



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110167418 A

(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201780081820.X

(22)申请日 2017.08.28

(30)优先权数据

2017-010117 2017.01.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/030785 2017.08.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/138951 JA 2018.08.02

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 山崎晋

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.

A61B 1/045(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

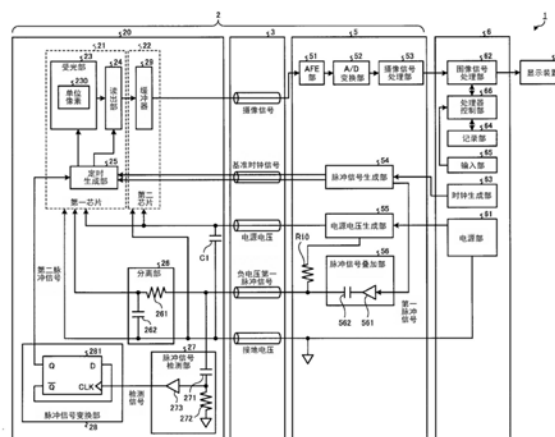
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

摄像装置、内窥镜以及内窥镜系统

(57)摘要

提供一种能够实现进一步小型化的摄像装置、内窥镜以及内窥镜系统。摄像部(20)具备:脉冲信号叠加部(56),其将由脉冲信号生成部(54)生成的第一脉冲信号叠加于电压;分离部(26),其设置在摄像部(20)与传输线缆(3)之间,从由传输线缆(3)传输来的电压分离出直流分量和交流分量,并将该直流分量输出到摄像部(20);脉冲信号检测部(27),其检测叠加于传输线缆(3)的第一脉冲信号;脉冲信号变换部(28),其将由脉冲信号检测部(27)检测到的第一脉冲信号的频率变换为用于生成驱动摄像部(20)的同步信号的第二脉冲信号的频率;以及定时生成部(25),其基于由脉冲信号变换部(28)变换得到的第二脉冲信号来生成同步信号。



1. 一种摄像装置,其特征在于,具备:

受光部,其具有多个像素,该多个像素配置为二维矩阵状,用于从外部接收光并生成与受光量相应的摄像信号;

传输线缆,其用于向所述受光部传输电力;

电源,其经由所述传输线缆向所述受光部供给电压;

脉冲信号生成部,其生成第一脉冲信号;

脉冲信号叠加部,其将由所述脉冲信号生成部生成的所述第一脉冲信号叠加于所述电压;

分离部,其设置在所述受光部与所述传输线缆之间,从由所述传输线缆传输来的所述电压分离出直流分量和交流分量,并将该直流分量输出到所述受光部;

脉冲信号检测部,其检测叠加于所述传输线缆的所述第一脉冲信号;

脉冲信号变换部,其将由所述脉冲信号检测部检测到的所述第一脉冲信号的频率变换为用于生成驱动所述受光部的同步信号的第二脉冲信号的频率;以及

定时生成部,其基于由所述脉冲信号变换部变换得到的所述第二脉冲信号来生成所述同步信号。

2. 根据权利要求1所述的摄像装置,其特征在于,

所述脉冲信号变换部具有分频电路,该分频电路通过将所述第一脉冲信号的频率降低成比1大的整数分之一来变换得到所述第二脉冲信号。

3. 根据权利要求1所述的摄像装置,其特征在于,

所述脉冲信号变换部具有扩展电路,该扩展电路通过将所述第一脉冲信号的脉冲宽度扩展成比1大的整数倍来变换得到所述第二脉冲信号。

4. 根据权利要求1所述的摄像装置,其特征在于,

所述电源和所述脉冲信号叠加部位于所述传输线缆的基端侧,

所述分离部、所述脉冲信号检测部、所述脉冲信号变换部以及所述定时生成部位于所述传输线缆的前端侧。

5. 一种内窥镜,其特征在于,具备:

根据权利要求1所述的摄像装置;

插入部,其能够插入到被检体内;以及

连接器部,其相对于对所述摄像信号实施图像处理的图像处理装置装卸自如,

所述受光部、所述分离部、所述脉冲信号检测部、所述脉冲信号变换部以及所述定时生成部位于所述插入部的前端侧,

所述连接器部具有所述电源和所述脉冲信号叠加部。

6. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

根据权利要求5所述的内窥镜;以及

图像处理装置,其对所述摄像信号实施图像处理。

摄像装置、内窥镜以及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种拍摄被摄体并生成该被摄体的图像数据的摄像装置、内窥镜以及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 以往,内窥镜通过将前端设置有摄像装置的呈细长形状的挠性的插入部插入患者等被检体内来获取被检体内的体内图像。在这种内窥镜中使用的摄像单元具备形成有摄像元件的半导体芯片和与该半导体芯片的背面侧邻接配置的电路基板(参照专利文献1、2)。在该电路基板上安装有由电阻和电容器构成的低通滤波器和高通滤波器等,以检测从处理器输出的用于驱动摄像元件的同步信号。

[0003] 专利文献1:日本专利第4575698号公报

[0004] 专利文献2:日本专利第4441305号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 然而,在上述的专利文献1、2中,低通滤波器和高通滤波器的时间常数大,因此构成低通滤波器和高通滤波器的电阻和电容器的值变大,由此导致电路基板变大,阻碍了摄像元件的小型化。

[0007] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够实现进一步小型化的摄像装置、内窥镜以及内窥镜系统。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述问题并实现目的,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,具备:受光部,其具有多个像素,该多个像素配置为二维矩阵状,用于从外部接收光,并生成与受光量相应的摄像信号;传输线缆,其用于向所述受光部传输电力;电源,其经由所述传输线缆向所述受光部供给电压;脉冲信号生成部,其生成第一脉冲信号;脉冲信号叠加部,其将由所述脉冲信号生成部生成的所述第一脉冲信号叠加于所述电压;分离部,其设置在所述受光部与所述传输线缆之间,从由所述传输线缆传输来的所述电压分离出直流分量和交流分量,并将该直流分量输出到所述受光部;脉冲信号检测部,其检测叠加于所述传输线缆的所述第一脉冲信号;脉冲信号变换部,其将由所述脉冲信号检测部检测到的所述第一脉冲信号的频率变换为用于生成驱动所述受光部的同步信号的第二脉冲信号的频率;以及定时生成部,其基于由所述脉冲信号变换部变换得到的所述第二脉冲信号来生成所述同步信号。

[0010] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述脉冲信号变换部具有分频电路,该分频电路通过将所述第一脉冲信号的频率降低成比1大的整数分之一来变换得到所述第二脉冲信号。

[0011] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述脉冲信号变换部具有扩展电路,该扩展电路通过将所述第一脉冲信号的脉冲宽度扩展为比1大的整数倍来

变换得到所述第二脉冲信号。

[0012] 另外,本发明所涉及的摄像装置的特征在于,在上述发明中,所述电源和所述脉冲信号叠加部位于所述传输线缆的基端侧,所述分离部、所述脉冲信号检测部、所述脉冲信号变换部以及所述定时生成部位于所述传输线缆的前端侧。

[0013] 另外,本发明所涉及的内窥镜的特征在于,具有:上述发明的摄像装置;插入部,其能够插入被检体内;以及连接器部,其相对于对所述摄像信号实施图像处理的图像处理装置装卸自如,所述受光部、所述分离部、所述脉冲信号检测部、所述脉冲信号变换部以及所述定时生成部位于所述插入部的前端侧,所述连接器部具有所述电源和所述脉冲信号叠加部。

[0014] 另外,本发明所涉及的内窥镜系统的特征在于,具备:上述发明的内窥镜;以及图像处理装置,其对所述摄像信号实施图像处理。

[0015] 发明的效果

[0016] 根据本发明,发挥能够实现进一步小型化这样的效果。

附图说明

[0017] 图1是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的整体结构的概要图。

[0018] 图2是表示本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能的框图。

[0019] 图3是表示本发明的实施方式1所涉及的内窥镜的各信号的定时的时序图。

[0020] 图4是表示本发明的实施方式1所涉及的脉冲信号检测部的滤波器特性与第一脉冲信号的频率分量的关系的图。

[0021] 图5是表示本发明的实施方式2所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能的框图。

[0022] 图6是表示本发明的实施方式2所涉及的内窥镜的各信号的定时的时序图。

具体实施方式

[0023] 以下,作为用于实施本发明的方式(以下,称为“实施方式”),对内窥镜系统进行说明,该内窥镜系统具备在要被插入被检体的插入部的前端设置有摄像元件的内窥镜。另外,本发明并不限于该实施方式。并且,在附图的记载中,对相同的部分标注同一附图标记来进行说明。另外,需要留意的是,附图是示意性的,各构件的厚度与宽度的关系、各构件的比率等与现实不同。另外,附图相互之间也包括尺寸、比率互不相同的部分。

[0024] (实施方式1)

[0025] (内窥镜系统的结构)

[0026] 图1是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的整体结构的概要图。图1所示的内窥镜系统1具备内窥镜2、传输线缆3、连接器部5、处理器6、显示装置7以及光源装置8。

[0027] 内窥镜2通过将作为传输线缆3的一部分的插入部100插入被检体的体腔内来对被检体的体内进行摄像并向处理器6输出摄像信号。另外,内窥镜2在传输线缆3的一端侧、即要被插入被检体的体腔内的插入部100的前端101侧设置有用于进行体内图像的摄像的摄像部20(摄像元件),在插入部100的基端102侧设置有接受针对内窥镜2的各种操作的操作

部4。由摄像部20拍摄到的图像的摄像信号例如通过具有数米长度的传输线缆3被输出到连接器部5。

[0028] 传输线缆3将内窥镜2与连接器部5连接,并且将内窥镜2与光源装置8连接。另外,传输线缆3向连接器部5传输由摄像部20生成的摄像信号。传输线缆3使用线缆、光纤等构成。

[0029] 连接器部5与内窥镜2、处理器6以及光源装置8连接,对由所连接的内窥镜2输出的摄像信号实施规定的信号处理,并且在将模拟的摄像信号变换为数字的摄像信号(A/D变换)后向处理器6输出。

[0030] 处理器6对从连接器部5输入的摄像信号实施规定的图像处理向显示装置7输出。另外,处理器6对内窥镜系统1整体进行总括控制。例如,处理器6进行用于切换由光源装置8射出的照明光或切换内窥镜2的摄像模式的控制。此外,在本实施方式1中,处理器6作为图像处理装置发挥功能。

[0031] 显示装置7显示与由处理器6实施图像处理后的摄像信号对应的图像。另外,显示装置7显示与内窥镜系统1有关的各种信息。显示装置7使用液晶、有机EL(Electro Luminescence:电致发光)等显示面板等来构成。

[0032] 光源装置8经由连接器部5和传输线缆3来从内窥镜2的插入部100的前端101侧朝向被摄体照射照明光。光源装置8使用发出白色光的白色LED(Light Emitting Diode:发光二极管)和发出波长范围比白色光的波长范围窄的窄带光的特殊光的LED等来构成。光源装置8在处理器6的控制下经由内窥镜2朝向被摄体照射白色光或窄带光。

[0033] 图2是表示内窥镜系统1的主要部分的功能的框图。参照图2对内窥镜系统1的各结构的详细内容以及内窥镜系统1内的电信号的路径进行说明。

[0034] (内窥镜的结构)

[0035] 首先,对内窥镜2的结构进行说明。图2所示的内窥镜2具备摄像部20、传输线缆3以及连接器部5。

[0036] 摄像部20具备第一芯片21(摄像基板)、第二芯片22(电路基板)、分离部26(AC分量去除部)、脉冲信号检测部27以及脉冲信号变换部28。在向摄像部20供给的电源电压VDD与接地电压GND之间设置有电源稳定用的电容器C1。

[0037] 第一芯片21具有:受光部23,其是由多个单位像素230配置而成的,该多个单位像素230被配置为二维矩阵状,从外部接收光,生成与受光量相应的摄像信号并进行输出;读出部24,其读出利用受光部23的多个单位像素230中的各个单位像素230进行光电变换得到的摄像信号;以及定时生成部25,其基于从连接器部5输入的基准时钟信号和经由后述的脉冲信号检测部27和脉冲信号变换部28输入的第二脉冲信号,来生成包含用于驱动受光部23的受光部驱动信号和用于驱动读出部24的读出部驱动信号的同步信号并向受光部23和读出部24输出。

[0038] 第二芯片22具有缓冲器29,该缓冲器29将从第一芯片21的多个单位像素230中的各个单位像素230输出的摄像信号进行放大后输出到传输线缆3。

[0039] 分离部26连接在第一芯片21与传输线缆3之间,来从由传输线缆3传输来的负电压分离出直流分量和交流分量,并将分离出的直流分量输出到第一芯片21。分离部26具有电阻261(例如100Ω)和电容器262来形成RC电路(低通滤波器电路),其中,该电阻261与后述

的用于传输负电压的传输线缆3(信号线)串联连接,该电容器262连接在后述的电源电压生成部55与接地电压GND之间。由此,从后述的连接部5输入的负电压中叠加的交流分量的脉冲信号被截止,从而向单位像素230输出直流分量。

[0040] 脉冲信号检测部27通过AC耦合连接在分离部26与后述的连接部5的脉冲信号叠加部56之间,来检测叠加于负电压的第一脉冲信号(交流分量),并将检测出的第一脉冲信号输出到脉冲信号变换部28。具体地说,脉冲信号检测部27连接于传输线缆3的前端侧且分离部26的电阻261的基端侧。脉冲信号检测部27具有:电容器271,其连接于用于传输负电压的传输线缆3(信号线);电阻272,其一端侧连接于电容器271,另一端侧连接于接地电压GND;以及放大器273,其将由电容器271和电阻272提取出的脉冲信号放大。电容器271和电阻272形成RC电路(高通滤波器)。

[0041] 脉冲信号变换部28将由脉冲信号检测部27检测出的第一脉冲信号的频率变换为用于生成驱动受光部23的同步信号的第二脉冲信号的频率后输出到定时生成部25。脉冲信号变换部28具有分频电路281,该分频电路281将第一脉冲信号的频率降低为比1大的整数分之一来变换(分频)得到第二脉冲信号。具体地说,分频电路281通过将第一脉冲信号的频率降低为1/2倍来变换得到第二脉冲信号。

[0042] 传输线缆3至少使用用于将由电源电压生成部55生成的电源电压传输到摄像部20的信号线、用于将由电源电压生成部55生成的负电压传输到摄像部20的信号线、用于将由脉冲信号生成部54生成的基准时钟信号传输到摄像部20的信号线、用于将由摄像部20生成的摄像信号传输到连接部5的信号线以及用于向摄像部20传输接地电压GND的信号线这五根信号线构成。

[0043] 连接部5具有模拟前端部51(以下,称为“AFE部51”)、A/D变换部52、摄像信号处理部53、脉冲信号生成部54、电源电压生成部55以及脉冲信号叠加部56。

[0044] AFE部51接收从摄像部20传输的摄像信号,在使用电阻等无源元件进行了阻抗匹配之后,使用电容器取出交流分量,根据分压电阻来决定动作点。之后,AFE部51将摄像信号(模拟信号)进行放大后输出到A/D变换部52。

[0045] A/D变换部52将从AFE部51输入的模拟的摄像信号变换为数字的摄像信号并输出到摄像信号处理部53。

[0046] 摄像信号处理部53例如由FPGA(Field Programmable GateArray:现场可编程门阵列)构成,对从A/D变换部52输入的数字的摄像信号进行噪声去除和格式变换处理等处理并将处理后的摄像信号输出到处理器6。

[0047] 脉冲信号生成部54基于从处理器6供给且作为内窥镜2的各构成部的动作的基准的时钟信号(例如,27MHz的时钟信号)来生成作为摄像部20的各构成部的基准的基准时钟信号,并将该基准时钟信号经由传输线缆3输出到摄像部20的定时生成部25。另外,脉冲信号生成部54基于从处理器6供给且作为内窥镜2的各构成部的动作的基准的时钟信号来生成比用于生成摄像部20的驱动信号(同步信号)的脉冲信号的脉冲宽度短的第一脉冲信号并输出到脉冲信号叠加部56。具体地说,脉冲信号生成部54基于从处理器6供给且作为内窥镜2的各构成部的动作的基准的时钟信号来生成频率高的第一脉冲信号并输出到脉冲信号叠加部56。

[0048] 电源电压生成部55设置于传输线缆3的基端侧,从被处理器6提供的电源生成驱动

第一芯片21和第二芯片22所需的电源电压,并向第一芯片21和第二芯片22输出该电源电压。并且,电源电压生成部55从被处理器6提供的电源生成驱动第一芯片21的单位像素230所需的负电压,经由传输线缆3向第一芯片21输出负电压。电源电压生成部55使用调节器等生成驱动第一芯片21和第二芯片22所需的电源电压和负电压。此外,在本实施方式1中,电源电压生成部55作为电源(负电源)发挥功能。

[0049] 脉冲信号叠加部56设置于传输线缆3的基端侧,将从脉冲信号生成部54供给的第一脉冲信号(例如在正侧为0.5V)进行放大,将该第一脉冲信号以叠加于经由电阻R10传输负电压的传输线缆3的方式输出到摄像部20。脉冲信号叠加部56具有将从脉冲信号生成部54供给的第一脉冲信号放大的放大器561和对负电压叠加第一脉冲信号的电容器562。

[0050] (处理器的结构)

[0051] 接着,对处理器6的结构进行说明。

[0052] 处理器6是对内窥镜系统1的整体进行总括控制的控制装置。处理器6具备电源部61、图像信号处理部62、时钟生成部63、记录部64、输入部65以及处理器控制部66。

[0053] 电源部61生成电源电压,将生成的该电源电压与接地电压GND一起供给到连接器部5的电源电压生成部55。

[0054] 图像信号处理部62对在摄像信号处理部53中实施信号处理后的数字的摄像信号进行同时化处理、白平衡(WB)调整处理、增益调整处理、伽玛校正处理、数字模拟(D/A)变换处理、格式变换处理等图像处理来变换为图像信号,将该图像信号输出到显示装置7。

[0055] 时钟生成部63生成作为内窥镜系统1的各构成部的动作的基准的时钟信号,将该时钟信号输出到脉冲信号生成部54。

[0056] 记录部64记录与内窥镜系统1有关的各种信息、处理中的数据等。记录部64使用Flash存储器、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)的记录介质来构成。

[0057] 输入部65接受与内窥镜系统1有关的各种操作的输入。例如,输入部65接受用于切换由光源装置8射出的照明光的类型的指示信号的输入。输入部65例如使用十字开关、按钮等构成。

[0058] 处理器控制部66对构成内窥镜系统1的各部进行总括控制。处理器控制部66使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)等构成。处理器控制部66根据从输入部65输入的指示信号来切换由光源装置8射出的照明光。

[0059] 通过像这样构成摄像部20,从电源电压生成部55供给的负电压被用于驱动单位像素230,所需要的电流少,因此如果是短时间则能够从分离部26的电容器262供给电压。分离部26使用电容器262和电阻261来形成RC电路(低通滤波器电路),由此在脉冲信号被充分地降低后向单位像素230传输。并且,脉冲信号检测部27通过AC耦合检测被叠加于负电压的脉冲信号并将检测出的脉冲信号输出到定时生成部25。

[0060] (内窥镜的动作)

[0061] 接着,对内窥镜2的各信号的定时进行说明。图3是表示内窥镜2的各信号的定时的时序图。在图3中,从最上层起依次表示如下内容,即,(a)表示由脉冲信号生成部54生成的基准时钟信号的定时,(b)表示由脉冲信号叠加部56对负电压叠加的负电压的第一脉冲信号的定时,(c)表示由脉冲信号检测部27检测到的检测信号(第一脉冲信号)的定时,(d)表示由脉冲信号变换部28变换得到的第二脉冲信号的定时,(e)表示由定时生成部25检测到

的水平同步信号的定时，(f)表示由定时生成部25检测到的垂直同步信号的定时。

[0062] 如图3所示，脉冲信号生成部54将负电压脉冲信号上升的期间(成为High(高水平)的期间)的频率和负电压的第一脉冲信号上升的次数(成为High的次数)变为2倍后输出到脉冲信号叠加部56。即，脉冲信号生成部54将第一脉冲信号的频率相对于摄像部20的同步信号的频率提高成比1大的整数倍、具体地说提高成2倍后输出到脉冲信号叠加部56。因此，脉冲信号变换部28将第一脉冲信号的频率降低成比1大的整数分之一、具体地说降低成1/2倍来变换得到第二脉冲信号。由此，定时生成部25能够在定时T1生成水平同步信号。

[0063] (脉冲信号检测部的滤波器特性与频率分量的关系)

[0064] 接着，对脉冲信号检测部27的滤波器特性与第一脉冲信号的频率分量的关系进行说明。图4是表示脉冲信号检测部27的滤波器特性与第一脉冲信号的频率分量的关系的图。在图4中，纵轴表示脉冲信号检测部27的输出(衰减)，横轴表示频率。另外，在图4中，折线L1表示只有脉冲信号检测部27时的滤波器特性与频率分量的关系，折线L2表示在后级设置有脉冲信号变换部28时的脉冲信号检测部27的滤波器特性与频率分量的关系。

[0065] 如图4所示，关于脉冲信号检测部27的滤波器特性与第一脉冲信号的频率分量的关系，与折线L1所示的只有脉冲信号检测部27时的滤波器特性相比，能够提高折线L2所示的在后级设置有脉冲信号变换部28时的脉冲信号检测部27的滤波器特性的截止频率。具体地说，折线L1所示的只有脉冲信号检测部27时的滤波器特性是在频率F1处作为衰减率的输出为1.0，另一方面，折线L2所示的在后级设置有脉冲信号变换部28时的脉冲信号检测部27的滤波器特性是在频率F2($F1 < F2$)处作为衰减率的输出为1.0。由此，能够将脉冲信号检测部27的截止频率($f_c = 1/2\pi RC$)设定为更高频侧的频率，因此能够减小构成分离部26和脉冲信号检测部27各部件的电阻261、272的电阻值和电容器262、271的容量。其结果，能够在集成于第一芯片21或第二芯片22的情况下抑制摄像部20的面积的增加。

[0066] 根据以上说明的本发明的实施方式1，能够将脉冲信号检测部27的截止频率设定为更高频侧的频率，因此能够减小构成分离部26和脉冲信号检测部27各部件的电阻261、272的电阻值和电容器262、271的容量。其结果，能够在集成于第一芯片21或第二芯片22的情况下抑制摄像部20的面积的增加。

[0067] 另外，根据本发明的实施方式1，脉冲信号叠加部56将生成用于驱动摄像部20的同步信号所需的脉冲信号以叠加于传输负电压的传输线缆3的方式输出到摄像部20，因此能够削减将摄像部20与连接器部5连接的传输线缆3的数量。

[0068] 另外，根据本发明的实施方式1，设置于前端101侧的摄像部20的定时生成部25基于由脉冲信号变换部28变换得到的第二脉冲信号以及基准时钟信号来生成水平同步信号和垂直同步信号并向第一芯片21发送，因此能够削减传输同步信号的信号线。

[0069] 另外，在本发明的实施方式1中，也可以将分离部26、脉冲信号检测部27以及脉冲信号变换部28集成于第二芯片22。由此，能够进一步使摄像部20小型化。

[0070] (实施方式2)

[0071] 接着，对本发明的实施方式2进行说明。本实施方式2所涉及的内窥镜系统的结构与上述实施方式1所涉及的内窥镜系统1的结构不同。以下，说明本实施方式2所涉及的内窥镜系统的结构。此外，对与上述实施方式1所涉及的内窥镜系统1相同的结构标注同一附图标记并省略说明。

[0072] (内窥镜系统的结构)

[0073] 图5是表示本发明的实施方式2所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能的框图。图5所示的内窥镜系统1a具备内窥镜2a,来替换上述实施方式1所涉及的内窥镜2。另外,内窥镜2a具备摄像部20a,来替换上述实施方式1所涉及的摄像部20。另外,摄像部20a具备脉冲信号变换部28a,来替换脉冲信号变换部28。

[0074] 脉冲信号变换部28a将由脉冲信号检测部27检测出的第一脉冲信号的频率变换为用于生成驱动受光部23的同步信号的第二脉冲信号的频率并输出到定时生成部25。脉冲信号变换部28a具有扩展电路281a,该扩展电路281a通过将由脉冲信号检测部27检测出的第一脉冲信号(检测信号)的脉冲宽度扩展成比1大的整数倍,来变换得到第二脉冲信号。具体地说,扩展电路281a通过将第一脉冲信号的脉冲宽度扩展成2倍来变换得到第二脉冲信号。

[0075] (内窥镜的动作)

[0076] 接着,对内窥镜2a的各信号的定时进行说明。图6是表示内窥镜2a的各信号的定时的时序图。在图6中,从最上层起依次表示如下内容,即,(a)表示由脉冲信号生成部54生成的基准时钟信号的定时,(b)表示由脉冲信号叠加部56对负电压叠加的负电压的第一脉冲信号的定时,(c)表示由脉冲信号检测部27检测到的检测信号(第一脉冲信号)的定时,(d)表示由脉冲信号变换部28变换得到的第二脉冲信号的定时,(e)表示由定时生成部25检测到的水平同步信号的定时,(f)表示由定时生成部25检测到的垂直同步信号的定时。

[0077] 如图6所示,脉冲信号生成部54将负电压第一脉冲信号的上升的脉冲宽度(成为High的期间)成为1/2倍后输出到脉冲信号叠加部56。即,脉冲信号生成部54生成相对于摄像部20的同步信号的频率而言使第一脉冲信号的脉冲宽度降低成比1大的整数分之一、具体地说降低成1/2而得到的第一脉冲信号,并将该第一脉冲信号输出到脉冲信号叠加部56。因此,脉冲信号变换部28a将第一脉冲信号的脉冲宽度扩展成比1大的整数倍、具体地说扩展成2倍(参照图6的F10)来变换得到第二脉冲信号。由此,定时生成部25能够在定时T1生成水平同步信号。

[0078] 这样,能够将脉冲信号检测部27的截止频率($f_c = 1/2\pi RC$)设定为更高频侧的频率,因此能够减小构成分离部26和脉冲信号检测部27各部件的电阻261、272的电阻值和电容器262、271的容量。其结果,能够在集成于第一芯片21或第二芯片22的情况下抑制摄像部20a的面积的增加。

[0079] 根据以上说明的本发明的实施方式2,能够发挥与上述实施方式1同样的效果,并且能够将脉冲信号检测部27的截止频率设定为更高频侧的频率,因此能够减小构成分离部26和脉冲信号检测部27各部件的电阻261、272的电阻值和电容器262、271的容量。其结果,能够在集成于第一芯片21或第二芯片22的情况下抑制摄像部20a的面积的增加。

[0080] 另外,在本发明的实施方式2中,也可以将分离部26、脉冲信号检测部27以及脉冲信号变换部28a集成于第二芯片22。由此,能够进一步使摄像部20a小型化。

[0081] (其它实施方式)

[0082] 另外,在本发明的实施方式中,处理器与光源装置分开设置,但并不限于此,例如也可以将处理器和光源装置一体地形成。

[0083] 另外,在本发明的实施方式中,分离部、脉冲信号检测部以及脉冲信号变换部各自设置于插入部的前端侧,但也可以将分离部、脉冲信号检测部以及脉冲信号变换部各自层

叠于第二芯片。具体地说,也可以是,摄像元件(摄像部)具备:第一芯片,在该第一芯片中层叠了具有多个像素的受光部;以及第二芯片,其层叠于第一芯片,第二芯片具有:分离部,其从经由传输用于驱动第一芯片的电力(电源电压)的传输线缆叠加有第一脉冲信号的电压中分离出直流分量和交流分量,并将该直流分量输出到所述第一芯片;脉冲信号检测部,其检测被叠加于传输线缆的第一脉冲信号;脉冲信号变换部,其将由脉冲信号检测部检测出的第一脉冲信号的频率变换为用于生成驱动第一芯片的同步信号的第二脉冲信号的频率;以及定时生成部,其基于由脉冲信号变换部变换得到的第二脉冲信号来生成同步信号。

[0084] 另外,在本发明的实施方式中,脉冲信号叠加部既可以将脉冲信号叠加于负电压的负侧(-侧),也可以将脉冲信号叠加于负电压的正侧(+侧)。

[0085] 另外,在本发明的实施方式中,电源电压生成部经由传输线缆传输了负电压,但并不限于此,也可以传输正电压。

[0086] 另外,在本发明的实施方式中,分离部、脉冲信号检测部以及脉冲信号变换部各自设置于插入部的前端侧,但也可以将分离部、脉冲信号检测部以及脉冲信号变换部设置于内窥镜的操作部。

[0087] 另外,在本发明的实施方式中,以同时方式的内窥镜为例进行了说明,但也能够应用面顺序方式的内窥镜。

[0088] 另外,在本发明的实施方式中,除了软性内窥镜(上下内窥镜观测器)以外,也能够应用硬性内窥镜、副鼻腔内窥镜以及电手术刀、检查探头等的内窥镜系统。

[0089] 另外,在本说明书的时序图的说明中,使用“首先”、“之后”、“接着”等表述明示了各个处理的前后关系,但实施本发明所需要的处理的顺序并非根据这些表述被唯一地确定。即,本说明书所记载的时序图中的处理的顺序能够在不矛盾的范围内变更。

[0090] 另外,本发明并非原封不动地限定于上述实施方式,在实施阶段能够在不脱离发明的宗旨的范围内将构成要素变形并具体化。另外,通过将上述实施方式中公开的多个构成要素适当组合,能够形成各种发明。例如,也可以从上述实施方式中记载的所有构成要素中删除几个构成要素。并且,也可以将在各实施方式和变形例中说明的构成要素适当组合。

[0091] 另外,在说明书或附图中,关于至少一次与更广义或同义的不同用语一起记载的用语,在说明书或附图的任何地方都能够替换为该不同的用语。这样,能够在不脱离发明的宗旨的范围内进行各种变形、应用。

[0092] 附图标记说明

[0093] 1、1a:内窥镜系统;2、2a:内窥镜;3:传输线缆;4:操作部;5:连接器部;6:处理器;7:显示装置;8:光源装置;20、20a:摄像部;21:第一芯片;22:第二芯片;23:受光部;24:读出部;25:定时生成部;26:分离部;27:脉冲信号检测部;28、28a:脉冲信号变换部;29:缓冲器;51:AFE部;52:A/D变换部;53:摄像信号处理部;54:脉冲信号生成部;55:电源电压生成部;56:脉冲信号叠加部;61:电源部;62:图像信号处理部;63:时钟生成部;64:记录部;65:输入部;66:处理器控制部;100:插入部;101:前端;102:基端;230:单位像素;261、272、R10:电阻;262、271、562、C1:电容器;273、561:放大器;281:分频电路;281a:扩展电路。

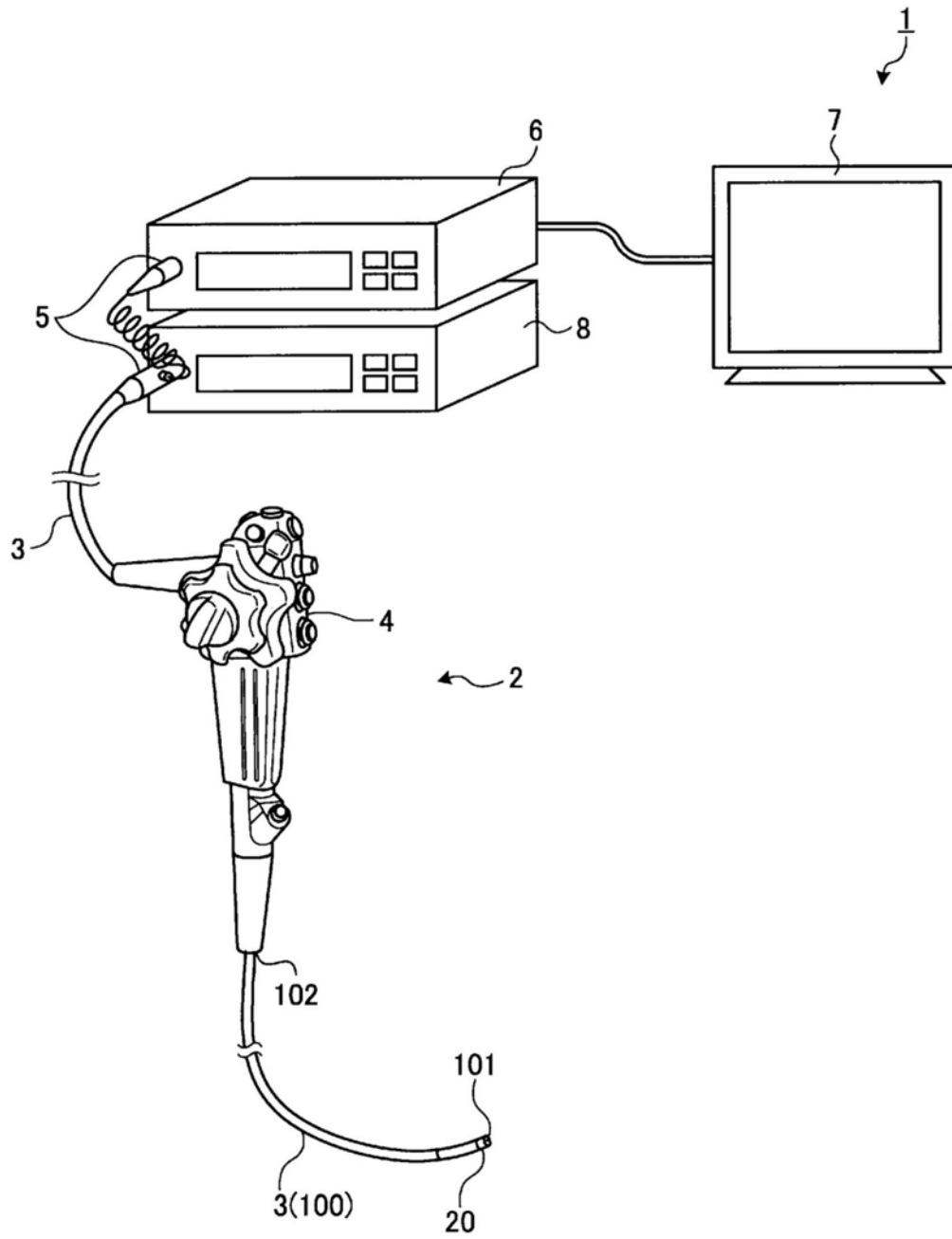


图1

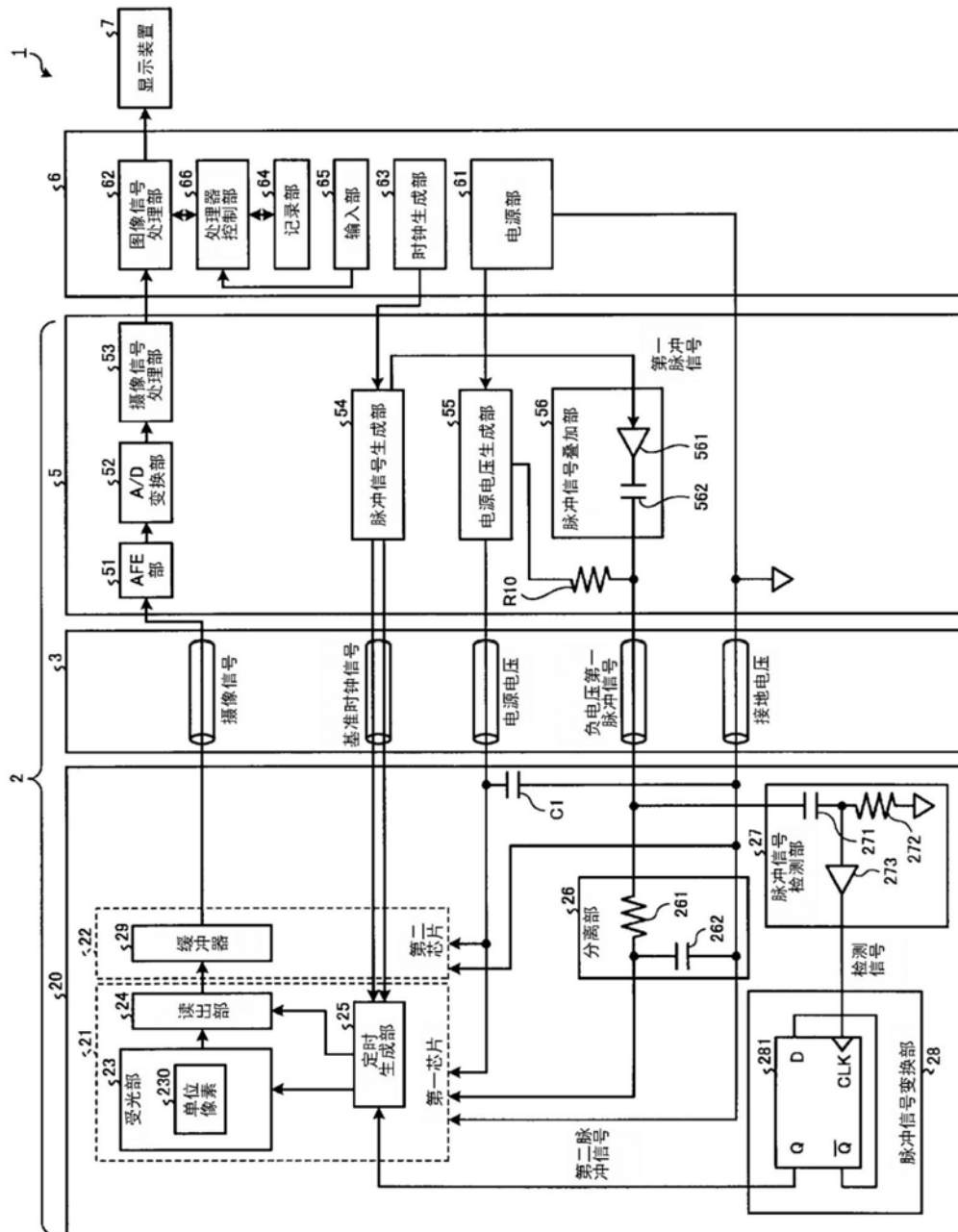


图2

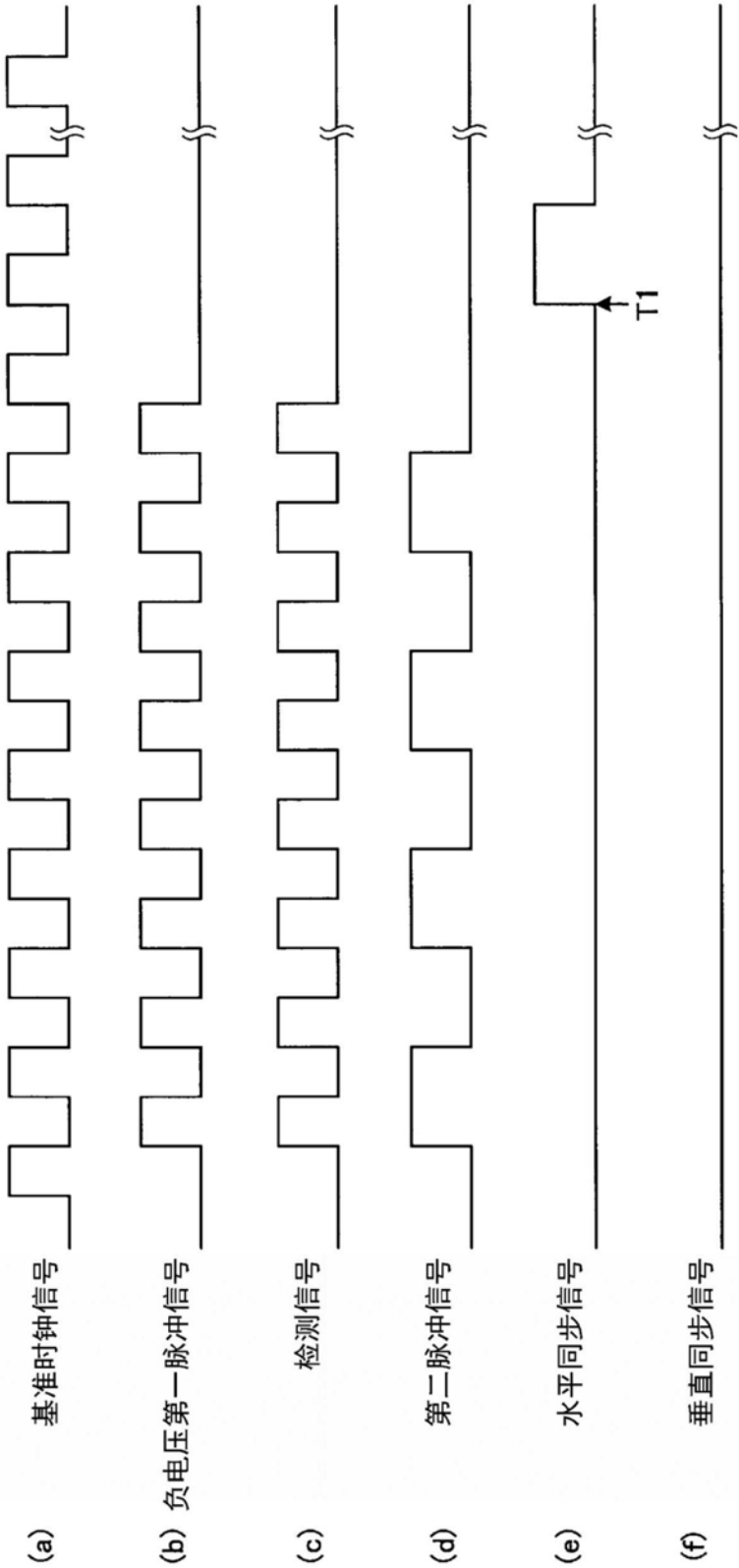


图3

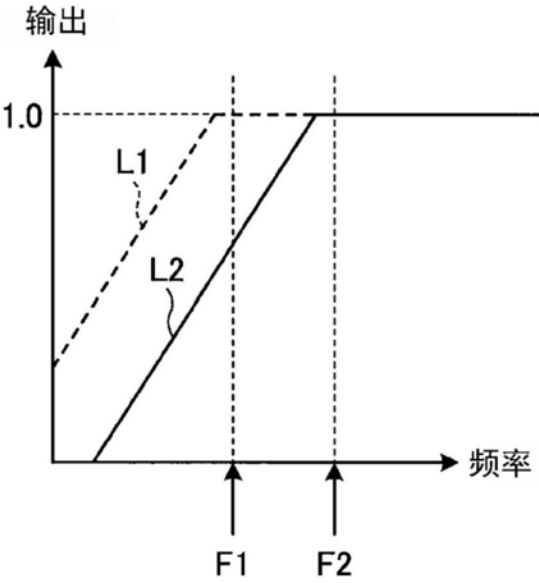


图4

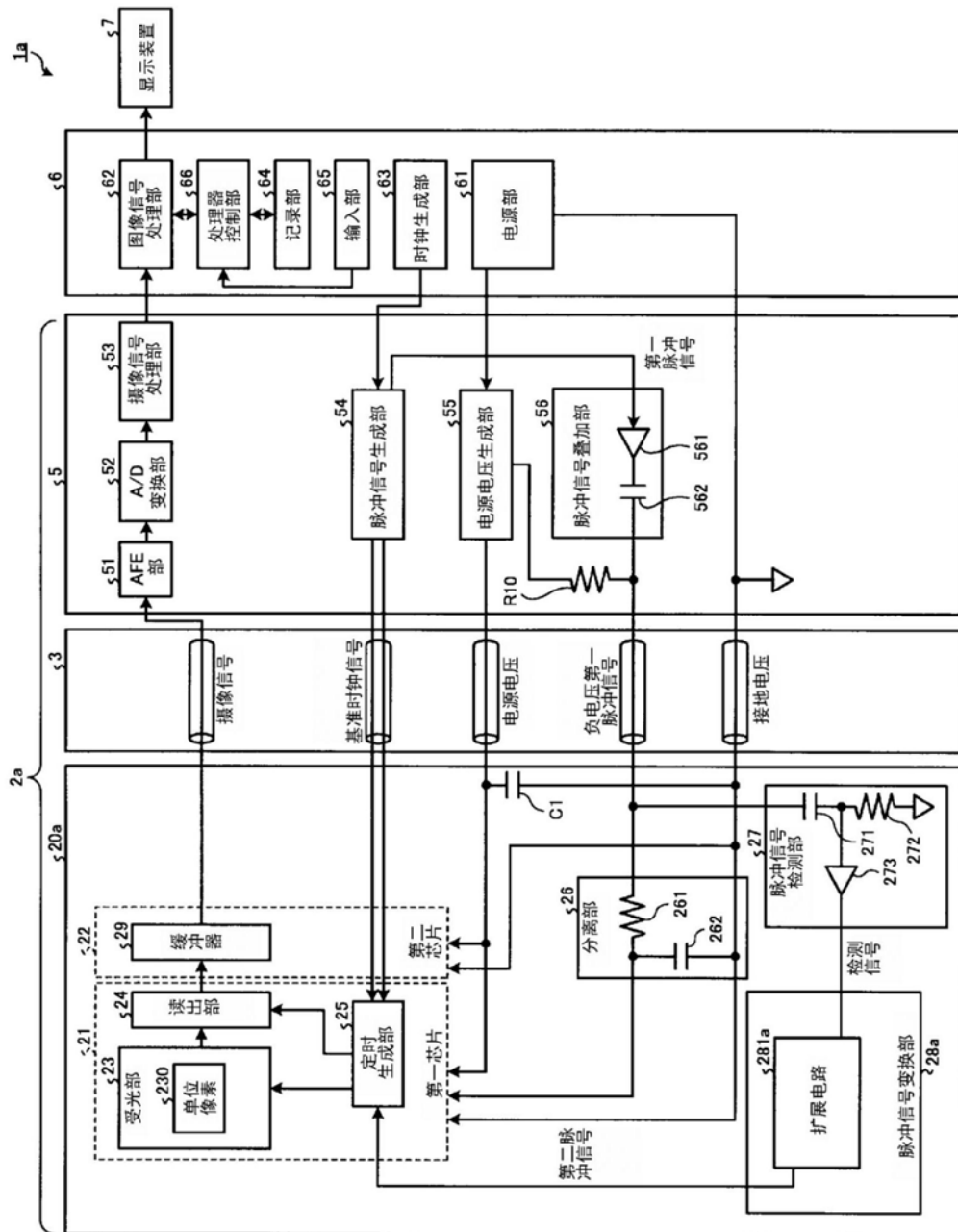


图5

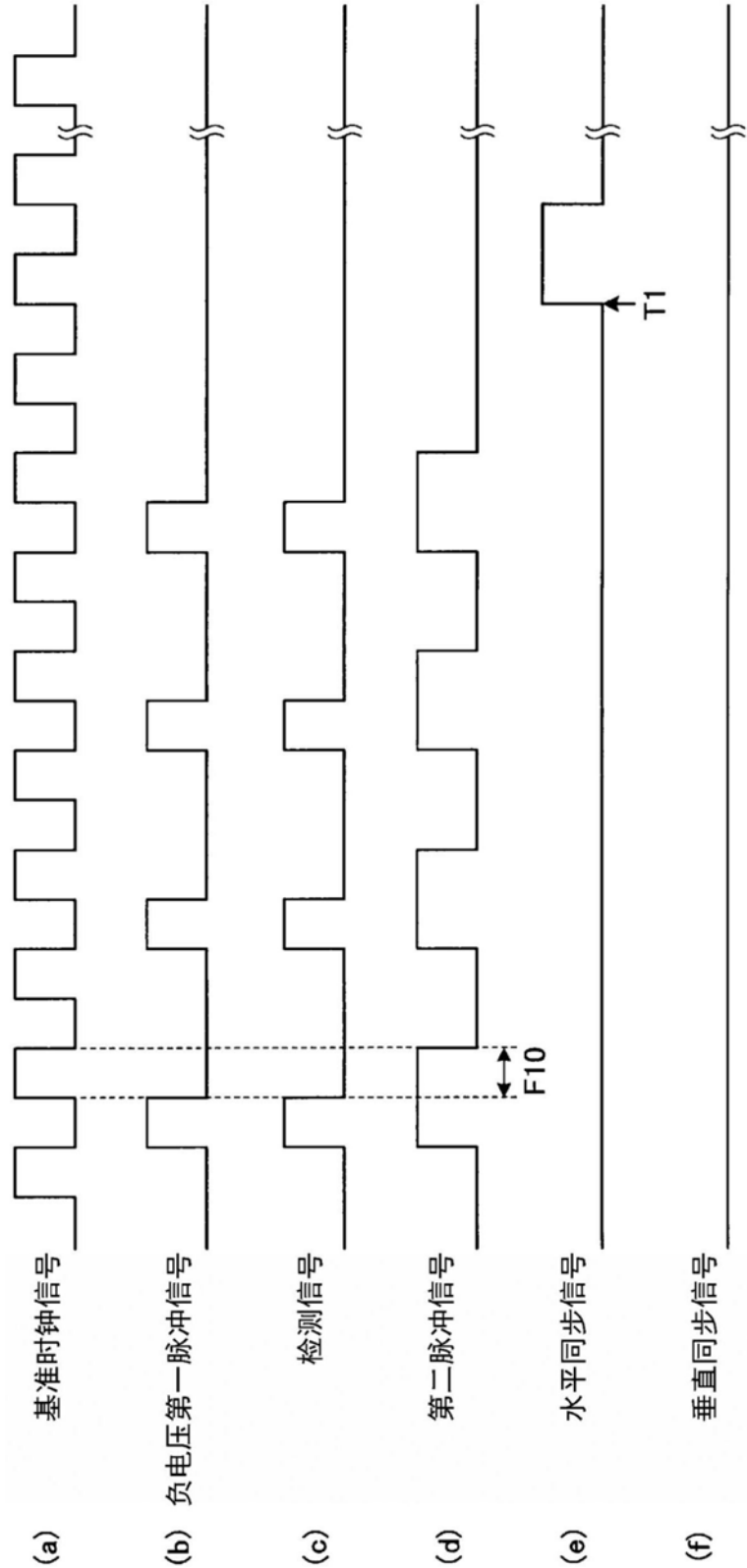


图6

专利名称(译)	摄像装置、内窥镜以及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN110167418A	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201780081820.X	申请日	2017-08-28
[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	山崎晋		
发明人	山崎晋		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/045 G02B23/24 H04N2005/2255 A61B1/00009 A61B1/00121 H04N5/23241		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2017010117 2017-01-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够实现进一步小型化的摄像装置、内窥镜以及内窥镜系统。摄像部(20)具备：脉冲信号叠加部(56)，其将由脉冲信号生成部(54)生成的第一脉冲信号叠加于电压；分离部(26)，其设置在摄像部(20)与传输线缆(3)之间，从由传输线缆(3)传输来的电压分离出直流分量和交流分量，并将该直流分量输出到摄像部(20)；脉冲信号检测部(27)，其检测叠加于传输线缆(3)的第一脉冲信号；脉冲信号变换部(28)，其将由脉冲信号检测部(27)检测到的第一脉冲信号的频率变换为用于生成驱动摄像部(20)的同步信号的第二脉冲信号的频率；以及定时生成部(25)，其基于由脉冲信号变换部(28)变换得到的第二脉冲信号来生成同步信号。

