



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110169053 A

(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201880005513.8

(22)申请日 2018.05.08

(30)优先权数据

2017-142886 2017.07.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/017832 2018.05.08

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/021571 JA 2019.01.31

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 大泽雅人

(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.

H04N 7/18(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

H04N 5/376(2006.01)

H04N 5/378(2006.01)

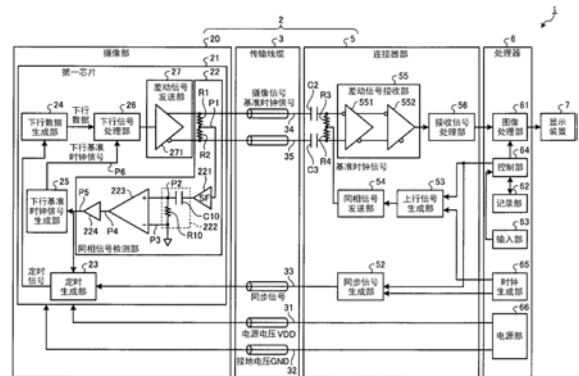
权利要求书1页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

信号处理系统和内窥镜

(57)摘要

提供一种能够使传输线缆进一步细径化的信号处理系统和内窥镜。信号处理系统具备:同相信号发送部(54),其将上行信号以同相模式输出到传输线缆(3);同相信号检测部(22),其从上行信号中检测同相信号;下行基准时钟信号生成部(25),其以同相信号的时钟沿为基准来生成第二频率的下行基准时钟信号;下行数据生成部(24),其生成下行数据;差动信号发送部(27),其基于下行基准时钟信号,来将下行数据作为下行信号并以差动模式输出到传输线缆(3);以及差动信号接收部(55),其从下行信号中提取差动信号。



1. 一种信号处理系统,其特征在于,具备:
传输线路,其至少具有成对的信号线;
同相信号发送部,其将上行信号以同相模式输出到所述传输线路,其中,所述上行信号是其第一时钟沿以第一频率重复的信号;
同相信号检测部,其从由所述传输线路传输来的所述上行信号中检测同相信号;
下行基准时钟信号生成部,其以由所述同相信号检测部检测出的所述同相信号的第一时钟沿为基准,来生成第二频率的下行基准时钟信号;
下行数据生成部,其基于由所述同相信号检测部检测出的所述同相信号的第一时钟沿,来生成下行数据;
差动信号发送部,其基于由所述下行基准时钟信号生成部生成的所述下行基准时钟信号,来将由所述下行数据生成部生成的所述下行数据作为下行信号并以差动模式输出到所述传输线路;以及
差动信号接收部,其接收由所述传输线路传输来的所述下行信号,并从该下行信号中提取差动信号。
2. 根据权利要求1所述的信号处理系统,其特征在于,
所述第二频率高于所述第一频率。
3. 根据权利要求1或2所述的信号处理系统,其特征在于,
所述下行数据生成部具有摄像元件和物理传感器中的至少一者以上,其中,所述摄像元件接收光并对该光进行光电转换,来生成图像数据,所述物理传感器用于检测加速度、温度、压力、湿度、磁、离子浓度以及放射线量中的一个以上的物理量。
4. 根据权利要求1~3中的任一项所述的信号处理系统,其特征在于,
所述同相信号发送部至少将对所述上行信号的脉冲宽度进行调制所得到的脉冲宽度调制信号或者对所述上行信号的振幅进行调制所得到的振幅调制信号输出到所述传输线路,
所述同相信号检测部从自所述传输线路传输来的所述上行信号中检测所述脉冲宽度调制信号或所述振幅调制信号。
5. 根据权利要求4所述的信号处理系统,其特征在于,
所述脉冲宽度调制信号或所述振幅调制信号包含与水平同步信号对应的数据图案。
6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的信号处理系统,其特征在于,
所述传输线路还具有电源线和接地线。
7. 一种内窥镜,其特征在于,具备:
根据权利要求1~6中的任一项所述的信号处理系统;
插入部,其能够插入到被检体;以及
连接器部,其拆装自如地连接于用于进行规定的图像处理的控制装置,
其中,所述插入部具有所述同相信号检测部、所述下行基准时钟信号生成部、所述下行数据生成部以及所述差动信号发送部,
所述连接器部具有所述同相信号发送部和所述差动信号接收部。

信号处理系统和内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够经由传输线路双向地进行数据通信的信号处理系统和内窥镜。

背景技术

[0002] 以往,已知如下一种技术:在内窥镜系统中,从处理器经由传输线缆向内窥镜观测器发送多个信号(参照专利文献1)。在该技术中,经由传输线缆在处理器与内窥镜观测器之间分别传输电源电压、接地电压、摄像信号、控制信号、基准时钟信号以及同步信号。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本专利第5596888号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 另外,关于内窥镜,为了减轻患者负担,期望传输线缆进一步细径化。然而,在上述的专利文献中,需要与要传输的信号的数量相应的数量的信号线,因此难以使传输线缆进一步细径化。

[0008] 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使传输线缆进一步细径化的信号处理系统和内窥镜。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述问题而实现目的,本发明所涉及的信号处理系统的特征在于,具备:传输线路,其至少具有成对的信号线;同相信号发送部,其将上行信号以同相模式输出到所述传输线路,其中,所述上行信号是其第一时钟沿以第一频率重复的信号;同相信号检测部,其从由所述传输线路传输来的所述上行信号中检测同相信号;下行基准时钟信号生成部,其以由所述同相信号检测部检测出的所述同相信号的第一时钟沿为基准,来生成第二频率的下行基准时钟信号;下行数据生成部,其基于由所述同相信号检测部检测出的所述同相信号的第一时钟沿,来生成下行数据;差动信号发送部,其基于由所述下行基准时钟信号生成部生成的所述下行基准时钟信号,来将由所述下行数据生成部生成的所述下行数据作为下行信号并以差动模式输出到所述传输线路;以及差动信号接收部,其接收由所述传输线路传输来的所述下行信号,并从该下行信号中提取差动信号。

[0011] 另外,本发明所涉及的信号处理系统的特征在于,在上述发明中,所述第二频率高于所述第一频率。

[0012] 另外,本发明所涉及的信号处理系统的特征在于,在上述发明中,所述下行数据生成部具有摄像元件和物理传感器中的至少一者以上,其中,所述摄像元件接收光并对该光进行光电转换,来生成图像数据,所述物理传感器用于检测加速度、温度、压力、湿度、磁、离子浓度以及放射线量中的一个以上的物理量。

[0013] 另外,本发明所涉及的信号处理系统的特征在于,在上述发明中,所述同相信号发送部至少将对所述上行信号的脉冲宽度进行调制所得到的脉冲宽度调制信号或者对所述上行信号的振幅进行调制所得到的振幅调制信号输出到所述传输线路,所述同相信号检测部从自所述传输线路传输来的所述上行信号中检测所述脉冲宽度调制信号或所述振幅调制信号。

[0014] 另外,本发明所涉及的信号处理系统的特征在于,在上述发明中,所述脉冲宽度调制信号或所述振幅调制信号包含与水平同步信号对应的数据图案。

[0015] 另外,本发明所涉及的信号处理系统的特征在于,在上述发明中,所述传输线路还具有电源线和接地线。

[0016] 另外,本发明所涉及的内窥镜的特征在于,具备:上述发明的信号处理系统;插入部,其能够插入到被检体;以及连接器部,其拆装自如地连接于用于进行规定的图像处理的控制装置,其中,所述插入部具有所述同相信号检测部、所述下行基准时钟信号生成部、所述下行数据生成部以及所述差动信号发送部,所述连接器部具有所述同相信号发送部和所述差动信号接收部。

[0017] 发明的效果

[0018] 根据本发明,起到能够使传输线缆进一步细径化这样的效果。

附图说明

[0019] 图1是示意性地示出本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的整体结构的概要图。

[0020] 图2是示出本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0021] 图3是示出图2所示的各节点处的信号波形的图。

[0022] 图4是示意性地示出图2中的各传输线路上的信号波形的图。

[0023] 图5是示出本发明的实施方式2所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

[0024] 图6是示意性地示出本发明的实施方式2所涉及的内窥镜系统具备的同相信号检测部检测的信号波形的图。

[0025] 图7是示出本发明的实施方式3所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。

具体实施方式

[0026] 在下面的说明中,作为用于实施本发明的方式(以下,称为“实施方式”),说明具备将信源设备与信宿设备通过传输线路进行连接的信号处理系统的内窥镜系统。另外,并非通过该实施方式来限定本发明。并且,在附图的记载中,对同一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之间的关系、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。

[0027] (实施方式1)

[0028] (内窥镜系统的结构)

[0029] 图1是示意性地示出本发明的实施方式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：作为信源设备发挥功能的内窥镜2、作为传输线路发挥功能的传输线缆3、作为信宿设备发挥功能的连接器部5、处理器6(控制装置)、显示装置7以及光源装置8。

[0030] 内窥镜2通过将作为传输线缆3的一部分的插入部100插入到被检体的体腔内，来对被检体的体内进行摄像，并将所生成的图像数据输出到处理器6。另外，内窥镜2在传输线缆3的一端侧、即向被检体的体腔内插入的插入部100的顶端部101侧设置有用于生成作为下行数据的图像数据的摄像部20，在插入部100的基端102侧连接有用于受理针对内窥镜2的各种操作的操作部4。由摄像部20生成的图像数据经由具有至少10cm以上的长度的传输线缆3被输出到连接器部5。

[0031] 连接器部5拆装自如地与处理器6及光源装置8连接，该连接器部5对由摄像部20输出的图像数据实施规定的信号处理后输出到处理器6。

[0032] 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，并且将内窥镜系统1整体进行统一连接。

[0033] 显示装置7显示与由处理器6实施图像处理后的图像信号对应的图像。另外，显示装置7显示与内窥镜系统1有关的各种信息。

[0034] 光源装置8例如使用卤素灯、白色LED(Light Emitting Diode:发光二极管)等构成，在基于处理器6控制的控制下，经由连接器部5、传输线缆3而从内窥镜2的插入部100的顶端部101侧朝向被检体照射照明光。

[0035] (内窥镜系统的主要部分的功能结构)

[0036] 接着，对上述的内窥镜系统1的主要部分的功能结构进行说明。图2是示出内窥镜系统1的主要部分的功能结构的框图。图3是示出图2所示的各节点P1~P6处的信号波形的图。在图3中，图3的(a)的曲线LP1表示节点P1处的信号波形，图3的(a)的曲线LP2表示节点P2处的信号波形，图3的(a)的直线LP3表示节点P3处的信号波形，图3的(b)的曲线LP4表示节点P4处的信号波形，图3的(c)的曲线LP5表示节点P5处的信号波形，图3的(d)的折线PL6表示节点P6处的信号波形。另外，在图3中，横轴表示时间(t)，纵轴表示电压(v)。

[0037] (内窥镜的结构)

[0038] 首先，对内窥镜2进行说明。

[0039] 如图2所示，内窥镜2具备摄像部20、传输线缆3以及连接器部5。

[0040] 如图2所示，摄像部20至少具备第一芯片21。第一芯片21是用于配置后述的多个功能元件中的各个功能元件的、水平面方向上的尺寸小于1cm×1cm的单层或层叠而成的半导体基板。另外，摄像部20经由传输线缆3接收由处理器6内的电源部66生成的电源电压VDD及接地电压GND的电信号。

[0041] 第一芯片21具有同相信号检测部22、定时生成部23、下行数据生成部24、下行基准时钟信号生成部25、下行信号处理部26以及差动信号发送部27。

[0042] 同相信号检测部22从自连接器部5经由传输线缆3以同相模式(同相模式信号)传输来的上行信号中检测作为同相信号的基准时钟信号，其中，该上行信号的第一时钟沿以第一频率重复。同相信号检测部22具有电阻器R1、R2、缓冲器电路221(源极跟随器电路:SF电路)、高通滤波器电路222、比较器223以及缓冲器电路224。电阻器R1和电阻器R2具有相同

的电阻值。缓冲器电路221是将电阻器R1、R2的中间电压的信号VOUTCOM(图3的曲线LP1)缓冲后进行输出的电路,信号VOUTCOM用于防止由于后级的高通滤波器电路222的输入电容的影响而失真。高通滤波器电路222使用由电容器C10和电阻器R10构成的RC电路构成,输出使被缓冲器电路221放大后的信号中的比截止频率低的频率的分量衰减所得到的信号VOUTCOM_HP(图3的曲线LP2)。比较器223将从高通滤波器电路222输入到第一端子的信号VOUTCOM_HP的电压的大小与基准电压VREF的电压(图3的直线LP3)的大小进行比较,生成并输出预基准时钟信号PRE_BASE_CLK(图3的曲线LP4)。缓冲器电路224将从比较器223输入的基准时钟信号BASE_CLK进行放大,来向定时生成部23和下行基准时钟信号生成部25分别输出基准时钟信号BASE_CLK(图3的曲线LP5)。

[0043] 定时生成部23基于经由传输线缆3从连接器部5输入的同步信号和从同相信号检测部22输入的基准时钟信号BASE_CLK,生成用于驱动下行数据生成部24的定时信号后输出到下行数据生成部24。定时生成部23使用定时发生器等构成。

[0044] 下行数据生成部24基于从定时生成部23输入的定时信号,来生成用于经由传输线缆3和连接器部5向处理器6传输的下行数据,并将该下行数据输出到下行信号处理部26。下行数据生成部24具有摄像元件和物理传感器中的至少一者,其中,所述摄像元件是对入射光进行光电转换来生成图像数据的CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)图像传感器或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)图像传感器,所述物理传感器用于检测物理量。在此,作为物理传感器,能够使用检测摄像部20的移动的加速度传感器或陀螺仪传感器等生成移动数据的检测传感器、检测摄像部20的温度并生成温度数据的热敏电阻等温度传感器、检测压力并生成压力数据的压力传感器、检测湿度并生成湿度数据的湿度传感器、检测磁并生成磁数据的磁传感器、检测氢离子的离子浓度并检测氢离子指数数据的pH传感器以及检测放射线量并生成放射线数据的放射线传感器中的一个以上的物理传感器或化学传感器等。在本实施方式中,关于摄像元件,设为将用于输出与入射光相应的电信号的光电二极管沿半导体基板面内的水平、垂直方向二维地配置的电路块即CMOS图像传感器来进行说明,但其它实施方式中的摄像元件也可以是仅沿半导体基板面内的水平方向配置光电二极管的线性传感器。此外,在下行数据生成部24中搭载有模拟的信号处理电路,该模拟的信号处理电路根据需要来对由物理传感器或化学传感器输出的模拟信号进行规定的信号处理,例如包括放大处置、滤波等。在本实施例的情况下,下行数据生成部24输出被下行数据生成部24内安装的A/D转换处理电路转换为数字信号后的下行数据。即,下行数据生成部24生成表示图像数据的数字数据来作为下行数据并输出到下行信号处理部26。此外,在本实施方式中,设为摄像元件的像素速率为10Mpixel/sec、A/D转换处理电路输出10位宽的数据,来进行此后的说明。

[0045] 下行基准时钟信号生成部25生成下行基准时钟信号后输出到下行信号处理部26(图3的折线LP6),该下行基准时钟信号是以从同相信号检测部22输入的同相信号的基准时钟信号BASE_CLK的第一时钟沿为基准的第二频率的时钟信号,且为差动信号发送部27发送下行信号时的下行基准信号。下行基准时钟信号生成部25使用PLL(Phase Locked Loop:锁相环)电路等构成,将从同相信号检测部22输入的、第一时钟沿为第一频率的基准时钟信号BASE_CLK的频率倍增为第二频率后输出到下行信号处理部26。具体地说,下行基准时钟信号生成部25将从同相信号检测部22输入的基准时钟信号(例如10MHz的时钟信号:此后为

10MCLK)变为1倍以上、具体地说变为10倍(例如100MHz的时钟信号:此后为100MCLK)后输出到下行信号处理部26。

[0046] 下行信号处理部26对从下行数据生成部24输入的图像数据进行并行-串行转换,在与由下行基准时钟信号生成部25生成的下行基准时钟信号同步的定时向差动信号发送部27输出被进行并行-串行转换后的图像数据。本实施方式中的图像数据是10Mpixel/sec、10位宽数据,因此将与100MCLK同步的图像数据设为串行数据输出到差动信号发送部27。下行信号处理部26除了进行并行-串行转换以外,也可以根据需要附加错误订正的冗余位信息,或者也可以进行曼彻斯特编码、涡轮(turbo)编码之类的编码处理。

[0047] 差动信号发送部27经由传输线缆3中的两根传输线34、35将从下行信号处理部26输入的下行数据以差动模式传输到连接器部5。差动信号发送部27至少具有差动信号发送放大器部271(LVDS:LOW Voltage Differential Signaling,低电压差分信号)。

[0048] (传输线缆的结构)

[0049] 接着,对传输线缆3的结构进行说明。

[0050] 传输线缆3例如使用同轴线缆等构成,具有用于传输电源电压VDD的传输线31(电源线)、接地线32、用于传输同步信号的传输线33以及用于传输差动信号的一对传输线34、35。传输线缆3的长度例如为10cm以上,用于将摄像部20与连接器部5进行连接。

[0051] (连接器部的结构)

[0052] 接着,对连接器部5的结构进行说明。

[0053] 连接器部5具有电容器C2、C3、电阻器R3、R4、同步信号生成部52、上行信号生成部53、同相信号发送部54、差动信号接收部55以及接收信号处理部56。

[0054] 电容器C2、C3分别设置于传输线34、35,用于去除传输线34、35中含有的直流成分。

[0055] 为了使传输线34、35的特性阻抗匹配,在传输线34、35的终端侧分别设置有电阻器R3、R4。电阻器R3和R4具有相同的电阻值。

[0056] 同步信号生成部52基于被处理器6的控制部64和时钟生成部65供给且成为内窥镜2的各构成部的动作的基准的基准时钟信号和控制命令,来生成表示各帧的起始位置的同步信号,经由传输线缆3将同步信号输出到定时生成部23。在此,在同步信号生成部52生成的同步信号中包含水平同步信号和垂直同步信号。

[0057] 上行信号生成部53基于被处理器6的控制部64和时钟生成部65供给的时钟信号,生成第一时钟沿以第一频率重复的基准时钟信号后输出到同相信号发送部54。

[0058] 同相信号发送部54通过将包含从上行信号生成部53输入的第一时钟沿以第一频率(例如10MCLK)重复的基准时钟信号的上行信号以同相模式输出到传输线缆3,来向摄像部20传输基准时钟信号。

[0059] 差动信号接收部55接收经由传输线缆3以差动模式传输来的包含同相信号的差动信号,仅提取差动信号中包含的数字信息。差动信号接收部55具有差动放大器551和差动单端转换器552,其中,该差动放大器551从经由传输线缆3传输来的包含同相信号的差动信号中仅提取差动信号的分量,该差动单端转换器552对从差动放大器551输出的差动信号进行整形,转换为数字信号后进行输出。

[0060] 接收信号处理部56对从差动信号接收部55输入的信号进行规定的处理后输出到处理器6的图像处理部61。

[0061] (处理器的结构)

[0062] 接着,对处理器6的结构进行说明。

[0063] 处理器6是对内窥镜系统1的整体进行统一控制的控制装置。处理器6具备图像处理部61、记录部62、输入部63、控制部64、时钟生成部65以及电源部66。

[0064] 图像处理部61在控制部64的控制下,对被接收信号处理部56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、 γ 校正处理、数字模拟(D/A)转换处理、格式转换处理等图像处理,将该摄像信号转换为图像信号后输出到显示装置7。

[0065] 记录部62用于记录内窥镜系统1所执行的各种程序、处理中的数据以及图像数据等。记录部62使用易失性存储器、非易失性存储器构成。

[0066] 输入部63接受与内窥镜系统1有关的各种操作的输入。例如,输入部63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、用于指示结束的指示信号的输入。输入部63例如使用十字开关、推动按钮、触摸面板等构成。

[0067] 控制部64对构成内窥镜系统1的各部进行统一控制。控制部64使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)等构成。控制部64根据从输入部63输入的指示信号来切换由光源装置8射出的照明光。

[0068] 时钟生成部65生成作为内窥镜系统1的各构成部的动作的基准的基准时钟信号,并将该基准时钟信号输出到同步信号生成部52和上行信号生成部53。

[0069] 电源部66生成电源电压VDD,将所生成的该电源电压VDD与接地电压GND一起供给到摄像部20。

[0070] (显示装置的结构)

[0071] 接着,对显示装置7的结构进行说明。

[0072] 显示装置7基于从图像处理部61输入的图像信号,来显示由摄像部20拍摄到的图像。显示装置7使用液晶、有机EL(Electro Luminescence:电致发光)等的显示面板等构成。

[0073] (各传输线路上的信号波形)

[0074] 接着,对图2中的各传输线路上的信号波形进行说明。图4是示意性地示出图2中的各传输线路上的信号波形的图。在图4中,图4的(a)示出由差分信号发送部27发送的差分信号的信号波形,图4的(b)示出由同相信号发送部54发送的基准时钟信号的信号波形,图4的(c)示出在图2中的传输线34、35上实际传输的信号波形,图4的(d)示出由差分信号发送部27发送的差分信号的差分信号波形。另外,在图4的(a)~(d)中,横轴表示时间(t),纵轴表示电压(v)。并且,图4的(a)的曲线L2、L3表示利用图2中的传输线34、35发送的差分信号的波形,图4的(b)中记载的折线L1表示由同相信号发送部54发送的基准时钟信号的信号波形,图4的(c)曲线L2'、L3'表示在图2中的传输线34、35上实际传输的差分信号。曲线L2'、L3'表示将曲线L2和曲线L3叠加于折线L1所得到的波形。图4的(d)的曲线L4是由曲线L2'与L3'之差表示的差分信号的差分信号波形,该差分信号波形同由曲线L2与曲线L3之差表示的差分信号的差分信号波形相同。如曲线L2、L3、L2'、L3'以及曲线L4所表示的那样,由差分信号发送部27发送的差分信号的差分信号波形的振幅D2为在图2中的传输线34、35上出现的信号即曲线L2'及L3'的振幅D1的2倍的振幅。

[0075] 如图4的(c)所示,同相信号发送部54将电阻器R1、R2的中间电压的信号VOUTCOM以

同相模式传输到传输线34、35。由此,能够将作为同相模式的信号的基准时钟信号以叠加于由差动信号发送部27输出到一对传输线34、35的差动模式的信号的方式同时进行传输。

[0076] 根据以上所说明的本发明的实施方式1,能够将以往需要的一对传输线34、35基准信号和时钟信号的三根线汇集为两根,因此能够使传输线缆3细径化。

[0077] 另外,根据本发明的实施方式1,同相信号发送部54将第一时钟沿以第一频率重复的上行信号以同相模式输出到传输线34、35,与此同时,差动信号发送部27将摄像信号以差动模式输出到传输线34、35,因此能够实现全双工通信。通过全双工通信,下行基准时钟信号生成部25生成的第二频率的下行基准时钟信号是基于始终持续供给的上行信号的第一时钟沿的重复周期生成的,因此能够生成高频率精度的下行基准时钟信号。

[0078] 另外,根据本发明的实施方式1,同相信号检测部22检测以同相模式发送来的、第一时钟沿以第一频率重复的上行信号,下行基准时钟信号生成部25生成比第一频率高的第二频率的下行基准时钟信号,差动信号发送部27将第二频率的影像信号(图像数据)以差动模式发送到传输线缆3。一般来说,在使线缆的直径固定的情况下,相比于同相模式(单端)传输而言,差动模式传输能够实现更高速的信号传输。其结果,根据本发明的实施方式1,将相对低速的以第一频率迁移的上行信号分配为同相模式,且将相对高速的以第二频率迁移的下行信号(影像信号)分配为差动模式,由此即使是更细径的传输线缆3也能够进行信号的传输。

[0079] 另外,根据本发明的实施方式1,通过线缆线的汇集,能够使将第一芯片21与传输线缆3连接所需要的接合用焊盘的个数减少一个。同相信号检测部22通过缓冲器电路221、高通滤波器电路222、比较器223以及缓冲器电路224这样简单的结构实现,因此能够使实现这些电路块所需要的芯片面积比普通的接合用焊盘所需要的面积小。其结果,能够削减第一芯片21的面积。

[0080] (实施方式2)

[0081] 接着,对本发明的第二实施方式进行说明。本实施方式2所涉及的内窥镜系统的结构与上述的实施方式1所涉及的内窥镜系统1的结构不同。具体地说,上述的实施方式1所涉及的内窥镜系统1将同步信号单独地传输到第一芯片21,但本实施方式2所涉及的内窥镜系统将基准时钟信号和同步信号以同相模式叠加传输。以下,对本实施方式2所涉及的内窥镜系统的结构进行说明。此外,对与上述的实施方式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。

[0082] (内窥镜系统的主要部分的功能结构)

[0083] 图5是示出本发明的实施方式2所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。图5所示的内窥镜系统1A具备内窥镜2A,来代替上述的实施方式1所涉及的内窥镜系统1的内窥镜2。

[0084] (内窥镜的结构)

[0085] 图5所示的内窥镜2A具备传输线缆3A和连接器部5A,来代替上述的实施方式1所涉及的传输线缆3和连接器部5。

[0086] (传输线缆的结构)

[0087] 首先,对传输线缆3A的结构进行说明。

[0088] 传输线缆3A例如使用同轴线缆等构成,具有用于传输电源电压VDD的传输线31、接

地线32以及用于传输差动信号的两根传输线34、35。

[0089] (连接器部的结构)

[0090] 接着,对连接器部5A的结构进行说明。

[0091] 图5所示的连接器部5A具备同步信号生成部52A和同相信号发送部54A,来代替上述的实施方式1所涉及的连接器部5的同步信号生成部52、同相信号发送部54。

[0092] 同步信号生成部52A基于被处理器6的控制部64和时钟生成部65供给且作为内窥镜2A的各构成部的动作的基准的基准时钟信号和控制命令,来生成表示各帧的起始位置的同步信号,并将该同步信号输出到同相信号发送部54A。

[0093] 同相信号发送部54A通过将包含从上行信号生成部53输入的基准时钟信号和从同步信号生成部52A输入的同步信号的上行信号以同相模式输出到传输线缆3A,来向摄像部20传输基准时钟信号和同步信号。具体地说,同相信号发送部54A至少将对上行信号的脉冲宽度进行调制所得到的脉冲宽度调制信号以及对上行信号的振幅进行调制所得到的振幅调制信号中的一方输出到传输线缆3A。例如,同相信号发送部54A通过将同步信号叠加于基准时钟信号,生成对脉冲宽度进行调制所得到的脉冲宽度调制信号后输出到传输线缆3A。

[0094] (同相信号检测部检测的信号波形)

[0095] 接着,对图5中的同相信号检测部22检测的信号波形进行说明。图6是示意性地示出同相信号检测部22检测的信号波形的图。在图6中,图6的(a)的曲线LP1'表示被输入到同相信号检测部22的、进行了脉冲宽度调制的基准时钟信号(与图3的LP1相对应的信号),图6的(b)的折线LP5'表示被同相信号检测部22提取并进行整形所得到的下行基准时钟信号(与图3的LP5相对应的信号),图6的(c)的折线LP6表示由下行基准时钟信号生成部25生成的下行基准时钟信号(第一时钟沿的位置与上述的图3中的第一时钟沿的位置相同,因此图3的LP6与图6的LP6为相同的信号)。另外,在图6的(a)、(b)、(c)、(d)、(e)中,横轴表示时间(t),纵轴表示电压(V)。另外,在图6中,出现、提取各波形的原理如在上述的图3中说明的那样,省略详细的说明。

[0096] 如图6所示,下行基准时钟信号生成部25向下行信号处理部26和定时生成部23分别输出下行基准时钟信号。定时生成部23基于从同相信号检测部22输入的基准时钟信号即折线LP5'以及从下行基准时钟信号生成部25输入的下行基准时钟信号即折线LP6,来从作为上行信号的脉冲宽度调制信号中检测同步信号。例如,如图6的(b)的折线LP5'的下部所表示的那样,定时生成部23以折线LP5'所表示的基准时钟信号的各个第一时钟沿(在此为上升沿)为基点,根据图6的(c)的折线LP6所表示的下行基准时钟信号的第6个时钟的上升沿的定时(图6中的时刻t1~t6)处的基准时钟信号即折线LP5'是“1(High,高电平)”还是“0(Lo,低电平)”,来进行同步信号的检测。在图6的例子中,将“1”、“1”、“1”、“0”、“0”以及“1”作为同步信号来进行检测,将基于该检测结果的定时控制信号输出到下行数据生成部24。由此,能够省略用于传输同步信号的传输线,因此能够使传输线缆3A细径化。

[0097] 在图6所示的情况下,在向摄像部20传输的基准时钟信号和同步信号中,脉冲宽度调制信号与同步信号相对应,在脉冲宽度调制信号的数据串为“1”、“1”、“1”、“0”、“0”、“1”的数据图案的情况下,该脉冲宽度调制信号与用于开始读出水平行的水平同步信号对应。因此,在脉冲宽度调制信号的数据串为“1”、“1”、“1”、“0”、“0”、“1”的数据图案的情况下,定时生成部23将脉冲宽度调制信号判断为用于开始读出水平行的水平同步信号,并开始进行

水平方向(行方向)的读出。另外,在脉冲宽度调制信号的数据串为“1”、“0”、“1”、“0”、“1”、“1”的数据图案的情况下,脉冲宽度调制信号与用于开始读出影像帧的垂直同步信号对应。因此,在脉冲宽度调制信号的数据串为“1”、“0”、“1”、“0”、“1”、“1”的数据图案的情况下,定时生成部23将脉冲宽度调制信号判断为用于开始读出影像帧的垂直同步信号,并开始进行垂直方向(一帧的影像)的读出。并且,在同步信号生成部52A不输出同步信号的期间,同相信号发送部54A持续输出脉冲宽度调制信号的数据串为“0”那样的信号。

[0098] 此外,只要定时生成部23能够判别出水平行或影像帧的开始,则同步信号可以是任意的数据串。例如,表示水平行的开始的同步信号也可以设为“0”、“1”、“0”、“1”,表示影像帧的读出开始的同步信号也可以设为“0”、“0”、“1”、“1”。并且,也可以是,在同步信号生成部52A不输出同步信号的期间,同相信号发送部54A以使脉冲宽度调制信号的数据串为“1”的方式持续进行输出。

[0099] 此外,曲线LP1'的波形是如下脉冲宽度调制信号:作为第一时钟沿的上升沿的重复频率固定为第一频率 f_1 ,根据下降的时钟沿的位置相对于折线LP6所表示的下行基准时钟的第6个时钟的上升沿位置而言是提前出现还是延迟出现,来判别脉冲宽度的长短。因此,也可以如图6的(d)的折线LP5"所示那样是如下的脉冲宽度调制信号:第一时钟沿是下降沿,且重复频率固定为第一频率 f_1 ,根据上升的时钟沿的位置相对于图6中的时刻 $t_1 \sim t_6$ 的时钟的上升沿位置而言是提前出现还是延迟出现,来判别脉冲宽度的长短。

[0100] 还可以如图6的(e)的折线LP5"'所示那样是如下的脉冲宽度调制信号:第一时钟沿是上升沿,且重复频率固定为第一频率 f_1 ,根据上升的时钟沿的电压是阈值 T_L 以上还是小于阈值 T_L ,来判别脉冲的电压的大小。

[0101] 根据以上所说明的本发明的实施方式2,同相信号发送部54A通过至少将对上行信号的脉冲宽度进行调制所得到的脉冲宽度调制信号以及对上行信号的振幅进行调制所得到的振幅调制信号中的一方输出到传输线缆3A,通过将同步信号叠加于基准时钟信号,能够将传输线缆3A中的传输线的数量变为四根,因此能够使传输线缆3A细径化。

[0102] 此外,在本发明的实施方式2中,同相信号发送部54A将对上行信号的脉冲宽度进行调制所得到的脉冲宽度调制信号输出到传输线缆3A,但不限于此,也可以将对上行信号的振幅进行调制所得到的振幅调制信号输出到传输线缆3A,还可以将上行信号的脉冲宽度和振幅分别进行调制后输出到传输线缆3A。

[0103] (实施方式3)

[0104] 接着,对本发明的实施方式3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的实施方式1所涉及的内窥镜系统1的结构不同。具体地说,本实施方式3所涉及的内窥镜系统的同相信号检测部的结构不同。下面,对本实施方式3所涉及的内窥镜系统的结构进行说明。此外,对与上述的实施方式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。

[0105] (内窥镜系统的主要部分的功能结构)

[0106] 图7是示出本发明的实施方式3所涉及的内窥镜系统的主要部分的功能结构的框图。图7所示的内窥镜系统1B具备内窥镜2B,来代替上述的实施方式1所涉及的内窥镜系统1的内窥镜2。

[0107] (内窥镜的结构)

[0108] 图7所示的内窥镜2A具备同相信号检测部22B,来代替上述的实施方式1所涉及的同相信号检测部22。同相信号检测部22B从自连接器部5经由传输线缆3以同相模式(同相模式信号)传输来的、第一时钟沿以第一频率重复的上行信号中检测作为同相信号的基准时钟信号。同相信号检测部22B具备低通滤波器电路222B,来代替上述的实施方式1所涉及的高通滤波器电路222。低通滤波器电路222B使用由电容器C10B和电阻器R10B构成的RC电路构成,输出使被缓冲器电路221缓冲后的信号中的比截止频率高的频率的分量衰减所得到的信号VOUTCOM_LP。

[0109] 根据以上所说明的本发明的实施方式3,能够与实施方式1同样地将在现有技术中需要的传输线缆3的信号线的数量减少一根,因此能够使传输线缆3细径化。

[0110] (其它实施方式)

[0111] 通过将上述的本发明的实施方式1、2、3中公开的多个构成要素适当地进行组合,能够形成各种发明。例如,也可以从上述的本发明的实施方式1、2所记载的所有构成要素中删除几个构成要素。并且,还可以将在上述的本发明的实施方式1、2、3中说明的构成要素适当地进行组合。

[0112] 另外,在本发明的实施方式1、2、3中,控制装置与光源装置相独立,但也可以一体地形成。

[0113] 另外,在本发明的实施方式1、2、3中,上述的“部”能够改称为“单元”、“电路”等。例如,控制部能够改称为控制单元、控制电路。

[0114] 另外,为了简化说明,将本发明的实施方式1、2、3所记载的同相信号发送部设为发送简单的矩形波的结构来进行了说明,但为了弥补传输线缆中的高频分量的衰减,也可以是被进行了仅对矩形波中的(上升、下降的)高频分量预先进行了增强的预强调处理后的矩形波。在同相信号发送部54、54A中也可以具备未图示的预强调机构。

[0115] 另外,在本发明的实施方式1、2中是内窥镜系统,但即使是例如胶囊型的内窥镜、拍摄被检体的视频显微镜、具有摄像功能的移动电话以及具有摄像功能的平板型终端,也能够应用。

[0116] 以上,基于附图详细地说明了本申请的几个实施方式,但这些实施方式是例示,能够通过以本发明的公开栏中记载的方式为首基于本领域技术人员知识实施各种变形、改良所得到的其它方式来实施本发明。

[0117] 附图标记说明

[0118] 1、1A、1B:内窥镜系统;2、2A、2B:内窥镜;3、3A:传输线缆;4:操作部;5、5A:连接器部;6:处理器;7:显示装置;8:光源装置;20:摄像部;21:第一芯片;22、22B:同相信号检测部;23:定时生成部;24:下行数据生成部;25:下行基准时钟信号生成部;26:下行信号处理部;27:差动信号发送部;31、33、34、35:传输线;32:接地线;51:电源电压生成部;52、52A:同步信号生成部;53:上行信号生成部;54、54A:同相信号发送部;55:差动信号接收部;56:接收信号处理部;100:插入部;101:顶端部;102:基端;221、224:缓冲器电路;222:高通滤波器电路;222B:低通滤波器电路;223:比较器;224:缓冲器电路;271:差动信号发送放大器部;551:差动放大器;552:差动单端转换器;C1、C2、C3:电容器。

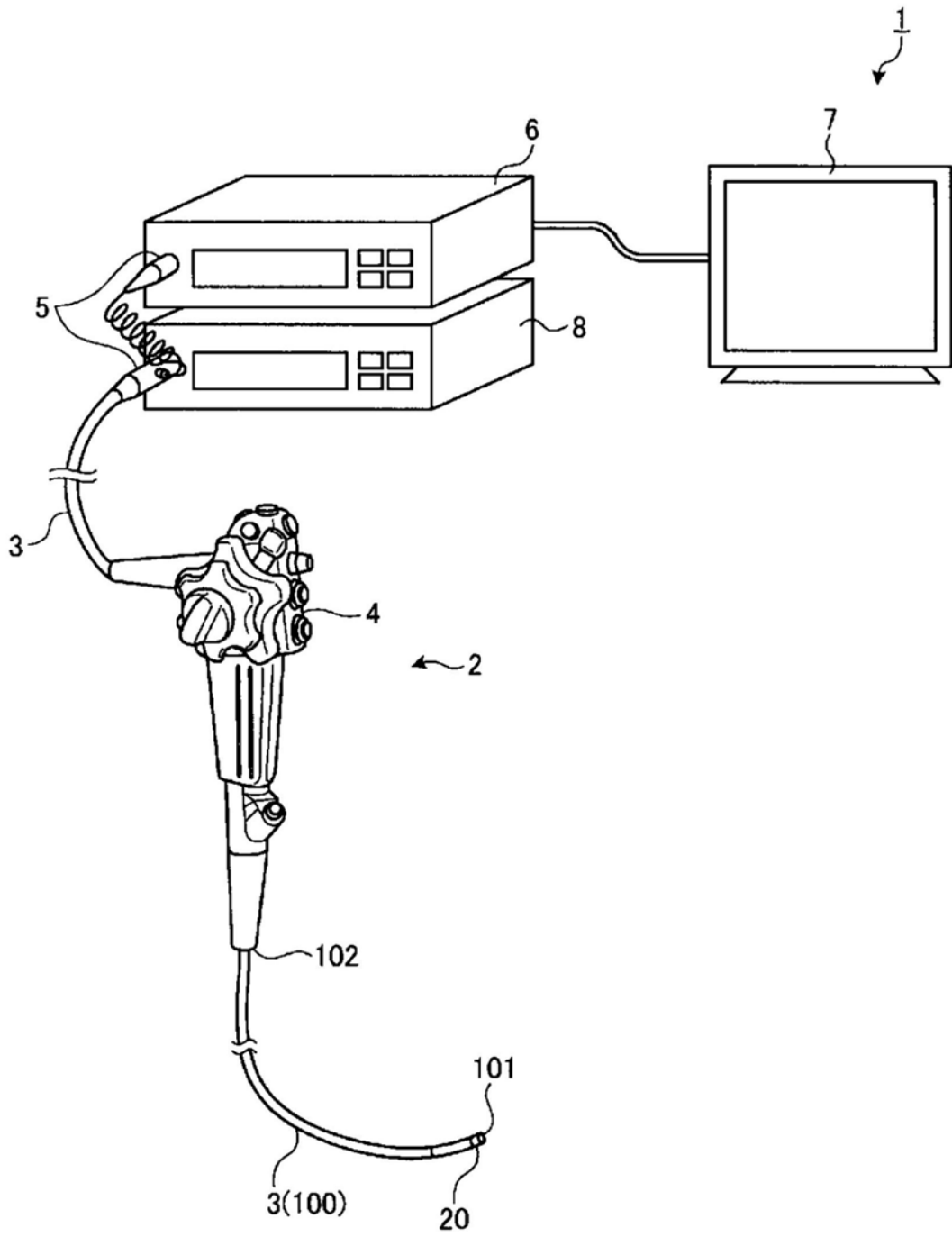


图1

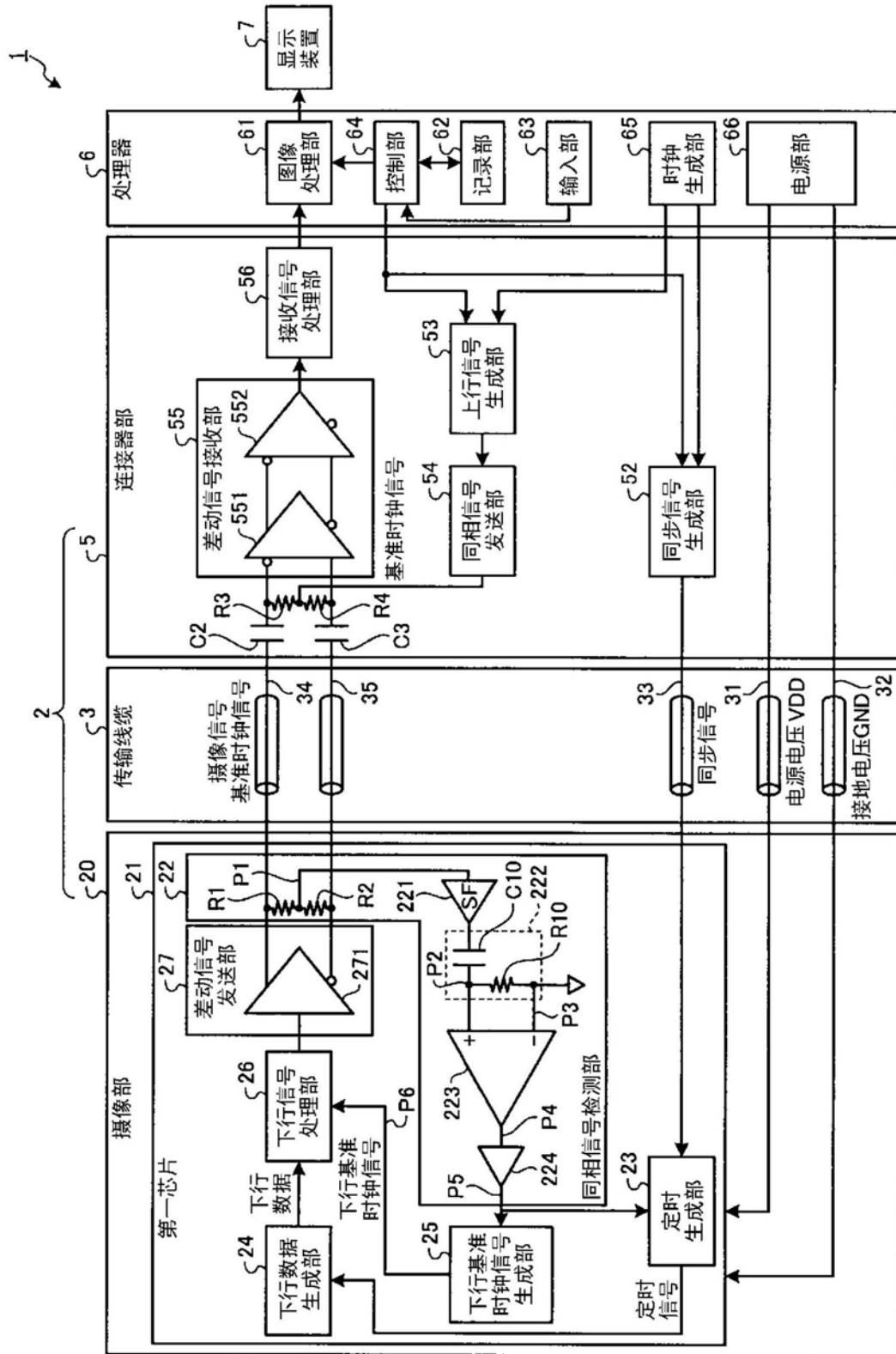


图2

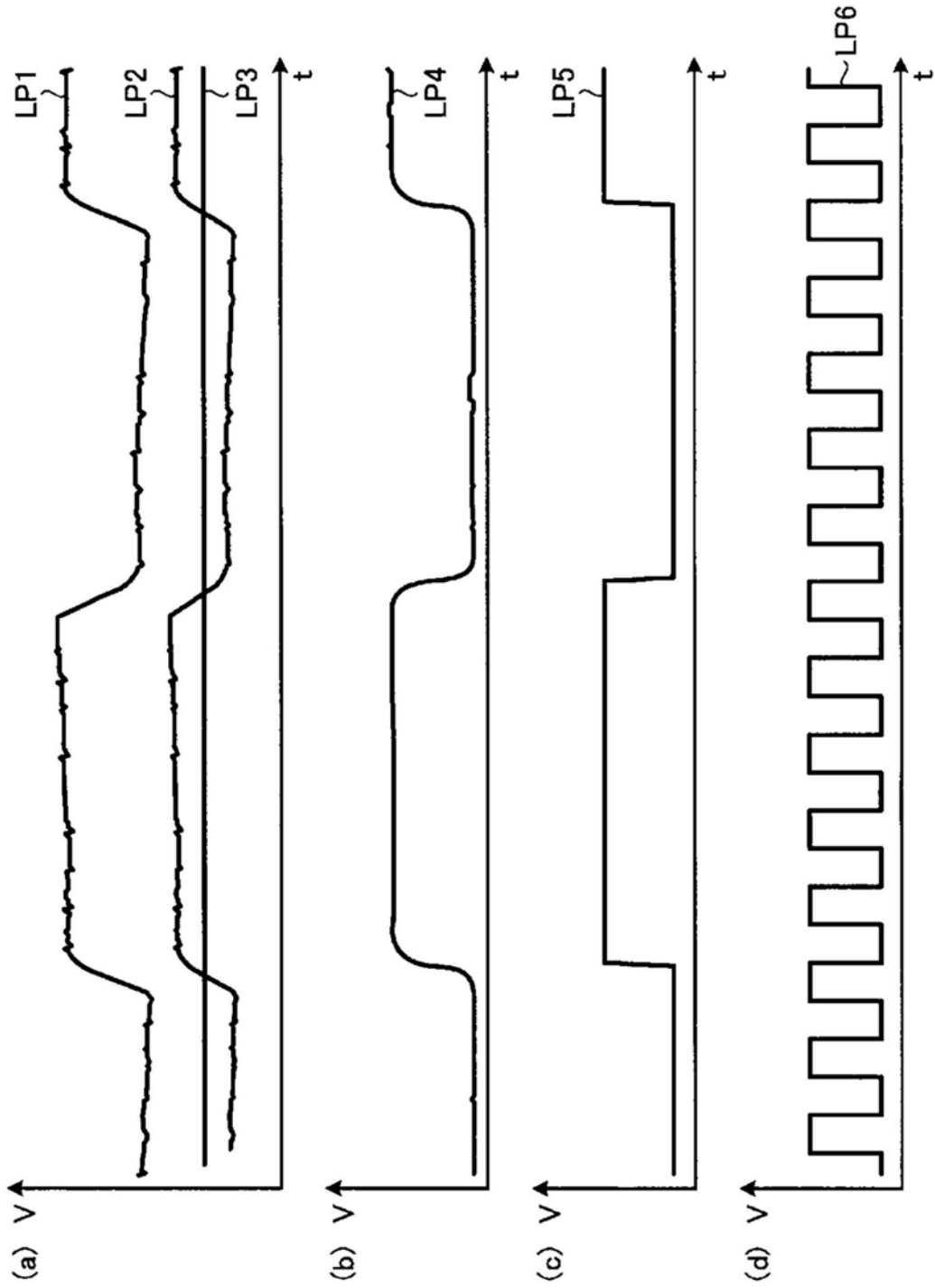


图3

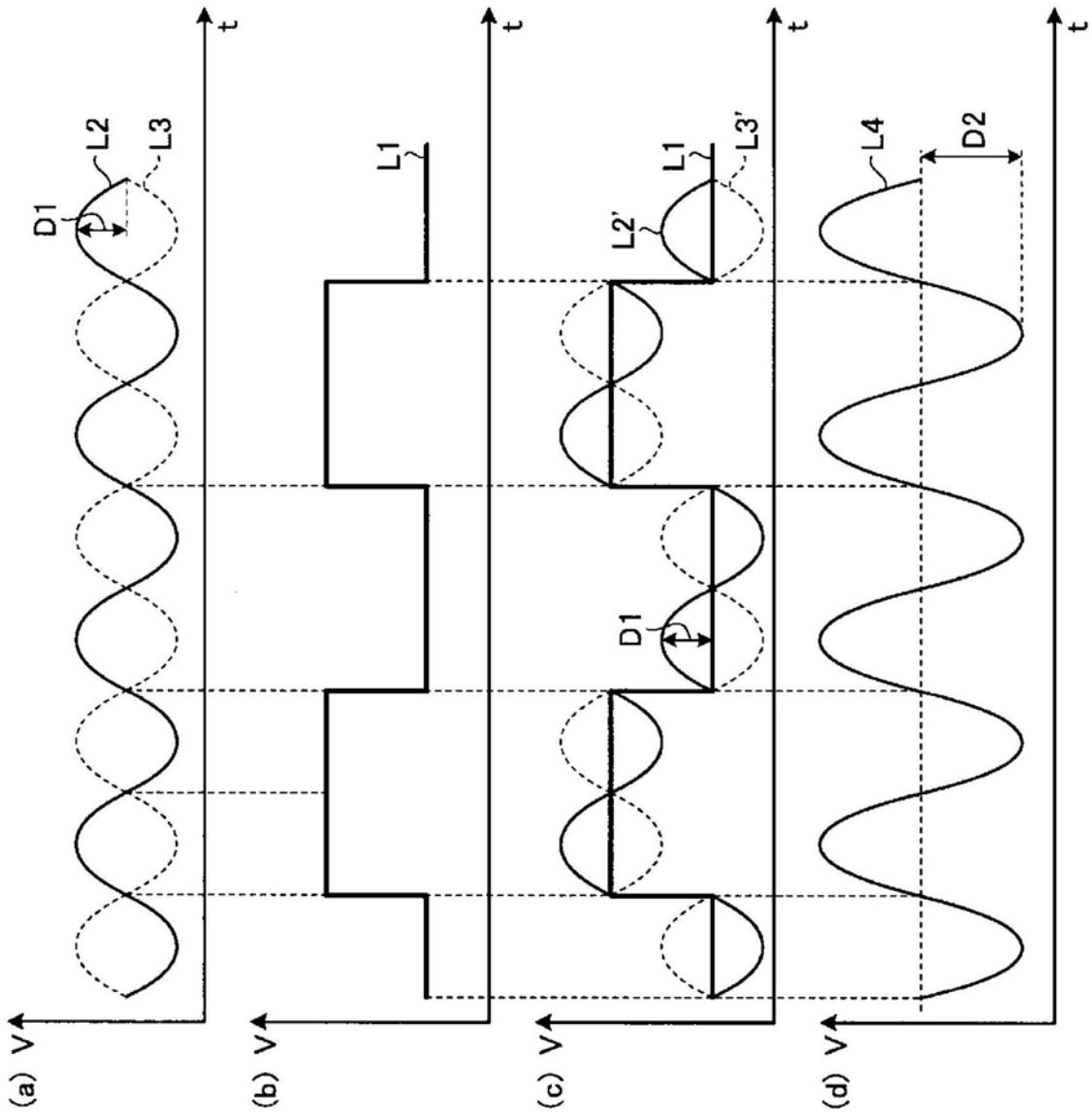


图4

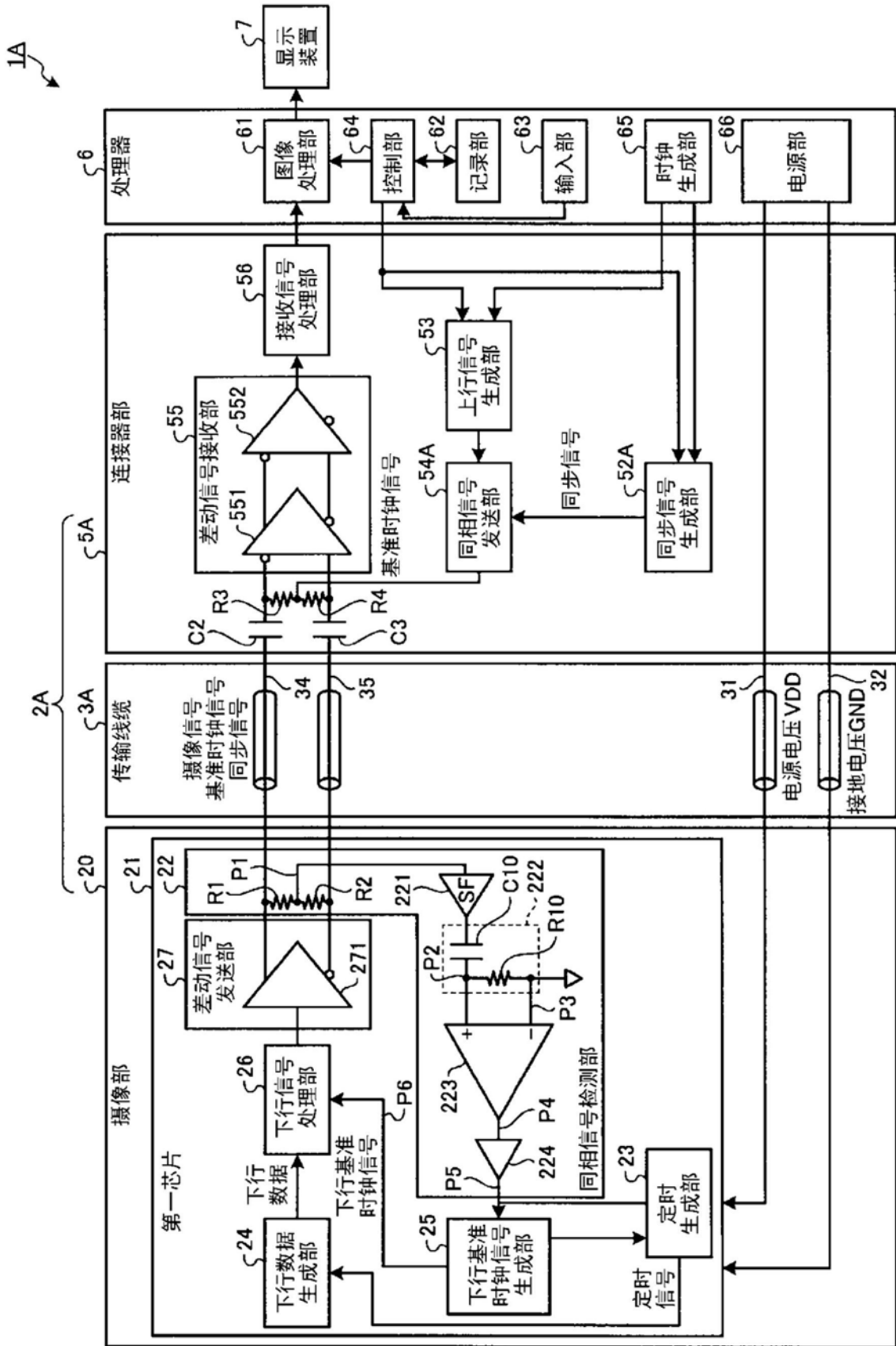


图5

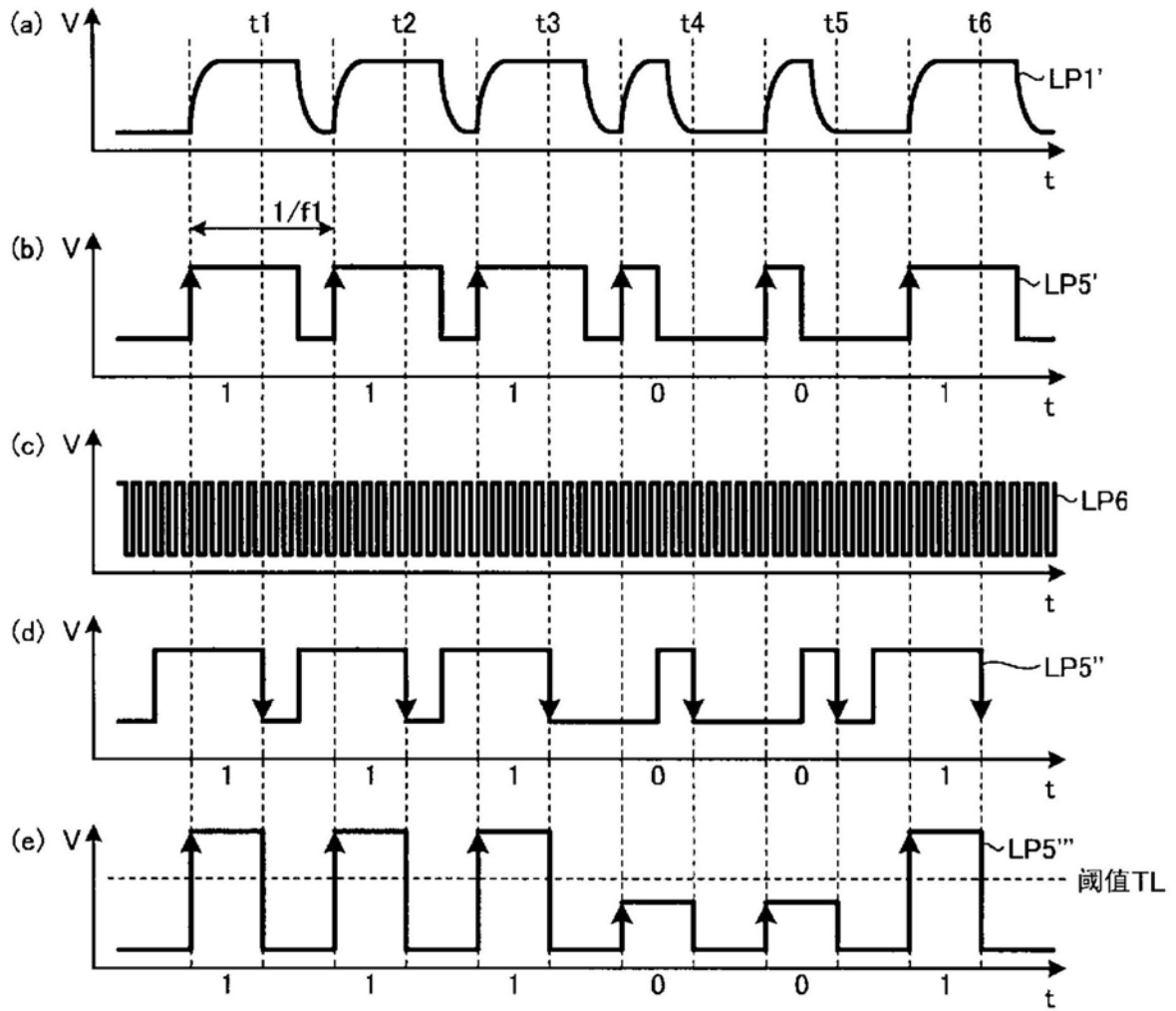


图6

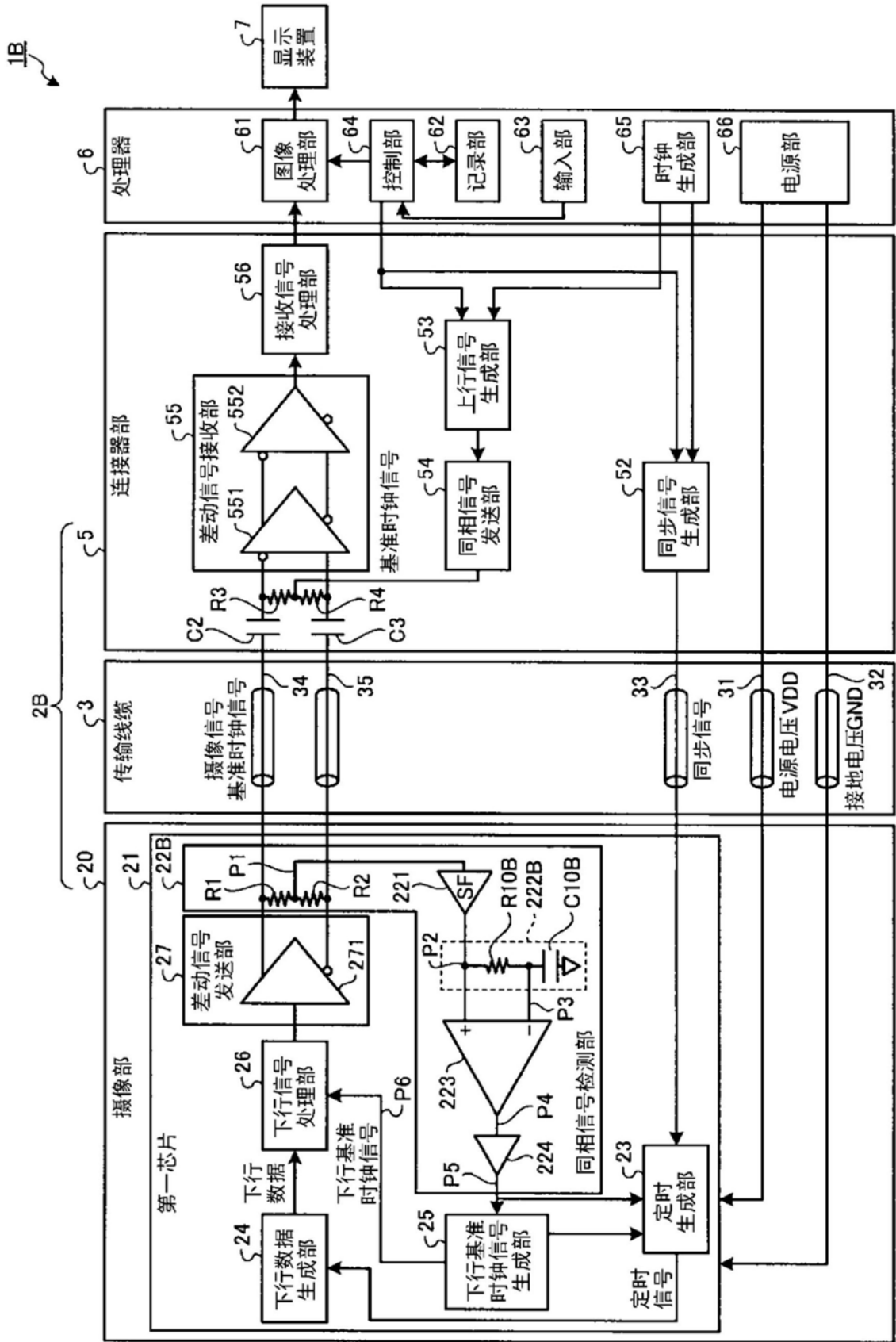


图7

专利名称(译)	信号处理系统和内窥镜		
公开(公告)号	CN110169053A	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201880005513.8	申请日	2018-05-08
[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	大泽雅人		
发明人	大泽雅人		
IPC分类号	H04N7/18 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/376 H04N5/378		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00011 A61B1/045 G02B23/2476 H04N5/335 H04N7/18 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/376 H04N5/378		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2017142886 2017-07-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够使传输线缆进一步细径化的信号处理系统和内窥镜。信号处理系统具备：同相信号发送部(54)，其将上行信号以同相模式输出到传输线缆(3)；同相信号检测部(22)，其从上行信号中检测同相信号；下行基准时钟信号生成部(25)，其以同相信号的时钟沿为基准来生成第二频率的下行基准时钟信号；下行数据生成部(24)，其生成下行数据；差动信号发送部(27)，其基于下行基准时钟信号，来将下行数据作为下行信号并以差动模式输出到传输线缆(3)；以及差动信号接收部(55)，其从下行信号中提取差动信号。

