



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110740702 A

(43)申请公布日 2020.01.31

(21)申请号 201880039284.1

罗伯特·顿其-雅各布斯

(22)申请日 2018.06.15

(74)专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理有限公司 11291

(30)优先权数据

代理人 常晓

62/520,529 2017.06.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.12.13

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/037925 2018.06.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/232360 EN 2018.12.20

(71)申请人 天津瑞奇外科器械股份有限公司

地址 300462 天津市滨海新区经济技术开发区西区新兴路120号

(72)发明人 吉恩·博普瑞 理查德·格兰特

威廉·布克沃尔特

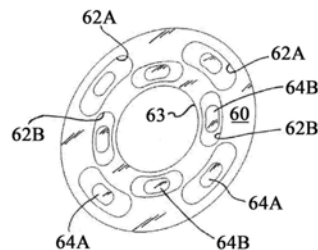
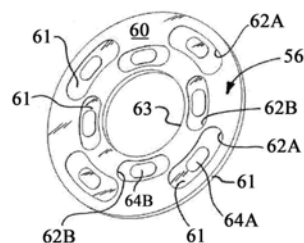
权利要求书4页 说明书31页 附图41页

(54)发明名称

电外科系统和方法

(57)摘要

一种接合检测系统(“EDS”),所述接合检测系统适于定位于电外科发生器和电外科手术器械之间,并且与所述电外科发生器和所述电外科手术器械电通信。所述接合检测系统适于电子地检测所述电外科手术器械被插入到套管针套管中,并且之后向所述电外科手术器械传输电外科能量。还提供一种操作插入到套管针套管中的内窥镜电外科手术器械的方法、以及开关组件。



1. 一种接合检测系统(“EDS”),所述接合检测系统适于设置于电外科发生器和电外科手术器械之间,并且与所述电外科发生器和所述电外科手术器械电通信,所述接合检测系统适于电子地检测所述电外科手术器械被插入到套管针套管中,以及之后向所述电外科手术器械传输电外科能量。

2. 根据权利要求1所述的接合检测系统,其中,所述接合检测系统被配置为仅当将所述器械被插入所述套管针套管中时,将所述电外科能量从所述发生器传输至所述器械。

3. 根据权利要求2所述的接合检测系统,包括:

(a) 第一连接器,适于将所述接合检测系统可操作地连接至外科手术器械;

(b) 第二连接器,适于将所述接合检测系统可操作地连接至所述电外科发生器;

(c) 第一开关,适于在所述第一连接器和所述第二连接器之间进行电通信;以及

(d) 控制电路,所述控制电路适于接收指示所述电外科手术器械被插入到套管针套管中的电子信号,以及产生开关信号以控制所述第一开关的操作。

4. 根据权利要求3所述的接合检测系统,还包括第二开关,其中,所述控制电路还适于接收来自开关设备的开关信号,以及,响应于所述开关信号,产生启动信号并提供给所述电外科发生器,以控制由所述电外科发生器提供的电外科能量。

5. 根据权利要求3所述的接合检测系统,其中,所述第一开关包括第一继电器。

6. 根据权利要求4所述的接合检测系统,其中,所述第一开关包括第一继电器,并且所述第二开关包括第二继电器。

7. 根据权利要求6所述的接合检测系统,其中,所述继电器包括簧片继电器。

8. 根据权利要求5所述的接合检测系统,其中,所述控制电路:

-接收来自所述器械或所述套管针的第一信号;

-确定所述第一信号是否指示电外科器械的轴已被插入到套管针套管中;以及

-如果所述第一信号指示电外科器械的轴已被插入到套管针套管中,则驱动所述第一继电器闭合,从而使电外科器械和发生器处于电通信。

9. 根据权利要求8所述的接合检测系统,其中,所述控制电路接收来自信号接口适配器的所述第一信号,所述信号接口适配器安装在所述套管针上。

10. 根据权利要求3-9中任一项所述的接合检测系统,还包括第三连接器,其中所述第一发生器连接器适于接收来自所述发生器的功率信号,以及所述第三发生器连接器适于从所述接合检测系统向所述发生器传输启动信号。

11. 根据权利要求10所述的接合检测系统,其中所述接合检测系统适于将驱动信号传输给所述发生器上的脚踏开关输入。

12. 根据权利要求3-9中任一项所述的接合检测系统,其中所述第一连接器适于接收来自发生器的功率信号并将来自接合检测系统的驱动信号传输给发生器。

13. 根据权利要求1所述的接合检测系统,其中,所述控制电路适于将从器械或套管针套管接收的信号与参考信号进行比较,并基于比较结果确定电外科器械被插入套管针套管中。

14. 根据权利要求13所述的接合检测系统,其中,所述控制电路接收来自安装在套管针上的信号接口适配器的所述第一信号。

15. 根据权利要求13所述的接合检测系统,其中,所述控制电路适于将从所述器械或所

述套管针接收的一个或多个信号与多个参考信号进行比较,基于比较结果确定所述电外科器械被插入到所述套管针套管中,以及基于比较结果确定用户已操作了手动开关。

16. 根据权利要求1-9中任一项所述的接合检测系统,其中,所述控制电路包括微处理器。

17. 根据权利要求5所述的接合检测系统,其中,所述控制电路包括微处理器,并且进一步包括设置在所述微处理器和所述第一继电器之间的DC-DC转换器,使得在确定所述电外科器械被插入所述套管针套管中时,微处理器通过所述DC-DC转换器将闭合信号提供给所述第一继电器。

18. 根据权利要求1-9中任一项所述的接合检测系统,其中,所述控制电路包括至少一个比较器,所述至少一个比较器适于将从所述器械或所述套管针套管接收的信号与参考信号进行比较。

19. 根据权利要求18所述的接合检测系统,其中,所述控制电路包括多个比较器,所述比较器适于将从所述器械或所述套管针套管接收的信号与多个参考信号进行比较,以控制所述接合检测系统的操作。

20. 根据权利要求5所述的接合检测系统,其中所述控制电路包括多个比较器,所述比较器适于将从所述器械或所述套管针套管接收的信号与多个参考信号进行比较,以控制所述接合检测系统的操作,并且还至少包括一个与门,用于接收来自比较器的输出和为所述第一继电器提供至少一个闭合信号。

21. 一种电外科系统,包括:

(a) 如权利要求1-9、13-15、17或20中任一项所述的接合检测系统;和

(b) 模块化信号接口系统(“MSIS”),用于在将电外科器械被插入套管针套管中时在接合检测系统和电外科器械之间提供电通信。

22. 根据权利要求21所述的电外科系统,其中,所述模块化信号接口系统包括:

(a) 设置在或适于安装在套管针上的信号接口适配器,该信号接口适配器具有延伸穿过其中的中心孔和具有多个导电触头的近侧面;以及

(b) 设置在或适于安装在外科手术器械的轴上的器械连接器,该器械连接器具有延伸穿过其中的中心孔和具有多个导电触头的远端面,该器械连接器适于在一个或多个所述触头与在其上提供或安装有器械连接器的外科器械之间提供电通信;

其中所述信号接口适配器和所述器械连接器适于配合接合,使得当配合接合时,所述中心孔轴向对准,并且信号接口适配器的多个触头中的预定触头与器械连接器的多个触头中的预定触头导电接触。

23. 根据权利要求21所述的电外科系统,还包括电外科器械。

24. 根据权利要求23所述的电外科系统,其中,所述电外科器械包括单极电外科设备。

25. 根据权利要求24所述的电外科系统,其中,所述单极电外科设备选自单极镊子,单极铅笔和单极剪刀。

26. 根据权利要求21所述的电外科系统,还包括电外科发生器。

27. 一种接合检测系统(“EDS”),适合放置在具有细长轴的信号相关手术器械与外部电子设备之间,并与之电通信,所述接合检测系统适于电子地检测信号相关手术器械的细长轴被插入到套管针套管中,以及之后将至少一个电信号从外部电子设备传递到器械。

28. 一种操作被插入到套管针套管中的腔镜电外科手术器械的方法,所述方法包括:
-电子地检测所述电外科手术器械被插入到所述套管针套管中;以及
-之后,向所述电外科手术器械传输来自于电外科发生器的用于在治疗中使用的电外科能量。

29. 根据权利要求28所述的方法,其中,电子地检测所述电外科手术器械被插入到所述套管针套管中的步骤由接合检测系统来执行,所述接合检测系统(“EDS”)位于所述电外科发生器和所述电外科手术器械之间,并且与所述电外科发生器和所述电外科手术器械电通信,所述接合检测系统适于电子地检测所述电外科手术器械被插入到所述套管针套管中,以及之后向所述电外科手术器械传输用于在治疗中使用的电外科能量。

30. 根据权利要求29所述的方法,其中,检测所述电外科手术器械被插入到所述套管针套管中的步骤包括:检测设置在所述套管针上的信号接口适配器和设置在所述电外科手术器械上的器械连接器之间的匹配接合。

31. 根据权利要求30所述的方法,其中,向所述电外科手术器械传输电外科能量的步骤包括:接收指示所述信号接口适配器和所述器械连接器之间的匹配接合的电子信号,以及,响应于所述电子信号,电子地闭合开关以在所述电外科发生器和所述电外科手术器械之间提供电通信。

32. 根据权利要求31所述的方法,其中,所述开关包括簧片继电器。

33. 根据权利要求28-32中任一项所述的方法,其中,向所述电外科手术器械传输电外科能量的步骤包括:接收开关信号,以及,响应于所述开关信号,向所述电外科发生器提供启动信号。

34. 一种模块化信号接口系统,用于在将手术器械插入套管针套管中时提供与手术器械的电通信,该系统包括:

(a) 设置在或适于安装在套管针上的信号接口适配器,该信号接口适配器具有延伸穿过其中的中心孔和具有多个导电触头的近侧面;和

(b) 设置在或适于安装在外科手术器械的轴上的器械连接器,该器械连接器具有延伸穿过其中的中心孔和具有多个导电触头的远端面,该器械连接器适于在一个或多个所述触头和在其上提供或安装有器械连接器的外科器械之间提供电通信,所述器械连接器还包括从其远侧表面延伸的锥形引导锥;

其中所述信号接口适配器和所述器械连接器适于配合接合,使得当配合接合时,所述锥形引导锥被容纳在所述信号接口适配器的中心孔内,所述中心孔轴向对齐,并且信号接口适配器的所述多个触头中的预定触头与器械连接器的多个触头中的预定触头导电接触。

35. 一种配置为用于附接至外科手术器械的开关组件,所述开关组件包括:具有相对的第一侧和第二侧的柔性基板、在所述柔性基板的所述第一侧的一部分上的粘合剂、联接至所述柔性基板的所述第二侧的开关、以及可操作地连接至所述开关并且远离所述开关组件延伸的电缆。

36. 根据权利要求35的开关组件,其中,所述柔性基板包括基部部分和远离所述基部部分的相对两侧延伸的一对翼部、以及覆盖所述粘合剂的可移除的释放板。

37. 根据权利要求36的开关组件,还包括附接至所述柔性基板的所述第二侧的基部构件,所述开关固定安装至所述基部构件。

38. 根据权利要求37的开关组件,还包括可操作地固定于所述开关上的盖板。

39. 根据权利要求35-38中任一项所述的开关组件,还包括适于与单极电外科手术器械的接线柱连接器可操作地接合的母插头连接器,在所述柔性基板和所述插头连接器之间延伸的第一电缆,以及第二电缆,第二电缆远离所述插头连接器延伸并终止于适于可操作地连接至接合检测系统(“EDS”)的连接器的连接器。

电外科系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年6月15日递交的、名称为“ELECTROSURGICAL SYSTEMS AND METHODS”的美国临时专利申请号62/520,529的优先权。本申请还涉及2015年12月11日递交的、名称为“MODULAR SIGNAL INTERFACE SYSTEM AND POWERED TROCAR”的美国临时专利申请号62/266,149以及2016年12月11日递交的、名称为“MODULAR SIGNAL INTERFACE SYSTEM AND POWERED TROCAR”的PCT专利申请号PCT/US16/66044。前述专利申请的全部内容通过引用并入本文。PCT专利申请号PCT/US16/66044在2017年6月15日公开为国际公开号WO 2017/100728A1(在下文中,“W0728”)。

背景技术

[0003] 内窥镜医疗过程(特别是内窥镜外科手术)继续变得越来越普遍。在这些过程中,在组织中创建一个或多个开口以便提供通向患者的解剖腔(anatomical cavity)和其它内部结构的入口。如本文中所使用的,“内窥镜”指的是通过患者的组织中的一个或多个开口(例如切口)来执行的过程,所述一个或多个开口例如在腹壁中形成的一个或多个开口。各种器械(例如,包括管状光学器械(例如,内窥镜))通过这些开口被插入患者中以便对内部结构进行操纵、执行各种过程、和/或在内窥镜的情况下提供患者内的景象。术语“内窥镜”是泛指,并且因此例如包括诸如“腹腔镜”和“关节镜”的术语,其指内窥镜在身体的特定区域中的使用。

[0004] 不管被插入患者中的器械是内窥镜(通过内窥镜,其它器械可以在其后被插入)还是简单的外科手术器械(例如抓紧器),首先套管穿过组织壁中的开口进入解剖腔(或患者内的其它内部区域)。其后,内窥镜或其它外科手术器械通过套管被插入解剖腔中。套管提供在外科手术过程期间保持可供使用的通道,这样提供了通向解剖腔的入口以及在整个过程中插入和移除各种器械的能力。

[0005] 一种通常采用的用于穿透组织并且定位在其中的套管的器械被称为“套管针”。套管针通常包括用于在组织中创建开口的封闭器、和外套管(也被称为套管针管或套筒)。套管的远端被定位为抵靠患者的皮肤,并且封闭器被定位在套管的内部中。利用封闭器的突伸超过套管的远端的尖锐的远端,封闭器的远端被推入穿过组织(例如皮肤、下层的筋膜和脂肪)直至其进入目标解剖腔。套管通常紧随封闭器的尖锐的远端,被推入穿过由封闭器创建的组织开口。一旦套管的远端位于解剖腔中的期望的位置中,封闭器就从套管中被抽出。套管保持在适当位置并且提供通道,通过该通道提供进入解剖腔的入口。

[0006] 在很多情况下,在内窥镜过程中使用各种类型的电动外科手术器械或其它有线外科手术器械,上述外科手术器械包括,例如,内窥镜、电外科手术器械(双极的或单极的,例如,双极钳)、超声波器械(例如,超声波刀头)、直流供电的设备等。然而,在外科手术环境中,这些器械中的每一种器械通常需要用于在该器械和其它设备(例如,电源、RF发生器或超声波发生器、信号处理设备、显示设备等)之间传输功率和/或数据的一条或多条电缆。在外科手术期间或在其它内窥镜医疗过程期间,电缆等可能是不方便的,这通常干扰过程本

身。由于在该过程期间需要使用多个供电器械或其它有线器械而加重了该问题(和其它问题)。此外,尽管已经开发了各种无线外科手术器械(例如超声波切割/烧灼器械以及射频切割/烧灼器械),但是这种器械依赖于位于器械本身中的电源(例如电池)。这样增加了额外的重量和制造成本。

[0007] 尽管可能存在用于提供与所使用的穿过套管针套管的器械进行电通信的各种设备和技术,但是相信在本发明人之前没有人已经制造或使用如本文所描述的发明。

附图说明

[0008] 尽管本说明书以特别指出并且清楚要求本发明的保护范围的权利要求结束,但是相信,当结合附图进行阅读时,从本发明中的具体实施方式的详细描述将更好地理解本发明。除非上下文另有指示,否则附图中使用相似的数字来标记附图中相似的元件。为了更清楚地示出其它元件,可能已经通过省略某些元件而简化了一些附图。除了在相应的详细描述中明确陈述的,否则在任何示例性实施方式中,这种省略并不一定表示存在或不存在特定元件。

[0009] 图1和图2描绘了模块化信号接口系统(modular signal interface system, “MSIS”)的一个实施方式的示意图,该模块化信号接口系统包括安装在套管针套管壳体上的信号接口适配器以及安装在外科手术器械的轴上的器械连接器。在图2中,信号接口适配器和器械连接器匹配接合(mating engagement),同时外科手术器械的轴完全地延伸至套管针套管中。

[0010] 图3描绘了图1的MSIS的示意图,其中在磁力的影响下器械连接器正在朝向信号接口适配器前进。

[0011] 图4为图1的MSIS的立体图。

[0012] 图5为图4的MSIS的立体图,其中观察角度是从图4的观察角度旋转的,使得信号接口适配器的近侧面(而不是如图4所示的远侧面)是可见的。

[0013] 图6A为图4的系统的信号接口适配器的近侧的立体图,其中壳体被移除;以及图6B为移除了盖板的相同视图。

[0014] 图7A为图4的系统的器械连接器的远侧的立体图,其中壳体被移除;以及

[0015] 图7B为移除了盖板的相同视图。

[0016] 图8为信号接口适配器的远侧的示意图,其中,壳体被移除,其示出了与弹簧针触头(pogo pin contact)和电缆的导线管的电连接。

[0017] 图9和图10为MSIS的替选实施方式的立体图,其中图9为类似于图4的视图并且图10为类似于图5的视图。

[0018] 图11为图9的MSIS的侧视图,其描绘了处于匹配接合的信号接口适配器及其器械连接器。

[0019] 图12为图9的系统的信号接口适配器的底(或远)端视图。

[0020] 图13和图14为图12的信号接口适配器的侧视图,图13和图14相对于彼此旋转90度。

[0021] 图15和图16为分别从近侧和远侧观看的、图12的信号接口适配器的分解图。

[0022] 图17为图9的信号接口适配器的壳体的立体图。

- [0023] 图18为图9的信号接口适配器的底侧(远侧)平面图。
- [0024] 图19描绘了图9的信号接口适配器的PCB盖板的近侧的立体图。
- [0025] 图20和图21分别描绘了图9的系统的器械连接器的上侧(近侧)平面图和底侧(远侧)平面图。
- [0026] 图22描绘了图20的器械连接器的侧视图。
- [0027] 图23和图24分别描绘了图20的器械连接器的远侧的立体图和近侧的立体图。
- [0028] 图25和图26为分别从远侧和近侧观看的、图20的器械连接器的分解图。
- [0029] 图27为图20的器械连接器的立体图,其中已经移除了FPCB盖板。
- [0030] 图28为包括图9-图27的MSIS以及接合检测系统(engagement detection system, EDS)、外科手术器械和电外科发生器的电外科系统的示意图。
- [0031] 图29和图30为图28中使用的EDS的前部立体图和后部立体图。
- [0032] 图31为图29的EDS的示意图,其中为了清楚,底盖被移除,并且印刷电路板和某些其它电子部件被省略。
- [0033] 图32为图28的电外科系统的电路原理图,以及图33示意地描绘了图28和图32的T连接。
- [0034] 图34描绘了与图28中所示的电外科系统类似的电外科系统的替选实施方式的示意图。
- [0035] 图35描绘了图34的系统的外科手术器械和器械连接器,以及图36描绘了外科手术器械的手柄部分。
- [0036] 图37和图38描绘了图34中所示的系统的器械连接器和相关的布线。
- [0037] 图39和图40为MSIS的替选实施方式的立体图,其分别为类似于图9和图10的视图。
- [0038] 图41为从近侧观看的图39和图40的信号接口适配器的分解图。
- [0039] 图42为从远侧观看的图39和图40的器械连接器的分解图,以及图43为器械连接器的导向盖的剖面图。
- [0040] 图44为另一外科手术器械的立体图,该外科手术器械具有MSIS的替选实施方式以及相关的套管针,同时图44A描绘了在没有连接至器械连接器的情况下的该器械的手柄部分。
- [0041] 图45为图44的器械的连接器的立体图。
- [0042] 图46描绘了图44的器械连接器的器械电缆的一部分、以及插头连接器、开关电缆和开关组件。
- [0043] 图47为图46的插头连接器的分解图。
- [0044] 图48和图49描绘了图46的开关组件的细节。
- [0045] 图50和图51为与图29和图30的视图类似的、EDS的替选实施方式的前侧立体图和后侧立体图。
- [0046] 图52为采用图39-图51的MSIS和EDS的电外科系统的替选实施方式的电路原理图。
- [0047] 图53为与图52的视图类似的电外科系统的另一替选实施方式的电路原理图,以及图54为同一系统的各种连接器、电缆和MSIS部件的示意图。
- [0048] 图55为本发明的EDS的另一替选实施方式的电路原理图。
- [0049] 附图用于说明而非限制本发明的范围。本发明的实施方式可以以附图中所示方式

以外的方式实现。因此，附图仅仅用于辅助解释本发明。因此，本发明不限于附图中所示的具体布置。

具体实施方式

[0050] 下面的详细描述描述了本发明的实施方式的示例，仅出于使相关领域普通技术人员可以制作和使用本发明的目的。因此，这些实施方式的详细描述和说明本质上仅仅是说明性的，且绝非用于以任何方式限制本发明的范围或其保护范围。可以理解的是，附图不按比例绘制，并且在某些情况下，已经省略某些对于理解本发明不必要的细节。

[0051] 如在本文中使用的，除非上下文另有说明，否则术语“电缆”意在包括信号传导设备，所述信号传导设备包括有两个或更多个导体（例如，电线（单股或多股））的组件、以及传导电信号（无论是功率（例如，直流或交流功率）信号还是通信信号（例如，表示感测到的状态的电压或电流、视频信号、图像信号或音频信号等））的其它类型的物理导线管、迹线或线路。如同样在本文中使用的，术语“电通信”意味着电信号可以在两个部件之间传输，例如，经由一个或多个电线、管线、迹线、线路、接线盒、接线柱、焊接点、集成电路迹线等传输，或通过两个部件的直接接触传输。

[0052] W0728描述并且描绘了模块化信号接口系统（“MSIS”），该MSIS用于在例如外科手术套管和插入套管中的器械之间传送一个或多个电信号。为了清楚起见，本申请的第一部分描述了W0728中所描述的MSIS的某些方面。本发明的各方面提供了MSIS的备选实施方式及其部件。本发明的其它方面与接合检测系统（“EDS”）有关，该EDS采用或利用MSIS及其各部件的各方面，包括W0728的MSIS以及本文中所描述的备选的MSIS实施方式及其部件。

[0053] W0728的MSIS的实施方式以及本发明的MSIS的实施方式通常包括：(1) 被设置在或被配置为安装在套管（例如，外科手术套管针）上的信号接口适配器；以及(2) 被配置为与套管上安装的信号接口适配器匹配地接合的器械连接器。匹配接合在一个或多个通信信道上提供了信号接口适配器和器械连接器之间的电通信，使得可以在信号接口适配器和器械连接器之间传送（例如传递）一个或多个电信号。这些电信号可以包括，例如，电源信号（例如，电流或电压）和/或通信信号（例如，传感器信号）。

[0054] 在一个实施方式中，信号接口适配器被配置为固定安装到套管（永久地或可拆卸地），特别是安装在套管的近端（即，在使用过程中保持在患者的外部的那端）。可操作地附接至信号接口适配器的电缆在信号接口适配器和另一设备（例如电源、RF发生器或超声波发生器、信号处理设备、显示设备等）之间传送一个或多个电信号。信号接口适配器提供用于在MSIS的器械连接器和连接至接口适配器的另一设备之间进行电通信的接口，而不需要在外科手术器械本身和上述另一设备之间的有线连接。

[0055] 举例来说，在一些实施方式中，接口适配器和器械连接器之间的匹配接合允许用于操作外科手术器械的功率经由信号接口适配器、而不是附接至外科手术器械自身并且延伸远离外科手术器械的电缆被传输至该器械。在该实施方式中，无需可能干扰医疗过程或干扰执行医疗过程的医生的、附接至器械的线或其它导线管。而是，通过套管上安装的信号接口适配器和附接至信号接口适配器的电缆或其它导线管提供外部电连接（例如，到电源或其它设备的电连接）。

[0056] 在一些实施方式中，MSIS考虑到各种无线的、信号相关的器械（例如，各种与套管

一起使用的电动外科手术器械),使得用于操作器械所必需的电信号(例如,电源、传感器信号等)经由套管上的信号接口适配器、而不是通过附接至外科手术器械本身的线被传送。这例如可以消除在使用之前将每个器械物理连接(例如,经由电缆)至外部电源的需要。而是,套管上的接口适配器被连接至外部电源,并且接口适配器和器械连接器的匹配接合允许将功率经由套管上的接口适配器被提供至器械。在手术过程中可以以这种方式使用多种外科手术器械,而仅一条电缆将功率经由信号接口适配器供应到每个器械。此外,在一些实施方式中,信号接口适配器被配置成使得其将不干扰穿过套管的传统外科手术器械(即,在不需要信号接口系统的器械连接器的情况下使用的器械)的使用。

[0057] 以多种方式实现接口适配器和器械连接器的匹配接合。在一些实施方式中,磁性地完成匹配接合。在接口适配器和器械连接器二者上的互补的磁性区域不仅提供用于磁性地接合接口适配器和器械连接器的必要的力,而且被布置成确保或促进该接合的正确对齐。当接口适配器和器械连接器彼此对齐地接合时,接口适配器上的导电触头将与器械连接器上的对应的导电触头是接触关系,使得导电触头之间建立电连接,从而允许电信号在彼此为接触关系的预定触头对之间传递。导电触头可以具有包括平面触头以及细长触头(例如,诸如弹簧针的导电探针)的各种形式中的任一形式。

[0058] 在一些实施方式中,信号接口适配器被配置成可移除地附接至套管针套管(例如,可移除地附接至套管壳体的近端)。在其它实施方式中,信号接口适配器被集成到套管组件中,特别是集成在套管组件的近端,并且因此不意在从套管移除。

[0059] 一般而言,本文中所描述的MSIS可以与其一起使用的外科手术器械具有细长轴,该细长轴适于被容纳在外科手术套管的内部通道中。接口系统的器械连接器部件的实施方式包括中心孔,通过该中心孔容纳器械轴。在具体实施方式中,通过器械连接器的中心孔可滑动地容纳器械轴,使得连接器可以轴向地且沿着器械轴的至少一部分旋转地滑动。在一些实施方式中,器械连接器通过外部地或内部路由的电缆电连接至该器械(例如,连接至器械主体)。

[0060] 本文中所描述的MSIS和EDS的实施方式可以与各种各样的信号相关的外科手术器械一起使用。正如本文中所使用的,“信号相关的外科手术器械”是从外部设备接收和/或向外部设备提供一个或多个电信号的外科手术器械,其中这些电信号可以包括功率信号(例如,电流或电压)和/或通信信号(例如,传感器信号)。信号相关的外科手术器械包括电动外科手术器械(特别是那些被配置为穿过套管使用的外科手术器械),以及,例如,用于以下的器械:超声波切割/烧灼、超声成像、超声聚焦、射频烧灼、射频切割、射频消融、吻合(stapling)、感测、成像、测量、机器人、触觉、切割、研磨、夹紧、热、放射性同位素、药物递送、组织活检、高光谱成像、气腹和/或缝合。

[0061] MSIS的实施方式还包括适于附接至不包括手动开关控制的外科手术器械的可改装的手动开关组件。手动开关组件与MSIS的器械连接器电通信并且可以被用于控制外部电气设备(例如,RF发生器)的操作,该外部电气设备可操作地连接至MSIS的信号接口适配器。EDS的实施方式提供信号接口适配器和外部电气设备之间的电通信。

[0062] 本发明的实施方式还包括接合检测系统(“EDS”),该接合检测系统(特别是结合MSIS)适用于定位在电外科发生器(或其它外部电气设备)和外科手术器械(例如,单极钳)之间并且与电外科发生器(或其它外部电气设备)和外科手术器械(例如,单极钳)电通信。

EDS检测MSIS的器械连接器是否与MSIS的信号接口适配器有效接合。连接检测可以被用于，例如确定具有器械连接器的兼容的外科手术器械已被插入具有MSIS的信号接口适配器的套管针中。换句话说，EDS可以检测器械是否在患者的身体里准备好被使用，而不是放置于患者身上或桌子上。当确认有效接合时，EDS在发生器(或其它外部电气设备)和器械之间(经由MSIS)建立电通信。因此，当(并且仅仅在某些情况下)只有电外科手术器械被插入套管中时，电外科能量才被传输至MSIS和外科手术器械。例如，如果从套管中抽出器械，使得器械连接器从信号接口适配器脱离，则停止向MSIS和器械传送电外科能量。除了其它方面，这为患者和医务人员二者提供了增加的安全性，因为如果器械从套管针中移除则电外科能量不会被传送——即使有人无意地启动(例如当不使用器械时通过无意地踩踏脚踏开关而启动)用于选择性的激发的控制开关。

[0063] 在一些实施方式中，EDS适于与单极电外科发生器一起使用。射频(“RF”)电流经由EDS选择性地从发生器向器械传送(最终传送至器械的主动电极)，而返回电极(例如，放置在患者下方的垫片)以通常的方式与发生器电通信(即，返回电极不通过EDS与发生器通信)。在替选实施方式中，单极返回路径也通过EDS。

[0064] 在其它的实施方式中，EDS适于与双极电外科发生器一起使用。RF电流经由EDS选择性地从发生器向器械传送。在另外的实施方式中，EDS适于与单极RF和双极RF二者一起使用——通过要么连接至两个不同的发生器(单极和双极)要么连接至能够提供两种治疗方式的单个发生器。在另外的实施方式中，EDS适于与超声波发生器一起使用。

[0065] EDS的实施方式是反向兼容的，从而能够与现存的发生器和器械一起使用。本文中所描述的实施方式还允许将手动切换添加至不包括这种特征的器械。EDS的实施方式还在操作室提供额外的安全性，包括减少(对于患者和医生)受伤的发生率乃至减少当器械没有被插入患者(即，被插入套管针套管中)准备好被使用时，由于电外科手术器械的无意启动而引起的火灾(例如，单极装置)。

[0066] 可以以典型的方式控制器械(例如，单极钳)的操作，例如借助于连接至发生器的脚踏开关来控制。实际上，利用制造商供应的控制设备(例如，发生器制造商提供的脚踏开关)，本发明的实施方式可以与来自各种制造商的各种电外科发生器一起使用。在一些实施方式中，EDS还向电外科发生器传输控制信号。在一些实施方式中，脚踏开关(或其它控制设备)可以被连接至EDS并且该脚踏开关的操作用于选择性地向发生器传输控制信号。通常(经由脚踏开关端口)直接连接至发生器的脚踏开关可以由发生器制造商供应的脚踏开关。在其它实施方式中，脚踏开关可操作地被连接至除EDS之外的器械(例如，脚踏开关和器械之间的直接连接，而不是通过EDS连接)。

[0067] 在另外的实施方式中，提供要么与器械连接器电通信要么与信号接口适配器电通信的补充的开关设备(例如，手动开关)，使得该开关设备可以被用于控制电外科发生器。例如，在一些实施方式中，位于外科手术器械上的一个或多个手动开关被用于控制器械的操作，其中手动开关和发生器之间的电通信路由经过MSIS和EDS。这种手动开关可以被用于替代(或结合)脚踏开关，其中EDS向发生器传输手动开关控制信号，使得这些信号模拟由传统脚踏开关提供的信号。

[0068] 在本发明的另外的实施方式中，提供与MSIS(例如，MSIS的器械连接器部分)电通信的一个或多个补充的开关设备(例如，手动开关)，并且这些补充的开关设备被配置为用

于手动控制安装有器械连接器的外科手术器械的操作。这些开关设备对于控制不提供用于控制电外科能量的传送的集成致动器的外科手术器械特别有用。该器械手动开关甚至可以被配置为(例如通过压敏粘合剂)附接至外科手术器械,从而提供之前需要使用脚踏开关的器械的手动开关控制。因此,手动开关可以被改装到通常不设置手动开关的外科手术器械(即,最初仅为脚踏开关操作而设计的外科手术器械)上。补充的开关设备还可以为一次性的(即用于一次性使用),其被配置为通过例如可释放的粘合剂可移除地附接至器械。

[0069] 虽然本发明使用单极钳的示例来阐明和描述EDS和其它系统以及方法的实施方式,但是可以理解的是,本文中所描述的实施方式可以与各种单极外科手术器械中的任何单极外科手术器械一起使用。这些器械包括,例如每个都具有包括单极电极的末端执行器的抓紧器、马里兰解剖器(Maryland Dissector)、剪刀、手动遥控杆(paddle)、探针、电极等。同样,本文中所描述的EDS实施方式可以与市场上可购买的各种各样的电外科发生器及这类发生器的配件一起使用。事实上,EDS可以与来自各种供应商的发生器一起使用,在大多数情况下仅仅需要在可操作地连接至发生器的电缆的末端上提供与特定类型的发生器兼容的连接器(以及,例如,连接至诸如脚踏开关的一个或多个配件的电缆或其它装置(例如脚踏开关“T”))。

[0070] 图1至图8描绘了MSIS 10的一个实施方式的示意性图示,该MSIS 10包括信号接口适配器12和器械连接器50。在这些附图中所示的实施方式中,信号接口适配器12安装在套管针套管壳体86的近端,该套管针套管具有从其向远侧延伸的套管87。器械连接器50可滑动地安装在电动外科手术器械90的细长轴92上,细长轴92向远侧远离器械主体94(通常也被称为器械手柄)延伸。在该特定示例中,器械90为已知构造的电外科手术切割器/吻合器设备。然而,本发明的MSIS和EDS可以与各种其它外科手术设备中的任何外科手术设备(包括电外科手术设备)一起使用。

[0071] 如在图4和图5中最佳所见,信号接口适配器12通常包括壳体13和安装在壳体13上的盖板23。主电缆14一端可操作地连接至信号接口适配器12,而主电缆14的另一端(未示出)适于可操作地连接至外部电气设备(例如,电源或RF发生器或超声波发生器),该外部电气设备用于将电信号供给至信号接口适配器12,并且在一些情况下用于从信号接口适配器12接收电信号。在本文进一步描述的实施方式中,主电缆14到外部电气设备(例如发生器)的有效连接是通过接合检测系统(“EDS”) (即EDS被配置为位于信号接口适配器和外部电气设备(例如RF发生器)之间)完成的。

[0072] 主电缆14可包括任何数目的电导线管,在一些情况下当接口适配器12上的触头导电性地接触器械连接器50上的对应的触头时,导线管的数目对应于建立的不同通信信道的数目。在一些实施方式中,其中EDS被用作MSIS和外部电气设备之间的接口,MSIS可以具有仅仅两个或三个通信信道。

[0073] 在图1至图8的实施方式中,信号接口适配器12和器械连接器50中的每一者的匹配面具有围绕中心孔布置的九个导电触头,部件上的每一个触头被取向成用于导电性地接触另一部件上的对应的触头。因此,在图1至图8的实施方式中,当信号接口适配器12和器械连接器50处于正确的匹配接合时,在这两个部件之间建立九个不同的通信信道。类似地,主电缆14例如具有在外护套内的九个独立的电导线管(例如,电线)——由MSIS 10为每一个通信信道提供一个电导线管。

[0074] 然而,这九个通道的用途将不同,在图1至图8的实施方式中,通道中的四个通道被用于传输功率信号,而五个通道被用于传输通信信号(包括一个被用作“感应线”的通道,如在本文中进一步描述的)。当然,可以理解的是,可以提供任何数目的匹配触头并因此可以提供任何数目(例如,2、3、4、5、6、7、8、9、10等)的通信信道。同样地,匹配触头和通信信道的数目不需要对应于电缆14中的导体的数目。在一些情况下,匹配触头和通信信道的数目大于电缆14的电导线管的数目。例如,当接口适配器12和/或器械连接器50/器械90内的电子电路除了那些具有在电缆14中对应的导体的通信信道之外,需要在它们自身之间的一个或多个通信信道时,这可以是所期望的。具有比电缆14的电导线管的数目更多的匹配触头和通信信道也可以是有优势的,并且在其它情况下,匹配触头和通信信道的数目小于主电缆14的电导体的数目(例如,诸如出于安全原因,当在电缆14中有一个或多个冗余导体时)。

[0075] 器械连接器50通常包括壳体51和安装在壳体51上的盖板61。器械电缆52可操作地连接在器械连接器50和器械主体94之间,以用于在连接器50和器械主体94之间传输电信号。再一次,电缆52可以在其内包括任何数目的电导体(例如,电线),在一些情况下,当接口适配器12上的触头导电性地接触器械连接器50上的对应的导电触头时,所述电导体的数目对应于建立的通信信道的数目。例如,在所示的实施方式中,电缆52在外护套内具有九个独立的导体(电线)——由MSIS 10为每一个通信信道提供一个导体。在其它实施方式中,部件(12或50)上的匹配触头的数目和/或两个部件12、50之间的通信信道的数目大于电缆52的电导体的数目(例如,当特定的器械不需要使用全部(full complement)的通信信道时)。

[0076] 在图1至图8的实施方式中,电缆14、52不可拆卸地连接至其各自的部件。并且在该特定的实施方式中,电缆52不可拆卸地连接至器械主体94——在该情况下,在器械主体94的内部。对于器械轴可相对于器械主体旋转的器械,电缆52的近端可以被安装为与器械轴一起旋转,同时仍然保持电连接。如在图4和图5中最佳所见,电缆52的远端通过壳体51的近侧面54连接至器械连接器50,并且电缆14通过壳体13的侧壁连接至接口适配器12。

[0077] 作为不可拆卸地连接电缆的替选,电缆14、52中的一者或两者可以可拆卸地连接至其各自的接口适配器12和器械连接器50/器械主体94,例如通过使用合适凹凸电连接件(例如,RJ型连接器、端子(D-sub)连接器、商标为Amphenol[®]的连接器、商标为Molex[®]的连接器、以及本领域的技术人员已知或以后开发的其它的电连接系统)。例如,当不需要提供与外科手术器械的电通信时,为了允许电缆14从接口适配器12卸下,这可以是所期望的。电缆52与器械主体94的可拆卸的连接也可以是有优势的,例如因为其允许一个器械连接器50与多个器械一起使用和/或当其不被需要时从器械移除。

[0078] 接口适配器12和器械连接器50中的每一者是环形形状,且具有延伸通过其中的中心孔19、57。这些孔19、57被设定尺寸并配置成可滑动地并可旋转地容纳通过其中的器械轴92。当接口适配器12和器械连接器50匹配接合时,它们各自的中心孔19、57彼此轴向对齐并且与在其上安装有或提供有接口适配器12的套管针的套管对齐。例如,中心孔19、57的尺寸可以被设定成直径等于或略大于将与系统一起使用的套管针的套管87的内径。在一些实施方式中,信号接口适配器12的中心孔19的直径略大于器械连接器50的中心孔57的直径以及大于套管针套管的内径。仅作为示例,中心孔19、57可以具有大约3mm至大约100mm的直径。在一个特定实施方式中,中心孔19、57可以具有大约13mm(例如12.7mm)的直径,大约与“10mm”的套管针的内径相同(其中,“10mm”指的是器械的被容纳在套管针套管内的尺寸)。

该尺寸允许MSIS既可以与“5mm”的套管针一起使用,又可以与“10mm”的套管针一起使用,“5mm”和“10mm”为最常使用的套管针尺寸。在一些实施方式中,信号接口适配器(12)的中心孔19比器械连接器50的中心孔57的直径和套管针套管的内径大大约1mm至5mm。

[0079] 在图1至图8的实施方式中,接口适配器12非可移除地固定安装至套管针套管壳体86的近端(即,其为套管针套管壳体的一体部分)。在图9至图27的替选实施方式中,信号接口适配器例如通过被配置为与套管针套管壳体上的特征匹配地接合的弹簧夹布置而可移除地附接至套管针。可以理解的是,图1至图8中所示的信号接口适配器12和器械连接器50的形状仅仅是示例性的。也可以理解的是,如本文中所使用的术语“环形”不仅包括具有圆形中心孔和与该中心孔同心的对应的圆形外周的结构,而且还包括各种其它外周形状,例如椭圆形、方形、矩形、多边形等。在一些实施方式中,信号接口适配器12和器械连接器50的外周形状可以类似于套管针套管壳体的外周形状、特别是套管针套管壳体的近端的形状。

[0080] 同样如图4和图5所示,在信号接口适配器12上(邻近于信号接口适配器12的近侧面18)设置一对例如来自磁体20N、20S的相反极性的磁区。类似地,在器械连接器50上(邻近于器械连接器50的远侧面56)设置一对例如来自磁体58N、58S的相反极性的磁区。尽管相反极性的磁区可以布置在信号接口适配器12和器械连接器50上的各种周向间隔开的位置中的任意位置,但是在所示的实施方式中,接口系统的每一部件12、50的磁体定位成180°间隔开(即,在中心孔的相对两侧上),其极性的取向相反。在匹配接合两个部件12、50期间,该布置使器械连接器50上的磁感应旋转扭矩最大化。虽然可以在每一部件12、50上使用单个磁体,通过磁体被布置成提供相反极性的磁场,两个被布置成提供邻近于每一部件的匹配面的相反极性的磁场的磁体的使用不仅增大了将各部件拉至对齐的磁力,而且还有助于确保器械连接器50不能以如下的方式朝向接口适配器12前进:磁力不能将部件12、50拉成正确的匹配接合。此外,尽管可以在每一部件12、50上使用多于两个磁区,但是每一部件上的至少一个磁区应该具有与该部件上的其它磁区相反的极性。同样,当MSIS 10被设计成使得只有接口适配器12和器械连接器50的唯一正确的旋转对齐,并且在每一部件12、50上提供多于两个磁区时,磁区被布置成允许部件的磁耦合匹配接合的仅一个旋转取向。

[0081] 如在图4和图5中最佳所见,以及图6A至图6B和图7A至图7B的分离视图可见,信号接口适配器12的近侧面18和器械连接器50的远侧面56的每一者均包括多个导电触头,所述多个导电触头被布置成当部件12、50匹配接合时(图2),一个部件上的预定的一个或多个触头将与另一部件上的预定的一个或多个触头为接触关系。可以以各种布置中的任意布置来使用各种类型的导电触头中的任何导电触头,并且本文中示出和描述的那些导电触头仅仅为示例性的。

[0082] 两个部件12、50的每一匹配面18、56包括环形导电环22、60,环形导电环22、60具有通常对应于其各自的部件12、50的外周长的外周长以及通常对应于其各自的部件12、50的中心孔19、57的中心孔25、63。在图1至图8所示的示例中,除了信号接口适配器12的导电环22包括导电触头(例如,以弹簧针26C的形式)延伸通过的额外的一组孔外,导电环22、60通常具有相同的配置。可以理解的是,导电环22、60可以具有各种其它配置,例如导电环具有的外周长小于部件12、50的外周长(例如,如在图9至图27的替选实施方式中)。

[0083] 每一导电环22、60安装在绝缘的环形盖板23、61上,其中在图6B和图7B中没有盖板。每一导电环22、60包括多个周向布置并且间隔开的弯曲的椭圆孔24A、24B、62A、62B,其

被布置成成对的同心的间隔开的带。因此,信号接口适配器12的导电环22具有围绕中心孔25布置的带有间隔开的弯曲的椭圆孔24A的外带和间隔开的带有弯曲的椭圆孔24B的内带。类似地,器械连接器50的导电环60具有围绕中心孔63布置的带有间隔开的弯曲的椭圆孔62A的外带和间隔开的带有弯曲的椭圆孔62B的内带。导电椭圆岛状部27A、27B、64A、64B位于弯曲椭圆孔24A、24B、62A、62B内,与导电环22、60的其余部分电隔离。因此,导电椭圆岛状部27A、27B、64A、64B小于它们所位于的弯曲的椭圆孔24A、24B、62A、62B。器械连接器50的每一导电椭圆岛状部64A、64B提供了导电触头,当部件12、50匹配接合时,该导电触头将与接口适配器12上的预定的弹簧针对导电接合(即导电接触)。换句话说,八个椭圆岛状部64A、64B中的每一者提供了电触头。如在下文中进一步阐述的,导电环60提供了器械连接器50上的第九个电触头。

[0084] 导电环22、60(也被称为保护环)环绕所有的导电椭圆岛状部27A、27B、64A、64B。因此,来自椭圆岛状部27A、27B、64A、64B的一者的任何杂散电流将首先必须穿过保护环22、60,以免对患者或医生形成触电危险。然而,当部件12、50匹配接合时,保护环22、60不仅彼此电通信,而且还与可操作地连接至信号接口适配器(经由主电缆14)的外部电气设备(例如,发生器)电通信。因此,外部电气设备可以检测到从触头27A、27B、64A、64B中的一者跳跃至保护环22、60的杂散电流,并且立即停止到信号接口适配器的电流传送。

[0085] 如在图5、图6A和图6B中可见,多个弹簧针26A、26B、26C(也被称为弹簧销或弹簧加载触头)被安装在信号接口适配器12上。弹簧针被安装成使得其弹性偏置(spring-biased)的柱塞部延伸远离接口适配器12的近侧面18。然而,可以理解的是,替代地,单个弹簧针可以设置在有或无导电椭圆岛状部27A、27B的椭圆孔的每一者内。还提供另外一组单独的弹簧针26C。每一单独的弹簧针26C延伸通过导电环22中的孔,并且还与导电环22导电接触。

[0086] 八对弹簧针26A、26B中的每一对弹簧针提供导电触头,当部件12、50匹配接合时,该导电触头将与器械连接器50的远侧面56上的预定的一个导电椭圆岛状部64A、64B导电接合。不成对的弹簧针26C一起提供第九个导电触头,当部件12、50匹配接合时,该第九个导电触头将与器械连接器50的导电环60的、位于导电环60的椭圆孔62B之间的部分导电接合。

[0087] 图8描绘了信号接口适配器12的内部布线的示意性图示,其中已经移除了壳体13。八对弹簧针中的每一对弹簧针26A、26B彼此电通信并与主电缆14的电导体(例如,导线)28电通信。四个不成对的弹簧针26C也彼此电通信并与主电缆14的第九个电导体28电通信。弹簧针26A、26B、26C和主电缆14的九个电导体28之间的电通信可以是直接的电通信(如图所示),或经由一个或多个合适的连接器(并且在一些情况中,其它导电部件)的间接的电通信。例如,可以在信号接口适配器12的壳体13上提供凸型或凹型电插头或连接器,插头或连接器的每一个触头与一对弹簧针(或各个弹簧针26C)电通信,并且在主电缆14的末端上提供对应的匹配的凹型或凸型电插头/连接器,以用于与接口适配器12上的插头/连接器可操作地接合。

[0088] 在器械连接器50中提供类似的布置,其中电缆52的九个电导体(例如,电线)与导电椭圆岛状部64A、64B和导电环60(直接地或间接地)电通信。一个电导体与每一个导电岛状部64A、64B电通信,并且第九个电导体与导电环60电通信。

[0089] 本文中所述的MSIS可以用于各种医疗程序中、特别是外科手术中。套管针(在其上提供有或不提供有信号接口适配器12)以通常的方式被插入到患者中,并且从套管87移

除封闭器。如果还没有在套管针上提供信号接口适配器,则信号接口适配器被附接至套管针套管壳体86。接着,信号相关的外科手术器械被插入到套管针中,所述信号相关的外科手术器械例如电外科切割器/吻合器90,电外科切割器/吻合器90具有安装在其轴上的器械连接器50。

[0090] 器械轴92通过信号接口适配器12的中心孔19被插入套管中(图1)。随着器械轴92进一步前进进入套管87中(图3),接口适配器12和器械连接器50将最终变得足够近,使得磁力将器械连接器50朝向接口适配器12拉动,并且器械连接器沿器械轴92滑动。磁区的布置还将感应出扭矩,使得必要时器械连接器50绕轴92旋转,直到器械连接器50与接口适配器12正确旋转对齐(即,每个部件的各自的电触头与另一部件的触头以期望的方式对准)。器械连接器50将被拉动与接口适配器12接合,使得器械连接器的远侧面上的每个导电岛状部64A、64B将导电性地接触从接口适配器12的近侧面18延伸出的一对预定的弹簧针26A、26B。此外,导电环60将导电性地接触四个不成对的弹簧针26C。

[0091] 弹簧针26A、26B、26C的弹性偏置的特性促进用于提供导电性的接触。两个部件12、50的磁性接合引起了每个弹簧针的柱塞部分被向内推动(即,进入壳体13中)直到两个部件12、50的导电环22、60彼此接触。结果,在信号接口适配器12和器械90之间建立多达九个通信信道,从而允许信号(功率信号和/或通信信号)在与主电缆14通信的一个或多个设备(例如,发生器)和外科手术器械90之间传输。

[0092] 除了提供其中一个通信信道,导电环22、60还提供了额外的特征。对于电流不正确地从一条信号线(即,信道)流到另一信号线(即,短路),或对器械、患者和/或使用者的短路,该杂散电流将必须首先穿过其中一个导电环22、60。该特征是由于环绕其它电触头26A、26B、64A、64B(除了功能上为由导电环22提供的触头的一部分的非成对的弹簧针26C)的导电环22、60引起的。由导电环22、60提供的第九个通信信道(也被称为感应线)可以针对任何杂散电流或电压被监控。如果在该感应线上检测到任何杂散电流或电压,则已经检测到故障并且切断电源。例如,信号线感测可以通过EDS或通过外部设备(例如,发生器)在信号接口适配器12自身内进行。

[0093] 可以理解的是,尽管图1至图8的实施方式已经被示出并且描述为在器械连接器50上具有导电岛状部并且在信号接口适配器12上具有相应的弹簧针,但是如有需要,该配置可以是相反的。在图1至图8所示的MSIS的另一替选实施方式中,导电环从信号接口适配器和器械连接器上省略,使得当触点处于匹配的导电接合时由分立的各个触头的匹配接触提供通信信道(例如,图39至图43的实施方式)。

[0094] 在MSIS的部件的匹配接合期间,在器械连接器50已围绕器械轴旋转为正确对齐之前,信号接口适配器12的近侧面将经常与器械连接器50的远侧面进行接触。当这发生时,随着器械连接器旋转到位,器械连接器的触头可以滑动越过信号接口适配器的近侧面。根据对齐所需的旋转量,弹簧针中的一个或多个弹簧针(或其它形式的触头)可能甚至短暂地与器械连接器的错误的触头64A、64B接触。为了避免该非匹配的接触,以及为了促进器械连接器越过信号接口适配器的近侧面的旋转滑动,器械连接器的远侧面和/或信号接口适配器的近侧面可以具有各种特征:这些特征促进正确的旋转对齐和/或防止MSIS的两个部件上的触头彼此接触直至该两个部件正确对齐。如W0728中进一步描述的,这些特征可以包括,例如,当器械连接器被拉动与接口适配器匹配接触时,在一面上的被容纳在位于相对的面

上的凹陷部内的凸起。在一些实施方式中,凸起是由非导电材料(例如,塑料)形成的,并且该凸起可以是旋转安装在一个部件的面中的捕获型的(captive)球轴承(例如,红宝石球轴承)的形式,该球轴承被容纳在在另一部件的相对的面中的对应形状的凹陷部内。在W0728的图9至图12所示的实施方式中,每一凸起包括相对于接口适配器的近侧面旋转安装的轮,当各部件处于匹配接合时,轮被容纳在器械连接器的远侧面中设置的凹陷部内。还可以理解的是,可以在一个或两个部件12、50上设置各种其它形式的凸起,包括非旋转的凸起,然而该凸起将沿着另一部件的相对的面滑动,直到当实现正确的对齐时被容纳在具有适当形状的凹陷部中。

[0095] 图9至图27描绘了MSIS 210的另一备选实施方式,该MSIS 210包括信号接口适配器212和器械连接器250。在该实施方式,在各部件212、250的每个面上设置平坦的、匹配的触头,这些触头类似于上面关于器械连接器(50)描述的那些触头(而不是弹簧针或其它针型触头)。此外,信号接口适配器212被配置为可移除地安装在套管针套管壳体(例如,图1中的套管针套管壳体(86))的近端上。

[0096] 图9和图10为MSIS 210的立体图,其中示出信号接口适配器212和器械连接器250彼此脱离,图9描绘了两个部件的远侧以及图10描绘了近侧。图11为描绘处于匹配接合的两个部件212、250的侧视图。可以理解的是,在图9至图27中已经省略了从接口适配器(212)和器械连接器250延伸出的电缆。然而,示出了用于这些电缆的示例性连接器,并且可以理解的是,电缆将在其末端具有匹配的连接器的。

[0097] 如之前所描述的实施方式,信号接口适配器212被配置为安装在套管针套管壳体的近端,并且器械连接器250被配置为滑动地安装在外科手术器械的轴上。每个部件为环形形状,具有延伸通过其的中心孔219、257。当两个部件212、250处于彼此匹配接合时(图15),孔219、257轴向地彼此对齐。上述孔被设定尺寸并且被配置为可滑动地并可旋转地容纳通过其中的器械轴。正如之前那样,描绘的MSIS的这两个部件的形状仅仅为示例性的。

[0098] 信号接口适配器212通常包括壳体213和安装至壳体213的盖板221。在该实施方式中,盖板221为PCB的形式,该盖板具有在基板223的近侧上的带图案的导电环222。PCB盖板221为多层的,其具有将导电环222的部分连接至包括各种电气迹线(未示出)的下层的电镀的通孔(或过孔)234。

[0099] 壳体213的近侧大体上为杯状,具有内径稍大于PCB盖板221的外径的外边缘215。PCB盖板221被容纳在壳体213的近侧中、在壳体213的近侧表面217上、且在外边缘215内(如图15所示)。PCB盖板221可以通过粘合、机械紧固件(例如,螺钉或铆钉)和/或压配合来固定就位。

[0100] 就像在前述的实施方式中一样,在信号接口适配器212上设置一对相反极性的磁体220N、220S,并且在器械连接器250上设置一对相反极性的磁体258N、258S。再一次,接口系统的每一部件212、250的相反极性的磁体的位置呈相距 180° 分开(即,在中心孔219、257的相对两侧上)。一对圆柱形内孔233延伸通过壳体213在近端表面217和远端表面229之间的厚度(见图17和图18),并且将磁体220N、220S容纳在其中。可以通过粘合、机械紧固件和/或压配合将磁体保持就位。在器械连接器上,磁体258N、258S被容纳在圆柱形腔室259内,该圆柱形腔室259在近侧面254处是敞开的,并且通过粘合、机械紧固件和/或压配合将磁体258N、258S保持就位(见图10)。

[0101] 如在图15和图17中最佳所见,在PCB盖板221下方,在接口适配器212的壳体213的近端表面217中设置的凹槽236中容纳10-针脚电连接器235。连接器235的针脚使用导电迹线(未示出)等与接口适配器212的各个触头电通信。在壳体213的侧壁上设置矩形切口237(见图10),因此提供了通道238,通过通道238,电缆(未示出)(类似于前述的主电缆14)上的凹型连接器可以可操作地附接至连接器235以便提供与外部设备的电通信。

[0102] 接口适配器212在其远侧被配置成可移除地安装在套管针套管壳体(例如,图1中的套管针套管壳体86)的近端。特别地,在壳体213的相对两侧上设置一对有弹性的(spring-like)悬臂240。如图12所示,悬臂240可以径向向内弯曲。这种有弹性的弯曲通过由合适的弹性材料(例如,模制塑料)形成壳体213而增强。在每一悬臂240的自由端设置向远方延伸的闩锁臂(latch arm)241,并且闩锁臂241终止于具有肩部243的径向延伸的夹钳242。夹钳242定位成并且被配置成通过套管针套管壳体的近端上的对应形状的狭槽被锁定地容纳,使得肩部(243)可以被锁定在狭槽的底部边缘的下方。

[0103] 例如,在所示的实施方式中,夹钳242被配置成用于与美国专利公开号2005/0070947(“申请947”,2005年3月31日公开,并且通过引用并入本文)中所示出和描述的套管针壳体的第一壳体构件上的狭槽锁定接合。

[0104] 特别地,以与“匹配闩锁164,166”被容纳在第一壳体构件的上表面上的狭槽中相同的方式(见“申请947”的图2),夹钳242与第一壳体构件(在“申请947”中的36)协作。在套管已经被插入到患者中之后,封闭器组件与套管针壳体脱离,并且本文中示出和描述的接口适配器212被附接至套管针套管壳体的合适位置。夹钳242被插入套管针套管壳体上的狭槽中。夹钳242的倾斜的远侧表面将被迫抵靠狭槽的侧面,使得悬臂240径向向内弯曲。夹钳242沿着狭槽向下继续行进直到它们的肩部243延伸经过狭槽的基部,引起夹钳242径向向外卡扣,从而将接口适配器212固定至套管针套管壳体。为了将接口适配器从套管针壳体移除,悬臂240被径向向内按压直到肩部243越过在套管壳体上的狭槽的基部的侧壁,这允许接口适配器被移除。当然,可以理解的是,接口适配器212可以以多种其它的方式被配置,以允许可移除地安装至无论是现在已知的还是以后开发的各种配置的套管针套管壳体。

[0105] 包括在绝缘基板223的近侧上的具有带图案的导电环222的PCB的盖板221包括多个导电触头。导电环222通常为环形形状,其具有对应于接口适配器212的中心孔219的中心孔225。尽管导电环222本身提供了用于与器械连接器250上的对应的导电环260和/或另一触头匹配接合的一个触头,但是PCB盖板221还包括多个周向布置并且间隔开的触头,类似于之前的实施方式,所述多个触头为布置在一对同心的间隔开的带中的导电椭圆岛状部227A、227B的形式。因此,PCB盖板221还包括围绕中心孔225布置的(间隔开的)触头227A的外带,以及(间隔开的)触头227B的内带。导电椭圆岛状部(即,触头227A、227B)再一次位于设置在导电环222中的弯曲椭圆孔224A、224B内,使得触头227A、227B与环绕每一触头227A、227B的导电环222电隔离。

[0106] 接口适配器212包括一对凸起230,当两个部件212、250彼此匹配接合时,这一对凸起被容纳在器械连接器250上的对应的凹陷部266内。凸起230包括捕获型的球轴承(例如,非导电的红宝石球轴承),该球轴承不仅防止了部件212、250在正确对齐之前的不匹配的电接触,而且还促进了器械连接器和信号接口适配器的旋转滑动。轴承230被可捕获地安装在设置在PCB盖板221中的孔232中,使得轴承230可以在其中旋转。可替代地,轴承可以非旋转

地安装在接口适配器212的近侧面218中或安装在器械连接器250的远侧面256中。

[0107] 轴承230的多个部分延伸到导电环222和岛状部227A、227B之上,从而防止了导电环222和岛状部227A、227B接触器械连接器250的任何部分,直到器械连接器与信号接口适配器212正确的旋转对齐。当实现了正确的旋转对齐之后,轴承230被容纳在器械连接器250上的凹陷部266内,并且器械连接器被拉动与接口适配器匹配接触。当然,可以理解的是,可以在器械连接器而非接口适配器上设置轴承230(或其它凸起),连同在接口适配器上设置对应的凹陷部(或除了在接口适配器上设置轴承230(或其它凸起)之外,在器械连接器上设置轴承230(或其它凸起),连同在接口适配器上设置对应的凹陷部)。同样地,尽管凹陷部266是由器械连接器的盖板261中的孔271提供的腔室的形式以及其它潜在的特征的形式,但是如下文中所描述的,部分地取决于接口适配器212上的凸起的特征,凹陷部可以以多种其它的方式配置。

[0108] 转向模块化接口系统210的器械连接器250部件,该部件被配置为类似于接口适配器212。然而,器械连接器250采用了用于提供匹配触头的柔性印刷电路板(flexible printed circuit board,FPCB)而不是刚性PCB。该FPCB允许触头从器械连接器250的远侧面向外并且弹性地突出,以促进与接口适配器212上的触头的匹配通信。因此,由FPCB提供的触头代替了图1至图8的实施方式的弹簧承载的弹簧针。此外,位于FPCB和器械连接器壳体251之间的弹性板在每一触头的下方提供了支撑,向外推动触头以便促进匹配接合。可以理解的是,接口适配器212和器械连接器250两者都可以使用FPCB以下面所描述的方式提供弹性偏置的触头。作为另一替选方案,器械连接器可以使用刚性PCB而接口适配器使用FPCB,以便以下面所描述的方式提供弹性偏置的触头。

[0109] 器械连接器250通常包括壳体251和安装至壳体251的FPCB盖板261。FPCB盖板261在柔性的绝缘基板270的近侧上具有带图案的导电环260。FPCB盖板261为多层的,其具有将导电环222的多个部分连接至包括各种电气迹线(未示出)的下层的电镀的通孔(或过孔)。

[0110] 如在图25中最佳所见,壳体251的远侧面265是凹陷的,其具有围绕其周界延伸的外边缘267。一对弧形构件268(每一者具有在其内的半球形腔室269)被设置在远侧面265的相对两侧上,且从所示的外边缘267径向向内延伸。半球形腔室269提供了用于容纳轴承230的凹陷部266的底部。构件268不像外边缘267那么高,使得每一弧形构件268的上表面(即,远侧表面)不会延伸到外边缘的上表面,以便于促进将轴承230中的一者的一部分容纳在每一个半球形腔室269中。

[0111] 具有中心孔274的弹性的弹性体支撑构件273被容纳在壳体251的远侧面265上。支撑构件273包括将壳体251的远侧面265上的弧形构件268容纳在在其中的一对切口275。在支撑构件273上设置包括延伸远离支撑构件273的远侧表面277的多个支撑小块(nub)278的多个接触偏置凸起,以及围绕支撑构件273的外周延伸的外支撑边缘276。支撑小块278和外支撑边缘276相对于远侧表面277具有近似相同的高度。

[0112] 支撑构件273被容纳在壳体251的凹陷的远侧面265的顶部上,支撑构件273被外边缘267环绕,且弧形构件268被定位在切口275内。如在图27中最佳所见,支撑构件273被配置成使得外支撑边缘276的上表面(即,远侧表面)和支撑小块278大体上彼此在相同高度上并且与壳体251的外边缘267的上表面(远侧表面)在相同高度上,并且使得在支撑边缘276的外周界和外边缘267的内周之间具有小的间隙。

[0113] 在绝缘基板的远侧上包括带图案的导电环260的FPCB盖板261包括多个导电触头。导电环260通常为环形形状,其具有对应于器械连接器250的中心孔257的中心孔263。尽管导电环260本身提供了用于与在信号接口适配器212上的对应的环形触头222匹配接合的一个触头,但是FPCB盖板261还包括多个周向布置并且间隔开的触头,所述多个触头为布置在一对同心的间隔开的带中的导电椭圆岛状部264A、264B的形式。因此,FPCB盖板261具有围绕中心孔263布置的间隔开的触头264A的外带,以及间隔开的触头264B的内带。导电椭圆岛状部(即,触头264A、264B)位于形成在导电环260中的弯曲椭圆孔263A、263B内,使得触头264A、264B与导电环260的其余部分电隔离。FPCB盖板261还包括位于盖板的相对两侧上的邻近于外周界的一对孔271,其限定了用于容纳轴承230的凹陷部266的入口部。

[0114] FPCB盖板261位于弹性体支撑构件273的顶部上,使得孔271与支撑构件的切口275以及壳体251的腔室269对齐(如在图23中最佳所见),从而提供了用于容纳轴承230的凹陷部266)。此外,FPCB盖板261被定位为使得一支撑小块278位于每一触头264A、264B的下方,并且盖板的外周界被定位在支撑构件273的边缘276的顶部上。因此支撑构件273的小块278和边缘276对抗触头264A、264B的向内偏转,以及对抗由边缘276支撑的FPCB盖板261的导电环260的外侧部分的向内偏转。因此,小块278和边缘276包括用于使触头264A、264B和导电环260的外侧部分弹性地向外(即,在使用过程中向远侧地、朝向信号接口适配器212)偏置的偏置构件,从而促进器械连接器250上的触头与接口适配器212上的触头的匹配的导电接合。当然,可以使用其它类型的偏置构件,例如偏置弹簧或位于触头和导电环下方的其它的弹性特征。

[0115] 带状连接器272从FPCB盖板261延伸,并且其触头经由设置在FPCB盖板261的带图案的层的一个或多个层中的一个或多个迹线或其它导电路径与触头260、264A、264B电通信。带状连接器272被包裹在器械连接器250的外边缘上并且被容纳在设置在器械连接器的壳体251上的腔280内。类似于前述电缆52的电缆(未示出)上的凹型连接器可以被可操作地附接至带状连接器272,电缆的另一端被可操作地连接至器械(例如,连接至器械主体)以便提供器械连接器250和上面安装有器械连接器250的器械之间的电通信。

[0116] 以类似于前述图1至图8的实施方式的方式使用图9至图27的MSIS 210。一旦套管针已经以通常方式被定位在患者中并且MSIS 210的部件212、250被定位在套管针壳体和器械上,就将器械轴通过信号接口适配器212的中心孔219插入到套管内。随着器械轴进一步前进到套管针套管内,接口适配器212和器械连接器250将最终变得足够靠近,使得磁力将沿着器械轴朝向接口适配器212拉动器械连接器250。磁区的布置还将感应出扭矩,这使得器械连接器250(如有必要)围绕器械轴旋转,直到实现相对于接口适配器212的正确对齐。随着器械连接器250在磁区的影响下旋转与接口适配器正确对齐,器械连接器250的远侧面将置于(ride)接口适配器的轴承230的顶部上,直到轴承落入器械连接器的壳体(251)的凹陷部266)内(即,落入孔271和下面的腔室269内)。这也将提供可听见的咔哒声和触觉的指示:已经实现了匹配接合。

[0117] 根据该匹配接合,器械连接器250的每一触头264A、264B将与接口适配器上的触头227A、227B中的对应的和预定的一者匹配接合(即,提供电通信的接触)。此外,器械连接器的导电环260将与信号接口适配器上的导电环222匹配接合(即,提供电通信的接触)。

[0118] 图28描绘了使用图9至图27的MSIS的单极外科手术布置的一个实施方式的示意性

图示。在该实施方式中,在信号接口适配器212和器械连接器250之间仅仅使用五个通信信道(即,仅五个通信信道为有效的)。可选择地修改MSIS的部件,以便在每一部件上包括五个匹配触头(即,五个通信信道而不是十个),而不是具有未使用的通信信道(即,未使用的触头)。示出信号接口适配器212被安装在套管针套管壳体286的近端上并且器械连接器250滑动地安装在单极外科手术器械290(在所描绘的示例中为单极钳)的细长轴上。器械电缆252可操作地连接在器械连接器250和器械主体294之间,用于在连接器250和器械主体之间传输电信号。在图28中,示出器械电缆252绕器械轴盘绕。然而,在其它的实施方式中(例如,如图35中所示),器械电缆不绕仪器轴盘绕。

[0119] 电缆252可以包括在外护套内的任意数目的独立的电导体(例如,电线),在一些情况下,电导体的数目对应于在接口适配器212上的触头与器械连接器250上的相应的导电触头导电性地接触时建立的活跃的通信信道的数目。在其它实施方式(包括图28中所示的实施方式)中,器械电缆252具有比由信号接口适配器212和器械连接器250的匹配接触建立的活跃的通信信道的数目(例如五个)少一个的导线管(例如四个)。因此,器械电缆252具有四个导线管——一个导线管用于向器械传输单极功率,并且三个通信导线管用于在器械和信号接口适配器212之间传送信号。当然可以根据外科手术器械和外部电气设备的特性来提供任何数目的匹配触头和导线管。在图28中所描绘的实施方式中,器械电缆252不可拆卸地连接到器械连接器250和器械290。另一方面,在图35的实施方式中,器械电缆352可移除地连接至器械390。

[0120] 信号接口适配器212包括主电缆214,主电缆214一端可操作地连接至信号接口适配器212,而另一端适于可操作地连接至EDS 200。信号接口适配器的主电缆214具有在外护套内的五个独立的电导线管(电线)——一个导线管用于(经由MSIS)向器械传输单极功率并且四个通信导线管用于在MSIS和EDS 200之间传送信号。如本文中进一步解释的,在EDS 200中,高压单极功率信号与低功率信号隔离开,以便防止(对患者或医生)造成危险(例如烧伤、火灾或对其它设备的损坏)的杂散电流。因此,尽管高压功率信号和低压信号沿主电缆214的大部分被容纳在共同的外护套内的导体承载,但是主电缆214的近端被分为两部分,以便单极高功率导体214A到EDS 200的连接与低功率导体214B到EDS 200的连接间隔开。这有助于确保足够的爬电距离和间隙距离,从而为了安全目的(包括满足可适用安全标准,特别是IEC 60601)而帮助高压部件与低压部件隔离。

[0121] EDS 200通过供电线202(或导线管)可操作地连接至单极电外科发生器201。高压RF电流经由供电线202被传送至EDS 200,用于传输到器械290。典型地(并且如所示),供电线202连接至位于发生器201的前部上的连接器。能量通过与患者导电接触的一个或多个返回电极203,经由连接至位于发生器201的前部的另一连接器的返回线204,返回至发生器201。正如本领域的技术人员已知的,发生器包括电子电路,该电子电路被配置为用于生成特别适合于各种单极电外科治疗形式(例如,切割、凝固等)的RF功率。发生器201还包括用于启动发生器、选择功率水平、选择治疗形式(特别是切割(“CUT”)模式和凝固(“COAG”)模式)的各种使用者控制元件。在一些情况下,发生器201还能够向双极器械供应RF功率。

[0122] EDS 200用作由MSIS 210调节的、在发生器201和器械290之间的断路器。EDS 200被配置为使得只有当器械连接器250与信号接口适配器212匹配地接合时,RF功率可以被从发生器201传输至器械290。当MSIS 210的部件处于匹配接合时(表明器械已经被正确地插

入套管针中并且使用者已经准备好将RF电流施加到患者的组织中),EDS 200内的将供电线202置于与电力导体214A电通信的功率传输电路闭合。EDS的一些实施方式包括微处理器,该微处理器检测器械连接器212和信号接口适配器250之间是否匹配接合,而其它的实施方式使用非可编程的部件(例如比较器)来检测匹配接合。当(例如,从MSIS上的触头的匹配接合所产生的电压)检测到匹配接合时,EDS中的微处理器或其它控制电路产生继电器控制信号,该继电器控制信号使得将供电线202置于与电力导体214A电通信的继电器(例如,簧片继电器、机械继电器或固态继电器)闭合。EDS的其它实施方式使用分立部件(或模拟部件),该分立元件用于检测MSIS的各部件的匹配接合以及将供电线202置于与电力导体214A电通信。

[0123] 然而,可以理解的是,EDS 200中的功率传输电路的闭合并并不意味着RF电流被传输至器械290的末端执行器。而是,医生仍然必须通过启动设备激活开关来激活发生器(即,使得发生器沿供电线202传输RF电流),设备激活开关通常位于脚踏开关组件284上和/或位于器械本身(例如,手动开关279A、279B)上。根据由使用者的激活,RF电流被传输至与器械290的末端执行器邻近的治疗位置。

[0124] 在提供外科手术器械的手动开关操作的EDS的实施方式中,EDS还将手动开关信号从器械传递至发生器201用于使用者控制(user-controlled)发生器的操作。在一个特定的实施方式中,EDS 200内的微处理器从器械(经由MSIS)接收一个或多个手动开关信号并且使用这些信号来控制用于产生模拟脚踏开关信号的开关信号的继电器。这些开关信号然后沿可操作地连接至发生器的脚踏开关端口(例如,在图28中的发生器201的后部上)的控制信号电缆205(见图28)被传输到发生器201。

[0125] 在EDS的一些实施方式中,还可以通过将脚踏开关导线管206连接至“T”形连接288(图33中示意性所描绘的)而使用标准的脚踏开关284,所述“T”形连接288允许来自EDS和来自脚踏开关的开关信号沿控制信号电缆405并行传输至发生器。可替代地,特别是当发生器包括脚踏开关和手动开关控制两者(即具有脚踏开关连接和手动开关连接两者)时,脚踏开关可以以普通的方式直接连接至发生器(绕过EDS)。例如,这在图52的替选实施方式中示出。

[0126] 图29和图30分别描绘图28的实施方式中所使用的EDS 200的前侧视图和后侧视图。图31为EDS 200(移除了底盖)的示意图,并且为了清楚省略印刷电路板和某些其它电子部件。图32为EDS 200的电路原理图,其还描绘了EDS 200的电路隔离特征以及与图28的外科手术器械290的连接(经由MSIS)。可以理解的是,MSIS和EDS在图32中示意性地示出,并且并非相对于器械按照比例绘制。同样地,在图32中示意性地将电缆描绘为不同的导体而不是具有内部导体的电缆(即,在图32中省略了电缆的外护套)。

[0127] 如图29所见,EDS 200盒的前部包括第一连接器244以及第二连接器245,所述第一连接器244用于可操作地将单极高功率导体214A连接至该EDS 200盒,所述第二连接器245用于可操作地将低功率控制信号导体214B连接至该EDS 200盒。在所示的特定实施方式中,第一连接器244为用于容纳高功率导体214A的终点上的凸型香蕉插头连接器的凹型香蕉插头连接器(例如,4mm的屏蔽香蕉插头)。第二连接器245为用于容纳低功率导体214B的终点上的匹配插座的凹型4-导体连接器(例如,3.5mm)。盒的前部还包括用于发出EDS的操作参数的信号的各种LED指示器(例如,被配置为根据MSIS部件的匹配接合的检测来点亮和/或

改变颜色的一个或多个LED)。

[0128] 如图30所见,EDS 200盒的后部包括用于可操作地连接来自发生器的供电线202的第三连接器247)以及用于可操作地连接控制信号电缆205的第四连接器248。在所示的特定实施方式中,第三连接器247为用于容纳供电线202的终点上的凸型香蕉插头连接器的凹型香蕉插头连接器(例如,4mm的屏蔽香蕉插头)。第四连接器248为用于容纳控制信号电缆205的终点上的匹配凸型DIN连接器的凹型DIN连接器。

[0129] EDS 200包括电源和/或EDS 200适于可操作地连接至外部电源。在所示的实施方式中,电源包括电池281,例如可充电电池或不可充电电池。同样地,为了为电池281充电和/或向EDS 200供应可操作的功率或备用功率的目的,EDS盒的后部可选择地包括用于附接至电源的电力连接器249(诸如AC到DC(例如,5V)的功率转换器)(图32中省略)。

[0130] EDS 200还包括一个或多个处理器(例如,微处理器或微控制器),该一个或多个处理器从MSIS接收指示器械连接器250与信号接口适配器212处于匹配接合的信号,以及指示使用者激活“CUT”(切割)操作模式或“COAG”(凝固)操作模式的任一者的、来自器械上的手动开关279A、279B中的任一者的启动的控制信号。将这些信号通过处理器(一个或多个)进行处理,然后生成用于控制经由主电缆214将高压单极功率传输给外科手术器械290的控制信号。在本文所描述的其它实施方式中,只设置单个手动开关,并且EDS向发生器供应单个手动开关信号。当发生器被配置成接收多于一个的手动开关信号(例如,CUT信号和COAG信号)时,EDS及其相关的连接器可以被配置成仅供应多个手动开关信号中的一者(例如,CUT信号或COAG信号)。

[0131] 特别地,当(例如,从MSIS的器械连接器上的触头与信号接口适配器上的对应的触头的匹配接合所产生的电压)检测到匹配接合时,微处理器211使得EDS 200中的开关282)例如,簧片继电器开关)闭合。该开关282的闭合将供电线202置于与电力导体214A电通信(见图32)。然而,RF功率不会通过该电气通信路径被传输至外科手术器械,直到(从EDS 200或从脚踏开关284)向发生器提供启动信号。因此,开关282的闭合将系统置于准备模式,即根据对发生器的使用者激活,准备将电外科能量从发生器传输到外科手术器械。

[0132] 可以理解的是,可以使用分立的电气部件(或模拟部件)可替代地执行由微处理器提供的功能,以便执行本文中所描述的一个或多个控制功能。

[0133] 如上面所看到的,图28和图32的实施方式的MSIS是图9至图27中所示的以及上面描述的实施方式。可替代地,图9至图27的MSIS可以被修改,使得信号接口适配器212和器械连接器250的环形环222、260不导电,因为在图28和图32的实施方式中环形环不用于建立通信信道。

[0134] 以上面在图28和图32所描绘的系统中所描述的方式使用图9至图27的MSIS 210。触头227A、264A的外带用于从高压导体214向器械290传输(用于向器械290的末端执行器传递)单极RF电流。根据接口适配器212和器械连接器250的匹配接合,器械连接器250的外带触头264A的每一者将与信号接口适配器212上的对应的一预定的外带触头227A匹配接合(即,提供电通信的接触)。该导电接触将允许并行传输高压单极电流,从而提供冗余并且确保RF电流的正确传输。可替代地,少于4对(甚至一对)的匹配触头可以用于传输RF电流。

[0135] 触头227A、264A的内带用于在MSIS和EDS 200之间传输低功率控制信号(包括GND信号)。根据信号接口适配器212和器械连接器250的匹配接合,器械连接器250的内带触头

264B的每一者将与信号接口适配器212上的对应的一预定的内带触头227B匹配接合(即,提供电通信的接触)。一对匹配触头227B、264B用于GND,一对匹配触头被用于第一开关信号(图32中的SW1),一对匹配触头被用于第二开关信号(图32中的SW2),并且最后一对匹配触头227B、264B被用于接合信号(图32中的“存在(Present)”)。

[0136] 在器械连接器250中,用于接合信号的触头264B与用于GND的触头264B(经由连接两个触头264B的导体(例如导电迹线))电通信。由于这个原因,器械电缆252仅具有四个导体——一个导体用于传输单极RF电流,以及三个导体用于SW1、SW2和GND。因此,根据MSIS的部件的匹配接合,接合信号线将与GND电通信,从而在微处理器211的输入a3处提供电压信号。微处理器211被编程为通过DC/DC转换器/隔离器283(下文进一步描述)向簧片继电器282提供闭合信号,使得继电器282闭合。

[0137] 其它三个匹配接合的触头227B、264B用于向微控制器提供开关闭合信号SW1、SW2。例如,当由使用者启动开关(例如,按钮)279A时,SW1信号线将与GND电通信,从而在微处理器211的输入a1处提供指示开关闭合的电压信号。类似地,当由使用者启动第二开关(例如,按钮)279B时,SW2信号线将与GND电通信,从而在微处理器211的输入a2处提供指示开关闭合的电压信号。

[0138] 由于通常与电外科发生器一起使用的脚踏开关很简单,因此常开的单刀单掷(SPST)开关、继电器285A、285B(例如,簧片继电器)被用于模拟脚踏开关信号,从而允许被配置为仅仅用于脚踏开关控制的电外科发生器的手动开关控制。如在图32中所见,微处理器211适于向继电器285A、285B传输闭合信号,上述每一继电器经由第四连接器248和控制信号电缆205与发生器电通信。换句话说,继电器285A、285B用作常开的SPST开关。由于每一继电器与由传统脚踏开关284所使用的控制信号电缆205(相同的公共返回线/GND 205A)的公共返回线(205A;在图6A中也称为GND)电通信,因此继电器285A、285B的闭合向发生器提供将由脚踏开关踏板284A、284B的启动所提供的相同的信号。

[0139] 第一继电器285A被分配给第一手动开关279A(即SW1),并且第二继电器285B被分配给第二手动开关279B(即SW2)。当微处理器检测到第一手动开关279A已经被使用者启动时,微处理器产生待被发送到第一继电器285A的闭合信号。这得到待被提供到发生器201的第一脚踏开关启动信号,其中如果第一脚踏开关踏板284A被启动,则第一脚踏开关启动信号等同于提供给发生器的信号。当微处理器检测到第二手动开关279B已经被使用者启动时,微处理器产生待被发送到第二继电器285B的闭合信号。这得到待被提供到发生器201的第二脚踏开关启动信号,其中如果第二脚踏开关踏板284B被启动,则第二脚踏开关启动信号等同于提供给发生器的信号。以这种方式,EDS 200为手动开关279A、279B提供脚踏开关模拟(由于发生器201不能分辨由继电器285A、285B中的一者的闭合产生的信号与由脚踏开关踏板284A、284B的启动产生的信号之间的区别)。

[0140] 在一些实施方式中,EDS 200被配置为使得除非高压继电器282也被闭合,否则低压继电器285A、285B两者都将不闭合。以这种方式,只有在MSIS各部件处于匹配接合(即外科手术器械在套管针套管内,准备好被使用)时,发生器201才将被激活。在替选实施方式中,低压继电器285A、285B的闭合不依赖于高压继电器282的状态。在这种实施方式中,即使激活发生器(例如,由使用者启动手动开关279A、279B中的一者或脚踏开关284A、284B中的一者),RF电流也将不会向外科手术器械传递,除非闭合高压继电器282。同样地,低压继电

器285A、285B的使用允许控制(即限制)由手动开关的启动产生的靠近患者的电压信号。为了安全目的并且为了满足可适用安全标准(例如IEC 60601),低压继电器285A、285B的使用还将手动开关与发生器隔离。图32中延伸通过低压继电器285A、285B的虚线描绘了该隔离。

[0141] 单极外科手术器械和发生器的一个固有的关注问题为需要将高压部件和高压信号与低压部件和低压信号隔离。EDS的实施方式被配置成为患者和医生的安全提供该隔离以及额外的安全措施——包括如IEC 60601中定义的“保护手段”(或“MOP”)。可以理解的是,术语“保护手段”、“患者保护手段”以及“操作人员保护手段”指的是例如IEC 60601中所使用的定义术语——IEC 60601为由国际电工委员会(International Electrotechnical Commission)公布的用于医疗电气设备的安全性和有效性的一系列技术标准。这些术语并不涉及并且并不意为在适用的专利法下调用所谓的“手段+功能(means-plus-function)”限制或要素。

[0142] 通常,医疗电气设备应该包含一个或多个保护手段(MOP)以将患者和操作人员隔离于触电的风险。MOP可以为安全绝缘、保护接地、限定的爬电距离、或气隙或其它保护阻抗。IEC 60601-1区分了对患者的风险与对操作者的风险。因此MOP可以被分类为患者保护手段(MOPP)或操作人员保护手段(MOOP)。与本文中所描述的EDS相关的潜在泄漏电流包括:i)接地泄漏;ii)外壳泄漏;以及iii)应用部分(或患者)泄漏。

[0143] EDS中所关注的应用部分包括EDS至RF发生器的电力连接件(或其它外部电气设备的连接)以及EDS至MSIS的连接(使用者或患者的到地的泄漏是所关注的)。应该记住的是,EDS 200本质上是与电外科发生器201的功率输出一致的开关。EDS不改变、修改甚至监控由发生器提供的RF电流(或其它治疗能量);EDS也不监控EDS所连接到的电外科发生器的健康或状态。附接的RF发生器(或其它外部电气设备)被假定为通过所有的IEC60601测试协议,并且因此RF发生器(或其它外部电气设备)被假定为适当地配置有2XMOPP保护。

[0144] EDS的实施方式从所有低压($<7V$)部件提供1倍MOPP(1XMOPP)并且从处于升高的电压的任何部件提供2倍MOPP(2XMOPP)。第一MOPP通过由绝缘塑料材料制造EDS盒提供。在内部屏蔽对盒的所有穿透,以减少EMI敏感性并且提供发射保护。本文中所描述的实施方案的第二MOPP发生在两处:脚踏开关模拟器继电器285A、285B处和RF功率继电器282处。在一个实施方式中,脚踏开关模拟器继电器285A、285B为在线圈和触头之间具有600VAC的隔离的标准簧片继电器。由于RF发生器201的脚踏开关端口被保护,因此大于600VAC的电压不应该在继电器285A、285B的开关侧上产生。

[0145] 在图28至图32中所示的EDS 200的实施方式中,RF功率继电器282为在开关和线圈之间提供7kVDC隔离的高压继电器。除了继电器的内在隔离,继电器在一个单独的内部隔间253(见图31)中,该内部隔间填充有绝缘灌注混合物。灌注混合物确保了RF电流的高压(高达10kV)为了安全目的而完全绝缘。

[0146] 同样地,如果在RF功率继电器282的触头和线圈之间有故障,则线圈激励在提供5kVrms隔离的DC/DC变换器/隔离器283的次级侧。DC/DC变换器/隔离器283具有两个部分。首先,隔离变压器283B确保在防止任何电流从一侧流向另一侧时,提供用于驱动继电器282的必需的功率。DC/DC变换器/隔离器还包括IC芯片283A,IC芯片包括内部部件和用于感应若干线路中的一者上的电压的电路,从而在一侧上将电压转换成磁信号,并且最后在另一侧上将磁信号转换成电压。尽管DC电压在DC/DC变换器/隔离器283的输入侧和输出侧上,但

是两侧彼此绝缘,从而提供了额外的安全层。当然,可以理解的是,在替选实施方式中DC/DC变换器/隔离器283可以被省略。

[0147] DC/DC变换器/隔离器283还提供四个数据通信信道,这些信道中的两个信道用于控制继电器282。这两个信道用于最初闭合继电器282,然后提供低功率保持电压以维持继电器的闭合。图32示意性地示出由磁簧开关(即,继电器282)的使用、微处理器211和高压继电器282之间的DC/DC变换器/隔离器283的使用、以及微处理器211和与RF发生器201的连接件之间的簧片继电器285A、285B的使用提供的整体电路隔离特征。

[0148] 图34至图38为包括器械连接器350和信号接口适配器312的MSIS的替选实施方式的示意性图示。信号接口适配器被示出为附接至套管针套管壳体386的近端,并且器械连接器350被示出为安装在单极外科手术器械390(再一次为单极钳)的轴上。主电缆314从信号接口适配器312延伸。主电缆314的近端再一次被分为两个部分,以便单极电力导体314A可以与低功率导体314B分离地连接至EDS。在所示的实施方式中,单极电力导体314A和低功率导体314B的末端处的香蕉插头可操作地连接至EDS的前部上的第一输入端和第二输入端。器械电缆352可操作地连接在器械连接器350和器械手柄之间,用于在器械连接器350和器械390之间传输电信号。在该实施方式中,器械电缆352不绕器械轴缠绕。

[0149] 按钮379形式的单个开关被附接至器械手柄的一侧,并且被用于启动RF电流到器械390的传输。可选择地,可以在器械上设置一个或多个额外的按钮或其它开关,用于控制来自发生器的RF电流的传输(例如,为了选择诸如CUT或COAG的操作模式)。在图34中所示的实施方式中,不包括脚踏开关,并且因此由按钮379控制器械390的操作(例如,RF电流的导通/切断)。EDS 300可以被配置为与前述的EDS 200相同,或可以被修改为当在器械上设置单个激活按钮379时仅仅包括单个低压继电器。当可操作地连接至具有多于一个的使用者可选择的操作模式(例如,CUT和COAG)的发生器时,EDS 300可以被配置为提供激活操作模式中的一者(例如,仅CUT,或仅COAG)的信号。这可以例如通过将连接器配置为用于以期望的方式将EDS可操作地连接至发生器来实现。

[0150] 在该实施方式中,外科手术器械390被制造为不具有手动开关,并且因此被设计为与由使用者激活的脚踏开关一起使用。然而,本发明的实施方式提供可以改装到外科手术器械的手动开关,以使用现存的外部电气设备(例如,RF发生器)提供器械的手动开关控制。在一些实施方式中,EDS被配置为提供对于可操作地连接至其的手动开关的脚踏开关模拟,而在其它的实施方式中,EMS允许改装的手动开关被连接至发生器的用于手动开关信号的端口。在图34至图38的实施方式中,类似于之前关于EDS 200所描述的,EDS被配置为提供用于手动开关379的脚踏开关模拟。因此,一个或多个手动开关(例如,按压按钮379)被设置为与MSIS的器械连接器350电通信——手动开关要么与器械电缆352成为一体要么可操作地附接至器械电缆352。

[0151] 器械390包括在轴392的远端处的末端执行器392A,手柄组件394位于轴392的近端。手柄组件包括固定手柄394A和用于闭合末端执行器392A的钳爪构件的可移动(即,枢转的)的手柄394B。如本领域的技术人员已知的,旋转旋钮395也被设置为用于相对于手柄组件394旋转末端执行器392A。

[0152] 器械连接器350(类似于上述的器械连接器250)可滑动地安装在器械的轴392上,并且包括可操作地附接于其的器械电缆352。器械电缆352被布线在器械390和手柄组件394

的外部,而非如之前的实施方式中将器械电缆352的导体路由在器械的手柄组件内。同样地,手动开关(例如,按钮379)(例如,经由带状电缆398,在本文中也称为开关电缆)被可操作地连接至器械电缆352而不是与器械成为一体。

[0153] 特别地,如图36最佳所见,器械手柄组件394包括与末端执行器电极(例如,钳爪构件的一者)电通信的柱式连接器(post connector)396(例如,类似于凸型香蕉插头连接器)。器械电缆352的远端包括被配置为用于与柱式连接器396可操作地接合的凹型插头连接器397。凹型插头连接器397与器械电缆352的单极高功率RF导体电通信,并且因此,当凹型插头连接器397附接到柱式连接器396时,向末端执行器392A传输RF电流。两导体(two conductor)带状电缆398延伸出器械电缆352的护套,并且用于将两个低功率导体(例如,其中一者为GND)路由至按钮379。

[0154] 按钮379还包括在其底部表面上的压敏粘合剂,用于在使用者选择的方便位置处附接至手柄组件394。附加的按钮379可以被设置为与器械电缆352电通信并且被附接至手柄组件394,从而提供与之前的实施方式相同的功能——例如,从使用手动开关394的手柄组件激活的CUT模式和COAG模式(手动开关394模拟传统地与单极器械一起使用的脚踏板)。然而,在所示的示例中,仅仅使用了单个按钮,并且器械电缆352仅仅需要三个导体352A、352B、352C,并且带状电缆398具有所示的两个导体398A、398B。因此,图34至图38的实施方式允许系统在原来仅仅使用脚踏开关来操作的现成的单极器械上设置手动开关。

[0155] 图39至图49还描绘了MSIS 410的另一备选实施方式,其包括信号接口适配器412和器械连接器450。图44类似于图3,并且描绘了可移除地安装在套管针套管壳体486上的信号接口适配器412以及滑动地安装在外科手术器械(单极钳)的细长轴492上的器械连接器450。平面的匹配触头被设置在每一部件412、450的面上,其类似于上面描述的那些关于之前描述的实施方式的部件50、212、250的触头。类似于信号接口适配器212,信号接口适配器412被配置为可移除地安装在套管针套管壳体486的近端。图43为在包括延伸通过器械连接器的中心孔457的中心的纵轴的平面内的器械连接器450的导向帽(guide cap)473部分的横截面视图。

[0156] 图39和图40为类似于图9和图10的MSIS 410的立体图,其中示出信号接口适配器412和器械连接器450彼此脱离。图39描绘了两个部件的远侧并且图40描绘了近侧。器械电缆452在一端被永久地附接至器械连接器450,并且主电缆414在一端被永久地附接至信号接口适配器412。如以下进一步描述的,器械电缆452的器械连接端类似于上面针对图34至图38所描述的器械连接端,并且主电缆414的EDS接合端包括图44和图45中所示的连接器435。不同于之前的实施方式,主电缆414没有被分成两部分,并且主电缆414的高功率导体和低功率导体通过单个连接器435连接至EDS 400。

[0157] 再一次,MSIS 414的每一部件412、450大体上为环形形状,且具有延伸通过其的中心孔419、457。当两个部件412、450彼此匹配接合时,孔419、457彼此轴向对齐。这些孔的尺寸被设定成并且被配置为可滑动地和可旋转地容纳穿过这些孔的器械轴。

[0158] 如图41的分解图最佳所见,信号接口适配器412通常包括壳体413和安装至壳体413的盖板421。壳体413的近侧大体上为杯状,其具有内径稍大于PCB盖板421的外径的外边缘415。PCB盖板421被容纳在壳体413的近侧中、在壳体413的近侧表面417上、且在边缘415内。PCB盖板421可以通过粘合、机械紧固件(例如,螺钉或铆钉)和/或压配合来固定就位。

[0159] 在信号接口适配器412上设置一对相反极性的磁体420N、420S。类似地,在器械连接器450上设置一对相反极性的磁体458N、458S。再一次,接口系统的每一部件412、450的相反极性的磁体的位置呈180°分开(即,在中心孔419、457的相对两侧上)。一对圆柱形内孔433延伸通过壳体413的在该壳体(未示出)近端表面417和远端表面之间的厚度。圆柱形内孔433将磁体420N、420S容纳在其中,通过粘合、机械紧固件和/或压配合将磁体420N、420S保持就位。在器械连接器上,磁体458N、458S被容纳在圆柱形腔室459内,该圆柱形腔室在器械连接器450的壳体451的远侧面465处为敞开的,并且通过粘合、机械紧固件和/或压配合(见图42)将磁体458N、458S保持就位。因此,磁体420N、420S、458N、458S位于它们各自的盖板421、461的正下方。

[0160] 在其远侧,接口适配器412被配置为可移除地安装在套管针套管壳体(例如,图44中的套管针套管壳体486)的近端上。如同图9至图27的实施方式,在壳体413的相对两侧上设置一对有弹性的悬臂440。悬臂440可以径向向内弯曲,并且这种弹性弯曲通过由合适的弹性材料(例如,模制塑料)形成壳体413而增强。在每一悬臂440的自由端设置向远方延伸的闩锁臂441,并且闩锁臂441以径向延伸的夹钳442终止。如之前所描述的,夹钳442被定位并且被配置成通过套管针套管壳体的近端上的对应形状的狭槽被锁定地容纳。

[0161] 盖板421是多层PCB的形式,该PCB大体上为环形形状,且具有与接口适配器412的中心孔419对应的中心孔425。PCB盖板421在其近侧还包括多个导电触头427A-427C,该多个导电触头绕中心孔425布置。因此,PCB盖板421在信号接口适配器412的近侧面上设置三个间隔的、大体为椭圆形的触头427A-427C。电镀的通孔(或过孔)434被设置在每一触头427A-427C中,并且电镀的通孔(或过孔)434将触头427A-427C连接至包括各种电气迹线(未示出)和可选择的其它电子部件的一个或多个下层。

[0162] 如图中所指出的,信号接口适配器412上的导电触头427A-427C和器械连接器450上的对应的导电触头464A-464C并非绕部件412、450的中心孔均匀排列。换句话说,部件412、450上的触头的中心并非绕中心孔间隔开120度。而是,第一(高功率)触头427A、463A被定位在中心孔425、463的一侧,而第二低功率触头和第三低功率触头477B/477C、463B/463C位于中心孔的另一侧上。因此,高功率的第一触头427A、463A位于距离第二触头427B、463B在大约130度至大约170度之间,以及位于距离第三触头427C、463C在大约130度至大约170度之间(如从每一触头的中心测量的)。第二触头427B、463B位于距离第三触头427C、463C在大约20度至大约100度之间。这相比于匹配的第二触头之间的接触力和匹配的第三触头之间的接触力,得到第一触头427A、463A之间的更大的接触力。当然,根据MSIS的配置,其它成对的匹配触头之间具有增加的接触力可以是期望的,并且因此所示布置为一示例。

[0163] 此外,部件上的触头不是相同的尺寸。在所示的实施方式中,第一触头427A、463A大于第二触头427B、463B和第三触头427C、463C。这在高功率的第一触头427A、463A之间提供了用于更稳定的连接的更大的接触区域。同样地,由于在MSIS 400的每一部件上仅仅提供三个触头,因此并不需要以前述的方式提供弹性偏置的触头。因此,仪器连接器450和信号接口适配器两者都使用PCB盖板,而不是FPCB盖板。

[0164] 如同之前的实施方式,当两个部件处于匹配接合时,接口适配器和/或器械连接器包括一个或多个对齐的凸起,这些凸起被容纳于另一部件412(或450)上的对应的凹陷部内。在该实施方式中,单个凸起(430)被设置在器械连接器450的远侧面中,对应的凹陷部

466被设置在接口适配器412上。在该实施方式中,凸起包括非旋转地安装的球形轴承(例如,非导电的红宝石球形轴承),该球形轴承不仅防止在部件412、450的正确对齐之前的非匹配的电接触,还促进器械连接器和信号接口适配器的旋转滑动。轴承430可捕获地安装在设置器械连接器450的PCB盖板461内的孔432中。凸起430延伸到器械连接器450的远侧面上的导电触头464A-464C上方,从而防止触头464A-464C与信号接口适配器412上的对应的触头427A-427C接触,直到器械连接器与信号接口适配器正确的旋转对齐。当实现了正确的旋转对齐之后,轴承430被容纳在信号接口适配器的近侧面中的凹陷部466内,并且器械连接器被拉动与接口适配器匹配接触。当然,可以理解的是,可以在信号接口适配器连接器而非器械连接器上设置一个或多个轴承430(或其它凸起),连同在器械连接器上设置对应的凹陷部(或除了在器械连接器上设置轴承430(或其它凸起)之外,在信号接口适配器上设置轴承430(或其它凸起),连同在器械连接器上设置对应的凹陷部)。

[0165] 如上面指出的是,主电缆414在一端永久地附接至信号接口适配器412并且在其内包括三个导线管(例如,电线)。如图52中示意性地所见,这些导线管与信号接口适配器412的近侧面上的触头427A-427C电通信。电缆414的另一端具有三导体的电连接器435(见图44和图45),电连接器435被配置为由EDS 400(见图50)的前部上设置的对应的第一连接器444可操作地容纳,如本文中进一步描述的。连接器435被配置为用于与EDS 400的第一连接器444闭锁接合。不同于之前的实施方式,主电缆414没有被分成两部分;主电缆414的高功率导体和低功率导体通过单个连接器435连接至EDS 400。

[0166] 转向器械连接器450,该部件包括壳体451和安装至壳体451的PCB盖板461。盖板461是大体上为环形形状的多层PCB的形式,其具有对应于器械连接器450的中心孔457的中心孔463。PCB盖板461在其远侧还包括多个导电触头464A-464C,导电触头464A-464C以与信号接口适配器412的导电触头427A-427C相同的方式绕中心孔463布置。因此,PCB盖板461在器械连接器450的远侧面上提供了三个间隔开的大体为椭圆形形状的触头464A-464C。电镀的通孔(或过孔)被设置在每一触头464A-464C中,并且所述电镀的通孔(或过孔)将触头464A-464C连接至包括各种电气迹线(未示出)和可选择的其它电子部件(例如,如本文中进一步描述的一个或多个电阻器)的一个或多个下层。

[0167] 例如,在图52中示意性示出的一特定实施方式中,第一触头464A被用于将RF电流传输至外科手术器械触头,并且第二触头464B与第三触头464C电通信(该电通信可以例如由盖板461的PCB内的导电迹线或盖板461的近侧上的导电迹线提供)。如以下描述的,器械连接器450的第二触头464B和第三触头464C之间的电通信向EDS 400提供指示MSIS 410的各部件的匹配接合的信号。在图53至图55的替选实施方式中,第一触头564A用于向外科手术器械触头传输RF电流,并且第二触头564B通过具有预定电阻的电阻器531A与第三触头564C电通信。如以下描述的,器械连接器550的第二触头564B和第三触头564C之间的电通信向EDS 500提供指示MSIS的各部件的匹配接合的信号或预定电压(由电阻器531A引起)。

[0168] 器械连接器(450)还包括具有圆柱形安装柱475和渐缩的导锥476的导向帽473,导向帽473在安装柱475与导锥476的基部的相交处具有环形肩部477。安装柱475的尺寸设定为被容纳在壳体451的中心孔457A内,同时肩部477按压抵靠盖板461的远侧面(见图39)。导向帽可以通过粘合、机械紧固件(例如螺钉或铆钉)和压配合中的一者或多者被压配合就位和/或保持就位。

[0169] 导锥476沿其长度外径逐渐变细,以便引导器械连接器450和信号接口适配器412的匹配连接。导锥476还帮助将器械连接器相对于信号接口适配器412正确地定中心,从而确保匹配触头和孔正确地对齐。在导锥476内部,并且如图43最佳所见,导锥476的内孔包括第一渐缩部474A和第二渐缩部474B,使得导锥(476)的内径在第一渐缩部474A和第二渐缩部474B的相交处最小。这允许外科手术器械的轴在套管针套管的内部中稍微移动(即,摇晃),从而使得MSIS的各部件脱离。并且,通过在导锥476的最大外径区域处(接近与信号接口适配器的盖板的平面相同的平面)定位第一锥部474A和第二锥部474B的相交点,进一步增加了MSIS各部件的匹配连接的稳定性,因为器械轴将在其被信号接口适配器支撑的位置(在导锥的外部上)(即在导锥的外径和信号接口适配器的内部之间的配合为最紧密的位置)抵靠导锥的内孔。这用于限制否则可能使MSIS各部件脱离的扭矩。

[0170] 如在图44中最佳所见,器械连接器450被配置为可滑动地安装在器械轴上。器械轴492被滑动地容纳通过器械连接器450的导锥473的中心孔,使得连接器可以沿器械轴的至少一部分轴向地和旋转地滑动。器械连接器450可以被配置为用于部分地取决于外科手术器械和连接至其的电连接件的配置,以各种各样的方式可操作地附接至外科手术器械。

[0171] 在图39至图49所示的实施方式中,器械电缆452在一端被永久地附接至器械连接器450并且在其内包括两个导线管(例如,电线)。如图52中示意性所见,这些导线管与第一触头464A和第二触头464B在器械连接器450的远侧面上电通信。器械电缆452的器械连接端类似于上述的图34至图38被配置,并且适于与单极钳(也被称为电极解剖器)一起使用,该单极钳具有与末端执行器电极(例如,钳爪构件中的一者)电通信的柱式连接器496(见图44A)。

[0172] 器械490包括在轴492的远端的末端执行器492A,手柄组件494位于轴的近端,手柄组件具有固定手柄494A和用于闭合末端执行器的钳爪构件的可移动(即,枢转)的手柄494B。再一次,外科手术器械490制造为不具有手动开关,并且因此其被设计为与由使用者激活的脚踏开关一起使用。然而,图39至图49的实施方式提供可以被改装到外科手术器械(例如,器械490)的手动开关479,以使用现存的外部电气设备(例如,RF发生器)提供器械的手动开关控制。此外,特别是当与以下描述的EDS 400一起使用时,手动开关479向外部电气设备(例如,RF发生器)上的手动开关端口提供手动开关信号,而不是模拟脚踏开关信号的信号。因此,手动开关479允许器械的手动开关控制,该器械被制造成不具有成一体手动开关。

[0173] 如图44A中最佳所见,器械手柄组件494包括与末端执行器电极(例如,钳爪构件中的一者)电通信的柱式连接器496。器械电缆452的远端包括配置为与柱式连接器496可操作地接合的凹型插头连接器497。如在图47的分解图中最佳所见,凹型插头连接器497包括第一壳体497A和第二壳体497B以及容纳在第一壳体497A和第二壳体497B中的导电套筒497C。导电套筒497C被配置为紧凑地与外科手术器械的柱496配合,并且与器械电缆452的第一导体452A电通信。第二导体452B不与导电套筒497C电通信,然而每一导体452A、452B经由开关电缆498与开关479的极点中的一个极点电通信。

[0174] 开关组件479被配置为单极单掷(“SPST”)开关,该单极单掷开关被配置为附接与外科手术器械的手柄组件(例如,器械490的手柄组件494)。如图48和图49最佳所见,开关组件479包括柔性开关基板489,基板489包括基部部分489A和延伸远离基部部分489A的相对

两侧的一对翼部489B。基板489的第一侧的至少一部分包括用于将开关组件479可释放地附接至外科手术器械的粘合层。可移除的释放板(图49中的RS)被设置在粘合层上,并且被移除来暴露该粘合层以用于将开关组件479附接至器械(例如,附接至外科手术器械的手柄组件或壳体)。开关基板489的柔性特性,特别是在翼部489B接触基部部分489A的位置,促进在各种使用者可选择的位置将开关组件479固定附接至器械。例如,在图44中,开关组件479被示出刚好在固定手柄494A的上方粘合于手柄组件494。粘合层(类似于粘合绑带)可以被施加在翼部489B和基部部分489A两者的底表面上,或仅仅被施加在翼部489B的底部表面上。开关基板489的柔性特性允许以类似于附接粘合绑带的方式将开关组件479附接于外科手术器械,从而在用户期望附接开关组件479的位置,将开关基板489弯曲以匹配器械的一部分的形状。在一些实施方式中,开关基板489还为可伸缩的以进一步促进附接,和/或粘合剂为可释放的使得开关组件479可以被移除(例如,为器械消毒)。当然,可以理解的是,开关组件479可以被配置用于以各种其它方式(例如,一个或多个紧固件)附接至外科手术器械。

[0175] 开关组件479还包括附接至上表面(即,远离器械和任何粘合剂的一侧)的基部构件491,并且为触觉按钮开关493提供更刚性的支撑。盖板499被固定在按钮开关493上以便提供更大的启动表面并保护该按钮开关。按钮开关493经由开关电缆498与第一导体452A和第二导体452B电通信,并且开关493的启动将第一导体452A和第二导体452B置于彼此电通信(在图52中示意性描绘)。因此,当使用者启动(即,按压)开关组件479的盖板499时,信号通过匹配的器械连接器450和信号接口适配器412向EDS 400传递,由此手动开关信号向发生器401(或其它外部电气设备)传输。可选择地,一个或多个额外的按钮或其它开关可以被设置在器械上以用于控制从发生器传输RF电流。从图52中还将注意的是,在该实施方式中,脚踏开关484可以可选择地以通常的方式连接至发生器401上的脚踏开关端口。

[0176] 用于与图39至图49的MSIS一起使用的EDS 400在图50至图52中被描绘,并且再一次,EDS 400被配置为可操作地连接至外部电气设备(例如,RF电外科发生器401)。然而,在该实施方式中,单条的两导体电缆402被用作用于向器械490传输RF电流的供电线(或导线管)(例如,用于高压RF电流),以及被用作用于向发生器401传输手动开关控制信号的控制信号线。市场上可购买的发生器具有用于RF电流和手动开关信号两者的单个连接器。尽管这些发生器通常具有三插口的连接器(一个插口用于RF以及两个插口用于手动开关信号),但是EDS 400仅仅通过设置在电缆402的远端处的连接器的一个针脚来传输一个手动开关信号。因此,尽管在电缆402的远端处的连接器402A可以包括用于与商业的RF发生器上的连接器兼容的三个(或更多个)针脚,但是这些针脚中的一个针脚将不会传输信号(即,将不会激活)。正如之前,在使用单极的情况下,能量通过与患者导电接触的一个或多个返回电极403,经由返回线404,返回至发生器401。

[0177] 正如之前,EDS 400用作由MSIS 410调节的、在发生器401和器械490之间的断路器。EDS 400被配置为使得只有当器械连接器450与信号接口适配器412匹配地接合时,RF功率可以被从发生器401传输至器械490。当MSIS 410的各部件处于匹配接合时,EDS 400内的将电缆402的供电线置于与电力导体414A电通信的功率传输电路闭合。EDS 400包括逻辑器件(例如,检测器械连接器412和信号接口适配器450之间是否匹配接合的微处理器411)。当(例如,从MSIS上的触头的匹配接合产生的电压)检测到匹配接合时,EDS 400中的微处理器411或其它逻辑电路使得将来自发生器的供电线置于与电力导体414A电通信的第一继电器

482(例如,簧片继电器)闭合。然而,再一次可以理解的是,EDS 400中的功率传输电路的闭合并不意味着RF电流被传输至器械490的末端执行器。而是,医生仍然必须通过启动手动开关479来激活发生器(即,使发生器沿供电线传输RF电流)。根据由使用者的激活,RF电流被传输至与器械490的末端执行器邻近的治疗位置。

[0178] 图50和图51分别描绘了EDS 400的前侧视图和后侧视图,图52为EDS 400的(移除了底盖)的示意图,并且为了清楚省略印刷电路板和某些其它电子部件。图52为EDS 400的电路原理图,其省略了前面针对EDS 200描述的一些电路隔离特征。可以理解的是,MSIS 410和EDS 400在图52中示意性地被示出并且并非相对于器械按照比例绘制。同样地,在图52中示意性地将电缆描绘为不同的导体而不是具有内部导体的电缆(即,在图52中省略了电缆的外护套)。

[0179] EDS 400盒的前部包括用于可操作地容纳主电缆414的末端上的连接器435的第一连接器444。因此,第一连接器444为3插口的凹型连接器。盒的前部还包括用于发出EDS的操作参数的信号的各种LED指示器446(例如,被配置为根据MSIS部件的匹配接合的检测来点亮和/或改变颜色的一个或多个LED,以及被配置为根据开关479的启动来点亮和/或改变颜色的一个或多个LED)。EDS400盒的后部包括用于可操作地连接至来自发生器的电缆(402)的第二连接器(447)。在这种情况下,第二连接器447为2插口的凹型连接器,因为电缆402中仅仅需要两个导线管。EDS 400包括用于附接至电源(例如,12V的直流(DC)电源)的电力连接器449。当然,EDS 400还可以(或可备选地)被配置为包括诸如可充电电池的内部电源。

[0180] EDS 400还包括用于控制EDS的操作和向发生器发送手动开关信号的一个或多个处理器(例如,微处理器411)或其它逻辑(即,控制)电路。当器械连接器450和信号接口适配器412变得匹配接合时,第一触头427A与第一触头464A导电接触,第二触头427B与第二触头464B导电接触,第三触头427C与第三触头464C导电接触。因此,由于器械连接器450的第二触头464B和第三触头464C彼此电通信,因此主电缆414的低功率导体414B、414C将(通过MSIS 410的第二触头427B/464B和第三触头427C/464C)彼此电通信。EDS 400被配置为使得由微处理器接收指示MSIS 400的各部件的匹配接合的电压信号。当接收到该电压信号时,微处理器411向继电器482(例如,簧片继电器开关)提供闭合信号,该闭合信号将供电线402置于与电力导体414A电通信(见图52)。然而,RF功率还未通过该电通信路径被传输至外科手术器械490,直到向发生器提供启动信号(要么是来自EDS 400的手动开关信号,要么是来自连接至发生器401的可选脚踏开关484的信号)。

[0181] 根据使用者对改装的手动开关479的启动,指示开关闭合的电压信号被提供给微处理器411。微处理器411适于根据开关闭合信号的检测向第二继电器485传输闭合信号。如同第一继电器472,第二继电器485用作常开的SPST开关。第二继电器485的闭合向发生器401提供手动开关信号,其中该手动开关信号等同于手动开关的外科手术器械被连接至发生器并且其手动开关被启动时将被提供至发生器的信号。以这种方式,EDS 400结合MSIS 410允许将手动开关改装到外科手术器械。例如,电外科单极钳(解剖器)490(通常仅仅能通过脚踏开关控制来操作)可以为结合传统的发生器被操作的手动开关。

[0182] 正如之前,在一些实施方式中,EDS 400被配置为使得除非高压的第一继电器482也被闭合,否则将不闭合第二继电器485。以这种方式,只有当MSIS各部件处于匹配接合(即,外科手术器械在套管针套管内,准备好被使用)时发生器401才将被激活。在备选实施

方式中,低压的第二继电器485的闭合不依赖于高压的第一继电器482的状态。

[0183] 可以理解的是,尽管MSIS 410被描绘并描述为具有仅三个通信信道(即,每一部件上的三个导电的匹配触头),但是MSIS 410可以被修改为包括任何数目的匹配触头和通信信道。例如,盖板421、461可以被修改为使得每一盖板具有以绕中心孔425、463的预定图案布置的四个匹配触头,从而允许MSIS 410与一对改装的手动开关(例如,类似于手动开关279A、279B和EDS 200(或类似的EDS,其具有用于使开关信号(例如,模拟脚踏开关信号,或以传导至发生器上的手动开关信号端口的手动开关信号的形式)被传输至发生器或其它外部电气设备的一对低压的继电器)结合使用。还可以理解的是,EDS 400和/或MSIS 410可以包括用于信号调节的各种其它的电路和电气部件、用于电压信号调控的电阻器等。

[0184] 图53和图54示意性地描绘了用于与变型的MSIS 510一起使用的EDS 500的替选实施方式,MSIS 510包括信号接口适配器512和器械连接器550。图53示意性地描绘了电缆(及其连接)以及MSIS 510的各部件的匹配面。EDS 500被配置为类似于EDS 400,并且包括微处理器511、用于可操作地容纳在来自信号接口适配器512的主电缆514的末端上的连接器535的第一连接器544、各种LED指示器546、用于可操作地连接至来自发生器501的电缆502的第二连接器547、以及用于附接至电源(例如,12V的DC电源)的电力连接器549。当然,再一次,EDS 500还可以(或可替选地)被配置为包括诸如可充电电池的电源。如同EDS 400,EDS 500还包括高压的第一继电器582,当第一继电器582被触发时其将供电线502与主电缆514的电力导体514A置于电通信。EDS 500还包括低压的第二继电器585,当第二继电器585被触发时其向发生器发送手动开关信号。再一次,主电缆514在其一端处被永久地附接至信号接口适配器512并且主电缆514在其内包括三个导线管(例如,电线)。这些导线管与信号接口适配器512的近侧面上的三个触头527A-527C电通信。

[0185] 信号接口适配器512上的三个导电触头527A-527C再一次被配置为用于与器械连接器512上的三个导电触头564A-564C匹配接合。然而,在该实施方式中,第二触头564B通过位于器械连接器550中的具有预定电阻的电阻器513A与第三触头564C电通信。将低系统电压施加到导体514C、552C,并且由导体514B向EDS 500提供第一信号电压。当MSIS 510的各部件处于匹配接合时,预定电平的电压(基于电阻器531A的预定电阻)将出现在导体(线)514B上。EDS 500被配置为感应该预定的电压,作为MSIS各部件512、550的匹配接合的指示,并且微处理器511将使第一继电器582闭合。

[0186] 图53的实施方式还包括器械电缆552,其具有类似于之前的实施方式的插头连接器497的凹型插头连接器597。(图53中未示出插头连接器。)插头连接器被配置为用于与外科手术器械490上的柱式连接器的可操作地接合。不同于之前的实施方式,器械电缆552在其内具有三个、而不是两个导体。一个导体552A向器械的柱式连接器传输高功率的RF电流,而另外两个位于开关电缆598中的导体552B、552C在插头连接器和手动开关组件579之间延伸。因此,与前述的实施方式相比,开关检测电路与高功率导体552A隔离。

[0187] 图53的实施方式中提供类似于之前的实施方式的手动开关组件479的可改装的手动开关组件579。该开关的启动(例如,通过按压按钮开关593)将开关导体552B、552C置于电通信。具有预定电阻的第二电阻器531B(不同于第一电阻器531A的电阻)(例如更低的电阻)沿第二开关导体552B位于按钮开关593和器械连接器550的第二触头564B之间。尽管图53中描绘的第二电阻器531B在器械连接器550的外部(例如在电缆552或电缆598内),但是第二

电阻器531B可替代地设置在器械连接器本身内(如图54所示)。当手动开关组件579启动时,低系统电压施加到导体514C、552C,不同于第一信号电压的预定电平的第二信号电压(基于电阻器531B的预定电阻)由导体514B提供到EDS 500。EDS 500被配置为感应该预定的第二电压,作为由使用者启动手动开关的指示,并且微处理器511将使第二继电器582闭合。这得到被提供至发生器的手动开关信号,从而得到RF电流向器械490的传输。当然,可以理解的是,EDS 500和MSIS 510可以被配置为以其它各种方式检测MSIS的各部件的匹配接合以及手动开关的启动。

[0188] 如图54所示,MSIS 510还包括位于主电缆514的EDS接合端的变型连接器535。连接器535是具有导电迹线514A*、514B*、514C*的PCB的形式,导电迹线514A*、514B*、514C*分别与高功率导体514A和低功率导体514B、514C电通信。PCB容纳在外壳体(未示出)内,导电迹线的近端(图54中最右侧)暴露用于与EDS 500上相应配置的凹型连接器544的可操作地连接。为连接器535使用PCB还允许物理地分离高功率迹线和低功率迹线(如图所示),以便提供额外的安全性。

[0189] 连接器535中的第二导体514B*(即,迹线)和第三导体514C*通过具有预定电阻(不同于第一电阻器531A和第二电阻器531B的电阻)的第三电阻器531C电通信。第三电阻器531C位于连接器535内。当连接器535被正确地连接至EDS 500上的凹型连接器544时,低系统电压将会被施加到导体514C*,并且不同于第一信号电压和第二信号电压的具有预定电平(基于电阻器531C的预定电阻)的第三信号电压将由导体514B*提供至EDS 500。EDS 500被配置为感应该预定的第三电压,作为信号接口适配器512的主电缆514已经被可操作地连接至EDS 500的指示。这引起EDS 500上的一个或多个LED点亮和/或改变颜色,从而指示正确连接到EDS 500。在一些实施方式中,也可以由EDS根据主电缆514的正确连接、MSIS各部件的匹配接合、一个或多个手动开关的启动、和/或故障的检测(例如短路或其它非标准的状态)提供听觉信号。以示例的方式,如果出现短路,则EDS 500将从导体514B检测到高于预期电压信号的信号并且EDS 500将不会开启或(如果已经通电)将关闭。

[0190] 最后,图55为EDS 600的另一实施方式的示意性图示,该EDS 600被配置为例如通过连接器644可操作地连接至MSIS 510的主电缆514的连接器535、通过连接器647连接至发生器(未示出)、以及通过电力连接器649连接至电源(例如,12V的DC电源)。在该实施方式中,微处理器被(除了别的以外)四重比较器(quad comparator)替代。EDS 600监控感应线TP1的电压并且将该电压与参考电压TP2、TP3、TP4&TP5进行比较,以确定是否激活不同的功能以及何时激活不同的功能。参考电压由串联的电阻器产生并且与系统电压成比例。使用示出的结合在单个集成电路中的四个比较器(即四重比较器)完成电压的比较。

[0191] 在MSIS 510的主电缆514连接至EDS 600之前,TP1电压将高于TP2、TP3和TP4,并且因此三个比较器输出将为低的。除非绿色(GREEN)LED1被点亮以指示系统已具有功率,否则不采取行动。在MSIS 510的主电缆514连接至EDS 600之后,TP1电压将低于TP2(由于器械连接器535中的电阻器531C)但高于TP3和TP4。与TP2相关的比较器的输出将会为高的,并且其它的比较器的输出将继续为低的。绿色LED2被点亮以指示连接器被附接。

[0192] 当具有器械连接器550的外科手术器械被插入信号接口适配器412并且MSIS各部件变成匹配地接合时,TP1电压将低于TP3(由于器械连接器550中的电阻器531A)但高于TP4。与TP3相关的比较器的输出将为高的,而与TP4相关的比较器的输出将保持为低的。使

用四重与(AND)门来检查TP3的输出和TP5的输出两者以确定它们是否为高的。如果是,则绿色LED3被点亮以指示连接器被附接并且闭合第一簧片继电器682以准备单极电路。

[0193] 当手动开关593被启动时,关闭开关组件579内的电路,由于器械连接器550中的电阻器531B,TP1电压将比TP4低。与TP4相关的比较器的输出将为高的。使用四重与门来检查TP4和TP5的输出两者以确定它们是否为高的。如果是,则绿色LED4被点亮以指示连接器被附接并且闭合第二簧片继电器685以向发生器发出传输单极功率的信号。

[0194] TP1还与TP5进行比较以检测电缆系统中是否有短路。该比较的输出为高的直到TP1电压降至TP5的电压以下。如果TP1电压由于短路降至TP5以下,则与TP5相关的比较器将会变为低的,使得与TP3和TP4相关的两个与门变为低的,因此使得两个继电器682、685断开(并且相应的LED变暗),从而防止发生器的操作,并且从电流上将发生器与器械断开。同时,逆变器变为高的,使得红色(RED)LED4点亮,发出错误信号。

[0195] 应该理解的是,四重比较器、四重与门、和逆变器通过利用晶体管和电阻器来控制LED以及继电器,以调节电流。在不同的条件和标准(例如IEC 60601)下,使用电容器、二极管、和其它电气部件来平滑电压波动以及优化系统的可靠性和安全性。

[0196] 可以理解的是,本文中的示例性图示和描述并不意在提供用于制造本发明的EDS的详尽的蓝图。因此,除了上述的那些部件之外,EDS包括各种传统的部件,例如,用于调节各种电压的部件、用于降低信号噪声的部件、用于监测电池状况的电路、用于激活LED指示器46的电路等。通过示例的方式,LED指示器46可以显示指示MSIS的接合状态(即,是否匹配接合)、脚踏开关踏板和手动开关的状态、EDS是否附接至发生器等的所有颜色。替选的MSIS的实施方式和附录A中描述的特征中的任一者也可以与本发明的系统和方法一起使用。

[0197] EDS和本文中所描述的相关的MSIS可以与各种各样的信号相关的外科手术器械一起使用。如本文中所使用的,“信号相关的外科手术器械”为从外部设备接收一个或多个电信号和/或向外部设备提供一个或多个电信号的外科手术器械,其中所述电信号可以包括功率信号(例如,电流或电压)和/或通信信号(例如,传感器信号)。信号相关的外科手术器械包括电动外科手术器械(特别是那些被配置为用于通过套管使用的外科手术器械)以及,例如用于以下的器械:超声波切割/烧灼、超声成像、超声聚焦、射频烧灼、射频切割、射频消融、吻合、感测、成像、测量、机器人、触觉、切割、研磨、夹紧、热、放射性同位素、药物递送、活组织检查、高光谱成像、气腹和/或缝合。

[0198] 在一些替选实施方式中,EDS为无源的,这在于当检测到MSIS的匹配接合时,其只闭合高压继电器(50),而不具有用于手动开关信号的脚踏开关模拟的附加特性。在其它实施方式中,在EDS中提供各种附加的电子电路,例如IC芯片或用于识别目的的其他部件(例如,用于识别通过MSIS接合的器械的类型)。其它合适的电路可以包括一个或多个传感器,所述一个或多个传感器用于检测与MSIS的两个部件的电连接相关的各种情况,或甚至用于检测与套管针、外科手术器械、或在外科手术环境中套管针和外科手术器械中的任一者的使用相关的一种或多种情况。

[0199] 作为另一替选方案,EDS可以被配置为具有多于一个的高压单极输入和多于一个的低功率控制信号输入,使得EDS可以与两个电外科手术器械/MSIS系统一起使用。该替选方案可以包括用于操作和控制发送器械的额外的一组高压继电器(50)和低压继电器(56, 57)。

[0200] 尽管在上文中已经结合单级镊子详细地描述了各种实施方式,但是可以理解的是,EDS和MSIS可以与多种信号相关的外科器械一起使用,包括RF器械(双极和单极,例如单极钳,单极铅笔,单极剪刀,双极钳,双极铅笔,双极剪刀),电灼仪器和超声仪器(例如超声刀,超声探头,超声剪)。因此,上文中所述组件、部件、特征和配置以及设备的制造方法和本文中描述的方法不限于本文中描述的具体实施方式。

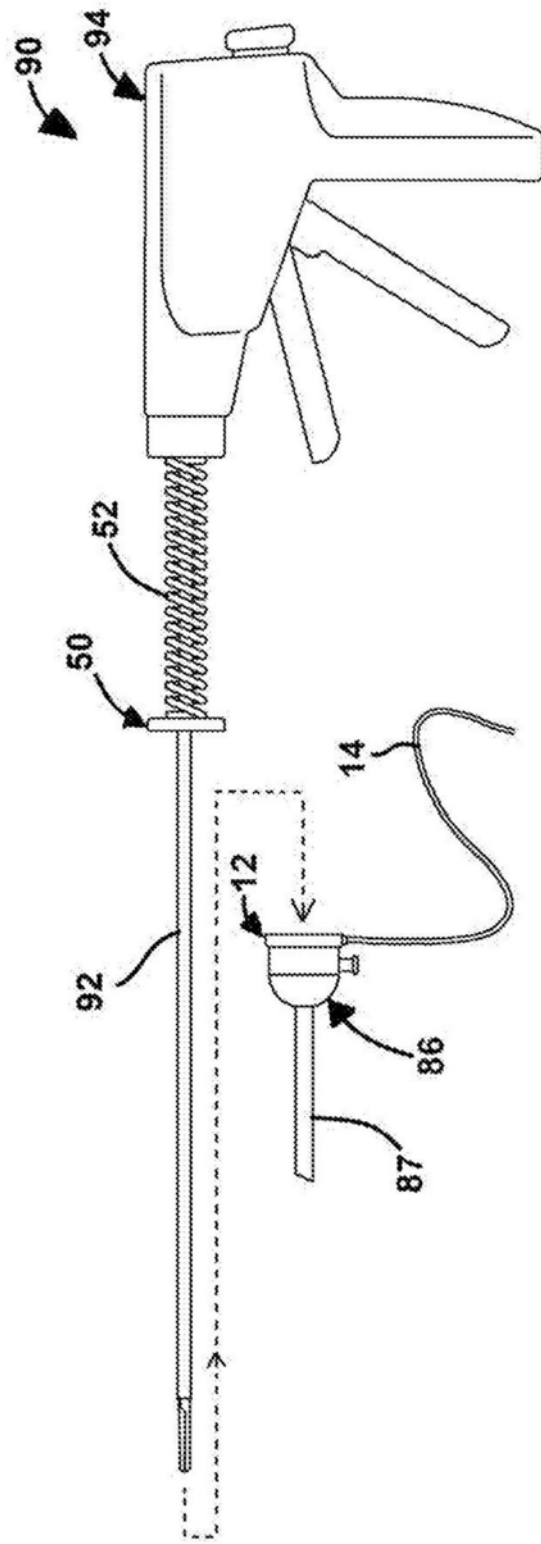


图1

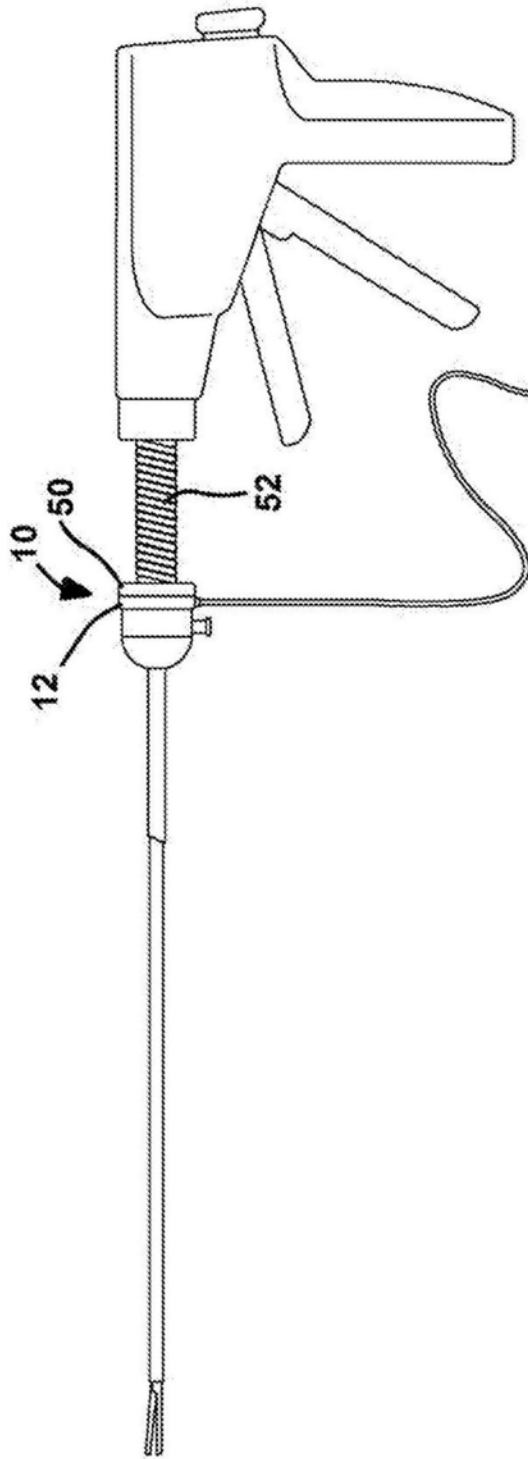


图2

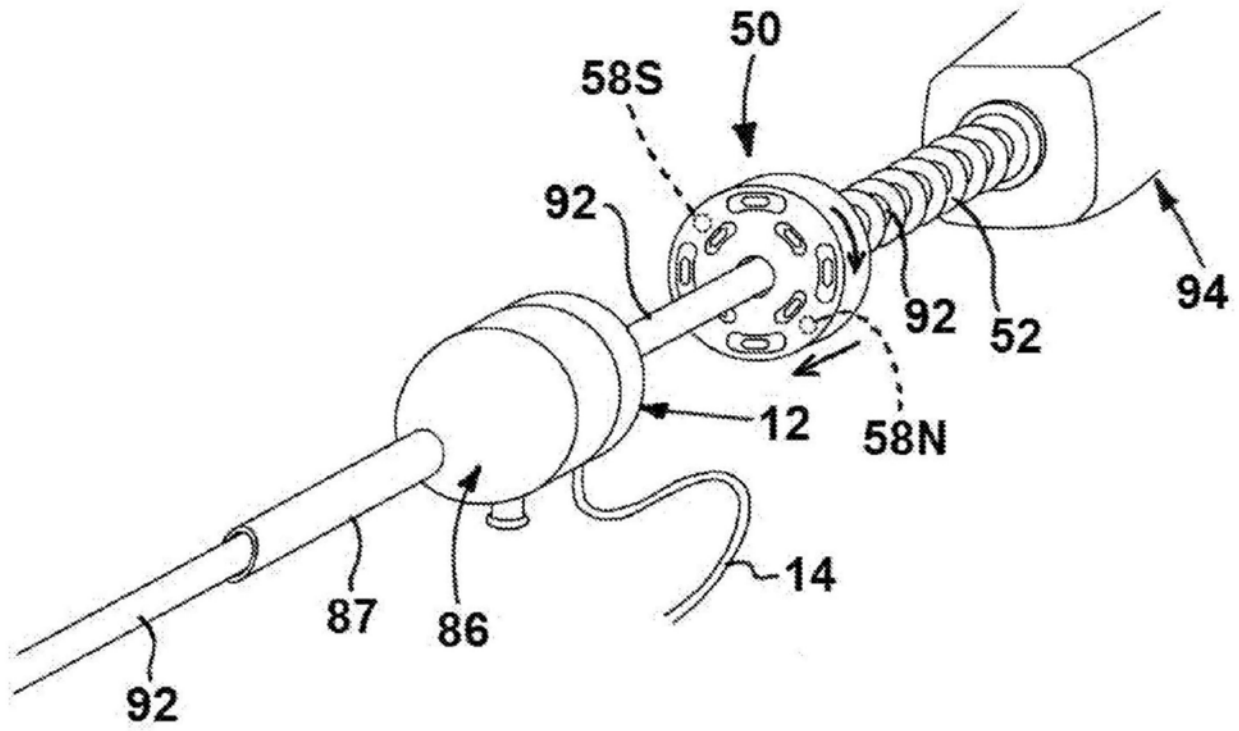


图3

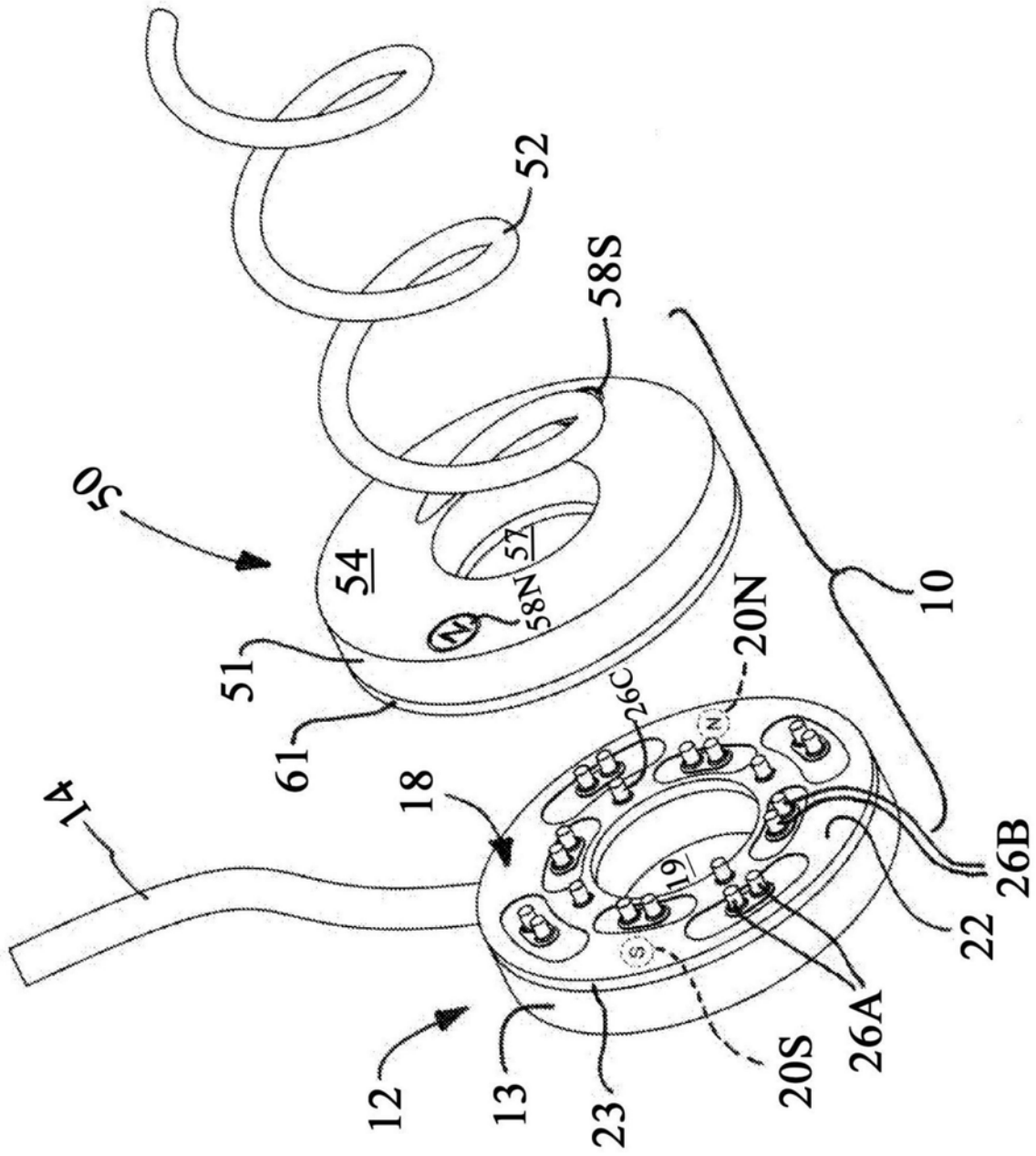


图5

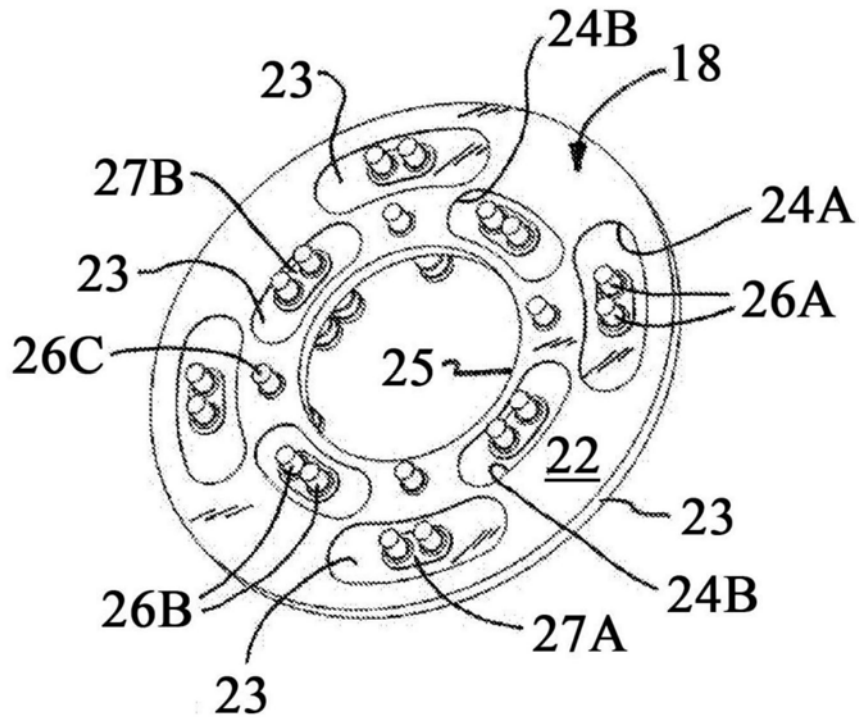


图6A

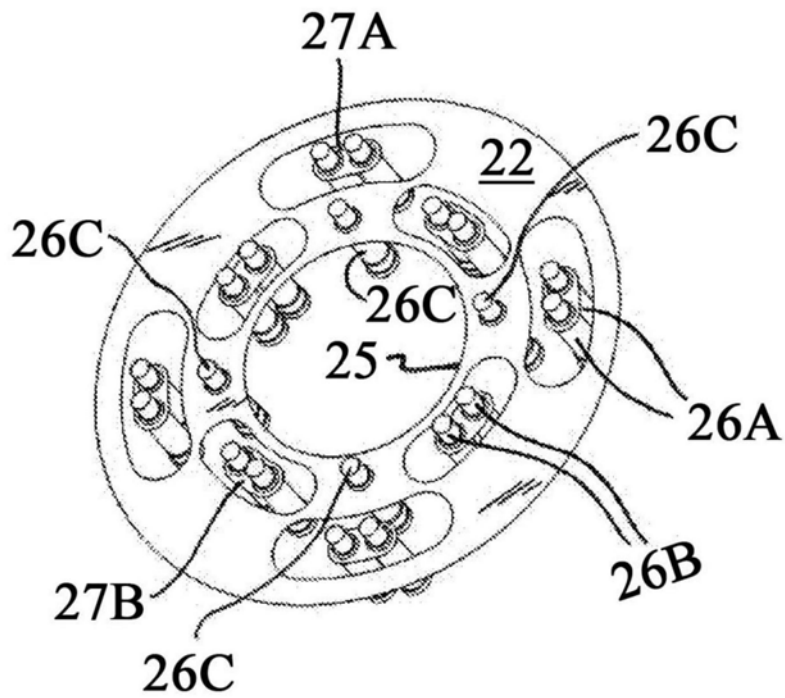


图6B

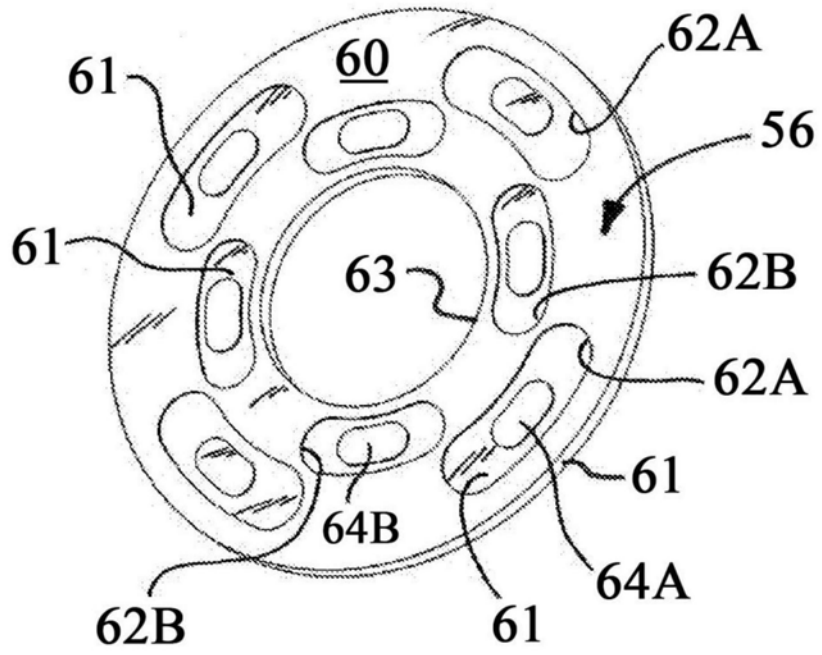


图7A

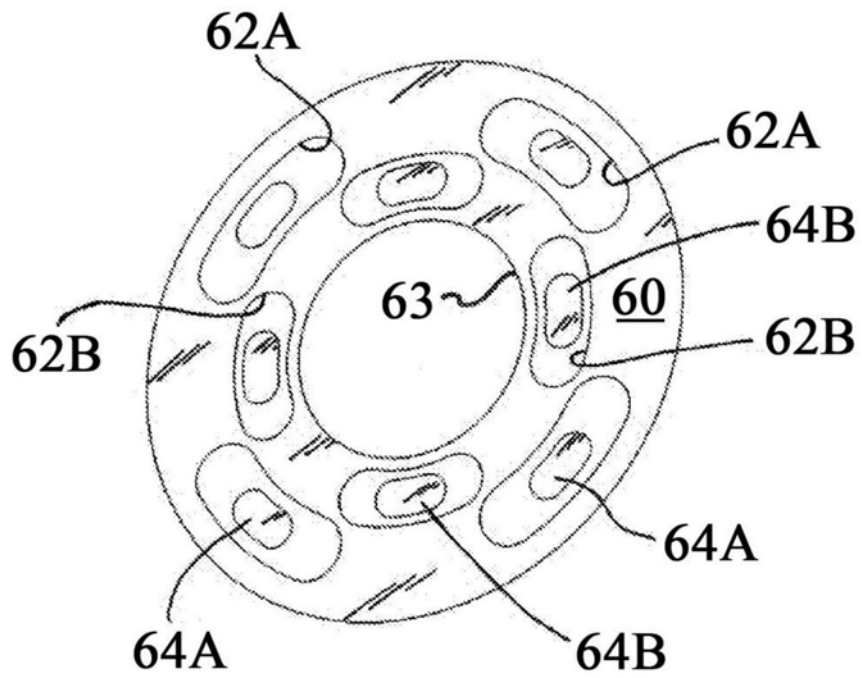


图7B

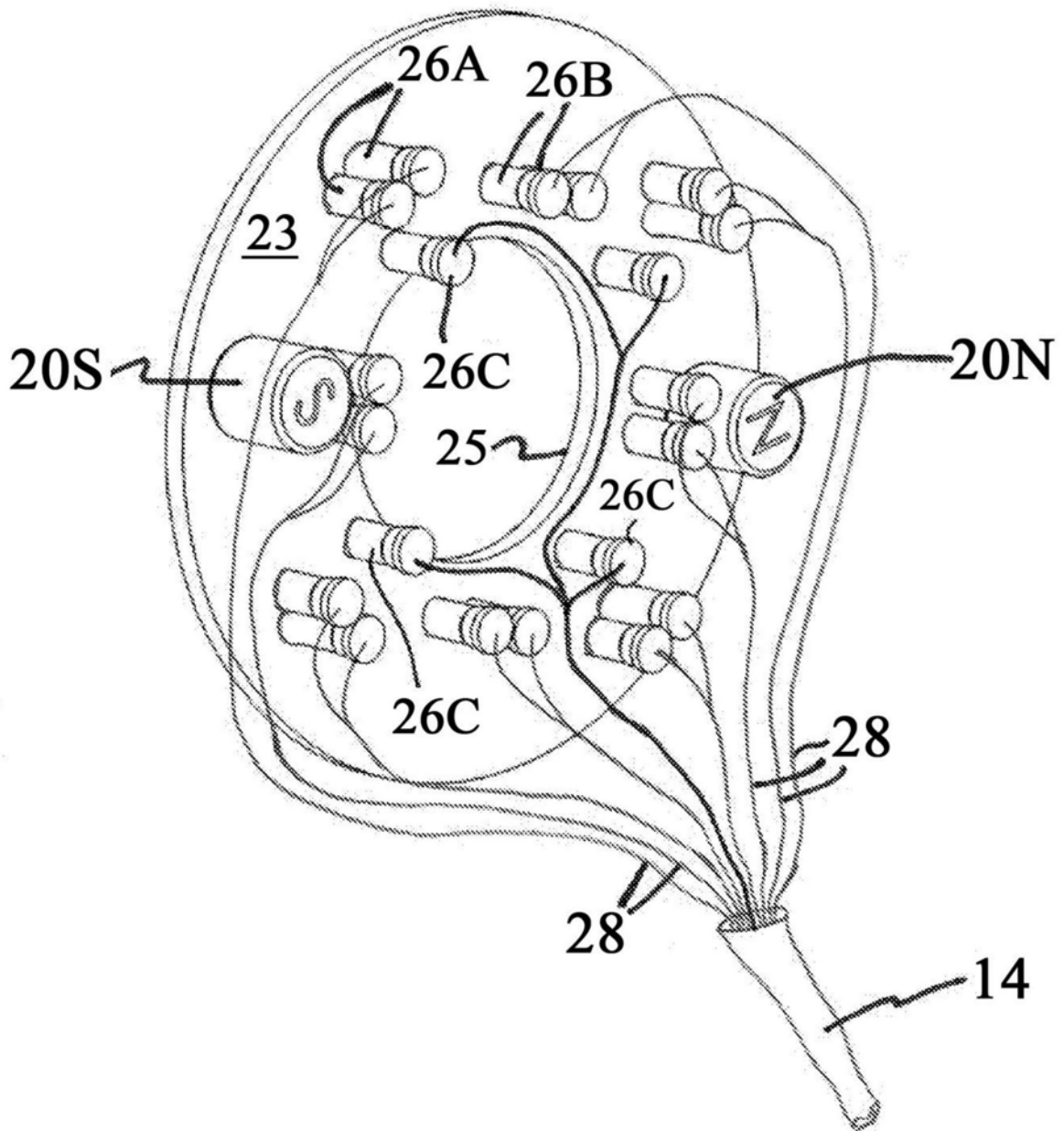


图8

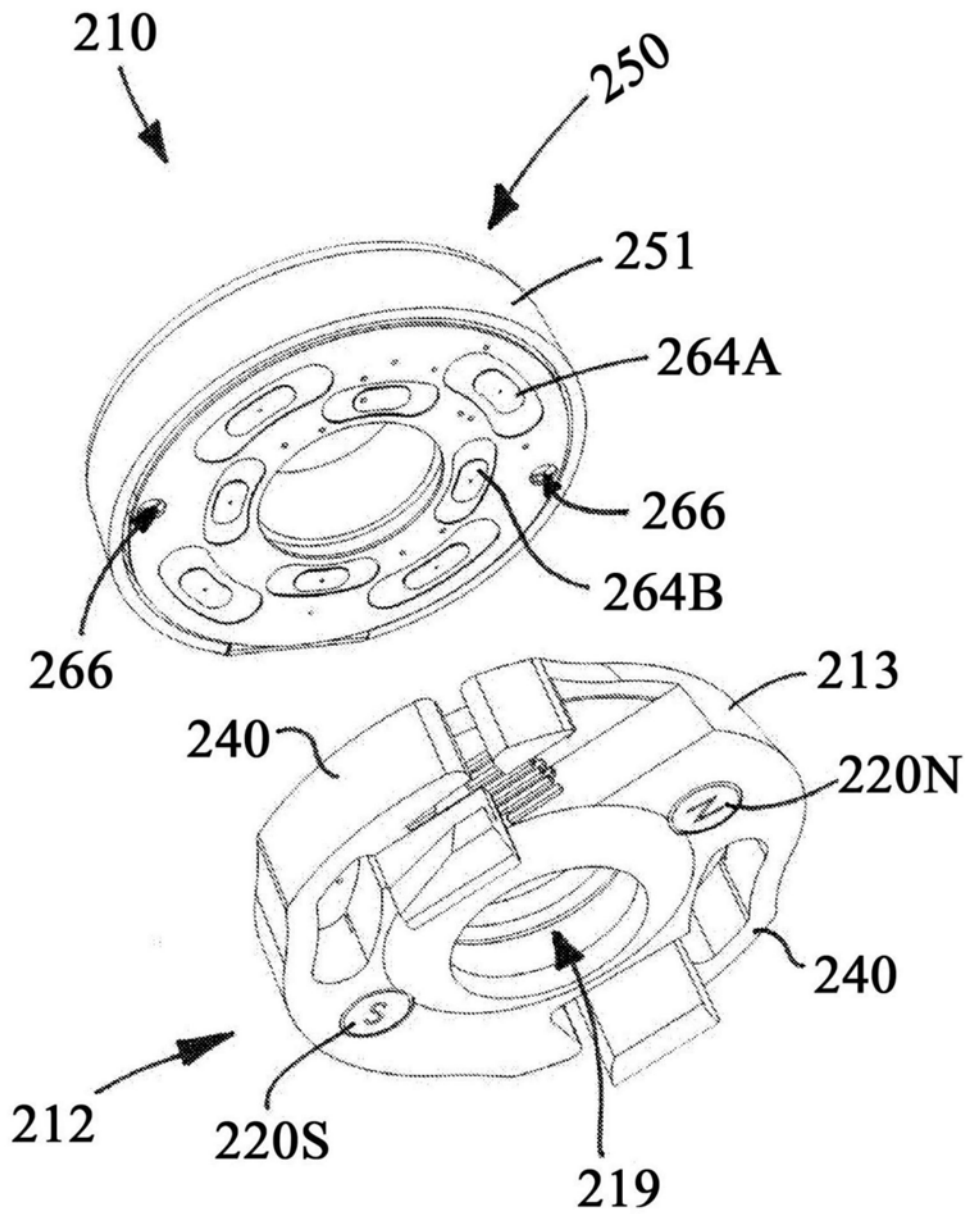


图9

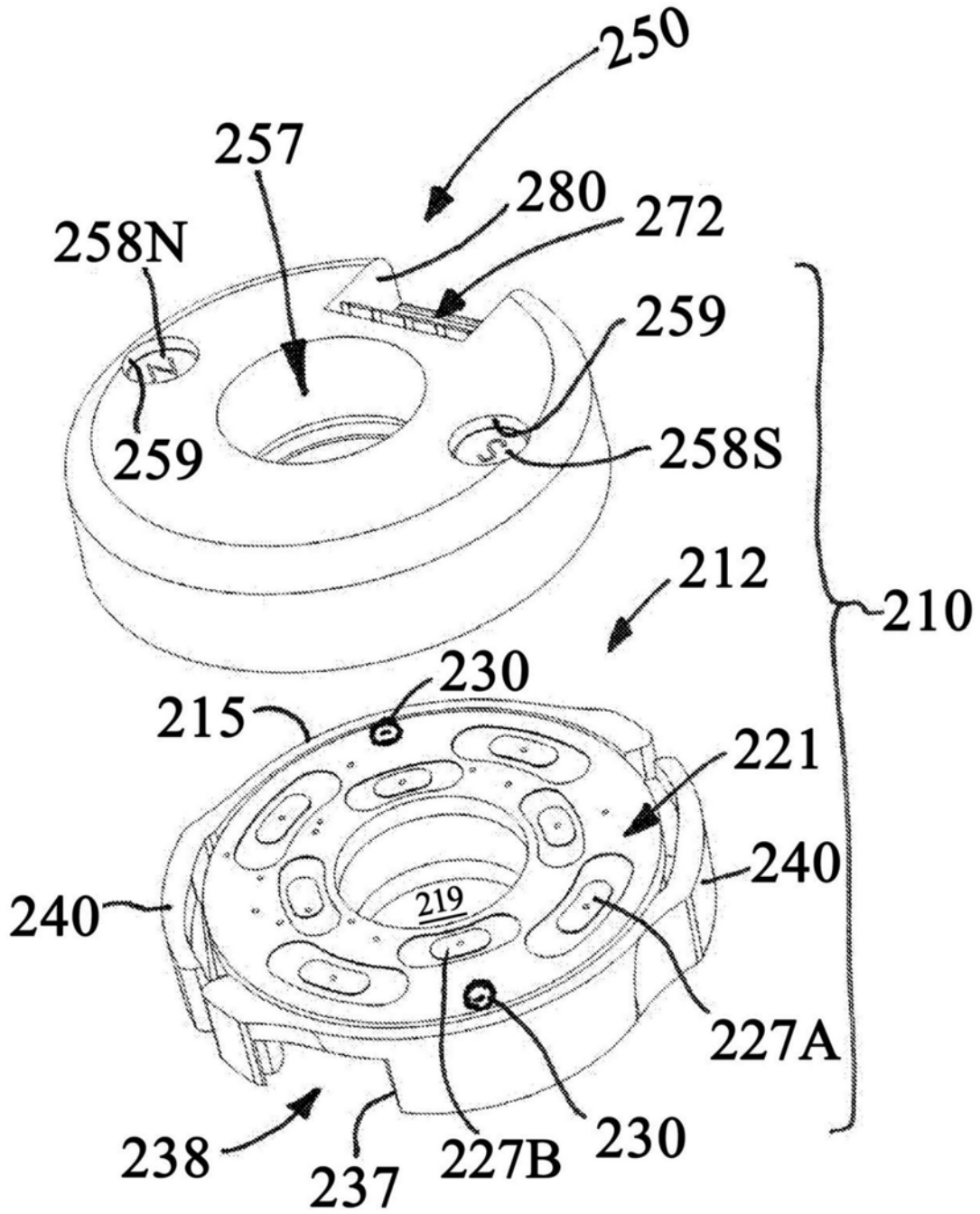


图10

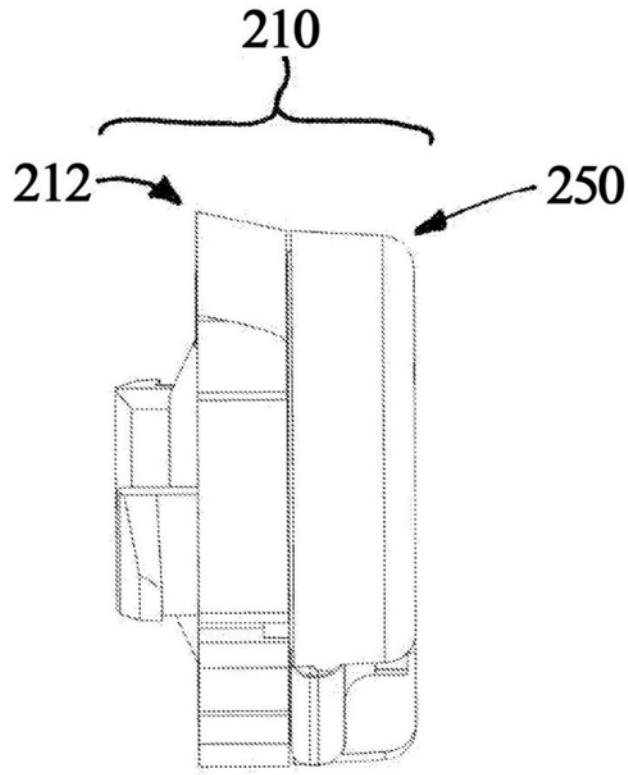


图11

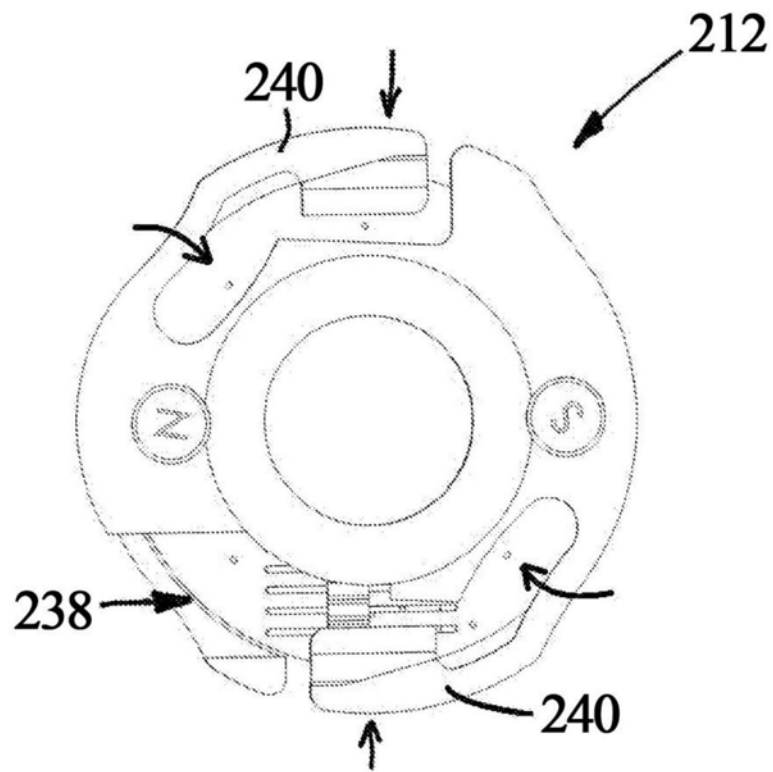


图12

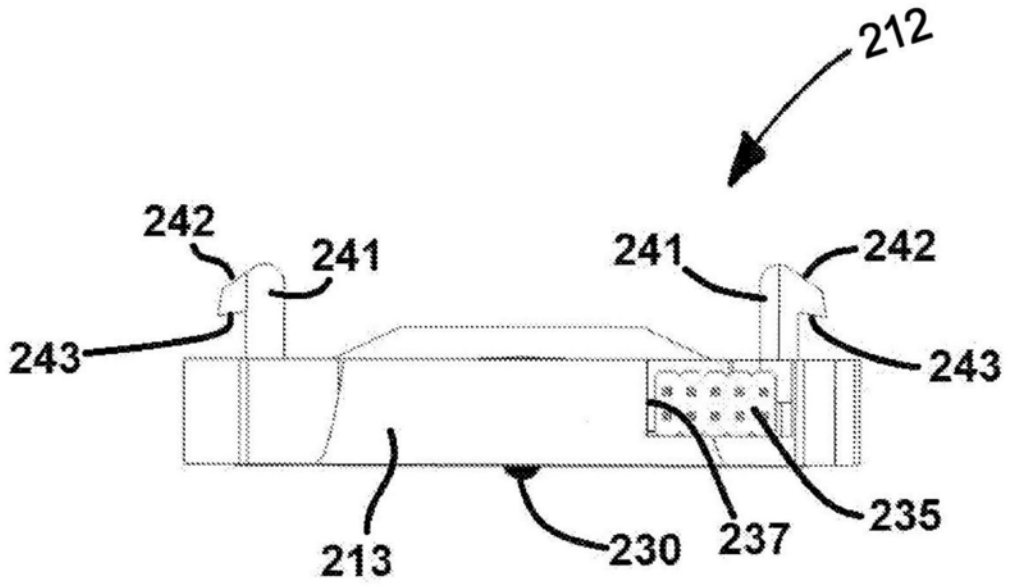


图13

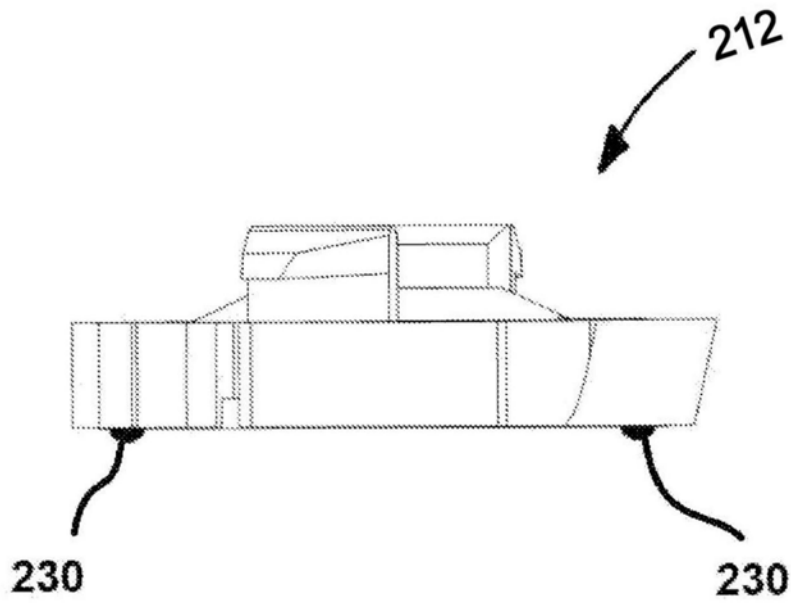


图14

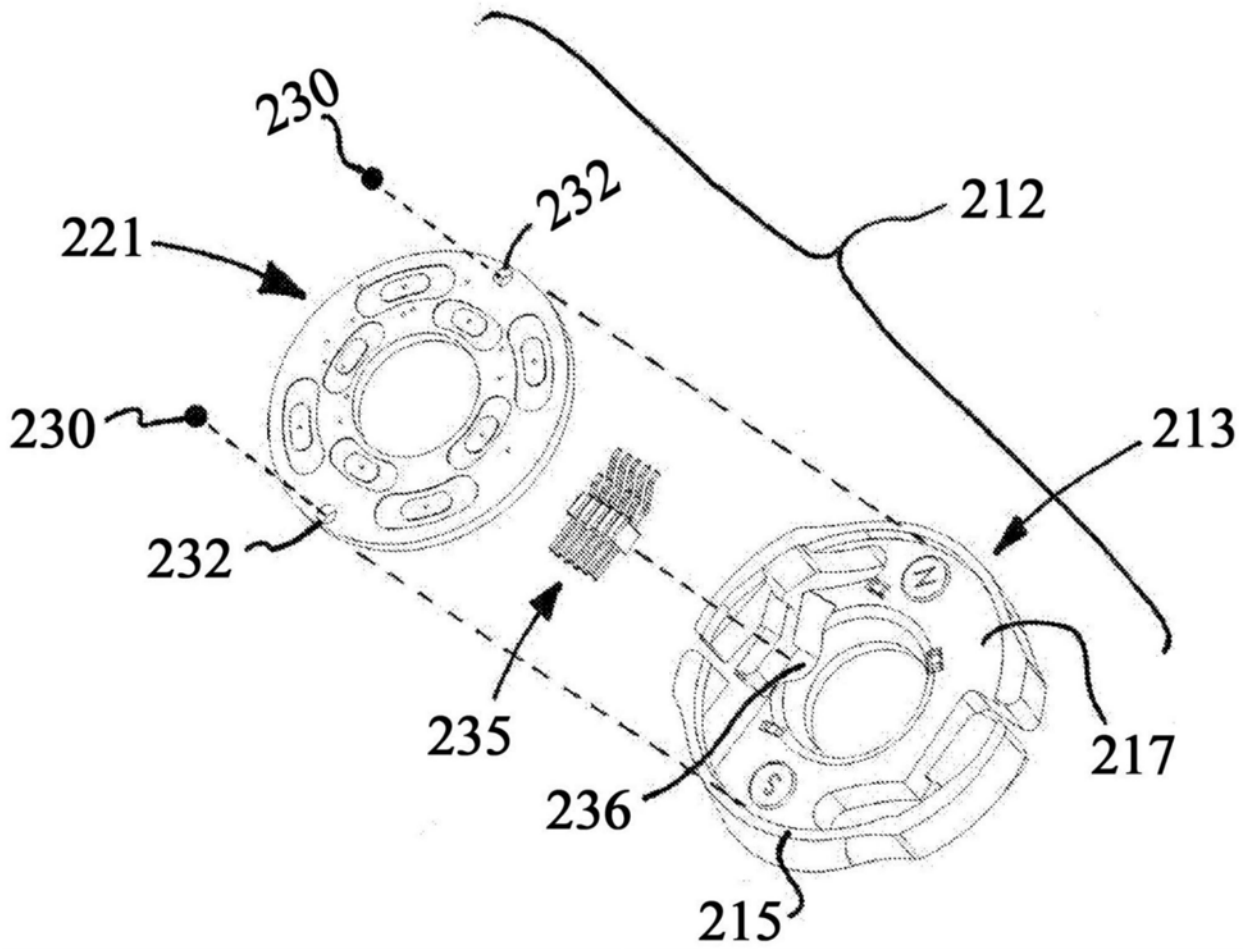


图15

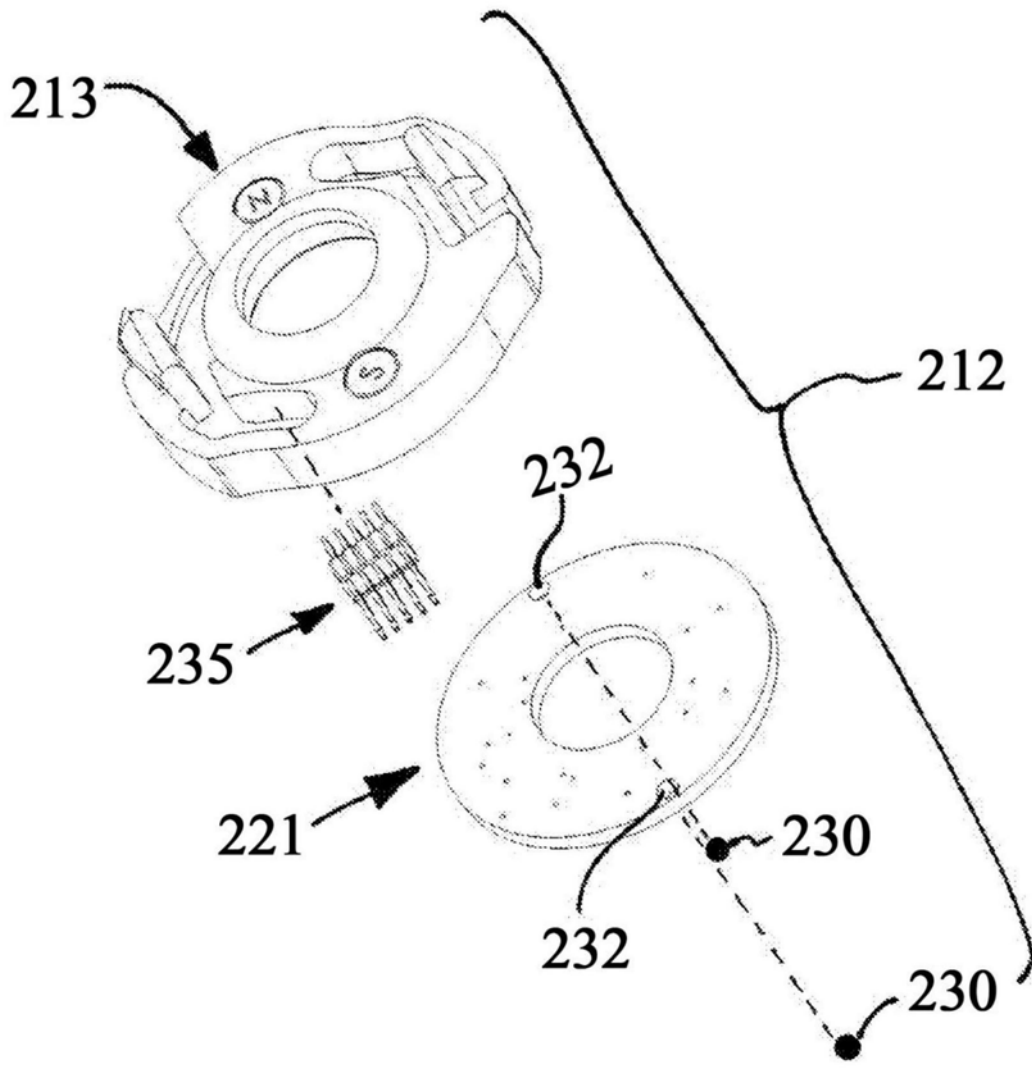


图16

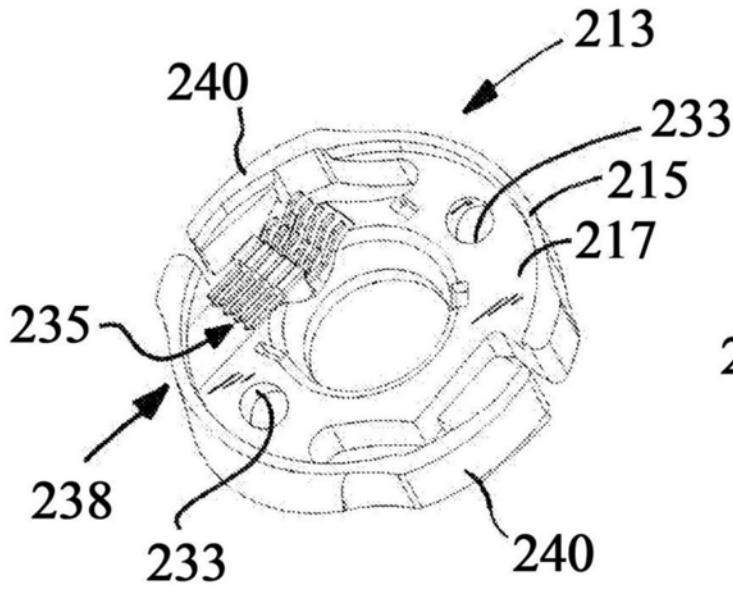


图 17

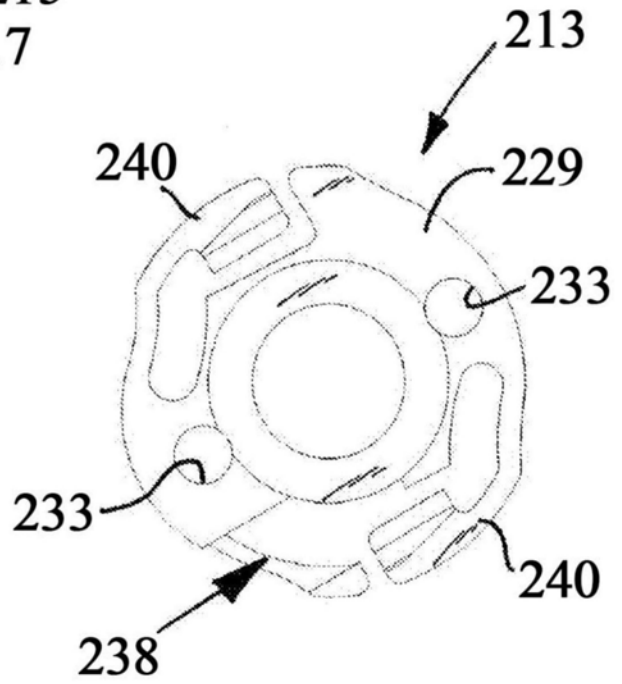


图 18

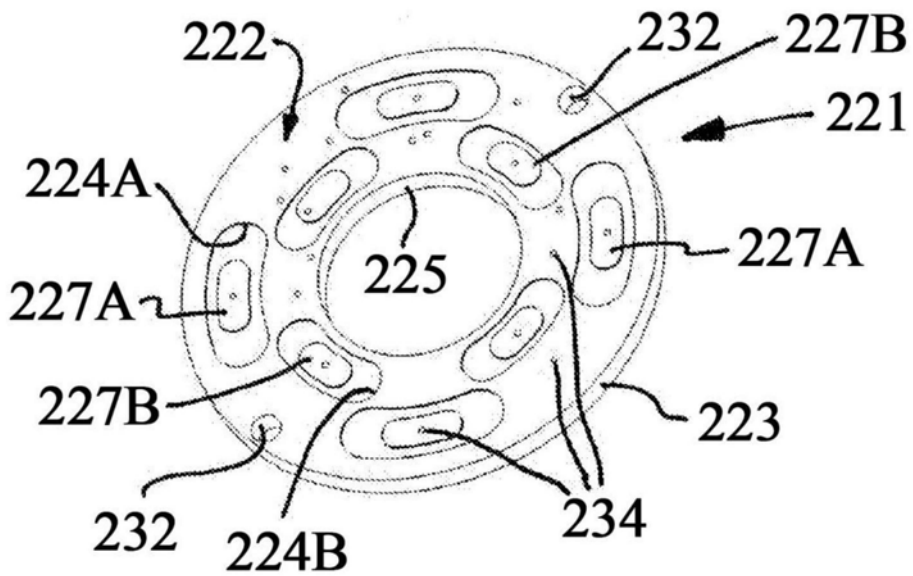


图19

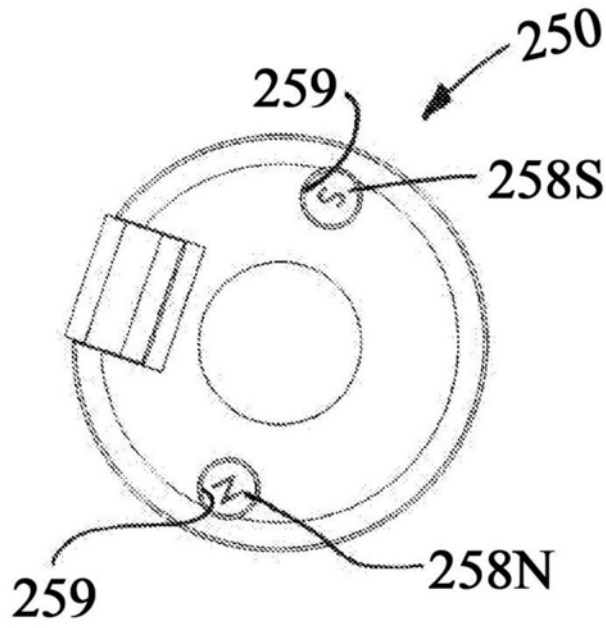


图20

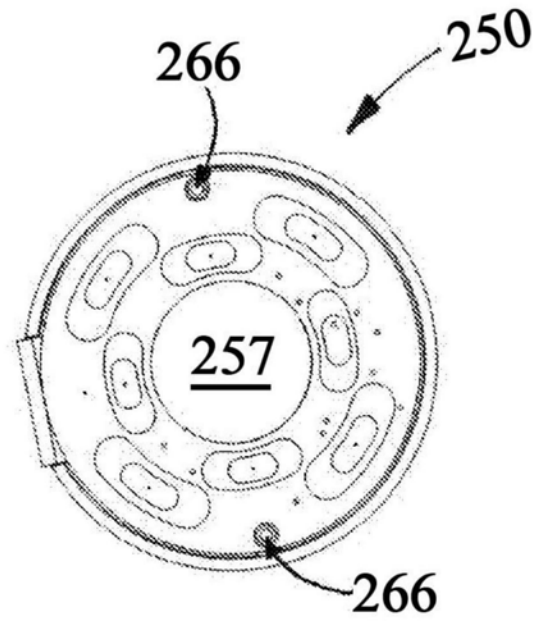


图21

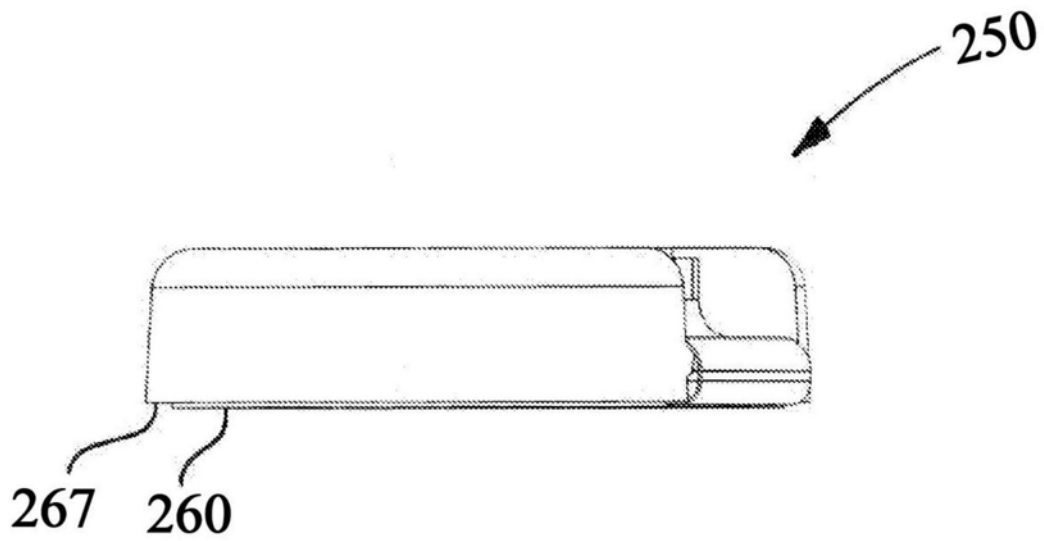


图22

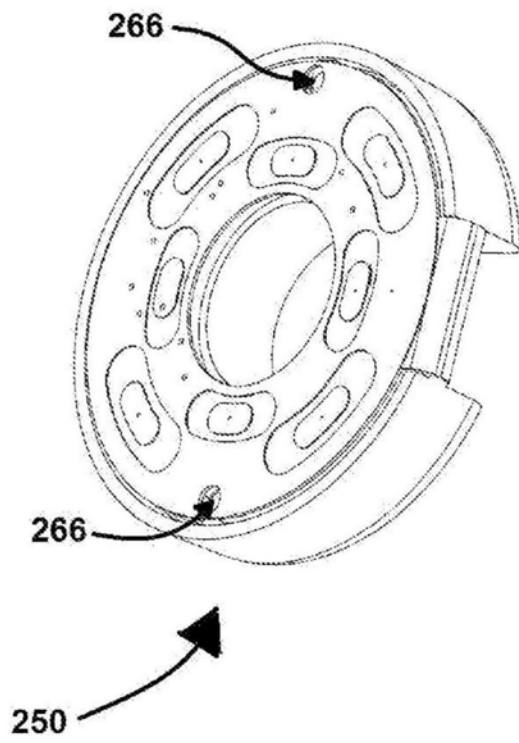


图23

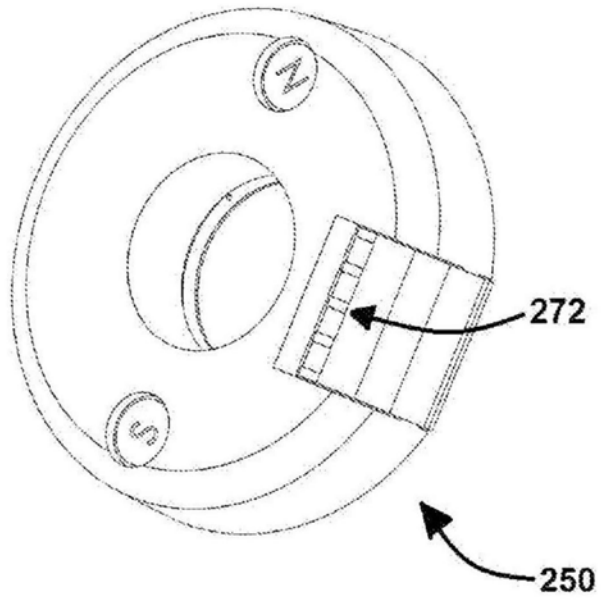


图24

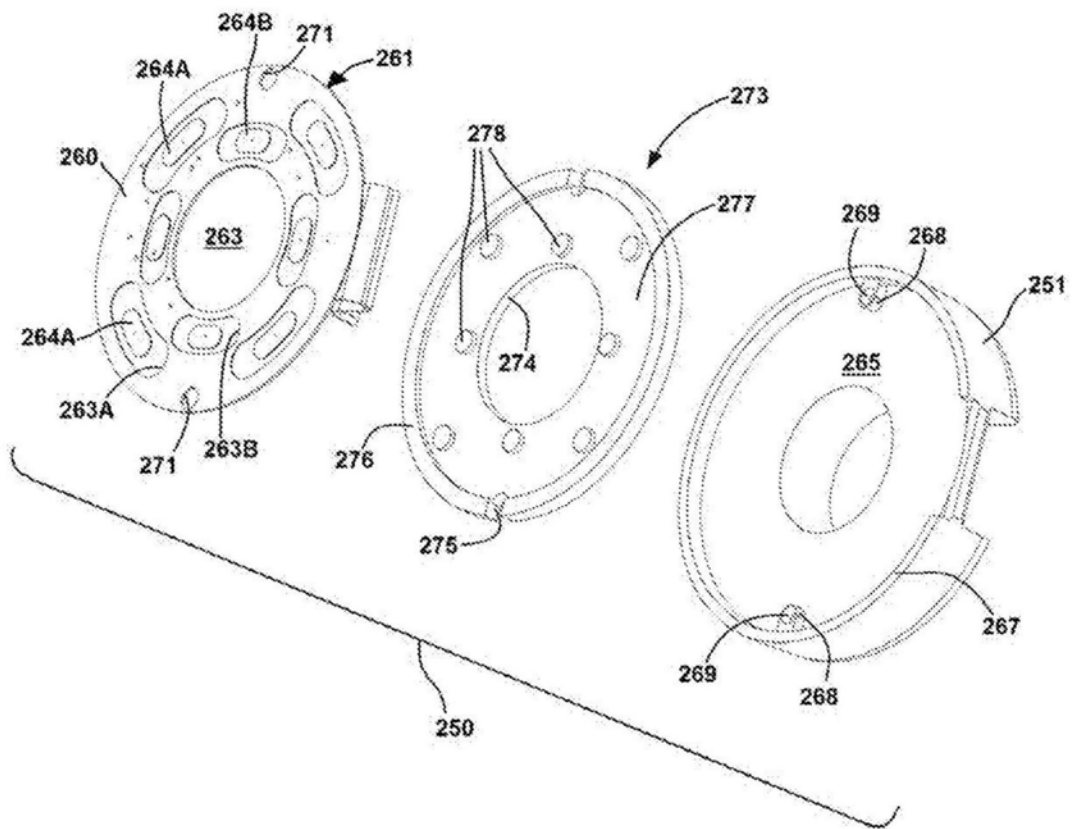


图25

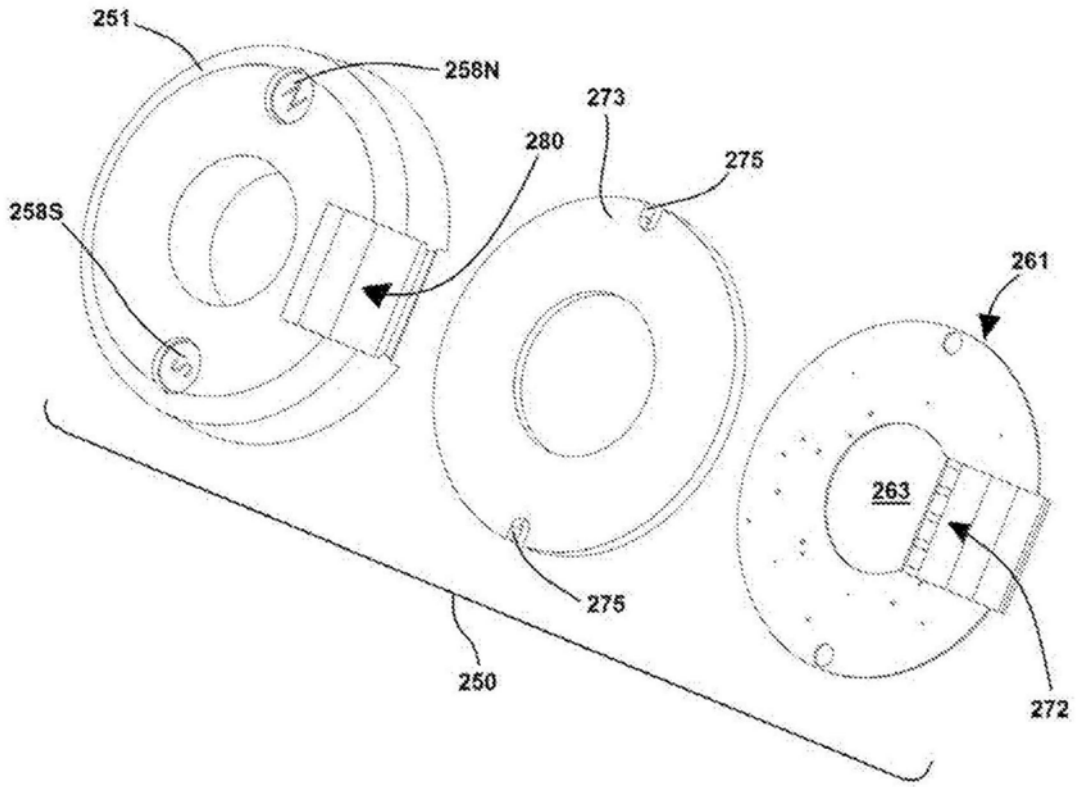


图26

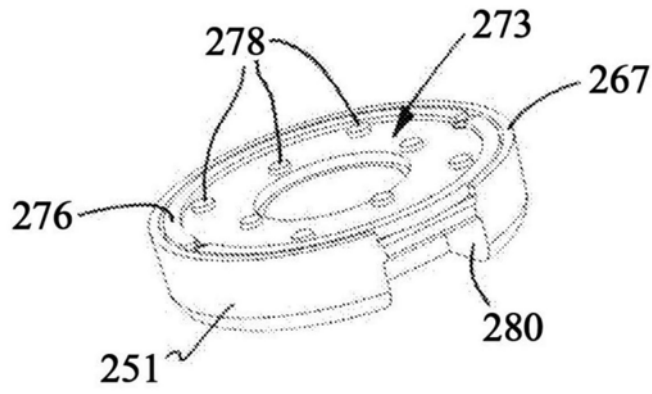


图27

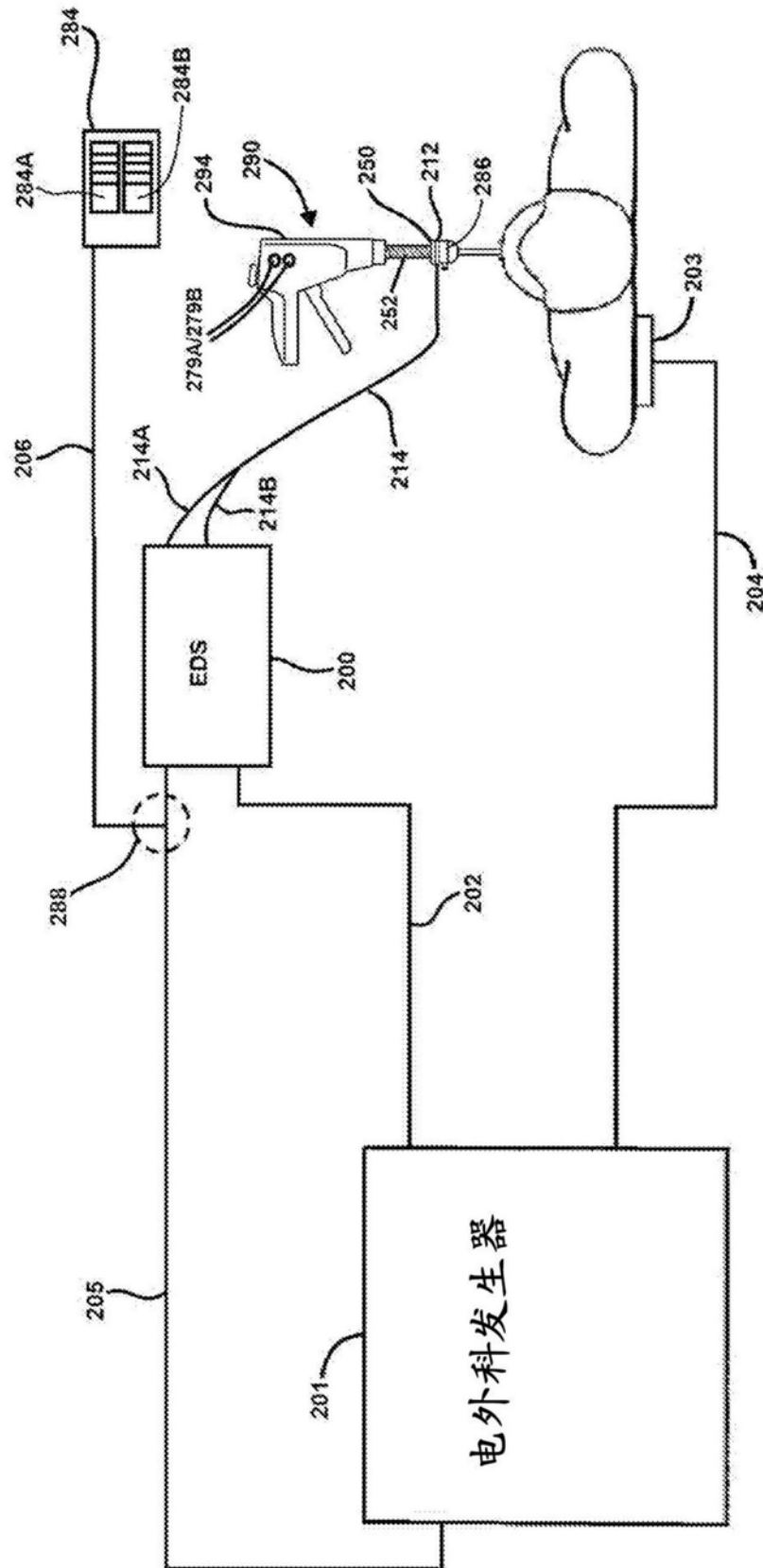


图28

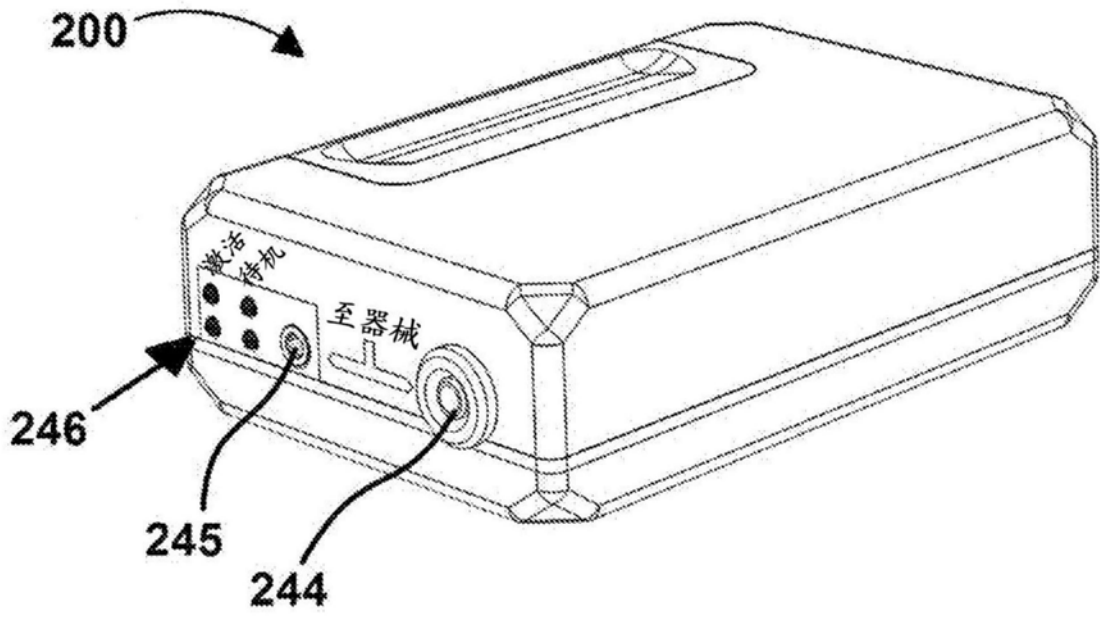


图29

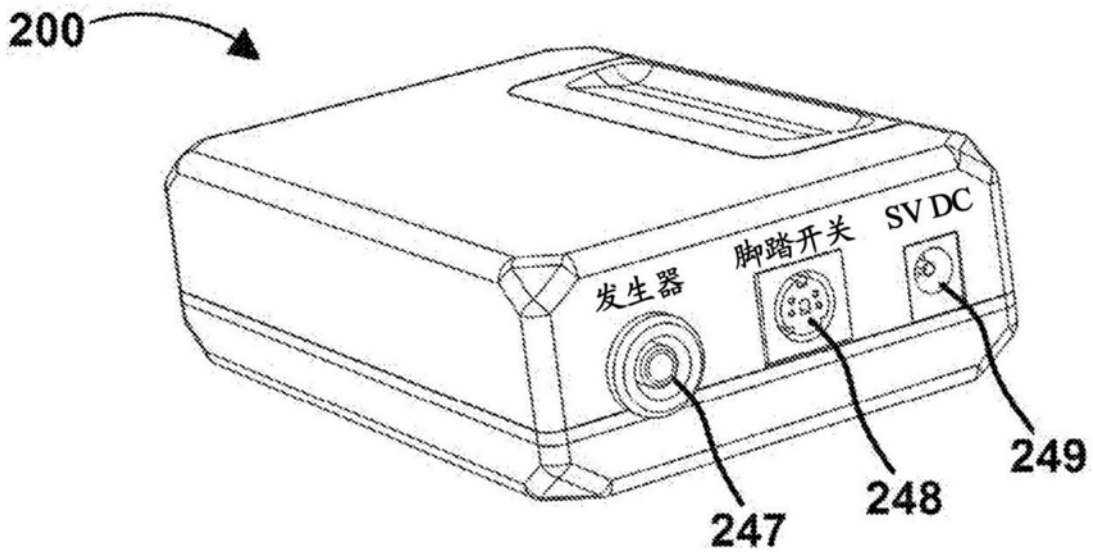


图30

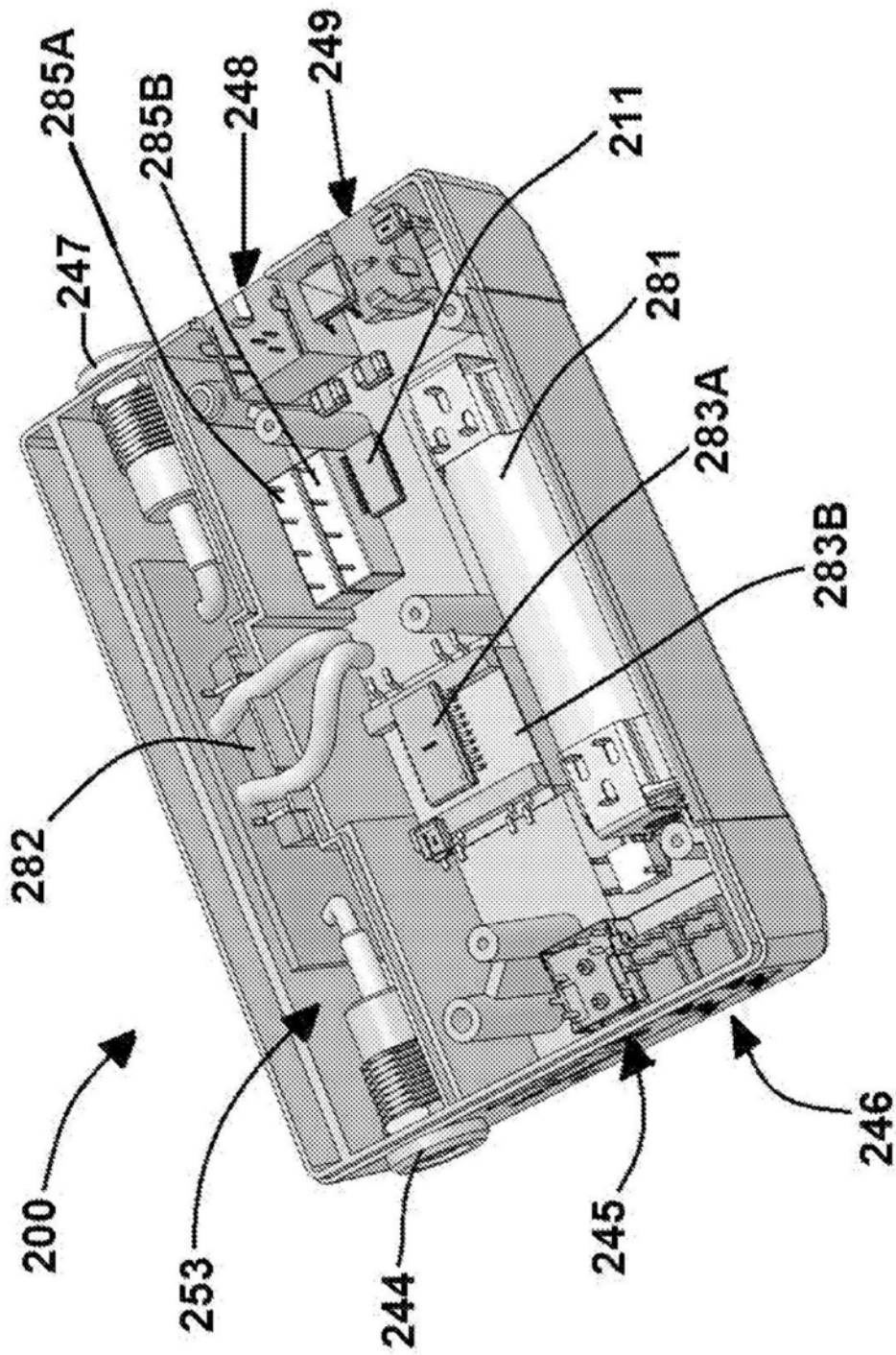


图31

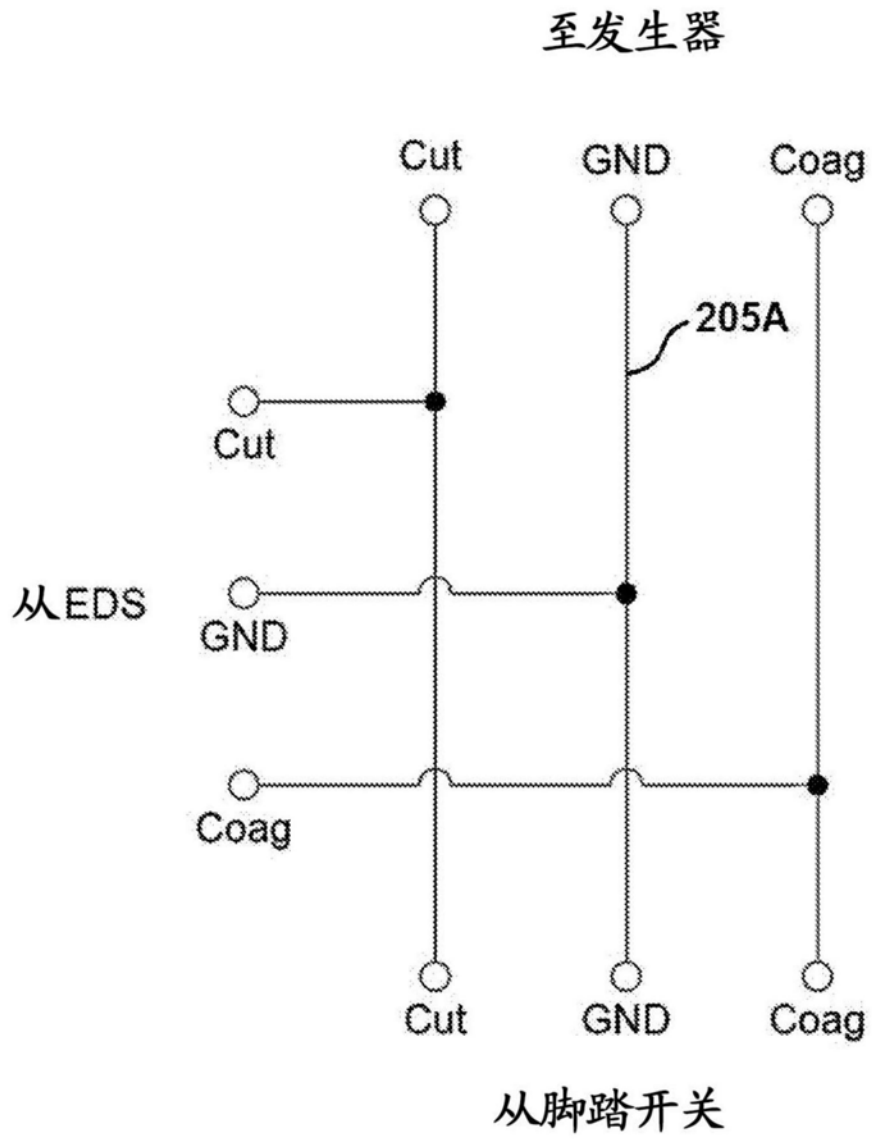


图33

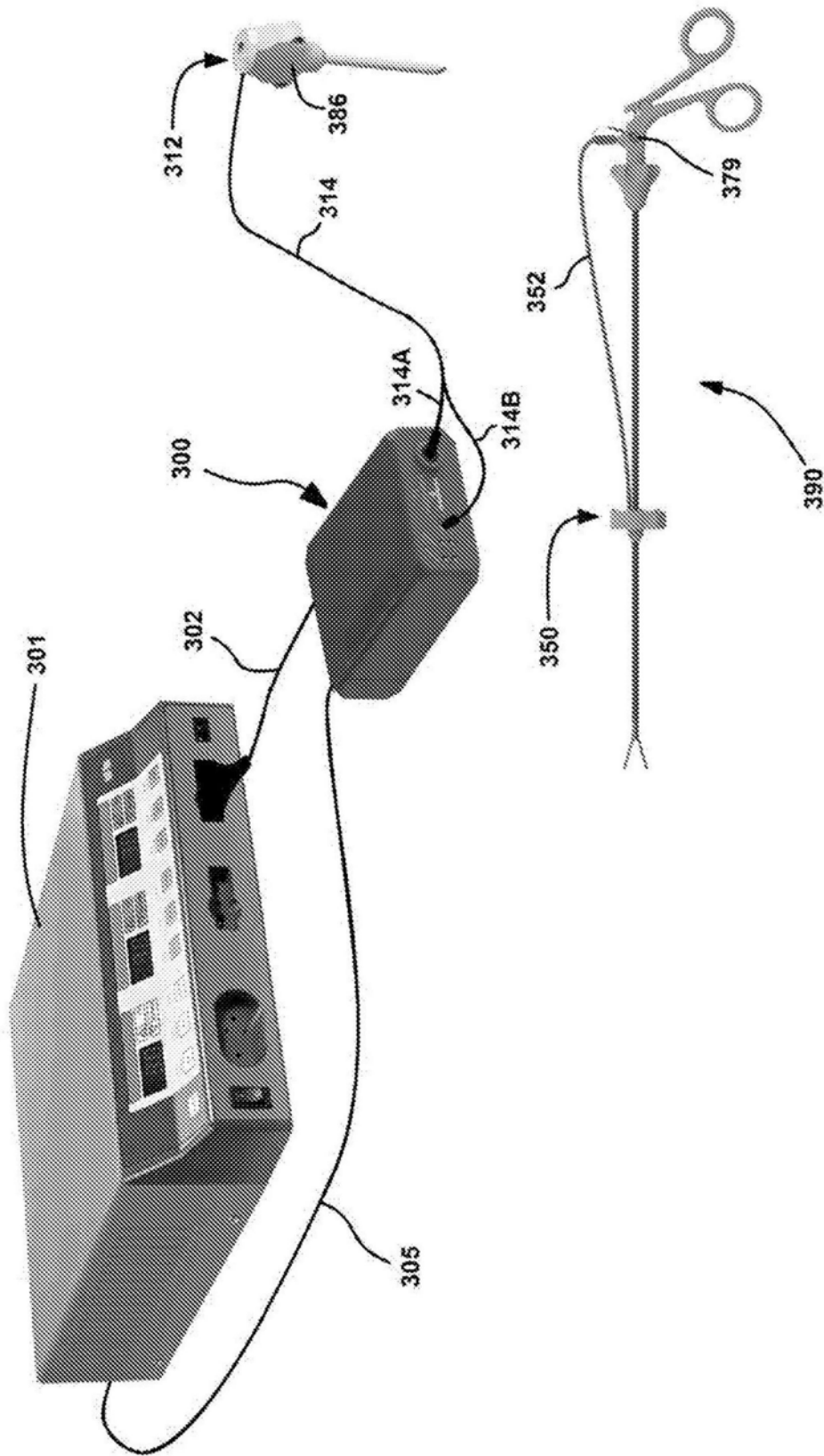


图34

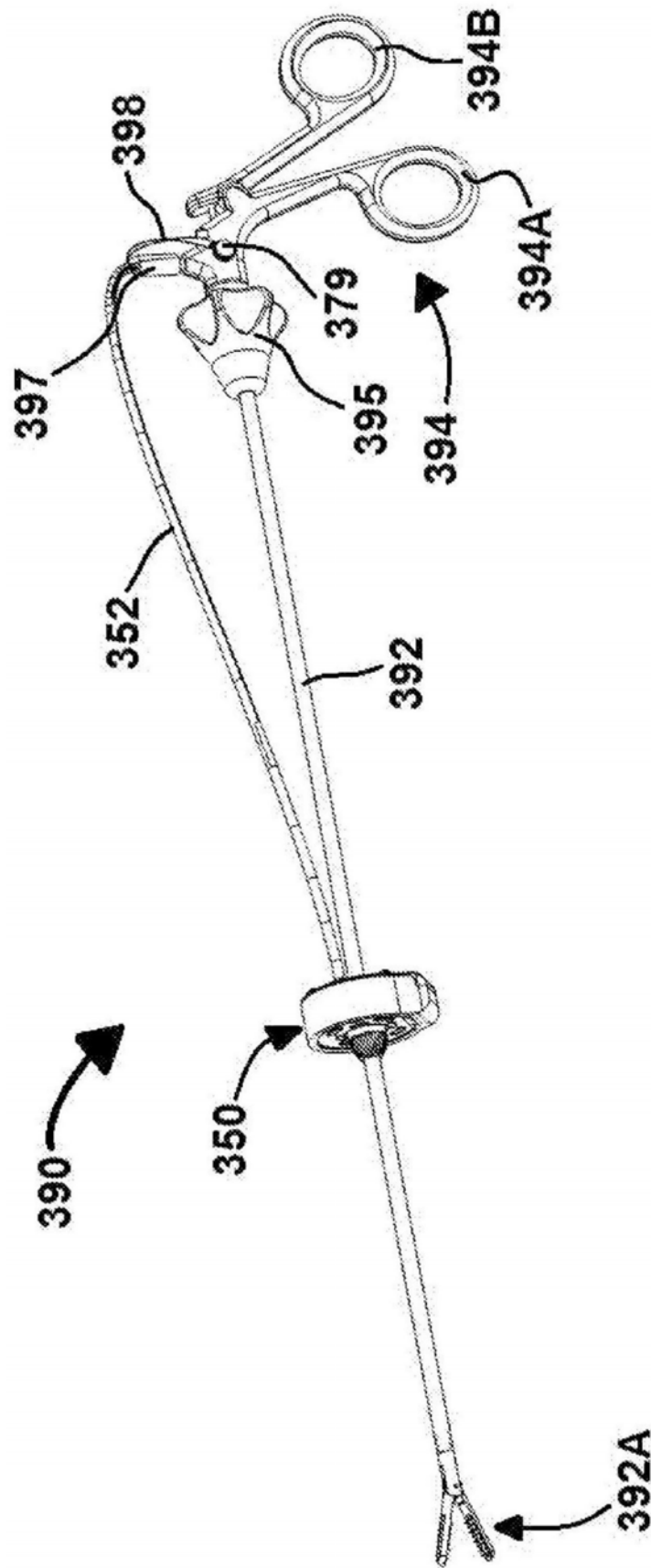


图35

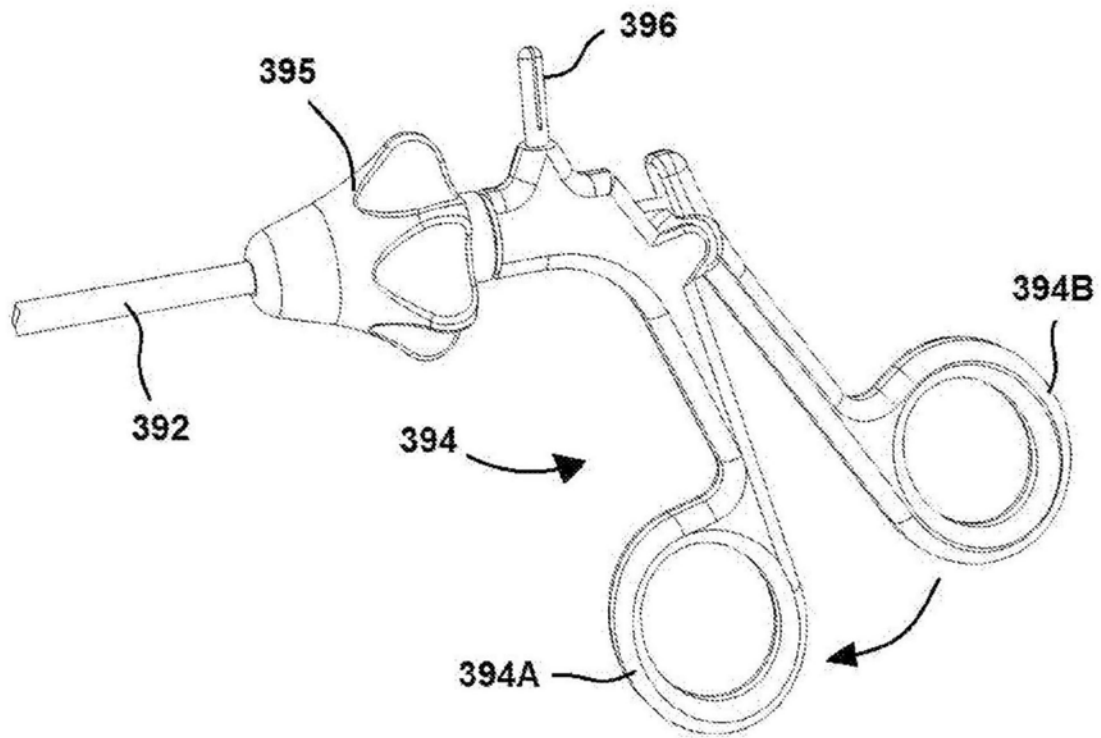


图36

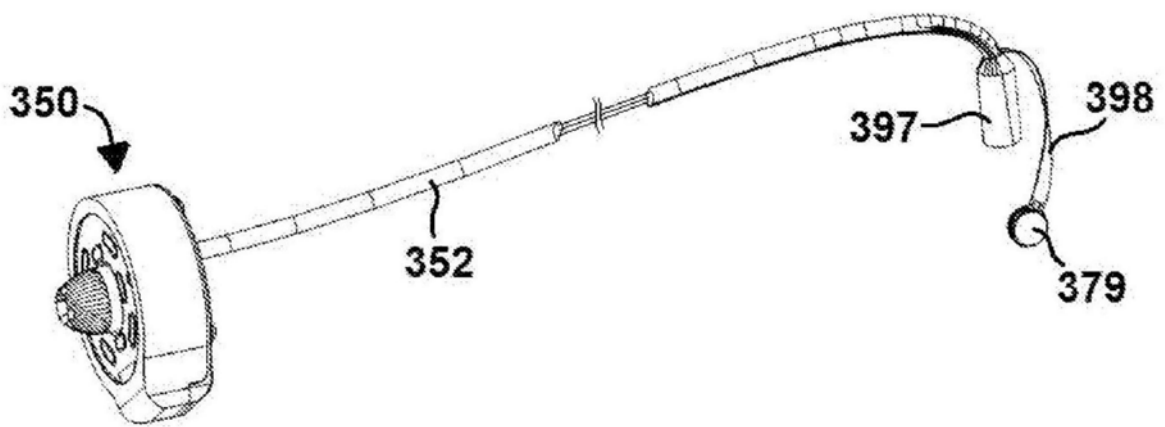


图37

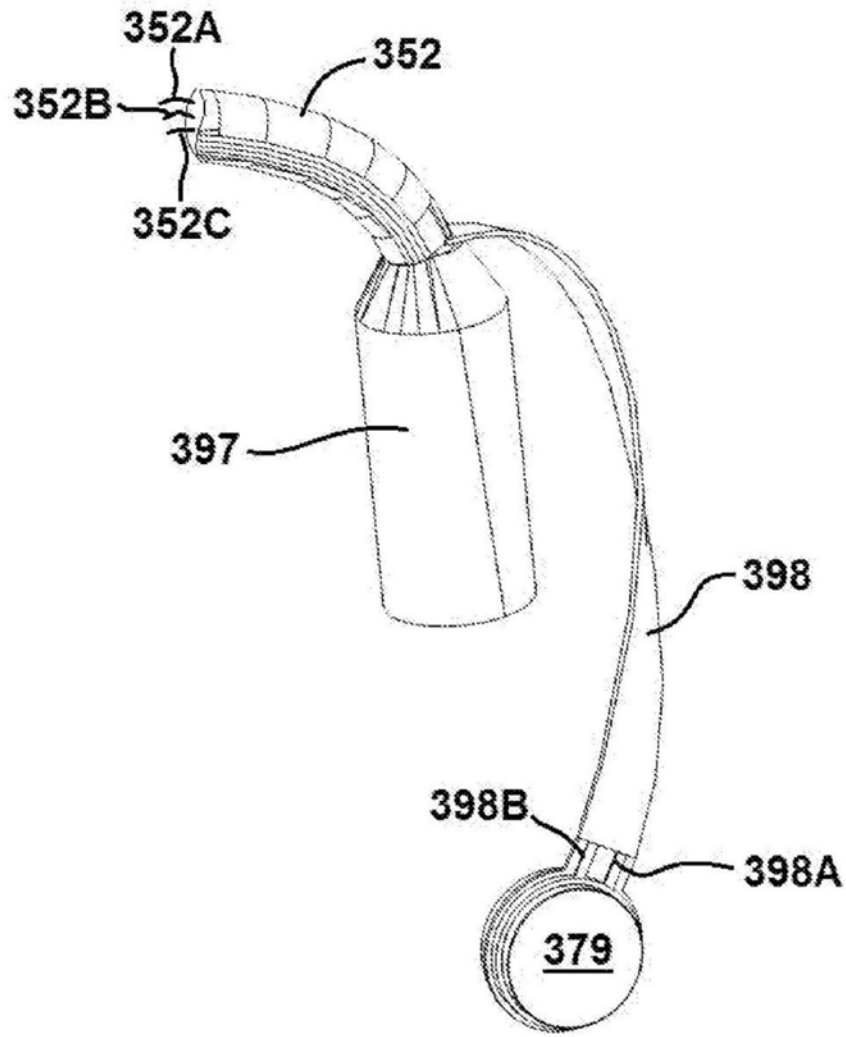


图38

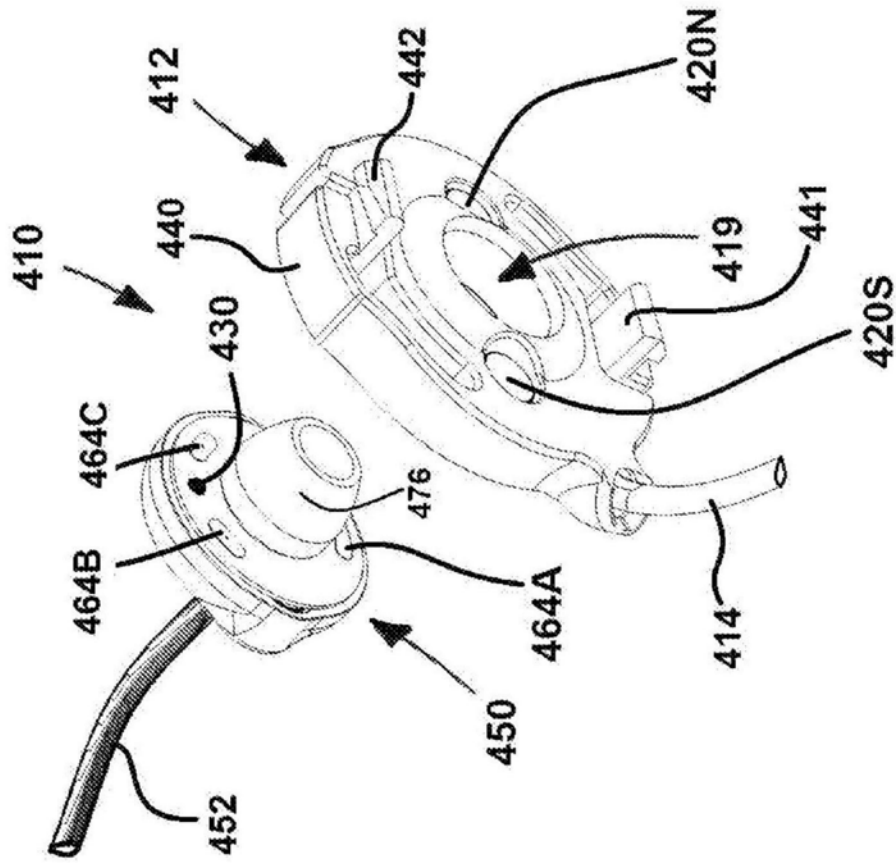


图39

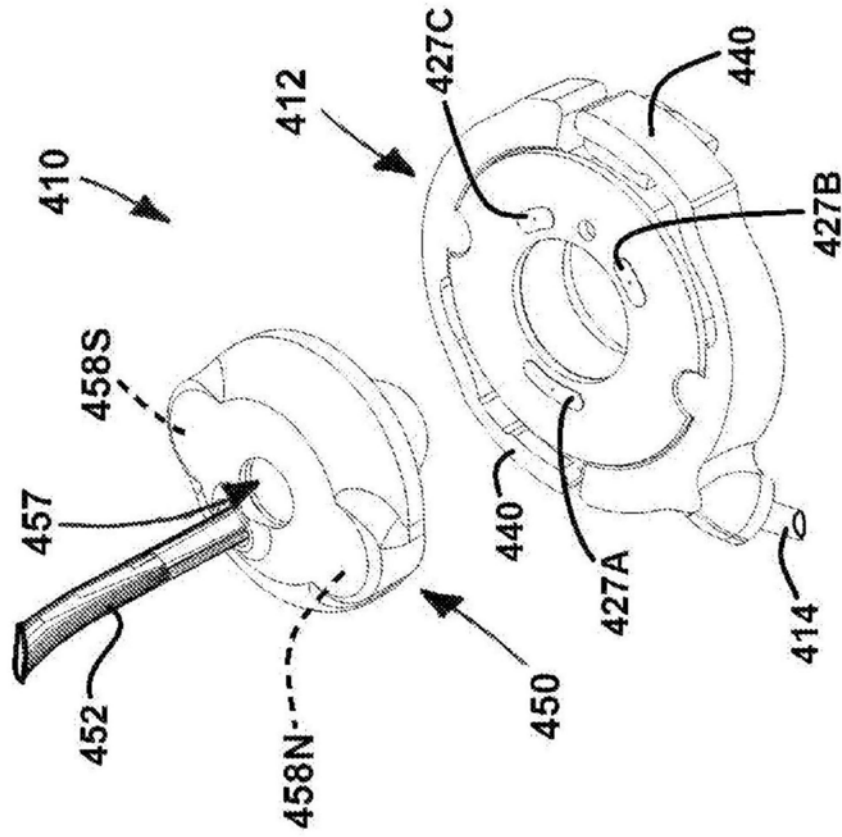


图40

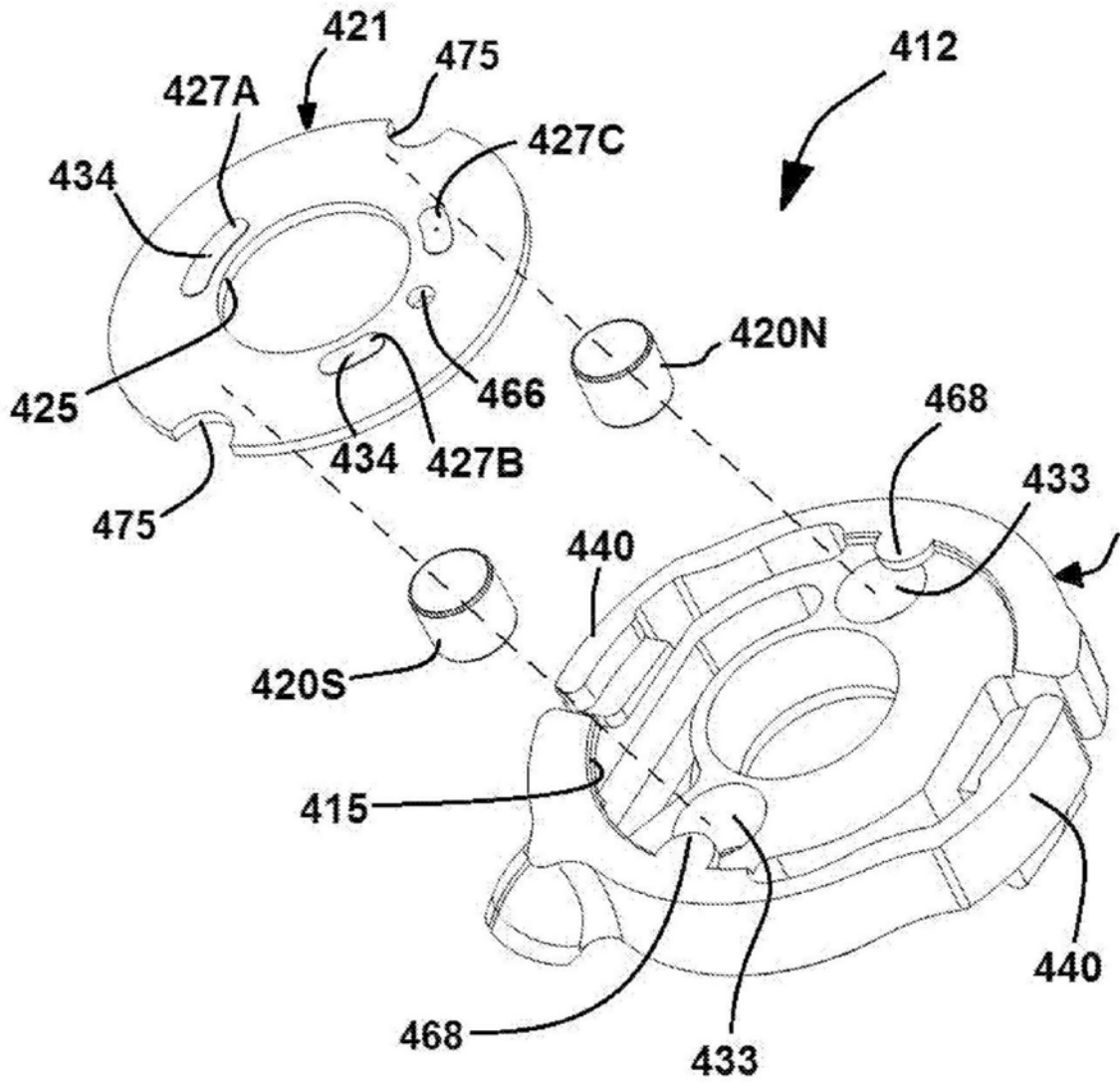


图41

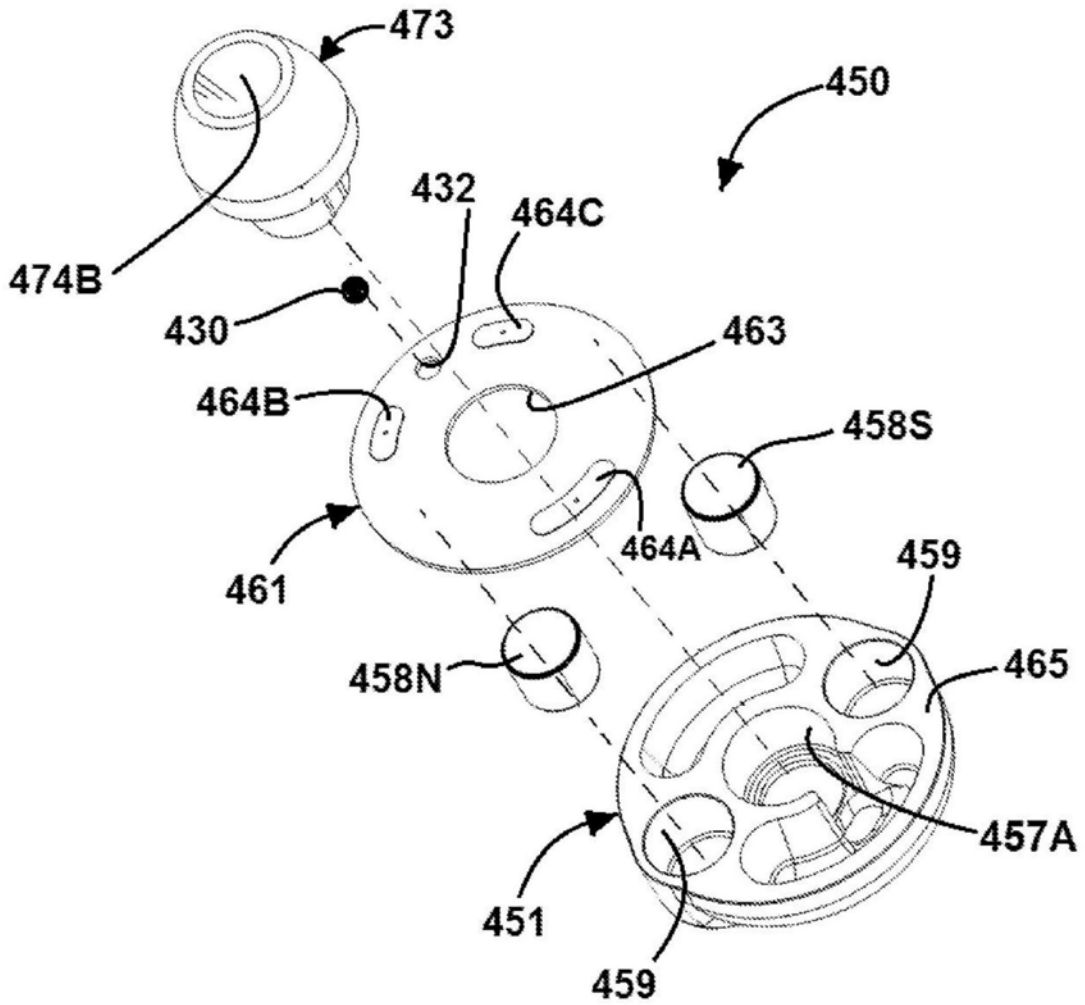


图42

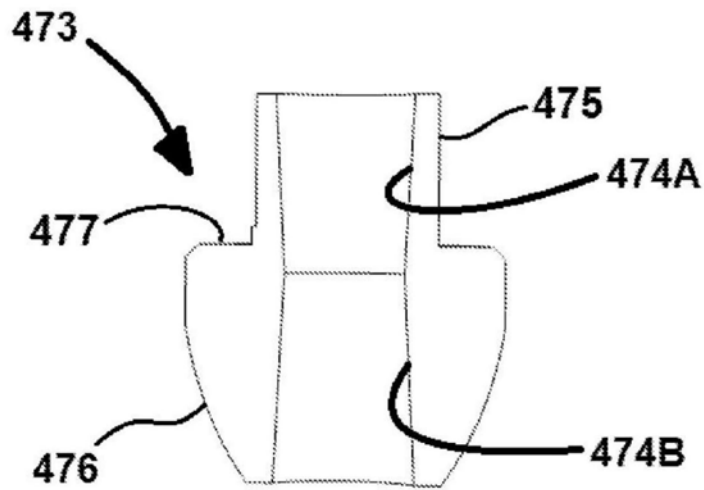


图43

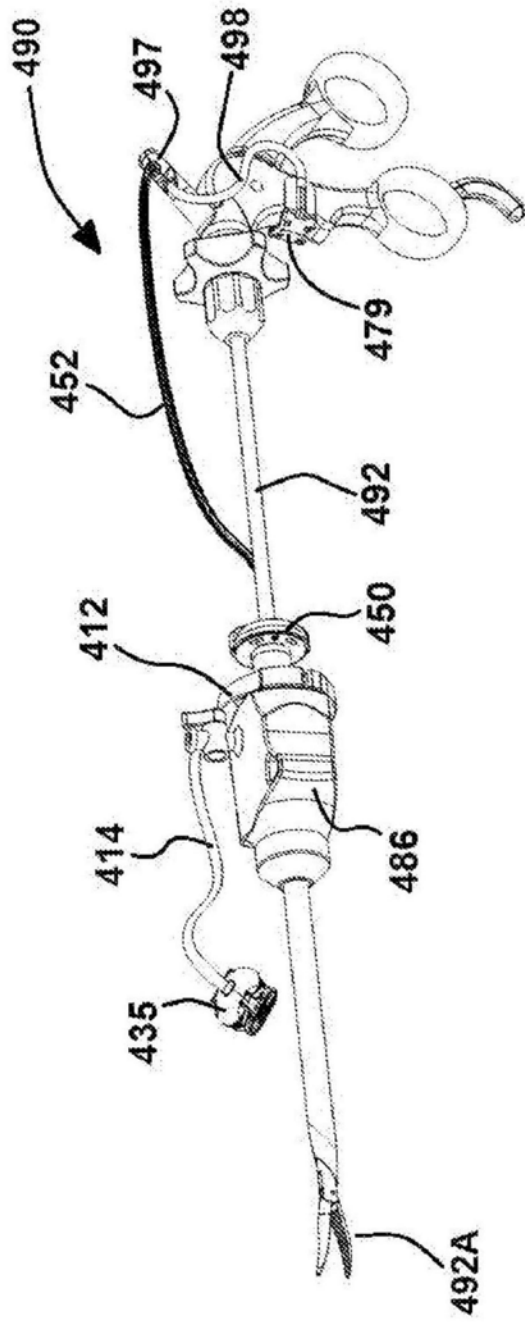


图44

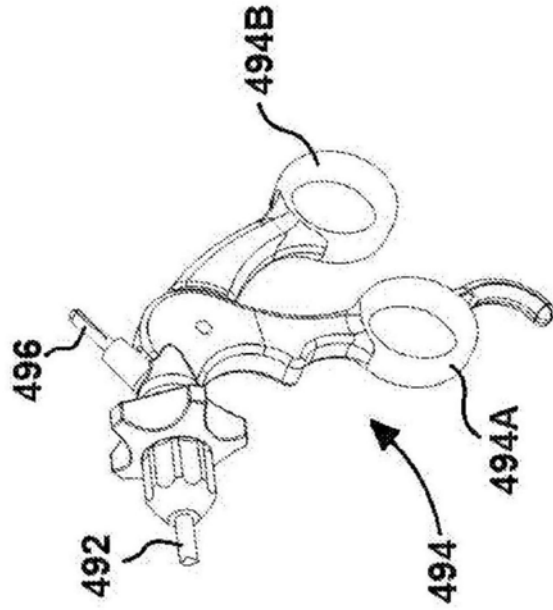


图44A

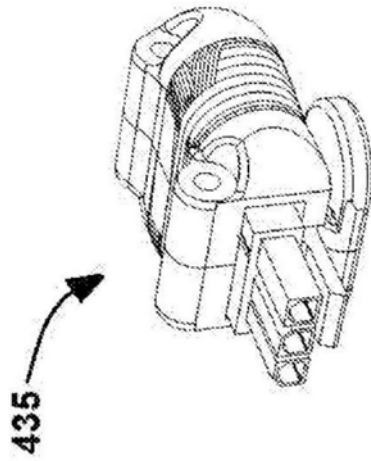


图45

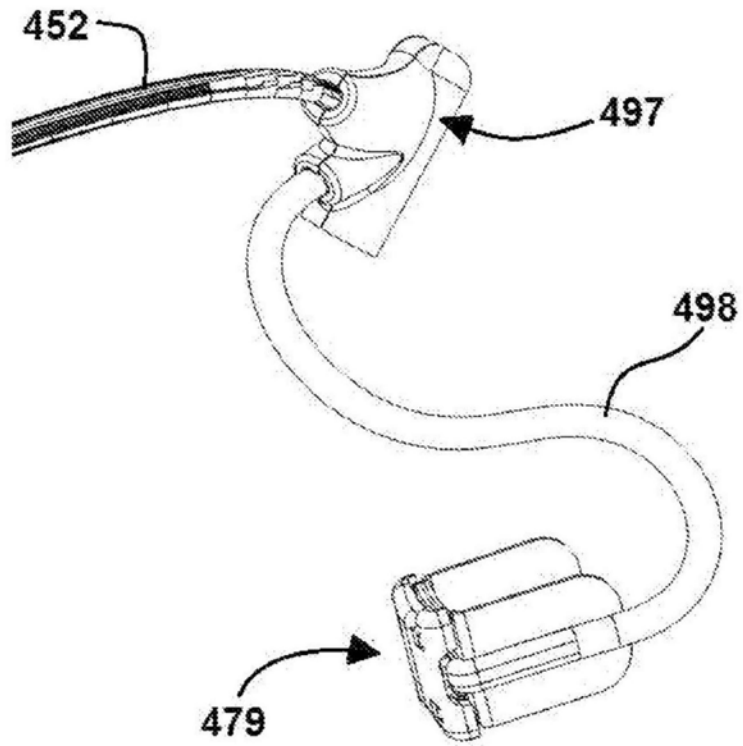


图46

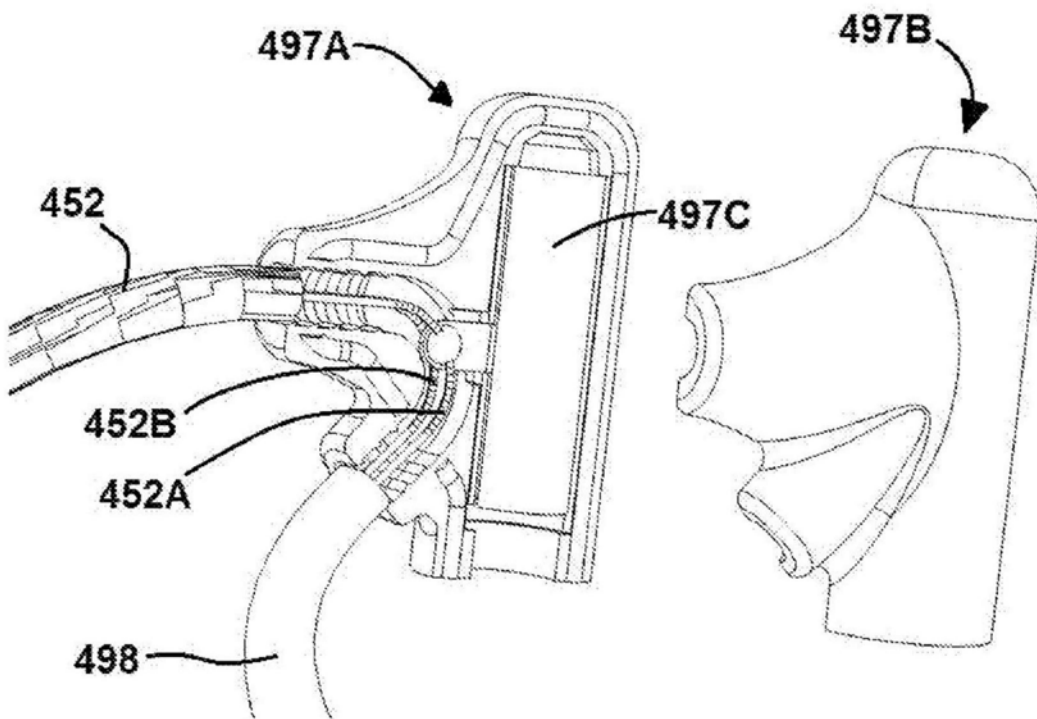


图47

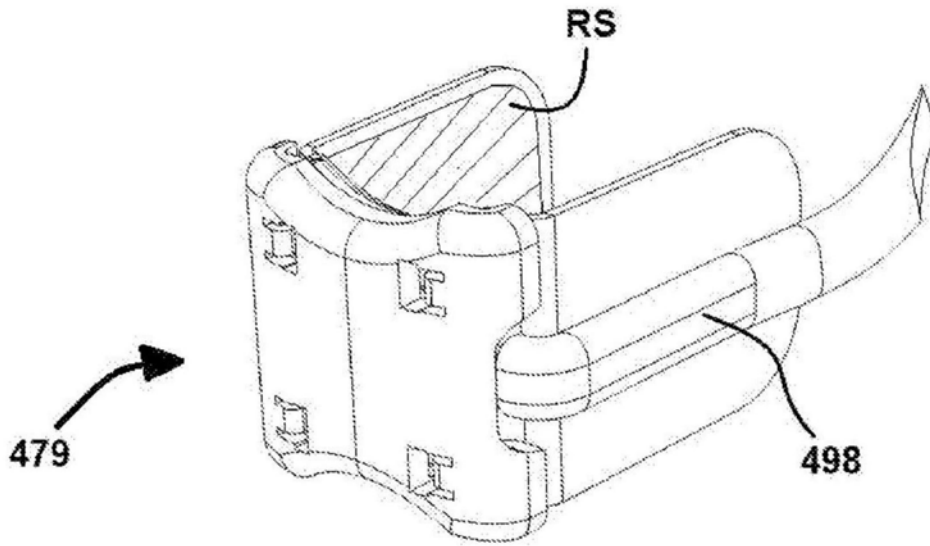


图48

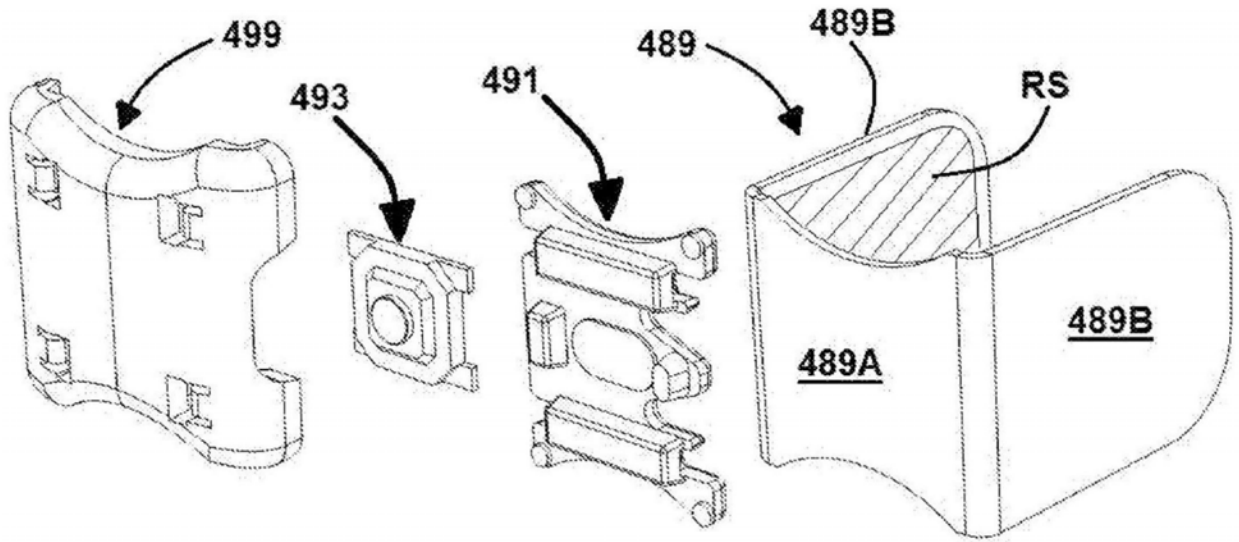


图49

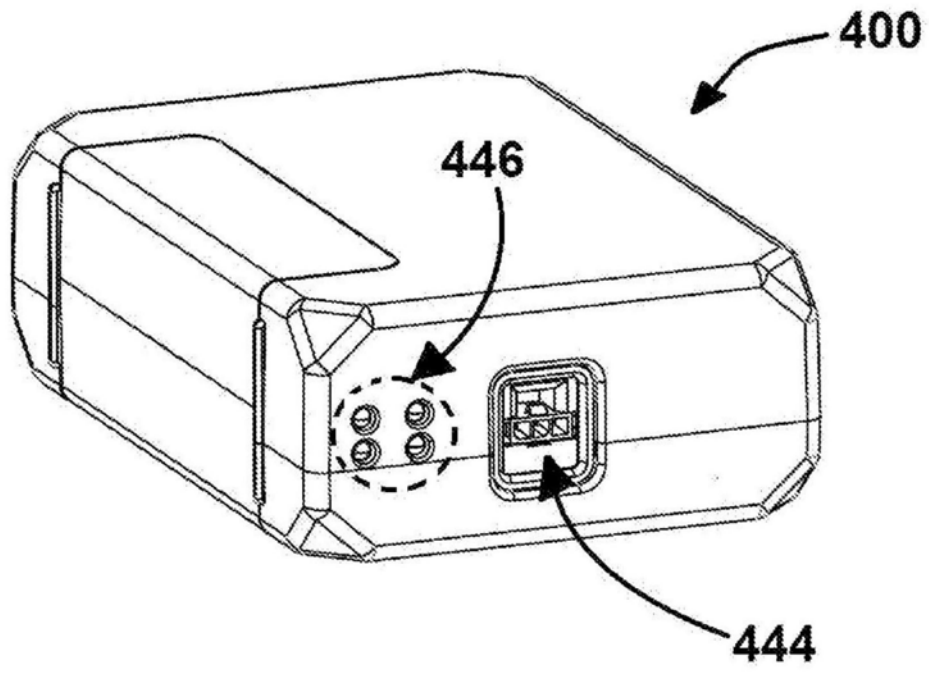


图50

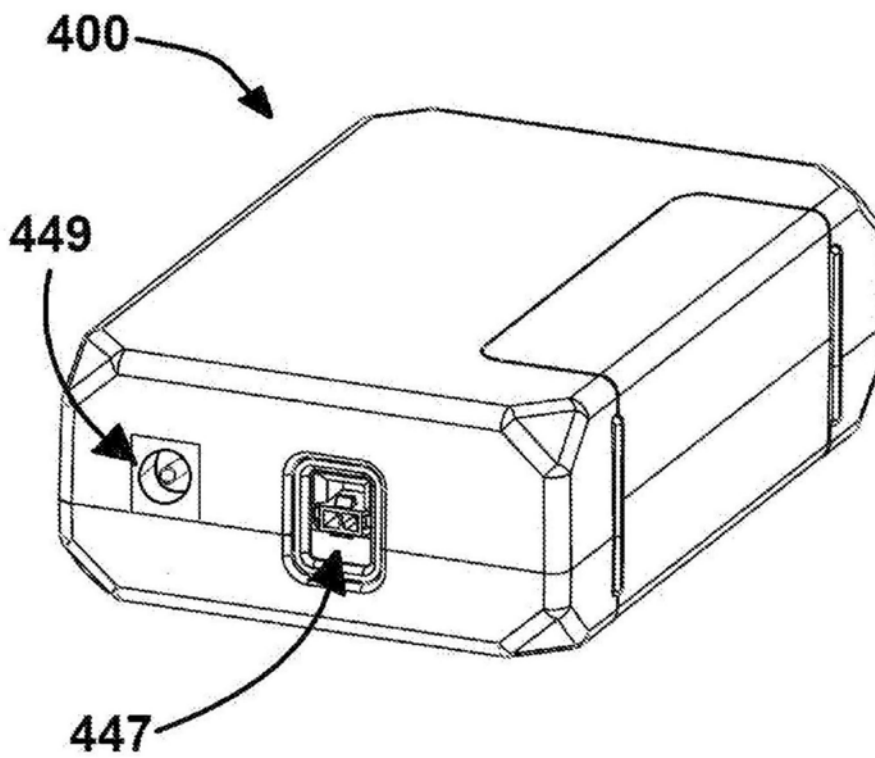


图51

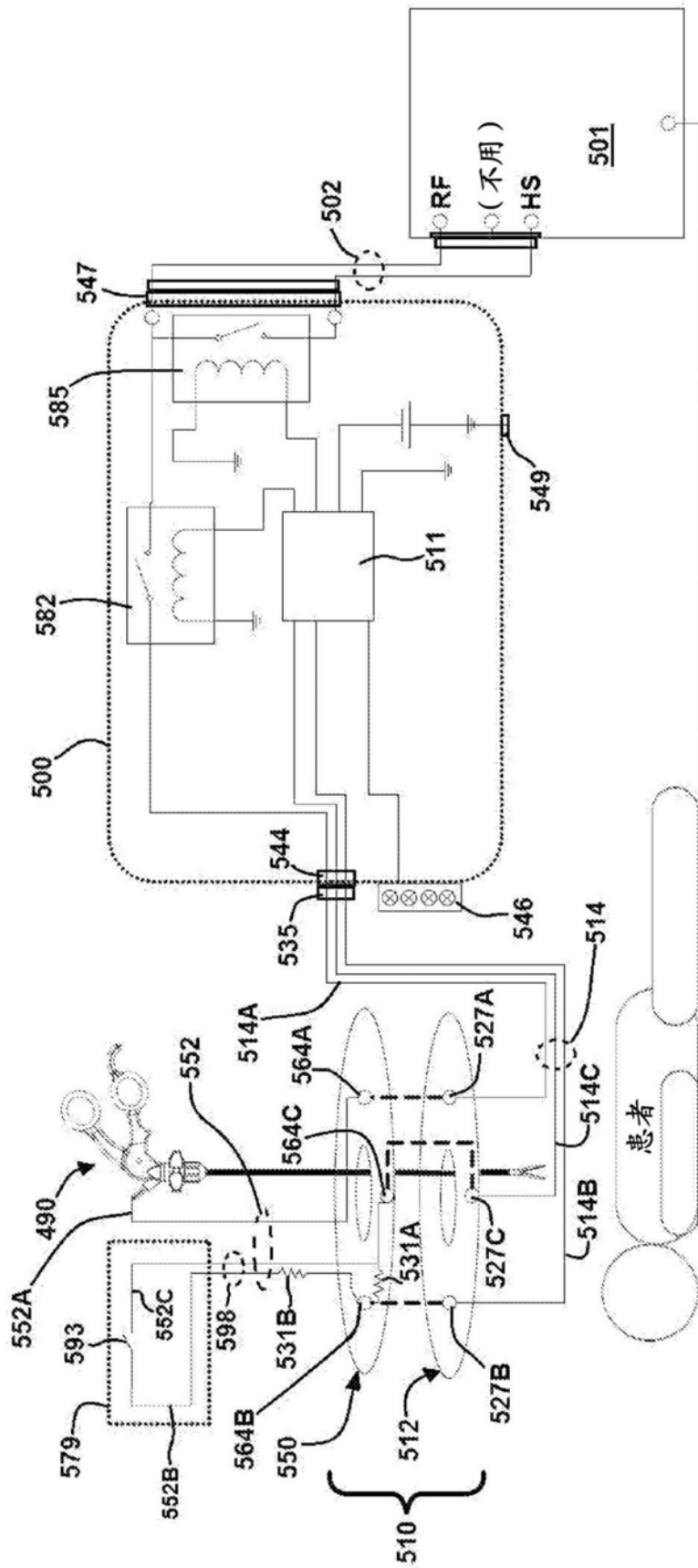


图53

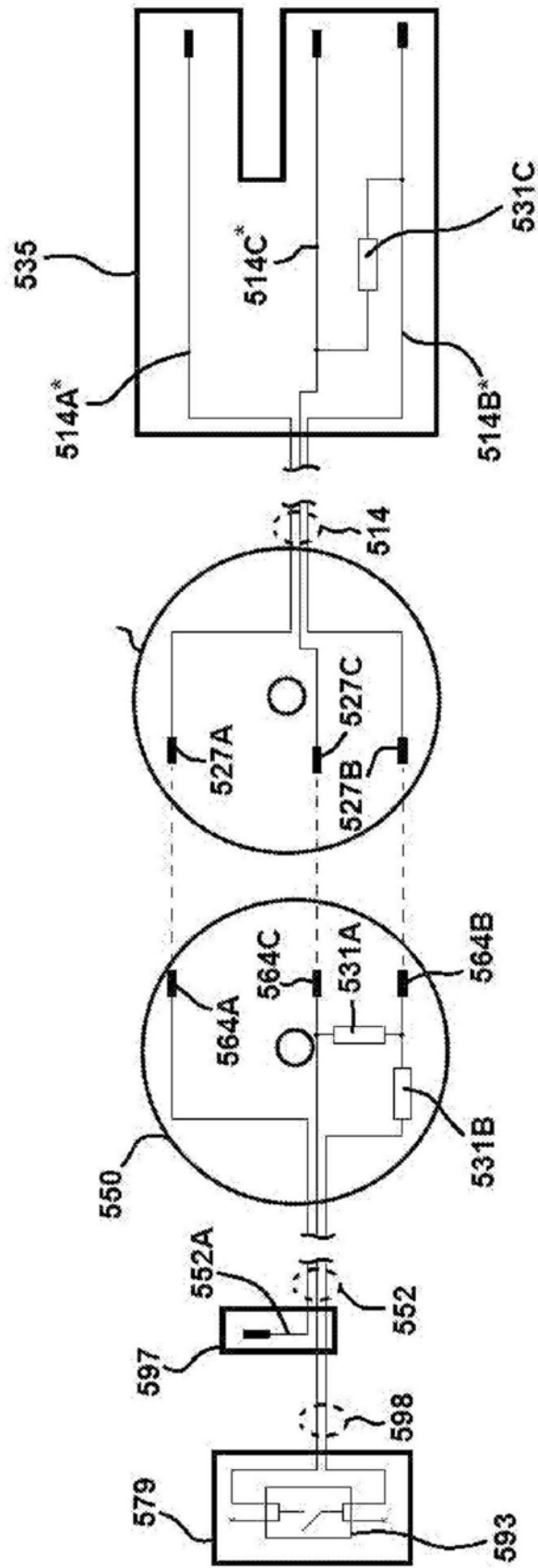


图54

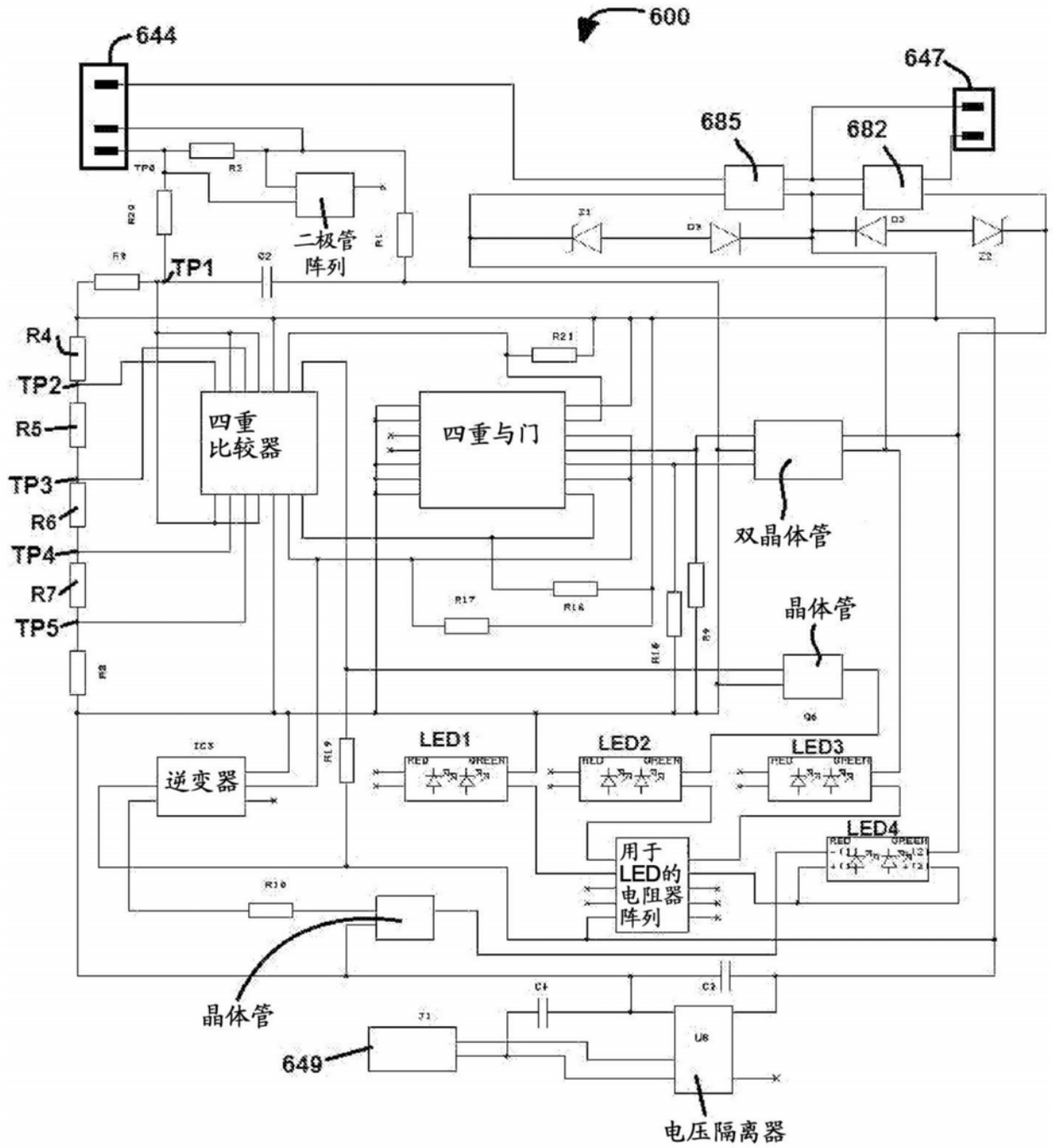


图55

专利名称(译)	电外科系统和方法		
公开(公告)号	CN110740702A	公开(公告)日	2020-01-31
申请号	CN201880039284.1	申请日	2018-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	瑞奇外科器械(中国)有限公司		
[标]发明人	吉恩博普瑞 理查德格兰特		
发明人	吉恩·博普瑞 理查德·格兰特 威廉·布克沃尔特 罗伯特·顿其-雅各布斯		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B17/3421 A61B17/3476 A61B18/12 A61B18/1233 A61B18/1445 A61B18/16 A61B90/90 A61B2017/00017 A61B2017/00477 A61B2017/00734 A61B2018/00172 A61B2018/00178 A61B2018/00196 A61B2018/00589 A61B2018/00595 A61B2018/00601 A61B2018/00636 A61B2018 /1226 A61B2018/1253 A61B2018/126 A61B2090/034 A61B2090/0808 A61B2090/0811 H01R13/2421 H01R13/6205		
代理人(译)	常晓		
优先权	62/520529 2017-06-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种接合检测系统(“EDS”), 所述接合检测系统适于定位于电外科发生器和电外科手术器械之间, 并且与所述电外科发生器和所述电外科手术器械电通信。所述接合检测系统适于电子地检测所述电外科手术器械被插入到套管针套管中, 并且之后向所述电外科手术器械传输电外科能量。还提供一种操作插入到套管针套管中的内窥镜电外科手术器械的方法、以及开关组件。

