



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105358036 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 24

(21) 申请号 201480036912. 2

代理人 李辉 黄纶伟

(22) 申请日 2014. 01. 17

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006. 01)

2013-136760 2013. 06. 28 JP

G02B 23/24(2006. 01)

(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/JP2014/050804 2014. 01. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/208106 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

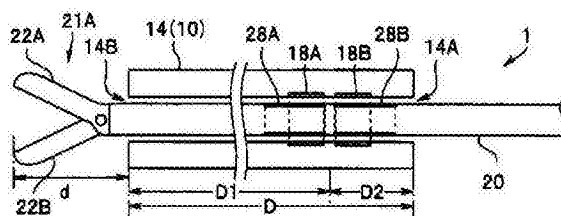
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统 (1) 具备具有供插入部 (11) 贯穿插入的挠性的通道 (14) 的内窥镜 (10)、从内窥镜 (10) 的操作部 (12) 的插入口 (14A) 插入并贯穿插入到通道 (14) 中的处置器械 (20)、输出高频电力的电源 (30), 内窥镜 (10) 具有送电部 (19), 该送电部 (19) 包含第 1 送电电极 (18A) 和第 2 送电电极 (18B), 通过高频电力而产生施加给通道 (14) 的交流电场, 处置器械 (20) 具有接收交流电场的受电部 (29), 该受电部 (29) 包含与第 1 送电电极 (18A) 电容耦合的第 1 受电电极 (28A) 和与第 2 送电电极 (18B) 电容耦合的第 2 受电电极 (28B), 与送电部 (19) 一起构成谐振频率与高频电力的频率相同的谐振电路。



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并贯穿插入到所述通道内,包含对被处置部通电的一对刀片的处置部从所述前端部的开口突出,

所述内窥镜系统的特征在于,

所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含沿着所述通道的外周面敷设的各自的长度为5cm以上100cm以下的第1送电电极和第2送电电极,所述第1送电电极和第2送电电极通过从所述电源输入的所述高频电力而产生交流电场,

所述处置器械具有:

处置部,其通过电力进行处置;以及

接收所述交流电场的受电部,其包含第1受电电极和第2受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,其中,在所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第1受电电极与所述第1送电电极呈同心圆状对置配置并构成第1电容器,所述第2受电电极与所述第2送电电极呈同心圆状对置配置并以与所述第1电容器相同的长度构成第2电容器。

2. 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;

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,

所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含第1送电电极和第2送电电极,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电场,

所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含与所述第1送电电极电容耦合的第1受电电极和与所述第2送电电极电容耦合的第2受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第1受电电极配设在与所述第1送电电极电容耦合的位置,所述第2受电电极配设在与所述第2送电电极电容耦合的位置。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1送电电极和所述第2送电电极由沿着所述通道的圆筒状的外表面敷设的导体构成,

所述第1受电电极和所述第2受电电极由沿着所述器件的圆筒状的外表面敷设的导体构成。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第 1 送电电极和所述第 1 受电电极呈同心圆状对置配置,所述第 2 送电电极和所述第 2 受电电极呈同心圆状对置配置。

6. 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;

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,

所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含相互电容耦合的第 1 送电电极和第 2 送电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,通过所述高频电力而产生施加给所述通道的交流电场,

所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含相互电容耦合的第 1 受电电极和第 2 受电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

7. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,相互电容耦合的所述第 1 受电电极和第 2 受电电极被配设在与相互电容耦合的所述第 1 送电电极和第 2 送电电极电容耦合的位置。

8. 根据权利要求 1、2 或 6 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述受电电极由所述器件的形状保持用的螺旋线圈的一部分构成。

9. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,相互电容耦合的所述第 1 送电电极和第 2 送电电极与相互电容耦合的所述第 1 受电电极和第 2 受电电极呈同心圆状对置配置。

10. 根据权利要求 1、2 或 6 中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件是具有如下的处置部的处置器械,该处置部包含对被处置部通电的一对刀片。

11. 根据权利要求 1、2 或 6 中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述谐振电路包含电感可变元件,

所述内窥镜系统具有控制部,该控制部对所述电感可变元件的电感进行调整,使得所述谐振频率成为所述高频电力的频率。

12. 根据权利要求 1、2 或 6 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。

13. 根据权利要求 1、2 或 6 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所蓄积的电力输出到所述处置部的蓄电部。

14. 根据权利要求 13 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。

15. 根据权利要求 13 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。

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、检测软性内窥镜的插入部的形状并进行显示的内窥镜形状检测装置。

[0004] 在高频切开钳子和内窥镜形状检测装置的探针等器件上连接有缆线,以供给动作所需要的电力。但是,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 6187002 号说明书和美国专利第 6206875 号说明书中公开了经由电容耦合从套管的送电电极对插入到套管中的电容型无线手术器具的受电电极进行无线供电。

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并贯穿插入到通道内,包含对被处置部通电的一对刀片的处置部从所述前端部的开口突出,其中,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含沿着所述通道的外周面敷设的第 1 送电电极和第 2 送电电极,所述第 1 送电电极和第 2 送电电极通过从所述电源输入的所述高频电力而产生交流电场,所述处置器械具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含第 1 受电电极和第 2 受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,其中,在所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第 1 受电电极与所述第 1 送电电极呈同心圆状对置配置并构成第 1 电容器,所述第 2 受电电极与所述第 2 送电电极呈同心圆状对置配置并以与所述第 1 电容器相同的长度构成第 2 电容器。

[0010] 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,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含第 1 送电电

极和第 2 送电电极,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电场,所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含与所述第 1 送电电极电容耦合的第 1 受电电极和与所述第 2 送电电极电容耦合的第 2 受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

[0011] 进而,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,该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,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含相互电容耦合的第 1 送电电极和第 2 送电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,通过所述高频电力而产生施加给所述通道的交流电场,所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含相互电容耦合的第 1 受电电极和第 2 受电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

[0012] 发明效果

[0013] 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

[0014] 图 1 是第 1 实施方式的内窥镜系统的结构图。

[0015] 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。

[0016] 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。

[0017] 图 4 是第 1 实施方式的内窥镜系统的送电电极和受电电极的示意图。

[0018] 图 5A 是第 1 实施方式的内窥镜系统的剖面示意图。

[0019] 图 5B 是第 1 实施方式的内窥镜系统的剖面示意图。

[0020] 图 6A 是第 1 实施方式的内窥镜系统的送电电极和受电电极的剖视图。

[0021] 图 6B 是第 1 实施方式的内窥镜系统的送电电极和受电电极的剖视图。

[0022] 图 7 是第 1 实施方式的内窥镜系统的等效电路图。

[0023] 图 8 是第 1 实施方式的变形例 1 的内窥镜系统的等效电路图。

[0024] 图 9A 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0025] 图 9B 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0026] 图 9C 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0027] 图 9D 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0028] 图 9E 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0029] 图 9F 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0030] 图 9G 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0031] 图 9H 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0032] 图 9I 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

[0033] 图 10 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的示意图。

- [0034] 图 11 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的剖面示意图。
- [0035] 图 12 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 2 的电极的剖面示意图。
- [0036] 图 13 是第 1 实施方式的变形例 3 的内窥镜系统的等效电路图。
- [0037] 图 14A 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 3 的电极的示意图。
- [0038] 图 14B 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 3 的电极的示意图。
- [0039] 图 14C 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 3 的电极的示意图。
- [0040] 图 14D 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 3 的电极的示意图。
- [0041] 图 14E 是第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例 3 的电极的示意图。
- [0042] 图 15 是第 1 实施方式的变形例 4 的内窥镜系统的内窥镜的剖面示意图。
- [0043] 图 16 是第 1 实施方式的变形例 5 的内窥镜系统的送受电部的剖面示意图。
- [0044] 图 17 是第 1 实施方式的变形例 6 的内窥镜系统的受电部的等效电路图。
- [0045] 图 18 是第 2 实施方式的内窥镜系统的受电部的等效电路图。

具体实施方式

[0046] < 第 1 实施方式 >

[0047] 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。

[0048] 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 是从口腔或肛门插入到消化道的内部等的挠性部。

[0049] 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。

[0050] 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 贯穿插入的由树脂管构成的挠性的通道 14。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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, 但是优选波形为正弦波。

[0054] 在内窥镜系统 1 中, 处置器械 20 和电源 30 不是有线连接。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。

[0055] 即,如图 2 和图 4 所示,内窥镜 10 具有送电部 19,该送电部 19 包含第 1 送电电极 18A 和第 2 送电电极 18B,将电源 30 输出的高频电力转换为交流电场。内窥镜 10 的第 1 送电电极 18 和第 2 送电电极 18B 由以覆盖通道 14 的外周的方式敷设的圆筒状的导体构成。第 1 送电电极 18A 的长度与第 2 送电电极 18B 的直径和长度大致相同(例如 $\pm 20\%$),在两者之间存在绝缘用的间隙(空隙)。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 14X 连接。

[0056] 送电部 19 只要在操作部 12 和插入部 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。

[0057] 并且,在作为电极的功能上,第 1 送电电极 18A 和第 2 送电电极 18B 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绝缘体密封。

[0058] 另一方面,如图 3 和图 4 所示,处置器械 20 具有接收交流电场的受电部 29,该受电部 29 包含第 1 受电电极 28A 和第 2 受电电极 28B。处置器械 20 的第 1 受电电极 28A 和第 2 受电电极 28B 由沿着插入部 21B 的外周面敷设的圆筒状的导体构成。第 1 受电电极 28A 的长度与第 2 受电电极 28B 的直径和长度大致相同,在两者之间存在绝缘用的间隙(空隙)。

[0059] 下面,将第 1 送电电极 18A 和第 2 送电电极 18B 分别称为送电电极 18,将第 1 受电电极 28A 和第 2 受电电极 28B 分别称为受电电极 28。

[0060] 另外,配设有受电电极 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 ϕ (20)也可以大于其他区域。

[0061] 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,在处置部 22 从开口 14B 突出之前,处置器械 20 的受电电极 28 也无法高效地接收内窥镜 10 的送电电极 18 产生的交流电场。

[0062] 与此相对,如图 5B 所示,在处置部 22 从开口 14B 突出的状态下,换言之,在处置部 22 进行动作的状态之前处置器械 20 被插入到通道 14 中的状态下,受电电极 28A、28B 成为分别被插入到送电电极 18A、18B 的内部的状态。因此,在内窥镜系统 1 中,在处置部 22 从开口 14B 突出的状态下,受电电极 28 与送电电极 18 较强地电容耦合,能够高效地接收送电电极 18 产生的交流电场。

[0063] 沿着圆筒状的通道的外表面敷设的送电电极 18A、18B 和沿着圆筒状的处置器械的外表面敷设的受电电极 28A、28B 均为圆筒状。

[0064] 因此,如图 6A 所示,在第 1 受电电极 28A 被插入到第 1 送电电极 18A 的内部的状态下,呈同心圆状对置配置的第 1 送电电极 18A 和第 1 受电电极 28A 形成第 1 电容器 C1。另一方面,如图 6B 所示,呈同心圆状对置配置的第 2 送电电极 18B 和第 2 受电电极 28B 同样形成第 2 电容器 C2。

[0065] 在内窥镜系统 1 中,处置器械 20 与内窥镜 10 不会基于导体进行物理接触(连接)。但是,处置器械 20 的受电部 29 与内窥镜 10 的送电部 19 以电容方式耦合。

[0066] 其结果,如图 7 所示,在内窥镜系统 1 中,内窥镜 10 的电源 30 输出的高频电力经

由电容器 C1、C2 输出到处置器械 20 的处置部 22。另外,连接电源 30 和第 2 送电电极 18B 的布线也可以接地连接。

[0067] 来自送电部 19 的电力传递到以电容方式耦合的受电部 29,对处置器械 20 供给电力。

[0068] 这里,基于电容耦合的无线传送的效率与送电电极 18 和受电电极 28 的电容耦合的大小、即由送电电极 18 和受电电极 28 构成的电容器 C1、C2 的电容 CA、CB 成比例。另外,电容器 C1 的电容 CA 和电容器 C2 的电容 CB 大致相同。

[0069] 电容器的电容 C 与电极间的电容率 ϵ 和对置电极面积 A 成比例,与电极间距离 g 成反比例。

[0070] 即, $C = \epsilon A/g$

[0071] 如图 6A 和图 6B 所示,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 $\phi(14)=2.8\text{mm}$, $\phi(20)=2.6\text{mm}$ 。当将通道 14 的壁厚视为 0 时,电容器 C1、C2 的电极间距离 g 在相互同轴且不偏心的情况下非常短而成为 0.1mm。并且,对置电极面积 A 与较短一方的电极的长度 L 成比例。

[0072] 因此,优选送电电极 18 和受电电极 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,送电电极 18 和受电电极 28 的最大长度由通道 14 的长度 D 决定。例如,挠性的内窥镜 10 的通道长度 D 为 100cm 以上 230cm 以下的程度。在第 1 送电电极 18A 与第 2 送电电极 18B 之间存在规定长度 α 的间隙(空隙)。因此,第 1 送电电极 18A 和第 2 送电电极 18B 的最大长度大致为 $(D-\alpha)/2$ 。受电电极 28 的最大长度也大致为 $(D-\alpha)/2$ 。

[0073] 另外,从送受电效率和自身电感的观点来看,特别优选送电电极 18 和受电电极 28 的长度为 5cm 以上 100cm 以下。

[0074] 另外,也可以在送电电极 18 与受电电极 28 之间配设氟树脂等电容率 ϵ 较高的绝缘材料来增大电容 C。

[0075] 并且,也可以通过使送电电极 18 与受电电极 28 的中心位置偏心、或使敷设有送电电极 18 的通道向中央侧或单侧按压变形并局部减小电极间距离 g 的机构,来增大电容 C。

[0076] 另外,在未偏心的状态下,电容最大的状态是在送电电极 18 的全长范围内插入受电电极 28 的状态。因此,优选受电电极 28 的长度比送电电极 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 2 个受电电极 28 的长度的合计为 (2 个送电电极 18 的长度的合计 + 间隙 α + 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。

[0077] 另外,送电电极 18 等的最短长度是使得电路的寄生电容和与送受电有关的电容即电容器 C1 的电容 CA 与电容器 C2 的电容 CB 的合成电容大致相同的长度。当电路的寄生电容大于与送受电有关的电容时,供电电力的大部分未到达处置部。

[0078] 并且,当处置部更多地消耗从送电部输入到受电部的电力时,传送效率进一步提高。因此,与电路的各种电阻成分相比,优选处置部的负载即电阻较大。

[0079] 即,在图 2 中示出送电电极 18 配设在操作部 12 的通道 14 中的例子,但是,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,也可以是第 1 送电电极 18A 配设在操作部 12 的通道 14 中、第 2 送电电极 18B 配设在软性

部 11C 的通道 14 中。

[0080] 并且,图 3 所示的受电电极 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电极。

[0081] 送电电极 18 和受电电极 28 配设在处置部的动作时较强地电容耦合的位置即可。另外,配置在挠性的软性部 11C 的内部的送电电极 18 和受电电极 28 需要具有挠性。

[0082] 在内窥镜系统 1 中,通过活用通道 14,能够构成电极间距离 g 较短、对置电极面积 A 较大、电容 C 较大的电容器 $C1$ 、 $C2$ 。

[0083] 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。在具备具有挠性的较长的插入部 11(通道 14)的软性内窥镜 10 的内窥镜系统 1 中,由于能够根据插入部 11 的长度而加长送电电极 18 和受电电极 28 的长度,所以,无线电力传送的效率较高。

[0084] 送电电极 18 和受电电极 28 的长度容易成为 5cm 以上,但是,配置在挠性的软性部 11C 的内部的送电电极 18 和受电电极 28 需要具有挠性。

[0085] 进而,由于电容器 $C1$ 、 $C2$ 由同心圆状的对置电极构成,所以,在通道 14 中,即使处置器械 20 以长度方向为轴旋转,送电电极 18 和受电电极 28 也稳定地电容耦合。因此,手术医生能够进行插入操作,而不用注意处置器械 20 的旋转。

[0086] 如已经说明的那样,送电电极 18 由以覆盖通道 14 的外周的方式敷设的圆筒状的金属构成。例如,通过蒸镀法或电镀法在挠性管即通道 14 的外周面形成铜等的金属膜,由此能够制作送电电极 18。

[0087] 受电电极 28 也与送电电极 18 同样,通过在处置器械 20 的插入部 21B 的外周面形成金属膜,由此能够制作送电电极 18。另外,优选送电电极 18 和受电电极 28 的表面由绝缘膜覆盖以确保绝缘性和可靠性。

[0088] 由金属膜构成的送电电极 18 和受电电极 28 容易敷设在曲面上,并且具有挠性。

[0089] 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 为基准来设定送电电极 18 的配设位置。即,内窥镜的送电电极 18 的重心配设在与开口 14B 相距规定距离 $D1$ 的位置即可。这里,重心是指与送电或受电有关的电极全长的长度方向的中央位置。在电极在长度方向上被分割为多个的情况下,是包含其全部在内的全长的中央位置。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,从插入口 14A 到送电电极 18 的距离 $D2$ 较长。

[0090] 在具有各自的送电电极 18 配设在与开口 14B 相距规定距离 $D1$ 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。

[0091] 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 19 产生的交流电场的位置配设受电部 29 的多个处置器械的内窥镜系统当然具有同样的效果。

[0092] 如图 7 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。

[0093] 但是,受电部 29 与送电部 19 附近的空间中产生的非辐射的交流电场电容耦合。经由电容耦合的受电部 29 对处置器械 20 的处置部 22 供给电力。

[0094] 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。并且，由于确保了作为被处置体的活体与送电部 19 之间的距离，所以，发热的影响较小。

[0095] 并且，圆筒形的受电电极 28 与圆筒形的送电电极 18 同轴，相同尺寸的对置电极中，对置电极面积最大，所以，电容器的电容 C 较大。进而，由于受电电极 28 和送电电极 18 能够配设在软性内窥镜 10 的插入部 11 的全长范围内，所以，更加容易增大电容。

[0096] 并且，通过在内窥镜 10 的内部配设送电部 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 之间的较强的电容耦合状态、即电力传送效率较高的状态，所以，节能性也优良。

[0097] 进而，如图 7 所示，内窥镜系统 1 也可以在包含内窥镜 10 的送电部 19 和处置器械 20 的受电部 29 的送受电电路中具有电感元件 17。送受电电路通过施加电感成分而构成规定谐振频率 F1 的串联谐振电路。

[0098] 而且，包含电容器 C1 的电容 CA 和电容器 C2 的电容 CB 的电路电容 Ctotal、包含电感元件 17 的电路电感 Ltotal、电源 30 输出的高频电力的频率 F0 成为以下的（式 1）的关系。

[0099] （式 1）

$$[0100] \quad \sqrt{L_{\text{total}} \cdot C_{\text{total}}} = 1/2\pi F1 = 1/2\pi F0$$

[0101] 即，电源 30 输出的高频电力的频率 F0 与送受电电路的谐振频率 F1 一致。因此，电源 30 输出的高频电力高效地输出到处置部 22。

[0102] 另外，代替电感元件 17，也可以是处置器械 20 的受电部 29 包含电感元件，还可以是送电部 19 和受电部 29 分别包含电感元件。

[0103] 这里，谐振电路的电感元件的端子间电压和电容器的端子间电压成为相同电压，电感元件的电感设定为利用电容器的电容和特定频率抵消电抗。这里，当仅议论更加本质的电容器的端子间电压时，端子间电压与电容成反比例。由此，电容器的电容较大时，端子间电压较小，能够降低绝缘破坏的风险。但是，当电容过大时，即使不存在电感元件 17，有时也通过谐振电路的自身电感进行自身谐振，控制性变差。为了配设电感元件并使控制性优良，需要使电容较小。因此，考虑绝缘破坏的风险与控制性的折衷来设定电容。另外，虽然没有详细说明，但是，由于电感元件的端子间电压与电感成比例，所以，进行与电容元件相反的动作。

[0104] 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。在图 1 中，设开关为脚踏开关 31 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。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] < 第 1 实施方式的变形例 >

[0109] 接着,对第 1 实施方式的变形例 1 ~ 6 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。

[0110] 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。

[0111] < 变形例 1> 谐振控制

[0112] 如图 8 所示,在内窥镜系统 1A 中,电感元件 17A 是电感可变元件。而且,控制部 32A 调整电感元件 17A 的电感,以使得谐振电路的谐振频率 F1 与电源 30 输出的高频电力的频率 F0 一致。控制部 32A 例如配设在处理器 32、电源 30 或内窥镜 10 中。

[0113] 当送电电极 18 与受电电极 28 的位置关系或处置状态等变化时,谐振电路的谐振频率 F1 变化。但是,在内窥镜系统 1A 中,调整谐振频率 F1 以使其与高频电力的频率 F0 一致。

[0114] 因此,从电源 30 到谐振电路的电力输入是高效的。

[0115] 另外,控制部 32A 也可以根据送受电路的谐振频率 F1 的变化来控制电源 30,使高频电力的频率 F0 或高频电力的输出值变化。

[0116] 另外,在以上的说明中,设电感元件 17A 为送电部 19A 的一部分来进行说明,但是,例如,电感元件 17A 和控制部 32A 也可以是处理器 32 的一部分。并且,电感元件 17A 等也可以配设在处置器械 20 的操作部 21C 中。即,只要内窥镜系统 1A 的任意一个结构要素包含电感元件 17A 和控制部 32A 即可。

[0117] 另外,也可以是,在使用输出阻抗不为零的例如 $50\ \Omega$ 电源作为电源 30 的情况下,将阻抗匹配电路配设在送电部的前方,以使得通过使比送电部更靠处置部侧的阻抗与电源的输出阻抗一致来抑制反射,提高从电源 30 到谐振电路的电力输入的效率。

[0118] 组合 2 个元件以上的电容元件和电感元件等而构成的阻抗匹配电路可以是处理器 32 的一部分,也可以配设在处置器械 20 的操作部 21C 中。

[0119] < 变形例 2> 电极构造

[0120] 根据送受电部的电极的构造和配置而使所产生的交流电场的分布和电容耦合状态等大幅不同。但是,只要是送电部 19 中产生的交流电场和受电部 29 产生电容耦合的结构,则能够以无线方式进行电力传送。

[0121] 即,在内窥镜系统 1 中,作为送电部 19 的送电电极 18 和受电部 29 的受电电极 28,以圆筒状金属膜为例进行了说明,但是,交流电场的产生 / 受电用的电极不限于圆筒状金属膜。图 9A ~ 图 12 中示出送电电极 18 和受电电极 28 的变形例的电极。

[0122] 另外,受电部 29 的受电电极 28 的结构可以与送电部 19 的送电电极 18 的结构相同,也可以不同。

[0123] 图 9A 的电极 8A 由使铜箔等成为圆筒状的金属部件或铜管等构成。图 9B 的电极

8B 连结多个圆筒状金属部件并使它们电连接。即使各个圆筒状金属部件的挠性较低,电极 8B 也具有挠性。由于图 9C 的电极 8C 由网眼状的金属部件构成,所以具有挠性。由于图 9D 的电极 8D 在长度方向上形成狭缝,所以,由于涡电流而导致的损失降低较小。图 9E 的电极 8E 通过多个狭缝进行分割,但是电连接。由于电极 8E 被分割成多个细长的部件,所以具有挠性。

[0124] 图 9F 的电极 8F 为螺旋状。另外,在电极 8F 中相邻的单线彼此不接触,但是,为了降低自身电感,优选是相邻的单线彼此相互接触而导通的所谓的密绕线圈。图 9G 的电极 8G 具有螺旋状的折返部。图 9H 的电极 8H 在长度方向的端部具有折返部。

[0125] 这里,为了确保挠性和机械强度,有时在处置器械 20 的插入部 21B 中配设密绕的螺旋线圈。通过使用与电极 10F 相同的构造的处置器械 20 的形状保持用的螺旋线圈的一部分构成受电电极 28,实现处置器械 20 的小型化和低成本化。

[0126] 即,通过在形状保持用的螺旋线圈中连接通电用的导线,能够将其用作受电电极 28。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,以使得将其用作受电电极 28。

[0127] 并且,图 9I 所示的电极 8I 的构造与电极 8B 的构造类似,但是,相邻的圆筒状金属部件分别用作送电电极 18A 或送电电极 18B。即,相邻的圆筒状金属部件不连接。在电极 8I 中,挠性的通道 14 大幅变形,即使送电电极 18A 和受电电极 28A 的一个一个的电极间距离 g_A 、送电电极 18B 和受电电极 28B 的一个一个的电极间距离 g_B 变化,也不会成为电容器 C1 的电容 C_A 和电容器 C1 的电容 C_B 大幅不同的状态。即,电容器 C1 的电容 C_A 的变化和电容器 C1 的电容 C_B 的变化被平均。因此,即使通道 14 大幅变形,送受电效率也不容易大幅变化。

[0128] 并且,如图 10 和图 11 等所示,也可以以在长度方向的相同位置形成 2 组电容器 C1、C2 的方式配置送电电极 18 和受电电极 28。与在长度方向上配设送电电极 18 和受电电极 28 的情况相比,能够使各自的电极长度成为 $1/2$,或者能够使电极长度的最大长度成为 2 倍,所以,设计的自由度较高。

[0129] 在图 12 所示的内窥镜系统 1B 中,送电电极 18 被分割为送电电极 18N1 ~ 18N10。送电电极 18N1 ~ 18N10 经由各个开关元件(未图示)而与电源 30 连接。处置器械 20 在通道 14 的内部旋转自如。

[0130] 在内窥镜系统 1B 中,选择与受电电极 28 最强地电容耦合的送电电极 18N1 ~ 18N10 来形成电容器 C1、C2。另外,优选电极的分割数为 3 以上 10 以下。只要在所述范围内,则能够得到规定效果。

[0131] 在内窥镜系统 1B 中,即使电极被分割,也能够抑制电力传送效率相对于以处置器械 20 的长度方向为轴中心的旋转的变化。

[0132] <变形例 3> 共振构造

[0133] 如图 13 所示,在内窥镜系统 1C 中,送电电极 18A、18B 构成产生交流电场作为近场的电容器 C3。而且,受电电极 28A、28B 构成电容器 C4,所述电容器 C4 与电容器 C3 产生的交流电场电容耦合。

[0134] 例如,如图 14A 所示,送电电极 18A 和送电电极 18B(受电电极 28A 和送电电极 18B)

配置成偶极天线状。

[0135] 进而,在内窥镜系统 1C 中,送电部 19C 和受电部 29C 分别包含电感元件 17C、27C,构成独立的谐振电路。而且,送电部 19C 的谐振频率 F1C、受电部的谐振频率 F2C、高频电力的频率 F0 相同。

[0136] 另外,送电电极 18 和受电电极 28 也可以是图 14B ~ 图 14E 所示的形式。图 14B ~ 图 14E 是使图 14A 所示的偶极天线状的电极折返的构造或卷绕图 14A 所示的偶极天线状的电极的构造。图 14E 示出在长度方向上呈双螺旋状卷绕成对的 2 个电极的构造。与在相反方向上折返或卷绕的情况相比,呈双螺旋状卷绕的电极得到更大的电容,所以,传送效率较高,进而,在长度方向上电场分布在宽范围内,所以,处置器械 20 的位置自由度较高,操作性优良。

[0137] < 变形例 4> 遮蔽部件

[0138] 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 15 所示,优选具有如下的内窥镜 10D 的内窥镜系统 1D,其中,该内窥镜 10D 配设了对电磁场进行遮蔽的遮蔽部件 18S。遮蔽部件 18S 配设成覆盖送电电极 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。

[0139] 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。这里,遮蔽部件 18S 也可以与地线连接(接地连接)。

[0140] 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。

[0141] < 变形例 5> 处置器械

[0142] 作为内窥镜系统 1 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。

[0143] 进而,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。

[0144] 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。

[0145] 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。

[0146] 并且,如图 16 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。另外,在内窥镜系统 1E 中,电极合计长度 L_{elec} 、即送电电极 18 和受电电极 28 的重叠部分的长度的合计与由于电极构造而存在的间隙 α 的合计之和为 50cm 以上 100cm 以下,被描绘成与通道 14 的长度 D 大致相同。

[0147] 另外,如图 16 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 产生的交流电场的位置配设受电部 29。

[0148] 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。

[0149] 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。

[0150] 例如,较小地设定对置电极面积,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。或者,在必要电力较小的处置器械中,通过有意地错开设定受电部的谐振频率和交流电场的频率,也可以降低受电效率。

[0151] 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。

[0152] 具备分别具有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。

[0153] < 变形例 6> 电力转换

[0154] 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。

[0155] 与此相对,如图 17 所示,变形例 6 的内窥镜系统 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。

[0156] 电力转换部 25 例如使正弦波的高频交流电力升压,或者振幅调制或频率调制或成直流电力、脉冲波形电力、衰减波形电力或矩形波电力等。

[0157] 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 22 的输出切换部。

[0158] 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。

[0159] < 第 2 实施方式 >

[0160] 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。

[0161] 如图 18 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 蓄积并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。

[0162] 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。

[0163] 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。

[0164] 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。

[0165] 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 也能够在此处置与处置之间对蓄电部 40 进行充电。

[0166] 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 产生的电场强度。但是,送电部 19 能够产生的电场强度、即能够供给到处置部 22 的电力存在极限。

[0167] 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电场,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电场。因此,泄漏电场不会对周围设备等造成不良影响。

[0168] 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 的电场泄漏较少,也不容易产生发热等问题。

[0169] 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。

[0170] 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。

[0171] 例如,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,该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并贯穿插入到通道内,包含对被处置部接通电力的一对刀片的处置部从所述前端部的开口突出,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含沿着所述通道的外周面敷设的第 1 送电电极和第 2 送电电极,所述第 1 送电电极和第 2 送电电极通过从所述电源输入的所述高频电流而产生交流电场,所述处置器械具有:处置部,其通过电力进行处置;接收所述交流电场的受电部,其包含在所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下与所述

第 1 送电电极呈同心圆状对置配置并构成第 1 电容器的第 1 受电电极、以及与所述第 2 送电电极呈同心圆状对置配置并以与所述第 1 电容器相同的长度构成第 2 电容器的第 2 受电电极,所述受电部与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路;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。

[0172] 本发明不限于上述实施方式等,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变、组合等。

[0173] 本申请以 2013 年 6 月 28 日在日本申请的日本特愿 2013-136760 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。

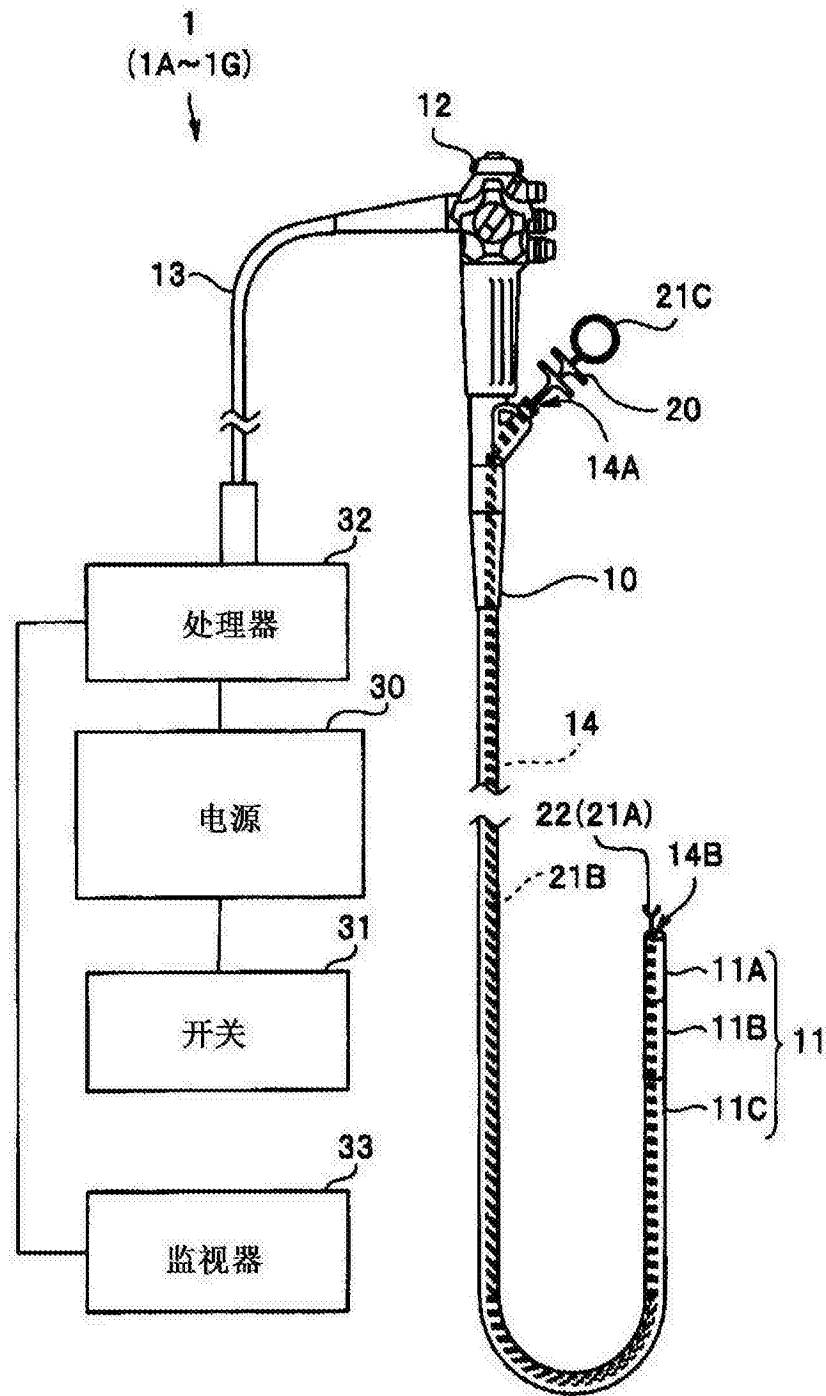


图 1

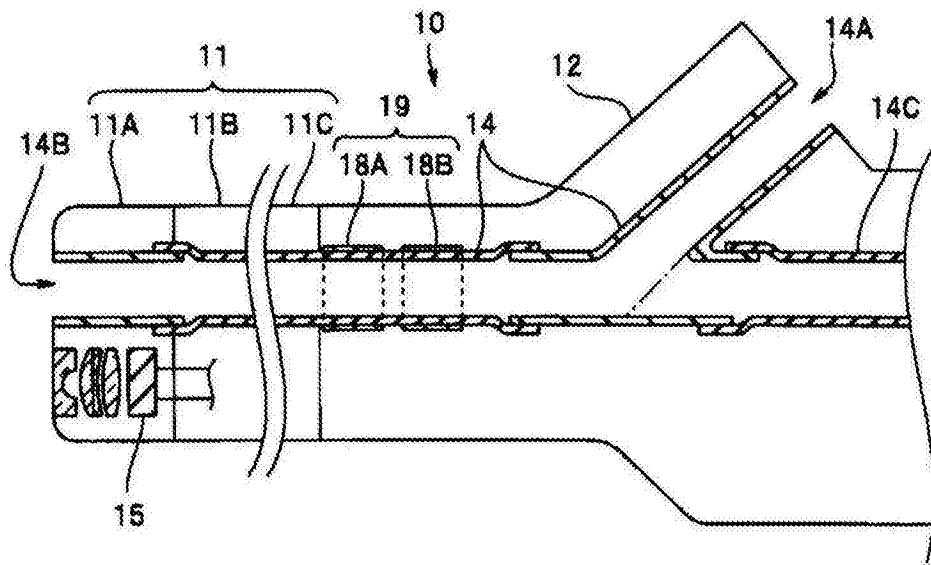


图 2

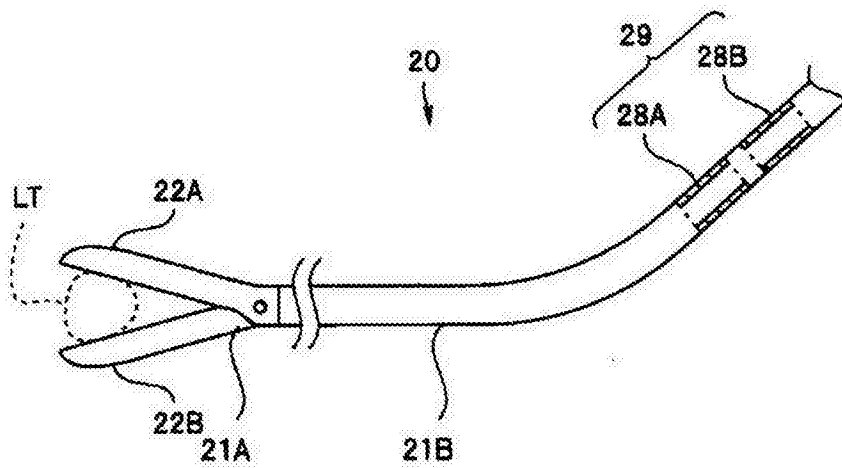


图 3

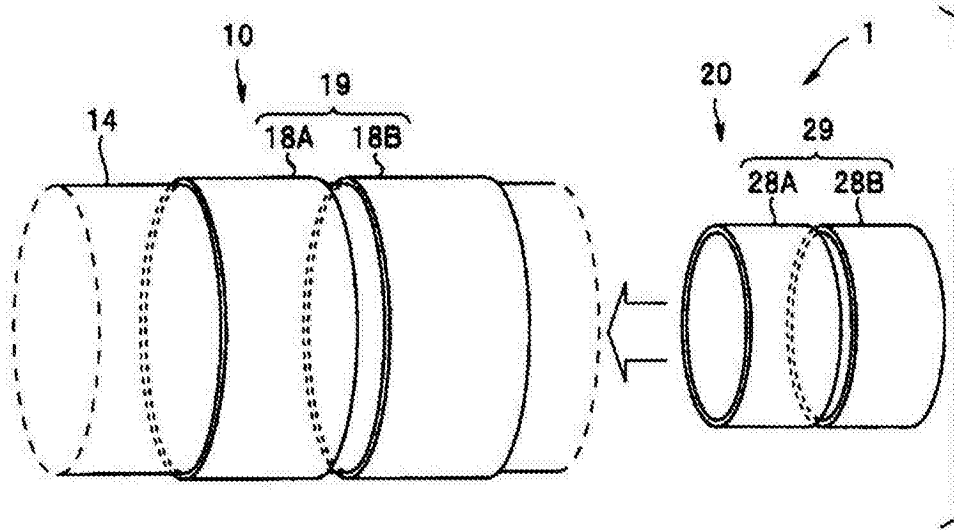


图 4

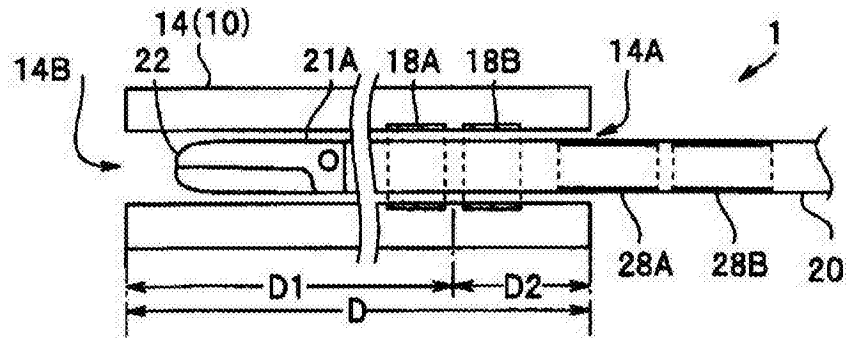


图 5A

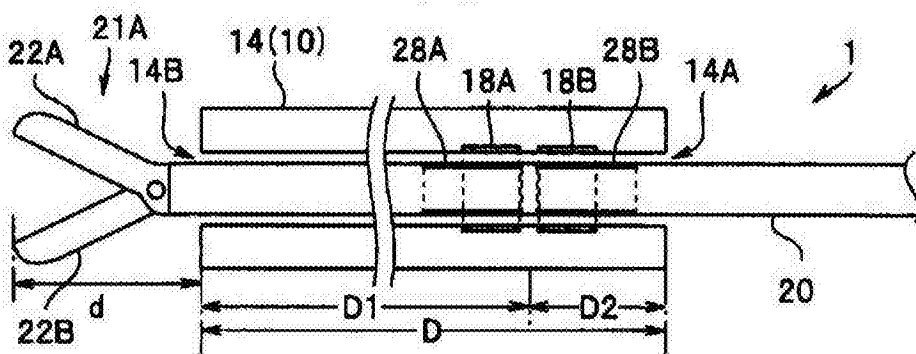


图 5B

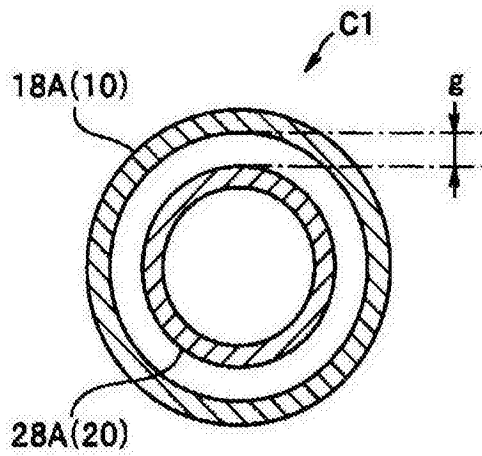


图 6A

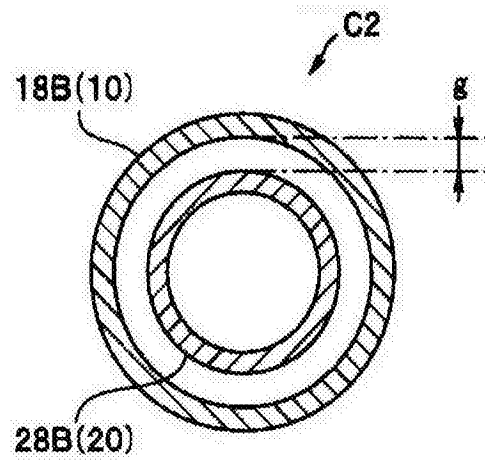


图 6B

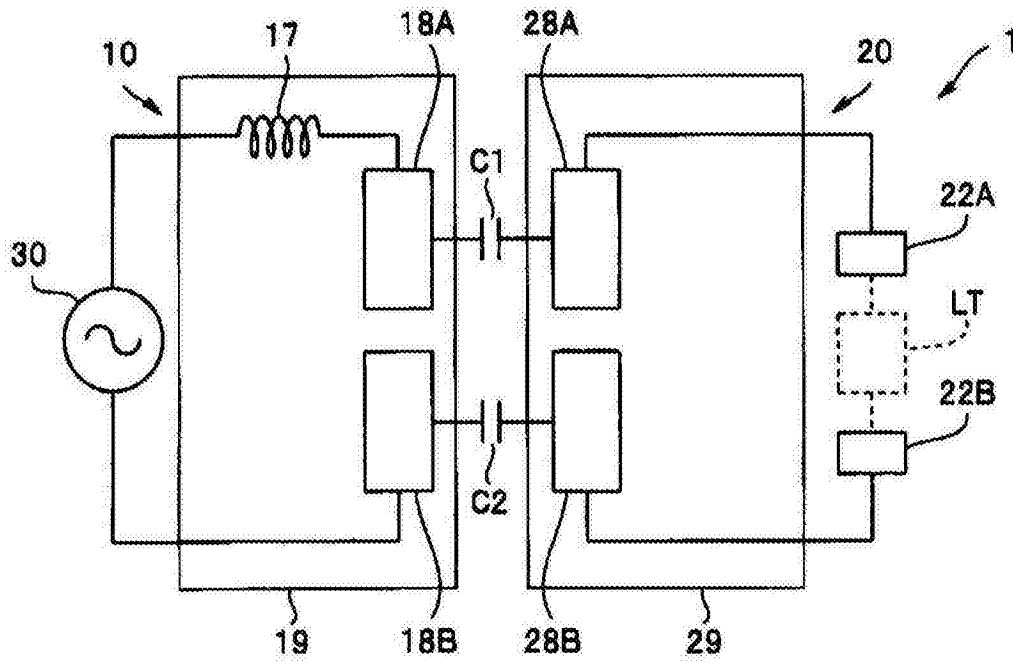


图 7

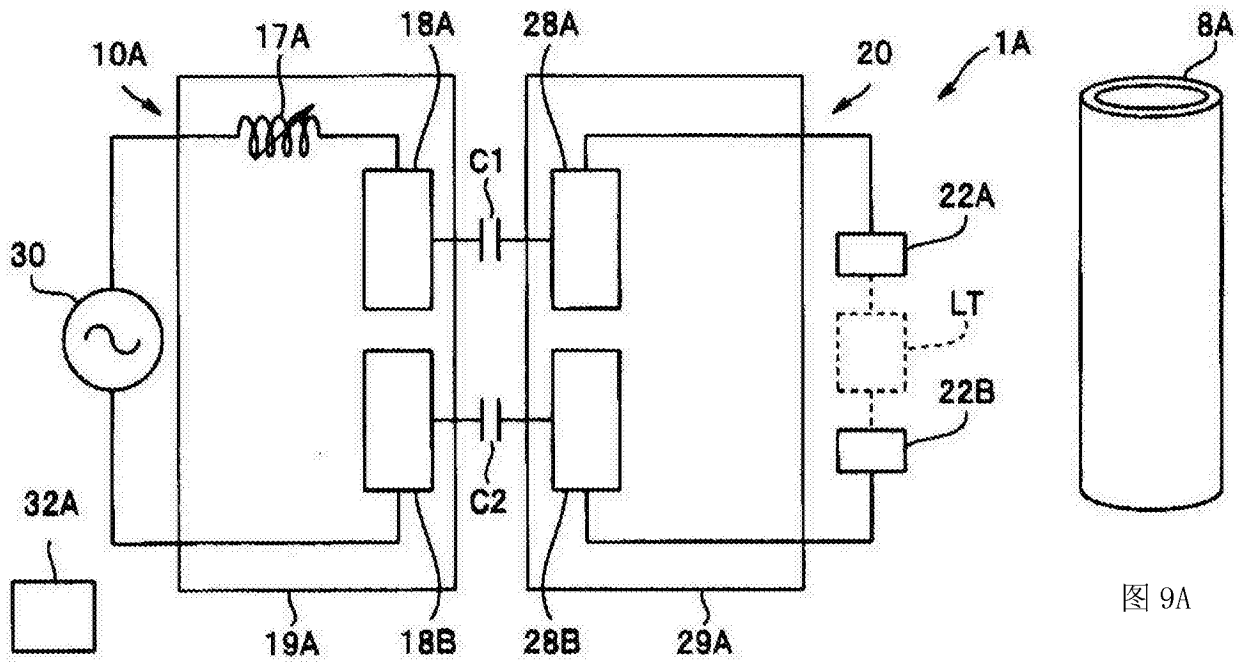


图 9A

图 8

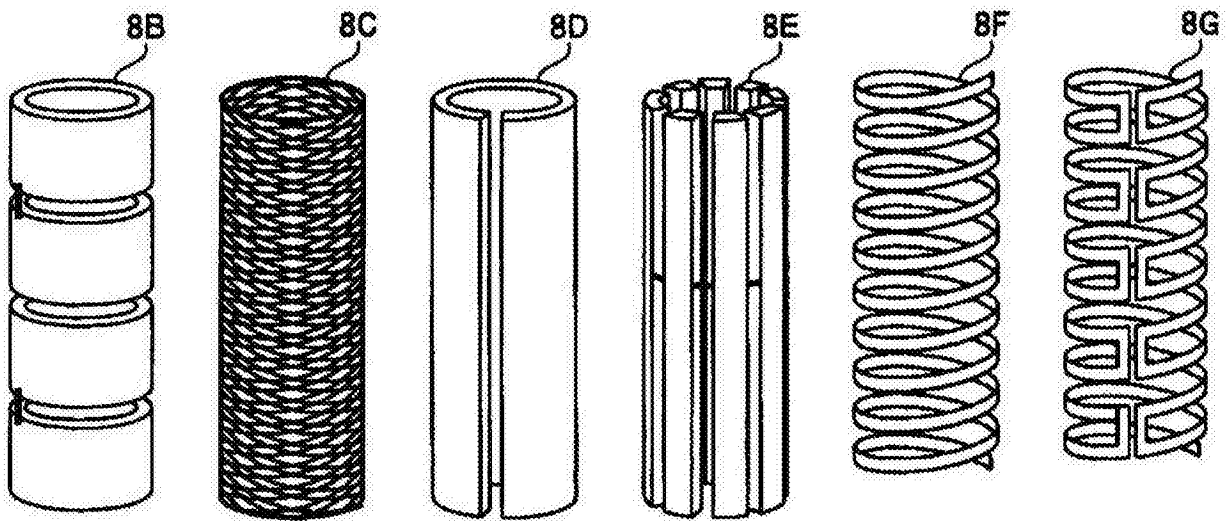


图 9B

图 9C

图 9D

图 9E

图 9F

图 9G

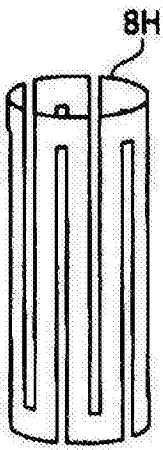


图 9H

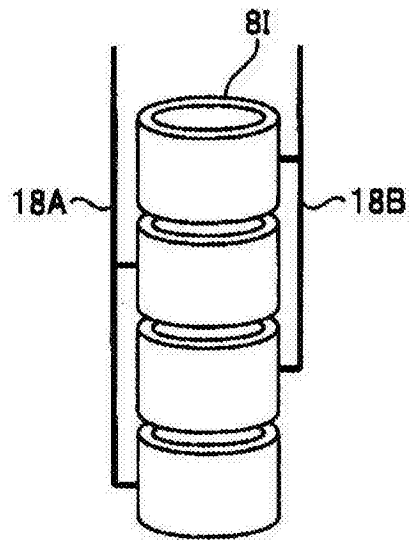


图 9I

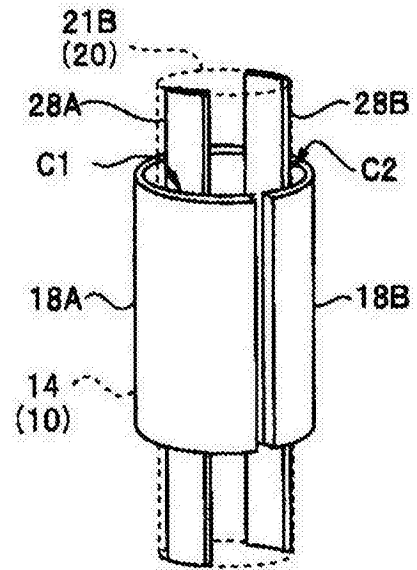


图 10

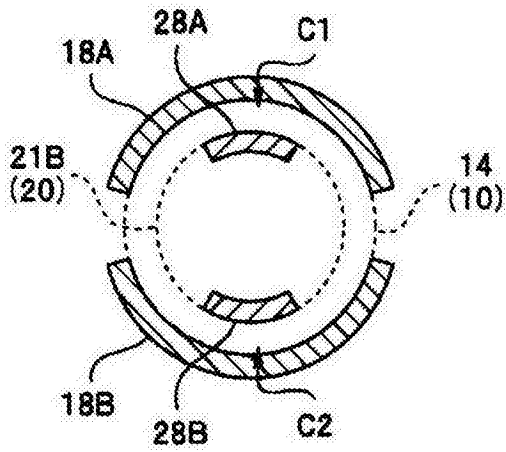


图 11

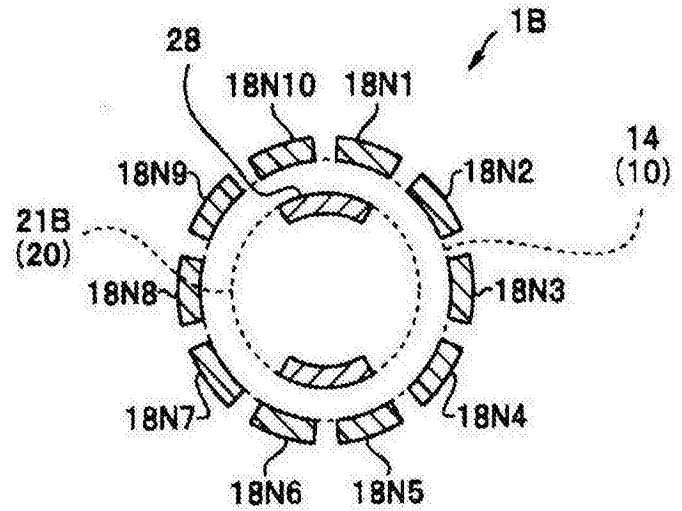


图 12

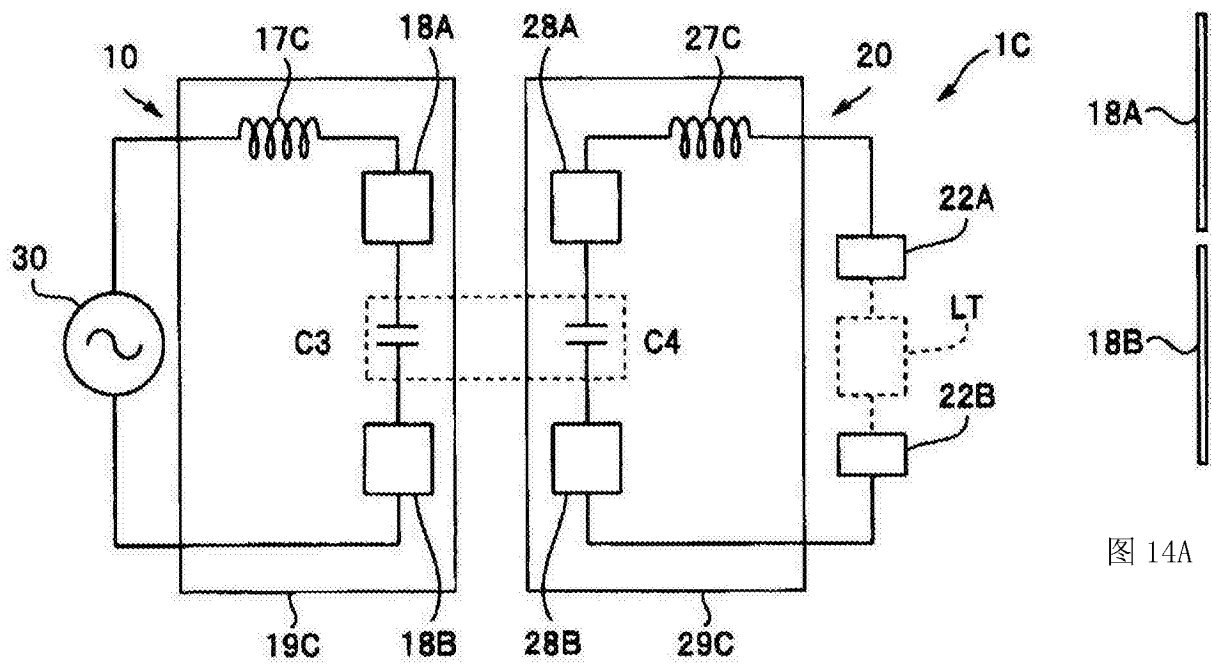


图 14A

图 13

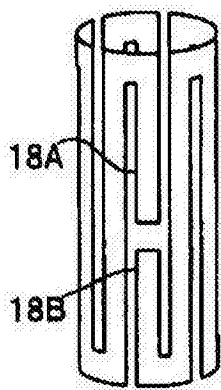


图 14B

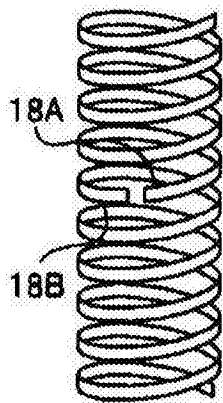


图 14C

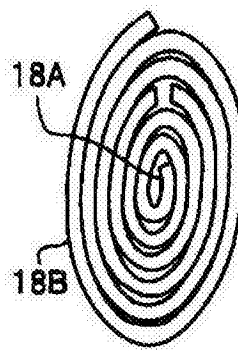


图 14D

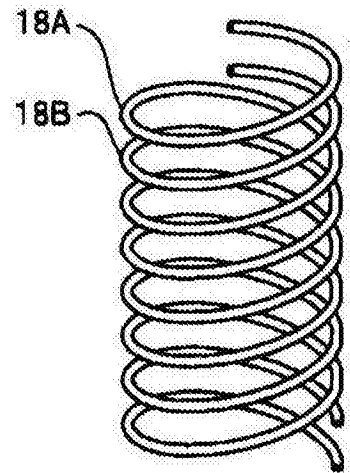


图 14E

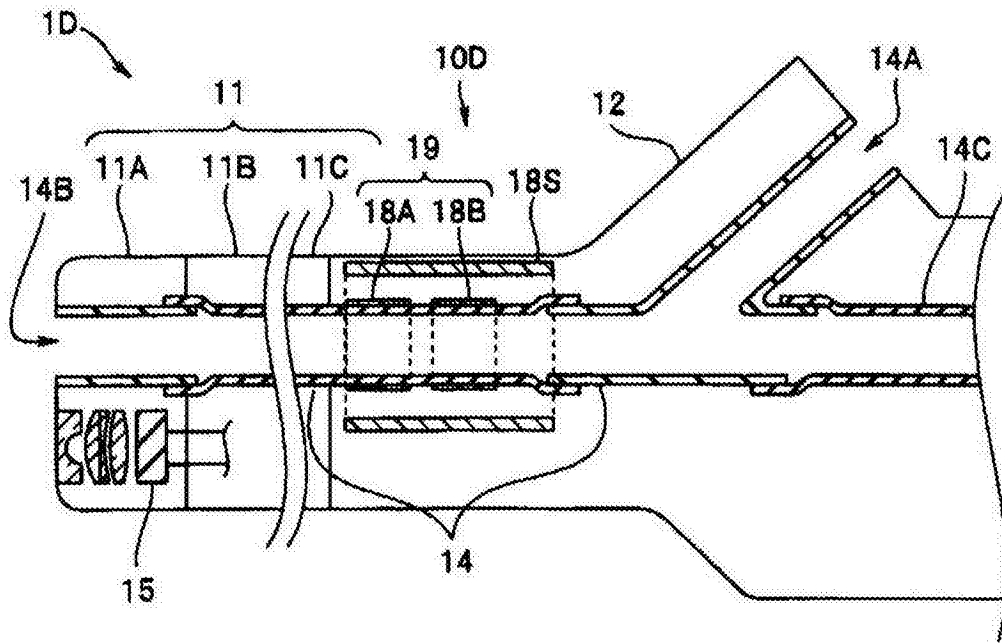


图 15

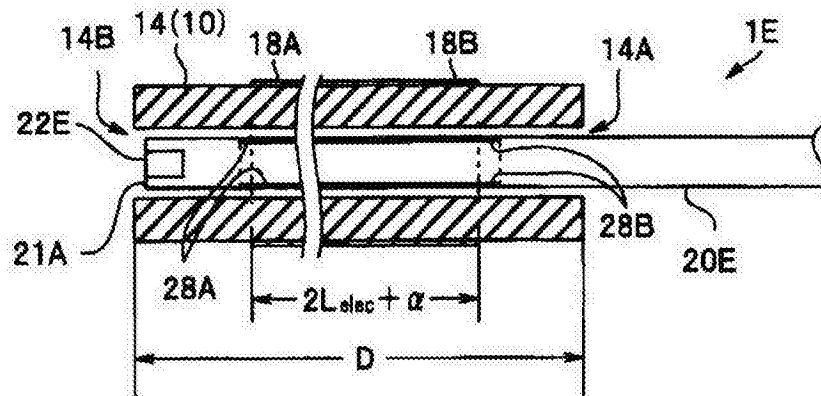


图 16

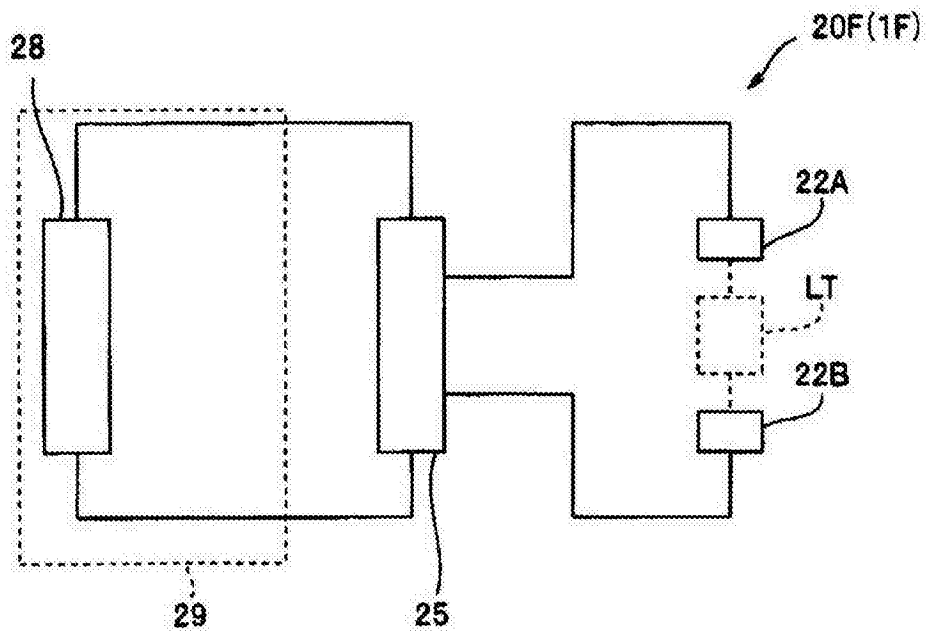


图 17

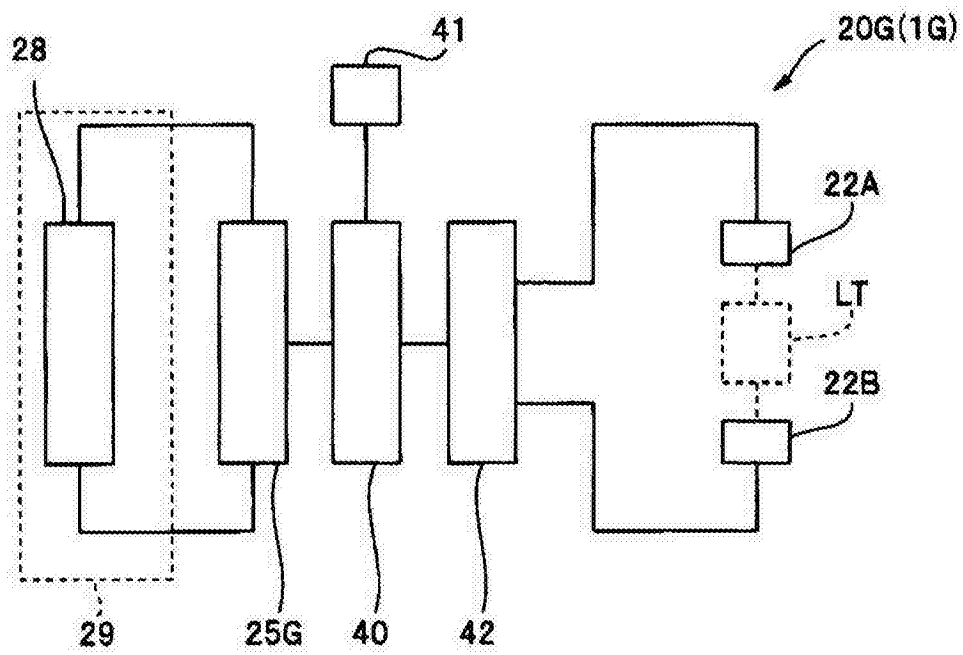


图 18

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN105358036A	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	CN201480036912.2	申请日	2014-01-17
[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 G02B23/24		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B1/00029 A61B1/00124 A61B1/018 A61B18/1206 A61B18/1445 A61B2017/0034 A61B2018/00178 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1286 A61B2018/147 A61B2560/0214 G02B23/2476 H02J50/05		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013136760 2013-06-28 JP		
其他公开文献	CN105358036B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统(1)具备具有供插入部(11)贯穿插入的挠性的通道(14)的内窥镜(10)、从内窥镜(10)的操作部(12)的插入口(14A)插入并贯穿插入到通道(14)中的处置器械(20)、输出高频电力的电源(30)，内窥镜(10)具有送电部(19)，该送电部(19)包含第1送电电极(18A)和第2送电电极(18B)，通过高频电力而产生施加给通道(14)的交流电场，处置器械(20)具有接收交流电场的受电部(29)，该受电部(29)包含与第1送电电极(18A)电容耦合的第1受电电极(28A)和与第2送电电极(18B)电容耦合的第2受电电极(28B)，与送电部(19)一起构成谐振频率与高频电力的频率相同的谐振电路。

