



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110958861 A

(43)申请公布日 2020.04.03

(21)申请号 201880048012.8

(72)发明人 A·库蒂 D·哈里斯

(22)申请日 2018.07.16

C·P·布德罗

(30)优先权数据

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

15/654,428 2017.07.19 US

15/926,751 2018.03.20 US

15/994,755 2018.05.31 US

16/012,287 2018.06.19 US

代理人 刘迎春

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.01.17

(51)Int.Cl.

A61B 17/22(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

A61B 34/30(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/042295 2018.07.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/018289 EN 2019.01.24

(71)申请人 爱惜康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

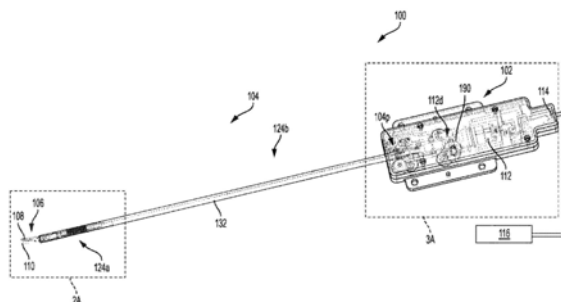
权利要求书3页 说明书21页 附图16页

(54)发明名称

具有带超声刀的旋转端部执行器组件的外科装置和系统

(57)摘要

本发明提供了具有用于处理组织的旋转端部执行器组件的外科装置和系统。还提供了用于使用该外科装置和系统的方法。



1. 一种外科装置,包括:

外壳,所述外壳具有定位在其中的超声换能器;

器械轴,所述器械轴从所述外壳延伸,所述器械轴包括具有可关节运动的区域和不可关节运动的区域的外套筒,所述器械轴还包括,

波导,所述波导与所述超声换能器声学地联接,其中所述可关节运动的区域的一部分与所述波导的柔性部分对齐,以及

旋转组件,所述旋转组件具有内套筒;以及

端部执行器组件,所述端部执行器组件位于所述外套筒的远侧端部处,所述端部执行器组件具有夹紧元件和与所述波导声学连通的超声刀,

其中所述内套筒联接到所述夹紧元件,所述内套筒具有多段螺旋狭槽和容纳在其中的销,使得所述销被构造成能够在力施加到操作地联接到所述销的输入部时选择性地所述多段螺旋狭槽内滑动,从而致使所述夹紧元件相对于所述超声刀旋转。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多段螺旋狭槽包括至少两个通道段,所述至少两个通道段在过渡点处相交,使得所述销在所述至少两个通道内平移以使所述内套筒旋转约1度至约360度。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中所述销在所述至少两个通道段中的第一通道段内沿远侧方向平移,以使所述内套筒在第一旋转方向上旋转约1度至约180度。

4. 根据权利要求3所述的装置,其中所述销在所述至少两个通道段中的第二通道段内沿近侧方向平移,以使所述内套筒在所述第一旋转方向上旋转约180度至约360度。

5. 根据权利要求4所述的装置,其中所述销在所述第二通道段内沿远侧方向平移,以使所述内套筒在与所述第一旋转方向相反的第二旋转方向上旋转约1度至约180度。

6. 根据权利要求5所述的装置,其中所述销在所述第一通道段内沿近侧方向平移,以使所述内套筒在所述第二旋转方向上旋转约180度至约360度。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中所述器械轴包括联接到所述端部执行器组件的夹紧组件,所述夹紧组件被构造成能够驱动所述夹紧元件相对于所述器械轴的运动,使得所述夹紧元件选择性地朝向和远离所述超声刀运动。

8. 根据权利要求1所述的装置,还包括关节运动组件,所述关节运动组件被构造成能够将所述端部执行器组件从与纵向轴线对齐的位置选择性地偏转至未与所述纵向轴线对齐的位置,其中所述纵向轴线沿着所述外套筒的所述不可关节运动的区域延伸。

9. 根据权利要求1所述的装置,其中所述外壳附接到机器人外科系统。

10. 一种机器人外科系统,包括:

机电臂,所述机电臂具有设置在其中的马达;

器械外壳,所述器械外壳安装到所述机电臂,所述器械外壳具有设置在其中的超声换能器;

器械轴,所述器械轴从所述外壳延伸,所述器械轴包括外套筒并且还包括,

可关节运动的超声波导,所述可关节运动的超声波导声学地联接到所述超声换能器并且延伸穿过所述器械轴,

致动组件,所述致动组件具有操作地联接到所述马达的第一致动器杆;

旋转组件,所述旋转组件具有包括第一基本上螺旋状狭槽和第二基本上螺旋状狭槽的

内套筒以及容纳在所述基本上螺旋相交的狭槽中的一个内的销,其中所述第一基本上螺旋状狭槽和所述第二基本上螺旋状狭槽在过渡点处彼此相交;以及

端部执行器组件,所述端部执行器组件形成在所述外套筒的远侧端部处,所述端部执行器组件具有钳口和声学地联接到所述可关节运动的超声波导的超声刀,

其中所述致动组件操作地联接到所述钳口,并且其中所述第一致动器杆被构造成能够相对于外轴轴向平移,以在所述第一基本上螺旋状狭槽和所述第二基本上螺旋状狭槽内滑动所述销,以在所述超声刀保持静止时选择性地旋转所述钳口。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中所述过渡点被构造成能够允许所述销从所述第一基本上螺旋状狭槽滑动到所述第二基本上螺旋状狭槽,使得所述内套筒连续地旋转约1度至约360度。

12. 根据权利要求10所述的系统,其中所述销在所述第一基本上螺旋状狭槽内沿远侧方向平移,以在第一旋转方向上旋转所述内套筒,并且其中所述销在所述第二基本上螺旋状狭槽内沿近侧方向平移,以在所述第一旋转方向上进一步旋转所述内套筒。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中所述销在所述第二基本上螺旋状狭槽内沿远侧方向平移,以使所述内套筒在与所述第一旋转方向相反的第二旋转方向上旋转,并且其中所述销在所述第一基本上螺旋状狭槽内沿近侧方向平移,以在所述第二旋转方向上进一步旋转所述内套筒。

14. 根据权利要求10所述的系统,其中所述器械轴包括夹紧组件,所述夹紧组件具有钳口拉动件,所述钳口拉动件被构造成能够相对于所述外套筒轴向平移,从而使所述钳口打开和闭合,以便将组织夹持在所述钳口和所述超声刀之间。

15. 根据权利要求10所述的系统,还包括关节运动组件,所述关节运动组件被构造成能够将所述端部执行器组件从与纵向轴线对齐的位置偏转至未与所述纵向轴线对齐的位置,其中所述纵向轴线沿着所述外套筒的不可关节运动的部分延伸。

16. 一种方法,包括:

将具有端部执行器组件的外科装置导向至手术部位,所述端部执行器组件操作地联接到包括超声波导和旋转组件的器械轴,所述端部执行器组件具有超声刀和夹紧元件,所述旋转组件具有操作地联接到所述夹紧元件的内套筒,并且包括至少两个基本上螺旋状狭槽以及被构造成能够在所述至少两个基本上螺旋状狭槽内滑动的销;

相对于所述超声刀选择性地旋转所述夹紧元件;

选择性地致动夹紧组件,以使所述夹紧元件朝向所述超声刀移动,从而向设置在所述夹紧元件和所述超声刀之间的组织施加夹紧力;以及

将超声能量传输到所述超声刀以处理被夹持在所述夹紧元件和所述超声刀之间的所述组织。

17. 根据权利要求16所述的方法,还包括选择性地使所述器械轴关节运动,使得所述端部执行器组件相对于从外壳延伸的所述器械轴的近侧部分的纵向轴线成角度取向。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中当所述夹紧元件处于关节运动状态时,所述夹紧元件能够旋转。

19. 根据权利要求16所述的方法,其中所述夹紧元件能够在约1度至约360度的范围内旋转。

20. 根据权利要求16所述的方法,其中所述器械轴附接到机器人外科系统。

具有带超声刀的旋转端部执行器组件的外科装置和系统

技术领域

[0001] 本发明提供了具有旋转端部执行器组件的外科装置和系统及其使用方法,以用于处理组织。

背景技术

[0002] 多种外科装置包括端部执行器组件,该端部执行器具有刀元件,该刀元件以超声频率振动以切割和/或密封组织(例如通过使组织细胞中的蛋白质变性)。这些器械包括将电功率转换成超声振动的压电元件,该超声振动沿着声波传送到刀元件。可通过外科医生的技术以及对功率电平、刀刃、组织牵引力和刀压力的调节来控制切割和凝固的精度。

[0003] 在这些外科装置的使用期间,端部执行器组件的运动对于充分触及组织可为重要的。在机器人外科手术中,端部执行器组件的运动还可有利于外科医生的手和端部执行器组件的协调运动。任何运动的缺乏均可导致使用者错误的各种机会,例如,组织的切割或密封不充分以及外科手术期间对解剖结构的意外损坏。因此,能够期望的是使端部执行器组件以六个运动度(例如,浪涌、起伏、摇摆、横摆、俯仰和滚动)移动。

[0004] 因此,尽管存在现有技术,但仍需要用于治疗组织的改进的外科装置和系统及方法。

发明内容

[0005] 本发明提供了外科装置和系统及其使用方法。

[0006] 在一个示例性实施方案中,提供了一种外科装置,该外科装置可包括具有定位在其中的超声换能器的外壳、从外壳延伸的器械轴、以及具有夹紧元件和超声刀的端部执行器组件。器械轴可包括具有可关节运动的区域和不可关节运动的区域的外套筒、波导、以及具有能够联接到夹紧元件的内套筒的旋转组件。端部执行器可位于外套筒的远侧端部处。波导可与超声换能器声学地联接,其中可关节运动的区域的一部分可与波导的柔性部分对齐。超声刀能够与波导声学连通。内套筒可具有多段螺旋狭槽和容纳在其中的销,使得销可被构造成能够在力施加到操作地联接到销的输入部时选择性地在多段螺旋狭槽内滑动,从而致使夹紧元件相对于超声刀旋转。在一个方面,外壳能够附接到机器人系统。

[0007] 在一些实施方案中,多段螺旋狭槽可包括在过渡点处相交的至少两个通道段,使得销能够在至少两个通道内平移以使内套筒旋转约1度至约360度。在此类实施方案中,销能够在远侧方向上在至少两个通道段中的第一通道段内平移,以使内套筒在第一旋转方向上旋转约1度至约180度。在一个实施方案中,销可在近侧方向上在至少两个通道段中的第二通道段内平移,以使内套筒在第一旋转方向上旋转约180度至约360度。在此类实施方案中,销可在第二通道段内沿远侧方向平移,以使内套筒在与第一旋转方向相反的第二旋转方向上旋转约1度至约180度。在一个实施方案中,销可在第一通道段内沿近侧方向平移,以使内套筒在第二旋转方向上旋转约180度至约360度。

[0008] 在一些实施方案中,器械轴可包括联接到端部执行器组件的夹紧组件。夹紧组件

可被构造成能够驱动夹紧元件相对于器械轴的运动,使得夹紧元件能够选择性地朝向和远离超声刀移动。

[0009] 在一些方面,该装置还可包括关节运动组件,该关节运动组件可被构造成能够选择性地端部执行器组件从与纵向轴线对齐的位置偏转至未与纵向轴线对齐的位置,其中纵向轴线沿着外套筒的不可关节运动的区域延伸。

[0010] 在另一个示例性实施方案中,提供了机器人外科系统,该机器人外科系统可包括具有设置在其中的马达的机电臂、安装到机电臂的器械外壳,其中器械外壳可具有设置在其中的超声换能器、从外壳延伸的器械轴、以及具有钳口和超声刀的端部执行器组件。器械轴可包括外套筒,该外套筒具有在其远侧端部处形成的端部执行器组件。器械轴还可包括声学地联接到超声换能器并延伸穿过器械轴的可关节运动超声波导、具有能够操作地联接到马达的第一致动器杆的致动组件、以及具有内套筒的旋转组件。超声刀能够声学地联接到可关节运动的超声波导。内套筒可包括第一基本上螺旋状狭槽和第二基本上螺旋状狭槽以及容纳在基本上螺旋相交的狭槽中的一个内的销,其中第一基本上螺旋状狭槽和第二基本上螺旋状狭槽在过渡点处彼此相交。致动组件能够操作地联接到钳口,并且第一致动器杆可被构造成能够相对于外轴轴向平移,以在第一基本上螺旋状狭槽和第二基本上螺旋状狭槽内滑动销,以在超声刀保持静止时选择性地旋转钳口。在一个方面,过渡点可被构造成能够允许销从第一基本上螺旋状狭槽滑动至第二基本上螺旋状狭槽,使得内套筒能够连续地旋转约1度至约360度。

[0011] 在一些方面,销能够在第一基本上螺旋状狭槽内沿远侧方向平移以在第一旋转方向上旋转内套筒,并且销能够在第二基本上螺旋状狭槽内沿近侧方向平移以在第一旋转方向上进一步旋转内套筒。在此类方面,销能够在第二基本上螺旋状狭槽内沿远侧方向平移以在与第一旋转方向相反的第二旋转方向上旋转内套筒,并且销能够在第一基本上螺旋状狭槽内沿近侧方向平移以在第二旋转方向上进一步旋转内套筒。

[0012] 在一些方面,器械轴可包括具有钳口拉动件的夹紧组件,该拉动件可被构造成能够相对于外套筒轴向平移,从而使钳口打开和闭合,以便将组织夹持在钳口和超声刀之间。

[0013] 在一些方面,该装置还可包括关节运动组件,该关节运动组件可被构造成能够将端部执行器组件从与纵向轴线对齐的位置偏转至未与纵向轴线对齐的位置,其中纵向轴线沿外套筒的不可关节运动段延伸。

[0014] 本发明还提供了使用外科装置和系统的方法。在一个实施方案中,该方法可包括将具有端部执行器组件的外科装置导向至手术部位。端部执行器组件能够操作地联接到器械轴,该器械轴包含超声波导和旋转组件。端部执行器组件可具有超声刀和夹紧元件。旋转组件可包括能够操作地联接到夹紧元件的内套筒。内套筒可包括至少两个基本上螺旋状狭槽和可被构造成能够在至少两个基本上螺旋状狭槽内滑动的销。该方法还可包括相对于超声刀选择性地旋转夹紧元件,选择性地致动夹紧组件以使夹紧元件朝向超声刀移动,从而向设置在夹紧元件和超声刀之间的组织施加夹持力,以及将超声能量传输到超声刀以处理夹持在夹紧元件和超声刀之间的组织。

[0015] 在一些方面,该方法还可包括选择性地使器械轴关节运动,使得端部执行器组件能够相对于从外壳延伸的器械轴的近侧部分的纵向轴线成角度取向。在此类方面,夹紧元件能够在夹紧元件处于关节运动状态时旋转。

[0016] 在一个方面,夹紧元件能够在约1度至约360度的范围内旋转。在另一方面,器械轴能够附接到机器人外科系统。

附图说明

[0017] 通过以下结合附图所作的详细描述,将更充分地理解本发明,在附图中:

[0018] 图1为外科装置的示例性实施方案的局部透明透视图,该外科装置具有旋转组件,该旋转组件具有内套筒;

[0019] 图2A为图1的外科装置的远侧部分的局部透明放大透视图;

[0020] 图2B为图2A的外科装置的远侧端部的局部分解图;

[0021] 图3A为图1的外科装置的近侧部分的局部透明顶视图;

[0022] 图3B为图3A的外科装置的近侧部分的局部透明底视图;

[0023] 图4为包括机电臂的外科机器人系统的示例性实施方案的透视图,该机电臂具有安装到其上并且无线地联接到控制系统的图1的外科装置;

[0024] 图5A为外科装置的远侧部分的另一示例性实施方案的局部透明透视,该外科装置具有旋转组件,该旋转组件具有内套筒;

[0025] 图5B为图5A的外科装置的远侧端部的局部分解图;

[0026] 图6为图5A的旋转组件的内套筒的一部分的放大视图,示出了销穿过限定在内套筒内的通道的示例性运动;

[0027] 图7A为示例性内套筒的侧视图,该内套筒具有多段螺旋狭槽和设置在其中的销,其中在不旋转内套筒的情况下,销处于第一位置(例如,初始位置);

[0028] 图7B为图7A中的内套筒的另一侧视图,示出了处于多段螺旋狭槽内的第二位置的销,其中内套筒旋转约90度;

[0029] 图7C为图7A中的内套筒的另一侧视图,示出了处于多段螺旋狭槽内的第三位置的销,其中内套筒旋转约180度;

[0030] 图7D为图7C中所示的内套筒的放大部分;

[0031] 图7E为图7A中的内套筒的另一侧视图,示出了处于第四位置的销,其中内套筒旋转约270度;

[0032] 图7F为图7A中的内套筒的另一侧视图,示出了处于第五位置的销,其中内套筒旋转约360度;

[0033] 图8是具有锥形构造的超声刀的示例性实施方案的侧视图;

[0034] 图9为具有锥形构造的超声刀的示例性实施方案的侧视图,该锥形构造具有凹形部分;

[0035] 图10为具有重叠子单元的超声刀的示例性实施方案的前剖视图,其中每个子单元具有基本上圆形的横截面形状;并且

[0036] 图11为具有十字形构造的超声刀的示例性实施方案的前剖视图。

具体实施方式

[0037] 现在将描述某些示例性实施方案,以提供对本文所公开的装置和方法的结构、功能、制造和用途的原理全面理解。这些实施方案的一个或多个示例在附图中示出。本领域的

技术人员将会理解,在本文中具体描述的和在附图中示出的装置、系统和方法是非限制性的示例性实施方案,并且本发明的范围仅由权利要求书限定。结合一个示例性实施方案示出或描述的特征结构可与其他实施方案的特征进行组合。此类修改和变型旨在包括在本发明的范围之内。

[0038] 此外,在本公开中,各实施方案中名称相似的部件通常具有类似的特征结构,因此在具体实施方案中,不一定完整地阐述每个名称相似的部件的每个特征结构。另外,在所公开的系统、装置和方法的描述中使用线性或圆形尺寸的程度,此类尺寸并非旨在限制可结合此类系统、装置和方法使用的形状的类型。本领域中技术人员将认识到,针对任何几何形状可容易地确定此类线性和圆形尺寸的等效尺寸。系统及其部件的大小和形状可至少取决于系统和装置将用于其中的受治疗者的解剖结构、系统和装置将与其结合使用的部件的大小和形状、以及系统和装置将用于其中的方法和规程。

[0039] 应当理解,本文相对于抓握装置柄部的使用者诸如临床医生,或者具有安装至其上的外壳的使用者诸如机器人,来使用术语“近侧”和“远侧”。诸如“前”和“后”的其它空间术语分别类似地对应于远侧和近侧。还应当理解,为便利和清楚起见,本文结图示使用空间用语诸如“竖直”和“水平”。然而,外科装置的部件在许多取向和位置上使用,并且这些空间术语并非限制性和绝对的。

[0040] 在本文中,值或范围可表示为“约”和/或从“约”一个特定值至另一个特定值。当表示此类值或范围时,所公开的其它实施方案包括所列举的特定值和/或从一个特定值到另一个特定值。类似地,当通过使用先行词“约”将值表示为近似值时,应当理解,本文公开了许多值,并且特定值形成另一个实施方案。还应当理解,其中公开了许多值,并且每个值在本文中也公开为除了值本身之外的“约”该特定值。在实施方案中,“约”能够用于表示例如在所列举值的10%内,在所列举值的5%内或所列举值的2%内。

[0041] 为了描述和限定本教导内容,注意除非另外指明,否则本文使用术语“基本上”来表示可表征任何定量的比较、值、测量、或其它表示的固有的不确定度。术语“基本上”在本文中也可用来表示定量表示可相对于所声明的参考发生变化而不会导致所关注的主题的基本功能发生变化的程度。

[0042] 利用超声能量处理(例如,切割或密封)组织的外科装置提供特别有用的外科选项。在一些外科情况下,将包括超声刀和夹持臂或元件的端部执行器组件以不同取向移动以触及手术部位可能是有用的或必要的。尽管具有超声刀和夹持臂或元件的端部执行器组件能够整体旋转,但端部执行器组件的关节运动可能更受限制。例如,超声刀能够声学地联接到波导,该波导在端部执行器组件进行关节运动时刀将弯曲的区域中具有变薄部分。然而,关节运动仅限于一个平面,因此不能实现端部执行器组件的全部运动范围。即端部执行器组件的夹持臂或元件与关节运动平面对齐,因此不能在平面外被旋转。本文公开了该问题的解决方案,其中除了关节运动之外,还能够操纵端部执行器组件,使得夹持臂或元件能够独立于超声刀并因此独立于波导旋转。该特征的结果是有效地使夹持臂或元件能够在关节运动平面的平面外旋转,从而在端部执行器组件处于关节运动状态时有利于端部执行器组件的六个自由度。

[0043] 本发明提供了外科装置和系统及其使用方法。一般来讲,提供了一种外科装置,该外科装置具有至少一个外壳和从其延伸的器械轴。如下文更详细地讨论,外科装置可被构

造成能够使得端部执行器组件的一部分能够在其剩余部分保持静止时旋转。在某些示例性方面,器械轴可包括外套筒,该外套筒在其远侧端部处具有端部执行器组件。端部执行器组件可包括夹紧元件和超声刀,其中夹紧元件被构造成能够经由联接到夹紧元件的旋转组件相对于超声刀选择性地旋转。器械轴还可包括附加组件,例如,关节运动组件,该关节运动组件被构造成能够选择性地偏转端部执行器组件和/或夹紧组件,该夹紧组件被构造成能够选择性地朝向和远离超声刀移动夹紧元件。因此,与常规外科装置不同,本文提供的外科装置可被构造成能够向端部执行器组件赋予六个运动度。例如,与常规外科装置相比,当端部执行器组件处于关节运动状态时,夹紧元件能够在超声刀保持静止的同时旋转。

[0044] 示例性外科装置可包括多个特征结构以便于端部执行器组件的部分或完整运动,如本文所述和附图中所示。然而,本领域技术人员将会知道,外科装置可以仅仅包括这些结构中的一些和/或其可以包括本领域已知的多个其它结构。本文所述的外科装置仅仅旨在表示某些示例性实施方案。另外,本领域的技术人员将会理解,本文所述的外科装置已应用于常规微创和开放式外科器械中,以及机器人辅助的外科手术中。即本文所述的外科装置可设置在设计用于手持装置或被设计成安装到机电臂(例如,机械臂)的柄部组件内。

[0045] 如下文更详细地讨论,提供了外科装置的示例性实施方案,该外科装置被构造成能够有利于端部执行器组件的各种运动,包括整个端部执行器组件的旋转运动、夹紧元件相对于超声刀的选择性旋转、以及端部执行器组件的关节运动。器械轴包括旋转组件,该旋转组件具有滑动机构,该滑动机构被构造成能够在超声刀保持静止时选择性地围绕超声刀旋转夹紧元件。另外,器械轴可包括附加组件,诸如能够有利于端部执行器组件的关节运动的关节运动组件。因此,本文所述的外科装置被构造成能够使端部执行器组件旋转和进行关节运动。

[0046] 外科装置通常包括外壳,该外壳具有从其延伸的器械轴和具有夹紧元件和超声刀的端部执行器组件。器械轴包括旋转组件,该旋转组件具有联接到端部执行器组件的夹紧元件的内套筒。内套筒被设计成具有滑动机构。滑动机构可具有多种构造。例如,如图1至图2B所示,滑动机构可具有槽状构造,或如图5A至图6所示,滑动机构可具有通道构造。

[0047] 至少部分地根据端部执行器组件的设计,外科装置可包括致动器械轴的一个或多个组件的一个或多个马达,如下文所详述。一般来讲,一个或多个马达能够用于驱动各种外科装置功能。装置功能能够基于端部执行器组件的特定类型而变化,但一般来讲,外科装置可包括可被构造成能够引起特定动作或运动发生的一个或多个马达,诸如打开和/或闭合夹紧元件诸如钳口、轴和/或端部执行器组件旋转、端部执行器组件关节运动、能量传递,以切割和/或凝固组织等。马达能够定位在外科装置的外壳内,或者以替代方式诸如经由机器人外科系统联接至外科装置。如下文所详述,每个马达可被构造成能够联接到外科装置的一个或多个驱动组件或与其相互作用,例如,旋转驱动组件、关节运动驱动组件、夹紧驱动组件、和/或轴旋转驱动组件,以便马达能够驱动一个或多个元件,以导致装置的各种运动和动作,例如,选择性地相对于超声刀旋转夹紧元件,选择性地使端部执行器组件关节运动,选择性地使夹紧元件朝向和远离超声刀移动,选择性地旋转器械轴等。可以使用各种技术为马达供电,诸如由外科装置之上或之中的电池或由通过机器人外科系统连接的电源供电。

[0048] 在某些实施方案中,如下文更详细地讨论,当至少一个马达被启动时,其驱动位于

外科装置(诸如分别在图1和图5A中的外科装置100和500)的驱动组件内的至少一个对应齿轮组件的旋转。对应的齿轮组件能够联接到至少一个对应的驱动轴,从而导致至少相应的驱动轴的线性运动和/或旋转运动。尽管两个或更多个驱动轴的运动能够在驱动组件的不同操作阶段期间重叠,但每个马达能够彼此独立地启动,使得每个对应的驱动轴的运动不一定同时或在相同操作阶段期间发生。

[0049] 图1至图3B示出了外科装置的示例性实施方案。如图所示,外科装置100包括外壳102、从外壳102延伸的器械轴104、以及端部执行器组件106。端部执行器组件106包括夹紧元件108(诸如钳口)和超声刀110。在一些具体实施中,如图1和图2A至图2B所示,夹紧元件包括夹持垫109。如本文所用,“外壳”与“仪器外壳”同义地使用。本领域的技术人员将会知道,其它超声端部执行器组件能够与本文所公开的外科装置一起使用。此外,仅为简单起见,外壳102的某些部件未在图3A至图3B中示出。

[0050] 尽管外壳102可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图1和图3A至图3B所示,外壳102被构造成能够附接到机器人系统,诸如图4所示的机器人外科系统400。另选地,外壳102可被设计用于手持装置,例如作为柄部外壳。本领域的技术人员将会知道,设计用于手持装置的外壳可能需要本文所公开的元件中的全部或一些以及用于操作的附加元件。手持装置的示例性外壳的详细信息可见于例如美国专利No.9,095,367,该专利以引用的方式全文并入本文。另外,外壳102可包括各种驱动组件(例如,四个驱动组件),这些驱动组件被构造成能够驱动相应的组件,诸如旋转组件141、关节运动组件155、夹紧组件,以实现外科装置的运动和动作,如下文更详细地讨论。

[0051] 如图所示,外壳102包括超声换能器112。超声换能器112被构造成能够将电功率转换成超声振动。尽管超声换能器112可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图1和图3A至图3B所示,超声换能器112机械地接合到端部执行器组件106的至少一部分。如下文所详述,在使用中,这些超声振动被传递到端部执行器组件106的至少一部分。超声换能器112能够从任何合适的源接收电力。例如,在一些情况下,超声换能器112可包括缆线114,该缆线将超声换能器112直接与发生器116联接。发生器116可包括电源和被构造成能够向超声换能器112提供电力分布的控制模块,该电力分布特别适用于通过超声换能器112生成超声振动。任选地,发生器116也能够适用于产生RF能量。

[0052] 在一些实施方案中,发生器116可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 出售的GEN 300。另选地或除此之外,发生器116能够单独地或组合地根据以下教导内容构造:美国专利No.8,986,302,其名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”;以及美国专利No.9,095,367“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”,这些专利全文以引用方式并入本文中。根据本文的教导内容,发生器116能够采用的另外其它合适的形式以及发生器116能够提供的各种特征结构和功能对于本领域技术人员而言将是显而易见的。

[0053] 在一些实施方案中,发生器116的功能性的至少一部分能够直接结合到外壳102中。例如,外壳102可包括整体电池或其它一体式电源,以及从电池或其它一体式电源供应电力以驱动超声换能器112所需的任何电路。

[0054] 如上所述,器械轴104从外壳102延伸。尽管器械轴104可具有多种构造,但在一些具体实施中,器械轴104如图1至图2B所示,包括外套筒118。尽管外套筒118可具有多种构

造,但在一些具体实施中,如图所示,外套筒118具有基本上管状的主体120a,该主体在其远侧部分处具有基本上半圆形顶端120b。因此,半圆形顶端120b的远侧端部(例如,180度的形状)和外套筒118的远侧端部118d是相同的。还预期,顶端120b能够呈其它合适形状的形式,并且不受本文所示形状的限制。

[0055] 外套筒118包括可关节运动的区域124a和不可关节运动的区域124b。如图所示,可关节运动的区域124a可具有肋状或分段构造,该构造能够赋予可关节运动的区域124a以柔韧性,使得可关节运动的区域124a能够在各种方向上弯曲。另选地或除此之外,至少可关节运动的区域124a能够由向外套筒118提供期望的柔韧性量的材料形成。不可关节运动的区域124b能够限定装置100的纵向轴线(L)。

[0056] 在某些实施方案中,关节运动构件126能够定位在外套筒118内,以便与外套筒118的可关节运动的区域124a的至少一部分基本上对齐。关节运动构件126能够定位在顶端120b和外套筒118的不可关节运动的区域124b之间,如图2A中所示。尽管关节运动构件126可具有多种构造,但在某些实施方案中,如图2A至图2B中所示,关节运动构件126可具有管状构造。另外,在一些实施方案中,关节运动构件126可具有被构造成能够与外套筒118的肋状主体构造对齐的肋状主体构造。关节运动构件126还可包括至少部分地沿着关节运动构件126的长度延伸的一个或多个细长凹槽通道128。一个或多个细长凹槽通道128可被构造成能够允许一个或多个致动器杆延伸穿过器械轴104以实现端部执行器组件106的各种运动,如下文所详述。另选地或除此之外,关节运动构件126可具有外径,该外径在外套筒118的内表面122和关节运动构件126的外表面130之间提供合适的空间,使得致动器杆能够延伸穿过该空间并因此延伸穿过器械轴104。

[0057] 在一些实施方案中,刚性构件132能够定位在外套筒118内,以便与外套筒118的不可关节运动的区域124b基本上对齐。尽管刚性构件132可具有多种构造,但在某些实施方案中,如图1至图2B中所示,刚性构件132可具有管状构造。刚性构件132还可包括至少部分地沿着刚性构件132的长度延伸的一个或多个细长凹槽通道134。一个或多个细长凹槽通道134可被构造成能够允许一个或多个致动器杆延伸穿过器械轴104以实现端部执行器组件106的各种运动,如下文更详细地讨论。另选地或除此之外,刚性构件132可具有外径,该外径在外套筒118的内表面122和刚性构件132的外表面136之间提供足够的空间,使得致动器杆能够延伸穿过该空间并因此延伸穿过器械轴104。

[0058] 器械轴104还可包括延伸穿过其中的波导138。如图1至图2B中所示,波导138与超声刀110声学连通。超声刀110的近侧端部110p能够位于或靠近波导138的波腹。例如,如图所示,波导138的远侧端部138d声学地联接到超声刀110的近侧端部110p。超声刀110能够通过任何合适的装置,例如通过内螺纹连接、焊接接头等,联接到波导138。还设想波导138和超声刀110能够形成成为单个一体件。波导138的近侧端部138p能够被接纳在外壳102内,使得其声学地联接到超声换能器112的远侧端部112d。因此,超声换能器112在使用中将接收到的电力转换成超声振动,这些超声振动沿着波导138传输到超声刀110,从而有利于在治疗部位切割和/或密封组织。器械轴104的外套筒118能够将外部环境(例如,患者或其它外科装置或设备)与波导138的超声振动隔离。

[0059] 尽管波导138可具有多种构造,但在一些具体实施中,波导138如图2A至图2B中所示可包括柔性部分140。如图所示,与波导的剩余部分相比,柔性部分140具有更小的横截面

积(例如,带状的横截面积形状)。柔性部分140能够与外套筒118的可关节运动的区域124a的一部分对齐,使得端部执行器组件106能够从与装置100的纵向轴线(L)对齐的位置偏转至与纵向轴线(L)未对齐的位置,如下文更详细地讨论。在该例示的实施方案中,纵向轴线(L)沿外套筒118的不可关节运动的区域124b延伸。合适的波导的另外详细信息可见于美国专利No.9,095,367和美国专利公布No.2016/0296250和2016/0302819,这些专利各自全文以引用方式并入本文。

[0060] 如上所述,器械轴104还包括旋转组件141,该旋转组件选择性地影响夹紧元件108相对于超声刀110的旋转。因此,与如下文更详细讨论的轴旋转驱动组件191相比,旋转组件141以及因此旋转驱动组件148被构造成能够在超声刀110保持静止时旋转夹紧元件108。如图1和图2A至图2B所示,旋转组件141包括联接到夹紧元件108的内套筒142。内套筒142的结构构造至少部分地基于装置100的其它元件(例如,波导138、超声刀110自身等)的结构构造。因此,尽管内套筒142可具有多种构造,但在该例示的实施方案中,内套筒142具有管状构造。内套筒142可包括滑动机构,如下文所详述。

[0061] 如图所示,滑动机构包括狭槽145。尽管狭槽145可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图2A至图2B所示,狭槽145可具有围绕内套筒142的基本上螺旋状构造。狭槽145能够完全延伸穿过内套筒142,如图2A至图2B所示,或者另选地,狭槽145能够部分地延伸穿过内套筒142。狭槽的尺寸和形状能够改变。例如,如图2A至图2B所示,狭槽145沿着内套筒142的至少一部分延伸。在一个实施方案中,狭槽145能够延伸内套筒142的整个长度。本领域的技术人员将会知道,狭槽145的尺寸和形状至少部分地基于内套筒142的尺寸和形状。

[0062] 滑动机构还包括容纳在狭槽145内的销146a。销146a从定位在内套筒142和关节运动拉动物156之间的销板146b延伸。如下文更详细地讨论,销146a被构造成能够在将力施加到操作地联接到销146a的输入部时在狭槽145内选择性地滑动。销146a在狭槽145内的此类滑动运动致使内套筒142相对于外套筒118的旋转,并且因此导致夹紧元件108相对于超声刀110旋转。

[0063] 例如,销板146b以及因此销146a联接到致动器杆147,该致动器杆延伸穿过器械轴104并进入外壳102。尽管致动器杆147能够沿器械轴104的任何部分延伸,但如图3A所示,致动器杆147沿着器械轴104的下部延伸。该位置可以是所期望的,因为当端部执行器组件106进行关节运动时,其使致动器杆147经受最小长度变化,从而防止夹紧元件108在关节运动期间旋转。在使用中,当致动器杆147被致动时,致动器杆147相对于外套筒118轴向平移,从而导致内套筒142以及因此夹紧元件108的旋转。

[0064] 在使用中,当向致动器杆147施加力时(例如,通过操作地联接到其的输入部),致动器杆147相对于外套筒118轴向平移,从而导致销板146b移动,以使销146a在狭槽145内滑动。当销146a在狭槽145内滑动时,内套筒142被旋转,并且因此夹紧元件108相对于超声刀110旋转。即,当致动时,致动器杆147沿第一或第二方向移动,导致销146a以对应方向移动。根据致动器杆147的定向运动,所导致的内套筒142和因此夹紧元件108的旋转能够以顺时针方向或逆时针方向旋转。例如,在使用中,致动器杆147能够在远侧方向上移动,从而使销146a朝向内套筒142的远侧端部142d滑动。因此,内套筒142能够以第一方向(例如,顺时针)旋转,从而将夹紧元件围绕超声刀110旋转至期望位置。

[0065] 内套筒142和因此夹紧元件108的旋转量将至少部分地取决于狭槽145的尺寸和形

状。在一些实施方案中,内套筒142能够围绕其中心轴线旋转约270度。在其它实施方案中,内套筒142能够围绕其中心轴线旋转约180度至约270度。此外,内套筒142的旋转量也能够取决于施加到销146a的力的量。

[0066] 致动器杆147能够以多种方式致动。例如,如图3A至图3B所示,旋转组件141操作地联接到旋转驱动组件148,该旋转驱动组件被构造成能够使致动器杆147相对于外套筒118在远侧和近侧方向上推进。下文将更详细地讨论的旋转驱动组件148能够位于外壳内并且联接到相应的旋转驱动盘149,该旋转驱动盘操作地联接到对应的马达150。在致动期间,马达150能够致动旋转驱动组件148。与本文所公开的系统 and 装置一起使用的示例性马达描述于例如美国专利No. 9,445,816和9,585,658中,以及美国专利公布No. 2012/0292367和2015/0209059中,这些专利中的每一个以引用的方式全文并入本文。本领域的技术人员将会知道,旋转驱动组件148的元件不限于图1和图3A至图3B中所示的元件,因此其它合适的旋转驱动组件可包括本文所述的旋转驱动组件的特征结构中的一些或全部。此外,为简单起见,旋转驱动组件148的某些部件在图3A至图3B中没有示出。

[0067] 旋转驱动组件148可具有多种构造。例如,如图3A至图3B所示,旋转驱动组件148可包括旋转驱动齿轮151,该旋转驱动齿轮与联接到平移块153的齿轮齿条152啮合接合。平移块153连接到从其延伸的驱动轴154。致动器杆147连接到驱动轴154,使得驱动轴154的轴向运动引起致动器杆147的相应轴向运动。旋转驱动齿轮151能够操作地联接到旋转驱动盘149,该旋转驱动盘操作地联接到马达150。在使用中,当马达150被启动时,其驱动旋转驱动盘149的旋转。旋转驱动盘149的旋转驱动旋转驱动齿轮151的旋转,导致致动器杆147相对于外套筒118的基本上线性运动。应当理解,在一个方向上从马达150施加旋转输出运动将导致致动器杆147在远侧方向上的基本上线性运动,以使销146a朝向内套筒142的远侧端部142d滑动。另外,在相反方向上施加旋转输出运动将导致致动器杆147在近侧方向上的基本上线性的运动,以使销146a朝向内套筒142的近侧端部142p滑动。

[0068] 器械轴104还可包括附加组件以实现外科装置100的其它运动或动作。例如,在一些实施方案中,器械轴104可包括关节运动组件155。另选地或除此之外,器械轴104可包括夹紧组件。

[0069] 如图1和图2A至图2B所示,器械轴104包括关节运动组件155,该关节运动组件被构造成能够将端部执行器组件106从与装置100的纵向轴线(L)对齐的位置偏转至与纵向轴线(L)未对齐的位置。另外,与关节运动组件155结合,端部执行器组件106的关节运动通过外套筒118的可关节运动的区域124a、关节运动构件126和波导138的柔性部分140来实现。本文还设想,其它合适的关节运动组件能够单独使用或与本文所述的外科装置的一个或多个特征结构组合使用。其它示例性关节运动组件的非限制性示例可见于美国专利公布No. 2016/0296250、2016/0296251、2016/0296252、2016/0296268、2015/0320437、2016/0374712、2016/0302819,这些专利各自全文以引用方式并入本文。

[0070] 尽管关节运动组件155可具有多种构造,但在一些具体实施中,关节运动组件155如图2A至图2B中所示,包括关节运动拉动件156。关节运动拉动件156可具有各种构造。如图所示,关节运动拉动件156具有与外套筒118的顶端120b互补并连接到其上的基本上半圆形的构造。本文还设想关节运动拉动件156能够采用其它形状的形式。所示的关节运动拉动件156联接到两个致动器杆157,158,其各自延伸穿过器械轴104并进入外壳102。如图所示,第

一致动器杆157联接到关节运动拉动件156的第一侧端部159,并且第二致动器杆158联接到关节运动拉动件156的第二相对侧端部160。

[0071] 在使用中,当端部执行器组件106与装置100的纵向轴线对齐时,致动第一和第二致动器杆157,158能够导致端部执行器组件106从纵向轴线偏转。例如,当第一致动器杆157被致动时,第一致动器杆157能够相对于外壳102朝远侧推进,并且当第二致动器杆158被致动时,第二致动器杆158能够相对于外壳102朝近侧回缩,反之亦然。因此,第一和第二致动器杆157,158的轴向平移有利于端部执行器组件106相对于纵向轴线成一角度进行关节运动。应当理解,第一和第二致动器杆157,158相对于外壳102的远侧或近侧移动驱动端部执行器组件106相对于纵向轴线移动的方向(例如,左方向(D_L)或向右方向(D_R),如图2A所示)。此外,应当理解,端部执行器组件106相对于纵向轴线的运动至少部分地取决于波导138的柔性部分140相对于纵向轴线的运动。例如,在一些实施方案中,柔性部分140能够相对于纵向轴线在一个方向上进行约45度或更小的关节运动。在一个其它实施方案中,柔性部分140能够相对于纵向轴线在一个方向上从约35度到45度进行关节运动。在一个实施方案中,柔性部分140能够相对于纵向轴线在一个方向上从约35度到40度进行关节运动。

[0072] 致动器杆157,158能够以多种方式致动。例如,如图1和图3A至图3B所示,关节运动组件155操作地联接到关节运动驱动组件161,该关节运动驱动组件被构造成能够使每个致动器杆157,158相对于外壳102在远侧和近侧方向上推进。下文将更详细地讨论的关节运动驱动组件161能够位于外壳102内并且联接到相应的旋转驱动盘149,该旋转驱动盘操作地联接到对应的马达163。在致动期间,马达163能够致动关节运动驱动组件161。与本文所公开的装置和系统一起使用的示例性马达描述于例如前述美国专利No.9,445,816和9,585,658中,以及美国专利公布No.2012/0292367和2015/0209059中,这些专利中的每一个以引用的方式全文并入本文。本领域的技术人员将会知道,关节运动驱动组件161的元件不限于图1和图3A至图3B中所示的元件,因此其它合适的关节运动驱动组件可包括本文所述的关节运动驱动组件161的特征结构中的一些或全部。此外,为简单起见,关节运动驱动组件161的某些部件在图3A至图3B中没有示出。

[0073] 关节运动驱动组件161可具有多种构造。例如,如图3A至图3B所示,关节运动驱动组件161可包括旋转驱动齿轮164,该旋转驱动齿轮与联接到第一平移块166的第一齿轮齿条165啮合接合。第一平移块166连接到从其延伸的第一驱动轴167。第一致动器杆157连接到第一驱动轴167,使得第一驱动轴167的轴向运动致使第一致动器杆157的相应轴向运动。旋转驱动齿轮164还与联接至第二平移块169的第二齿轮齿条168啮合接合。第二平移块169连接到从其延伸的第二驱动轴170。第二致动器杆158连接到第二驱动轴170,使得第二驱动轴170的轴向运动致使第二致动器杆158的相应轴向运动。如图所示,第一齿轮齿条和第二齿轮齿条165,168彼此相对,使得旋转驱动齿轮164能够同时接合第一齿轮齿条和第二齿轮齿条165,168。

[0074] 旋转驱动齿轮164能够操作地联接到旋转驱动盘162,该旋转驱动盘操作地联接到马达163。在使用中,当马达163被启动时,其驱动旋转驱动盘162的旋转。旋转驱动盘162的旋转驱动旋转驱动齿轮164的旋转,导致第一致动器杆157以第一方向(例如远侧方向)相对于外壳102的基本上线性运动。旋转驱动齿轮164的旋转还同时导致第二致动器杆158相对于外壳102以与第一方向相反的第二方向(例如,近侧方向)的基本上线性运动。应当理解,

在一个方向上从马达163施加旋转输出运动将导致第一致动器杆157在远侧方向上的基本上线性运动和第二致动器杆158在近侧方向上的基本上线性运动,以便在第一方向上移动端部执行器组件106。另外,在相反方向上施加旋转输出运动将导致第一致动器杆157在近侧方向上的基本上线性运动和第二致动器杆158在远侧方向上的基本上线性运动,以便在第二方向上移动端部执行器组件106。

[0075] 如上所述,器械轴104可包括夹紧组件。夹紧组件可被构造成能够相对于器械轴104移动夹紧元件108,使得夹紧元件108能够选择性地朝向和远离超声刀110移动。尽管夹紧组件可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图2A至图2B中所示,夹紧组件包括第一拉动构件172和第二拉动构件173,在本文中统称为夹具拉动件。夹具拉动件能够经由位于第二拉动构件173的远侧端部处的联接元件174联接到夹紧元件108。尽管联接元件174可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图所示,联接元件174包括两个相对的通道175,该通道被构造成能够容纳从夹紧元件108的近侧端部的内表面延伸的互补销。两个相对的通道175能够用作互补销的引导件以有利于夹紧元件108朝向和远离超声刀110的运动。

[0076] 第一和第二拉动构件172,173可具有多种构造。如图所示,第一拉动构件172具有基本上半圆形的构造并且定位在外套筒118和内套筒142之间。尽管所示的第一拉动构件172是细长的,但本领域的技术人员将会知道,第一拉动构件172的长度能够改变。如图所示,第二拉动构件173具有基本上管状的构造并且定位在波导138和内套筒142之间。本文还设想第一和第二拉动构件172,173能够采用其它形状的形式。此外,第一和第二拉动构件172,173被构造成能够彼此接合或相互作用,使得第一拉动构件172的轴向平移(如下文所详述)影响第二拉动构件173的对应轴向平移,从而朝向或远离超声刀110移动夹紧元件108。例如,如图所示,凸缘177位于第二拉动构件173的近侧端部处。该凸缘177被构造成能够与限定在第一拉动构件172内的凹陷通道178接合。当关节运动组件被致动时,该接合还允许第二拉动构件173与内套筒142一起旋转。

[0077] 所示夹具拉动件,具体地讲是第一拉动构件172联接到致动器杆179,该致动器杆延伸穿过器械轴104并进入外壳102中。尽管致动器杆179能够沿器械轴104的任何部分延伸,但如图所示,致动器杆179能够沿器械轴104的上部延伸。该位置可以是所期望的,因为当端部执行器组件106进行关节运动时,其使致动器杆179经受最小长度变化,从而防止夹紧元件108在关节运动期间朝向超声刀110移动。在使用中,当致动器杆179被致动时,致动器杆179相对于外套筒118轴向平移,从而导致第一拉动构件172以及因此夹具拉动件的近侧或远侧运动。

[0078] 在使用中,当致动器杆179朝向外壳102移动时(例如,从初始位置到近侧位置),夹具拉动件以及因此联接元件174朝向外壳102回缩。联接元件174的这种运动导致夹紧元件108的互补销在联接元件174的两个相对通道175内滑动,并因此有利于夹紧元件108从其初始位置(例如,打开位置)朝向超声刀110运动(例如,闭合位置)。一旦夹紧元件108处于闭合位置,本领域的技术人员将会知道,将致动器杆179远离外壳102移动(例如,沿远侧方向)使得夹具拉动件也在相似的方向上移动。该运动导致夹紧元件108远离超声刀110移动,从而允许夹紧元件108朝向其初始位置移动或返回至其初始位置。即,使致动器杆179远离外壳102移动使得夹紧元件108的互补销在两个相对的通道175内朝向其初始位置移动或返回至其初始位置。

[0079] 致动器杆179能够以多种方式推进。例如,如图1和图3A至图3B所示,夹紧组件操作地联接到夹紧驱动组件180,该夹紧驱动组件被构造成能够使致动器杆179相对于外套筒118在远侧和近侧方向上移动。下文将更详细地讨论的致动器夹紧组件能够设置在外壳102内并且联接到相应的旋转驱动盘181,该旋转驱动盘操作地联接到对应的马达182。在致动期间,马达182能够致动夹紧驱动组件180。与本文所公开的装置和系统一起使用的示例性马达描述于例如前述美国专利No.9,445,816和9,585,658中,以及美国专利公布No.2012/0292367和2015/0209059中,这些专利中的每一个以引用的方式全文并入本文。本领域的技术人员将会知道,夹紧驱动组件180的元件不限于图1和图3A至图3B中所示的元件,因此其它合适的夹紧驱动组件可包括本文所述的夹紧驱动组件180的特征结构中的一些或全部。此外,为简单起见,夹紧驱动组件180的某些部件在图3A至图3B中没有示出。

[0080] 夹紧驱动组件180可具有多种构造。例如,如图3A至图3B所示,旋转驱动组件148可包括三个旋转齿轮183,184,185。第一旋转齿轮183通过驱动柱186操作地联接到第二旋转齿轮184。第一旋转齿轮183也与联接到平移块188的齿轮齿条187啮合接合。平移块188连接到从其延伸的驱动轴189。致动器杆179连接到驱动轴189,使得驱动轴189的轴向运动引起致动器杆179的相应轴向运动。第二旋转齿轮184与第三旋转齿轮185啮合接合。第三旋转齿轮185能够操作地联接到旋转驱动盘181,该旋转驱动盘操作地联接到马达182。在使用中,当马达182被启动时,其驱动旋转驱动盘181的旋转。旋转驱动盘181的旋转驱动第三旋转齿轮185以及因此第一旋转齿轮183的旋转,导致致动器杆179相对于外壳102的基本上线性运动。应当理解,在一个方向上从马达182施加旋转输出运动将导致致动器杆179在近侧方向上的基本上线性运动,以使夹具拉动件朝向外壳102移动。另外,在相反方向上施加旋转输出运动将导致致动器杆179在远侧方向上的基本上线性运动,以使夹具拉动件远离外壳102并朝向外套筒118的远侧端部移动。

[0081] 另选地或除此之外,可能期望手动推进或缩回致动器杆179。例如,如图1和图3A至图3B所示,旋转旋钮190能够经由驱动柱186操作地联接到第一旋转齿轮183。在使用中,旋钮190以及因此旋转齿轮183的手动旋转将以与上文所述类似的方式实现致动器杆179的轴向平移。

[0082] 在一些实施方案中,可能期望器械轴104以及因此整个端部执行器组件旋转。因此,器械轴104的旋转能够通过使用轴旋转驱动组件来实现。即,与旋转组件141和旋转驱动组件148不同,如本文所述的轴旋转驱动组件影响整个端部执行器组件的旋转,而不是仅旋转与超声刀相关联的夹紧元件。例如,如图1和图3A至3B所示,轴旋转驱动组件191设置在外壳102内。此外,为简单起见,轴旋转驱动组件191的某些部件没有在图3A至图3B中示出。

[0083] 尽管轴旋转驱动组件191可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图1和图3A至3B所示,轴旋转驱动组件191可包括定位在器械轴104的近侧端部104p处的第一螺旋蜗轮192。第一螺旋蜗轮192与经由驱动柱196联接到第一旋转驱动齿轮194的第二螺旋蜗轮193啮合接合。第一旋转驱动齿轮194与操作地联接到旋转驱动盘197的第二旋转驱动齿轮195啮合接合,该旋转驱动盘操作地联接到马达198。

[0084] 在使用中,马达198使旋转驱动盘197旋转,该旋转驱动盘驱动第二旋转驱动齿轮195以及因此第一螺旋蜗轮192的旋转。这导致器械轴104相对于外壳102的旋转运动。应当理解,在一个方向上从马达198施加旋转输出运动将导致器械轴104沿第一方向(例如,顺时

针方向)的基本上旋转运动。另外,在相反方向上施加旋转输出运动将导致器械轴104沿第二相反方向(例如逆时针方向)的基本上旋转运动。

[0085] 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巧性,并允许外科医生以直观的方式对患者进行手术。多个此类系统在以下美国专利中有所公开,所述每个美国专利全文以引用的方式并入本文:名称为“Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity”的美国专利No.5,792,135、名称为“Multi-Component Telepresence System and Method”的美国专利No.6,132,368、名称为“Robotic Arm DLUS For Performing Surgical Tasks”的美国专利No.6,231,565、名称为“Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利No.6,783,524、名称为“Alignment of Master and Slave In a Minimally Invasive Surgical Apparatus”的美国专利No.6,364,888、名称为“Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools”的美国专利No.7,524,320、名称为“Platform Link Wrist Mechanism”的美国专利No.7,691,098、名称为“Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery”的美国专利No.7,806,891和名称为“Surgical Tool With Wristed Monopolar Electrosurgical End Effectors”的美国专利No.7,824,401。然而,过去的多个此类系统已不能生成有效地切割和紧固组织所需大小的力。然而,许多此类系统在过去一直不能促进具有夹紧元件和超声刀的端部执行器组件的关节运动和旋转。

[0086] 外科装置100能够以各种方式装配。例如,为了装配图2A至图2B所示的外科装置100的远侧部分,可包括子单元的组件,这些子单元随后联接在一起以形成所得的远侧部分。在一些实施方案中,第一子单元的装配可包括将关节运动构件126联接到器械轴104的刚性构件132。然后,在该例示的实施方案中为一体结构的波导138和超声刀110能够滑动穿过刚性构件132和关节运动构件126。之后,每个致动器杆147,157,158,179(其中致动器杆147包括销146a并且销板146b和致动器杆179包括第一拉动构件172)能够被放置到其相应的关节运动构件126和刚性构件132的凹陷通道中,从而形成第一子单元。第一子单元滑动到外套筒118中,使得第一拉动构件172和销146a以及销板146b位于外套筒118的顶端120b处。可通过将第二拉动构件173和联接元件174滑动穿过内套筒142来形成第二子单元。然后,可将夹紧元件108附接到联接元件174和内套筒142两者,从而将第二拉动构件173和内套筒142联接在一起。然后可将第二子单元插入器械轴104中,具体地讲是在外套筒118的顶端120b处。然后可将关节运动拉动件156放置在第二子单元上方并焊接到外套筒118的顶端以形成外科装置100的远侧部分。

[0087] 因此,如上所述,外科装置能够被设计成安装到机电臂(例如,机械臂)。例如,图4示出了机器人外科系统400,该机器人外科系统具有图1至图3B中所示安装到机电臂402上的装置100。机电臂402能够无线地联接到控制系统404,该控制系统具有控制台,该控制台具有显示器和两个用户输入设备。一个或多个马达(未示出)设置在马达外壳406内,该马达外壳联接到机电臂402的端部。外科装置100的外壳102安装到马达外壳406,并且因此安装到机电臂402,从而将马达操作地联接到外科装置100的各个驱动组件。因此,当马达被控制系统404启动时,马达能够致动一个或多个驱动组件。如图4所示,器械轴104从外壳102延

伸。在外科手术期间,器械轴104和端部执行器组件106(出于本说明书的目的统称为器械轴组件)能够放置在套管针408内并延伸穿过套管针,该套管针安装在于马达外壳406和套管针408支撑件之间延伸的载体410的底部上。载体410允许器械轴组件平移进入和离开套管针408。另外,考虑到端部执行器组件106包括超声刀110,发生器116操作地联接到设置在外壳102内的超声换能器112。在使用中,当发生器116被控制系统404启动时,发生器116将电能递送至超声换能器112。超声换能器112将电能转换成超声振动,超声振动沿着波导138行进至超声刀110,使得超声刀110能够在治疗部位切割和/或凝固组织。机电臂402被构造成为能够沿一个或多个自由度(例如,所有六个笛卡尔自由度,五个或更少的笛卡尔自由度等)将外科装置100作为一个整体支撑和移动。

[0088] 被构造成为能够由马达控制的外壳或器械外壳(也称为“圆盘”)的马达操作和部件的示例性实施方案在以下专利中进一步描述:2014年3月13日提交的名称为“Compact Robotic Wrist”的国际专利公布W0 2014/151952;和2014年3月13日提交的名称为“Hyperdexterous Surgical System”的国际专利公布W0 2014/151621;2016年7月1日提交的名称为“Methods, Systems, And Devices For Initializing A Surgical Tool”的美国专利公布15/200,283;以及2016年8月16日提交的名称为“Methods, Systems, And Devices For Controlling A Motor Of A Robotic Surgical Systems”的美国专利公布15/237,653,这些专利中的每个据此全文以引用方式并入。

[0089] 图5A至图5B示出了包括旋转组件541的外科装置500的另一个示例性实施方案的远侧部分。除了下文详细描述的差异之外,外科装置500可类似于外科装置100(图1至图3B),因此本文未详细描述。如图所示,外科装置500包括器械轴504,该器械轴能够从外壳延伸,类似于图1中的外壳102。器械轴504包括旋转组件541和锁定机构。锁定机构可包括至少一个锁定组件。如图5A至5B中所示并且在下文中更详细地描述,在该示例性实施方案中,锁定机构包括两个锁定组件。

[0090] 如图所示,旋转组件541包括联接到夹紧元件508的内套筒542,该夹紧元件具有联接到其上的夹紧垫509。在该例示的实施方案中,夹紧元件508为钳口。内套筒542从第一端部542d(例如,远侧端部)延伸至第二端部542p(例如近侧端部),其中中间段542i在其间延伸。内套筒542包括滑动机构。尽管滑动机构可具有多种构造,但在一些具体实施中,滑动机构如图5A至图6所示,包括突出部543的预先确定的图案和一个或多个销546a(例如,三个销),如下文更详细地讨论。

[0091] 如图5A至图6中所示,突出部543的预先确定的图案从内套筒542的中间段542i的一部分径向向外突出。突出部543的预先确定的图案限定其间的通道545。尽管预先确定的图案可具有多种构造,但在一些具体实施中,预先确定的图案可包括一行或多行突出部543。例如,如图5A至图6所示,预先确定的图案包括围绕内套筒542周向延伸的突出部543的三个单独的行543a、543b、543c。在一些实施方案中,一个或多个行可以是连续的,而在其它实施方案中,一个或多个行可以是不连续的。在例示的实施方案中,第一行543a的突出部543(其为内套筒542上最远侧的行)在其远侧端部543d处彼此互连。因此,第一行543a围绕内套筒542连续延伸,以有助于防止一个或多个销546a滑出与内套筒542的通道545的接合。第二行543b和第三行543c的突出部543是不连续的。本文还设想能够与外科装置500一起使用的突出部543的其它预先确定的图案。

[0092] 单个行中的突出部543可具有相同的形状和尺寸。如图所示,第一行543a内的突出部543具有第一形状和尺寸,第二行543b中的突出部543具有第二形状和尺寸,并且第三行543c中的突出部543具有第三形状。尽管每行内的突出部543具有相同的形状和尺寸,但本文也设想,单行内的突出部543可具有不同的形状和尺寸。另选地,两个或更多行的突出部543可具有相同或不同的形状和/或尺寸。应当理解,突出部543的形状和尺寸及其行数至少部分地取决于内套筒542的尺寸和形状,因此能够相应地变化。

[0093] 突出部543的预先确定的图案被构造成能够限定其间的通道545,使得销546a中的一个能够沿着通道545在预先确定的路径中被选择性地引导,以沿第一方向或相反的第二方向旋转内套筒542。即,如下文更详细地讨论,一个或多个销546a被构造成能够在通道545内选择性地滑动,以在将力施加到操作地联接到一个或多个销546a的输入部时,致使内套筒542相对于外套筒518的旋转,并且因此致使夹紧元件508相对于超声刀510旋转。

[0094] 例如,如图5B所示,三个销546a从销板546b的远侧端部546d径向向内突出。尽管销546a和销板546b可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图5B中所示,销546a各自具有圆柱形形状,并且销板546b具有弓形构造。致动器杆547联接销板546b的近侧部分546p,并且因此联接销546a。尽管致动器杆547能够沿器械轴504的任何部分延伸,但如图5A所示,致动器杆547也能够沿着器械轴504的下部延伸。该位置可以是所期望的,因为当端部执行器组件506进行关节运动时,其使致动器杆547经受最小长度变化,从而防止夹紧元件508在关节运动期间旋转。当致动器杆547被致动时,致动器杆547相对于外套筒518轴向平移,从而导致内套筒542以及因此夹紧元件508的旋转。

[0095] 在使用中,当向致动器杆547施加力时(例如,通过操作地联接到其的输入部),致动器杆547相对于外套筒518轴向平移,从而使销546a在通道545内滑动,从而相对于超声刀510旋转内套筒542,并因此旋转夹紧元件508。即,当致动时,致动器杆547沿第一或第二方向移动,导致销546a移动。根据致动器杆547的定向运动,内套筒542和因此夹紧元件508的旋转能够以顺时针方向或逆时针方向旋转。例如,在使用中,致动器杆547能够在初始远侧方向上移动,使销546a朝向内套筒542的第一端部542滑动。因此,内套筒542能够以第一方向(例如,顺时针)旋转,从而将夹紧元件508围绕超声刀510旋转至期望位置。应当指出的是,致动器杆547能够随后沿近侧方向移动,使得内套筒542在如下所述的第一方向上进一步旋转。

[0096] 图6示出了一个或多个销546a的两个示例性引导路径,其用于实现内套筒542沿第一方向D1或第二方向D2的旋转。仅为简单起见,图6示出了图5A至图5B中装置500的一个销546a的两个示例性引导路径。然而,由于三个销546a被定位成彼此等距并且与销板546b的远侧端部546d等距,因此三个销546a在类似的引导路径中同时移动。为了在第一方向D1上(例如,当从装置500的近侧端部观看该装置时为逆时针方向,该近侧端部与其远侧端部500d相对)开始内套筒542的旋转,致动器杆547相对于外套筒518朝远侧平移,从而导致销546a从第一起始位置(PA)朝远侧推进到第二位置(P2),如图6所示。本领域的技术人员将会知道,起始位置(PA)为示例性的,因此起始位置(PA)不限于图6中所示的位置。

[0097] 当销546a开始推进到第二位置(P2)时,销板546b脱离锁定机构,如下文所详述,使得内套筒542能够旋转。当致动器杆547进一步朝远侧推进时,销546a从第二位置(P2)朝远侧推进到第三位置(P3),以沿第一方向D1开始内套筒542的旋转。为了在第一方向D1上继续

内套筒542的旋转,致动器杆547回缩,从而使销546a从第三位置(P3)运动到第四位置(P4)。当致动器杆547进一步回缩时,销546a从第四位置(P4)运动到第二起始位置(PB₁)以在第一方向D1上进一步旋转内套筒542并且最终重新接合锁定机构,如下文详细讨论。销546a的这种运动(即从PA至PB₁)能够重复一次或多次,直到内套筒542已在第一方向D1上旋转所需的量。

[0098] 另选地,为了在第二方向D2上(例如,当从装置500的近侧端部观看该装置时为顺时针方向,该近侧端部与其远侧端部500d相对)开始内套筒542的旋转,致动器杆547相对于外套筒518朝近侧平移,从而导致销546a从第一起始位置(PA)回缩到第二位置(P5),如图6所示。本领域的技术人员将会知道,起始位置(PA)为示例性的,因此起始位置(PA)不限于图6中所示的位置。

[0099] 当销546a开始回缩至第二位置(P5)时,销板546b脱离锁定机构,如下文所详述,使得内套筒542能够旋转。当致动器杆547进一步回缩时,销546a从第二位置(P5)回缩至第三位置(P6),以开始内套筒542沿第二方向D2的旋转。为了在第二方向D2上继续旋转内套筒542,致动器杆547朝远侧推进,从而使销546a从第三位置(P6)运动到第四位置(P7)。当致动器杆547进一步朝远侧推进时,销546a从第四位置(P7)运动到第二起始位置(PB₁)以在第二方向D2上进一步旋转内套筒542并且最终重新接合锁定机构,如下文详细讨论。销546a的这种运动(即从PA至PB₂)能够重复一次或多次,直到内套筒542已在第二方向D2上旋转所需的量。

[0100] 内套筒542以及因此夹紧元件508的旋转量将至少部分地取决于销546a的尺寸、内套筒542的尺寸、以及多个突出部543及限定在它们之间的通道545的尺寸和形状。在一些实施方案中,内套筒542能够围绕其中心轴线旋转约360度或更小。例如,在一个实施方案中,内套筒542能够围绕其中心轴线旋转约1度至约360度。在另一个实施方案中,内套筒542能够围绕其中心轴线旋转约2度至约360度。在另一个实施方案中,内套筒542能够围绕其中心轴线旋转约4度至约360度。此外,内套筒542的旋转量也能够取决于施加到销546a的力的量。

[0101] 如图5A至图6中所示,第一行543a的突出部543和第三行543c的突出部543具有基本上相同的形状,不同的是它们各自的斜坡表面以相对的角度延伸。即,第一行543a中的突出部543的斜坡表面以第一角度($\angle 1$)延伸,并且第二行543b中的突出部543的斜坡表面以与第一角度($\angle 1$)相反的角度($\angle 2$)延伸。因此,内套筒542能够在相反的方向上连续旋转360度。为了防止这种情况,使得内套筒542一次仅在一个方向上旋转,锁定机构可位于器械轴504内以促进夹紧元件508的单向运动。

[0102] 如上所述,销546a的初始运动脱离锁定机构以允许内套筒542沿第一方向或第二方向旋转。尽管锁定机构可具有多种构造,但在一些具体实施中,锁定机构如图5A至图5B所述,包括两个锁定组件。第一锁定组件包括围绕内套筒542的第二端部542p周向延伸的多个第一齿599a和第一弹簧臂539a,该第一弹簧臂被构造成能够接合多个第一齿599a,以防止内套筒542沿第一方向D1旋转,如图6所示。第二锁定组件包括围绕内套筒542的第二端部542p周向延伸的多个第二齿599b和第二弹簧臂539b,该第二弹簧臂被构造成能够接合多个第二齿599b,以防止内套筒542沿第二方向D2旋转,如图6所示。因此,每个锁定组件用作棘轮类机构。

[0103] 尽管多个齿可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图5A至图5B中所示,多个第一齿和第二齿599a,599b具有围绕内套筒542的第二端部542p的环状构造。

[0104] 如图5B所示,两个弹簧臂539a,539b联接到关节运动拉动件556的相对侧559,560并从其延伸。尽管两个弹簧臂539a,539b可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图5A至图5B中所示,两个弹簧臂539a,539b各自具有弓形构造。另外,两个弹簧臂539a,539b彼此偏置。这是因为第一弹簧539a被构造成能够接合多个第一齿599a,以防止内套筒542在图6所示的第一方向D1上旋转,并且第二弹簧臂539b被构造成能够接合多个第二齿599b,以防止内套筒542在第二方向D2上旋转,如图6所示。因此,当每个弹簧臂539a,539b与其对应的多个齿599a,599b接合时,内套筒542以及因此夹紧元件508不能旋转。因此,如下文所详述,当内套筒542沿第一方向旋转时,第一弹簧臂539a与多个第一齿599a脱离,同时第二弹簧臂539b保持与多个第二齿599b接合。同样,当内套筒542沿第二方向旋转时,第二弹簧臂539b与多个第二齿599b脱离,同时第一弹簧臂539a保持与多个第一齿599a接合。

[0105] 为了脱离和重新接合锁定组件,销板546b包括从销板546b的相对侧延伸的两个解锁臂544a,544b。尽管两个解锁臂544a,544b可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图5A至图5B中所示,两个解锁臂544a,544b各自具有弓形构造。另外,两个解锁臂544a,544b彼此偏置。这是因为第一解锁臂544a被构造成能够使第一弹簧臂539a与多个第一齿599a脱离,以允许内套筒542在图6所示的第一方向D1上旋转。同样,第二解锁臂544b被构造成能够使第二弹簧臂539b与多个第二齿599b脱离,以允许内套筒542在图6所示的第二方向D1上旋转。因此,第一解锁臂544a和第二解锁臂544b被构造成能够分别与第一弹簧臂539a和第二弹簧臂539b相互作用,以便使锁定组件中的一个脱离,以允许内套筒542沿第一方向或第二方向旋转。

[0106] 在使用中,如上所述,当销546a开始朝远侧推进到第二位置(P2)时,销板546b通过移动第一弹簧臂539a而脱离第一锁定组件。即,当致动器杆547开始朝远侧推进并且因此销546a从其起始位置(PA)朝远侧移动时,销板546b的第一解锁臂544a也朝远侧移动。因此,第一解锁臂544a的远侧运动导致第一弹簧臂539a朝远侧运动,并因此与多个第一齿599a脱离。这种脱离允许内套筒542沿第一方向D1移动,如图6所示。第一锁定组件脱离,直到销546a移动到第二起始位置(PB₁)。

[0107] 如上所述,如图6所示,为了沿第二方向D2移动内套筒542,销546a开始从其起始位置(PA)回缩至第二位置(P5),从而导致销板546b通过移动第二弹簧臂539b而脱离第二锁定组件。即,当致动器杆547开始朝近侧平移,并且因此销546a从其起始位置(PA)朝近侧平移时,销板546b的第二解锁臂544b也回缩。因此,第二解锁臂544b的近侧移动导致第二弹簧臂539b朝近侧移动。第二弹簧臂539b的近侧移动使其与多个第二齿599b脱离,以允许内套筒542沿图6中所示的第二方向D2移动。第二锁定组件脱离,直到销546a移动到第二起始位置(PB₂)。

[0108] 另选地,锁定机构可包括摩擦弹簧臂,该摩擦弹簧臂被构造成能够向内套筒542施加预先确定的摩擦力,以防止内套筒542旋转,直到向旋转组件(如图3A和图3B中的旋转组件141)施加的驱动力超过预先确定的摩擦力。此外,摩擦弹簧臂被构造成能够允许内套筒的单向旋转,并因此允许内套筒沿第一方向和与第一方向相反的第二方向移动。摩擦弹簧臂的内表面可包括表面特征结构,例如从内表面延伸的凸耳,以产生或增强对内套筒542的

预先确定的摩擦力。另选地或除此之外,内套筒542可包括与摩擦弹簧臂的内表面对齐的表面特征结构,以产生或增强预先确定的摩擦力。

[0109] 另外,图5A至图5B中的外科装置500的夹紧组件类似于图1至图2A中的外科装置100的夹紧组件,不同之处在于第一拉动构件572的长度。即,图5A至图5B中的外科装置500的第一拉动构件572与图1至图2B中的外科装置100的第一拉动构件172相比长度更短。除了这种结构差异之外,外科装置500的夹紧组件的功能类似于图1至图2A中的外科装置100的夹紧组件。

[0110] 图7A至图7F示出了能够设置在类似于外科装置100(图1至图3B)的外科装置内的滑动机构的另一个示例性实施方案。如图所示,滑动机构包括具有多段狭槽245的内套筒242。尽管多段狭槽245可具有多种构造,但在一些具体实施中,如图7A至图7F中所示,多段狭槽245可具有围绕内套筒242的基本上螺旋状构造。多段狭槽245能够部分延伸穿过内套筒242,如图所示,或者另选地,多段狭槽245能够完全延伸穿过内套筒242。

[0111] 多段狭槽245可包括至少两个通道段248,249。每个通道段的尺寸和形状能够改变。如图7A至图7F所示,每个通道段248,249具有基本上螺旋状构造并且沿着内套筒242的至少一部分延伸。本领域的技术人员将会知道,每个通道段248,249的尺寸和形状至少部分地基于内套筒242的尺寸和形状。另外,至少两个通道段248,249在过渡点250处相交。该过渡点250在图7C至图7D中被示出为黑色虚线,允许销246a从第一通道段248滑到第二通道段249或反之亦然。如下文更详细地讨论,内套筒242能够因此从约1度至约360度旋转(例如,连续旋转)。

[0112] 滑动机构还包括容纳在多段狭槽245内的销246a。销246a能够从销板延伸,如图1至图3B中的销板146b,其定位在内套筒242和关节运动拉动件之间,如图1至图3B中的关节运动拉动件156。类似于图1至图3B中的销146a,销246a被构造成能够在将力施加到操作地联接到销246a的输入部时在多段狭槽245内选择性地滑动。因此,销246a在多段狭槽245内的滑动运动致使内套筒242相对于外套筒的旋转,如图1至图3B中的外套筒118。因此,滑动运动致使夹紧元件(如图1至图3B中的中的夹紧元件108)相对于超声刀(如图1至图3B中的超声刀110)旋转。除了上述差异之外,图7A至图7F中的滑动机构能够如上述图1至图3B中的滑动机构被致动。

[0113] 在使用中,当力被施加到致动器杆时,如图1至图3B中的致动器杆147(例如,通过操作地联接到其的输入部),致动器杆轴向平移,使销246a在多段狭槽245内滑动。当销246a在多段狭槽245内滑动时,内套筒142旋转。即,当致动时,致动器杆沿第一或第二方向移动,导致销246a以对应方向移动。根据致动器杆相对于外套筒的定向运动和销246a在多段狭槽245内的位置,所得的内套筒242以及因此夹紧元件的旋转将在顺时针或逆时针方向上。图7A至图7F示出了在360度顺时针旋转期间不同时间处的内套筒242。

[0114] 如图7A至图7F中所示,销246a在第一通道段248内的远侧方向(D)和第二通道段249内的近侧方向(P)上滑动,以实现内套筒242的360度顺时针旋转。因此,夹紧元件能够围绕超声刀旋转至期望的位置。为了开始内套筒242的旋转,销246a在远侧方向上从位于第一通道段248的近侧端部248p处的初始位置(A)朝向第一通道段248的远侧端部248d滑动(图7A至图7B)。销246a继续滑过第一通道段248的远侧端部248d并穿过过渡点250(图7C)。如图7C至图7D中所示,过渡点250允许销246a从第一通道段248滑入第二通道段249的远侧端部

249d中。因此,当销246a在第一通道段248内沿远侧方向(D)平移时,内套筒242能够沿顺时针方向旋转约1度至约180度(图7A至图7D)。如果需要进一步顺时针旋转,则销246a随后能够在第二通道段249内沿近侧方向(P)朝向第二通道段249的近侧端部249p平移(图7E至图7F)。这种近侧平移使得内套筒242进一步从约180度至约360度旋转。如图7F中所示,销246a已到达由止动元件251限定的第二通道段249的最近侧端部。该止动元件251还限定第一通道段248的边界部分。因此,一旦销246a到达第二通道段249的最近侧端部,就防止销246a的进一步近侧运动。因此,销246a已到达最近侧平移位置(B),并且因此,内套筒242已在顺时针方向上旋转约360度。本领域的技术人员将会知道,销能够通过朝远侧移动穿过第二通道段249并且朝近侧穿过第一通道段248而返回到其初始位置(A)。该销移动能够例如通过朝远侧推进致动器杆直到销246a平移穿过过渡点250,然后向近侧回缩致动器杆直到销246a到达第一通道段248的最近侧端部来实现。本领域的技术人员还将会知道,销246a也能够运动到中间位置或从其运动(例如,图7B至图7E)以实现内套筒242的所需旋转量,该旋转量并非约360度。

[0115] 应当指出的是,销246a能够从初始位置(A)连续平移至所需位置,诸如图7B至图7F所示的销位置,并且因此,内套筒242能够从初始位置(0度)连续旋转至期望位置(约360度或更小,例如,约1度至约360度)。另选地,销246a能够按间隔从初始位置A平移至期望位置。

[0116] 如上所述,端部执行器组件(分别如图1至图3B和图5A至图5B中的端部执行器组件106和506)可包括超声刀(分别如图1至图3B和图5A至图5B中的超声刀110和510)。因此,超声刀能够从第一端部(例如,近侧端部)延伸至第二端部(例如,远侧端部),其中第一端部能够与波导(如图1至图2B中的波导138)声学连通。在一些实施方案中,超声刀可为轴对称的。通过使用轴对称超声刀,端部执行器组件的闭合几何形状对于夹紧元件的任何位置可为相同的。

[0117] 超声刀可具有多种构造。例如,如图1至图2B和图5A至图5B中所示,超声刀可具有基本上直的(例如,非锥形的)构造,如图1至图3B和图5至图6B中所示。另选地,如图8所示,超声刀810可具有锥形构造(例如,从超声刀810的第一端部810a到第二端部810b的锥形锥)。锥形构造能够有利地提供用于使夹紧元件围绕超声刀旋转的附加空间。

[0118] 相似地,如图9所示,超声刀910可具有锥形构造,其中凹形部分911定位在超声刀910的第一端部和第二端部910a,910b之间。凹形部分911能够基本上防止被捕获在夹紧元件和超声刀910之间的组织的可滑动运动。即凹面部分能够允许搁置被夹持的组织以有助于其解剖。凹形部分911与超声刀910的其余部分的界面能够限定一个或多个边缘911a,911b,911c,911d。在一些情况下,边缘可为圆形的。凹形部分911能够定位在距第一端部和第二端部910a,910b不同的距离处。在一些实施方案中,凹形部分911能够与超声刀910的第一端部和第二端部910a,910b等距定位。另外,在一些实施方案中,能够与超声刀910一起使用以处理组织的夹紧元件可包括夹持垫,该夹持垫具有与超声刀910的凹形部分911互补的凸形部分。

[0119] 此外,超声刀可具有多种横截面形状。例如,超声刀(分别如图1至图2B和图5A至图5B中所示的超声刀110和510)可具有基本上圆形的横截面形状。另选地,超声刀可具有围绕超声刀的纵向轴线布置的两个或更多刀表面,其中这两个或更多刀表面限定刀横截面形状轮廓。

[0120] 例如,在一些实施方案中,超声刀可具有彼此部分重叠的两个或更多个子单元,以形成具有局部压力分布的总体横截面形状,该局部压力分布促进在夹紧元件和超声刀之间捕获的组织密封。每个子单元可具有预先确定的横截面形状(例如,几何形状)和其中每个子单元的表面积的总和大于超声刀的表面积的表面积。如图10所示,超声刀1010包括三个子单元1010a,1010b,1010c,其中每个子单元1010a,1010b,1010c具有基本上圆形的横截面形状。每个子单元1010a,1010b,1010c的半径的尺寸可被设定成提供能够增强组织的有效密封的局部压力分布。此外,尽管不是必需的,但如图10所示的子单元1010a,1010b,1010c以相对于超声刀的纵向轴线的角度均匀地围绕超声刀布置。

[0121] 在其它实施方案中,超声刀可具有两个或更多相交刀。例如,在一个实施方案中,如图11所示,超声刀1110可包括第一刀1110a和第二刀1110b,这些刀在超声刀的中心轴线处相交以形成十字形的横截面形状。中心轴线在超声刀的第一端部和第二端部之间纵向延伸。第一和第二刀(统称为超声刀)能够在各种角度上彼此相交。例如,如图11所示,超声刀1110包括第一刀1110a和第二刀1110b,这些刀相对于彼此以约90度的角度彼此相交。本文还设想,第一刀1110a和第二刀1110b能够相对于彼此以不同于90度的角度彼此相交。本领域的技术人员将会知道,两个或更多个刀的相交角至少部分地取决于刀的数量和每个刀的外径。

[0122] 每个刀1110a,1110b可具有至少一个组织接触表面,该组织接触表面被构造成能够用于密封夹紧的组织。每个刀1110a,1110b还可具有至少一个组织接触表面,该至少一个组织接触表面被构造成能够用于向后切割未夹紧的组织。如图11中所示,每个刀1110a,1110b延伸从第一端部1111a,1111b到第二端部1112a,1112b的长度。本领域的技术人员将会知道,每个刀1110a,1110b的长度能够例如改变,从而最小化与其它表面的意外接触。此外,长度能够随着轴向位置而改变,从而实现与锥形刀中相同的组织接触表面。每个端部1111a,1111b,1112a,1112b能够在两个边缘1113a,1113b之间延伸。如图所示,至少一个边缘为圆角边缘1114。圆角边缘1114可被构造成能够用于对未夹紧的组织进行后切割。如图所示,剩余边缘为倒圆的。应当理解,边缘的几何形状能够改变。例如,在一个实施方案中,所有边缘均可为倒圆的。尽管超声刀1110不通过相等的斜面平衡,但本文设想边缘特征结构能够改变,例如,在尺寸或几何形状上不同,以平衡超声刀。

[0123] 如先前所提及的,外科装置和系统能够用于处理组织。任何合适的方法均能够用于操作本文所述的任何外科装置和系统。例如,当操作外科装置100(图1至图3B)时,装置100能够被引导至手术部位。在将外科装置100导向至手术部位之前、期间或之后,夹紧元件108能够相对于超声刀110选择性地旋转。在某些情况下,夹紧元件108能够在约1度至约360度的范围内旋转。一旦组织设置在夹紧元件108和超声刀110之间,就能够选择性地致动夹紧组件以使夹紧元件108朝向超声刀110运动,该夹紧元件继而向组织施加夹持力。应当理解,夹紧元件108的旋转不是致动夹紧组件所必需的。一旦组织被夹持在夹紧元件108和超声刀110之间,超声能量就能够被传输到超声刀110(例如,通过超声换能器112)以治疗被夹持的组织。在某些情况下,器械轴104附接到机器人外科系统,如图4中所示的机器人外科系统400。

[0124] 在一些实施方案中,器械轴104能够选择性地关节运动,使得端部执行器组件106相对于器械轴104的近侧部分的纵向轴线成角度取向。因此,当夹紧元件108处于关节运

动状态时, 夹紧元件108能够旋转。

[0125] 本文所公开的装置可被设计成在单次使用后废弃, 或者其可被设计成多次使用。然而无论是哪种情况, 该装置都可在至少使用一次之后经过修整再行使用。修整可包括拆卸装置、之后清洁或替换特定零件以及后续重新组装步骤的任意组合。具体地, 所述装置可拆卸, 而且可以任意组合选择性地替换或移除所述装置的任意数目的特定零件或部件。在清洁和/或替换特定部件后, 可对所述装置进行重新组装, 以便随后在修整设施处使用或就在外科手术之前由手术团队使用。本领域的技术人员将会理解, 修整装置可利用各种技术来进行拆卸、清洁/替换和重新组装。此类技术的使用以及所得的修复装置均在本申请的范围内。

[0126] 根据上述实施方案, 本领域的技术人员将会认识到本发明的另外的特征和优点。因此, 本发明不应受到已具体示出和描述内容的限制, 除非所附权利要求有所指示。本文引用的所有出版物和参考文献全文明确地以引用方式并入本文。以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、公布或信息均仅在所并入的材料不与本文档所述的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的范围内并入本文。同样地, 本申请明确阐述的公开内容取代了以引证方式并入本申请的任何冲突材料。

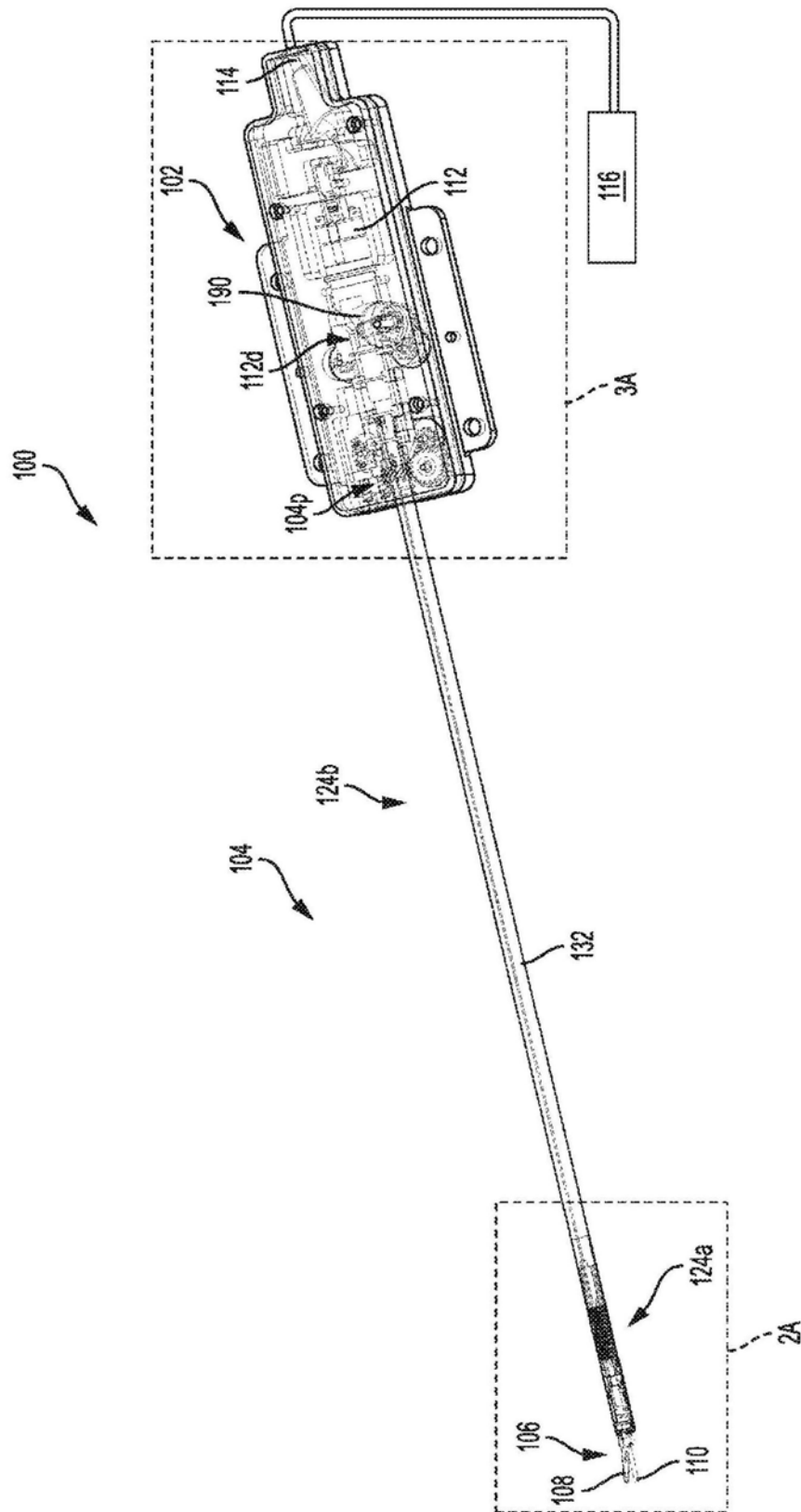


图1

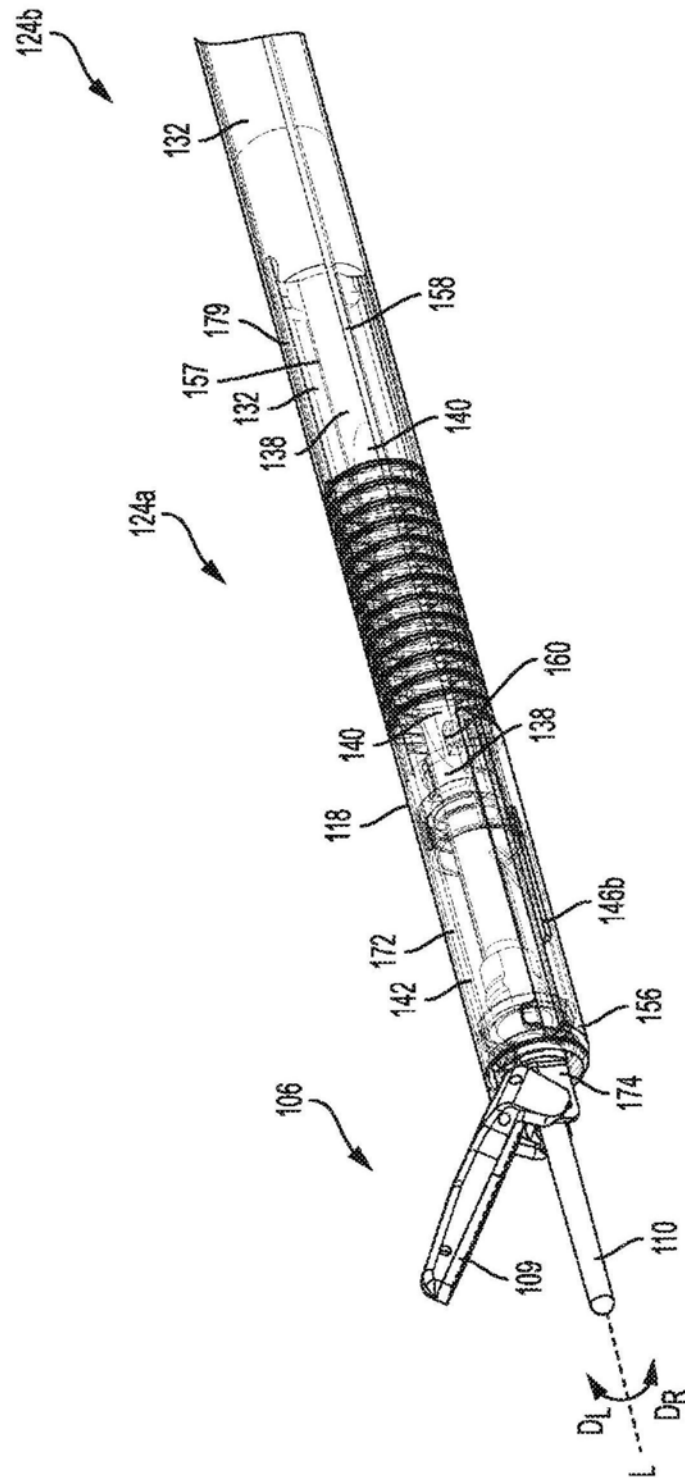


图2A

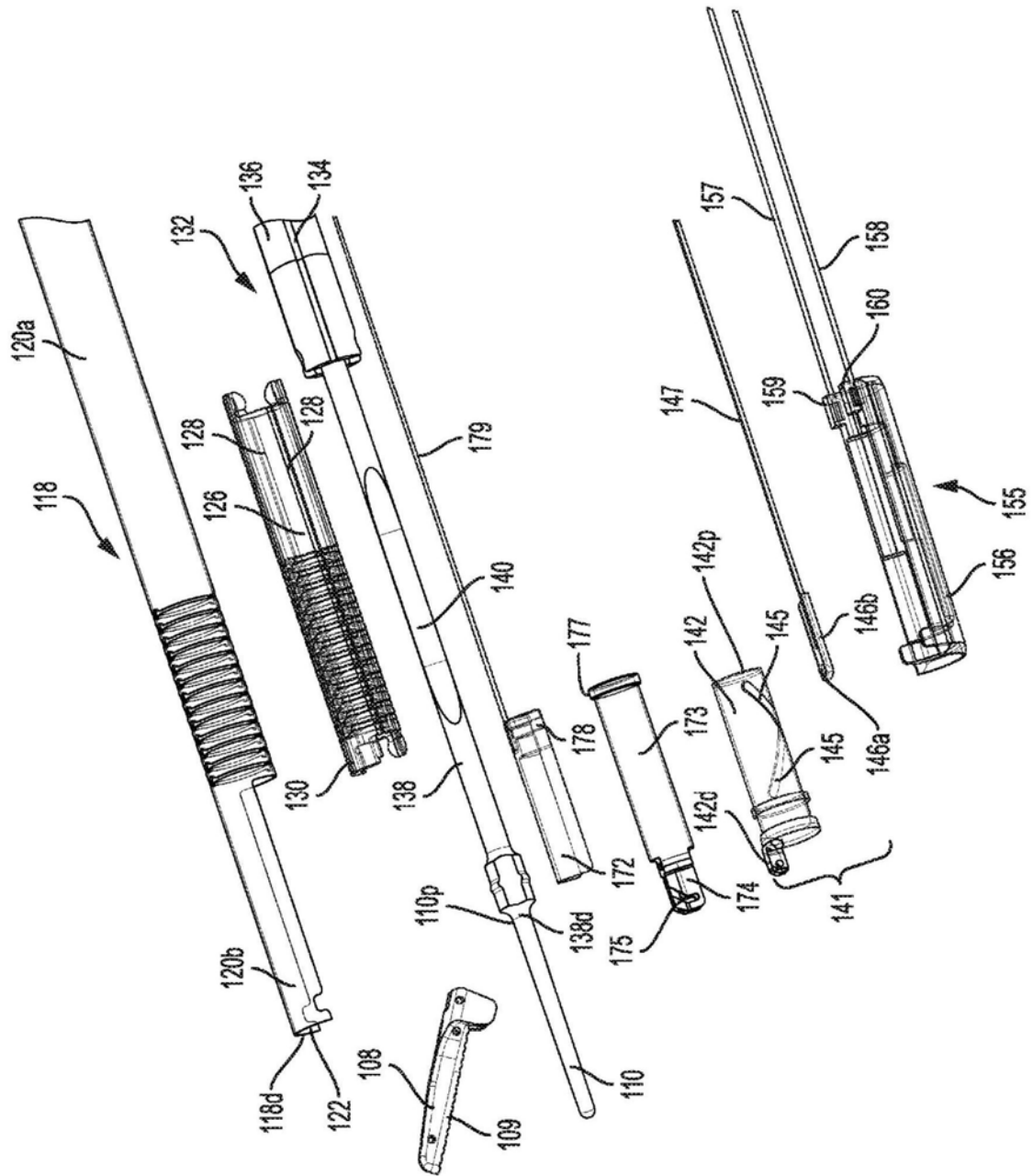


图2B

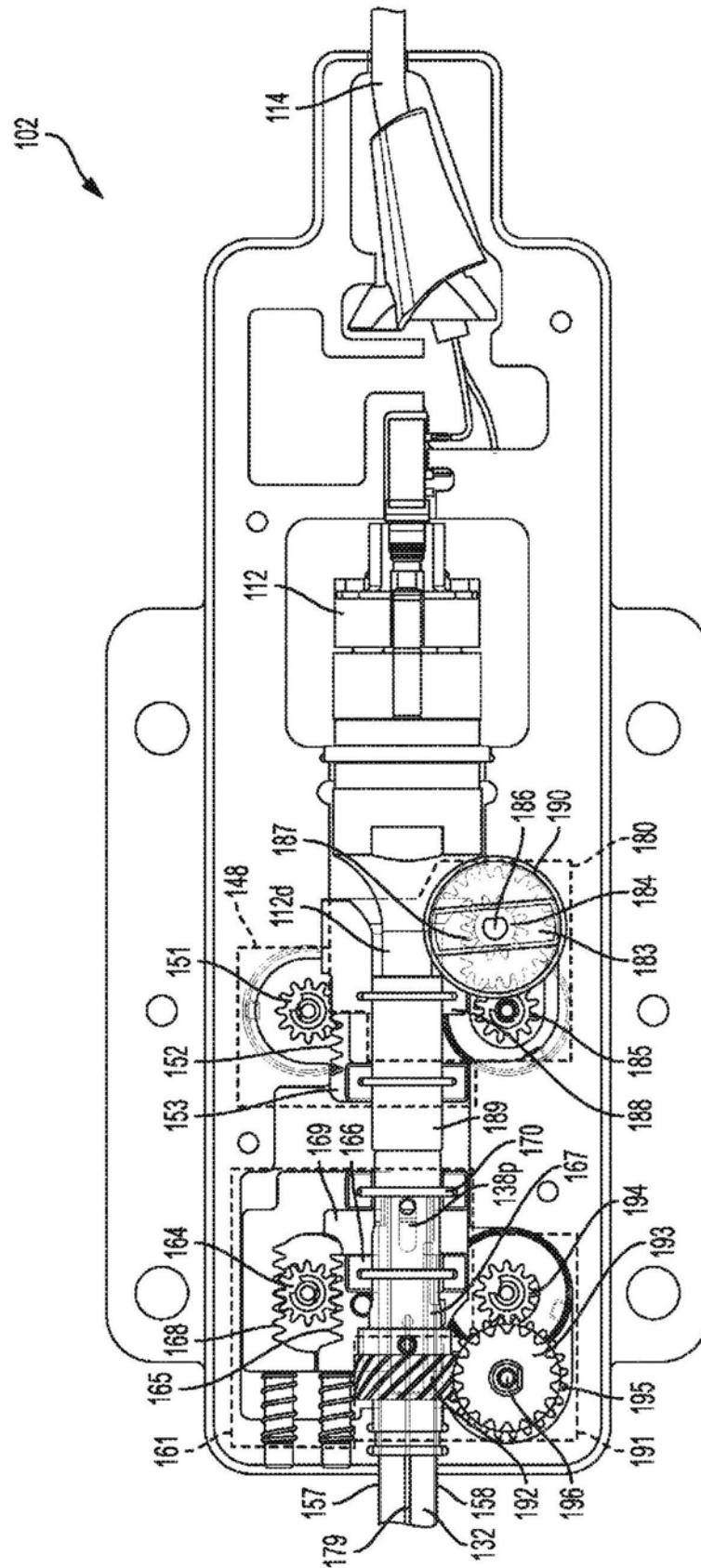


图3A

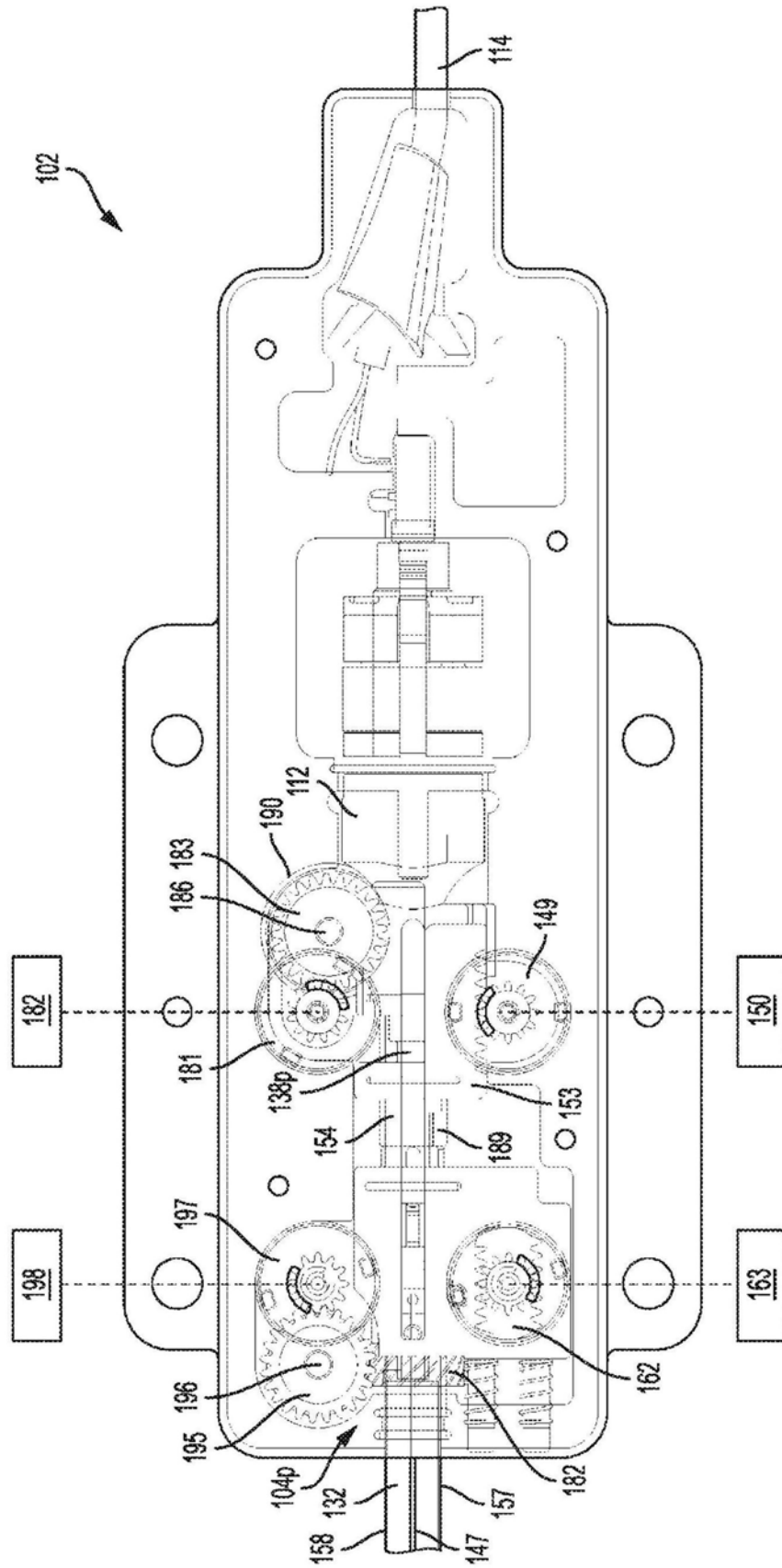


图3B

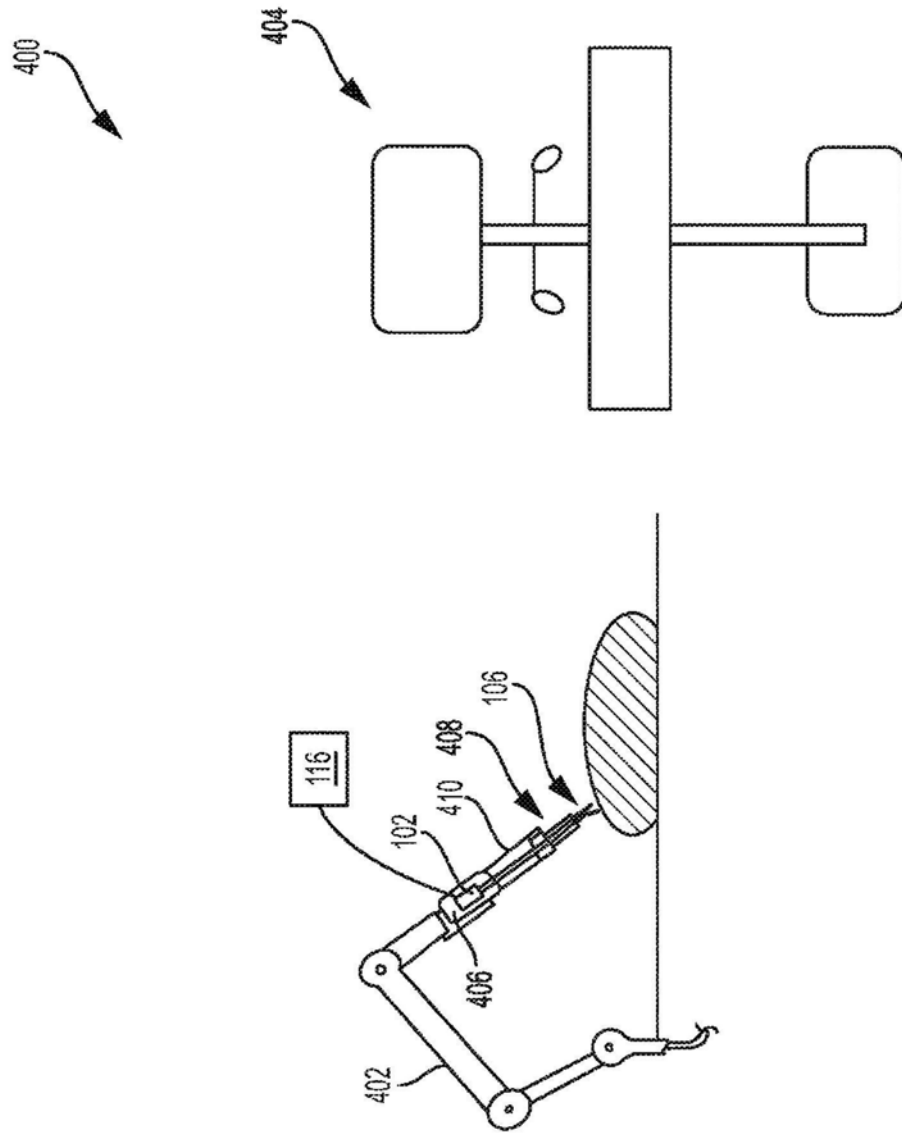


图4

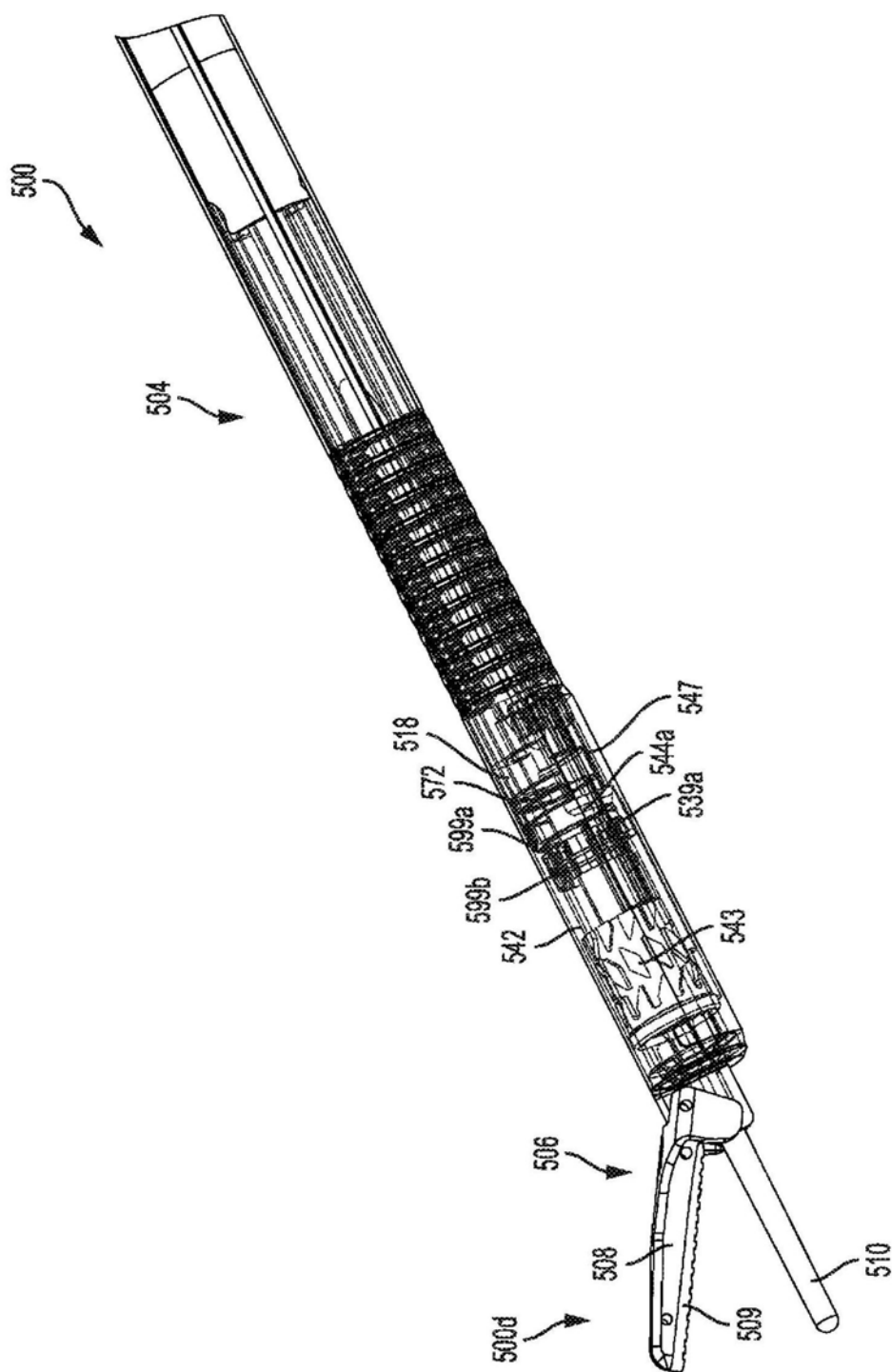


图5A

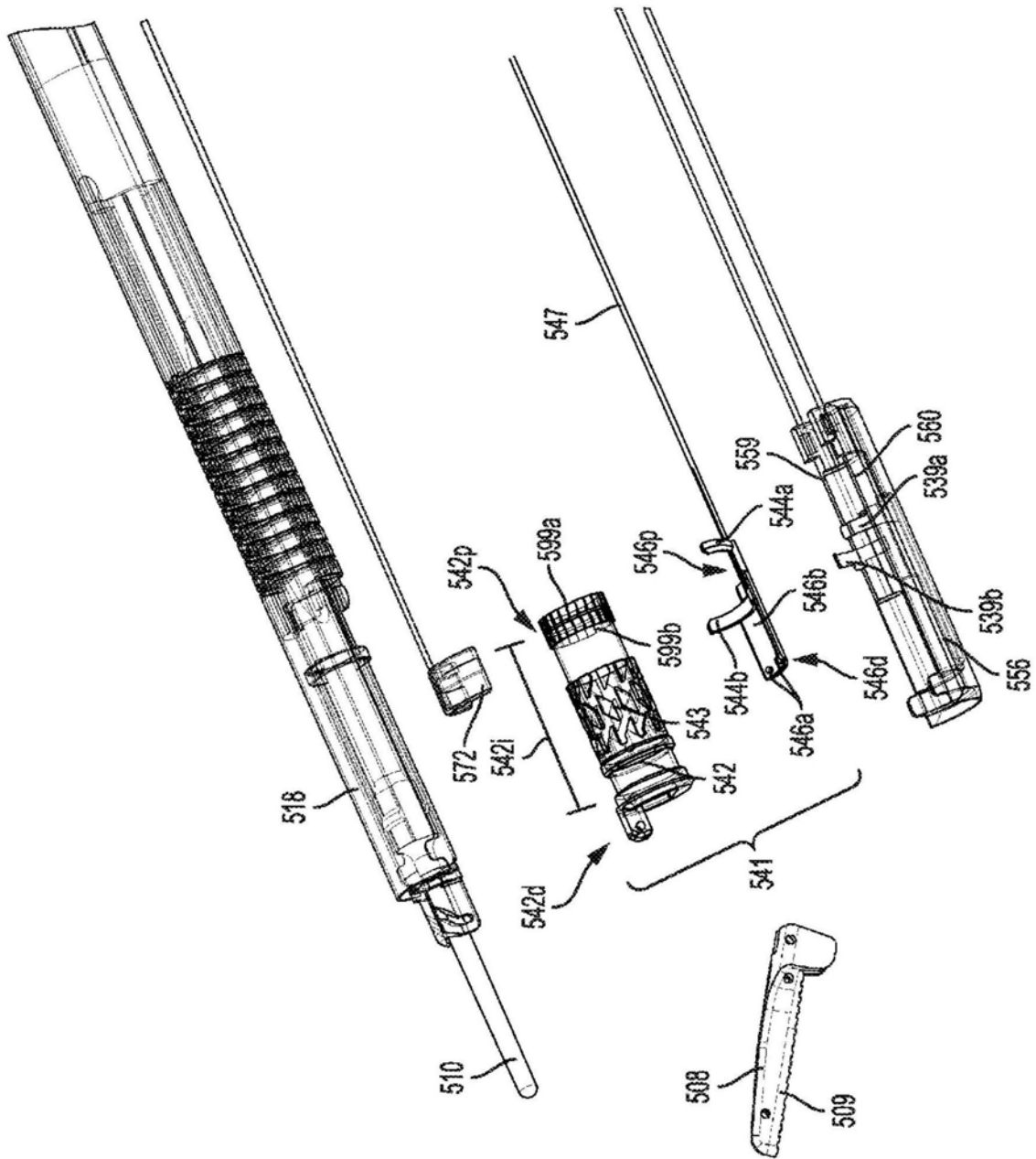


图5B

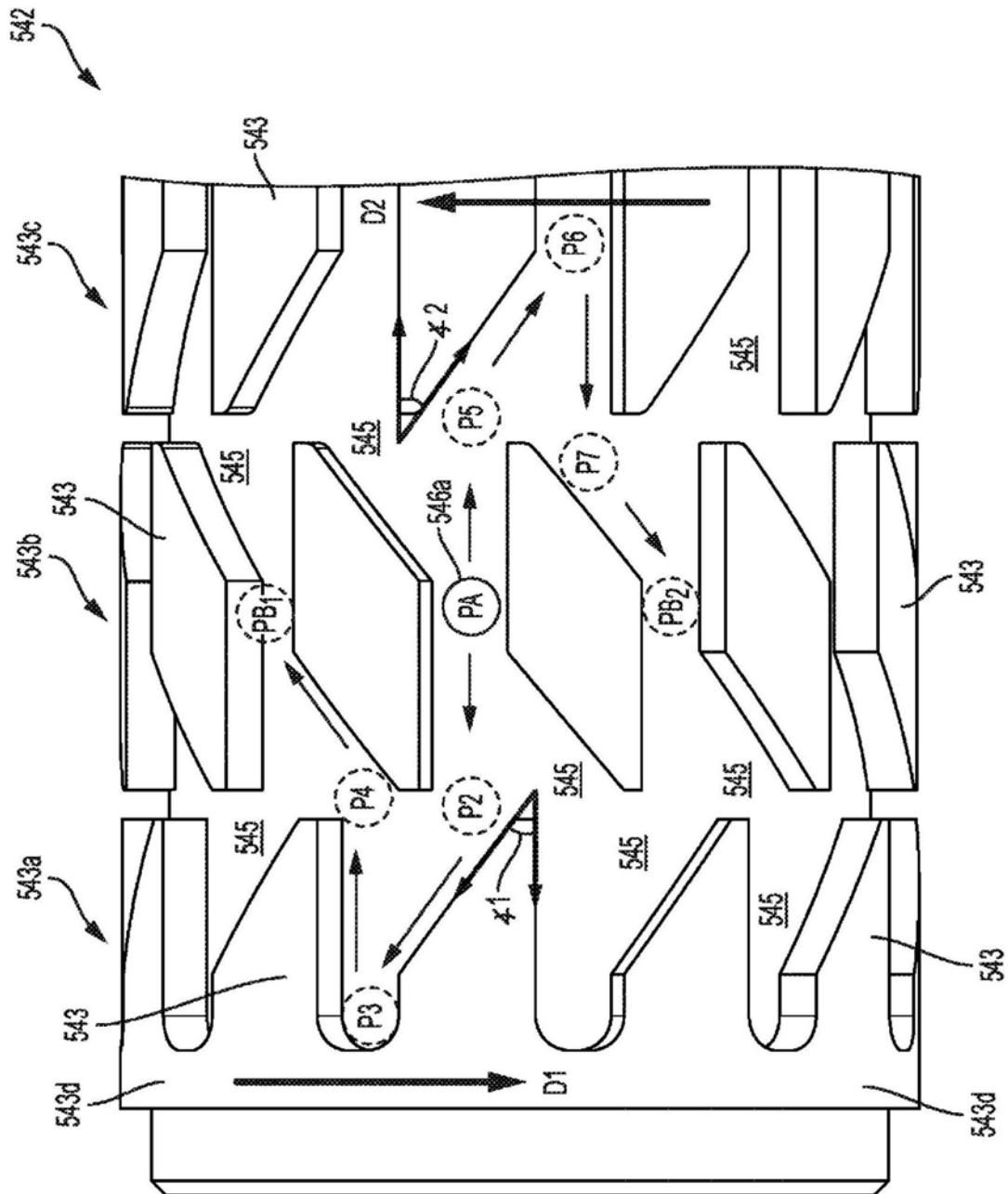


图6

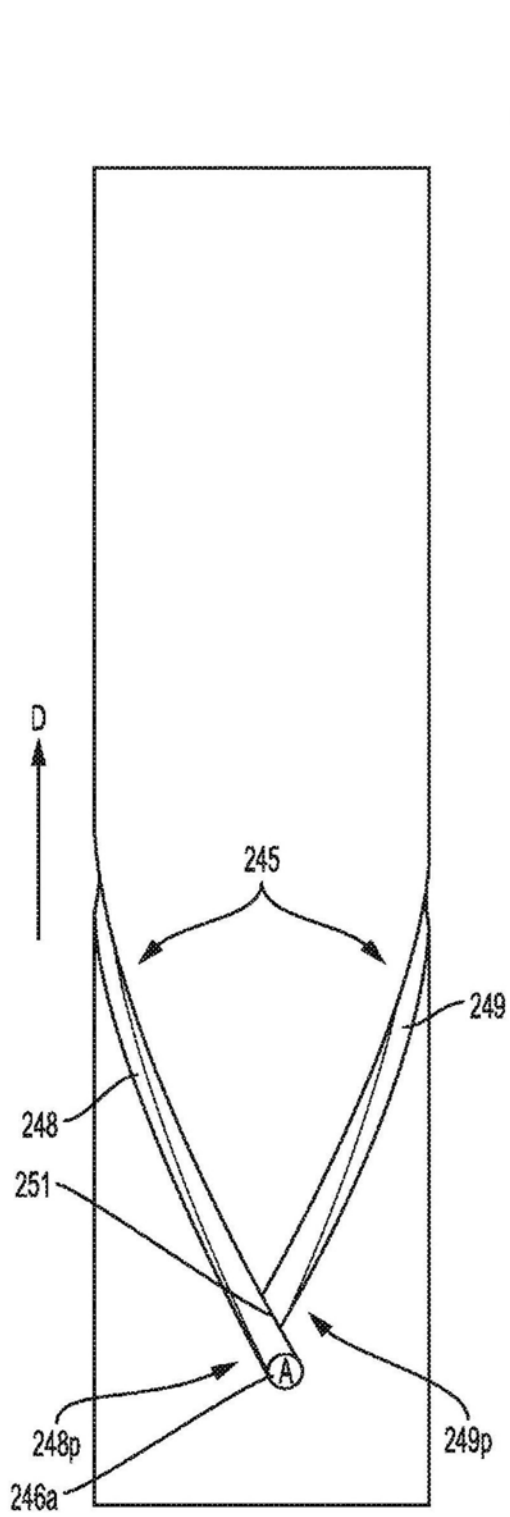


图 7A

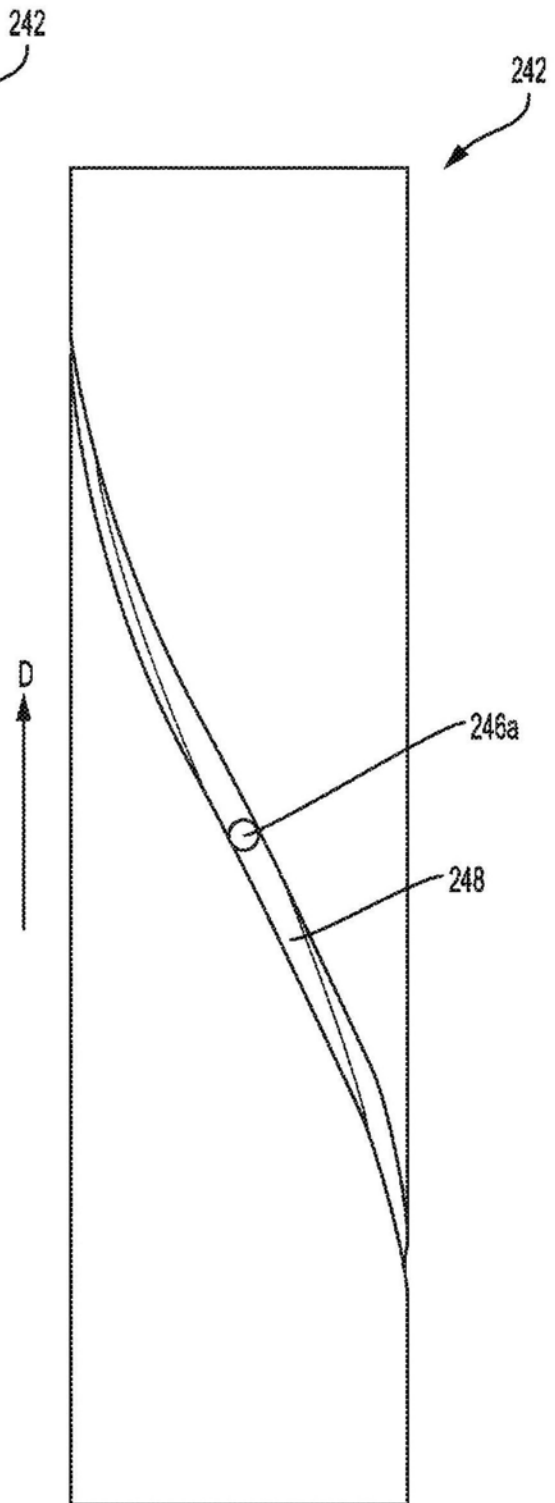


图 7B

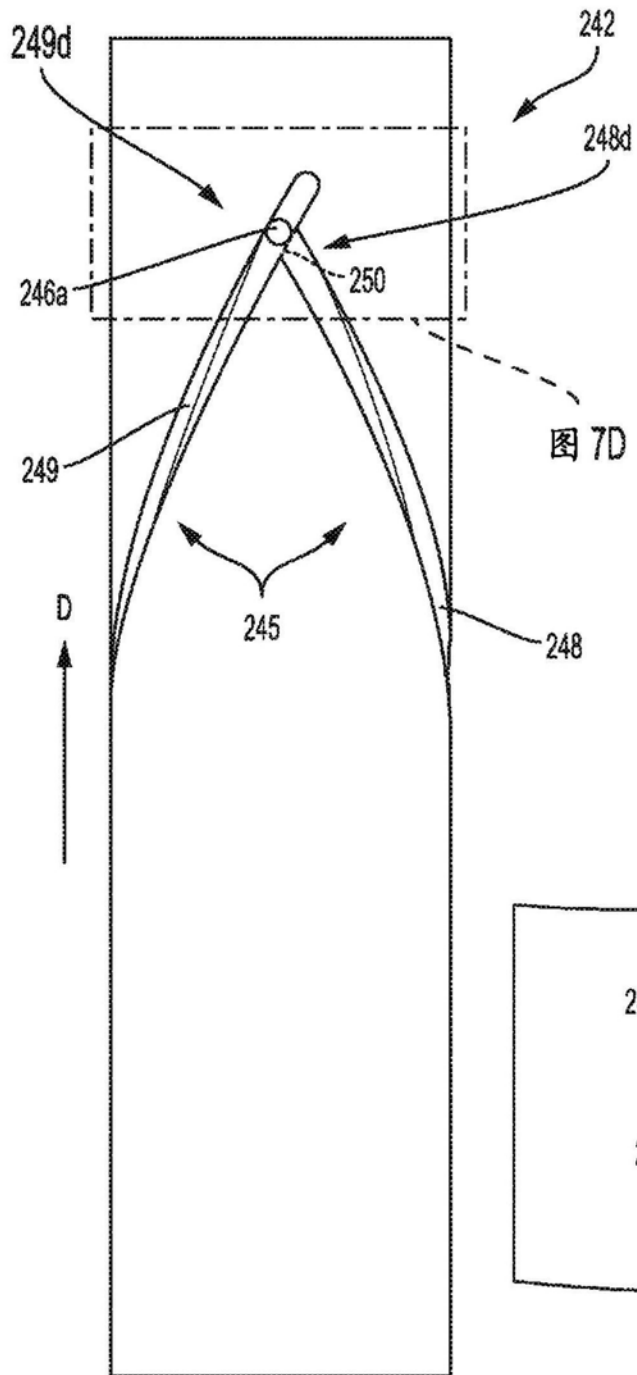


图 7C

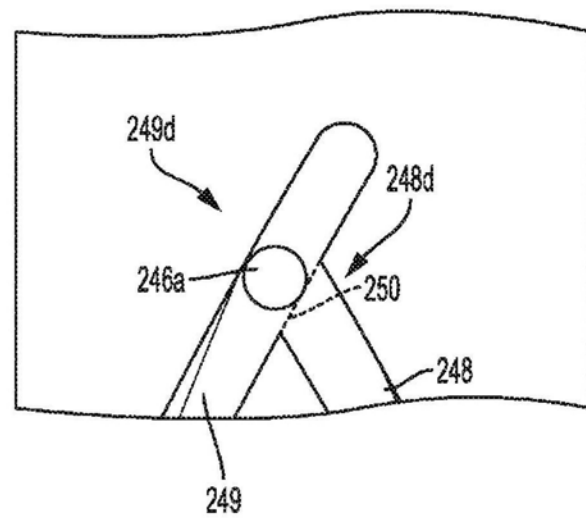


图 7D

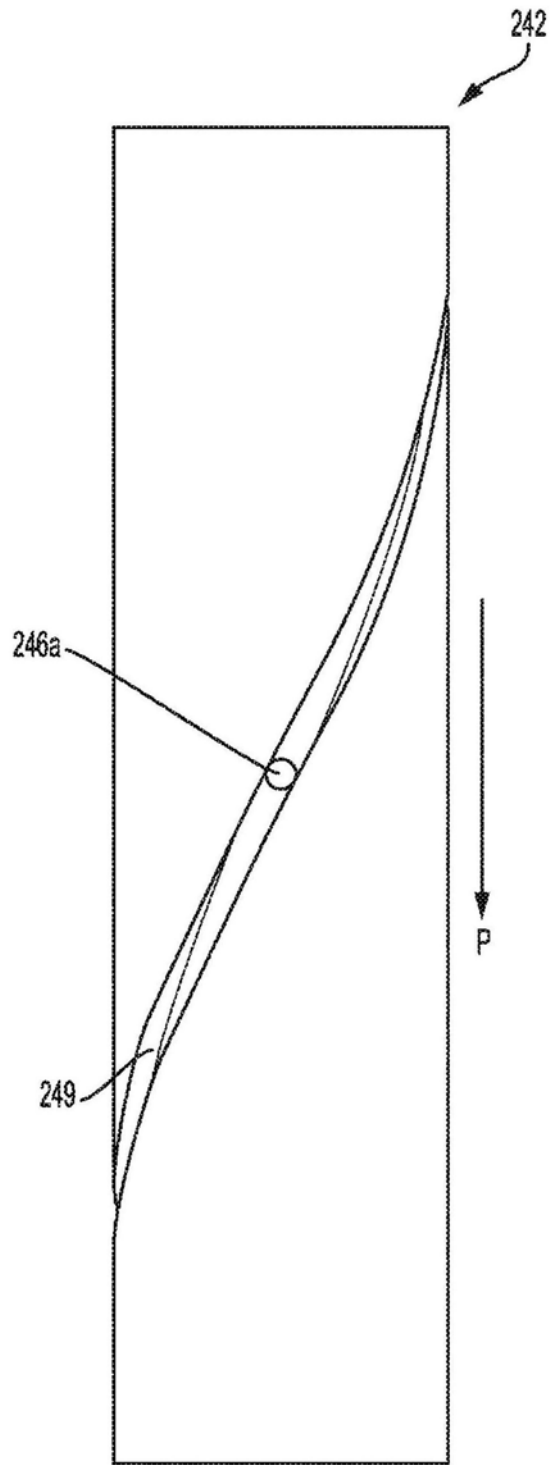


图7E

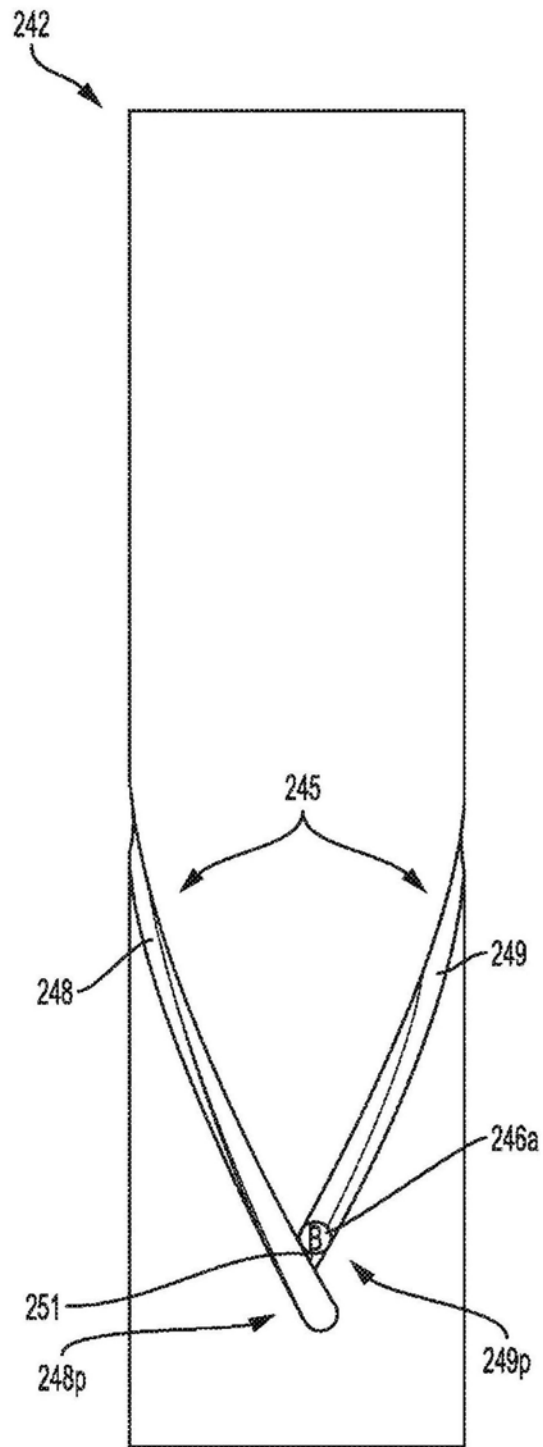


图7F

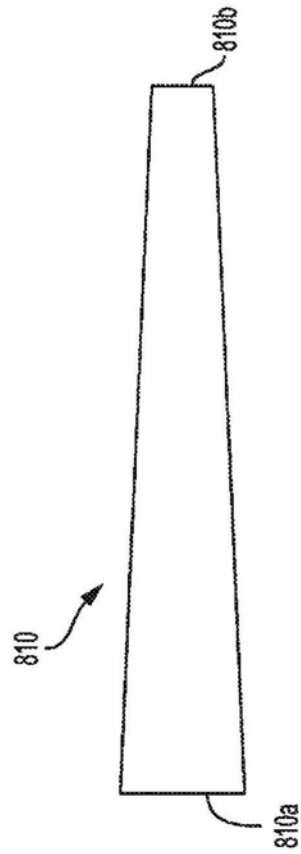


图8

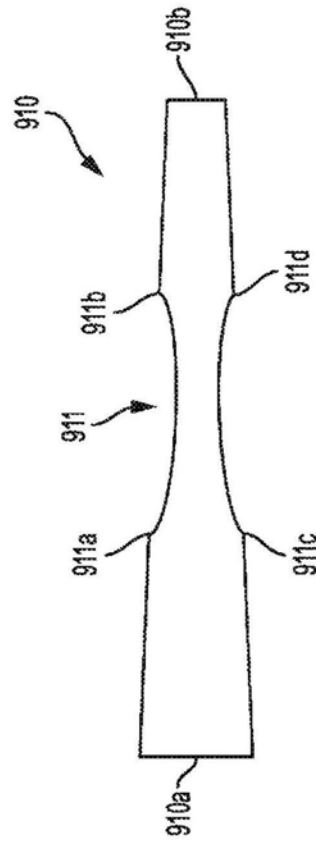


图9

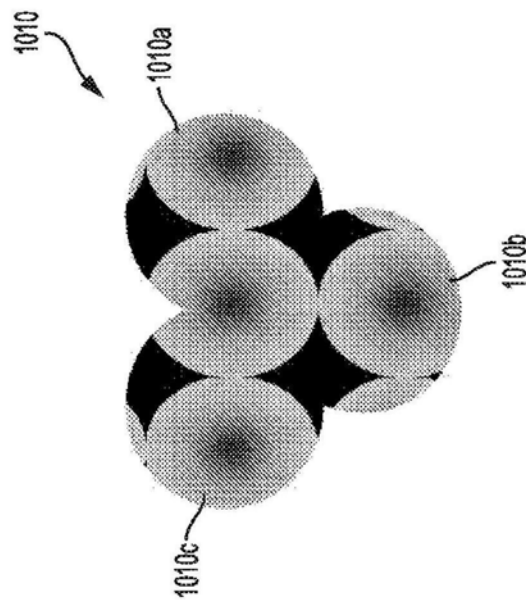


图10

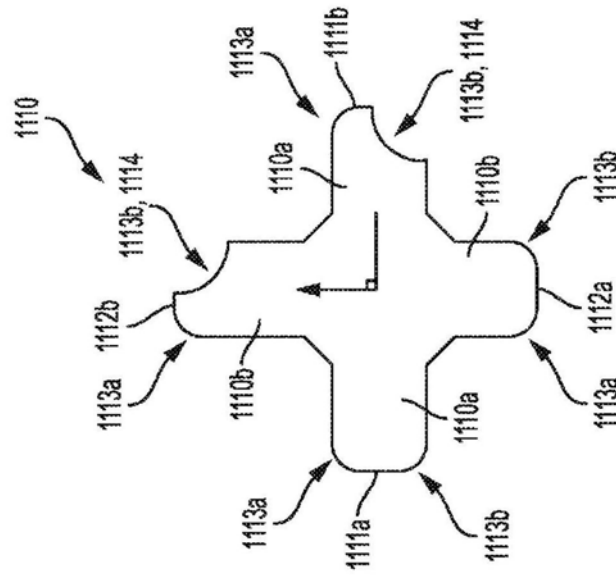


图11

| | | | |
|---------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 具有带超声刀的旋转端部执行器组件的外科装置和系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN110958861A | 公开(公告)日 | 2020-04-03 |
| 申请号 | CN201880048012.8 | 申请日 | 2018-07-16 |
| [标]发明人 | A库蒂 D·哈里斯 C P 布德罗 | | |
| 发明人 | A·库蒂 D·哈里斯 C·P·布德罗 | | |
| IPC分类号 | A61B17/22 A61B17/32 A61B34/30 | | |
| CPC分类号 | A61B17/320092 A61B34/30 A61B34/70 A61B2017/00305 A61B2017/00327 A61B2017/00331 A61B2017/00477 A61B2017/00734 A61B2017/2929 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2034/302 | | |
| 代理人(译) | 刘迎春 | | |
| 优先权 | 15/654428 2017-07-19 US 15/926751 2018-03-20 US 15/994755 2018-05-31 US 16/012,287 2018-06-19 US | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提供了具有用于处理组织的旋转端部执行器组件的外科装置和系统。还提供了用于使用该外科装置和系统的方法。

