



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108778175 A

(43)申请公布日 2018.11.09

(21)申请号 201780016473.2

(22)申请日 2017.05.16

(30)优先权数据

1608679.5 2016.05.17 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/061740 2017.05.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/198671 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·P·汉考克 L·特纳 M·怀特

S·M斯温 帕特里克·伯恩

S·莫里斯

(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 18/14(2006.01)

A61B 18/18(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

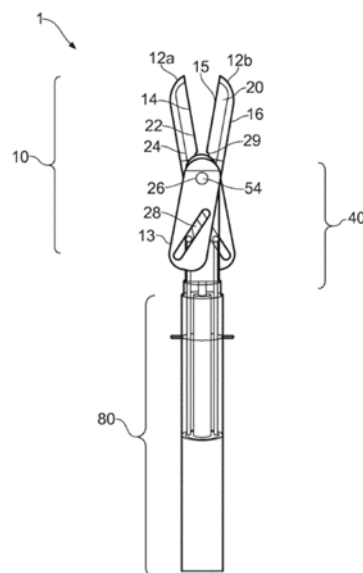
权利要求书4页 说明书16页 附图12页

(54)发明名称

电外科切割工具

(57)摘要

一种电外科切割工具,包括一对可枢转刀片,所述可枢转刀片可机械地操作为剪刀或钳子。所述刀片具有电极,所述电极能够递送RF和/或微波能量,以切割或凝固所述刀片之间的组织。所述工具将致动和能量递送机构组合成紧凑的布置,所述紧凑的布置使得所述工具能够经由外科观测装置,诸如内窥镜、胃镜或腹腔镜的器械通道插入。每个刀片可以包括由介电材料制成的平面体,所述介电材料将第一导电元件与第二导电元件隔开。所述刀片可以在所述刀片的平面内相对于彼此旋转。



1. 一种电外科切割工具,所述电外科切割工具具有:

第一刀片和第二刀片,所述第一刀片和所述第二刀片在枢轴点处联结,其中所述第一刀片包括由第一介电材料制成的平面体,所述第一介电材料将在其第一表面上的第一导电元件与在其第二表面上的第二导电元件隔开,所述第二表面面向与所述第一表面相反的方向;

致动装置,所述致动装置用于引起所述第一刀片与所述第二刀片之间围绕所述枢轴点进行的相对旋转,以使所述第一刀片与所述第二刀片之间的间隙在打开位置与闭合位置之间变化,所述相对旋转基本上发生在所述刀片的平面内;

同轴传输线,所述同轴传输线用于将RF能量和微波能量递送到所述第一刀片,所述同轴传输线具有由第二介电材料隔开的内导体和外导体,

其中:

所述内导体和所述外导体各自连接到所述第一刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件中的一个;

所述第一刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件能够充当用于维持其间的RF电场的有源电极和返回电极,所述RF电场对应于经由所述同轴传输线递送到所述第一刀片的RF能量;并且

所述第一刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件还能够充当用于辐射微波电磁(EM)场的天线结构,所述微波EM场对应于经由所述同轴传输线递送到所述第一刀片的微波能量。

2. 根据权利要求1所述的电外科切割工具,其中所述第二刀片包括由第一介电材料制成的平面体,所述第一介电材料将在其第一表面上的第一导电元件与在其第二表面上的第二导电元件隔开,所述第二表面面向与所述第一表面相反的方向,

其中:

所述同轴传输线被布置成将RF能量和微波能量递送到所述第二刀片;

所述内导体和所述外导体各自连接到所述第二刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件中的一个;

所述第二刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件能够充当用于维持其间的RF电场的有源电极和返回电极,所述RF电场对应于经由所述同轴传输线递送到所述第二刀片的RF能量;并且

所述第二刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件还能够充当用于辐射微波电磁(EM)场的天线结构,所述微波EM场对应于经由所述同轴传输线递送到所述第二刀片的微波能量。

3. 根据权利要求2所述的电外科切割工具,其中所述第一导电元件和所述第二导电元件暴露在所述第一刀片和所述第二刀片的跨过所述间隙彼此相对的面。

4. 根据权利要求3所述的电外科切割工具,其中所述第一刀片和所述第二刀片的跨过所述间隙相对的面是弯曲的。

5. 根据权利要求3或4所述的电外科切割工具,其中所述第一刀片和所述第二刀片的跨过所述间隙相对的面垂直于所述刀片的所述平面定向。

6. 根据权利要求2至5中任一项所述的电外科切割工具,其中:

所述同轴传输线的所述内导体电连接到所述第一刀片的所述第一导电元件并且电连接到所述第二刀片的所述第二导电元件,并且

所述同轴传输线的所述外导电电连接到所述第一刀片的所述第二导电元件和所述第二刀片的所述第一导电元件。

7. 根据权利要求2至5中任一项所述的电外科切割工具,其中:

所述同轴传输线的所述内导体电连接到所述第一刀片的所述第一导电元件并且电连接到所述第二刀片的所述第一导电元件,并且

所述同轴传输线的所述外导电电连接到所述第一刀片的所述第二导电元件和所述第二刀片的所述第二导电元件。

8. 根据权利要求2至7中任一项所述的电外科切割工具,其中在从所述打开位置移动到所述闭合位置期间,每个刀片的所述第一表面滑过彼此。

9. 根据权利要求2至7中任一项所述的电外科切割工具,其中在所述闭合位置,所述第一刀片和所述第二刀片的跨过所述间隙彼此相对的所述面是平行的。

10. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述第一导电元件和所述第二导电元件由所述第一表面和所述第二表面上一个或多个金属化层形成。

11. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述第一介电材料的厚度等于或小于1mm。

12. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中当处于所述闭合位置时,所述工具的最大外径等于或小于5mm。

13. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述同轴传输线的所述内导体是中空的,并且限定延伸穿过其中的通道。

14. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述致动装置包括可相对于所述枢轴点移动的致动元件。

15. 根据权利要求14所述的电外科切割工具,其中所述致动元件包括推杆,所述推杆可操作地连接到所述第一刀片和/或所述第二刀片。

16. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述致动装置包括凸轮布置。

17. 根据权利要求16所述的电外科切割工具,其中所述凸轮布置包括:

推杆,所述推杆被安装成相对于所述枢轴点纵向地滑动,以及

导向路径,所述导向路径形成于所述第一刀片上,

其中所述推杆可操作地与所述导向路径接合,并且

其中所述导向路径偏离纵向方向,由此所述推杆相对于所述枢轴点的纵向移动导致所述第一刀片相对于所述枢轴点枢转。

18. 根据权利要求17所述的电外科切割工具,其中所述导向路径是沿着偏离所述枢轴点的方向延伸的直线轨道。

19. 根据权利要求18所述的电外科切割工具,其中所述推杆包括从动件,所述从动件安装在所述直线轨道中并且被约束在所述直线轨道上。

20. 根据权利要求17至19中任一项所述的电外科切割工具,其中所述推杆可滑动地安装在所述同轴传输线上。

21. 根据权利要求15所述的电外科切割工具,其中所述致动装置包括链节,所述链节具有:近端,所述近端可枢转地连接到所述推杆;以及远端,所述远端在偏离所述枢轴点的位置处可枢转地连接到所述第一刀片。

22. 根据权利要求15所述的电外科切割工具,其中所述推杆包括具有预成型的弯曲远侧部分的线,所述弯曲远侧部分刚性地紧固到所述第一刀片。

23. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,所述电外科切割工具包括偏置装置,所述偏置装置被布置成将所述第一刀片和所述第二刀片推向所述打开位置。

24. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述致动装置包括套环,所述套环相对于所述第一刀片和所述第二刀片可滑动地安装,所述套环可在以下两者之间移动:第一位置,其中所述套环封闭所述刀片以使所述刀片保持于所述闭合位置;以及第二位置,其中所述刀片被暴露以允许打开所述刀片。

25. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述刀片安装在U形夹结构中,所述U形夹结构位于所述切割工具的远端处,所述U形夹结构包括:基部,所述基部用于附接到所述同轴传输线;以及壳体,所述壳体限定用于收纳所述第一刀片和所述第二刀片的纵向凹部。

26. 根据权利要求25所述的电外科切割工具,其中U形夹结构包括横越所述凹部的轴,并且其中所述第一刀片和所述第二刀片可旋转地安装在所述轴上。

27. 根据前述任一项权利要求所述的电外科切割工具,其中所述同轴传输线的所述内导体和所述外导体与所述第一刀片和所述第二刀片中的每一个上的所述第一导电元件和所述第二导电元件之间的电连接经由所述轴进行。

28. 一种电外科切割工具,所述电外科切割工具具有:

第一刀片和第二刀片,所述第一刀片和所述第二刀片在枢轴点处联结,每个刀片包括由第一介电材料制成的平面体,所述第一介电材料将第一表面上的第一导电元件与第二表面上的第二导电元件隔开,所述第二表面面向与所述第一表面相反的方向;

致动装置,所述致动装置用于引起所述第一刀片与所述第二刀片之间围绕所述枢轴点进行的在打开位置与闭合位置之间的相对旋转,所述相对旋转基本上发生在所述刀片的平面内;

第一同轴传输线,所述第一同轴传输线具有由第二介电材料隔开的第一内导体和第一外导体,所述第一同轴传输线被布置成为所述第一刀片递送RF和微波频率信号,其中所述第一内导体和所述第一外导体分别连接到所述第一刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件,

第二同轴传输线,所述第二同轴传输线具有由第三介电材料隔开的第二内导体和第二外导体,所述第二同轴传输线被布置成将RF和微波频率信号递送到所述第二刀片,其中所述第二内导体和所述第二外导体分别连接到所述第二刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件,以及

其中:

每个刀片的所述第一导电元件和所述第二导电元件能够充当用于维持其间的RF电场的有源电极和返回电极,所述RF电场对应于经由所述第一同轴传输线和所述第二同轴传输线分别递送到所述第一刀片和所述第二刀片的所述RF信号,并且

所述第一导电元件和所述第二导电元件还能够充当用于辐射微波频率EM场的天线结构,所述微波频率EM场对应于经由所述第一同轴传输线和所述第二同轴传输线分别递送到所述第一刀片和所述第二刀片的所述微波信号。

29. 一种电外科设备,所述电外科设备包括:

电外科发生器,所述电外科发生器被布置成输出RF能量和微波能量;

根据前述权利要求中任一项所述的电外科切割工具,所述电外科切割工具被连接来从所述电外科发生器接收RF能量和微波能量。

30. 根据权利要求29所述的电外科设备,所述电外科设备包括信号交流发电机,所述信号交流发电机被布置成在所述第一刀片与所述第二刀片之间交替地切换来自所述电外科发生器的RF能量或微波能量。

31. 根据权利要求30所述的电外科设备,其中信号交流发电机包括同轴开关、PIN二极管和变容二极管电源开关中的任一者。

电外科切割工具

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于切割和凝固生物组织的电外科切割和凝固工具。特别地，本发明涉及一种电外科切割工具，所述电外科切割工具能够递送射频(RF)能量来切割生物组织和/或递送微波频率能量来止血(即，通过促进血液凝固来封闭破裂的血管)。

背景技术

[0002] 手术切除是从人体或动物体内摘除器官切片的手段。器官可能具有大量血管。当组织被切割(即，分离或切断)时，小血管可能会受损或破裂。最初的出血之后是凝血级联，其中血液转变成凝块而试图封堵出血。在手术期间，希望患者尽可能少地失血，因此已经开发了各种装置来尝试提供无出血切割。对于内窥镜术，也不希望发生出血而且不希望出血无法得到适当的处理，因为血液流动可能会遮挡操作者的视线。代替锋利的刀片，已知可使用RF能量来切割生物组织。使用RF能量切割的方法使用如下原理进行操作：在电流(受助于离子细胞内容物)穿过组织基质时，整个组织上对电子流的阻抗生成热量。当将纯正弦波施加到组织基质时，在细胞内生成足够的热量以使组织的水分蒸发。因此，存在细胞膜无法控制的内部细胞压力的剧增，从而导致细胞的破裂。当大面积地发生这种情况时，可以预见的是组织会被切断。

[0003] 上述程序在净瘦组织中能很好地发挥作用，但是在脂肪组织中效率较低，因为帮助电子通行的离子成分已变少。这意味着蒸发细胞的内容物所需的能量更大，因为脂肪的蒸发潜热远远大于水的蒸发潜热。RF凝固术通过以下方式来操作：将较低效率的波形施加到组织，由此代替蒸发，将细胞内容物加热到约65℃，通过干燥剂对组织进行干燥并且使血管壁中的蛋白质变性。这种变性充当对凝血级联的刺激，因此凝血被增强。同时，壁中的胶原蛋白发生变性，从棒状分子转变为线圈状分子，从而使血管收缩并尺寸变小，由此赋予凝块锚定点以及待封堵的较小的区域。

[0004] 然而，当存在脂肪组织时，RF凝固术效率较低，因为电场效应已被减弱。因此，很难封闭脂肪的出血物。代替具有洁净的白色边缘，组织具有黑色的烧焦外观。

发明内容

[0005] 最一般地讲，本发明提供了一种电外科切割工具，所述电外科切割工具包括一对可枢转刀片，所述可枢转刀片可以类似剪刀或类似钳子的方式机械地操作，并且具有电极结构，所述电极结构能够递送RF能量和微波能量以切割和/或凝固存在于刀片之间的间隙中的组织。特别地，本发明涉及组合的致动和能量递送机构，所述机构足够紧凑以使得工具能够经由外科观测装置，诸如内窥镜、胃镜或腹腔镜的器械通道插入。所述装置还可以用于执行开放手术，即在腹腔打开的情况下对肝叶进行无血切除。

[0006] 根据一方面，本发明提供了一种电外科切割和凝固工具，所述电外科切割和凝固工具具有：第一刀片和第二刀片，所述第一刀片和第二刀片在枢轴点处联结，每个刀片包括由第一介电材料制成的平面体，所述第一介电材料将在其第一表面上的第一导电元件与在

其第二表面上的第二导电元件隔开,第二表面面向与第一表面相反的方向;致动装置,所述致动装置用于引起第一刀片与第二刀片之间围绕枢轴点进行的相对旋转,以使第一刀片与第二刀片之间的间隙在打开位置与闭合位置之间变化,相对旋转基本上发生在刀片的平面内;同轴传输线,所述同轴传输线用于将RF能量和微波能量递送到第一刀片和第二刀片,所述同轴传输线具有由第二介电材料隔开的内导体和外导体,其中:内导体和外导体各自连接到第一刀片的第一导电元件和第二导电元件中的一个;内导体和外导体各自连接到第二刀片的第一导电元件和第二导电元件中的一个;每个刀片的第一导电元件和第二导电元件能够充当用于维持其间的RF和微波电场的有源电极和返回电极,RF和微波电场对应于经由同轴传输线递送到刀片的RF能量;并且每个刀片的第一导电元件和第二导电元件还能够充当用于辐射微波电磁(EM)场的天线结构,所述微波EM场对应于经由同轴传输线递送到刀片的微波能量。虽然本发明的这个方面能够递送RF和微波能量,但是本发明可以仅与这些类型的能量中的一种一起使用。

[0007] 切割工具优选地被配置成单独地和彼此结合地(即,同时地)递送RF能量和微波能量。因此,切割工具可以连接来从微波能量源和RF能量源接收能量。频率共用器/双工器单元(或信号加法器)可以被提供用来组合RF和微波信号。频率共用器/双工器单元可以包括低通滤波器,所述低通滤波器用来防止高频微波能量返回到较低频率的RF能量源;以及高通滤波器,所述高通滤波器用来防止较低频率的RF能量返回到较高频率的微波能量源。微波能量源和RF能量源可以是电外科发生器,例如WO 2012/076844中所公开的类型电外科发生器的一部分。

[0008] 电外科切割工具可以被设定大小以装配在内窥镜、腹腔镜等等的通道内。因此,优选的是,电外科切割工具(例如,当处于闭合位置时)的最大直径等于或小于10mm,并且更优选地等于或小于5mm,并且甚至更优选地等于或小于3mm。可以设想的是,优选实施方案的最大直径将为2.8mm。电外科工具可以包括保护套筒(例如,导管等等),所述保护套筒可以包围刀片或甚至延伸器械通道的整个长度。

[0009] 第一刀片和第二刀片的结构可以基本相同。因此,本文的公开内容明确地预期,参考第一刀片描述的任何特征也可以存在于第二刀片上。

[0010] 然而,在替代实例中,上文限定的刀片结构可以仅提供在刀片中的一个上。另一个刀片可以包括例如由刚性介电材料形成的无源结构,所述无源结构不会影响从相对刀片递送的能量。

[0011] 第一导电元件和第二导电元件可以暴露在第一刀片和第二刀片的跨过间隙彼此相对的面上。这些面在本文中可以被称作“切割边缘”,因为它们对应于刀片上常规与机械切割相关联的位置。切割边缘可以被布置来执行机械切割,这可以受助于从第一导电元件和/或第二导电元件(其可以被称作电极)递送的RF能量。在一个实例中,例如使用刀片上的尖锐边缘完全机械地执行切割(例如,“冷”切割)。微波能量可以在执行机械切割之前或之后供应来凝固或消融组织。

[0012] 每个切割边缘可以是直边缘。刀片的切割边缘优选地垂直于或基本上垂直于刀片的平面体的平面。刀片优选地安装在轴上,所述刀片可自由地围绕所述轴旋转,每个刀片具有有轴从中穿过的孔。刀片优选地安装在轴上,使得孔的内表面和轴的外表面抵靠着彼此嵌平(即,彼此接触)。

[0013] 如上所述,取决于枢轴相对于刀片的切割边缘的位置,两个刀片的第一表面可以(以类似剪刀的方式)滑过彼此,切割部分地由第一个表面充当剪切表面并滑过彼此时产生的剪切作用引起。当枢轴点在垂直于切割边缘的方向上位于远离切割边缘的位置时,出现这种类似剪刀的操作。在这种类似剪刀的配置中,当刀片处于闭合位置时,每个刀片的第一表面彼此面对(并且可以彼此接触),而每个刀片的第二表面在刀片的外部远离彼此。在闭合位置,每个刀片的切割边缘已移动经过彼此并且因此面向外侧并彼此面向相反的方向,即第一刀片的切割边缘面向与第二刀片的切割边缘相反或基本上相反的方向。

[0014] 可选地,在类似钳子的配置中,当枢轴点与切割边缘成直线定位时,刀片的切割边缘彼此面对并且当刀片处于闭合位置时可以彼此接触。因此,切割部分地是由于两个接触的切割边缘之间的力作用的结果而引起的。在本发明中,优选的是,组织的切割主要由RF能量引起,而不是由两个刀片之间的剪切或力的机械作用引起。然而,可以设想的是,机械作用将有助于切割。因此,例如,不同于家用剪刀或钳子,在本发明中,优选的是,刀片的切割边缘是平坦的、基本上平坦的或弯曲的(例如,圆形的),而不是尖锐的。以此方式,可确保切割主要由RF能量而不是机械力实现,从而带来更洁净的可更精细地控制的切割,这往往导致更少的出血。这种布置还可以降低患者的风险,因为没有尖锐的刀片或表面或边缘引入到患者体内。在这种配置中的闭合位置,在切割边缘接触或几乎接触的情况下,第一刀片的第一表面邻近于第二刀片的第二表面,反之亦然。

[0015] 在本发明的实施方案中,优选的是,在刀片从打开位置移动到闭合位置时,与每个刀片相关联的电场不会受到相对刀片上的导电元件的不当影响。因此,在上文描述的类似剪刀的配置中,优选的是,同轴传输线的内导体连接到第一刀片的第一导电元件,并且连接到第二刀片的第二导电元件。同样地,同轴传输线的外导体优选地连接到第一刀片的第二导电元件和第二刀片的第一导电元件。

[0016] 相反,在类似钳子的配置中,在刀片朝向彼此(而不是越过彼此)移动时,第一刀片上的第一导电元件移动到邻近于第二刀片上的第二导电元件处,反之亦然。因此,在这种配置中,优选的是,同轴传输线的内导体连接到第一刀片的第一导电元件,并且连接到第二刀片的第一导电元件。同样地,同轴传输线的外导体优选地连接到第一刀片的第二导电元件和第二刀片的第二导电元件。

[0017] 即使相对表面接收具有相反极性的电信号,当刀片一起移动时也几乎不存在短路的风险,因为在使用中,总是会有生物组织将两个刀片隔开来。为了进一步确保这一点,刀片中的一者或两者可以包括间隔装置,所述间隔装置在刀片闭合时防止每个刀片的切割边缘接触。间隔装置可以位于刀片的一者或两者上,从而确保即使处在闭合位置,在刀片的切割边缘之间也总是存在足够程度的间距。间隔装置可以包括在刀片的一者或两者上的突出部。当来自相对刀片的两个相反的场非常接近时,可以增强所述装置的切割或凝固能力,因为刀片之间的距离可以是足够小的,以在刀片之间产生大小与由每个单独刀片上的导电元件产生的电场类似的电场。在这种布置中,能量递送到组织中的机制类似于常规的RF双极装置的机制,但是可能更为有效。

[0018] 在每个刀片上,第一导电元件和第二导电元件可以是呈形成于第一介电材料的相对表面上的一个或多个金属化层的形式。更特别地,第一导电元件和第二导电元件可以被布置成在器械尖端或边缘与生物组织进行接触所在的接触区域处建立局部电场。局部电场

可能是极高的,这可能会导致微等离子体(即,热的热等离子体)形成于切割边缘处,在该处与生物组织的接触是最希望的。就实现有效切割而言,这种微等离子体可能是特别有效的。为了抵抗由高温微等离子体引起的任何不利影响,第一导电元件和第二导电元件可以在切割边缘处和邻近于所述切割边缘处包括例如镀覆区域的部分,所述部分由具有高熔点,例如1500℃的导电材料,诸如钛、钨等等制成。使用这类材料有助于确保第一导电元件和第二导电元件不会被生成的微等离子体侵蚀。

[0019] 第一导电元件和第二导电元件还可以包括连接部分,所述连接部分由具有较低熔点的导电材料,诸如银、金等等制成,所述导电材料沉积或镀覆在较高熔点导体上。连接部分可以有助于例如经由焊接等等连接同轴传输线的内导体和外导体。在一个实施方案中,钛钨(TiW)种子层可以与顶部沉积的银层或金层一起使用。较低熔点材料可以仅在将要附接同轴传输线内导体和外导体的区域中,即仅在刀片的近端处沉积在较高熔点材料上,并且与切割边缘(该处将形成微等离子体)间隔开,例如,包围可以利用来将刀片安装在轴上的孔。这种布置遵循了以下事实:同轴传输线连接到刀片所在点处的电场应相对较低,并且因此该点处的温度应远低于较低熔点材料的熔点。金属化层优选地由生物相容性材料,诸如金、银和钛制成。

[0020] 如果第一介电材料的介电常数大于空气的介电常数,则可以在切割边缘处产生RF组织切割,并且切割边缘处的第一介电材料的厚度是小的,优选地为1mm或更小,例如0.5mm。这能确保允许电流平稳地沿着优先返回路径流动。这还能产生足够高的电场以产生微等离子体。

[0021] 如所讨论,刀片还被布置成从同轴传输线接收微波频率能量。同轴传输线因此可以被布置成与RF信号分开地或同时地传送微波频率信号。因此,第一导电元件和第二导电元件布置在第一介电材料上以充当近场天线或电极,以辐射对应于所接收的微波信号的微波EM辐射。对微波和RF信号的不同处理可能归因于不同频率信号对刀片的“观感”不同。对于RF信号,可以像平行板电容器一样对刀片进行建模。经由第一导电元件与第二导电元件之间的RF信号建立的电场可以通过使第一导电元件和第二导电元件的边缘从例如第一介电材料的外边缘回退而基本上包含在第一介电材料内。为了使用RF能量执行切割,显然希望所述场能延伸到第一介电材料之外。这可以通过在指定为RF切割部分的区域中使第一导电元件和第二导电元件的边缘延伸到(但不越过)刀片的切割边缘来实现。然后,在平行板电容器的两个板(即,由第一介电材料隔开的第一导电元件和第二导电元件)之间建立的并通过与刀片的一个或多个边缘进行接触而耦合到生物组织中的RF场可以产生受控的微等离子体,并且微等离子体可以实现或增强RF组织切割过程。未参与剪切操作,即与切割边缘相对的边缘优选地被去激活或布置成使得所述边缘不会将RF或微波能量递送到接触组织中-这可以通过将未参与剪刀操作的边缘周围或其上的金属化部剪短来实现。

[0022] 同时,对于微波信号,刀片可以被建模为平行板传输线或平面传输线,例如具有等于微波能量的电波长一半的数倍的物理长度。在这种情况下,微波频率EM能量的辐射方向图取决于刀片的整体形状和微波馈送结构,即同轴传输线。在这种情况下,在近端处的在同轴传输线与第一导电元件之间的间隙在确保来自源的微波能量在阻抗方面与由组织呈现的负载阻抗匹配中起到重要作用。平面传输线布置的总长度在将同轴传输线(或由其而来)的阻抗(或能量递送)与生物组织匹配(或匹配到所述生物组织)的方面也很重要,即所述结

构可以形成四分之一波长阻抗变换器、或半波长谐振器。使用已知的模拟工具,可以调整几何性质以控制从哪些边缘辐射微波频率能量EM能量。优选的模拟是CST Microwave Studio。

[0023] 刀片的打开和闭合可以众多方式实现。特别地,优选的是,致动装置的至少部分可相对于枢轴点移动。更特别地,优选的是,致动装置的至少部分可相对于枢轴点在平行于或基本上平行于同轴传输线的纵轴的方向上移动。致动装置优选地包括被布置成接触刀片的部分的一个或多个推杆,所述推杆可从在近侧基本上远离刀片本身的位置进行控制。以此方式,当切割工具的远端在患者体内使用时,可以由用户实现刀片的打开和闭合。

[0024] 同轴传输线的内导体可以是中空的,即限定延伸穿过其中的通道。通道可以用于将材料传送到器械或从所述器械传送所述材料,例如以从治疗部位提供或移除流体,或传送致动装置的部分,例如推线或控制杆。所述通道还可以包含图像传感器和照明以帮助定位待切除或切割/凝固的组织-这对于内窥镜或腹腔镜应用来说是特别受关注的-在这种特定情况下,剪刀装置还可以执行内窥镜、胃镜或腹腔镜的功能。致动装置还可以包括一根或多根控制线,所述一根或多根控制线被布置成操纵器械。

[0025] 致动装置可以包括可相对于枢轴点移动的致动元件。例如,致动元件可以包括推杆,所述推杆可操作地连接到第一刀片和/或第二刀片。致动元件可以可滑动地连接到同轴传输线,以确保例如在所述致动元件延伸穿过外科观测装置的器械通道的情况下能一起很好地限定所述致动元件的纵向移动路径。

[0026] 在一个实例中,致动装置可以包括凸轮布置,所述凸轮布置被布置成实现刀片的相对旋转。在此处,“凸轮布置”指代一种布置,由此由于组件抵靠着刀片的给定部分滑动,所述组件的线性运动被转换成第一刀片和/或第二刀片的旋转运动。

[0027] 凸轮布置可以包括:推杆,所述推杆被安装成相对于枢轴点纵向地滑动;以及导向路径,所述导向路径形成于第一刀片上,其中推杆可操作地与导向路径接合,并且其中导向路径偏离纵向方向,由此推杆相对于枢轴点的纵向移动导致第一刀片相对于枢轴点枢转。导向路径可以是在偏离枢轴点的方向上延伸,例如相对于纵向方向成角度的直线轨道。可以对推杆进行约束,使得所述推杆仅可以在纵向方向上移动,并且可以包括从动件,所述从动件安装在直线轨道中并且被约束在所述直线轨道上。为了使从动件与导向路径之间的交叉点保持与推杆的纵向方向一致,导向路径必须随着从动件的移动而改变定向。

[0028] 凸轮布置可以应用在两个刀片上,或可以仅应用在一个刀片上,在此情况下,刀片可以确保所述刀片围绕枢轴点对称地移动的方式铰接。

[0029] 导向路径可以是呈刀片的表面中的凹部的形式,或可选地是呈贯穿刀片的孔或槽的形式,并且从动件可以是呈在推杆中的每一个的远端处的突出部的形式。推杆的往复运动,即基本上为线性的前后运动使得突出部和导向路径的接触点发生改变,并且导向路径优选地被成形为使得在突出部沿着导向路径滑动时发生的接触点的变化能引起刀片围绕(固定)枢轴点旋转。例如,导向路径可以基本上是线性的,并且相对于推杆的向前/向后运动方向倾斜地定向。当然,为了使刀片围绕枢轴点在相反方向上旋转,一个刀片上的导向路径可以在与另一个刀片上的导向路径相反的方向上倾斜。通过以这种方式连接刀片,可能存在高水平的控制,并且减少活动部件的数量。在同样采用凸轮布置的替代实施方案中,导向路径可以是呈刀片的表面上的凸起区域的形式,并且推杆可以在其远端处具有对应的凹

部。在这种情况下,操作原理相对于槽/突出部布置保持不变。

[0030] 在以上实施方案中,推杆优选地位于包围同轴传输线的中空管结构或护套的端部上,所述中空管结构或护套的内表面优选地与同轴传输线的外表面齐平。在优选实施方案中,管子相对于同轴传输线固定在适当的位置上,并且推杆能够在其定位所在的管子的通道内来回移动。可选地,管子可以由允许所述管子不费力地沿着同轴传输线的外表面来回滑动的材料制成,以通过移动管子而不是在管子内移动推杆来实现致动。

[0031] 两个推杆优选地从管子的远端表面延伸。由于刀片以及更重要的是枢轴点刚性地或基本上刚性地连接到同轴传输线,因此管子和推杆相对于同轴传输线和枢轴点的运动能够像讨论的那样致动刀片的打开和闭合。通过使用沿着同轴传输线的外表面滑动或推杆本身在其中滑动的管状结构,推杆的运动方向被约束为在同轴传输线的远端处平行于或基本上平行于所述同轴传输线的纵轴,从而允许提高的控制。如本文所述,具有每个刀片都有一个推杆的管结构提供了相对于例如盘绕在同轴传输线周围的单一推杆的改进。当所述装置包含在导管内时,这种结构倾向于推到导管的外边缘,并且随后在滑动运动与刀片打开的程度之间会产生不一致的关系。在例如棘手的外科切除手术中,这种不精确是不希望的。

[0032] 在一些情况下,例如取决于导向路径相对于推杆的运动方向的角度和两个刀片之间的枢轴点的刚度,在推杆的突出部(或凹部)在导向路径中来回移动时,所述突出部(或凹部)可能会受到来自导向路径的边缘的阻力,所述阻力倾向于使两个推杆叉开来,而不是打开刀片。为了防止这种可能会导致推杆强度变低或断裂的叉开,可以使用支撑结构来连接所述推杆。

[0033] 取决于如上所述的凸轮布置的特定尺寸,当刀片处于完全打开位置时,3.5mm的推杆的移动可以转换成7mm的开口。在这种分离或控制水平不够的情况下,可以将带齿轮的把手固定到管结构的近端。这避免了使用较长刀片的需要,当所述工具必须借助于内窥镜插入到患者体内时,所述较长刀片会导致问题。

[0034] 在也可以利用具有两个推杆的管结构的替代布置中,杆可以由在枢轴处刚性地连接到刀片的线(或类似物)构成。线优选地被成形,例如弯曲,使得所述线的来回运动例如像门把手一样会使刀片围绕枢轴旋转。所述线优选地预成形为弯曲形状,并且优选地,所述线接触刀片的部分是相对于推杆的来回运动的方向具有最大角位移的部分。在优选实施方案中,所述线由镍钛诺制成。这种布置是有利的,因为它制造起来比凸轮布置更为简单。

[0035] 在另一个实例中,致动装置可以包括链节,所述链节具有:近端,所述近端可枢转地连接到推杆;以及远端,所述远端在偏离枢轴点的位置可枢转地连接到第一刀片。每个刀片可以具有从其近端延伸的臂,以提供用于连接到链节的位置。臂可以经由链节连接到推杆的远端。链节优选地是呈基本上为线性的刚性材料片的形式,所述刚性材料片在其近端处枢转地连接到推杆,并且在其远端处枢转地连接到刀片的臂。在这种布置中,由于链节在推杆的端部与刀片的臂之间形成了固定距离,因此枢轴点与推杆之间的相对运动会使刀片的臂与链节之间的角度增大/减小(这取决于推杆的运动方向),并且因此能够引起刀片的打开/闭合。优选地,每个刀片连接到不同的链节,两个链节均在同一个点处可枢转地连接到推杆的远端。以此方式,实现了两个刀片的对称布置,这有助于确保推杆仅能够在前后方向上移动,而不会侧向偏离。这种链节布置是稳固的布置,伴有降低的推杆或其他组件弯曲或断裂的风险。为了良好地工作,链节布置中的推杆必须中心地,而不是外围地定位。这可

以通过具有同轴传输线的中空内导体来实现,所述内导体具有延伸穿过其中的通道。在这种情况下,如果使用金属推杆,例如镍钛诺线等等,则所述金属推杆可以与通道的内表面电绝缘。这可以在通道的内表面或推杆的外表面或两者上使用绝缘涂层来实现。

[0036] 在另一个实例中,推杆可以包括具有预成型的弯曲远侧部分的线,所述弯曲远侧部分刚性地紧固到第一刀片。

[0037] 所述工具可以包括偏置装置,所述偏置装置被布置成将第一刀片和第二刀片推向打开位置。偏置装置可以是存在于刀片之间的弹簧(例如,螺旋弹簧或叶片弹簧)。偏置装置优选地被布置成维持刀片处于打开位置。

[0038] 致动装置可以包括套环,所述套环相对于第一刀片和第二刀片可滑动地安装,所述套环可在以下两者之间移动:第一位置,其中套环封闭刀片以使所述刀片保持于闭合位置;以及第二位置,其中刀片被暴露以允许打开所述刀片。套环的直径优选地大于刀片在处于闭合位置时的最大宽度。在第一位置,套环可以封闭刀片,以使所述刀片保持于闭合或部分闭合位置,从而降低患者受伤的风险。然后,在套环向后移动到第二位置时,由于暴露了更多的刀片,因此允许随着刀片的外边缘与套环的唇缘之间的接触点的改变而更大程度地打开所述刀片。更特别地,在第二位置,刀片中在第一位置封闭的部分变得暴露,所述暴露允许更大程度地打开刀片。类似于采用线来致动刀片的打开和闭合的实施方案,本实施方案也具有比凸轮和链节机构更为简单的结构,所述结构具有更少的活动部件和更少的导线/推杆。

[0039] 刀片可以安装在U形夹结构中,所述U形夹结构位于切割工具的远端处,所述U形夹结构包括基部,所述基部用于附接到同轴传输线;以及壳体,所述壳体限定用于容纳第一刀片和第二刀片的纵向凹部。

[0040] U形夹结构可以是诸如不锈钢的材料片,所述材料片具有中心凹部,以赋予其基本上呈U形形状的侧面轮廓。在优选实施方案中,刀片绕着轴枢转,所述轴从凹部的一侧延伸到另一侧,所述轴优选地朝向U形夹结构的远端定位,使得尽可能多的刀片可以被暴露于周围的生物组织。轴可以在每一端用销密封在合适的位置。凹部在垂直于刀片的平面的方向上的宽度优选地与包含在其间的两个刀片的总厚度大致相同。以此方式,凹部的内壁为刀片提供额外的支撑,并且确保在使用中,所述刀片仅被约束为在平面内移动,而不是在垂直于所述平面的方向上摆动。在凹部的底部处的底板应具有足够大的区域,以至于同轴电缆的内导体和外导体两者均可以被暴露出来,以便所述内导体和外导体可以与每个刀片的第一导电元件和第二导电元件形成连接。凹部底板优选地基本上是平坦的,但是它可以是弯曲的。U形夹结构优选地是圆柱形的,以便与同轴传输线的外表面形成连续表面,而不存在尖锐边缘。U形夹结构还可以在其远端处包括半球形或其他弯曲部分,也去除了在使用切割工具时可能会造成患者受伤的尖锐边缘。

[0041] 在包括一个或多个推杆的本发明的实施方案中,例如当致动装置包括凸轮时,U形夹结构的凹部的内壁优选地包括一个或多个导向件,例如在来回运动期间支撑推杆的凹槽。这有助于防止推杆的弯曲或叉开。

[0042] 同轴传输线的内导体和外导体与第一刀片和第二刀片中的每一个上的第一导电元件和第二导电元件之间的电连接可以经由轴进行,所述轴是刀片相对于彼此旋转时移动最少的部位。因此,当刀片安装在轴上时,内/外导体与每个刀片的表面上的导电元件之间

的连接优选地经由位于轴的外表面上的导电结构进行。对应地,每个刀片的孔的内表面可以包括导电涂层,所述导电涂层电连接到对应刀片的对应表面上的导电元件。在优选实施方案中,刀片的第一表面上的第一导电元件可以延伸到刀片的孔(轴穿过所述孔)的内表面上。类似地,刀片的第二表面上的第二导电元件也可以延伸到孔的内表面上。为了防止短路,延伸到所述孔的内表面上的来自第一表面的金属化部和来自第二表面的金属化部必须彼此电隔离。这最容易通过使得其间具有一定空间、以及使得轴由绝缘材料制成来实现。为了连接到同轴传输线的导体,内导体可以轴向地延伸到两个刀片之间的空间中,并且接触导电套筒,即所述轴的外表面上的涂层或条带。导电涂层延伸到轴的与第一刀片的孔的内表面上的金属化部接触的部分中,以在内导体与刀片的第一表面上的金属化部之间建立电连接。类似地,外导体或连接到外导体的一段导电材料可以轴向地延伸,并且接触轴的与第一刀片的孔的内表面接触的部分上的导电涂层或条带,以在外导体与刀片的第二表面上的金属化部之间建立电连接。

[0043] 这同样适用于第二刀片,例外的是外导体和内导体,或连接到每一者的导电材料条带必须使路径交叉,以便使外导体与第二刀片的第一表面电接触,并且使内导体与第二刀片的第二表面电接触。这最好通过具有从每个导体的远端延伸的导电材料条带来实现,所述导电材料条带能够彼此交叉而不会接触彼此,这归因于所述装置的三维性质。在一些实施方案中,从传输线的内导体和外导体中的任一者或两者延伸的导电材料条带可以位于U形夹结构的内壁上,以便确保所述导电材料条带在使用中不会弯曲或折断。

[0044] 在替代实施方案中,电接触点可能不在枢轴上,而是可以在刀片本身的第一表面/第二表面上。就其本质而言,在刀片围绕枢轴旋转期间,这些部件将移动比每个刀片上的孔的内表面更大的距离。因此,在一些实施方案中,每个刀片的每个表面上的金属化部的形状必须被选择为确保在刀片的运动期间始终与同轴传输线的内/外导体维持接触,以便在使用切割工具时维持均匀接触。

[0045] 在其他实施方案中,其中内导体连接到每个刀片的第一表面,并且外导体连接到每个刀片的第二表面,但是可以设想类似但更简单的结构,其中导电材料条带无论如何都不需要彼此交叉。例如,内导体可以仅分支成两个分支并在两个刀片之间延伸,从而经由轴上的导电套筒与所述刀片电连接或直接与刀片连接。类似地,导电条带可以从外导体的端表面的每一侧延伸,每个导电条带延伸到U形夹壁与刀片的第二表面(其处在外部)之间的间隙中,并且与刀片的表面上的导电元件形成电接触,或经由轴上的导电套筒形成电接触。这种配置可以被采用于例如类似钳子的配置中,其中当刀片处于闭合位置时,切割边缘可以正面相遇。

[0046] 作为同时从刀片两者递送RF和/或微波信号的替代方案,在本发明的一些实施方案中,信号可以在刀片之间交替。这可以通过将单独的输入输入到刀片的每一个中来实现。因此,根据本发明的第二方面,提供了一种电外科切割工具,所述电外科切割工具具有:第一刀片和第二刀片,所述第一刀片和第二刀片在枢轴点处联结,每个刀片包括由第一介电材料制成的平面体,所述第一介电材料将第一表面上的第一导电元件与第二表面上的第二导电元件隔开,第二表面面向与第一表面相反的方向;致动装置,所述致动装置用于引起第一刀片与第二刀片之间围绕枢轴点进行的在打开位置与闭合位置之间的相对旋转,相对旋转基本上发生在刀片的平面内;第一同轴传输线,所述第一同轴传输线具有由第二介电材

料隔开的第一内导体和第一外导体,第一同轴传输线被布置成为第一刀片递送RF和微波频率信号,其中第一内导体和第一外导体分别连接到第一刀片的第一导电元件和第二导电元件;第二同轴传输线,所述第二同轴传输线具有由第三介电材料隔开的第二内导体和第二外导体,第二同轴传输线被布置成将RF和微波频率信号递送到第二刀片,其中第二内导体和第二外导体分别连接到第二刀片的第一导电元件和第二导电元件,并且其中:每个刀片的第一导电元件和第二导电元件能够充当用于维持其间的RF电场的有源电极和返回电极,所述RF电场对应于经由第一同轴传输线和第二同轴传输线分别递送到第一刀片和第二刀片的RF信号,并且第一导电元件和第二导电元件还能够充当用于辐射微波频率EM场的天线结构,所述微波频率EM场对应于经由第一同轴传输线和第二同轴传输线分别递送到第一刀片和第二刀片的微波信号。

[0047] 在兼容的情况下,上文提出的可选特征也适用于本发明的第二方面。特别地,这种布置与上文阐述的所有刀片结构兼容,并且所有致动机构可以与这个结构一起使用。U形夹结构(以及对应的相关可选特征)也与本发明的第二方面的实施方案完全兼容。相对于本发明的第一方面的电外科切割工具,同轴传输线的导体之间的电连接被进一步简化,因为不需要使导电条带交叉。仍然可以经由轴上的导电套筒或通过与刀片的表面上的导电元件直接接触来进行连接。在经由轴上的导电涂层、套筒或条带进行连接的实施方案中,连接到不同刀片的所述涂层、套筒或条带优选地彼此电隔离,以便确保供应到第一刀片的信号不会抵达第二刀片,反之亦然,即确保在给定时间只有一个刀片有效。

[0048] 第一同轴传输线和第二同轴传输线优选地包含在导管等等中,并且优选地附接到导管的侧面。致动装置可以是呈凸轮布置的形式,其中护套或包含如上所述的推杆的类似管结构位于导管的外表面上。护套或管结构也可以位于导管的内表面上。可选地,就像在如上所述的链节布置的情况下一样,中心推杆可以位于第一同轴传输线与第二同轴传输线之间的间隙或通道内。

[0049] 为了在第一刀片与第二刀片之间交替微波和/或RF信号递送,所述工具还可以包括交替装置,所述交替装置被配置成在第一刀片与第二刀片之间交替微波/RF信号的递送。交替装置优选地是呈交替同轴开关的形式,例如单极双掷开关,所述交替同轴开关连接在微波和/或信号发生器的输出端与同轴传输线的端部之间,其中极被配置成在两个掷刀之间快速交替,一个掷刀连接到一根同轴传输线。通过在两个刀片之间交替能量递送,有可能使用标准50 Ω 传输线,而无需阻抗变换器。还存在与电压击穿相关的优点,因为最大电压应该会被减半。在优选实施方案中,交替同轴开关可以50Hz操作,即周期为20ms。

[0050] 另一方面,本发明提供了一种电外科设备,所述电外科设备包括:电外科发生器,所述电外科发生器被布置成输出RF能量和微波能量;以及如上所述(即,根据本文描述的第一方面或第二方面)的电外科切割工具,所述电外科切割工具被连接来从电外科发生器接收RF能量和微波能量。所述设备可以包括信号交流发电机,所述信号交流发电机被布置成在第一刀片与第二刀片之间交替地切换来自电外科发生器的RF能量或微波能量。

[0051] 信号交流发电机可以用于在两个刀片之间切换微波和/或RF能量。这可以允许更多的功率递送到所述装置的远端处,同时避免刀片短路的风险。信号交流发电机可以是开关元件,例如包括同轴开关、PIN二极管和变容二极管电源开关中的任一者。开关可以包含在手持件中,或可以位于刀片定位所在的远端处。

[0052] 可能希望在不到1秒或甚至不到100ms内对递送到第一刀片和第二刀片的能量进行切换,以便使得能量递送看起来是准连续的。在一个实例中,可以从第一刀片递送150ms的能量脉冲,接着是100ms的能量脉冲,在此之后从第二刀片递送150ms的脉冲。在这种布置中,仍然有可能从具有可以递送RF和微波能量的两个单独的刀片中获益。

[0053] 在整个本申请中,RF可以意指范围为10kHz至300MHz的稳定的固定频率,并且微波频率可以意指范围为300MHz至100GHz的稳定的固定频率。RF能量的频率应该高到足以防止能量引起神经刺激,并且低到足以防止能量引起组织灭活(tissue blanching)或不必要热余裕或对组织结构的损害。RF能量的优选的点频率包括以下任一者或多者:100kHz、250kHz、400kHz、500kHz、1MHz、5MHz。微波能量的优选的点频率包括915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz以及24GHz。

[0054] 另外,在整个本申请中,当使用术语“导体”、“导电的(conductive)”、“导电(conducting)”等等时,除非另外明确说明,否则这应被理解为意指导电(electrically conducting)。

附图说明

[0055] 将参考附图详细讨论本发明的实施方案,在附图中:

[0056] 图1示出了根据本发明的第一方面的实施方案的切割工具;

[0057] 图2A至图2C示出了可以用于本发明的实施方案中的U形夹结构和同轴电缆的远端的顶视图和侧视图;

[0058] 图3A至图3E示出了根据本发明的实施方案的切割工具,其中为了示出所述实施方案的内部致动机构,切除了各个层;

[0059] 图4A至图4E示出了根据本发明的实施方案的在刀片从打开配置移动到闭合配置的连续阶段的切割工具;

[0060] 图5A和图5B示出了可以用于本发明的实施方案中的致动机构;

[0061] 图6A和图6B示出了可以用于本发明的实施方案中的另一种致动机构;

[0062] 图7A至图7E是示出同轴传输线与刀片上的导电元件之间的电连接的截面示意图;

[0063] 图8示出了根据本发明的第二方面的实施方案的电外科切割工具;

[0064] 图9是作为本发明的实施方案的切割工具的模拟刀片结构的顶部透视图;

[0065] 图10是图9所示的刀片结构的底部透视图;

[0066] 图11是示出图9所示的刀片结构在将微波能量递送到生物组织时的回波损耗的曲线图;并且

[0067] 图12是图9所示的刀片结构在与生物组织接触时的功率密度模拟。

具体实施方式

[0068] 图1至图4E示出了根据本发明的实施方案的切割工具1的若干视图。切割工具1可以大致分为四个部段:刀片布置10、U形夹结构40、致动机构60以及同轴传输线80。将参考相关附图依次描述这些部件。在图1至图4E的所有图中相同的附图标记用于相同的特征。

[0069] 图1示出了包括上文描述的所有四个部段的切割工具1的透视图。刀片布置10由第一刀片12a和第二刀片12b构成。刀片12a、12b基本相同,并且以面朝相反方向的朝向安装到

切割工具1上。由于刀片基本相同,因此除了可用于区分两个刀片的特征之外,仅针对一个刀片或另一个刀片标记特征。在这种情况下,第一刀片的特征的附图标记表示为“a”,并且第二刀片上的特征的附图标记表示为“b”。在以下描述中,由于每个刀片的结构特征相同,因此省略了这些内容。

[0070] 刀片12由两个主要部件,即枢轴部件13和刀片部件15组成。如在图4A至图4E中可以看到,刀片部件15设定在枢轴部件13的后方(即,接近于所述枢轴部件定位)。这在稍后部分中进行更详细的描述。每个刀片2的刀片部件15是平面陶瓷体,所述平面陶瓷体具有限定刀片12的前部的直的切割边缘14以及与切割边缘相对的弯曲的后缘16。切割边缘14限定了平坦的切割表面18。呈金属化层20形式的第一电极存在于刀片的顶表面21上。类似的金属化层也存在于刀片的底表面上,以形成第二电极(图中未示出)。金属化部20具有与刀片部件15本身类似的形状。金属化部20的前缘22一直延伸到刀片部件15的切割边缘14,但是并未向下延伸到切割表面。金属化部20的后缘24是弯曲的,并且大体平行于刀片部件15的后缘16延伸。金属化部的后缘24与刀片部件15的后缘16间隔开,使得在使用切割工具1时,在后表面处不出现或出现可忽略的电场,其中切割/凝固是不希望的。类似地,金属化部20的前缘22确实也延伸到刀片部件15的切割边缘14,使得可以在刀片2上的第一电极与第二电极之间横跨切割表面18生成高能RF电场。

[0071] 枢轴部件13是基本上呈矩形的具有弯曲角部的平面体,所述平面体附接在刀片部件15的近端17处。孔26延伸穿过枢轴部件13,以用于接收轴54,刀片2可自由地围绕所述轴54旋转。枢轴部件13还包括细长槽28,所述细长槽28相对于切割边缘14倾斜地定向。在讨论切割工具1的操作期间,下文更详细地描述了槽28的用途。凹口29也存在于枢轴部件13与刀片部件15之间的区域中。

[0072] 当查看例如图1时,刀片部件15在该页的平面中设定在枢轴部件13的后方。以此方式,第一刀片12a和第二刀片12b可以安装在切割工具1上,使得当所述刀片旋转到闭合位置(即,图4E所示的位置)上时,切割边缘18a、18b就像一把钳子的边缘一样彼此正面相遇,而不是像一把剪刀的边缘一样滑过彼此。

[0073] 图2A至图2C更详细地示出了其上安装有刀片的U形夹结构40。U形夹结构40由例如不锈钢的圆柱体40a形成,具有圆顶远端40b。具有矩形截面的凹部44(特别参见图2C)几乎延伸U形夹结构40的整个长度,从而限定两个细长壁46、48,每个壁限定在凹部44内的内表面。凹部还具有基部50,从而联结内表面47、49。在图2A中,可以看到致动机构60和同轴传输线80的端表面。朝向U形夹结构40的远端42,在壁46、48中的每一个中存在孔52。在本实施方案中,孔位于U形夹结构40的圆柱体部分与圆顶部分之间的边界处,以便将枢轴部件13的整个长度容纳在凹部44内。轴54可以穿过孔52中的每一个,刀片12可以经由孔26安装在所述孔52上。为了更好地示出U形夹结构40本身的结构,图2A至图2C中未示出刀片。如图2B中最佳所示,矩形凹口49存在于壁46、48中的每一个的外边缘处。同轴传输线80暴露在U形夹结构40的基部50处。包括内导体82、外导体84和隔开两者的介电材料86的同轴传输线更好地示出于例如图3A和图3B中。

[0074] 图3A、图3B和图4A至图4E示出了致动机构60,所述致动机构60用于打开和闭合本发明的这个实施方案的切割工具1中的刀片12a、12b,尤其是图4A至图4D为了示出各个致动阶段在省略了U形夹结构40的情况下示出了所述机构。刀片12a、12b的致动通过凸轮布置来

实现,所述凸轮布置由推杆的端部处的突出部构成,所述突出部与每个刀片2中的槽28a、28b相作用。更具体地,护套62位于同轴传输线80的外表面周围。护套包含两个凹槽,每个凹槽包含刚性推杆64、66。推杆64、66可相对于护套62在护套的纵轴的方向上来回移动。因此,所述推杆从护套的端表面63突出的长度可以变化。在每个推杆64、66的端部处的是突出部65、67。当刀片安装在轴54上时,突出部中的每一个被布置成搁置在刀片12中的每一个的槽28中。

[0075] 现将参考图4A至图4E描述致动机构60的打开操作。在完全闭合状态下,如图4E所示,推杆64、66最大限度地缩回。由于刀片12a、12b的切割表面18a、18b之间的接触,所述推杆无法进一步缩回。本实施方案的致动机构60依赖于枢轴点25与突出部65、67之间的相对运动。为了实现这一点,因此有必要相对于护套62的端表面63固定枢轴点25的位置,推杆64、66从所述端表面63突出。在使用中,枢轴点25保持静止并且推杆64、66来回移动,以便使刀片12的平移运动保持为最小。

[0076] 为了打开刀片12,推杆64、66向前移动,以从护套62的端表面63突出更多。推杆64、66是刚性的并且被约束为在护套62的纵向方向上移动。槽28a、28b相对于纵向方向成非零角度,这意味着在突出部65、67抵靠在其相应的槽的壁上时,突出部65、67的纵向移动会迫使刀片围绕枢轴点25枢转。当突出部抵达槽28a、28b的远端时,推杆64、66无法进一步从护套62的端表面63突出,并且因此刀片12如图4A所示最大限度地打开。为了再次闭合刀片12,使推杆64、66缩回。当刀片12像图4D和图4E中那样闭合时,推杆64、66可以不再缩回,因为刀片12无法再进一步旋转,并且突出部65、67位于其相应的槽28a、28b的端部处。

[0077] 图5A和图5B中示出了替代的致动机构160。在这种布置中,弯曲的镍钛诺线168刚性地附接到枢转特征167,诸如刀片112上的销或凹槽,使得所述线无法相对于所述特征旋转。线168的来回运动结合其弯曲形状使得线的向内弯曲部分169趋向其远端170,从而以与旋转门把手的端部使得所述门把手绕着其枢轴旋转一样的方式使枢转特征167旋转。为了使这种布置生效,线168的刚度必须足够大,以至于其能够抵抗刀片112中的孔126与其上安装有刀片的轴之间的任何摩擦(或其他旋转阻力)。线168的曲率越大,并且相关地,向内弯曲部分169的长度越大,这个致动机构160就越有效-因为存在提高的杠杆作用。这种布置的优点在于其简单性。

[0078] 图6A和图6B中示出了另一替代致动机构260。在这种布置中,每个刀片212a、212b具有从枢轴部件213向后延伸的突出臂272。臂272的近端232连接到链节234的远端。链节234和臂272经由诸如销236的紧固件可枢转地连接。链节234可围绕销236相对于臂272自由地旋转。链节234的近端经由另一个销238可枢转地连接到中心推杆240的远端。刀片212a、212b经由链节234a、234b对称地连接到推杆240。这种对称布置是重要的,因为当刀片212a、212b被致动时,它有助于确保推杆240的运动被约束在箭头所示的方向上,而不是在两侧之间摆动。

[0079] 就像在上文描述的凸轮布置实施方案中一样,这个致动机构260的关键是销238与枢轴点225之间的相对运动。另外,臂272和链节234的存在意味着销236必须保持在销238与枢轴点225之间的固定距离处。因此,当推杆240向前(即,向上)移动时,突出臂272与链节234之间的角度必须减小以维持固定间隔,从而引起臂272围绕枢轴点225的旋转,以及因此整体刀片212a、212b围绕枢轴点225的旋转。

[0080] 图7A至图7E是U形夹结构40的近端的示意(非等比例)图,其示出了同轴传输线80的内导体82和外导体84与第一刀片12a和第二刀片12b的表面上的电极之间的电连接。在这些示意图中,省略了致动机构60,但是将了解,上文描述的各种致动机构与所有电连接配置是兼容的。同样地,尽管刀片12a、12b被示出为彼此邻近,其间具有一定间隙,但是可以了解,相同的电连接可以用于任何刀片配置,例如本文讨论的钳子型或剪刀型配置。

[0081] 在图7A中,经由轴54进行电连接。以此方式,当刀片12a、12b旋转时,在移动最少的部分处形成电连接。同轴传输线80终止于凹部44的基部50。内导体82延伸经过同轴传输线的介电材料86的端表面87,进入电接触件90,所述电接触件90分成第一分支90a和第二分支90b。在这个实施方案中,电接触件90是内导体82的延伸部并且与所述内导体是连续一体的,但是电接触件90可能由与内导体82的端表面83电接触的单件导电材料形成。第一分支90a在刀片12a、12b之间延伸并且与导电套筒92a电接触。导电套筒92a是呈涂覆轴54的外表面的导电材料层的形式。以下更详细地讨论导电套筒92a相对于第一分支90a的远端和第一刀片12a的位置。

[0082] 第二分支90b延伸穿过凹部,经过第二刀片12b的近端(而不与之电接触),并且延伸到U形夹壁48与第二刀片12b的外表面23a之间的区域中。第二分支90b的远端像第一分支90a一样与导电套筒92b电接触,所述导电套筒92b具有与导电套筒92a类似的结构。

[0083] 同轴传输线80的外导体84与电接触件94a、94b电连接。电接触件94a延伸到第一刀片12a的外表面23a与U形夹壁46之间的区域中,并且电连接到导电套筒96a,所述导电套筒96a具有与先前提及的导电套筒92a、92b相同的结构。就像内导体82一样,电接触件94a与同轴传输线80的外导体84可以是连续一体的,或所述电接触件可以由与外导体84的端表面85接触的单件导电材料形成。

[0084] 电接触件94b延伸到刀片12a、12b的内表面21a、21b之间的区域中。在这样做时,重要的是,为了防止短路,所述电接触件要与电接触件90电隔离。实际上,这可以通过以下方式来实现:在凹部内使接触件90、94之间具有一定角度偏移,这未示出于图7A中;或在电接触件90、94a、94b周围放置绝缘涂层。电接触件94b的远端电连接到导电套筒96b,所述导电套筒96b再次具有与先前描述的三个导电套筒92a、92b、94a类似的结构。

[0085] 刀片12a、12b安装在轴54上。在每个刀片的表面21a、21b、23a、23b上的金属化部20a、20b、20c、20d在附图中由粗的黑线示出。这个金属化部20a、20b、20c、20d需要电连接到同轴传输线80,以便使用微波/RF能量来执行切割和凝固。在图7A所示的实施方案中,电连接经由轴54实现。更具体地,使用第一刀片12a作为实例(对于第二刀片12b来说,情况是相同的),在例如刀片12a的内表面21a上的金属化部20延伸到刀片12a中的孔26的周边处的唇缘上(经由所述孔,所述刀片安装在轴54上),以在孔26的内表面上形成导电外壳100a。然后,当刀片12a安装在轴54上时,在导电外壳100a与导电套筒92a之间形成电连接。因此,在本实施方案中,导电套筒92a必需位于其借此可以电连接到电接触件90a的远端和导电外壳100a两者的位置。这同样适用于其余三个导电套筒92b、96a、96b。在使用中,在刀片12a、12b使用致动机构60(未示出)围绕轴54旋转时,在旋转期间可在所有点处维持导电外壳100a、100b、100c、100d与导电套筒92a、92b、96a、96b之间的周向电连接,以确保均匀的信号被递送到金属化部20a、20b、20c、20d。为了确保电连接可靠,在本实施方案中,孔26a、26b的内表面,即导电外壳100a、100b、100c、100d与轴54的外表面,即导电套筒92a、92b、96a、96b

齐平。

[0086] 图7B示出了与图7A类似的布置。与前一个实施方案相同的特征不再进行描述,并且被给予了对应的附图标记。

[0087] 在图7B的实施方案中,代替在轴54处连接,电接触件90、94a、94b和分支90a、90b的远端直接连接到刀片12a、12b的相应表面21a、21b、23a、23b上的金属化部20a、20b、20c、20d。在这些实施方案中,必要的是,在刀片12a、12b的表面21a、21b、23a、23b的所有部分上都存在金属化部20a、20b、20c、20d,电接触件90、94a、94b在刀片12a、12b的旋转期间可以接触所述金属化部。这直接通过使刀片的大部分近侧部分例如像图5A和图5B所示那样被金属化部覆盖来实现。在替代实施方案(未示出)中,电接触件可以像图7B中那样在处于轴54上方,而不是下方的位置电连接到刀片的表面上的金属化部。在这类实施方案中,电接触件应与轴54本身电隔离。

[0088] 图7C示出了与前两个实施方案类似的实施方案,其中同轴传输线80的内导体82是中空的,以限定通道89。在这种情况下,不像图7A和图7B中那样具有分支的电接触件,电接触件90a'、90b'从内导体82的端表面的相对侧延伸。在所示实施方案中,电接触件90a'、90b'的远端电连接到刀片12a、12b的表面21a、21b上的金属化部20b、20c,但是在其他实施方案中,所述远端可以像图7A的实施方案中那样电连接到轴54上的导电套筒。

[0089] 图7D示出了与前三个图类似的另一个实施方案。在这种情况下,由于内导体82连接到刀片的内表面21a、21b,并且外导体84连接到刀片的外表面23a、23b,因此不需要电接触件的交叉。在这个特定实例中,与内导体连续一体的电接触件93在轴54附近分支成T形状,其中T的每个臂93a、93b接触刀片12a、12b中的每一个上的金属化部20b、20c。当然,T形状是内导体在诸如此类的实施方案中可以采用的许多形状中的一种。如前所述,这种布置可以像图9所示那样采用于类似钳子的配置的电外科切割工具,以避免刀片12a、12b之间的排斥。

[0090] 图7E示出了与前一个类似的实施方案,在这种情况下例外的是,与刀片12a、12b上的金属化部20a、20b、20c、20d的连接像图7A一样经由轴54上的导电套筒92'、96a、96b进行。在本实施方案中,存在两个导电套筒96a、96b用于与从同轴传输线80的外导体84延伸的电接触件94a、94b连接,并且存在单一导电套筒92',所述单一导电套筒92'连接到刀片12a、12b两者中的孔26a、26b的内表面并且经由单个无分支的电接触件90'电连接到内导体82。在类似的实施方案(未示出)中,可以存在与刀片的每个内表面相关联的导电套筒,并且电接触件在这种情况下将分支成例如Y形状,使得分支中的每一个的远端可以与导电套筒中的每一个形成电连接。

[0091] 图8是示出包括根据本发明的第二方面的实施方案的电外科切割工具200的电外科设备的示意图。除了切割工具200之外,图8还包括发电机输出端202,所述发电机输出端202可以将RF和/或微波频率信号供应到切割工具200。发电机输出端202经由连接204连接到SPDT开关206。SPDT开关206具有输入端子和两个输出端子(在图8中示出为1和2)。极208能够在两个输出端子之间快速切换。输出端中的每一个连接到单一同轴传输线,即第一同轴传输线80a或第二同轴传输线80b。因此,在极208在两个输出端子之间振荡时,在任何一时间同轴传输线80a、80b中的只有一个连接到发电机。同轴传输线80a、80b由内导体82a、82b,外导体84a、84b和隔开两者的介电材料86a、86b形成。这些传输线80a、80b可以是呈标

准50同轴电缆的形式 Ω 。

[0092] 第一同轴传输线80a与第二传输线80b之间的空间形成通道89,推杆或导线(未示出)可以经由所述通道89插入来充当致动装置。在同轴传输线80a、80b的远端处示出了同轴传输线80a、80b与第一刀片12a和第二刀片12b之间的电连接的简化示图。更具体地,组件连接如下:

[0093] ● 第一同轴传输线80a的外导体84a经由连接99a连接到第一刀片12a的外表面23a。

[0094] ● 第一同轴传输线80a的内导体82a经由连接99b连接到第一刀片12a的内表面21a。

[0095] ● 第二同轴传输线80b的外导体84b经由连接101a连接到第二刀片12b的内表面21b。

[0096] ● 第二同轴传输线80b的内导体82b经由连接101b连接到第二刀片12b的外表面23b。

[0097] 如前所述,在两个刀片12a、12b的内表面21a、21b和外表面23a、23b上存在金属化部(未示出),以形成第一电极和第二电极。请注意,在这个示意图中,为了不遮挡切割工具200的其他特征,省略了诸如U形夹40和轴54的特征,但是这些特征与所示的实施方案是完全兼容的。例如,同轴传输线80a、80b与刀片12a、12b之间的连接也可以使用与图7A至图7E所示类似的结构来形成。

[0098] 图8还示出了每个刀片的输出的曲线图。在极208在SPDT开关206内振荡时,发电机输出端202依次交替地对第一刀片12a和第二刀片12b进行供应。如从曲线图可以看到,极208在时间 t_i ($i=0,1,2,3,4$)处切换位置。在任何时候都不会同时从两个刀片12a、12b输出信号。在优选实施方案中,掷刀的切换间隔为约20ms。应注意,波形被示意性地绘制来说明刀片12a、12b处何时接收信号。实际上,即使在RF频谱的最低端处,波形本身也将具有较高的频率。图8中所示的波形不应被视为本发明的实施方案中采用的频率的代表。

[0099] 图9和图10是可以用于作为本发明的实施方案的切割工具中的示意性刀片结构300的上部视图和下部视图。尽管在图9中仅示出了一个刀片302,但是可以了解,所示的U形夹结构304已为第二刀片留出邻近刀片302安装的空间,使得所述刀片以类似剪刀的方式操作。

[0100] 在这个实施方案中,刀片302包括平面介电元件306,所述平面介电元件306围绕轴308可枢转地安装到U形夹结构304。平面介电元件306具有用于接合生物组织的向内平坦边缘310,以及与向内平坦边缘310相对的向外弯曲边缘312。

[0101] 第一导电元件314安装在平面介电元件306的上表面上。第二导电元件316安装在平面介电元件306的下表面上。在这个实施方案中,第一导电元件314和第二导电元件316是上表面上的图案化的金属化层。可以(例如,使用模拟)选择第一导电元件和第二导电元件的图案和厚度以确保沿着向内平坦边缘均匀地递送微波功率。

[0102] 在这个实施方案中,第一导电元件314设定在向外弯曲边缘312的后方,而第二导电元件延伸来与向外弯曲边缘312汇合。第一导电元件314和第二导电元件316两者都延伸来与向内平坦边缘310汇合(并且可以暴露在所述向内平坦边缘310处)。第二导电元件316的厚度可以大于第一导电元件314。第一导电元件314和第二导电元件316中的每一个可以

具有沿着向内平坦边缘310延伸的相应的金属化指状物318、320,以及相应的切口部分322、324,其中在金属化指状物的后方不存在金属化部。每个切口部分322、324可以由向外金属化条带326、328界定,所述向外金属化条带326、328经由成角度的连接条带330、332电连接至其相应的金属化指状物318、320。如下所述,这种配置改善了刀片结构的回波损耗并且还确保了均匀的功率递送。

[0103] 在图9和图10所示的布置中,经由安装在U形夹结构304外部上的同轴电缆334将功率递送到刀片结构300。U形夹结构的另一侧上的第二同轴电缆(未示出)可以用于将功率提供到第二刀片。

[0104] 同轴电缆334具有外导体336,所述外导体336电连接到轴308,所述轴308进而电连接到第二导电元件316。同轴电缆334具有内导体,所述内导体突出到外导体336的远端之外以电连接到横向延伸的联接块338,所述联接块338穿过U形夹结构304中的孔340以电连接到第一导电元件314。

[0105] 图11是示出刀片结构300的回波损耗的曲线图。当经由同轴电缆334供应频率为5.8GHz的微波能量时,回波损耗优于3dB。

[0106] 图12是针对频率为5.8GHz的微波能量对刀片结构300进行的模拟,所述模拟示出了生物组织中的功率吸收。可以看到,邻近于向内平坦边缘处存在均匀的功率递送区域,而不存在来自刀片的其他区域的任何明显的不希望的功率泄漏。

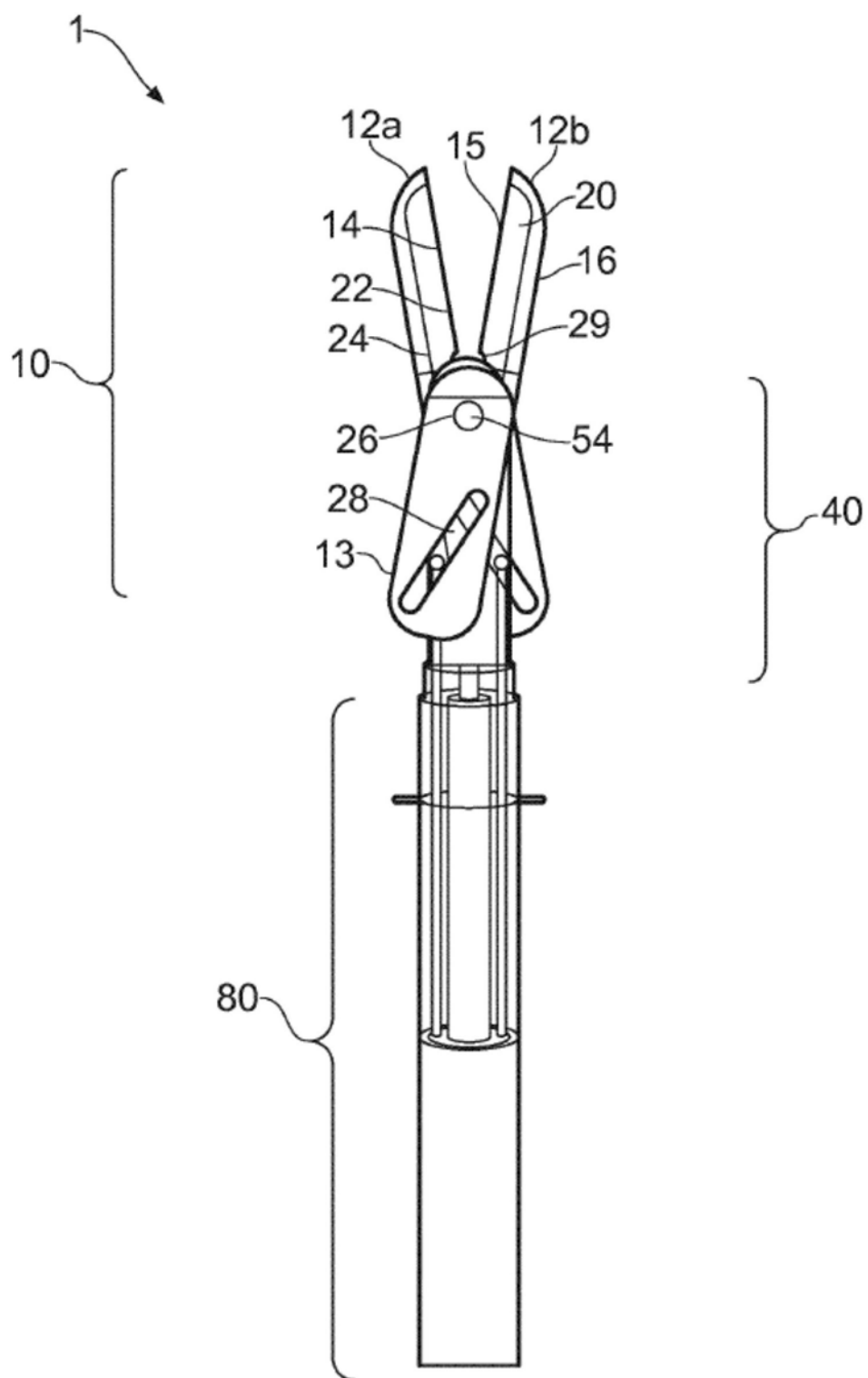


图1

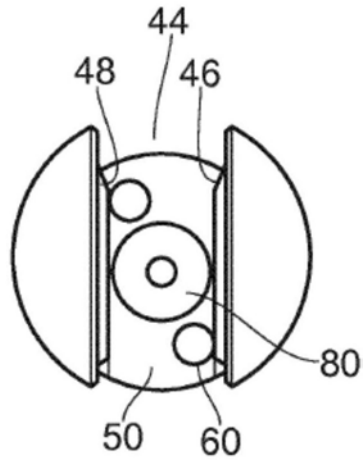


图2A

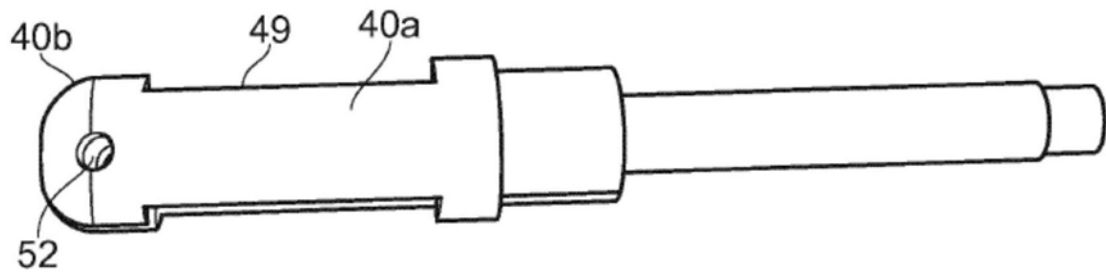


图2B

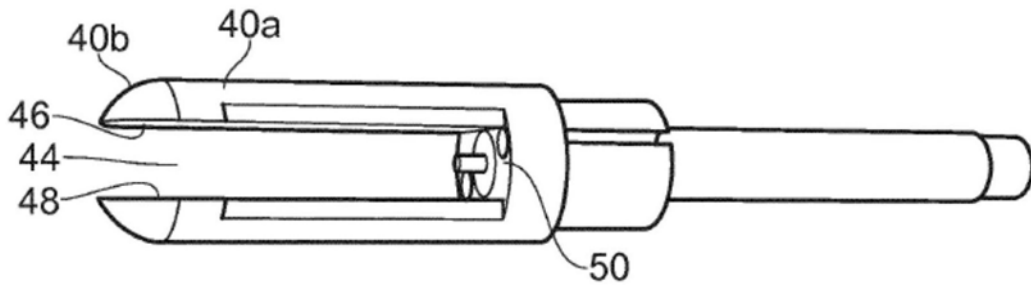


图2C

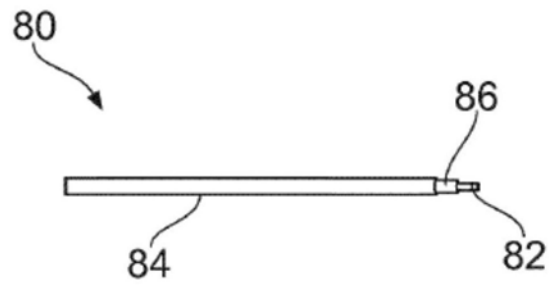


图3A

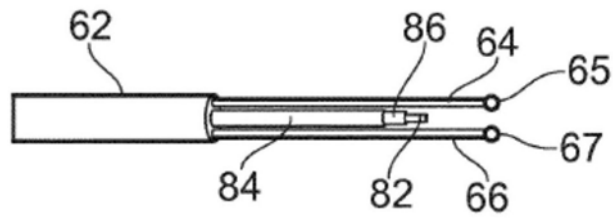


图3B

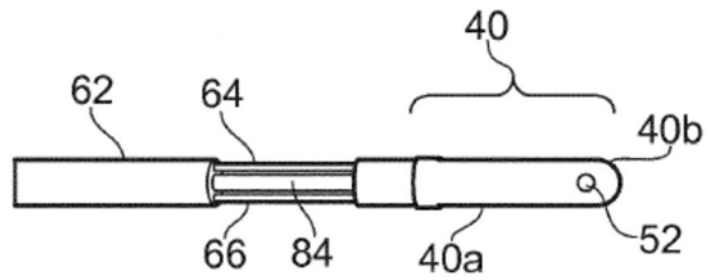


图3C

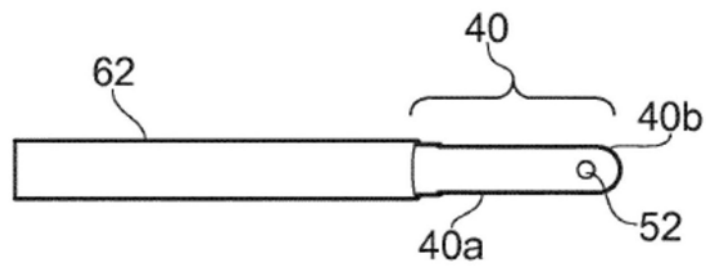


图3D

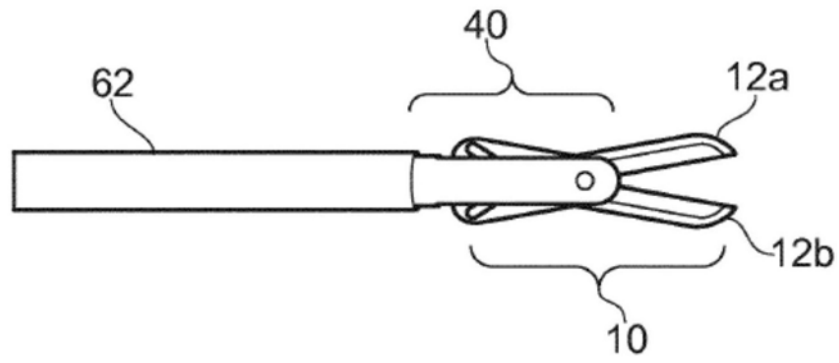


图3E

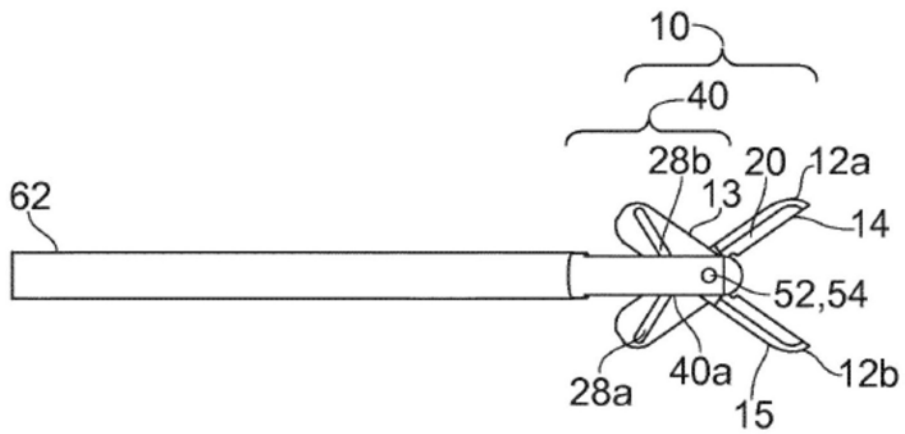


图4A

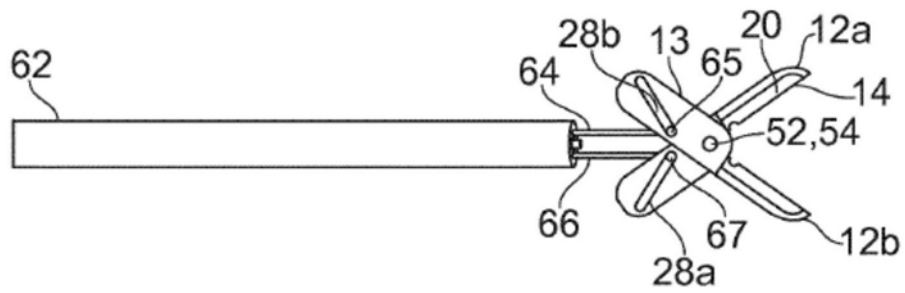


图4B

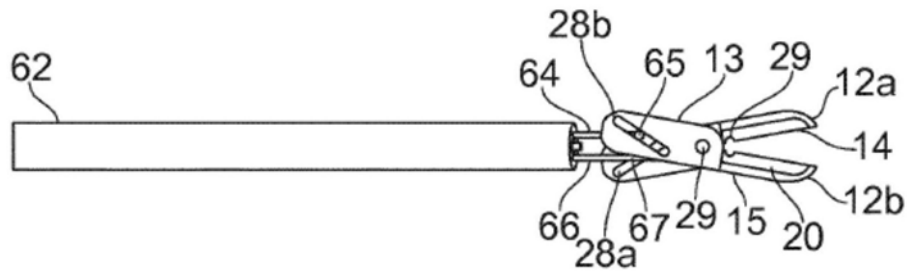


图4C

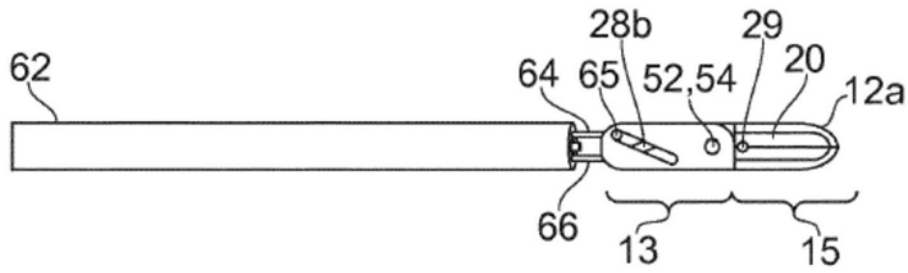


图4D

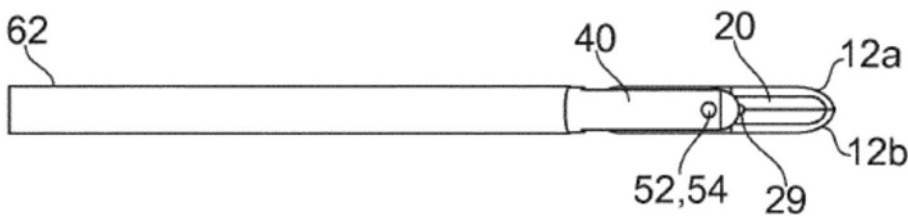


图4E

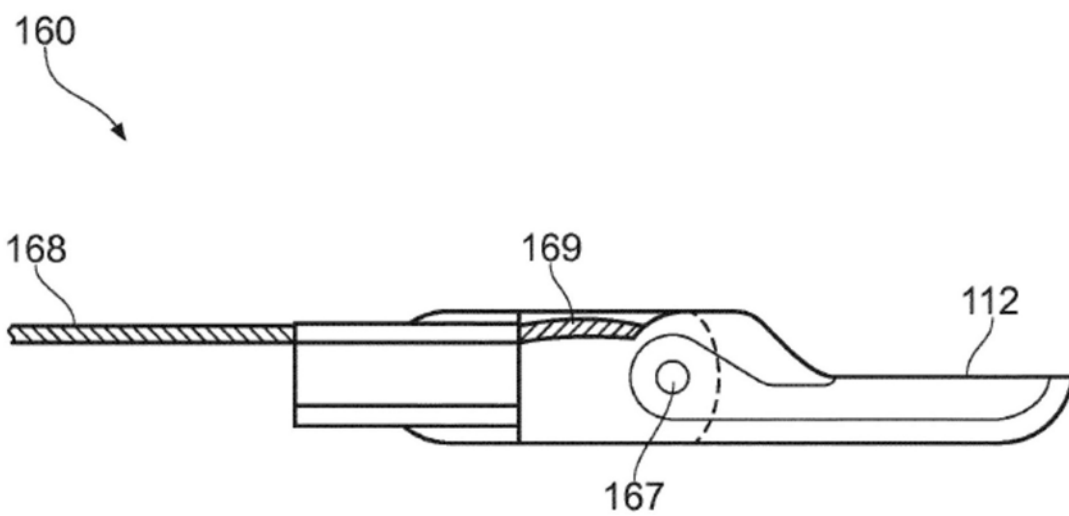


图5A

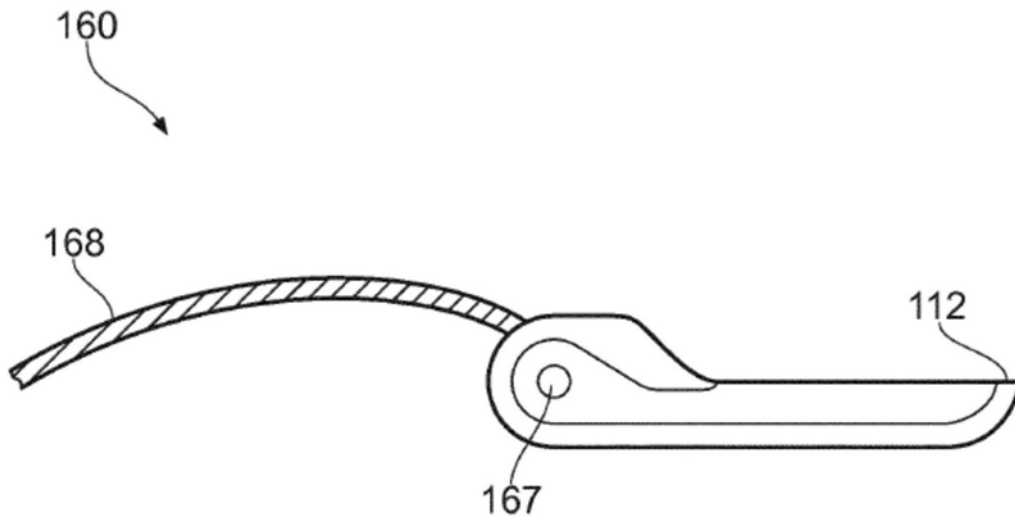


图5B

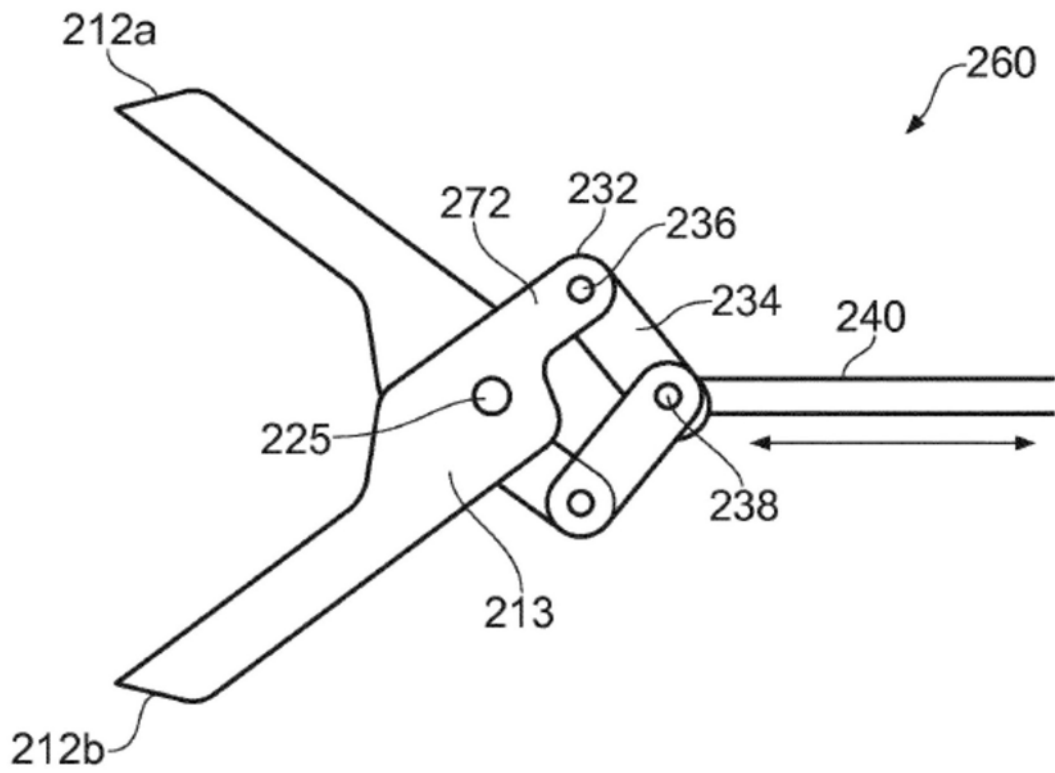


图6A

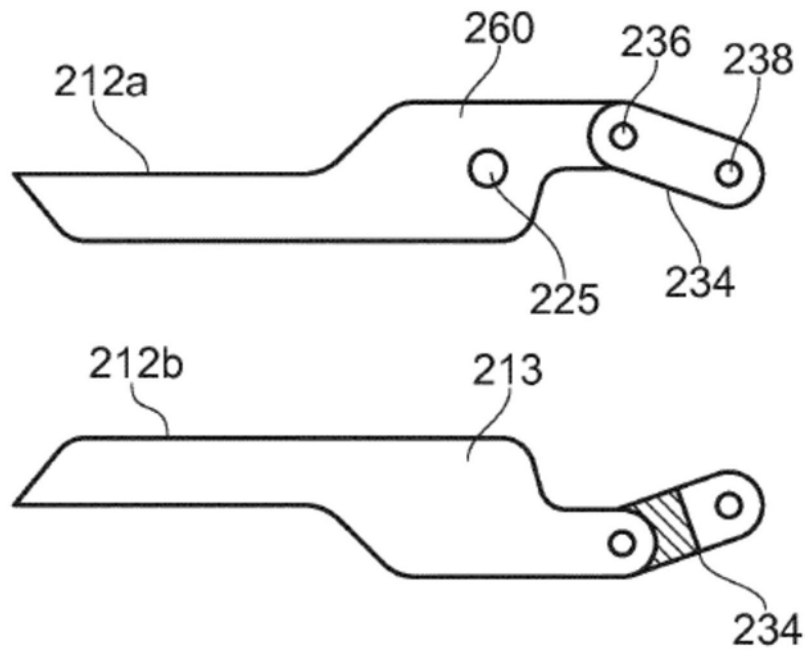


图6B

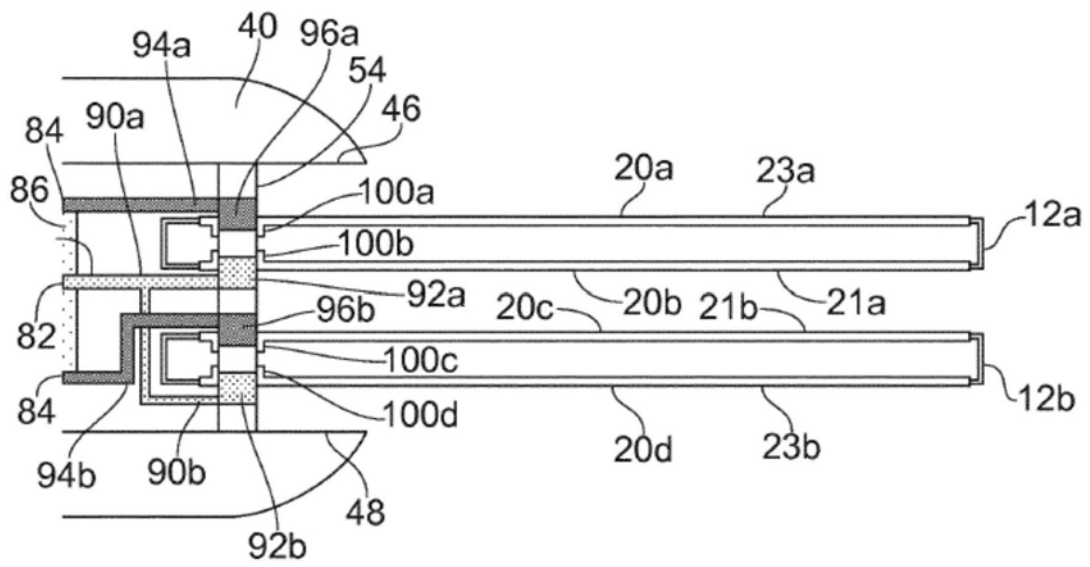


图7A

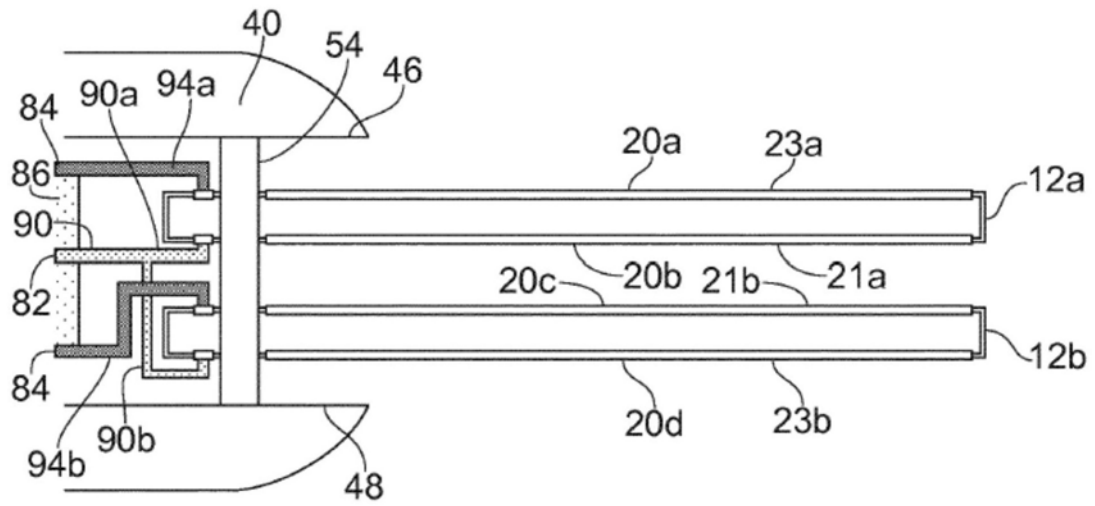


图7B

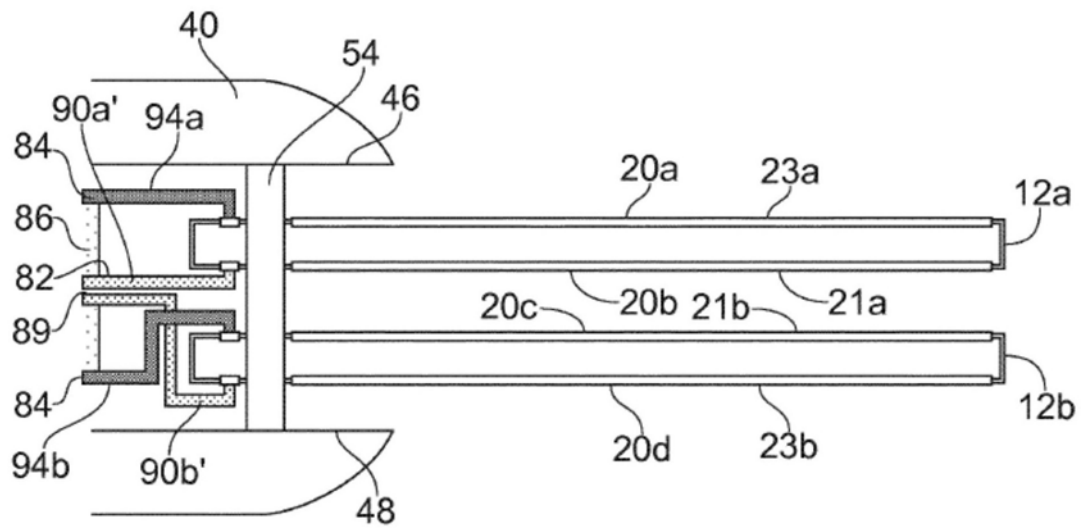


图7C

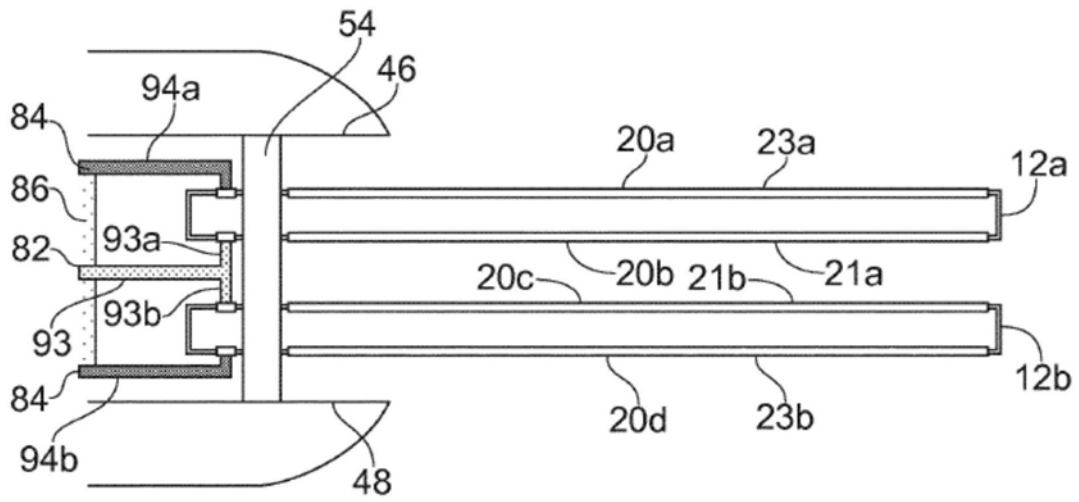


图7D

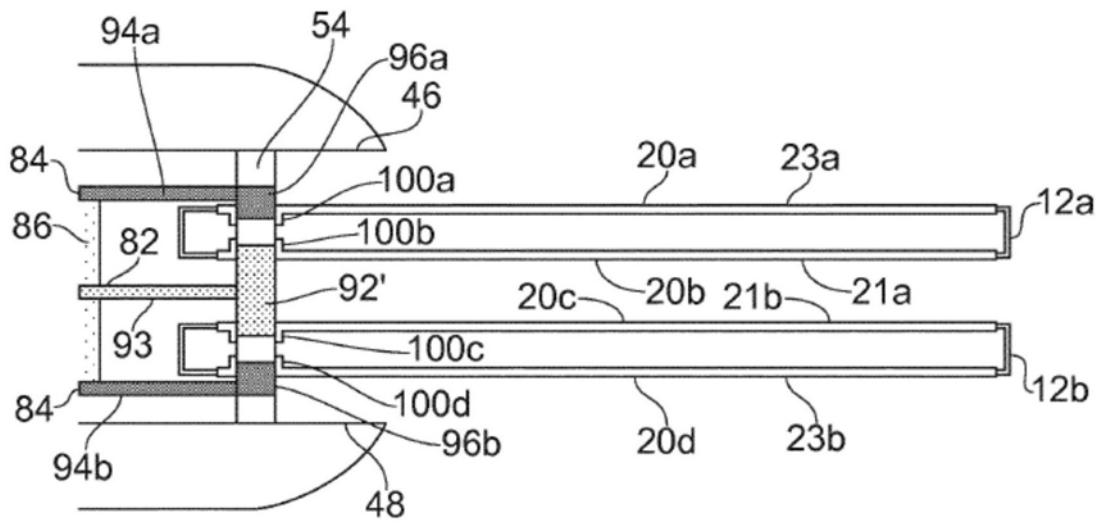


图7E

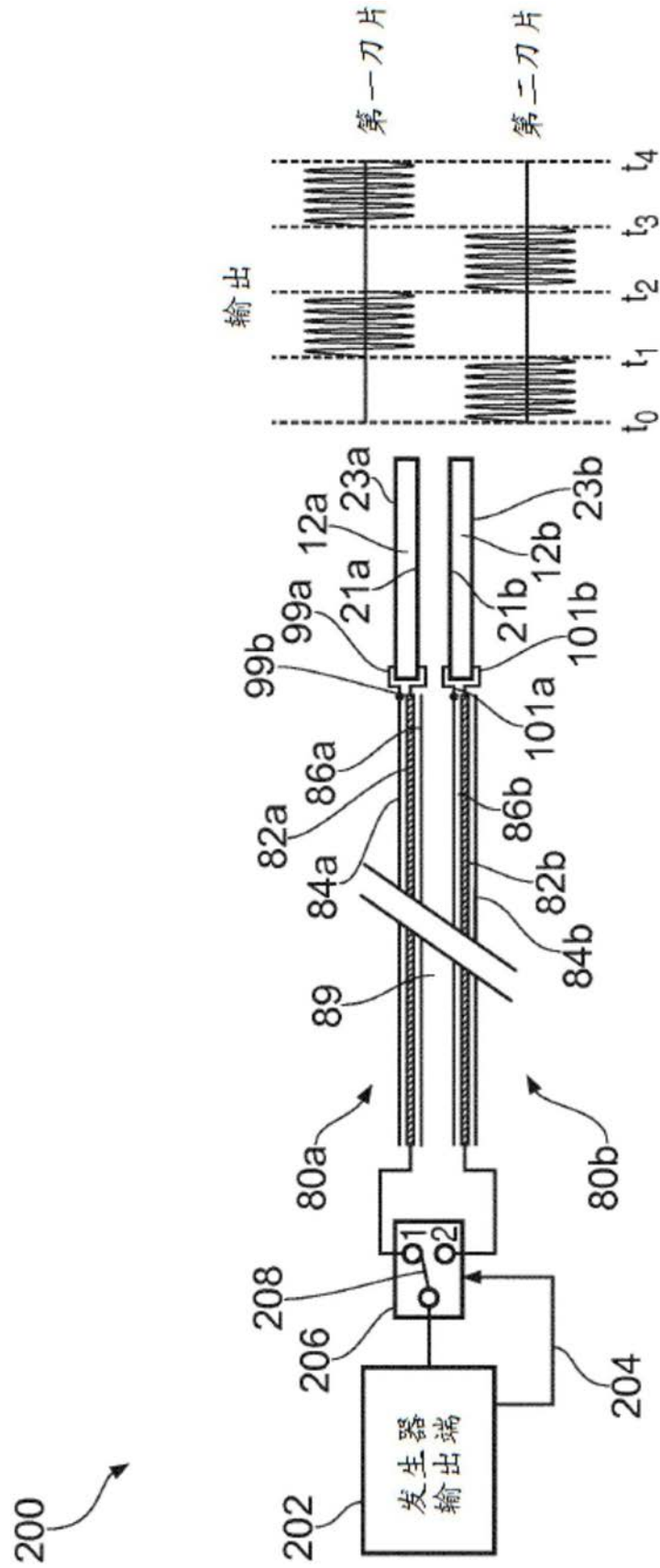


图8

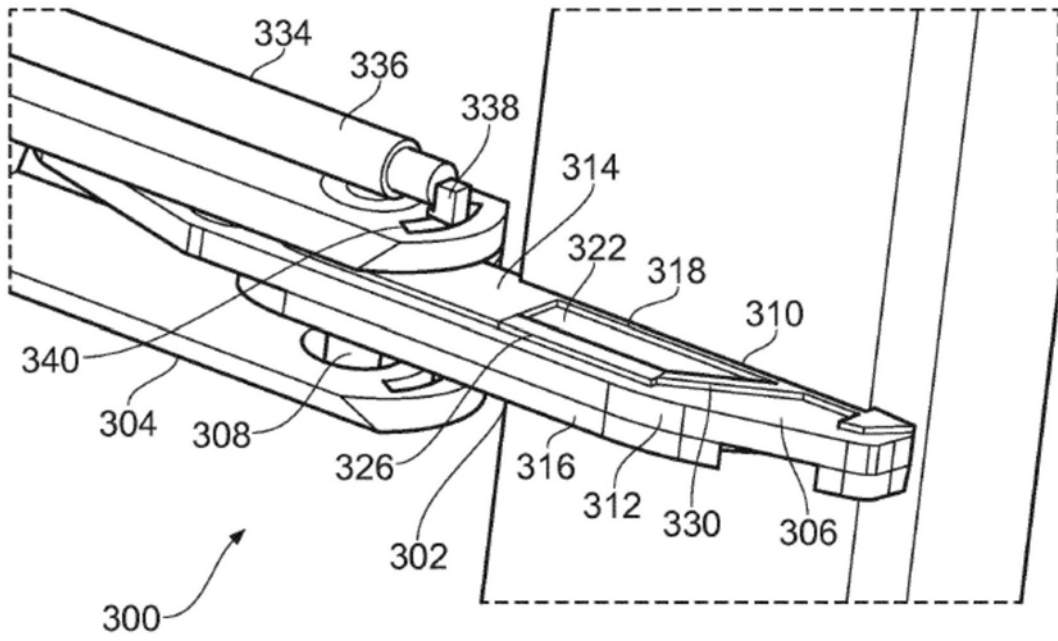


图9

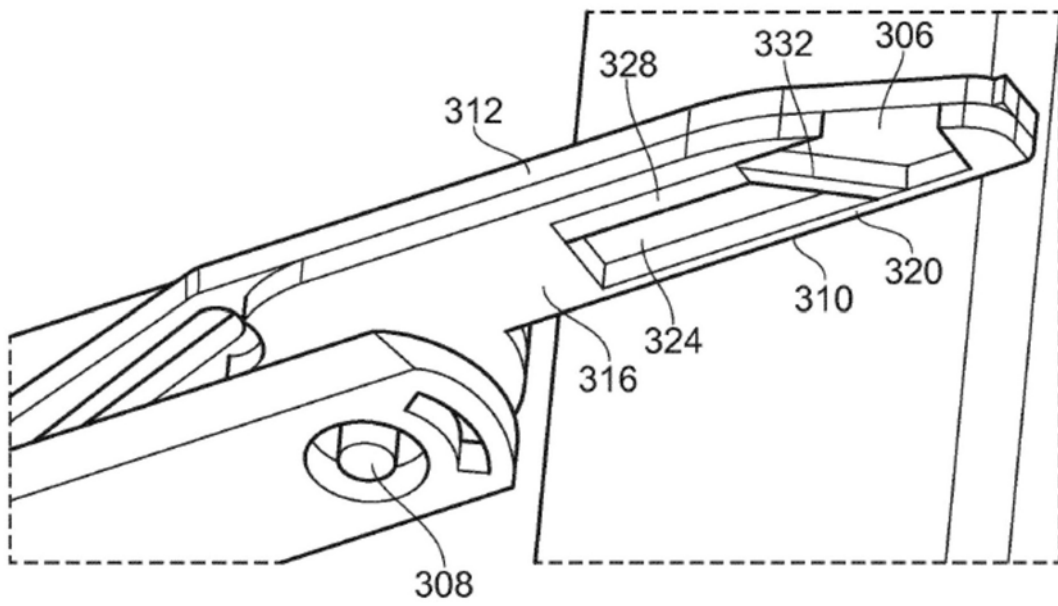


图10

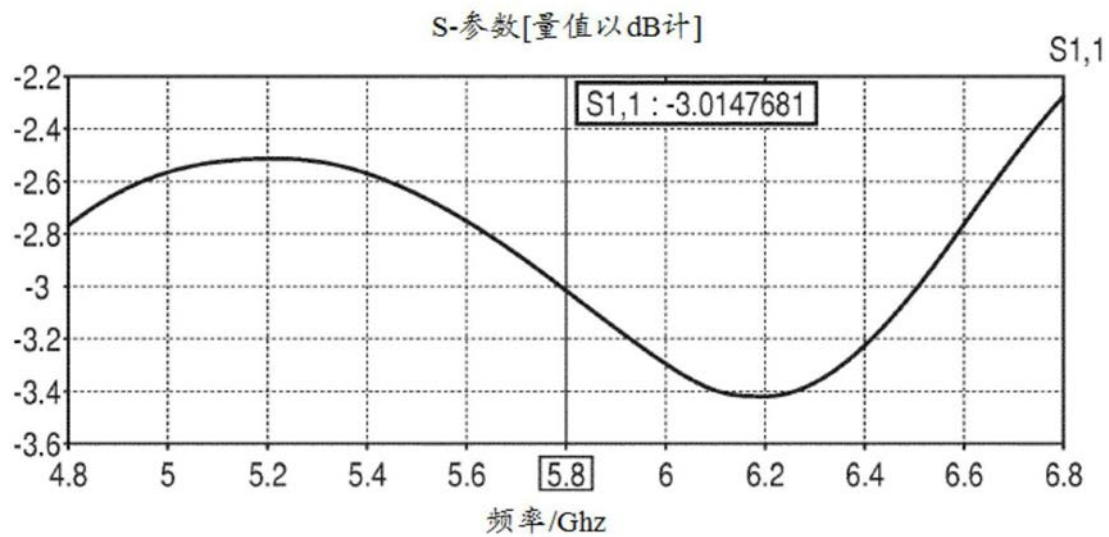


图11

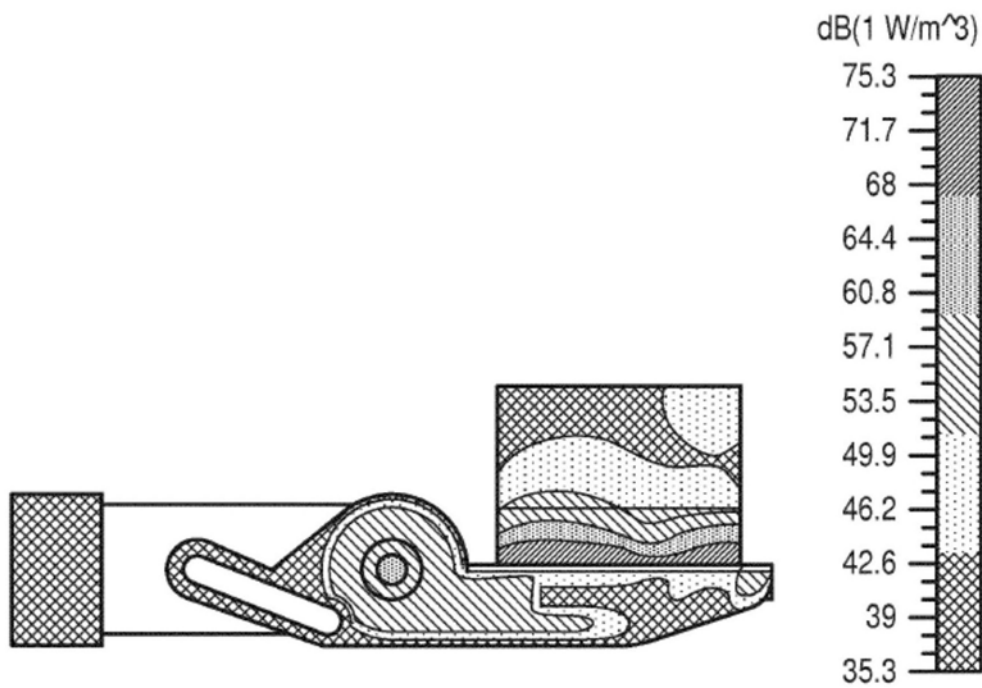


图12

专利名称(译)	电外科切割工具		
公开(公告)号	CN108778175A	公开(公告)日	2018-11-09
申请号	CN201780016473.2	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	CP汉考克 L特纳 M怀特 帕特里克伯恩 S莫里斯		
发明人	C·P·汉考克 L·特纳 M·怀特 S·M斯温 帕特里克·伯恩 S·莫里斯		
IPC分类号	A61B18/14 A61B18/18 A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B18/1206 A61B18/1815 A61B2018/00083 A61B2018/0016 A61B2018/00494 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/00607 A61B2018/0063 A61B2018/00982 A61B2018/00994 A61B2018/124 A61B2018/1273 A61B2018/1861		
代理人(译)	熊永强		
优先权	2016008679 2016-05-17 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种电外科切割工具，包括一对可枢转刀片，所述可枢转刀片可机械地操作为剪刀或钳子。所述刀片具有电极，所述电极能够递送RF和/或微波能量，以切割或凝固所述刀片之间的组织。所述工具将致动和能量递送机构组合成紧凑的布置，所述紧凑的布置使得所述工具能够经由外科观测装置，诸如内窥镜、胃镜或腹腔镜的器械通道插入。每个刀片可以包括由介电材料制成的平面体，所述介电材料将第一导电元件与第二导电元件隔开。所述刀片可以在所述刀片的平面内相对于彼此旋转。

