



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104780825 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 15

(21) 申请号 201480002929. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 05. 16

A61B 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/04(2006. 01)

2013-113226 2013. 05. 29 JP

A61B 1/06(2006. 01)

G02B 23/24(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/063104 2014. 05. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/192563 JA 2014. 12. 04

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 朝鸟幸子

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

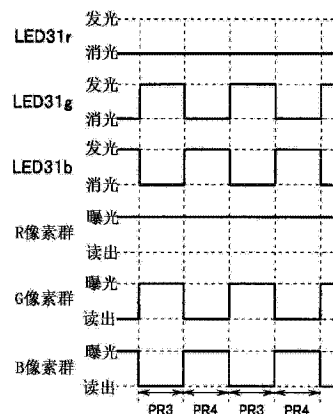
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统具有 :光源部,其同时或交替地产生第 1 和第 2 窄带光 ;滤色器,其配置有分光特性不同的第 1 和第 2 滤光器 ;摄像元件,其在第 1 像素群中接收穿过第 1 滤光器的光,在第 2 像素群中接收穿过第 2 滤光器的光,并且,能够按照各像素设定曝光期间和电信号的读出期间 ;以及控制部,其在从光源部交替产生第 1 和第 2 窄带光时,使第 1 窄带光的产生期间、第 1 像素群的曝光期间、第 2 像素群的读出期间在第 1 期间内同步,并且使第 2 窄带光的产生期间、第 2 像素群的曝光期间、第 1 像素群的读出期间在第 2 期间内同步。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,该内窥镜系统具有:

光源部,其能够同时或交替地产生第1窄带光和与所述第1窄带光不同的第2窄带光;

滤色器,其构成为至少配置有多个第1滤光器和多个第2滤光器,该多个第1滤光器具有包含所述第1窄带光的波段在内的第1颜色成分的波段中的透射率相对于其他波段的透射率较高的分光特性,该多个第2滤光器具有包含所述第2窄带光的波段在内的第2颜色成分的波段中的透射率相对于其他波段的透射率较高的分光特性;

摄像元件,其构成为在第1像素群中接收穿过所述多个第1滤光器后的光,在与所述第1像素群不同的第2像素群中接收穿过所述多个第2滤光器后的光,并且,能够按照各像素设定曝光期间和电信号的读出期间;以及

控制部,其在从所述光源部交替地产生所述第1窄带光和所述第2窄带光时,进行用于使所述第1窄带光的产生期间、所述第1像素群的曝光期间、用于从所述第2像素群读出电信号的读出期间在第1期间内同步的控制,并且,进行用于使所述第2窄带光的产生期间、所述第2像素群的曝光期间、用于从所述第1像素群读出电信号的读出期间在与所述第1期间不同的第2期间内同步的控制。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有存储部,该存储部存储有与所述滤色器中的所述第1滤光器和所述第2滤光器的排列相关的信息,

所述控制部根据所述存储部中存储的信息,从所述摄像元件的各像素中分别确定所述第1像素群和所述第2像素群。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

在从所述光源部同时产生所述第1窄带光和所述第2窄带光时,所述控制部还进行用于使所述第1窄带光的产生期间、所述第1像素群的曝光期间、所述第2窄带光的产生期间、所述第2像素群的曝光期间在第3期间内同步的控制,并且,进行用于使用于从所述第1像素群读出电信号的读出期间、用于从所述第2像素群读出电信号的读出期间在与所述第3期间不同的第4期间内同步的控制。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统,特别涉及能够进行窄带光观察的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,例如,以往使用内窥镜等针对活体的侵袭较低的装置来进行手术。并且,作为使用内窥镜的观察方法,例如以往公知有通过对活体内的被摄体照射 R(红色)、G(绿色)和 B(蓝色)的各颜色的光而得到与肉眼观察大致相同的色相的图像的通常光观察、以及通过对活体内的被摄体照射波段比通常光观察的照明光窄的光而得到对存在于活体的粘膜表层中的血管等进行了强调的图像的窄带光观察等观察方法。

[0003] 而且,例如在日本特开 2005-6974 号公报中公开了具有能够切换为与所述 2 种观察对应的各个模式的结构的内窥镜装置。

[0004] 另一方面,在包含日本特开 2005-6974 号公报所公开的内窥镜装置在内的大量内窥镜装置中,采用面顺次式或同时式中的任意一种摄像方式。

[0005] 具体而言,所述面顺次式的摄像方式例如能够作为如下结构来实现:通过摄像面中未设置滤色器的摄像元件,对向被摄体照射面顺次光时产生的返回光进行摄像,其中,该面顺次光是通过对具有多个波段成分的照明光进行时间分割而得到的。

[0006] 并且,所述同时式的摄像方式例如能够作为如下结构来实现:通过摄像面中设有滤色器的摄像元件,对向被摄体照射具有多个波段成分的照明光时产生的返回光进行摄像,其中,该滤色器以规定的排列配置有分别具有规定的分光特性的多个微小滤光器。

[0007] 但是,设置在摄像元件的摄像面中的滤色器所包含的各滤光器一般构成为具有如下的分光特性:不仅透射规定颜色成分的光,还透射可视域~近红外域的宽波段的光。

[0008] 因此,例如,在使用与同时式的摄像方式对应的结构的窄带光观察中,存在如下课题:有时由于对被摄体照射的照明光的分光特性和设置在摄像元件的摄像面中的滤色器所包含的各滤光器的分光特性的组合而引起颜色分离性降低。

[0009] 另一方面,在日本特开 2005-6974 号公报中未特别言及用于消除所述颜色分离性降低的手法等,即,依然存在所述颜色分离性降低的课题。

[0010] 本发明是鉴于所述情况而完成的,其目的在于提供内窥镜系统,在使用与同时式的摄像方式对应的结构的窄带光观察中,能够提高颜色分离性。

发明内容

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 本发明的一个方式的内窥镜系统具有:光源部,其能够同时或交替地产生第 1 窄带光和与所述第 1 窄带光不同的第 2 窄带光;滤色器,其构成为至少配置有多个第 1 滤光器和多个第 2 滤光器,该多个第 1 滤光器具有包含所述第 1 窄带光的波段在内的第 1 颜色成分的波段中的透射率相对于其他波段的透射率较高的分光特性,该多个第 2 滤光器具有包含所述第 2 窄带光的波段在内的第 2 颜色成分的波段中的透射率相对于其他波段的透射率

较高的分光特性；摄像元件，其构成为在第 1 像素群中接收穿过所述多个第 1 滤光器的光，在与所述第 1 像素群不同的第 2 像素群中接收穿过所述多个第 2 滤光器的光，并且，能够按照各像素设定曝光期间和电信号的读出期间；以及控制部，其在从所述光源部交替地产生所述第 1 窄带光和所述第 2 窄带光时，进行用于使所述第 1 窄带光的产生期间、所述第 1 像素群的曝光期间、用于从所述第 2 像素群读出电信号的读出期间在第 1 期间内同步的控制，并且，进行用于使所述第 2 窄带光的产生期间、所述第 2 像素群的曝光期间、用于从所述第 1 像素群读出电信号的读出期间在与所述第 1 期间不同的第 2 期间内同步的控制。

附图说明

[0013] 图 1 是示出实施例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0014] 图 2 是用于说明实施例的内窥镜系统的观察模式设定为通常光观察模式的情况下进行的控制的图。

[0015] 图 3 是用于说明实施例的内窥镜系统的观察模式设定为窄带光观察模式的情况下进行的控制的图。

具体实施方式

[0016] 下面，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0017] 图 1～图 3 涉及本发明的实施例。图 1 是示出实施例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0018] 如图 1 所示，内窥镜系统 1 具有：内窥镜 2，其构成为具有能够插入到被检者的体腔内的细长的插入部，并且，对存在于该体腔内的活体组织等被摄体 101 进行摄像而取得图像；光源装置 3，其构成为将对被摄体 101 照射的照明光供给到内窥镜 2；处理器 4，其构成为生成并输出与由内窥镜 2 取得的图像对应的影像信号；以及显示装置 5，其构成为显示与从处理器 4 输出的影像信号对应的图像。并且，在内窥镜 2 的内部贯穿插入有光导 6，该光导 6 构成为向内窥镜 2 的前端部传送从光源装置 3 供给的光。

[0019] 内窥镜 2 构成为在插入部的前端部具有：对被摄体 101 照射由光导 6 传送的照明光的照明光学系统 21、对来自该照明光照明的被摄体 101 的返回光进行成像的物镜光学系统 22、摄像面配置在物镜光学系统 22 的成像位置的摄像元件 23、以及安装在摄像元件 23 的摄像面上的滤色器 23a。

[0020] 并且，内窥镜 2 构成为具有生成并输出摄像元件 23 的驱动中使用的摄像元件驱动信号的摄像元件驱动部 24、能够进行内窥镜系统 1 的观察模式的设定的指示的模式设定开关 25、以及预先存储有用于识别内窥镜 2 的种类等的内窥镜识别信息的存储部 26。

[0021] 摄像元件 23 例如构成为具有 CMOS 图形，根据从处理器 4 输出的像素控制信号，能够按照各像素设定曝光期间和电信号的读出期间。并且，摄像元件 23 构成为根据从摄像元件驱动部 24 输出的摄像元件驱动信号进行驱动，并且，构成为根据由从处理器 4 输出的像素控制信号指定的各像素中读出的电信号生成图像，将该生成的图像输出到处理器 4。

[0022] 通过在与摄像元件 23 的各像素对应的位置以拜耳排列（棋盘状）配置分别具有规定分光特性的多个 R（红色）滤光器、G（绿色）滤光器和 B（蓝色）滤光器，形成滤色器 23a。

[0023] 滤色器 23a 的 R 滤光器构成为具有红色~近红外的波段中的透射率相对于其他波段的透射率较高的分光特性。

[0024] 滤色器 23a 的 G 滤光器构成为具有绿色波段中的透射率相对于其他波段的透射率较高的分光特性。

[0025] 滤色器 23a 的 B 滤光器构成为具有蓝色波段中的透射率相对于其他波段的透射率较高的分光特性。

[0026] 即,根据以上所述的摄像元件 23 和滤色器 23a 的结构,在摄像元件 23 的各个不同的像素群中接收穿过滤色器 23a 的 R 滤光器的光、穿过滤色器 23a 的 G 滤光器的光、穿过滤色器 23a 的 B 滤光器的光。

[0027] 模式设定开关 25 构成为能够进行用于根据手术医生等的操作将内窥镜系统 1 的观察模式设定为通常光观察模式或窄带光观察模式中的任意一个观察模式的指示。

[0028] 在由非易失性存储器等构成的存储部 26 中,例如预先存储有内窥镜识别信息,该内窥镜识别信息包含内窥镜 2 中有无滤色器 23a 的信息和滤色器 23a 中的各滤光器(R 滤光器、G 滤光器和 B 滤光器)的排列的信息。并且,存储部 26 构成为,在检测到内窥镜 2 和处理器 4 连接时,将内窥镜识别信息输出到处理器 4。

[0029] 光源装置 3 具有 LED 光源部 31、对 LED 光源部 31 进行控制的光源控制部 32、以及使 LED 光源部 31 中发出的光会聚并供给到光导 6 的会聚光学系统 33。

[0030] LED 光源部 31 构成为具有 LED31r、LED31g、LED31b。

[0031] LED31r 构成为根据光源控制部 32 的控制,例如发出中心波长设定为 610nm 的窄带红色光即 NR 光。

[0032] LED31g 构成为根据光源控制部 32 的控制,例如发出中心波长设定为(血液中的血红蛋白的吸收峰值即)540nm 的窄带绿色光即 NG 光。

[0033] LED31b 构成为根据光源控制部 32 的控制,例如发出中心波长设定为(血液中的血红蛋白的吸收峰值即)415nm 的窄带蓝色光即 NB 光。

[0034] 光源控制部 32 构成为能够根据从处理器 4 输出的调光信号,使 LED 光源部 31 中设置的各 LED 单独发光或消光。

[0035] 处理器 4 具有预处理部 41、图像处理部 42、调光部 43、像素控制部 44、主控制部 45。

[0036] 预处理部 41 构成为对从内窥镜 2 输出的图像实施噪声去除等处理,将实施了该处理后的图像输出到图像处理部 42 和调光部 43。

[0037] 图像处理部 42 构成为根据从主控制部 45 输出的控制信号,通过对从预处理部 41 输出的图像实施同时化等图像处理而生成影像信号,将该生成的影像信号输出到显示装置 5。

[0038] 调光部 43 构成为根据从主控制部 45 输出的控制信号生成调光信号,将该生成的调光信号输出到光源控制部 32。

[0039] 像素控制部 44 构成为根据从主控制部 45 输出的控制信号生成像素控制信号,将该生成的像素控制信号输出到摄像元件 23。

[0040] 主控制部 45 构成为具有 CPU 和定时发生器等,将用于进行与模式设定开关 25 中进行的指示和从存储部 26 输出的内窥镜识别信息对应的动作的控制信号输出到图像处理

部 42、调光部 43 和像素控制部 44 的各部。

[0041] 接着,对本实施例的内窥镜系统 1 的作用进行说明。另外,以下,将摄像元件 23 的各像素中的配置有滤色器 23a 的 R 滤光器的像素群设为 R 像素群、将配置有滤色器 23a 的 G 滤光器的像素群设为 G 像素群、将配置有滤色器 23a 的 B 滤光器的像素群设为 B 像素群来进行说明。

[0042] 手术医生等用户连接内窥镜系统 1 的各部,进而,在接通内窥镜系统 1 的各部的电源的状态下对模式设定开关 25 进行操作,由此,将内窥镜系统 1 的观察模式设定为通常光观察模式。并且,伴随这种用户操作,存储部 26 中存储的内窥镜识别信息被输出到处理器 4 的主控制部 45。

[0043] 另一方面,主控制部 45 根据从存储部 26 输出的内窥镜识别信息,识别内窥镜 2 中是否有滤色器 23a。进而,在根据从存储部 26 输出的内窥镜识别信息而得到内窥镜 2 具有滤色器 23a 这样的识别结果的情况下,主控制部 45 从摄像元件 23 的各像素中分别确定接收穿过 R 滤光器的光的像素群、接收穿过 G 滤光器的光的像素群、接收穿过 B 滤光器的光的像素群。

[0044] 然后,在模式设定开关 25 中进行了将内窥镜系统 1 的观察模式设定为通常光观察模式的指示、并且得到内窥镜 2 具有滤色器 23a 这样的识别结果的情况下,主控制部 45 将以帧率 FR1 同时取得 R、G 和 B 的各颜色成分的图像这样的控制信号 WSYN 输出到调光部 43 和像素控制部 44。

[0045] 调光部 43 根据从主控制部 45 输出的控制信号 WSYN,在根据帧率 FR1 而设定的每个期间内,生成用于使 LED 光源部 31 的各 LED(LED31r、31g 和 31b) 同时发光和同时消光的调光信号 WL,将该生成的调光信号 WL 输出到光源控制部 32。即,通过将这种调光信号 WL 供给到光源控制部 32,从光源装置 3 同时发出 NR 光、NG 光和 NB 光。

[0046] 像素控制部 44 根据从主控制部 45 输出的控制信号 WSYN,在根据帧率 FR1 而设定的每个期间内,将用于使摄像元件 23 的全部像素(R 像素群、G 像素群和 B 像素群)同时曝光、并且生成基于从摄像元件 23 的全部像素中同时读出的电信号的图像的像素控制信号 RA 输出到摄像元件 23。

[0047] 即,根据基于控制信号 WSYN 的控制,在从光源装置 3 同时产生 NR 光、NG 光和 NB 光时,进行使 LED 光源部 31 的各 LED 的发光期间(NR 光、NG 光和 NB 光的产生期间)、摄像元件 23 的全部像素的曝光期间在图 2 所示的期间 PR1 内同步的控制。并且,根据基于控制信号 WSYN 的控制,在从光源装置 3 同时产生 NR 光、NG 光和 NB 光时,进行使 LED 光源部 31 的各 LED 的消光期间、从摄像元件 23 的全部像素中读出电信号的读出期间在图 2 所示的(与期间 PR1 不同的)期间 PR2 内同步的控制。图 2 是用于说明实施例的内窥镜系统的观察模式设定为通常光观察模式的情况下进行的控制的图。

[0048] 另一方面,用户将内窥镜 2 的插入部插入到被检者的体腔内,进而,在将该插入部的前端部配置在期望的观察部位附近的状态下对模式设定开关 25 进行操作,由此,将内窥镜系统 1 的观察模式设定为窄带光观察模式。

[0049] 在模式设定开关 25 中进行了将内窥镜系统 1 的观察模式设定为窄带光观察模式的指示、并且得到内窥镜 2 具有滤色器 23a 这样的识别结果的情况下,主控制部 45 将以帧率 FR2 交替取得 G 和 B 的各颜色成分的图像这样的控制信号 NSEQ 输出到调光部 43 和像素

控制部 44。

[0050] 调光部 43 根据从主控制部 45 输出的控制信号 NSEQ, 在根据帧率 FR2 而设定的每个期间内, 生成用于使 LED31g 和 31b 交替发光 (消光) 的调光信号 NL, 将该生成的调光信号 NL 输出到光源控制部 32。即, 通过将这种调光信号 NL 供给到光源控制部 32, 从光源装置 3 交替发出 NG 光和 NB 光。

[0051] 像素控制部 44 根据从主控制部 45 输出的控制信号 NSEQ, 在根据帧率 FR2 而设定的每个期间内, 将用于使 G 像素群和 B 像素群中的一方的像素群曝光、并且生成基于从另一方像素群读出的电信号的图像的像素控制信号 RB 输出到摄像元件 23。

[0052] 即, 根据基于控制信号 NSEQ 的控制, 在从光源装置 3 交替产生 NG 光和 NB 光时, 进行使 LED31g 的发光期间 (NG 光的产生期间)、G 像素群的曝光期间、LED31b 的消光期间、从 B 像素群中读出电信号的读出期间在图 3 所示的期间 PR3 内同步的控制。并且, 根据基于控制信号 NSEQ 的控制, 在从光源装置 3 交替产生 NG 光和 NB 光时, 进行使 LED31b 的发光期间 (NB 光的产生期间)、B 像素群的曝光期间、LED31g 的消光期间、从 G 像素群中读出电信号的读出期间在图 3 所示的 (与期间 PR3 不同的) 期间 PR4 内同步的控制。图 3 是用于说明实施例的内窥镜系统的观察模式设定为窄带光观察模式的情况下进行的控制的图。

[0053] 另外, 根据本实施例, 在内窥镜系统 1 的观察模式设定为窄带光观察模式、并且得到内窥镜 2 具有滤色器 23a 这样的识别结果的情况下, 例如, 也可以进行基于图像处理部 42 的颜色偏移校正处理。

[0054] 如上所述, 根据本实施例的内窥镜系统 1, 在观察模式设定为窄带光观察模式的情况下, 可以进行使与 NG 光的返回光对应的 G 成分的图像的取得的期间和与 NB 光的返回光对应的 B 成分的图像的取得的期间相互不会重复的控制。其结果, 根据本实施例的内窥镜系统 1, 在使用与同时式的摄像方式对应的结构的窄带光观察中, 能够提高颜色分离性。

[0055] 另外, 根据本实施例的内窥镜系统 1, 例如也可以构成为, 在观察模式设定为窄带光观察模式的情况下, 将具有使 NG 光的波段和 NB 光的波段进一步变窄的光学特性的波段限制滤光器插入到 LED 光源部 31 的前表面。

[0056] 并且, 根据本实施例, 从光源装置 3 供给到光导 6 的 NR 光可以仅使用发出单一波段的光的 LED 来生成, 或者, 也可以组合发出相互不同的波段的光的多个 LED 来生成。

[0057] 并且, 根据本实施例, 从光源装置 3 供给到光导 6 的 NG 光可以仅使用发出单一波段的光的 LED 来生成, 或者, 也可以组合发出相互不同的波段的光的多个 LED 来生成。

[0058] 并且, 根据本实施例, 从光源装置 3 供给到光导 6 的 NB 光可以仅使用发出单一波段的光的 LED 来生成, 或者, 也可以组合发出相互不同的波段的光的多个 LED 来生成。

[0059] 另一方面, 根据本实施例, 例如, 在内窥镜系统 1 的观察模式设定为通常光观察模式、并且得到内窥镜 2 不具有滤色器 23a 这样的识别结果的情况下, 也可以进行使 LED31r 的发光期间 (NR 光的产生期间) 和 R 像素群的曝光期间在期间 PR5 内同步、使 LED31g 的发光期间 (NG 光的产生期间) 和 G 像素群的曝光期间在 (与期间 PR5 不同的) 期间 PR6 内同步、进而使 LED31b 的发光期间 (NB 光的产生期间) 和 B 像素群的曝光期间在 (与期间 PR5 和 PR6 均不同的) 期间 PR7 内同步的与面顺次式的摄像方式对应的控制。

[0060] 另外, 本发明不限于上述实施例, 当然能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

[0061] 本申请以 2013 年 5 月 29 日在日本申请的日本特愿 2013-113226 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

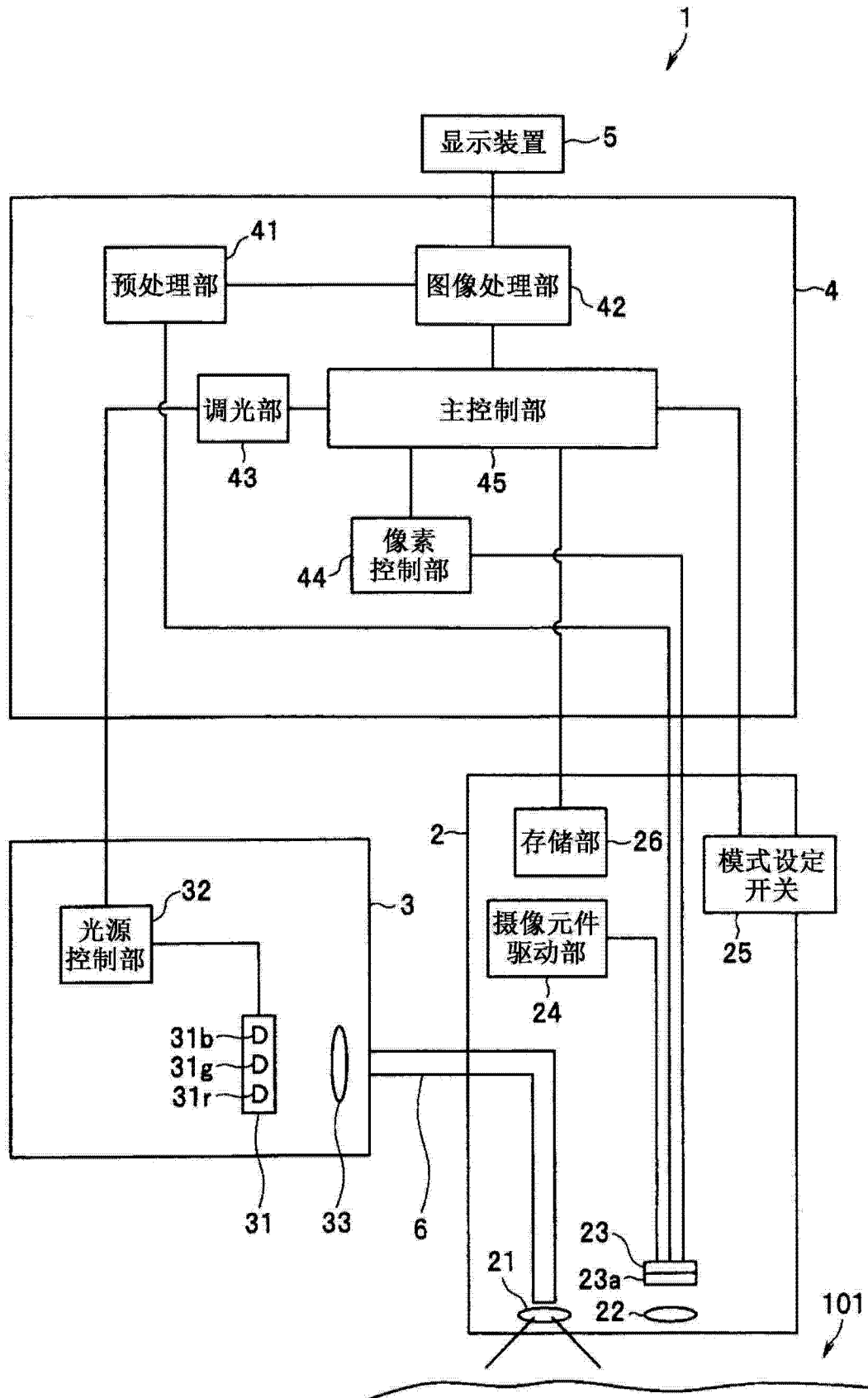


图 1

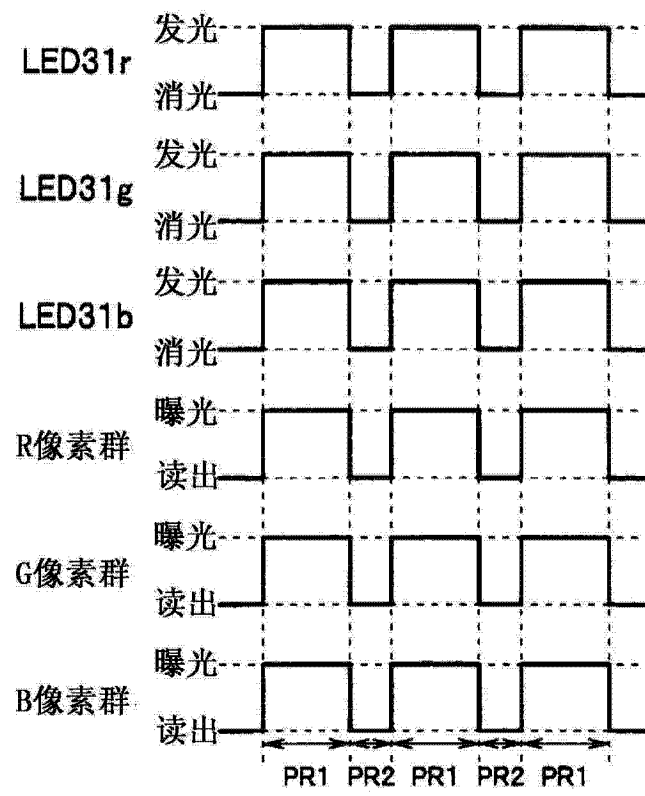


图 2

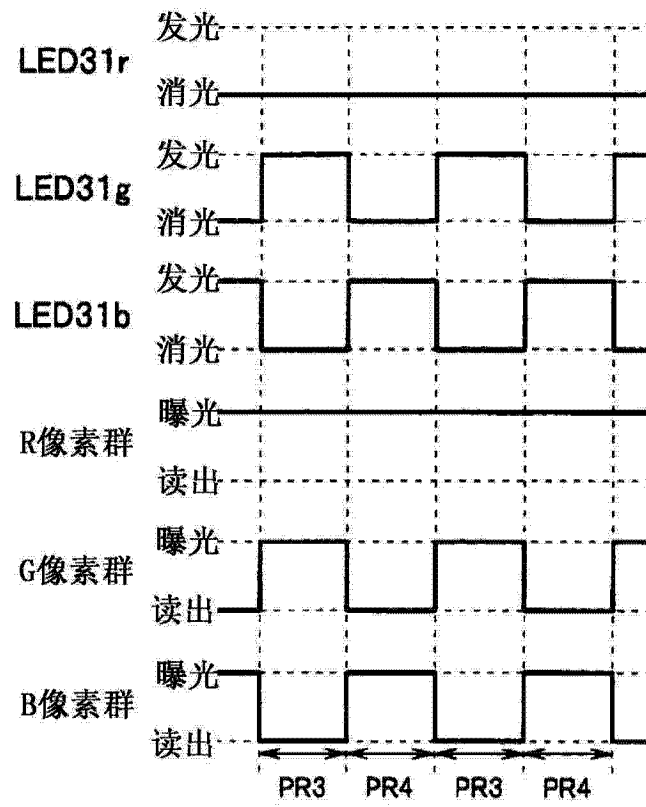


图 3

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104780825A	公开(公告)日	2015-07-15
申请号	CN201480002929.6	申请日	2014-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	朝鸟幸子		
发明人	朝鸟幸子		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	H04N5/232 A61B1/06 H04N2005/2255 G02B23/2469 A61B1/00 A61B1/04 H04N5/2256 H04N5/23245 A61B1/00006 A61B1/00186 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0002 A61B1/0646 A61B1/0661		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013113226 2013-05-29 JP		
其他公开文献	CN104780825B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统具有：光源部，其同时或交替地产生第1和第2窄带光；滤色器，其配置有分光特性不同的第1和第2滤光器；摄像元件，其在第1像素群中接收穿过第1滤光器的光，在第2像素群中接收穿过第2滤光器的光，并且，能够按照各像素设定曝光期间和电信号的读出期间；以及控制部，其在从光源部交替产生第1和第2窄带光时，使第1窄带光的产生期间、第1像素群的曝光期间、第2像素群的读出期间在第1期间内同步，并且使第2窄带光的产生期间、第2像素群的曝光期间、第1像素群的读出期间在第2期间内同步。

