



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106102606 B

(45)授权公告日 2019.09.13

(21)申请号 201480071106.9

(73)专利权人 伊西康内外科有限责任公司

(22)申请日 2014.12.23

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(65)同一申请的已公布的文献号

(72)发明人 S·P·康伦 D·J·卡格尔

申请公布号 CN 106102606 A

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(43)申请公布日 2016.11.09

11256

(30)优先权数据

代理人 易咏梅 朱利晓

14/140,694 2013.12.26 US

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.24

(56)对比文件

US 2013324998 A1,2013.12.05,全文.

(86)PCT国际申请的申请数据

EP 2145588 A1,2010.01.20,全文.

PCT/US2014/072044 2014.12.23

US 2011290855 A1,2011.12.01,全文.

(87)PCT国际申请的公布数据

审查员 曾宪章

W02015/100287 EN 2015.07.02

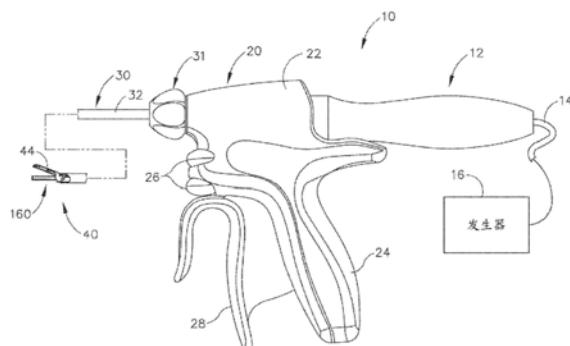
权利要求书2页 说明书16页 附图32页

(54)发明名称

用于超声外科器械的加载特征结构

(57)摘要

本发明提供了一种外科器械，该外科器械包括主体、轴组件、端部执行器、换能器组件、和加载组件。该端部执行器与轴组件的远侧端部联接。换能器组件与轴组件的近侧端部可移除地联接。加载组件包括致动器，该致动器能够操作以将换能器组件的远侧端部与轴组件的近侧端部联接。加载组件能够操作以驱动该换能器组件通过至少两个旋转阶段，从而将换能器组件的远侧端部与轴组件的近侧端部联接。



1.一种外科器械,包括:

(a) 主体;

(b) 轴组件,所述轴组件从所述主体朝远侧延伸;

(c) 端部执行器,所述端部执行器与所述轴组件的远侧端部联接,其中所述端部执行器能够操作以操控组织;

(d) 换能器组件,其中所述换能器组件能够操作以将电力转化成超声振动,其中所述换能器组件的远侧端部被构造成能够与所述轴组件的近侧端部可移除地联接;和

(e) 加载组件,其中所述加载组件包括致动器,所述致动器能够操作以将所述换能器组件的所述远侧端部与所述轴组件的所述近侧端部联接,其中所述加载组件能够操作以通过至少两个旋转阶段来驱动所述换能器组件,从而将所述换能器组件的所述远侧端部与所述轴组件的所述近侧端部联接。

2.根据权利要求1所述的器械,其中所述加载组件包括第一正齿轮和第二正齿轮,其中所述第二正齿轮具有大于所述第一正齿轮的直径。

3.根据权利要求2所述的器械,其中所述加载组件包括第一齿条和第二齿条,其中所述第一齿条被构造成能够接合所述第一正齿轮,并且所述第二齿条被构造成能够接合所述第二正齿轮。

4.根据权利要求3所述的器械,其中所述第一齿条能够平移以使所述第一正齿轮旋转,其中所述第二齿条能够平移以使所述第二正齿轮旋转,其中所述第一正齿轮被构造成能够以高于所述第二正齿轮的速度旋转,其中所述第二正齿轮被构造成能够以高于所述第一正齿轮的扭矩旋转。

5.根据权利要求3所述的器械,其中所述第一齿条沿弧形路径延伸,其中所述第二齿条沿弧形路径延伸。

6.根据权利要求3所述的器械,其中所述第一齿条被构造成能够在所述至少两个旋转阶段的第一旋转阶段期间接合所述第一正齿轮,其中所述第二齿条被构造成能够在所述至少两个旋转阶段的第二旋转阶段期间接合所述第二正齿轮。

7.根据权利要求6所述的器械,其中所述第一齿条被构造成能够在所述第二旋转阶段期间使所述第一正齿轮脱离接合。

8.根据权利要求1所述的器械,还包括固定到所述轴组件的一部分上的锥齿轮,其中所述锥齿轮被构造成能够接合所述加载组件。

9.根据权利要求1所述的器械,其中所述致动器被构造成能够相对于所述主体平移。

10.根据权利要求9所述的器械,其中所述致动器能够操作以平移通过第一纵向运动范围,以提供所述换能器组件的第一旋转阶段,其中所述加载组件的所述致动器能够操作以平移通过第二纵向运动范围,以提供所述换能器组件的第二旋转阶段。

11.根据权利要求1所述的器械,其中所述轴组件限定纵向轴线,其中所述致动器能够围绕垂直于所述纵向轴线的轴线旋转。

12.根据权利要求1所述的器械,其中所述加载组件包括旋转锁定构件,所述旋转锁定构件被构造成能够选择性地防止所述轴组件相对于所述主体的旋转。

13.根据权利要求12所述的器械,其中所述加载组件包括被构造成能够使所述旋转锁定构件选择性地脱离接合的特征结构,从而允许所述轴组件相对于所述主体旋转。

14. 根据权利要求1所述的器械，其中所述致动器包括杠杆，所述杠杆能够相对于所述主体枢转，以将所述换能器组件的所述远侧端部与所述轴组件的所述近侧端部联接。

15. 根据权利要求1所述的器械，其中所述致动器能够相对于所述主体平移，以将所述换能器组件的所述远侧端部与所述轴组件的所述近侧端部联接。

16. 根据权利要求1所述的器械，其中所述加载组件包括棘轮特征结构，所述棘轮特征结构被构造成能够在所述加载组件的致动期间提供用户反馈和单向运动限制中的一者或两者。

17. 根据权利要求1所述的器械，其中所述加载组件的至少一部分被容纳在所述主体内。

18. 根据权利要求1所述的器械，其中所述端部执行器包括超声刀和枢转夹持臂。

19. 根据权利要求1所述的外科器械，其中所述至少两个旋转阶段包括第一运动范围和第二运动范围，并且其中所述第一运动范围包括将所述换能器组件的所述远侧端部与所述轴组件的所述近侧端部以第一速度联接，并且所述第二运动范围包括将所述换能器组件的所述远侧端部与所述轴组件的所述近侧端部以第二速度联接。

用于超声外科器械的加载特征结构

背景技术

[0001] 多种外科器械包括具有刀元件的端部执行器,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)。这些器械包括将电力转换成超声振动的压电元件,该超声振动沿着声波导被传送到刀元件。切割和凝固的精度可受到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的控制。

[0002] 超声外科器械的示例包括HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀、和HARMONIC SYNERGY[®]超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)。此类装置的其他示例以及相关概念公开于以下专利中:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利5,322,055,其公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;1997年10月10日提交的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利5,980,510,其公开内容以引用方式并入本文;2001年12月4日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文;2004年8月10日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,773,444,其公开内容以引用方式并入本文;和2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的另外的示例被公开于以下专利公布中:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利公布2006/0079874,其公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布2007/0191713,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国专利公布2007/0282333,其公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文;2009年4月23日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利公布2009/0105750,其公开内容以引用方式并入本文;2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国专利公布2010/0069940,其公开内容以引用方式并入本文;和2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布2011/0015660,其公开内容以引用方式并入本文;和2012年2月2日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利公布2012/0029546,其公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 超声外科器械中的一些超声外科器械可包括无线换能器,诸如被公开于以下专利中的那些无线换能器:2012年5月10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国专利公布2012/0112687,其公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Surgical Instrument with Charging Devices”的美国专利公布2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;和/或2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请61/410,603,其公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 另外,一些超声外科器械可包括关节运动轴节段。此类超声外科器械的示例公开于以下申请中:2012年6月29日提交的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国专利申请13/538,588,其公开内容以引用方式并入本文;和2012年10月22日提交的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国专利申请13/657,553,其公开内容以引用方式并入本文。

[0006] 尽管已经制造和使用了若干外科器械和系统,据信在本发明人之前还无人制造或使用所附权利要求中描述的本发明。

附图说明

[0007] 尽管本说明书得出了具体地指出和明确地声明这种技术的权利要求,但是据信从下述的结合附图描述的某些示例将更好地理解这种技术,其中相似的参考数字指示相同的元件,并且其中:

- [0008] 图1示出了示例性超声外科器械的侧正视图;
- [0009] 图2示出了具有加载组件的另一个示例性超声外科器械的侧正视图;
- [0010] 图3示出了图2的器械的轴和端部执行器组件的侧正视图;
- [0011] 图4A示出了处于打开构型的图3的端部执行器组件的剖视图;
- [0012] 图4B示出了处于闭合构型的图3的端部执行器组件的剖视图;
- [0013] 图5示出了图2的器械的换能器组件的透视图;
- [0014] 图6示出了图5的换能器组件的透视图,其中外壳被移除;
- [0015] 图7示出了图2的器械的手持件组件的剖视图,其示出了加载组件;
- [0016] 图8示出了图7的加载组件的杠杆的透视图;
- [0017] 图9示出了图8的杠杆的侧正视图;
- [0018] 图10示出了图7的加载组件的联接齿轮的透视图;
- [0019] 图11示出了图7的加载组件的锥齿轮的透视图;
- [0020] 图12示出了图7的加载组件的轴支撑件组件的顶部透视图;
- [0021] 图13示出了图12的轴支撑件组件的底部透视图;
- [0022] 图14示出了图12的轴支撑件组件的侧正视图;
- [0023] 图15示出了图12的轴支撑件组件的分解图;
- [0024] 图16示出了图12的轴支撑件组件的轴支撑件的前视图;
- [0025] 图17A示出了图7的加载组件的滑块的透视图;
- [0026] 图17B示出了图17A的滑块的侧正视图;
- [0027] 图18A示出了图7的加载组件的剖视图,其示出了处于升高位置的杠杆;

- [0028] 图18B示出了图18A的加载组件的剖视图,其示出了处于部分降低位置的杠杆;
- [0029] 图18C示出了图18A的加载组件的剖视图,其示出了处于另外的降低位置的杠杆;
- [0030] 图19A示出了图2的器械的剖视图,其中轴组件与换能器组件分离;
- [0031] 图19B示出了图2的器械的剖视图,其中轴组件与换能器组件部分联接;
- [0032] 图19C示出了图2的器械的剖视图,其中轴组件与换能器组件完全联接;
- [0033] 图20A示出了图7的加载组件的杠杆和滑块的侧正视图,其中杠杆和滑块处于升高位置;
- [0034] 图20B示出了图20A的杠杆和滑块的侧正视图,其中杠杆和滑块处于降低位置;
- [0035] 图21A示出了图12的轴支撑件组件的前视图,其中保持器凸轮处于升高位置并且保持器构件处于向外位置;
- [0036] 图21B示出了图12的轴支撑件组件的前视图,其中保持器凸轮处于降低位置并且保持器构件处于向内位置;
- [0037] 图22示出了具有加载组件的另一个示例性超声外科器械的侧正视图;
- [0038] 图23示出了图22的器械的手持件组件的剖视图,其示出了加载组件;
- [0039] 图24示出了图22的器械的轴组件的近侧端部的侧正视图;
- [0040] 图25示出了图22的加载组件的外壳的透视图;
- [0041] 图26示出了图22的加载组件的联接齿轮的透视图;
- [0042] 图27示出了图22的加载组件的棘轮臂的透视图;
- [0043] 图28示出了图27的棘轮臂的前正视图;
- [0044] 图29示出了图24的与图25的外壳和图26的联接齿轮联接的轴组件的透视图;
- [0045] 图30示出了图22的加载组件的致动器的底部平面视图;
- [0046] 图31示出了沿图30的线31-31截取的图30的致动器一半的透视剖视图;
- [0047] 图32示出了沿图30的线31-31截取的图30的致动器的侧剖视图,其示出了第一齿条和第二齿条;
- [0048] 图33示出了沿图30的线33-33截取的图30的致动器的侧剖视图,其示出了第三齿条;
- [0049] 图34A示出了图22的器械的剖视图,其中换能器组件与轴组件分离;
- [0050] 图34B示出了图22的器械的剖视图,其中轴组件与换能器组件部分联接;以及
- [0051] 图34C示出了图22的器械的剖视图,其中轴组件与换能器组件完全联接。
- [0052] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且可以预期本技术的各种实施方案能够以多种其他方式来执行,包括那些未必在附图中示出的方式。并入本说明书并构成其一部分的附图示出了本技术的若干方面,并且与说明书一起用于解释本技术的原理;然而,应当理解,这种技术不局限于所示的精确布置方式。

具体实施方式

- [0053] 下面描述的本技术的某些示例不应当用于限制本技术的范围。从下面的描述而言,本技术的其他示例、特征、方面、实施方案和优点对本领域的技术人员而言将是显而易见的,下面的描述以举例的方式进行,这是为实现本技术所设想的最好的方式之一。正如将意识到的,本文所述技术能够包括其他不同的和明显的方面,这些均不脱离本发明技术。因

此,附图和具体实施方式应被视为实质上是说明性的而非限制性的。

[0054] 还应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者相结合。下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等因此不应视为彼此孤立。参考本文教导内容,其中本文教导内容可进行组合的各种合适方式将对本领域的普通技术人员显而易见。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0055] 为公开的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中是相对于外科器械的人或机器人操作者定义的。术语“近侧”是指更靠近外科器械的人或机器人操作者并且更远离外科器械的外科端部执行器的元件位置。术语“远侧”是指更靠近外科器械的外科端部执行器并且更远离外科器械的人或机器人操作者的元件位置。

[0056] I.示例性超声外科器械

[0057] 图1示出了示例性超声外科器械10。器械10的至少一部分可根据下述专利的教导内容中的至少一些来构造和操作:美国专利5,322,055;美国专利5,873,873;美国专利5,980,510;美国专利6,325,811;美国专利6,773,444;美国专利6,783,524;美国公布2006/0079874;美国公布2007/0191713;美国公布2007/0282333;美国公布2008/0200940;美国公布2009/0105750;美国公布2010/0069940;美国公布2011/0015660;美国公布2012/0112687;美国公布2012/0116265;美国专利申请13/538,588、美国专利申请13/657,553和/或美国专利申请61/410,603。上述专利、公布和申请中的每一者的公开内容以引用方式并入本文。如在这些专利中所述并且在下文中将更详细描述,器械10能够操作以基本上同时切割组织和密封或焊接组织(例如,血管等)。还应当理解,器械10可与HARMONIC ACE®超声剪刀、HARMONIC WAVE®超声剪刀、HARMONIC FOCUS®超声剪刀和/或HARMONIC SYNERGY®超声刀具有各种结构和功能相似性。此外,器械10可与在本文中引述和以引用方式并入本文的任何其他参考文献中教导的装置具有各种结构和功能上的相似处。

[0058] 就在本文引述的参考文献、HARMONIC ACE®超声剪刀、HARMONIC WAVE®超声剪刀、HARMONIC FOCUS®超声剪刀和/或HARMONIC SYNERGY®超声刀的教导内容和与器械10有关的以下教导内容之间存在一定程度的重叠而言,本文中的任何描述无意被假定为公认的现有技术。本文的若干教导内容事实上将超出本文引述的参考文献以及HARMONIC ACE®超声剪刀、HARMONIC WAVE®超声剪刀、HARMONIC FOCUS®超声剪刀、和HARMONIC SYNERGY®超声刀的教导内容的范围。

[0059] 本示例的器械10包括柄部组件20、轴组件30、以及端部执行器40。柄部组件20包括主体22,该主体包括手枪式握把24和一对按钮26。柄部组件20还包括能够朝向和远离手枪式握把24枢转的触发器28。然而,应当理解,可以使用各种其他合适的构型,包括但不限于剪刀式握把构型。端部执行器40包括超声刀60以及枢转夹持臂44。夹持臂44与触发器28联接,使得夹持臂44能够响应于触发器28朝向手枪式握把24的枢转而朝向超声刀60枢转;并且使得夹持臂44能够响应于触发器28远离手枪式握把24的枢转而远离超声刀60枢转。参考本文的教导内容,夹持臂44可与触发器28联接的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。在一些型式中,使用一个或多个弹性构件来将夹持臂44和/或触发器28偏

压到图1中所示的打开位置。

[0060] 超声换能器组件12从柄部组件20的主体22朝近侧延伸。换能器组件12经由缆线14与发生器16联接。换能器组件12从发生器16接收电力并通过压电原理将该电力转换成超声振动。发生器16可包括电源和被构造成能够向换能器组件12提供电力分布的控制模块，该电力分布特别适用于通过换能器组件12生成超声振动。仅以举例的方式，发生器16可包括Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 出售的GEN 300。除此之外或另选地，发生器16可根据以下专利的教导内容中的至少一些进行构造：2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国公布2011/0087212，其公开内容以引用方式并入本文。还应当理解，发生器16的至少一些功能性可整合入柄部组件20中，并且柄部组件20甚至可包括电池或其他板载功率源，使得缆线14被省略。参考本文的教导内容，发生器16可采取的另一些其他合适的形式、以及发生器16可提供的各种特征和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0061] 本例的端部执行器40包括夹持臂44和超声刀160。夹持臂44包括夹持垫，该夹持垫固定到夹持臂44的下侧上，面向刀160。夹持臂44能够操作以朝向和远离刀160选择性地枢转，从而响应于触发器28朝向手枪式握把24的枢转将组织选择性地夹持在夹持臂44和刀160之间。本例的刀160能够操作从而以超声频率振动，以便有效地切割和密封组织，尤其是当组织被夹持于夹持臂44和刀160之间时。刀160定位在声学波导(未示出)的远侧端部处，该声学波导延伸穿过轴组件30以形成具有换能器组件12的声学传动系来使刀160振动。仅以举例的方式，声学传动系可根据本文引用的各种参考文献的各种教导内容进行构造。

[0062] 在本例中，刀160的远侧端部位于对应于与通过声学波导传送的谐振超声振动相關联的波腹的位置，以便当声学组件未被组织加载时将该声学组件调谐至优选的谐振频率 f_0 。当换能器组件12通电时，刀160的远侧端部被构造成能够在例如大约10至500微米峰间范围内，并且在一些情况下在约20至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预定振动频率 f_0 纵向移动。当本例的换能器组件12被启动时，这些机械振荡通过声学波导被传输至刀160，从而以共振超声频率提供刀160的振荡。因此，当将组织固定在刀160和夹持臂44之间时，刀160的超声振荡可同时切割组织并且使相邻组织细胞中的蛋白变性，由此提供具有相对较少热扩散的促凝效果。在一些型式中，也可通过刀160和夹持臂44提供电流以另外烧灼组织。尽管已描述了声学传输组件和换能器组件12的一些构型，但参考本文的教导内容，声学传输组件和换能器组件12的其他合适构型对于本领域普通技术人员将是显而易见的。相似地，参考本文的教导内容，端部执行器40的其他合适构型对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

[0063] II.示例性超声外科器械加载特征结构

[0064] 在一些型式中，轴组件30和/或换能器组件12能够从器械10移除。仅以举例的方式，提供轴组件30从器械10的剩余部分的可移除性可有利于处理方法，其中轴组件30在使用后被丢弃并且器械10的剩余部分被重新处理以供再利用。除此之外或另选地，轴组件30的可移除性可提供模块性，在这种情况下相同柄部组件20和换能器组件12可与各种轴组件30可拆卸地联接，使得操作者能够容易地改变轴组件30以提供不同种类的端部执行器40(例如，具有不同刀160构型等)。此外，使轴组件30能够相对于器械10的剩余部分分离并且后续附接可促进包装长度针对未使用或以其他方式无菌的型式的器械10而减少。因此，可

能期望为器械10提供加载特征结构,以允许用户将轴组件30与换能器组件12相对容易地联接。以下示例包括此类加载特征结构的几个仅例示性的型式,该加载特征结构可容易地引入器械10中。

[0065] A.示例性杠杆加载组件

[0066] 图2示出了示例性超声外科器械110,其与器械10的相似之处在于器械110包括柄部组件120、轴组件130、端部执行器140、以及换能器组件112。器械110还包括加载组件150。端部执行器140与端部执行器40的相似之处在于端部执行器140包括超声刀260和夹持臂144。柄部组件120和柄部组件20的相似之处在于柄部组件120包括具有手枪式握把124的主体122、一对按钮126以及能够朝向和远离手枪式握把124枢转的触发器128。触发器128能够操作以使端部执行器140的夹持臂144朝向和远离刀260枢转,由此在夹持臂144和刀260之间选择性地夹持组织。刀260能够操作从而以超声频率振动,以便有效地切穿和密封组织,尤其是当组织被夹持于夹持臂144和刀260之间时。

[0067] 图3至图4B示出了轴组件130,该轴组件包括外部护套132、以能够滑动的方式被设置在外部护套132内的内管134、以及被设置在内管134内的波导262。内管134经由联接构件136与触发器128联接,如将在下文更详细所述。内管134被构造成能够响应于触发器128朝向和远离手枪式握把124的枢转而在外部护套132内平移,以使夹持臂144朝向和远离端部执行器140的刀260选择性地枢转,该端部执行器140联接至轴组件130的远侧端部。图4A至图4B示出了内管134的纵向平移,这导致端部执行器140处的夹持臂144的致动。如图4A充分展示,夹持臂144通过销133与超声刀260上方的外部护套132枢转地联接。夹持臂144还经由销135与超声刀260下方的内管134的远侧端部枢转地联接。因此,内管134相对于外部护套132和柄部组件120的纵向平移导致夹持臂144围绕销135朝向和远离超声刀260的旋转,从而将组织夹持在夹持臂144与超声刀260之间以切割和/或密封组织。图4A示出了相对于刀260处于打开位置的夹持臂144。图4B示出了内管134相对于外部护套132和柄部组件120的近侧纵向平移导致夹持臂144朝向超声刀260移动。内管134相对于外部护套132和柄部组件120的远侧纵向平移导致夹持臂144远离超声刀260移动,以使夹持臂144返回到图4A中所示的位置。夹持臂144包括安装在夹持臂144上以与刀260协作的夹持垫146。例如,夹持臂144的枢转移动将夹持垫144定位成与刀260(和/或与刀相邻的组织)处于基本平行关系并且与之接触,从而限定组织处理区域,如图4B所示。通过这种构造,组织被夹持在夹持垫146和刀260之间。

[0068] 轴组件130与轴组件30相似,其中声学波导262的近侧端部能够从换能器组件112选择性地移除。波导262延伸穿过轴组件130并且与刀260进行声学通信,使得波导262被构造成能够在波导262与换能器组件112联接时将超声振动从换能器组件112传送到刀260。如图3所示,波导262的近侧端部从内管134的近侧端部朝近侧延伸。波导262的近侧端部包括可与换能器组件112的螺纹柱67联接的螺纹凹槽263,换能器组件112与换能器组件12相似。当螺纹柱67完全安置在螺纹凹槽263中时,换能器组件112和波导262机械并且声学地联接在一起以形成声学组件。

[0069] 如图5所示,本例的换能器组件112包括外壳60,其与换能器组件112的超声振动元件声学地隔离。换能器组件112的远侧端部包括均设置在换能器组件112的外壳60内的第一导电环65和第二导电环64。第一导电环65包括环构件,该环构件设置在外壳60与从外壳60

朝远侧延伸的焊头66之间。焊头66包括螺纹柱67,该螺纹柱从焊头66朝远侧延伸,使得焊头66可与形成在波导262的近侧端部中的螺纹凹槽263螺纹联接。第一导电环65形成在换能器腔62内的凸缘61附近或者形成为换能器腔62内的凸缘61的一部分,使得第一导电环65与第二导电环64和换能器组件112的其他导电部件电隔离。第一导电环65位于从外壳60朝远侧延伸的非导电平台上。第一导电环65通过外壳60内的一个或多个电线或者导电蚀刻件(未示出)电联接到缆线,诸如图2所示的缆线14。

[0070] 换能器组件112的第二导电环64类似地包括设置在外壳60和焊头66之间的环构件。第二导电环64设置在第一导电环65和焊头66之间。如图5所示,第一导电环64和第二导电环65是彼此纵向偏移的同心构件,其中导电环64还定位在与导电环64,65所共享的中心轴线相距更大径向距离的位置处。第二导电环64同样与第一导电环65和换能器组件112的其他导电部件电隔离。类似于第一导电环65,第二导电环64从非导电平台延伸。一个或多个垫圈形垫片63可设置在第一导电环64和第二导电环65之间或者设置在环64,65和换能器组件112的其他构件之间。第二导电环64还通过外壳60内的一个或多个电线或者导电蚀刻件(未示出)电联接到缆线,诸如图2所示的缆线14。一种仅示例性的合适的超声换能器组件112为由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 出售的型号HP054。

[0071] 如先前所讨论,换能器组件112的远侧端部处的螺纹柱67与形成在波导262的近侧端部中的螺纹凹槽263螺纹联接。换能器组件112的远侧端部还经由第一导电环64和第二导电环65与一个或多个电连接件(未示出)交接,以将换能器组件112电联接到按钮126,由此在使用外科器械110时为用户提供用于启动换能器组件112的手指启动型控件。在一些变型形式中,可从换能器组件112的远侧端部省略第一导电环64和第二导电环65,并且可通过另选的结构来实现换能器组件112到按钮126的电联接,诸如通过换能器组件112的近侧端部的导体、沿换能器组件112的外壳60的侧面定位的导体、直接通过缆线14、和/或任何其他结构和构型,并且参考本文的教导内容,这些对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0072] 图6示出了换能器组件112,其中外壳60被移除。换能器组件112的远侧端部附近的安装凸缘68和换能器组件112的近侧端部处的压电堆69可在外壳60被移除的情况下被观察到。当经由按钮126启动本例的换能器组件112时,在压电堆69中产生电场,由此导致压电堆69和焊头66在外壳60内并且相对于该外壳振荡。使用安装凸缘68将焊头66联接到外壳60,从而将压电堆69支撑在外壳60中。安装凸缘68位于与从压电堆69被传送到焊头66的谐振超声振动相关联的节点处。换能器组件112能够操作以产生超声频率(例如,55.5kHz)下的机械能或振动。如果换能器组件112经由焊头66联接到波导262,则这些机械振荡通过波导262传输以最终到达刀260。因此,当将组织夹持在超声刀260和夹持臂144之间时,如通过换能器组件112生成并且经由焊头66和波导262传送到刀260,超声刀260的超声振荡可切割和/或密封组织。尽管已描述了换能器组件112的一些特征结构和构型,但参考本文的教导内容,换能器组件112的其他合适特征结构和构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0073] 图7示出了示例性加载组件150,该加载组件可用于将换能器组件112与轴组件130联接。加载组件150被容纳在柄部组件120的主体122内,并且包括杠杆152、联接齿轮170、锥齿轮159、和轴支撑件组件180。如图8至图9充分展示,杠杆152包括第一齿条156、第二齿条

154、延伸部分153、柱孔157、泪滴状凸轮167和侧向凸轮特征结构171。柱孔157经由销(未示出)与主体122联接,使得杠杆152能够围绕柱孔157相对于主体122枢转。第一齿条156包括具有多个齿状物的节段和平滑部分155。第一齿条156沿着由第一曲率半径限定的弧弯曲,从由柱孔157限定的轴线延伸。

[0074] 第二齿条154也包括多个齿状物。如图8充分展示,第二齿条154与第一齿条156侧向偏移。齿条154,156因此沿不同的、平行平面延伸,该平面垂直于由柱孔157限定的枢转轴线。第二齿条154沿着由第二曲率半径限定的弧弯曲,从由柱孔157限定的轴线延伸。第二曲率半径大于第一曲率半径。第二齿条154被定位成与第一齿条156的平滑部分155相对应。具体地,如图9充分展示,第二齿条154沿着由柱孔157限定的枢转轴线的角度范围延伸,该角度范围与平滑部分155沿其延伸的角度范围基本上相同。延伸部分153向外延伸,使得延伸部分153从主体122朝近侧突出,以允许使用者抓住或以其他方式接合延伸部分153,从而使杠杆152围绕由柱孔157限定的轴线枢转。泪滴状凸轮167具有泪滴状形状并且被构造成能够将轴支撑件组件180与轴组件130选择性地联接,如将在下文进一步详细论述。杠杆152被定位成接合联接齿轮170。

[0075] 如图10所示,联接齿轮170包括第一正齿轮173以及与第一正齿轮173侧向偏移的第二正齿轮174。联接齿轮170被构造成能够在主体122内围绕延伸穿过联接齿轮170中心的旋转轴线而旋转。联接齿轮170也被构造成能够在主体122内沿相同旋转轴线平移。第二正齿轮174具有大于第一正齿轮173的直径。第一正齿轮173被构造成能够接合杠杆152的第一齿条156,并且第二正齿轮174被构造成能够接合杠杆152的第二齿条154。因此,当杠杆152相对于主体122枢转时,第一齿条156接合第一正齿轮173,以使联接齿轮170以相对高速和相对低扭矩旋转。在杠杆152完成第一枢转运动范围并且继续进一步枢转之后,第一正齿轮173进入第一齿条156的平滑部分155以使第一齿条156的齿状物脱离接合。第二齿条154随后接合第二正齿轮174,以使得在杠杆152行进穿过第二枢转运动范围时,联接齿轮170以与第一正齿轮173相比更低的速度和更高的扭矩旋转。

[0076] 联接齿轮170还包括锥齿轮172,其被构造成能够接合另一个锥齿轮159,该另一个锥齿轮被取向成垂直于联接齿轮170。因此,联接齿轮170旋转,从而使锥齿轮159旋转。如图11充分展示,锥齿轮159包括从锥齿轮159朝近侧延伸的轴151。轴151围绕换能器组件112的焊头66同轴定位,并且固定到焊头66上,使得锥齿轮159被构造成能够使换能器组件112的焊头66旋转。因此,锥齿轮159使焊头66旋转以将焊头66的螺纹柱67驱动到波导262的凹槽263中,从而将换能器组件112与刀260联接。在本例中,锥齿轮159与换能器组件112声学隔离。仅以举例的方式,锥齿轮159可位于沿焊头66的与节点相对应的纵向位置处,该节点与通过焊头66传送的共振超声振动相关联。

[0077] 如上所述,联接齿轮170被构造成能够沿联接齿轮170的旋转轴线在主体122内平移。这使锥齿轮172能够选择性地接合锥齿轮159。在本例中,卷簧、片簧和/或其他弹性构件向联接齿轮170提供弹性偏压,从而使锥齿轮172偏压成与锥齿轮159接合。然而,如将在下文更详细所述,杠杆152的侧向凸轮特征结构171能够操作以接合联接齿轮170并且从而沿联接齿轮170的旋转轴线驱动联接齿轮170,从而使锥齿轮172与锥齿轮159脱离接合。当杠杆152已被枢转到闭合位置时发生这种情况。应当理解,锥齿轮172从锥齿轮159脱离接合将允许换能器组件112和轴组件130相对于柄部组件120自由旋转。

[0078] 图12至图15更详细地示出了轴支撑件组件180。轴支撑件组件180用于接合和支撑与换能器组件112相邻的轴组件130。轴支撑件组件180包括外壳184、在外壳184内能够平移的轴支撑件182、以及定位在外壳184和轴支撑件182之间的弹性构件186。如图15充分展示，外壳184限定T形通道187，其中固定插片185在通道187中从外壳184向上突出。如图13充分展示，外壳184还包括从通道187的相对侧向下的齿条189。重新参照图7，齿条189被构造成能够接合正齿轮129，该正齿轮与触发器128的一体齿条127联接。因此，当触发器128朝向和/或远离手枪式握把124枢转时，触发器128的齿条127枢转以使正齿轮129围绕销123旋转。正齿轮129从而平移外壳184的齿条189以使轴支撑件组件180平移。如将在下文更详细论述，轴支撑件组件180将联接构件136接合在内管134上以使轴组件130的内管134平移，其使夹持臂144朝向和/或远离刀260枢转，如上文参照图4A至图4B所述。

[0079] 如图15所示，轴支撑件182限定托架开口188和插片开口183；并且还包括导轨179和插片181。托架开口188被构造成能够接收内管134的近侧端部上的联接构件136。插片开口183被构造成能够接收外壳184的插片185。导轨179沿轴支撑件182的每一侧延伸并且被构造成能够可滑动地插入外壳184的T形通道187内，以允许轴支撑件182在外壳184内平移。插片181从轴支撑件182向外延伸并且被定位成靠近托架开口188。插片开口183被定位在插片181和托架开口188之间并且被构造成能够接收弹性构件186。具体地，弹性构件186被插置在轴支撑件182的插片181和外壳184的插片185之间，以使轴支撑件182相对于外壳184朝远侧偏压。轴支撑件182在将换能器组件112旋入轴组件130中时在外壳184内朝近侧平移，并且压缩弹性构件186，以防止换能器组件112过度旋转到轴组件130中。当然，参考本文的教导内容，其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0080] 如图16所示，轴支撑件182的远侧面还包括面向远侧的凹槽176和狭槽178。凹槽176被成形为接收图15所示的保持器凸轮190和保持器构件191。保持器凸轮190和保持器构件191位于轴支撑件182的凹槽176内，并且通过固定到轴支撑件182的远侧端部上的覆盖物196保持侧向对准。保持器凸轮190包括从保持器凸轮190侧向延伸的杆192。如图14所示，杆192设置在穿过轴支撑件182的侧壁形成的细长狭槽177中。杆192被构造成能够当保持器凸轮190在轴支撑件182中竖直平移时在狭槽177内竖直平移。如图13和图15充分展示，保持器凸轮190还包括在保持器凸轮190的相对侧上向外延伸的突起194, 199。突起194从保持器凸轮190朝近侧延伸并且被构造成能够在轴支撑件180的狭槽178内滑动。突起199朝远侧延伸并且被构造成能够在覆盖物196的开口198内滑动。因此，保持器凸轮190在轴支撑件182内能够平移以将内管134的联接构件136接合和脱离接合，如将在下文中参照图21A至图21B更详细所述。

[0081] 如图15和图21A至图21B充分展示，保持器凸轮190还包括斜坡表面195，该斜坡表面与保持器构件191的对应斜坡表面197接合。保持器构件191也包括弯曲表面193，该弯曲表面被构造成能够与内管134的联接构件136选择性地接合以保持内管134相对于轴支撑件组件180。保持器构件191位于轴支撑件182的凹槽176内，使得弯曲表面193与轴支撑件182的托架开口188对准并且斜坡表面197接合保持器凸轮190的斜坡表面195。保持器构件191被弹性地偏压以基于轴支撑件182中的保持器凸轮190的竖直位置向内平移到托架开口188中。具体地，当保持器凸轮190处于如图21B所示轴支撑件182中的下部位置中时，保持器构件191位于在托架开口188内延伸的向内位置。当保持器凸轮190处于如图21A所示轴支撑件

182中的上部位置时,保持器构件191位于在轴支撑件182内回缩的向外位置。这种基于保持器凸轮190的竖直位置的保持器构件191的侧向平移通过凸轮运动提供,该凸轮运动通过斜坡表面195抵靠斜坡表面197而施加。应当理解,可使用卷簧、片簧和/或各种其他种类的弹性特征结构使保持器构件191朝向图21B中所示的向内位置偏压。如将在下文中更详细所述,当保持器构件191处于如图21B所示的向内位置时,保持器构件设置在联接构件136的环形凹槽138中。该接合允许轴组件130在轴支撑件182内旋转,但是防止轴组件130相对于轴支撑件182平移。

[0082] 保持器凸轮190的杆192插入滑块163的狭槽166内,该狭槽在图17A至图17B中示出。图20A至图20B也示出了设置在狭槽166中的杆192,其中杆192以横截面示出。滑块163可滑动地保持在柄部组件120的主体122内,使得滑块163在主体122内竖直平移,而不以其他方式相对于主体122移动。狭槽166沿滑块163的内表面纵向延伸,以允许杆192在狭槽166内平移。滑块163还包括凹口164以接收杠杆152的远侧端部。这允许杠杆152的远侧端部在凹口164内旋转。将杠杆152枢转直至杠杆152滑块163的泪滴状凸轮167以向下驱动滑块163。滑块163从而向下驱动杆192和保持器凸轮190,从而允许保持器构件191向内与联接构件136的环形凹槽138接合,如将在下文中更详细所述。狭槽166的细长构型提供间隙以用于杆192沿狭槽166朝近侧平移,从而在触发器128朝向手枪式握把124枢转以致动夹持臂144时适应轴支撑件组件180和内管134的近侧纵向平移。

[0083] 图18A至图21B示出了加载组件150的示例性操作。如图19A所示,波导262的近侧端部被定位成与焊头66的远侧端部相邻,以使波导262的螺纹凹槽263与焊头66的螺纹柱67纵向对准。轴支撑件182处于相对于轴支撑件组件180的外壳184的远侧位置。如图18A充分展示,加载组件150的杠杆152在这一阶段处于升高位置,使得第一齿条156与第一正齿轮173接合并且第二齿条154与第二正齿轮174脱离接合。当杠杆152远离主体122枢转时,杠杆152的远侧端部静置在滑块163的凹口164内,如图20A所示。保持器凸轮190的杆192处于滑块163的狭槽166内的上部位置,如图21A所示。当保持器凸轮190处于上部位置时,保持器构件191在轴支撑件182内回缩,以在轴支撑件的托架开口188中为内管134的联接构件136提供间隙。联接构件136的近侧部分因此定位在轴支撑件182的托架开口188内。应当理解,操作者可通过旋钮131抓握轴组件130,以将相对于加载组件150的轴组件130定位到图19A所示的位置。

[0084] 杠杆152的延伸部分153随后可被使用者抓住以使杠杆152朝向柄部组件120的主体122而枢转。操作者可保持对轴组件130的抓握(例如,通过抓住旋钮131等)以在杠杆152相对于主体122枢转时保持轴组件130相对于主体122的旋转位置。如图18B所示,第一齿条156的齿状物接合联接齿轮170的第一正齿轮173,以在杠杆152朝向主体122枢转时使第一正齿轮173旋转。如图19B所示,第一正齿轮173从而使联接齿轮170的锥齿轮172旋转,其使得与换能器组件112的焊头66联接的另一锥齿轮159旋转。焊头66的螺纹柱67因此旋转到波导262的螺纹凹槽263中。第一正齿轮173的尺寸被设定成使焊头66以相对高速而旋转。例如,加载组件150的第一齿条156可使焊头66在杠杆152从图18A和图19A所示的位置枢转到图18B和图19B所示的位置时进行三圈完整的旋转运动。参考本文的教导内容,焊头66的其他合适旋转构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。在将焊头66旋入波导262中时,螺纹接合使轴组件130相对于轴支撑件组件180朝近侧牵拉,使得轴支撑件182到达联接

构件136的环形凹槽138,如图19B所示。

[0085] 在本例中,当杠杆152已到达图18B和图19B中所示的位置时,并且当轴支撑件组件180已到达图19B中所示的位置时,泪滴状凸轮167已将滑块163从图20A中所述的位置向下驱动到图20B中所示的位置。滑块163的这种向下运动经由杆192将凸轮190从图21A中所示的位置向下牵拉到图21B中所示的位置。当凸轮190处于向下位置时,保持器构件191的弹性偏压将保持器构件191向内驱动到托架开口188中,如图21B所示。向内定位的保持器构件191因此设置在联接构件136的环形凹槽138中。保持器构件191在环形凹槽138中的定位防止联接构件136和内管134相对于轴支撑件182平移。然而,保持器构件191仍允许联接构件136和内管134相对于轴支撑件182而旋转。因此应当理解,操作者可继续保持对轴组件130的抓握(例如,通过抓住旋钮131等),以在杠杆152相对于主体122进一步枢转时继续保持轴组件130相对于主体122的旋转位置。

[0086] 当操作者朝向主体122枢转延伸部分153同时保持轴组件130相对于主体122的旋转位置时,第一正齿轮173使第一齿条156的齿状物脱离接合并且进入第一齿条156的平滑部分155,如图18C所示。第二齿条154随后接合第二正齿轮174。第二正齿轮174从而使联接齿轮170的锥齿轮172旋转,其使得焊头66上的另一锥齿轮159旋转,如图19C所示。这使焊头66与第一正齿轮173相比以更低速度和更高扭矩而旋转。例如,加载组件150可在换能器组件112和轴组件130之间生成6英寸-磅的扭矩,并且使焊头66另外旋转大约15度以实现足够的扭矩量。当然,也可以生成任何其他合适的扭矩量。第二齿条154从而使焊头66与波导262以所需扭矩值充分联接。在完成柱67在波导262的凹槽263中的螺纹连接的这个过程期间,轴组件130朝近侧进一步平移。这使轴支撑件182在轴支撑件组件180的外壳184内朝近侧平移,如图19C所示。在轴支撑件182在外壳184内朝近侧平移时,弹性构件186压缩。在一些型式中,弹性构件186的压缩防止焊头66过度旋转到轴组件130中。还应当理解,当轴支撑件182在外壳184内朝近侧平移时,杆192在滑块163的狭槽166内朝近侧平移。

[0087] 通过上述内容应当理解,一旦杠杆152已完成其从图18A和图19A中所示的位置到图18C和图19C中所示的位置的枢转行程,加载组件150就已将轴组件150与换能器组件112和轴支撑件组件180完全联接。然后,当换能器组件112被启动以生成超声振动时,那些振动将从焊头66传送到波导262并且最终传送到刀260。当触发器128朝向手枪式握把124朝近侧枢转时,轴支撑件组件180将近侧运动传送到内管134,从而使夹持臂144朝向刀260枢转。例如,重新参照图7,触发器128可相对于手枪式握把124枢转以使触发器128的齿条127抵靠正齿轮129平移。正齿轮129随后可旋转以使外壳184的齿条189平移。外壳184从而使轴支撑件182平移,该轴支撑件与联接构件136的环形通道138接合。这使联接构件136和内管134平移以使夹持臂144枢转。

[0088] 还应当理解,一旦杠杆152已完成其从图18A和图19A中所示的位置到图18C和图19C所示的位置的枢转行程,杠杆152的侧向凸轮特征结构171就已沿联接齿轮170的旋转轴线驱动联接齿轮170,从而使锥齿轮172与锥齿轮159脱离接合。这允许换能器组件112和轴组件130相对于柄部组件120自由旋转。操作者可操控旋钮131以使轴组件130和换能器组件112相对于柄部组件120旋转。当端部执行器140处于所需角取向时,可致动夹持臂144以将组织夹持在夹持臂144和刀260之间。随后可按下按钮126以启动换能器组件112并且从而启动刀260以在超声频率下振动,以便有效地切割和密封组织。

[0089] 在切割和/或密封组织之后,轴组件130可与换能器组件112分离。在操作者保持对轴组件130的抓握(例如,通过抓握旋钮131等)来保持轴组件130相对于主体122的旋转位置时,加载组件150的杠杆152可远离主体122枢转,使得第二齿条154在相对方向上旋转第二正齿轮174、锥齿轮172、和锥齿轮159,以将换能器组件112旋出轴组件130。在升高杠杆152时,第二齿条154与第二正齿轮174脱离接合并且第一齿条156接合第一正齿轮173,以继续旋转锥齿轮172,159。因此,换能器组件112的螺纹柱67旋转以使焊头66与刀260脱离联接,从而从换能器组件112释放轴组件130。轴组件130和/或换能器组件112随后可从器械110移除。其他合适的加载组件150构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。例如,锥齿轮159可围绕轴组件130的近侧端部定位,使得轴组件130旋转到静止换能器组件112上。

[0090] B.示例性可平移加载组件

[0091] 图22示出了示例性超声外科器械210,其与器械10的相似之处在于器械210包括柄部组件220、轴组件230、和换能器组件212。器械210还包括加载组件250。端部执行器240与端部执行器40,140的相似之处在于端部执行器240包括超声刀360和夹持臂244。柄部组件220和柄部组件20,120的相似之处在于柄部组件220包括具有手枪式握把224的主体222、一对按钮226、以及能够朝向和远离手枪式握把224枢转的触发器228。触发器228能够操作以使端部执行器240的夹持臂244朝向和远离刀360枢转,由此在夹持臂244和刀360之间选择性地夹持组织。刀360能够操作从而以超声频率振动,以便有效地切割和密封组织,尤其是当组织被夹持于夹持臂244和刀360之间时。

[0092] 端部执行器240联接到轴组件230的远侧端部。轴组件230与轴组件30,130的相似之处在于轴组件230包括外部护套232、内管234、和波导362。波导362的近侧端部能够从换能器组件212选择性地移除。如图24所示,波导362的近侧端部从内管234的近侧端部朝近侧延伸。波导362的近侧端部包括可与换能器组件212联接的螺纹凹槽363,该换能器组件与上述换能器组件112类似。轴组件230还包括定位在波导362上的锥齿轮290。锥齿轮290牢固地固定到波导262上,使得锥齿轮290和波导262一体地旋转。在一些型式中,锥齿轮290在与一节点对应的位置固定到波导262上,该节点与通过波导262传送的超声振动相关联。弹性构件292在锥齿轮290远侧。

[0093] 板294与旋转旋钮231可移除地联接,以防止轴组件230相对于柄部组件220旋转,同时轴组件230与换能器组件212联接。具体地,板294安装在具有弹性远侧偏压的柄部组件220内,使得板294被弹性地偏压以接合旋转旋钮231的近侧面。在一些型式中,抵靠板294的该远侧偏压通过下文所述的弹性构件292提供。当板294接合旋转旋钮231的近侧面时,板294提供抵抗旋转旋钮231的近侧面的摩擦,使得板294用作制动器以防止轴组件230相对于柄部组件220的旋转。然而,如将在下文中更详细地所述,板294可在柄部组件220内朝近侧平移,从而使旋转旋钮231的近侧面脱离接合。当板294与旋转旋钮231的近侧面脱离接合时,轴组件230能够相对于柄部组件220自由旋转。

[0094] 如图23所示,轴组件230被定位在加载组件250内以将轴组件230与换能器组件212联接。加载组件250与柄部组件220的主体222联接,并且包括外壳280、联接齿轮270、和致动器252。外壳280牢固地固定在主体222内。图25更详细地示出了外壳280。外壳280包括第一开口284和第二开口282,该第二开口垂直于第一开口284。第一开口284被构造成能够接收

轴组件230。如图23和图29所示，轴组件230被定位在外壳280的第一开口284内，使得锥齿轮290和弹性构件292位于外壳280内，同时板294位于外壳280远侧。外壳280的第二开口282被构造成能够接收联接齿轮270，如将更详细地所述。如图26至图28所示，联接齿轮270包括第一正齿轮276以及直径大于第一正齿轮276的第二正齿轮274。第一正齿轮276和第二正齿轮274彼此同轴对准。联接齿轮270的相对端包括锥齿轮271和弹性构件272。

[0095] 重新参照图23和图29，联接齿轮270被定位在外壳280的第二开口282内，使得第一正齿轮274和第二正齿轮276位于外壳280的外侧，同时弹性构件272和锥齿轮271位于外壳280内。当然，参照本文的教导内容，外壳280的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。当联接齿轮280和轴组件230被定位在加载组件280的外壳280内时，联接齿轮270的锥齿轮271与轴组件230的锥齿轮290啮合。弹性构件272,292压靠外壳280以使锥齿轮271,290朝向彼此偏压以防止在锥齿轮271,290之间滑动。在该位置中，第一正齿轮276、第二正齿轮274、和联接齿轮270的棘轮臂278被构造成能够接合致动器252。

[0096] 本例的加载组件250还包括棘轮臂278。如图27至图28充分展示，棘轮臂278包括一体枢轴销277和一体棘爪279。枢轴销277枢转地设置在外壳280的第三开口286中。棘轮臂278被构造成能够在加载组件250的操作期间抵靠齿条257安装棘轮于棘爪279，如将在下文更详细地所述。

[0097] 图30至图33更详细地示出了加载组件250的致动器252。图30示出了致动器252的底视图，其示出了致动器252的第一齿条256、第二齿条254、第三齿条257、和远侧插片251。如图31-32充分展示，致动器252的第一侧的内部包括第一齿条256和第二齿条254。第一齿条256位于第二齿条254远侧并且从第二齿条254侧向偏移，使得与第二齿条254相比第一齿条256在致动器252内更向内延伸。第一齿条256也从第二齿条254竖直偏移。因此，第一齿条256被构造成能够接合第一正齿轮276。第一齿条256的齿状物被定位在平滑部分255远侧。第二齿条254被定位在平滑部分253近侧并且被构造成能够接合第二正齿轮274。致动器252还包括位于致动器252的每一侧上的突起258，其被构造成能够在沿主体222侧壁纵向延伸的通道225内平移。因此，致动器252能够相对于柄部组件220纵向平移。可将致动器252朝近侧牵拉，使得齿条254,256按序地接合正齿轮274,276，从而使联接齿轮270旋转。如上所述，联接齿轮270随后使波导262上的锥齿轮290旋转，以使波导262相对于换能器组件212旋转。这将波导362的凹槽363旋入焊头66的螺纹柱67上。

[0098] 致动器252还包括在致动器252的远侧部分上向内延伸的插片251。插片251被构造成能够在致动器252朝近侧平移时接合轴组件230的板294。具体地，插片251能够操作以在柄部组件220内朝近侧驱动板294，从而使板294与旋转旋钮231的近侧面脱离联接。这允许旋转旋钮231和轴组件230在轴组件230与换能器组件212联接之后相对于柄部组件220自由旋转。

[0099] 如图33充分展示，致动器252还包括沿致动器252的相对内侧延伸的第三齿条257。第三齿条257被构造成能够接合棘轮臂278。具体地，棘轮臂278的棘爪279被定位成接合第三齿条257的齿状物。在一些型式中，弹性特征结构(例如，扭转弹簧等)用于使棘爪279弹性地偏压成与第三齿条257的齿状物接合。当使致动器252朝近侧平移时，棘爪279沿第三齿条257平移以向使用者提供可触觉和/或听觉反馈。此外，棘爪279提供单向棘轮效果，从而防止当致动器252从远侧位置过渡到近侧位置时致动器252朝远侧平移。在致动器252朝近侧

平移时,棘轮臂278的棘爪279使第三齿条257脱离接合。具体地,棘轮臂278枢转,使得棘爪279在行程结束时落在第三齿条257下方。在使用器械210之后,致动器252可朝远侧平移以使轴组件230与换能器组件212脱离联接。当致动器252朝远侧平移时,第三齿条257在棘轮臂278的棘爪279上方朝远侧平移,使得第三齿条257不接合棘轮臂278的棘爪279。第三齿条257的远侧端部包括斜坡259,该斜坡抵靠棘爪279进行凸轮运动以再次将棘爪279置于第三齿条257上方,使得当致动器252再次朝近侧平移时棘爪279接合第三齿条257的齿状物。当然,参照本文的教导内容,第三齿条257的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0100] 图34A至图34C示出了加载组件250的示例性操作。如图34A所示,轴组件230的近侧端部被定位在外壳280的第一开口284内。具体地,第一开口284的尺寸被设定成允许轴组件230的锥齿轮290自由地传送到外壳280中。轴组件230的锥齿轮290接合锥齿轮271。轴组件230的弹性构件292和锥齿轮290因此被定位在外壳280内,同时轴组件230的板294被定位在外壳280的远侧。板294与主体222上的插片227接合。插片227接合迫使板294抵靠旋转旋钮231的近侧面并且防止板294旋转。板294因此防止轴组件230相对于柄部组件220的旋转。

[0101] 第一正齿轮276与致动器252的第一齿条256对准,并且第二正齿轮274与致动器252的第二齿条254对准。致动器252处于相对于主体222的远侧位置,使得第二正齿轮274与第二齿条254接合。第一正齿轮276位于第一齿条256的平滑部分255内。换能器组件212的螺纹柱67被定位成与波导362的近侧端部相邻,使得螺纹柱67与螺纹凹槽363同轴对准。

[0102] 致动器252随后相对于柄部组件220的主体222朝近侧平移。当致动器252平移以保持致动器252与主体222的对准时,致动器252的突起258在主体222的通道225内滑动。当致动器252朝近侧平移时,第二齿条254接合第二正齿轮274,以使第二正齿轮274以相对高速并且以相对低扭矩而旋转。第二正齿轮274从而使联接齿轮270的锥齿轮271旋转,其使得轴组件230上的另一锥齿轮290旋转。锥齿轮290的旋转使波导362旋转,从而将凹槽363旋入换能器组件212的螺纹柱67上。如上所述,板294接合主体222的插片227和旋转旋钮231以防止在致动器252朝近侧平移期间旋转轴组件230(包括波导362等)的旋转。

[0103] 如图34B所示,致动器252继续朝近侧平移,使得第一齿条256的齿状物最终接合第一正齿轮276,以使第一正齿轮276相对于第二正齿轮274以更低速度和更高扭矩而旋转。第二正齿轮274使第二齿条254的齿状物脱离接合并且当第一齿条256接合第一正齿轮276时进入第二齿条254的平滑部分253。第一正齿轮276的旋转进一步旋转联接齿轮270的锥齿轮271,其进一步旋转轴组件230上的锥齿轮290。锥齿轮290的旋转还使波导362进一步旋转,从而进一步将凹槽363旋入换能器组件212的螺纹柱67上。当朝近侧牵拉致动器252时,联接齿轮270的棘轮臂278接合第三齿条257以向使用者提供触觉和/或听觉反馈;以及以防止致动器252相对于柄部组件220朝远侧滑动。

[0104] 当进一步朝近侧平移致动器252时,第一正齿轮276使第一齿条256的齿状物脱离接合并且进入第一齿条256的平滑部分255,如图34C所示。因此,波导362以适当的扭矩量与换能器组件212联接。待致动器252到达图34C中所示的近侧位置时,致动器252的插片251已接合轴组件230的板294以使板294朝近侧平移。板294因此与旋转旋钮231的近侧面脱离联接,使得轴组件230能够相对于主体222自由旋转以使端部执行器240旋转。在这一阶段联接齿轮270的棘轮臂278与致动器252的第三齿条257进一步脱离接合。当轴组件230与换能器

组件212完全联接时,触发器228可相对于手枪式握把224枢转,从而使端部执行器240的夹持臂244朝向和远离刀360枢转,以在夹持臂244和刀360之间选择性地夹持组织。随后可按下按钮226以启动换能器组件212并且从而启动刀360以在超声频率下振动,以便有效地切割和密封组织。

[0105] 在使用器械210之后,轴组件230可与换能器组件212分离。加载组件250的致动器252可相对于主体222朝远侧平移,使得第一齿条256使第一正齿轮276、锥齿轮271、和锥齿轮290在相对方向上旋转,以将换能器组件212旋出轴组件230。致动器252的第三齿条257朝远侧平移而不接合联接齿轮270的棘轮臂278。在致动器252继续朝远侧平移时,第一齿条256与第一正齿轮276脱离接合并且第二齿条254接合第二正齿轮274,以使锥齿轮271,290继续旋转。板294可平移到远侧位置以防止轴组件230相对于柄部组件220旋转。除此之外或另选地,操作者可抓住旋钮231以防止轴组件230相对于柄部组件220旋转。无论轴组件230如何能够旋转固定,波导362旋转以使波导362与焊头66脱离联接,从而从换能器组件212释放轴组件230。轴组件230和/或换能器组件212随后可从器械210移除。参照本文的教导内容,加载组件150,250的其他合适构型和可操作性对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0106] III. 其他方面

[0107] 应当理解,本文所述的任何型式的器械还可包括除上述那些之外或作为上述那些的替代的各种其他特征结构。仅以举例的方式,本文所述的任何器械还可包括以引用方式并入本文的各种参考文献任何一者中公开的各种特征结构中的一种或多种。还应当理解,本文的教导内容可易于应用到本文所引用的任何其他参考文献中所述的任何器械,使得本文的教导内容可易于以多种方式与本文所引用的任何参考文献的教导内容组合。此外,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于应用到电外科器械、缝合器械以及其他类型的外科器械。可结合本文的教导内容的其他类型的器械对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

[0108] 应当理解,据称以引用的方式并入本文中的任何专利、出版物或其他公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中所述的现有定义、陈述或者其他公开材料不冲突的范围内并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确阐述的公开内容取代以引用方式并入本文的任何冲突材料。任何以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

[0109] 上文所述装置的型式可应用在由医疗专业人员进行的传统医疗处理和手术中、以及可应用在机器人辅助的医疗处理和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于结合到机器人外科系统诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California) 的DAVINCI™系统中。相似地,本领域的普通技术人员将认识到本文中的各种教导内容可易于与如下专利中的各种教导内容组合:2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文。

[0110] 上文所述型式可被设计成在单次使用后丢弃,或者其可被设计成能够使用多次。在任一种或两种情况下,可对各型式进行修复,以便在至少一次使用后再使用。修复可包括

以下步骤的任意组合：拆卸装置、然后清洗或更换特定零件和随后进行重新组装。具体地，可拆卸一些型式的所述装置，并且可选择性地以任何组合形式来更换或移除所述装置的任意数量的特定零件或部分。在清洗和/或更换特定部分时，该装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术前由使用者重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会知道，修复装置时可利用多种技术进行拆卸、清洗/更换和重新组装。这些技术的使用和所得重新修复的装置均在本申请的范围内。

[0111] 仅以举例的方式，本文描述的型式可在手术之前和/或之后被消毒。在一种消毒技术中，将装置放置在闭合并密封的容器中，诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在可穿透该容器的辐射场中，诸如 γ 辐射、X射线或高能电子。辐射可以杀死装置上和容器中的细菌。然后将经杀菌的装置储存在无菌容器中，以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其他技术对装置进行消毒，所述技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0112] 已经示出和描述了本发明的各种实施方案，可在不脱离本发明的范围的情况下由本领域的普通技术人员进行适当修改来实现本文所述的方法和系统的进一步改进。已经提及了若干此类潜在修改，并且其他修改对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。例如，上文所讨论的示例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均为说明性的而非所要求的。因此，本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑，并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作细节。

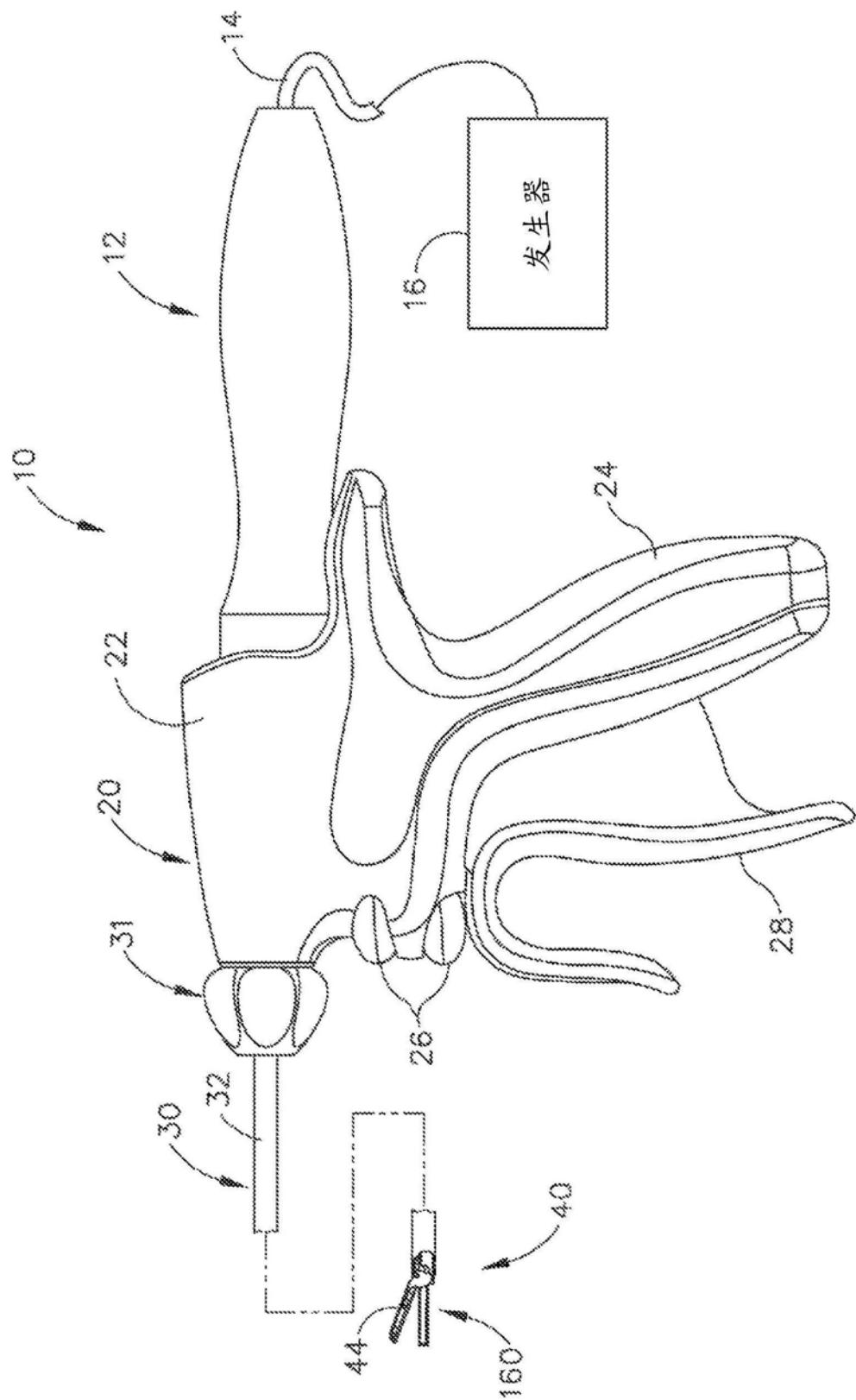


图1

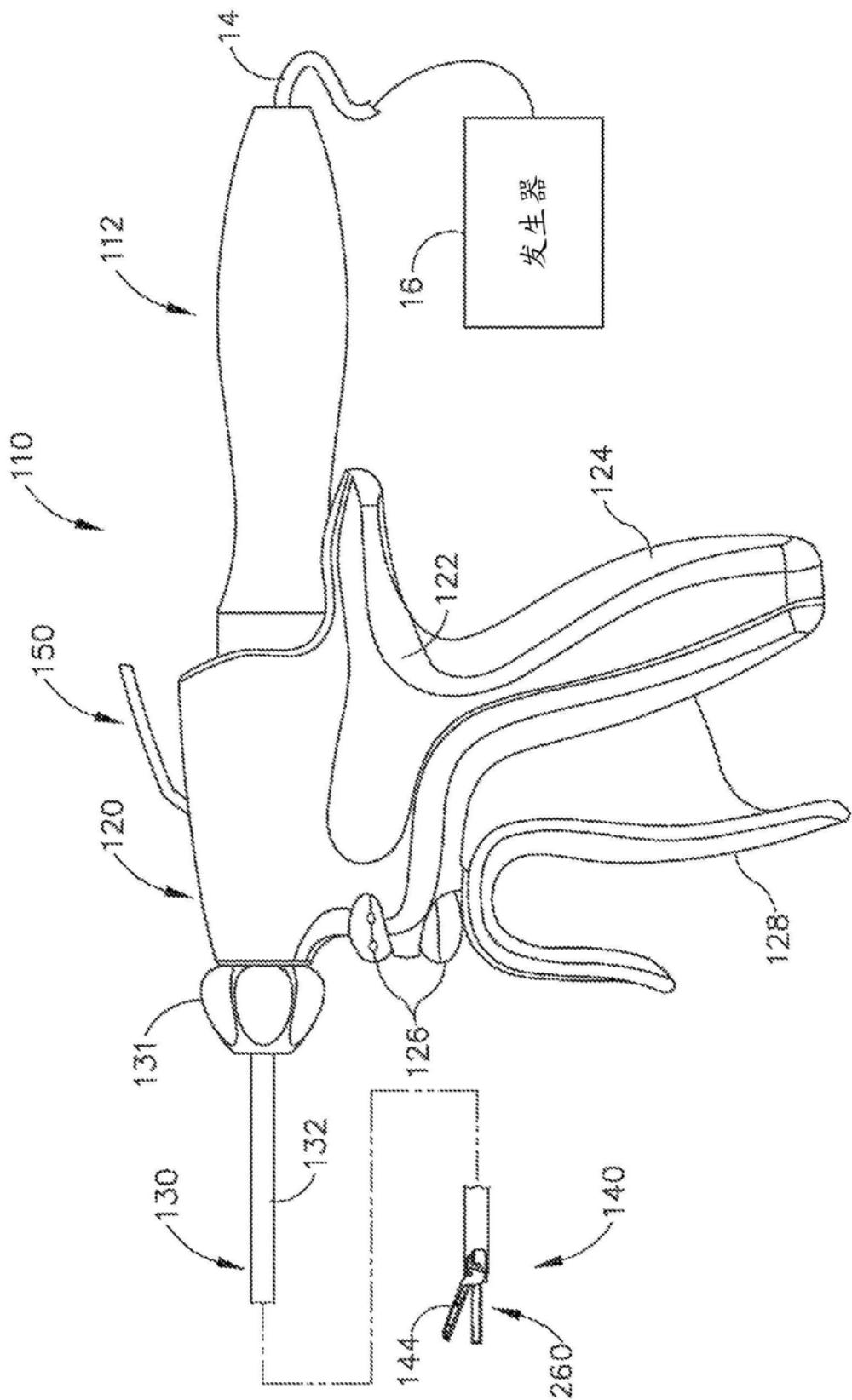


图2

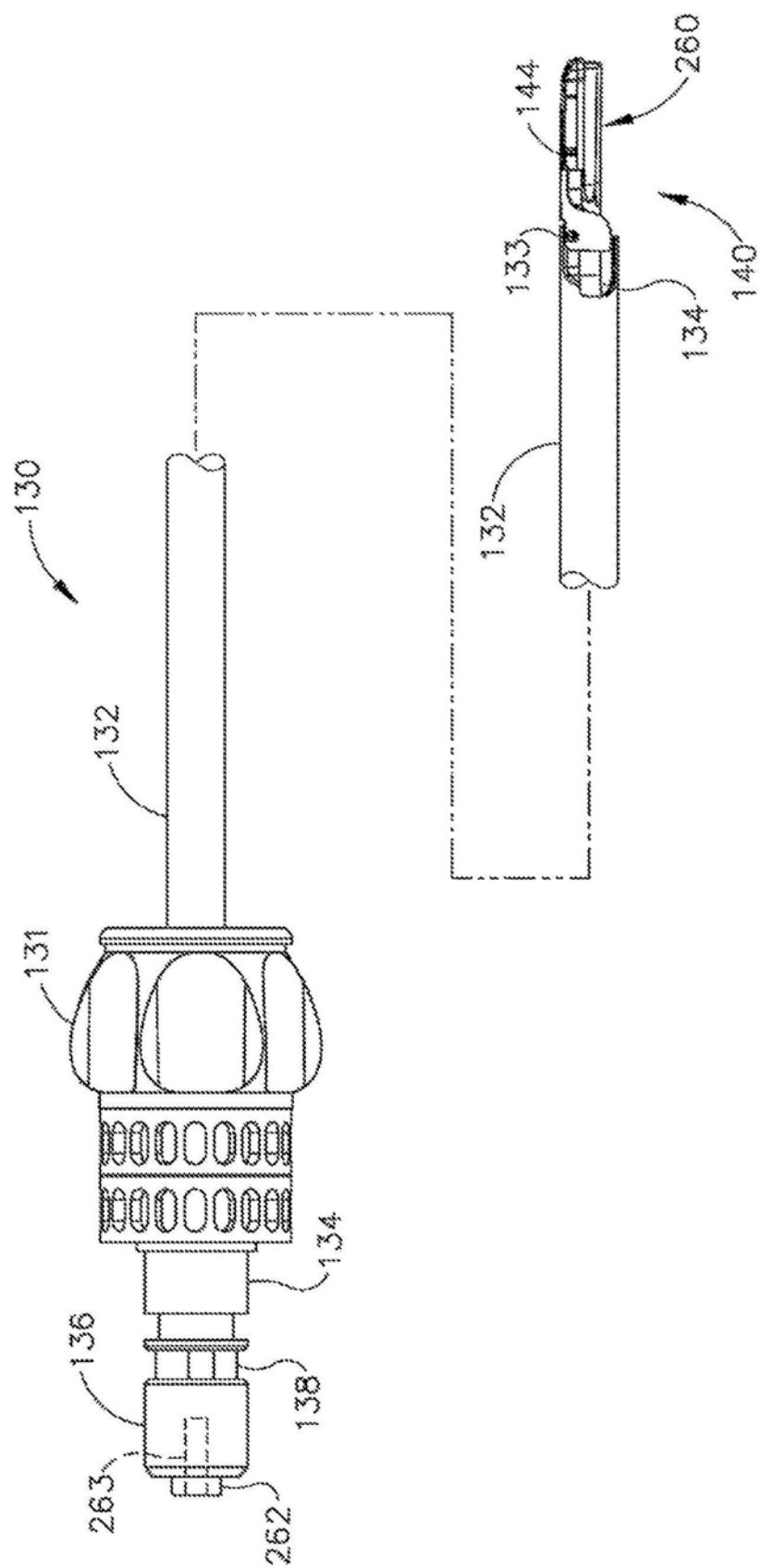


图3

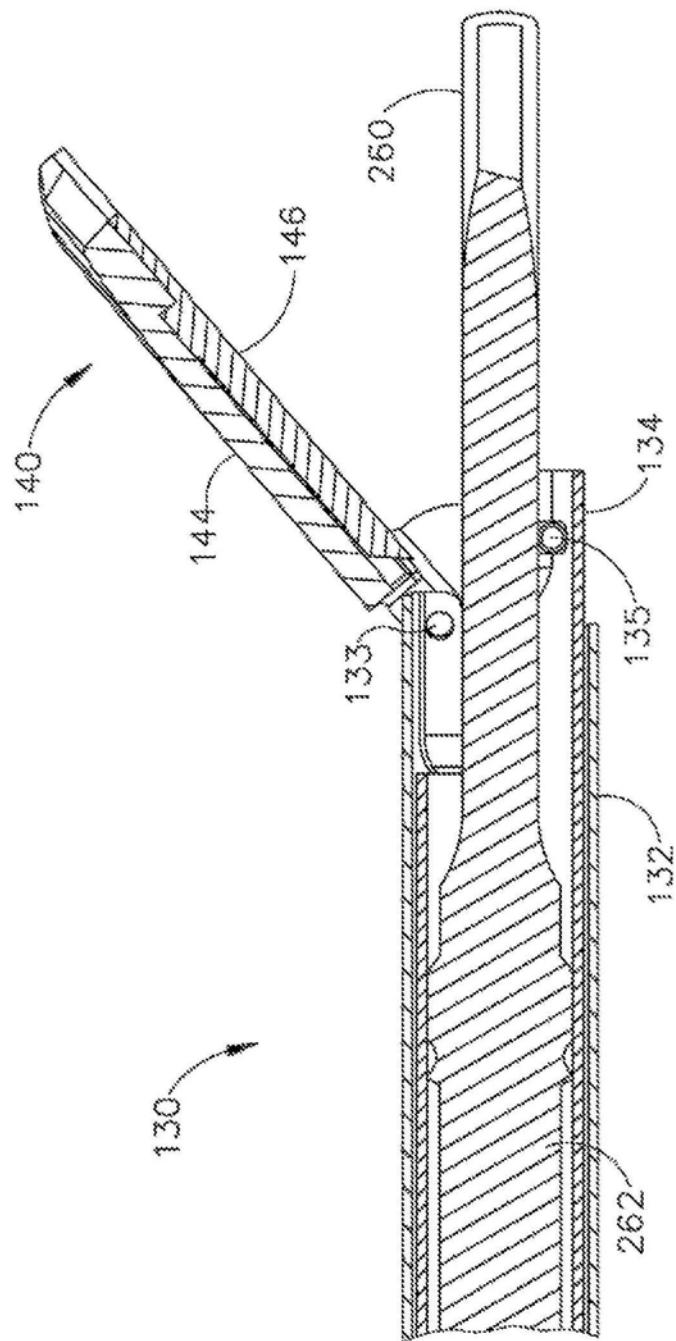


图4A

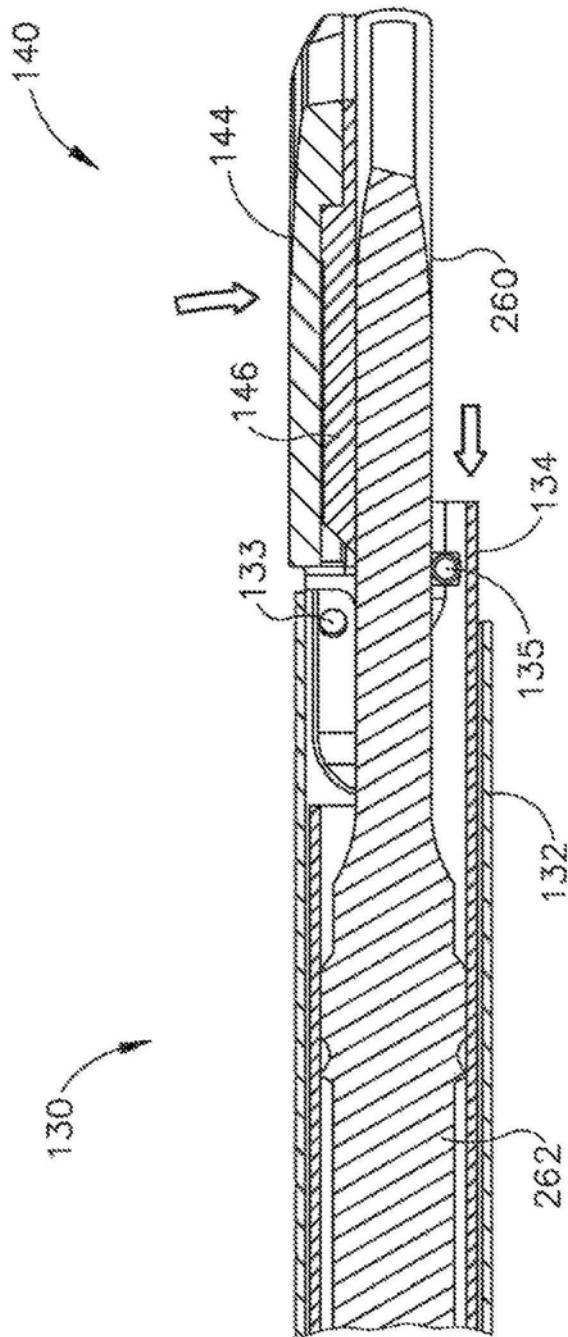


图4B

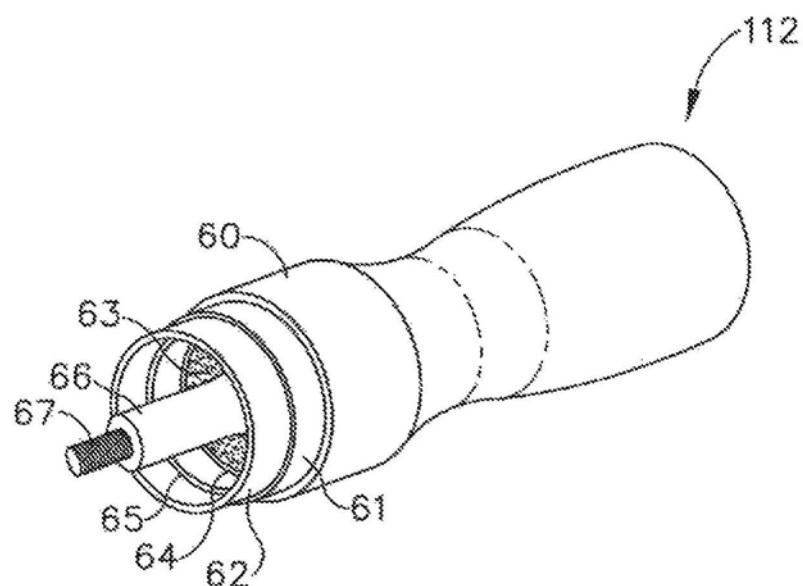


图5

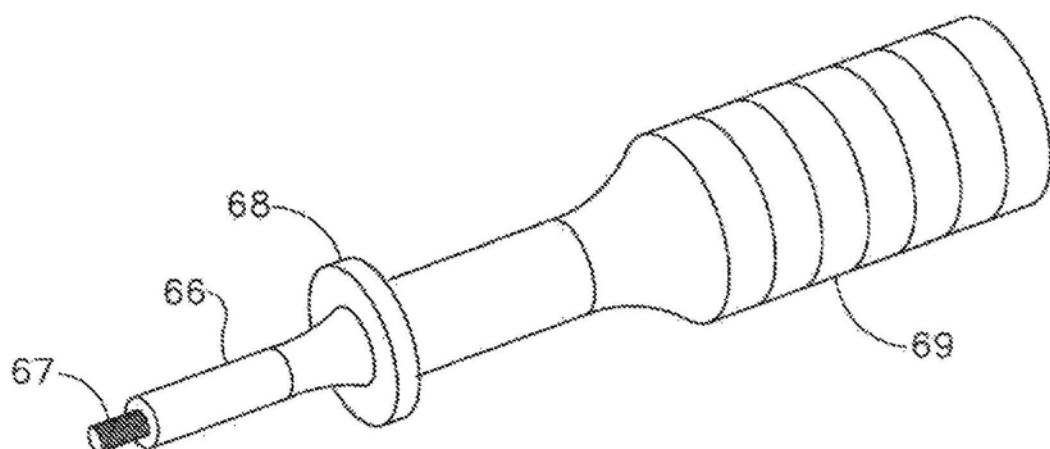


图6

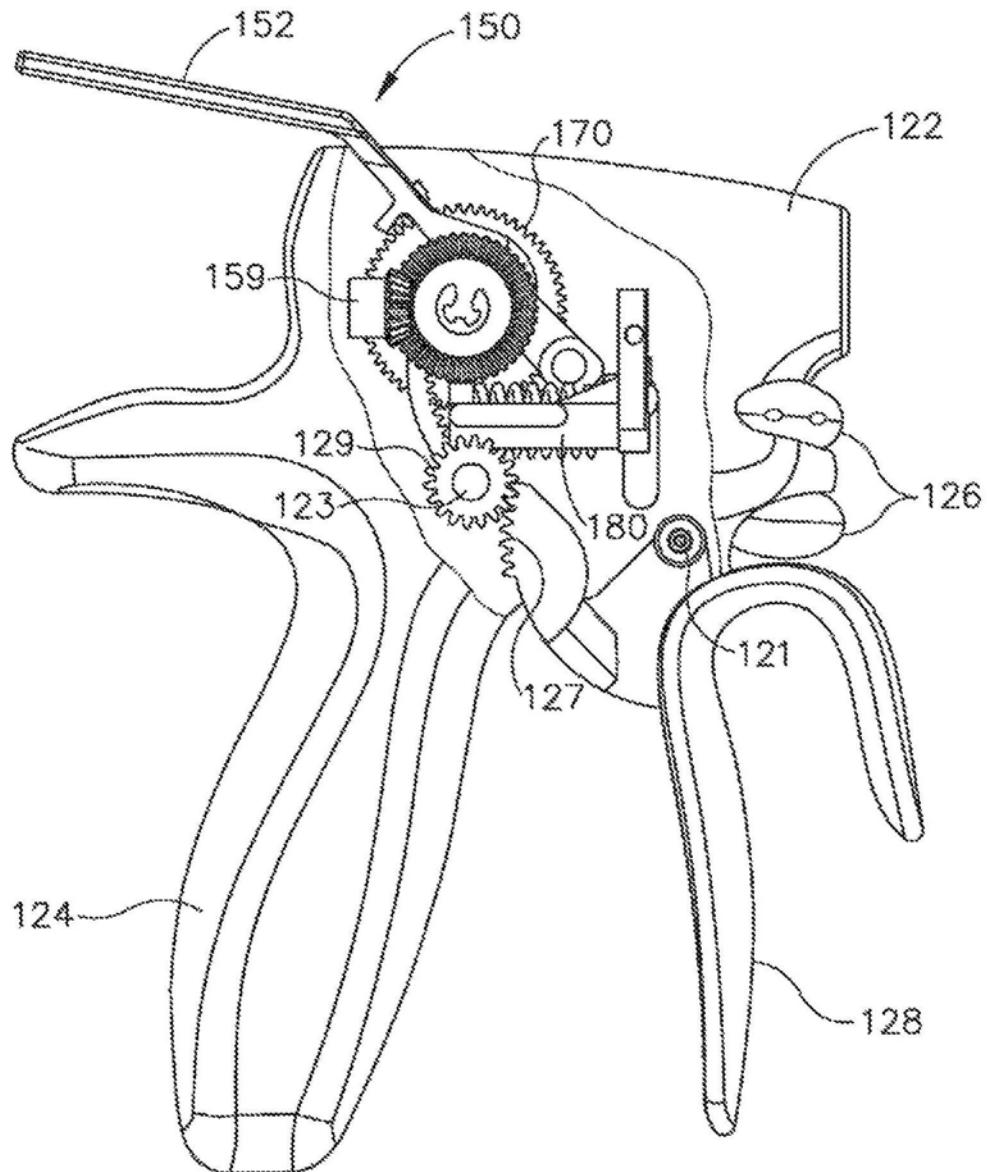


图7

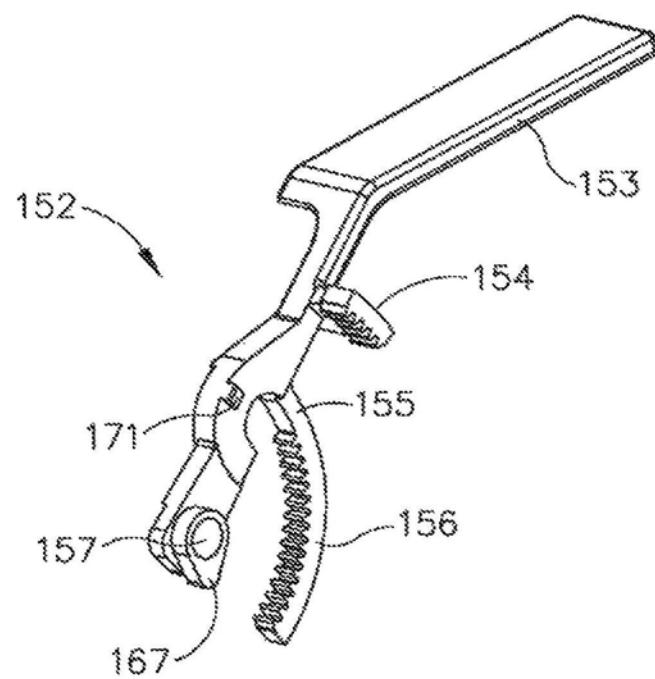


图8

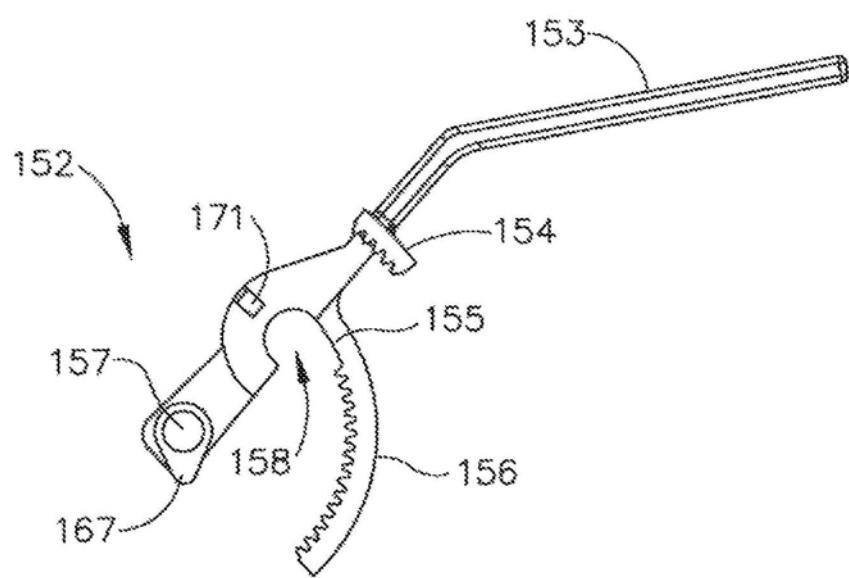


图9

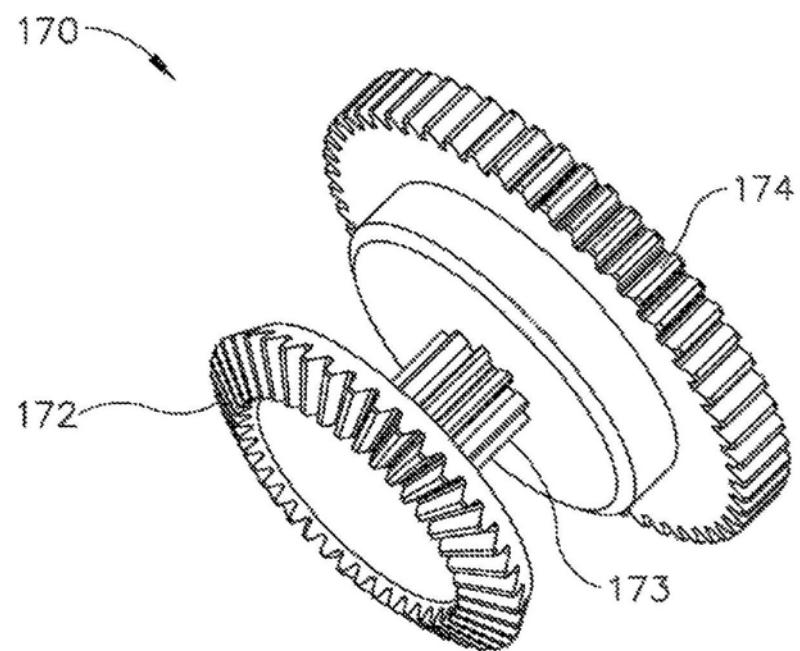


图10

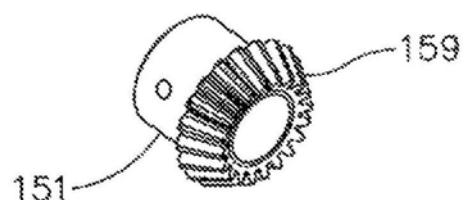


图11

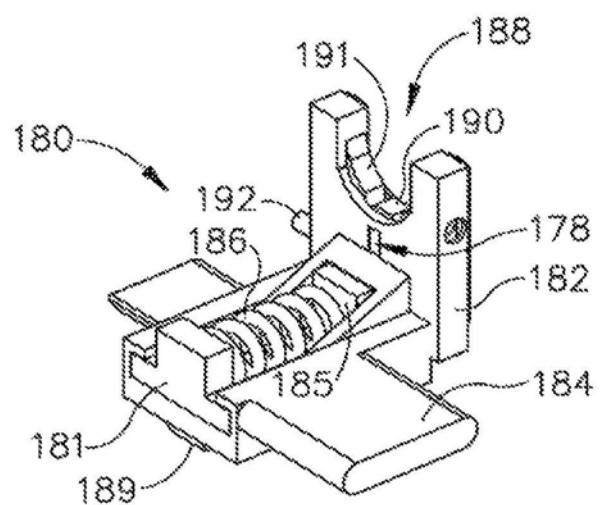


图12

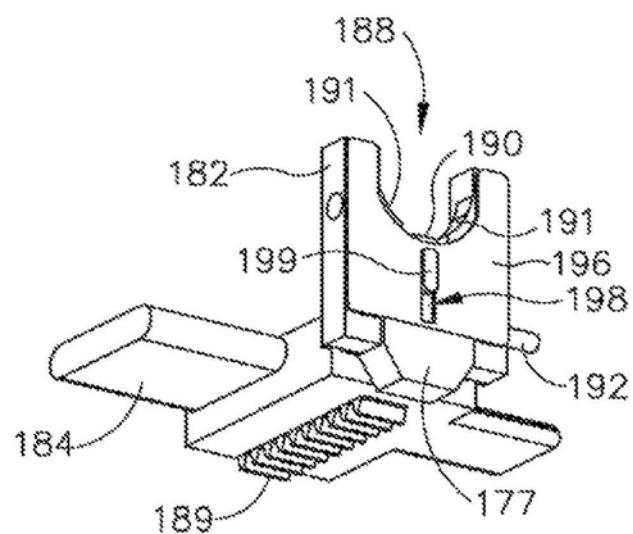


图13

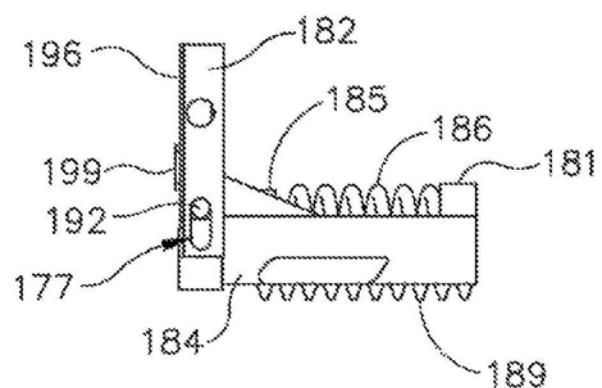


图14

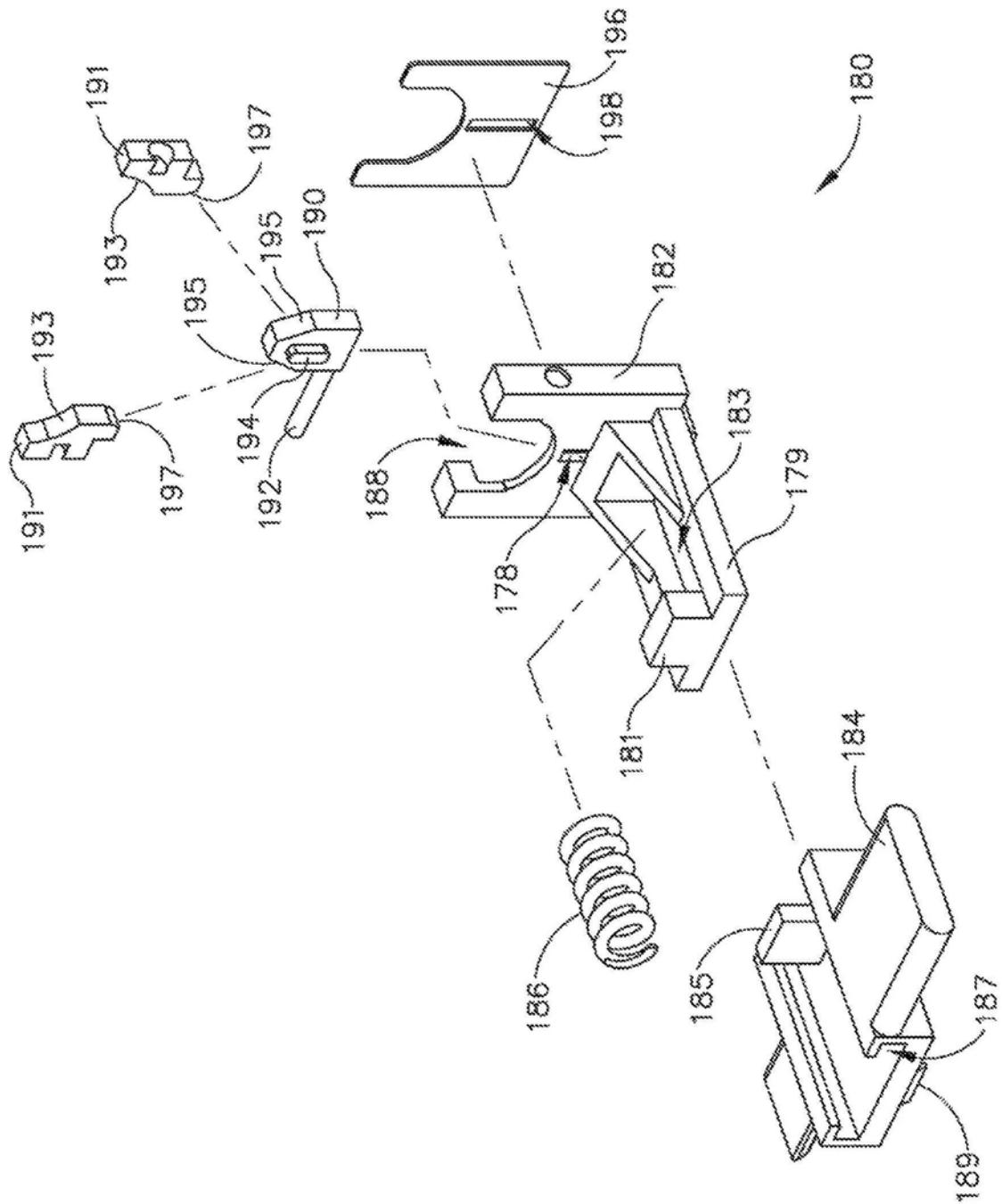


图15

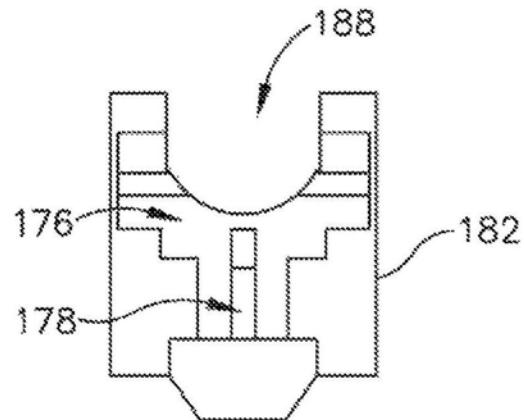


图16

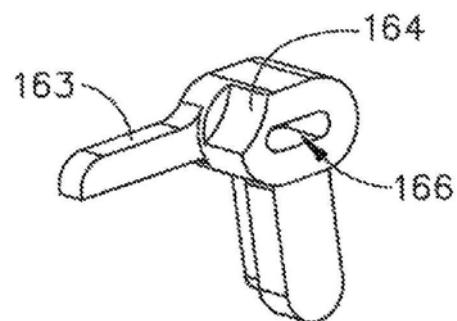


图17A

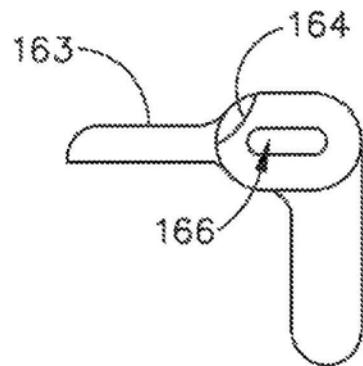


图17B

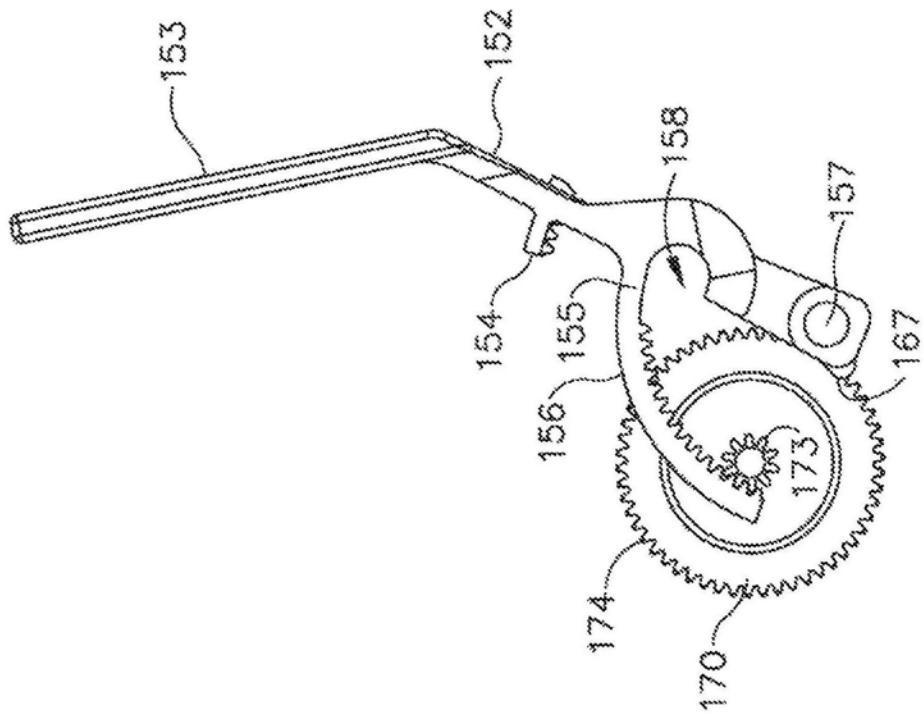


图18A

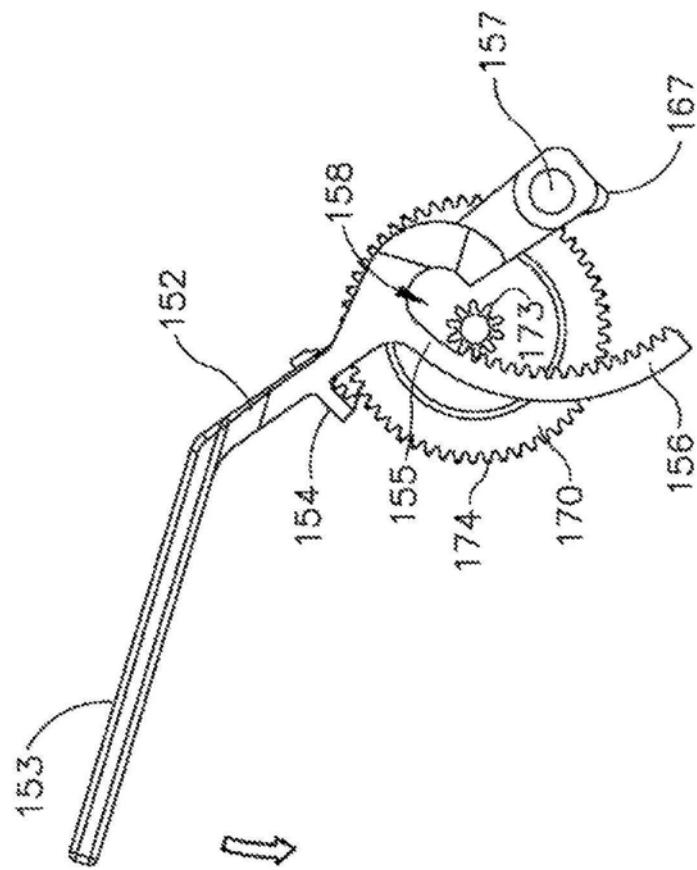


图18B

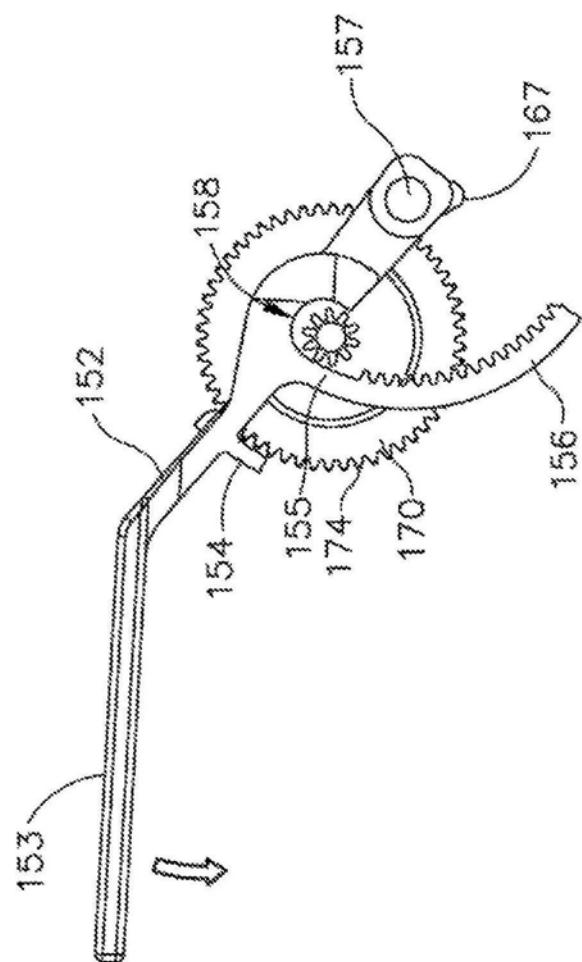


图18C

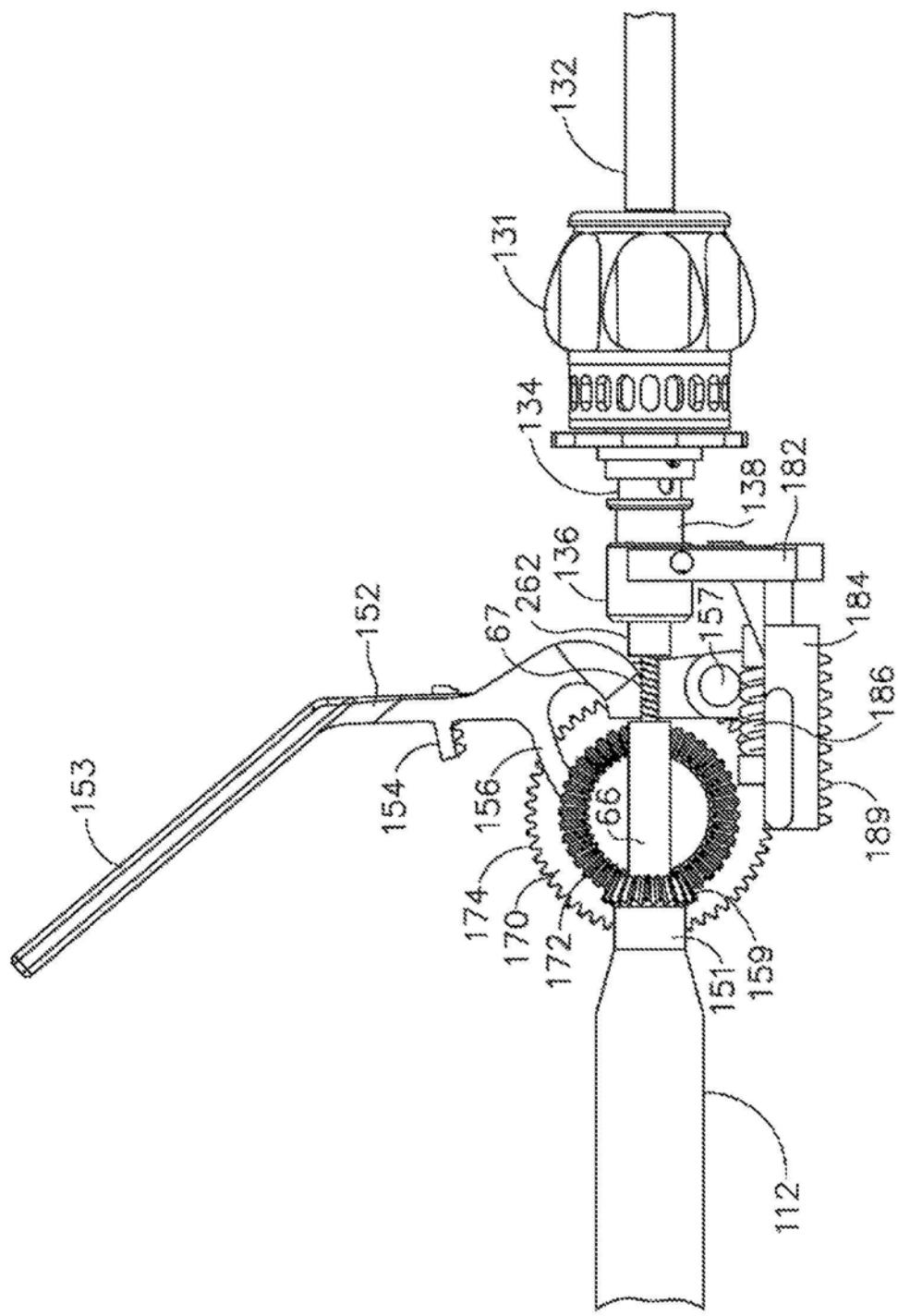


图19A

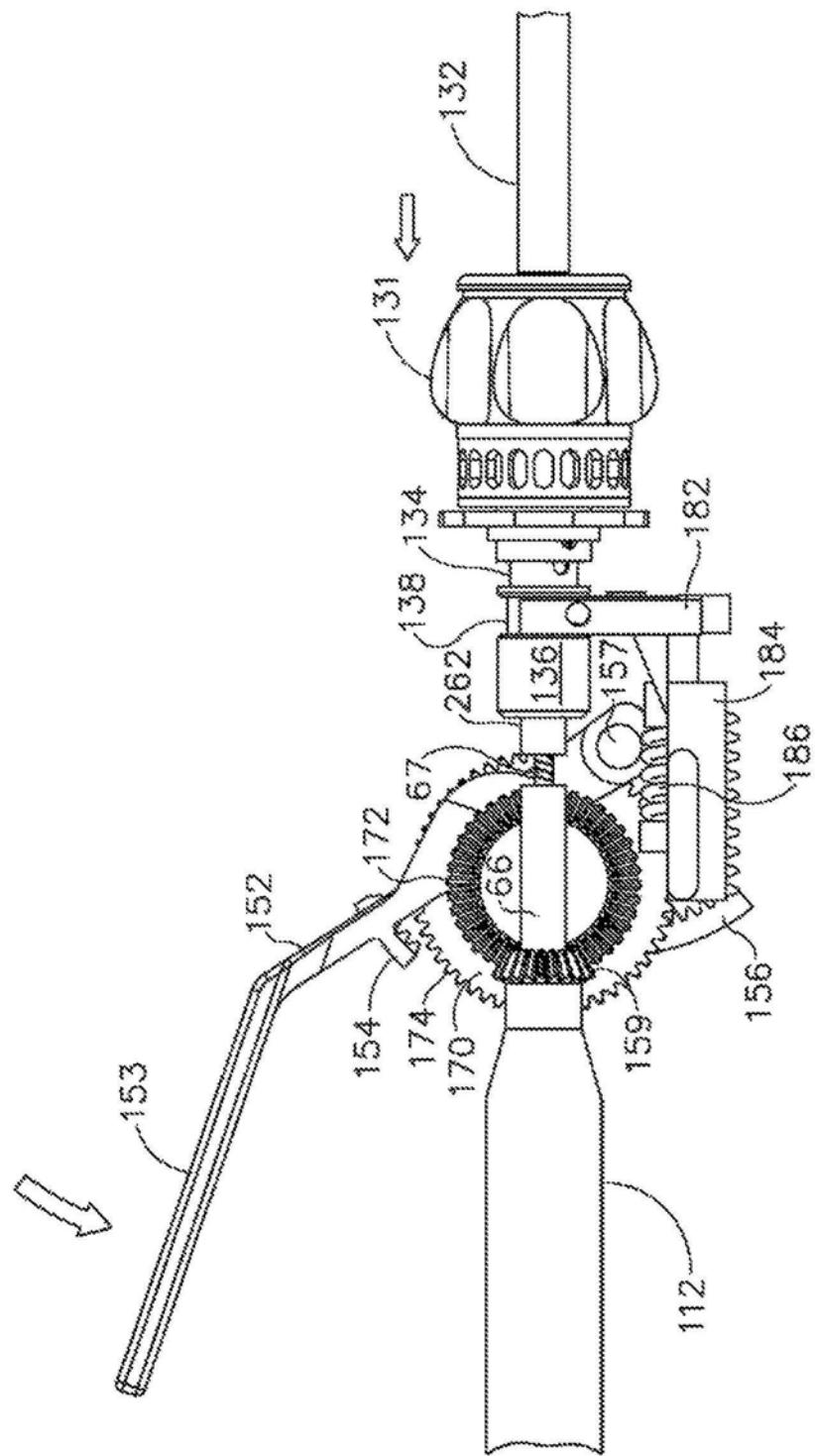


图19B

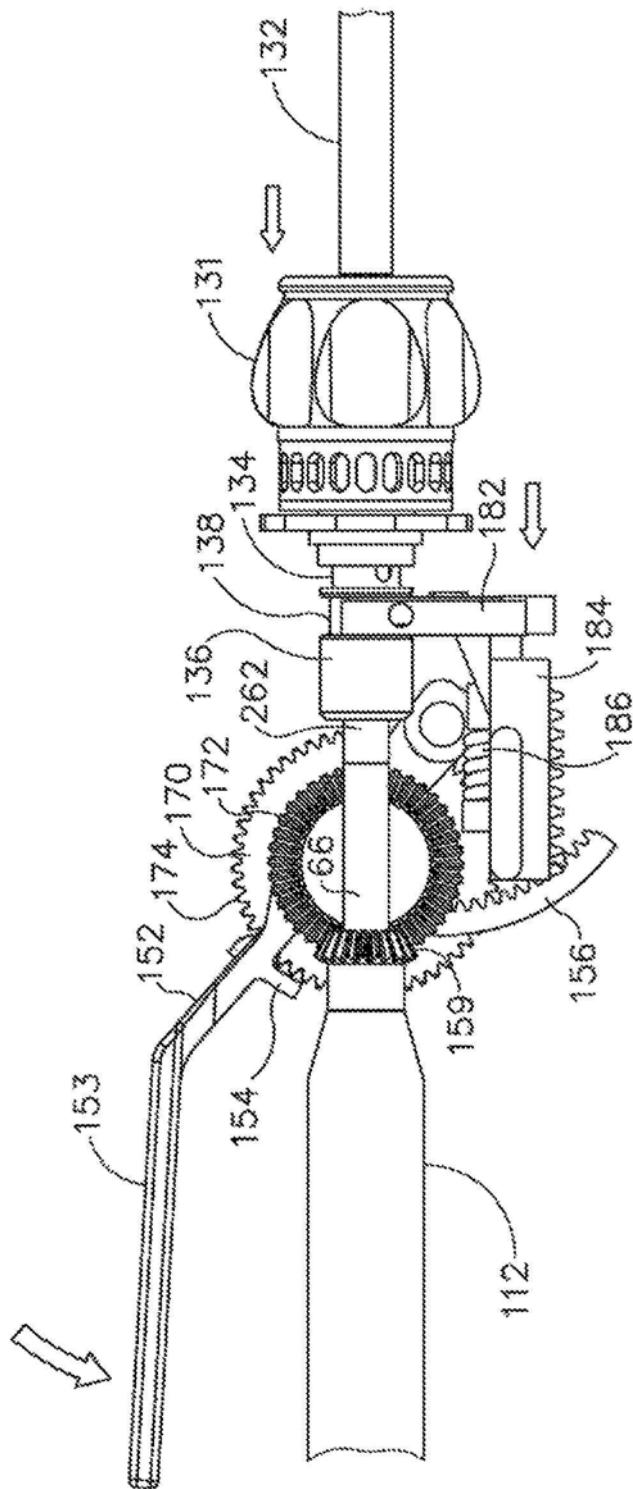


图19C

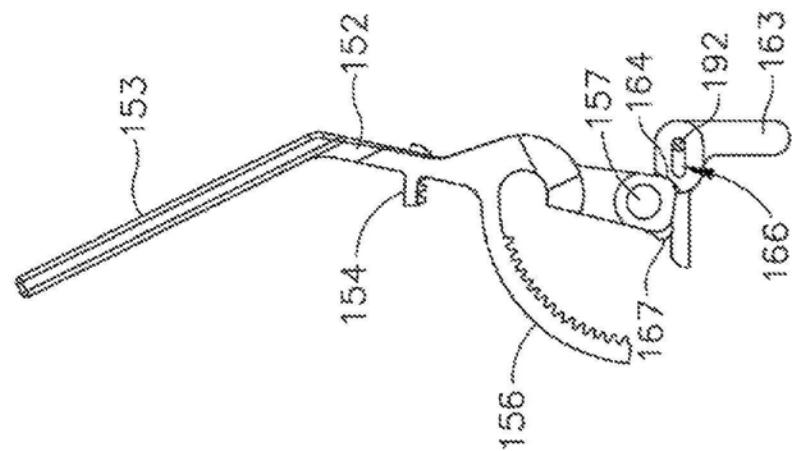


图20A

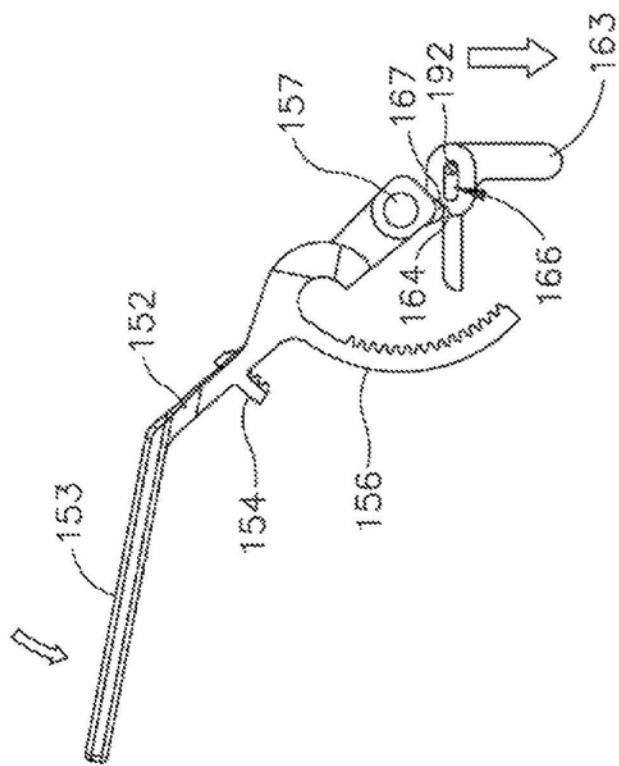


图20B

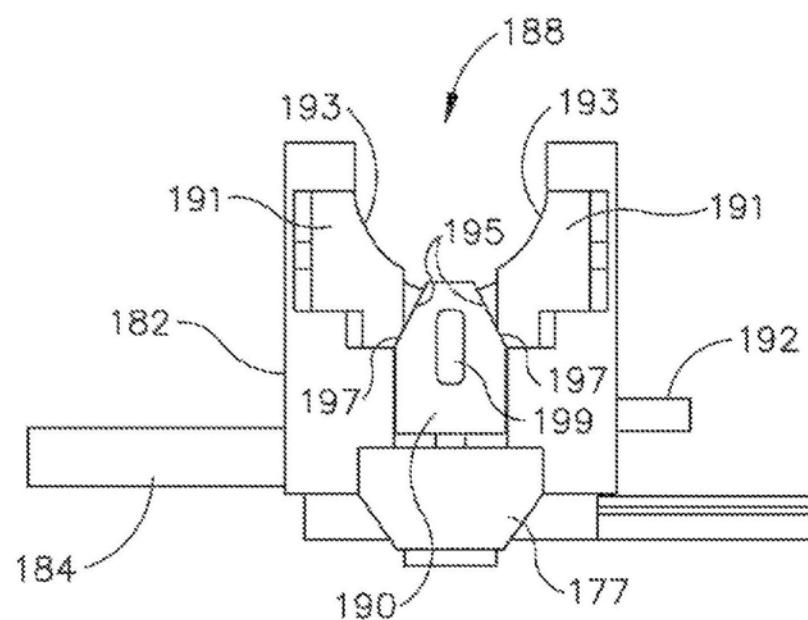


图21A

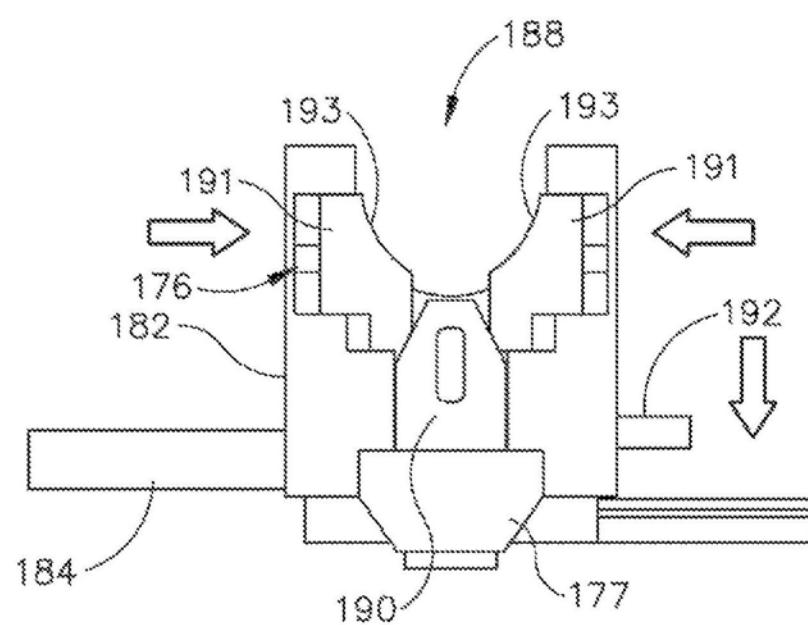


图21B

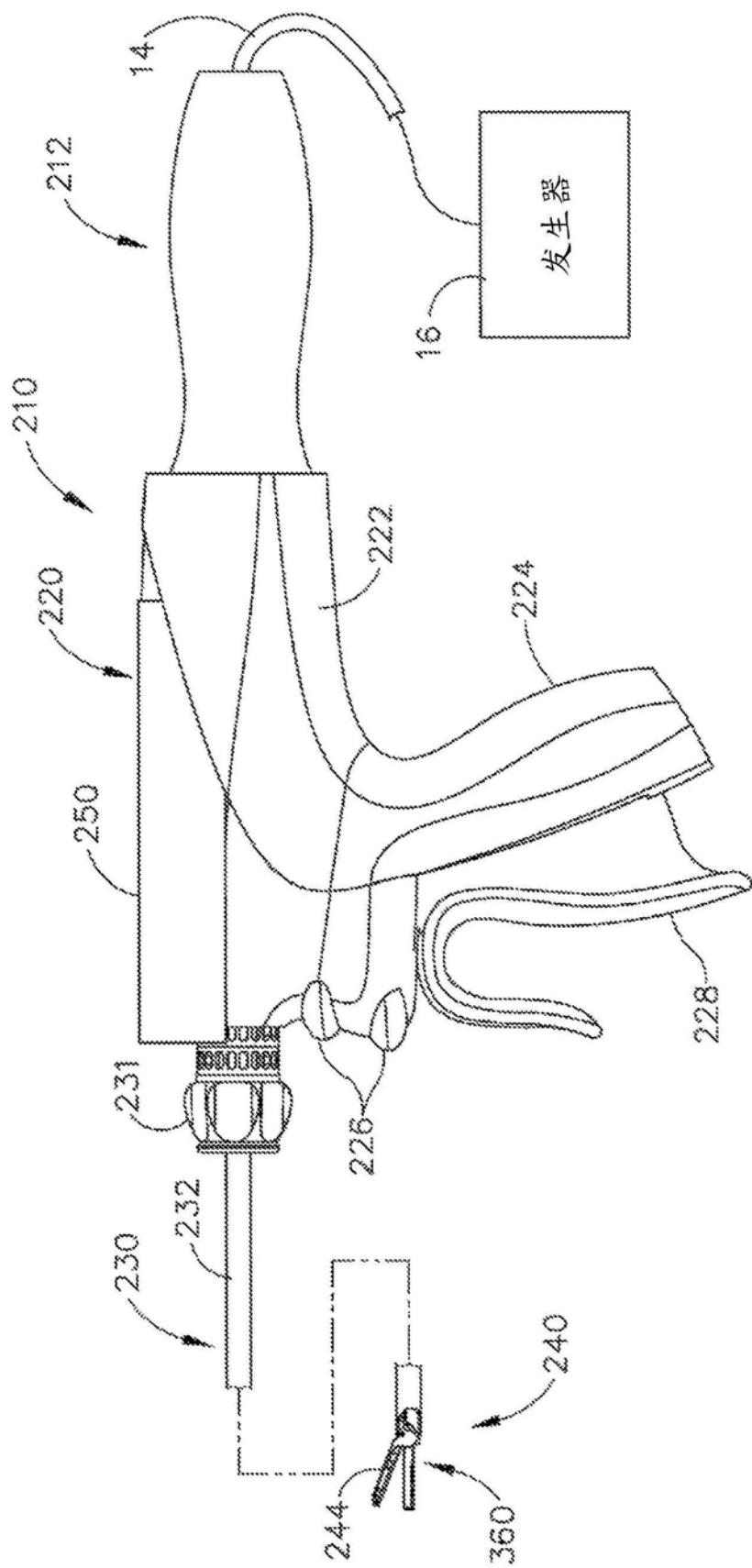


图22

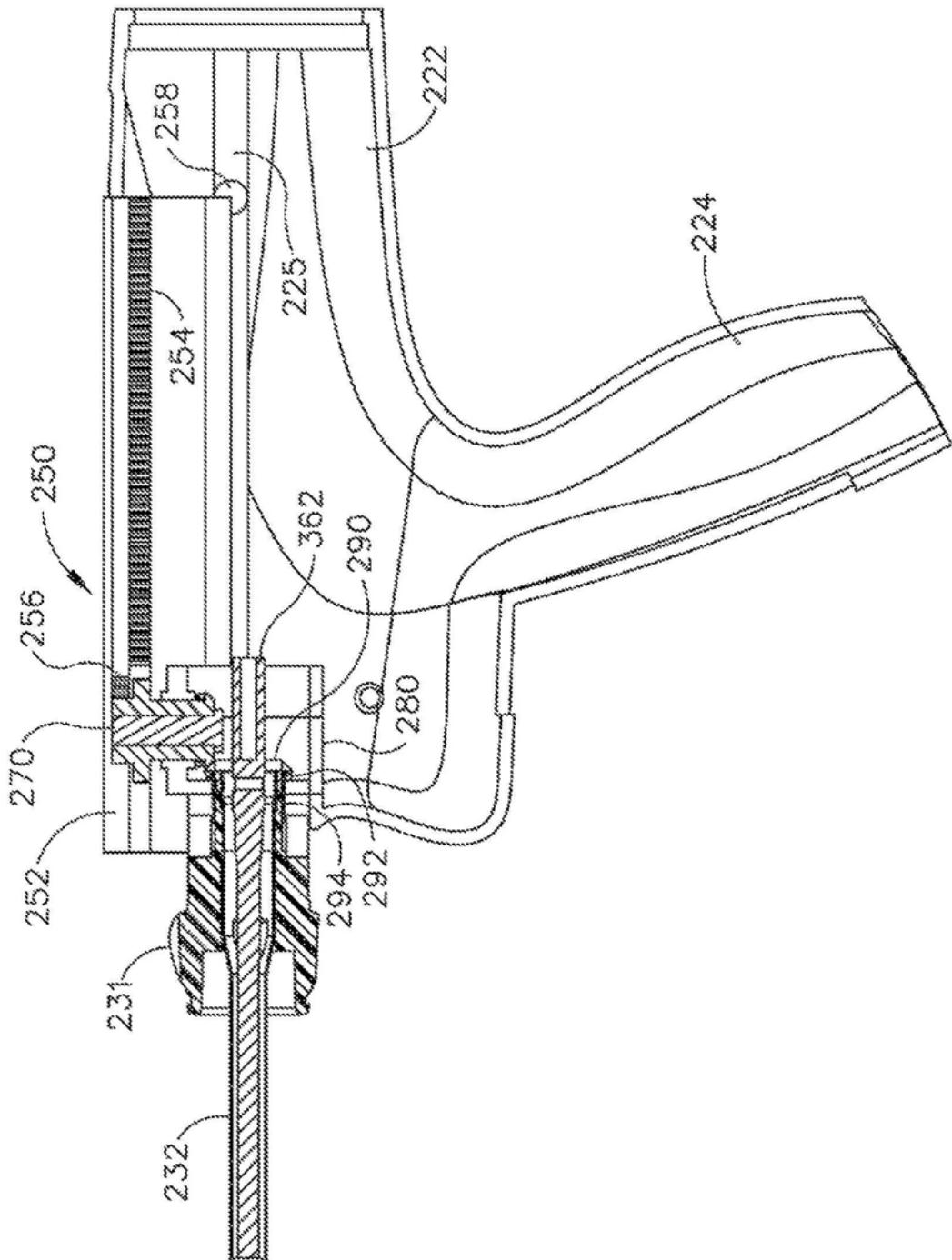


图23

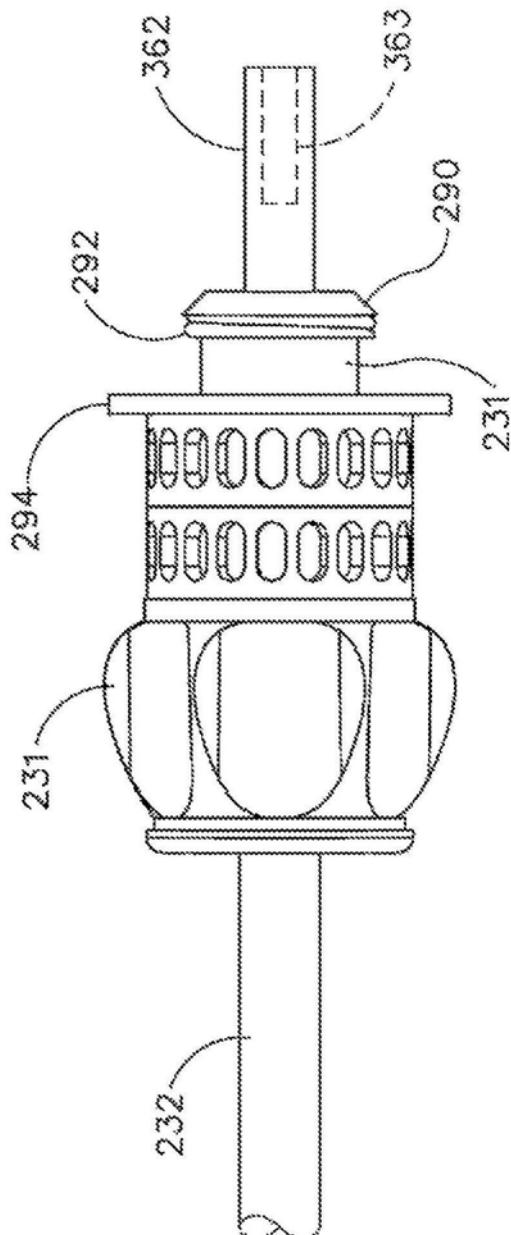


图24

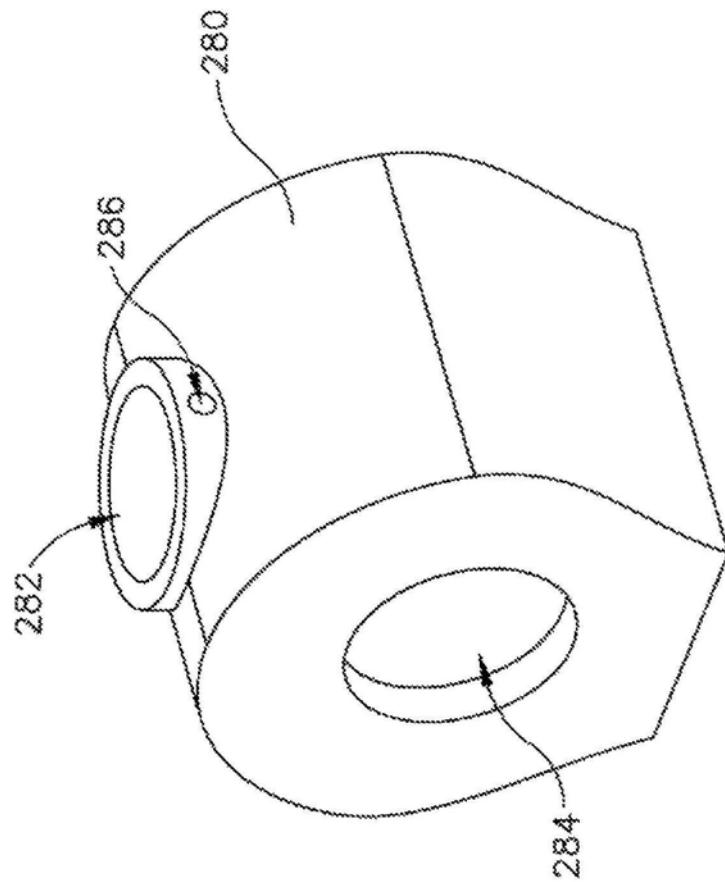


图25

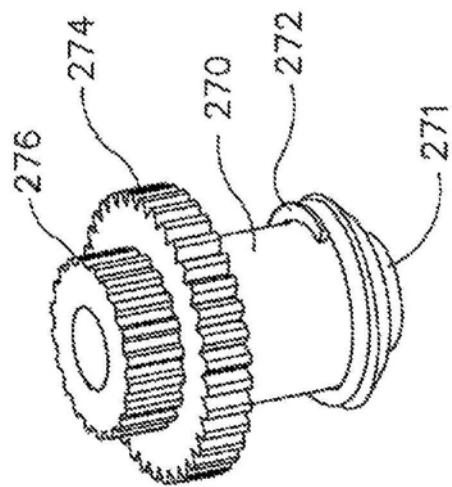


图26

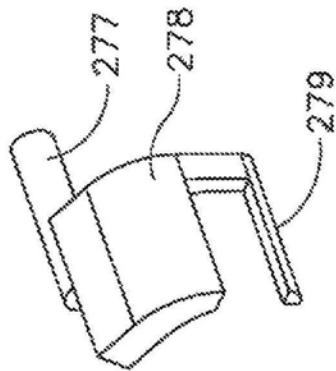


图27

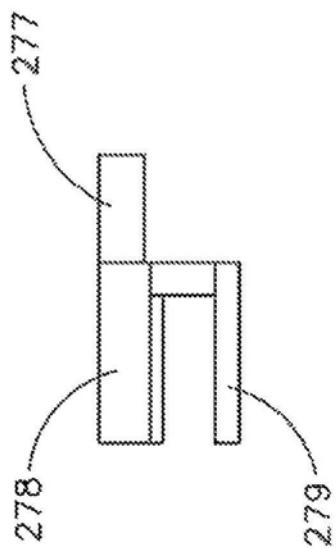


图28

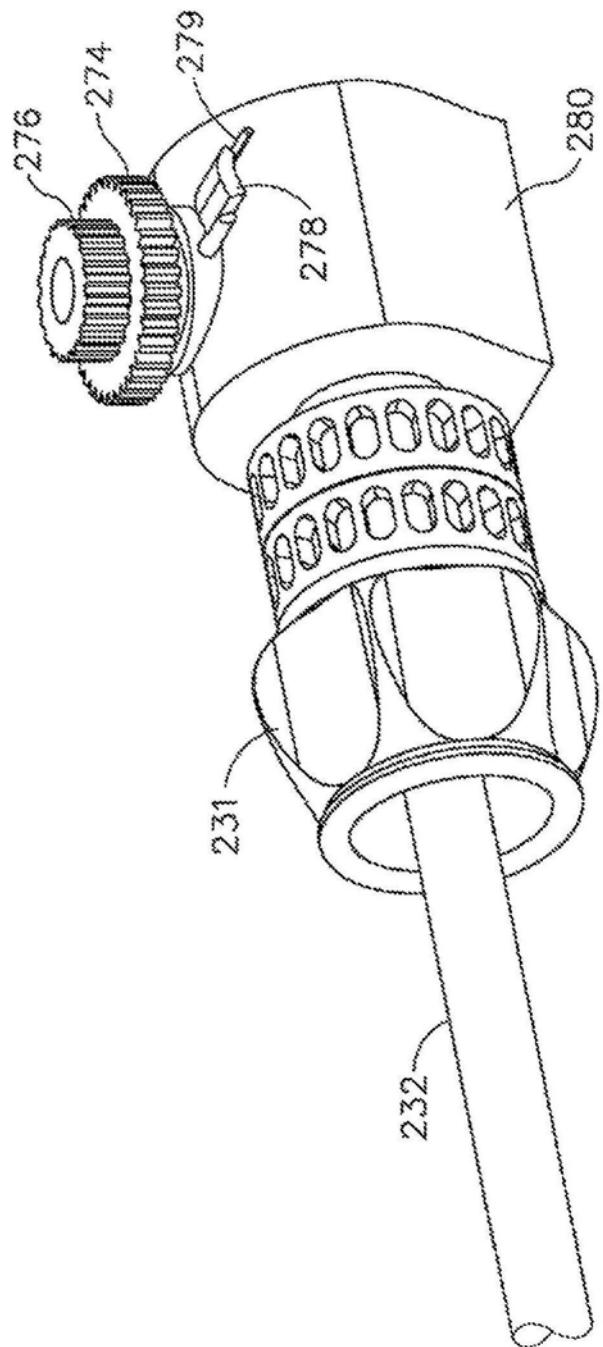


图29

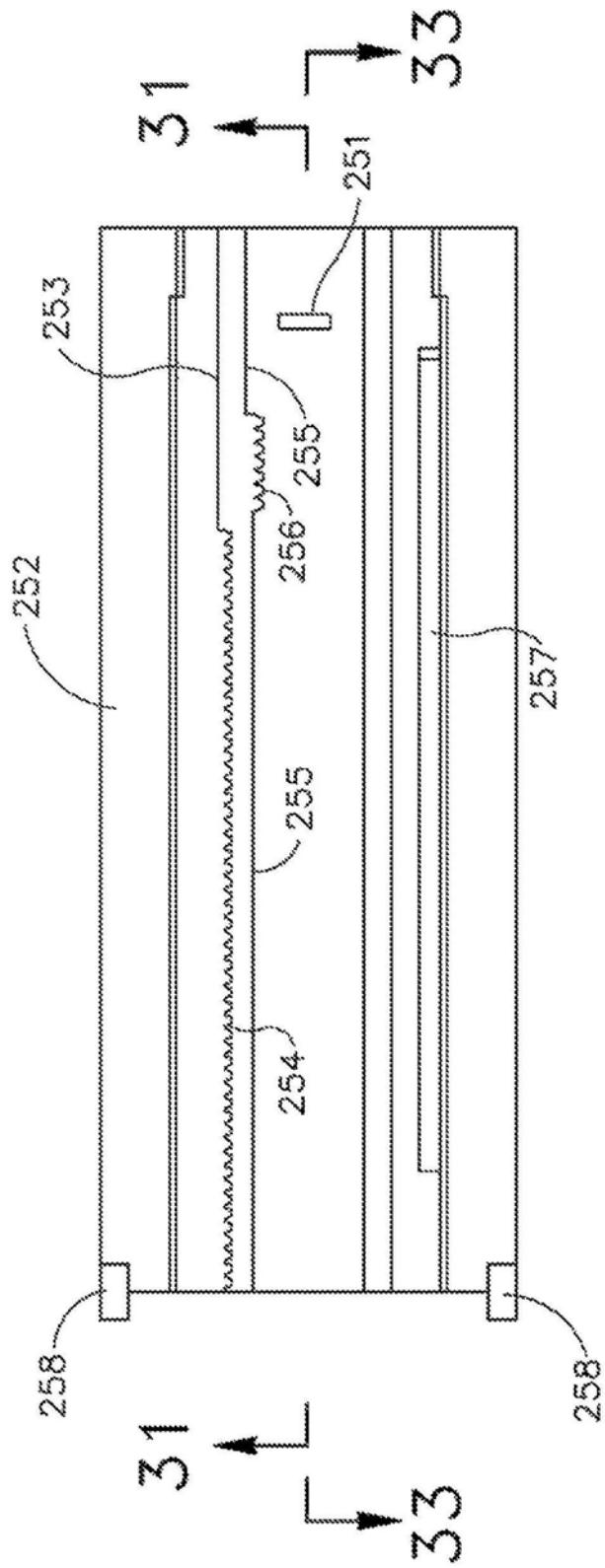


图30

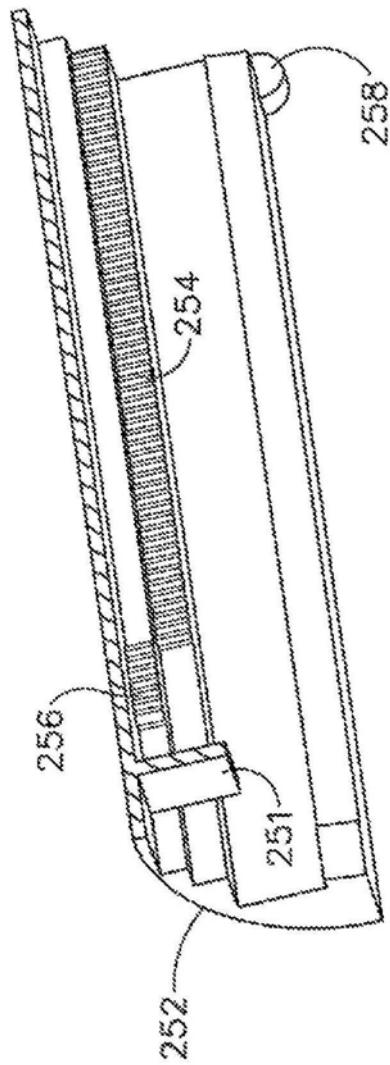


图31

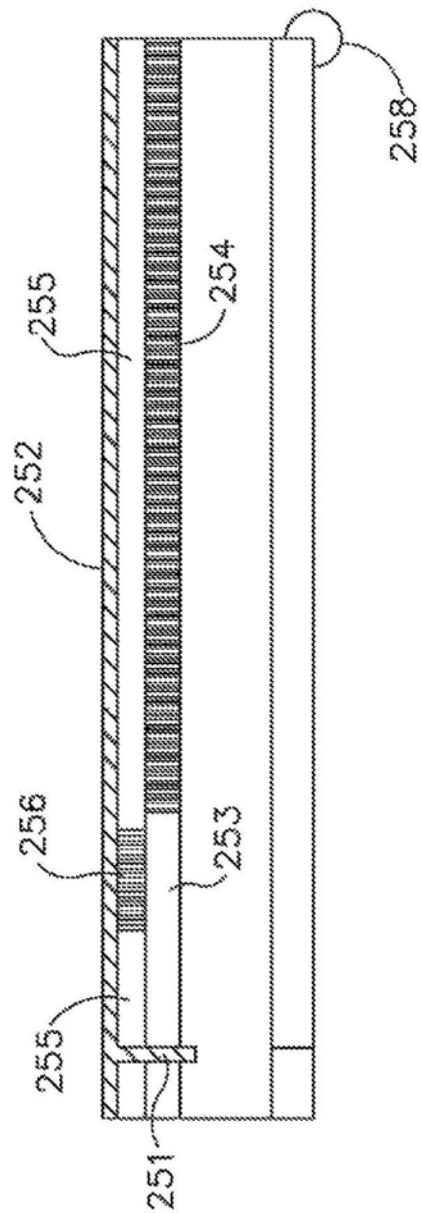


图32

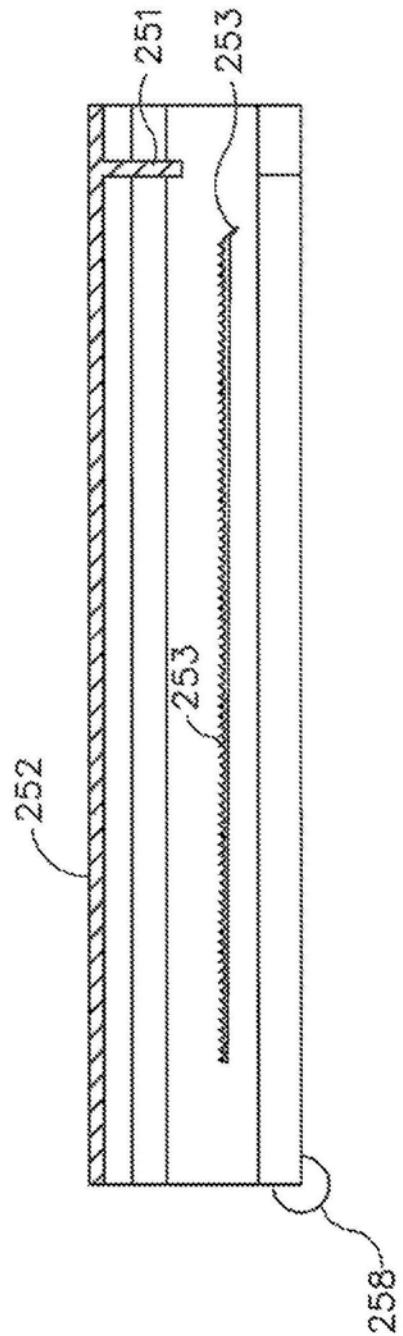


图33

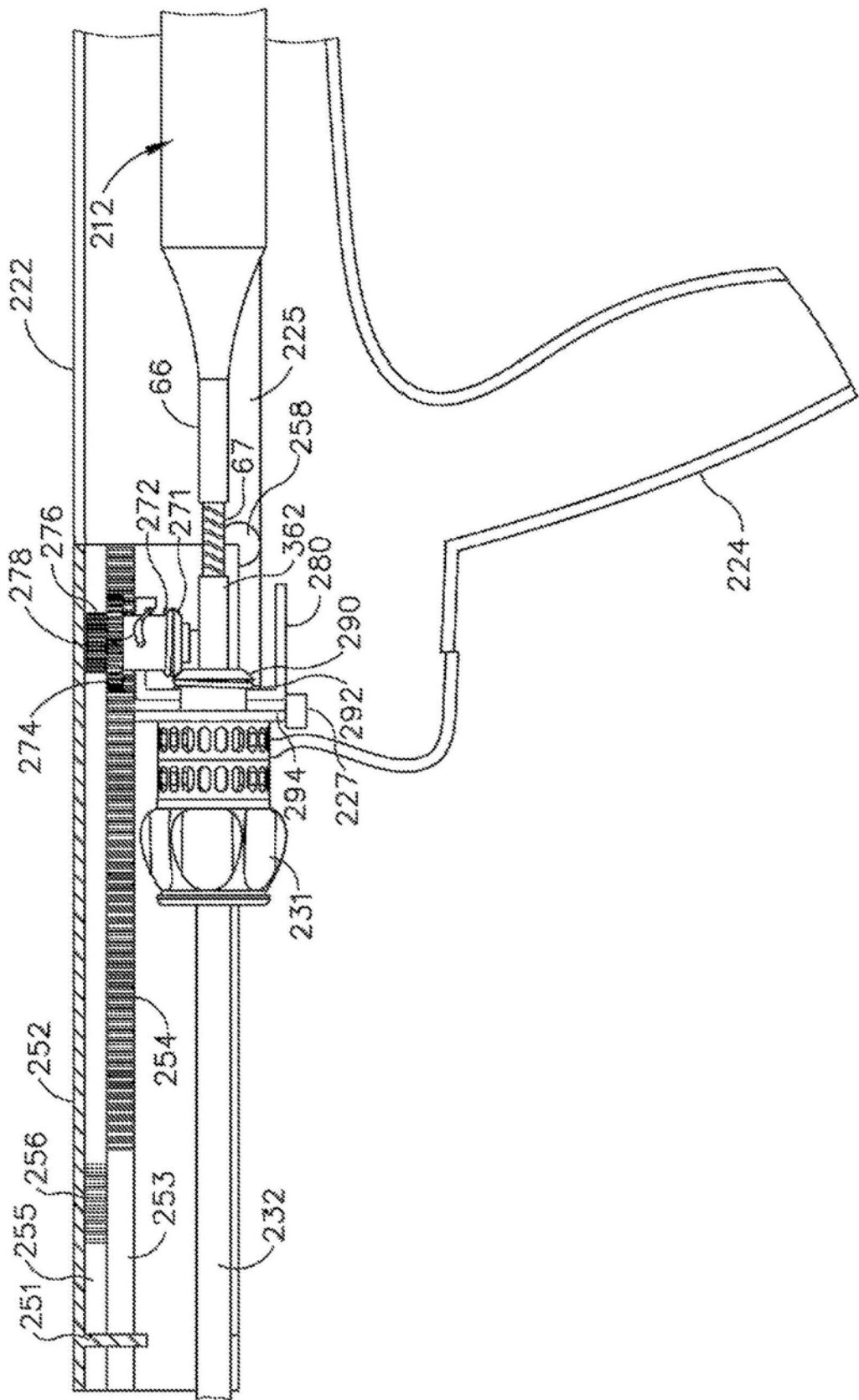


图34A

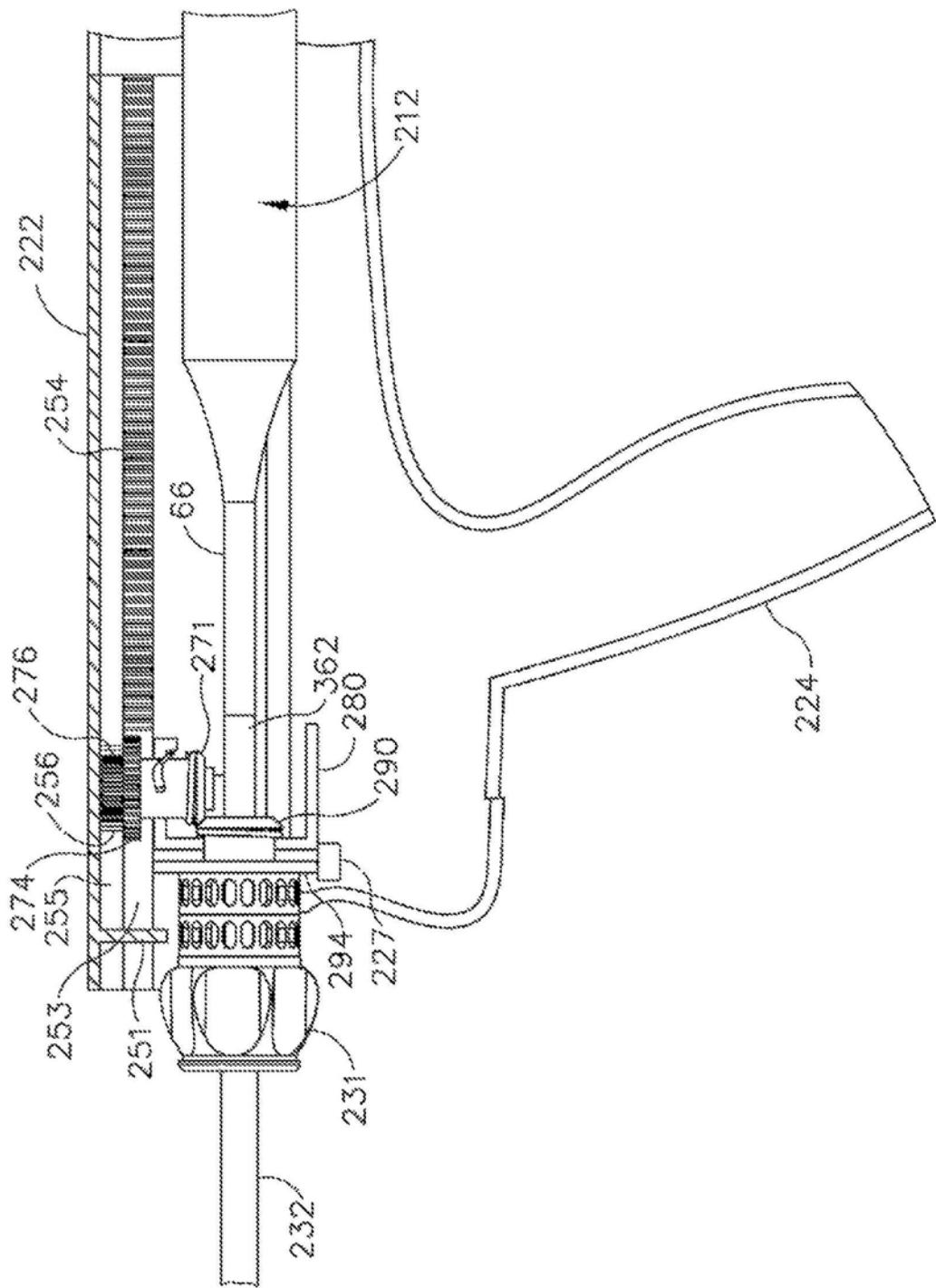


图34B

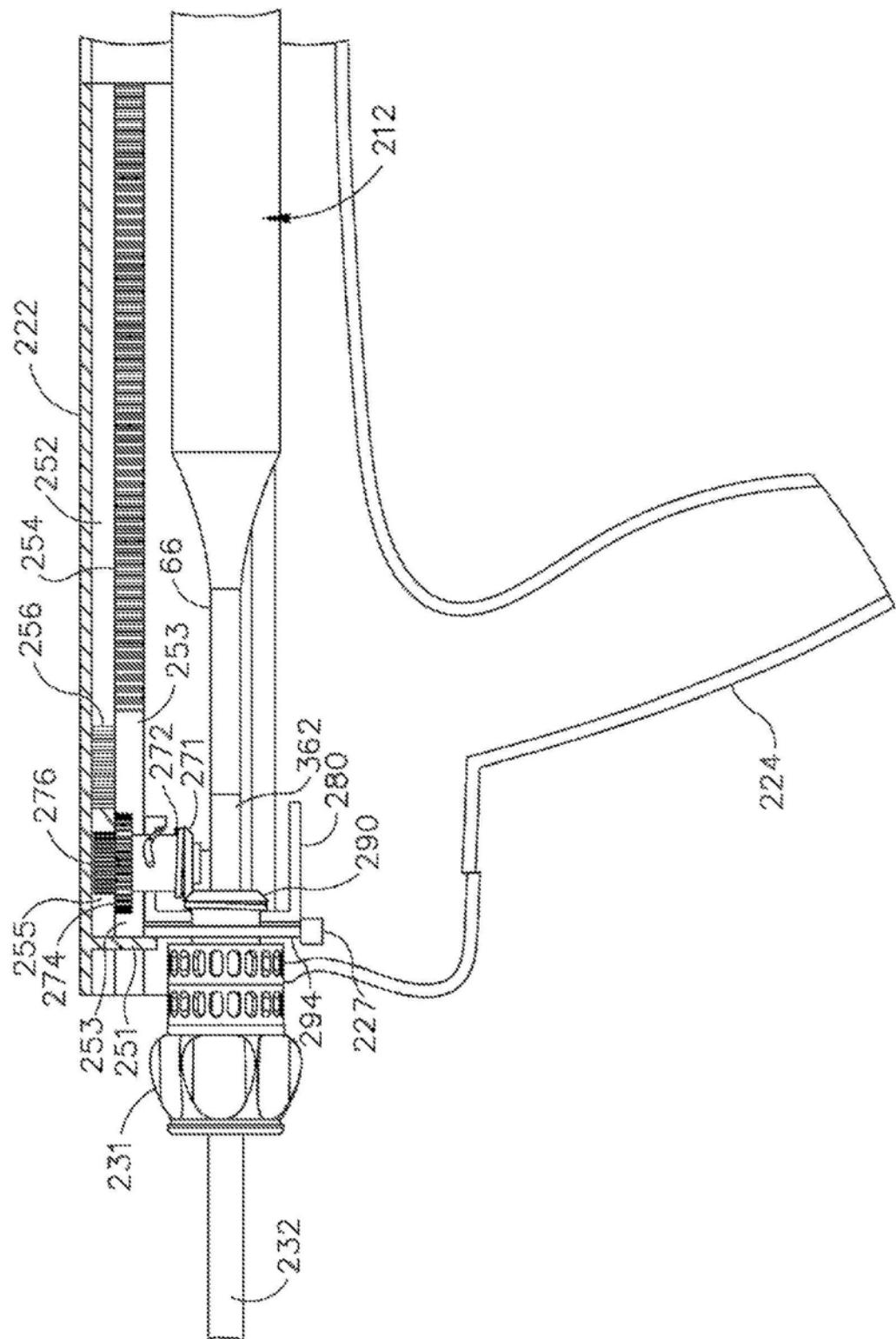


图34C

专利名称(译)	用于超声外科器械的加载特征结构		
公开(公告)号	CN106102606B	公开(公告)日	2019-09-13
申请号	CN201480071106.9	申请日	2014-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
[标]发明人	SP康伦 DJ卡格尔		
发明人	S·P·康伦 D·J·卡格尔		
IPC分类号	A61B17/32		
审查员(译)	曾宪章		
优先权	14/140694 2013-12-26 US		
其他公开文献	CN106102606A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供了一种外科器械，该外科器械包括主体、轴组件、端部执行器、换能器组件、和加载组件。该端部执行器与轴组件的远侧端部联接。换能器组件与轴组件的近侧端部可移除地联接。加载组件包括致动器，该致动器能够操作以将换能器组件的远侧端部与轴组件的近侧端部联接。加载组件能够操作以驱动该换能器组件通过至少两个旋转阶段，从而将换能器组件的远侧端部与轴组件的近侧端部联接。

