



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108601619 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201780010706.8

T·克雷文

(22)申请日 2017.05.16

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

(30)优先权数据

1608632.4 2016.05.17 GB

代理人 郝传鑫 熊永强

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.08.10

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

A61B 18/18(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/061741 2017.05.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/198672 EN 2017.11.23

(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·汉考克 乔治·乌尔里克

戴维·韦伯 S·莫里斯

帕特里克·伯恩 M·怀特

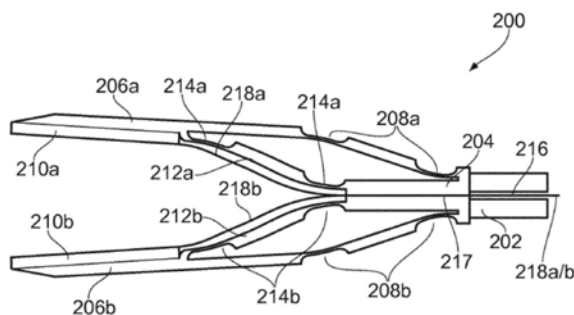
权利要求书3页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

电外科手术钳子器械

(57)摘要

一种电外科手术钳子器械,其中用于将电磁能量(例如,微波能量和/或射频能量)从同轴电缆有效地传递到钳子钳口上的电极的能量传送结构被结合到紧凑的钳口打开结构中。所述钳口打开结构的尺寸可以被设定成适用于沿内窥镜或其他观察装置的器械通道向下插入。另选地,所述装置可以被构造为腹腔镜装置或用于开放手术中。所述器械可以用作执行新的微创外科手术技术诸如自经自然腔道内镜手术(NOTES)等的工具。



1. 一种电外科手术钳子,其包括:
同轴电缆,其用于传送微波能量;
一对钳口,其可安装在所述同轴电缆的远端处,所述对钳口可相对于彼此移动,以打开和闭合其相对的内表面之间的间隙,
其中所述对钳口包括第一钳口,所述第一钳口具有:
外钳口元件,其与致动元件可操作地接合以用于引起所述对钳口之间的相对移动,
内钳口元件,其附接到所述外钳口元件以形成所述第一钳口的所述内表面,所述内钳口元件包括施加器垫,所述施加器垫具有形成在其上的第一电极和第二电极,以及
能量传递元件,其用于将微波能量从所述同轴电缆传送到所述第一电极和第二电极,
并且
其中所述能量传递元件包括其上形成有一对导电轨道的柔性介电基板。
2. 根据权利要求1所述的电外科手术钳子,其中所述对钳口包括设置成与所述第一钳口相对的第二钳口,所述第二钳口具有:
外钳口元件,其与致动元件可操作地接合以用于引起所述对钳口之间的相对移动,
内钳口元件,其附接到所述外钳口元件以形成所述第一钳口的所述内表面,所述内钳口元件包括施加器垫,所述施加器垫具有形成在其上的第一电极和第二电极,以及
能量传递元件,其用于将微波能量从所述同轴电缆传送到所述第一电极和第二电极,
并且
其中所述能量传递元件包括其上形成有一对导电轨道的柔性介电基板。
3. 根据权利要求2所述的电外科手术钳子,其中横跨所述对钳口之间的所述间隙,所述第一钳口上的所述第一电极和第二电极与所述第二钳口上的所述第一电极和第二电极相对,并且其中横跨所述间隙彼此相对的所述电极具有相反的电极性。
4. 根据权利要求3所述的电外科手术钳子,其中所述同轴电缆布置成传送射频(RF)能量以横跨所述间隙建立适用于切割生物组织的电场。
5. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子,其中所述对导电轨道形成在所述柔性介电基板的相对侧上。
6. 根据权利要求1至4中任一项所述的电外科手术钳子,其中所述对导电轨道包括电连接到所述同轴电缆的内导体的第一导电轨道,以及电连接到所述同轴电缆的外导体的第二导电轨道。
7. 根据权利要求6所述的电外科手术钳子,其中所述第一导电轨道电连接到所述第一电极,并且所述第二导电轨道电连接到所述第二电极。
8. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子,其中所述施加器垫具有穿过其中形成的孔,并且其中所述第一电极和第二电极中的一个经由所述孔连接到所述对导电轨道中的一个。
9. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子,其中所述外钳口元件被预成型以将所述对钳口偏置成打开构型。
10. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子,其中所述外钳口元件包括活动铰链。
11. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子,其中所述柔性介电基板是宽

度大于所述对导电轨道的宽度的带。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子, 其中所述施加器垫是一片陶瓷、PEEK或PTFE。

13. 根据权利要求1至11中任一项所述的电外科手术钳子, 其中所述施加器垫是所述柔性基板的暴露的远侧部分。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子, 其中所述第一电极和第二电极包括在所述钳口的所述内表面上的平行细长的导电材料条带。

15. 根据权利要求14所述的电外科手术钳子, 其中所述平行细长的导电材料条带是直的、蜿蜒的、“L”形的或三角形的。

16. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子, 其中所述能量传递元件的尺寸被设定成使所述同轴电缆的阻抗与所述第一电极和第二电极的阻抗相匹配。

17. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子, 其中所述致动元件是可滑动地安装在所述同轴电缆上的套管。

18. 根据权利要求17所述的电外科手术钳子, 其中所述套管包括柔性近侧部分和刚性远侧部分。

19. 根据权利要求18所述的电外科手术钳子, 其中所述刚性远侧部分的长度等于或小于10mm。

20. 根据权利要求18或19所述的电外科手术钳子, 其中所述套管包括封装的编织物, 其中所述封装内的所述编织物在所述刚性远侧部分中的密度大于在所述柔性近侧部分中的密度。

21. 根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子, 其中所述对钳口的尺寸被设计成适配在外科手术观察装置的器械通道内。

22. 一种电外科手术设备, 其包括:

用于供应微波能量的电外科手术发生器;

外科手术观察装置, 其具有用于插入患者体内的器械线缆, 所述器械线缆具有延伸穿过其中的器械通道;

根据前述权利要求中任一项所述的电外科手术钳子, 其安装在所述器械通道中; 以及
用于致动所述钳子的手柄,

其中所述同轴电缆连接在其近端处, 以从所述电外科手术发生器接收微波能量, 并且
其中所述致动元件可操作地连接到所述手柄。

23. 根据权利要求22所述的电外科手术设备, 其中所述致动元件是套管, 所述套管围绕所述同轴电缆延伸并且相对于所述同轴电缆轴向可滑动。

24. 根据权利要求23所述的电外科手术设备, 其中所述手柄包括用于控制所述套管的轴向移动的致动机构, 所述致动机构包括:

固定在所述手柄中的主体;

可相对于所述主体滑动的滑架; 以及

控制杆, 其可枢转地安装在所述主体上并且与所述滑架可操作地接合, 由此所述控制杆的旋转引起所述滑架的滑动运动,

其中所述套管附接到所述滑架。

25. 根据权利要求24所述的电外科手术设备,其中所述致动机构包括偏置元件,所述偏置元件布置成沿近侧方向推动所述滑架。

电外科手术钳子器械

技术领域

[0001] 本发明涉及用于抓住生物组织和用于将微波能量递送到被抓住的组织中以凝固或烧灼或密封组织的电外科手术钳子。特定地,在施加电磁辐射(优选地微波能量)以密封血管之前,钳子可以用于施加压力以闭合一个或多个血管。钳子还可以布置成在凝固或密封之后切割组织,例如,使用射频(RF)能量或机械切割元件,诸如刀片。本发明可以应用于可以沿内窥镜、胃窥镜或支气管窥镜的器械通道向下插入的钳子,或者可以用于腹腔镜手术或开放手术中。

背景技术

[0002] 已知能够将热能递送到被抓住的生物组织中的钳子[1]。例如,已知从钳子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的热变性来密封血管。热能还可以烧灼被抓住的组织并促进凝固。

[0003] US 6,585,735描述了一种内窥镜双极钳子,其中钳子的钳口布置成通过保持在其间的组织传导双极能量。

[0004] EP 2 233 098描述了用于密封组织的微波钳子,其中钳口的密封表面包括一个或多个微波天线,以用于将微波能量辐射到被抓住在钳子的钳口之间的组织中。

[0005] WO 2015/097472描述了电外科手术钳子,其中一对或多对非共振不平衡有损传输线结构布置在一对钳口的内表面上。

发明内容

[0006] 最一般地,本发明提供了一种电外科手术钳子器械,其中用于将电磁能量(例如微波能量和/或射频能量)从同轴电缆有效地传递到钳子钳口上的电极的能量传送结构被结合到紧凑的钳口打开结构中。所述钳口打开结构的尺寸可以被设定成适用于沿内窥镜或其他观察装置的器械通道向下插入。另选地,所述装置可以被构造为腹腔镜装置或用于开放手术中。所述器械可以用作执行新的微创外科手术技术诸如经自然腔道内镜手术(NOTES)等的工具。

[0007] 所述器械可以用作血管密封器,其中钳口结构被构造成在将微波能量施加到血管壁之前向血管壁递送足够的压力以闭合血管以形成可以有效密封血管的凝固塞子。器械可能递送RF能量以切割组织。例如,可以通过使用微波能量产生两个密封件以及然后在两个微波密封件之间的位置处施加RF能量来切割或分开血管来切割血管。这种功能可用于例如进行肺或肝的叶切除术。

[0008] 能量传送结构利用柔性的,即可变形的结构,用于将电磁能量从同轴电缆传送到钳口结构。这使得钳口结构能够相对于同轴电缆移动而不影响电磁能量的递送。柔性结构可以包括形成传输线结构的基础的柔性基板,其可以是同轴结构、微条带型传输线结构或屏蔽带状线。可以调整传输线结构的尺寸以改善同轴电缆和钳子钳口的电极之间的阻抗匹配。

[0009] 根据本发明,提供了一种电外科手术钳子,其包括:用于传送微波能量的同轴电缆;一对钳口,其可安装在同轴电缆的远端处,该对钳口可相对于彼此移动以打开和闭合其相对的内表面之间的间隙,其中该对钳口包括第一钳口,所述第一钳口具有:外钳口元件,其与致动元件可操作地接合以用于引起该对钳口之间的相对移动;内钳口元件,其附接到外钳口元件以形成第一钳口的内表面,所述内钳口元件包括其上形成有第一电极和第二电极的施加器垫;以及能量传递元件,其用于将微波能量从同轴电缆传送到第一电极和第二电极,并且其中所述能量传递元件包括其上形成有一对导电轨道的柔性介电基板。在使用中,该对钳口可以布置成抓住生物组织,例如血管,并且横跨钳口的内表面之间的间隙施加微波能量,以凝固血管内所含的组织,即胶原蛋白、弹性蛋白、脂肪或血液或生物组织中的组合,并且因此密封被抓住的血管。在密封之后,可以切割血管,例如,使用刀片或从递送微波能量的相同电极所递送的RF能量。因此可以将可移动刀片结合到钳子中。

[0010] 尽管电极可以设置在仅一个钳口上,但是希望它们设置在两个钳口上,使得以均匀的方式施加微波能量的凝固效果,这应该产生更好的密封。因此,该对钳口可以包括设置成与第一钳口相对的第二钳口,所述第二钳口具有与所述第一钳口相同的结构。

[0011] 第一电极和第二电极可以是形成在施加器垫上的细长导电元件。它们可以是平行传输线,并且可以在施加器垫上形成共面线结构。可以选择共面线或平行传输线之间的间隔距离以提供RF切割功能,即,使得在施加RF能量时产生的电场能够高至足以产生组织切割或切开/切除。平行传输电极可以布置成使得横跨钳口之间的间隙彼此相对的电极具有相反的极性,即一条线上的正电荷面对相对线的负电荷。当钳口紧密靠近时,即相距等于或小于1mm,优选地相距等于或小于0.5mm时,组织切割动作可以通过两个相对面上的相对电场来增强。钳口上的第一电极和第二电极之间的间隔可以等于或小于0.5mm。

[0012] RF能量可以施加在第一电极和第二电极之间和/或可以以与传统RF双极密封器类似的方式施加,其中一个钳口处于一个极性,而面对的钳口处于相反极性。在这种情况下,优选的是,对换对于相对钳口的连接,使得当钳口彼此紧密靠近时,彼此面对的两组电极的极性即像磁极一样吸引。

[0013] 本发明可以以任何组合包括以下特征中的一个或多个。

[0014] 该对导电轨道可以形成在柔性介电基板的相对侧上。例如,该对导电轨道可以包括电连接到同轴电缆的内导体的第一导电轨道,以及电连接到同轴电缆的外导体的第二导电轨道。

[0015] 第一导电轨道可以电连接到第一电极,而第二导电轨道电连接到第二电极。这些连接可以发生在施加器垫上的接合部处。导电轨道可以连接到施加器垫的相对侧。施加器垫可以具有穿过其中形成的孔,由此第一电极和第二电极中的一个经由孔连接到该对导电轨道中的一个。

[0016] 外钳口元件可以由刚性材料形成,以赋予该对钳口结构强度。例如,外钳口元件可以由不锈钢或镍钛诺形成。外钳口元件可以预成型(例如,通过热处理)为保持钳口的内表面彼此远离的形状。因此,钳口可以自然地占据打开构型。

[0017] 为了以可预测或可重复的方式变形,外钳口元件可以是铰接的。例如,外钳口元件可以包括一个或多个活动铰链(hinge),例如,通过材料厚度减小的区域形成在外钳口元件上。外钳口元件可以铰接以提供缩放仪型结构,其中施加器垫之间的间隙在钳口打开和闭

合时沿着钳口的长度是均匀的。这种结构可以防止组织在钳口闭合时被推出钳口。

[0018] 柔性介电基板可以是宽度大于该对导电轨道的宽度的带。施加器垫可以包括安装在钳口元件上的另一片电介质(例如,陶瓷或PTFE或陶瓷负载的PTFE)。另选地,施加器垫可以是柔性基板的暴露的远侧部分。为了最小化将同轴馈电电缆连接到能量递送施加器的柔性基板中的功率损耗,并确保材料可以承受与RF切割相关联的电压,即高达400V或更高的峰值电压,所述材料优选地具有低耗散因子或介损($\tan \delta$),即0.001或更低,并且具有高介电强度或击穿电压,即高达100kV/mm或更高。可以使用聚酰亚胺或类似材料。

[0019] 第一电极和第二电极可以包括在钳口的内表面上的平行的细长导电材料条带。

[0020] 能量传递元件的尺寸可以被设定成使同轴电缆的阻抗与第一电极和第二电极以及与电极接触的生物组织的阻抗相匹配。

[0021] 致动元件可以是可滑动地安装在同轴电缆上的套管。在使用中,套管可以在外钳口元件的后表面上方滑动,以迫使它们朝向彼此以闭合该对钳口。套管可以包括两个部分。第一(近侧)部分可以包括长(例如,等于或大于1m)的柔性部段,所述长的柔性部段可以在器械通道内铰接或移动,并且还提供一定程度的刚性而不会变形或弯曲。所述第一部分可以由PEEK等制成。第二(远侧)部分可以包括更刚性的材料的短的部段(例如等于或小于10mm的),所述更刚性的材料例如,金属或硬塑料,所述短的部段可以在钳口上方推动并施加足够的力来闭合钳口。

[0022] 该对钳口的尺寸可以被设计成适配在外科手术观察装置的器械通道内。例如,该对钳口(和套管)的最大外径可以等于或小于2mm。

[0023] 在另一方面,本发明提供了一种电外科手术设备,其包括:用于供应微波能量的电外科手术发生器;外科手术观察装置(例如,内窥镜或类似装置),其具有用于插入患者体内的器械线缆,所述器械线缆具有延伸穿过其中的器械通道;如上所述的电外科手术钳子,其安装在器械通道中;以及用于致动钳子的手柄,其中同轴电缆连接在其近端处以从电外科手术发生器接收微波能量,并且其中致动元件可操作地连接到手柄。如上所述,钳子也可以布置成递送RF能量,例如,出于切割组织的目的。RF能量可以来自与微波能量相同的发生器。

[0024] 致动元件可以是套管,其围绕同轴电缆延伸并且相对于同轴电缆轴向可滑动。手柄可以包括用于控制套筒的轴向移动的致动机构,所述致动机构包括:固定在手柄中的主体;可相对于主体滑动的滑架;以及控制杆,其可枢转地安装在主体上并且与滑架可操作地接合,由此控制杆的旋转引起滑架的滑动运动,其中套管附接到滑架。致动机构可以包括偏置元件(例如,弹簧),所述偏置元件布置成沿近侧方向推动滑架,即,推动套管远离钳口,使得钳子通常占据打开位置。

[0025] 第一电极和第二电极可以是平行的细长导电元件,其被布置成用作(i)有源电极和返回电极以使RF能量由同轴电缆传送,以及(ii)有损传输线结构以使微波能量由同轴电缆传送。本文中,术语“有损传输线结构”可以意指用于支持作为行波的微波能量的非均匀不平衡有损传输线,所述非均匀不平衡有损传输线对于沿着行波的微波能量是非共振的。细长导电元件可以具有与同轴电缆的内导体或外导体电连接的近端和开路远端。与电极必须形成辐射天线的微波钳子相比,这种布置对电极构型的限制更少。平行线的其他构型是可能的,即两条蜿蜒线、两条平行曲线、两条“L”形线等。可以基于要实现的期望组织效果来

选择电极的形状。

[0026] 本文中,术语“非共振”可以意指传输线的电长度(沿着微波能量行波)被设置为抑制行波的多次反射,即,防止或抑制辐射驻波的产生。在实践中,这可能意味着传输线的电长度与微波能量的四分之一波长的倍数基本不同(需要避免奇数倍或偶数倍,这取决于传输线的远端是开路还是短路)。当间隙中存在生物组织时,即与钳口元件接触时,特别希望传输线是非共振的。因此,当传输线以这种方式由生物组织负载时,传输线的电长度可以被设置为避免微波能量的四分之一波长的倍数。优选地,传输线的远端是开路,因为这可以使装置能够以射频(RF)能量以及微波能量操作。

[0027] 形成非共振传输线可以防止装置辐射。因此,微波能量通过来自传输线结构的泄漏递送到组织中。通过了解微波能量频率下的生物组织中的损耗水平来设置传输线的长度,本发明的电外科手术钳子可以被布置成在沿着传输线的行波的单次传输中,递送在传输线的近端处接收的基本上所有的功率,因此在尽可能短的时间段内产生最佳的组织凝固。

[0028] 换句话说,选择传输线的几何形状,例如,基于模拟等,使得其在微波能量的频率下表现出生物组织中的高损耗。类似地,传输线的几何形状可以确保当间隙中没有组织而有空气时损耗更少的功率。例如,所述装置可能表现出约1dB的回波损耗,即80%的功率反射回发生器,而当间隙中有组织时则为20%。因此,当间隙中存在组织时,可以递送四倍之多的功率。生物组织是有损的,即其是微波能量的良好吸收体。

[0029] 所述电极可以各自具有形成在其上的导电脊部。这提供了导电线,其充当电流路径终端的优选位置。脊部可以与细长导电元件一体形成,或者其可以通过将杆附接(例如焊接)到每个电极上而形成。因此,凸起的脊部产生电场的极,当供应RF能量时,所述电场执行切割功能。每个脊部的高度可以等于或小于0.5mm。可以在同一施加器垫上的脊部之间施加介电膜。这可能有助于在脊部的顶部表面之间形成优选路径,并有助于防止击穿。

[0030] 在本文中,射频(RF)可以意指在范围10kHz至300MHz中的稳定的固定频率并且微波能量可以具有在范围300MHz至100GHz中的稳定的固定频率。RF能量应当具有高至足以防止能量引起神经刺激并且低至足以防止能量引起组织热烫或不必要的热余裕或对组织结构的破坏的频率。RF能量的优选点频包括以下任何一个或多个:100kHz、250kHz、400kHz、500kHz、1MHz、5MHz。微波能量的优选点频包括915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHz。

[0031] 如上所述,本发明的电外科手术钳子可以被构造用于沿内窥镜的器械通道向下插入以插入上胃肠道和下胃肠道中,或者可以被布置用于腹腔镜外科手术或NOTES手术或一般开放手术中。

[0032] 本发明可以用于密封壁直径小于2mm至超过7mm的血管。

[0033] 本发明还可以表示为电外科手术装置,其可以用于递送微波能量以产生用于密封血管的塞子,并且可以使用RF能量来切割或分开血管,所述RF能量是使用在平面平行微条带线和/或具有相反极性的相对钳口上的线之间建立的电场所递送的。

[0034] 本发明还可以表示为电外科手术装置,其可以用于递送微波能量以产生用于密封血管的塞子,并且具有用于分开或切割血管的机械刀片。

[0035] 本发明可以用于血管密封手术,其中使用微波能量制造两个密封件或塞子,并且然后使用RF能量或机械刀片将血管分开(例如,在两个塞子之间的中心点处)。在后一种情

况下,刀片可以布置成位于两个辐射钳口之间,并且当需要分开血管时,使用单独的致动器在密封手术结束时展开机械刀片。

附图说明

[0036] 下面参考附图详细描述了本发明的实施方案,其中:

[0037] 图1是示出其中可以使用本申请的电外科手术设备的示意图,

[0038] 图2是通过作为本发明的实施方案的电外科手术钳子的远侧尖端组件的示意性剖视图,

[0039] 图3A是通过图2所示的处于闭合位置的电外科手术钳子的远侧部分的剖视图,

[0040] 图3B是图3A所示的电外科手术钳子的仰视图,

[0041] 图4A是作为本发明的另一个实施方案的电外科手术钳子的远侧尖端组件的示意性透视图,

[0042] 图4B是图4A所示的电外科手术钳子的侧视图,

[0043] 图4C是图4A所示的电外科手术钳子的透视图,其中钳口结构被移除,

[0044] 图5A、图5B和图5C是示出作为本发明的实施方案的电外科手术钳子的闭合操作的透视图,

[0045] 图6是作为本发明的实施方案的电外科手术钳子的钳口结构的分解图,以及

[0046] 图7是通过实施方案中适用于与电外科手术钳子一起使用的滑动套管的致动器的示意性剖视图。

具体实施方式

[0047] 本发明涉及一种能够递送微波能量以密封血管的电外科手术钳子装置。所述装置可以用于开放手术,但是可以在限制进入治疗部位的手术中找到特别的用途。例如,本发明的电外科手术钳子可以适于适配在外科手术观察装置(即腹腔镜、内窥镜等)的器械通道内。图1示出了电外科手术设备100的示意图,其中可以使用本发明的电外科手术钳子。

[0048] 电外科手术设备100包括手术观察装置102,诸如内窥镜或腹腔镜。手术观察装置102具有适用于插入患者体内的器械线缆103。在器械线缆内延伸的是器械通道105,其为外科手术器械提供通向器械线缆104的远端的通路。在此实例中,可以看到钳子器械106的远侧尖端组件从器械通道105的远侧尖端突出。

[0049] 电外科手术设备可以包括电外科手术发生器108,所述电外科手术发生器能够产生和控制要递送到器械106的功率,例如经由电力电缆110,所述电力电缆从发生器108延伸穿过观察装置102和器械通道105到远侧尖端。这种电外科手术发生器是已知的,例如,如W02012/076844中所公开。电外科手术发生器108可以具有用户界面(未示出),以用于选择和/或控制递送到器械106的功率。发生器108可以具有显示器112,以用于显示所选择的能量递送模式。

[0050] 手术观察装置102可以是传统的。例如,其可以包括目镜114或用于提供远侧尖端的图像的其他光学系统。器械106的操作可以经由延伸穿过器械通道105的控制线102或套管112来完成。操作者可以经由手柄116控制控制线120或套管122的移动,所述手柄包括致动器118,所述致动器可以是可滑动的扳柄或可旋转的拨盘或控制杆。

[0051] 本发明的实施方案表示W0 2015/097472中公开的电外科手术钳子的开发,并且特定地涉及远侧尖端组件的结构,其提供对钳子的打开和闭合的控制,同时还递送必要的功率以通过凝固来实现血管密封。

[0052] 图2示出了通过作为本发明的实施方案的电外科手术钳子装置的远侧尖端组件200的剖视图。远侧尖端组件200包括近侧支撑套管202,所述近侧支撑套管用作一对可移动钳口元件206a、206b的结构基部。近侧支撑套管202可以固定(例如,经由合适的刚性框架或连接器)到同轴电缆(未示出),所述同轴电缆向钳子递送功率。钳口基部204在其远端处安装在近侧支撑套管202上或与之一体形成。在此实施方案中,钳口基部204具有一对相对的钳口元件,该对钳口元件沿远侧方向从其延伸出来。每个钳口包括外钳口元件206a、206b和内钳口元件202a、202b。所述钳口可以由刚性的惰性材料形成,诸如不锈钢等。外钳口元件206a、206b中的每个包括在其中一体形成朝向钳口的近端的一对活动铰链208a、208b。类似地,内钳口元件212a、212b中的每个具有一对活动铰链214a、214b。所述活动铰链布置成使得内钳口元件和外钳口元件能够以如下方式铰接,其中钳口的内部相对表面可以朝向彼此以及彼此远离地移动,以打开和闭合钳口。钳口元件的移动可以由一个或多个可轴向移动的控制线(未示出)控制,所述控制线可以延伸穿过器械通道并由操作者控制。

[0053] 为了将微波功率递送到被抓住在钳口的内相对表面之间的生物组织,每个外钳口元件206a、206b具有附接到其内表面的介电施加器垫210a、210b。例如,施加器垫210a、210b可以由陶瓷形成。可以在施加器垫210a、210b的暴露的相对表面上形成一对电极(未示出),以便递送微波能量。电极可以以与W0 2015/097472中公开的方式类似的方式构造,但是其他构型也是可能的。然而,希望每个施加器垫210a、210b上的该对电极分别与同轴电缆(未示出)的内导体和外导体电连通,所述同轴电缆向远侧尖端组件200供电。

[0054] 为了将来自同轴电缆的电力传送到施加器垫210a、210b,远侧尖端组件200包括一对柔性基板218a、218b,所述柔性基板从施加器垫210a、210b的近侧部分延伸穿过形成于钳口基部204中的通道217和形成于近侧支撑套管202中的通道216到同轴电缆的远端,所述远端位于近侧支撑套管202的近侧处。

[0055] 每个柔性基板218a、218b可以是介电材料带的形式,诸如由Rogers Corporation制造的Rflex微波基板。柔性基板218a、218b中的每个可以具有形成在其上的一对导电条带,所述导电条带用于将形成在施加器垫210a、210b上的电极分别与同轴电缆的内导体和外导体电连接。导电条带可以是形成为与柔性基板218a、218b的表面相对的金属化层。可以选择介电带的尺寸(例如,其宽度和长度)和金属化轨道,以使得能够在同轴电缆和施加器垫210a、210b上的电极之间实现良好匹配。

[0056] 图3A示出了处于闭合构型的远侧尖端组件200的侧视图,其中施加器垫210a、210b的相对表面靠拢在一起。在此视图中,可以看到柔性基板218a、218b从近侧支撑套管202向远侧延伸。基板在这个地方分离和接合(并电连接到)内导体222的突出部段,所述突出部段继而从同轴电缆220的其余部分沿远侧方向延伸。下面更详细地讨论可以实现这种连接的实例。

[0057] 图3B示出了图3A中所示的钳子器械的仰视图。此处可以看出,柔性介电带可以具有与钳口的宽度类似的宽度。

[0058] 图4A示出了作为本发明的另一个实施方案的电外科手术钳子装置的远侧尖端组

件300的透视图。此实施方案呈现了结构更简单的钳口结构,其中外钳口元件由单件材料(例如,镍钛诺或不锈钢)形成,其在组装之前被热成型,使得钳口朝向图4A所示的打开位置偏置。

[0059] 图4A所示的远侧尖端组件300包括一对分开的钳口元件,所述钳口元件在其各自的近侧钳口基部304a、304b处一起安装到同轴电缆302的远端。每个钳口元件包括三个部分:附接到同轴电缆302的钳口基部304a、304b;中间柔性部分308a、308b;以及远侧电极支撑部306a、306b。陶瓷垫310a、310b以类似于上面讨论的方式附连到每个钳口元件的远侧部分306a、306b的相对的内表面。

[0060] 在此实施方案中,柔性基板312a、312b附接(例如,粘附)到每个钳口元件的内表面。柔性基板可以在其相应的施加器垫下方延伸。与上面讨论的实施方案类似,每个柔性基板具有形成在其上的一对导电元件,例如,在其相对侧上。在图4A中,可以看到下钳口元件的柔性基板312b,导电元件314b在所述柔性基板上延伸以连接到形成在施加器310b上的电极318b。紧挨着施加器垫310b上的电极318b形成第二电极316b。电极316b、318b一起形成用于递送微波和射频(RF)能量的平行线结构。电极316b以下面描述的方式附接到柔性基板312b上的第二导电元件(图4A中未示出)。

[0061] 可以选择图4A所示的施加器垫和电极的尺寸以使得能够有效地递送微波功率。例如,施加器垫310b(其可以由陶瓷制成)的长度可以是10mm。其宽度可以等于或小于2mm。电极316b、318b之间的间隙可以等于或小于0.4mm。柔性基板312b的宽度可以小于其相应的施加器的宽度,例如等于或小于1.8mm。同轴电缆和施加器垫之间的柔性基板312b的长度可以是22mm。如上所述,柔性基板可以由任何合适的介电材料形成,例如,由Rogers Corporation制造的Rflex®,或Ultralam®介电层压材料,例如,由液晶聚合物形成,其也是由Rogers Corporation制造。

[0062] 图4B示出了处于其自然打开构型的介电尖端组件300的侧视图。此处可以看出,同轴电缆302的内导体320从其远端突出,其中其与柔性基板312a、312b的内表面上的导电元件电连接。在使用中,可以通过沿着装置滑动外套管(未示出)以使钳口靠拢来闭合此实施方案中的钳子钳口。下面关于图5A至图5C讨论这种功能模式。

[0063] 图4C示出了没有钳口元件的图4A中所示的远端组件的视图。此处可以看出,柔性基板312a、312b从同轴电缆302的远端处的界面322延伸到每个施加器垫310a、310b上的近侧区域。如图4C所示,上柔性基板312a在其上表面上具有第一导电元件315a,所述第一导电元件在其近端处连接到同轴电缆302的外导体。此导电元件经由施加器垫中的通孔317a连接到施加器垫310a的内部暴露表面上的电极,所述通孔填有导电材料。柔性基板312a在此相对表面上具有另一个导电轨道(图4C中不可见),其提供从同轴电缆302的内导体到施加器垫310a上的另一个电极的电连接。

[0064] 图4C所示的下柔性基板以与上柔性基板312a相同的方式构造。因此可以看出,下柔性基板312b在其内表面上具有内导电元件314b,所述内导电元件在接合部319b处连接到施加器垫310b上的电极318b。施加器垫310b上的第二电极316b经由如上所述施加器垫310b中的通孔连接到外导电元件(图4C中不可见)。

[0065] 图5A、图5B和图5C示出了如上所述的远侧尖端组件300的闭合操作中的不同阶段。在这些图中,套管324可相对于钳口326轴向移动。当其沿远侧方向移动时,套管迫使钳口元

件在套管与钳口元件的中间部分接合时朝向彼此移动。图5C示出了处于闭合构型中的钳子装置,其中施加器垫靠拢在一起。套管可以由具有合适强度的任何材料制成,以使钳口元件移动到一起。例如,其可以由PEEK制成。由于可移动套管324需要相对于同轴电缆滑动,因此同轴电缆可以具有在其上形成的润滑涂层。

[0066] 在使用中,本发明的钳子装置可以沿外科手术观察装置的器械通道向下插入,或者用于任何其他手术,例如,用于开放手术或与腹腔镜一起使用。所述装置以如图5A所示的打开构型开始,其中可以操纵所述装置以将生物组织(例如息肉的蒂部等)定位在钳口之间。一旦就位,可以通过移动套管来物理地闭合钳口,以便抓住组织并在电极和组织之间形成良好的接触。微波能量可以通过同轴电缆供应给电极,其中其被递送到组织中以凝固被抓住的一个或多个血管。钳子能够在供应能量的同时向血管施加压力以便产生良好的密封。在血管被密封后,可以将其切割,例如,通过向电极递送射频(RF)能量,或者通过将可以展开的机械切割元件(例如,刀片等)安装在装置内。

[0067] 图6示出了作为本发明的另一个实施方案的电外科手术钳子装置的远侧尖端组件400的分解图。远侧尖端组件400以与图4A、图4B和图4C中所示类似的方式起作用,类似之处在于其包括一对钳口元件,该对钳口元件被热成型或以其它方式预处理,使得它们自然地处于打开构型中。为了闭合钳口,轴向可滑动的套管(未示出)在钳口元件上方移动以迫使它们朝向彼此。

[0068] 类似于上面讨论的实施方案,远侧尖端组件附连到同轴电缆402的远端。在此实施方案中,同轴电缆402包括通过介电材料406与外导体408分离的内导体404。此结构封闭在外护套410中,所述外护套可以由PTFE或类似物制成,致动套管(未示出)在所外护套上方滑动。

[0069] 内导体404和外导体408的部分暴露在同轴电缆402的远端处,以便电连接到形成在钳口元件上的电极,如下所述。

[0070] 在此实施方案中,每个钳口包括由不锈钢或镍钛诺形成的外钳口元件412a、412b,所述外钳口元件如上所述预成型为打开构型。附接到每个外钳口元件412a、412b的内表面的是内钳口元件414a、414b,所述内钳口元件在此实施方案中是多层层压结构。所述层压结构包括一层柔性基板,所述柔性基板在一侧上具有导电材料(例如,金等)的接地层,并且在另一侧上形成有导电轨道。除了形成有源电极418b的远侧长度和经由第一导电适配器426电连接到内导体404的近侧长度420b之外,导电轨道沿着其长度被第二层柔性基板覆盖。第二层柔性基板可以粘附或以其他方式附连到其相应的内钳口元件。

[0071] 导电材料的返回电极416b邻近有源电极418b形成,并且经由穿过柔性基板的孔422与导电材料的接地层电连通。内钳口元件上的导电材料的接地层经由第二导电适配器428电连接到外导体。外钳口元件412a、412b可以焊接到其各自的内钳口元件。可以在每个内钳口元件414a、414b的后表面上形成合适金属的附接垫424,以确保牢固的焊料接合。

[0072] 第一导电适配器426可以位于第二导电适配器428的远侧。第一导电适配器426可以具有钻孔,所述钻孔用于以将这些元件彼此电连接的方式接收内导体404。形成有源电极的导电轨道可以与第一导电适配器426的相对侧接触。

[0073] 第二导电适配器428可以是适配在外导体408上方并且电连接到外导体408的管。所述管可以具有两个远侧指状物,所述指状物突出以覆盖每个相应的内钳口元件414a、

414b上的导电材料的接地层并且与之电连接。包含第一导电适配器426和第二导电适配器428的接合部可以用合适的材料(例如,UV固化的粘合剂)封装,以提供电绝缘。在一个实施方案中,接合部可以包含在管状外壳中,所述管状外壳将该对钳口元件锚固到同轴电缆。

[0074] 图7示出了用于移动可滑动套管以操作上述一些实施方案中描述的电外科手术钳子的致动器机构500的示意性剖视图。致动器机构500可以是上面关于图1讨论的手柄116的一部分。致动器机构500包括主体502,所述主体可以与手柄一体形成,在其前端具有孔口,柔性套管504从所述孔口延伸。套管504布置成接收同轴电缆(例如,经由进一步沿着其长度的侧入口)并且与同轴电缆一起延伸到远端组件。致动器机构布置成使套管504相对于同轴电缆滑动以致动钳子(即,打开和闭合钳口)。同轴电缆的近端可以封闭在致动机构的外壳内的刚性引导管中,以确保其不会在外壳内弯曲。

[0075] 套管504的近端安装(例如,粘附或以其他方式固定)在滑架506上,所述滑架在形成于主体502中的轨道508上滑动。可旋转控制杆510可枢转地安装在主体上。控制杆经由齿条齿轮式布置与滑架506可操作地接合,由此使控制杆510相对于主体502旋转驱动滑架506相对于主体的线性运动,这继而驱动套管504的运动。弹簧512以用于将滑架偏置到缩回位置(其对应于打开的钳子)的方式安装在主体中。可滑动套管504可以安装在固定到主体502的外保护管(未示出)内。

[0076] 参考文献

[0077] [1]Presthus,et al.:Vessel sealing using a pulsed bipolar system and open forceps,J Am Assoc Gynecol Laparosc 10(4):528-533,2003.

[0078] [2]Carbonell,et al.: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

[0079] [3]Richter,et al.:Efficacy and quality of vessel sealing,Surg Endosc (2006) 20:890-894

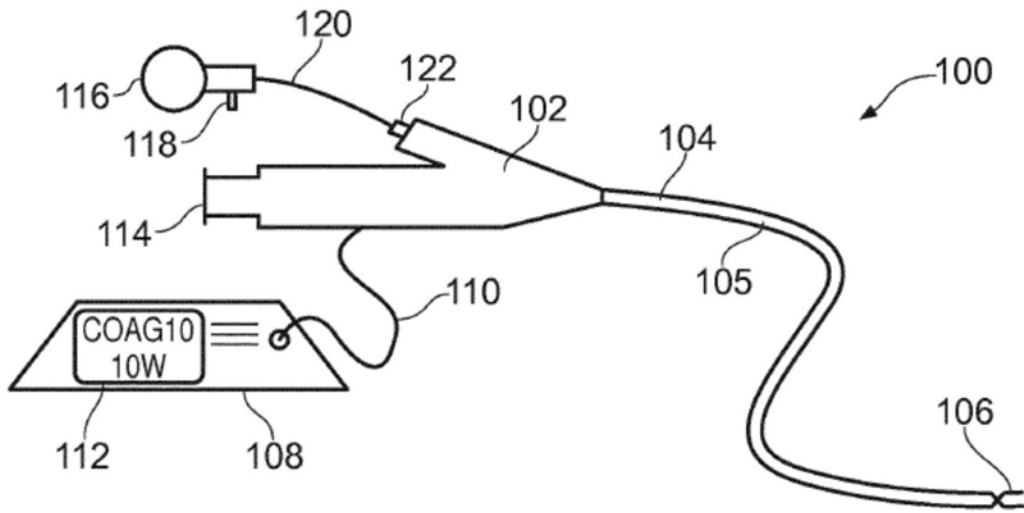


图1

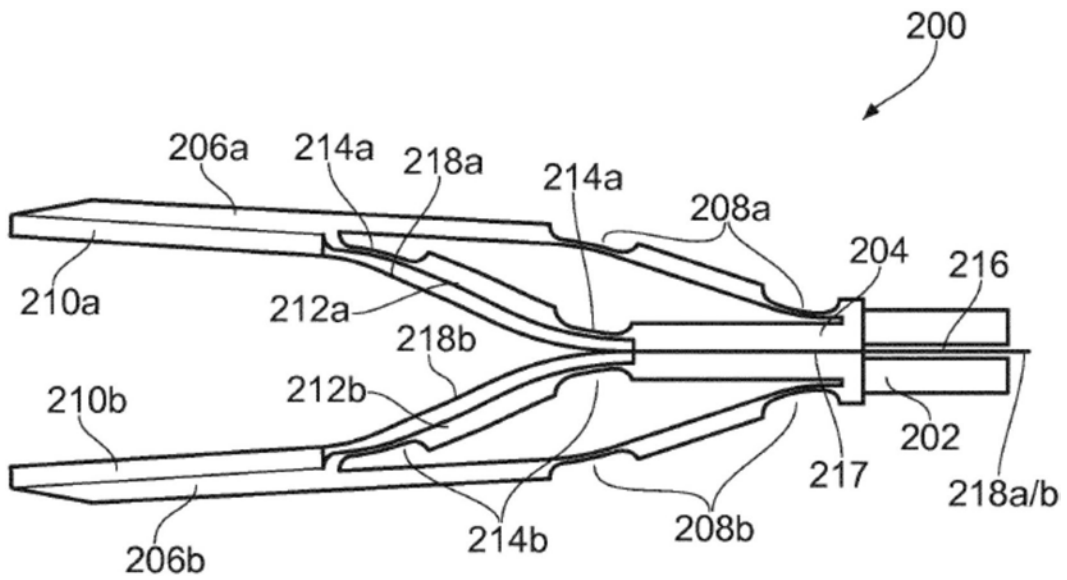


图2

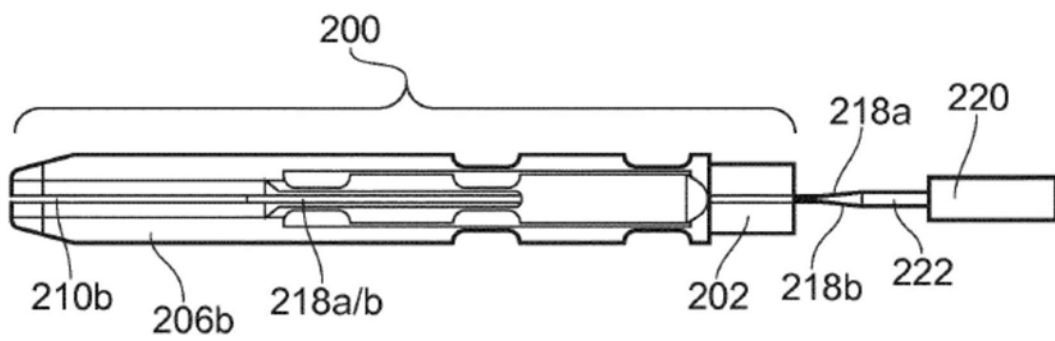


图3A

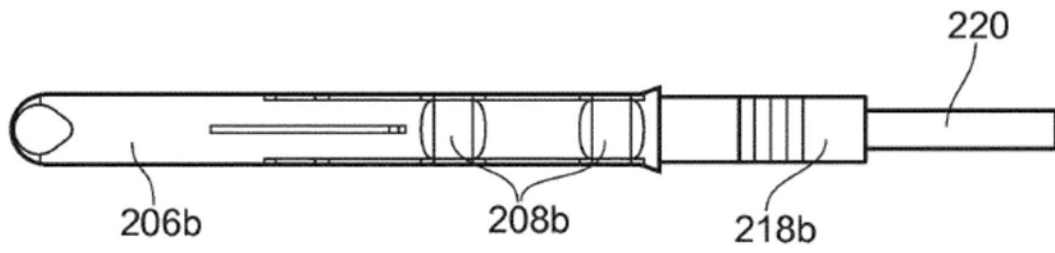


图3B

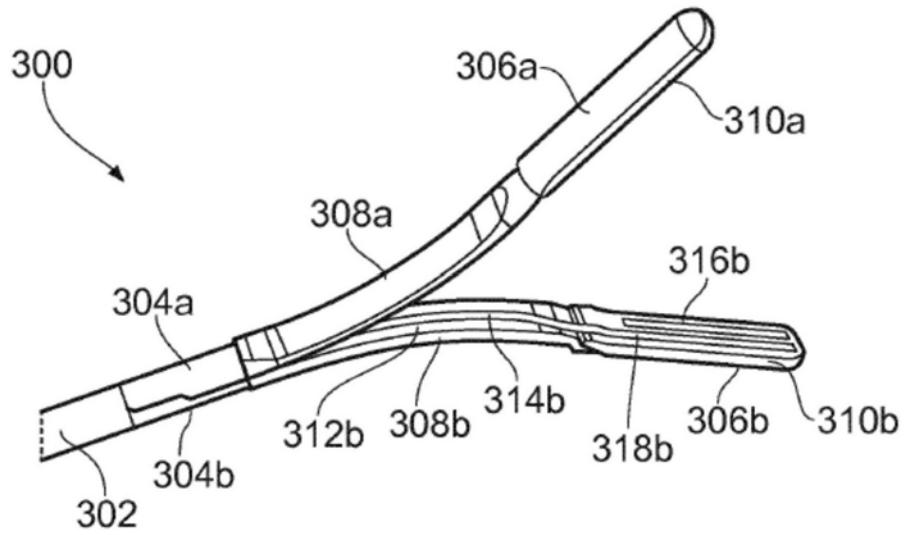


图4A

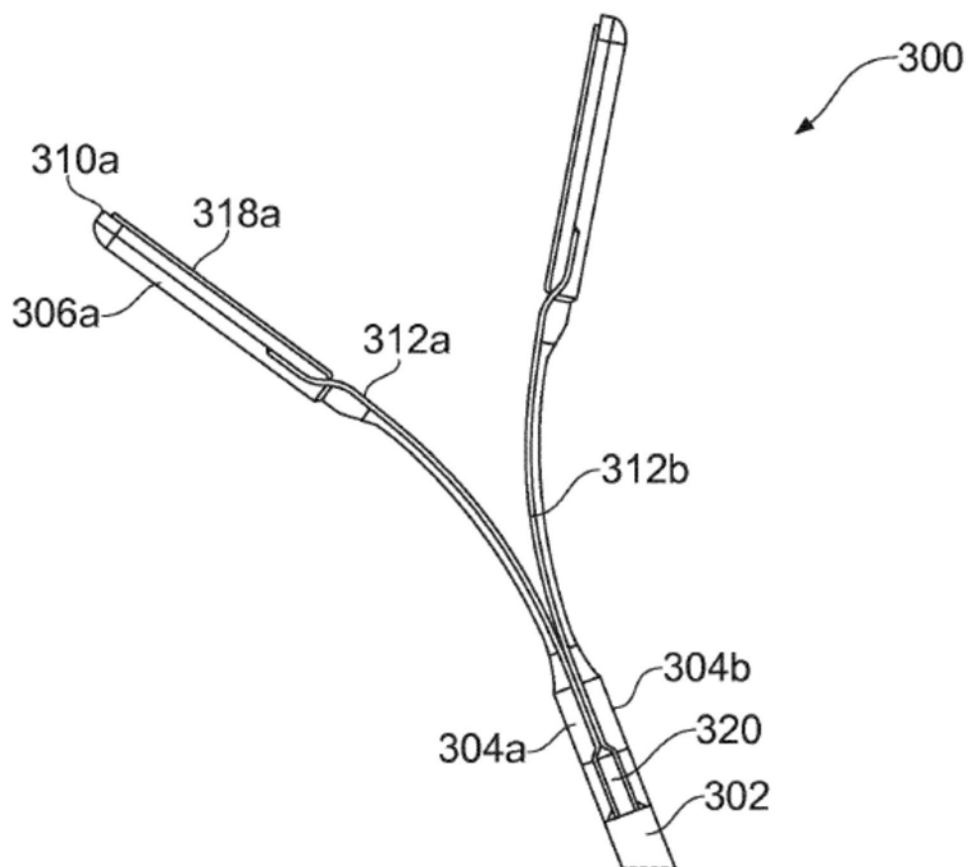


图4B

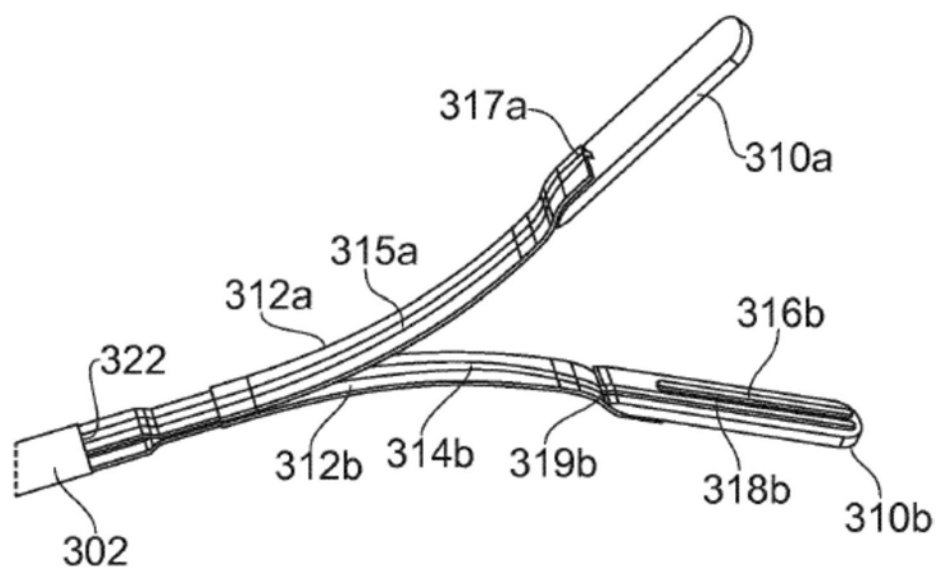


图4C

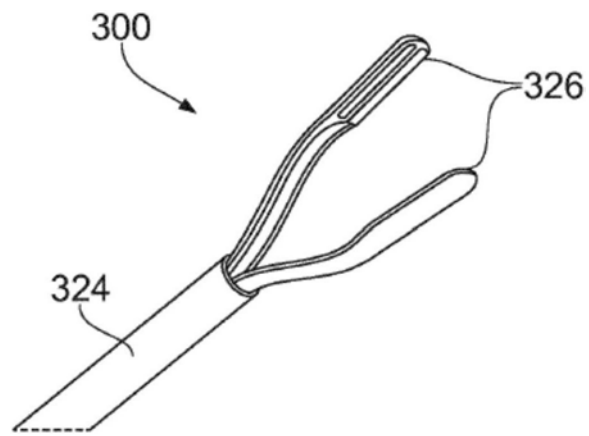


图5A

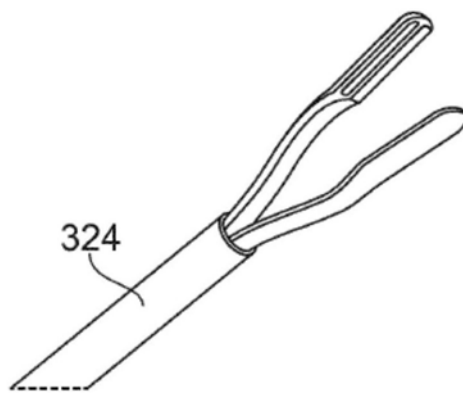


图5B

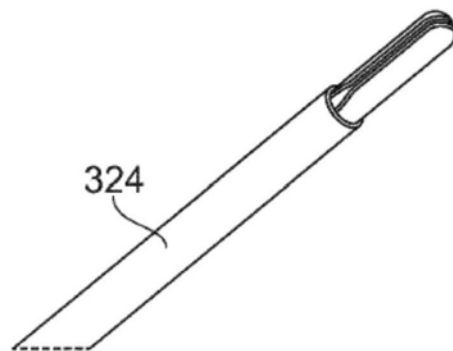


图5C

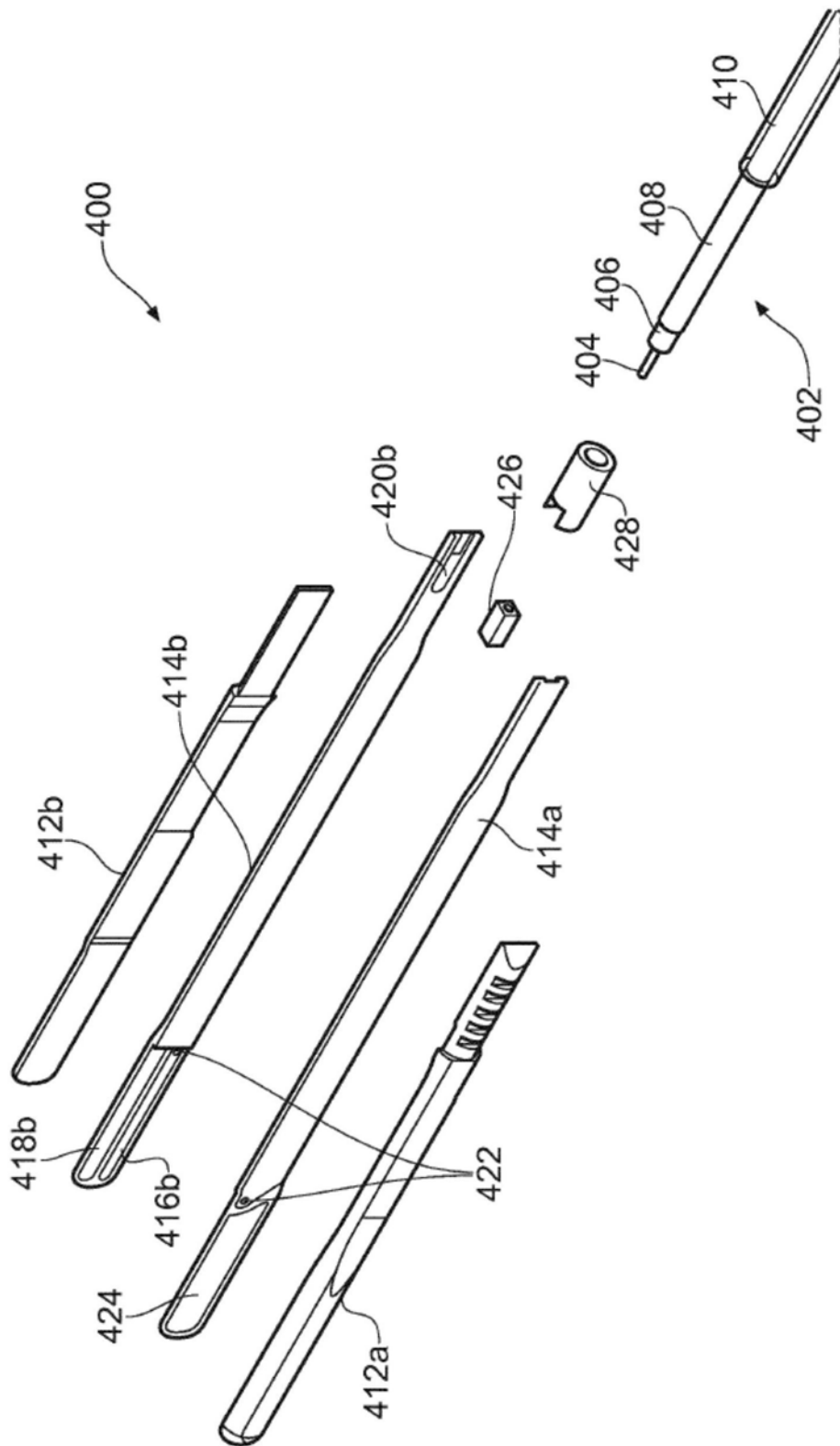


图6

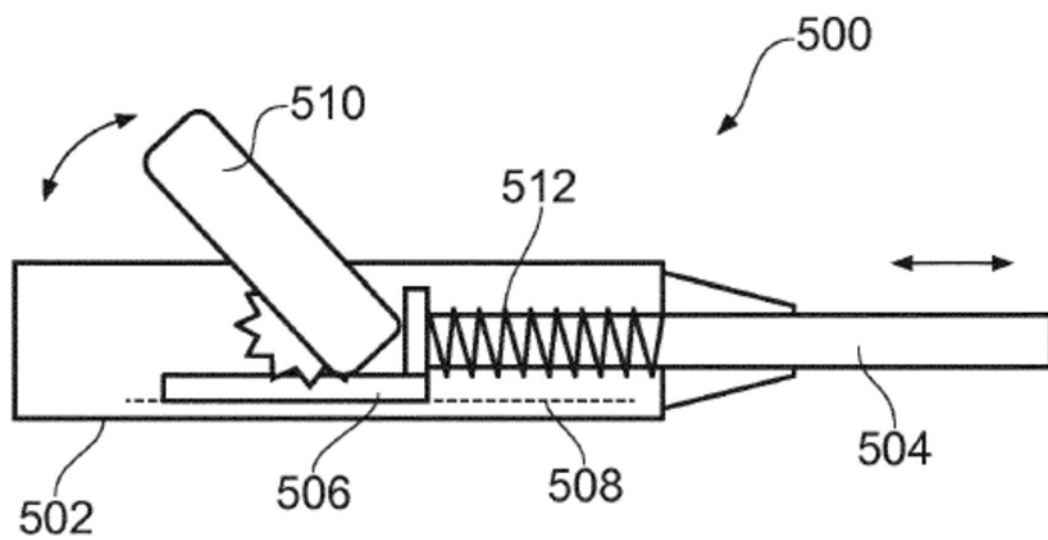


图7

专利名称(译)	电外科手术钳子器械		
公开(公告)号	CN108601619A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201780010706.8	申请日	2017-05-16
[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	C 汉考克 乔治·乌里克 戴维·韦伯 S·莫里斯 帕特里克·伯恩 M·怀特 T·克雷文		
发明人	C·汉考克 乔治·乌里克 戴维·韦伯 S·莫里斯 帕特里克·伯恩 M·怀特 T·克雷文		
IPC分类号	A61B18/14 A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1447 A61B18/1815 A61B2018/00589 A61B2018/00595 A61B2018/0063 A61B2018/1455 A61B2018/1861 A61B18/1442 A61B18/1445 A61B2017/00367 A61B2017/00398 A61B2018/00601 A61B2018/00755 A61B2018/00875 A61B2017/0034 A61B2018/00077 A61B2018/00607 A61B2018/00982 A61B2018/00994 A61B2018/1823		
代理人(译)	熊永强		
优先权	2016008632 2016-05-17 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种电外科手术钳子器械，其中用于将电磁能量(例如，微波能量和/或射频能量)从同轴电缆有效地传递到钳子钳口上的电极的能量传送结构被结合到紧凑的钳口打开结构中。所述钳口打开结构的尺寸可以被设定成适用于沿内窥镜或其他观察装置的器械通道向下插入。另选地，所述装置可以被构造为腹腔镜装置或用于开放手术中。所述器械可以用作执行新的微创外科手术技术诸如自经自然腔道内镜手术(NOTES)等的工具。

