



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107811599 B

(45)授权公告日 2019.07.12

(21)申请号 201711247628.1

(22)申请日 2015.05.19

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107811599 A

(43)申请公布日 2018.03.20

(30)优先权数据
2014-198944 2014.09.29 JP

(62)分案原申请数据
201510255985.7 2015.05.19

(73)专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本国东京都

(72)发明人 原和义 福岛公威

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 王亚爱

(51)Int.Cl.
A61B 1/00(2006.01)
A61B 1/015(2006.01)
A61B 1/045(2006.01)
A61B 1/05(2006.01)

(56)对比文件
CN 102841440 A, 2012.12.26,
US 2014184771 A1, 2014.07.03,
CN 101288581 A, 2008.10.22,
KR 100907487 B1, 2009.07.10,
JP 2013208187 A, 2013.10.10,

审查员 李坤

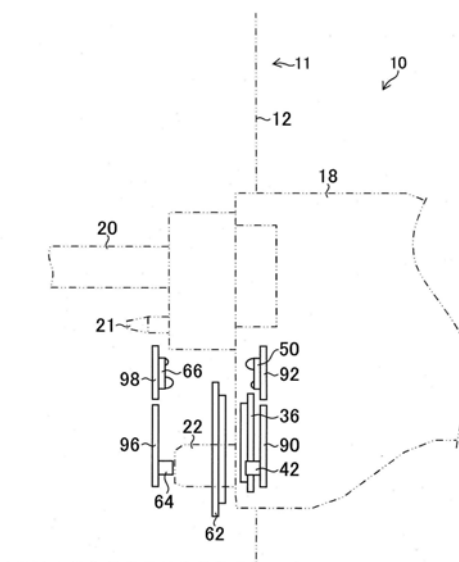
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供一种能够抑制内窥镜的第1连接器的大型化,且能够以非接触方式进行电力供给、以及以非接触方式进行信号传送的内窥镜系统。在所述内窥镜系统中,电力接收部(36)与供电部(62)沿着第1连接器(18)与第2连接器(12)的插入方向对置配置,且图像信号发送部(42)与图像信号接收部(64)沿着第1连接器(18)与第2连接器(12)的插入方向对置配置,第1电路板(90)相对于电力接收部(36)配置在与供电部(62)相反的一侧,且配置在插入方向上与电力接收部(36)部分重叠的位置,并且将电力接收部(36)与图像信号发送部(42)配置成在插入方向上不重叠。



1. 一种内窥镜系统,包括:

内窥镜,其具有:设置在前端部的摄像部;向所述前端部传送光的光导;以及与内窥镜用处理器装置的第2连接器连接,且与所述内窥镜用处理器装置之间进行非接触式的电力接收、控制信号通信以及图像信号通信的第1连接器,其中所述第1连接器具备:从供电部以非接触方式进行电力接收的电力接收部;搭载以非接触方式对所述摄像部的图像信号进行传送的图像信号发送部的第1电路基板;以及搭载以非接触方式收发对所述摄像部进行控制的控制信号的内窥镜侧信号收发部的第2电路基板,以及

内窥镜用处理器装置,其具有:用于向所述光导供给光的光源;对所述控制信号通信以及所述图像信号通信进行控制的控制部;和与所述第1连接器连接,且具有与所述内窥镜之间进行非接触式的供电的供电部、与所述内窥镜之间进行非接触式的控制信号通信的处理器装置侧信号收发部以及与所述内窥镜之间进行非接触式的图像信号通信的图像信号接收部的第2连接器,

所述电力接收部和所述供电部沿着所述第1连接器和所述第2连接器的插入方向被对置配置,并且所述图像信号发送部和所述图像信号接收部沿着所述第1连接器和所述第2连接器的插入方向被对置配置,所述第1电路基板相对于所述电力接收部配置在与所述供电部相反的一侧,且配置在所述插入方向上与所述电力接收部部分重叠的位置,

在所述第1连接器与所述第2连接器连接的情况下,

所述供电部和所述电力接收部以能供电并接收电力的距离接近地配置,

所述图像信号发送部和所述图像信号接收部以能通信的距离接近地配置,

所述内窥镜侧信号收发部和所述处理器装置侧信号收发部以能通信的距离接近地配置,

并且所述电力接收部与所述供电部之间的距离比所述图像信号发送部与所述图像信号接收部之间的距离以及所述内窥镜侧信号收发部和所述处理器装置侧信号收发部的距离短。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述供电部是与电源连接的一次线圈,所述电力接收部是与所述一次线圈电磁耦合的二次线圈。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述电力接收部与所述供电部之间不被金属部件遮挡。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

所述电力接收部与所述供电部之间不被金属部件遮挡。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述第1电路基板与所述第2电路基板由一体地构成的公共电路基板构成。

6. 根据权利要求1~4中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述图像信号发送部与所述图像信号接收部之间的距离比所述内窥镜侧信号收发部与所述处理器装置侧信号收发部之间的距离长。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其中,

所述图像信号发送部是激光发光元件,所述图像信号接收部是光接收元件,所述内窥镜侧信号收发部由红外线发光元件和光接收元件构成,所述处理器装置侧信号收发部由其

他红外线发光元件和其他光接收元件构成。

8. 根据权利要求1~4中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

具备从所述第1连接器突出的、光导棒以及所述图像信号发送部与所述图像信号接收部的位置对准用的轴,

所述轴配置在对所述光导棒与所述第1连接器的外包装进行连接的直线的内侧。

9. 根据权利要求1~4中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述内窥镜用处理器装置具备: 用于搭载所述图像信号接收部的第3电路基板; 和用于搭载所述处理器装置侧信号收发部的第4电路基板,

所述第3电路基板相对于所述供电部配置在与所述电力接收部相反的一侧, 且配置在所述插入方向上与所述供电部部分重叠的位置。

10. 根据权利要求1~4中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述第1连接器具有吸引连接器, 所述吸引连接器设置在从所述第1连接器的插入方向来看与所述图像信号发送部相反一侧的侧面。

内窥镜系统

[0001] 本申请是申请日为2015年5月19日、申请号为201510255985.7的发明申请的分案申请,该申请的发明创造名称为内窥镜系统、内窥镜、以及内窥镜用连接器。

技术领域

[0002] 本发明涉及内窥镜系统、内窥镜、以及内窥镜用连接器。

背景技术

[0003] 内窥镜系统由内窥镜和内窥镜用处理器装置构成,所述内窥镜具备对体腔内进行拍摄的CCD (Charge Coupled Device:电荷耦合元件) 图像传感器等摄像部和第1连接器,所述内窥镜用处理器装置具备以可装卸的方式安装了内窥镜的第1连接器的第2连接器、对从内窥镜输出的图像数据进行图像处理等的控制部、和光源。在内窥镜系统中,通过以电接点对内窥镜的第1连接器和内窥镜用处理器装置的第2连接器进行连接,从而从内窥镜用处理器装置向内窥镜供给电力、或从内窥镜用处理器装置在与内窥镜之间传输图像信号、控制信号。

[0004] 在内窥镜系统中,需要对使用后的内窥镜进行清洗以及消毒。因此,需要将保护电接点的防水帽安装在内窥镜的第1连接器。然而,存在不但防水帽的装卸麻烦,而且在忘了安装防水帽的情况下,电接点会破损的问题。

[0005] 为了应对这样的问题,专利文献1公开了一种为了在内窥镜与内窥镜用处理器装置之间,以非接触的方式进行电力供给与信号传送,而具备电磁感应耦合单元的内窥镜系统。另外,专利文献2公开了一种为了在内窥镜与内窥镜用处理器装置之间进行图像信号的无线通信、以及向LED光源的电力供给,而具备无线发送部和无线接收部、以及电力发送部和电力接收部的内窥镜系统。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特许第446110号公报

[0009] 专利文献2:日本特开2013-208187号公报

发明内容

[0010] 发明要解决的课题

[0011] 如专利文献1以及专利文献2所公开的那样,为了通过非接触方式进行电力供给、以及信号传送,需要在内窥镜的第1连接器和内窥镜用处理器装置的第2连接器配置传送信号的装置以及供给电力的装置。

[0012] 在配置上述装置的情况下,尤其针对内窥镜的第1连接器,从清洗以及消毒、搬运、保管等使用者的操作性的观点出发,或者从维持与已有装置(例如清洗装置)之间的互换性的观点出发,存在不能增大该第1连接器的要求。因此,在第1连接器内配置电力供给装置以及信号传送装置而不使内窥镜的第1连接器大型化变得重要。

[0013] 本发明鉴于上述情况而作,其目的在于提供一种抑制内窥镜的第1连接器的大型化,且能够以非接触方式进行电力供给、以及以非接触方式进行信号传送的内窥镜系统、内窥镜、以及内窥镜用连接器。

[0014] 用于解决课题的技术手段

[0015] 本发明的第一方案在于,一种内窥镜系统,包含:内窥镜,其具有:设置在前端部的摄像部;向前端部传送光的光导;以及与内窥镜用处理器装置的第2连接器连接,且与内窥镜用处理器装置之间进行非接触式的电力接收、控制信号通信以及图像信号通信的第1连接器,其中第1连接器具备:从供电部以非接触方式进行电力接收的电力接收部;搭载以非接触方式对摄像部的图像信号进行传送的图像信号发送部的第1电路基板;以及搭载以非接触方式收发对摄像部进行控制的控制信号的内窥镜侧信号收发部的第2电路基板,以及内窥镜用处理器装置,其具有:用于向光导供给光的光源;对控制信号通信以及图像信号通信进行控制的控制部;和与第1连接器连接,且与内窥镜之间进行非接触式的供电、控制信号通信以及图像信号通信的第2连接器,电力接收部与供电部沿着第1连接器与第2连接器的插入方向对置配置,且图像信号发送部与图像信号接收部沿着第1连接器与第2连接器的插入方向对置配置,第1电路基板相对于电力接收部配置在与供电部相反的一侧,且配置在插入方向上与电力接收部部分重叠的位置,图像信号发送部配置在电力接收部与供电部之间的空间以外。

[0016] 优选,供电部是与电源连接的一次线圈,电力接收部是与一次线圈电磁耦合的二次线圈。

[0017] 优选,电力接收部与供电部之间不被金属部件遮挡。

[0018] 优选,第1电路基板与第2电路基板由一体地构成的公共电路基板构成。

[0019] 优选,电力接收部与供电部之间的距离,比图像信号发送部与图像信号接收部之间的距离、以及内窥镜侧信号收发部与处理器装置侧信号收发部之间的距离短。

[0020] 优选,图像信号发送部与图像信号接收部之间的距离,比内窥镜侧信号收发部与处理器装置侧信号收发部之间的距离短。

[0021] 优选,图像信号发送部是激光发光元件,图像信号接收部是光接收元件,内窥镜侧信号收发部由红外线发光元件和光接收元件构成,处理器装置侧信号收发部由其他红外线发光元件和其他光接收元件构成。

[0022] 优选,具备从第1连接器突出的、光导棒、以及图像信号发送部与图像信号接收部的位置对准用的轴,轴配置在对光导棒与第1连接器的外包装进行连接的直线的内侧。

[0023] 优选,内窥镜用处理器装置的第2连接器具备:以非接触方式向电力接收部供给电力的供电部;以非接触方式接收来自图像信号发送部的信号的图像信号接收部;以及以非接触方式收发来自内窥镜侧信号收发部的控制信号的处理器装置侧信号收发部。

[0024] 优选,内窥镜用处理器装置具备:用于搭载图像信号接收部的第3电路基板;和用于搭载处理器装置侧信号收发部的第4电路基板,第3电路基板相对于供电部配置在与电力接收部相反的一侧,且配置在插入方向上与供电部部分重叠的位置。

[0025] 优选,第1连接器具有吸引连接器,吸引连接器设置在从第1连接器的插入方向来看与图像信号发送部相反一侧的侧面。

[0026] 本发明的第二方案在于,一种内窥镜,具有:设置在前端部的摄像部;向前端部传

送光的光导;与内窥镜用处理器装置的第2连接器连接,且为了对摄像部进行驱动而与内窥镜用处理器装置之间进行非接触式的电力接收、控制信号通信以及图像信号通信的第1连接器,第1连接器具备:电力接收部;搭载以非接触方式对摄像部的图像信号进行传送的图像信号发送部的第1电路基板;以及搭载以非接触方式收发对摄像部进行控制的控制信号的内窥镜侧信号收发部的第2电路基板,第1电路基板相对于电力接收部配置在与供电部相反的一侧,且配置在第1连接器与第2连接器的插入方向上与电力接收部部分重叠的位置,并且电力接收部与图像信号发送部配置在插入方向上不重叠的位置。

[0027] 本发明的第三方案在于,一种内窥镜用连接器,具备:以非接触方式从供电部接收电力的电力接收部;搭载以非接触方式对图像信号进行传送的图像信号发送部的第1电路基板;以及搭载以非接触方式收发控制信号的内窥镜侧信号收发部的第2电路基板,第1电路基板,相对于电力接收部配置在与供电部相反的一侧,且配置在内窥镜用连接器的插入方向上与电力接收部部分重叠的位置,并且电力接收部与图像信号发送部配置在插入方向上不重叠的位置。

[0028] 发明效果

[0029] 根据本发明,能够抑制内窥镜的第1连接器的大型化,并且能够以非接触方式进行电力供给、以及以非接触方式进行信号传送。

附图说明

[0030] 图1是示出内窥镜系统的外观图。

[0031] 图2是示出内窥镜系统的构成的方框图。

[0032] 图3是内窥镜的第1连接器的外观图。

[0033] 图4是内窥镜的第1连接器的侧视图。

[0034] 图5是用于说明内窥镜的第1连接器的内部布局的说明图。

[0035] 图6是用于说明内窥镜的第1连接器的其他内部布局的说明图。

[0036] 图7是表示对内窥镜的第1连接器与内窥镜用处理器装置的第2连接器进行了连接的状态的说明图。

[0037] 图8是表示对内窥镜的第1连接器与内窥镜用处理器装置的第2连接器进行了连接的其他状态的说明图。

[0038] 符号说明

[0039] 2...内窥镜系统、10...内窥镜、11...内窥镜用处理器装置、12...第2连接器、13...插入部、14...前端部、15...操作部、17...通用软线、18...第1连接器、20...光导棒、30...摄像部、36...电力接收部、42...图像信号发送部、50...内窥镜侧信号收发部、62...供电部、64...图像信号接收部、66...处理器装置侧信号收发部、90...第1电路基板、92...第2电路基板、94...公共电路基板、96...第3电路基板、98...第4电路基板

具体实施方式

[0040] 以下,根据附图针对本发明的优选的实施方式进行说明。本发明通过以下的优选实施方式进行说明。在不脱离本发明的范围的前提下,能够采用诸多方法进行变更,能够利用本实施方式以外的其他实施方式。因此,本发明的范围内的所有变更都包含在权利要求

的范围内。

[0041] 在此,附图中用同一标号表示的部分,是具有相同功能的同样的要素。另外,本说明书中,在采用“~”表示数值范围的情况下,“~”示出的上限、下限的数值也包含在数值范围内。

[0042] 图1是示出了应用本发明的内窥镜系统的外观图。

[0043] 如图1所示,内窥镜系统2具备:内窥镜10、以及内窥镜用处理器装置11。

[0044] 内窥镜10例示了软质镜,具有:插入患者的体腔内的挠性的插入部13、配置在插入部13的基端部分的操作部15、配置在操作部15的通用软线17、以及设置在通用软线17的端部且与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12连接的第1连接器18。其中,作为内窥镜10,不限于软质镜,即使是硬质镜等其他种类的内窥镜,也可以应用本发明。

[0045] 在插入部13的前端面,设置观察窗口、照明窗口等。在构成插入部13的前端的前端部14配置:将通过观察窗口取入的来自被观察部位的被摄体光作为光学像而成像的物镜光学系统;和将通过物镜光学系统成像的光学像变换成电信号的摄像部等。

[0046] 从摄像部输出的图像信号,通过被配置为经由插入部13、操作部15、以及通用软线17的内部而插入至第1连接器18的传送缆线被传送至图像信号发送部。通过图像信号发送部将图像信号变换成光信号,以非接触方式光发送至内窥镜用处理器装置11。

[0047] 另外,在前端部14配置对用于从照明窗口向被观察部位进行照射的光进行传送的光导的光射出部。该光导被配置为经由插入部13、操作部15、以及通用软线17的内部而插入至第1连接器18。另外,与光导连结的光导棒20从第1连接器18突出。

[0048] 操作部15,除了设置有用将插入部13的前端面的朝向向上下左右方向进行调整的角度旋钮、用于从插入部13的前端面使空气(air)、水喷出的送气/送水按钮之外,还设置了用于对内窥镜图像进行静态画面记录的释放按钮等。插入部13的前端面的朝向,通过对在前端部14的基端侧的附近设置的弯曲部进行弯曲,从而被调整。

[0049] 通用软线17被管状且细长的具有挠性的外壁部覆盖,在其外壁部的内侧的管腔,插入配置有在插入部13的内部以及操作部15的内部的空间部所插入配置的上述信号缆线、光导、送气/送水管等。

[0050] 第1连接器18与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12连接。在内窥镜10与内窥镜用处理器装置11之间,经由第1连接器18和第2连接器12,以非接触的方式,进行电力的接收与供电、图像信号的发送与接收、控制信号的收发。因此,在第1连接器18中,如后述那样,配置有:以非接触方式进行电力接收的电力接收部、以非接触方式对摄像部的图像信号进行光发送的图像信号发送部、和以非接触方式对控制摄像部的控制信号进行光收发的内窥镜侧控制信号收发部。

[0051] 在内窥镜用处理器装置11中设置第2连接器12。如上述,内窥镜10的第1连接器18与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12相连接。内窥镜用处理器装置11进行向内窥镜10的电力供给(供电)、与内窥镜10之间的各种信号的收发。

[0052] 内窥镜用处理器装置11具备光源。来自光源的光经由光导棒20向光导供给,从光导向前端部14传送光。

[0053] 另外,内窥镜用处理器装置11具备用于对控制信号通信以及图像信号通信进行控制的控制部。

[0054] 在与第1连接器18连接的第2连接器12中配置:以非接触方式向内窥镜10的电力接收部供给电力的供电部;对来自内窥镜10的图像信号发送部的信号进行接收的图像信号接收部;和对来自内窥镜10的内窥镜侧信号收发部的信号进行收发的处理器装置侧信号收发部。

[0055] 内窥镜用处理器装置11具备未图示的输入装置(操作开关、键盘、鼠标等)。根据从输入装置输入的操作者的操作,对内窥镜系统2整体进行统一控制。

[0056] 进而,内窥镜用处理器装置11取入从内窥镜10的前端部14的摄像部输出的图像信号,对所取入的摄像信号实施各种信号处理来生成构建被观察部位的影像(运动图像)、静止图像的图像数据。然后,将所生成的图像数据输出至通过缆线连接的监视器19,将被观察部位的图像等显示在监视器19。另外,所生成的图像数据,根据需要被记录在记录介质中。

[0057] 图2是表示图1的内窥镜系统2中的构成的方框图。

[0058] 内窥镜10通过第1连接器18以可装卸的方式安装(连接)在内窥镜用处理器装置11的第2连接器12。在本实施方式的内窥镜系统2中,通过内窥镜10的第1连接器18与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12的安装,从而经由它们将内窥镜10的内部电路与内窥镜用处理器装置11的内部电路通过变压器、光耦合器等非接触式的设备相连接。从而,确保内窥镜10的内部电路与内窥镜用处理器装置11的内部电路之间的绝缘。即,被构成为能够以非接触方式实现控制信号通信、电力的接收/供电、以及图像信号通信。

[0059] 内窥镜10的内部电路的驱动所需要的电力,从内窥镜用处理器装置11通过由内窥镜用处理器装置11中的供电部62与内窥镜10中的电力接收部36构成的非接触的电力供给单元进行供给。电力接收部36配置在内窥镜10的第1连接器18,供电部62配置在内窥镜用处理器装置11的第2连接器12。

[0060] 非接触的电力供给单元,是利用电磁耦合以非接触方式对电力进行收发的单元。若将内窥镜10的第1连接器18安装在内窥镜用处理器装置11的第2连接器12,则供电部62与电力接收部36以能进行电磁耦合的距离接近配置,且被设定为能从供电部62向电力接收部36以非接触方式进行电力传送的状态。供电部62经由稳定化电源控制部63连接在内窥镜用处理器装置11的外部的商用电源100。从商用电源100供给、且通过稳定化电源控制部63而稳定化的电力被提供给供电部62。通过从该稳定化电源控制部63向供电部62供给的电力,以非接触方式从供电部62向电力接收部36进行电力供给。电力接收部36以非接触方式从供电部62接收电力。

[0061] 作为供电部62,优选为与电源100连接的一次线圈,作为电力接收部36,优选为与一次线圈电磁耦合的二次线圈。作为一次线圈、以及二次线圈的构造,能够列举具备具有平面的基板、和在平面上卷绕成螺旋状的线圈的构造。

[0062] 另外,作为非接触的电力供给单元,实施方式例示了将供电部62设置成一次线圈,将电力接收部36设置成二次线圈的例子,但只要是通过非接触方式收发电力的单元,则可以采用任意方式。

[0063] 在此,所谓电磁耦合,是指在两个线圈中,处于能够使用在一个线圈(一次线圈)中流过电流时产生的磁场,向另一个线圈(二次线圈)发送电力的状态。

[0064] 进而,内窥镜10具备与电力接收部36连接的电源生成部32,电源生成部32能够向包含摄像部30等的内部电路供给电力。例如,电源生成部32输入电力接收部36所感应的电

流,由所输入的电流,生成向包含后述的摄像部30、CPU(Central Processing Unit,中央处理器)46等在内的内部电路供给的控制电源。电源生成部32具有:例如通过被电力接收部36感应的电流而充电的电容器、和由电容器中被充电的电压来生成所希望的电压的电压稳定化电路。

[0065] 在内窥镜10的前端部14配置摄像部30。摄像部30是如上所述地将通过观察窗口取入并通过物镜光学系统成像的被观察部位的光学像变换为电信号来作为图像信号输出的设备。作为摄像部30,能够列举例如CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合元件)图像传感器、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor,互补金属氧化物半导体)图像传感器等的固体摄像元件。

[0066] 在本实施方式中,内窥镜10与内窥镜用处理器装置11之间的图像信号的收发,通过非接触式的光通信单元进行。从摄像部30输出的图像信号,从内窥镜10向内窥镜用处理器装置11经由第1连接器18和第2连接器12,通过非接触式的光发送来进行传送。在本实施方式中,为了从摄像部30对图像信号进行处理,设置了:A/D变换器(模/数变换器)34、DSP(Digital signal Processor,数字信号处理器)38、和定时信号产生电路(TSG:Timing signal Generator,定时信号产生器)44等。来自摄像部30的图像信号,通过A/D变换器34从模拟信号变更为数字信号。从A/D变换器34输出的图像信号被传送给DSP38。DSP38对来自A/D变换器34的图像信号实施放大、 γ 校正、白平衡处理等必要的处理。

[0067] 为了在内窥镜10与内窥镜用处理器装置11之间进行非接触式的光发送,例如具备以下这样的构成。内窥镜10中具备:与DSP38连接的内窥镜侧数字接口(DI:Digital Interface)40、和与内窥镜侧DI40连接的图像信号发送部42。由DSP38处理后的图像信号经由内窥镜侧DI40传送至图像信号发送部42。从摄像部30对图像信号实施处理,根据被处理后的图像信号从图像信号发送部42将光信号朝向内窥镜用处理器装置11进行发送。图像信号发送部42,只要是能够照射用于光通信的光的发光设备即可,可以列举例如激光发光元件、发光二极管等。所谓激光发光元件,是指照射作为相干光的激光的元件,能够列举气体激光器、固体激光器、半导体激光器等。

[0068] 在内窥镜10的第1连接器18中至少配置图像信号发送部42。其他设备例如内窥镜侧DI40等也可以配置在内窥镜10的第1连接器18。

[0069] 内窥镜用处理器装置11具备:从图像信号发送部42接收光信号的图像信号接收部64;与图像信号接收部64连接的处理器装置侧DI70;和与处理器装置侧DI70连接的信号处理电路72。图像信号接收部64是将所接收的光信号变换成电信号的光接收设备,能够列举例如光电二极管、光电晶体管等半导体设备的光接收元件。电信号从图像信号接收部64经由处理器装置侧DI70在通过信号处理电路72进行模拟处理后输出至监视器19。

[0070] 本实施方式中,由图像信号发送部42和图像信号接收部64构成基于非接触式的光通信的图像信号收发单元。作为以非接触方式传送摄像部30的图像信号的图像信号发送部42、以及以非接触方式接收来自图像信号发送部42的信号的图像信号接收部64,不限于非接触式的光通信(光无线通信方式),能够采用无线通信方式、磁通信方式。所谓光无线通信方式,是指通过红外线等进行信号的收发的方式,所谓无线通信方式,是指通过无线通信(电波)进行信号的收发的方式,是指分别设置磁通信方式线圈,从发送侧的线圈使已调制的信号作为交流磁场而产生,通过在该交流磁场内配置的接收侧的线圈接收上述信号,通

过对该信号进行解调,从而进行信号的收发的方式。

[0071] 若将内窥镜10的第1连接器18安装于内窥镜用处理器装置11的第2连接器12,则图像信号发送部42与图像信号接收部64以可进行光通信的距离接近配置,被设定为可从图像信号发送部42向图像信号接收部64以非接触的方式进行光通信的状态。

[0072] 内窥镜10与内窥镜用处理器装置11之间的控制信号的收发,通过非接触式的光通信来进行。为了对摄像部30进行控制,在摄像部30连接TSG44与CPU46。TSG44和CPU46,将用于由摄像部30取得图像信号的驱动信号输出至摄像部30。在CPU46连接内窥镜侧通信接口(CI-communication Interface)48、以及内窥镜侧信号收发部50。内窥镜侧信号收发部50,是能够对内窥镜10与内窥镜用处理器装置11之间的控制信号进行非接触式的光收发的设备,具备:将控制信号作为光信号向内窥镜用处理器装置11进行光发送的发光设备、和将来自内窥镜用处理器装置11的控制信号作为光信号进行接收的光接收设备。作为内窥镜侧信号收发部50,例如可以列举具备对信号进行光发送(红外线)的红外线发光元件、和对信号进行光接收的光接收元件(光电二极管、光电晶体管等)的、基于IrDA(Infrared Data Association,红外数据协会)的非接触的光数据通信。在内窥镜10的第1连接器18至少配置内窥镜侧信号收发部50。其他设备、例如内窥镜侧CI48等也可以配置于内窥镜10的第1连接器18。

[0073] 内窥镜用处理器装置11具备:在与内窥镜10的内窥镜侧信号收发部50之间对控制信号进行非接触式的光收发的处理器装置侧信号收发部66、和与处理器装置侧信号收发部66连接的处理器装置侧CI74。处理器装置侧信号收发部66,是能够对内窥镜10与内窥镜用处理器装置11之间的控制信号进行非接触式的光收发的设备,具备:将控制信号作为光信号向内窥镜10进行光发送的发光设备、和将来自内窥镜10的控制信号作为光信号进行接收的光接收设备。作为处理器装置侧信号收发部66,可以列举具备与内窥镜侧信号收发部50不同的对信号进行光发送(红外线)的红外线发光元件、和与内窥镜侧信号收发部50不同的对信号进行光接收的光接收元件(光电二极管、光电晶体管等)的、基于IrDA(Infrared Data Association)的非接触的光数据通信。所谓红外线,一般是指具有 $0.7\mu\text{m}\sim 1\text{mm}$ 的波长的电磁波。

[0074] 若将内窥镜10的第1连接器18安装于内窥镜用处理器装置11的第2连接器12,则内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66以可进行光通信的距离接近配置,且被设定成在内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间可进行非接触式的光收发的状态。

[0075] 作为以非接触方式对控制摄像部30的控制信号进行收发的内窥镜侧信号收发部50,以及作为以非接触方式对来自内窥镜侧信号收发部50的控制信号进行收发的处理器装置侧信号收发部66,不限于非接触的光通信(光无线通信方式),还可以采用无线通信方式、磁通信方式。

[0076] 内窥镜用处理器装置11具备光源68。作为光源68,能够列举例如氙气灯、激光二极管、发光二极管等的半导体设备。内窥镜10具备光导52。在光导52的端部设置与光导连接的光导棒20。光导棒20从第1连接器18突出,且与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12连接。将光源68与光导棒20对准位置,来自光源68的光经由光导棒20和光导52传送至前端部14。

[0077] 内窥镜用处理器装置11具备控制部76,控制部76对构成内窥镜用处理器装置11的

内部电路的处理器装置侧DI70等以及光源68进行控制,并且向构成内窥镜10的内部电路的CPU46等发送控制信号,对内窥镜系统2整体进行控制。例如,内窥镜用处理器装置11具备输入装置80(操作开关、键盘等)。

[0078] 用户通过输入装置80指示输入内窥镜用处理器装置11的电源的接通/断开。基于该指示输入的控制信号,通过由处理器装置侧信号收发部66和内窥镜侧信号收发部50构成的非接触式的光通信单元,从内窥镜用处理器装置11的控制部76传送至内窥镜10的CPU46。

[0079] 另外,来自CPU46的控制信号也通过由处理器装置侧信号收发部66和内窥镜侧信号收发部50构成的非接触式的光通信单元,传送至内窥镜用处理器装置11的控制部76。

[0080] 图3是第1连接器18的外观图。另外,将内窥镜10的第1连接器18根据需要还称作内窥镜用连接器。如上所述,内窥镜10与内窥镜用处理器装置11之间,以非接触方式进行电力的接收以及供电、图像信号的发送和接收、控制信号的双向收发。不需要在第1连接器18设置与内窥镜用处理器装置11直接连接的电接点。因此,能够将第1连接器18设置成例如由具有电绝缘性且耐化学性优良的树脂覆盖的防水构造。通过将第1连接器18设置成防水构造,从而能够保护第1连接器18的内部的电气部件等免受清洗水等影响,不需要在清洗、消毒时安装另外的防水帽。

[0081] 如图所示,第1连接器18具备从第1连接器18朝向第2连接器12(未图示)突出的光导棒20和轴22。

[0082] 第1连接器18,例如从与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12连接的一侧起依次由第1连接器箱体18A、第2连接器箱体18B、第3连接器箱体18C、和包覆橡胶18D构成。

[0083] 光导棒20从具有与第2连接器12之间的连接面的第1连接器箱体18A朝向第2连接器12(插入方向)突出。在光导棒20的下方,与光导棒20大致平行地设置送气金属口21。送气金属口21,由于进行送气送水至内窥镜10的前端部14,因此与配设在内窥镜10的送气送水管路连通。

[0084] 轴22从第1连接器箱体18A的连接面沿着朝向第2连接器12的插入方向突出。轴22被用于内窥镜10的图像信号发送部42与内窥镜用处理器装置11的图像信号接收部64之间的位置对准。尤其,在轴22的中心轴的延长方向上配置图像信号发送部42。在轴22的前端,为了使光透射而设置窗口22A。经由该窗口22A,在图像信号发送部42与图像信号接收部64之间图像信号通信以非接触方式进行光收发。

[0085] 在第1连接器箱体18A的连接面,而且在与内窥镜侧信号收发部50对应的位置设置窗口23。经由该窗口23,在内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间控制信号通信控制以非接触方式进行光收发。

[0086] 在第1连接器箱体18A的内部、且与第1连接器箱体18A的连接面接近的位置配置电力接收部36。由于电力接收部36配置在第1连接器箱体18A的内部,因此未向外部露出。

[0087] 在第1连接器箱体18A的侧面设置送气/送水连接器24。送气/送水连接器24与送水箱(未图示)连接。通过对操作部15的送气/送水按钮进行操作,从而能够向前端部14供给空气或水。通过向前端部14供给的水,能将前端部14的透镜表面的污垢去除。另外,通过向前端部14供给的空气,扩张患者的管腔,或者将透镜的水滴去除。

[0088] 另外,在第1连接器箱体18A的与送气/送水连接器24相反侧的侧面配置吸引连接器(未图示)。通过在吸引连接器连接管子,从而能够使之与未图示的吸引装置连通。通过在

对吸引装置进行了驱动的状态下对操作部15的吸引按钮进行操作,从而能够从前端部14的钳子口吸引病变部等。

[0089] 本实施方式中,从插入方向来观察第1连接器18(从图中的箭头的方向来看),吸引连接器设置在与图像信号发送部42相反侧的侧面。即,吸引连接器配置在相对于轴22较远一侧的侧面。通过该构成,例如即使在从吸引连接器取下管子时病变部从吸引连接器飞溅出的情况下,也能够抑制轴22的窗口22A被污染。另一方面,由于吸引连接器配置在相对于电力接收部36较近的侧面,因此存在从吸引连接器附着病变部的情况。配置电力接收部36的第1连接器18的区域由平面构成,因此可容易地进行擦拭等清扫。

[0090] 在第2连接器箱体18B的侧面,设置有例如充气囊连接器(balloon connector)25。通过在充气囊连接器25连接管子,从而能够使设置在插入部13的充气囊(未图示)膨胀、收缩。在未在插入部13设置充气囊的内窥镜10的情况下,不需要在第1连接器18设置充气囊连接器25。

[0091] 另外,在第2连接器箱体18B的与充气囊连接器25相反侧的侧面配置副送水连接器(未图示)。通过在副送水连接器连接管子,从而能够向内窥镜10的前端部14供给水。通过经由副送水连接器向前端部14供给的水,冲洗附着在体腔的污物、内窥镜手术的出血等。

[0092] 在第3连接器箱体18C的侧面设置通气连接器26。通气连接器26被利用于对插入部13的漏气进行检查的检漏。通气连接器26,与第1连接器18的内部连通。由于第1连接器18的内部与通用软线17、操作部15、以及插入部13各自的内部连通,因此通气连接器26与插入部13的内部连通。

[0093] 另外,在第3连接器箱体18C的与通气连接器26相反侧的侧面配置S连接器27。S连接器27,是在例如使用电手术器(电手术刀)时,连接用于将泄露到内窥镜10的高频电流返回至电手术器的控制部的S软线的端子。

[0094] 在将第3连接器箱体18C的端部覆盖的位置配置包覆橡胶18D。通用软线17从包覆橡胶18D突出。

[0095] 图4是第1连接器的侧视图。作为本实施方式,优选光导棒20、轴22、与第1连接器18的外包装之间的位置关系在于,在对光导棒20与第1连接器18的外包装进行连接的直线SL的内侧配置轴22。通过在对光导棒20的前端、与形成轴22的一侧的第1连接器18的外包装进行连接的直线SL的内侧配置轴22,从而即使在第1连接器18落下等的情况下,也能够防止轴22与地面等接触。因此,能够防止轴22破损。

[0096] 图5是用于对内窥镜10的第1连接器18的内部布局进行说明的说明图。图5(A)是从插入方向来看第1连接器18的图,图5(B)是从侧面来看第1连接器18的图。如图所示,图像信号发送部42搭载在第1电路基板90。第1电路基板90,是用于对图像信号发送部42进行支撑的基材,是具有用于与图像信号发送部42电连接的布线的基材。作为第1电路基板90,能够列举刚性基板、柔性基板等。图像信号发送部42由例如激光发光元件构成。

[0097] 另外,内窥镜侧信号收发部50搭载在第2电路基板92。第2电路基板92是用于对内窥镜侧信号收发部50进行支撑的基材,是具有用于与内窥镜侧信号收发部50电连接的布线的基材。作为第2电路基板92,与第1电路基板90同样地,能够列举刚性基板、柔性基板等。内窥镜侧信号收发部50由例如IrDA构成。

[0098] 电力接收部36具备:例如铁氧体基板、和卷绕在铁氧体基板上的线圈。如图5(B)所

示,电力接收部36,与搭载图像信号发送部42的第1电路基板90、以及搭载内窥镜侧信号收发部50的第2电路基板92相比,配置在离第1连接器18的连接面更近的一侧。即,第1电路基板90,如后述那样,相对于电力接收部36配置在与供电部(未图示)相反的一侧。

[0099] 进而,如图5(A)所示,第1电路基板90配置于在第1连接器18与第2连接器12的插入方向上与电力接收部36部分重叠的位置。搭载图像信号发送部42的第1电路基板90,搭载有激光发光元件、激光发光元件用驱动器、外围电路、保护电路、以及连接器等,因此占有较大的面积。例如,第1电路基板90的大小为 $20\sim 40\text{mm}\times 20\sim 40\text{mm}$ 。另外,即使在电力接收部36中,以非接触的方式对电力进行电力接收的情况下,也需要某种程度的大小。例如,电力接收部36具有 $\phi 20\sim 50\text{mm}$ 的大小。在本实施方式中,通过将第1电路基板90与电力接收部36配置在插入方向上部分重叠的位置,从而从插入方向来看能够抑制第1连接器18的宽度方向的尺寸变大、即抑制第1连接器18的大型化。

[0100] 如本实施方式那样,即使将第1电路基板90与电力接收部36配置成在插入方向上部分重叠的情况下,也会如图5(B)的侧视图所示那样,第1连接器18的长度方向的尺寸较小。因为电力接收部36、以及第1电路基板90的厚度比较薄。

[0101] 进而,将电力接收部36与图像信号发送部42配置在插入方向上不重叠的位置。这是为了防止来自图像信号发送部42的光信号被电力接收部36遮住。

[0102] 另一方面,与本实施方式不同,例如,在第1连接器18与第2连接器12的插入方向上,将第1电路基板90与电力接收部36配置在沿着插入方向不重叠的位置,且从插入方向来看,将电力接收部36与第1电路基板90横向排列配置的情况下,第1连接器18的宽度方向的尺寸变大。若内窥镜10的第1连接器18的宽度方向的尺寸变大,则从清洗/消毒、搬运、保管等使用者的操作性的观点出发,或者从维持与已有装置(例如清洗装置)之间的互换性的观点出发,不优选。

[0103] 图6是用于说明内窥镜10的第1连接器18的其他内部布局的说明图。图6(A)是从插入方向来看第1连接器18的图,图6(B)是从侧面来看第1连接器18的图。图6的内窥镜10的第1连接器18的内部布局中,图像信号发送部42、以及内窥镜侧信号收发部50搭载在一体地构成的公共电路基板94上。在此,公共电路基板94,是用于对图像信号发送部42、以及内窥镜侧信号收发部50进行支撑的基材,且是具有用于与图像信号发送部42、以及内窥镜侧信号收发部50电连接的布线的基材。作为公共电路基板94,能够列举刚性基板、柔性基板等。例如,公共电路基板94的大小是 $30\sim 50\text{mm}\times 30\sim 50\text{mm}$ 。在公共电路基板94上,除了上述的激光发光元件、激光发光元件用驱动器、外围电路、以及保护电路之外,还搭载构成内窥镜侧信号收发部50的红外线通信元件、红外线通信驱动器、外围电路、以及连接器。

[0104] 通过采用公共电路基板94,从而与采用图5所示的第1电路基板90与第2电路基板92的情况相比较,能够减少第1连接器18中采用的电路基板的数量。通过设置为公共电路基板94,从而能够减少用于将公共电路基板94固定于第1连接器18的部件的数量以及空间,因此能够抑制第1连接器18变大。

[0105] 图7是表示将内窥镜10的第1连接器18与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12连接的状态的说明图。如图7所示,内窥镜10的第1连接器18,具有:电力接收部36、搭载图像信号发送部42的第1电路基板90、和搭载内窥镜侧信号收发部50的第2电路基板92。如图7所示,第1电路基板90相对于电力接收部36而言配置在与供电部62相反的一侧,且如图5所示

配置在插入方向上与电力接收部36部分重叠的位置。

[0106] 第2连接器12,具有:供电部62、搭载图像信号接收部64的第3电路基板96、和搭载处理器装置侧信号收发部66的第4电路基板98。

[0107] 第3电路基板96,是用于对图像信号接收部64进行支撑的基材,且是具有用于与图像信号接收部64电连接的布线的基材。第4电路基板98,是用于对处理器装置侧信号收发部66进行支撑的基材,且是具有用于与处理器装置侧信号收发部66电连接的布线的基材。作为第3电路基板96、以及第4电路基板98,可以列举刚性基板、柔性基板等。

[0108] 图像信号接收部64是光接收元件,例如由光电二极管构成。处理器装置侧信号收发部66例如由IrDA构成。

[0109] 供电部62配置在与第3电路基板96相比离第1连接器18的连接面更近的一侧。即,第3电路基板96相对于供电部62配置在与电力接收部36相反的一侧。进而,在第1连接器18与第2连接器12的插入方向上,第3电路基板96配置在与供电部62部分重叠的位置。通过使之构成为与第1连接器18的构成一致,从而能够抑制第2连接器12的宽度方向的尺寸变大。

[0110] 电力接收部36与供电部62、以及图像信号发送部42与图像信号接收部64,沿着第1连接器18与第2连接器12的插入方向对置配置。通过沿着插入方向使之对置配置,从而能够在电力接收部36与供电部62之间高效地进行电力的收发,另外,能够在图像信号发送部42与图像信号接收部64之间可靠地收发图像信号。在本实施方式中,图像信号发送部42配置在电力接收部36与供电部62之间的空间以外。由于图像信号发送部42不遮挡对置配置的电力接收部36与供电部62之间的空间,因此能够使图像信号发送部42不受电力接收部36与供电部62之间的磁通量的影响。

[0111] 内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66,沿着第1连接器18与第2连接器12的插入方向对置配置。更详细而言,内窥镜侧信号收发部50的发光元件与处理器装置侧信号收发部66的光接收元件对置配置,内窥镜侧信号收发部50的光接收元件与处理器装置侧信号收发部66的发光元件对置配置。

[0112] 如图7所示,电力接收部36与供电部62之间的距离,比图像信号发送部42与图像信号接收部64之间的距离、以及内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间的距离更短。这些距离,考虑能够实现以非接触方式进行的电力接收以及供电、图像信号的发送和接收、以及控制信号的收发的距离来决定。在此,所谓距离,是指最短距离。

[0113] 例如,电力接收部36与供电部62之间的距离为10mm以下,图像信号发送部42与图像信号接收部64之间的距离、以及内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间的距离大于10mm且为25mm以下。其中,并不限定于该距离。另外,如图7所示,构成为电力接收部36与供电部62之间不被金属部件遮挡。由于不被金属部件遮挡,因此不会产生金属部件发热等问题。在此,所谓遮挡,还包含对电力接收部36与供电部62之间进行部分遮挡的情况。

[0114] 图8是表示对内窥镜10的第1连接器18与内窥镜用处理器装置11的第2连接器12进行了连接的其他状态的说明图。电力接收部36与供电部62之间的距离、和图像信号发送部42与图像信号接收部64之间的距离、以及内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间的距离的关系,与图7的实施方式不同。

[0115] 如图8所示,电力接收部36与供电部62之间的距离,比图像信号发送部42与图像信

号接收部64之间的距离、以及内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间的距离短,进而图像信号发送部42与上述图像信号接收部64之间的距离比内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间的距离长。例如,电力接收部36与供电部62之间的距离为10mm以下,内窥镜侧信号收发部50与处理器装置侧信号收发部66之间的距离大于10mm且为15mm以下,图像信号发送部42与图像信号接收部64之间的距离大于15mm且为25mm以下。但是,并不限定于该距离。

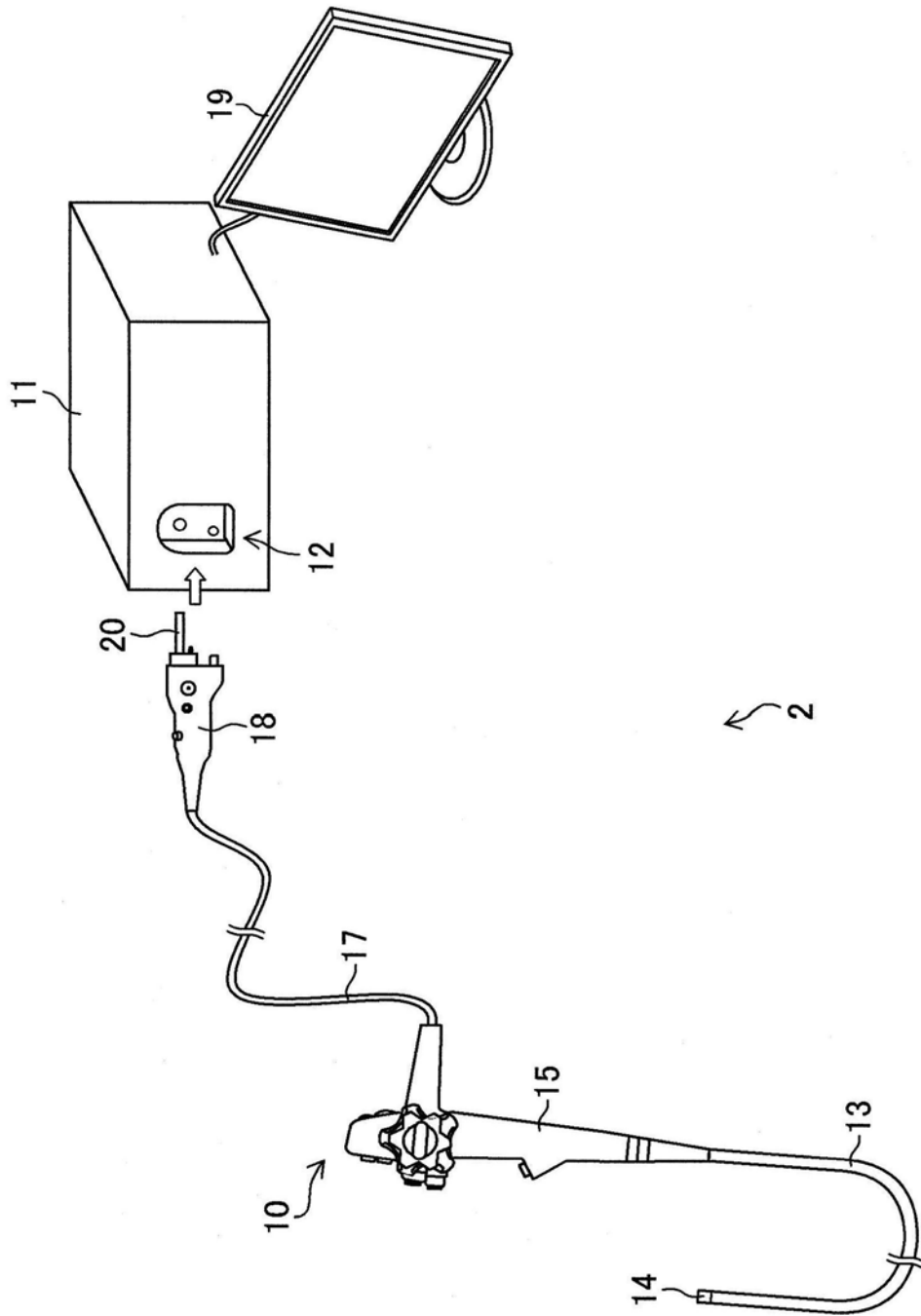


图1

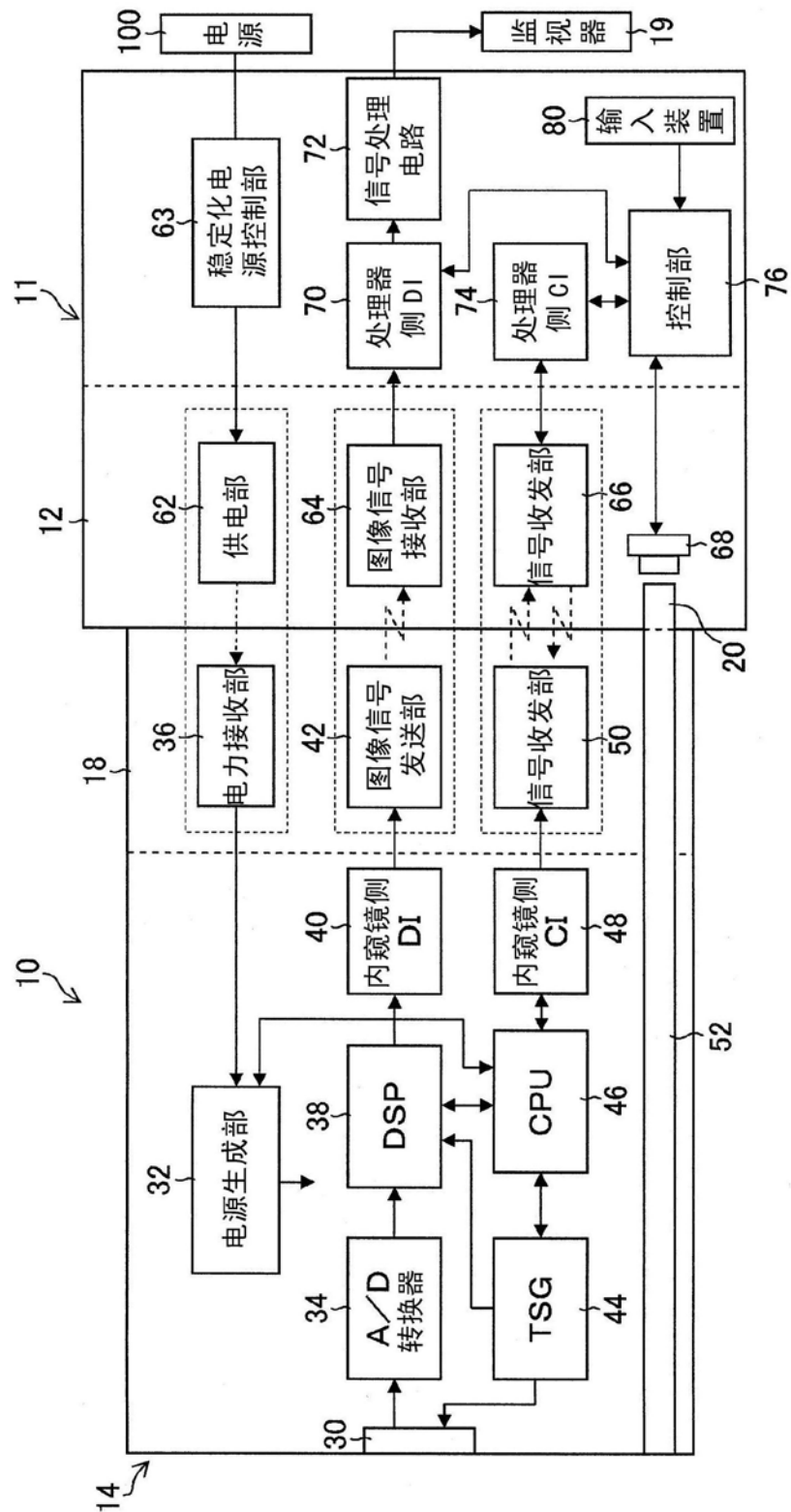


图2

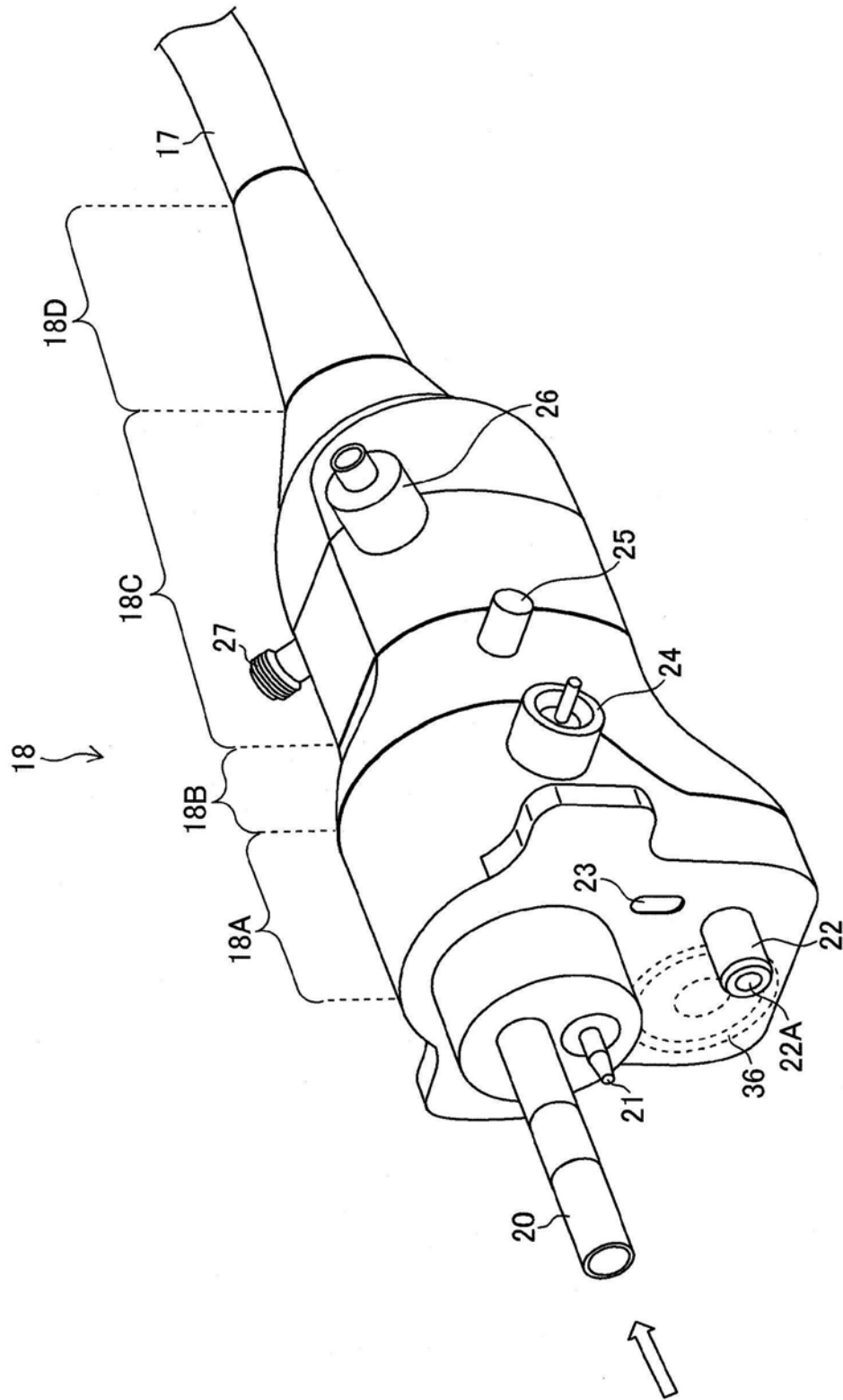


图3

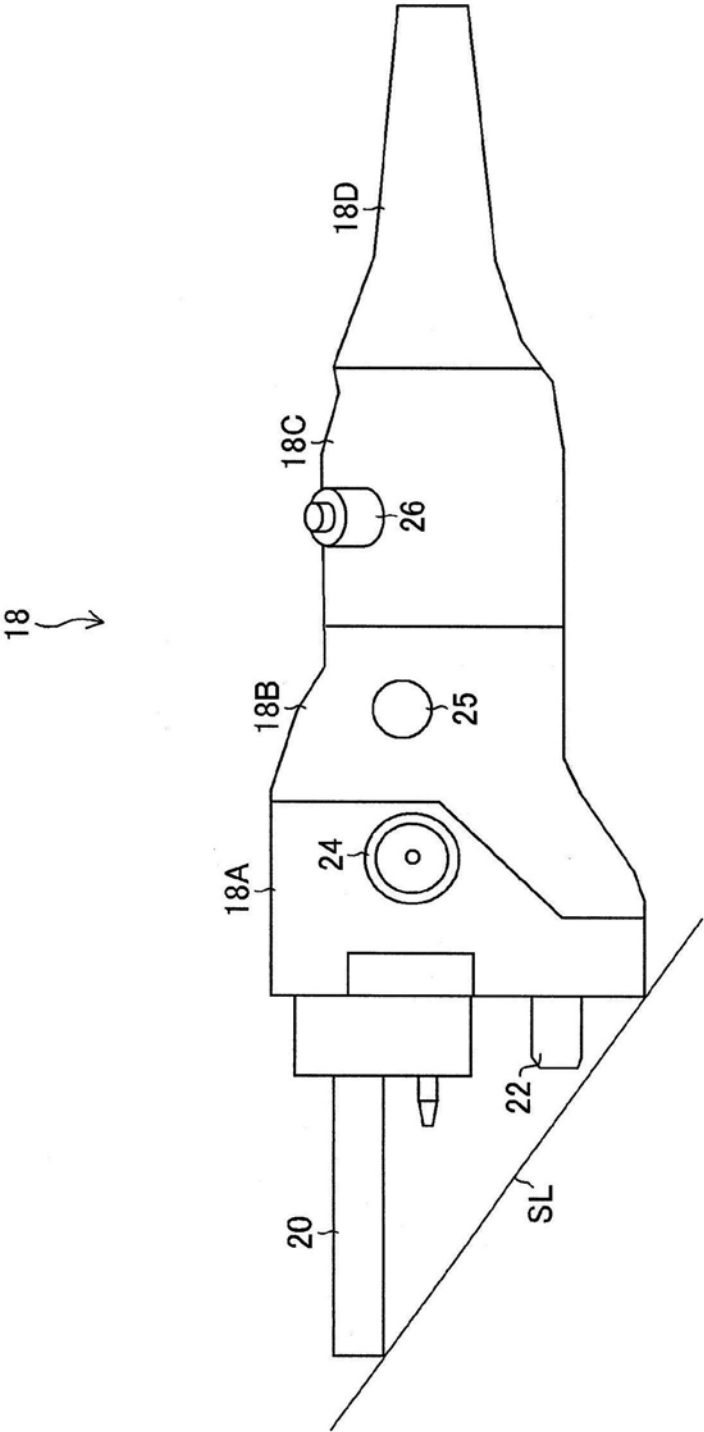


图4

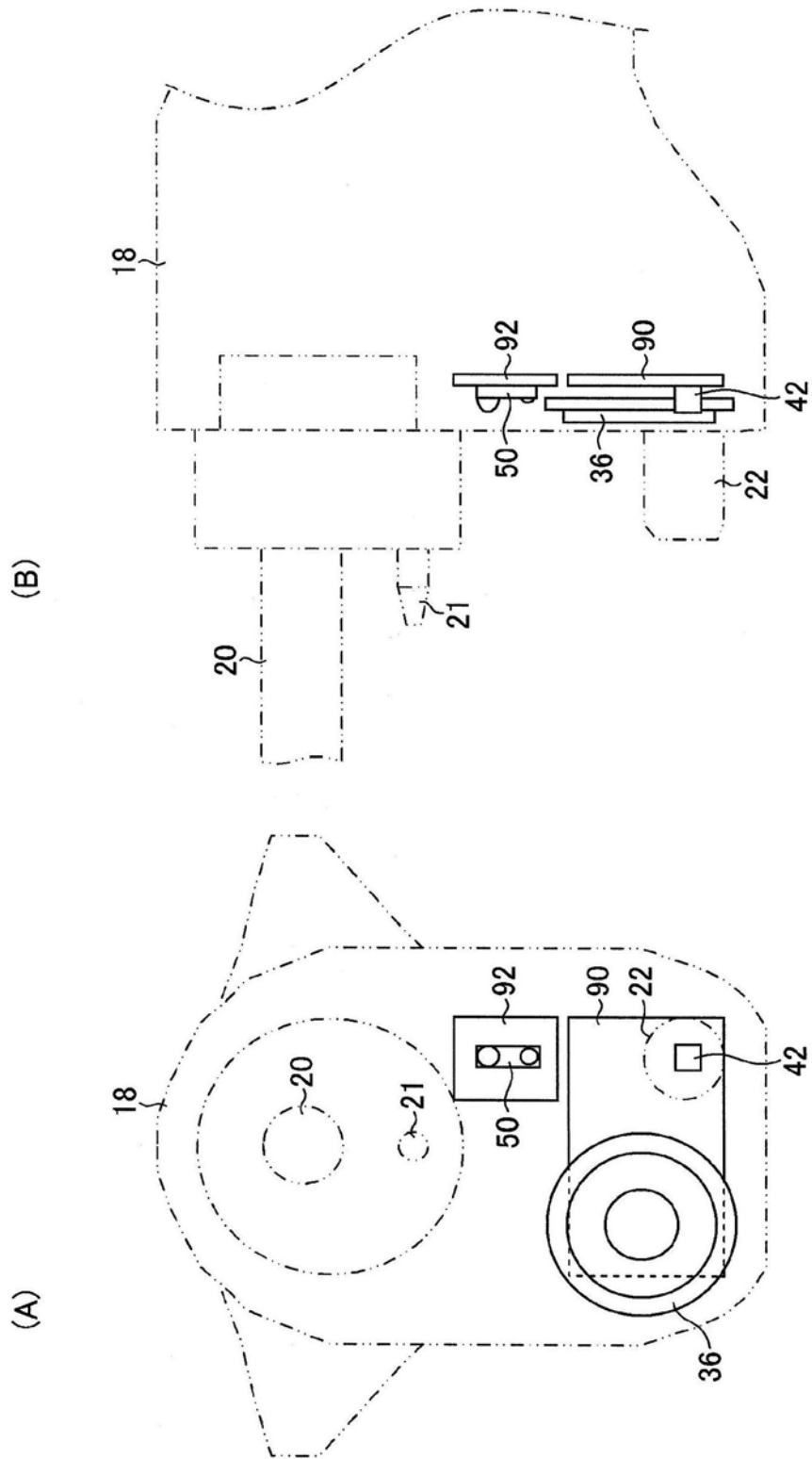


图5

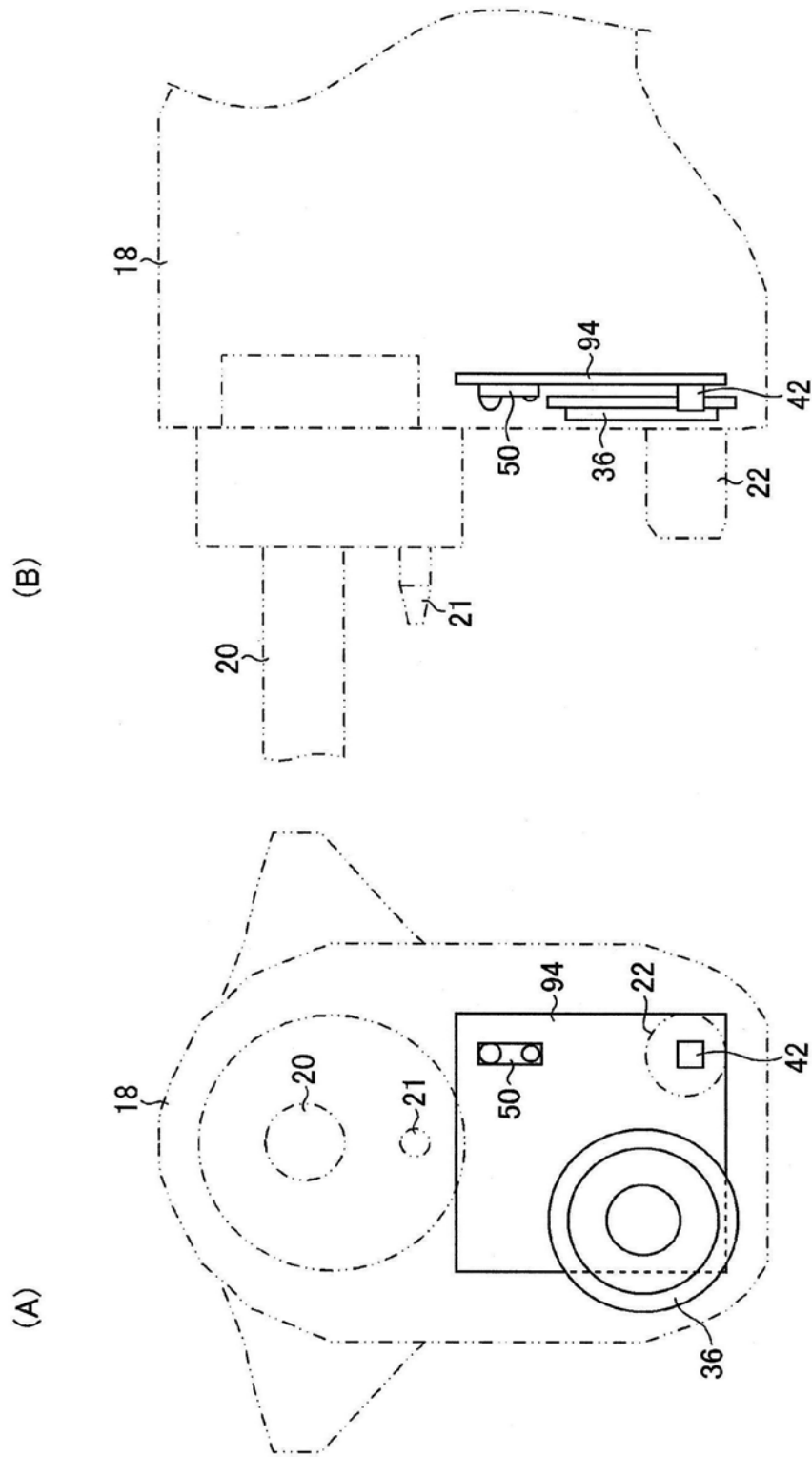


图6

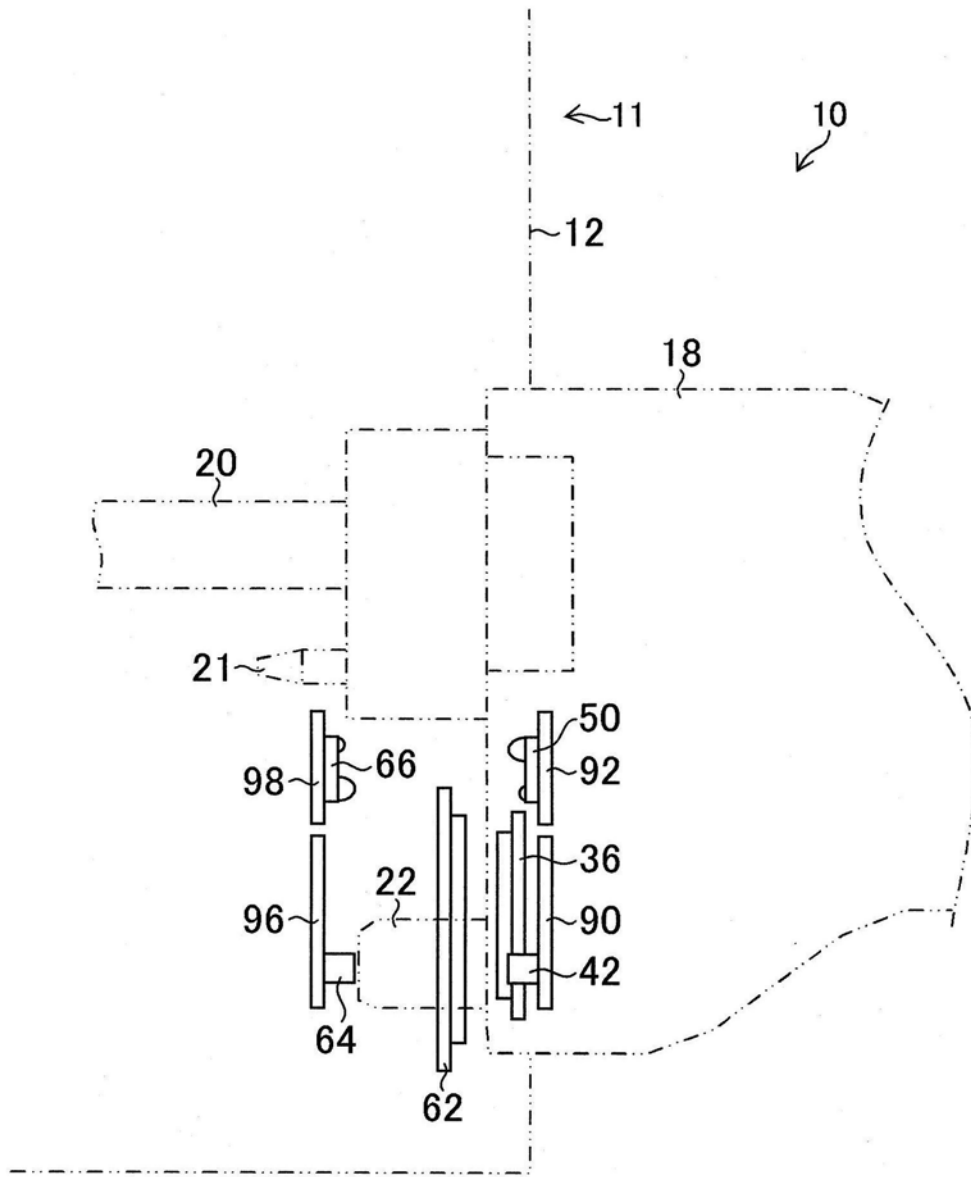


图7

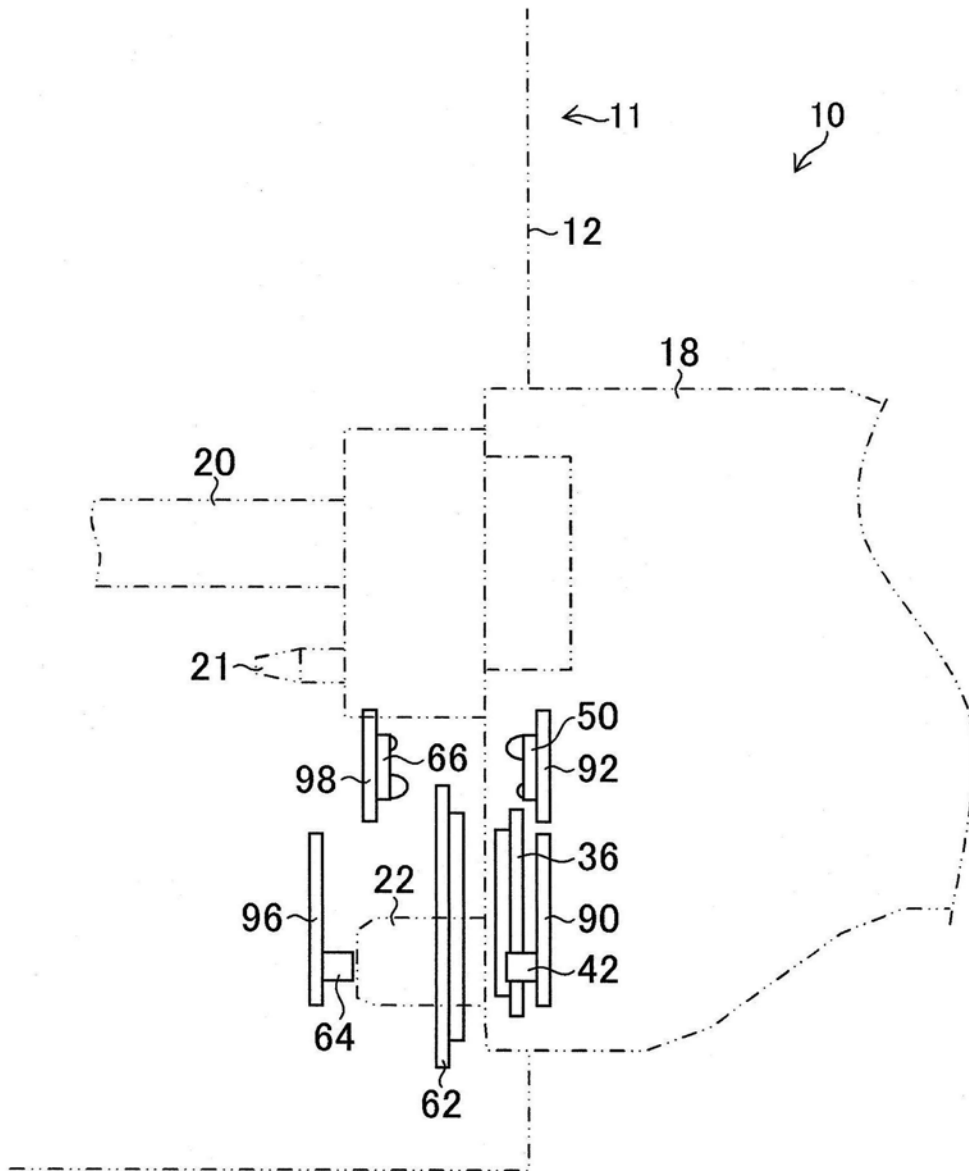


图8

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN107811599B	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201711247628.1	申请日	2015-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	原和义 福島公威		
发明人	原和义 福島公威		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/015 A61B1/045 A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00013 A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00105 A61B1/00121 A61B1/00126 A61B1/015 A61B1/045		
审查员(译)	李坤		
优先权	2014198944 2014-09-29 JP		
其他公开文献	CN107811599A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够抑制内窥镜的第1连接器的大型化，且能够以非接触方式进行电力供给、以及以非接触方式进行信号传送的内窥镜系统。在所述内窥镜系统中，电力接收部(36)与供电部(62)沿着第1连接器(18)与第2连接器(12)的插入方向对置配置，且图像信号发送部(42)与图像信号接收部(64)沿着第1连接器(18)与第2连接器(12)的插入方向对置配置，第1电路基板(90)相对于电力接收部(36)配置在与供电部(62)相反的一侧，且配置在插入方向上与电力接收部(36)部分重叠的位置，并且将电力接收部(36)与图像信号发送部(42)配置成在插入方向上不重叠。

