



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103040520 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 17

(21) 申请号 201210397391. 6

(22) 申请日 2012. 10. 10

(30) 优先权数据

13/272, 614 2011. 10. 13 US

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 S·瑞 S·L·希茨 D·J·穆茂

J·A·韦德三世 C·T·戴维斯

S·A·涅尔德

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟

(51) Int. Cl.

A61B 18/12 (2006. 01)

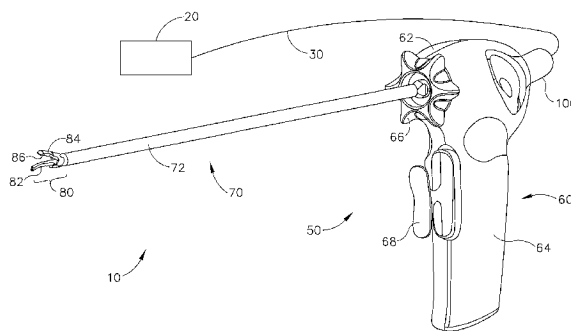
权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 27 页

(54) 发明名称

用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接

(57) 摘要

本发明涉及一种用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接。具体地,所述超声外科器械包括主体,例如手柄组件和声学传输组件。所述声学传输组件包括超声换能器和端部执行器。安装环设置在所述换能器的传声器上。可旋转圆筒设置在所述安装环的远侧。所述换能器的压电元件设置在所述安装环的近侧。电导管从所述圆筒延伸至所述压电元件并且在所述安装环之上或之中穿行。所述圆筒通过滑环组件与电源连接以选择性地启动所述换能器。



1. 一种外科器械,包括:
 - (a) 主体;
 - (b) 传输组件,所述传输组件从所述主体向远侧延伸;
 - (c) 端部执行器,所述端部执行器连接至所述传输组件的远端;
 - (d) 超声换能器,所述超声换能器通过所述传输组件与所述端部执行器声学连通以使得所述换能器、所述传输组件、和所述端部执行器一起来限定声学组件;
 - (e) 安装环,所述安装环将所述换能器与所述主体可旋转地连接,其中所述换能器的一个或多个压电元件设置在所述安装环的近侧;
 - (f) 圆筒,所述圆筒设置在所述安装环的远侧;以及
 - (g) 一个或多个电导管,所述一个或多个电导管将所述圆筒与所述压电元件连接,其中所述电导管在所述安装环之上或之中穿行。
2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述圆筒为可旋转的,其中所述主体包括能够从发生器接收功率的电接触组件,其中所述电接触组件相对于所述可旋转圆筒弹性偏置。
3. 根据权利要求2所述的外科器械,其中所述圆筒、所述安装环和所述换能器一起构成一体化可旋转组件。
4. 根据权利要求3所述的外科器械,其中所述主体还包括护罩半部,其中所述护罩半部具有面向所述换能器的光滑内表面,所述光滑内表面能够保持一组电导管以防止当所述可旋转组件在所述护罩半部内旋转时所述一组电导管对所述可旋转组件的干扰。
5. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述一个或多个电导管包括导线或挠性电路中的至少一者。
6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述安装环包括一个或多个插针以及从所述一个或多个插针凸起的一个或多个凸块,其中所述一个或多个凸块能够接纳在夹片的内表面中的一个或多个凹口内从而将所述安装环以卡扣配合连接方式保持至所述夹片。
7. 根据权利要求6所述的外科器械,其中所述主体包括手柄组件。
8. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述安装环包括设置在所述安装环内的一个或多个沟槽,其中所述一个或多个沟槽能够接纳所述一个或多个电导管。
9. 根据权利要求8所述的外科器械,其中至少一个沟槽能够以卡扣配合连接方式接纳至少一个电导管。
10. 根据权利要求8所述的外科器械,其中所述一个或多个沟槽的横截面为T形、鸠尾形、圆形、或矩形中的一者。
11. 根据权利要求8所述的外科器械,其中所述一个或多个沟槽包括能够将所述一个或多个电导管保持在所述一个或多个沟槽内的销轴或凸块中的至少一者。
12. 根据权利要求8所述的外科器械,还包括粘合剂,所述粘合剂设置在所述一个或多个沟槽上以将所述一个或多个电导管保持在所述一个或多个沟槽内。
13. 根据权利要求8所述的外科器械,还包括附接至所述安装环的近侧的顶盖,所述顶盖包括一个或多个沟槽,所述一个或多个沟槽与所述安装环的一个或多个沟槽同轴地对准,其中所述顶盖包括位于所述顶盖的近端处的凹槽,所述凹槽能够接纳双插针连接器。
14. 根据权利要求8所述的外科器械,还包括外部带,所述外部带设置在所述安装环上

以将所述一个或多个电导管保持在所述一个或多个沟槽内。

15. 根据权利要求 8 所述的外科器械,还包括一个或多个环状沟槽,所述一个或多个环状沟槽能够接纳保持构件,所述保持构件能够保持所述一个或多个电导管。

16. 一种外科器械,包括:

(a) 手柄组件;

(b) 声学传输组件,所述声学传输组件包括:

i. 轴,所述轴从所述手柄组件向远侧延伸,和

ii. 端部执行器,所述端部执行器连接至所述轴的远端,其中所述端部执行器包括谐振刀片;以及

(c) 换能器,所述换能器与所述端部执行器声学连通;

(d) 安装环,所述安装环将所述换能器与所述手柄组件可旋转地连接,所述安装环具有设置在所述安装环内的一个或多个沟槽,其中所述换能器具有一个或多个压电元件,所述压电元件设置在所述安装环的近侧;

(e) 圆筒,所述圆筒设置在所述安装环的远侧;以及

(f) 一个或多个电导管,所述一个或多个电导管将所述圆筒与所述压电元件连接,其中所述电导管设置在安装环中的所述一个或多个沟槽内并且通过所述一个或多个沟槽穿行。

17. 根据权利要求 16 所述的外科器械,还包括至少一个保持构件,所述保持构件将所述电导管保持在所述一个或多个沟槽内。

18. 根据权利要求 16 所述的外科器械,其中所述换能器包括传声器,其中所述安装环安装至所述传声器。

19. 根据权利要求 16 所述的外科器械,还包括电源,其中所述手柄组件包括将所述圆筒与所述电源连接的滑环组件。

20. 一种外科器械,包括:

(a) 手柄组件;

(b) 声学传输组件,所述声学传输组件包括:

i. 轴,所述轴从所述手柄组件向远侧延伸,和

ii. 端部执行器,所述端部执行器连接至所述轴的远端,其中所述端部执行器包括谐振刀片;以及

(c) 换能器,所述换能器与所述端部执行器声学连通;

(d) 安装环,所述安装环将所述换能器与所述手柄组件可旋转地连接,所述安装环具有设置在所述安装环内的一个或多个沟槽,其中所述换能器具有一个或多个压电元件,所述压电元件设置在所述安装环的近侧;

(e) 圆筒,所述圆筒设置在所述安装环的远侧;以及

(f) 一个或多个电导管,所述一个或多个电导管将所述圆筒与所述压电元件连接,其中所述电导管在所述安装环之上或之中穿行,

其中所述圆筒、所述安装环、和所述换能器构成能够相对所述手柄组件旋转的一体化可旋转组件。

用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接

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外科部位处。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 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,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 and Coagulating”(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 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;2002年12月31日公布的名称为“Electrosurgical Systems and Techniques for Sealing 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 Second Drive Systems Actuable 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 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,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 示出了包括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显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 5 示出了显示具有可旋转声学组件的示例性外科器械的正视图;

[0010] 图 6 示出了示例性换能器安装组件的透视图;

[0011] 图 7 示出了图 6 的组件的正视图;

[0012] 图 8 示出了具有蛤壳形内表面以容纳电导管的示例性外科器械的平面图;

[0013] 图 9 示出了示例性可旋转组件内的示例性安装环的平面图;

[0014] 图 10 示出了图 9 的可旋转组件的正视图;

[0015] 图 11 示出了示例性安装环和示例性近侧顶盖的透视图;

[0016] 图 12 示出了图 11 的已组装的示例性的安装环和近侧顶盖的正视图;

[0017] 图 13 示出了示例性可旋转组件的示例性安装环和带具组件的透视图;

[0018] 图 14 示出了图 13 的安装环和带具组件的端视图;

[0019] 图 15 示出了具有呈鸠尾横截面形状的沟槽的示例性安装环的透视图;

[0020] 图 16 示出了具有呈 T 形横截面形状的沟槽的示例性安装环的透视图;

[0021] 图 17 示出了具有呈圆形横截面形状的沟槽的示例性安装环的透视图;

[0022] 图 18 示出了示例性的安装环和卡扣配合式挠性电路组件的透视图;

[0023] 图 19 示出了示例性的安装环和覆盖元件组件的端视图;

[0024] 图 20 示出了另一个示例性的安装环和覆盖元件组件的端视图,其中覆盖元件的两个部分各自卡扣配合到设置在安装环中的一对沟槽内;

[0025] 图 21 示出了另一个示例性的安装环和覆盖元件组件的端视图,其中覆盖元件为卡扣配合到安装环的沟槽内的套管元件;

[0026] 图 22 示出了示例性可旋转组件和顶盖的正视图;

[0027] 图 23 示出了图 22 的顶盖的透视图;

[0028] 图 24 示出了示例性可旋转组件的正视图,所述示例性可旋转组件包括其中设置有示例性环形沟槽的示例性安装环;

[0029] 图 25 示出了端视图,其中示出设置在图 24 的示例性环形沟槽内的 O 形环;

[0030] 图 26 示出了可供选择的示例性保持夹片的透视图;

[0031] 图 27 示出了包括具有示例性顶盖特征的示例性安装环的示例性可旋转组件的局部正视图;

[0032] 图 28 示出了图 27 的示例性安装环沿图 27 的线 28-28 截取的剖视图;

[0033] 图 29 示出了图 27 的示例性安装环的端视图;

[0034] 图 30 示出了示例性的安装环和管组件的局部透视图;

[0035] 图 31 示出了包括沟槽和设置在沟槽上的粘合剂的示例性安装环的透视图；

[0036] 图 32 示出了包括沟槽的示例性安装环的透视图，所述沟槽具有用于保持电导管的相对凸块；

[0037] 图 33 示出了示例性安装环的端视图，所述示例性安装环具有呈矩形横截面形状的键入沟槽、以及设置和保持在沟槽内的挠性电路；

[0038] 图 34 示出了示例性安装环的端视图，所述示例性安装环具有呈鸠尾横截面形状的替代键入沟槽、以及设置在沟槽内并且由沟槽的边缘保持的挠性电路；

[0039] 图 35 示出了包括沟槽的示例性安装环的透视图，所述沟槽具有用于保持电导管的凸出销轴；并且

[0040] 图 36 示出了示例性可旋转组件的透视图，所述示例性可旋转组件包括与挠性电路接合的图 35 的安装环。

[0041] 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

[0042] 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。

[0043] I. 示例性超声外科系统的概述

[0044] 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。仅以举例的方式，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。

[0045] 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。另外应当理解,夹持臂 84 以及相关的特征可根据 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和操作,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0046] 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,例如为锆钛酸铅、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。

[0047] 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 的图 1 中,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。此外,触发按钮可位于多部件手柄组件 60 上、换能器 100 上、和/或远离外科器械 50 的任何其他位置,并且可提供任意数量的触发按钮。

[0048] 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。

[0049] 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:1994 年 6 月 21 日公布的名称为“Clamp Coagulator/CuttingSystem for Ultrasonic Surgical Instruments”(用于超声外科器械的夹持凝固器/切割系统)的美国专利 No. 5,322,055,该专利的公开内容以引用方式并入本文;1999 年 2 月 23 日公布的名称为“Ultrasonic ClampCoagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”(具有改善的夹持机构的超声夹持凝固器设备)的美国专利 No. 5,873,873;该专利的公开内容以引用方式并入本文;1997 年 10 月 10 日提交的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp ArmPivot 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,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2001 年 12 月 4 日公布的名称为“Blades with Functional BalanceAsymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”(与超声外科器械一起使用的具有功能平衡不对称性的刀片)的美国专利 No. 6,325,811,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2006 年 4 月 13 日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic SurgicalInstrument”(与超声外科器械一起使用的组织垫)的美国公布 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 and Coagulating”(用于切割和凝固的超声装置)的美国公布 No. 2008/0200940,该公布的公开内容以引用方式并入本文;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)的美国公布 No. 2009/0143797,该公布的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“UltrasonicDevice for Fingertip Control”(指尖控制的超声装置)的美国公布 No. 2010/0069940,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 SurgicalInstruments”(用于超声外科器械的旋转换能器安装座)的美国公布 No. 2011/0015660,该公布的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”(基于能量的外科器械)的美国临时专利申请序列 No. 61/410,603,该临时专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

[0050] 另外应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一者或

多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一者或多者相结合。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进行组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。

[0051] II. 用于超声外科器械的示例性连接组件

[0052] 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 与具有各种端部执行器 80 的多个传输组件 70 一起再使用。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,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。

[0053] A. 示例性的多部件手柄组件

[0054] 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 的一部分被移除以显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 可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 内枢转。连接至扳机臂 154 的中间联接件 156 将这种枢转运动从扳机臂 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。

[0055] B. 示例性换能器

[0056] 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 可替换为无线换能器。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。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触点,所述电触点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 可连接至波导 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 能够将换能器 100 进一步地机械连接在多部件手柄组件 60 内。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 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。

[0057] 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。

[0058] 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导管(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。一个或多个电导管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。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 因而在超声频率下振荡。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 提供电流以另外烧灼组织。尽管已描述出传输组件 70 和换能器 100 的一些构型,但根据本文的教导内容,传输组件 70 和换能器 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。

[0059] C. 用于螺纹附接的示例性传输组件

[0060] 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式的各种端部执行器 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。

[0061] 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 210 位于中心,内部致动构件 220 设置在波导 210 周围,并且外部护套 230 设置在内部致动构件 220 周围。

[0062] 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。

[0063] 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)来实现的。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 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 可改为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。

[0064] 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 可改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。

[0065] 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 可进行枢转。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 可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。

[0066] 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 可能够搭扣或夹持到刀片 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 可在刀片 242 上滑动。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。作为另外一种选择,用户可将传输组件 200 在不使用垫片 290 的情况下连接至多部件手柄组件 60。例如,用户可将传输组件 200 的不同元件与手柄组件 60 的不同元件在不同的时间(例如)按照下文所述的方式或者其他方式进行连接。

[0067] 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)(具有从其向近侧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 示为卡扣配合连接器,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 时使覆盖件 61 与连接器 252 分离。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。

[0068] 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。当然,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。

[0069] III. 示例性的圆筒、安装环、和换能器组件

[0070] 下文所述的实例涉及一次性声学传输组件与超声外科器械的可重复使用部分的连接和使用。可提供用于器械 50 的其他示例性修改形式将更详细地描述于下文中。可将下述教导内容结合到器械 50 内的各种合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。类似地,可将下述教导内容与本文引用的参考文献的各种教导内容进行组合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。另外应当理解,下述教导内容并不限于本文引用的参考文献中教导的器械 50 或装置。下述教导内容可易于应用至多种其他类型的器械,包括将不被分类为超声外科器械的器械。根据本文的教导内容,可应用下述教导内容的各种其他合适装置和设置对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0071] 参见图 5,按照类似于上文所述的用于将传输组件 70 的波导 210 连接至换能器 100 的方式,将声学传输组件 300 连接至器械 (50A) 的手持件组件 304 内的换能器 302。声学传输组件 300 和换能器 302 一起限定声学组件 306。安装环 308 设置在换能器 302 的传声器 310 上。安装环 308 在结构上支承换能器 302 同时允许换能器 302 相对于手持件组件 304 进行旋转。圆筒 312 相对于安装环 308 设置在远侧。圆筒 312 牢固地固定至换能器 302 以使得圆筒 312 与换能器 302 一起相对于手持件组件 304 进行旋转。圆筒 312 还提供用于换能器 302 的电接口,如将在下文更详细所述。压电元件 314 接纳换能器 302 上的导线 316 并且相对于安装环 308 设置在近侧。

[0072] 接触组件 318 固定在外科器械 50A 的手持件组件 304 内。接触组件 318 相对圆筒 312 的外圆周 320 弹性偏置,以使得围绕圆周 320 的电导管将固定电源连接至旋转换能器 302。一个引线用于第一电导管中的地线,并且另一个引线用于具有单独接触组件 318 的第二电导管的高位电压。例如,接触组件 318 通过导管 324 (包括一个或多个导线) 电连接至发生器 322。由此将得自发生器 322 的功率传输至固定的接触组件 318。接触组件 318 电接触至滑环,例如设置在可旋转圆筒 312 周围的滑环 326。连接至圆筒 312 的一个或多个导线 316 随后将所接收功率传输至换能器 302。使用时,安装环 308 设置在圆筒 312 和换能器 302 之间,以使得导线 316 必须在安装环 308 周围穿过以便将圆筒 312 与换能器 302 相连接。下文所公开的安装环组件的版本因而描述了使导线 316 在安装环之中或之上穿过的示例性方式。安装环组件可附接至传声器 310 并且可能能够与传声器 310 一起在容纳于外科器械 50A 的手持件组件 304 中的旋转轴承内旋转。作为另外一种选择,安装环组件可能能够容纳传声器 310 并且旋转轴承可设置在安装环组件和传声器 310 之间以允许传声器 310 在相应的安装环组件内旋转。这种轴承可被设置为使其不接收和 / 或传输得自传声器 310 的超声振动。

[0073] 按钮 328 与控制器 330 连通并且由此能够操作以选择性地启动声学组件 306。在一些版本中,包括两个或多个按钮 328。例如,各个按钮 328 能够操作以启动相应不同功率电平下的声学组件 306。在一些版本中,声学传输组件 300、声学组件 306 的换能器 302、以及相关的安装环和圆筒组件可作为单元旋转以形成可旋转组件。应当理解,手持件组件 304 可具有多种其他元件、特征、和构型。一些示例性的替代元件、特征、和构型教导于本文引用

的各种参考文献中;而根据本文的教导内容,这些替代形式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0074] A. 示例性的螺旋形沟槽和夹片组件

[0075] 图 6-7 示出了包括安装环 334 和夹片 336 的示例性的螺旋形沟槽和夹片组件 332。组件 332 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。图 6 示出了包括围绕外圆周的螺旋形沟槽 338 的安装环 334。螺旋形沟槽 338 能够保持导线 316。使用时,安装环 334 可与声学传输组件 300 和换能器 302 一起旋转。当导线 316 保持在安装环 334 的沟槽 338 中时,导线 316 与安装环 334 一起旋转以使得导线 316 不妨碍安装环 334 或可旋转组件的任何其他元件的旋转。具体地讲,使导线 316 位于沟槽 338 内允许环状轴承(未示出)设置在安装环 334 的外部周围以在结构上支承安装环 334 和换能器 302,同时允许安装环 334 和换能器 302 相对于器械主体旋转且不存在导线 316 被环状轴承卷曲或接触的情况。

[0076] 夹片 336 包括环状部分 340 以及从环状部分 340 的近端 344 延伸的细长型连接器壳体部分 342。细长型连接器壳体部分 342 包括凹槽 346,所述凹槽 346 由侧壁 348 和两者间的保持壁 350 来限定。保持壁 350 延伸到换能器 302 的传声器 310 上。导线 316 连接至设置在夹片 336 的凹槽 346 中的双插针连接器 352。连接器 352 可连接至换能器 302 的配对连接器(未示出)以将从换能器 302 的近端延伸的导线(未示出)电连接至穿过/沿着安装环 334 延伸的导线 316。在此实例中,导线 316 的另一端与圆筒(如,上文所述的圆筒 312),所述圆筒又通过滑环组件(如,上文所述的接触组件 318)连接至电源(如,上文所述的发生器 322)。导线 316 由此将得自电源的功率传输至换能器 302。

[0077] 图 7 示出了从夹片 336 的远端 356 延伸的插针 354。安装环 334 包括内孔 358,所述内孔 358 能够接纳传声器 310 和/或换能器 302 的其他部分。内壁 360 限定了孔 358。凹口 362 限定于内壁 360 中。凹口 362 能够在保持连接(例如,其中凸起 364 弹性偏置在凹口 362 内的压力配合连接或卡扣配合连接)中接纳插针 354 的凸起 364。作为另外一种选择,插针 354 可包括凹口,所述凹口能够接纳从内壁 360 延伸并且相对插针 354 的凹口弹性偏置的凸起。根据本文的教导内容,夹片 336 可与安装环 334 连接的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。

[0078] B. 示例性的蛤壳组件

[0079] 图 8 示出了另外包括连接器(例如上述双插针连接器 352)的外科器械 50A 的版本的俯视平面图。手持件组件 304 可分成一对提供内表面 366 的护罩半部 368。内表面 366 为具有蛤壳形状的圆柱状表面。内表面 366 的蛤壳形区域提供光滑且向外弓弯的内表面以面向换能器 302。内表面 366 可包绕所有如下特征,例如导管 324,所述特征原本可能导致圆筒 312 和换能器 302 旋转运动期间的缠绊或其他类型的机械干扰。例如,内表面 366 的光滑度可降低导线(例如导管 324)在换能器 302 于手持件组件 304 内旋转时将被缠绊的可能性。当然,手持件组件 304 的内表面可具有任何其他合适的形状、结构、特征、构型等。

[0080] C. 安装环中的示例性凹槽

[0081] 图 9-10 示出了安装环 382 的版本,所述安装环 382 包括具有凹槽 380 的近侧安装座 381。在此实例中,安装环 382 安装在换能器 302 的传声器 310 上,但应当理解,安装环 382 可改为安装在换能器 302 的某些其他部分上。另外应当理解,安装环 382 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。凹槽 380 能够接纳和保持相配合的双插针连接器 352。双

插针连接器 352 可压力配合到近侧安装座 381 中的凹槽 380 内或者可以其他方式与近侧安装座 381 相连接。

[0082] 双插针连接器 352 能够操作以将圆筒 312 延伸的导线 316A 与配合连接器 374 相连接。具体地讲,双插针连接器 352 包括插针 376,所述插针 376 能够沿箭头方向 A 或相反方向与配合连接器 374 的插座 378 相配合以提供双插针连接器 352 和配合连接器 374 之间的电连接。配合连接器 374 与从换能器 302 的压电元件 314 延伸的导线 316B 相连接。

[0083] 应当理解,如同本文提及的任何其他导线,导线 316A,316B 可被替换成挠性电路和 / 或其他类型的导电结构 / 特征。在本实例中,导线 316A 在沿安装环 372 设置的一个或多个沟槽 (未示出) 内穿行以允许一个或多个轴承环绕安装环 372 且不会遇到来自导线 316A 的干扰。在一些版本中,导线 316A 沿着安装环 382 的外部从圆筒 312 延伸至连接器 352。

[0084] 本实例的安装环 382 还包括连接在近侧安装座 381 和圆筒 312 之间的远端安装座 383。当然,如果需要,可将远端安装座 383 近侧安装座 381 合并成一体结构。在本实例中,近侧安装座 381 在几乎到达换能器 302 的压电元件 314 的长度上延伸,以降低导线 316B 接触传声器 310 或压电元件 314 的可能性。根据本文的教导内容,其它合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0085] D. 示例性的压力配合顶盖

[0086] 图 11 和 12 示出了可附接至安装环 386 的近侧顶盖 384。安装环 386 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。具体地讲,从近侧顶盖 384 的远端 390 延伸的销轴 388 形成合适的构造和尺寸以接纳在安装环 386 的近端 394 中的孔 392 内,由此将近侧顶盖 384 以压力配合式构型固定至安装环 386。近侧顶盖 384 可包括塑料或任何其他合适的材料。

[0087] 近侧顶盖 384 包括连接至挠性电路 396 的双插针连接器 352。当近侧顶盖 384 附接至安装环 386 时,将挠性电路 396 设置在近侧顶盖 384 的沟槽 398 和安装环 386 的沟槽 400 内。挠性电路 396 最终连接至圆筒,例如上述圆筒 312,以使得挠性电路 396 最终通过滑环组件 (如,上文所述的接触组件 318) 将连接器 352 与电源 (如,上文所述的发生器 322) 连接。安装环 396 包括作为两个单独元件进行附接的近侧安装座 404 和远端安装座 402,但应当理解,作为另外一种选择,安装环 386 可包括形成为单一元件的一体化整体材料。

[0088] 近侧顶盖 384 充当可卡扣配合到安装环 386 的近端 394 内的定制引脚连接器夹持器或臂。近侧顶盖 384 因而可充当圆筒 312 和换能器 302 之间的挠性电路 396 连接的载体,所述挠性电路 396 连接可在近侧顶盖 384 的外圆周上或可在限定于近侧顶盖 384 中的表面内穿行。

[0089] E. 示例性的挠性电路带具

[0090] 图 13-14 示出了包括挠性电路带具 408 的安装环 406 的版本。安装环 406 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。本实例的带具 408 包括由塑料或任何其他合适的材料形成的管。带具 408 的远端 410 附接至安装环 406 的近端 412。例如,如图 14 所示,得自安装环 406 的近端 412 的近侧表面 416 的凸块 414 被构造用于保持接纳在狭槽 418 内以将安装环 406 按照压力配合连接固定到带具 408 上,所述狭槽 418 设置在带具 408 的远端 410 的远侧表面 420 内。

[0091] 带具 408 设置在换能器 302 和挠性电路 424 之间,所述挠性电路 424 从安装环 406

延伸并且能够附接至导线 316。带具 408 支承挠性电路 424 并且阻止挠性电路 424 接触传声器 310 和 / 或换能器 302 的其他部分。挠性电路 424 可在安装环 406 之中或之上穿行。例如,安装环 406 包括平坦表面 426,这有利于方便挠性电路 424 在安装环 406 上穿行。

[0092] 带具 408 充当旋转换能器 302 与电导管 (例如在安装环 406 上穿行到压电元件 314 的挠性电路 424) 的机械屏蔽件。带具 408 可另外充当可附接至带具 408 的一部分的连接器的 (例如双插针连接器 352) 的夹持器,所述带具 408 被构造为 (例如) 以压力配合连接来接纳连接器 352。连接器 352 可随后配合至换能器 302 的电连接器 (未示出),并且该电连接器可连接至导线 316。电导管可在带具 408 的外面或在限定带具 408 的孔 (428) 的内表面内穿行。

[0093] F. 安装环中的示例性成形沟槽

[0094] 图 15-17 分别示出了安装环 430,432,434。安装环 430,432,434 可用作器械 50A 中的安装环 308 的相应变型形式。安装环 430,432,434 各自包括限定于相应表面 442,444,446 中的沟槽 436,438,440。安装环 430,432,434 各自包括 (例如) 被构造为接纳换能器 302 的传声器 310 的孔 448,450,452。

[0095] 沟槽 436,438,440 被构造为接纳电导管 (未示出),例如图 5 中的导线 316。可将相应安装环 430,432,434 上的电导管保持和固定在沟槽 436,438,440 内以使得不妨碍换能器 302 的旋转运动。沟槽可以多种形状加工到相应安装环内并且可能保持电导管,例如导线 316。例如,安装环 430 的沟槽 436 包括鸠尾形状,安装环 432 的沟槽 438 包括 T 形切口,并且安装环 434 的沟槽 440 包括圆孔形状。根据本文的教导内容,可以使用对于本领域的普通技术人员显而易见的矩形横截面形状和任何其他合适的形状。

[0096] G. 安装环中的示例性沟槽和 / 或保持元件

[0097] 图 18-29 示出了示例性的沟槽和 / 或保持元件的不同版本,所述沟槽和 / 或保持元件为一个或多个安装环的特征。下述安装环为上文针对器械 50A 所述的安装环 508 的变型形式。类似地,安装环在结构上支承换能器 302 同时允许换能器 302 相对于手持件组件 304 旋转。在下文的实例中,图 18-29 示出了与换能器 302 连接的挠性电路。挠性电路可设置在图 18-29 的安装环的相应沟槽内。将挠性电路保持在这种沟槽内可降低挠性电路妨碍换能器 302 和各自相关的安装环旋转的可能性。除挠性电路之外或者作为挠性电路的另外一种选择,图 18-29 的安装环可用于保持导线等元件,例如显示位于针对图 7-17 所述的安装环内的那些元件。

[0098] 1. 示例性的轨道搭扣元件

[0099] 图 18 示出了安装环 454,所述安装环 454 包括位于远端 458 的孔 456 以及位于远端 458 和近端 464 之间的安装环 454 的外表面 462 上的沟槽 460。安装环 454 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。孔 456 能够接纳挠性电路保持器 470 的远端 468 的插针 466,所述挠性电路保持器 470 为保持和覆盖沟槽 460 中的单独挠性电路 (未示出) 的元件。挠性电路保持器 470 可由塑料和 / 或任何其他合适的材料形成。挠性电路保持器 470 的细长杆 472 延伸于挠性电路保持器 470 的远端 468 和近端 474 之间。安装环 454 的沟槽 460 形成合适的尺寸和构造以接纳挠性电路保持器 470 的细长杆 472。安装环 454 还包括限定孔 478 的内壁表面 476。在近端 474 处,挠性电路保持器 470 包括 L 形凸起 480,所述 L 形凸起 480 被构造为门锁至安装环 454 的内壁表面 476 以另外将挠性电路保持器 470 固

定至安装环 454。具体地讲,紧靠着安装环 454 的近端 464 处的内壁表面 476 接纳的 L 形凸起 480 提供如下反向力从而得到卡扣配合连接,所述反向力为与将挠性电路保持器 470 的插针 466 接纳在安装环 454 的远端 458 处的孔 456 内的力相反的力。挠性电路保持器 470 或安装环 454 可被修改成也包括用于连接器(例如连接器 352)的保持特征。挠性电路保持器 470 的细长杆 472 的表面可与安装环 454 的外表面 462 基本上齐平,以使得所设置的挠性电路保持器 470 以相对无缝的方式补足安装环 454 的外圆周。因此,挠性电路保持器 470 和安装环 454 的组件可在轴承内自由地旋转且不存在得自挠性电路保持器 470 和 / 或其他导线的干扰。

[0100] 2. 示例性的 FEP 套管或卡扣配合元件

[0101] 图 19-21 示出了具有其他示例性元件的安装环的版本,所述其他示例性元件可用于紧靠安装环的外部 and / 或在安装环的沟槽内固定和 / 或保持导线、挠性电路等。具体地讲,图 19 示出了安装环 482,所述安装环 482 包括被构造为接纳换能器传声器(例如上述传声器 310)的孔 484。安装环 482 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。安装环 482 包括限定在安装环 482 的外表面 488 中的沟槽 486。单个卡扣配合元件 490 被构造为包绕安装环 482 的外表面 488。单个卡扣配合元件 490 包括一对插针 492,所述一对插针 492 被构造为接纳在沟槽 486 内以将单个卡扣配合元件 490 连接至沟槽 486,由此有助于将任何电导管(例如导线 316)保持在沟槽 486 内。元件 490 可由弹性塑料和 / 或任何其他合适的材料形成。

[0102] 图 20 示出了安装环 494,所述安装环 494 包括被构造为接纳传声器 310 的孔 (496)。安装环 494 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。安装环 494 包括限定在安装环 494 的外表面 502 中的相对沟槽 498,500。二元卡扣配合元件 504 包括第一部分 506 和第二部分 508,并且各个部分分别被构造为包绕安装环 482 的沟槽 498,500 之间的外表面 502 的相对侧。第一部分 506 包括插针 510,512,所述插针 510,512 被构造为分别接纳在沟槽 498,500 内以将第一部分 506 连接至安装环 482,由此有助于将任何电导管(例如导线 316)保持在沟槽 498,500 内。类似地,第二部分 508 包括插针 514,516,所述插针 514,516 被构造为分别接纳在沟槽 498,500 内以将第二部分 508 连接至安装环 482,由此有助于将任何电导管(例如导线 316)保持在沟槽 498,500 内。元件 504 可由弹性塑料和 / 或任何其他合适的材料形成。

[0103] 图 21 示出了安装环 518,所述安装环 518 包括被构造为接纳传声器 310 的孔 520。安装环 518 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。安装环 518 包括限定在安装环 518 的外表面 524 中的沟槽 522。套管元件 526 包括塑料或任何其他合适的材料。塑料材料可由含氟聚合物(例如,聚四氟乙烯 (FEP)、或任何其他合适的含氟聚合物)构成。FEP 为六氟乙烯和四氟乙烯的共聚物,其具有低摩擦和惰性的特性。FEP 套管元件 526 被构造为包绕外表面 524 并且具有凸起 528,所述凸起 528 被构造为压力配合地接纳在安装环 518 的沟槽 522 内。这种连接有助于将任何电导管(例如导线 316)保持在沟槽 522 内。

[0104] 单个卡扣配合元件 490、二元卡扣配合元件 504、或 FEP 套管元件 526 的外表面补足相应安装环 482,494,518 的外圆周以允许由元件 490,504,526 和安装环 482,494,518 形成的组件在支承相应安装环的轴承内自由地旋转。

[0105] 3. 示例性的双沟槽顶盖

[0106] 图 22-23 示出了示例性顶盖 530, 所述顶盖 530 包括塑料, 但可以使用其他合适的材料。包括孔 531 的塑料顶盖 530 包绕传声器 310 上的安装环的外部、或者可充当安装环。安装环可为安装环 308 或者本文所述的变型形式。塑料顶盖 530 包括限定在顶盖 530 的外表面 536 中的相对双沟槽 532, 534。导线 316 包括铲形接线片 538, 所述铲形接线片 538 通过选择性地插入顶盖 530 的相应插座内来提供快速电连接。当然, 可使用任何其他合适类型的电连接。导线 316 穿过插座近侧的顶盖 530 的沟槽 532, 534 而延伸到圆筒 312 和换能器 302 之间。

[0107] 4. 示例性的保持夹片

[0108] 图 24 示出了设置在换能器 302 的传声器 310 上的安装环 540。安装环 540 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。安装环 540 包括具有环状沟槽 544, 546 的第一部分 542 和具有环状沟槽 550 的第二部分 548。作为另外一种选择, 安装环 540 可仅包括第一部分 542。

[0109] 环状沟槽 544, 546, 550 各自能够接纳保持装置。例如, 保持装置可为设置在挠性电路 554 上的一个或多个 O 形环、或者如图 25-26 所示的保持夹片 556。保持夹片 556 可设置在挠性电路或导线 (例如挠性电路 554) 上, 所述挠性电路或导线设置在安装环 540 的纵向沟槽 547 内。保持夹片 556 可包括半环状 U 形部分 558, 所述半环状 U 形部分 558 具有横向延伸出杆 562 的中间、中部表面 560。U 形部分 558 可被构造为接纳在沟槽 544, 546, 550 中的一者内而杆 562 被构造为接纳在安装环 540 的轴向取向沟槽内, 所述轴向取向沟槽基本上对准安装环 540 的纵向轴线。

[0110] 沟槽 544, 546, 550 可附加至形成于安装环 540 中的其他轴向取向沟槽以保持电导管。附加沟槽将允许添加保持装置, 例如由橡胶或任何其他合适材料构成的 O 形环或者由塑料或任何其他合适材料构成的保持夹片 556。

[0111] 5. 示例性的圆筒和顶盖组件

[0112] 图 27-29 示出了具有塑料顶盖 566 的安装环 564 的版本, 所述塑料顶盖 566 搭扣到限定于安装环 564 中的沟槽 568 上。安装环 564 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。安装环 564 和顶盖 566 被构造为设置在传声器 310 上并且布置在圆筒 312 的近侧和换能器 302 的远侧。顶盖 566 可包括凸块, 所述凸块被构造为贴合到安装环 564 的狭槽内以将顶盖 566 连接至安装环 564。作为另外一种选择, 顶盖 566 中的狭槽可被构造为接纳安装环 564 的凸块。

[0113] 图 28 示出了安装环 564 沿线 28-28 截取的剖视图, 其中在安装环 564 中限定出一对沟槽 568A, 568B。图 29 示出了包括沟槽 568A, 568B 且在沟槽 568A 内接纳有挠性电路 570 的安装环 564。顶盖 566 被构造为设置在挠性电路 570 上以在 (例如) 换能器 502 旋转时将挠性电路 570 保持在沟槽 568A 内。作为另外一种选择, 挠性电路 570 可包括连接器, 以使得将挠性电路 570 和连接器预组装到限定在顶盖 566 中的沟槽上, 由此来保持导线, 例如得自护罩半部 368 和传声器 310 的导线 316 和连接器。

[0114] H. 安装环中的示例性替代沟槽组件

[0115] 图 30-36 示出了可包括各种沟槽和 / 或元件的安装环的版本, 所述沟槽和 / 或元件可用于紧靠安装环的外部 and / 或在沟槽 (如果包括的话) 内固定和 / 或保持导线、挠性电路等。可将下述教导内容与得自上文的教导内容和得自本文引用的各种参考文献的教导

内容进行组合的各种方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0116] 1. 示例性的收缩管组件

[0117] 图 30 示出了安装环 572, 所述安装环 572 具有限定在外表面 576 内的沟槽 574 和被构造为保持换能器 302 的传声器 310 的孔 578。安装环 572 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。将大直径的受热收缩管或外部带环 580 环状地设置在安装环 572 的近侧部分的外表面 576 周围, 以使得收缩管 580 的一部分覆盖沟槽 574 以将电导管 (例如导线 316)、挠性电路、和 / 或连接器保持在沟槽 574 内。除此之外或作为另外一种选择, 可紧靠安装环 572 的外表面 576 来设置一个或多个电导管。此外, 安装环 572 的替代版本可不含沟槽 574。本实例的外部带环 580 为弹性偏置的以压缩和收缩在安装环 572 上, 由此使得外部带环 580 弹性地覆盖沟槽 574。应当理解, 外部带环 580 可易于与 (除了其他构型以外) 上文所述的示于图 15-17 中的实例结合使用。

[0118] 2. 示例性的粘合剂组件

[0119] 图 31 示出了安装环 588, 所述安装环 588 包括被构造为接纳换能器 302 的传声器 310 的孔 589。安装环 588 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。安装环 588 包括沟槽 590, 所述沟槽 590 设置在外表面 592 中以使得沟槽 590 被构造为接纳一个或多个电导管 (例如导线)、挠性电路、和 / 或连接器。可包含粘着剂、胶水、和 / 或任何其他合适的粘合剂材料的粘合剂 594 覆盖沟槽 590 的一部分以将电导管保持在沟槽 590 内。根据本文的教导内容, 对于本领域的技术人员已知的是, 粘合剂 594 可由下述粘合剂构成, 所述粘合剂为例如 (但不限于) 可聚合和 / 或可交联的材料 (例如氰基丙烯酸酯粘合剂) 或任何其他合适类型的粘合剂。应当理解, 粘合剂 594 可易于与 (除了其他构型以外) 上文所述的示于图 15-17 中的实例结合使用。

[0120] 3. 沟槽组件中的示例性凸块

[0121] 图 32 示出了安装环 596, 所述安装环 596 包括被构造为接纳换能器 302 的传声器 310 的孔 598。安装环 596 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。安装环 596 包括沟槽 600, 所述沟槽 600 由相互面对的侧壁 602 以及设置在侧壁 602 之间的中间壁 604 来限定, 其中侧壁 602 和中间壁 604 设置在安装环 596 的外表面 606 内。成对的相对凸块 608 从侧壁 602 凸出以有助于将一个或多个电导管 (例如导线)、挠性电路、和 / 或连接器保持在沟槽 600 内。可将电导管通过凸块 608 按扣、点击、或者说是变形到沟槽 600 内以设置和保持在中间壁 604 和凸块 608 之间。可将上文所述的粘合剂和 / 或外部带环设置在沟槽 600 上以进一步地将电导管保持在沟槽 600 内, 由此确保电导管将保持其所需定位。

[0122] 另外, 沟槽的横截面可被成形为有助于保持电导管。例如, 沟槽可被成形为鸠尾形、T 形、或其他合适的形状, 如下文更详细所述, 并且随后可将电导管胶合到成形沟槽内。应当理解, 凸块 608 可易于与 (除了其他构型以外) 上文所述的示于图 15-17 中的实例结合使用。

[0123] 4. 示例性的键孔挠性安装组件

[0124] 图 33-34 示出了安装环, 所述安装环具有被加工到外表面内的不同类型的形状以形成被构造为接纳电导管的沟槽。应当理解, 示于图 33-34 中的沟槽可结合或取代示于图 15-17 中的沟槽构型进行使用。另外应当理解, 上文参照图 30-32 所述的各种保持特征可易于与示于图 33-34 中的沟槽进行组合。本文的教导内容可进行组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。

[0125] 图 33 示出了安装环 610, 所述安装环 610 包括能够接纳换能器 302 的传声器 310 的孔 612。安装环 610 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。沟槽 614 限定在安装环 610 的外表面 615 中。沟槽 614 被构造为键合和接纳电导管 (例如平挠性电路 616) 以使得利用压力配合方式将挠性电路 616 牢固地保持在壁 618 限定的沟槽 614 内。作为另外一种选择, 沟槽 614 可形成为具有 T 形横截面构型的 T 形狭槽 (未示出), 其中在 T 形狭槽的下部具有相对较大的横截面宽度并且在 T 形狭槽的上部具有相对较小的横截面宽度。挠性电路 616 可形成合适的尺寸以在被弯曲 / 变形并且推送通过 T 形狭槽的较小上部之后自由地装配到较大的下部内。因此, 挠性电路 616 可宽于 T 形狭槽的较小上部并且可由弹性材料形成。

[0126] 图 34 示出了安装环 620, 所述安装环 620 包括被构造为接纳换能器 302 的传声器 310 的孔 622。安装环 620 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。沟槽 624 限定在安装环 620 的外表面 626 中。具有边缘 630 的内部倾斜壁 628 和中间壁 632 限定了沟槽 624。其中限定沟槽 624 的外表面 626 部分可包括变平表面 (以实线示出, 相比之下, 较圆形表面以虚线示出), 以降低当换能器 302、圆筒 312、和设置在换能器 302 上的安装环 620 正在旋转时边缘 630 被卡在手持件组件 304 的壳体部分中的机率、或者此外以降低电导管妨碍换能器 302 和安装环 620 在手持件组件 304 的护罩半部内的旋转运动的机率。除此之外或者作为另外一种选择, 边缘 630 可为圆形的以类似地降低这些机率。沟槽 624 被构造为当边缘 630 设置在电导管 (例如挠性电路 634) 上时来接纳和保持电导管, 以使得挠性电路 634 牢固地保持在壁 628, 632 限定的沟槽 624 内。

[0127] 5. 沟槽组件中的示例性销轴

[0128] 图 35-36 示出了另一个示例性的安装环 636。如图 35 所示, 本实例的安装环 636 包括孔 638, 所述孔 638 被构造为接纳换能器 302 的传声器 310。沟槽 640 限定在安装环 636 的外表面 642 中。内部相对的侧壁 644 包括设置在两者间的中间壁 646, 以使得侧壁 644 和中间壁 646 一起来限定沟槽 640。图 36 示出了设置在换能器 302 的传声器 310 周围的安装环 636, 其中在换能器 302 的压电元件 314 上设置有电触点 652。安装环 636 可用作器械 50A 中的安装环 308 的变型形式。

[0129] 本实例的安装环 650 的沟槽 640 被构造为接纳电导管, 例如挠性电路 656。各个电触点 652 接纳相应的挠性电路 656。因此应当理解, 安装环 650 可包括用于各个挠性电路 656 的单独沟槽 640。销轴或插头 648 从安装环 636 的沟槽 640 凸出以摩擦性地装配到穿过挠性电路 656 形成的相应孔内。这种插头 648 因而可有助于将挠性电路 656 保持在沟槽 640 内。除此之外或者作为另外一种选择, 挠性电路 656 本身可具有销轴, 所述销轴有助于当其被接纳在安装环 650 中的相应孔内时来牢固地定位挠性电路 656。

[0130] 应当理解, 本文所述的教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一者或多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一者或多者相结合。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, 其中可结合本文的教导内容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。

[0131] 上文所述的装置的版本可适用于由医学专家执行的常规医疗处理和手术中、以及

可适用于机器人辅助的医疗处理和手术中。

[0132] 上文所述的版本可被设计为单次使用后丢弃,或者它们可被设计为可使用多次。在上述任一种或两种情况下,都可对这些版本进行修复,以便在使用至少一次后重复使用。修复可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置、然后清洗或更换特定部件和随后进行重新组装。具体地讲,可拆卸所述装置的一些版本,并且可选择性地以任何组合形式来更换或拆除所述装置的任意数量的特定部件或零件。在清洗和/或更换特定零件时,所述装置的一些版本可在修复设施中重新组装或者在即将进行手术前由用户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。

[0133] 仅以举例的方式,本文所述的版本可在手术之前和/或之后进行消毒。在一种消毒技术中,将装置置于闭合并密封的容器中,例如,置于塑料袋或 TYVEK 袋中。然后可将容器和装置置于可穿透该容器的例如 γ 辐射、X 射线或高能电子等辐射的辐射场中。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。消毒后的装置随后可存放于消毒容器中,以备以后使用。还可使用本领域已知的任何其他技术对装置消毒,所述技术包括(但不限于) β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽消毒。

[0134] 尽管已在本发明中示出和描述了多个版本,但本领域的普通技术人员可在不脱离本发明范围的前提下进行适当修改以对本文所述的方法和系统进行进一步改进。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,上文讨论的实例、版本、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等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。

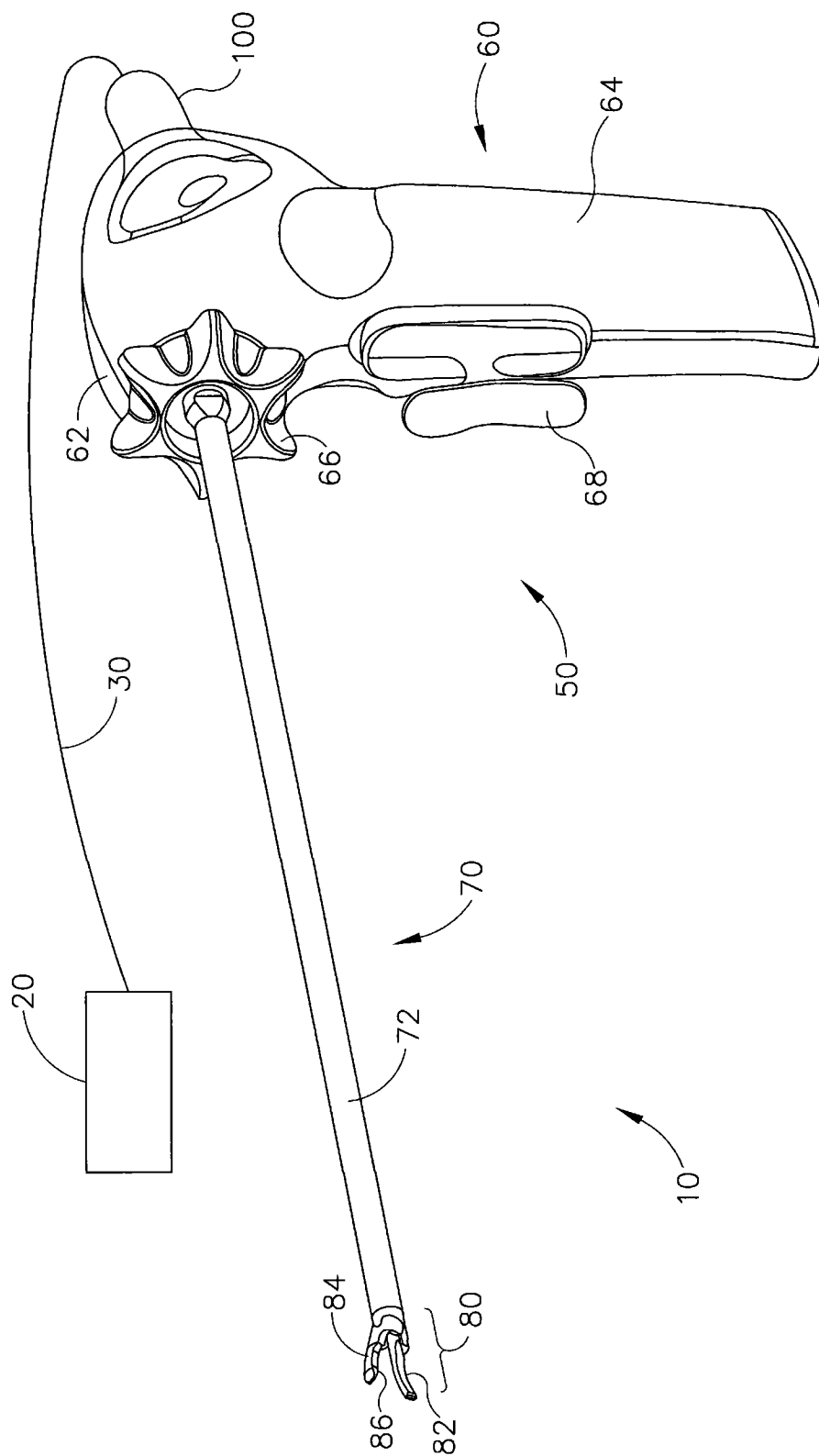


图 1

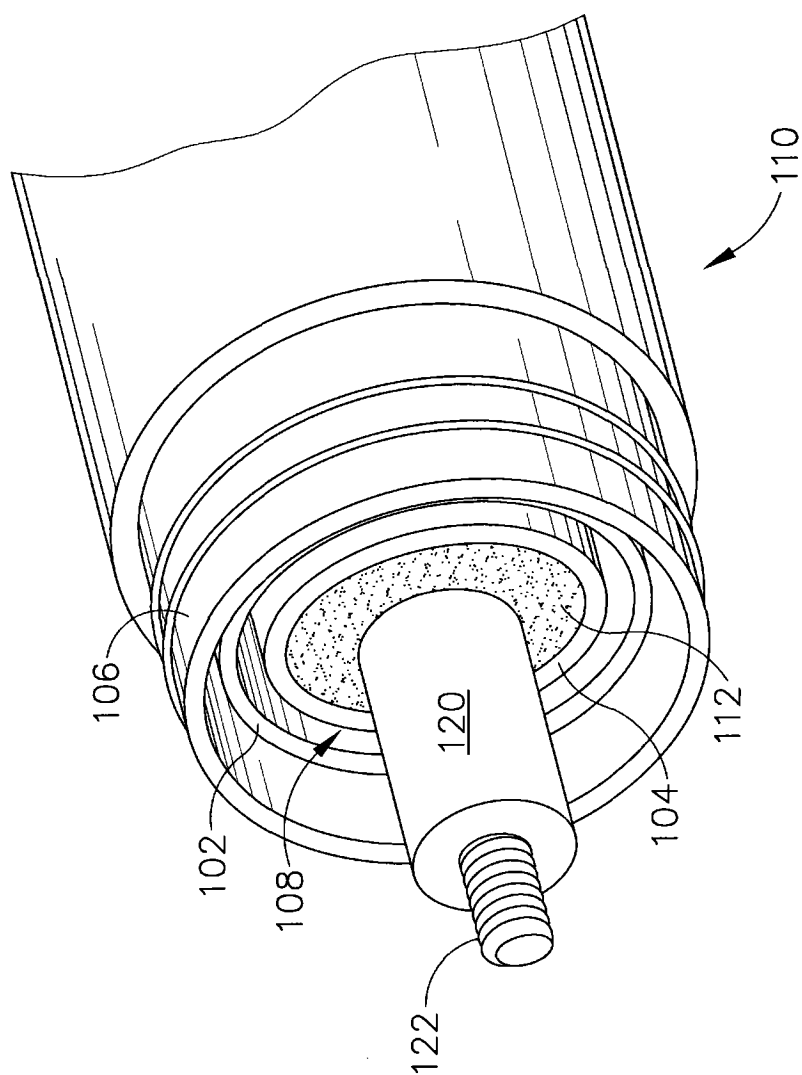


图 3

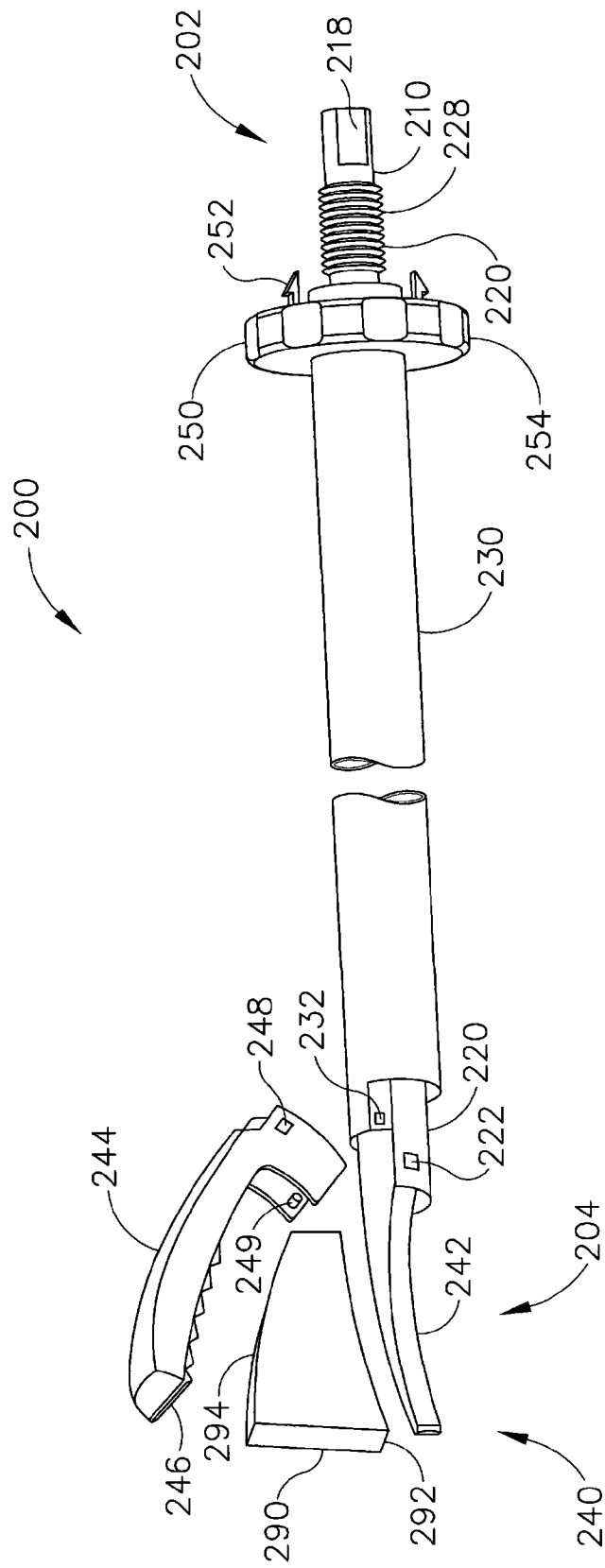


图 4

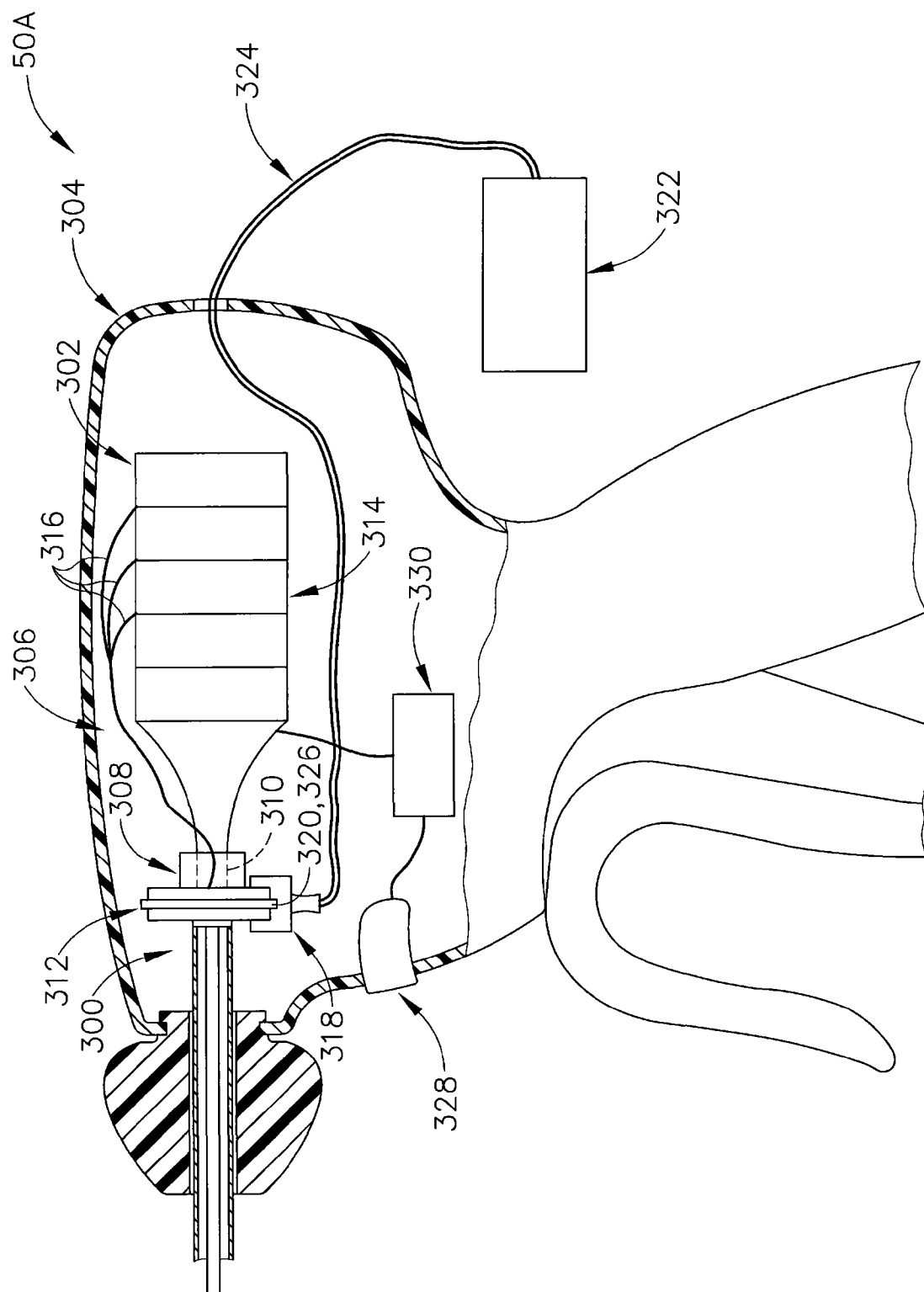


图 5

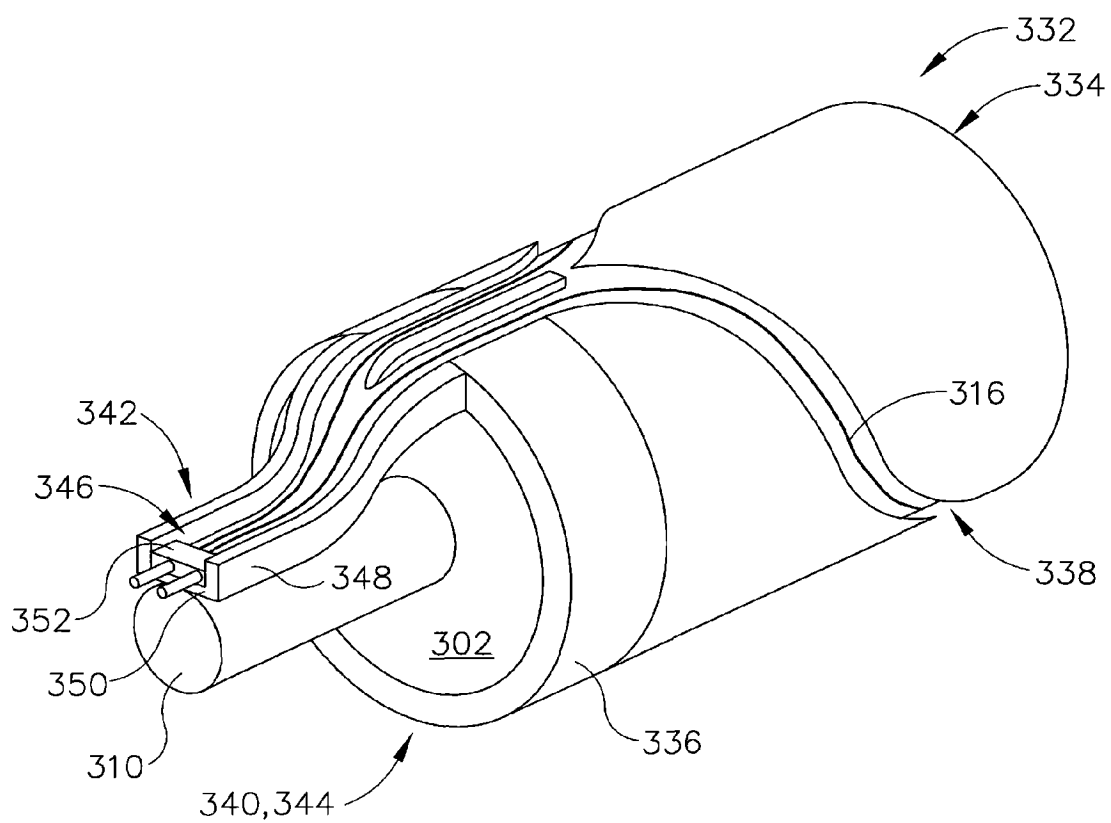


图 6

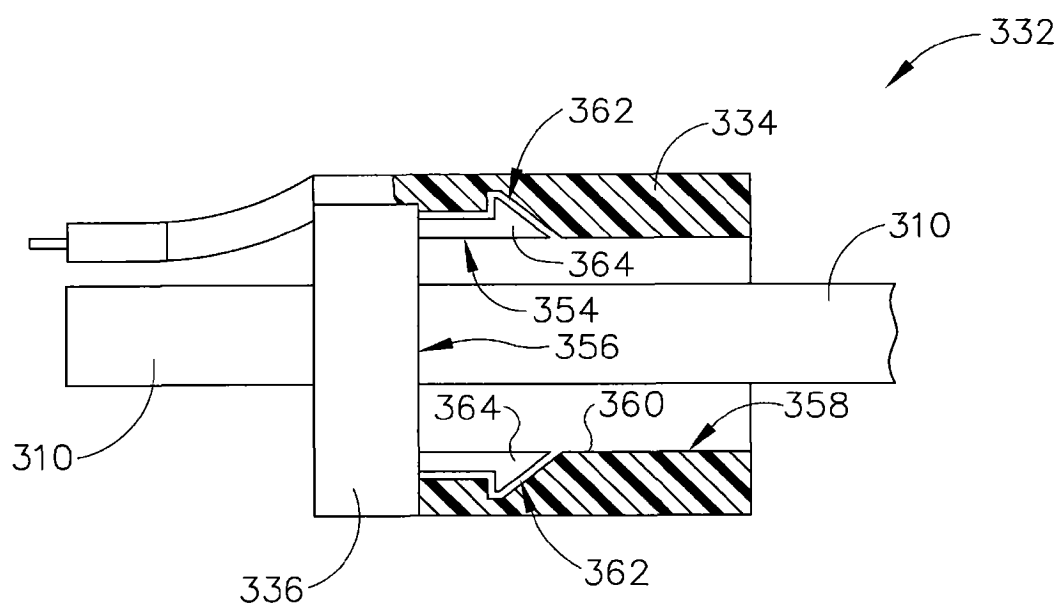


图 7

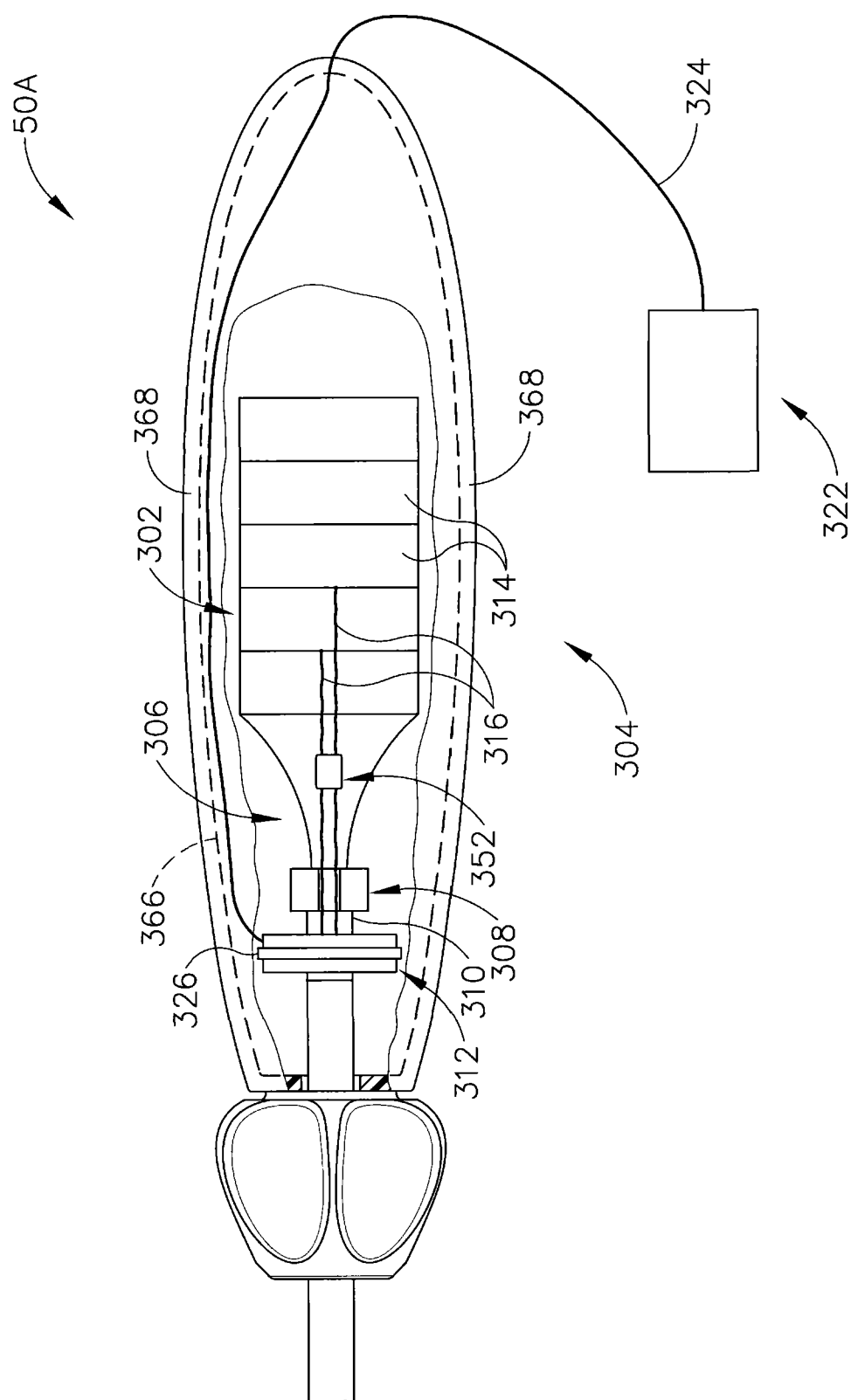


图 8

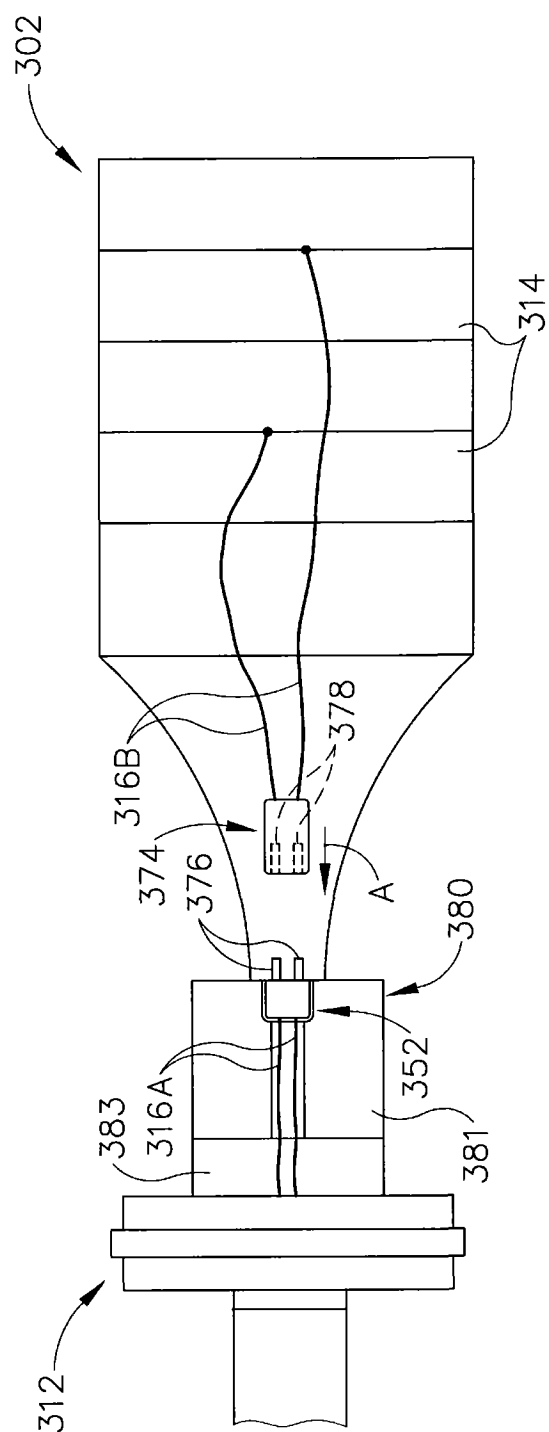


图 9

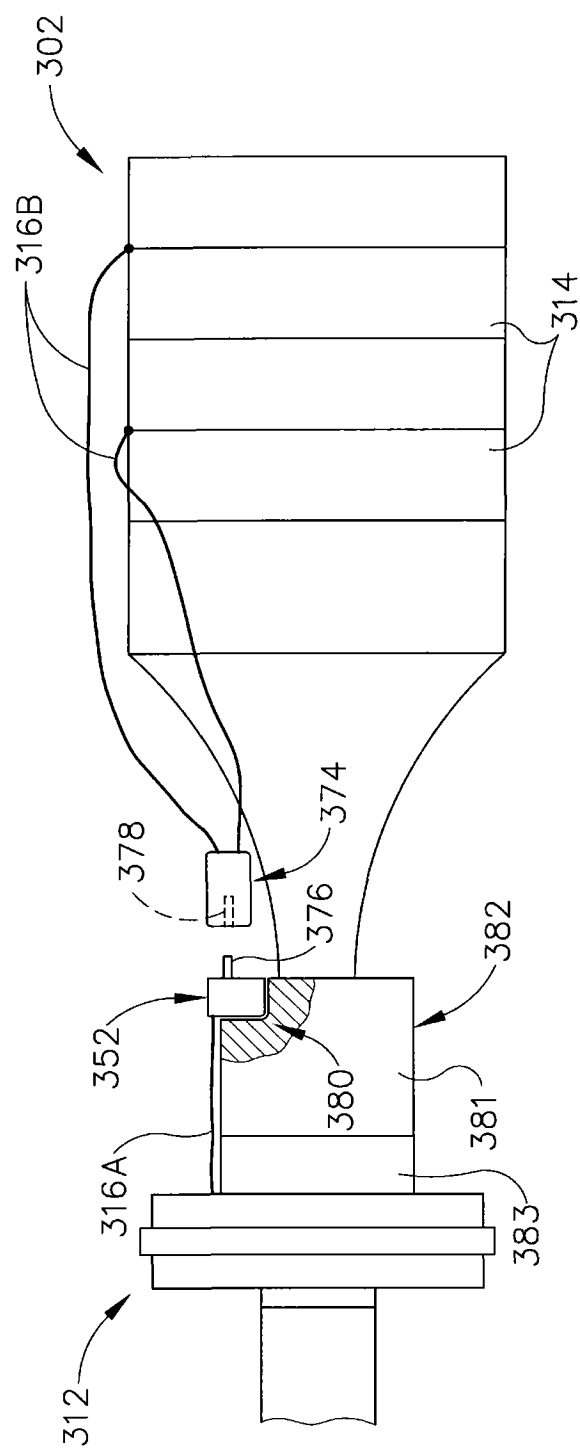


图 10

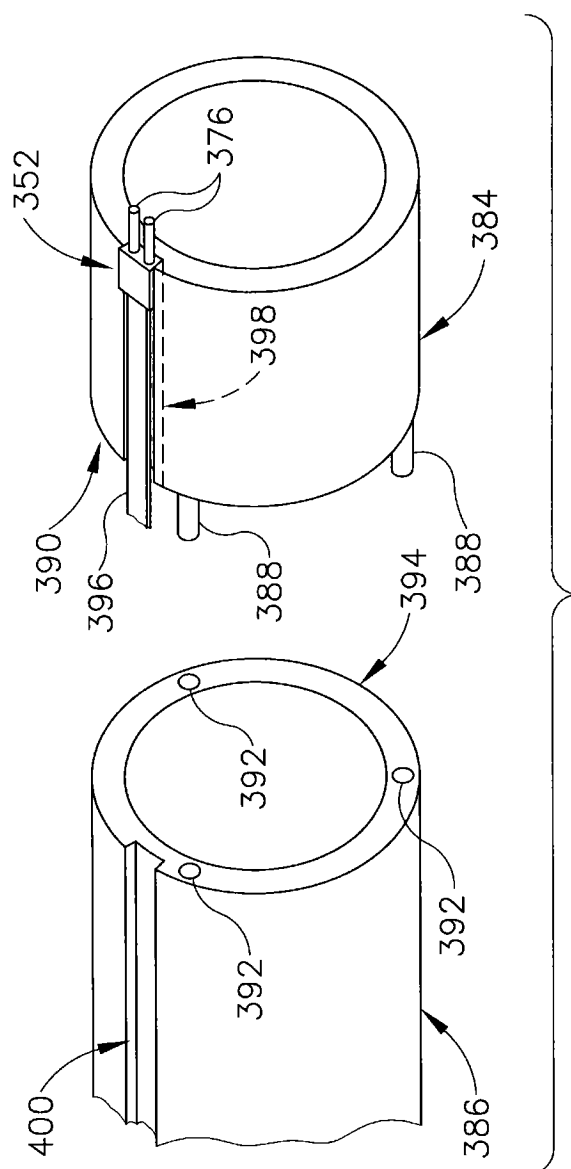


图 11

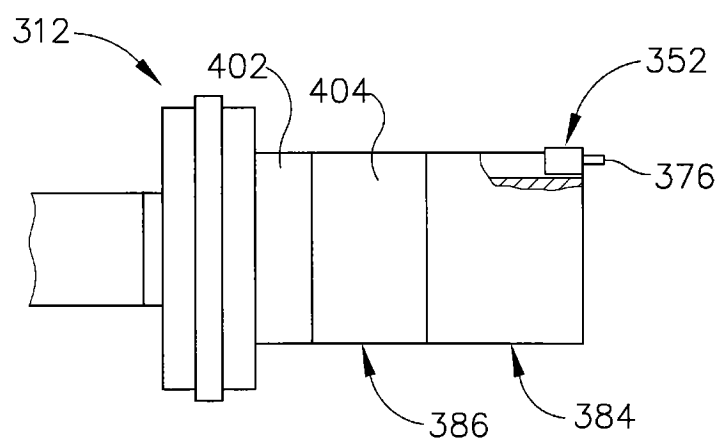


图 12

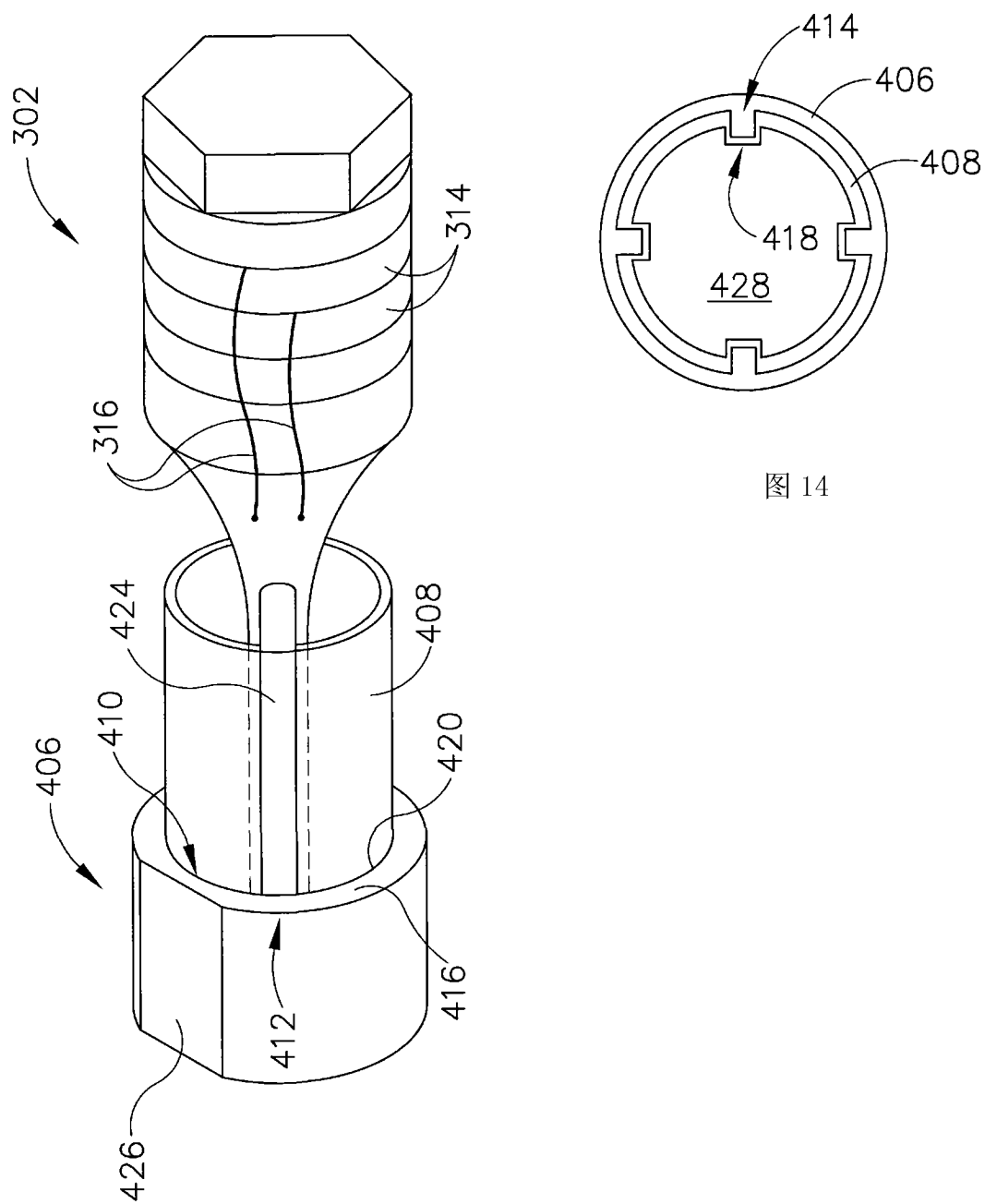


图 14

图 13

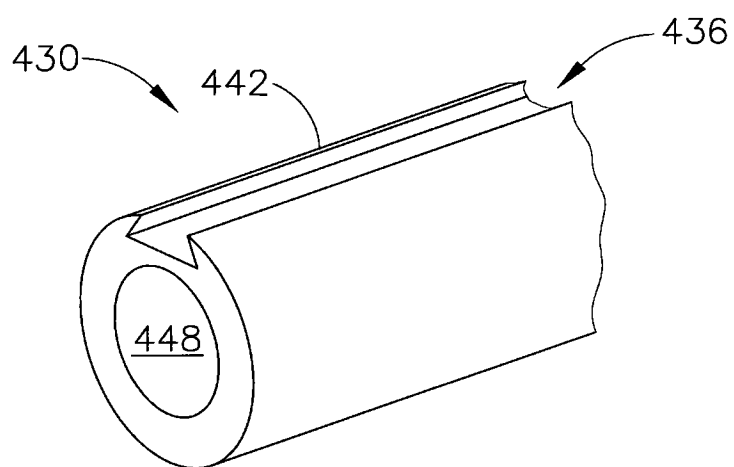


图 15

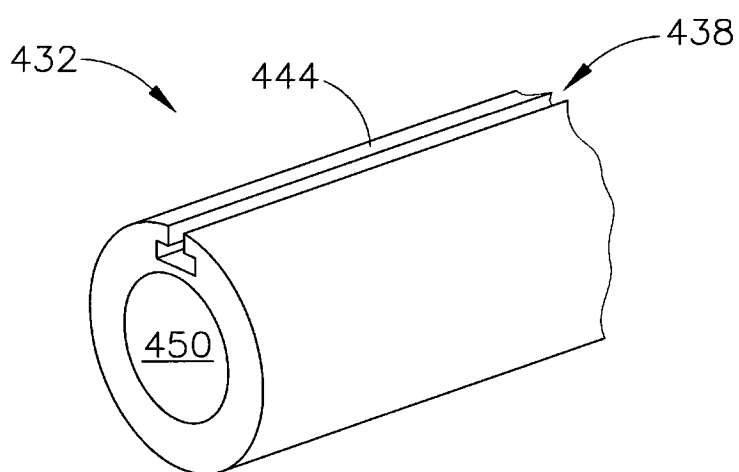


图 16

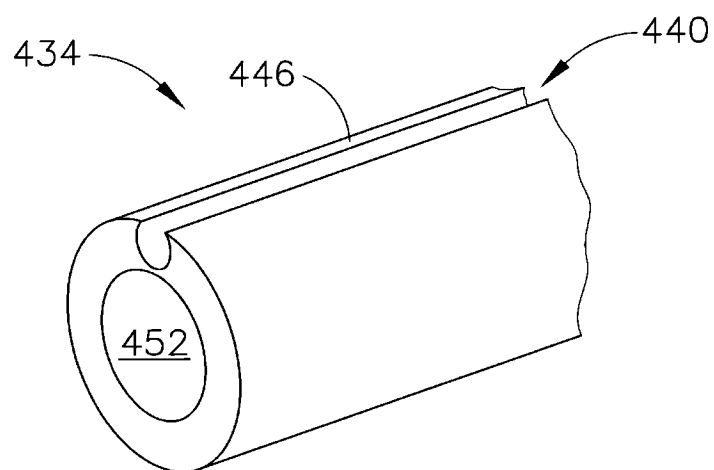


图 17

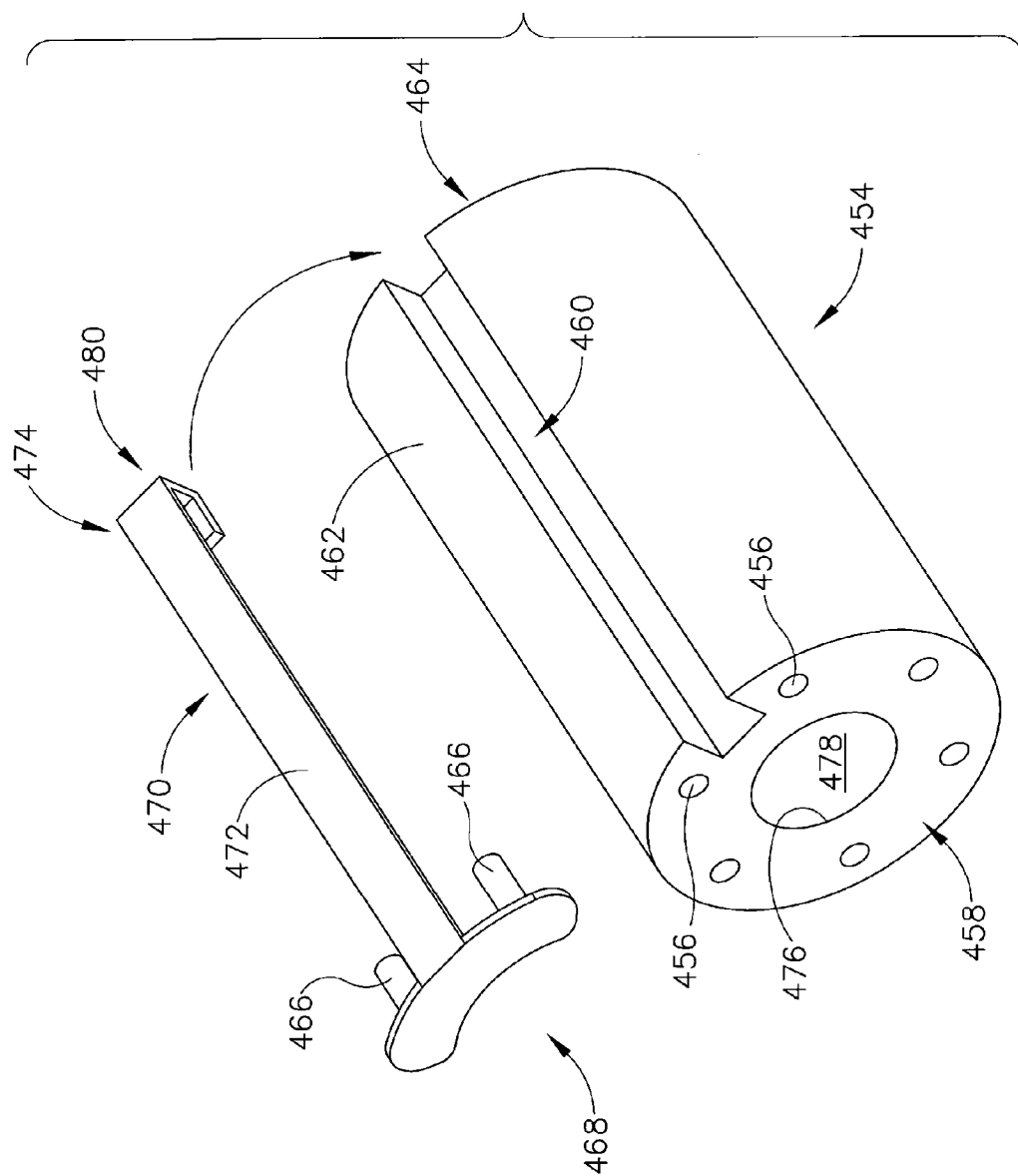


图 18

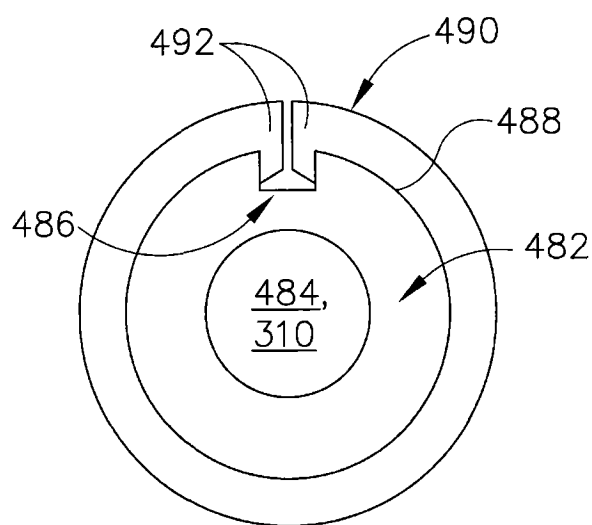


图 19

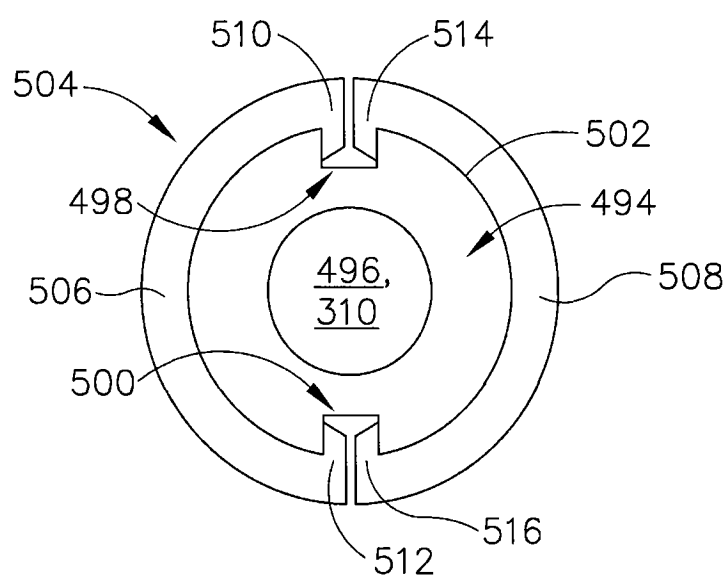


图 20

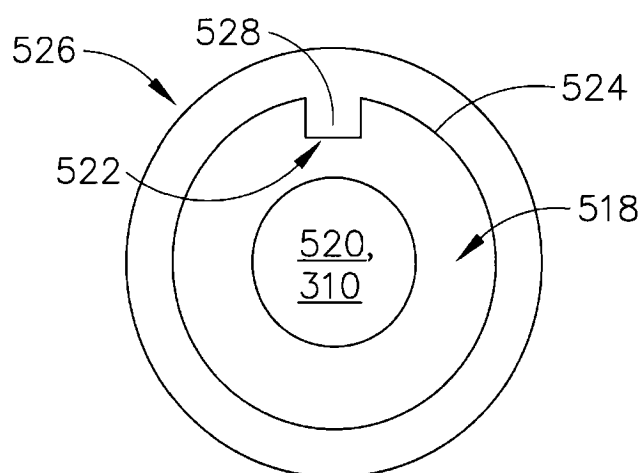


图 21

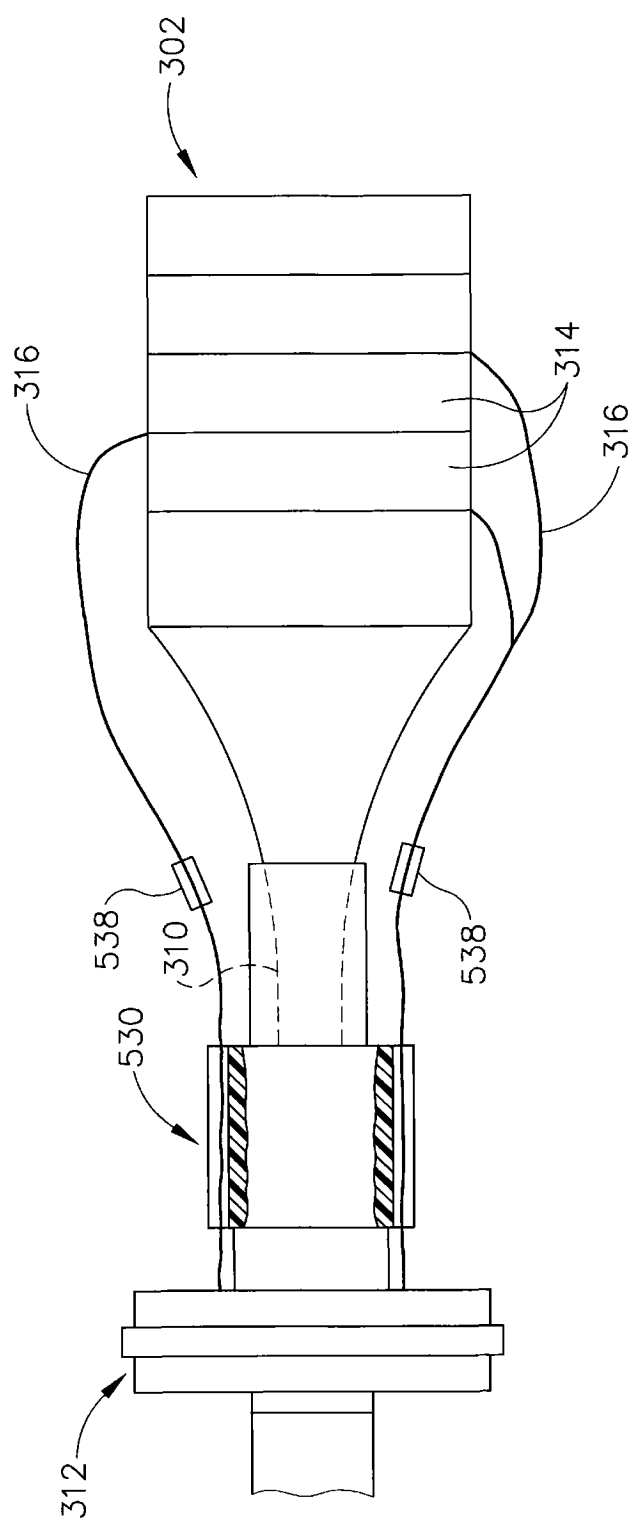


图 22

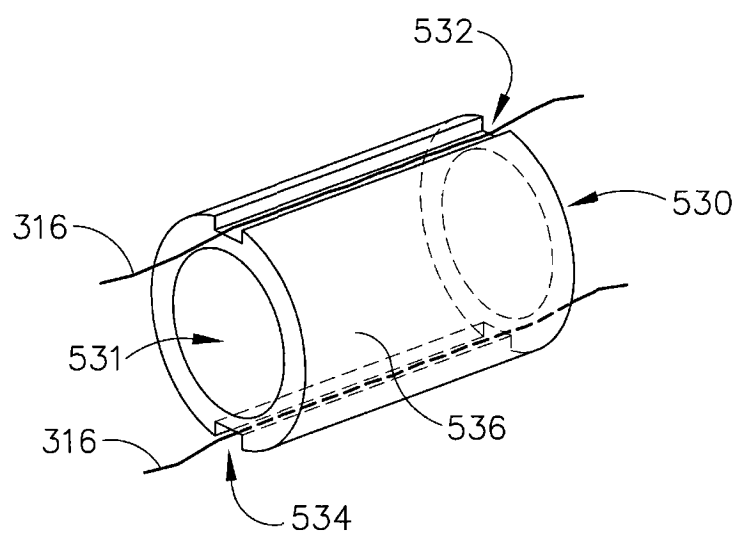


图 23

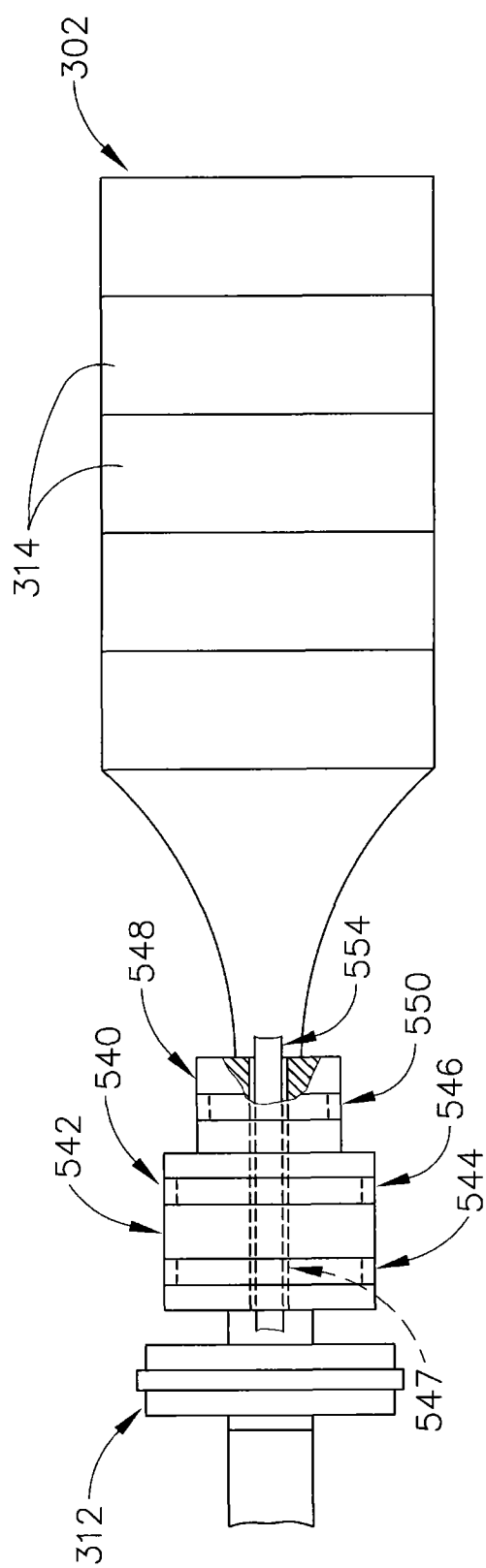


图 24

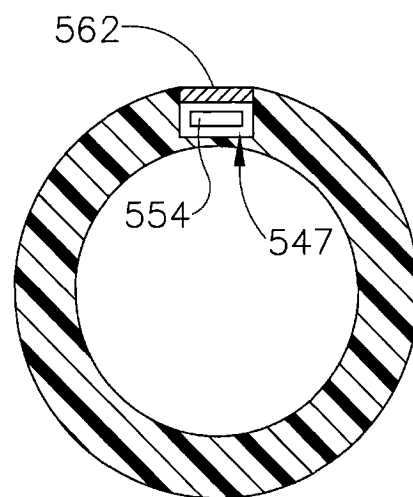


图 25

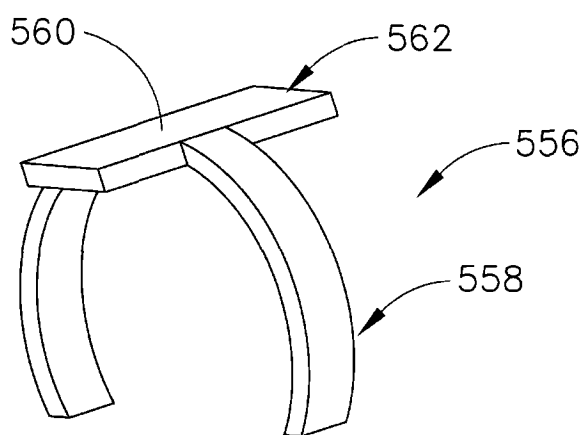


图 26

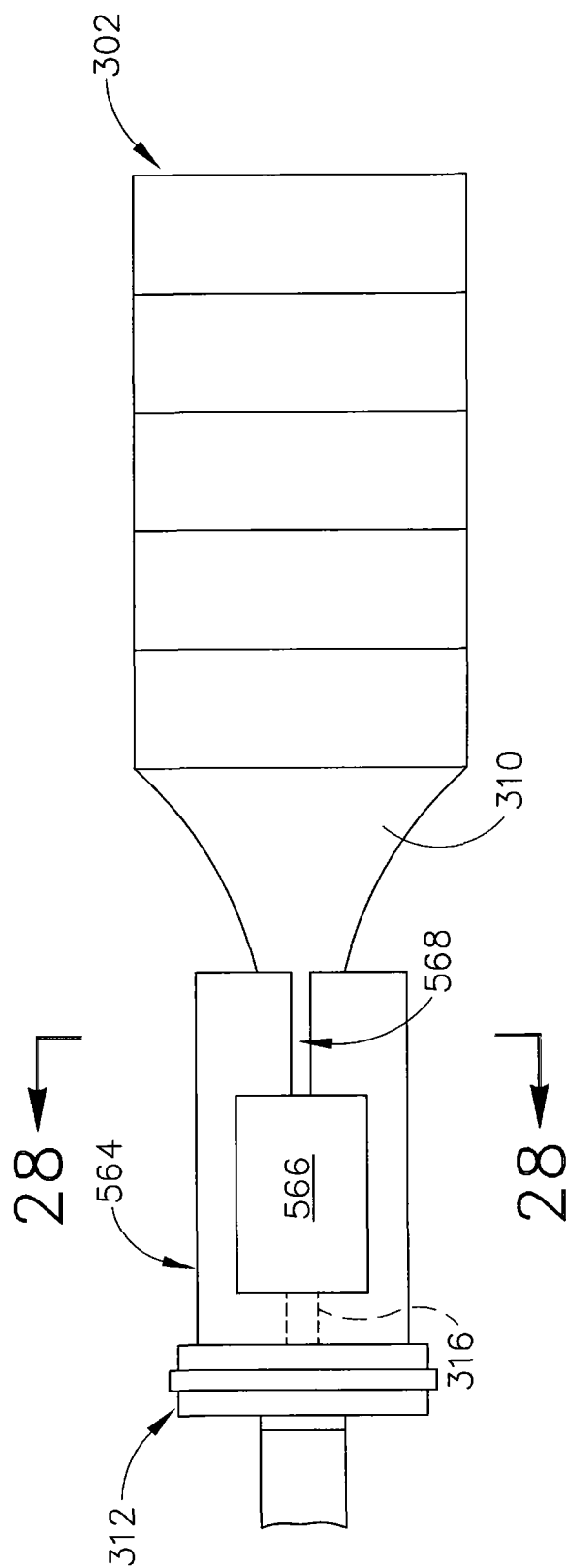


图 27

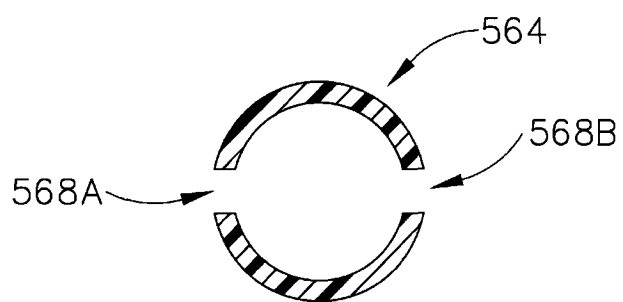


图 28

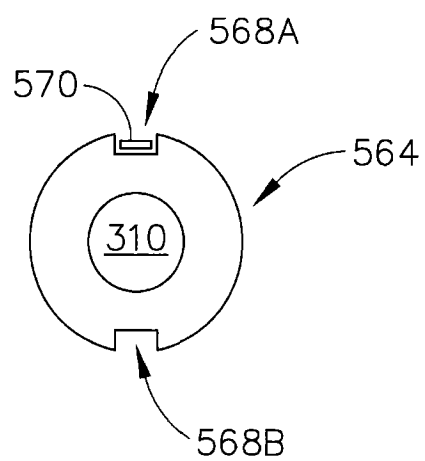


图 29

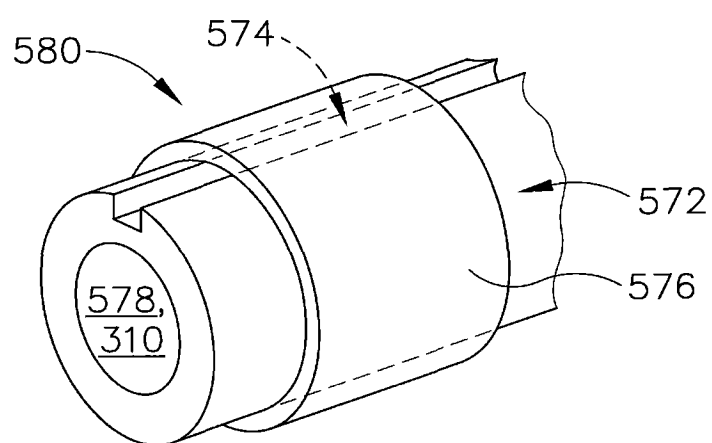


图 30

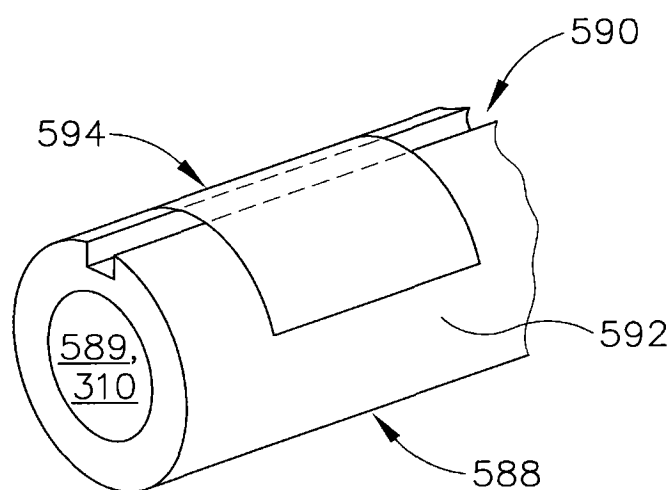


图 31

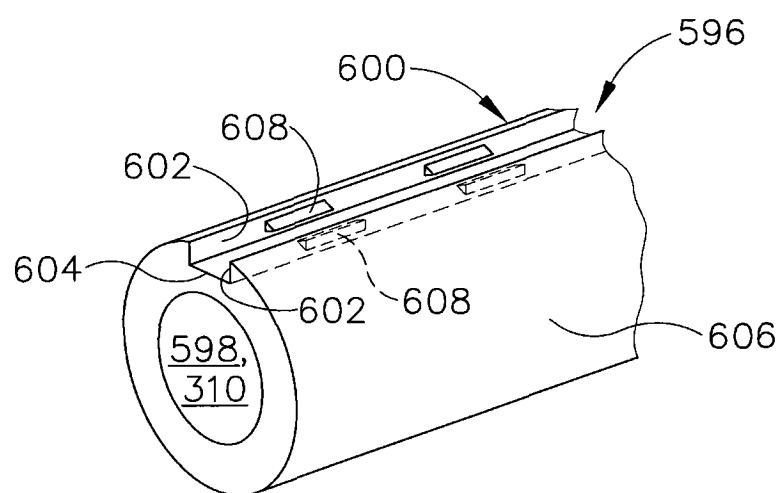


图 32

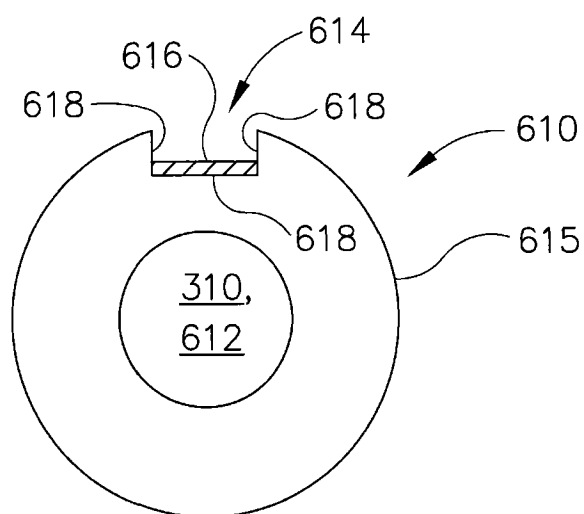


图 33

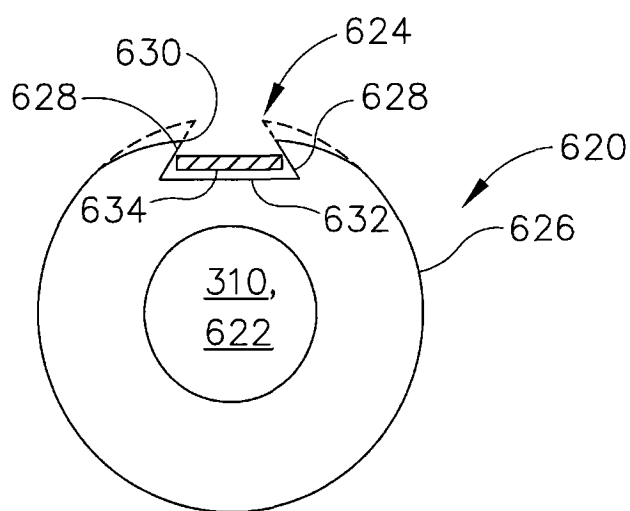


图 34

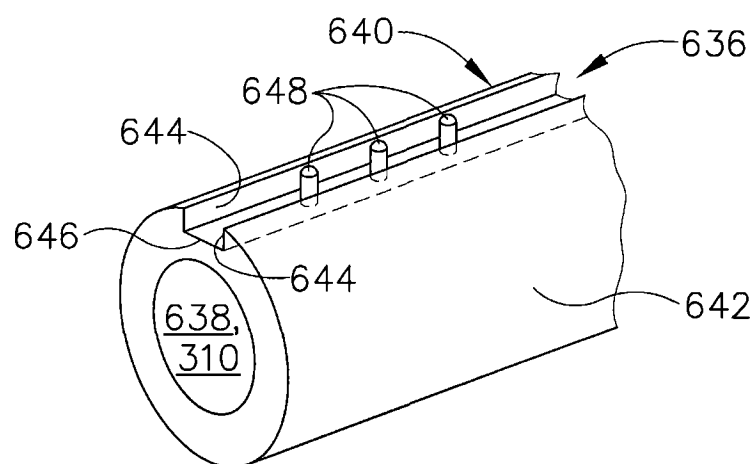


图 35

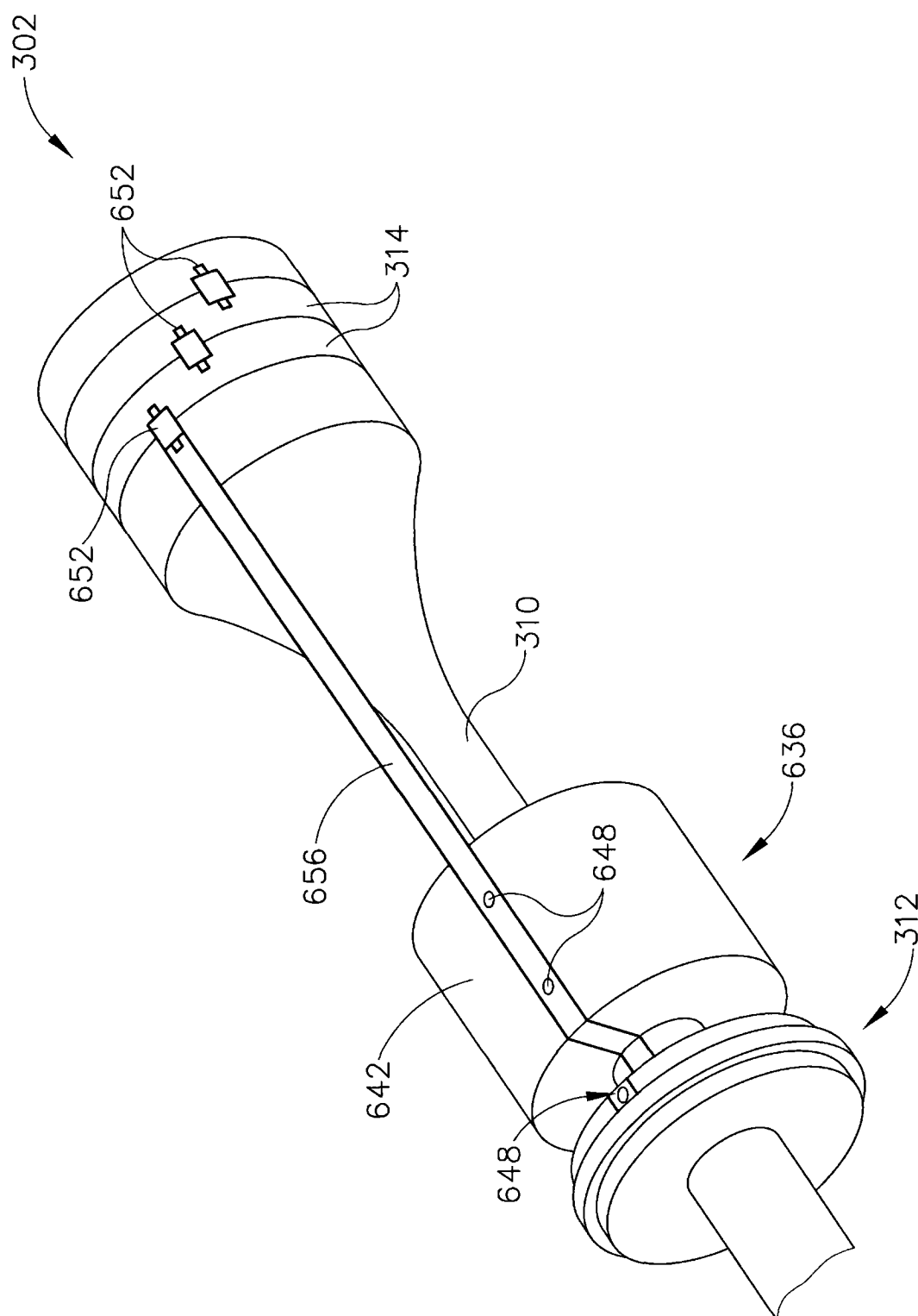


图 36

专利名称(译)	用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接		
公开(公告)号	CN103040520A	公开(公告)日	2013-04-17
申请号	CN201210397391.6	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	S瑞 SL希茨 DJ穆茂 JA韦德三世 CT戴维斯 SA涅尔德		
发明人	S·瑞 S·L·希茨 D·J·穆茂 J·A·韦德三世 C·T·戴维斯 S·A·涅尔德		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B17/320092 A61B2017/00477 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/320097		
代理人(译)	苏娟		
优先权	13/272614 2011-10-13 US		
其他公开文献	CN103040520B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接。具体地，所述超声外科器械包括主体，例如手柄组件和声学传输组件。所述声学传输组件包括超声换能器和端部执行器。安装环设置在所述换能器的传声器上。可旋转圆筒设置在所述安装环的远侧。所述换能器的压电元件设置在所述安装环的近侧。电导管从所述圆筒延伸至所述压电元件并且在所述安装环之上或之中穿行。所述圆筒通过滑环组件与电源连接以选择性地启动所述换能器。

