



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105358035 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 24

(21) 申请号 201480036911. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 02. 03

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 18/12(2006. 01)

(30) 优先权数据

2013-136762 2013. 06. 28 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/052422 2014. 02. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/208115 JA 2014. 12. 31

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 鹤田尚英 杉山勇太 松井亮

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

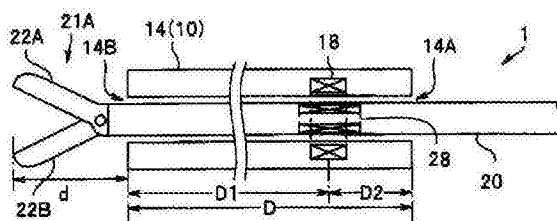
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统 (1G) 具有软性内窥镜 (10)、处置器械 (20)、电源 (30)。软性内窥镜 (10) 具有送电部 (19), 该送电部 (19) 包含将来自电源 (30) 的电力转换为交流磁场的、卷绕在挠性的通道 (14) 上的第 1 线圈 (18), 处置器械 (20) 具有受电部 (29), 该受电部 (29) 包含在处置部 (22) 从开口 (14B) 突出的状态下配设在最高效受电的位置的第 2 线圈 (28)。



1. 一种内窥镜系统,该内窥镜系统具有:

软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;

电源,其输出高频电力;以及

处置器械,其从所述操作部的插入口插入,包含对被处置部接通所述高频电力的一对刀片的处置部经由所述通道从所述前端部的开口突出,

所述内窥镜系统的特征在于,

所述内窥镜具有送电部,该送电部包含第1螺线管线圈,该第1螺线管线圈通过从所述电源输入的所述高频电力而产生交流磁场,卷绕在所述通道的外周上并由对电磁场进行遮蔽的遮蔽部件覆盖,该送电部构成与所述高频电力的频率相同的谐振频率的第1谐振电路,

所述处置器械具有受电部,该受电部包含第2螺线管线圈,该第2螺线管线圈在所述处置部从所述开口突出的状态下贯通所述第1螺线管线圈,该受电部构成谐振频率与所述第1谐振电路相同的第2谐振电路。

2. 一种内窥镜系统,该内窥镜系统具有:

软性内窥镜,其具有包含配设有摄像部的前端部的挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道;

器件,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到所述通道中;以及

电源,其输出高频电力,

所述内窥镜系统的特征在于,

所述内窥镜具有送电部,该送电部通过从所述电源输入的所述高频电力而产生施加给所述通道的交流磁场,

所述器件具有受电部,该受电部经由所述送电部产生的所述交流磁场接收电力,所述受电部接收的电力被输出到负载部。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述送电部和所述受电部分别构成谐振频率与所述高频电力的频率相同的谐振电路。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述送电部包含卷绕在所述通道的外周上的产生所述交流磁场的第1线圈,

所述受电部包含在所述器件的长度方向上卷绕的接收所述交流磁场的电力的第2线圈。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件在所述通道中插入到动作位置的状态下,在贯通所述送电部的长度方向的全长的位置配设有所述受电部。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件是在前端部具有如下的处置部的处置器械,该处置部包含对所述被处置部接通所述高频电力的一对刀片。

7. 根据权利要求2或3中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件具有将所述受电部接收的电力转换为处置中使用的电力的电力转换部。

8. 根据权利要求2或3中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件具有蓄积所述受电部接收的电力并将其输出到所述处置部的蓄电部。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述器件具有告知所述蓄电部的蓄电状态的告知部。

10. 根据权利要求 8 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述蓄电部输出的电力大于所述受电部接收的电力。

11. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述第 2 螺线管线圈由所述器件的挠性的插入部的形状保持用的螺旋线圈的一部分构成。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及对贯穿插入到软性内窥镜的通道中的器件进行无线供电的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 作为贯穿插入到软性内窥镜的通道中并插入到体内的器件,在美国专利第 7824407 号说明书中公开了对活体组织施加高频电流并进行处置的高频切开钳子。

[0003] 并且,在美国专利第 6949068 号说明书中公开了将具有多个磁产生元件的探针贯穿插入到通道中、检测内窥镜的软性插入部的形状并进行显示的内窥镜形状检测装置。

[0004] 在高频切开钳子和探针等器件上连接有缆线,以供给动作所需要的电力。该缆线可能妨碍手术医生的操作并降低操作性。

[0005] 另外,在美国专利第 6371967 号说明书中公开了从套管的送电线圈对插入到套管中的手术用处置器械的受电线圈无线供电的技术。

发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 本发明的实施方式的目的在于,提供具有插入到软性内窥镜的通道中的操作性优良的器件的内窥镜系统。

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的一个方式的内窥镜系统具有:软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;电源,其输出高频电力;以及处置器械,其从所述操作部的插入口插入,包含对被处置部接通所述高频电力的一对刀片的处置部经由所述通道从所述前端部的开口突出,其中,所述内窥镜具有送电部,该送电部包含第 1 螺线管线圈,该第 1 螺线管线圈通过从所述电源输入的所述高频电力而产生交流磁场,卷绕在所述通道的外周上并由对电磁场进行遮蔽的遮蔽部件覆盖,该送电部构成与所述高频电力的频率相同的谐振频率的第 1 谐振电路,所述处置器械具有受电部,该受电部包含第 2 螺线管线圈,该第 2 螺线管线圈在所述处置部从所述开口突出的状态下贯通所述第 1 螺线管线圈,该受电部构成谐振频率与所述第 1 谐振电路相同的第 2 谐振电路。

[0010] 并且,另一个实施方式的内窥镜系统具有:软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;器件,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到所述通道中;以及电源,其输出高频电力,其中,所述内窥镜具有送电部,该送电部通过从所述电源输入的所述高频电力而产生施加给所述通道的交流磁场,所述器件具有受电部,该受电部经由所述送电部产生的所述交流磁场接收电力,所述受电部接收的电力被输出到负载部。

[0011] 发明效果

[0012] 根据本发明的实施方式,能够提供具有插入到软性内窥镜的通道中的操作性优良的器件的内窥镜系统。

附图说明

[0013] 图 1 是第 1 实施方式的内窥镜系统的结构图。

[0014] 图 2 是第 1 实施方式的内窥镜系统的内窥镜的剖面示意图。

[0015] 图 3 是第 1 实施方式的内窥镜系统的处置器械的剖面示意图。

[0016] 图 4 是第 1 实施方式的内窥镜系统的送电线圈和受电线圈的示意图。

[0017] 图 5A 是第 1 实施方式的内窥镜系统的剖面示意图。

[0018] 图 5B 是第 1 实施方式的内窥镜系统的剖面示意图。

[0019] 图 6 是第 1 实施方式的内窥镜系统的等效电路图。

[0020] 图 7 是第 1 实施方式的变形例 1 的内窥镜系统的等效电路图。

[0021] 图 8 是第 1 实施方式的变形例 2 的内窥镜系统的等效电路图。

[0022] 图 9A 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的电感元件的示意图。

[0023] 图 9B 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的电感元件的示意图。

[0024] 图 9C 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的电感元件的示意图。

[0025] 图 9D 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的电感元件的示意图。

[0026] 图 9E 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的电感元件的示意图。

[0027] 图 9F 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的电感元件的示意图。

[0028] 图 9G 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的电感元件的示意图。

[0029] 图 10 是第 1 实施方式的变形例 4 的内窥镜系统的送受电部的示意图。

[0030] 图 11 是第 1 实施方式的变形例 5 的内窥镜系统的等效电路图。

[0031] 图 12 是第 1 实施方式的变形例 6 的内窥镜系统的内窥镜的剖面示意图。

[0032] 图 13 是第 1 实施方式的变形例 7 的内窥镜系统的剖面示意图。

[0033] 图 14 是第 1 实施方式的变形例 8 的内窥镜系统的结构图。

[0034] 图 15 是第 2 实施方式的内窥镜系统的结构图。

具体实施方式

[0035] < 第 1 实施方式 >

[0036] 如图 1 所示,本实施方式的内窥镜系统 1 具有软性内窥镜(以下称为“内窥镜”)10、贯穿插入到内窥镜 10 的通道 14 中的器件即处置器械 20、电源 30。

[0037] 内窥镜 10 具有插入部 11、配设在插入部 11 的基端部侧的操作部 12、从操作部 12 延伸设置的通用软线 13。插入部 11 包含配设有摄像部 15(参照图 2)的前端部 11A、用于改变前端部 11A 的方向的弯曲部 11B、挠性的细长的软性部 11C。操作部 12 是供手术医生把持来进行前端部 11A 的方向操作、送气送水操作和内窥镜图像拍摄操作等的非挠性部。与此相对,插入部 11 是从被处置体即患者的口腔或肛门插入到消化道的内部等的挠性部。

[0038] 与内窥镜 10 的通用软线 13 连接的处理器 32 具有进行内窥镜系统 1 的整体控制的由 CPU 等构成的控制部(未图示),对摄像部 15 输出的摄像信号进行处理,在监视器 33

上显示内窥镜图像。与处理器 32 连接的电源 30 对处置器械 20 供给高频电力。例如,脚踏开关 SW31 对电源 30 的输出进行接通 / 断开控制。另外,从通用软线 13 分支的布线也可以与电源 30 直接连接。

[0039] 内窥镜 10 在从操作部 12 的插入口 14A 到前端部 11A 的开口 14B 的范围内具有供插入部 11 贯穿插入的挠性的由树脂管构成的通道 14。

[0040] 处置器械 20 具有配设有处置部 22 的前端部 21A、细长的挠性的插入部 21B、配设在插入部 21B 的基端部侧且供手术医生在体外进行操作的操作部 21C。处置器械 20 从插入口 14A 插入并贯穿插入到通道 14 中,前端部 21A 从开口 14B 突出。

[0041] 前端部 21A 具有作为处置部 22 的被接通高频电流的一对刀片 (电极) 22A、22B (参照图 3)。根据操作部 21C 的操作,被钳子的一对刀片 22A、22B (参照图 3) 夹持的作为被处置部的活体组织 (患部) LT 通过基于高频电流的焦耳热而被切除 / 止血。

[0042] 电源 30 例如输出频率为 100kHz 以上 100MHz 以下的高频电力。高频电力的频率优选从被法令等认可使用的频率中进行选择,例如为 13.56MHz。高频电力的振幅没有特别限制,优选波形为正弦波。

[0043] 在内窥镜系统 1 中,处置器械 20 和电源 30 未进行有线连接。但是,当处置器械 20 插入到通道 14 中时,以无线电力传送的方式经由内窥镜 10 从电源 30 接收处置所需要的电力。另外,无线电力传送是与基于无线的电力供给相同的意思。

[0044] 即,如图 2 和图 4 所示,内窥镜 10 具有送电部 19,该送电部 19 包含将电源 30 输出的高频电力转换为交流磁场的磁场产生用的第 1 电感元件。内窥镜 10 的第 1 电感元件是卷绕在通道 14 的外周上的第 1 螺线管线圈 (以下称为“第 1 线圈”、“送电线圈”) 18。另外,通道 14 包含挠性管和分支管,分支管的一方与送气抽吸管 14C 连接。

[0045] 送电部 19 只要在操作部 12 或插入部 11 中的至少任意一方的内部即可,也可以构成为具有置换通道 14 的一部分的中空部。即,在本说明书中,将所述结构的形成中空部的结构要素也视为通道 14 的一部分。

[0046] 并且,在作为电感元件的功能上,第 1 线圈 18 的导体可以在中空部的内表面露出,但是,由于通道 14 还用于送气抽吸等,所以,优选中空部的内表面由摩擦较小的绝缘体密封。

[0047] 另一方面,如图 3 和图 4 所示,处置器械 20 具有包含磁场受电用的第 2 电感元件的受电部 29。处置器械 20 的第 2 电感元件是卷绕在插入部 21B 的长度方向上的第 2 螺线管线圈 (以下称为“第 2 线圈”、“受电线圈”) 28。

[0048] 图 2 ~ 图 4 所示的螺线管线圈是所谓的单层绕线,但是,也可以是双层绕线等多层绕线。并且,在线圈的导线是由绝缘体包覆的包覆导线的情况下,也可以更加紧密地进行卷绕以使得相邻导线相切。由于卷绕数 (匝数) 较多的螺线管线圈的电感 L 较高,所以,能够产生更强的交流磁场,并且能够接收更大的感应电流。

[0049] 通道 14 的内径 $\phi(14)$ 大于插入部 21B 的外径 $\phi(20)$, 以使得能够供处置器械 20 的插入部 21B 贯穿插入。例如 $\phi(14) = 2.8\text{mm}$, $\phi(20) = 2.5\text{mm}$ 。

[0050] 另外,配设有第 2 线圈 28 的插入部 21B 的一部分区域只要配设成导体未在最外周面上露出、并且能够贯穿插入到通道 14 内即可,外径 $\phi(20)$ 也可以大于其他区域。并且,为了使插入部 21B 容易贯穿插入到通道 14 内,更加优选外表面用摩擦较小的绝缘体、例如

氟树脂覆盖。

[0051] 如以上说明的那样,内窥镜系统 1 具有内窥镜 10、利用处置部 22 进行处置的处置器械 20、对处置部 22 供给电力的电源 30,内窥镜 10 包含挠性的插入部 11 和配设在插入部的基端侧的操作部 12,内窥镜 10 具有设置在操作部 12 中的处置器械插入口 14A、以该处置器械插入口 14A 为基点而贯通到插入部前端的通道 14、包含产生施加给通道 14 的内部的交流磁场的送电线圈 18 的送电部 19,处置器械 20 成为以出入自如的方式从处置器械插入口 14A 贯穿插入到通道 14 中的形状,具有包含受电线圈 28 的受电部 29,该受电线圈 28 能够以感应方式与送电线圈 18 产生的交流磁场耦合,设置成置换外装或内部的一部分,当处置器械 20 插入到通道 14 中时,送电线圈 18 和受电线圈 28 彼此以感应方式耦合。

[0052] 这里,如图 5A 所示,即使处置器械 20 从插入口 14A 插入到通道 14 中,在处置器械前端部 21A 从开口 14B 突出之前,处置器械 20 的第 2 线圈 28 也无法高效地接收内窥镜 10 的第 1 线圈 18 产生的交流磁场。这是因为,交流磁场是不像电波那样传播的非辐射场。即,例如在频率 13.56MHz 时,交流磁场的波长大约为 22m,与此相对,构造物远远小于该波长,所以,交流磁场无法像电波那样传播到远方。

[0053] 与此相对,如图 5B 所示,在内窥镜系统 1 中,在处置器械前端部 21A 从开口 14B 突出的状态、即处置器械 20 在通道 14 中插入到动作位置的状态下,第 2 线圈 28 成为插入到第 1 线圈 18 的内部的状态,第 1 线圈 18 的中心轴和第 2 线圈 28 的中心轴大致一致,成为同轴。因此,即使在通道 14 的内部、处置器械 20 的位置从通道 14 的中心偏心,送受电效率(传送效率)也不会大幅变化。第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 稳定地以感应方式耦合。因此,通过电磁感应效果,第 2 线圈 28 能够最高效地接收第 1 线圈 18 产生的交流磁场。

[0054] 这里,优选第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 的长度为 1cm 以上。如果是所述范围以上,则能够进行电力的送受电。另一方面,第 1 线圈 18 的最大长度由通道 14 的长度 D 决定,第 2 线圈 28 的最大长度由插入部 21B 的长度决定。例如,挠性的内窥镜 10 的通道长度 D 和插入部 21B 的长度为 100cm 以上 230cm 以下的程度,第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 的最大长度与通道长度 D 相同。另外,从送受电效率和自身电感的观点来看,特别优选第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 的长度为 5cm 以上 200cm 以下。

[0055] 另外,图 2 所示的第 1 线圈 18 示出配设在操作部 12 的通道 14 中的例子,但是,第 1 线圈 18 也可以配设在软性部 11C 的通道 14 中,还可以配设在操作部 12 和软性部 11C 的通道 14 中。并且,图 3 所示的第 2 线圈 28 的长度较短,但是,例如也可以是与插入部 21B 的长度大致相同的长度的线圈。

[0056] 内窥镜 10 的通道 14 的长度 D 非常长而成为 100cm 以上,但是,其大部分配置在挠性的软性部 11C 的内部。因此,第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 容易成为长度 50cm 以上,但是,配置在挠性的软性部 11C 的内部第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 需要具有挠性。

[0057] 在具备具有挠性的较长的插入部 11 的软性内窥镜 10 的内窥镜系统 1 中,根据插入部 11 的长度,能够使第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 的长度较长而成为例如 50cm 以上,所以,无线电力传送的效率较高。另外,第 1 线圈 18 和第 2 线圈 28 的长度的上限例如为 200cm。

[0058] 这里,当线圈的长度较长时,电阻 R 也较高。因此,特别是当考虑依赖于与电感 L/电阻 R 成比例的 Q 值的传送效率时,在单层绕线中,特别优选线圈的长度为 200cm 以下,在双层绕线中,特别优选线圈的长度为 150cm 以下。

[0059] 另外,送电效率最高的状态是在第1线圈18的全长范围内插入同轴的第2线圈28的状态,换言之,是第2线圈28贯通第1线圈18的状态。因此,优选第2线圈28的长度比第1线圈18的长度长,进而,当考虑处置器械20从开口14B突出的突出量d时,特别优选第2线圈28的长度为(第1线圈18的长度+突出量d)。另外,突出量d根据处置器械而不同,但是,例如为1cm以上10cm以下。

[0060] 这里,优选即使是通道长度D不同的多个内窥镜,也能够使用相同的处置器械20。因此,优选以开口14B为基准来设定第1线圈18的配设位置。即,内窥镜的第1线圈18配设在从开口14B起的规定距离D1的位置即可。该情况下,通道长度D较长的内窥镜与通道长度D较短的内窥镜相比,从插入孔14A到第1线圈18的距离D2较长。

[0061] 在具有各自的第1线圈18配设在从开口14B起的规定距离D1的位置的多个内窥镜和处置器械20的内窥镜系统中,多个内窥镜能够高效地对处置器械20进行无线供电。

[0062] 另外,具有1个内窥镜和在分别在通道14中插入到动作位置的状态下、在最高效地接收送电部18产生的交流磁场的位置配设受电部28的多个处置器械的内窥镜系统当然具有同样的效果。

[0063] 如图6的等效电路图所示,在内窥镜系统1中,包含电源30和送电部19的内窥镜侧电路、以及包含受电部29和处置部22(22A、22B)并对消耗电力的负载部即活体组织LT施加电流的处置器械侧电路不会经由导体进行物理接触。

[0064] 但是,受电部29以感应方式与送电部19附近的空间中产生的非辐射的交流磁场M耦合。在以感应方式耦合的受电部29中产生感应电动势,通过由此产生的感应电流对处置器械20的处置部22供给电力。另外,连接电源30和螺线管线圈18的布线也可以接地连接。

[0065] 由于内窥镜系统1的处置器械20不具有与电源30连接的布线(缆线),所以,处理容易且操作性优良。进而,由于送电部19配设在内窥镜10的内部,所以,所产生的电磁场M不容易泄漏到内窥镜10的外部,所以,泄漏电磁场针对周围设备等的影响较小。

[0066] 并且,由于插入到通道14的处置器械20的螺线管线圈28与内窥镜10的螺线管线圈18同轴,所以耦合系数较大。进而,由于螺线管线圈28和螺线管线圈18的长度可以长到与软性内窥镜10的插入部11的长度相同,所以,更加容易增大彼此电感。

[0067] 另外,为了确保挠性和机械强度,有时在处置器械20的插入部21B中配设相邻单线为大致接触状态的所谓绕线的螺旋线圈。通过使用处置器械20的形状保持用的螺旋线圈的一部分构成螺线管线圈28,实现处置器械20的小型化和低成本化。

[0068] 即,通过在形状保持用的螺旋线圈上连接通电用的2条导线,能够将导线间用作螺线管线圈28。当然,在用作螺线管线圈28的部分的单线上包覆绝缘材料,以使得相邻单线不会短路。另外,在形状保持用的螺旋线圈由电阻比较高的不锈钢等构成的情况下,为了降低电阻,优选通过电镀法等表面形成低电阻金属、例如铜或银等。或者,也可以将不锈钢线圈的至少一部分置换为由低电阻金属构成的线圈,以使得将其用作螺线管线圈28。

[0069] 并且,通过在内窥镜10内部配设送电部19,规定了送电部19与受电部29的相对位置关系,所以,能够稳定地维持送电部19和受电部29之间的较强的耦合状态、即电力传送效率较高的状态,所以,节能性也优良。

[0070] 这里,如已经说明的那样,在内窥镜系统1中,在对处置器械20输出的电力的接通

/ 断开控制中使用开关 31。在图 1 中, 设开关 31 为脚踏开关进行了例示, 但是, 也可以在电源 30、内窥镜 10 的操作部 12 或处置器械 20 的操作部 21C 中配设开关。

[0071] 与电源 30 连接的开关或配设在电源 30 中的开关对电源 30 的输出进行接通 / 断开控制。配设在操作部 12 或操作部 21C 中的开关通过送电部 19 或受电部 29 的内部电路对电力进行接通 / 断开控制。另外, 代替送受电电路中的接通 / 断开控制, 通过对送受电电路的 Q 值进行增减并大幅改变送受电效率, 能够得到与接通 / 断开控制相同的效果。但是, 在电力量较大的情况下, Q 值减少控制可能产生发热等问题。

[0072] 另外, 开关也可以是按钮开关、触摸手势对应操作部或基于声音识别的操作部等。

[0073] 如以上说明的那样, 在内窥镜系统 1 中, 用于开始或停止来自电源 30 的输出的送电开始停止单元即开关与电源 30 分开配设, 或者配设在内窥镜 10 的操作部 12 或处置器械 20 中。

[0074] < 第 1 实施方式的变形例 >

[0075] 接着, 对第 1 实施方式的变形例 1 ~ 7 的内窥镜系统 1A ~ 1F 等进行说明。由于内窥镜系统 1A ~ 1F 等具有与已经说明的内窥镜系统 1 相同的结构, 是类似的, 所以, 对相同功能的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0076] 内窥镜系统 1A ~ 1F 等均具有内窥镜系统 1 的效果, 进而, 分别具有比内窥镜系统 1 更加优良的效果。

[0077] < 变形例 1 > 谐振电路

[0078] 在图 7 所示的内窥镜系统 1A 中, 内窥镜 10A 的送电部 19A 和处置器械 20A 的受电部 29A 具有电容元件 17、27。送电部 19A 和受电部 29A 通过对各自的电路施加电容成分, 分别构成规定谐振频率的谐振电路。另外, 仅通过电路的寄生电容, 也不是不可能形成谐振电路, 但是, 为了将谐振频率设定为规定值, 需要电容元件 17、27。并且, 在图 7 中, 电容元件 17、27 相对于电源 30 的输出而串联连接, 但是, 也可以并联连接。

[0079] 这里, 包含电源 30 和送电部 19A 的内窥镜侧电路、以及包含受电部 29A 和处置部 22 (22A、22B) 并对消耗电力的负载部即活体组织 LT 施加电流的处置器械侧电路是不共用地线的不同电路。

[0080] 而且, 送电部 19A 的电容元件 17 的电容 C1 和第 1 线圈 18 的电感 L1、受电部 29A 的电容元件 27 的电容 C2 和第 2 线圈 28 的电感 L2 以及电源 30 输出的高频电力的频率 F0 成为以下的 (式 1) 的关系。

[0081] (式 1)

[0082]
$$\sqrt{L1C1} = \sqrt{L2C2} = 1/2\pi F0$$

[0083] 换言之, 电源 30 输出的高频电力的频率 F0 和送电部 19A 的谐振频率 F1 大致一致。因此, 送电部 19A 能够高效地产生交流磁场 M。进而, 送电部 19A 的谐振频率 F1 和受电部 29A 的谐振频率 F2 也大致一致。因此, 由于送电部 19A 和受电部 29A 成为磁场共振状态, 所以, 受电部 29A 能够高效地接收交流磁场 M。

[0084] 如以上说明的那样, 在内窥镜系统 1A 中, 包含送电线圈 18 的送电部 19A 和包含受电线圈 28 的受电部 29A 分别构成谐振电路, 高频电力的频率 F0、送电部 19A 的谐振频率、受电部 29A 的谐振频率相同。另外, 频率相同是指 $\pm 5\%$ 的范围内。另外, 由于布线构造等而

不可避免地产生的寄生电容和自身电感也包含在前谐振电路的成分中来进行设计。另外，在以上的说明中，电容元件 17 是内窥镜 10A 的结构要素，但是，作为送电部 19A 整体，只要是谐振频率 F1 的谐振电路即可，所以，例如也可以配设在处理器 32 中。

[0085] 因此，内窥镜系统 1A 与内窥镜系统 1 相比，送受电效率较高。

[0086] < 变形例 2> 阻抗匹配

[0087] 在图 8 所示的内窥镜系统 1B 中，送电部 19 和受电部 29 分别具有阻抗匹配部 19B、29B。

[0088] 送电部 19 侧的阻抗匹配部 19B 具有相对于电源 30 的输出而串联连接的电感元件 16B 以及并联连接的电容元件 17B。阻抗匹配部 19B 使电源 30 的阻抗和比阻抗匹配部 19B 更靠处置部 22 侧的阻抗一致。由于阻抗一致，所以，从电源 30 到处置部 22 侧的电力输入的效率较高。

[0089] 另一方面，受电部 29 侧的阻抗匹配部 29B 具有相对于处置部 22 而串联连接的电感元件 26B 以及并联连接的电容元件 27B。阻抗匹配部 29B 使比阻抗匹配部 29B 更靠电源 30 侧的阻抗和处置部 22 的阻抗一致。由于阻抗一致，所以，从比阻抗匹配部 29B 更靠电源 30 侧到处置部 22 的电力输入的效率较高。

[0090] 送电部 19 的阻抗匹配部 19B 也可以具有相对于电源 30 的输出而串联连接的电容元件 17B 以及并联连接的电感元件 16B。受电部 29 的阻抗匹配部 29B 也可以具有相对于处置部 22 而串联连接的电容元件 27B 以及并联连接的电感元件 26B。

[0091] 在上述中，作为阻抗匹配部，使用电感元件和电容元件进行了说明，但是，除此之外，也可以对电阻等阻尼元件、传送线路等进行组合，但是，由于阻尼元件会增加损失，所以优选不使用阻尼元件。

[0092] 另外，在以上的说明中，设阻抗匹配部 19B、29B 为送电部 19 和受电部 29 的一部分来进行说明，但是，例如，阻抗匹配部 19B 也可以是处理器 32 的一部分。并且，阻抗匹配部 29B 也可以配设在处置器械 20B 的操作部 21C 中。即，只要内窥镜 10B 包含阻抗匹配部 19B、且处置器械 20B 包含阻抗匹配部 29B 即可。

[0093] 内窥镜系统 1B 与内窥镜系统 1、1A 相比，从电源 30 到送电部 19 的电力的输入效率较高。

[0094] 变形例 1 和变形例 2 的谐振电路和阻抗匹配电路均是内窥镜系统 1 的送受电效率的改善用的结构要素，不是必须的结构要素。因此，也可以是仅内窥镜 10 或处置器械 20 中的一方具有谐振电路和阻抗匹配电路中的至少任意一方，还可以是双方不具有谐振电路和阻抗匹配电路。

[0095] 并且，优选送电部 19 或受电部 29 自动改变电容元件 17B、27B 或电感元件 16B、26B 的电抗，以使得送受电效率最高。因此，如图 8 所示，优选电容元件 17B、27B 为电容可变元件，优选电感元件 16B、26B 为电感可变元件。另外，电容可变元件 17B、27B 和电感元件 16B、26B 分别由控制部 19X、29X 控制。控制部 19X 例如配设在处理器 32、电源 30 或内窥镜 10B 中，控制部 29X 配设在处置器械 20B 中。

[0096] < 变形例 3> 电感元件构造

[0097] 在内窥镜系统 1 中，作为送电部 19 的磁场产生用的电感元件和受电部 29 的受电用的电感元件，以螺线管线圈 18、28 为例进行了说明，但是，交流磁场 M 的产生或受电用的

电感元件不限于螺线管线圈。

[0098] 例如,能够使用图 9A ~ 图 9G 所示的电感元件。另外,在图中,直线状的导线的延伸设置方向是通道 14 或处置器械 20 的长度方向。

[0099] 可以使用图 9A 所示的螺旋线圈 18A(28A)、图 9B 所示的配设在通道 14 的长度方向上的螺旋线圈 18B(28B)、图 9C 所示的单匝环形线圈 18C(28C)、图 9D 所示的两端部为开放状态的螺线管线圈 18D(28D)、图 9E 所示的两端部为开放状态的螺旋线圈 18E(28E)、图 9F 所示的中空的筒状导体 18F(28F)。并且,即使是简单的线路(未图示),也可以用作电感元件。

[0100] 根据电感元件的构造的不同,所产生的交流磁场的分布和磁场耦合状态等大幅不同。但是,无论哪种情况下,通过送电部 19 中产生的交流磁场 M 而在受电部 29 中产生感应电动势,所以,能够以无线方式进行电力传送。

[0101] 另外,电感元件不是必须为一个,如图 9G 所示,也可以由多个电感元件构成。并且,多个电感元件不仅可以配设在通道长度方向上,还可以配设在通道周方向上。

[0102] 在通过受电部 29 的处置器械 20 而使电感元件产生的磁场 M 的指向性存在多种图案的情况下,送电部 19 也采用配设多个电感元件的结构,通过驱动适合于该处置器械 20 的电感元件,能够以无线方式对处置器械 20 供给电力。

[0103] 如以上说明的那样,送电部 19 的电感元件和受电部 29 的电感元件在接近时,在稍微进行感应耦合的情况下,即使耦合系数较小,通过提高包含送电部 19 或受电部 29 的谐振电路的 Q 值,也能够进行电力的无线传送。另外,受电部 29 的电感元件的结构可以与送电部 19 的电感元件的结构相同,也可以不同。

[0104] < 变形例 4> 中继构造

[0105] 如图 10 和图 11 所示,内窥镜系统 1C 的处置器械 20C 的受电部 29C 具有中继线圈群。即,除了具有与处置部 22 连接的受电线圈 28CA 以外,受电部 29C 还具有由分别不与其他线圈电连接的多个中继线圈部 28CB、28CC 构成的中继线圈群。另外,中继线圈部的数量可以是 1 个,也可以是 3 个以上。

[0106] 中继线圈部 28CB、28CC 由电感元件(线圈)和串联连接的电容元件构成。电容元件具有仅抵消电感元件的阻抗成分的电容。

[0107] 通过电源 30 输出的交流电力,送电部 19 的送电线圈 18 产生交流磁场 M。交流磁场 M 使与送电线圈 18 较强地耦合的中继线圈部 28CC 产生感应电动势。于是,未连接负载的受电部即中继线圈部 28CC 作为送电部发挥功能,产生交流磁场 M。因此,在相邻的中继线圈部 28CB 中产生感应电动势。同样,经由中继线圈部 28CB 而在受电线圈 28CA 中产生感应电动势,对处置部 22 供给电力。

[0108] 例如,如已经说明的那样,在具备通道长度 D 不同的多个内窥镜以及具有一个受电线圈 28 的处置器械 20 的内窥镜系统中,需要将各个内窥镜的送电线圈 18 配设在与开口 14B 相距规定的距离 D1 的位置。

[0109] 与此相对,只要受电线圈 28CA 和中继线圈部 28CB、28CC 中的至少任意一方插入到送电线圈 18 的内部并较强地耦合,则处置器械 20C 能够进行高效的无线供电。

[0110] 并且,在受电线圈 28CA 的挠性较低的情况下,在作为非挠性部的前端部 11A 内的通道 14 中配设受电线圈 28CA,将挠性较高的中继线圈配设在软性部 11C 内,由此,能够确保

插入部 11 的灵活性。并且,通过这样将中继线圈配设在软性部 11C 内,与使用较长的受电线圈 28CA 的情况相比,能够确保插入部 11 的灵活性。另外,即使是挠性较低的中继线圈,如果长度较短,则能够确保插入部 11 的灵活性。

[0111] 另外,在图 10 等中,图示了受电线圈 28CA 和中继线圈部 28CB、28CC 的中心线配设在一条直线上,但是,当然,这些线圈的中心线只要同轴即可,也可以配设在曲线上。

[0112] 如以上说明的那样,在内窥镜系统 1C 中,处置器械 20 的受电部 29 在长度方向上连续设置有对交流磁场 M 进行中继的中继部(中继线圈部),中继部和受电部 29 的受电线圈 28CA 不是有线连接。另外,送电部 19 的送电线圈 18 也可以经由中继线圈群对交流磁场 M 进行中继。

[0113] 另外,代替中继线圈部,即使通过具有分别利用导线连接的多个线圈的线圈群构成送电线圈和受电线圈,当然也可以具有与内窥镜系统 1C 相同的效果。

[0114] <变形例 5> 遮蔽部件

[0115] 如已经说明的那样,在内窥镜系统 1 中,由于送电部 19 配设在内窥镜 10 的内部,所以,所产生的电磁场 M 不容易泄漏到内窥镜 10 的外部。进而,为了防止泄漏电磁场,如图 12 所示,优选具有配设了对电磁场 M 进行遮蔽的遮蔽部件 18S 的内窥镜 10D 的内窥镜系统 1D。遮蔽部件 18S 配设成覆盖第 1 线圈 18 的外周的至少一部分即可,但是,优选配设成完全覆盖外周。

[0116] 作为遮蔽部件 18S,使用导电性材料例如金、银、铜、铝或不锈钢等金属、多量掺杂半导体或导电性树脂等。另外,作为遮蔽部件,通过使用坡莫合金等软磁性材料等,不仅能够进行遮蔽,还能够得到对磁力线的路径进行控制的作为磁轭的效果、和由此增大线圈彼此的耦合系数的效果。这里,遮蔽部件 18S 也可以与地线连接(接地连接)。

[0117] 并且,作为遮蔽部件 18S,优选层叠使用导体材料和磁性材料,该情况下,通过将导体材料配设在磁性材料的外侧,通过磁性材料的磁轭效果,磁场 M 的扩展较小,所以,进入导体材料的内部的磁场 M 减少,涡损较小,能够防止传送效率降低。

[0118] 如以上说明的那样,在内窥镜系统 1D 中,通道 14 被覆盖送电部 19 的遮蔽部件 18S 覆盖。而且,遮蔽部件 18 是导体或磁性体中的至少任意一方。或者,在遮蔽部件 18S 由导体和磁性体构成的情况下,优选将导体配设在比磁性体更靠外周。

[0119] 另外,也可以在处置器械 20 的第 2 线圈 29 的内部插入由软磁性材料构成的磁芯。

[0120] <变形例 6> 处置器械

[0121] 作为贯穿插入到内窥镜系统 1 的内窥镜 10 的通道 14 中的器件,可以使用具有通过受电部 29 接收的电力进行动作的负载部的各种双极处置器械。即,例如可以使用高频切开钳子、高频止血钳子、热活检钳子、高频凝固处置器械、等离子体用交流产生处置器械、发热处置器械、冷却处置器械、振动处置器械或辐射处置器械等作为处置器械 20。

[0122] 进而,所述器件不限于对活体组织 LT 施加高频电力来进行处置的处置器械,也可以是各种电驱动式的处置器械。例如,也可以使用利用超声波振动对活体组织进行切开或凝固的超声波处置器械、利用超声波振动对活体组织进行粉碎并抽吸的超声波抽吸处置器械、利用钻孔器等的旋转力对活体组织进行粉碎的切除处置器械、具有以电动方式移动钳子前端的功能的带致动器的处置器械等。

[0123] 并且,即使是贯穿插入到通道 14 中、但是前端部 21A 未从开口 14B 突出的探针等

器件,也与处置器械 20 同样,能够将无线传送的电力输出到负载部。即,在本发明中,器件还包含贯穿插入到通道 14 中、但是前端部 21A 未从开口 14B 突出的探针等。

[0124] 例如,检测内窥镜的插入形状的内窥镜形状检测装置的具有多个磁产生元件的探针也是本发明的器件。通过无线传送而接收的电力被输出到负载部即磁产生元件。

[0125] 并且,如图 13 所示,内窥镜系统 1E 的在前端部配设有 LED 元件 22E 的辅助照明探针 20E 也在前端部 21A 未从开口 14B 突出的状态下进行使用。接收的电力被输出到负载部即 LED 元件 22E。

[0126] 另外,如图 13 所示,在前端部 21A 未从开口 14B 突出的辅助照明探针 20E 中,在通道 14 中插入到动作位置的状态下,换言之,在需要电力供给的插入状态下,在最高效地接收送电部 19 产生的交流磁场 M 的位置配设受电部 29。

[0127] 当使用辅助照明探针 20E 时,例如即使是未搭载特殊光观察功能的内窥镜,根据需要,也能够照射辅助照明探针 20E 产生的适于患部的波长的特殊光,能够进行更加高效的观察。

[0128] 另外,在具有必要电力不同的多个处置器械的内窥镜系统中,需要根据各个处置器械的负载而适当调整电源 30 的输出,操作烦杂。因此,优选内窥镜系统具有与负载对应的受电效率的处置器械。

[0129] 例如,较少地设定第 2 线圈 28 的卷绕数,以使得例如必要电力为 1W 的处置器械的受电效率成为必要电力为 100W 的处置器械的受电效率的 1/100。

[0130] 换言之,在具有多个处置器械的内窥镜系统中,在处置所需要的电力较小的处置器械中,降低送电部 19 与受电部 29 之间的电力传送效率。

[0131] 具备具有分别根据负载而设定的受电效率的受电部的多个处置器械的内窥镜系统不需要根据处置器械 20 来调整电源 30 的输出,所以操作性较高。

[0132] <变形例 7> 电力转换

[0133] 在内窥镜系统 1 等中,将受电部 29 接收的高频交流电力直接用于处置部 22 的处置。即,处置中使用的电力与电源 30 输出的高频电力相同,例如为 13.56MHz 的正弦波交流电力。

[0134] 与此相对,如图 14 所示,内窥镜系统 1F 的处置器械 20F 具有对受电部 29 接收的高频电力进行转换并将其输出到处置部 22 的电力转换部 25。电力转换部 25 将受电部 29 接收的电力转换为适于处置部 22 的处置的规格的电力。进而,虽然图中没有示出,但是,也可以具有对将受电部 29 接收的高频电力直接输出到处置部 22 还是输出到电力转换部 25 进行切换的开关即输出切换部。

[0135] 电力转换部 25 例如将正弦波的高频交流电力振幅调制或频率调制成直流电力、脉冲波形电力、衰减波形电力或矩形波电力等。

[0136] 如以上说明的那样,内窥镜系统 1F 的处置器械 20F 具有将受电部 29 接收的电力的波形等转换为处置部施加的电力的波形等的电力转换部 25。进而,处置器械 20F 具有输出切换部,该输出切换部用于将受电部 29 接收的电力或电力转换部 25 转换的电力中的任意一方施加给处置部 20 的。

[0137] 将受电部 29 接收的电力转换为适于处置的电力并将其输出到处置部 22 的内窥镜系统 1F 能够进行更加适当的处置。

[0138] < 第 2 实施方式 >

[0139] 接着,对第 2 实施方式的内窥镜系统 1G 进行说明。由于内窥镜系统 1G 与已经说明的内窥镜系统 1 ~ 1F 类似,所以,对相同功能的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0140] 如图 15 所示,内窥镜系统 1G 的处置器械 20G 具有将接收的交流电力转换为直流电力的电力转换部 25G、蓄积电力转换部 25G 输出的电力的蓄电部 40、告知蓄电部 40 的蓄电状态的告知部 41、将蓄电部 40 输出的直流电力转换为与处置部 22 的规格对应的电力的驱动部 42。

[0141] 作为蓄电部 40,不限于锂离子二次电池等电池。例如,电双层电容器的可蓄电电容比二次电池的可蓄电电容小,但是,能够进行快速充放电,并且由于充放电而导致的劣化较少,所以,特别优选用作蓄电部 40。并且,蓄电部 40 也可以由二次电池和电双层电容器构成。

[0142] 告知部 41 例如是由 LED 构成的显示部,显示蓄电部 40 的蓄电量(充电余量)。例如,在蓄电量充分而能够进行长时间的处置时,显示部以绿色发光,在蓄电量稍少时,显示部以黄色发光,在蓄电量较少而不能进行处置时,显示部以红色发光。并且,在由于处置而放电的蓄电部 40 通过蓄积接收的电力而成为能够进行处置的蓄电量时,告知部 41 也可以通过声音、光或振动等向手术医生进行告知。

[0143] 内窥镜系统 1G 具有内窥镜系统 1 等所具有的效果,进而,在受电部 29 无法接收电力的状态下也能够进行处置。另外,在具有 1 次电池的内窥镜系统中也能够得到上述效果,但是,更加优选具有不需要更换电池的蓄电部 40。

[0144] 进而,处置部 22 使用电力的时间是短时间且是间歇的。因此,即使受电部 29 只能接收小电力,处置器械 20G 也能够处置与处置之间对蓄电部 40 进行充电。

[0145] 并且,在将所接收的电力直接用于处置的处置器械中,在处置所需要的电力量较大时,需要加强送电部 19 产生的磁场强度。但是,送电部 19 能够产生的磁场强度、即能够直接供给到处置部 22 的电力存在极限。

[0146] 由于处置器械 20G 将蓄电部 40 蓄积的电力用于处置,所以,即使处置部 22 需要的电力超过受电部 29 接收的电力,也没有问题,并且,虽然不需要产生较强的磁场,但是能够进行大电力处置。即,在瞬间需要大电力时,送电部 19 也不需要产生较强的磁场 M。因此,泄漏电磁场不会对周围设备等造成不良影响。

[0147] 即,在内窥镜系统 1G 中,电源 30 输出的高频电力较小即可,所以,来自送电部 19 的电磁场泄漏较少,也不容易产生发热等问题。

[0148] 当然,在内窥镜系统 1G 中,在处置所需要的电力较小时,也可以将受电部 29 接收的电力直接用于处置。

[0149] 这里,对上述实施方式和变形例等进行组合的内窥镜系统一并具有各个内窥镜系统的效果。

[0150] 例如,一个实施方式的内窥镜系统具有:软性内窥镜,其具有包含配设有摄像部的前端部的挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的通道;电源,其输出高频电力;以及处置器械,其从所述操作部的插入口插入,包含对被处置部接通所述高频电力的一对刀片的处置部经由所述通道从所述前端部的开口突出,其中,所述内窥镜具有送电部,该送电部包含第 1 螺线管线圈,该第 1 螺线管线圈通过从所

述电源输入的所述高频电力而产生交流磁场,卷绕在所述通道的外周上并由对电磁场进行遮蔽的遮蔽部件覆盖,该送电部构成与所述高频电力的频率相同的谐振频率的第1谐振电路,所述处置器械具有:受电部,其包含第2螺线管线圈,该第2螺线管线圈在所述处置部从所述开口突出的状态下贯通所述第1螺线管线圈,该受电部构成与所述第1谐振电路相同的谐振频率的第2谐振电路;蓄电部,其蓄积所述受电部接收的电力,将比所述受电部接收的所述电力大的电力输出到所述处置部;以及告知部,其告知所述蓄电部的蓄电状态。

[0151] 本发明不限于上述实施方式和变形例等,能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更、组合和应用。

[0152] 本申请以2013年6月28日在日本申请的日本特愿2013-136762号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

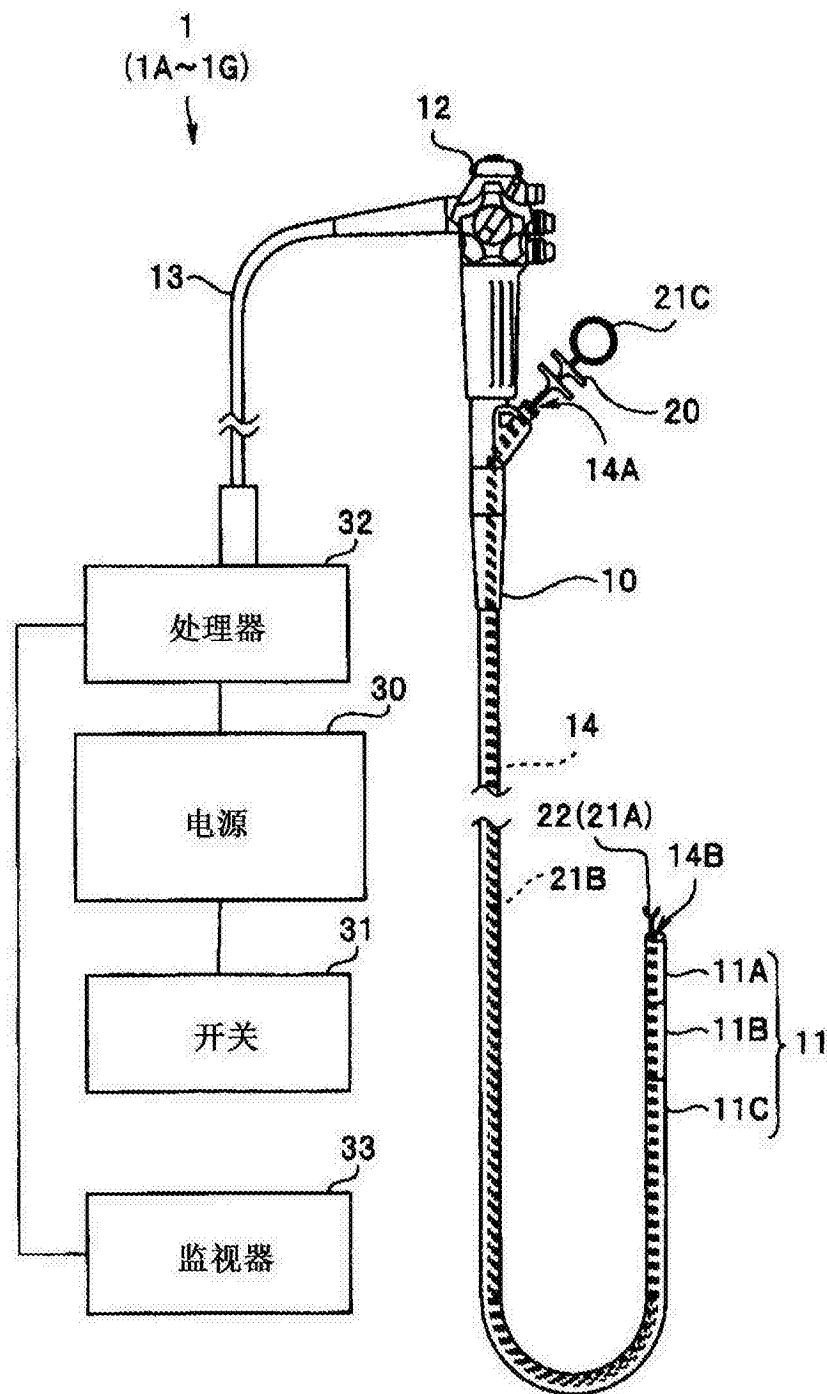


图 1

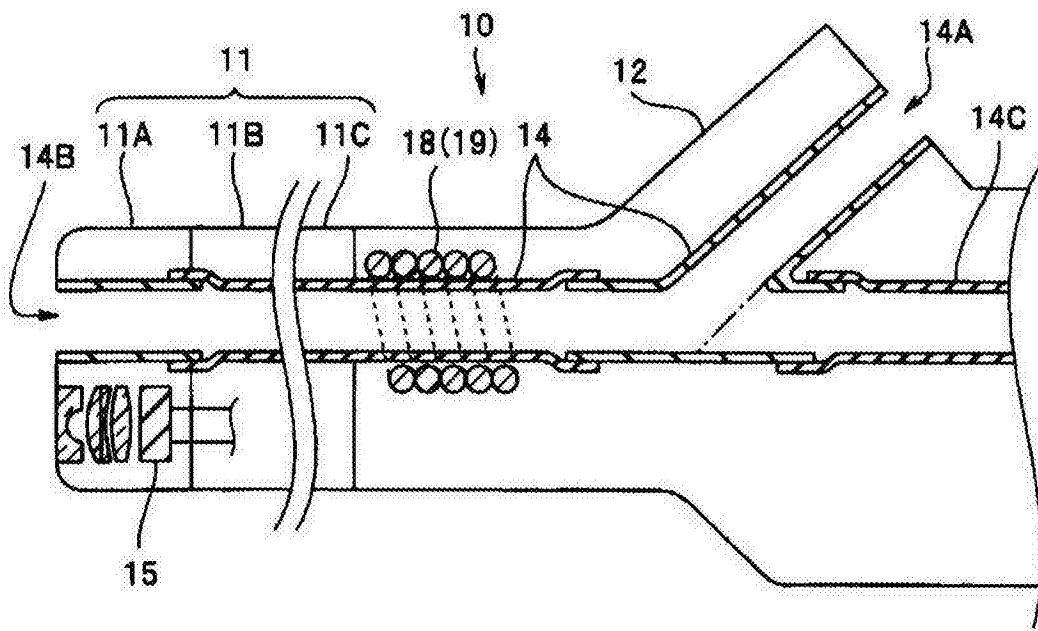


图 2

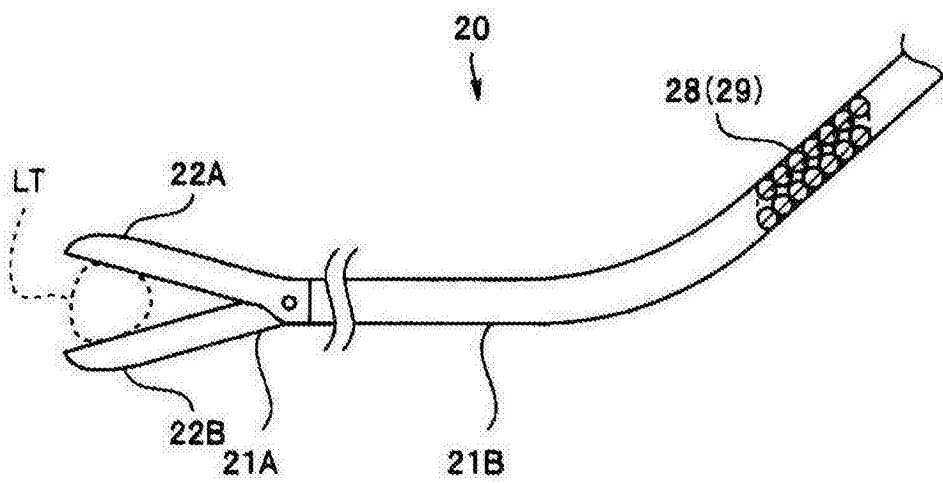


图 3

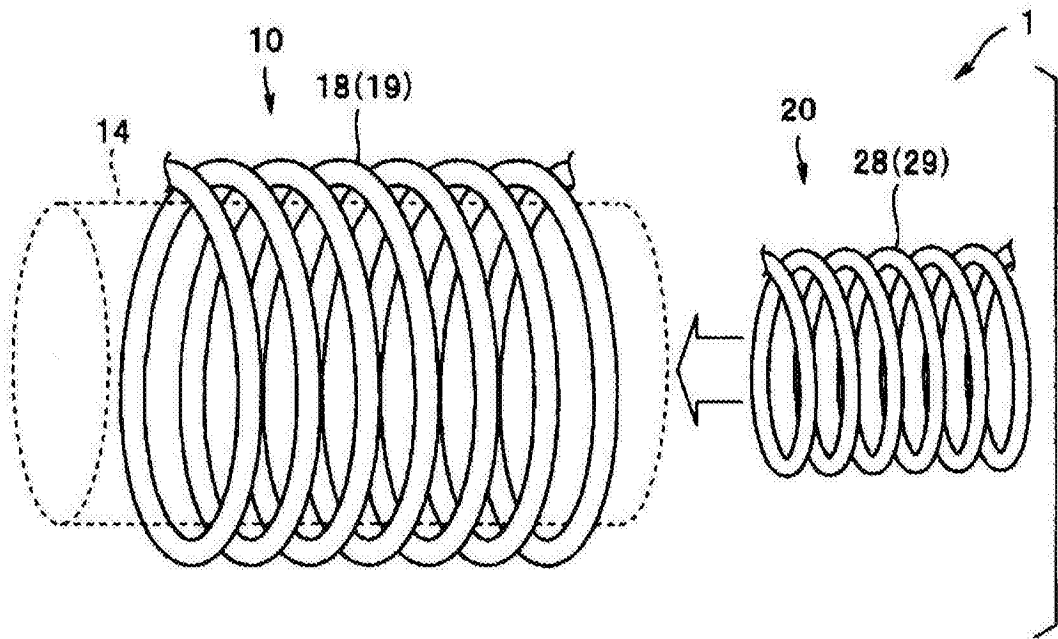


图 4

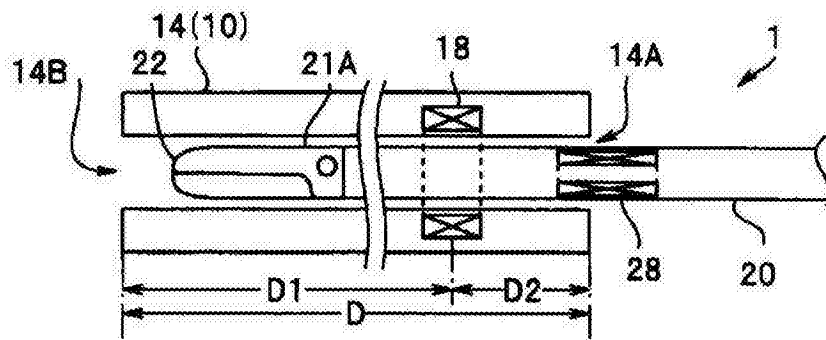


图 5A

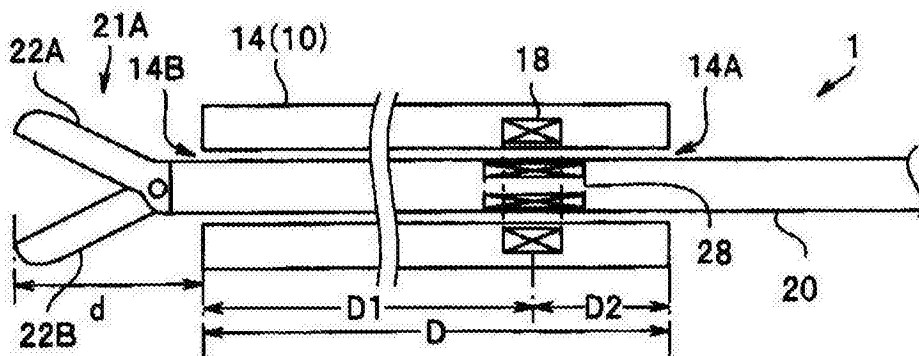


图 5B

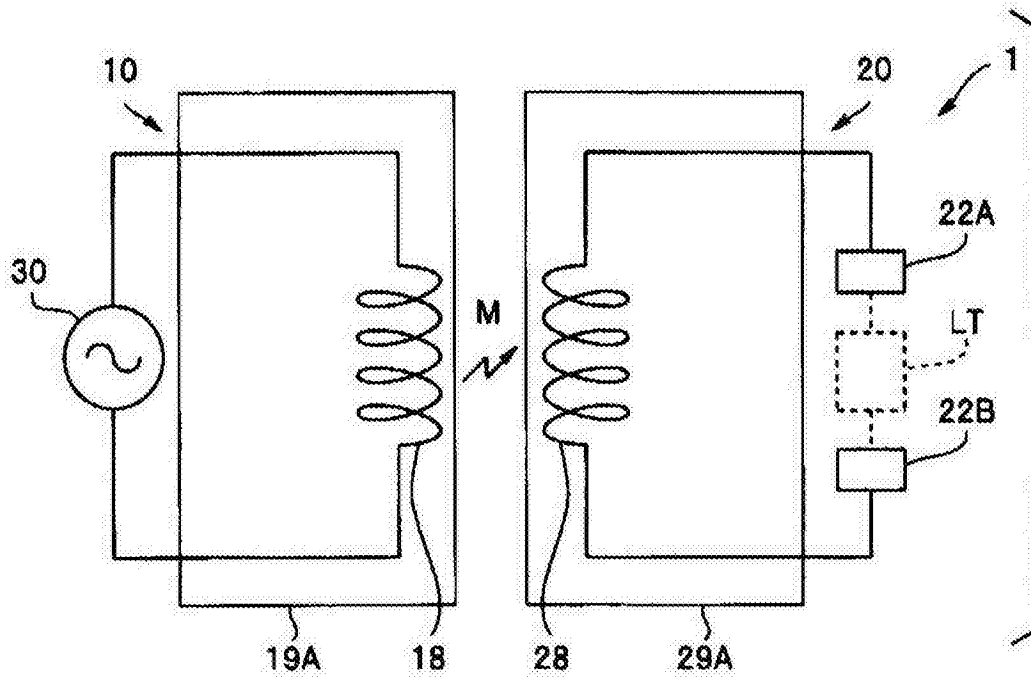


图 6

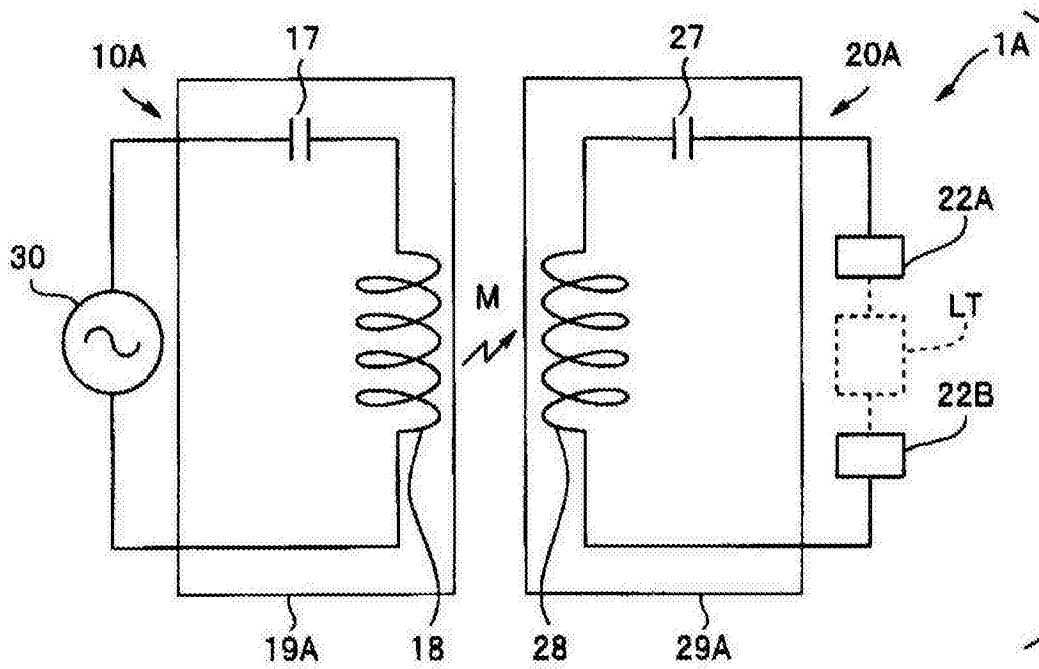


图 7

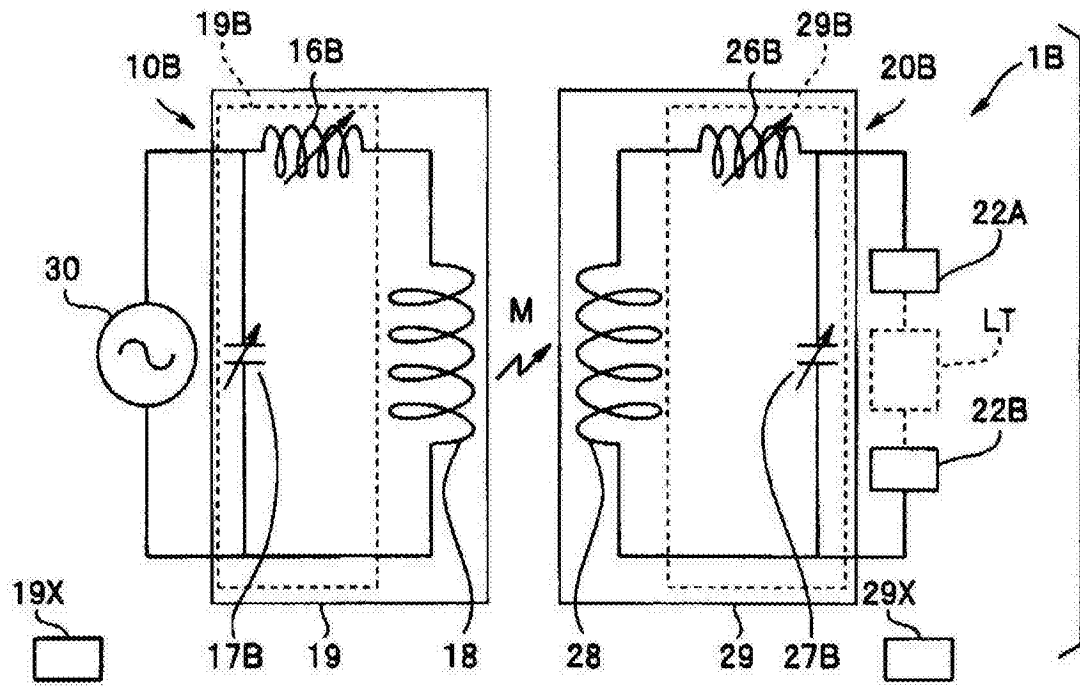


图 8

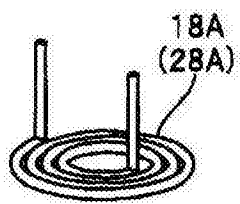


图 9A

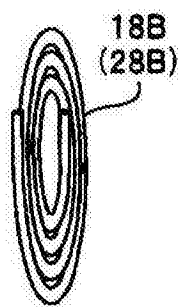


图 9B

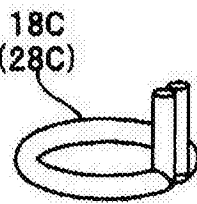


图 9C

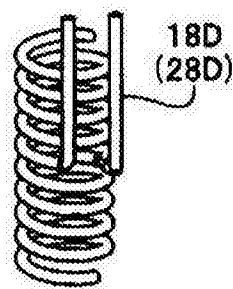


图 9D

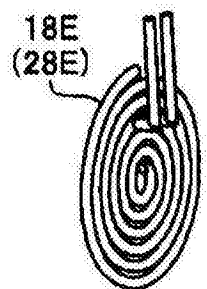


图 9E

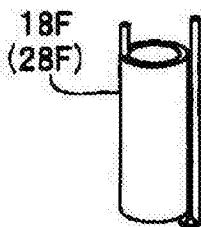


图 9F



图 9G

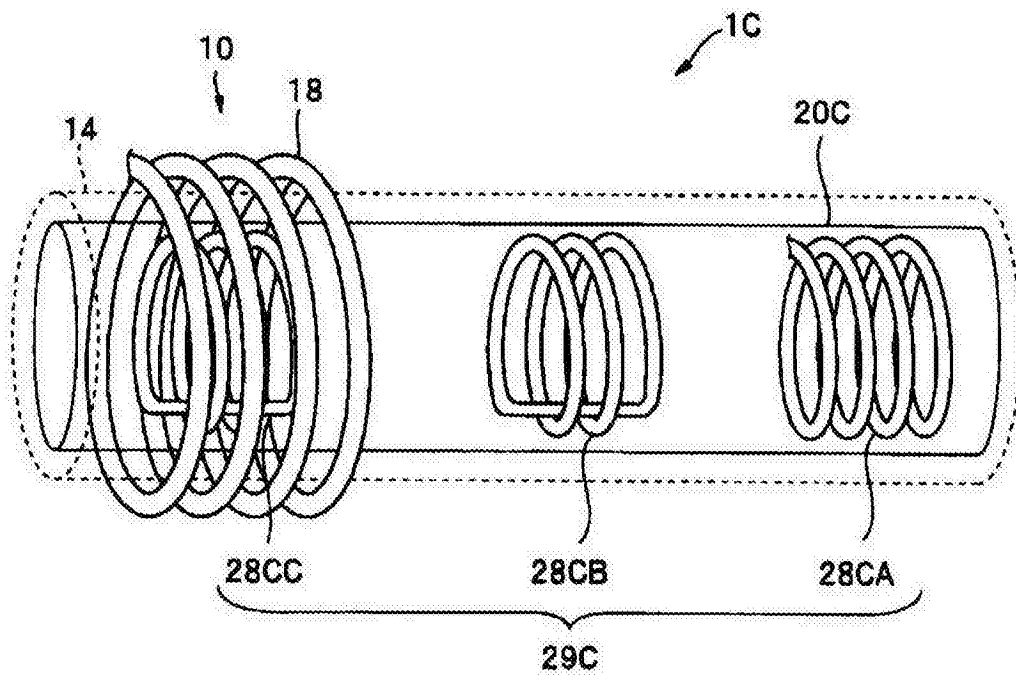


图 10

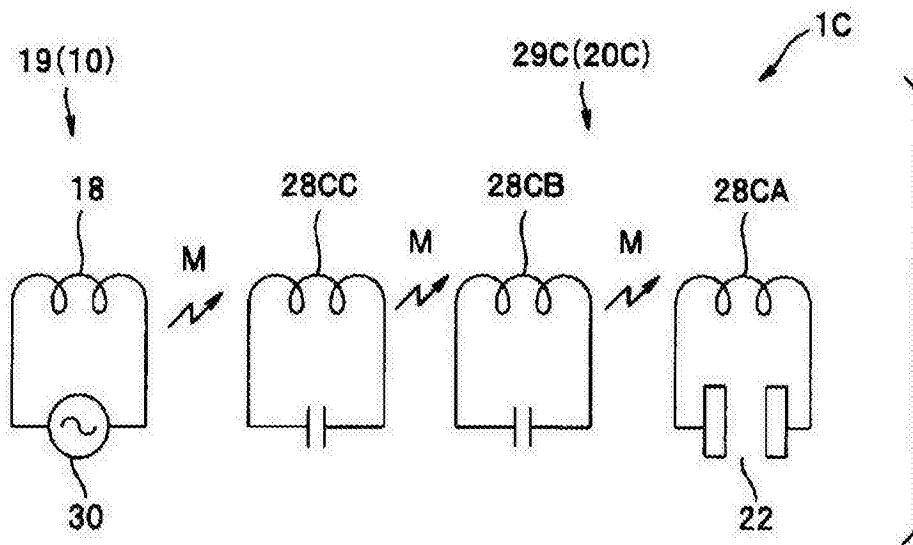


图 11

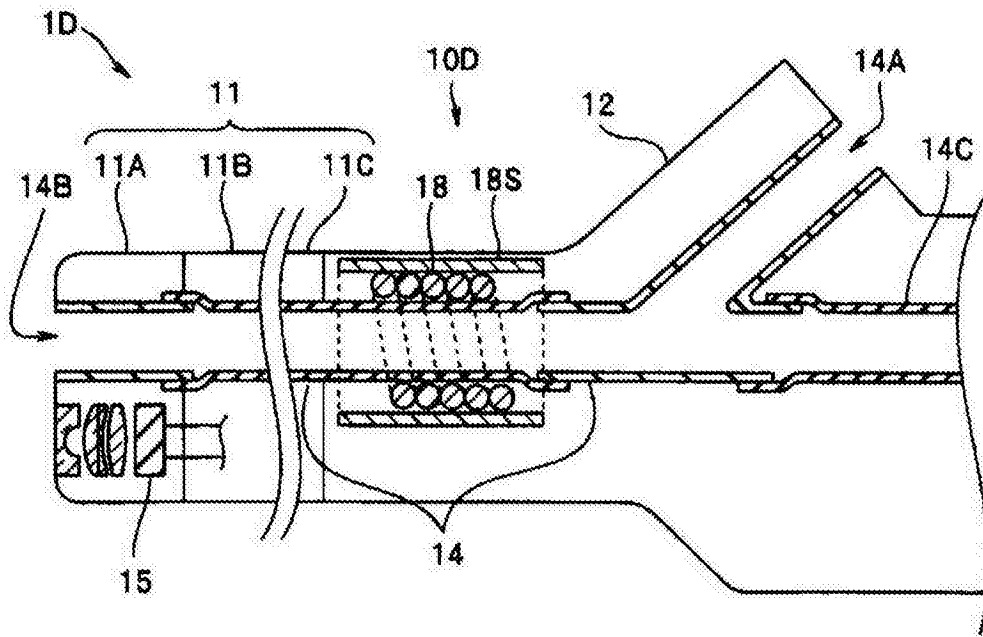


图 12

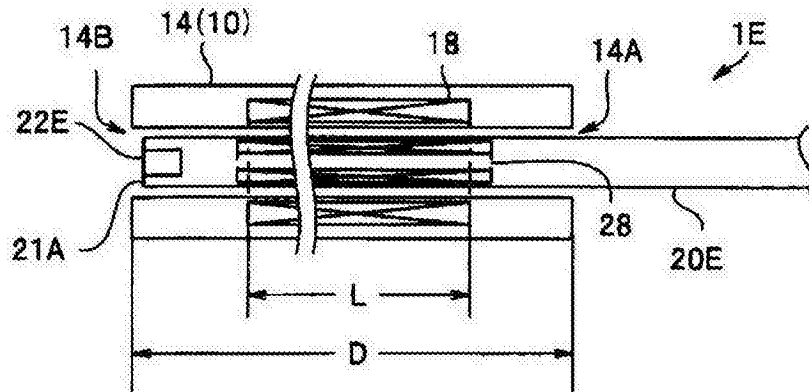


图 13

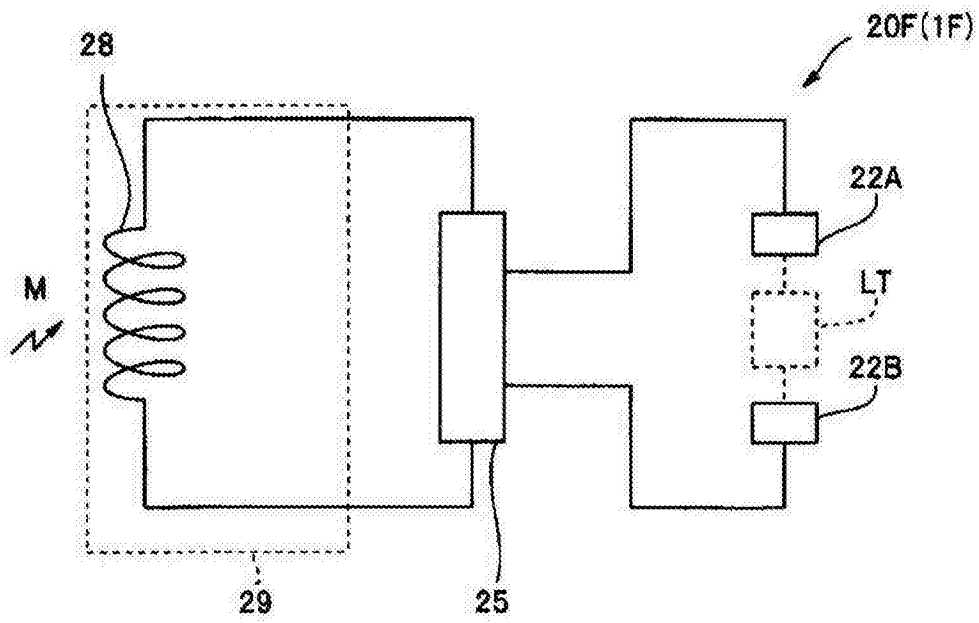


图 14

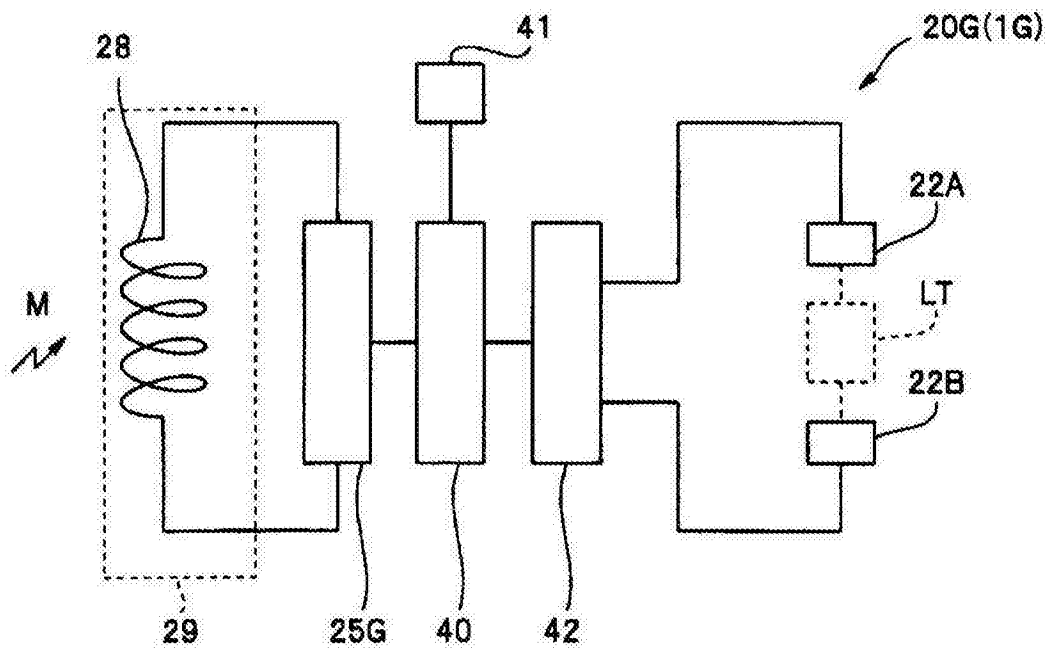


图 15

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN105358035A	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	CN201480036911.8	申请日	2014-02-03
[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	鹤田尚英 杉山勇太 松井亮		
发明人	鹤田尚英 杉山勇太 松井亮		
IPC分类号	A61B1/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B1/00029 A61B1/00071 A61B1/005 A61B1/018 A61B18/1442 A61B18/1492 A61B2018/00982 H02J50/10 A61B18/12 A61B2017/0034 A61B2018/00077 A61B2018/00178 A61B2560/0214		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013136762 2013-06-28 JP		
其他公开文献	CN105358035B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统(1G)具有软性内窥镜(10)、处置器械(20)、电源(30)。软性内窥镜(10)具有送电部(19)，该送电部(19)包含将来自电源(30)的电力转换为交流磁场的、卷绕在挠性的通道(14)上的第1线圈(18)，处置器械(20)具有受电部(29)，该受电部(29)包含在处置部(22)从开口(14B)突出的状态下配设在最高效受电的位置的第2线圈(28)。

