



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102245079 A

(43) 申请公布日 2011.11.16

(21) 申请号 201080003518.0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.07.02

A61B 1/04 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 18/12 (2006.01)

2009-160020 2009.07.06 JP

H04N 5/225 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.06.09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/061336 2010.07.02

(87) PCT申请的公布数据

W02011/004771 JA 2011.01.13

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 田中清洋 大河文行 桥本秀范

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉 黄纶伟

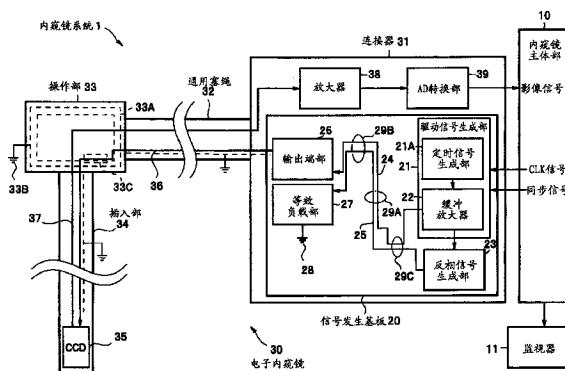
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 6 页

(54) 发明名称

信号输出基板以及内窥镜

(57) 摘要

一种信号输出基板 (20)，其具有：驱动信号生成部 (21)，其生成 CCD (35) 的驱动信号；反相信号生成部 (23)，其对来自驱动信号生成部 (21) 的驱动信号的相位进行反转，生成反相信号；第 1 信号传送线部 (24)，其传送来自驱动信号生成部 (21) 的驱动信号；第 2 信号传送线部 (25)，其至少一部分与第 1 信号传送线部 (24) 平行接近地配置，传送来自反相信号生成部 (23) 的反相信号；以及输出端部 (26)，其将第 1 信号传送线部 (24) 传送的驱动信号输出到外部。



1. 一种信号输出基板,其特征在于,该信号输出基板具有:
驱动信号生成单元,其生成电子设备的驱动信号;
反相信号生成单元,其对来自所述驱动信号生成单元的所述驱动信号的相位进行反转,生成反相信号;
第1信号传送线部,其传送来自所述驱动信号生成单元的所述驱动信号;
第2信号传送线部,其至少一部分与所述第1信号传送线部平行接近地配置,并传送来自所述反相信号生成单元的所述反相信号;以及
输出端部,其将所述第1信号传送线部传送的所述驱动信号输出到外部。
2. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
所述第2信号传送线部在多个部位与所述第1信号传送线部平行接近地配置。
3. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
所述信号输出基板是具有多个导体层的多层布线板,
所述第2信号传送线部与所述第1信号传送线部立体地配置在不同的所述导体层上。
4. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
在所述第2信号传送线部的端部具有等效负载部,该等效负载部具有与从所述输出端部到所述电子设备的所述驱动信号的传送路径等效的负载。
5. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
所述驱动信号生成单元具有生成定时信号的定时信号生成单元和放大所述定时信号的信号放大单元。
6. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
从所述输出端部到所述电子设备的所述驱动信号的传送路径经由电缆。
7. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
所述电子设备是配设于电子内窥镜的前端部的固体摄像元件,
所述信号输出基板配设于与电子内窥镜主体部连接的所述电子内窥镜的连接器内部。
8. 根据权利要求7所述的信号输出基板,其特征在于,
所述电子内窥镜在操作部中具有接地电位的金属部件,所述电缆接近所述金属部件而配置。
9. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
所述电子设备是配设于电子内窥镜的前端部的固体摄像元件,
所述信号输出基板配设于所述电子内窥镜的操作部中。
10. 根据权利要求7所述的信号输出基板,其特征在于,
所述电子内窥镜具有多个所述固体摄像元件,
所述信号输出基板与输出所述驱动信号的其他信号输出基板一起配设。
11. 根据权利要求10所述的信号输出基板,其特征在于,
该信号输出基板输出相位与所述其他信号输出基板输出的所述驱动信号相反的驱动信号。
12. 根据权利要求1所述的信号输出基板,其特征在于,
该信号输出基板具有接地部,该接地部将所述第2信号传送线部的端部接地。
13. 一种内窥镜,其特征在于,

该内窥镜具有权利要求 1 ~权利要求 6 中的任意一项所述的信号输出基板。

信号输出基板以及内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及输出用于驱动电子设备的驱动信号的信号输出基板以及具有所述信号输出基板的内窥镜。

背景技术

[0002] 近年来,在插入部的前端内置有固体摄像元件、例如 CCD 的电子内窥镜在医疗现场被广泛应用。在具有电子内窥镜的内窥镜系统中,经由电缆将信号输出基板所输出的驱动信号传送到配设于插入部前端部的 CCD,并且传送到对来自 CCD 的影像信号进行信号处理的照相机控制单元(以下记作“CCU”),并在监视器上显示内窥镜图像。

[0003] 另一方面,担心从电子电路泄漏的电磁噪声即 EMI(Electro Magnetic Interference :电磁干扰)噪声对周围的其他电子系统产生不良影响。此处,CCD 由于使用几十 MHz 的矩形波的驱动信号,因此容易将驱动信号的高次谐波分量和高频分量产生为电磁波、即 EMI 噪声。为了防止在配置有各种电子设备的医疗现场因 EMI 噪声造成错误动作,严格限制由于医疗设备指令(MDD :Medical Device Directive)而产生的 EMI 噪声。

[0004] 因此,在例如日本特开 2001-340289 号公报中公开了如下的电子内窥镜:为了抑制来自连接 CCD 和信号输出基板的电缆的 EMI 噪声,将覆盖电缆的屏蔽材料的端部与插入部包装金属部件电连接。上述内窥镜系统能够抑制从电缆产生的 EMI 噪声,但是没有考虑从信号输出基板产生的 EMI 噪声。

[0005] 本发明正是鉴于上述课题而完成的,其目的在于提供一种减少 EMI 噪声的信号输出基板以及具有所述信号输出基板的内窥镜。

发明内容

[0006] 用于解决课题的手段

[0007] 本发明的一个方式的信号输出基板具有:驱动信号生成单元,其生成电子设备的驱动信号;反相信号生成单元,其对来自所述驱动信号生成单元的所述驱动信号的相位进行反转,生成反相信号;第 1 信号传送线部,其传送来自所述驱动信号生成单元的所述驱动信号;第 2 信号传送线部,其至少一部分与所述第 1 信号传送线部平行接近地配置,传送来自所述反相信号生成单元的所述反相信号;以及输出端部,其将所述第 1 信号传送线部传送的所述驱动信号输出到外部。

附图说明

[0008] 图 1 是示出具有第 1 实施方式的信号输出基板的内窥镜系统的结构的结构图。

[0009] 图 2 是用于说明第 1 实施方式的信号输出基板中的驱动信号、反相信号、驱动信号发生引起的电流以及反相信号发生引起的电流之间的关系的说明图。

[0010] 图 3A 是用于说明第 1 实施方式的信号输出基板的第 1 信号传送线部与第 2 信号传送线部的配置状态的截面示意图,示出了在面内平行接近配置的情况。

[0011] 图 3B 是用于说明第 1 实施方式的信号输出基板的第 1 信号传送线部与第 2 信号传送线部的配置状态的截面示意图, 示出了立体平行接近配置的情况。

[0012] 图 4A 是用于说明从电缆放射的电磁波的截面示意图, 示出了公知的电子内窥镜的情况。

[0013] 图 4B 是用于说明从电缆放射的电磁波的截面示意图, 示出了具有第 1 实施方式的信号输出基板的电子内窥镜的情况。

[0014] 图 5 是示出具有第 2 实施方式的信号输出基板的内窥镜系统的结构的结构图。

[0015] 图 6 是示出具有第 3 实施方式的信号输出基板的内窥镜系统的结构的结构图。

[0016] 图 7 是示出具有第 3 实施方式的信号输出基板的内窥镜系统的 FPC 结构的截面示意图。

[0017] 图 8 是示出具有第 3 实施方式的信号输出基板的内窥镜系统的 FPC 结构的截面示意图。

具体实施方式

[0018] <第 1 实施方式>

[0019] 以下, 使用图 1 ~ 图 3(B), 对具有本发明第 1 实施方式的信号输出基板 20 的电子内窥镜 30 进行说明。如图 1 所示, 内窥镜系统 1 具有内窥镜主体部 10 和电子内窥镜 30, 该电子内窥镜 30 具有作为与内窥镜主体部 10 拆装自如地连接的电子设备的 CCD 35。内窥镜主体部 10 具有对来自电子内窥镜 30 的影像信号进行处理的未图示的 CCU(未图示), 在所连接的监视器 11 上显示内窥镜图像。

[0020] 电子内窥镜 30 具有插入到被检体内部的细长的插入部 34、与插入部 34 的基端部侧连接的操作部 33、与操作部 33 连接的通用塞绳 32、以及用于在内窥镜主体部 10 上拆装通用塞绳 32 的连接器 31。插入部 34 在前端部具有作为固体摄像元件的 CCD35。操作部 33 配设有使用者用于操作电子内窥镜 30 的杆和开关等, 为了增强结构在包装部上具有金属部件 33A。

[0021] 并且, 如图 1 所示, 在连接器 31 中, 具有输出驱动 CCD 35 的驱动信号的信号输出基板 20、对来自 CCD 35 的模拟影像信号进行放大的放大器 38、以及将放大后的模拟影像信号转换为数字影像信号并输出到内窥镜主体部 10 的 CCU(未图示) 的 AD 转换部 39。另外, 也可以将放大器 38 或 AD 转换部 39 中的至少任意一个配置于信号输出基板 20。

[0022] 信号输出基板 20 具有驱动信号生成部 21、反相信号生成部 23、第 1 信号传送线部 24、第 2 信号传送线部 25、输出端部 26、等效负载部 27 以及接地部 28。

[0023] 驱动信号生成部 21 具有定时信号生成部 21A 和缓冲放大器 22。定时信号生成部 21A 能够由 FPGA 构成。定时信号生成部 21A 根据来自内窥镜主体部 10 的时钟信号和同步信号生成定时信号。缓冲放大器 22 将定时信号放大为对应于 CCD 35 规格的电压驱动信号。在定时信号的规格与 CCD 35 的规格匹配的情况下, 由于将定时信号用作驱动信号, 因此不需要缓冲放大器 22。反相信号生成部 23 对来自驱动信号生成部 21 的驱动信号的相位进行反转, 生成反相信号。

[0024] 驱动信号生成部 21 是驱动信号生成单元, 定时信号生成部 21A 是定时信号生成单元, 反相信号生成部 23 是反相信号生成部 23 单元, 缓冲放大器 22 是信号放大单元。

[0025] 另外,在图 1 中,分别将定时信号生成部 21A、缓冲放大器 22 和反相信号生成部 23 图示为不同的结构要素,但是也可以通过由 1 个或 2 个缓冲器元件等的集成电路部件构成的 CCD 驱动器构成。另外,由于不能只通过缓冲器来生成反相信号,因此将反相器用作反相信号生成部 23。另外,也可以通过在定时信号生成部 21A 中预先生成反相后的驱动信号并将缓冲放大器 22 设为反相器,用一个校正电路部件构成反相信号生成部 23 和缓冲放大器 22,因此能够减小电路面积。

[0026] 第 1 信号传送线部 24 是将来自驱动信号生成部 21 的驱动信号传送到输出端部 26 的布线,该输出端部 26 将该驱动信号输出到信号输出基板 20 的外部。第 2 信号传送线部 25 是将来自反相信号生成部 23 的反相信号传送到等效负载部 27 或接地部 28 的布线。输出端部 26 直接或经由其他布线板等与电缆 36 连接。等效负载部 27 是具有与从输出端部 26 到 CCD 35 的驱动信号的传送路径的传送负载等效的负载的、例如串联连接有电阻和电容器的 RC 电路。接地部 28 是接地电位的端部,将第 2 信号传送线部的端部接地。

[0027] 并且,如图 1 示意性所示,在信号输出基板 20 中,第 1 信号传送线部 24 与第 2 信号传送线部 25 在作为其一部分的接近配置区域 29A、29B 和 29C 处平行接近地配置。

[0028] 此处,图 2 是用于说明本实施方式的信号输出基板 20 中的驱动信号(图 2(A))、反相信号(图 2(B))、驱动信号发生引起的电流(图 2(C))以及反相信号发生引起的电流(图 2(D))之间的关系的说明图。图 2(A) 和图 2(B) 的纵轴表示电压 V,图 2(A) 和图 2(B) 的纵轴表示电流 I,横轴全部表示时间。

[0029] 如图 2(A) 和 (C) 所示,驱动信号生成部 21 在生成高频的矩形波信号时产生瞬时电流。该瞬时电流是信号输出基板 20 放射的 EMI 噪声的原因之一。并且,如图 2(B) 和 (D) 所示,反相信号生成部 23 也在生成高频的矩形波信号的同时产生瞬时电流。并且,驱动信号生成部 21 产生的瞬时电流与反相信号生成部 23 产生的瞬时电流相互反相,因此在驱动信号生成部 21 中互相抵消。因此,能够减少信号输出基板 20 放射到外部的 EMI 噪声。

[0030] 如以上所说明的那样,信号输出基板 20 不用通过反相信号生成部 23 放射的电磁波来抵消驱动信号生成部 21 放射的电磁波(EMI 噪声),就能抵消成为电磁波放射的原因的电流。

[0031] 因此,优选驱动信号生成部 21 和反相信号生成部 23 不仅配置于同一信号输出基板 20,而且接近地配置,尤其优选由 1 个集成电路构成。进一步优选在具有缓冲放大器 22 的信号输出基板 20 中,缓冲放大器 22 和反相信号生成部 23 接近地配置,尤其优选由 1 个集成电路构成。并且,优选两者为具有相同驱动能力的电路。

[0032] 此处,在信号输出基板 20 中,不仅从驱动信号生成部 21 放射 EMI 噪声,还有可能从传送驱动信号的第 1 信号传送线部 24 放射 EMI 噪声。为了减少来自第 1 信号传送线部 24 的 EMI 噪声而缩短第 1 信号传送线部 24、或者进行直线配置的情况由于与未图示的其他电路部件配置的关系,有时会比较困难。但是,在信号输出基板 20 中,通过平行接近地配置第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25,能够在接近配置区域 29A ~ 29C 减少从第 1 信号传送线部 24 放射的 EMI 噪声。这是因为与第 1 信号传送线部 24 平行接近配置的第 2 信号传送线部 25 产生与第 1 信号传送线部 24 产生的电磁波反相的电磁波,因此互相抵消。

[0033] 如以上所说明的那样,本实施方式的信号输出基板 20 是减少了 EMI 噪声的信号输出基板。尤其是,当本实施方式的信号输出基板 20 在电子内窥镜 30 的结构要素中配设在

特别不容易屏蔽的连接器 31 内部时,其效果比较显著。

[0034] 另外,如图 3A 所示,在平行接近地配置第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25 的情况下,可以在信号输出基板 20A1 的相同平面上的导体层上配置第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25,也可以如图 3B 所示在作为多层布线板的信号输出基板 20A2 的不同平面的导体层上立体配置第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25。通过在多层布线板的上下导体层上立体配置第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25,与图 2(A)的结构相比,接近地配置第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25 比较容易,因此能够可靠地减少 EMI 噪声。

[0035] 信号输出基板 20 还具有等效负载部 27。等效负载部 27 不是信号输出基板 20 的必需的结构要素,但是在具有等效负载部 27 的信号输出基板 20 中,第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25 产生相同强度的电磁波。即,驱动信号的电流值与反相信号的电流值相等,因此能够利用因反相信号产生的电磁波更可靠地抵消因驱动信号产生的电磁波。

[0036] 另外,在为了拓宽驱动信号的频带而配设利用了 LC 谐振特性等的锐化 (peaking) 电路的情况下,优选将该电路配设在驱动信号生成部 21 和反相信号生成部 23 之间。

[0037] 此处,如图 4A 所示,在公知的电子内窥镜中,使用了外周部被接地电位的屏蔽部件覆盖的屏蔽电缆作为电缆 36,但是电缆 36 在操作部 33 内没有被特别加以注意地配设。因此,从电缆 36 向各方放射没有被屏蔽部件屏蔽的电磁波 W。

[0038] 与此相对,如图 1 所示,在内窥镜系统 1 的电子内窥镜 30 中,操作部 33 的金属部件 33A 利用接地部 33B 成为接地电位,电缆 36 利用固定夹具 33C 与金属部件 33A 接近地配置。当然,固定夹具 33C 也可以是多个。因此,如图 4B 所示,在电子内窥镜 30 中,电缆 36 放射的电磁波 W 大多被金属部件 33A 吸收,因此能够更进一步减少 EMI 噪声的电平和发散。

[0039] 此外,也可以将配设于信号输出基板 20 的等效负载部 27 和接地部 28 配设于操作部 33。即,也可以将第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25 延伸设置到操作部 33,通过 1 根电缆将驱动信号从操作部 33 传送到 CCD 35。此时,将第 1 信号传送线部 24 和第 2 信号传送线部 25 配设在通用塞绳 32 内,因此通用塞绳 32 变粗,但是,通用塞绳 32 与插入部 34 相比,细径化的要求比较少,因此不会成为大问题。上述结构的电子内窥镜能够在确保插入部 34 的细径化的同时,减少因驱动信号而从通用塞绳 32 放射的 EMI 噪声。

[0040] <第 2 实施方式>

[0041] 以下,使用图 5,对具有本发明第 2 实施方式的信号输出基板 20A 的电子内窥镜 30A 进行说明。另外,本实施方式的电子内窥镜 30A 与第 1 实施方式的电子内窥镜 30 相似,因此对相同功能的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0042] 如图 5 所示,内窥镜系统 1A 的电子内窥镜 30A 在操作部 33 中具有信号输出基板 20A。即,将 CLK 信号线和同步信号线延伸设置到操作部 33。

[0043] 另外,在图 5 中,也可以将配设于连接器 31A 的放大器 38 或 AD 转换部 39 中的至少任意一个配设于操作部 33。

[0044] 本实施方式的信号输出基板 20A 与第 1 实施方式的信号输出基板 20 具有相同的结构,因此与第 1 实施方式的信号输出基板 20 具有相同的效果。即,是减少了 EMI 噪声的信号输出基板。并且,由于信号输出基板 20A 配设于操作部 33,因此减少因驱动信号而从通用塞绳 32 放射的 EMI 噪声。

[0045] <第3实施方式>

[0046] 以下,使用图6至图8,对具有本发明第3实施方式的信号输出基板20B的电子内窥镜30B进行说明。另外,本实施方式的电子内窥镜30B与第1实施方式的电子内窥镜30相似,因此对相同功能的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0047] 如图6所示,内窥镜系统1B的电子内窥镜30B具有2个CCD 35A、35B,将信号输出基板20B与输出驱动信号的其他信号输出基板20C一起配设在连接器31B的内部。换言之,电子内窥镜30B具有输出驱动信号的2个信号输出基板20B、20C,经由传送线36A、3B将驱动信号传送到CCD 35A、35B。

[0048] 信号输出基板20B、20C分别与第1实施方式的信号输出基板20具有相同的结构要素,因此与信号输出基板20同样能够减少EMI噪声。

[0049] 并且,优选信号输出基板20C输出相位与信号输出基板20B输出的所述驱动信号相反的驱动信号。这是因为不仅能够减少从连接器31B产生的EMI噪声,还能减少从电缆36产生的EMI噪声。

[0050] 另外,在CCD 35A、35B分别需要驱动信号和反相信号的情况下,还能够相互共用驱动信号和反相信号。

[0051] 此外,如图6所示,在电子内窥镜30B中,为了改善组装性,在操作部33中,使用挠性布线板(FPC:flexible print circuit)33D传送驱动信号和影像信号。并且,如图7所示,在FPC 33D中,驱动信号的传送线36A、36B和影像信号的传送线37A、37B通过接地电位的导体层33B1分离。因此,在影像信号的传送线37A、37B中,不存在来自驱动信号的传送线36A、36B的串扰造成的不良影响。

[0052] 另外,能够如图8所示的FPC 33E那样,通过用接地电位的导体层33B3覆盖传送线37A、37B、36A、36B,减少来自FPC 33E的EMI噪声的放射。

[0053] 在上述说明中,以具有作为电子设备的CCD的电子内窥镜系统的驱动信号输出基板为例说明了本发明,但是如果是生成EMI噪声成为问题的高频信号、尤其是矩形波的高频信号的信号输出基板,也能够起到本发明的效果。例如,还能够用于生成对作为电子设备的电手术刀或机械手进行驱动的驱动信号的信号输出基板。

[0054] 此外,在生成多个不同的驱动信号的信号输出基板中,可以配设与所有的驱动信号生成部对应的反相信号生成部,也可以特别配设仅与需要噪声去除的驱动信号生成部对应的反相信号生成部。

[0055] 本发明不限于上述实施方式,在不改变本发明主旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0056] 本申请以2009年7月6日在日本申请的日本特愿2009-160020号为优选权主张基础进行申请,上述公开内容被引用于本申请说明书、权利要求和附图。

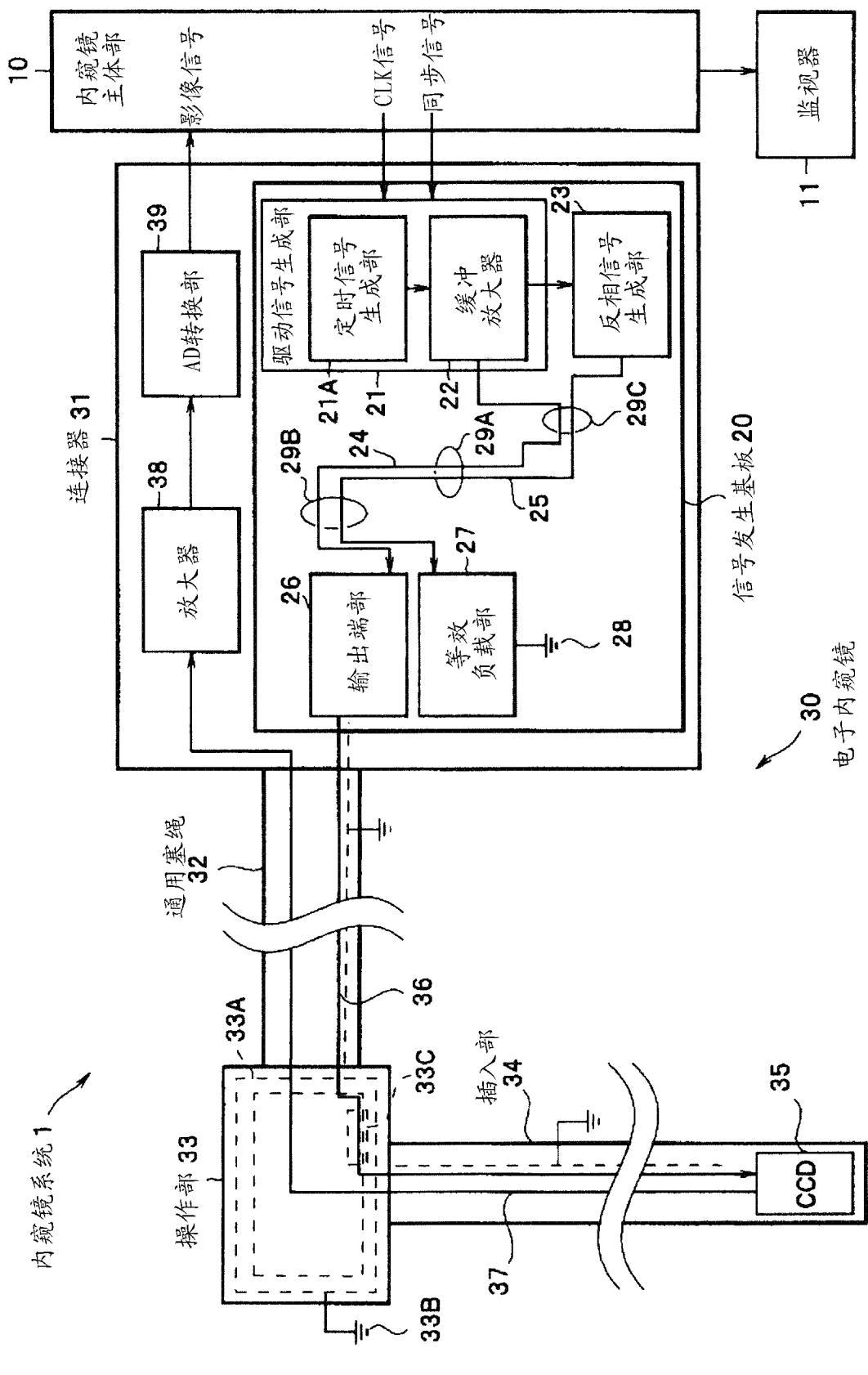


图 1

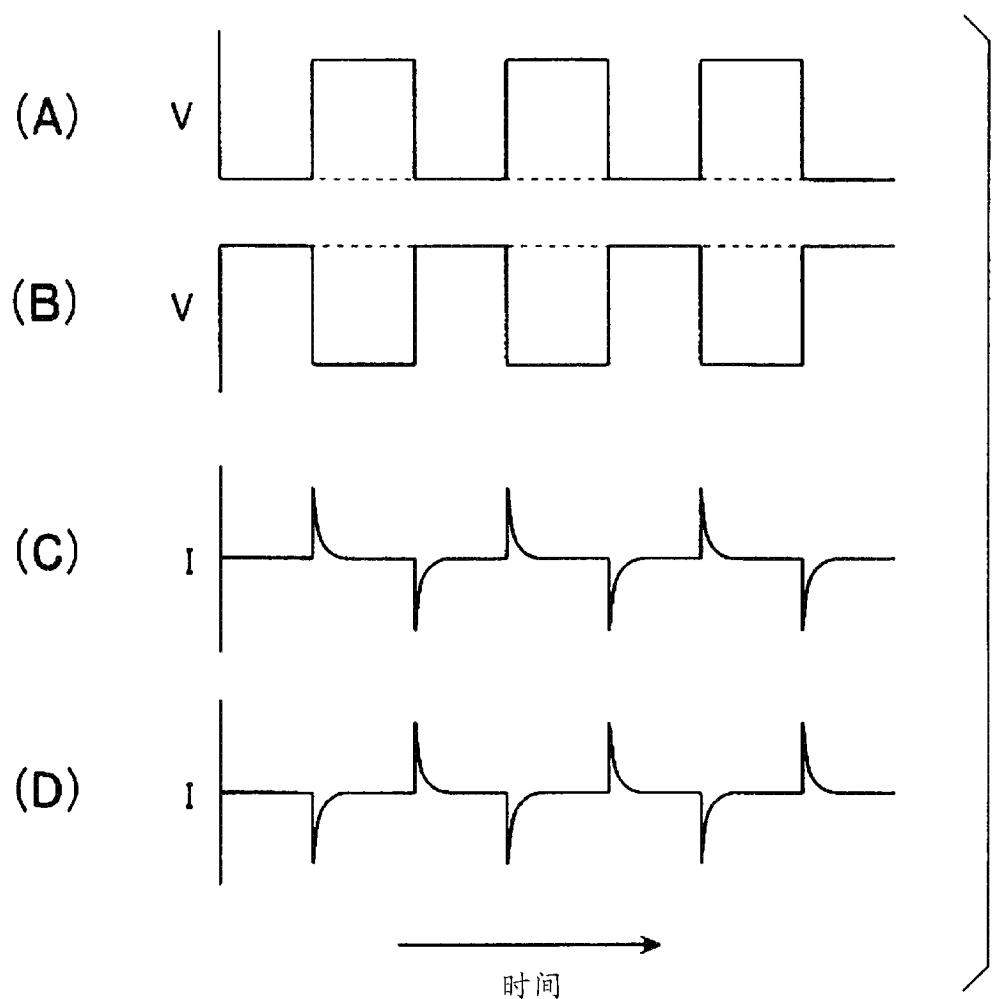


图 2

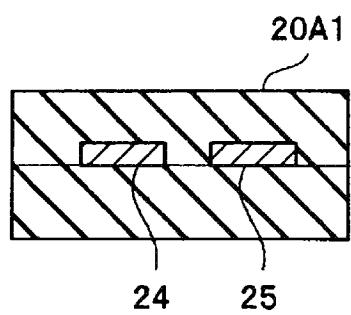


图 3A

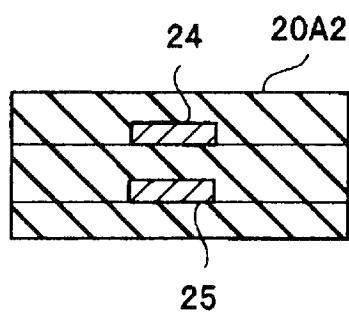


图 3B

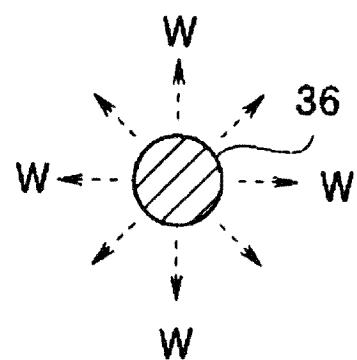


图 4A

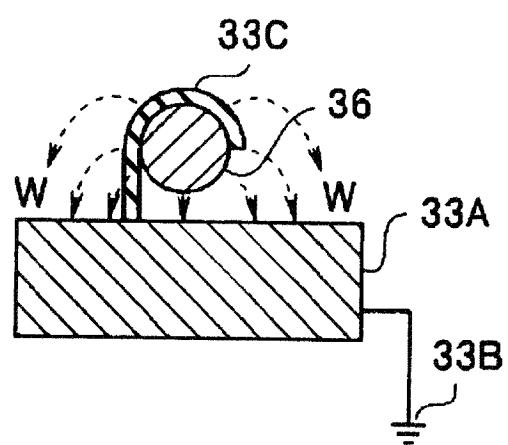
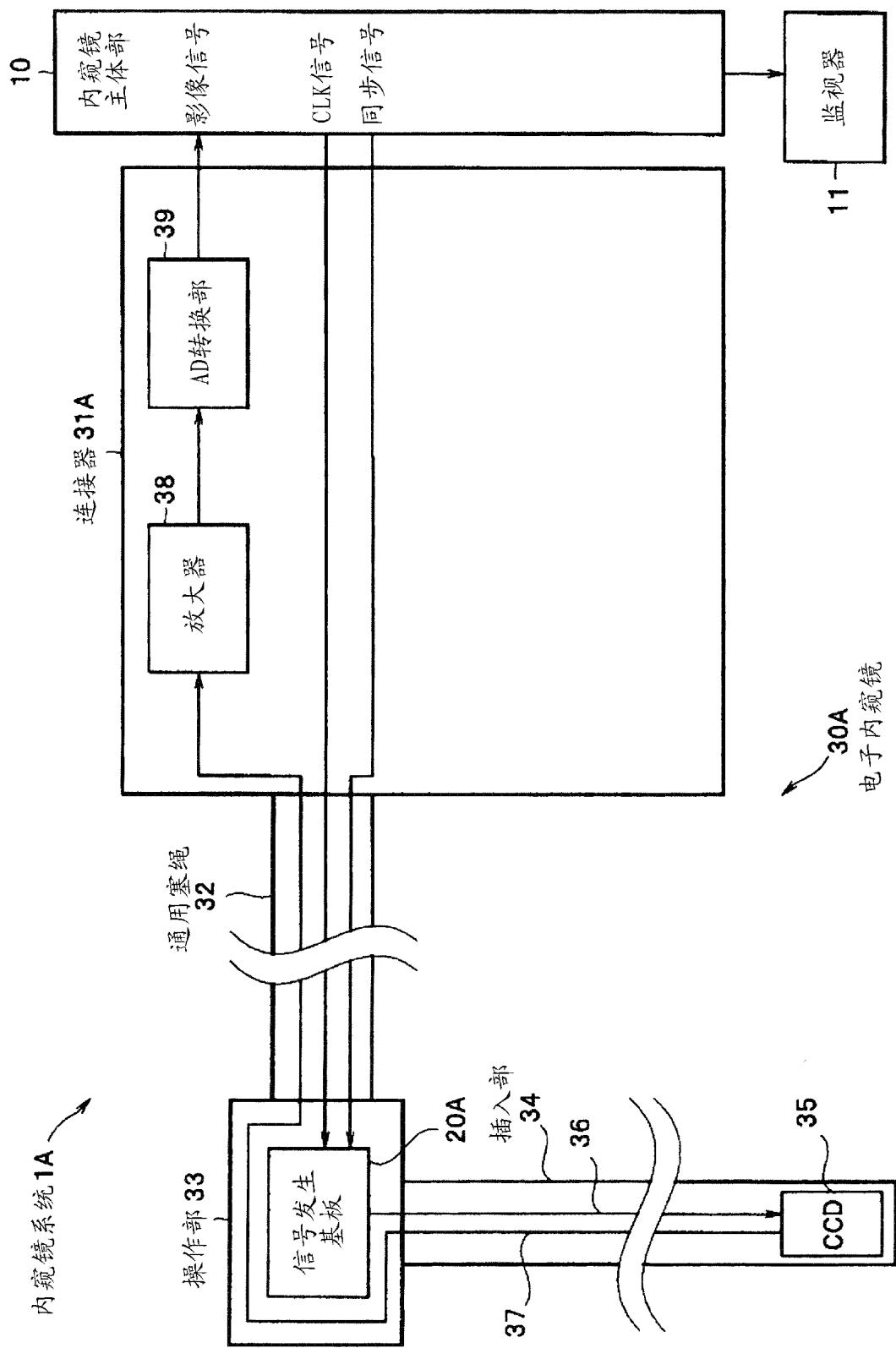


图 4B



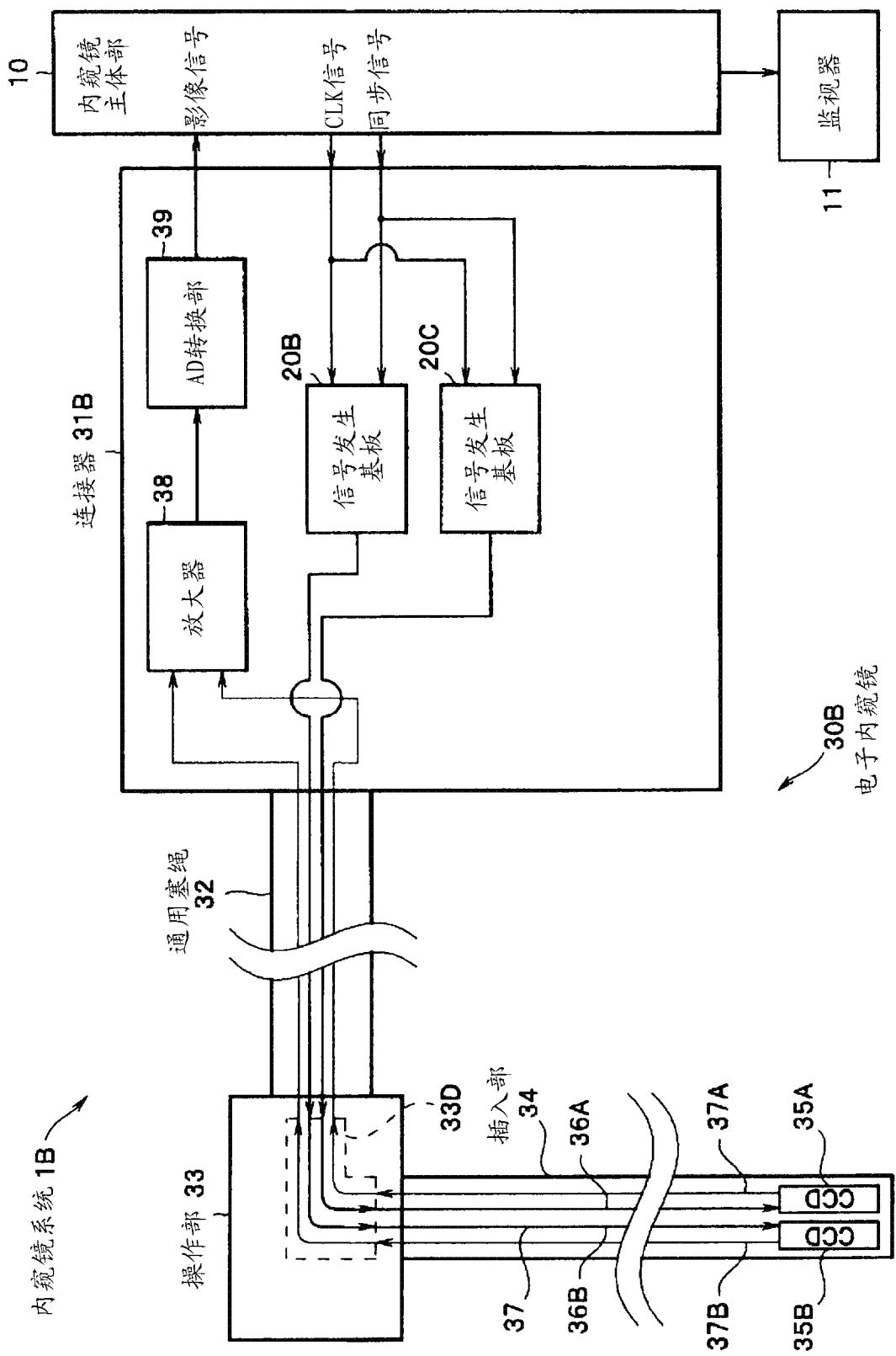


图 6

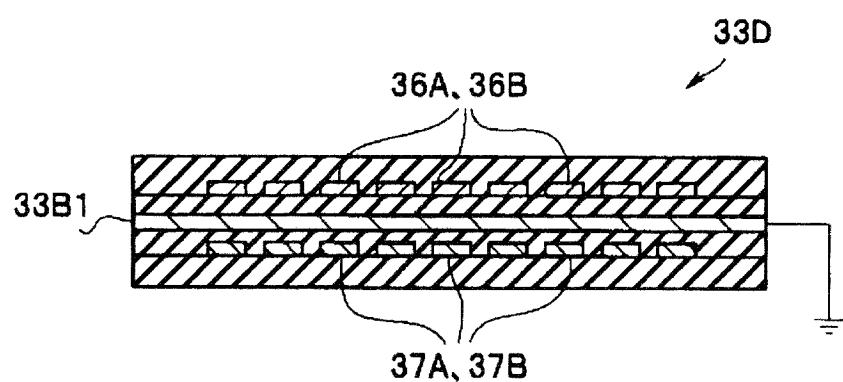


图 7

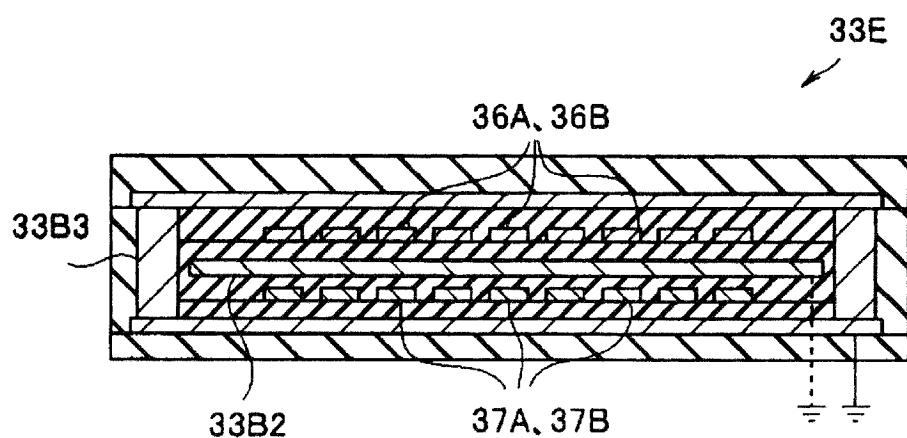


图 8

专利名称(译)	信号输出基板以及内窥镜		
公开(公告)号	CN102245079A	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	CN201080003518.0	申请日	2010-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	田中靖洋 大河文行 桥本秀范		
发明人	田中靖洋 大河文行 桥本秀范		
IPC分类号	A61B1/04 A61B18/12 H04N5/225		
CPC分类号	H04N5/372 A61B1/05 A61B1/00006 A61B1/00114 H04N2005/2255 A61B1/045		
代理人(译)	李辉		
优先权	2009160020 2009-07-06 JP		
其他公开文献	CN102245079B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种信号输出基板(20)，其具有：驱动信号生成部(21)，其生成CCD(35)的驱动信号；反相信号生成部(23)，其对来自驱动信号生成部(21)的驱动信号的相位进行反转，生成反相信号；第1信号传送线部(24)，其传送来自驱动信号生成部(21)的驱动信号；第2信号传送线部(25)，其至少一部分与第1信号传送线部(24)平行接近地配置，传送来自反相信号生成部(23)的反相信号；以及输出端部(26)，其将第1信号传送线部(24)传送的驱动信号输出到外部。

