧量的像

素数设定为恒定。因此,图像数据区域的像素数越增大,线空白区域或帧空白区域的像素数越减小。相反地,图像数据区域的像素数越变小,线空白区域或帧空白区域的像素数越增大。即,线空白区域或帧空白区域为用于根据图像数据区域的像素数调整1帧量的像素数的区域。

[0062] 线空白区域或帧空白区域为不具有与观察对象的图像相关的数字信息的区域,因此通常为相同的数据(例如,“0”)连续的区域。由于相同的比特如此连续,易产生电磁噪声(EMI)。因此,通过对线空白区域或帧空白区域进行增量处理,避免相同的比特连续。

[0063] 例如,如图7所示,在线空白区域中“0”连续的数字图像信号(IN)输入至增量处理部56b时,通过对线空白区域进行增量处理,输出数字图像信号(OUT)。例如,若按每一行(按行)进行不同的增量处理时,在数字图像信号(OUT)的第n行的线空白区域中,成为如“n+1”、“n+2”……、“n+K(3以上的自然数)”那样相同的比特不连续的区域。由此,能够防止向串行通信时钟的倍增频率的集中,因此能够避免产生电磁噪声(EMI)。

[0064] 另外,上述增量处理中,按每一行(按行)进行不同的增量处理,但也可以对所有行进行相同的增量处理。其中,按每一行(按行)进行不同的增量处理时,优选设置具有与行编号相关的信息的行编号区域。

[0065] 图像数据区域与线空白区域或帧空白区域不用,是具有与观察对象的图像相关的数字信息的区域,因此只要不产生光晕等,就不会产生相同的数据连续的情况。但是,产生光晕等而像素饱和时,关于具有该饱和的像素的部分,会产生相同的数据(表示最高像素值的数据Mx)连续的情况。由于相同的数据Mx如此连续,易产生电磁噪声(EMI)。因此,为了避免电磁噪声,加扰处理部56a对图像数据区域进行加扰处理。并且,在解扰处理部90a中,对已进行加扰处理的图像数据区域进行解扰处理,由此使观察对象的图像复原。

[0066] 本实施方式中,作为针对图像数据区域的加扰处理,进行从图像数据区域减去伪随机数的伪随机数减法处理。如图8所示,将具有在图像数据区域中相同的数据Mx连续的像素区域的数字图像信号(IN)输入至加扰处理部56a时,通过进行伪随机数减法处理,输出已进行伪随机数减法处理的数字图像信号(OUT)。在该已进行伪随机数减法处理的数字图像信号(OUT)中,在数字图像信号(IN)中相同的数据Mx曾连续的区域成为如“P”、“Q”、“R”那样相同的数据不连续的区域。由此,能够避免产生电磁噪声(EMI)。

[0067] 并且,作为加扰处理进行了伪随机数减法处理时,作为解扰处理进行在图像数据区域加上伪随机数的伪随机数加法处理。如图9所示,将通过伪随机数减法处理成为如“P”、“Q”、“R”那样相同的数据不连续的区域数字图像信号(IN)输入至解扰处理部90a时,通过进行伪随机数加法处理,输出已进行伪随机数加法运算的数字图像信号(OUT)。该已进行伪随机数加法运算的数字图像信号中,在数字图像信号(IN)中相同的数据不曾连续的区域复原成如“Mx”、“Mx”、“Mx”那样相同的数据连续的区域。由此,观察对象的图像被复原。

[0068] 另外,在伪随机数减法处理或伪随机数加法处理中,首先,在检测到SOL时,产生M系列的随机数。并且,优选在所产生的16比特的随机数中,将低位8比特分配于通过信号电缆93(参考图5)发送的数字图像信号的图像数据区域,并将高位8比特分配于通过信号电缆94(参考图5)发送的数字图像信号的图像数据区域,从而进行伪随机数减法处理或伪随机数加法处理。

[0069] 接着,若将内窥镜12安装于光源装置14而成为能够与处理器装置16进行通信的状

态,则如图10所示,仅在在内窥镜12侧具有加扰处理功能且在处理器装置16侧具有解扰功能时执行加扰处理及解扰处理。相对于此,即使是在在内窥镜12侧具有加扰处理功能的情况,在处理器装置16侧没有解扰处理的功能时,停止内窥镜12的加扰处理功能。这是因为,这种情况下若在内窥镜12侧进行加扰处理,则会对观察对象的图像带来影响。并且,在处理器装置16侧具有解扰功能但在内窥镜12侧没有加扰功能时,不执行解扰处理。这是因为,这种情况下若在处理器装置16侧进行解扰处理,也会对观察对象的图像带来影响。

[0070] 如以上,为了仅在内窥镜12具备加扰处理功能且处理器装置16具备解扰处理功能时执行加扰处理及解扰处理,在将内窥镜12安装于光源装置14时,进行如下处理。

[0071] 首先,在从光源装置14拆卸了内窥镜12的状态下,成为在解扰处理部90a停止解扰处理的状态。并且,若将内窥镜12安装于光源装置14而能够进行内窥镜12的加扰处理部56a与处理器装置16的解扰处理部90a的通信,则进行处理器装置16向内窥镜12发送请求信号的请求序列,所述请求信号请求开始执行加扰处理。

[0072] 接着,在接收到请求信号的内窥镜12中,进行将通过观察对象的拍摄而获得的数字图像信号发送至处理器装置16的初始发送序列。该初始发送序列中,如图11所示,对在安装内窥镜12之后获得的第1帧的数字图像信号,并不通过内窥镜侧图像信号处理部56进行加扰处理及增量处理而发送至光源装置侧图像信号处理部82。通过光源装置侧图像信号82接收的数字图像信号直接发送至处理器装置侧图像信号处理部90。

[0073] 对接下来的第2帧的数字图像信号,在内窥镜侧图像信号处理部56中,仅对帧空白区域进行增量处理,并且将该仅对帧空白区域进行了增量处理的数字图像信号发送至光源装置侧图像信号处理部82(第1发送序列)。在光源装置侧图像信号处理部82中,若接收到仅对帧空白区域进行了增量处理的数字图像信号,则识别所安装的内窥镜12具有避免电磁噪声的加扰处理功能的情况。通过光源装置侧图像信号处理部82接收的数字图像信号直接发送至处理器装置侧图像信号处理部90。

[0074] 并且,在处理器装置侧图像信号处理部90中,接收已对帧空白区域实施了增量处理的第2帧的数字图像信号,由此识别所安装的内窥镜12具有避免电磁噪声的加扰处理功能的情况。由此开始执行解扰处理。

[0075] 对接下来的第3帧的图像信号,不仅对帧空白区域进行增量处理,还对图像数据区域、线空白区域进行加扰处理,并且将该已实施加扰处理及增量处理的数字图像信号发送至光源装置侧图像信号处理部82(第2发送序列)。通过光源装置侧图像信号处理部82接收的数字图像信号直接发送至处理器装置侧图像信号处理部90。并且,处理器装置侧图像信号处理部90对所接收的数字图像信号实施解扰处理。

[0076] 如以上,在2帧中,以内窥镜侧图像信号处理部56→光源装置侧图像信号处理部82→处理器装置侧图像信号处理部90的顺序,识别内窥镜12具备避免电磁噪声的加扰处理功能的情况,由此能够可靠地切换为避免电磁噪声的对策模式。

[0077] 另外,上述实施方式中,对数字图像信号中的图像数据区域始终进行伪随机数减法处理及伪随机数加法处理,但也可以设为仅在产生了光晕等高亮度状态时进行伪随机数减法处理及伪随机数加法处理。此时,设置于处理器装置16的光量计算部97(参考图4)根据数字图像信号计算光量。并且,当光量低于规定值时,加扰处理部56a停止伪随机数减法处理,并且解扰处理部90a停止伪随机数加法处理。另一方面,当光量成为规定值以上时,加扰

处理部56a执行伪随机数减法处理,并且解扰处理部90a执行伪随机数加法处理。

[0078] 另外,上述实施方式中,也可以设为能够将摄像部50的种类或像素数不同的多个内窥镜12安装于光源装置14。此时,优选设为在任意内窥镜12中均以特定的格式形式从摄像部50输出数字图像信号,以便在安装了任意内窥镜12的情况下均能够可靠地进行加扰处理及解扰处理。

[0079] 例如,如图12所示,能够将摄像部50为CMOS且具有X1的像素数的内窥镜12和摄像部50为CCD且具有X2(与X1不同)的像素数的内窥镜12双方安装于光源装置14时,虽然像素数不同为X1、X2,但通过采用特定的格式形式,以SOF、EOF确定图像数据区域,因此能够可靠地对图像数据区域进行加扰处理及解扰处理。

[0080] 另外,上述实施方式中,设想发送数字图像信号的信号电缆93、94混入有电噪声而数字图像信号受损的情况。这是因为在本实施方式中,对数字图像信号进行加扰处理,因此若这种已进行加扰处理的数字图像信号被电噪声等损坏,则在内窥镜12或处理器装置16侧无法得知发送或接收了数字图像信号中哪一个地点的数据。因此,优选事先对数字图像信号添加标记,以使内窥镜12或处理器装置16得知对哪一地点的数据为止进行了发送或接收。另外,作为混入有电噪声的情况,考虑如下情况,即,将高频处置器具插通到在内窥镜12中附设于信号电缆93、94的钳子通道CH时,从该高频处置器具发出的电噪声混入于信号电缆93、94中。

[0081] 例如,如图13所示,对已进行加扰处理或增量处理的数字图像信号进行以固定间隔LA赋予划分信号Sx的划分信号赋予处理(图13中,为了避免附图变得复杂,仅记载了一部分划分信号Sx)。并且,关于被赋予了划分信号Sx的数字图像信号,在解扰处理部90a中读出划分信号。由此,可知对数字图像信号中哪一个地点的数据为止进行了接收。另外,划分信号Sx优选设为固定值。并且,划分信号Sx优选赋予1个像素量。并且,赋予划分信号Sx的间隔LA优选设为对线空白区域或帧空白区域进行的增量处理的周期。另外,进行划分信号赋予处理的划分信号赋予处理部56c(参考图5)优选设置于内窥镜12的内窥镜侧图像信号处理部56。

[0082] 另外,上述实施方式中,对图像数据区域进行伪随机数减法处理或伪随机数加法处理,对线空白区域及帧空白区域进行增量处理,但也可以通过其他方法进行加扰处理及解扰处理。例如,对线空白区域及帧空白区域,也可以进行伪随机数减法处理或伪随机数加法处理来代替增量处理。并且,对数字图像信号进行了加扰处理及解扰处理,但也可以除此以外,对控制信号也进行加扰处理及解扰处理。

[0083] 另外,上述实施方式中,通过将内窥镜12安装于与处理器装置16连接的光源装置14,将加扰处理部56a与解扰处理部90a设为能够进行通信的状态,但也可以将内窥镜12直接安装于处理器装置16而将加扰处理部56a与解扰处理部90a设为能够通信的状态。

[0084] 另外,上述实施方式中,作为针对图像信号的比特转换,例如,优选对与图像信号各像素对应的数据进行8比特/10比特转换。

[0085] 另外,上述实施方式中,对通过内窥镜12获得的数字图像信号进行了加扰处理,但并不限于加扰处理,也可以进行能够在之后复原的信号处理等编码处理。此时,由编码处理部(未图示)代替加扰处理部56a进行编码处理。并且,上述实施方式中,对来自内窥镜12的已进行加扰处理的数字图像信号进行了解扰处理,但并不限于解扰处理,也可以进行对已

进行编码处理的信号进行复原的信号处理等解码处理。此时,由解码处理部(未图示)代替解扰处理部90a等进行解码处理。

[0086] 符号说明

[0087] 10-内窥镜系统,12-内窥镜,14-光源装置,14a-光源装置侧连接部,16-处理器装置,18-监视器,20-控制台,21-插入部,22-操作部,23-通用电缆,25-连接器,25a-连接器侧连接部,31-导光部,33-无线通信部,34-受电部,36-图像信号发送部,37-控制信号收发部,38-泵连接部,39-导光部插入口,40-无线通信部,42-供电部,43-图像信号接收部,44-控制信号收发部,46-泵连接部插入口,48-电源生成部,50-摄像部,56-内窥镜侧图像信号处理部,56a-加扰处理部(相当于本发明的“编码处理部”),56b-增量处理部,56c-划分信号赋予处理部,60-TSG,62-CPU,64-内窥镜侧控制信号处理部,70-外部电源,72-光源,74-光源控制部,78-控制部,82-光源装置侧图像信号处理部,82a-加扰处理部(相当于本发明的“编码处理部”),82b-解扰处理部(相当于本发明的“解码处理部”),86-光源装置侧控制信号处理部,90-处理器侧图像信号处理部,90a-解扰处理部(相当于本发明的“解码处理部”),92-图像处理部,93-信号电缆,94-信号电缆,95-信号电缆,97-光量计算部。

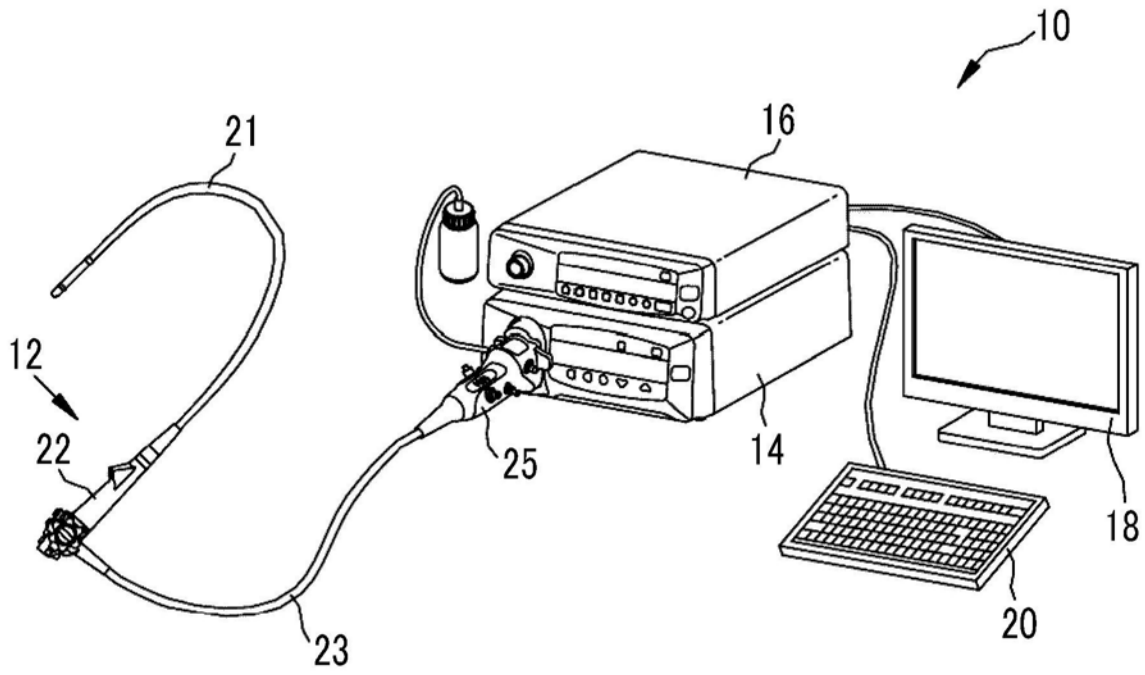


图1

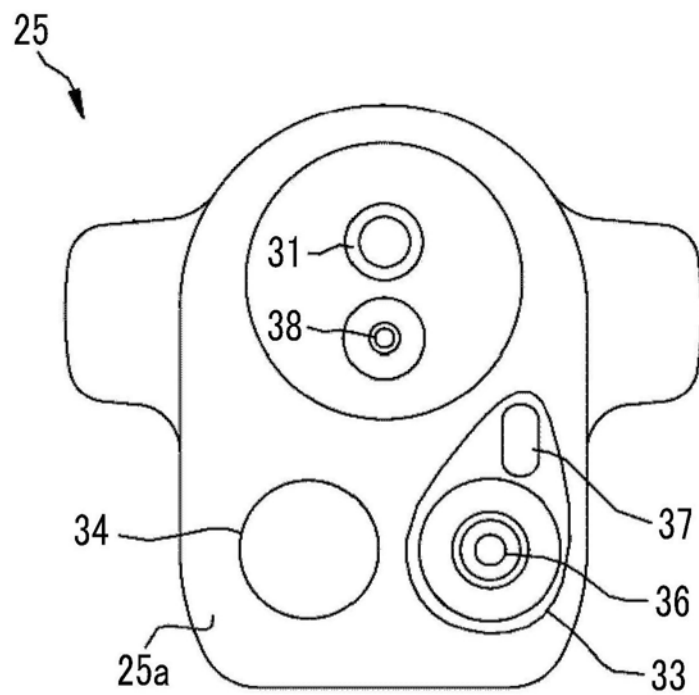


图2

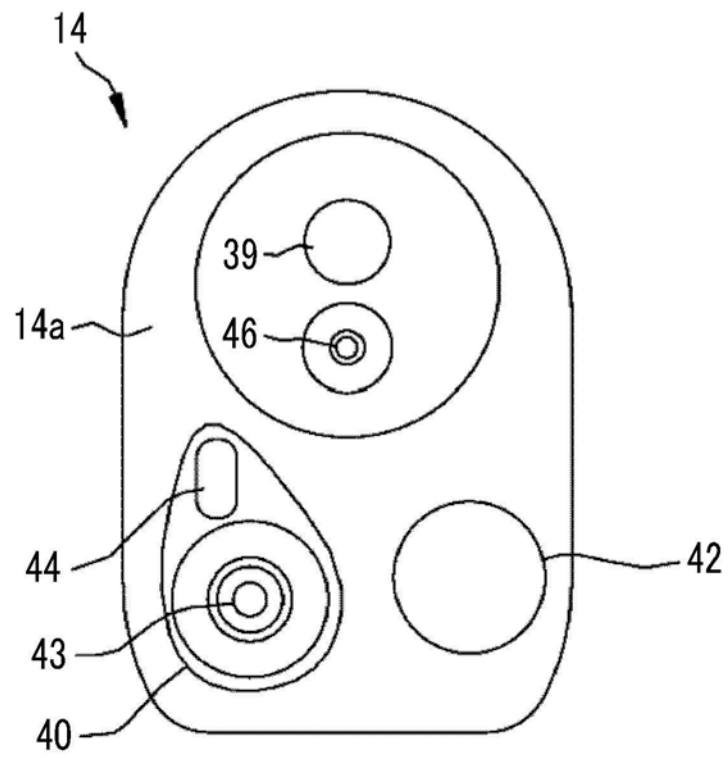


图3

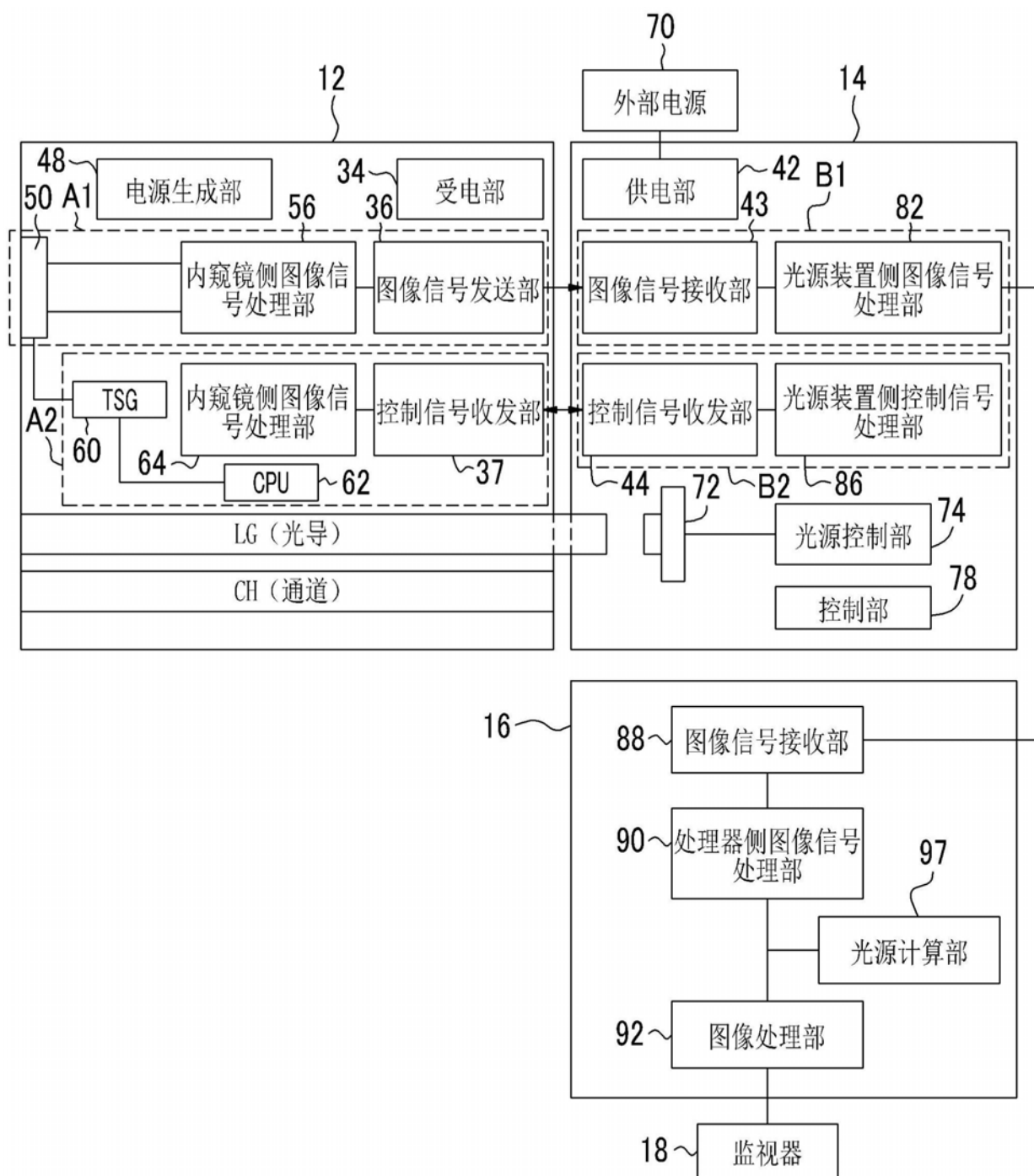


图4

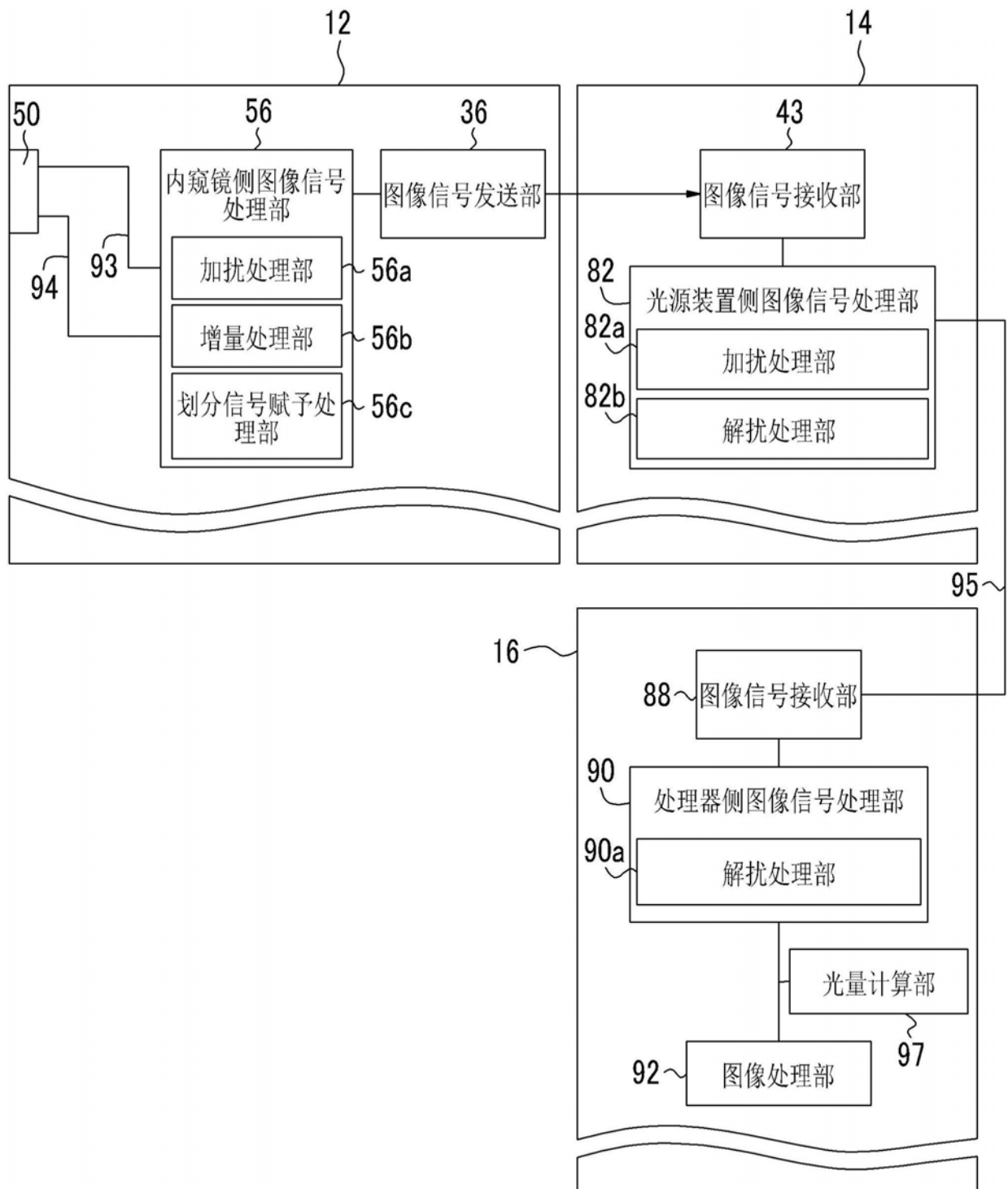


图5

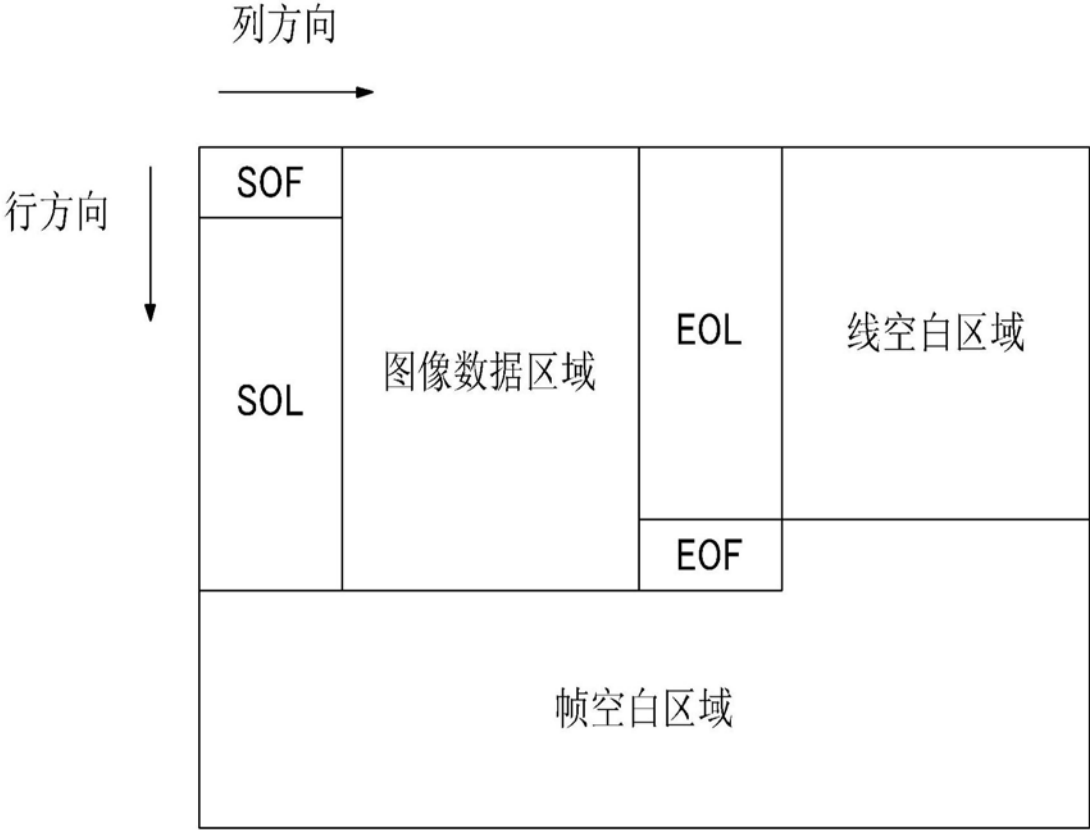


图6

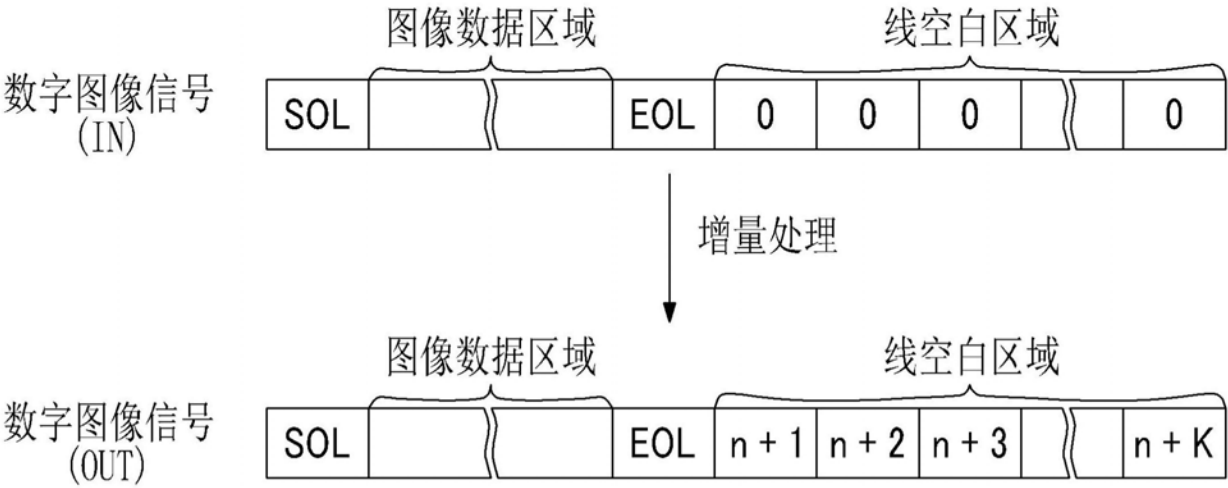


图7

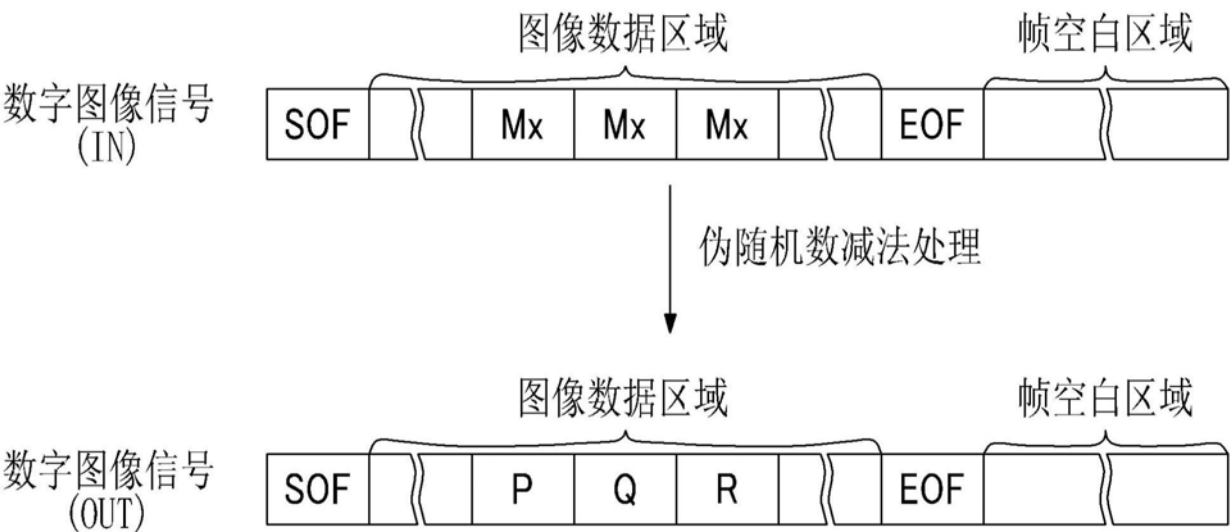


图8

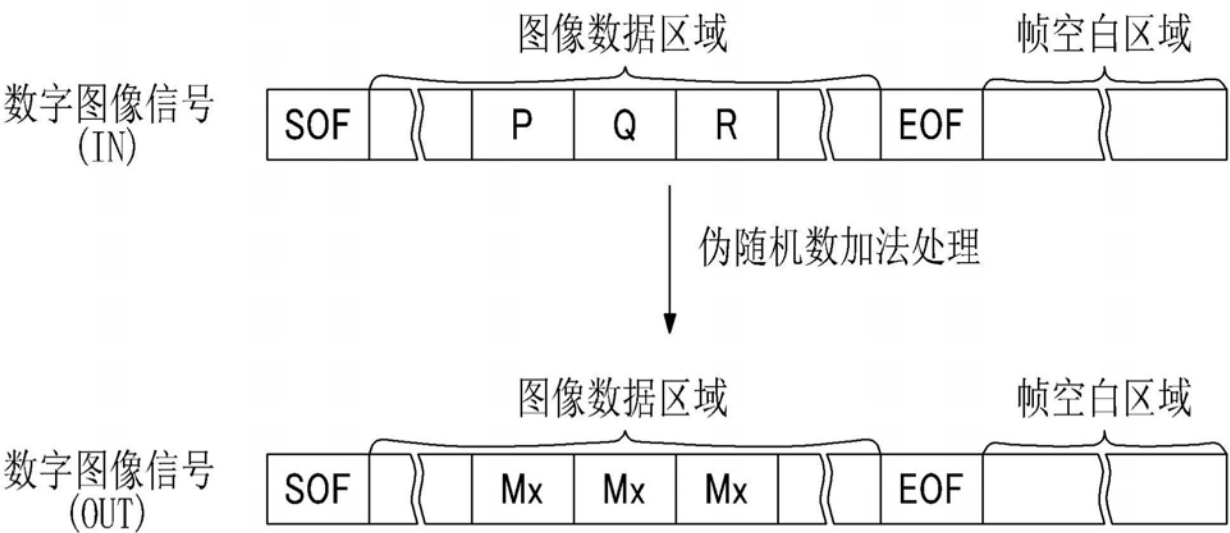


图9

		内窥镜	
		加扰处理 [无]	加扰处理 [有]
处理器装置	解扰处理 [有]	解扰处理 [停止]	加扰处理 解扰处理 [执行]
	解扰处理 [无]		加扰处理 [停止]

图10

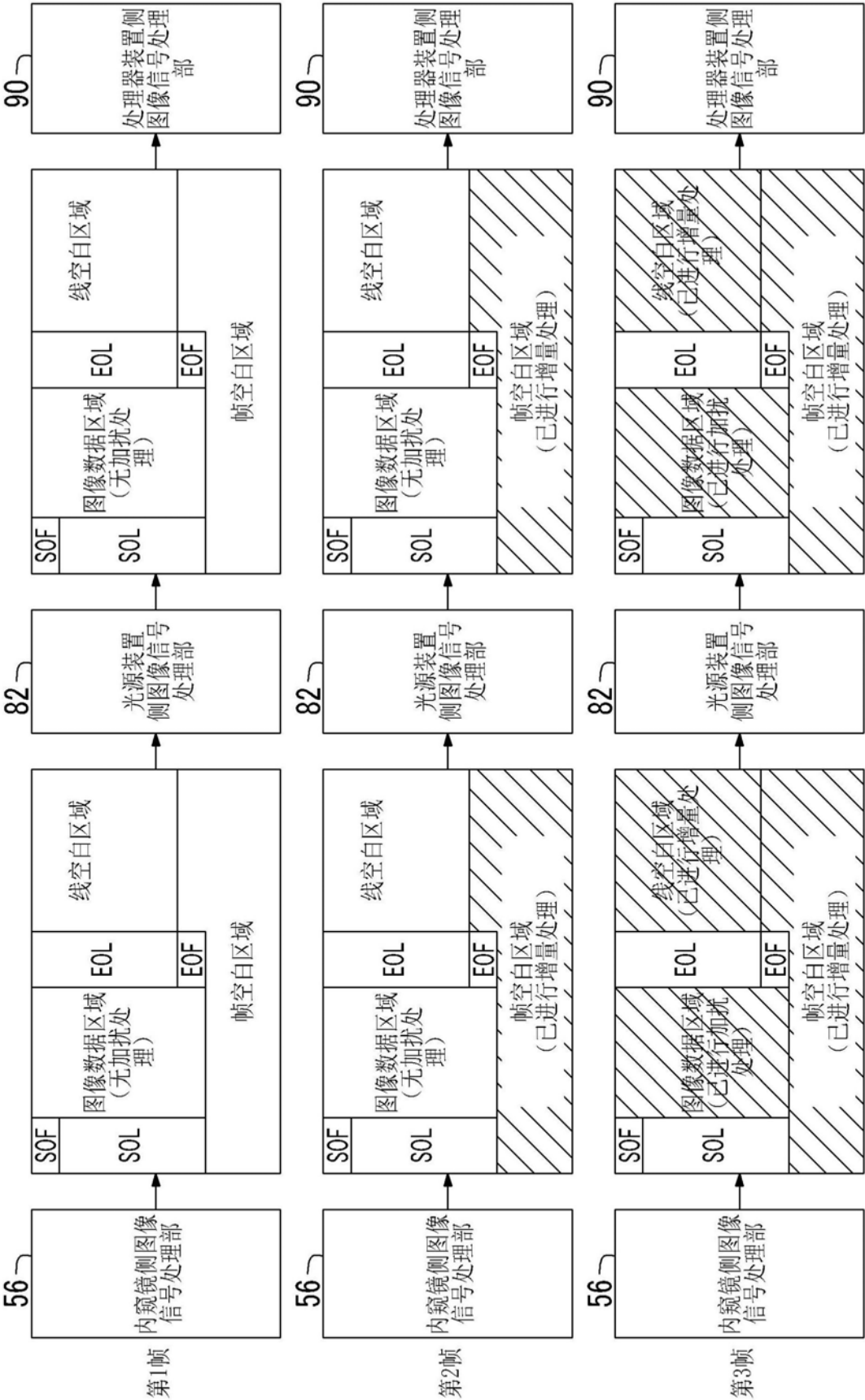


图11

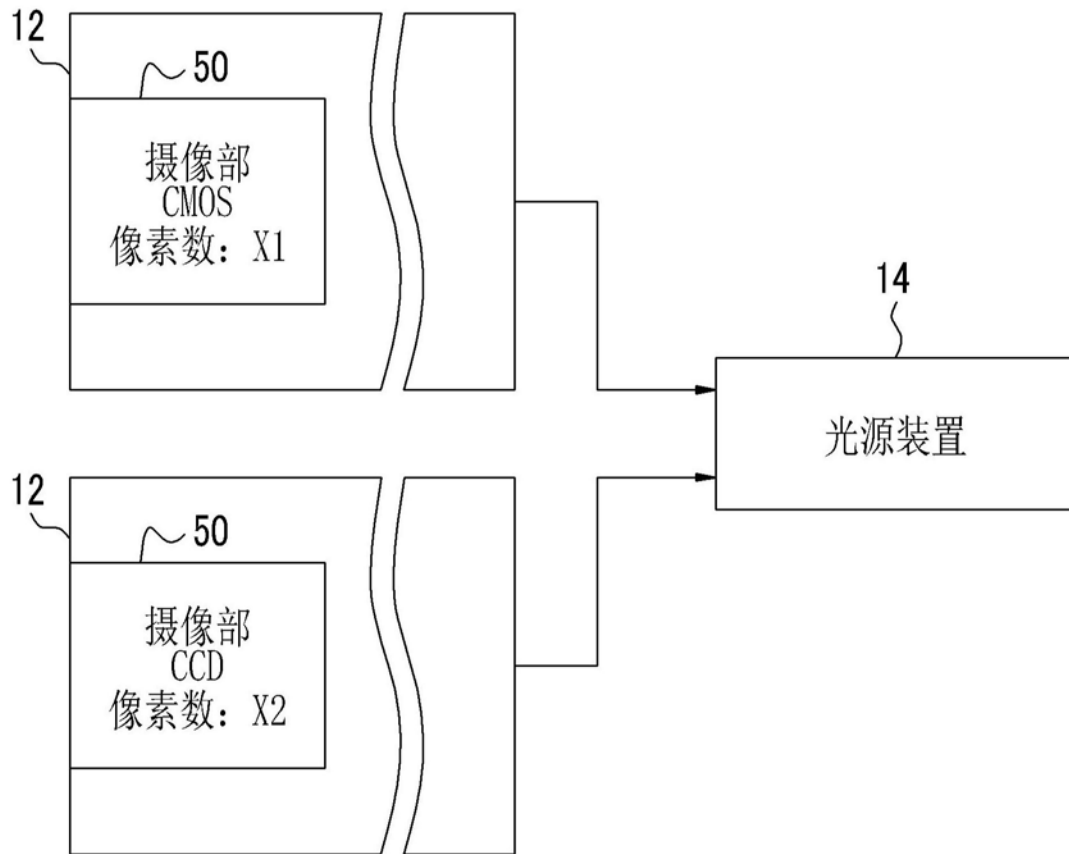


图12

特定的格式形式的数字图像信号

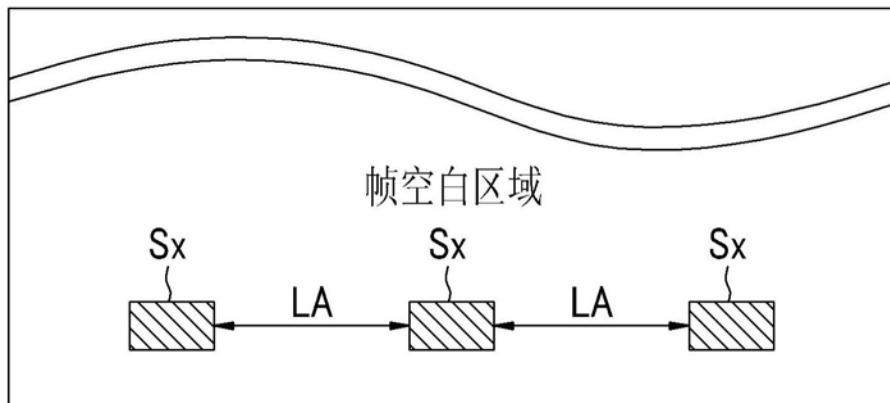


图13

专利名称(译)	内窥镜系统及其工作方法		
公开(公告)号	CN110248584A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201880009834.5	申请日	2018-01-18
[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		
发明人	增野进吾 栗冈佑介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00011 A61B1/00121 A61B1/0669 G16H30/20 G02B23/24 H04N2005/2255 A61B1/00006 A61B1/00027 A61B1/00165 A61B1/053 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B17/00234 A61B90/361		
代理人(译)	高颖		
优先权	2017016436 2017-02-01 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够不对观察对象的图像带来影响而避免产生电磁噪声的内窥镜系统及其工作方法。内窥镜系统(10)具备相对于内窥镜(12)装卸自如的处理器装置(16)或相对于内窥镜(12)装卸自如的光源装置(14)中的至少任一个。若内窥镜(12)安装于处理器装置(16)或光源装置(14)，则进行处理器装置(16)或光源装置(14)向内窥镜(12)发送请求信号的请求序列，所述请求信号请求对数字图像信号开始执行编码处理。

