



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102946816 A

(43) 申请公布日 2013. 02. 27

(21) 申请号 201180024913. 1

(22) 申请日 2011. 05. 16

(30) 优先权数据

12/781, 243 2010. 05. 17 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 11. 19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/036617 2011. 05. 16

(87) PCT申请的公布数据

WO2011/146377 EN 2011. 11. 24

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 P·A·威兹曼 J·L·亚尔德瑞吉

R·M·班克斯 A·T·贝克曼

J·F·卡明斯 T·G·戴茨

C·N·法勒 J·R·吉奥尔达诺

J·L·哈里斯 Z·F·黄

G·M·约翰逊 C·G·金伯尔

P·玛拉维雅 M·C·米勒

A·米瑞尔 D·K·诺维尔

C·J·沙尔 F·E·谢尔顿四世

F·B·斯图伦 J·S·斯威泽

B·E·怀特 T·威登豪斯

D·A·威特 S·G·伯纳斯

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 刘迎春

(51) Int. Cl.

A61B 18/14(2006. 01)

权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 23 页

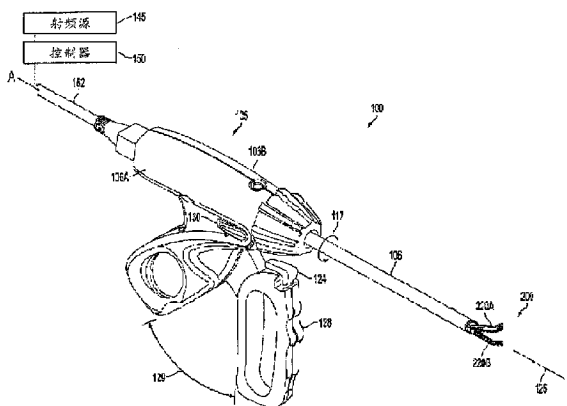
(54) 发明名称

外科器械及其端部执行器

(57) 摘要

本发明公开了多种形式的外科器械。在多种实施例中,具有可操作和可关闭钳口的端部执行器附接到细长轴的远端,以使得所述钳口的部分从所述细长轴轴向偏移。其他钳口实施例连接到致动装置,所述致动装置允许所述钳口的部分移动脱离与所述细长轴的轴向对准。其他钳口实施例能够有利于组织解剖。本发明还公开了电外科器械。一个实施例采用可贴合组织的柔性电极。

CN 102946816 A



1. 一种电外科器械,包括:
细长轴,所述细长轴具有远端并且限定第一纵向轴线;
端部执行器,所述端部执行器能够操作地连接到所述细长轴的所述远端,所述端部执行器包括:
第一钳口,所述第一钳口具有第一细长部分和第一弯曲远端;以及
第二钳口,所述第二钳口具有第二细长部分和第二弯曲远端,其中所述第一钳口的所述第一细长部分能够运动地连接到所述第二钳口的所述第二细长部分,并且其中所述第一细长部分和第二细长部分限定从所述第一纵向轴线偏移的第二轴线。
2. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述细长轴限定细长的占有面积,并且其中所述第一钳口和第二钳口不横向突出到所述占有面积之外。
3. 根据权利要求1所述的电外科器械,还包括能够轴向平移的往复构件,所述能够轴向平移的往复构件被构造成能够操作地接合所述第一钳口和第二钳口,以在打开位置和关闭位置之间枢转所述第一钳口和第二钳口。
4. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中所述能够轴向平移的往复构件由弹性合金制成。
5. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中所述能够轴向平移的往复构件包括:
中心腹板部分,所述中心腹板部分具有远端;
第一凸缘,所述第一凸缘附接到所述中心腹板部分;以及
第二凸缘,所述第二凸缘附接到远离所述第一凸缘的所述中心腹板部分。
6. 根据权利要求5所述的电外科器械,还包括位于所述第一凸缘和第二凸缘中的每一个内的多个切口部分。
7. 根据权利要求5所述的电外科器械,还包括位于所述能够轴向平移的往复构件的远端上的组织切割部分。
8. 根据权利要求7所述的电外科器械,其中所述组织切割部分包括在所述第一凸缘和第二凸缘之间延伸的线材。
9. 一种外科器械,包括:
细长轴,所述细长轴限定纵向轴线;以及
端部执行器,所述端部执行器能够操作地支承在所述细长轴的远端处,所述端部执行器包括:
第一钳口,所述第一钳口具有与所述细长轴同轴对准的第一近端部分;
第二钳口,所述第二钳口具有与所述细长轴同轴对准的第二近端部分,并且其中所述第一钳口和第二钳口在打开位置和关闭位置之间能够选择性地运动;以及
致动系统,所述致动系统与所述第一钳口和第二钳口接合以用于选择性地运动所述第一钳口的至少一个其他部分和所述第二钳口的至少一个其他部分从而脱离与所述细长轴的轴向对准。
10. 根据权利要求9所述的外科器械,其中所述第一钳口由层合在一起的多个第一材料层形成,并且其中所述第二钳口由层合在一起的相同材料的另外的多个第二材料层形成。
11. 根据权利要求10所述的外科器械,其中所述第一钳口具有至少一个第一能量递送

表面,并且其中所述第二钳口具有至少一个第二能量递送表面。

12. 根据权利要求 9 所述的外科器械,其中所述致动系统包括:

至少一个第一缆线,所述至少一个第一缆线对应于所述第一钳口和第二钳口中的每一个以用于向其施加第一牵拉运动,由此导致所述第一钳口的所述至少一个其他部分和所述第二钳口的所述至少一个其他部分沿第一方向运动从而脱离与所述细长轴的轴向对准;以及

至少一个第二缆线,所述至少一个第二缆线对应于所述第一钳口和第二钳口中的每一个以用于向其施加第二牵拉运动,由此导致所述第一钳口的所述至少一个其他部分和所述第二钳口的所述至少一个其他部分沿第二方向运动从而脱离与所述细长轴的轴向对准。

13. 根据权利要求 9 所述的电外科器械,还包括能够轴向平移的往复构件,所述能够轴向平移的往复构件被构造成能够操作地接合所述第一钳口和第二钳口,以在打开位置和关闭位置之间枢转所述第一钳口和第二钳口。

14. 根据权利要求 9 所述的外科器械,其中所述第一钳口包括多个能够运动地互连的第一主体区段,其中每个所述互连的第一主体区段内具有第一能量递送电极,并且其中所述第二钳口包括多个能够运动地互连的第二主体区段,其中每个所述互连的第二主体区段内具有第二能量递送电极。

15. 一种电外科器械,包括:

具有第一钳口主体的第一钳口,所述第一钳口主体具有第一宽度和第一远端,所述第一钳口具有第一导电性组织接合表面;

具有第二钳口主体的第二钳口,所述第二钳口主体具有第二宽度和第二远端,所述第二钳口具有第二导电性组织接合表面;以及

远端顶端构件,所述远端顶端构件具有小于所述第一宽度和第二宽度的顶端宽度并且从所述第一远端和第二远端中的至少一者朝远侧突出。

16. 根据权利要求 15 所述的电外科器械,其中所述远端顶端构件包括:

从所述第一远端朝远侧突出的第一远端顶端构件;以及

从所述第二远端朝远侧突出的第二远端顶端构件。

17. 根据权利要求 15 所述的电外科器械,其中所述远端顶端构件能够运动地连接到所述第一远端和第二远端中的所述至少一者。

18. 根据权利要求 15 所述的电外科器械,其中所述至少一个远端顶端构件上具有纤维材料。

19. 一种电外科器械,包括:

第一钳口,所述第一钳口具有第一倾斜远端部分和第一导电性组织接合表面;

第二钳口,所述第二钳口具有第二倾斜远端部分,其中所述第一钳口和第二钳口在打开位置和关闭位置之间能够选择性地运动,并且其中当所述第一钳口和第二钳口处于关闭位置时所述第一倾斜末端和所述第二倾斜末端会聚以形成基本上锥形的端部执行器顶端,所述第二钳口具有第二导电性组织接合表面;以及

能够轴向平移的往复构件,所述能够轴向平移的往复构件被支承以用于在所述第一钳口和第二钳口内进行轴向往复移动,所述能够轴向平移的往复构件包括:

第一凸缘,所述第一凸缘被构造成能够轴向运动地接合所述第一钳口,所述第一凸缘

具有第一最远端边缘；

第二凸缘，所述第二凸缘通过中心腹板部分连接到所述第一凸缘，所述第二凸缘被构造能够轴向运动地接合所述第二钳口并且具有第二最远端边缘，所述第二最远端边缘朝远侧突出到第一凸缘的所述第一最远端边缘之外；以及

切割边缘，所述切割边缘在从所述第二最远端边缘延伸到所述第一最远端边缘的所述中心腹板的远端上形成。

20. 根据权利要求 19 所述的电外科器械，其中所述切割边缘从其侧面观察时具有弓形轮廓。

21. 一种外科器械，包括：

柄部；

连接到所述柄部的细长轴，其中所述细长轴的至少一部分沿两个以上的方向能够选择性地运动；以及

连接到所述细长轴的端部执行器。

22. 根据权利要求 21 所述的外科器械，其中所述细长轴的所述至少一部分包括两个以上能够枢转地互连的脊柱形区段。

23. 根据权利要求 22 所述的外科器械，还包括多个致动构件，所述致动构件连接到所述细长轴的所述至少一部分，以向其选择性地施加致动运动，从而沿两个以上的方向运动所述细长轴的所述至少一部分。

24. 根据权利要求 23 所述的外科器械，其中所述致动构件中的至少两个包括电导体以用于将射频能量从射频能量源传输到所述端部执行器。

25. 一种电外科器械，包括：

细长轴；以及

柔性电极组件，所述柔性电极组件能够运动地连接到所述细长轴的远端。

26. 根据权利要求 25 所述的电外科器械，其中所述柔性电极组件包括：

垫支撑件，所述垫支撑件能够枢转地附接到所述细长轴的远端；以及

柔性电极垫构件，所述柔性电极垫构件附接到所述垫支撑件并且与电能源连通。

27. 根据权利要求 25 所述的电外科器械，其中所述电极组件包含正温度系数材料。

28. 根据权利要求 26 所述的电外科器械，其中所述电极垫构件包含正温度系数材料。

外科器械及其端部执行器

背景技术

[0001] 多种实施例涉及可用于（例如）开放式和微创外科环境中的外科器械。

[0002] 在多种情况下，外科器械可被构造成向组织施加能量，以便处理和 / 或破坏该组织。在某些情形中，外科器械可包括一个或多个电极，该电极可靠着组织布置和 / 或相对于组织布置，使得电流可从一个电极流过组织而流到另一个电极。外科器械可包括电气输入端、与电极电连接的供电导体、和 / 或返回导体，所述返回导体可被构造成例如允许电流从电气输入端流过供电导体，流过电极和组织，然后流过返回导体而流到例如电气输出端。作为另外一种选择，外科器械可包括电气输入端、与电极电连接的供体、和 / 或返回导体，所述返回导体可被构造成允许电流从电气输入端流过供电导体，流过有源电极和组织，并且流过返回电极通过返回导体而流到电气输出端。在多种情形中，可通过流过组织的电流产生热，其中所述热可使得在组织内和 / 或组织之间形成一个或多个止血密封。例如，这样的实施例可特别用于密封血管。该外科器械还可包括切割构件，该切割构件可相对于组织和电极运动，以便离断组织。

[0003] 以举例的方式，由外科器械施加的能量可为射频（“RF”）能量的形式。RF 能量为可在 300 千赫兹 (kHz) 至 1 兆赫兹 (MHz) 频率范围内的电能形式。在应用中，RF 外科器械通过电极发射低频无线电波，所述无线电波引起离子搅动或摩擦（实际上为阻抗加热），从而提高组织的温度。因为在受影响的组织与围绕的组织之间形成明显的边界，所以外科医生能够以高水平的精确度和控制进行操作，而不需要太多地牺牲相邻的正常组织。RF 能量的低操作温度允许外科医生对软组织进行去除、收缩或造型，而同时密封血管。RF 能量尤其奏效地适用于结缔组织，所述结缔组织主要由胶原构成并且在接触热时收缩。

[0004] 另外，在多种开放式和腹腔镜式外科手术中，需要凝结、密封或熔合组织。组织密封的一种优选方式需要将电能施加到捕获的组织上，以在组织内产生密封所需的热效应。已经为此类目的开发了多种单极和双极 RF 钳口结构。通常，将射频能量递送至捕获的组织块会升高组织温度，从而至少部分地使组织内的蛋白质变性。当蛋白质变性或形成新交联时，使得这些蛋白质（包括胶原）变性形成混杂和熔合在一起的顽固性混合物。当处理部位随时间愈合时，这种生物“焊缝”在身体的伤口愈合过程中被重新吸收。

[0005] 在双极射频 (RF) 钳口的典型布置中，每个钳口的表面都具有电极。射频电流流过两个相对的钳口中的电极之间的被捕获组织。大多数市售的双极钳口可提供低强度的组织熔接立即后处理。

[0006] 在一些手术期间，通常需要进入靶组织，这需要端部执行器的若干操作。在这些应用中，期望具有弯曲和 / 或可联接的端部执行器装置以改善外科区域相对外科医生的可触及性和可见性。

[0007] 上述讨论仅仅为了举例说明本发明技术领域相关技术目前的各个方面，而不应当视为对权利要求范围的否定。

发明内容

[0008] 根据多种非限制性实施例,本发明提供了包括细长轴的电外科器械,所述细长轴具有远端并且限定第一纵向轴线。端部执行器可操作地连接到细长轴的远端。端部执行器可包括具有第一细长部分和第一弯曲远端的第一钳口。端部执行器还可包括具有第二细长部分和第二弯曲远端的第二钳口。第一钳口的第一细长部分可运动地连接到第二钳口的第二细长部分。第一和第二细长部分可限定从第一纵向轴线偏移的第二轴线。

[0009] 根据本发明的多种其他非限制性实施例,本发明提供了可包括细长轴的外科器械,所述细长轴限定纵向轴线。外科器械还可包括可操作地支承在细长轴的远端处的端部执行器。端部执行器可包括第一钳口,所述第一钳口具有与细长轴同轴对准的第一近端部分。端部执行器可包括第二钳口,所述第二钳口具有与细长轴同轴对准的第二近端部分。第一和第二钳口可在打开和关闭位置之间选择性地运动。所述器械还可包括致动系统,所述致动系统与第一和第二钳口接合以用于选择性地移动第一钳口的至少一个其他部分和第二钳口的至少一个其他部分从而脱离与细长轴的轴向对准。

[0010] 根据本发明的其他多种非限制性实施例,本发明提供了可包括具有第一倾斜远端部分的第一钳口的电外科器械。所述器械还可包括具有第二倾斜远端部分的第二钳口,其中第一和第二钳口可在打开和关闭位置之间选择性地运动,并且其中当第一和第二钳口处于关闭位置时,第一倾斜末端和第二倾斜末端会聚以形成基本上锥形的端部执行器顶端。所述器械还可包括可轴向平移的往复构件,所述可轴向平移的往复构件被支承以用于在第一和第二钳口内进行轴向往复移动。可轴向平移的往复构件可包括第一凸缘,所述第一凸缘被构造成可轴向运动地接合所述第一钳口。第一凸缘可具有第一最远端边缘。所述器械还可包括第二凸缘,所述第二凸缘通过中心腹板部分连接到第一凸缘。第二凸缘可被构造成可轴向运动地接合第二钳口。第二凸缘还可具有第二最远端边缘,所述第二最远端边缘朝远侧突出到第一凸缘的所述第一最远端边缘之外。切割边缘可在从第二最远端边缘延伸到第一最远端边缘的中心腹板的远端上形成。

[0011] 根据本发明的其他多种非限制性实施例,本发明提供了包括柄部和细长轴的外科器械,所述细长轴连接到所述柄部以使得所述细长轴的至少一部分可沿两个以上的方向上选择性地运动。端部执行器可连接到细长轴。

[0012] 根据本发明的其他非限制性实施例,本发明提供了可包括细长轴和柔性电极组件的电外科器械,所述柔性电极组件可运动地连接到细长轴的远端。

附图说明

[0013] 本文所述的实施例的各个特征在所附权利要求书中进行了详细描述。然而,根据结合如下附图的以下描述,可理解各种实施例(对手术的组织和方法来说皆是如此)及其优点。

[0014] 图 1 为根据本发明的一个非限制性实施例的电外科器械的透视图;

[0015] 图 2 为图 1 所示的柄部的侧视图,其中柄部壳体的一部分被省去以示出各个柄部元件;

[0016] 图 3 为根据本发明的一个非限制性实施例的端部执行器的顶视图;

[0017] 图 4 为处于打开位置的图 3 所示的端部执行器实施例的局部透视图;

[0018] 图 5 为根据本发明的一个非限制性实施例的可平移构件的一部分的局部透视图,

其中替代挠曲位置以虚线示出；

- [0019] 图 6 为根据本发明的另一个非限制性实施例的可平移构件的一部分的透视图；
- [0020] 图 7 为根据本发明的另一个非限制性实施例的可平移构件的局部横截面透视图；
- [0021] 图 8 为根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械的透视图；
- [0022] 图 9 为根据本发明的另一个非限制性实施例的处于打开位置的端部执行器的局部透视图；
- [0023] 图 10 为处于关闭位置的图 9 的端部执行器的另一个局部透视图；
- [0024] 图 11 为图 10 的端部执行器沿图 10 的线 11-11 截取的剖视图；
- [0025] 图 12 为图 9 和 10 的端部执行器的顶部概略图,其中替代挠曲位置以虚线示出；
- [0026] 图 13 为根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械的透视图；
- [0027] 图 14 为图 13 所示的柄部的侧视图,其中柄部壳体的一部分被省去以示出各个柄部元件；
- [0028] 图 15 为根据本发明的另一个非限制性实施例的具有处于关闭位置的钳口构件的端部执行器的侧正视图；
- [0029] 图 16 为处于打开位置的图 15 的端部执行器的局部透视图；
- [0030] 图 17 为图 15 和 16 的端部执行器的顶部概略图,其中替代挠曲位置以虚线示出；
- [0031] 图 18 为根据本发明的另一个非限制性实施例的另一个端部执行器的一部分的透视图；
- [0032] 图 19 为根据本发明的另一个非限制性实施例的另一个端部执行器的一部分的透视图；
- [0033] 图 20 为根据本发明的另一个非限制性实施例的另一个端部执行器的一部分的透视图；
- [0034] 图 21 为正用于解剖组织的图 20 的端部执行器实施例的侧视图；
- [0035] 图 22 为根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械的透视图；
- [0036] 图 23 为处于关闭位置的图 22 所示的端部执行器的剖视图；
- [0037] 图 24 为处于部分联接位置的图 23 的端部执行器的下钳口的顶部剖视图；
- [0038] 图 25 为处于直立位置的图 24 的下钳口的另一个顶部剖视图；
- [0039] 图 26 为根据本发明的另一个非限制性实施例的端部执行器的局部透视图,其中可平移构件的一部分以虚线示出；
- [0040] 图 27 为图 26 所示的可平移构件的一部分的侧正视图,其中端部执行器钳口部分以虚线示出；
- [0041] 图 28 为根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械的透视图；
- [0042] 图 29 为根据本发明的另一个非限制性实施例的关节可联接的细长轴的一部分的局部透视图；
- [0043] 图 30 为根据本发明的实施例的脊柱形区段的透视图；
- [0044] 图 31 为图 30 的脊柱形区段的剖视图；
- [0045] 图 32 为附接到端部执行器的图 29-31 所示的关节可联接的细长轴的局部侧正视图；
- [0046] 图 33 为根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械的侧正视图；

[0047] 图 34 为图 33 所示的端部执行器的侧正视图,其中替代位置以虚线示出;

[0048] 图 35 为接合组织的图 34 的端部执行器的另一个侧正视图;

[0049] 图 36 为根据本发明的另一个实施例的端部执行器的透视图;并且

[0050] 图 37 为图 36 的端部执行器的一部分沿图 36 的线 37-37 截取的剖视图。

[0051] 对应的参考符号表明贯穿若干视图的对应部分。本文示出的范例(以一种形式)示出了本发明的各种实施例,不应将这种范例理解为是以任何方式限制本发明的范围。

具体实施方式

[0052] 各种实施例涉及用于处理组织的设备、系统和方法。示出了许多特定的细节,从而得到对说明书中所述和附图中所示的实施例的整体结构、功能、制造和用途的彻底理解。然而,本领域技术人员将会理解,可在没有这样的特定细节的情况下实施该实施例。在其他实例中,已描述了熟知的操作、组件和元件,以免使说明书中描述的实施例模糊不清。本领域普通技术人员将会理解,本文所述和所示的实施例为非限制性实例,从而可认识到,本文所公开的特定结构和功能细节可为代表性和示例性的。在不脱离权利要求的范围的情况下可对这些实施例进行变型和改变。

[0053] 本说明书通篇引用的“各种实施例”、“一些实施例”、“一个实施例”或“实施例”等,是指结合所述实施例描述的具体特征、结构或特性包括在至少一个实施例中。因此,本说明书通篇出现的短语“在各种实施例中”、“在一些实施例中”、“在一个实施例中”或“在实施例中”等并不一定都指相同的实施例。此外,在一个或多个实施例中,具体特征、结构或特性可以任何合适的方式结合。因此,在没有限制的情况下,结合一个实施例示出或描述的具体特征、结构或特性可全部或部分地与一个或多个其他实施例的特征、结构或特性结合。

[0054] 应当理解,可结合临床医生操纵用来治疗患者的器械的一端在说明书中通篇使用术语“近端”和“远端”。术语“近端”是指器械最靠近临床医生的部分,术语“远端”是指离临床医生最远的部分。还应当理解,为简明和清楚起见,本文可参考所示实施例使用诸如“竖直”、“水平”、“上”和“下”之类的空间术语。然而,外科手术器械可在许多方向和位置中使用,并且这些术语并非意图是进行限制的和绝对的。

[0055] 本发明的系统和方法的多个实施例涉及在自然组织块内形成热“焊缝”或“熔合”。组织“焊接”和组织“熔合”的替代术语在本文中可互换使用,以描述对目标组织块进行热处理,从而产生基本上均匀的熔合在一起的组织块,在(例如)焊接的血管内处理后立即表现出较强的破裂强度。这种焊缝的强度尤其可用于(i)在血管离断手术中永久性地密封血管;(ii)在切除手术中焊接器官边缘;(iii)焊接其中需要永久性闭合的其他解剖管道;并且另外(iv)可用于进行血管吻合术、血管闭合术或者将解剖结构或其部分接合在一起的其他手术。如本文所公开的组织的焊接或熔合有别于“凝结”、“止血”和通常涉及阻塞小血管或血管化组织内的血流的其他类似的描述性术语。例如,任何表面施加热能都可能导致凝结或止血,但却不属于本文所用术语“焊接”的范畴。这类表面凝结不会产生提供处理的组织任何显著强度的焊缝。

[0056] 在分子水平,如本文所公开的真正“焊接”组织的现象可能源自于由热引起的目标组织块中胶原和其它蛋白质分子的变性,以形成瞬态液态或凝胶状顽固性混合物。在目标组织内提供所选能量密度,可导致胶原和其他蛋白质内的分子内和分子间氢键交联的水热

分解。在可为非常短的所选时间间隔内将变性的蛋白质混合物保持在所选的水合程度（不脱水）。保持目标组织块处于所选极高程度的机械压实状态，以确保解链的变性蛋白质彼此接近，以使其进行交织和缠结。热弛豫之后，随着再交联和复性的发生，混杂的蛋白质混合物会导致蛋白质缠结，从而产生均匀融合在一起的块。

[0057] 本文所公开的多种实施例提供了电外科钳口结构，所述电外科钳口结构适于离断钳口之间的捕获组织，并且适于通过可控地施加 RF 能量而同时焊接所捕获组织的边缘。某些实施例的钳口结构可包括第一和第二相对钳口，所述第一和第二相对钳口带有正温度系数 (PTC) 或阻抗主体以用于调节递送至所接合组织的 RF 能量。

[0058] 图 1 示出了根据本发明的非限制性实施例的电外科器械 100。电外科器械 100 包括近端柄部 105、远端端部执行器 200 和设置在这两者间的插入件或细长轴构件 106。在多种实施例中，端部执行器 200 包括一组可操作 - 可关闭的钳口 220A 和 220B。端部执行器 200 可适于（例如）捕获、焊接和离断组织。第一钳口 220A 和第二钳口 220B 可由此捕获或接合两者间的组织。第一钳口 220A 和第二钳口 220B 还可对组织施加压缩。在可供选择的实施例中，端部执行器可由一个或两个活动钳口构成。

[0059] 现在转到图 2，其示出了柄部 105 的侧视图，其中第一柄部主体 106A（参见图 1）的一半被去除以示出第二柄部主体 106B 内的一些元件。柄部 105 可包括杠杆臂 128，所述杠杆臂 128 可沿着路径 129 牵拉。杠杆臂 128 可通过往复运动件 146 连接到设置在细长轴 106 内的可平移构件 140，所述往复运动件 146 可操作地接合到杠杆臂 128 的延伸件 127。往复运动件 146 还可连接到偏置装置，例如弹簧 141。弹簧 141 还可连接到第二柄部主体 106B，以沿近端方向偏置往复运动件 146，因此偏置可平移构件 140，从而将钳口 220A 和 220B 推动到打开位置，如图 1 所示。另外，参见图 1 和 2，锁定构件 131（参见图 2）可通过锁定开关 130（参见图 1）在锁定位置和解锁位置之间运动，如图所示，在所述锁定位置处，基本上防止往复运动件 146 朝远侧运动，在所述解锁位置处，可允许往复运动件 146 自由地沿远端方向朝细长轴 106 运动。柄部 105 可为任何类型的手枪式握把或者本领域中已知的其它类型的柄部，其能够承载致动器杆件、触发器或滑动件，以用于致动第一钳口 220A 和第二钳口 220B。细长轴 106 可具有圆柱形或矩形横截面，并且可包括从柄部 105 延伸的薄壁管状套筒。细长轴 106 可具有贯穿延伸的腔孔，以承载用于致动钳口 220A、220B 的致动器机构如（例如）可平移构件 140 和承载将电能递送到端部执行器 200 的电外科元件的电引线。

[0060] 在一些实施例中，细长轴构件 106 以及第一钳口 220A 和第二钳口 220B 可相对柄部 105 沿着顺时针或逆时针方向（如通过箭头 117 所示（图 1））连续地旋转（例如，通过三重接触件）。第一钳口 220A 和第二钳口 220B 能够在旋转时保持为可操作 - 可关闭和可打开的。第一钳口 220A 和第二钳口 220B 可通过缆线 152 中的电引线连接到电源 145 和控制器 150 以用作具有正极性 (+) 和负极性 (-) 的成对双极电极，或者作为另外一种选择用作具有正极性 (+) 的单电极电极和具有负极性 (-) 的远程接地垫。

[0061] 第一钳口 220A 可具有第一细长部分 221A，所述第一细长部分 221A 通过销轴、锁栓 (grunions)、或其他已知附接装置可枢转地连接到第二钳口 220B 的第二细长部分 221B，以使得第一钳口 220A 可朝向和远离第二钳口 220B 进行枢转，如通过图 4 中的箭头 251 所示。另外，第一钳口 220A 和第二钳口 220B 可各自具有设置在第一钳口 220A 和第二钳口 220B 的内部部分上的组织夹持元件，例如齿状物 243。第一钳口 220A 可包括第一钳口主体

231A, 所述第一钳口主体 231A 具有第一面向外表面 232A 和第一能量递送表面 235A。第二钳口 220B 可包括第二钳口主体 231B, 所述第二钳口主体 231B 具有第二面向外表面 232B 和第二能量递送表面 235B。第一能量递送表面 235A 和第二能量递送表面 235B 均可(例如)以“U”形围绕工作端 200 的远端延伸。

[0062] 如图 1 和 3 可见, 细长轴 106 限定第一纵向轴线 A-A。在多种非限制性实施例中, 第一和第二钳口 220A、220B 的第一和第二细长部分 221A、221B 分别沿着从第一轴线 A-A 偏移的第二轴线 B-B 对准。如在图 4 中进一步可见, 第一钳口主体 231A 可具有弯曲远端部分 222A 并且第二钳口主体 231B 可具有弯曲远端部分 222B。图 3 为端部执行器 200 的顶视图并且示出了其中第一钳口 220A 和第二钳口 220B 具有基本上匹配的形状的实施例。如本文所用, 术语“基本上”和“基本上相同”是指原本相同、但因制造这些元件时通常经受普通制造公差的特征或元件。如在图 3 中进一步可见, 钳口主体 231A 的远端顶端部分 224A 以及第二钳口主体 231B 的远端顶端部分 224B 优选地位于细长轴 106 的直径“D”或“占有面积 FP”(对于不具有圆形横截面形状的细长轴 106 而言)内, 以使得端部执行器 200 可通过能够容纳细长轴 106 的开口嵌入。相比于其中钳口与细长轴 106 轴向对准的其他钳口实施例, 端部执行器 200 的偏移性质允许钳口 220A、220B 设置有弯曲相对更剧烈的弯曲或不规则部分。应当理解, 钳口 220A、220B 可具有多个弯曲部分, 前提条件是钳口 220A、220B 中没有任何部分横向向外突出到细长轴 106 的直径“D”或占有面积 FP 之外的一定距离, 否则可阻止通过内腔(例如套管针等)的嵌入, 除非其可挠曲以由此允许穿过这种内腔的嵌入。

[0063] 图 3-5 示出了可平移、往复式构件或往复式“I 形横梁”构件 240 的一部分。柄部 105 的杠杆臂 128 可适于致动可平移构件 240, 所述可平移构件 240 也用作钳口关闭机构。例如, 当沿路径 129 朝近侧牵拉杠杆臂 128 时, 可朝远侧推压可平移构件 240。可平移构件 240 的远端包括带凸缘的“I”形横梁, 所述“I”形横梁能够在钳口 220A 和 220B 中的狭槽 242 内滑动。参见图 4。可平移构件 240 在狭槽 242 内滑动, 以打开和关闭第一钳口 220A 和第二钳口 220B。如在图 5 中最具体可见, 可平移构件 240 的远端包括由腹板部分 248 隔开的上凸缘 244 和下凸缘 246, 所述腹板部分 248 具有用于切割组织的尖锐远端 250。在多种实施例中, 可平移构件 240 可由(例如)不锈钢或类似弹性材料或者作为另外一种选择可由超弹性材料类型(例如镍钛诺等)制成。在多种实施例中, 可平移构件 240 的上凸缘 244 和下凸缘 246 可各自任选地设置有切口部分 252。切口 252 可为基本上 V 形的, 其中它们的最窄部分邻近腹板 248 且它们的最宽部分开口于凸缘的侧边缘, 如图 5 所示。上凸缘 244 中的切口 252 可与下凸缘 246 中的类似切口 252 基本上对准。为了有利于可平移构件 240 的相对紧密弯曲(如图 5 中的虚线所示), 切口 252 可彼此相对靠近地进行取向。这种可平移构件装置允许可平移构件围绕第一和第二钳口 220A、220B 中的弯曲狭槽 242 挠曲。因此, 当通过致动杠杆 128 朝远侧推动可平移构件 240 时, 上凸缘部分 244 和下凸缘部分 246 接合第一钳口 220A 和第二钳口 220B 以将钳口 220A、220B 凸轮式地压制在一起, 由此夹持和切割两者间的组织。

[0064] 图 6 示出了另一个可平移构件 240', 所述可平移构件 240' 类似于上文所述的可平移构件 240, 不同的是组织切割线材 260 设置在上凸缘和下凸缘之间以用于组织切割目的。线材 260 可由(例如)不锈钢等制成并且可在受力情况下安装于上凸缘 244 和下凸缘 246 之间。线材 260 也可与凸缘 244、246 中不具有切口 252 的可平移构件 240 结合使用。在可

供选择的实施例中,可将线材 260 直接或间接地连接到 RF 电源以进行电力地切割。

[0065] 在多种实施例中,可平移构件 240 可设置有上文所述的切口 252 并且可由(例如)相对柔性或超弹性的材料或合金(例如镍钛诺、NiTi、或具有类似特性的其他合金)制成。在其他实施例中,可平移构件可由镍钛诺、NiTi、或类似材料制成并且可具有如下形状:凸缘中不存在切口 252 的 I 形横梁形状。参见图 7。

[0066] 图 8-11 示出了采用本发明的另一个非限制性端部执行器实施例 400 的另一个电外科手术器械 300。除了下述差异之外,电外科手术器械 300 可具有与电外科手术器械 100 相同的构造和操作。转到图 9 和 10,可看出端部执行器 400 包括第一钳口 420A 和第二钳口 420B。第一钳口 420A 可枢转地连接到第二钳口 420B 以允许第一钳口 420A 在打开位置(图 9)和关闭位置(图 10)之间枢转。第一钳口 420A 可包括上部第一钳口主体 431A,所述上部第一钳口主体 431A 由一系列竖直层合的材料层 432A 形成。在多种实施例中,层合的层 432A 可由包括热和/或电绝缘体(例如,例如,锆、部分稳定的锆、氧化铝、氮化硅、氧化铝-氧化铬、羟基磷灰石、其他非导电玻璃材料、或其他非导电陶瓷材料)的材料制成。也可采用其他非导电玻璃-陶瓷材料。可通过电测材料 434A(例如聚异戊二烯、硅氧烷等)将层 432A 竖直地层合在一起。参见图 11。层合的层 432A 可用于限定狭槽 442A 以按上文所述的方式来容纳可平移构件 240 或 240'。第一钳口主体 431A 具有上部第一面向外表面 433A 和上部第一能量递送表面 435A。如本文所用,术语“竖直层合的”是指垂直于能量递送表面所在平面延伸的材料层。第二钳口 420B 可包括下部第二钳口主体 431B,所述下部第二钳口主体 431B 由另一系列竖直层合的层 432B 形成,所述层 432B 可由上文所述的各种材料制成并进行层合。第二钳口主体 431B 可具有下部第二面向外表面 433B 和下部第二能量递送表面 435B。第一能量递送表面 435A 和第二能量递送表面 435B 均可以“U”形围绕端部执行器 200 的远端延伸。

[0067] 如图 11 中可见,可通过第一能量递送表面 435A 和第二能量递送表面 435B 之间的电流通路 477 来递送电外科能量。可平移构件 240 可包括绝缘层,以防止构件 240 用作递送电流的导电通路。相对的第一和第二能量递送表面 435A 和 435B 可装载可变电阻正温度系数(PTC)主体或基质,所述主体或基质连接到串联和并联电路元件内的电源 145 和控制器 150。第一能量递送表面 435A 和相应的 PTC 主体可具有负极性(-)而第二能量递送表面 435B 和相应的 PTC 主体可具有正极性(+)。一旦超过选定断路温度时,则 PTC 材料将“断路”并且变为高度阻抗的或非导电的。第一能量递送表面 435A 和第二能量递送表面 435B 可带有以下专利中所公开的 PTC 基质和电极元件中的任何一者:名称为“Electrosurgical Jaw Structure for Controlled Energy Delivery”(用于可控能量递送的电外科钳口结构)的美国专利 No. 6,929,644 和名称为“Electrosurgical Jaw Structure for Controlled Energy Delivery”(用于可控能量递送的电外科钳口结构)的美国专利 No. 6,770,072,这些专利的相应公开内容全文分别以引用方式并入本文。PTC 材料在电外科手术器械中的用途也描述于以下专利中:名称为“Electrosurgical Jaw Structure for Controlled Energy Delivery”(用于可控能量递送的电外科钳口结构)美国专利 No. 7,112,201、名称为“Electrosurgical Jaw Structure for Controlled Energy Delivery”(用于可控能量递送的电外科钳口结构)的美国专利 No. 6,929,622、以及名称为“Electrosurgical Instrument Jaw Structure With Cutting Tip”(具有切割头的电外科手术器械钳口结构)的

美国专利申请公开 No. US 2010/0036370A1, 这些专利的相应公开内容全文分别以引用方式并入本文。然而, 在多种实施例中, 第一能量递送表面 435A 和第二能量递送表面 435B 各自由通过 (例如) 粘合剂或机械方式层合在一起的层制成。

[0068] 图 12 为端部执行器 400 和致动系统 491 的顶部概略图, 所述致动系统 491 可用于在图中所示的三个位置之间挠曲端部执行器 400。如在此图中可见, 致动系统 491 可包括附接到所述第一和第二钳口 420A、420B 中的每一个的至少一个“第一”缆线 492。即, 至少一个第一缆线 492 附接到第一钳口 420A 并且至少一个其他第一缆线 492 附接到第二钳口 420B。同样, 至少一个“第二”缆线 496 附接到第一钳口 420A 和第二钳口 420B 中的每一个。也就是说, 至少一个第二缆线 496 附接到第一钳口 420A 并且至少一个其他第二缆线 496 附接到第二钳口 420B。这种致动系统 491 允许临床医生“牵拉”第一钳口 420A 的部分和第二钳口 420B 的部分从而脱离与细长轴 106 的轴向对准。也就是说, 例如, 第一缆线 492 可用于将第一和第二钳口 420A、420B 的部分牵拉至轴线 125 的左侧, 并且第二缆线 496 可用于将第一和第二钳口 420A、420B 的部分牵拉至轴线 125 的右侧。第一缆线 492 可延伸穿过中空细长轴 106 以连接到由柄部 105 可操作地支承的第一致动构件 494。参见图 12。类似地, 第二缆线 496 可延伸穿过中空细长轴 106 以连接到由柄部 105 可操作地支承的左侧致动构件 498。例如, 每个致动构件 494、498 可包括杠杆臂、按钮等, 也就是说, 每个致动构件可运动地支承在柄部 105 上并且连接到相应的缆线 492、496, 以使得致动构件 494 沿一个方向的运动对缆线 492 施加张力, 以引起端部执行器挠曲至轴线 125 的一侧。致动构件 494、498 沿其他方向的运动允许缆线 492、496 实现定位, 其中端部执行器 400 可实现相对细长轴构件 106 的相对轴向取向以允许通过将接纳中空细长轴构件 106 的内腔来嵌入端部执行器 400。类似地, 致动构件 498 沿一个方向的运动对缆线 496 施加张力以将端部执行器 400 挠曲至轴线 125 的另一侧。可利用已知的锁定装置将致动构件 494、498 选择性地锁定在多个位置。在其他实施例中, 可使用一个或多个马达对缆线施加张力以及从缆线释放张力, 以实现端部执行器 400 的所需挠曲或弯曲。应当理解, 端部执行器 400 可另外以本文所公开的多种方式进行操作并且可平移构件 240 或 240' 的独特和新颖设计可挠曲或弯曲以移动通过相应狭槽 442A、442B。

[0069] 图 13-17 示出了根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械 500。此实施例可采用柄部 105', 所述柄部 105' 在一定程度上类似于上文所述的柄部 105。然而, 电外科器械 500 不采用能够切割组织和关闭端部执行器 510 的钳口 520A 和 520B 的可平移构件。在此实施例中, 第二钳口 520B 连接到延伸穿过中空细长管 106 并且附接到柄部 105' 的脊柱形构件 530。中空细长管 106 的近端接合往复运动构件 146, 所述往复运动构件 146 可运动地支承在柄部 105' 中并且接合杠杆 128, 以使得杠杆臂 128 沿路径 129 的运动将导致往复运动件 146 和细长管 106 相对于柄部 105' 和脊柱形构件 530 轴向地运动, 如通过箭头 523 所示。参见图 14 和图 15。这种闭合装置通常在与其它形式的外科器械 (例如, 内切割器等) 相关的领域中为已知的。参见 (例如) 名称为“Surgical Cutting Instrument With Improved Closure System” (具有改善的闭合系统的外科切割器械) 的美国专利 No. 7, 588, 176 和名称为“Surgical Cutting and Stapling Device With Closure Apparatus For Limiting Maximum Tissue Compression Force” (具有用于限制最大组织压缩力的闭合装置的外科切割和缝合装置) 的美国专利 No. 7, 665, 647, 这些专利的公开内容全文以引用方式并入本

文。

[0070] 现在参见图 15, 第一钳口 520A 可枢转地连接到第二钳口 520B, 以用于在细长轴 106 进行轴向运动 (由箭头 523 示出) 时实现相对于第二钳口 520B 可选择性枢转移动 (由箭头 521 示出)。第一钳口 520A 可包括由一系列竖直层合的层 532A 形成的上部第一钳口主体 531A。参见图 16。在多种实施例中, 层合的层 532A 可由包括热和 / 或电绝缘体 (例如, 例如, 锆、部分稳定的锆、氧化铝、氮化硅、氧化铝 - 氧化铬、羟基磷灰石、其他非导电玻璃材料、或其他非导电陶瓷材料) 的材料制成。可采用其他非导电玻璃 - 陶瓷材料。可通过弹性体材料 (例如聚异戊二烯、硅氧烷等) 将层 532A 层合在一起。第一钳口主体 531A 具有上部第一面向外表面 533A 和上部第一能量递送表面 535A。第二钳口 520B 可包括下部第二钳口主体 531B, 所述下部第二钳口主体 531B 由另一系列层合的层 532B 形成, 所述层 532B 可由上文所述的各种材料制成并进行层合。第二钳口主体 531B 可具有下部第二面向外表面 533B 和下部第二能量递送表面 535B。第一能量递送表面 535A 和第二能量递送表面 535B 均可以“U”形围绕端部执行器 510 的远端延伸并且可包括竖直层合的材料层。如上文所述, 可通过第一能量递送表面 535A 和第二能量递送表面 535B 之间的电流通路来递送电外科能量。第一能量递送表面 535A 和第二能量递送表面 535B 可被构造成接触组织并且将适于密封或焊接组织的电外科能量递送至接合的组织。相对的第一和第二能量递送表面 535A 和 535B 可带有可变电阻正温度系数 (PTC) 层 540, 所述层 540 连接到串联和并联电路元件内的电源 145 和控制器 150。第一能量递送表面 535A 和相应的 PTC 层 540 可具有负极性 (-) 而第二能量递送表面 535B 和相应的 PTC 主体 540 可具有正极性 (+)。一旦超过选定断路温度时, 则 PTC 材料将“断路”并且变为显著更高阻抗的或非导电的。第一能量递送表面 535A 和第二能量递送表面 435B 可带有层合装置中的 PTC 基质和电极元件的任何一种。控制器 150 可调节电源 145 递送的电能, 继而向第一能量递送表面 535A 和第二能量递送表面 535B 递送电外科能量。可通过启动按钮 124 来开始能量递送, 所述启动按钮 124 与杠杆臂 128 可操作地接合并且经由缆线 152 与控制器 150 电气连通。如上所述, 由电源 145 递送的电外科能量可包括射频“RF”能量。

[0071] 为了有利于端部执行器 510 以 (例如) 图 17 所示的方式进行灵活的移动, 可采用上文所述类型的致动装置 600。具体地讲, 致动装置可包括左侧缆线 602 和右侧缆线 606, 所述左侧缆线 602 和右侧缆线 606 附接到第一钳口 520A 和第二钳口 520B 以基本上允许临床医生将第一钳口 520A 和第二钳口 520B “牵拉”至轴线 125 的左侧和右侧。右侧缆线 606 可延伸穿过中空脊柱形构件 530 以连接到由柄部 105' 可操作地支承的右侧致动构件 608。参见图 13 和图 17。类似地, 左侧缆线 602 可延伸穿过中空脊柱形构件 530 以连接到由柄部 105' 可操作地支承的左侧致动构件 604。例如, 每个致动构件 604、608 可包括杠杆臂、按钮等, 也就是说, 每个致动构件可运动地支承在柄部 105' 上并且连接到相应的缆线 602、606, 以使得致动构件 604、608 沿一个方向的运动对缆线 602、606 施加张力并且使得致动构件 604、608 沿另一个方向的运动允许缆线 602、606 实现定位, 其中端部执行器 510 可实现相对细长构件 106 的相对轴向取向以允许通过将接纳中空细长构件 106 的内腔来嵌入端部执行器 510。可利用已知的锁定装置将致动构件 604、608 选择性地锁定在多个位置。在其他实施例中, 可使用一个或多个马达对缆线施加张力以及从缆线释放张力, 以实现端部执行器 510 的所需挠曲。

[0072] 图 18 示出了根据本发明的另一个非限制性实施例的端部执行器 700。端部执行器 700 可包括上文所述类型的柔性端部执行器或者其可为基本刚性的。端部执行器 700 具有相对于第二钳口 720B 可运动地支承的第一钳口 720A。在多种非限制性实施例中,例如,第一钳口 720A 可枢转地连接到第二钳口 720B 或者可另外利用细长管 106 以上文所述的各种方式进行轴向移位而相对第二钳口 720B 枢转。如同上文所述的多种其他实施例,第一钳口 720A 具有宽度为“W”的第一钳口主体 731A、上部第一面向外表面 733A、上部第一能量递送表面 735A 和远端 737A。第二钳口 720B 可包括另外具有宽度为“W”的下部第二钳口主体 731B,所述宽度“W”与第一钳口主体 731A 的宽度“W”可相同或不同,并且因此允许端部执行器 700 通过套管针或其他内腔方便地嵌入。第二钳口主体 731B 可具有第二面向外表面 733B、第二能量递送表面 735B 和第二远端 737B。第一能量递送表面 735A 和第二能量递送表面 735B 均可以“U”形围绕端部执行器 700 的远端延伸。能量递送表面 735A、735B 可另外以上文所述的各种方式进行工作。在此实施例中,为了有助于外科医生解剖待烧灼的靶组织,可将远端延伸的圆钝顶端 760 设置在第一和第二钳口 735A、735B 中的一者或两者上。圆钝顶端 760 可为相对平滑的,或者在其他实施例中,圆钝顶端 760 可涂布有或者说是设置有纤维结构 761 以允许较好的非电动解剖。如在图 18 中可见,钝头尖端 760 可具有小于宽度“W”、“W’”的直径或宽度“D”以允许顶端 760 更容易地插入其中钳口 720A、720B 原本不能进入的区域内。在其他实施例中,可在顶端 760 中设置电极(未示出)以使得其能够用作单极解剖器或作为另外一种选择用作双极解剖器。

[0073] 在其他非限制性实施例中,端部执行器 700’ 可具有圆钝顶端部分 760’,所述圆钝顶端部分 760’ 可枢转地连接到从第一和第二钳口 720A、720B 中的一者或两者突出的延伸件 764。参见图 19。圆钝顶端部分 760’ 通过铰链 766 可枢转地连接到延伸件 764,所述铰链 766 将圆钝顶端部分 760’ 摩擦性地保持在所需联接位置中。例如,外科医生可使圆钝顶端部分 760’ 接触组织或其他结构以将圆钝顶端部分 760’ 围绕垂直轴线 VA-VA(其基本上垂直于纵向轴线 LA-LA) 枢转至所需位置。可通过铰链 766 的元件之间的摩擦来将圆钝顶端部分 760’ 保持在此位置。尽管图 19 示出圆钝顶端部分附接到延伸件 764 以用于围绕垂直轴线的枢转移动,但圆钝顶端部分 760’ 可附接到延伸件 764 以用于围绕水平轴线(未示出)选择性枢转移动。在其他非限制性实施例中,圆钝顶端部分 760’ 可通过“通用”铰链装置可运动地连接到延伸件,所述“通用”铰链装置有利于圆钝顶端部分 760’ 围绕水平轴线和垂直轴线的枢转布置并且此后通过摩擦将圆钝顶端部分 760’ 保持在这种所需位置。在其他非限制性实施例中,圆钝顶端部分 760 可通过多个铰链和中间顶端部分附接到延伸件 764 以进一步地允许圆钝顶端部分布置在用于解剖目的的所需方向上。作为另外一种选择,圆钝顶端部分可形成在钳口构件上并且可由延展性材料构成,所述延展性材料允许用户在嵌入患者内之前或者在与所使用的另一种器械一起嵌入之后来预切形状。

[0074] 图 20 和 21 示出了本发明的另一个非限制性实施例的端部执行器 800,除了下述差异之外,所述端部执行器 800 可与端部执行器 700 相同。端部执行器 800 可包括上文所述类型的柔性端部执行器或者其可为基本刚性的(不能挠曲以脱离与细长管 106 的轴向对准)。端部执行器 800 具有第一钳口 820A,所述第一钳口 820A 可枢转地连接到第二钳口 820B 或者可另外通过细长管 106 以上文所述的各种方式进行轴向移位而相对第二钳口 820B 枢转。如同上文所述的多种其他非限制性实施例,第一钳口 820A 具有第一钳口主体 831A,所述第

一钳口主体 831A 具有第一面向外表面 833A 和第一能量递送表面 835A。第二钳口 820B 可包括下部第二钳口主体 831B, 所述下部第二钳口主体 831B 具有第二面向外表面 833B 和第二能量递送表面 835B。第一能量递送表面 835A 和第二能量递送表面 835B 均可以“U”形围绕端部执行器 800 的远端延伸。能量递送表面 835A、835B 另外可以上文所述的各种方式进行工作。在此实施例中, 为了有助于外科医生解剖或换句话说讲分离待烧灼的靶组织, 可将朝远侧延伸的第一顶端 860A 设置在第一钳口 820A 并且可将朝远侧延伸的第二顶端 860B 设置在第二钳口 820B 上。第一顶端 860A 可具有倾斜的面向外表面 861A 和相对平坦的面向内表面 862A。组织夹持凹槽 865A 或凸块或者其他结构可设置在面向外表面 861A 和 / 或面向内表面 862A 上。类似地, 第二顶端 860B 可具有倾斜的面向外表面 861B 和相对平坦的面向内表面 862B。组织夹持凹槽 865B 或凸块或者其他结构可设置在面向外表面 861B 和 / 或面向内表面 862B 上。

[0075] 在多种非限制性实施例中, 第一和第二顶端 860A、860B 为非电动的。然而, 在其他非限制性实施例中, 顶端 860A 包括第一能量递送表面 835A 的一部分或换句话说讲其中具有电极。同时, 第二顶端 860B 包括第二能量递送表面 835B 的一部分或换句话说讲其中具有电极。当供电时, 可将能量以双极构型从顶端递送至顶端或者以单极构型从顶端递送至组织。图 21 示出了用于分离或解剖组织“T”的端部执行器 800 的一种可能性用途。

[0076] 图 22-25 示出了根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械 900。此非限制性实施例可采用柄部 105', 所述柄部 105' 在一定程度上类似于上文所述的柄部 105。然而, 电外科器械 900 不采用能够切割组织和关闭端部执行器 910 的钳口 920A 和 920B 的可平移构件。在此实施例中, 第二钳口 920B 连接到脊柱形构件 930 (图 23), 所述脊柱形构件 930 延伸穿过中空细长管 106 并且以上文所述的方式附接到柄部 105'。细长管 106 的轴向移动导致第一钳口 920A 相对第二钳口 920B 枢转。也可采用其他钳口关闭机构。

[0077] 第一钳口 920A 可包括一系列可枢转地互连的第一主体区段 922A, 如图 23-25 所示。第一主体区段 922A 通过承窝形接头装置 923A 连接在一起, 以使得它们可相对彼此来围绕如图 23 所示的垂直轴线 VA-VA 进行枢转。每个第一主体区段 922A 可由 (例如) 热和 / 或电绝缘体制成。例如, 可采用锆、部分稳定的锆、氧化铝、氮化硅、氧化铝 - 氧化铬、羟基磷灰石、其他非导电玻璃材料、其他非导电陶瓷材料、以及其他非导电玻璃 - 陶瓷材料。每个第一主体区段 922B 还具有安装于其中的第一能量递送电极 935A。

[0078] 类似地, 第二钳口 920B 可包括一系列可枢转地互连的第二主体区段 922B, 所述第二主体区段 922B 通过承窝形接头装置 923B 连接在一起, 如图 24 和 25 所示。将第二主体区段 922B 连接在一起以使得它们可相对彼此围绕如图 23 所示的垂直轴线 VA-VA 进行枢转。每个第二主体区段 922B 对应于第一主体区段 922A 并且可由 (例如) 构成对应第一主体区段 922A 的相同或不同材料制成。每个第二主体区段 922B 还具有安装于其中的第二能量递送电极 935B, 所述第二能量递送电极 935B 对应于并且基本上竖直对准相应第一主体区段 922A 的第一能量递送电极 935A。第一能量递送电极 935A 和第二能量递送电极 935B 可被构造成接触组织并且将适于密封或焊接组织的电外科能量递送至接合的组织。相对的第一和第二能量递送电极 935A 和 935B 可连接到串联和并联电路元件中的电源 145 和控制器 150。第一能量递送电极 935A 和第一主体区段 922A 可具有负极性 (-) 而第二能量递送表面 935B 和相应第二主体区段 922B 可具有正极性 (+), 反之亦然。一旦超过选定断路温

度时,则第一和第二主体区段 922A、922B 材料就可“断路”并且变为阻抗的或非导电的。控制器 150 可调节电源 145 递送的电能,继而向第一能量递送电极 935A 和第二能量递送电极 9353B 递送电外科能量。可通过启动按钮 124 开始能量递送,所述启动按钮 124 与杠杆臂 128 可操作地接合并且经由缆线 152 与控制器 150 电气连通。如上文所述,由电源 145 递送的电外科能量可包括射频“RF”能量并且在性质上可为单极或双极的。

[0079] 在多种非限制性实施例中,一旦第一主体区段 922A 相对彼此取向为所需方向时,则承窝元件 923A 之间的摩擦力用于将第一主体区段 922A 保持在该位置。类似地,一旦第二主体区段 922B 相对彼此取向为所需方向时,则承窝元件 923B 之间的摩擦力用于将第二主体区段 922B 保持在该位置。任选的是,第一锁定缆线 929A 可从柄部 105' 上的锁定机构通过每个第一主体区段 922A 而延伸到最远端主体区段 922A。一旦主体区段 922A 已运动至所需方向时,外科医生就可通过锁定机构对第一锁定缆线 929A 施加张力以共同牵拉第一主体区段 922A,由此将它们锁定在适当位置。同样,第二锁定缆线 929B 可从柄部 105' 上的锁定机构 940 或另一个锁定机构通过每个主体区段 922B 而延伸至最远端主体区段 922B。一旦主体区段 922B 已运动至所需方向时,外科医生就可对第二锁定缆线 929B 施加张力以共同牵拉第二主体区段 922B,由此将它们锁定在适当位置。

[0080] 图 26 和 27 示出了根据本发明的另一个非限制性实施例的包括第一钳口 1020A 和第二钳口 1020B 的端部执行器 1000 的一部分。第一钳口 1020A 可具有第一倾斜远端部分 1021A 和第二钳口 1020B 可具有第二倾斜远端部分 1021B,所述第二倾斜远端部分 1021B 与第一倾斜远端部分 1021A 会聚以形成尤其充分有利于解剖目的的基本上锥形的端部执行器顶端 1022。此实施例还可包括往复式 I 形横梁构件 1040,所述往复式 I 形横梁构件 1040 可与上文所述的 I 形横梁构件具有相同的构造和操作,不同的是存在下述差异。更具体地讲,如在图 27 中可见,I 形横梁构件 1040 具有通过中心腹板部分 1046 互连的上凸缘 1042 和下凸缘 1044。中心腹板部分 1046 以上文所述的方式延伸穿过第一钳口构件 1020A 和第二钳口构件 1020B 中的对准狭槽(未示出)。上凸缘 1042 可骑压在第一钳口构件 1020A 内的凹槽、狭槽、或凹进区域中并且下凸缘 1044 可骑压在第二钳口构件 1020B 内的凹槽、狭槽、或凹进区域中,以使得当 I 形横梁构件 1040 通过第一和第二钳口构件 1020A、1020B 朝远侧推进时,上凸缘和下凸缘 1042、1044 以上文所述的方式来共同枢转第一和第二钳口 1020A、1020B。如在图 27 中最具体可见,下凸缘 1044 在远端方向上比上凸缘 1042 突出地更远。中心腹板 1046 中从下凸缘 1044 的最远端边缘延伸到上凸缘 1042 的最远端边缘的部分上具有形成的切割边缘 1047。在多种实施例中,切割边缘 1047 从侧面观察时可具有弓形轮廓。参见(例如)图 27。这种“凹进”I 形横梁装置以及弓形切割表面与端部执行器的倾斜远端顶端相结合可允许第一和第二钳口 1020A、1020B 的某些压缩且不会离断夹持在第一和第二钳口 1020A、1020B 之间的组织。以另一种方式讲,当 I 形横梁在端部执行器内朝远侧推进时,突出到第二钳口 1020B 中的狭槽之外的切割表面部分位于推进穿过第二钳口 1020B 的 I 形横梁部分的最远端的近端。在多种应用中,可致动钳口以对(例如)设置在下钳口的延伸部分上的组织的切割操作增加表面凝结操作。在其他非限制性实施例中,腹板的远侧边缘(即,边缘 1047)可具有“C”形或“U”形。以另一种方式讲,当从侧面观察时,边缘 1047 可形成基本上水平的“U”形。这种独特的 I 形横梁有利于压缩钳口之间的组织,由此用于从组织中逐出水分。然后将电流施加至压缩组织,之后利用推进的切割边缘来进行最

终的切割。因此,通过获得较稳固的密封。

[0081] 图 28-31 示出了根据本发明的另一个非限制性实施例的电外科器械 1100。电外科器械 1100 包括近端柄部端 105”、远端端部执行器 1200 和设置在这两者间的插入件或细长轴构件 1106。然而,在此非限制性实施例中,细长轴构件 1106 包括包封在柔性中空鞘管 1112 中的柔性脊柱形组件 1110。

[0082] 图 29-31 示出了多种脊柱形组件元件。具体地讲,在至少一个非限制性实施例中,脊柱形组件 1110 可由多个互连的脊柱形区段 1120 制成。如在图 30 和 31 中可见,每个脊柱形区段 1120 具有略似圆柱形形状的中空主体 1122。中空主体 1122 的一端上具有形成的外凸球构件 1124。主体 1122 的另一端具有承窝 1126,所述承窝 1126 具有合适的尺寸以在其中可旋转地接纳和保持相邻区段 1120 的球构件 1124。在多种实施例中,最近端区段 1122 可不动地附接到可旋转地支承在柄部 105”上的致动器轮 107。参见图 28。因此,致动器轮 107 的旋转将导致脊柱形组件 1110 围绕轴线 125 旋转。最远端脊柱形区段 1120 附接到端部执行器 1200。在一个实施例中,端部执行器 1200 可包括一组可操作-可关闭的钳口 1220A 和 1220B。端部执行器 1200 可适于捕获、焊接和离断组织。第一钳口 1220A 和第二钳口 1220B 可靠近以由此捕获或接合两者间的组织。第一钳口 1220A 和第二钳口 1220B 还可对组织施加压缩。第二钳口 1220B 可附接到最远端脊柱形区段 1120 并且第一钳口 1220A 可枢转地或者说是可运动地连接到第二钳口 1220B。在一个实施例中,例如,端部执行器 1200 可与上文详述的端部执行器 200 具有相同的构造和操作。

[0083] 电外科器械 1110 也可采用可平移、往复式构件或往复式“I 形横梁”构件 240。柄部 105”的杠杆臂 128 可适于致动柔性可平移构件 240,所述柔性可平移构件 240 也用作钳口关闭机构。例如,当沿路径 129 朝近侧牵拉杠杆臂 128 时,可朝远侧推动可平移构件 240。可平移构件 240 的远端包括柔性的具有凸缘的“I”形横梁,所述“I”形横梁能够以上文所述的方式接合第一和第二钳口构件 1220A、1220B。柔性可平移构件 240 延伸穿过内腔 1130,所述内腔 1130 是通过每个脊柱形区段 1120 提供的。参见图 31。柔性可平移构件 240 的远端以上文所述的方式接合第一和第二钳口 1220A、1220B。用于为端部执行器 1200 供电的线材也可延伸穿过内腔 1130 或延伸穿过脊柱形区段 1120 中的其他通道(未示出)。脊柱形组件 1110 的独特和新颖方面也可结合大量其他的端部执行器装置进行使用。例如,脊柱形区段 1120 中的内腔 1130 可容纳可用于控制和致动端部执行器的多种不同的致动器装置、线材、缆线等。

[0084] 通过大致被设计为 1300 的控制组件可使脊柱形组件 1110 沿两个以上的方向(所述方向中的一些在图 29 中由箭头 1111 示出)上进行有效的挠曲。在多种实施例中,例如,控制组件 1300 可包括至少一个致动构件 1310,所述致动构件 1310 延伸穿过在每个脊柱形区段 1120 的中空主体 1122 周边上形成的相应对准的中空凸缘 1130。在图示实施例中,致动构件 1310 包括四个控制缆线。然而,在可供选择的实施例中,可采用三个控制缆线以基本上实现利用四个缆线达到的相同程度的运动。名称为“ENDOSCOPIC TRANSLUMENAL ARTICULATABLE STEERABLE OVERTUBE”(内窥镜式经腔道可关节联接的易操纵上球管)的待审的美国专利公开 No. US2010/0010299A1 公开了可采用的其他易操纵管状装置,该专利的公开内容以引用方式并入本文。在可供选择的实施例中,控制构件 1310 还可包括导体,所述导体与 RF 源连通以将 RF 能量传送至端部执行器。

[0085] 在示出的非限制性实施例中,每个脊柱形区段 1122 上具有形成的四个沿直径的相对凸缘 1130。控制缆线 1310 中的每一个延伸穿过中空鞘管 1106 并且进入柄部 105”以接合关节控制机构 1400。在图示实施例中,关节控制机构 1400 包括由柄部 105”可操作地支承的操纵杆装置 1402。因此,操纵杆装置 1402 的运动将对缆线 1310 中的一个或多个施加张力以由此导致脊柱形组件 1110 进行关节式运动。也可采用其他缆线控制装置。

[0086] 图 33-35 示出了根据本发明的另一个非限制性实施例的单极电外科器械 1500。电外科器械 1500 包括近端柄部 105、远端端部执行器 1600 和设置在这两者间的插入件或细长轴构件 106。端部执行器 1600 与返回垫(未示出)相结合可适于巴雷特(Barrett)食道、肝脏、或子宫内膜异位症手术中的可控表面烧蚀。如将在下文中更详细所述,端部执行器 1600 可相对于细长轴 106 运动,这使其尤其适用于腹腔镜式或开放式手术应用。

[0087] 柄部 105 可包括杠杆臂 128,所述杠杆臂 128 可沿着路径 129 牵拉。柄部 105 可为任何类型的手枪式握把或者本领域中已知的其它类型的柄部,其能够承载致动器杠杆、触发器等。细长轴 106 可具有圆柱形或矩形横截面并且可包括从柄部 105 延伸的薄壁管状套筒。细长轴 106 可由(例如)金属(例如不锈钢)或塑料(例如Ultem[®]、或Vectra[®]等)制成。在其他实施例中,细长轴 106 可包括聚烯烃热收缩管并且具有贯穿延伸的膛孔以用于承载致动器缆线或构件以及用于承载将电能递送至端部执行器 1600 的电外科元件的电引线。在一些实施例中,细长轴构件 106 以及端部执行器 1600 通过(例如)三重接触件可相对柄部 105 且围绕轴线 125 旋转完整的 360°。

[0088] 端部执行器 1600 可包括垫支撑件 1602,所述垫支撑件 1602 销接或换句话说讲可运动地连接到细长轴 106 的远端 107。在多种实施例中,垫支撑件 1602 可由相对柔性的材料(例如聚碳酸酯)或相对高硬度的硅氧烷弹性体制成。然而,可采用其他材料。将导体或电极元件 1604 以及由正温度系数(PTC)材料制成的柔性垫构件 1606 附接到柔性垫支撑件 1602。例如,柔性垫构件 1604 可由公开于名称为“ElectrosurgicalJaw Structure For Controlled Energy Delivery”(用于可控能量递送的电外科钳口结构)的美国专利 No. 6,770,072 中的 PTC 材料制成,该专利的公开内容全文以引用方式并入本文。导体或电极元件 1604 可由(例如)金属(例如不锈钢或铜)制成并且可通过缆线 152 中的电引线连接到 RF 源 145 和控制器 150。这种端部执行器 1600 包括有利于向组织施加可控能量的致动控制按钮 131。可通过启动按钮 131 来开始能量递送,所述启动按钮 131 经由缆线 152 与控制器 150 电气连通。如上文所述,由电源 145 递送的电外科能量可包括射频“RF”。杠杆 128 可相对细长轴 106 来提供垫支撑件 1602 的控制以将垫 1602 较好地对准和逼近组织。作为另外一种选择,杠杆 128 可控制细长轴 107 远端附近的细长轴 106 的关节式运动。

[0089] 本发明的此实施例提供了如下能力,即将电流/功率在预定临界温度水平下提供至靶组织。这是通过如下方式实现的:当施加至组织的 RF 能量到达时间点时,PTC 垫 1606 被加热至其选定开关范围。其后,从导电电极 1604 流过柔性垫 1606 的电流将因 PTC 阻抗的指数增加而被中断,由此提供 RF 能量的瞬态和自动降低。因此,端部执行器 1600 可在有源 RF 加热和无源导热之间自动地调节施加至组织的能量,以保持靶温度水平。在多种实施例中,PTC 垫 1606 被设计为在超过材料的特定温度时具有急剧增加的阻抗。将能量递送电极 1604 施用至患者体内。施用至患者体外的接地垫使得形成完整电路。一旦超过选定断路温度时,则 PTC 材料 1606 将“断路”并且变为阻抗的或非导电的。如图 35 中所见,端

部执行器元件的柔性特性允许端部执行器在一定程度上适形于不规则组织“T”。上述各种实施例可用于通过向组织施加射频来治疗组织,例如,肝组织、肺组织、心脏组织、前列腺组织、乳腺组织、血管组织等。所述装置可被构造成用于腹腔镜式或开放式手术。柔性端部执行器可被设计成允许进入穿过进入端口(例如套管针)。此外,端部执行器能够将可控能量有效地施用至组织。术语“可控的”是指在预定临界温度水平下将电流/功率提供至到靶组织的能力。这可通过如下方式实现:当施加至组织的 RF 能量到达时间点时,PTC 材料被加热至其选定开关范围。其后,从导电电极流过柔性接合表面的电流可因 PTC 阻抗的指数增加而被中断,由此提供 RF 能量的瞬态和自动降低。因此,柔性端部执行器可在有源 RF 加热和无源导热之间自动地调节施加至组织的能量,以保持靶温度水平。

[0090] 图 36 和 37 示出了另一个端部执行器 1600',所述端部执行器 1600' 类似于上文所述的端部执行器 1600,不同的是存在下述差异。如在图 36 中可见,细长轴 106 附接到托架 109。细长轴 106 可由绝缘材料(例如 **Ultem**[®]、**Vectra** 等)或导电材料(例如不锈钢)制成。在其他实施例中,例如,细长轴 106 可由聚烯烃热收缩管制成。托架 109 可由弹性体(例如聚氨酯)或收缩材料(例如聚烯烃、聚氯乙烯(PVC)、或氯丁橡胶)制成。托架 109 可枢转地附接到刚性垫部分 1620,所述刚性垫部分 1620 可由(例如)聚碳酸酯或高硬度硅氧烷弹性体制成。刚性垫部分 1620 通过(例如)弹性体粘合剂或包覆成型方法附接到柔性垫部分 1622。柔性垫部分 1622 可由聚异戊二烯或硅氧烷制成。柔性垫部分 1622 也可由闭孔或开孔氯丁橡胶或硅氧烷泡沫制成。在图 36 所示的实施例中,将由不锈钢、铜等制成的两个(导电)电极 1630 通过(例如)弹性体粘合剂附接到柔性垫部分 1622 并且通过延伸穿过细长轴 106 和柄部的缆线附接到控制器和 RF 能量源。在一个非限制性实施例中,如在双极性器械中,两个电极 1630 可用作源极电路和返回电路。在另一个非限制性实施例中,如在单极器械中,两个电极可进行电连接并且用作单个源电极且具有位于病人体外的返回电极。在其他实施例中,可采用可与柔性垫部分基本上共延的单个导电电极。柔性 PTC 构件 1640 可通过(例如)粘合剂或机械附接方式附接到电极 1630。此实施例可以上文所述的方式进行操作。

[0091] 本文所公开的装置可被设计成单次使用后处理掉,也可被设计成多次使用。然而在任一种情况下,该器械均可重新恢复,从而在至少一次使用后再次使用。重新恢复可包括以下步骤的组合:拆卸装置、然后清洗或更换特定部件以及后续重新组装。具体来讲,该装置可拆卸,并且可以任意组合对装置的任意数目的重新特定部件或零件进行选择性地更换或移除。清洗和/或置换特定部分后,该装置可在重新恢复设施处重新组装以随后使用,或者在即将进行外科手术前由外科团队重新组装。本领域普通技术人员将会知道,重新恢复装置时可采用多种不同技术来拆卸、清洗/更换和重新组装。这种技术的使用以及所得重新恢复器械均在本专利申请的范围内。

[0092] 优选地,在外科手术之前将对本文所述的装置的各种实施例进行处理。首先,获取新的或用过的装置,并在必要时对装置进行清洁。然后对装置进行消毒。在一种灭菌技术中,将器械置于封闭并密封的容器中,例如塑料或 **TYVEK**[®] 口袋中。然后将容器和装置置于能够穿透该容器的辐射区,例如 γ 辐射、x-射线或高能电子。辐射将装置上和容器中的细菌杀死。然后将灭菌后的装置保存在消毒容器中。该密封容器将器械保持无菌,直到在医疗设备中打开该容器。其他消毒技术可通过本领域技术人员已知的任何多种方式进行,

包括 β 辐射、 γ 辐射、环氧乙烷和 / 或蒸汽。

[0093] 以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、公布或其它公开材料都仅在所并入的材料不与本发明所述的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的范围内并入本文。由此,在必要的程度下,本文所明确阐述的公开内容将取代以引用方式并入本文的任何冲突材料。如果据述以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

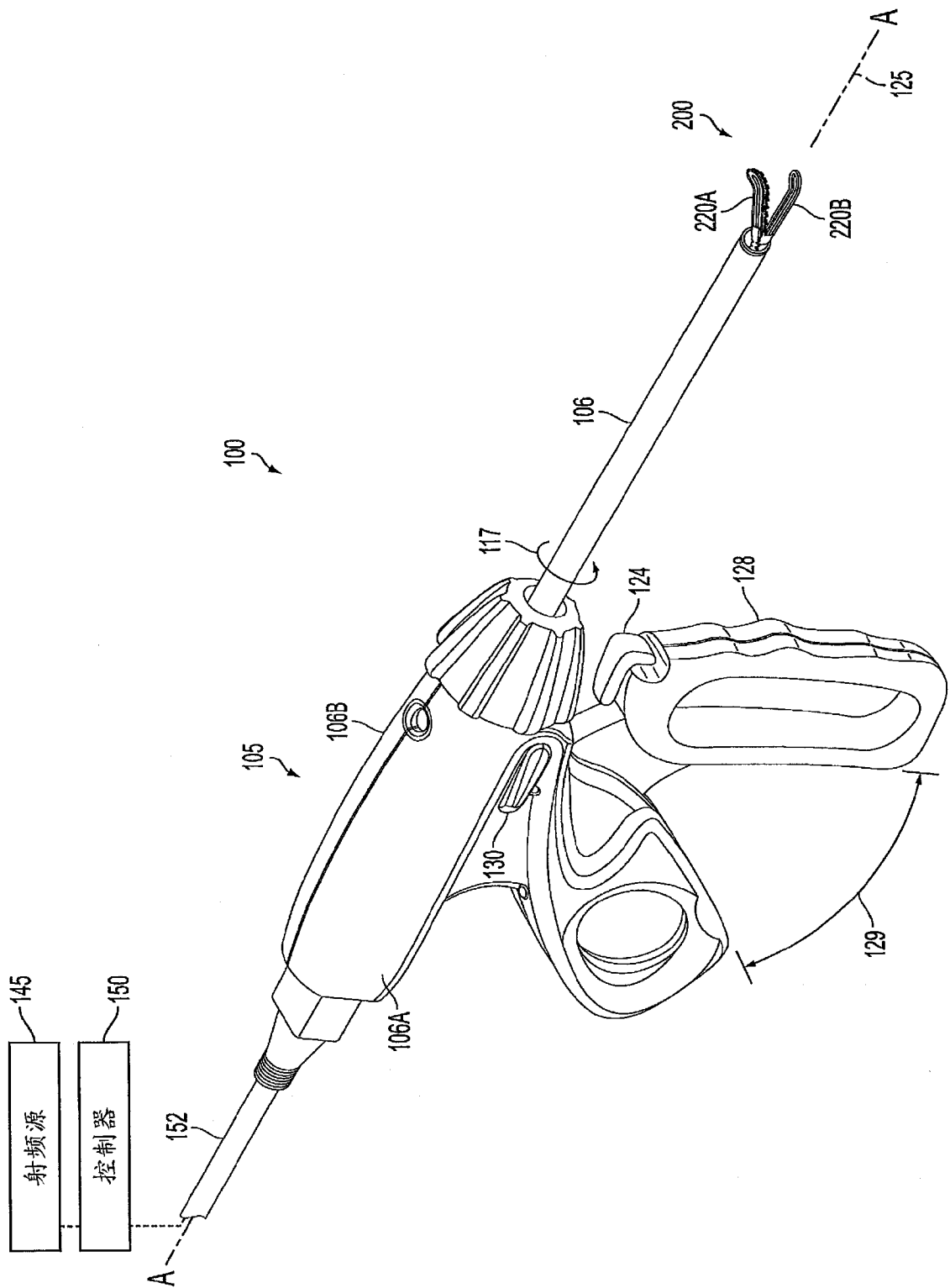


图 1

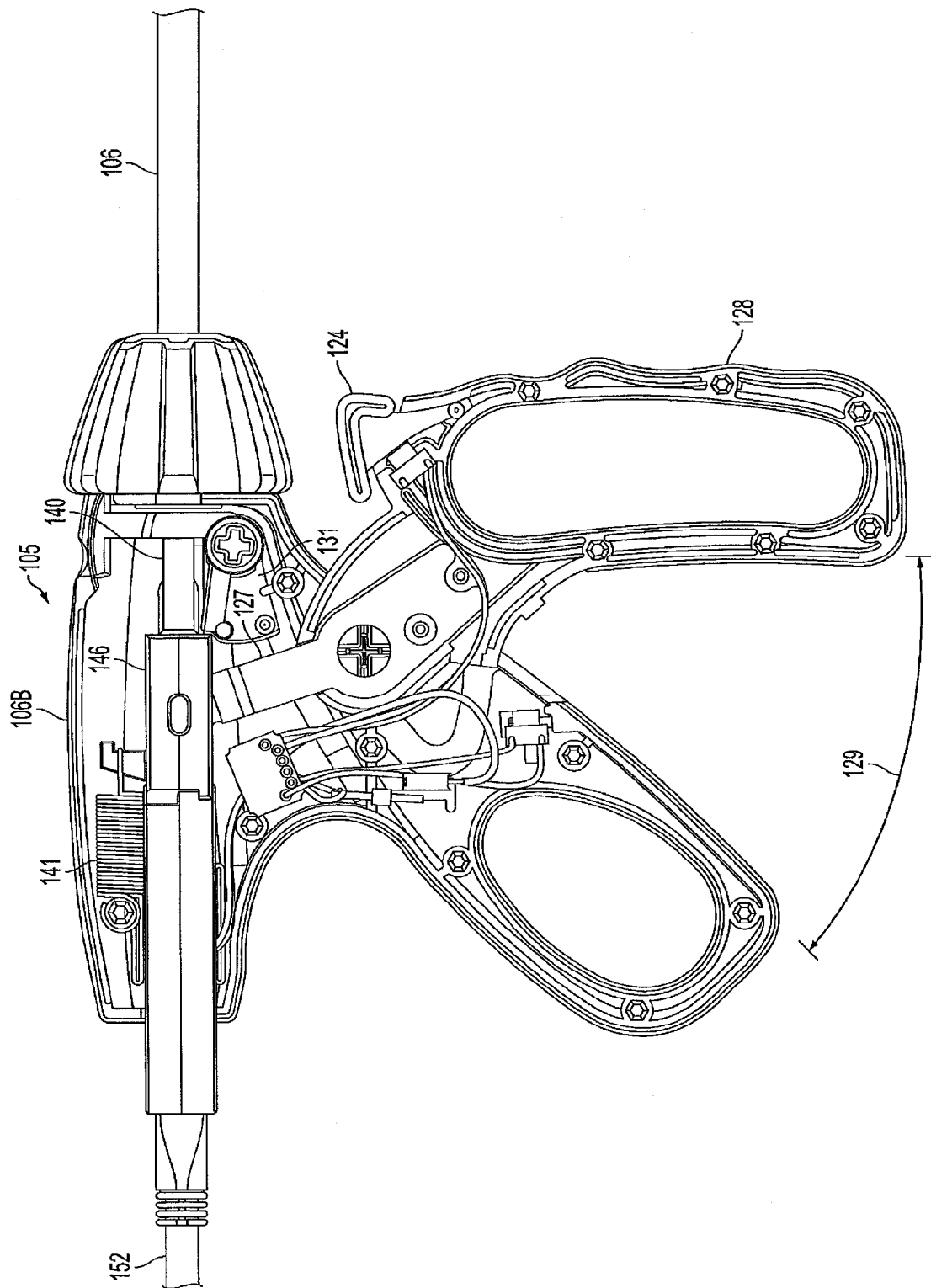


图 2

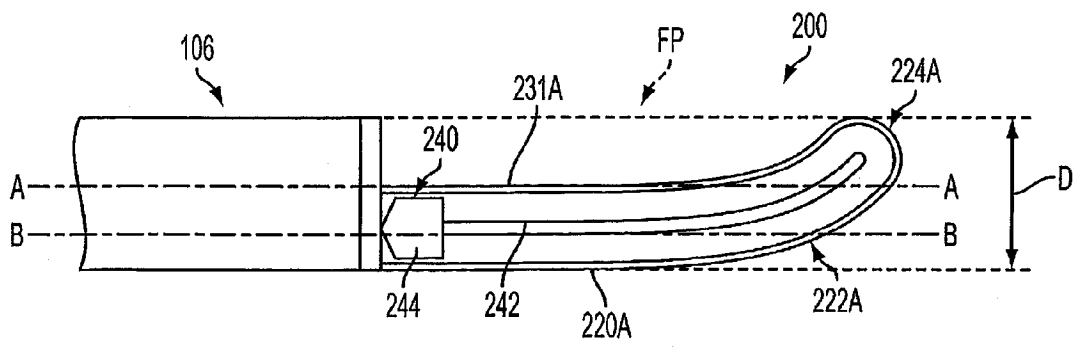


图 3

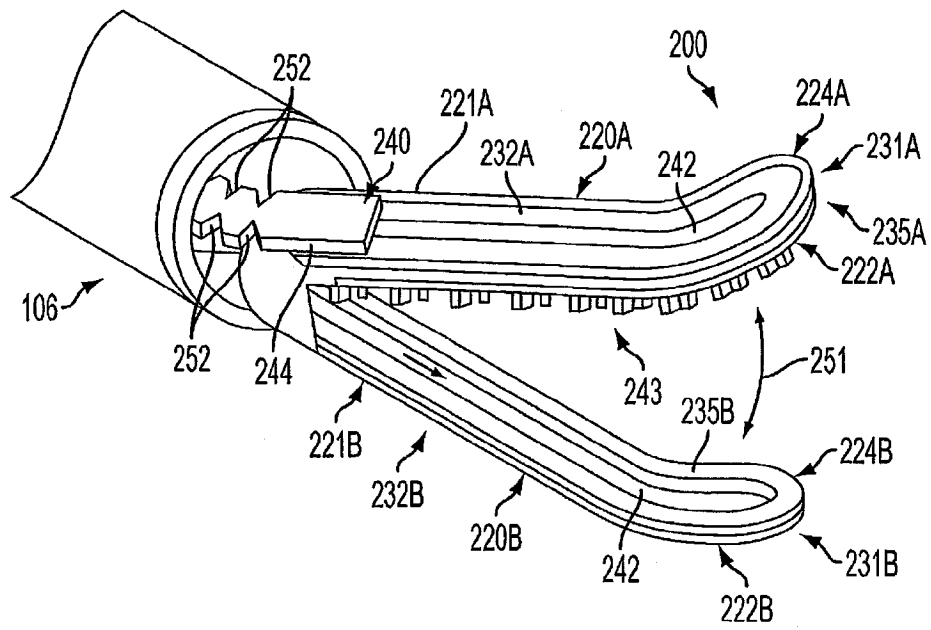


图 4

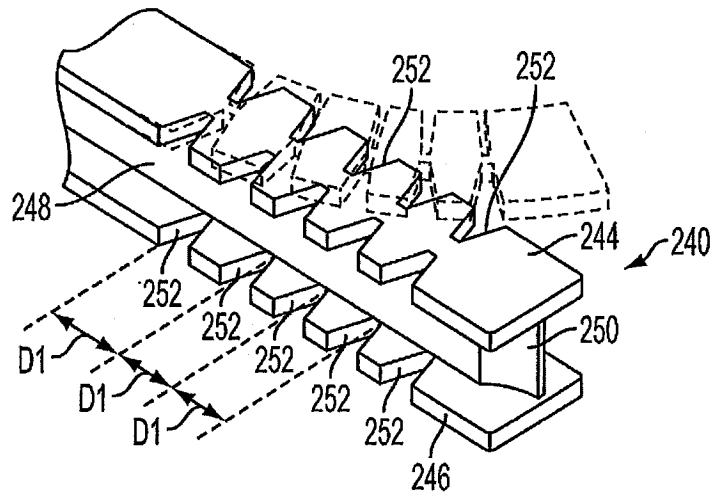


图 5

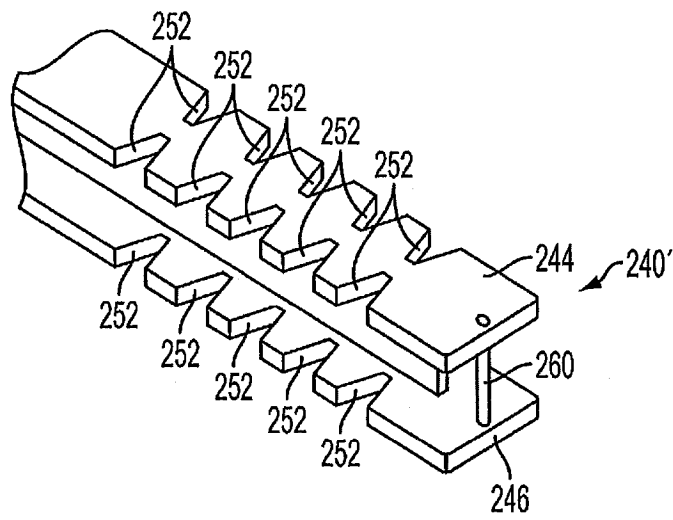


图 6

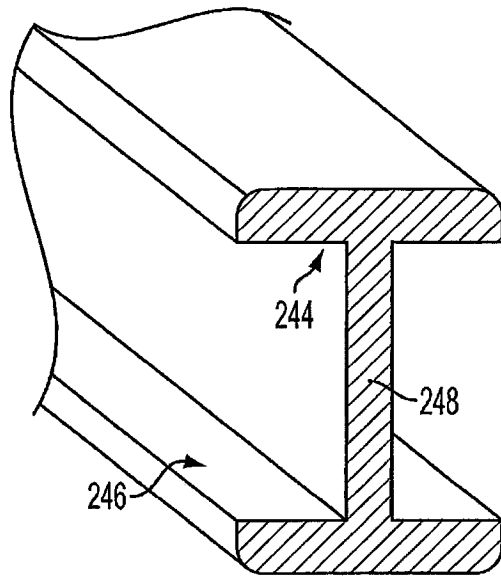


图 7

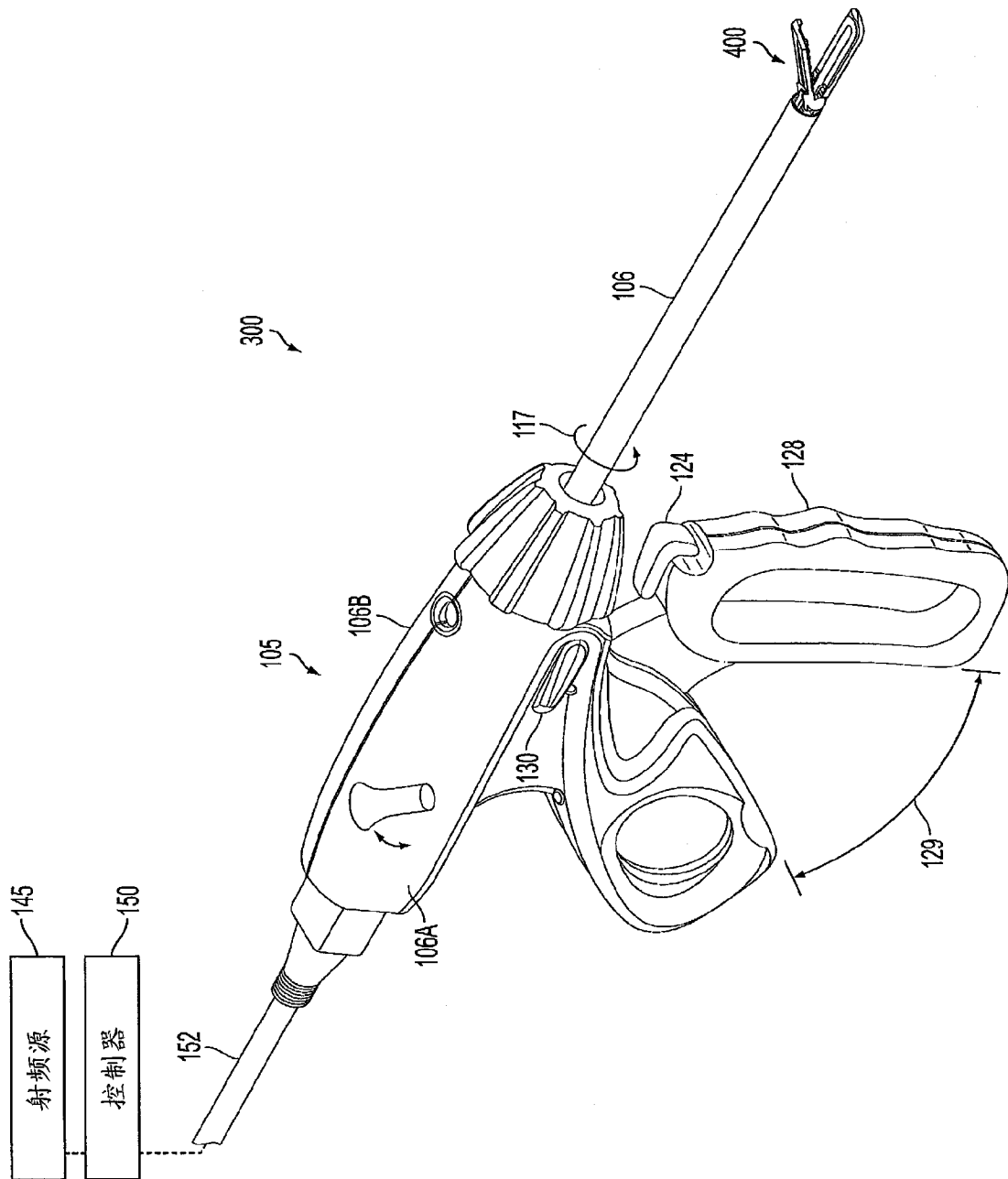


图 8

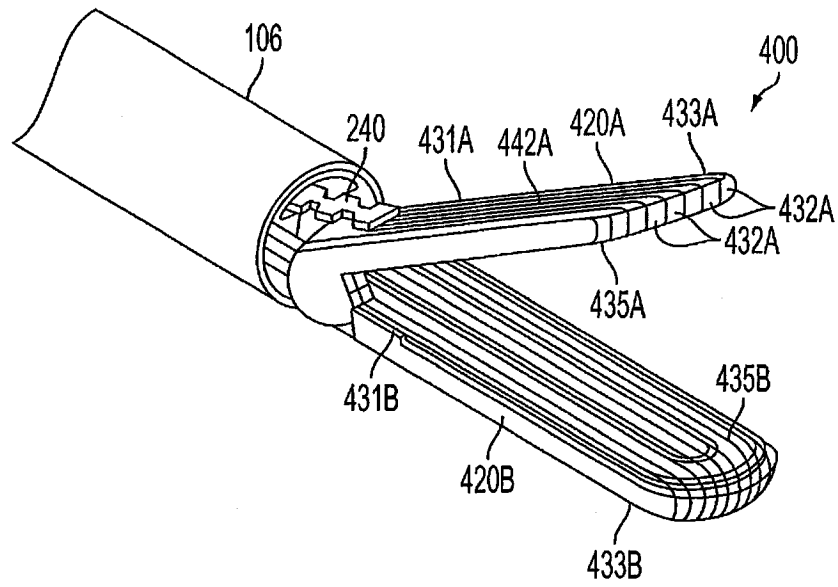


图 9

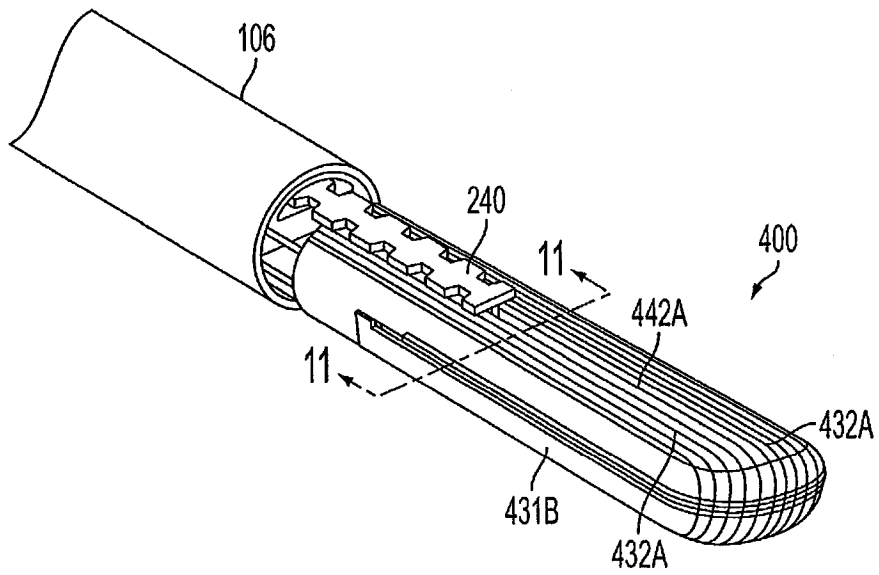


图 10

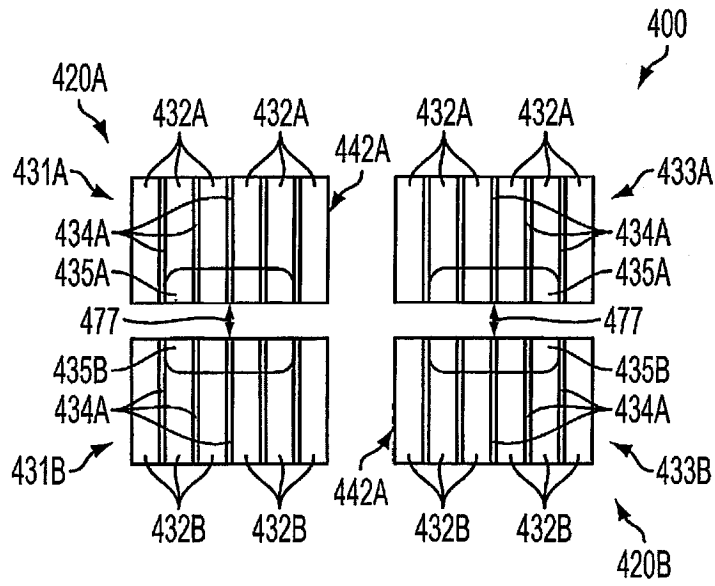


图 11

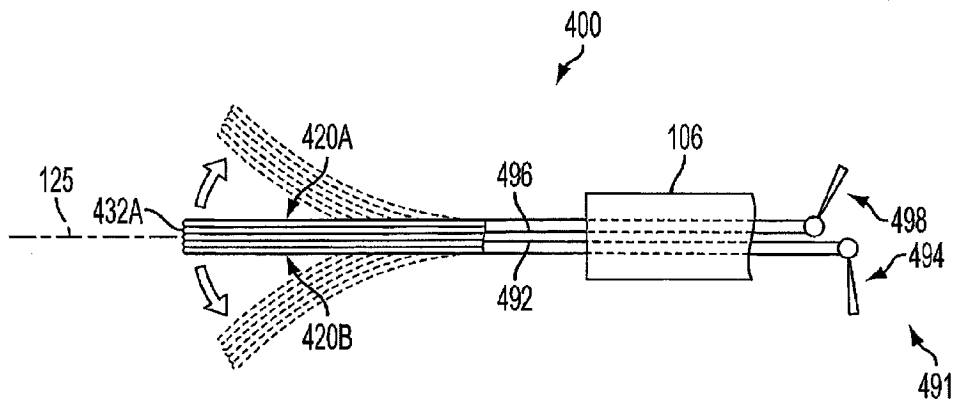


图 12

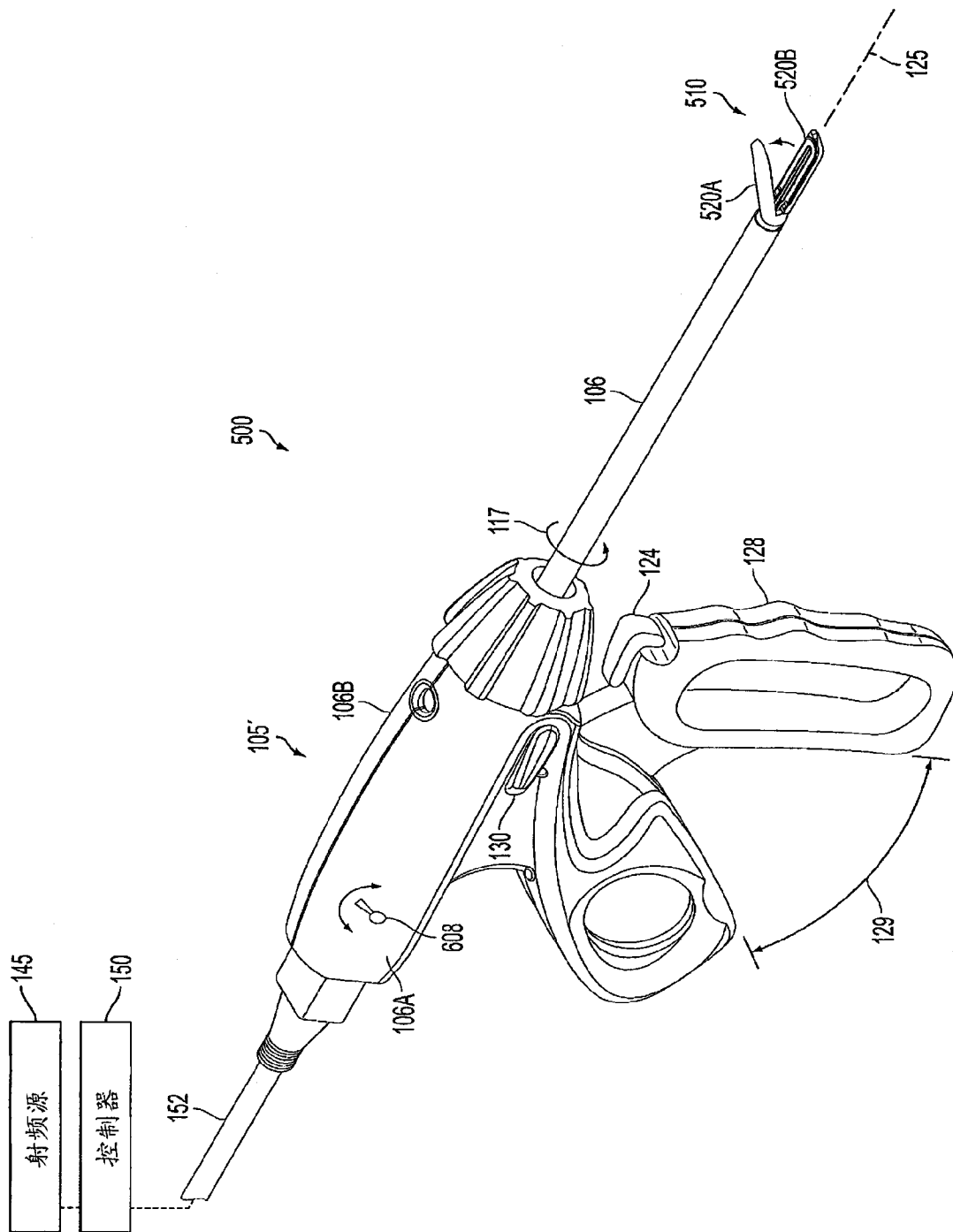


图 13

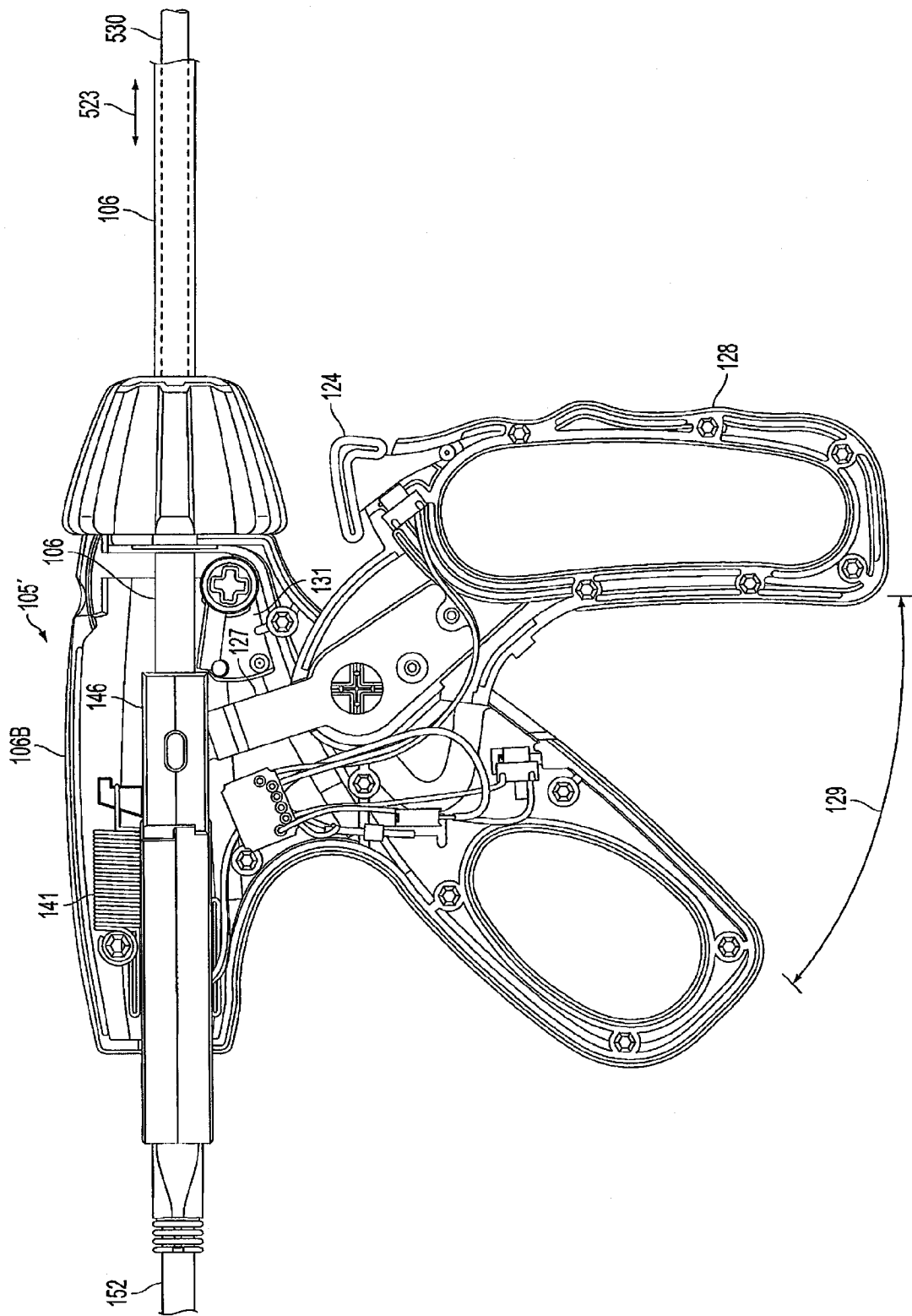


图 14

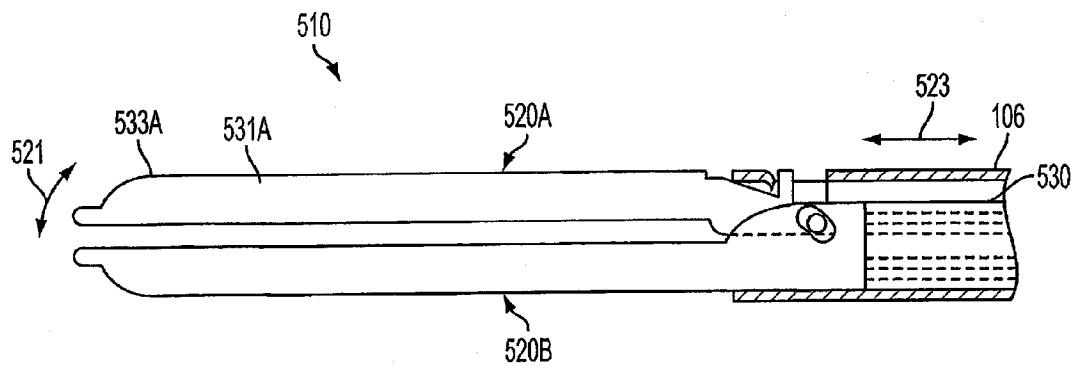


图 15

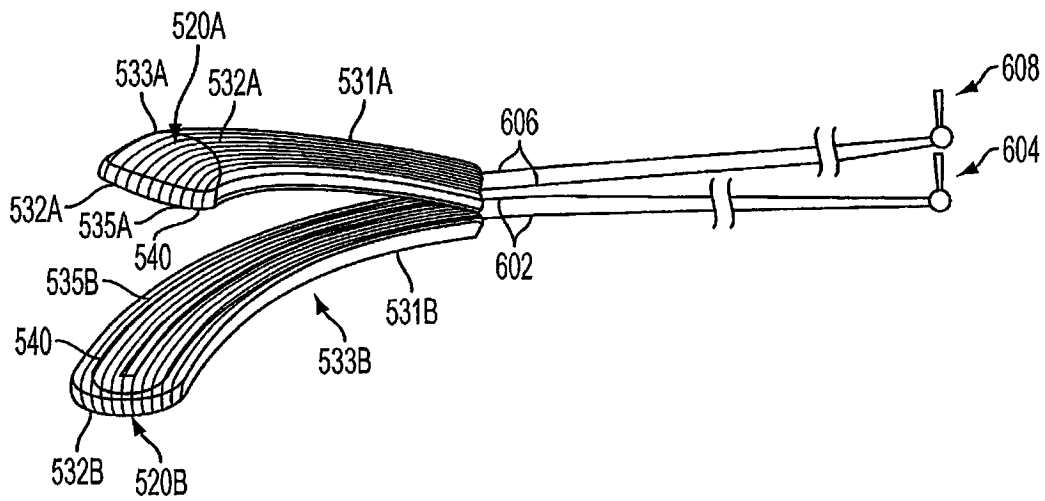


图 16

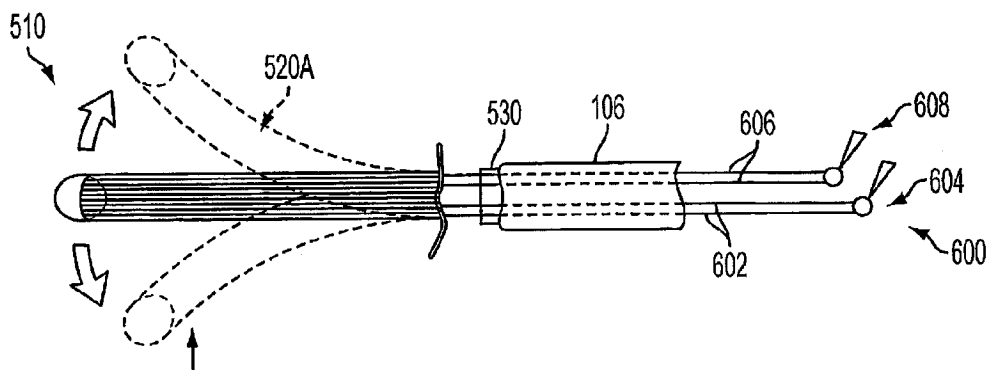


图 17

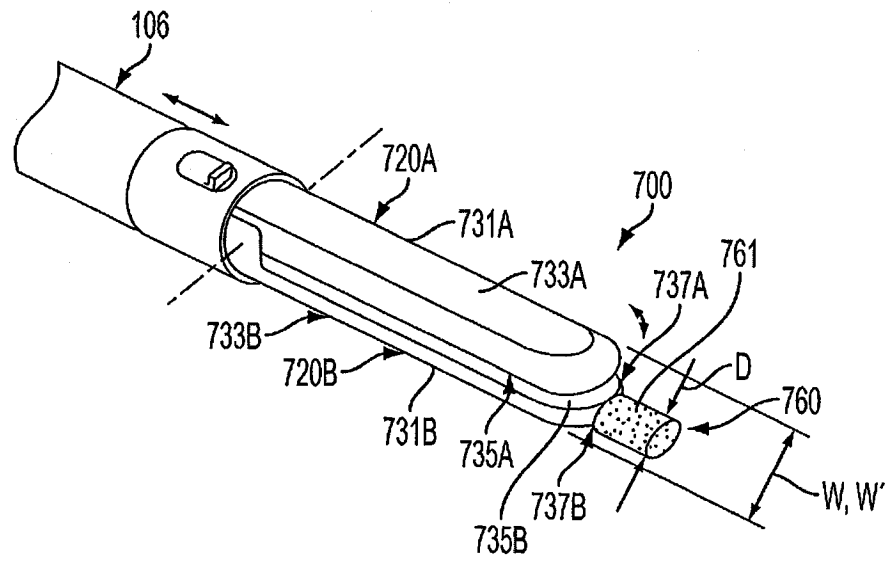


图 18

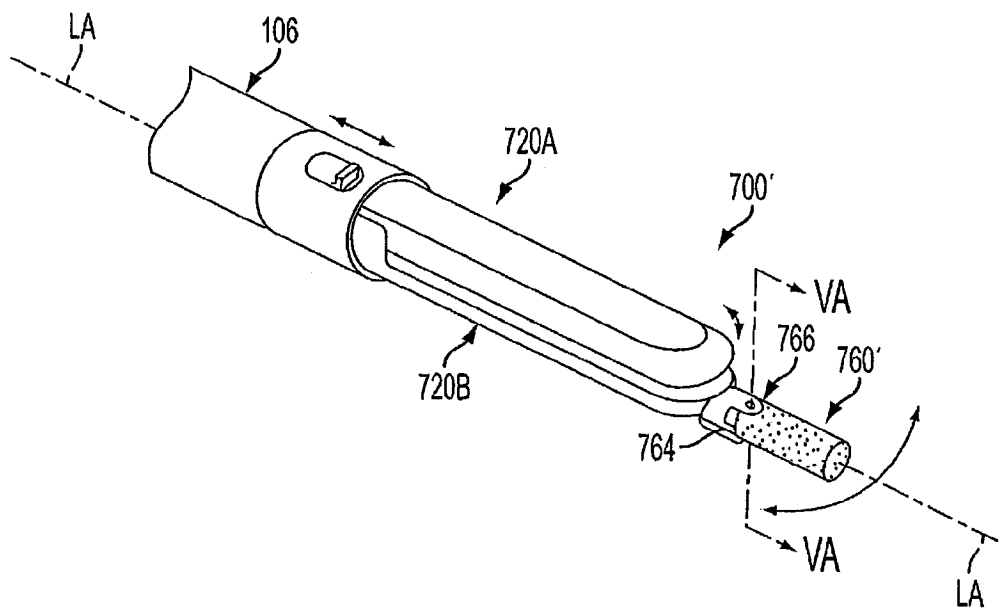


图 19

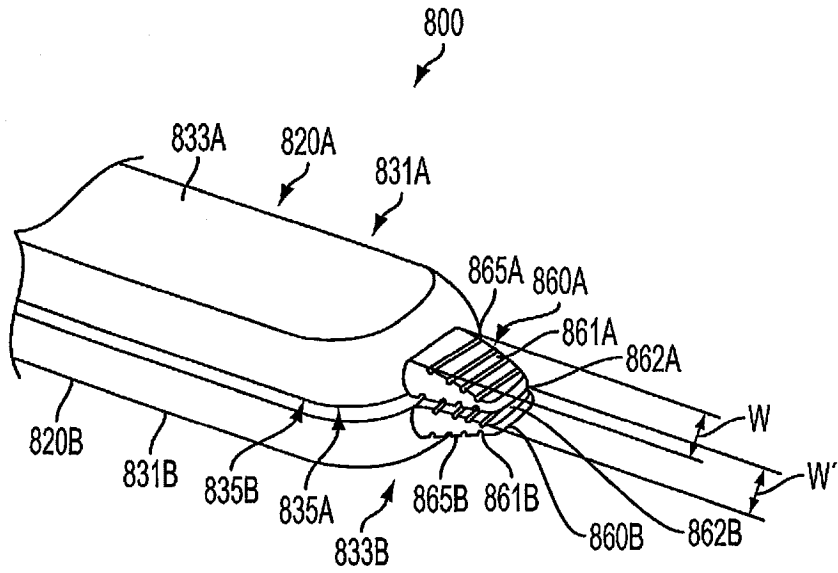


图 20

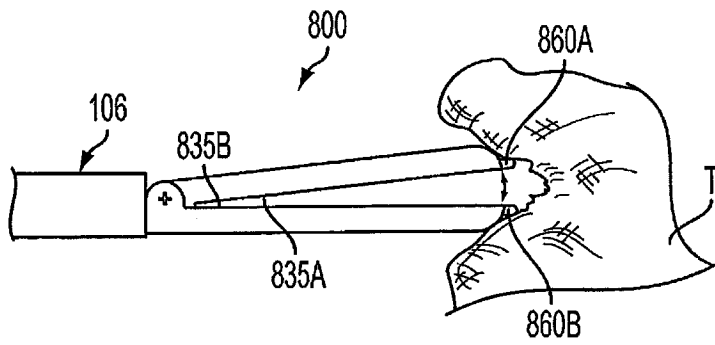


图 21

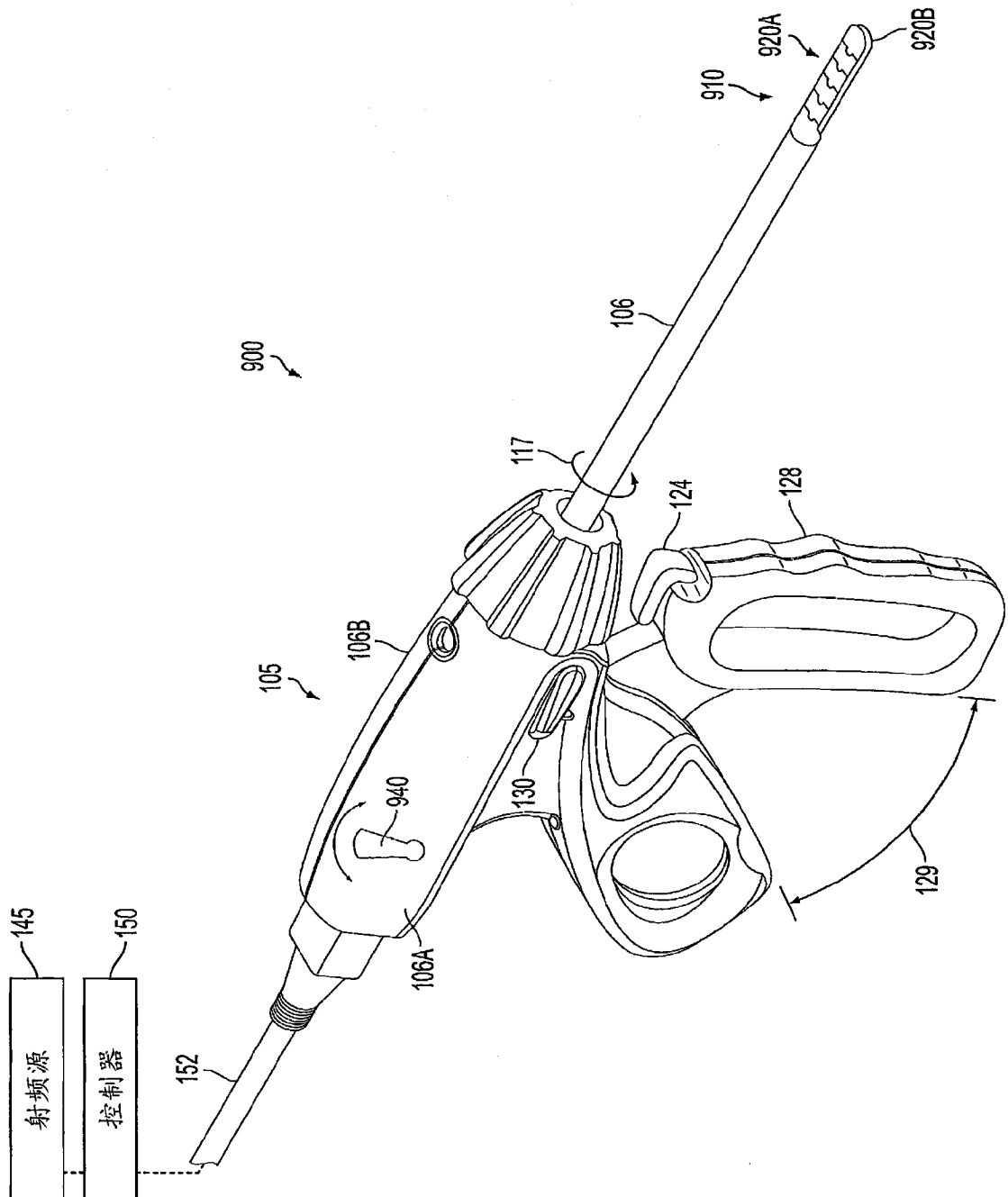


图 22

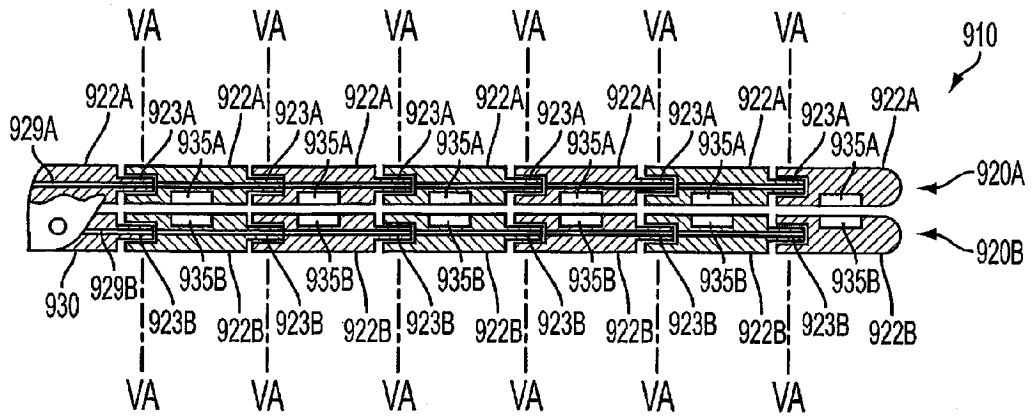


图 23

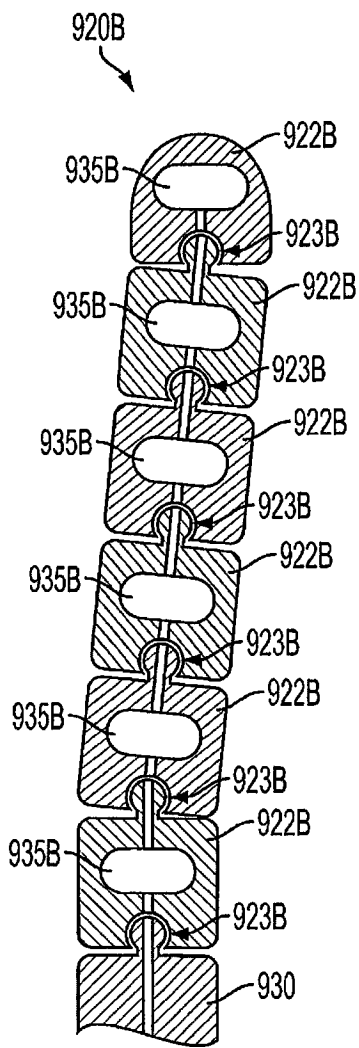


图 24

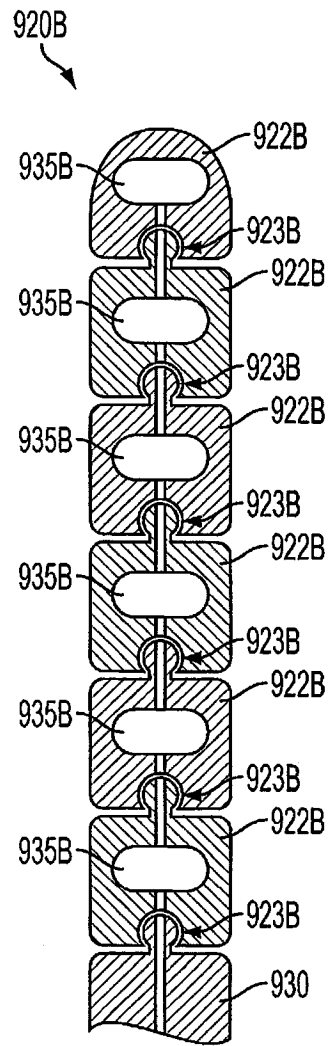


图 25

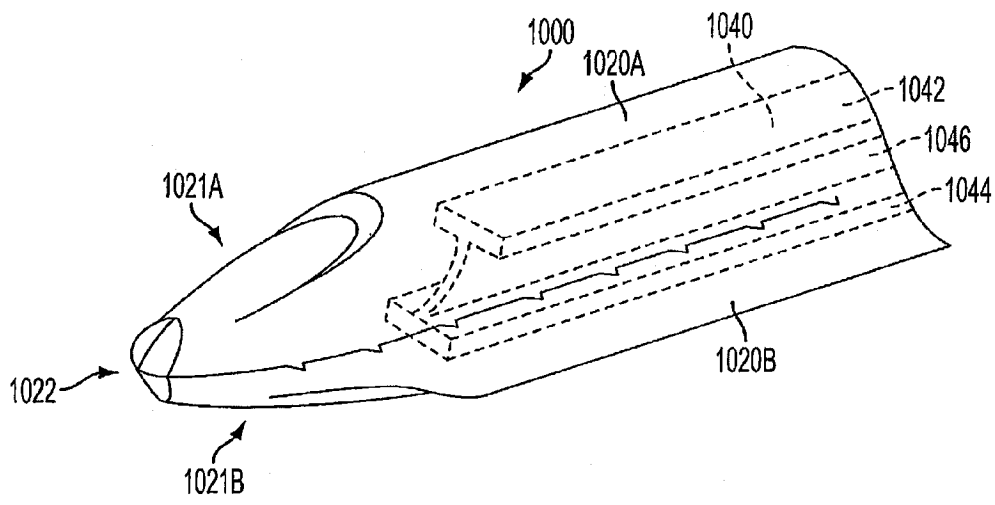


图 26

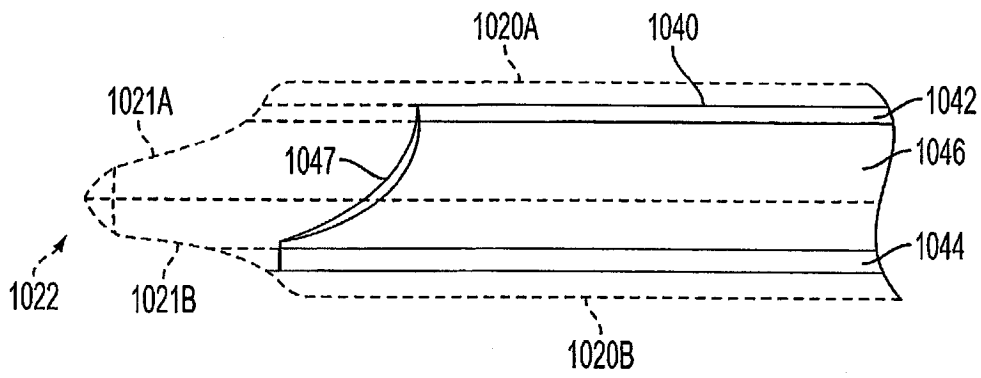


图 27

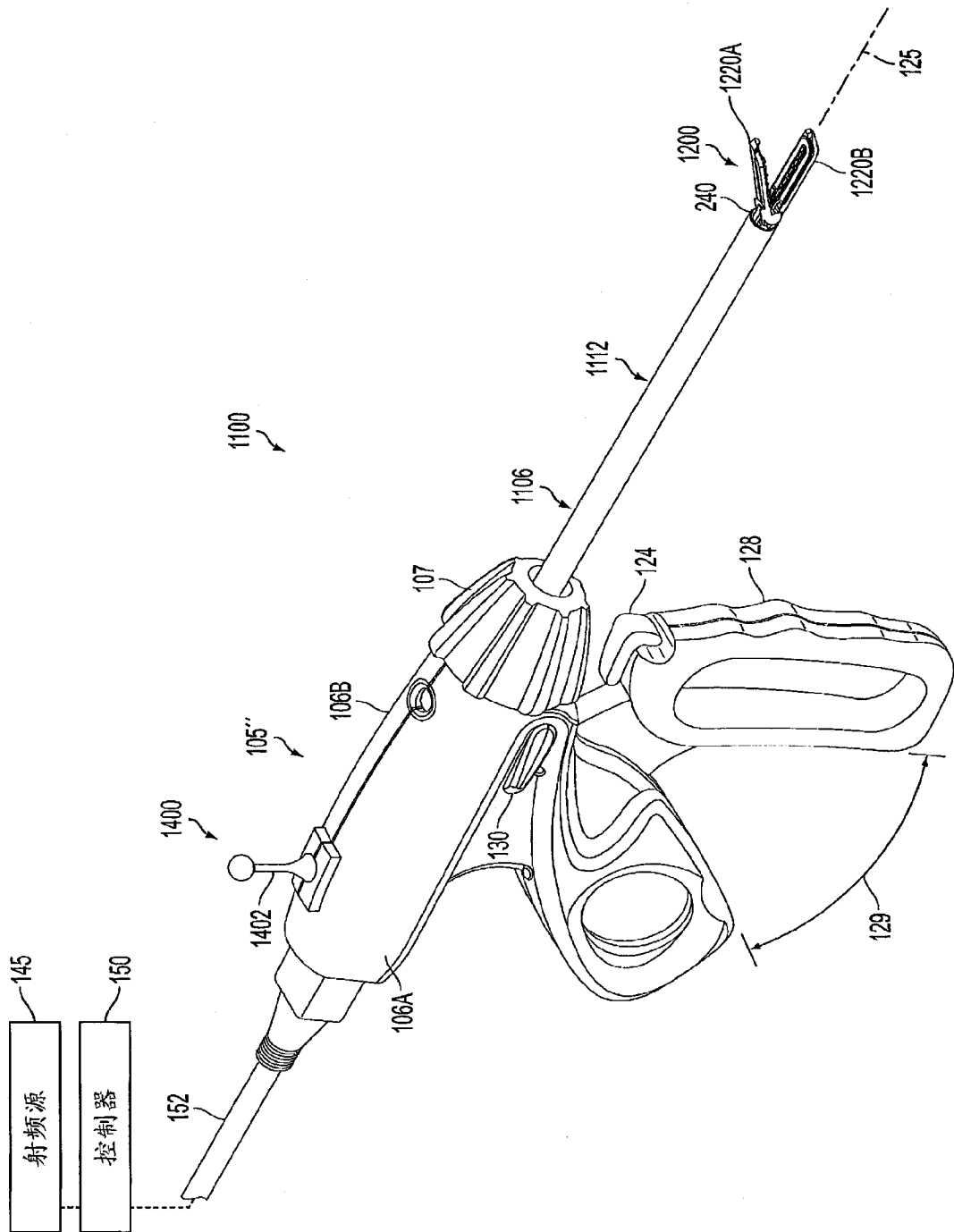


图 28

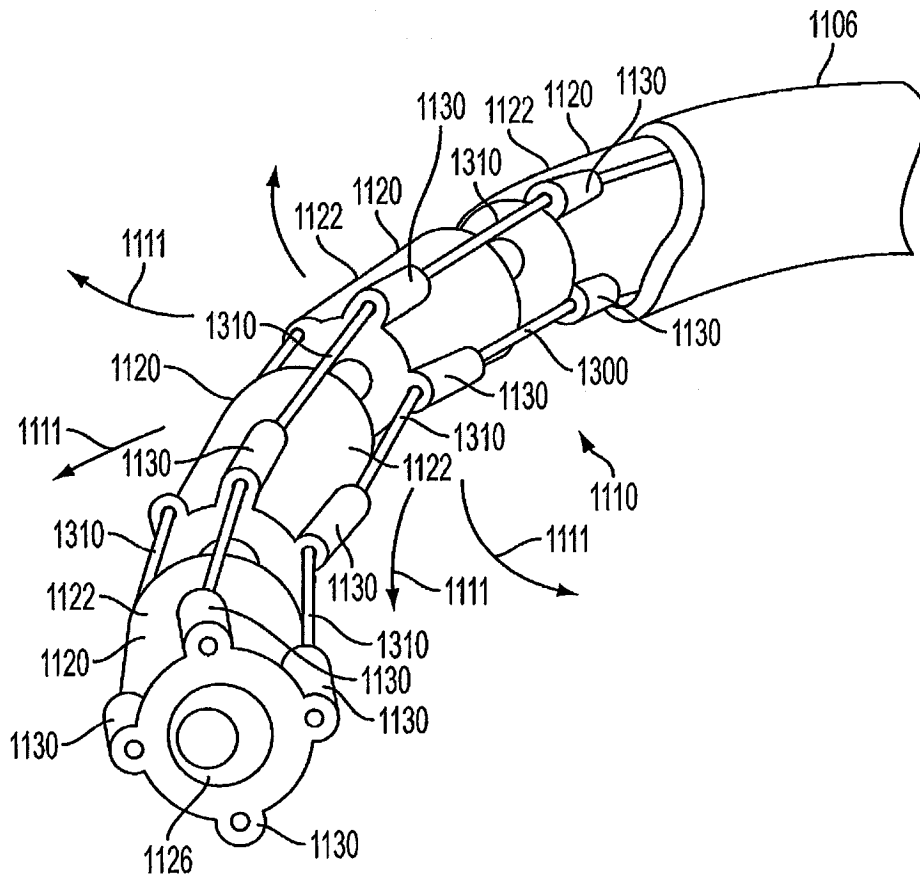


图 29

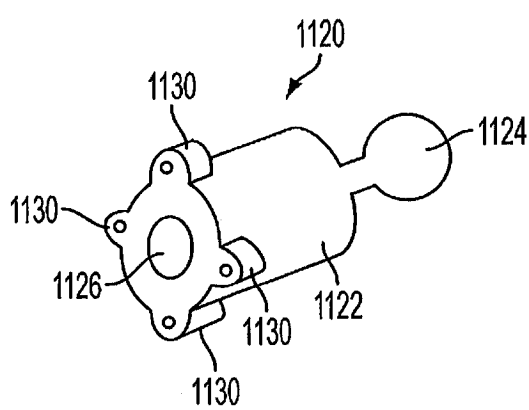


图 30

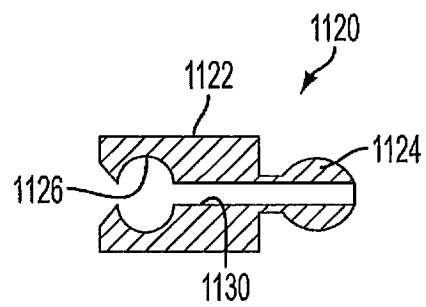


图 31

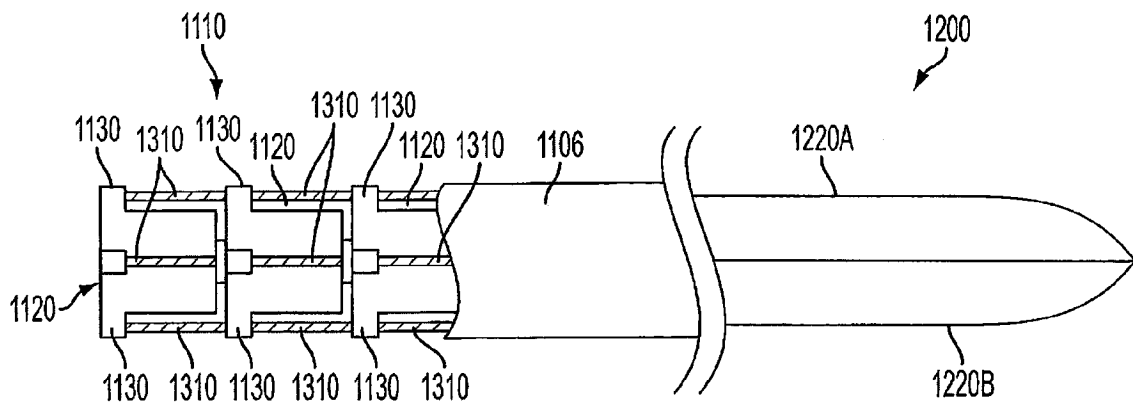


图 32

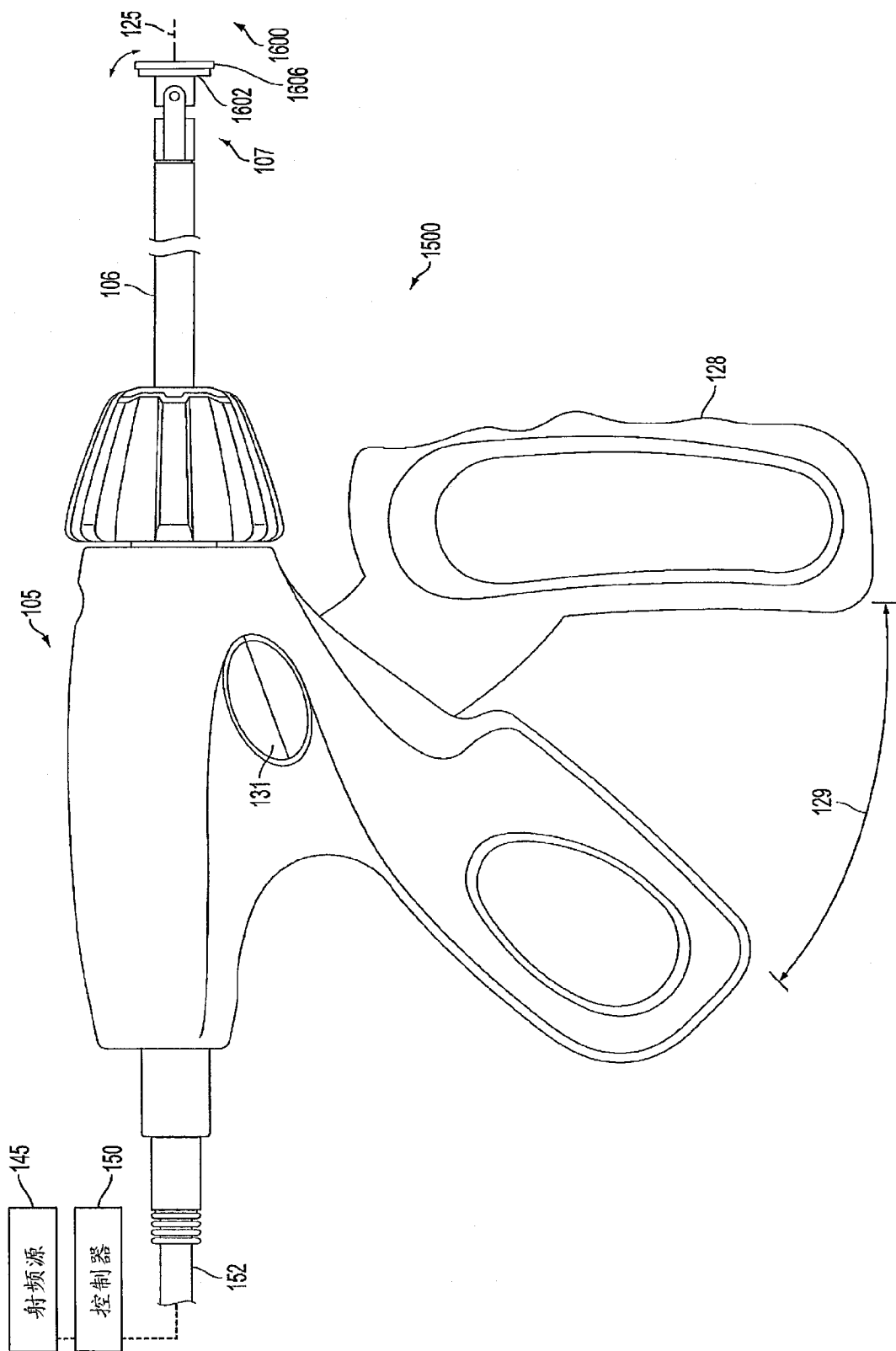


图 33

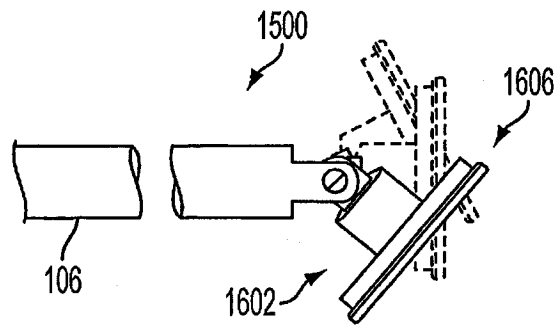


图 34

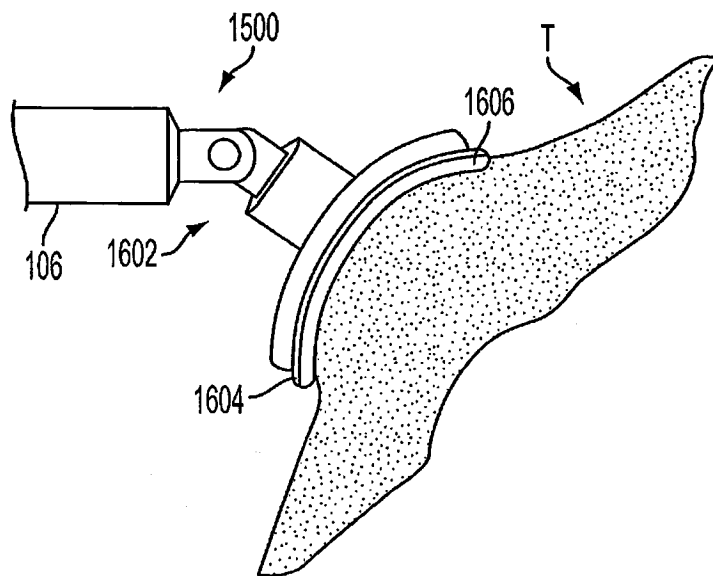


图 35

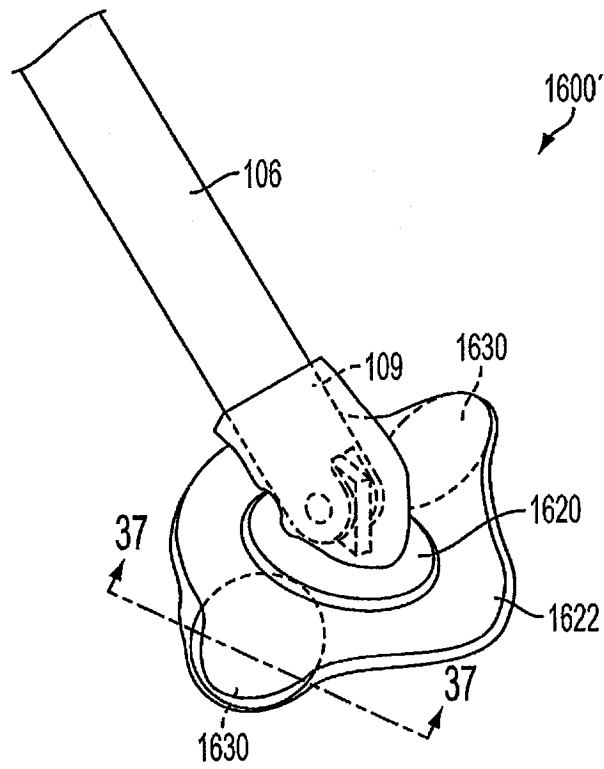


图 36

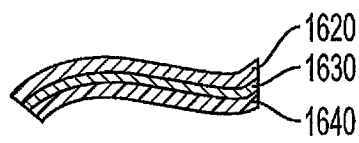


图 37