



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110430835 A

(43)申请公布日 2019.11.08

(21)申请号 201880004634.0

(22)申请日 2018.03.29

(30)优先权数据

1705171.5 2017.03.30 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/058116 2018.03.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/178254 EN 2018.10.04

(71)申请人 科瑞欧医疗有限公司

地址 英国蒙茅斯郡

(72)发明人 C·P·汉考克

朱利安·马克·埃巴特 L·特纳

西蒙·梅多克罗夫特

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 18/18(2006.01)

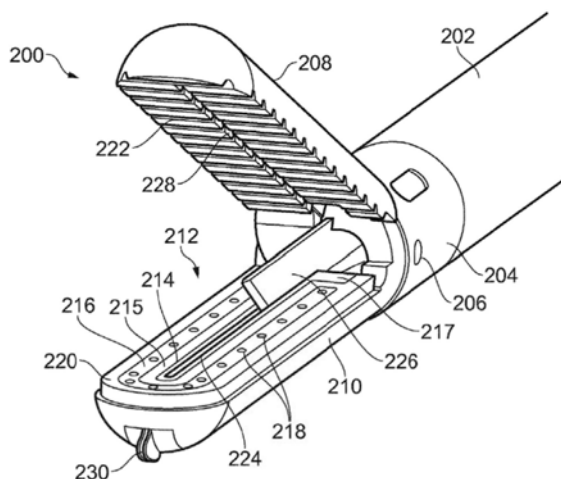
权利要求书3页 说明书18页 附图19页

(54)发明名称

电外科器械

(57)摘要

一种可以使用受限微波场来密封生物血管的电外科血管密封装置,所述受限微波场以低热裕度产生界限清楚的密封位置。所述装置包括一对钳口,所述一对钳口可相对于彼此移动以夹持生物组织。用于切割被夹持组织的刀片可在所述钳口之间滑动。共面微带天线安装在所述一对钳口中的一个或两个的内表面上以将微波能量发射到它们之间的间隙中。所述装置可以包括单独的解剖器元件,以能够执行精细组织切割和解剖。



1. 一种电外科血管密封器,其包括:

器械轴,所述器械轴包括用于传送微波电磁(EM)能量的同轴传输线;

远侧端部组件,所述远侧端部组件被布置在所述器械轴的远侧端部处以从所述器械轴接收所述微波EM能量,所述远侧端部组件包括:

一对钳口,所述一对钳口可相对于彼此移动以打开和闭合其相对内表面之间的间隙;以及

刀片,所述刀片用于切穿生物组织,

其中所述一对钳口包括能量递送结构,所述能量递送结构被布置成将所述微波EM能量发射到所述相对内表面之间的所述间隙中,

其中所述能量递送结构包括安装在所述一对钳口中的一个或两个的所述内表面上的共面微带天线,所述共面微带天线被布置成将发射的微波场基本上限制在所述一对钳口之间的区域内,并且

其中所述刀片可滑动地设置在所述远侧端部组件内以可移动穿过所述一对钳口之间的所述区域。

2. 根据权利要求1所述的电外科血管密封器,其中所述共面微带天线包括:

平面电介质基板,所述平面电介质基板具有在所述相对内表面之间的所述间隙处暴露的顶表面,以及在所述平面电介质基板的相对于所述顶表面的相对侧上的下表面;

接地导体层,所述接地导体层在所述下表面上;

接地导电条带,所述接地导电条带在所述顶表面上并且电连接到所述接地导体层;以及

有源导电条带,所述有源导电条带在所述顶表面上,所述有源导电条带与所述接地导电条带隔开,

其中所述有源导电条带和所述接地导电条带被定位成在所述一对钳口之间的所述区域内具有均匀的最近的间距。

3. 根据权利要求2所述的电外科血管密封器,其中所述有源导电条带为细长的纵向延伸的指状电极,并且其中所述接地导电条带为U形元件,所述U形元件位于所述指状电极的两侧并且围绕其远侧端部。

4. 根据权利要求2或权利要求3所述的电外科血管密封器,其中所述接地导电条带经由形成在所述电介质基板中的通孔而电连接到所述接地导体层。

5. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器,其中所述一对钳口包括:有源钳口,所述有源钳口中具有安装在其中的能量递送结构;以及无源钳口,所述无源钳口不接收微波EM能量馈送。

6. 根据权利要求5所述的电外科血管密封器,其中所述间隙处的所述无源钳口的所述内表面包括可弹性变形的电绝缘材料层。

7. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器,其中所述一对钳口中的每个钳口都具有安装在其中的相应能量递送结构,并且其中所述远侧端部组件包括功率分配器,用于在所述相应的能量递送结构之间划分从所述同轴传输线所接收的微波EM能量。

8. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器,其中所述相对内表面包括纹理化或脊状部分以将生物组织保持在所述间隙内。

9. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器, 其中所述一对钳口可围绕铰链轴线而相对于彼此枢转, 所述铰链轴线定位成横向于所述同轴传输线的纵向轴线。

10. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器, 其中所述一对钳口包括:

静止钳口, 所述静止钳口相对于所述器械轴固定, 以及

活动钳口, 所述活动钳口相对于所述静止钳口可枢转地安装以打开和闭合所述相对内表面之间的所述间隙。

11. 根据权利要求10所述的电外科血管密封器, 其中所述能量递送结构设置在所述静止钳口的所述内表面上。

12. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器, 其中所述刀片可在其中所述刀片定位在所述一对钳口近侧的回缩位置与其中所述刀片定位在所述一对钳口之间的所述区域内的延伸位置之间在纵向方向上滑动。

13. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器, 其中所述刀片可沿着形成在所述一对钳口中的纵向延伸的凹陷沟槽滑动。

14. 根据权利要求1至11中任一项所述的电外科血管密封器, 其中所述刀片安装在所述一对钳口中的一个内, 并且可在其中所述刀片定位在所述钳口的所述内表面下方的回缩位置与其中所述刀片定位在所述一对钳口之间的所述区域内的延伸位置之间在侧向方向上滑动。

15. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器, 其中所述刀片包括刚性元件, 所述刚性元件具有被适配成切开生物组织的锋利边缘。

16. 根据权利要求1至14中任一项所述的电外科血管密封器, 其中所述刀片包括以下中的任一个: 双极射频切割元件、超声波发生器和可加热线元件。

17. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器, 其中所述器械轴被布置成传送射频(RF) EM能量, 并且所述远侧端部组件被布置成从所述器械轴接收所述RF EM能量, 并且其中所述远侧端部组件还包括解剖器元件, 所述解剖器元件被布置成递送所述RF EM能量以切穿生物组织, 其中所述解剖器元件位于所述一对钳口之间的所述区域外部。

18. 一种电外科血管密封器, 其包括:

器械轴, 所述器械轴被布置成传送微波电磁(EM)能量和射频(RF) EM能量;

远侧端部组件, 所述远侧端部组件被布置在所述器械轴的远侧端部处以从所述器械轴接收所述微波EM能量和所述RF EM能量, 所述远侧端部组件包括:

一对钳口, 所述一对钳口可相对于彼此移动以打开和闭合其相对内表面之间的间隙; 以及

解剖器元件, 所述解剖器元件被布置成递送所述RF EM能量以切穿生物组织,

其中所述一对钳口包括能量递送结构, 所述能量递送结构被布置成将所述微波EM能量发射到所述相对内表面之间的所述间隙中,

其中所述能量递送结构被布置成将发射的微波场基本上限制在所述一对钳口之间的区域内, 并且

其中所述解剖器元件位于所述一对钳口之间的所述区域外部。

19. 根据权利要求18所述的电外科血管密封器, 其中所述解剖器元件包括具有有源电极和返回电极的双极RF结构。

20. 根据权利要求19所述的电外科血管密封器,其中所述解剖器元件包括伸出主体,所述伸出主体呈现用于接触组织的前缘,并且其中所述有源电极设置在所述前缘处。

21. 根据权利要求19或权利要求20所述的电外科血管密封器,其中所述返回电极位于所述一对钳口的所述外表面上。

22. 根据权利要求17至21中任一项所述的电外科血管密封器,其中所述解剖器元件安装在所述一对钳口的外表面上。

23. 根据权利要求17至21中任一项所述的电外科血管密封器,其中所述解剖器元件安装在纵向延伸器上,所述纵向延伸器可相对于所述钳口对纵向地移动。

24. 根据权利要求17至23中任一项所述的电外科血管密封器,其中所述解剖器元件安装在所述远侧端部组件的远侧端部处。

25. 根据权利要求18至24中任一项所述的电外科血管密封器,其中所述器械轴包括同轴传输线,所述同轴传输线提供用于传送所述微波EM能量和所述RF EM能量两者的共同的信号路径,并且其中所述远侧端部组件包括用于阻挡来自所述解剖器元件的所述微波EM能量的感应滤波器、以及用于阻挡来自所述一对钳口上的所述能量递送结构的所述RF EM能量的电容滤波器。

26. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器,其中所述远侧端部组件和所述器械轴的尺寸被设计为配合在外科观察装置的器械通道内。

27. 根据任一项前述权利要求所述的电外科血管密封器,其中所述外科观察装置为腹腔镜。

电外科器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于抓持生物组织并将微波能量递送到被抓持组织中以凝固或烧灼或密封组织的电外科血管密封器。具体地,血管密封器可以用于施加压力以闭合一个或多个血管,然后再施加电磁辐射(优选地,微波能量)以密封血管。血管密封器也可以被布置成在凝固或密封之后,例如使用射频(RF)能量或机械切割元件(诸如刀片)来分隔(例如,分开或切割)周围组织的血管。本发明可以应用于在腹腔镜式外科手术或开放式外科手术中使用的血管密封器。

背景技术

[0002] 已知能够将热能递送到被抓持生物组织中的夹钳[1]。例如,已知的是,从夹钳的钳口中的双极电极布置递送射频(RF)能量[2,3]。RF能量可以用于通过血管壁内的细胞外基质蛋白(例如,胶原蛋白)的热变性来密封血管。热能还可以烧灼被抓持组织并促进凝固。

[0003] 此类装置通常可应用在微创外科手术腹腔镜工具的端部上,但同样可应用在其他临床手术领域中,诸如妇科手术、腔内泌尿外科手术、胃肠外科手术、耳鼻喉科手术等。根据使用环境,这些装置可以具有不同的物理构造、尺寸、标度和复杂性。

[0004] 例如,胃肠器械可具有标称3mm的直径,安装在非常长的柔性轴的端部上。相比之下,腹腔镜器械可以用在工业标准标称5mm或10mm直径的刚性的或可操纵的钢轴的端部上。

[0005] 能够在实现止血的同时解剖身体组织的微创装置的当前示例包括由柯惠医疗(Covidien)制造的LigaSure血管密封技术、以及来自奥林巴斯(Olympus)的Thunderbeat平台。LigaSure系统为在施加压力的同时递送电流以密封组织的双极夹钳布置。Thunderbeat平台同时递送使用超声波源生成的热能、以及双极电能。

[0006] US 6,585,735描述了内窥镜式双极夹钳,其中夹钳的钳口被布置成通过保持在其中的组织来传导双极能量。

[0007] EP 2 233 098描述了用于密封组织的微波夹钳,其中钳口的密封表面包括一根或多根微波天线,用于将微波能量辐射到抓持在夹钳的钳口之间的组织中。

[0008] WO 2015/097472描述了电外科夹钳,其中一对或多对非共振不平衡有损传输线结构被布置在一对钳口的内表面上。

发明内容

[0009] 最一般地来讲,本发明提供一种可以使用受限微波场来密封生物血管的血管密封器,所述受限微波场可以低热裕度产生界限清楚的密封位置。此外,血管密封器可以提供辅助功能,诸如用于辅助血管分隔的刀片或用于使得能够执行精细组织切割和解剖的单独的解剖器元件。利用这些辅助功能,在手术期间可以需要较少的装置交换。

[0010] 本文公开的血管密封器可以在任何类型的外科手术中使用,但预期尤其适用于无创手术或微创手术。例如,所述装置可被配置为通过外科观察装置(诸如腹腔镜或内窥镜)的器械通道引入到治疗部位。

[0011] 根据本发明的第一方面,提供一种电外科血管密封器,所述电外科血管密封器包括:器械轴,所述器械轴包括用于传送微波电磁(EM)能量的同轴传输线;远侧端部组件,所述远侧端部组件被布置在器械轴的远侧端部处以从器械轴接收微波EM能量,所述远侧端部组件包括:一对钳口,所述一对钳口可相对于彼此移动以打开和闭合其相对内表面之间的间隙;以及刀片,所述刀片用于切穿生物组织,其中所述一对钳口包括能量递送结构,所述能量递送结构被布置成将微波EM能量发射到相对内表面之间的间隙中,其中能量递送结构被布置成将发射的微波场基本上限制在一对钳口之间的区域内,并且其中刀片可滑动地设置在远侧端部组件内以可移动穿过所述一对钳口之间的区域。在此方面,一对钳口中的能量递送结构进行操作以为夹持在钳口之间的生物血管提供局部血管密封,并且刀片可操作以切穿密封并分隔血管。

[0012] 在使用中,第一方面的血管密封器因此可以执行血管密封和血管分隔。血管密封通常是施加压力以将生物血管的壁挤压在一起,之后施加某种形式的热能。在本发明中,通过使用微波EM能量对被夹持组织进行电介质加热来施加热能。施加的机电能量使组织细胞破坏/变性并形成在血管壁中占主要部分的胶原蛋白混合物,所述胶原蛋白混合物将血管壁有效地粘结在一起。随着时间的推移,在手术后,发生细胞恢复和再生以进一步加强密封。血管分隔是切穿连续生物血管以将其分成两部分的过程。这通常在血管首次密封之后执行。在本发明的此方面,由刀片执行血管分隔,这将在下面更详细地讨论。

[0013] 在本文中,术语“近侧”和“远侧”分别指能量传送结构的更远离和更靠近治疗部位的端部。因此,在使用中,近侧端部更靠近发生器以提供RF能量和/或微波能量,而远侧端部更靠近治疗部位(即,患者)。

[0014] 除非上下文另有指示,否则术语“传导”在本文中用于表示导电。

[0015] 下面使用的术语“纵向”是指沿着器械通道平行于同轴传输线的轴线的方向。术语“侧向”是指垂直于纵向方向的方向。术语“内部”指在径向上更靠近器械通道的中心(例如,轴线)。术语“外部”指在径向上更远离器械通道的中心(轴线)。

[0016] 术语“电外科”与在外科手术期间使用并且利用了射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波EM能量的器械、设备或工具关联使用。本文中,RF EM能量可以指在10kHz至300MHz范围内,优选地在100kHz至5MHz范围内,并且更优选地在360kHz至440kHz范围内的稳定的固定频率。微波EM能量可以指具有在300MHz至100GHz范围内的稳定的固定频率的电磁能量。RF EM能量应具有足够高的频率以防止能量引起神经刺激。在使用中,可对RF EM能量的量值和其施加的持续时间进行选择以防止能量引起组织热烫或不必要的热裕度或对组织结构的损伤。RF EM能量的优选的标定频率包括以下任一个或多个:100kHz、250kHz、400kHz、500kHz、1MHz、5MHz。微波EM能量的优选的标定频率包括915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHz。5.8GHz可为是优选的。

[0017] 能量递送结构可以包括设置在一对钳口中的一个或两个的内表面上的微波辐射器元件。例如,一对钳口可以包括:有源钳口,所述有源钳口具有安装在其中的能量递送结构;以及无源钳口,所述无源钳口不接收微波EM能量馈送。另选地,一对钳口中的每个钳口都可以具有安装在其中的相应的能量递送结构。在这种情况下,远侧端部组件可以包括功率分配器,用于在相应的能量递送结构之间划分从同轴传输线所接收的微波EM能量。在另一示例中,能量递送结构可以具有在一对钳口之间分隔开的部件,使得一对钳口组合起来

提供微波辐射器元件。

[0018] 微波辐射器元件可以包括安装在一对钳口中的 一个或两个的内表面上的共面微带天线。在一个实施例中,共面微带天线可以安装在有源钳口上,并且相对钳口可以为无源钳口。间隙处的无源钳口的内表面可以包括可弹性变形的电绝缘材料(例如,硅橡胶等)层。电绝缘材料层可以提供热障以抑制热量传播到钳口之外。在一些情况下,可变形层可以有助于沿着一对钳口的长度提供基本上恒定的夹紧力。

[0019] 共面微带天线可以包括平面电介质基板,所述平面电介质基板具有在相对内表面之间的间隙处暴露的顶表面,以及在平面电介质基板的相对于顶表面的相对侧上的下表面。电介质基板可以由合适的陶瓷制成。电介质基板可以安装(例如,粘结或以其他方式附连)到有源钳口。接地导体层可以设置在下表面上。接地导体层可以为金属化层,例如,铜层、银层、金层等。在电介质基板的顶表面上,可以提供电连接到接地导体层的接地导电条带,以及与接地导电条带间隔开的有源导电条带。接地导体可以电连接到同轴传输线的外导体。有源导电条带可以连接到同轴传输线的内导体。有源导电条带和接地导电条带可以被定位成在一对钳口之间的区域内具有均匀的最近的间距。有源导电条带和接地导电条带之间的最近的间距是发射的微波场最强的区域。因此,可以选择有源导电条带和接地导电条带的几何形状,其将场限制在钳口之间的区域内。

[0020] 在一个示例中,有源导电条带可以为细长的纵向延伸的指状电极。接地导电条带包括位于指状电极的两侧的一个或多个细长部分,由此最近的间距沿着一对钳口的内表面包括细长的纵向延伸部分。接地导电条带可以位于指状电极的两侧。在一个示例中,接地导电条带可以为U形元件,其位于指状电极的两侧并且包围其远侧端部。在该示例中,场可主要限制在位于U形元件内部的区域内。

[0021] 接地导电条带可以经由形成在电介质基板中的通孔而电连接到接地导体层。

[0022] 微波辐射器元件不需限于共面微带构型。在其他示例中,微波辐射器元件可以包括行波天线,或者曲折或交叉的微带布置。

[0023] 一对钳口的相对内表面可以包括纹理化或脊状部分以将生物组织保持在间隙内。该特征还可以允许在密封界面处由变性过程生成的气体或蒸汽逸出。

[0024] 一对钳口可以围绕铰链轴线而相对于彼此枢转,所述铰链轴线定位成横向于同轴传输线的纵向轴线。在一个示例中,一对钳口包括:静止钳口,所述静止钳口相对于器械轴固定;以及活动钳口,所述活动钳口相对于静止钳口可枢转地安装以打开和闭合相对内表面之间的间隙。能量递送结构可以设置在静止钳口的内表面上。在另一示例中,这两个钳口都被布置成例如在对称的夹钳式布置中相对于器械轴枢转。一对钳口的相对移动可以由器械轴的近侧端部处的手柄控制。控制杆或控制线可以穿过器械轴以将手柄上的致动机构可操作地联接到一对钳口。

[0025] 在另一示例中,一对钳口可以被布置成以使其内表面保持在对准(例如,平行)取向上的方式而相对于彼此移动。这种配置对于沿着钳口的长度在被抓持组织上保持均匀的压力可为有利的。在W02015/097472中公开这种闭合机构的一个示例。

[0026] 在一个示例中,刀片可在其中刀片定位在一对钳口近侧的回缩位置与其中刀片定位在一对钳口之间的区域内的延伸位置之间在纵向方向上滑动。期望当刀片处于组织夹持配置(即,至少部分闭合)时,刀片滑入刀片之间的区域中。刀片可沿着形成在一对钳口中

(即,形成在一对钳口的每个钳口中)的纵向延伸的凹陷沟槽滑动,使得当一对钳口闭合时,刀片可以接触保持在间隙中的组织。沟槽可以被布置成充当用于切割刀片的导轨,这对于一对钳口朝向其远侧端部弯曲的情况可能是特别有用的。

[0027] 在另一示例中,刀片可以安装在一对钳口中的一个内,并且可在其中刀片位于钳口的内表面下方的回缩位置与其中刀片定位在一对钳口之间的区域内的延伸位置之间在侧向方向上滑动或以其他方式移动。

[0028] 刀片可以包括具有被适配成切开生物组织的锋利边缘的刚性元件,例如,外科手术刀型刀片等。这种类型的刀片被配置为执行“冷”切,这可能是优选的,因为它具有低的附带热损伤风险,附带热损伤风险与其他切割技术相关联。然而,本发明不必限于冷切刀片。在其他示例中,刀片可以包括以下中的任一个:双极射频切割元件、超声波发生器和可加热线元件。

[0029] 如上所述,除了主要的基于微波的血管密封功能之外,血管密封器还可以有利地提供辅助功能。例如,器械轴可以被布置成传送射频(RF) EM能量,并且远侧端部组件可以被布置成从器械轴接收RF EM能量。在该示例中,远侧端部组件还可以包括解剖器元件,所述解剖器元件被布置成递送RF EM能量以切穿生物组织,其中解剖器元件位于一对钳口之间的区域之外。下面参考第二方面公开了解剖器元件的进一步细节,并且在此同样适用。

[0030] 在第二方面,本发明提供如上面所讨论的血管密封器,其具有解剖器元件但无刀片。根据第二方面,因此可以提供一种电外科血管密封器,所述电外科血管密封器包括:器械轴,所述器械轴被布置成传送微波电磁(EM)能量和射频(RF) EM能量;远侧端部组件,所述远侧端部组件被布置在器械轴的远侧端部处以从器械轴接收微波EM能量和RF EM能量,所述远侧端部组件包括:一对钳口,所述一对钳口可相对于彼此移动以打开和闭合其相对内表面之间的间隙;以及解剖器元件,所述解剖器元件被布置成递送RF EM能量以切穿生物组织,其中所述一对钳口包括能量递送结构,所述能量递送结构被布置成将微波EM能量发射到相对内表面之间的间隙中,其中能量递送结构被布置成将发射的微波场基本上限制在一对钳口之间的区域内,并且其中解剖器元件位于一对钳口之间的区域外部。上面讨论的第一方面的任何特征同样适用于第二方面。

[0031] 解剖器元件可以包括具有有源电极和返回电极的双极RF结构。有源电极(切割元件)可以比返回电极小一个数量级。返回电极可以形成在钳口的邻近于解剖器元件的外表面上,使得当在干燥场中使用时,返回电极与组织直接接触。因此,解剖器元件可以用于小标度或精细切割,例如,以改善进入治疗部位的通路或打开治疗部位。

[0032] 切割区域可以安置成远离一对钳口(即,相对于一对钳口隆起)。例如,解剖器元件可以包括伸出主体,所述伸出主体呈现用于接触组织的前缘。有源电极可以设置在前缘处,例如,以确保RF电流密度集中在该区域。

[0033] 解剖器元件可以安装在一对钳口的外表面上。例如,伸出主体可以位于一对钳口的远侧表面或侧表面上。伸出主体可以由合适的电介质形成,其中有源电极是在其上制造的导电部分。返回电极可以位于伸出主体上或位于一对钳口的外表面上。

[0034] 在另一示例中,解剖器元件可以安装在纵向延伸器上,所述纵向延伸器可相对于一对钳口纵向地移动。这种布置可以有助于例如通过使解剖器元件能够在一对钳口之前移动到治疗部位而使解剖器元件在使用时具有可视性。

[0035] 在优选示例中,解剖器元件可以安装在远侧端部组件的远侧端部处。

[0036] 微波EM能量和RF EM能量可以通过器械轴沿着共同的信号路径传送。例如,同轴传输线可以提供用于传送微波EM能量和RF EM能量两者的共同的信号路径。在这种布置中,远侧端部组件可以包括用于阻挡来自解剖器元件的微波EM能量的感应滤波器,以及用于阻挡来自一对钳口上的能量递送结构的RF EM能量的电容滤波器。在另选的布置中,RF EM能量和微波EM能量沿着器械轴内的单独的路径传送,其中感应滤波器和电容滤波器设置在器械轴的近侧端部处,例如,设置在手柄中。

[0037] 如上所述,远侧端部组件和器械轴的尺寸可以被设计为配合在外科观察装置的器械通道内。外科观察装置可以为腹腔镜或内窥镜。外科观察装置通常设置有插入管,所述插入管为刚性的或柔性的(例如,可操纵的)导管,其在有创手术期间被引入患者体内。插入管可以包括器械通道和光学通道(例如,用于传输光以照射和/或捕获插入管的远侧端部处的治疗部位的图像。器械通道可以具有适于接纳有创外科工具的直径。器械通道的直径可以等于或小于13mm,优选地等于或小于10mm,并且更优选地(尤其对于柔性插入管),等于或小于5mm。

[0038] 上面讨论的血管密封器可以适用于其他组织焊接技术。例如,能量递送结构可以用作钉的替代物。在一些腹部手术中,钉枪用于递送50至100个小钉,所述小钉在可以具有70mm或更长的长度的钳口之间,或者从直径为20mm至50mm的环形钳口布置中同时击发。在这种类型的应用中,可以使用诸如本文所讨论的那些的多个天线结构来覆盖所需的长度。天线结构可以以任何数量的阵列形式布置,以便以合适的方式同时地、顺序地或逐渐地激活。

附图说明

[0039] 下面参考附图详细描述本发明的实施例,附图中:

[0040] 图1示出了可以使用本发明的电外科设备的示意图;

[0041] 图2示出了作为本发明的实施例的电外科器械的远侧末端组件的示意性透视图;

[0042] 图3示出了图2中所示的远侧末端组件的下侧的示意性透视图;

[0043] 图4示出了作为本发明的另一实施例的电外科器械的远侧末端组件的下侧的示意性透视图;

[0044] 图5示出了图2中所示的远侧末端组件的下侧处于闭合配置时的透视图;

[0045] 图6A和图6B示出了可以在作为本发明的实施例的电外科器械中使用的第一示例性共面微带天线的相对表面;

[0046] 图7A和图7B示出了可以在作为本发明的实施例的电外科器械中使用的第二示例性共面微带天线的相对表面;

[0047] 图8A和图8B示出了可以在作为本发明的实施例的电外科器械中使用的第三示例性共面微带天线的相对表面;

[0048] 图9示出了适用于连接到同轴馈电部的天线坯件的第一示例;

[0049] 图10示出了适用于耦合到同轴馈电部的第二示例性天线坯件;

[0050] 图11是可以在作为本发明的另一实施例的电外科器械中使用的柱面行波能量递送结构的示意性透视图;

[0051] 图12A和图12B是模拟功率损耗密度曲线图,其示出了如何通过共面微带天线的第一示例将微波能量递送到生物组织中;

[0052] 图13A和图13B是模拟功率损耗密度曲线图,其示出了如何通过共面微带天线的第二示例将微波能量递送到生物组织中;

[0053] 图14A和图14B分别是图12A和图12B中所示的布置的模拟回波损耗曲线图;

[0054] 图15A和图15B分别是图13A和图13B中所示的布置的模拟回波损耗曲线图;

[0055] 图16A是作为本发明的另一实施例的电外科器械的远侧末端组件的分解图;

[0056] 图16B是图16A的远侧末端组件在组装时的透视图;

[0057] 图17A、图17B和图17C示出了可以在作为本发明的实施例的电外科器械中使用的三个示例性共面微带天线;以及

[0058] 图18是可以用于操作作为本发明的实施例的电外科器械的手柄的剖视图。

[0059] 具体实施方式另外的选项和偏好

[0060] 本发明涉及一种能够递送微波能量以密封血管的电外科血管密封器装置。所述装置可以在开放式外科手术中使用,但也特别可用于进入治疗部位的通路受限的手术中。例如,本发明的电外科血管密封器可以被适配成配合在外科观察装置(即,腹腔镜、内窥镜等)的器械通道内。图1示出了可以使用本发明的电外科血管密封器的电外科设备100的示意图。

[0061] 电外科设备100包括外科观察装置102,诸如腹腔镜。外科观察装置102具有适于插入患者体内的刚性的或可操纵的器械轴104。器械轴通常传送至少两个功能通道。功能通道中的一个为光学通道,其允许远侧治疗区被照射并成像。另一功能通道为器械通道,其提供供外科器械进入远侧治疗区的通路。在该示例中,可以看到,血管密封器器械106的远侧末端组件从器械通道的远侧末端伸出。

[0062] 电外科设备可以包括电外科发生器108,所述电外科发生器能够产生电力并控制电力以使其例如经由电力电缆110递送到血管密封器器械106,所述电力电缆从发生器108通过外科观察装置102和器械通道延伸到远侧末端。这样的电外科发生器是已知的,例如,如WO 2012/076844中所公开。电外科发生器108可以具有用户界面,用于选择和/或控制递送到器械106的电力。发生器108可以具有显示器112,用于显示所选择的能量递送模式。在一些示例中,发生器可以允许基于待密封血管的尺寸来选择能量递送模式。

[0063] 外科观察装置102可以以常规的方式操作。例如,外科观察装置可以包括目镜114或其他光学系统,用于提供远侧末端的图像(例如,数字视频成像)以在应用点处查看远侧末端。器械106的操作可以由致动机构116(例如剪式手柄、滑块、可旋转刻度盘、水准仪、触发器等)控制。致动机构116可以经由一个或多个控制线可操作地联接到器械106,所述一个或多个控制线例如在器械通道内沿着轴104延伸。

[0064] 在一个示例中,致动机构可以包括力限制器,所述力限制器被布置成限制可以提供给器械的最大致动力。限制最大致动力可以有助于防止对器械106中的精密部件造成损伤,并且可以确保施加到组织的力保持在期望的参数内。受到限制的力可以包括压缩弹簧或棘轮机构作为致动机构的一部分。在一些示例中,可能希望例如通过在装置102上设置刻度盘或开关来改变最大致动力,所述刻度盘或开关调节与致动机构116相关联的最大致动力。

[0065] 本发明的实施例代表W0 2015/097472中所公开的电外科夹钳的形成,并且具体地涉及远侧末端组件的结构和功能。

[0066] 图2示出了作为本发明的实施例的电外科器械的远侧端部组件200的示意性透视图。远侧端部组件200连接到器械轴202,所述器械轴的尺寸被设计为配合在腹腔镜或其他外科观察装置的器械通道内。器械轴202包括管状护套,所述管状护套将用于将微波功率载送到远侧端部组件的同轴电缆连同被布置成控制远侧端部组件的物理操纵的各种控制线或控制杆一起传送,如下面所讨论。

[0067] 在该示例中,远侧端部组件200包括一对钳口208、210。钳口208、210可操作地联接到卡圈204,所述卡圈安装在器械轴202的远侧端部上。在该示例中,一对钳口208、210包括活动钳口208,所述活动钳口围绕卡圈204中的侧向延伸销206枢转,以使得钳口208、210的相对内表面之间的间隙能够打开和闭合。尽管在该示例中仅存在一个活动钳口,但在其他实施例中,这两个钳口都可以被布置成相对于卡圈204枢转。卡圈204可以被布置成确保钳口在它们一起移动时保持侧向对准。

[0068] 在图2所示的示例中,一对钳口208、210包括静止钳口210,所述静止钳口在其顶表面(即,与活动钳口208上的对应表面相对的表面)上具有能量递送结构212。在使用中,远侧端部组件208旨在将生物组织(具体地,血管)夹持在一对钳口208、210之间。一对钳口208、210被布置成向相对表面之间的生物组织施加压力并将能量(优选地,微波电磁能)从能量递送结构212递送到组织中。

[0069] 在该实施例中,能量递送结构仅存在于静止钳口210上。然而,在其他布置中,在这两个钳口上都可以存在能量递送结构,或者仅在单个活动钳口上存在能量递送结构。

[0070] 在该示例中,能量递送结构212包括在静止钳口210的顶表面中制造的共面微带天线。共面微带天线包括由非导电的电介质材料(例如,陶瓷等)制成的基板220。电介质基板220具有在其下侧上制造的导电层(在图2中不可见)。电介质基板220在其顶表面(即,与下侧相对的表面)上具有居中地设置在其上的第一导电区域,所述第一导电区域为纵向延伸的指状电极214的形式。U形第二导电区域216围绕指状电极214设置在电介质基板220的顶表面上,其中暴露电介质215的间隙将指状电极214与U形区域216分开。穿过U形区域216和电介质基板215形成(加工成)多个通孔218。通孔218填充有导电材料,以将电介质基板220的下侧上的导电层与U形导电区域216电连接。指状电极214在其近侧端部处具有接触垫217。由器械轴202传送的同轴电缆的内导体例如通过从器械轴202延伸出以物理接触接触垫217而电联接到接触垫217。指状电极214为共面微带天线提供有源区。电介质基板220的下侧上的导电层电连接到由器械轴202传送的同轴电缆的外导体。结合通过通孔218实现的导电连通,U形导电区域210为共面微带天线形成接地电极。

[0071] 图2中所示的共面微带天线的配置是特别有利的,因为它将发射场限制在由一对钳口208、210限定的区域内。如下所述,非常少的能量被递送到所述一对相对表面外部的区域。此外,通过将U形导电区域216布置成围绕指状电极214的远侧端部延伸,共面微带天线结构可以防止能量在远离组件200的纵向方向上逸出。

[0072] 上述导电层可以由任何合适的导电材料制成。银和金是优选的,因为它们具有高的导电性和生物相容性。也可以使用铜,但优选在可能接触生物组织的区域中镀银或金。

[0073] 共面微带天线结构可以例如使用薄膜沉积技术而独立于静止钳口210来制造。共

面微带天线的这种结构确保了两个重要的性能特征。首先,它确保施加到被夹持血管的生物组织的投射能量在被器械钳口抓持的情况下向内聚集。这提供了局部的能量递送效果,由此所施加的能量被有效地递送到组织的期望区域。

[0074] 此外,薄膜导电层的使用意味着导电线的热质量最小。结合由电介质基板220提供的有效热障,这意味着导电线内的任何残余热量都快速地消散。通过在与共面微带天线相对的表面上提供也充当热障的层,可以进一步增强该效果。在图2所示的实施例中,活动钳口208具有在其内表面上形成的可弹性变形的材料层222。层222可以由硅橡胶或其他柔顺聚合物材料形成,所述材料可以耐受处理期间出现的温度并且是生物相容的。例如,它们可以由弹性热塑性聚合物制成。该层既有助于将能量有效地递送到被夹持的生物组织,又有助于将生物组织保持在钳口内。

[0075] 另外,可以将涂层涂覆到共面微带天线本身的表面。这可以是仅涂覆到导电区域的涂层,例如,用于使组织粘连最小化。在被布置成递送微波能量的实施例中,钳口的内表面可以不必引导与组织的导电接触。因此,涂层可以是例如涂覆在天线的整个面上的薄的高温聚合物材料。特定材料可以被选择用于表现出高损耗并且对微波能量看起来是透明的。

[0076] 涂层可以符合钳口的形状。涂层可以包括与用作印刷电路板上的保护涂层的材料类似的硅基钝化材料。其他示例包括聚酰亚胺、PTFE或FEP型材料。

[0077] 如图2所示,层222具有模制在其中的多个脊部。因此,层呈现出生物组织与之接触的纹理化或齿状表面。可以围绕共面微带天线的周边提供类似的脊状或纹理化握把。如上所述,这些纹理化表面可以有助于在血管密封操作期间释放气体。

[0078] 共面微带天线具有适于接纳和密封生物血管的尺寸。例如,共面微带天线可以被布置成提供有效的治疗区域,其宽度(即,相对于同轴电缆的轴线侧向延伸的尺寸)为2mm至5mm且长度(沿着装置的轴线)为15mm至26mm。

[0079] 一对钳口可以包括支座(未示出),所述支座确保钳口保持分开最小距离,而不管由致动机构116施加的闭合力如何。支座可以是一个或两个钳口上的物理突起部,所述物理突起部与相对钳口的内表面接合。

[0080] 期望由钳口施加到保持在其间的组织的压力沿着钳口的内表面在纵向方向上是均匀的。在图2所示结构的形成中,活动钳口208可以在其内表面处包括接合板,所述接合板能够围绕位于钳口208的远侧端部处的枢转点关节运动回到钳口208中。可弹性变形的支撑元件可以安装在接合板后面的钳口208中以向外推动接合板。在这种布置中,钳口之间的区域中的组织被抓持在静止钳口的内表面和活动钳口的接合板之间。随着钳口的闭合,通过钳口的枢转动作和接合板的关节运动的组合产生沿着钳口施加的压力。枢转点的位置和可弹性变形的支撑元件的特性可以选择成使得由沿着钳口远离枢轴的机械优势的变化产生的施加力的不均匀性通过由接合板的可枢转的关节运动产生的配合的不均匀性来平衡。

[0081] 关于图2所描述的能量递送结构212为共面微带天线。该天线的配置可以如图2所示,或者如下面参考图6A、图6B、图7A、图7B、图8A和图8B中的任一个所描述。然而,可以使用另选的微波辐射器结构。例如,静止钳口210的顶表面可以设置有其他基于微带的能量递送配置,例如,曲折或交叉的微带线。在另一个实施例中,能量递送结构可以为行波天线,诸如下面参考图11所描述。

[0082] 除了血管密封的功能之外,本发明的电外科器械还可以用作血管分隔器,例如,用于切穿并分开血管的密封段。因此,血管密封器可以设置有刀片226,所述刀片相对于一对钳口208、210可滑动地安装,以切穿保持在钳口之间的生物组织。

[0083] 在图2中,刀片226为锋利的外科手术刀型结构,由钢或其他硬质材料制成。为清楚起见,刀片在图2中被示出为伸出到打开钳口之间的区域中。然而,在实施过程中,期望器械防止刀片向前移动,直到钳口闭合并且微波能量被施加。

[0084] 在图2所示的实施例中,刀片226可例如沿着装置的轴线在纵向方向上移动。钳口208、210的相对表面包含相应的凹槽或引导沟槽228、224,用于随着刀片的行进而接纳刀片。静止钳口210中的引导沟槽224形成在指状电极214内,使得指状电极移动穿过所施加场的中心。

[0085] 在其他实施例中,刀片可以安装在钳口中的—个内并且被布置成相对于纵向方向侧向地移动,即,延伸到相对表面中的—个之外进入被夹持组织中。在血管夹持和密封操作期间,刀片的锋利边缘可以位于相对表面下方。

[0086] 优选地,刀片提供“冷”切,因为该功能可以得到更好的患者结果。这主要是因为当使用了冷切时,附带损伤(即,对周围组织的热损伤)的风险或发生率要小得多。然而,切割功能也可以通过其他装置(例如,射频(RF)单极或双极能量递送结构或超声波切割机构)来提供。在下面讨论例如对于RF切割刀片或超声波系统,用于将辅助功率沿着器械轴向下递送的布置。

[0087] 远侧端部组件可被配置为执行除血管密封之外的功能。例如,远侧端部组件可以在其上具有安装在远侧末端上的辅助射频(RF)切割刀片。在图2所示的示例中,RF解剖器元件230安装在静止钳口210的远侧端部上。RF解剖器元件230为双极结构,其包括有源电极和返回电极,所述有源电极安装在伸出主体上,所述返回电极可以在伸出主体的附近制造在静止钳口210上或与静止钳口成—体。

[0088] 图3示出了远侧端部组件200的下侧,其中可以更详细地看到RF解剖器元件230。RF解剖器元件230可以用于精细无血管组织切割和组织解剖。在图2和图3中所示的布置中,RF解剖器元件230呈现前缘,所述前缘安置成相对于静止钳口210的远侧端部隆起。该位置可以实现侧面解剖和端部解剖。在干燥场处理情况下(即,在不存在盐水或其他导电液体时),期望返回电极紧邻RF解剖器元件230上的有源电极。接触电极区域的暴露组织的比对于确保电流以期望方式出现也是重要的,所述方式导致在RF解剖器元件230的前缘上出现最大电流密度。

[0089] 尽管RF解剖器元件230在图2和图3中被示出为位于静止钳口的远侧端部处,但RF解剖器元件可以安装在远侧端部组件上的各种取向或位置上,例如,垂直地、水平地、以—定角度、在一侧上和在任一钳口上。

[0090] 远侧末端组件可以包括安装在钳口中的—个上的其他能量递送元件,以使得能够在装置的远侧端部处进行精细处理工作。例如,钳口可以包括用于实现精细微波凝固的小型微波天线,或用于递送超声能量以执行切割的小型超声波发生器。这些辅助元件可以安装在可独立滑动的构件上,所述可独立滑动的构件可以相对于器械轴202纵向地延伸和回缩。这可以有助于使用辅助装置改善精细处理的可视性,因为辅助装置可以延伸到外科观察装置的视野中,而不管远侧端部组件200的其余部分如何。在—个实施例中,独立可滑动

的构件可以为静止钳口210,其可以脱离卡圈204以使其能够纵向地滑动。静止钳口可以远离其正常铰接位置向近侧回缩,或者可以远离其正常铰接位置向远侧延伸。在后一种情况下,RF精细解剖末端或其他辅助功能可以位于静止钳口上,使得它可以移动到最远侧位置。在前一种情况下,RF精细解剖末端或其他辅助功能可以位于相对钳口上,使得它在静止钳口回缩时占据具有良好可视性的最远侧位置。

[0091] 一对钳口可以具有任何合适的形状。例如,所述钳口可以沿着它们的长度朝向远侧末端逐渐变细,或者对于任何具体的治疗场景,如果需要则可以弯曲或钩住。

[0092] 钳口208、210的打开和闭合可以由致动机构控制,所述致动机构可由使用者在外科观察装置的外部手柄处,即在器械轴202的近侧端部处操作。致动机构可以包括压力控制装置,所述压力控制装置被布置成使得使用者能够基于施加到捕获在钳口之间的生物组织的压力的量来控制一对钳口的闭合。在一个示例中,用户可以为钳口选择期望的(例如,最大的)闭合压力,并且致动机构可以被布置成一旦达到期望的压力,就阻止钳口朝向彼此进一步移动。

[0093] 如上所述,在一些实施例中,这两个钳口都可以是有源的,即它们电连接到器械轴内的同轴电缆。在一个示例中,一对钳口包括单个微波能量递送装置的不同元件。例如,钳口中的一个可以包括接地电极,而另一个可以包括用于天线结构的有源电极。在另一示例中,每个钳口都可以包括其本身的独立微波能量递送结构,例如,所述微波能量递送结构对应于上述共面微带天线。

[0094] 如果这两个钳口都是有源的,则通过在同轴传输线的远侧端部处(例如,在器械轴的远侧端部处、或在卡圈204内)提供微波功率分发器或分配器,可以从器械轴内的共同同轴传输线对所述钳口进行馈电。微波功率分配器可以以任何已知的方式实现。例如,功率分配器可以实现为威尔金森(Wilkinson)功率分配器,可以实现为两个四分之一波长(或其奇数倍)的阻抗变换器,或者可以实现为半波长平衡-不平衡变换器布置,其中同轴线的远侧端部形成输入到第一钳口的不平衡馈电部,并且其中第二钳口从距离馈电部半个电波长的点开始馈电。另选地,功率分配器可以实现为使用柔性基板材料制造的半电波长阻抗变换器,其能够弯曲以允许移动一个或两个钳口。

[0095] 在其中远侧端部组件还包括用于递送RF能量的辅助装置的布置中,器械可以被布置成接收用于辅助装置的RF能量和用于从钳口沿着共同的能量递送路径递送的微波能量,所述共同的能量递送路径可以为器械轴内的同轴传输线。在一个示例中,RF能量可以以400kHz递送,而微波能量可以以5.8GHz递送。为了防止微波能量进入辅助装置,可以在远侧端部组件内安装电感阻挡或滤波部件。电感块可以为绕线电感器,通过使用寄生效应其允许RF能量通过但阻挡微波能量。另选地,可以由沿着同轴电缆和辅助RF装置之间的传输线以半波长间隔定位的一个或多个四分之一波长开路短截线提供电感块。为了防止RF能量进入钳口中的微波能量递送结构,可以在同轴电缆和微波能量递送结构之间安装电容块或滤波器元件。电容滤波器元件可以为以微波频率操作的平行板电容器,或者波导空腔或耦合微带线,其中绝缘电介质以阻挡RF能量流动的方式破坏导电路径。

[0096] 可以在发生器处使用类似的块或滤波器来防止RF能量进入微波源以及防止微波能量进入RF源。例如,可以提供一个或多个扼流圈以防止微波能量辐射到RF源中。

[0097] 在上面的示例中,RF能量和微波能量由共同同轴传输线沿着器械轴载送。在其

他示例中,RF能量和微波能量可以分开,然后两者再被递送到器械轴中。在这种布置中,分别为RF能量和微波能量提供单独的能量传送结构。例如,RF能量可以由绞合的线对或并联安装的两个绝缘线组件传送,而微波能量由合适的同轴传输线载送。用于其他类型的辅助装置(例如,超声刀片等)的电力(例如,DC电力)可以以类似的方式递送。

[0098] 对利用上述血管密封器处理的样品的初始组织学分析显示出非常有前景的结果,尤其是与其他形式的电外科或超声波血管密封器的组织学结果相比时。具体地,上面讨论的微波能量递送配置提供了局部且可控的能量递送,其本身表现为甚至样品内的细胞破坏,这导致密封位置界限清楚,并且重要的是,热量非常有限地传播到密封件之外。换句话说,装置的热裕度(即,在夹持区域外部发生的组织热烫的量)很小。下面更详细地讨论与共面微带天线相关联的场形状和功率损耗密度。

[0099] 图5示出了当钳口208、210闭合时远侧端部组件的下侧的视图。这是其中器械可以被引入腹腔镜的器械通道的配置。

[0100] 图6A和图6B更详细地示出了可以在本发明的实施例中用作能量递送结构212的共面微带天线的第二示例。共面微带天线包括电介质基板220,所述电介质基板在其下表面上具有导电接地层236(参见图6B),并且在其上表面上具有一对导体线214、216。接地层236和导体线214、216可以使用任何合适的技术(例如,金属化、薄膜沉积和图案化(蚀刻)等)而形成在基板上。

[0101] 如上面所讨论,在该示例中,所述一对导线214、216包括指状电极214,所述指状电极沿着其长度并围绕其远侧端部被U形导电区域216包围。U形导电区域216经由通孔218、238电连接到接地层236,所述通孔填充有导电材料以提供电连接。指状电极214和U形导电区域216以间隙215分开,在使用中微波场横跨该间隙集中。接地导体236与同轴馈线的外导体电连通,而指状电极214电连接到同轴馈线的内导体。

[0102] 图7A和图7B示出了可在本示例中使用的共面微带天线240的第二示例。与图6A和图6B中所示的示例类似,天线240包括电介质基板242,所述电介质基板具有下侧,所述下侧在其上具有例如金属化的或以其他方式涂覆的导电层250。电介质基板242的顶表面(如图7A所示)包括一对细长的导电元件,所述导电元件在将安装天线的钳口的纵向方向上彼此平行地延伸。导电元件包括以间隙245分开的接地导体指状物244和有源导体246。接地导体指状物244经由通孔248、252与接地导体层250电连通,所述通孔穿过电介质基板242加工成并填充有导电材料以提供必要的连接。与图6A和图6B中所示的布置类似,接地导体层250将电连接到外导体并对同轴馈线馈电,而有源导体指246将电连接到同轴馈线的内导体。

[0103] 图8A和图8B示出了可在本发明中使用的共面微带天线260的第三示例。共面微带天线包括电介质基板262,所述电介质基板在其下侧上具有接地导体层270。在电介质基板262的上表面上,存在三个导电元件。在该实施例中,导电元件在中央有源指状电极266的每一侧都包括接地导体条264。接地导体条带264和指状电极266为在装置的纵向方向上延伸的细长元件。有源指状电极266与接地导体条带264中的每一个以间隙265分开,在使用中微波场横跨该间隙延伸。接地导体条带264经由多个通孔268、272电连接到接地导体层270,所述通孔填充有导电材料以提供必要的连接。

[0104] 在上面给出的示例中,电介质基板的顶表面上的电极将在使用中接触组织,因此由生物相容的导电材料诸如银或金制成。相比之下,电介质基板的下侧上的接地导体层不

接触组织,因此可以由不同的材料诸如铜制成。

[0105] 图9示出了可在本发明中使用的共面微带天线的另一示例。在这种情况下,天线结构可以通过加工一个或多个电介质材料块来制造。图9中所示的结构为天线坯件,其被布置成直接安装到同轴电缆。天线坯件280包括中央电介质块282,所述中央电介质块具有在其下侧上制造的接地导体层284和在其上表面上制造的U形导电区域286。接地导电层284电连接到U形导电区域286。电介质块282的两侧是两个侧电介质块290,所述两个侧电介质块有助于将坯件安装在钳口结构内并为接地导体层284提供隔离。沟槽288被制造到电介质块282的顶表面中,以便接纳同轴馈线(未示出)的内导体的暴露部分。沟槽与U形导电区域286以间隙287分开。通过在天线坯件280的近侧端部面上安装具有内导体的暴露段的同轴馈线来形成天线。任何导体的暴露长度都定位在沟槽288中,并且接地导电层284电连接到同轴馈线的外导体。

[0106] 图10示出了天线坯件300的另一示例,所述天线坯件可以与同轴馈线一起使用以形成可以在本发明中使用的共面微带天线。天线坯件300包括电介质基板302,所述电介质基板在其下表面上具有接地导体层304。在电介质基板302的顶表面上存在细长的接地导体条带306,所述细长的接地导体条带例如通过电介质基板302的主体电连接到接地导体层304。定位成与接地导体条带306并排且平行的是用于接纳同轴馈电部的暴露内导体的沟槽308。接地导体条带306和沟槽308以间隙307分开,在使用中微波EM场横跨该间隙传播。与图9类似,天线坯件300可用于通过将其连接到具有一定长度的暴露内导体的同轴馈电部来形成共面微带天线。暴露内导体被接纳在沟槽308中,而同轴馈电部的外导体电连接到接地导体层304。

[0107] 上面的讨论提供了共面微带天线可如何用作本发明的微波能量递送机构的多个示例。然而,可以使用其他微波能量递送结构。图11示出了根据本发明的实施例的可以安装在血管密封器的钳口内的行波天线结构310的示例。行波结构310包括用于保持同轴电缆的远侧长度的壳体。所述壳体包括:近侧卡圈312,同轴电缆可通过其插入;细长的支撑底座314;以及远侧帽316,其充当同轴电缆的远侧端部的端部止动件。天线结构本身包括由电介质材料318和外导体322包围的内导体320。在外导体322内形成多个窗口324以使电介质材料暴露。窗口可以形成在同轴电缆本身的外导体内,或者可以在壳体内设置单独的导电接地管,并且可以将具有远侧端部部分的同轴电缆插入其中,其中外导体已被从该远侧端部部分移除。在图11中,外导体322包括具有闭合的远侧端部的深拉管。窗口是在安装在电介质材料318上之前切入管中的狭槽。壳体312和帽316可以制成一体式并且形成加强构件,所述加强构件通过将天线保持笔直和刚性来支撑天线。

[0108] 外导体322上的窗口324的形状和位置被定位以促进能量的发射。窗口的尺寸沿着装置的长度变化,因此能量以垂直于纵轴的方向递送,并沿着天线的长度均匀地递送。

[0109] 图12A和图12B各自示出了模拟功率损耗密度曲线图,其展示了如何通过共面微带天线的第二示例将微波能量递送到生物组织中。图13A和图13B示出了关于共面微带天线的第二示例的相同信息。每个曲线图都模拟夹紧到上面制造有天线的钳口表面上的血管,血管名义上与天线的方向成直角。对于每种配置,计算以下两个宽度的血管的加热功率:8mm(图12A和图13A)和16mm(图12B和图13B)。这些是变平时的宽度,其对应于直径为约5mm和10mm的血管。在每种情况下,血管的中心沿着天线均为相同的距离。

[0110] 在图12A和图12B中,共面微带天线具有与上面参考图图6A和图6B所描述的配置类似的配置,其中接地电极围绕细长的有源电极的远侧端部形成U形。

[0111] 在图13A和图13B中,共面微带天线具有与上面参考图图7A和图7B所描述的配置类似的配置,其中接地电极和有源电极沿着钳口表面的长度在纵向方向上平行。

[0112] 当从同轴天线馈电部施加频率为5.8GHz且输入功率为0.5W的微波能量时,每个曲线图都模拟吸收到组织中的功率。对数着色标度用于显示高功率密度区域和低功率密度区域的形状。

[0113] 在所有图12A、图12B、图13A和图13B中,可以看出,所递送的功率被充分约束在对应于天线宽度的区域402内。在该区域外部递送的功率很少。在区域402内,存在功率密度为约105dB (mW/m³) 的中央条带,其被功率密度为约95dB (mW/m³) 的一对侧条带包围。对于中央条带,存在具有高功率密度(即,约115dB (mW/m³)) 的小区域404、406。单位dB (mW/m³) 对应于对数标度,并且指示每立方米超过1mW分贝的功率密度。这些功率密度及其当量在表1中以另选的单位表示。

	dB(mW/m ³) 0.5 W	dB(mW/mm ³) 1 W	W/mm ³ 1 W	cal/cm ³ 1 W
[0114]	115	28	0.65	151
	105	18	0.065	15.1
	95	8	0.0065	1.51

[0115] 表1:功率密度当量

[0116] 最后一列示出了所吸收的功率,单位为每立方厘米卡路里。卡路里被定义为将1克水的温度提高1开氏度所需的热量。为了在该处理中获得有用的准确度,1立方厘米的组织的热容量接近1克水的热容量,因此热吸收量(其单位为cal/cm³) 接近每秒的即时温度上升速率。

[0117] 加热密度的最高值相当于对于1W输入功率151K/s的温度上升速率。然而,这仅适用于非常小的体积,因为它需要0.65W/mm³的热功率密度,这继而需要将总可用功率的65%聚集在一立方毫米内。

[0118] 热容量、热传导和热灌注的联合效应意味着,除了在电源接通的瞬间,这种温度上升速率实际上并不会发生。在实施过程中,对于约1立方毫米的组织体积,加热(即温度上升速率)在1秒后为初始速率的1/2以及在2秒后为初始速率的1/3。对于半径约0.25mm的体积,加热在1秒后为初始速率的1/6.5以及在2秒后为初始速率的1/12。

[0119] 在图12a、图12B、图13A和图13B所示的曲线图中,功率密度最高的区域非常小。对于这些区域,初始温度上升速率随时间迅速降低。应使用几毫米宽的区域内的平均功率密度来估计任何显著时间的温度上升。可以估计该平均功率密度在“热”端的15.1cal/cm³/W与“冷”端的1.51cal/cm³/W之间。对于1W输入功率,这对应于15K/s和1.5K/s之间的加热速率,以及对于25W输入功率,这对应于375K/s和37.5K/s之间的加热速率。

[0120] 温度不会以此速率连续上升。起始温度为约35℃。在45℃和60℃之间,需要额外的功率来使组织变性,这会使上升速率略微减慢,使得在可能预期为65℃时实际将达到60℃,并且当组织达到100℃时,水蒸汽的产生将使温度停止上升一段时间,使得在预期超过600℃时实际将超过100℃。

[0121] 这在下表中汇总：

[0122]	cal/cm ³	K/s	到变性的时间(秒)	到蒸发的时间(秒)
	151	151	0.033	3.3

[0123]	15.1	15.1	0.33	33
	1.51	1.51	3.3	330

[0124] 表2:针对1W输入功率的特性

[0125]

cal/cm ³	K/s	到变性的时间 (秒)	到蒸发的时间 (秒)
3800	3800	0.0013	0.13
380	380	0.013	1.3
38	38	0.13	13

[0126] 表3:关于25W输入功率的特性

[0127] 来自最热地方的热的水蒸汽的生成和分散将有助于平衡装置上的一些功率输入和温差。

[0128] 装置上的功率密度的变化是由多个因素造成的。横向变化是因为微波功率在电极之间的狭槽旁边 (特别是靠近狭槽的边缘处) 最强, 并且在电极表面上低得多。在图12A和图12B中所示的配置中, 加热在中心电极两侧的狭槽旁边是相同的, 但在图13A和图13B所示的结构中, 加热预期在两个电极之间的间隙中更强, 而在有源电极的另一侧 (即, 在其中无通孔的导电层) 上更小。

[0129] 纵向变化是由以下两个因素导致: 与一定长度的组织条带耦合的加热效率; 以及组织的远侧端部处的功率的反射。由于传输线是均匀的, 因此耦合到组织中的线中的功率的比例在任何长度上是恒定的。由于能量已进入组织中, 因此随着能量行进远离馈电部, 线中剩余的功率下降。耦合功率是剩余下降功率的固定比例, 因此加热从馈电部到工具减少。

[0130] 除此之外, 在组织的端部始终存在一些功率。组织的端部存在反射, 这种反射加强了距端部一小段距离的加热。这导致远离远端部的加热小幅下降。相对于端部处的加热的比例变化不依赖于样品的长度, 因此在对数显示器上, 轮廓的形状对于不同的天线配置和不同的组织长度是相似的。

[0131] 图14A、图14B、图15A和图15B分别为示出图12A、图12B、图13A和图13B中所示的天线配置的从DC到10GHz的回波损耗的图表。回波损耗以dB表示, 其中0dB意味着所有信号都被反射 (效率为0%), -20dB意味着1%被反射 (效率为99%)。

[0132] 下表给出了加热时的效率和dB损耗, 对于多个回波损耗值:

[0133]	回波损耗 (dB)	-3	-4	-6	-7	-10	-20
	效率(%)	50%	60%	75%	80%	90%	99%
	效率(dB)	-3.0	-2.2	-1.3	-0.97	-0.46	-0.04

[0134] 表4:回波损耗与效率的比较

[0135] 从表中可以看出, 即使回波损耗为-6dB, 天线也仍然使用75%的可用功率, 并且加热功率降低仅为-1.3dB。然而, 回波损耗优选为-10dB或更好, 其中效率高于90%而加热功

率损耗不差于-0.5dB。

[0136] 图14A、图14B、图15A和图15B示出了8mm宽血管的回波损耗。还进行了模拟以计算16mm宽血管的回波损耗。在每种情况下,5.8GHz下的回波损耗对于16mm宽血管比对于8mm宽血管更好。因此,天线被设计成对于较宽血管更有效。较窄血管的效率从不低于-3dB,因此在所测试的示例中,功率的损耗始终至少与待加热组织体积的减少相匹配,这样较窄血管的密封时间与较宽血管的密封时间相比应相同或甚至更快。

[0137] 图16A是作为本发明的另一实施例的电外科发明的远侧末端组件500的分解图。远侧端部组件500连接到器械轴502,所述器械轴的尺寸被设计为配合在腹腔镜或其他外科观察装置的器械通道内。

[0138] 在该示例中,远侧端部组件500包括一对钳口508、510。钳口508、510可操作地联接 to 卡圈504,所述卡圈安装在器械轴502的远侧端部上。在该示例中,一对钳口508、510包括活动钳口508,所述活动钳口围绕卡圈504中的侧向延伸销(未示出)枢转,以使得钳口508、510的相对内表面之间的间隙能够打开和闭合。另一钳口为静止钳口510,所述静止钳口在其顶表面(即,与活动钳口508上的对应表面相对的表面)上具有能量递送结构512。卡圈504可以被布置成确保钳口在它们一起移动时保持侧向对准。

[0139] 在使用中,远侧端部组件500旨在将生物组织(具体地,血管)夹持在一对钳口508、510之间。一对钳口508、510被布置成向相对表面之间的生物组织施加压力并将能量(优选地,微波电磁能)从能量递送结构512递送到组织中。

[0140] 在该示例中,能量递送结构512包括安装在静止钳口510的顶表面上的共面微带天线。共面微带天线包括由非导电的电介质材料(例如,陶瓷等)制成的基板520。电介质基板520具有在其下侧上制造的导电层。电介质基板520在其顶表面(即,与下侧相对的表面)上具有居中地设置在其上的第一导电区域,所述第一导电区域为纵向延伸的指状电极514的形式。U形第二导电区域516围绕指状电极514设置在电介质基板520的顶表面上,其中暴露电介质515的间隙将指状电极514与U形区域516分开。穿过U形区域516和电介质基板520形成(加工成)多个通孔518。通孔518填充有导电材料,以将电介质基板520的下侧上的导电层与U形导电区域516电连接。指状电极514在其近侧端部处具有接触垫517。由器械轴502传送的同轴电缆的内导体可以例如通过从器械轴502延伸出以物理接触接触垫517而电联接到接触垫517。因此,指状电极514为共面微带天线提供有源区。电介质基板520的下侧上的导电层电连接到由器械轴502传送的同轴电缆的外导体。结合通过通孔518实现的导电连通,U形导电区域516为共面微带天线形成接地电极。

[0141] 静止钳口510可以包括由刚性材料形成的主体,以便为远侧末端组件提供结构支撑。例如,静止钳口可以由金属诸如不锈钢形成。屏障层522安装在基板520和静止钳口510之间。屏障层522由热绝缘和电绝缘材料(例如,PEEK等)制成。屏障提供两种功能。首先,屏障将天线与静止钳口510的主体隔离,例如,以抑制或防止微波能量泄漏到静止钳口中。其次,屏障提供热障,以抑制或防止热量背离天线传导到静止钳口的主体中。结合起来,这些特征确保从天线所传输的可用微波能量在需要时聚集。这在改善控制、降低热裕度、提高装置效率以及降低由热能泄漏引起的附带组织损伤的风险方面提供了优势。

[0142] 在该示例中,活动钳口508包括由刚性材料(例如,金属如不锈钢)制成的主体。后铰链板524安装在主体内。后铰链板524可枢转地连接到活动钳口的远侧端部,例如在安装

于活动钳口508中的销526上。后铰链板524被布置成枢转到由活动钳口508的主体形成的凹槽中。

[0143] 可弹性变形的缓冲元件528安装在后铰链板524的后表面上,以在后铰链板524枢转到凹槽中时接合活动钳口508的内表面。可弹性变形的缓冲元件528可以由硅橡胶等形成。缓冲元件528充当弹簧,随着一对钳口围绕血管或组织束的闭合,所述弹簧在负荷下可压缩。在以这种方式负荷时,这使得钳口在闭合时它们之间的倾角减小,从而有助于随着钳口夹紧在一起而更早地改善钳口的对准和平行度。这改善了在血管被夹紧时血管上的压力分布的均匀性,并且改善了稳定性,例如,有助于防止光滑的血管或组织束在钳口闭合期间向远侧移动。

[0144] 活动钳口508还具有可弹性变形材料层530,所述可弹性变形材料层形成在后铰链板524的下侧上,即,形成在随着一对钳口的闭合而与天线接触的表面上。层530可以由硅橡胶或其他柔顺聚合物材料形成,所述材料可以耐受处理期间出现的温度并且是生物相容的。例如,它们可以由弹性热塑性聚合物制成。该层既有助于将能量有效地递送到被夹持的生物组织,又有助于将生物组织保持在钳口内。

[0145] 远侧末端组件500还包括刀片532,所述刀片相对于一对钳口508、510可滑动地安装,以切穿保持在钳口之间的生物组织。刀片532可在纵向方向上(例如,沿着装置的轴)移动。钳口508、510的相对表面包含相应的凹槽或引导沟槽534,用于随着刀片的行进而接纳刀片。静止钳口510中的引导沟槽534形成在指状电极514内,使得指状电极移动穿过所施加场的中心。

[0146] 尽管未在图16A中示出,但远侧末端组件500还可在其上包括以与上面所讨论类似的方式安装在远侧末端上的辅助射频(RF)切割刀片。

[0147] 图16B是图16A的远侧末端组件500在组装时的透视图。

[0148] 图17A、图17B和图17C示出了可以在上面讨论的实施例中设置在静止钳口的上表面上的共面微带天线配置的另外三个示例。在每个示例中,共面微带天线包括基板600,所述基板具有下侧(未示出)和上侧,所述下侧具有形成在其上的接地电极,可以从该上侧递送能量。细长的有源电极602沿着上侧形成为条带。在有源电极602的近侧端部处,形成接触垫603以连接到同轴馈电部的内导体,如上面所讨论。在有源电极602附近形成细长的返回电极604。返回电极604通过穿过基板600形成的通孔606电连接到衬底600的下侧上的接地电极。细长狭槽608设置在基板中以便于滑动刀片的通过如上面所讨论。电极602、604可以使用任何合适的技术(例如,金属化、薄膜沉积和图案化(蚀刻)等)形成在基板上。

[0149] 在图17A所示的第一示例中,狭槽608沿有源电极602的中心向下形成。返回电极604包括形成在有源电极的任一侧上的一对单独的条带。有源电极604延伸到基板的远侧端部。

[0150] 图17B中所示的第二示例与第一示例类似,不同的是,有源电极602从基板的远侧端部回置,并且所述一对条带(其形成返回电极)通过绕过基板的弯曲远侧边缘的弯曲段接合。因此,返回电极提供单个U形元件。

[0151] 在图17C所示的第三示例中,有源电极602和返回电极位于狭槽的相对侧上,并且各自包括单个细长的指状电极。

[0152] 图18是可用于操作作为本发明的实施例的电外科器械的手柄700的剖视图。手柄

700包括主体702,所述主体具有手把704和一对触发式致动器706、708。用于接收微波能量供应的输入端口710设置在手把704的底座上。主体702包括器械轴712所安装到的输出端口714。

[0153] 通过握把致动器706实现一对钳口在远侧末端组件处的闭合。将握把致动器706拉向手把704引起闭合套筒沿着器械轴712向前轴向移动,从而使钳口闭合。与回缩相比,致动模式是期望的。回缩通常导致装置移动远离器械轴的远侧端部处的目标组织,这意味着组织有将从钳口面之间滑出的风险。握把致动器706可以借助于形成在主体702内的闩锁跑道而锁定在适当位置,所述闩锁跑道接纳从握把致动器706向后延伸的接合元件718。

[0154] 刀片在远侧末端组件内的移动通过刀片致动器708来实现,所述刀片致动器以复合铰链布置安装在握把致动器706上。这种布置可以被配置为使得刀片触发器保持隐藏在主体702中,直到钳口闭合到所需的程度。

[0155] 微波能量通过同轴电缆传送到远侧末端组件,所述同轴电缆从输入端口710延伸穿过器械轴712。主体包括可旋转卷轴720,同轴电缆围绕该可旋转卷轴缠绕多次(例如,2次或3次),然后同轴电缆的一部分再从输入端口710布线到器械轴712。这些电缆旋转允许轴和远侧末端组件经由可旋转地安装在主体702中的拇指轮722自由地旋转 360° ($\pm 180^{\circ}$)。这种布置使得轴旋转时的电阻负载减小,并且可以避免在同轴电缆内出现尖锐的弯头或应力点。

[0156] 主体702还包括能量激活按钮724,所述能量激活按钮能够在使用所述装置时控制微波能量的递送。

[0157] 在使用中,所述装置可以被布置成递送具有预定功率的连续微波能量达一定持续时间,所述持续时间被选择用于实现所需量的能量的递送。例如,如果希望递送100J的能量,则所述装置可以被布置成以25W供电4秒。

[0158] 然而,与以恒定功率提供连续能量不同,已发现,以离散脉冲递送能量更有效,尤其是对于较大的血管尺寸。例如,100J可以以50W用一对1秒脉冲递送,所述对脉冲间隔2秒的关闭时间。脉冲的功率水平可以在50W至60W的范围内。脉冲持续时间可以在0.5秒至1秒的范围内。休止期可以在0.5秒至2秒的范围内。脉冲可以相同,或者第一脉冲可以具有较高的功率水平。可以根据被密封的血管尺寸或组织束(包含多个血管)来选择持续时间和总体能量递送。能量可以在包括多于两个脉冲的脉冲序列中递送,例如,每个脉冲的功率水平在整个治疗期间逐渐下降。例如,在5秒的治疗期内,可以递送6个能量脉冲。第一能量脉冲可以以60W持续1秒,之后是功率不断地减小的5个较短脉冲。

[0159] 上面讨论的血管密封器装置和设备可以应用于非常广泛的手术中。其可能特别适用于胃肠道的开放式外科手术和腹腔镜式外科手术,也可用于结肠直肠外科手术。

[0160] 更一般地,所述装置和设备可以用于与妇科手术、泌尿外科手术、肝胆外科手术、内分泌外科手术、整形美容和重建外科手术、矫形外科手术、胸外科手术和心脏外科手术相关的开放式手术、腹腔镜式手术和微创手术。所述装置适用于成人手术、儿科手术和兽医手术。

[0161] 参考文献

[0162] [1] Presthus等人: Vessel sealing using a pulsed bipolar system and open forceps, J Am Assoc Gynecol Laparosc 10 (4): 528-533, 2003.

[0163] [2]Carbonell等人:A comparison of laparoscopic bipolar vessel sealing devices in the hemostasis of small-,medium-,and large-sized arteries,J Laparoendosc Adv Surg Tech 13(6):377-380,2003

[0164] [3]Richter等人:Efficacy and quality of vessel sealing,SurgEndosc (2006) 20:890-894

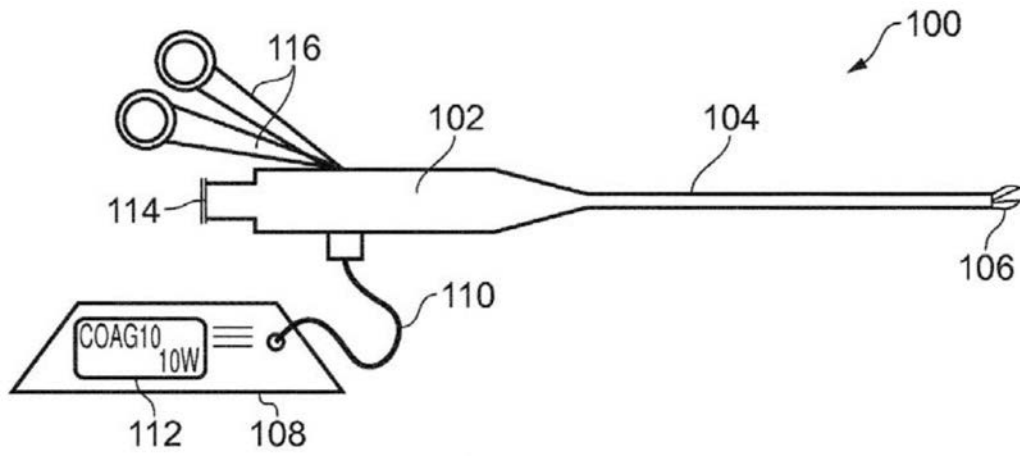


图1

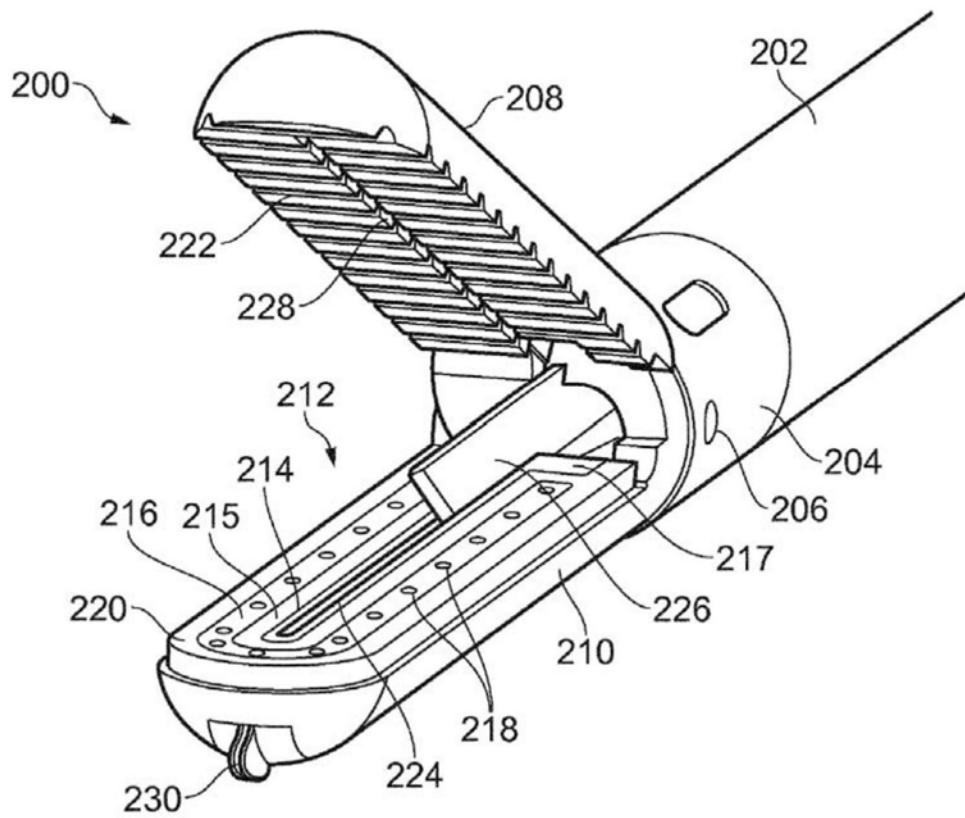


图2

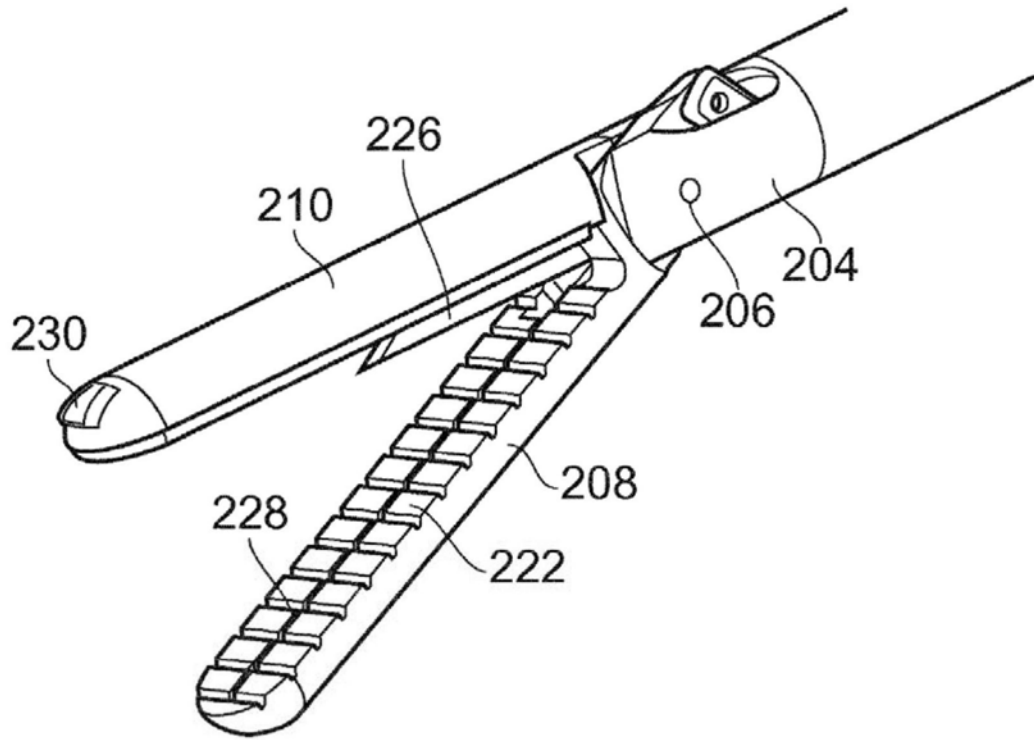


图3

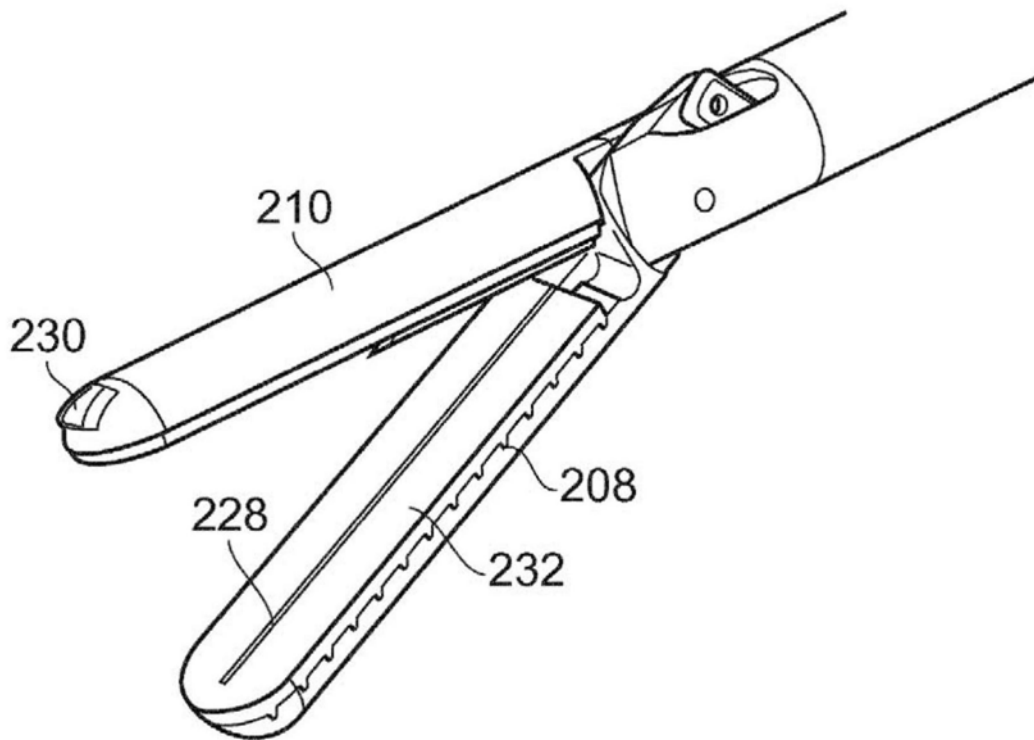


图4

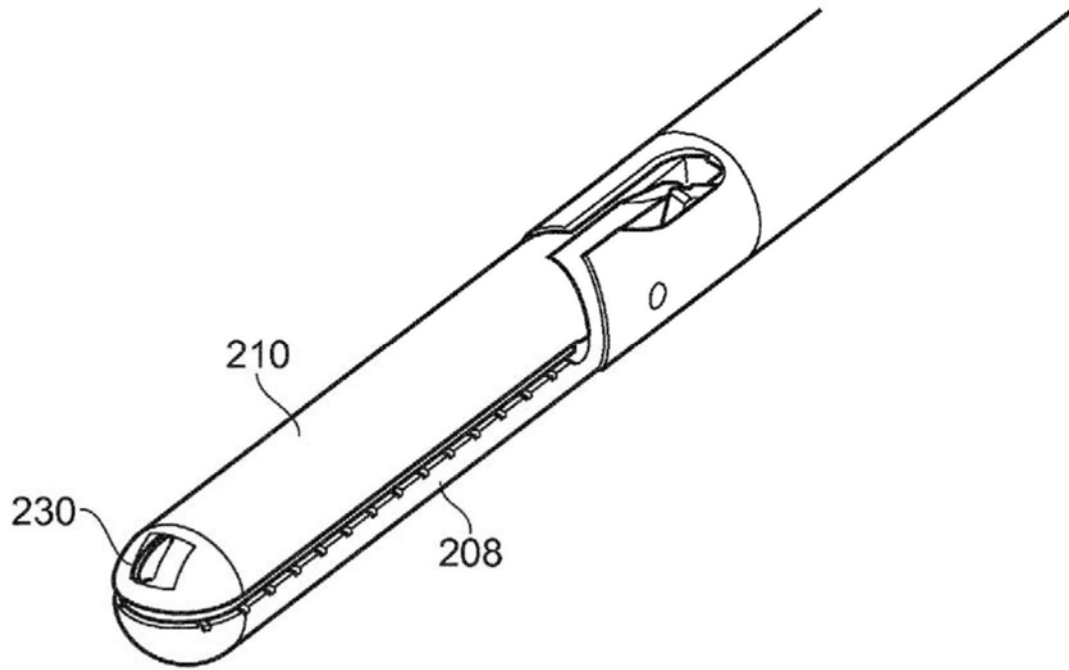


图5

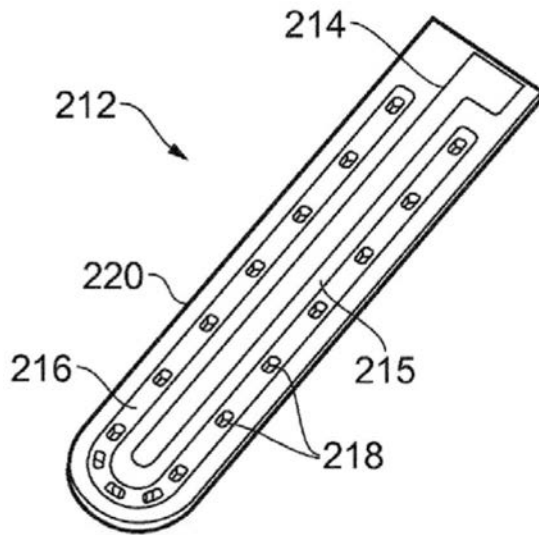


图 6A

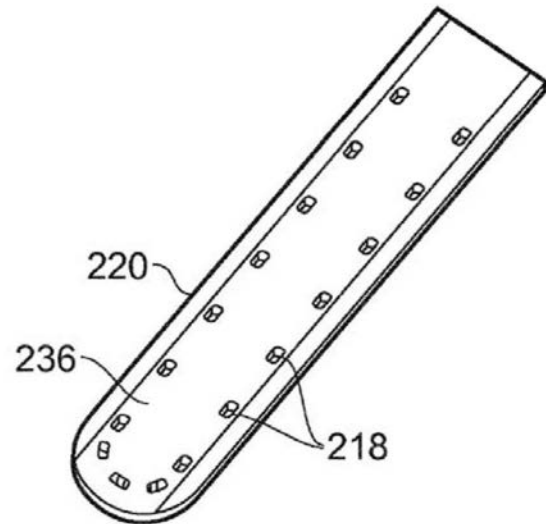


图 6B

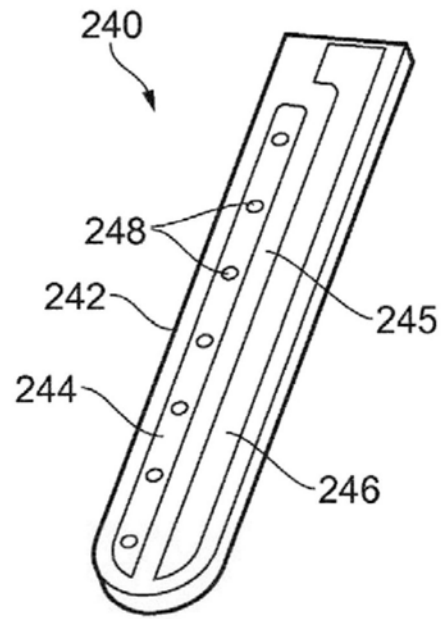


图7A

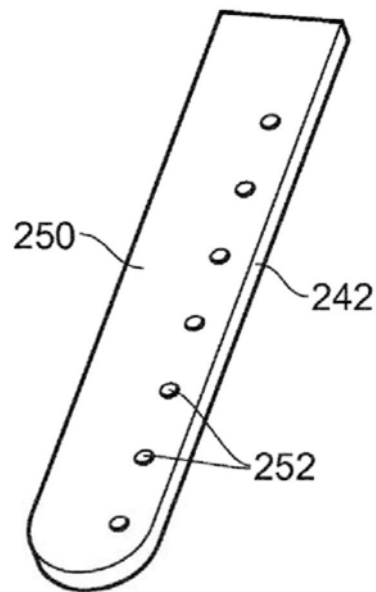


图7B

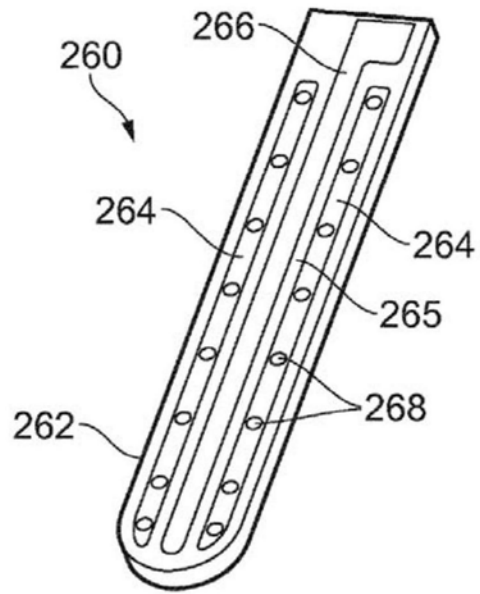


图8A

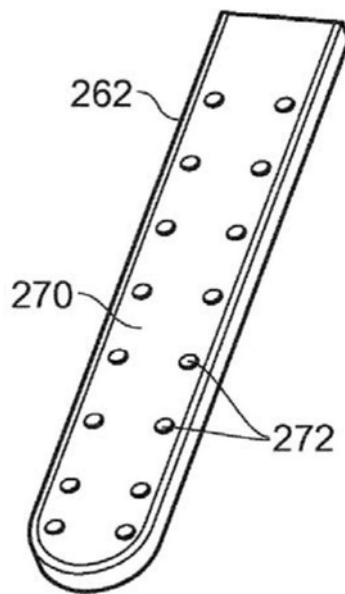


图8B

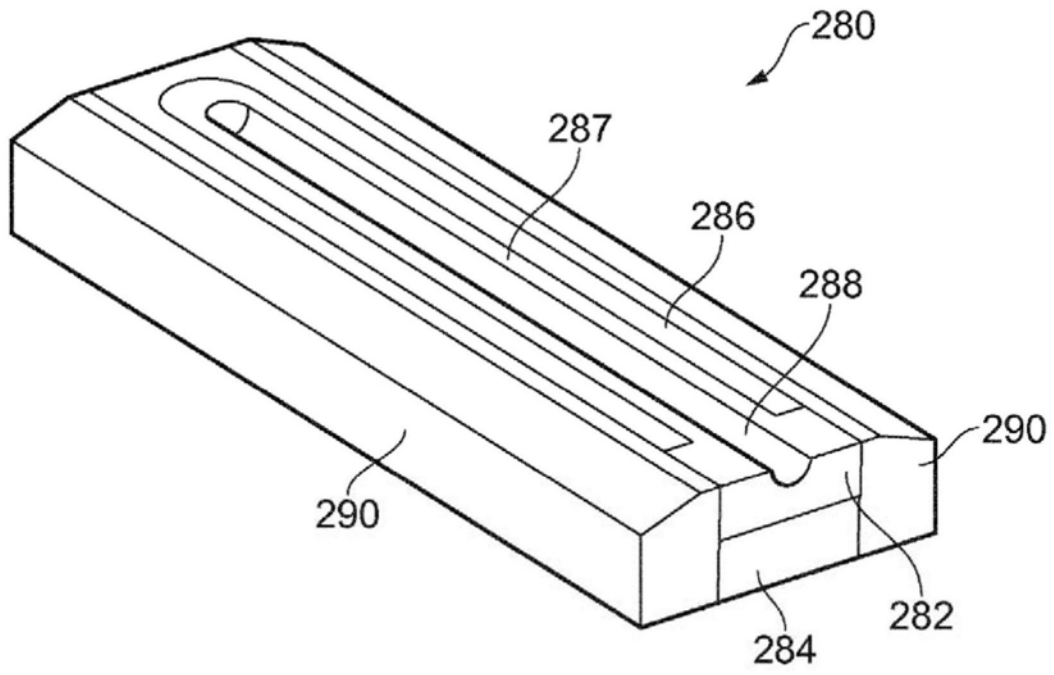


图9

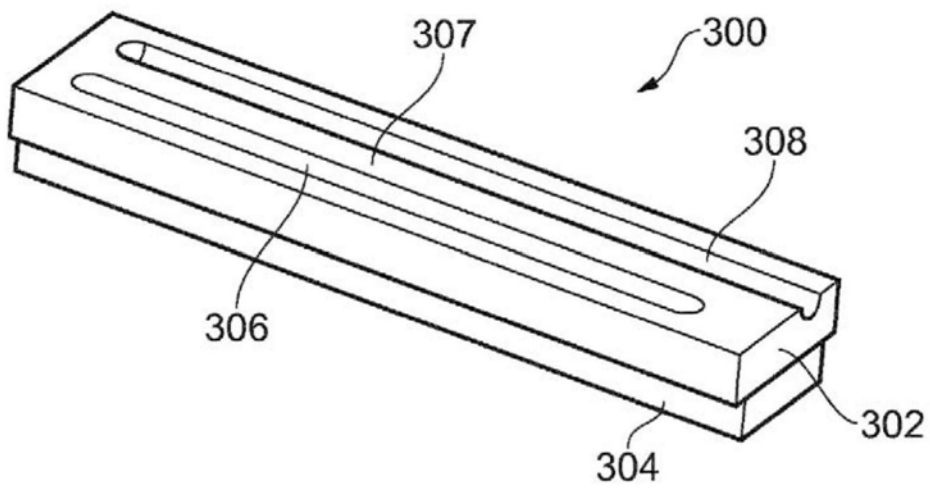


图10

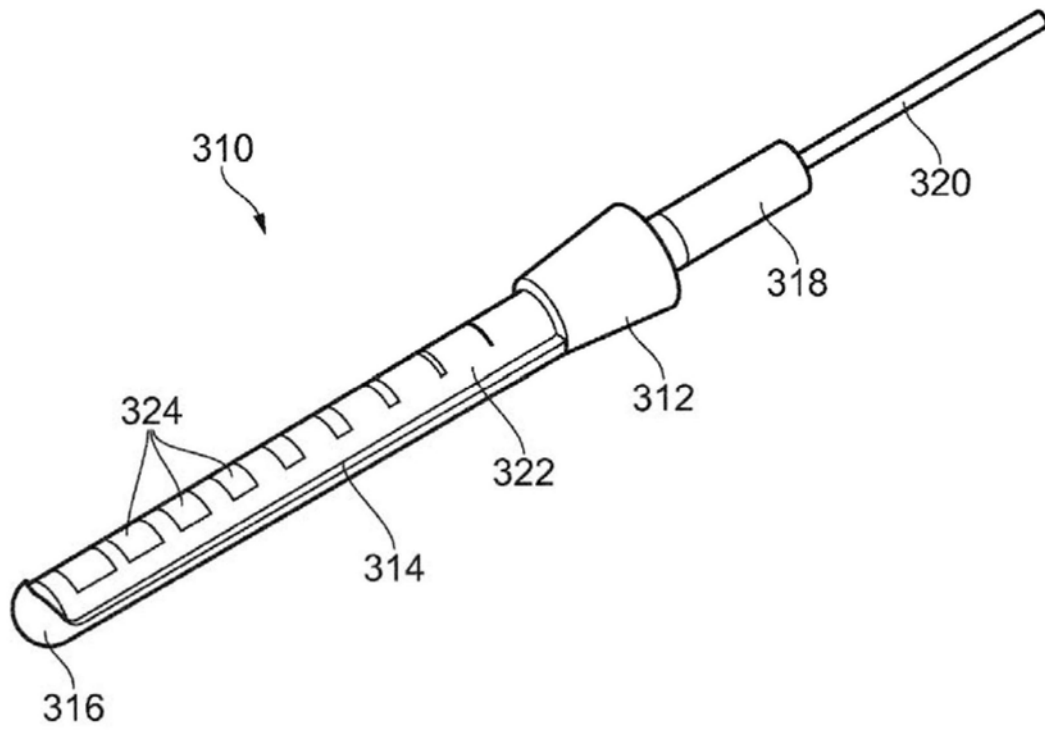


图11

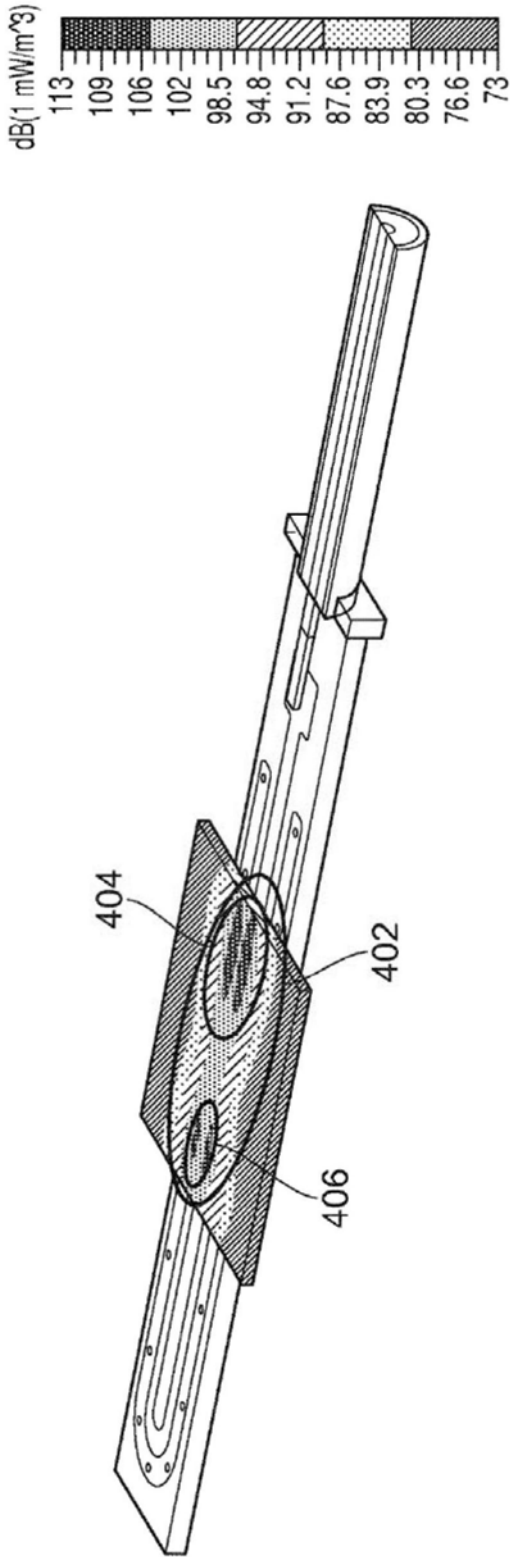


图12A

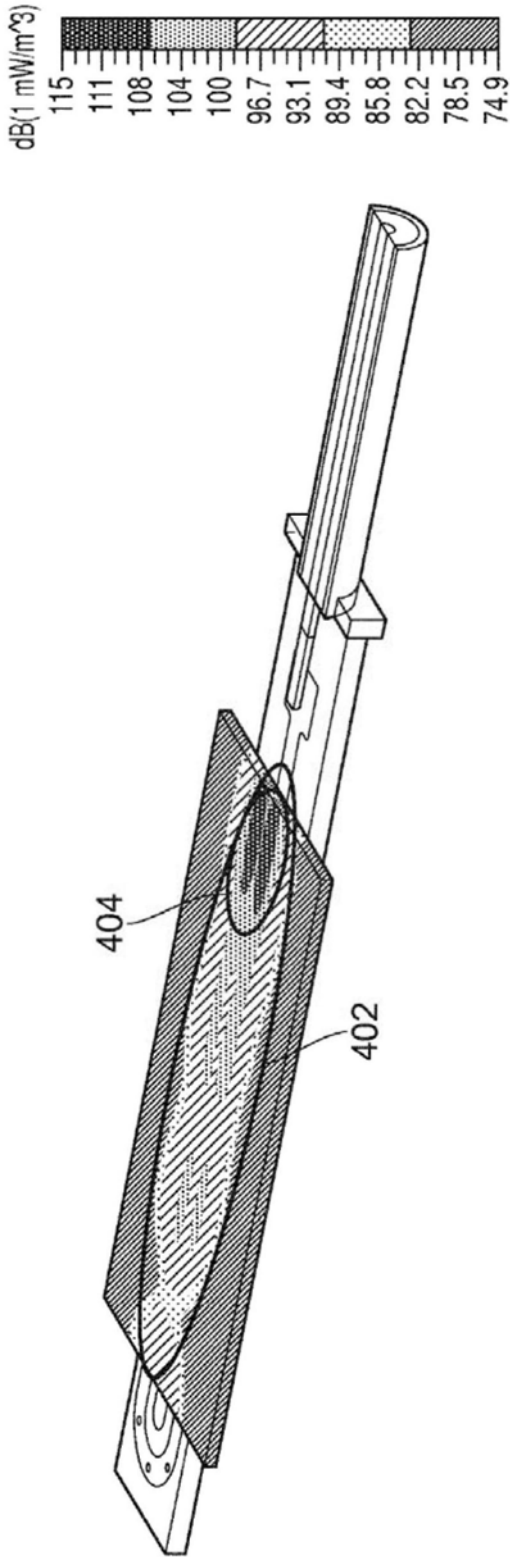


图12B

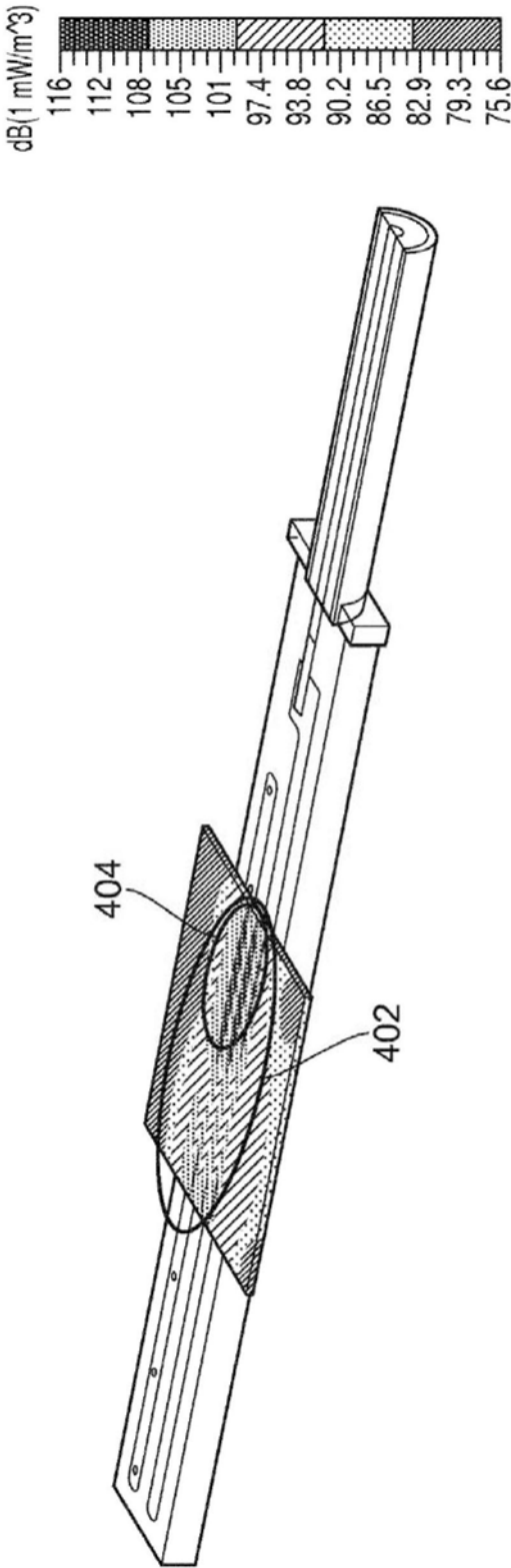


图13A

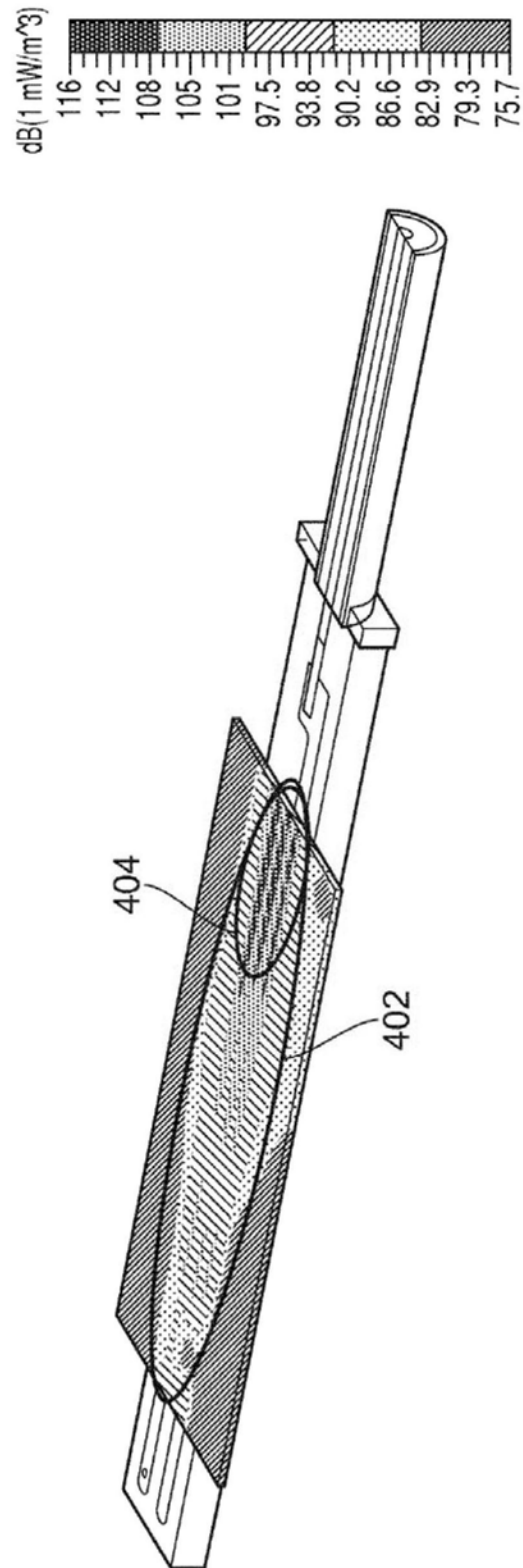


图13B

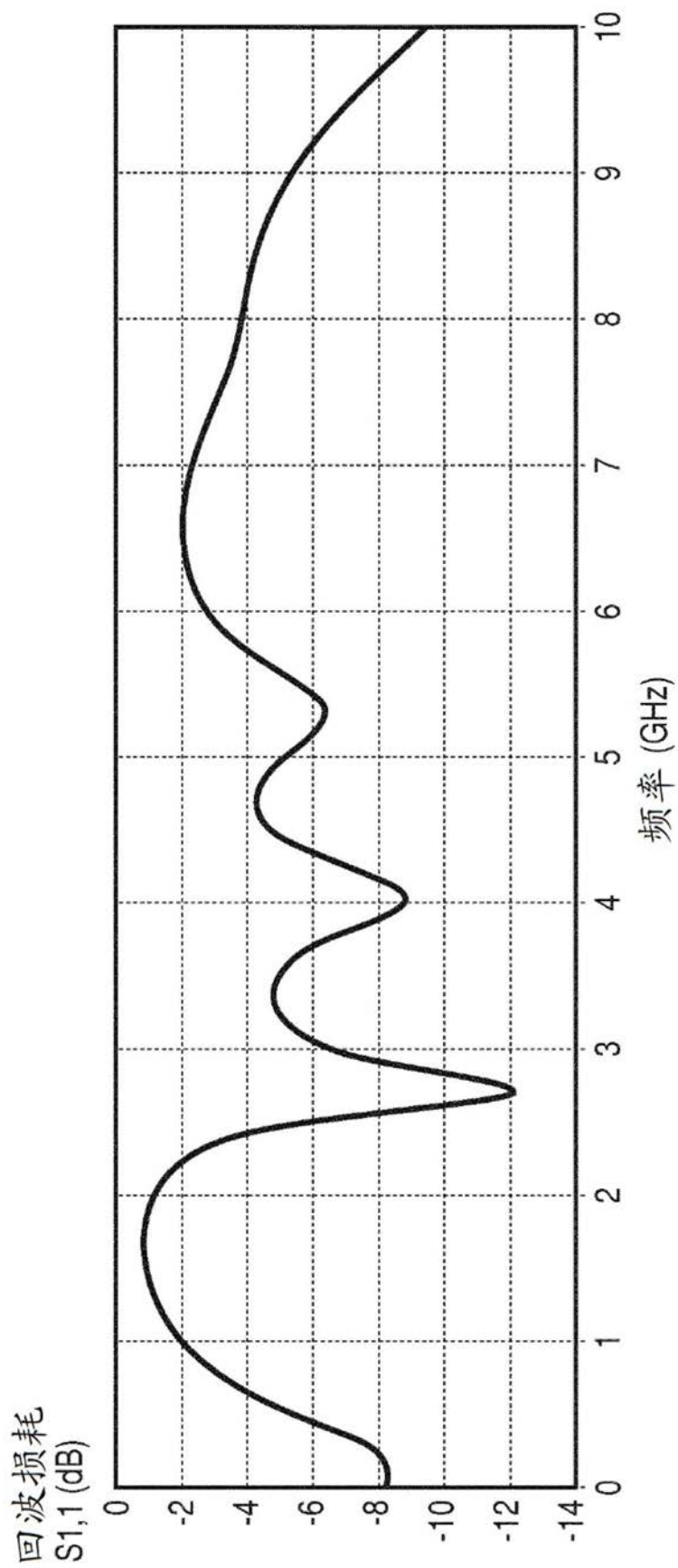


图14A

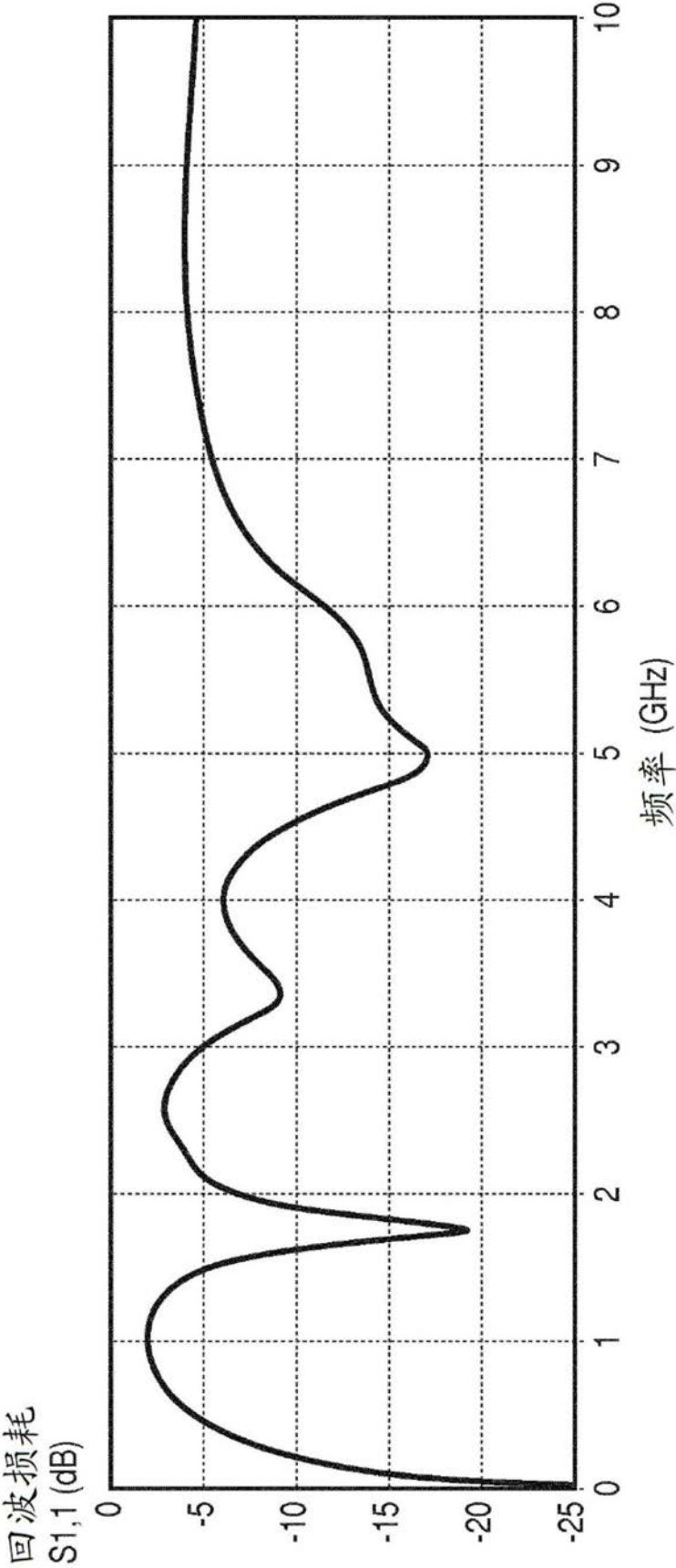


图14B

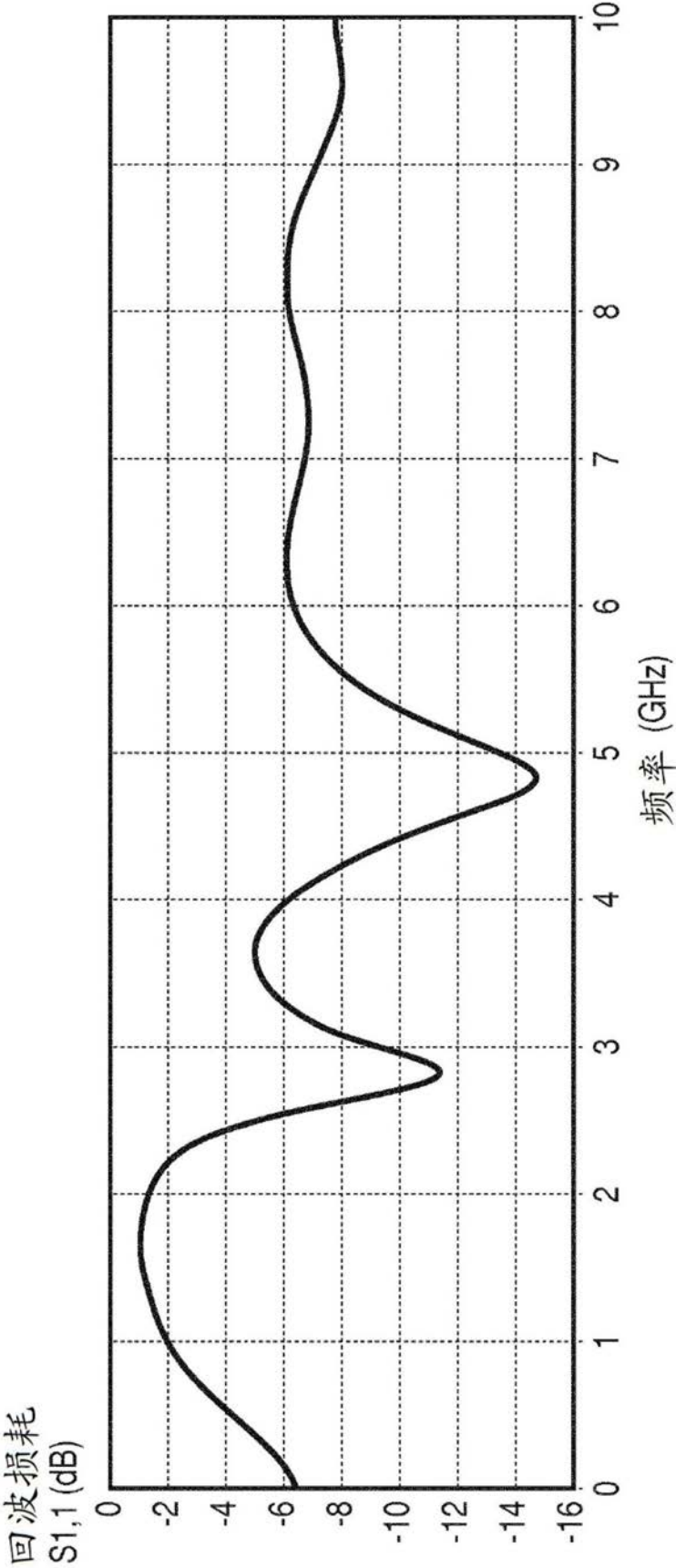


图15A

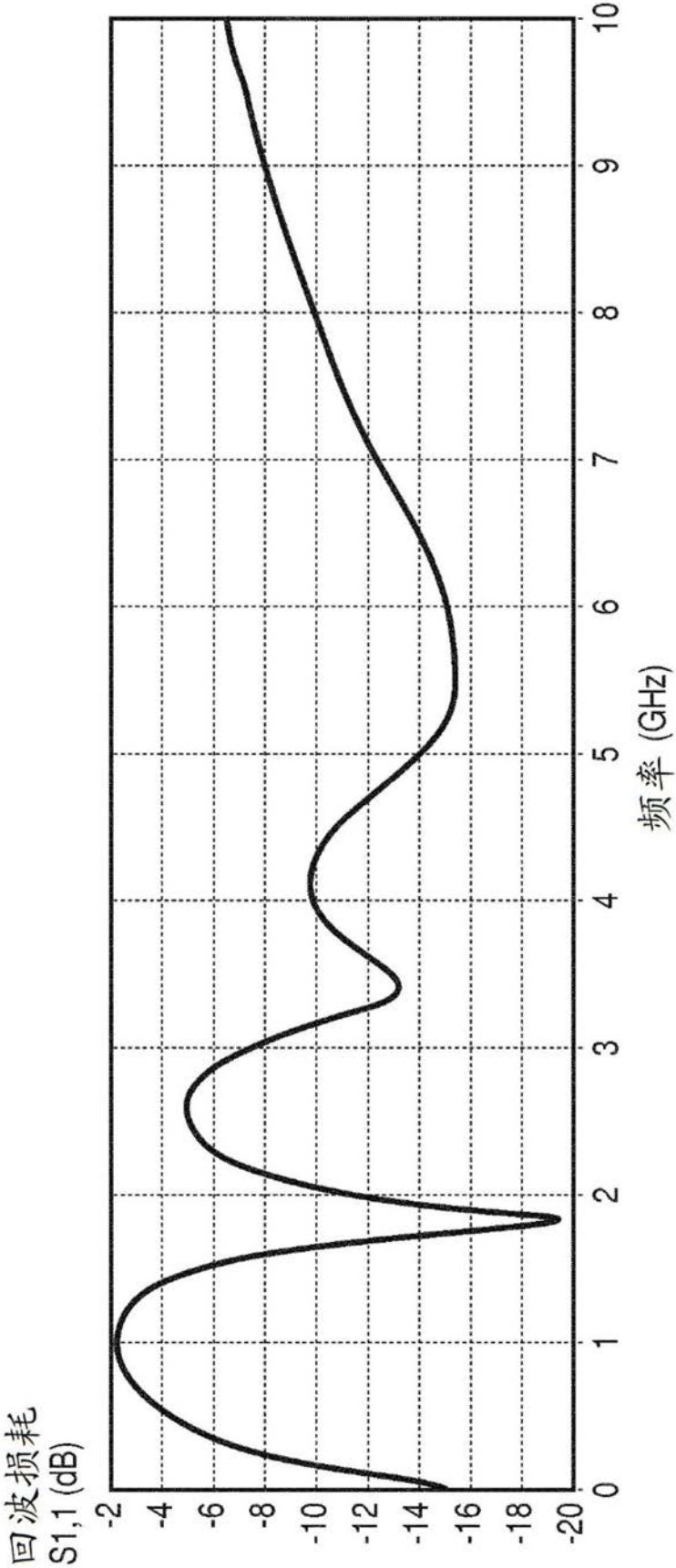


图15B

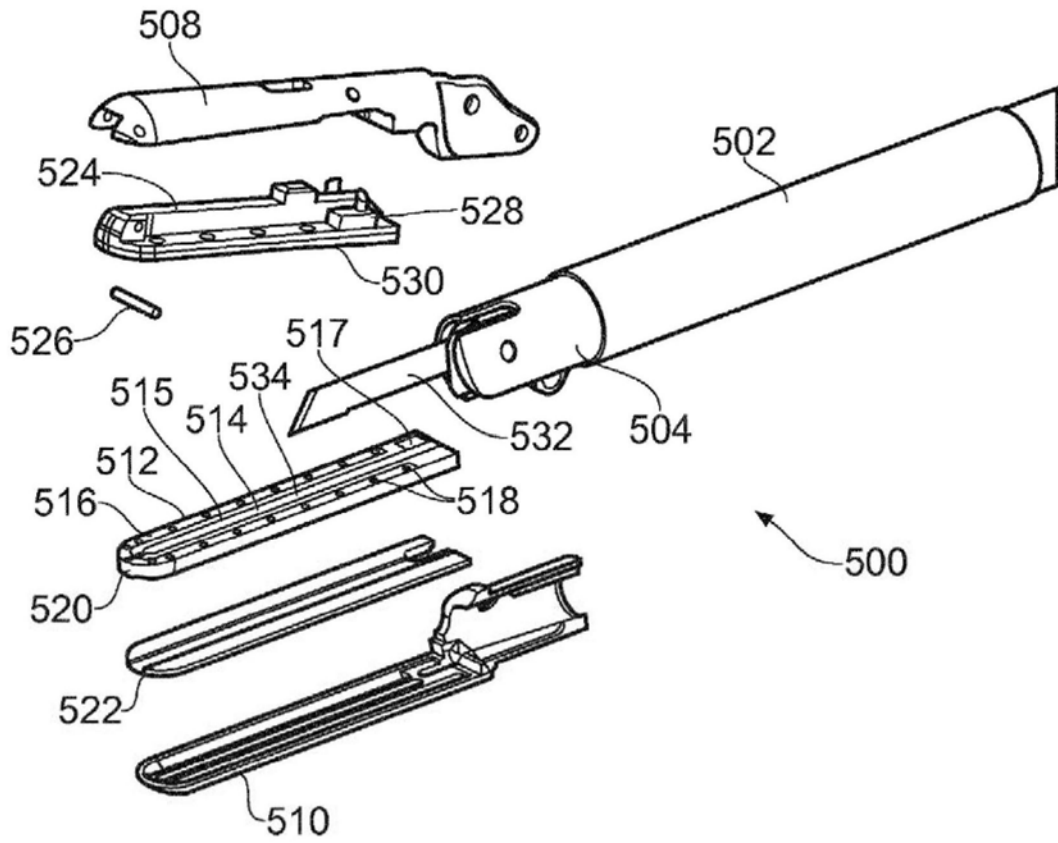


图16A

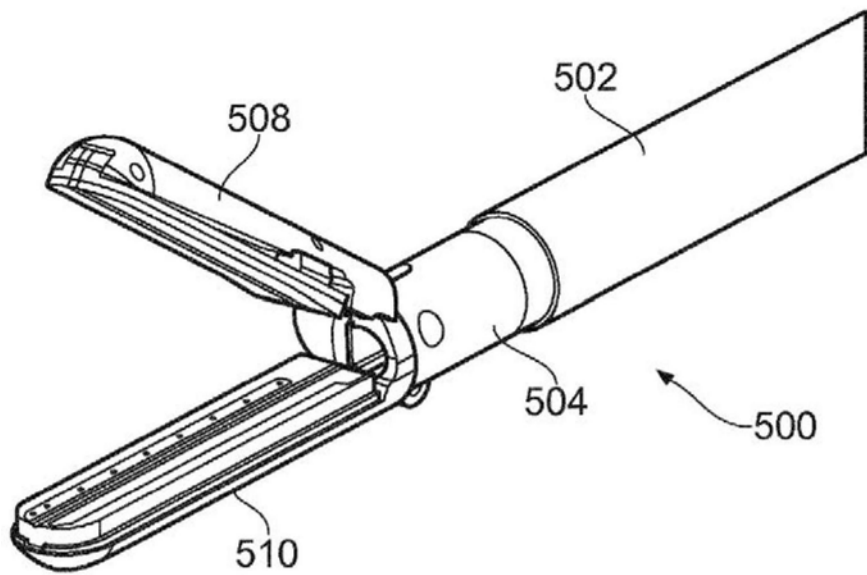


图16B

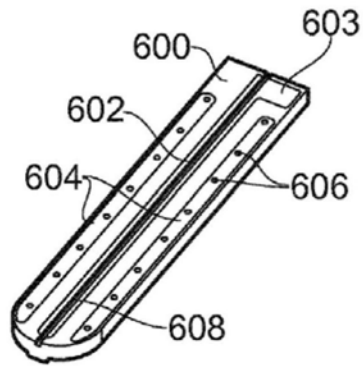


图17A

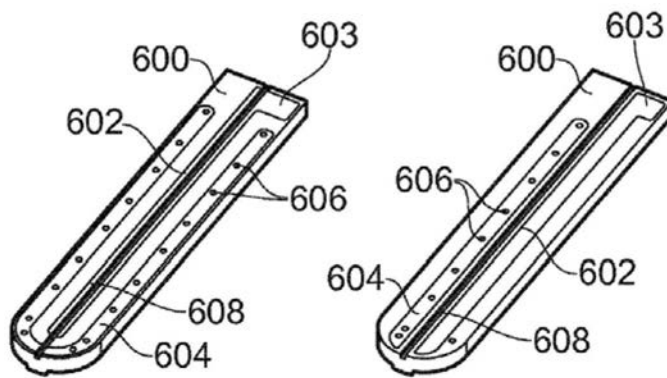


图 17B

图 17C

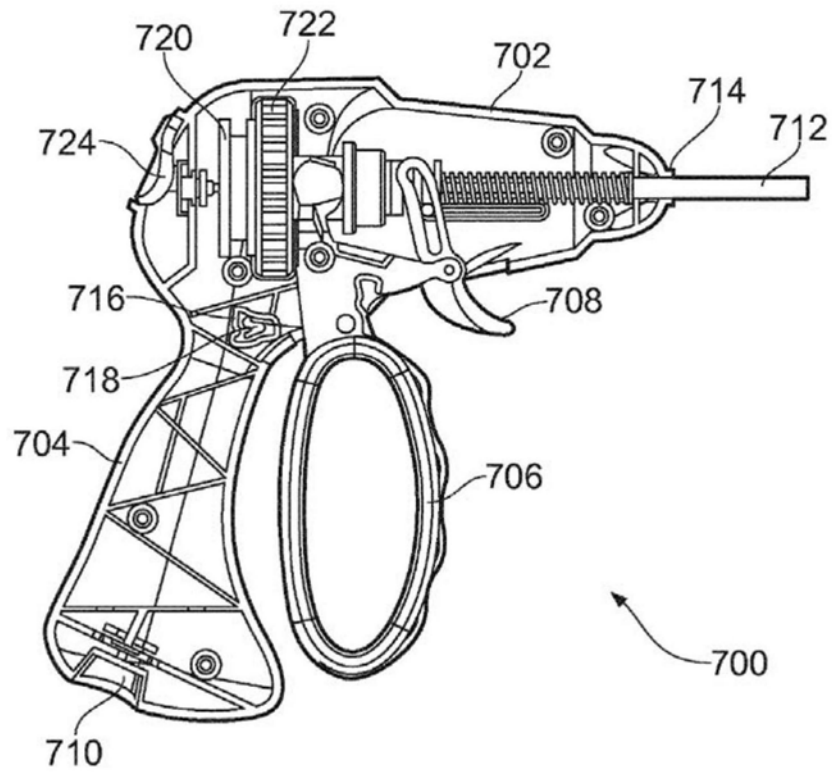


图18

专利名称(译)	电外科器械		
公开(公告)号	CN110430835A	公开(公告)日	2019-11-08
申请号	CN201880004634.0	申请日	2018-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
[标]发明人	CP汉考克 朱利安马克埃巴特 L特纳 西蒙梅多克罗夫特		
发明人	C·P·汉考克 朱利安·马克·埃巴特 L·特纳 西蒙·梅多克罗夫特		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1206 A61B18/1445 A61B18/1815 A61B2018/00196 A61B2018/00345 A61B2018/00404 A61B2018/00607 A61B2018/0063 A61B2018/00982 A61B2018/00994 A61B2018/126 A61B2018/1452 A61B2018/1455 A61B2018/162 A61B2018/165 A61B2018/183 A61B2018/1876 A61B17/295 A61B2018/ /00589 A61B2018/00601 A61B17/320068 A61B18/16 A61B2017/320082 A61B2018/00077 A61B2018/ /00083 A61B2018/00095 A61B2018/00178 A61B2018/00595 A61B2018/1823 A61B2018/1892		
代理人(译)	熊永强		
优先权	2017005171 2017-03-30 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种可以使用受限微波场来密封生物血管的电外科血管密封装置，所述受限微波场以低热裕度产生界限清楚的密封位置。所述装置包括一对钳口，所述一对钳口可相对于彼此移动以夹持生物组织。用于切割被夹持组织的刀片可在所述钳口之间滑动。共面微带天线安装在所述一对钳口中的一个或两个的内表面上以将微波能量发射到它们之间的间隙中。所述装置可以包括单独的解剖器元件，以能够执行精细组织切割和解剖。

