(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107530100 A
(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680021953.3

(22)申请日 2016.04.15

(30)优先权数据
14/688,497 2015.04.16 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.10.13

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2016/027684 2016.04.15

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/168549 EN 2016.10.20

(71)申请人 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 W·B·威森伯格二世
B·C·沃雷尔 J·D·梅瑟利
K·L·皮洛奇 C·N·法勒
J·B·舒尔特 K·登津杰
J·E·霍洛 J·R·沙丽文
B·D·布莱克 F·L·埃斯特拉
D·A·门罗 S·M·鲁克
T·C·穆伦坎普 G·A·特瑞斯
G·W·约翰森 F·B·斯图伦

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所 11256
代理人 易咏梅

(51)Int.Cl.
A61B 17/32(2006.01)
A61B 17/295(2006.01)

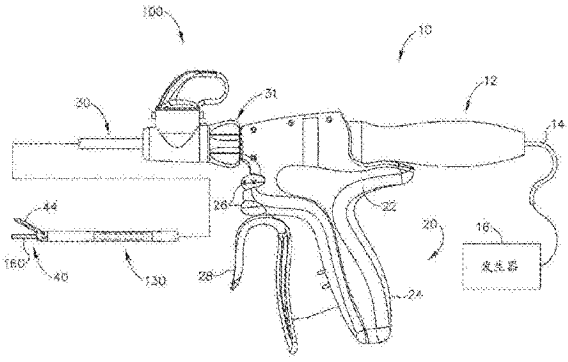
权利要求书3页 说明书31页 附图49页

(54)发明名称

具有可动刚性化构件的超声外科器械

(57)摘要

本发明公开了一种外科设备，该外科设备包括主体组件、轴、声波导、关节运动节段、端部执行器和刚性化构件。轴从主体组件朝远侧延伸并且限定纵向轴线。声波导包括柔性部分。关节运动节段与轴联接。关节运动节段的一部分包围波导的柔性部分。关节运动节段包括第一构件和第二构件。第二构件能够相对于第一构件纵向平移。端部执行器包括与波导声学通信的超声刀。刚性化构件被构造成能够选择性地接合关节运动节段的至少一部分，从而向关节运动节段选择性地提供刚性。



CN 107530100 A

1.一种用于对组织进行操作的设备，所述设备包括：

(a)主体组件；

(b)轴，所述轴从所述主体组件朝远侧延伸，其中所述轴限定纵向轴线；

(c)声波导，其中所述波导包括柔性部分；

(d)关节运动节段，所述关节运动节段与所述轴联接，其中所述关节运动节段的一部分包围所述波导的所述柔性部分，其中所述关节运动节段还包括：

(i)第一构件，和

(ii)第二构件，其中所述第二构件能够相对于所述第一构件纵向平移；

(e)端部执行器，所述端部执行器包括与所述波导声学通信的超声刀；和

(f)刚性化构件，其中所述刚性化构件被构造成能够选择性地接合所述关节运动节段的至少一部分，从而向所述关节运动节段选择性地提供刚性。

2.根据权利要求1所述的设备，其中所述刚性化构件能够相对于所述轴运动，以选择性地接合所述关节运动节段的至少一部分。

3.根据权利要求2所述的设备，其中所述刚性化构件围绕所述轴的至少一部分设置。

4.根据权利要求3所述的设备，其中所述刚性化构件包括细长管状构件，其中所述细长管状构件能够相对于所述轴平移，以覆盖所述关节运动节段的至少一部分，从而向所述关节运动节段提供刚性。

5.根据权利要求4所述的设备，其中所述轴包括远侧止挡构件和近侧止挡构件，其中所述远侧止挡构件被构造成能够将所述细长管状构件固定在第一纵向位置上，其中所述近侧止挡构件被构造成能够将所述细长管状构件固定在第二纵向位置上，其中所述细长管状构件的所述第一纵向位置对应于覆盖所述关节运动节段的至少一部分的所述细长管状构件。

6.根据权利要求4所述的设备，其中所述细长管状构件的至少一部分延伸到所述主体组件中，其中所述主体组件包括刚性化构件致动组件，其中所述刚性化构件致动组件被构造成能够使所述细长管状构件在第一纵向位置和第二纵向位置之间转换。

7.根据权利要求6所述的设备，其中所述细长管状构件被构造成能够在所述细长管状构件处于所述第二纵向位置时向所述关节运动节段提供刚性。

8.根据权利要求3所述的设备，其中所述刚性化构件能够围绕所述轴在第一角位置和第二角位置之间旋转，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第二角位置时向所述关节运动节段提供刚性，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第一角位置时允许所述关节运动节段挠曲。

9.根据权利要求8所述的设备，其中所述刚性化构件包括多个连接件，其中每个连接件包括至少一个弯曲特征结构和至少一个刚性化特征结构。

10.根据权利要求9所述的设备，其中所述多个连接件中的每个连接件联接到所述多个连接件中的另一个连接件，其中每个连接件的每个弯曲特征结构沿第一平面对准，其中每个刚性化特征结构沿第二平面对准，其中所述刚性化构件被构造成能够围绕所述第一平面弯曲，其中所述刚性化构件被构造成围绕所述第二平面为刚性的。

11.根据权利要求10所述的设备，其中当所述刚性化构件处于所述第一位置时，所述刚性化构件的所述第一平面与所述关节运动节段的关节运动平面对准，其中当所述刚性化构件处于所述第二位置时，所述刚性化构件的所述第二平面与所述关节运动节段的所述关节

运动平面对准。

12.根据权利要求8所述的设备，其中所述刚性化构件包括至少一个一体式接片，其中所述一体式接片被构造成能够与所述关节运动节段接合以在所述刚性化构件处于所述第二位置时防止所述关节运动节段的运动。

13.根据权利要求1所述的设备，其中所述刚性化构件包括第一互锁线圈和第二互锁线圈，其中所述第二互锁线圈被构造成能够在第一位置和第二位置之间转换，其中当所述第二互锁线圈处于所述第一位置时，所述第二互锁线圈与所述第一互锁线圈至少部分地分开，其中当所述第二互锁线圈处于所述第二位置时，所述第一互锁线圈与所述第一互锁线圈完全互锁，其中所述刚性化构件被构造成能在所述第二互锁线圈处于所述第二位置时防止所述关节运动节段的运动，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述第二互锁线圈处于所述第一位置时允许所述关节运动节段挠曲。

14.根据权利要求1所述的设备，其中所述刚性化构件的至少一部分设置在所述轴的至少一部分内。

15.根据权利要求14所述的设备，其中所述刚性化构件能够在所述轴内且在第一纵向位置和第二纵向位置之间平移，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第二纵向位置时与所述关节运动节段接合，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第二纵向位置时防止所述关节运动节段的运动。

16.根据权利要求15所述的设备，其中所述主体组件包括刚性化构件致动组件，其中所述刚性化构件致动组件被构造成能够使所述刚性化构件在所述第一纵向位置和所述第二纵向位置之间转换。

17.一种用于对组织进行操作的设备，所述设备包括：

(a)主体组件；

(b)轴，所述轴从所述主体组件朝远侧延伸，其中所述轴限定纵向轴线；

(c)关节运动节段，所述关节运动节段与所述轴联接；

(d)端部执行器，所述端部执行器与所述关节运动节段联接，其中所述端部执行器包括被构造成能够接合组织的作业元件；

(e)关节运动驱动组件，所述关节运动驱动组件能够操作以驱动所述关节运动节段的关节运动，从而使所述端部执行器从所述纵向轴线偏转；和

(f)刚性化组件，其中所述刚性化组件包括至少一个加劲件，其中所述加劲件能够在第一位置和第二位置之间运动，其中所述加劲件能够操作以在所述加劲件处于所述第二位置时刚性化所述关节运动节段，其中所述加劲件能够操作以在所述加劲件处于所述第一位置时允许所述关节运动节段的挠曲。

18.根据权利要求17所述的设备，其中所述加劲件设置在所述轴的外部上，其中所述加劲件被构造成能够沿所述轴的至少一部分平移，以使所述加劲件在所述第一位置和所述第二位置之间转换。

19.根据权利要求17所述的设备，其中所述加劲件设置在所述轴的至少一部分内，其中所述加劲件被构造成能够在所述轴的至少一部分内平移，以在所述第一位置和所述第二位置之间转换，其中所述加劲件被构造成能够在所述加劲件处于所述第二位置时接合所述关节运动节段的至少一部分。

20.一种用于对组织进行操作的设备，所述设备包括：

(a)主体组件；

(b)轴，所述轴从所述主体组件朝远侧延伸，其中所述轴限定纵向轴线；

(c)关节运动节段，所述关节运动节段与所述轴联接；

(d)端部执行器，所述端部执行器与所述关节运动节段联接；

(e)第一对平移构件，其中所述第一对平移构件能够操作以致动所述关节运动节段，从而使所述端部执行器从所述纵向轴线偏转；

(f)驱动组件，所述驱动组件与所述第一对平移构件连通，其中所述驱动组件被构造成能够平移所述第一对平移构件，以致动所述关节运动节段；和

(g)刚性化构件，其中所述刚性化构件与所述轴相关联，其中所述刚性化构件能够相对于所述轴运动以接合所述关节运动节段，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件与所述关节运动节段接合时刚性化所述关节运动节段。

具有可动刚性化构件的超声外科器械

背景技术

[0001] 多种外科器械包括端部执行器，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)。这些器械包括将电力转换成超声振动的压电元件，所述超声振动沿着声波导传送到刀元件。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。

[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®超声剪刀以及HARMONIC SYNERGY®超声刀，上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery,Inc.(Cincinnati,Ohio)。此类装置和相关概念的另一些示例公开于以下专利中：1994年6月21日公布的名称为“CIamp CoaguIator/Cutting System for UItrasonic SurgicaI 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“UItrasonic CIamp CoaguIator Apparatus Having Improved CIamp 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“UItrasonic CIamp CoaguIator Apparatus Having Improved CIamp 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“BIades with FunctionaI BaIance Asymmetries for use with UItrasonic SurgicaI 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“BIades with FunctionaI BaIance Asymmetries for Use with UItrasonic SurgicaI Instruments”的美国专利6,773,444，其公开内容以引用方式并入本文；以及2004年8月31日公布的名称为“Robotic SurgicaI TooI with UItrasound 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] 超声外科器械的其它示例公开于以下专利中：2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an UItrasonic SurgicaI 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“UItrasonic Device for Cutting and CoaguIating”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“UItrasonic Waveguide and BIade”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“UItrasonic Device for Cutting and CoaguIating”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 SurgicaI Instruments”的美国公布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“UItrasonic 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；以及2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for UItrasonic SurgicaI Instruments”的美国专利公布2011/0015660，其公开内容以引用方式并入本文；以及2012年2月2日公布的名称为“UItrasonic SurgicaI Instrument BIades”的美国专利公布2012/0029546，其公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 一些超声外科器械可包括无绳换能器，诸如公开于以下专利中的无绳换能器：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和/或可弯曲超声波导。此类超声外科器械的示例公开于以下专利申请中：1999年4月27日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利5,897,523，其公开内容以引用方式并入本文；1999年11月23日公布的名称为“Ultrasonic Polyp Snare”的美国专利5,989,264，其公开内容以引用方式并入本文；2000年5月16日公布的名称为“Articulable Ultrasonic Surgical Apparatus”的美国专利6,063,098，其公开内容以引用方式并入本文；2000年7月18日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利6,090,120，其公开内容以引用方式并入本文；2002年9月24日公布的名称为“Actuation Mechanism for Surgical Instruments”的美国专利6,454,782，其公开内容以引用方式并入本文；2003年7月8日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Shears”的美国专利6,589,200，其公开内容以引用方式并入本文；2004年6月22日公布的名称为“Method and Waveguides for Changing the Direction of Longitudinal Vibrations”的美国专利6,752,815，其公开内容以引用方式并入本文；2006年11月14日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Shears”的美国专利7,135,030；2009年11月24日公布的名称为“Ultrasound Medical Instrument Having a Medical Ultrasonic Blade”的美国专利7,621,930，其公开内容以引用方式并入本文；2014年1月2日公布的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国专利公布2014/0005701，其公开内容以引用方式并入本文；2014年1月2日公布的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国专利公布2014/005703，其公开内容以引用方式并入本文；2014年4月24日公布的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国专利公布2014/0114334，其公开内容以引用方式并入本文；2015年3月19日提交的名称为“Articulation Features for Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利申请2015/0080924，其公开内容以引用方式并入本文；和2014年4月22日提交的名称为“Ultrasonic Surgical Device with Articulating End Effector”的美国专利申请14/258,179，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，但据信在本发明人之前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] 虽然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，其中类似的参考数字标识相同的元件，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示出了图1的外科器械的轴组件和端部执行器的关节运动节段的透视图；

[0010] 图3示出了图2的轴组件的关节运动节段的分解透视图；

[0011] 图4示出了图2的轴组件和端部执行器的横截面侧视图；

[0012] 图5示出了图2的轴组件和端部执行器的顶部平面图；

[0013] 图6A示出了处于直的构型的图2的轴组件和端部执行器的横截面顶视图；

[0014] 图6B示出了处于关节运动构型的图2的轴组件和端部执行器的横截面顶视图；

[0015] 图7示出了图1的器械的关节运动控制组件的局部分解透视图；

[0016] 图8示出了包括可动护套的图2的轴组件和端部执行器的顶部平面图，其中护套处于近侧位置；

[0017] 图9示出了图2的轴组件和端部执行器的另一个顶部平面图，其中图8的可动护套推进到远侧位置；

[0018] 图10示出了包括示例性另选的可动护套的图2的轴组件和端部执行器的顶部平面图，其中护套处于第一位置；

[0019] 图11示出了图2的轴组件和端部执行器的另一个顶部平面图，其中图10的可动护套回缩到第二位置；

[0020] 图12示出了图2的轴组件和端部执行器的另一个顶部平面图，其中图10的可动护套推进到第三位置；

[0021] 图13示出了图2的关节运动节段的透视图，关节运动节段包括可旋转护套，其中护套处于第一角位置；

[0022] 图14示出了图13的可旋转护套的前横截面视图，其中该横截面沿图13的线14-14截取；

[0023] 图15示出了图13的关节运动节段和可旋转护套的顶部横截面视图，其中该横截面沿图13的线15-15截取；

[0024] 图16示出了图2的关节运动节段的另一个透视图，其中图13的可旋转护套回缩到第二角位置；

[0025] 图17示出了图13的关节运动节段和可旋转护套的顶部横截面视图，其中该横截面沿图16的线17-17截取并且护套处于第二角位置；

[0026] 图18示出了图2的关节运动节段的透视图，关节运动节段包括示例性另选的可旋转护套，其中护套处于第一角位置；

[0027] 图19示出了图18的关节运动节段和可旋转护套的另一个透视图，其中护套旋转到第二角位置；

[0028] 图20示出了可并入图1的器械中的示例性另选的护套组件的侧正视图，其中外部护套处于第一角位置；

[0029] 图21示出了图20的护套组件的侧剖面视图；

[0030] 图22示出了图20的护套组件的另一个侧正视图，其中外部护套旋转到第二角位置；

[0031] 图23示出了包括线圈护套组件的图2的轴组件和端部执行器的顶部平面图，其中线圈护套组件处于第一位置；

[0032] 图24示出了图2的轴组件和端部执行器的另一个顶部平面图，其中线圈护套组件

处于第二位置；

[0033] 图25示出了包括连杆组件的图2的轴组件和端部执行器的顶部平面图，其中连杆组件处于第一构型；

[0034] 图26示出了图2的轴组件和端部执行器的另一个顶部平面图，其中连杆组件处于第二构型；

[0035] 图27示出了包括刚性化板组件的图2的轴组件和端部执行器的顶部平面图，其中刚性化板组件处于近侧位置；

[0036] 图28示出了图27的刚性化板组件的刚性化构件的透视图；

[0037] 图29示出了图2的轴组件和端部执行器的另一个顶部平面图，其中刚性化板组件处于远侧位置；

[0038] 图30示出了示例性另选外科器械的侧正视图，其中外部护套和关节运动驱动器处于近侧位置；

[0039] 图31示出了图30的外部护套和关节运动驱动器的分解侧视图；

[0040] 图32示出了图30的关节运动驱动器的前端视图；

[0041] 图33示出了图30的器械的另一个侧正视图，其中外部护套和致动驱动器处于远侧位置；

[0042] 图34示出了另一个示例性另选的外科器械的侧正视图，其中刚性化构件和驱动构件处于近侧位置；

[0043] 图35示出了图34的刚性化构件和驱动构件的侧分解图；

[0044] 图36示出了图34的驱动构件的前端视图；

[0045] 图37示出了图34的器械的轴组件的前横截面视图；

[0046] 图38示出了图34的器械的局部侧正视图，其中驱动构件处于近侧位置；

[0047] 图39示出了图34的器械的轴组件和端部执行器的详细侧正视图，其中刚性化构件处于近侧位置；

[0048] 图40示出了图34的器械的另一个局部侧正视图，其中驱动构件处于中间位置；

[0049] 图41示出了图34的器械的轴组件和端部执行器的另一个详细侧正视图，其中刚性化构件处于中间位置；

[0050] 图42示出了图34的器械的再一个局部侧正视图，其中驱动构件处于远侧位置；

[0051] 图43示出了图34的器械的轴组件和端部执行器的再一个详细侧正视图，其中刚性化构件处于远侧位置；

[0052] 图44示出了可并入图34的器械中的示例性另选的刚性化构件和驱动构件的分解图；

[0053] 图45示出了图44的驱动构件的前端视图；

[0054] 图46示出了并入图44的刚性化构件的图34的器械的轴组件的横截面视图；

[0055] 图47示出了并入图44的刚性化构件和驱动构件的图34的器械的局部侧正视图，其中驱动构件处于近侧位置；

[0056] 图48示出了并入图44的刚性化构件和驱动构件的图34的器械的轴组件和端部执行器的详细顶部平面图，其中刚性化构件处于近侧位置；

[0057] 图49示出了并入图44的刚性化构件和驱动构件的图34的器械的另一个局部侧正

视图，其中驱动构件处于中间位置；

[0058] 图50示出了图34的器械的轴组件和端部执行器的另一个详细顶部平面图，其中刚性化构件处于中间位置；

[0059] 图51示出了并入图44的刚性化构件和驱动构件的图34的器械的再一个局部侧正视图，其中驱动构件处于远侧位置；并且

[0060] 图52示出了图34的器械的轴组件和端部执行器的再一个详细顶部平面图，其中刚性化构件处于远侧位置。

[0061] 附图并非旨在以任何方式进行限制，并且可预期本技术的各种实施方案能够以多种其它方式来执行，包括那些未必在附图中示出的方式。并入本说明书并构成说明书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

[0062] 以下对本技术的某些示例的说明不应当用于限制本技术的范围。根据以举例说明方式进行的为设想用于实施本技术的最佳模式之一的以下描述，本技术的其它示例、特征、方面、实施方案和优点对于本领域技术人员而言将变得显而易见。正如将意识到的，本文所述的技术能够具有其它不同的和明显的方面，所有这些均不脱离本技术。因此，附图和具体实施方式应被视为实质上是例示性的而非限制性的。

[0063] 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它教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者组合。因此，下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等不应视为彼此孤立。参考本文的教导内容，其中可组合本文的教导内容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。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0064] 为公开内容的清楚起见，术语“近侧”和“远侧”在本文中相对于外科器械的人或机器人操作者而定义。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。

[0065] I.示例性超声外科器械

[0066] 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各种专利、专利申请公布和本文所引述的专利申请中的任一个的至少一些教导内容来构造和操作。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可具有与HARMONIC ACE®超声剪刀、HARMONIC WAVE®超声剪刀、HARMONIC FOCUS®超声剪刀和/或HARMONIC SYNERGY®超声刀的各种结构和功能上的相似性。此外，器械10可与在本文所引述和以引用方式并入本文的任何其它参考文献中教导的装置具有各种结构和功能上的相似性。

[0067] 在本文所引述的参考文献的教导内容、HARMONIC ACE®超声剪刀、HARMONIC WAVE®超声剪刀、HARMONIC FOCUS®超声剪刀和/或HARMONIC SYNERGY®超声刀以及与器械10有关的以下教导内容之间存在一定程度的重叠的情况下，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所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。

[0068] 本例的器械10包括柄部组件20、轴组件30和端部执行器40。柄部组件20包括主体22，该主体包括手枪式握持部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持部24枢转的触发器28。然而，应当理解，可以使用各种其它合适的构型，包括但不限于剪刀式握持部构型。端部执行器40包括超声刀160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朝向手枪式握持部24的枢转而朝向超声刀160枢转；并且使得夹持臂44能够响应于触发器28远离手枪式握持部24的枢转而远离超声刀160枢转。参考本文的教导内容，其中夹持臂44可与触发器28联接的各种合适的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，一个或多个弹性构件用于将夹持臂44和/或触发器28偏压到图1中所示的打开位置。

[0069] 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，使得换能器组件12从发生器16接收电力。换能器组件12中的压电元件将电力转换成超声振动。发生器16可包括功率源和控制模块，所述功率源和控制模块被构造成能够向换能器组件12提供特别适合通过换能器组件12生成超声振动的功率分布。仅以举例的方式，发生器16可包括由Ethicon Endo-Surgery,Inc.(Cincinnati,Ohio)出售的GEN 300。此外或另选地，发生器16可根据以下专利公布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”的美国专利公布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的功能中的至少一些功能可被整合到柄部组件20中，并且该柄部组件20甚至可包括电池或其它板载功率源，使得缆线14被省略。参考本文的教导内容，发生器16可采取的其它合适的形式、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显而易见。

[0070] A.示例性端部执行器和声学传动系

[0071] 如图2到图4最佳可见，本例的端部执行器40包括夹持臂44和超声刀160。夹持臂44包括面向刀160的、固定到夹持臂44下侧的夹持垫46。夹持垫46可包括聚四氟乙烯(PTFE)和/或任何其它合适的一种或多种材料。夹持臂44枢转地固定到上部远侧轴元件172的远侧突出的舌状部43，上部远侧轴元件172固定地固定在远侧外部护套33的远侧部分内。夹持臂44能够操作以朝向和远离刀160选择性地枢转，以在夹持臂44和刀160之间选择性地夹持组织。一对臂156从夹持臂44横向延伸并且枢转地固定到下部远侧元件170，下部远侧元件170以能够滑动的方式被设置在远侧外部护套33的远侧部分内。

[0072] 在一些示例中，缆线(未示出)能够固定到下部远侧轴元件170。此类缆线能够操作以相对于轴组件30的关节运动节段130纵向地平移，以朝向和远离刀160选择性地枢转夹持臂44。在另外的示例中，缆线与触发器28联接，使得缆线响应于触发器28朝向手枪式握持部24枢转而朝近侧平移，并且使得夹持臂44响应于触发器28朝向手枪式握持部24的枢转从而朝向刀160枢转。此外，缆线能够响应于触发器28远离手枪式握持部24的枢转而朝远侧平移，使得夹持臂44响应于触发器28远离手枪式握持部24的枢转而远离刀160枢转。夹持臂44可被朝向打开位置偏压，使得(至少在一些情况下)操作者可通过释放对触发器28的握持而

有效地打开夹持臂44。

[0073] 本例的刀160能够操作以在超声频率下振动，以便尤其当组织被压缩在夹持垫46和刀160之间时有效地切穿并且密封组织。刀160定位在声学传动系的远侧端部处。声学传动系包括换能器组件12和声波导180。声波导180包括柔性部分166。换能器组件12包括位于波导180的焊头(未示出)近侧的一组压电圆盘(未示出)。压电圆盘能够操作以将电力转换成超声振动，该超声振动随后根据已知的构型和技术沿包括波导180的柔性部分166的波导180传输到刀160。仅以举例的方式，声学传动系的该部分可根据本文所引述的各种参考文献的各种教导内容进行构造。

[0074] 如图3最佳可见，波导180的柔性部分166包括远侧凸缘136、近侧凸缘138和位于凸缘136，138之间的变窄节段164。在本例中，凸缘136，138位于对应于与通过波导180的柔性部分166传送的谐振超声振动相关联的波节的位置处。变窄节段164被构造成能够允许波导180的柔性部分166挠曲而不显著影响波导180的柔性部分166传输超声振动的能力。仅以举例的方式，变窄节段164可根据美国专利公布2014/0005701；和/或美国专利公布2014/0114334的一个或多个教导内容进行构造，其公开内容以引用方式并入本文。应当理解，波导180被构造成能够放大通过波导180传输的机械振动。此外，波导180可包括能够操作以控制沿着波导180的纵向振动的增益的特征结构和/或用于将波导180调谐到系统的谐振频率的特征结构。参考本文的教导内容，其中波导180可与换能器组件12机械和声学联接的其它合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0075] 在本例中，刀160的远侧端部位于对应于与通过波导180的柔性部分166传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处，以便在声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率f_o。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微米至500微米峰间范围中，并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围中以例如55.5kHz的预先确定的振动频率f。纵向运动当本例的换能器组件12被启动时，这些机械振荡通过波导180被传输到达刀160，从而以谐振超声频率提供刀160的振荡。因此，当组织固定在刀160和夹持垫46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的其它合适构造对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。类似地，参考本文的教导内容，用于端部执行器40的其它合适的构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0076] B.示例性轴组件和关节运动节段

[0077] 本例的轴组件30从柄部组件20朝远侧延伸。如图2到图6B所示，轴组件30包括包封夹持臂44驱动特征结构和上文所述声学传输特征结构的远侧外部护套33和近侧外部护套32。轴组件30还包括位于轴组件30的远侧部分处的关节运动节段130，其中端部执行器40位于关节运动节段130的远侧。如图1所示，旋钮31固定到近侧外部护套32的近侧部分。旋钮31能够相对于主体22旋转，使得轴组件30能够相对于柄部组件20围绕由外部护套32限定的纵向轴线旋转。此类旋转可一体地提供端部执行器40、关节运动节段130和轴组件30的旋转。当然，如果需要，可简单地省略可旋转特征结构。

[0078] 关节运动节段130能够操作以将端部执行器40相对于由外部护套32限定的纵向轴

线选择性地定位成各种侧向偏转角度。关节运动节段130可采用多种形式。仅以举例的方式，关节运动节段130可根据美国专利公布2012/0078247的一个或多个教导内容进行构造，其公开内容以引用方式并入本文。作为另一个仅例示性示例，关节运动节段130可根据美国专利公布2014/0005701；和/或美国专利公布2014/0114334的一个或多个教导内容进行构造，其公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容，关节运动节段130可采用的各种其它合适形式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0079] 如图2到图6B最佳可见，本例的关节运动节段130包括一组三个保持衬圈133和一对有棱纹的主体部分132,134，其中沿相应的通道135,137延伸的一对关节运动带140,142限定在保持衬圈133的内表面和有棱纹的主体部分132,134的外表面之间。有棱纹的主体部分132,134纵向地定位在波导180的柔性部分166的凸缘136,138之间。在一些型式中，有棱纹的主体部分132,134围绕波导180的柔性部分166按扣在一起。有棱纹的主体部分132,134被构造成能够在关节运动节段130弯曲以实现关节运动状态时随波导180的柔性部分166挠曲。

[0080] 图3更详细地示出了有棱纹的主体部分132,134。在本例中，有棱纹的主体部分132,134由柔性塑性材料形成，但应当理解，可使用任何其它合适的材料。有棱纹的主体部分132包括被构造成能够促进有棱纹的主体部分132的侧向挠曲的一组三个肋150。当然，可提供任何其它合适数量的肋150。有棱纹的主体部分132还限定通道135，该通道被构造成能够接收关节运动带140，同时允许关节运动带140相对于有棱纹的主体部分132滑动。相似地，有棱纹的主体部分134包括被构造成能够促进有棱纹的主体部分134的侧向挠曲的一组三个肋152。当然，可提供任何其它合适数量的肋152。有棱纹的主体部分134还限定通道137，该通道被构造成能够接收关节运动带142，同时允许关节运动带142相对于有棱纹的主体部分137滑动。

[0081] 如图5最佳可见，有棱纹的主体部分132,134侧向地插置在关节运动带140,142和波导180的柔性部分166之间。有棱纹的主体部分132,134彼此配合，使得它们一起限定内部通道，该内部通道的尺寸被设定成容纳波导180的柔性部分166而不接触波导180。此外，当有棱纹的主体部分132,134联接在一起时，形成于有棱纹的主体部分132,134中的一对互补远侧凹口131A,131B对准，以接收远侧外部护套33的一对向内突出的弹性的接片38。接片38和凹口131A,131B之间的这种接合相对于远侧外部护套33纵向地固定有棱纹的主体部分132,134。相似地，当有棱纹的主体部分132,134联接在一起时，形成于有棱纹的主体部分132,134中的一对互补近侧凹口139A,139B对准，以接收近侧外部护套32的一对向内突出的弹性的接片37。在接片37和凹口139A,139B之间的这种接合相对于近侧外部护套32纵向地固定有棱纹的主体部分132,134。当然，可使用任何其它合适类型的特征结构来将有棱纹的主体部分132,134与近侧外部护套32和/或远侧外部护套33联接。

[0082] 关节运动带140,142的远侧端部一体地固定到上部远侧轴元件172。当关节运动带140,142以相反的方式纵向平移时，这将导致关节运动节段130弯曲，由此使端部执行器40从如图6A所示的直的构型远离轴组件30的纵向轴线侧向偏转成如图6B所示的关节运动构型。具体地讲，端部执行器40将朝向朝近侧牵拉的关节运动带140,142进行关节运动。在此类关节运动期间，另一根关节运动带140,142可被上部远侧轴元件172朝远侧牵拉。另选地，其它关节运动带140,142可被关节运动控制朝远侧驱动。有棱纹的主体部分132,134和变窄

节段164全部为足够柔性的，以适应端部执行器40的上述关节运动。此外，柔性声波导166被构造成能够甚至当关节运动节段130处于如图6B所示的关节运动状态时，将超声振动从波导180有效地传送到刀160。

[0083] 如图3最佳可见，波导180的每个凸缘136，138包括相应的一对相对平坦面192，196。平坦面192，196沿竖直平面进行取向，该竖直平面平行于延伸穿过柔性部分166的变窄节段164的竖直平面。平坦面192，196被构造成能够提供用于关节运动带140，142的间隙。具体地，近侧凸缘138的平坦面196将关节运动带140，142容纳在近侧凸缘138和近侧外部护套32的内径之间；而远侧凸缘136的平坦面192将关节运动带140，142容纳在远侧凸缘136和远侧外部护套33的内径之间。当然，平坦面192，196可被具有任何合适类型的轮廓(例如正方形、平坦形、圆形等)的多种特征结构取代，包括但不限于狭槽、通道等。在本例中，平坦面192，196由铣削工艺形成，但应当理解，可使用任何其它合适的一种或多种工艺。参考本文的教导内容，形成平坦面192，196的各种合适的另选构型和方法对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解，波导180可包括根据2013年10月31日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布2013/0289592的教导内容中的至少一些形成的平坦面，其公开内容以引用方式并入本文。

[0084] 在本例中，外环133位于对应于肋150，152的纵向位置处，使得三个环133被提供用于三个肋150，152。关节运动带140侧向地插置在环133和有棱纹的主体部分132之间的通道135内；而关节运动带142侧向地插置在环133和有棱纹的主体部分134之间的通道137内。环133被构造成能够保持关节运动带140，142处于平行关系，尤其是在关节运动节段130处于弯曲构型时(例如类似于图6B所示的构型)。换句话讲，当关节运动带140位于由弯曲关节运动节段130提供的弯曲构型的内径上时，环133可保持关节运动带140，使得关节运动带140沿循与由关节运动带142沿循的弯曲路径互补的弯曲路径。应当理解，通道135，137的尺寸被设定成容纳相应的关节运动带140，142，使得关节运动带140，142仍可自由地滑动穿过关节运动节段130，即使在环133固定到有棱纹的主体部分150，152的情况下。还应当理解，环133可以各种方式固定到有棱纹的主体部分132，134，包括但不限于过盈配合、粘合剂、焊接等。

[0085] 当关节运动带140，142以相反的方式纵向地平移时，力矩经由上部远侧轴元件172产生并且被施加到远侧外部护套33的远侧端部。这导致关节运动节段130和波导180的柔性部分166的变窄节段164进行关节运动，而不将关节运动带140，142中的轴向力转移到波导180。应当理解，可朝远侧主动地驱动一根关节运动带140，142，同时被动地允许另一根关节运动带140，142朝近侧回缩。作为另一个仅例示性示例，可朝近侧主动地驱动一根关节运动带140，142，同时被动地允许另一根关节运动带140，142朝远侧推进。作为另一个仅例示性示例，可朝远侧主动地驱动一根关节运动带140，142，同时朝近侧主动地驱动另一根关节运动带140，142。参考本文的教导内容，其中可驱动关节运动带140，142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。

[0086] 如图7最佳可见，关节运动控制组件100固定到外部护套32的近侧部分。关节运动控制组件100包括外壳110和可旋转旋钮120。外壳110包括一对垂直相交的柱形部分112，114。旋钮120可旋转地设置在外壳110的第一中空圆柱形部分112内，使得旋钮120能够操作以在外壳110的圆柱形部分112内旋转。轴组件30以能够滑动和可旋转的方式被设置在第二

圆柱形部分114内。轴组件30包括一对能够平移的构件161,162,其均可滑动地且纵向延伸穿过外部护套32的近侧部分。能够平移的构件161,162能够在第二圆柱形部分114内在远侧部分和近侧部分之间纵向平移。能够平移的构件161,162与相应的关节运动带140,142机械联接,使得能够平移的构件161的纵向平移致使关节运动带140的纵向平移,并且使得能够平移的构件162的纵向平移致使关节运动带142的纵向平移。

[0087] 旋钮120包括从旋钮120的底部表面向下延伸的一对销122,124。销122,124延伸到外壳110的第二圆柱形部分114中并且以可旋转和能够滑动的方式被设置在形成于能够平移的构件161,162的顶部表面中的相应的一对通道163,164内。通道163,164定位在旋钮120的旋转轴线的相反两侧上,使得旋钮120围绕所述轴线的旋转致使能够平移的构件161,162的相反纵向平移。例如,旋钮120在第一方向上的旋转致使能够平移的构件161和关节运动带140的远侧纵向平移,以及能够平移的构件162和关节运动带142的近侧纵向平移;并且旋钮120在第二方向上的旋转致使能够平移的构件161和关节运动带140的近侧纵向平移,以及能够平移的构件162和关节运动带142的远侧纵向平移。因此,应当理解,旋钮120的旋转致使关节运动节段130的关节运动。

[0088] 关节运动控制组件100的外壳110包括从第一圆柱形部分112的内部表面向内延伸的一对紧定螺钉111,113。在旋钮120可旋转地设置在外壳110的第一圆柱形部分112内的情况下,紧定螺钉111,113以能够滑动的方式被设置在形成于旋钮120中的一对弧形通道121,123内。因此,应当理解,旋钮120的旋转将通过紧定螺钉111,113在通道121,123内的运动限制。紧定螺钉111,113另外将旋钮120保持在外壳110中,从而防止旋钮120在外壳110的第一圆柱形部分112内垂直行进。

[0089] 外壳110的第一圆柱形部分112的内部表面包括形成于第一圆柱形部分112的内部表面中的第一角排列齿状物116和第二角排列齿状物118。旋钮120包括被构造成能够将第一圆柱形部分112的齿状物116,118接合在卡位装置关系中的一对向外延伸接合构件126,128,从而将旋钮120选择性地锁定在特定旋转位置中。接合构件126,128与齿状物116,118的接合可由用户向旋钮120施用足够的旋转力来克服;但是没有此类力,接合将足够维持关节运动节段130的直的或关节运动构型。因此,应当理解,将旋钮120选择性地锁定在特定旋转位置锁定的能力将使操作者能够将关节运动节段130选择性地锁定在相对于由外部护套32限定的纵向轴线的特定偏转位置中。

[0090] 在器械10的一些型式中,轴组件30的关节运动节段130能够操作以实现多至在约15°和约30°之间的关节运动角度,所述角度均在轴组件30处于直的(非关节运动)构型时相对于轴组件30的纵向轴线。另选地,关节运动节段130能够操作以实现任何其它合适的关节运动角度。

[0091] 在器械10的一些型式中,波导180的变窄节段164具有在约0.01英寸和约0.02英寸之间的厚度。另选地,变窄节段164可具有任何其它合适的厚度。另外在一些型式中,变窄节段164具有在约0.4英寸和约0.65英寸之间的长度。另选地,变窄节段164可具有任何其它合适的长度。另外应当理解,波导180的通向和离开变窄节段164的过渡区域可为四分之一圆形、锥形或具有任何其它合适的构型。

[0092] 在器械10的一些型式中,凸缘136,138各自具有在约0.1英寸和约0.2英寸之间的长度。另选地,凸缘136,138可具有任何其它合适的长度。另外应当理解,凸缘136的长度可

与凸缘138的长度不同。另外一些型式中，凸缘136,138各自具有在约0.175英寸和约0.2英寸之间的直径。另选地，凸缘136,138可具有任何其它合适的外径。另外应当理解，凸缘136的外径可与凸缘138的外径不同。

[0093] 虽然上述示例性尺寸如上所述在器械10的上下文中提供，但是应理解，相同尺寸可用于本文所述的其它示例中的任一个。另外应当理解，上述示例性尺寸仅为任选的。可使用任何其它合适的尺寸。

[0094] II.提供关节运动节段的刚性化的示例性特征结构

[0095] 在器械10的一些型式中，期望提供被构造成能够向关节运动节段130选择性地提供刚性的特征结构。例如，因为各种因素，诸如制造公差、设计缺陷、材料限制和/或其它因素，关节运动节段130的一些型式可易受关节运动节段的一些“间隙”或其它小运动的影响，尽管关节运动节段相对固定在给定位置中，使得关节运动节段130不完全刚性。期望降低或消除关节运动节段130中的此类间隙，具体地讲，当关节运动节段130处于直的非关节运动构型时。因此可提供特征结构以选择性地刚性化关节运动节段130。被构造成能够向关节运动节段130选择性地提供刚性和/或限制或防止端部执行器40的意外偏转的各种示例将在下文更详细描述。根据本文的教导内容，其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。应当理解，下文所述的轴组件和/或关节运动节段的示例所起的作用基本上类似于上文所述的轴组件30。

[0096] 另外应当理解，关节运动节段130还可在被修改以在包括下文所述的特征结构之前至少为一定程度地刚性，使得下文所述的特征结构实际上仅增加关节运动节段130的刚性，而不将刚性引入另外的非刚性关节运动节段130。例如，关节运动节段130不存在如下文所述的特征结构时可足够刚性以基本上维持直的或关节运动构型；但是还可提供约1mm或其一部分的“间隙”，使得关节运动节段130的已经存在的刚性可增加。因此，诸如“刚性化”和“提供刚性”的术语应理解为包括仅增加在一些程度上已存在的刚性。术语“刚性化”和“提供刚性”不应解读为必须需要关节运动节段130在“提供”刚性之前完全没有刚性。

[0097] 另外应当理解，“刚性化”关节运动节段130可被看作超过仅锁定关节运动节段130。例如，虽然一些常规器械中的关节运动节段可包括选择性地锁定关节运动节段的锁定特征结构，但是即使当关节运动节段声称处于锁定状态时，此类器械仍可在关节运动节段中展现一定程度的间隙。另外通过如本文所述“刚性化”该关节运动节段，间隙将被从锁定的关节运动节段去除。因此，诸如“刚性化”和“锁定”的术语应不被解读为同义的。

[0098] 被构造成能够选择性地刚性化关节运动节段130的特征结构的各种示例在下文中更详细地描述。参考本文的教导内容，各种其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0099] A.具有可动护套的关节运动节段

[0100] 图8和图9示出被修改以包括可动护套210的轴组件30的型式，可动护套210以能够滑动的方式围绕近侧外部护套32设置。护套210在形状上大体上为圆柱形并且被构造成能够装配在外部护套32上。具体地，护套210包括锥形开口的远侧端部212和锥形开口的近侧端部214。因此，护套210大体上为环绕外部护套32的中空管。每个端部212,214限定与外部护套32的外径紧密匹配的内径。期望在护套210的内径和外部护套32之间的此类关系，因为此类关系可在护套210设置在关节运动节段130上方时防止关节运动节段130的运动。尽管

护套210的内径类似于外部护套32的外径，但是应当理解，护套210的内径相对于外部护套32的外径仍能够足够大，以允许护套210相对于外部护套32滑动。如将在下文更详细描述，此类可滑动性为期望的，因为该可滑动性可允许护套210被选择性地定位在关节运动节段130上方。

[0101] 护套210由大体上刚性薄壁生物相容性材料，诸如钛、不锈钢、刚性塑料，和/或任何其它合适的一种或多种材料构成。因为护套210的远侧端部和近侧端部212,214为锥形，所以护套210的壁厚随长度而变化。此类锥形可防止在轴组件30被插入套管针或其它端口中以及从套管针或其它端口中抽出时护套210在套管针或其它外科端口上被绊住。应当理解，此类锥形仅为任选的，并且在一些示例中，护套210可沿护套210的全长具有均匀的厚度。

[0102] 图8和图9示出了护套210的示例性用途。如图8可见，护套210可初始地设置在第一位置。在第一位置中，护套210设置在关节运动节段130的近侧。在此类位置中，关节运动节段130响应于操作者作用于关节运动控制组件100而如上文所述地自由关节运动。

[0103] 当操作者期望刚性化处于固定的直的位置的关节运动节段130时，操作者能够通过抓住护套210并且将护套210朝远侧平移到图9所示的位置如此做。图9所示的位置对应于护套210处于第二位置。在第二位置中，护套210设置在关节运动节段130上方，其中远侧端部212设置在远侧外部护套33的至少一部分上方，并且近侧端部214设置在近侧外部护套32的至少一部分上方。当处于第二位置时，护套210的内径接合远侧外部护套33、关节运动节段130和近侧外部护套32，以基本上防止关节运动节段130的所有关节运动和/或其它运动。换句话讲，当护套210设置在第二位置时，护套210刚性化关节运动节段130。

[0104] 尽管本例的护套210在本文描述为由操作者手动平移，但是应当理解，在其它示例中护套210能够通过其它装置平移。例如，在一些示例中，护套210还可包括与关节运动带140,142连通的某些致动部件。在并入此类致动部件的示例中，致动部件响应于关节运动带140,142的运动，使得护套210由关节运动带140,142通过某些预先确定的位置的运动而在第一位置和第二位置之间自动转换。另外或另选地，护套210还可弹簧加载以使护套210从第一位置自动转换到第二位置。作为另一个仅示例性的替代形式，护套210能够通过旋钮120、关节运动控制组件100处的一些其它用户输入特征结构，和/或柄部组件20的一些其它特征结构致动。参考本文的教导内容，用于使护套210在第一位置和第二位置之间转换的其它合适的机构对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0105] B.具有可动护套和护套固定特征结构的关节运动节段

[0106] 图10到图12示出被修改以包括另一种可动护套310的轴组件30的型式，可动护套310以能够滑动的方式围绕近侧外部护套32设置。护套310在形状上大体上为圆柱形并且被构造成能够装配在外部护套32上。具体地，护套310包括锥形开口的远侧端部312、锥形开口的近侧端部314和设置在近侧端部314的远侧的握持部分316。因此，护套310大体上为环绕外部护套32的中空管。每个端部312,314限定与外部护套32的外径紧密匹配的护套310的内径。期望在护套310的内径和外部护套32之间的此类关系，因为此类关系可在护套310设置在关节运动节段130上方时防止关节运动节段130的运动。尽管护套310的内径类似于外部护套32的外径，但是应当理解，护套310的内径相对于外部护套32的外径仍足够大，以允许护套310相对于外部护套滑动。如将在下文更详细描述，此类可滑动性为期望的，因为该可

滑动性可允许护套310选择性地被定位在关节运动节段130上方。

[0107] 握持部分316大体上被构造成能够便于由操作者抓住护套310。护套的握持部分316包括多个握持特征结构317。本例的握持特征结构317示出为在护套310的外径中的隔开的压痕。在其它示例中，握持特征结构317由一体式突起或单独固定的突起形成。在利用突起的示例中，应当理解，从护套310突出的突起可通过套管针或仪器10可以与其结合使用的其它端口的内径固定。还应当理解，握持部分312仅为任选的，使得握持部分312在一些型式中可省略。

[0108] 护套310由大体上刚性薄壁生物相容性材料，诸如钛、不锈钢、刚性塑料等构成。

[0109] 因为护套310的远侧端部和近侧端部312,314为锥形，所以护套310的壁厚随长度变化。此类锥形可防止在轴组件30被插入套管针或其它端口中和从套管针或其它端口中抽出时护套310在套管针或其它外科端口上被绊住。应当理解，此类锥形仅为任选的，并且在一些示例中，护套310可沿护套310的全长具有均匀的厚度。

[0110] 在本例中，远侧外部护套33和近侧外部护套32各自包括扩张的止挡构件320,326。具体地，远侧止挡构件被定位在远侧外部护套33上，并且近侧止挡构件326被定位在近侧外部护套33上。每个止挡构件320,326一体地固定到对应的护套32,33。每个止挡构件320,326在形状上大体上为截头圆锥形，其中最大外径大于护套310的内径，使得止挡构件320,326被构造成能够与护套310接合，并且从而限制护套310的纵向运动。在本例中，每个止挡构件320,326包覆模制到每个相应的护套32,33上并且包括弹性材料，诸如软塑料或橡胶。在一些其它示例中，每个止挡构件320,326与各自相应的护套32,33一体成型。

[0111] 如在下文将更详细地描述，护套310大体上可滑动并且与远侧止挡构件320或近侧止挡构件326中的任一者接合。因此，远侧止挡构件320被定位成使得接合端部322定位在近侧，而近侧止挡构件326被定位成使得接合端部328定位在远侧。接合端部322的尺寸被设定成用于密合接收在护套310内，使得远侧止挡构件320可通过接合端部和护套310的内部之间的摩擦将护套310可释放地保持在远侧位置中。相似地，接合端部328的尺寸被设定成用于密合接收在护套310内，使得近侧止挡构件326可通过在接合端部和护套310的内部之间的摩擦将护套310可释放地保持在近侧位置中。远侧止挡构件320的放大的远侧端部将限制护套310的远侧运动，而近侧止挡构件326的放大的近侧端部将限制护套310的近侧运动。

[0112] 图10到图12示出了护套310的示例性用途。如图10可见，护套310可初始地设置在第一位置。在第一位置中，护套310设置在关节运动节段130的近侧但在近侧止挡构件326的远侧。在此类位置中，关节运动节段130响应于操作者作用于关节运动控制组件100而如上文所述地自由关节运动。另外，护套310不受两个止挡构件320,326影响，使得护套310能够在止挡构件320,326之间自由运动。

[0113] 当护套310处于第一位置时，操作者可任选地将护套310锁定在第二位置，或将护套310推进到第三位置。图11示出了处于第二位置的护套310。如图可见，第二位置对应于护套310被设置在近侧外部护套32上方并且与近侧止挡构件326接合。应当理解，第二位置对应于护套310的最远的近侧位置。具体地，止挡构件326防止护套310的另外的近侧运动。另外，止挡构件326通过弹性接合护套310的内径来将护套310弹性锁定就位。换句话讲，护套310压缩接合端部328并且从而产生将护套310可释放地保持就位的摩擦。

[0114] 当操作者期望刚性化处于固定的直的位置的关节运动节段130时，操作者可通过

抓住护套310并且将护套310从第一位置或第二位置中的任一者朝远侧平移到图12所示的位置来如此做。图12所示的位置对应于护套310处于第三位置。在第三位置中，护套310设置在关节运动节段130上方，其中远侧端部312设置在远侧外部护套33的至少一部分上方，并且近侧端部314设置在近侧外部护套32的至少一部分上方。另外，远侧端部312接合远侧止挡构件320的至少一部分。护套310压缩接合端部322并且从而产生将护套310可释放地保持就位的摩擦。此外，止挡构件320防止护套310的另外的远侧运动。当处于第三位置时，护套310的内径接合远侧外部护套33、关节运动节段130和近侧外部护套32，以基本上防止关节运动节段130的所有关节运动和/或运动。换句话讲，当护套310设置在第三位置时，护套310刚性化关节运动节段130。

[0115] 与上文所述的护套210类似，本例的护套310还可通过其它非手动装置平移。例如，在一些示例中，护套310还可包括与关节运动带140，142连通的某些致动部件。在并入此类致动部件的示例中，致动部件响应于关节运动带140，142的运动，使得护套310由关节运动带140，142通过某些预先确定的位置的运动在第一位置和第二位置之间自动转换。另外或另选地，护套310还可弹簧加载以使护套310从第一位置自动转换到第二位置。作为另一个仅示例性的替代形式，护套310可通过旋钮120、关节运动控制组件100处的一些其它用户输入特征结构，和/或柄部组件20的一些其它特征结构致动。参考本文的教导内容，用于将护套310在第一位置和第二位置之间转换的其它合适的机构对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0116] C.具有可旋转锁定护套的关节运动节段

[0117] 图13到图17示出被修改以包括可旋转护套410的轴组件30的型式，可旋转护套410围绕关节运动节段130可旋转地设置。可旋转护套410在结构上大体上为管状，并且包括具有护套410的一体式构造的两个接片构件420，430。接片构件420，430由在护套410内的狭缝420，430切口421，431形成，以限定每个接片构件420，430的纵向部分424，434和横向部分426，436，使得每个接片构件420，430具有“T”形。如图14可见，每个接片构件420，430的厚度从横向部分426，436延伸到纵向部分424，434，使得每个接片构件420，430的至少一部分延伸到护套410的内径中。如在下文将更详细地描述，每个纵向部分424，434的增加的厚度被构造成能够与关节运动节段130的保持衬圈133接合，以防止关节运动节段130的关节运动。在一些型式中，每个接片构件420，430具有均匀的厚度，并且接片构件420，430简单地弹性偏压以向内延伸到护套410的内径中。例如，横向部分426，436可向内弯曲以将纵向部分424，434弹性定位到护套410的内径中。

[0118] 护套410还包括大体上柔性材料，使得护套410被构造成能够在关节运动节段130关节运动时弯曲。尽管护套410的材料为大体上柔性，但是还应当理解，护套410的材料在一定程度上为刚性的。如在下文将更详细地描述，接片构件420，430被构造成能够接合关节运动节段130的保持衬圈133，以选择性地防止关节运动节段130的关节运动。因此，护套410由足够裂断强度的材料构成，使得当在保持衬圈133之间压缩时接片构件420，430抵抗扣紧。护套410可包括任何合适的材料，诸如生物相容性聚合物和/或如参考本文的教导内容对于本领域的普通技术人员而言将显而易见的任何其它一种或多种材料。

[0119] 图13、图15和图16到图17示出了护套410的示例性用途。具体地，如图13和图15可见，护套410初始地处于第一角位置。当护套410处于第一角位置时，每个接片构件420，430

的纵向部分424,434与关节运动平面对准,轴组件30的中心纵向轴线穿过该关节运动平面关节运动。如图15最佳可见,当护套410处于第一位置时,每个接片构件420,430的纵向部分424,434沿关节运动平面定位在每个保持衬圈133之间。因此,纵向部分424,434被定位成阻挡关节运动节段130的任何关节运动,因为纵向部分424,434防止保持衬圈133靠近彼此运动。因此,护套410充当锁定构件,以当护套410处于第一角位置时增加关节运动节段130的刚性。

[0120] 为了解锁关节运动节段130用于关节运动,操作者可将护套410围绕轴组件30的纵向轴线相对于轴组件30的剩余部分旋转90°到第二角位置。如图16和图17最佳可见,当护套410处于第二角位置时,纵向部分424,434从关节运动节段130的关节运动平面垂直地取向。因此,尽管纵向部分424,434保持设置在关节运动节段130的保持衬圈133之间,但是允许关节运动节段130关节运动,因为纵向部分424,434不被定位成在关节运动节段130关节运动时阻挡保持衬圈133沿关节运动平面的运动。此外,因为护套410为相对柔性的,所以护套410自身不防止关节运动节段130的关节运动。因此,护套410起作用,以当护套410处于第二角位置时允许关节运动节段130的关节运动。

[0121] 仅以举例的方式,操作者可通过简单地抓住护套410并且围绕轴组件30的纵向轴线旋转护套410同时保持轴组件30的剩余部分静止来选择性地使护套410在第一角位置和第二角位置之间转换。另选地,护套410可经由并入关节运动控制组件100的用户输入特征结构和/或柄部组件20的一些其它特征结构在第一角位置和第二角位置之间致动。参考本文的教导内容,其中可致动护套410的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0122] 图18示出了类似于护套410操作并且可易于并入器械10的轴组件30的示例性另选的护套510。在本例中,护套510如上所述被定位在关节运动节段130上方。在一些型式中,当护套510并入轴组件30时省略保持衬圈133。如图可见,护套510由设置在关节运动节段130上方的多个段512,518,524构成。具体地,段512,518,524形成大体上管状结构,所述管状结构被构造成能够在如箭头530所指示的单个侧向方向上弯曲,但是抵抗在大体上倾斜或垂直于箭头530的其它方向上弯曲。

[0123] 本例的段512,518,524包括两个端部段512,524和三个中间段518。每个端部段512,524包括端部部分514,526和连接部分516,528。端部部分514,526在横截面上大体上为圆形,并且被构造成能够分别接收远侧外部护套33和近侧外部护套32。连接部分516,528被构造成能够邻接对应的中间段518。每个连接部分516,528限定其中的压痕517,529。如在下文将更详细地描述,每个压痕517,529大体上被构造成能够与相邻中间段518的对应的压痕523配合,从而允许护套510沿箭头530所示的侧向方向关节运动。

[0124] 本例的每个中间段518基本上相同。尽管本例示出为包括三个中间段518,但是应当理解,可使用任何合适数量的中间段518。另外,在一些示例中,中间段518可被省略,并且端部段512,524能够简单地彼此相邻。每个中间段518具有远侧部分520和近侧部分522大体上对称。每个部分520,522限定压痕523并且邻近对应的相邻段512,518,524。每个压痕523与另一个中间段518的相邻压痕523或端部段512,524的相邻压痕517,529任一者对准。

[0125] 段512,518,524彼此顺序地连接以形成护套510的管状结构。段512,518,524彼此连接,使得每个段512,518,524相对于相邻段512,518,524可动。例如,合适的连接可包括线

连接、薄壁柔性一体式构件、铰链构件，或如参考本文的教导内容对于本领域的普通技术人员而言将显而易见的任何其它合适的结构。无论使用何种特定连接，每个段512,518,524与相邻的段512,518,524对准，使得所有压痕517,523,529沿大体上平行于轴组件30的纵向轴线的直线路径彼此对准。应当理解，压痕517,523,529的对准能够允许护套510沿对准的直线路径的柔性，因为每个压痕517,523,529为每个段提供空间以相对于其它枢转。相比之下，在每个段512,518,524邻接另一个而不存在压痕517,523,529的情况下，护套510的柔性被阻挡，因为每个段512,518,524相对于其它段512,518,524很少到没有空间运动。

[0126] 图18和图19示出了护套510的示例性用途。具体地，图18示出了处于第一角位置的护套510。在第一角位置，护套510的每个段512,518,524的压痕517,523,529沿如箭头530指示的轴组件30的关节运动平面对准。因此，当护套510处于第一位置时，护套510允许关节运动节段130的关节运动。为了使关节运动节段130关节运动，操作者能够如上所述致动关节运动控制组件100。

[0127] 一旦操作者期望将关节运动节段130锁定在直的位置，操作者能够首先如上所述使用关节运动控制组件100将关节运动节段130转换成直的构型。一旦关节运动节段130处于直的构型，操作者可将护套510围绕轴组件30的纵向轴线相对于轴组件30的剩余部分旋转90°到如图19所示的第二角位置。如图可见，当护套510旋转到第二角位置时，护套510的每个段512,518,524的压痕517,523,529在与轴组件30的关节运动平面正交的位置中对准。如上所述，护套510仅在压痕517,523,529的方向上能够弯曲。因此，当压痕517,523,529与轴组件30的关节运动平面正交定位时，护套510防止关节运动节段130的关节运动，因为当护套510处于第二角位置时，段512,518,524不能相对于彼此沿关节运动节段130的关节运动平面运动。因此，当护套510被定位在第二角位置时，由于护套510的角定位，关节运动节段130被锁定不关节运动和/或增加刚性。

[0128] 仅以举例的方式，操作者可通过简单地抓住护套510并且围绕轴组件30的纵向轴线旋转护套510同时保持轴组件30的剩余部分静止来选择性地将护套510在第一角位置和第二角位置之间转换。另选地，护套510能够经由并入关节运动控制组件100的用户输入特征结构和/或柄部组件20的一些其它特征结构在第一角位置和第二角位置之间致动。参考本文的教导内容，其中可致动护套510的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0129] D.具有互补锁定轴的关节运动节段

[0130] 图20到图22示出了可易于并入上文所述轴组件30中的示例性另选的关节护套组件610。在其中护套组件610并入轴组件30的示例中，护套组件610能够在关节运动节段130周围设置，从而选择性地刚性化关节运动节段130。护套组件610围绕关节运动节段130纵向固定。护套组件610包括在外部护套620内同轴设置的内部护套612。如在下文将更详细地描述，护套612,620被构造成能够配合以选择性地刚性化关节运动节段130。在本例中，护套612,620各自为约0.0075″厚，但是可使用任何合适的厚度。例如，在一些示例中，护套612,620的壁厚在约0.005″到约0.010″的范围内。

[0131] 如图20可见，外部护套620包括在外部护套620的外部上的多个开口622。具体地，开口622均基本上相同，并且具有细长卵形状或椭圆形状。如在下文将更详细地描述，开口622大体上被构造成能够局部增加在其中定位开口622的外部护套620的区域中的外部护套

620的柔性。虽然未示出，但是应当理解开口622侧向延伸穿过外部护套620并且因此另外设置在外部护套620的相对的外壁上。此类特征结构被构造成能够增加外部护套620的局部柔性，因为在外部护套620沿关节运动平面弯曲时在一侧上的开口622能够扩展，而在另一侧上的开口622能够收缩。应当理解，开口620被构造成能够使外部护套620仅沿一个平面弯曲。

[0132] 如图21最佳可见，内部护套612另外包括在内部护套612的外部上的多个开口614。开口614类似于上文所述开口622。例如，开口614具有大体上细长卵形状或椭圆形状。此外，开口614同样被构造成能够局部增加在其中定位开口614的内部护套612的区域中的内部护套612的柔性。然而，与开口622相比，开口614在规模上成比例地小于内部护套612的较小直径。虽然在规模上较小，但是定位开口614以与外部护套620的开口622对准。尽管本例示出为包括五组开口614,622，但是应当理解，在其它示例中可使用任何合适数量的开口614,622。开口614被构造成能够使内部护套612沿单个平面弯曲，其中在内部护套612沿平面弯曲时在内部护套612的一侧上的开口614扩展而在内部护套612的另一侧上的开口614收缩。在本例中，内部护套612围绕关节运动节段130固定地固定，使得内部护套612不围绕关节运动节段130旋转。然而，外部护套620可围绕内部护套612并且因此围绕关节运动节段130旋转。

[0133] 图20和图22示出了护套组件610的示例性用途。起初，护套组件610能够处于如图20所示的第一构型。如图可见，当护套组件610处于第一构型时，内部护套和外部护套612,620角对准，使得内部护套612的开口614与外部护套620的开口622对准。当开口614,622对准时，相应的内部护套和外部护套612,620的弯曲平面对准，使得内部护套和外部护套612,620沿其共用弯曲平面能够一起弯曲。因此，在第一位置，护套组件610当并入如上所述的轴组件30时允许关节运动节段130的关节运动。

[0134] 如果操作者期望使护套组件610为刚性，诸如当护套组件610并入如上所述的轴组件30时，操作者能够将外部护套620围绕护套组件610的纵向轴线相对于内部护套612旋转90°到图22所示的第二角位置。如图可见，在第二位置，外部护套620已旋转约90°，使得外部护套620的开口622相对于外部护套612的开口614角偏移。当开口614,622角偏移90°时，通过使用开口614,622实现的任何柔性损失，因为护套612的实心部分阻挡开口622的柔性并且护套620的实心部分阻挡开口614的柔性。因此，当外部护套620处于第二角位置时，护套组件610用于锁定和/或增加关节运动节段130的刚性。

[0135] 虽然第二位置在图22中示出为外部护套620从在第一位置的外部护套620的位置旋转约90°，但是应当理解，外部护套620能够旋转到其它位置以实现加强护套组件610的相同结局。例如，在一些示例中，外部护套620能够在致使加强护套组件610之前仅仅旋转15°。当然，在其它示例中，外部护套620能够旋转甚至超过90°。另外，虽然外部护套620在本文被描述为旋转，但是在其它示例中，相反内部护套612能够旋转，或护套612,620两者能够以不同的速率同时旋转以实现相同的结果。在又一其它示例中，护套612,620根本不能够旋转。相反，一个护套612,620能够相对于另一个护套612,620纵向平移以便将外部护套620的开口622定位在相对于外部护套612的开口614的纵向位置偏移的纵向位置处，使得护套612,620彼此异相。

[0136] 尽管本例的护套组件610在本文描述为由操作者手动致动，但是应当理解，在其它

示例中护套组件610能够通过其它装置致动。例如，在一些示例中，护套组件610还可包括与关节运动带140,142连通的某些致动部件。在并入此类致动部件的示例中，致动部件响应于关节运动带140,142的运动，使得外部护套620由关节运动带140,142通过某些预先确定的位置的运动在第一角位置和第二角位置之间自动转换。另外或另选地，护套组件610还可弹簧加载以使外部护套620从第一位置自动转换到第二位置。作为另一个仅示例性的替代形式，护套组件610能够通过旋钮120、在关节运动控制组件100处的一些其它用户输入特征结构，和/或柄部组件20的一些其它特征结构致动。参考本文的教导内容，用于将外部护套620在第一角位置和第二角位置之间转换的其它合适的机构对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0137] E.具有互锁线圈护套的关节运动节段

[0138] 图23和图24示出被修改以包括护套组件710的轴组件30的型式，所述护套组件710以大体上被构造成能够选择性地刚性化关节运动节段130。在本例中，护套组件710的至少一部分在关节运动节段130的周围设置，从而允许护套组件710选择性地刚性化关节运动节段130。护套组件710包括第一线圈构件712和与第一线圈构件712互锁接合的第二线圈构件720。如在下文将更详细地描述，线圈构件712,720被构造成能够配合地刚性化关节运动节段130。

[0139] 如图23可见，第一线圈构件712包括在关节运动节段130的外部的周围缠绕的第一螺旋带714。第一螺旋带714沿关节运动节段130的长度具有恒定螺旋角和恒定直径。虽然第一螺旋带714围绕关节运动节段130固定地固定，但是第一螺旋带714被构造成能够在关节运动节段130关节运动时随关节运动节段130挠曲。当关节运动节段130关节运动时，第一螺旋带714挠曲使得螺旋在螺旋轴线的一侧上的收缩而螺旋在螺旋轴线的另一侧上扩展。

[0140] 第二线圈构件720被基本上类似地构造成能够包括第一线圈构件712。例如，第二线圈构件720包括在关节运动节段130的至少一部分和近侧外部护套32的至少一部分的外部的周围缠绕的第二螺旋带722。第二螺旋带722沿对应于关节运动节段130的长度具有恒定螺旋角和恒定直径。第二螺旋带722的螺旋角和直径与第一螺旋带714的螺旋角和直径相同。此外，第二螺旋带722的纵向厚度与在第一螺旋带714的螺旋段之间的纵向间距大约相同。同样，第一螺旋带714的纵向厚度与在第二螺旋带722的螺旋段之间的纵向间距大约相同。因此，应当理解，螺旋带714,722的互补构型允许第二螺旋带722与第一螺旋带714嵌套。具体地，因此，线圈构件712,720被构造成使得一个线圈构件712,720相对于另一个线圈构件712,720可旋转以互锁线圈714,722从而形成大体上管状结构。

[0141] 线圈构件712,720包括当线圈构件712,720互锁时为大体上刚性；但是当线圈构件712,720分开时大体上能够弯曲的材料。仅以举例的方式，合适的材料能够包括不锈钢、铝或某些聚合物，诸如PTFE、聚对苯二甲酸乙二酯(PET)、高密度聚乙烯(HDPE)等。当然，如参考本文的教导内容对于本领域的普通技术人员而言将显而易见的是，可使用任何其它合适的一种或多种材料。

[0142] 图23和图24示出了护套组件710的示例性用途。起初，护套组件710能够处于如图23所示的第一构型。如图可见，当护套组件710处于第一构型时，纵向定位线圈构件712,720，使得在每个线圈构件712,720之间很少到没有互锁。当线圈构件712,720处于这种布置时，线圈构件712,720允许关节运动节段130的自由关节运动。在关节运动节段130关节运动

时，第一线圈构件712将随关节运动节段130挠曲。在这种状态下，第二线圈构件720在关节运动节段130近侧定位，使得第二线圈构件720不受关节运动节段130的影响；并且第二线圈构件720不阻止关节运动节段130的关节运动。

[0143] 如果操作者希望刚性化关节运动节段130，那么操作者能够将护套组件710转换到图24所示的第二构型。为了将护套组件710转换到第二构型，操作者能够抓住第二线圈构件720任一者并且旋转第二线圈构件720以朝远侧推进第二线圈构件720成与第一线圈构件712接合。在第二线圈构件720旋转时，线圈714,722变成彼此互锁，使得线圈714,722被置于交替关系。如图24可见，一旦达到第二构型，线圈构件712,720完全互锁，使得线圈714,722交替组合以形成刚性管状结构。在形成刚性管状结构的情况下，消除在每个线圈714,722之间的间距。在消除间距的情况下，每个线圈714,722的运动对应地被限制，使得护套组件710形成包围关节运动节段130的刚性结构。因为关节运动节段130被护套组件710的刚性结构包围，所以关节运动节段130的关节运动对应地被限制。因此，应当理解，当护套组件710处于第二位置时，关节运动节段130大体上被锁定和/或为刚性。

[0144] 尽管本例的护套组件710在本文描述为由操作者手动致动，但是应当理解，在其它示例中护套组件710能够通过其它装置致动。例如，在一些示例中，护套组件710还可包括与关节运动带140,142连通的某些致动部件。在并入此类致动部件的示例中，致动部件响应于关节运动带140,142的运动，第二线圈构件720由关节运动带140,142通过某些预先确定的位置的运动在第一构型和第二构型之间自动转换。另外或另选地，护套组件710还可弹簧加载以使第二线圈构件720从第一构型自动转换到第二构型。作为另一个仅示例性的替代形式，护套组件710能够通过旋钮120、在关节运动控制组件100处的一些其它用户输入特征结构，和/或柄部组件20的一些其它特征结构致动。参考本文的教导内容，用于致动护套组件710的其它合适的机构对于本领域的普通技术人员将显而易见。

[0145] F.具有刚性化连杆的示例性另选的关节运动节段

[0146] 图25和图26示出了具有并入其中的连杆组件810的修改型式的轴组件30。连杆组件810大体上被构造成能够与关节运动节段130的一部分接合，从而刚性化关节运动节段130。连杆组件810包括第一杆820、第二杆830和第三杆840。如图25中可见，第一杆820具有远侧端部822和近侧端部826。远侧端部822限定被构造成能够可滑动地接收销825的狭槽824。销825固定地固定到远侧外部护套33。销825将第一杆820连接到远侧外部护套33，使得第一杆820能够操作以滑动预先确定的距离并且相对于远侧外部护套33枢转。如在下文将更详细地描述，狭缝824允许连杆组件810相对于轴组件30滑动，以锁定和解锁关节运动节段130。第一杆820的近侧端部826包括连接器828，所述连接器828将第一杆820能够枢转地连接到第二杆830，如在下文更详细地描述。

[0147] 第二杆830包括远侧端部832和近侧端部836。如上所指出，第二杆830经由连接器828能够枢转地固定到第一杆820。具体地，连接器828将第一杆820的近侧端部826连接到第二杆830的远侧端部832，使得第二杆830能够操作以相对于第一杆820枢转。第二杆830的近侧端部836能够枢转地固定到第三杆840，如在下文将更详细地描述。

[0148] 第三杆840具有远侧端部842和近侧端部(未示出)。第三杆840的远侧端部842包括连接器844。连接器844被构造成能够能够枢转地将第二杆830的近侧端部836连接到第三杆840的远侧端部。因此，第二杆830被构造成能够相对于第三杆840枢转。虽然未示出，但是应

当理解，第三杆840的近侧端部能够连接到致动器、柄部或其它装置以提供第三杆840相对于轴组件30的纵向平移。如在下文将更详细地描述，此类致动装置允许连杆组件810相对于轴组件30纵向平移，以选择性地刚性化关节运动节段130。

[0149] 连杆组件810还包括第一对脊850和第二对脊852。每组脊850，852向上(即，在图25到图26所示的视图中在页面外)并且纵向延伸。第一脊850固定到至少一个保持衬圈133(例如，在本例中的中间保持衬圈133并且被构造成能够刚性地接合第一杆820的近侧端部826和第二杆830的远侧端部842。具体地，第一脊850在第一脊850之间侧向限定的缝隙中接收第一杆820的近侧端部826和第二杆830的远侧端部842。第二脊852固定在近侧外部护套32的至少一部分上。第二脊852被构造成能够刚性地接合第二杆830的近侧端部836和第三杆840的远侧端部842。具体地，第二脊852在第二脊852之间侧向限定的缝隙中接收第二杆830的近侧端部836和第三杆840的远侧端部842。一般来讲，脊850，852被构造成能够选择性地将连杆组件810维持在刚性构型中，如在下文将更详细地描述。

[0150] 图25和图26示出了连杆组件810的示例性用途。起初，连杆组件810处于如图25所示的第一位置。如图可见，当连杆组件810处于第一位置时，定位杆820，830，840，使得第一杆820的近侧端部826和第二杆830的远侧端部832被定位在第一脊850之间侧向限定的缝隙中。另外，第二杆830的近侧端部836和第三杆840的远侧端部842被定位在第二脊852之间侧向限定的缝隙中。由于这种定位，脊850，852将连杆组件810维持在刚性位置。另外，因为第一脊850被固定到至少一个保持衬圈133，所以关节运动节段130另外被维持在刚性构型。因此，当连杆组件810处于第一位置时，连杆组件810刚性化关节运动节段130。

[0151] 如果操作者期望使关节运动节段130关节运动，那么操作者能够将连杆组件810转换到图26所示的第二位置。为了将连杆组件810转换到第二位置，操作者可朝近侧致动第三杆840以朝近侧纵向平移连杆组件810。另选地，如果器械10如此配备，那么操作者可致动关节运动控制组件100或能够连接到第三杆840的近侧端部的本文所述的其它装置。不管连杆组件810如何朝近侧纵向平移，应当理解此类平移将导致杆820，830，840变成与脊850，852脱离接合。具体地，在连杆组件810朝近侧平移时，杆820，830，840可向上(即，在图25到图26所示的视图中在页面外)偏转以离开在脊850，852之间侧向限定的缝隙，使得杆820，830，840变成相对于脊850，852自由横向移动。在杆820，830，840不受脊850，852影响的情况下，杆820，830，840现在能够操作以围绕销825和连接器828，844枢转。因此，连杆组件810不再处于刚性状态。因为连杆组件810不处于刚性状态，并且因为连杆组件不再与狭槽850接合，所以连杆组件810不再刚性化关节运动节段130。

[0152] G.具有能够平移的刚性化构件的示例性另选的关节运动节段

[0153] 图27到图29示出了配备有刚性化板组件910的修改型式的轴组件30。板组件910包括刚性化构件920、致动组件930和固定到关节运动节段130的每个保持衬圈133的一对板轨道940。刚性化构件920大体上被构造成能够能够跨近侧外部护套32的上部部分和关节运动节段130纵向平移以选择性地刚性化关节运动节段130。如图28可见，刚性化构件920具有对应于近侧外部护套32的外半径形成轮廓的大体上矩形形状。刚性化构件920还包括两个L形接合构件922，924。刚性化构件920由刚性材料诸如塑料、金属和/或任何其它合适的一种或多种刚性材料形成。如在下文将更详细地描述，接合构件922，924大体上被构造成能够接合并且沿板轨道940滑动来刚性化关节运动节段130。

[0154] 致动组件930还包括一对远侧线932和一对近侧线934。每对线932,934被固定到刚性化构件920,使得线932,934被构造成能够朝远侧或朝近侧牵拉刚性化构件920。远侧线932朝远侧延伸并且接收在远侧外部护套33中的一对开口936中。开口936能够连接到延伸穿过轴组件30的一对通道,从而允许远侧线932返回到上文所述柄部组件20。相似地,近侧线934沿轴组件30的长度向下朝近侧延伸直到近侧线934能够被柄部组件20接收。虽然未示出,但是应当理解,致动组件930可包括设置在柄部组件20中用于致动线的特征结构。仅以举例的方式,此类特征结构可包括可旋转的轮,所述可旋转的轮能够驱动线932,934从而朝近侧或朝远侧平移刚性化构件920。当然,如参考本文的教导内容对于本领域的普通技术人员而言将显而易见的是,可并入器械10的用于驱动线932,934的任何其它合适的特征结构。相似地,线932,934仅为如何能够在近侧位置和远侧位置之间驱动刚性化构件920的一个仅例示性示例。参考本文的教导内容,可用于在近侧位置和远侧位置之间驱动刚性化构件920的其它合适的特征结构对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0155] 轨道940固定地固定到每个保持衬圈133。轨道940大体上成形为可滑动地接收L形接合构件922,924。换句话讲,轨道940被构造使得接合构件922,924允许在轨道940内纵向滑动,同时限制接合构件922,924的任何侧向运动。虽然轨道940在本文被描述为固定到每个保持衬圈133,但是应当理解,在其它示例中,轨道940可为保持衬圈133的一体式形成的特征结构。

[0156] 板组件910的示例性用途在图27和图29中可见。如图27可见,板组件910初始地设置处于第一纵向位置。在第一位置,刚性化构件920设置在关节运动节段130的近侧。因为刚性化构件920设置在关节运动节段130的近侧,所以刚性化构件920不作用于关节运动节段130并且关节运动节段130因此自由关节运动。因此,当板组件910处于第一位置时,关节运动节段130解锁,和/或经由上文所述关节运动控制组件100以其他方式自由关节运动。

[0157] 如果操作者期望刚性化关节运动节段130,那么操作者可将板组件910转换到图29所示的第二纵向位置。在第二位置,刚性化构件920处于远侧位置,使得刚性化构件920与关节运动节段130接合。为了将刚性化构件920转换到第二位置,操作者可致动关节运动组件930的线932,934,以使用上文所述机构中的任一种朝远侧牵拉刚性化构件920。在刚性化构件920朝远侧运动时,刚性化构件920的接合构件922,924将被轨道930滑动地接收直到刚性化构件920设置在远侧位置处。在远侧位置,刚性化构件920的接合构件922,924保持设置在轨道940内。因为接合构件922,924与刚性化构件920成一整体,所以刚性化构件920的刚性传递到接合构件922,924上。因为接合构件922,924接合固定地固定到保持衬圈133的轨道940,所以刚性化构件920的刚性传递至保持衬圈133和关节运动节段130。因此,当板组件910设置在第二位置时,板组件910刚性化关节运动节段130。如果操作者希望使关节运动节段130关节运动,那么操作者可简单地朝近侧回缩刚性化构件920回到图27所示的第一位置,从而去刚性化关节运动节段130,并且使得关节运动节段130能够响应于关节运动控制组件100的关节运动挠曲。

[0158] H.具有能够平移外部护套的示例性另选的器械

[0159] 图30示出了示例性另选的器械1010。本例的器械1010与上文所述器械10基本上相同,除非本文另有说明。例如,本例的器械1010包括柄部组件1020、轴组件1030和端部执行器1040。柄部组件1020包括主体1022,该主体包括手枪式握持部1024和一对按钮1026。柄部

组件1020还包括能够朝向和远离手枪式握持部1024枢转的触发器1028。然而，应当理解，可以使用各种其它合适的构型，包括但不限于剪刀式握持部构型。端部执行器1040包括超声刀1160以及枢转夹持臂1044。夹持臂1044与触发器1028联接，使得夹持臂1044能够响应于触发器1028朝向手枪式握持部1024的枢转而朝向超声刀1160枢转；并且使得夹持臂1044能够响应于触发器1028远离手枪式握持部1024的枢转而远离超声刀1160枢转。参考本文的教导内容，其中可将夹持臂1044与触发器1028联接的各种合适的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1044和/或触发器1028偏压到图30中所示的打开位置。

[0160] 超声换能器组件1012从柄部组件1020的主体1022朝近侧延伸。换能器组件1012经由缆线1014与发生器1016联接，使得换能器组件1012从发生器1016接收电力。在换能器组件1012中的压电元件将所述电力转换成超声振动。发生器1016可包括功率源和控制模块，所述功率源和控制模块被构造成能够向换能器组件1012提供特别适合通过换能器组件1012产生超声振动的功率分布。

[0161] 本例的刀1160能够操作以在超声频率下振动，以便有效地切穿并且密封组织。刀1160被定位在声学传动系的远侧端部处。所述声学传动系包括换能器组件1012和声波导(未示出)。声波导包括类似于上文关于器械10所述的柔性部分166的柔性部分(未示出)。换能器组件1012包括位于波导的焊头(未示出)近侧的一组压电圆盘(未示出)。压电圆盘能够操作以将电力转换成超声振动，所述超声振动然后根据已知构型和技术沿波导传输到刀1160。仅以举例的方式，声学传动系的该部分可根据本文所引述的各种参考文献的各种教导内容进行构造。

[0162] 本例的轴组件1030从柄部组件1020朝远侧延伸。除非本文另有说明，否则轴组件1030与上文关于器械10所述的轴组件30基本上相同。例如，轴组件1030包括位于轴组件1030的远侧部分处的关节运动节段1130，其中端部执行器1040位于关节运动节段1130的远侧。如图30所示，旋钮1031固定到轴组件1030的近侧部分。旋钮1031能够相对于主体1022旋转，使得轴组件1030能够相对于柄部组件1020围绕由轴组件1030限定的纵向轴线旋转。此类旋转可一体地提供端部执行器1040、关节运动节段1130，和轴组件1030的旋转。当然，如果需要，可简单地省略可旋转特征结构。

[0163] 除非本文另有说明，否则关节运动节段1130与上文关于器械10所述的关节运动节段130基本上相同。例如，关节运动节段1130能够操作以将端部执行器1040相对于由轴组件1030限定的纵向轴线选择性地定位成各种侧向偏转角度。与关节运动节段130类似，关节运动节段1130通过设置在关节运动节段1130内并且延伸穿过轴组件1030的一对关节运动带(未示出)驱动。当关节运动带以相反的方式纵向平移时，这将导致关节运动节段1130弯曲，从而使端部执行器1040从直的构造远离轴组件1030的纵向轴线侧向偏转成关节运动构型。具体地讲，端部执行器1040将朝向朝近侧牵拉的关节运动带进行关节运动。在此类关节运动期间，其它关节运动带能够被朝远侧牵拉。

[0164] 器械1100还包括固定到轴组件1030的近侧部分的关节运动控制组件1100关节运动控制组件1100包括外壳1110和可旋转旋钮1120。与上文所述的关节运动控制组件100类似，可旋转旋钮1120被构造成能够相对于外壳1110旋转，以在相反方向上驱动关节运动带。

[0165] 不同于上文所述器械10，本例的器械1010还包括护套驱动组件1200。护套驱动组

件1200大体上能够操作以平移轴组件1030的近侧外部护套1032以锁定或增加关节运动节段1130的刚性。护套驱动组件1200包括延伸穿过设置在柄部组件1020的外部上的狭槽1220的致动驱动器1210。

[0166] 图31示出了外部护套1032和关节运动驱动器1210的分解图。如图可见，外部护套1032包括一对凸缘1034和狭槽1036。凸缘对1034设置在外部护套1032的近侧端部处，并且被构造成能够接收致动驱动器1210的对应部分，如在下文将更详细地描述。狭槽1036设置在外部护套1032的远侧端部的近侧外部护套1032内。狭槽1036被构造成能够允许部件与可旋转旋钮1031相关联以延伸穿过外部护套1032使得外部护套1032和轴组件1030的其它部件能够通过可旋转旋钮1031旋转。

[0167] 图32示出了致动驱动器1210。如图可见，致动驱动器1210包括环形构件1212、两个电枢1214和两个接片1216。环形构件1212被构造成能够由外部护套1032的凸缘对1034可旋转地接收。当环形构件1212被设置在凸缘1034之间时，外部护套1032能够相对于环形构件1212自由旋转。期望这种特征结构，因为外部护套1032相对于环形构件1212的自由旋转可允许外部护套1032旋转同时致动驱动器1210可保持固定。另外期望这种特征结构，因为凸缘对1034可仍允许致动驱动器1210不管外护套1032的旋转驱动外部护套1032的平移。

[0168] 电枢1214从环形构件1212向外延伸。电枢1214被构造成能够延伸穿过在柄部组件1020中的对应的狭槽1220，其中每个接片1216设置在柄部组件1020的外部上。因此，电枢1214将接片1216(接片1216设置在柄部组件1020的外侧上)连接到环形构件1212(环形构件1212设置在柄部组件1020的内侧上)。

[0169] 图30和图33示出了护套驱动组件1200的示例性用途。如图30可见，护套驱动组件1200初始地处于第一纵向位置。在第一位置，外部护套1032设置在近侧位置，使得外部护套1032在关节运动节段1130的近侧。对应地，致动驱动器1210处于相对于狭槽1220的近侧位置。因此，在第一位置，关节运动节段1130经由如上文所述关节运动控制组件1100自由关节运动。

[0170] 如果操作者期望刚性化关节运动节段1130，那么操作者可将致动护套驱动组件1200转换到图33所示的第二纵向位置。在第二位置，外部护套1032在关节运动节段1130上方朝远侧驱动。为了将外部护套1032朝远侧驱动到图33所示的远侧位置，操作者可对致动驱动器1210的接片1216朝远侧施用力，从而朝远侧驱动致动驱动器1210。致动驱动器1210随后将经由环形构件1212作用于外部护套1032的凸缘1034以朝远侧驱动外部护套1032。一旦外部护套1032设置在关节运动节段1130上方，外部护套1032的刚性就将刚性化关节运动节段1130。因此，应当理解，当护套驱动组件1200处于第二位置时，关节运动节段1130刚性化。

[0171] 在一些型式中，与致动驱动器1210连通的一个或多个特征结构还将锁定可旋转旋钮1120，使得旋钮1120当致动驱动器1210处于远侧位置时不能旋转。此外或另选地，与旋钮1120连通的一个或多个特征结构可锁定致动驱动器1210，使得除非旋钮1120在与关节运动节段1130处于直的非关节运动构型相关联的中性旋转位置，否则致动驱动器1210不能从近侧位置滑动到远侧位置。参考本文的教导内容，其中可被构造的此类锁定特征结构的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0172] 如又一仅例示性示例，与关节运动驱动器1210连通的一个或多个特征结构能够被

构造成能够响应于关节运动驱动器1210从近侧位置朝向远侧位置的远侧运动自动去关节运动以其他方式关节运动的关节运动节段1130。参考本文的教导内容，其中可被构造的此类特征结构的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0173] I.具有能够平移刚性化构件的示例性另选的器械

[0174] 图34示出了示例性另选的器械1310。本例的器械1310与上文所述器械10基本上相同，除非本文另有说明。例如，本例的器械1310包括柄部组件1320、轴组件1330和端部执行器1340。柄部组件1320包括主体1322，该主体包括手枪式握持部1324和一对按钮1326。柄部组件1320还包括能够朝向和远离手枪式握持部1324枢转的触发器1328。然而，应当理解，可以使用各种其它合适的构型，包括但不限于剪刀式握持部构型。端部执行器1340包括超声刀1460和枢转夹持臂1344。夹持臂1344与触发器1328联接，使得夹持臂1344能够响应于触发器1328朝向手枪式握持部1324的枢转而朝向超声刀1460枢转；并且使得夹持臂1344能够响应于触发器1328远离手枪式握持部1324的枢转而远离超声刀1460枢转。参考本文的教导内容，其中可将夹持臂1344与触发器1328联接的各种合适的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1344和/或触发器1328偏压到图34中所示的打开位置。

[0175] 超声换能器组件1312从柄部组件1320的主体1322朝近侧延伸。换能器组件1312经由缆线1314与发生器1316联接，使得换能器组件1312从发生器1316接收电力。在换能器组件1312中的压电元件将所述电力转换成超声振动。发生器1316可包括功率源和控制模块，所述功率源和控制模块被构造成能够向换能器组件1312提供特别适合通过换能器组件1312产生超声振动的功率分布。

[0176] 本例的刀1460能够操作以在超声频率下振动，以便有效地切穿并且密封组织。刀1460被定位在声学传动系的远侧端部处。所述声学传动系包括换能器组件1312和声波导1480(如图37可见)。声波导1480包括类似于上文关于器械10所述的柔性部分166的柔性部分(未示出)。换能器组件1312包括位于波导1480的焊头(未示出)近侧的一组压电圆盘(未示出)。压电圆盘能够操作以将电力转换成超声振动，所述超声振动然后根据已知构型和技术沿波导1480传输到刀1460。仅以举例的方式，声学传动系的该部分可根据本文所引述的各种参考文献的各种教导内容进行构造。

[0177] 本例的轴组件1330从柄部组件1320朝远侧延伸。除非本文另有说明，否则轴组件1330与上文关于器械10所述的轴组件30基本上相同。例如，轴组件1330包括位于轴组件1330的远侧部分处的关节运动节段1430，其中端部执行器1340位于关节运动节段1430的远侧。如图34所示，旋钮1331固定到轴组件1330的近侧部分。旋钮1331能够相对于主体1322旋转，使得轴组件1330能够相对于柄部组件1320围绕由轴组件1330限定的纵向轴线旋转。此类旋转可一体地提供端部执行器1340、关节运动节段1430，和轴组件1330的旋转。当然，如果需要，可简单地省略可旋转特征结构。

[0178] 除非本文另有说明，否则关节运动节段1430与上文关于器械10所述的关节运动节段130基本上相同。例如，关节运动节段1430能够操作以将端部执行器1340相对于由轴组件1430限定的纵向轴线选择性地定位成各种侧向偏转角度。与关节运动节段130类似，关节运动节段1430通过设置在关节运动节段1430内并且延伸穿过轴组件1330的一对关节运动带1440,1442(如图37所示)驱动。当关节运动带1440,1442以相反的方式纵向平移时，这将导

致关节运动节段1430弯曲，从而使端部执行器1340从直的构造远离轴组件1330的纵向轴线侧向偏转成关节运动构型。具体地讲，端部执行器1340将朝向朝近侧牵拉的关节运动带1440,1442进行关节运动。在此类关节运动期间，其它关节运动带1440,1442能被朝远侧牵拉。

[0179] 器械1400还包括固定到轴组件1330的近侧部分的关节运动控制组件1400。关节运动控制组件1400包括外壳1410和可旋转旋钮1420。与上文所述的关节运动控制组件100类似，可旋转旋钮1420被构造成能够相对于外壳1410旋转，以在相反方向上驱动关节运动带1440,1442。例如，旋钮1420在第一方向上的旋转致使关节运动带1440的远侧纵向平移，和关节运动带1442的近侧纵向平移；并且旋钮1420在第二方向上的旋转致使关节运动带1440的近侧纵向平移，和关节运动带1442的远侧纵向平移。因此，应当理解，旋钮1420的旋转致使关节运动节段1430的关节运动。

[0180] 不同于上文所述器械10，本例的器械1310还包括刚性化构件驱动组件1500。驱动组件1500大体上能够操作以推进在轴组件1330内的刚性化构件1520选择性地刚性化关节运动节段1430。驱动组件1500包括驱动构件1510和刚性化构件1520。驱动构件1510延伸穿过在柄部组件1320中的狭槽1530并且可旋转地能附接到刚性化构件1520，以驱动刚性化构件1520同时允许刚性化构件1520随轴组件1330旋转。

[0181] 如图35可见，刚性化构件1520包括两个纵向延伸的柱1522和大体上管状主体1524。如在下文将更详细地描述，狭槽1522延伸穿过轴组件1330并且与关节运动节段1430接合以选择性地刚性化关节运动节段1430。主体1524包括凸缘对1526和狭槽1528。凸缘对1526设置在主体1524的近侧端部上，并且被构造成能够接收驱动构件1510，如在下文将更详细地描述。狭槽1528设置在凸缘对1526的远侧。狭槽1528被构造成能够接收可旋转旋钮1331的至少一部分，使得可旋转旋钮1331可与刚性化构件1520和轴组件1330的各种部件接合，以与轴组件1330一起旋转刚性化构件1520。

[0182] 图36示出了驱动构件1510。如图可见，驱动构件1510包括环形构件1512、两个电枢1514和两个接片1516。环形构件1512被构造成能够由刚性化构件1520的凸缘部分1526可旋转地接收。当环形构件1512在凸缘1526之间时，刚性化构件1520能够相对于环形构件1512自由旋转。期望这种特征结构，因为刚性化构件1520相对于环形构件1512的自由旋转可允许刚性化构件1520旋转同时驱动构件1510可保持固定。另外期望这种特征结构，因为凸缘对1526可仍允许驱动构件1510不管刚性构件1520的旋转驱动刚性化构件1520的平移。

[0183] 电枢1514从环形构件1512向外延伸。电枢1514被构造成能够延伸穿过在柄部组件1320中的对应的狭槽1530，其中每个接片1516设置在柄部组件1320的外部上。因此，电枢1514将接片1516(接片1216设置在柄部组件1320的外侧上)连接到环形构件1512(环形构件1212设置在柄部组件1320的内侧上)。

[0184] 图37示出了设置在轴组件1330内的刚性化构件1520。如图可见，轴组件1330的主体1334包括被构造成能够接收关节运动带1440,1442和与关节运动带1440,1442相邻的刚性化构件1520的柱1522两者的通道1336。虽然本例的轴组件1330示出为具有用于关节运动带1440,1442和柱1522两者的共用通道1336，但是应当理解在其它示例中，轴组件1330包括用于关节运动带1440,1442和柱1522的分开的通道。

[0185] 图38到图43示出了用于驱动组件1500的示例性操作模式。如图38和图39可见，驱

动组件1500初始地处于第一纵向位置。在第一位置，驱动构件1510被定位在相对于柄部组件1320的近侧位置，使得刚性化构件1520对应地处于相对于关节运动节段1430的近侧位置。如图39最佳可见，当刚性化构件1520处于近侧位置时，刚性化构件1520的柱1522设置在关节运动节段1430的近侧。在刚性化构件1520的柱1522设置在关节运动节段1430的近侧的情况下，关节运动节段1430经由如上所述的关节运动控制组件1400自由关节运动。因此，当驱动组件1500处于第一位置时，关节运动节段1430处于解锁和/或非刚性构型。

[0186] 如果操作者期望刚性化关节运动节段1430，那么操作者可通过将驱动组件1500推进到第二纵向位置(如图42和图43所示)如此做。为了将驱动组件1500推进到第二位置，操作者将如图40所示朝远侧推进驱动构件1510的接片1516。驱动构件1510的远侧推进将致使如图41所示在轴组件1330内的刚性化构件1520的柱1522的对应的推进。在柱1522朝远侧推进时，柱1522开始接合关节运动节段1430。图42和图43示出完全推进到第二位置的驱动组件1500。如图可见，在第二位置，驱动构件1510的接片1516推进到相对于柄部组件1320的完全远侧位置。对应地，刚性化构件1520的柱1522被推进到完全远侧位置。当柱1522处于完全远侧位置时，柱1522完全接合关节运动节段1430以刚性化关节运动节段1430。在这种状态下，柱1522的远侧端部定位在关节运动节段1430远侧，使得柱1522跨度沿关节运动节段1430的全长并且相对于轴组件1330的远侧部分接地。

[0187] 在一些示例中，上文所述器械1300可包括类似于具有带有单个柱1622的刚性化构件1620的上文所述驱动组件1600的刚性化构件驱动组件。期望此类构型以改善器械1300的总体操作，以改善易用性，或以改善由刚性化构件1520提供的刚性的量。例如，图44到图46示出了示例性另选的刚性化构件驱动组件1600。应当理解，除非本文另有说明，否则驱动组件1600与上文所述驱动组件1500基本上相同。本例的驱动组件1600大体上能够操作以推进在轴组件1330内的刚性化构件1620以选择性地刚性化关节运动节段1430。驱动组件1600包括驱动构件1610和刚性化构件1620。驱动构件1610延伸穿过在柄部组件1320中的狭槽1630并且可旋转地附接到刚性化构件1620，以驱动刚性化构件1620同时允许刚性化构件1620随轴组件1330旋转。

[0188] 如图44可见，刚性化构件1620包括单个纵向延伸的柱1622和大体上管状主体1624。如在下文将更详细地描述，柱1622延伸穿过轴组件1330并且与关节运动节段1430接合以选择性地刚性化关节运动节段1430。主体1624包括凸缘对1626和狭槽1628。凸缘对1626设置在主体1624的近侧端部上，并且被构造成能够接收驱动构件1610，如在下文将更详细地描述。狭槽1628设置在凸缘部分1626的远侧。狭槽1628被构造成能够接收可旋转旋钮1331的至少一部分，使得可旋转旋钮1331可与刚性化构件1620和轴组件1330的各种部件接合，以与轴组件1330一起旋转刚性化构件1620。

[0189] 图45示出了驱动构件1610。如图可见，驱动构件1610包括环形构件1612、两个电枢1614和两个接片1616。环形构件1612被构造成能够在刚性化构件1620的凸缘1626之间可旋转地接收。当环形构件1612设置在凸缘1626之间时，刚性化构件1620能够相对于环形构件1612自由旋转。期望这种特征结构，因为刚性化构件1620相对于环形构件1612的自由旋转可允许刚性化构件1620旋转同时驱动构件1610可保持固定。另外期望这种特征结构，因为凸缘对1626可仍允许驱动构件1610不管刚性构件1620的旋转驱动刚性化构件1620的平移。

[0190] 电枢1614从环形构件1612向外延伸。电枢1614被构造成能够延伸穿过在柄部组件

1320中的狭槽1630，其中每个接片1616设置在柄部组件1320的外部上。因此，电枢1614将接片1616(接片1616设置在柄部组件1320的外侧上)连接到环形构件1612(环形构件1612设置在柄部组件1320的内侧上)。

[0191] 图46示出了设置在轴组件1330内的刚性化构件1620。如图可见，轴组件的主体1334包括被构造成能够接收关节运动带1440，1442的通道1336。另外，主体1334包括附加通道1338以接收刚性化构件1620的柱1622。

[0192] 图47到图52示出了用于驱动组件1600的示例性操作模式。如图47和图48可见，驱动组件1600初始地处于第一纵向位置。在第一位置，驱动构件1610被定位在相对于柄部组件1320的近侧位置，使得刚性化构件1620对应地处于近侧位置。如图48最佳可见，当刚性化构件1620处于近侧位置时，刚性化构件1620的柱1622设置在关节运动节段1430的近侧。在刚性化构件1620的柱1622设置在关节运动节段1430的近侧的情况下，关节运动节段1430经由如上所述的关节运动控制组件1400自由关节运动。因此，当驱动组件1600处于第一位置时，关节运动节段1430处于解锁和/或非刚性构型。

[0193] 如果操作者期望刚性化关节运动节段1430，那么操作者可通过将驱动组件1600推进到第二纵向位置(如图51和图52所示)如此做。为了将驱动组件1600推进到第二位置，操作者将如图49所示朝远侧推进驱动构件1610的接片1616。驱动构件1610的远侧推进将致使如图50所示在轴组件1330内的刚性化构件1620的柱1622的对应的推进。在柱1622朝远侧推进时，柱1622开始接合关节运动节段1430。

[0194] 图51和图52示出完全推进到第二位置的驱动组件1600。如图可见，在第二位置，驱动构件1610的接片1616推进到相对于柄部组件1320的完全远侧位置。对应地，刚性化构件1520的柱1622被推进到完全远侧位置。当柱1622处于完全远侧位置时，柱1622完全接合关节运动节段1430以刚性化关节运动节段1430。在这种状态下，柱1622的远侧端部定位在关节运动节段1430远侧，使得柱1622跨度沿关节运动节段1430的全长并且相对于轴组件1330的远侧部分接地。在本例中，柱1622沿相对于关节运动节段1430的关节运动平面偏移的路径延伸。具体地，柱1622位于关节运动节段1430的关节运动平面的上方。当柱1622处于图52所示的远侧位置时，柱1622的这种定位可增强由柱1622提供的刚性化效果。在一些其它型式中，柱1622位于在关节运动节段1430的一侧上的关节运动节段1430的关节运动平面中(例如，类似于柱1522中的一个的定位)。

[0195] III.示例性组合

[0196] 以下实施例涉及其中可组合或应用本文教导内容的各种不完全方式。应当理解，下述实施例并非旨在限制可在本专利申请或本专利申请的后续提交文件中的任何时间提出的任何权利要求的覆盖范围。不旨在进行免责声明。提供下述实施例以仅仅用于示例性目的。可设想到，本文的各种教导内容可按多种其它方式进行布置和应用。还可设想到，某些变型可省略以下实施例提及的某些特征结构。因此，下文提及的方面或特征中的任一个均不应被视为决定性的，除非另外例如由发明人或关注发明人的继承者在稍后日期明确指明。如果本专利申请或与本专利申请相关的后续提交文件中提出的任何权利要求包括下文提及的那些特征结构之外的附加特征结构，则这些附加特征结构不应被假定为因与专利性相关的任何原因而被添加。

[0197] 实施例1

[0198] 一种用于对组织进行操作的设备，包括：(a)主体组件；(b)从所述主体组件朝远侧延伸的轴，其中所述轴限定纵向轴线；(c)声波导，其中所述波导包括柔性部分；(d)与所述轴联接的关节运动节段，其中所述关节运动节段的一部分包围所述波导的所述柔性部分，其中所述关节运动节段还包括：

[0199] (i)第一构件，和(ii)第二构件，其中所述第二构件能够相对于所述第一构件纵向平移；(e)端部执行器，所述端部执行器包括与所述波导声学通信的超声刀；和(f)刚性化构件，其中所述刚性化构件被构造成能够选择性地接合所述关节运动节段的至少一部分，从而选择性地为所述关节运动节段提供刚性。

[0200] 实施例2

[0201] 根据实施例1或以下实施例中的任一项所述的设备，其中所述刚性化构件能够相对于所述轴运动，以选择性地接合所述关节运动节段的至少一部分。

[0202] 实施例3

[0203] 根据实施例2所述的设备，其中所述刚性化构件围绕所述轴的至少一部分设置。

[0204] 实施例4

[0205] 根据实施例3所述的设备，其中所述刚性化构件包括细长管状构件，其中所述细长管状构件能够相对于所述轴平移，以覆盖所述关节运动节段的至少一部分，从而向所述关节运动节段提供刚性。

[0206] 实施例5

[0207] 根据实施例4所述的设备，其中所述轴包括远侧止挡构件和近侧止挡构件，其中所述远侧止挡构件被构造成能够将所述细长管状构件固定在第一纵向位置上，其中所述近侧止挡构件被构造成能够将所述细长管状构件固定在第二纵向位置上，其中所述细长管状构件的所述第一纵向位置对应于覆盖所述关节运动节段的至少一部分的所述细长管状构件。

[0208] 实施例6

[0209] 根据实施例4所述的设备，其中所述细长管状构件的至少一部分延伸到所述主体组件中，其中所述主体组件包括刚性化构件致动组件，其中所述刚性化构件致动组件被构造成能够使所述细长管状构件在第一纵向位置和第二纵向位置之间转换。

[0210] 实施例7

[0211] 根据实施例6所述的设备，其中所述细长管状构件被构造成能够在所述细长管状构件处于所述第二纵向位置时为所述关节运动节段提供刚性。

[0212] 实施例8

[0213] 根据实施例3所述的设备，其中所述刚性化构件能够围绕所述轴在第一角位置和第二角位置之间旋转，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第二角位置时向所述关节运动节段提供刚性，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第一角位置时允许所述关节运动节段挠曲。

[0214] 实施例9

[0215] 根据实施例8所述的设备，其中所述刚性化构件包括多个连接件，其中每个连接件包括至少一个弯曲特征结构和至少一个刚性化特征结构。

[0216] 实施例10

[0217] 根据实施例9所述的设备，其中所述多个连接件中的每个连接件联接到所述多个

连接件中的另一个连接件，其中每个连接件的每个弯曲特征结构沿第一平面对准，其中每个刚性化特征结构沿第二平面对准，其中所述刚性化构件被构造成能够围绕所述第一平面弯曲，其中所述刚性化构件被构造成围绕所述第二平面为刚性的。

[0218] 实施例11

[0219] 根据实施例10所述的设备，其中当所述刚性化构件处于所述第一位置时，所述刚性化构件的所述第一平面与所述关节运动节段的关节运动平面对准，其中当所述刚性化构件处于第二位置时，所述刚性化构件的所述第二平面与所述关节运动节段的所述关节运动平面对准。

[0220] 实施例12

[0221] 根据实施例8所述的设备，其中所述刚性化构件包括至少一个一体式接片，其中所述一体式接片被构造成能够与所述关节运动节段接合以在所述刚性化构件处于所述第二位置时防止所述关节运动节段的运动。

[0222] 实施例13

[0223] 根据前述和以下实施例中任一项所述的设备，其中所述刚性化构件包括第一互锁线圈和第二互锁线圈，其中所述第二互锁线圈被构造成能够在第一位置和第二位置之间转换，其中当所述第二互锁线圈处于所述第一位置时，所述第二互锁线圈与所述第一互锁线圈至少部分地分开，其中当所述第二互锁线圈处于所述第二位置时，所述第一互锁线圈与所述第一互锁线圈完全互锁，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述第二互锁线圈处于所述第二位置时防止所述关节运动节段的运动，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述第二互锁线圈处于所述第一位置时允许所述关节运动节段挠曲。

[0224] 实施例14

[0225] 根据前述和以下实施例中任一项所述的设备，其中所述刚性化构件的至少一部分设置在所述轴的至少一部分内。

[0226] 实施例15

[0227] 根据实施例14所述的设备，其中所述刚性化构件能够在所述轴内且在第一纵向位置和第二纵向位置之间平移，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第二纵向位置时与所述关节运动节段接合，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件处于所述第二纵向位置时允许所述关节运动节段的运动。

[0228] 实施例16

[0229] 根据实施例15所述的设备，其中所述主体组件包括刚性化构件致动组件，其中所述刚性化构件致动组件被构造成能够使所述刚性化构件在所述第一纵向位置和所述第二纵向位置之间转换。

[0230] 实施例17

[0231] 一种用于对组织进行操作的设备，所述设备包括：(a)主体组件；(b)从所述主体组件朝远侧延伸的轴，其中所述轴限定纵向轴线；(c)与所述轴联接的关节运动节段；(d)与所述关节运动节段联接的端部执行器，其中所述端部执行器包括被构造成能够接合组织的作业元件；(e)关节运动驱动组件，所述关节运动驱动组件能够操作以驱动所述关节运动节段的关节运动，从而使所述端部执行器从所述纵向轴线偏转；和(f)刚性化组件，其中所述刚性化组件包括至少一个加劲件，其中所述加劲件能够在第一位置和第二位置之间运动，其

中所述加劲件能够操作以在所述加劲件处于所述第二位置时刚性化所述关节运动节段，其中所述加劲件能够操作以在所述加劲件处于所述第一位置时允许所述关节运动节段的挠曲。

[0232] 实施例18

[0233] 根据实施例17所述的设备，其中所述加劲件设置在所述轴的外部上，其中所述加劲件被构造成能够沿所述轴的至少一部分平移，以使所述加劲件在所述第一位置和所述第二位置之间转换。

[0234] 实施例19

[0235] 根据实施例17所述的设备，其中所述加劲件设置在所述轴的至少一部分内，其中所述加劲件被构造成能够在所述轴的至少一部分内平移，以在所述第一位置和所述第二位置之间转换，其中所述加劲件被构造成能够在所述加劲件处于所述第二位置时接合所述关节运动节段的至少一部分。

[0236] 实施例20

[0237] 一种用于对组织进行操作的设备，所述设备包括：(a)主体组件；(b)从所述主体组件朝远侧延伸的轴，其中所述轴限定纵向轴线；(c)与所述轴联接的关节运动节段；(d)与所述关节运动节段联接的端部执行器；(e)第一对平移构件，其中所述第一对平移构件能够操作以致动所述关节运动节段，从而使所述端部执行器从所述纵向轴线偏转；(f)与所述第一对平移构件连通的驱动组件，其中所述驱动组件被构造成能够平移所述第一对平移构件，以致动所述关节运动节段；和(g)刚性化构件，其中所述刚性化构件与所述轴相关联，其中所述刚性化构件能够相对于所述轴运动以接合所述关节运动节段，其中所述刚性化构件被构造成能够在所述刚性化构件与所述关节运动节段接合时刚性化所述关节运动节段。

[0238] IV.其它方面

[0239] 应当理解，本文所述的任何型式的器械还可包括除上文所述那些之外或作为上文所述那些的取代的各种其它特征结构。仅以举例的方式，本文所述器械中的任一者还可包括公开于以引用方式并入本文的各种参考文献中的任一者的各种特征结构中的一者或多者。还应当理解，本文的教导内容可容易地应用到在本文所引述的其它参考文献中的任一者所述的器械中的任一者，使得本文的教导内容可容易地以多种方式与在本文所引述的参考文献中的任一者的教导内容进行组合。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、缝合器械以及其它类型的外科器械。可结合本文的教导内容的其它类型的器械对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0240] 应当理解，据称以引用方式并入本文的任何专利、专利公布或其它公开材料，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、陈述或者其它公开材料不冲突的程度下并入本文。因此，并且在必要的程度下，本文明确阐述的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分，将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。

[0241] 上述型式的装置可应用于由医疗专业人员进行的常规医学治疗和规程，以及机器人辅助的医学治疗和规程。仅以举例的方式，本文的各种教导内容可易于并入机器人外科系统，诸如Intuitive Surgical,Inc.(Sunnyvale,California)的DAVINCI™系统。相似地，

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与以下专利中的各种教导内容结合：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。

[0242] 上文所述型式可被设计成在单次使用后废弃，或其可被设计成使用多次。在任一种情况或两种情况下，可修复型式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，可拆卸一些形式的装置，并且可选择性地以任何组合来替换或移除装置的任意数量的特定零件或部件。在清洁和/或更换特定部件时，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之前由用户重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解，装置的修复可利用多种技术进行拆卸、清洁/更换、以及重新组装。此类技术的使用和所得的修复装置均在本专利申请的范围内。

[0243] 仅以举例的方式，本文描述的型式可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中，将该装置放置在闭合且密封的容器诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在可穿透容器的辐射场中，诸如γ辐射、X射线、或高能电子。辐射可将装置上和容器中的细菌杀死。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它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。

[0244] 已经示出和阐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，并且其它修改对于本领域的技术人员而言将显而易见。例如，上文所讨论的示例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均是示例性的而非必需的。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的细节。

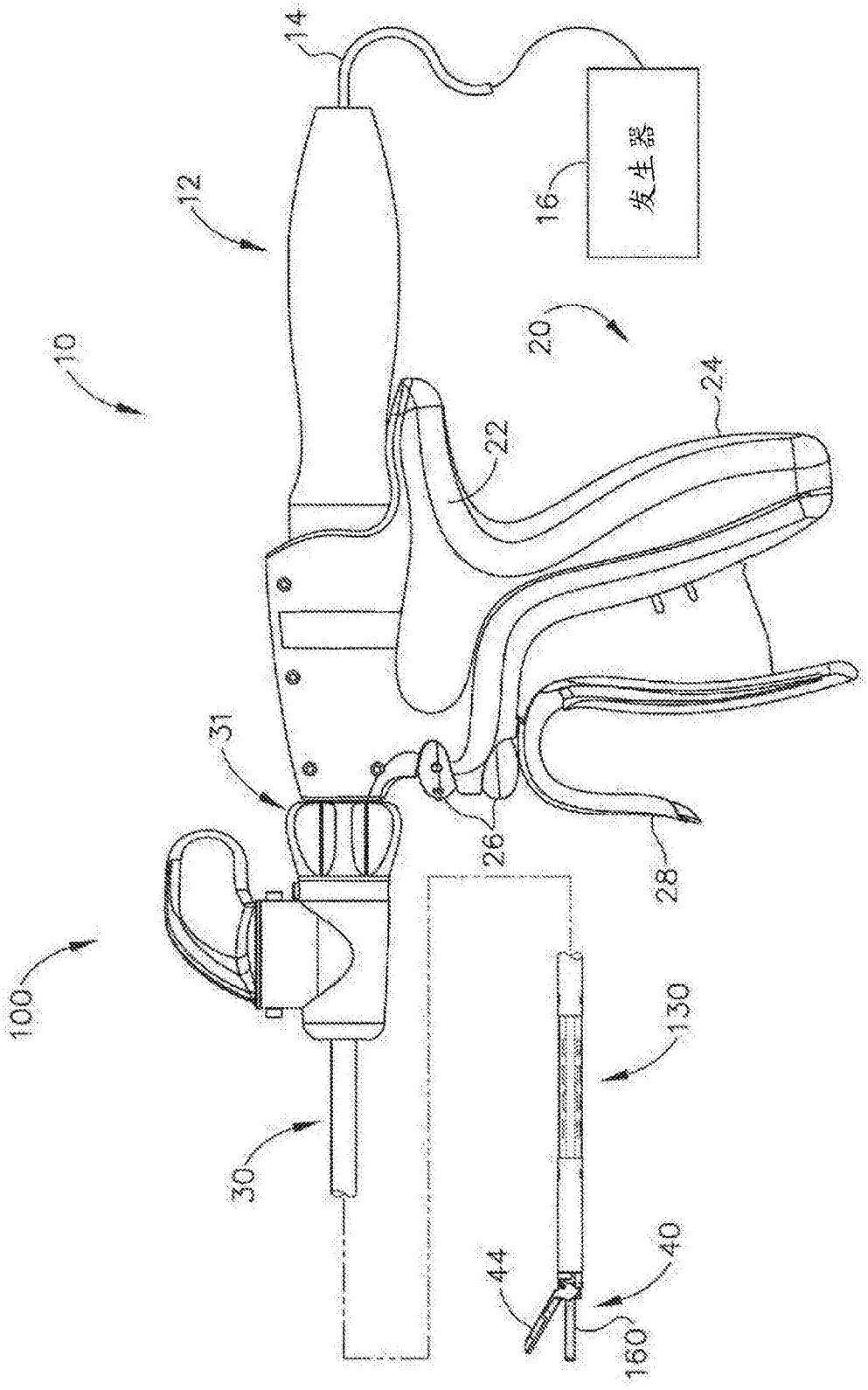


图1

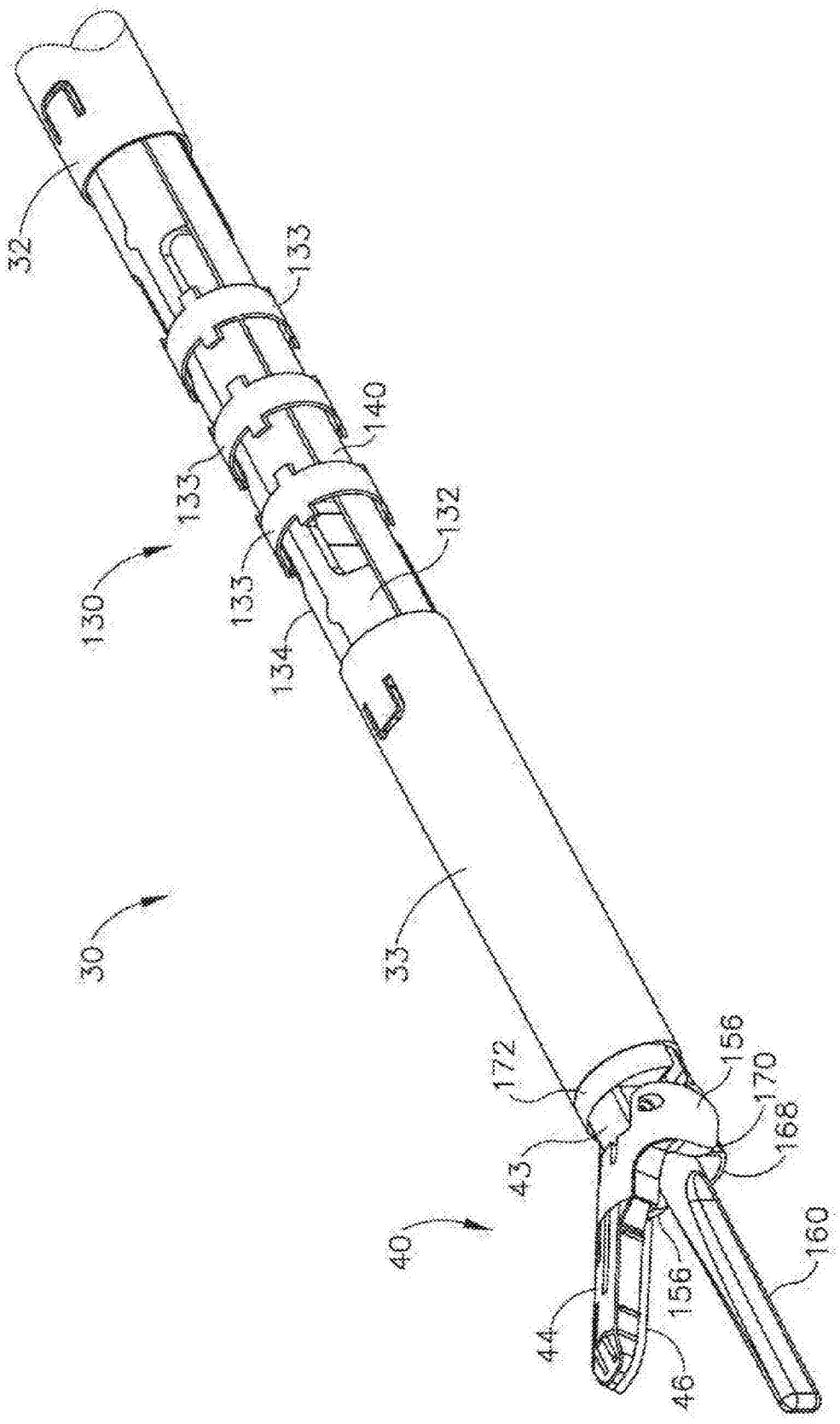

32
133
140
133
132
130
133
134
30
33
172
156
170
168
43
40
160
156
44
46

图2

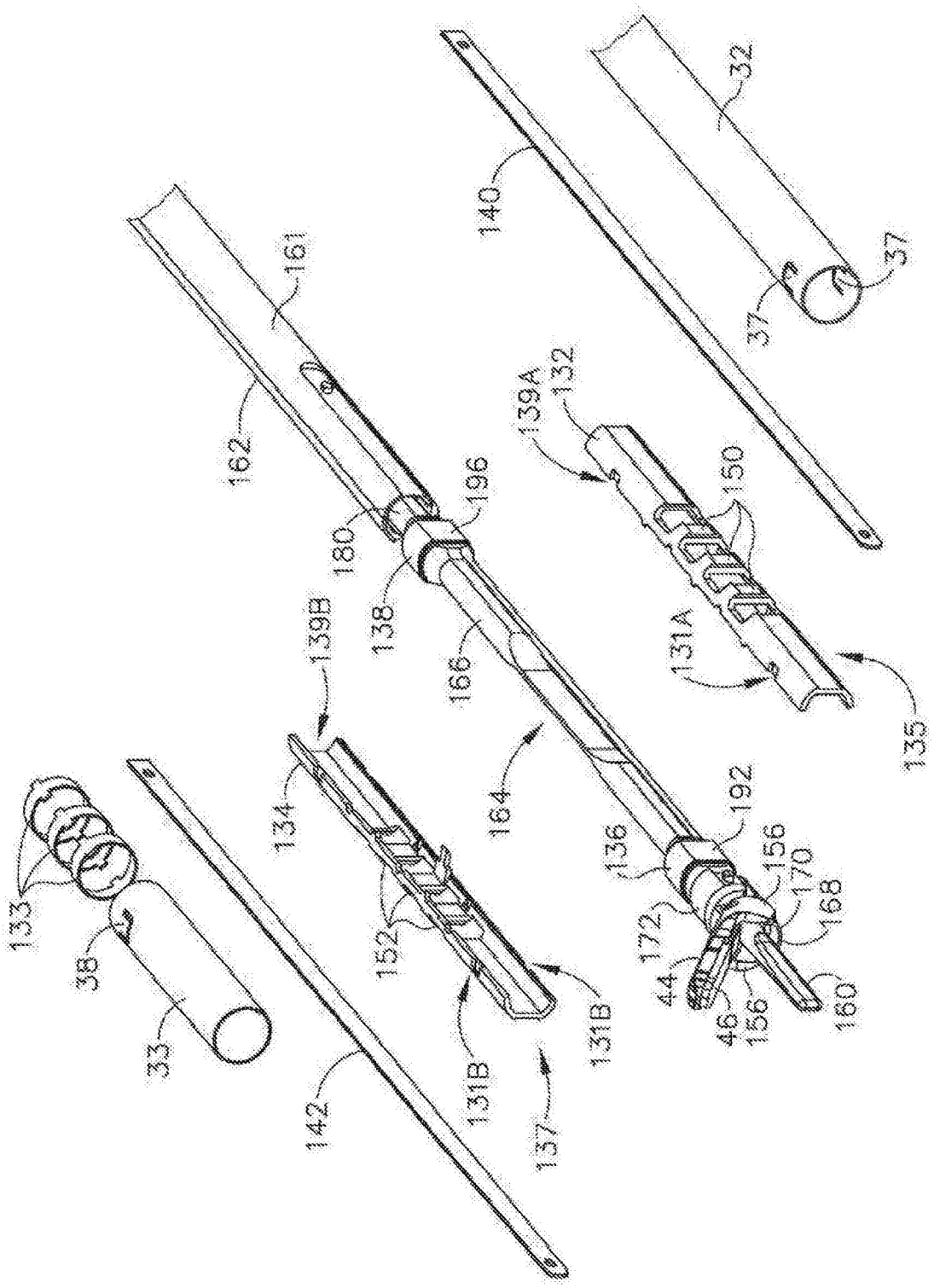

32
140
37
37
161
162
139A
132
150
196
180
138
166
131A
135
139B
134
164
192
136
156
170
168
172
44
46
156
160
133
38
33
152
131B
131B
137
142

图3

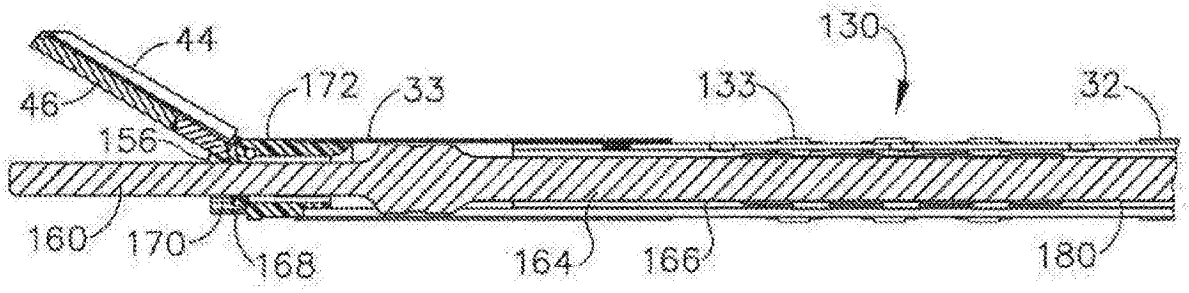

44
46
156
172
33
130
133
32
160
170
168
164
166
180

图4

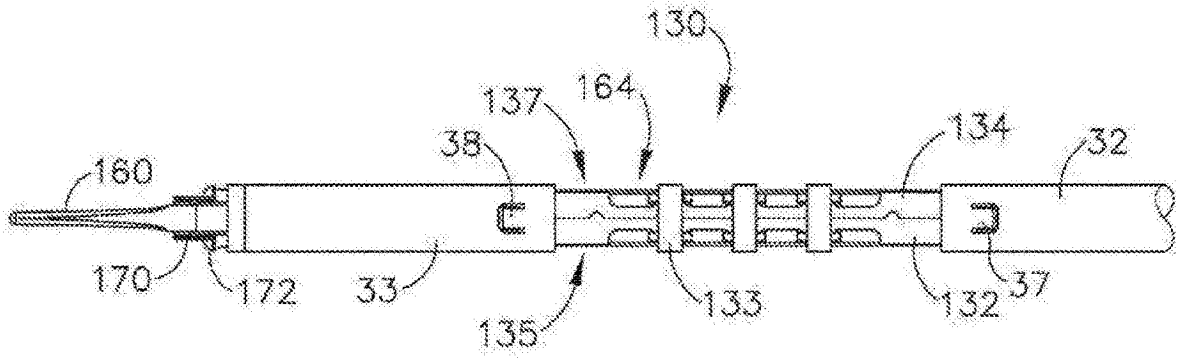

130
137
164
38
134
32
160
170
172
33
135
133
132
37

图5

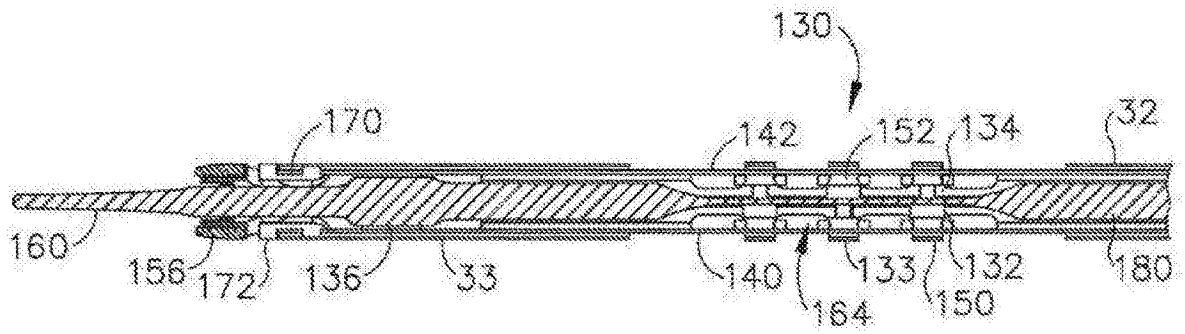

130
170
142
152
134
32
160
156
172
136
33
140
133
132
180
164
150

图6A

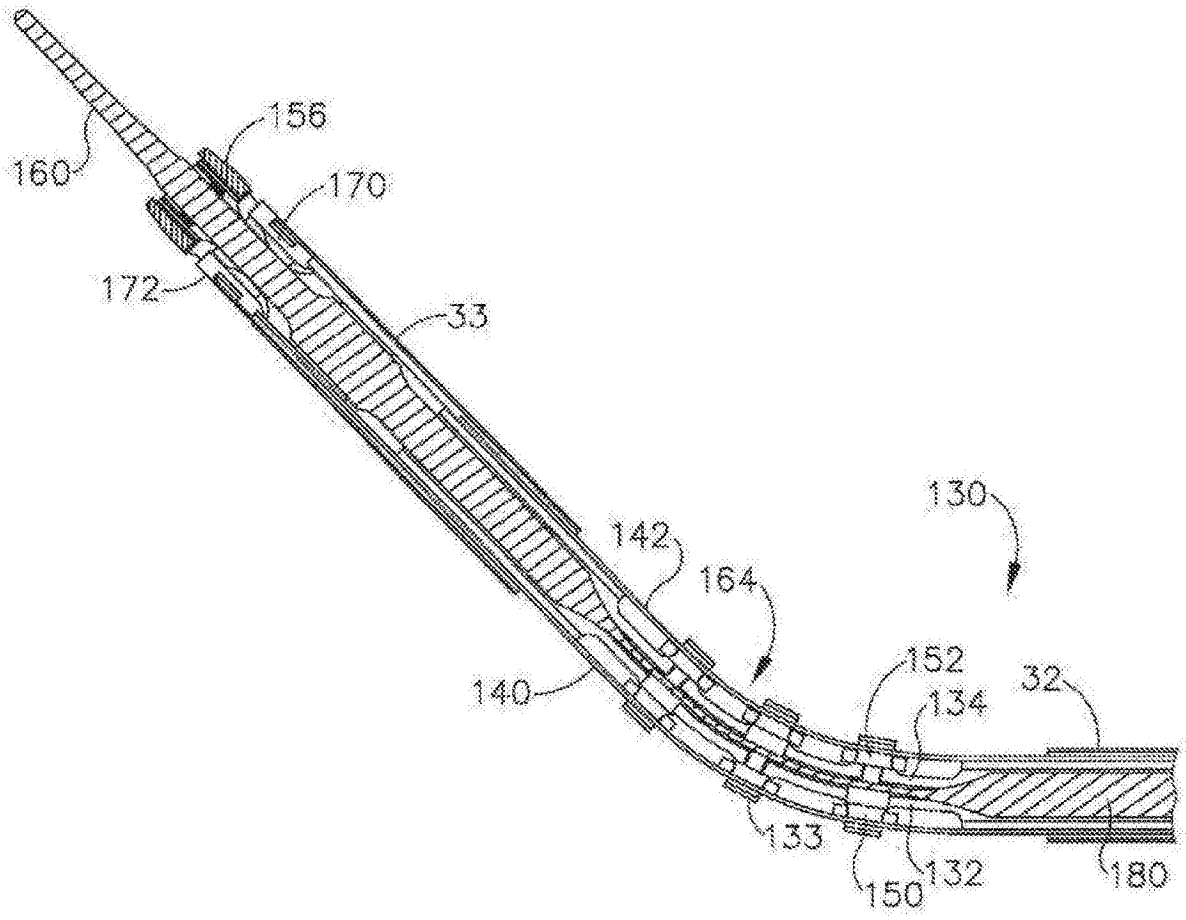


图6B

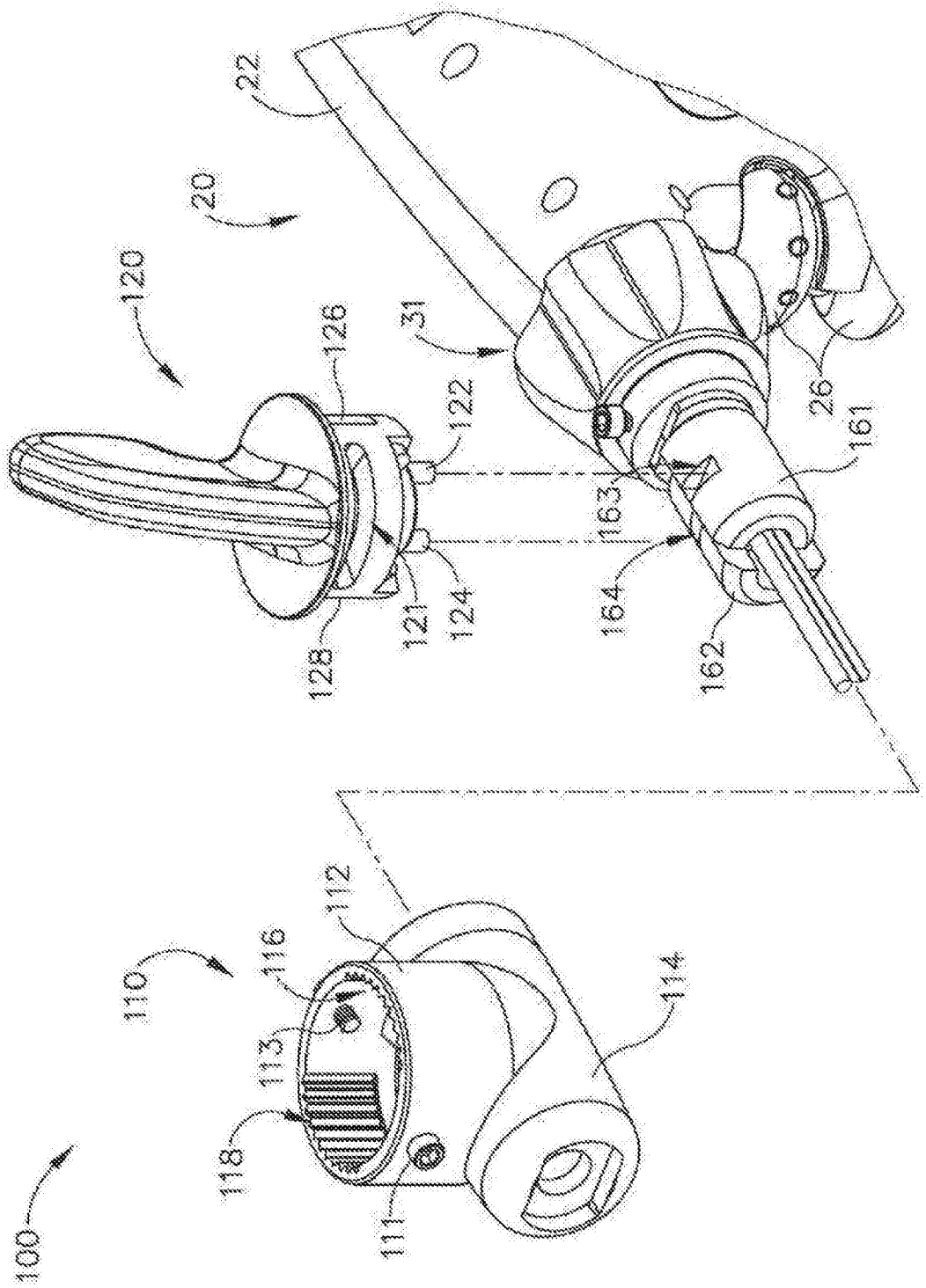

22
20
120
126
31
122
26
161
163
164
121
124
128
162
112
116
110
114
113
118
111
100

图7

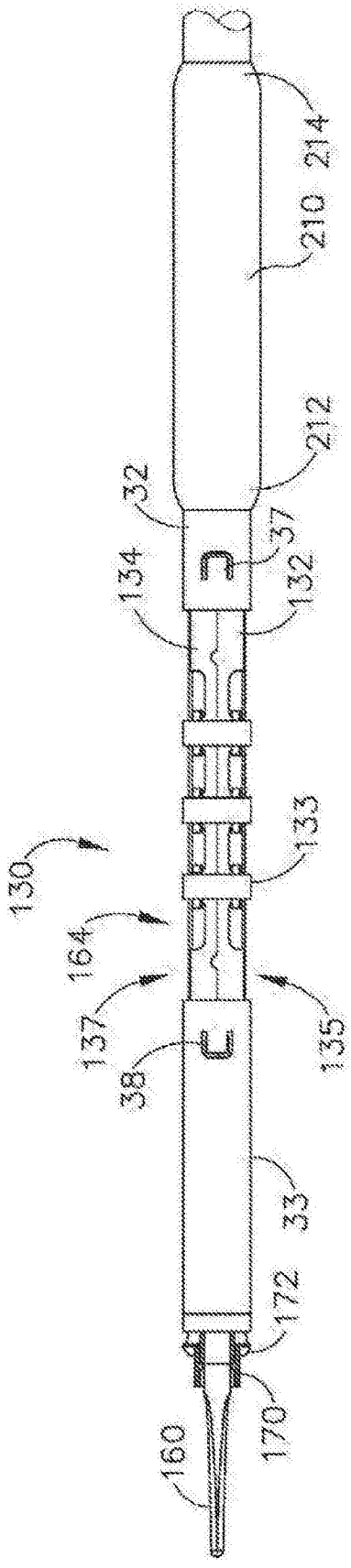


图8

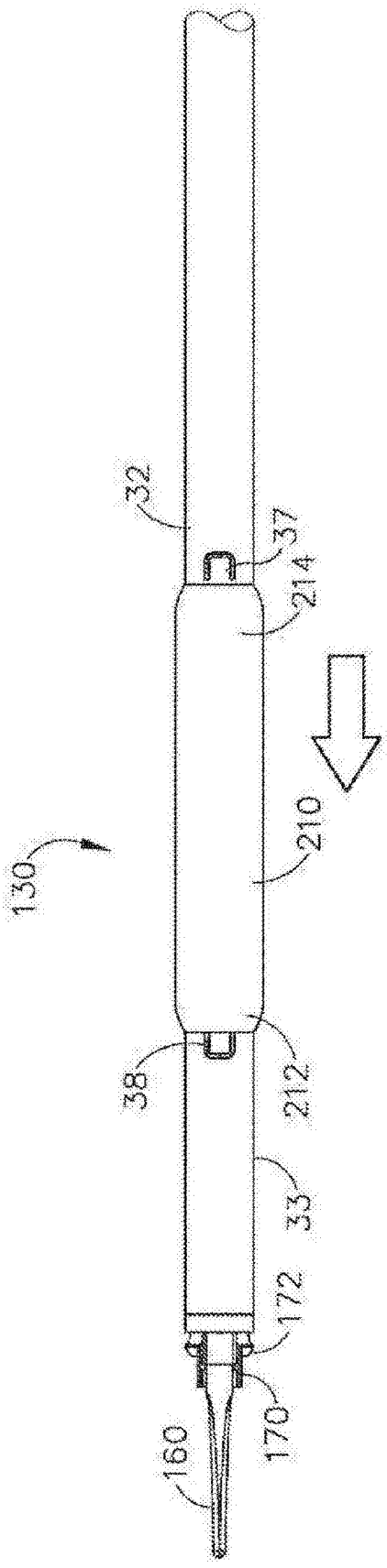


图9

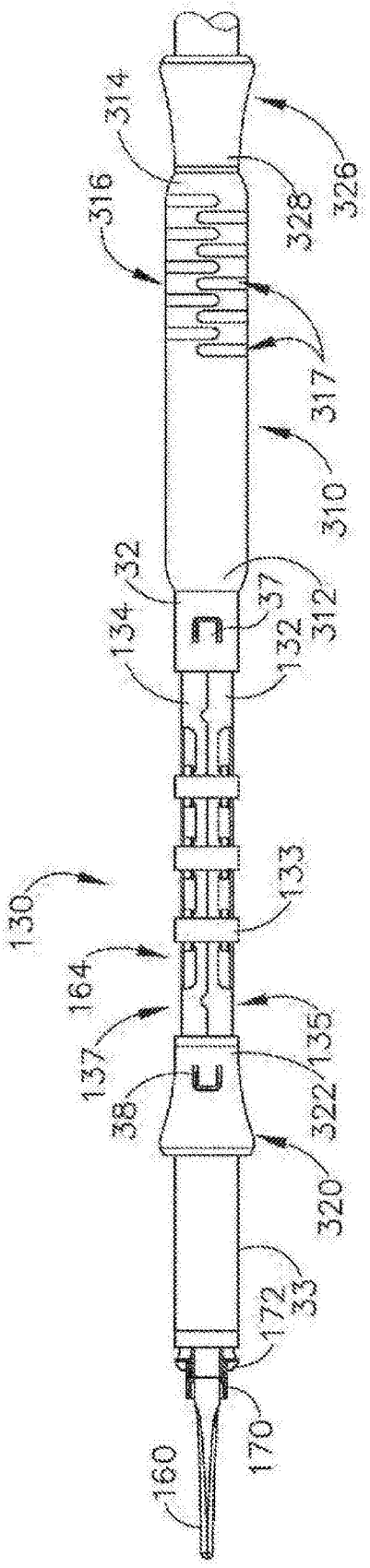

314
316
326
328
317
310
32
37
312
134
132
130
133
164
135
137
322
38
320
172
33
170
160

图10

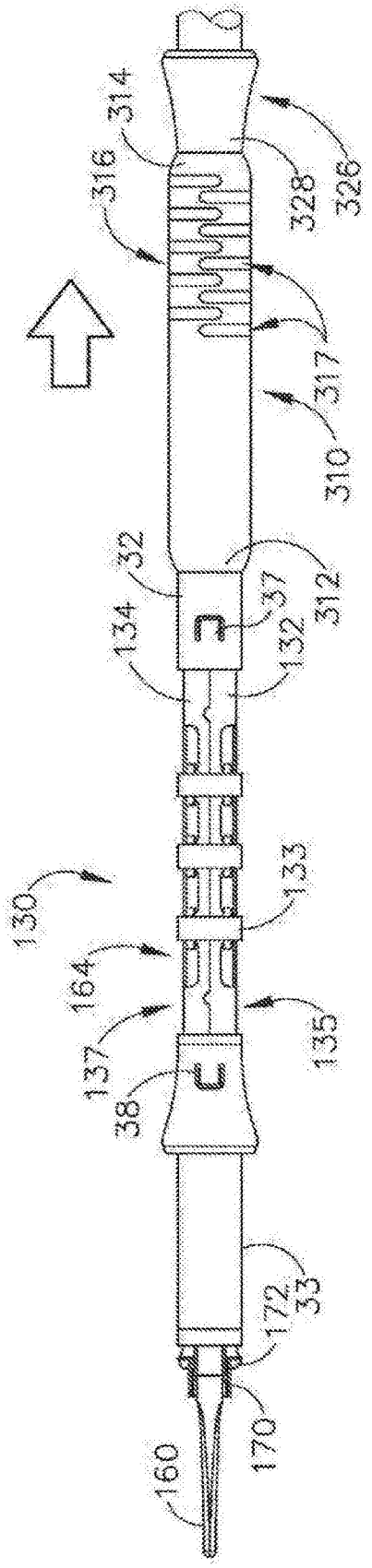

314
316
328
326
317
310
32
37
312
134
132
130
133
164
135
137
38
172
33
170
160

图11

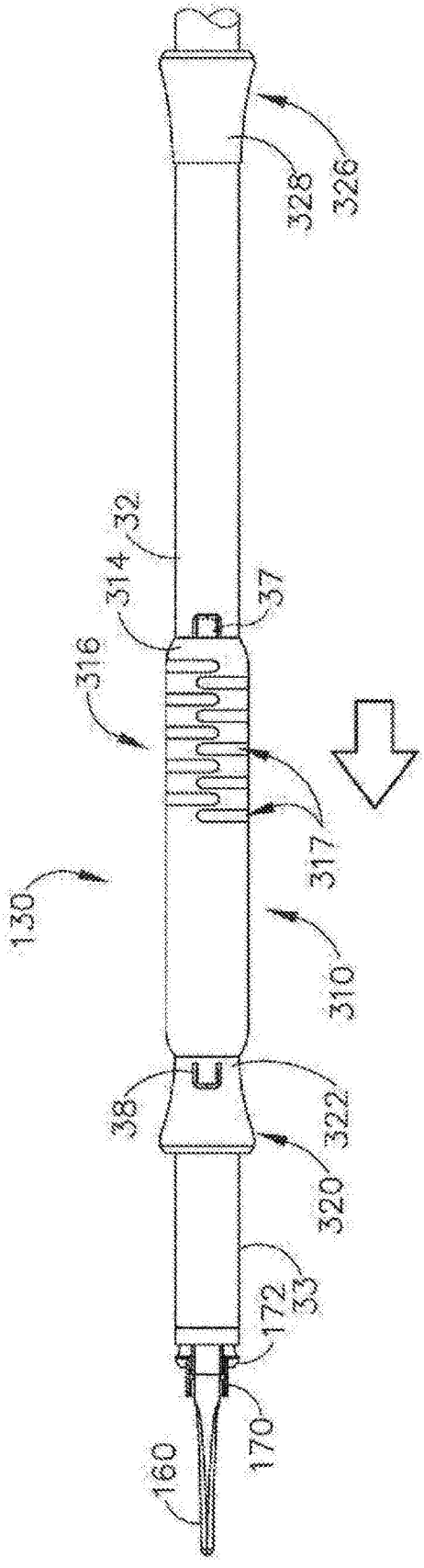


图12

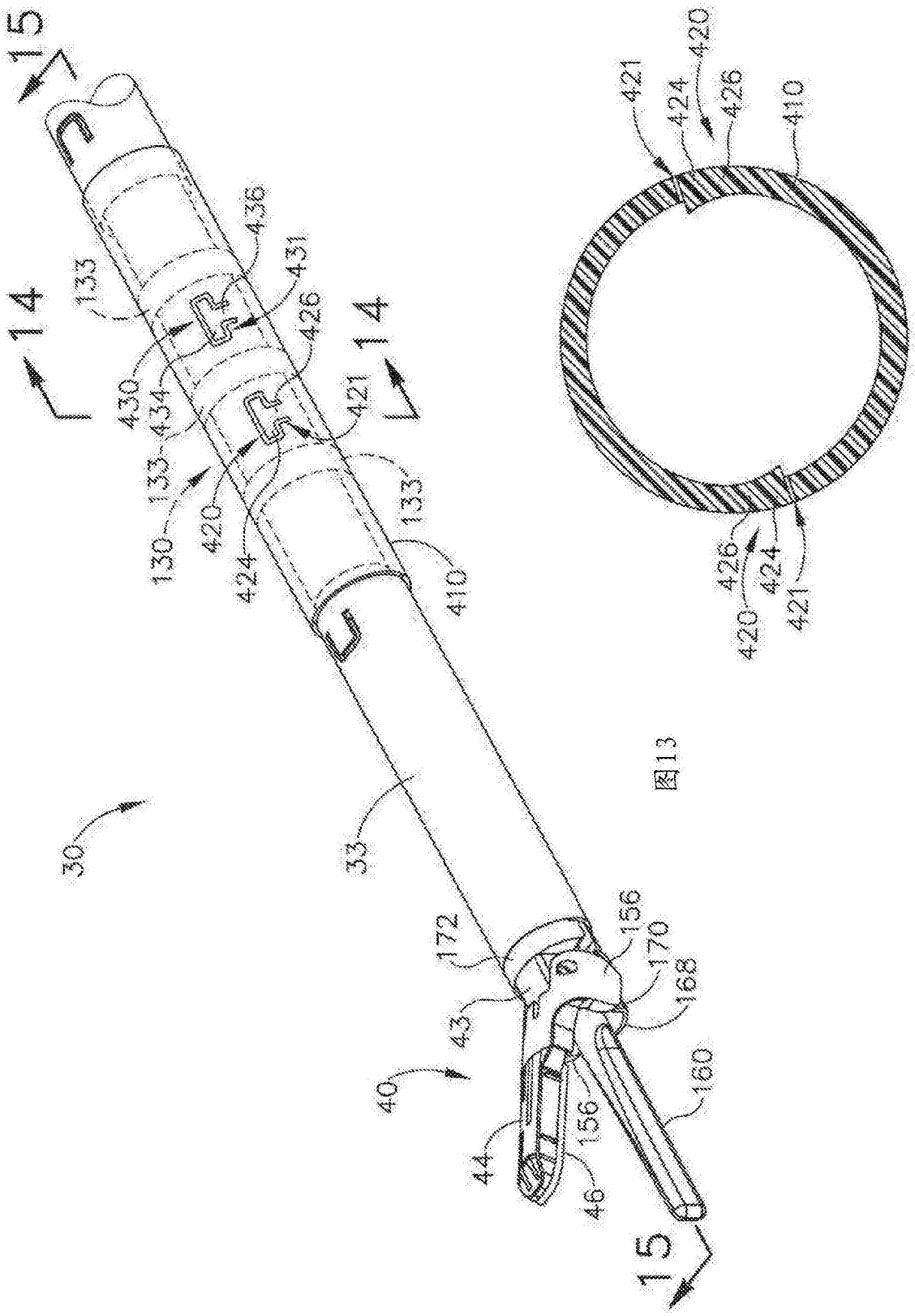

15
14
14
15
133
436
431
426
430
434
421
133
130
420
424
133
410
30
33
172
156
170
168
43
40
156
160
44
46

图13

421
424
420
426
410
426
424
420
421

图14

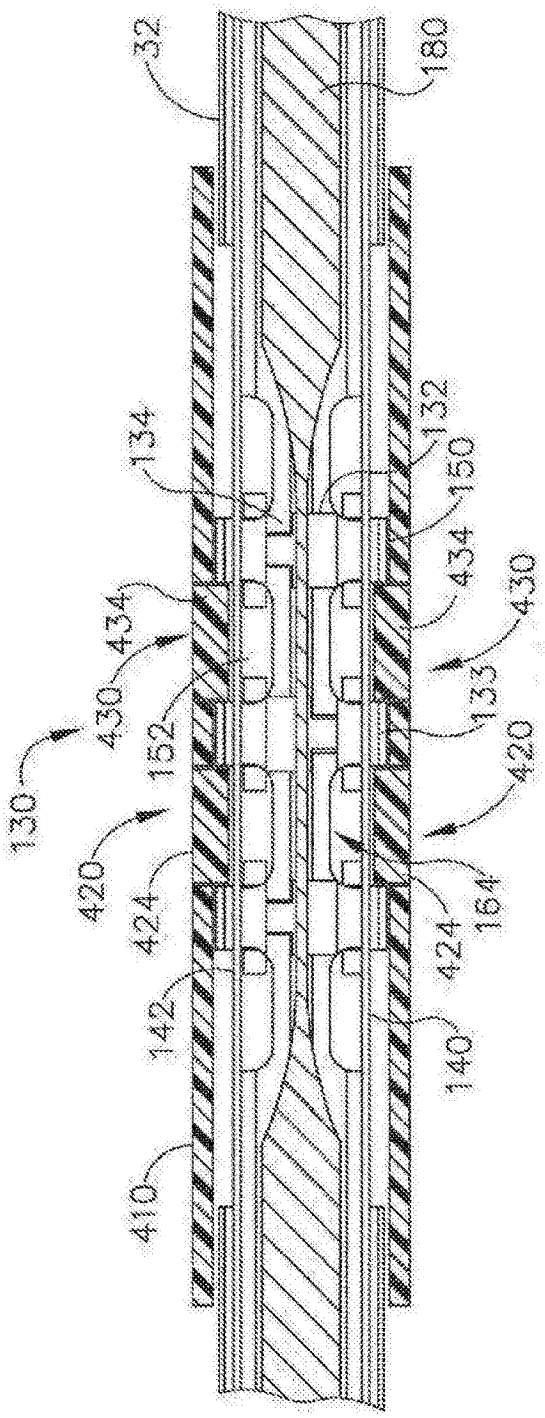

32
180
134
132
150
434
430
434
430
133
152
420
130
420
424
164
424
142
140
410

图15

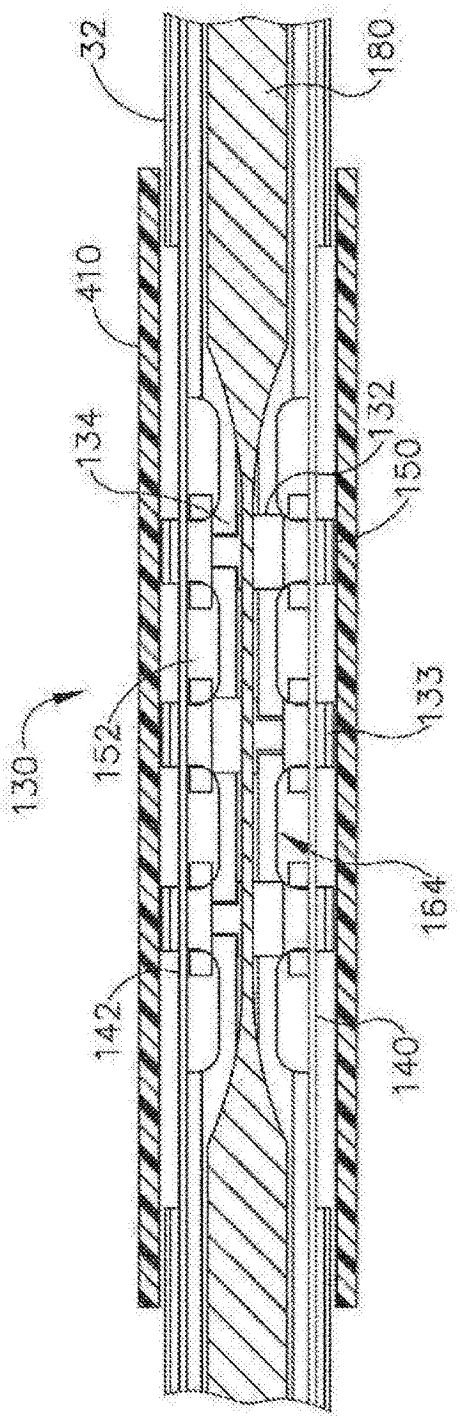


图17

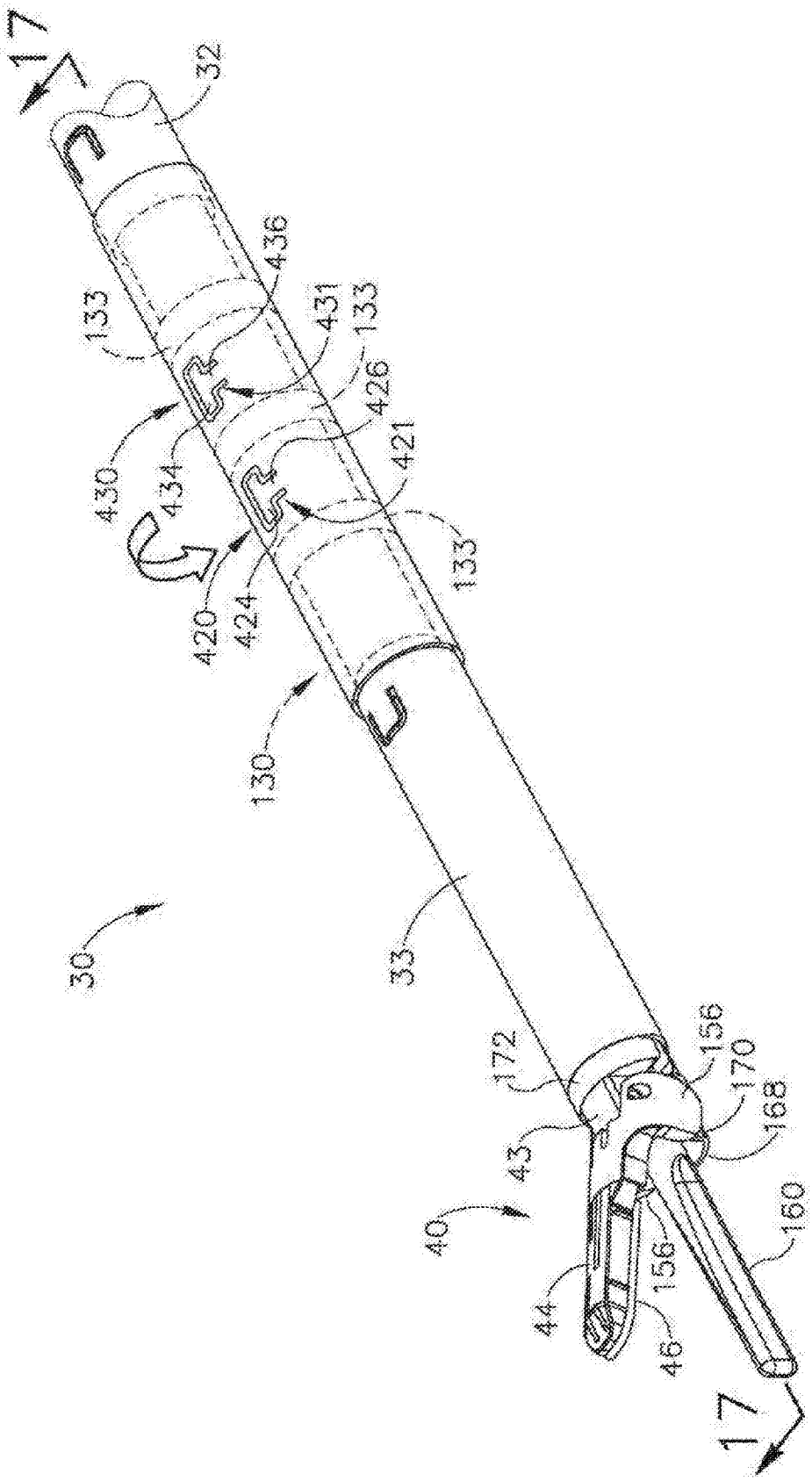

17
32
436
133
431
133
426
430
434
421
133
420
424
130
30
33
172
156
170
168
43
40
160
156
44
46
17

图16

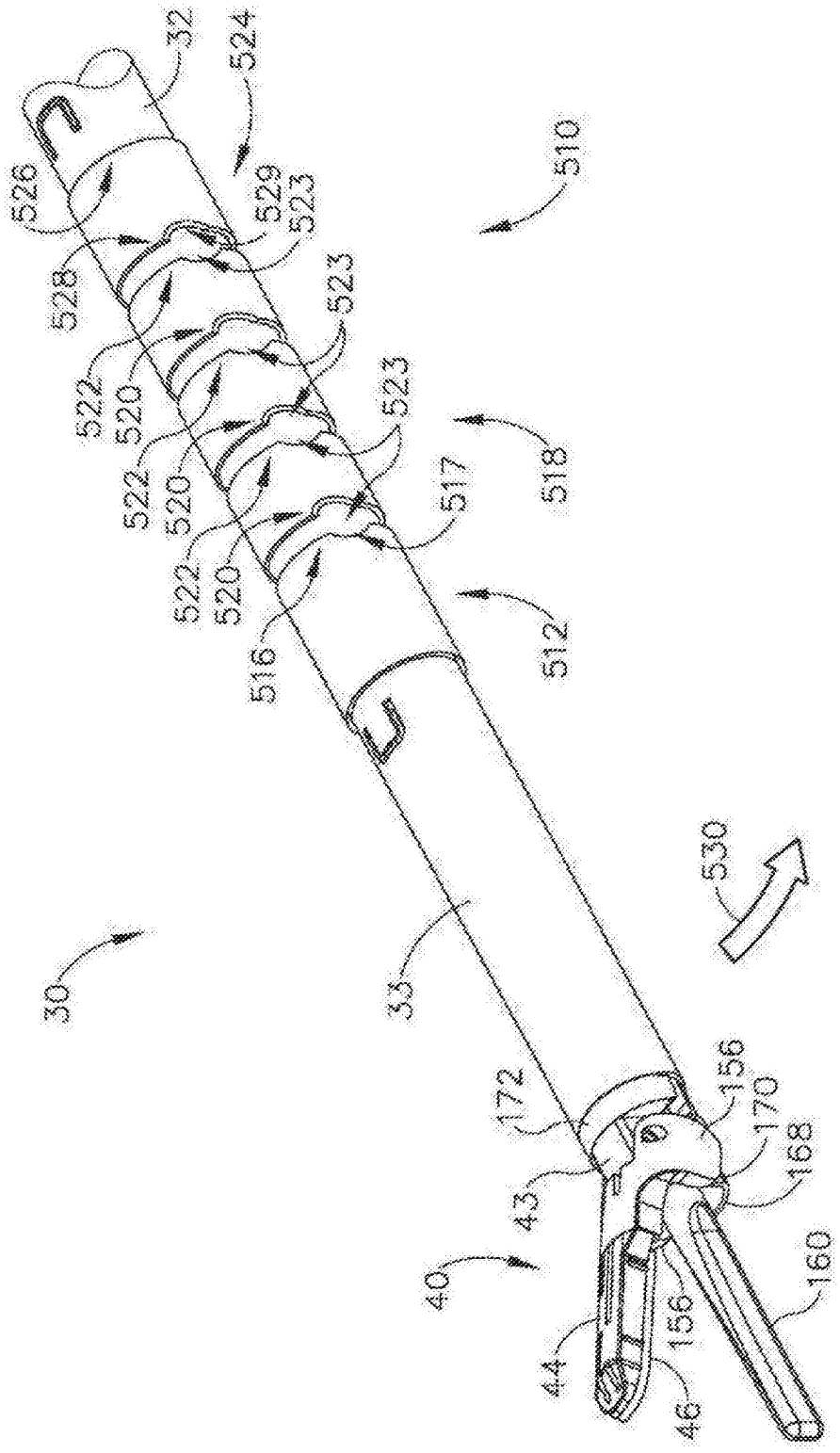

32
524
526
529
523
528
523
522
520
523
522
520
523
517
516
522
520
510
518
512
530
30
33
172
156
170
168
43
40
160
44
156
46

图18

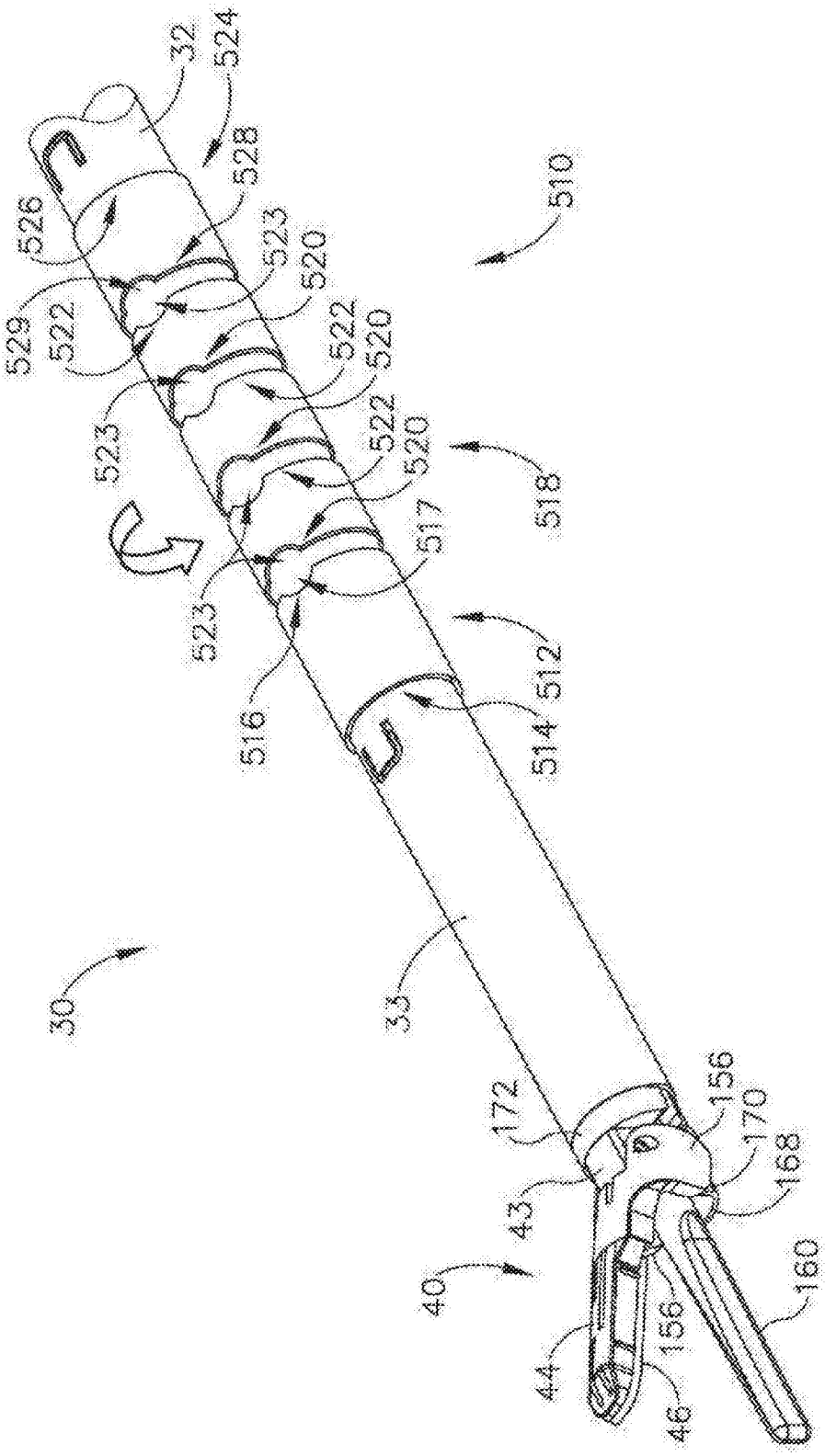

32
524
528
526
510
523
520
529
522
522
520
523
522
520
518
517
523
512
516
514
30
33
172
156
170
168
43
40
160
156
44
46

图19

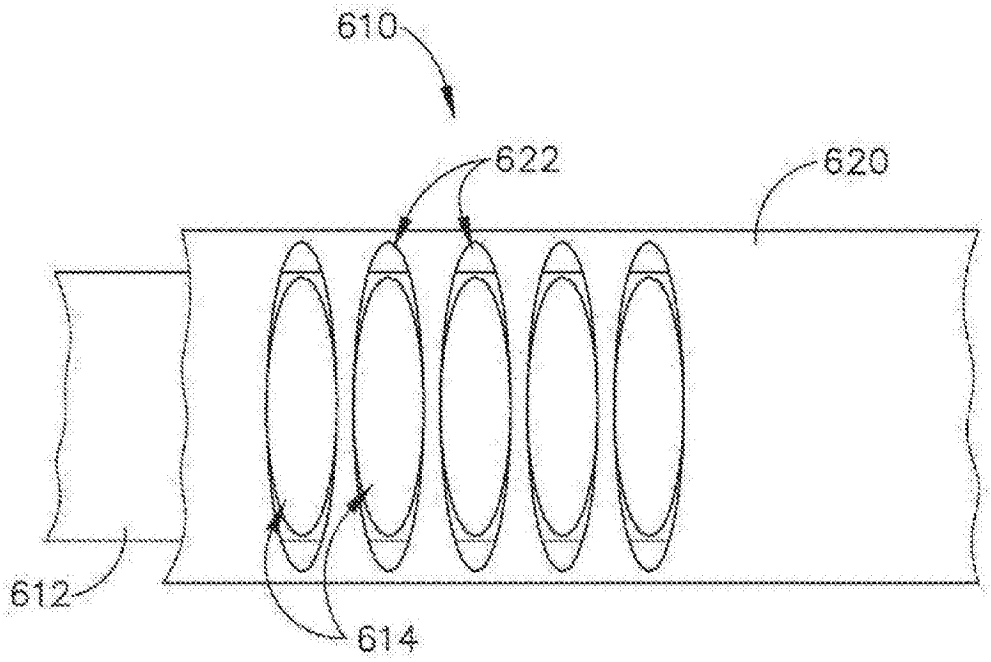


图20

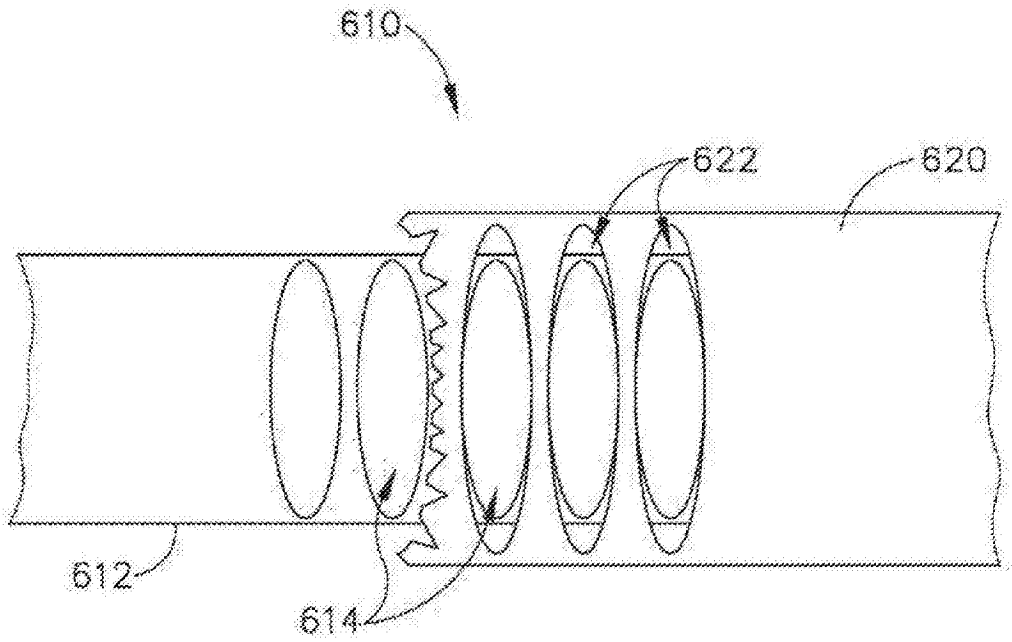


图21

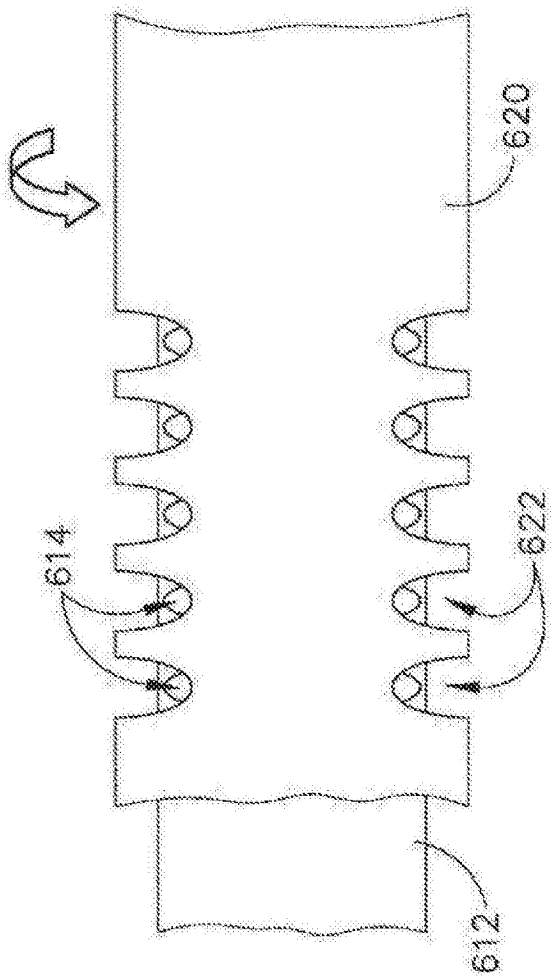


图22

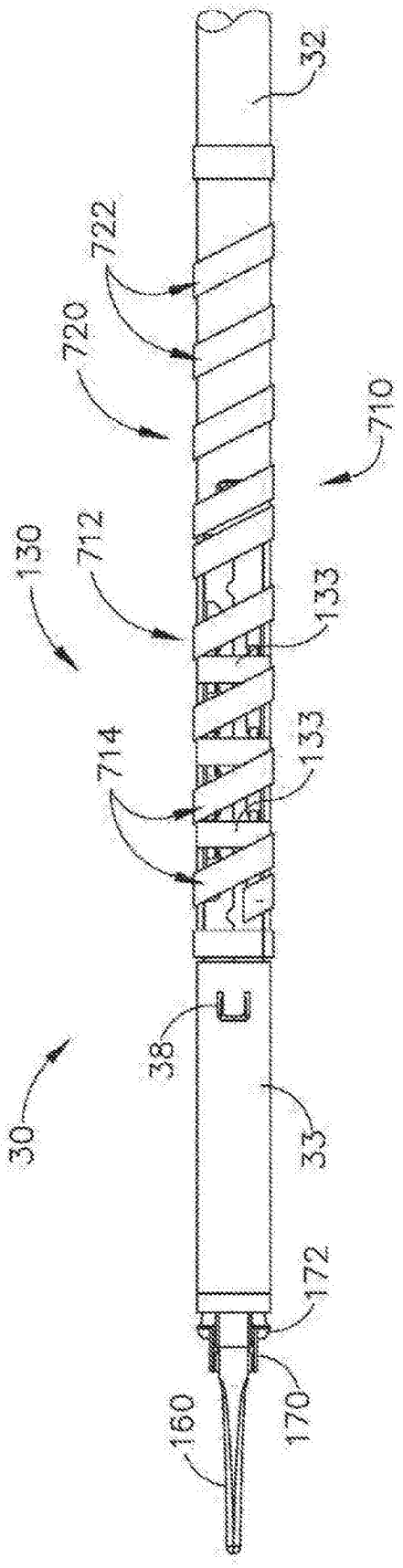


图23

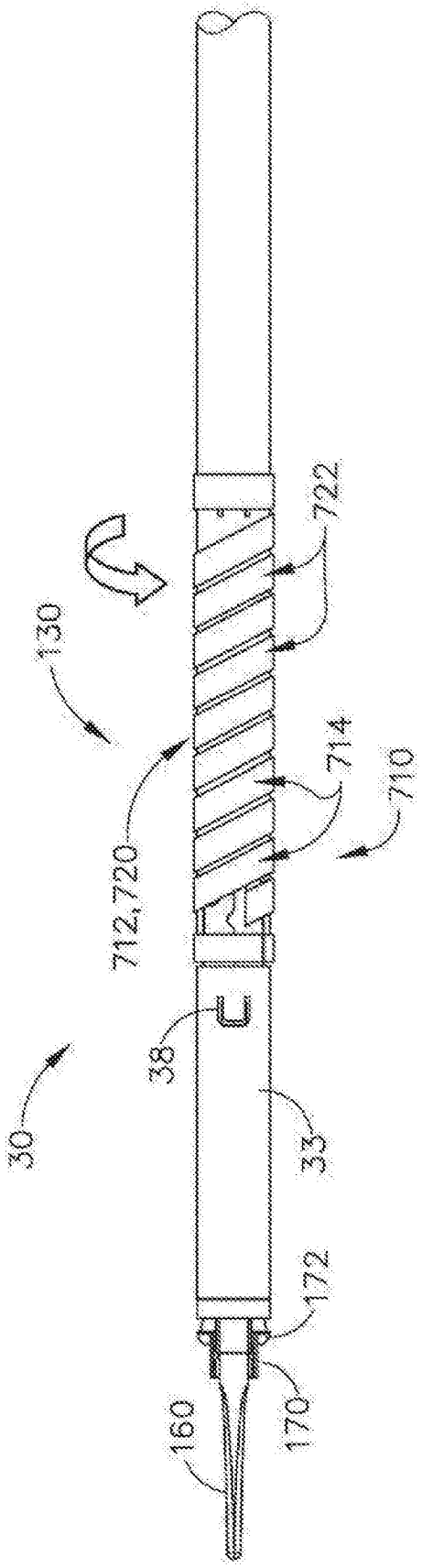


图24

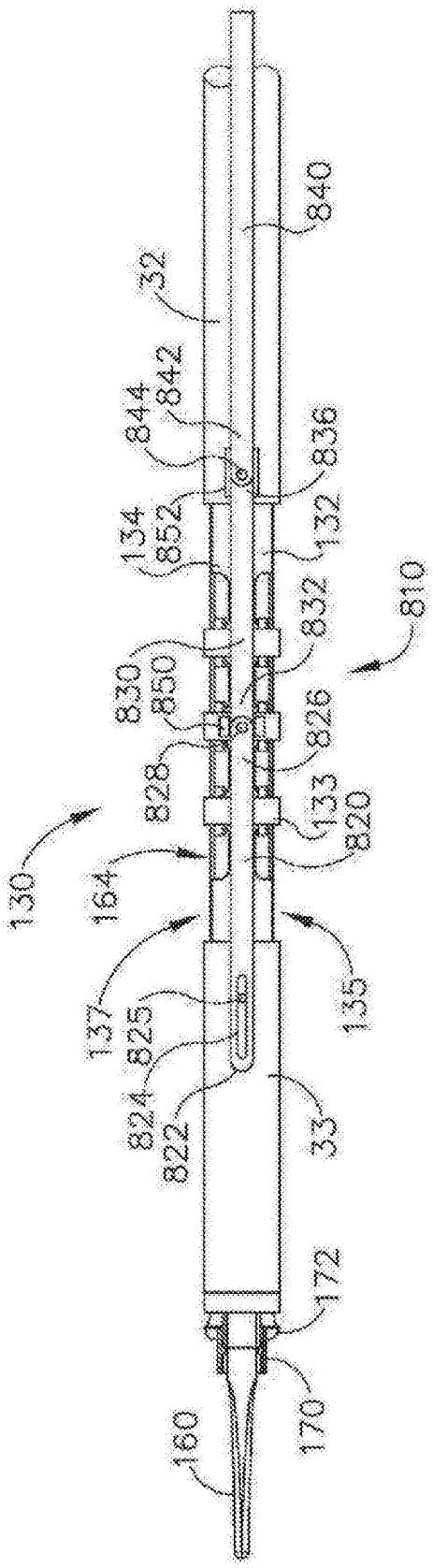

840
32
842
844
836
852
134
132
832
810
830
850
826
828
133
820
130
164
137
135
825
824
822
33
172
170
160

图25

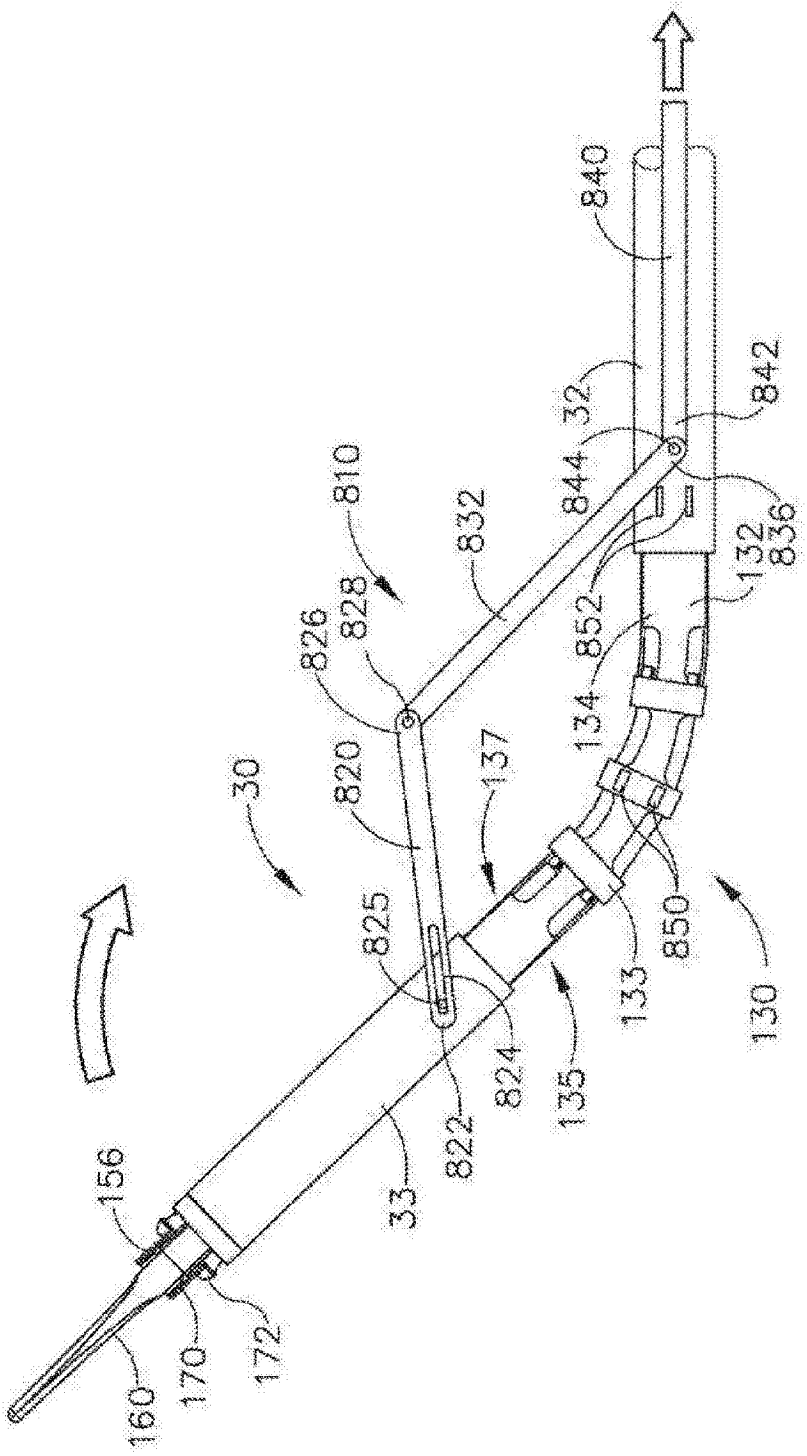

840
842
32
844
810
832
836
132
826
828
852
134
820
137
30
825
850
133
130
824
135
822
156
33
160
170
172

图26

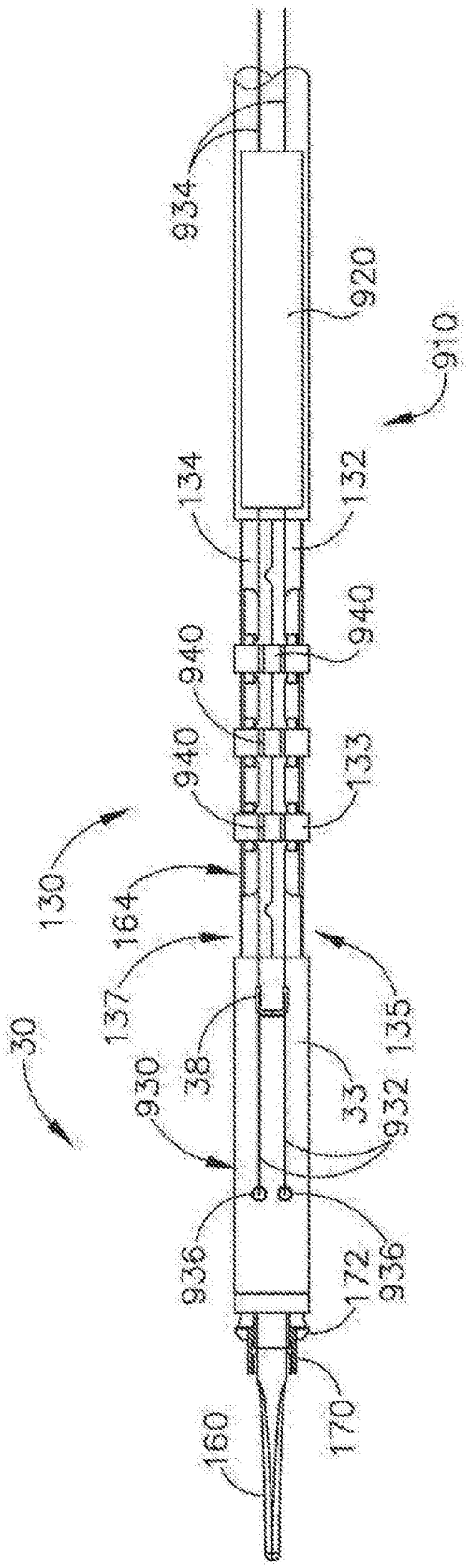

934
920
910
134
132
940
940
940
133
130
164
137
135
30
38
33
930
932
936
936
172
170
160

图27

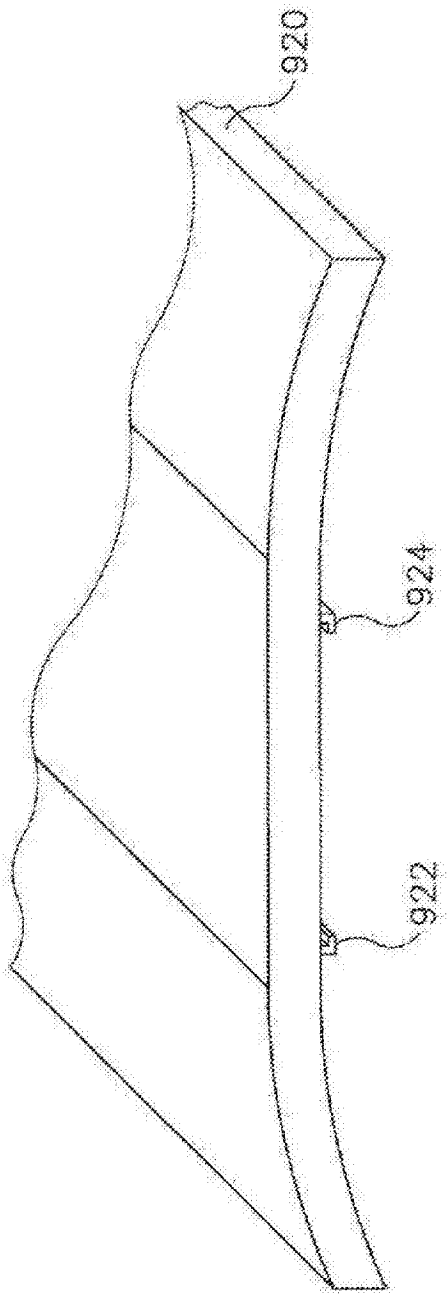


图28

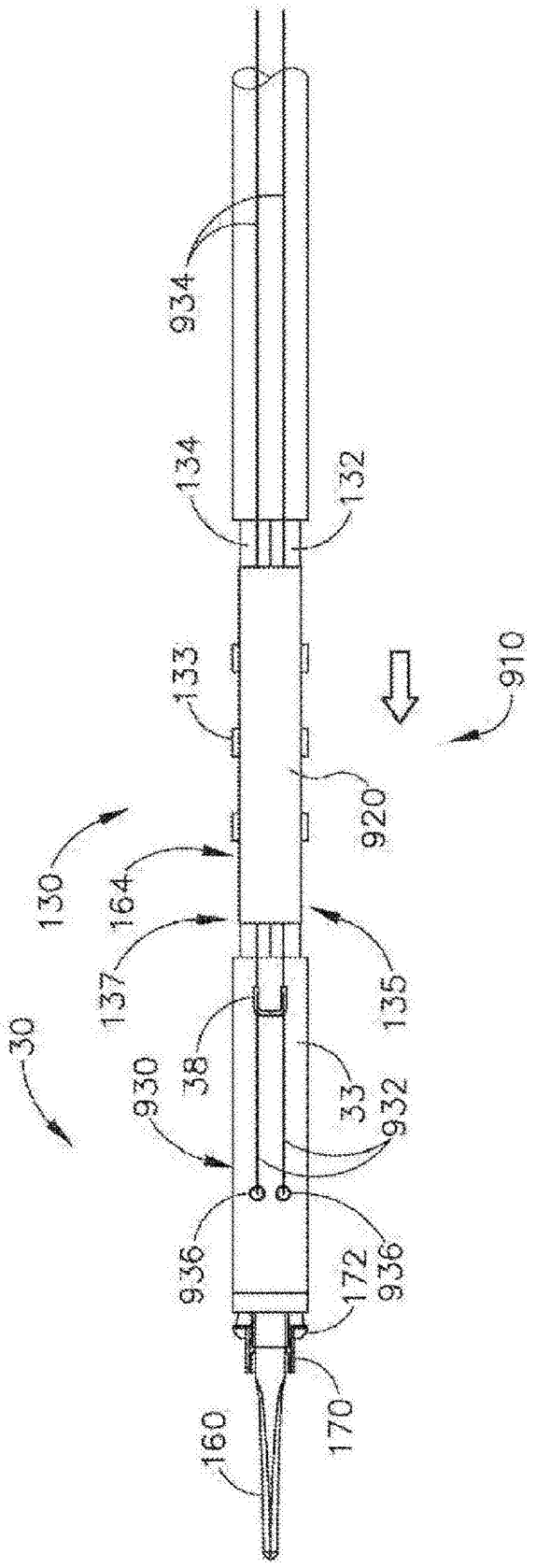

934
134
132
133
910
920
130
164
137
135
30
930
38
33
932
936
936
172
170
160

图29

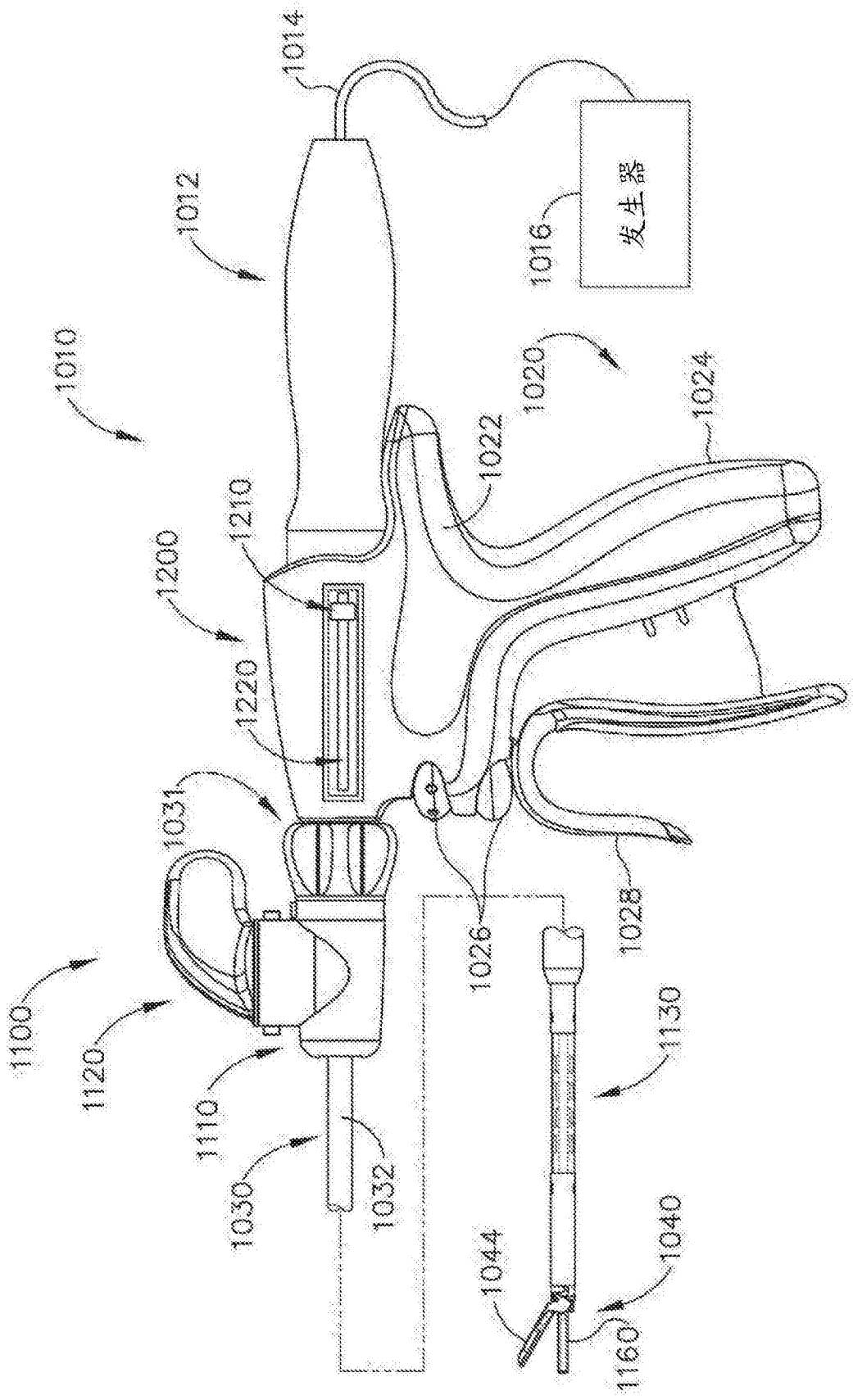

1014
1012
1016
发生器
1010
1020
1024
1022
1210
1200
1220
1031
1028
1026
1100
1120
1130
1110
1032
1030
1044
1040
1160

图30

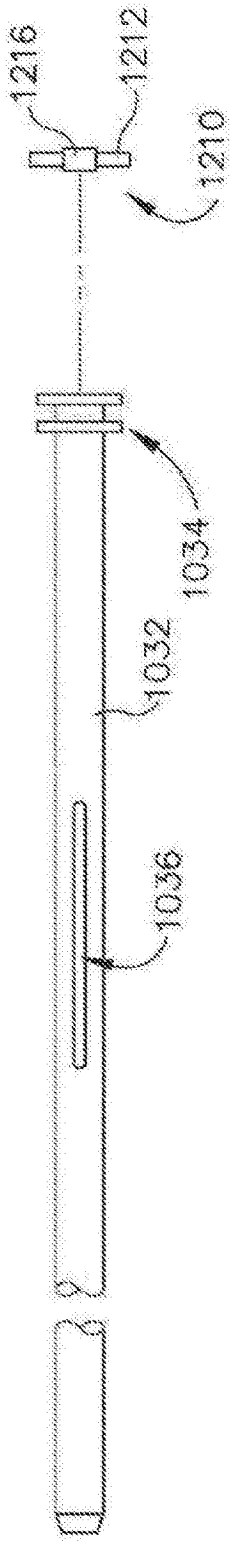


图31

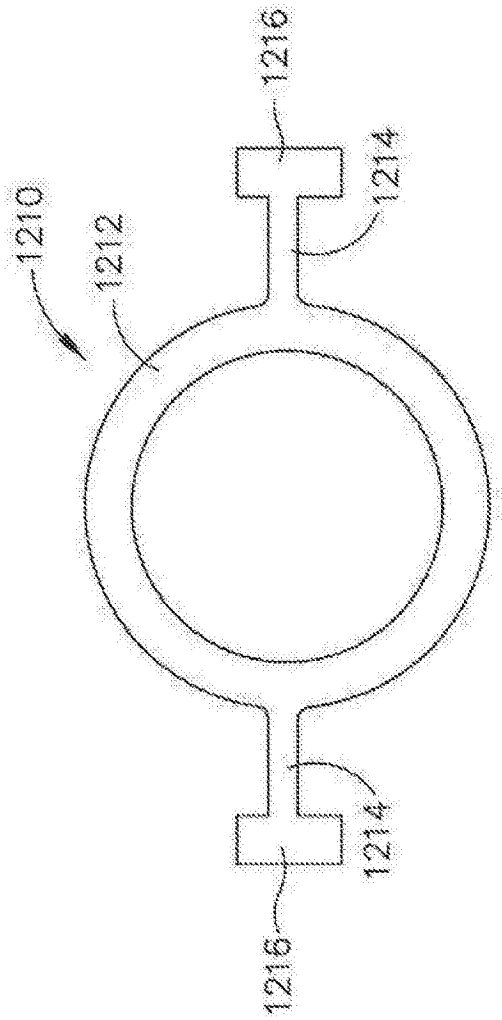


图32

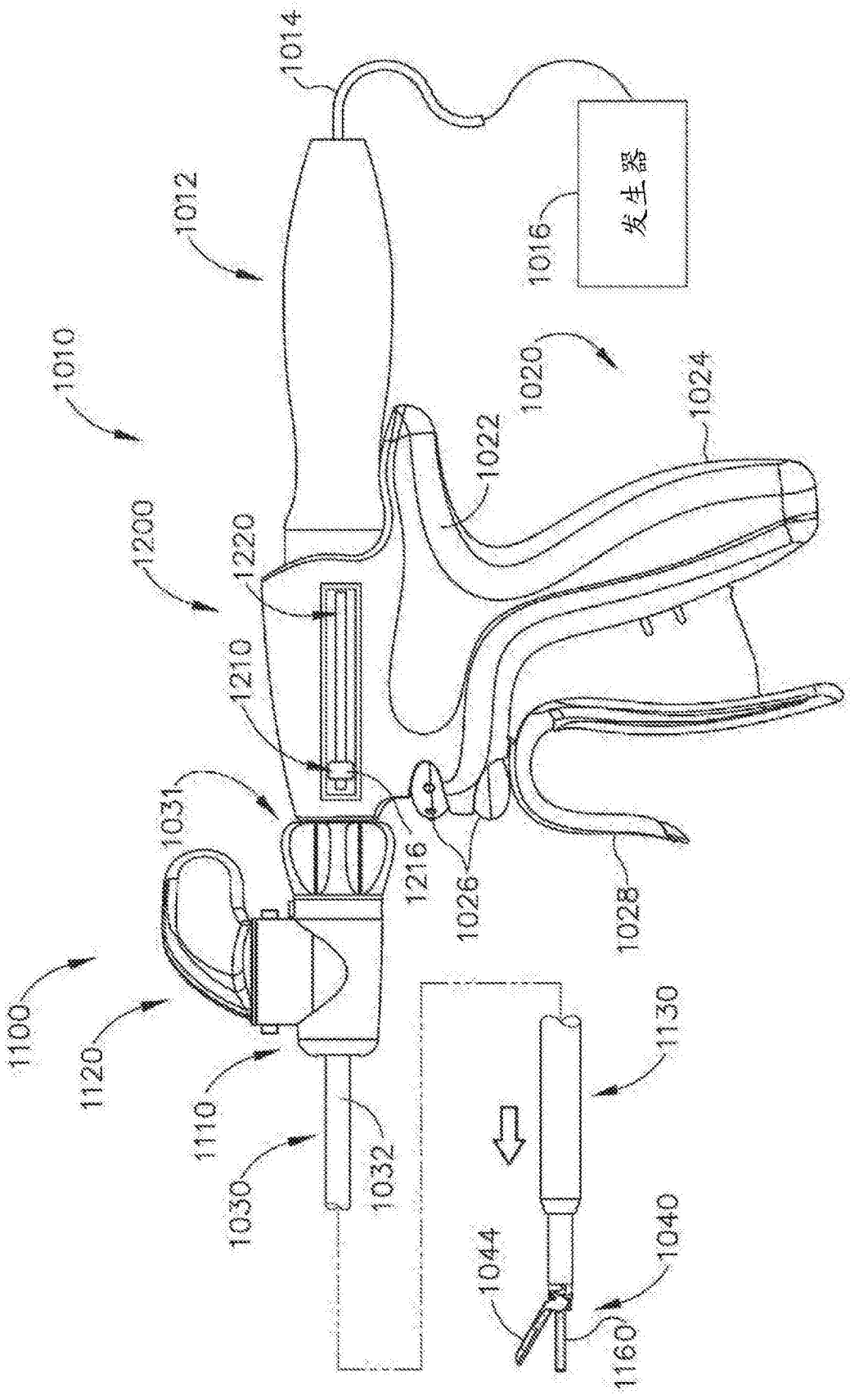

1014
1012
发生器
1016
1010
1020
1024
1022
1200
1220
1210
1031
1216
1026
1028
1100
1120
1110
1030
1032
1130
1044
1040
1160

图33

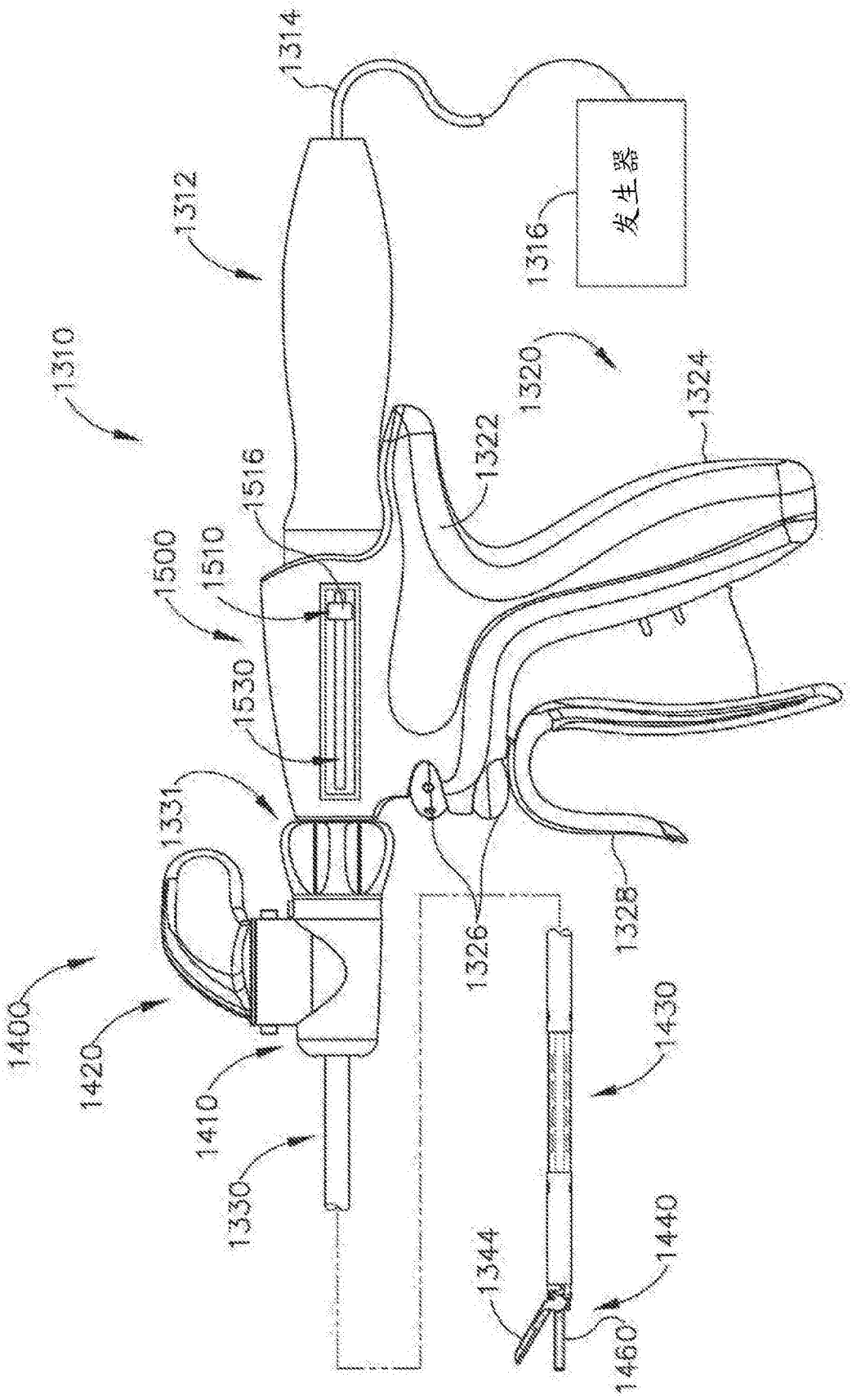

1314
1312
1316
发生器
1310
1320
1324
1322
1516
1500
1510
1530
1331
1326
1328
1400
1420
1410
1330
1430
1344
1440
1460

图34

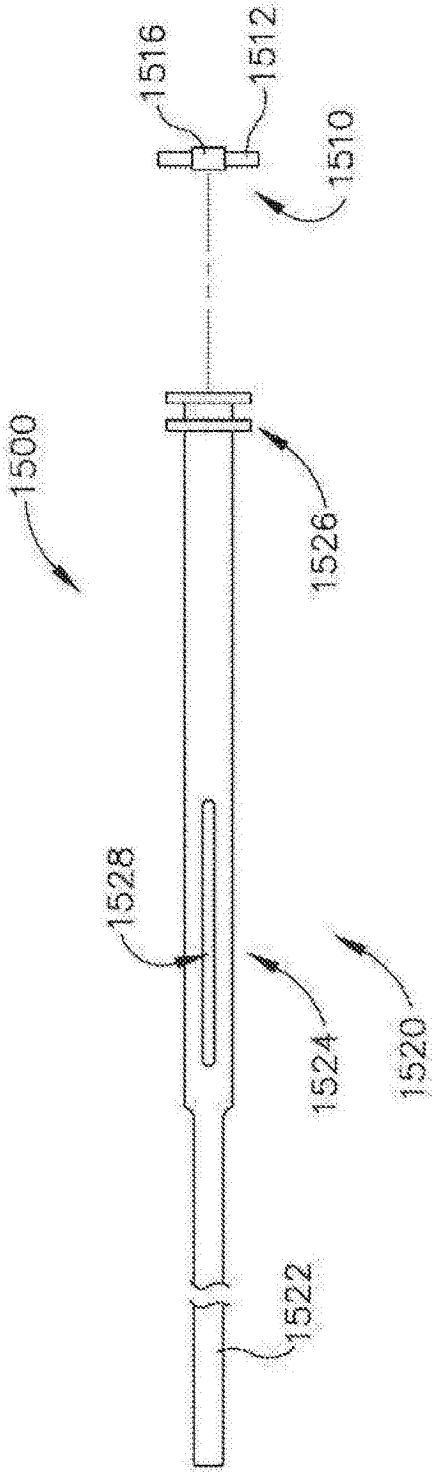


图35

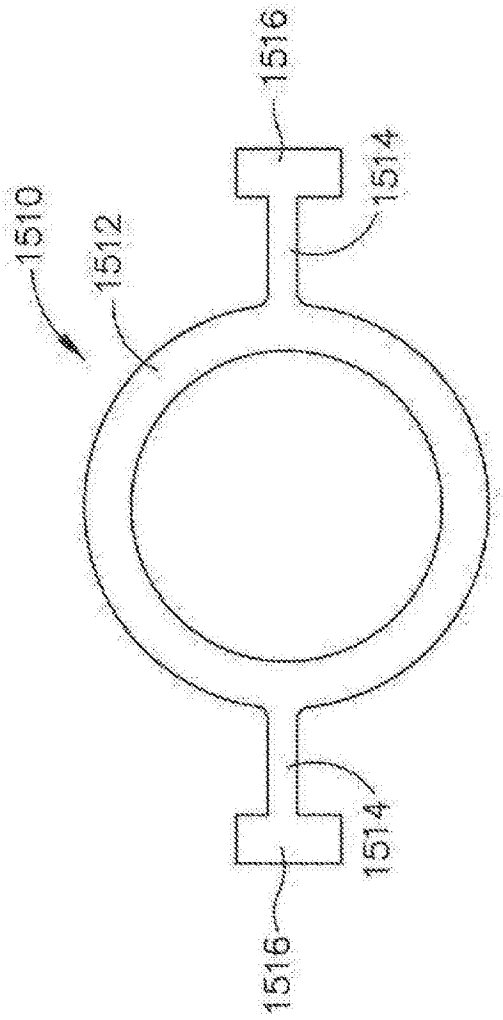


图36

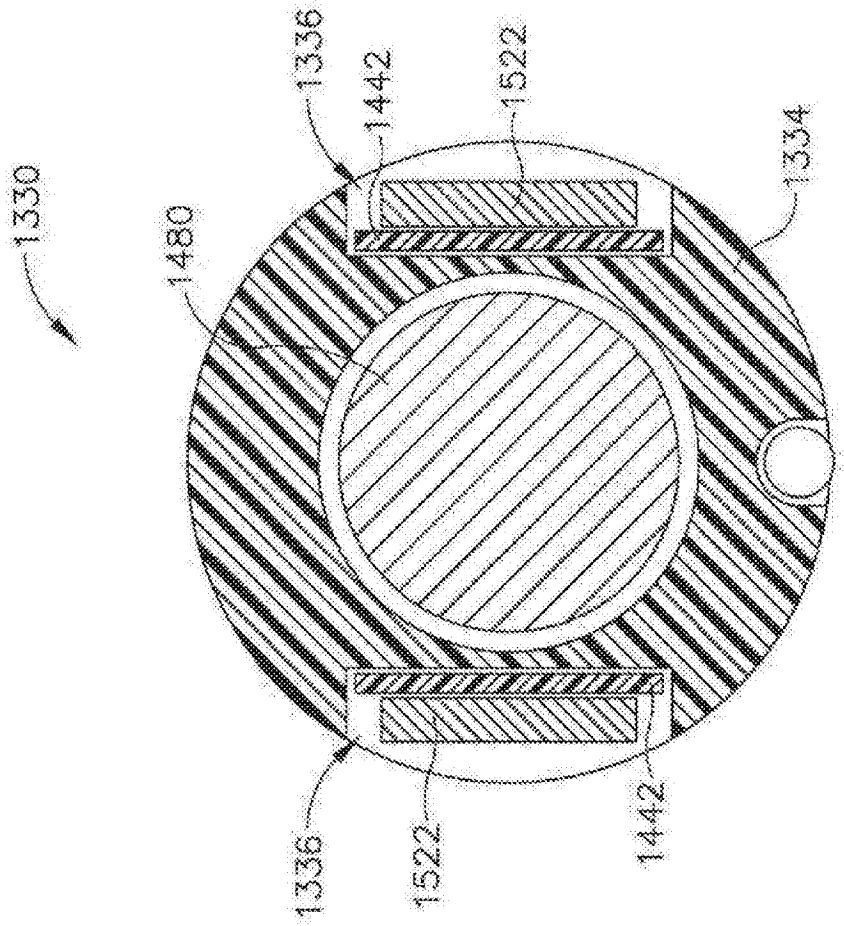


图37

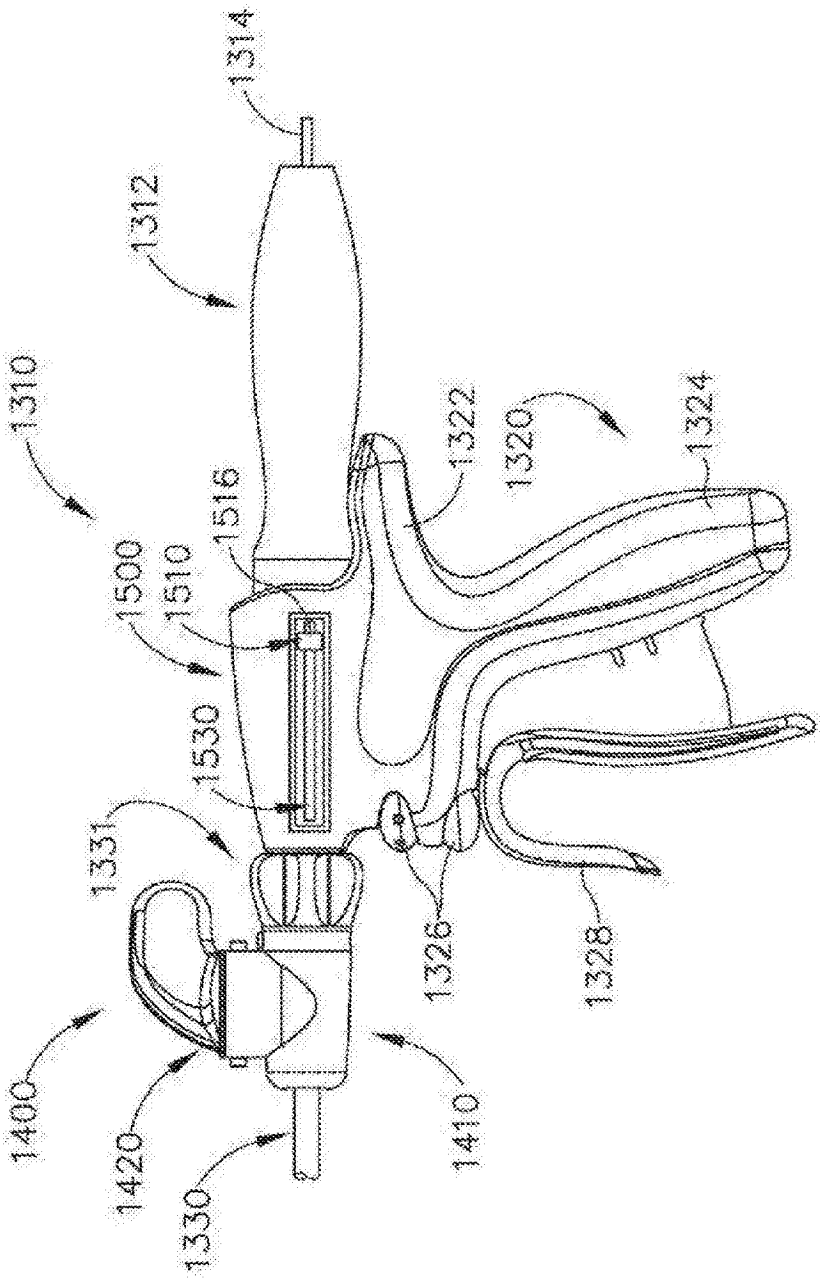

1314
1312
1310
1322
1320
1324
1516
1500
1510
1530
1331
1326
1328
1400
1420
1330
1410

图38

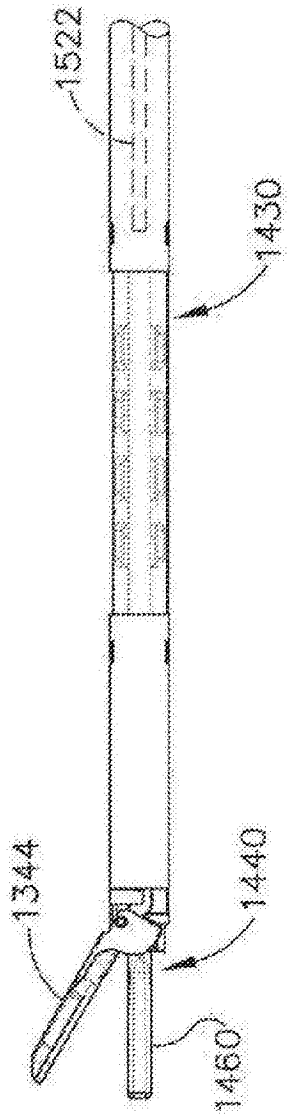


图39

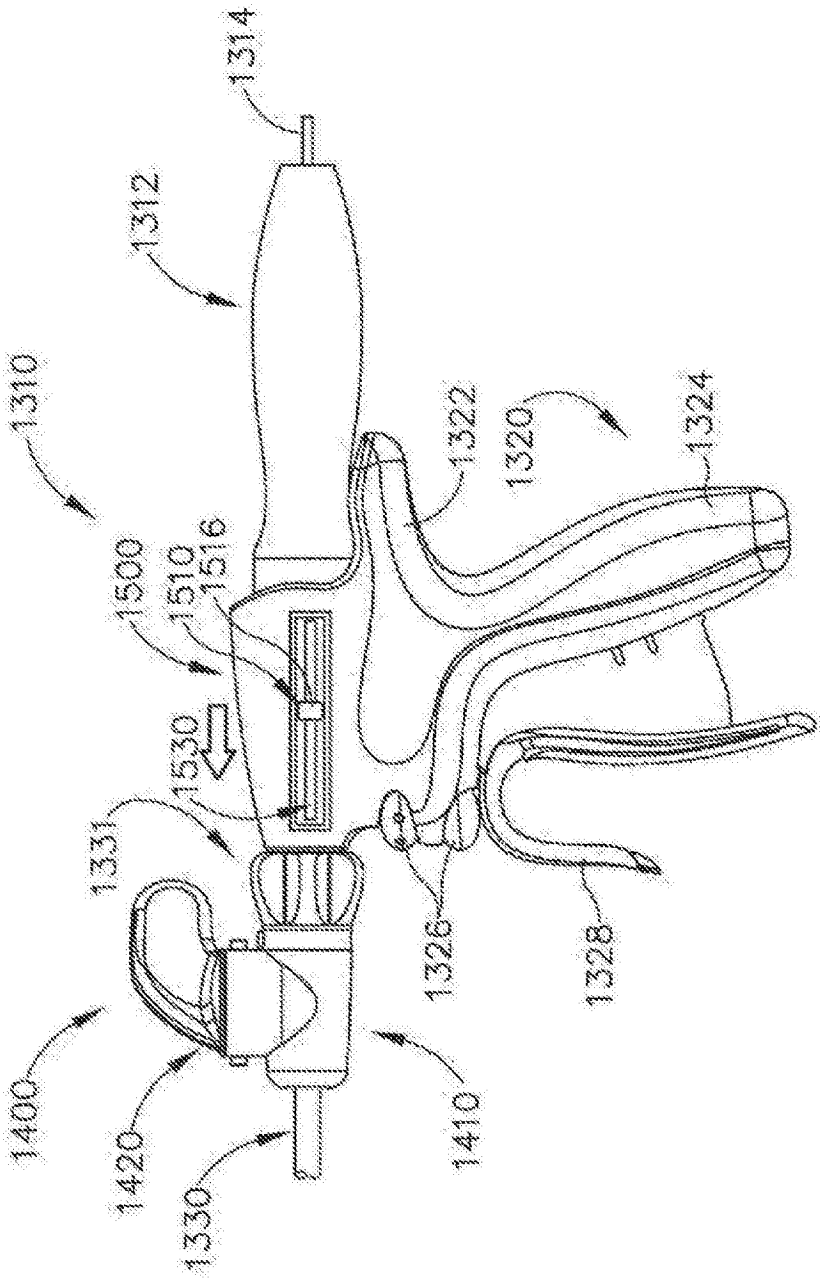

1314
1312
1310
1322
1320
1324
1500
1510
1516
1530
1331
1326
1328
1400
1420
1330
1410

图40

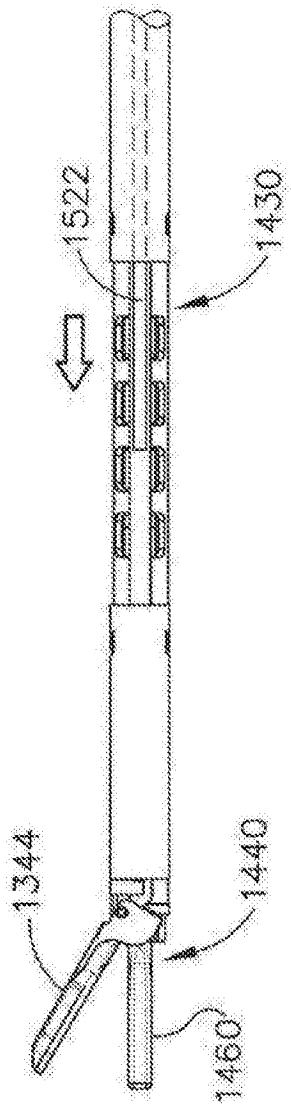


图41

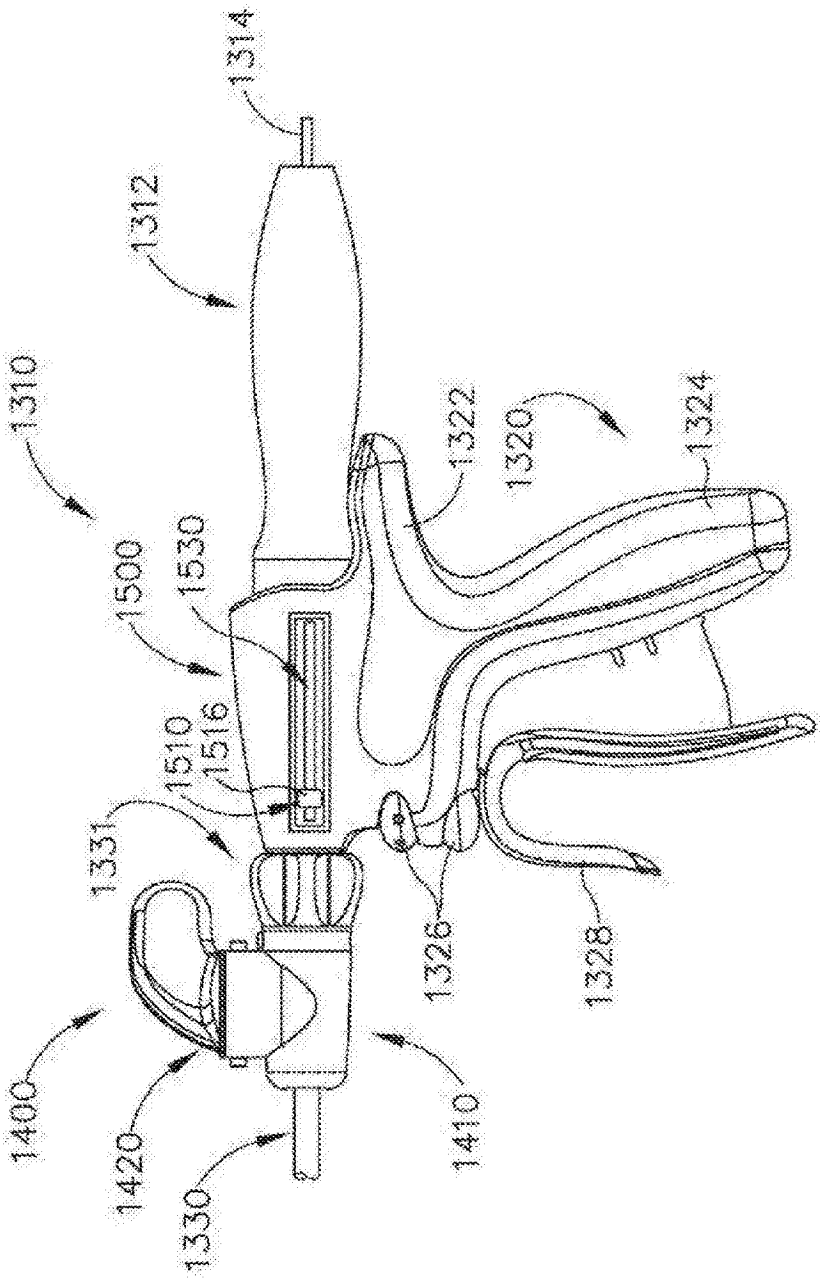

1314
1312
1310
1322
1320
1324
1500
1530
1510
1516
1331
1326
1328
1400
1420
1330
1410

图42

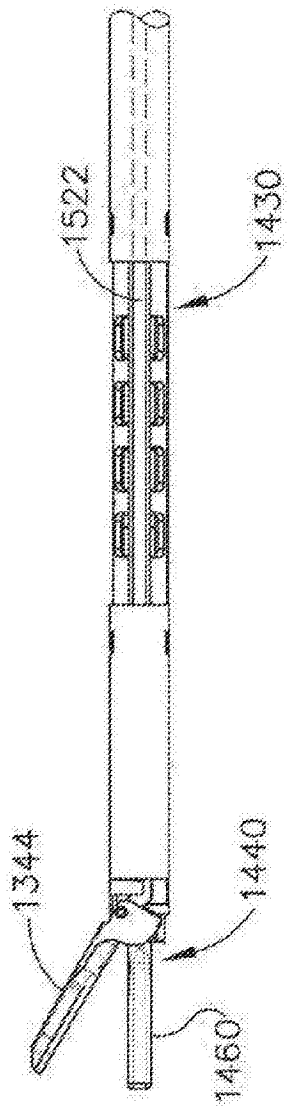


图43

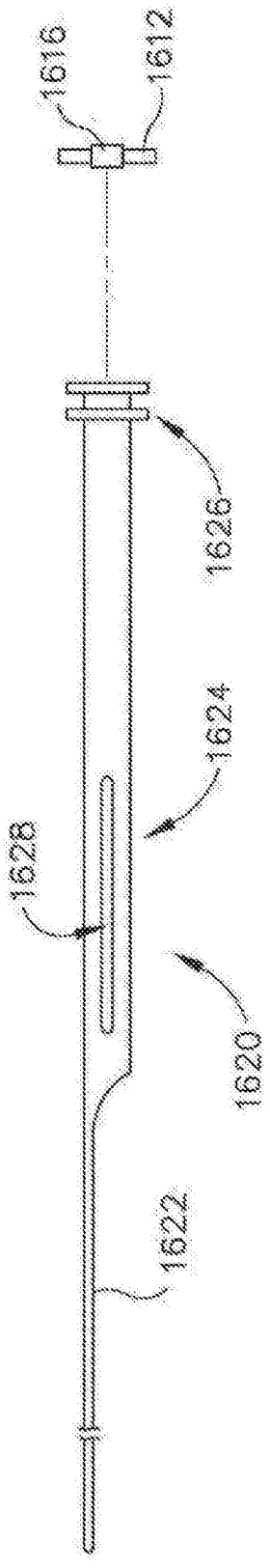


图44

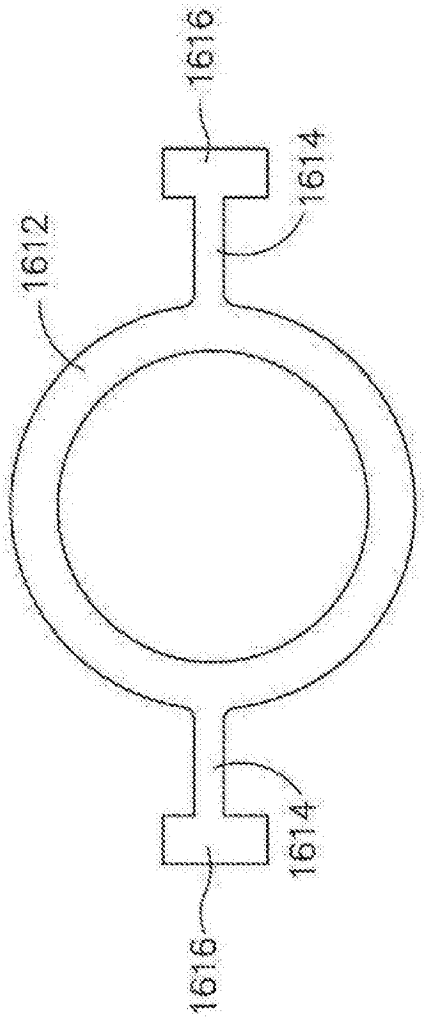


图45

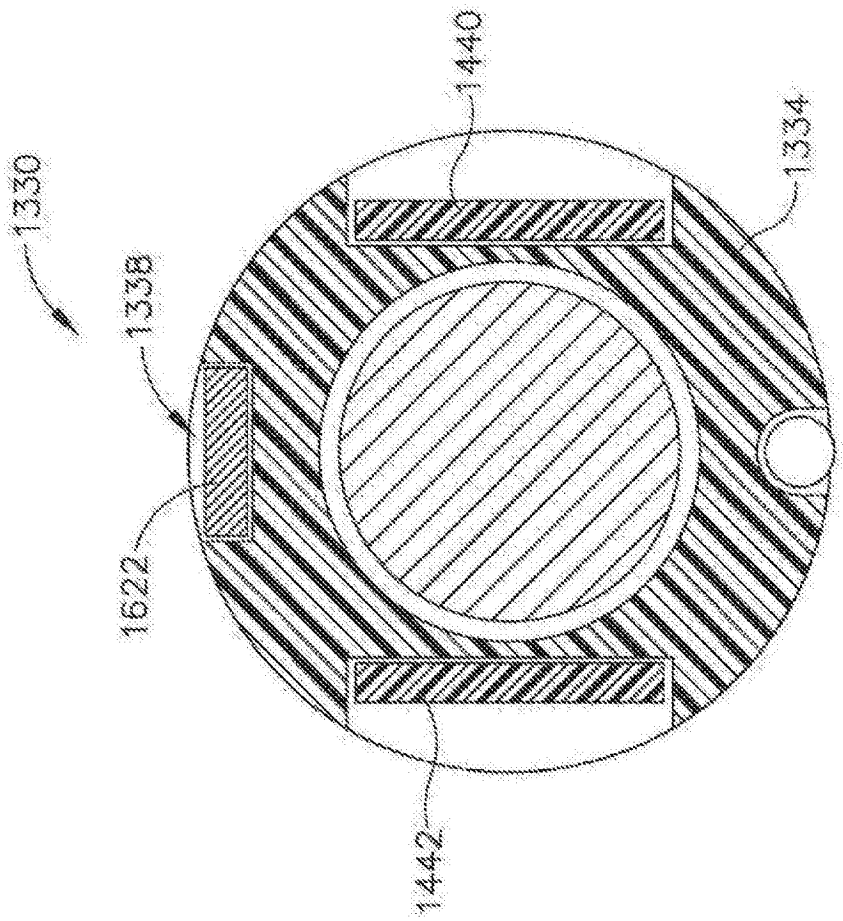


图46

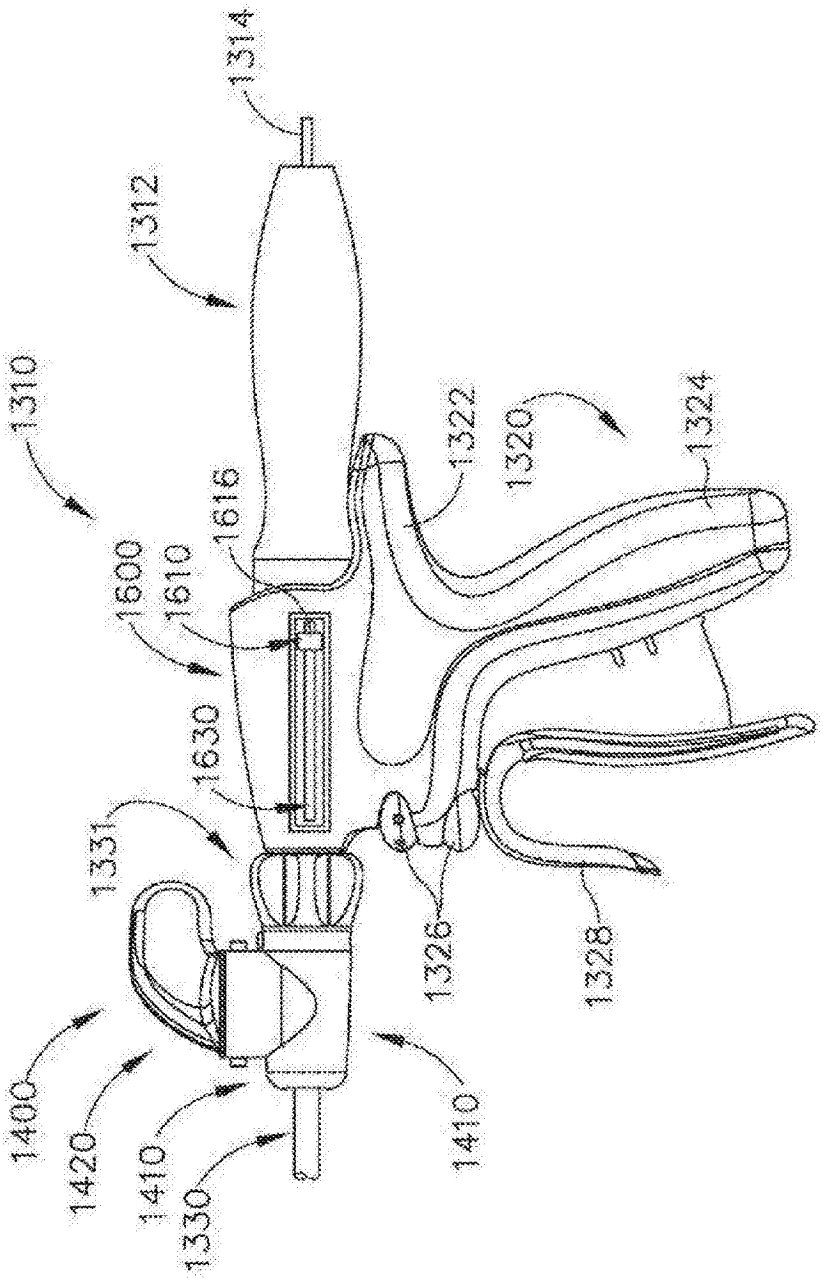

1314
1312
1310
1322
1320
1324
1616
1600
1610
1630
1331
1326
1328
1400
1420
1410
1330
1410

图47

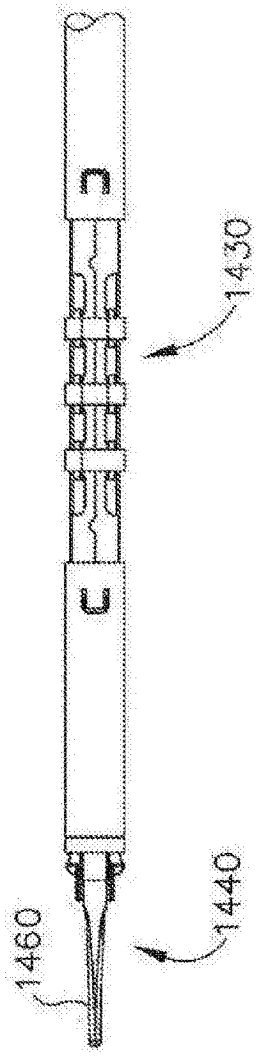


图48

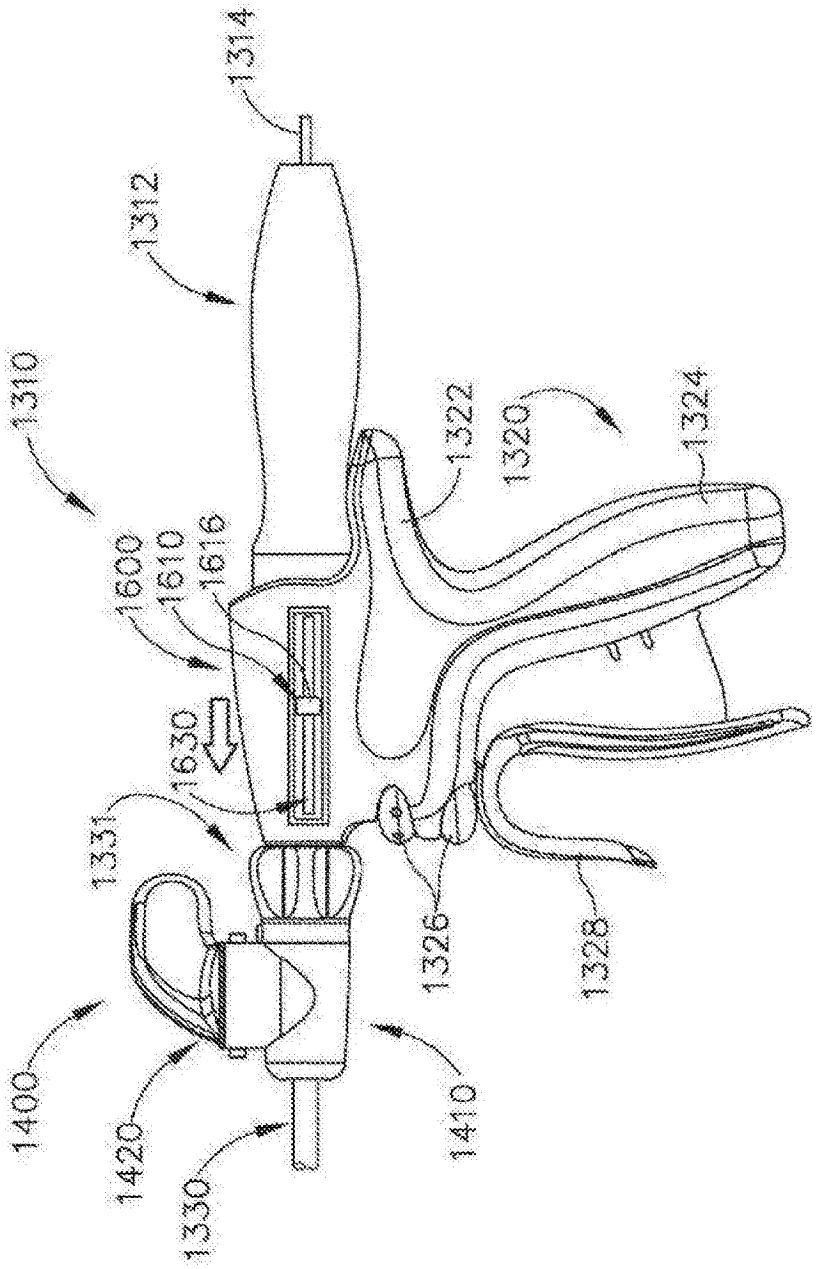

1314
1312
1310
1322
1320
1324
1600
1610
1616
1630
1331
1326
1328
1400
1420
1330
1410

图49

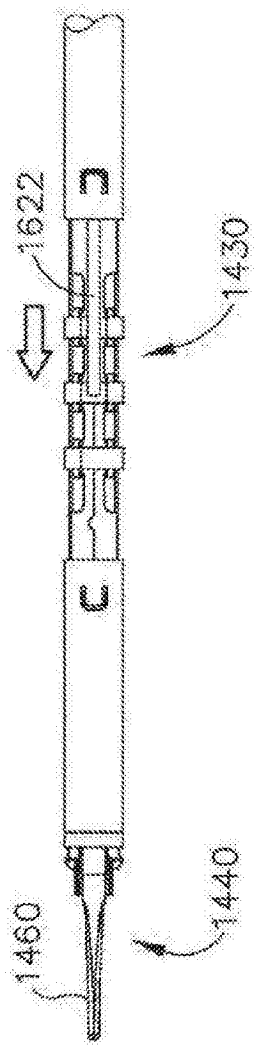


图50

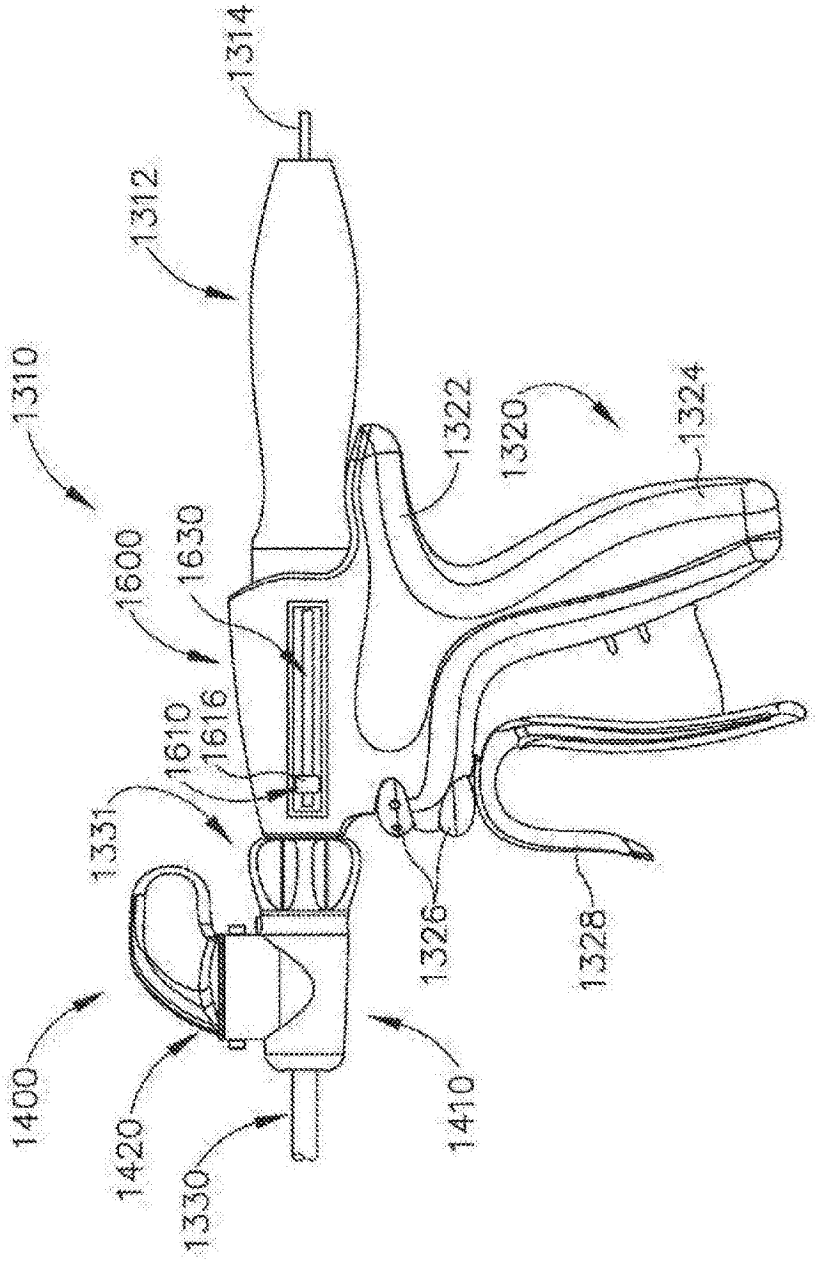

1314
1312
1310
1322
1320
1324
1600
1630
1610
1616
1331
1326
1328
1400
1420
1330
1410

图51

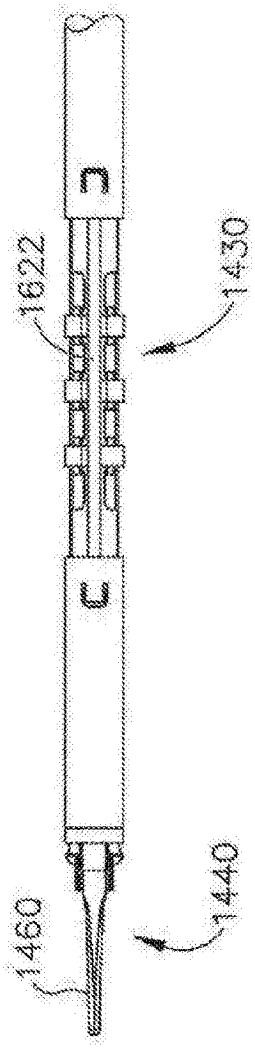
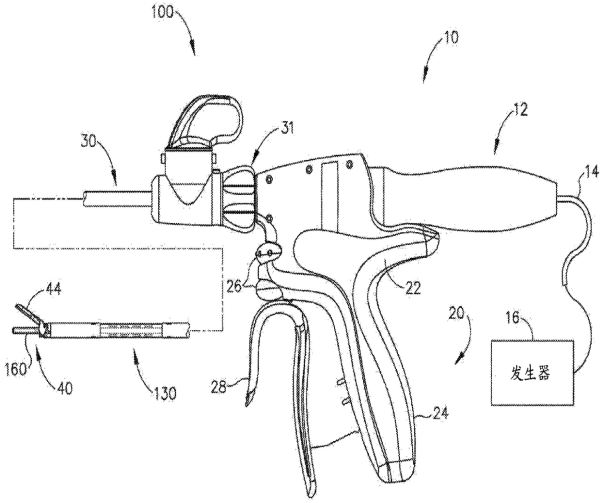


图52

专利名称(译)	具有可动刚性化构件的超声外科器械		
公开(公告)号	CN107530100A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201680021953.3	申请日	2016-04-15
[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	WB威森伯格二世 BC沃雷尔 JD梅瑟利 K L 皮洛奇 CN法勒 JB舒尔特 K 登津杰 J E 霍洛 J R 沙丽文 BD布莱克 FL埃斯特拉 DA门罗 S M 鲁克 TC穆伦坎普 GA特瑞斯 GW约翰森 FB斯图伦		
发明人	W·B·威森伯格二世 B·C·沃雷尔 J·D·梅瑟利 K·L·皮洛奇 C·N·法勒 J·B·舒尔特 K·登津杰 J·E·霍洛 J·R·沙丽文 B·D·布莱克 F·L·埃斯特拉 D·A·门罗 S·M·鲁克 T·C·穆伦坎普 G·A·特瑞斯 G·W·约翰森 F·B·斯图伦		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/295		
CPC分类号	A61B17/295 A61B17/320068 A61B17/320092 A61B2017/003 A61B2017/00309 A61B2017/00314 A61B2017/00327 A61B2017/00336 A61B2017/2927 A61B2017/2946 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320089 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/00305 A61B2017/00424 A61B2017/0046		
优先权	14/688497 2015-04-16 US		

外部链接	Espacenet SIPO

摘要(译)

本发明公开了一种外科设备，该外科设备包括主体组件、轴、声波导、关节运动节段、端部执行器和刚性化构件。轴从主体组件朝远侧延伸并且限定纵向轴线。声波导包括柔性部分。关节运动节段与轴联接。关节运动节段的一部分包围波导的柔性部分。关节运动节段包括第一构件和第二构件。第二构件能够相对于第一构件纵向平移。端部执行器包括与波导声学通信的超声刀。刚性化构件被构造成能够选择性地接合关节运动节段的至少一部分，从而向关节运动节段选择性地提供刚性。