



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210130799 U

(45)授权公告日 2020.03.10

(21)申请号 201920245892.X

(22)申请日 2019.02.26

(30)优先权数据

2018-033127 2018.02.27 JP

(73)专利权人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 箕浦晋平

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

代理人 玉昌峰

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

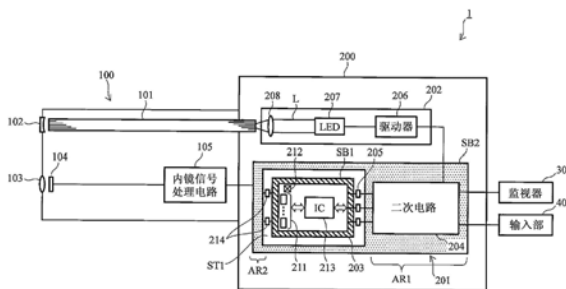
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)实用新型名称

内窥镜系统以及处理器

(57)摘要

本实用新型涉及内窥镜系统以及处理器,即使产生过大静电噪声也可防止各种电路的误动作、动作停止、故障等。内窥镜系统包括内窥镜和处理器,内窥镜具有摄像部,处理器对来自摄像部的信号进行规定的信号处理,处理器包括:第一电路,接收来自内窥镜的信号;第二电路,从第一电路接收信号;及隔离器,连接在第一电路与第二电路之间,第一电路包括:信号输入端子,用于输入来自内窥镜的信号;电源端子,被供给电力;IC芯片,从信号输入端子被输入来自内窥镜的信号来执行规定的信号处理;及电容器,连接在第一电路与第二电路之间,信号输入端子与电容器之间的距离及信号输入端子与电源端子之间的距离设定为短于信号输入端子与IC芯片之间的距离。



CN 210130799 U

1. 一种内窥镜系统,包括内窥镜和处理器,所述内窥镜具有摄像部,所述处理器对来自所述摄像部的信号进行规定的信号处理,所述内窥镜系统其特征在于,

所述处理器包括:

第一电路,构成为接收来自所述内窥镜的信号;

第二电路,构成为从所述第一电路接收信号;以及

隔离器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间,

所述第一电路包括:

信号输入端子,用于输入来自所述内窥镜的信号;

电源端子,被供给电力;

IC芯片,从所述信号输入端子被输入来自所述内窥镜的信号来执行规定的信号处理;

以及

电容器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间,

所述信号输入端子与所述电容器之间的距离以及所述信号输入端子与所述电源端子之间的距离设定为短于所述信号输入端子与所述IC芯片之间的距离。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第二电路具有:

第一区域,从所述内窥镜来看时位于比所述第一电路更远的位置;以及

第二区域,从所述内窥镜来看时位于比所述第一电路更近的位置,

所述电容器连接在位于所述第二区域的所述第二电路与靠近所述第二区域的所述第一电路之间。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一电路包括第一接地电路,所述第一接地电路被供给提供给所述第一电路的各种电压或信号的基准电压,

所述第二电路包括第二接地电路,所述第二接地电路被供给提供给所述第二电路的各种电压或信号的基准电压,

所述第二接地电路位于所述第一区域以及所述第二区域,

位于所述第二区域的所述第二接地电路通过所述电容器与所述第一接地电路连接。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一接地电路以及所述第二接地电路被第一狭缝分开,

所述电源端子以及所述信号输入端子沿所述第一狭缝配置。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一电路还包括第二狭缝,所述第二狭缝将所述电源端子以及所述信号输入端子与所述IC芯片分开。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第二狭缝的宽度小于所述第一狭缝的宽度。

7. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还包括电阻元件,所述电阻元件在位于所述第二区域的所述第二电路与所述第一电路之间与所述电容器平行地被连接。

8. 一种处理器,其特征在于,包括:

- 第一电路,构成为接收来自内窥镜的信号;
- 第二电路,构成为从所述第一电路接收信号;以及
- 隔离器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间,
- 所述第一电路包括:
- 信号输入端子,用于输入来自所述内窥镜的信号;
- 电源端子,被供给电力;
- IC芯片,从所述信号输入端子被输入来自所述内窥镜的信号来执行规定的信号处理;
- 以及
- 电容器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间,
- 所述信号输入端子与所述电容器之间的距离以及所述信号输入端子与所述电源端子之间的距离设定为短于所述信号输入端子与所述IC芯片之间的距离。
9. 根据权利要求8所述的处理器,其特征在于,
- 所述第二电路具有:
- 第一区域,从所述内窥镜来看时位于比所述第一电路更远的位置;以及
- 第二区域,从所述内窥镜来看时位于比所述第一电路更近的位置,
- 所述电容器连接在位于所述第二区域的所述第二电路与靠近所述第二区域的所述第一电路之间。
10. 根据权利要求9所述的处理器,其特征在于,
- 所述第一电路包括第一接地电路,所述第一接地电路被供给提供给所述第一电路的各种电压或信号的基准电压,
- 所述第二电路包括第二接地电路,所述第二接地电路被供给提供给所述第二电路的各种电压或信号的基准电压,
- 所述第二接地电路位于所述第一区域以及所述第二区域,
- 位于所述第二区域的所述第二接地电路通过所述电容器与所述第一接地电路连接。
11. 根据权利要求10所述的处理器,其特征在于,
- 所述第一接地电路以及所述第二接地电路被第一狭缝分开,
- 所述电源端子以及所述信号输入端子沿所述第一狭缝配置。
12. 根据权利要求11所述的处理器,其特征在于,
- 所述第一电路还包括第二狭缝,所述第二狭缝将所述电源端子以及所述信号输入端子与所述IC芯片分开。
13. 根据权利要求12所述的处理器,其特征在于,
- 所述第二狭缝的宽度小于所述第一狭缝的宽度。
14. 根据权利要求9所述的处理器,其特征在于,
- 所述处理器还包括电阻元件,所述电阻元件在位于所述第二区域的所述第二电路与所述第一电路之间与所述电容器平行地被连接。

内窥镜系统以及处理器

技术领域

[0001] 本实用新型涉及内窥镜系统以及用于内窥镜系统的处理器。

背景技术

[0002] 在内窥镜系统中,内窥镜主体上搭载有CMOS传感器、CCD等摄像元件,连接于内窥镜主体的处理器中也搭载有IC芯片、电源电路等各种电子电路,输入输出各种电压、信号。因此,在内窥镜系统中,实施用于确保安全性的绝缘对策,并且采用了用于抑制画质劣化、误动作等的EMC (Electromagnetic Capability:电磁兼容) 对策(例如参照专利文献1)。

[0003] 有关内窥镜相关产品的EMC的新标准已被发布,随着新标准的发布,在静电放电试验中,对内窥镜系统施加与现有标准相比过大的静电噪声。根据现有的内窥镜系统的电路构成,IC芯片等电子电路存在于基于静电噪声的电流流过的路径上,所以一旦发生过大的静电噪声,则担心出现试验中的各种电路的误动作、动作停止,甚至会发生电子电路的故障。

[0004] 专利文献1:日本特开2017-158948号公报

实用新型内容

[0005] 本实用新型的目的在于提供内窥镜系统以及处理器,即使在发生过大的静电噪声的情况下,其也能够防止各种电路的误动作、动作停止、故障等。

[0006] 为了解决上述技术问题,根据本实用新型的内窥镜系统包括内窥镜和处理器,所述内窥镜具有摄像部,所述处理器对来自所述摄像部的信号进行规定的信号处理。所述处理器包括:第一电路,构成为接收来自所述内窥镜的信号;第二电路,构成为从所述第一电路接收信号;以及隔离器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间。所述第一电路包括:信号输入端子,用于输入来自所述内窥镜的信号;电源端子,被供给电力;IC芯片,从所述信号输入端子被输入来自所述内窥镜的信号来执行规定的信号处理;以及电容器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间。所述信号输入端子与所述电容器之间的距离以及所述信号输入端子与所述电源端子之间的距离设定为短于所述信号输入端子与所述IC芯片之间的距离。

[0007] 此外,根据本实用新型的处理器包括:第一电路,构成为接收来自内窥镜的信号;第二电路,构成为从所述第一电路接收信号;以及隔离器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间。所述第一电路包括:信号输入端子,用于输入来自所述内窥镜的信号;电源端子,被供给电力;IC芯片,从所述信号输入端子被输入来自所述内窥镜的信号来执行规定的信号处理;以及电容器,连接在所述第一电路与所述第二电路之间,所述信号输入端子与所述电容器之间的距离以及所述信号输入端子与所述电源端子之间的距离设定为短于所述信号输入端子与所述IC芯片之间的距离。

[0008] 可选地,所述第二电路具有:第一区域,从所述内窥镜来看时位于比所述第一电路更远的位置;以及第二区域,从所述内窥镜来看时位于比所述第一电路更近的位置,所述电

容器连接在位于所述第二区域的所述第二电路与靠近所述第二区域的所述第一电路之间。

[0009] 在根据本实用新型的内窥镜系统或者处理器中,可选地,所述第一电路包括第一接地电路,所述第一接地电路被供给提供给所述第一电路的各种电压或信号的基准电压,所述第二电路包括第二接地电路,所述第二接地电路被供给提供给所述第二电路的各种电压或信号的基准电压。在这种情况下,所述第二接地电路可位于所述第一区域以及所述第二区域,位于所述第二区域的所述第二接地电路可通过所述电容器与所述第一接地电路连接。

[0010] 此外,可选地,所述第一接地电路以及所述第二接地电路被第一狭缝分开。在这种情况下,所述电源端子以及所述信号输入端子可沿所述第一狭缝配置。

[0011] 此外,可选地,所述第一电路还包括第二狭缝,所述第二狭缝将所述电源端子以及所述信号输入端子与所述IC芯片分开。可选地,所述第二狭缝的宽度小于所述第一狭缝的宽度。

[0012] 此外,可选地,还包括电阻元件,所述电阻元件在位于所述第二区域的所述第二电路与所述第一电路之间与所述电容器平行地被连接。

[0013] 根据本实用新型的内窥镜系统以及处理器,即使在发生过大的静电噪声的情况下,也能够防止各种电路的误动作、动作停止、故障等。

附图说明

[0014] 图1是示出根据本实用新型的第一实施方式的内窥镜系统1的构成的框图。

[0015] 图2是说明根据第一实施方式的处理器侧信号处理电路201的布局的概略图。

[0016] 图3是说明现有的信号处理电路的布局的概略图。

[0017] 图4是说明根据第二实施方式的处理器侧信号处理电路201的布局的概略图。

[0018] 图5是说明根据第三实施方式的处理器侧信号处理电路201的布局的概略图。

[0019] 附图标记说明

[0020] 1:内窥镜系统,100:内窥镜,101:光纤,102:导光透镜,103:物镜,104:摄像元件,105:内窥镜信号处理电路,200:处理器,201:处理器侧信号处理电路,202:光源单元,203:患者电路,204:二次电路,205:光电耦合器,206:驱动器,207:LED,208:聚光透镜,211、211C:信号输入端子,212、212C:电源端子,213、213c:IC芯片,214、214c:Y电容器,215:电阻元件,300:监视器,400:输入部,AR1:第一区域,AR2:第二区域,SB1:患者基板,SB2:二次基板,ST1、ST2:狭缝。

具体实施方式

[0021] 下面,参照附图说明本实施方式。在附图中,有时用相同的标记表示功能相同的部分。需要说明的是,附图中示出了遵照本公开的原理的实施方式和实施例,它们是用于理解本公开的,而不是用于限定性地解释本公开。本说明书的描述只是典型的示例,在任何意义上均不是限定本公开的权利要求书或者应用例。

[0022] 在本实施方式中,详细说明到本领域技术人员足以实施本公开的程度,但是,还可以是其它的安装、实施方式,需要理解的是,可以在不脱离本公开的技术构思和精神的情况下进行构成、结构的变更、各种部分的替换。因此,不得将下面的描述限定在下面的内容内

解释。

[0023] [第一实施方式]

[0024] 图1是示出根据本实用新型的第一实施方式的内窥镜系统1的构成的框图。如图1所示,内窥镜系统1包括内窥镜100、处理器200、监视器300以及输入部400。

[0025] 内窥镜100包括光纤101、导光透镜102、物镜103、摄像元件104以及内镜信号处理电路105。光纤101是用于传输来自处理器200内的光源单元202的光的光传输路径,沿内窥镜100的长边方向延伸。导光透镜102是将从光纤101的光出射面射出的光聚光并向外部射出的透镜。

[0026] 物镜103是用于使来自被拍摄体的光聚光而使摄像元件104成像的透镜。摄像元件104例如是CMOS图像传感器或者CCD,将光信号转换为电信号。内镜信号处理电路105对通过摄像元件104得到的电信号进行规定的信号处理。作为一例,内镜信号处理电路105可以形成为对从摄像元件104输入的像素信号实施放大处理等信号处理并将其输出的电路。

[0027] 需要说明的是,众所周知,内窥镜100具有插入患者体内的柔性管、由操作员操作的操作部、连接在操作部与处理器200之间的通用电缆、连接通用电缆和处理器的连接器等,但在图1中省略了这些结构的详细内容。此外,内窥镜100还可以包括用于供给水、空气的送水/送气通道(未图示)。

[0028] 处理器200具有处理器侧信号处理电路201以及光源单元202。

[0029] 处理器侧信号处理电路201是对从内窥镜100的内镜信号处理电路105输入的信号进行处理而生成与在监视器300中显示的图像对应的图像信号的电路。处理器侧信号处理电路201包括患者电路203(第一电路)、二次电路204(第二电路)以及光电耦合器205。

[0030] 患者电路203构成为与内窥镜100内的内镜信号处理电路105电连接而从内镜信号处理电路105接收信号,是与内镜信号处理电路105未电绝缘的电路,从内镜信号处理电路105直接接收电信号的输入。患者电路203包括用于输入各种信号(时钟信号、数据、各种指令等)的信号输入端子211、用于供给电力的电源端子212、IC芯片213以及Y电容器214。

[0031] IC芯片213是处理由内镜信号处理电路105处理并输出的电信号的信号处理电路,与电源端子212、信号输入端子211连接。例如,IC芯片213对以一帧周期从内镜信号处理电路105输入的像素信号实施去马赛克处理、矩阵运算、Y/C分离等规定的信号处理,生成图像信号。图像信号经由光电耦合器205输入二次电路204。在该图1的例子中,在患者电路203中搭载有一个IC芯片213,但该IC芯片213不限于于单一的芯片,还可以是多个芯片的集合。

[0032] 二次电路204经由光电耦合器205与患者电路203连接,是与患者电路203、内窥镜100电(对于直流电流)绝缘的电路。光电耦合器205是隔离器的一例,将患者电路203的电信号转换为光信号,并朝二次电路204输出。由于该光电耦合器205的存在,防止二次电路204经由患者电路203以及内窥镜100对患者的人体带来电气影响。二次电路204包括未图示的光电检测器,将光电耦合器205输出的光信号再次转换为电信号。在该例子中,作为隔离器采用了光电耦合器205,但还可以使用其它的隔离器、例如使用脉冲变压器的隔离器、GMR(Giant Magneto Resistance:巨磁电阻)隔离器等来代替光电耦合器。

[0033] 二次电路204除了包括光电检测器之外,还包括负责内窥镜系统1的整体控制的处理器、存储器、后级信号处理电路等(未图示),是用于进行用于对来自患者电路203的输入信号进行进一步的处理并向监视器300输出拍摄到的图像的各种控制的电路,在此省略详

细说明。

[0034] 患者电路203构成为包括由导体构成的患者基板SB1(第一接地电路),并在该患者基板SB1上隔着绝缘材料搭载有上述各种端子、元件。具体地,患者基板SB1包括在层叠方向上夹着层间绝缘膜层叠的多个导电层,这些导电层作为接地基板、信号配线或者电源配线发挥作用。此外,二次电路204构成为包括由导体构成的二次基板SB2(第二接地电路),并在该二次基板SB2上隔着绝缘材料搭载有各种端子、元件。具体地,与患者基板SB1相同地,二次基板SB2包括在层叠方向上夹着层间绝缘膜层叠的多个导电层,这些导电层作为接地基板、信号配线或者电源配线发挥作用。患者基板SB1以及二次基板SB2分别被提供接地电位(基准电位)。该基准电位成为提供给患者电路203以及二次电路204的各种电压或信号的基准电压。

[0035] 二次基板SB2既包括从内窥镜100来看时比患者电路203更远的区域AR1,另一方面,还具有从内窥镜100来看时位于比患者电路203更近的位置的第二区域AR2。在图1的例子中,二次基板SB2形成为在区域上包含患者基板SB1,但二次基板SB2并不限于此,只要二次基板SB2至少存在于第一区域AR1和第二区域AR2双方足矣。

[0036] 患者基板SB1和二次基板SB2是独立的基板,在两者之间连接有所谓的Y电容器(Y电容)214。Y电容器214由于连接于两个基板SB1与SB2之间,从而具有降低基板SB1与SB2之间的阻抗,并且防止基于在患者电路203、二次电路204产生的电压的漏电流流到患者,并防止向外部辐射高频信号的作用。在第一实施方式中,Y电容器214连接在位于第二区域AR2的二次基板SB2与隔着狭缝ST1同位于该第二区域AR2的二次基板SB2相对的患者基板SB1之间。

[0037] 光源单元202包括驱动器206、LED207以及聚光透镜208。LED207被驱动器206驱动而射出照射光L。从LED207射出的照射光L通过聚光透镜208而聚光于光纤101的入射端面。

[0038] 接着,参照图2,说明根据第一实施方式的处理器侧信号处理电路201的布局。

[0039] 如上所述,二次电路204的二次基板SB2设置在第一区域AR1和第二区域AR2这两个区域,第二区域AR2的二次基板SB2与患者基板SB1被狭缝ST1分开。

[0040] 另外,沿狭缝ST1排列有多个信号输入端子211以及电源端子212。可确定多个信号输入端子211的大小及排列间距,使得当发生了高电压的静电噪声的情况下,基于静电噪声的电流IS沿多个信号输入端子211的排列方向流动。电源端子212与IC芯片213相比配置在更靠近多个信号输入端子211的位置。此外,Y电容器214在与IC芯片213比较时也配置在更接近多个信号输入端子211的位置。

[0041] 另一方面,IC芯片213与Y电容器214以及电源端子212相比,配置在更远离信号输入端子211的位置。Y电容器214与信号输入端子211之间的距离d1以及电源端子212与信号输入端子211之间的距离d2设定为短于信号输入端子211与IC芯片213之间的距离d3。由此,即使在向信号输入端子211输入了高电压的静电噪声的情况下,如图2的箭头所示,基于该静电噪声的电流IS也会向朝向Y电容器214的方向或者朝向电源端子212的方向流动,不会流到位于更远位置的IC芯片213。

[0042] 作为对比例,图3示出了现有的信号处理电路的构成及其问题。在该图3的对比例的信号处理装置中,二次基板SB2未存在于比患者基板SB1更接近内窥镜100的一侧,而是仅位于从内窥镜100来看时比患者基板SB1更远的一侧。此外,Y电容器214c也位于从IC芯片

213c来看时与信号输入端子211c相反一侧的、从内窥镜100来看时比IC芯片213c更远的位置。在这样的构成的情况下,当向信号输入端子211c输入了高电压的静电噪声时,基于该静电噪声信号的电流IS可能经由IC芯片213c流到Y电容器214c。如果流过这样的电流,则有可能发生IC芯片213c的误动作、劣化,甚至发生故障。

[0043] 如以上所说明的,根据该第一实施方式,即使在产生了过大的静电噪声的情况下,也能够使基于该静电噪声的电流释放到Y电容器214、电源端子212,避免流到IC芯片213等,从而能够防止其各种电路的误动作、动作停止、故障等。需要说明的是,在上述的具体例子中,Y电容器214连接在第二区域AR2的二次基板SB2与患者基板SB1之间,但Y电容器214的位置并不限于此,只要是Y电容器214比IC芯片213更接近信号输入端子211的位置即可。例如,Y电容器214配置在信号输入端子211的排列方向的延长线上等也能够实现相同的效果。

[0044] [第二实施方式]

[0045] 接着,对于根据本实用新型第二实施方式的内窥镜系统以及处理器,参照图4进行说明。该第二实施方式的内窥镜系统的处理器200的构成与第一实施方式不同。内窥镜系统的整体构成与第一实施方式(图1)相同,所以省略重复说明。

[0046] 图4示出了第二实施方式的处理器200(处理器侧信号处理电路201)的构成。对于与图2相同的构成部分,在图4中标注与图2相同的附图标记,所以在下面省略重复说明。区别点在于,在IC芯片213与信号输入端子211之间设置有狭缝ST2。狭缝ST2形成于患者基板SB1,在其内部埋入环氧树脂等绝缘材料。信号输入端子211以及电源端子212配置在位于比狭缝ST2更靠近狭缝ST1的一侧的患者基板SB1上,IC芯片213配置在位于比狭缝ST2更靠近第一区域AR1的二次基板SB2的一侧的患者基板SB1上。

[0047] 需要说明的是,狭缝ST2只要具有屏蔽基于上述的静电噪声的电流的功能足矣,因此狭缝ST2的宽度可以形成为小于狭缝ST1。

[0048] 根据该构成,当高电压的静电噪声输入到了信号输入端子211时,与第一实施方式相同地,基于静电噪声的电流流到靠近信号输入端子211而配置的Y电容器214,并且,基于静电噪声的电流还可以流到同样地靠近信号输入端子211而配置的电源端子212。另一方面,由于设置有狭缝ST2,所以与第一实施方式相比,可以进一步抑制基于静电噪声的电流从信号输入端子211流到IC芯片213的可能性。

[0049] [第三实施方式]

[0050] 接着,对于根据本实用新型的第三实施方式的内窥镜系统以及处理器,参照图5进行说明。该第三实施方式的内窥镜系统的处理器200的构成与第一实施方式不同。内窥镜系统的整体构成与第一实施方式(图1)相同,所以省略重复说明。

[0051] 图5示出了第三实施方式的处理器200(处理器侧信号处理电路201)的构成。对于与图2相同的构成部分,在图5中标注与图2相同的附图标记,所以在下面省略重复说明。区别点在于,在狭缝ST1中还设置有连接位于第二区域AR2的二次基板SB2与患者基板SB1的电阻元件215。该电阻元件215与Y电容器214平行地被连接,具有使基于静电噪声的电流容易向Y电容器214的方向流动的作用。电阻元件215的电阻值可设定为比狭缝ST1引起的电阻值小2~3位左右的值,例如可设定为几MΩ~几十MΩ左右。信号输入端子211、电源端子212以及IC芯片213的位置关系以及距离关系与第一实施方式相同。

[0052] Y电容器214在其容量小且已被充电的情况下,有时无法使基于静电噪声的电流充

分流过。但是,通过设置如上所述的电阻元件215,Y电容器214的充电电荷相继向电阻元件215放电。因此,根据该第三实施方式,促进Y电容器214的放电,其结果,使基于静电噪声的电流更容易流过。

[0053] 以上,说明了本实用新型的若干个实施方式,但是,这些实施方式只是作为例子示出的,并不是用于限定实用新型的保护范围。这些新的实施方式可以以其它的各种方式实施,在不脱离实用新型宗旨的范围内,可以进行各种省略、替换、变更。这些实施方式或其变形包含在实用新型范围或其宗旨内,并且包含在权利要求书中记载的实用新型及其均等的范围内。

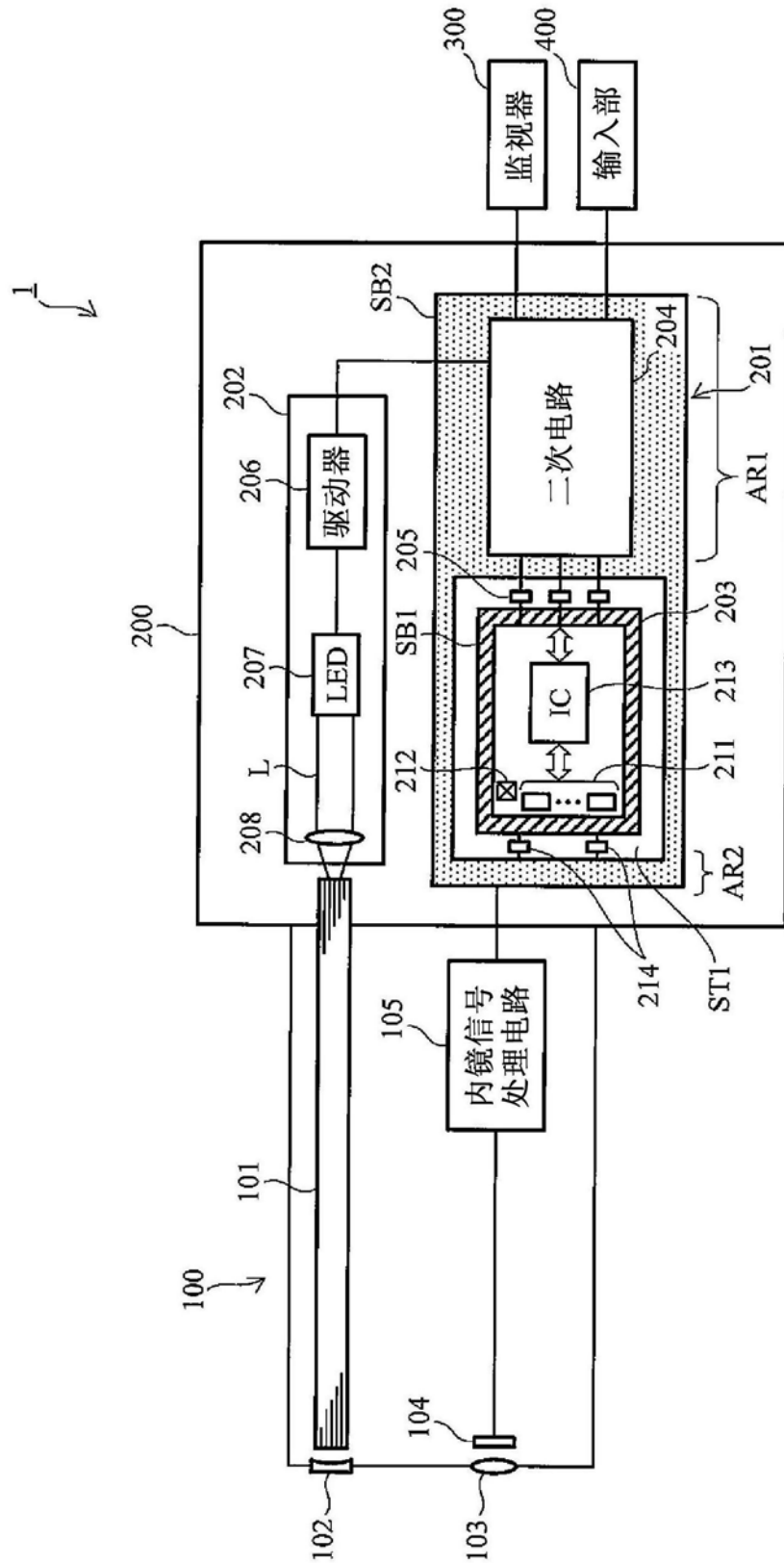


图1

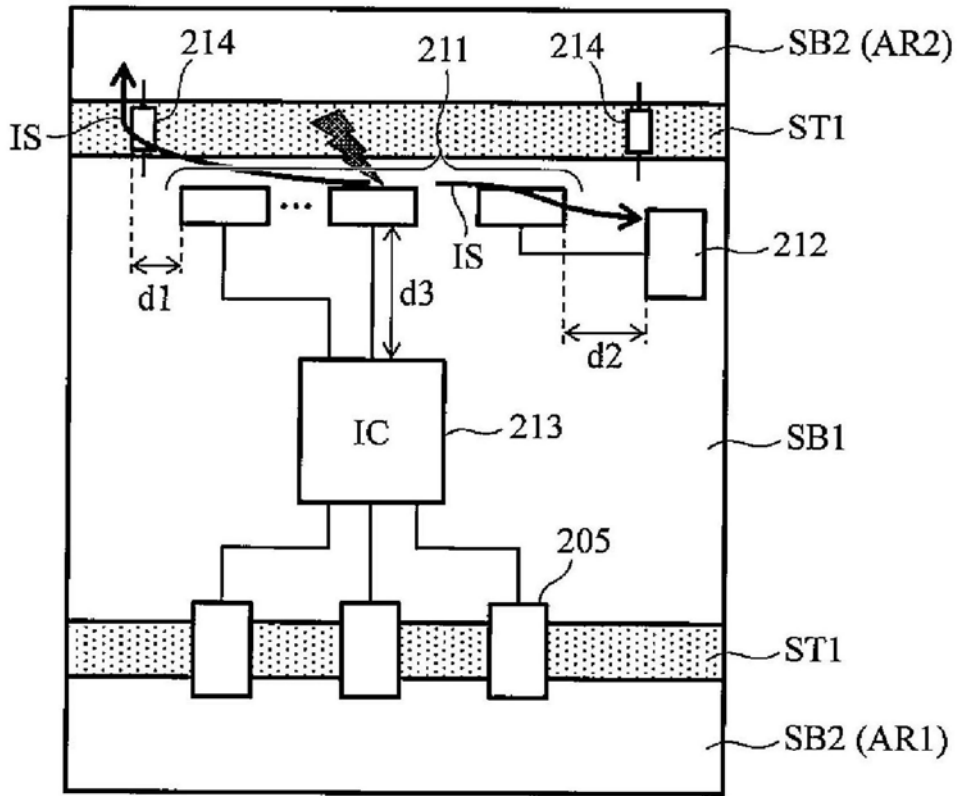


图2

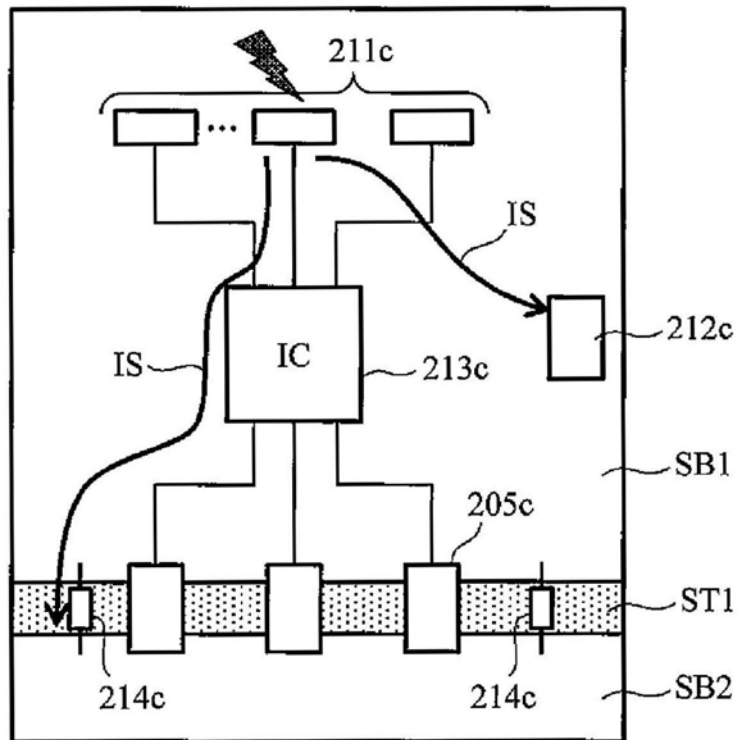


图3

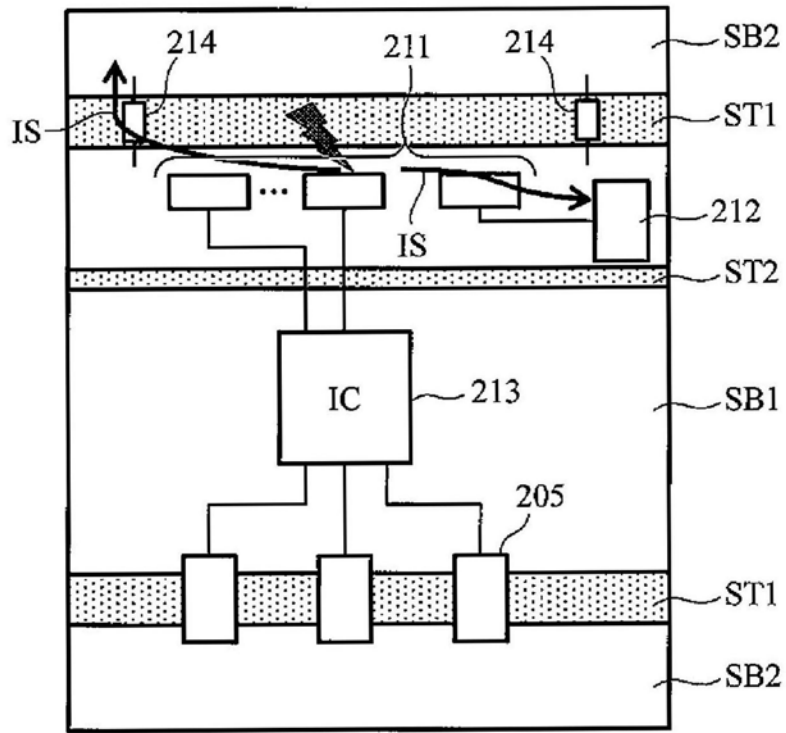


图4

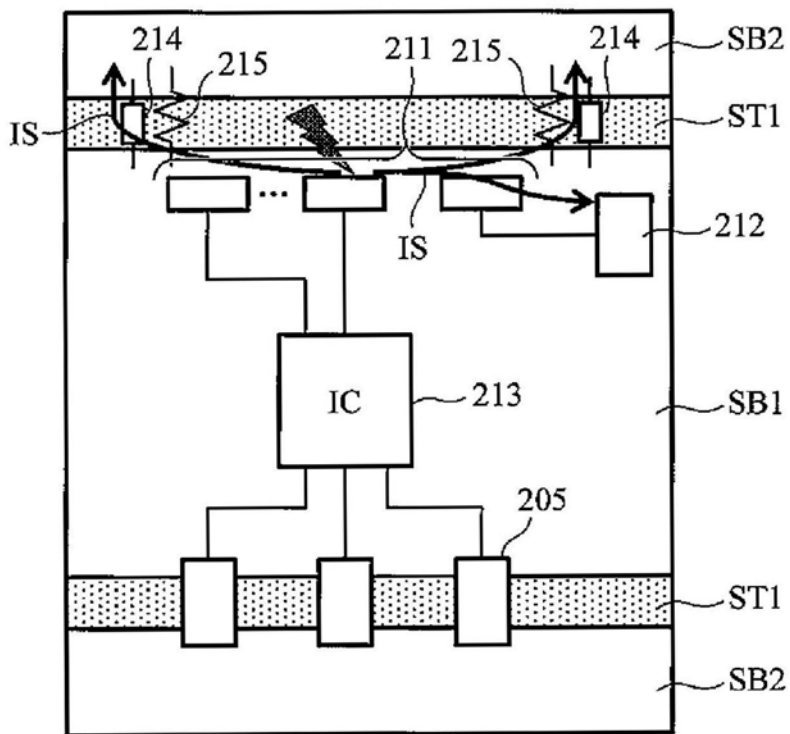


图5

专利名称(译)	内窥镜系统以及处理器		
公开(公告)号	CN210130799U	公开(公告)日	2020-03-10
申请号	CN201920245892.X	申请日	2019-02-26
[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	箕浦晋平		
发明人	箕浦晋平		
IPC分类号	A61B1/00		
优先权	2018033127 2018-02-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及内窥镜系统以及处理器，即使产生过大静电噪声也可防止各种电路的误动作、动作停止、故障等。内窥镜系统包括内窥镜和处理器，内窥镜具有摄像部，处理器对来自摄像部的信号进行规定的信号处理，处理器包括：第一电路，接收来自内窥镜的信号；第二电路，从第一电路接收信号；及隔离器，连接在第一电路与第二电路之间，第一电路包括：信号输入端子，用于输入来自内窥镜的信号；电源端子，被供给电力；IC芯片，从信号输入端子被输入来自内窥镜的信号来执行规定的信号处理；及电容器，连接在第一电路与第二电路之间，信号输入端子与电容器之间的距离及信号输入端子与电源端子之间的距离设定为短于信号输入端子与IC芯片之间的距离。

