



(10) 授权公告号 CN 111093547 B

(45) 授权公告日 2023. 09. 01

(21) 申请号 201880059368.1

(22) 申请日 2018.10.12

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111093547 A

(43) 申请公布日 2020.05.01

(30) 优先权数据
1716778.4 2017.10.13 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.03.13

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/077879 2018.10.12

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/073036 EN 2019.04.18

(73) 专利权人 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 G·C·乌尔里克
D·E·韦伯 L·特纳
西蒙·梅多克罗夫特

杰西·约翰逊

米里亚姆·泰米斯托

(74) 专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

专利代理师 熊永强

(51) Int.Cl.
A61B 18/18 (2006.01)
A61B 18/14 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 103327923 A, 2013.09.25
CN 101374465 A, 2009.02.25
US 2015012021 A1, 2015.01.08
US 2014276738 A1, 2014.09.18
GB 201608632 D0, 2016.06.29
CN 105848605 A, 2016.08.10
US 2014358140 A1, 2014.12.04
US 2013274733 A1, 2013.10.17
US 2012046661 A1, 2012.02.23

审查员 阙爱珍

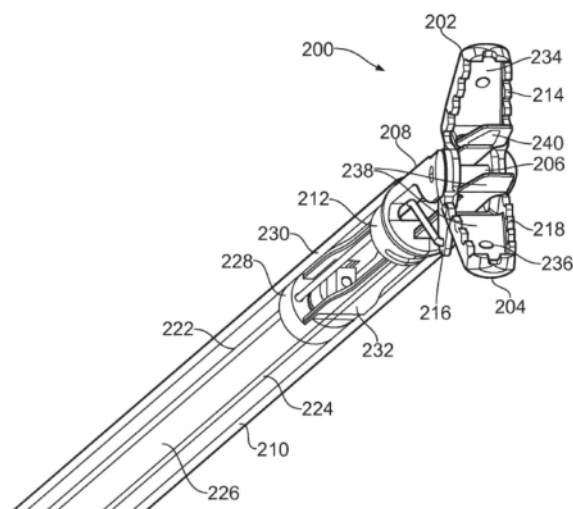
权利要求书2页 说明书17页 附图14页

(54) 发明名称

电外科设备

(57) 摘要

一种电外科设备,包括电外科夹钳器械,所述电外科夹钳器械将稳固的夹爪打开机构与微波能量输送机构组合在一起。所述器械包括安装在柔性轴杆的远端处的刚性支架,其中一对夹爪可枢转地安装在所述刚性支架上。所述器械包括能量输送结构,所述能量输送结构包括柔性介电基板,所述柔性介电基板具有形成于所述一对夹爪中的一个上的第一电极和第二电极,其中所述第一电极和所述第二电极被布置成发射微波能量。所述电外科设备还可以包括手持件,所述手持件将对电外科器械的旋转控制与功率输送和端部执行器致动(例如,夹爪闭合、刀片缩回等等)两者组合在一起。



1. 一种电外科夹钳器械,所述电外科夹钳器械包括:
柔性轴杆,所述柔性轴杆限定管腔;
用于传送微波能量的同轴电缆,所述同轴电缆设置在所述柔性轴杆的所述管腔内;
刚性支架,所述刚性支架安装在所述柔性轴杆的远端处;
一对夹爪,所述一对夹爪可枢转地安装在所述刚性支架上,所述一对夹爪能够相对于彼此移动来打开和闭合在其相对的内表面之间的间隙;
致动元件,所述致动元件设置在所述柔性轴杆的所述管腔内并且从所述管腔延伸穿过所述刚性支架以可操作地接合所述一对夹爪;以及
安装在所述管腔的近侧部分内的保持框架,所述保持框架具有用于所述同轴电缆的第一安装区域和用于所述致动元件的第二安装区域,由此所述保持框架被布置成保持所述同轴电缆和所述致动元件相对于彼此处于固定的取向,
其中所述一对夹爪包括第一夹爪,所述第一夹爪具有附接到其内表面的能量输送结构,所述能量输送结构包括柔性介电基板,所述柔性介电基板具有在其上形成的第一电极和第二电极,
其中所述能量输送结构被连接来从所述同轴电缆接收所述微波能量,并且
其中所述第一电极和所述第二电极被布置成将由所述能量输送结构接收的所述微波能量发射到所述一对夹爪之间的所述间隙中。
2. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械,其中所述一对夹爪围绕共用轴可枢转地安装。
3. 根据权利要求1或2所述的电外科夹钳器械,其中所述一对夹爪包括第一夹爪和第二夹爪,并且其中所述致动元件包括连接到所述第一夹爪的第一控制线和连接到所述第二夹爪的第二控制线,其中所述第一控制线和所述第二控制线能够相对于所述支架在纵向方向上移动以实现所述一对夹爪的打开和闭合。
4. 根据权利要求3所述的电外科夹钳器械,其中所述致动元件包括延伸穿过所述柔性轴杆的所述管腔的主控制线,其中所述主控制线在其远端处分叉以形成所述第一控制线和所述第二控制线。
5. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械,所述电外科夹钳器械包括在所述柔性轴杆的所述管腔内形成于所述保持框架、所述同轴电缆和所述致动元件周围的套筒。
6. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械,其中所述保持框架具有与所述刚性支架纵向地隔开的远端。
7. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械,其中所述柔性介电基板包括在所述同轴电缆的远端与所述内表面的近端之间延伸的近侧部分,其中所述近侧部分能够在打开和闭合所述一对夹爪时变形。
8. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械,其中所述柔性介电基板具有在其上形成的用于将微波能量从所述同轴电缆传送到所述第一电极和所述第二电极的一对导电迹线。
9. 根据权利要求8所述的电外科夹钳器械,其中所述一对导电迹线包括:第一导电迹线,所述第一导电迹线电连接到所述同轴电缆的内导体;以及第二导电迹线,所述第二导电迹线电连接到所述同轴电缆的外导体。
10. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械,其中所述柔性介电基板是绝缘材料带,所

述绝缘材料带具有在其上制作的用于提供所述第一电极和所述第二电极的导电层。

11. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械, 其中所述第一夹爪具有形成在其中的纵向狭槽, 并且其中所述器械还包括:

刀片, 所述刀片可滑动地安装在所述第一夹爪上的所述纵向狭槽内; 以及

刀片控制线, 所述刀片控制线设置在所述管腔内并且从所述管腔延伸以可操作地接合所述刀片。

12. 根据权利要求11所述的电外科夹钳器械, 其中所述第一夹爪在其远端处包括盖部分, 所述盖部分的大小被设计为将所述刀片保持在缩回位置中。

13. 根据权利要求12所述的电外科夹钳器械, 其中所述刀片被偏置到所述缩回位置中。

14. 根据权利要求12所述的电外科夹钳器械, 其中所述刀片控制线可操作地联接到所述致动元件, 使得所述刀片远离所述缩回位置的移动将所述一对夹爪朝向闭合位置推动。

15. 根据权利要求1所述的电外科夹钳器械, 其中所述一对夹爪的尺寸被设计为配合在外科观测装置的器械通道内。

电外科设备

发明领域

[0001] 本发明涉及用于抓取生物组织并用于将微波能量输送到所抓取的组织中以凝结或烧灼或密封组织的电外科夹钳。具体地说,夹钳可以用于在施加电磁辐射(优选地为微波能量)来密封血管之前施加压力以封闭一个或多个血管。夹钳还可以被布置成在凝结或密封之后例如使用射频(RF)能量或机械切割元件,诸如刀片来切割组织。本发明可以应用于可以向下插入内窥镜、胃镜或支气管镜的器械通道,或者可以用于腹腔镜手术或开放手术中的夹钳。

[0002] 发明背景

[0003] 电外科器械是用于向生物组织输送射频和/或微波频率能量,以达到诸如切割生物组织或使血液凝结的目的的器械。射频和/或微波频率能量使用诸如同轴电缆、波导、微带线等等的传输线来供应到电外科器械。

[0004] 在一些情况下,电外科器械可以包括能够向夹钳的夹爪之间抓取的生物组织输送热能的夹钳。例如,射频(RF)能量可以从夹钳的夹爪中的双极电极布置输送。RF能量可以使用来通过血管壁内的细胞外基质蛋白(例如,胶原蛋白)的热变性而密封血管。热能还可以烧灼抓取的组织并且促进凝结。可选地,夹爪可以包括一个或多个微波发射器结构,所述一个或多个微波发射器结构被布置成将微波EM能量辐射到夹爪之间抓取的生物组织中,以便密封组织。

[0005] 这类装置通常可应用于微创腹腔镜外科工具的端部中,但是同样可以用于其他临床手术领域,诸如妇科学、腔道泌尿外科学、外科消化系、ENT手术等。取决于使用情境,这些装置可以具有不同的物理构造、大小、规模和复杂性。

[0006] 能够在实现止血的同时剥离身体组织的微创装置的当前实例包括由Covidien开创的LigaSure血管密封技术和来自Olympus的Thunderbeat平台。LigaSure系统是双极夹钳布置,其中输送电流来密封组织,同时施加压力。Thunderbeat平台同时输送使用超声源产生的热能和双极电能。

[0007] US 6,585,735描述了一种内窥镜双极夹钳,其中夹钳的夹爪被布置成将双极能量传导通过保持在其间的组织。

[0008] EP 2 233 098描述了用于密封组织的微波夹钳,其中夹爪的密封表面包括用于将微波能量辐射到夹钳的夹爪之间抓取的组织中的一个或多个微波天线。

[0009] WO 2015/097472描述了电外科夹钳,其中一对或多对非谐振的不平衡的有损传输线结构被布置在一对夹爪的内表面上。

发明内容

[0010] 最一般地,本公开提供了用于控制电外科设备以及尤其是电外科夹钳器械的各种改进。在一方面,本公开提供了一种将稳固的夹爪打开机构与微波能量输送机构组合在一起的电外科夹钳器械。在另一方面,本公开提供了一种将对电外科器械的旋转控制与功率输送和端部执行器致动(例如,夹爪闭合、刀片缩回等等)两者组合在一起的手持件。

[0011] 根据本发明的第一方面,提供了一种电外科夹钳器械,所述电外科夹钳器械包括:柔性轴杆,所述柔性轴杆限定管腔;用于传送微波能量的同轴电缆,所述同轴电缆设置在柔性轴杆的管腔内;刚性支架,所述刚性支架安装在柔性轴杆的远端处;一对夹爪,所述一对夹爪可枢转地安装在刚性支架上,所述一对夹爪可相对于彼此移动来打开和闭合在其相对的内表面之间的间隙;以及致动元件,所述致动元件设置在柔性轴杆的管腔内并且从所述管腔延伸穿过刚性支架以可操作地接合所述一对夹爪,其中所述一对夹爪包括第一夹爪,所述第一夹爪具有附接到其内表面的能量输送结构,所述能量输送结构包括柔性介电基板,所述柔性介电基板具有在其上形成的第一电极和第二电极,其中能量输送结构被连接来从同轴电缆接收微波能量,并且其中第一电极和第二电极被布置成将由能量输送结构接收的微波能量发射到所述一对夹爪之间的间隙中。这个结构可以提供稳固的夹爪打开机构,其中所述一对夹爪相对于轴杆的远侧部分以降低或消除所述夹爪在使用期间例如偏转到一侧的风险的方式牢固地安装。夹爪自身可以例如由生物相容性金属,诸如不锈钢形成成为刚性爪状结构。夹爪可以用于保护能量输送结构,并且因此允许所述结构拥有一定灵活性,所述灵活性使得所述能量输送结构能够在夹爪相对于彼此移动时变形,而不会影响微波功率的输送。

[0012] 在使用中,所述一对夹爪可以被布置成夹持生物组织,例如血管,并且将微波能量施加在夹爪的内表面之间的间隙上以使血管内所含的组织,即胶原蛋白、弹性蛋白、脂肪或血液或者生物组织的组合凝结并且因此密封被夹持的血管。在密封之后,可以例如使用刀片或从输送微波能量的相同电极输送的RF能量来切割血管。可移动刀片可以被并入到夹钳中。

[0013] 尽管可以在仅一个夹爪上提供电极,但是期望的是将所述电极提供在两个夹爪上,使得微波能量的凝结作用以均匀的方式施加,这应当会产生更好的密封。因此,所述一对夹爪可以包括与第一夹爪相对地设置的第二夹爪,所述第二夹爪具有第一夹爪与相同的结构。因此,所述一对夹爪可以包括第二夹爪,所述第二夹爪具有附接到其内表面的能量输送结构,所述能量输送结构包括柔性介电基板,所述柔性介电基板具有在其上形成的第一电极和第二电极,其中能量输送结构被连接来从同轴电缆接收微波能量,并且其中第一电极和第二电极被布置成将由能量输送结构接收的微波能量发射到所述一对夹爪之间的间隙中。在其他实例中,两个夹爪可以具有各自具有单个电极的柔性介电基板。微波能量之后可以由传输线结构输送,所述传输线结构由两个夹爪上的电极形成。

[0014] 刚性支架可以是安装在例如附连到柔性轴杆的远端的分叉或U形结构。轴或枢转销可以安装在U形结构的叉尖或支腿之间。所述一对夹爪可以围绕这个相同的轴可枢转地安装,即所述一对夹爪可以围绕共用轴枢转。

[0015] 所述一对夹爪可以相对于所述轴以对称的方式移动。在一个实例中,所述一对夹爪可以包括第一夹爪和第二夹爪,并且致动元件可以包括连接到第一夹爪的第一控制线和连接到第二夹爪的第二控制线。第一控制线和第二控制线可以相对于支架在纵向方向上移动以实现所述一对夹爪的打开和闭合。每条控制线可以紧固到例如粘接到或钩连到其相应的夹爪的近侧部分。控制线可以是刚性的以使得推力和拉力两者能够被传递到所述一对夹爪。

[0016] 致动元件可以包括延伸穿过柔性轴杆的管腔的主控制线。主控制线可以在其远端

处分叉以形成第一控制线 and 第二控制线。

[0017] 保持框架可以安装在管腔的近侧部分内以保持同轴电缆和致动元件相对于彼此处于固定取向。保持框架可以具有：第一安装区域，所述第一安装区域被成形为接纳并保持同轴电缆；以及第二安装区域，所述第二安装区域被成形为接纳并保持致动元件。可以在柔性轴杆的管腔内在保持框架、同轴电缆和致动元件周围形成套筒。这种布置可以在操纵柔性轴杆时减小摩擦，并且可以有助于致动元件与同轴电缆之间的相对滑动。

[0018] 保持框架可以具有与刚性支架纵向地隔开的远端。在这种布置中，柔性轴杆的与刚性支架相邻的远侧部分具有更空的管腔并且因此可以展现出更大灵活性。这可以有助于以别扭的姿势定位所述器械。

[0019] 第一电极和第二电极可以是夹爪内形成于柔性介电基板上的细长导电元件。它们可以是平行的传输线，并且可以在内表面上形成共面线结构。共面线或平行传输线之间的分隔距离可以被选择来提供RF切割功能，即使得在施加RF能量时产生的电场能够是足够高的以产生组织切割或剥离/切除。平行的传输电极可以被布置成使得在夹爪之间的间隙上彼此相对的电极具有相反的极性，即一条线上的正电荷面向相对的线的负电荷。组织切割作用可以在夹爪紧密接近，例如相隔距离等于或小于1mm，优选地相隔距离等于或小于0.5mm时通过两个相对的面上的相反的电场来增强。夹爪上的第一电极与第二电极之间的间距可以等于或小于0.5mm。

[0020] 柔性介电基板可以包括在同轴电缆的远端与内表面的近端之间延伸的近侧部分，其中所述近侧部分可在打开和闭合所述一对夹爪时变形。近侧部分可以穿过刚性支架。同轴电缆因此可以终止于柔性轴杆的管腔内。

[0021] 柔性介电基板具有在其上形成的用于将微波能量从同轴电缆传送到第一电极和第二电极的一对导电迹线。所述一对导电迹线可以形成于柔性介电基板的相对侧上。例如，所述一对导电迹线可以包括：第一导电迹线，所述第一导电迹线电连接到同轴电缆的内导体；以及第二导电迹线，所述第二导电迹线电连接到同轴电缆的外导体。

[0022] 第一导电迹线可以电连接到第一电极并且第二导电迹线可以电连接到第二电极。这些连接可以发生于夹爪的内表面处的结合部处。

[0023] 柔性介电基板可以是绝缘材料带，所述绝缘材料带具有在其上制作的用于提供第一电极和第二电极的导电材料。所述带可以具有大于所述一对导电迹线的宽度的宽度。可能存在安装在夹爪元件上的附加介电（例如，陶瓷或PTFE或装填陶瓷的PTFE）片。为了最小化柔性介电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或更大的峰值电压，所述材料优选地具有低耗散因数或角正切，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或更大。可以使用聚酰亚胺或类似材料。

[0024] 第一夹爪（或所述一对夹爪两者）可以具有形成在其中的用于准许切割刀片通过的纵向狭槽。切割刀片可以可滑动地安装在第一夹爪上。刀片可以使用刀片控制线来操作，所述刀片控制线设置在管腔内并且从所述管腔延伸以可操作地接合刀片。第一夹爪包括例如在其远端处的盖部分。盖部分的大小可以被设计为将刀片保持在缩回位置中。刀片可以被偏置到缩回位置中。可选地或另外地，刀片控制线可以可操作地联接到致动元件，使得刀片远离缩回位置的移动将所述一对夹爪朝向闭合位置推动。这些特征可以单独地或组合使用来防止刀片的无意中的暴露。

[0025] 所述一对夹爪的尺寸可以被设计为配合在外科观测装置,例如内窥镜、胃镜、支气管镜等等的器械通道内。

[0026] 在另一方面,本发明可以提供一种用于控制电外科器械的手持件,所述手持件包括:主体;柔性轴杆,所述柔性轴杆从所述主体的近端延伸;同轴电缆,所述同轴电缆延伸穿过由柔性轴杆限定的管腔,所述同轴电缆用于连接到可定位在柔性轴杆的远端的电外科器械;控制杆,所述控制杆延伸穿过管腔,所述控制杆用于连接到可定位在柔性轴杆的远端的电外科器械;致动元件,所述致动元件可滑动地安装在主体上;以及旋转体,所述旋转体可旋转地安装在主体上,其中同轴电缆和柔性轴杆被安装成相对于主体随致动元件一起滑动并且相对于主体随旋转体一起旋转,并且其中控制杆具有相对于主体安装在纵向固定位置的近侧部分。在使用中,手持件可以联合利用纵向(轴向)力(经由控制杆)和旋转力(经由柔性轴杆)两者将功率输送到柔性轴杆的远端处的电外科器械。纵向力可以用于控制器械上的端部执行器,例如,如上所述的夹钳器械中的一对夹爪,或者滑动刀片或针。旋转力可以用于控制所述器械的定向。

[0027] 手持件中的部件之间的连接是以下这样的,使得柔性轴杆和同轴电缆可相对于控制杆滑动。换言之,控制杆的位置可以相对于柔性轴杆变化,所述控制杆因此可以在其远端处提供物理运动来操作所述器械。

[0028] 主体可以是筒型壳体,所述筒型壳体位于柔性轴杆远离主体延伸时与所述柔性轴杆一致的轴上。旋转体的旋转轴可以与主体的轴一致或与所述轴同轴。旋转体可以是安装在主体的外表面上的套环或环状物。旋转体可以在纵向(轴向)方向上保持在主体上。例如,主体可以具有旋转体座设于其中的周向凹部。

[0029] 控制杆可以相对于主体旋转。这意味着柔性轴杆、控制杆和同轴电缆全部都在旋转体旋转时相对于主体旋转。这可以防止柔性轴杆内的部件的扭曲。在一个实例中,控制杆的近侧部分可以安装在旋转体上。如果旋转体相对于主体轴向地固定,则这种附接意味着控制杆将随旋转体一起旋转,但是不会相对于主体滑动。近侧部分可以包括径向延伸部,所述径向延伸部穿过柔性轴杆以便连接到旋转体。

[0030] 手持件可以包括容纳柔性轴杆的近侧部分的内部轴杆。内部轴杆可以联接到旋转体以随所述旋转体一起旋转。内部轴杆可以沿着形成于旋转体内的轨道轴向地滑动。

[0031] 致动元件可以包括轴杆,所述轴杆被安装成在壳体内在纵向方向(即,上文提及的轴向方向)上滑动。致动元件和主体可以具有夹持元件,例如指环等等以供用户在操作装置时抓握。

[0032] 手持件可以包括在致动元件上的功率输入端口。功率输入端口可以是QMA连接器等等。功率输入端口可以被连接来将其中接收的功率传递到同轴电缆。因此,同轴电缆的近端可以连接到致动元件以从功率输入端口接收功率。同轴电缆的近端可以经由可旋转的联接件而连接到致动元件以准许其间的相对旋转。

[0033] 功率输入端口可以连接到例如来自电外科发生器的外部同轴电缆。进入功率输入端口的连接方向可以垂直于致动元件可相对于主体滑动的方向延伸。例如,功率输入端口可以是在致动元件的下侧处。

[0034] 在本发明的另一方面,用于阻塞不想要的频率的能量的滤波器可以被并入到手持件中。滤波器可以位于致动元件中,使得所述滤波器随同轴电缆一起移动。在一个实例中,

滤波器是RF阻塞电路,所述RF阻塞电路在致动器元件中安装在功率输入端口与同轴电缆之间。如果电外科发生器能够输送RF和微波能量两者,但是电外科器械仅被设计成使用微波能量,则RF阻塞电路提供安全机构来防止不当使用。本发明的这个方面可以共享上文论述的任一个或多个特征。

[0035] 上文论述的手持件可以用于电外科设备中,所述电外科设备包括:电外科发生器,所述电外科发生器用于供应微波能量;以及外科观测装置,所述外科观测装置具有用于插入到患者的身体内的器械塞绳,所述器械塞绳具有延伸穿过其中的器械通道。手持件可以被连接来从电外科发生器接收微波能量。手持件的柔性轴杆可以穿过外科观测装置的器械通道。电外科夹钳器械(例如像本文所述的电外科夹钳器械)可以连接在手持件的柔性轴杆的远端处。手持件的致动元件(其也为所述器械的致动元件)被连接来控制电外科夹钳器械的打开和闭合。旋转体操作来控制电外科夹钳器械相对于器械通道的旋转。

[0036] 术语“外科观测装置”在本文中可以用于表示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到患者的身体内的刚性或柔性(例如,可转向)导管。插入管可以包括器械通道和光学通道(例如,用于传递光以照亮在插入管的远端处的治疗部位和/或捕获所述治疗部位的图像)。器械通道可以具有适合于接纳侵入性外科工具的直径。器械通道的直径可以为5mm或更小。

[0037] 在本文中,术语“内”表示在径向上更靠近器械通道和/或同轴电缆的中心(例如,轴)。术语“外”表示在径向上更远离器械通道和/或同轴电缆的中心(轴)。

[0038] 除非上下文另外指明,否则术语“导电”在本文中用于表示导电性。

[0039] 在本文中,术语“近侧”和“远侧”指代细长探针的端部。在使用中,近端更靠近用于提供RF和/或微波能量的发生器,而远端更远离所述发生器。

[0040] 在本说明书中,“微波”可以广泛使用来指示400MHz至100GHz的频率范围,但是优选地为1GHz至60GHz的范围。已经在考虑中的特定频率是:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz以及24GHz。相比之下,本说明书使用“射频”或“RF”来指示至少低三个数量级,例如高达300MHz,优选地为10kHz至1MHz,且更优选地为400kHz的频率范围。

附图说明

[0041] 现将参考附图仅通过举例论述本发明的实施方案,在附图中:

[0042] 图1是作为本发明的实施方案的电外科系统的示意图;

[0043] 图2a、图2b和图2c示出了作为本发明的实施方案的电外科夹钳器械的器械尖端的透视图;

[0044] 图3a、图3b示出了作为本发明的另一个实施方案的电外科夹钳器械的器械尖端的透视图;

[0045] 图3c示出了图3a和图3b的器械尖端的夹爪的透视图;

[0046] 图4a至图4c是示出可以用于致动图3a和图3b的器械尖端的滑动刀片的安全机构的示意图;

[0047] 图5示出了作为本发明的另一个实施方案的电外科夹钳器械的器械尖端的透视图;

[0048] 图6a示出了作为本发明的实施方案的电外科设备的手持件的透视图;

- [0049] 图6b示出了图6a的手持件的局部剖视图,其揭示了手持件的内部结构的部件;
- [0050] 图7a是可以安装在作为本发明的实施方案的电外科设备的手持件内的电路板的顶视图;
- [0051] 图7b和图7c是图7a的电路板的透视图;
- [0052] 图8A是可以用于作为本发明的实施方案的电外科夹钳器械中的能量输送结构的示意性侧视图,并且包括示出穿过能量输送结构的电极条的放大的横截面图的插图;
- [0053] 图8B是示出图8A的能量输送结构在组织中时以及在浸没于生理盐水中时的回波损耗的曲线图;
- [0054] 图9A和图9B示出了适合用于图8A的能量输送结构中的示例电极条的顶视图和底视图;并且
- [0055] 图9C是穿过图9A和图9B的电极条中使用的带状线型传输线的放大的横截面图。

具体实施方式

[0056] 图1是作为本发明的实施方案的完整的电外科系统100的示意图。所述系统被布置成使用来自器械尖端的微波频率能量来治疗生物组织(例如,肿瘤、病变或纤维瘤)。系统100包括发生器102,所述发生器102用于可控制地供应微波EM能量。在一些情况下,发生器102还可能能够供应RF电磁(EM)能量。适合于此目的的发生器被描述于WO 2012/076844中,其以引用的方式并入本文。发生器102通过接口电缆104连接到手持件106。手持件106还可以被连接来从诸如注射器的流体输送装置108接收流体供应107,但是这并非必须的。如果需要,则手持件106可以容纳可由致动器109,例如拇指操作滑块或柱塞操作的器械致动机构。例如,器械致动机构可以用于操作如本文所述的夹钳器械的夹爪。其他机构也可以被包括在手持件中。例如,刀片和/或针移动机构可以被提供(可由手持件上的合适的触发器操作)用于移动切割刀片或在所述器械处部署针。手持件106的功能是将来自发生器102、流体输送装置108和器械致动机构的输入连同可能需要的任何其他输入一起组合到单个柔性轴112中,所述柔性轴112从手持件106的远端延伸。

[0057] 柔性轴112可插入穿过外科观测装置114的器械(工作)通道的整个长度。柔性轴112具有器械尖端118,所述器械尖端118被成形为穿过外科观测装置114的器械通道并且突出于内窥镜的管子的远端(例如,突出到患者体内)。器械尖端118包括一对夹爪,所述一对夹爪用于夹持生物组织;以及能量输送结构,所述能量输送结构被布置成发射从发生器102传送的微波EM能量。任选地,器械尖端118还可以包括用于切割生物组织的可移动刀片,和/或用于输送从流体输送装置108传送的流体的可伸缩的皮下注射针。如下文更详细地描述,手持件106包括用于打开和闭合器械尖端118的夹爪的致动机构。手持件106还包括用于使器械尖端118相对于外科观测装置114的器械通道旋转的旋转机构。

[0058] 器械尖端118的结构可以被布置成具有适合于穿过工作通道的最大外径。通常,诸如内窥镜的外科观测装置中的工作通道的直径小于4.0mm,例如为2.8mm、3.2mm、3.7mm、3.8mm中的任一者。柔性轴杆112的长度可以等于或大于1.2m,例如2m或更大。在其他实例中,器械尖端118可以在柔性轴杆112已插入穿过工作通道之后(且在将器械塞绳引入到患者体内之前)安装在所述轴杆的远端处。可选地,柔性轴杆112可以在进行其近侧连接之前从远端插入到工作通道中。在这些布置中,可以准许远端组件118具有大于外科观测装置

114的工作通道的尺寸。上文描述的系统是将器械引入到患者体内的一种方式。其他技术是可能的。例如,还可以使用导管来插入所述器械。

[0059] 器械尖端结构

[0060] 图2a是示出作为本发明的实施方案的电外科夹钳器械的器械尖端200的透视视图的示意图。器械尖端200包括第一夹爪202和第二夹爪204,其中每一个枢转地安装在心轴206上,使得所述夹爪能够相对于彼此移动来打开和闭合它们之间的间隙。夹爪可以由金属,例如不锈钢或其他生物相容性材料制成。心轴206安装在刚性支架208上,所述刚性支架208从器械轴杆210的远端突出。支架208包括安装部分212,所述安装部分212被成形为延伸到器械轴杆210的远端中并且封闭所述远端。支架208可以用粘附剂或一些其他合适的手段(例如,超声波焊接)紧固到器械轴杆210。以此方式,施加到器械轴杆210的任何扭矩都可以被传输到器械尖端200。器械轴杆210可以包括由任何合适的材料,例如PTFE制成的中空管。

[0061] 第一夹爪202包括用于夹持生物组织的夹持部分214和用于使夹爪202围绕心轴206枢转的致动部分216。夹持部分214和致动部分216位于夹爪202的相对端,心轴206的两侧上。夹持部分214位于器械尖端200的远端处,而致动部分216位于更靠近器械轴杆210之处。类似地,第二夹爪204包括位于心轴206的两侧上的夹持部分218和致动部分220。夹持部分214和218各自可以包括锯齿边缘以有助于夹持生物组织。夹爪202和204枢转地安装在心轴206上,使得可以改变夹爪的夹持部分214与218之间的间隙(即,可以打开和闭合间隙)。在使用中,这使得生物组织能够被夹持在夹爪202、204的夹持部分214、218之间。

[0062] 第一控制线222连接到第一夹爪202的致动部分216,并且第二控制线224连接到第二夹爪204的致动部分220。第一控制线222和第二控制线224穿过支架208进入器械轴杆210,并且沿着器械轴杆210的整个长度延伸。第一控制线222和第二控制线224在电外科器械的近端处连接到手持件(在下文更详细地论述),所述手持件可以用于使控制线沿着器械轴杆210前后移动。控制线222、224可以经由支架208的安装部分212中的孔而穿过支架208。为了防止流体经由安装部分212中的孔进入到器械轴杆210中,可以将由合适的材料(例如,聚酰亚胺)制成的被布置成围绕控制线形成防水密封件的管子放置在孔内部。这类管子还可以用于防止胶水(例如,其在制造期间使用来将支架208胶粘到器械轴杆210)无意中滴落到控制线222、224中并且导致所述控制线粘连。

[0063] 在所示的实例中,夹持部分216、220各自包括分别用于接纳第一控制线222和第二控制线224的孔。第一控制线222和第二控制线224在其远端处各自包括钩状物以相应地以机械方式接合致动部分216和220中的孔。将控制线222、224紧固到夹持部分216、220的其他方式也是可能的。例如,控制线可以胶粘、钎焊或焊接到夹持部分。

[0064] 第一控制线222和第二控制线224沿着器械轴杆210的纵向运动使夹爪202、204围绕心轴206枢转,从而改变夹爪的夹持部分214、218之间的间隙。例如,如果第一控制线222和第二控制线224沿着器械轴杆210受到推动(即,所述控制线被推向器械尖端200),则夹爪202、204枢转,使得所述夹爪的夹持部分214、218远离彼此移动,从而打开夹持部分214、218之间的间隙。相反地,如果第一控制线222和第二控制线224沿着器械轴杆210受到拉动(即,远离器械尖端200缩回),则夹爪202、204枢转,使得所述夹爪的夹持部分214、218朝向彼此移动,从而闭合它们之间的间隙。

[0065] 第一控制线222和第二控制线224可以沿着器械轴杆210一起移动,或者所述控制

线可以独立于彼此移动。一起移动控制线可以使夹爪相对于器械轴杆210的纵轴对称地移动。这可以有助于将生物组织夹持在夹爪之间。在其他实例中,夹爪中的一个可以相对于支架208固定(即,所述夹爪不会相对于心轴枢转)并且只有一个夹爪可以枢转地安装在心轴上。在这种实例中,可能仅存在连接到枢转地安装的夹爪的单条控制线。

[0066] 图2b是示出器械尖端200的不同透视图的示意图。在上文已经参考图2a描述特征的情况下,已使用相同的附图标记。

[0067] 同轴传输线226穿过器械轴杆210。同轴传输线226用于将射频(RF)电磁(EM)和/或微波EM能量从发生器(例如,发生器102)传送到器械尖端200。同轴传输线226可以是常规的柔性同轴电缆,并且包括通过介电材料与外导体隔开的内导体。同轴传输线226还可以包括保护性外介电层。同轴传输线226终止于位于(例如,紧固或以其他方式固定于)器械轴杆210内部的连接器228。第一控制线222和第二控制线224随同同轴传输线226一起在器械轴杆210内部延伸,并且延伸穿过连接器228中的开口,使得所述控制线可以上文描述的方式连接到夹爪202、204。

[0068] 第一柔性微波基板230和第二柔性微波基板232例如使用粘附剂紧固到连接器228。在所示的实例中,连接器228包括一对纵向延伸的凸部,所述柔性微波基板紧固到所述一对纵向延伸的凸部。柔性微波基板230、232(其又可以被称为电极条)可以由任何合适的柔性介电材料制成。例如,柔性微波基板230、232可能是来自Rogers Corporation的RFlex微波基板。

[0069] 第一柔性微波基板230从连接器228延伸并且穿过支架208的安装部分212中的孔隙。第一柔性微波基板230的远侧部分紧固到第一夹爪202的内表面234。类似地,第二柔性微波基板232从连接器228延伸,穿过阶状物208的安装部分212中的孔隙,并且在远侧部分处紧固到第二夹爪204的内表面236。应注意,出于说明目的,并未将第一柔性微波基板230和第二柔性微波基板232示出为紧固到夹爪202、204的内表面;所述微波基板被示出为处于其被紧固到夹爪202、204的内表面之前的状态。柔性微波基板可以使用任何合适的粘结或固定方法来紧固到夹爪202、204的内表面。例如,所述柔性微波基板可以通过粘附剂来附接。可选地,柔性微波基板可以使用焊料紧固到所述夹爪的相应的内表面。图2b示出了施加到第二柔性微波基板232的下侧的焊料片238。钎焊助焊剂(未示出)施加到夹爪204的内表面236。第二柔性微波基板232之后可以通过以下方式来粘结到内表面236:将第二柔性微波基板232按压到内表面236上并加热夹爪204(例如,用焊铁的尖端),这导致焊料流动并将其自身均匀地分布在第二柔性微波基板232与内表面236之间。应注意到,出于说明目的,图2a中并未示出柔性微波基板230、232。

[0070] 微波发射器结构形成于柔性微波基板230、232中的每一者的远侧部分上。图2b示出了例如在柔性微波基板230的远侧部分上的微波发射器结构240。每个微波发射器结构经由柔性微波基板上的导电路径连接来从同轴传输线接收微波EM能量。每个微波发射器结构可以被配置成将微波EM能量发射到夹持在夹爪202、204之间的生物组织中。例如,微波发射器结构中的一者或两者可以是具有有源条和接地条的共面微带天线。在这种情况下,柔性微波基板可以包括两个导电路径:第一导电路径,所述第一导电路径将同轴传输线226的内导体连接到有源条;以及第二导电路径,所述第二导电路径将同轴传输线226的外导体连接到接地条。其他类型的微波发射器结构也是可能的。

[0071] 在一些情况下,器械尖端200可以包括在两个夹爪202、204之间分配的单个微波发射器结构。例如,连接到同轴传输线226的内导体的有源条可以形成于第一柔性微波基板230的远侧部分上,而连接到同轴传输线226的外导体的接地条可以形成于第二柔性微波基板232的远侧部分上。在其他实例中,器械尖端200可以包括形成于单个夹爪上的单个微波发射器结构。在这种情况下,可能只需要提供单个柔性微波基板。

[0072] 微波发射器结构和柔性微波基板上的导电路径可以由沉积在柔性微波基板上的导电材料形成。例如,发射器结构和导电路径可以由印刷在柔性微波基板上的金属形成。柔性微波基板因此既用于为微波发射器结构提供支撑件,又将微波发射器结构连接到同轴传输线226。

[0073] 由于柔性微波基板是柔性的,因此所述柔性微波基板在夹爪202、204打开和闭合时会弯曲,从而允许夹爪移动,同时维持微波发射器结构与同轴传输线226之间的连接。柔性微波基板230、232的弯曲可能主要发生在柔性微波基板的紧固到夹爪202、204的远侧部分附近。这避免了将大的机械应力施加在连接器228与柔性微波基板230、232之间的连接上。这确保了甚至是在反复打开和闭合夹爪202、204之后也能维持微波发射器结构与同轴传输电缆之间的电连接。另外,支架208的安装部分212的柔性微波基板230、232从中穿过的孔隙可以被布置成限制柔性微波基板230、232相对于器械轴杆的移动,以便减小连接器228处因柔性微波基板230、232的弯曲而经历的机械应力。

[0074] 器械尖端200因此可以用于通过用微波发射器结构向生物组织施加微波EM能量而对固持在夹爪202、204之间的生物组织(例如,血管)进行密封。

[0075] 图2c是示出器械尖端200连同一定长度的器械轴杆210的透视图的示意图。在上文已经参考图2a和图2b描述特征的情况下,已使用相同的附图标记。

[0076] 如图2c所示,第一控制线222和第二控制线224部分沿着器械轴杆210连接到单条主控制线242。第一控制线222和第二控制线224可以例如胶粘、焊接或钎焊到主控制线242。以此方式,主控制线242沿着器械轴杆210的纵向运动可以被传输到第一控制线222和第二控制线224,从而引起夹爪202、204移动。主控制线242沿着器械轴杆210在第一控制线222和第二控制线224与手持件(在下文更详细地论述)之间延伸。第一控制线222和第二控制线224在器械轴杆210的远端附近连接到主控制线242,使得仅单条控制线(即主控制线242)沿着器械轴杆210的大部分长度延伸。这可以简化电外科器械的构造。

[0077] 部分沿着器械轴杆210,同轴传输线226和主控制线242进入线固持器244,所述线固持器244具有第一通路,其中容纳同轴传输线226的一部分;以及第二通路,其中容纳主控制线242的一部分。线固持器244用于固定同轴传输线226和主控制线242相对于彼此的横向位置,同时允许主控制线242沿着器械轴杆210纵向地移动。线固持器244因此防止同轴传输线226和主控制线242在器械轴杆210内部变得缠结或扭曲,这可能会影响可以控制夹爪的打开和闭合所呈现的准确度。在使用其他线(例如,刀片控制线)或导管(例如,流体导管)的情况下,线固持器244还可以包括用于固持附加的线和/或导管的另外的通路。线固持器可以由塑料制成,例如它可以是由聚醚醚酮(PEEK)制成的挤出物。

[0078] 线固持器244自身可以容纳在管子246(例如,PEEK管)内。管子246沿着其长度可以具有裂缝248,以有助于将线固持器插入到管子246中。管子246可以充当线固持器244与器械轴杆210的内表面之间的垫料,以便防止线固持器244在器械轴杆210内部移动。这可以帮

助避免在推动或拉动主控制线242来移动夹爪202、204时出现迟滞。

[0079] 线固持器244和管子246的远端与器械尖端200隔开预定距离。器械轴杆210因此包括在器械尖端200与线固持器和管子246的远端之间的远侧部分250,其中不存在线固持器244或管子246。线固持器244和管子246可以沿着器械轴杆210延伸在它们的远端与手持件之间的大部分或所有长度。与器械轴杆210的其余部分相比较,器械轴杆210的远侧部分250因此可以具有增加的灵活性。这可以提高器械轴杆210的可操纵性,因为这可以使得远侧部分250能够受引导通过紧密弯曲的通道。线固持器244和管子246在远侧部分250中的缺乏还用于为第一控制线222和第二控制线224与主控制线242之间的连接提供空间。在一些实施方案中,器械轴杆210的远侧部分250的长度可以是150mm。

[0080] 图3a和图3b示出了根据本发明的电外科器械的另一个器械尖端300的透视图。器械尖端300包括枢转地安装在心轴305上的第一夹爪302和第二夹爪304。第一夹爪302和第二夹爪304分别包括用于将生物组织夹持在其间的夹持部分306、308。类似于上文论述的器械尖端200,夹爪302、304也包括致动部分,控制线(未示出)附接到所述致动部分以便打开和闭合夹爪。

[0081] 第一夹爪302包括刀片306,所述刀片306可沿着夹爪302中的纵向延伸狭槽308移动。刀片可以借助于控制线(未示出)而沿着狭槽308前后移动,所述控制线附接到刀片306并且穿过器械轴杆延伸到手持件。第一夹爪302在其远端处还包括盖子310,刀片306可以缩回到所述盖子中,使得所述刀片不被暴露。因此,当刀片306不在使用时,可以将所述刀片缩回到盖子310中以便避免无意中切割任何组织。刀片306可以朝向缩回位置偏置,其中所述刀片被盖子310隐藏。

[0082] 第二夹爪304包括微波发射器结构312,所述微波发射器结构312以与上文相对于器械尖端200所述类似的方式沉积在柔性微波基板314上。微波发射器结构312可以被布置成将微波EM能量发射到夹持在夹爪302、304之间的组织中。第二夹爪304还包括用于接纳刀片306的狭槽316。狭槽316穿过部分微波发射器结构312和柔性微波基板314,使得有源电极315如图3c所示被分成两个叉尖,该图示出了第二夹爪304的示意图。第二夹爪304上的狭槽316与第一夹爪上的狭槽308对准,使得当夹爪被放在一起时,刀片306可以被接纳在第二夹爪304的狭槽316中并且沿着狭槽316前后移动。狭槽308和316两者被定向在纵向方向上(即,沿着器械轴杆的轴定向)。刀片306包括切割边缘318,所述切割边缘318向内面向心轴305。以此方式,固持在夹爪302、304之间的生物组织可以通过沿着狭槽308朝向心轴305拉动刀片来切割。可以用器械尖端300实现的最大切割长度由夹爪302、304以及狭槽308和316的长度决定,因为这些长度决定了刀片306的运动范围。较长的狭槽308、316可以使得能够执行较长的切割。

[0083] 现将描述器械尖端300的一种示例使用。首先,将刀片306放置于缩回(最远侧)位置,使得所述刀片被盖子310隐藏。然后使用控制线来打开夹爪302、304。之后将即将切割的生物组织放置于夹爪302、304之间,并且闭合夹爪,使得生物组织被夹持在它们之间。然后,使用微波发射器结构312,将微波EM能量施加到生物组织以便烧灼生物组织。在此之后,可以沿着狭槽308朝向心轴305拉动刀片306以便切割固持在夹爪302、304之间的生物组织。由于生物组织在其被切割之前已经过烧灼,因此可以避免出血。

[0084] 图4a、图4b和图4c是示出可以用于使刀片306在器械尖端300中沿着狭槽308移动

的安全机构400的示意图。机构400确保始终有推力施加到刀片306,使得所述刀片朝向缩回位置偏置,其中所述刀片被盖子310隐藏。安全机构400可以在器械轴杆内部位于器械轴杆的连接器械尖端的远端附近。出于说明目的,图4a、图4b和图4c中并未示出器械轴杆。

[0085] 图4a、图4b和图4c示出了用于将微波EM能量传送到器械尖端的电外科器械的同轴传输线402。还示出了如上所述用于打开和闭合器械尖端的夹爪的第一控制线404和第二控制线406。第三控制线408延伸穿过器械轴杆以使刀片306沿着狭槽308前后移动。使第三控制线408沿着器械轴杆纵向地移动会使刀片306沿着狭槽308移动。安全机构400包括由螺旋弹簧414隔开的近侧环410和远侧环412。同轴传输线402穿过近侧环410和远侧环412以及螺旋弹簧414。远侧环412位于比近侧环410更靠近器械尖端之处。近侧环410和远侧环412两者都具有三个凹槽:一个用于接纳第一控制线404,一个用于接纳第二控制线406并且一个用于接纳第三控制线408。图4b和图4c分别示出了近侧环410和远侧环412的放大图。

[0086] 第一控制线404和第二控制线406紧固到近侧环410,使得所述控制线相对于近侧环410固定(即,所述控制线不能相对于近侧环在其相应的凹槽中滑动)。例如,第一控制线404和第二控制线406可以胶粘或钎焊到近侧环410。然而,第一控制线404和第二控制线406相对于远侧环412不是固定的,使得所述控制线可相对于远侧环412在其凹槽中滑动。相反地,第三控制线408相对于近侧环410不是固定的,使得所述第三控制线可相对于近侧环410在其凹槽中滑动。然而,第三控制线408相对于远侧环412固定,使得所述第三控制线不能相对于远侧环在其凹槽中滑动。近侧环410和远侧环412相对于同轴传输线402不是固定的,并且可以相对于同轴传输线402滑动。

[0087] 安全机构400可以被布置成使得弹簧414提供促使近侧环410与远侧环412分开的偏置力。近侧环410在近侧方向上的纵向行进受到夹爪的限制。当夹爪闭合时,近侧环410无法沿着轴杆进一步向后行进,因为所述近侧环相对于第一控制线404和第二控制线406是固定的。在第三控制线408上没有外力的情况下,近侧环410与远侧环412的由弹簧决定的分隔可以是以下这样的,使得刀片在近侧环410处于这个位置时仍然被保留在盖子中。然后可以通过向第三控制线408施加压缩弹簧的力以准许远侧环412移动成更靠近近侧环410来移动刀片。

[0088] 类似地,远侧环412在远侧方向上的纵向行进可能受到盖子的限制,所述盖子会成为刀片的远侧运动的物理障碍。当刀片被保留在盖子中时,远侧环412无法沿着轴杆进一步向前行进,因为所述远侧环相对于第三控制线408是固定的。在这种情境下,通过向第一控制线404和第二控制线406施加压缩弹簧的力以准许近侧环410移动成更靠近远侧环412,仍然可以打开夹爪。

[0089] 应注意,可以使用用于使刀片和/或夹爪的位置偏置的替代安全机构。例如,在仅使刀片306的位置偏置的安全机构的情况下,近侧环410可以相对于同轴传输线402固定,并且第一控制线404和第二控制线406可以相对于近侧环410滑动。远侧环412可以像上文针对安全机构400所述的那样配置。然后,对弹簧414的压缩如上所述用于使刀片306朝向缩回位置偏置,但是不会将任何力施加在第一控制线404和第二控制线406上来使夹爪302、304的位置偏置。

[0090] 本发明的电外科器械的器械尖端可以被配置成执行除了血管密封之外的功能。例如,器械尖端在其远侧尖端上可以安装有辅助射频(RF)剥离器元件。图5示出了根据本发明

的器械尖端500的实例,所述器械尖端500具有一对夹爪502、504和安装在夹爪502的远端上的RF剥离器元件506。RF剥离器元件506是双极结构,所述双极结构包括安装在陶瓷管508中的有源电极和返回电极,所述返回电极可以在陶瓷管508附近制作在夹爪502上或与所述夹爪整合。凹槽提供在夹爪502的上表面上以接纳陶瓷管508。剥离器元件506连接到RF传输线510,所述RF传输线510延伸穿过器械轴杆512,并且被布置成从位于电外科器械的近端的RF EM能量发生器传送RF EM能量。例如,RF传输线510可以是包含于PTFE护套中的铜线。

[0091] RF剥离器元件506可以用于精细的无血组织切割和组织剥离。在图5所示的布置中,RF剥离器元件506存在定位成突出于夹爪502的远端的前导边缘。这个位置可以使得能够执行边侧和末端剥离两者。在术野脱水治疗情境下(即,在不存在生理盐水或其他导电流体的情况下),期望返回电极紧密接近于在RF剥离器元件506上的有源电极。为了确保以所需的使最大电流密度出现于RF剥离器元件506的前导边缘上的方式发生电流,暴露的组织接触电极面积的比率也很重要。

[0092] 尽管在图5中在夹爪502的远端处示出了RF剥离器元件506,但是所述RF剥离器元件可以各种定向或定位安装在远端组件上,例如垂直地、水平地、以一定角度、在一侧上以及在任一个夹爪上安装。

[0093] 手持件结构

[0094] 图6a是可以用作作为本发明的实施方案的电外科设备的一部分的手持件600的图示。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的轴杆608可滑动地接合在其中的中空筒606。主体602还包括可旋转地连接到筒体606的旋转体610。致动部分604连接到内部轴杆628,所述内部轴杆628延伸穿过筒体606和旋转体610,并且从旋转体610的远端突出。内部轴杆628可以随轴杆608一起纵向地移动,但是相对于所述轴杆608也是可旋转的。器械轴杆612从内部轴杆628的远端离开手持件600。例如,器械轴杆612可以是上文描述的在其远端处连接到器械尖端的器械轴杆210。器械轴杆612被连接以随内部轴杆628一起旋转。

[0095] 致动部分604可相对于主体602沿着所述致动部分的轴杆608在纵向方向上在以下两个位置之间滑动:关闭位置,其中轴杆608的长度包含于筒体606内;以及打开位置,其中轴杆608的长度处在筒体606外部。图6a示出了致动部分604处于打开位置的手持件600。致动部分604相对于主体602的总运动范围可以为约35mm。致动部分604相对于主体602的纵向运动方向与器械轴杆612在其离开内部轴杆628时所沿的纵轴一致。轴杆608可以包括一个或多个凹槽614,所述一个或多个凹槽614与在筒体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,它们可以在使致动部分604相对于主体602移动时使用来方便用户的抓握。致动部分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可以例如是QMA连接器或者用于与发生器对接的任何其他合适的连接器。

[0096] 图6b是手持件600的剖视图,其中为了揭示手持件的内部结构,没有示出某些部件。在上文已经参考图6a描述特征的情况下,已使用相同的附图标记。

[0097] 输入连接器620电连接到包含于致动部分604的轴杆608内的电路板622。输入连接器620与电路板622形成大体直角,使得所述输入连接器沿着基本上垂直于致动部分与主体

602之间的相对运动方向的方向定向。以此方式,连接到输入连接器620的电缆可能不会挡住用户的道路。输出连接器624附接在电路板622的边缘处。电路板622包含电路,所述电路被配置成阻止RF EM能量输入进入输入连接器620,并且将进入连接器620的任何微波EM能量输入传输到输出连接器624。输出连接器624经由同轴传输线626上的配合连接器627电连接到同轴传输线626。同轴传输线626延伸穿过手持件600并且手持件600的远端处进入器械轴杆612。同轴传输线626可以例如对应于上文描述的用于将微波EM能量传送到器械尖端的同轴线226。电路板622因此提供安全机构,所述安全机构防止RF EM能量无意中被传送到同轴传输线626。下文更详细地描述电路板622。

[0098] 输出连接器624与同轴传输线626之间的电连接是可旋转的,即所述电连接允许同轴传输线围绕其轴相对于输出连接器624旋转。实现可旋转的电连接的合适的连接器包括QMA连接器、微同轴(MCX)连接器和微小型同轴(MMCX)连接器。

[0099] 如图6b所示,内部轴杆628延伸穿过主体602的筒体606和旋转体610两者并且可相对于这两者纵向地滑动。内部轴杆628的远端从旋转体610突出。突出部分的长度取决于致动部分604的轴杆608的位置。内部轴杆628在近端借助于内部轴杆628的外表面周围的周向凹部630连接到致动部分604的轴杆608,所述周向凹部630由轴杆608的内表面上的径向突出部632接合。轴杆608与内部轴杆628之间的连接防止内部轴杆628相对于轴杆608纵向地移动,但是允许内部轴杆628围绕其轴相对于轴杆608旋转。内部轴杆628因此可以通过使致动部分604相对于主体602移动而相对于主体602纵向地前后移动。

[0100] 内部轴杆628可以包括具有空腔的近侧部分631,所述空腔用于将同轴传输线626的连接器627保持到位以确保所述连接器627在电路板622上保持牢固地连接到输出连接器624。另外,同轴传输线626上的连接器627可以包括突出部633,所述突出部633被配置成接合内部轴杆628的近侧部分630中的狭槽以防止连接器627相对于内部轴杆628移动。例如,突出部633可以是作为连接器627的一部分或者(例如,通过钎焊)附接到所述连接器的螺母。突出部627还可以被配置成将连接器627旋转地锁定到内部轴杆628,使得内部轴杆628的旋转带动连接器627旋转。

[0101] 同轴传输线626穿过内部轴杆628,其中在其远端处,所述同轴传输线进入器械轴杆612。一定长度的器械轴杆612包含于内部轴杆628的远侧部分634内,其中所述器械轴杆固定到内部轴杆628。以此方式,内部轴杆628的纵向运动和旋转运动两者都可以被传输到器械轴杆612。例如,器械轴杆612可以使用环氧树脂胶粘到内部轴杆628的远侧部分634。器械轴杆612与内部轴杆628之间的粘附可以通过在施加环氧树脂之前使器械轴杆612的表面粗糙化来改进。在一些情况下,包含于远侧部分634中的器械轴杆612的长度可以为约22mm,以确保良好的粘附。

[0102] 旋转体610连接到筒体606,使得所述旋转体可相对于筒体围绕手持件600的纵轴旋转。在所示的实例中,旋转体610具有近侧部分642,所述近侧部分642具有周向凹入通道644,所述周向凹入通道644接纳筒体606上的径向向内延伸的突出部646。

[0103] 内部轴杆628穿过旋转体610并且与旋转体610接合,使得所述内部轴杆可相对于旋转体610沿着其长度滑动,但是它不能相对于旋转体610旋转(即,旋转体610和内部轴杆628相对彼此旋转地锁定)。这可以通过传递旋转运动的任何种类的相互接合件来实现。例如,可以存在形成于内部轴杆628的外表面和旋转体610的内表面上的一个或多个纵向定向

的配合的接合元件(例如,凹槽和齿)。接合元件可以相应地彼此接合来使内部轴杆628随着旋转体610在筒体606上的转动而旋转。这进而使固定到内部轴杆628的器械轴杆612旋转,使得也可以带动连接在器械轴杆612的远端处的器械尖端旋转。然而,由于内部轴杆628未旋转地联接到致动部分604,因此旋转体610的旋转不会带动致动部分604旋转。旋转体610相对于筒体606的旋转的轴可以与内部轴杆628的纵轴一致,使得旋转体610的旋转引起内部轴杆628围绕其纵轴旋转。

[0104] 一定长度的主控制线636包含于内部轴杆628内,并且通过器械轴杆612离开手持件。主控制线636可以用于打开和闭合连接在器械轴杆612的远端处的器械尖端上的夹爪。例如,主控制线636可以对应于上文描述的主控制线242。主控制线636的近端相对于手持件600的主体602保持固定。因此,主体602相对于致动部分604的运动可能会使主控制线636沿着器械轴杆612纵向地移动。这是因为器械轴杆612的纵向位置相对于致动部分604保持固定(借助于内部轴杆628,所述内部轴杆在一端处连接到致动部分604并且在另一端处连接到器械轴杆612),而主控制线636可相对于致动部分604以及因此器械轴杆612随主体602一起移动。

[0105] 因此,用户可以相对于主体602移动致动部分604以便相对于器械轴杆612前后移动主控制线636并且控制连接在器械轴杆612的远端处的器械尖端上的夹爪的打开和闭合。

[0106] 存在用于使主控制线636的近端相对于手持件600的主体602保持固定的若干种可能的方式。在所示的实例中,挡块638附接到主控制线636的近端。挡块638可以例如是钎焊或焊接到主控制线636的近端的金属块。挡块638可以被配置成装配在刚性地连接到旋转体610的固持器(未示出)中,使得主体602相对于致动部分604的纵向运动经由固持器传输到挡块638(以及因此主控制线636)。固持器可以通过内部轴杆628的侧壁中的开口连接到旋转体610。

[0107] 内部轴杆628中的主控制线636的一部分可以包含于保护管640中。保护管可以由任何合适的材料(例如,PTFE)制成,并且可以用于防止主控制线636在打开手持件600时弯曲。可选地,可以将金属管钎焊或焊接到主控制线636来实现相同的效果。

[0108] 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线636相对于器械轴杆612的线性运动。这可以使得用户能够准确地控制器械轴杆612的远端处的器械尖端上的夹爪的打开和闭合。另外,手持件600的配置使得用户能够用一只手舒适地抓握手持件600并且用一只手控制夹爪的打开和闭合(通过将一只手的手指放置于指环614、616、618中)。用户同时还可以用另一只手旋转旋转体610,以便使器械尖端旋转。输入连接器620的定向可以确保连接到输入连接器620的任何电缆都不会干扰用户对手持件600的操作。以此方式,用户不用为了适应电缆而被迫以别扭的姿势抓握手持件600,这可能会对用户的手腕造成压力。

[0109] RF阻塞电路板

[0110] 图7a示出了可以包含于作为本发明的实施方案的电外科器械的手持件中的电路板700的上表面的顶视图的示意图。例如,电路板700可以对应于上文相对于手持件600论述的电路板622。图7b示出了电路板700的下表面的透视图,而图7c示出了电路板700的上表面的透视图。

[0111] 电路板700包括安装在其下表面上的输入连接器702,以及安装在电路板700的边

缘附近的输出连接器704。电路板700在其上表面上包含RF阻塞电路,所述RF阻塞电路被配置成将微波EM能量从输入连接器702传输到输出连接器704,而阻止任何RF EM能量从输入连接器702传输到输出连接器704。

[0112] 如图7a所示,电路板700上的RF阻塞电路包括主带状线706。输入连接器704的内(有源)导体在连接点708处电连接到主带状线706。可以提供穿过电路板700的孔,使得输入连接器704的内导体可以电连接到主带状线706。主带状线706在远端处连接到输出连接器704的内导体710。主带状线706中存在断口,从而将主带状线706分为第一部分712和第二部分714。主带状线706的第一部分712和第二部分714通过RF阻塞电容器716连接,所述RF阻塞电容器716被布置成阻止RF EM能量沿着主带状线706传输到输出连接器704。例如,RF阻塞电容器716可以具有约3.3pF的电容。

[0113] 电路板700的上表面和下表面各自包括相应的接地面718和720。接地面718和720可以例如是相应地覆盖大部分上表面和下表面的金属层。主带状线706通过包围主带状线706的阻隔屏障722而与接地面718隔离。下表面上的接地面720电连接到输入连接器702的外壳。输出连接器704安装在电路板700上,使得输出连接器704的外壳电连接到接地面718和720两者。输入连接器702的外壳可以被配置成连接到发生器的接地端(例如,经由接口电缆104连接到发生器102)。以此方式,接地面718、720和输出连接器704的外壳可以通过连接到输入连接器702的发生器而接地。

[0114] 上表面上的RF阻塞电路还可以包括在RF阻塞电容器716之前从主带状线706引出的短截线724。微波短接电容器726可以位于短截线724上近似远离主带状线706四分之一波长处(相对于所使用的微波EM能量的波长)。微波短接电容器726连接在短截线724与接地面718之间,并且充当微波EM能量的对地短路。以此方式,短截线看起来就像是主带状线706处的微波开路。微波短接电容器726可以具有类似于RF阻塞电容器716的电容。在微波短接电容器726之后,存在连接在短截线724与接地面718之间的负荷电阻器728。馈送到RF阻塞电路中的任何RF EM能量必须传入负荷电阻器728中,其中所述能量可以被耗散,因为RF阻塞电容器716会阻止RF EM能量沿着主带状线706传递。负荷电阻器728的电阻可以被选择成使得所述电阻在RF EM能量在无意中馈送到RF阻塞电路中的情况下会使连接到电路板700的发生器产生出错信号。负荷电阻器728可以例如具有约9.1ohms的电阻。

[0115] RF阻塞电容器716和微波短接电容器726的电容值可以被选择成使得所述电阻值在微波频率(例如,5.8GHz)下提供相当低的阻抗,并且在RF频率(例如,400kHz)下提供相当高的阻抗。换言之,电容器716和726应当在微波频率下看起来接近于短路并且在RF频率下接近于开路。RF阻塞电路因此可以为微波能量进入输出端704提供良好的匹配。电路板700可以由任何合适的电路板材料制成。例如,电路板可以由来自Rogers Corporation的R03006层压材料制成。这种材料具有约6的介电常数,从而允许电路板700的设计小型化。

[0116] 电路板700还可以包括沿着主带状线706和短截线724设置的一系列通孔730,以便减少由杂散辐射引起的干扰。通孔730可以是电路板中的通孔。为了进一步减少杂散辐射,可以将屏蔽罩(例如,由金属制成)放置于电路板700的上表面上。电路板700也可以完全封闭在屏蔽罩中。在电路板700包含于手持件(例如,手持件600)中的情况下,有可能通过以下方式对电路板700进行屏蔽处理:将金属涂层施加到手持件的内表面,使得电路板700在其被安装在手持件中时部分或完全被金属涂层包围。

[0117] 电路板700用作额外的安全机构以确保RF EM能量不会在无意中馈送到电外科器械中。电路板700防止RF EM能量从发生器传输到器械尖端,其中不想要的RF EM能量会对患者造成损伤。由于电路板直接与电外科器械的手持件整合,因此即使是在用户误用电外科器械的情况下(例如,当用户已将错误的发生器连接到手持件时),所述电外科器械都是有效的。应注意,仅通过举例示出了电路板700,并且也可以使用具有替代配置的电路板来实现相同的效果。

[0118] 图8A是可以用于上文所述类型的电外科夹钳器械中的能量输送结构800的一个实例的示意性侧视图,其中两个夹爪802被布置成将能量输送到夹持在其间的组织中。每个夹爪经由相应的柔性电极条804从同轴电缆808接收能量,所述柔性电极条804可以上文描述的方式延伸穿过远侧支架(未示出)。

[0119] 在这个实例中,柔性电极条804使用带状线型传输线结构在纵向方向上传送能量,在图8A中的放大插图中示出了所述带状线型传输线结构的横截面。带状线包括柔性平面结构,所述柔性平面结构包括中心导体层822,所述中心导体层822通过一对柔性介电层820、824与其相对侧的一对接地面层818、826隔开。接地面层在其最外侧表面(即,背离中心导体层822的表面)上由相应的介电(绝缘)盖层816、828覆盖。

[0120] 每个柔性电极条804的近端在连接器806处连接到同轴电缆808的远端。连接器806可以是位于柔性电极条804与同轴电缆808之间的重叠区域上的套筒或管子。同轴电缆808包括内导体810,所述内导体810通过介电材料811与外导体812隔开。

[0121] 内导体810和介电材料811突出到外导体812的远端之外。内导体810电连接到导电接触块814,所述导电接触块814进而电连接到每个柔性电极条804内的中心导体822的暴露部分。中心导体可以通过切除、蚀刻或以其他方式移除第一盖层816、下接地面层818和第一柔性介电层820的在与导电接触块814接触的区域中的区段来暴露。

[0122] 同时,外导体812例如通过以下方式电连接到接地面层中的一个:暴露上接地层826的远侧部分并且例如经由连接器806的内表面上的导电层而使所述远侧部分与外导体812电接触。接地面层818、826可以通过填充有导电材料的一个或多个通孔(未示出)彼此电连接,所述一个或多个通孔在带状线的不存在中心导体的侧区域中延伸穿过柔性介电层820、824。例如,中心导体层822的宽度可以沿着带状线的长度小于接地面层820、824的宽度。这意味着接地面层820、824在宽度方向上在中心导体层的一侧或两侧上延伸越过所述中心导体层上的侧边缘。通孔可以在这个侧区中形成于接地面层820、824之间。

[0123] 在带状线的远端处,中心导体层822和接地面层中的一者或两者可以被暴露来形成上文论述的电极。

[0124] 在电极条中使用带状线提供了比上文论述的微带布置更为隔绝的能量输送结构。在带状线下,能量几乎完全包含于两个接地面层820、824之间,使得信号不会被暴露于外表面。这种布置的一个优点是在所述器械的远侧尖端周围存在生理盐水或其他导电液体不会不利地影响能量输送。图8B所示的曲线图证实了这个优点,其中指示在存在生理盐水的情况下的回波损耗的线830非常类似于指示组织中的回波损耗的线832。这通过每种情境下的功率吸收分布获得了进一步支持:

[0125]	模型	组织中吸收的功率	生理盐水中吸收的功率
	不存在生理盐水	66.0%	-
	存在生理盐水	61.8%	0.56%

[0126] 表1:在存在和不存在生理盐水的情况下的功率吸收

[0127] 图9A和图9B示出了适合用于图8A的能量输送结构中的示例电极条900的顶视图和底视图。电极条900包括具有成形的远端和近端的细长平面带状线904,其中所述细长平面带状线904相应地连接到相应的夹爪和同轴电缆。

[0128] 图9C是穿过带状线904的放大的横截面图。传输线结构自身由一对柔性层压介电基板915、916形成。每个层压介电基板包括柔性介电(例如,聚酰亚胺)层,所述柔性介电层具有层压在其一个或两个表面上的例如铜的导电材料。可以通过蚀刻等等在基板上对层压导电材料给予所需的形状。

[0129] 在这个实例中,上层压基板915包括第一介电层918和上接地面层916。下层压基板919包括第二介电层922、中心导体层920和下接地面层924。上层压基板915和下层压结构例如使用(不导电的)粘附剂928安装在一起,使得中心导体层920被夹在第一介电层918与第二介电层922之间。对于带状线,中心导体层920具有小于上接地面层916和下接地面层924的宽度。上层压基板915可以是单面层压件,或者可以由双面层压件通过完全蚀刻掉导电表面中的一个来形成。

[0130] 传输线被夹在由诸如聚酰亚胺的柔性绝缘材料制成的一对外盖层914、926之间。盖层914、926可以粘附到带状线的相邻表面。尽管未示出于图9C中,但是上接地面层916和下接地面层924通过在电极条的近端和远端处形成于宽度方向上与中心导体层920隔开的区域中的一系列通孔930来电连接。所述通孔穿过第一介电层918和第二介电层922在上接地面层916与下接地面层924之间延伸并且携带导电材料以进行电连接。

[0131] 电极条的近端被适配成使得导电层能够连接到同轴电缆。在电极条900的顶表面上(示出于图9A),上盖层914被移除以暴露上接地面层916的一部分906,所述部分906进而例如以与上文相对于图8A所述类似的方式电连接到同轴电缆的外导体。在电极条900的底表面上(示出于图9B),下盖层926、下接地面层924和第二介电层922被移除以暴露中心导体层920的一部分908,所述部分908进而例如以与上文相对于图8A所述类似的方式电连接到同轴电缆的内导体。在实践中,从上文提及的三个层清理出通道910以便接纳从同轴电缆的远端突出的一定长度的内导体。为了减少或最小化这个结合部处的能量损失,中心导体层920不会延伸到电极条900的近端。

[0132] 电极条900的远端适于在相应的夹爪中提供能量输送电极。在电极条900的顶表面上(示出于图9A),上盖层914在远端之前终止以暴露上接地面层916的一部分902,所述部分902进而电连接到其相应的夹爪。在电极条900的底表面上(示出于图9B),下盖层926、下接地面层924和第二介电层922在远端之前终止以暴露中心导体层920的从其输送能量的一部分912。从第一介电层918的边缘向后设置暴露部分以控制发射场的形状。

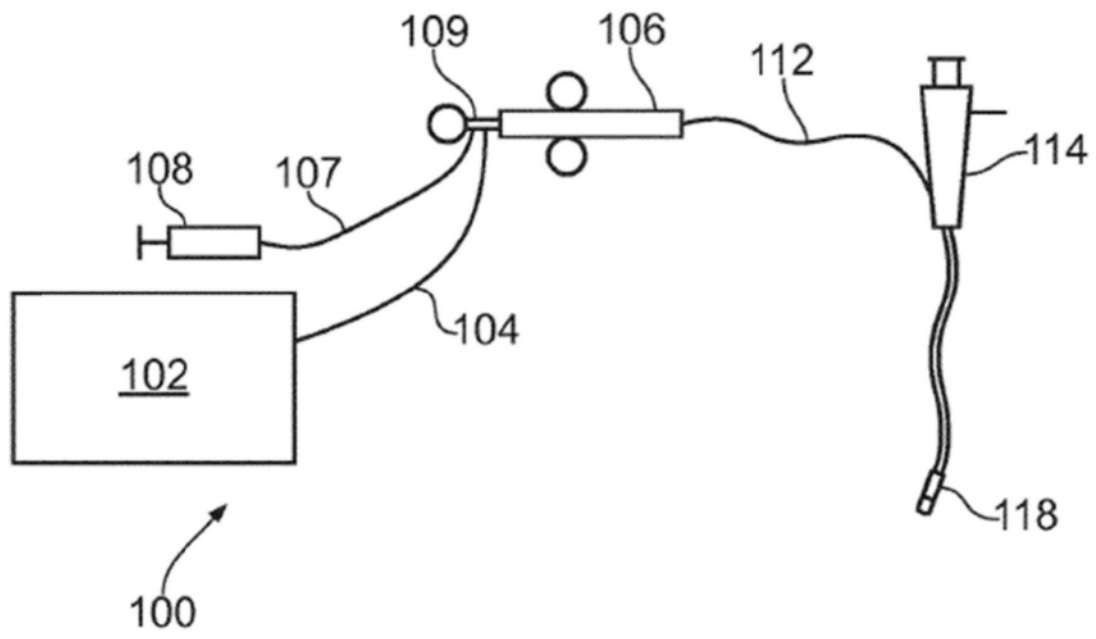


图1

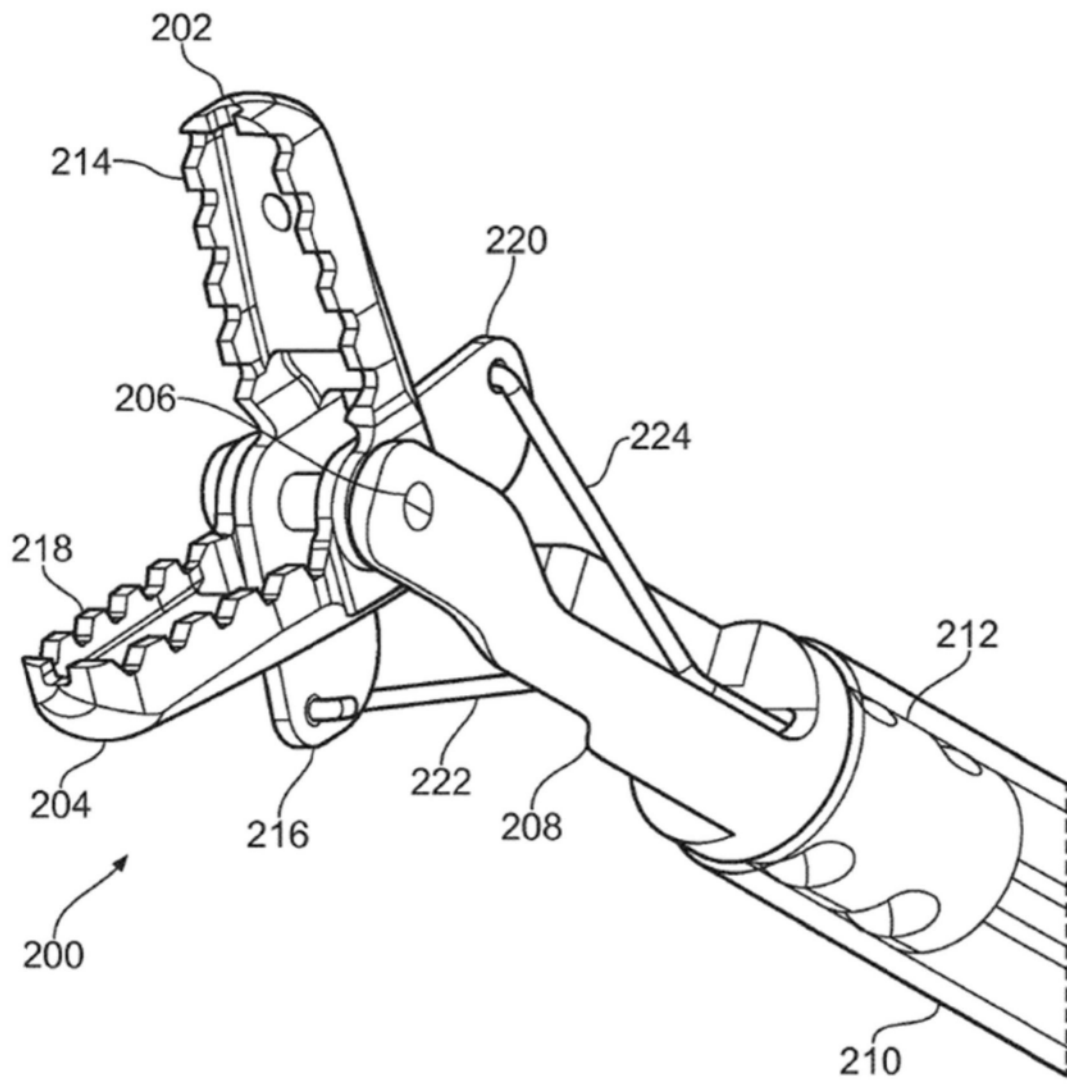


图2a

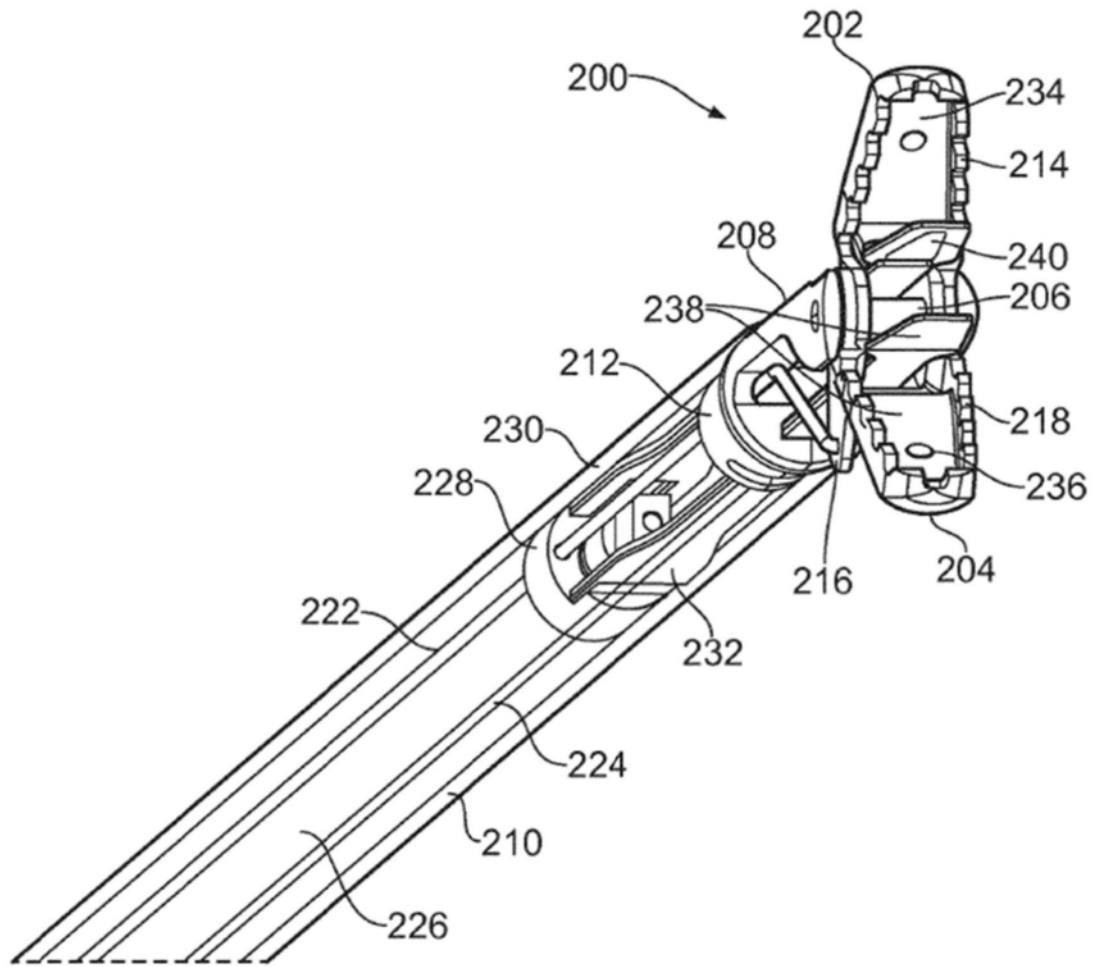


图2b

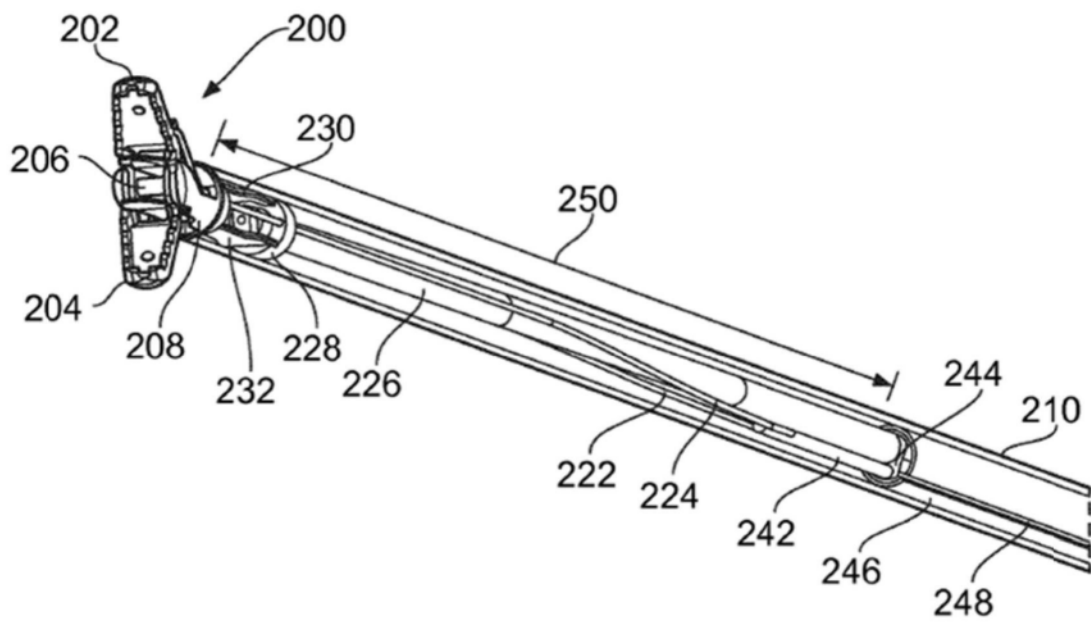


图2c

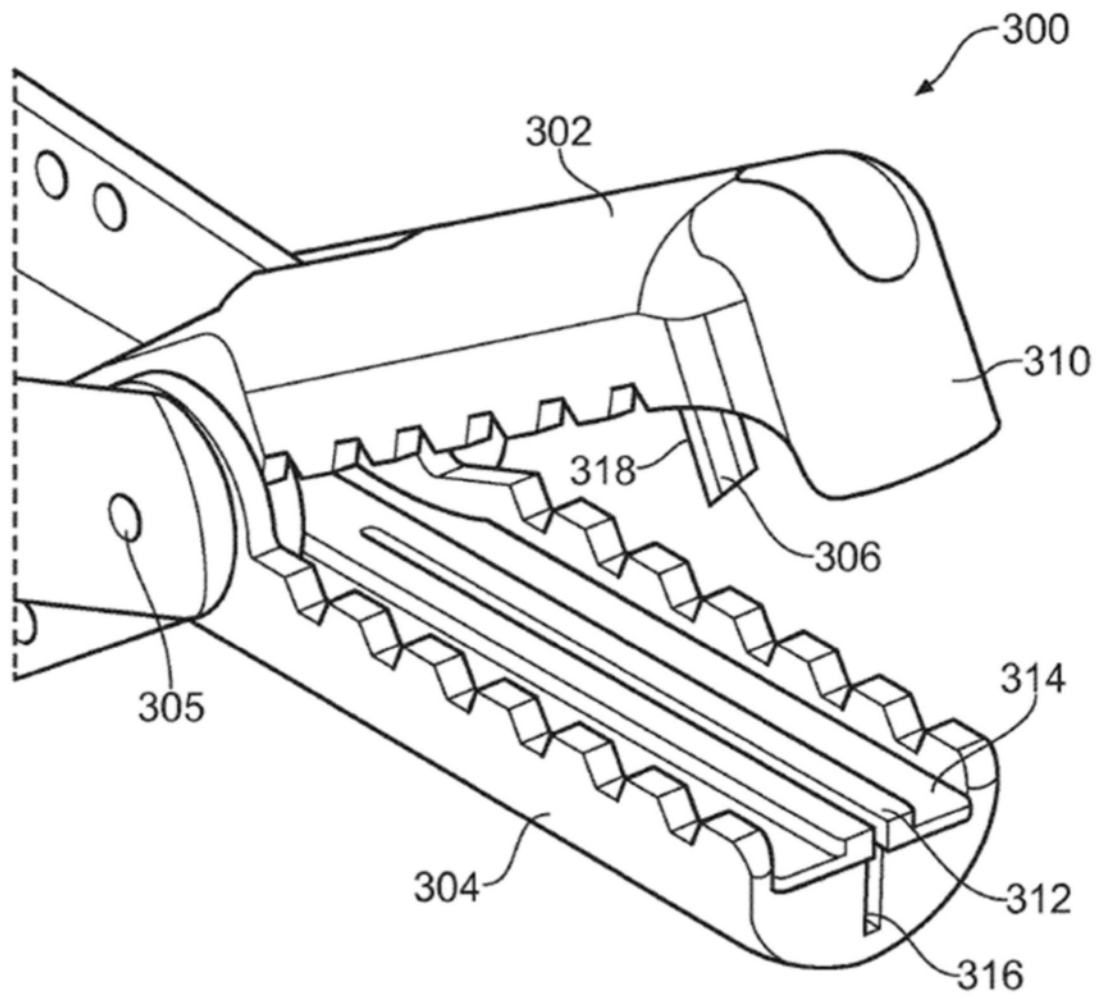


图3a

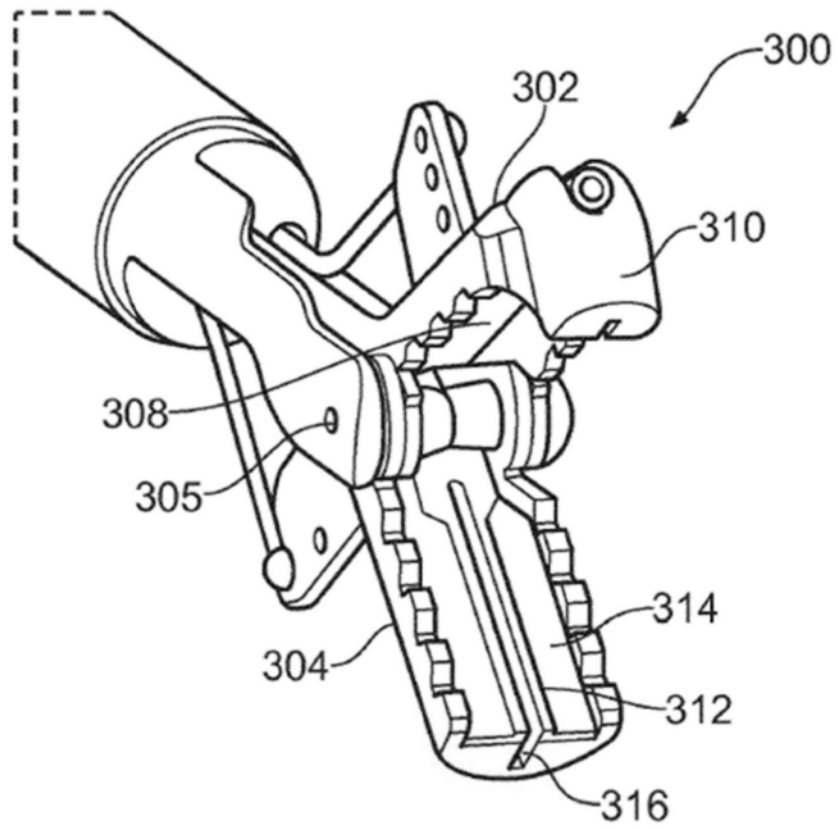


图3b

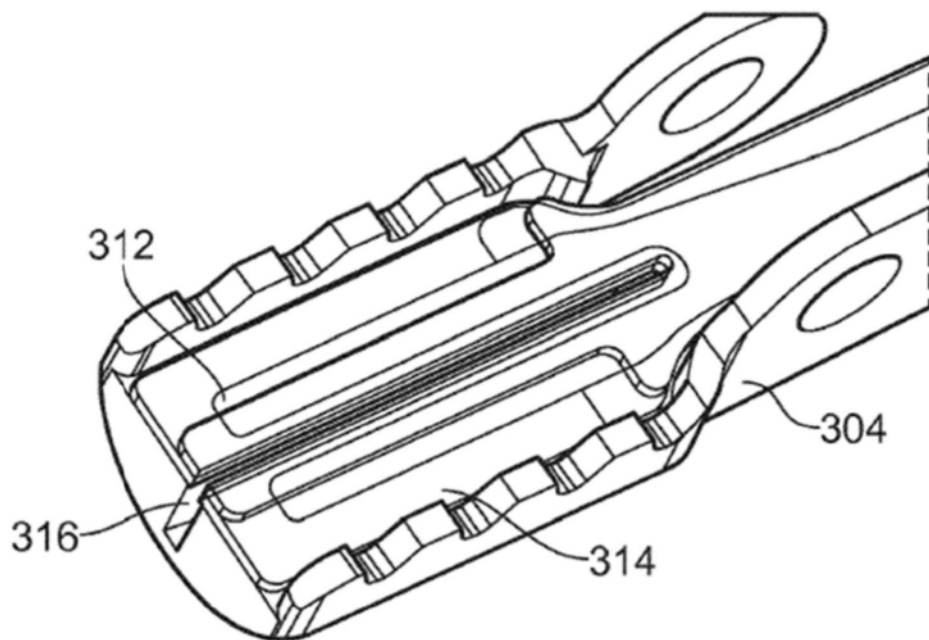


图3c

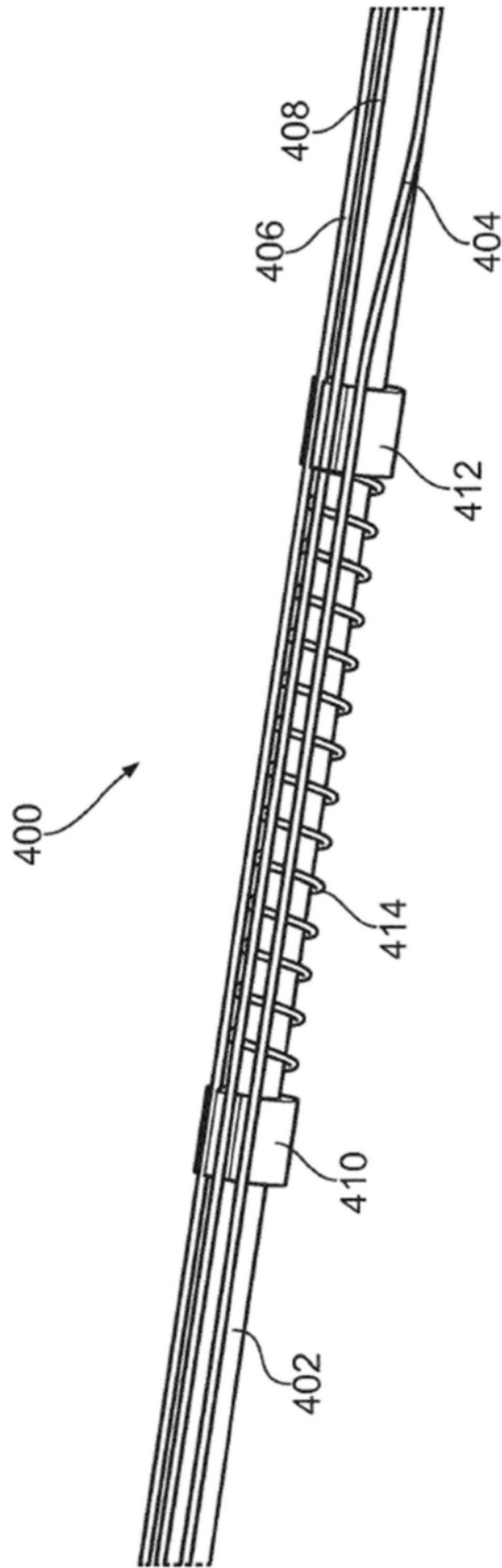


图4a

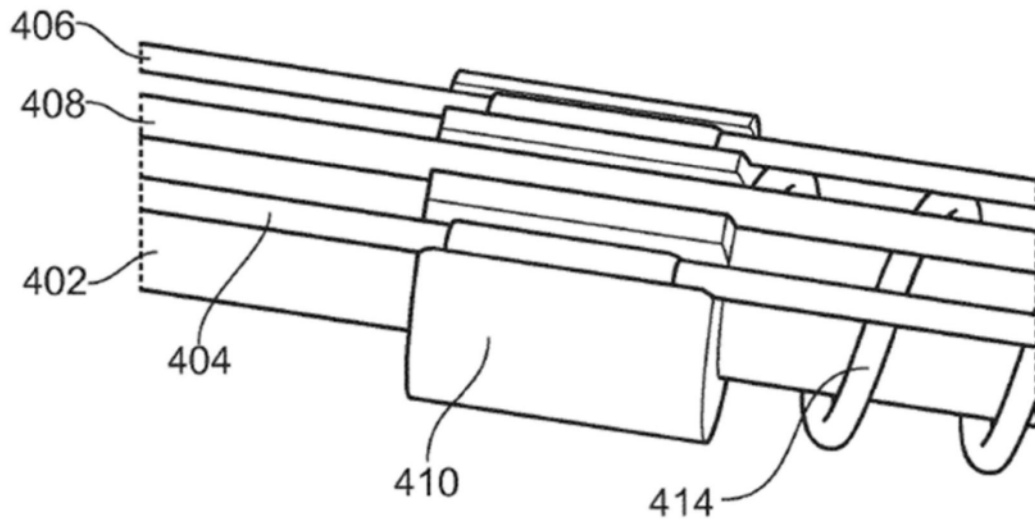


图4b

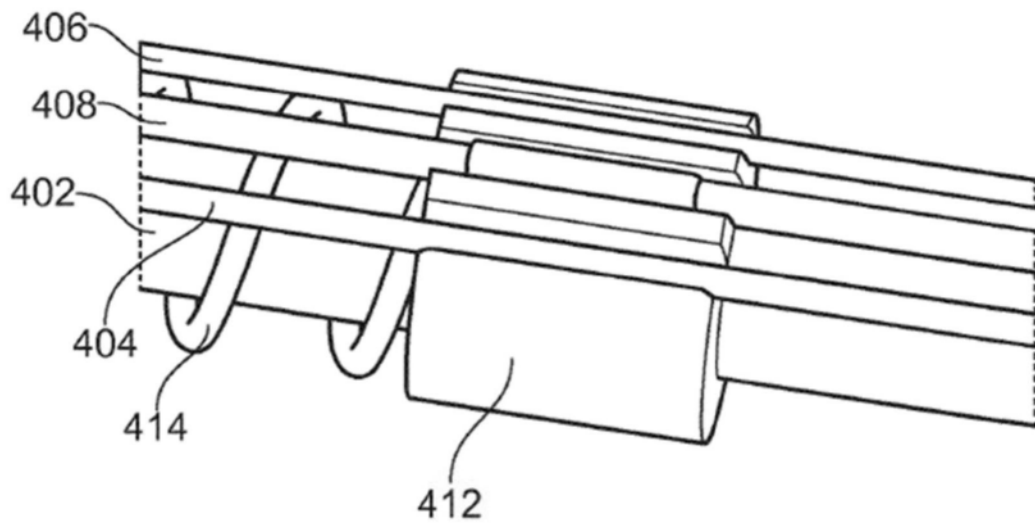


图4c

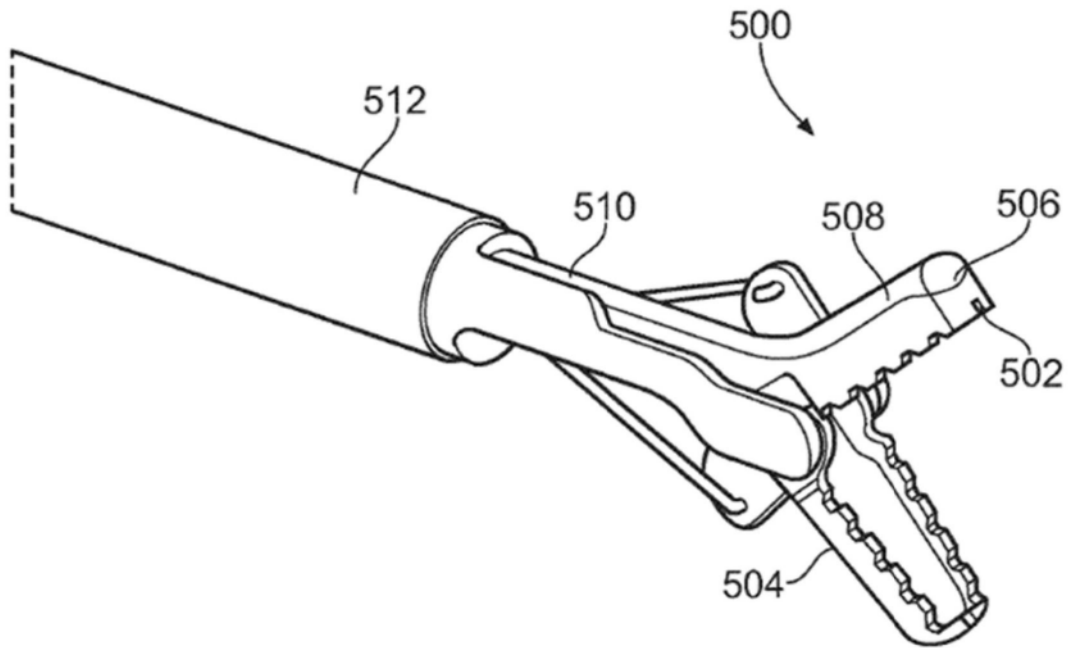


图5

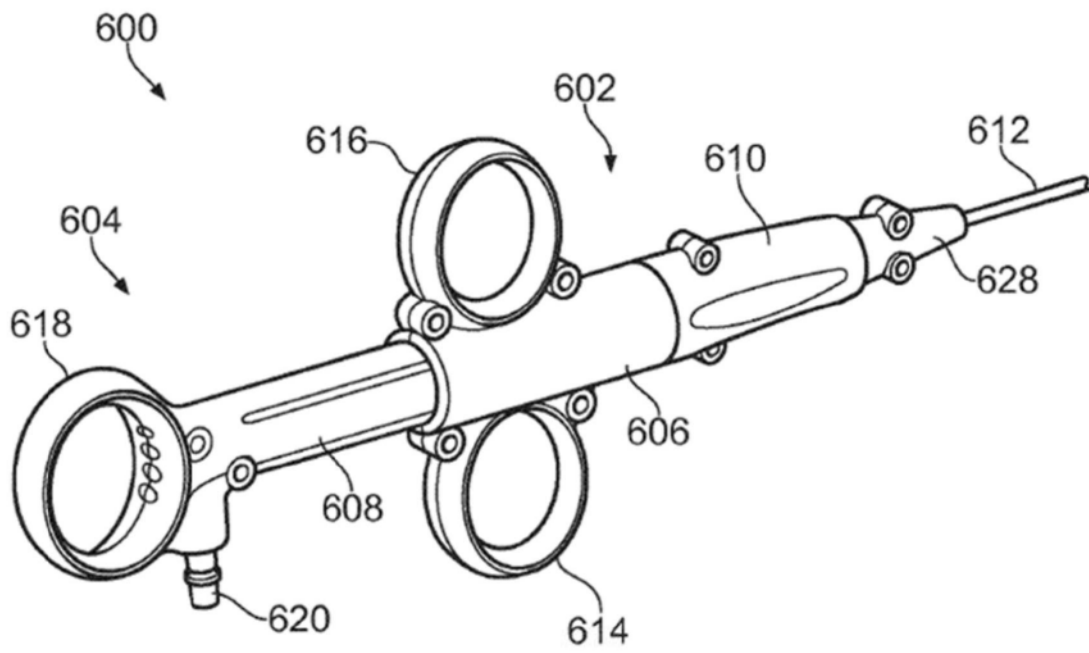


图6a

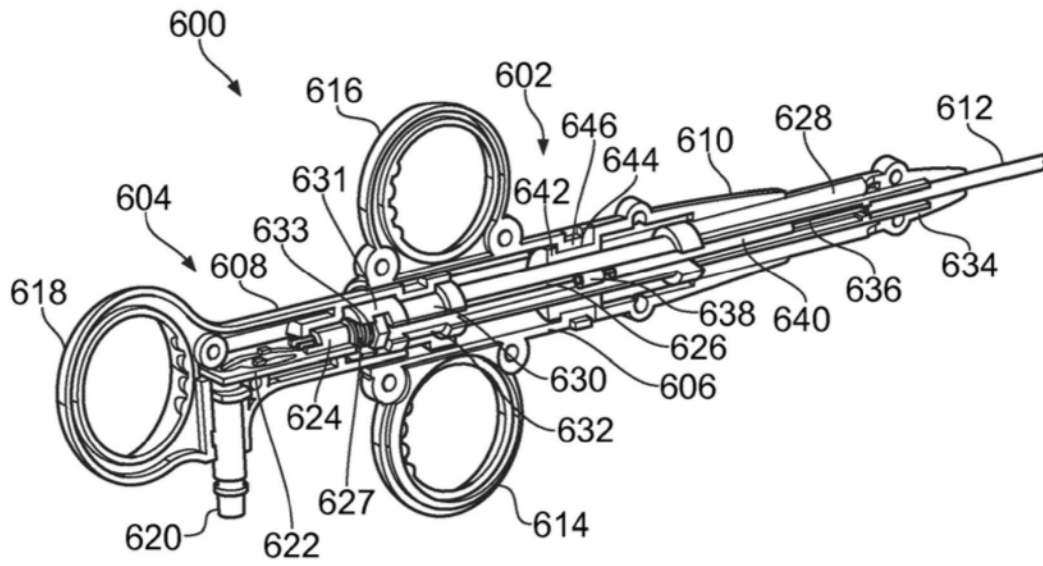


图6b

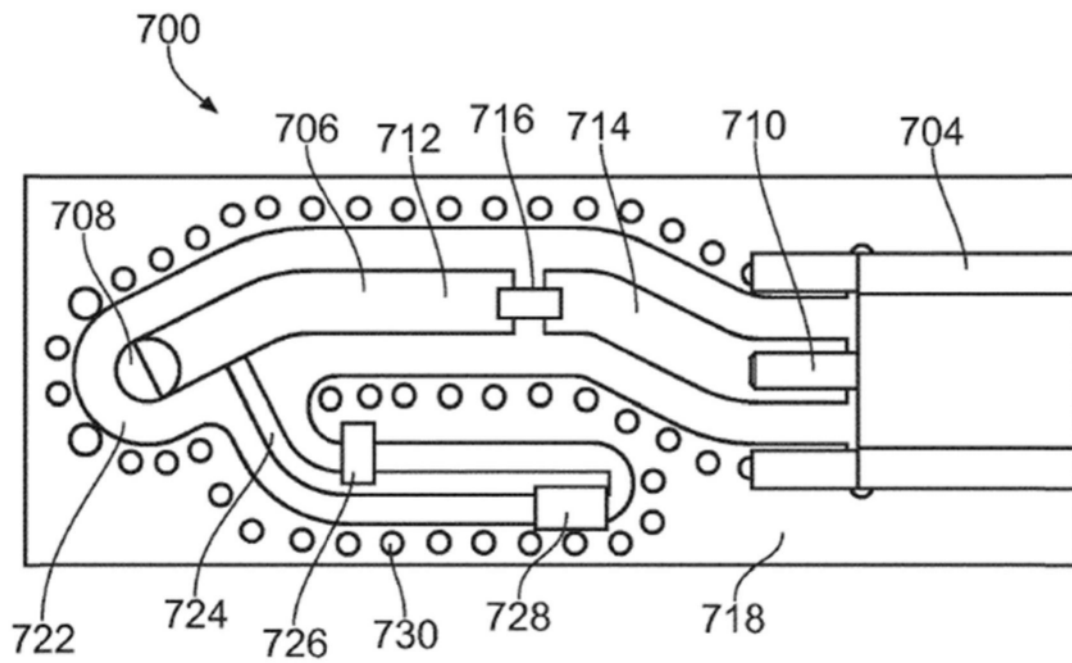


图7a

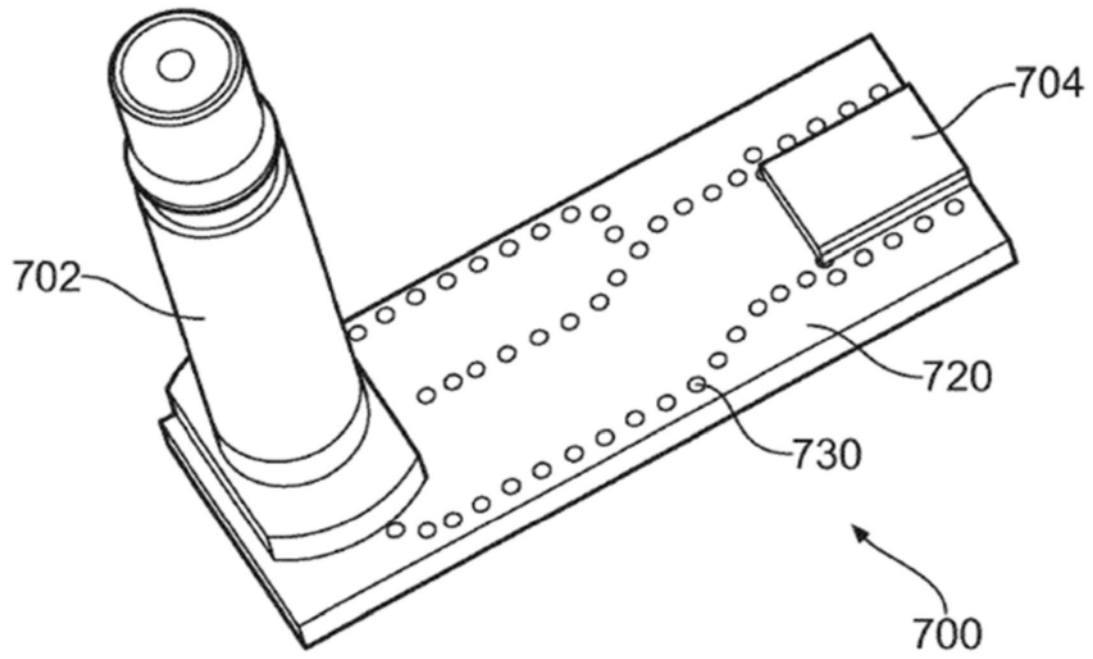


图7b

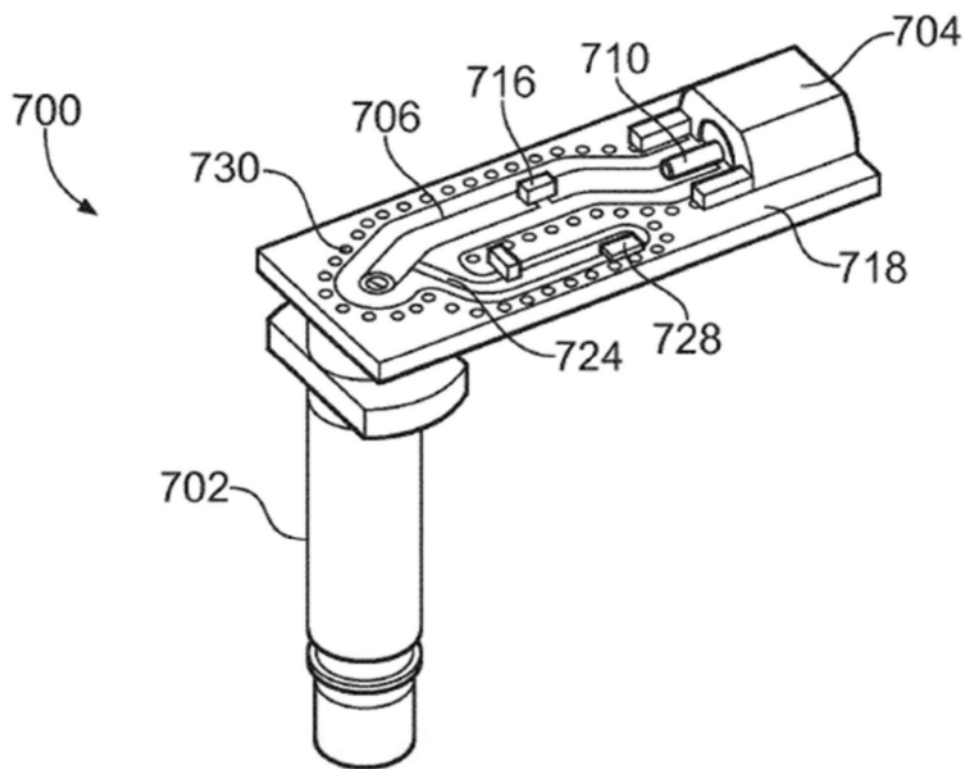


图7c

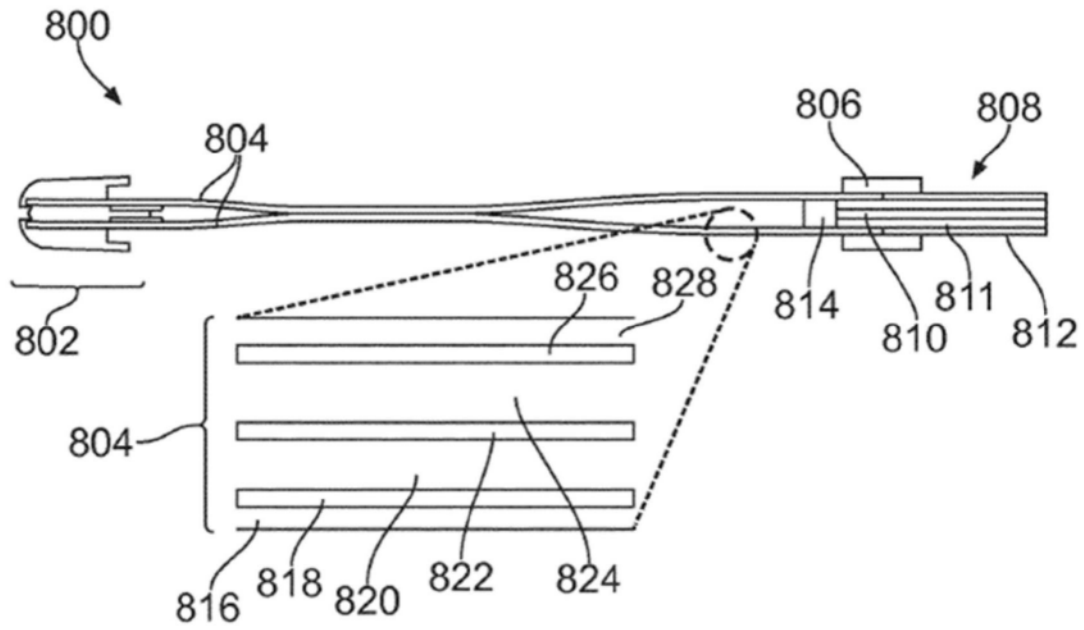


图8A

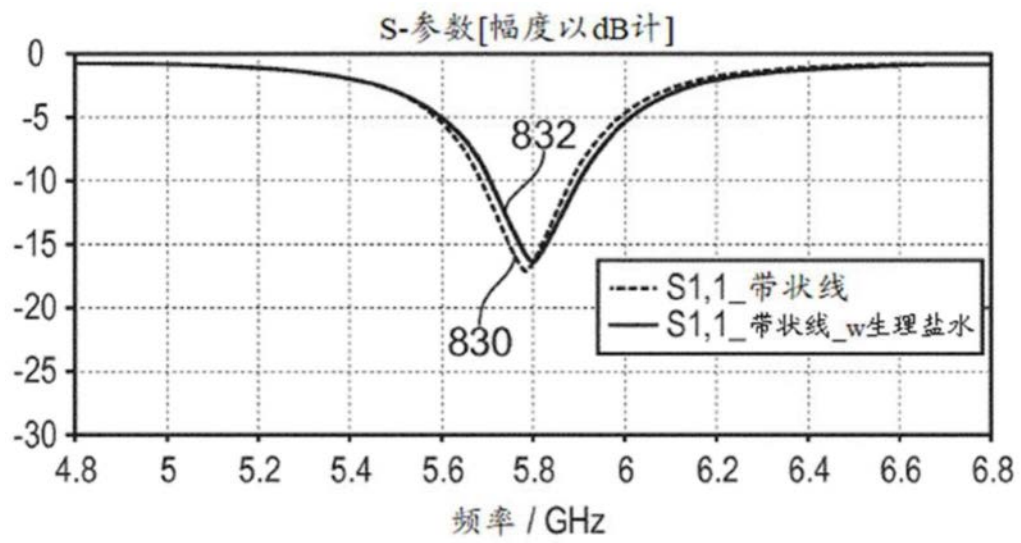


图8B

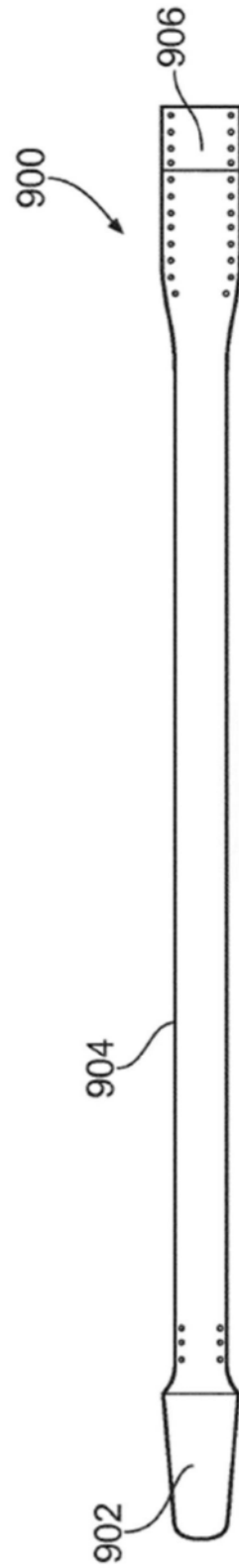


图9A

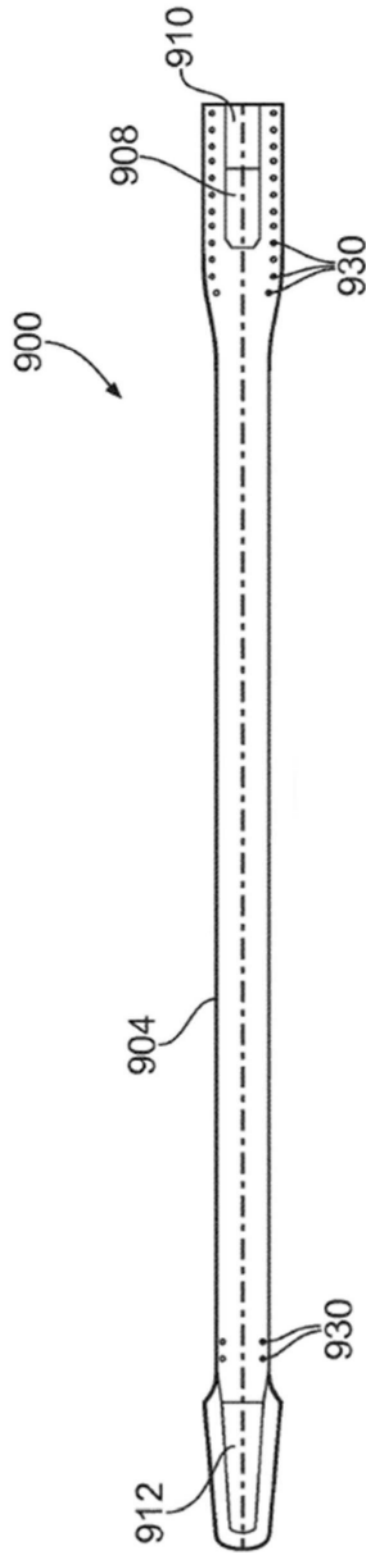


图9B

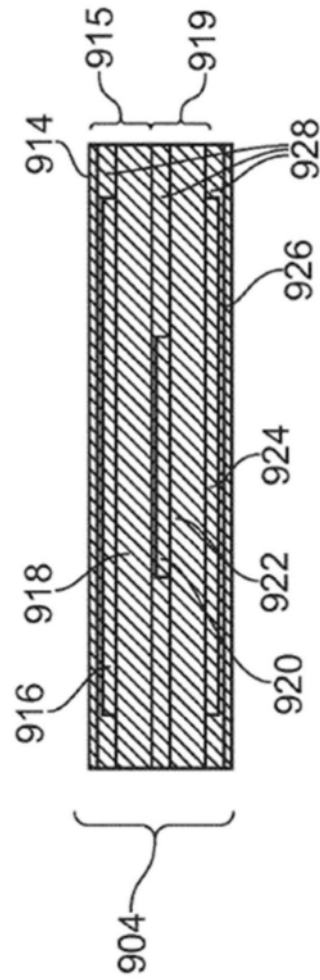


图9C