



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104736076 B

(45)授权公告日 2017.09.29

(21)申请号 201380054934.7

F·B·斯图伦

(22)申请日 2013.10.09

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104736076 A

代理人 苏娟

(43)申请公布日 2015.06.24

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 17/32(2006.01)

13/657,553 2012.10.22 US

A61B 90/00(2016.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.04.21

(56)对比文件

US 5897523 A, 1999.04.27,

US 5897523 A, 1999.04.27,

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2013/064036 2013.10.09

US 3433226 A, 1969.03.18,

US 2002177843 A1, 2002.11.28,

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/066044 EN 2014.05.01

CN 101394799 A, 2009.03.25,

US 2004064151 A1, 2004.04.01,

(73)专利权人 伊西康内外科公司
地址 美国俄亥俄州

US 6454782 B1, 2002.09.24,

US 6063098 A, 2000.05.16,

(72)发明人 W·A·奥尔森 D·W·普莱斯
K·L·豪泽 J·D·梅瑟利

审查员 武瑞青

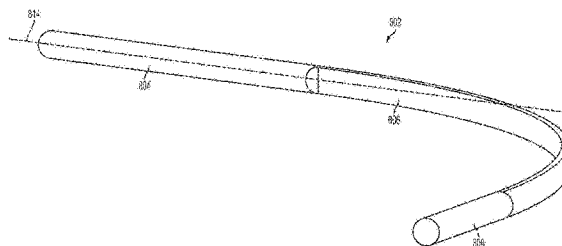
权利要求书3页 说明书39页 附图72页

(54)发明名称

用于外科器械的柔性谐波波导/刀片

(57)摘要

在一个实施例中,一种外科器械包括能够进行关节运动的谐波波导。该能够进行关节运动的谐波波导包括第一驱动部分,该第一驱动部分包括近侧端部和远侧端部。该第一驱动部分的近侧端部可能够连接到超声换能器。该能够进行关节运动的谐波波导还包括第一柔性波导,第一柔性波导联接到第一驱动部分的远侧端部。端部执行器从第一柔性波导朝远侧延伸。外科器械还包括使第一柔性波导弯曲的关节运动致动器。



1. 一种进行关节运动的超声外科器械,包括:
能够进行关节运动的谐波波导,所述能够进行关节运动的谐波波导包括:
第一驱动部分,所述第一驱动部分包括近侧端部和远侧端部,所述近侧端部能够连接到超声换能器;
第一柔性波导,所述第一柔性波导联接到所述第一驱动部分的所述远侧端部;
端部执行器,所述端部执行器从所述第一柔性波导朝远侧延伸;和
关节运动致动器,所述关节运动致动器使所述第一柔性波导弯曲,其中进行关节运动的所述超声外科器械还包括总曲率限制器,所述总曲率限制器被构造成能够防止所述第一柔性波导超出预先确定的条件,其中所述预先确定的条件包括局部曲率半径,以防止当所述第一柔性波导超出所述预先确定的条件时向所述进行关节运动的谐波波导传输超声能量。
2. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,其中:
所述第一驱动部分的所述远侧端部和所述第一柔性波导的近侧端部位于波腹处;并且
其中所述第一柔性波导的远侧端部和所述端部执行器的近侧端部位于波腹处。
3. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,其中:
所述驱动部分的所述远侧端部和所述第一柔性波导的近侧端部位于波节处;并且
其中所述第一柔性波导的远侧端部和所述端部执行器的近侧端部位于波节处。
4. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,其中所述第一柔性波导的中心位于波腹处。
5. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,其中所述第一柔性波导包括圆形棒。
6. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,其中所述第一柔性波导包括金属带。
7. 根据权利要求6所述的进行关节运动的超声外科器械,包括形成于所述金属带中的至少一个狭槽。
8. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,包括:
第二驱动部分,所述第二驱动部分沿着纵向轴线联接到所述第一柔性波导的所述远侧端部;以及
第二柔性波导,所述第二柔性波导联接到所述第二驱动部分的远侧端部和所述端部执行器的近侧端部。
9. 根据权利要求8所述的进行关节运动的超声外科器械,包括:
垫齿,所述垫齿包括近侧端部和远侧端部;以及
外科垫,所述外科垫位于所述垫齿的所述远侧端部处;
其中,所述垫齿具有第一齿曲率和第二齿曲率,其中所述第一齿曲率等于所述第一柔性波导的曲率,并且其中所述第二齿曲率等于所述第二柔性波导的曲率。
10. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,所述关节运动致动器包括:
第一凸缘,所述第一凸缘位于所述第一柔性波导的所述远侧端部处;
第二凸缘,所述第二凸缘位于所述第一柔性波导的所述近侧端部处;以及
至少一个控制构件,所述至少一个控制构件联接所述第一凸缘和所述第二凸缘。

11. 根据权利要求10所述的进行关节运动的超声外科器械, 其中:

所述至少一个控制构件包括从所述第一凸缘朝近侧延伸的至少一根缆线, 所述至少一根缆线连接到所述第一凸缘和所述第二凸缘, 其中沿近侧方向张紧所述至少一根缆线致使所述第一柔性波导弯曲。

12. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械, 其中所述局部曲率半径被限制成使得:

$$\frac{r}{R} < 0.1$$

其中r是所述进行关节运动的超声外科器械的半径并且R是局部曲率半径。

13. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械, 其中所述局部曲率半径被限制成使得:

$$R = \frac{c}{2\pi \cdot f}$$

其中R是局部曲率半径, c是包括所述柔性波导的材料的杆声速, 并且f是递送到所述进行关节运动的谐波波导的驱动频率。

14. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械, 所述总曲率限制器包括电行程限制器, 以防止当所述第一柔性波导超出所述预先确定的条件时向所述进行关节运动的谐波波导传输超声能量。

15. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械, 所述总曲率限制器包括观察窗口, 所述观察窗口包括一个或多个刻度, 其中所述观察窗口提供相对于所述预先确定的条件的当前局部曲率半径的视觉指示。

16. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械, 所述总曲率限制器包括共振频移跟踪器, 所述共振频移跟踪器能够当所述第一柔性波导超出所述预先确定的条件时产生控制信号, 其中所述控制信号防止向所述进行关节运动的谐波波导传输超声能量。

17. 根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械, 包括:

柔性护套, 所述柔性护套设置在所述能够进行关节运动的谐波波导上面;

夹持臂, 所述夹持臂以能够枢转的方式联接到所述能够进行关节运动的谐波波导;

其中所述关节运动致动器包括:

第一柔性条带;

第二柔性条带;

关节运动构件, 所述关节运动构件包括第一侧和第二侧, 其中所述第一柔性条带和所述第二柔性条带联接到所述关节运动构件的相应第一侧和第二侧, 其中所述第一柔性条带和所述第二柔性条带能够沿近侧方向和远侧方向平移以使所述夹持臂枢转, 并且其中所述关节运动构件能够围绕中心点旋转以使所述柔性护套进行关节运动。

18. 根据权利要求17所述的进行关节运动的超声外科器械, 包括能够提供弯曲偏置的一个或多个弯曲特征结构。

19. 根据权利要求1、2或4所述的进行关节运动的超声外科器械, 包括:

柄部;

超声换能器, 所述超声换能器位于所述柄部中;

其中所述能够进行关节运动的谐波波导联接到所述超声换能器。

20. 一种机器人外科器械,包括:

器械安装部分,所述器械安装部分能够安装到机器人外科系统,所述器械安装部分包括接合部,所述接合部用于以机械的方式和电的方式交接到根据权利要求1所述的进行关节运动的超声外科器械,其中所述进行关节运动的超声外科器械能够与所述机器人外科系统一起使用的所述外科器械;

其中所述超声换能器位于所述器械安装部分中,以及
所述能够进行关节运动的谐波波导联接到所述超声换能器。

用于外科器械的柔性谐波波导/刀片

[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,下列美国专利申请以引用方式全文并入本文:

[0003] 名称为“Surgeon Feedback Sensing and Display Methods”、代理人案卷号为END7046USNP/110391的美国申请序列号_____。

[0004] 本申请涉及下列在前提交的美国专利申请,下列美国专利申请以引用方式全文并入本文:

[0005] 名称为“Haptic Feedback Devices for Surgical Robot”、代理人案卷号为END7042USNP/110388的美国申请序列号13/539,096;

[0006] 名称为“Lockout Mechanism for Use with Robotic Electrosurgical Device”、代理人案卷号为END7043USNP/110389的美国申请序列号13/539,110;

[0007] 名称为“Closed Feedback Control for Electrosurgical Device”、代理人案卷号为END7044USNP/110390的美国申请序列号13/539,117;

[0008] 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”、代理人案卷号为END6423USNP/110392的美国申请序列号13/538,588;

[0009] 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Transducers”、代理人案卷号为END6819USNP/110393的美国申请序列号13/538,601;

[0010] 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”、代理人案卷号为END7047USNP/110394的美国申请序列号13/538,700;

[0011] 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Jaw Assemblies”、代理人案卷号END7048USNP/110395的美国申请序列号13/538,711;

[0012] 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”、代理人案卷号为END7049USNP/110396的美国申请序列号13/538,720;和

[0013] 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Control Mechanisms”、代理人案卷号为END7050USNP/110397的美国申请序列号13/538,733。

背景技术

[0014] 各种实施例涉及包括各种能够进行关节运动的谐波波导的外科装置。

[0015] 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。超声外科装置包括朝近侧定位的超声换能器和联接到超声换能器的器械,该器械具有朝远侧安装的端部执行器,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。

[0016] 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固物。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。

[0017] 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。电外科装置可能用于双极性或单极性操作。在双极性操作期间,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,所述有源电极与所述返回电极分开地位于患者的身体上。由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运动的切割构件以用于横切组织。

[0018] 由电外科装置施加的电能可通过发生器传输至器械。电能可为射频(“RF”)能的形式。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输通过组织,这会引发离子振荡或摩擦,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。

[0019] 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。将期望具有一种可以直构型或以弯曲构型操作且可在直构型与弯曲构型之间运动的能够进行关节运动的谐波刀片。

发明内容

[0020] 本文所述的各种实施例涉及包括能够进行关节运动的谐波波导的外科器械。在一个实施例中,一种外科器械包括能够进行关节运动的谐波波导。所述能够进行关节运动的谐波波导包括第一驱动部分,所述第一驱动部分包括近侧端部和远侧端部。所述第一驱动部分的所述近侧端部可能连接到超声换能器。所述能够进行关节运动的谐波波导还包括第一柔性波导,所述第一柔性波导联接到所述第一驱动部分的所述远侧端部。端部执行器从所述第一柔性波导朝远侧延伸。所述外科器械还包括使所述第一柔性波导弯曲的关节运动致动器。

附图说明

[0021] 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:

[0022] 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。

[0023] 图2示出图1所示外科器械的一个实施例。

[0024] 图3示出超声端部执行器的一个实施例。

- [0025] 图4示出超声端部执行器的另一个实施例。
- [0026] 图5示出图1所示的外科器械的一个实施例的分解图。
- [0027] 图6示出图1所示的外科器械的一个实施例的剖视图。
- [0028] 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。
- [0029] 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。
- [0030] 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。
- [0031] 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。
- [0032] 图11是电能外科器械的一个实施例的透视图。
- [0033] 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。
- [0034] 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。
- [0035] 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。
- [0036] 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。
- [0037] 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。
- [0038] 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。
- [0039] 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。
- [0040] 图18B示出根据一个实施例的射频驱动和控制电路。
- [0041] 图18C示出根据一个实施例的控制器的主要部件。
- [0042] 图19示出机器人外科系统的一个实施例的框图。
- [0043] 图20示出机械臂车的一个实施例。
- [0044] 图21示出图20的机械臂车的机器人操纵器的一个实施例。
- [0045] 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。
- [0046] 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。
- [0047] 图24示出能够与机器人系统一起使用的超声外科器械的一个实施例。
- [0048] 图25示出能够与机器人系统一起使用的电外科器械的一个实施例。
- [0049] 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。
- [0050] 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。
- [0051] 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。
- [0052] 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。
- [0053] 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。
- [0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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差动平移(例如,用于进行关节运动)的另选示例性机构。

[0057] 图46B-图46C示出包括内部功率源和能量源的器械安装部分的一个实施例。

[0058] 图47示出能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0059] 图48A到图48C示出包括带状柔性波导的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0060] 图49示出包括空心端部执行器的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0061] 图50示出包括圆形柔性波导和实心端部执行器的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0062] 图51示出包括其中形成有一个或多个狭槽的带状柔性波导的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0063] 图52A到图52B示出包括第一驱动部分、第一柔性波导、第二驱动部分和第二柔性波导的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0064] 图53A到图53B示出包括波放大部分的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0065] 图54示出处于弯曲位置的图53A到图53B的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0066] 图55A到图55B示出关节运动致动器的一个实施例。

[0067] 图56示出双缆线关节运动致动器的一个实施例。

[0068] 图57示出包括能够进行关节运动的谐波波导和总曲率限制器的超声外科器械的一个实施例。

[0069] 图58示出包括能够进行关节运动的谐波波导和两级电总曲率限制器的超声外科器械的一个实施例。

[0070] 图59示出包括总曲率限制器的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0071] 图60示出包括能够进行关节运动的谐波波导和包括观察窗口的总曲率限制器的超声外科器械的一个实施例。

[0072] 图61示出包括围绕波腹为中心的柔性波导的能够进行关节运动的谐波波导的一个实施例。

[0073] 图62示出包括能够进行关节运动的谐波波导的机器人超声外科器械的一个实施例。

[0074] 图63示出卡口钳外科器械的一个实施例。

[0075] 图64A到图64B示出包括能够进行关节运动的谐波波导的柔性超声剪器械的一个实施例。

[0076] 图65A到图65B示出柔性超声剪器械的一个实施例。

[0077] 图66A到图66B示出包括具有多个弯曲特征结构的柔性护套的柔性超声剪器械的一个实施例。

具体实施方式

[0078] 各种实施例涉及一种包括能够进行关节运动的谐波波导的超声外科器械。超声刀片可包括朝近侧定位的直驱动部分和朝远侧定位的柔性波导,所述直驱动部分沿着纵向轴线延伸,所述柔性波导联接到所述直驱动部分并且可与纵向轴线成一定角度弯曲。柔性波导可进行关节运动以限定曲率半径并且可对着第一角度。柔性波导与驱动部分之间的切点可位于能够进行关节运动的谐波波导的波节、波腹处,或波节与波腹之间。能够进行关节运动的谐波波导可例如基于柔性波导的性能来进行平衡。平衡的能够进行关节运动的谐波波导可具有纯粹为和/或基本上为纵向(例如,沿纵向轴线的方向)的振动模式。为达到平衡,能够进行关节运动的谐波波导可如上所述被构造成使得当能够进行关节运动的谐波波导在共振频率下驱动时在切点处发生波节和/或波腹。

[0079] 一些实施例涉及一种包括端部执行器和沿着纵向轴线延伸的能够进行关节运动的谐波波导的外科器械。能够进行关节运动的谐波波导在声学上联接到端部执行器并且从所述端部执行器朝近侧延伸穿过轴。能够进行关节运动的谐波波导可包括定位在纵向轴线上的柔性波导。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。第一凸缘可从柔性波导部分朝远侧定位,而第二凸缘从柔性波导部分朝近侧定位。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,从而使轴和波导朝向第一控制构件枢转远离纵向轴线。

[0080] 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。

[0081] 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能够在近侧端部处接收超声换能器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/或腹腔镜式形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。

[0082] 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。

[0083] 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成一体的控制系统25,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,和/或衍生治疗/亚治疗电磁/射频能量。

[0084] 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。

[0085] 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,以实现组织阻抗测量模块。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No.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。

[0086] 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No.6,480,796(“Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions”);美国专利No.6,537,291(“Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information”);美国专利No.6,662,127(“Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System”);美国专利No.6,678,899(“Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Surgical System”);美国专利No.6,977,495(“Detection Circuitry for Surgical Handpiece System”);美国专利No.7,077,853(“Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature”);美国专利No.7,179,271(“Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup”);和美国专利No.7,273,483(“Apparatus and Method for Alerting Generator

Function in an Ultrasonic Surgical System”)。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] 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。

[0093] 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,并且能够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。

[0094] 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基底的上面模塑的弹性部分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的一部分的上面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面模塑的弹性部分。

[0095] 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。

[0096] 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以将超声换能器16的功率设置设定在最小功率电平(例如,MIN)和最大功率电平(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。

[0097] 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的侧至一定

程度,以便更易于被不同长度的手指触及,且允许不顺手位置启动或手指较短时具有较大的触及自由度。

[0098] 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”的美国专利申请公布No. 2009/055750中有所描述,所述美国专利申请公布以引用方式全文并入本文。

[0099] 在一个示例性实施例中,拨动开关30可以由用户的手操作。用户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。用户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可包括纹理或突出,从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。

[0100] 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。

[0101] 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机械地接合到伸长轴组件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的上面形成的旋转旋钮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面模塑的用于形成旋钮48的材料。旋钮48可在毂46上面重叠注塑。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。

[0102] 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时成形。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。

[0103] 在一个示例性实施例中,伸长轴组件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的钳口或夹持机构。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的夹持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。

[0104] 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的夹持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。

[0105] 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。

[0106] 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时或当沿方向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。

[0107] 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。

[0108] 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以形成夹持机构的钳口。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从闭合位置运动到打开位置。

[0109] 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。

[0110] 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上面,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位于往复式轭84内,该往复式轭保持在柄部组件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的夹持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。

[0111] 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能够

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供电。

[0112] 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。另选地,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。

[0113] 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。

[0114] 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轱销92a的第一组凸缘98。第一轱销92a还定位成穿过在轱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中的开口中。触发器销90接收在形成于联接件92和第二组凸缘96中的开口中,并且能够联接到柄部组件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接收在形成于轱84的近侧端部中的狭槽384内,并通过第二轱销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,轱在箭头60A,B指示的方向上沿纵向轴线“T”水平平移。

[0115] 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, $n=1,2,3\cdots$),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。

[0116] 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。

[0117] 在一个示例性实施例中,压电元件112可由诸如锆钛酸铅、间铈酸铅、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分别电联接到线120和122。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。

[0118] 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,使得产生预先确定的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($\lambda/4$)。

[0119] 线120和122将电信号从超声信号发生器20传输至正电极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。

[0120] 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。

[0121] 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_a 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。

[0122] 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的预先确定的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。

[0123] 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。

[0124] 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。

[0125] 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上面的近侧旋钮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由柔软的聚合物材料形成,并且限定了尺寸相对于超声换能器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。

[0126] 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。

[0127] 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、柔性的聚合物材料(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。

[0128] 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。

[0129] 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 and/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的实施例能够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。

[0130] 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,或可作为电联接到发生器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。

[0131] 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到发生器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。

[0132] 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可包含在缆线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。

[0133] 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。

[0134] 端部执行器326能够捕获并横切组织,并且能够同时通过能量(例如,射频能量)的受控施加而接合所捕获的组织。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。

[0135] 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可同时围绕端部执行器326的远侧端部以“U”形延伸。

[0136] 柄部312的杠杆臂321(图12)能够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。

[0137] 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“T”形梁,该“T”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“T形梁”、可轴向运动的构件378以及钳口364A,364B的向外表面369A,369B。

[0138] 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共同地能够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的运动,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)。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可等于约0.005”至约0.040”,例如,在一些实施例中,在约0.001”至约0.010”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。

[0139] 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。

[0140] 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)。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。

[0141] 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No.7,087,054;No.7,083,619;No.7,070,597;No.7,041,102;No.7,011,657;No.6,929,644;No.6,926,716;No.6,913,579;No.6,905,497;No.6,802,843;No.6,770,072;No.6,656,177;No.6,533,784;和No.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。

[0142] 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和/或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。

[0143] 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。

[0144] 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。

[0145] 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。

[0146] 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。

[0147] 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。

[0148] 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,实现这点的的方式将是显而易见的。

[0149] 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。

[0150] 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_秒456形成。变压器455次级线圈的电感器L_秒456连接到通过电感器L₂458、电容器C₄460和电容器C₂462形成的电感器-电容器-电容器并联谐振电路457。变压器455将在电感器L_m 454上的驱动电压(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。

[0151] 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:

[0152] 芯径,D(mm)

[0153] $D=19.9 \times 10^{-3}$

[0154] 22AWG线的线径,W(mm)

[0155] $W=7.366 \times 10^{-4}$

[0156] 次级线圈之间的间隙,间隙=0.125

[0157] $G=\text{间隙}/25.4$

[0158] 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中更详细地描述。

[0159] 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中的时的供电电压。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因此延长电池437的寿命。

[0160] 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可包括处理单元诸如基于微处理器的控制器,并且因此图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及因而夹持的组织/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点功率($P_{设定}$)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)。

[0161] 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获得的设定点功率($P_{设定}$)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。

[0162] 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。

[0163] 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 Writed 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。

[0164] 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。

[0165] 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500的方框图。系统500包括至少一个控制器508和至少一个臂车510。臂车510可机械地联接到由方框512指示的一个或多个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以用于对患者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,电的、光的、红外的等)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5000)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No.7,524,320中有所公开。因而,本文将不详细描述此类装置各个细节,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。

[0166] 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构造的各种机器人外科系统和方法,该专利申请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各自由一系列手动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器人连杆的大部分上面延伸的护盖。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、限制运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。

[0167] 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单元的命令而主动运动连杆530。如将在下文中进一步详细论述,马达544还用于操纵外科器械522。

[0168] 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单元之间的数据通信,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单元之间,该机器人外科系统的处理单元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的确认等。

[0169] 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持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。

[0170] 图24示出能够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还可以操作地联接到控制器518,用于接收来自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)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。

[0171] 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)能够旋转的主体部分、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。

[0172] 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。

[0173] 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,将多个能够旋转的主体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能够旋转的主体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能够旋转的主体576弹性地安装到浮动板578,该弹性径向构件围绕能够旋转的主体576延伸到周边凹痕中。能够旋转的主体576可通过这些弹性结构的挠曲而相对于板578轴向运动。当能够旋转的主体576设置在第一轴向位置(朝器械侧572)时,能够旋转的主体576自由旋转而无角度限制。然而,当能够旋转的主体576朝器械侧572轴向运动时,突片584(从能够旋转的主体576径向延伸)侧向接合浮动板上的棘爪以便限制能够旋转的主体576围绕其轴线的角旋转。当驱动销586将能够旋转的主体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能够旋转的主体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。

[0174] 能够旋转的主体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位于相距其各自的能够旋转的主体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。

[0175] 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)。

[0176] 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或从闩锁连接叉606中移除。采用一个或多个弹簧(未示出)来将闩锁组件偏置到闩锁位置中。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。

[0177] 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。

[0178] 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。

[0179] 在一个示例性实施例中,器械安装部分558包括将各种从动元件564的旋转转化成轴538的旋转、构件沿轴的轴线的差动平移(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,能够旋转的主体612(例如,能够旋转的卷轴)联接到从动元件564。能够旋转的主体612可与从动元件564一体地形成。在一些实施例中,能够旋转的主体612可独立于从动元件564形成,前提条件是能够旋转的主体612和从动元件564固定地联接以使得驱动从动元件564致使能够旋转的主体612旋转。能够旋转的主体

612中的每个联接到齿轮系或齿轮机构,用于提供轴关节运动和旋转、夹持钳口的打开/闭合、以及刀致动。

[0180] 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的轴线发生差动平移的机构。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差动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能够旋转的主体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联接到能够旋转的主体612并提供在从动元件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的关节运动部分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的关节运动部分556沿向左方向620L进行关节运动。第二小齿轮传动装置626联接到另一个能够旋转的主体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联接到能够旋转的主体612并提供在从动元件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,从而控制关节运动部分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的关节运动部分556沿向右方向620R进行关节运动。可以在能够旋转的主体和相应齿轮之间提供另外的轴承。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。

[0181] 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联接到能够旋转的主体612,并且第二螺旋蜗轮632联接到轴组件538。轴承616(图17)联接到能够旋转的主体612并提供在从动元件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)而引起。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。可以在能够旋转的主体和相应齿轮之间提供另外的轴承。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闭合和/或进行关节运动等。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联接到能够旋转的主体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。

[0183] 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的兼容性并且/或者实际情况是空间可能有限。第一螺旋蜗轮652联接到能够旋转的主体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联接到能够旋转的主体612并提供在从动元件564和第一螺旋蜗轮738之间。另一个轴承760联接到能够旋转的主体612并提供在从动元件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。可以在能够旋转的主体和相应齿轮之间提供另外的轴承。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。

[0184] 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联接到能够旋转的主体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。

[0185] 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。联接到能够旋转的主体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)。缆线缠绕在能够旋转的主体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的兼容性并且/或者实际情况是空间可能有限。因此,能够旋转的主体612的旋转基于能够旋转的主体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,能够旋转的主体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,能够旋转的主体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。能够旋转的主体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。可以在能够旋转的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。

[0186] 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的轴线发生差动平移(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的能够旋转的主体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可附接到待发生差动平移的第一构件(例如,第一关节运动带622)。第二从动件悬臂684附接到待发生差动平移的第二构件(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差动平移。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的进行关节运动的位置的情况下旋转。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680A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。

[0187] 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到图46C示出包括内部功率源和能量源的器械安装部分558'的一个实施例。例如,利用器械安装部分558'安装的外科器械(例如,器械522,523)不需要用线材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。

[0188] 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的旋转联接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)能量源和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,器械安装部分558与上文所述的器械安装部分558的各种实施例类似。

[0189] 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。

[0190] 下面论述包括能够进行关节运动的谐波波导的超声外科器械的各种实施例。所属领域的技术人员应当理解,如参考超声外科器械所用,术语“近侧”和“远侧”相对于握持所述器械的手持件的临床医生而定义。因此,沿远侧方向的运动将是沿远离临床医生的方向的运动。还应当理解,为简洁和清楚起见,相对于握持手持件组件的临床医生而言,本文还使用了诸如“顶部”和“底部”之类的专门术语。然而,超声外科器械可用于许多取向和位置,并且这些术语并非意图是限制的或绝对的。

[0191] 下面将结合上文所述的机器人外科系统500和上文所述的超声外科器械10来描述各种实施例。此类说明以举例而非进行限制的方式提供,并且不旨在限制其范围和应用。例如,所属领域的技术人员应当理解,所述能够进行关节运动的谐波波导中的任一个都可以结合多个机器人外科系统或手持式外科系统使用。

[0192] 图47和图48A到图48C示出能够进行关节运动的谐波波导802的一个实施例。能够进行关节运动的谐波波导802可包括驱动部分804、柔性波导806和端部执行器808。能够进行关节运动的谐波波导802的进行关节运动的功能可通过柔性波导806来实现。

[0193] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可包括驱动部分804。驱动部分804可朝近侧延伸以提供从能够进行关节运动的谐波波导到超声换能器(未示出)(诸如,例如压电换能器或磁阻换能器)的连接部。驱动部分804可包括刚性部分。在一些实施例中,驱动部分804可包括一个或多个横截面积变化。横截面积变化可对应于穿过驱动部分804的超声波中的相关增益。

[0194] 在一个实施例中,柔性波导806可连接驱动部分804和端部执行器808。柔性波导806可允许端部执行器808与驱动部分804的纵向轴线814成一定角度弯曲。在一个实施例中,柔性波导806可具有沿与驱动部分804的纵向轴线814相交的所有平面的相等弯曲刚度。在其它实施例中,柔性波导806可沿一个或多个平面偏置,诸如,例如具有沿第一平面的低弯曲刚度和具有沿所有其它平面的高弯曲刚度。

[0195] 在一个实施例中,柔性波导806可包括圆形截面。在另一个实施例中,柔性波导806可包括非圆形截面,诸如,例如带。柔性波导806的截面可被选择成使声学系统的共振频率与反共振频率之间的频率差最大化。在一个实施例中,柔性波导806可包括一个或多个不同截面几何形状的部分。在该实施例中,所述一个或多个不同截面几何形状的部分之间的接合点可位于波节、波腹处,或波节与波腹之间。

[0196] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可包括端部执行器808。端部执行器808位于柔性波导806的远侧。端部执行器808可包括刚性部分。在一个实施例中,端部执行器808可包括实心零件。在另一个实施例中,端部执行器808可以是空心的。空心端部执行器可用材料填充以增加径向刚度。在一些实施例中,端部执行器808可以是直的、弯曲的、或它们的任意组合。在另一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可不含分立端部执行器808。在该实施例中,端部执行器808的功能可由柔性波导806的远侧端部执行。在一些实施例中,端部执行器808可包括陶瓷涂层或其它涂层以在端部执行器808接触其它材料时修改端部执行器808的表面行为。

[0197] 在一个实施例中,驱动部分804与柔性波导806之间的接合点810位于第一预先确定的位置处且柔性波导806与端部执行器808之间的接合点812位于第二预先确定的位置处。在一些实施例中,第一预先确定的位置和第二预先确定的位置可以是波节、波腹的位置

或某一中间位置。在另一个实施例中,所述预先确定的位置可被定位成使得柔性波导的中心点位于波节、波腹或某一中间位置处。驱动部分804、柔性波导806和端部执行器808的相应长度可相对于声学、纵向模式形状而确定。在另一个实施例中,驱动部分804、柔性波导806和端部执行器808的相应长度可相对于扭转模式形状、横向模式形状、或它们的某种组合而确定。在一个实施例中,柔性波导806的长度可取决于能够进行关节运动的谐波波导802的曲率所致的超声波的相速度。

[0198] 在一个实施例中,柔性部分806可具有等于半波长的某一倍数的长度。例如,在一个实施例中,柔性波导806可具有2个半波长或一个波长的长度。在另一个实施例中,柔性波导806可具有等于三个半波长的长度。所属领域的技术人员将认识到,柔性波导806的长度可包括半波长的任一合适倍数。

[0199] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可构成单个零件。在另一个实施例中,驱动部分804、柔性波导806和端部执行器808可单独制造并且通过任何合适的技术接合在一起,诸如,例如螺纹紧固件、铜焊、压配合、粘合剂、激光焊接、扩散粘结、或它们的任何组合。

[0200] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可包括柔性波导806,所述柔性波导包括能够减小弯曲波(既被透射又被反射)的影响的曲率半径。柔性波导部分806的局部曲率可导致弯曲波。弯曲波可被透射、被反射、或被透射且被反射并且可在其传播穿过诸如例如柔性波导806等结构时使所述结构变形。在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导能够减少弯曲波。为确保对于延伸(纵向)波来讲,局部曲率所致的弯曲波的影响是小的,柔性波导806可能够满足曲率半径方程式:

$$[0201] \quad \frac{r}{R} < 0.1$$

[0202] 其中‘r’是能够进行关节运动的谐波波导802的半径且R是局部曲率半径,例如,柔性波导806相对于驱动部分的纵向轴线的曲率半径。

[0203] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可包括总曲率限制器,以防止柔性波导806接近能够进行关节运动的谐波波导802的截止频率。截止频率是通过系统(例如能够进行关节运动的谐波波导802)的能量在此点处开始减少而不是通过的边界。在一个实施例中,柔性波导806的局部曲率半径R被限制成使得:

$$[0204] \quad R = \frac{c}{2\pi \cdot f}$$

[0205] 其中c是包括柔性波导806的材料的杆声速且f是由超声换能器递送到能够进行关节运动的谐波波导802的驱动频率。

[0206] 在一个实施例中,可能需要使驱动部分804的横向运动对于特定声学(纵向)模式最小化。在一个实施例中,可通过选择驱动部分804的长度以将驱动部分804与柔性波导806之间的接合点810放置于波节或波腹处并且将柔性波导806与端部执行器808之间的接合点812放置于波节或波腹处来减少驱动部分804的横向运动。对于柔性波导806内的 $1/2\lambda$ 驻波而言,对角与曲率半径之间的关系是:

$$[0207] \quad R = c * \pi \frac{c \cdot \pi}{2 \cdot \theta \cdot f_0 (\pi^2 - \theta^2)}$$

[0208] 其中 R 是曲率半径, θ 是对角, c 是杆相速度,且 f_0 是模式频率。在一个实施例中,为减少或防止永久性变形(屈服),柔性波导806可包括小于型材的弹性极限的弯曲强度。

[0209] 图48A到图48C示出包括柔性波导906的能够进行关节运动的谐波波导902的一个实施例。柔性波导906具有导致沿方向A的弯曲偏置的带状横截面积。图48A示出能够进行关节运动的谐波波导802俯视图。图48B和图48C示出能够进行关节运动的谐波波导902的侧视图。图48A和图48B示出处于未弯曲或直状态的带状柔性波导906。带状柔性波导906具有沿方向A的弯曲偏置(参见图48B)。柔性波导906可沿方向A弯曲以使端部执行器908与能够进行关节运动的谐波波导902的纵向轴线814成一定角度致动。图48C示出处于弯曲状态的能够进行关节运动的谐波波导902。

[0210] 在另一个实施例中,柔性波导906可以是半弯曲的。在该实施例中,柔性波导906可与能够进行关节运动的谐波波导902的纵向轴线成一定角度弯曲并且可使弯曲构型保持达到或接近相对于纵向轴线的弯曲角度。

[0211] 图49到图51示出能够进行关节运动的谐波波导802的各种实施例。图49示出包括带状柔性波导1006和空心端部执行器1008的能够进行关节运动的谐波波导1002的一个实施例。空心端部执行器1008具有组织处理部分1010和波放大部分1012。在一些实施例中,空心端部执行器1008可用材料填充以增加径向刚度。

[0212] 图50示出包括圆形柔性波导1106和实心端部执行器1108的能够进行关节运动的谐波波导1102的一个实施例。圆形柔性波导1106包括沿所有方向的相等弯曲偏置。图51示出包括具有一个或多个狭槽1214的带状柔性波导1206和实心端部执行器1208的能够进行关节运动的谐波波导1202的一个实施例。实心端部执行器1208包括组织处理部分1210和波放大部分1212。

[0213] 图52A和图52B示出包括第一柔性波导1306A和第二柔性波导1306B的能够进行关节运动的谐波波导1302的一个实施例。第一驱动部分1304A朝近侧延伸并且可能够联接到手持式外科器械或机器人外科器械中的超声换能器。第二驱动部分连接第一柔性波导1306A与第二柔性波导1306B。第一柔性波导1306A和第二柔性波导1306B允许能够进行关节运动的谐波波导802沿第一平面或第二平面进行关节运动。在一个实施例中,第一平面和第二平面可以是同一平面。在图52A和图52B所示的实施例中,第一平面与第二平面垂直。图52B示出沿方向A进行关节运动的能够进行关节运动的谐波波导1302。能够进行关节运动的谐波波导1302可通过使第二柔性波导1306B沿延伸进入或退出页面的平面弯曲而进一步进行关节运动。

[0214] 图53A和图53B示出能够进行关节运动的谐波波导2202A,2202B的另一个实施例。能够进行关节运动的谐波波导2202A,2202B包括第一驱动部分2204A,2204B,所述第一驱动部分朝近侧延伸并且可能够联接到超声换能器。第一柔性波导2206A,2206B联接到第一驱动部分2204A,2204B。第一柔性波导2206A,2206B允许能够进行关节运动的谐波波导2202A,2202B相对于纵向轴线814沿第一平面进行关节运动。能够进行关节运动的谐波波导2202A,2202B还包括端部执行器2208A,2208B。端部执行器2208A,2208B包括组织处理部分2210A,2210B和波放大部分2012A,2012B。图53B示出第一柔性波导2206A,2206B的近视图。第一柔性波导2206A,2206B包括带状部分,所述带状部分具有沿第一方向的低弯曲偏置和沿所有其它方向的高弯曲偏置。图54示出处于弯曲位置的能够进行关节运动的谐波波导2202A。柔

性波导2206A与纵向轴线814成一定角度弯曲。

[0215] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可包括关节运动致动器,以允许使用者使柔性波导806相对于驱动部分804的纵向轴线814成一定角度弯曲。关节运动致动器可包括一个或多个控制构件。图53A和图53B示出包括关节运动致动器1416的能够进行关节运动的谐波波导1402的一个实施例。关节运动致动器1416允许使用者将能够进行关节运动的谐波波导1402致动到所需位置或构型中。图55A示出处于未弯曲位置或机械接地位置的能够进行关节运动的谐波波导1402。关节运动致动器1416包括第一节点凸缘1418A和第二节点凸缘1418B。节点凸缘1418A, 1418B可位于能够进行关节运动的谐波波导1402的波节或波腹处。在一个实施例中,第二节点凸缘1418B位于最远侧波节或波腹处。在一个实施例中,第一节点凸缘1418A和第二节点凸缘1418B可位于驱动部分1404、柔性波导1406与端部执行器1408之间的接合点处。控制构件(诸如,例如缆线1420)从第二节点凸缘1418B沿近侧方向延伸。缆线1420穿过第一节点凸缘1418A中的缆线保持器(未示出)并且继续朝近侧延伸。缆线1420可被致动成使柔性部分1406弯曲。缆线1420可连接到机器人外科系统(诸如,例如机器人外科系统500)、手持式外科器械(诸如,例如超声外科器械10),或者可朝近侧延伸以允许使用者直接操纵所述缆线。

[0216] 图55B示出处于弯曲状态的能够进行关节运动的谐波波导1402。在该实施例中,缆线1420已沿近侧方向张紧,从而使柔性波导1406相对于能够进行关节运动的谐波波导1402的纵向轴线814弯曲。缆线1420允许柔性波导1406相对于能够进行关节运动的谐波波导1402的纵向轴线814沿特定方向弯曲。在一个实施例中,缆线1420的弯曲方向对应于柔性波导1406的经偏置的弯曲方向。

[0217] 图56示出包括双缆线关节运动致动器1516的能够进行关节运动的谐波波导1502的一个实施例。双缆线关节运动致动器1516包括第一节点凸缘1518A、第二节点凸缘1518B、以及第一控制构件和第二控制构件,诸如,例如第一缆线1520A和第二缆线1520B。第一缆线1520A和第二缆线1520B可沿直径相对并且可永久性地固定到第二节点凸缘1518B。第一缆线1520A和第二缆线1520B可从第二节点凸缘1518B朝近侧延伸,穿过第一节点凸缘1518A中的缆线保持器并且继续沿近侧方向延伸。在一个实施例中,缆线保持器可包括形成于第一节点凸缘1518A中的一个或多个孔。第一缆线1520A和第二缆线1520B可连接到机器人外科系统(诸如,例如机器人外科系统500)、手持式外科器械(诸如,例如超声外科器械10),或者可朝近侧延伸以允许使用者直接操纵所述缆线。

[0218] 在图56所示出的实施例中,柔性波导1506可沿第一方向‘A’或第二方向‘B’弯曲。柔性波导1506可通过沿近侧方向张紧第一缆线1520A而弯曲。当第一缆线1520A被张紧以使柔性波导1506沿第一方向‘A’弯曲时,第二缆线1520B可被松开以允许柔性波导1506沿第一方向‘A’弯曲。柔性波导1506可通过沿近侧方向张紧第二缆线1520B而沿第二方向‘B’弯曲。当第二缆线1520B被张紧时,第一缆线1520A被松开以允许柔性波导1306沿第二方向‘B’弯曲。在一个实施例中,可使用机构来同时绷紧第一缆线1520A和松开第二缆线1520B,或同时绷紧第二缆线1520B和松开第一缆线1520A。在一个实施例中,可使用一个或多个线轴以允许缠绕一根缆线同时松开另一根缆线。

[0219] 在一个实施例中,所述一个或多个控制构件可包括连接第一节点凸缘1418A和第二节点凸缘1418B的薄圆柱体。当凸缘处于对齐或直位置时,薄圆柱体可沿一个方向“皱

缩”。薄圆柱体可被推动成“跳跃”到能够进行关节运动的谐波波导1402的侧,从而使薄圆柱体弯曲,第一节点凸缘1418A和第二节点凸缘1418B变得错位,且柔性波导1406相对于纵向轴线814弯曲。在另一个实施例中,第一缆线1520A和第二缆线1520B可被替换为可操纵以使凸缘错位并且使柔性波导1406弯曲的双金属条带。

[0220] 在一个实施例中,关节运动致动器1416可包括插拔螺杆机构。插拔螺杆机构可联接第一节点凸缘1418A和第二节点凸缘1418B。插拔螺杆机构可被致动成将第一节点凸缘1418A远离第二节点凸缘1418B推动。通过迫使第一节点凸缘1418A和第二节点凸缘1418B分开,插拔螺杆机构使柔性波导1406相对于纵向轴线814弯曲。

[0221] 在一个实施例中,关节运动致动器可包括设置在能够进行关节运动的谐波波导802上面的能够进行关节运动的外部护套。在该实施例中,进行关节运动的谐波波导802可包括一个或多个介入构件,诸如,例如有机硅防护板。所述一个或多个介入构件可沿着进行关节运动的谐波波导802设置,以提供能够进行关节运动的谐波波导802与能够进行关节运动的外部护套之间的接触点。在一个实施例中,所述一个或多个介入构件可充当凸缘,以允许能够进行关节运动的谐波波导802进行关节运动。可用作关节运动致动器的能够进行关节运动的外部护套的实例公开在名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国申请序列号13/538,588中,所述美国申请以引用方式并入本文。在各种实施例中,介入构件可位于波节、波腹、中间点、或它们的任何组合处。

[0222] 图55到图58示出包括总曲率限制器的能够进行关节运动的谐波波导1602,1702,1802,1902的各种实施例。总曲率限制器可包括机械或电断路器以防止能够进行关节运动的谐波波导802超出一个或多个预先确定的条件,诸如,例如确保能够进行关节运动的谐波波导802的总曲率不超出有效声学传输的限制。在一个实施例中,柔性波导806是小直径或小侧向尺寸的棒。柔性波导806可以是能够进行关节运动的谐波波导802的相对短的部分。例如,柔性波导806可介于0.5至10厘米长。柔性波导806允许围绕弯头或拐角的声音传播。

[0223] 总曲率限制器可操作以防止能够进行关节运动的谐波波导802超出一个或多个预先确定的限制。在一个实施例中,所述一个或多个预先确定的限制可包括声音传播限制。在弯曲波导(诸如,例如处于弯曲状态的能够进行关节运动的谐波波导802)中,曲率导致共振频移。共振频移可导致由超声换能器递送的驱动频率接近波导的截止频率。在轻微局部曲率的条件的情况下且在未获得局部截止条件的情况下,通过波导的有效运动传输取决于波导的均方曲率。此关系导致可限制能够进行关节运动的谐波波导的曲率的两个条件。

[0224] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可包括柔性波导806,所述柔性波导包括能够减少弯曲波(既被透射又被反射)的影响的曲率半径。柔性波导部分806的局部曲率可导致弯曲波。弯曲波可被透射、被反射、或被透射且被反射并且可在其传播穿过诸如例如柔性波导806的结构时使所述结构变形。在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导能够通过满足第一条条件来减少弯曲波。为确保对于延伸(纵向)波而言,局部曲率所致的弯曲波的影响是小的,柔性波导806可能够满足第一条条件,所述第一条条件要求:

$$[0225] \quad \frac{r}{R} < 0.1$$

[0226] 其中‘r’是能够进行关节运动的谐波波导802的半径且R是局部曲率半径,例如,柔性波导806相对于驱动部分的纵向轴线的曲率半径。

[0227] 在一个实施例中,第二条件可限制柔性波导806的曲率半径以防止能够进行关节运动的谐波波导802接近截止频率。截止频率是通过系统(例如,能够进行关节运动的谐波波导802)的能量在此点处开始减少而不是通过的边界。在一个实施例中,柔性波导806的局部曲率半径可能够满足第二条件,所述第二条件要求:

$$[0228] \quad R = \frac{c}{2\pi \cdot f}$$

[0229] 其中R是局部曲率半径,c是包括柔性波导806的材料的杆声速,且f是由超声换能器递送到能够进行关节运动的谐波波导802的驱动频率。

[0230] 在另一个实施例中,所述一个或多个预先确定的限制可包括弯曲应力限制。弯曲应力可针对均匀弯曲的线材部分来进行粗略估计。在一个实施例中,柔性波导806的弯曲应力可保持在小于柔性波导806的材料屈服强度的值下。对于由具有弹性模量E的材料制成的柔性波导806而言,弯曲应力可根据第三限制来加以保持,所述第三限制要求:

$$[0231] \quad \text{弯曲应力} = \frac{8}{\pi^2} \cdot \frac{E \cdot r}{R} < \text{材料屈服强度}$$

[0232] 在另一个实施例中,所述一个或多个预先确定的限制可包括进入限制。围绕通往所需组织目标的入口的限制可与部位的解剖结构或提供从体外到或接近目标的通路的辅助装置相关。此通路可包括例如套管针、柔性内窥镜、刚性腹腔镜等。例如,在一个实施例中,柔性内窥镜可在其穿过患者的口腔和咽部时遇到大约2.75英寸的曲率半径。作为另一个实例,可得自Ethicon Endosurgery公司的ETS-Flex 35mm腹腔镜线性切割器提供通过具有大约1.13英寸的曲率半径的进行关节运动的接头通往目标结构的入口。作为第三实例,胃镜的远侧反折部分可提供急回路中的具有约1.1英寸的半径的辅助通道。

[0233] 在各种实施例中,所述一个或多个预先确定的限制可包括另外的限制,诸如,例如能够进行关节运动的谐波波导802的共振频率、端部执行器808的峰位移、端部执行器808的位移外形、以及端部执行器808的接触压力,诸如,例如急剧程度、夹持力、或由端部执行器对靶组织区域施加的其它力。

[0234] 在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可包括总曲率限制器,以通过使柔性波导806的局部曲率最小化(或使局部弯曲半径最大化)并且使能够进行关节运动的谐波波导802的总路径曲率最小化来使声音传输最大化并且使局部弯曲应力最小化。

[0235] 图57示出包括能够进行关节运动的谐波波导1602和总曲率限制器1628的超声外科器械1600的一个实施例。在图57所示出的实施例中,总曲率限制器1628包括位于超声外科器械1600的柄部1622中的行程限制器1630。行程限制器1630可包括可伸缩式弹簧加载电连接件1636,所述电连接件放置在参考机械接地1634与移位控制元件1632之间。当柔性波导1606的总曲率接近超出其无法确保有效操作的预先确定的阈值(诸如总曲率超出上述限制之一)时,电连接件1636因移位控制元件1632运动到离机械接地1634的预先确定的距离而被断开。如果机械接地1634与移位控制元件1632之间的电连接件1636被断开,则无功率从超声发生器(诸如,例如发生器20)传输到与能够进行关节运动的谐波波导1602联接的超声换能器1624。

[0236] 图58示出包括能够进行关节运动的谐波波导1702和总曲率限制器1728的超声外科器械1700的一个实施例。总曲率限制器1728包括具有阈值警告指示器1736的两级电连接

件1730。当柔性波导1706的总曲率接近预先确定的阈值时,第一电连接件1732的连续性被中断,从而使阈值警告指示器1736向使用者提供能够进行关节运动的谐波波导1702正接近预先确定的限制之一的阈值警告。在各种实施例中,阈值警告可包括视觉警告、声音警告、触觉警告、嗅觉警告、或它们的任何组合。如果总曲率增大超出警告阈值,则第二电连接件1734被断开,从而导致停止从超声发生器向超声外科器械1700的超声换能器1724供电。

[0237] 图59示出包括总曲率限制器1828的能够进行关节运动的谐波波导1802的一个实施例。总曲率限制器1828包括共振频移跟踪器1830。共振频移跟踪器1830联接到超声发生器(未示出),以提供与能够进行关节运动的谐波波导1802的振动频率对应的反馈信号。在一个实施例中,共振频移跟踪器1830位于波节处。当能够进行关节运动的谐波波导1802的共振因曲率半径的变化而接近截止频率时,发生器可向使用者提供阈值警告。在各种实施例中,阈值警告可包括视觉警告、声音警告、触觉警告、嗅觉警告、或它们的任何组合。在一些实施例中,超出阈值警告的连续操作可导致停止向超声换能器1624供电。

[0238] 在图60所示出的一个实施例中,总曲率限制器1928可包括位于柄部1922内的观察窗口1730。观察窗口1730可包括指示因曲率半径增大而引起的效率损失的一个或多个刻度1934。使用者可相对于刻度1934通过观察窗口1730来观察移位控制元件(未示出)。刻度1934可指示能够进行关节运动的谐波波导1902正接近操作极限。操作极限可印刷在柄部上,以指示安全操作区、警告区、和/或截止区。

[0239] 在一个实施例中,柔性波导806可具有形成于柔性波导806上的一个或多个总曲率限制器。柔性波导806可包括总曲率限制器,诸如分段轴(诸如,例如激光蚀刻轴)、具有固定弯曲范围的关节运动接头、侧向刚性管、和/或有限弹性管中的一个或多个。在另一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导802可被设计为预期最坏情况下的曲率,使得不会遇到不兼容的局部曲率条件。

[0240] 在一个实施例中,柔性波导806可围绕波腹为中心。在图61所示的实施例中,柔性波导2006具有位于波腹处的中心点2009。通过将中心点2009放置于波腹处,围绕波腹为中心的有限长度的柔性波导2006可获得处于低(理想地为零)内应力下且对增益没有影响的过渡。在所示出的实施例中,驱动部分2004与柔性波导2006之间的接合点2010和柔性波导2006与端部执行器2008之间的接合点2012同时位于离中心点2009的 $\lambda/8$ 的距离处,其中 λ 是超声驱动信号的波长。使用薄柔性波导2006允许更急的弯头或弯曲。弯头可为足够急的,使得能够进行关节运动的谐波波导2002可容纳在进行关节运动的管组中。在一个示例性实施例中,驱动部分2004可包括0.170英寸的直径,柔性波导2006可包括带状部分,所述带状部分具有0.020英寸的厚度,并且具有 $\lambda/8$ 的长度。

[0241] 图62示出包括器械安装部分2122和能够进行关节运动的谐波波导2102的机器人外科工具2100的一个实施例。器械安装部分2122能够交接机器人外科系统,诸如,例如机器人外科系统500。在该实施例中,关节运动致动器2116、总曲率限制器2128、和用于能够进行关节运动的谐波波导2102的其它控制件可容纳在器械安装部分2122中。

[0242] 图63示出包括剪切机构2350的卡口钳外科器械2300的一个实施例。剪切机构2350包括能够进行关节运动的谐波波导2302和外科垫2354。能够进行关节运动的谐波波导2302类似于图52到图52B所述的能够进行关节运动的谐波波导1302。在图63所示的实施例中,能够进行关节运动的谐波波导2302包括第一驱动部分2304A、第一柔性波导2306A、第二驱动

部分2304B、第二柔性波导2306B、非柔性波导2312和端部执行器部分2308。第一柔性波导2306A和第二柔性波导2306B均具有沿同一平面的弯曲偏置,从而允许能够进行关节运动的谐波波导2302呈现卡口式钳构型。垫齿2352与能够进行关节运动的谐波波导2302平行。外科垫2354设置在垫齿2352的远侧端部处。外科垫2354和端部执行器2308可用于处理位于其之间的组织部分。

[0243] 在一个实施例中,卡口钳外科器械2300包括超声换能器,所述超声换能器用于产生高于平均水平的超声信号,诸如,例如80kHz信号。较高频率的超声信号允许使用较小的超声换能器。在该实施例中,仅使用与外科垫2354相对的端部执行器2308的最远侧部分来处理组织部分且因此高频超声信号的较短波长不会造成能够进行关节运动的谐波波导2302中的任何反馈问题。卡口钳外科器械2300为用户提供精确模拟传统钳装置的操作的装置。端部执行器2308的偏置架构还在所述装置被使用时提供对目标组织部位的极佳可见度。

[0244] 图64A到图66B示出包括能够进行关节运动的谐波波导802的超声柔性剪外科装置的各种实施例。图64A和图64B示出包括能够进行关节运动的谐波波导2402的柔性剪装置2400的一个实施例。驱动部分2404设置在外套2456内。第一柔性条带2420A和第二柔性条带2420B设置在外套2456内并且连接到外套2456的远侧端部。第一柔性条带2420A和第二柔性条带2420B在其近侧端部处连接到关节运动致动器2421。关节运动致动器2421可枢转,以使第一柔性条带2420A朝近侧运动并且同时使第二柔性条带2420B朝远侧运动。第一柔性条带和第二柔性条带的运动使外套2456沿朝近侧平移的柔性条带(在这种情况下,第一柔性条带2420A)的方向弯曲。在一个实施例中,能够进行关节运动的谐波波导2402的柔性波导2406可与外套2456一致弯曲。外套2456和能够进行关节运动的谐波波导2402的弯曲允许柔性剪装置2400夹持并处理原本难以或不可能使用传统的非柔性剪来处理的组织部分。

[0245] 图65A和图65B示出柔性剪装置2500的一个实施例,其中能够进行关节运动的谐波波导2402被移除。在所示出的实施例中,第一柔性条带2420A和第二柔性条带2420B连接到夹持臂2554。关节运动致动器2516沿近侧方向或远侧方向的运动使夹持臂2554从图65A所示的夹持位置枢转到图65B所示的松开位置。在该实施例中,关节运动致动器2516可枢转以使外套2556与外套2556的纵向轴线成一定角度进行关节运动。

[0246] 图66A和图66B示出柔性剪装置2600的一个实施例。柔性剪装置2600包括设置在柔性护套2656内的能够进行关节运动的谐波波导2600。柔性护套2656可具有一个或多个弯曲特征结构(诸如,例如形成于柔性护套2656中的弯曲狭槽2657),以利于柔性护套与柔性护套2656的纵向轴线成一定角度进行关节运动。柔性波导2606可位于柔性护套2656内的所述一个或多个弯曲狭槽2657的位置处,以利于柔性护套2656和能够进行关节运动的谐波波导2602进行关节运动。柔性护套2656可以类似于上文参照图64A到图65B所述的方式进行关节运动。

[0247] 可以采用位于器械安装部分处或位于联接到接合部的机器人控制器或臂车侧处的处理单元来控制本文所述的各种能够进行关节运动的谐波波导的操作。处理单元可负责执行各种软件程序(诸如系统程序、应用程序和/或模块),以便提供上文所述的任何外科器械的计算和处理操作,包括对本文所述的各种能够进行关节运动的谐波波导的操作进行控

制。合适的处理单元可负责执行各种任务和数据通信操作,诸如通过一个或多个有线或无线通信信道来传输机器命令和数据信息。在各种实施例中,根据所述的实施例,处理单元可以包括单处理器架构,或者其可以包括任何合适的处理器架构和/或任何合适数量的处理器。在一个实施例中,可使用单个集成处理器来实施处理单元。

[0248] 可使用任何合适的处理器电路或逻辑设备(电路)将处理单元实施为主机中央处理单元(CPU),诸如通用处理器和/或状态机。根据所述的实施例,处理单元还可作为单芯片多处理器(CMP)、专用处理器、嵌入处理器、介质处理器、输入/输出(I/O)处理器、协同处理器、微处理器、控制器、微控制器、特定于应用的集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、可编程逻辑设备(PLD)、或其他处理设备来实施。

[0249] 在一个实施例中,处理单元可通过总线在器械安装部分处或在控制器/臂车侧处联接到存储器和/或存储部件。存储器总线可包括任何合适的接合部和/或总线架构,用于使处理单元能够访问存储器和/或存储部件。虽然存储器和/或存储部件可以与处理单元分开,但值得注意的是,在各种实施例中,存储器和/或存储部件的某一部分或整个可被包括在与处理单元相同的集成电路上。另选地,存储器和/或一个或多个存储部件的某一部分或整个可设置在位于处理单元的集成电路外部的集成电路或其他介质(例如,闪存存储器、硬盘驱动器)上。

[0250] 存储器和/或一个或多个存储部件表示一个或多个计算机可读介质。存储器和/或存储部件可使用能够存储数据的任何计算机可读介质实施,所述计算机可读介质诸如易失性或非易失性存储器、可移除或不可移除存储器、可擦除或不可擦除存储器、可写入或可再写入存储器,等等。存储器和/或存储部件可包括易失性介质(例如,随机存取存储器(RAM))和/或非易失性介质(例如,只读存储器(ROM)、闪存存储器、光盘、磁盘等)。存储器和/或存储部件可包括固定介质(例如,RAM、ROM、固定硬盘驱动器等)以及可移除介质(例如,闪存存储器驱动器、可移除硬盘驱动器、光盘等)。计算机可读存储介质的示例可包括但不限于RAM、动态RAM(DRAM)、双倍数据速率DRAM(DDRAM)、同步DRAM(SDRAM)、静态RAM(SRAM)、只读存储器(ROM)、可编程ROM(PROM)、可擦除可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、闪存存储器(例如,NOR或NAND闪存存储器)、内容可寻址存储器(CAM)、聚合物存储器(例如,铁电聚合物存储器)、相变存储器、奥氏存储器、铁电存储器、硅-氧化物-氮化物-氧化物-硅(SONOS)存储器、磁卡或光卡、或适于存储信息的任何其他类型的介质。

[0251] 一个或多个I/O设备允许使用者将命令和信息输入到处理单元,并且还使得信息能够呈现给使用者和/或其他部件或设备。输入设备的示例包括键盘、光标控制设备(例如,鼠标)、麦克风、扫描仪等。输出设备的示例包括显示设备(例如,监视器或投影仪、扬声器、打印机、网卡等)。处理单元可连接到字母数字小键盘。小键盘可包括(例如)QWERTY键布局和集成的数字拨号盘。显示器可联接到处理单元。显示器可包括用于向使用者显示内容的任何合适的可视界面。在一个实施例中,例如,显示器可由液晶显示器(LCD)诸如触敏彩色(例如,76位色)薄膜晶体管(TFT)LCD屏幕实现。触敏LCD可以与触针和/或手写识别器程序一起使用。

[0252] 处理单元可被布置成向机器人式受控的外科器械提供处理或计算资源。例如,处理单元可负责执行各种软件程序,包括系统程序(诸如操作系统(OS))和应用程序。系统程序通常可协助机器人式受控的外科器械的运行,并且可直接负责控制、整合和管理计算机

系统的各个硬件部件。根据所述的实施例,OS可被实施为(例如) Microsoft[®] Windows OS、Symbian OSTM、Embedix OS、Linux OS、无线二进制运行时环境(BREW) OS、JavaOS、Android OS、Apple OS或其他合适的OS。计算设备可包括其他系统程序,诸如设备驱动器、编程工具、实用程序、软件库、应用程序编程接口(API),等等。

[0253] 各种实施例可在本文中于计算机可执行指令的一般背景中进行描述,所述计算机可执行指令诸如软件、程序模块和/或正由计算机执行的引擎。一般来讲,软件、程序模块和/或引擎包括被布置成执行特定操作或实现特定抽象数据类型的任何软件元件。软件、程序模块和/或引擎可包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、部件、数据结构等。软件、程序模块和/或引擎部件和技术的具体实施可存储在某种形式的计算机可读介质上并且/或者通过某种形式的计算机可读介质传输。就此而言,计算机可读介质可以是可用于存储信息且可由计算设备访问的任何可用介质。一些实施例还可以在分布式计算环境中实践,在所述分布式计算环境中,操作由通过通信网络链接的一个或多个远程处理设备执行。在分布式计算环境中,软件、程序模块和/或引擎可位于包括存储器存储设备在内的本地和远程计算机存储介质中。

[0254] 虽然可以将一些实施例例示和描述为包括功能部件、软件、引擎和/或执行各种操作的模块,但是应当理解,此类部件或模块可以由一个或多个硬件部件、软件部件和/或它们的组合实现。功能部件、软件、引擎和/或模块可由(例如)待被逻辑设备(例如,处理器)执行的逻辑(例如,指令、数据和/或代码)实现。这种逻辑可存储在位于一种或多种类型的计算机可读存储介质上的逻辑设备内部或外部。在其他实施例中,功能部件诸如软件、引擎和/或模块可由硬件元件实现,所述硬件元件可包括处理器、微处理器、电路、电路元件(例如,晶体管、电阻器、电容器、电感器等)、集成电路、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑设备(PLD)、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、逻辑门、寄存器、半导体设备、芯片、微芯片、芯片组,等等。

[0255] 软件、引擎、和/或模块的示例可包括软件部件、程序、应用、计算机程序、应用程序、系统程序、机器程序、操作系统软件、中间件、固件、软件模块、例程、子例程、函数、方法、过程、软件接合部、应用程序接合部(API)、指令集、计算代码、计算机代码、代码片段、计算机代码片段、字、值、符号、或它们的任何组合。确定实施例是否使用硬件元件和/或软件元件来实现可以根据任何数量的因素改变,这些因素诸如期望的计算速率、功率电平、热容差、处理循环预算、输入数据速率、输出数据速率、存储器资源、数据总线速度以及其他设计或性能约束。

[0256] 在一些情况下,各种实施例可实现为制造制品。所述制造制品可以包括被布置为存储用于执行一个或多个实施例的各种操作的逻辑、指令和/或数据的计算机可读存储介质。在各种实施例中,例如,所述制品可包括磁盘、光盘、闪存存储器或固件,这些制品均含有适于由通用处理器或专用处理器执行的计算机程序指令。然而,实施例并不限于此背景中。

[0257] 申请人还拥有下列专利申请,这些专利申请各自的全部内容均以引用方式并入:

[0258] 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;

[0259] 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;

[0260] 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;

[0261] 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;

[0262] 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;

[0263] 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;

[0264] 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

[0265] 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。

[0266] 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。

[0267] 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。

[0268] 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。

[0269] 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。

[0270] 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。

[0271] 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。

[0272] 以引用的方式全文或部分地并入本文的任何专利、专利公开或其它公开材料均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, 在必要程度下, 本文所明确阐述的公开内容将会取代以引用方式并入本文中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现有定义、陈述或者其它公开材料相冲突的任何材料或其部分, 仅在所并入的材料与现有公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

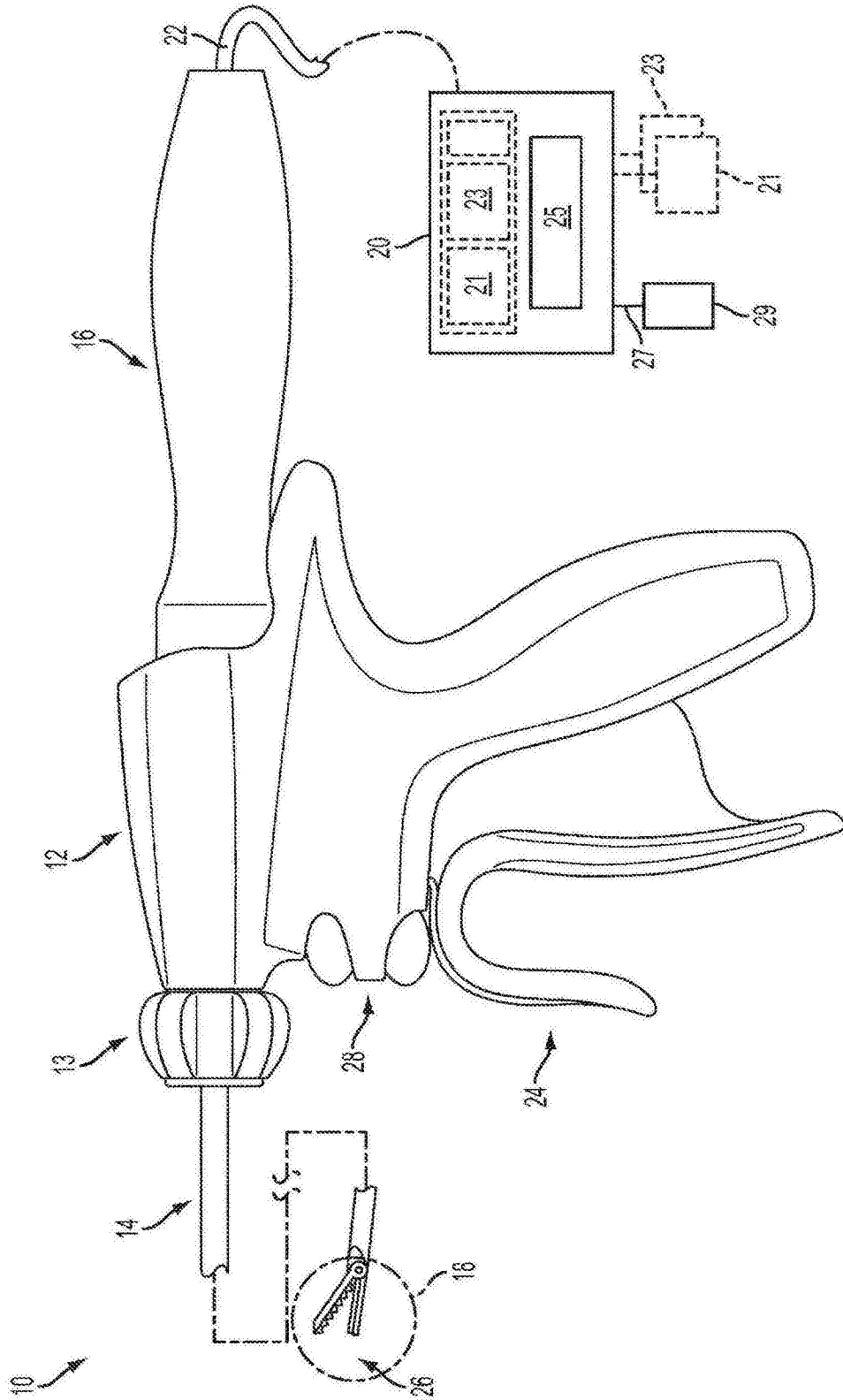


图1

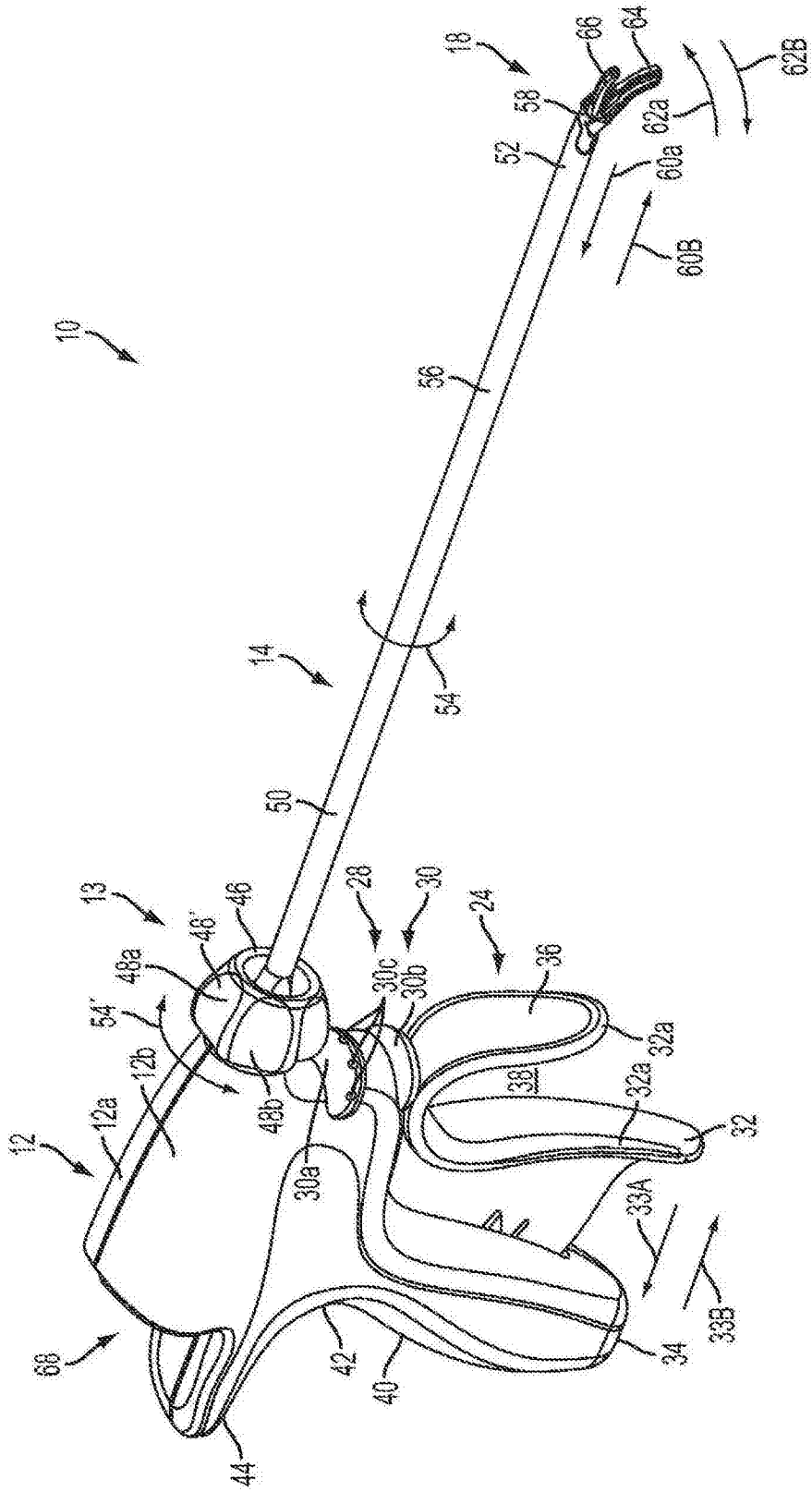


图2

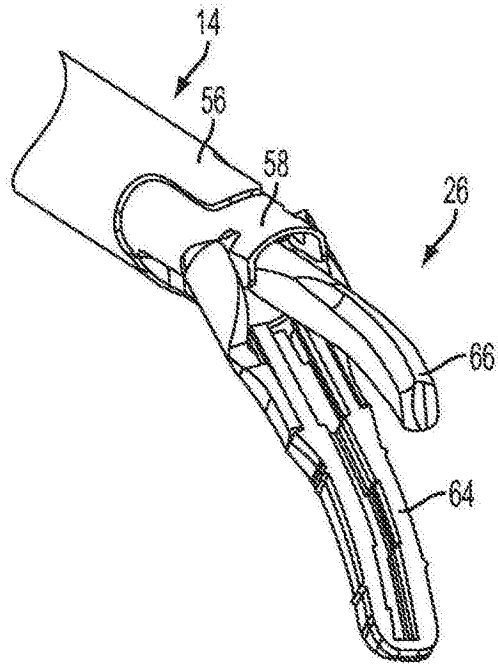


图3

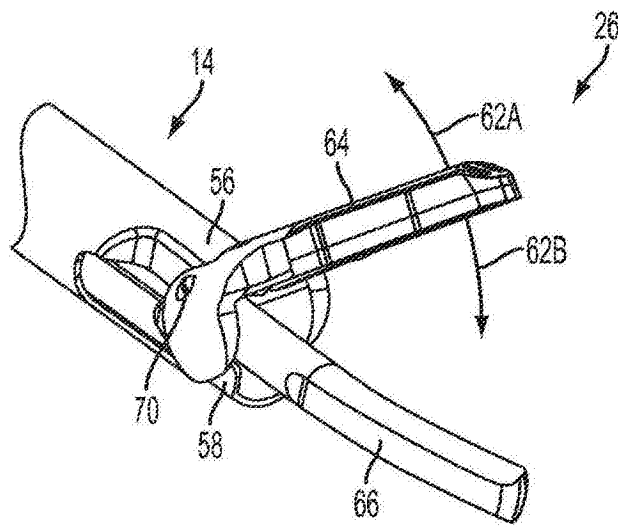


图4

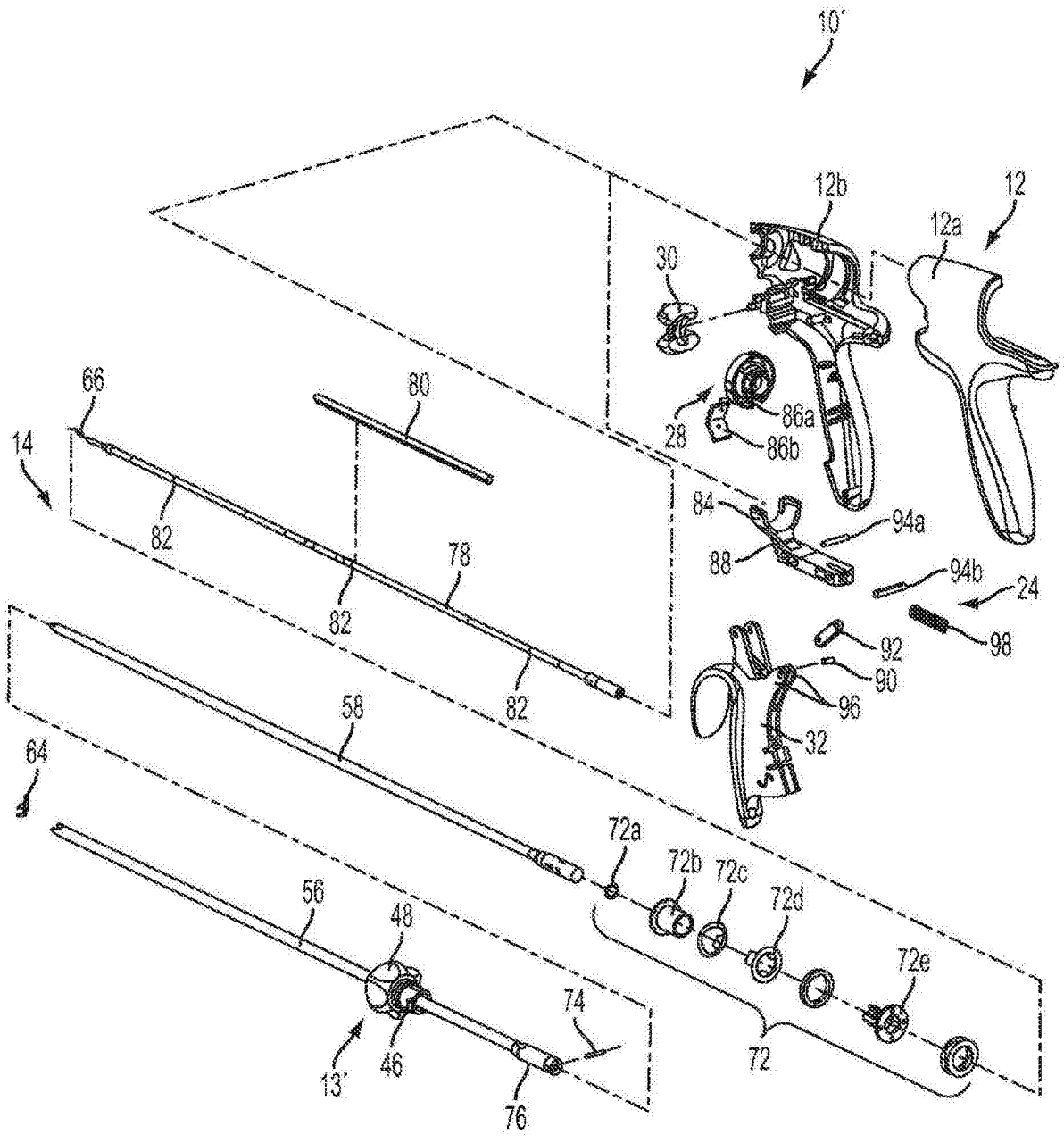


图5

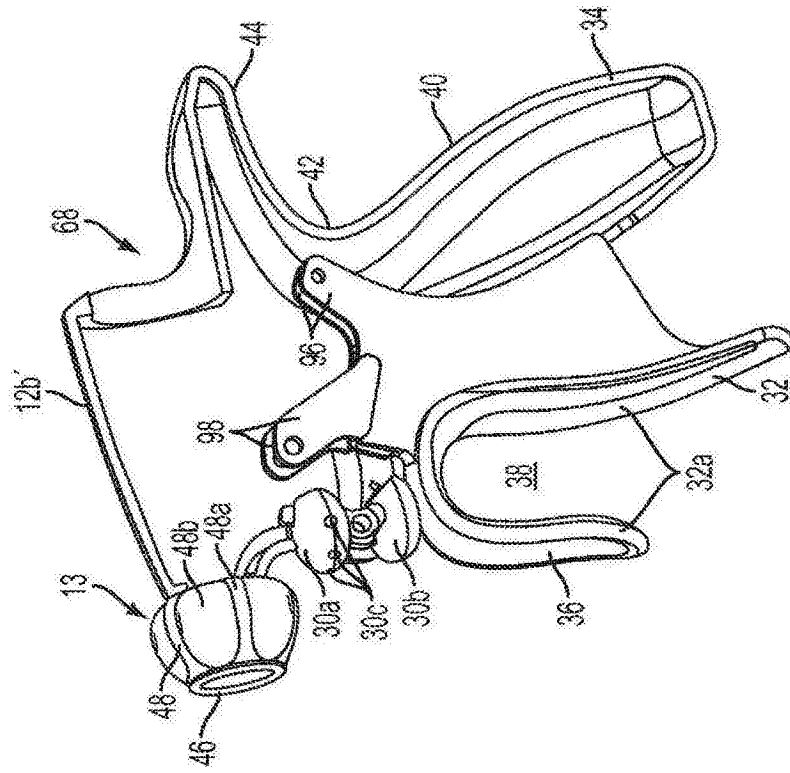


图6

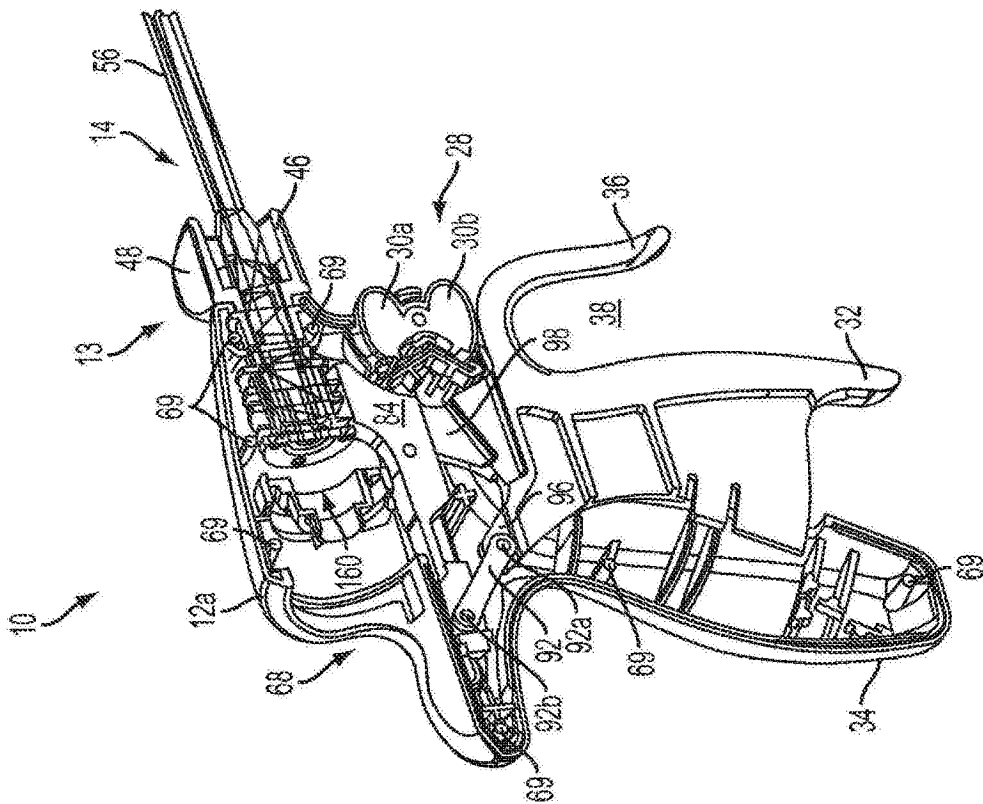


图7

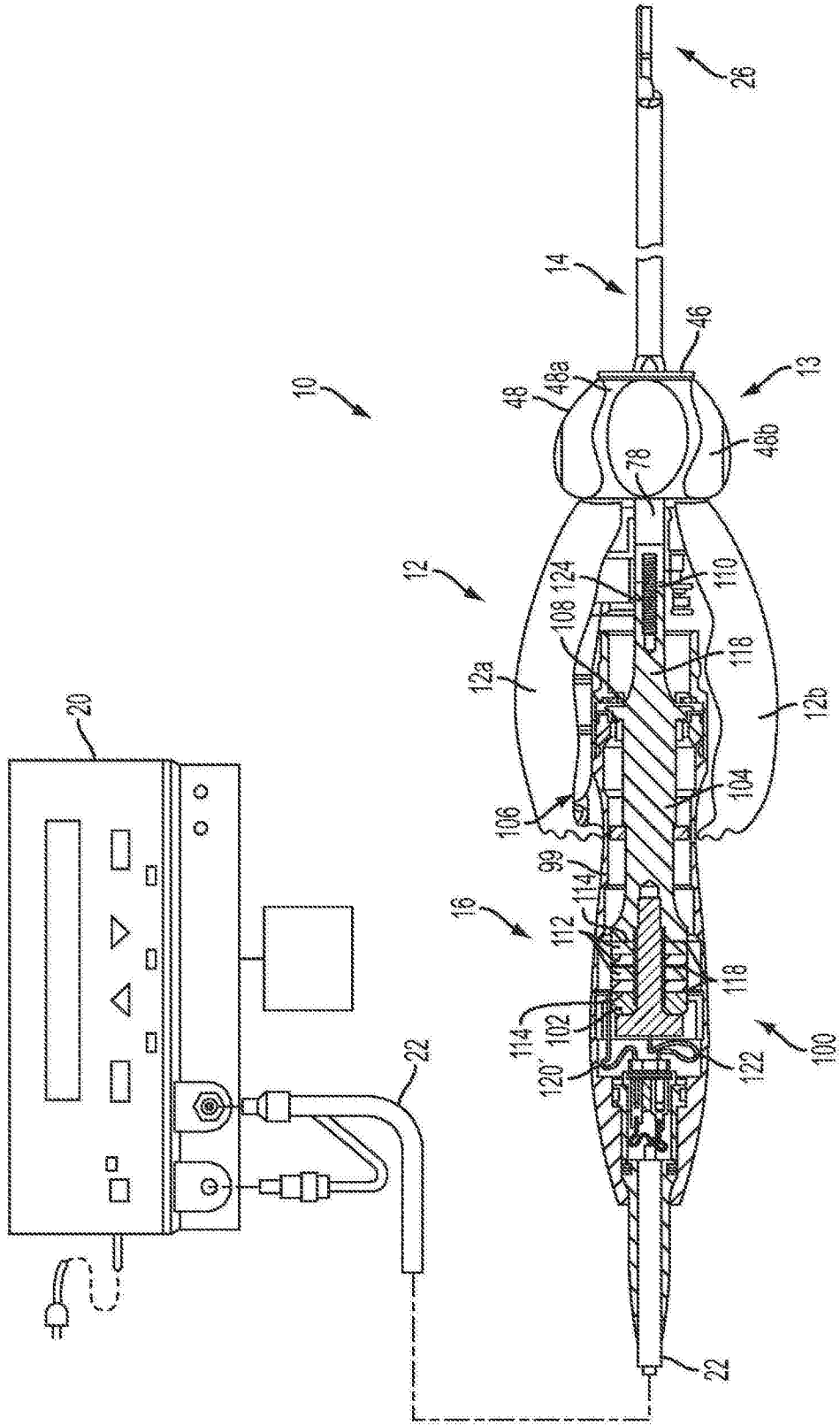


图8

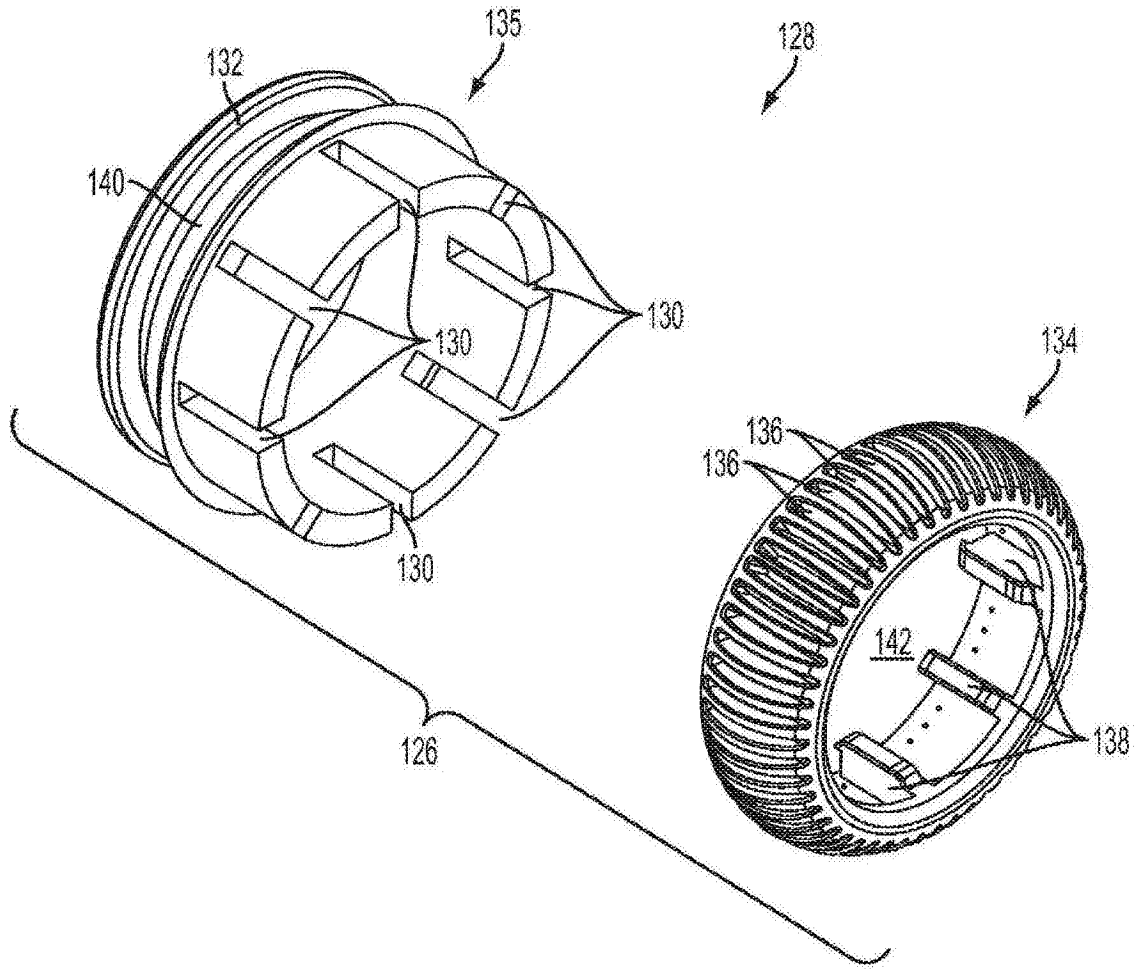


图9

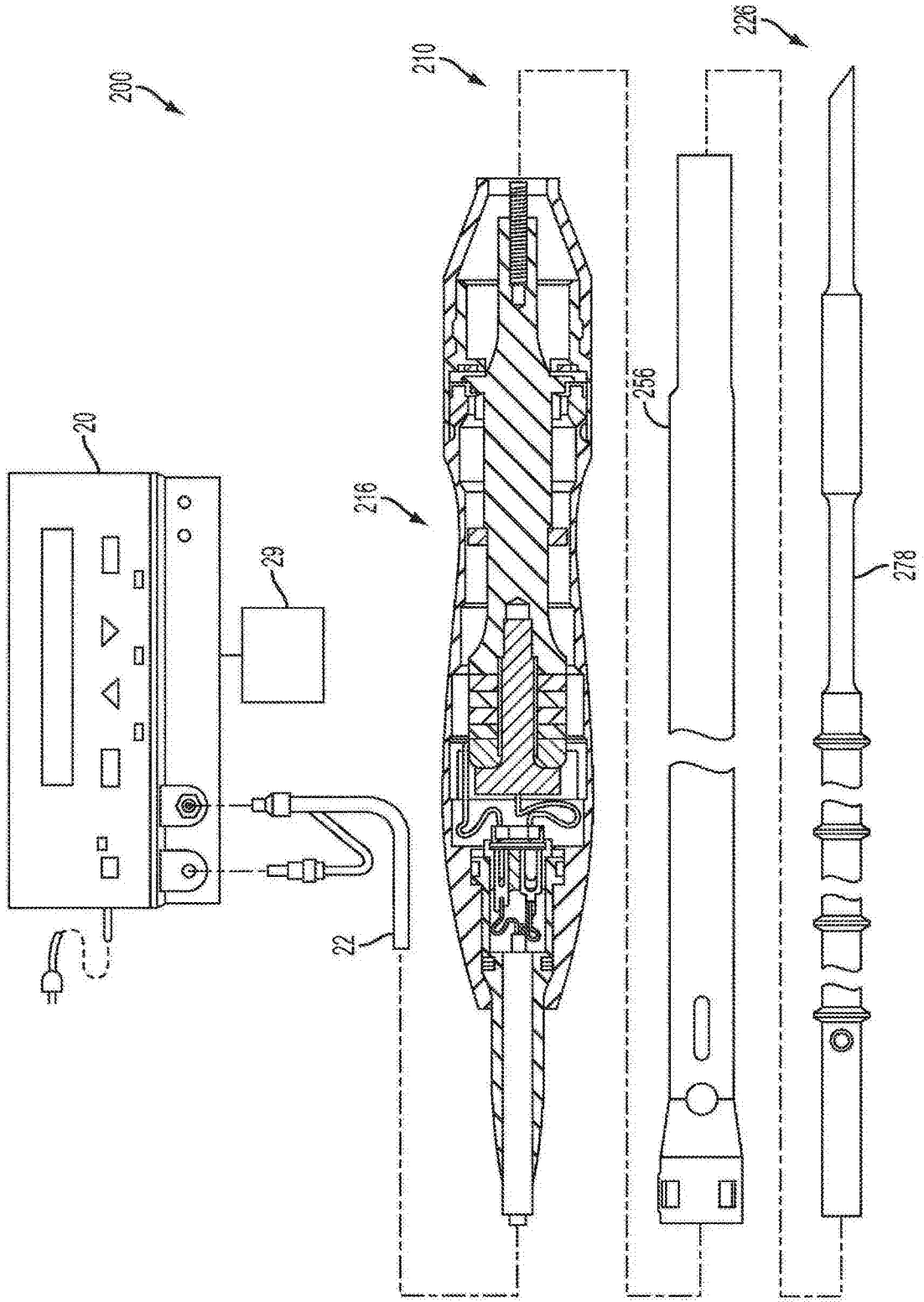


图10

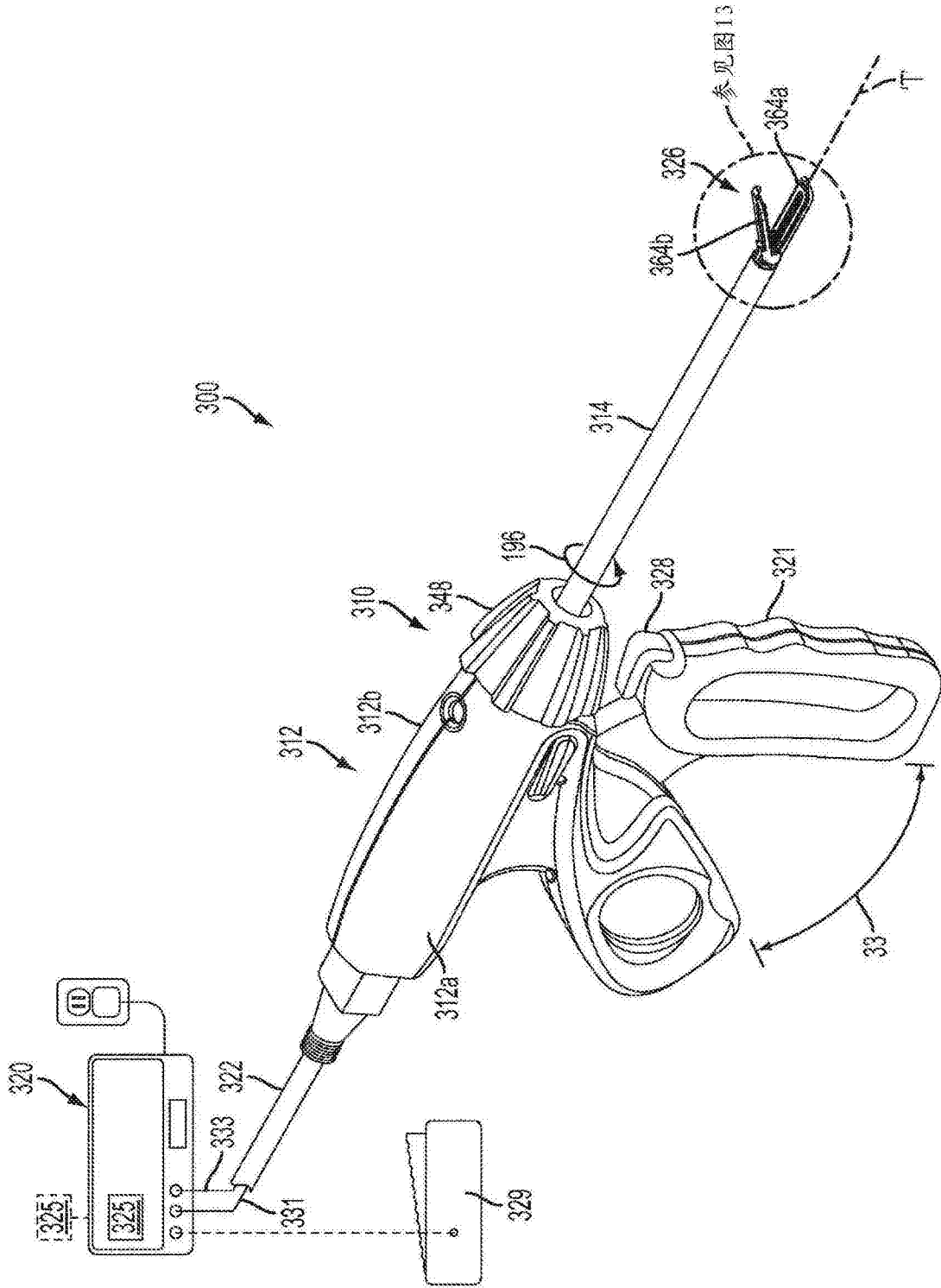


图11

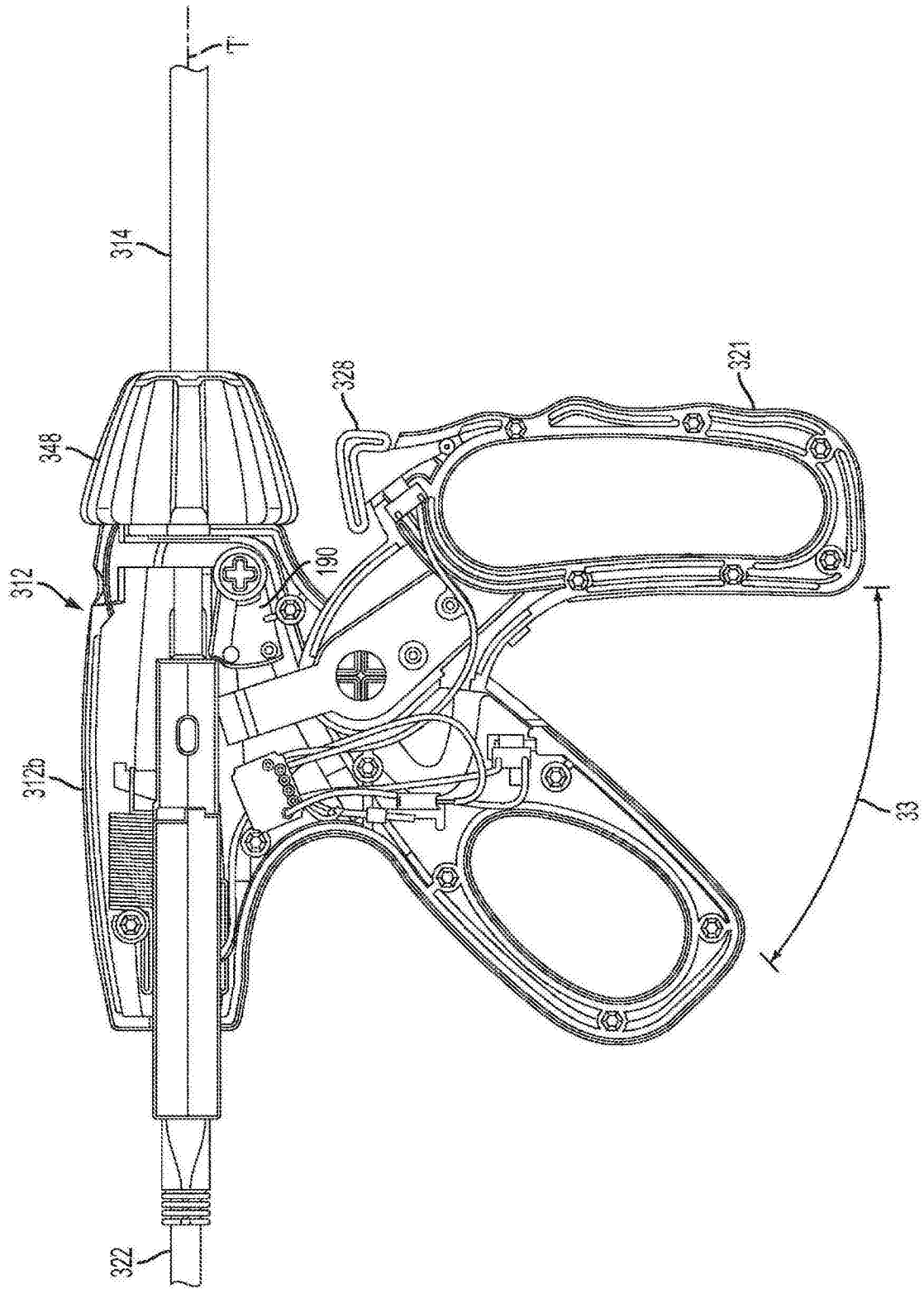


图12

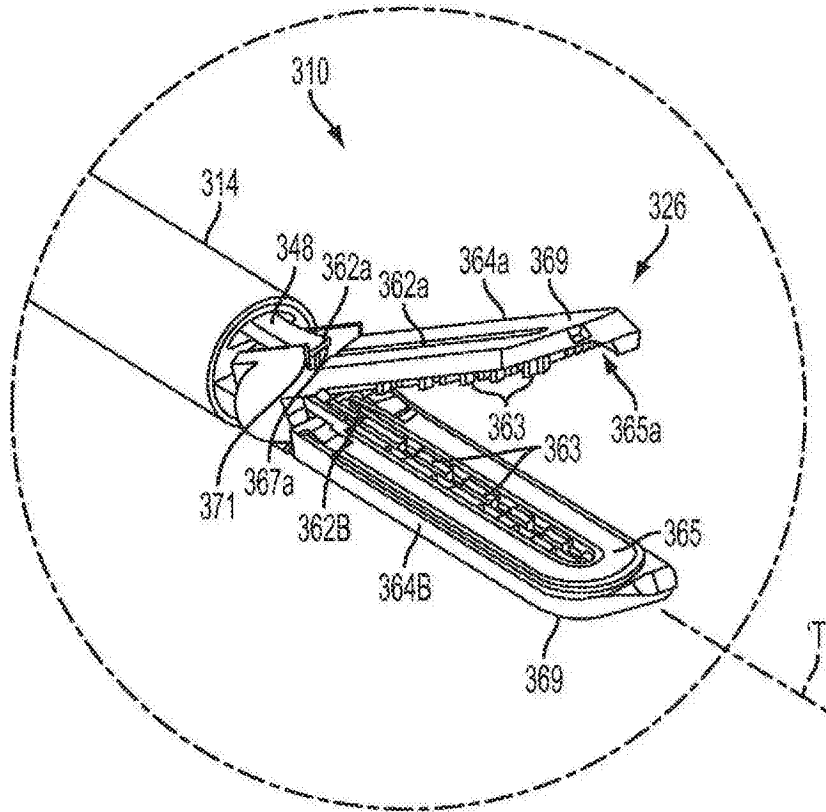


图13

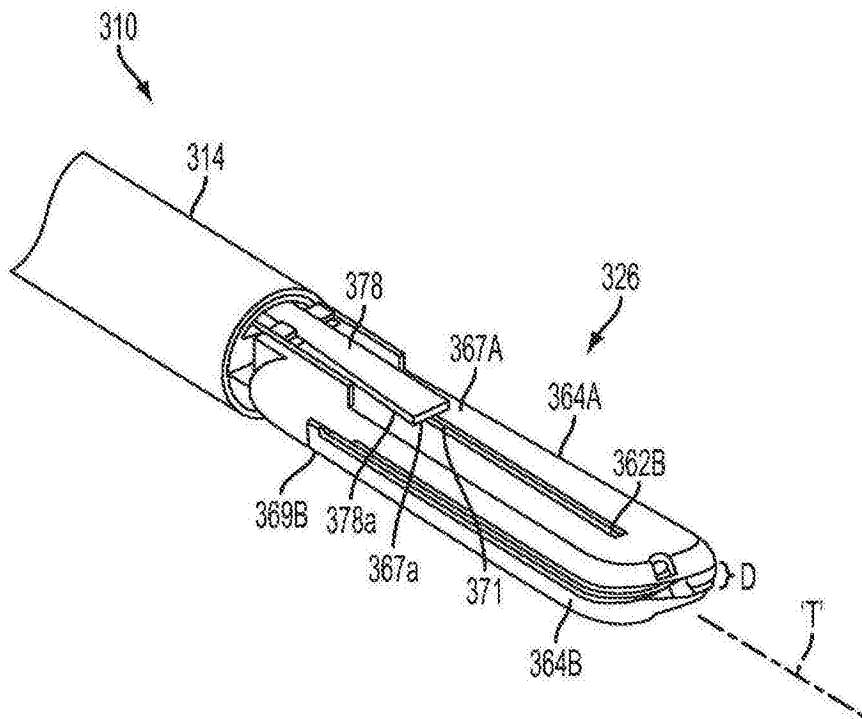


图14

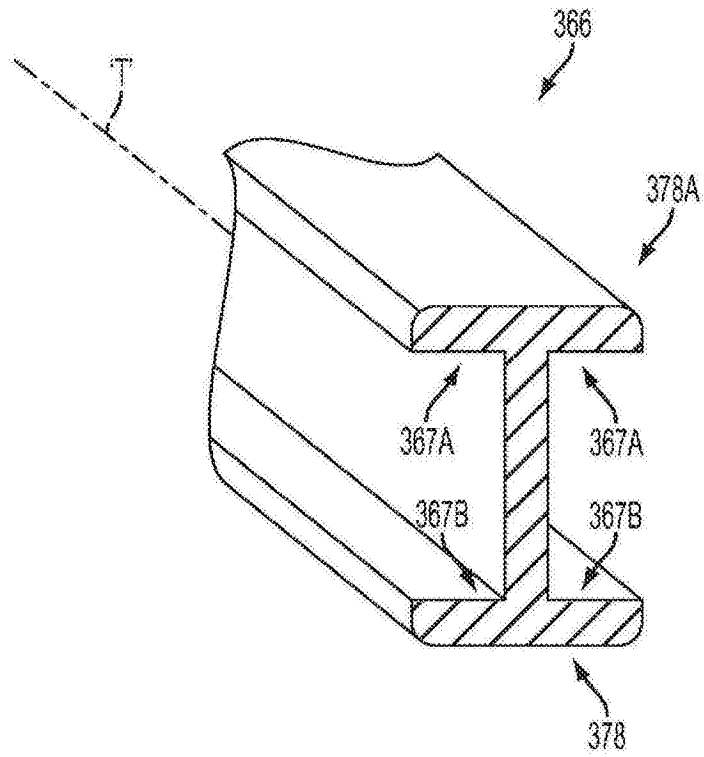


图15

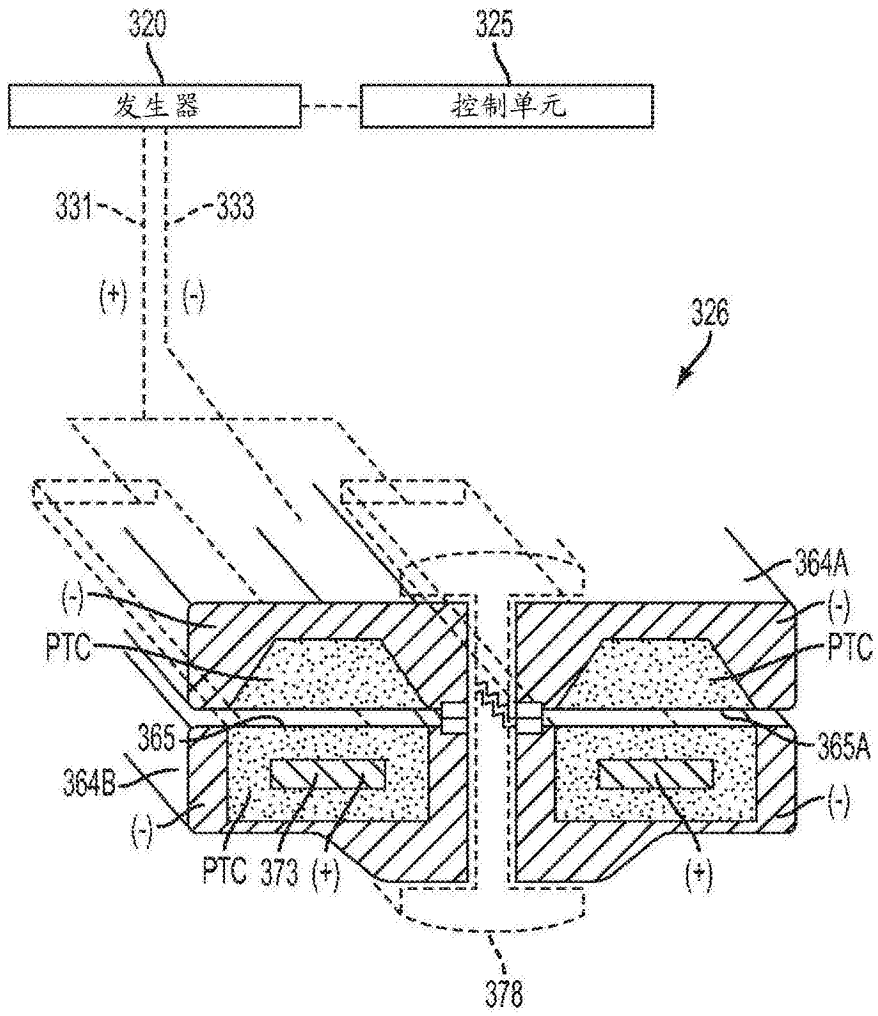


图16

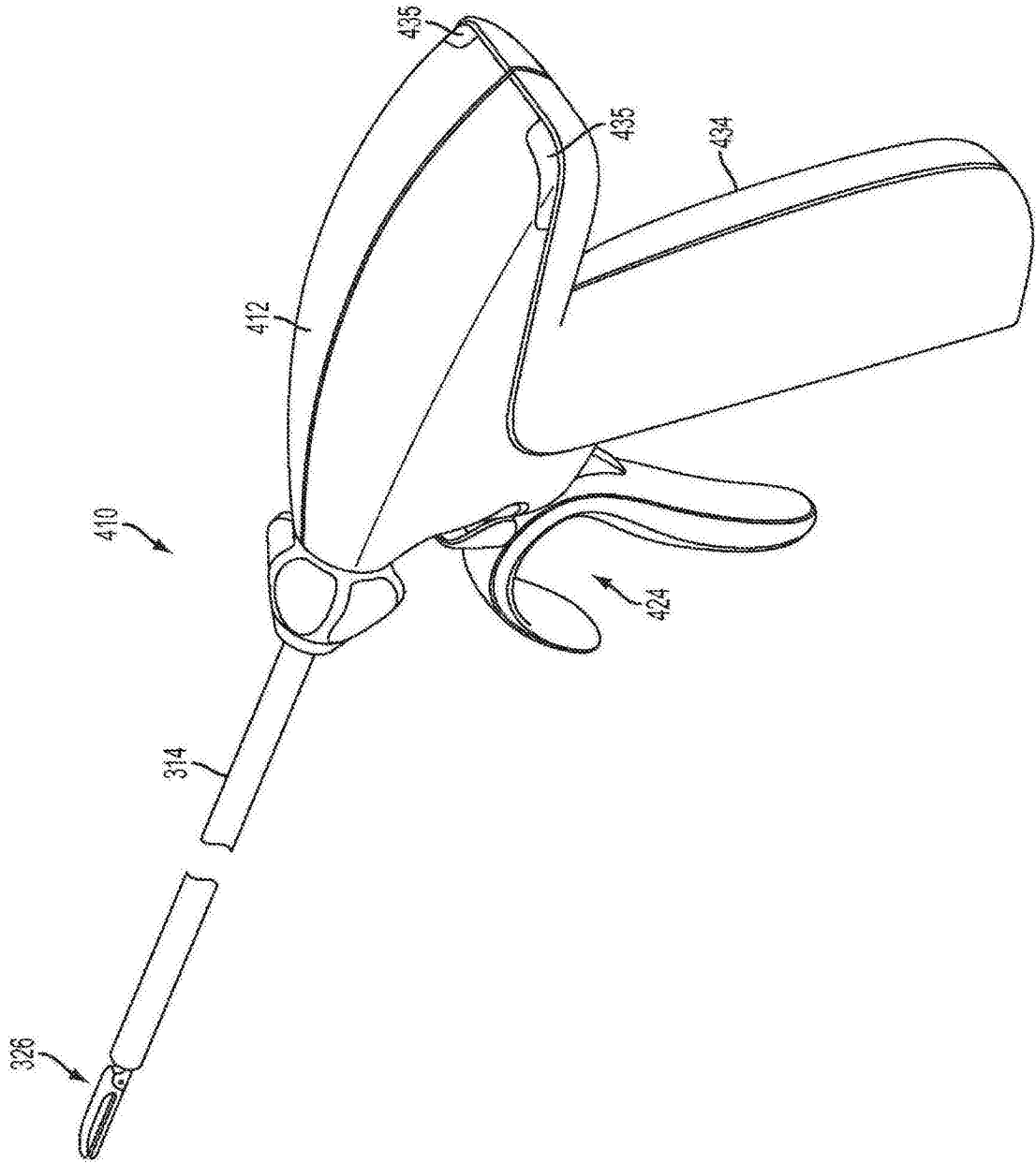


图17

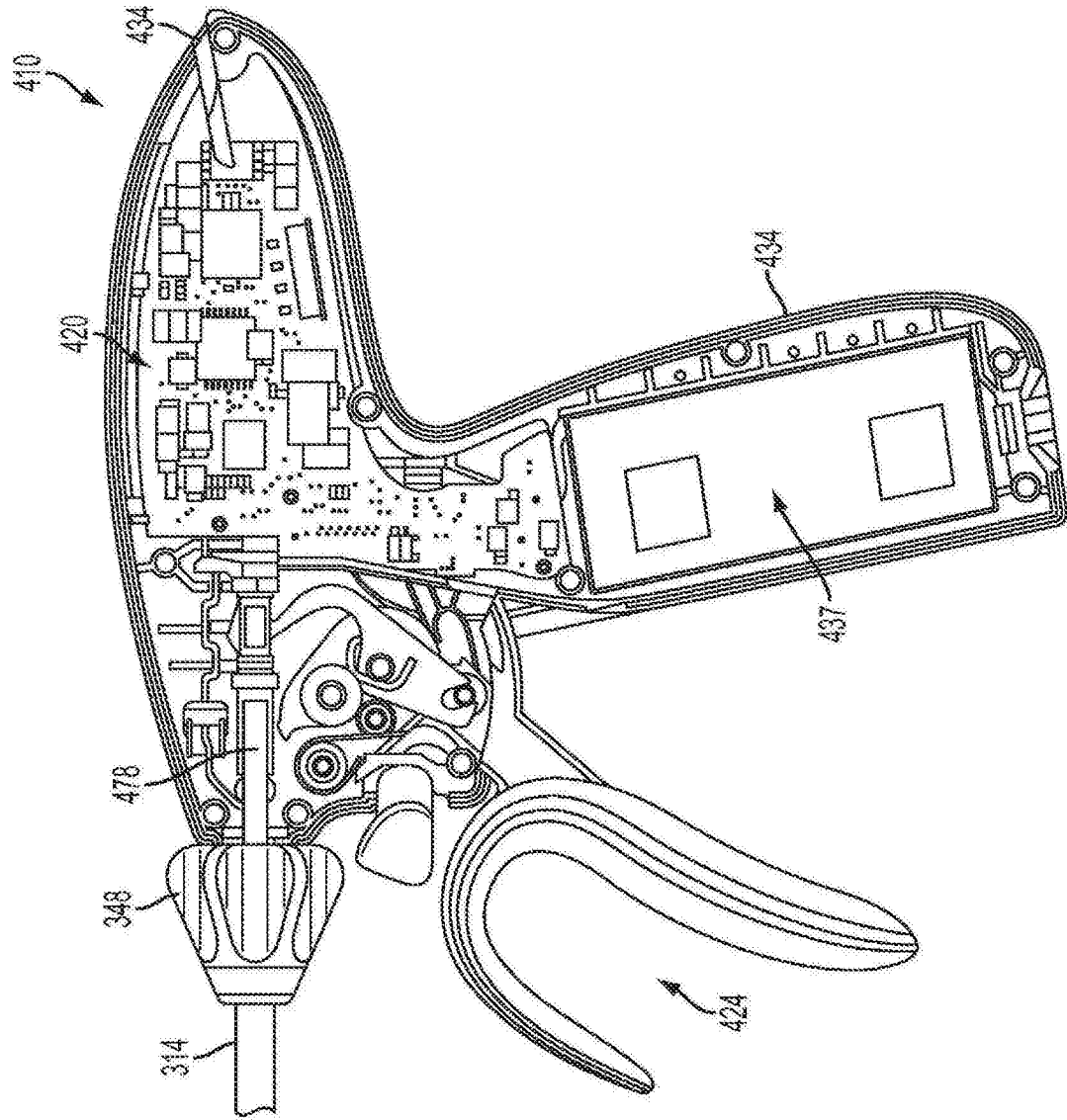


图18A

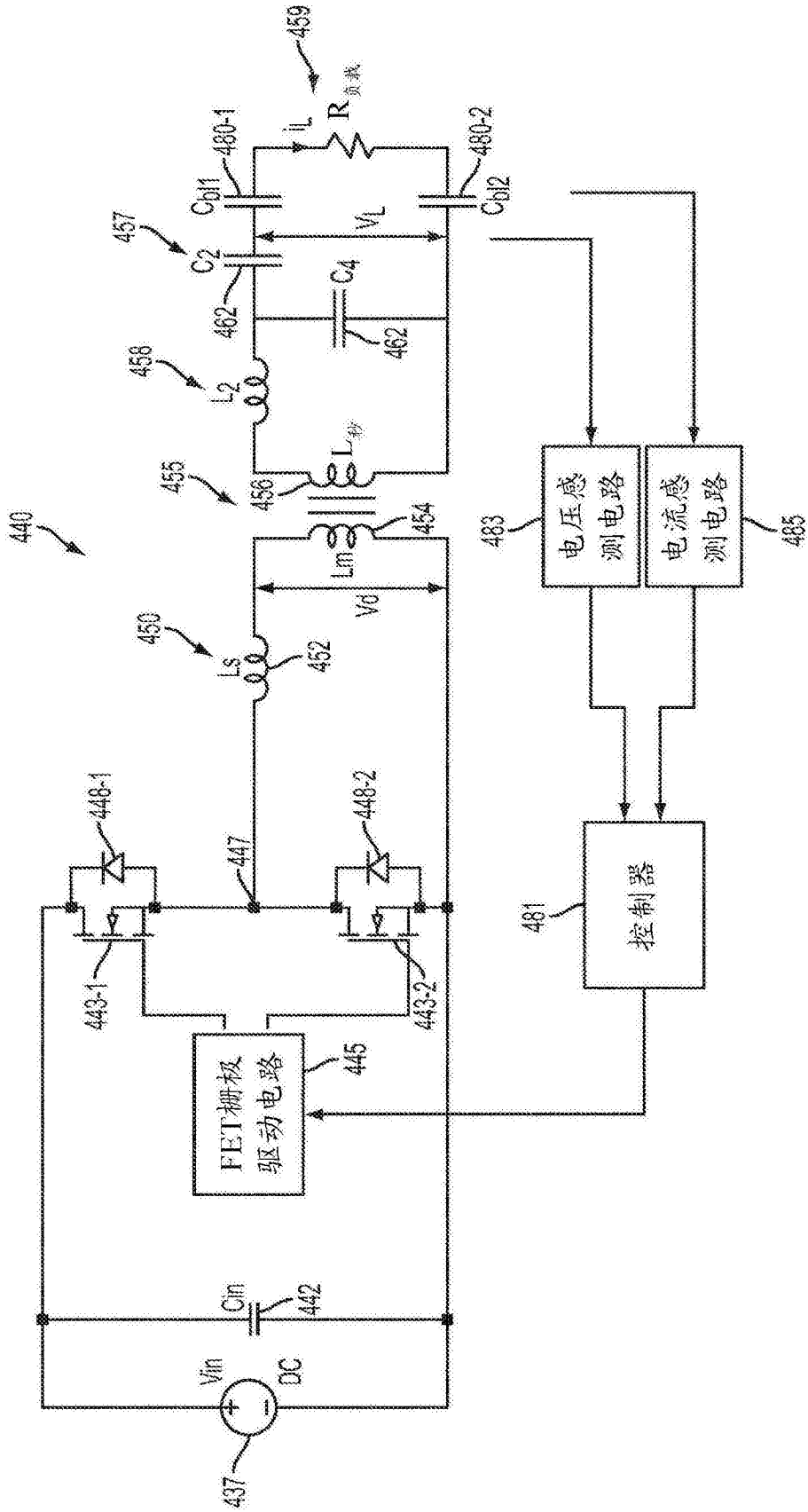


图18B

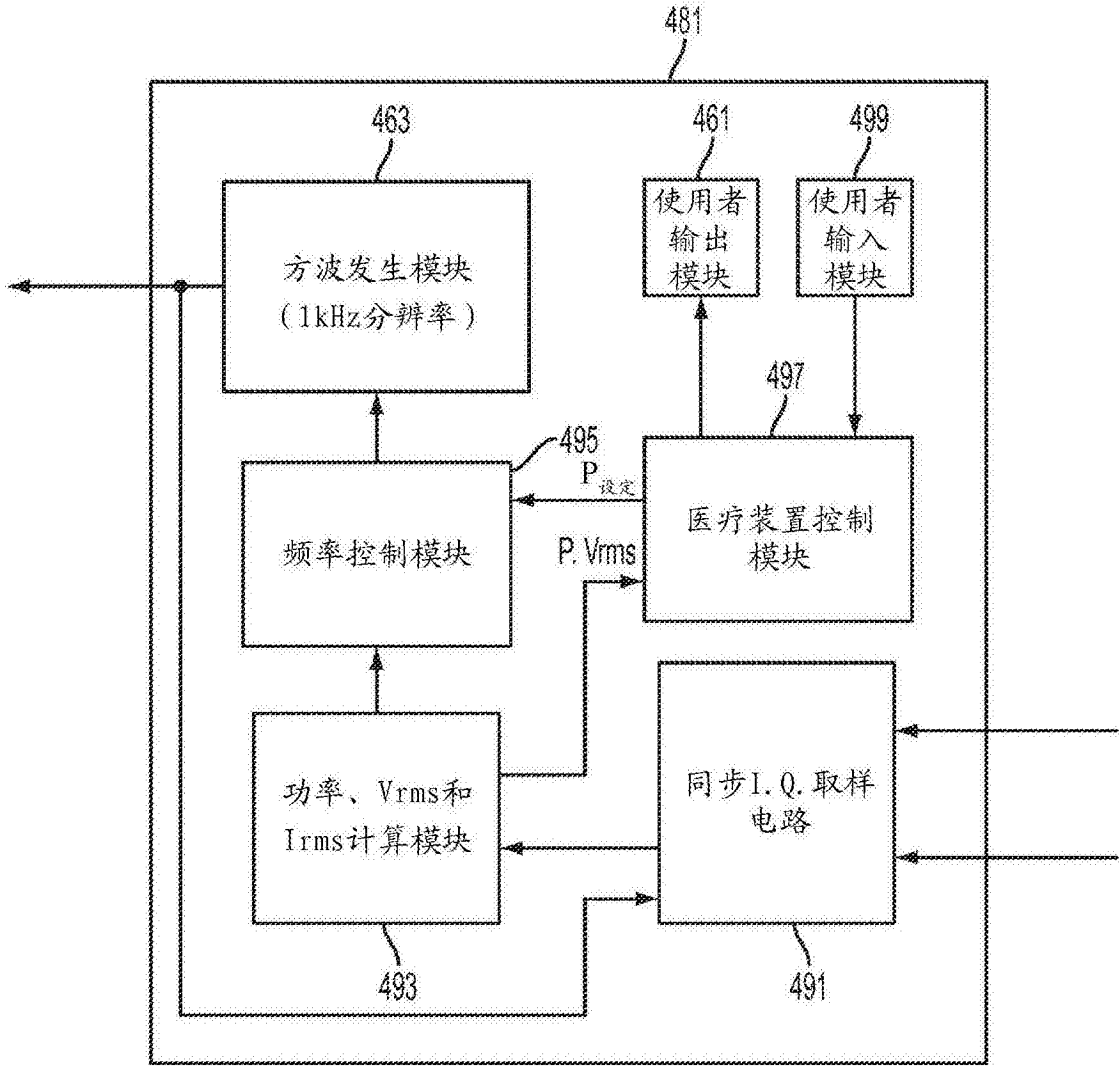


图18C

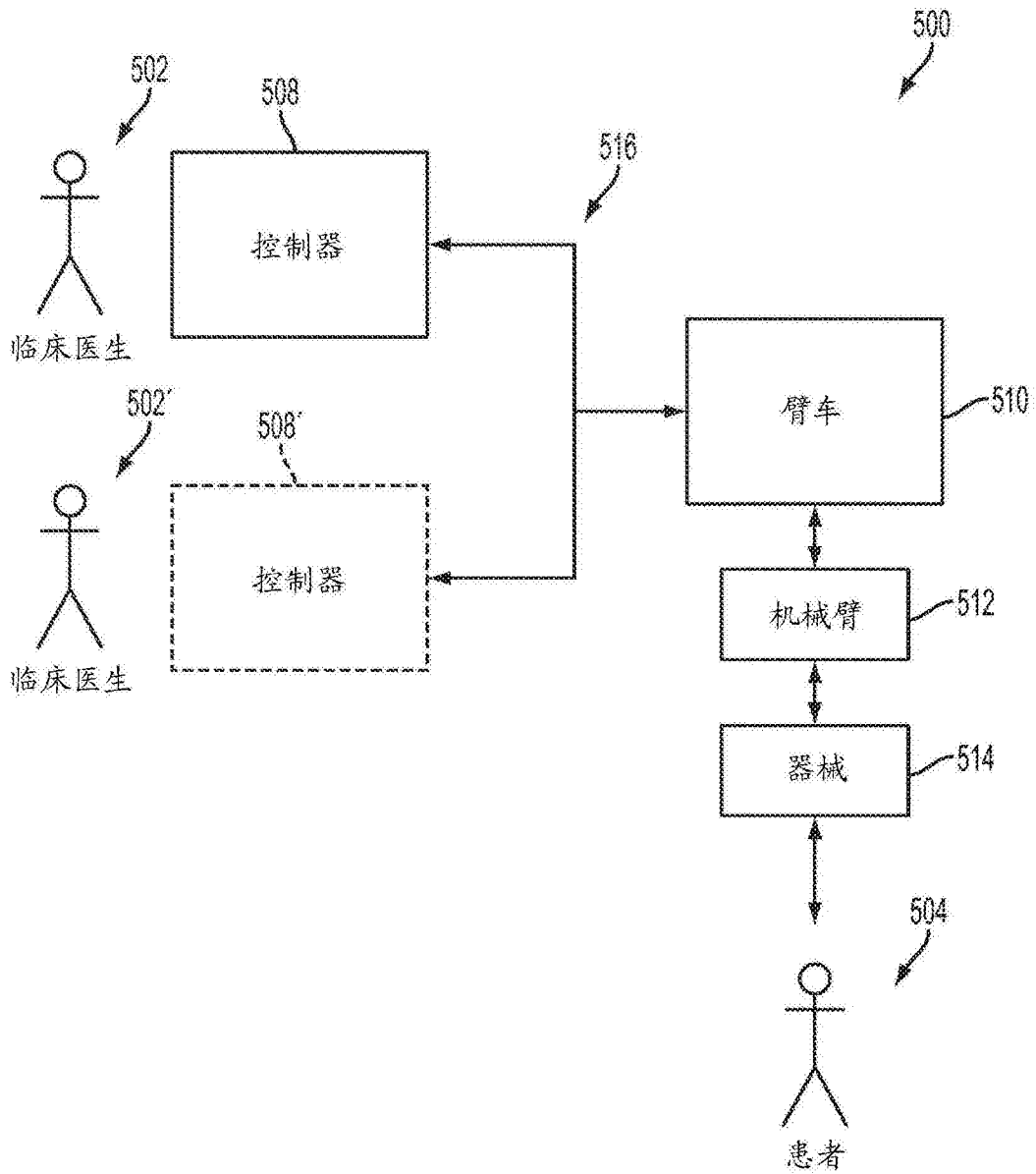


图19

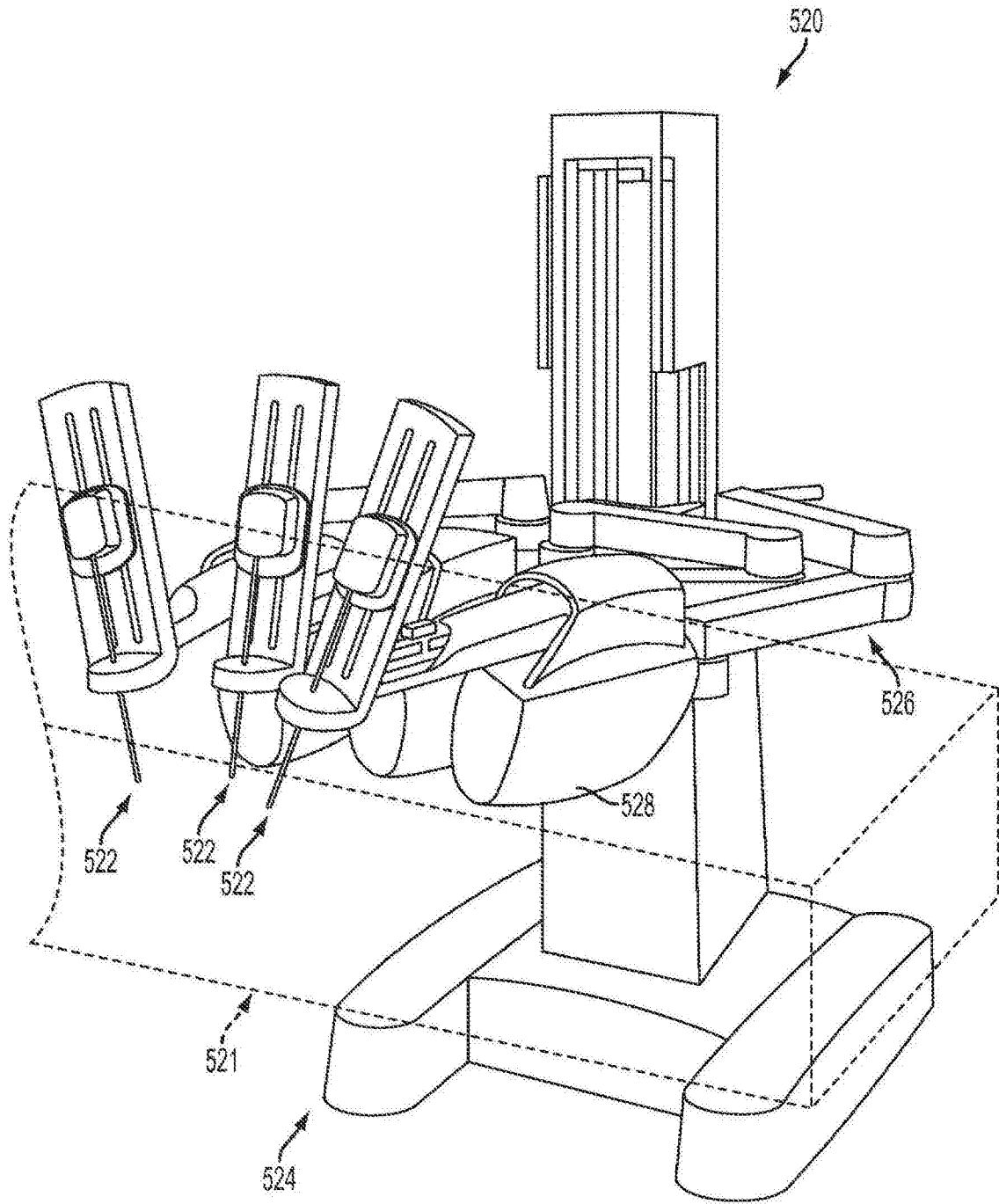


图20

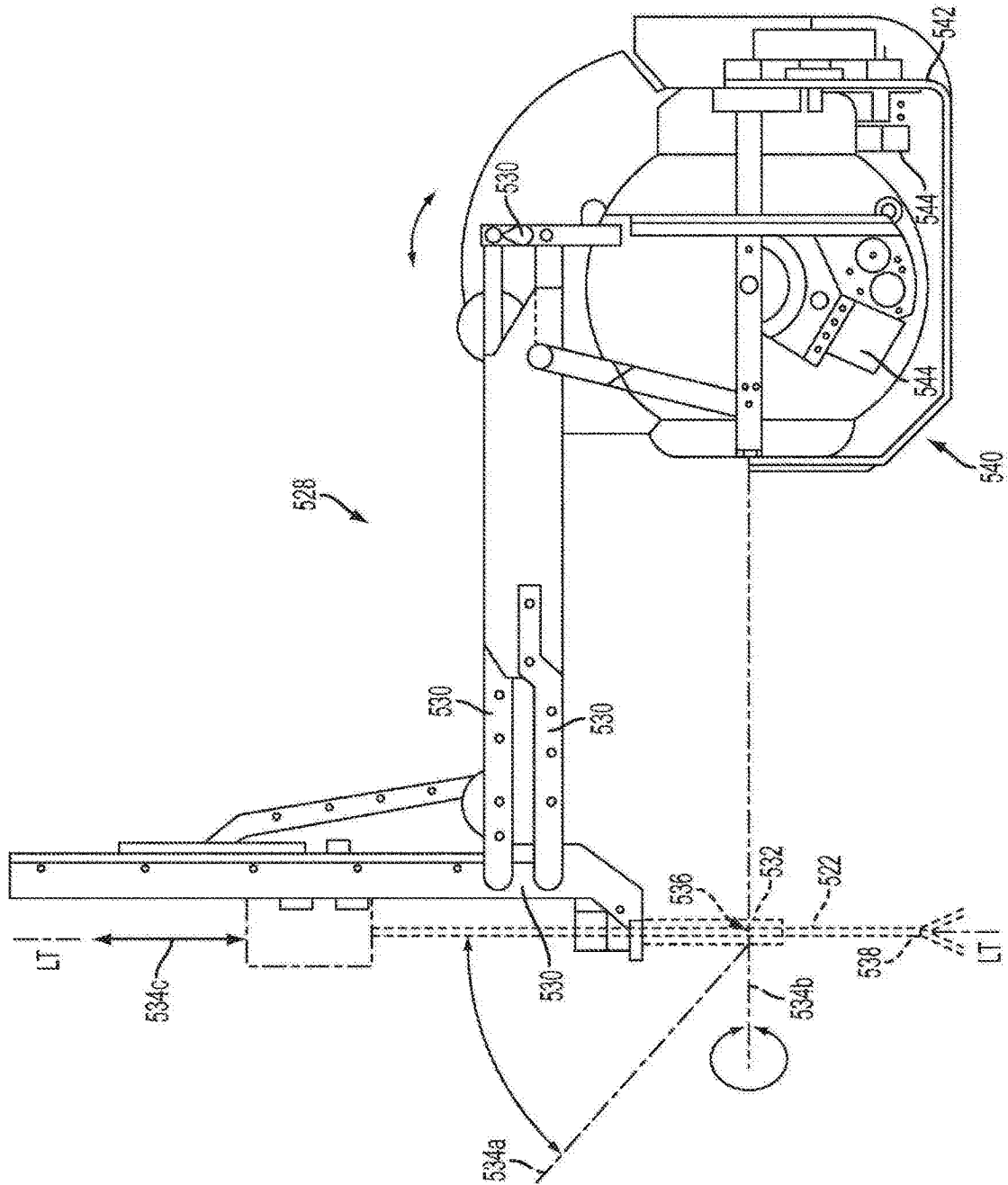


图21

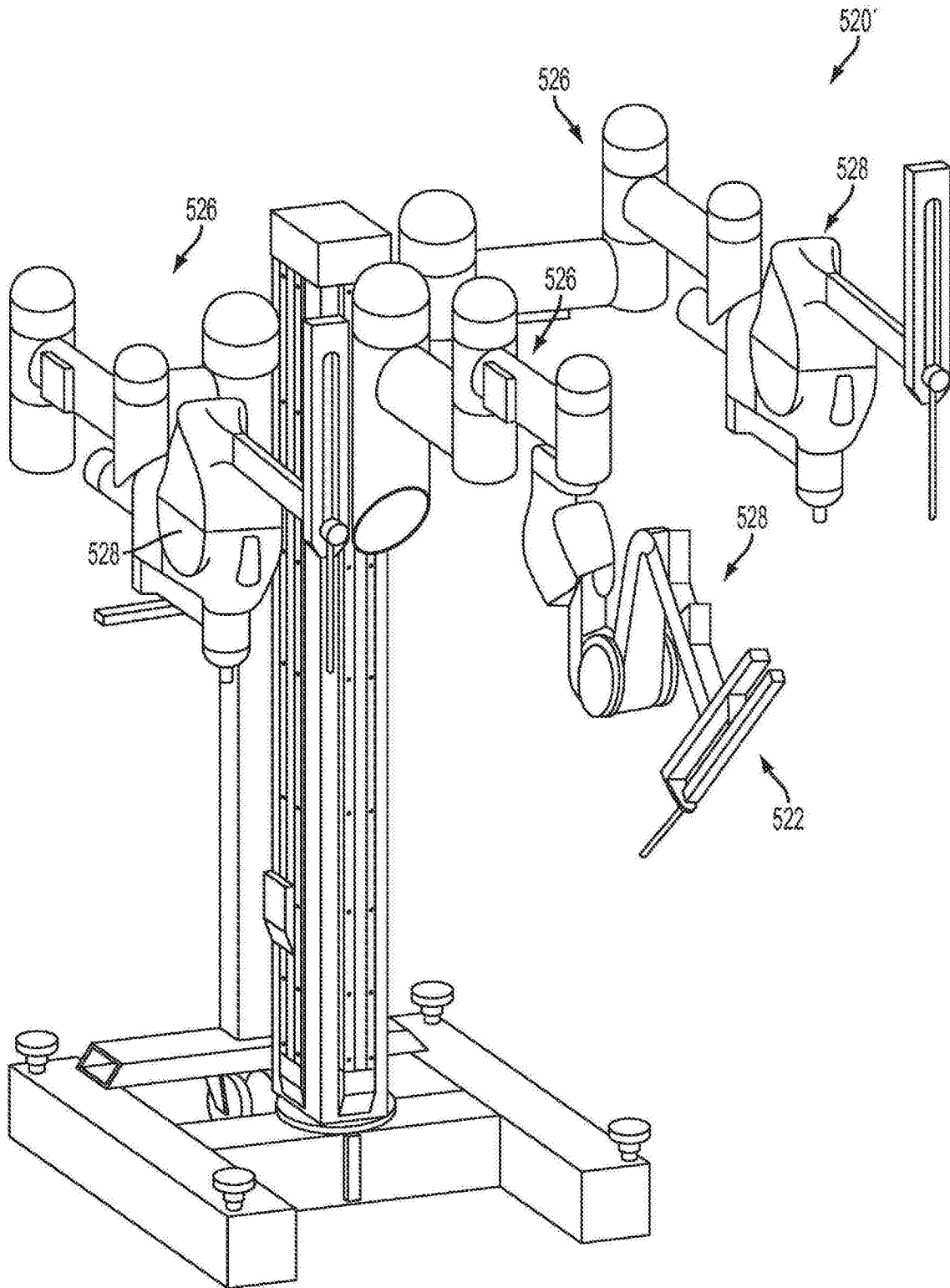


图22

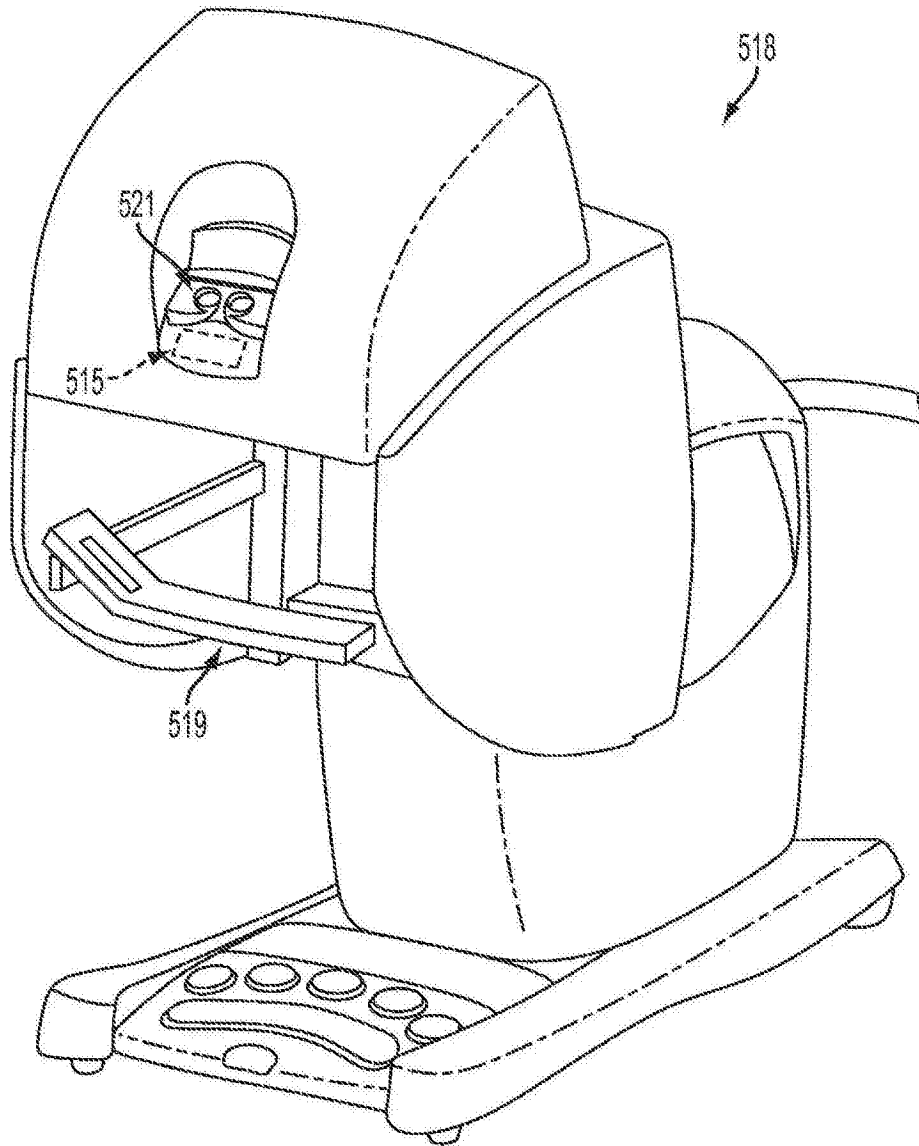


图23

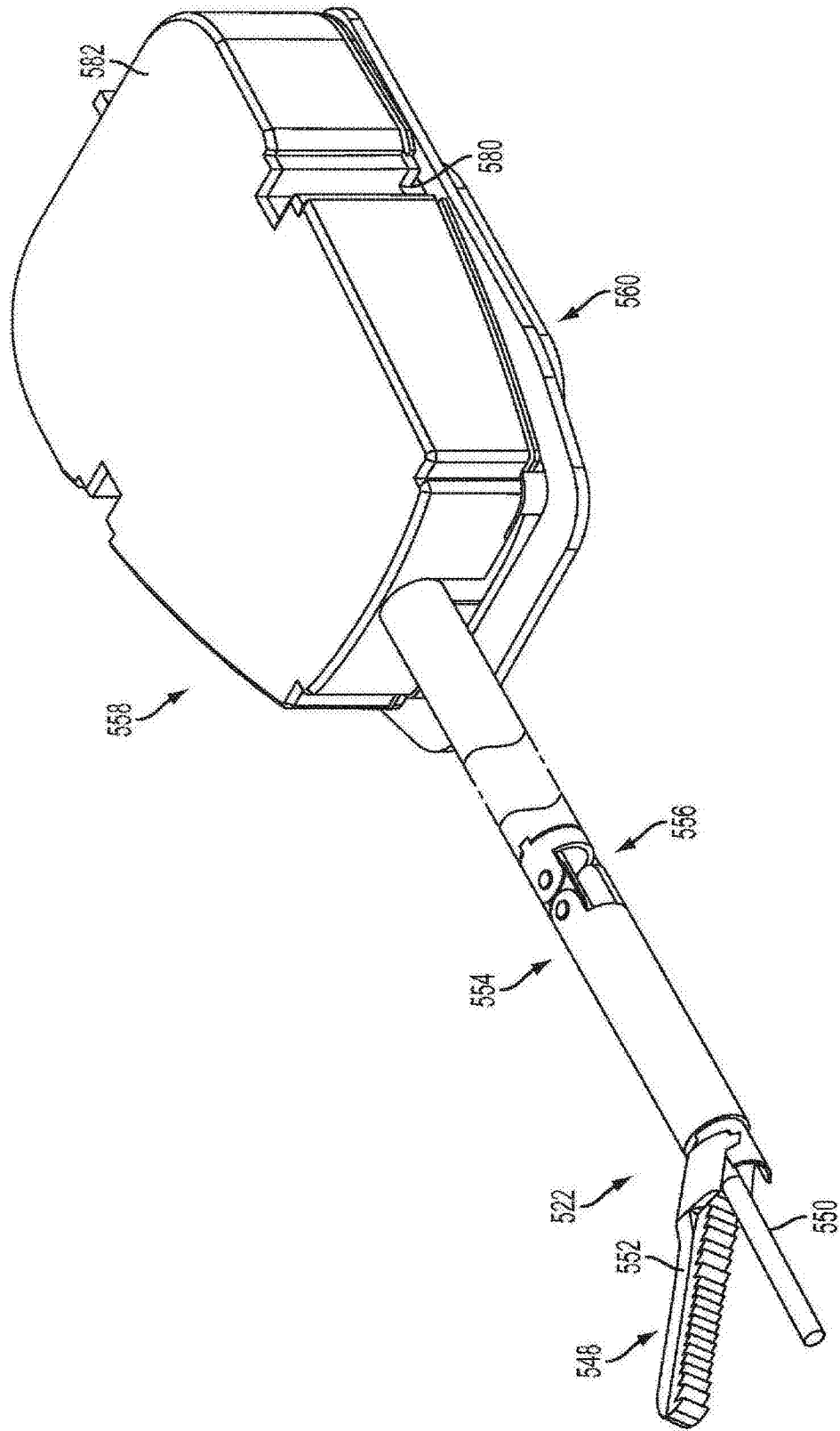


图24

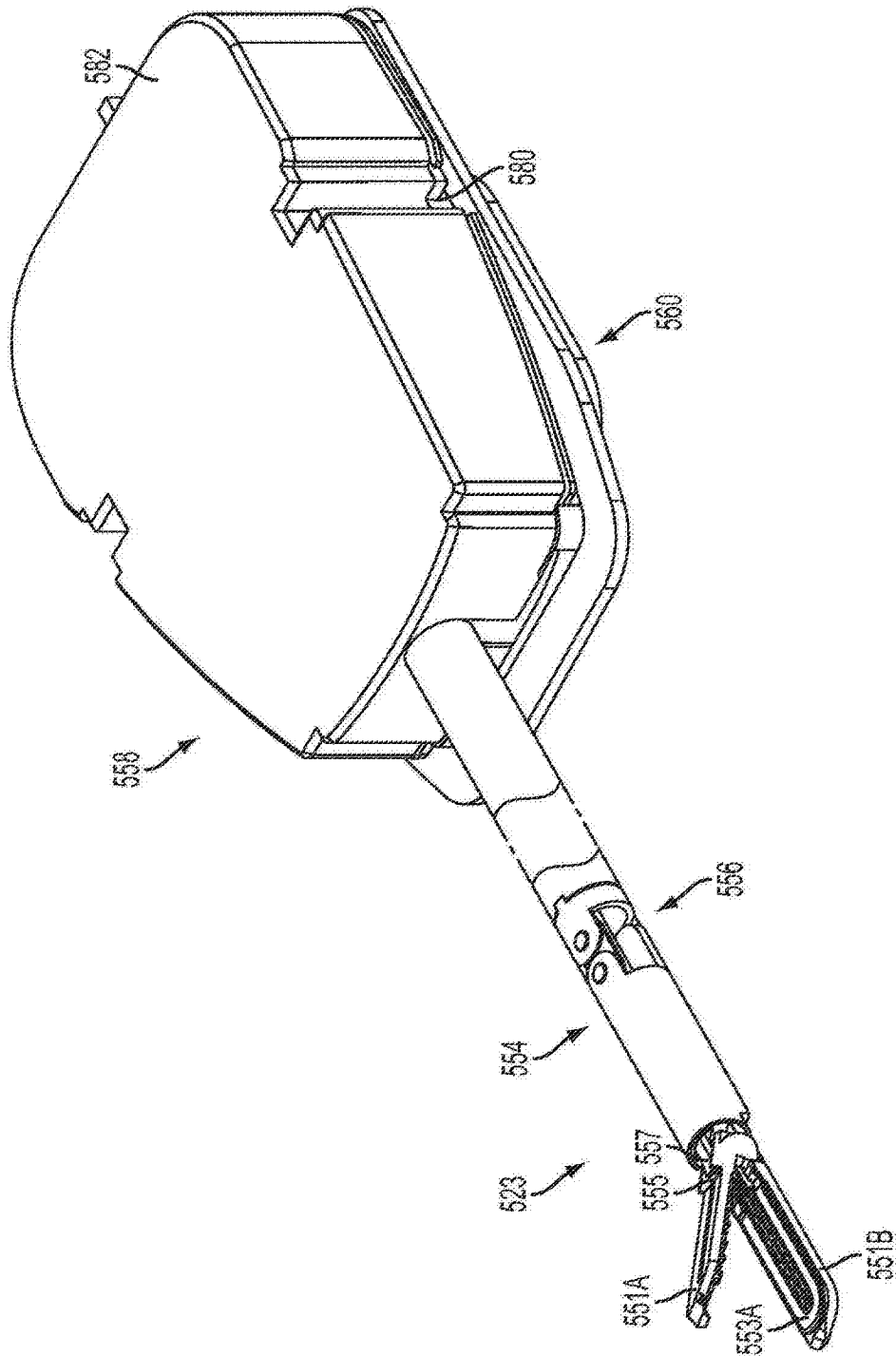


图25

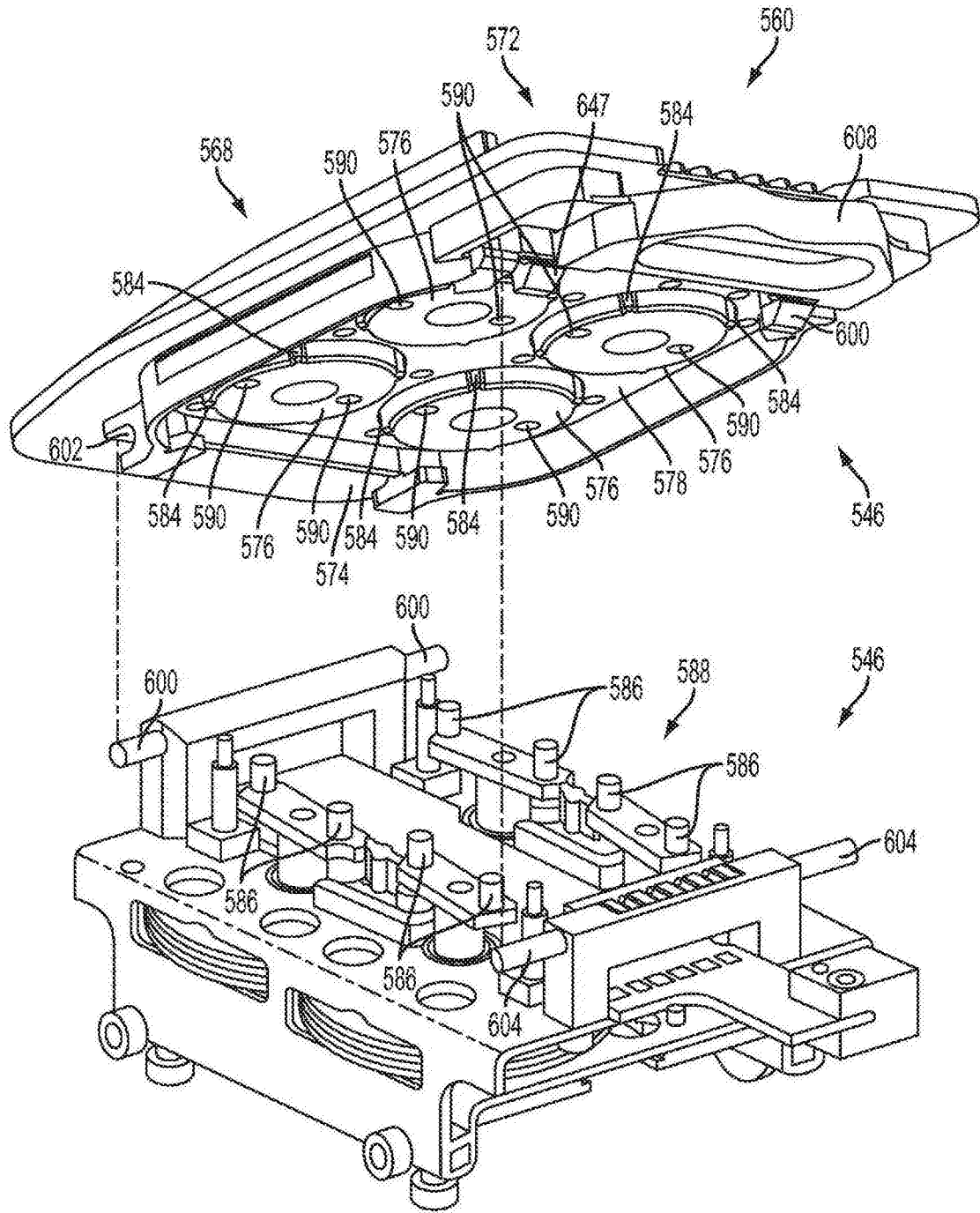


图26

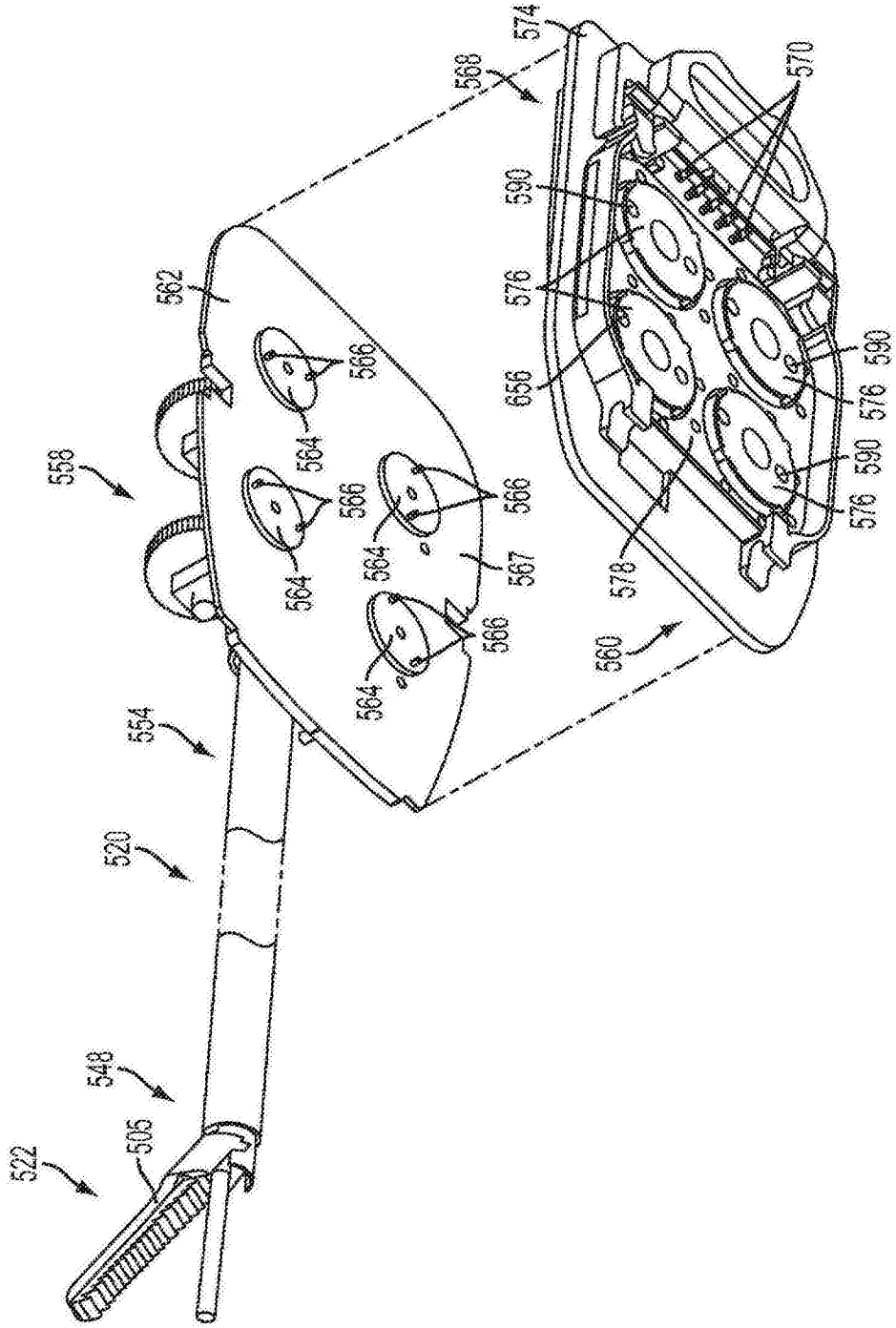


图27

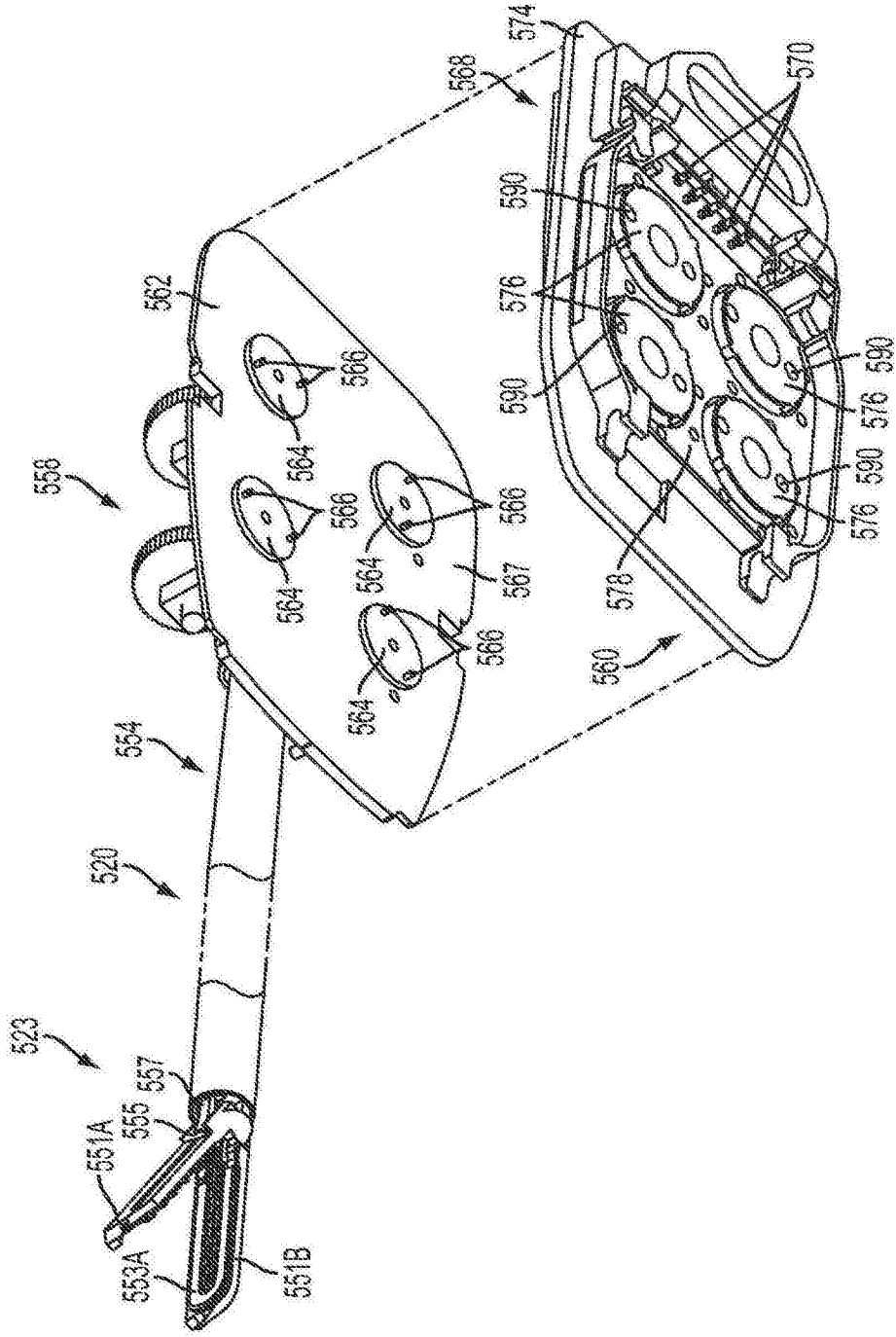


图28

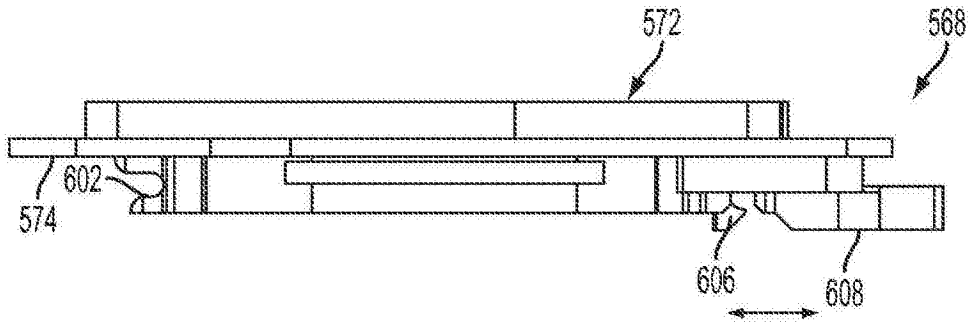


图29

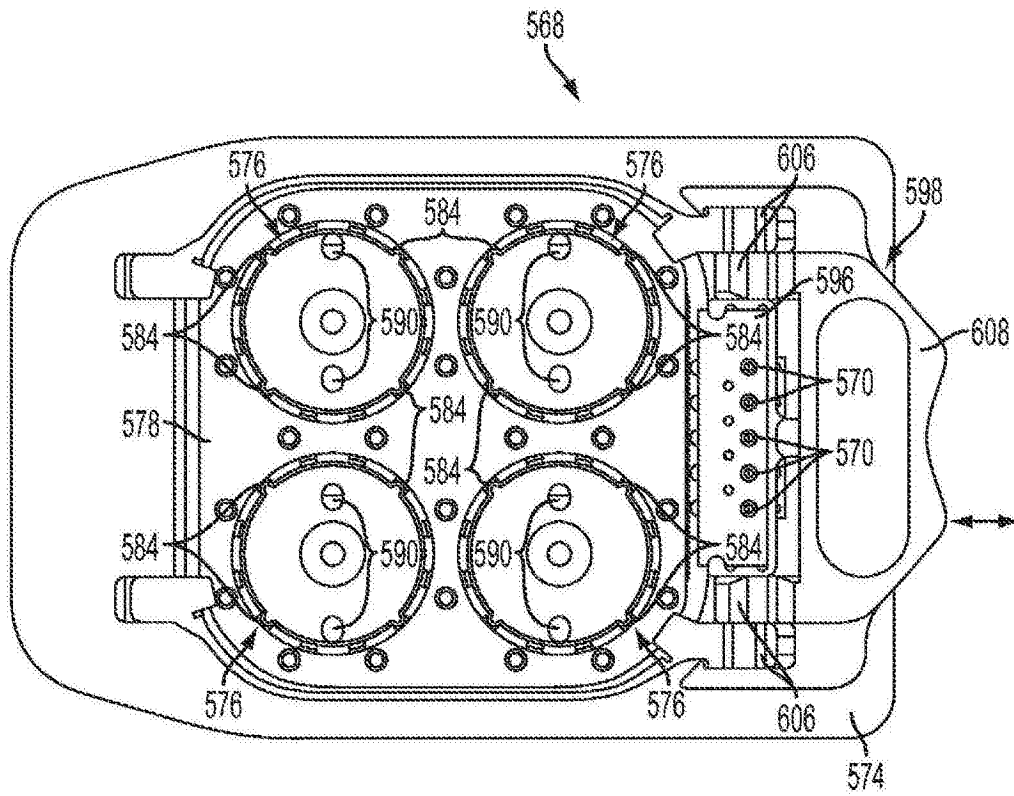


图30

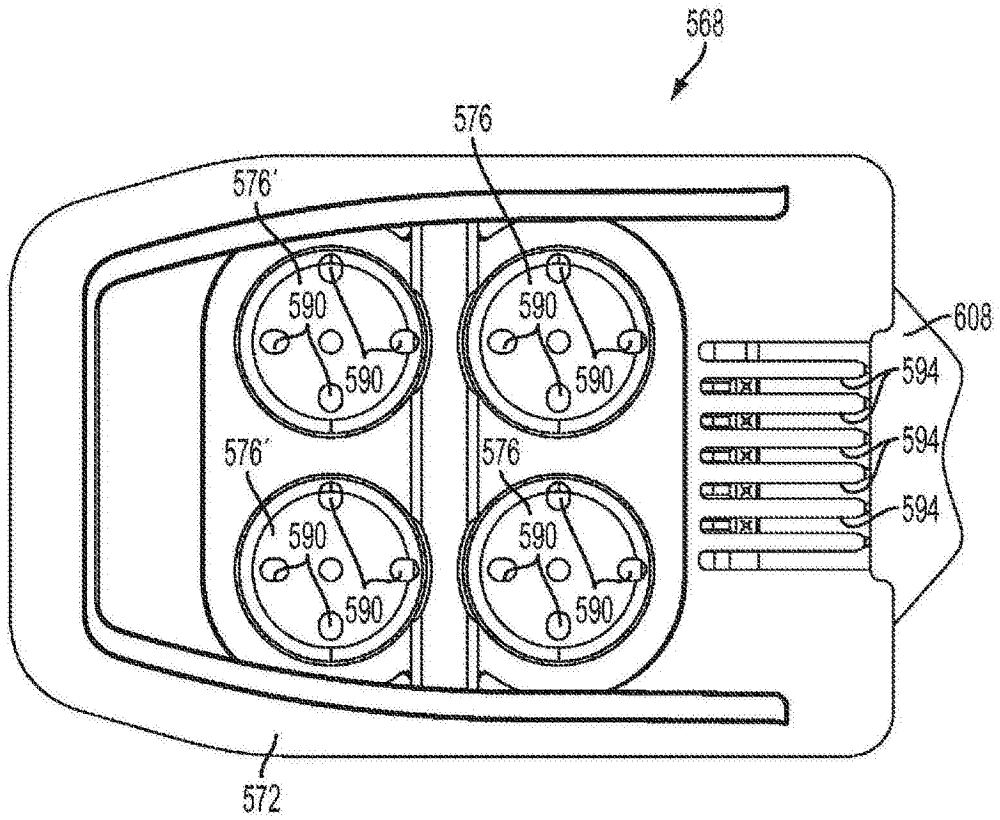


图31

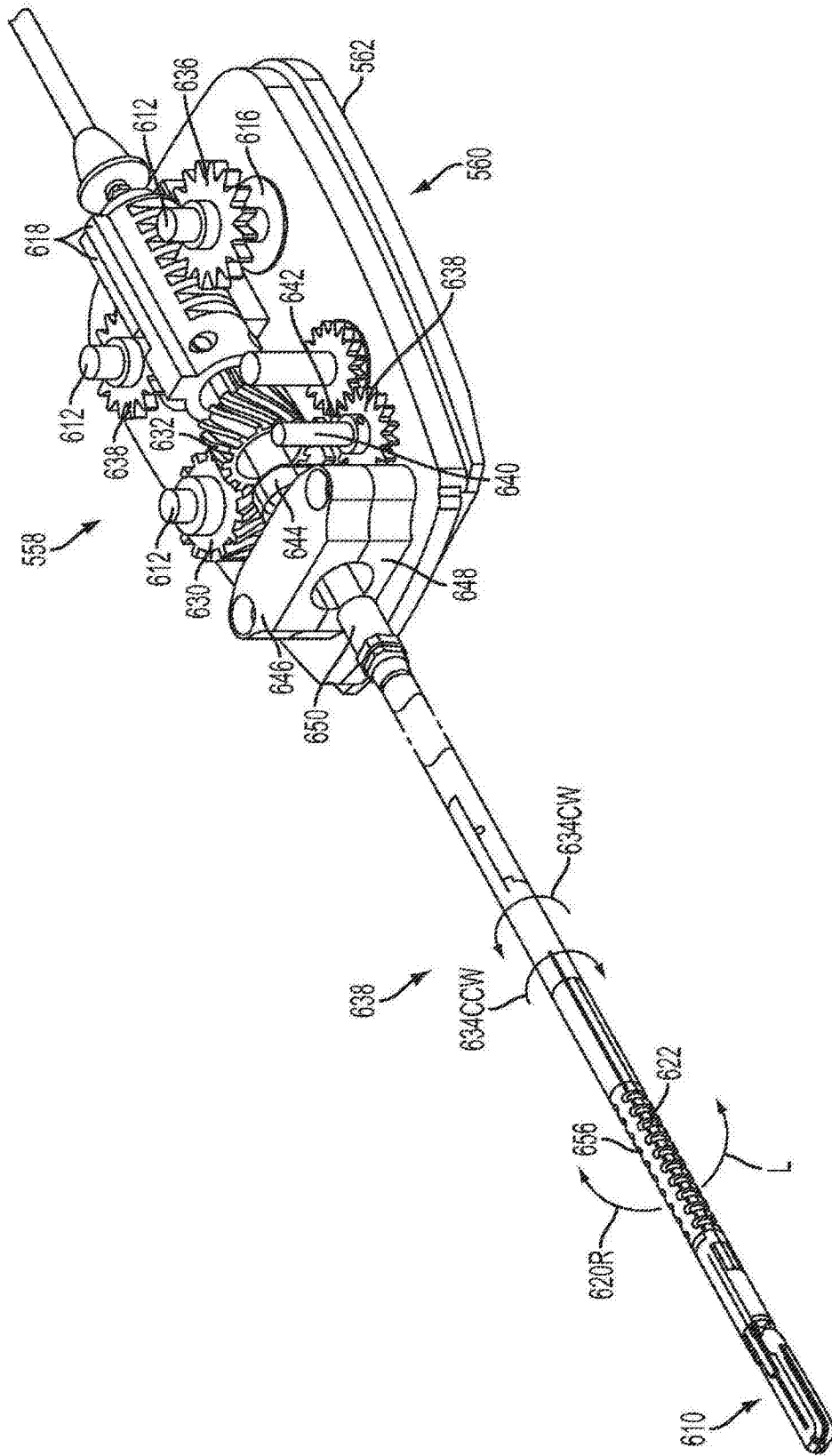


图32

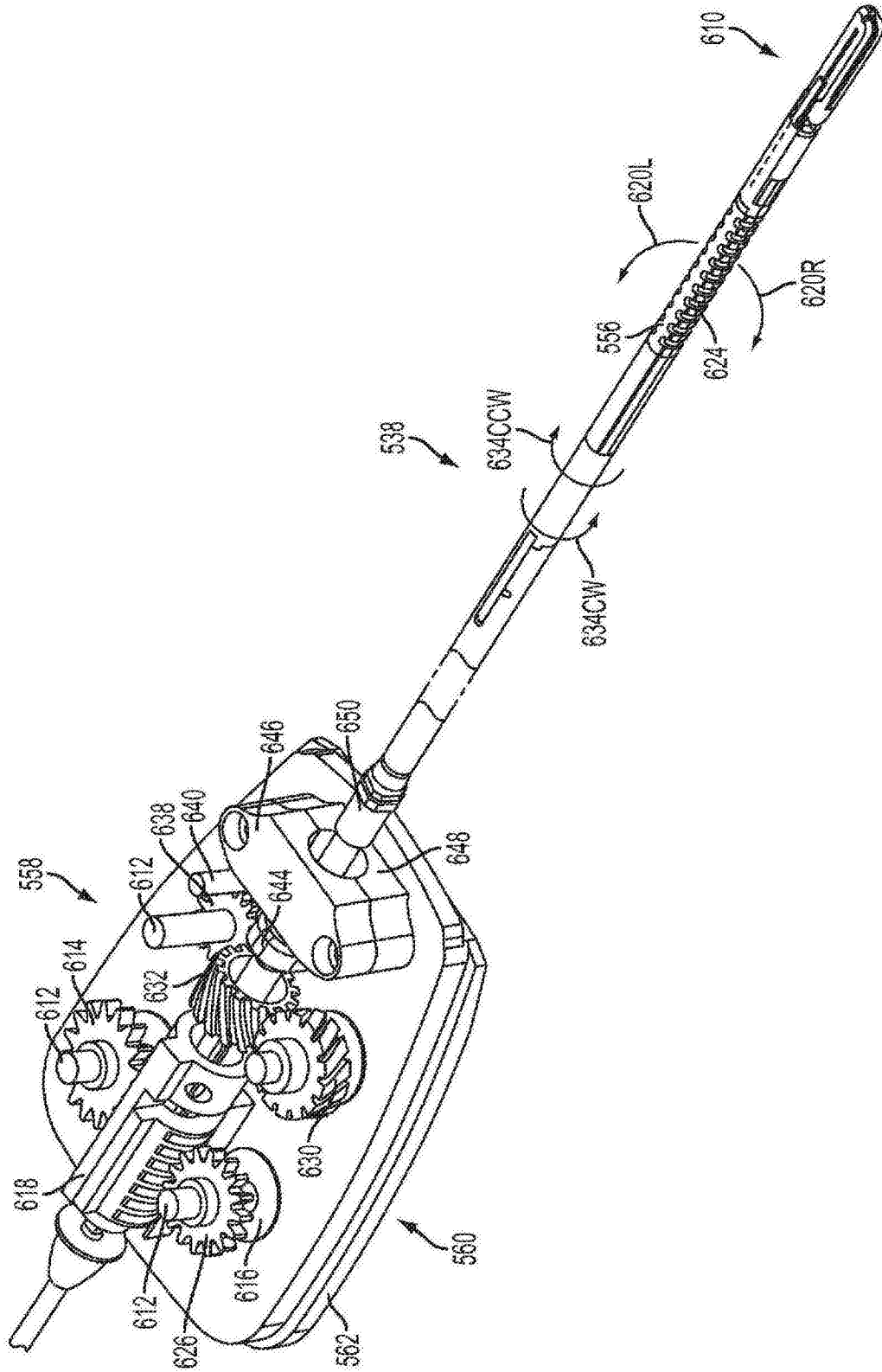


图33

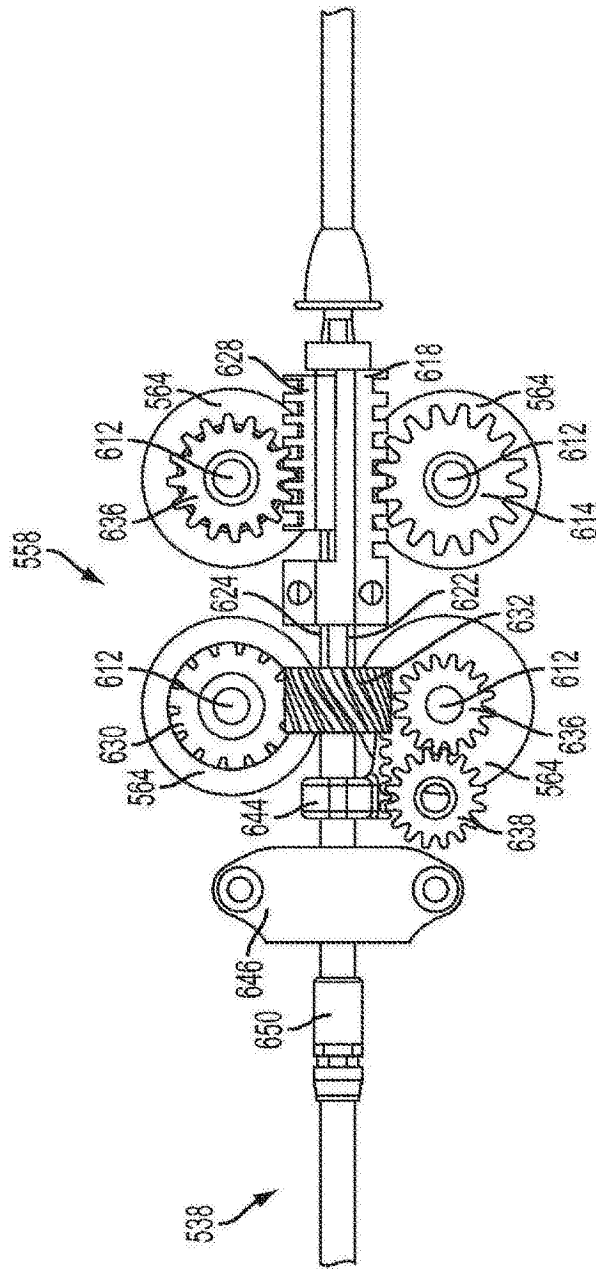


图34

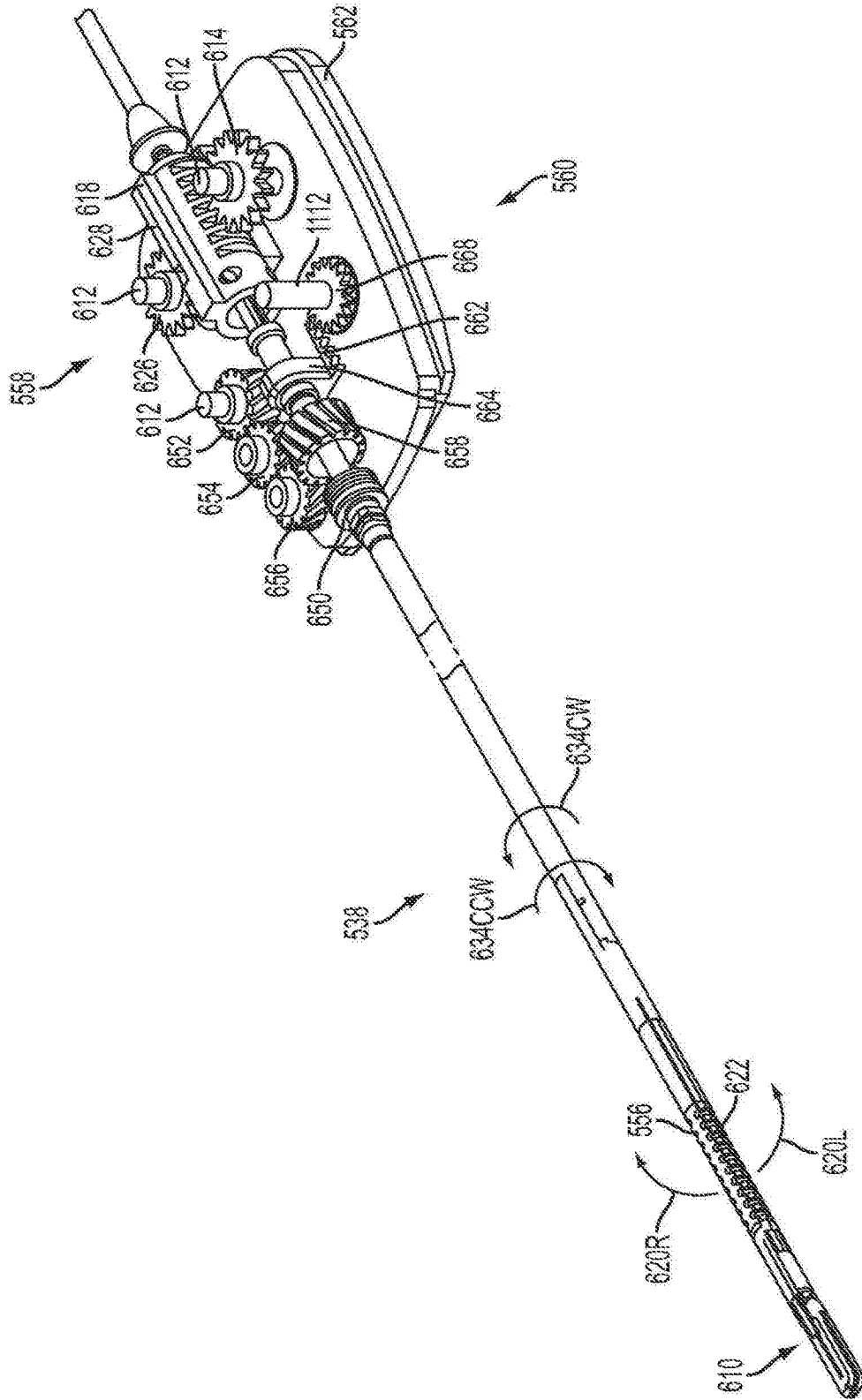


图35

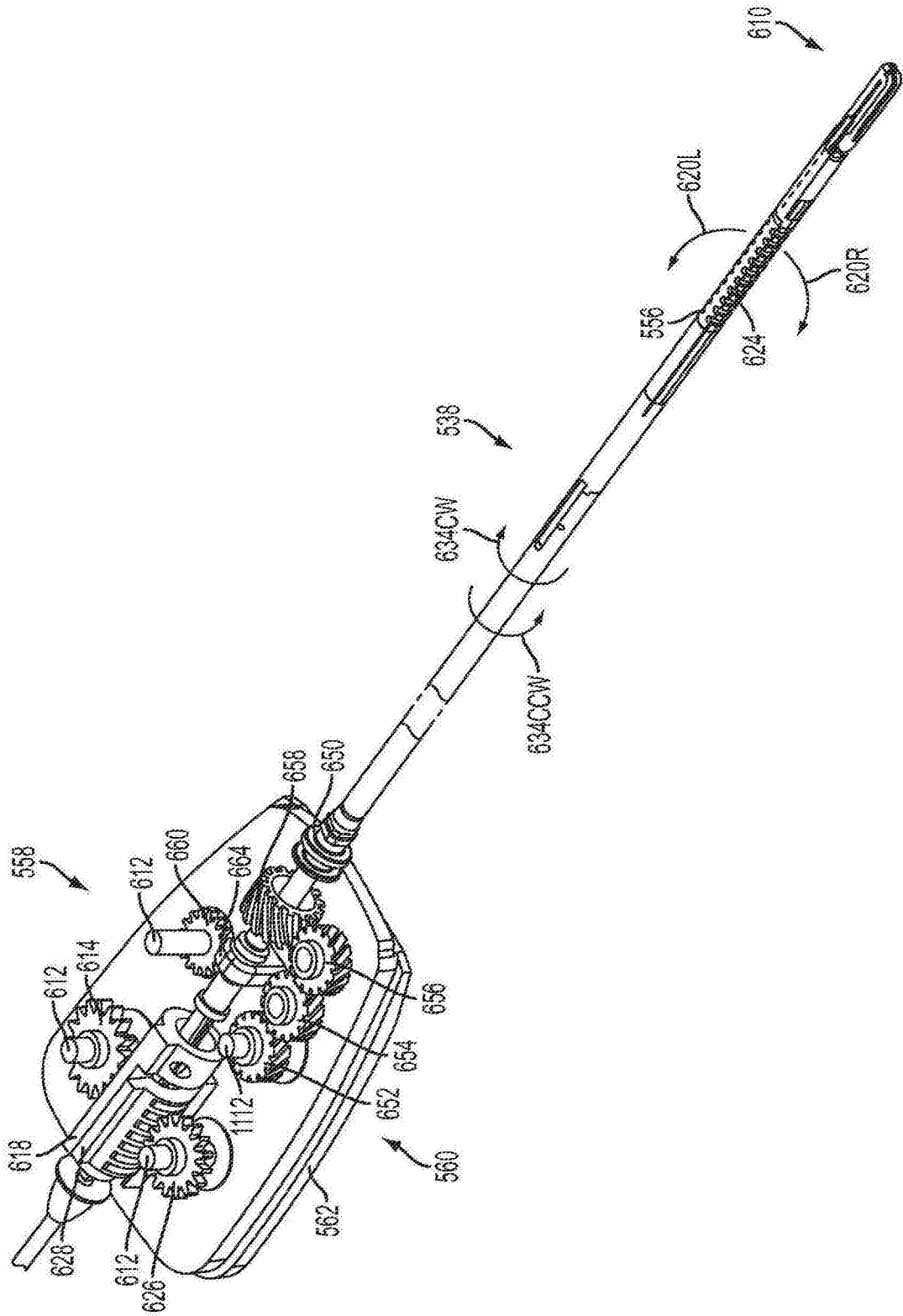


图36

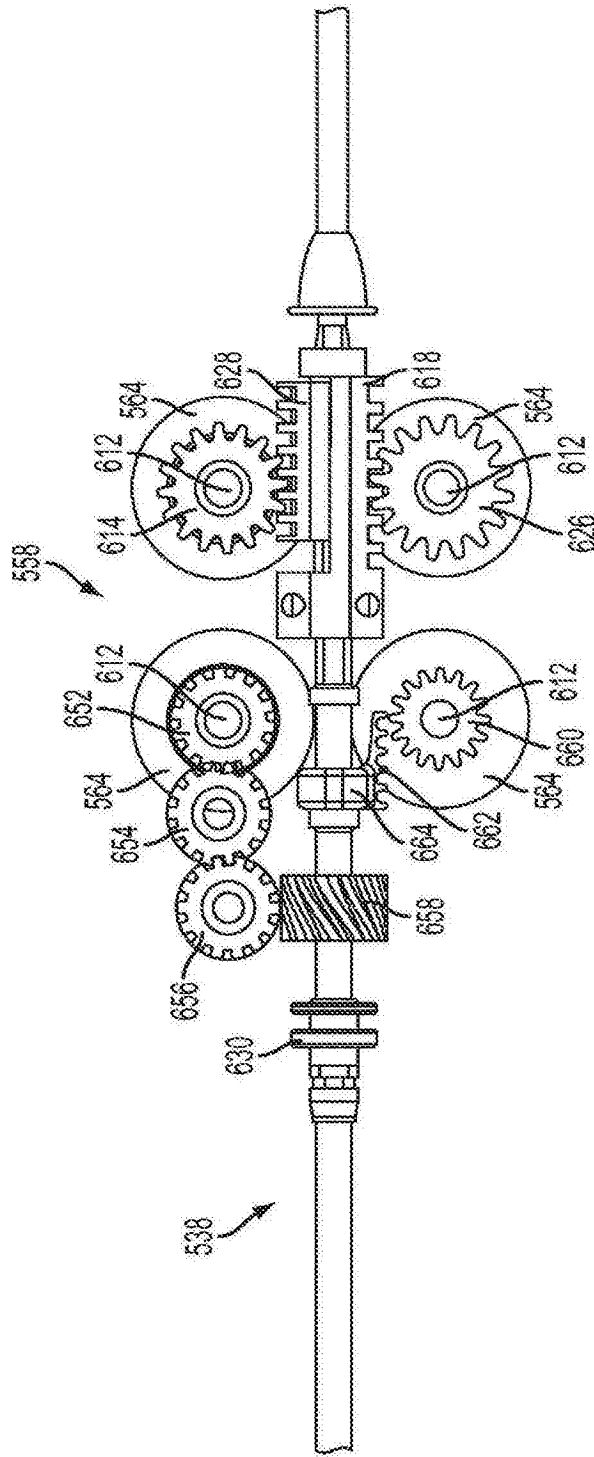


图37

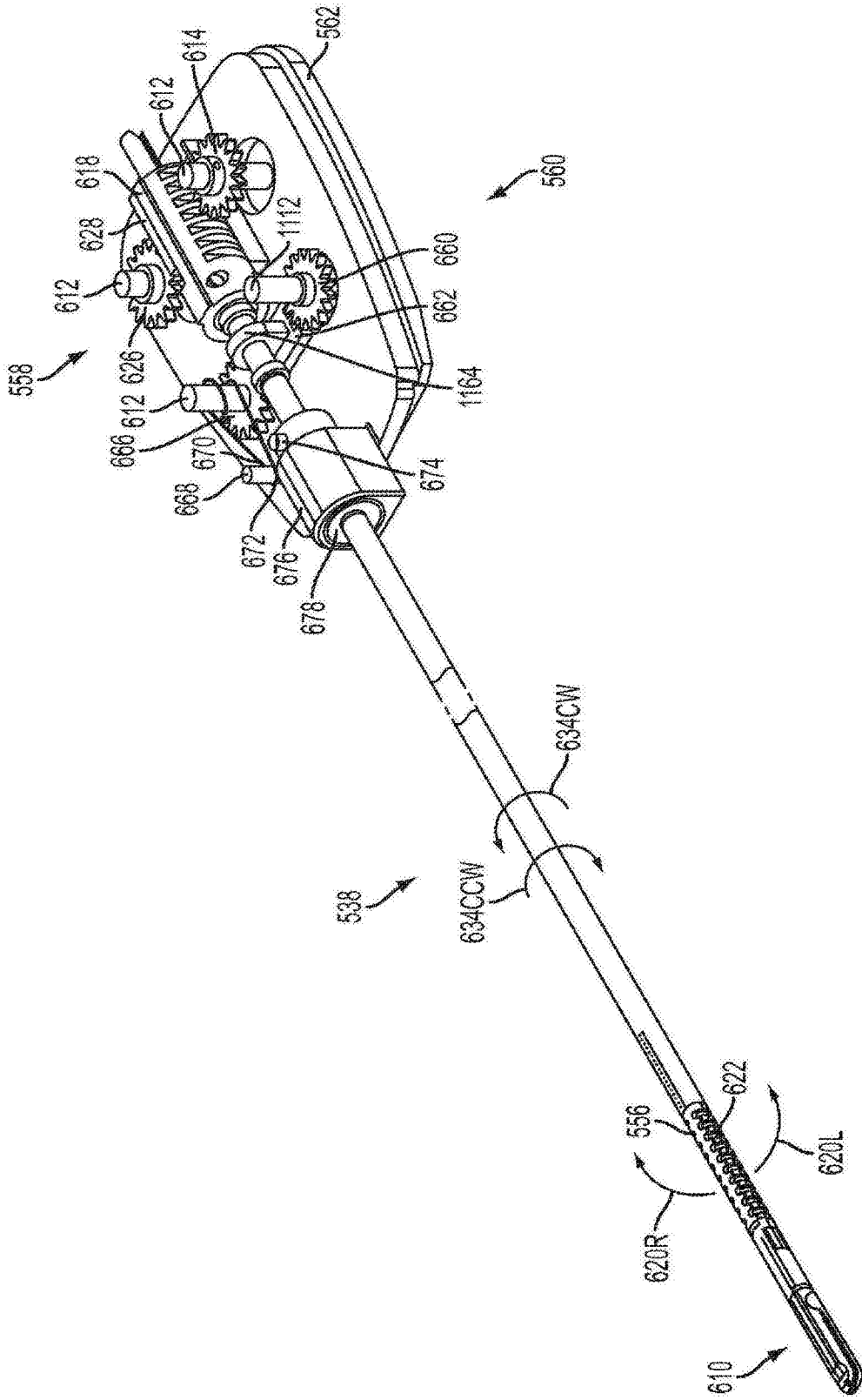


图38

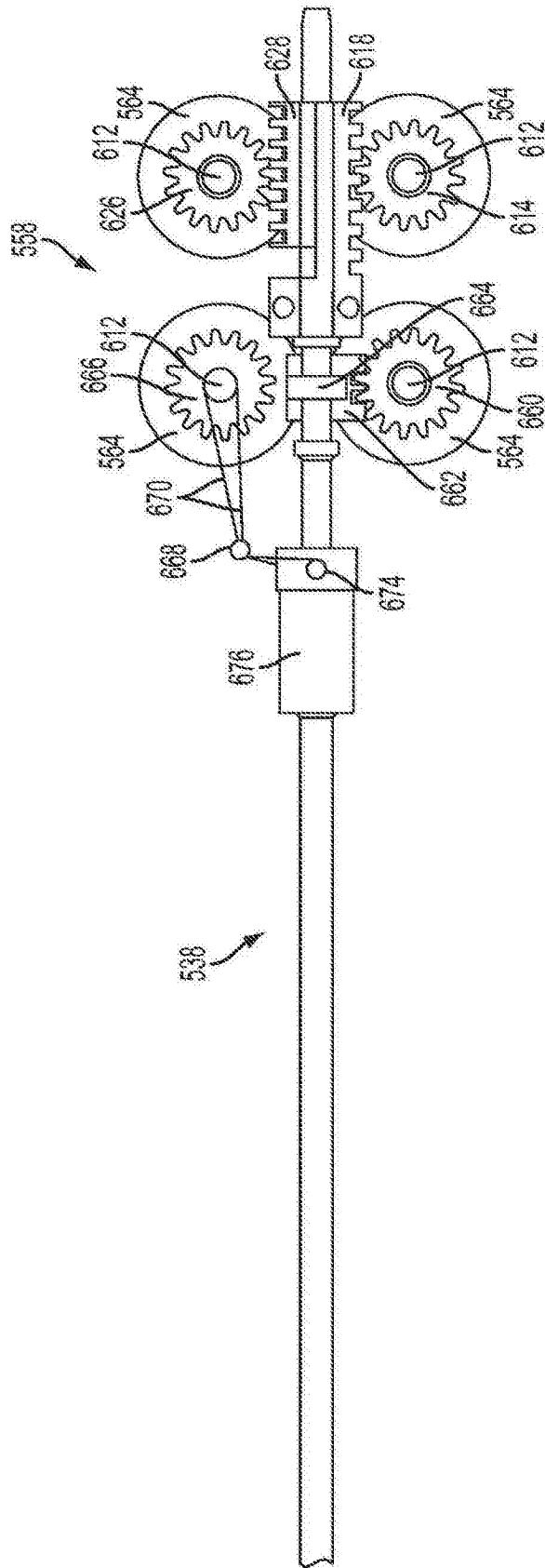


图40

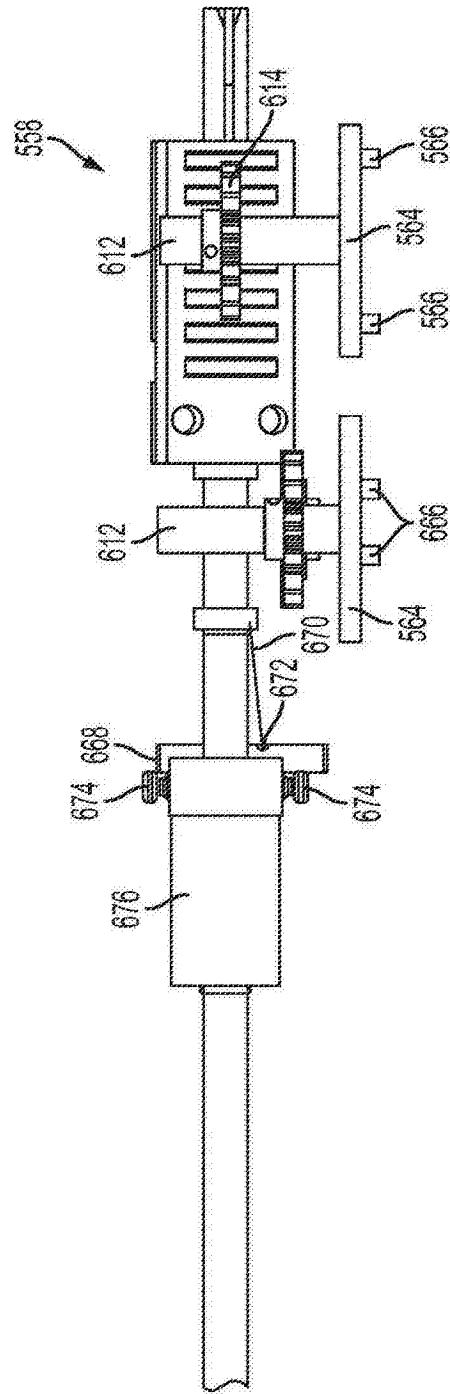


图41

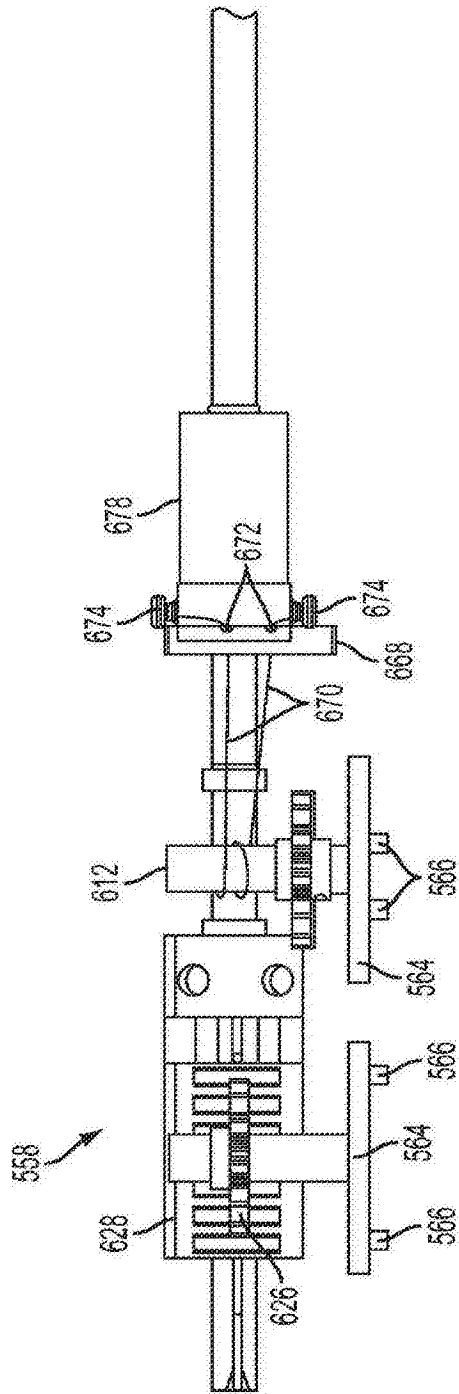


图42

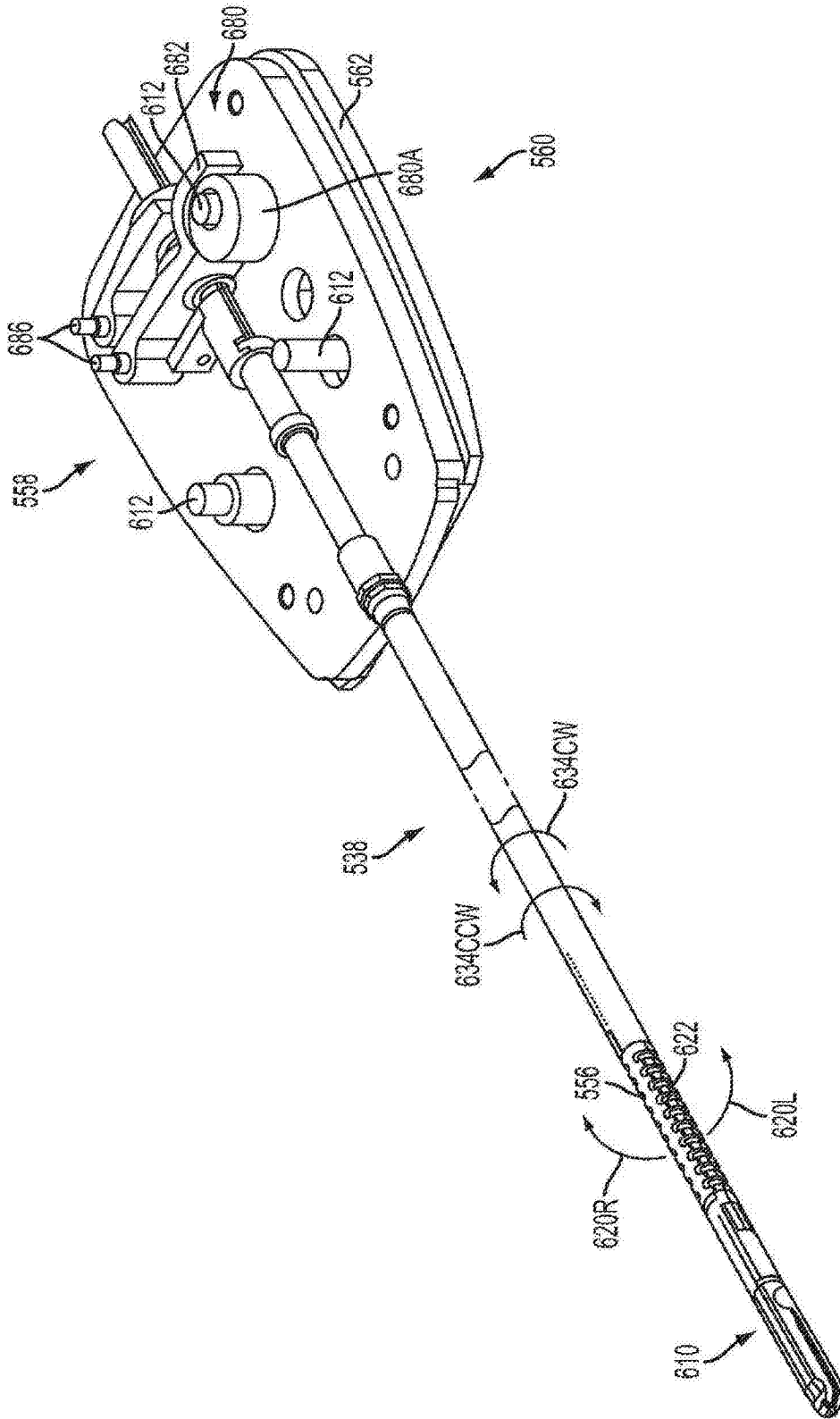


图43

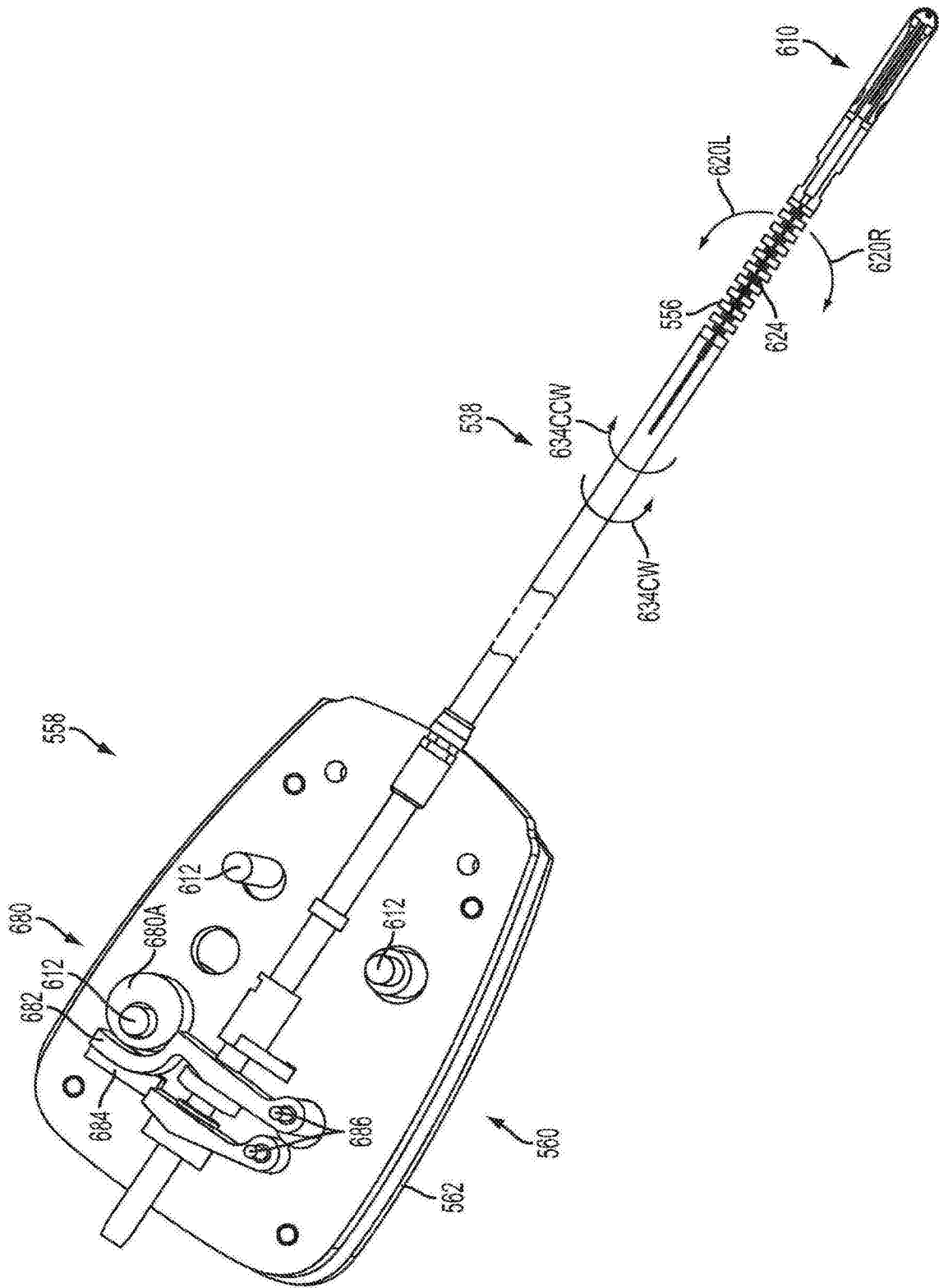


图44

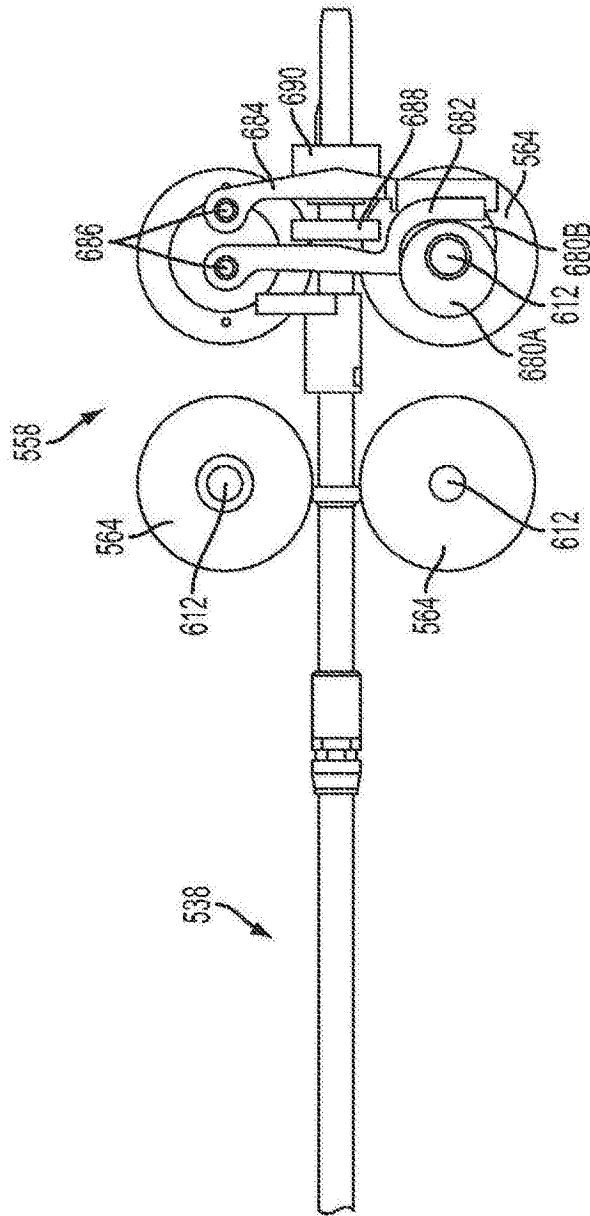


图45

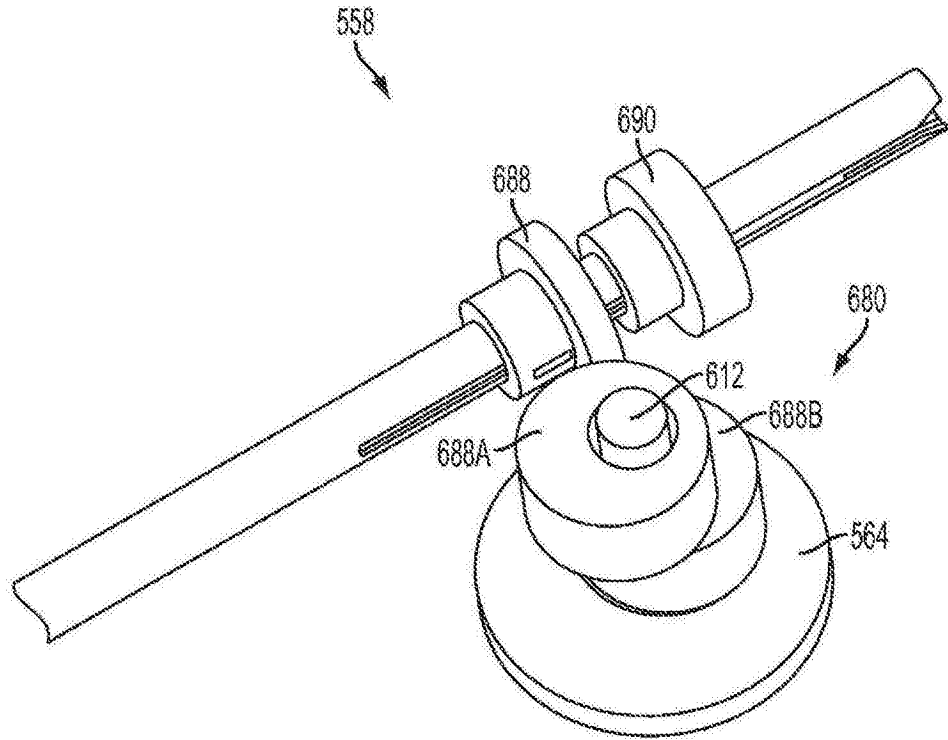


图46A

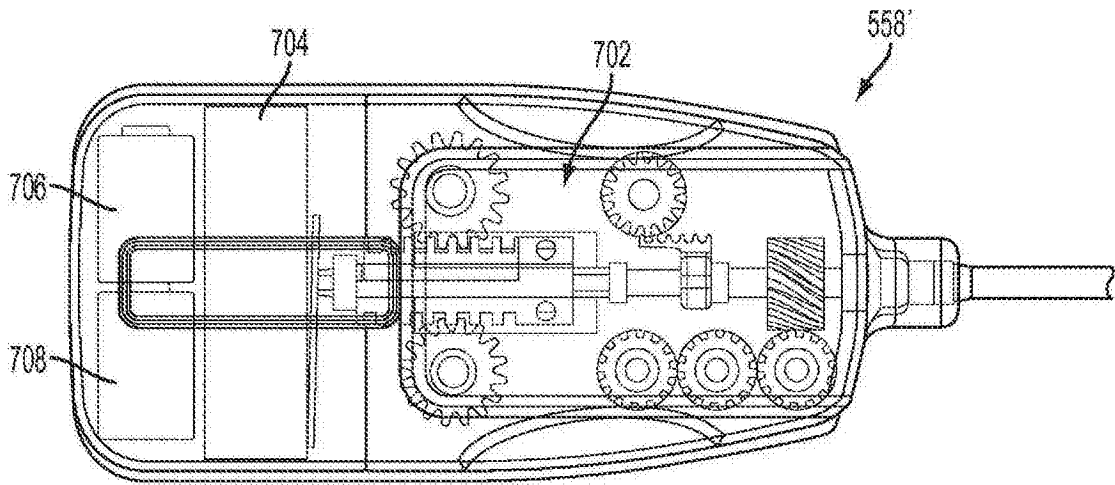


图46B

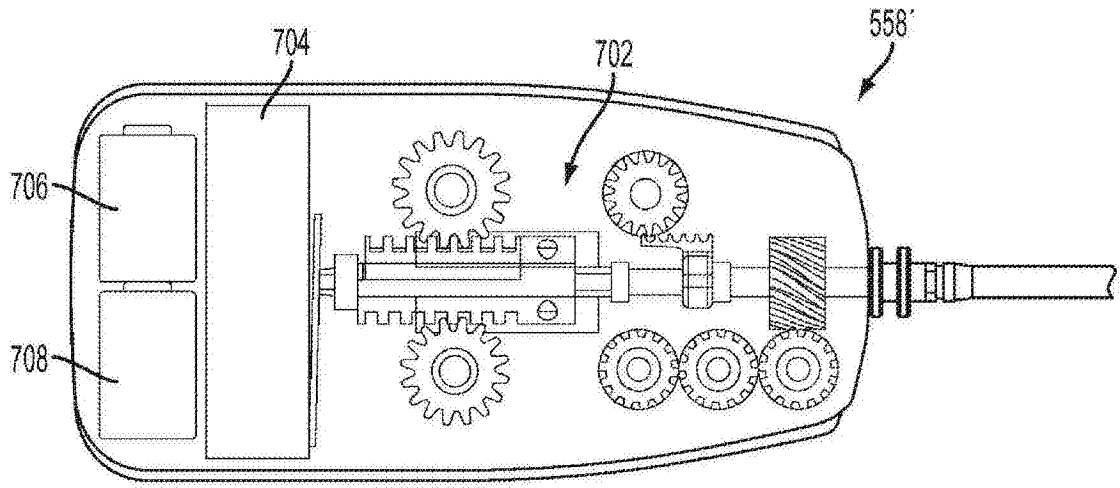


图46C

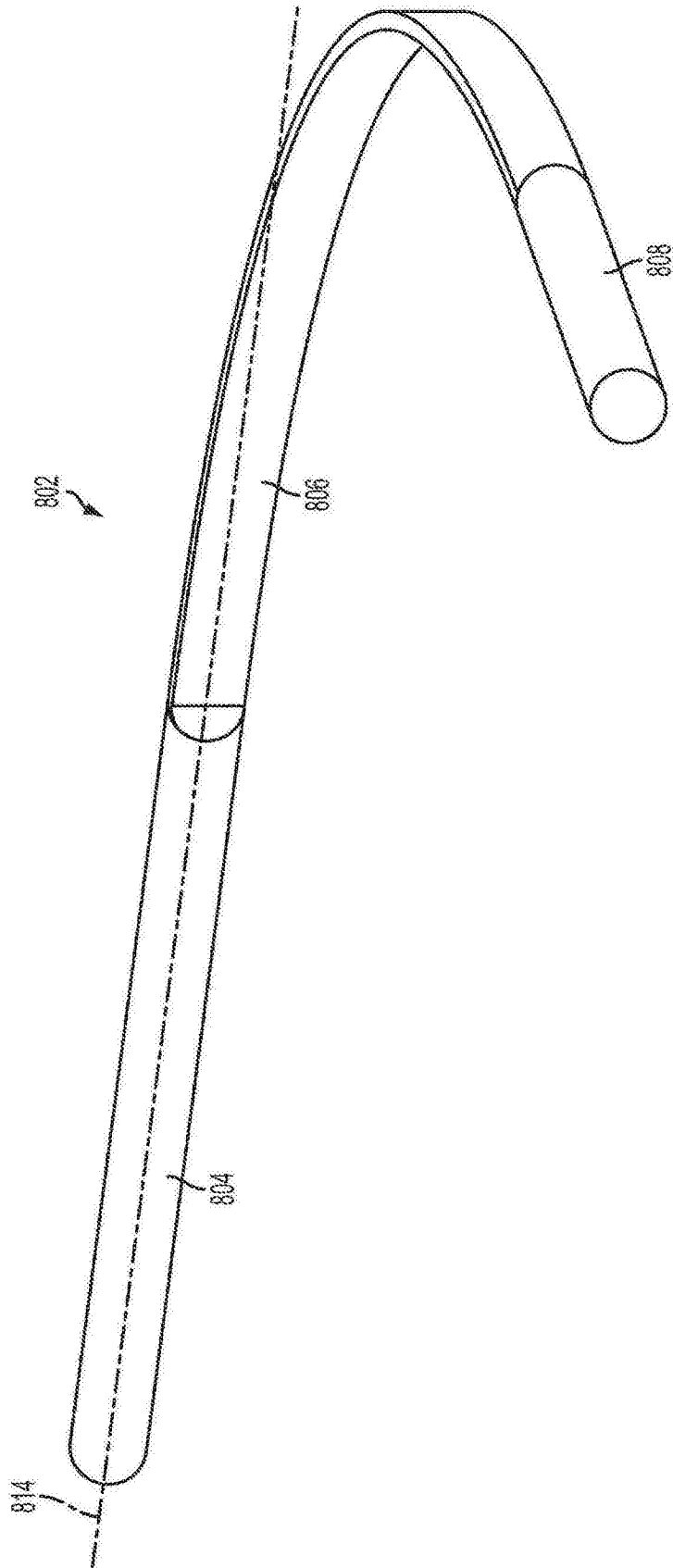


图47

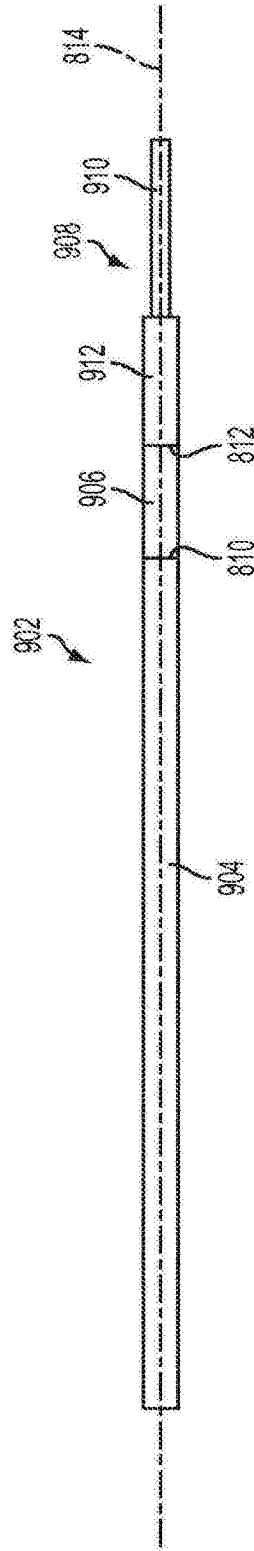


图48A

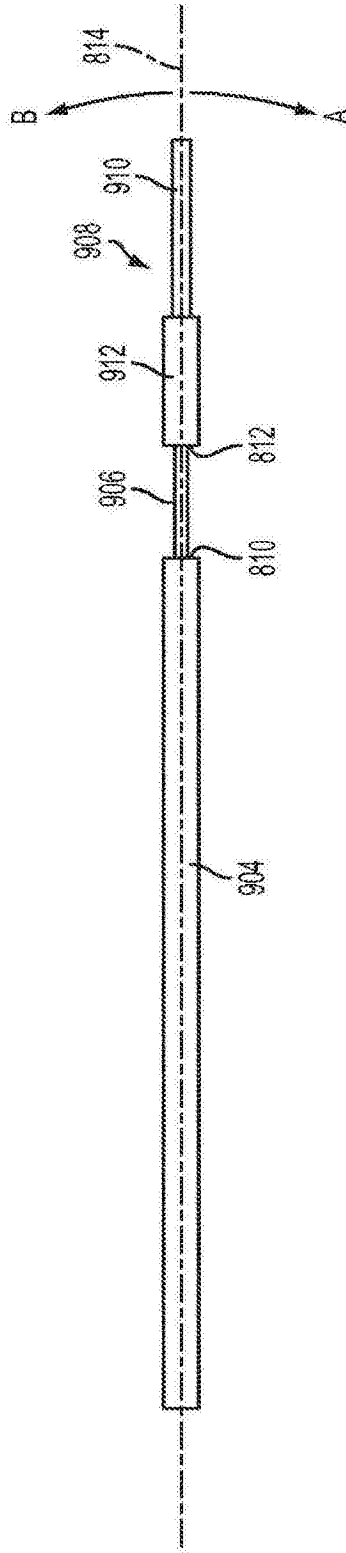


图48B

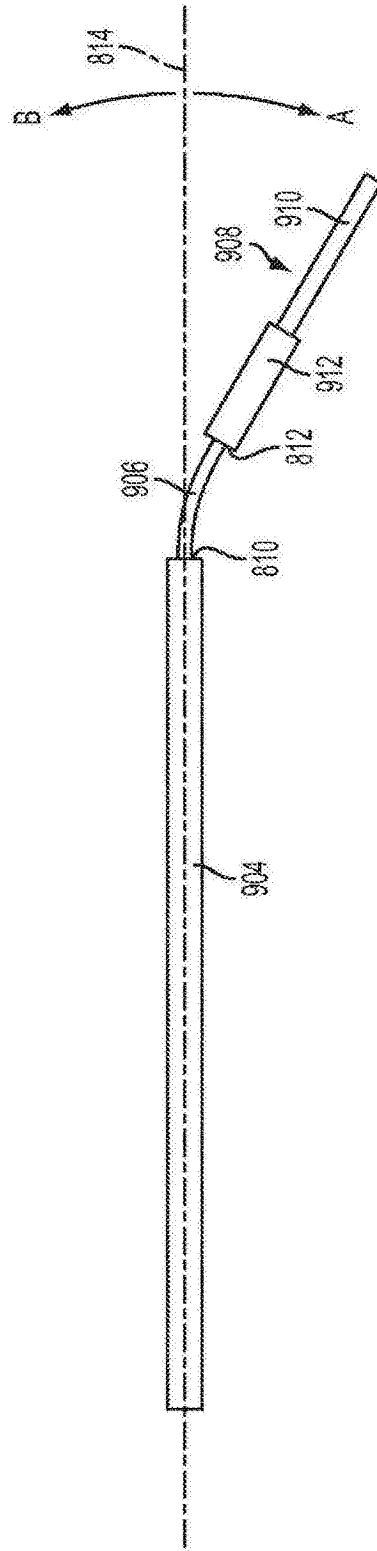


图48C

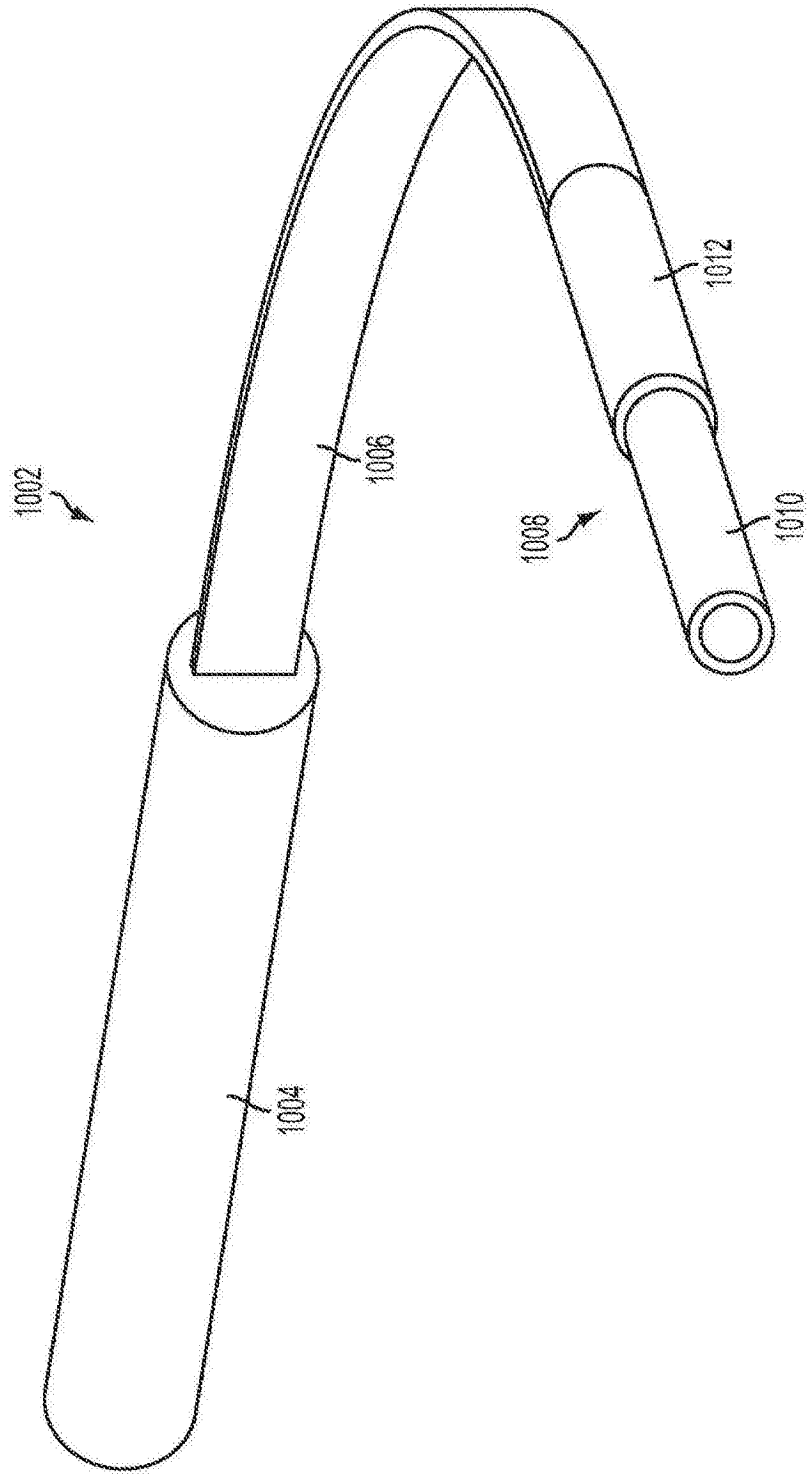


图49

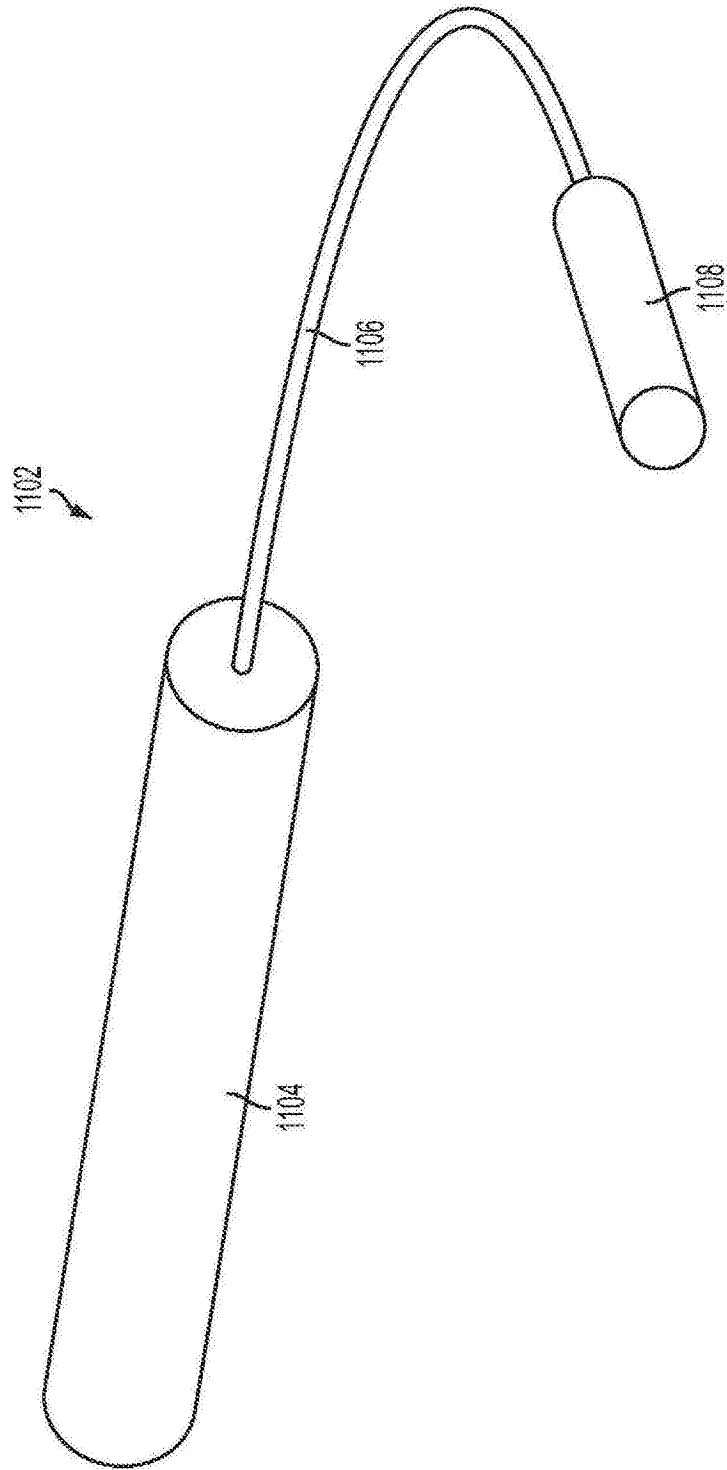


图50

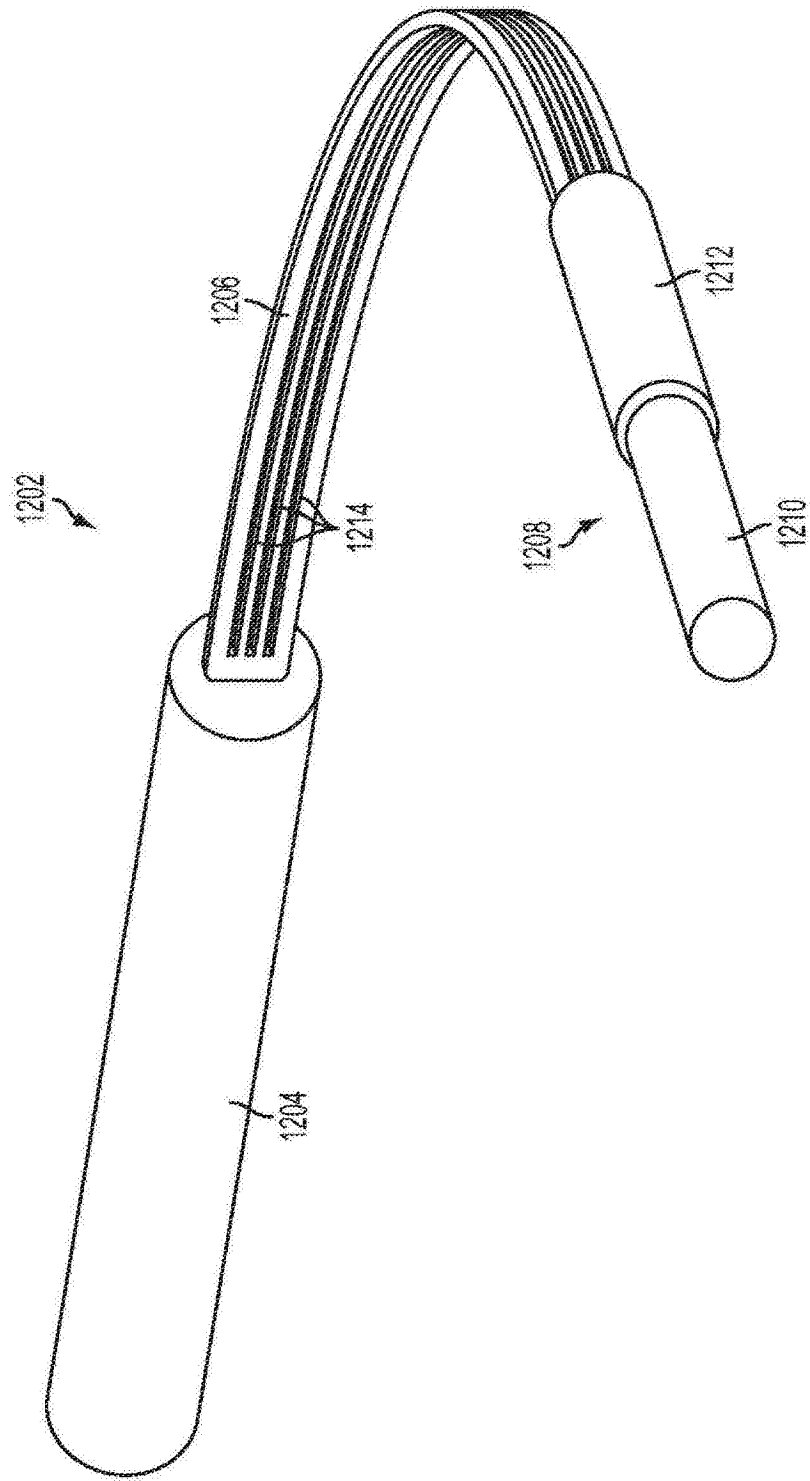


图51

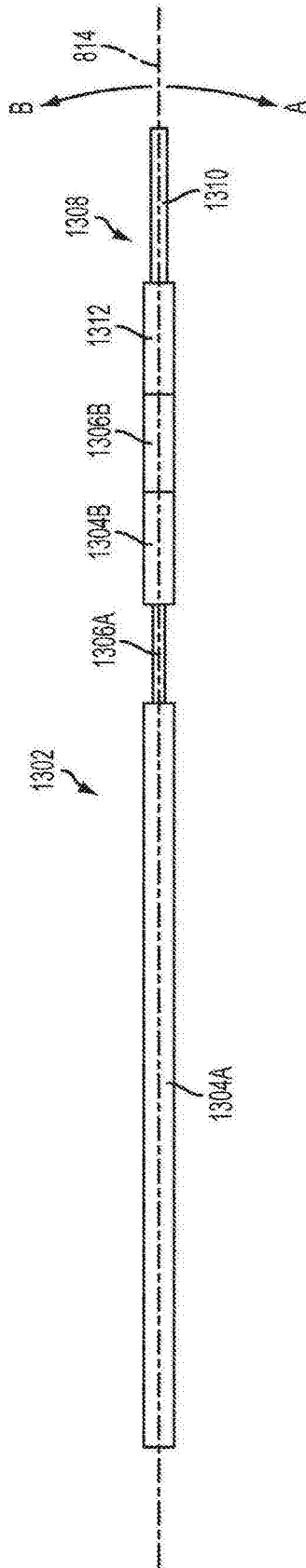


图52A

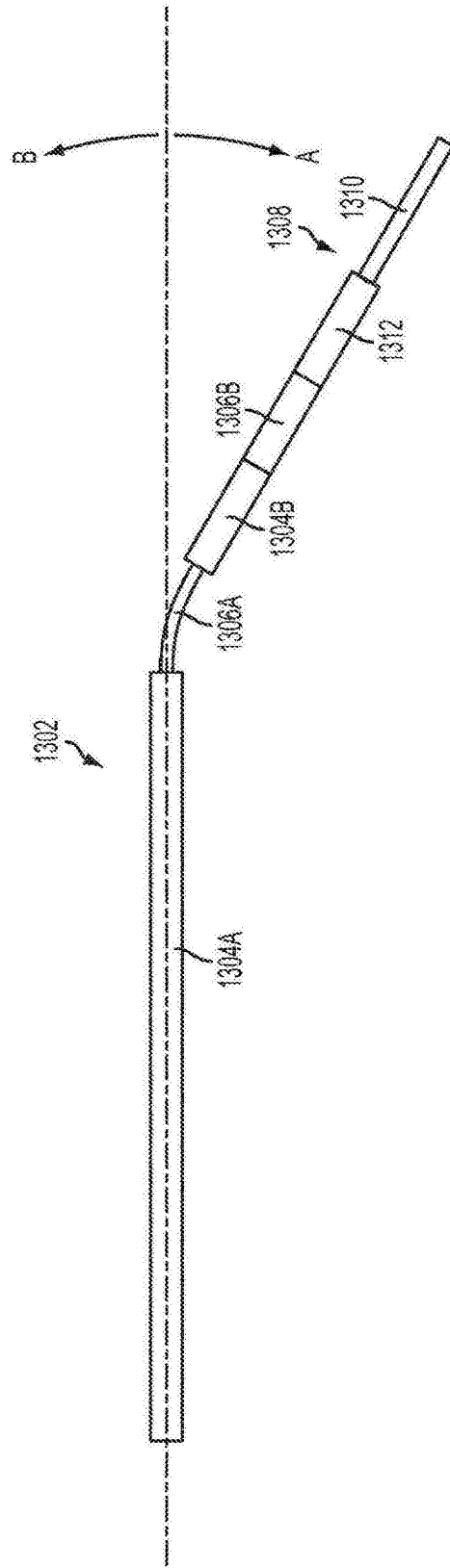


图52B

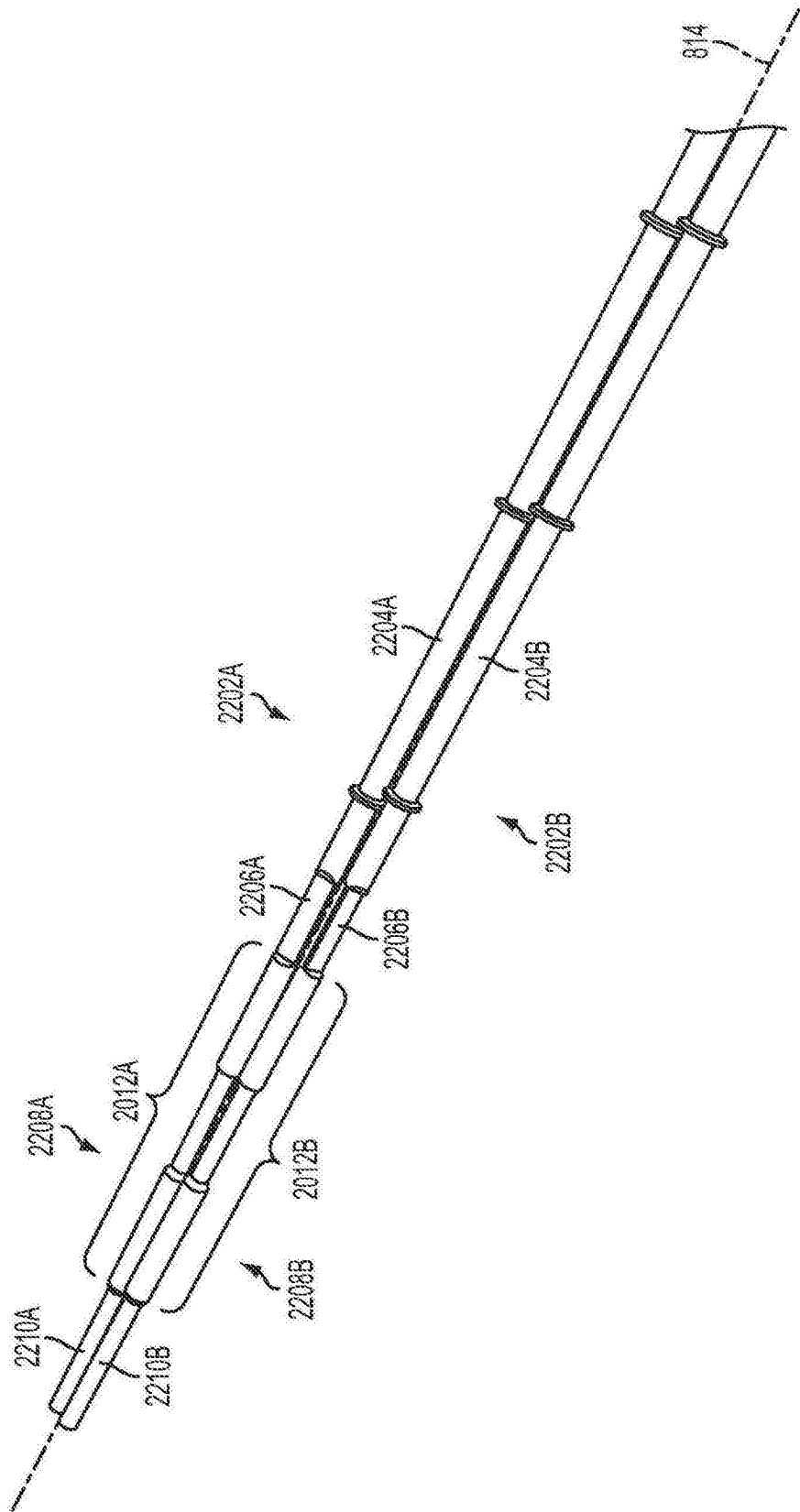


图53A

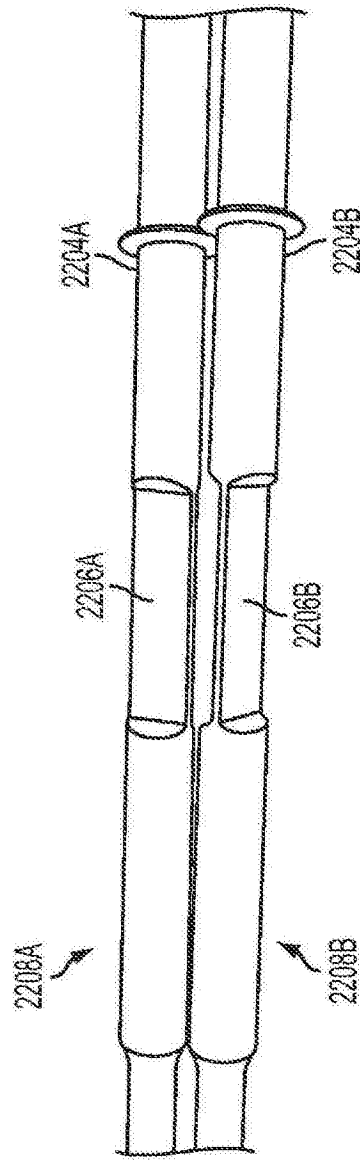


图53B

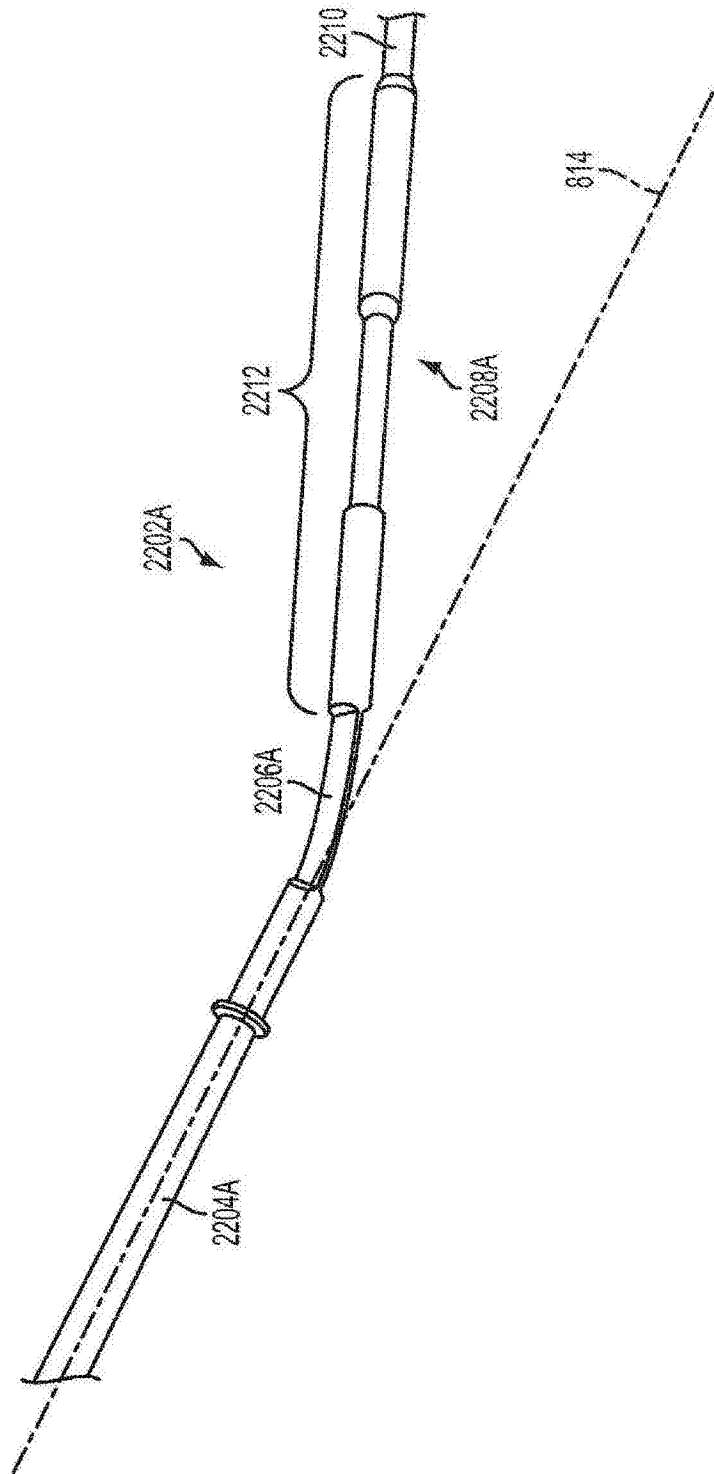


图54

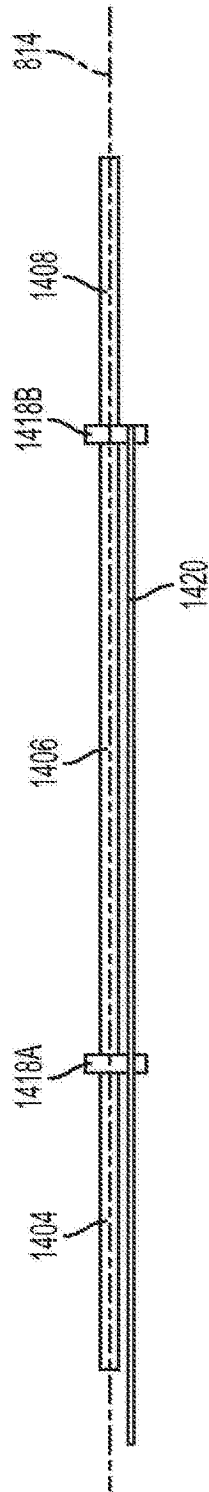


图55A

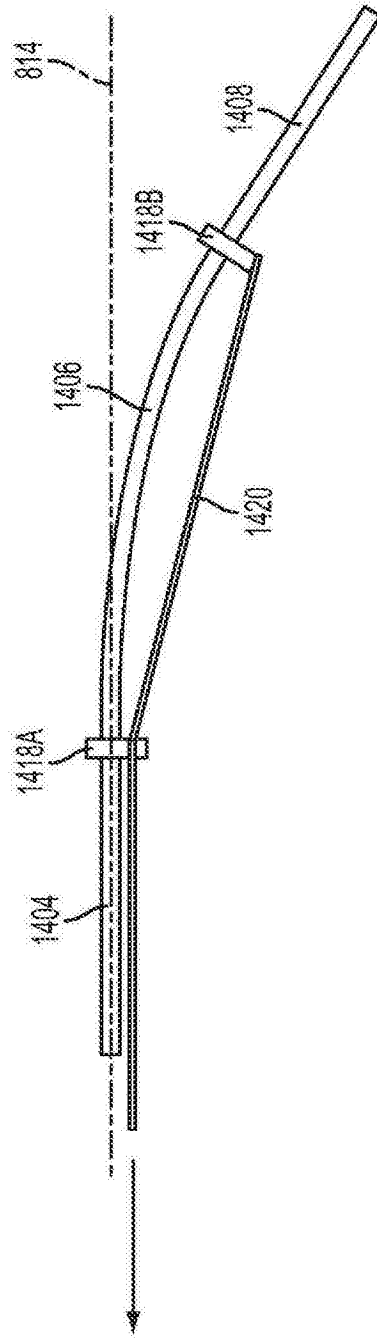


图55B

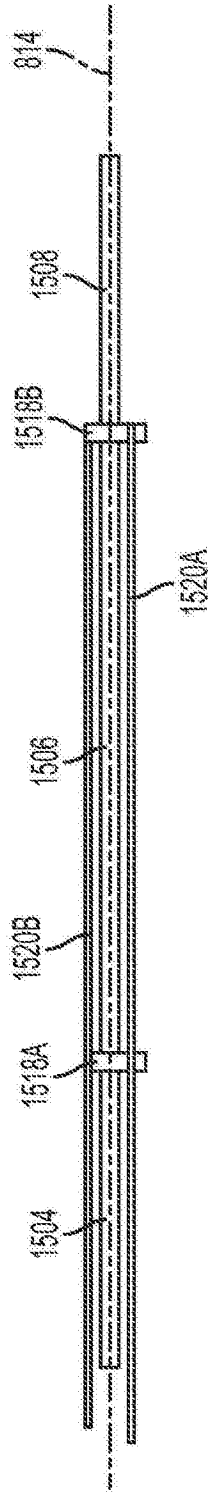


图56

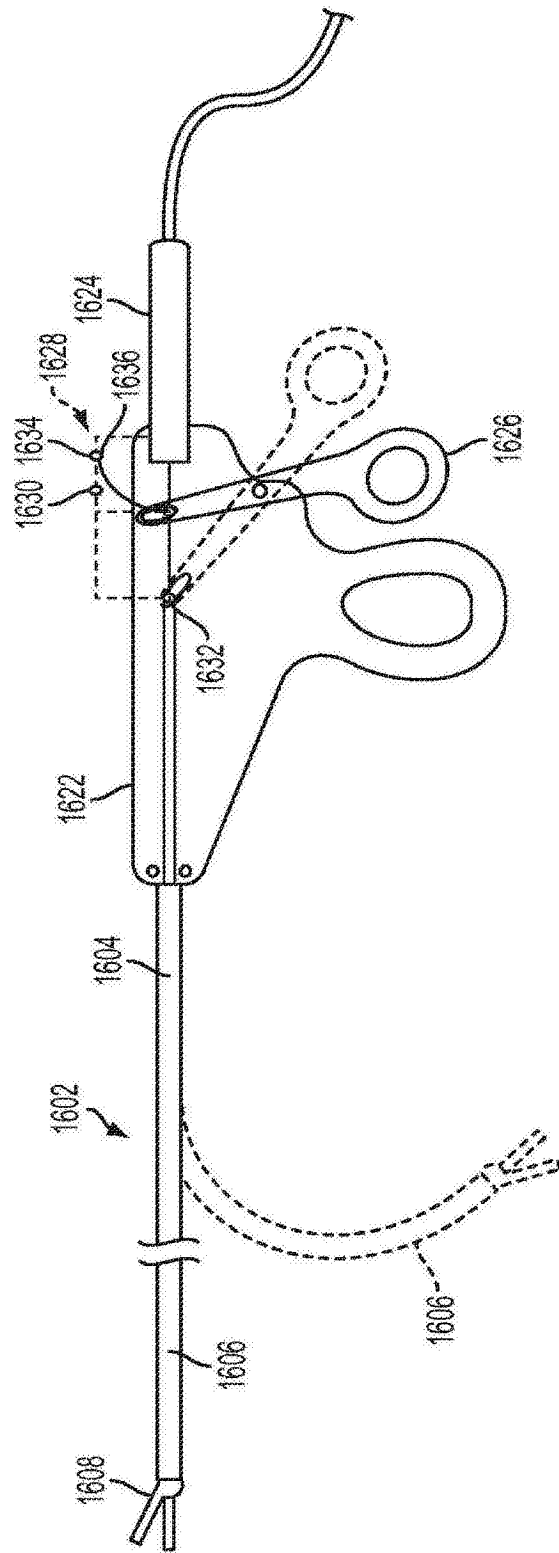


图57

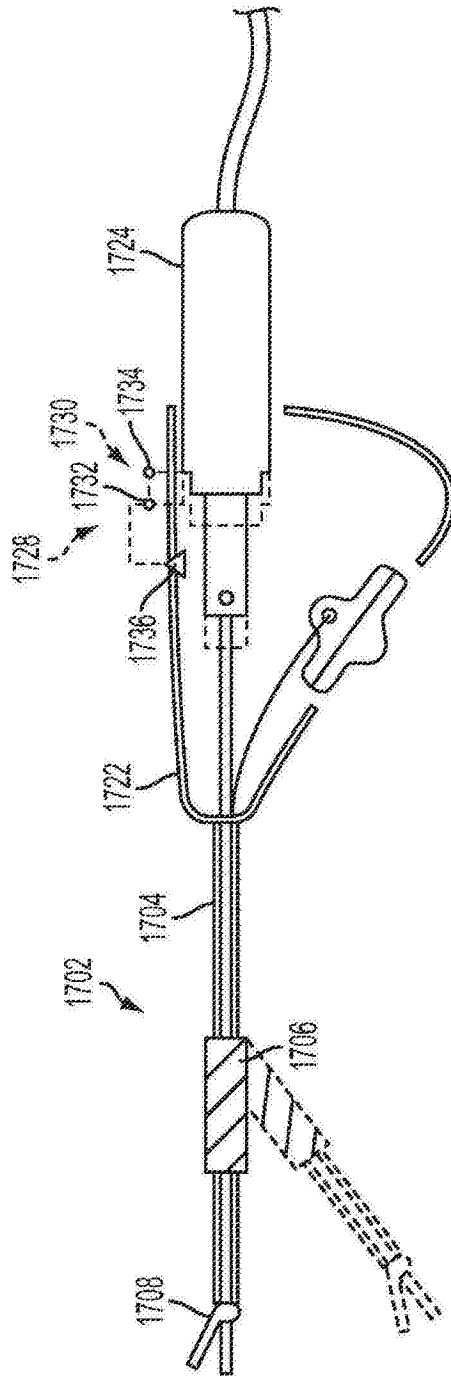


图58

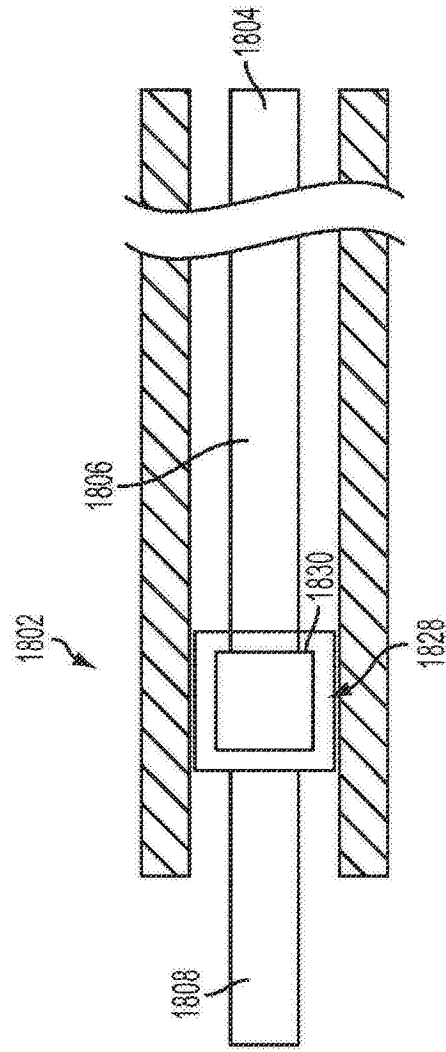


图59

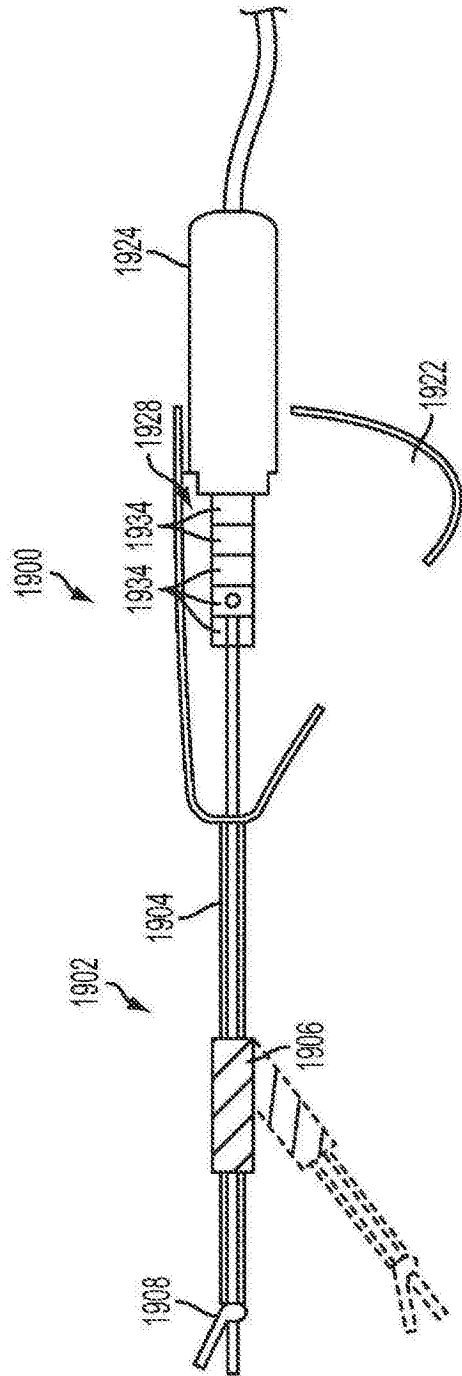


图60

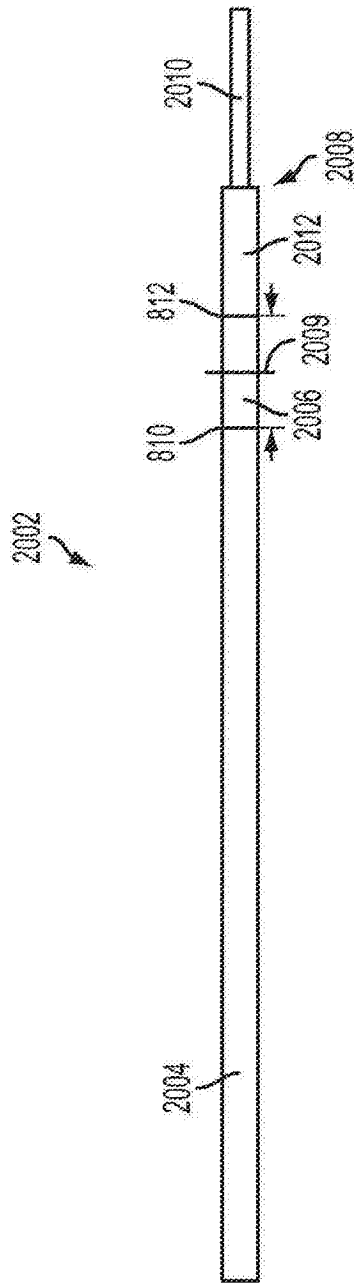


图61

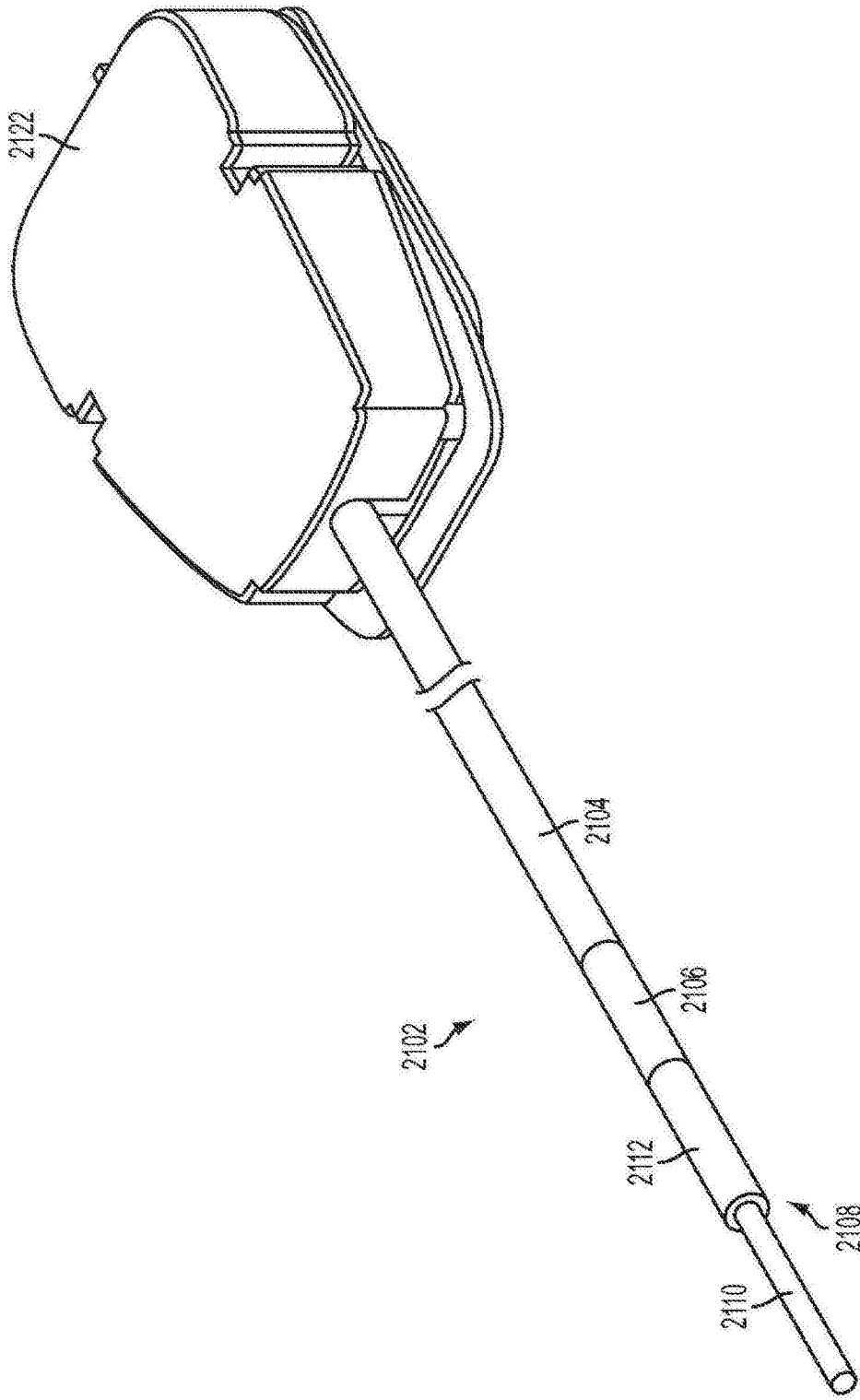


图62

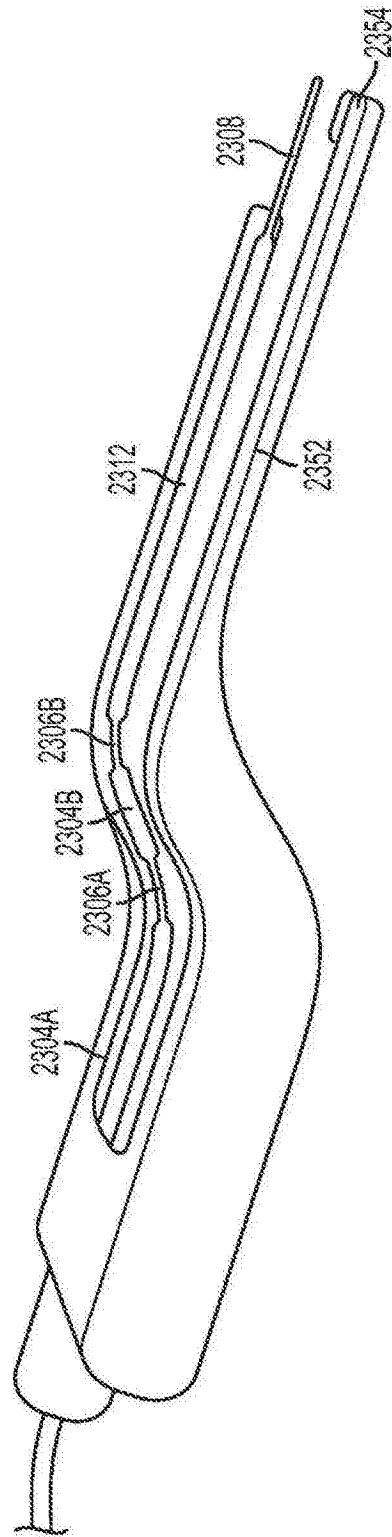


图63

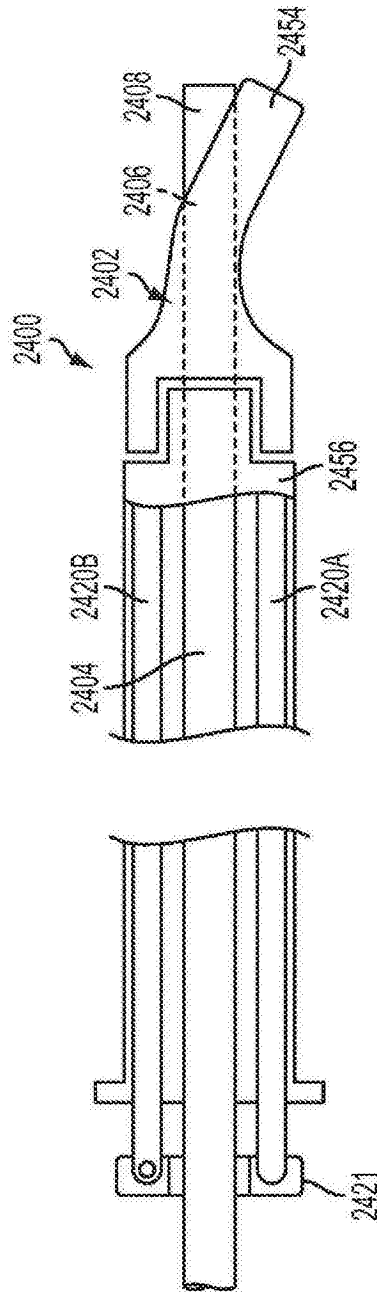


图64A

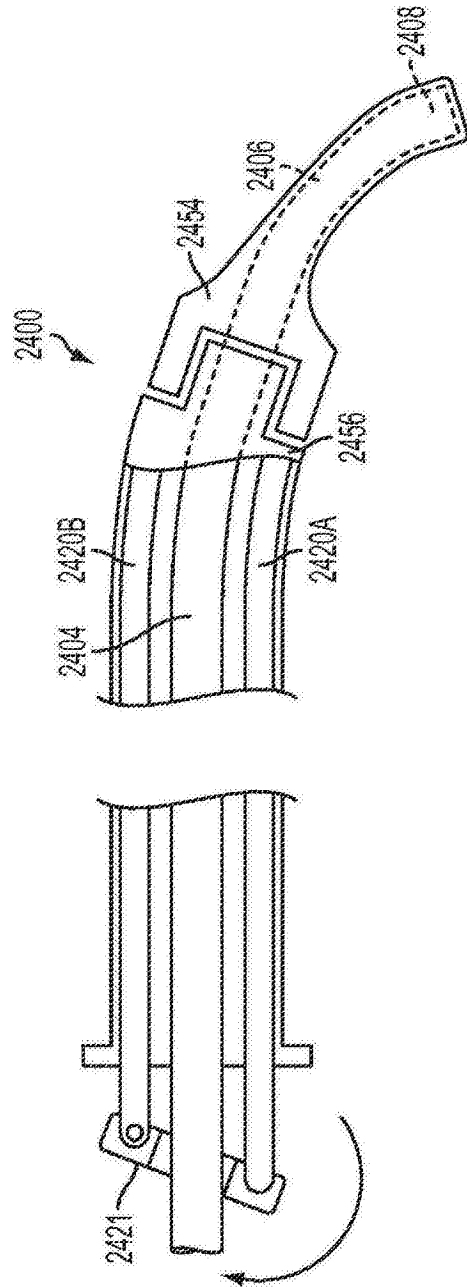


图64B

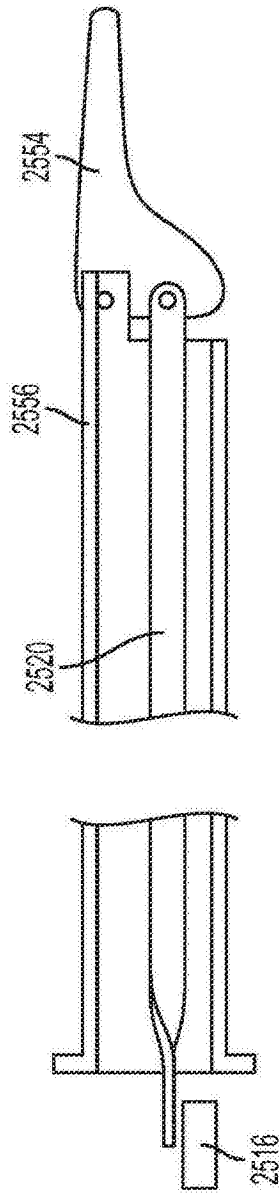


图65A

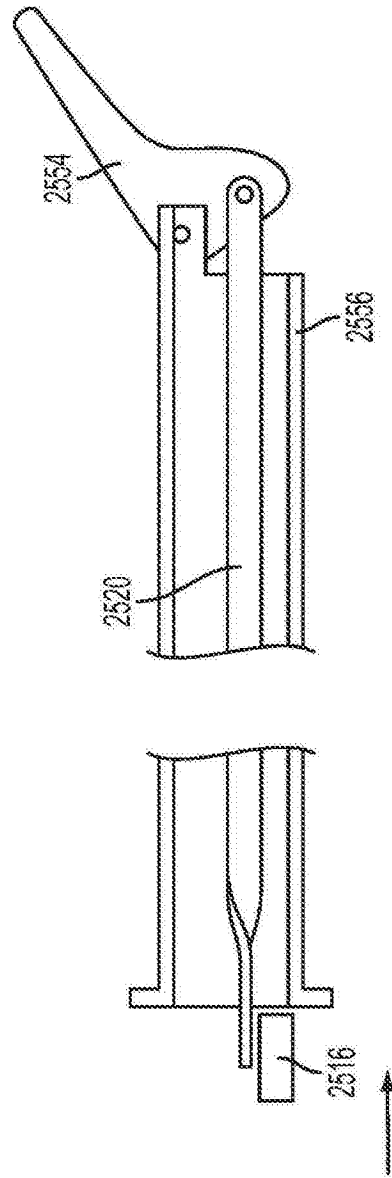


图65B

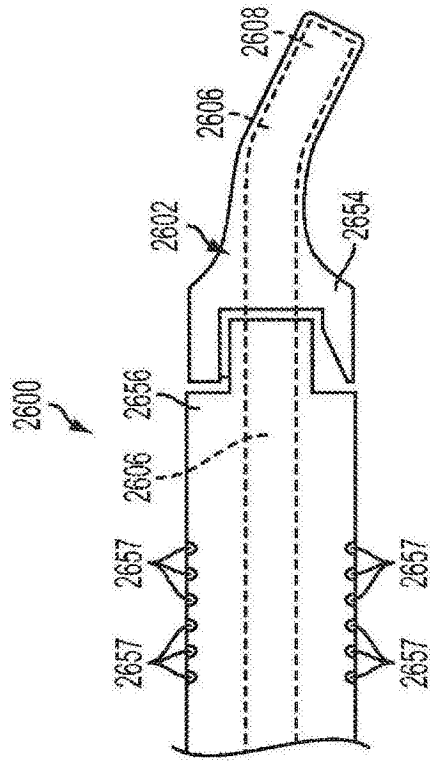


图66A

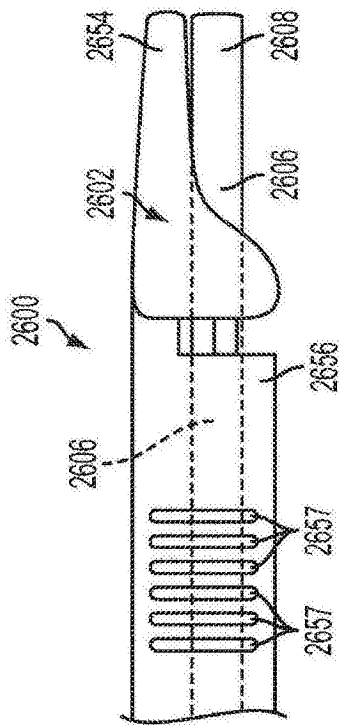


图66B