



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111954502 B

(45) 授权公告日 2024.11.19

(21) 申请号 201880063533.0

西蒙·梅多克罗夫特

(22) 申请日 2018.10.12

G·C·乌尔里克 D·E·韦伯

(65) 同一申请的已公布的文献号

(74) 专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

申请公布号 CN 111954502 A

专利代理人 熊永强

(43) 申请公布日 2020.11.17

(51) Int.CI.

(30) 优先权数据

A61B 18/14 (2006.01)

1716865.9 2017.10.13 GB

A61B 18/18 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 18/00 (2006.01)

2020.03.30

(56) 对比文件

(86) PCT国际申请的申请数据

US 2012259330 A1, 2012.10.11

PCT/EP2018/077880 2018.10.12

CN 105934214 A, 2016.09.07

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 102204843 A, 2011.10.05

W02019/073037 EN 2019.04.18

CN 103717162 A, 2014.04.09

(73) 专利权人 科瑞欧医疗有限公司

CN 102427770 A, 2012.04.25

地址 英国蒙茅斯郡

US 6464701 B1, 2002.10.15

(72) 发明人 C·P·汉考克 L·特纳

审查员 苏浩然

帕特里克·伯恩 M·怀特

权利要求书3页 说明书15页 附图8页

(54) 发明名称

电外科切除器工具

(57) 摘要

CN 111954502 B

一种具有能量输送结构的电外科切除器工具，所述能量输送结构提供多种操作模式，这些模式促进使用射频(RF)电磁能量和/或微波EM能量进行生物组织切割和密封。所述工具包括静态第一刀片元件和可枢转第二刀片元件，所述第二刀片元件具有与所述第一刀片元件相称的长度，由此，在闭合位置中，所述第二刀片元件与所述第一刀片元件的侧向面向表面相邻放置。所述刀片元件构成能量递送机构，所述能量递送机构足够紧凑以使得所述工具能够插入穿过外科窥视装置(例如，内窥镜、胃镜或支气管镜)的器械通道。

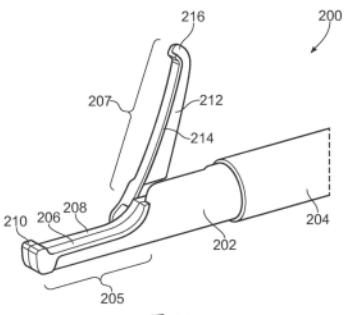


图 2A

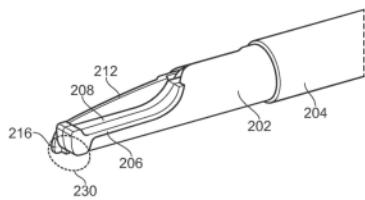


图 2B

1. 一种电外科切除器工具,其包括:

轴,所述轴限定内腔;

能量输送结构,所述能量输送结构用于携载射频电磁能量和微波电磁能量穿过所述轴的所述内腔,其中所述能量输送结构包括沿纵向方向延伸穿过所述内腔的同轴传输线路,其中所述同轴传输线路包括通过介电材料与外导体隔开的内导体;

器械顶端,所述器械顶端安装在所述轴的远侧端部处,其中所述器械顶端包括:

静态部分,所述静态部分包括第一刀片元件,其中所述第一刀片元件包括在其第一侧向面向表面上具有第一电极的纵向延伸平面介电体;以及

活动部分,所述活动部分包括第二刀片元件,其中所述活动部分能够在旋转平面内相对于所述静态部分在闭合位置与打开位置之间枢转,在所述闭合位置中,所述第一刀片元件和所述第二刀片元件沿垂直于所述旋转平面的侧向方向彼此并置,在所述打开位置中,所述第二刀片元件与所述第一刀片元件隔开间隙以用于接收生物组织;

第二电极,所述第二电极位于所述纵向延伸平面介电体的与所述第一侧向面向表面相反的第二侧向面向表面上,由此所述第二电极与所述第一电极间隔开并且通过所述纵向延伸平面介电体与所述第一电极电隔离;以及

致动器,所述致动器用于控制所述活动部分与所述静态部分之间的相对移动,

其中所述第二刀片元件具有与所述第一刀片元件相称的长度,由此,在所述闭合位置中,所述第二刀片元件与所述纵向延伸平面介电体的所述第二侧向面向表面相邻放置,并且

其中所述内导体连接到所述第一电极和所述第二电极中的一者,并且所述外导体连接到所述第一电极和所述第二电极中的另一者,由此所述第一电极和所述第二电极能够操作:

作为有源电极和返回电极,以用于递送从所述能量输送结构输送的射频电磁能量,以切割抓握在所述刀片元件之间的生物组织;以及

微波场发射结构,以用于递送从所述能量输送结构输送的微波电磁能量,以凝结抓握在所述刀片元件之间的生物组织。

2. 根据权利要求1所述的电外科切除器工具,其中所述静态部分包括上面安装有所述活动部分的支撑臂,所述支撑臂形成所述能量输送结构与所述第二电极之间的电连接的部分。

3. 根据权利要求2所述的电外科切除器工具,其中所述支撑臂由涂覆有绝缘体涂层的导电材料形成,并且其中所述支撑臂包括近侧接触部分,所述近侧接触部分处的所述绝缘体涂层被去除以形成所述能量输送结构与所述第二电极之间的电连接的部分。

4. 根据权利要求2或3所述的电外科切除器工具,其中所述活动部分通过枢转连接安装到所述支撑臂,并且其中所述能量输送结构与所述第二电极之间的所述电连接穿过所述枢转连接。

5. 根据权利要求2或3所述的电外科切除器工具,其中所述能量输送结构与所述第二电极之间的所述电连接将所述同轴传输线路的所述外导体连接到所述第二电极。

6. 根据权利要求2或3所述的电外科切除器工具,其中所述同轴传输线路的所述介电材料和所述内导体延伸超出所述外导体的远侧端部,并且其中所述内导体包括电连接到所述

第一电极的暴露远侧部分。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述旋转平面与由所述纵向延伸平面介电体限定的平面平行。

8. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述第二刀片元件被布置为在所述打开位置与所述闭合位置之间的移动期间滑过所述第一刀片元件。

9. 根据权利要求8所述的电外科切除器工具，其中所述第一刀片元件和所述第二刀片元件在彼此滑过时沿纵向方向平行放置。

10. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述第二刀片元件在所述打开位置中相对于所述第一刀片元件成角度。

11. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述第二刀片元件能够在所述打开位置与所述闭合位置之间以钝角移动。

12. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述致动器包括可滑动地安装在所述轴中的控制杆，所述控制杆具有与所述活动部分接合的附接特征，由此所述控制杆在所述轴中的纵向移动致使所述活动部分相对于所述静态部分的移动。

13. 根据权利要求12所述的电外科切除器工具，其中所述活动部分包括凸轮表面，所述控制杆抵靠所述凸轮表面起作用，以驱动所述第二刀片元件移动经过所述第一刀片元件。

14. 根据权利要求13所述的电外科切除器工具，其中所述凸轮表面由所述活动部分中的狭槽提供，并且其中所述附接特征包括用于在所述狭槽中定位的接合部分。

15. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述器械顶端包括围绕所述静态部分安装的屏蔽件。

16. 根据权利要求15所述的电外科切除器工具，其中所述屏蔽件包括围绕所述静态部分安装的绝缘覆盖物，其中所述绝缘覆盖物在其外表面上具有一个或多个场屏蔽导电区域。

17. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述第一刀片元件被成形为在其最远侧端部处具有直立齿件的纵向延伸指状部，并且其中所述第二刀片元件被成形为在其最远侧端部处具有向下延伸齿件的细长指状物。

18. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其包括安装在所述轴的所述内腔中的纵向延伸插入件，所述插入件包括管状主体，所述管状主体具有形成在其中的多个纵向子内腔，其中所述多个纵向子内腔中的每一者突破所述管状主体的外表面。

19. 根据权利要求18所述的电外科切除器工具，其中所述同轴传输线路包括安装在所述管状主体的第一子内腔中的同轴电缆。

20. 根据权利要求18所述的电外科切除器工具，其中所述致动器包括可滑动地安装在所述管状主体的第二子内腔中的控制杆。

21. 根据权利要求20所述的电外科切除器工具，其中所述第二子内腔具有安装在其中的低摩擦管，并且其中所述控制杆可滑动地安装在所述低摩擦管中。

22. 根据权利要求1至3中任一项所述的电外科切除器工具，其中所述器械顶端被设定大小以装配在外科窥视装置的器械通道内。

23. 一种电外科设备，其包括：

电外科发生器，所述电外科发生器用于供应射频电磁能量和微波电磁能量；

外科窥视装置,所述外科窥视装置具有用于插入患者体内的器械绳索,所述器械绳索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切除器工具,所述电外科切除器工具插入穿过所述外科窥视装置的所述器械通道。

24.根据权利要求23所述的电外科设备,所述电外科设备具有用于控制安装在所述轴的近侧端部处的所述电外科切除器工具的手持件,其中所述手持件包括:

主体;

致动元件,所述致动元件可滑动地安装在所述主体上;以及

旋转体,所述旋转体可旋转地安装在所述主体上,

其中所述同轴传输线路和所述电外科切除工具的所述轴被安装为通过所述致动元件相对于所述主体滑动并且通过所述旋转体相对于所述主体旋转,

其中所述电外科切除工具的所述致动器包括延伸穿过所述轴的所述内腔的控制杆,所述控制杆具有相对于所述主体安装在纵向固定位置的近侧部分,

其中所述致动元件能够操作以控制所述活动部分相对于所述静态部分的移动,并且

其中所述旋转体能够操作以控制所述电外科切除器工具相对于所述器械通道的旋转。

25.根据权利要求24所述的电外科设备,其中所述手持件包括位于所述致动元件上的功率输入端口,所述功率输入端口被连接以将其中接收的功率传递到所述同轴传输线路。

26.根据权利要求25所述的电外科设备,其中进入所述功率输入端口的连接方向垂直于所述致动元件能够相对于所述主体滑动的方向延伸。

电外科切除器工具

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于切割生物组织、使其凝结和消融的电外科切除器工具。特别地，本发明涉及一种电外科切除器工具，其能够递送射频(RF)能量和/或微波频率能量以用于切割生物组织、止血(即，通过促进血液凝结来密封破裂的血管)和组织消融。

背景技术

[0002] 外科切除是一种从人或动物体内去除部分器官的手段。这些器官可能会具有大量血管。当组织被切割(即，分割或横切)时，细小血管会受损或破裂。最初的出血之后是凝结级联，此时血液转化为凝块以试图堵塞出血。在手术期间，对于患者而言期望失血尽可能少，所以已研发各种装置以试图提供无出血切割。对于内窥镜手术，由于血液的流动可能会模糊操作者的视线，因此也不期望发生出血，并且不能方便地进行处理。已知使用RF能量代替锋利的刀片来切割生物组织。使用RF能量进行切割的方法使用以下原理来操作：在电流穿过组织基质(借助于离子细胞内容物)时，对跨组织的电子流的阻抗生成热量。当向组织基质施加纯的正弦波时，在细胞内生成足够的热量以蒸发组织的水含量。因此，内部细胞压力大幅升高，这是细胞膜无法控制的，从而导致细胞破裂。当这种情况大面积发生时，可看到组织已被横切。

[0003] 以上手术在瘦肉组织中效率很高，但在脂肪组织中效率不高，因为存在较少的离子成分来辅助电子通过。这意味着蒸发细胞内容物所需的能量要大得多，因为脂肪蒸发的潜热比水蒸发的潜热大得多。RF凝结通过向组织施加较低效率的波形来操作，由此细胞内容物被加热到大约65°C，而不是蒸发，从而通过使血管壁中的蛋白质干燥和变性来使组织变干。这种变性充当对凝结级联的刺激，因此凝血增强。同时，壁中的胶原蛋白从棒状变性为线圈状分子，这致使血管收缩且尺寸减小，从而赋予凝块锚定点且使待堵塞面积变小。

[0004] 然而，当存在脂肪组织时，RF凝结的效率会降低，因为电效应会减弱。因此，密封脂肪出血处可能非常困难。这些组织具有深色的烧焦外观，而不是干净的白色边界。

发明内容

[0005] 总体来说，本发明提供一种具有能量输送结构的电外科切除器工具，所述能量输送结构提供多种操作模式，这些模式促进使用射频(RF)电磁能量和/或微波EM能量进行生物组织切割和密封。特别地，本发明涉及组合的致动和能量递送机构，其足够紧凑以使得所述工具能够插入穿过外科窥视装置(例如，内窥镜、胃镜或支气管镜)的器械通道。所述装置还可用于进行腹腔镜或开腔手术，即，打开腹腔的肝叶无血切除。

[0006] 在一个实例中，所述电外科切除器工具可包括一对刀片元件，所述对刀片元件提供可提供三种互补模式的剪刀状机构：(i) 所述刀片元件闭合时的基于RF的滑动切割，(ii) 使用RF能量和所施加压力的组合对抓握在刀片元件之间的组织执行的剪刀型切割，以及(iii) 使用微波能量和所施加压力的组合对抓握在刀片元件之间的组织执行的凝结或血管密封操作。此外，RF和/或微波能量可以这些模式中的任一者以足以致使组织消融的功率水

平来供应。通过在刀片元件上适当地配置一对电极,可将这些操作模式中的每一模式中的所供应RF或微波能量集中在期望区域中。所述一对电极可都位于同一刀片元件上,或者每个刀片元件上可存在电极。

[0007] 根据本发明,提供一种电外科切除器工具,其包括:轴,所述轴限定内腔;能量输送结构,所述能量输送结构用于携载射频(RF)电磁(EM)能量和微波EM能量穿过所述轴的所述内腔,其中所述能量输送结构包括沿纵向方向延伸穿过所述内腔的同轴传输线路,并且其中所述同轴传输线路包括通过介电材料与外导体隔开的内导体;器械顶端,所述器械顶端安装在所述轴的远侧端部处,其中所述器械顶端包括:静态部分,所述静态部分包括第一刀片元件,其中第一刀片元件;以及活动部分,所述活动部分包括第二刀片元件,其中所述活动部分能够相对于所述静态部分在闭合位置与打开位置之间移动,在所述闭合位置中,所述第一刀片元件和所述第二刀片元件彼此并置,在所述打开位置中,所述第二刀片元件与所述第一刀片元件隔开间隙以用于接收生物组织,并且其中所述第一刀片元件或所述第二刀片元件包括在其第一侧向面向表面上具有第一电极的纵向延伸平面介电体;第二电极,所述第二电极与所述第一电极间隔开,并且通过至少所述平面介电体与所述第一电极电隔离;以及致动器,所述致动器用于控制所述活动部分与所述静态部分之间的相对移动,其中所述第二刀片元件具有与所述第一刀片元件相称的长度,由此,在所述闭合位置中,所述第二刀片元件与所述纵向延伸平面介电体的与所述第一侧向面向表面相反的第二侧向面向表面相邻放置,并且其中所述内导体连接到所述第一电极和所述第二电极中的一者并且所述外导体连接到所述第一电极和所述第二电极中的另一者,由此所述第一电极和所述第二电极能够操作:作为有源电极和返回电极,以用于递送从所述能量输送结构输送的RF能量;以及微波场发射结构,以用于递送从所述能量输送结构输送的微波能量。

[0008] 在此结构中,所述第一刀片元件和所述第二刀片元件可类似于剪刀型闭合机构。因此,所述第二刀片元件可被布置为在所述打开位置与所述闭合位置之间的移动期间滑过所述第一刀片元件,例如以通过施加剪切力来实现机械切割。所述活动部分可以相对于所述静态部分在与由所述平面介电体限定的平面平行的平面中移动。本文中,术语“静态”可意指在使用时(即,当所述第二刀片元件在所述打开位置与所述位置之间移动时)相对于所述轴的远侧端部固定。

[0009] 所述轴可以是柔性的,例如,适合于弯曲或其他转向以到达治疗部位。柔性轴可使所述装置能够用于外科窥视装置中,例如,内窥镜。在其他实例中,所述轴可以是刚性的,例如,用于开腔手术中或与腹腔镜一起使用。

[0010] 所述第一电极和所述第二电极可设置在切割界面处。在一个实例中,两个电极都在同一刀片元件上,所述刀片元件可在活动部分或静态部分上。例如,所述第二电极可位于所述纵向延伸平面介电体的所述第二侧向面向表面上。这可有助于在切割界面处提供均匀的能量递送。在两个电极都在一个刀片元件上的情况下,另一刀片元件可以是电惰性的,例如,由塑料或其他绝缘体制成。

[0011] 在另一实例中,所述第一电极可在刀片元件中的一个上,并且所述第二电极在另一刀片元件上。例如,所述纵向延伸平面介电体可在所述第一刀片元件上,并且所述第二电极可沿着所述第二刀片元件的侧面延伸。

[0012] 因此,所述第一电极和所述第二电极可沿着切割界面的两侧设置,其中所述平面

介电体在所述两者之间。在此布置中，施加到所述电极的RF EM能量优选地在所述第一刀片元件与所述第二刀片元件之间跨所述切割界面流动。类似地，如果在所述刀片元件打开时施加微波EM能量，则由所述电极发射的微波场在所述刀片元件之间的间隙内的电场强度比其他地方高得多。

[0013] 当在所述闭合位置中时，所述第二电极通过平面介电体沿着其大部分长度与第一电极隔开。如果在此位置中施加RF EM能量，则RF EM能量优选地围绕所述闭合刀片元件的远侧顶端和侧边缘流动，这促进通过将所述器械顶端滑过组织进行的仅RF滑动切割。

[0014] 所述活动部分及因此所述第二刀片元件可由涂覆有绝缘体的导电材料形成。例如，所述活动部分可以是具有陶瓷（例如，氧化铝喷雾）、合成塑料（例如，电木）或类金刚石碳（DLC）涂层的不锈钢铸件。所述第二电极可形成在所述第二刀片元件的去除了绝缘体涂层的侧面部分处。所述第二电极可以是所述活动部分的暴露导电材料，或者可包括沉积或以其他方式附连到所述暴露导电材料的附加导电层（例如，金等）。

[0015] 所述第二刀片元件可包括沿着其侧面部分的侧向突出凸缘。因此，当在闭合位置中时，所述凸缘朝向所述第一刀片元件突出。所述第二电极可形成在所述侧向突出凸缘的侧向面向边缘上。

[0016] 所述静态部分可包括上面安装有所述活动部分的支撑臂。所述支撑臂可形成所述能量输送结构与所述第二电极之间的电连接的部分。例如，所述支撑臂可由涂覆有绝缘体的导电材料形成，并且可包括近侧接触部分，所述近侧接触部分处的所述绝缘体涂层被去除并且所述近侧接触部分电连接到所述同轴传输线路的内导体或外导体。所述支撑臂可具有用于附接到所述同轴传输线路的远侧端部的近侧凹陷部。也可使用其他类型的电连接。例如，柔性导体可连接在能量输送结构（例如，所述同轴传输线路的内导体或外导体）与所述第一电极或所述第二电极之间。优选地，任何柔性导体的长度等于或小于微波能量的波长的八分之一，以便防止其影响发射场。

[0017] 所述同轴传输线路可适于输送RF EM能量和微波EM能量。替代地，所述能量输送结构可包括用于RF EM能量和微波EM能量的不同路线。例如，微波EM能量可通过同轴传输线路递送，而RF EM能量可通过双绞线等递送。在提供单独的能量递送路线的情况下，所述第一电极和所述第二电极可包括单独的RF电极部分和微波电极部分，以使RF能量和微波能量能够从所述器械顶端的不同区域递送。例如，微波能量可从所述刀片元件中的一者递送，而RF能量可在所述刀片元件之间递送。

[0018] 所述活动部分可通过枢转连接安装到所述支撑臂。例如，所述支撑臂可提供U型结构，所述U型结构支撑上面安装有所述活动部分的枢转轴。所述能量输送结构与所述第二电极之间的电连接可穿过所述枢转连接。例如，所述枢转轴可由导电材料形成，并且所述活动部分和所述支撑臂分别接触所述枢转轴的位置处的绝缘体涂层可被去除。

[0019] 所述同轴传输线路的介电材料和内导体可延伸超出所述外导体的远侧端部。所述内导体可包括例如通过与第一电极的近侧部分直接重叠并接触而电连接到所述第一电极的暴露远侧部分。

[0020] 所述活动部分与所述静态部分之间的移动可以是旋转的或平移的或两者的组合。在一个实例中，所述活动部分可以能够相对于所述静态部分枢转，由此所述第二刀片元件在打开位置相对于所述第一刀片元件成角度。此实例可类似于常规剪刀型闭合。所述第二

刀片元件可以能够在所述打开位置与所述闭合位置之间以钝角移动。这可用于获得要抓握的组织，尤其是具有低表面轮廓的组织。

[0021] 在另一实例中，可能有益的是，所述电极之间的间隙在组织被抓握在所述电极之间时是均匀的，例如，以确保沿着刀片元件的长度所供应的能量是均匀的。在此实例中，所述活动部分可占据所述第二刀片元件与所述第一刀片元件平行放置但与所述第一刀片元件间隔开以在其之间限定间隙的位置。所述活动部分可以能够例如在致动器的操作下从此位置滑动到所述闭合位置。然后，所述第一刀片元件和所述第二刀片元件可在彼此滑过时沿纵向方向平行放置。间隔开的平行位置可以是中间位置，例如，所述活动部分能够从所述中间位置枢转到相对于所述静态部分成一定角度。

[0022] 所述致动器可包括可滑动地安装在所述柔性轴中的控制杆。所述控制杆可具有与所述活动部分接合的附接特征，由此所述控制杆在所述轴中的纵向移动致使所述活动部分相对于所述静态部分的移动。所述附接特征可以是钩或用于将推力和拉力传输到所述活动部分的任何合适的接合部。

[0023] 在一个实例中，所述活动部分包括凸轮表面，所述控制杆抵靠所述凸轮表面起作用，以驱动所述第二刀片元件移动经过所述第一刀片元件。所述凸轮表面可以能够仅在所述闭合操作的最后阶段接合，例如，以提供附加的力增强以完成闭合。在一个实例中，所述凸轮表面可由所述活动部分中的狭槽提供。所述附接特征包括用于在狭槽中定位的接合部分。可通过所述接合部分沿着所述狭槽滑动来提供凸轮作用。

[0024] 所述静态部分可包括为所述活动部分提供安装基座（例如，枢转基座）的支撑臂。所述平面介电体可以是安装在所述支撑臂上（例如，粘附在所述支撑臂上或以其他方式附连到所述支撑臂上）的单独材料件。所述平面介电体可由陶瓷（例如，氧化铝）形成。在本文中，对“平面”材料的参考可意指厚度大体上小于其宽度和长度的平坦材料件。所述平面介电体可具有在纵向方向上对齐的长度尺寸、在侧向方向上对齐的厚度尺寸，以及与长度尺寸和厚度尺寸两者正交的宽度尺寸。所述平面介电体的平面是长度尺寸和宽度尺寸所在的平面，即，与宽度尺寸正交的平面。

[0025] 所述第一电极可以是沉积或以其他方式安装在所述平面介电体的所述第一侧向面向表面上的导电材料（例如，金）。所述平面介电体的面向与所述第一侧向面向表面相反的方向的第二侧向面向表面可在切割界面处暴露。

[0026] 所述器械顶端可包括围绕所述静态部分安装的屏蔽件。所述屏蔽件可包括围绕所述静态部分安装的绝缘覆盖层。例如，所述绝缘屏蔽件可覆盖所述静态部分的所述支撑臂。所述绝缘屏蔽件还可用于部分地覆盖所述第一电极，例如，以确保所述第一电极的暴露部分具有用于控制RF或微波能量的递送的期望形状。所述绝缘覆盖层可具有一个或多个场屏蔽导电区域，例如，在其外表面上的金属化片罩。这些导电区域可为电场提供屏蔽，例如，以防止能量从器械泄漏到不需要的位置。所述屏蔽件可在组装后模制在所述器械顶端上。替代地，所述屏蔽件可由绝缘材料管形成，所述绝缘材料管可被切割（例如，激光切割）成期望形状，然后安装在所述刀片元件上。所述屏蔽件可由合适的绝缘塑料形成，例如，PEEK等。用于所述屏蔽件的材料可优选地耐高温。

[0027] 所述第一刀片元件可成形为在其最远侧端部处具有直立齿件的纵向延伸指状物。所述第二刀片元件可以对应方式成形为例如在其最远侧端部处具有向下延伸齿件的细长

指状物。当最远侧齿件闭合时，它们可有助于将组织保持在颤部之间的间隙中。

[0028] 纵向延伸插入件可安装在所述柔性轴的所述内腔中，以防止所述致动器或同轴电缆随所述轴的相对运动致使器械顶端的损失或抖动移动。所述插入件可包括管状主体，所述管状主体具有形成在其中的多个纵向子内腔，其中所述多个纵向子内腔中的每一者突破所述管状主体的外表面。所述管状主体被设定大小以紧密地配合在所述管腔内，使得其破裂的周向表面限定多个支脚，这些支脚邻接所述轴的内表面以抵抗其间的相对移动。

[0029] 所述同轴传输线路可包括安装在所述管状主体的第一子内腔中的同轴电缆。所述致动器可包括可滑动地安装在所述管状主体的第二子内腔中的控制杆。所述控制杆可具有低摩擦涂层(例如，PTFE等)，以促进相对于所述插入件的纵向滑动。替代地，所述第二子内腔可具有安装在其中的低摩擦管，其中所述控制杆可以可滑动地安装在所述低摩擦管中。

[0030] 所述器械顶端可被设定大小以装配在外科窥视装置的器械通道内。因此，在另一方面，本发明提供一种电外科设备，其包括：电外科发生器，所述电外科发生器用于提供射频(RF)电磁(EM)能量和微波EM能量；以及外科窥视装置，所述外科窥视装置具有用于插入患者体内的器械绳索，所述器械绳索具有延伸穿过其中的器械通道；以及如上所述的电外科切除器工具，所述电外科切除器工具插入穿过所述外科窥视装置的所述器械通道。

[0031] 所述设备可包括用于控制所述电外科切除器工具的手持件。所述手持件可安装在所述柔性轴的近侧端部处，例如，所述外科窥视装置的外部。所述手持件可包括：主体；致动元件，所述致动元件可滑动地安装在所述主体上；以及旋转体，所述旋转体可旋转地安装在所述主体上。所述同轴传输线路和所述电外科切除工具的所述柔性轴可被安装为通过所述致动元件相对于所述主体滑动并且通过所述旋转体相对于所述主体旋转。所述电外科切除工具的所述致动器可包括延伸穿过所述柔性轴的所述内腔的控制杆，其中所述控制杆具有相对于所述主体安装在纵向固定位置的近侧部分。通过此布置，所述致动元件能够操作以控制所述活动部分相对于所述静态部分的移动，并且所述旋转体能够操作以控制所述电外科切除器工具相对于所述器械通道的旋转。

[0032] 在使用中，所述手持件可结合纵向(轴向)力(通过所述控制杆)和旋转力(通过所述柔性轴)，将功率递送到所述柔性轴远侧端部处的电外科切除器工具。所述纵向力可用于控制所述器械上的端部执行器，例如，以上论述的活动部分，或滑动刀片或针头。所述旋转力可用于控制器械的取向。

[0033] 所述手持件中各部件之间的连接使得所述柔性轴和所述同轴电缆相对于所述控制杆可滑动。换句话说，所述控制杆的位置可相对于所述柔性轴改变，这可在其远侧端部处提供物理移动以用于操作器械。

[0034] 所述主体可以是圆筒型壳体，所述圆筒型壳体位于在其远离所述主体延伸时与所述柔性轴对准的轴线上。所述旋转体的旋转轴线可与所述主体的轴线对准或同轴。所述旋转体可以是安装在所述主体外的表面上的套环或环。所述旋转体可沿纵向(轴向)方向保持在所述主体上。例如，所述主体可具有所述旋转体安置在其中的周向凹陷部。

[0035] 所述控制杆可以能够相对于所述主体旋转。这意指柔性轴、控制杆和同轴电缆全部在所述旋转体旋转时相对于所述主体旋转。这可防止所述柔性轴内部件的扭曲。在一个实例中，所述控制杆的所述近侧部分可安装在所述旋转体上。如果所述旋转体相对于所述主体轴向地固定，则此附接意指所述控制杆将与所述旋转体一起旋转，但不会相对于所述

主体滑动。所述近侧部分可包括径向延伸部，所述径向延伸部穿过所述柔性轴以便连接到所述旋转体。

[0036] 所述手持件可包括容纳所述柔性轴的所述近侧部分的内部轴。所述内部轴可联接到所述旋转体以与其一起旋转。所述内部轴可沿着形成在所述旋转体内的轨道轴向地滑动。

[0037] 所述致动元件可包括轴，所述轴被安装为在所述壳体内沿纵向方向(即，以上提及的轴向方向)滑动。所述致动元件和所述主体可具有抓握元件，例如，指环等，以供用户在操作所述装置时握持。

[0038] 所述手持件可包括在所述致动元件上的功率输入端口。所述功率输入端口可以是QMA连接器等。所述功率输入端口可被连接以将其中接收的功率传递到所述同轴电缆。因此，所述同轴电缆的近侧端部可连接到所述致动元件以从所述功率输入端口接收功率。所述同轴电缆的所述近侧端部可通过可旋转联接连接到所述致动元件，以允许它们之间的相对旋转。

[0039] 所述功率输入端口可连接到例如来自电外科发生器的外部同轴电缆。进入所述功率输入端口的连接方向可垂直于所述致动元件能够相对于所述主体滑动的方向延伸。例如，所述功率输入端口可在所述致动元件的底侧。

[0040] 术语“外科窥视装置”在本文中可用于意指具备插入管的任何外科装置，所述插入管是在侵入性手术期间引入患者体内的刚性或柔性(例如，能够操纵的)导管。所述插入管可包括器械通道和光学通道(例如，用于传输光以照射所述插入管的远侧端部处的治疗部位和/或捕获所述治疗部位的图像。所述器械通道可具有适合于接收侵入性外科工具的直径。所述器械通道的直径可以是5mm或更小。

[0041] 在本文中，术语“内”意指在径向上距离所述器械通道和/或同轴电缆的中心(例如，轴线)较近。术语“外”意指在径向上距离所述器械通道和/或同轴电缆的中心(轴线)较远。

[0042] 除非上下文另外指明，否则术语“导电”在本文中用于意指可传导电的。

[0043] 在本文中，术语“近侧”和“远侧”指代细长探针的端部。在使用时，近侧端部距离用于提供RF和/或微波能量的发生器较近，而远侧端部距离所述发生器较远。

[0044] 在本说明书中，“微波”可广泛地用于指示400MHz至100GHz的频率范围，但优选地指示1GHz至60GHz的范围。已考虑的特定频率是：915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。相比之下，本说明书使用“射频”或“RF”来指示低至少三个数量级的频率范围，例如，最多300MHz，优选地是10kHz至1MHz，并且最优选地是400kHz。

附图说明

[0045] 参考附图详细论述本发明的实施方案，在附图中：

[0046] 图1是作为本发明的实施方案的电外科系统的示意图；

[0047] 图2A和图2B是作为本发明的实施方案的电外科切除器器械的器械顶端分别处于打开构型和闭合构型的透视图；

[0048] 图3A、图3B、图3C和图3D是电外科切除器器械的器械顶端的透视图，其示出闭合操作的各种阶段；

- [0049] 图4是作为本发明的实施方案的电外科切除器器械的示意性局部剖面侧视图；
[0050] 图5是作为本发明的实施方案的电外科切除器器械的局部剖面透视图；
[0051] 图6A是作为本发明的实施方案的电外科设备的手持件的透视图；
[0052] 图6B是图6A的手持件的局部剖视图，其示出手持件的内部结构的部分；
[0053] 图7A是可与作为本发明的实施方案的电外科切除器器械一起使用的器械轴的内容物的透视图；
[0054] 图7B是图7A所示的器械轴的剖面；
[0055] 图8A、图8B和图8C是作为本发明的另一实施方案的电外科切除器器械的器械顶端的透视图；并且
[0056] 图9A和图9B是作为本发明的再一实施方案的电外科切除器器械的器械顶端的透视图。

具体实施方式

[0057] 图1是作为本发明的实施方案的完整电外科系统100的示意图。系统被布置为使用来自器械顶端的射频(RF)或微波电磁(EM)能量来处理(例如，切割或密封)生物组织。系统100包括用于可控制地供应RF和微波EM能量的发生器102。WO 2012/076844中描述用于这个目的的合适发生器，其以引用方式并入本文。发生器102通过接口电缆104连接到手持件106。手持件106也可被连接为从流体递送装置108(诸如注射器)接收流体供应107，但这不是必需的。如果需要，手持件106可容纳可通过致动器109(例如，由拇指操作的滑块或柱塞)操作的器械致动机构。例如，器械致动机构可用于操作如本文论述的切除器器械的可枢转刀片元件。手持件中还可包括其他机构。例如，可提供针头移动机构(能够通过手持件上的合适触发器操作)以用于将针头部署在器械处。手持件106的功能是将来自发生器102、流体递送装置108和器械致动机构的输入连同可能需要的其他输入组合到从手持件106的远侧端部延伸的单个柔性轴112中。

[0058] 柔性轴112能够插入穿过外科窥视装置114的器械(工作)通道的整个长度。柔性轴112具有器械顶端118，所述器械顶端118被成形为穿过外科窥视装置114的器械通道并且在内窥镜的插入管的远侧端部处(例如，在患者体内)突出。器械顶端118包括用于抓握生物组织的一对刀片元件以及被布置为递送从发生器102输送的RF或微波EM能量的能量递送结构。任选地，器械顶端118还可包括可回缩皮下注射针头，用于递送从流体递送装置108输送的流体。如以下更详细描述的，手持件106包括用于打开和闭合器械顶端118的刀片元件的致动机构。手持件106还包括用于相对于外科窥视装置114的器械通道旋转器械顶端118的旋转机构。

[0059] 器械顶端118的结构可被布置为具有适合于穿过工作通道的最大外径。通常，诸如内窥镜的外科窥视装置中的工作通道的直径小于4.0mm，例如，2.8mm、3.2mm、3.7mm、3.8mm中的任一者。柔性轴112可具有小于此的最大直径，例如，2.65mm。柔性轴112的长度可等于或大于1.2m，例如，2m或更大。在其他实例中，可在已将柔性轴112插入穿过工作通道之后(并且在将器械绳索引入患者体内之前)将器械顶端118安装在轴的远侧端部处。替代地，柔性轴112可在进行其近侧连接之前从远侧端部插入工作通道中。在这些布置中，可允许远侧端部组件118具有大于外科窥视装置114的工作通道的尺寸。上述系统是将器械引入患者体

内的一种方式。其他技术也是可能的。例如，器械也可使用导管来插入。

[0060] 虽然本文中的实例是在外科窥视装置的背景下呈现的，但应理解，电外科切除器器械可以是适合于开腔手术或与腹腔镜一起使用的装置中的实施方案。

[0061] 图2A是作为本发明的实施方案的电外科切除器器械的器械顶端200的透视图。器械顶端200安装在柔性轴204的远侧端部处，所述柔性轴204可对应于以上论述的柔性轴112。在此实施方案中，器械顶端200包括携载第一电极206的静态部分202和携载第二电极214的活动部分212。然而，本发明不必限于此构型。在其他实例中，两个电极可提供在静态部分202或活动部分212上。

[0062] 静态部分202具有固定到柔性轴204的远侧端部的近侧区域。静态部分202沿纵向方向远离柔性轴204的远侧端部延伸。静态部分202在其远侧端部处限定第一刀片元件205，所述第一刀片元件205是在其最远端部处具有直立齿件210的纵向延伸指状物。第一电极206沿着第一刀片元件205的上表面延伸。

[0063] 活动部分212可枢转地安装在静态部分202上。在此实施方案中，活动部分212包括第二刀片元件207，所述第二刀片元件207是具有与第一刀片元件205相称的长度的细长指状物。第二刀片元件207在其最远端部处具有向下延伸齿件216。

[0064] 活动部分可绕位于第一刀片元件205的近侧端部处的枢转轴线枢转，由此第二刀片元件207可在打开位置(图2A所示)与闭合位置(图2B所示)之间摆动，在所述打开位置中，第二刀片元件207远离第一刀片元件205成角度，而在所述闭合位置中，第二刀片元件207与第一刀片元件205并置(即，侧向相邻)。活动部分的移动范围可允许第二刀片元件207相对于第一刀片元件205采用钝角。这对于抓握呈现低表面轮廓的组织可能特别有用。

[0065] 因此，第一刀片元件205和第二刀片元件207可限定剪刀型闭合机构，其中当处于打开位置时位于刀片元件205与207之间的间隙中的组织可在第二刀片元件207移动到闭合位置时被施加压力。在第二刀片元件207移动到闭合位置时，第一刀片元件205上的直立齿件210和第二刀片元件207上的向下延伸齿件216用于将组织保持在间隙中。

[0066] 第一刀片元件205包括例如由陶瓷或其他合适的电绝缘材料制成的平面介电体208。平面介电体208限定与第二刀片元件207枢转通过的平面平行的平面。平面介电体208在第一电极206与第二刀片元件207之间提供绝缘障壁。例如，第二刀片元件207被布置为滑过平面介电体208的第一表面，并且第一电极206形成在平面介电体208的第二表面上，所述第二表面在平面介电体208的与第一表面相反的侧上。第一电极206可由展现高导电率的导体(例如，金等)制成。

[0067] 第二电极214沿着第二刀片元件207的侧表面延伸，当第二刀片元件207移动到闭合位置中时，第二刀片元件207滑动经过第一刀片元件205的相邻侧表面(即，以上提及的平面介电体208的第一表面)。在此实例中，第二刀片元件207包括沿着其底部边缘的侧向突出凸缘。第二电极214沿着凸缘的侧向面向表面延伸。第二刀片元件可由涂覆有绝缘材料的导电材料形成。例如，它可由具有陶瓷或类金刚石碳(DLC)涂层的不锈钢制成。不需要绝缘涂层的区域处的绝缘涂层可被去除(例如，蚀刻掉)。例如，第二电极214可通过从侧向凸缘的侧边缘蚀刻掉涂层来形成。金层可沉积在蚀刻表面上方以形成电极。涂层的其他部分可被去除，以使得能够进行与同轴电缆的外导体的电连接，如以下所解释。

[0068] 柔性轴204限定内腔，用于输送RF和微波EM能量的同轴电缆(未示出)，以及用于控

制活动部分212的移动的纵向可滑动控制杆(图3A至图3D所示)延伸穿过所述内腔。

[0069] 如参考图4更详细地论述的,第一电极206电连接到同轴电缆的内导体,并且第二电极214电连接到同轴电缆的外导体。因此,器械顶端提供能量递送结构,所述能量递送结构能够操作以沿着第一电极与第二电极之间的电流路径(例如,穿过组织)递送RF能量,或者通过由第一电极和第二电极发射的微波场递送微波能量。

[0070] 器械顶端200可提供三种操作模式。在第一模式下,器械可与处于闭合位置的刀片元件205、207一起使用,以递送RF EM能量来切穿生物组织。在此第一模式下,RF EM能量主要在第一电极206与第二电极214之间在远侧切割区230中传递,所述远侧切割区230与第一刀片元件205上的直立齿件210和第二刀片元件207上的向下延伸齿件216相邻。因此,器械可用于扫过或滑过或者扫穿或滑穿组织,以实现切割。

[0071] 在第二模式下,刀片元件205、207可用于执行抓握切割,即,切穿捕获在刀片元件之间的组织。在此模式下,切割是通过闭合刀片元件205、207所施加的物理压力和在闭合过程期间所施加的RF EM能量的组合来完成的。

[0072] 在第三模式下,刀片元件205、207可用于抓握和密封组织(诸如,血管)等。在此模式下,微波EM能量被递送到建立微波场的电极,所述微波场用于使保持在刀片元件内的组织凝结。

[0073] 静态部分202可具有安装在其外表面上的介电屏蔽件。在此实例中,介电屏蔽件是热塑性聚合物,例如,聚醚醚酮(PEEK)等。介电屏蔽件可模制在装置上,或者可以是盖(例如,通过激光切割适当大小的管形成),当刀片元件处于闭合位置时,所述盖可在器械顶端上滑动。介电屏蔽件可用于控制第一电极206的形状,例如,以确保第一电极206大体上仅暴露于第一刀片元件205的上表面处。进而,这可确保从电极递送的RF和微波能量集中到期望区域中。

[0074] 图3A、图3B、图3C和图3D是器械顶端200的透视图,其示出闭合操作。图3A至图3D示出器械顶端200的与图2A和图2B相反的侧。为了清楚起见,在图3A至图3D中省略了介电屏蔽件。

[0075] 图3A示出于打开位置的器械顶端200,其中活动部分212被设置成使得第二刀片元件207相对于第一刀片元件205成钝角。如图3A所示,静态部分202包括纵向延伸臂218,所述纵向延伸臂218提供活动部分212所附接到的枢转底座。臂218中可旋转地安装有枢转轴226。枢转轴226限定侧向延伸枢转轴线(即,枢转轴线正交于由柔性轴204限定的纵向方向)。

[0076] 可滑动控制杆220从柔性轴204突出。静态部分202中形成有导向通道221,控制杆220穿过所述导向通道221。控制杆220具有与活动部分212接合的远侧附接特征223。在此实例中,远侧附接特征223是钩,所述钩接合在活动部分212的附接板222中形成的狭槽224。也可使用其他类型的接合。控制杆220的纵向滑动运动被转换成附接板222的枢转运动。附接板222可与第二刀片元件207一体地形成或以其他方式可操作地联接到第二刀片元件207。

[0077] 图3B示出于部分闭合构型的器械顶端200,其中控制杆220已部分地回缩到柔性套管204中,并且其中在第一刀片元件与第二刀片元件之间存在锐角。

[0078] 图3C示出于另一部分闭合构型的器械顶端200,其中控制杆220进一步回缩到柔性套管中,并且其中第二刀片元件207上的向下延伸齿件216将要滑过第一刀片元件205上

的直立齿件210。在到达此位置时,可看到控制杆220的远侧附接特征223已保持在狭槽224的第一端部处。狭槽224提供凸轮表面,控制杆沿着所述凸轮表面滑动以用于闭合操作的最后部分,在所述最后部分中,第一刀片元件和第二刀片元件滑过彼此。图3D示出最终闭合位置,其中控制杆220的远侧附接特征223已移动到狭槽224的第二端部。狭槽有利地提供了凸轮表面,在移动操作的此最后部分中,远侧附接特征223抵靠所述凸轮表面起作用,例如以增大闭合力来克服在切割的最后阶段可能出现的阻力。

[0079] 图4是作为本发明的实施方案的电外科切除器器械的器械顶端300的示意性局部剖面侧视图。器械顶端300位于柔性套管302的远侧端部处,所述柔性套管302输送同轴电缆304和控制杆312。控制杆312用于以与以上论述相同的方式控制活动部分322相对于静态部分318的枢转运动。静态部分318具有例如通过合适的粘合剂固定到其上的平面介电体314,所述平面介电体314沿纵向方向远离静态部分318延伸以形成第一刀片元件。第一电极316形成于平面介电体314的一侧上。

[0080] 活动部分322通过枢转轴(在图4中不可见)在平面介电体314的与第一电极316相反的一侧处可枢转地安装在静态部分318上。活动部分322包括第二刀片元件,所述第二刀片元件被布置为以与以上论述第一刀片元件205和第二刀片元件207类似的方式滑过第一刀片元件。活动部分322包括位于其上的第二电极324,当刀片元件处于闭合位置时,所述第二电极324与平面介电体314的相反侧相邻放置。

[0081] 同轴电缆304包括通过介电材料308与外导体310隔开的内导体306。介电材料308和内导体306延伸超出外导体310的远侧端部。介电材料308的远侧端部邻接平面介电体314的近侧端部。内导体306从此接合处朝远侧延伸,以与第一电极316的近侧部分重叠并且电接触。本发明不必限于此布置。在其他实例中,内导体可电连接到(例如)活动部分上的电极。

[0082] 静态主体318包括上面安装有活动部分的支撑臂。平面介电体314也可例如使用类似的粘合剂安装在支撑臂上。支撑臂由具有电绝缘涂层的导电材料(例如,不锈钢)形成。近侧接触部分320处的涂层被去除,所述近侧接触部分320电连接到同轴电缆304的外导体310。活动部分322也由具有电绝缘涂层的导电材料(例如,不锈钢)形成。活动部分322在枢转连接部处与静态部分318物理地接合。第二电极324与同轴电缆304的外导体310之间的电连接穿过枢转连接部。例如,枢转轴本身可由导电材料(例如,不锈钢)形成。在静态部分318与活动部分322之间的滑动接合区域(例如,用于接收枢转轴的孔口或凹陷部)处静态部分318的绝缘涂层可被去除。类似地,在此区域处活动部分322的绝缘涂层可被去除。由于第二电极324可以是活动部分322的导电材料或可电连接到活动部分322的导电材料,所以与外导体的完整电连接可得以形成。

[0083] 图5是电外科切除器器械的局部剖面透视图,其示出图4的示意性特征可如何映射到类似于图2A和图2B所示装置的装置上。与图4相同的特征具有相同的附图标号并且不再进行描述。

[0084] 图6A是手持件600的图示,其可用作作为本发明的实施方案的电外科设备的部分。手持件600包括主体602和致动部分604。主体602包括致动部分604的轴608能够滑动地接合在其中的空心圆筒606。主体602还包括可旋转地连接到圆筒606的旋转体610。致动部分604连接到内部轴628,所述内部轴628延伸穿过圆筒606和旋转体610,并且从旋转体610的远侧

端部突出。内部轴628与轴608一起纵向地移动,但可相对于轴608旋转。器械轴612从内部轴628的远侧端部离开手持件600。例如,器械轴612可以是上述柔性轴204,所述轴在其远侧端部连接到器械顶端200。器械轴612被连接为与内部轴628一起旋转。

[0085] 致动部分604能够沿着其轴608相对于主体602沿纵向方向在以下两个位置之间滑动:轴608的长度被容纳在圆筒606内的闭合位置;和轴608的长度在圆筒606外部的打开位置。图6A示出致动部分604处于打开位置的手持件600。致动部分604相对于主体602的总运动范围可以是大约35mm。致动部分604相对于主体602的纵向运动方向与器械轴612从内部轴628伸出的纵向轴线对准。轴608可包括一个或多个凹槽614,所述一个或多个凹槽614与圆筒606内部的突出部(未示出)接合,以便防止致动部分604相对于主体602旋转。主体602包括一对指环614、616,并且致动部分604包括拇指环618,所述拇指环618可用于在相对于致动部分604推动和拉动圆筒606时促进用户的抓握。致动部分604还包括用于连接接口电缆(例如,接口电缆104)的输入连接器620,所述接口电缆将手持件600连接到发生器(例如,发生器102)。输入连接器620可以是例如QMA连接器或用于与发生器交接的任何其他合适的连接器。

[0086] 图6B是手持件600的剖面图,其中未示出某些部分以便展现手持件的内部结构。针对以上已参考图6A描述的特征,使用相同的附图标号。

[0087] 输入连接器620电连接到包含在致动部分604的轴608内的电路板622。输入连接器620与电路板622形成大体直角,使得其沿着大体上垂直于致动部分与主体602之间的相对运动方向的方向取向。以这种方式,连接到输入连接器620的电缆可以不妨碍用户。输出连接器624附接在电路板622的边缘处。输出连接器624通过同轴传输线路626上的配对连接器627电连接到同轴传输线路626。同轴传输线路626延伸穿过手持件600并且在手持件600的远侧端部处进入器械轴612。同轴传输线路626可例如对应于上述同轴线路226,用于将RF和微波EM能量输送到器械顶端。

[0088] 输出连接器624与同轴传输线路626之间的电连接是可旋转的,即,它允许同轴传输线路绕其轴线相对于输出连接器624旋转。实现可旋转电连接的合适连接器包括QMA连接器、微同轴(MCX)连接器和微小型同轴(MMCX)连接器。

[0089] 在其他实施方案中,电路板622可被省略,并且由单个QMA至MCX直角连接器代替。

[0090] 如图6B所示,内部轴628延伸穿过主体602的圆筒606和旋转体610并且可相对于两者纵向地滑动。内部轴628的远侧端部从旋转体610突出。突出部分的长度取决于致动部分604的轴608的位置。内部轴628通过围绕内部轴628的外表面的周向凹陷部630在近侧端部处连接到致动部分604的轴608,所述周向凹陷部630通过径向突出部632接合在轴608的外表面上。轴608与内部轴628之间的连接防止内部轴628相对于轴608纵向地移动,但允许内部轴628绕其轴线相对于轴608旋转。因此,内部轴628可通过相对于主体602移动致动部分604而相对于主体602纵向地前后移动。

[0091] 内部轴628可包括具有腔体的近侧部分631,以用于将同轴传输线路626的连接器627保持就位,以确保其保持牢固地连接到电路板622上的输出连接器624。另外,同轴传输线路626上的连接器627可包括突出部633,所述突出部633被构造为接合内部轴628的近侧部分630中的狭槽,以防止连接器627相对于内部轴628移动。例如,突出部633可以是作为连接器627的部分或附接到(例如,通过焊接)到所述连接器的螺母。突出部627还可被构造为

将连接器627旋转地锁定到内部轴628,使得内部轴628的旋转致使连接器627旋转。

[0092] 同轴传输线路626穿过内部轴628,其中同轴传输线路626在内部轴628的远侧端部处进入器械轴612。一段器械轴612包含在内部轴628的远侧部分634内,其中所述段器械轴612在所述远侧部分634内固定到内部轴628。以这种方式,内部轴628的纵向运动和旋转运动两者可传输到器械轴612。例如,可使用环氧树脂将器械轴612胶粘到内部轴628的远侧部分634。可通过在施加环氧树脂之前将器械轴612的表面粗糙化来改进器械轴612与内部轴628之间的粘附性。在一些情况下,包含在远侧部分634中的所述段器械轴612可以是大约22mm,以确保良好粘附性。

[0093] 旋转体610连接到圆筒606,使得其能够相对于圆筒绕手持件600的纵向轴线旋转。在所示实例中,旋转体610具有带有周向凹陷通道644的近侧部分642,所述周向凹陷通道644接收圆筒606上的径向向内延伸突出部646。

[0094] 内部轴628穿过旋转体610并且与旋转体610接合,使得内部轴628可相对于旋转体610沿着其长度滑动,但内部轴628不可相对于旋转体610旋转(即,旋转体610和内部轴628相对于彼此旋转地锁定)。这可通过传递旋转移动的任何种类的相互接合来实现。例如,可在内部轴628的外表面和旋转体610的内表面上形成一个或多个纵向取向的协作接合元件(例如,凹槽和齿件)。接合元件可彼此分别接合以致使在旋转体610在圆筒606上转动时内部轴628旋转。这进而致使固定到内部轴628的器械轴612旋转,使得也可致使连接在器械轴612的远侧端部处的器械顶端旋转。然而,由于内部轴628并不旋转地联接到致动部分604,旋转体610的旋转不会致使致动部分604旋转。旋转体610相对于圆筒606的旋转轴线可与内部轴628的纵向轴线对准,使得旋转体610的旋转致使内部轴628绕其纵向轴线旋转。

[0095] 一段主控制杆636包含在内部轴628内,并且穿过器械轴612离开手持件。主控制杆636可用于操作连接于器械轴612的远侧端部处的器械顶端上的活动部分(例如,可枢转刀片元件)。例如,主控制杆636可对应于上述主控制杆242。主控制杆636的近侧端部相对于手持件600的主体602保持固定。因此,主体602相对于致动部分604的运动可致使主控制杆636沿着器械轴612纵向地移动。这是因为器械轴612的纵向位置相对于致动部分604保持固定(通过一端连接到致动部分604而另一端连接到器械轴612的内部轴628),而主控制杆636可随主体602相对于致动部分604及因此器械轴612移动。

[0096] 因此,用户可相对于主体602移动致动部分604,以便相对于器械轴612前后移动主控制杆636,并且控制连接在器械轴612的远侧端部处的器械顶端上的活动部分(例如,可枢转刀片元件)的打开和闭合。

[0097] 存在用于使主控制杆636的近侧端部相对于手持件600的主体602保持固定的若干可能方式。在所示实例中,块638附接到主控制杆636的近侧端部。块638可例如是焊接或熔焊到主控制杆638的近侧端部的金属件。块638可被构造为装配在刚性地连接到旋转体610的保持器(未示出)中,使得主体602相对于致动部分604的纵向运动通过保持器传输到块638(及因此传输到主控制器杆636)。保持器可通过内部轴628的侧壁中的开口连接到旋转体610。

[0098] 主控制杆636在内部轴628中的部分可包含在保护管640中。保护管可由任何合适的材料(例如,PTFE)制成,并且可用于防止主控制杆636在手持件600打开时弯曲。替代地,金属管可被焊接或熔焊到主控制杆636以实现相同效果。

[0099] 致动部分604与主体602之间的相对线性运动直接控制主控制杆636相对于器械轴612的线性运动。这可使用户能够准确地控制器械轴612的远侧端部处的器械顶端上的可枢转刀片元件的打开和闭合。此外，手持件600的构型使用户能够舒适地用一只手握持手持件600，并且用一只手控制刀片元件的打开和闭合（通过将一只手的手指放置在指环614、616、618中）。用户还可同时用另一只手旋转旋转体610，以便旋转器械顶端。输入连接器620的取向可确保连接到输入连接器620的任何电缆都不干扰用户对手持件600的操作。以这种方式，用户不会被迫为了容纳电缆而将手持件600保持处于尴尬位置（这可能对用户的手腕造成压力）。

[0100] 在一个实例中，热收缩或其他硬化材料可施加到器械轴612的近侧部分周围。此硬化部分的长度被选择为占据轴的部分，使得即使在轴完全插入的情况下所述部分也将始终在内窥镜的插入管外部。硬化部分可有助于将扭矩从轴的此部分传递到在窥视装置的插入管内的部分。它还可防止器械轴在致动时以及旋转时波动。此外，它可给予临床医生（即，窥视装置操作员）更大的直径，以便在旋转和推/拉时都可抓握而不必与助手沟通。

[0101] 手持件600中具有自由移动的旋转接头的事实允许临床医生在无需助手来握持手持件的情况下旋转手持件，而且还使助手能够在必要时通过手持件施加旋转。

[0102] 图7A是器械轴612在朝向器械顶端行进时的剖面透视图。器械轴612包括外套管648，所述外套管648限定用于输送同轴电缆626和控制杆636的内腔。在此实例中，同轴电缆626和控制杆636保持在纵向延伸插入件650中。插入件650是挤出件，例如由诸如PEEK的可变形聚合物或具有类似机械性能的其他塑料形成。如图7B更清楚地示出，插入件650是具有围绕其外表面切开的一系列子内腔664的圆柱形元件。子内腔664突破插入件650的外表面，以在其圆周周围限定多个离散支脚662。子内腔664可被设定大小以输送诸如同轴电缆626或控制杆636的部件，或者可用于实现沿着套管648的内腔的流体流动。

[0103] 可能有益的是，插入件不包括任何包封的子内腔。全包封的子内腔在以弯曲状态存放的情况下可能易于保持变形。此类变形可能会在使用时导致抖动。

[0104] 插入件650可包括用于接收同轴电缆626的子内腔。在此实例中，同轴电缆626包括通过介电材料656与外导体654隔开的内导体658。外导体654进而可具有例如由PTFE或其他适当的低摩擦材料形成的保护盖或护套652，以便允许在轴具有轴挠曲时插入件与同轴电缆之间的相对纵向移动。

[0105] 另一子内腔可被布置为接收控制杆636延伸穿过的标准PTFE管660。在替代实施方案中，控制杆636可在使用之前设置有低摩擦（例如，PTFE）涂层，使得不需要单独的PTFE管。

[0106] 插入件被布置为在与同轴电缆626和控制杆636一起安装时填充，即，紧密地配合在套管648的内腔中。这意指插入件用于在轴612弯曲和旋转期间限制同轴电缆、控制杆和套管之间的相对移动。此外，通过填充套管648，插入件有助于防止套管在过度旋转的情况下塌缩并失去旋转。优选地，插入件由表现出抵抗此类移动的刚度的材料制成。

[0107] 插入件的存在还可防止由器械轴612的变形而致使的控制杆的“损失”行程。此类损失行程在没有插入件的情况下可能会发生，原因有两个。

[0108] 首先，控制杆636可在套管648中从一侧移动到另一侧，使得当套管沿循弯曲路径时，它能够环绕弯曲部的外侧行进，这是与中心线的长度相比更长的路径，所述中心线长度是套管笔直时的长度。例如，如果套管的内径是2.15mm，并且控制杆的直径是0.4mm，则控制

杆的中心线可与套管的中心线相距0.875mm。在每个180度的弯曲中,如果控制杆达到其在套管内的可能行程的外极限,则控制杆的路径将比沿着套管的中心线的长度长2.75mm。因此,五个180度弯曲可产生13.75mm的“损失”行程。

[0109] 其次,即使套管是笔直的,控制杆636也可在套管648内沿循蛇形路径,所述蛇形路径比套管的长度长。因此,在控制杆不受支撑的任何位置,控制杆都可能侧向弓曲。弓形就像正弦波。如果它被阻止侧向行进很远,则沿其长度可能具有多个弓形。在套管内,控制杆无法侧向弓曲,而必须在套管内部缠绕,其中心距套管中心的半径为0.875mm。围绕管子的每个缠绕相当于5.5mm的弓曲。正弦路径相比直接路径的长度增加是通过椭圆积分计算的。因为弓(a)相对两个弓的笔直长度(p)的比较小,长度的变化接近圆弧的变化,并且对此,长度之比为 $8a/\text{psin}(8a/p)$,并且差值(损失行程)为大约 $8a/\text{psin}(8a/p)-1 \approx (8a/p)^2/6$ 。例如,如果致动器杆在2.3m的长度上具有6个环路(每个方向上有3个),并且每个环路绕中心线旋转了两次,则 $p=2300/3=766.666\text{mm}$,并且 $a=11\text{mm}$,所以损失行程为0.22%或5mm。

[0110] 以上论述的挤出插入件提供凸轮状支脚,它们卡在套管的内部并阻碍控制杆围绕套管的轴线缠绕。这将减少以上论述的损失行程。

[0111] 图8A、图8B和图8C是作为本发明的另一实施方案的电外科切除器器械的器械顶端700的透视图。在此布置中,与以上论述的枢转剪刀型作用相反,器械顶端被修改为在刀片元件之间提供平行的闭合作用。

[0112] 类似于以上论述的器械顶端200,器械顶端700包括携载第一电极708的静态部分706和携载第二电极712的活动部分710。器械顶端700安装在柔性轴702的远侧端部处。屏蔽元件704安装在由轴702输送的同轴电缆与第一电极706的近侧端部之间的接合部上。

[0113] 静态部分706具有固定到柔性轴702的远侧端部的近侧区域。静态部分706沿纵向方向远离柔性轴702的远侧端部延伸,并且在远侧区域中限定第一刀片元件。第一刀片元件是在其最远端部处具有直立齿件的纵向延伸指状物。第一电极708沿着第一刀片元件的上表面和侧表面延伸。

[0114] 活动部分710可枢转地安装在静态部分706上。在此实施方案中,活动部分710包括第二刀片元件,所述第二刀片元件是具有与第一刀片元件相称的长度的细长指状物。第二刀片元件在其最远端部处具有向下延伸齿件。

[0115] 在此实例中,活动部分710能够绕枢转轴线711枢转,所述枢转轴线本身能够相对于静态部分706移动。类似于以上论述的结构,器械顶端700包括控制杆714,所述控制杆714可滑动地安装在轴702中,并且接合活动部分710的近侧部分上的狭槽716。活动部分710通过连接器杆718连接到静态部分706。连接器杆718的第一端部在枢转轴线711处可枢转地连接到活动部分710,并且连接器杆718的第二端部在形成于静态部分706中的通道(未示出)中可滑动地安装到静态部分706。

[0116] 图8A示出于打开构型的器械顶端700,其中控制杆714从轴702延伸出以将连接器杆718推动到展开位置,在所述展开位置中,枢转轴线711远离静态部分移动,并且活动部分围绕枢转轴线711枢转,使得第二刀片元件与第一刀片元件成一定角度。

[0117] 图8B示出于中间构型的器械顶端700,其中控制杆714部分地回缩,使得连接器杆718保持处于展开位置,在所述展开位置,枢转轴线711与静态部分706间隔开,但在所述展开位置中,活动部分已围绕枢转轴线枢转,使得第二刀片元件平行于第一刀片元件。

[0118] 图8C示出处于闭合构型的器械顶端700,其中控制杆714完全回缩以致使连接器杆718移动到缩回位置,在所述缩回位置中,枢转轴线711被拉入静态部分706中,使得第二刀片元件在与第一刀片元件保持平行的同时与之并置。

[0119] 图9A和图9B是作为本发明的另一实施方案的电外科切除器器械的器械顶端800的透视图。在此布置中,器械顶端可被修改以提供更宽底座,从而通过限制或集中在电极之间建立的微波场,来形成更好的组织密封能力。

[0120] 类似于以上论述的器械顶端200,器械顶端800包括静态部分804,所述静态部分804包括上面具有第一电极810的平面介电体806,以及携载第二电极812的活动部分808。器械顶端800安装在柔性轴802的远侧端部处。屏蔽元件803安装在由轴802输送的同轴电缆与第一电极810的近侧端部之间的接合部上。

[0121] 静态部分804具有固定到柔性轴802的远侧端部的近侧区域。平面介电体806沿纵向方向远离柔性轴802的远侧端部延伸,并且在远侧区域中限定第一刀片元件。第一刀片元件是在其最远端部处具有直立齿件的纵向延伸指状物。第一电极810沿着第一刀片元件的上表面和侧表面延伸。

[0122] 活动部分808可枢转地安装在静态部分804上。在此实施方案中,活动部分808包括第二刀片元件,所述第二刀片元件是具有与第一刀片元件相称的长度的细长指状物。第二刀片元件在其最远端部处具有向下延伸齿件。第二电极812沿着第二刀片元件的侧边缘延伸。

[0123] 在此实例中,静态部分804包括第三电极814。第三电极814由导电材料形成,并且采取具有与第一刀片元件相同的形状的第三刀片元件的形式,但在平面介电体806的与第一电极810相反的侧上与之侧向地间隔开。第三电极814与第一刀片元件间隔开一定间隙,所述间隙被设定大小以当第二刀片元件以与以上参考图2A和图2B所述相同的方式从打开位置枢转到闭合位置时接收第二刀片元件。

[0124] 图9B示出器械顶端800的相反侧。静态部分804包括纵向臂816,所述纵向臂816支撑上面安装有活动部分808的枢转轴818。通道822被切割或以其他方式形成在静态部分804中,以在活动部分808移动到闭合位置时接收活动部分808。

[0125] 活动部分的枢转由纵向可回缩控制杆(图9B中未示出)控制,所述纵向可回缩控制杆通过导向通道824从轴802延伸,以与形成在活动部分808中的狭槽820以类似于以上参考图3A至图3D所述的方式接合。

[0126] 第三电极814可通过侧向延伸导电部分(例如,销或杆(未示出))电连接到第一电极810,所述侧向延伸导电部分穿过在第二刀片元件下方第三电极814与第一刀片元件之间的间隙。

[0127] 利用图9A和图9B所示的结构,器械顶端可支持在刀片元件之间抓握更宽范围的组织。此外,在第二电极812与第一电极810和第三电极814之间产生的微波场可对第二刀片元件两侧上的被抓握组织表现出更一致的效果。在此实例中,可能期望同轴传输线路的内导体连接到第二电极,而外导体连接到第一电极和第三电极,由此第一电极和第三电极在第二刀片元件移动到闭合位置时执行场屏蔽功能。

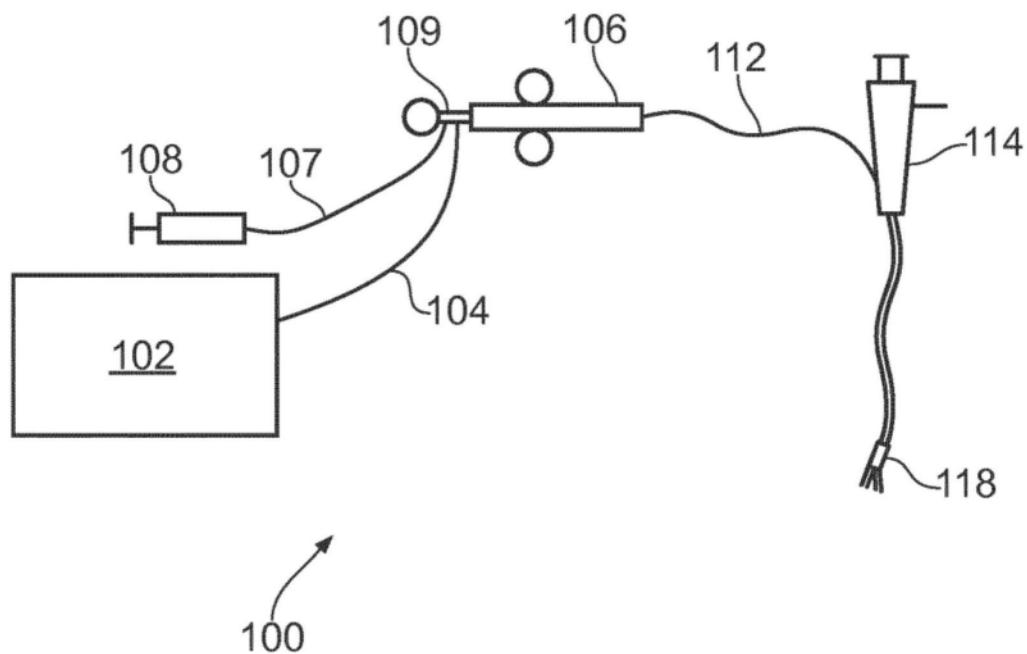


图1

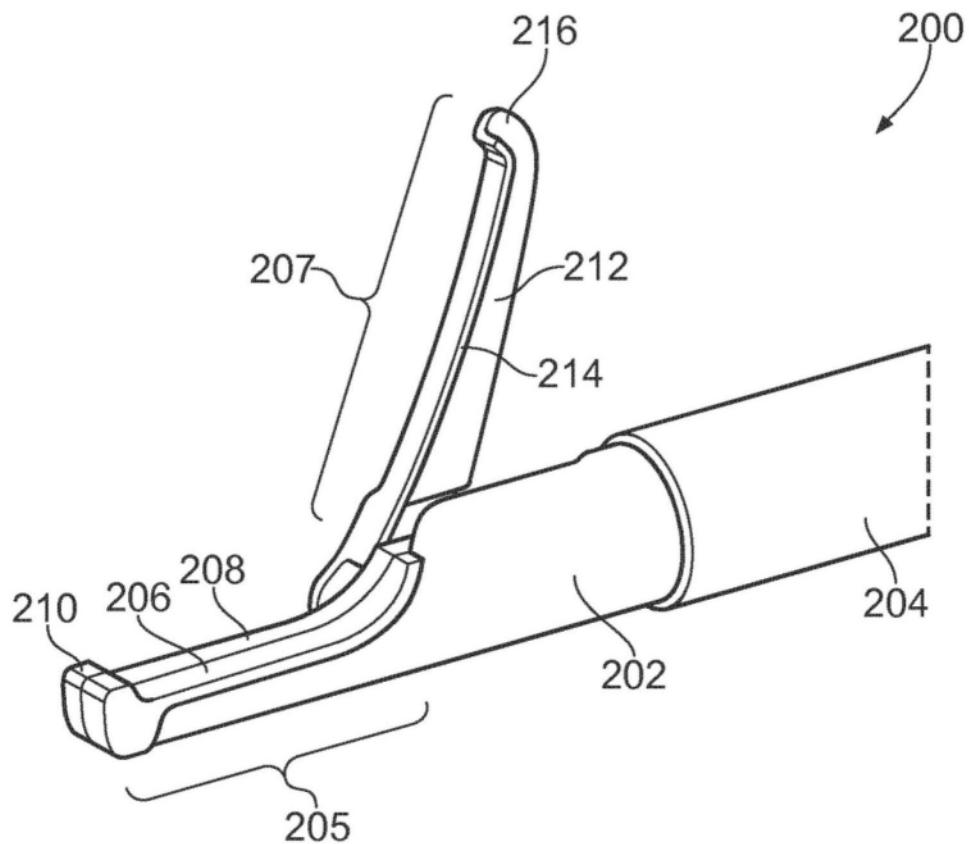


图2A

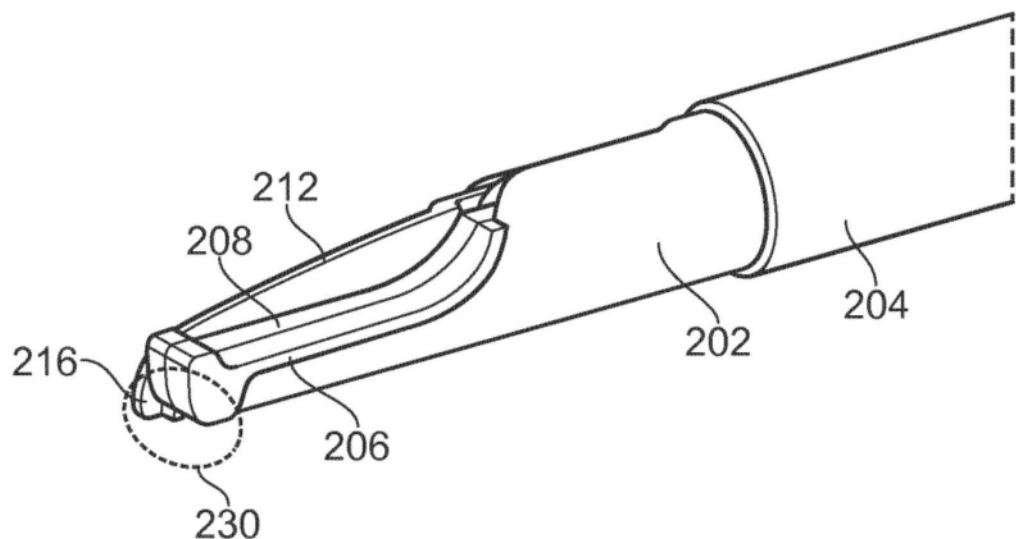


图2B

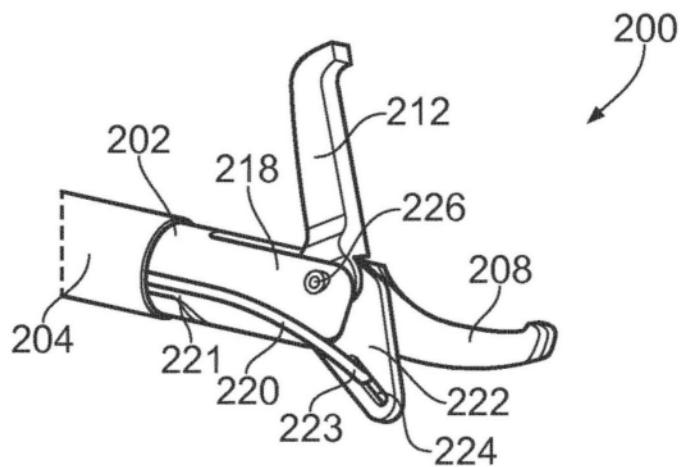


图3A

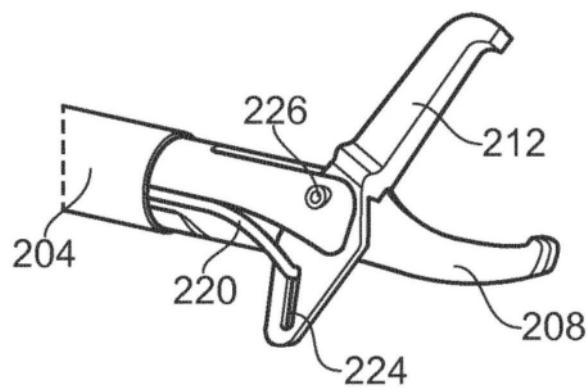


图3B

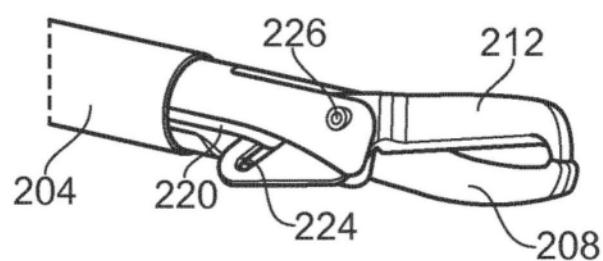


图3C

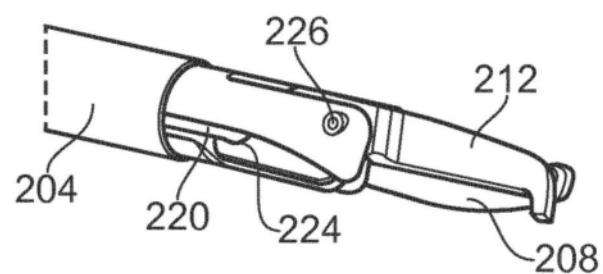


图3D

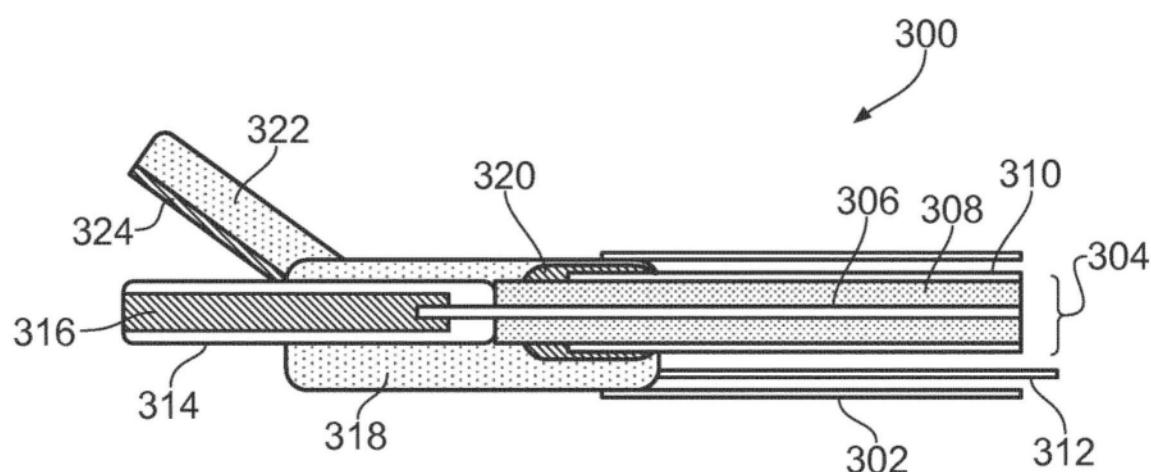


图4

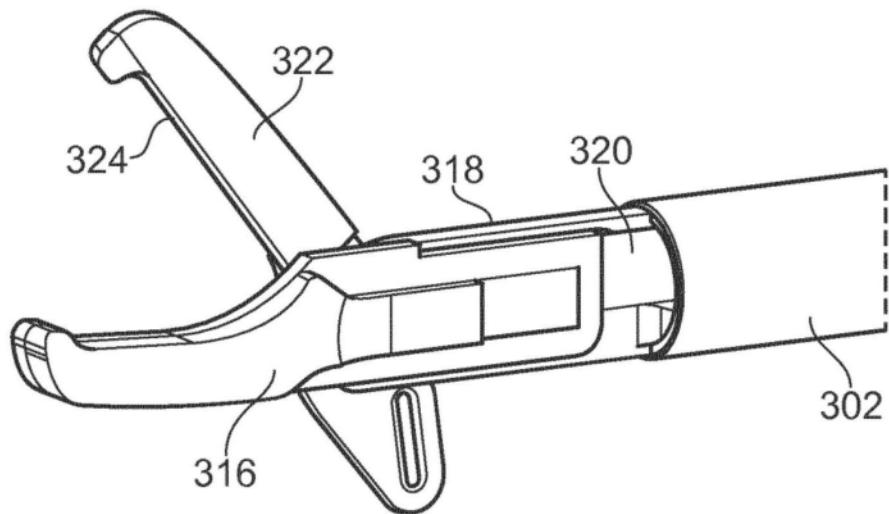


图5

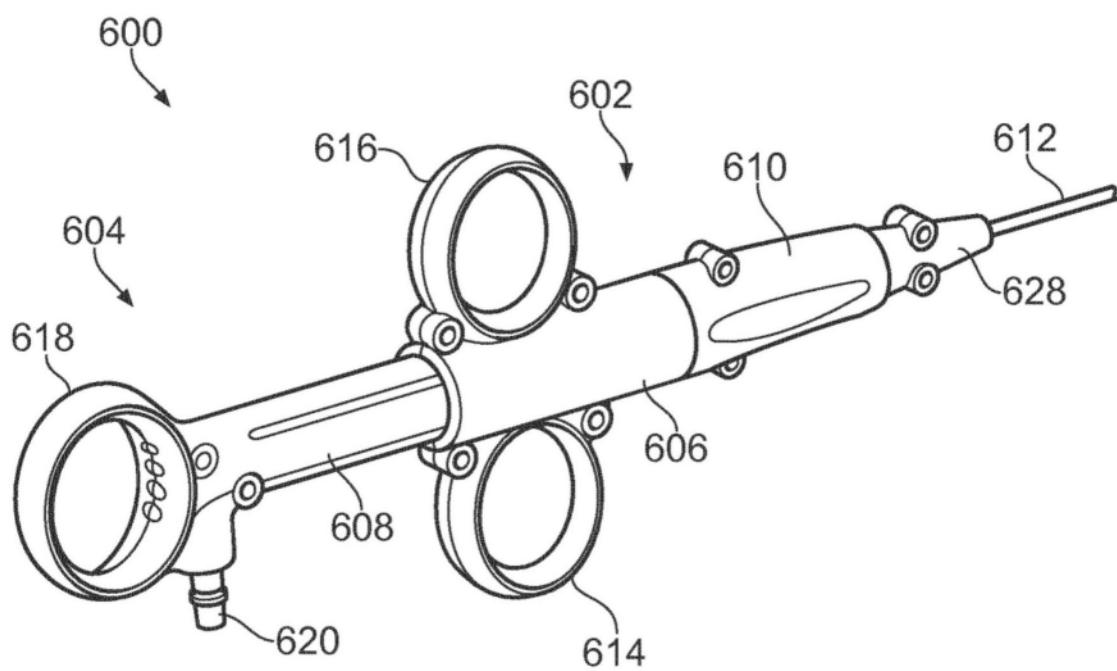


图6A

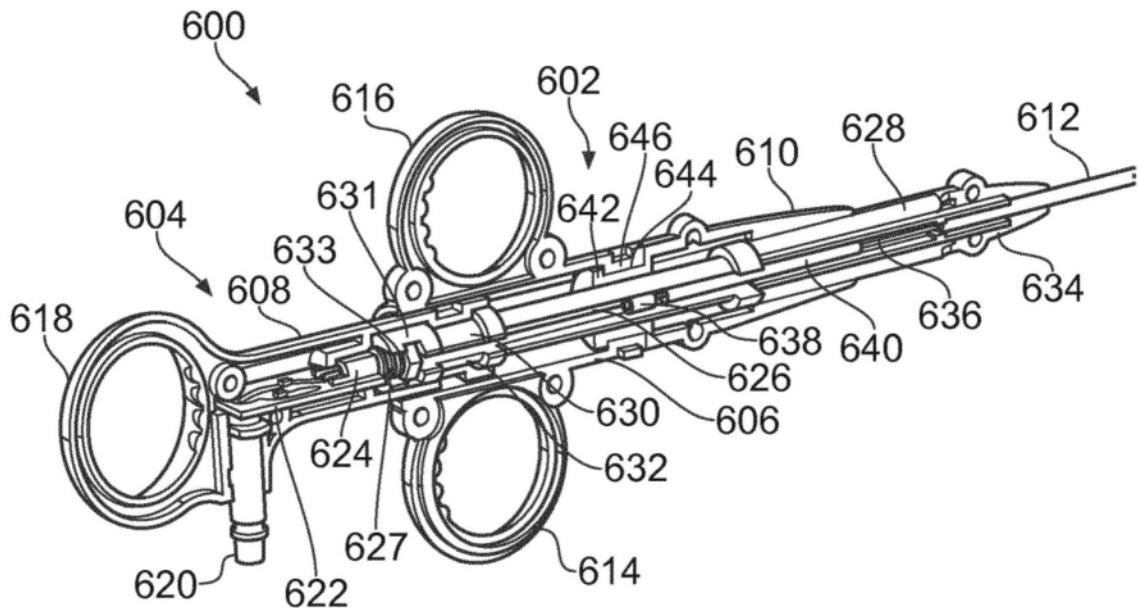


图6B

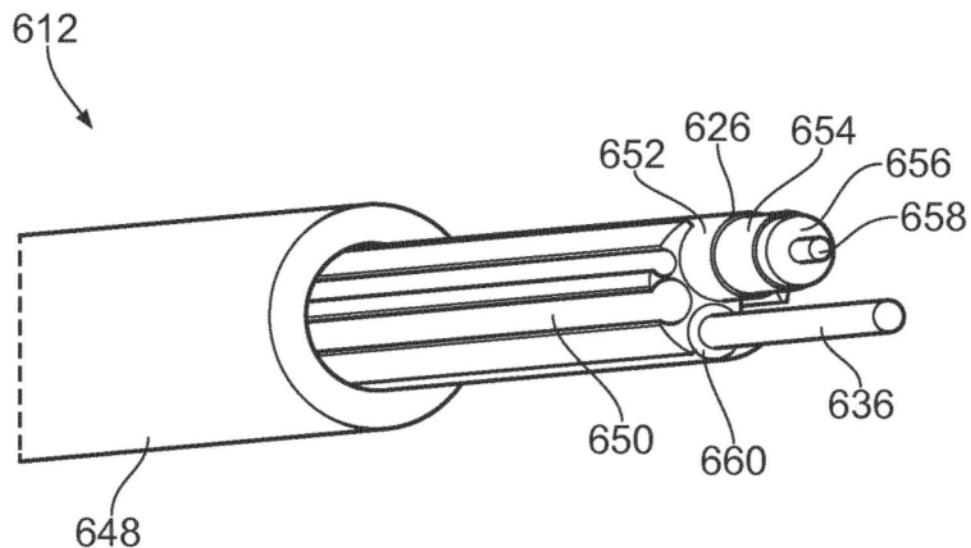


图7A

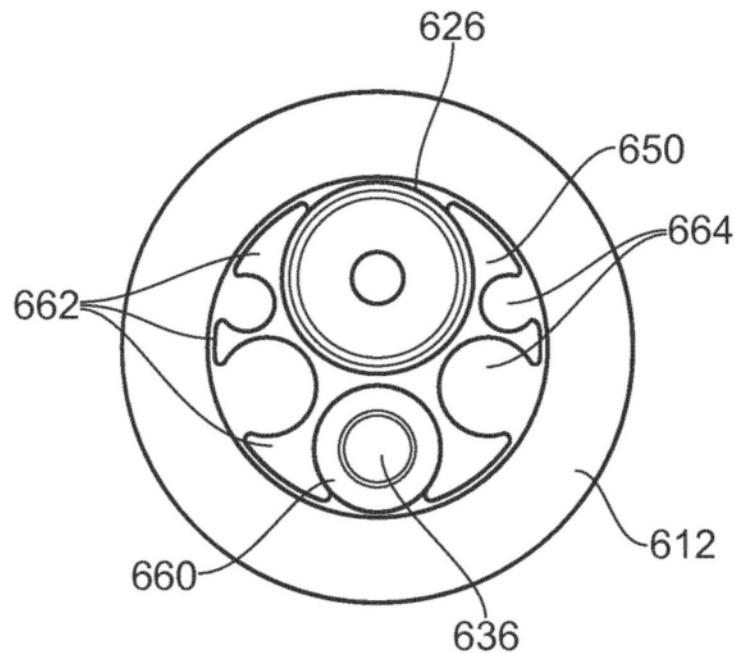


图7B

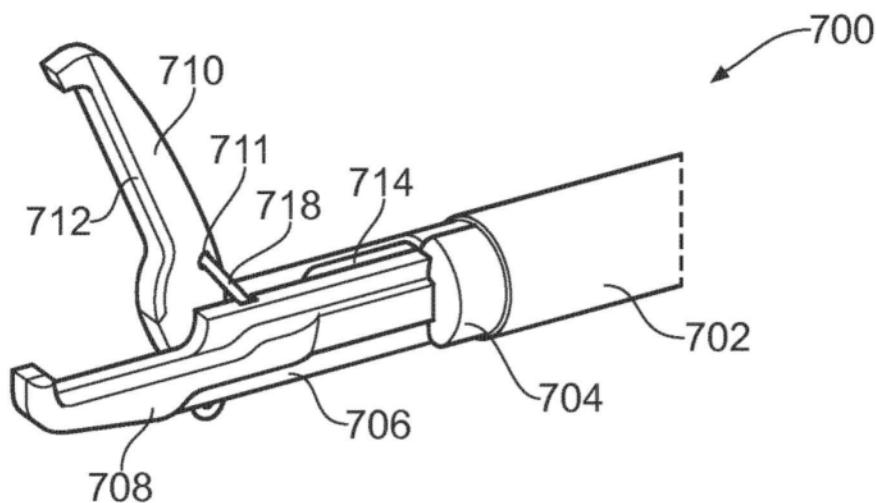


图8A

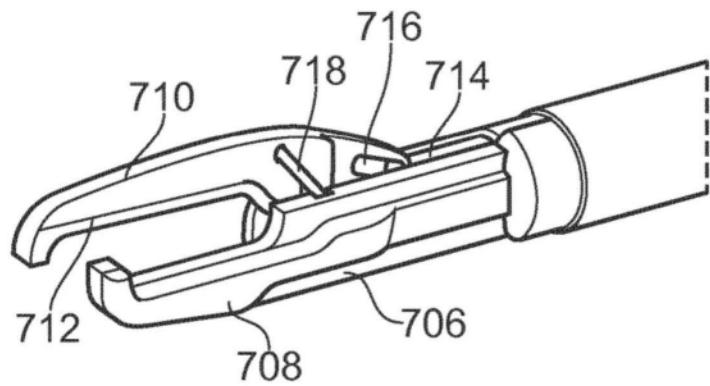


图8B

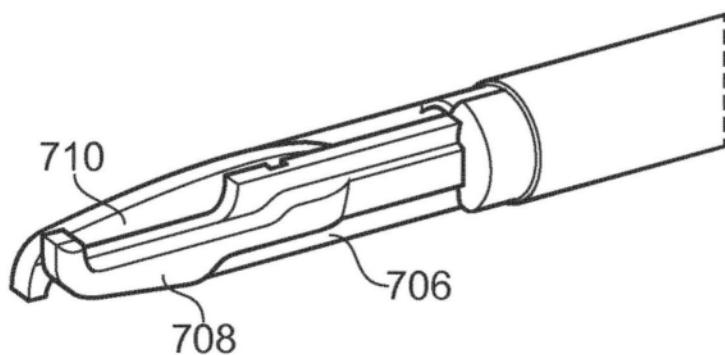


图8C

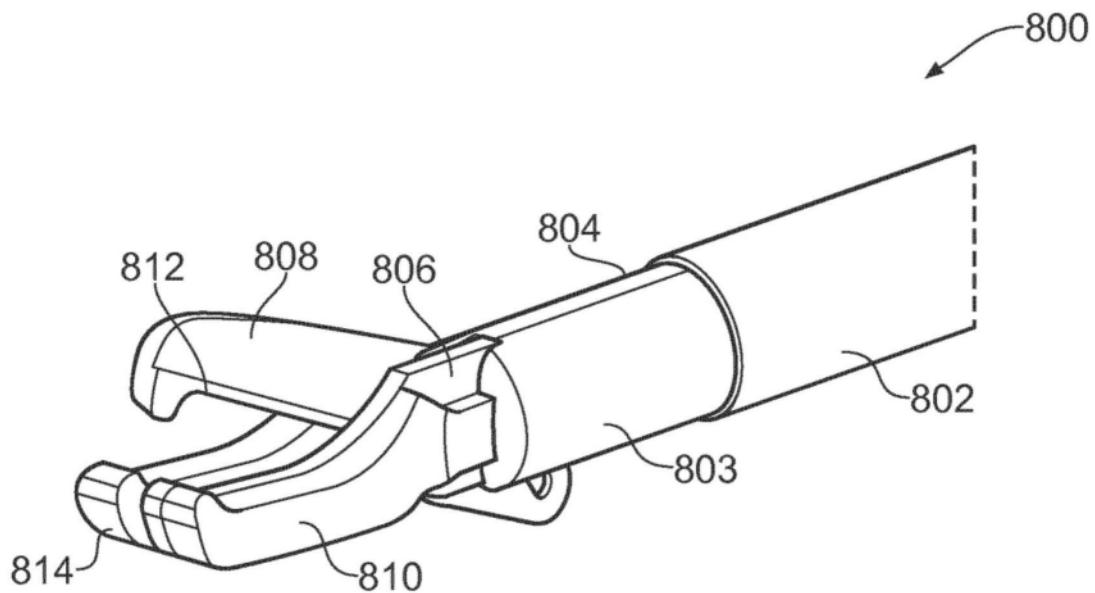


图9A

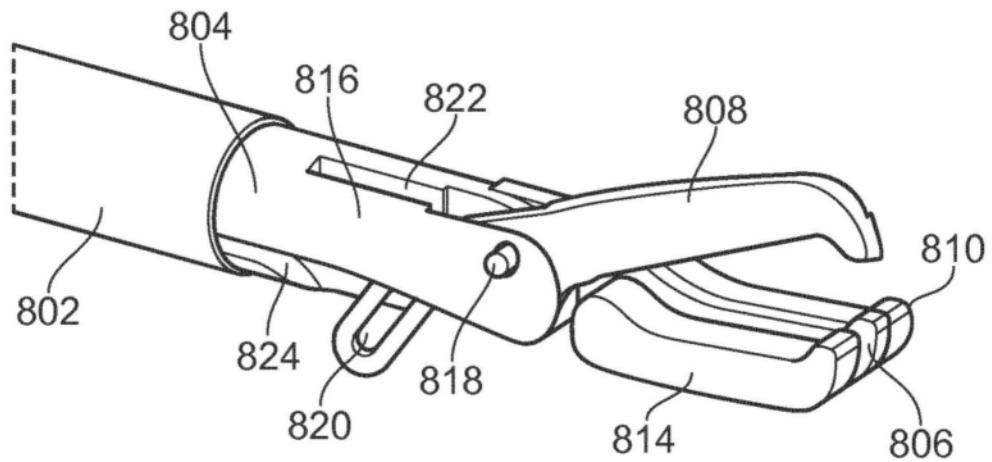


图9B