



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106999203 B

(45)授权公告日 2020.03.17

(21)申请号 201580041537.5

(22)申请日 2015.07.13

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106999203 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(30)优先权数据
14/448,430 2014.07.31 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.01.25

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/040097 2015.07.13

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/018596 EN 2016.02.04

(73)专利权人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 C·N·法勒 J·S·吉
P·F·里斯坦伯格
J·T·巴特罗斯 D·A·门罗
B·D·迪克森 J·D·梅瑟利

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 易咏梅 尹景娟

(51)Int.Cl.
A61B 17/32(2006.01)

(56)对比文件
CN 103442658 A,2013.12.11,

审查员 曾宪章

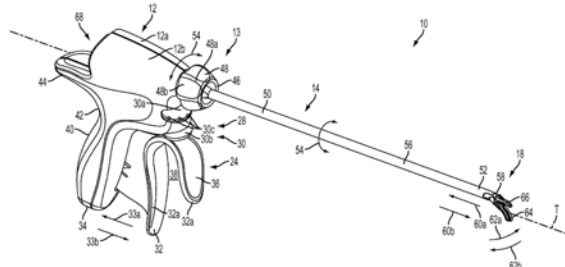
权利要求书2页 说明书23页 附图33页

(54)发明名称

用于外科器械的致动机构和负载调节组件

(57)摘要

本发明公开了一种超声外科器械,包括内管(58)、外管(56)、超声刀(66)和可相对于超声刀(66)以能够枢转的方式运动的夹持构件(64)。超声刀(66)声学上联接到超声换能器(16)。夹持构件(64)能够相对于超声刀(66)在相对于超声刀(66)在打开构型和接近构型之间以能够枢转的方式运动,其中夹持构件(64)以能够枢转的方式联接到内管(58),其中夹持构件以能够枢转的方式联接到外管(56),并且其中外管(56)相对于内管(58)在第一位置和第二位置之间的运动使夹持构件(64)在打开构型和接近构型之间转变。



1. 一种超声外科器械, 包括:

轴组件, 所述轴组件包括:

内管, 所述内管限定纵向轴线, 所述内管包括第一对准特征; 和

外管, 所述外管沿所述纵向轴线延伸, 其中所述外管至少部分地围绕所述内管;

超声换能器组件, 所述超声换能器组件包括超声换能器; 和

端部执行器组件, 所述端部执行器组件包括:

超声刀, 所述超声刀包括第二对准特征, 其中所述超声刀声学上联接到所述超声换能器, 其中所述超声刀延伸穿过所述内管, 并且其中所述第一对准特征与所述第二对准特征对准, 并且其中所述第一对准特征被构造为能够在组装构型中接合所述第二对准特征; 和

夹持构件, 所述夹持构件能够相对于所述超声刀在打开构型和接近构型之间以能够枢转的方式运动, 其中所述夹持构件以能够枢转的方式联接到所述外管, 并且其中所述外管与所述内管之间的相对运动使所述夹持构件在所述打开构型和所述接近构型之间转变。

2. 根据权利要求1所述的超声外科器械, 其中, 所述第二对准特征定位在所述超声刀的远侧节点处。

3. 根据权利要求1所述的超声外科器械, 其中, 所述内管包括远侧连接构件, 其中所述夹持构件以能够枢转的方式联接到所述远侧连接构件, 并且其中所述第一对准特征设置在所述远侧连接构件的内壁上。

4. 根据权利要求1所述的超声外科器械, 其中, 所述超声刀包括至少部分地围绕所述超声刀设置的密封构件, 并且其中所述密封构件包括所述第二对准特征。

5. 根据权利要求1所述的超声外科器械, 其中, 所述第一对准特征包括第一平坦节段, 其中所述第二对准特征包括对应于所述第一平坦节段的第二平坦节段。

6. 根据权利要求1所述的超声外科器械, 其中, 所述第二对准特征限定平面, 并且其中所述第一对准特征和所述夹持构件位于所述平面的相对的两侧上。

7. 根据权利要求1所述的超声外科器械, 其中, 所述夹持构件能够被致动以生成夹持力, 并且其中所述夹持力使所述第二对准特征朝向所述第一对准特征偏压。

8. 根据权利要求1所述的超声外科器械, 其中, 所述内管包括插入件, 其中所述第一对准特征设置在所述插入件的壁上, 其中所述超声刀部分地沿所述壁延伸。

9. 一种超声外科器械, 包括:

轴组件, 所述轴组件包括:

内管, 所述内管限定纵向轴线, 所述内管包括第一对准特征; 和

外管, 所述外管沿所述纵向轴线延伸, 其中所述外管至少部分地围绕所述内管;

超声换能器组件, 所述超声换能器组件包括超声换能器;

端部执行器组件, 所述端部执行器组件包括:

超声刀, 所述超声刀包括第二对准特征, 其中所述超声刀声学上联接到所述超声换能器, 其中所述超声刀延伸穿过所述内管, 并且其中所述第一对准特征与所述第二对准特征对准; 和

夹持构件, 所述夹持构件能够相对于所述超声刀在打开构型和接近构型之间以能够枢转的方式运动, 其中所述夹持构件以能够枢转的方式联接到所述外管, 并且其中所述外管与所述内管之间的相对运动使所述夹持构件在所述打开构型和所述接近构型之间转变; 并

且

其中,所述第一对准特征包括第一平坦节段,其中所述第二对准特征包括对应于所述第一平坦节段的第二平坦节段,并且其中所述夹持构件能够被致动以生成夹持力,并且其中所述夹持力基本上垂直于由所述第二平坦节段限定的平面。

10. 一种超声外科器械,包括:

轴组件,所述轴组件包括:

内管,所述内管限定纵向轴线,所述内管包括第一对准特征;和

外管,所述外管沿所述纵向轴线延伸,其中所述外管至少部分地围绕所述内管;

超声换能器组件,所述超声换能器组件包括超声换能器;

端部执行器组件,所述端部执行器组件包括:

超声刀,所述超声刀包括第二对准特征,其中所述超声刀声学上联接到所述超声换能器,其中所述超声刀延伸穿过所述内管,并且其中所述第一对准特征与所述第二对准特征对准;和

夹持构件,所述夹持构件能够相对于所述超声刀在打开构型和接近构型之间以能够枢转的方式运动,其中所述夹持构件以能够枢转的方式联接到所述外管,并且其中所述外管与所述内管之间的相对运动使所述夹持构件在所述打开构型和所述接近构型之间转变;并且

其中,所述第二对准特征包括狭槽,并且其中所述第一对准特征包括能够被接收在所述狭槽中的约束构件。

11. 根据权利要求10所述的超声外科器械,其中,所述内管包括具有侧开口的壁,并且其中所述约束构件穿过所述侧开口被所述狭槽接收。

12. 一种超声外科器械,包括:

轴组件,所述轴组件包括:

内管,所述内管限定纵向轴线,所述内管包括第一对准特征;和

外管,所述外管沿所述纵向轴线延伸,其中所述外管至少部分地围绕所述内管;

超声换能器组件,所述超声换能器组件包括超声换能器;

端部执行器组件,所述端部执行器组件包括:

超声刀,所述超声刀包括第二对准特征,其中所述超声刀声学上联接到所述超声换能器,其中所述超声刀延伸穿过所述内管,并且其中所述第一对准特征与所述第二对准特征对准;和

夹持构件,所述夹持构件能够相对于所述超声刀在打开构型和接近构型之间以能够枢转的方式运动,其中所述夹持构件以能够枢转的方式联接到所述外管,并且其中所述外管与所述内管之间的相对运动使所述夹持构件在所述打开构型和所述接近构型之间转变;并且

其中,所述第二对准特征包括狭槽,其中所述第一对准特征包括能够被接收在所述狭槽中的约束构件,其中所述内管包括具有侧开口的壁,并且其中所述约束构件穿过所述侧开口被所述狭槽接收,并且其中所述约束构件在所述侧开口处固定地附接到所述壁。

用于外科器械的致动机构和负载调节组件

背景技术

[0001] 本公开整体涉及包括超声器械的外科器械。超声外科器械诸如超声刀因其独特的性能特征而被用于外科手术中的多种应用中。超声外科器械可被配置用于开放式外科手术用途、腹腔镜式或内窥镜式外科手术，包括机器人辅助手术。

附图说明

[0002] 各种实施方案的特征在所附权利要求书中进行了详细描述。然而，通过参考结合如下附图的以下描述可很好地理解关于操作的组织和方法的各种实施方案及其优点：

[0003] 图1示出了包括外科器械和超声发生器的外科系统；

[0004] 图2示出了图1所示的外科器械；

[0005] 图2A示出了包括超声端部执行器的图2的外科器械的远侧部分；

[0006] 图3示出了包括超声端部执行器的图2的外科器械的远侧部分；

[0007] 图4示出了图3的远侧部分的分解图；

[0008] 图5示出了图2的外科器械的夹持构件；

[0009] 图6示出了图2A的远侧部分的纵向剖面图；

[0010] 图6A示出了图2的外科器械的细长轴组件的局部纵向剖面图；

[0011] 图7示出了图2的外科器械的内管和对准特征的局部透视图；

[0012] 图8示出了图2的外科器械的超声刀的局部透视图；

[0013] 图9示出了图7的超声刀的局部纵向剖面图；

[0014] 图10示出了图2的外科器械的细长轴组件的横向剖面图；

[0015] 图11示出了具有移除外管的图2的外科器械的远侧部分的剖面图；

[0016] 图12示出了图11的远侧部分的保持顶盖的透视剖面图；

[0017] 图13示出了图2的外科器械的超声刀、内管和插入件的横向剖面图；

[0018] 图14示出了图2的外科器械的超声刀和通道的横向剖面图；

[0019] 图15示出了图14的超声刀和通道的局部纵向剖面图；

[0020] 图16示出了外科器械的侧正视图；

[0021] 图17示出了图16的外科器械的横向剖面图；

[0022] 图18示出了图16的外科器械的刀的透视图；

[0023] 图19示出了图16的外科器械的支撑轴的局部纵向剖面图；

[0024] 图20示出了图19的支撑轴的局部透视图；

[0025] 图21示出了图2的外科器械的局部透视图，其中若干部件从柄部组件移除以暴露图2的外科器械的柄部组件的负载调节组件和往复式致动构件；

[0026] 图21A示出了具有处于未致动位置的往复式致动构件的图21的负载调节组件；

[0027] 图21B示出了具有处于致动位置的往复式致动构件的图21的负载调节组件；

[0028] 图22示出了图2的外科器械的局部解剖图；

[0029] 图23示出了图21的负载调节组件的衬圈和负载调节构件的局部纵向剖面图；

- [0030] 图24示出了图2的外科器械的负载调节组件的透视图；
- [0031] 图25示出了图24的负载调节组件的衬圈、驱动轴和负载调节构件的分解图；
- [0032] 图26示出了具有未附接负载调节构件的图2的外科器械的负载调节组件的侧正视图；
- [0033] 图26A示出了具有附接负载调节构件的图2的外科器械的负载调节组件的侧正视图；
- [0034] 图27示出了图2的外科器械的柄部组件的透视图，其中柄部组件的左壳体被移除以暴露负载调节组件；
- [0035] 图28示出了图27的柄部组件的负载调节组件的分解图；并且
- [0036] 图29示出了图2的外科器械的负载调节组件的侧正视图。
- [0037] 在所有若干视图中，对应的参考符号指示对应的部件。本文示出的范例以一种形式示出了本发明的各种实施方案，并且不应将这些范例理解为以任何方式限制本发明的范围。

具体实施方式

[0038] 本文对许多特定细节作了阐述，以使读者对说明书中所述和附图中所示的实施方案的整体结构、功能、制造和用途有透彻理解。然而，本领域的技术人员将会理解，可以在没有这些特定细节的情况下实施所述实施方案。在其他情况下，没有详细描述熟知的操作、部件和元件，以免使说明书中描述的实施方案模糊不清。本领域的普通技术人员将会理解，本文所述和所示的实施方案为非限制性示例，从而可认识到，本文所公开的特定结构和功能细节可为代表性和示例性的。在不脱离权利要求的范围的情况下可对这些实施方案进行变型和改变。

[0039] 本说明书通篇提及的“各种实施方案”、“一些实施方案”、“一个实施方案”或“实施方案”等，意味着结合该实施方案描述的具体特征、结构或特性包含在至少一个实施方案中。因此，本说明书通篇出现的短语“在各种实施方案中”、“在一些实施方案中”或“在一个实施方案中”等，并不一定都指同一个实施方案。此外，在一个或多个实施方案中，具体特征、结构或特性可以任何合适的方式组合。因此，在无限制的情形下，结合一个实施方案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它实施方案的特征、结构或特性组合。此外，应当理解，为简明和清楚起见，本文可例如参考所示实施方案使用诸如“竖直”、“水平”、“上”和“下”之类的空间术语。然而，这些术语用于辅助读者且并不旨在是限制和绝对的。

[0040] 现在转向附图，图1示出了超声外科器械10的一个实施方案的右侧视图。在例示的实施方案中，超声外科器械10可用于多种外科手术，包括内窥镜手术或常规开放式外科手术。在一个示例性实施方案中，超声外科器械10包括柄部组件12、伸长轴组件14、超声换能器16和刀66。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、切割并凝固血管和/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可机械地接合到细长轴组件14和端部执行器组件26的部分。超声换能器16可通过缆线22电联接到发生器20。在某些情况下，发生器可例如与

柄部组件12结合。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方案中,并且可被配置用于内窥镜式手术中。出于本文的目的,从内窥镜式器械的角度来描述超声外科器械10;然而,可以设想,超声外科器械10的开放式和/或腹腔镜式型式也可包括如本文所述的相同或相似的操作部件和特征。

[0041] 在各种实施方案中,发生器20包括若干功能性元件,诸如模块和/或块。不同的功能元件或模块可被配置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。在一些示例性实施方案中,发生器20还包括用于驱动电外科装置(或超声外科器械10的电外科实施方案)的电外科手术/射频发生器模块23。在图1所示的示例性实施方案中,发生器20包括与发生器20成一整体的控制系统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谐振频率来驱动或激发声学组件,和/或形成治疗/亚治疗电磁/射频能量。

[0042] 在一个实施方案中,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ESU能够利用射频(RF)能量来提供足以执行双极电外科手术的功率。在一个实施方案中,ESU可以是由ERBE USA, Inc. (Marietta, Ga.) 销售的双极ERBE ICC 350。如此前所述,在双极电外科手术应用中,可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针对或邻近待处理的组织而放置,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/RF模块23可被配置为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。

[0043] 在一个实施方案中,电外科/射频发生器模块23被构造为能够递送亚治疗射频信号,以实施组织阻抗测量模块。在一个实施方案中,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。在一个实施方案中,电外科/射频发生器模块12可被构造为能够监控组织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的时间和功率水平特性。因此,电外科/射频发生器模块23可出于亚治疗目的被配置用于测量组织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构形在共同转让的名称为“Electrosurgical Generator for Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利申请公布2011/0015631中有更详细的讨论,该美国专利公布的公开内容全文以引用方式并入本文。

[0044] 合适的超声发生器模块21被构造为能够在功能上以与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,所有这些专利全文均以引用方式并入本文:美国专利6,480,796 (METHOD FOR IMPROVING THE START UP OF AN ULTRASONIC SYSTEM UNDER ZERO LOAD CONDITIONS)、美国专利6,537,291 (METHOD FOR DETECTING BLADE BREAKAGE USING RATE AND/OR IMPEDANCE INFORMATION)、美国专利6,662,127 (METHOD FOR DETECTING PRESENCE OF A BLADE IN AN ULTRASONIC SYSTEM)、美国专利6,977,495 (DETECTION CIRCUITRY FOR SURGICAL HANDPIECE SYSTEM)、美国专利7,077,853 (METHOD FOR CALCULATING

TRANSDUCER CAPACITANCE TO DETERMINE TRANSDUCER TEMPERATURE)、美国专利7,179,271 (METHOD FOR DRIVING AN ULTRASONIC SYSTEM TO IMPROVE ACQUISITION OF BLADE RESONANCE FREQUENCY AT STARTUP) 以及美国专利7,273,483 (APPARATUS AND METHOD FOR ALERTING GENERATOR FUNCTION IN AN ULTRASONIC SURGICAL SYSTEM)。此外,2012年6月29日提交的名称为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH DISTALLY POSITIONED TRANSDUCERS”的美国专利申请公布2014/0005702A1的公开内容全文以引用方式并入本文。

[0045] 应当理解,在各种实施方案中,发生器20被构造为能够以若干模式运作。在一种模式中,发生器20可被构造为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。

[0046] 例如,超声发生器模块21可被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。如此前所述,可向夹持在端部执行器组件26的受权利要求保护的元件之间的组织施加亚治疗电外科/射频能量,以测量组织阻抗以控制超声发生器模块21的激活或改变该激活。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,从而密封被夹持在端部执行器组件26的受权利要求保护的元件之间的组织(例如,血管)。

[0047] 在另一个实施方案中,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的刀66切割并凝固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改变超声发生器模块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的电极部分以用于密封组织(或血管)时,端部执行器组件26的超声刀66用于切割受损组织。

[0048] 当发生器20经由触发机构激活时,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。在另一个实施方案中,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。锁相环调整由发生器20发送的电能频率,以匹配声学组件的选定的振动纵向模式的共振频率。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。在另一个实施方案中,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。

[0049] 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。根据各种实施方案,刀片66可在约54kHz至56kHz的范围内振动,例如以约55.5kHz振动。在其他实施方案中,刀片66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66处的振动偏移。如上所述,发生器20的触发机构允许使用者激活发生器20,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。可设想发生器20还可由直流(DC)电源诸如电池来供电。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。

[0050] 在各种情况下,当声学组件通电时,声学组件中会产生振动运动驻波。沿着声学组

件的任何点处的振动运动的振幅取决于沿着声学组件的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(即运动通常最小的位置),并且驻波的最大绝对值或峰值通常称为波腹。

[0051] 图2是超声外科器械10的一个示例性实施方案的左侧透视图,示出了柄部组件12、远侧旋转组件13、细长轴组件14和端部执行器组件26。在例示的实施方案中,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被接收在柄部组件12和远侧旋转组件13内。

[0052] 在例示的实施方案中,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。当使用者施加针对触发器32的挤压力时,触发器32可沿朝固定柄部34的方向33A枢转地运动。弹簧元件可使触发器32在使用者释放针对触发器32的挤压力时沿方向33B枢转地运动。

[0053] 在一个示例性实施方案中,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也可包括在触发器32基底上模制的弹性部分32a。形成包覆模制的弹性部分32a以提供更舒适的接触表面,以在朝外方向33B上控制触发器32。在一个示例性实施方案中,可在细长触发器钩36的一部分的上方提供包覆模制的弹性部分32a。细长触发器钩32的近侧表面保持未涂布状态或用非弹性基材进行涂布,以便使用者能够轻易地将其手指滑入和滑出孔38。在另一个实施方案中,触发器的几何形状形成完全闭合的环,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。完全闭合的环触发器也可包括在触发器基底的上方模制的弹性部分。

[0054] 在一个示例性实施方案中,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,其将手掌接收在不具有环或孔的普通手枪式握把中。近侧接触表面40的轮廓曲线可被勾勒为容纳或接收手掌。稳定尾部44位于朝向柄部组件12的更近侧部分。稳定尾部44可与手的位于拇指与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。

[0055] 在一个示例性实施方案中,开关组件28可包括拨动开关30。拨动开关30可实施为位于柄部组件12内部的具有中心枢轴304的单个部件,以消除同时激活的可能性。在一个示例性实施方案中,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的设定功率设定在最小功率水平(例如,MIN)和最大功率水平(例如,MAX)之间。在另一个实施方案中,摇臂开关可在标准设定与特殊设定之间枢转。特殊设定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的激活来闭合或断开电路以使超声换能器16通电或断电。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包括用于激活超声换能器16的一个或多个电功率设定开关来为超声换能器

16设定一个或多个功率设定。激活拨动开关30所需的力大致指向鞍形点42,由此避免了当拨动开关30被激活时器械在手中旋转的任何倾向。

[0056] 在一个示例性实施方案中,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,使得其可被使用者轻易触及,以在最小限度或基本上无需重新定位握把的情况下激活电源,从而适于在激活拨动开关30的同时保持控制并将注意力集中在手术部位(例如,腹腔镜式手术中的监视器)上。突出旋钮30a,30b被构造为能够环绕柄部组件12的一侧至一定程度以便更易于被不同的手指长度触及,并且在姿势别扭或手指较短时提供更大的触及自由来启动突出旋钮。

[0057] 在例示的实施方案中,第一突出旋钮30a包括多个触觉元件30c,开入该例示的实施方案中的纹理突出部或“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在名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利公布2009/0105750中有所描述,该专利申请公布全文以引用方式并入本文。

[0058] 在一个示例性实施方案中,拨动开关30可由使用者的手操作。使用者可以在任何点轻易地触及第一突出旋钮30a和第二突出旋钮30b,同时还避免在任何时间意外或无意激活。拨动开关30可方便地由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。在另一个实施方案中,摇臂开关可使器械10在标准设定和特殊设定之间枢转。特殊设定可允许由器械10执行一个或多个特殊程序。使用者无需查看第一突出旋钮30a或第二突出旋钮30b便可操作拨动开关30。例如,第一突出旋钮30a或第二突出旋钮30b可以包括纹理或突出,因而无需查看便可以触觉方式区分第一突出旋钮30a和第二突出旋钮30b。

[0059] 在一个示例性实施方案中,远侧旋转组件13可围绕纵向轴线“T”在任一方向上不受限制地旋转。远侧旋转组件13机械地接合到细长轴组件14。远侧旋转组件13位于柄部组件12的远侧端部上。远侧旋转组件13包括圆柱形毂46和在毂46的上方形成的旋转旋钮48。毂46机械地接合细长轴组件14。旋转旋钮48可包括带凹槽的聚合物特征,并可通过手指(例如,食指)接合以旋转细长轴组件14。毂46可包括在主结构的上方模制的用于形成旋转旋钮48的材料。旋转旋钮48可在毂46上包覆模制。毂46包括在远侧端部处暴露的端盖部分46a。在腹腔镜手术期间,毂46的端盖部分46a可接触套管针的表面。毂46可由硬质耐用塑料诸如聚碳酸酯形成以缓解端盖部分46a和套管针之间可能出现的任何摩擦。旋转旋钮48可包括由突肋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。在一个示例性实施方案中,旋转旋钮48可包括多个凹槽(例如,三个或更多个凹槽)。在其他实施方案中,可采用任何适合数量的凹槽。旋钮48可由在硬质塑性材料上包覆模制的较软聚合物材料形成。例如,旋钮48可由柔韧的、有弹性的、柔性聚合物材料形成,包括例如GLS Corporation制造的Versaflex® TPE合金。这种较软的包覆模制材料可提供更好的握持,以及对旋转旋钮48的运动更加精确的控制。应当理解,任何充分地耐受灭菌处理、具有生物相容性且对外科手套提供足够摩擦阻力的材料都可用于形成旋转旋钮48。

[0060] 在一个示例性实施方案中,柄部组件12由包括第一部分12a和第二部分12b的(2)个外壳部分或护罩形成。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、按扣型接口、舌状物接口和凹槽接口、锁定接片、粘结端口可单独或组合用于组装目的。

[0061] 参见图1-2A,细长轴组件14包括能够机械地接合柄部组件12和远侧旋转组件13的近侧端部50,以及能够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/或释放而在方向60A或60B上运动。可枢转运动的触发器32可生成沿纵向轴线“T”的往复运动。此类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。在例示的实施方案中,管状往复式管状致动构件58的远侧端部机械地接合可绕枢转点70枢转的夹持构件64,以响应于触发器32的致动和/或释放而打开和闭合夹持构件64。例如,在例示的实施方案中,当沿方向33A挤压触发器32时,夹持构件64可绕枢转点70沿方向62A从打开位置运动到闭合位置。当触发器32沿方向33B释放或向外接触时,夹持构件64可围绕枢转点70沿方向62B从闭合位置移动到打开位置。

[0062] 在一个示例性实施方案中,端部执行器组件26附接在细长轴组件14的远侧端部52处并包括夹持构件64和刀66。端部执行器组件26的夹持机构的钳口由夹持构件64和刀66形成。刀66可超声致动并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实现夹持构件64的运动。沿方向33A挤压触发器32使夹持构件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,夹持构件64和刀66相对于彼此间隔设置,在夹持或闭合位置,夹持构件64和刀66配合以夹持其间的组织。夹持构件64可包括夹持垫以接合介于刀66和夹持构件64之间的组织。沿方向33B释放触发器32使夹持构件64沿方向62B从闭合关系运动到打开位置,其中夹持构件64和刀66相对于彼此间隔设置。

[0063] 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插入在近侧开口68中并且机械地接合到细长轴组件14。

[0064] 现在参见图3-5,在某些情况下,外科器械10可包括细长轴组件114,该细长轴组件在许多方面类似于细长轴组件14。此外,如图3所示,外科器械10可包括端部执行器组件126,该端部执行器组件例如在许多方面类似于端部执行器组件26。在某些情况下,端部执行器组件126可例如包括夹持构件164。在某些情况下,细长轴组件114可例如包括外部管状往复式构件156和内部管状构件158。在某些情况下,外部管状往复式构件156和内部管状构件158可例如沿纵向轴线“T”同轴延伸。在某些情况下,内部管状构件158可例如被外部管状往复式构件156部分地环绕。在某些情况下,刀66可延伸穿过内部管状构件158;内部管状构件158被构造为能够接收刀66。

[0065] 在某些情况下,刀66可例如协同联接到内部管状构件158。在某些情况下,密封构件131(图4)可设置在刀66和内部管状构件158之间,并可例如抵制流体进入细长轴组件114中。在某些情况下,密封构件131可例如围绕或至少部分地围绕刀66设置。在某些情况下,密封构件131可定位在远侧振动节点处或邻近远侧振动节点。在某些情况下,密封构件131可例如定位在靠近刀66的远侧端部的节点处或邻近该节点。在各种情况下,密封构件131可例

如包括围绕刀66设置的密封唇缘或环。

[0066] 在某些情况下,外部管状往复式构件156可相对于内部管状构件158轴向运动。例如,外部管状往复式构件156可相对于内部管状构件158朝近侧回缩和/或朝远侧推进。在某些情况下,超声刀66可联接到内部管状构件158。在此类情况下,外部管状往复式构件156可例如相对于刀66和内部管状构件158朝近侧回缩和/或朝远侧推进。

[0067] 外部管状往复式构件156的近侧部分能够可操作地联接到柄部组件12的触发器32,以响应于触发器32的致动和/或释放而在方向160A或160B上运动。外部管状往复式构件156的远侧部分127能够可动地联接到端部执行器组件126。在至少一个示例中,外部管状往复式构件156的远侧部分127可以能够枢转的方式联接到夹持构件164。使外部管状往复式构件156在第一或回缩位置和第二或推进位置之间往复运动可例如使得夹持构件164相对于超声刀66在接近构型和打开构型之间转变。图3例如示出了夹持构件164相对于超声刀66处于部分打开构型。

[0068] 在某些情况下,夹持构件164可在由枢轴销170(图5)定义的枢转点处以能够枢转的方式联接到外部管状往复式构件156,该枢轴销可例如被接收在外部管状往复式构件156的远侧部分127上的指定狭槽171(图4)中。在此类情况下,夹持构件164可响应于外部管状往复式构件156的往复运动围绕枢轴170枢转,以在相对于刀66的接近构型和打开构型之间转变。

[0069] 此外,夹持构件164还可以能够枢转的方式联接到内部管状构件158,并例如被构造为能够响应于外部管状往复式构件156的往复运动而相对于内部管状构件158枢转。在某些情况下,内部管状构件158可包括设置在内部管状构件158的远侧端部部分处的连接构件157,如图3所示。在某些情况下,夹持构件164可以能够枢转的方式联接到连接构件157。例如,枢轴销159可延伸穿过夹持构件164的开口161并穿过连接构件157以将夹持构件164以能够枢转的方式联接到连接构件157。

[0070] 在任何情况下,使外部管状往复式构件156在第一位置和第二位置之间往复运动可使得夹持构件164围绕枢轴159和枢轴170枢转,以例如在相对于刀66的打开构型和接近构型之间转变。在某些情况下,将夹持构件164联接到连接构件157的枢轴159以及将夹持构件164联接到外部管状往复式构件156的远侧部分127的枢轴170可位于刀66的相对两侧上,如图3所示。换句话说,刀66可设置在远侧部分127和刀66之间。

[0071] 在某些情况下,如图3所示,刀66可在外部管状往复式构件156的远侧部分127和连接构件157之间延伸。远侧部分127可为部分打开的,其可例如暴露或部分暴露连接构件157。在某些情况下,连接构件157的一侧可例如包括对刀66进行补充的形状。

[0072] 在某些情况下,连接构件157可与内部管状构件158一起制造为单个单元。例如,连接构件157和内部管状构件158可一起注塑为单个单元。在其他情况下,连接构件157和内部管状构件158可分开制造并在组装外科器械10期间附接到一起。在至少一个示例中,连接构件157和内部管状构件158可分别包括互补部分165和167,该互补部分可例如被焊接在一起以将连接构件157附接到内部管状构件158。本公开设想了用于制造和/或附接内部管状构件158和连接构件157的其他机构。读者将了解,分开制造连接构件157可确保连接构件157的尺寸的更大精确度,从而可使夹持构件164和刀66在组装外科器械10期间更好地对准。

[0073] 在某些情况下,如图4所示,连接构件157可包括比内部管状构件158的壁更大的厚

度。连接构件157的增大的厚度可在打开构型和接近构型之间的转变期间为夹持构件164提供稳定性。此外,连接构件157的增大的厚度可例如为通孔169提供足够的空间以用于接收销轴159。

[0074] 此外,本公开提供了用于组装外科器械诸如例如外科器械10的方法。在某些情况下,用于组装外科器械10的方法可确保刀66和夹持构件164之间的正确对准。读者将了解,可期望使夹持构件164与刀66准确地对准,以确保超声能量通过刀66正确地传输至被捕获在处于接近构型的夹持构件164和刀66之间的组织。在某些情况下,可例如期望夹持构件164与刀66旋转地对准,以例如确保夹持构件164的曲率与刀66的曲率一致。在某些情况下,可例如期望刀66的远侧端部66a与夹持构件164的远侧端部164a轴向对准。

[0075] 在任何情况下,用于组装外科器械10的方法可例如包括如下步骤:将刀66相对于内部管状构件158定位、将内部管状构件158相对于外部管状往复式构件156定位、将夹持构件164联接到外部管状往复式构件156、将夹持构件164联接到连接构件157、和/或将连接构件157附接到内部管状构件158。读者将了解,保留连接构件157与内部管状构件158的附接直到组装阶段可有利于调整夹持构件164和连接构件157的相对位置,从而确保刀66和夹持构件164之间正确的旋转和轴向对准。

[0076] 现在参见图6-9,外科器械10可包括细长轴组件214。图6示出了细长轴组件214的局部剖面图。细长轴组件214在许多方面类似于细长轴组件14和/或细长轴组件114。在某些情况下,细长轴组件214例如能够与端部执行器组件26联接接合以与细长轴组件14类似的方式致动夹持构件64。在某些情况下,细长轴组件214例如能够与端部执行器组件126联接接合以与细长轴组件114类似的方式致动夹持构件164。

[0077] 在任何情况下,细长轴组件214可例如包括外管256,该外管在许多方面类似于外部管状构件56和/或外部管状构件156。此外,细长轴组件214可例如包括内管258,该内管在许多方面类似于内部管状构件58和/或内部管状构件158。此外,细长轴组件214可包括超声刀266,该超声刀在许多方面类似于超声刀66。例如,类似于超声刀66,超声刀266可声学上联接到换能器16。

[0078] 在各种情况下,在外科器械10的示例性组装形式中,外管256和内管258可沿纵向轴线“T”同轴延伸,如图6A所示。在某些情况下,内管258可例如被外管256部分地环绕。在某些情况下,刀266可延伸穿过内管258;内管258被构造为能够接收刀266。在某些情况下,刀266可例如协同联接到内管258。

[0079] 如上所述,在确保外科器械10的适当性能,包括但不限于超声能量的有效传输方面,超声刀诸如例如超声刀266相对于外科器械10的其他部件的旋转和/或轴向定位和/或对准可为重要的。在各种情况下,内管258和/或刀266可例如包括一个或多个对准特征,该一个或多个对准特征可形成刀266相对于外科器械10的其他部件的旋转和/或轴向定位和/或对准,并在外科手术中使用外科器械10期间保持此类旋转和/或轴向定位和/或对准。在至少一个示例中,如图6所示,内管258可包括对准特征258a,并且刀266可包括对准特征266a。

[0080] 在各种情况下,主要参见图6和8,对准特征258a和/或266a可沿刀266定位在振动节点处。如上所述,振动运动中的最小交叉或零交叉可存在于振动节点处;将对准特征258a和/或266a定位在振动节点处可减少对刀266的干扰,从而例如可提高超声能量传输的有效

性。在某些情况下,对准特征258a和/或266a可定位在远侧振动节点处。在某些情况下,对准特征258a和/或266a可例如定位在靠近刀266的远侧端部的节点处。

[0081] 在各种情况下,参见图6-9,对准特征258a和/或266a可包括一个或多个振动隔离部分259,诸如例如包覆模制的硅橡胶轴衬。在各种情况下,振动隔离部分259可例如被包覆模制到刀266和/或内管258上。在某些情况下,振动隔离部分259可与密封构件131结合,如图6所示。

[0082] 在某些情况下,如图6A所示,刀266的对准特征266a可包括接收部分266c,该接收部分例如能够接收内管258的对准特征258a的约束构件258c。在某些情况下,接收部分266c可例如与约束构件258c交接以形成刀266相对于外科器械10的其他部件的旋转和/或轴向定位和/或对准,并在外科手术中使用外科器械10期间保持此类旋转和/或轴向定位和/或对准。如图6A所示,接收部分266c可例如包括刀266的主体中的狭槽、凹口、凹槽、孔和/或间隙,其能够与约束构件258c配合接合。例如,约束构件258c可例如包括接片、舌状物或闩锁,其可插入到接收部分266c的承窝中以形成刀266相对于外科器械10的其他部件的旋转和/或轴向定位和/或对准,并在外科手术中使用外科器械10期间保持此类旋转和/或轴向定位和/或对准。在某些情况下,如图10所示,对准特征258a可例如包括可与刀266的对应平坦节段266b对准的平坦节段258b,以形成刀266和内管258之间的旋转对准并在外科手术中使用外科器械10期间保持此类对准。

[0083] 参见图7,在某些情况下,内管258可例如在内管258的壁中包括侧开口272。在某些情况下,约束构件258c可例如通过将约束构件258c的至少一部分通过内管258的侧开口272插入为与接收部分266c接合而与接收部分266c交接。在某些情况下,刀266可插入到内管258中并与其对准,使得接收部分266c面对内管的侧开口272。约束构件258c随后可例如通过内管258的侧开口272插入或至少部分地插入并与接收部分266c接合,从而可形成并保持刀266和内管258之间的旋转和/或轴向定位和/或对准。在某些情况下,约束构件258c可例如在侧开口272处固定地附接到内管258。在某些情况下,约束构件258c可例如在侧开口272处焊接至内管258的壁。在某些情况下,约束构件258c可例如通过按扣型接口、锁定接片和/或粘合剂与内管258组装。在至少一个示例中,约束构件258c可例如包括可焊接至内管258的c型夹或别针。

[0084] 主要参见图11和12,在某些情况下,密封构件131可包括对准特征131a,该对准特征131a在许多方面类似于刀266的对准特征266a。例如,对准特征131a可以类似于对准特征266a的方式用于形成和保持刀266相对于外科器械10的其他部件的旋转和/或轴向定位和/或对准。在某些情况下,对准特征131a可包括类似于接收部分266c的接收部分131c,该接收部分131c能够接收约束构件258c。在某些情况下,对准特征131a可包括在许多方面类似于对准特征266a的平坦节段266b的平坦节段131b。在某些情况下,平坦节段131b能够与内管258的平坦节段258b交接,如图12所示。

[0085] 在某些情况下,如图11和12所示,内管258的对准特征258a可定位在内管258的远侧部分处。在某些情况下,内管258可包括位于内管258的远侧部分处的保持顶盖258d。在某些情况下,对准特征258a可例如定位在保持顶盖258d的内壁处。在某些情况下,如图12所示,保持顶盖258d可例如包括侧开口272。约束构件诸如例如约束构件258c可例如通过将约束构件258c的至少一部分通过保持顶盖258d的侧开口272插入以与接收部分131c接合而与

接收部分131c交接。

[0086] 在各种情况下,密封构件131可联接到刀266。例如,密封构件131可围绕或至少部分地围绕刀266紧密地装配,如图12所示。在此类情况下,使密封构件131的对准特征131a与保持顶盖258d的对准特征258a交接可例如形成并保持密封构件131和保持顶盖258d之间的旋转和/或轴向定位和/或对准,继而可形成并保持刀266和内管258之间的旋转和/或轴向定位和/或对准。

[0087] 在各种情况下,主要参见图13,细长轴组件214可包括插入件274,该插入件可定位在内管258和刀266之间。在某些情况下,插入件274可包括多个平坦节段274a-274c,该平坦节段能够与刀266上的多个对应的平坦节段266d-266f交接,如图13所示。此类布置方式可例如形成并保持插入件274和刀266之间的旋转定位和/或对准,继而可形成并保持刀266和内管258之间的旋转定位和/或对准。

[0088] 在某些情况下,插入件274可固定地附接到内管258。在至少一个示例中,插入件274可焊接至内管258。在此类情况下,插入件274可在组装外科器械10期间在刀266和内管258之间定位在适当的位置。一旦插入件274和刀266之间的旋转定位和/或对准被调整至期望的程度,则插入件274可焊接至内管258以例如保持此类旋转定位和/或对准。

[0089] 在某些情况下,插入件274可定位在远侧振动节点处或邻近远侧振动节点。在某些情况下,插入件274可例如定位在靠近刀266的远侧端部的节点处。在至少一个示例中,插入件274可包括可插入在刀266和内管258之间的单个平坦壁。在至少一个示例中,插入件274可包括可插入在刀266和内管258之间的两个平坦壁。平坦壁能够以垂直的或至少基本上垂直的角度相交。在至少一个示例中,如图13所示,插入件274可包括可插入在刀266和内管258之间的三个平坦壁。

[0090] 在各种情况下,主要参见图14,可通过将内管258替换为通道258' 来修改细长轴组件214,该通道在某些情况下可例如包括半圆形横截面。在各种情况下,在许多方面类似于刀266的刀266' 可与通道258' 组装。如图15所示,通道258' 和刀266' 可分别包括互补的对准特征276和278。在各种情况下,对准特征276和278可例如在许多方面类似于对准特征258a和266a。在某些情况下,对准特征276和278可例如交接以形成并保持通道258' 和刀266' 之间的旋转和/或轴向定位和/或对准。

[0091] 在某些情况下,如图15所示,通道258' 的对准特征276可包括一个或多个凹口276a。在某些情况下,每个凹口276a可例如被接收在刀266' 的对准特征278的两个凹口278a之间。凹口276a和278a可例如配合以形成并保持通道258' 和刀266' 之间的旋转和/或轴向定位和/或对准,并保持如此以在外科手术中使用外科器械10期间形成并保持旋转和/或轴向定位和/或对准。

[0092] 在某些情况下,对准特征276和278可例如包括互补的平坦节段,该互补的平坦节段可交接以形成并保持通道258' 和刀266' 之间的旋转定位和/或对准。在至少一个示例中,对准特征276可包括三个平坦节段276b,该平坦节段可设置在通道258' 的三个内壁上,如图14所示。此外,刀266' 可例如包括用于与平坦节段276b配合接合的三个平坦节段278b。在各种情况下,对准特征276和/或278可定位在一个或多个振动节点处或邻近一个或多个振动节点。在某些情况下,对准特征276和/或278可例如定位在刀266的远侧端部处的一个或多个振动节点处。

[0093] 在各种情况下,如图6所示,细长轴组件214例如能够与端部执行器组件26联接接合,以在打开构型和接近构型之间致动夹持构件64以将组织捕获在夹持构件64和刀266之间。在此类情况下,夹持构件64可被致动以生成针对刀266的夹持力。在各种情况下,细长轴组件214例如能够与端部执行器组件126联接接合,以在打开构型和接近构型之间致动夹持构件164以将组织捕获在夹持构件164和刀266之间。在此类情况下,夹持构件164可被致动以生成针对刀266的夹持力。

[0094] 在某些情况下,由夹持构件164或夹持构件64生成的夹持力可例如沿矢量施加,该矢量与由刀266的平坦节段266b限定的平面P相交。在某些情况下,所生成的夹持力的矢量可例如与平面P形成垂直的或至少基本上垂直的角度。在某些情况下,所生成的夹持力的矢量和由刀266的平坦节段266b限定的平面P之间的角度可为选自约85度到约95度范围的任何值。在某些情况下,所生成的夹持力的矢量和由刀266的平坦节段266b限定的平面P之间的角度可为选自约89度到约91度范围的任何值。在某些情况下,所生成的夹持力的矢量和由刀266的平坦节段266b限定的平面P之间的角度可为约90度。

[0095] 在各种情况下,如图6所示,端部执行器组件26的夹持构件64可沿或至少基本上沿与由刀266的平坦节段266b限定的平面P相交的平面P1而在打开构型和闭合构型之间运动。在某些情况下,平面P1可与平面P垂直或至少基本上垂直。在某些情况下,平面P1和平面P之间的角度是选自约85度至约95度范围的任何角度。在某些情况下,平面P1和平面P之间的角度是选自约89度至约91度范围的任何角度。

[0096] 类似地,端部执行器组件126的夹持构件164可沿或至少基本上沿与由刀266的平坦节段266b限定的平面P相交的平面P2而在打开构型和闭合构型之间运动。在某些情况下,平面P2可与平面P垂直或至少基本上垂直。在某些情况下,平面P2和平面P之间的角度是选自约85度至约95度范围的任何角度。在某些情况下,平面P2和平面P之间的角度是选自约89度至约91度范围的任何角度。

[0097] 在各种情况下,如图6所示,端部执行器组件26的夹持构件64和内管258的平坦节段258b可设置在由刀266的平坦节段266b限定的平面P的相对两侧上。在此类情况下,由夹持构件64生成的夹持力可使刀266的对准特征266a朝向内管258的对准特征258a偏压、促动和/或运动。在某些情况下,由夹持构件64生成的夹持力可使刀266的对准特征266a与内管258的对准特征258a接触。

[0098] 类似地,端部执行器组件126的夹持构件164和内管258的平坦节段258b可设置在由刀266的平坦节段266b限定的平面P的相对两侧上。在此类情况下,由夹持构件164生成的夹持力可使刀266的对准特征266a朝向内管258的对准特征258a偏压、促动和/或运动。在某些情况下,由夹持构件164生成的夹持力可使刀266的对准特征266a与内管258的对准特征258a接触。

[0099] 现在参见图16-20,示出了超声外科器械310。外科器械310在许多方面类似于外科器械10。例如,器械310包括超声刀366,该超声刀在许多方面类似于超声刀66。类似于刀66,刀366可例如声学上联接到超声换能器16。此外,器械310可例如包括夹持构件364,该夹持构件在许多方面类似于夹持构件64和/或夹持构件164。

[0100] 在各种情况下,外科器械310可用于开放式外科手术。在某些情况下,夹持构件364可例如通过致动柄部301而在相对于超声刀366的接近构型和打开构型之间转变。在某些情

况下,夹持构件364可在枢转点370处以能够枢转的方式联接到支撑轴358。在此类情况下,夹持构件364可通过致动柄部301而围绕点370枢转。刀366可延伸穿过支撑轴358;支撑轴358被构造为能够接收刀266。

[0101] 在各种情况下,在确保外科器械310的适当性能,包括但不限于超声能量的有效传输方面,超声刀诸如例如超声刀366相对于外科器械310的其他部件的旋转和/或轴向定位和/或对准可为重要的。在各种情况下,支撑轴358和/或刀366可包括一个或多个对准特征,该一个或多个对准特征可形成刀366相对于外科器械310的其他部件的旋转和/或轴向定位和/或对准。对准特征还可例如在外科手术中使用外科器械310期间保持旋转和/或轴向定位和/或对准。在至少一个示例中,如图17所示,支撑轴358可包括对准特征358a,并且刀366可包括对准特征366a。

[0102] 在各种情况下,主要参见图16-18,对准特征358a和/或366a可沿刀366定位在振动节点处。如上所述,振动运动中的最小交叉或零交叉可存在于振动节点处;将对准特征358a和/或366a定位在振动节点处可减少对刀366的干扰,从而例如可提高超声能量传输的有效性。在某些情况下,对准特征358a和/或366a可定位在远侧振动节点处。在某些情况下,对准特征358a和/或366a可例如定位在靠近刀366的远侧端部的节点处。

[0103] 在各种情况下,参见图16-18,对准特征358a和/或对准特征366a可包括一个或多个振动隔离部分259,诸如例如包覆模制的硅橡胶轴衬。在各种情况下,振动隔离部分259可例如被包覆模制到刀366和/或支撑轴358上。在某些情况下,振动隔离部分259可与密封构件131结合。如图17所示,密封构件131可设置在刀366和支撑轴358之间。在某些情况下,密封构件131可例如围绕或至少部分地围绕刀366设置。在某些情况下,密封构件131可定位在远侧振动节点处或邻近远侧振动节点。在某些情况下,密封构件131可例如定位在靠近刀366的远侧端部的节点处或邻近该节点。在各种情况下,密封构件131可例如包括围绕刀366设置的密封唇缘或环。

[0104] 在某些情况下,如图17-20所示,对准特征358a可例如包括可与刀266的对应平坦节段366b对准的平坦节段358b,以形成刀366和支撑轴358之间的旋转对准并在外科手术中使用外科器械310期间保持此类对准。在某些情况下,交接的平坦节段358b和/或366b的表面区域越大,其间所达到的对准越稳健。在至少一个示例中,交接的平坦节段358b和/或366b的表面区域中的一者或两者可例如包括多边形,诸如正方形。在至少一个示例中,交接的平坦节段358b和/或366b的表面区域中的一者或两者可包括圆形。

[0105] 在各种情况下,如上所述,支撑轴358可例如以能够枢转的方式联接到夹持构件364,使得对柄部301的致动可使夹持构件364在打开构型和接近构型之间转变以将组织捕获在夹持构件364和刀366之间。在此类情况下,夹持构件364可生成针对刀366的夹持力。

[0106] 在某些情况下,由夹持构件364生成的夹持力可例如沿矢量施加,该矢量与由刀366的平坦节段366b限定的平面P相交。在某些情况下,所生成的夹持力的矢量可例如与平面P形成垂直的或至少基本上垂直的角度。在某些情况下,所生成的夹持力的矢量和由刀366的平坦节段366b限定的平面P之间的角度可为选自约85度到约95度范围的任何值。在某些情况下,所生成的夹持力的矢量和由刀366的平坦节段366b限定的平面P之间的角度可为选自约89度到约91度范围的任何值。

[0107] 在各种情况下,如图16所示,夹持构件364可沿或至少基本上沿与由刀366的平坦

节段366b限定的平面P相交的平面P1而在打开构型和闭合构型之间运动。在某些情况下,平面P1可与平面P垂直或至少基本上垂直。在某些情况下,平面P1和平面P之间的角度是选自约85度至约95度范围的任何角度。在某些情况下,平面P1和平面P之间的角度是选自约89度至约91度范围的任何角度。

[0108] 在各种情况下,主要参见图16和18,夹持构件364和支撑轴358的平坦节段358b可例如设置在由刀366的平坦节段366b限定的平面P的相对两侧上。在此类情况下,由夹持构件364生成的夹持力可使刀266的对准特征366a朝向支撑轴358的对准特征358a偏压、促动和/或运动。在某些情况下,由夹持构件364生成的夹持力可使刀366的对准特征366a与内管358的对准特征358a接触。如图17所示,在某些情况下,可在外科器械310组装之后仍然保持轻微的旋转失准。然而,当例如通过施加由夹持构件364生成的针对刀366的夹持力而使刀266的对准特征366a朝向支撑轴358的对准特征358a偏压时,此类轻微的旋转失准可被校正。

[0109] 如上所述,外科器械10(图2)可包括柄部组件诸如例如柄部组件12(图2)、端部执行器组件诸如例如端部执行器组件26(图2A)和细长轴组件诸如例如在柄部组件12和端部执行器组件26之间延伸的细长轴组件14(图2)。柄部组件12能够在近侧端部接收超声换能器16。超声换能器16可机械地接合到细长轴组件14和端部执行器组件26的部分。此外,柄部组件12可包括触发器组件,诸如例如触发器组件24。如上所述,触发器组件24可包括与固定柄部34结合操作的触发器32。

[0110] 在各种情况下,触发器32能够可操作地联接到往复式致动构件402(图21)。在至少一个示例中,连杆组件可用于将触发器32联接到往复式致动构件402。在某些情况下,如图21所示,往复式致动构件402可操作地联接到夹持构件64。在至少一个示例中,驱动轴诸如例如细长轴组件14的外部管状护套56可例如用于将致动运动从往复式致动构件402传输到夹持构件64。读者将了解,在某些情况下,细长轴组件114的内部管状构件158可用作驱动轴。在此类情况下,内部管状构件158可例如可操作地联接到往复式致动构件402。

[0111] 在任何情况下,触发器32可相对于固定柄部34枢转地运动以使往复式致动构件402在如图21A所示的第一位置和如图21B所示的第二位置之间往复运动。在某些情况下,第一位置可例如在第二位置的远侧位置处。在某些情况下,夹持构件64可例如响应于往复式致动构件402在第一位置和第二位置之间的往复运动而在相对于超声刀66的打开构型和闭合构型之间转变。在至少一个示例中,夹持构件64可在往复式致动构件402位于第一位置时处于完全打开构型,如图21所示。在至少一个示例中,如果夹持构件64朝向超声刀66的路径未被阻碍,则夹持构件64可在往复式致动构件402位于第二位置时处于完全闭合构型。

[0112] 在某些情况下,触发器32可朝向固定柄部34在方向33A上枢转地运动,以使往复式致动构件402朝向第二位置转变并且使夹持构件64朝向闭合构型转变。在某些情况下,触发器32可例如远离固定柄部34在方向33B上枢转地运动,以使往复式致动构件402朝向第一位置转变并且使夹持构件64朝向闭合构型转变。

[0113] 在某些情况下,偏压机构404可使触发器32在使用者释放针对触发器32的挤压力时在方向33B上枢转地运动。偏压机构404可使往复式致动构件402朝向第一位置偏压并且使夹持构件64朝向打开构型偏压,如图21A所示。在某些情况下,偏压机构404可包括一个或多个弹簧。在至少一个示例中,偏压机构404可包括例如近侧弹簧406和/或远侧弹簧408,例

如如图21所示。

[0114] 在各种情况下,偏压机构404被构造为能够将初始负载施加至往复式致动构件402以将往复式致动构件402保持在第一位置;继而,往复式致动构件402将夹持构件64保持在打开构型,如图21所示。读者将了解,由偏压机构404施加的针对往复式致动构件402的初始负载至少部分地限定克服初始负载所需的初始力,以例如将往复式致动构件402从第一位置朝向第二位置促动并将夹持构件64从打开构型朝向闭合构型促动。

[0115] 读者将了解,精确地且可重复地设定并保持初始负载确保克服初始负载所需的初始力的均匀性。此类均匀性有助于外科器械10的使用者在挤压触发器32以生成初始力时形成一种触觉记忆。换言之,消除或至少减少初始负载的可变性为外科器械10的使用者在使用触发器32时提供了可预测性因素,该可预测性因素例如有利于形成与挤压触发器32相关联的触觉记忆。此外,精确地且可重复地设定并保持初始负载确保外科器械10在组织上产生一致的和优化的夹持力,该夹持力形成一致的和最佳的止血效果和组织效果。

[0116] 在各种情况下,柄部组件12可包括负载调节组件410,该负载调节组件可用于将针对往复式致动构件402的初始负载设定为预先确定的值并将该初始负载保持在预先确定的值。在某些情况下,如图21所示,负载调节组件410可联接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158。负载调节组件410可包括止挡件412和负载调节构件414。在某些情况下,止挡件412可例如设置在相对于负载调节构件414的远侧位置处。在至少一个示例中,止挡件412可设置在负载调节构件414的近侧位置处。

[0117] 在某些情况下,如图21所示,偏压机构404可设置在止挡件412和负载调节构件414之间。往复式致动构件402可设置在止挡件412和偏压机构404之间。在某些情况下,往复式致动构件402在第一位置处抵接止挡件412,如图21A所示。在某些情况下,如上所述,偏压机构404可包括近侧弹簧406和远侧弹簧408。第一垫圈407可例如设置在近侧弹簧407和远侧弹簧408之间。第二垫圈409可例如设置在远侧弹簧408和往复式致动构件402之间。本公开设想止挡件412、负载调节构件414和偏压机构404相对于彼此的其他相对位置和/或布置方式。

[0118] 在各种情况下,止挡件412和负载调节构件414之间的距离可确定针对往复式致动构件402的初始负载。在某些情况下,负载调节构件414可相对于止挡件412运动,以通过调节止挡件412和负载调节构件414之间的距离将针对往复式致动构件402施加的初始负载调节至预先确定的值。在某些情况下,在达到初始负载的预先确定的值时,负载调节构件414相对于止挡件412固定在适当的位置,如下文更详细所述,以固定止挡件412和负载调节构件414之间的距离。

[0119] 在某些情况下,负载调节构件414相对于止挡件412的运动促使偏压机构404的弹簧406和/或408改变由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的负载。在至少一个示例中,负载调节构件414朝向止挡件412的运动压缩偏压机构404的弹簧406和/或408,从而增加由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的初始负载。在至少一个示例中,负载调节构件414远离止挡件412的运动至少部分地使偏压机构404的弹簧406和/或408解压缩,从而减少由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的初始负载。

[0120] 在某些情况下,负载调节组件410可包括衬圈416。衬圈416可附接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158。图23示出了与外部管状护套56组装

的衬圈416。如图23所示,衬圈416可包括可例如围绕外部管状护套56设置的圆柱形的或至少基本上圆柱形的形状。在某些情况下,如图23所示,衬圈416可包括多个配合构件416A,该多个配合构件能够例如与外部管状护套56的多个对应开口56A形成配合接合。如图23所示,配合构件416A可设置在衬圈416的内壁上。在至少一个示例中,衬圈416可粘合至外部管状护套56。在另一个示例中,衬圈416可焊接在外部管状护套56上。本公开设想了用于将衬圈416附接到外部管状护套56的其它技术。

[0121] 如图23所示,衬圈416可附接到外部管状护套56的近侧部分。在某些情况下,衬圈416和止挡件412可制造为单个单元。止挡件412可包括例如定位在衬圈416的远侧端部处的凸缘。在某些情况下,负载调节构件414可联接到衬圈416。例如,衬圈416可包括被构造为能够接收负载调节构件414的螺纹近侧部分416b。负载调节构件414可例如与螺纹近侧部分416b以螺纹方式接合,如图23所示。在此类情况下,负载调节构件414在第一方向例如顺时针方向上相对于衬圈416的旋转可将负载调节构件414朝向止挡件412推进,并且负载调节构件414在第二方向例如逆时针方向上相对于衬圈416的旋转可使负载调节构件414远离止挡件412回缩。负载调节构件414朝向止挡件412的推进可压缩弹簧406和/或408,从而增加针对往复式致动构件402施加的负载。另一方面,负载调节构件414远离止挡件412的回缩可允许弹簧406和/或408至少部分地解压缩,从而减少针对往复式致动构件402施加的负载。

[0122] 在某些情况下,可采用负载监测单元以将针对往复式致动构件402施加的初始负载设定为预先确定的值。由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的负载可由负载监测单元监测。同时,负载调节构件414可例如顺时针和/或逆时针转动以基于来自负载监测单元的反馈将初始负载调节为预先确定的值。一旦将初始负载设定为预先确定的值,在某些情况下,负载调节构件414的最终位置可被固定以将初始负载保持在预先确定的值。在某些情况下,可通过将负载调节构件414固定至衬圈416而固定负载调节构件414的最终位置。在至少一个示例中,可通过在负载调节构件414的最终位置处将负载调节构件414焊接至衬圈416而固定负载调节构件414的最终位置。在至少一个示例中,可通过在负载调节构件414的最终位置处将负载调节构件414粘结至衬圈416而固定负载调节构件414的最终位置。本公开设想了用于在最终位置处将负载调节构件414固定到衬圈416的其它技术。

[0123] 主要参见图24,在某些情况下,外科器械10的柄部组件12可包括负载调节组件510,该负载调节组件在许多方面类似于负载调节组件410。例如,负载调节组件510包括偏压机构404。同样,类似于负载调节组件410,负载调节组件510可操作地联接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56(图24)或内部管状构件158。此外,类似于负载调节组件410,负载调节组件510可用于调节针对外科器械10的夹持构件施加的初始负载。

[0124] 参见图24,负载调节组件510可包括负载调节构件514。负载调节构件514可包括止挡件512、主体部分516和从主体部分516在近侧延伸的多个突出部516A。在某些情况下,止挡件512可包括设置在主体部分516的远侧端部处的凸缘构件,如图24所示。在某些情况下,多个突出部516A中的每个突出部可包括从主体部分516在近侧延伸的接片,如图25所示。

[0125] 在某些情况下,如图24和25所示,负载调节组件510的主体部分516可包括可围绕外科器械10的驱动轴设置的圆柱形的或至少基本上圆柱形的形状。例如。图24示出了围绕外部管状护套56设置的主体部分516。

[0126] 此外,如图24所示,负载调节组件510还可包括接收端部部分530,该接收端部部分

可包括设置在外科器械10的驱动轴诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158的近侧端部处的凸缘构件。在某些情况下,接收端部部分530可包括被构造为能够接收突出部516A的多个狭槽530A(图25)。在某些情况下,接收端部部分530可与外科器械10的驱动轴结合。在某些情况下,接收端部部分530和外科器械10的驱动轴可被一起制造为单个单元。在其他情况下,接收端部部分530和外科器械10的驱动轴可分开制造并在例如组装外科器械10期间附接到彼此。

[0127] 在某些情况下,如图24所示,偏压机构404可设置在止挡件512和接收端部部分530之间。往复式致动构件402可设置在止挡件512和偏压机构404之间。本公开设想了止挡件512、接收端部部分530和偏压机构404相对于彼此的其他相对位置和/或布置方式。

[0128] 如上所述,在某些情况下,夹持构件64可例如响应于往复式致动构件402在第一位置和第二位置之间的往复运动而在相对于超声刀66的打开构型和闭合构型之间转变。在某些情况下,往复式致动构件402在第一位置处抵接止挡件512。

[0129] 在各种情况下,负载调节组件510的止挡件512和接收端部部分530之间的距离可确定在第一位置处针对往复式致动构件402的初始负载。在某些情况下,负载调节构件514可相对于外部管状护套56运动,以通过调节止挡件512和接收端部部分530之间的距离将针对往复式致动构件402施加的初始负载调节至预先确定的值。在某些情况下,在达到初始负载的预先确定的值时,突出部516A被固定至接收端部部分530,以固定止挡件512和接收端部部分530之间的距离。

[0130] 在某些情况下,负载调节构件514相对于接收端部部分530的运动促使偏压机构404的弹簧406和/或408改变由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的负载。在至少一个示例中,负载调节构件514朝向接收端部部分530的运动压缩偏压机构404的弹簧406和/或408,从而增加由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的初始负载。在至少一个示例中,负载调节构件514远离接收端部部分530的运动至少部分地使偏压机构404的弹簧406和/或408解压缩,从而减少由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的初始负载。

[0131] 在某些情况下,可采用负载监测单元以将初始负载设定为预先确定的值。由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的负载可由负载监测单元监测。同时,负载调节构件514可相对于接收端部部分530可滑动地运动,以基于来自负载监测单元的反馈调节止挡件512和接收端部部分530之间的距离,直到实现初始负载的预先确定的值。当负载调节构件514相对于外部管状护套56运动时,突出部516A相对于狭槽530A滑动。

[0132] 一旦将初始负载设定为预先确定的值,在某些情况下,负载调节构件514的最终位置可被固定以将初始负载保持在预先确定的值。在某些情况下,可通过将突出部516A固定至接收端部部分530来固定负载调节构件514的最终位置。在至少一个示例中,可通过弯曲或压接在近侧延伸超过对应狭槽530A的突出部516A的远侧端部来固定负载调节构件514的最终位置,如图24所示。在某些情况下,在近侧延伸超过对应狭槽530A的突出部516A的远侧端部可例如在负载调节构件514的最终位置处被焊接至接收端部部分530。在至少一个示例中,在近侧延伸超过对应狭槽530A的突出部516A的远侧端部可例如在负载调节构件514的最终位置处被粘结至接收端部部分530。本公开设想了用于在最终位置处将负载调节构件514固定到接收端部部分530的其它技术。

[0133] 主要参见图26和26A,在某些情况下,外科器械10的柄部组件12可包括负载调节组

件610,该负载调节组件在许多方面类似于负载调节组件410和/或510。例如,负载调节组件610包括偏压机构404。同样,类似于负载调节组件410和510,负载调节组件610可操作地联接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158。此外,类似于负载调节组件410和510,负载调节组件610可用于调节针对外科器械10的夹持构件施加的初始负载。

[0134] 参见图26和26A,负载调节组件610可包括止挡件612和负载调节构件614。在某些情况下,止挡件612可包括围绕或至少部分地围绕外科器械10的驱动轴诸如例如外部管状护套56和内部管状构件158的近侧部分设置的凸缘构件。例如,图26示出了围绕外部管状护套56的近侧部分设置的止挡件612。

[0135] 在某些情况下,如图26A所示,负载调节构件614可类似于外部管状护套56,使得偏压机构404设置在止挡件612和负载调节构件614之间。在某些情况下,负载调节构件614可包括可围绕外科器械10的驱动轴可滑动地插入的圆柱形的或至少基本上圆柱形的形状。例如,图26A示出了围绕外部管状护套56的近侧部分设置的负载调节构件614。在某些情况下,止挡件612可例如设置在相对于负载调节构件614的远侧位置处。另选地,止挡件612可设置在相对于负载调节构件614的近侧位置处。往复式致动构件402可设置在止挡件612和偏压机构404之间。在某些情况下,往复式致动构件402在第一位置处抵接止挡件612,如图26A所示。本公开设想了止挡件612、负载调节构件614和偏压机构404相对于彼此的其他相对位置和/或布置方式。

[0136] 在各种情况下,止挡件612和负载调节构件614之间的相对距离可确定针对往复式致动构件402的初始负载。在某些情况下,负载调节构件614可相对于止挡件612可滑动地运动,以通过调节止挡件612和负载调节构件614之间的距离将针对往复式致动构件402施加的初始负载调节至预先确定的值。在某些情况下,在达到初始负载的预先确定的值时,通过固定止挡件612和负载调节构件614之间的距离来将负载调节构件614相对于止挡件612固定在适当的位置,如下文更详细所述。

[0137] 在某些情况下,负载调节构件614相对于止挡件612的运动促使偏压机构404的弹簧406和/或408改变由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的负载。在至少一个示例中,负载调节构件416朝向止挡件612的运动压缩偏压机构404的弹簧406和/或408,从而增加由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的初始负载。在至少一个示例中,负载调节构件614远离止挡件612的运动至少部分地使偏压机构404的弹簧406和/或408解压缩,从而减少由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的初始负载。

[0138] 在某些情况下,可采用负载监测单元以将初始负载设定为预先确定的值。由偏压机构404针对往复式致动构件402施加的负载可由负载监测单元监测。同时,负载调节构件614可相对于止挡件612可滑动地运动,以调节负载调节构件614和止挡件612之间的距离,直到实现初始负载的预先确定的值。一旦将初始负载设定为预先确定的值,在某些情况下,可通过固定负载调节构件614和止挡件612之间的距离来固定负载调节构件614的最终位置以将初始负载保持在预先确定的值。在某些情况下,可通过将负载调节构件614固定至外部管状护套56来固定负载调节构件614的最终位置。在至少一个示例中,可通过在负载调节构件614的最终位置处将负载调节构件614焊接至外部管状护套56来固定负载调节构件614的最终位置。在至少一个示例中,可通过在负载调节构件614的最终位置处将负载调节构件

614粘结至外部管状护套56来固定负载调节构件614的最终位置。本公开设想了用于在最终位置处将负载调节构件614固定到外部管状护套56的其它技术。

[0139] 主要参见图27,在某些情况下,外科器械10的柄部组件12可包括负载调节组件710,该负载调节组件在许多方面类似于负载调节组件410,510和/或610。例如,类似于负载调节组件410,510和610,负载调节组件710可操作地联接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158。此外,负载调节组件710可用于调节针对偏压构件704施加的初始负载(预载)。如下文更详细所述,偏压构件704被构造为能够防止大于预载的过量的致动力传输至外科器械10的夹持构件。

[0140] 参见图27,负载调节组件710可包括远侧托架部分712、近侧托架部分716和在远侧托架部分712和近侧托架部分716之间延伸的负载调节构件714。在某些情况下,偏压构件704可包括可至少部分地围绕负载调节构件714定位的拉伸弹簧,如图27所示。在某些情况下,偏压构件704的远侧端部可连接至远侧托架部分712,并且偏压构件704的近侧端部可连接至近侧托架部分716。

[0141] 此外,远侧托架部分712能够可操作地联接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158。图27示出了将远侧托架部分712联接到内部管状构件158的驱动衬圈711。此外,近侧托架部分716能够可操作地联接到柄部组件12的触发器32。例如,连杆组件732可将触发器32联接到近侧托架部分716,如图27所示。

[0142] 在某些情况下,触发器32可相对于固定柄部34以能够枢转的方式运动,以使内部管状构件158在第一位置和第二位置之间轴向地往复运动。如上所述,内部管状构件158可以能够枢转的方式联接到夹持构件,诸如例如夹持构件164。在某些情况下,第一位置可例如在第二位置的远侧位置处。在某些情况下,夹持构件164可例如响应于内部管状构件158在第一位置和第二位置之间的往复运动而在相对于超声刀66的打开构型和闭合构型之间转变。在至少一个示例中,夹持构件164可在内部管状构件158位于第一位置时处于完全打开构型。在至少一个示例中,如果夹持构件164朝向超声刀66的路径未被阻碍,则夹持构件164可在内部管状构件158位于第二位置时处于完全闭合构型。

[0143] 在使用中,触发器32可朝向固定柄部34枢转以将力施加至负载调节组件710以使负载调节组件710和内部管状构件158朝近侧转变,从而使得夹持构件164例如朝向闭合构型致动。在某些情况下,可通过偏压机构704限制或至少部分地限制由触发器32的枢转运动施加至外科器械10的夹持构件164的通过负载调节组件710作用的力。在某些情况下,偏压机构704可为拉伸螺旋弹簧,该拉伸螺旋弹簧可在近侧托架部分716和远侧托架部分712之间拉伸,以将偏压构件预载设定为预先确定的值。可通过采用负载调节构架714调节近侧托架部分716和远侧托架构件712之间的距离来将预载调节至预先确定的值,如下文更详细所述。

[0144] 在某些情况下,如果外科器械10的使用者将过量的力施加至触发器32,则偏压构件704可限制从触发器32至夹持构件164的力传输。当由使用者施加至触发器32的力小于偏压构件704的预载极限时,负载调节组件710作为单个单元运动以使内部管状构件158往复运动并致动夹持构件164。换句话讲,小于偏压构件704的预载极限的力不导致近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的相对运动。

[0145] 然而,当由使用者施加至触发器32的力超过偏压构件704的预载极限时,偏压构件

704可在近侧托架部分716和远侧托架部分712之间进一步拉伸,从而使得近侧托架部分716在有限程度上独立于远侧托架部分712运动,从而限制过量的力传输至内部管状构件158和夹持构件164。

[0146] 在某些情况下,如图28所示,负载调节构件714可包括螺纹近侧部分714A和远侧止挡件714B。远侧止挡件714B可抵接远侧托架部分712。螺纹近侧部分714A可被接收或至少部分地接收在近侧托架部分716的接收部分716A中。例如,接收部分716A可包括接收部分716A的内壁上的螺纹,该螺纹可例如与螺纹近侧部分714A以螺纹方式接合。

[0147] 负载调节构件714可用于通过调节近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的距离而将偏压构件704的拉伸弹簧在近侧托架部分716和远侧托架部分712之间拉伸至与期望的预载对应的初始拉伸状态。例如,负载调节构件714在第一方向例如顺时针方向上相对于近侧托架部分716的旋转可使得近侧托架部分716朝向远侧托架部分712运动,从而减小近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的距离。另选地,负载调节构件714在与第一方向相对的第二方向例如逆时针方向上相对于近侧托架部分716的旋转可使得近侧托架部分716远离远侧托架部分712运动,从而增加近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的距离。由于偏压构件在近侧托架部分716和远侧托架部分712之间拉伸,因此增加近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的距离可增加施加至偏压构件704的预载。另一方面,减小近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的距离可减小施加至偏压构件704的预载。

[0148] 在某些情况下,针对偏压构件704施加的预载在组装外科器械10期间被设定为预先确定的值。为设定预载,负载调节构件714可例如顺时针和/或逆时针转动,直到预载的预先确定的值由例如负载监测单元实现。一旦预载被设定为预先确定的值,则负载调节组件710可与柄部组件12组装。

[0149] 在某些情况下,近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的距离可被固定以将预载保持在预先确定的值。在某些情况下,可通过将负载调节构件714固定至近侧托架部分716来固定近侧托架部分716和远侧托架部分712之间的距离。在至少一个示例中,可通过将负载调节构件714焊接至近侧托架部分716来将负载调节构件714固定至近侧托架部分716。在至少一个示例中,可通过将负载调节构件714粘结至近侧托架部分716来将负载调节构件714固定至近侧托架部分716。本公开设想了用于将负载调节构件714固定至近侧托架部分716的其它技术。

[0150] 现在参见图29,在某些情况下,外科器械10的柄部组件12可包括负载调节组件810,该负载调节组件在许多方面类似于负载调节组件710。例如,类似于负载调节组件710,负载调节组件810能够可操作地联接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158。此外,类似于负载调节组件710,负载调节组件810可用于调节针对偏压构件804施加的初始负载(预载)。如下文更详细所述,偏压构件804被构造为能够防止大于预载的过量的致动力传输至外科器械10的夹持构件。

[0151] 如图29所示,负载调节组件810可包括远侧托架部分812、近侧托架部分816和负载调节构件814。在某些情况下,负载调节构件814可包括螺纹近侧部分814a和远侧止挡件814b。在某些情况下,偏压构件804可包括可至少部分地围绕负载调节构件814的主体部分814c定位的压缩弹簧。在此类情况下,偏压构件804可在远侧止挡件814b和远侧托架部分812的联接构件812a之间被压缩。

[0152] 在某些情况下,如图29所示,联接构件812a可与负载调节构件814可动地接合。例如,联接构件812a可包括被构造为能够接收负载调节构件814的主体部分814c的通孔。在某些情况下,联接构件812a可例如相对于负载调节构件814的主体部分814c可滑动地运动。在此类情况下,偏压构件804可使远侧托架部分812的联接构件812a抵接近侧托架部分816,如图29所示。

[0153] 此外,再次参见图29,螺纹近侧部分814a可被接收或至少部分地接收在近侧托架部分816的接收部分816a中。例如,接收部分816a可包括接收部分816a的内壁上的螺纹,该螺纹可例如与螺纹近侧部分814a以螺纹方式接合。

[0154] 此外,远侧托架部分812能够可操作地联接到外科器械10的驱动轴,诸如例如外部管状护套56或内部管状构件158。图29示出了将远侧托架部分812联接到内部管状构件158的驱动衬圈811。此外,近侧托架部分816能够可操作地联接到柄部组件12的触发器32。例如,连杆组件可将触发器32联接到近侧托架部分816。如上所述,触发器32可相对于固定柄部34以能够枢转的方式运动,以使内部管状构件158在第一位置和第二位置之间轴向地往复运动,并且夹持构件164可响应于内部管状构件158在第一位置和第二位置之间的往复运动而在相对于超声刀66的打开构型和闭合构型之间转变。

[0155] 在使用中,触发器32可朝向固定柄部34枢转以将力施加至负载调节组件810以使负载调节组件810和内部管状构件158朝近侧转变,从而使得夹持构件164例如朝向闭合构型致动。可通过偏压机构804限制或至少部分地限制由触发器32的枢转运动施加至外科器械10的夹持构件164的通过负载调节组件810作用的力。在某些情况下,如上所述,偏压构件804可包括压缩弹簧以将偏压构件预载设定为预先确定的值,该压缩弹簧可在远侧止动件814b和抵接近侧托架部分816的联接构件812a之间被压缩。可通过采用负载调节构架714调节远侧止动件814b和远侧托架部分812的联接构件812a之间的距离来将预载调节至预先确定的值,如下文更详细所述。

[0156] 在某些情况下,如果外科器械10的使用者将过量的力施加至触发器32,则偏压构件804可限制从触发器32至夹持构件164的力传输。当由使用者施加至触发器32的力小于偏压构件704的预载极限时,负载调节组件810作为单个单元运动以使内部管状构件158往复运动并致动夹持构件164。换言之,小于偏压构件804的预载极限的力不导致远侧止动件814b和联接构件812a之间的相对运动。换言之,如果由使用者通过触发器32施加的力小于偏压构件804的预载极限,则当负载调节组件810运动以使得内部管状构件158将夹持构件164致动到闭合构型时,联接构件812a保持抵接近侧托架部分816。

[0157] 然而,当由使用者施加至触发器32的力超过偏压构件804的预载极限时,偏压构件804可在远侧止动件814b和联接构件812a之间进一步拉伸,从而使得联接构件812a在有限程度上远离近侧托架部分816运动,从而限制过量的力传输至内部管状构件158和夹持构件164。

[0158] 负载调节构件814可用于通过调节远侧止挡件814b和抵联接构件812a的近侧托架部分816之间的距离而将偏压构件804在远侧止挡件814b和联接构件812a之间压缩至与期望的预载对应的初始压缩状态。例如,负载调节构件814在第一方向例如顺时针方向上相对于近侧托架部分816的旋转可使得近侧托架部分816朝向远侧托架部分812运动,从而减小远侧止挡件814b和联接构件812a之间的距离。另选地,负载调节构件814在与第一方向相

对的第二方向例如逆时针方向上相对于近侧托架部分816的旋转可使得近侧托架部分816远离远侧托架部分812运动,从而增加远侧止挡件814b和联接构件812a之间的距离。由于偏压构件在远侧止挡件814b和联接构件812a之间压缩,因此增加远侧止挡件814b和联接构件812a之间的距离可减小施加至偏压构件804的预载。另一方面,减小远侧止挡件814b和联接构件812a之间的距离可增加施加至偏压构件804的预载。

[0159] 在某些情况下,针对偏压构件804施加的预载在组装外科器械10期间被设定为预先确定的值。为设定预载,负载调节构件814可例如顺时针和/或逆时针转动,直到预载的预先确定的值由例如负载监测单元实现。一旦预载被设定为预先确定的值,则负载调节组件810可与柄部组件12组装。

[0160] 在某些情况下,远侧止挡件814b和联接构件812a之间的距离可被固定以将预载保持在预先确定的值。在某些情况下,可通过将负载调节构件814固定至近侧托架部分816来固定远侧止挡件814b和联接构件812a之间的距离。在至少一个示例中,可通过将负载调节构件814焊接至近侧托架部分816来将负载调节构件814固定至近侧托架部分816。在至少一个示例中,可通过将负载调节构件814粘结至近侧托架部分816来将负载调节构件814固定至近侧托架部分816。本公开设想了用于将负载调节构件814固定至近侧托架部分816的其它技术。

[0161] 虽然本文已结合某些公开的实施方案对所述装置的多种实施方案进行了描述,但也可实施这些实施方案的许多修改和变型。另外,在公开了用于某些部件的材料的情况下,可使用其它材料。此外,根据多种实施方案,单个部件可被替换为多个部件,并且多个部件也可被替换为单个部件,以执行给定的一种或多种功能。上述具体实施方式和下述权利要求旨在涵盖所有此类修改和变型。

[0162] 本文所公开的装置可被设计成在单次使用后被丢弃,或者其可被设计成使用多次。然而,在任一种情况下,可修复装置以在至少一次使用之后重复使用。修复可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置,然后清洁或替换特定零件以及随后进行重新组装。具体地,装置可被拆卸,并且可选择性地以任何组合形式替换或移除装置的任意数量的特定零件或部件。在清洁和/或替换特定部件后,可重新组装装置以供随后在修复设施处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了解,装置的修复可利用各种用于拆卸、清洁/替换和重新组装的技术。此类技术的用途以及所得的修复装置均在本申请的范围内。

[0163] 优选地,本文所述的发明将在外科手术之前处理。首先,获得并且如果必要的话清洁新的或用过的器械。然后可对器械进行灭菌。在一种灭菌技术中,将该器械放置在闭合且密封的容器诸如塑料或TYVEK袋中。然后将容器和器械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。辐射杀死器械上和容器中的细菌。然后可将灭菌后的器械储存在无菌容器中。该密封容器使器械保持无菌直到在医疗设施中打开该容器为止。

[0164] 尽管本发明已被描述为具有示例性的设计,但可在本公开的实质和范围内进一步修改本发明。因此,本申请旨在涵盖采用本发明一般原理的任何变型、用途或改型。此外,本申请旨在涵盖归属于本发明所属技术中的已知或习惯做法的相对于本公开的此类偏离。

[0165] 以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、公布或其它公开材料均仅在所并入的材料不与本公开所提出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的范围内并入本文。同样地并且在必要的程度下,本文明确阐述的公开内容取代了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、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

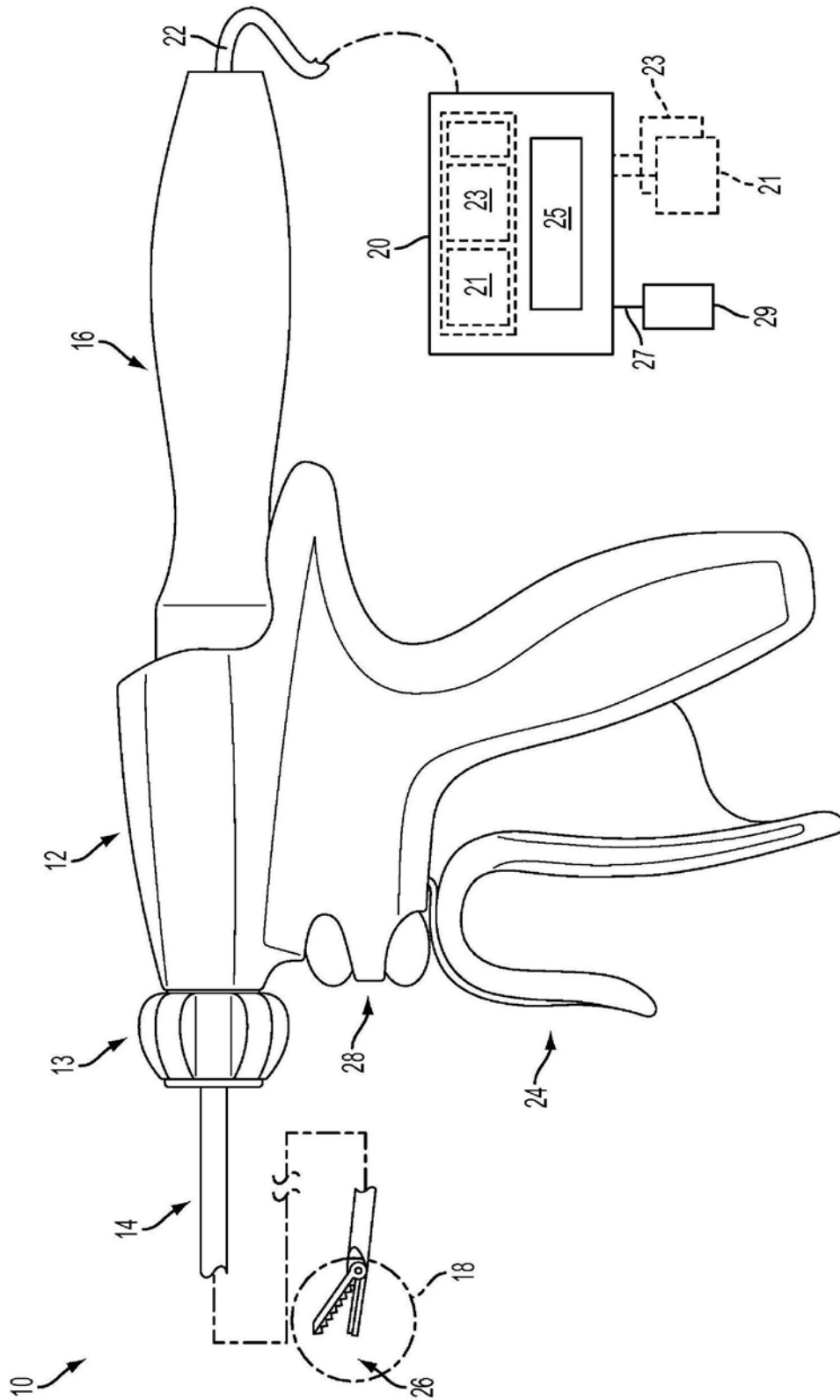


图1

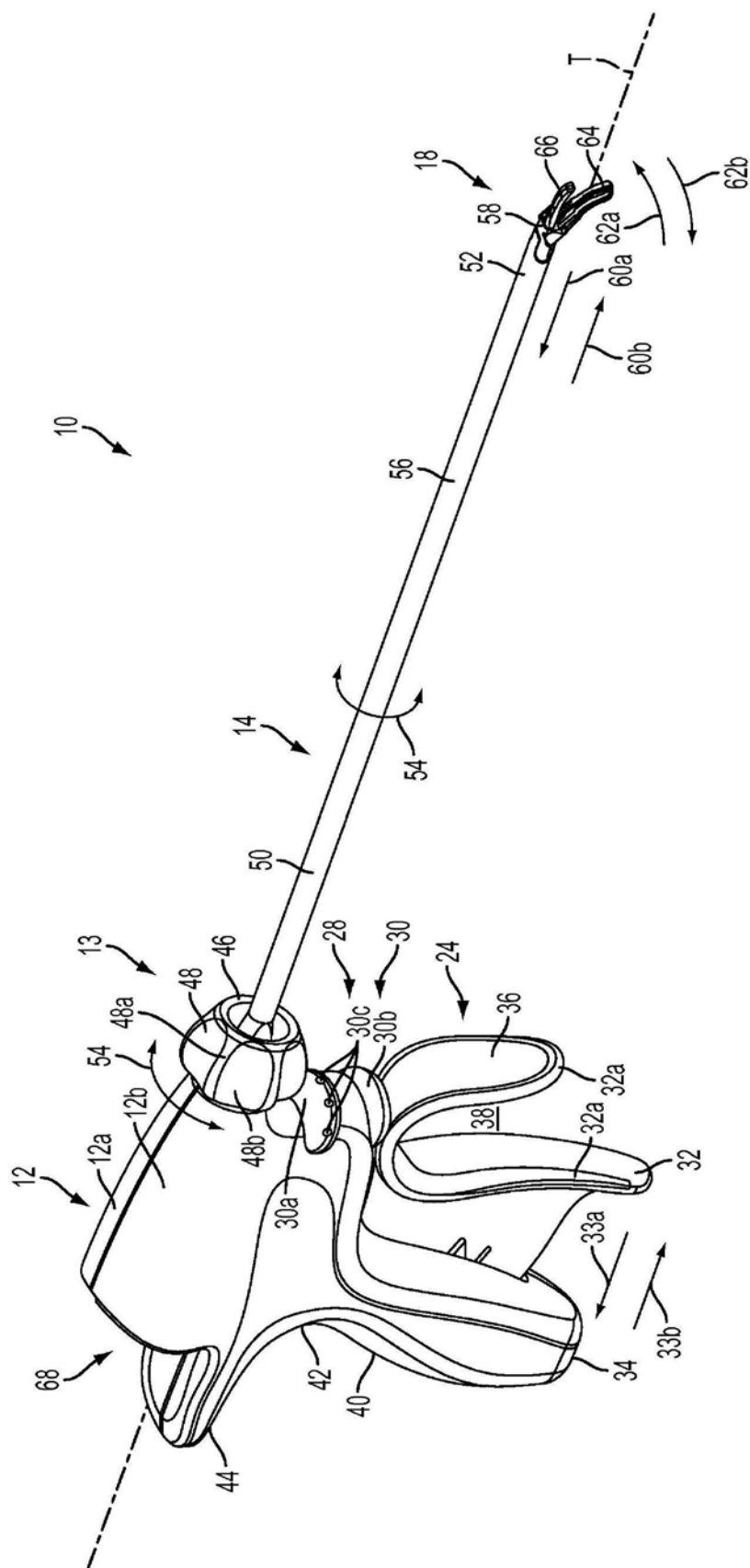


图2

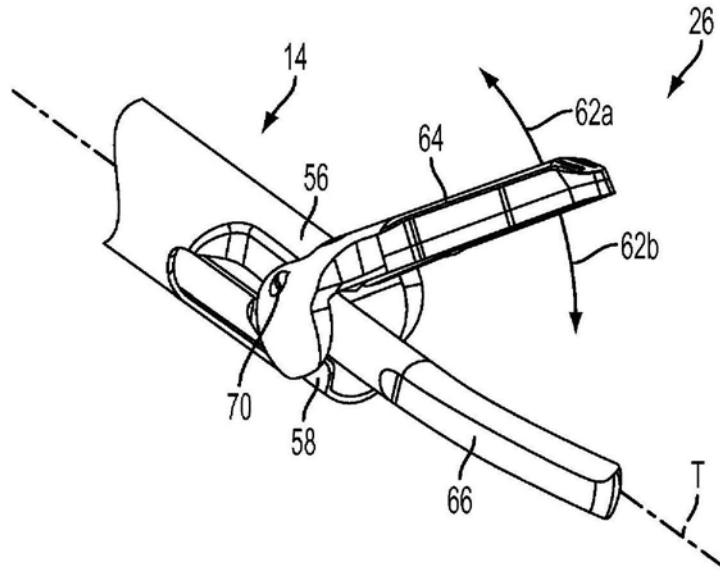


图2A

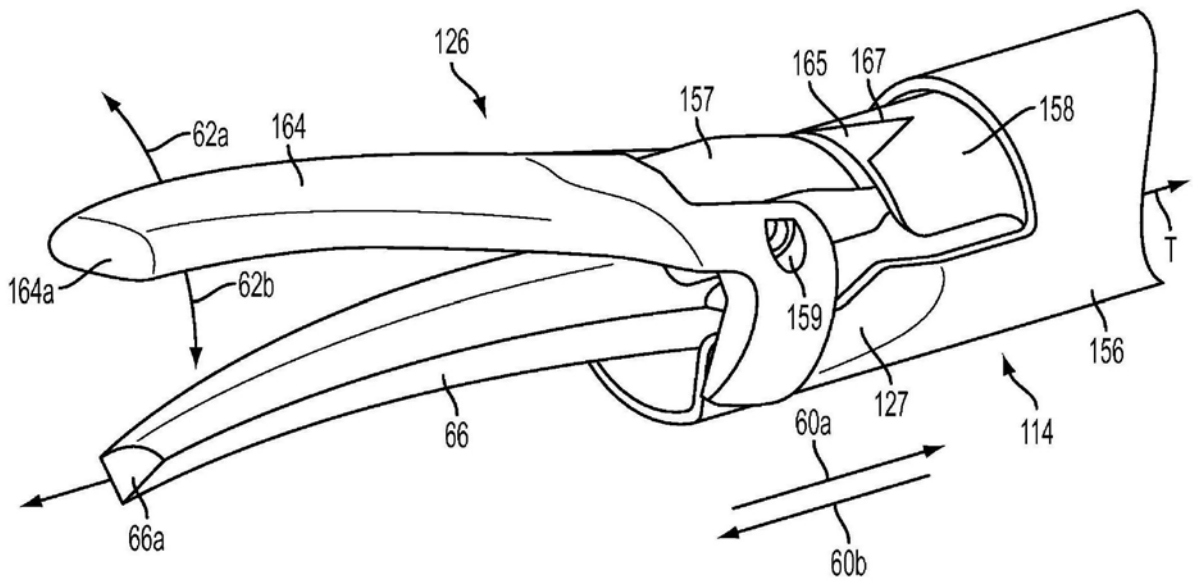


图3

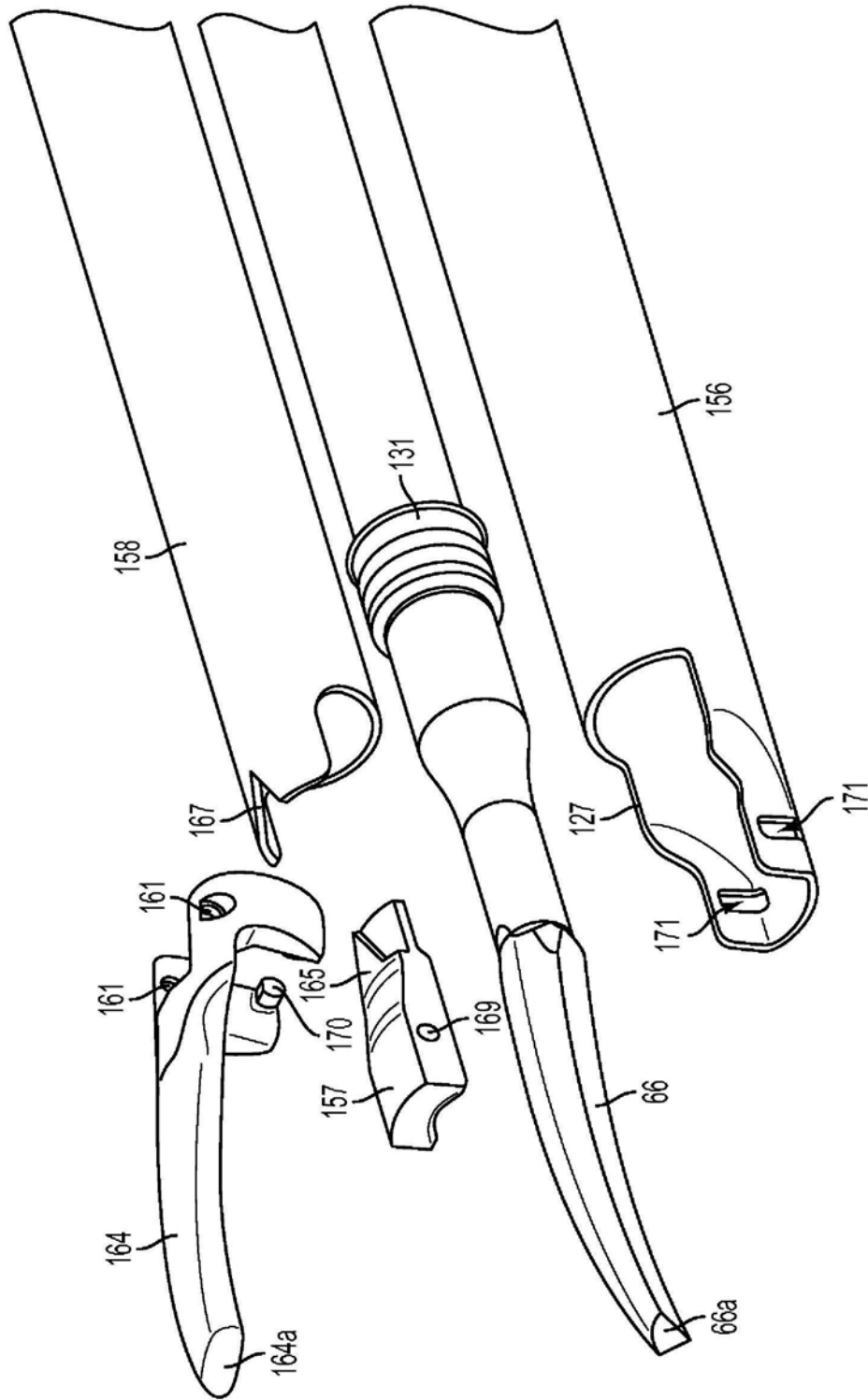


图4

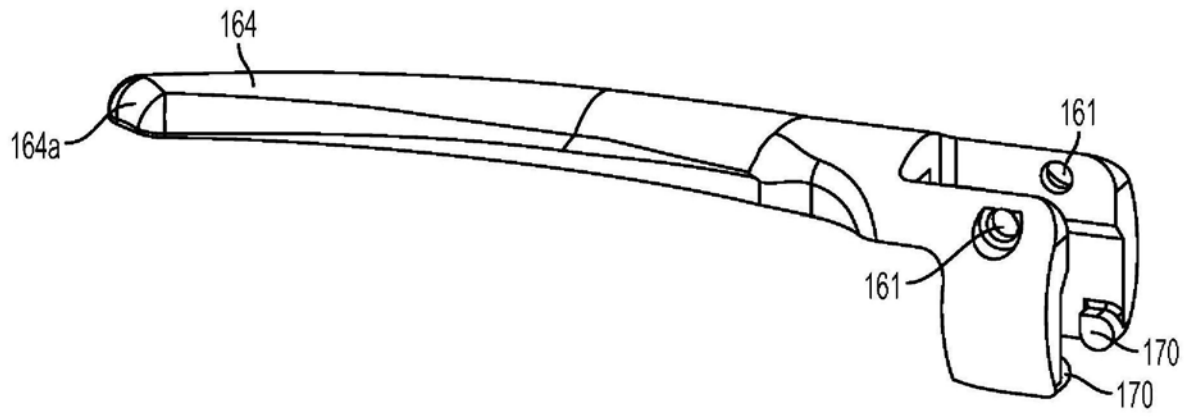


图5

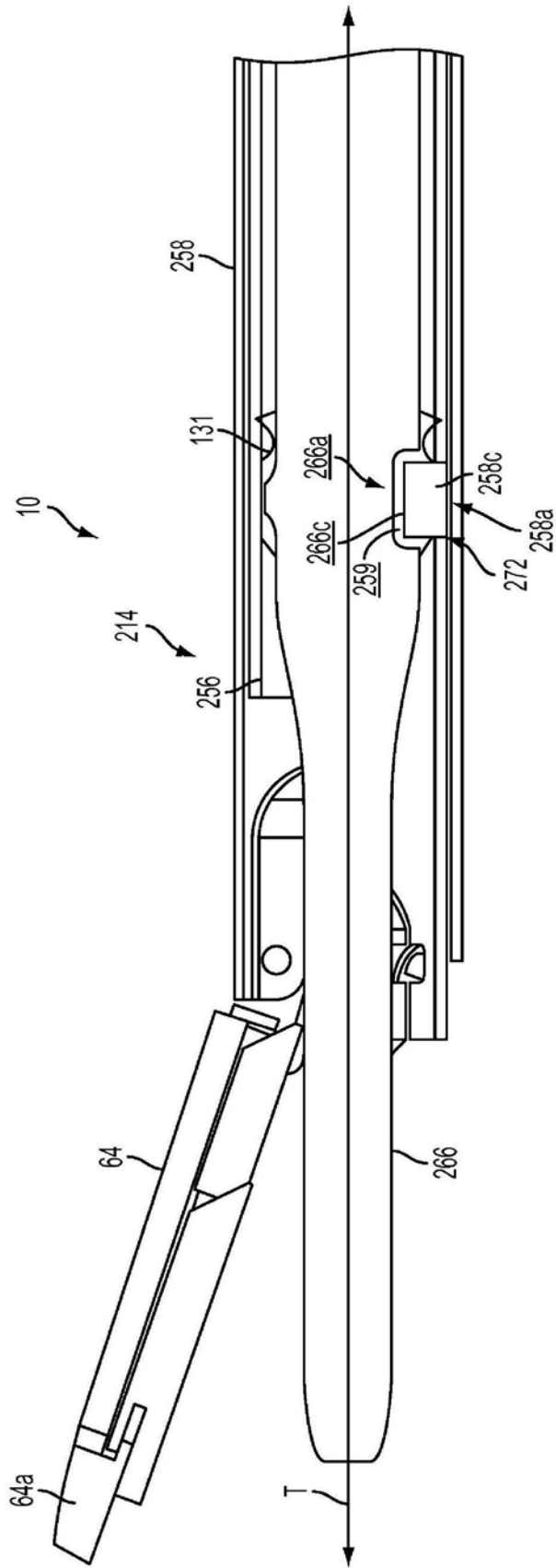


图6

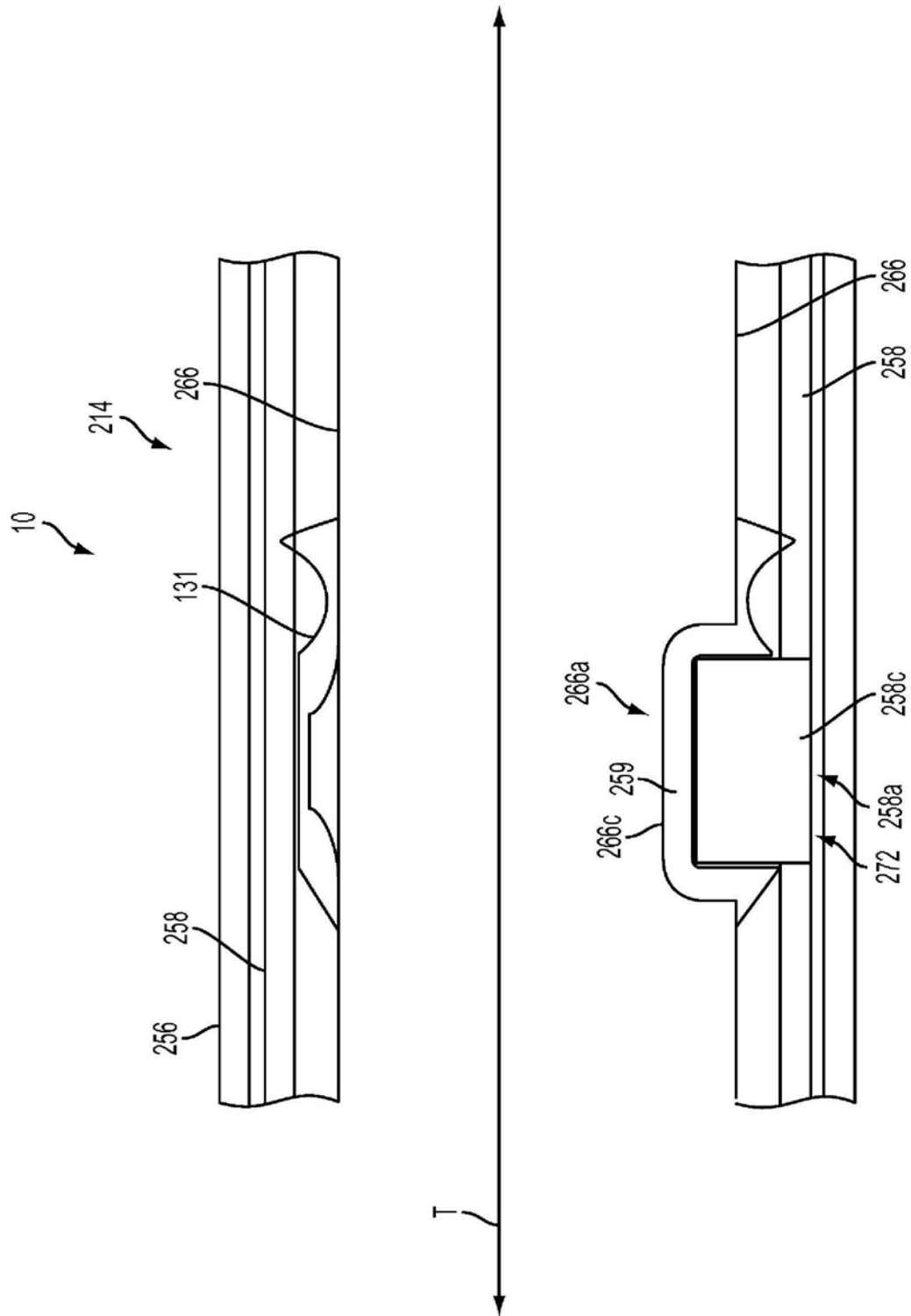


图6A

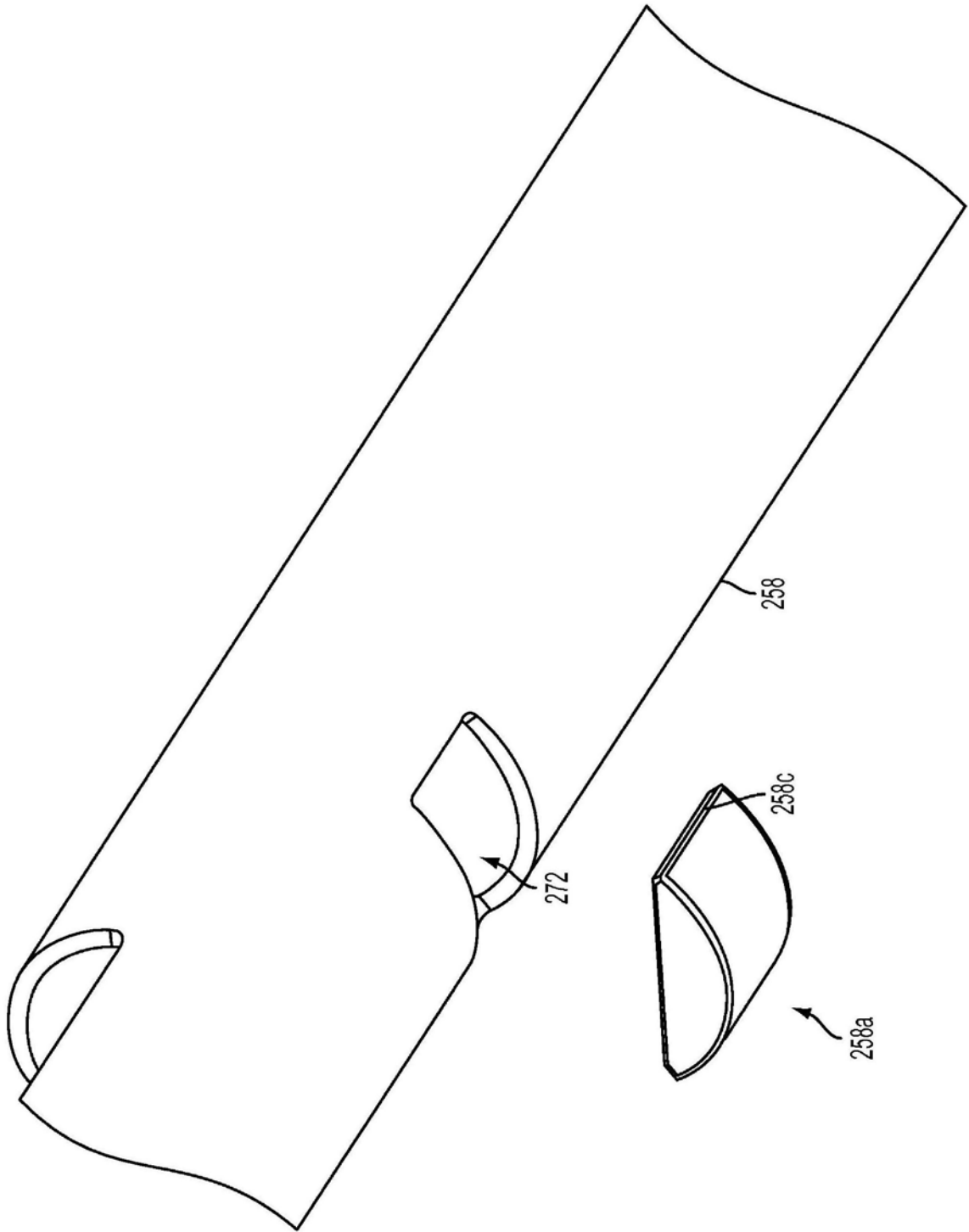


图7

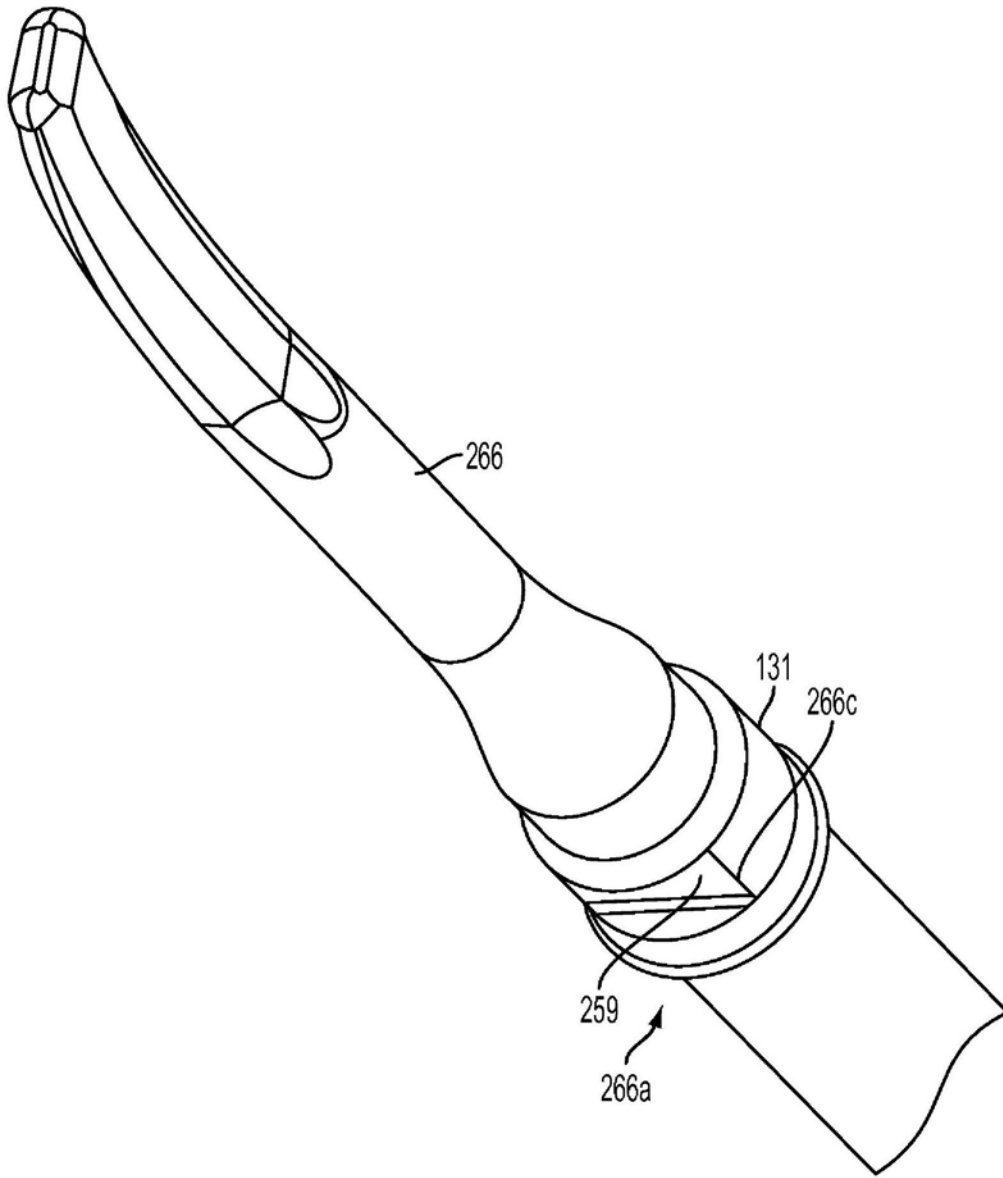


图8

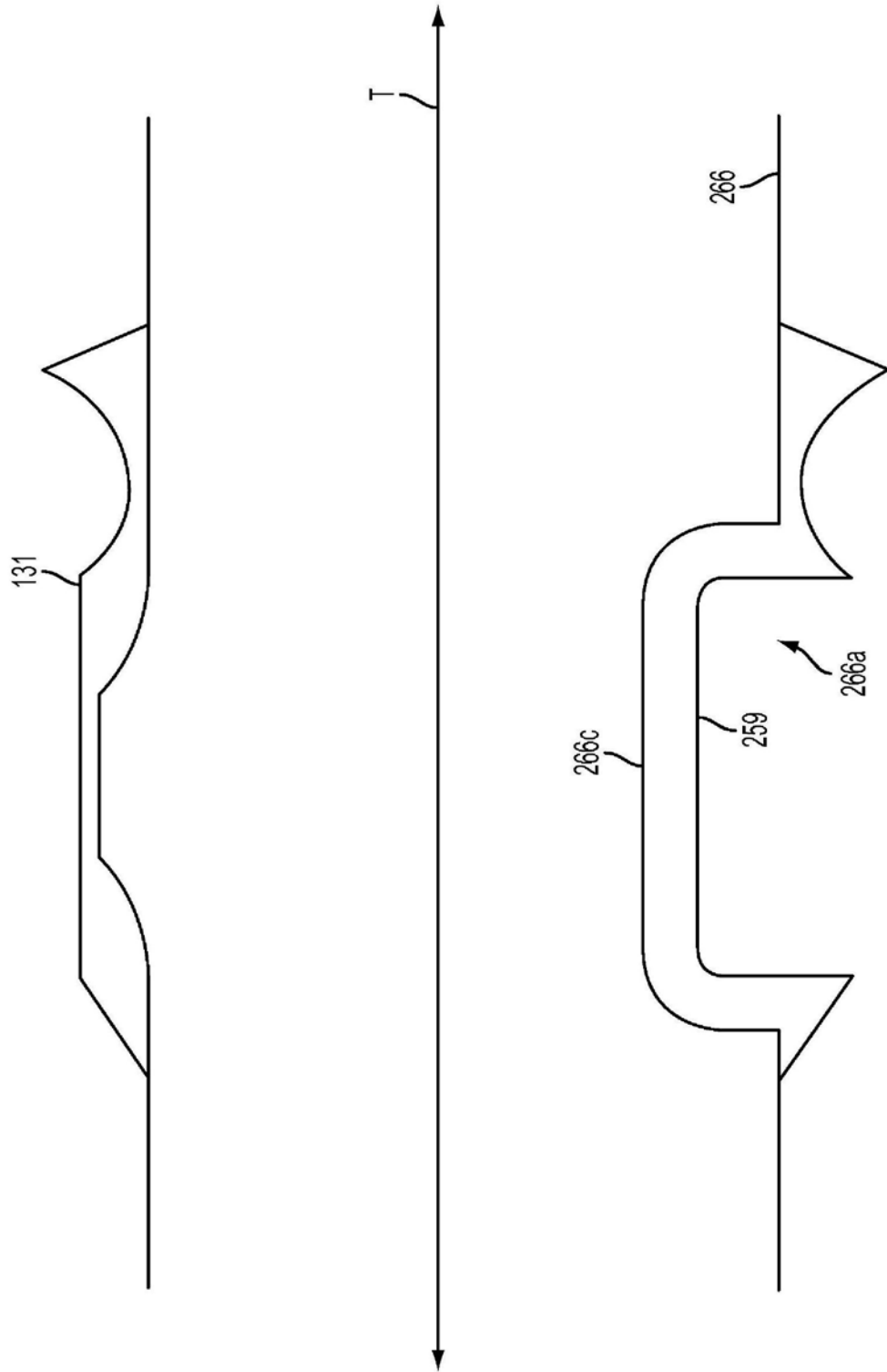


图9

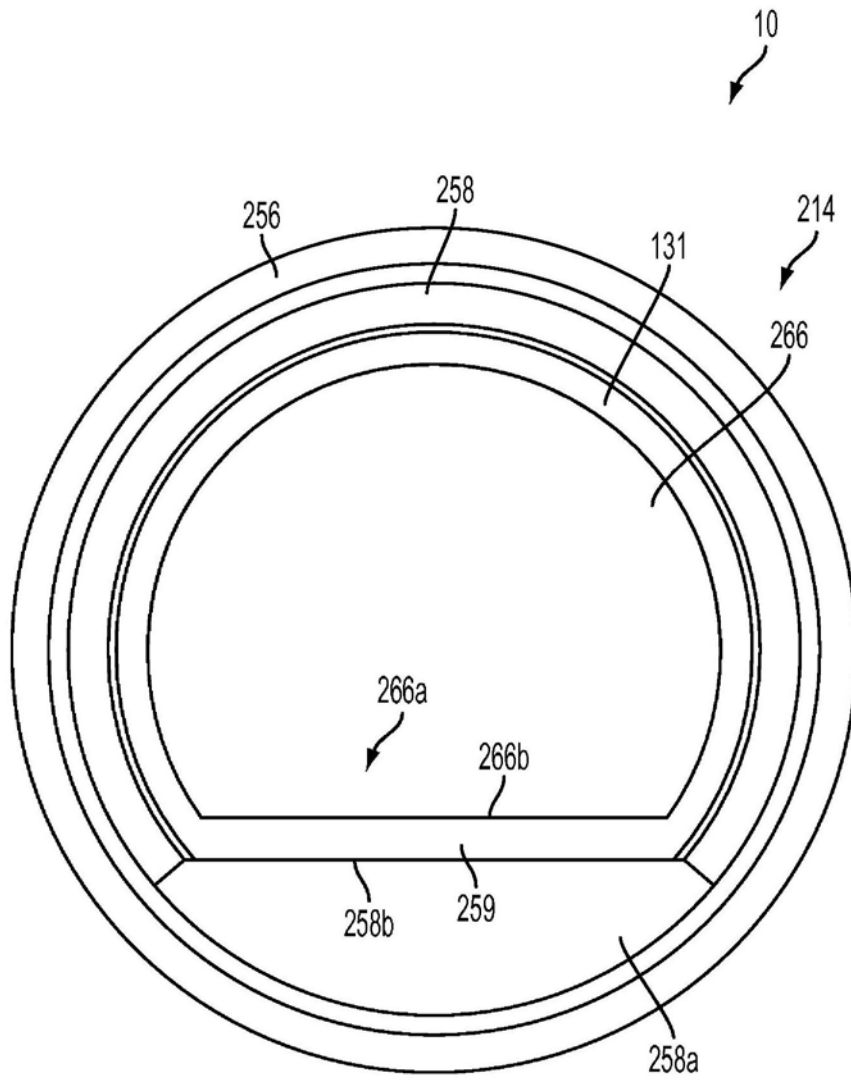


图10

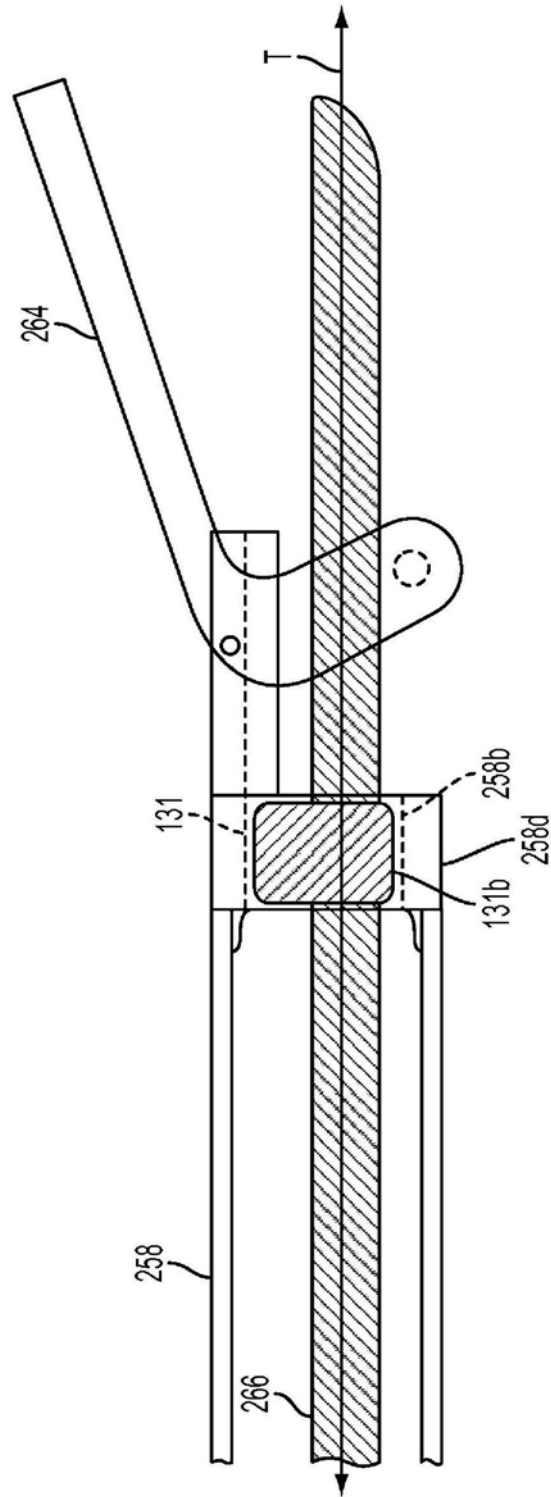


图11

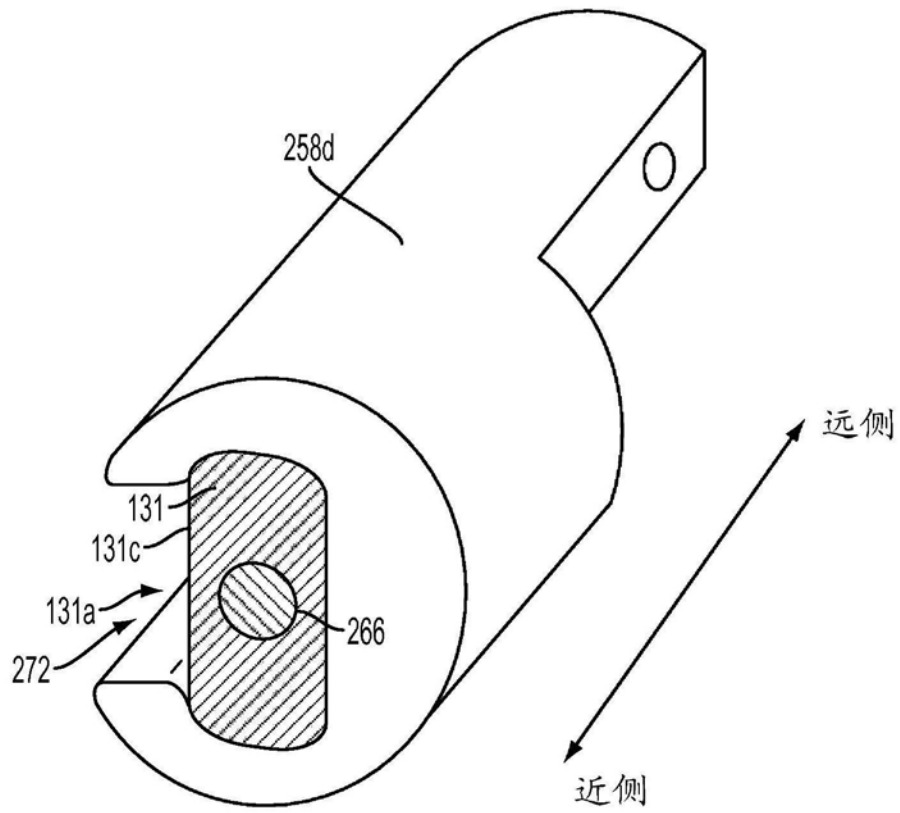


图12

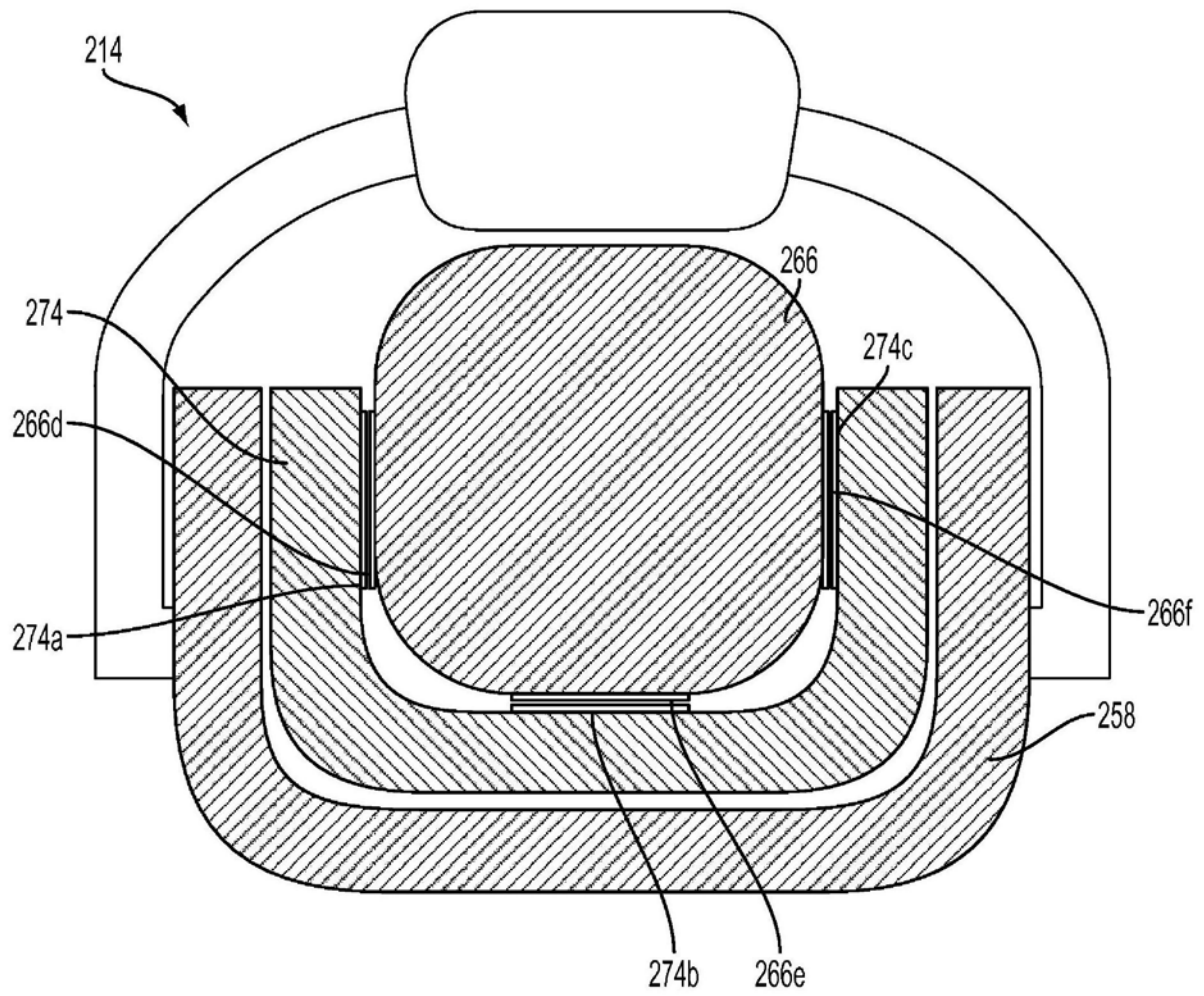


图13

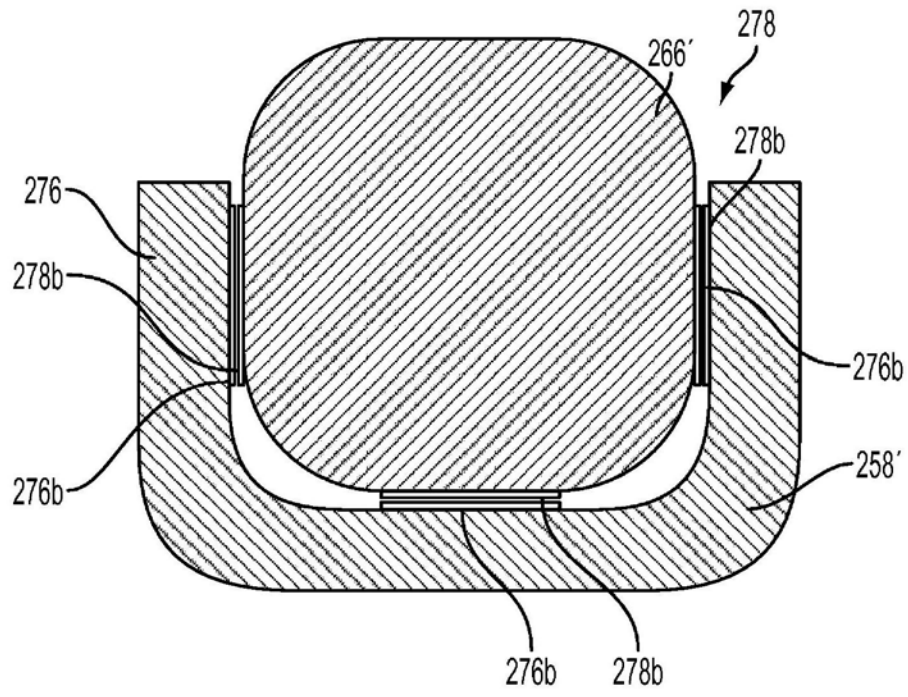


图14

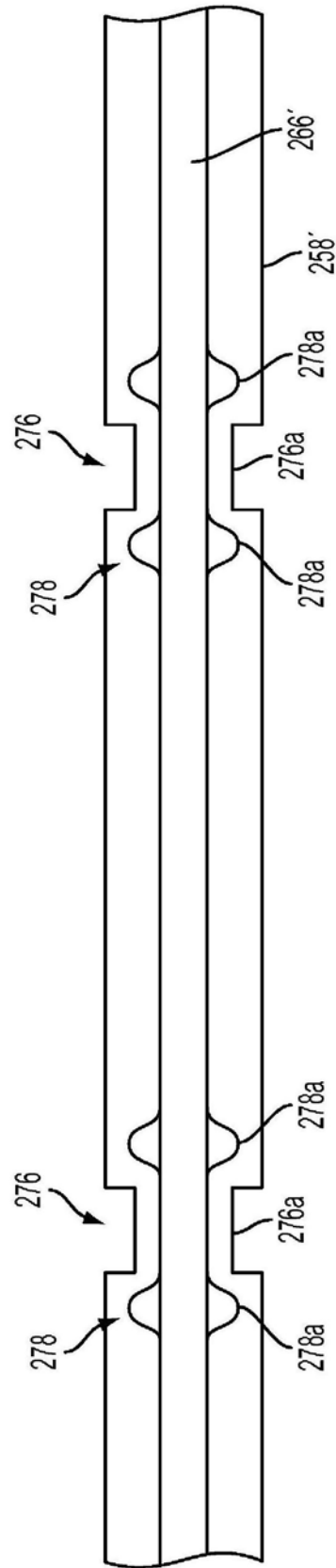


图15

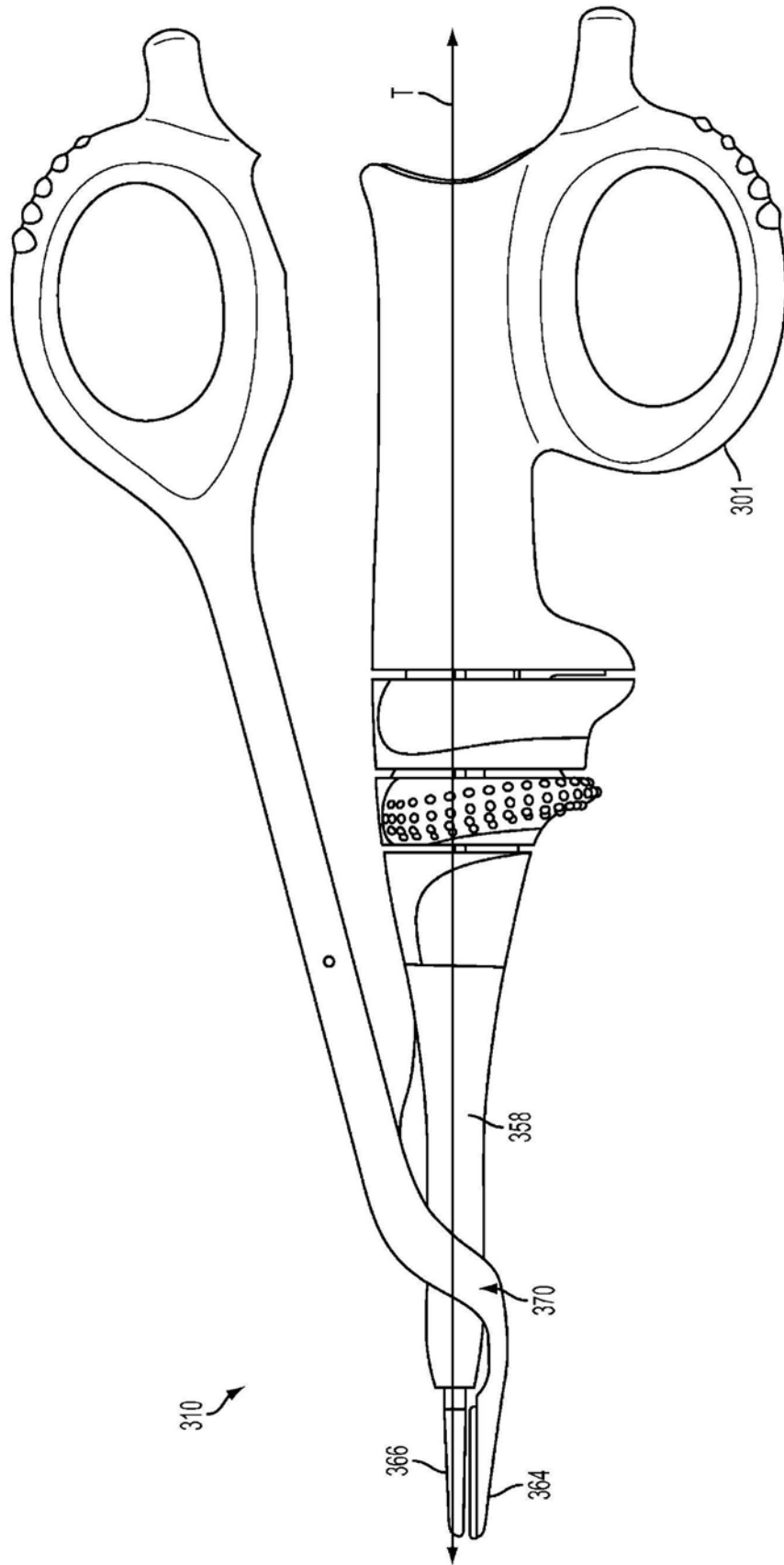


图16

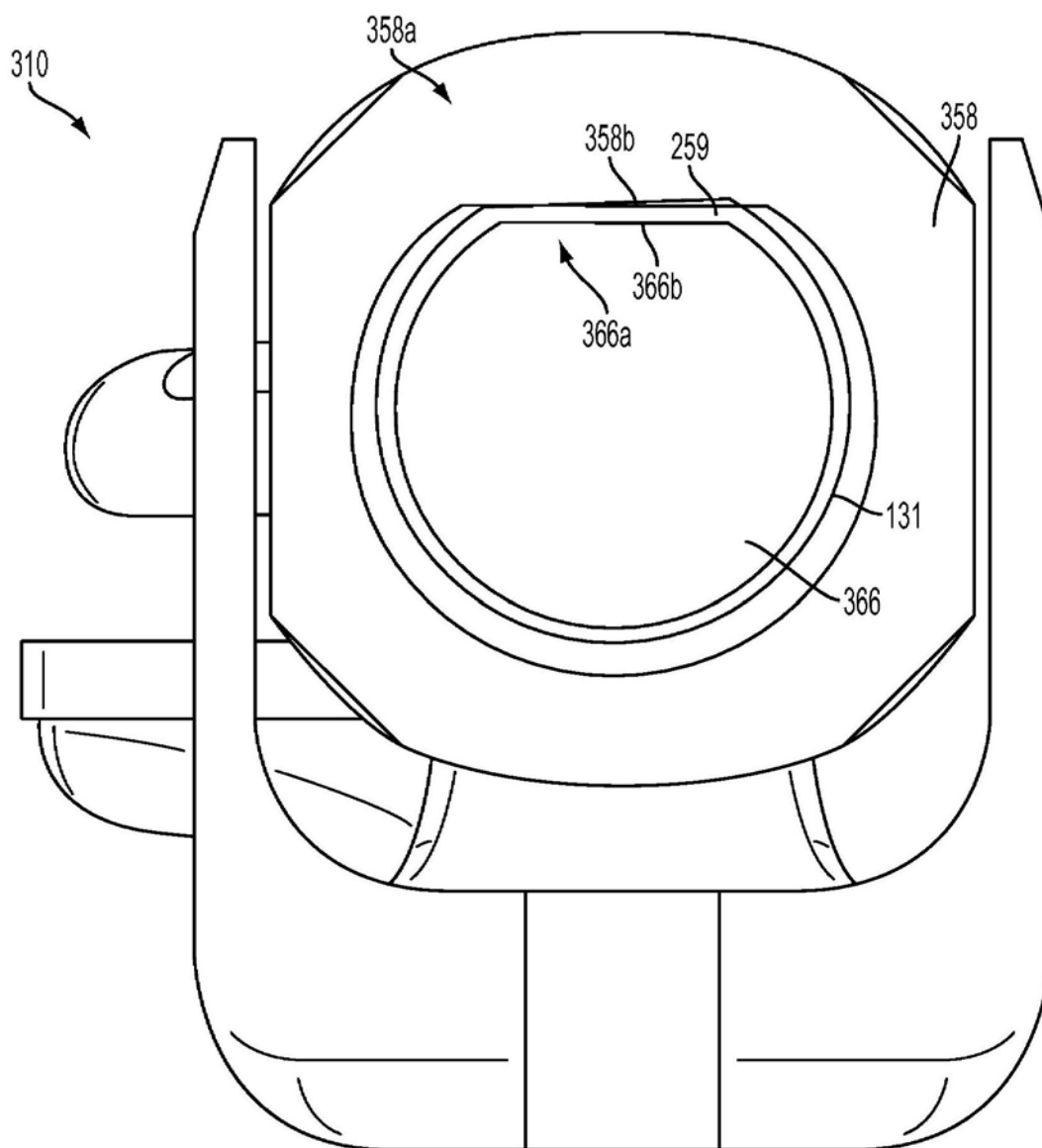


图17

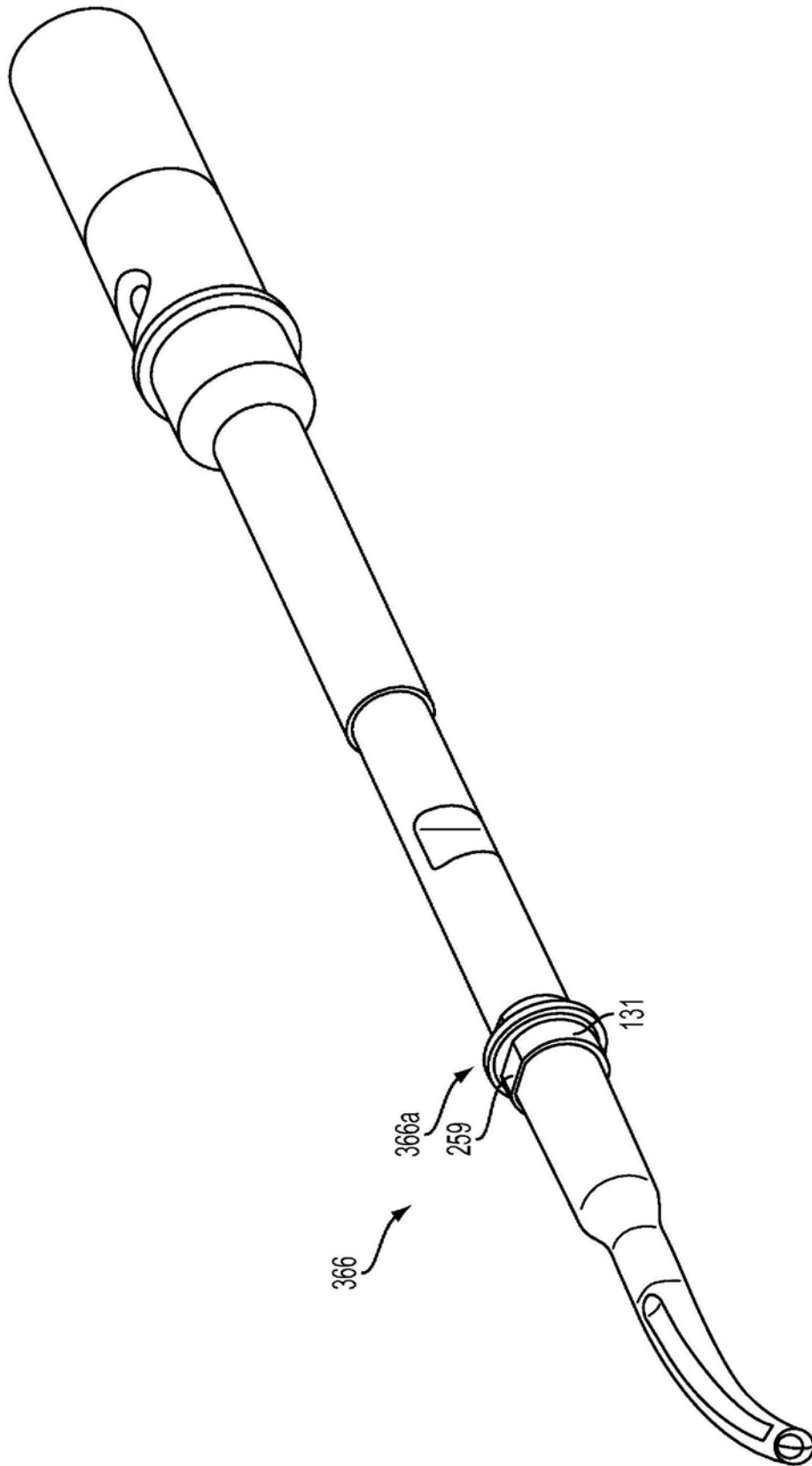


图18

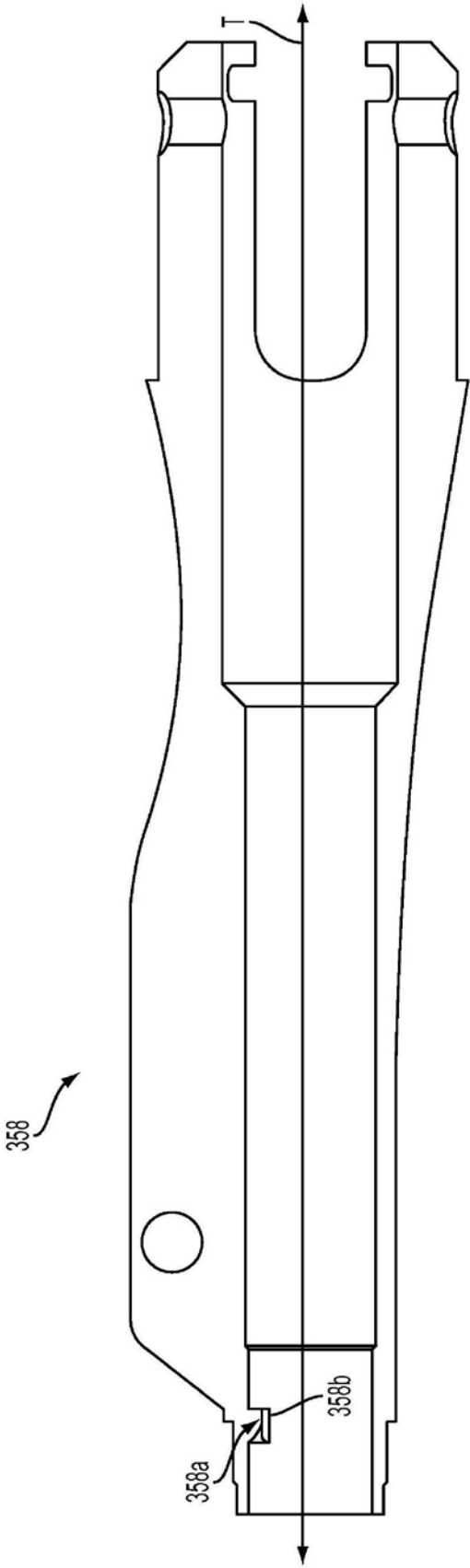


图19

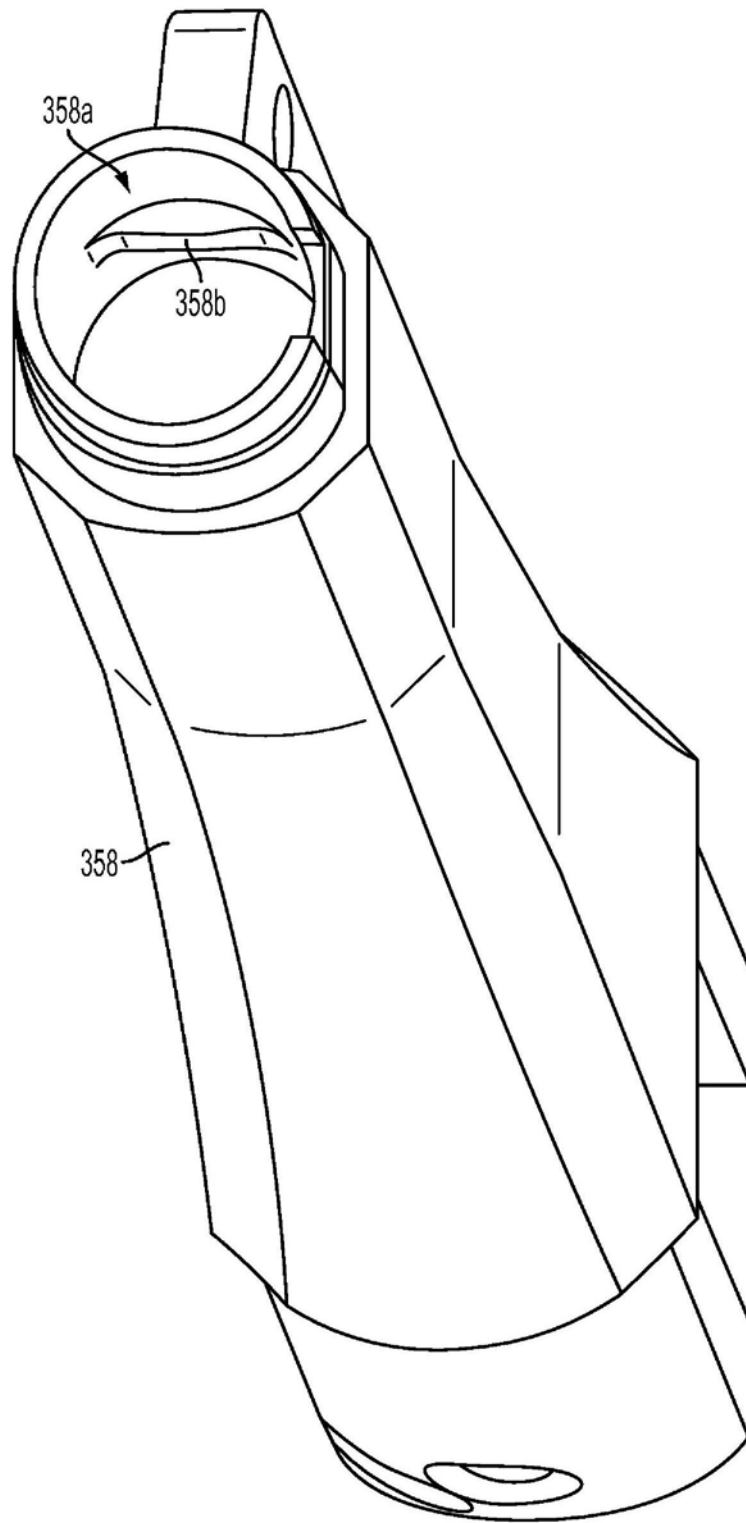


图20

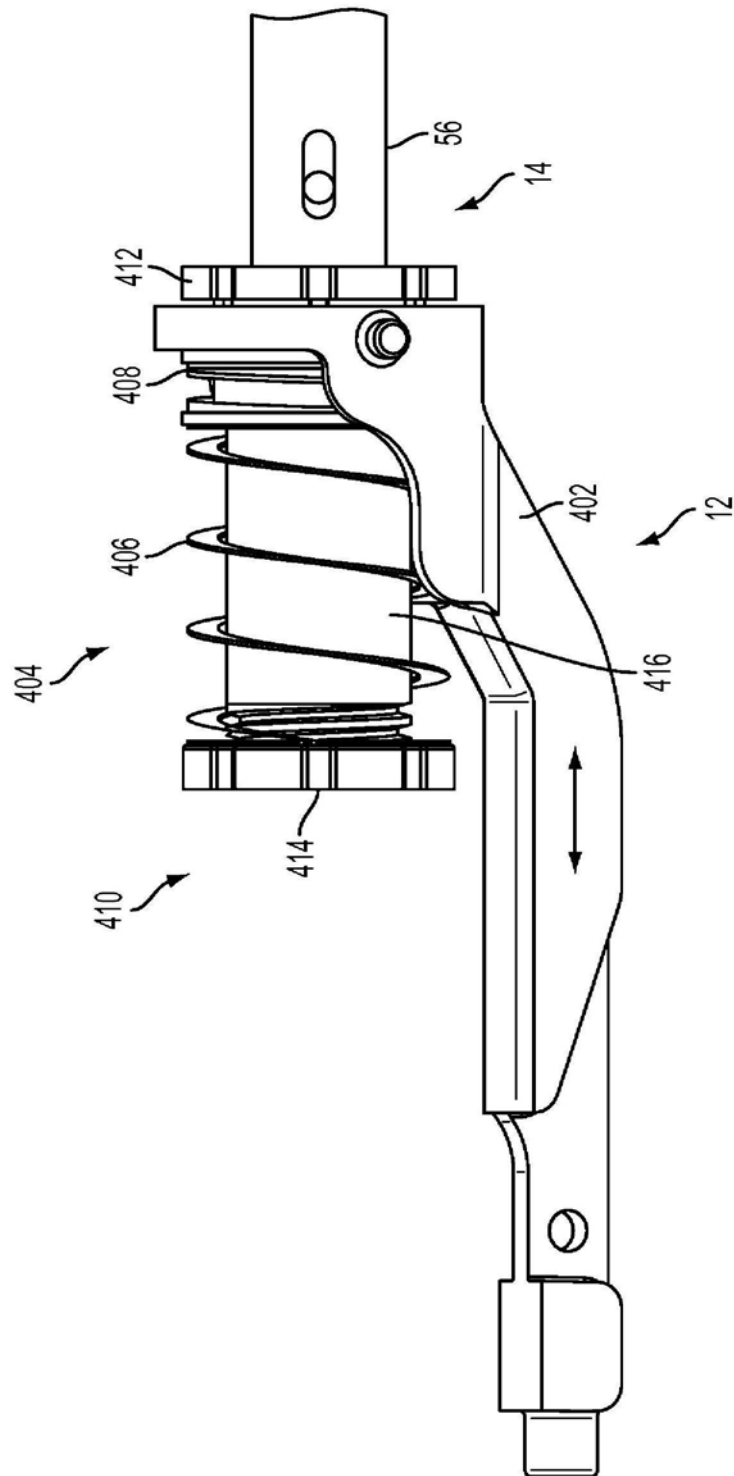


图21A

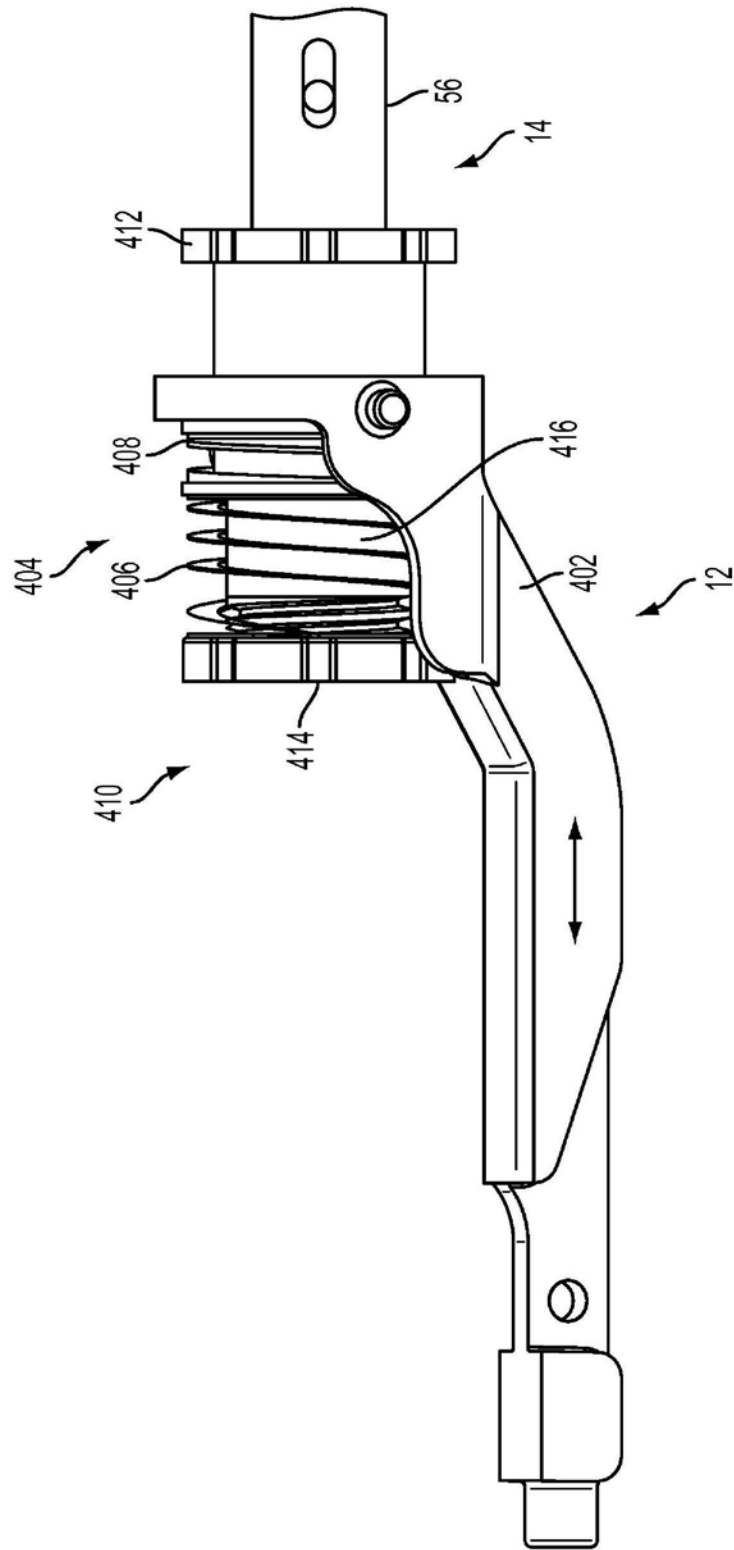


图21B

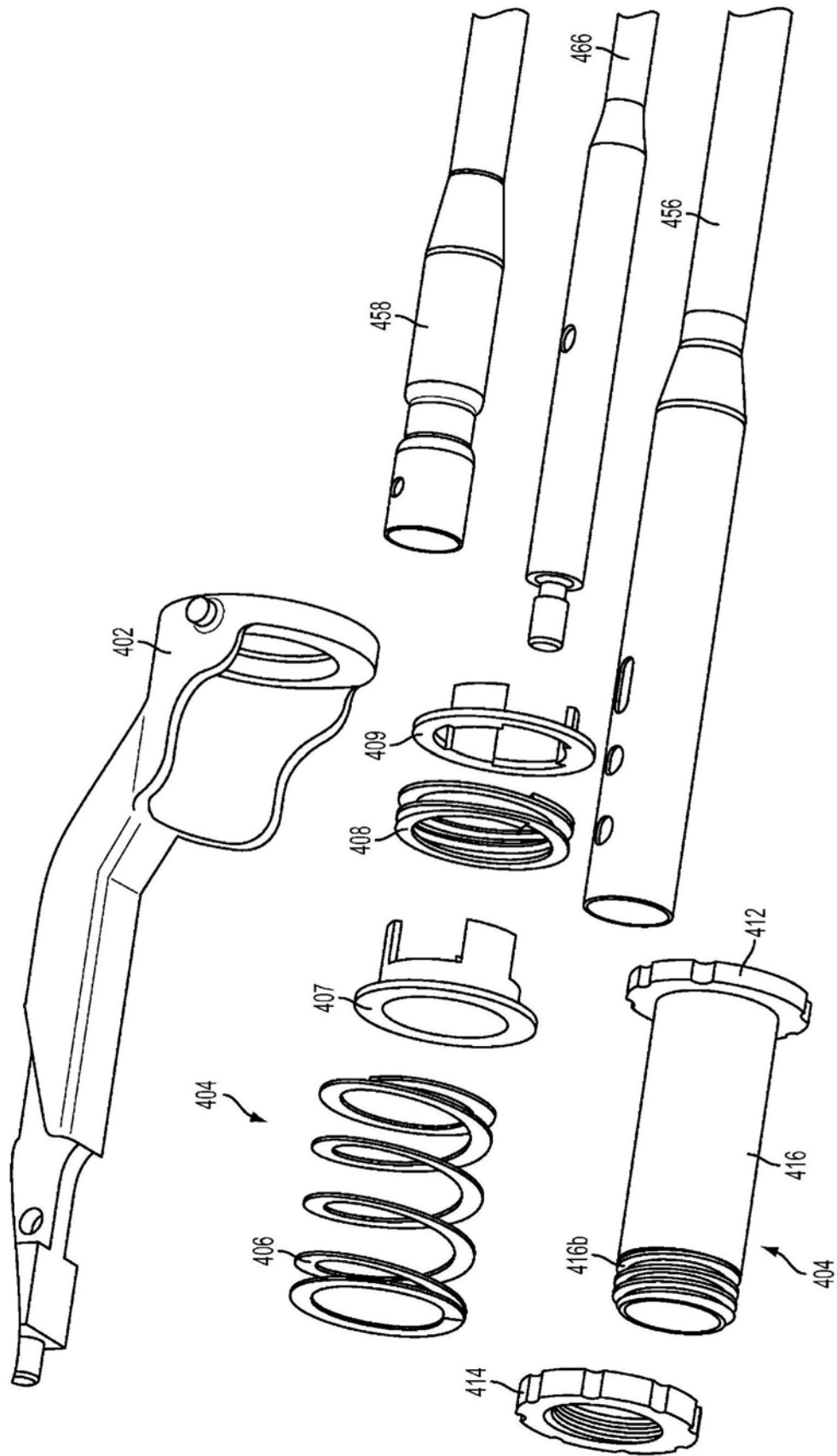


图22

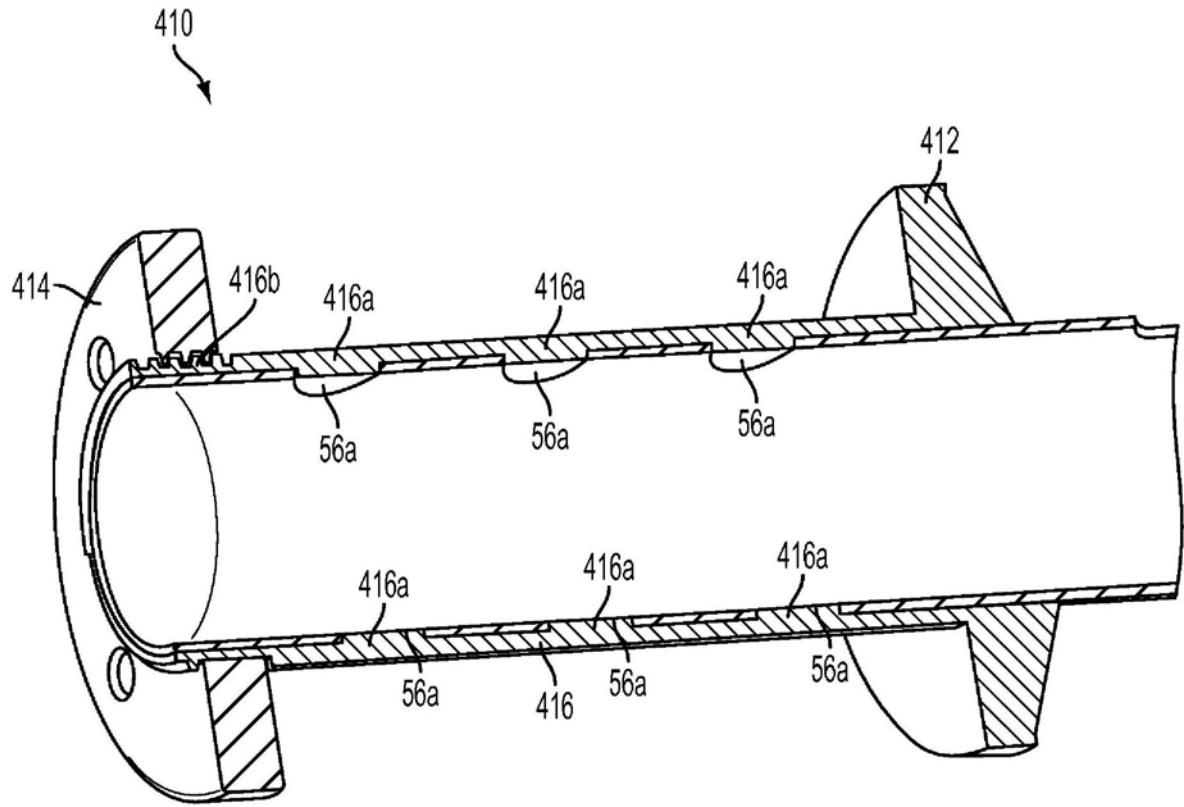


图23

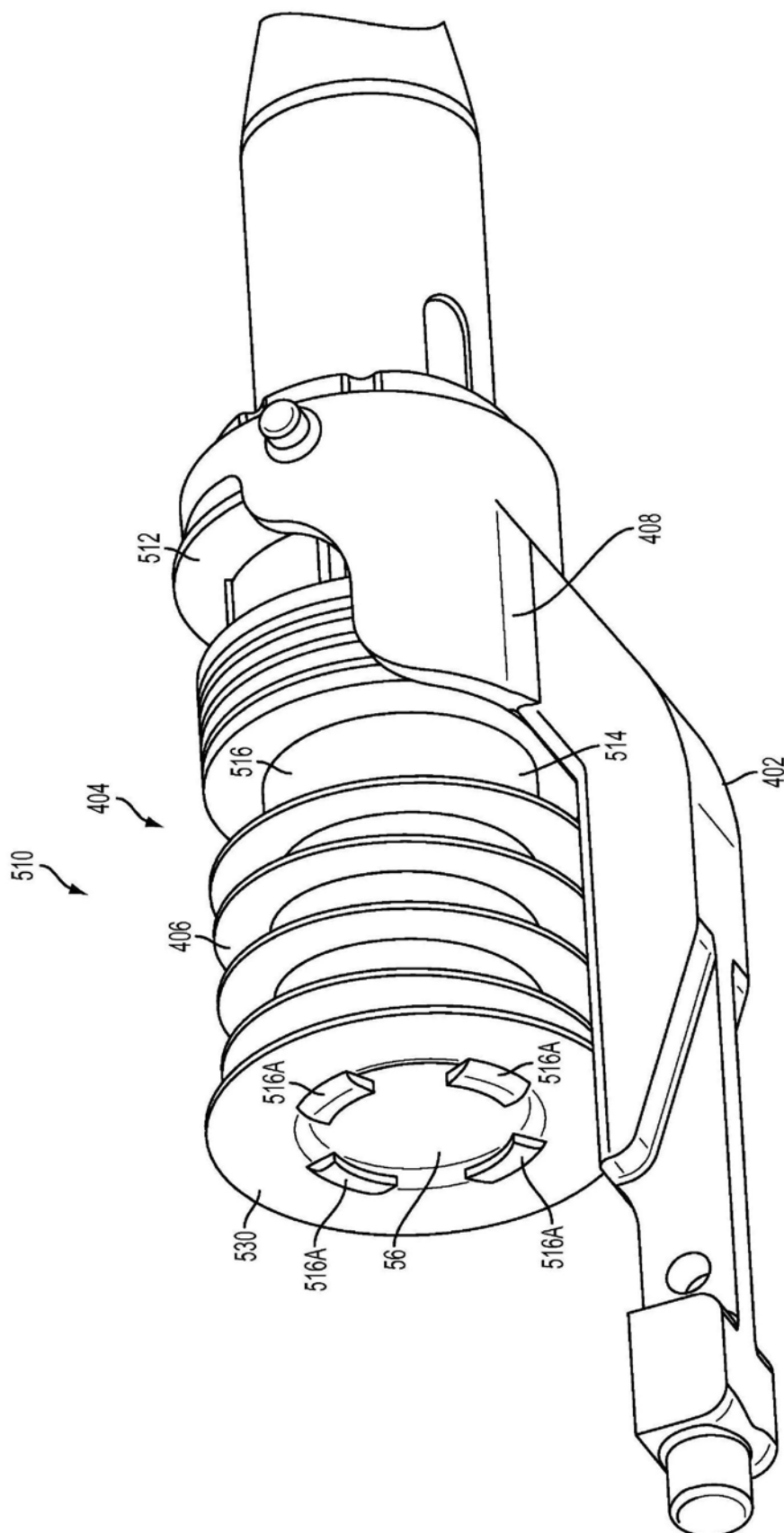


图24

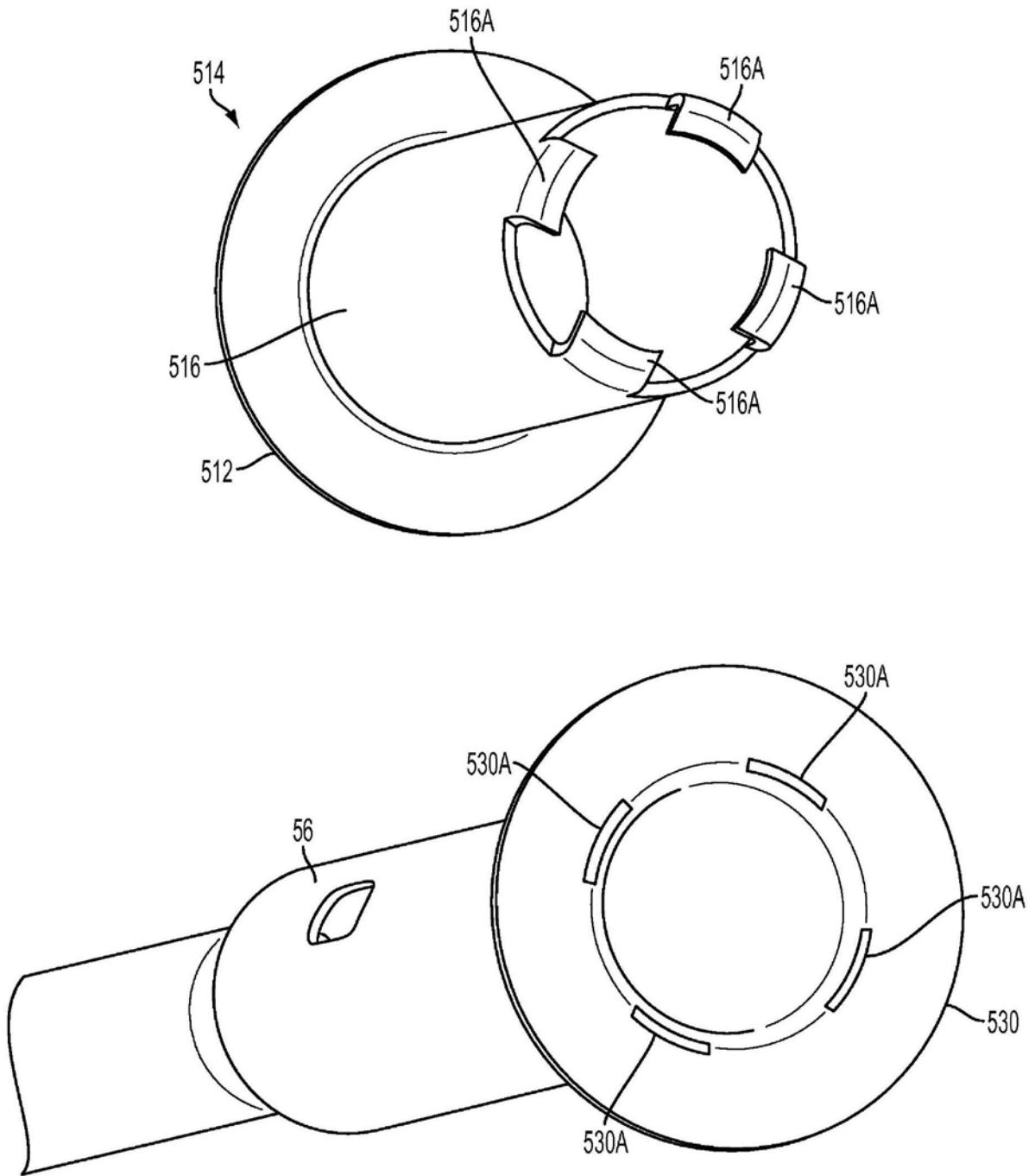


图25

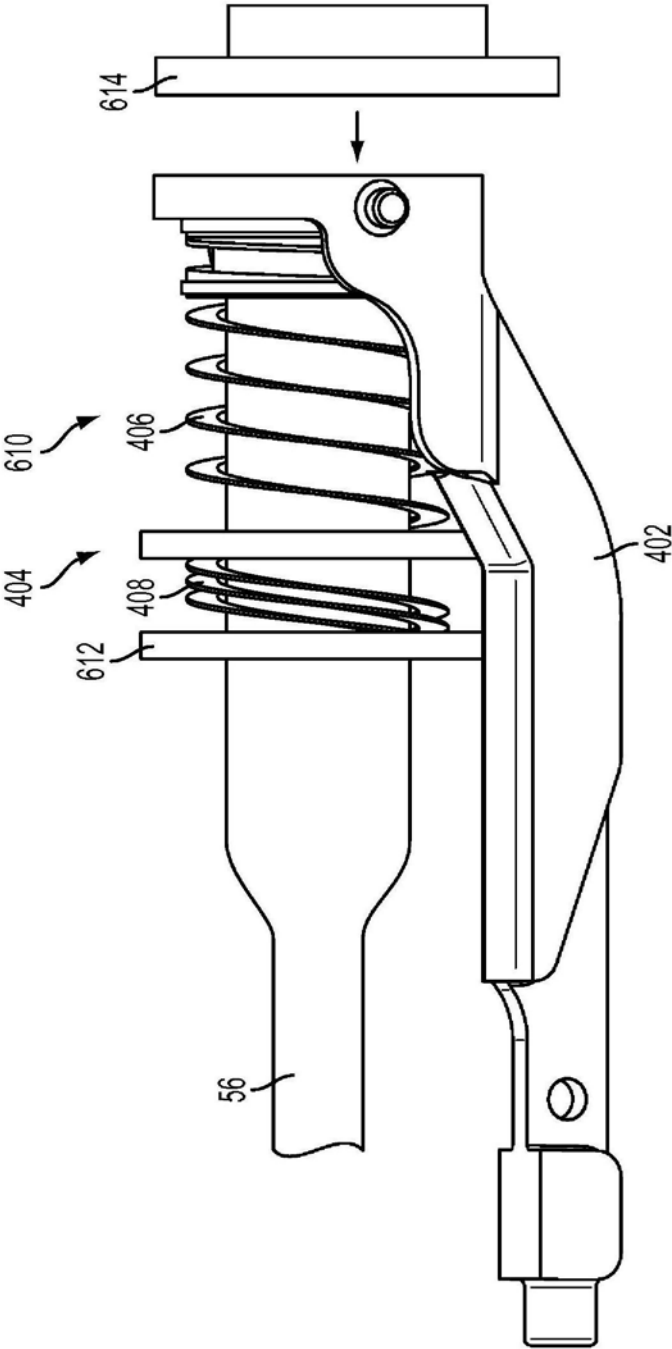


图26

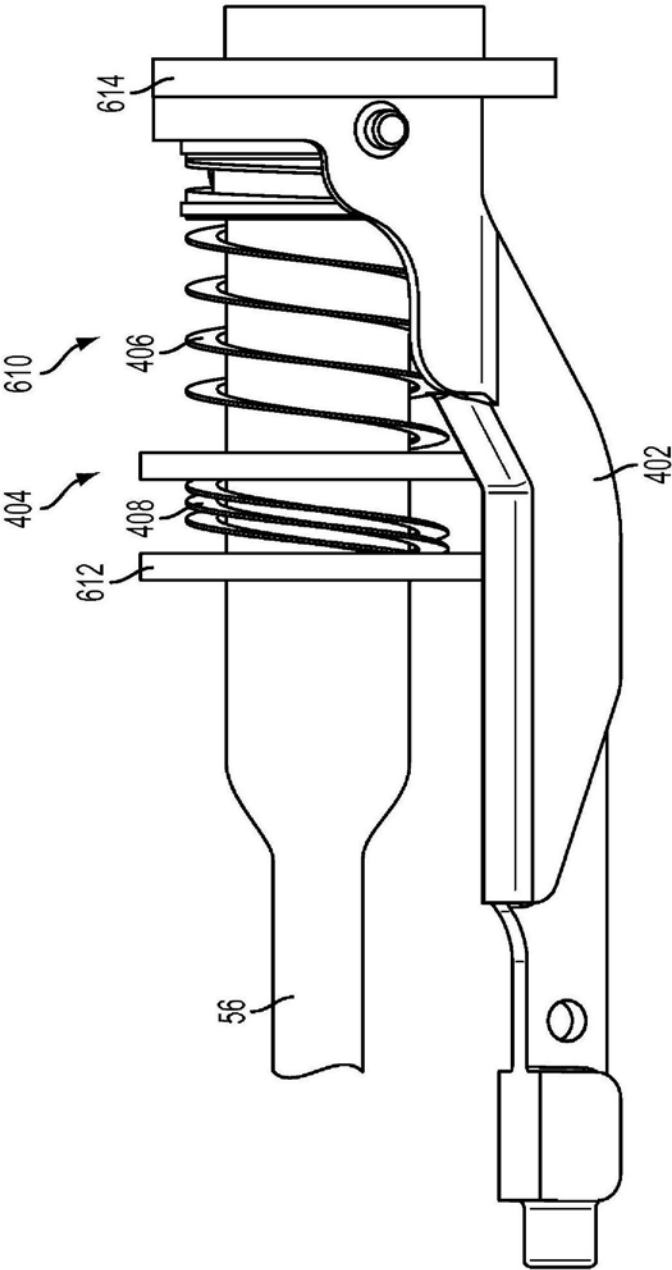


图26A

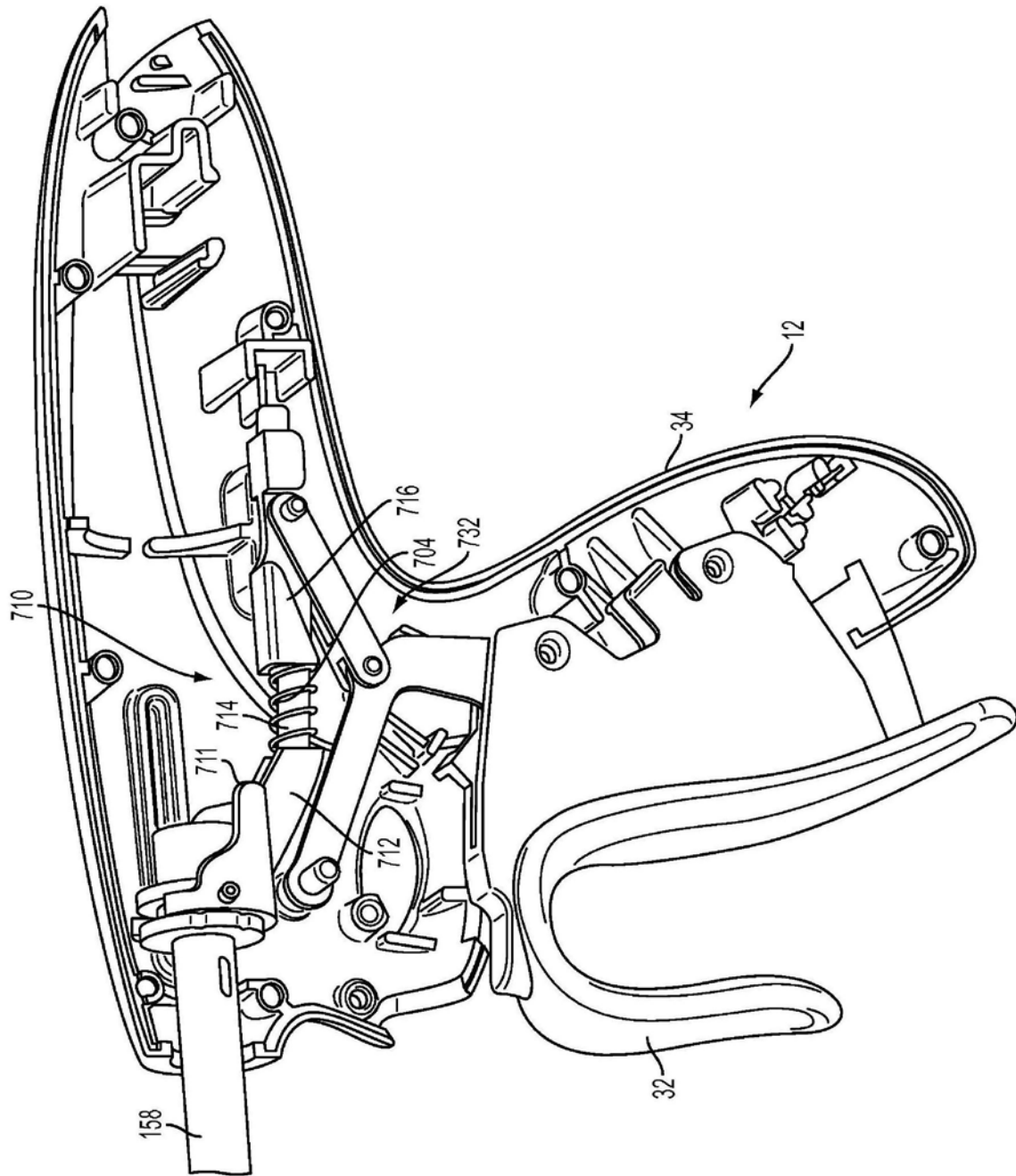


图27

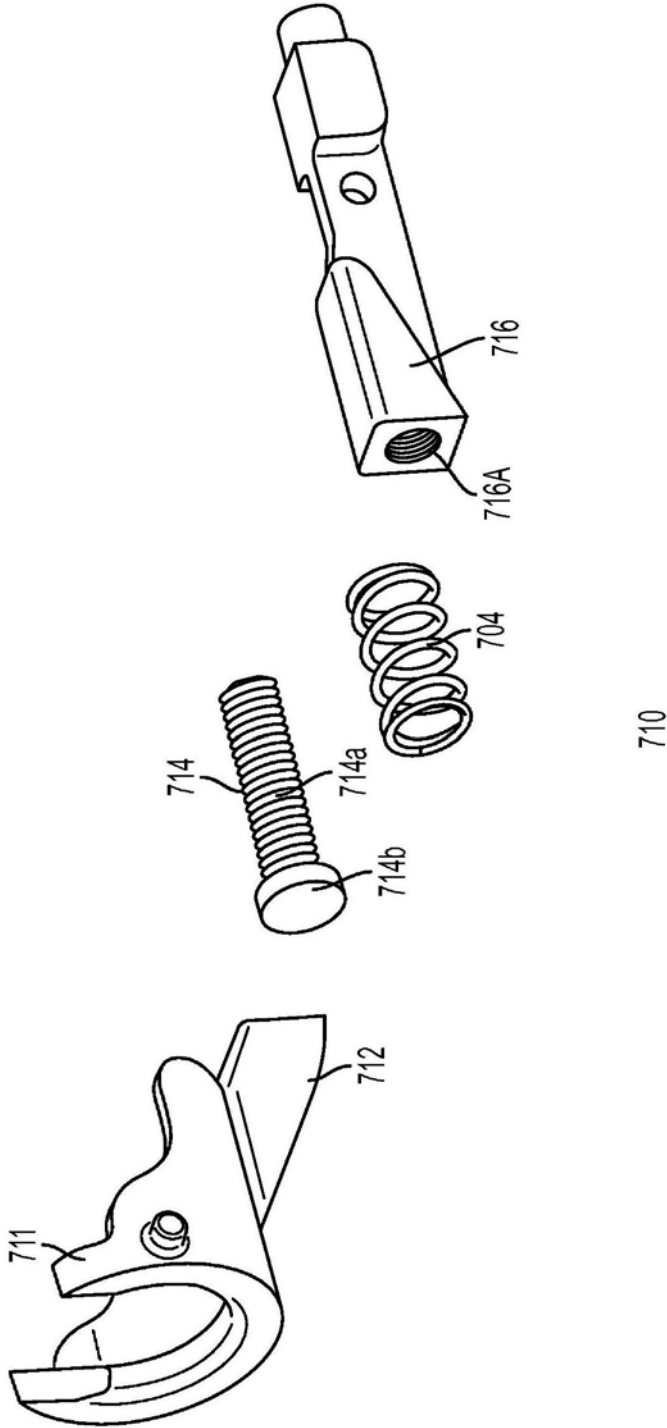


图28

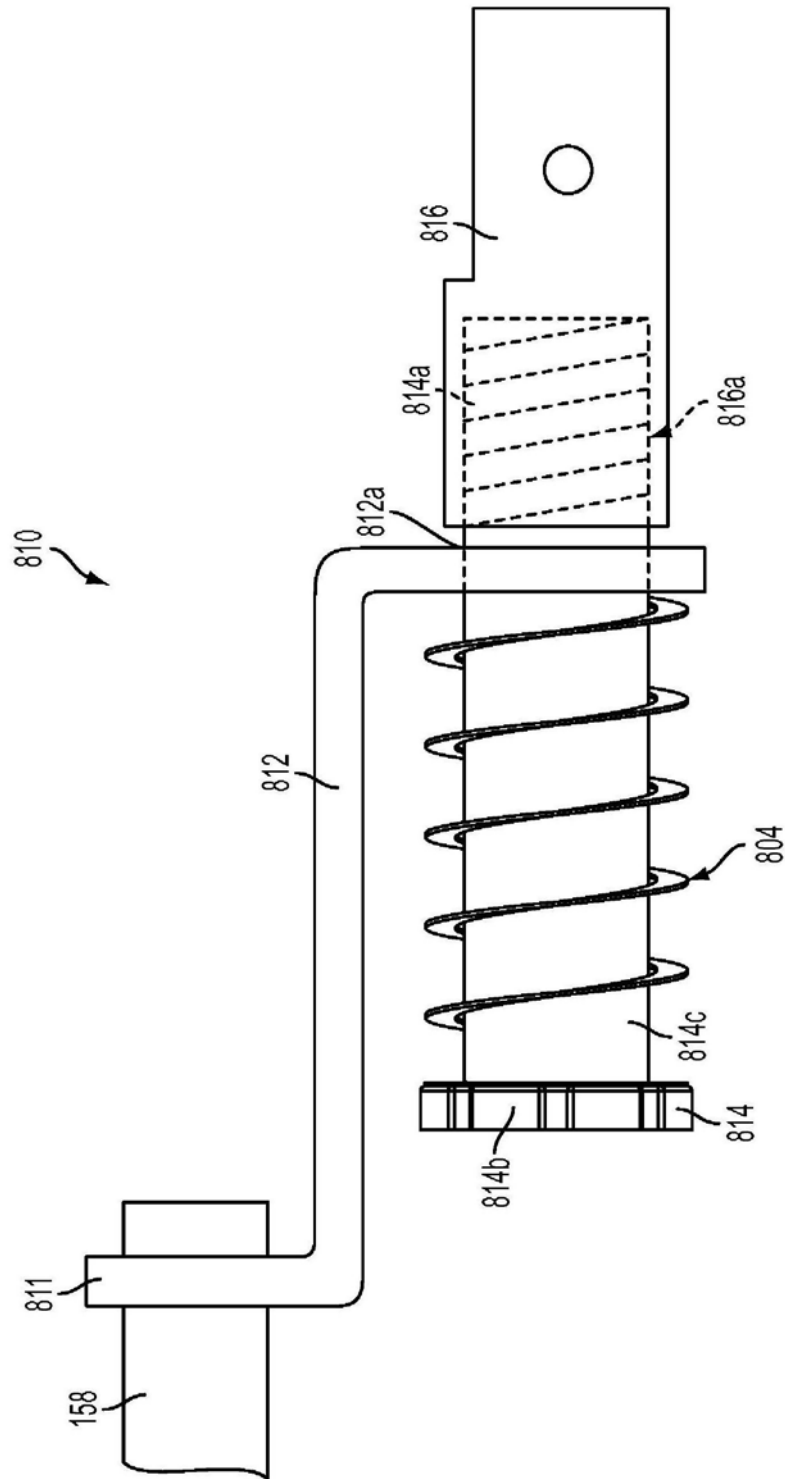


图29

专利名称(译)	用于外科器械的致动机构和负载调节组件		
公开(公告)号	CN106999203B	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201580041537.5	申请日	2015-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
[标]发明人	CN法勒 JS吉 PF里斯坦伯格 JT巴特罗斯 DA门罗 BD迪克森 JD梅瑟利		
发明人	C·N·法勒 J·S·吉 P·F·里斯坦伯格 J·T·巴特罗斯 D·A·门罗 B·D·迪克森 J·D·梅瑟利		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B2017/294 A61B2017/320088 A61B90/03 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
审查员(译)	曾宪章		
优先权	14/448430 2014-07-31 US		
其他公开文献	CN106999203A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声外科器械，包括内管(58)、外管(56)、超声刀(66)和可相对于超声刀(66)以能够枢转的方式运动的夹持构件(64)。超声刀(66)声学上联接到超声换能器(16)。夹持构件(64)能够相对于超声刀(66)在相对于超声刀(66)在打开构型和接近构型之间以能够枢转的方式运动，其中夹持构件(64)以能够枢转的方式联接到内管(58)，其中夹持构件以能够枢转的方式联接到外管(56)，并且其中外管(56)相对于内管(58)在第一位置和第二位置之间的运动使夹持构件(64)在打开构型和接近构型之间转变。

