



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104582605 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201380043461. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 14

A61B 17/32(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 17/295(2006. 01)

13/538, 588 2012. 06. 29 US

A61B 17/00(2006. 01)

A61B 17/22(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 17/29(2006. 01)

2015. 02. 15

A61M 25/01(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/045805 2013. 06. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/004113 EN 2014. 01. 03

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 W·A·奥尔森 F·B·斯图伦

J·D·梅瑟利 D·W·普莱斯

K·L·豪泽 C·N·法勒

W·D·丹纳赫 S·莱

T·C·穆伦坎普

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 朱利晓

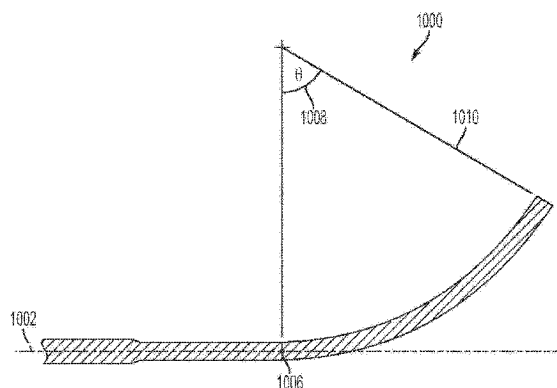
权利要求书4页 说明书37页 附图62页

(54) 发明名称

具有关节运动轴的外科器械

(57) 摘要

本文所述的各种实施例涉及超声刀片。例如，超声刀片可包括定位在近侧的沿纵向轴线延伸的直段以及定位在远侧的联接到所述直段并且弯曲远离所述纵向轴线的弯曲段。所述弯曲段可限定曲率半径并且对向第一角度。所述弯曲段和所述直段之间的切点可定位在所述超声刀片的波节或所述超声刀片的波腹处。



1. 一种外科器械,包括:

超声刀片,所述超声刀片包括:

定位在近侧的直段,所述直段沿纵向轴线延伸;和

定位在远侧的弯曲段,所述弯曲段联接到所述直段并且弯曲远离所述纵向轴线,其中所述弯曲段限定曲率半径,其中所述弯曲段对向第一角度,并且其中所述弯曲段和所述直段之间的切点位于预先确定的位置处。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述预先确定的位置选自包括以下项的组:所述超声刀片的波节、所述超声刀片的波腹、在所述超声刀片的所述波节和所述波腹之间、以及它们的任意组合。

3. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述弯曲段的所述曲率半径由下式描述:

$$\text{曲率半径} = \frac{nc\pi}{4\theta f_0(\pi - \theta^2)^{0.5}};$$

其中:

f_0 是所述超声刀片根据第一模式的共振频率;

θ 是所述第一角度;

n 是在所述第一模式下所述弯曲段中四分之一波长的数目;并且

c 是在所述共振频率下所述超声刀片中超声振动的相速度。

4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述超声刀片的所述弯曲段在所述超声刀片的共振频率下包括两个四分之一波长。

5. 根据权利要求4所述的外科器械,其中所述超声刀片的所述弯曲段的长度大于所述超声刀片的所述直段上相邻波节之间的距离。

6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述超声刀片的所述弯曲段在所述超声刀片的共振频率下包括一个四分之一波长。

7. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括用于封闭所述端部执行器的至少一部分的轴。

8. 一种能够关节运动的外科器械,包括:

用于处理组织的端部执行器,其中所述端部执行器包括超声刀片;

轴,所述轴从所述端部执行器沿纵向轴线朝近侧延伸,其中所述轴包括柔性部分;

波导,所述波导在声学上联接到所述超声刀片并且朝近侧延伸穿过所述轴,其中所述波导包括位于大约柔性轴部分处的能够弯曲的波导部分,并且其中所述波导包括:

第一凸缘,所述第一凸缘定位在所述波导的波节处,位于所述能够弯曲的波导部分的远侧并且联接到所述轴的内部;

第二凸缘,所述第二凸缘定位在所述波导的波节处,位于所述能够弯曲的波导部分的近侧并且联接到所述轴的内部;

第一控制构件,所述第一控制构件联接到所述第一凸缘并且朝近侧延伸穿过所述第二凸缘和轴,使得所述第一控制构件的近侧平移朝近侧牵拉所述第一凸缘,从而导致所述轴和波导朝所述第一控制构件枢转远离所述纵向轴线。

9. 根据权利要求8所述的外科器械,还包括联接到所述第一凸缘并且穿过所述第二凸缘和轴朝近侧延伸的第二控制构件,使得所述第二控制构件的近侧平移朝近侧牵拉所述第

一凸缘,从而导致所述轴和波导朝所述第二控制构件枢转远离所述纵向轴线。

10. 根据权利要求 8 所述的外科器械,其中所述波导在所述能够弯曲的波导部分近侧的第一位置处具有第一厚度并且在所述能够弯曲的波导部分处具有第二厚度,并且其中所述第二厚度小于所述第一厚度。

11. 根据权利要求 8 所述的外科器械,其中所述轴的所述柔性部分限定基本上垂直于所述纵向轴线的多个狭槽。

12. 根据权利要求 8 所述的外科器械,其中所述波导和超声刀片限定共振频率。

13. 根据权利要求 8 所述的外科器械,其中所述能够弯曲的波导部分在所述共振频率下具有至少一个波长的长度。

14. 根据权利要求 8 所述的外科器械,还包括:

夹持臂安装构件,所述夹持臂安装构件机械地联接到所述第二凸缘;和

夹持臂,所述夹持臂在铰接接合部处以能够枢转的方式联接到所述夹持臂安装构件。

15. 根据权利要求 14 所述的外科器械,其中所述铰接接合部与所述纵向轴线偏置并且还包括在与所述纵向轴线偏置且基本上与所述铰接接合部相对的位置处联接到所述夹持臂的平移构件,使得所述平移构件的远侧平移使所述夹持臂远离所述超声刀片打开并且所述平移构件的近侧平移使所述夹持臂朝向所述超声刀片闭合。

16. 根据权利要求 8 所述的外科器械,其中所述波导还包括在所述第二凸缘的远侧定位在所述波导的波节处的第三凸缘,并且其中所述外科器械还包括:

连接叉,所述连接叉机械地联接到所述第三凸缘;和

夹持臂,所述夹持臂在铰接接合部处以能够枢转的方式联接到所述连接叉。

17. 一种能够关节运动的外科器械,包括:

端部执行器,所述端部执行器用于处理组织;

外轴,所述外轴沿纵向轴线延伸;

内轴,所述内轴至少部分地位于所述外轴内并且从所述端部执行器朝近侧延伸,其中所述内轴包括被偏置成沿第一方向弯曲远离所述纵向轴线的偏置部分;

其中所述内轴和所述外轴能够相对于彼此平移到第一位置,在该第一位置,所述内轴的所述偏置部分在所述外轴内并且所述内轴沿所述纵向轴线为基本上直的;并且

其中所述内轴和所述外轴能够相对于彼此平移到第二位置,在该第二位置,所述内轴的所述偏置部分在所述外轴之外并且定位在所述外轴的远侧,使得所述内轴的所述偏置部分沿所述第一方向弯曲远离所述纵向轴线。

18. 根据权利要求 17 所述的外科器械,其中所述外轴为固定的并且所述内轴能够相对于所述外轴平移。

19. 根据权利要求 17 所述的外科器械,其中所述内轴为固定的并且所述外轴能够相对于所述内轴平移。

20. 根据权利要求 17 所述的外科器械,其中所述内轴的所述偏置部分包括至少一个片簧,所述片簧被定位成将所述偏置部分偏置成沿所述第一方向弯曲远离所述纵向轴线。

21. 根据权利要求 17 所述的外科器械,其中所述内轴的所述偏置部分包括连续的柔性材料。

22. 根据权利要求 17 所述的外科器械,其中所述内轴包括近侧构件,并且其中所述偏

置部分包括：

远侧部分，所述远侧部分在铰接接合部处以能够枢转的方式联接到所述远侧部分；和
弹簧，所述弹簧定位成将所述远侧部分偏置成沿所述第一方向枢转远离所述纵向轴线。

23. 根据权利要求 17 所述的外科器械，其中所述端部执行器还包括超声刀片。

24. 根据权利要求 23 所述的外科器械，还包括超声换能器，所述超声换能器在声学上联接到所述超声刀片并且定位在所述内轴的所述偏置部分的最近侧位置的远侧。

25. 根据权利要求 23 所述的外科器械，其中所述端部执行器还包括：

连接叉；和

夹持臂，所述夹持臂以能够枢转的方式联接到连接叉。

26. 根据权利要求 25 所述的外科器械，还包括联接到所述夹持臂并且朝近侧延伸穿过所述内轴和所述外轴中的至少一者的平移构件，其中所述平移构件的交替的近侧和远侧平移导致所述夹持臂相对于所述超声刀片枢转。

27. 一种外科器械，包括：

轴，所述轴沿纵向轴线延伸；

超声刀片，所述超声刀片定位在所述轴内，其中所述超声刀片包括定位在近侧的直段和定位在远侧的弯曲段；

其中所述超声刀片能够沿所述纵向轴线相对于所述轴从第一位置平移到第二位置，在所述第一位置中所述刀片的所述弯曲段从所述轴的远侧端部延伸，在所述第二位置中所述刀片的所述弯曲段至少部分地容纳在所述轴内。

28. 根据权利要求 27 所述的外科器械，其中所述超声刀片的所述弯曲段当从所述轴的所述远侧端部延伸时限定第一曲率半径并且当至少部分地容纳在所述轴内时限定第二曲率半径，其中所述第一曲率半径小于所述第二曲率半径。

29. 根据权利要求 28 所述的外科器械，其中当所述超声刀片的所述弯曲段至少部分地容纳在所述轴内时所述弯曲段接触所述轴的内壁。

30. 根据权利要求 27 所述的外科器械，其中所述弯曲段限定曲率半径，其中所述弯曲段对向第一角度，并且其中所述弯曲段和所述直段之间的接合点位于选自所述超声刀片的波节和所述超声刀片的波腹的位置处。

31. 根据权利要求 30 所述的外科器械，其中所述刀片的所述曲率半径由下式描述：

$$\text{曲率半径} = \frac{nc\pi}{4\theta f_0(\pi - \theta^2)^{0.5}};$$

其中：

f_0 是所述超声刀片的共振频率；

θ 是所述第一角度；

n 是所述弯曲段中四分之一波长的数目；并且

c 是所述共振频率下所述超声刀片中超声振动的相速度。

32. 根据权利要求 30 所述的外科器械，其中所述超声刀片的所述弯曲段在所述超声刀片的共振频率下包括两个四分之一波长。

33. 根据权利要求 30 所述的外科器械，其中所述超声刀片的所述弯曲段的长度大于所

述超声刀片的所述直段上相邻波节之间的距离。

34. 根据权利要求 27 所述的外科器械,其中所述轴为固定的并且所述超声刀片能够沿所述纵向轴线相对于所述轴平移。

35. 根据权利要求 27 所述的外科器械,其中所述超声刀片为固定的并且所述轴能够沿所述纵向轴线相对于所述超声刀片平移。

具有关节运动轴的外科器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请涉及下列同时提交的美国专利申请,这些美国专利申请全文以引用方式并入本文:

[0003] 美国申请序列号 _____, 名称为“Haptic Feedback Devices for Surgical Robot”, 代理人案卷号 END7042USNP/110388;

[0004] 美国申请序列号 _____, 名称为“Lockout Mechanism for Use with Robotic Electrosurgical Device”, 代理人案卷号 END7043USNP/110389;

[0005] 美国申请序列号 _____, 名称为“Closed Feedback Control for Electrosurgical Device”, 代理人案卷号 END7044USNP/110390;

[0006] 美国申请序列号 _____, 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Transducers”, 代理人案卷号 END6819USNP/110393;

[0007] 美国申请序列号 _____, 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”, 代理人案卷号 END7047USNP/110394;

[0008] 美国申请序列号 _____, 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Jaw Assemblies”, 代理人案卷号 END7048USNP/110395;

[0009] 美国申请序列号 _____, 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”, 代理人案卷号 END7049USNP/110396;

[0010] 美国申请序列号 _____, 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Control Mechanisms”, 代理人案卷号 END7050USNP/110397; 和

[0011] 美国申请序列号 _____, 名称为“Surgical Instruments With Fluid Management System”, 代理人案卷号 END7051USNP/110399。

背景技术

[0012] 各种实施例涉及外科装置, 该外科装置包括与外科装置一起使用的各种能够关节运动的轴。

[0013] 超声外科装置(诸如超声刀)因其独特的性能特性而用于外科手术的多种应用中。根据具体的装置构型和操作参数, 超声外科装置能够基本上同时进行组织的横切和通过凝结作用的止血, 从而有利地最大程度减轻患者创伤。超声外科装置包括定位在近侧的超声换能器和联接到超声换能器的器械, 该器械具有安装在远侧的端部执行器, 该端部执行器包括超声刀片以切割和密封组织。端部执行器通常经由轴联接到柄部和/或机器人外科工具。刀片经由延伸穿过轴的波导而在声学上联接到换能器。具有该性质的超声外科装置能够用于开放性外科用途、腹腔镜式或内窥镜式外科手术, 包括机器人辅助的手术。

[0014] 超声能量使用比用在电外科手术中的温度低的温度来切割和凝结组织。通过高频振动(例如每秒 55,500 次), 超声刀片使组织中的蛋白质变性以形成粘性凝结物。由刀表

面施加在组织上的压力使血管塌缩并且允许所述凝结物形成止血密封。外科医生能够通过由端部执行器施加至组织的力、施加该力的时间、以及端部执行器的选定偏移水平来控制切割速度和凝结。

[0015] 电外科装置还用于多种外科应用。电外科装置向组织施加电能以便对组织进行处理。电外科装置可包括具有安装在远侧的端部执行器的器械，该端部执行器包括一个或多个电极。端部执行器可抵靠组织定位，使得电流被引入到组织中。电外科装置能够用于双极或单极操作。在双极操作期间，电流分别通过端部执行器的有源电极和返回电极被引入组织中并从组织返回。在单极操作期间，电流通过端部执行器的有源电极被引入组织中，并通过返回电极（例如，接地垫）返回，该有源电极与返回电极分开地位于患者的身体上。流过组织的电流所生成的热可在组织内和 / 或在组织之间形成止血密封，并且因此可尤其适用于例如密封血管。电外科装置的端部执行器有时还包括可相对于组织和电极移动的切割构件以用于横切组织。

[0016] 由电外科装置施加的电能可通过发生器传递至器械。电能可以是射频（“RF”）能量的形式。射频能量为可在 300kHz 至 1MHz 频率范围内的电能形式。在其操作期间，电外科装置可将低频射频能量传递通过组织，这会引起离子振荡或摩擦，实际上造成电阻性加热，从而升高组织的温度。由于可在受影响的组织和周围组织之间形成明显的边界，因此外科医生能够以高精度度进行操作和控制，而不损伤相邻的非目标组织。射频能量的低操作温度可适用于在密封血管的同时移除、收缩软组织，或对软组织塑形。射频能量可尤其良好地适用于结缔组织，该结缔组织主要包含胶原，并在接触热时收缩。

[0017] 在许多情况下，希望利用弯曲或换句话说讲不对称的超声刀片。当前，将不对称刀片机加工成弯曲状态。平衡这些刀片（例如，最大程度减少横向振动）通过在关键位置处将凹口或其他特征结构机加工到刀片中而实现。对凹口或其他特征结构的位置进行选择以及机加工本身大大增加了刀片的成本和复杂性。

[0018] 对于超声和电外科装置，通常需要临床医生使器械轴的远侧部分进行关节运动以便指导超声和 / 或射频能量的施加。然而，引起并控制此类关节运动通常是相当大的挑战。

附图说明

[0019] 多个实施例的特征结构在所附权利要求书中进行了详细描述。然而，参考结合如下附图的下列描述可最好地理解多个实施例（有关手术的组织和方法两者）及其优点：

[0020] 图 1 示出包括外科器械和超声发生器的外科系统的一个实施例。

[0021] 图 2 示出图 1 所示外科器械的一个实施例。

[0022] 图 3 示出超声端部执行器的一个实施例。

[0023] 图 4 示出超声端部执行器的另一个实施例。

[0024] 图 5 示出图 1 所示的外科器械的一个实施例的分解图。

[0025] 图 6 示出图 1 所示的外科器械的一个实施例的剖视图。

[0026] 图 7 示出图 1 所示的外科器械的一个示例性实施例的各种内部部件。

[0027] 图 8 示出包括外科器械和超声发生器的外科系统的一个实施例的顶视图。

[0028] 图 9 示出图 1 的外科器械的一个示例性实施例中包括的旋转组件的一个实施例。

[0029] 图 10 示出包括外科器械的外科系统的一个实施例，该外科器械具有单元件端部

执行器。

[0030] 图 11 是电能外科器械的一个实施例的透视图。

[0031] 图 12 是图 11 的外科器械的一个实施例的柄部的侧视图，其中移除了柄部主体的一半以示出其中的一些部件。

[0032] 图 13 示出图 11 的外科器械的端部执行器的一个实施例的透视图，其中钳口打开并且可轴向运动的构件的远侧端部处于回缩位置。

[0033] 图 14 示出图 11 的外科器械的端部执行器的一个实施例的透视图，其中钳口闭合并且可轴向运动的构件的远侧端部处于部分推进的位置。

[0034] 图 15 示出图 11 的外科器械的可轴向运动的构件的一个实施例的透视图。

[0035] 图 16 示出图 11 的外科器械的端部执行器的一个实施例的截面图。

[0036] 图 17 示出无绳的电能外科器械的一个实施例的透视图的一部分。

[0037] 图 18A 示出图 17 的外科器械的一个实施例的柄部的侧视图，其中移除了柄部主体的一半以示出其中的各种部件。

[0038] 图 18B 示出根据一个实施例的射频驱动和控制电路。

[0039] 图 18C 示出根据一个实施例的控制器的主要部件。

[0040] 图 19 示出机器人外科系统的一个实施例的框图。

[0041] 图 20 示出机械臂车的一个实施例。

[0042] 图 21 示出图 20 的机械臂车的机器人操纵器的一个实施例。

[0043] 图 22 示出具有另选的装置接头结构的机械臂车的一个实施例。

[0044] 图 23 示出可与机械臂车（诸如图 19- 图 22 的机械臂车）结合使用的控制器的一个实施例。

[0045] 图 24 示出适于与机器人系统一起使用的超声外科器械的一个实施例。

[0046] 图 25 示出适于与机器人系统一起使用的电外科器械的一个实施例。

[0047] 图 26 示出器械驱动组件的一个实施例，该器械驱动组件可联接到外科操纵器以接收和控制图 24 所示的外科器械。

[0048] 图 27 示出包括图 24 的外科器械的图 26 的器械驱动组件实施例的另一个视图。

[0049] 图 28 示出包括图 25 的电外科器械的图 26 的器械驱动组件实施例的另一个视图。

[0050] 图 29- 图 31 示出了图 26 的器械驱动组件实施例的适配器部分的另外视图。

[0051] 图 32- 图 34 示出图 24- 图 25 的器械安装部分的一个实施例，显示用于将从动元件的运动转化成外科器械的运动的部件。

[0052] 图 35- 图 37 示出图 24- 图 25 的器械安装部分的另选实施例，显示用于将从动元件的旋转转化成围绕轴的轴线的旋转运动的另选示例性机构，以及用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的另选示例性机构。

[0053] 图 38- 图 42 示出图 24- 图 25 的器械安装部分的另选实施例，显示用于将从动元件的旋转转化成围绕轴的轴线的旋转运动的另一个另选示例性机构。

[0054] 图 43- 图 46A 示出器械安装部分的另选实施例，显示用于使构件沿轴的轴线发生微分平移（例如，用于进行关节运动）的另选示例性机构。

[0055] 图 46B- 图 46C 示出包括内部功率和能量源的工具安装部分的一个实施例。

[0056] 图 47 示出包括第一波导部分、第二波导部分和第三波导部分的超声医疗器械的

一个示例性实施例的一部分的示意性剖视图,其中第二波导部分的长度基本上为共振纵向波长的 $1/2$ 。

[0057] 图 47A 示出图 47 的第二波导部分的两个示例性实施例的横截面。

[0058] 图 48 示出包括第一波导部分和第二波导部分的超声医疗器械的一个示例性实施例的一部分的示意性剖视图,其中第一波导部分跨越多个 $1/2$ 共振纵向波长。

[0059] 图 49 示出与医疗器械一起使用并且包括第一波导部分和第二波导部分的超声波导的一个示例性实施例的示意性剖视图,其中第一波导部分通过榫钉压力配合而结合到第二波导部分。

[0060] 图 50 示出与医疗器械一起使用并且包括第一波导部分和第二波导部分的超声波导的一个示例性实施例的示意性剖视图,其中第一波导部分通过球窝型附件结合到第二波导部分。

[0061] 图 51 示出包括医疗超声波导的超声医疗器械的另一个实施例的一部分的示意性剖视图,该医疗超声波导具有一定的长度并且包括近侧波导部分和远侧波导部分。

[0062] 图 52 示出包括近侧直段和远侧弯曲段的超声刀片的一个实施例。

[0063] 图 53- 图 56 示出图 52 的超声刀片的另外视图。

[0064] 图 57 和图 58 示出如本文所述平衡的两个示例性超声刀片。

[0065] 图 59 示出具有弯曲段的超声刀片实施例的另一个实施例,该弯曲段具有不同的对向角和曲率半径。

[0066] 图 60 示出图表,显示类似于图 59 的刀片实施例的具有半波长弯曲段的示例性刀片的平衡。

[0067] 图 61 示出可利用节点凸缘进行关节运动的能够关节运动的轴的一个实施例。

[0068] 图 62 示出轴的一个实施例,其中轴的部分透明以便显示波导。

[0069] 图 63- 图 65 示出图 62 的波导的一个实施例,显示控制构件的操作。

[0070] 图 66- 图 67 示出利用上述轴的手动或手持外科器械的一个实施例。

[0071] 图 68 示出轴的端部执行器和远侧部分的一个实施例,显示可枢转的夹持臂。

[0072] 图 69- 图 71 示出外科器械的轴的一个实施例,该轴具有刚性外轴和偏置内轴。

[0073] 图 72- 图 74 示出偏置内轴的一个实施例,其中偏置由片簧提供。

[0074] 图 75- 图 76 示出包括偏置内轴和刚性外轴的轴的另一个实施例。

[0075] 图 77 和图 78 示出与另选的波导一起使用的图 75- 图 76 的轴和偏置内轴的一个实施例。

[0076] 图 79- 图 81 示出与外科器械一起使用的轴的另一个示例性实施例,该轴具有刚性外轴和偏置内轴。

[0077] 图 82- 图 83 示出包括弯曲的超声刀片的外科器械的远侧部分的一个实施例。

具体实施方式

[0078] 各种实施例涉及与外科器械一起使用的超声刀片。该超声刀片可包括定位在近侧的沿纵向轴线延伸的直段以及定位在远侧的联接到直段并且弯曲远离纵向轴线的弯曲段。弯曲段可限定曲率半径并且可对向第一角度。弯曲段和直段之间的切点可位于超声刀片的波节或波腹处。超声刀片可例如基于弯曲段的属性而平衡。平衡的超声刀片可具有纯粹为

和 / 或基本上为纵向 (例如,沿纵向轴线的方向) 的振动模式。为了实现平衡,可如上所述构造超声刀片,使得在以共振频率驱动超声刀片时波节和 / 或波腹出现在切点处。在一些示例性实施例中,定位在近侧的直段的全部或一部分可被视为从超声刀片朝近侧延伸到换能器的波导的全部或一部分,如本文所述。

[0079] 一些实施例涉及包括端部执行器和沿纵向轴线延伸的能够关节运动的轴的外科器械。轴可包括柔性部分。波导在声学上联接到超声刀片并且从刀片朝近侧延伸穿过轴。波导可包括定位在纵向轴线上大约轴的柔性部分的位置处的能够弯曲的波导部分。波导还可包括定位在波导的波节处的第一凸缘和第二凸缘。第一凸缘可定位在能够弯曲的波导部分的远侧,而第二凸缘定位在能够弯曲的波导部分的近侧。第一控制构件可联接到第一凸缘并且朝近侧延伸穿过第二凸缘和轴。第一控制构件的近侧平移可将第一凸缘朝近侧牵拉,从而导致轴和波导朝向第一控制构件枢转远离纵向轴线。

[0080] 其他实施例涉及包括用于处理组织的端部执行器以及可相对于彼此沿纵向轴线平移的外轴和内轴的外科器械。内轴包括被偏置成沿第一方向弯曲远离纵向轴线的偏置部分。当内轴的偏置部分在外轴内时,内轴和外轴可沿纵向轴线为基本上直的。当内轴的偏置部分在外轴之外 (例如,定位在内轴的远侧) 时,内轴和端部执行器可以第一方向枢转远离纵向轴线。

[0081] 在另外的实施例中,外科器械包括沿纵向轴线延伸的轴,该轴具有定位在其中的超声刀片。超声刀片可包括定位在近侧的直段以及定位在远侧的弯曲段。超声刀片可沿纵向轴线相对于轴从第一位置平移到第二位置,在第一位置中刀片的弯曲段从轴的远侧端部延伸,在第二位置中刀片的弯曲段至少部分地容纳在轴内。

[0082] 现在将详细提及若干实施例,包括显示具有端部执行器的手动和机器人外科器械的示例性具体实施的实施例,所述端部执行器包括超声元件和 / 或电外科元件。只要可行,相似或相同的参考编号可用于多个附图并可指示相似或相同的功能。附图仅出于举例说明的目的描绘了所公开的外科器械和 / 或使用方法的示例性实施例。本领域的技术人员将通过以下描述容易地认识到:可在不脱离本文所述原理的情况下采用本文所示的结构和方法的另选的示例性实施例。

[0083] 图 1 为超声外科器械 10 的一个实施例的右侧视图。在该例示的实施例中,超声外科器械 10 可用于各种外科手术,包括内窥镜式外科手术或传统的开放式外科手术。在一个示例性实施例中,超声外科器械 10 包括柄部组件 12、细长轴组件 14 和超声换能器 16。柄部组件 12 包括触发器组件 24、远侧旋转组件 13 和开关组件 28。细长轴组件 14 包括端部执行器组件 26,该端部执行器组件包括用于解剖组织或相互抓紧、切割并凝结血管和 / 或组织的元件,以及用于致动端部执行器组件 26 的致动元件。柄部组件 12 适于在近侧端部接收超声换能器 16。超声换能器 16 机械地接合到端部执行器组件 26 的多个部分和细长轴组件 14。超声换能器 16 经由缆线 22 电联接到发生器 20。虽然大部分附图描绘了结合腹腔镜式外科手术使用的多端部执行器组件 26,但是超声外科器械 10 可用于更传统的开放式外科手术和其他实施例中,并且能够用于内窥镜式手术中。出于本文的目的,从内窥镜式器械的角度来描述超声外科器械 10;然而,可以设想,超声外科器械 10 的开放式和 / 或腹腔镜式型式也可包括如本文所述的相同或相似的操作部件和特征结构。

[0084] 在各种实施例中,发生器 20 包括若干功能性元件,诸如模块和 / 或块。不同的功

能性元件或模块能够用于驱动不同类型的外科装置。例如,超声发生器模块 21 可以驱动超声装置,诸如超声外科器械 10。在一些示例性实施例中,发生器 20 还包括用于驱动电外科装置(或超声外科器械 10 的电外科实施例)的电外科手术/射频发生器模块 23。在各种实施例中,发生器 20 可在柄部组件 12 内一体地形成。在此类具体实施中,电池将协同定位在柄部组件 12 内以充当能量源。图 18A 和附随的公开内容提供了此类具体实施的一个示例。

[0085] 在一些实施例中,电外科手术/射频发生器模块 23 能够生成治疗和/或亚治疗能级。在图 1 所示的示例性实施例中,发生器 20 包括与发生器 20 成一体地形成,以及经由缆线 27 连接至发生器的脚踏开关 29。发生器 20 还可包括用于激活外科器械(诸如器械 10)的触发机构。触发机构可包括电源开关(未示出)以及脚踏开关 29。当由脚踏开关 29 激活时,发生器 20 可提供能量以驱动外科器械 10 的声学组件并以预先确定的偏移水平来驱动端部执行器 18。发生器 20 以声学组件的任何合适的共振频率来驱动或激发声学组件,以及/或者形成治疗/亚治疗电磁/射频能量。

[0086] 在一个实施例中,电外科/射频发生器模块 23 可作为电外科手术单元(ESU)实施,该电外科手术单元能够利用射频(RF)能量来提供足以来执行双极电外科手术的功率。在一个实施例中,ESU 可以是由 ERBE USA, Inc. (Marietta, Ga.) 销售的双极 ERBE ICC 350。如此前所论述,在双极电外科手术应用中,可以使用具有有源电极和返回电极的外科器械,其中有源电极和返回电极可抵靠或邻近待处理的组织定位,使得电流可从有源电极通过组织流至返回电极。因此,电外科/射频发生器模块 23 能够通过将足以处理组织 T(例如,烧灼)的电施加到组织而用于治疗目的。

[0087] 在一个实施例中,电外科/射频发生器模块 23 能够递送亚治疗射频信号,以实施组织阻抗测量模块。在一个实施例中,电外科/射频发生器模块 23 包括如下文所详述的双极射频发生器。在一个实施例中,电外科/射频发生器模块 12 能够监控组织 T 的电阻抗 Z,并通过在端部执行器组件 26 的夹持构件上提供的返回电极来控制基于组织 T 的时间和功率电平属性。因此,电外科/射频发生器模块 23 可出于亚治疗目的能够用于测量组织 T 的阻抗或其他电特性。用于测量组织 T 的阻抗或其他电特性的技术和电路配置在共同转让的名称为“Electrosurgical Generator for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布 2011/0015631 中有更详细的讨论,该美国专利公布的公开内容全文以引用方式并入本文。

[0088] 合适的超声发生器模块 21 能够在功能上以与 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 销售的 GEN300 相似的方式运作,如在以下美国专利中的一者或多者中所公开,所有这些专利均以引用方式并入本文:美国专利 6,480,796(“Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions”);美国专利 6,537,291(“Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information”);美国专利 6,662,127(“Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System”);美国专利 6,678,899(“Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Surgical System”);美国专利 6,977,495(“Detection Circuitry for Surgical Handpiece System”);美国专利 7,077,853(“Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine

Transducer Temperature”);美国专利 7,179,271(“Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup”);以及美国专利 7,273,483(“Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System”)。

[0089] 应当理解,在各种实施例中,发生器 20 能够以若干模式来操作。在一种模式中,发生器 20 能够使得超声发生器模块 21 和电外科 / 射频发生器模块 23 可被独立地操作。

[0090] 例如,可将超声发生器模块 21 激活以向端部执行器组件 26 施加超声能量,并且随后,可通过电外科 / 射频发生器模块 23 向端部执行器组件 26 施加治疗或亚治疗射频能量。如此前所论述,可向夹持在端部执行器组件 26 的受权利要求保护元件之间的组织施加亚治疗电外科 / 射频能量,以测量用于控制超声发生器模块 21 的激活或改变其激活的组织阻抗。由施加亚治疗能量获得的组织阻抗反馈还可用于激活电外科 / 射频发生器模块 23 的治疗电平,从而将夹持在端部执行器组件 26 的受权利要求保护元件之间的组织(例如,血管)密封。

[0091] 在另一个实施例中,超声发生器模块 21 和电外科 / 射频发生器模块 23 可被同时激活。在一个示例中,超声发生器模块 21 与用于测量组织阻抗的亚治疗射频能级被同时激活,与此同时,端部执行器组件 26 的超声刀片切割并凝结夹持在端部执行器组件 26 的夹持元件之间的组织(或血管)。此类反馈可用于例如修改超声发生器模块 21 的驱动输出。在另一个示例中,超声发生器模块 21 可与电外科 / 射频发生器模块 23 被同时驱动,使得在将端部执行器组件 26 的超声刀片部分用于切割受损组织的同时,电外科 / 射频能量被施加到端部执行器夹持组件 26 的电极部分以便将组织(或血管)密封。

[0092] 当发生器 20 经由触发机构激活时,在一个实施例中,电能由发生器 20 连续地施加到声学组件的换能器叠堆件或组件上。在另一个实施例中,电能由发生器 20 以间歇方式施加(例如,为脉冲的)。发生器 20 的控制系统中的锁相环路可监控来自声学组件的反馈。锁相环路调节由发生器 20 发送的电能的频率,使其与声学组件的选定纵向振动模式的共振频率匹配。此外,控制系统 25 中的第二反馈回路将提供给声学组件的电流维持在预选的恒定水平,以便在声学组件的端部执行器 18 处实现基本上恒定的偏移。在另一个实施例中,控制系统 25 中的第三反馈回路监控位于端部执行器组件 26 中的电极之间的阻抗。虽然图 1- 图 9 示出手动操作的超声外科器械,但是应当理解,超声外科器械还可以用于(例如)如本文所述的机器人应用中,以及手动应用和机器人应用的组合中。

[0093] 在超声操作模式下,提供给声学组件的电信号可使端部执行器 18 的远侧端部在例如大约 20kHz 至 250kHz 的范围内纵向振动。根据各种实施例,刀片 22 可在约 54kHz 至 56kHz 的范围内振动,例如以约 55.5kHz 振动。在其他实施例中,刀片 22 可以其他频率振动,包括例如约 31kHz 或约 80kHz。可通过例如控制由发生器 20 施加到声学组件的换能器组件的电信号的振幅来控制刀片的振动偏移。如上所述,发生器 20 的触发机构允许使用者激活发生器 20,以使得可将电能连续地或间歇地提供给声学组件。发生器 20 还具有电源线以便插入电外科单元或常规电源插座。据设想,还可以通过直流(DC)源诸如电池来对发生器 20 供电。发生器 20 可包括任何合适的发生器,诸如可得自 Ethicon Endo-Surgery, Inc 的 GEN04 型和 / 或 GEN11 型发生器。

[0094] 图 2 是超声外科器械 10 的一个示例性实施例的左侧透视图,显示柄部组件 12、远

侧旋转组件 13、细长轴组件 14 和端部执行器组件 26。在该例示的实施例中,细长轴组件 14 包括尺寸被设计为机械地接合端部执行器组件 26 的远侧端部 52,以及机械地接合柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 的近侧端部 50。细长轴组件 14 的近侧端部 50 接收在柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 内。关于细长轴组件 14、柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 之间的连接的更多细节在图 5 和图 7 的描述中提供。

[0095] 在该例示的实施例中,触发器组件 24 包括与固定柄部 34 结合操作的触发器 32。固定柄部 34 和触发器 32 以符合人体工程学的方式形成,并且适于与使用者舒适地交接。固定柄部 34 与柄部组件 12 整体地相关联。触发器 32 可相对于固定柄部 34 可枢转地运动,如在下文相对于超声外科器械 10 的操作更详细地解释。触发器 32 可当使用者施加相对于触发器 32 的挤压力时沿朝着固定柄部 34 的方向 33A 可枢转地运动。弹簧元件 98(图 5)使触发器 32 在使用者释放相对于触发器 32 的挤压力时沿方向 33B 可枢转地运动。

[0096] 在一个示例性实施例中,触发器 32 包括细长触发器钩 36,其在细长触发器钩 36 和触发器 32 之间限定孔 38。孔 38 的大小被设计成适于接收使用者的从中穿过的一根或多根手指。触发器 32 还可包括在触发器 32 基底的上方模塑的弹性部分 32a。形成重叠注塑的弹性部分 32a,从而得到更加舒适的接触表面,用于沿向外方向 33B 控制触发器 32。在一个示例性实施例中,可在细长触发器钩 36 的一部分的上方提供重叠注塑的弹性部分 32a。细长触发器钩 32 的近侧表面保持未涂布状态或涂布有非弹性基材,以使使用者能够轻易地将其手指滑入和滑出孔 38。在另一个实施例中,触发器的几何结构形成完全闭合的套环,其限定大小被设计成适于接收使用者的从中穿过的一根或多根手指的孔。完全闭合的套环触发器还可包括在触发器基底的上方模塑的弹性部分。

[0097] 在一个示例性实施例中,固定柄部 34 包括近侧接触表面 40 和握持锚定件或鞍形表面 42。鞍形表面 42 倚靠在手上拇指和食指结合的指蹼上。近侧接触表面 40 具有手枪式握把轮廓,其在没有环或孔的普通手枪式握把上接收手掌。近侧接触表面 40 的轮廓曲线可为波状外形的以适应或接收手掌。稳定性尾部 44 朝向柄部组件 12 的更近侧的部分定位。稳定性尾部 44 可以与手的位于拇指和食指之间的最上方指蹼部分接触,以稳定柄部组件 12 并使柄部组件 12 更易于控制。

[0098] 在一个示例性实施例中,开关组件 28 可包括拨动开关 30。拨动开关 30 可以作为位于柄部组件 12 内部的具有中心枢轴 304 的单个部件来实施,以消除同时激活的可能性。在一个示例性实施例中,拨动开关 30 包括第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b,用于将超声换能器 16 的功率设置设定在最小功率电平(例如,MIN)与最大功率电平(例如,MAX)之间。在另一个实施例中,摇臂开关可在标准设置和特殊设置之间枢转。特殊设置可允许由装置执行一个或多个特殊程序。当第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b 被致动时,拨动开关 30 围绕中心枢轴旋转。一个或多个突出旋钮 30a, 30b 联接到一个或多个臂,所述一个或多个臂运动通过一小段弧并且使电触点根据第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 的启动情况来闭合或断开电路从而以电气方式为超声换能器 16 供能或使超声换能器 16 去能。拨动开关 30 联接到发生器 20 以控制超声换能器 16 的启动。拨动开关 30 包括用于启动超声换能器 16 的一个或多个电功率设置开关,旨在为超声换能器 16 设定一项或多项功率设置。启动拨动开关 30 所需的力被导向为大致朝向鞍形点 42,由此避免了在启动拨动开关 30 时器械在手中旋转的任何趋势。

[0099] 在一个示例性实施例中,第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b 位于柄部组件 12 的远侧端部上,使得它们能被使用者轻易地触及,从而在最低程度或基本上无需重新定位握把的情况下激活电源,因此适于在启动拨动开关 30 的同时维持控制并将注意力集中在手术部位(例如,腹腔镜手术中的监视器)上。突出旋钮 30a, 30b 能够卷绕柄部组件 12 的侧面至一定程度,以便更易于被不同长度的手指触及,并且在不顺手位置或针对较短的手指允许较大的触及自由度来启动突出旋钮。

[0100] 在该例示的实施例中,第一突出旋钮 30a 包括多个触觉元件 30c,例如该例示的实施例中的纹理突出部或“凸耳”,以允许使用者区分第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b。本领域的技术人员应当理解,可将若干人体工程学特征结构结合到柄部组件 12 中。此类人体工程学特征结构在名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利申请公 2009/0105750 中有所描述,该专利申请公布全文以引用方式并入本文。

[0101] 在一个示例性实施例中,拨动开关 30 可以由使用者的手操作。使用者可以在任何点轻易地触及第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b,同时还避免在任何时间意外或无意启动。拨动开关 30 可以易于用手指操作以控制传输至超声组件 16 和 / 或超声组件 16 的功率。例如,食指可用于启动第一接触部分 30a 以将超声组件 16 接通到最大 (MAX) 功率电平。食指可用于启动第二接触部分 30b 以将超声组件 16 接通到最小 (MIN) 功率电平。在另一个实施例中,摇臂开关可使器械 10 在标准设置和特殊设置之间枢转。特殊设置可允许由器械 10 执行一个或多个特殊程序。使用者无需观察第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 便可以操作拨动开关 30。例如,第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 可以包括纹理或突出,因而无需观察便可以触觉方式区分第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b。

[0102] 在其他实施例中,触发器 32 和 / 或拨动开关 30 可以单独地用于或与超声发生器模块 21 的激活相结合地用于致动电外科 / 射频发生器模块 23。

[0103] 在一个示例性实施例中,远侧旋转组件 13 可绕纵向轴线“T”在任一方向上不受限制地旋转。远侧旋转组件 13 机械地接合到细长轴组件 14。远侧旋转组件 13 位于柄部组件 12 的远侧端部上。远侧旋转组件 13 包括圆柱形毂 46 和在毂 46 的上方形成的旋钮 48。毂 46 机械地接合细长轴组件 14。旋钮 48 可包括有凹槽的聚合物特征结构,并且可以用手指(例如,食指)接合以旋转细长轴组件 14。毂 46 可包括在主结构的上方模塑的用于形成旋钮 48 的材料。旋钮 48 可在毂 46 上方重叠注塑。毂 46 包括在远侧端部露出的端盖部分 46a。在腹腔镜式手术期间,毂 46 的端盖部分 46a 可以接触套管针的表面。毂 46 可以由硬质耐用塑料诸如聚碳酸酯形成,用于缓解端盖部分 46a 和套管针之间可能出现的任何摩擦。旋钮 48 可以包括由突肋 48a 形成的“扇形凹口”或凹槽以及位于肋 48a 之间的凹面部分 48b,从而提供更加精确的旋转握持。在一个示例性实施例中,旋钮 48 可以包括多个凹槽(例如,三个或更多个凹槽)。在其他实施例中,可以采用任何合适数量的凹槽。旋钮 48 可以由在硬质塑性材料上重叠注塑的较软聚合材料形成。例如,旋钮 48 可以由柔韧的、有弹性的、柔性的聚合材料(包括例如 GLS 公司制造的 Versaflex[®] TPE 合金)形成。这种较软的重叠注塑材料可以提供更好的握持,以及对旋钮 48 的运动的更加精确的控制。应当理解,任何提供充分地耐受灭菌处理、具有生物相容性且提供对外科手套提供足够摩擦阻力的材料都可以用于形成旋钮 48。

[0104] 在一个示例性实施例中,柄部组件 12 由包括第一部分 12a 和第二部分 12b 的两

(2) 个外壳部分或护罩形成。从使用者的角度由远侧端部朝近侧端部观察柄部组件 12, 第一部分 12a 被视为右侧部分, 并且第二部分 12b 被视为左侧部分。第一部分 12a 和第二部分 12b 中的每一个包括多个接合部 69 (图 5), 接合部的尺寸被设计为彼此机械地对准并接合以形成柄部组件 12 并且封闭其内部工作部件。与柄部组件 12 整体地相关联的固定柄部 34 在组装柄部组件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 后成形。可以在柄部组件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 的周边周围的多个点处设置多个另外的接合部 (未示出), 例如能量方向点 / 挠曲点, 以用于超声焊接的目的。可以按本领域已知的任何方式将第一部分 12a 和第二部分 12b (以及下文所述的其他部件) 组装在一起。例如, 定位销、按扣型接合部、舌状物接合部和沟槽接合部、锁定接片、粘结口可以单独或组合用于组装目的。

[0105] 在一个示例性实施例中, 细长轴组件 14 包括适于机械地接合柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 的近侧端部 50; 以及适于机械地接合端部执行器组件 26 的远侧端部 52。细长轴组件 14 包括外部管状护套 56 和位于外部管状护套 56 内的往复式管状致动构件 58。管状往复式管状致动构件 58 的近侧端部机械地接合到柄部组件 12 的触发器 32, 以响应于触发器 32 的致动和 / 或释放而沿方向 60A 或 60B 运动。可枢转地运动的触发器 32 可以生成沿纵向轴线“T”的往复式运动。这种运动可用于例如致动端部执行器组件 26 的钳口或夹紧机构。一系列连杆将触发器 32 的枢转旋转转化成联接到致动机构的轭的轴向运动, 该轴向运动控制端部执行器组件 26 的夹紧机构的钳口的打开和闭合。管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到端部执行器组件 26。在该例示的实施例中, 管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到可绕枢转点 70 枢转的夹持臂组件 64, 以响应于触发器 32 的致动和 / 或释放而打开和闭合夹持臂组件 64。例如, 在该例示的实施例中, 当沿方向 33A 挤压触发器 32 时, 夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62A 从打开位置运动到闭合位置。当沿方向 33B 释放触发器 32 或使其向外接触时, 夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62B 从闭合位置运动到打开位置。

[0106] 在一个示例性实施例中, 端部执行器组件 26 附接在细长轴组件 14 的远侧端部 52 处, 并且包括夹持臂组件 64 和刀片 66。端部执行器组件 26 的夹紧机构的钳口由夹持臂组件 64 和刀片 66 形成。刀片 66 可超声致动并在声学上联接到超声换能器 16。柄部组件 12 上的触发器 32 最终连接至驱动组件, 它们一起机械地配合以影响夹持臂组件 64 的运动。沿方向 33A 挤压触发器 32 使夹持臂组件 64 沿方向 62A 从打开位置运动到夹持或闭合位置, 在打开位置, 夹持臂组件 64 和刀片 66 相对于彼此以间隔关系设置, 在夹持或闭合位置, 夹持臂组件 64 和刀片 66 配合以夹持其间的组织。夹持臂组件 64 可以包括夹持垫 69 以接合刀片 66 和夹持臂 64 之间的组织。沿方向 33B 释放触发器 32 使夹持臂组件 64 沿方向 62B 从闭合关系运动到打开位置, 在打开位置, 夹持臂组件 64 和刀片 66 相对于彼此以间隔关系设置。

[0107] 柄部组件 12 的近侧部分包括用于接收超声组件 16 的远侧端部的近侧开口 68。超声组件 16 插入近侧开口 68 中并且机械地接合到细长轴组件 14。

[0108] 在一个示例性实施例中, 触发器 32 的细长触发器钩 36 部分提供具有较短的跨度和旋转行程的较长的触发器杠杆。细长触发器钩 36 的较长杠杆允许使用者在孔 38 内使用多根手指来操作细长触发器钩 36, 并且使触发器 32 沿方向 33B 枢转以打开端部执行器组件 26 的钳口。例如, 使用者可以将三根手指 (例如, 中指、无名指和小指) 插入孔 38 中。多根

手指允许外科医生可在触发器 32 和细长触发器钩 36 上施加较大的输入力来启动端部执行器组件 26。当沿方向 33A 闭合或挤压触发器 32 或沿方向 33B 通过向外开启运动来开启触发器 32 时,较短的跨度和旋转行程产生更舒适的握持,从而减少进一步向外伸出手指的需求。这将显著减轻与触发器 32 沿方向 33B 的向外开启运动相关联的手部疲劳和紧张。触发器的向外开启运动可以由弹簧元件 98(图 5) 弹簧协助以有助于缓解疲劳。开启弹簧力足以协助轻易地开启,但不足以在展开解剖期间对组织张力的触觉反馈造成不利影响。

[0109] 例如,在外科手术期间,任意食指可用于控制细长轴组件 14 的旋转,以在合适的取向上来定位端部执行器组件 26 的钳口。中指和 / 或其他较短手指可用于挤压触发器 32 和抓握钳口内的组织。一旦钳口位于所期望的位置并且钳口夹持住组织,食指就可用于启动拨动开关 30,从而调整超声换能器 16 的用于处理组织的功率电平。一旦已经处理了组织,使用者就可以使用中指和 / 或较短手指抵靠细长触发器钩 36 沿远侧方向向外推动来释放触发器 32,从而打开端部执行器组件 26 的钳口。使用者不必调整其对柄部组件 12 的握持即可执行此基本过程。

[0110] 图 3-图 4 示出了细长轴组件 14 相对于端部执行器组件 26 的连接。如前所述,在该例示的实施例中,端部执行器组件 26 包括夹持臂组件 64 和刀片 66 以形成夹紧机构的钳口。刀片 66 可以是在声学上联接到超声换能器 16 的可超声致动的刀片。触发器 32 机械地连接至驱动组件。触发器 32 和驱动组件机械地共同配合以使夹持臂组件 64 沿方向 62A 运动到打开位置,其中夹持臂组件 64 和刀片 66 相对于彼此以间隔关系设置,并且使夹持臂组件 64 沿方向 62B 运动到夹持或闭合位置,在该位置夹持臂组件 64 和刀片 66 配合以夹持其间的组织。夹持臂组件 64 可以包括夹持垫 69 以接合刀片 66 和夹持臂 64 之间的组织。管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到端部执行器组件 26。在该例示的实施例中,管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到可绕枢转点 70 枢转的夹持臂组件 64,以响应于触发器 32 的致动和 / 或释放而打开和闭合夹持臂组件 64。例如,在该例示的实施例中,当沿方向 33A 挤压触发器 32 时,夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62B 从打开位置运动到闭合位置。当沿方向 33B 释放触发器 32 或使其向外接触时,夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62A 从闭合位置移动到打开位置。

[0111] 如此前所论述,夹持臂组件 64 可包括电联接到电外科 / 射频发生器模块 23 以接收治疗和 / 或亚治疗能量的电极,其中电外科 / 射频能量可在或不在超声能量施加至刀片 66 的同时被施加到电极。此类能量激活可以任何合适的组合施加,以便与算法或其他控制逻辑相配合而实现所期望的组织效应。

[0112] 图 5 为图 2 所示的超声外科器械 10 的分解图。在该例示的实施例中,分解图显示柄部组件 12 的内部元件、柄部组件 12、远侧旋转组件 13、开关组件 28 和细长轴组件 14。在该例示的实施例中,第一部分 12a 和第二部分 12b 配合形成柄部组件 12。第一部分 12a 和第二部分 12b 各自包括多个接合部 69,接合部的尺寸被设计为彼此机械地对准并接合以形成柄部组件 12 并且封闭超声外科器械 10 的内部工作部件。旋钮 48 机械地接合到外部管状护套 56,使得其可以沿圆形方向 54 旋转最多 360°。外部管状护套 56 位于往复式管状致动构件 58 之上,该往复式管状致动构件经由多个联接元件 72 机械地接合到柄部组件 12 并保持在其中。联接元件 72 可包括 O 形环 72a、管套环帽 72b、远侧垫圈 72c、近侧垫圈 72d 和螺纹管套环 72e。往复式管状致动构件 58 位于往复式枢 84 内,该往复式枢保持在柄部组

件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 之间。轭 84 是往复式轭组件 88 的一部分。一系列连杆将细长触发器钩 32 的枢转旋转转化成往复式轭 84 的轴向运动,该轴向运动控制超声外科器械 10 远侧端部处的端部执行器组件 26 的夹紧机构的钳口的打开和闭合。在一个示例性实施例中,四联接件设计提供例如在相对短的旋转跨度方面的机械优势。

[0113] 在一个示例性实施例中,超声传输波导 78 设置在往复式管状致动构件 58 的内部。超声传输波导 78 的远侧端部 52 在声学上联接(例如,直接或间接机械联接)到刀片 66,并且超声传输波导 78 的近侧端部 50 被接收在柄部组件 12 内。超声传输波导 78 的近侧端部 50 适于在声学上联接到超声换能器 16 的远侧端部,如下文更详细地讨论。超声传输波导 78 通过保护护套 80 和多个隔离元件 82(诸如硅胶环)与细长轴组件 14 的其他元件隔离。外部管状护套 56、往复式管状致动构件 58 和超声传输波导 78 通过销 74 机械地接合。开关组件 28 包括拨动开关 30 和电气元件 86a, b, 用于根据第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 的启动来以电气方式为超声换能器 16 供能。

[0114] 在一个示例性实施例中,外部管状护套 56 将使用者或患者与超声传输波导 78 的超声振动隔离。外部管状护套 56 通常包括毂 76。外部管状护套 56 通过螺纹连接到柄部组件 12 的远侧端部上。超声传输波导 78 延伸穿过外部管状护套 56 的开口,而隔离元件 82 将超声传输波导 24 与外部管状护套 56 隔离。外部管状护套 56 可使用销 74 附接到波导 78。波导 78 中用于接收销 74 的孔穴可以标称地出现在位移波节处。波导 78 可通过螺栓螺纹连接或卡合到手持式柄部组件 12 中。毂 76 上的平坦部分可以允许组件扭转至所需的程度。在一个示例性实施例中,外部管状护套 56 的毂 76 部分优选地由塑料构造,并且外部管状护套 56 的管状细长部分由不锈钢制成。作为另外一种选择,超声传输波导 78 可以包括围绕在其周围的聚合材料,以隔离其与外部接触。

[0115] 在一个示例性实施例中,超声传输波导 78 的远侧端部可以通过内部螺纹连接而联接到刀片 66 的近侧端部,优选地位于或靠近波腹。据设想,刀片 66 可通过任何合适的手段诸如焊接接头等附接到超声传输波导 78。虽然刀片 66 可以从超声传输波导 78 上拆下,但另据设想,单元件端部执行器(例如,刀片 66)和超声传输波导 78 可形成为单个一体件。

[0116] 在一个示例性实施例中,触发器 32 联接到连杆机构以将触发器 32 沿方向 33A 和 33B 的旋转运动转化为往复式管状致动构件 58 沿相应方向 60A 和 60B 的线性运动。触发器 32 包括其中形成有开口以接收第一轭销 92a 的第一组凸缘 98。第一轭销 92a 还定位成穿过在轭 84 的远侧端部处形成的一组开口。触发器 32 还包括用于接收联接件 92 的第一端部 92a 的第二组凸缘 96。触发器销 90 接收在形成于联接件 92 和第二组凸缘 96 中的开口内。触发器销 90 接收在形成于联接件 92 和第二组凸缘 96 中的开口内,并且适于联接到柄部组件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 以形成触发器 32 的触发器枢转点。联接件 92 的第二端部 92b 接收在形成于轭 84 的近侧端部中的狭槽 384 内,并通过第二轭销 94b 保持在其中。随着触发器 32 绕由触发器销 90 形成的枢转点 190 以枢转方式旋转,轭在箭头 60A, B 指示的方向上沿纵向轴线“T”水平平移。

[0117] 图 8 示出超声外科器械 10 的一个示例性实施例。在该例示的实施例中,在柄部组件 12 的局部剖面图内显示超声换能器 16 的剖视图。超声外科器械 10 的一个示例性实施例包括:联接到超声换能器 16 的超声信号发生器 20,该超声换能器 16 包括手持式外壳 99;以及可超声致动的单元件或多元件端部执行器组件 26。如此前所论述,端部执行器组

件 26 包括可超声致动的刀片 66 和夹持臂 64。超声换能器 16 (被称为“Langevin 叠堆件”)通常包括换能部分 100、第一共振器部分或端罩 102、第二共振器部分或前罩 104、以及辅助部件。这些部件的总体构造是共振器。超声换能器 16 的长度优选地为整数个系统半波长 ($n\lambda/2$; 其中“n”为任何正整数; 例如, $n = 1, 2, 3, \dots$), 如下文将更详细地描述。声学组件 106 包括超声换能器 16、鼻部锥 108、速度变换器 118 和表面 110。

[0118] 在一个示例性实施例中, 端罩 102 的远侧端部连接至换能部分 100 的近侧端部, 而前罩 104 的近侧端部连接至换能部分 100 的远侧端部。前罩 104 和端罩 102 的长度由多个变量确定, 这些变量包括换能部分 100 的厚度、用于制造端罩 102 和前罩 22 的材料的密度和弹性模量、以及超声换能器 16 的共振频率。前罩 104 可以与速度变换器 118 一样, 从其近侧端部到其远侧端部向内成锥形以放大超声振动振幅, 另选地, 可以不具有放大作用。合适的振动频率范围可以为约 20Hz 至 32Hz, 并且非常合适的振动频率范围可以为约 30-10kHz。例如, 合适的工作振动频率可以为大约 55.5kHz。

[0119] 在一个示例性实施例中, 压电元件 112 可由诸如锆钛酸铅、铌酸铅、钛酸铅、钛酸钡或其他压电陶瓷材料等任何合适的材料制成。正电极 114、负电极 116 和压电元件 112 中的每个都具有延伸穿过中心的镗孔。正电极 114 和负电极 116 分别电联接到电线 120 和 122。电线 120 和 122 封闭在缆线 22 内, 并且可电连接到超声信号发生器 20。

[0120] 声学组件 106 的超声换能器 16 将来自超声信号发生器 20 的电信号转化为机械能, 该机械能主要致使超声换能器 16 以及端部执行器组件 26 的刀片 66 部分出现以超声频率纵向振动运动的声学驻波。在另一个实施例中, 超声换能器的振动运动可以在不同的方向起作用。例如, 振动运动可包括细长轴组件 14 的顶端的更复杂运动的局部纵向分量。合适的发生器为得自 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 的 GEN11 型发生器。当声学组件 106 被供能时, 振动运动驻波通过声学组件 106 生成。超声外科器械 10 被设计为在共振下操作, 使得产生预定振幅的声学驻波图案。沿声学组件 106 的任何点处的振动运动振幅取决于沿声学组件 106 用于测量振动运动的位置。振动运动驻波的最小或零交点通常称为波节 (即, 运动最小的位置), 并且驻波的局部最大绝对值或峰值通常称为波腹 (例如, 局部运动最大的位置)。波腹与距其最近的波节之间的距离为四分之一波长 ($\lambda/4$)。

[0121] 线 120 和 122 将电信号从超声信号发生器 20 传输到正电极 114 和负电极 116。由超声信号发生器 20 响应于致动器 224 (诸如脚踏开关) 而提供的电信号来激励压电元件 112, 从而在声学组件 106 中产生声学驻波。电信号在压电元件 112 中产生反复小位移形式的扰动, 导致材料内出现较大的交替压缩力和张力。反复的小位移使压电元件 112 沿电压梯度的轴线以连续方式伸展和收缩, 从而生成超声能量的纵波。通过细长轴组件 14 的传输部件或超声传输波导部分 78 将超声能量通过声学组件 106 传输至端部执行器组件 26 的刀片 66 部分。

[0122] 在一个示例性实施例中, 为了使声学组件 106 能够向端部执行器组件 26 的刀片 66 部分递送能量, 声学组件 106 的所有部件必须在声学上联接到刀片 66。超声换能器 16 的远侧端部可以在表面 110 处通过螺纹连接件 (诸如螺柱 124) 在声学上联接到超声传输波导 78 的近侧端部。

[0123] 在一个示例性实施例中, 优选地对声学组件 106 的部件进行声学调谐, 使得任何组件的长度均为整数个半波长 ($n\lambda/2$), 其中波长 λ 是声学组件 106 的预选或操作的纵向

振动驱动频率 f_d 的波长。另据设想,声学组件 106 可以结合任何合适的声学元件布置方式。

[0124] 在一个示例性实施例中,刀片 66 的长度可基本上等于系统半波长的整数倍 ($n\lambda/2$)。刀片 66 的远侧端部可设置在波腹附近,以便提供远侧端部的最大纵向偏移。当换能器组件被供能时,刀片 66 的远侧端部能够以例如 55kHz 的预定振动频率在例如大约 10 至 500 微米峰到峰的范围运动,并且优选地在约 30 至 64 微米的范围内运动。

[0125] 在一个示例性实施例中,刀片 66 可联接到超声传输波导 78。所示的刀片 66 和超声传输波导 78 由适于传输超声能量的材料形成成为单个单元构造。此类材料的示例包括 Ti6Al4V (含有铝和钒的钛合金)、铝、不锈钢、或其他合适的材料。另选地,刀片 66 可以与超声传输波导 78 分开 (并且由不同的组合物制成),并且通过例如螺柱、焊接件、胶水、快速连接或其他合适的已知方法联接这两个部件。超声传输波导 78 的长度可基本上等于例如整数个半波长 ($n\lambda/2$)。超声传输波导 78 可以优选地由使用适合高效传播超声能量的材料 (诸如上述钛合金 (即, Ti6Al4V)、或任何合适的铝合金、或其他合金) 构造的实芯轴制成。

[0126] 在一个示例性实施例中,超声传输波导 78 包括在近侧端部处的纵向突出的附接柱,用于通过螺纹连接诸如螺柱 124 而联接到超声传输波导 78 的表面 110。超声传输波导 78 可包括定位在多个波节处的多个起稳定作用的硅氧烷环或顺应性支撑件 82 (图 5)。硅氧烷环 82 抑制不期望的振动并将超声能量与外部保护护套 80 (图 5) 隔离,以确保沿纵向方向的超声能量流以最大的效率到达刀片 66 的远侧端部。

[0127] 图 9 示出近侧旋转组件 128 的一个示例性实施例。在该例示的实施例中,近侧旋转组件 128 包括插在圆柱形毂 135 上的近侧旋钮 134。近侧旋钮 134 包括多个径向突出部 138,这些突出部被接收在形成于圆柱形毂 135 的近侧端部上的相应狭槽 130 中。近侧旋钮 134 限定用于接收超声换能器 16 的远侧端部的开口 142。径向突出部 138 由柔软的聚合材料形成,并且限定了尺寸相对比超声换能器 16 的外径较小的直径,以便在超声换能器 16 的远侧端部时形成摩擦过盈配合。聚合物径向突出部 138 径向地突起到开口 142 中,以形成牢牢地抓住超声换能器 16 的外壳的“抓具”肋。因此,近侧旋钮 134 牢固地抓住超声换能器 16。

[0128] 圆柱形毂 135 的远侧端部包括周边唇缘 132 和周边支承表面 140。周边唇缘与形成于外壳 12 中的沟槽接合,周边支承表面 140 则与外壳 12 接合。这样,圆柱形毂 135 便机械地保持在外壳 12 的两个外壳部分 (未示出) 内。圆柱形毂 135 的周边唇缘 132 位于或“被捕获”在第一外壳部分 12a 和第二外壳部分 12b 之间,并且可在沟槽内适当地自由旋转。周边支承表面 140 倚靠着外壳的内部部分,以协助正确的旋转。这样,圆柱形毂 135 便可在外壳内适当地自由旋转。使用者利用其手指或拇指接合在近侧旋钮 134 上形成的凹槽 136,以旋转外壳 12 内的圆柱形毂 135。

[0129] 在一个示例性实施例中,圆柱形毂 135 可以由耐用塑料诸如聚碳酸酯形成。在一个示例性实施例中,圆柱形毂 135 可以由硅化聚碳酸酯材料形成。在一个示例性实施例中,近侧旋钮 134 可以由柔韧的、有弹性的、柔性的聚合材料 (包括例如 GLS 公司制造的 Versaflex[®] TPE 合金) 形成。例如,近侧旋钮 134 可以由弹性体材料、被称为 Santoprene[®] 的热塑性橡胶、其他热塑性硫化橡胶 (TPV)、或弹性体形成。然而,实施例并不限于此背景中。

[0130] 图 10 示出包括外科器械 210 的外科系统 200 的一个示例性实施例,该外科器械 210 具有单元件端部执行器 278。系统 200 可包括联接到端部执行器 278 的换能器组件 216,以及围绕如图所示的端部执行器 278 的近侧部分定位的护套 256。换能器组件 216 和端部执行器 278 可以与上述换能器组件 16 和端部执行器 18 相似的方式工作,从而产生可通过刀片 226' 传输至组织的超声能量。

[0131] 图 11- 图 18C 示出了外科器械的各种实施例,这些外科器械利用治疗和 / 或亚治疗电能来处理 / 或破坏组织,或向发生器 (例如,电外科器械) 提供反馈。图 11- 图 18C 的实施例适于以手动或用手操作的方式使用,但电外科器械也可用于机器人应用中。图 11 为包括电能外科器械 310 的外科器械系统 300 的一个示例性实施例的透视图。电外科器械 310 可包括近侧柄部 312、远侧工作端部或端部执行器 326,以及设置在它们之间的导引器或细长轴 314。

[0132] 电外科系统 300 能够独立地或者同时地向患者的组织提供能量诸如电能、超声能量、热能或它们的任意组合,如结合例如图 1 所述。在一个示例性实施例中,电外科系统 300 包括与电外科器械 310 电连通的发生器 320。发生器 320 经由合适的传输介质 (诸如缆线 322) 连接到电外科器械 310。在一个示例性实施例中,发生器 320 联接到控制器,诸如控制单元 325。在各种实施例中,控制单元 325 可与发生器 320 一体地形成,或可作为电耦合到发生器 320 的单独电路模块或装置提供 (以虚线显示,以示出这种选择)。虽然在本发明所公开的实施例中,发生器 320 被显示为与电外科器械 310 分开,但在一个示例性实施例中,发生器 320 (和 / 或控制单元 325) 可与电外科器械 310 一体地形成以形成一体的电外科系统 300,在该情况下,位于电外科器械 310 内的电池为能量源,而联接到电池的电路产生合适的电能、超声能量或热能。一个这样的示例在下文结合图 17- 图 18C 进行描述。

[0133] 发生器 320 可包括位于发生器 320 控制台的前面板上的输入装置 335。输入装置 335 可包括生成适于对发生器 320 的操作进行编程的信号的任何合适的装置,诸如键盘或输入端口。在一个示例性实施例中,第一钳口 364A 和第二钳口 364B 中的各种电极可联接至发生器 320。缆线 322 可包括多个电导体,用于将电能施加到电外科器械 310 的正 (+) 电极和负 (-) 电极。控制单元 325 可用于激活可充当电源的发生器 320。在各种实施例中,发生器 320 可包括例如可被独立地或同时地激活的射频源、超声源、直流电源、和 / 或任何其他合适类型的电能量源。

[0134] 在各种实施例中,电外科系统 300 可包括至少一个供给导体 331 和至少一个返回导体 333,其中电流能够经由供给导体 331 供给电外科器械 300 并且其中电流能够经由返回导体 333 流回发生器 320。在各种实施例中,供给导体 331 和返回导体 333 可包括绝缘线和 / 或任何其他合适类型的导体。在某些实施例中,如下文所述,供给导体 331 和返回导体 333 可容纳在缆线 322 内和 / 或可包括:在发生器 320 与电外科器械 310 的端部执行器 326 之间或至少部分地在它们之间延伸的缆线。在任何情况下,发生器 320 都能够在供给导体 331 与返回导体 333 之间施加足够的电压差,使得可将足够的电流提供至端部执行器 110。

[0135] 图 12 为外科器械 310 的柄部 312 的一个示例性实施例的侧视图。在图 12 中,显示柄部 312,其中第一柄部主体 312A (参见图 11) 的一半被移除以示出第二柄部主体 312B 内的各种部件。柄部 312 可以包括杠杆臂 321 (例如,触发器),该杠杆臂 321 可以沿路径 33 被牵拉。杠杆臂 321 可以通过往复运动件 384 联接到设置在细长轴 314 内的可轴向运动的

构件 378 (图 13-图 16), 该往复运动件 384 可操作地接合到杠杆臂 321 的延伸部 398。往复运动件 384 还可以连接到偏置装置, 诸如弹簧 388, 以沿近侧方向偏置往复运动件 384 并因而沿近侧方向偏置可轴向运动的构件 378, 由此将钳口 364A 和 364B 推压到打开位置, 如图 11 中所见, 其中该偏置装置还可以连接至第二柄部主体 312B。另外, 参见图 11-图 12, 锁定构件 190 (参见图 12) 可通过锁定开关 328 (参见图 11) 在锁定位置和解锁位置之间运动, 在锁定位置, 基本上防止往复运动件 384 朝远侧运动, 如图所示; 在解锁位置, 可允许往复运动件 384 自由地沿远侧方向朝细长轴 314 运动。柄部 312 可以是任何类型的手枪式握把或本领域中已知的其他类型的柄部, 其能够承载用于致动第一钳口 364A 和第二钳口 364B 的致动器杠杆、触发器或滑动件。细长轴 314 可具有例如圆柱形或矩形横截面, 并且可包括从柄部 312 延伸的薄壁管状套筒。细长轴 314 可包括贯穿其延伸的镗孔, 用于承载用于致动钳口的致动器机构 (例如, 可轴向运动的构件 378), 以及用于承载将电能递送到端部执行器 326 的电外科部件的电引线。

[0136] 端部执行器 326 可以适于捕获并横切组织, 并且适于同时通过能量 (例如, 射频能量) 的受控施加而接合 (welding) 所捕获的组织。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 可以闭合, 由此围绕由可轴向运动的构件 378 限定的纵向轴线 “T” 来捕获或接合组织。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 还可对组织施加压缩。在一些实施例中, 细长轴 314 连同第一钳口 364A 和第二钳口 364B 一起能够相对于柄部 312 旋转完整的 360° , 如箭头 196 (参见图 11) 所示。例如, 旋钮 348 可绕轴 314 的纵向轴线旋转, 并且可联接到轴 314 以使得旋钮 348 的旋转导致轴 314 的相应旋转。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 能够在旋转的同时保持为可打开和 / 或可闭合的。

[0137] 图 13 显示钳口 364A, 364B 打开的端部执行器 326 的一个示例性实施例的透视图, 而图 14 显示钳口 364A, 364B 闭合的端部执行器 326 的一个示例性实施例的透视图。如上所述, 端部执行器 326 可以包括上部第一钳口 364A 和下部第二钳口 364B, 它们可以是直的或弯曲的。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 各自可以分别包括沿它们的相应中间部分向外设置的细长狭槽或通道 362A 和 362B。另外, 第一钳口 364A 和第二钳口 364B 各自可以具有设置在第一钳口 364A 和第二钳口 364B 的内部部分上的组织夹持元件, 诸如齿状物 363。第一钳口 364A 可以包括上部第一钳口主体 200A, 该上部第一钳口主体具有上部第一向外表面 202A 和上部第一能量递送表面 365A。第二钳口 364B 可以包括下部第二钳口主体 200B, 该下部第二钳口主体具有下部第二向外表面 202B 和下部第二能量递送表面 365B。第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 均可围绕端部执行器 326 的远侧端部以 “U” 形延伸。

[0138] 柄部 312 的杠杆臂 321 (图 12) 可适于致动可轴向运动的构件 378, 该可轴向运动的构件还可以充当钳口闭合机构。例如, 当沿路径 33 朝近侧牵拉杠杆臂 321 时, 可经由往复运动件 384 朝远侧推可轴向运动的构件 378, 如图 12 所示且如上所述。图 15 是外科器械 310 的可轴向运动的构件 378 的一个示例性实施例的透视图。可轴向运动的构件 378 可以包括一个或若干个零件, 但是在任何情况下, 其均可以相对于细长轴 314 和 / 或钳口 364A, 364B 运动或平移。另外, 在至少一个示例性实施例中, 可轴向运动的构件 378 可以由 17-4 沉淀硬化不锈钢制成。可轴向运动的构件 378 的远侧端部可以包括带凸缘的 “I” 形梁, 该 “I” 形梁能够在钳口 364A 和 364B 中的通道 362A 和 362B 内滑动。可轴向运动的构

件 378 可在通道 362A, 362B 内滑动, 以打开和闭合第一钳口 364A 和第二钳口 364B。可轴向运动的构件 378 的远侧端部还可以包括上部凸缘或“c”形部分 378A 和下部凸缘或“c”形部分 378B。凸缘 378A 和 378B 分别限定内部凸轮表面 367A 和 367B, 用于与第一钳口 364A 和第二钳口 364B 的向外表面接合。钳口 364A 和 364B 的打开和闭合可以使用凸轮机构在组织上施加非常高的压缩力, 凸轮机构可以包括可运动的“I 形梁”、可轴向运动的构件 378 以及钳口 364A, 364B 的向外表面 369A, 369B。

[0139] 更具体地讲, 现在参见图 13- 图 15, 可轴向运动的构件 378 的远侧端部的内部凸轮表面 367A 和 367B 可共同地适于分别可滑动地接合第一钳口 364A 的第一向外表面 369A 和第二钳口 364B 的第二向外表面 369B。第一钳口 364A 内的通道 362A 和第二钳口 364B 内的通道 362B 的大小可被设计成且能够适应可轴向运动的构件 378 的移动, 该可轴向运动的构件可包括组织切割元件 371, 例如, 包括锐利的远侧边缘。图 14 例如显示被至少部分地推进穿过通道 362A 和 362B (图 13) 的可轴向运动的构件 378 的远侧端部。可轴向运动的构件 378 的推进可以将端部执行器 326 从图 13 所示的打开构型闭合。在图 14 所示的闭合位置中, 上部第一钳口 364A 和下部第二钳口 364B 分别限定第一钳口 364A 的第一能量递送表面 365A 和第二钳口 364B 的第二能量递送表面 365B 之间的间隙或尺寸 D。在各种实施例中, 尺寸 D 可例如等于约 0.0005 英寸至约 0.040 英寸, 并且在一些实施例中, 例如介于约 0.001 英寸至约 0.010 英寸之间。另外, 第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 的边缘可以被倒圆以防止将组织切开。

[0140] 图 16 是外科器械 310 的端部执行器 326 的一个示例性实施例的截面图。下部钳口 364B 的接合表面或组织接触表面 365B 适于至少部分地通过导电 - 电阻基质 (诸如可变电阻正温度系数 (PTC) 主体) 向组织递送能量, 如下文更详细地讨论。上部钳口 364A 和下部钳口 364B 中的至少一者可以承载至少一个能够将能量从发生器 320 递送到捕获组织的电极 373。上部钳口 364A 的接合表面或组织接触表面 365A 可承载类似的导电 - 电阻基质 (即, PTC 材料), 或者在一些实施例中, 该表面可为例如导电电极或绝缘层。另选地, 钳口的接合表面可以承载 2001 年 10 月 22 日提交的名称为“ELECTROSURGICAL JAW STRUCTURE FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERY”的美国专利 6,773,409 中所公开的任何能量递送部件, 该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0141] 第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 各自可以与发生器 320 电连通。第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 能够接触组织并且能够将适于密封或接合 (weld) 所述组织的电外科能量递送至捕获的组织。控制单元 325 调控由电发生器 320 递送的电能, 继而向第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 递送电外科能量。可通过激活按钮 328 (图 12) 来发起能量递送, 该激活按钮与杠杆臂 321 可操作地接合并且经由缆线 322 与发生器 320 电连通。在一个示例性实施例中, 电外科器械 310 可通过脚踏开关 329 (图 11) 由发生器 320 供能。当被致动时, 例如脚踏开关 329 触发发生器 320, 以将电能递送至端部执行器 326。控制单元 325 可在激活期间对由发生器 320 生成的功率进行调控。尽管脚踏开关 329 可能适用于许多情况, 但可以使用其他合适类型的开关。

[0142] 如上文所提及, 由电发生器 320 递送并由控制单元 325 调控或者说是控制的电外科能量可包括射频 (RF) 能量或其他合适形式的电能。另外, 相对的第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 可以承载可变电阻正温度系数 (PTC) 主体, 该主体与发生器

320 和控制单元 325 电连通。有关电外科端部执行器、钳口闭合机构、以及电外科能量递送表面的额外细节在以下美国专利和已公布的专利申请中有所描述：美国专利 7,087,054、7,083,619、7,070,597、7,041,102、7,011,657、6,929,644、6,926,716、6,913,579、6,905,497、6,802,843、6,770,072、6,656,177、6,533,784 和 6,500,312, 以及美国专利申请公布 No. 2010/0036370 和 No. 2009/0076506, 所有这些专利和专利申请公布均全文以引用方式并入本文并构成本说明书的一部分。

[0143] 在一个示例性实施例中, 发生器 320 可被实施为电外科单元 (ESU), 该电外科单元能够利用射频 (RF) 能量来提供足以执行双极电外科的功率。在一个示例性实施例中, ESU 可以是 ERBE USA, Inc. (Marietta, Georgia) 销售的双极 ERBE ICC 350。在一些实施例中, 诸如对于双极电外科应用, 可以利用具有有源电极和返回电极的外科器械, 其中有源电极和返回电极可以抵靠、邻近待处理的组织定位以及 / 或者被定位成与待处理的组织电连通, 使得电流能够从有源电极通过正温度系数 (PTC) 主体并通过组织而流至返回电极。因此, 在各种实施例中, 电外科系统 300 可包括供应路径和返回路径, 其中正被处理的所捕获的组织使电路结束或将该电路闭合。在一个示例性实施例中, 发生器 320 可以是单极射频 ESU 并且电外科器械 310 可以包括单极端部执行器 326, 在该单极端部执行器 326 中整合了一个或多个有源电极。对于此类系统, 发生器 320 可能需要在远离手术部位的位置处与患者紧密接触的返回垫和 / 或其他合适的返回路径。返回垫可经由缆线连接到发生器 320。在其他实施例中, 操作员 20 可提供亚治疗射频能级以用于在电外科系统 300 中评估组织状态以及提供反馈的目的。可使用此类反馈来控制电外科器械 310 的治疗性射频能量输出。

[0144] 在电外科器械 300 的操作过程中, 使用者通常抓紧组织, 向捕获的组织提供能量以形成接合或密封 (例如, 通过致动按钮 328 和 / 或踏板 216), 并且然后驱动位于可轴向运动的构件 378 远侧端部处的组织切割元件 371 穿过捕获的组织。根据各种实施例, 可放缓 (paced) 或以其他方式控制可轴向运动的构件 378 的轴向运动的平移, 从而有助于以合适的行进速率驱动可轴向运动的构件 378。通过控制行进速率, 提高了在用切割元件 371 横切之前适当地且功能性地密封所捕获组织的可能性。

[0145] 图 17 为包括无绳电能外科器械 410 的外科器械系统的一个示例性实施例的透视图。该电外科系统与电外科系统 300 类似。该电外科系统能够独立地或同时地向患者的组织提供能量诸如电能、超声能量、热能或它们的任意组合, 如结合例如图 1 和图 11 所述。该电外科器械可利用本文结合无绳近侧柄部 412 所述的端部执行器 326 和细长轴 314。在一个示例性实施例中, 柄部 412 包括发生器电路 420 (参见图 18A)。发生器电路 420 执行基本上与发生器 320 的该电路类似的功能。在一个示例性实施例中, 发生器电路 420 联接到控制器, 诸如控制电路。在该例示的实施例中, 控制电路整合到发生器电路 420 中。在其他实施例中, 控制电路可与发生器电路 420 分开。

[0146] 在一个示例性实施例中, 端部执行器 326 (包括其钳口 364A, 364B) 中的各种电极可以联接到发生器电路 420。控制电路可用于激活可充当电源的发生器 420。在各种实施例中, 发生器 420 可包括例如射频源、超声波源、直流电源、和 / 或任何其他合适类型的电能能量源。在一个示例性实施例中, 可提供按钮 328, 用于激活发生器电路 420 从而向端部执行器 326, 326 提供能量。

[0147] 图 18A 为无绳外科器械 410 的柄部 412 的一个示例性实施例的侧视图。在图 18A

中,显示柄部 412,其中第一柄部主体的一半被移除以示出第二柄部主体 434 内的各种部件。柄部 412 可以包括杠杆臂 424(例如,触发器),该杠杆臂 424 可以沿路径 33 围绕枢转点被牵拉。杠杆臂 424 可以通过往复运动件联接到设置在细长轴 314 内的可轴向运动的构件 478,该往复运动件可操作地接合到杠杆臂 424 的延伸部。在一个示例性实施例中,杠杆臂 424 限定包括远侧构件 424a 和近侧构件 424b 的牧羊杖钩形状。

[0148] 在一个示例性实施例中,无绳电外科器械包括电池 437。电池 437 向发生器电路 420 提供电能。电池 437 可以是适于以所需的能级驱动发生器电路 420 的任何电池。在一个示例性实施例中,电池 437 为 100mAh 三芯锂离子聚合物电池。该电池可在用于外科手术之前充满电,并且可保持约 12.6V 的电压。电池 437 可具有装配到无绳电外科器械 410 的两条保险丝,它们被布置成符合每个电池端子。在一个示例性实施例中,提供用于将电池 437 连接到直流电源(未示出)的充电端口 439。

[0149] 发生器电路 420 可以任何合适的方式配置。在一些实施例中,发生器电路包括射频驱动和控制电路 440 以及控制器电路 482。图 18B 示出根据一个实施例的射频驱动和控制电路 440。图 18B 是示出用于该实施例中以生成和控制提供给端部执行器 326 的射频电能的射频驱动和控制电路 440 的局部方框示意图。如下文将更详细地解释,在该实施例中,驱动电路 440 是包括关于射频放大器输出的并联谐振网络的谐振模式射频放大器,而控制电路工作以控制驱动信号的工作频率以使得其保持在驱动电路的谐振频率下,继而控制提供给端部执行器 326 的功率的量。根据以下说明,实现这点的将是显而易见的。

[0150] 如图 18B 中所示,射频驱动和控制电路 440 包括上述电池 437,在该示例中其被布置成提供约 0V 和约 12V 的导轨。输入电容器 (C_{in}) 442 连接在 0V 与 12V 之间,用于提供低源阻抗。一对 FET 开关 443-1 和 443-2(在该实施例中,此二者均为 N 型通道以减少功率损耗)串联连接在 0V 导轨与 12V 导轨之间。提供生成两个驱动信号的 FET 栅极驱动电路 805,这两个驱动信号中的一个用于驱动所述两个 FET 443 中的每一个。该 FET 栅极驱动电路 445 生成驱动信号,其在下部 FET(443-2) 关闭时使得上部 FET(443-1) 接通,反之亦然。这使得节点 447 交替地连接到 12V 导轨(当 FET 443-1 接通时)和 0V 导轨(当 FET 443-2 接通时)。图 18B 还显示相应 FET 443 的内部寄生二极管 448-1 和 448-2,它们在 FET 443 接通的任意期间导电。

[0151] 如图 18B 所示,节点 447 连接到由电感器 L_s 452 和电感器 L_m 454 形成的电感器-电感器谐振电路 450。FET 栅极驱动电路 445 被布置成以驱动频率 (f_d) 生成驱动信号,该驱动信号以并联谐振电路 450 的谐振频率接通和关闭 FET 开关 443。由于谐振电路 450 的谐振特性,在节点 447 处的方波电压将使得在驱动频率 (f_d) 下的基本上呈正弦的电流在谐振电路 450 内流动。如图 18B 所示,电感器 L_m 454 是变压器 455 的主线圈,该变压器 455 的次级线圈由电感器 L_{sec} 456 形成。变压器 455 次级线圈的电感器 L_{sec} 456 连接到通过电感器 L_2 458、电容器 C_4 460 和电容器 C_2 462 形成的电感器-电容器-电容器并联谐振电路 457。变压器 455 将电感器 L_m 454 两端的驱动电压 (V_d) 升压转换成施加到输出并联谐振电路 457 的电压。负载电压 (V_l) 由并联谐振电路 457 输出,并施加到与由镊子的钳口和由端部执行器 326 所夹持的任何组织或血管的阻抗对应的负载(在图 18B 中由负载电阻 $R_{负载}$ 459 表示)。如图 18B 所示,提供了一对直流阻塞电容器 C_{bl} 480-1 和 480-2 以防止任何直流电信号施加到负载 459。

[0152] 在一个实施例中,变压器 455 可由符合以下规格的芯径 (mm)、线径 (mm)、以及次级线圈之间的间隙实施:

[0153] 芯径, D (mm)

[0154] $D = 19.9 \times 10^{-3}$

[0155] 22AWG 线的线径, W (mm)

[0156] $W = 7.366 \times 10^{-4}$

[0157] 次级线圈之间的间隙, 间隙 = 0.125

[0158] $G = \text{间隙} / 25.4$

[0159] 在该实施例中,通过改变用于切换 FET 443 的转换信号的频率而对提供给端部执行器 326 的电量进行控制。这是可行的,因为谐振电路 450 充当频率相依性(较少损耗)衰减器。驱动信号越接近谐振电路 450 的谐振频率,驱动信号衰减得就越少。相似地,随着驱动信号的频率从电路 450 的谐振频率移除,该驱动信号衰减得就越多,因此提供给负载的功率减少。在该实施例中,基于将递送到负载 459 的所期望功率和由常规电压感测电路 483 和电流感测电路 485 获得的负载电压 (V_L) 和负载电流 (I_L) 的测量值,由控制器 481 对 FET 栅极驱动电路 445 所生成的转换信号的频率进行控制。控制器 481 运行的方式将在下文更详细地描述。

[0160] 在一个实施例中,电压感测电路 483 和电流感测电路 485 可以用高带宽、高速轨到轨放大器(例如,由 National Semiconductor 制造的 LMH6643)实施。然而,此类放大器在其工作时消耗相对高的电流。因此,可提供节电电路以降低放大器在不用于电压感测电路 483 和电流感测电路 485 中时的供电电压。在一个实施例中,节电电路可使用降压稳压器(例如,由 Linear Technologies 制造的 LT3502)来降低轨到轨放大器的供电电压并且因此延长电池 437 的寿命。

[0161] 图 18C 示出根据一个实施例的控制器 481 的主要部件。在图 18C 所示的实施例中,控制器 481 是基于微处理器的控制器,因此图 16 中所示的大部分部件为基于软件的部件。然而,也可以使用基于硬件的控制器 481。如图所示,控制器 481 包括同步 I, Q 取样电路 491,其从感测电路 483 和 485 接收所感测到的电压和电流信号,并且获得传送到功率、 V_{rms} 和 I_{rms} 计算模块 493 的相应样本。计算模块 493 使用接收到的样本来计算施加到负载 459(图 18B;端部执行器 326 及由其夹持的组织/血管)的 RMS 电压和 RMS 电流,并通过它们计算目前正施加给负载 459 的功率。然后将确定值传送到频率控制模块 495 和医疗装置控制模块 497。医疗装置控制模块 497 使用该值来确定负载 459 的当前阻抗,并且基于该确定的阻抗和预定义的算法,确定应当将何种设定功率 ($P_{\text{设定}}$) 施加到频率控制模块 495。医疗装置控制模块 497 继而由从使用者输入模块 499 接收的信号来控制,使用者输入模块从使用者接收输入(例如,按下按钮或启动柄部 104 上的控制杠杆 114, 110),并且还经由使用者输出模块 461 来控制柄部 104 上的输出装置(灯、显示器、扬声器等)。

[0162] 频率控制模块 495 使用从计算模块 493 获得的值和从医疗装置控制模块 497 获得的设定功率 ($P_{\text{设定}}$) 以及预定义的系统限制(将在下文中阐释)来确定是否要提高或降低所施加的频率。然后,将该决定的结果传送到方波发生模块 463,其在该实施例中根据接收到的决定将自身生成的方波信号的频率提高或降低 1kHz。如本领域的技术人员将会知道的那样,在另选的实施例中,频率控制模块 495 可不仅确定是否要提高或降低频率,还确

定所需的频率变化的量。在这种情况下,方波发生模块 463 将生成与期望的频移对应的方波信号。在该实施例中,将由方波发生模块 463 生成的方波信号输出到 FET 栅极驱动电路 445,该 FET 栅极驱动电路将该信号放大然后将其施加到 FET 443-1。该 FET 栅极驱动电路 445 还转换施加到 FET 443-1 的信号并且将所转换的信号施加到 FET 443-2。

[0163] 电外科器械 410 可包括如相对于电外科系统 300 所讨论的另外的特征结构。本领域的技术人员将认识到,电外科器械 410 可包括旋钮 348、细长轴 314 和端部执行器 326。这些元件以与上文相对于电外科系统 300 所讨论的那些方式基本上类似的方式发挥作用。在一个示例性实施例中,无绳电外科器械 410 可包括视觉指示器 435。视觉指示器 435 可向操作员提供视觉指示信号。在一个示例性实施例中,视觉指示信号可警示操作员装置已开启,或者装置正在向端部执行器施加能量。本领域的技术人员将认识到,视觉指示器 435 能够提供关于装置的多种状态的信息。

[0164] 多年以来,已经开发出多种微创机器人(或“远距离外科手术”)系统以增加外科手术的灵活性,并允许外科医生以直观的方式对患者进行手术。机器人外科系统可以与许多不同类型的外科器械一起使用,这些外科器械包括例如超声或电外科器械,如本文所述。示例性机器人系统包括由 Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California, U. S. A) 制造的那些。此类系统以及得自其他制造商的机器人系统在以下美国专利中进行了公开,这些美国专利各自全文以引用方式并入本文:名称为“Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity”的美国专利 5,792,135、名称为“Robotic Arm DLUs For Performing Surgical Tasks”的美国专利 6,231,565、名称为“Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利 6,783,524、名称为“Alignment of Master and Slave In a Minimally Invasive Surgical Apparatus”的美国专利 6,364,888、名称为“Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools”的美国专利 7,524,320、名称为“Platform Link Wrist Mechanism”的美国专利 7,691,098、名称为“Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery”的美国专利 7,806,891 以及名称为“Surgical Tool With Wristed Monopolar Electrosurgical End Effectors”的美国专利 7,824,401。然而,许多此类系统在过去尚未能生成有效切割和紧固组织所需量级的力。

[0165] 图 19- 图 46C 示出机器人外科系统的示例性实施例。在一些实施例中,所公开的机器人外科系统可以利用本文所述的超声或电外科器械。本领域的技术人员将会知道,所示的机器人外科系统不仅仅限于本文所述的那些器械,而是可以利用任何兼容的外科器械。本领域的技术人员还将认识到,虽然本文所述的各种实施例可以与所述的机器人外科系统一起使用,但是公开内容并不如此受到限制,而是可以与任何兼容的机器人外科系统一起使用。

[0166] 图 19- 图 25 示出若干示例性机器人外科系统及其部件的结构和操作。图 19 示出示例性机器人外科系统 1000 的框图。系统 1000 包括至少一个控制器 508 和至少一个臂车 510。臂车 510 可机械地联接到一个或多个由方框 512 指示的机器人操纵器或机械臂。机械臂 512 中的每个可以包括一个或多个外科器械 514,用于对患者 504 执行各种手术任务。臂车 510(包括臂 512 和器械 514)的操作可由临床医生 502 从控制器 508 进行指导。在一

些实施例中,由第二临床医生 502' 操作的第二控制器 508' 也可与第一临床医生 502' 协力指挥臂车 510 的操作。例如,临床医生 502, 502' 中的每一位可以控制臂车的不同臂 512, 或在一些情况下,可在临床医生 502, 502' 之间传递对臂车 510 的完全控制。在一些实施例中,可将另外的臂车(未示出)用于患者 504。这些另外的臂车可由控制器 508, 508' 中的一个或多个控制。臂车 510 和控制器 508, 508' 可经由通信链路 516 彼此通信,该通信链路可以是根据任何合适的通信协议承载任何合适类型的信号(例如,电信号、光信号、红外信号等)的任何合适类型的有线或无线通信链路。机器人外科系统(诸如系统 1000)的示例性具体实施在已经以引用方式并入本文的美国专利 7, 524, 320 中有所公开。因而,本文将不详细描述此类装置的各个细节,除了理解受权利要求书保护的装置的各种实施例可能必需的细节外。

[0167] 图 20 示出机械臂车 520 的一个示例性实施例。机械臂车 520 能够致动多个外科器械或器械,它们在工作包封空间 519 内一般被指定为 522。名称为“Multi-Component Telepresence System and Method”的美国专利 6, 132, 368 中公开了使用主控制器和机械臂车布置结构的各种机器人外科系统和方法,该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。在各种形式中,机械臂车 520 包括基座 524,在该例示的实施例中,该基座支撑有三个外科器械 522。在各种形式中,外科器械 522 各自由一系列可在手动操作下进行关节运动的连杆(一般称为装置接头 526)和机器人操纵器 528 支撑。本文示出的这些结构具有在机械连杆的大部分之上延伸的护盖。这些护盖可以是任选的,并且可在尺寸上有所限制或在一些实施例中完全消除,以使用于操纵此类装置的伺服机构遇到的惯性最小化、限制移动部件的体积以避免碰撞、并且限制车 520 的总重量。车 520 将通常具有适于在手术室之间搬运车 520 的尺寸。车 520 能够通常适于穿过标准的手术室门并放置到标准的医院电梯上。在各种形式中,车 520 将优选地具有一定的重量并且包括轮(或其他运输)系统,该轮系统使得车 520 可被单个维护人员定位在邻近手术台的位置。

[0168] 图 21 示出机械臂车 520 的机器人操纵器 528 的一个示例性实施例。在图 21 所示的示例中,机器人操纵器 528 可包括约束外科器械 522 的运动的连杆 530。在各种实施例中,连杆 530 包括由旋转接头以平行四边形布置方式联接在一起的刚性联接件,使得外科器械 522 围绕空间 532 中的某一点旋转,如在已公布的美国专利 5, 817, 084 中更完整地描述,该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。平行四边形布置方式将旋转约束为围绕轴线 534a(有时称为俯仰轴)枢转。支撑平行四边形连杆的联接件以枢转方式安装到装置接头 526(图 20),使得外科器械 522 还围绕轴线 534b(有时称为偏航轴线)旋转。俯仰轴线 534a 和偏航轴线 534b 在远程中心 536 处相交,该远程中心沿外科器械 522 的轴 538 对齐。当由操纵器 540 支撑时,外科器械 522 可具有另外的从动自由度,包括外科器械 522 沿纵向器械轴线“LT-LT”的滑动运动。当外科器械 522 沿器械轴线 LT-LT 相对于操纵器 540 滑动时(箭头 534c),远程中心 536 相对于操纵器 540 的基座 542 保持固定。因此,整个操纵器 540 通常运动,从而使远程中心 536 重新定位。操纵器 540 的连杆 530 由一系列马达 544 驱动。这些马达 544 响应于控制系统处理器的命令而主动使连杆 530 运动。如将在下文进一步详细论述,马达 544 还用于操纵外科器械 522。

[0169] 图 22 示出具有另选的装置接头结构的机械臂车 520' 的一个示例性实施例。在该示例性实施例中,外科器械 522 由位于两个组织操纵器械之间的另选的操纵器结构 528' 支

撑。本领域的普通技术人员将会知道,受权利要求书保护的装置的各种实施例可以包括多种另选的机器人结构,包括在美国专利 5,878,193 中描述的那些结构,该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。另外,虽然本文参考外科器械 522 和控制器之间的通信初步描述了机器人部件和机器人外科系统的处理器之间的数据通信,但应当理解,类似的通信可发生在操纵器、装置接头、内窥镜或其他图像捕获装置等的电路和机器人外科系统的处理器之间,该机器人外科系统的处理器用于部件兼容性验证、部件类型识别、部件校准(诸如偏移等)通信、部件与机器人外科系统的联接确认等。

[0170] 图 23 示出控制器 518 的一个示例性实施例,该控制器可以与机械臂车诸如在图 20-图 22 中描绘的机械臂车 520,520' 结合使用。控制器 518 通常包括主控制器(在图 23 中一般表示为 519),在临床医生通过立体显示器 521 观察手术的同时,该主控制器由临床医生抓持并在空间操纵。外科医生反馈计 515 可通过显示器 521 来观察并为外科医生提供正施加于切割器械或动态夹紧构件的力的大小的视觉指示。主控制器 519 通常包括手动输入装置,该手动输入装置优选地以多个自由度运动,并且通常还具有用于致动器械(例如,用于闭合抓持锯、施加电势到电极等)的柄部或触发器。

[0171] 图 24 示出适于与机器人外科系统一起使用的超声外科器械 522 的一个示例性实施例。例如,外科器械 522 可以联接到上文所述的外科操纵器 528,528' 中的一个。如在图 24 中可以看出,外科器械 522 包括外科端部执行器 548,该外科端部执行器包括超声刀片 550 和夹持臂 552,该外科端部执行器可联接到细长轴组件 554,在一些实施例中,该细长轴组件可包括关节运动接头 556。图 25 示出用电外科器械 523 替代超声外科器械 522 的另一个示例性实施例。外科器械 523 包括外科端部执行器 548,该外科端部执行器包括可闭合的钳口 551A,551B,它们具有能量递送表面 553A,553B,用于接合钳口 551A,551B 之间的组织并向该组织提供电能。组织切割元件或刀 555 可定位在可轴向运动的构件 557 的远侧端部处,该可轴向运动的构件可延伸穿过细长轴组件 554 到达器械安装部分 558。图 26 示出器械驱动组件 546 的一个示例性实施例,该器械驱动组件可联接到用于接收和控制外科器械 522,523 的外科操纵器 528,528' 中的一个。器械驱动组件 546 还可以可操作地联接到控制器 518,用于接收临床医生的输入而对器械 522,523 进行控制。例如,夹持臂 552 的致动(例如,打开和闭合)、钳口 551A,551B 的致动(例如,打开和闭合)、超声刀片 550 的致动、刀 555 的延伸以及能量递送表面 553A,553B 的致动等可通过器械驱动组件 546 基于由临床医生通过控制器 518 提供的输入而加以控制。外科器械 522 通过器械安装部分(一般称为 558)可操作地联接到操纵器。外科器械 522 还包括将器械安装部分 558 机械地联接和电联接到操纵器的接合部 560。

[0172] 图 27 示出包括超声外科器械 522 的图 26 的器械驱动组件的另一个视图。图 28 示出包括电外科器械 523 的图 26 的器械驱动组件的另一个视图。器械安装部分 558 包括器械安装板 562,该器械安装板可操作地支撑多个(图 26 中示出了四个)可旋转主体部分、从动盘或从动元件 564,每个从动盘或从动元件均包括自从动元件 564 的表面延伸的一对销 566。一个销 566 比同一个从动元件 564 上的另一个销 566 更靠近每个从动元件 564 的旋转轴线,这有助于确保从动元件 564 的正向角对准。从动元件 564 和销 566 可定位在器械安装板 562 的适配器侧 567 上。

[0173] 接合部 560 还包括能够与安装板 562 以安装方式接合的适配器部分 568,如将在下

文中进一步论述。适配器部分 568 可包括一系列电连接销 570, 这些电连接销可通过器械安装部分 558 内的电路板而联接到存储器结构。虽然参考机械联接元件、电耦接元件和磁力耦接元件在本文中描述了接合部 560, 但是应当理解, 可以使用多种遥测形式, 包括红外、电感耦接等。

[0174] 图 29- 图 31 示出图 26 的器械驱动组件 546 的适配器部分 568 的另外视图。适配器部分 568 通常包括器械侧 572 和保持器侧 574 (图. 29)。在各种实施例中, 将多个可旋转主体 576 安装到浮动板 578, 该浮动板相对于垂直于适配器 568 主表面的周围适配器结构具有受限的运动范围。当沿器械安装部分外壳 582 的侧面的杠杆 580 被致动时 (参见图 24 和图 25), 浮动板 578 的轴向运动有助于使可旋转主体 576 从器械安装部分 558 脱离。可采用其他机构 / 布置结构以可释放的方式将器械安装部分 558 联接到适配器 568。在至少一种形式中, 通过弹性径向构件将可旋转主体 576 弹性地安装到浮动板 578, 该弹性径向构件围绕可旋转主体 576 延伸到周边凹痕中。可旋转主体 576 可通过这些弹性结构的挠曲而相对于板 578 轴向运动。当可旋转主体 576 设置在第一轴向位置 (朝器械侧 572) 时, 可旋转主体 576 自由旋转而无角度限制。然而, 当可旋转主体 576 朝器械侧 572 轴向运动时, 突片 584 (从可旋转主体 576 径向延伸) 侧向接合浮动板上的棘爪以便限制可旋转主体 576 围绕其轴线的角旋转。当驱动销 586 将可旋转主体 576 推动至受限的旋转位置直到销 586 与开口 590 对准 (并滑动到其中) 时, 可使用该受限的旋转来帮助可旋转主体 576 与机器人系统的对应器械架部分 588 的驱动销 586 驱动接合。

[0175] 可旋转主体 576 的器械侧 572 上的开口 590 以及保持器侧 574 上的开口 590 能够将器械安装部分 558 的从动元件 564 (图 27、图 28) 与器械保持器 588 的驱动元件 592 准确对准。如上文关于从动元件 564 的内部和外部销 566 所述, 开口 590 位于相距其各自的可旋转主体 576 的旋转轴线不同的距离处, 以便确保与之要达到的位置不呈 33 度对准。另外, 每个开口 590 可能略微径向伸长, 以便适当地接收周边方向上的销 566。这允许销 566 在开口 590 内径向滑动并适应器械 522, 523 和器械保持器 588 之间的一些轴偏差, 同时使驱动元件和从动元件之间的任何角偏差和角侧隙最小化。器械侧 572 上的开口 590 可与保持器侧 574 上的开口 590 (以虚线示出) 偏置成约 90 度, 如在图 31 中可以最清楚地看到。

[0176] 各种实施例还可以包括位于适配器 568 的保持器侧 574 上的一系列电连接器销 570, 并且适配器 568 的器械侧 572 可包括狭槽 594 (图 31), 用于从器械安装部分 558 接收销阵列 (未示出)。除了在外科器械 522, 523 和器械保持器 588 之间传输电信号外, 可通过适配器 568 的电路板将这些电连接件中的至少一些联接到适配器存储器装置 596 (图 30)。

[0177] 可采用可拆卸的闩锁布置结构 598 以可释放的方式将适配器 568 附连到器械保持器 588。如本文所用, 术语“器械驱动组件”在用于机器人系统的上下文中时, 至少涵盖适配器 568 和器械保持器 588 的各种实施例, 并且其在图 26 中一般称为 546。例如, 如在图 26 中可以看出, 器械保持器 588 可包括第一闩锁销布置结构 600, 该第一闩锁销布置结构的大小被设计成接收在适配器 568 中提供的相应的连接叉狭槽 602 中。另外, 器械保持器 588 还可以具有第二闩锁销 604, 该第二闩锁销的尺寸被设计成保持在适配器 568 中相应的闩锁连接叉 606 中。参见图 30。在至少一种形式中, 闩锁组件 608 被活动地支撑在适配器 568 上, 并且能够在第一闩锁位置和未闩锁位置之间偏置, 在第一闩锁位置中, 闩锁销 600 保持在它们各自的闩锁连接叉 606 中, 在未闩锁位置中, 第二闩锁销 604 可进入闩锁连接叉 606

或从门锁连接叉 606 中移除。使用一个或多个弹簧（未示出）以将门锁组件偏置到门锁位置中。适配器 568 的器械侧 572 上的唇缘可以可滑动地接收器械安装外壳 582 的侧向延伸的突片。

[0178] 如前所述,从动元件 564 可与器械保持器 588 的驱动元件 592 对准,使得驱动元件 592 的旋转运动导致从动元件 564 的相应旋转运动。驱动元件 592 和从动元件 564 的旋转可（例如）响应于经由控制器 508 从临床医生 502 接收的指令而经由机械臂 612 来电子控制。器械安装部分 558 可将从动元件 564 的旋转转化成外科器械 522, 523 的运动。

[0179] 图 32- 图 34 示出器械安装部分 558 的一个示例性实施例,显示用于将从动元件 564 的运动转化成外科器械 522, 523 的运动的部件。图 32- 图 34 示出具有轴 538 的器械安装部分,该轴在其远侧端部处具有外科端部执行器 610。端部执行器 610 可以是用于对患者执行外科任务的任何合适类型的端部执行器。例如,端部执行器能够向手术部位处的组织提供射频和 / 或超声能量。轴 538 可旋转地联接到器械安装部分 558 并在轴 538 的联轴器 650 处由顶部轴保持器 646 和底部轴保持器 648 固定。

[0180] 在一个示例性实施例中,器械安装部分 558 包括用于将各种从动元件 564 的旋转转化成轴 538 的旋转、构件沿轴的轴线的微分平移（例如,用于进行关节运动）、以及一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移（例如,用于延伸和缩回组织切割元件诸如 555、外套管和 / 或其他部件）的机构。在一个示例性实施例中,可旋转主体 612（例如,可旋转卷轴）联接到从动元件 564。可旋转主体 612 可与从动元件 564 一体地形成。在一些实施例中,可旋转主体 612 可独立于从动元件 564 形成,前提是可旋转主体 612 和从动元件 564 固定地联接以使得驱动从动元件 564 致使可旋转主体 612 旋转。可旋转主体 612 中的每个联接到齿轮系或齿轮机构,用于提供轴的关节运动和旋转、夹持钳口的打开 / 闭合、以及刀致动。

[0181] 在一个示例性实施例中,器械安装部分 558 包括用于引起两个或更多个构件沿轴 538 的轴线发生微分平移的机构。在图 32- 图 34 提供的示例中,该运动用于操纵关节运动接头 556。在该例示的实施例中,例如,器械安装部分 558 包括齿条与小齿轮传动机构以提供微分平移并因而提供轴关节运动功能。在一个示例性实施例中,齿条与小齿轮传动机构包括联接到可旋转主体 612 的第一小齿轮传动装置 614,使得相应从动元件 564 的旋转导致第一小齿轮传动装置 614 旋转。轴承 616 联接到可旋转主体 612 并提供于从动元件 564 和第一小齿轮传动装置 614 之间。第一小齿轮传动装置 614 啮合到第一齿条传动装置 618 以将第一小齿轮传动装置 614 的旋转运动转化成第一齿条传动装置 618 的线性运动,从而控制轴组件 538 的关节运动段 556 沿向左方向 620L 的关节运动。第一齿条传动装置 618 附接到第一关节运动带 622（图 32）,使得第一齿条传动装置 618 沿远侧方向的线性运动导致轴组件 538 的关节运动段 556 沿向左方向 620L 进行关节运动。第二小齿轮传动装置 626 联接到另一个可旋转主体 612,使得相应从动元件 564 的旋转导致第二小齿轮传动装置 626 旋转。轴承 616 联接到可旋转主体 612 并提供于从动元件 564 与第二小齿轮传动装置 626 之间。第二小齿轮传动装置 626 啮合到第二齿条传动装置 628 以将第二小齿轮传动装置 626 的旋转运动转化成第二齿条传动装置 628 的线性运动,从而控制关节运动段 556 沿向右方向 620R 的关节运动。第二齿条传动装置 628 附接到第二关节运动带 624（图 33）,使得第二齿条传动装置 628 沿远侧方向的线性运动导致轴组件 538 的关节运动段 556 沿向右方向

620R 进行关节运动。可以在可旋转主体和相应齿轮之间提供额外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0182] 在一个示例性实施例中,器械安装部分 558 还包括用于将从动元件 564 的旋转转化成围绕轴 538 的轴线的旋转运动的机构。例如,旋转运动可以是轴 538 自身的旋转。在该例示的实施例中,第一螺旋蜗轮 630 联接到可旋转主体 612,并且第二螺旋蜗轮 632 联接到轴组件 538。轴承 616(图 17)联接到可旋转主体 612 并提供于从动元件 564 和第一螺旋蜗轮 630 之间。第一螺旋蜗轮 630 啮合到第二螺旋蜗轮 632,后者可联接到轴组件 538 和/或器械 522,523 的需要其纵向旋转的另一个部件。旋转可基于第一螺旋蜗轮 630 和第二螺旋蜗轮 632 的旋转方向而沿顺时针方向(CW)和逆时针方向(CCW)进行。因此,第一螺旋蜗轮 630 绕第一轴线的旋转被转换为第二螺旋蜗轮 632 绕第二轴线的旋转,第二轴线与第一轴线正交。如图 32-图 33 所示,例如,第二螺旋蜗轮 632 的顺时针旋转导致轴组件 538 沿 634CW 所指示的方向顺时针旋转。第二螺旋蜗轮 632 的逆时针旋转导致轴组件 538 沿 634CCW 所指示的方向逆时针旋转。可以在可旋转主体与相应齿轮之间提供额外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0183] 在一个示例性实施例中,器械安装部分 558 包括用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的机构。这种平移可用于例如驱动组织切割元件诸如 555、驱动外套管以使端部执行器 610 闭合以及/或者进行关节运动等。在该例示的实施例中,例如,齿条与小齿轮传动机构可提供往复式平移。第一齿轮 636 联接到可旋转主体 612,使得相应从动元件 564 的旋转导致第一齿轮 636 沿第一方向旋转。第二齿轮 638 围绕在器械安装板 562 中形成的柱 640 自由旋转。第一齿轮 636 啮合到第二齿轮 638,使得第二齿轮 638 沿与第一齿轮 636 相反的方向旋转。在一个示例性实施例中,第二齿轮 638 是啮合到沿线性方向运动的齿条 642 的小齿轮。齿条 642 联接到平移块 644,该平移块可与齿条 642 一起朝远侧和近侧平移。平移块 644 可联接到轴组件 538 和/或端部执行器 610 的任何合适的部件以便提供往复式纵向运动。例如,平移块 644 可机械地联接到射频外科装置 523 的组织切割元件 555。在一些实施例中,平移块 644 可以联接到外套管,或端部执行器 610 或轴 538 的另一个部件。

[0184] 图 35-图 37 示出器械安装部分 558 的另选实施例,显示用于将从动元件 564 的旋转转化成围绕轴 538 的轴线的旋转运动的另选示例性机构,以及用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的另选示例性机构。现在参见另选旋转机构,第一螺旋蜗轮 652 联接到第二螺旋蜗轮 654,后者联接到第三螺旋蜗轮 656。可出于各种原因提供这样的布置,这些原因包括维持与现有机器人系统 1000 的兼容以及/或者实际情况是空间可能有限。第一螺旋蜗轮 652 联接到可旋转主体 612。第三螺旋蜗轮 656 与联接到轴组件 538 的第四螺旋蜗轮 658 啮合。轴承 760 联接到可旋转主体 612 并提供于从动元件 564 和第一螺旋蜗轮 738 之间。另一个轴承 760 联接到可旋转主体 612 并提供于从动元件 564 和第三螺旋蜗轮 652 之间。第三螺旋蜗轮 652 啮合到第四螺旋蜗轮 658,后者可联接到轴组件 538 和/或器械 522,523 的需要其纵向旋转的另一个部件。旋转可基于螺旋蜗轮 656,658 的旋转方向而沿顺时针方向和逆时针方向进行。因此,第三螺旋蜗轮 656 绕第一轴线的旋转被转换为第四螺旋蜗轮 658 绕第二轴线的旋转,该第二轴线与第一轴线正交。如图 36 和图 37 所示,例如,第四螺旋蜗轮 658 联接到轴 538,并且第四螺旋蜗轮 658 的顺时针旋转导致轴组件

538 沿 634CW 所指示的方向顺时针旋转。第四螺旋蜗轮 658 的逆时针旋转导致轴组件 538 沿 634CCW 所指示的方向逆时针旋转。可以在可旋转主体和相应齿轮之间提供额外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0185] 现在参见用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的另选示例性机构,器械安装部分 558 包括齿条与小齿轮传动机构以提供沿轴 538 的轴线的往复式平移(例如,射频外科装置 523 的组织切割元件 555 的平移)。在一个示例性实施例中,第三小齿轮传动装置 660 联接到可旋转主体 612,使得相应从动元件 564 的旋转导致第三小齿轮传动装置 660 沿第一方向旋转。第三小齿轮传动装置 660 啮合到沿线性方向运动的齿条传动装置 662。齿条传动装置 662 联接到平移块 664。平移块 664 可联接到装置 522, 523 的部件,诸如,射频外科装置的组织切割元件 555 和 / 或外套管或期望其纵向平移的其他部件。

[0186] 图 38- 图 42 示出器械安装部分 558 的另选实施例,显示用于将从动元件 564 的旋转转化成围绕轴 538 的轴线的旋转运动的另一个另选示例性机构。在图 38- 图 42 中,轴 538 经由联轴器 676 和轴衬 678 联接到安装部分 558 的其余部分。联接到可旋转主体 612 的第一齿轮 666、包括第一开口和第二开口 672 的固定柱 668、联接到轴组件的第一可旋转销和第二可旋转销 674、以及缆线 670 (或绳索)。缆线缠绕在可旋转主体 612 周围。缆线 670 的一个端部定位成穿过固定柱 668 的顶部开口 672 并固定地联接到顶部可旋转销 674。缆线 670 的另一个端部定位成穿过固定柱 668 的底部开口 672 并固定地联接到底部旋转销 674。出于各种原因提供此类布置,这些原因包括维持与现有机器人系统 1000 的兼容以及 / 或者实际情况是空间可能有限。因此,可旋转主体 612 的旋转基于可旋转主体 612 的旋转方向导致围绕轴组件 538 沿顺时针和逆时针方向旋转(例如,轴 538 自身的旋转)。因此,可旋转主体 612 绕第一轴线的旋转被转换为轴组件 538 绕第二轴线的旋转,该第二轴线与第一轴线正交。如图 38- 图 39 所示,例如,可旋转主体 612 的顺时针旋转导致轴组件 538 沿 634CW 所指示的方向顺时针旋转。可旋转主体 612 的逆时针旋转导致轴组件 538 沿 634CCW 所指示的方向逆时针旋转。可以在可旋转主体和相应齿轮之间提供额外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0187] 图 43- 图 46A 示出器械安装部分 558 的另选实施例,显示用于使构件沿轴 538 的轴线发生微分平移(例如,用于进行关节运动)的另选示例性机构。例如,如图 43- 图 46A 所示,器械安装部分 558 包括双凸轮机构 680 以提供轴关节运动功能。在一个示例性实施例中,双凸轮机构 680 包括第一凸轮部分 680A 和第二凸轮部分 680B。第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 可枢转地联接到相应的枢转卷轴 686。当联接到双凸轮机构 680 的可旋转主体 612 旋转时,第一凸轮部分 680A 作用于第一从动件悬臂 682,而第二凸轮部分 680B 作用于第二从动件悬臂 684。当凸轮机构 680 旋转时,从动件悬臂 682, 684 绕枢转卷轴 686 枢转。第一从动件悬臂 682 可附接到待发生微分平移的第一构件(例如,第一关节运动带 622)。第二从动件悬臂 684 附接到待发生微分平移的第二构件(例如,第二关节运动带 624)。当顶部凸轮部分 680A 作用于第一从动件悬臂 682 时,第一构件和第二构件发生微分平移。在第一构件和第二构件为相应的关节运动带 622 和 624 的示例性实施例中,轴组件 538 沿向左方向 620L 进行关节运动。当底部凸轮部分 680B 作用于第二从动件悬臂 684 时,轴组件 538 沿向右方向 620R 进行关节运动。在一些示例性实施例中,两个单独的轴衬 688, 690 安装在相应的第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 之下,以允许轴在不

影响第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 的关节运动位置的情况下旋转。对于关节运动动作,这些轴衬与第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 一起进行往复运动,而不影响钳口 902 的旋转位置。图 46A 示出轴衬 688, 690 和双凸轮组件 680, 该双凸轮组件包括第一凸轮部分 680B 和第二凸轮部分 680B, 并且第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 被移除以提供更详细且更清楚的视图。

[0188] 在各种实施例中, 器械安装部分 558 可另外包括内部能量源, 用于驱动电子器件并向外科工具提供所需的超声和 / 或射频频率信号。图 46B- 图 46C 示出包括内部功率和能量源的工具安装部分 558' 的一个实施例。例如, 利用工具安装部分 558' 安装的外科器械 (例如, 器械 522, 523) 不需要用电线连接到外部发生器或其他功率源。相反, 本文所述的各种发生器 20, 320 的功能可在安装部分 558 上实施。

[0189] 如图 46B- 图 46C 所示, 器械安装部分 558' 可包括远侧部分 702。远侧部分 702 可包括用于将驱动元件 612 的旋转耦合到例如如上文所述的各种外科器械 522, 523 的端部执行器的各种机构。在远侧部分 702 的近侧, 器械安装部分 558' 包括内部直流 (DC) 能量源以及内部驱动和控制电路 704。在该例示的实施例中, 能量源包括第一电池 706 和第二电池 708。在其他方面, 工具安装部分 558' 与上文所述的工具安装部分 558 的各种实施例类似。

[0190] 控制电路 704 可以与上文关于发生器 20, 320 所述相似的方式工作。例如, 当利用超声器械 522 时, 控制电路 704 可以与上文关于发生器 20 所述相似的方式提供超声驱动信号。另外, 例如, 当使用能够提供治疗或非治疗射频信号的射频器械 523 或超声器械 522 时, 控制电路 704 可提供射频驱动信号, 例如, 如上文关于发生器 20 和 / 或发生器 300 的模块 23 所述。在一些实施例中, 控制电路 704 可以与上文关于图 18B- 图 18C 所述的控制电路 440 相似的方式进行配置。

[0191] 本文所述的各种实施例包括能够关节运动的轴。当使用能够关节运动的轴时, 从端部执行器行进穿过轴的部件必须为柔性的, 以便在轴进行关节运动时弯曲。在各种实施例中, 这能够通过利用具有柔性部分的波导而实现。例如, 图 47 示出超声医疗器械 1500 的一个示例性实施例的一部分的示意性剖视图, 该超声医疗器械包括第一波导部分、第二波导部分和第三波导部分。在图 47 中, 为了清楚起见, 省去了超声医疗器械 1500 的手持件和护套 - 关节运动控制旋钮等。在图 47 所示的示例性实施例中, 超声医疗器械 1500 包括用于将超声能量从换能器 (图 47 中未示出) 传递至超声刀片 1544 的医疗超声波导 1502。医疗超声波导 1502 具有一定的长度并且包括第一波导部分 1504、第二波导部分 1506 和第三波导部分 1508。第二波导部分 1506 纵向地位于第一波导部分 1504 和第三波导部分 1508 之间; 第一波导部分 1504 位于第二波导部分 1506 的近侧; 而第三波导部分 1508 位于第二波导部分 1506 的远侧。第一波导部分 1504 和第三波导部分 1508 各自具有较大的横向区域, 而第二波导部分 1506 具有较小的横向区域。第二波导部分 1506 比第一波导部分 1504 和第三波导部分 1508 的中任一者都更易弯曲。还应当注意, 超声振动可以是纵向、横向和扭转振动的任一者或任意组合。在一些实施例中, 区段 1506 可具有圆形横截面 (例如, 均匀的横截面半径)。

[0192] 在一些实施例中, 第二能够弯曲的波导部分 1506 可不具有均一的横截面半径。例如, 图 47A 示出波导部分 1506 的两个示例性实施例的横截面。波导部分 1506' 相对于两条轴线 1509, 1511 示出, 这两条轴线也在图 47 中示出。在各种实施例中, 波导部分 1506'

沿轴线 1511 的横截面长度可小于其沿轴线 1509 的横截面尺寸。在一些实施例中,沿轴线 1509 的横截面长度可等于其他波导部分 1504, 1506 的横截面长度。波导部分 1506' 可沿轴线 1509 弯曲。现在参见波导部分 1506", 其沿轴线 1509, 1511 的横截面长度可以相同,从而为波导部分 1506" 提供更大的弯曲方向范围。

[0193] 在一些示例性实施例中,医疗超声波导 1502 为一体式的(例如,刀片部分 1544 与波导 1502 成一体)。另外,在一些示例性实施例中,医疗超声波导 1502 包括第一纵向振动波腹 1510 和第二纵向振动波腹 1512。第一波导部分 1504 可转变到第一纵向振动波腹 1510 近侧的第二波导部分 1506;而第二波导部分 1506 可转变到第二纵向振动波腹 1512 近侧的第三波导部分 1508。在一些示例性实施例中,如图 47 所示,第二波导部分 1506 的长度基本上为共振纵向波长的 1/2。

[0194] 在图 47 的实施例的一个示例性应用中,超声医疗器械 1500 还包括围绕医疗超声波导 1502 的使用者致动的关节运动护套 1514。在各种示例性实施例中,医疗超声波导 1502 包括三个(意味着至少三个)纵向振动波节 1516,每一个各自位于第一波导部分 1504、第二波导部分 1506 和第三波导部分 1508 上。应当注意,一个或多个另外的纵向振动波节可存在于或可不存在于三个纵向振动波节 1516 的任一个或两个之间。在一种修改形式中,护套 1514 在三个纵向振动波节 1516 的相应一个处接触(例如,直接接触或通过至少一个居间构件 1517 诸如硅胶居间构件间接接触)第一波导部分 1504、第二波导部分 1506 和第三波导部分 1508。在一个示例中,护套 1514 包括在第一纵向振动波节(图 47 的最左侧波节 1516)处接触第一波导部分 1504 的刚性第一护套部分 1518,在第二纵向振动波节(图 47 的中间波节 1516)处接触第二波导部分 1506 的柔性第二护套部分 1520,以及在第三纵向振动波节(图 47 的最右侧波节 1516)处接触第三波导部分 1508 的刚性第三护套部分 1522。在一些示例性实施例中,护套 1514 仅具有两个关节运动位置(例如,笔直的和完全关节运动的)。在其他示例性实施例中,根据波导 1502 能够形成的能量效率曲线的数量,护套 1514 在笔直位置和完全关节运动位置之间具有多个中间弯曲位置。在一些示例性实施例中,此类能量效率曲线最大程度地减少进入非纵向振动模式的振动能量。

[0195] 图 48 示出包括第一波导部分 1530 和第二波导部分 1532 的超声医疗器械 1524 的一个示例性实施例的一部分的示意性剖视图,其中第一波导部分 1530 跨越多个 1/2 共振纵向波长。在图 48 所示的示例性实施例中,医疗超声波导 1526 包括位于第一波导部分 1530 上的至少两个纵向振动波节 1528。在一种变型中,护套 1534 在至少两个纵向振动波节 1528 处接触(例如,直接接触或通过至少一个居间构件 1536 诸如硅氧烷居间构件间接接触)第一波导部分 1530。在一些示例性实施例中,护套 1534 包括两个刚性护套部分 1538 和 1542 以及一个柔性护套部分 1540,其中柔性护套部分 1540 在两个纵向振动波节 1528 中的至少一个处接触第一波导部分 1530,并且其中柔性护套部分 1540 设置在两个刚性护套部分 1538 和 1542 之间。在一个示例性实施例中,两个刚性护套部分 1538 和 1542 各自在至少两个纵向振动波节 1528 的相应的一个处接触第二波导部分 1532。

[0196] 现在参见图 47,波导 1502 可包括适于接触并超声地处理患者组织的刀片部分 1544。刀片部分 1544 可设置在波导 1502 的远侧端部(例如,刀片 1502 的第三刀片部分 1508 的远侧)。在一个示例性实施例中,外科器械 1500 还可以包括使用者致动的夹持臂 1546,其可枢转地附接到刀片部分 1544 近侧的护套 1514, 1534, 其中夹持臂 1546 和医疗超

声波导 1502 至少部分地限定超声外科剪 1548。已从图 47 中省去了组织垫和夹持臂控制机构。再次参见图 48, 医疗超声波导 1526 还可以包括类似于刀片部分 1544 并设置在第一波导部分 1532 的远侧端部处的刀片部分 1545。刀片部分 1545 还可以适于接触并超声地处理患者组织。图 48 的器械 1524 还可以包括夹持臂 1546, 其与刀片部分 1545 一起限定超声外科剪 1548。

[0197] 在各种示例性实施例中, 波导 1502, 1526 的某些部分为基本上刚性的。例如, 波导 1502 的第一部分 1504 和第三部分 1508 可以为基本上刚性的。波导 1526 的第一部分 1532 可以为基本上刚性的。再次参见图 47, 医疗超声波导 1502 可以包括第一颈部部分 1550 和第二颈部部分 1552, 它们分别结合第一波导部分 1504 与第二波导部分 1506 以及第二波导部分 1506 与第三波导部分 1508。(类似的颈部部分 1552 可结合波导 1526 的第一波导部分 1530 和第二波导部分 1532)。

[0198] 在一种修改形式中, 医疗超声波导 1502 从第一波导部分 1504 到第三波导部分 1508 为基本上圆柱形的, 其中第一波导部分 1504、第二波导部分 1506 和第三波导部分 1508 各自具有基本上恒定的直径, 并且其中第二波导部分 1506 的直径小于第一波导部分 1504 和三波导部分 1508 中的任一者的直径。在一些示例性实施例中, 第二波导部分 1506 的直径基本上介于 1 毫米和 2 毫米之间, 而第一波导部分和第三波导部分的直径基本上介于 3 毫米和 5 毫米之间。在材料的一种选择中, 医疗超声波导 1502 基本上由钛合金组成。在一种修改形式中, 医疗超声波导 1502 包括第一纵向振动波腹 1510 和第二纵向振动波腹 1512, 并且第一颈部部分 1550 设置在第一纵向振动波腹 1510 的近侧而第二颈部部分 1552 设置在第二纵向振动波腹 1512 的近侧。

[0199] 图 49 示出与医疗器械一起使用并且包括第一波导部分和第二波导部分的超声波导的 1554 一个示例性实施例的示意性剖视图, 其中第一波导部分 1556 通过榫钉压力配合而结合到第二波导部分 1558。在图 49 所示的例子中, 第二波导部分 1558 也通过榫钉压力配合而联接到第三波导部分 1560。在各种示例性实施例中, 第二波导部分 1558 基本上由钛或镍钛诺组成。在相同或不同的图示中, 第二波导部分 1558 的长度小于 $1/2$ 波长(波长是医疗超声波导的共振纵向波长的长度, 其基本上取决于波导的材料和波导运行的频率)并且在一个示例中小于 $1/8$ 波长。

[0200] 图 50 示出与医疗器械一起使用的超声波导 1564 的一个示例性实施例的示意性剖视图。与波导 1554 类似, 波导 1564 不是一体式波导。波导 1564 可包括第一波导部分 1564 和第二波导部分 1566, 其中第一波导部分 1564 通过球窝型附件结合到第二波导 1566 部分。第二波导部分 1566 还可以按任何合适的方式结合到第三波导部分 1568。在图 50 的例子中, 第二波导部分 1566 经由榫钉压力配合而结合到第三波导部分 1568。波导部分之间的其他附件是本领域的技术人员可想到的。

[0201] 图 51 示出包括医疗超声波导 1572 的超声医疗器械 1570 的另一个实施例的一部分的示意性剖视图, 该医疗超声波导具有一定的长度并且包括近侧波导部分 1574 和远侧波导部分 1576。近侧波导部分 1574 具有较大的横向区域, 而远侧波导部分 1576 则具有较小的横向区域。远侧波导部分 1576 比近侧波导部分 1574 更易弯曲。远侧波导部分 1576 包括适于接触并超声处理患者组织的远侧端部部分 1580。在各种示例性实施例中, 图 47 的实施例的需要加大颈部并形成较大直径的端部执行器的另外 $1/2$ 波长被消除, 从而可以将

关节运动接头放置得更靠近超声医疗器械 1570 的远侧端部。图 47- 图 50 所示的实施例、应用等同样适用于（在不存在第三波导部分的情况下）图 51 的实施例。

[0202] 图 52 示出包括近侧直段 1003 和远侧弯曲段 1004 的超声刀片 1000 的一个实施例。图 53- 图 56 示出超声刀片 1000 的另外视图。在各种实施例中，刀片 1000 可通过操纵弯曲段 1004 的特征诸如曲率半径、对向角等而得以平衡。不对称刀片（诸如刀片 1004）在刀片 1000 内的振动模式纯粹为和 / 或基本上为纵向（例如，在纵向轴线 1002 的方向上）时可被视为平衡。每个振动模式可对应于刀片 1000 的共振频率和 / 或波长。在一些示例性应用中，不对称刀片（诸如刀片 1000）可在以下情况下被视为平衡：对于所需的振动模式（例如，共振波长）而言，在近侧端部处的位移的横向分量减小以使得在操作条件下刀片的表现方式与对称设计类似。在各种示例性实施例中，近侧直段 1003 的一些或全部可构成朝向近侧延伸到换能器（诸如上文所述的换能器 16）的波导的全部或一部分。

[0203] 在各种示例性实施例中，刀片 1000 可通过以下方式得以平衡：对刀片 1000 进行配置，使得波节或波腹定位在直段 1003 和弯曲段 1004 之间的切点 1006 处。切点 1006 是直段 1003 与弯曲段 1004 的曲线相切的位置。在弯曲段 1004 的曲率为恒定的示例性实施例中，切点 1006 可在直段 1003 与弯曲段 1004 汇合的点处。图 58 和图 59 示出如本文所述平衡的两个示例性超声刀片 1010, 1012。指出了各个波节 1016 和波腹 1014 的位置。刀片 1010 和 1012 中的每一个的弯曲段 1004 与直段 1003 之间的切点由 1006 指示。如图所示，刀片 1010 具有弯曲段 1004，该弯曲段 1004 长度在图示模式下对应于一个波长的一半。波腹 1014 定位在切点 1006 处。相比之下，刀片 1012 具有弯曲段 1004，该弯曲段 1004 长度在图示模式下对应于一个波长的四分之一。波节 1016 在切点 1006 处示出。

[0204] 配置超声刀片诸如 1000, 1010, 1012 等以使得波节或波腹定位在切点 1006 处可以任何合适的方式实现。例如，应当理解，当超声刀片（诸如刀片 1000, 1010, 1012）弯曲时，由于弯曲而产生的材料张力导致声速在弯曲段 1004 中增加。这引起共振频率在不同模式下的波长的相应增加以及行进穿过弯形或弯曲段 1004 行进的超声振动的相速度的增加。因此，弯曲段 1004 中的波节和波腹比在直段 1003 中更加远离彼此，如图 57- 图 58 所示。当刀片 1000 的弯曲段 1004 也用于处理组织时，长度的增加可增大刀片 1000 的有效区域（例如，超声激活以便向组织传递能量的区域）。

[0205] 在弯曲段 1004 中波节和波腹之间增大的距离还可使波节或波腹的精确放置复杂化（例如，当波节和波腹分开多个半波长时）。在各种示例性实施例中，可通过基于弯曲段 1004 所对向的角度来设置弯曲段 1004 的曲率半径而考虑到由于弯曲导致的刀片 1000 的材料性质的变化。在一些示例性实施例中，也可以考虑其他因素。不同弯曲段的曲率半径和对向角由图 56 和图 59 示出。图 56 示出超声刀片 1000 的一个实施例，示出了刀片 1000 的弯曲段 1004 的曲率半径 1010 和对向角 1008。图 59 示出具有弯曲段 1004 的超声刀片 1000' 的另一个实施例，该弯曲段具有不同的对向角 1012 和曲率半径 1014。

[0206] 任何给定弯曲刀片的曲率半径、对向角和其他性质可根据任何合适的因素来选择以使得刀片通过切点处的波节或波腹得以平衡。例如，在各种实施例中，曲率半径可根据以下所述来选择：对向角，在相关模式的共振频率下弯曲段中波长的数目或其分数，以及在相关模式的共振频率下刀片中超声振动的相速度。例如，可如根据以下公式 (1) 所指出的那样考虑这些因素：

[0207]

$$(1) \quad \text{曲率半径} = \frac{nc\pi}{4f_0(\pi - \theta^2)^{0.5}}$$

[0208] 在公式 (1) 中, f_0 是在相关模式下超声刀片 1000, 1000', 1010, 1012 的共振频率; θ 是弯曲段 1004 所对向的角度; n 是弯曲段 1004 中四分之一波长的数目; 以及 c 是在相关模式的共振频率下超声刀片中超声振动的相速度。

[0209] 图 60 示出图表 1019, 显示具有半波长弯曲段 1004 的示例性刀片的平衡, 例如类似于图 59 的刀片 1000'。图表的水平轴线 1022 对应于以英寸来测量的曲率半径, 而垂直轴线 1024 对应于以度来测量的弯曲段 1004 的对向角。该曲面图显示在所测量的刀片的近侧端部处横向位移与纵向位移的比率, 该比率提供平衡的指示。线 1020 对应于公式 (1) 的图线。可以看出, 最高平衡的面积大致对应于公式 (1)。

[0210] 图 61-图 66 示出可利用节点凸缘进行关节运动的能够关节运动的轴 1030 的各种示例性实施例。图 61-图 66 的轴 1030 结合超声刀片 1038 示出, 应当理解, 轴 1030 还可用于各种其他类型的外科器械。现在参见图 61, 轴 1030 包括近侧管 1032 和柔性部分 1034。柔性部分 1034 例如可由在轴 1030 中形成的狭槽 1035 形成以允许弯曲。还可以利用各种其他弯曲机构和 / 或构形。在柔性部分的远侧, 端部执行器 1036 可联接到轴 1030。如图 61 所示的端部执行器 1036 包括超声刀片 1038。

[0211] 图 62 示出轴 1030 的一个实施例, 其中轴 1030 的多个部分为透明的以便显示联接到超声刀片 1038 的波导 1040。波导 1040 包括例如与上文所述的可弯曲部分 1506, 1530, 1576 等类似的可弯曲部分 1046。波导 1040 的可弯曲部分 1046 可纵向定位在与轴 1030 的柔性部分 1034 大约相同的位置处。如图所示, 波导 1040 另外包括多个凸缘 1042, 1044, 1048。凸缘 1042, 1044, 1048 可定位在波导 1040 的波节处, 并且可以任何合适的方式联接到轴 1030。凸缘中的至少一个 (例如, 凸缘 1042) 可定位在可弯曲部分 1045 的近侧, 并且凸缘中的至少一个 (例如, 凸缘 1048) 可定位在可弯曲部分 1045 的远侧。图 62 还示出定位在可弯曲部分 1046 中的任选凸缘 1044。可弯曲部分 1045 中的此类凸缘对于较长的可弯曲部分 1046 可能是所需的。

[0212] 根据各种示例性实施例, 轴 1030 可包括控制构件 1050, 1052 以用于控制关节运动。图 63-图 65 示出波导 1040 的一个示例性实施例, 显示控制构件 1050, 1052 的操作。参见图 63, 控制构件 1050 可联接到凸缘 1048 并朝近侧延伸穿过凸缘 1042。控制构件 1052 也可联接到凸缘 1048 并朝近侧延伸穿过凸缘 1042。控制构件 1050 的近侧平移可朝近侧将凸缘 1048 和刀片 1038 牵拉成远离纵向轴线 1002 并朝向控制构件 1050, 如图 64 所示。当朝近侧牵拉控制构件 1050 时, 如图 64 所示, 可朝远侧牵拉控制构件 1052。在一些实施例中, 可包括另外的凸缘 1044 (示于图 62 中) 以便防止控制构件 1052 远离波节接触波导 1040。现在参见图 65, 可朝近侧牵拉控制构件 1052 以朝近侧将凸缘 1048 和刀片 1038 牵拉成远离纵向轴线 1002 并朝向控制构件 1052。在图 65 所示的示例性构形中, 控制构件 1050 的表现方式类似于上文相对于图 64 中的控制构件 1052 所述的方式。

[0213] 控制构件 1050, 1052 的微分平移可以任何合适的方式实现。例如, 当将轴 1030 用于外科机器人的背景中时, 构件 1220, 1222 可利用上文相对于图 32-图 46C 所述的任何方法和 / 或机构进行微分平移。图 66-图 67 示出利用上述轴 1030 的手动或手持外科器械

1064 的一个示例性实施例。如图 66 所示,控制构件 1050, 1052 联接到相应的齿条传动装置 1063, 1065。在齿条传动装置 1063, 1065 之间并与之机械连通的是小齿轮传动装置 1068。杠杆 1066 联接到小齿轮传动装置 1068 以使得杠杆 1066 的旋转导致小齿轮传动装置 1068 的旋转。如图所示,小齿轮传动装置 1068 沿第一方向的旋转导致控制构件 1050 的远侧平移和控制构件 1052 的近侧平移。小齿轮传动装置 1068 沿与第一方向相对的第二方向的旋转导致控制构件 1050 的近侧平移和控制构件 1052 的远侧平移。图 67 示出联接到轴 1030 的器械 1064。齿条传动装置 1063, 1065 和小齿轮传动装置 1068 可容纳在关节运动外壳 1070 内,该关节运动外壳继而联接到柄部 1072。杠杆 1066 从关节运动外壳 1070 延伸并且可由临床医生操纵。

[0214] 图 68 示出轴 1030 的端部执行器 1036 和远侧部分的一个实施例,显示可枢转的夹持臂 1058。可枢转的夹持臂 1058 可以在铰接接合部 1062 处可枢转地联接到夹持臂构件 1060。夹持臂构件 1060 可例如经由连接构件 1056 联接到凸缘 1048。在一些示例性实施例中,夹持臂构件 1060 可以是定位在波导 1040 的波节处的凸缘,从而避免了对单独的凸缘 1048 和夹持臂构件 1060 的需要。如图 66 所示,铰接接合部 1062 可与纵向轴线 1002 偏置。平移构件 1063 可在也与纵向轴线 1002 偏置并与铰接接合部 1062 相对的位置处联接到夹持臂 1058。平移构件 1063 的远侧平移可导致夹持臂 1058 围绕铰接接合部 1062 枢转远离纵向轴线 1002 到打开位置。平移构件 1063 的后续近侧平移可使夹持臂 1058 朝向纵向轴线 1002 枢转回到图 66 所示的闭合位置。在一些示例性实施例中,任选的弹簧 1061 可将夹持臂 1058 偏置到打开位置。平移构件 1063 的近侧平移可对抗弹簧的偏置并使夹持臂 1058 朝向纵向轴线 1002 枢转回到图 66 所示的闭合位置。

[0215] 应当理解,平移构件 1063 可根据任何合适的方法朝远侧和近侧平移。例如,当结合手动或手持外科器械使用轴 1030 时,平移构件 1063 可以与上文相对于器械 10 的往复式管状致动构件 58 和 / 或器械 300 的轴向运动构件 378 所述相似的方式朝远侧和近侧平移。另外,例如,当结合外科机器人使用轴 1030 时,平移构件 1063 可以与上文相对于器械 310 的组织切割元件 555 所述相似的方式朝远侧和近侧平移。

[0216] 与外科器械一起使用的轴的各种示例性实施例可包括偏置内轴和刚性外轴。相应的轴可相对于彼此平移,使得当偏置内轴延伸超出刚性外轴时,联接到柔性内轴的端部执行器枢转远离轴的纵向轴线。图 69- 图 71 示出外科器械的轴 1070 的一个示例性实施例,该轴具有刚性外轴 1072 和偏置内轴 1074。如图 69 所示,内轴 1074 基本上定位在外轴 1072 内,使得轴 1070 沿纵向轴线 1002 基本上为直的。在图 70 中,内轴 1074 已开始相对于外轴 1072 朝远侧平移。应当理解,所示的平移可通过内轴 1074 的远侧平移、外轴 1072 的近侧平移或两者的一些组合引起。当偏置内轴 1074 从刚性外轴 1072 延伸并且不再保持为直的时,内轴 1074 可开始沿其偏置的方向(相对于图 70 向下)枢转远离纵向轴线 1002。图 71 示出朝远侧延伸的内轴 1074,进一步示出另外的偏置。

[0217] 偏置内轴 1074 可以任何合适的方式偏置。例如,图 72- 图 74 示出偏置内轴 1074 的一个示例性实施例,其中偏置由片簧 1076 提供。例如,内轴 1074 可以是由金属或另一合适的外科材料制成的直管。狭槽 1078 可以使管具有柔性。片簧可安装在大约狭槽 1078 的位置处以偏置内管 1074,如图 74 所示。虽然片簧 1076 被示为定位在内轴 1074 的外部,但是在一些示例性实施例中它们可定位在内轴 1074 的内部上。

[0218] 应当理解,内轴 1074 和外轴 1072 可根据任何合适的方法或机构相对于彼此平移。例如,当结合手动或手持外科器械使用轴 1130 时,平移构件 1136, 1137 可以与上文相对于器械 10 的往复式管状致动构件 58 和 / 或器械 300 的轴向运动构件 378 所述相似的方式朝远侧和近侧平移。另外,例如,当结合外科机器人使用轴 1130 时,平移构件 1136, 1137 可以与上文相对于器械 310 的组织切割元件 555 所述相似的方式朝远侧和近侧平移。

[0219] 图 75- 图 76 示出包括偏置内轴 1090 和刚性外轴 1088 的轴 1080 的另一个实施例。轴 1080 结合超声刀片 1082 示出,该超声刀片在声学上联接到波导 1086,该波导从刀片 1082 朝近侧延伸。波导 1082 可包括可弯曲部分 1087,诸如上文所述的可弯曲部分 1506, 1530, 1576 等。波导 1082 的可弯曲部分 1087 可允许波导 1082 随偏置内轴 1090 弯曲,如图所示。现在参见图 76,偏置内轴 1090 被示为相对于刚性外轴 1088 朝远侧平移。如图所示,偏置内轴 1090 弯曲远离纵向轴线 1002。波导 1086 的可弯曲部分 1087 被示为弯曲的,从而允许超声刀片 1082 也发生枢转。偏置内轴 1090 可以任何合适的方式偏置。例如,在一些实施例中,偏置内轴 1090 可通过片簧偏置,如上文相对于图 72- 图 74 所示。在其他示例性实施例中,偏置内轴 1090 可由已预成形和 / 或弯曲成图 76 所示的轴的弹性材料(诸如橡胶、金属或塑料)构成。图 77 和图 78 示出与另选波导 1091 一起使用的轴 1080 和偏置内轴 1090 的一个示例性实施例。如图所示,波导 1090 包括近侧部分 1100、可弯曲部分 1096 和中间部分 1094。中间部分 1094 可联接到超声刀片 1092,如图所示。

[0220] 图 79- 图 81 示出与外科器械一起使用的轴 1120 的另一个示例性实施例,该轴具有刚性外轴 1136 和偏置内轴 1128。对于轴 1120,超声换能器 1122 可存在于偏置枢转点 1134 远侧的偏置内轴 1128 中。换能器 1122 可以操作来驱动超声刀片 1124,例如,以与上文相对于上述换能器 16 所述相似的方式驱动。偏置内轴 1128 可包括在偏置枢转点 1134 处可枢转地结合的近侧构件 1132 和远侧构件 1130。由于换能器 1122 位于枢转点 1134 近侧,因此波导可能没有必要跨过枢转点 1134。这可提供灵活性以使用不同的枢转点设计。例如,在一个实施例中,枢转点 1134 包括对构件 1130, 1132 进行联接的销 1135。枢转点 1134 可以任何合适的方式偏置。例如,在一些实施例中,枢转点 1134 可包括扭转弹簧 1137。轴 1120 可以与上述轴 1070, 1080 相似的方式进行关节运动。例如,在图 79 中,内轴 1128 相对于外轴 1136 朝远侧平移,使得内轴 1128 的偏置使其如图所示绕枢转点 1134 枢转远离纵向轴线 1002。在图 80 中,内轴 1128 朝近侧平移,使得枢转点 1134 几乎在外轴 1136 内。在图 81 中,枢转点 1134 在外轴 1136 内,并且内轴 1128(和超声刀片 1124)基本上与纵向轴线 1002 对准。

[0221] 具有偏置内轴和刚性外轴的轴的各种示例性实施例可结合可枢转的夹持臂使用,诸如图 66 所示的夹持臂。例如,图 66 的夹持臂构件 1060 可联接到波导的凸缘和 / 或联接到柔性内轴 1074, 1090, 1128 中的一个或多个的远侧端部。夹持臂 1058 可如上所述来操作。

[0222] 图 82- 图 83 示出包括弯曲超声刀片 1142 的外科器械的远侧部分 1140 的一个实施例。弯曲超声刀片 1142 和轴 1144 可相对于彼此沿纵向轴线 1002 平移。可确定超声刀片 1142 的曲率以平衡刀片,例如,如上文相对于刀片 1000、1000'、1010 和 1012 所述。当刀片 1142 相对于轴 1144 朝远侧平移时,如图 82 所示,刀片 1142 可显示出远离纵向轴线 1002 弯曲的弯曲段 1146。刀片 1142 和轴 1144 还可以具有图 83 中示出的另外的状态,由此刀片 1142 相对于轴 1144 朝近侧回缩以使得刀片 1142 在轴 1144 内。在一些示例性实施例中,刀

片 1142 可按图 83 中所示的状态来接触轴 1144 的内部部分。这样,弯曲段 1146 在使用中可表现出不适合通过轴 1144 的远侧开口 1150 的曲率(例如,曲率半径和对向角)。例如,刀片 1142 可为弹性的,使得弯曲段 1146 的曲率在从轴 1144 朝远侧延伸时增加。另外,在一些实施例中,刀片 1142 可限定第二弯曲段 1148。第二弯曲段的曲率可与弯曲段 1146 的曲率相反。

[0223] 非限制性实例

[0224] 本文所述的各种实施例涉及超声刀片。在一个实施例中,超声刀片可包括定位在近侧的沿纵向轴线延伸的直段和定位在远侧的联接到直段并且远离纵向轴线弯曲的弯曲段。弯曲段可限定曲率半径并且对向第一角度。弯曲段和直段之间的切点位于预先确定的位置处。在一个实施例中,切点可位于超声刀片的波节处、波腹处、或超声刀片的波节与波腹之间,以及它们的任意组合。

[0225] 另外,各种实施例涉及外科器械,该外科器械包括具有超声刀片的端部执行器和从端部执行器朝近侧延伸的轴,其中轴包括柔性部分。某些实施例还包括在声学上联接到超声刀片并穿过轴朝近侧延伸的波导。在一个实施例中,波导可包括在大约柔性轴部分处的能够弯曲的波导部分。波导还可包括第一凸缘和第二凸缘。第一凸缘可定位在波导的波节处,位于能够弯曲的波导部分的远侧并且可联接到轴的内部。第二凸缘可定位在波导的波节处,位于能够弯曲的波导部分的近侧并且也可联接到轴的内部。控制构件可联接到第一凸缘并且可穿过第二凸缘和轴朝近侧延伸,使得控制构件的近侧平移朝近侧牵拉第一凸缘,从而导致轴和波导远离纵向轴线朝向第一控制构件枢转。

[0226] 各种实施例还涉及包括端部执行器、外轴和至少部分地位于外轴内的内轴的外科器械,其中两轴均沿纵向轴线延伸。在一个实施例中,内轴可包括偏置部分,该偏置部分被偏置成沿第一方向弯曲远离纵向轴线。另外,内轴和外轴可相对于彼此从第一位置平移到第二位置。在第一位置中,内轴的偏置部分在外轴内并且内轴基本上为直的。在第二位置中,内轴的偏置部分在外轴之外并且定位在外轴的远侧,使得内轴的偏置部分远离纵向轴线弯曲。

[0227] 另外,各种实施例涉及包括沿纵向轴线延伸的轴和超声刀片的外科器械。超声刀片可包括定位在近侧的直段和定位在远侧的弯曲段。超声刀片能够沿纵向轴线相对于轴从第一位置平移到第二位置,在第一位置中刀片的弯曲段从轴的远侧端部延伸,在第二位置中刀片的弯曲段至少部分地容纳在轴内。

[0228] 申请人还拥有以下专利申请,这些专利申请各自以其相应全文以引用的方式并入:

[0229] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Flexible Drive Member”(代理人案卷号 END7131USNP/120135)的美国专利申请序列号 13/536,271;

[0230] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Multi-Functional Powered Surgical Device with External Dissection Features”(代理人案卷号 END7132USNP/120136)的美国专利申请序列号 13/536,288;

[0231] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Rotary Actuatable Closure Arrangement for Surgical End Effector”(代理人案卷号 END7134USNP/120138)的美国专利申请序列号 13/536,295;

[0232] 2012年6月28日提交并且名称为“Surgical End Effectors Having Angled Tissue-Contacting Surfaces”(代理人案卷号 END7135USNP/120139)的美国专利申请序列号 13/536,326;

[0233] 2012年6月28日提交并且名称为“Interchangeable End Effector Coupling Arrangement”(代理人案卷号 END7136USNP/120140)的美国专利申请序列号 13/536,303;

[0234] 2012年6月28日提交并且名称为“Surgical End Effector Jaw and Electrode Configurations”(代理人案卷号 END7137USNP/120141)的美国专利申请序列号 13/536,393;

[0235] 2012年6月28日提交并且名称为“Multi-Axis Articulating and Rotating Surgical Tools”(代理人案卷号 END7138USNP/120142)的美国专利申请序列号 13/536,362;和

[0236] 2012年6月28日提交并且名称为“Electrode Connections for Rotary Driven Surgical Tools”(代理人案卷号 END7149USNP/120153)的美国专利申请序列号 13/536,417。

[0237] 应当理解,根据操纵用来治疗患者的器械的一端的临床医生来在说明书中通篇使用术语“近侧”和“远侧”。术语“近侧”是指器械的最靠近临床医生的部分,术语“远侧”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,本文可以参考所示实施例使用诸如“竖直”、“水平”、“上”或“下”之类的空间术语。然而,外科器械可以在许多取向和位置使用,并且这些术语并非意图是限制的或绝对的。

[0238] 本文描述了外科器械和机器人外科系统的各种实施例。本领域的技术人员应当理解,本文所述的各种实施例可以与所述的外科器械和机器人外科系统一起使用。提供的说明只是为了举例,本领域的技术人员应当理解,所公开的实施例不只是限于本文所公开的装置,而是可以与任何兼容的外科器械或机器人外科系统一起使用。

[0239] 本说明书通篇提及的“各种实施例”、“一些实施例”、“一个示例性实施例”或“实施例”意味着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示例性实施例中。因此,在整篇说明书中出现的短语“在各种实施例中”、“在一些实施例中”、“在一个示例性实施例中”或“在实施例中”并不一定都指相同的实施例。此外,在没有限制的情况下,结合一个示例性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、结构或特性组合。

[0240] 虽然已经通过描述若干实施例来例示了本文的各种实施例,并且虽然已经相当详细地描述了示例性实施例,但是申请人的意图不在于将所附权利要求的范围约束或以任何方式限制到这些细节中。本领域的技术人员可容易看出另外的优点和修改形式。例如,所公开的实施例中的每个可用于内窥镜式手术、腹腔镜式手术以及开放式手术,对其预期用途没有限制。

[0241] 应当理解,本文的附图和描述中的至少一些已被简化以示出适于清楚地理解本公开的元件,同时为清晰起见移除了其他元件。然而,本领域的普通技术人员将认识到,这些和其他元件可为所需的。然而,由于此类元件为本领域所熟知并且由于它们不利于较好地理解本公开,因此本文未提供对这些元件的论述。

[0242] 虽然已经描述了若干实施例,但应当知道,本领域技术人员在掌握了本公开的一

些或全部优点之后可能对这些实施例作出各种修改、改变和改型。例如,根据各种实施例,单个部件可替换为多个部件,并且多个部件也可替换为单个部件,以执行给定的一种或多种功能。因此,在不脱离所附权利要求书限定的本公开的范围和实质的情况下,本专利申请旨在涵盖所有此类修改、变型和改型形式。

[0243] 以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、专利公布或其他公开材料均仅在所并入的材料不与本公开所述的现有定义、陈述或其他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相冲突的材料。如果据述以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其他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。

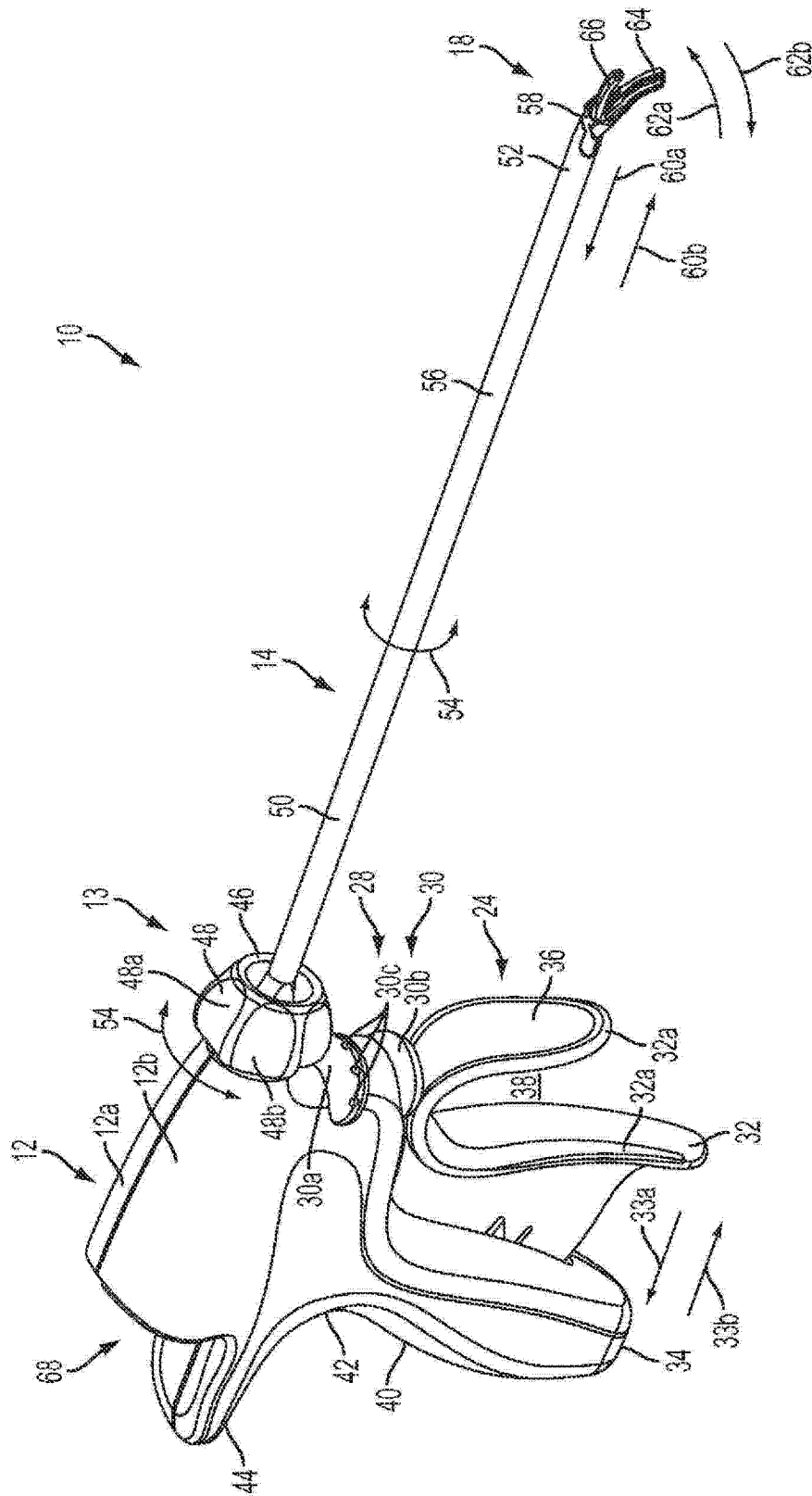


图 2

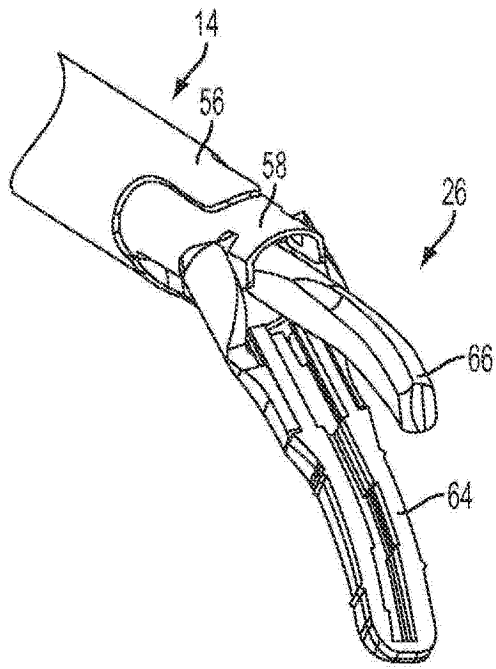


图 3

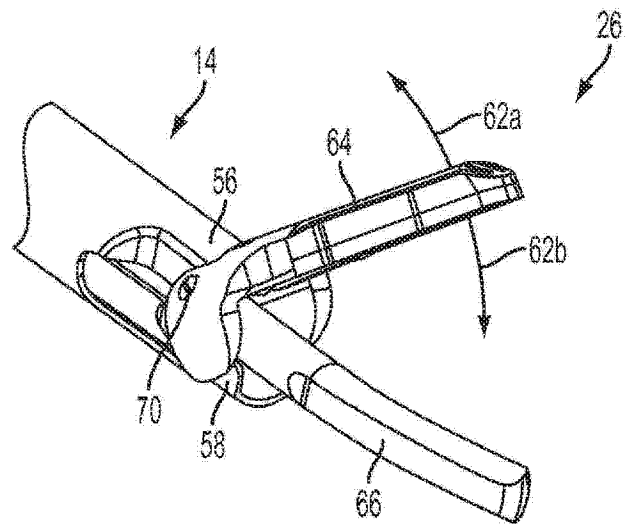


图 4

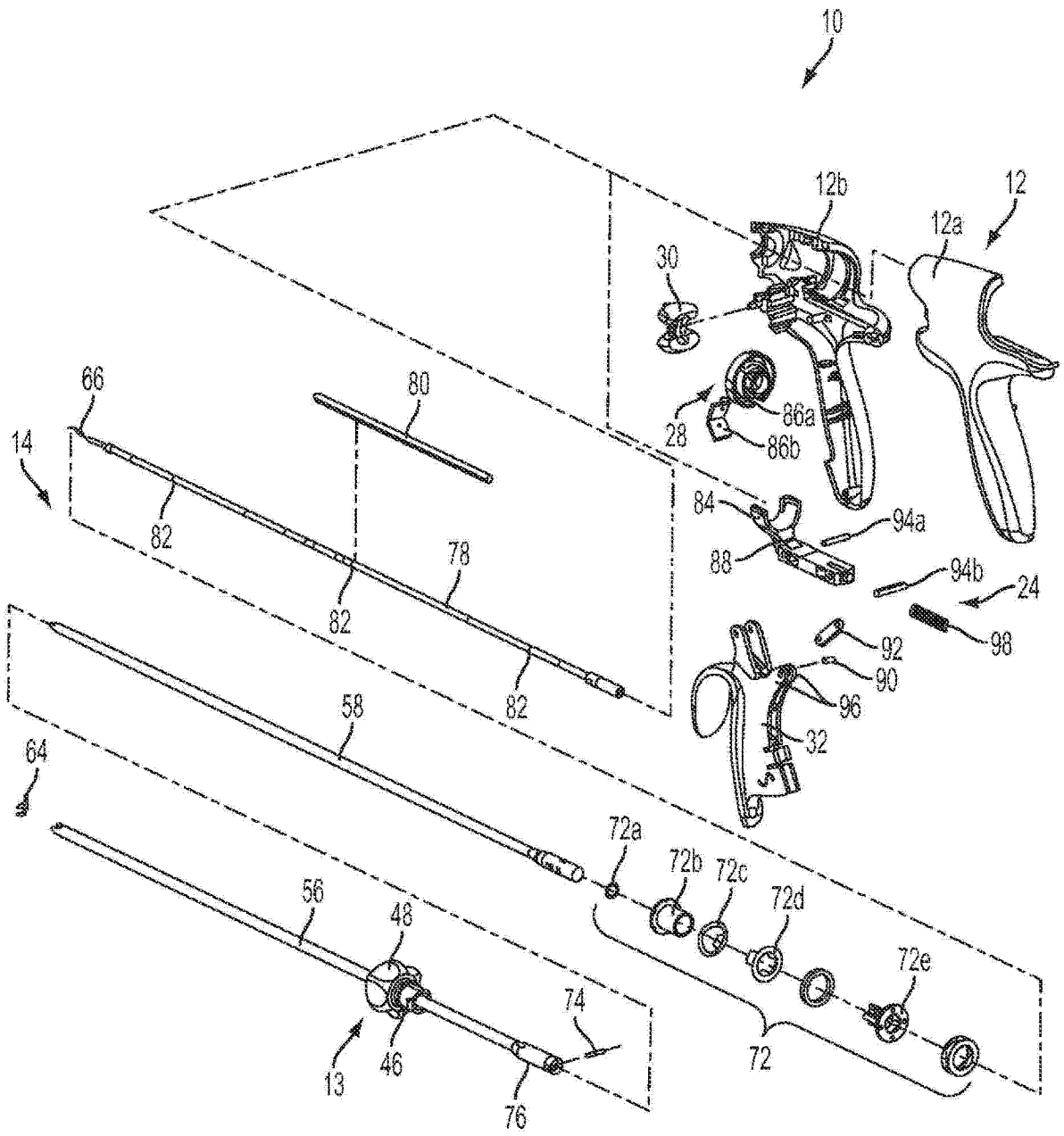


图 5

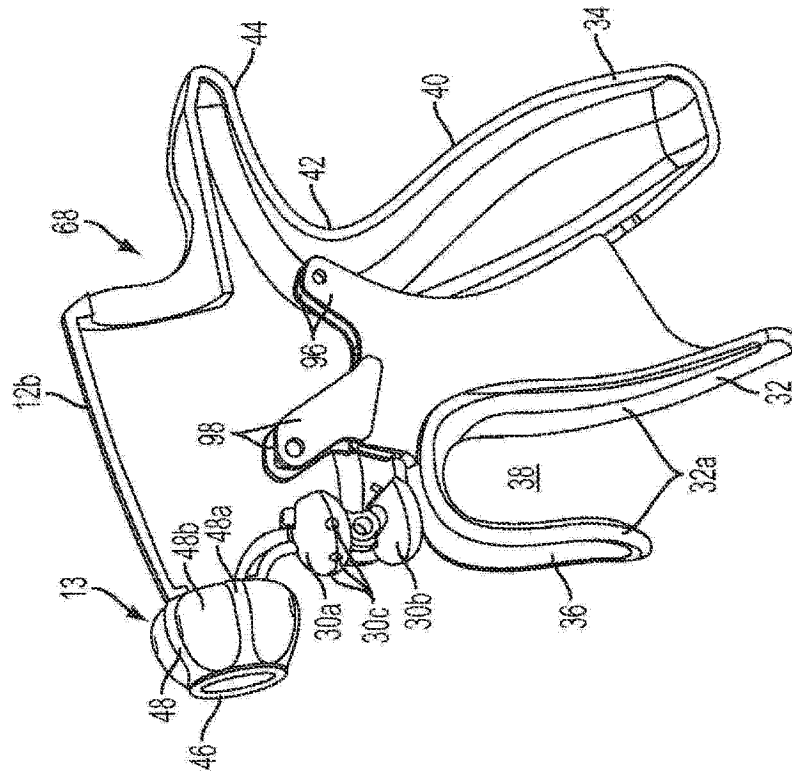


图 6

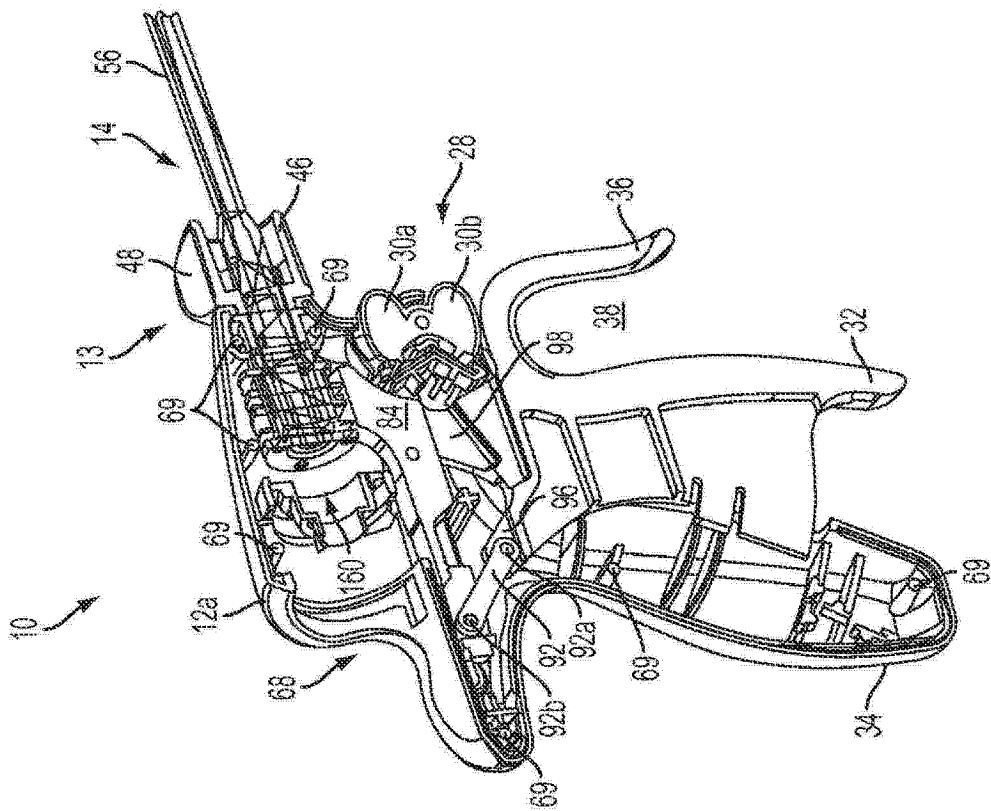


图 7

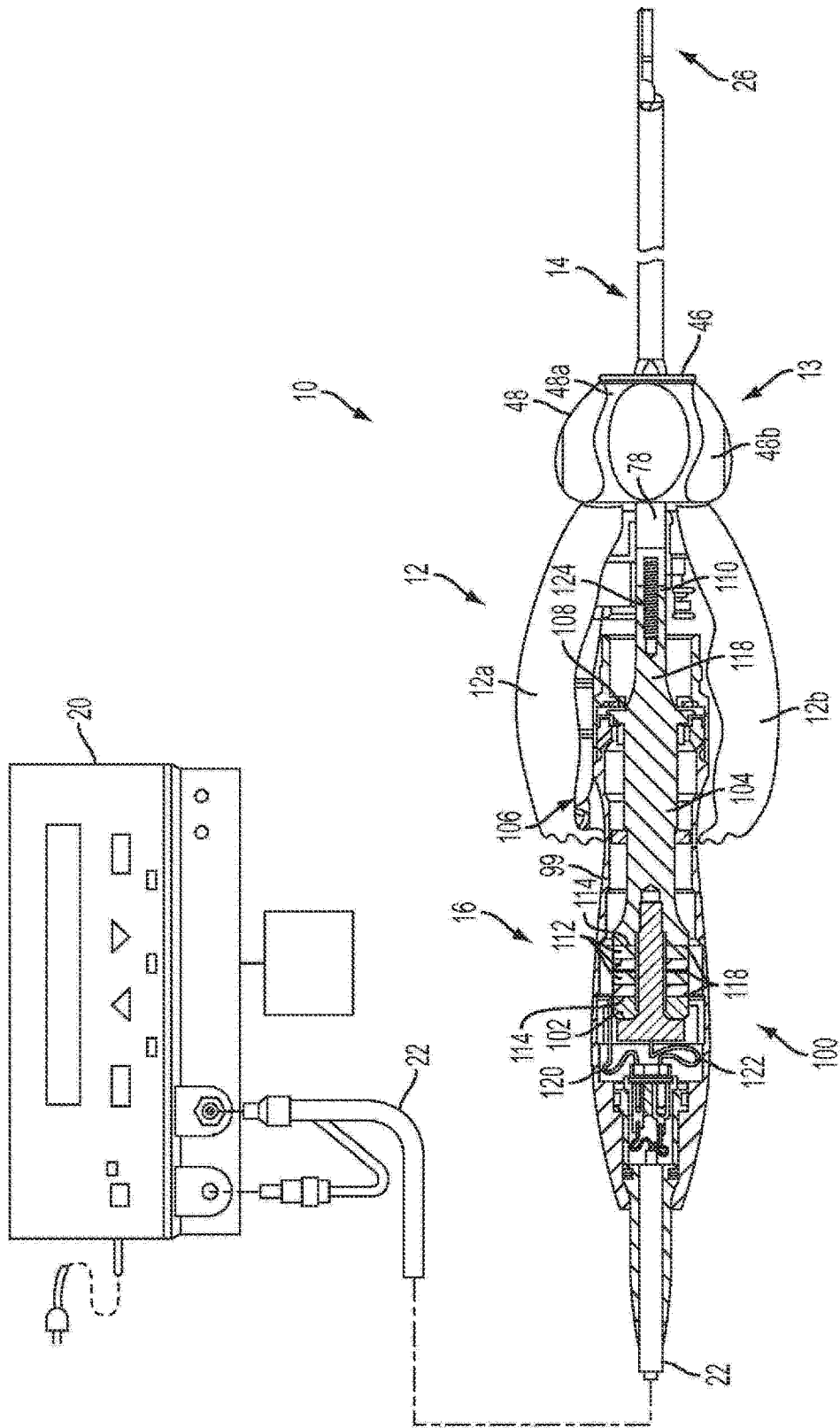


图 8

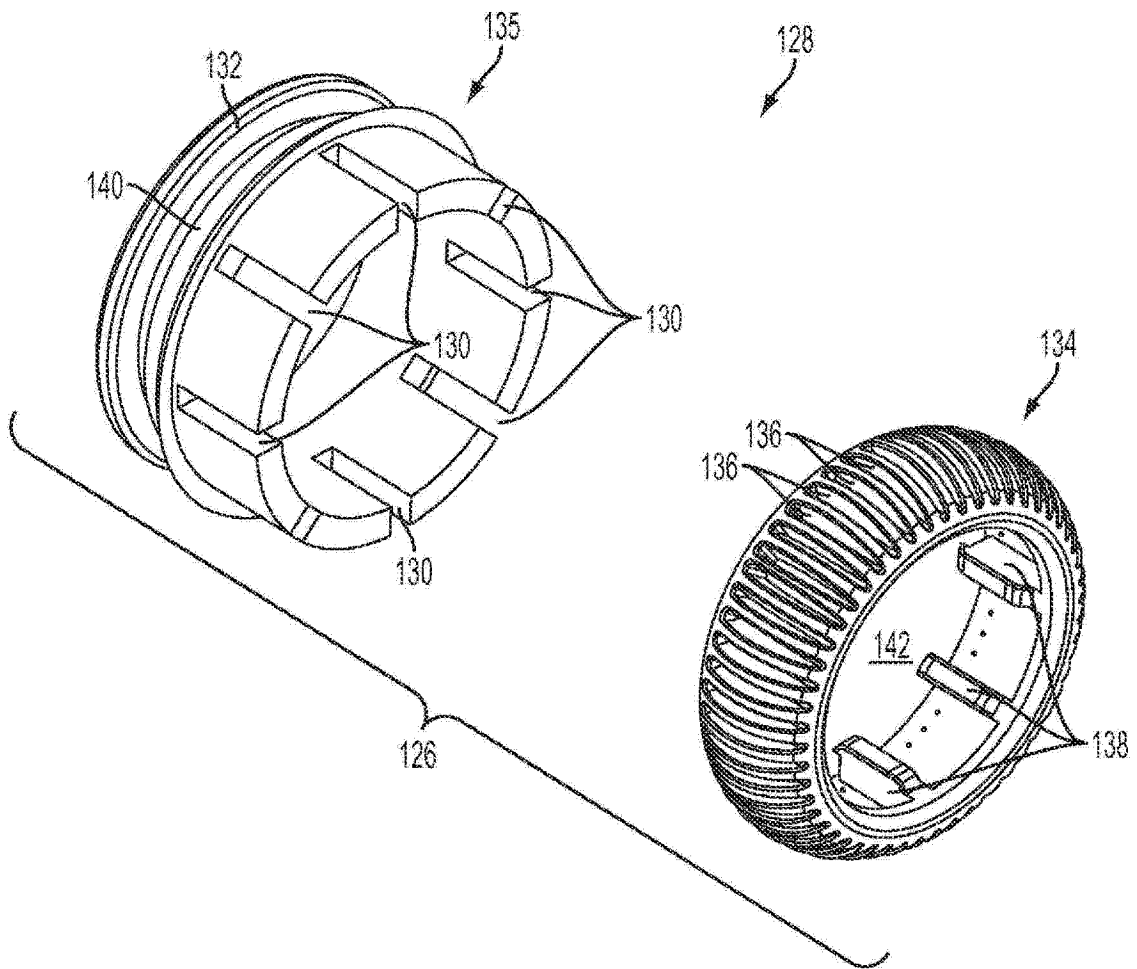


图 9

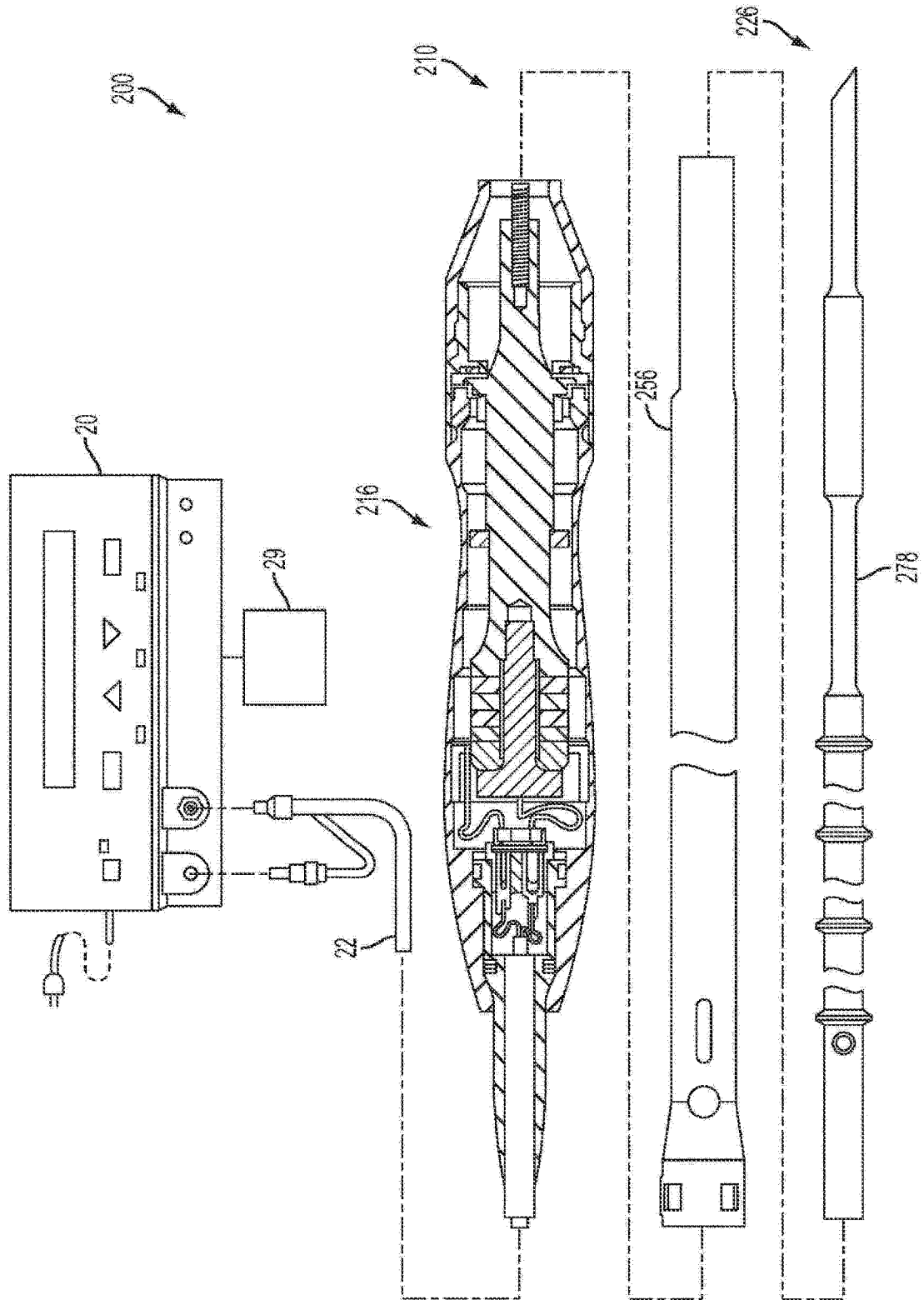


图 10

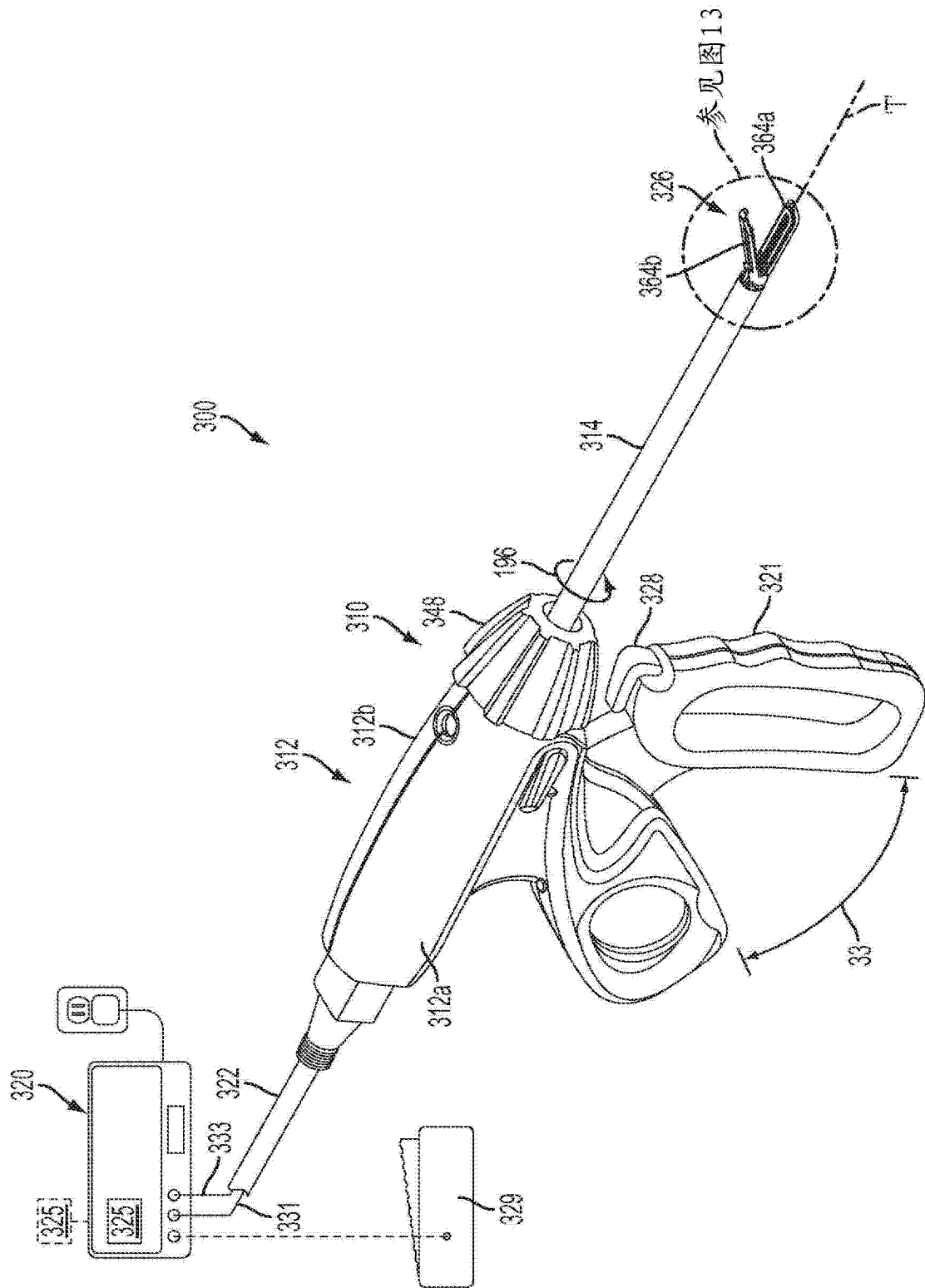


图 11

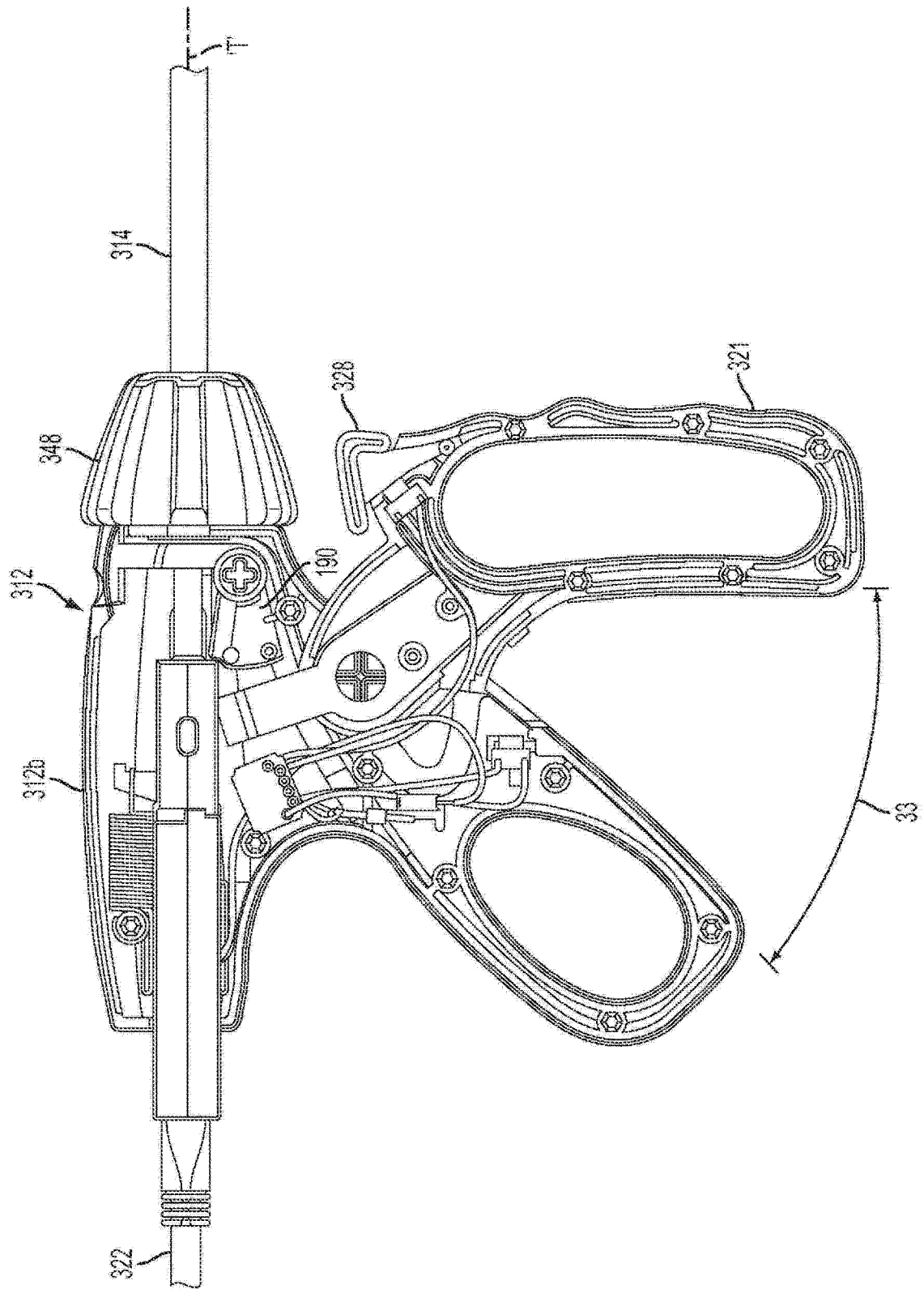


图 12

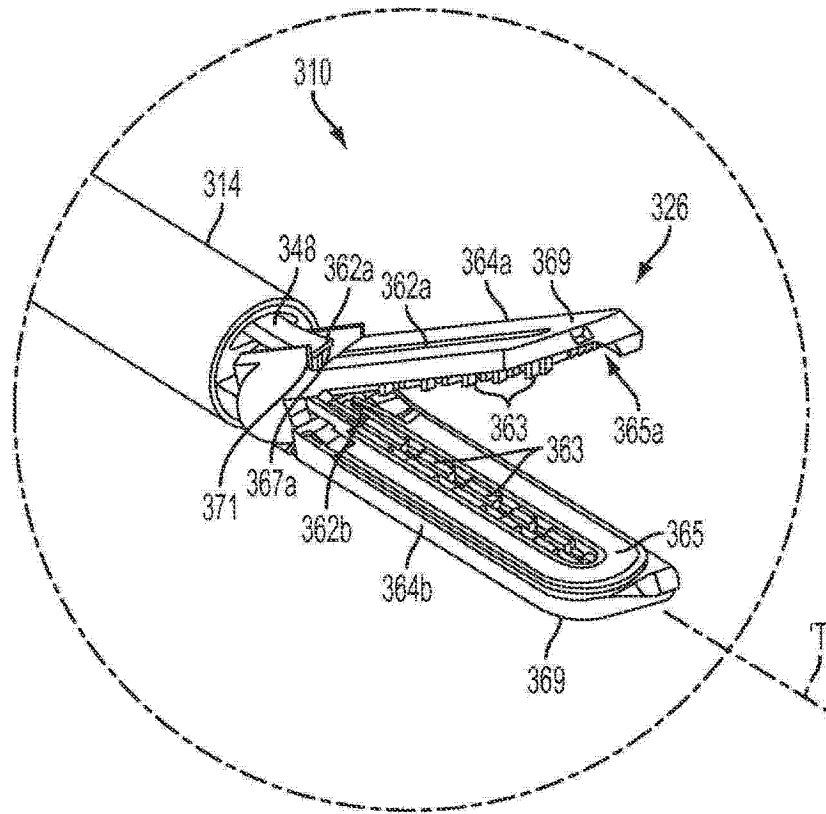


图 13

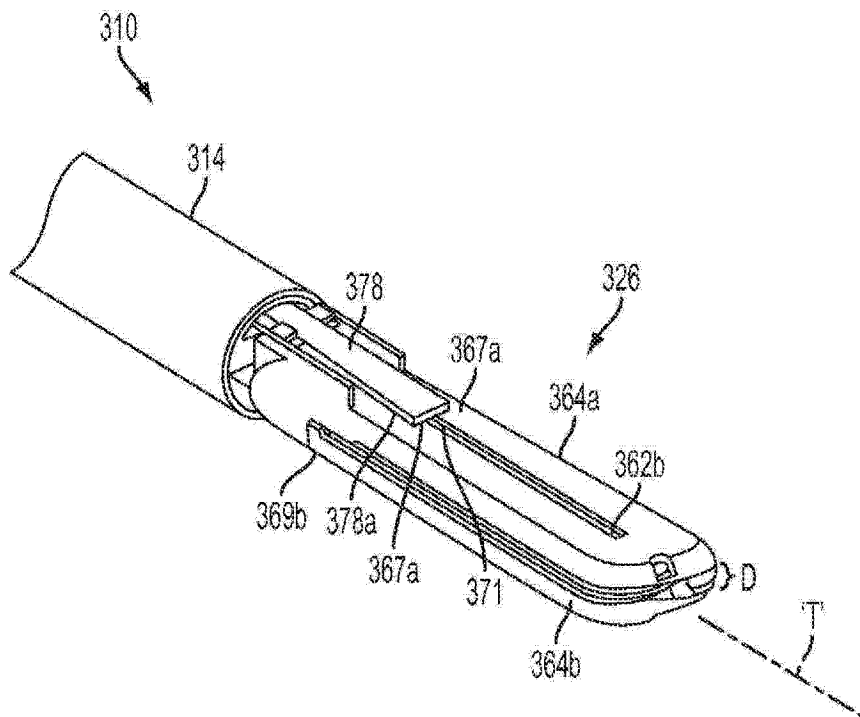


图 14

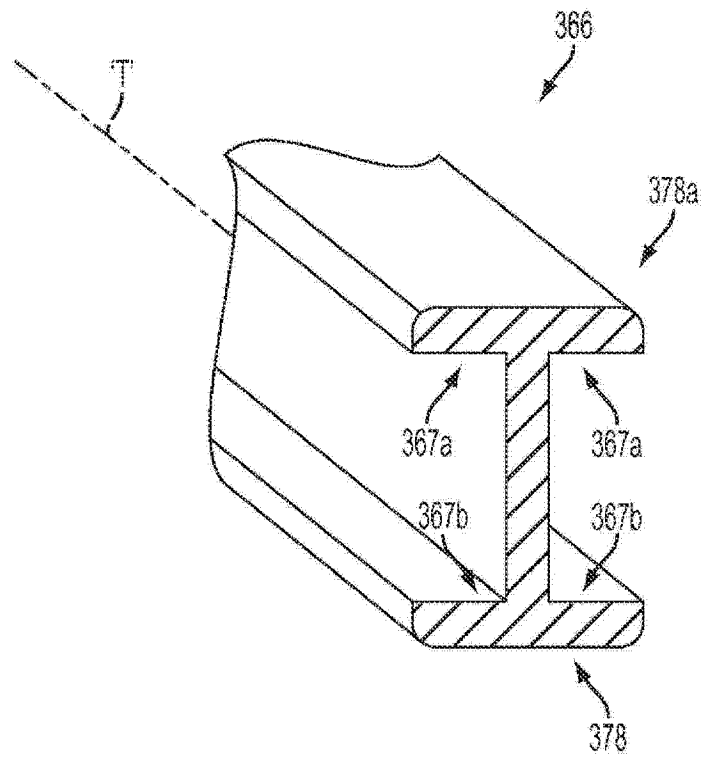


图 15

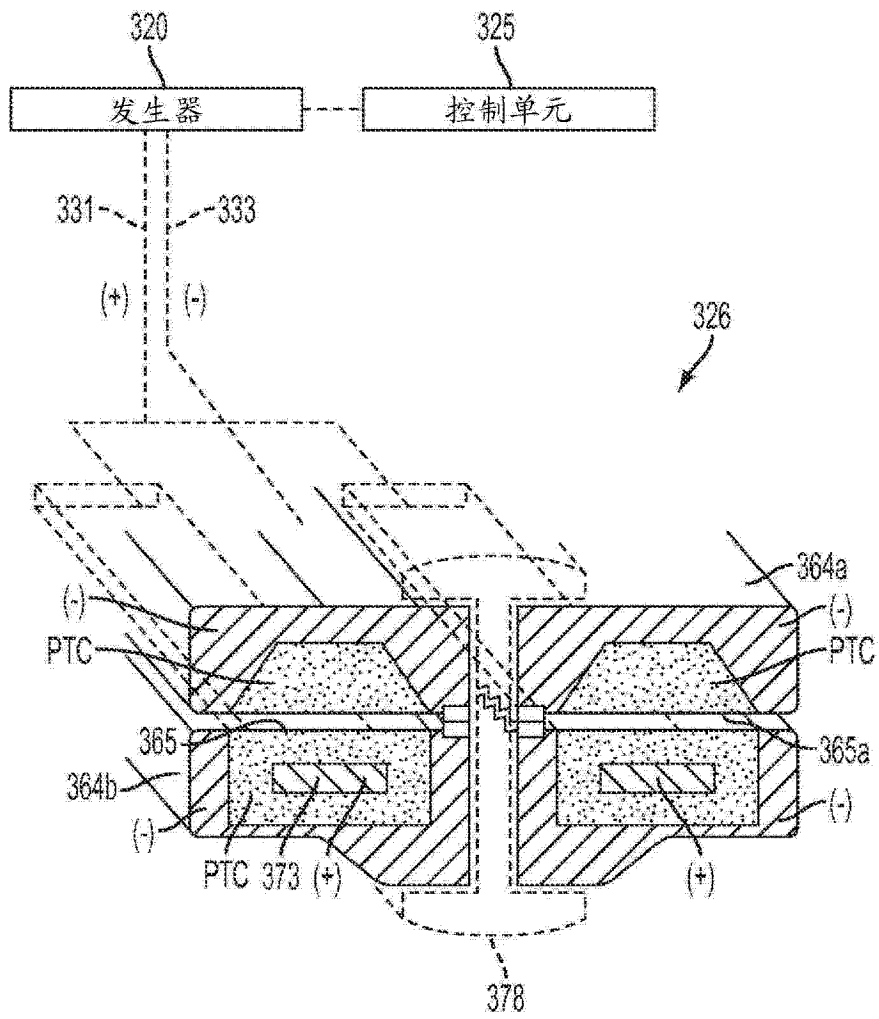


图 16

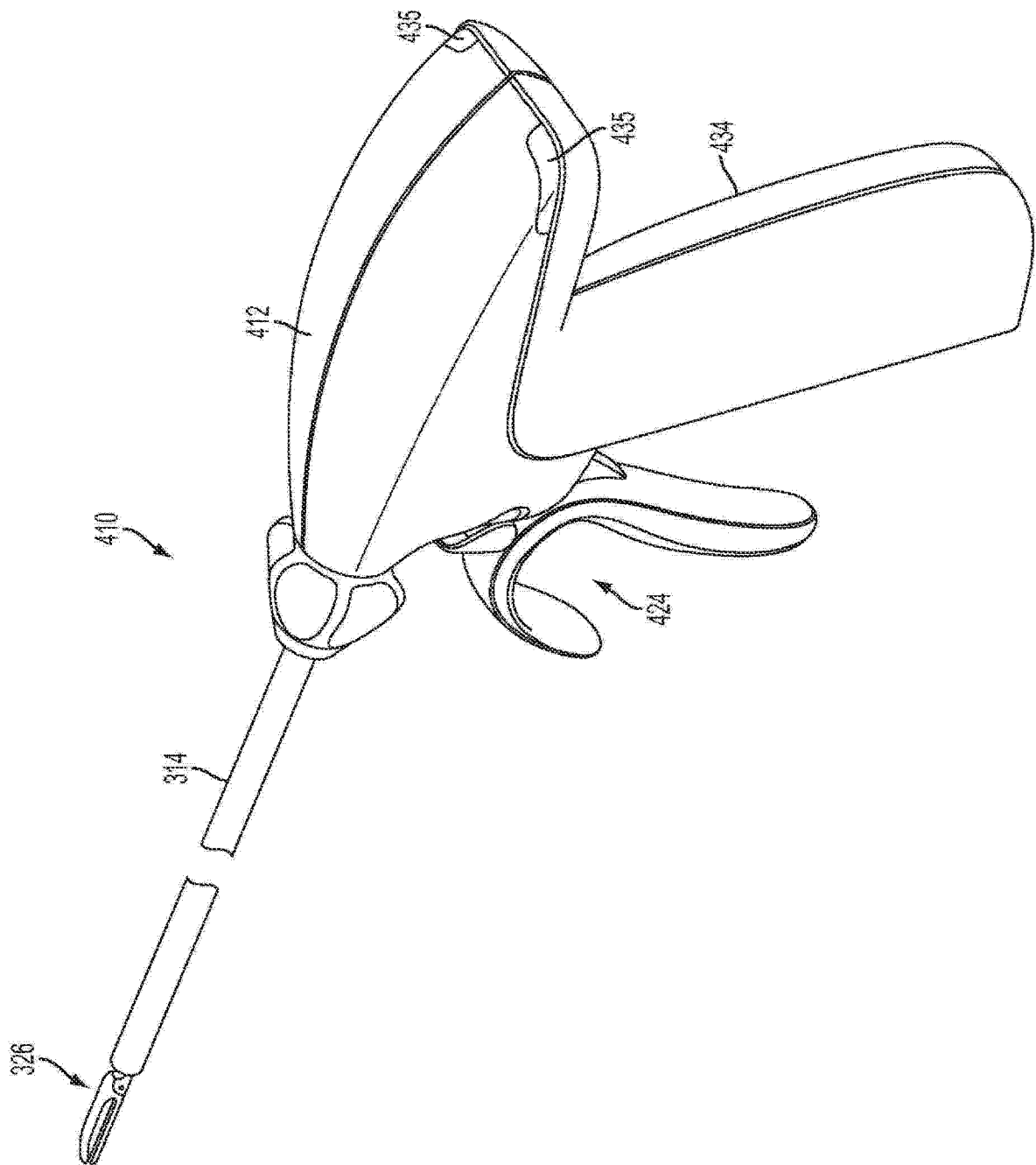


图 17

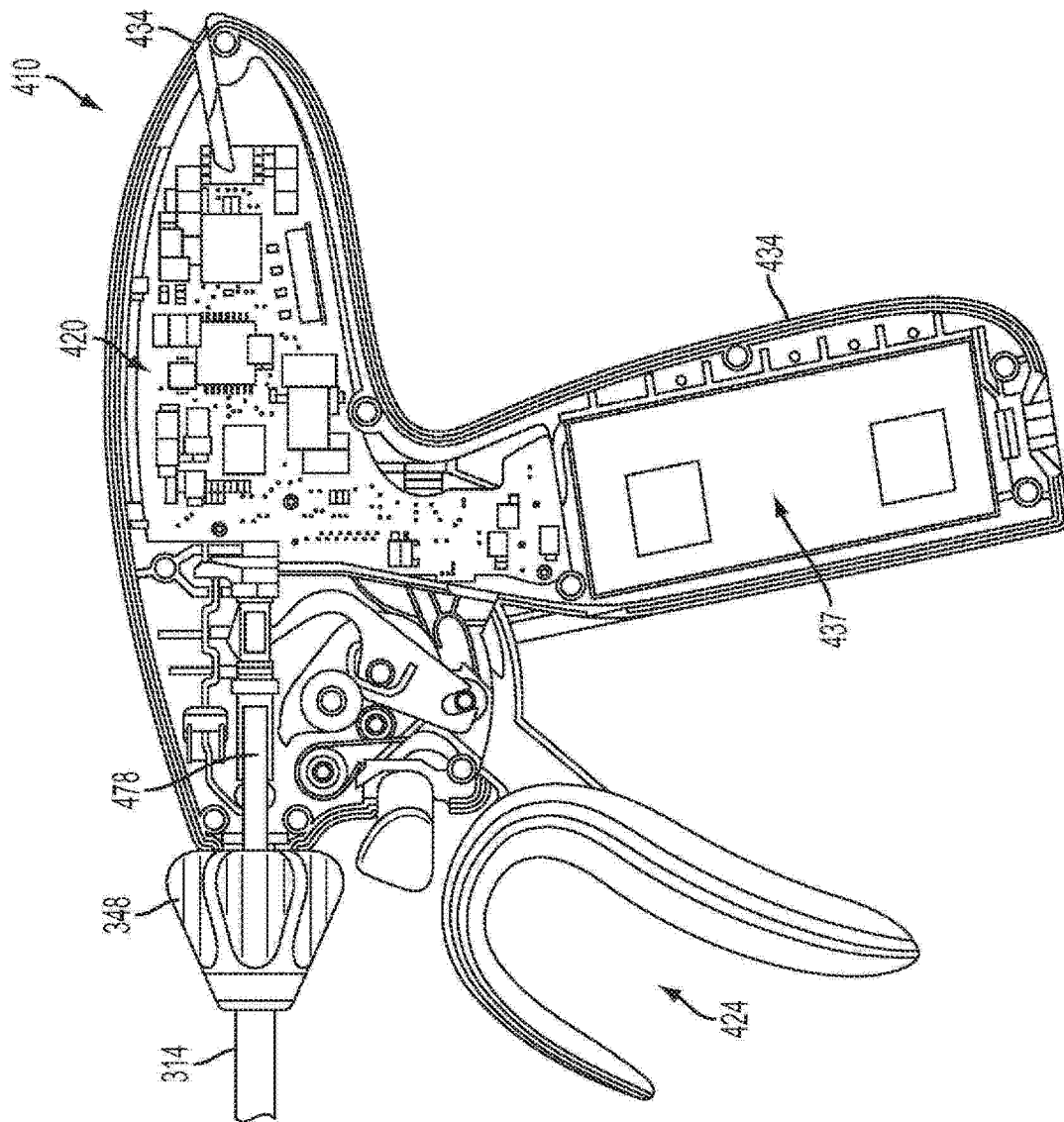


图 18A

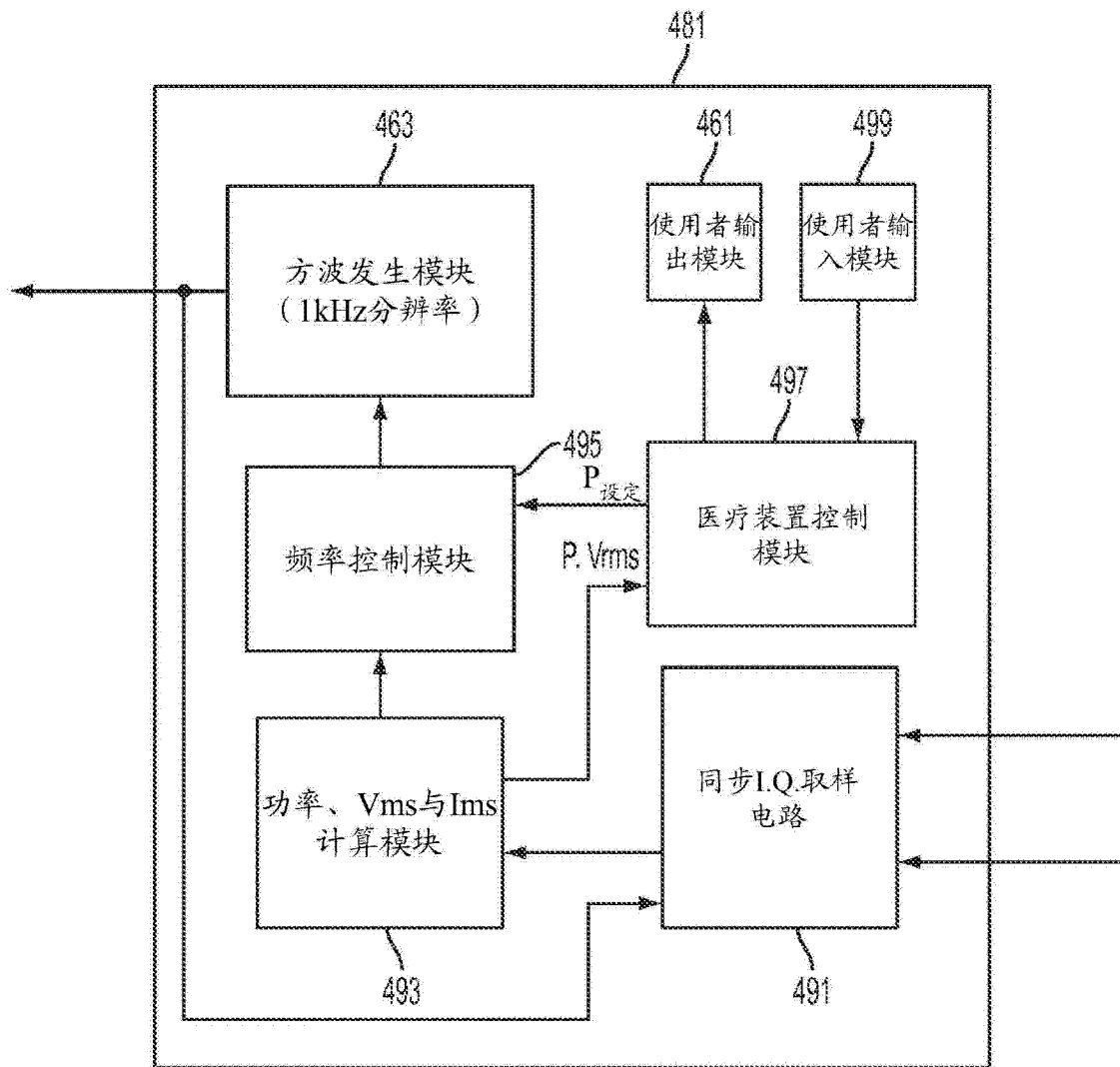


图 18C

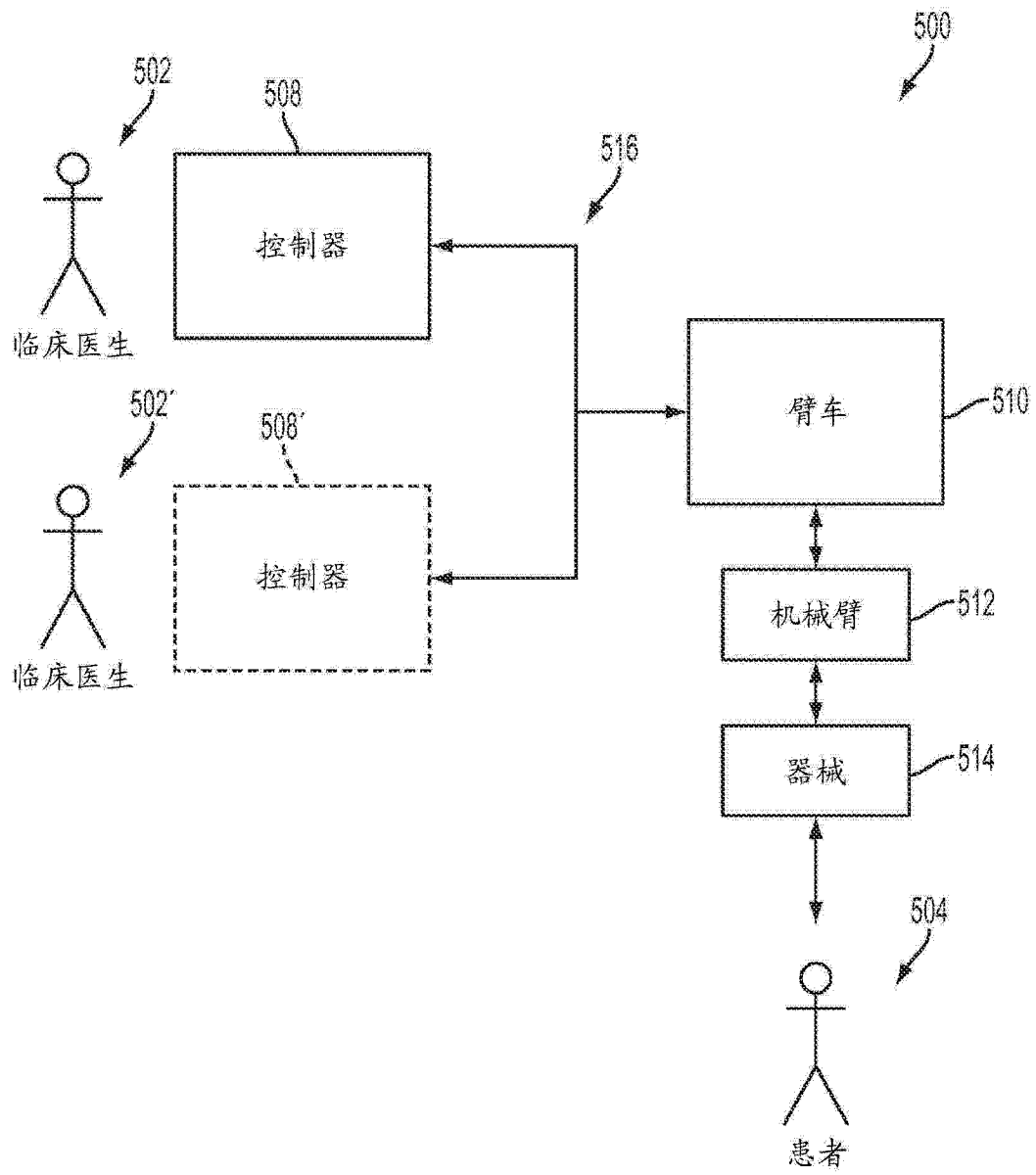


图 19

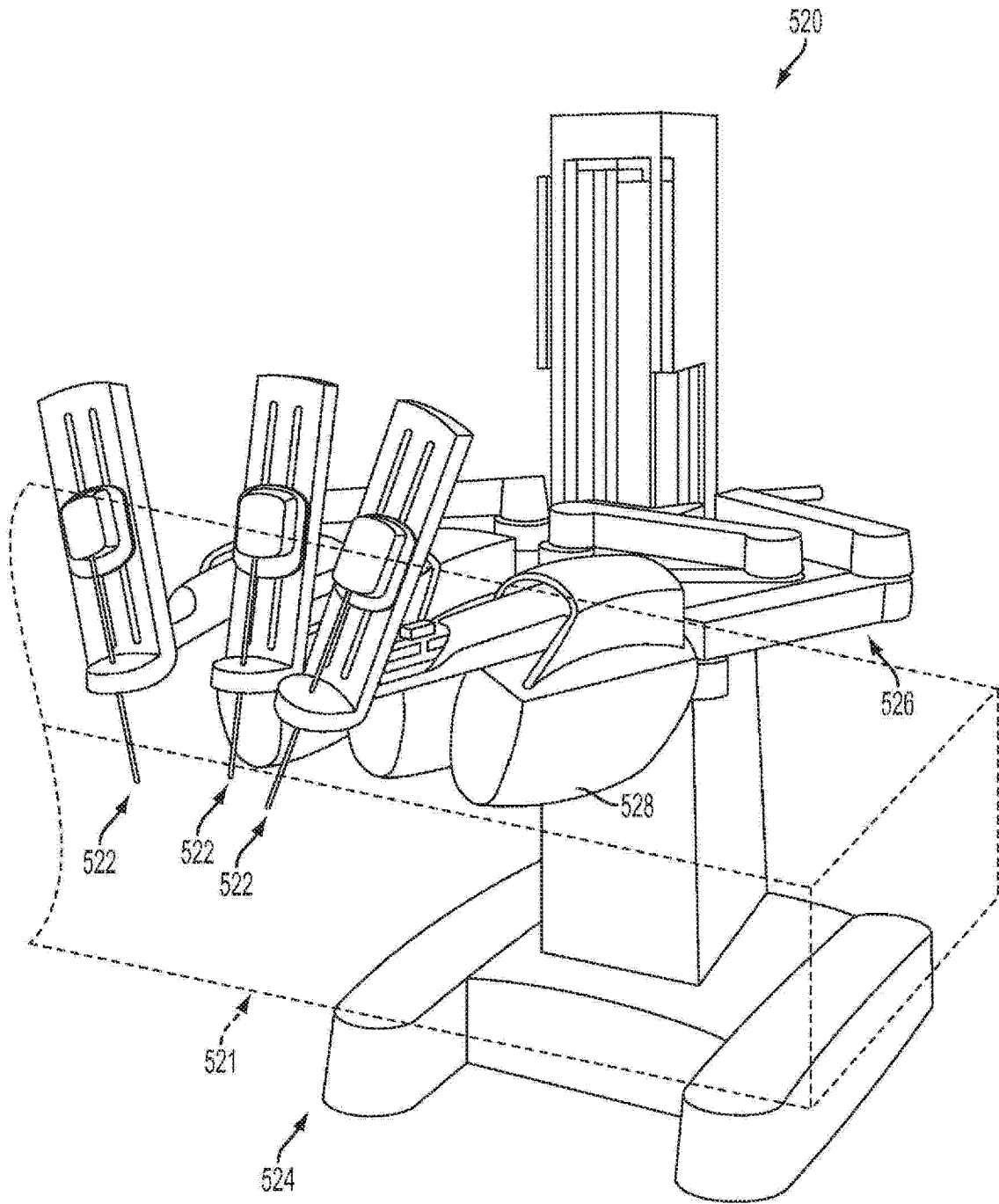


图 20

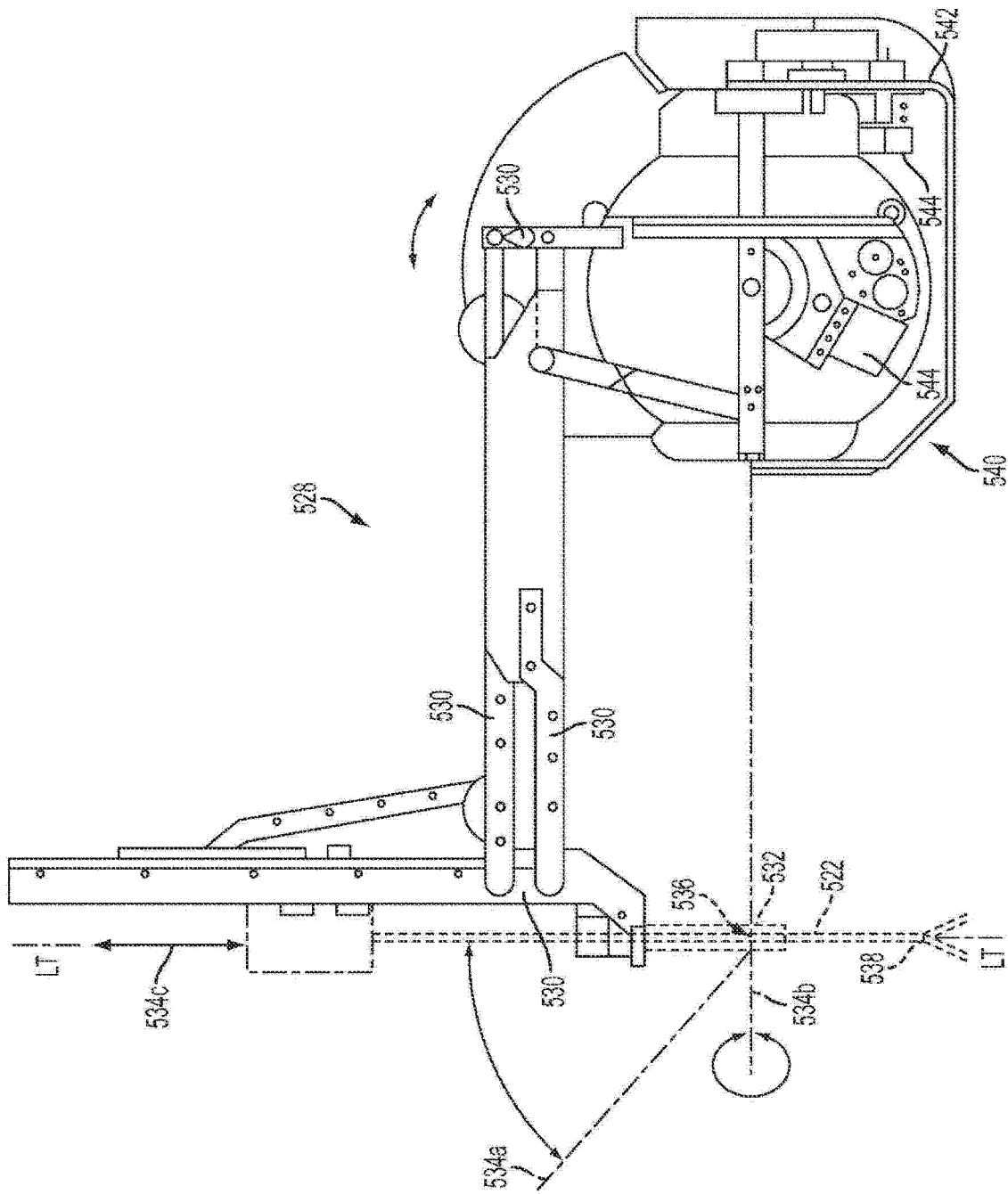


图 21

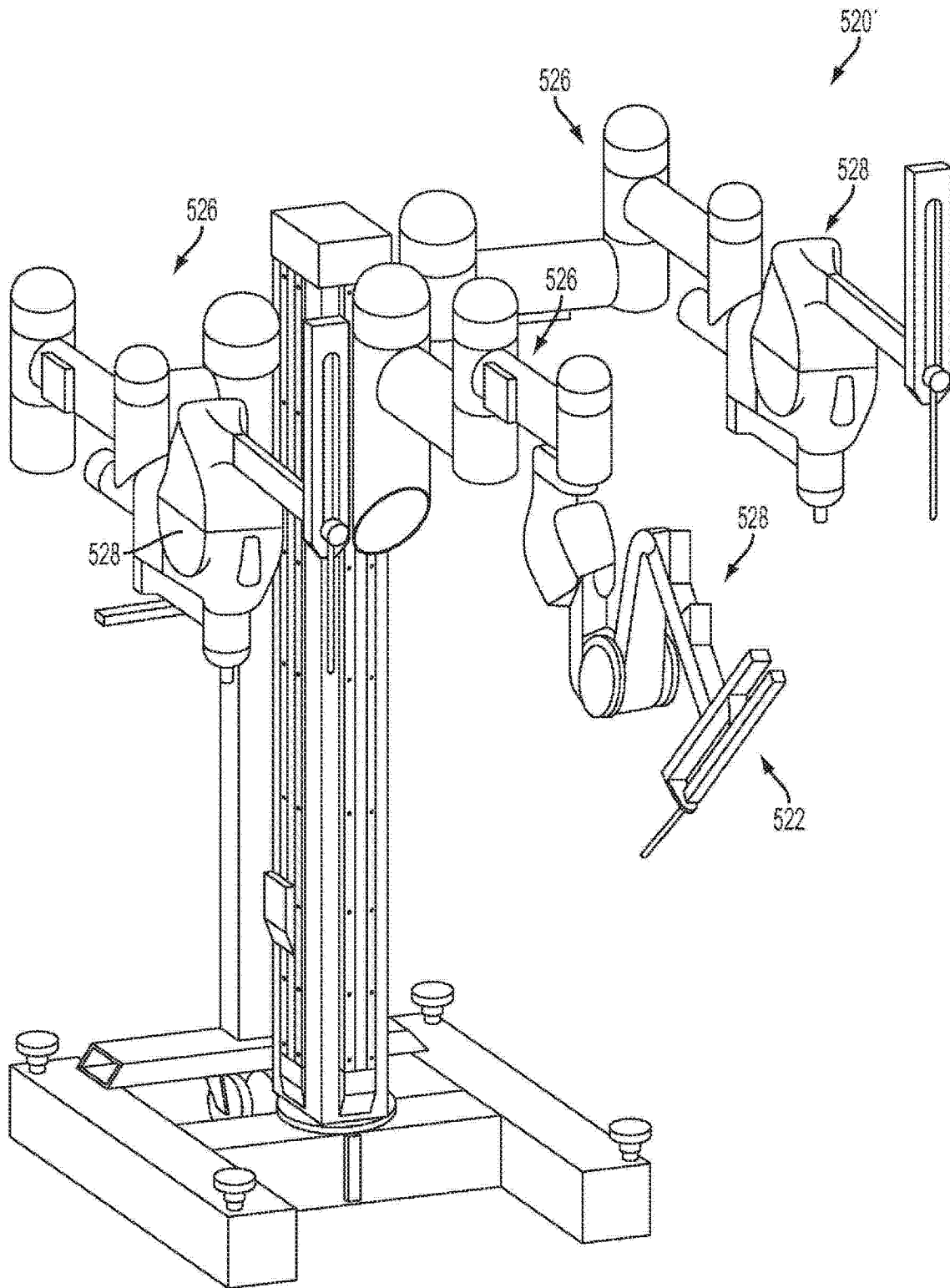


图 22

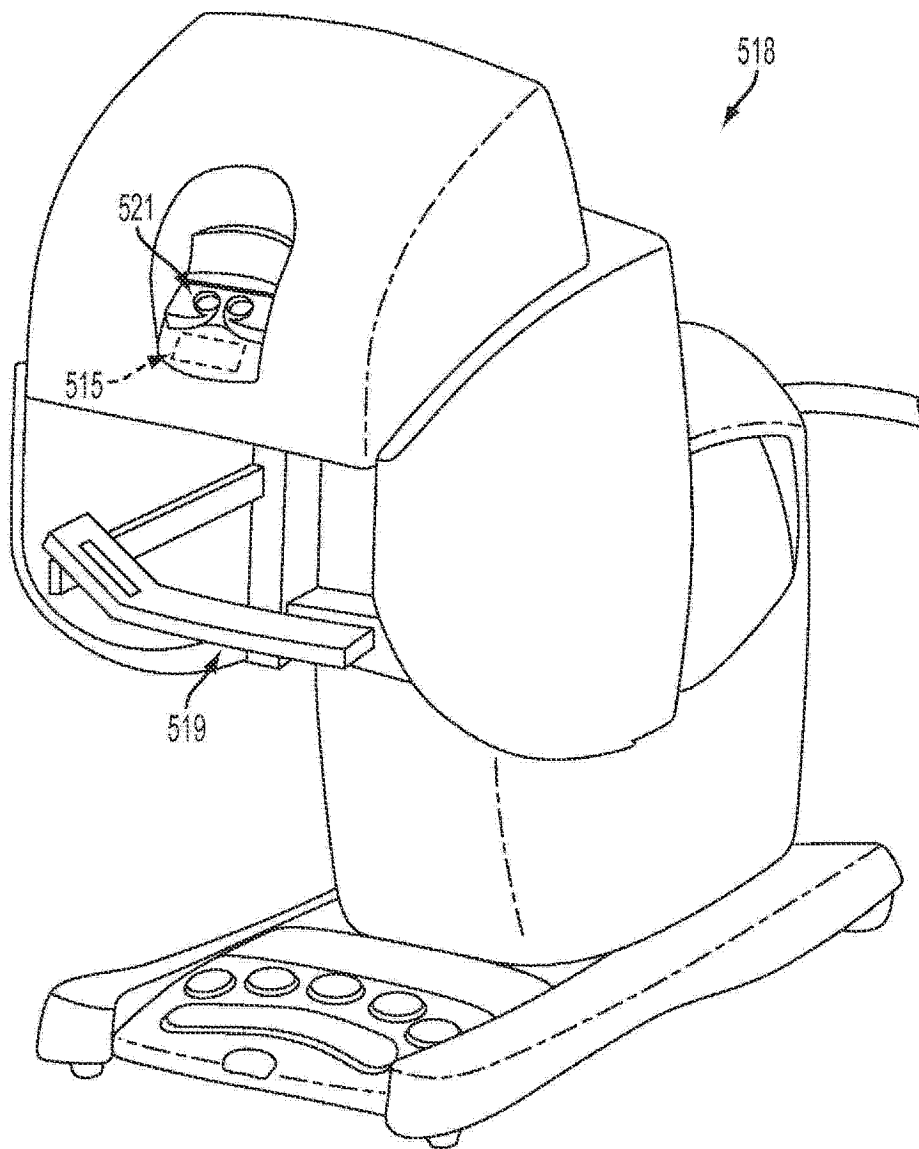


图 23

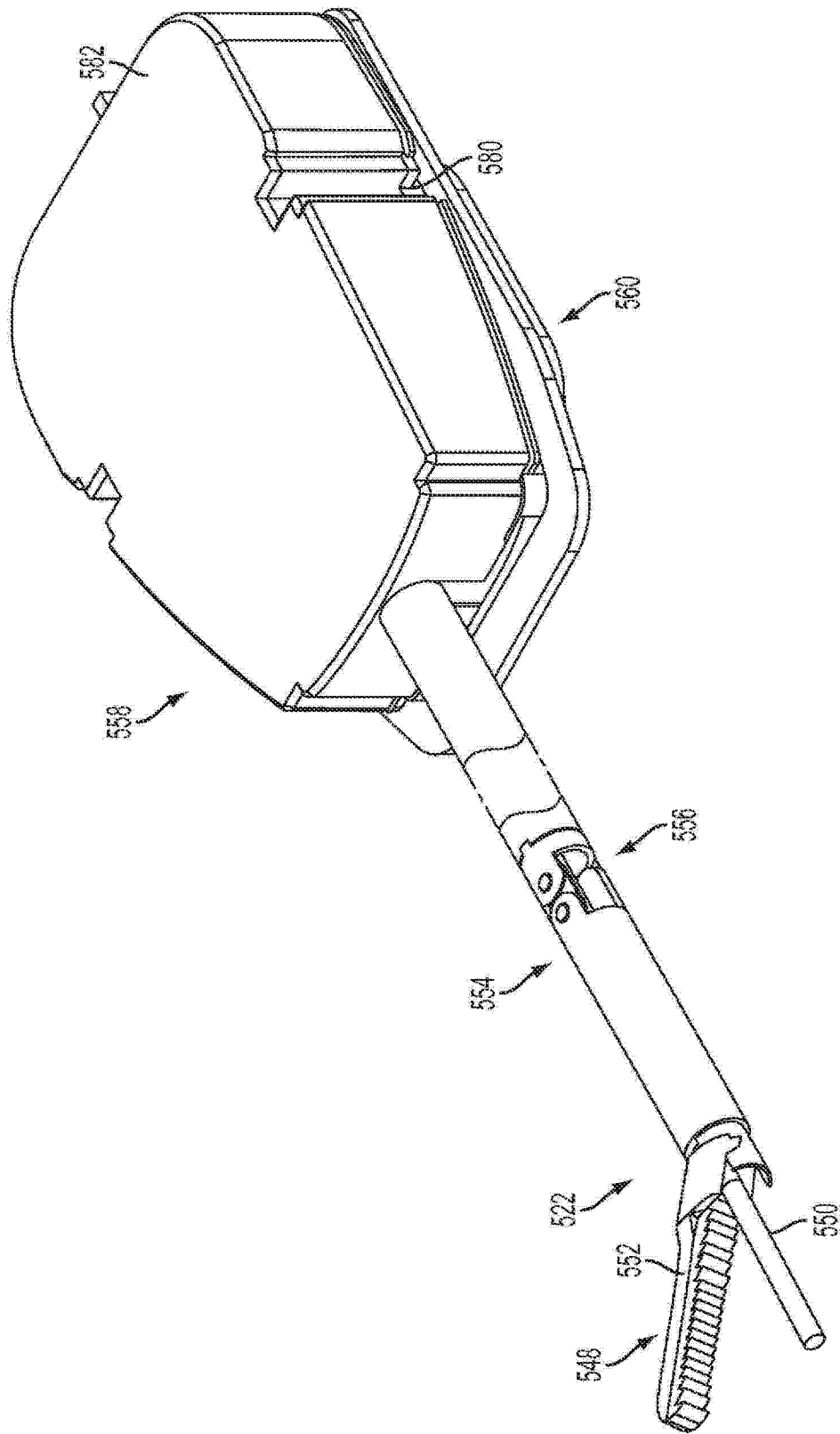


图 24

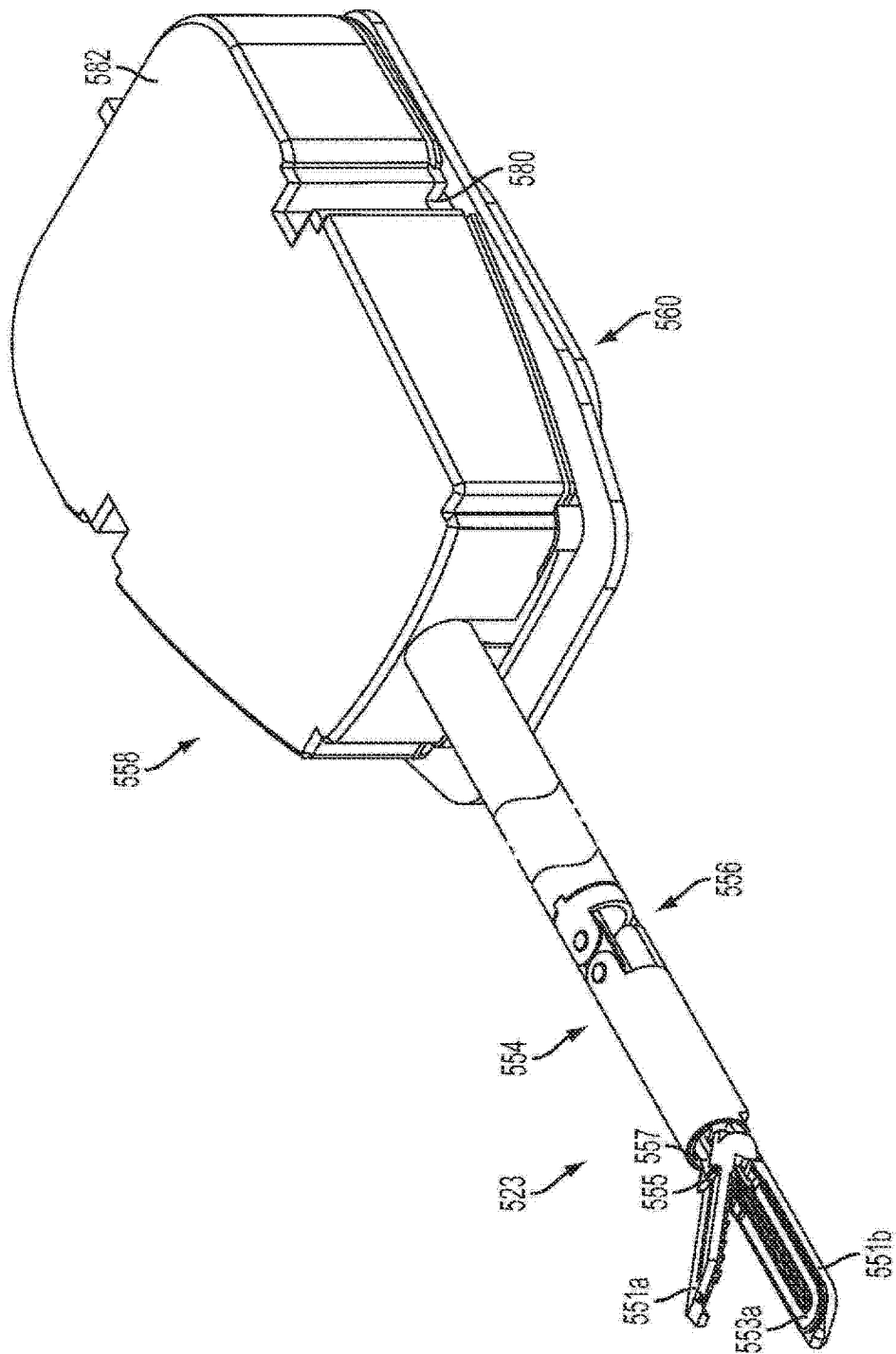


图 25

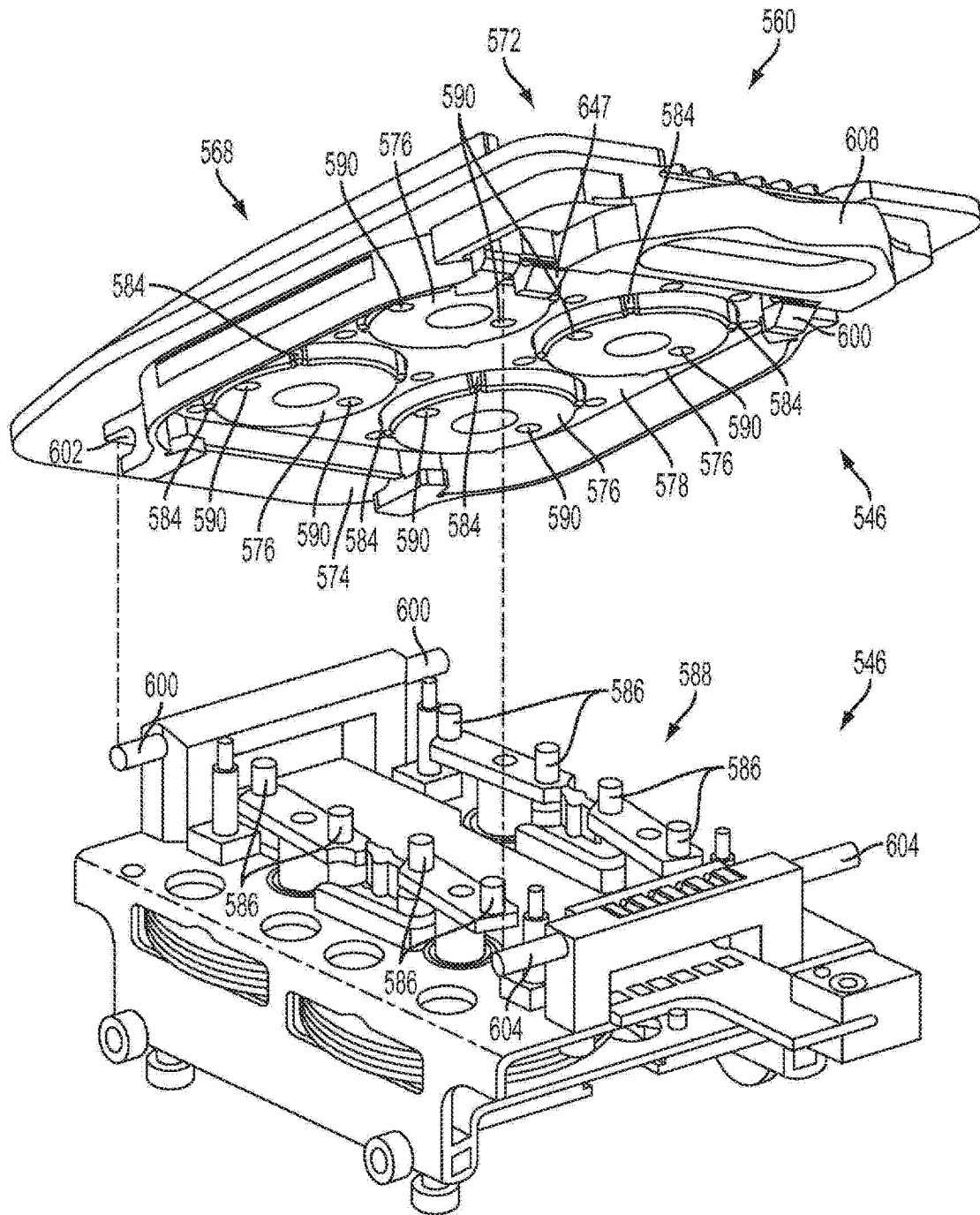


图 26

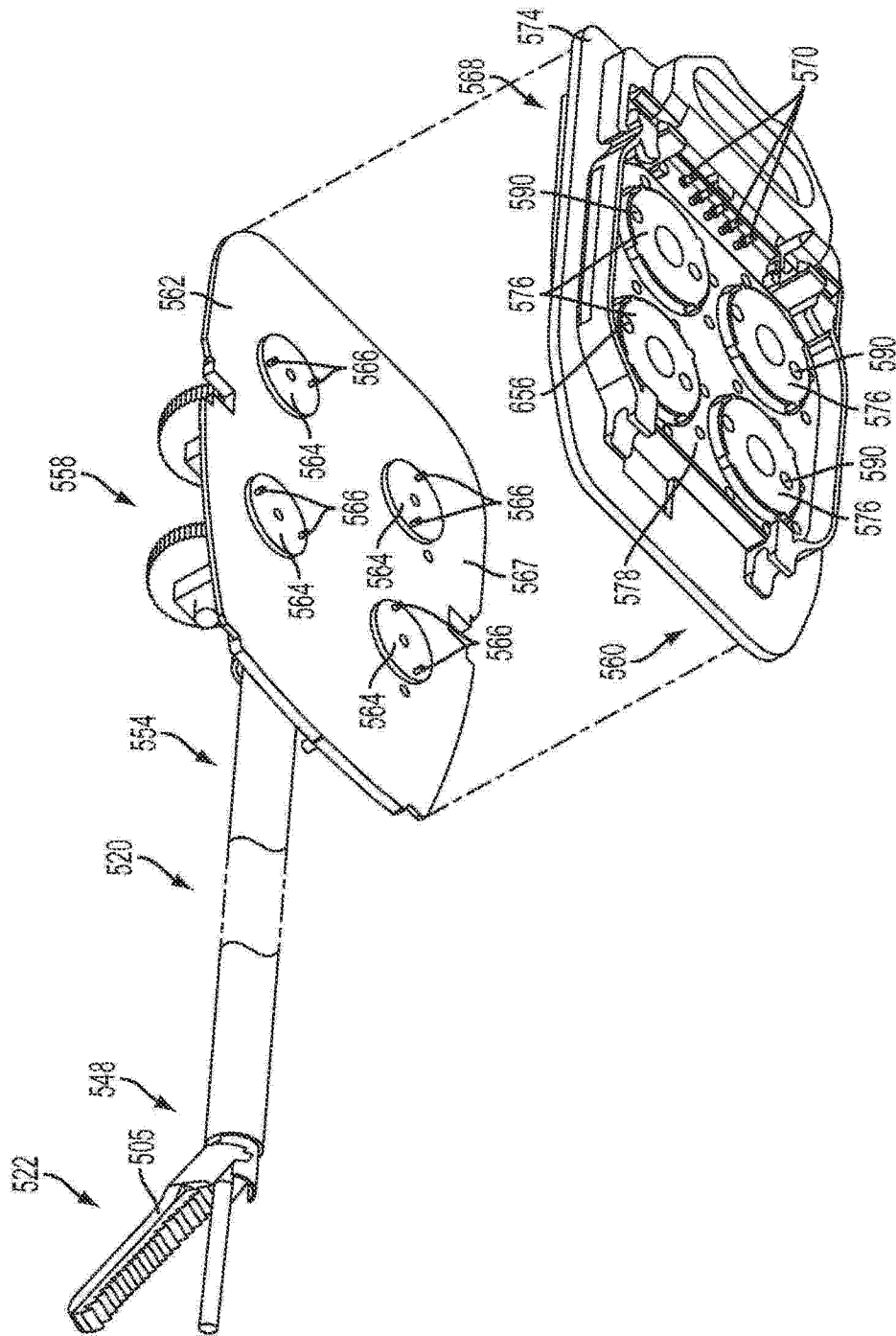


图 27

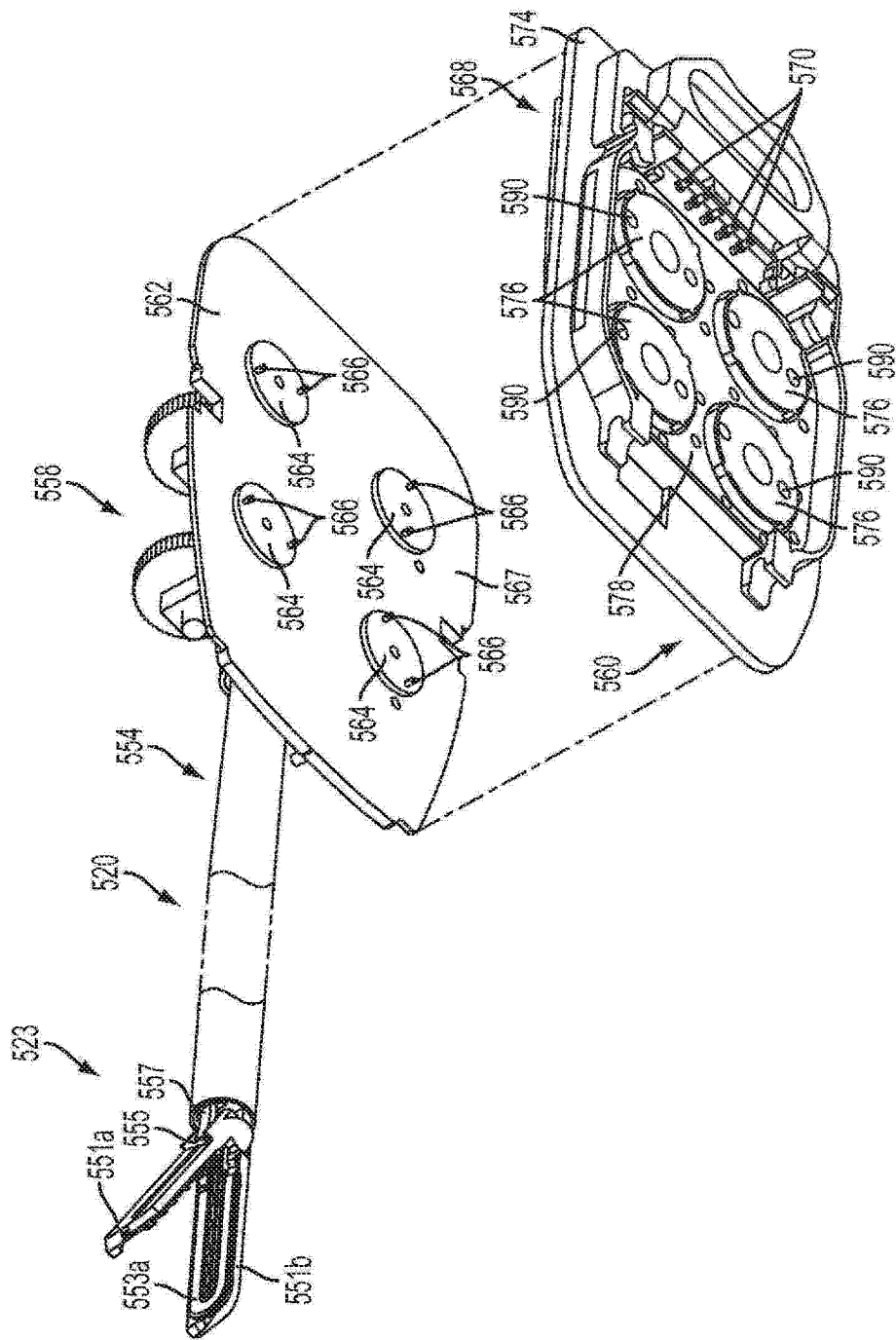


图 28

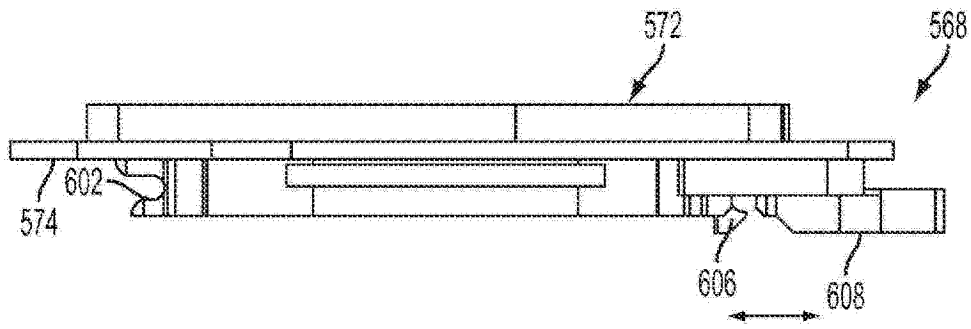


图 29

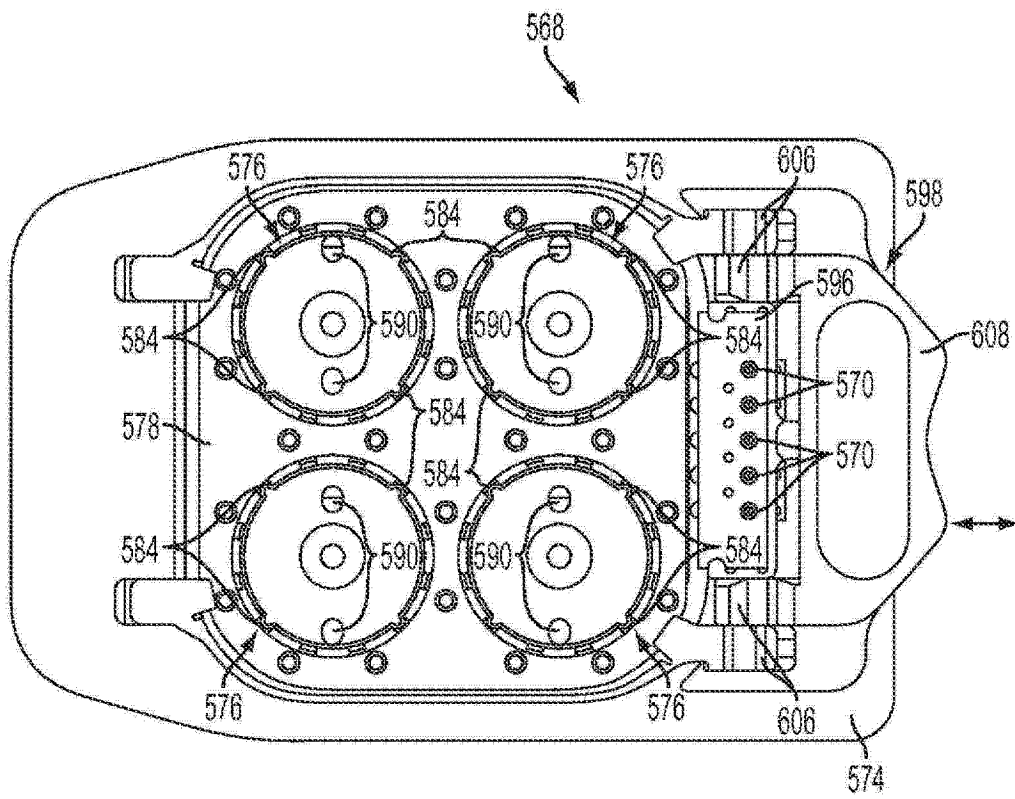


图 30

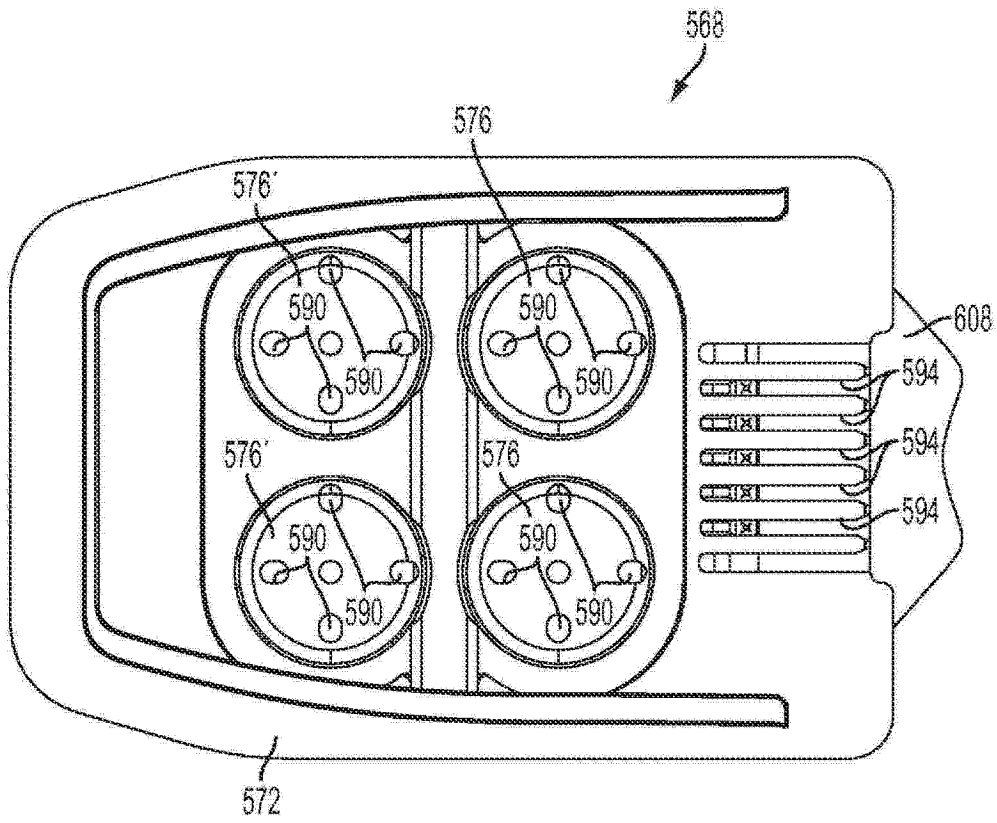


图 31

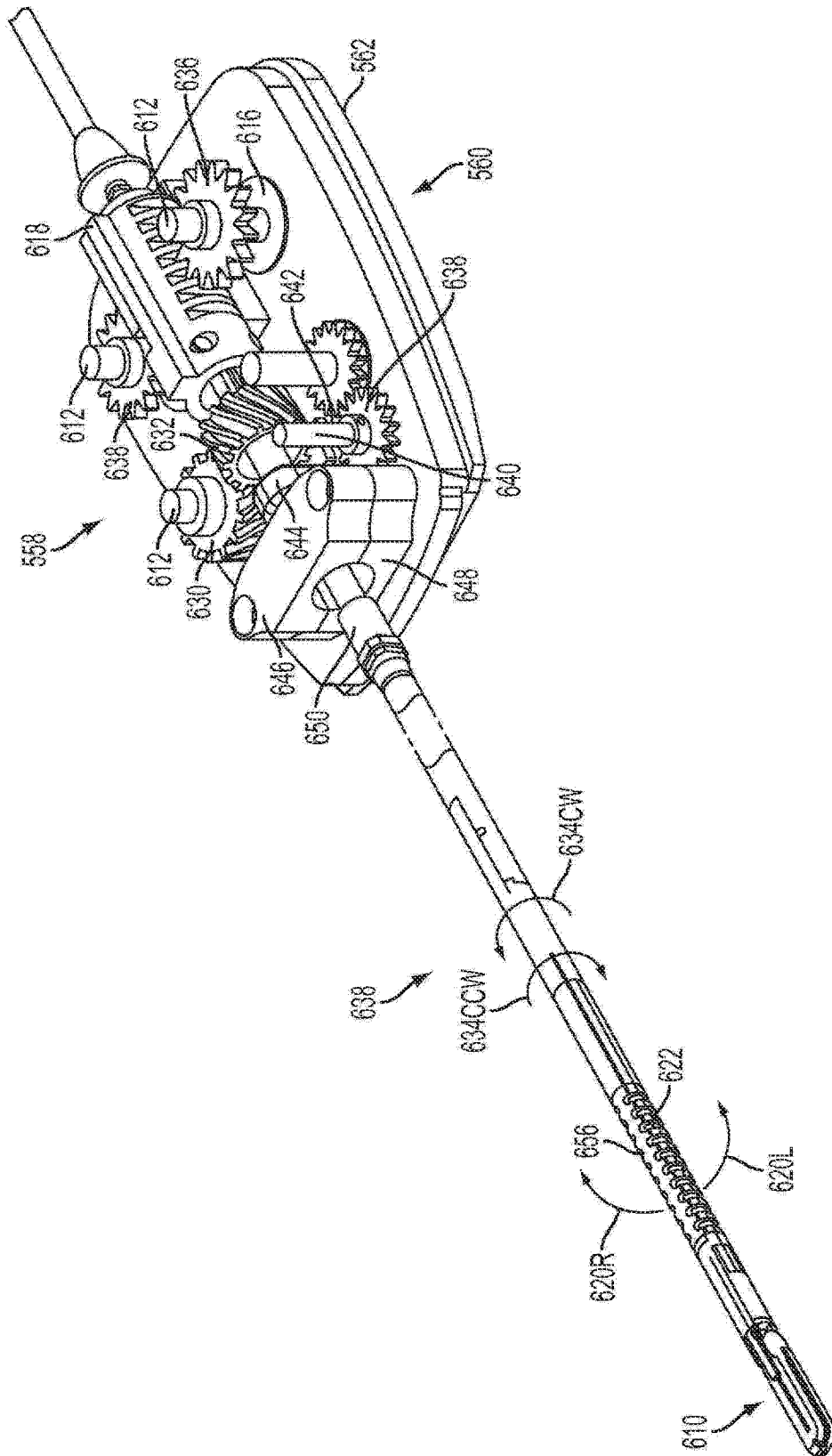


图 32

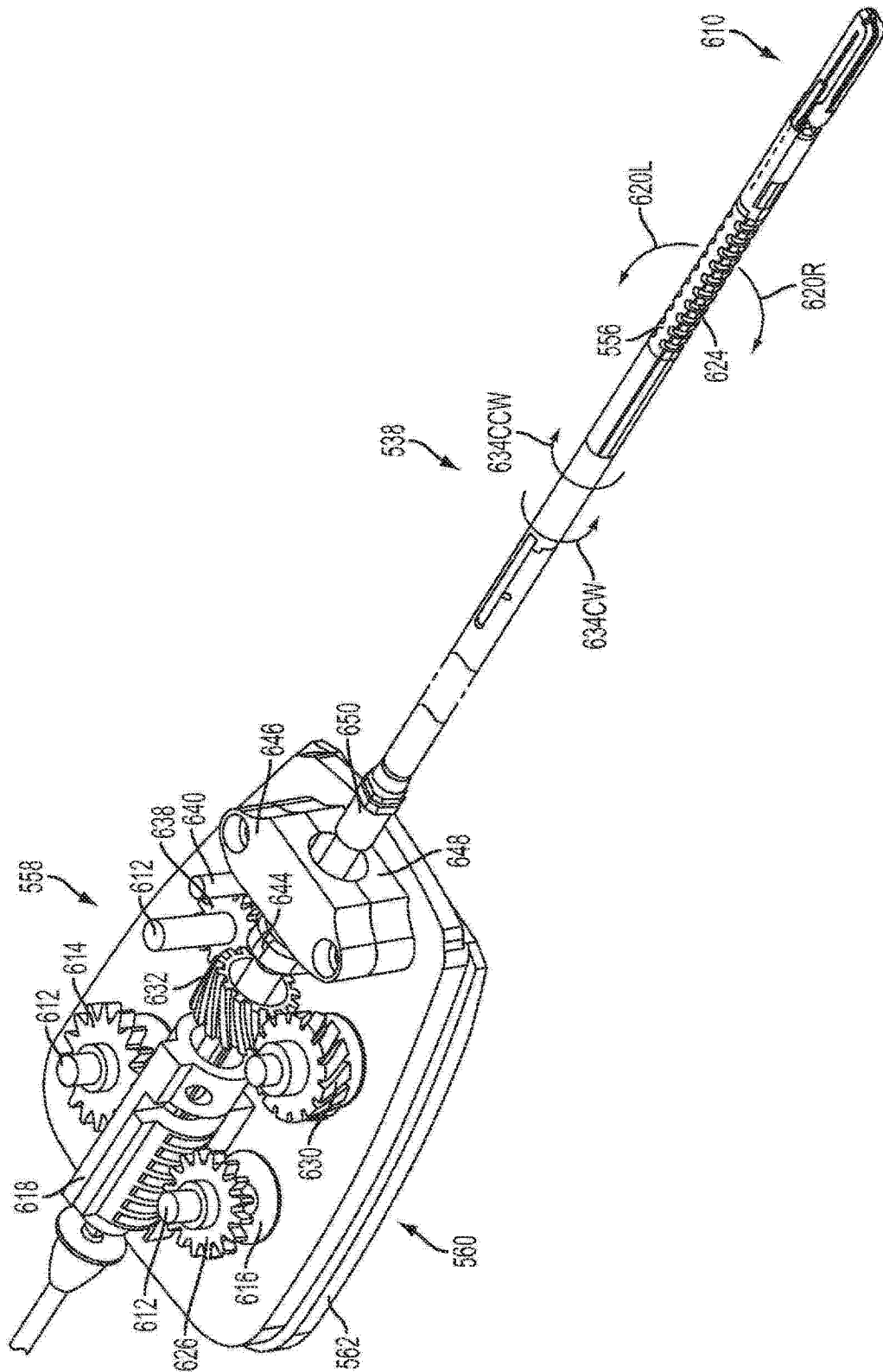


图 33

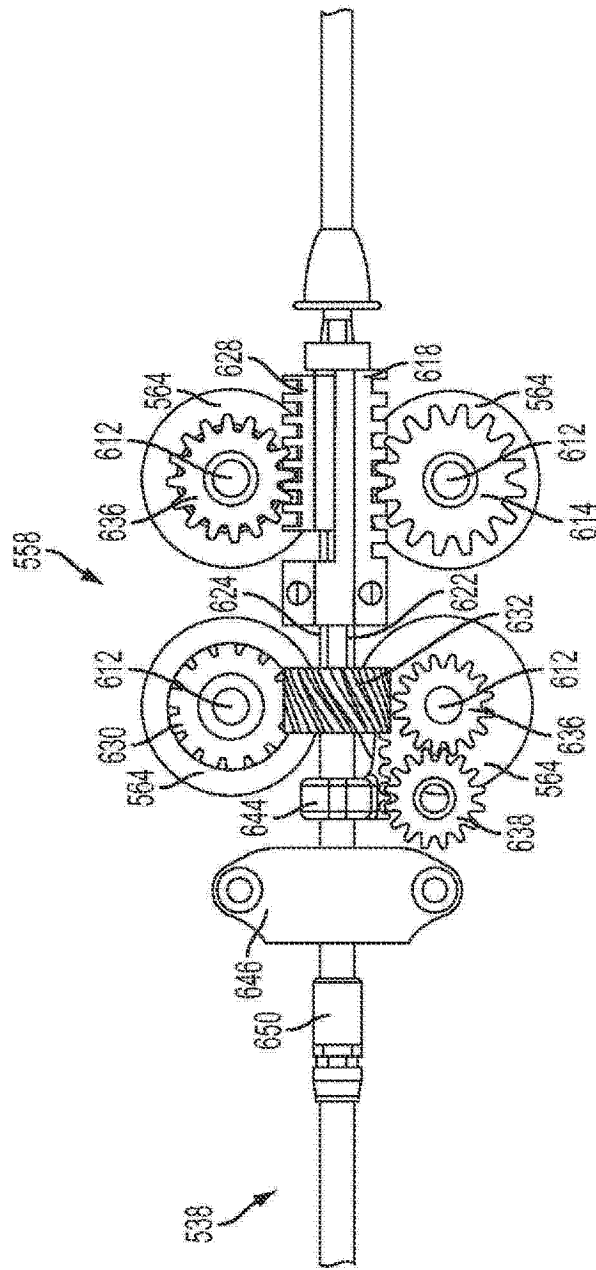


图 34

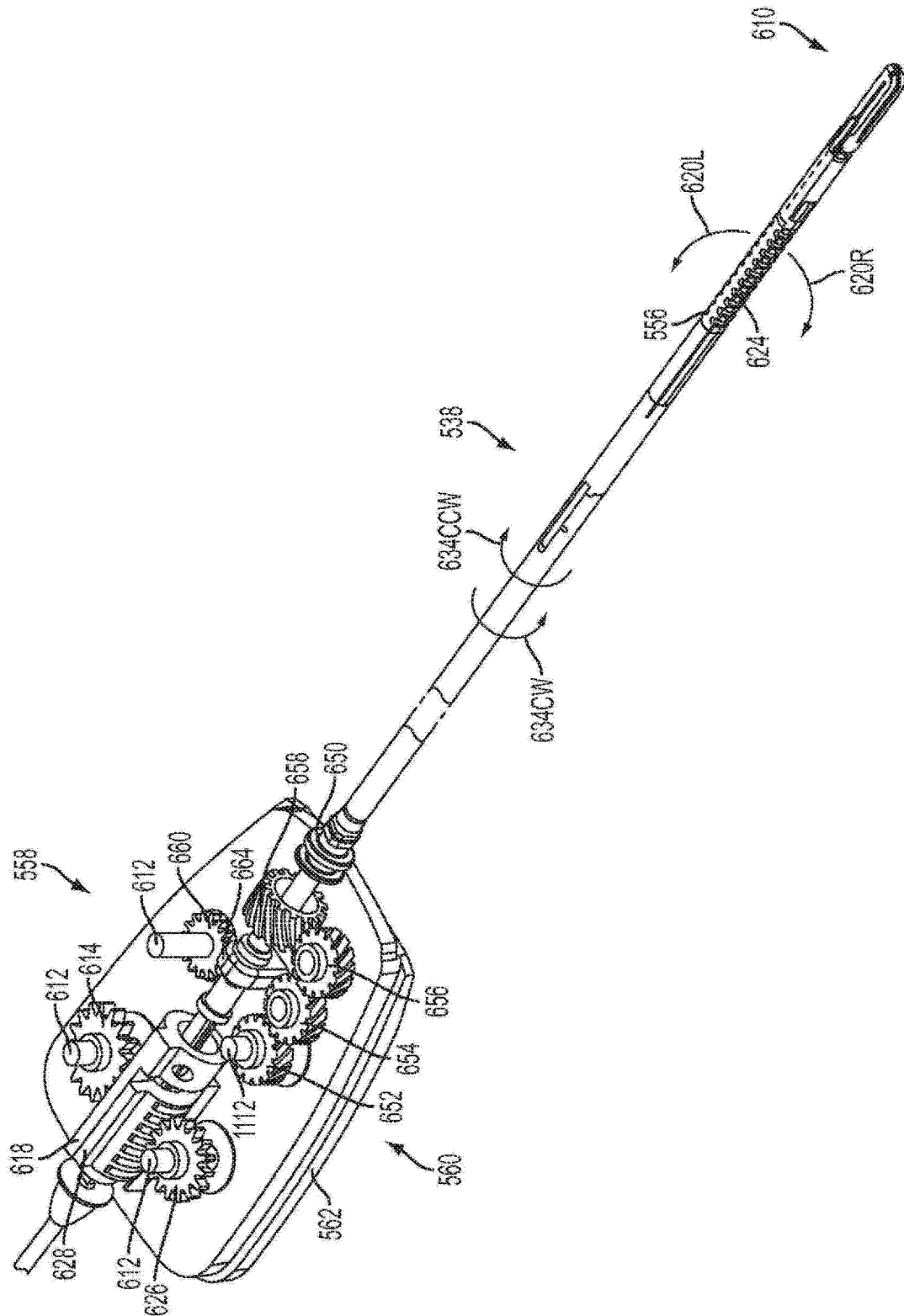


图 36

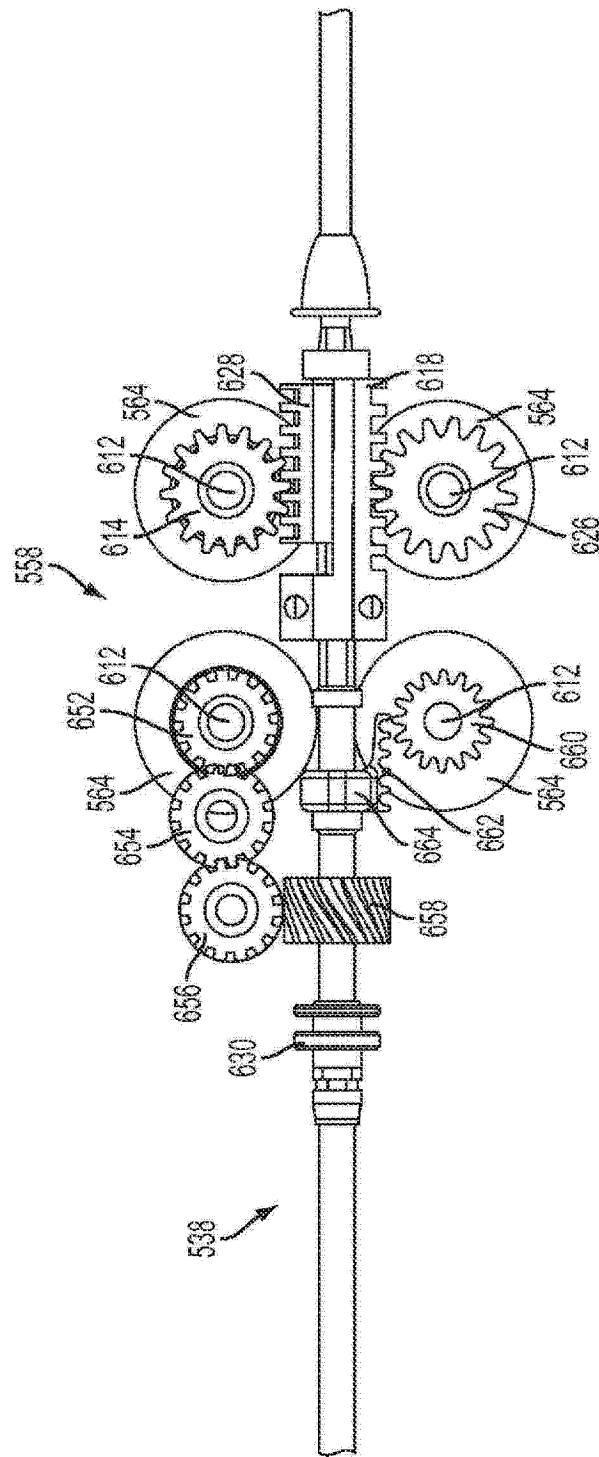


图 37

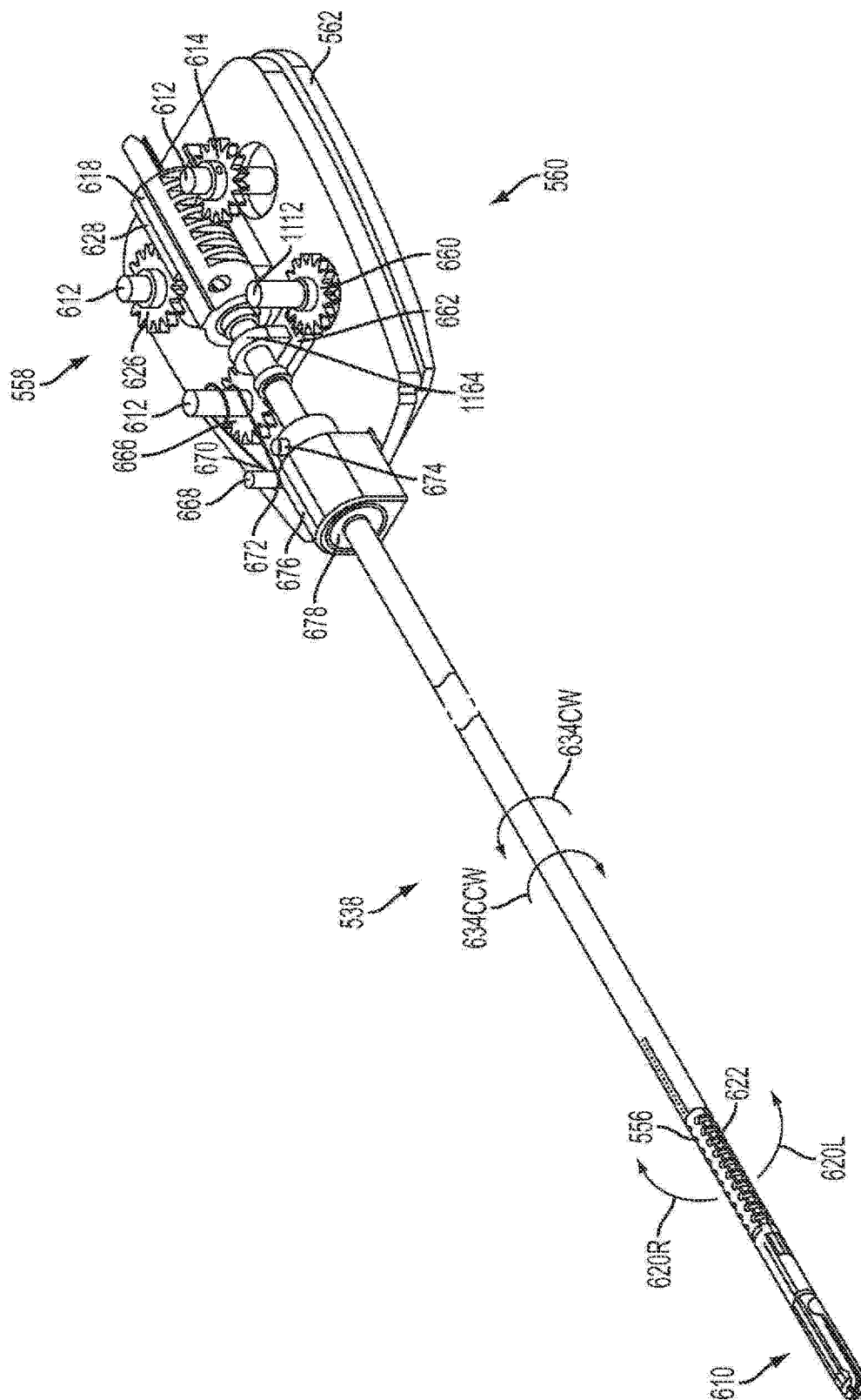


图 38

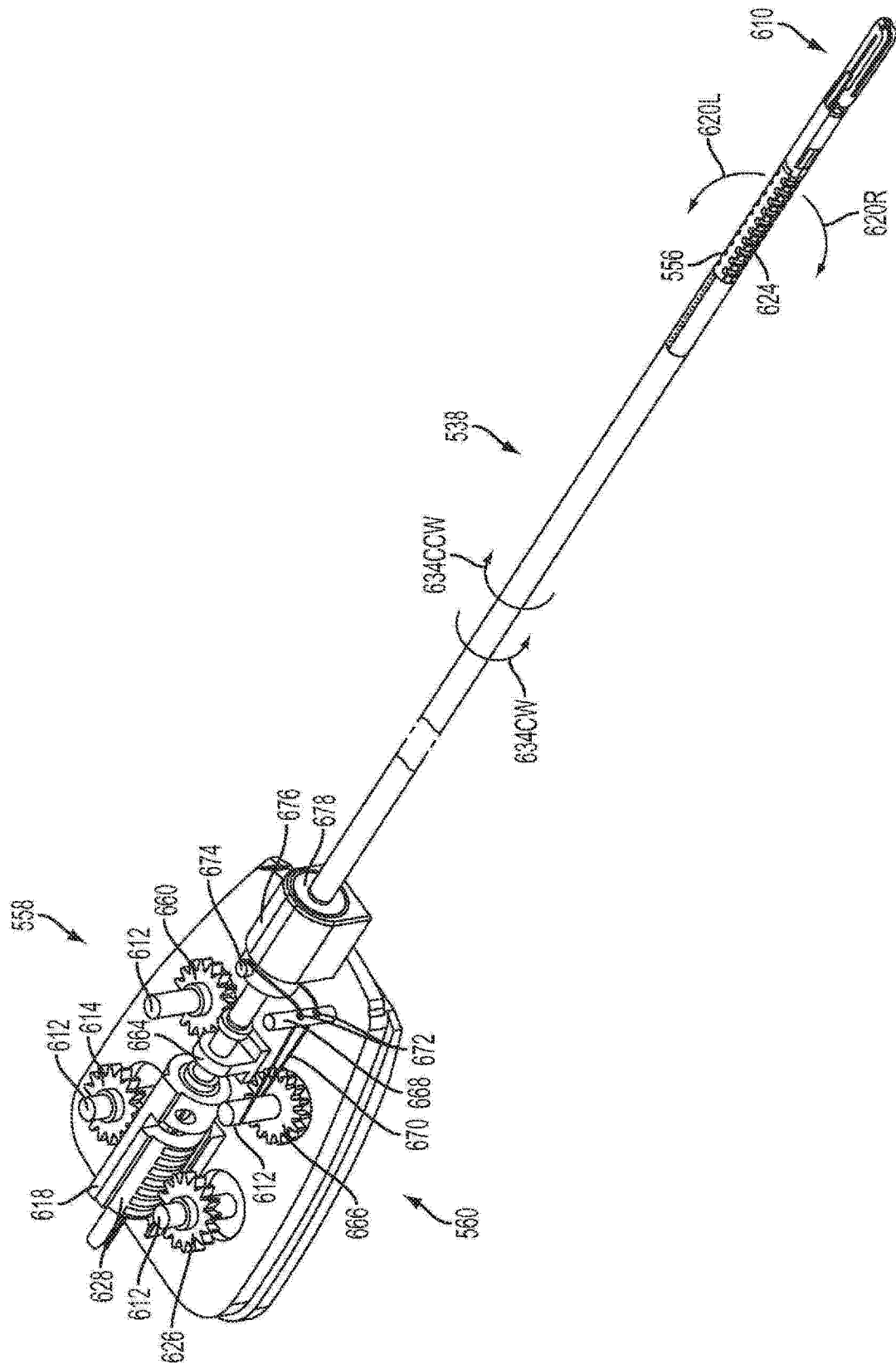


图 39

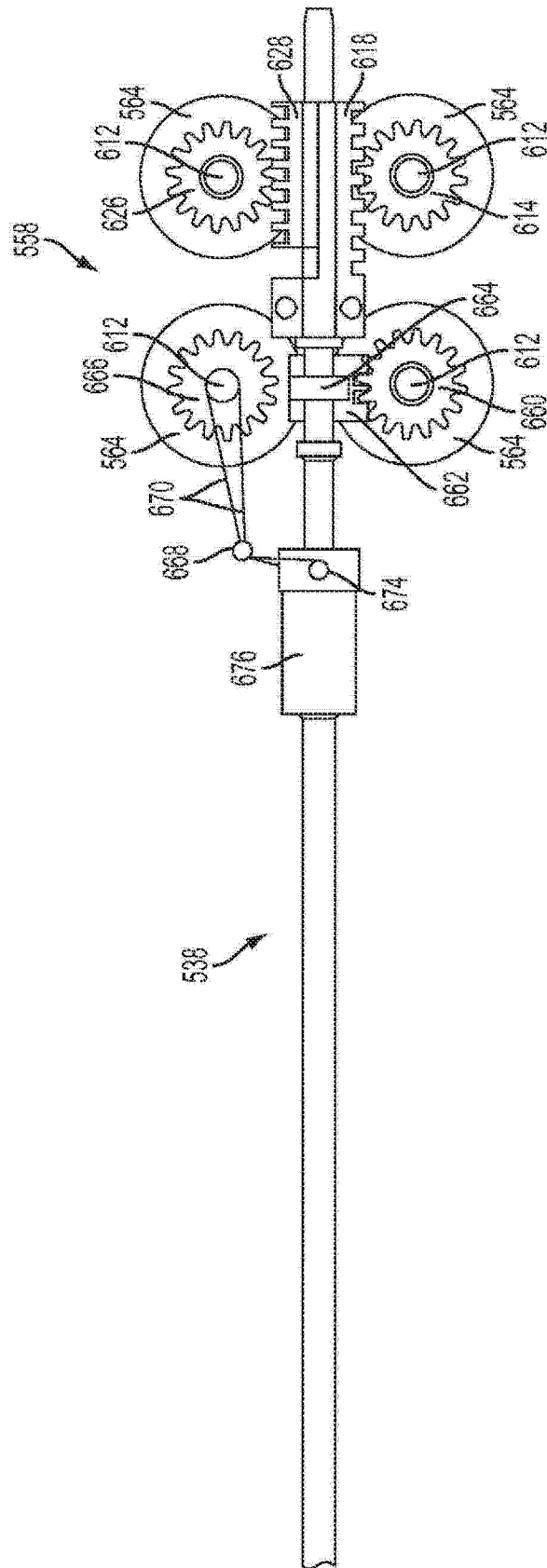


图 40

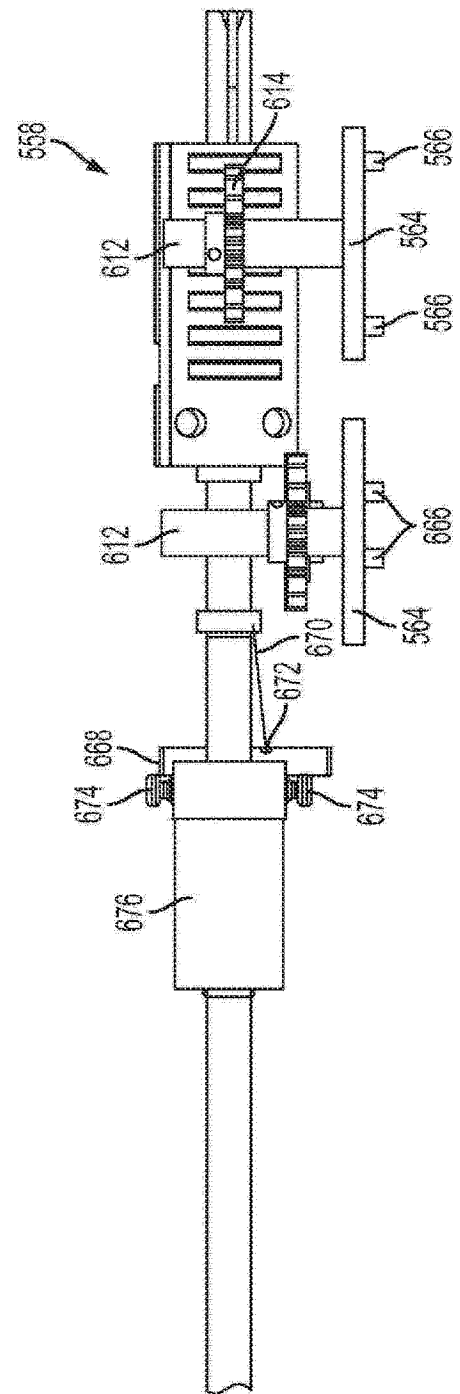


图 41

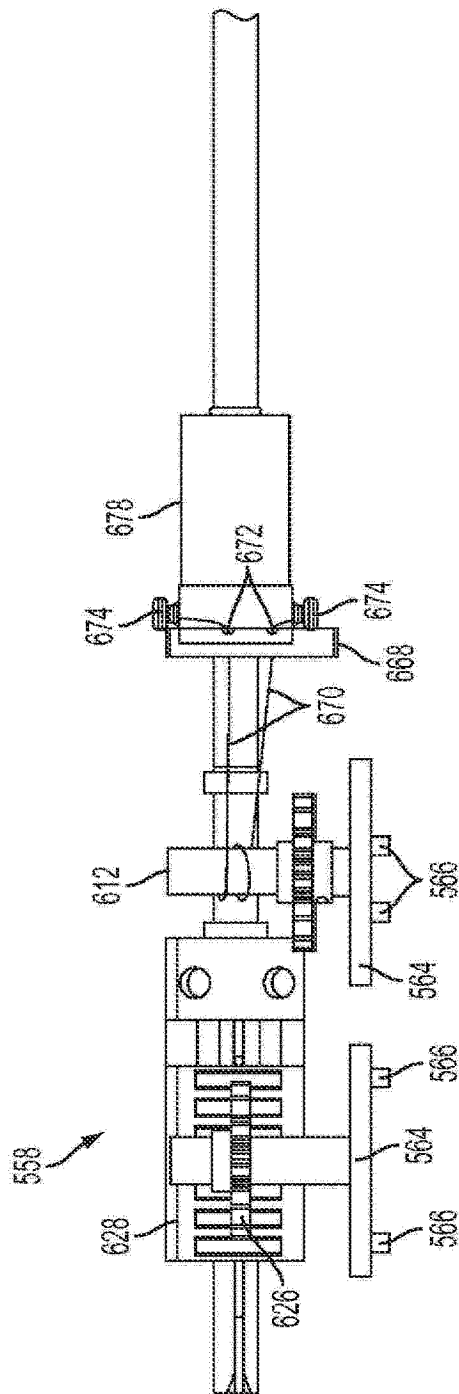


图 42

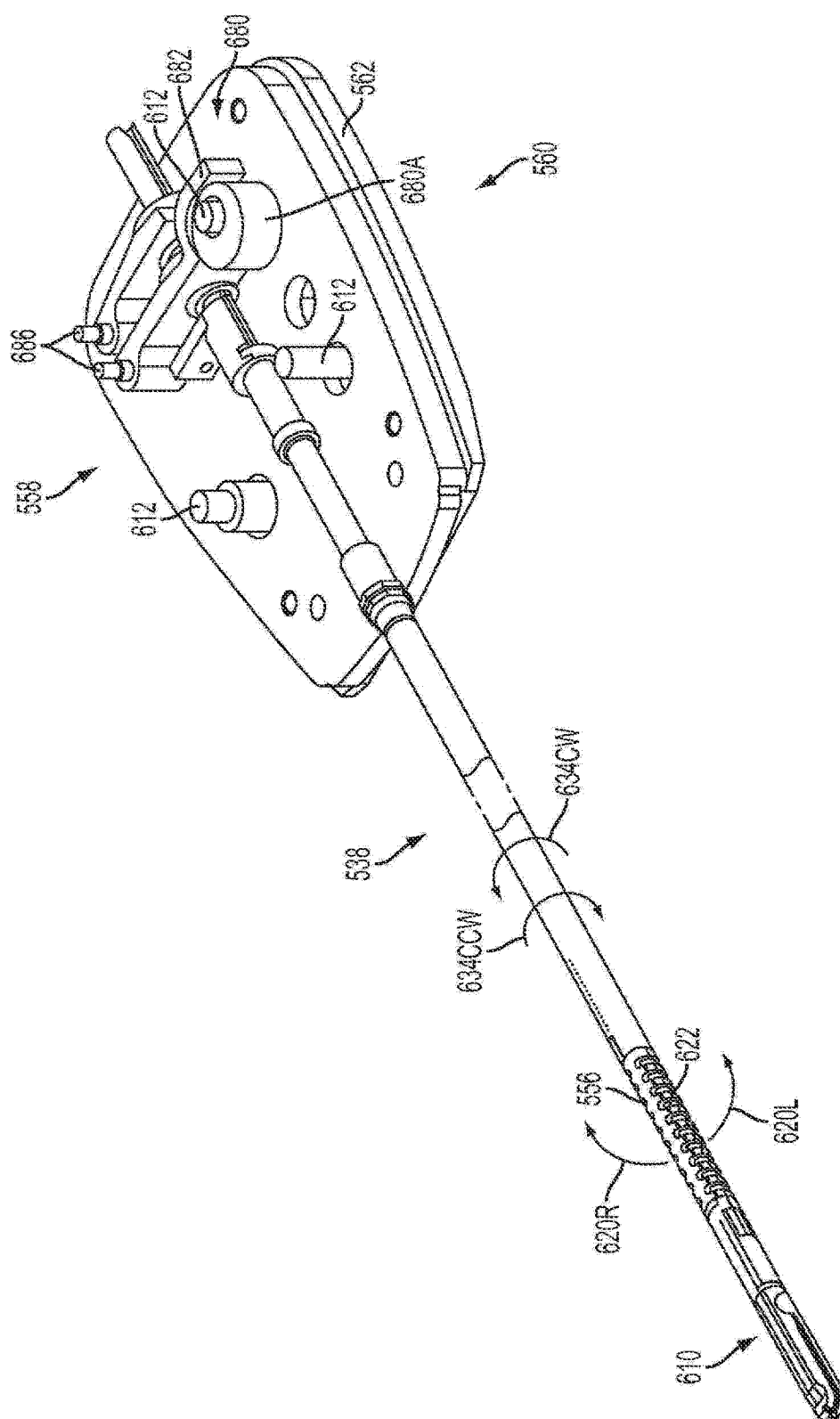


图 43

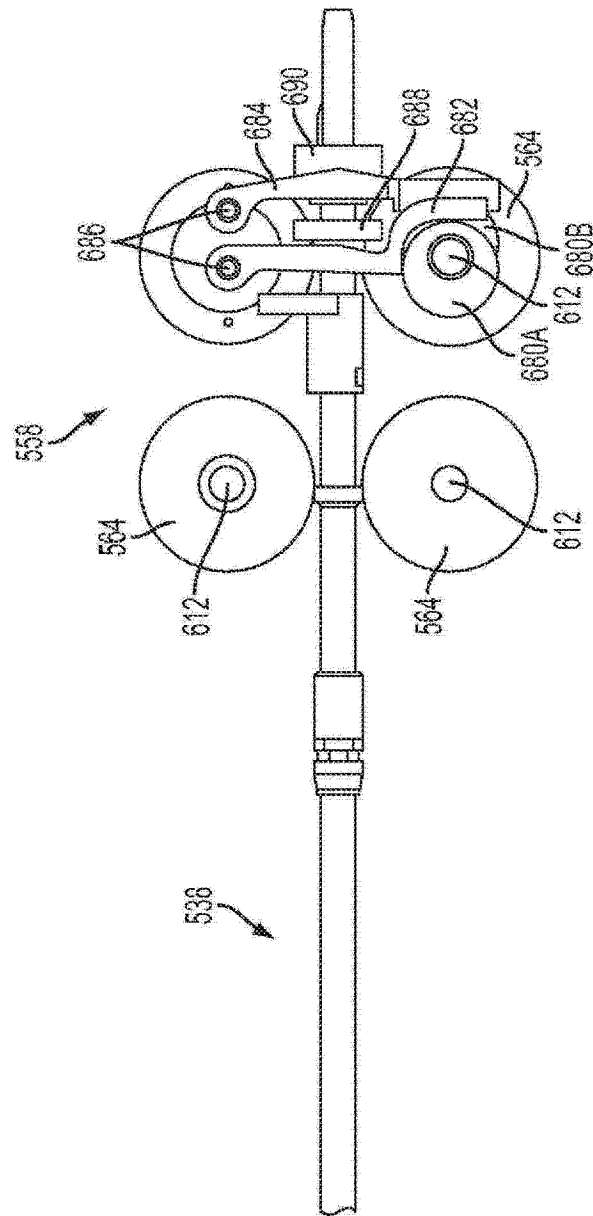


图 45

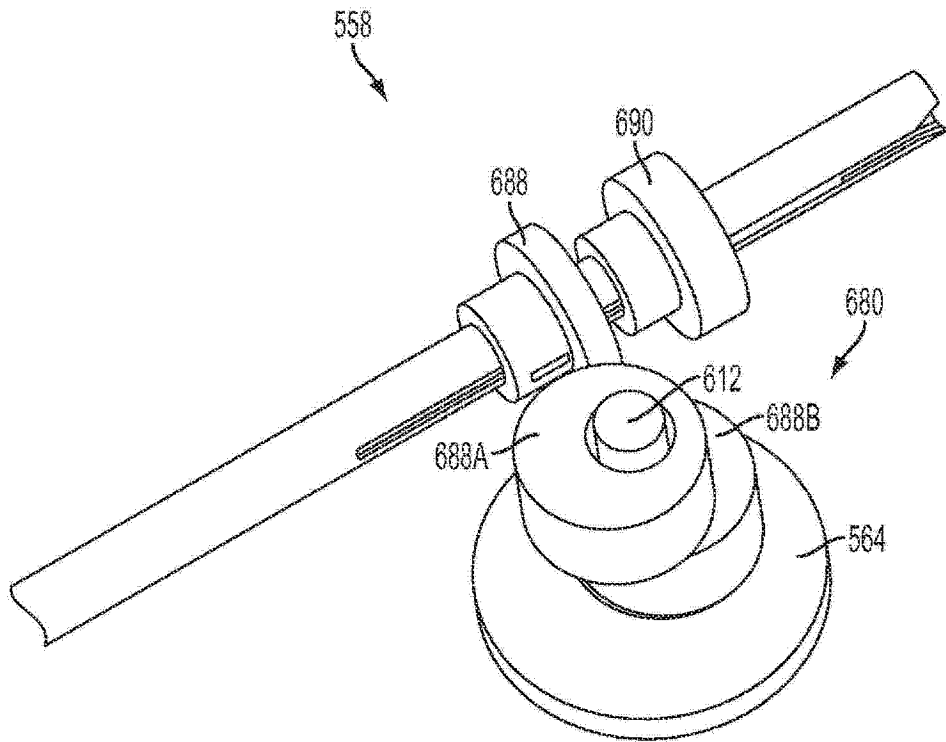


图 46A

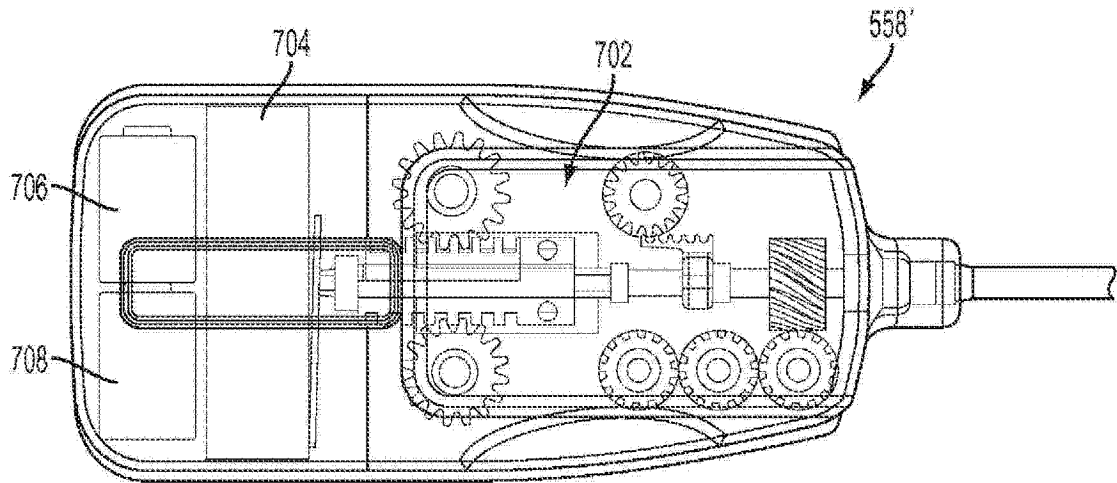


图 46B

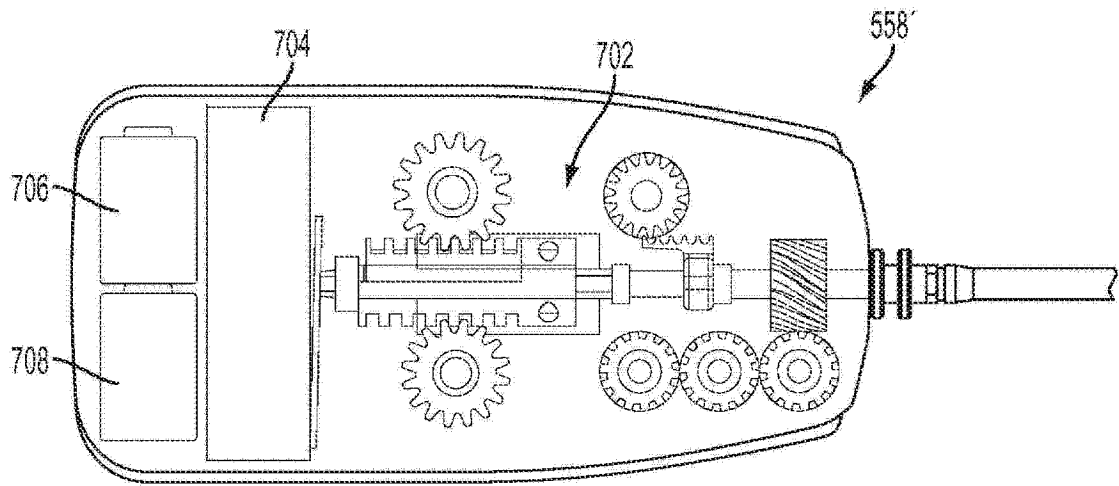


图 46C

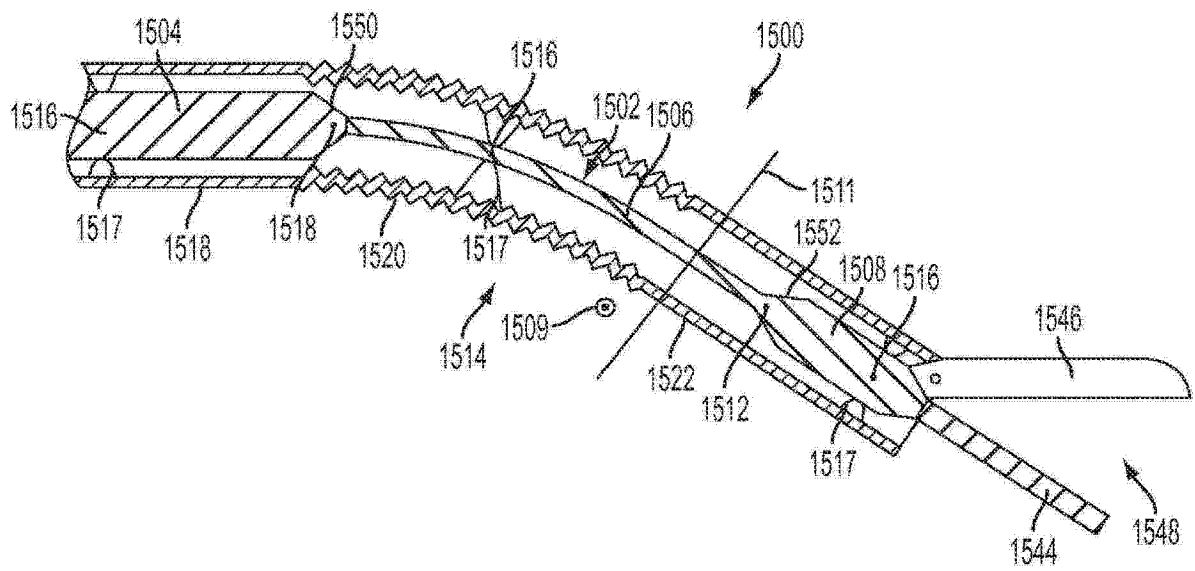


图 47

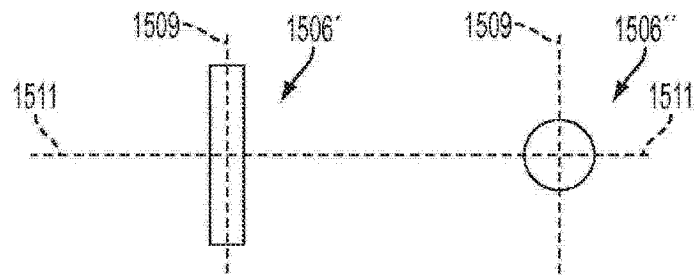


图 47A

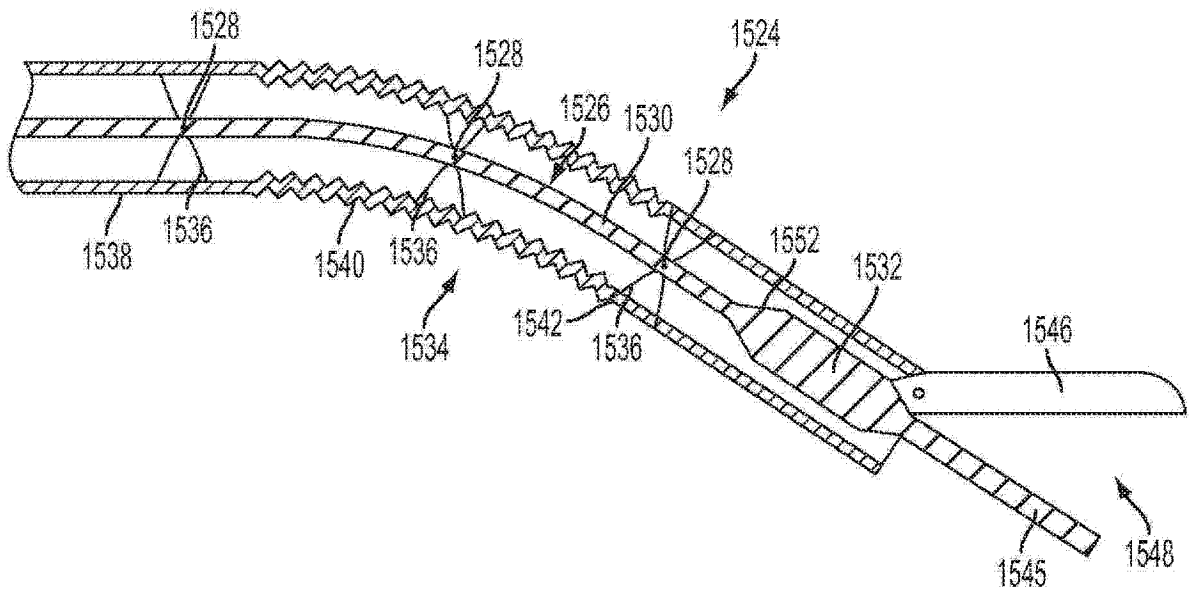


图 48

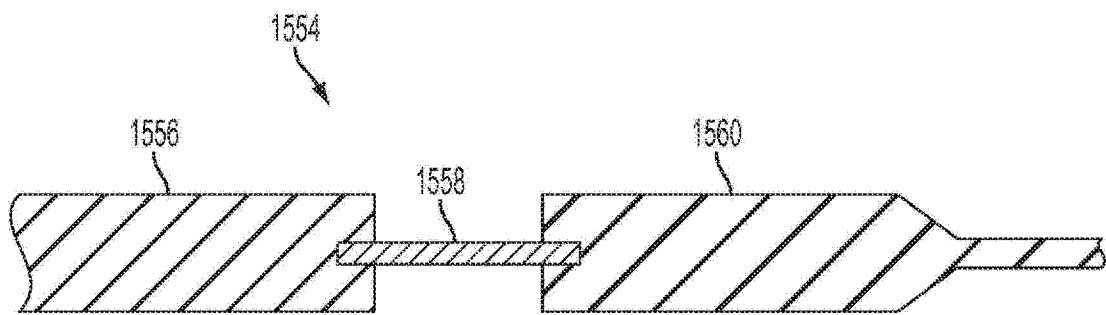


图 49

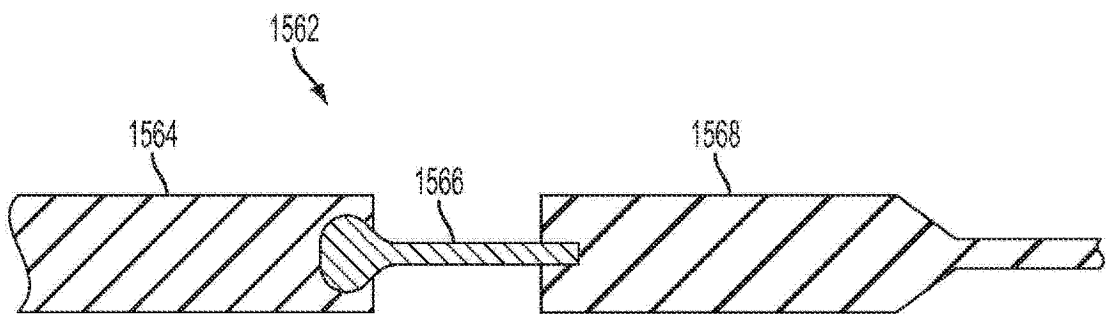


图 50

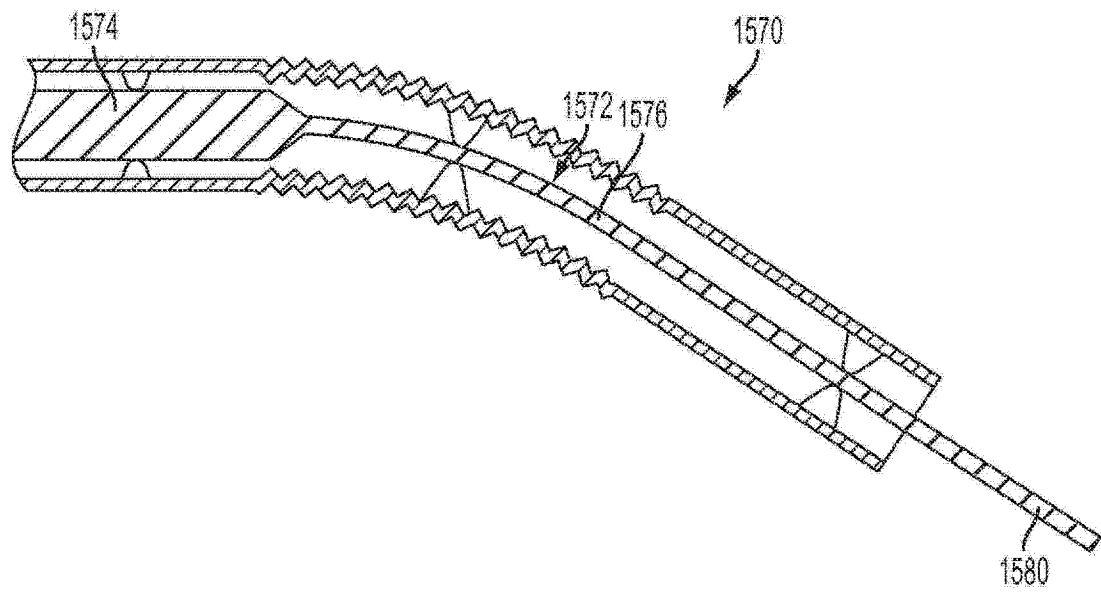


图 51

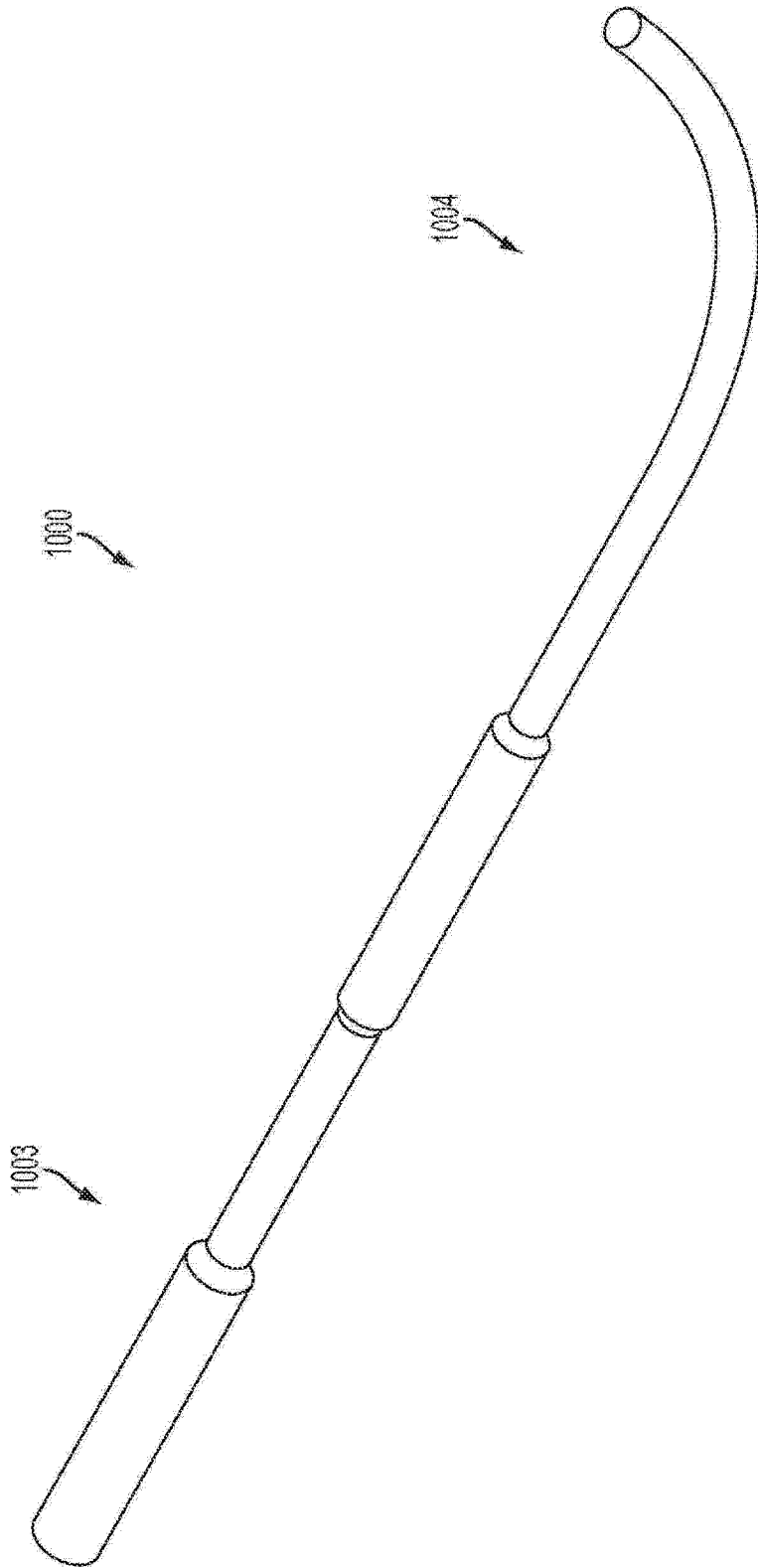


图 52

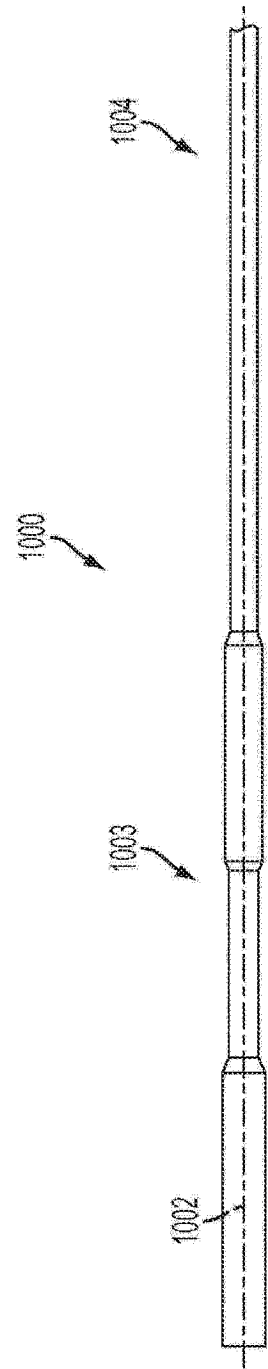


图 53

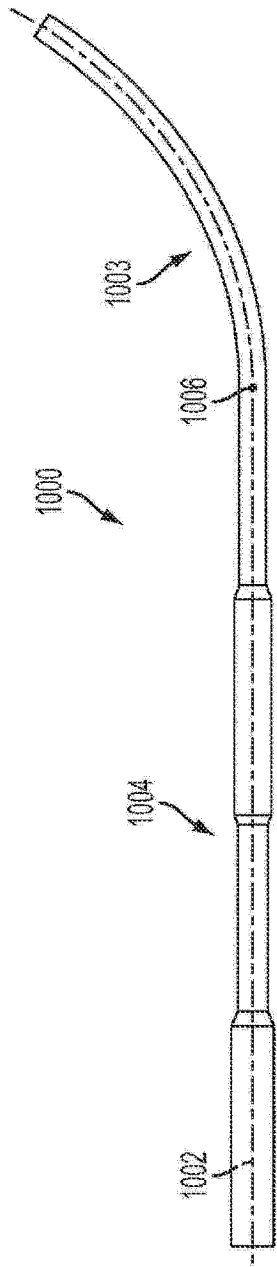


图 54

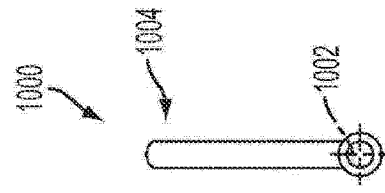


图 55

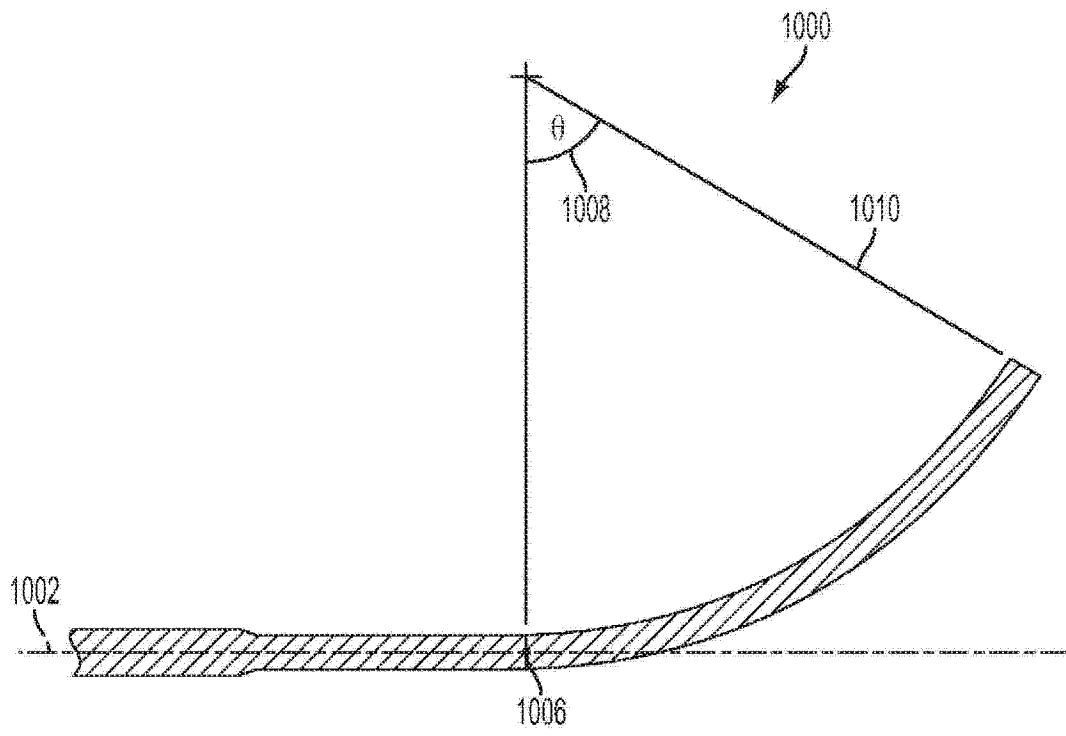


图 56

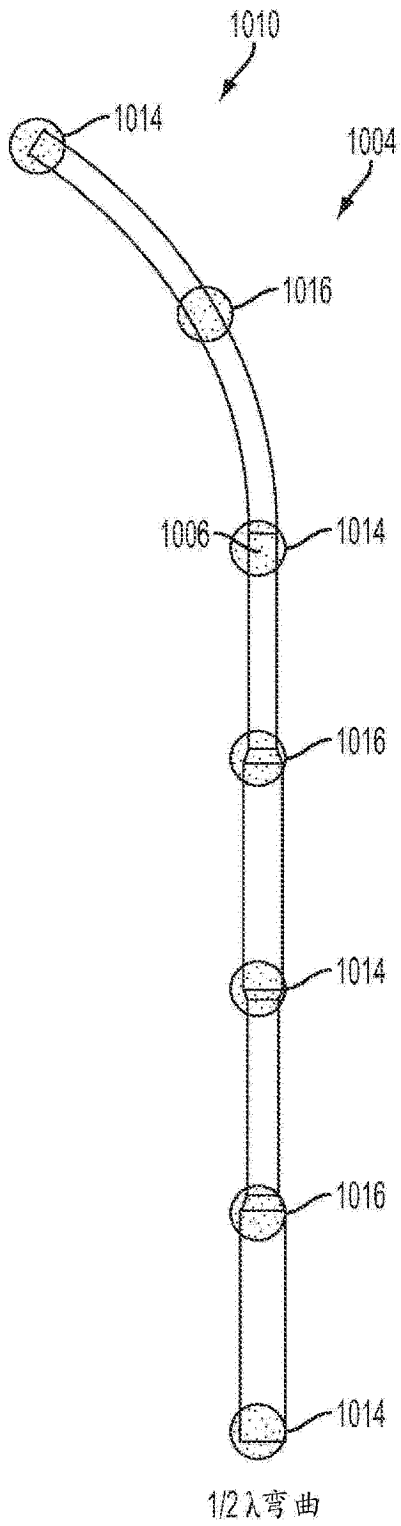


图 57

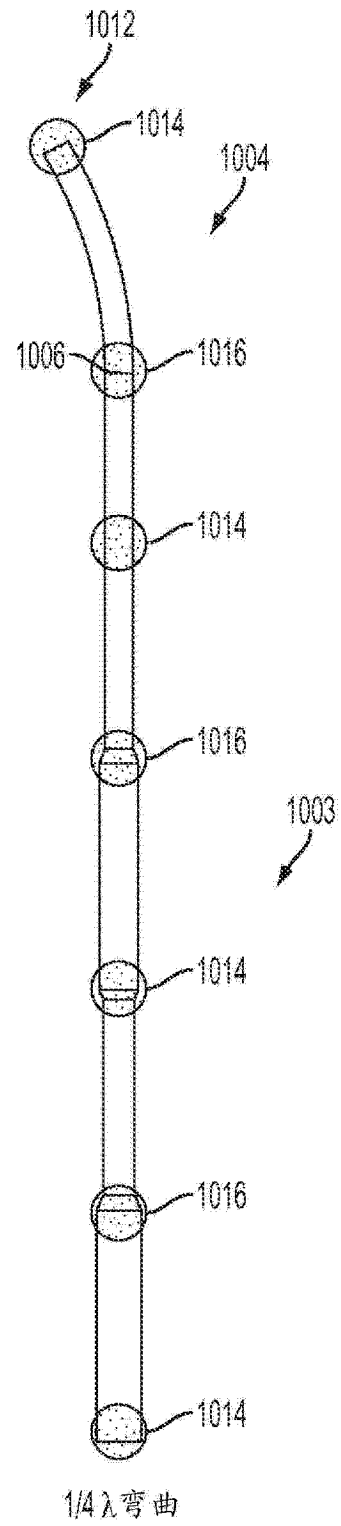


图 58

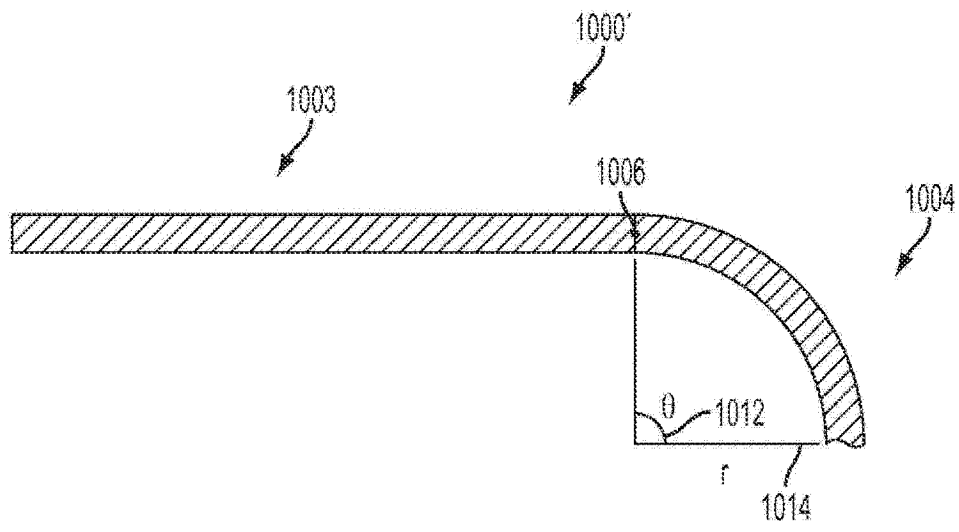


图 59

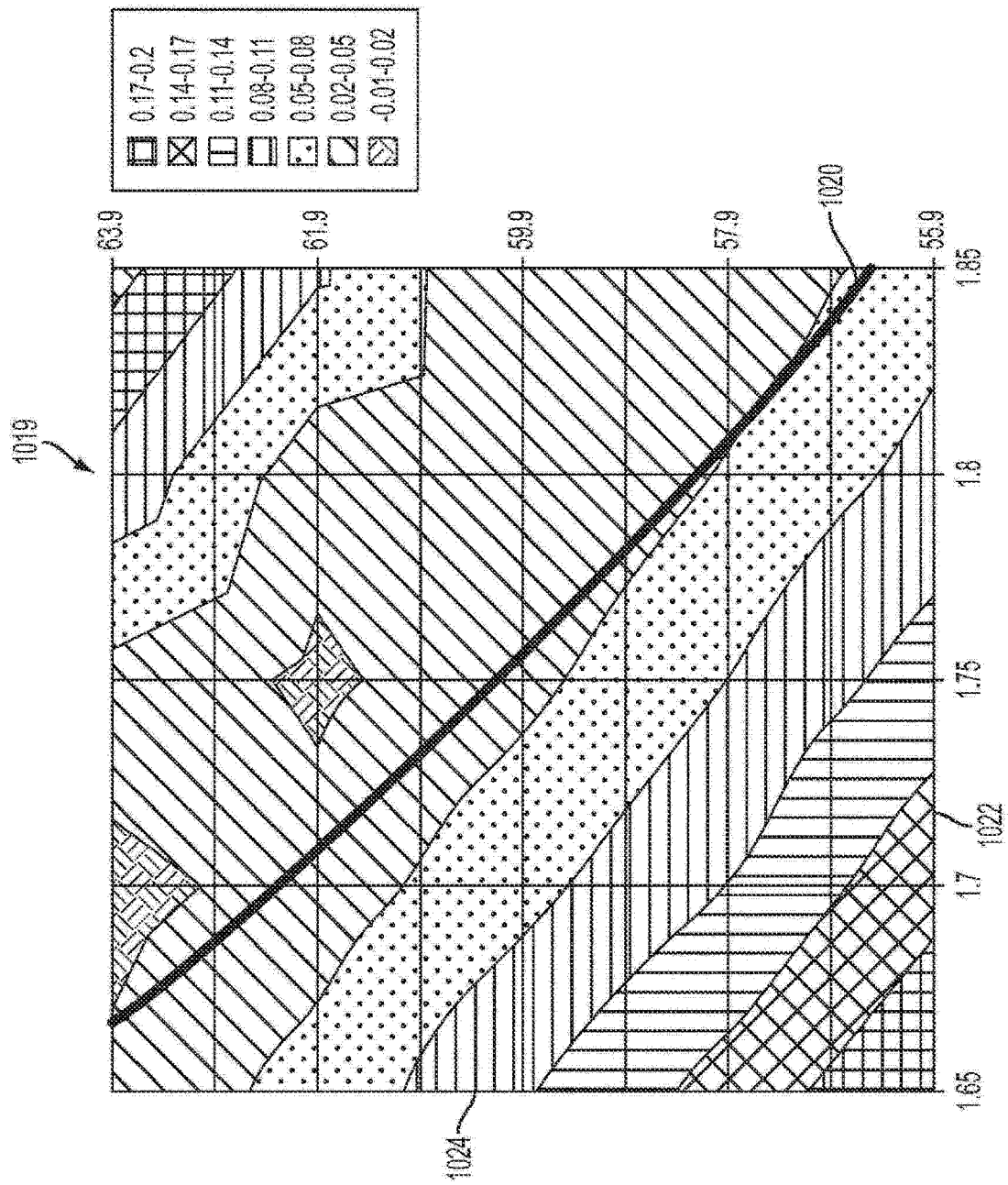


图 60

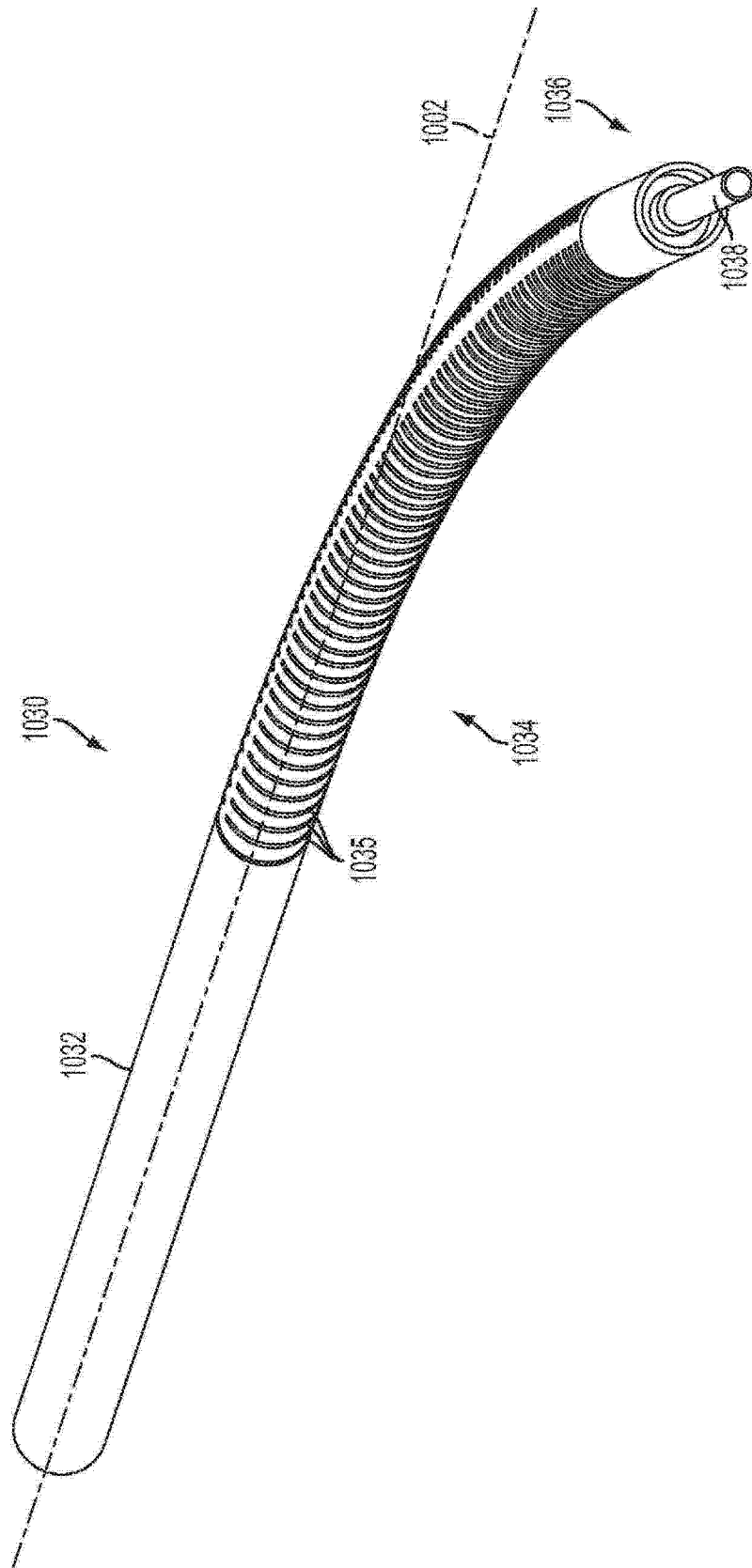


图 61

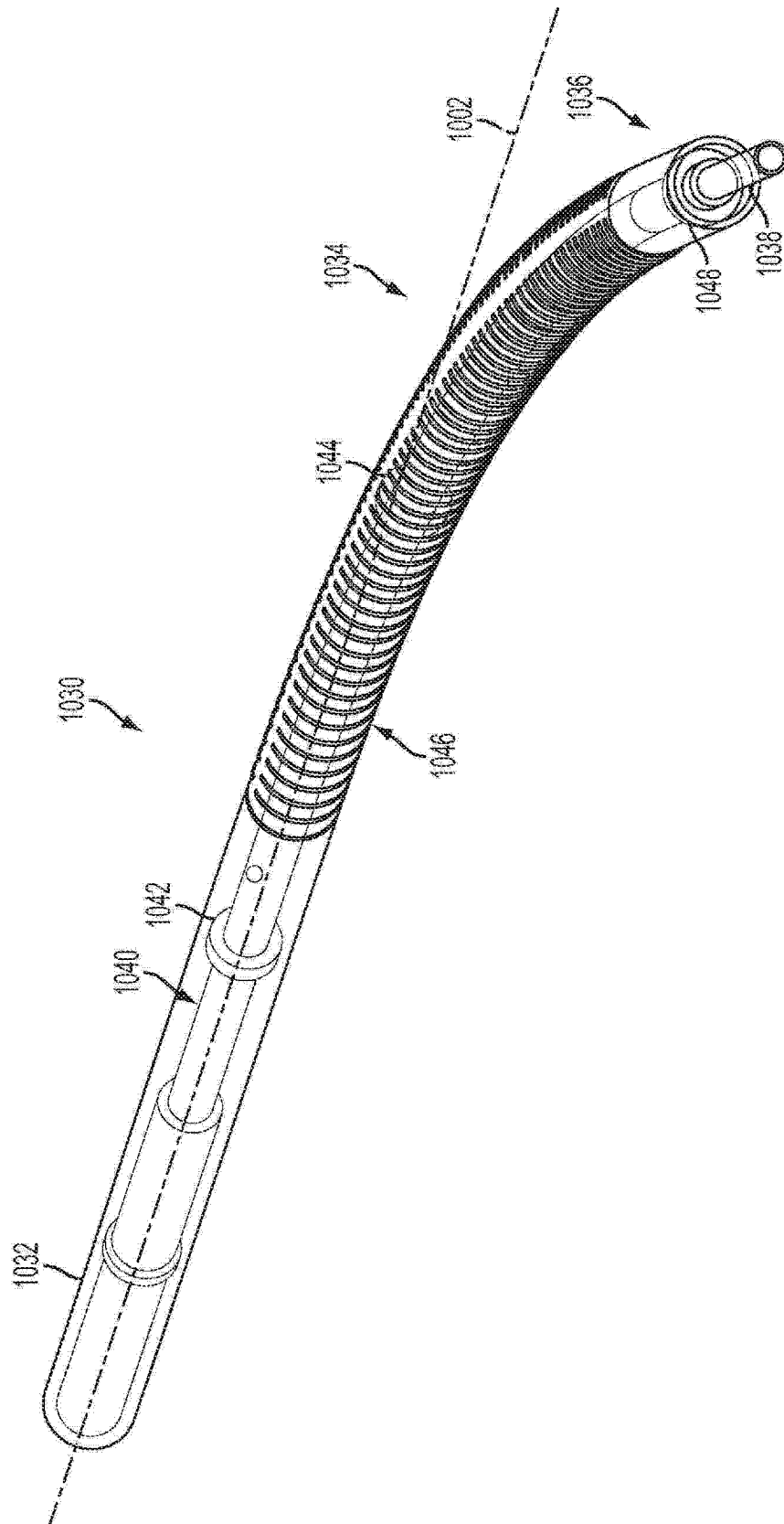


图 62

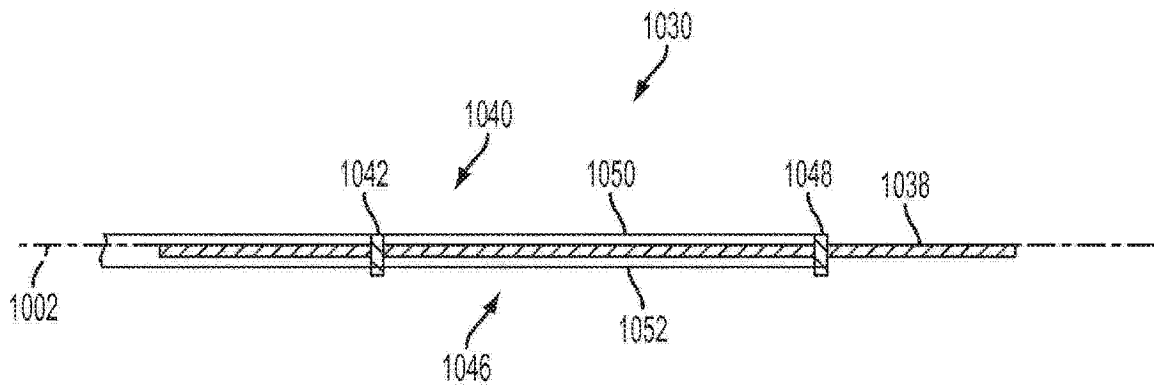


图 63

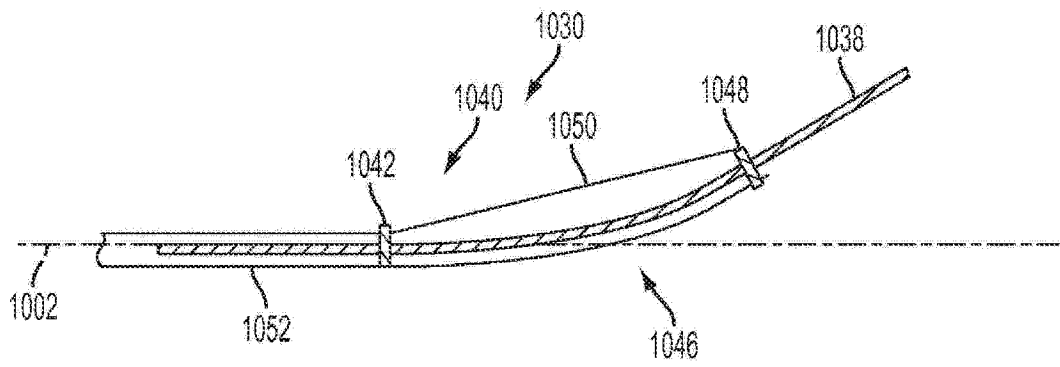


图 64

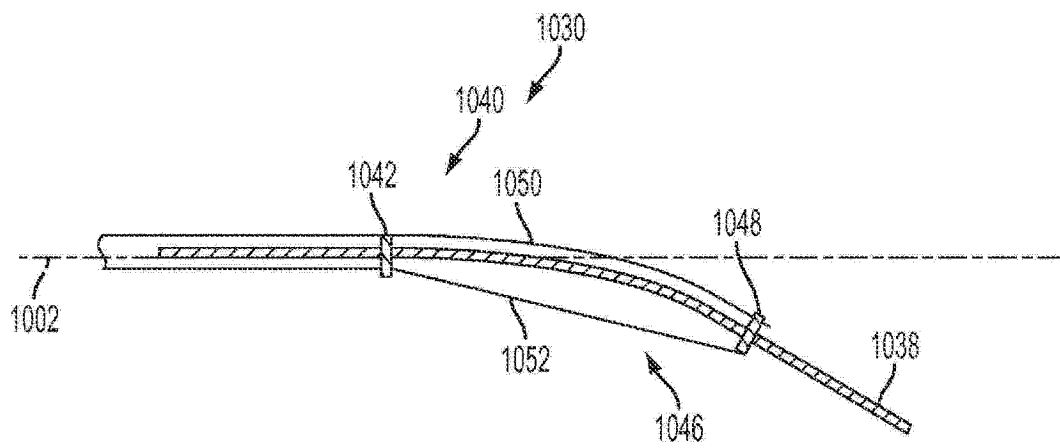


图 65

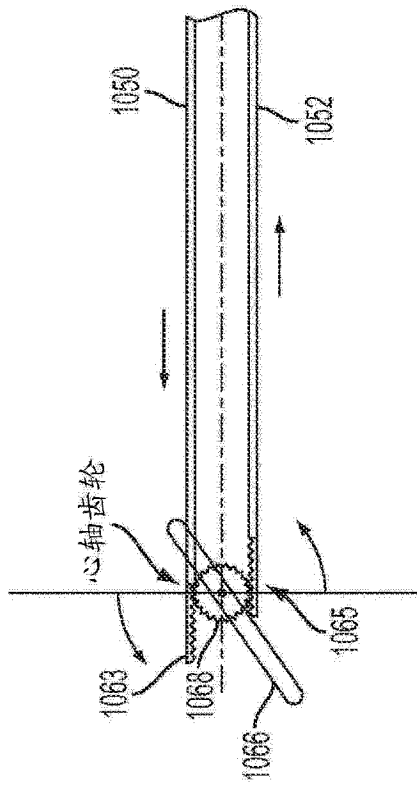


图 66

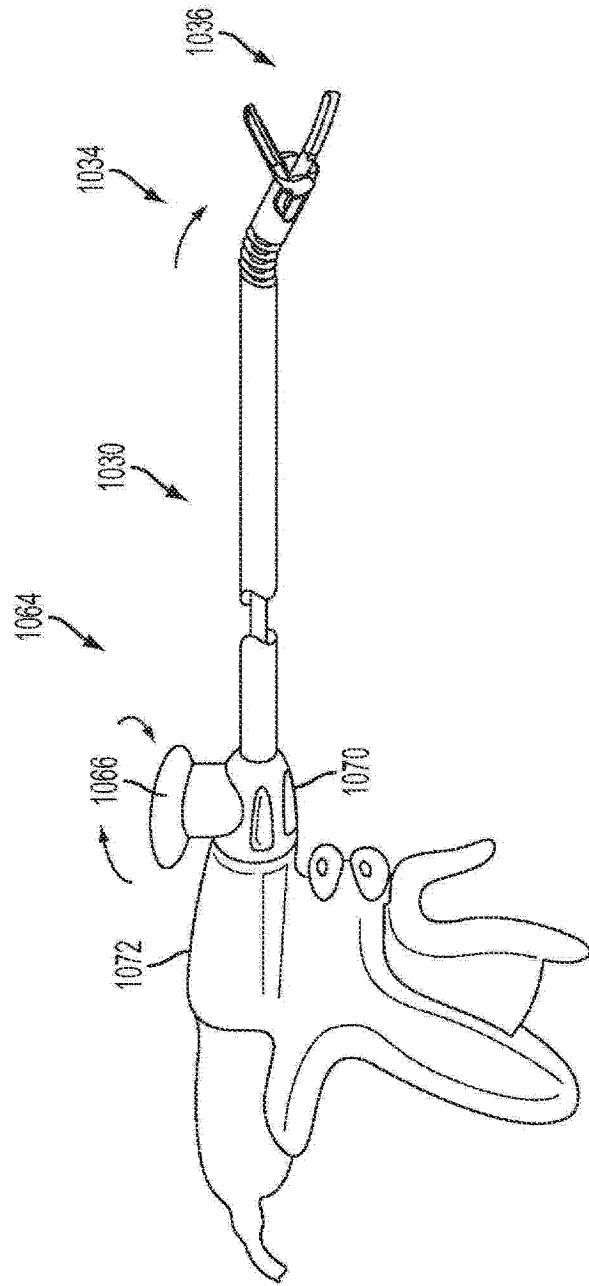


图 67

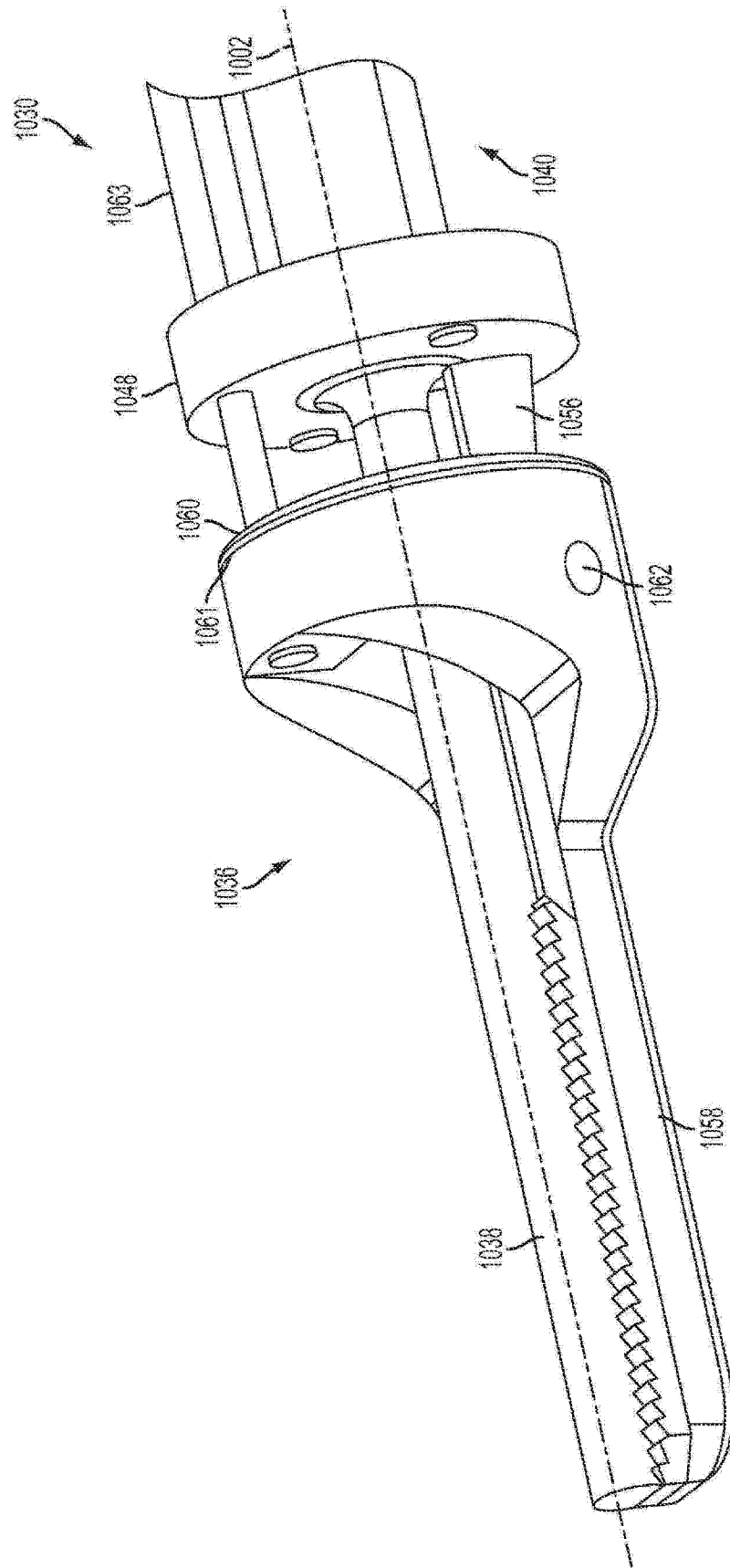


图 68

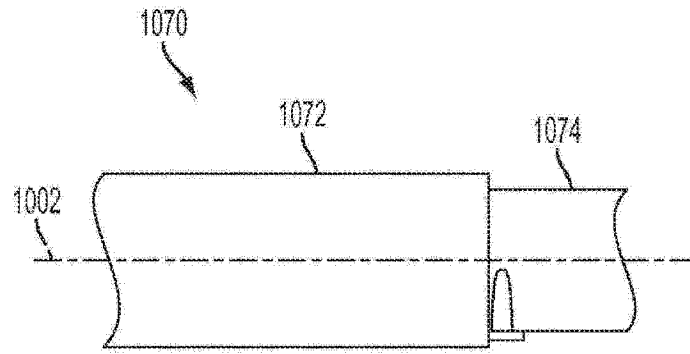


图 69

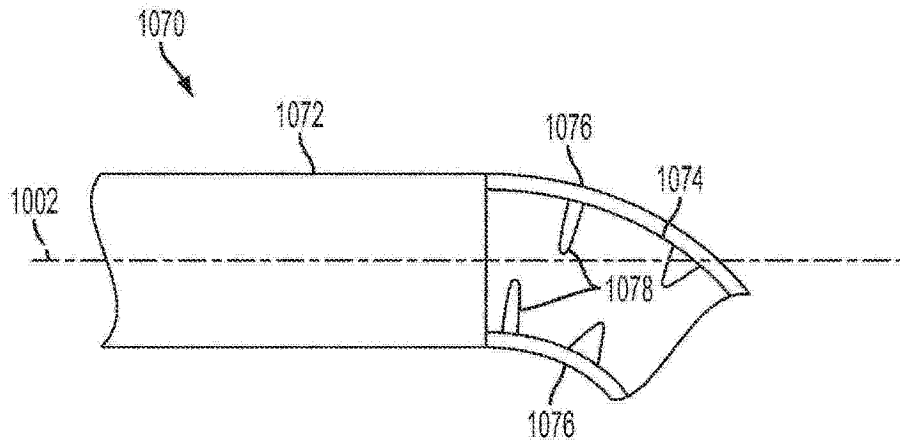


图 70

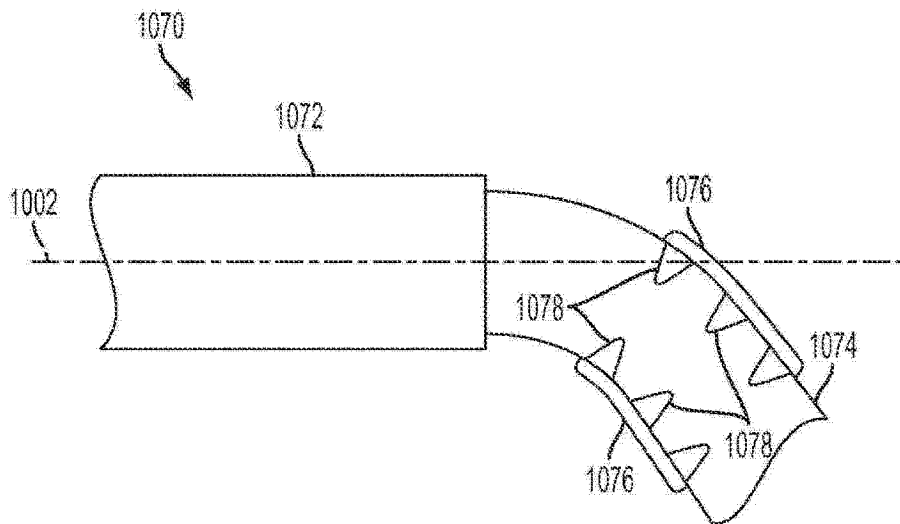


图 71

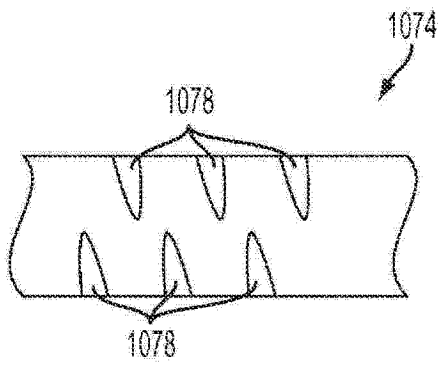


图 72

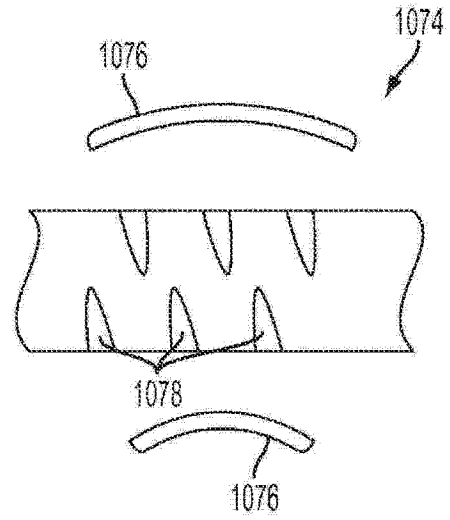


图 73

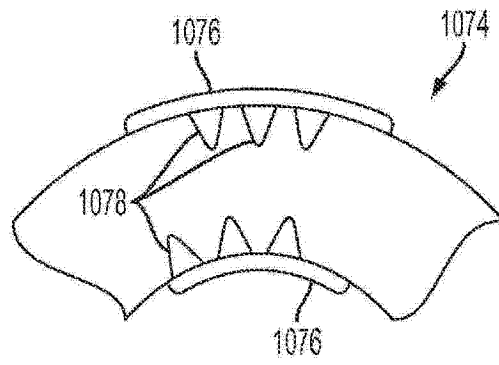


图 74

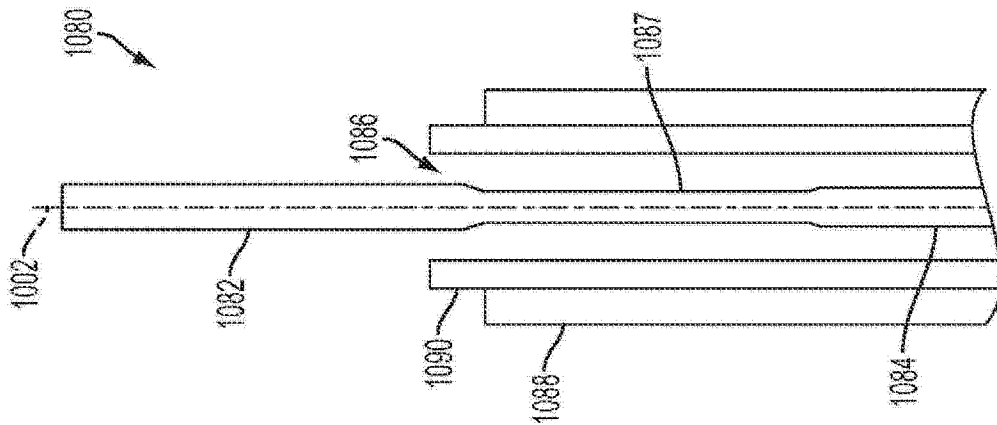


图 75

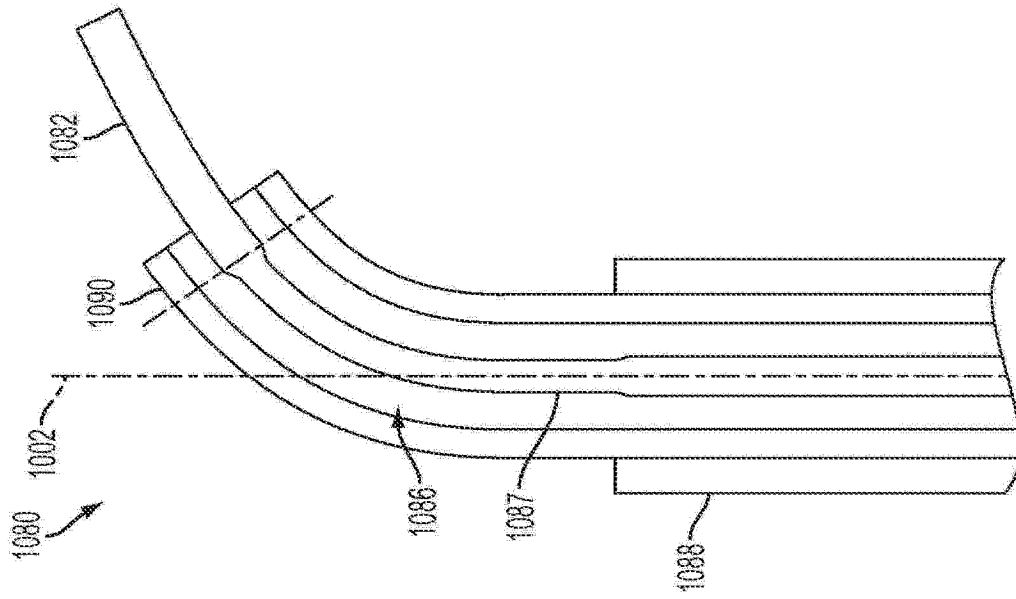


图 76

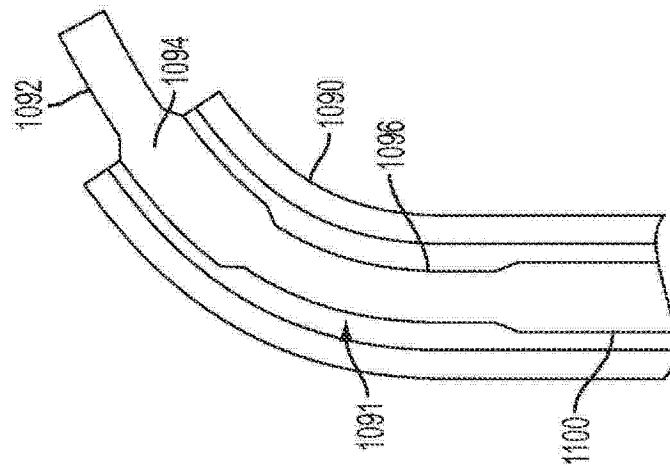


图 77

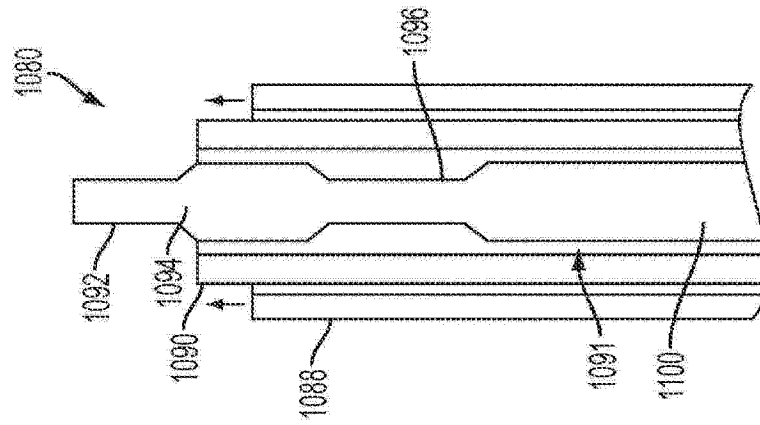


图 78

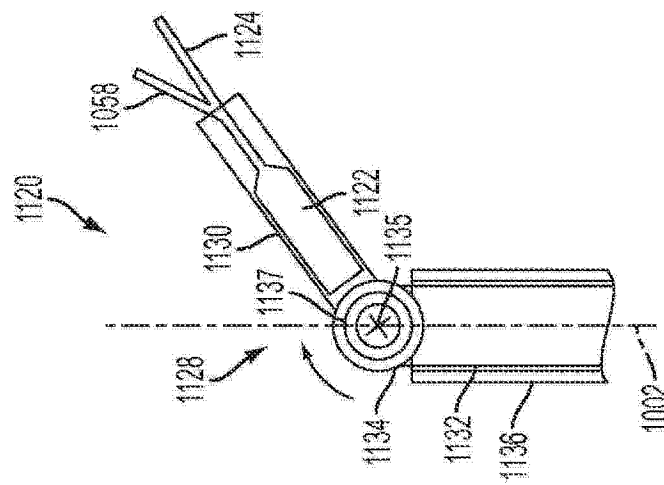


图 79

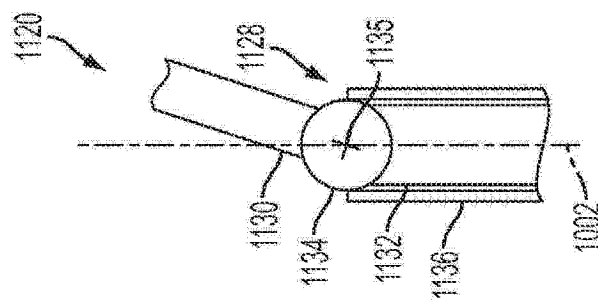


图 80

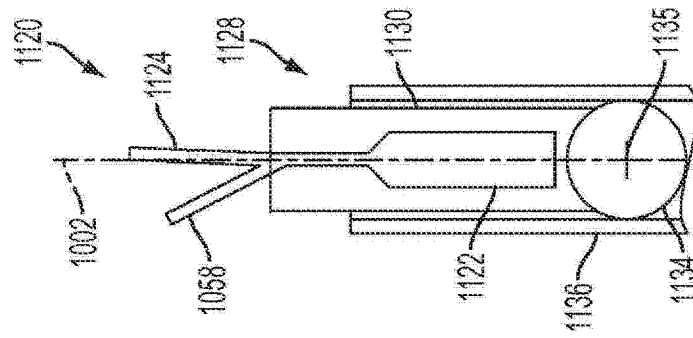


图 81

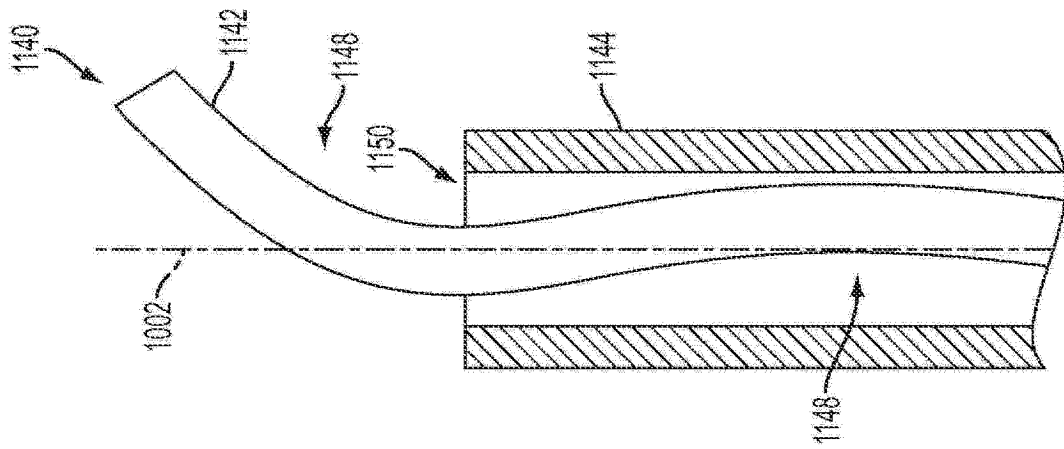


图 82

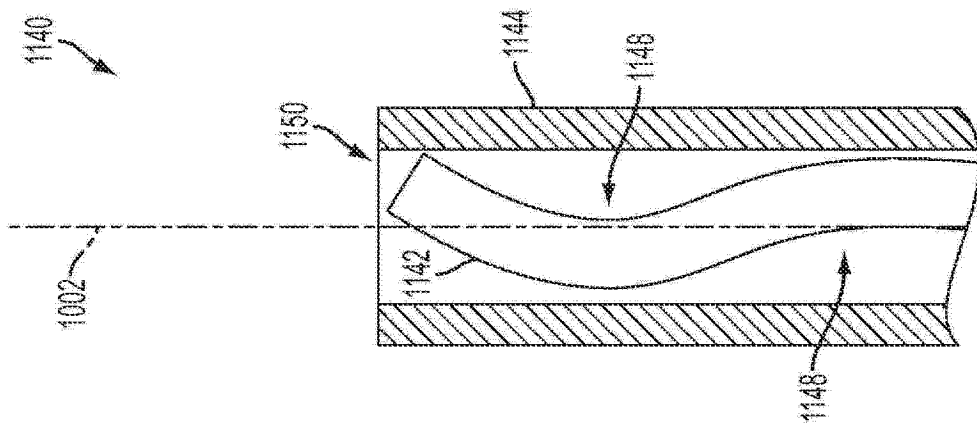


图 83

专利名称(译)	具有关节运动轴的外科器械		
公开(公告)号	CN104582605A	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201380043461.0	申请日	2013-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	WA奥尔森 FB斯图伦 JD梅瑟利 DW普莱斯 KL豪泽 CN法勒 WD丹纳赫 S莱 TC穆伦坎普		
发明人	W·A·奥尔森 F·B·斯图伦 J·D·梅瑟利 D·W·普莱斯 K·L·豪泽 C·N·法勒 W·D·丹纳赫 S·莱 T·C·穆伦坎普		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/295 A61B17/00 A61B17/22 A61B17/29 A61M25/01		
代理人(译)	苏娟		
优先权	13/538588 2012-06-29 US		
其他公开文献	CN104582605B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文所述的各种实施例涉及超声刀片。例如，超声刀片可包括定位在近侧的沿纵向轴线延伸的直段以及定位在远侧的联接到所述直段并且弯曲远离所述纵向轴线的弯曲段。所述弯曲段可限定曲率半径并且对向第一角度。所述弯曲段和所述直段之间的切点可定位在所述超声刀片的波节或所述超声刀片的波腹处。

