



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102395309 A

(43) 申请公布日 2012. 03. 28

(21) 申请号 201080016697. 1

(22) 申请日 2010. 04. 19

(30) 优先权数据

2009-102961 2009. 04. 21 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/002822 2010. 04. 19

(87) PCT申请的公布数据

W02010/122770 JA 2010. 10. 28

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

申请人 奥林巴斯医疗株式会社

(72) 发明人 加藤秀一 川田晋 本田真

(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 于靖帅

(51) Int. Cl.

A61B 1/06 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

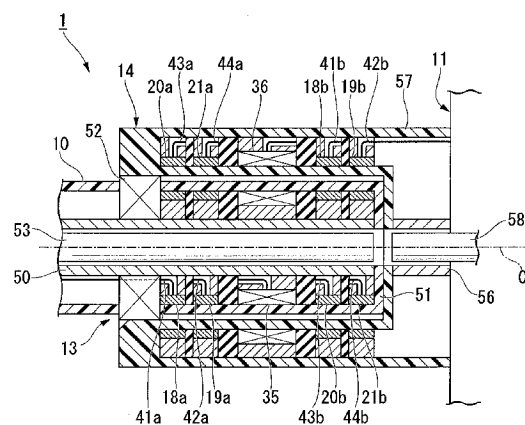
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 9 页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

一种内窥镜系统,其具备:内窥镜镜体插入部,其具有插入活体内部的插入部,该插入部设有能够观察前端侧的观察单元;设于上述活体的外部的活体外装置;第一镜体侧信号连接部,其设于上述内窥镜镜体插入部中,具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第一电极;以及筒状的第一活体外侧信号连接部,其设于上述活体外装置中,具有与上述活体外装置电连接的第二电极,该第一活体外侧信号连接部与上述第一镜体侧信号连接部卡合,上述第一镜体侧信号连接部的至少一部分在与上述第一活体外侧信号连接部卡合时,配置于上述第一活体外侧信号连接部的筒内空间中,上述第一电极和上述第二电极静电耦合。



1. 一种内窥镜系统,其具备:

内窥镜镜体插入部,其具有插入活体内部的插入部,该插入部设有能够观察前端侧的观察单元;

设于上述活体的外部的活体外装置;

第一镜体侧信号连接部,其设于上述内窥镜镜体插入部中,具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第一电极;以及

筒状的第一活体外侧信号连接部,其设于上述活体外装置中,具有与上述活体外装置电连接的第二电极,该第一活体外侧信号连接部与上述第一镜体侧信号连接部卡合,

上述第一镜体侧信号连接部的至少一部分在与上述第一活体外侧信号连接部卡合时,配置于上述第一活体外侧信号连接部的筒内空间中,上述第一电极和上述第二电极静电耦合。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

该内窥镜系统还具有:

镜体侧电力连接部,其设于上述内窥镜镜体插入部中,具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第一线圈;以及

筒状的活体外侧电力连接部,其设于上述活体外装置中,具有与上述活体外装置电连接的第二线圈,该活体外侧电力连接部与上述镜体侧电力连接部卡合,

上述镜体侧电力连接部的至少一部分在与上述活体外侧电力连接部卡合时,配置于上述活体外侧电力连接部的筒内空间中,上述第一线圈和上述第二线圈电磁耦合。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

该内窥镜系统还具有:

第二镜体侧信号连接部,其设于上述内窥镜镜体插入部中,具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第三电极;以及

筒状的第二活体外侧信号连接部,其设于上述活体外装置中,具有与上述活体外装置电连接的第四电极,该第二活体外侧信号连接部与上述第二镜体侧信号连接部卡合,

上述第二镜体侧信号连接部的至少一部分在与上述第二活体外侧信号连接部卡合时,配置于上述第二活体外侧信号连接部的筒内空间中,上述第三电极和上述第四电极静电耦合,

上述第三电极与上述第四电极间的静电耦合涉及的信号和上述第一电极与上述第二电极间的静电耦合涉及的信号的相位相反。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

上述内窥镜镜体插入部构成为,能够相对于上述活体外装置以上述第一活体外侧信号连接部的轴为中心旋转。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

该内窥镜系统还具备相对介电常数大于1的固体或液体的电介质,

当上述第一镜体侧信号连接部与上述第一活体外侧信号连接部卡合时,在上述第一电极与上述第二电极之间配置有上述电介质。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

上述第一镜体侧信号连接部形成为筒状,内部具有筒内空间。

7. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其中,
该内窥镜系统还具备插入到上述第一镜体侧信号连接部的上述筒内空间的光导。
8. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统,其中,
上述镜体侧电力连接部形成为筒状,内部具有筒内空间,
上述第一镜体侧信号连接部配置于上述镜体侧电力连接部的筒内空间的外侧。
9. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统,其中,
上述镜体侧电力连接部形成为筒状,内部具有筒内空间,
上述第一镜体侧信号连接部的全部或一部分配置于上述镜体侧电力连接部的筒内空间中。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及通过静电耦合传递信号的内窥镜系统。

[0002] 本申请基于 2009 年 4 月 21 日在日本提出的特愿 2009-102961 号申请主张优先权，并在此引用其内容。

背景技术

[0003] 通常，内窥镜系统具备：具有用于插入活体内部的插入部的内窥镜镜体插入部；以及设于活体外部的监视器等活体外装置。为了从内窥镜镜体插入部和活体外装置中的一方向另一方传递信号，内窥镜镜体插入部和活体外装置分别具备电极，使这些电极直接相互接触，传递控制信号和影像信号等。

[0004] 这里，当将插入部插入到活体内时，活体的体液等附着于插入部，因此，在使用后需要使用消毒液等对插入部等进行消毒、灭菌。此时，若在消毒后的电极上存在消毒液的擦拭残留物，则该电极有可能腐蚀。

[0005] 因此，例如如专利文献 1 所示，提出了这样的电子内窥镜系统：不使电极彼此直接接触，而是通过静电耦合传递信号。

[0006] 在该电子内窥镜系统中，内窥镜镜体插入部所具备的通用塞绳连接在活体外装置上。通用塞绳与活体外装置的连接部设有能够相互装卸的一对连接器（信号连接部）。

[0007] 内窥镜镜体插入部侧的连接器具备：配置于中央部的圆形的第一焊盘（电极）；以及以包围该第一焊盘的方式配置的环状的第二焊盘。并且，活体外装置侧的连接器具备：配置于中央部的第三焊盘；以及以包围该第三焊盘的方式配置的环状的第四焊盘。

[0008] 在将一对连接器彼此装配起来时，第一焊盘与第三焊盘、第二焊盘与第四焊盘分别在通用塞绳的延长方向上对置，并且对置的焊盘相互接近。

[0009] 通过第一焊盘与第三焊盘的静电耦合，从内窥镜镜体插入部向活体外装置传递活体内的图像信息，通过第二焊盘与第四焊盘的静电耦合，从活体外装置向内窥镜镜体插入部传递控制信号等。

[0010] 在该电子内窥镜系统中，第一焊盘和第三焊盘由绝缘体覆盖。因此，即便使用消毒液对内窥镜镜体插入部进行清洗，也能防止这些焊盘腐蚀，内窥镜镜体插入部的清洗变得容易，还能够防止内窥镜镜体插入部的腐蚀。

[0011] 现有技术文献

[0012] 专利文献

[0013] 专利文献 1：日本特开 2007-97767 号公报

发明内容

[0014] 发明所要解决的课题

[0015] 但是，在上述专利文献 1 的电子内窥镜系统中，例如在确保相互对置配置的焊盘的面积较广的情况下，需要加大连接部的在与通用塞绳的延长方向正交的方向上的外径，

通用塞绳的操作性变差。

[0016] 本发明就是鉴于这种问题点而完成的,提供一种内窥镜系统,该内窥镜系统清洗容易,并且即便在确保静电耦合用的电极面积较广的情况下,也能够抑制信号连接部的外径增大。

[0017] 用于解决课题的手段

[0018] 为了解决上述课题,本发明提出以下的手段。

[0019] 本发明一个方式的内窥镜系统具备:内窥镜镜体插入部,其具有插入活体内部的插入部,该插入部设有能够观察前端侧的观察单元;设于上述活体的外部的活体外装置;第一镜体侧信号连接部,其设于上述内窥镜镜体插入部中,具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第一电极;以及筒状的第一活体外侧信号连接部,其设于上述活体外装置中,具有与上述活体外装置电连接的第二电极,该第一活体外侧信号连接部与上述第一镜体侧信号连接部卡合,上述第一镜体侧信号连接部的至少一部分在与上述第一活体外侧信号连接部卡合时,配置于上述第一活体外侧信号连接部的筒内空间中,上述第一电极和上述第二电极静电耦合。

[0020] 另外,在本说明书中,所谓筒状不仅包括圆、长且中空形状,还包括包围中空部分的壁状部分的一部分欠缺的形状、即从长度方向观察为大致C字状的形状。

[0021] 并且,更优选在上述内窥镜系统中还具有:镜体侧电力连接部,其设于上述内窥镜镜体插入部中,具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第一线圈;以及筒状的活体外侧电力连接部,其设于上述活体外装置中,具有与上述活体外装置电连接的第二线圈,该活体外侧电力连接部与上述镜体侧电力连接部卡合,上述镜体侧电力连接部的至少一部分在与上述活体外侧电力连接部卡合时,配置于上述活体外侧电力连接部的筒内空间中,上述第一线圈和上述第二线圈电磁耦合。

[0022] 并且,更优选在上述内窥镜系统中还具有:第二镜体侧信号连接部,其设于上述内窥镜镜体插入部中,具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第三电极;以及筒状的第二活体外侧信号连接部,其设于上述活体外装置,具有与上述活体外装置电连接的第四电极,该第二活体外侧信号连接部与上述第二镜体侧信号连接部卡合,上述第二镜体侧信号连接部的至少一部分在与上述第二活体外侧信号连接部卡合时,配置于上述第二活体外侧信号连接部的筒内空间中,上述第三电极和上述第四电极静电耦合,上述第三电极与上述第四电极间的静电耦合涉及的信号和上述第一电极与上述第二电极间的静电耦合涉及的信号的相位相反。

[0023] 并且,在上述内窥镜系统中,更优选的是,上述内窥镜镜体插入部构成为,能够相对于上述活体外装置以上述第一活体外侧信号连接部的轴为中心旋转。

[0024] 并且,在上述内窥镜系统中,更优选的是,该内窥镜系统还具备相对介电常数大于1的固体或液体的电介质,当上述第一镜体侧信号连接部与上述第一活体外侧信号连接部卡合时,在上述第一电极与上述第二电极之间配置有上述电介质。

[0025] 并且,在上述内窥镜系统中,更优选的是,上述第一镜体侧信号连接部形成为筒状,内部具有筒内空间。

[0026] 并且,在上述内窥镜系统中,更优选的是,该内窥镜系统还具备插入到上述第一镜体侧信号连接部的上述筒内空间的光导。

[0027] 并且,在上述内窥镜系统中,更优选的是,上述镜体侧电力连接部形成为筒状,内部具有筒内空间,上述第一镜体侧信号连接部配置于上述镜体侧电力连接部的筒内空间的外侧。

[0028] 并且,在上述内窥镜系统中,更优选的是,上述镜体侧电力连接部形成为筒状,内部具有筒内空间,上述第一镜体侧信号连接部的全部或一部分配置于上述镜体侧电力连接部的筒内空间中。

[0029] 根据本发明,具备镜体侧电力连接部和活体外侧电力连接部,即便在活体外装置与内窥镜镜体插入部之间供给电力的情况下,也能够缩短作为第一镜体侧信号连接部和镜体侧电力连接部的整体的轴线方向的长度。

[0030] 发明效果

[0031] 根据本发明的内窥镜系统,清洗容易,并且即便在确保静电耦合用的电极面积较广的情况下,也能够抑制信号连接部的外径增大。

附图说明

[0032] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的内窥镜系统的整体结构的图。

[0033] 图 2 是表示该内窥镜系统的结构的框图。

[0034] 图 3 是表示该内窥镜系统的信号传送部的结构的框图。

[0035] 图 4 是将该内窥镜系统的镜体侧连接器与活体外侧连接器连接起来的状态的剖视图。

[0036] 图 5 是该内窥镜系统的镜体侧连接器的剖视图。

[0037] 图 6 是该内窥镜系统的活体外侧连接器的剖视图。

[0038] 图 7 是表示该信号传送装置的信号传送部的信号传递的动作的时序图。

[0039] 图 8 是将本发明的第一实施方式的镜体侧连接器与活体外侧连接器连接起来的状态的剖视图。

[0040] 图 9 是该内窥镜系统的镜体侧连接器的剖视图。

[0041] 图 10 是该内窥镜系统的活体外侧连接器的剖视图。

具体实施方式

[0042] (第一实施方式)

[0043] 下面,参照图 1 至图 7 说明本发明的内窥镜系统的第一实施方式。如图 1 所示,该内窥镜系统 1 是将插入部 2 插入活体来观察活体内部的装置。

[0044] 本实施方式的内窥镜系统 1 具备:内窥镜镜体插入部 4,其具有插入部 2,该插入部 2 设有能够观察前端侧的 CCD(观察单元)3;以及设于活体外部的活体外装置 5。

[0045] 内窥镜镜体插入部 4 具备:插入部 2,其由具有挠性的材料形成,在前端侧设有弯曲部 8;操作部 9,其安装于插入部 2 的基端部,设有对弯曲部 8 进行弯曲操作的角度旋钮等;以及通用塞绳 10,其与操作部 9 和活体外装置 5 连接。

[0046] 在插入部 2 的前端部、即弯曲部 8 的前端侧,例如设有作为聚光光学系统的未图示的照明单元和 CCD 3。照明单元利用通过后述的镜体侧光导 53 及活体外侧光导 58 引导来的照明光对插入部 2 的前端侧进行照明。

[0047] 活体外装置 5 具备作为基体的主体部 11、以及显示来自 CCD 3 的影像信号的显示单元 12。在通用塞绳 10 的基端部和主体部 11 之间设有镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14。镜体侧连接器 13 与活体外侧连接器 14 能够相互连接 / 分离。

[0048] 另外,在本实施方式中,镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 设于通用塞绳 10 的基端部与主体部 11 之间,因此,通用塞绳 10 构成了内窥镜镜体插入部 4 的一部分。但是,镜体侧连接器和活体外侧连接器也可以设于通用塞绳 10 的前端部与操作部 9 之间。在该情况下,通用塞绳构成活体外装置 5 的一部分。

[0049] 即,和镜体侧连接器与活体外侧连接器的连接部分相比,插入部 2 侧成为内窥镜镜体插入部,主体部 11 侧成为活体外装置。

[0050] 并且,设置镜体侧连接器与活体外侧连接器的组合的位置没有特别限制,可以在通用塞绳 10 中或插入部 2 中。

[0051] 如图 2 所示,内窥镜系统 1 具备信号传送部 15a、15b,所述信号传送部 15a、15b 对信号进行编码而通过静电耦合来传递信号,并且,对传递来的信号进行解码。如后面详细描述的那样,通过信号传送部 15a 从内窥镜镜体插入部 4 向活体外装置 5(上行方向)传递信号,通过信号传送部 15b 从活体外装置 5 向内窥镜镜体插入部 4(下行方向)传递信号。

[0052] 信号传送部 15a 和信号传送部 15b 的结构相同,因此,仅详细说明信号传送部 15a。信号传送部 15a 与信号传送部 15b 的对应要素在标号上赋予同一数字,并对信号传送部 15a 的要素在数字后赋予标号“a”,对信号传送部 15b 的要素在数字后赋予标号“b”加以区别。

[0053] 内窥镜镜体插入部 4 具有:控制 CCD 3 的驱动状态的 CCD 驱动电路 26;对由 CCD 3 拍摄的图像数据(影像信号)等进行处理影像信号处理电路 27;将由影像信号处理电路 27 得到的模拟信号转换为数字信号的 A/D 转换电路 28;将交流电流转换为直流电流的整流电路 29;以及调整直流电流的电压的 DC/DC 转换器 30。

[0054] 并且,内窥镜镜体插入部 4 还具有:将信号编码后输送的上行发送部 16a;以及对接收到的信号进行解码的下行接收部 17b。

[0055] 活体外装置 5 的主体部 11 具有:对内窥镜镜体插入部 4 和活体外装置 5 进行控制并处理影像信号的系统控制部 33;对后述的一次线圈环 36 的驱动状态进行控制的一次线圈驱动电路 34;对接收到的信号进行解码的上行接收部 17a;以及将信号编码后输送的下行发送部 16b。

[0056] 镜体侧连接器 13 具有:供给电力的二次线圈环(第一线圈)35;通过静电耦合来输送信号的发送用环(第一电极)18a 和发送用环(第三电极)19a;以及通过静电耦合来接收信号的接收用环(第一电极)20b 和接收用环(第三电极)21b。

[0057] 并且,活体外侧连接器 14 具有:供给电力的一次线圈环(第二线圈)36;通过静电耦合来接收信号的接收用环(第二电极)20a 和接收用环(第四电极)21a;以及通过静电耦合来发送信号的发送用环(第二电极)18b 和发送用环(第四电极)19b。

[0058] 由上行发送部 16a、上行接收部 17a、发送用环 18a、发送用环 19a、接收用环 20a 以及接收用环 21a 构成信号传送部 15a,由下行发送部 16b、下行接收部 17b、发送用环 18b、发送用环 19b、接收用环 20b 以及接收用环 21b 构成信号传送部 15b。

[0059] 接着,说明信号传送部 15a 的详细结构。

[0060] 如图 3 所示,上行发送部 16a 具有:调制电路 39a,其对从 A/D 转换电路 28 传递来

的数字信号（数据）进行调制而进行曼彻斯特编码；以及与调制电路 39a 连接的驱动电路 40a。驱动电路 40a 对由调制电路 39a 调制后的编码数据以及根据该编码数据生成的相位相反的数据的电流进行放大或阻抗变换而分别输出至传送线 41a、42a 的一端。

[0061] 传送线 41a、42a 的另一端分别与发送用环 18a、19a 电连接。并且，接收用环 20a、21a 分别与传送线 43a、44a 的一端电连接。

[0062] 上行接收部 17a 具有：二值化电路 45a，其与传送线 43a、44a 的另一端连接，对各数据的电平进行检测；时钟再生电路 46a，其与二值化电路 45a 连接，利用编码数据再生时钟；以及解调电路 47a，其与二值化电路 45a 及时钟再生电路 46a 连接，进行编码数据的解调。

[0063] 由解调电路 47a 解调后的影像信号被传递至系统控制部 33。

[0064] 接着，对镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 的结构进行说明。

[0065] 如图 4 所示，镜体侧连接器 13 形成为圆筒状，活体外侧连接器 14 以围绕镜体侧连接器 13 的外周面的方式形成为圆筒状。通过将镜体侧连接器 13 卡合于活体外侧连接器 14 中，连接镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14，通过解除该卡合，分离镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14。另外，在将镜体侧连接器 13 连接于活体外侧连接器 14 上时，镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 配置于共同的轴线（筒轴）C1 上。

[0066] 镜体侧连接器 13 具备：形成为管状且配置于轴线 C1 上的镜体侧轴部件 50；形成为圆筒状的发送用环 18a、19a、接收用环 20b、21b 和二次线圈环 35；镜体侧包覆部件 51，其由电介质构成，设置成覆盖这些发送用环 18a、19a、接收用环 20b、21b 和二次线圈环 35 的外周面及端部；以及形成为环状的轴承 52。

[0067] 发送用环 18a、19a、二次线圈环 35 以及接收用环 20b、21b 配置成沿着轴线 C1 延伸，并分别支承于由具有绝缘性的材料形成的支承部件上。

[0068] 发送用环 18a、19a、二次线圈环 35 以及接收用环 20b、21b 按照该顺序从镜体侧轴部件 50 的前端侧向基端侧排列，并隔着支承部件分别安装于镜体侧轴部件 50 上。并且，在发送用环 18a 与发送用环 19a 之间、发送用环 19a 与二次线圈环 35 之间、二次线圈环 35 与接收用环 20b 之间、以及接收用环 20b 与接收用环 21b 之间分别设有用于遮断电磁影响的屏蔽部件。

[0069] 轴承 52 设定为比镜体侧包覆部件 51 稍微向径向外侧突出并露出。轴承 52 的外周面及内周面沿着轴线 C1 配置。轴承 52 的外周面相对于内周面能够绕轴线 C1 以降低摩擦力的状态旋转。

[0070] 并且，在镜体侧轴部件 50 内，贯穿插入有向未图示的照明单元引导照明光的镜体侧光导 53。

[0071] 如图 5 所示，镜体侧连接器 13 由第一镜体侧信号连接部 D1、D2、镜体侧电力连接部 D3、以及第二镜体侧信号连接部 D4、D5 一体地构成，所述第一镜体侧信号连接部 D1、D2 分别具有作为第一电极的发送用环 18a、接收用环 20b，所述镜体侧电力连接部 D3 具有作为第一线圈的二次线圈环 35，所述第二镜体侧信号连接部 D4、D5 分别具有作为第三电极的发送用环 19a、接收用环 21b。

[0072] 这些第一镜体侧信号连接部 D1、D2、镜体侧电力连接部 D3、第二镜体侧信号连接部 D4、D5 分别形成为圆筒状并具有相同的内径和外径，以各自的轴线与轴线 C1 一致的方式

彼此在轴线 C1 方向上错开位置配置。

[0073] 换言之,第一镜体侧信号连接部 D1、D2 配置于在镜体侧电力连接部 D3 的内部形成的空间即筒内空间 S0 的外侧。

[0074] 再次回到图 4 进行说明。活体外侧连接器 14 具备:形成为管状且配置于轴线 C1 上的活体外侧轴部件 56;形成为圆筒状的接收用环 20a、21a、发送用环 18b、19b 和一次线圈环 36;以及活体外侧包覆部件 57,其由电介质构成,设置成覆盖这些接收用环 20a、21a、发送用环 18b、19b 和一次线圈环 36 的内周面、外周面及端部。

[0075] 接收用环 20a、21a、一次线圈环 36 和发送用环 18b、19b 配置成沿着轴线 C1 延伸,并分别安装于由具有绝缘性的材料形成的支承部件上。

[0076] 接收用环 20a、21a、一次线圈环 36 和发送用环 18b、19b 以按照该顺序接近主体部 11 的方式安装于活体外侧包覆部件 57 内。并且,在接收用环 20a 与接收用环 21a 之间、接收用环 21a 与一次线圈环 36 之间、一次线圈环 36 与发送用环 18b 之间、以及发送用环 18b 与发送用环 19b 之间分别设有用于遮断电磁影响的屏蔽部件。

[0077] 并且,在活体外侧轴部件 56 内,贯穿插入有对从设于主体部 11 内的未图示的发光装置发出的照明光进行引导的活体外侧光导 58。

[0078] 作为镜体侧包覆部件 51 和活体外侧包覆部件 57,在本实施方式中,使用相对介电常数为 2.95 的聚碳酸酯。

[0079] 并且,当连接镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 时,发送用环 18a 与接收用环 20a、发送用环 19a 与接收用环 21a、线圈环 35 与一次线圈环 36、接收用环 20b 与发送用环 18b、以及接收用环 21b 与发送用环 19b 相互对置。

[0080] 如图 6 所示,活体外侧连接器 14 由第一活体侧信号连接部 D6、D7、活体外侧电力连接部 D8、以及第二活体外侧信号连接部 D9、D10 一体地构成,所述第一活体侧信号连接部 D6、D7 分别具有作为第二电极的接收用环 20a、发送用环 18b,所述活体外侧电力连接部 D8 具有作为第二线圈的一次线圈环 36,所述第二活体外侧信号连接部 D9、D10 分别具有作为第四电极的接收用环 21a、发送用环 19b。

[0081] 这些第一活体外侧信号连接部 D6、D7、活体外侧电力连接部 D8、第二活体外侧信号连接部 D9、D10 分别形成为圆筒状并具有相同的内径和外径,以各自的轴线与轴线 C1 一致的方式彼此在轴线 C1 方向上错开位置配置。

[0082] 即,第一活体外侧信号连接部 D6 的筒内空间 S1、第一活体外侧信号连接部 D7 的筒内空间 S2、活体外侧电力连接部 D8 的筒内空间 S3、第二活体外侧信号连接部 D9 的筒内空间 S4、以及第二活体外侧信号连接部 D10 的筒内空间 S5 彼此不重叠而是在轴线 C1 方向上错开位置配置。

[0083] 并且,如图 4 所示,当在使镜体侧连接器 13 的轴线与活体外侧连接器 14 的轴线一致的状态下将活体外侧包覆部件 57 的内周面安装于轴承 52 的外周面时,镜体侧连接器 13 卡合并连接于活体外侧连接器 14 中。此时,镜体侧连接器 13 构成为相对于活体外侧连接器 14 能够绕轴线 C1 旋转。

[0084] 如下所述将图 5 和图 6 所示的镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 连接起来。第一镜体侧信号连接部 D1 配置于第一活体外侧信号连接部 D6 的筒内空间 S1 中,发送用环 18a 与接收用环 20a 静电耦合。第一镜体侧信号连接部 D2 配置于第一活体外侧信号连接

部 D7 的筒内空间 S2 中,接收用环 20b 和发送用环 18b 静电耦合。镜体侧电力连接部 D3 配置于活体外侧电力连接部 D8 的筒内空间 S3 中,二次线圈环 35 和一次线圈环 36 电磁耦合。第二镜体侧信号连接部 D4 配置于第二活体外侧信号连接部 D9 的筒内空间 S4 中,发送用环 19a 和接收用环 21a 静电耦合。而且,第二镜体侧信号连接部 D5 配置于第二活体外侧信号连接部 D10 的筒内空间 S5 中,接收用环 21b 和发送用环 19b 静电耦合。

[0085] 并且,如图 4 所示,当镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 连接起来时,镜体侧光导 53 的端面与活体外侧光导 58 的端面对置配置。由此,能够从活体外侧光导 58 向镜体侧光导 53 传递照明光。

[0086] 接着,说明信号传送部 15a 的各部分的动作。

[0087] 如图 3 和图 7 所示,从 A/D 转换电路 28 传递的数字信号即发送数据通过调制电路 39a 进行曼彻斯特编码,各发送数据被调制为由“1”或“0”的电平表示的两个比特,生成编码数据。编码数据被传递至驱动电路 40a,驱动电路 40a 生成与编码数据相位相反的数据。

[0088] 编码数据通过发送用环 18a 与接收用环 20a 的静电耦合被传递至接收用环 20a。相位相反的数据通过发送用环 19a 与接收用环 21a 的静电耦合被传递至接收用环 21a。而且,二值化电路 45a 通过检测与传递来的编码数据相位相反的数据的电平差,除去两数据中共同包含的噪声,并且,生成用“1”或“0”表示各比特电平的二值化数据。二值化数据被传递至时钟再生电路 46a 和解调电路 47a。在时钟再生电路 46a 中,通过第一比特与第二比特的交替定时,生成再生时钟。再生时钟被传递至解调电路 47a,解调电路 47a 根据再生时钟进行编码数据的解调,生成接收数据。

[0089] 接着,说明在内窥镜镜体插入部 4 与活体外装置 5 之间传递信号等的步骤。首先,对从活体外装置 5 向内窥镜镜体插入部 4(下行方向)传递信号和电力的步骤进行说明。

[0090] 如图 2 所示,系统控制部 33 分别与下行发送部 16b、上行接收部 17a、一次线圈驱动电路 34 以及显示单元 12 连接。

[0091] 当系统控制部 33 向下行发送部 16b 发送控制 CCD 3 的信号时,在下行发送部 16b 中,对该控制信号进行编码,生成编码数据及与该编码数据相位相反的数据。这些数据通过发送用环 18b 与接收用环 20b、发送用环 19b 与接收用环 21b 各自的静电耦合而传递,由下行接收部 17b 解码。

[0092] 解码后的控制信号被传递至与下行接收部 17b 连接的 CCD 驱动电路 26。CCD 驱动电路 26 根据该控制信号控制与自身连接的 CCD 3。

[0093] 另一方面,当系统控制部 33 向一次线圈驱动电路 34 发送控制信号时,向与一次线圈驱动电路 34 电连接的一次线圈环 36 供给预定的交流电。于是,通过一次线圈环 36 与二次线圈环 35 的电磁耦合,在二次线圈环 35 中流过交流电。该交流电被发送至与二次线圈环 35 电连接的整流电路 29 而转换为直流电。转换后的直流电通过与整流电路 29 连接的 DC/DC 转换器 30 调整电压,并供给至 CCD 驱动电路 26 等。

[0094] 接着,对从内窥镜镜体插入部 4 向活体外装置 5(上行方向)传递信号的步骤进行说明。

[0095] CCD 3 拍摄到的影像信号被传递至与 CCD 3 连接的影像信号处理电路 27 而被处理,生成模拟信号。该模拟信号由与影像信号处理电路 27 连接的 A/D 转换电路 28 转换为数字信号。进而,转换后的数字信号被传递至与 A/D 转换电路 28 连接的上行发送部 16a。

[0096] 传递至上行发送部 16a 的影像信号被编码,生成编码数据及与该编码数据相位相反的数据。这些数据通过发送用环 18a 与接收用环 20a、发送用环 19a 与接收用环 21a 各自的静电耦合而传递,由上行接收部 17a 解码。

[0097] 解码后的影像信号从上行接收部 17a 被传递至系统控制部 33 而被处理,进而被发送至显示单元 12 进行显示。

[0098] 这样,根据本发明的第一实施方式的内窥镜系统 1,发送用环 18a、接收用环 20b 以及它们分别对置配置的接收用环 20a、发送用环 18b 分别形成为圆筒状,并且,配置成沿着轴线 C1 延伸。

[0099] 因此,即便使这些发送用环 18a、18b、接收用环 20a、20b 的面积变广,通过使这些环 18a、18b、20a、20b 在轴线 C1 方向上进一步延伸配置,能够抑制第一活体外侧信号连接部 D6、D7 以及第一镜体侧信号连接部 D1、D2 各自的外径变大。并且,能够在相互静电耦合的发送用环 18a 与接收用环 20a 之间、以及接收用环 20b 与发送用环 18b 之间可靠地传递信号。

[0100] 并且,设置在具有容易附着活体的体液等的插入部 2 的内窥镜镜体插入部 4 中的第一镜体侧信号连接部 D1 与配置于筒内空间 S1 中的第一镜体侧信号连接部 D6 相比,能够降低外表面和内表面的凹凸及表面积。因此,能够容易清洗内窥镜镜体插入部 4 侧。

[0101] 并且,当连接镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 时,活体外侧电力连接部 D8 所设置的一次线圈环 36、和配置于该活体外侧电力连接部 D8 的筒内空间 S3 中的镜体侧电力连接部 D3 所设置的二次线圈环 35 电磁耦合。

[0102] 在该状态下,通过对一次线圈环 36 供给交流电压,因相互感应而在二次线圈环 35 中产生感应电动势。因此,能够从活体外装置 5 向内窥镜镜体插入部 4 供给电力。

[0103] 并且,发送用环 19a、接收用环 21b 以及它们分别对置配置的接收用环 21a、发送用环 19b 分别形成为圆筒状,并且,配置成沿着轴线 C1 延伸。

[0104] 因此,即便使这些发送用环 19a、19b、接收用环 21a、21b 的面积变广,通过使这些环 19a、19b、21a、21b 在轴线 C1 方向上进一步延伸配置,能够抑制第二活体外侧信号连接部 D9、D10 以及第二镜体侧信号连接部 D4、D5 各自的外径变大。

[0105] 并且,能够在相互静电耦合的发送用环 18a 与接收用环 20a 之间传递编码数据,能够在发送用环 19a 与接收用环 21a 之间传递与编码数据相位相反的数据,通过对这两个数据电平的差进行检测,能够降低两个信号共同包含的噪声,能够更可靠地检测信号。

[0106] 并且,镜体侧连接器 13 构成为相对于活体外侧连接器 14 能够绕轴线 C1 旋转,因此,能够提高内窥镜镜体插入部 4 的操作性。

[0107] 并且,在镜体侧连接器 13 的表面和活体外侧连接器 14 的表面分别设有镜体侧包覆部件 51 和活体侧包覆部件 57。因此,能够使相互静电耦合的发送用环 18a 与接收用环 20a、接收用环 20b 与发送用环 18b、发送用环 19a 与接收用环 21a、以及接收用环 21b 与发送用环 19b 可靠地绝缘。

[0108] 并且,在相互静电耦合的电极之间设有包覆部件 51 和 57,因此,与在这些电极之间仅设有空气的情况相比,能够增加两电极之间的杂散电容。因此,能够加强这些电极之间的静电耦合,能够更可靠地传递信号。

[0109] 并且,通过使用镜体侧包覆部件 51 和活体侧包覆部件 57 那样的固体的电介质,能

够使发送用环 18a 与接收用环 20a、接收用环 20b 与发送用环 18b、发送用环 19a 与接收用环 21a、以及接收用环 21b 与发送用环 19b 各自的距离稳定,能够更稳定地传递信号。

[0110] 并且,镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 分别形成圆筒状,因此,能够在各自的轴线上配置镜体侧光导 53 和活体外侧光导 58。并且,通过这些光导 53、58 将照明光引导至未图示的照明单元,能够照明插入部 2 的前端侧。

[0111] 并且,信号连接部 D1、D2、D4、D5、镜体侧电力连接部 D3、活体外侧信号连接部 D6、D7、D9、D10、以及活体外侧电力连接部 D8 分别彼此在轴线 C1 方向上错开位置配置。因此,能够抑制镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 的外径变大。

[0112] 另外,在本实施方式中,镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 分别形成圆筒状。

[0113] 但是,镜体侧连接器 13 和活体外侧连接器 14 的形状也可以是从轴线方向观察为中空的椭圆形状或中空的多边形状,进而,可以切去圆筒的侧面的一部分,从轴线方向观察形成大致 C 字状。

[0114] (第二实施方式)

[0115] 接着,对本发明的第二实施方式进行说明,对与上述实施方式相同的部位标上相同的标号并省略对其的说明,仅对不同点进行说明。

[0116] 在本实施方式中,如图 8 和图 9 所示,在镜体侧连接器 64 中,在相对于发送用环 18a 和发送用环 19a 向径向外侧离开的位置配置二次线圈环 35。并且,在发送用环 18a、19a 以及二次线圈环 35 中分别安装有由具有绝缘性的材料形成的支承部件,这些发送用环 18a、19a 以及二次线圈环 35 在由电介质构成的镜体侧包覆部件 66 内被固定。

[0117] 在发送用环 18a、19a 与二次线圈环 35 之间,设有供接收用环 20a、21a 进入的恒定的间隙。

[0118] 另外,在本实施方式的镜体侧连接器 64 中,未设置下行方向用的第一镜体侧信号连接部和第二镜体侧信号连接部。

[0119] 即,在本实施方式的内窥镜系统 61 的镜体侧连接器 64 中,镜体侧电力连接部 D11 形成圆筒状,第一镜体侧信号连接部 D1 和第二镜体侧信号连接部 D4 配置于镜体侧电力连接部 D11 的筒内空间 S6 中。换言之,相对于第一镜体侧信号连接部 D1 和第二镜体侧信号连接部 D4,镜体侧电力连接部 D11 在第一镜体侧信号连接部 D1 的轴线(筒轴)C2 方向上没有错开位置而是同轴配置。

[0120] 并且,如图 8 和图 10 所示,在活体外侧连接器 65 中,在相对于接收用环 20a 和接收用环 21a 向径向外侧离开的位置配置有一次线圈环 36。并且,在接收用环 20a、21a 以及一次线圈环 36 中,分别安装有由具有绝缘性的材料形成的支承部件,这些接收用环 20a、21a 以及一次线圈环 36 在由电介质构成的活体外侧包覆部件 67 内被固定。

[0121] 在接收用环 20a、21a 与一次线圈环 36 之间,设有供二次线圈环 35 进入的恒定的间隙。

[0122] 另外,在本实施方式的活体外侧连接器 65 中,未设置下行方向用的第一活体外侧信号连接部和第二活体外侧信号连接部。

[0123] 即,在本实施方式的内窥镜系统 61 的活体外侧连接器 65 中,第一活体外侧信号连接部 D6 和第二活体外侧信号连接部 D9 配置于活体外侧电力连接部 D12 的筒内空间 S7 中。

换言之,相对于第一活体外侧信号连接部 D6 和第二活体外侧信号连接部 D9,活体外侧电力连接部 D12 在轴线(筒轴)C2 方向上没有错开位置而是同轴配置。

[0124] 如上构成的内窥镜系统 61 具备镜体侧电力连接部 D11 和活体外侧电力连接部 D12,即便在活体外装置 5 与内窥镜镜体插入部 4 之间供给电力的情况下,也能够缩短作为第一镜体侧信号连接部 D1 和镜体侧电力连接部 D11 的整体的轴线 C2 方向的长度。换言之,能够缩短镜体侧连接器 64 与活体外侧连接器 65 的各自在轴线 C2 方向上的长度。

[0125] 并且,通过将一次线圈环 36 和二次线圈环 35 配置于径向外侧,能够确保一次线圈环 36 和二次线圈环 35 电磁耦合的面积较广,能够增加在一次线圈环 36 和二次线圈环 35 之间传递的电力。

[0126] 以上,参照附图详细描述了本发明的第一实施方式和第二实施方式,但具体的结构不限于该实施方式,还包括不脱离本发明的主旨的范围内的结构的变更等。

[0127] 例如在上述第一实施方式和第二实施方式中,作为镜体侧包覆部件和活体外侧包覆部件使用了聚碳酸酯。但是,镜体侧包覆部件和活体外侧包覆部件只要由相对介电常数大于 1 的固体或液体形成即可。另外,也可以不具备镜体侧包覆部件和活体外侧包覆部件中的一方。

[0128] 并且,在上述第一实施方式和第二实施方式中,调制信号而对其进行了曼彻斯特编码。但是,信号的调制方法不限于此,也可以使用其他的调制方法。

[0129] 并且,在上述第一实施方式和第二实施方式中,内窥镜镜体插入部 4 可以搭载电池等,当从该电池向 CCD 驱动电路 26 等供给电力时,也可以在镜体侧连接器和活体外侧连接器中不设置镜体侧电力连接部和活体外侧电力连接部。

[0130] 并且,在上述第一实施方式和第二实施方式中,当传递信号时的噪声少时,也可以不具备发送用环 19a 和接收用环 21a。

[0131] 工业上的可利用性

[0132] 根据本发明的内窥镜系统,清洗容易,并且即便在确保静电耦合用的电极面积较广的情况下,也能够抑制信号连接部的外径增大。

[0133] 标号说明

[0134] 1、61 内窥镜系统;

[0135] 2 插入部;

[0136] 3CCD(观察单元);

[0137] 4 内窥镜镜体插入部;

[0138] 5 活体外装置;

[0139] 18a 发送用环(第一电极);

[0140] 19a 发送用环(第三电极);

[0141] 20a 接收用环(第二电极);

[0142] 21a 接收用环(第四电极);

[0143] 35 二次线圈环(第一线圈);

[0144] 36 一次线圈环(第二线圈);

[0145] C1、C2 轴线(筒轴);

[0146] D1、D2 第一镜体侧信号连接部;

- [0147] D3、D11 镜体侧电力连接部；
- [0148] D4、D5 第二镜体侧信号连接部；
- [0149] D6、D7 第一活体外侧信号连接部；
- [0150] D8、D12 活体外侧电力连接部；
- [0151] D9、D10 第二活体外侧信号连接部；
- [0152] S0 ~ S7 筒内空间。

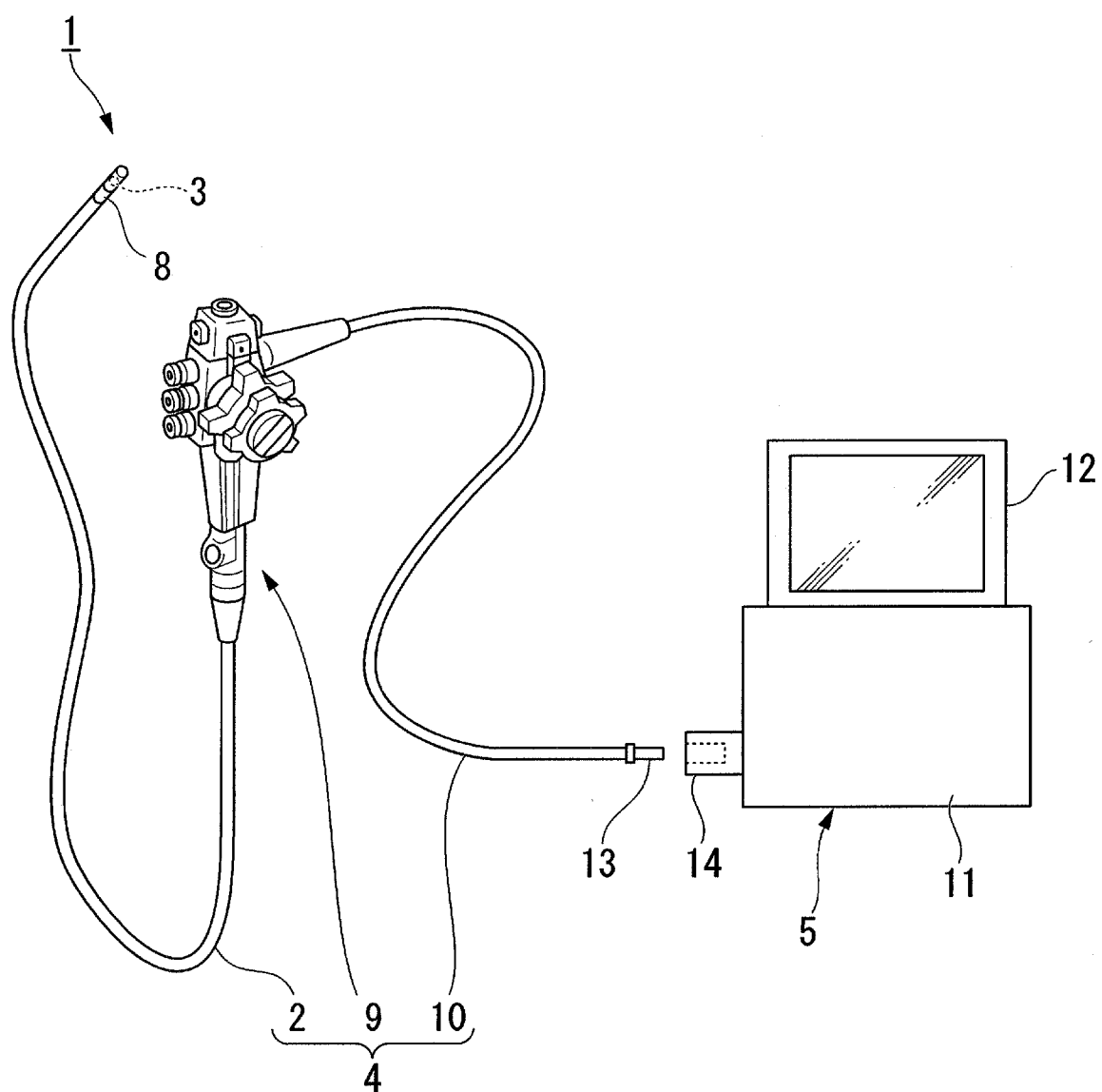


图 1

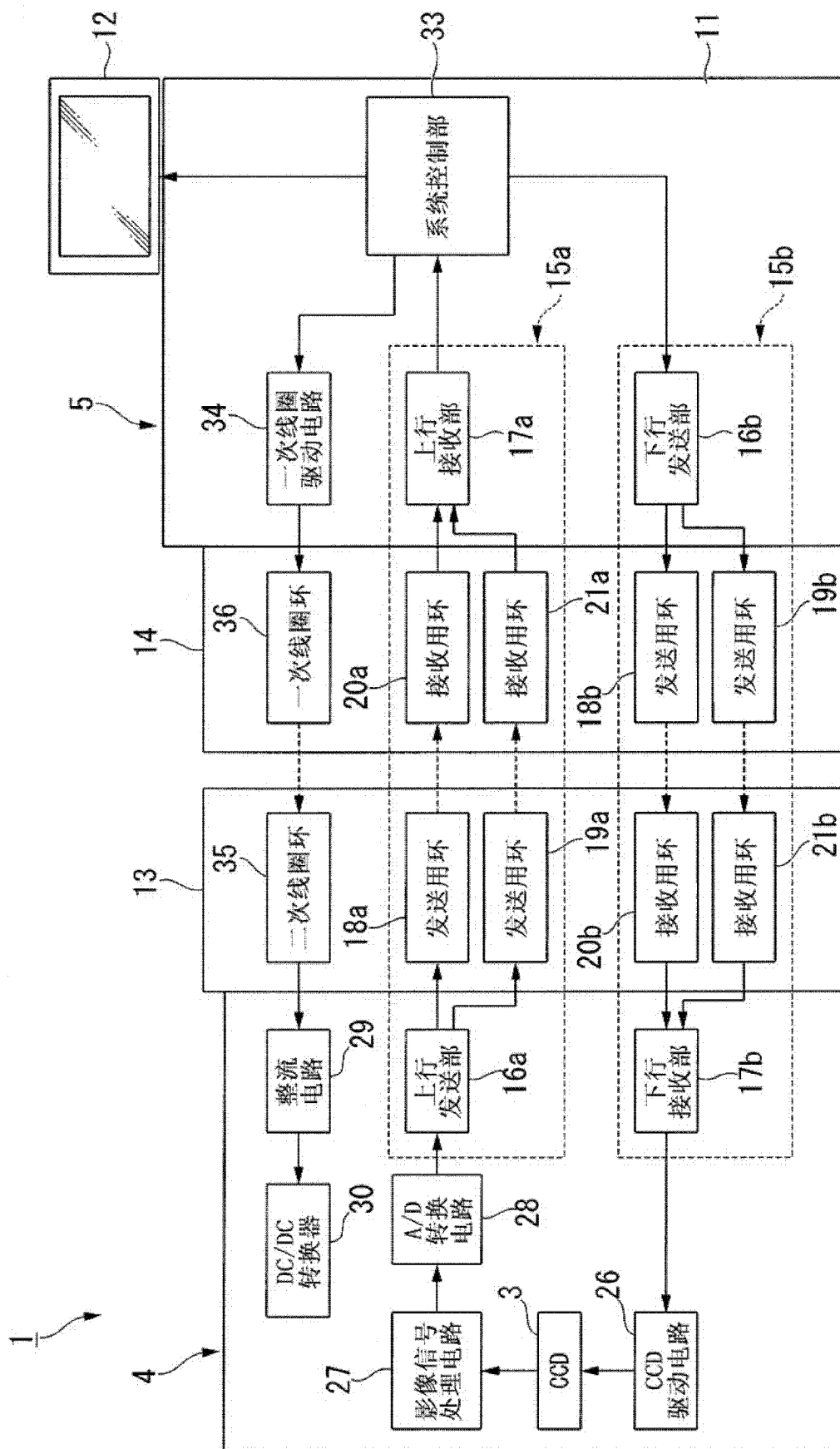


图 2

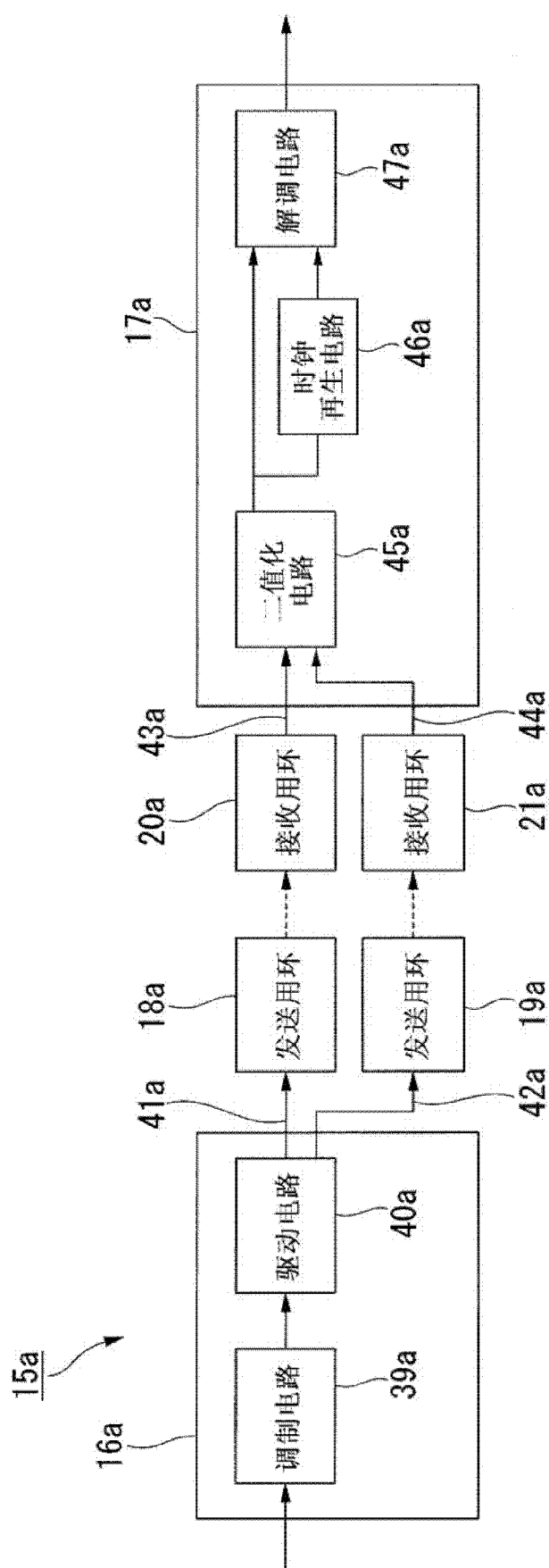


图 3

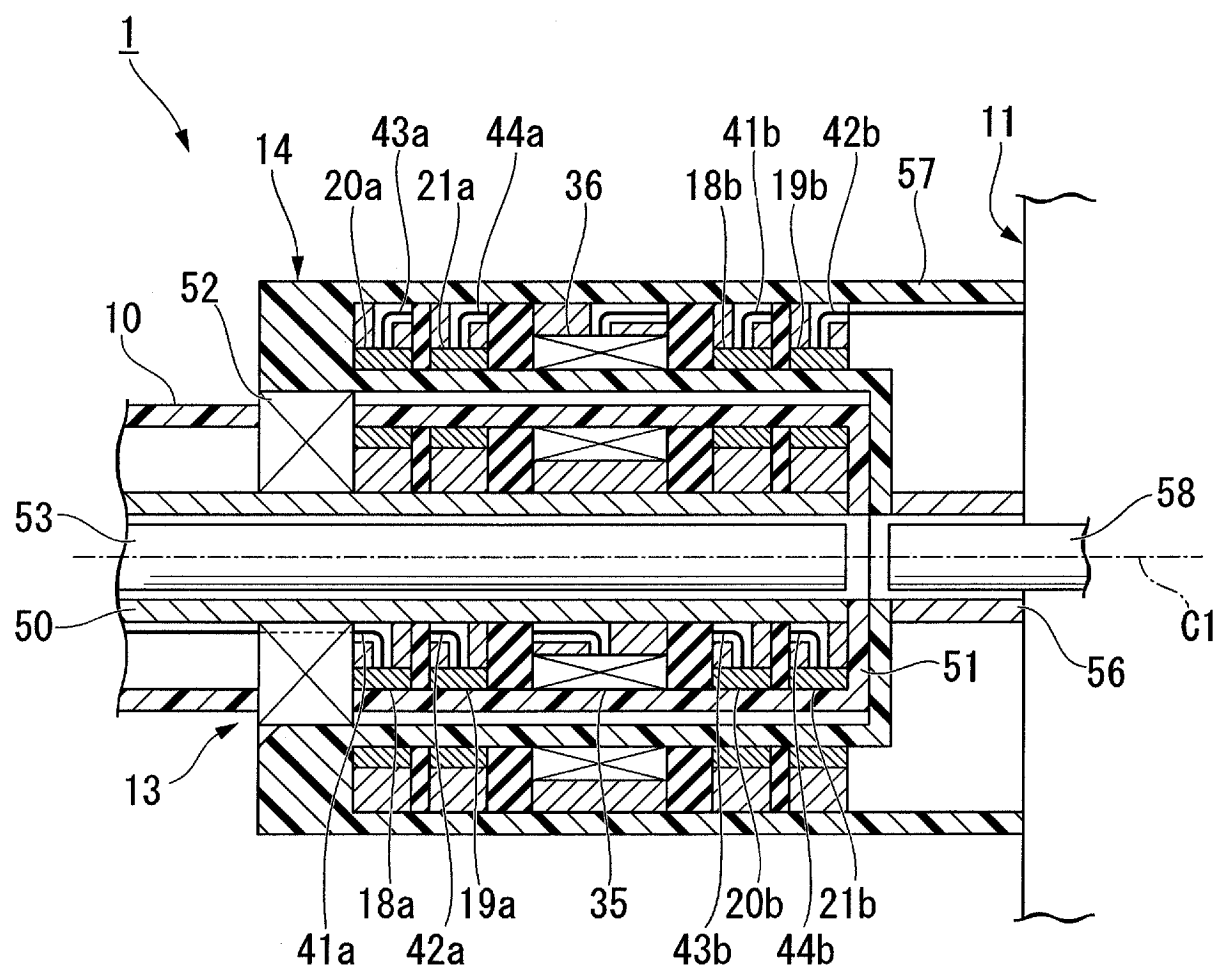


图 4

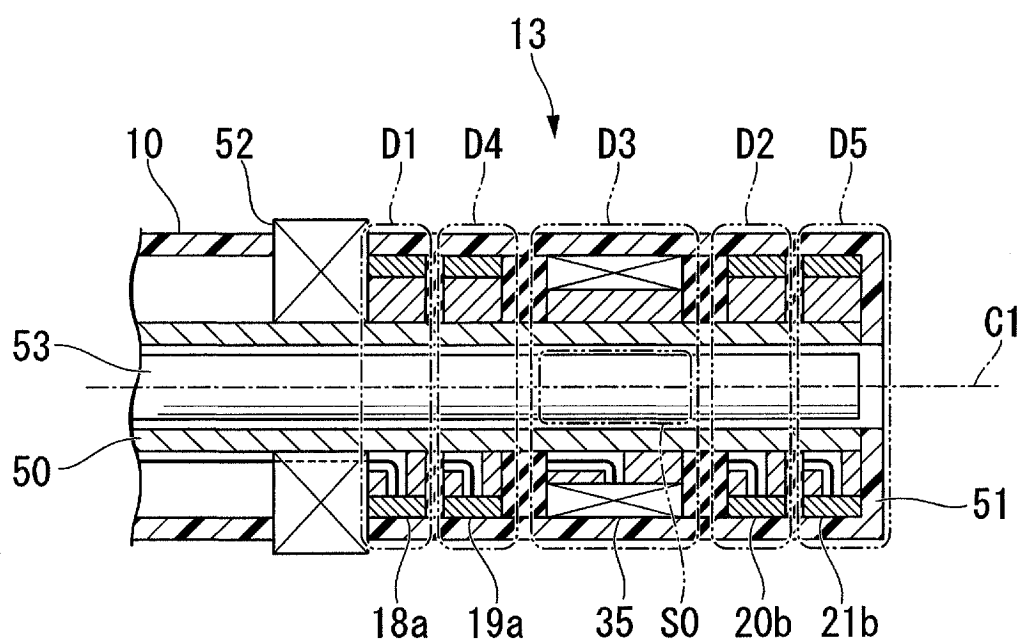


图 5

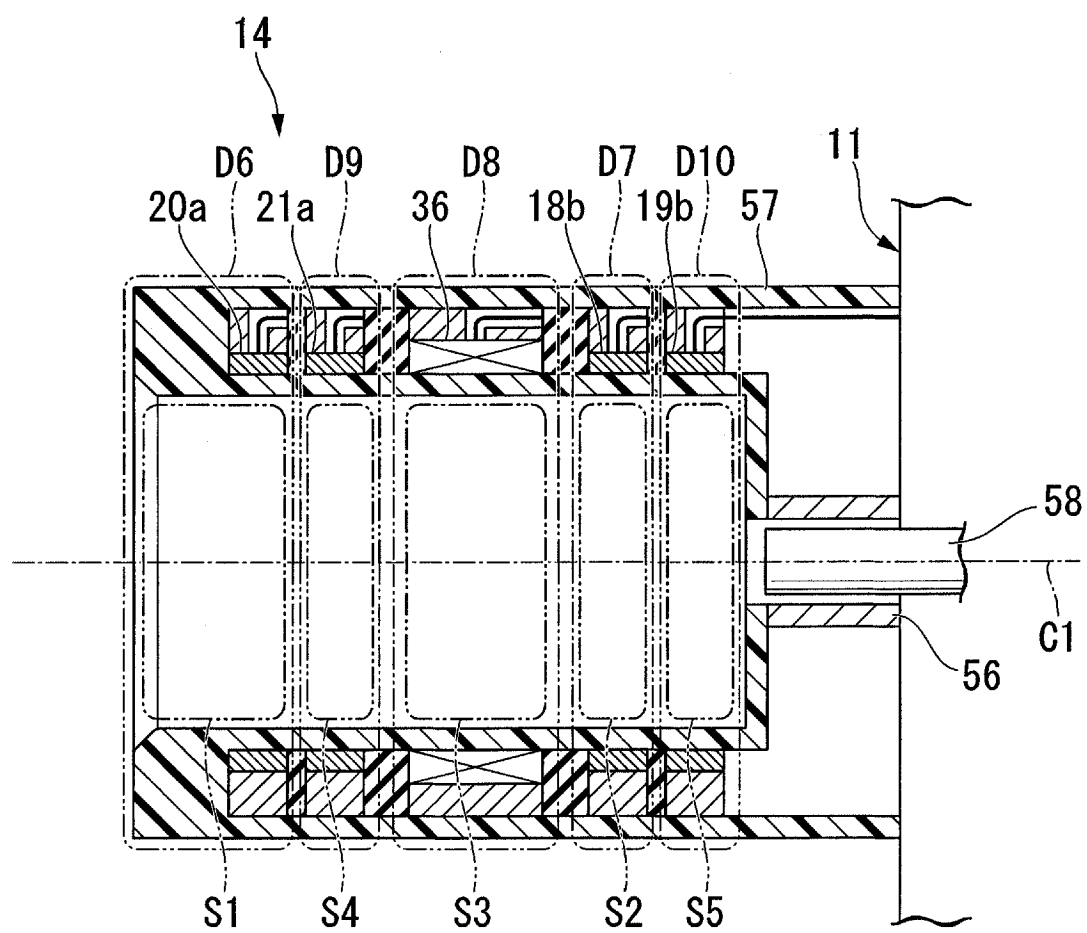


图 6

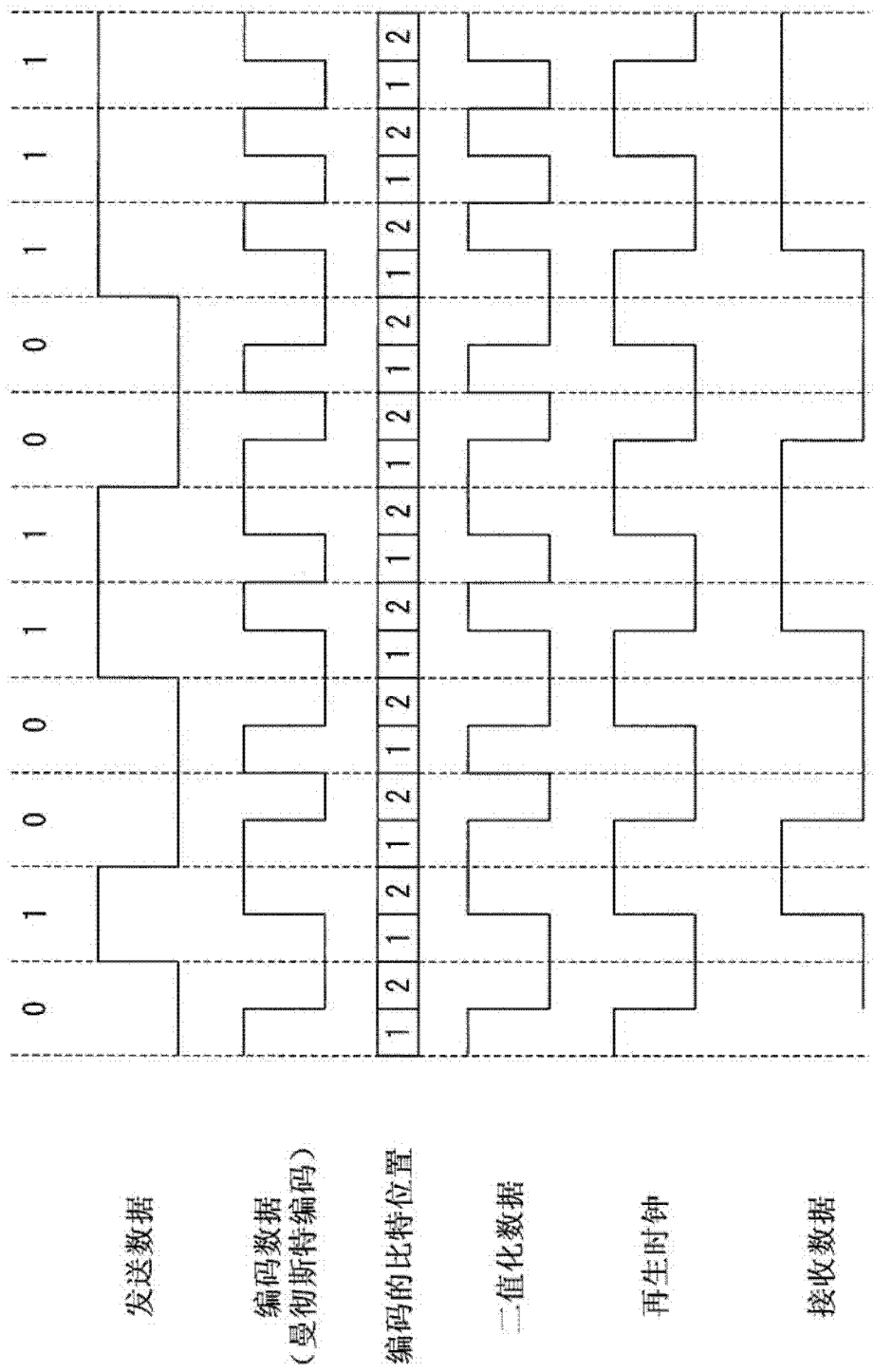


图 7

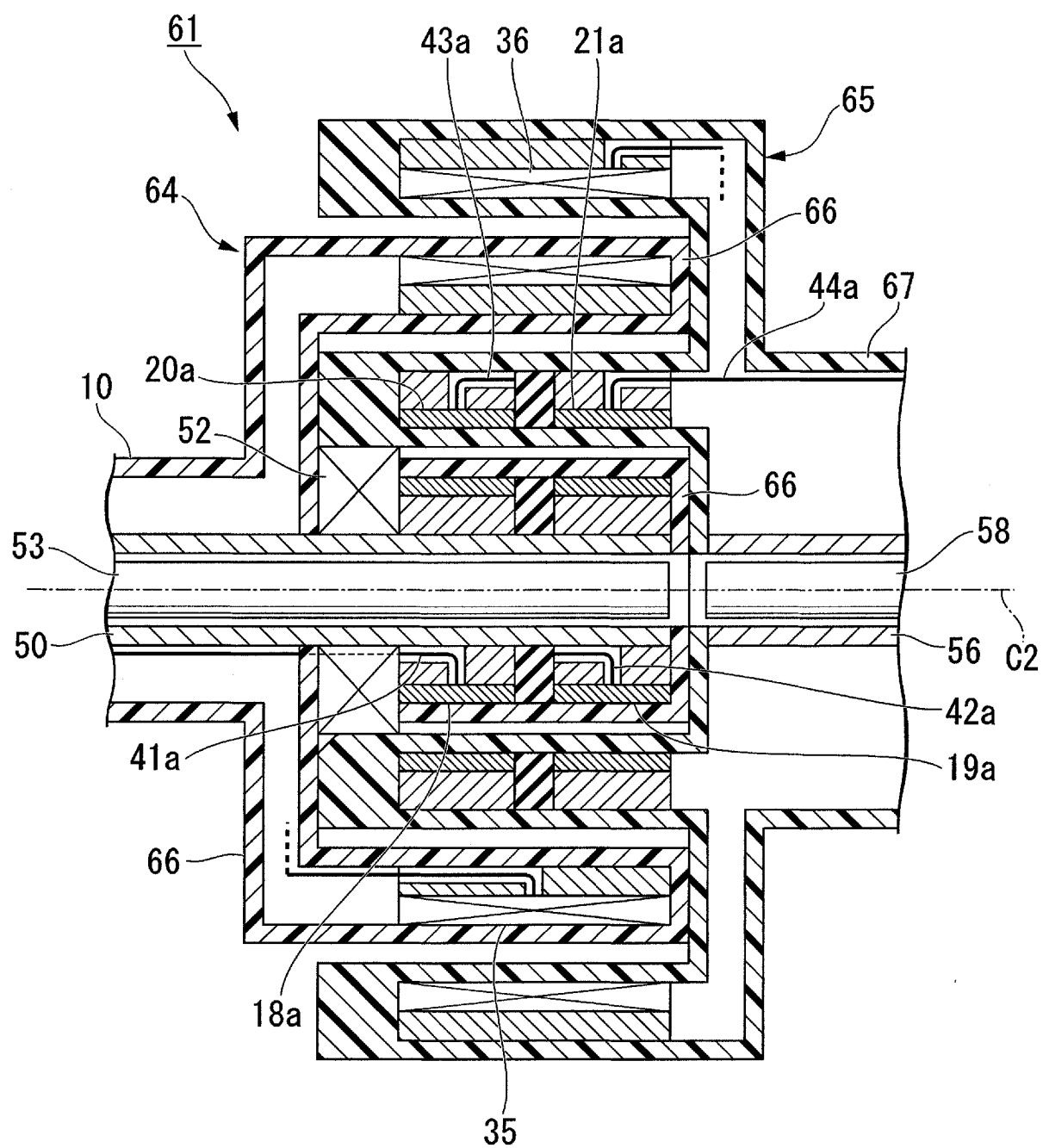


图 8

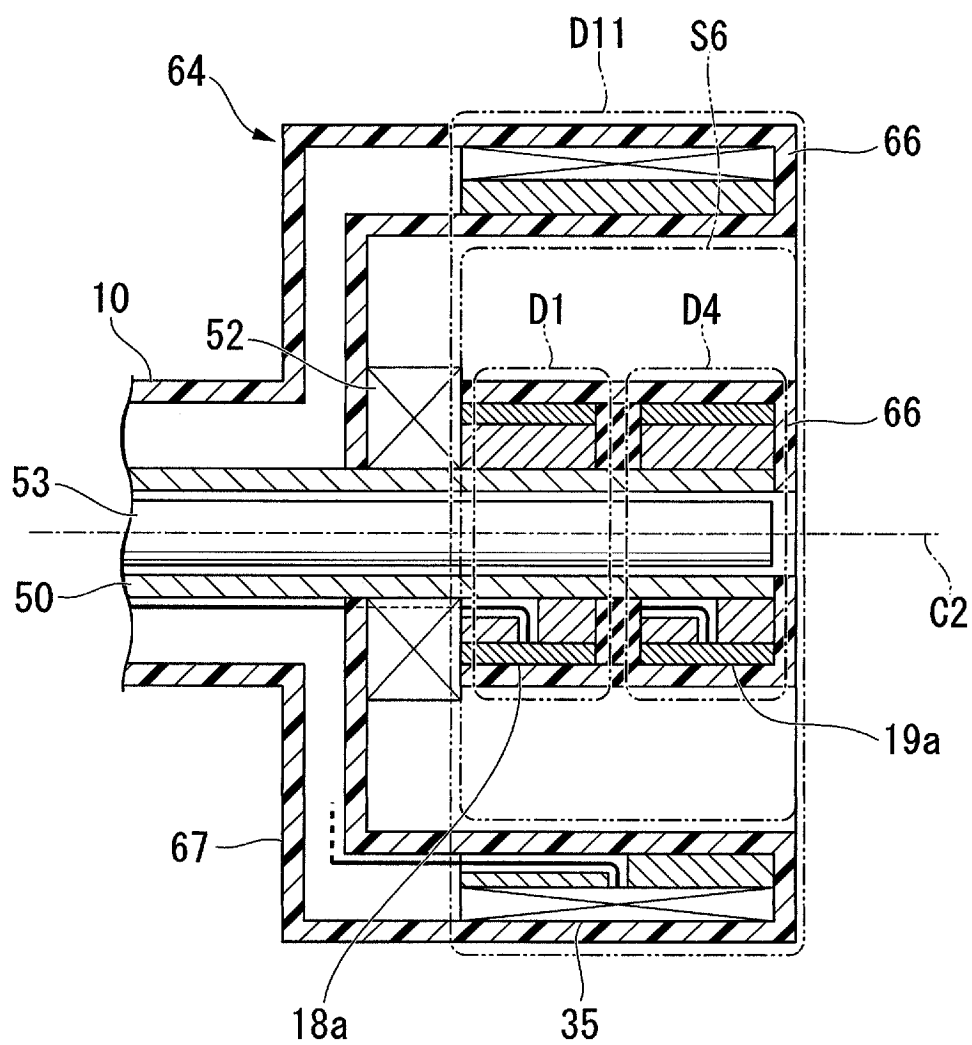


图 9

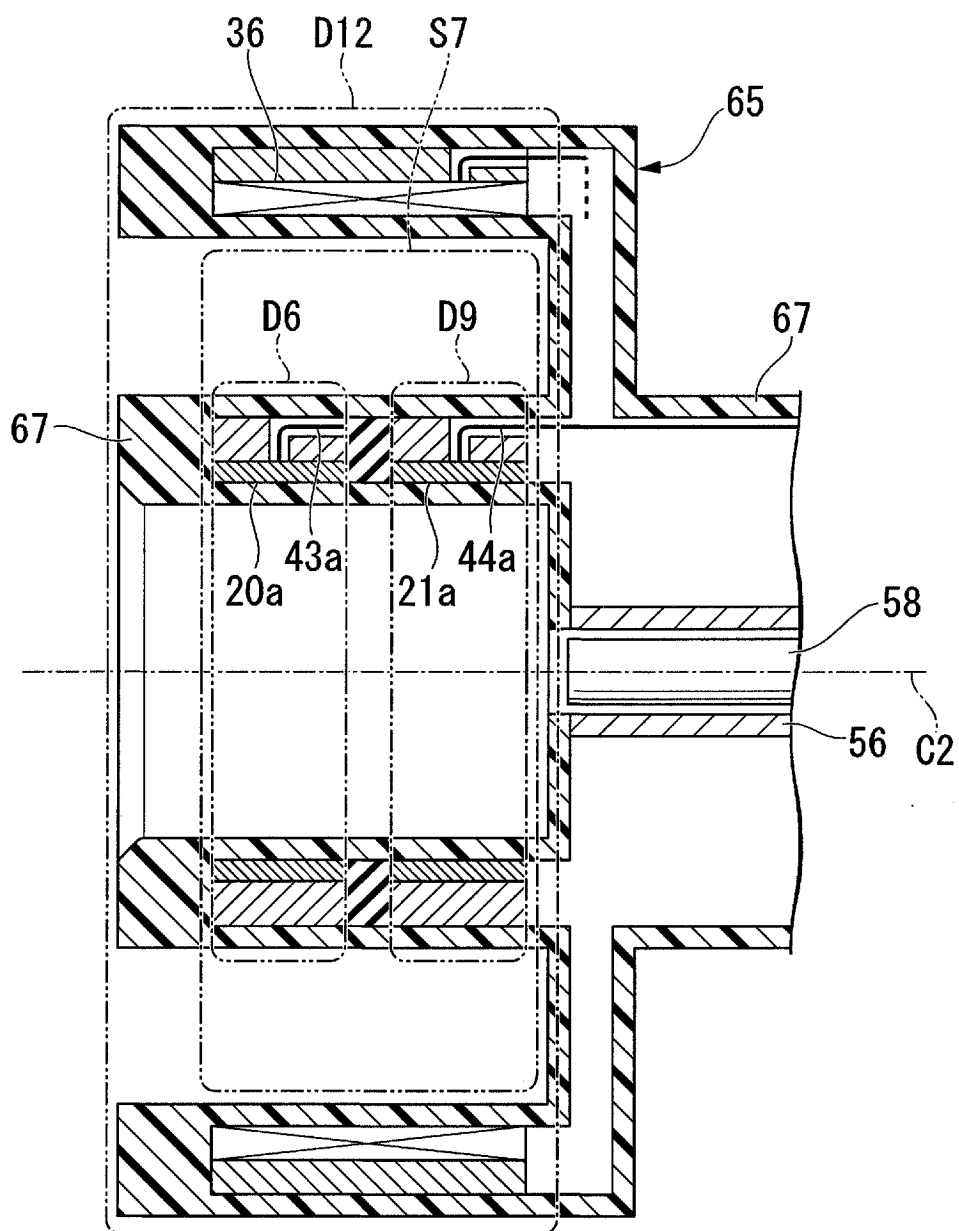


图 10

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102395309A	公开(公告)日	2012-03-28
申请号	CN201080016697.1	申请日	2010-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	加藤秀一 川田晋 本田真		
发明人	加藤秀一 川田晋 本田真		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00114 A61B1/00124 A61B1/00126 A61B1/00128 A61B1/05 A61B1/0669 A61B1/07 A61B1/121		
代理人(译)	李辉		
优先权	2009102961 2009-04-21 JP		
其他公开文献	CN102395309B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜系统，其具备：内窥镜镜体插入部，其具有插入活体内部的插入部，该插入部设有能够观察前端侧的观察单元；设于上述活体的外部的活体外装置；第一镜体侧信号连接部，其设于上述内窥镜镜体插入部中，具有与上述内窥镜镜体插入部电连接的第一电极；以及筒状的第一活体外侧信号连接部，其设于上述活体外装置中，具有与上述活体外装置电连接的第二电极，该第一活体外侧信号连接部与上述第一镜体侧信号连接部卡合，上述第一镜体侧信号连接部的至少一部分在与上述第一活体外侧信号连接部卡合时，配置于上述第一活体外侧信号连接部的筒内空间中，上述第一电极和上述第二电极静电耦合。

