



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072511 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201680002893.0

(22)申请日 2016.10.12

(30)优先权数据

2015-209068 2015.10.23 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/080232 2016.10.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/069024 JA 2017.04.27

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京都新宿区西新宿6丁目10番1号

(72)发明人 福田雅明

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 李艳

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

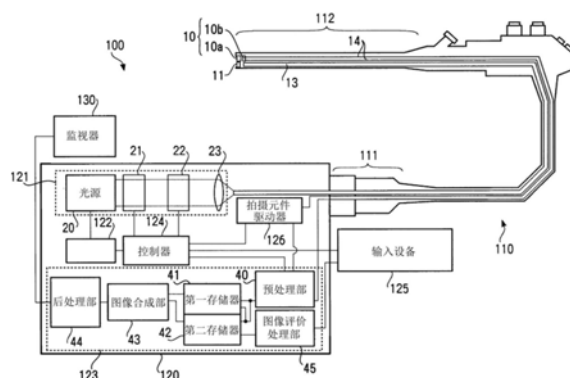
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供一种内窥镜系统,该内窥镜系统由如下部件构成:光源单元,其交互地射出第一照明光和第二照明光;拍摄单元,其生成被第一照明光照明的被拍摄体的第一图像信号,生成被第二照明光照明的被拍摄体的第二图像信号;第一图像信号存储单元,其存储第一图像信号;第二图像信号存储单元,其存储第二图像信号;图像评价价值计算单元,其计算出基于第一图像信号的图像评价价值和基于第二图像信号的图像评价价值的至少一方;图像信号选择单元,基于图像评价价值选择第一显示用图像信号并选择第二显示用图像信号;显示单元,其显示分别基于第一显示用图像信号、第二显示用图像信号的第一图像、第二图像。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

光源单元,其以规定的周期交互地射出第一照明光和第二照明光,所述第一照明光和第二照明光具有彼此不同的波长带域;

拍摄单元,其拍摄被所述第一照明光照明的被拍摄体而生成第一图像信号,拍摄被所述第二照明光照明的被拍摄体而生成第二图像信号;

第一图像信号存储单元,其依次存储所述生成的第一图像信号;

第二图像信号存储单元,其依次存储所述生成的第二图像信号;

图像评价值计算单元,其计算出第一图像的图像评价值和第二图像的图像评价值的至少一方,所述第一图像的图像评价值基于所述存储的第一图像信号,所述第二图像的图像评价值基于所述存储的第二图像信号;

图像信号选择单元,基于所述计算出的图像评价值,从多个所述存储的第一图像信号中选择第一显示用图像信号,并从多个所述存储的第二图像信号中选择第二显示用图像信号;以及

显示单元,其同时显示第一图像和第二图像,所述第一图像基于所述第一显示用图像信号,所述第二图像基于所述第二显示用图像信号。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

还具备指示接收单元,其接收来自使用者的冻结指示,

所述图像评价值计算单元对所述计算出的图像评价值进行加权,所述加权对应于拍摄该图像评价值被计算出的图像的时间和所述指示接收单元接收到所述冻结指示的时间的时间差。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述图像评价值计算单元以如下方式对于所述图像评价值进行所述加权:所述时间差越小,则与越大的加数进行相加运算或者与越大的乘数进行相乘运算。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述图像信号选择单元,

基于所述图像评价值从多个所述存储的第一图像信号中选择所述第一显示用图像信号,

将与所述第一显示用图像信号的帧相同帧的所述第二图像信号、或者与该第一显示用图像信号的帧相比规定帧数前或规定帧数后的帧的所述第二图像信号选择为所述第二显示用图像信号。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一图像信号存储单元,

当在存储有规定数量的所述第一图像信号的情况下通过所述拍摄单元新生成所述第一图像信号时,覆盖所述存储的第一图像信号中的存储的时间最早的所述第一图像信号而存储所述新生成的第一图像信号,

所述第二图像信号存储单元,

当在存储有规定数量的所述第二图像信号的情况下通过所述拍摄单元新生成所述第二图像信号时,覆盖所述存储的第二图像信号中的存储的时间最早的所述第二图像信号而存储所述新生成的第二图像信号。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统,进行拍摄到的动态图像的静止(冻结)处理。

背景技术

[0002] 作为用于观察人的食道或肠等体腔内的被拍摄体的内窥镜系统,已知有一种具备电子镜部、处理器部以及监视器的内窥镜系统。从处理器部射出的照明光在设置于电子镜部内的光导纤维内被导波,并从设置于电子镜部前端的配光窗射出。从配光窗射出的照明光被体腔内的被拍摄体反射,作为物体光被取入设置于电子镜部前端的观察窗。以规定的帧速率通过拍摄元件将被从观察窗取入的物体光转换为电信号,并输出至处理器部。处理器部具备信号处理电路,通过信号处理电路将接收到的电信号转换为影像信号并发送至监视器。监视器基于从处理器部接收到的图像信号显示动态图像。由此,使用内窥镜系统的使用者(手术者)能够通过观看监视器上显示的动态图像来观察被拍摄体。另外,当手术者对处理器部输入暂时停止(冻结)动态图像的冻结指示时,在监视器上显示被拍摄体的静止图像。由此,手术者能够进行被拍摄体的精确观察。但是,存在因手术者输入冻结指示的定时而在显示于监视器的静止图像上产生模糊或虚化的情况。

[0003] 在专利第3887453号公报(以下,记为“专利文献1”)中公开一种与上述课题有关并且抑制静止图像的色差的内窥镜系统。专利文献1所记载的内窥镜用光源装置,从以规定的帧速率显示的动态图像中,将图像的色差小于规定的值的帧的图像作为静止图像存储。在此,所存储的多个静止图像的张数有限,从时间早的图像依次更新。在内窥镜系统中,当输入冻结指示时,显示所存储的多个静止图像中的、色差最少的帧的静止图像。由此,在输入了冻结指示的情况下,在监视器上显示色差少的静止图像。

发明内容

[0004] 已知一种内窥镜系统,以规定的帧速率交互射出波长带域不同的两种照明光,生成被各照明光照明的被拍摄体的图像,并在监视器的同一画面上同时显示。考虑到在这种内窥镜系统中应用专利文献1所记载的处理方法的情况。在这种情况下,静止图像上产生的模糊或者虚化的产生的方式根据照明被拍摄体的照明光的波长带域或明亮度产生变化,因此,在对应于波长带域不同的各照明光的两种被拍摄体图像之间,模糊或者虚化的程度不同。因此,难以选择适于作为静止图像而显示的帧,有可能在两种被拍摄体图像的双方产生模糊或者虚化。

[0005] 本发明是鉴于上述的问题而完成的,其目的在于提供一种内窥镜系统,显示被波长带域不同的两种照明光照明的被拍摄体的图像,有利于显示模糊或者虚化的产生得以抑制的静止图像。

[0006] 为了达成上述的目的,本发明的实施方式的内窥镜系统具备:光源单元,其以规定的周期交互地射出第一照明光和第二照明光,所述第一照明光和第二照明光具有彼此不同的波长带域;拍摄单元,其拍摄被第一照明光照明的被拍摄体而生成第一图像信号,拍摄被

第二照明光照明的被拍摄体而生成第二图像信号;第一图像信号存储单元,其依次存储生成的第一图像信号;第二图像信号存储单元,其依次存储生成的第二图像信号;图像评价价值计算单元,其计算出第一图像的图像评价价值和第二图像的图像评价价值的至少一方,所述第一图像的图像评价价值基于存储的第一图像信号,所述第二图像的图像评价价值基于存储的第二图像信号;图像信号选择单元,基于计算出的图像评价价值,从多个存储的第一图像信号中选择第一显示用图像信号,并从多个存储的第二图像信号中选择第二显示用图像信号;显示单元,其同时显示第一图像和第二图像,所述第一图像基于第一显示用图像信号,所述第二图像基于第二显示用图像信号。

[0007] 根据这样的构成,基于第一图像的图像评价的结果和第二图像的图像评价的结果的至少一方分别独立地选择第一显示用图像信号和第二显示用图像信号。由此,第一显示用图像信号和第二显示用图像信号的至少一方被选择为适合用于显示静止图像的图像信号。

[0008] 另外,内窥镜系统还可以具备指示接收单元,其接收来自使用者的冻结指示。在这种情况下,图像评价价值计算单元对计算出的图像评价价值进行加权,所述加权对应于拍摄图像评价价值被计算出的图像的时间和指示接收单元接收到冻结指示的时间的时间差。

[0009] 另外,图像评价价值计算单元可以以如下方式对于图像评价价值进行加权:时间差越小,则与越大的加数进行相加运算或者与越大的乘数进行相乘运算。

[0010] 另外,图像信号选择单元可以基于图像评价价值从多个存储的第一图像信号中选择第一显示用图像信号,将与第一显示用图像信号的帧相同帧的第二图像信号、或者与第一显示用图像信号的帧相比规定帧数前或规定帧数后的帧的第二图像信号选择为第二显示用图像信号。

[0011] 另外,第一图像信号存储单元,当在存储有规定数量的第一图像信号的情况下通过拍摄单元新生成第一图像信号时,可以覆盖存储的第一图像信号中的存储的时间最早的第一图像信号而存储新生成的第一图像信号;第二图像信号存储单元,当在存储有规定数量的第二图像信号的情况下通过拍摄单元新生成第二图像信号时,可以覆盖存储的第二图像信号中的存储的时间最早的第二图像信号而存储新生成的第二图像信号。

[0012] 根据本发明,提供一种内窥镜系统,其显示被波长带域不同的两种照明光照明的被拍摄体的图像,有利于显示模糊或者虚化的产生得以抑制的静止图像。

附图说明

[0013] 图1为本发明的实施方式中的内窥镜系统的框图。

[0014] 图2为本发明的实施方式中的光源单元的框图。

[0015] 图3为本发明的实施方式中的滤光片转台的正视图。

[0016] 图4为示出本发明的实施方式中的光学滤光片的分光特性的图。

[0017] 图5为用于说明本发明的实施方式中的半帧同步信号、半帧信号以及照明光的时间变化、和从拍摄信号输出图像信号的定时、进行存储器的图像信号的存储处理以及读取处理的定时的图。

[0018] 图6为示出本发明的实施方式中的监视器的显示画面例的图。

具体实施方式

[0019] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0020] 图1为示出本发明的实施方式中的内窥镜系统100的构成的框图。本实施方式的内窥镜系统100为用于观察人的体腔内的被拍摄体的医疗用的拍摄系统。如图1所示,内窥镜系统100包括电子镜部110、处理器部120以及监视器130。

[0021] 电子镜部110具有连接器部111以及插入管112。在插入管112的前端部设置有作为拍摄单元进行动作的拍摄单元10以及配光透镜11。另外,在电子镜部110内,从连接器部111至前端部设置有光导纤维13以及多个配线14。

[0022] 处理器部120具备光源单元121、光源驱动电路122、图像处理单元123、控制器124、输入设备125以及拍摄元件驱动器126。

[0023] 图2示出光源单元121的框图。光源单元121具备光源20、滤光单元21、调光部22以及聚光透镜23。光源20被光源驱动电路122驱动,射出白色的照明光。从光源20射出的照明光射入滤光单元21。滤光单元21具有IR(红外线)截止滤光片25以及滤光片转台26。入射至滤光单元21的照明光依次经由IR截止滤光片25、滤光片转台26而射入调光部22。

[0024] 图3示出从光源20侧观察滤光片转台26的正视图。滤光片转台26具有圆盘形状。如图3所示,在滤光片转台26上沿圆周方向排列配置有分光特性不同的第一光学滤光片26a和第二光学滤光片26b。各光学滤光片具有在对应于规定的半帧速率(在本实施方式中为1/60秒)的角度范围(在此为约180°的角度范围)内展开的扇形状。

[0025] 滤光片转台26通过电机27进行旋转动作,以与后述的通过拍摄单元10进行的拍摄同步的定时,从由光源20射入的白色的照明光(参照图3中以点线示出的区域L)取出光谱不同的两种照明光的一种。在此,图4中示出第一光学滤光片26a以及第二光学滤光片26b的分光特性。图4的横轴表示波长(单位:nm),纵轴表示透过率(单位:%)。如图4所示,第一光学滤光片26a的透过率Ta对于波长约400nm至约700nm的可见光带域的光几乎为100%。因此,透过第一光学滤光片26a的照明光为白色光。另一方面,第二光学滤光片26b对于波长450nm附近的光(蓝色光)以及550nm附近的光(绿色光)的透过率Tb高,对于其以外的波长的光的透过率Tb低。因此,透过第二光学滤光片26b的光为混合有蓝色光和绿色光的青色。以下,为了便于说明,将透过第一光学滤光片26a的照明光记为“普通光”,将透过第二光学滤光片26b的照明光记为“窄带域光”。

[0026] 这样,滤光片转台26在旋转动作中以规定的半帧速率交互地从第一光学滤光片26a取出普通光,从第二光学滤光片26b取出窄带域光。此外,通过利用光斩波器28检测形成于滤光片转台26的外周附近的开口(未图示)来控制滤光片转台26的旋转位置或旋转的相位。

[0027] 调光部22具有可变光圈。通过可变光圈的开度来调节从滤光片转台26射入调光部22的照明光的光量。经调光部22调光的照明光通过聚光透镜23在光导纤维13的端面聚光,并射入光导纤维13内。射入光导纤维13内的照明光被导波至插入管112的前端部。被导波至插入管112的前端部的照明光从光导纤维13的射出端射出,对体腔内的被拍摄体进行照明。照明被拍摄体的照明光经被拍摄体反射,作为物体光射入拍摄单元10。

[0028] 拍摄单元10具备物镜10a以及拍摄元件10b。拍摄元件10b为例如交错(インターレ

一ス(interlace))方式的单板式彩色CCD(电荷耦合器件,Charge Coupled Device)图像传感器。射入拍摄单元10的物体光经由物镜10a由拍摄元件10b感光。以规定的半帧速率将由拍摄元件10b感光的物体光转换为图像信号,经由配线14之一发送至处理器部120的图像处理单元123。此外,为了便于说明,将从拍摄元件10b输出的EVEN半帧的图像信号记为“第一图像信号”,将ODD半帧的图像信号记为“第二图像信号”。另外,通过滤光片转台26进行的普通光和窄带域光的切换的定时以及拍摄元件10b中的拍摄期间(半帧期间)的切换的定时与从拍摄元件驱动器126输出的半帧同步信号同步。EVEN半帧的第一图像信号为拍摄被普通光照明的被拍摄体生成的图像信号,ODD半帧的第二图像信号为拍摄被窄带域光照明的被拍摄体生成的图像信号。

[0029] 另外,拍摄元件驱动器126将半帧信号与第一图像信号或者第二图像信号一起发送至图像处理单元123。半帧信号为表示从拍摄元件10b向图像处理单元123发送第一图像信号和第二图像信号的哪一方的信号。

[0030] 图像处理单元123具备预处理部40、第一存储器41、第二存储器42、图像合成部43、后处理部44以及图像评价处理部45。

[0031] 预处理部40对从拍摄元件10b接收到的第一图像信号以及第二图像信号进行AD转换或伽马校正等信号处理。将通过预处理部40进行了信号处理的图像信号中的第一图像信号发送至第一存储器41,将通过预处理部40进行了信号处理的图像信号中的第二图像信号发送至第二存储器42。

[0032] 作为第一图像信号存储单元进行动作的第一存储器41、作为第二图像信号存储单元进行动作的第二存储器42分别依次存储接收到的图像信号。此外,存储至第一存储器41以及第二存储器42的图像信号的数量(帧数)有上限。因此,当第一存储器、第二存储器在图像信号存储至上限的情况下接收新的图像信号时,覆盖所存储的图像信号中的最早的图像信号而存储新的图像信号。

[0033] 图5是示出半帧同步信号、半帧信号以及照明光的时间变化、和从拍摄元件10b输出图像信号的定时、在第一存储器41以及第二存储器42中进行图像信号的存储处理、读取处理的定时的图。在图5中,时间从左侧朝向右侧推进。半帧同步信号为具有矩形波形状的两值的电压信号,电压以规定的半帧速率(在本实施方式中为1/60秒)产生变化。半帧信号为具有矩形波形状的两值的电压信号。如图5所示,“半帧信号”的两个值分别表示“EVEN”、“ODD”。半帧信号的电压产生变化的定时与半帧同步信号的电压升起的定时同步。图5所示的“照明光”表示对被拍摄体进行照明的照明光的种类。如图5所示,当“半帧信号”为“EVEN”时,被拍摄体被普通光照明,当“半帧信号”为“ODD”时,被拍摄体被窄带域光照明。

[0034] 在第一存储器41中,以拍摄元件10b的帧速率(在本实施方式中为1/30秒)依次存储有被普通光照明的被拍摄体的第一图像信号。另外,在第二存储器42中,以拍摄元件10b的帧速率依次存储有被窄带域光照明的被拍摄体的第二图像信号。在图5中,对依次存储的各第一图像信号以及各第二图像信号附加不同的编号。此外,预处理部40中的信号处理、第一存储器以及第二存储器中的图像信号的写入处理等构成处理器部120和电子镜部110的各电路的电信号的处理花费处理时间。因此,在拍摄元件10b曝光的定时和输出图像信号(第一图像信号或者第二图像信号)的定时之间产生偏差。在图5中,将该定时的偏差记载为一半帧量。例如,在图5中,在从拍摄元件10b输出“ODD”的半帧信号以及“第一图像信号1”,

且被拍摄体被窄带域光照明的期间,在第一存储器41内进行“第一图像信号1”的存储处理,在第二存储器42内进行在前一个半帧存储的“第二图像信号0”的读取处理。另外,在从拍摄元件10b输出“EVEN”的半帧信号以及“第二图像信号1”,且被拍摄体被普通光照明的期间,在第一存储器41内进行在前一个半帧存储的“第一图像信号1”的读取处理,在第二存储器42内进行“第二图像信号1”的存储处理。此外,该拍摄元件10b被各照明光曝光的定时和输出图像信号的定时之间的偏差并不限定于为整个半帧量,根据各电路的处理时间产生变化。

[0035] 分别将从第一存储器41、第二存储器42读取的图像信号发送至图像合成部43。图像合成部43将同一帧的第一图像信号和第二图像信号合成并发送至后处理部44。后处理部44对从图像合成部43接收的合成后的图像信号进行处理而生成监视器显示用的画面数据,并将所生成的监视器显示用的画面数据转换为规定的视频格式信号。将经转换的视频格式信号输出至监视器130。

[0036] 图6示出监视器130的显示画面例。如图6所示,在监视器130中,在一个画面内排列显示基于第一图像信号的图像(以下,记为“普通光观察图像”。)131和基于第二图像信号的图像(以下,记为“窄带域光观察图像”。)132。

[0037] 接着,对本实施方式中的动态图像的冻结处理进行说明。

[0038] 在监视器130上显示动态图像的情况下,当由内窥镜系统100的使用者(手术者)对输入设备125输入冻结指示时,通过作为指示接收单元进行动作的控制器124的控制,暂时停止(冻结)所显示的动态图像。将被冻结的动态图像作为静止图像显示在监视器130上。通过图像评价处理部45分别从存储于第一存储器41、第二存储器42的多帧的图像信号中选择用于作为静止图像显示的第一图像信号、第二图像信号。以下,为了便于说明,将通过图像评价处理部45选择的图像信号记为“静止图像信号”。

[0039] 图像评价处理部45作为图像评价价值计算单元进行动作。具体而言,当向各存储器(第一存储器41、第二存储器42)存储各帧的各图像信号(第一图像信号、第二图像信号)时,图像评价处理部45计算出所存储的各图像信号的图像评价价值。在图像评价价值的计算中使用边缘检测处理。具体而言,边缘检测处理为对与清晰的(强的)边缘相对应的像素的数量进行计数的计数处理。

[0040] 图像评价处理部45对存储于第一存储器41的各帧的第一图像信号进行计数处理。在计数处理中,针对各帧计数在第一图像信号的各像素值中的大于规定的阈值的像素的数量。计数出的像素的数量成为第一图像信号的图像评价价值。图像评价价值越高,普通光观察图像的模糊或者虚化越小。

[0041] 另外,图像评价处理部45对存储于第二存储器42的各帧的第二图像信号也进行对第一图像信号进行的上述的图像评价价值的计算。第二图像信号的图像评价价值越高,窄带域光观察图像的模糊或者虚化越小。

[0042] 图像评价处理部45作为图像信号选择单元进行动作。具体而言,当对输入设备125输入冻结指示时,图像评价处理部45基于计算出的图像评价价值从存储于各存储器(第一存储器41、第二存储器42)的图像信号(第一图像信号、第二图像信号)中选择静止图像信号。

[0043] 在此,考虑图像评价价值仅基于模糊或者虚化的情况。在这种情况下,可能在输入了冻结指示的时间(以下,记为“冻结定时”)和拍摄到基于图像评价价值选择的静止图像信号的

图像的时间(以下,将拍摄到图像的时间记为“图像拍摄定时”)之间产生大的时间差。当该时间差大时,存在无法将手术者所希望的定时的静止图像显示于监视器130的情况。

[0044] 显示在监视器130上的静止图像优选拍摄于接近冻结定时的时间的图像。因此,图像评价处理部45对图像评价价值进行对应于该图像拍摄定时的加权。具体而言,冻结定时和各图像信号的图像拍摄定时之间的时间差越小,图像评价处理部45对图像评价价值进行与越大的加数相加的加法处理或者与越大的乘数相乘的乘法处理。图像评价处理部45对各图像信号的图像评价价值进行了加法处理或者乘法处理之后,从多帧的图像信号中选择图像评价价值最高的帧的图像信号(即静止图像信号)。图像评价处理部45进行的从多帧的第一图像信号选择静止图像信号的处理和从多帧的第二图像信号选择静止图像信号的处理分别独立进行。

[0045] 由此,将模糊或者虚化小且冻结定时和图像拍摄定时的时间差小的第一图像信号和第二图像信号分别独立地选择为静止图像信号。图像合成部43以及后处理部44作为显示单元进行动作。通过图像合成部43以及后处理部44对各静止图像信号进行处理并将其发送至监视器130,由此,在监视器130的显示画面内排列显示普通光观察图像(静止图像)和窄带域光观察图像(静止图像)。

[0046] 在此,普通光和窄带域光的波长带域以及光强度不同。当照明光的波长带域和光强度不同时,图像的模糊或者虚化产生的条件发生变化。因此,即使在同一帧内,普通光观察图像和窄带域光观察图像的模糊或者虚化的大小也未必相同。但是,根据本实施方式,分别对第一图像信号和第二图像信号进行静止图像信号的选择。因此,即使第一图像信号和第二图像信号的模糊或者虚化的大小不同的情况下或者模糊或者虚化小的图像拍摄定时(帧)不同的情况下,对于第一图像信号和第二图像信号这双方,将基于图像信号的图像的模糊或者虚化小的图像信号选择为静止图像信号。

[0047] 以上是本发明的例示性的实施方式的说明。本发明的实施方式并不限于上述所说明的方式,在本发明的技术思想的范围内能够进行各种各样的变形。

[0048] 在本实施方式中,图像评价处理部45对第一图像信号和第二图像信号双方进行图像评价价值的计算,但本发明并不限于此。也可以仅对第一图像信号或者第二图像信号的任一方进行图像评价价值的计算。

[0049] 以下,说明图像评价处理部45仅对第一图像信号进行图像评价价值的计算的情况。图像评价处理部45仅对存储于第一存储器41的各帧的第一图像信号进行图像评价价值的计算。当对输入设备125输入冻结指示时,图像评价处理部45基于计算出的图像评价价值从多帧的第一图像信号选择静止图像信号。接着,图像评价处理部45将与所选择的第一图像信号同帧的第二图像信号选择为静止图像信号。由此,能够减小普通光观察图像的模糊或者虚化的大小,并且能够降低图像评价处理部45进行的图像评价价值的计算时的负荷。此外,被选择为静止图像信号的第二图像信号的帧不需要与所选择的第一图像信号的帧相同。例如,也可以将所选择的第一图像信号的帧的前一帧或后一帧的第二图像信号选择为静止图像信号。

[0050] 另外,图像评价价值也可以基于连续的两帧的图像信号的差分值进行计算。例如,在观察图像的模糊因被拍摄体的动作量大(动作快)而变大的情况下,连续的两帧的图像信号的差分值变大,因此,计算出低的图像评价价值。另外,在观察图像的模糊因被拍摄体的动作

量小而变小的情况下,连续的两帧的图像信号的差分值变小,因此,计算出高的图像评价

值。

[0051] 另外,在本实施方式中,以交错方式为例进行了说明,但在其他的实施方式中,也可以将交错方式转换为渐进(プログレッシブ (progressing))的方式。

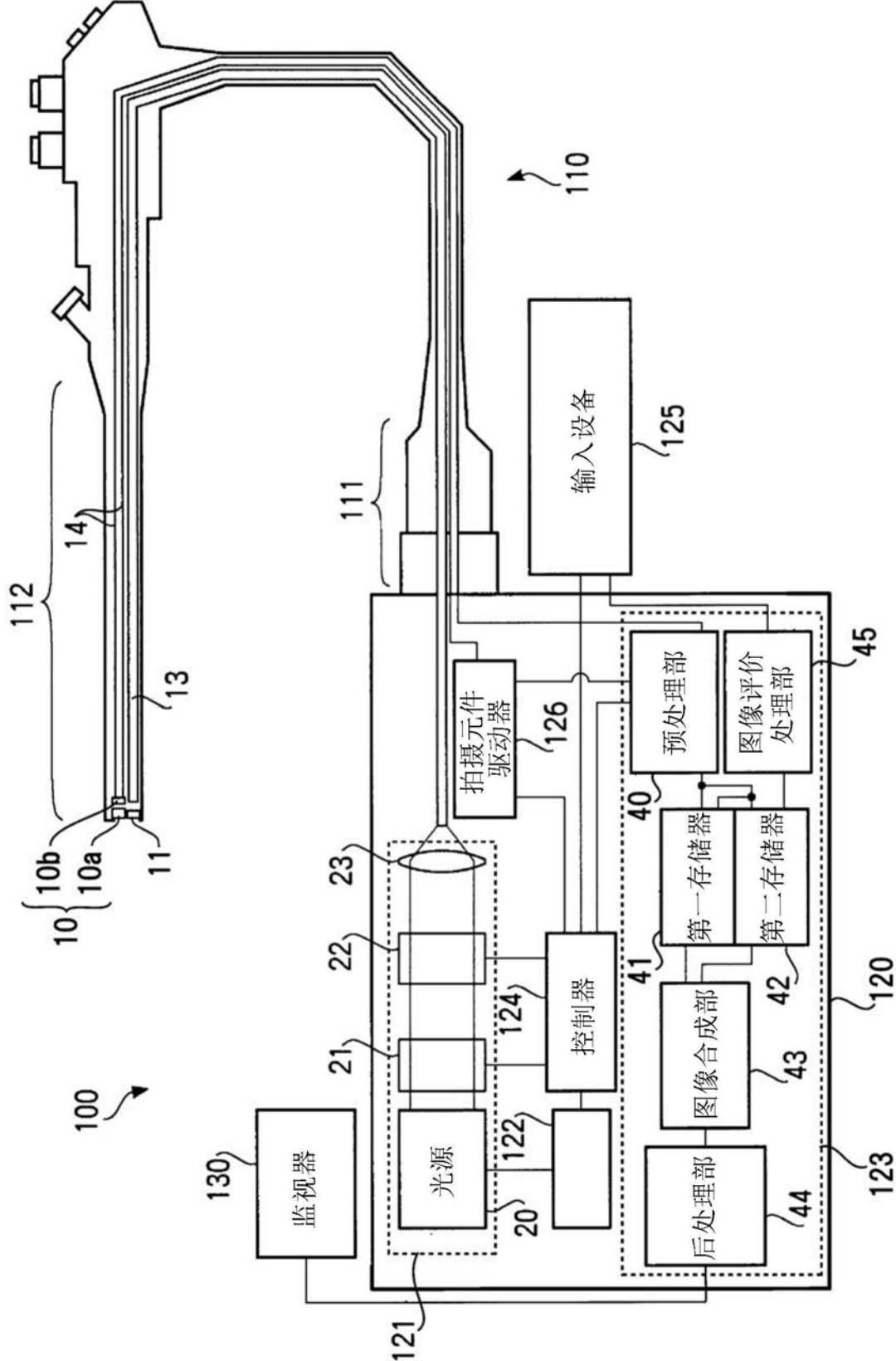


图1

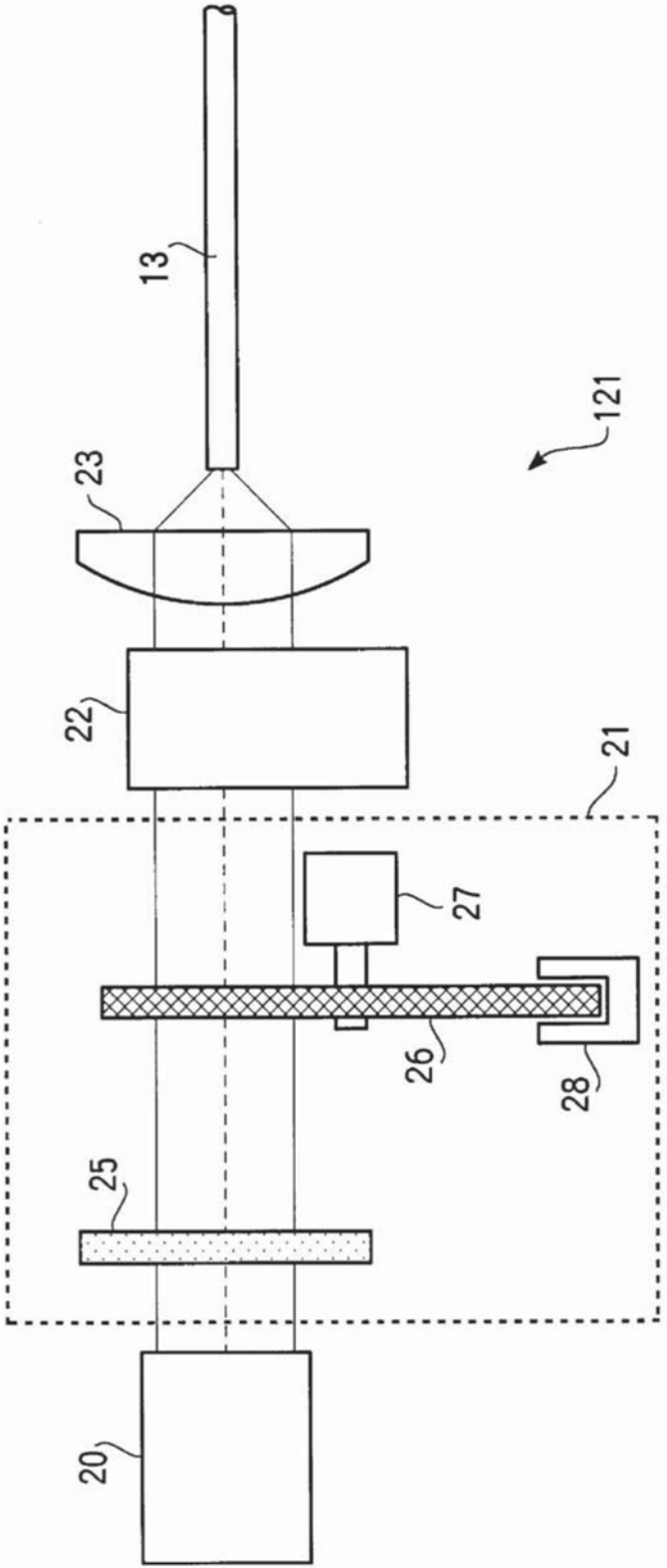


图2

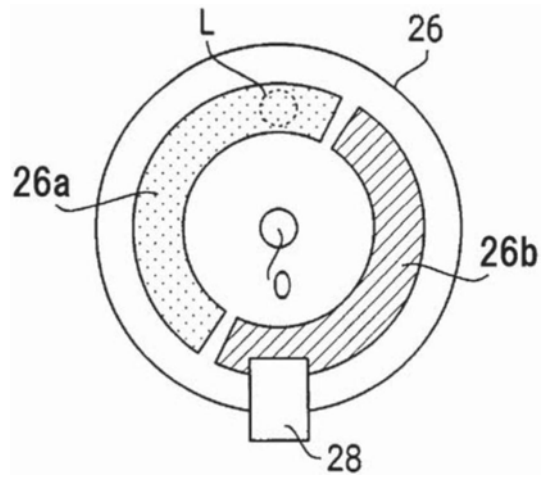


图3

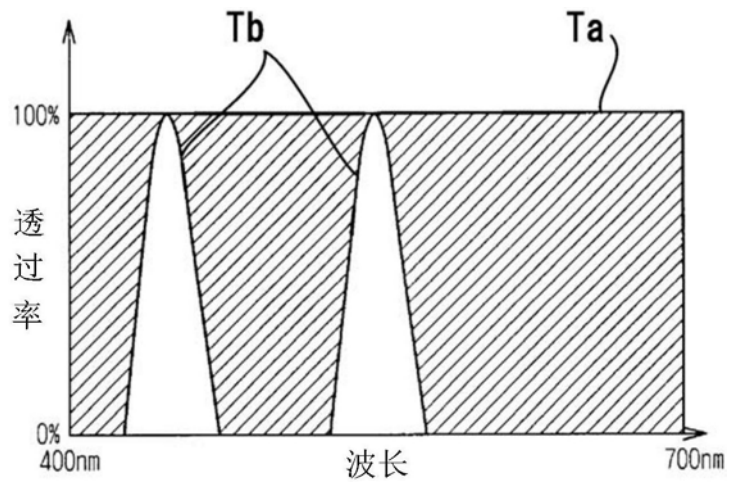


图4

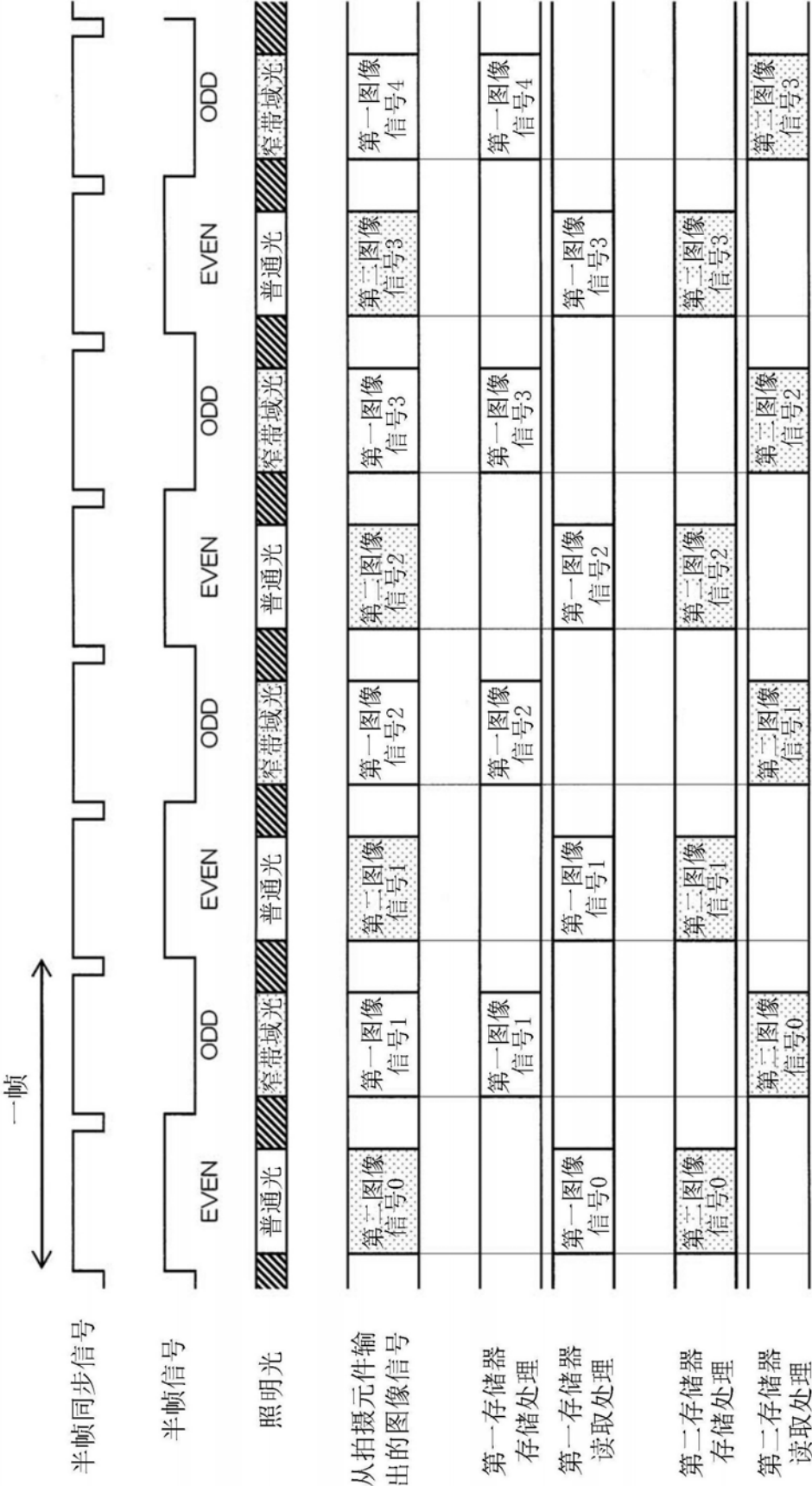


图5

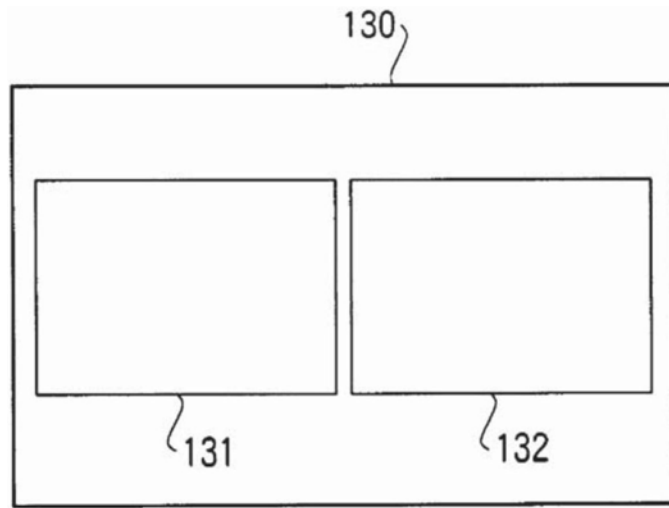


图6

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN107072511A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201680002893.0	申请日	2016-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	福田雅明		
发明人	福田雅明		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 G02B23/2453 G02B23/2469 A61B1/05 A61B1/0676 A61B5/0084 A61B5/6873		
代理人(译)	程伟 李艳		
优先权	2015209068 2015-10-23 JP		
其他公开文献	CN107072511B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统由如下部件构成：光源单元，其交互地射出第一照明光和第二照明光；拍摄单元，其生成被第一照明光照明的被拍摄体的第一图像信号，生成被第二照明光照明的被拍摄体的第二图像信号；第一图像信号存储单元，其存储第一图像信号；第二图像信号存储单元，其存储第二图像信号；图像评价价值计算单元，其计算出基于第一图像信号的图像评价价值和基于第二图像信号的图像评价价值的至少一方；图像信号选择单元，基于图像评价价值选择第一显示用图像信号并选择第二显示用图像信号；显示单元，其显示分别基于第一显示用图像信号、第二显示用图像信号的第一图像、第二图像。

