



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103027719 B

(45)授权公告日 2017.05.17

(21)申请号 201210397380.8

(22)申请日 2012.10.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103027719 A

(43)申请公布日 2013.04.10

(30)优先权数据

13/269,899 2011.10.10 US

(73)专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72)发明人 C·P·鲍德劳克斯 K·L·豪瑟

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 朱利晓

(51)Int.Cl.

A61B 17/00(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

(56)对比文件

US 5893835 A, 1999.04.13, 说明书第4栏第25行-第14栏第10行, 图1-10.

审查员 张站柱

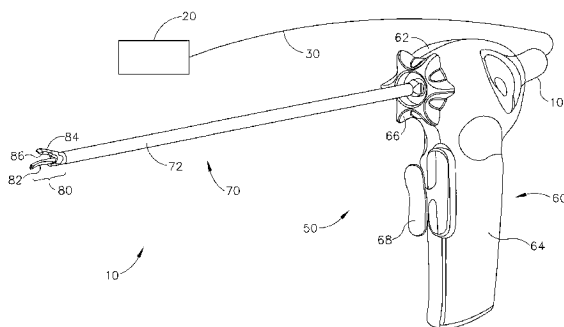
权利要求书2页 说明书15页 附图15页

(54)发明名称

具有模块化端部执行器的超声外科器械

(57)摘要

本发明涉及具有模块化端部执行器的超声外科器械。具有传输组件、换能器、和手柄组件的外科器械能够利用锁定机构将所述传输组件连接至所述手柄组件。所述锁定机构能够操作以限制致动器连接构件和所述换能器相对于所述手柄组件的所述旋转运动。所述锁定机构还能够操作以将所述手柄组件的扳机锁定在第一位置。所述传输组件的内部管状致动构件可螺纹附接至所述致动器连接构件,或者所述致动器连接构件可包括闩锁机构以连接至所述内部管状致动构件的喇叭口部分。所述传输组件的波导也可螺纹附接至所述换能器。在一种替代形式中,所述扳机可能够通过在所述第一位置或者当向远侧枢转至第三位置来操作所述锁定机构。



1. 一种外科器械,包括:

(a) 具有近端的传输组件,所述传输组件包括:

i. 波导,所述波导具有近端和远端,和

ii. 端部执行器,所述端部执行器连接至所述波导的远端;

(b) 换能器;以及

(c) 手柄组件,所述手柄组件包括:

i. 锁定机构,和

ii. 传输孔,所述传输孔形成于所述手柄组件的远侧表面中并且能够接纳所述传输组件的一部分,

其中所述传输组件的近端能够插入所述传输孔内,并且其中所述锁定机构能够操作以选择性地限制所述换能器相对于所述手柄组件的旋转运动,

其中所述传输组件还包括:

iii. 内部管状致动构件,所述内部管状致动构件围绕所述波导同轴地设置并且具有近端;

其中所述手柄组件还包括:

iii. 致动器连接构件,其中所述致动器连接构件能够操作以选择性地连接至所述内部管状致动构件的近端;和

iv. 连接至所述致动器连接构件的扳机,

其中所述锁定机构还能够操作以选择性地限制所述致动器连接构件相对于所述手柄组件的旋转运动,其中所述锁定机构还能够操作以将所述扳机锁定在第一位置。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述致动器连接构件包括螺纹,并且其中所述内部管状致动构件的近端包括与所述致动器连接构件的螺纹互补的螺纹。

3. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述锁定机构包括具有多个凸块的滑块,其中所述换能器包括换能器接合区域,其中所述致动器连接构件包括致动器接合区域,并且其中当将所述滑块从第一位置致动至第二位置时所述多个凸块接合所述换能器接合区域和所述致动器接合区域以选择性地限制所述致动器连接构件的旋转运动和所述换能器的旋转运动。

4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述致动器连接构件包括闩锁机构,其中所述内部管状致动构件的近端包括喇叭口部分,并且其中当所述闩锁机构与所述喇叭口部分接合时所述闩锁机构选择性地限制所述内部致动构件相对于所述手柄组件的纵向运动。

5. 根据权利要求4所述的外科器械,其中所述锁定机构包括具有换能器凸块和坡道的滑块,其中所述闩锁机构包括释放凸块,其中所述换能器包括换能器接合区域,并且其中当将所述滑块从第一位置致动至第二位置时所述坡道接合所述释放凸块以对所述闩锁机构解锁并且所述凸块接合所述换能器接合区域以选择性地限制所述换能器相对于所述手柄组件的旋转运动。

6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述传输组件还包括旋钮,其中所述旋钮能够相对于所述手柄组件旋转所述内部管状致动构件和所述波导。

7. 根据权利要求6所述的外科器械,其中所述旋钮包括连接器,所述连接器在所述传输组件的近端插入所述手柄组件的传输孔内时连接至所述手柄组件。

8. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述扳机能够在第一位置和第二位置之间枢转,其中所述第一位置能够操作以接合所述锁定机构,由此选择性地限制所述致动器连接构件和所述换能器相对于所述手柄组件的旋转运动。

9. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述扳机能够在第一和第二位置之间向近侧枢转,并且其中所述扳机能够在第一位置和第三位置之间向远侧枢转,其中所述第三位置能够操作以接合所述锁定机构,由此选择性地限制所述致动器连接构件和所述换能器相对于所述手柄组件的旋转运动。

10. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述端部执行器包括刀片和夹持臂,其中所述刀片连接至所述波导,并且其中能够通过所述内部管状致动构件来枢转所述夹持臂。

11. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述手柄组件还包括换能器孔,所述换能器孔形成于所述手柄组件的近侧表面中并且能够接纳所述换能器的一部分,其中所述换能器的一部分能够插入所述换能器孔内。

12. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述波导的近端能够操作以选择性地连接至所述换能器。

具有模块化端部执行器的超声外科器械

背景技术

[0001] 在一些环境下,内窥镜式外科器械可优于传统的开放式外科装置,因为较小的切口可降低术后恢复时间和并发症。因此,一些内窥镜式外科器械可适于将远端执行器通过套管针的套管设置在所需手术部位处。这些远端执行器(例如,内切割器、抓紧器、切割器、缝合器、施夹钳、进入装置、药物/基因治疗递送装置、以及使用超声、射频、激光等的能量递送装置)可以多种方式接合组织,以达到诊断或治疗的效果。内窥镜式外科器械可包括轴,所述轴位于端部执行器和由临床医生操纵的手柄部分之间。这种轴可允许插入到所需深度并且围绕其纵向轴线旋转,由此有利于将端部执行器设置到患者体内。

[0002] 内窥镜式外科器械的实例包括公开于下述专利中的那些:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad Use with an Ultrasonic SurgicallInstrument”(与超声外科器械一起使用的组织垫)的美国专利公布No.2006/0079874,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”(用于切割和凝固的超声装置)的美国专利公布No.2007/0191713,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”(超声波导和刀片)的美国专利公布No.2007/0282333,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting andCoagulating”(用于切割和凝固的超声装置)的美国专利公布No.2008/0200940,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic SurgicallInstruments”(用于超声外科器械的旋转换能器安装座)的美国专利公布No.2011/0015660,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2002年12月31日公布的名称为“Electrosurgical Systems and Techniques forSealing Tissue”(用于密封组织的电外科系统和技术)的美国专利No.6,500,176,该专利的公开内容以引用方式并入本文;以及2011年4月14日公布的名称为“Surgical Instrument Comprising First and SecondDrive Systems Actuatable by a Common Trigger Mechanism”(包括可通过公用扳机机构致动的第一和第二驱动系统的外科器械)的美国专利公布No.2011/0087218,该公布的公开内容以引用方式并入本文。另外,这些外科工具可包括无线换能器,例如公开于2009年6月4日公布的名称为“Cordless Hand-held Ultrasonic Cautery Cutting Device”(无线手持式超声烧灼切割装置)的美国专利公布No.2009/0143797中的无线换能器,该公布的公开内容以引用方式并入本文。另外,外科器械可用于或者可适用于机器人辅助外科装置,例如公开于2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with UltrasoundCauterizing and Cutting Instrument”(具有超声烧灼和切割器械的机器人外科工具)的美国专利No.6,783,524中的机器人辅助外科装置,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 尽管已研制出若干系统和方法并用于外科器械,但据信在本发明人之前还无人研制出或使用所附权利要求中描述的发明。

附图说明

[0004] 本说明书后附的权利要求书特别指出并明确主张本技术,但据信从下面结合附图对某些实例所作的描述将会更好地理解本技术,附图中类似的参考标号表示相同元件,其中:

[0005] 图1示出了具有外科器械和发生器的示例性外科系统的透视图;

[0006] 图2示出了示例性外科器械的局部侧正视图,其中覆盖件的一部分被移除以示出示例性多部件手柄组件的配对壳体部分的内部;

[0007] 图3示出了示例性换能器的远端的局部透视图;

[0008] 图4示出了示例性传输组件的透视图;

[0009] 图5A示出了外科器械的组件的局部侧剖视图,所述外科器械的组件包括图2的多部件手柄组件、图3的换能器、和图4的传输组件;

[0010] 图5B示出了图5A的组件的局部侧剖视图,其中示例性的滑动按钮组件处于锁定位置;

[0011] 图5C示出了图5A的组件的局部侧剖视图,其中传输组件、换能器、和螺纹构件连接在一起;

[0012] 图6示出了具有远端可致动滑块的替代性多部件手柄组件的局部侧剖视图;

[0013] 图7示出了示例性的替代传输组件的透视图;

[0014] 图8A示出了外科器械的示例性替代组件的局部侧剖视图,所述外科器械的示例性替代组件包括示例性的替代多部件手柄组件、图3的换能器、和图7的传输组件;

[0015] 图8B示出了图8A的组件的局部侧剖视图,其中示例性的替代滑动按钮组件处于锁定位置;

[0016] 图8C示出了图8A的组件的局部侧剖视图,其中传输组件、换能器、和闩锁构件连接在一起;

[0017] 图9A示出了处于闩锁位置的示例性闩锁构件的后正视图,其中示出了插入闩锁构件的内部管状致动构件;

[0018] 图9B示出了处于非闩锁位置的图9A的闩锁构件的后正视图;

[0019] 图10示出了示例性替代按钮的局部剖视图;

[0020] 图11示出了另一个示例性按钮组件的透视图,其中示出了接合按钮组件的换能器和螺纹构件;

[0021] 图12示出了图11的按钮组件的后正视图;并且

[0022] 图13示出了示例性替代按钮组件的后正视图,所述示例性替代按钮组件具有用于带垫的成角度构件的单个按钮。

[0023] 附图并非意在以任何方式进行限制,并且可以预期本技术的各种实施例能够以多种其他方式来执行,包括那些未必在附图中示出的方式。附图并入本说明书中并构成其一部分,示出了本技术的若干方面,并与具体实施方式一起用于说明本技术的原理;然而,应当理解,本技术不限于所示出的明确布置方式。

具体实施方式

[0024] 本技术的某些实例的下述描述不应用于限制其范围。通过以下举例说明设想用于实施本技术的最佳方式之一的描述,本技术的其他实例、特征、方面、实施例和优点对于本领域技术人员将变得显而易见。应当认识到,本文所述的技术包括不脱离本技术的所有其他的不同和明显方面。因此,附图和具体实施方式应被视为实质上是示例性的,而非限制性的。

[0025] 1. 示例性超声外科系统的概述

[0026] 图1示出了示例性的超声外科系统10,其包括超声外科器械50、发生器20、以及将发生器20连接至外科器械50的电缆30。在一些版本中,发生器20包括由俄亥俄州辛辛那提市(Cincinnati, Ohio)的Ethicon Endo-Surgery公司出售的GEN 300。另外应当理解,发生器20可根据2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”(用于超声和电外科装置的外科发生器)的美国公布No.2011/0087212的教导内容进行构造,该公布的公开内容以引用方式并入本文。尽管在本文中以超声外科器械来描述外科器械50,但应当理解,本文的教导内容可易于适用于多种外科器械,包括(但不限于)内切割器、抓紧器、切割器、缝合器、施夹钳、进入装置、药物/基因治疗递送装置、以及使用超声、射频、激光等的能量递送装置、和/或它们的任何组合,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。此外,尽管本实例将参照电缆连接的外科器械50进行描述,但应当理解,外科器械50可适于无线操作,例如公开于2009年6月4日公布的名称为“Cordless Hand-held Ultrasonic Cautery Cutting Device”(无线手持式超声烧灼切割装置)的美国专利公布No.2009/0143797中的无线换能器,该公布的公开内容以引用方式并入本文。例如,外科装置50可包括一体和便携式电源,例如电池等。此外,外科装置50也可用于或适用于机器人辅助外科装置,例如公开于2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”(具有超声烧灼和切割器械的机器人外科工具)的美国专利No.6,783,524中的机器人辅助外科装置。

[0027] 本实例的外科器械50包括多部件手柄组件60、细长的传输组件70、和换能器100。传输组件70在传输组件70的近端处连接至多部件手柄组件60并且从多部件手柄组件60向远侧延伸。在本实例中,传输组件70被构造成细长的、细管状组件以用于内窥镜式用途,但应当理解,作为另外一种选择,传输组件70可为短组件,例如公开于2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”(超声波导和刀片)的美国专利公布No.2007/0282333以及2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”(用于切割和凝固的超声装置)的美国专利公布No.2008/0200940中的那些,这些公布的公开内容以引用方式并入本文。本实例的传输组件70包括外部护套72、内部管状致动构件(未示出)、波导(未示出)、以及位于传输组件70的远端的端部执行器80。在本实例中,端部执行器80包括机械和声学地连接至波导的刀片82、能够操作以在传输组件70的近端枢转的夹持臂84、以及连接至夹持臂84的夹持垫86。端部执行器80和传输组件70的示例性版本将在下文中参照图4所示的实例进行更详细的论述。在一些版本中,换能器100包括多个压电元件(未示出),所述多个压电元件压缩在第一谐振器(未示出)和第二谐振器(未示出)之间以形成压电元件的叠堆。压电元件可由任何合适的材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅、和/或(例如)任何合适的压电晶体材料。换能器100还包括电极,所述电

极包括至少一个正极和至少一个负极,所述至少一个正极和至少一个负极能够在一个或多个压电元件上产生电势,以使得压电元件将电能转换成超声振动。超声振动通过传输组件70中的波导传输至刀片82。

[0028] 本实例的多部件手柄组件60包括配对壳体部分62和下部64。配对壳体部分62能够在配对壳体部分62的近端接纳换能器100并且在配对壳体部分62的远端接纳传输组件70的近端。在本实例中示出了用于旋转传输组件70和换能器100的旋钮66,但应当理解,旋钮66仅为任选的。配对壳体部分62将在下文中参照图2进行更详细的论述。图1所示的多部件手柄组件60的下部64包括扳机68并且能够供用户使用单手抓紧。下部64的一个仅为示例性的替代版本示于2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”(用于超声外科器械的旋转换能器安装座)的美国专利公布No.2011/0015660,该公布的公开内容以引用方式并入本文。示于本发明的图2中的触发按钮69位于下部64的远侧表面上并且能够操作以利用发生器20来选择性地启动不同操作水平下的换能器100。例如,第一触发按钮69可启动最大能量水平下的换能器100而第二触发按钮69可启动最小、非零能量水平下的换能器100。当然,触发按钮69可被构造用于除最大和/或最小能量水平之外的能量水平,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。当然,可使用单个触发按钮69,或者在一些版本中可使用不止两个触发按钮69。尽管已参照两个不同部分62,64来描述多部件手柄组件60,但应当理解,多部件手柄组件60可为两个部分62,64结合在一起的一体组件。作为另外一种选择,多部件手柄组件60可分成多个分立元件,例如单独的扳机部分(可通过用户的手或脚来操作)和单独的配对壳体部分62。这种扳机部分能够操作以启动换能器100并且可远离配对壳体部分62。多部件手柄组件60可由耐用塑料(例如聚碳酸酯或液晶聚合物)、陶瓷、金属、和/或任何其他合适的材料进行构造,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。根据本文的教导内容,多部件手柄组件60对于本领域的普通技术人员也将是显而易见的。例如,在一些版本中,可省去扳机68并且可通过可控机器人系统来启动外科器械50。在其他版本中,外科器械50在连接至发生器20时可被启动。此外,外科器械50可根据下述专利的教导内容中的至少一些进行构造:美国专利公布No.2006/0079874;美国专利公布No.2007/0191713;美国专利公布No.2007/0282333;美国专利公布No.2008/0200940;美国专利公布No.2011/0015660;美国专利No.6,500,176;美国专利公布No.2011/0087218;和/或美国专利公布No.2009/0143797。

[0029] 另外应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一个或多个可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一个或多个相结合。因此下述教导内容、表达方式、实施例、实例等不应视为彼此隔离。根据本文的教导内容,其中本文的教导内容可结合的各种合适方式对于本领域普通技术人员将是显而易见的。这种修改形式和变化形式旨在包括在权利要求书的范围之内。

[0030] 11. 用于超声外科器械的示例性连接组件

[0031] 在某些情况下,可为有用的是从多部件手柄组件60和换能器100拆卸传输组件70。例如,可拆卸的传输组件70可允许多部件手柄组件60的再使用,所述多部件手柄组件60具有包括各种端部执行器80的多种传输组件70。仅以举例的方式,各种端部执行器80可具有不同尺寸和/或形状的刀片82,或者各种端部执行器80可具有完全不同的功能,例如RF端部

执行器、缝合端部执行器、切割端部执行器等。此外,传输组件70也可具有多种轴长度。此外,可通过下述方式将单个多部件手柄组件60再用于不同操作:由用户拆除变脏的传输组件70、任选地清洁多部件手柄组件60、并且将新传输组件70连接至多部件手柄组件60以用于新操作。因此,对于外科器械50的一些用户而言,构造与多种传输组件70连接的多部件手柄组件60可为优选的。

[0032] A. 示例性的多部件手柄组件

[0033] 图2示出了多部件手柄组件60的局部侧视图,其中覆盖件61的一部分被移除以示出容纳在配对壳体部分62内以及下部64的一部分内的内部元件。如上文所述,下部64包括可枢转扳机68和一对触发按钮69。本实例的扳机68能够从远端打开位置枢转至近端闭合位置。扳机组件150连接至扳机68并且可枢转地支承在多部件手柄组件60内。本实例的扳机组件150包括可围绕销轴(未示出)枢转的可枢转附接臂152、扳机臂154、中间联接件156、以及致动臂158。致动臂158在致动臂158的远端连接至扳机托架170。致动臂158包括从致动臂158向外延伸的一个或多个安装销轴160并且销轴160形成合适的尺寸以可滑动地接纳在形成于覆盖件61中的相应细长沟槽162内。因此,当扳机68从打开位置向近端枢转到闭合位置时,附接臂152和扳机臂154在多部件手柄组件60枢转。连接至扳机臂154的中间联接件156将这种移动从扳机臂154传递至致动臂158以通过沟槽162内的销轴160向近端可滑动地平移致动臂158。连接至致动臂158的扳机托架170也向近端平移。在本实例中,扳机托架170连接至力限制机构180,所述力限制机构180又连接至传输组件70以操作内部管状致动构件74,如将在下文更详细所述。图2所示的腔体140能够将换能器100从形成于覆盖件61中的换能器孔142接纳于其中。腔体140能够在其中接纳换能器100的至少一部分以使得换能器100和传输组件70可连接在一起。根据本文的教导内容,多部件手柄组件60的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0034] B. 示例性换能器

[0035] 如图3所示,本实例的换能器100为通过电缆30连接至发生器20的管状元件,但应当理解,换能器100可为无线换能器。例如,根据本文引用的各种参考文献或者其他文献的教导内容,换能器100可改为从容纳在手柄组件60内的电源接收功率。在本实例中,换能器100包括设置在换能器100的主体110内的第一导电环102和第二导电环104。换能器延伸件130从主体110向外延伸并且具有一对侧壁134和任选的壁132。侧壁134和壁132形成接合区域136以接合滑块300的换能器凸块310,如将在下文中参照图5A-5C更详细所述。当滑块300处于锁定位置时,本实例的换能器延伸件130限制换能器100的旋转运动和任选的近端纵向运动,如将在下文所论述。在本实例中,第一导电环102包括环构件,所述环构件具有一个或多个电接触件,所述电接触件设置在环构件上并且能够将第一导电环102电连接至电源。第一导电环102设置在主体110和从主体110向远侧延伸的传声器120之间。传声器120包括远端传声器螺纹122以使得传声器120能够连接至波导210,如将在下文中参照图4进行论述。本实例的第一导电环102与凸缘106同轴并且相邻。本实例的凸缘106能够在多部件手柄组件60内进一步地机械连接换能器100。换能器腔体108设置在第一导电环102和第二导电环104之间,以使得第一导电环102与第二导电环104和/或换能器100的其他导电元件电隔离。第一导电环102位于从主体110向远侧延伸的非导电平台上。第一导电环102通过主体110内的一个或多个电线或者导电蚀刻件(未示出)电连接至电缆30(示于图1中)。第一导电环102

与电缆30的这种电连接可包括滑环以有利于换能器100相对电缆30的自由旋转。

[0036] 换能器100的第二导电环104类似地包括设置在主体110和传声器120之间的环构件。第二导电环104设置在第一导电环102和传声器120之间。如图3所示,第一和第二导电环102,104为同轴构件。第二导电环104同样与第一导电环102和换能器100的其他导电元件电隔离。类似于第一导电环102,第二导电环104从非导电平台延伸。可在第二导电环104和传声器120之间设置一个或多个垫圈形垫片112以将通过传声器120传输的振动与换能器100的其他元件相隔离。第二导电环104也通过主体110内的一个或多个电线或者导电蚀刻件(未示出)电连接至电缆30(示于图1中)。第二导电环104与电缆30的这种电连接也可包括滑环以有利于换能器100相对电缆30的自由旋转。一个仅为示例性的合适超声换能器100为由俄亥俄州辛辛那提市(Cincinnati, Ohio)的Ethicon Endo-Surgery公司出售的型号No. HP054,但应当理解可使用任何其他合适的换能器。

[0037] 如本实例所示,换能器100的远端通过传声器120螺纹连接至传输组件的近端。换能器100的远端还通过第一和第二导电环102,104接合至一个或多个电连接件(未示出)以将换能器100电连接至触发按钮69,由此在使用外科器械50时为用户提供用于启动换能器100的手指启动型控制。一个或多个电连接件与第一和第二导电环102,104之间的接合可包括滑环连接件以允许换能器100相对多部件手柄组件60的自由旋转。根据本文的教导内容,换能器100的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如,可从换能器100的远端省去第一和第二导电环102,104并且可通过替代性结构来实现换能器100到触发按钮69的电连接,例如通过换能器100近端的导体、沿换能器100的主体110的侧面设置的导体、直接通过电缆30、和/或任何其他结构。当通过触发按钮69启动本实例的换能器100时,换能器100能够操作以产生线性振荡或振动形式的、超声频率(例如55.5kHz)下的机械能量。仅以举例的方式,这种振荡或振动可为相对于换能器100的扭转或横向振动。当换能器100通过传声器120连接至传输组件70时,则这些机械振荡通过传输组件70的内部波导传输至端部执行器80。在本实例中,由于刀片82连接至波导,则刀片82因而以超声频率振荡。因此,当将组织固定在刀片82和夹持臂84之间时,刀片82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。也可通过刀片82和夹持臂84提供电流以烧灼组织。尽管已描述出换能器100的一些构型,但根据本文的教导内容,换能器100的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0038] C. 用于螺纹附接的示例性传输组件

[0039] 如此前所指出的,在某些情况下,可为有用的是从多部件手柄组件60和换能器100拆卸传输组件70。仅为示例性的情况包括使用具有包括不同尺寸和/或形状的刀片82的多个传输组件70的多部件手柄组件60、使用具有完全不同功能和形态的各种端部执行器80(如,RF端部执行器、缝合端部执行器、切割端部执行器等)、或者再使用多部件手柄组件60以供用户进行多种操作。因此,允许用户为多部件手柄组件60更换传输组件70的版本可为有用的。在一些版本中,换能器100可被替换成其他机械装置,例如马达、气动装置等,所述其他机械装置产生可通过传输组件70传输至端部执行器80的振荡或其他形式的运动。仅以举例的方式,端部执行器80可不含谐振刀片并且可相反包括由如下旋转运动致动的特征,所述旋转运动是通过替换换能器100使用的马达产生的。

[0040] 图4中示出了一个仅为示例性的传输组件200,其具有近端202、远端204、波导210、

内部管状致动构件220、外部护套230、以及位于传输组件200的远端的端部执行器240。在本实例中，波导210、内部管状致动构件220、和外部护套230为同轴构件，其中波导230位于中心，内部致动构件220围绕波导210设置，并且外部护套230围绕内部致动构件220设置。

[0041] 首先参见传输组件200的远端204，端部执行器240包括刀片242、夹持臂244、以及一个或多个任选的夹持垫246。在本实例中，刀片242连接至波导210以使得从换能器100传输至波导210的机械振动也传输至刀片242。刀片242与波导210之间的仅为示例性的连接包括将刀片242焊接至波导210、一体地形成刀片242和波导210、将刀片242机械或化学地连接至波导210、和/或任何其他合适的构型，根据本文的教导内容，这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。在一些版本中，刀片242为弯曲刀片，例如示于图4中的刀片242；并且在一些版本中，刀片242可为直刀片。此外，刀片242可具有多种形状和尺寸。在本实例中，刀片242为渐缩矩形刀片，但应当理解，刀片242可为圆柱形、三角形、半圆柱形、方形、钩形、和/或用于刀片242的任何其他形状。此外，可将附加特征添加至刀片242，包括球形尖端、钩形尖端、方形尖端、锯齿状边缘、和/或任何其他附加特征。根据本文的教导内容，刀片242的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0042] 本实例的夹持臂244为对应于刀片242的曲率的弯曲构件。夹持臂244可任选地包括夹持垫246以紧靠刀片242来夹持或固定组织。这种夹持垫可根据2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”（与超声外科器械一起使用的组织垫）的美国专利公布No. 2006/0079874的教导内容中的至少一些进行构造。夹持臂244相对于刀片242的枢转运动是通过夹持臂244上的第一对枢转点248（枢转地连接至外部护套230）和夹持臂244上的第二组枢转点249（枢转地连接至内部管状致动构件220）来完成的。在本实例中，外部护套230可通过旋钮250连接至多部件手柄组件60，由此使外部护套230机械地接地。夹持臂244的第一组枢转点248通过外部护套230上的相应通孔232枢转地连接至外部护套230。在一些版本中，第一组枢转点248包括通孔并且可通过第一组枢转点248和通孔232插入固定销轴或铆钉以将夹持臂244固定至外部护套230。在此版本中，可将销轴激光焊接至夹持臂244或者可将销轴激光焊接至外部护套230。当然，通孔232可代之以向外延伸的销轴并且第一组枢转点248可为通孔。根据本文的教导内容，第一组枢转点248和通孔232的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0043] 夹持臂244的第二组枢转点249通过内部管状致动构件220上的相应通孔222枢转地连接至内部管状致动构件220。在一些版本中，第二组枢转点249包括通孔并且可通过第二组枢转点249和通孔222插入固定销轴或铆钉以将夹持臂244固定至内部管状致动构件220。在此版本中，可将销轴激光焊接至夹持臂244或者可将销轴激光焊接至内部管状致动构件220。当然，通孔222可相反为向外延伸的销轴并且第二组枢转点249可为通孔。根据本文的教导内容，第二组枢转点249和通孔222的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如，夹持臂244可根据1999年11月9日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”（具有改善的夹持臂枢转安装座的超声夹持凝固器设备）的美国专利No. 5,980,510的教导内容中的至少一些进行构造，该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0044] 在夹持臂244如此固定至外部护套230和内部管状致动构件220的情况下，当内部管状致动构件220纵向平移时则夹持臂244能够枢转。在本实例中，内部管状致动构件220可

相对于外部护套230的纵向轴线平移并且连接至多部件手柄组件60内的力限制机构180。因此,当力限制机构180通过扳机68和扳机组件150平移时,夹持臂244能够从打开位置枢转至闭合位置。应当理解,如同本文提及的其他元件,夹持臂84,244仅为任选的。同样,扳机68和扳机组件150以及本文所述的用于枢转夹持臂84,244的元件也仅为任选的。因此,端部执行器80,240的一些版本可仅包括刀片82,842和/或其他特征。

[0045] 如图4所示,可将垫片290插入夹持臂244和刀片242之间以将夹持臂244保持在打开位置。在此实例中,垫片290具有平坦的底部表面292和成角度的顶部表面294。顶部表面294设置成一角度以在底部表面292邻接刀片242时将夹持臂244相对于刀片242保持在打开位置。在一些版本中,底部表面292可被构造为搭扣或夹持到刀片242上以相对于刀片242来固定垫片290。作为另外一种选择,可在垫片290中提供凹槽以使得垫片290可滑动到刀片242上。此外,可将粘合剂涂覆至底部表面292和/或顶部表面294以另外固定垫片290。因此,当将垫片290插入夹持臂244和刀片242之间时,阻止夹持臂244枢转至闭合位置。这可允许用户将传输组件200连接至多部件手柄组件60,同时将夹持臂244和扳机68保持在其各自的打开位置。

[0046] 现在参见传输组件200的近端202,旋钮250将外部护套230连接至多部件手柄组件60。在本实例中,旋钮250包括内环部分(未示出)(具有从其向近端延伸的一或多个连接器252)、外环254、和销轴(未示出),所述销轴延伸穿过外环254、外部护套230、内部管状致动构件220、和波导210。因此,当旋转旋钮250的外环254时,波导210、内部管状致动构件220、和外部护套230也旋转。本实例的内环部分和外环254为互补轴承元件,以使得外环254可相对于内环部分旋转。应当理解,销轴不延伸穿过内环部分。如此前所指出的,内环部分包括连接器252。在本实例中,连接器252示为搭扣配合连接器,但可使用其他合适的连接特征,例如螺纹、粘合剂、销轴、夹片、搭锁、和/或其他连接器,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。当将传输组件200与多部件手柄组件60和换能器100进行组装时,如将在下文所述,本实例的连接器252插入一个或多个凹槽(未示出)内并且将旋钮250连接至多部件手柄组件60的覆盖件61。可提供释放机构(例如位于多部件手柄组件60上或旋钮250上的按钮(未示出))以在将拆除传输组件200时从覆盖件61分离连接器252。作为另外一种选择,连接器252可被设计为当分离传输组件200时脱开。此外,如果使用螺纹,则可旋转旋钮250的内部以从多部件手柄组件60分离。根据本文的教导内容,旋钮250的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0047] 仍参见传输组件200的近端202,在内部管状致动构件220的近端处包括外部螺纹228,如图4所示。外部螺纹228拧入力限制机构180的互补螺纹(未示出)内,所述力限制机构180又由扳机组件150驱动。另外,在波导210的近端处包括具有内部螺纹218的凹槽,如图4所示。内部螺纹218拧到传声器螺纹122上以将波导210机械或声学地连接至换能器100。应当理解,外部螺纹228螺纹连接至力限制机构180与内部螺纹218螺纹连接至传声器螺纹122不必同时进行。此外,应当理解,传输组件200可保持在固定位置同时通过相对于组件200旋转组件60来将多部件手柄组件60螺纹接合到传输组件200上。根据本文的教导内容,传输组件200的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。类似地,根据本文的教导内容,传输组件200可与手柄组件60连接的各种其他合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0048] D. 传输组件、多部件手柄组件、和换能器的示例性螺纹组件

[0049] 图5A-5C示出了从传输组件200到换能器100和外科器械50的多部件手柄组件60的一部分的连接。图5A示出了被对准以用于插入和连接多部件手柄组件60和换能器100的传输组件200的近端202。如上文所论述,本实例的传输组件200包括具有连接器252的旋钮250、外部护套230、具有外部螺纹228的内部管状致动构件220、以及具有带内部螺纹218的凹槽的波导210。

[0050] 本实例的多部件手柄组件60具有传输孔190、连接至扳机托架170的致动臂158、连接至扳机托架170的力限制机构180、连接至力限制机构180的螺纹构件182、滑块300、以及换能器孔142。多部件手柄组件60的一些元件已从图5A-5C中省去以提供传输组件200与换能器100和螺纹构件182连接的较好视图。传输孔190能够接纳传输组件200的近端202。在本实例中,传输孔190为圆形开口,所述圆形开口形成合适的尺寸以接纳外部护套230。任选的是,传输孔190可包括密封件或索环以在其中插入传输组件200时将外部护套230流体密封至多部件手柄组件60。另外,如果传输组件200包括旋钮250,则可在多部件手柄组件60靠近传输孔190的覆盖件61中形成一个或多个凹槽(未示出)。这种一个或多个凹槽可能够接纳旋钮250的内环部分的连接器252以将旋钮250连接至多部件手柄组件60,如上文所述。

[0051] 如此前所述,将致动臂158连接至扳机托架170,以使得当枢转扳机68时扳机托架170可纵向平移。扳机托架170包括能够接合滑块300上的扳机凸块330的上部172,如将在下文更详细所述。如图5A所示,扳机托架170连接至力限制机构180,并且螺纹构件182连接至力限制机构180。因此,当通过扳机68致动扳机托架170时,力限制机构180和螺纹构件182也得到致动。应当理解,力限制机构180仅为任选的并且螺纹构件180可直接连接至扳机托架170(如图10所示)。另外,力限制机构180和螺纹构件182被构造为当滑块300未接合螺纹构件182时,能够相对于扳机托架170和相对于多部件手柄组件60自由地旋转。本实例的螺纹构件182包括螺纹184,所述螺纹184与内部管状致动构件220的近端上的外部螺纹228互补。螺纹构件182还具有接合部分186,所述接合部分186能够与滑块300的致动凸块320接合,如将在下文更详细所述。因此,当传输组件200将连接至多部件手柄组件60时,外部螺纹228接合互补螺纹184以将内部管状致动构件220连接至螺纹构件182。因此,当枢转扳机68时,致动内部管状致动构件220通过与螺纹构件182的连接而得到致动,并且由此枢转夹持臂244以夹持到组织上。

[0052] 形成于多部件手柄组件60的近端中的换能器孔142形成合适的尺寸以在其中接纳换能器100的一部分。换能器100能够插入多部件手柄组件60的腔体140中,其中传声器120位于螺纹构件182的近端。在外科器械50的组装期间可通过用户将换能器100手动地保持在适当位置,或者当将传输组件200连接至换能器100时可通过一个或多个夹片或者保持特征(未示出)来固定换能器100以使得换能器100具有受限的纵向和/或旋转运动。例如,本实例的换能器延伸件130包括接合滑块300的换能器凸块310的壁132和侧壁134(示于图3中)。换能器延伸件130还可包括弹性搭锁(未示出),所述弹性搭锁可被构造为搭扣到换能器凸块310上以将滑块300保持在锁定位置并且限制换能器100的纵向和/或旋转运动。当最初将换能器100插入多部件手柄组件60时,可旋转换能器100以使得换能器延伸件130不会绊到换能器凸块310上。然后一旦换能器延伸件130位于换能器凸块310的远端时,就旋转换能器100以对准换能器凸块310来接合换能器延伸件130。例如,换能器100的近端上的指示符可

被构造为与多部件手柄组件60的互补指示符对准,以便为用户提供换能器延伸件130与换能器凸块310对准的反馈。作为另外一种选择,可将多部件手柄组件60中的孔与换能器100侧面上的指示符对准以提供换能器延伸件130与换能器凸块310对准的视觉确认。如果换能器延伸件130包括搭扣特征,则用户可需要致动滑块300以从换能器凸块310脱开搭扣特征,由此将滑块300致动到非锁定位置。在图6所示的一个替代性版本中,通过滑块350的近端移动来接合换能器延伸件130以使得换能器100不必进行旋转以避免缠在换能器凸块360上,如将在下文更详细所述。在一些版本中,可在壳体61中形成狭槽144以使得用户将换能器延伸件130与狭槽144对准来插入换能器100。换能器延伸件130与狭槽144的对准也可将换能器延伸件130与换能器凸块360对准。根据本文的教导内容,换能器100的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0053] 本实例的滑块300能够相对于多部件手柄组件60的壳体61纵向平移并且被构造为当滑块300处于锁定位置(示于图5B-5C中)时接合扳机托架170、螺纹构件182和换能器100的部分。示于图5A中的滑块300处于非锁定位置并且包括换能器凸块310、致动器凸块320、和扳机凸块330。本实例的滑块300还包括抓持部分340以有助于用户在锁定位置和非锁定位置之间移动滑块300,但应当理解,抓持部分340仅为任选的。本实例的换能器凸块310、致动器凸块320、和扳机凸块330各自从滑块300向下延伸,但换能器凸块310、致动器凸块320、和扳机凸块330可在替代性角度下延伸,这取决于滑块300相对于多部件手柄组件60的取向和位置。换能器凸块310能够接合换能器延伸件130的接合部分136。致动器凸块320能够接合螺纹构件182的接合部分186。扳机凸块330能够邻接扳机托架170的上部172的近端部分。

[0054] 因此,当滑块300向远端平移至图5B所示的锁定位置时,换能器凸块310、致动器凸块320、和扳机凸块330各自分别接合换能器100、螺纹构件182、和扳机托架170以限制这些元件的运动。在一些版本中,可省去扳机凸块330(如,如果力限制机构180通过连接至扳机68而受到旋转和/或纵向的约束)。当滑块300处于锁定位置时,将传输组件200插入传输孔190以将内部管状致动构件220拧入螺纹构件182并且将波导210拧到换能器100上,如图5C所示。可使用扭矩限制装置(未示出)来实现传输组件200的连接,由此将传输组件200连接至螺纹构件182和换能器100且不会过度地拧紧这些连接。在一些版本中,将扭矩限制装置结合到旋钮250内。如果提供旋钮250,则内环部分上的连接器252也可接合多部件手柄组件60的覆盖件61中的一个或多个凹槽以将旋钮250连接至覆盖件61。一旦传输组件200连接至螺纹构件182和换能器100,就可将滑块300向回滑动至非锁定位置。在一些版本中,滑块300可具有返回弹簧(未示出)以将滑块300推动至非锁定位置。作为另外一种选择,可省去返回弹簧并且用户将滑块300在锁定位置和非锁定位置之间进行手动的平移。在一些其他版本中,换能器凸块310、致动器凸块320、和/或扳机凸块330可位于分离的滑块上以使得各个凸块310,320,330或凸块的组合可相对彼此致动。例如,在一些版本中,致动器凸块320和换能器凸块310位于分离的滑块上以使得用户可选择性地使致动器凸块320接合力限制机构180以及使换能器凸块310接合换能器延伸件130。因此,内部管状致动构件220拧入螺纹构件182内可独立于将波导210接合到换能器100上。

[0055] 本领域的普通技术人员根据本文的教导内容将会理解,当换能器凸块310和换能器延伸件130在锁定位置中接合时,换能器100的旋转和/或近端纵向运动会受侧壁134和/或壁132的限制。当换能器凸块310和换能器延伸件130未接合时,换能器100的旋转和/或近

端纵向运动不受限制并且换能器100被允许相对于多部件手柄组件60自由地旋转。这种旋转可通过旋钮250来实现。同样,当致动器凸块320与螺纹构件182的接合部分186在锁定位置中接合时,螺纹构件182的旋转运动也受到限制。当致动器凸块320和螺纹构件182的接合部分186未接合时,螺纹构件182的旋转运动不受限制并且螺纹构件182还被允许相对于多部件手柄组件60自由地旋转。这种旋转也可通过旋钮250来实现。当扳机凸块330和扳机托架170的上部172在锁定位置中接合时,扳机托架170的纵向运动也受到限制。因此,在将垫片290插入传输组件200的刀片242和夹持臂244之间并且通过接合扳机托架170的扳机凸块330将扳机68固定在打开位置的情况下,可将传输组件200连接至多部件手柄组件60同时在组装期间将扳机68和夹持臂244保持在其各自的打开位置。当扳机凸块330和扳机托架170的上部172未接合时,扳机托架170的纵向运动不受限制以使得可使用扳机68来枢转夹持臂244以夹持组织。

[0056] 当用户用毕外科器械50时或者如果用户希望使用不同的传输组件200,则用户可通过将滑块300平移至锁定位置并且从螺纹构件182和换能器100拧开传输组件200来拆卸传输组件200。传输组件200随后可进行处理、清洁以供再用、回收以供再处理、和/或其他操作。另外,多部件手柄组件60和/或换能器100也可进行处理、清洁以供再用、回收以供再处理、和/或其他操作。因此,可拆卸的传输组件200可允许多部件手柄组件60被用户使用或再使用多次或结合多个传输组件200进行使用或再使用。尽管已描述出多部件手柄组件60、传输组件200、和换能器100的一些仅为示例性的构型,但根据本文的教导内容,其他合适的构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0057] 图6示出了与换能器100、力限制机构180、和扳机托架170结合使用的示例性替代滑块350。类似于滑块300,滑块350包括换能器凸块360、致动凸块370、和扳机凸块380。在本实例中,滑块350能够向近端致动以选择性地接合和锁定换能器100、力限制机构180、和/或扳机托架170。应当理解,在此实例中,扳机托架170向远端致动以使得扳机(未示出)处于闭合位置。因此,当传输组件(例如传输组件200)连接至换能器100和/或力限制机构180时,夹持臂紧靠刀片闭合以保持与扳机的一致性。当用户希望连接传输组件时,用户首先将换能器100插入多部件手柄组件60。在示出的实例中,通过狭槽144插入换能器延伸件130以将换能器延伸件130与换能器凸块360对准。在插入换能器100的情况下,用户向近端致动滑块350以使换能器凸块360与换能器延伸件130接合、致动凸块370与接合部分186接合、并且扳机凸块380与扳机托架170接合。用户随后将传输组件连接至力限制机构180和/或换能器100。用户随后可将滑块350向远端致动至非锁定位置。在此位置中,换能器凸块360从换能器延伸件130脱离开,致动凸块370从接合部分186脱离开,并且扳机凸块380从扳机托架170脱离开。换能器100、力限制机构180、和/或传输组件随后可相对于多部件手柄组件60进行旋转。

[0058] E. 示例性闩锁组件

[0059] 图7-9B示出了一个示例性的替代性的传输组件400和多部件手柄组件500。示于图7中的替代传输组件400是按照基本上类似于上述传输组件200的方式进行构造的。然而,本实例的内部管状致动构件420包括一个或多个喇叭口部分428,以取代传输组件200的外部螺纹228。在本实例中,喇叭口部分428为截头圆锥体部分,所述截头圆锥体部分形成围绕在内部管状致动构件420周围的均一喇叭口。应当理解,作为另外一种选择,喇叭口部分428可

包括分布在内部管状致动构件420周围的分立喇叭口部分。例如,可包括一个、两个、三个、或四个分立喇叭口部分。类似于传输组件200,传输组件400也包括外部护套430和具有内部螺纹418的波导410,所述内部螺纹418与换能器100的传声器120上的传声器螺纹122互补。

[0060] 图8A示出了与多部件手柄组件500的传输孔590和插入多部件手柄组件500内的换能器100对准的传输组件400。本实例的多部件手柄组件500的构造方式基本上类似于上述多部件手柄组件60,但螺纹构件182已被替换成闩锁构件510。本实例的闩锁构件510连接至力限制机构180并且能够操作以将传输组件420选择性地固定至力限制机构180。如图9A-9B最佳所示,闩锁构件510包括框架512、闩锁514、以及设置在闩锁514和框架512的底部表面之间的一对弹簧520。作为另外一种选择,可使用弹性塑料凸块来代替弹簧520。在本实例中,框架512为矩形的,但应当理解,可使用框架512的其他几何构型,包括圆形、三角形、五角形、六角形等。框架512包括孔530,所述孔530形成合适的尺寸以允许内部管状致动构件420和喇叭口部分428穿过孔530。本实例的闩锁514包括主体部分516以及从主体部分516向框架512外延伸的倾斜凸块518(如图8A-8C最佳所示)。如图9A所示,当闩锁514未相对弹簧520压下时,主体部分516的区段532延伸跨过孔530的一部分。因此,当内部管状致动构件420的喇叭口部分428通过孔530插入并且主体部分516的区段532延伸跨过孔530的一部分时,则主体部分516的区段532夹在喇叭口部分428的远侧表面和外部护套430之间以将内部管状致动构件420连接至闩锁构件510,如图8C所示。根据本文的教导内容,闩锁构件510的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如,在一些版本中,框架512可为包括如下部分的单一部件,所述部分以类似于闩锁514的方式延伸跨过内部管状致动构件420的纵向通道。在这种版本中,框架512可为弹簧支承的,以使得内部管状致动构件420的喇叭口部分428致动框架512以允许内部管状致动构件420穿过孔。这种孔是穿过框架512形成的并且当框架512未得到致动时相对内部管状致动构件420的纵向轴线偏移。

[0061] 重新参见8A-8C,替代滑块550包括扳机凸块580、换能器凸块560、和闩锁坡道570。本实例的扳机凸块580和换能器凸块560基本上类似于上文所述的扳机凸块330和换能器凸块310。闩锁坡道570能够接合并且向下凸轮压制倾斜凸块518以打开闩锁构件510并且允许内部管状致动构件420和喇叭口部分428从中穿过。如图8B所示,当滑块550向远端滑动时,扳机凸块580、换能器凸块560、和闩锁坡道570分别接合扳机托架170、换能器延伸件130、和倾斜凸块518。因此,滑块550能够限制换能器100的旋转和/或纵向运动从而限制扳机托架170的纵向运动,并且能够打开闩锁构件510以使得替代传输组件400可连接至换能器100和闩锁构件510,如图8C所示。在滑块550处于锁定位置的情况下,内部管状致动构件420的喇叭口部分428可穿过孔530。一旦本实例的传输组件400螺纹连接至换能器100,可将滑块550滑回至非锁定位置。这使得扳机凸块580、闩锁坡道570、和换能器凸块560脱离。闩锁514响应弹簧520的弹性而竖直平移以将主体部分516的区段532嵌套在喇叭口部分428和外部护套430之间,由此将传输组件400纵向地连接至闩锁构件510。在一些版本中,滑块550可具有返回弹簧(未示出)以将滑块550推动至非锁定位置。作为另外一种选择,可省去返回弹簧并且用户将滑块550在锁定位置和非锁定位置之间进行手动的平移。在包括单一框架512的一些版本中,如上文所述,滑块550能够将框架512致动到非锁定位置以拆除传输组件400。

[0062] 如同本文所述的其他元件,但根据本文的教导内容,传输组件400和多部件手柄组件500的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0063] F. 示例性的销轴组件

[0064] 图10示出了多部件手柄组件600和换能器700的另一个示例性替代版本。本实例的多部件手柄组件600的构造方式可类似于上述多部件手柄组件60,500。在本实例中,多部件手柄组件600包括致动臂158、扳机托架170、螺纹构件620、和按钮650。按钮650包括换能器销轴652、致动器销轴654、和扳机接合部分656。扳机接合部分656被构造为当压下按钮650时邻近扳机托架170的近端部分,从而限制扳机托架170的纵向运动。螺纹构件620示为直接连接至扳机托架170且不存在力限制机构180,但应当理解,这仅为任选的。本实例的螺纹构件620被构造为当按钮650未接合螺纹构件620时能够相对于扳机托架170自由地旋转。螺纹构件620具有与传输组件的内部管状致动构件的螺纹(例如外部螺纹228)互补的螺纹622,并且还包括能够接纳致动器销轴652的至少一部分的销轴凹槽624。因此,当致动器销轴654插入销轴凹槽624时,螺纹构件620的旋转运动受到限制。

[0065] 换能器700的构造方式基本上等同于上述换能器100,不同的是省去了换能器延伸件130。本实例的换能器700包括销轴凹槽710以取代换能器延伸件130,所述销轴凹槽710能够接纳换能器销轴652的至少一部分。因此,当换能器销轴654插入销轴凹槽710时,换能器700的旋转和/或平移运动受到限制。

[0066] 在一些版本中,多个螺纹构件销轴凹槽624和/或换能器销轴凹槽710可周向地设置在螺纹构件620和/或换能器700周围以使得销轴652,654能够插入任意序号的销轴凹槽624,710以接合螺纹构件620和/或换能器700。此外,各个销轴凹槽624,710可包括斜面部分,以使得如果销轴652,654未与特定销轴凹槽624,710对准,则销轴652,654与斜面部分的接合操作将旋转螺纹构件620和/或换能器700以使销轴652,654与销轴凹槽624,710中的一个对准。因此,螺纹构件620和/或换能器700的多个销轴凹槽624,710和/或斜面部分可有利于销轴652,654与销轴凹槽624,710以多种取向和/或在其中销轴652,654和销轴凹槽624,710未对准的情况下进行接合。

[0067] 当用户压下按钮650时,换能器销轴652和致动器销轴654接合换能器700和螺纹构件620,由此允许用户将传输组件(例如上述传输组件200)螺纹连接至螺纹构件620和换能器700。一旦用户释放按钮650时,一个或多个返回弹簧(未示出)就可使按钮650返回其初始位置,从而使得换能器销轴652和致动器销轴654从其各自的销轴凹槽710,624脱离开。在按钮650被释放的情况下,换能器700、螺纹构件620、和附接的传输组件能够相对于多部件手柄组件600自由地旋转。例如,可包括旋钮250以旋转换能器700、螺纹构件620和附接的传输组件。为了拆除传输组件,由用户再次压下按钮650以将换能器销轴652和致动器销轴654插入相应的销轴凹槽710,624,由此来限制换能器700和螺纹构件620的旋转运动。为了对准销轴凹槽710,624,可在旋钮250上包括标记(未示出)以指示销轴凹槽710,624的周向位置。作为另外一种选择,可在换能器700包括标记。此外,可在多部件手柄组件600的壳体中提供孔窗口以观察其中包括的标记或者销轴凹槽624,710自身。在传输组件被拆卸的情况下,传输组件可随后进行处理、清洁以供再用、回收以供再处理、和/或其他操作。另外,多部件手柄组件600和/或换能器700也可进行处理、清洁以供再用、回收以供再处理、和/或其他操作。根据本文的教导内容,多部件手柄组件600和/或换能器700的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0068] G. 示例性的摩擦组件

[0069] 图11-12示出了按钮组件800、螺纹构件850、和换能器900的另一个示例性替代版本。在本实例中,螺纹构件850被构造为当按钮组件800未接合螺纹构件850时能够相对于扳机托架(未示出)自由地旋转。类似于此前论述的螺纹构件182,620,螺纹构件850包括与传输组件的螺纹(例如外部螺纹228)互补的螺纹852。本实例的换能器900可根据换能器100和/或换能器700的教导内容中的至少一些进行构造,不同的是分别省去了换能器延伸件130和/或销轴凹槽710。

[0070] 示于图11中的按钮组件800包括按钮810、主体构件820、连接至主体构件820的一对垫安装座830、以及连接至垫安装座830的一对垫840。按钮810形成合适的尺寸以凸出穿过壳体61中的开口(部分地示于图12中),由此使得用户可压下按钮810以将垫840接合到换能器900和螺纹构件850上。垫安装座830为一对弧形构件,所述一对弧形构件具有分别基本上符合螺纹构件850和换能器900的曲率的弧。垫840连接至垫安装座830并且在接合到换能器900和/或螺纹构件850上时摩擦性地抵制换能器900和/或螺纹构件850的旋转。仅以举例的方式,垫840可由橡胶(天然或合成的)、金属、塑料、碳、陶瓷、聚合物、和/或任何其他材料制成,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。如图12的实例所示,将一对按钮组件800设置在换能器900和螺纹构件850的相对的面,以使得用户可压下一个或两个按钮组件800以限制换能器900和螺纹构件850的旋转和/或平移运动。在按钮组件800接合换能器900和螺纹构件850的情况下,用户则可附接或拆卸传输组件,例如传输组件(200或400)。尽管示出了一对按钮组件800,但应当理解,可使用单个按钮组件。另外,如果使用不止一个按钮组件800,则按钮组件800不必限于围绕换能器900和螺纹构件850的相对位置。实际上,按钮组件800可彼此邻近或者可相对彼此位于任何其他合适的位置中。根据本文的教导内容,按钮组件800、螺纹构件850、和/或换能器900的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0071] 图13示出了包括按钮1010、成角度构件1020、和连接至成角度构件1020的一对垫1030的替代按钮组件1000。按钮1010形成合适的尺寸以凸出穿过壳体61中的开口(部分地示于图13中),由此使得用户可压下按钮1010以将垫1030接合到换能器1050和/或螺纹构件(未示出)上。成角度构件1020包括中部和一对成角度部分,所述成角度部分从中部延伸以使得成角度部分形成V形。在示出的实例中,成角度部分相对彼此成一角度,以使得当通过按钮1010向下致动成角度构件1020时,成角度构件1020的成角度部分上的垫1030接合换能器1050和/或螺纹构件的表面。当然,成角度构件1020可具有其他构型,包括C形、平板、和/或任何其他构型,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。垫1030连接至成角度构件1020并且在接合到换能器1050和/或螺纹构件上时摩擦性地抵制换能器1050和/或螺纹构件的旋转。仅以举例的方式,垫1030可由橡胶(天然或合成的)、金属、塑料、碳、陶瓷、聚合物、和/或任何其他材料制成,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。在示出的实例中,包括单个按钮组件1000以摩擦性地接合换能器1050,但应当理解,可使用不止一个按钮组件1000来限制换能器1050和/或螺纹构件的旋转和/或平移运动。在按钮组件1000接合换能器1050的情况下,用户则可附接或拆卸传输组件,例如传输组件(200或400)。根据本文的教导内容,按钮组件1000的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0072] 尽管多个上述版本包括可由用户致动以阻止换能器和/或螺纹构件旋转的滑块

和/或按钮,但应当理解,作为另外一种选择,可将扳机68机械地联接至按钮和/或滑块以阻止扳机68处于打开位置时的这种旋转。仅以举例的方式,构件可从扳机托架170向近端延伸包括以类似于致动器凸块320和换能器凸块310的方式向下延伸的致动器凸块和换能器凸块。当扳机68处于打开位置时,致动器凸块和换能器凸块分别接合螺纹构件182的接合部分186和换能器100的接合区域136。因此,在扳机68处于打开位置的情况下,可将传输组件与螺纹构件182和换能器100进行连接或分离。当将扳机68致动至闭合位置时,构件向远端平移以脱离致动器凸块和换能器凸块,由此允许螺纹构件182和换能器100的自由旋转。

[0073] 在一些版本中,扳机68可包括第三枢转位置,其中可向远端拉引扳机68以超过此前所述的打开位置。此第三位置使得上文所述的致动器凸块和换能器凸块分别接合螺纹构件182的接合部分186和换能器100的接合区域136。因此,在向前拉引扳机68的情况下,可将传输组件与螺纹构件182和换能器100进行连接或分离。包括此第三位置将允许传输组件在扳机68处于第二位置并且夹持臂84打开时的旋转。根据本文的教导内容,外科器械50对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0074] 应当理解,所述以引用方式并入本文中的任何专利、出版物或其他公开材料,无论是全文或部分,仅在并入的材料与本公开中给出的定义、陈述或其他公开材料不冲突的范围内并入本文。由此,在必要的程度下,本文所明确阐述的公开内容将取代以引用方式并入本文的任何冲突材料。如果据述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。

[0075] 本发明的一些实施例可在传统的内窥镜检查和开放性手术器械以及机器人辅助手术中得到应用。

[0076] 本文所公开的装置的实施例可在至少一次使用之后进行修复以供再使用。修复可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置、然后清洗或更换特定部件和随后进行重新组装。具体地讲,可对本文所公开的装置的实施例进行拆卸,并且可选择性地、以任何组合更换或拆除装置的任意数量的具体部件或零件。在清洗和/或更换特定零件时,装置的实施例可在修复设施中重新组装或者在即将进行外科手术前由外科手术团队重新组装,以供随后使用。本领域的技术人员将会知道,修复装置时可利用多种技术进行拆卸、清洗/更换和重新组装。这些技术的使用以及所得的修复装置均在本发明的范围内。

[0077] 已经示出和描述了本发明的多个实施方案,可由本领域普通技术人员进行适当修改来实现本文描述的方法和系统的进一步改进而不偏离本发明的范围。已经提及了若干此类潜在的修改形式,并且其他修改形式对于本领域的技术人员而言将显而易见。例如,上面讨论的例子、实施例、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,本发明的范围应以下面的权利要求书考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作细节。

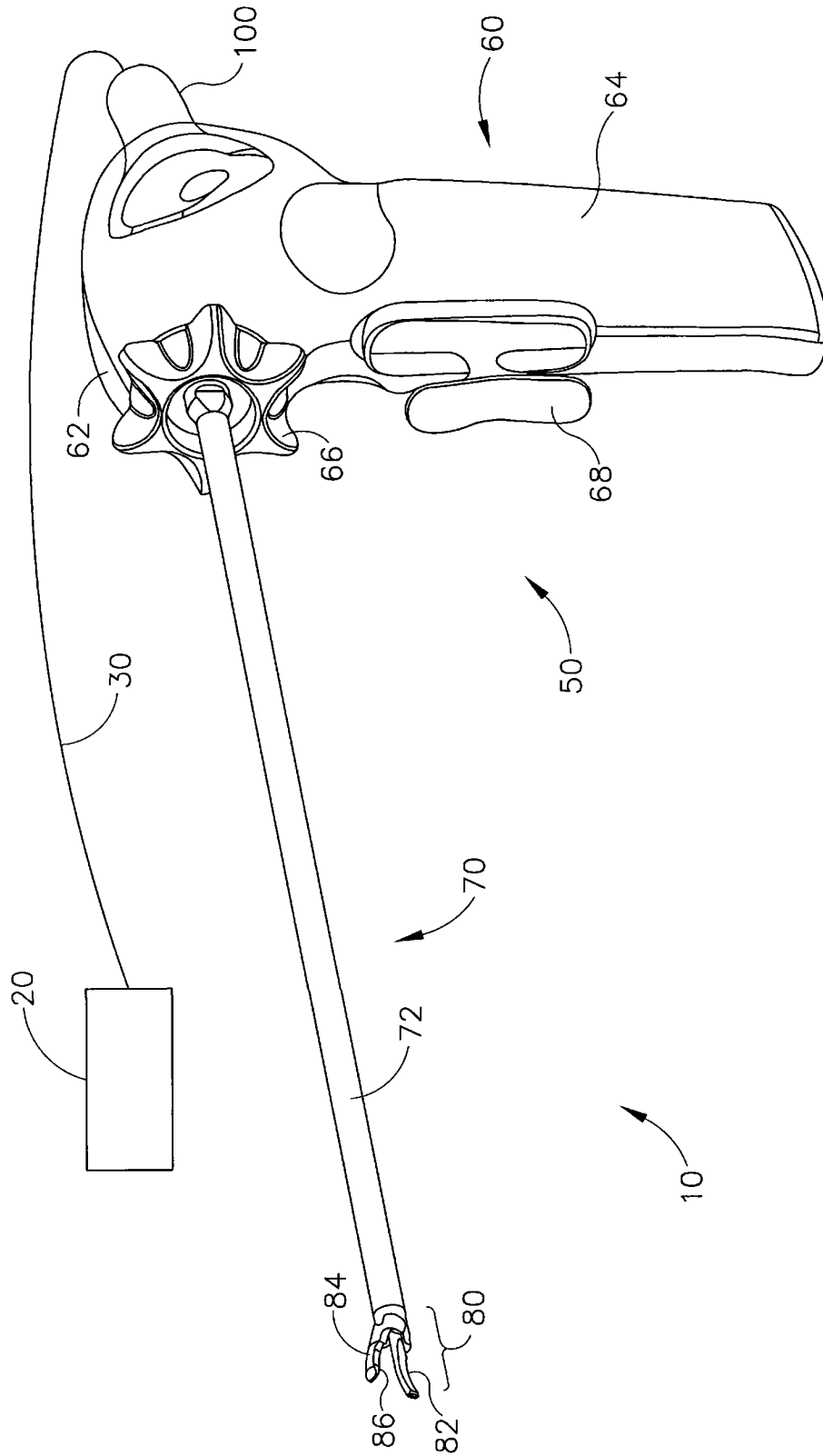


图1

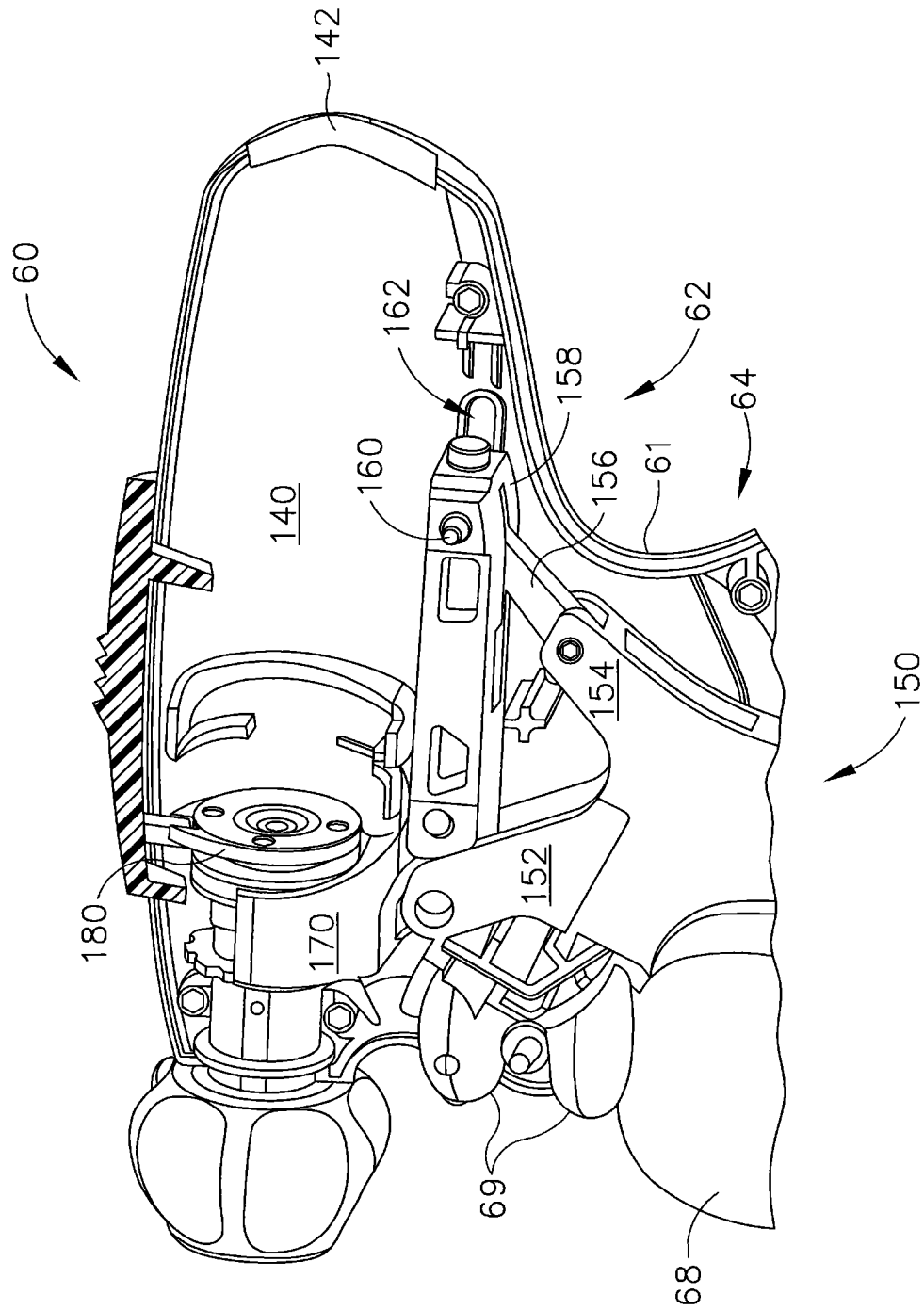


图2

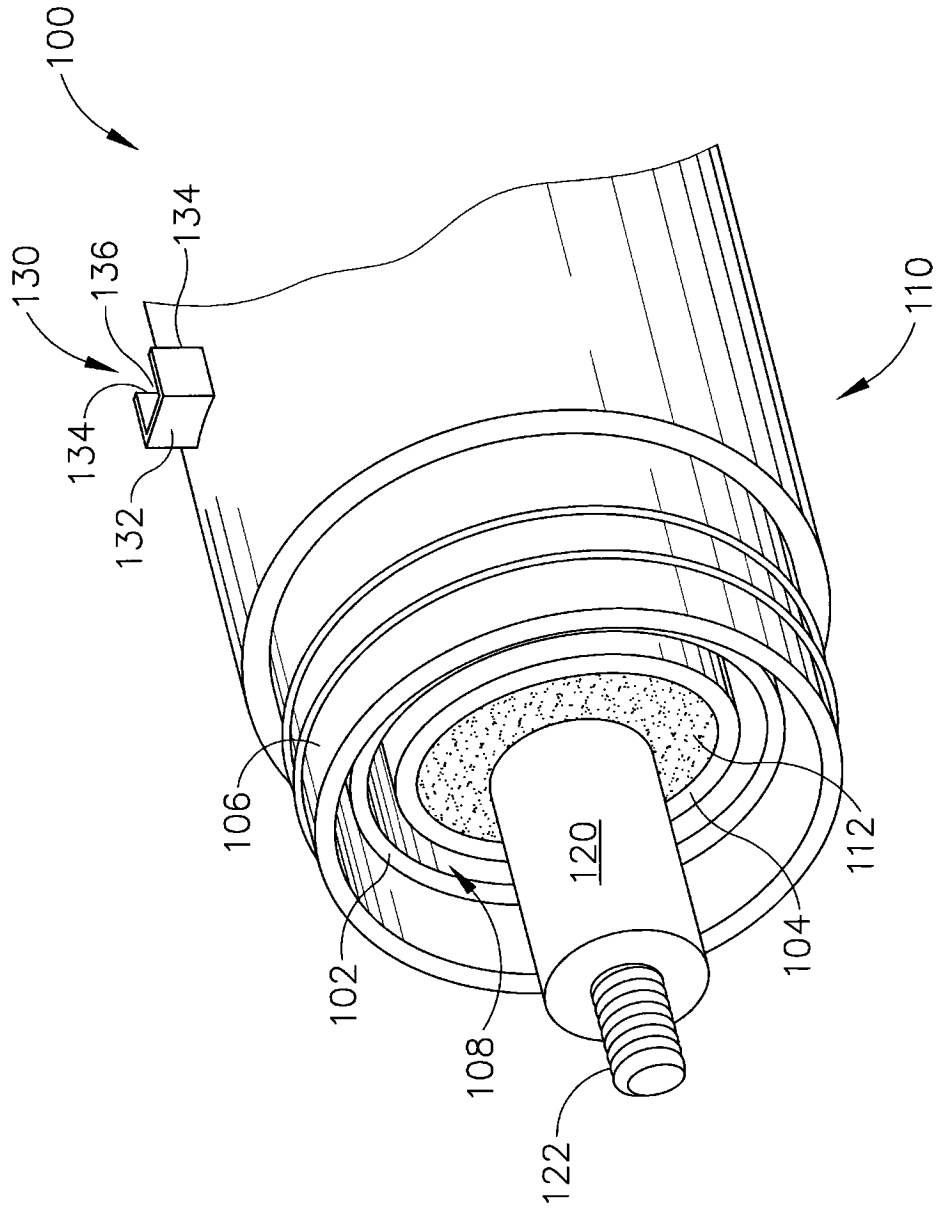


图3

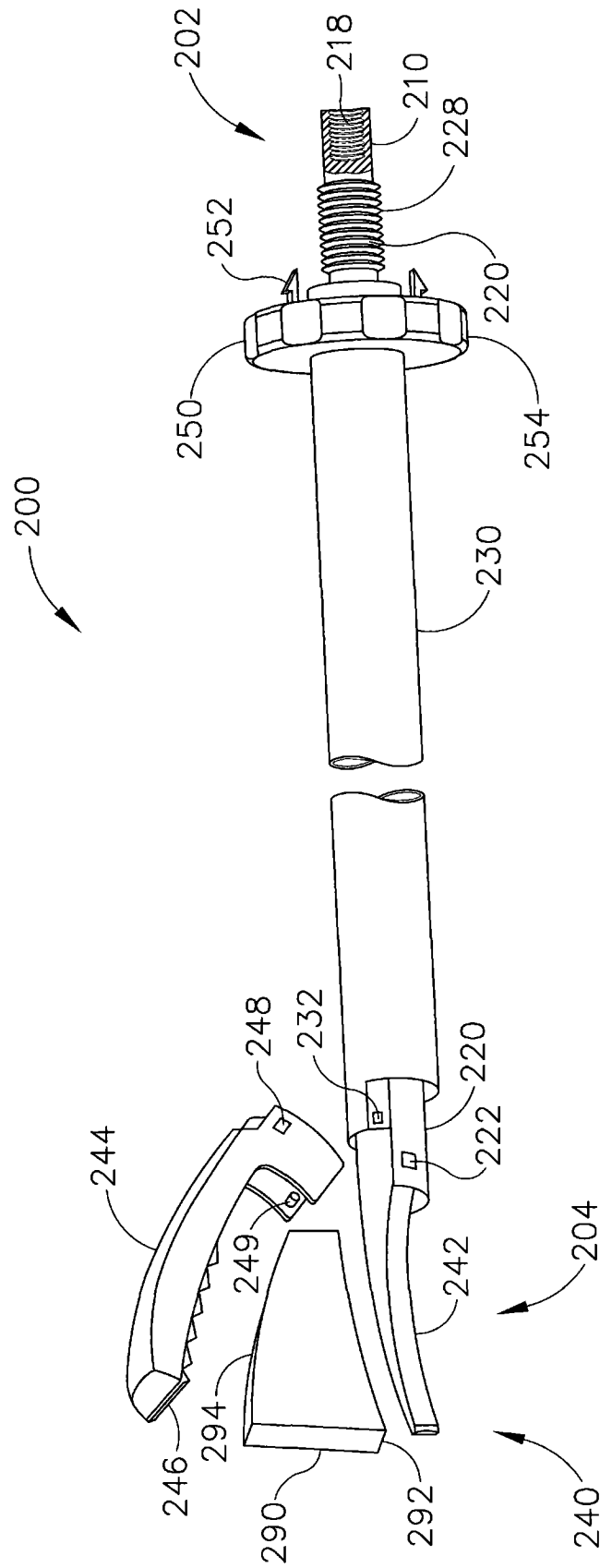


图4

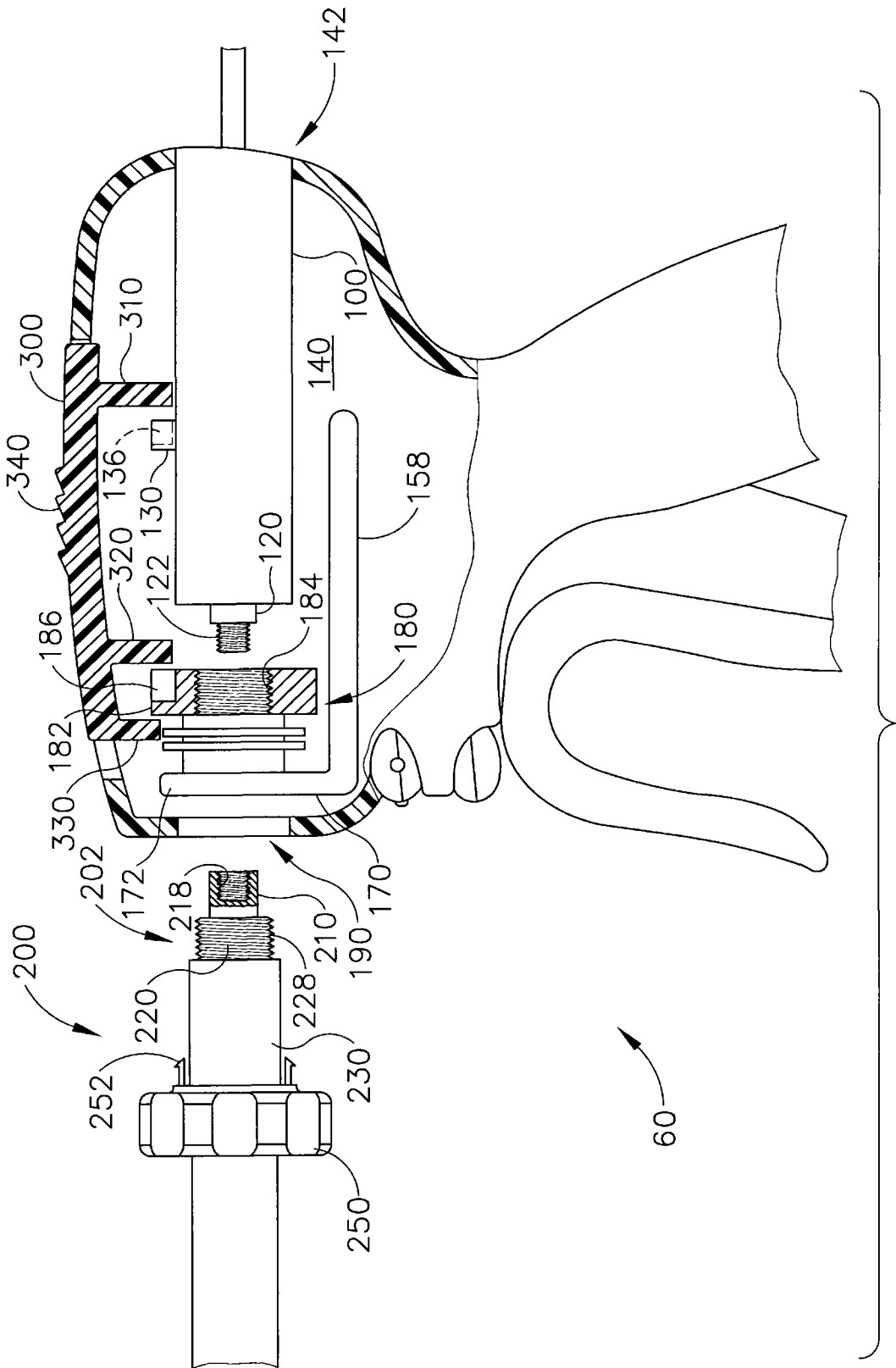


图5A

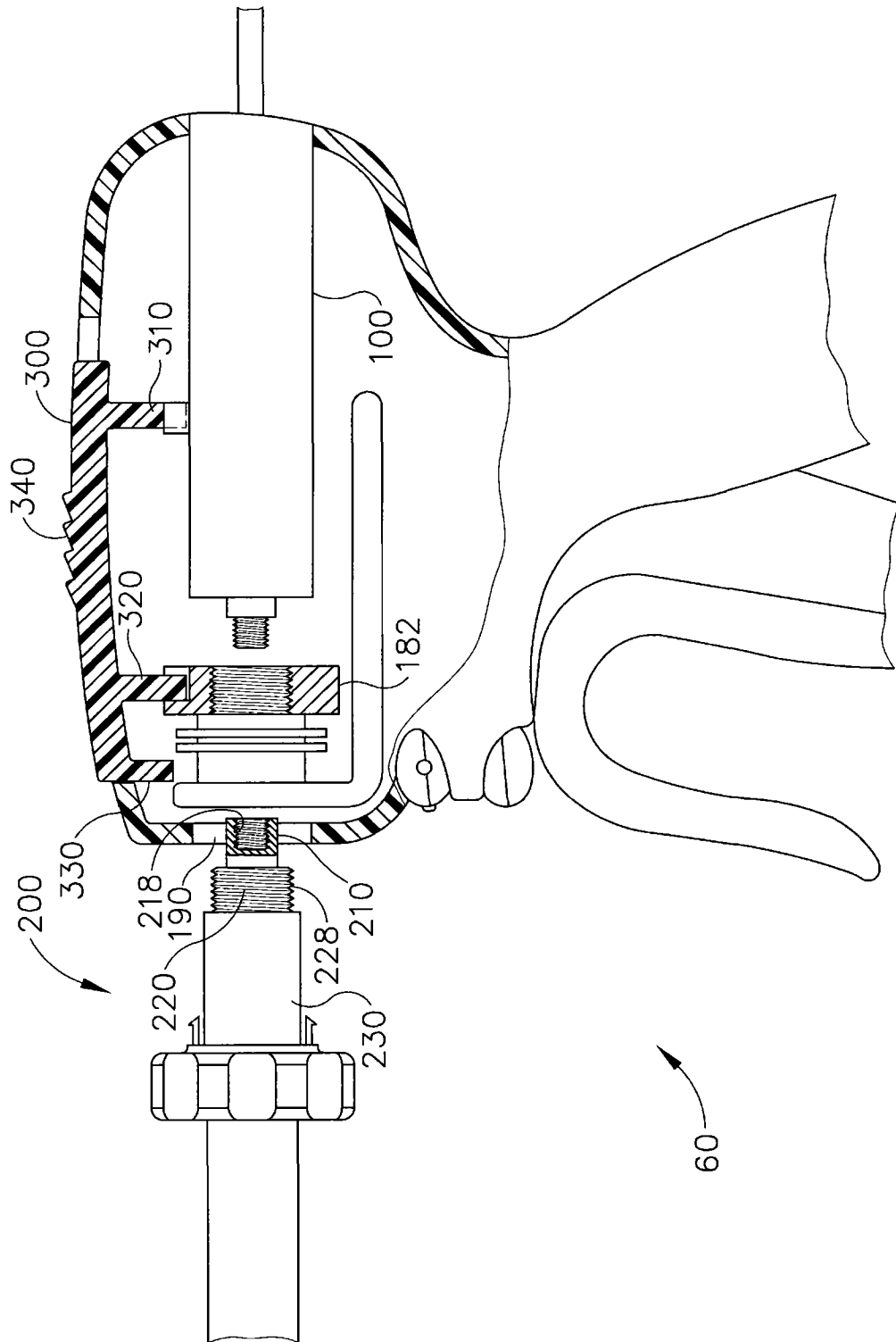


图5B

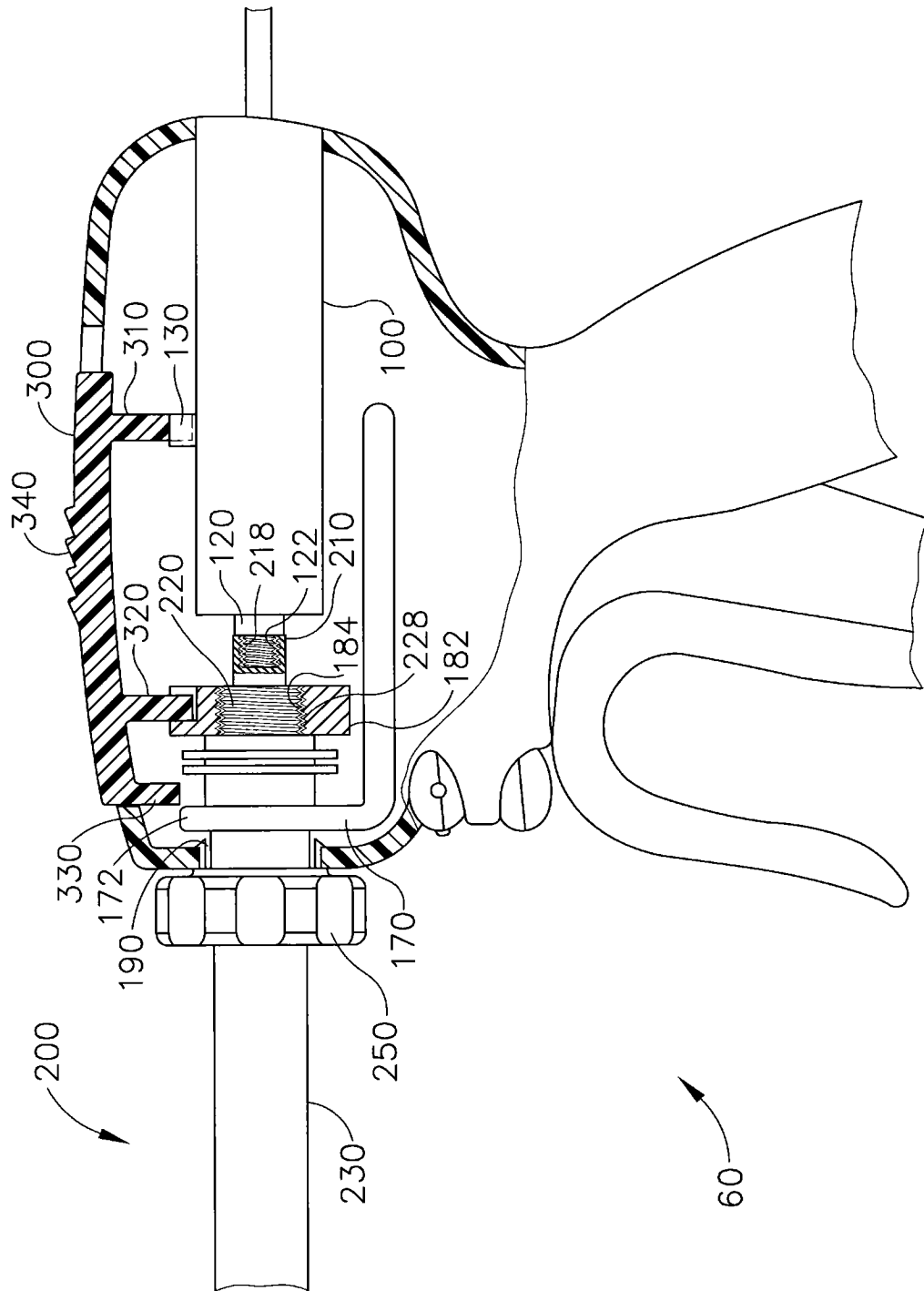


图5C

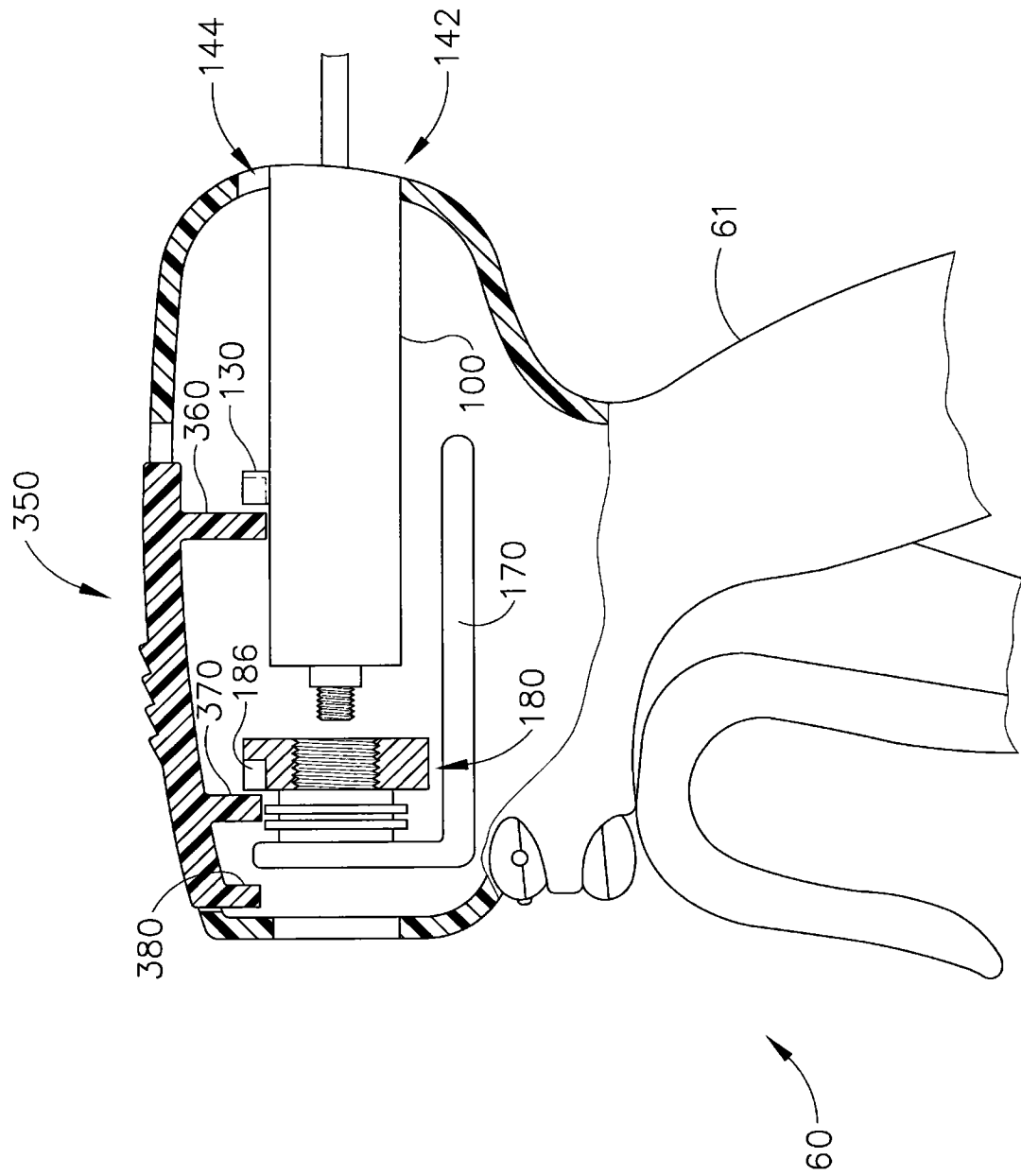


图6

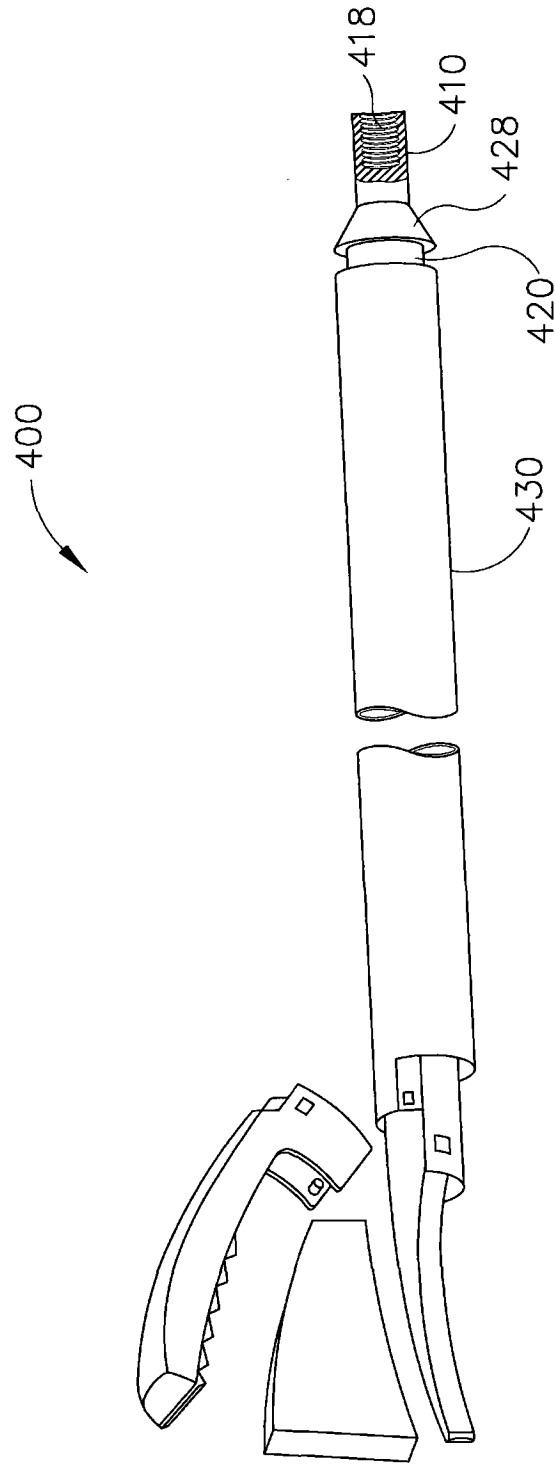


图7

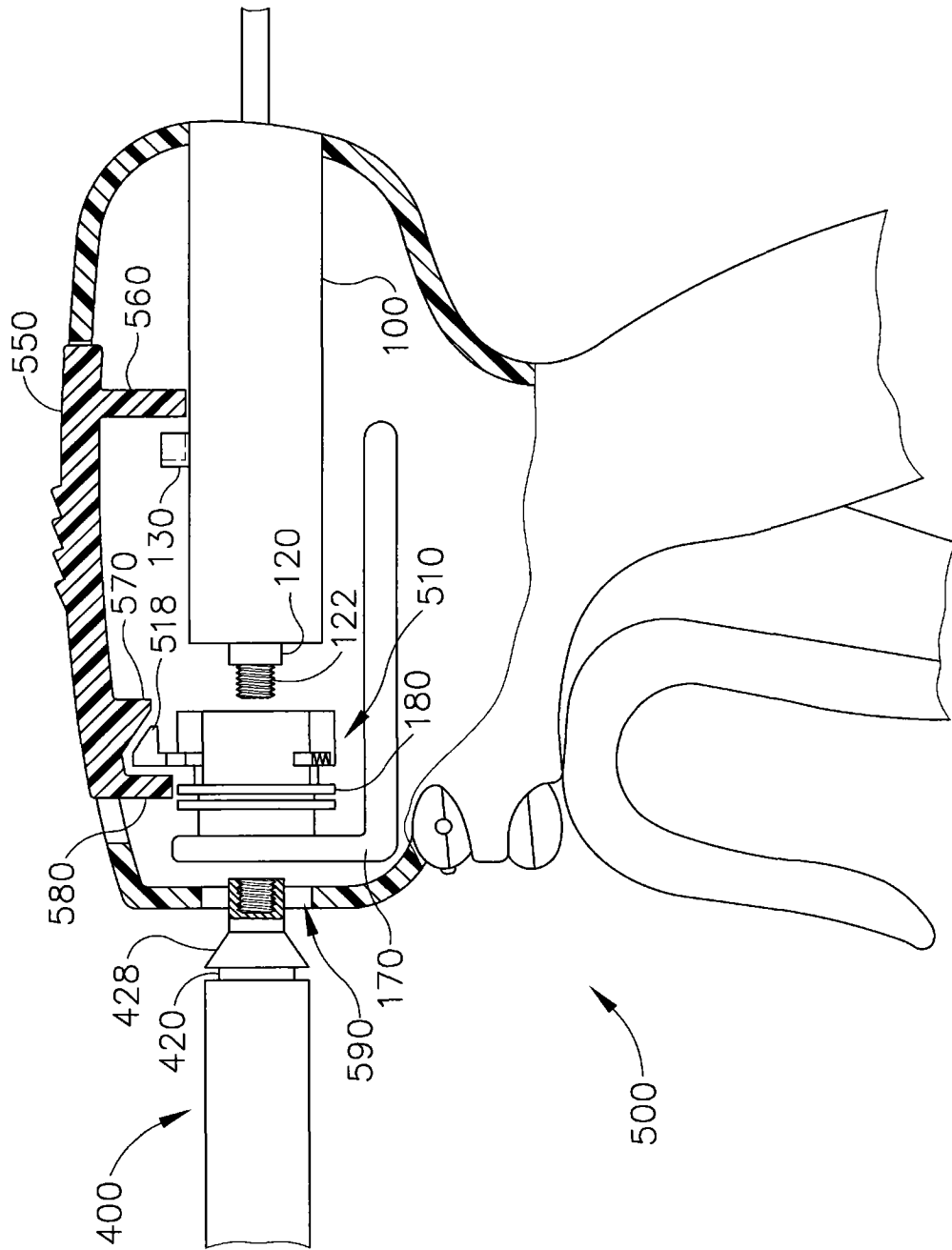


图8A

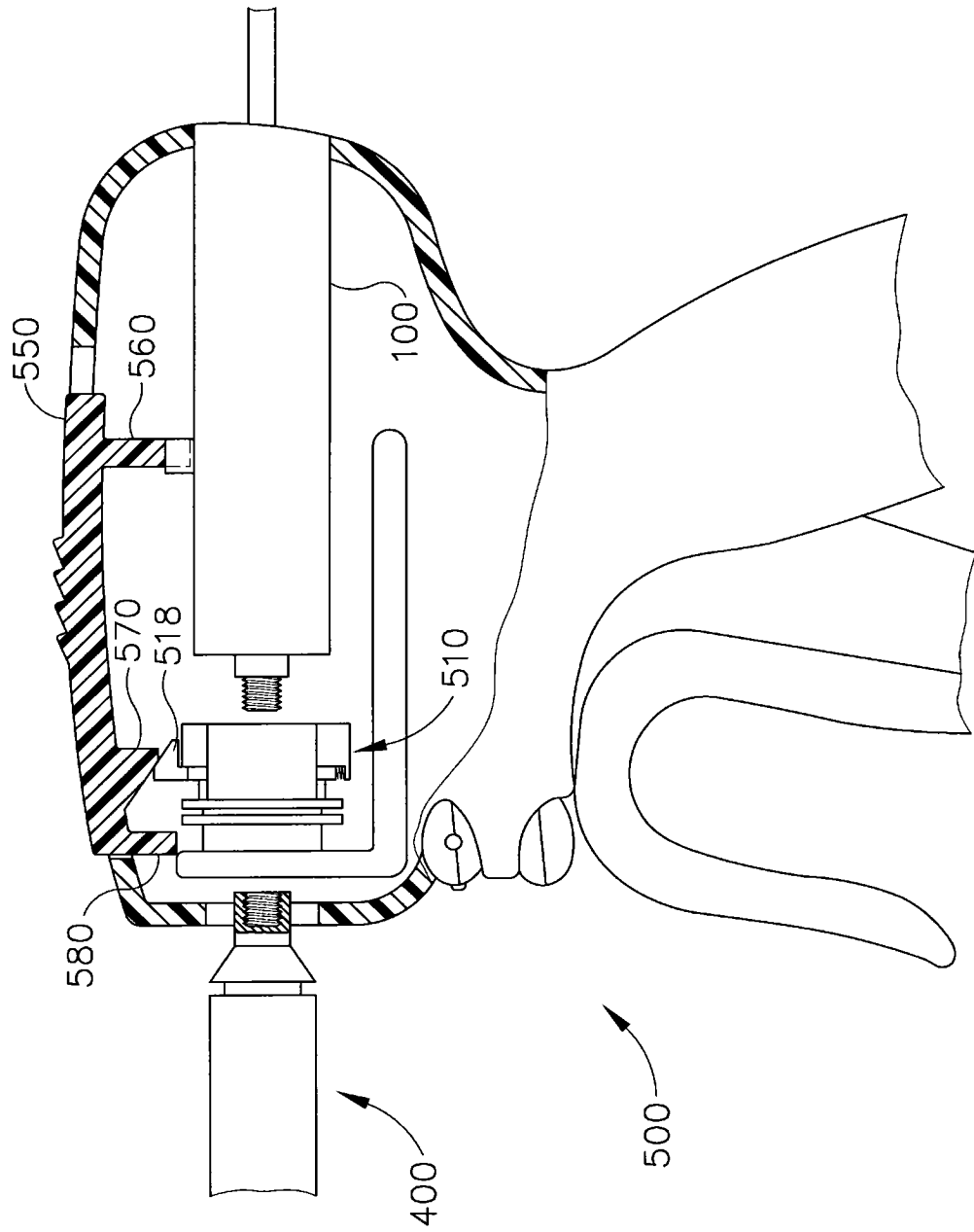


图8B

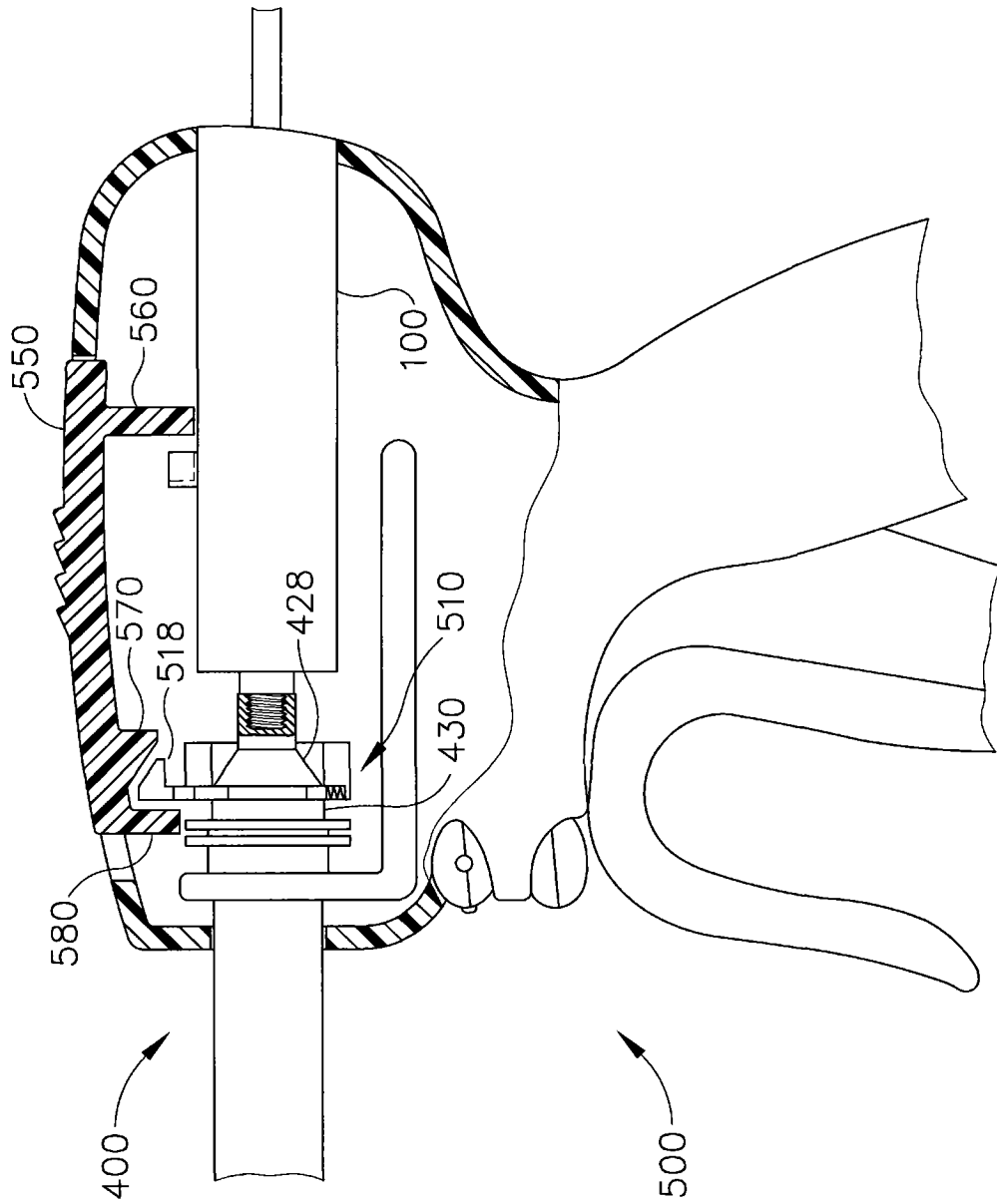


图8C

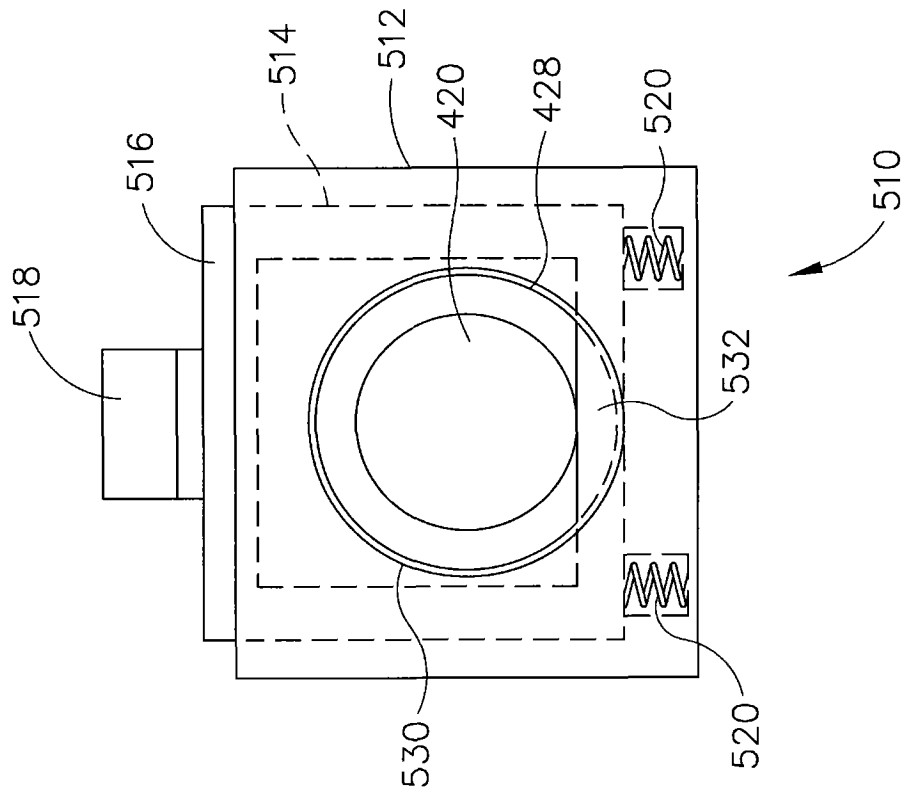


图9A

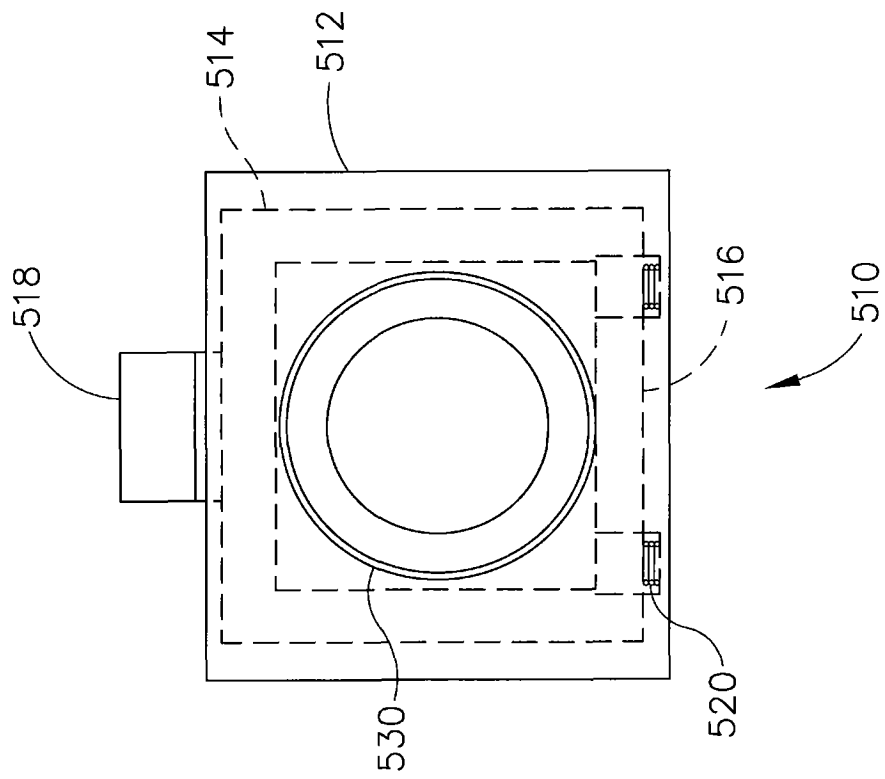


图9B

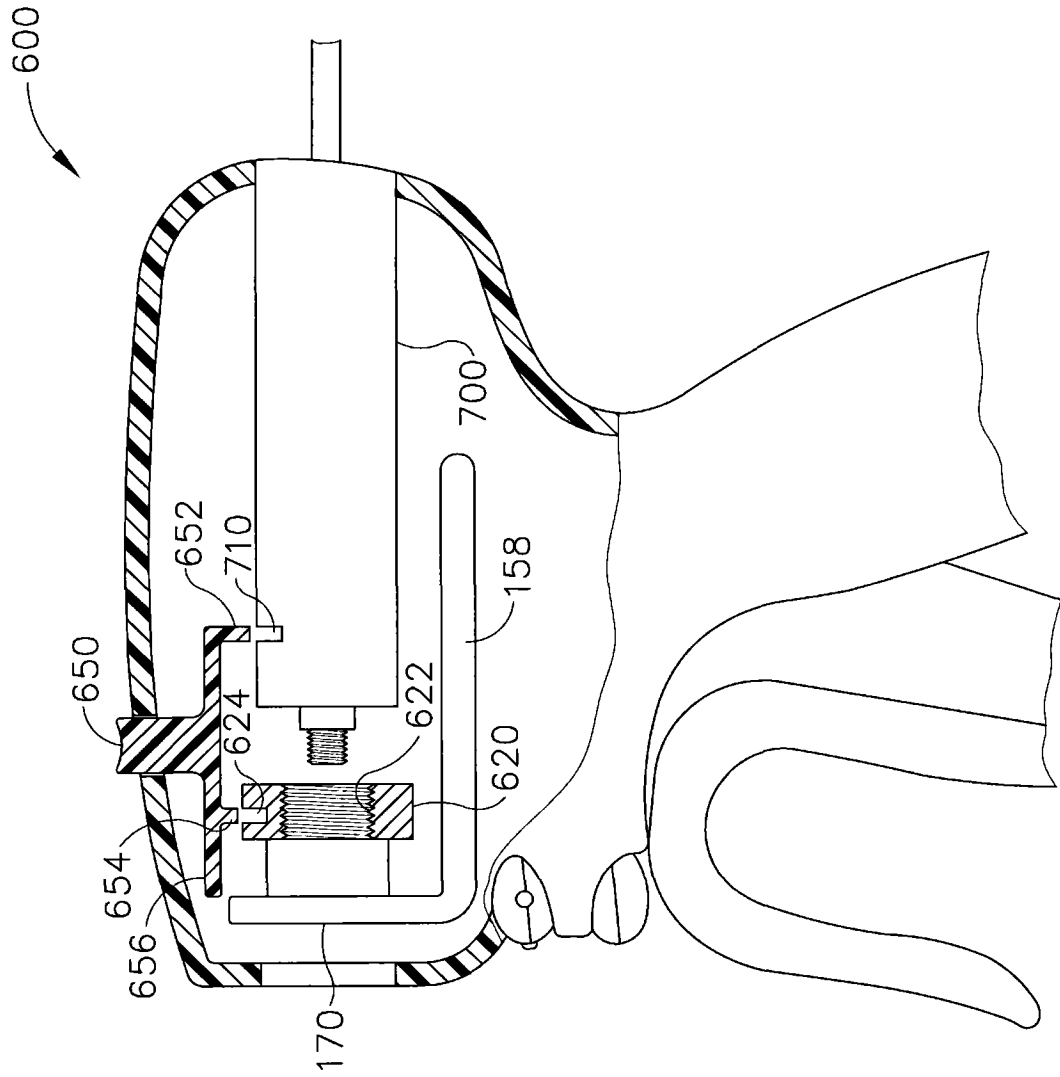


图10

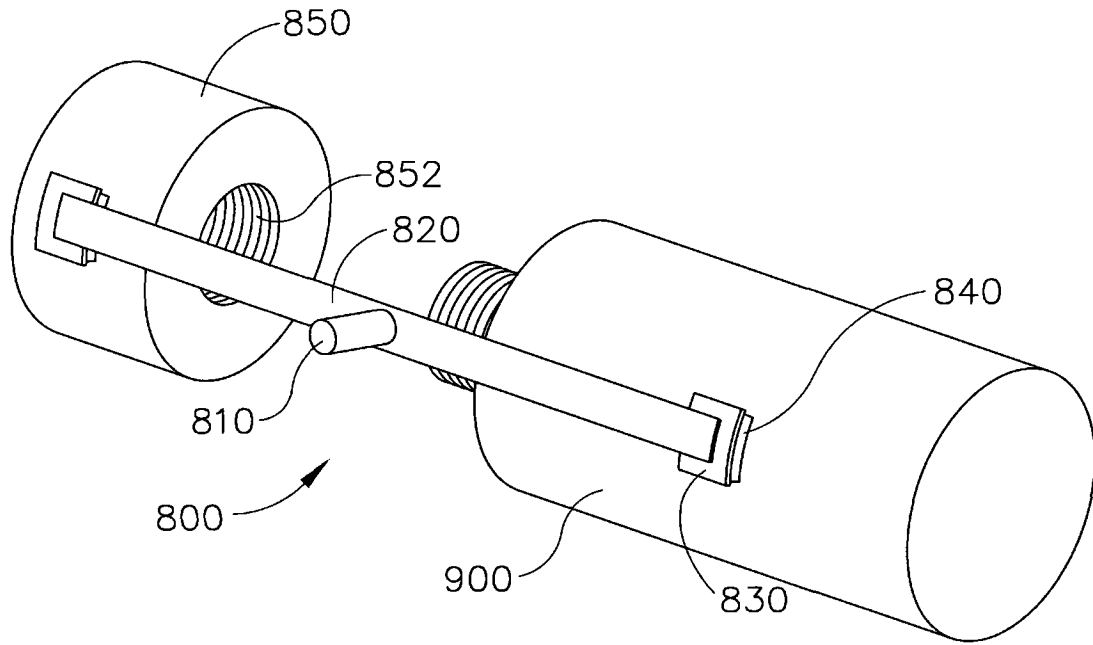


图11

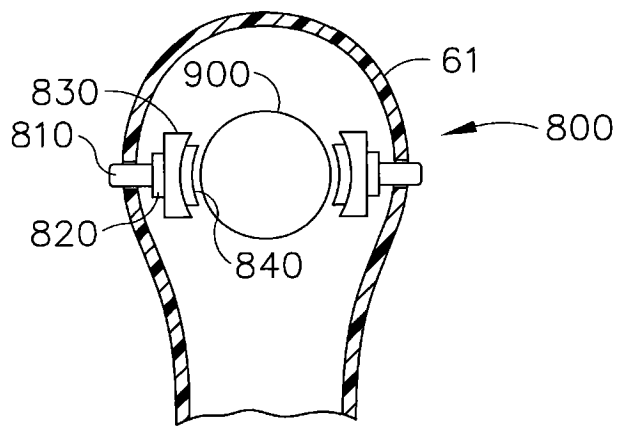


图12

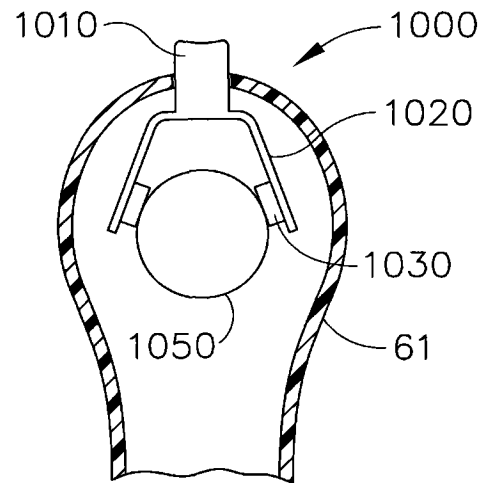


图13

专利名称(译)	具有模块化端部执行器的超声外科器械		
公开(公告)号	CN103027719B	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	CN201210397380.8	申请日	2012-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	CP鲍德劳克斯 KL豪瑟		
发明人	C·P·鲍德劳克斯 K·L·豪瑟		
IPC分类号	A61B17/00 A61B90/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B2017/0046 A61B2017/00477 A61B2017/2929 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320097 A61B18/1442 A61B2018/00595 A61B2018/00601 A61B2018/00607 A61B2018/1452 A61N7/00		
代理人(译)	苏娟		
优先权	13/269899 2011-10-10 US		
其他公开文献	CN103027719A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及具有模块化端部执行器的超声外科器械。具有传输组件、换能器、和手柄组件的外科器械能够利用锁定机构将所述传输组件连接至所述手柄组件。所述锁定机构能够操作以限制致动器连接构件和所述换能器相对于所述手柄组件的所述旋转运动。所述锁定机构还能够操作以将所述手柄组件的扳机锁定在第一位置。所述传输组件的内部管状致动构件可螺纹附接至所述致动器连接构件，或者所述致动器连接构件可包括门锁机构以连接至所述内部管状致动构件的喇叭口部分。所述传输组件的波导也可螺纹附接至所述换能器。在一种替代形式中，所述扳机可能够通过在所述第一位置或者当向远侧枢转至第三位置来操作所述锁定机构。

