



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106470622 A

(43)申请公布日 2017.03.01

(21)申请号 201580033494.6

(22)申请日 2015.02.03

(30)优先权数据

2014-128530 2014.06.23 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.12.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/052994 2015.02.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/198618 JA 2015.12.30

(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

(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 17/34(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

H02J 50/00(2016.01)

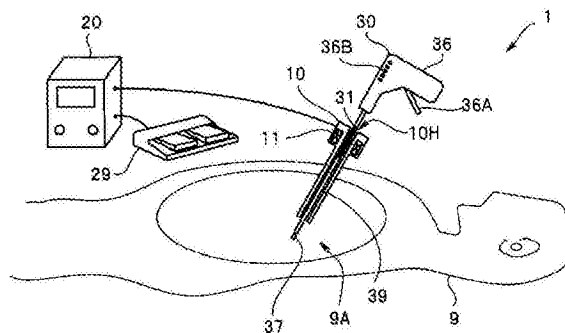
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

手术系统、医疗设备以及手术系统的控制方法

(57)摘要

本发明的手术系统(1)具有:处置器具(30),其具备配设有受电部(31)的插入管(39);套针(10),其具有送电部(11);以及电源单元(20),其包含向套针(10)输出电力的电源(21),处置器具(30)具有作为示出处置器具(30)的信息的识别符的条形码(38),该条形码(38)配设于比受电部(31)靠插入管(39)的前端侧的位置,通过检测条形码(38)而取得处置器具(30)的信息的信息检测部(18)配设于套针(10),在所插入的处置器具(30)是合适的处置器具的情况下,电源(21)的控制模式从第一待机模式变为第二待机模式,在该第一待机模式下,不能输出驱动电力,在该第二待机模式下,能够输出驱动电力。



1. 一种手术系统,其特征在于,具有:

医疗设备,其具有插入管和处置部,该插入管配设有经由电磁场而接受电力的受电部,该处置部配设于所述插入管的前端,由所述受电部接受的电力进行驱动;

插入辅助器具,其具有用于供所述插入管插入到被检体的体内的插入孔,在所述插入孔的外周部具有产生施加于所述受电部的电磁场的送电部;以及

电源单元,其包含向所述送电部输出电力的电源,

所述医疗设备具有示出所述医疗设备的信息的识别符,该识别符配设于比所述受电部靠所述插入管的前端侧的位置,

在所述插入辅助器具的所述插入孔的所述外周部配设有信息检测部,该信息检测部通过检测所述识别符来检测所述医疗设备朝向所述插入孔的插入并且取得所述信息,

根据所述信息检测部的检测结果,在插入于所述插入孔中的医疗设备具有经由所述送电部产生的电磁场而接受电力的受电部的情况下,所述电源的控制模式从第一待机模式变为第二待机模式,在所述第一待机模式下,不能向所述送电部输出用于驱动所述处置部的驱动电力,在所述第二待机模式下,能够向所述送电部输出所述驱动电力。

2. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

在没有检测到所述受电部位于能够经由所述送电部产生的电磁场而接受电力的位置的情况下,即使所述电源的控制模式是所述第二待机模式,也不输出所述驱动电力。

3. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

在所述第二待机模式下,在没有检测到所述受电部位于能够经由所述送电部产生的电磁场而以最优的效率接受电力的位置的情况下,改变作为所述医疗设备的信息而被取得的所述电源的上限输出电力值,该上限输出电力值与在所述医疗器具中预先设定的上限电力对应。

4. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

当所述信息检测部通过再次检测到曾检测到一次的所述识别符而检测到所述医疗设备从所述插入孔拔出时,所述电源的控制模式从所述第二待机模式返回所述第一待机模式。

5. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

所述识别符是由环绕所述插入管的外周部的环状的条纹图案构成的标记,

所述信息检测部具有检测所述标记的光学的检测部。

6. 根据权利要求2或3所述的手术系统,其特征在于,

所述第二待机模式的所述电源将比所述驱动电力小的检测电力输出给所述送电部,根据所述送电部的电特性变化来检测所述受电部位于能够经由所述送电部产生的电磁场而接受电力的位置的情况。

7. 根据权利要求2或3所述的手术系统,其特征在于,

在所述医疗设备的所述插入管的外周面上配设有用于示出插入位置的位置标记,

通过所述光学的检测部检测所述位置标记,能够检测所述受电部位于能够接受所述送电部产生的电磁场的位置的情况。

8. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

根据由所述信息检测部取得的所述信息对所述驱动电力的电力值进行控制。

9. 根据权利要求1至8中的任意一项所述的手术系统,其特征在于,
所述插入辅助器具是套针,
所述医疗设备是手术用处置器具。
10. 根据权利要求1至8中的任意一项所述的手术系统,其特征在于,
所述插入辅助器具是在插入部中贯穿插入有通道的内窥镜,该通道作为所述插入孔而具有中空部,
所述医疗设备是插入于所述通道中的处置器具。
11. 一种手术系统的医疗设备,其中,
该手术系统是权利要求1至10中的任意一项所述的手术系统。
12. 一种手术系统的控制方法,所述手术系统具有:医疗设备,其具有插入管和处置部,该插入管配设有经由电磁场而接受电力的受电部,该处置部配设于所述插入管的前端,由所述受电部接受的电力进行驱动;插入辅助器具,其具有用于供所述插入管插入到被检体的体内的插入孔,在所述插入孔的外周部具有产生施加于所述受电部的电磁场的送电部;以及电源单元,其包含向所述送电部输出电力的电源,该手术系统的控制方法的特征在于,
在插入于所述插入孔中的医疗设备具有经由所述送电部产生的电磁场而接受电力的受电部的情况下,控制部将所述电源的控制模式从起动时的第一待机模式变更为第二待机模式,在所述第一待机模式下,不能向所述送电部输出用于驱动所述处置部的驱动电力,在所述第二待机模式下,能够向所述送电部输出所述驱动电力。

手术系统、医疗设备以及手术系统的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及具有经由电磁场而被无线供电的医疗设备的手术系统、上述医疗设备以及上述手术系统的控制方法。

背景技术

[0002] 作为用于将处置器具等医疗器具插入到被检体的体内的插入辅助器具的套针在插入到腹腔内后留置于体壁,被用作在腹腔内进行活体组织的处置的处置器具的引导管。

[0003] 为了向经由套针的插入孔而插入到体内的处置器具供给处置所需的电力而连接有缆线。在手术医生操作处置器具的方面,为了提高转绕等操作性,优选不具有该缆线。

[0004] 在美国专利第6371967号说明书中公开了以下的手术系统:从套针的送电线圈产生交流磁场,以无线的方式将电力提供给插入到套针中的处置器具的受电线圈。

[0005] 这里,不用特别设计套针的插入孔就能够插入的处置器具不限于具有经由交流磁场而接受电力的受电部的规定的规格的处置器具。勿需赘言处置器具没有插入到插入孔中的情况,在不具有受电部的处置器具和具有规格不同的受电部的处置器具插入到插入孔中的情况下,即使从送电线圈产生了交流磁场,由于上述处置器具上不具有经由产生的交流磁场而适当地接受电力的受电部,因此无法高效地向处置器具传送电力。在电力的传送效率不高的情况下,如果不进行设计,则有可能导致送电线圈的发热或不必要的电磁场朝向周边设备的泄漏。

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旨在提供具有电力传送效率高的送电/受电部的手术系统、上述手术系统的医疗器具以及手术系统的控制方法。

[0008] 并且,另一个实施方式的目的旨在提供具有电力传送效率高的送电/受电部的手术系统、上述手术系统的医疗器具以及手术系统的控制方法。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 本发明的一个方式的手术系统具有:医疗设备,其具有插入管和处置部,该插入管配设有接受电磁场的受电部,该处置部配设于所述插入管的前端,由所述受电部接受的电力进行驱动;插入辅助器具,其具有用于供所述插入管插入到被检体的体内的插入孔,在所述插入孔的外周部具有产生施加于所述受电部的电磁场的送电部;以及电源单元,其包含向所述送电部输出电力的电源,所述医疗设备具有示出所述医疗设备的信息的识别符,该识别符配设于比所述受电部靠所述插入管的前端侧的位置,在所述插入辅助器具的所述插入孔的所述外周部配设有信息检测部,该信息检测部通过检测所述识别符来检测所述医疗设备朝向所述插入孔的插入并且取得所述信息,根据所述信息检测部的检测结果,在插入于所述插入孔中的医疗设备具有所述送电部产生的电磁场的受电部的情况下,所述电源的控制模式从第一待机模式变为第二待机模式,在所述第一待机模式下,不能向所述送电部

输出用于驱动所述处置部的驱动电力,在所述第二待机模式下,能够向所述送电部输出所述驱动电力。

[0011] 并且,另一方式的医疗设备是手术系统的所述医疗设备,所述手术系统具有:所述医疗设备,其具有插入管和处置部,该插入管配设有接受电磁场的受电部,该处置部配设于所述插入管的前端,由所述受电部接受的电力进行驱动;插入辅助器具,其具有用于供所述插入管插入到被检体的体内的插入孔,在所述插入孔的外周部具有产生施加于所述受电部的电磁场的送电部;以及电源单元,其包含向所述送电部输出电力的电源,其中,所述医疗设备具有示出所述医疗设备的信息的识别符,该识别符配设于比所述受电部靠所述插入管的前端侧的位置,在所述插入辅助器具的所述插入孔的所述外周部配设有信息检测部,该信息检测部通过检测所述识别符来检测所述医疗设备朝向所述插入孔的插入并且取得所述信息,根据所述信息检测部的检测结果,在插入于所述插入孔中的医疗设备具有接受所述送电部产生的电磁场的受电部的情况下,所述电源的控制模式从第一待机模式变为第二待机模式,在所述第一待机模式下,不能向所述送电部输出用于驱动所述处置部的驱动电力,在所述第二待机模式下,能够向所述送电部输出所述驱动电力。

[0012] 并且,在另一方式的手术系统的控制方法中,所述手术系统具有:医疗设备,其具有插入管和处置部,该插入管配设有接受电磁场的受电部,该处置部配设于所述插入管的前端,由所述受电部接受的电力进行驱动;插入辅助器具,其具有用于供所述插入管插入到被检体的体内的插入孔,在所述插入孔的外周部具有产生施加于所述受电部的电磁场的送电部;以及电源单元,其包含向所述送电部输出电力的电源,其中,在插入于所述插入孔中的医疗设备具有接受所述送电部产生的电磁场的受电部的情况下,控制部将所述电源的控制模式从起动时的第一待机模式变更为第二待机模式,在所述第一待机模式下,不能向所述送电部输出用于驱动所述处置部的驱动电力,在所述第二待机模式下,能够向所述送电部输出所述驱动电力。

[0013] 发明效果

[0014] 根据本发明的实施方式,能够提供具有电力传送效率高的送电/受电部的手术系统、所述手术系统的医疗器具以及手术系统的控制方法。

[0015] 并且,根据另一实施方式,能够提供具有电力传送效率高的送电/受电部的手术系统、所述手术系统的医疗器具以及手术系统的控制方法。

附图说明

[0016] 图1是用于对第一实施方式的手术系统的使用状态进行说明的示意图。

[0017] 图2是第一实施方式的处置器具的侧视图。

[0018] 图3是第一实施方式的手术系统的结构图。

[0019] 图4是用于对第一实施方式的手术系统的识别符的检测进行说明的示意图。

[0020] 图5是用于对第一实施方式的手术系统的动作进行说明的流程图。

[0021] 图6A是用于对第一实施方式的手术系统的动作进行说明的剖视示意图。

[0022] 图6B是用于对第一实施方式的手术系统的动作进行说明的剖视示意图。

[0023] 图6C是用于对第一实施方式的手术系统的动作进行说明的剖视示意图。

[0024] 图7是用于对第一实施方式的变形例1的手术系统进行说明的剖视示意图。

- [0025] 图8是用于对第一实施方式的变形例2的手术系统进行说明的剖视示意图。
- [0026] 图9是用于对第一实施方式的变形例3的手术系统进行说明的剖视示意图。
- [0027] 图10A是用于对第一实施方式的变形例的手术系统的位置检测进行说明的曲线图。
- [0028] 图10B是用于对第一实施方式的变形例的手术系统的位置检测进行说明的曲线图。
- [0029] 图11是用于对第二实施方式的手术系统的结构进行说明的剖视示意图。

具体实施方式

[0030] <第一实施方式>

[0031] 首先,使用图1~图6C对第一实施方式的手术系统1和作为医疗器具的处置器具30进行说明。另外,在以下的说明中,需要注意基于实施方式的附图是示意性的,结构要素的厚度与宽度的关系(尺寸关系)、各个部分的厚度的比例等与实际不同,有时在多个附图之间也包含有尺寸关系或比例不同的部分。

[0032] 手术系统1具有处置器具30、电源单元20以及作为插入辅助器具的套针10。另外,在手术系统1中,内窥镜等也经由其它套针插入到体内,但省略说明等。

[0033] 如图1所示,手术用的处置器具30的插入管39经由套针10的插入孔10H插入到被检体9的体内9A,其中,该套针10在被检体9的体壁穿刺。

[0034] 如图2所示,作为高频处置器具的处置器具30具有:操作部36;细长的插入管39,其被插入到被检体9的体内;以及处置部37,其配设于插入管39的前端。在操作部36中配设有LED指示器36B,该LED指示器36B是用于将处置状态等告知手术医生的告知部。

[0035] 在手术系统1中,从套针10以无线的方式向配设于插入管39的前端侧的处置部37供给用于处置的电力。因此,处置器具30没有连接用于电力供给的缆线。

[0036] 在套针10的插入孔10H的外周部配设有送电部11。送电部11例如包含螺线管型的送电线圈11A(参照图3),卷绕于插入孔10H的外周部。当从电源单元20供给驱动信号时,送电线圈11A产生交流磁场。

[0037] 另一方面,在处置器具30的插入管39的内部配设有受电部31。受电部31例如是细长的螺线管型的受电线圈31A。当将插入管39插入到套针10的插入孔10H中时,受电线圈31A与送电线圈11A电磁耦合而成为能够接受送电线圈11A产生的磁场的状态。

[0038] 在被检体9的体内9A进行处置的处置部37由可开闭的一对爪37A、37B构成。例如,爪37A、37B的开闭状态与操作部36的手柄36A的开闭状态联动。并且,处置部37不限于所谓的处置器具,也能够作为具有由电力进行驱动的电驱动部的各种医疗器具例如电驱动部而应用于CCD等摄像元件和LED等照明装置,硬性内窥镜等也能够优选用作本发明的医疗器具。

[0039] 当手术医生在要处置的组织被夹持于爪37A、37B之间的状态下将开关29接通时(触发接通)时,送电线圈11A产生交流磁场,受电线圈31A接受交流磁场,利用接受到的电力对爪37A、37B施加高频电流,从而进行切开或止血等处置。

[0040] 在图3中示出手术系统1的结构。电源单元20例如输出频率在100kHz以上100MHz以下的高频电力。高频电力的频率优选从在法令等中认可的频率中选择,例如是

13.56MHz。高频电力的振幅没有特别的限制,但为了能够使用通用电源,因此波形优选为正弦波。

[0041] 如已说明那样,当通过手术医生对开关29的操作而从电源单元20供给交流电力时,套针10的送电部11产生交流磁场。送电部11包含送电电容器15和螺线管型的送电线圈11A,该送电线圈11A卷绕于插入孔10H的外周部。送电线圈11A的长度例如在10mm至50mm的范围内。

[0042] 送电部11的送电线圈11A与送电电容器15串联连接,构成产生规定的谐振频率FR1的交流磁场的送电侧LC串联谐振电路。电源单元20输出谐振频率FR1的交流电力。另外,也可以采用利用送电线圈11A的寄生电容来代替送电电容器15的结构。在送电电路22中包含有阻抗匹配电路(未图示),该阻抗匹配电路进行电源21与谐振电路的阻抗匹配。

[0043] 另外,在图3所示的手术系统1中,送电电容器15配设于套针10,送电电路22配设于电源单元20,但送电电容器15和送电电路22也可以配设于套针10,还可以配设于电源单元20。

[0044] 处置器具30具有受电部31、受电电路34、驱动电路35以及处置部37。受电部31包含受电线圈31A,该受电线圈31A与套针10的送电部11的送电线圈11A电磁耦合,经由交流磁场以无线的方式接受电力。

[0045] 受电线圈31A是沿着细长的圆筒状的插入管39的长轴方向而配置的细长的螺线管型的线圈,其中心轴与插入管中心轴大致一致。受电线圈31A例如长度在100mm以上200mm以下以使得在处置中其一部分插入到送电线圈11A的内部,也可以是在插入管39的例如300mm的全长范围配设的长度。即,受电线圈31A的长度优选比送电线圈11A的长度长。由此,即使处置器具30在处置中在插入孔10H的内部前后移动,也能够通过受电线圈31A进行受电。

[0046] 受电电容器33与受电线圈31A串联连接,构成高效地接受规定的谐振频率FR2的交流磁场的受电侧LC串联谐振电路。受电侧LC串联谐振电路的谐振频率FR2与送电侧LC串联谐振电路的谐振频率FR1大致相同,在手术系统1中利用磁场共振现象而高效地进行电力的无线送电/受电。另外,如已说明那样,谐振频率FR1、FR2例如能够在100kHz~100MHz的范围内适当地选择。

[0047] 另外,也可以采用利用受电线圈31A的寄生电容来代替受电电容器33的结构。受电电路34例如对受电线圈31A接受的交流信号进行整流而转换为直流信号,并使其平滑,进而通过DC/DC转换器而调节为提供给驱动电路35的电压。在受电电路34中包含有阻抗匹配电路(未图示),该阻抗匹配电路用于进行驱动电路35与谐振电路的阻抗匹配。驱动电路35将来自受电电路34的电力转换为适合处置部37的驱动电力并输出。例如,从驱动电路35向高频处置器具的处置部37供给用于切开、凝固等处置的频率350kHz、电压200Vpp等的驱动信号。

[0048] 另外,在以上的说明中,送电电路22和受电电路34构成谐振电路,但谐振电容器和谐振动作不是必需的结构。并且,用于进行驱动电路35与谐振电路的阻抗匹配的阻抗匹配电路能够根据其结构而设置于驱动电路35之后。

[0049] 而且,在本实施方式的手术系统1中,处置器具30具有作为被识别部即识别符(identifier)的条形码38,该条形码38配设于比受电部31靠插入管39的前端侧的位置。条形码38是示出处置器具30的信息例如型号、处置电量等的由多个条纹图案38A~38Z构成的

标记。条形码38由环绕插入管39的外周部的环状的条纹图案构成以使得能够不依赖于插入管39的旋转状态而进行检测。

[0050] 在套针10的插入孔10H的外周部配设有信息检测部18,该信息检测部18通过检测条形码38而检测处置器具30朝向插入孔10H的插入并且取得处置器具30的信息。如图4所示,信息检测部18具有:发光部18A,其包含产生对条形码38进行照明的检测光的LED等;以及受光部18B,其包含检测来自条形码38的反射光的光电二极管等。

[0051] 另外,作为被识别部的识别符不限于条形码38,也可以是由与插入管39的长度方向平行的条纹图案构成的条形码,还可以是二维条形码。而且,识别符可以像编码器那样对信息进行磁记录,也可以像RF-ID标签那样对信息进行电子记录。信息检测部18的形态能够根据识别符的形态而适当地进行选择。

[0052] 而且,电源单元20的控制部23由CPU等构成,该CPU根据信息检测部18的检测结果而检测处置器具插入到插入孔10H中的情况。而且,控制部23检测被插入的处置器具是否是适合具有受电部31的套针10的规格的处置器具30,其中,该受电部31接受送电部11产生的电磁场。而且,在处置器具适合套针10的情况下,控制部23将电源21的控制模式从第一待机模式变更为第二待机模式,在该第一待机模式下,不能向送电部11输出用于驱动处置部37的驱动电力,在该第二待机模式下,能够输出驱动电力。

[0053] 在第一待机模式下,即使手术医生将开关29接通,也不会从电源21输出驱动电力。

[0054] 在上述结构的手术系统1中,由于在不存在适当地进行电磁耦合的对方的受电部的情况下,不从电源21输出驱动电力,因此不在效率低的状态下从送电线圈产生交流磁场。并且,由于在送电线圈中未流有必要以上的电流,因此也不会出现送电部发热或产生泄漏电磁场的情况。并且,由于手术系统1的作为医疗器具的处置器具30具有示出处置器具的信息的条形码38,因此在效率低的状态下不从套针10的送电线圈11A产生交流磁场。而且根据手术系统1的控制方法,在效率低的状态下不从送电线圈产生交流磁场。

[0055] 另外,如后述那样,在手术系统1中,还优选控制部23以如下方式进行控制:在没有检测到受电部31位于能够接受送电部11产生的电磁场的位置的情况下,即使在第二待机模式下,电源21也不输出驱动电力。

[0056] 例如,第二待机模式的电源21向送电部11输出比驱动电力小的检测电力,控制部23能够根据送电部11的阻抗或电流电压的相位等电特性的变化而检测受电部31位于能够接受送电部11产生的电磁场的位置的情况。

[0057] 并且,在手术系统1中,还可以是,控制部23根据信息检测部18所取得的信息对电源21输出的驱动电力的电力值进行控制。

[0058] 而且,在手术系统1中,也可以是,当在处置中检测到了异常的情况下,控制部23将电源21的控制模式变更为第一待机模式即中止驱动电力的输出。

[0059] <手术系统1的动作>

[0060] 接下来,沿着图5所示的流程图对手术系统1的动作进行说明。

[0061] <步骤S11>第一待机模式(起动步骤)

[0062] 连接被插入到被检体9内的套针10与电源单元20。这样,向套针10的信息检测部18供给电力。电源21起动时的控制模式是不能输出驱动电力的第一待机模式。在第一待机模式下,即使手术医生误将开关29接通,也不会从电源21输出驱动电力。

[0063] 另外,开关29是与电源单元20分开的脚踏开关,但手术医生操作的开关29也可以配设于电源单元20或套针10亦或是处置器具30。

[0064] <步骤S12>识别符检测步骤

[0065] 如图6A所示,将处置器具30的插入管39插入到套针10的插入孔10H中。而且,如图6B所示,当由信息检测部18检测到配设于插入管39的条形码38时,将检测结果传送给控制部23。例如,仅通过由信息检测部18将受光部18B所检测到的电信号变化传送给控制部23,就能由CPU等构成的控制部23解析并检测条形码38的信息。

[0066] <步骤S13>第二待机模式(驱动电力可输出步骤)

[0067] 在插入于插入孔10H中的处置器具适合套针10的情况(S12:是)下,控制部23将电源21的控制模式从第一待机模式变更为第二待机模式,在该第一待机模式下,不能向送电部11输出用于驱动处置部37的驱动电力,在该第二待机模式下,能够输出驱动电力。

[0068] 在插入于插入孔10H中的处置器具不适合套针10的情况(S12:否)下,控制部23不将电源21的控制模式从第一待机模式变更。

[0069] 另外,优选为,当在条形码38中包含有处置器具30的处置电力值的信息的情况下,控制部23将电源21输出的电力控制为与处置器具30的处置电力值对应的电力值。

[0070] 并且,设根据处置器具30的处置电力值而计算的电源21的输出电力为上限输出电力值,优选为,控制部23按照如下的方式控制在安全侧:即使手术医生将电源21错误地操作为想要输出上限输出电力值以上的驱动电力时,也无法进行操作。

[0071] 例如,在处置器具30需要50W的电力的情况下,考虑送电/受电效率,以电源21输出60W的电力的方式进行控制并且设上限输出电力值为70W。同样地,在处置器具30需要10W的电力的情况下,设上限输出电力值为15W,电源21输出12W的电力。在处置器具30需要1W的电力的情况下,设上限输出电力值为1.5W,以电源21输出1.2W的电力的方式进行控制。

[0072] 在输出与处置器具30的处置电力值对应的驱动电力的手术系统1中,手术医生无需根据处置器具30而对电源21的设定进行操作,因此操作性好。

[0073] <步骤S14>处置器具拔出检测步骤

[0074] 信息检测部18通过再次检测到曾检测到一次的条形码38而能够检测到处置器具30被从插入孔10H拔出。例如,预先对条形码38确定表示方向的标记。通过采用具有条形码38的两端的标记38A、38Z比其他标记幅度宽并且标记38A比标记38Z幅度宽的特征的标记,控制部23能够根据信息检测部18在检测到标记38Z之后检测到标记38A而检测拔出。

[0075] 当检测到处置器具30拔出(S14:是)时,控制部23使电源21的控制模式从第二待机模式返回第一待机模式。

[0076] 在包含步骤S14(处置器具拔出检测步骤)在内的手术系统的控制方法中,无论是否在处置完成后拔出了处置器具,即使误将开关29接通,也不输出驱动电力。

[0077] <步骤S15>相对位置检测步骤

[0078] 在第二待机模式下,电源21能够输出驱动电力,但只要至少开关29没有被接通,就不会输出驱动电力。而且,在手术系统1中,在没有检测到受电部31位于能够经由送电部11产生的交流磁场而接受电力的位置的情况下,即使在第二待机模式下,电源21也被控制为不输出驱动电力。

[0079] 另外,虽然没有在流程图中示出,但在设定了上限输出电力值的情况下,也可以

是,即使在不是送电部11与受电部31彼此最有力地耦合的位置的情况(没有检测到受电部位于能够以最优的效率进行受电的位置的情况)下,在检测到了送电部11与受电部31某种程度地强力地耦合的状态的情况(检测到受电部位于能够以规定的效率以上的效率进行受电的位置的情况)下,以与耦合状态对应地阶段性改变上限输出电力值并输出驱动电力的方式进行控制。

[0080] 即,如图6C所示,在处置器具30的受电部31单纯地被插入到送电部11的内部之前,受电部31无法与送电部11产生的交流磁场高效地耦合。

[0081] 在手术系统1中,当成为第二待机模式时,成为电源21向送电部11输出检测电力的检测模式。检测电力比驱动电力足够小,例如可以是10mW左右。

[0082] 而且,在检测模式中,控制部23根据送电部11的电特性变化,检测受电部31位于与送电部11产生的交流磁场耦合而能够接受电力的位置的情况。

[0083] 另外,通过使用与根据检测电力来检测送电部11的电特性变化的检测模式相同的检测模式,也能够将手术医生操作的开关29配设于处置器具30,例如将开关29配设于处置器具30的受电电路34的路径上,由此当从开放状态变为导通状态时,从被施加检测信号的送电电路22观察到的负载侧的阻抗大幅地发生变化。控制部23能够根据该送电电路22的电特性变化,以无线的方式检测配设于处置器具30的开关29的接通/断开。

[0084] 当像图6C所示那样,送电部11的送电线圈11A与受电部31的受电线圈31A成为电磁耦合状态时,与什么也没有插入的情况相比,从送电电路22侧检测到的负载侧的阻抗大幅地减小。控制部23能够根据该电特性变化,检测受电部31位于与送电部11产生的交流磁场耦合而能够接受电力的位置的情况。

[0085] 在包含步骤S15(相对位置检测步骤)在内的手术系统的控制方法中,仅在送电部11与受电部31位于能够进行送电/受电的相对位置的情况下,输出最大驱动电力。

[0086] <步骤S16>开关接通(处置步骤)

[0087] <步骤S17>输出驱动电力

[0088] 在控制部23检测到了受电部31位于能够与送电部11产生的交流磁场适当地耦合的位置的状态(S15:是)下,当开关29接通(触发接通)(S17:是)时,从电源21输出驱动电力。

[0089] 而且,处置部37利用以无线的方式从送电部11进行受电的受电部31的电力进行处置。

[0090] <步骤S18>异常检测步骤

[0091] 在处置中即在开关29接通的状态时,通过检测从送电电路22侧检测到的负载侧的阻抗或相位等电特性的变化,控制部23能够检测处置器具30的异常。例如,当在处置部37产生了断路时,从送电电路22观察到的负载侧的阻抗大幅地增加。

[0092] 当检测到异常时,控制部23将电源21设为第一待机模式,立刻停止驱动电力的输出。而且,优选具有用于将异常告知手术医生的告知部。作为告知方法,例如,可以使配设在处置器具30的操作部36上的LED指示器36B以红色进行闪烁,也可以在未图示的显示内窥镜图像的监视器上显示异常信息,还可以产生声音或光。

[0093] 另外,在包含多个处置器具和多个套针在内的手术系统的情况下,通过在处置器具或套针上设置告知部,能够立刻确定产生了异常的处置器具。

[0094] 在包含步骤S16(异常检测步骤)在内的手术系统的控制方法中,由于驱动电力的

输出在产生异常时自动地停止或输出大幅地减小,因此不会进行由产生异常引起的错误的处置等。

[0095] <步骤S19>开关断开(处置结束步骤)

[0096] <步骤S20>停止驱动电力输出

[0097] 当开关29断开(触发断开)时,电源21停止驱动电力的输出。而且,电源21被控制为步骤S13的第二待机模式以备接下来的处置。另外,当处置结束而拔出了处置器具30时(S14:是),电源21被控制为第一待机模式。

[0098] 另外,手术系统1只要进行至少步骤S11、S12、S13、S16、S17、S19、S20的动作即可。即,在手术系统1中,进行步骤S14、S15、S18的动作是更优选的选项动作。

[0099] <变形例>

[0100] 接下来,对第一实施方式的变形例的手术系统1A~1C和处置器具30B、30C进行说明。由于变形例的手术系统1A~1C、处置器具30B、30C与手术系统1、处置器具30类似,因此对相同结构要素标注同一标号并省略说明。

[0101] <变形例1>

[0102] 如图7所示,在变形例1的手术系统1A中,通过配设在套针10A的止回阀17(17A、17B)处的传感器18P(18P1、18P2)来检测处置器具30的插入/拔出。传感器18P例如是检测作用于止回阀17的压力的压力传感器。

[0103] 另外,虽然之前省略了说明,但止回阀17也配设于套针10。止回阀17是为了保持腹腔内的压力而配设于插入孔10H的内部的由弹性模量高的硅橡胶等构成的气密部件。

[0104] 在手术系统1A中,通过以传感器18P1、传感器18P2的顺序检测到作用有压力,而检测到处置器具30插入。并且,通过以传感器18P2、传感器18P1的顺序检测到压力减小,而检测到处置器具30拔出。

[0105] 在手术系统1A中,用于检测处置器具30的插入/拔出的专用的传感器18P配设于套针10A。因此,手术系统1A能够比手术系统1更可靠地检测处置器具30的插入/拔出。

[0106] <变形例2>

[0107] 如图8所示,在变形例2的手术系统1B的处置器具30B中,处置器具30的插入/拔出是通过配设于插入管39的专用的标记38B(38B1、38B2)而检测的。

[0108] 标记38B是与条形码38相同的环绕插入管39的外周部的环状的黑色条纹图案,但也可以是比周围反射率高的反射部件。并且,也可以是,标记38B1是反射率比周围低的环状的黑色条纹图案,标记38B2是环状的反射部件。

[0109] 在具有处置器具30B的手术系统1B中,用于检测处置器具30的插入/拔出的专用的标记38B配设于处置器具30。因此,手术系统1B能够可靠地检测处置器具30的插入/拔出。

[0110] <变形例3>

[0111] 如图9所示,在变形例3的手术系统1C的处置器具30C中,信息检测部18检测反射带38C作为位置标记,该位置标记示出受电部31位于能够经由送电部11产生的交流磁场而接受电力的位置。因此,在处置器具30上配设有环绕插入管39的外周部的环状的反射带38C。反射带38C的配设位置和长度是根据送电部11与受电部31的位置关系而设定的。例如,如图9所示,通过使送电部11比受电部31长,即使处置器具30C在插入孔10H的内部前后移动,也能够进行受电。此时的反射带38C的长度与从受电部31的长度减去送电部11的长度而得到

长度大致相等,关于位置关系,在送电部11位于受电部31的中央部时,信息检测部18位于反射带38C的中央部。

[0112] 例如,如图10A所示,在受电部31位于能够经由送电部11产生的交流磁场而接受电力的位置的情况下,信息检测部18的受光部18B的检测信号强度(Quantity)增大。在图10A和图10B中,横轴表示插入管39在插入孔10H的内部的位置即送电部11与受电部31的相对位置,纵轴表示检测信号的强度等。检测信号强度(Quantity)较大的范围是受电部31位于能够经由送电部11产生的交流磁场而接受电力的位置的范围(Applicable)。另外,在代替反射带38C而具有环状的黑色标记的情况下,受光部18B的检测信号变小。

[0113] 并且,通过配设两根反射带38C,如图10B所示,通过位于信息检测部18的受光部18B的检测信号变强的位置之间,控制部23检测受电部31位于能够接受送电部11产生的电磁场的位置的情况。

[0114] 在手术系统1C中,由于信息检测部18检测受电部31位于能够经由送电部11产生的交流磁场而接受电力的位置的情况,因此与手术系统1相比,结构简单且控制容易。

[0115] 另外,在手术系统1B、1C中,对识别符是条形码38或反射部等并且信息检测部18是光学的检测部的情况进行了说明。在信息检测部18是磁检测部或电检测部的情况下,使用用于产生与各个检测形态对应的检测信号强度(Quantity)的用于检测处置器具30的插入/拔出的专用的识别符(被识别部)。

[0116] <第二实施方式>

[0117] 接下来,对图11所示那样的第二实施方式的手术系统1D和处置器具30D进行说明。手术系统1D、处置器具30D的动作等与手术系统1、处置器具30类似,因此对相同功能的结构要素标注同一标号并省略说明。

[0118] 在手术系统1D中,插入辅助器具是柔性内窥镜10D。在柔性内窥镜10D中,能够将用于供处置器具30D插入到被检体的体内的通道(插入管)10H看作插入孔。

[0119] 送电部11具有送电线圈11A,该送电线圈11A卷绕于柔性内窥镜10D的通道10H的外周部。

[0120] 而且,与手术系统1、1A~1C同样地,通过信息检测部18检测处置器具30D的作为识别符的条形码38等,对电源21进行控制。

[0121] 勿需赘言手术系统1D具有与手术系统1、1A~1C相同的效果。

[0122] 另外,在以上的说明中,对经由交流磁场的电磁耦合而以无线的方式供给电力的手术系统1等进行了说明。与此相对,勿需赘言,在经由交流电场的电容耦合而以无线的方式供给电力的手术系统中也具有与手术系统1等相同的效果。

[0123] 本发明不限于上述各实施方式等,当然能够在不脱离发明的主旨的范围内进行各种变更、组合以及应用。

[0124] 本申请是以2014年6月23日在日本申请的日本特愿2014-128530号为优先权主张的基础进行申请的,上述公开内容被引用于本申请说明书、权利要求书以及附图。

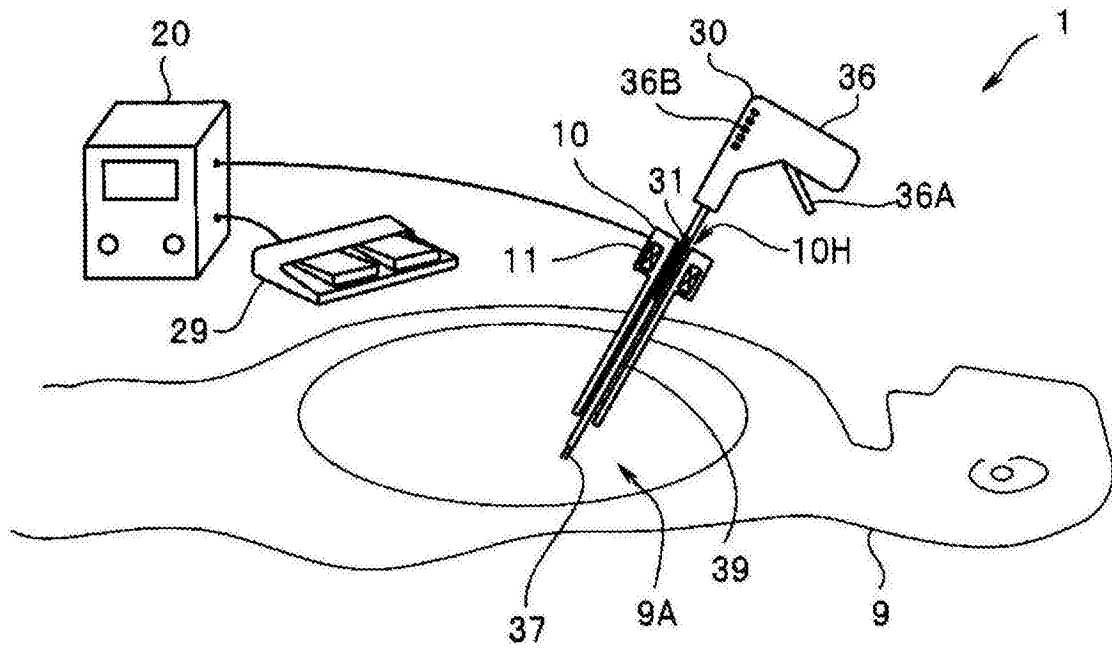


图1

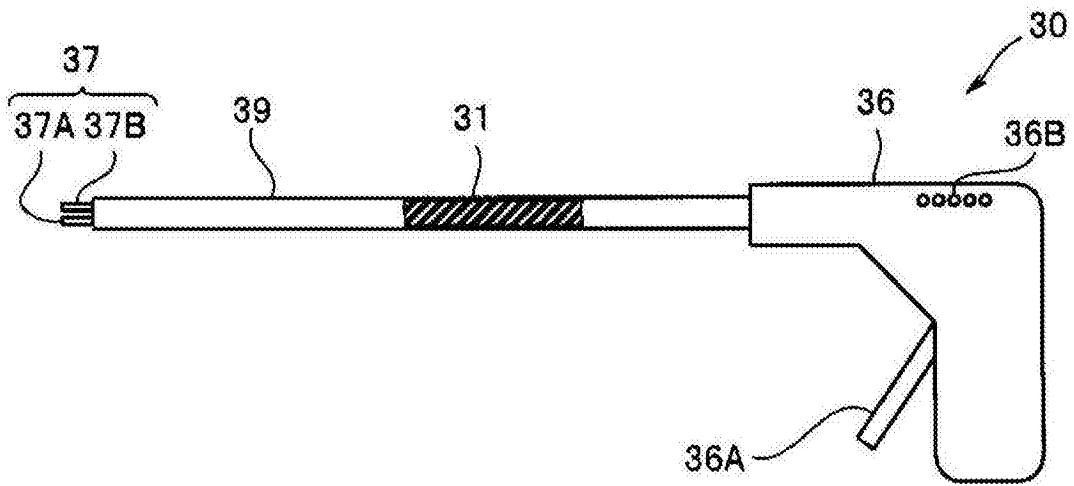


图2

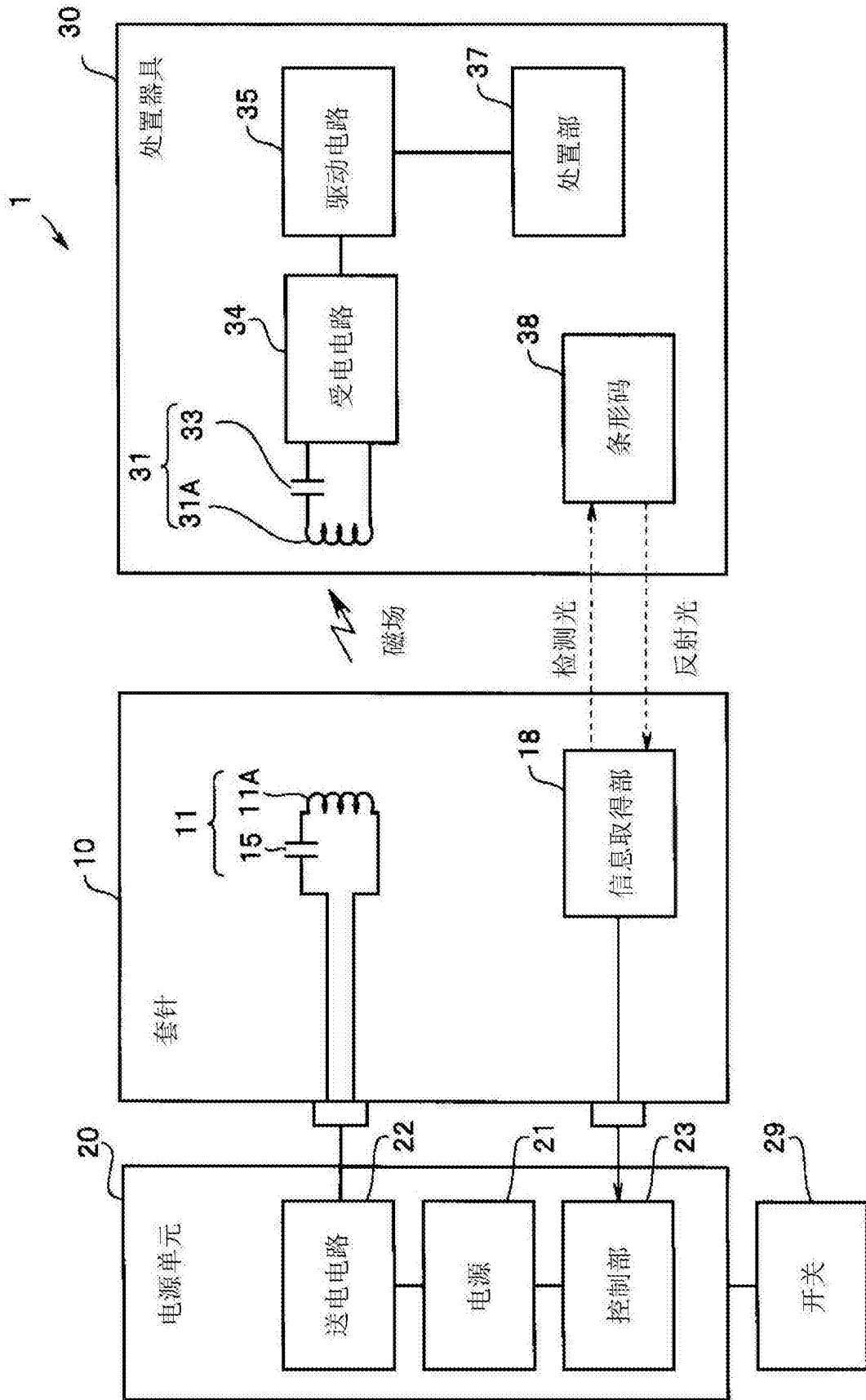


图3

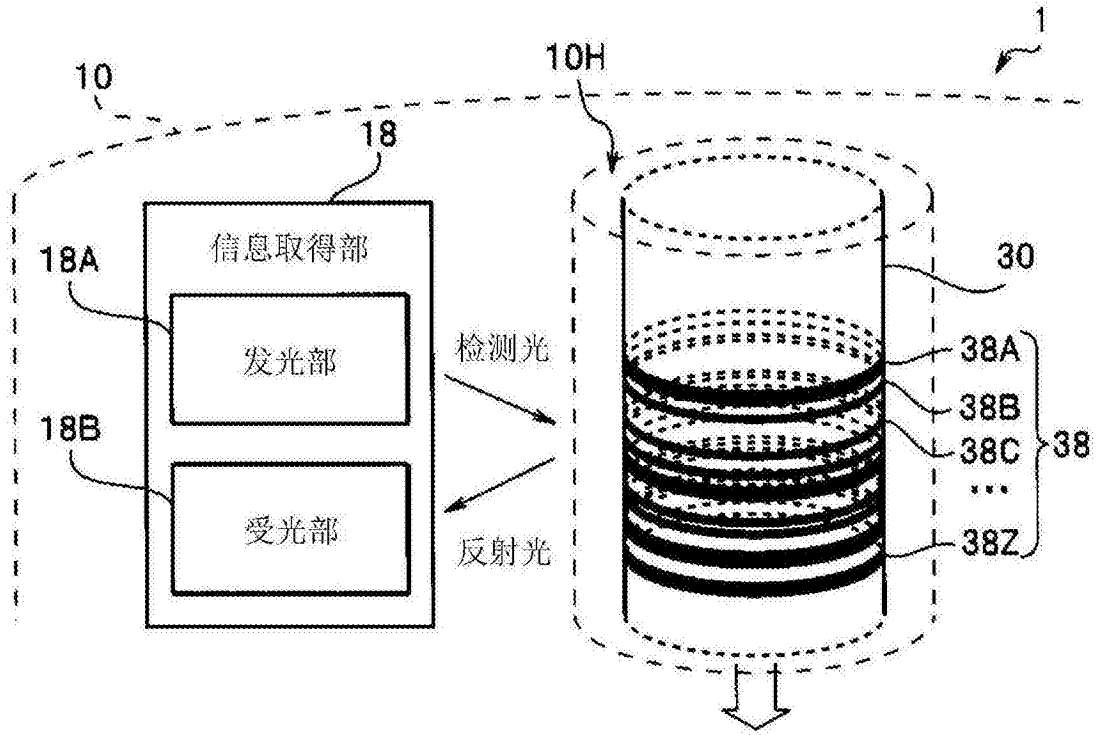


图4

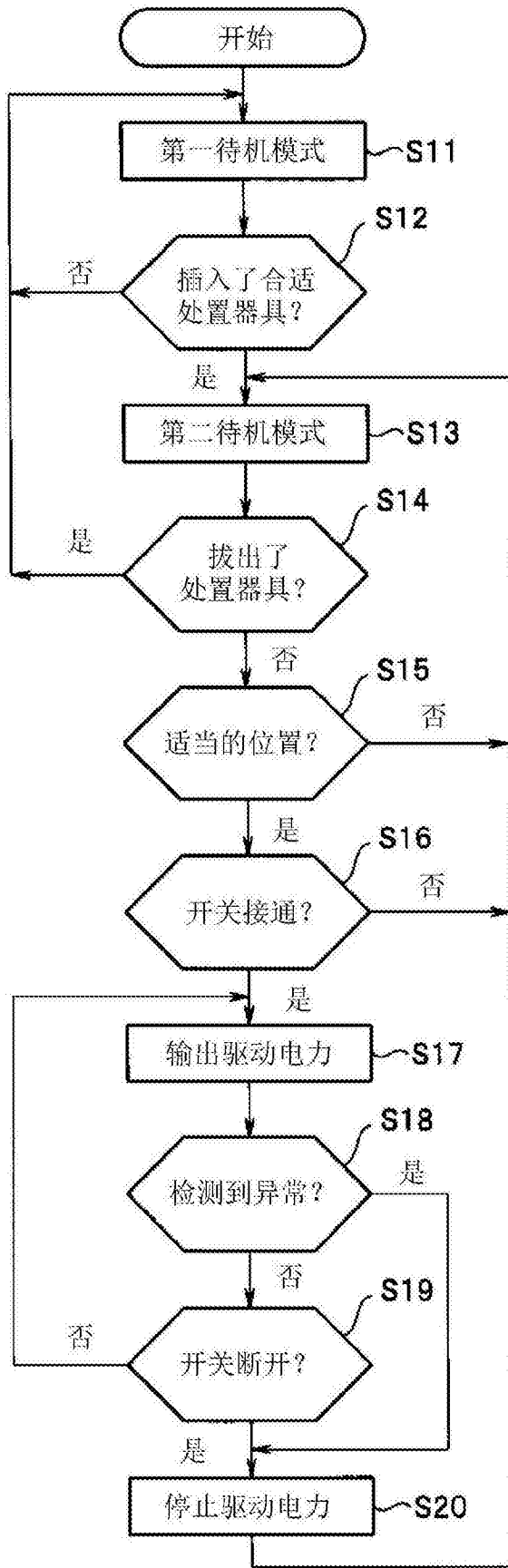


图5

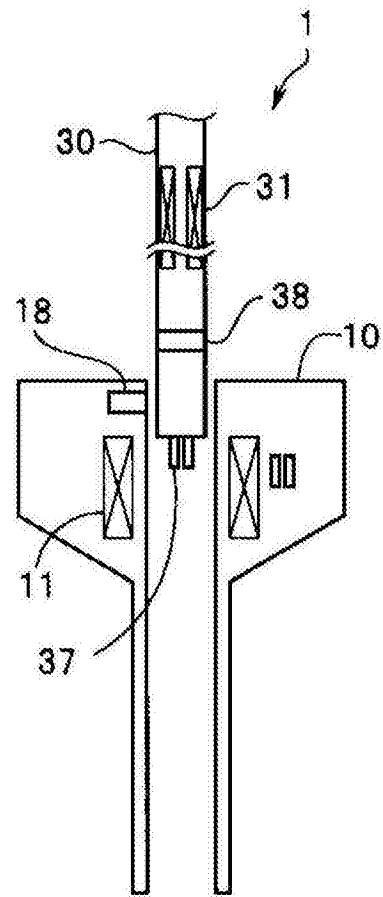


图6A

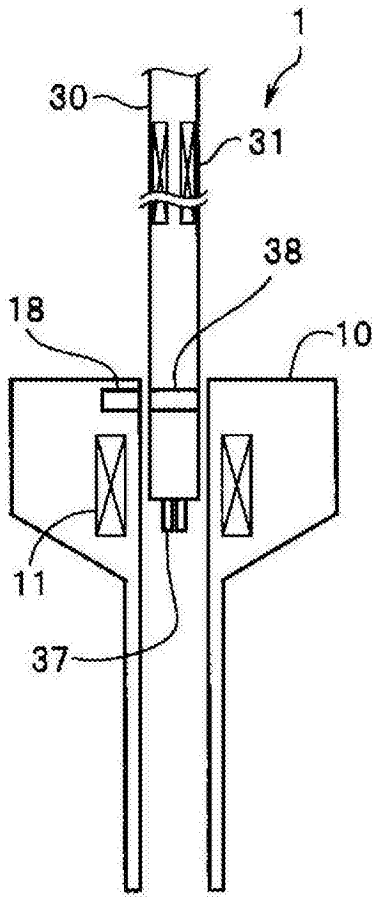


图6B

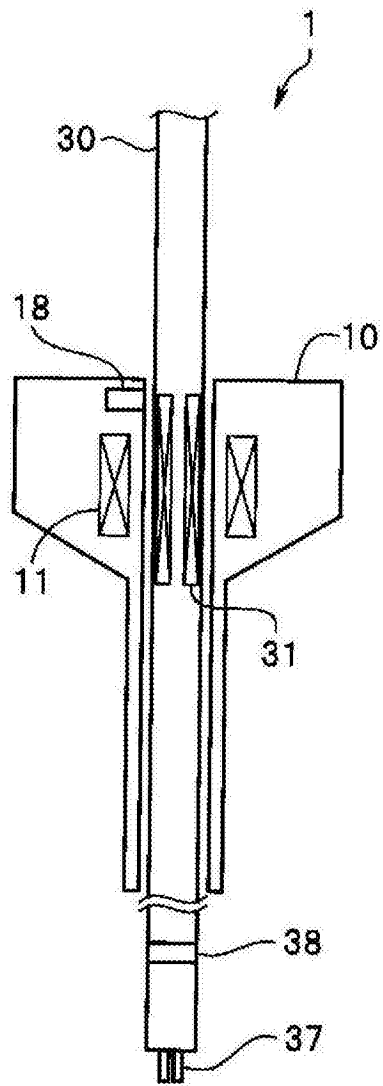


图6C

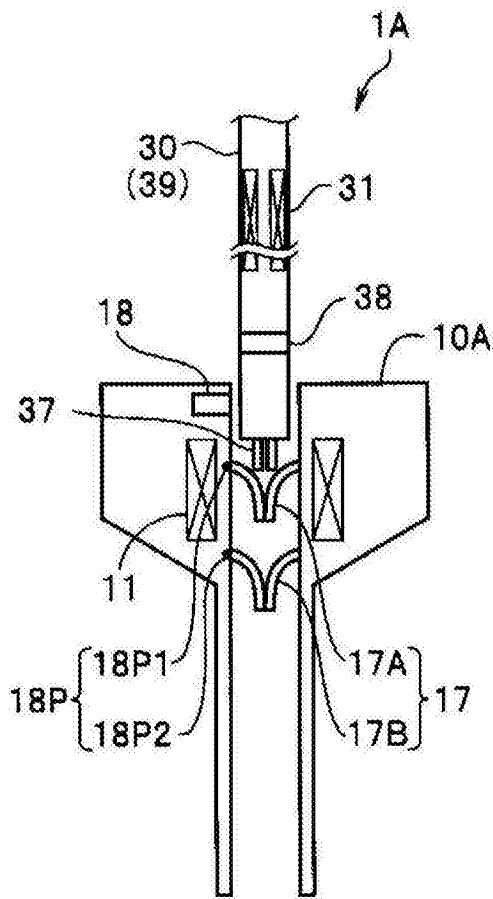


图7

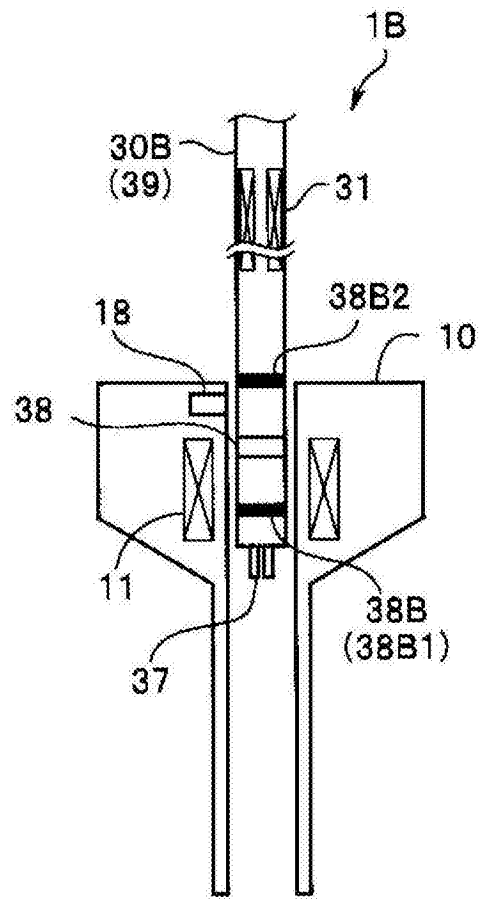


图8

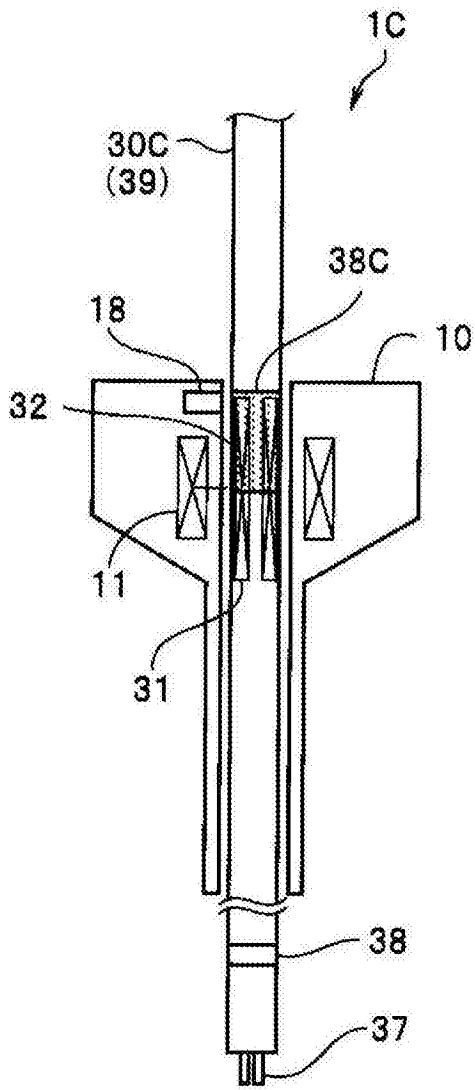


图9

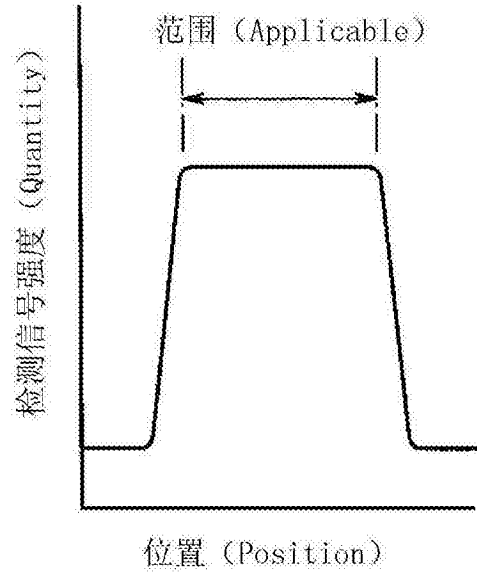


图10A

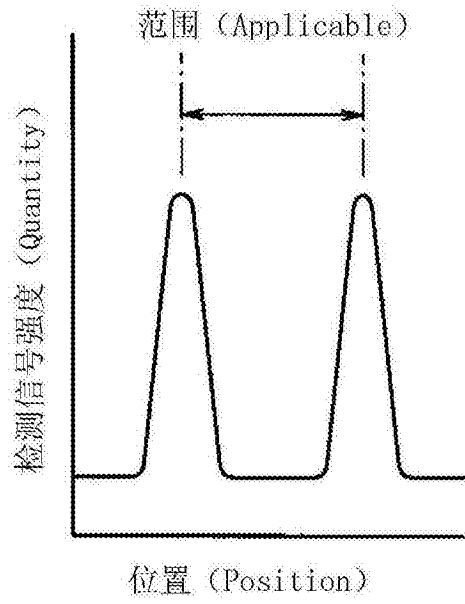


图10B

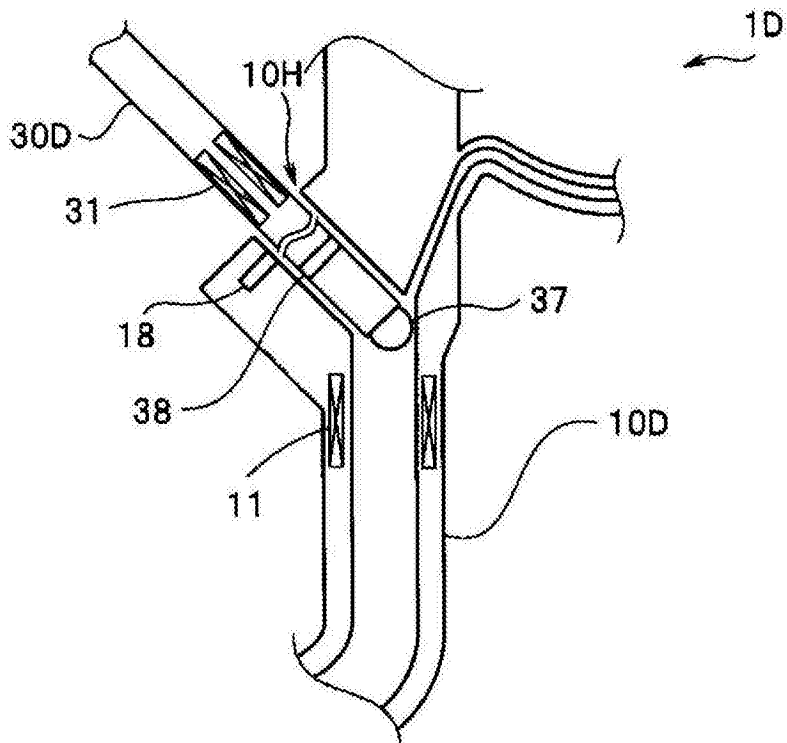


图11

专利名称(译)	手术系统、医疗设备以及手术系统的控制方法		
公开(公告)号	CN106470622A	公开(公告)日	2017-03-01
申请号	CN201580033494.6	申请日	2015-02-03
[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		
发明人	鹤田尚英		
IPC分类号	A61B17/34 A61B17/00 A61B90/00 H02J50/00		
CPC分类号	A61B18/10 A61B1/018 A61B1/051 A61B17/00 A61B17/3421 A61B17/3476 A61B17/3498 A61B18/14 A61B90/39 A61B90/96 A61B90/98 A61B2017/00221 A61B2017/00411 A61B2018/00708 A61B2018/00869 A61B2018/00875 A61B2018/1286 A61B2090/0807 A61B2090/3945 H02J7/0042 H02J50/10 H02J50/90		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014128530 2014-06-23 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的手术系统(1)具有：处置器具(30)，其具备配设有受电部(31)的插入管(39)；套针(10)，其具有送电部(11)；以及电源单元(20)，其包含向套针(10)输出电力的电源(21)，处置器具(30)具有作为示出处置器具(30)的信息的识别符的条形码(38)，该条形码(38)配设于比受电部(31)靠插入管(39)的前端侧的位置，通过检测条形码(38)而取得处置器具(30)的信息的信息检测部(18)配设于套针(10)，在所插入的处置器具(30)是合适的处置器具的情况下，电源(21)的控制模式从第一待机模式变为第二待机模式，在该第一待机模式下，不能输出驱动电力，在该第二待机模式下，能够输出驱动电力。

