



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105530882 B

(45)授权公告日 2018.03.16

(21)申请号 201480049166.0

(22)申请日 2014.02.14

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105530882 A

(43)申请公布日 2016.04.27

(30)优先权数据
2013-187534 2013.09.10 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.03.07

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/053438 2014.02.14

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/037253 JA 2015.03.19

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 杉山勇太

(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 18/00(2006.01)

(56)对比文件
US 5849020 A, 1998.12.15,
CN 101750009 A, 2010.06.23,
EP 0894476 A1, 1999.02.03,
DE 102006019989 A1, 2007.10.31,
JP 2000254134 A, 2000.09.19,

审查员 张站柱

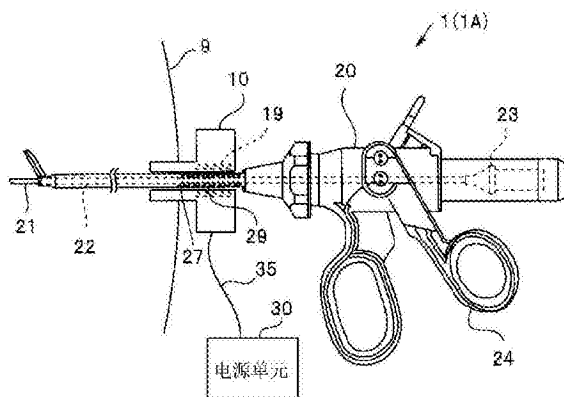
权利要求书1页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

处置器具和手术系统

(57)摘要

处置器具(20)具备:螺线管形状的接收线圈(29),其与产生交流磁场的送电线圈(19)感应耦合而无线接收电力;处置部(21),其利用接收线圈(29)所接收的电力进行处置;变幅杆(22),其贯穿插入接收线圈(29)的内部;以及磁通集中部件(27),其配设于接收线圈(29)的内部,由软磁性体构成。



1. 一种处置器具,其特征在于,该处置器具具有:
螺线管形状的接收线圈,其与产生交流磁场的送电线圈感应耦合而无线接收电力;
处置部,其利用所述接收线圈所接收的电力进行处置;
导电体,其贯穿插入于所述接收线圈的内部;以及
磁通集中部件,其配设于所述接收线圈的内部,由软磁性体构成,
该处置器具还具备利用所述接收线圈所接收的电力进行超声波振动的振子,
所述导电体是振动传递部件,该振动传递部件由传递超声波振动的棒状的金属构成,
其基端部与所述振子机械地结合,

所述处置部与所述振动传递部件的前端部机械地结合,对所述处置对象施加超声波振动。

2. 根据权利要求1所述的处置器具,其特征在于,
所述磁通集中部件是内部贯穿插入有所述导电体的中空圆筒状。

3. 根据权利要求1所述的处置器具,其特征在于,
所述磁通集中部件是棒状。

4. 根据权利要求2或3所述的处置器具,其特征在于,
所述磁通集中部件由沿长轴方向分割且彼此绝缘的多个部件构成。

5. 根据权利要求2所述的处置器具,其特征在于,
所述磁通集中部件是将由软磁性体构成的薄带隔着绝缘层卷绕而成的。

6. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的处置器具,其特征在于,
所述磁通集中部件贯穿插入于所述接收线圈。

7. 根据权利要求6所述的处置器具,其特征在于,
所述送电线圈是卷绕于套针的插入孔的螺线管形状的线圈。

8. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的处置器具,其特征在于,
所述送电线圈是卷绕于通道的螺线管形状的线圈,该通道贯穿插入于内窥镜的插入部中,所述处置器具插入于所述通道。

9. 一种手术系统,其特征在于,该手术系统具有:

套针,其具有卷绕于插入孔的螺线管形状的送电线圈,该送电线圈产生交流磁场;

处置器具,其插入于所述插入孔,该处置器具具有:螺线管形状的接收线圈,当该处置器具插入于所述插入孔时,该接收线圈与所述送电线圈感应耦合而无线接收电力;处置部,其利用所述接收线圈所接收的电力进行处置;导电体,其贯穿插入于所述接收线圈的内部;磁通集中部件,其配设于所述接收线圈的内部,由软磁性体构成;以及振子,其利用所述接收线圈所接收的电力进行超声波振动,

所述导电体是振动传递部件,该振动传递部件由传递超声波振动的棒状的金属构成,其基端部与所述振子机械地结合,

所述处置部与所述振动传递部件的前端部机械地结合,对所述处置对象施加超声波振动;以及

电源单元,其向所述送电线圈输出驱动电力。

处置器具和手术系统

技术领域

[0001] 本发明涉及借助交流磁场以无线的方式接收电力的处置器具和具备上述处置器具的手术系统。

背景技术

[0002] 内窥镜手术由于低侵害而被广泛进行。例如,图1所示的手术系统101在日本特开2009-195676号公报中被公开。手术系统101具备经由向被检体9的体壁穿刺的套针110的插入孔110H而插入到腹腔内的处置器具120。

[0003] 处置器具120是超声波处置器具,具有将与背块(バックマス)接合的超声波振子123所产生的振动传递给前端的处置部121的振动传递部件(变幅杆)122。通过手术人员把持的把持部124的操作使处置部121进行开闭来夹持要处置的患部。

[0004] 处置器具120连接用于将来自电源单元130的电力提供给超声波振子的线缆135。但是,线缆135成为手术人员进行手术时的阻碍而使操作性降低。

[0005] 在日本特开平11-128242号公报中公开了如下的系统:从套针的送电线圈产生交流磁场,以无线的方式向插入于套针的处置器具的接收线圈提供电力。

[0006] 但是,在通过交流磁场来无线输送电力的手术系统中,配设于处置器具的内部的可导电体由于交流磁场所产生的涡流而被感应加热。例如,超声波处置器具的变幅杆由高强度的金属构成,因此被加热,有可能由于超声波振子或处置部的温度上升或者电力的传输效率降低而使动作变得不稳定。

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 本发明的实施方式的目的旨在提供以无线的方式接收交流磁场的动作稳定的处置器具和以无线的方式接收交流磁场的动作稳定的手术系统。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 本发明的实施方式的处置器具具备:螺线管形状的接收线圈,其与产生交流磁场的送电线圈感应耦合而无线接收电力;处置部,其利用所述接收线圈所接收的电力进行处置;导电体,其贯穿插入于所述接收线圈的内部;以及磁通集中部件,其配设于所述接收线圈的内部,由软磁性体构成。

[0011] 另外,其它实施方式的手术系统具备:套针,其具有卷绕于插入孔的螺旋形状的送电线圈,该送电线圈产生交流磁场;处置器具,其插入于所述插入孔,该处置器具具有:螺线管形状的接收线圈,当该处置器具插入于所述插入孔时,该接收线圈与所述送电线圈感应耦合而无线接收电力;处置部,其利用所述接收线圈所接收的电力进行处置;导电体,其贯穿插入于所述接收线圈的内部;以及磁通集中部件,其配设于所述接收线圈的内部,由软磁性体构成;以及电源单元,其向所述送电线圈输出驱动电力。

[0012] 发明效果

[0013] 根据本发明的实施方式,能够提供以无线的方式接收交流磁场的动作稳定的处置器具和以无线的方式接收交流磁场的动作稳定的手术系统。

附图说明

- [0014] 图1是以往的手术系统的示意图。
- [0015] 图2是实施方式的手术系统的示意图。
- [0016] 图3是第1实施方式的处置器具的主要部分的剖视图。
- [0017] 图4是第1实施方式的处置器具的主要部分的沿图3的IV-IV线的剖视图。
- [0018] 图5是第1实施方式的处置器具的主要部分的透视立体图。
- [0019] 图6A是第1实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0020] 图6B是第1实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0021] 图6C是第1实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0022] 图6D是第1实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0023] 图7是第2实施方式的处置器具的主要部分的透视立体图。
- [0024] 图8A是第2实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0025] 图8B是第2实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0026] 图8C是第2实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0027] 图8D是第2实施方式的处置器具的变形例的磁通集中部件的立体图。
- [0028] 图9是第3实施方式的手术系统的剖视图。

具体实施方式

[0029] <第1实施方式>

[0030] 首先,使用图2~图5对第1实施方式的手术系统1和超声波处置器具(以下也称为“处置器具”)20进行说明。如图2所示,手术系统1具备套针10、电源单元(Power unit)30以及处置器具20。手术用的处置器具20经由向被检体9的体壁穿刺的套针10的插入孔10H而插入于被检体9的体内例如腹腔内。此外,在手术系统1中,内窥镜等也经由其它的套针而插入于被检体9的体内,但省略其说明等。

[0031] 电源单元30输出例如10W~100W的比较大功率的高频的驱动电力。套针10具有卷绕插入孔10H的螺线管形状的送电线圈19。当从电源单元30提供交流的驱动电力时,送电线圈19产生交流磁场。

[0032] 处置器具20是具备接收线圈29、超声波振子23、由导电体构成的作为振动传递部件的变幅杆(horn)22、处置部21、磁通集中部件27、操作线材26A以及电布线26B的超声波处置器具。处置器具20经由套针10的插入孔10H而插入于被检体9的体内。

[0033] 如图3和图4所示,变幅杆22、操作线材26A、电布线26B是分别贯穿插入于多腔管28的各腔内的棒状、线状的结构要素。另外,接收线圈29的外周被由生物体适应性较高的树脂构成的外装管25覆盖。

[0034] 如图5等所示,卷绕于多腔管28的外周的接收线圈29是螺线管形状,并且,长轴方向是处置器具20的长度方向。当处置器具20插入于插入孔10H时,接收线圈29成为呈同心圆状插入于送电线圈19的内部的状态,接收线圈29与送电线圈19感应耦合而无线接收电力。

[0035] 送电线圈19构成送电侧LC串联谐振电路,产生规定的谐振频率FR1的交流磁场,其中,该送电侧LC串联谐振电路包括具有送电电容器的送电电路(未图示)。另外,接收线圈29构成接收侧LC串联谐振电路,高效地接收规定的谐振频率FR2的交流磁场,其中,该接收侧LC串联谐振电路包括具有接收电容器的接收电路(未图示)。

[0036] 送电侧LC串联谐振电路的谐振频率FR1和接收侧LC串联谐振电路的谐振频率FR2大致相同,在手术系统1中利用磁场共振现象有效地进行电力的无线发送接收。此外,例如在10kHz~20MHz的范围内适当选择谐振频率FR1、FR2。

[0037] 手术人员把持处置器具20的把持部24进行操作。由层叠型压电元件构成的超声波振子23在被施加接收线圈29所接收的驱动电力时进行超声波振动。超声波振子23的基端部与由金属构成的背块机械地结合。

[0038] 变幅杆22是棒状,向处置部21传递超声波振子23的振动。即,对于变幅杆22,基端部与超声波振子23机械地结合,前端部与处置部21机械地结合。变幅杆22为了高效地传递振动而以64钛合金等钛合金、或者纯钛等高强度的金属构成。

[0039] 处置部21由进行超声波振动的振动部和与振动部成对的保持部构成。当把持部24的操作经由前端处置部开闭用的操作线材26A传递至处置部21时,处置对象的患部被夹持于振动部和保持部之间。在夹持的状态下,当振动部振动时,向患部施加超声波振动而进行处置。

[0040] 在手术系统1中,从电源单元30延伸出的线缆35与套针10连接。处置器具20由于利用接收线圈29所无线接收的电力来驱动超声波振子23,因此不需要用于提供电力的线缆,操作性良好。

[0041] 而且,配设于接收线圈29的内部的中空圆筒状的磁通集中部件27由磁导率 μ 较高的软磁性体例如软磁铁氧体、坡莫合金、或者无定形合金等构成。软磁性体由驱动信号的频率即谐振频率FR1中的磁导率 μ 为100以上、优选为1000以上的材料构成。若磁导率 μ 是上述范围以上,则磁通集中部件27在能够配设于处置器具20的内部的内部的截面积上能够充分获得磁通集中效果。此外,磁导率 μ 的上限不被特别限定,技术上例如是100000。

[0042] 在手术系统1中,即使在处置器具20插入于套针10,接收线圈29接收送电线圈19所产生的交流磁场的状态(感应耦合状态)下,由于送电线圈19所产生的交流磁场在接收线圈29的内部集中于磁通集中部件27,因此不对变幅杆22等施加较强的磁场。

[0043] 变幅杆22、操作线材26A、电布线26B由导电体构成,贯穿插入于接收线圈29的内部,但由于未被交流磁场感应加热,因此超声波振子23或处置部21不会由于产生涡流而导致温度上升。另外,在手术系统1中,电力的传输效率不会降低。因此,处置器具20和手术系统1动作稳定。

[0044] 此外,图5等所示的磁通集中部件27贯穿插入于接收线圈29的内部,但即使磁通集中部件27的长度比接收线圈29的长度短也能够获得防止发热的效果。

[0045] 另外,作为处置器具20,对超声波处置器具进行了说明,但即使是在接收线圈29的内部配置有导电体的各种处置器具例如电手术刀或者高频钳子等,也能够获得同样的效果。

[0046] 另外,在接收线圈29的内部也可以配设有变幅杆22、操作线材26A、电布线26B以外的导电性部件,进而,还可以配设有未贯穿插入于接收线圈29的导电性部件。

[0047] <第1实施方式的变形例>

[0048] 接着,使用图6A~图6D对第1实施方式的处置器具的变形例1~4进行说明。变形例1~4的处置器具和手术系统与第1实施方式的处置器具20和手术系统1相比,仅磁通集中部件的形态不同,其它的结构相同。因此,仅对磁通集中部件进行说明。

[0049] 当交流磁场的频率变高时,磁通集中部件的磁通集中效率即磁导率 μ 降低。在手术系统中,因为无线输送电力,因此送电线圈19所产生的交流磁场的频率与例如10kHz~20MHz相比能够成为高频,因此,特别容易出现由于涡流的产生所导致的损耗降低的影响。

[0050] 通过使磁通集中部件的软磁性材料的电阻率变高,能够抑制损耗降低,但若考虑成本等,则更优选以下说明的变形例1~4。

[0051] 即,变形例1~4的磁通集中部件都是通过由树脂等构成的绝缘层将导电性的软磁性体分割而得的。因此,变形例1~4的处置器具和手术系统具有处置器具20和手术系统1的效果,而且即使磁通集中部件的体积较小,动作也同样地稳定。

[0052] 图6A所示的变形例1的磁通集中部件27A由沿长轴方向在圆周上分割成4部分的多个部件27MA和使部件27MA之间绝缘的绝缘材料27IA构成。换言之,磁通集中部件27A在与长轴方向平行的面上具有分割面(横截面),且分割面被绝缘。此外,只要至少在1处具有横截面就能获得规定的效果。分割数量的上限没有特别限制,但例如只要是10以上则效果没有显著的差异。

[0053] 图6B所示的变形例2的磁通集中部件27B由沿长轴方向在圆周上平行地分割成4部分的多个部件27MB和使部件27MB之间绝缘的绝缘材料27IB构成。

[0054] 图6C所示的变形例3的磁通集中部件27C由外周被绝缘材料覆盖的多个棒状(圆柱状)的部件27C1构成。磁通集中部件27C也可以是棱柱状等。

[0055] 图6D所示的变形例4的磁通集中部件27D是将由软磁性体构成的薄带27MD隔着绝缘层27ID卷绕而成的。换言之,在磁通集中部件27D中,与长轴垂直的截面是漩涡形状,层叠的薄带27MD的接触部分被绝缘。薄带27MD例如能够使用通过快速冷却法制作的无定形薄带等。

[0056] 由于薄带27MD因表皮效应而使磁导率 μ 不容易降低,因此能够有效地使磁通集中。

[0057] <第2实施方式>

[0058] 接着,对第2实施方式的手术系统1A和处置器具20A进行说明。因为手术系统1A等与手术系统1等类似,因此对相同的结构要素赋予相同的标号并省略说明。

[0059] 如图7所示,在手术系统1A的处置器具20A中,磁通集中部件27E是棒状。因为磁通集中部件27E由与磁通集中部件27相同的材料构成,因此即使是棒状,也能够获得与磁通集中部件27相同的效果。另外,因为棒状的磁通集中部件27E例如能够通过挤压成型而制作,因此,与中空圆筒状的磁通集中部件27相比,制作容易且配置的自由度较高。

[0060] 此外,磁通集中部件27E的截面形状既可以是矩形也可以是多边形等。例如,磁通集中部件27E也可以配设于多腔管(参照图4等)的截面是圆形的腔中。

[0061] 此外,为了提高其它的部件的配置的自由度,优选磁通集中部件27E的中心轴相对于接收线圈29的中心轴偏心。另外,也能够接收线圈29的内部贯穿插入有较粗的结构要素。

[0062] 而且,处置器具20A具备1根磁通集中部件27E,但也可以在接收线圈29的内部配设

多根棒状的磁通集中部件。

[0063] <第2实施方式的变形例>

[0064] 接着,使用图8A~图8D对第2实施方式的处置器具的变形例1~4进行说明。变形例1~4的处置器具和手术系统与第2实施方式的处置器具20A和手术系统1A相比,仅磁通集中部件的形态不同,其它的结构相同。因此,仅对磁通集中部件进行说明。

[0065] 变形例1~4的磁通集中部件与第1实施方式的处置器具20的磁通集中部件相同,都是通过绝缘层将导电性的软磁性体分割而成的。因此,变形例1~4的处置器具和手术系统具有处置器具20A和手术系统1A的效果,而且即使磁通集中部件的体积较小,动作也同样稳定。

[0066] 图8A所示的变形例1的磁通集中部件27E1由沿长轴方向在圆周上平行分割成4部分的多个部件27ME1和使部件27ME1之间绝缘的绝缘材料27IE1构成。

[0067] 图8B所示的变形例2的磁通集中部件27E2由外周被绝缘材料覆盖的多个圆柱状的部件27ME2构成。此外,也可以在多腔管的不同腔内配设未被绝缘材料覆盖的圆柱状软磁性体。

[0068] 图8C所示的变形例3的磁通集中部件27E3由分别被绝缘材料27IE3绝缘的多个棱柱状的部件27ME3构成。棱柱状的部件27ME3能够配设为比圆柱状的部件27ME2紧密。

[0069] 图8D所示的变形例4的磁通集中部件27E4是将由软磁性体构成的薄带27ME4隔着绝缘层27IE4卷绕而成的。

[0070] <第3实施方式>

[0071] 接着,对第3实施方式的手术系统1B和处置器具20B进行说明。因为手术系统1B等与手术系统1等类似,因此对相同的结构要素赋予相同的标号并省略说明。

[0072] 如图9所示,手术系统1B具有插入于被检体的体内的内窥镜40和处置器具20B。内窥镜40具有在前端部45配设有摄像元件41的细长的插入部44、配设于插入部44的基端部侧的把持部43以及从把持部43延伸设置且与处理器连接的通用线缆(未图示)。通道42从把持部43到前端部45贯穿插入于插入部44的内部。处置器具20B从把持部43插入于通道42。

[0073] 在内窥镜40的通道上卷绕有螺线管形状的送电线圈19B。送电线圈19B与电源单元(未图示)连接。

[0074] 在手术系统1B中,处置器具20B具有接收线圈29B,当处置器具20B插入于通道42时,该接收线圈29B与送电线圈19B配置成同心圆状而感应耦合。利用接收线圈29B无线接收到的电力在前端的处置部(未图示)进行处置。而且,在接收线圈29B的内部贯穿插入有以铜为芯线的电布线22F等。

[0075] 处置器具20B在接收线圈29B的内部配设有与磁通集中部件27~27E相同的由软磁性体构成的磁通集中部件27F。因此,由导电体构成的电布线22F不会被感应加热而发热。另外,在手术系统1B和处置器具20B中,电力的传输效率不会降低。因此,手术系统1B和处置器具20B动作稳定。

[0076] 此外,为了确保插入部44的挠性,优选磁通集中部件27F具有挠性。例如,作为磁通集中部件27F,优选使用软磁性体粒子分散于挠性树脂中而得到的复合磁性体或者使用细线(线材)的磁性体等。

[0077] 本发明不限于上述实施方式,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更和

改变等。

[0078] 本申请是以2013年9月10日在日本申请的日本特愿2013-187534号为优先权基础而申请的,上述公开内容在本申请说明书、权利要求书以及附图中被引用。

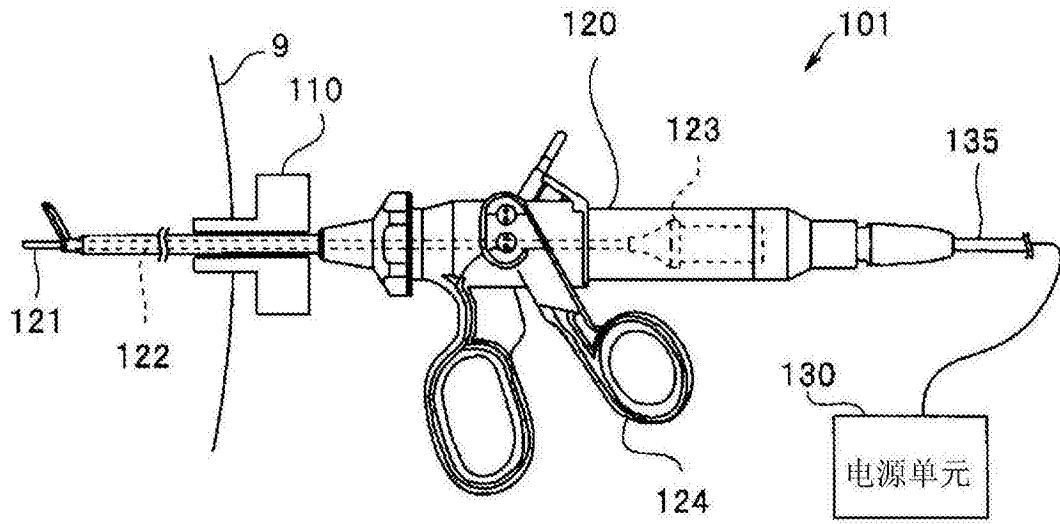


图1

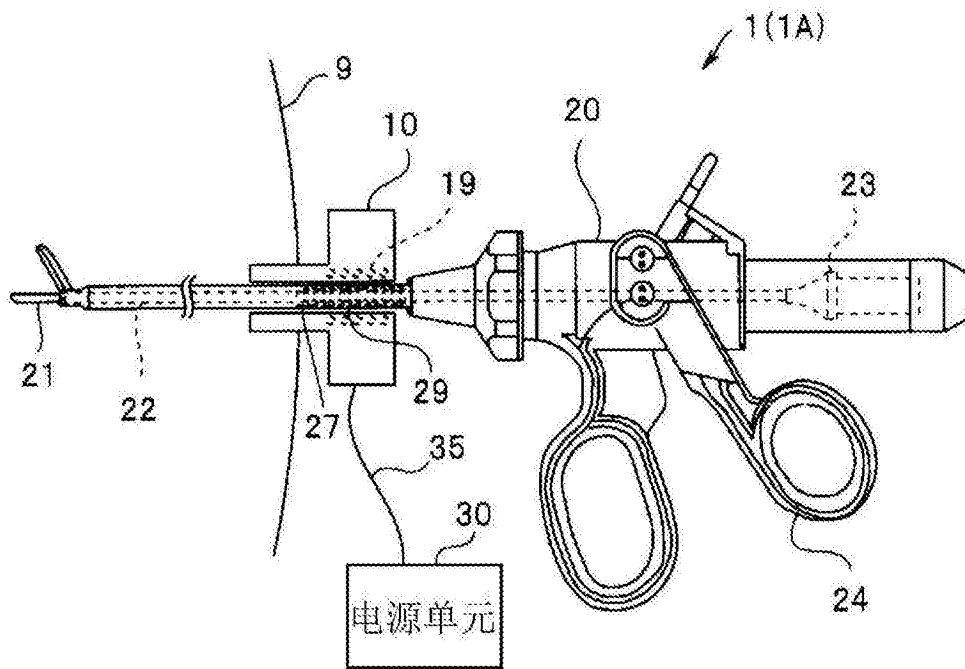


图2

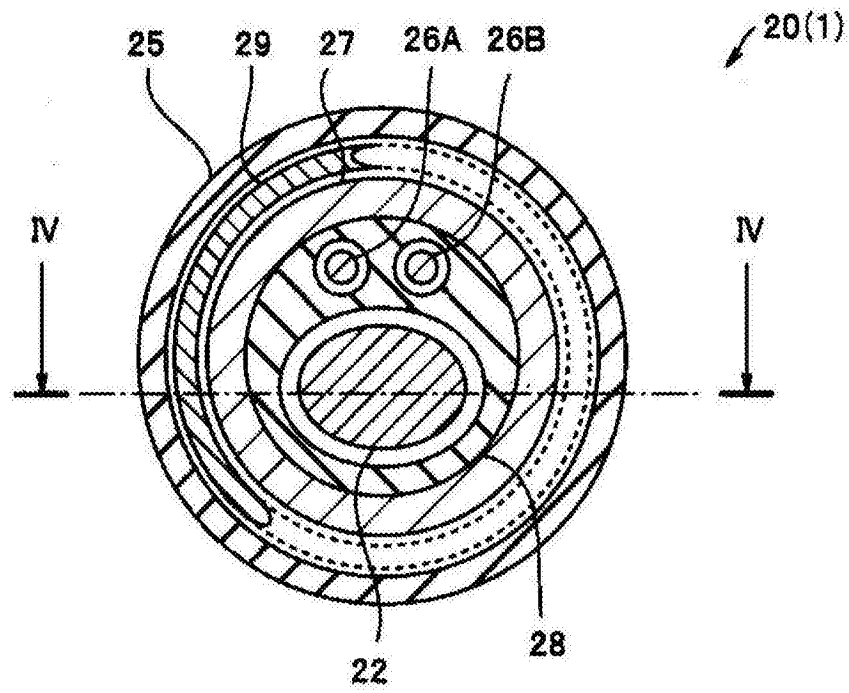


图3

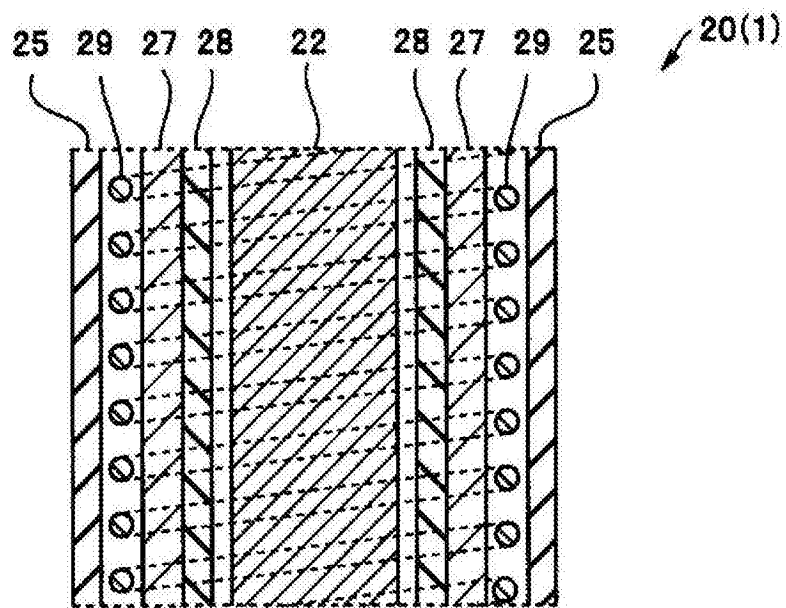


图4

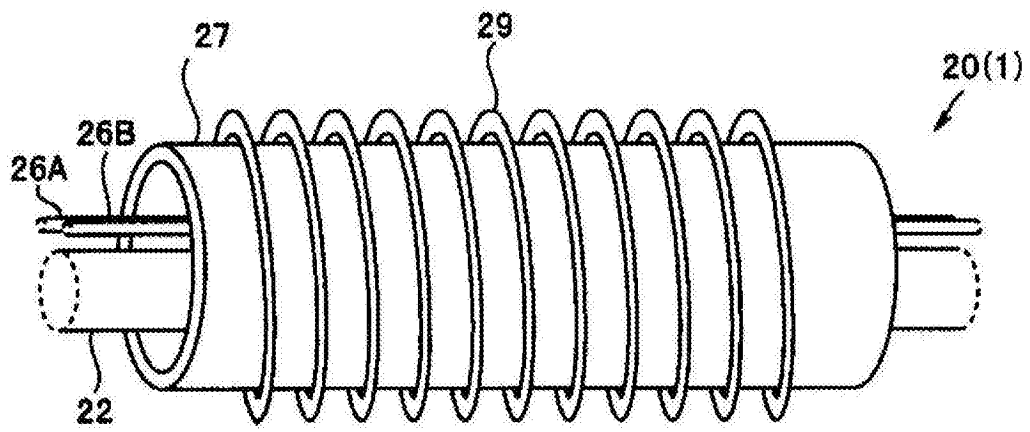


图5

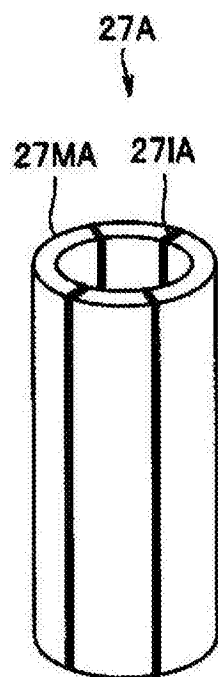


图6A

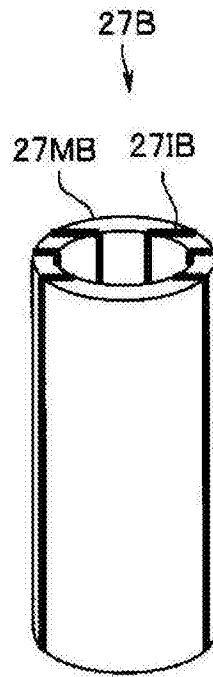


图6B

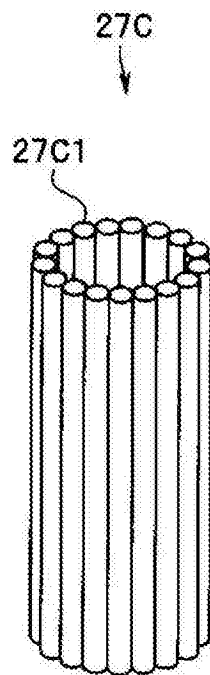


图6C

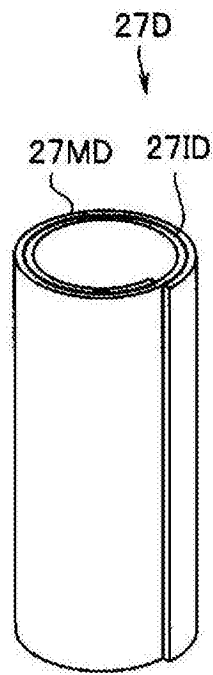


图6D

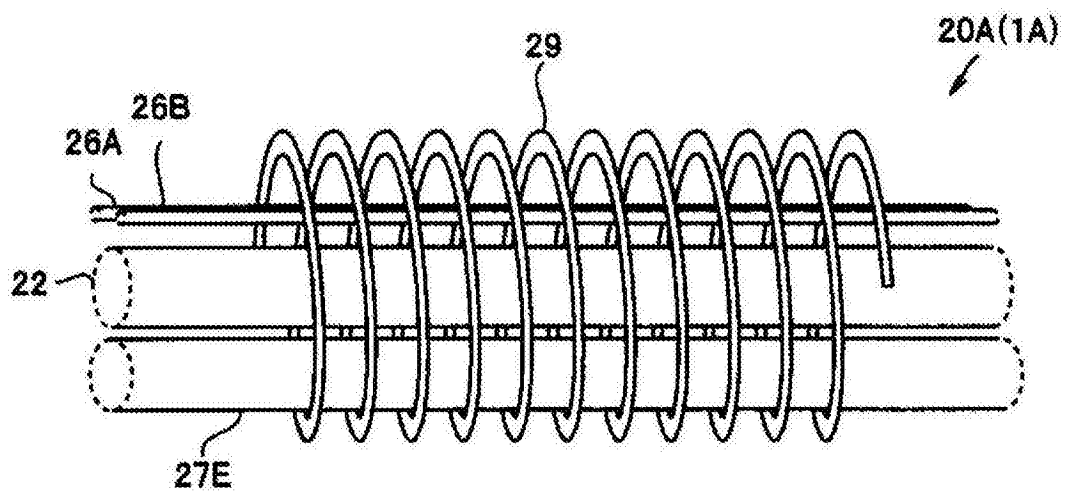


图7

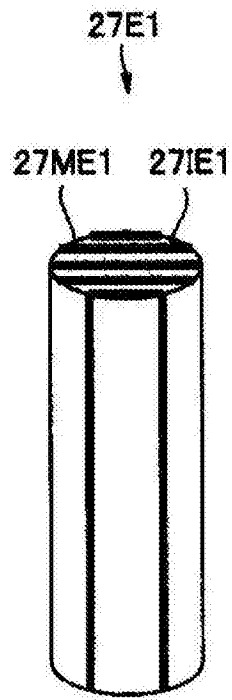


图8A

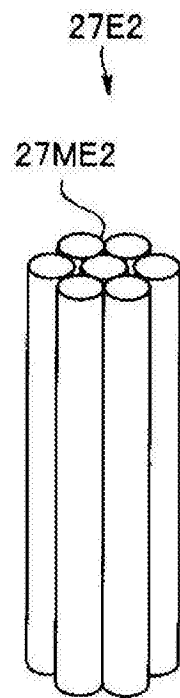


图8B

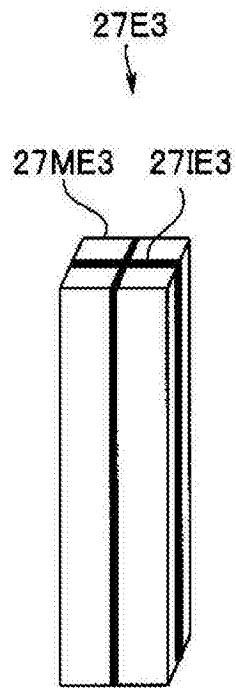


图8C

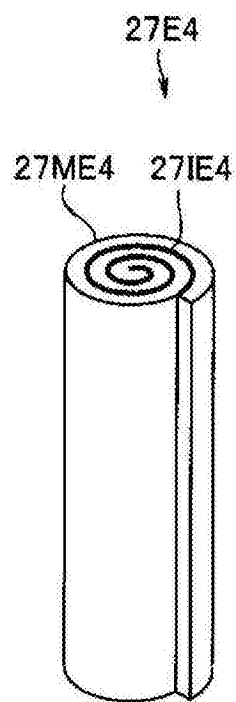


图8D

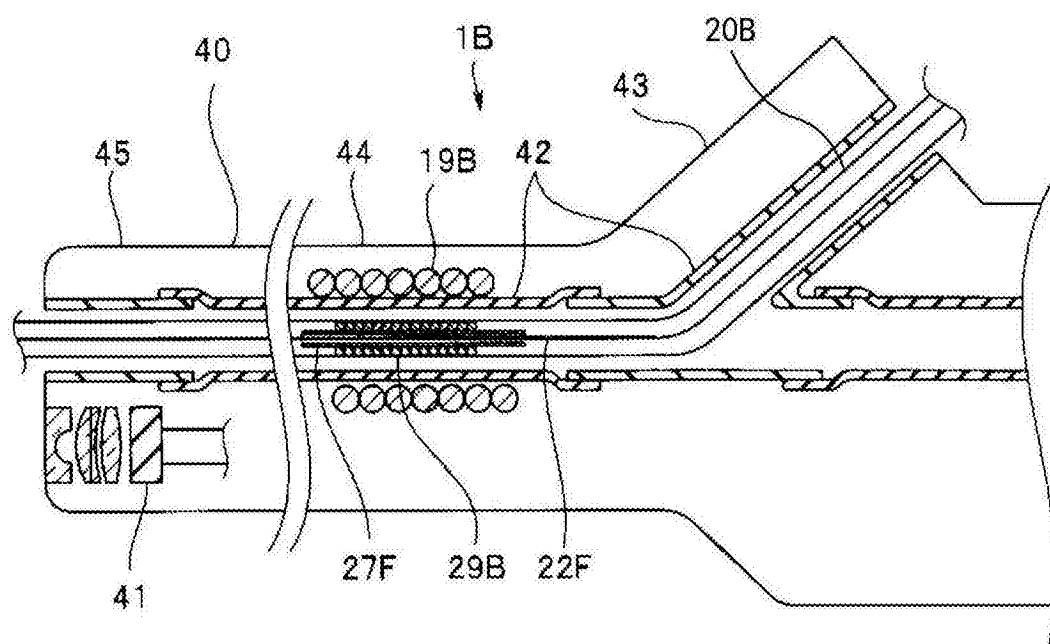


图9

专利名称(译)	处置器具和手术系统		
公开(公告)号	CN105530882B	公开(公告)日	2018-03-16
申请号	CN201480049166.0	申请日	2014-02-14
[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	杉山勇太		
发明人	杉山勇太		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/00 A61B17/32 A61B17/34 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/3421 A61B17/3476 A61B2017/00398 A61B2017/00411 A61B2017/320094 H02J50/10 A61B1/00133 A61B1/018 A61B17/320016 A61B2017/00876 H02J50/12		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013187534 2013-09-10 JP		
其他公开文献	CN105530882A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

处置器具(20)具备：螺线管形状的接收线圈(29)，其与产生交流磁场的送电线圈(19)感应耦合而无线接收电力；处置部(21)，其利用接收线圈(29)所接收的电力进行处置；变幅杆(22)，其贯穿插入接收线圈(29)的内部；以及磁通集中部件(27)，其配设于接收线圈(29)的内部，由软磁性体构成。

