



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103027749 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 10

(21) 申请号 201210397423. 2

(22) 申请日 2012. 10. 10

(30) 优先权数据

13/269, 883 2011. 10. 10 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 D·J·穆茂 D·A·韦特

(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)

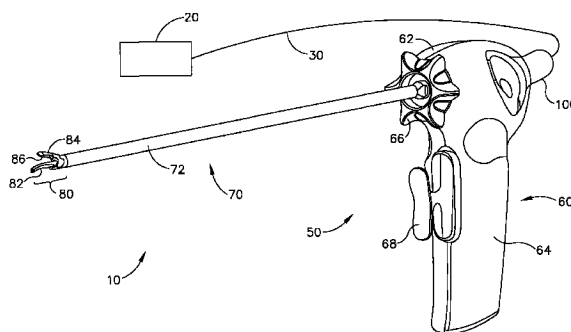
权利要求书 3 页 说明书 17 页 附图 14 页

(54) 发明名称

具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科器械

(57) 摘要

本发明涉及一种具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科系统,所述外科系统包括电源、连接器、和外科器械,所述外科器械具有主体组件、传输组件、换能器、和连接组件。所述连接组件被构造为将所述换能器上的电极与所述连接器的导线选择性地连接。所述连接组件可响应扳机的致动而进行操作。多种连接组件包括将触点延伸至电极的可延展构件、将触点旋转至接触电极的可旋转构件、将连接至螺线管的各个末端的触点延伸至接触所述电极的螺线管、或者将具有触点的框架平移至所述电极的螺线管。作为另外一种选择,所述外科器械可包括具有滑环的连接组件和加重电缆末端。此外,所述连接组件可包括可连接构件上的触点,所述可连接构件上的触点可与所述换能器上的触点分离。



1. 一种外科系统,包括:
 - (a) 电源;
 - (b) 连接器,所述连接器连接至所述电源,其中所述连接器包括第一导线和第二导线;以及
 - (c) 外科器械,所述外科器械连接至所述连接器,所述外科器械包括:
 - i. 主体组件,所述主体组件包括扳机,
 - ii. 传输组件,所述传输组件从所述主体组件向远侧延伸,所述传输组件包括波导和位于所述波导的远侧的刀片,
 - iii. 换能器,所述换能器设置在所述主体组件内并且能够连接至所述波导,所述换能器包括:
 - (1) 第一电极,
 - (2) 第二电极,和
 - (3) 换能器元件,所述换能器元件与所述第一电极和第二电极连通,其中所述第一电极、所述第二电极和所述换能器元件能够相对于所述主体组件旋转,以及
 - iv. 连接组件,所述连接组件能够操作以将所述第一导线选择性地电连接至所述第一电极并且将所述第二导线选择性地电连接至所述第二电极。
2. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述扳机能够操作以致动所述连接组件。
3. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述连接组件包括螺线管和可延展构件,其中所述螺线管能够操作以将所述可延展构件延伸至接触所述第一电极或所述第二电极,并且其中所述可延展构件电连接至所述第一导线或所述第二导线。
4. 根据权利要求3所述的外科系统,其中所述连接组件包括第一可延展构件和第二可延展构件,其中所述螺线管能够操作以将所述第一可延展构件延伸至接触所述第一电极并且将所述第二可延展构件延伸至接触所述第二电极,并且其中所述第一可延展构件电连接至所述第一导线且所述第二可延展构件电连接至所述第二导线。
5. 根据权利要求3所述的外科系统,其中所述连接组件还包括重定向构件,所述重定向构件包括通道,所述通道具有相对于所述重定向构件成第一角度的入口和相对于所述重定向构件成第二角度的出口,其中所述第一角度和所述第二角度为不同的角度。
6. 根据权利要求5所述的外科系统,其中所述第二角度相对于所述第一角度为90度。
7. 根据权利要求5所述的外科系统,其中所述第一可延展构件和所述第二可延展构件包括弹性构件。
8. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述连接组件包括螺线管和可旋转构件,其中所述可旋转构件包括第一触点,其中所述螺线管能够操作以旋转所述可旋转构件而使所述第一触点接合所述第一电极或所述第二电极,并且其中所述第一触点电连接至所述第一导线或所述第二导线。
9. 根据权利要求8所述的外科系统,其中所述第一触点位于所述可旋转构件的第一末端,其中所述可旋转构件还包括第二触点,所述第二触点位于所述可旋转构件的第二末端,其中所述螺线管能够操作以旋转所述可旋转构件而使所述第一触点接合所述第一电极且使所述第二触点接合所述第二电极,并且其中所述第一触点电连接至所述第一导线且所述

第二触点电连接至所述第二导线。

10. 根据权利要求 1 所述的外科系统,其中所述连接组件包括螺线管、框架和触点,其中所述框架包括端板,其中所述触点连接至所述螺线管的第一末端,其中所述螺线管能够操作以将所述触点延伸至接合所述第一电极或所述第二电极以使得所述第一电极或所述第二电极位于所述触点和所述端板之间,并且其中所述触点电连接至所述第一导线或所述第二导线。

11. 根据权利要求 10 所述的外科系统,其中所述连接组件包括第一触点和第二触点,其中所述框架包括第一端板和第二端板,其中所述第一触点连接至所述螺线管的第一末端,其中所述第二触点连接至所述螺线管的第二末端,其中所述螺线管能够操作以将所述第一触点延伸至接合所述第一电极并且将所述第二触点延伸至接合所述第二电极,并且其中所述第一触点电连接至所述第一导线且所述第二触点电连接至所述第二导线。

12. 根据权利要求 1 所述的外科系统,其中所述连接组件包括螺线管和框架,其中所述框架包括第一触点和第二触点,其中所述螺线管的第一末端连接至所述框架,其中所述螺线管能够操作以平移所述框架以使得所述第一触点或所述第二触点与所述第一电极或所述第二电极电连接,并且其中所述第一触点电连接至所述第一导线且所述第二触点电连接至所述第二导线。

13. 根据权利要求 12 所述的外科系统,其中所述螺线管能够操作以平移所述框架以使得所述第一触点电连接至所述第一电极且所述第二触点电连接至所述第二电极。

14. 根据权利要求 1 所述的外科系统,其中所述电源和所述连接器位于所述主体组件内。

15. 根据权利要求 1 所述的外科系统,其中所述电源包括发生器,其中所述发生器独立于所述外科器械。

16. 一种外科器械,包括:

(a) 主体组件,所述主体组件包括扳机,

(b) 传输组件,所述传输组件从所述主体组件向远侧延伸,所述传输组件包括波导和位于所述波导的远侧的刀片,

(c) 换能器,其中所述换能器能够选择性地插入所述主体组件内并且其中所述换能器能够选择性地连接至所述波导,所述换能器包括:

i. 第一电极,

ii. 第二电极,和

iii. 换能器元件,所述换能器元件与所述第一电极和第二电极连通,

(d) 电缆末端,所述电缆末端连接至所述换能器的近端,其中所述电缆末端和所述换能器能够相对彼此进行旋转;以及

(e) 连接组件,所述连接组件设置在所述电缆末端和所述换能器之间,其中所述连接组件能够操作以将所述电缆末端电连接至所述换能器,其中所述连接组件包括滑环电连接件。

17. 根据权利要求 16 所述的外科器械,其中所述电缆末端包括加重部分。

18. 根据权利要求 17 所述的外科器械,其中所述电缆末端包括上部和下部,并且其中所述加重部分位于所述电缆末端的下部中。

19. 一种用于将换能器电连接至电缆的连接组件,所述连接组件包括:

(a) 超声换能器,所述超声换能器连接至电缆,所述超声换能器具有一个或多个电触点;

(b) 可连接构件,所述可连接构件包括与所述换能器的一个或多个电触点互补的一个或多个互补电触点;以及

(c) 致动构件,所述致动构件能够操作以在第一位置和第二位置之间来选择性地致动所述可连接构件,在所述第一位置中所述可连接构件的一个或多个互补电触点接和所述换能器的一个或多个电触点,在所述第二位置中所述可连接构件的一个或多个互补电触点不接触所述换能器的一个或多个电触点,其中当所述可连接构件位于所述第一位置时所述一个或多个互补电触点电连接至所述一个或多个电触点;

其中当所述可连接构件位于所述第一位置和所述第二位置时,所述电缆物理连接至所述超声换能器。

20. 根据权利要求 19 所述的连接组件,还包括轴承构件,所述轴承构件与所述可连接构件连通并且连接至所述致动构件,其中所述可连接构件能够相对于所述超声换能器进行旋转。

具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科器械

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侧执行器通过套管针的套管设置在所需外科部位处。这些远侧执行器(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驱动系统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显示出示例性多部件手柄组件的内部;

[0007] 图 3A 示出了使用一对可延展构件的示例性连接组件的放大正视图;

[0008] 图 3B 示出了图 3A 的连接组件的放大正视图,其中示出可延展构件被延伸以电连接至换能器的电极;

[0009] 图 4 示出了图 3A-3B 的连接组件的示例性重定向构件的剖视图;

[0010] 图 5A 示出了使用可旋转构件的另一个示例性连接组件的放大正视图;

[0011] 图 5B 示出了图 5A 的连接组件的放大正视图,其中示出可旋转构件被旋转以电连接至电极;

[0012] 图 6A 示出了使用螺线管延伸一对触点的另一个示例性连接组件的放大正视图;

[0013] 图 6B 示出了图 6A 的连接组件的放大正视图,其中示出触点被延伸以电连接至电极;

[0014] 图 7A 示出了使用可平移框架的示例性替代连接组件的放大正视图;

[0015] 图 7B 示出了图 7A 的连接组件的放大正视图,其中示出框架和触点被平移以电连接至电极;

[0016] 图 8 示出了示例性替代连接组件的放大侧剖视图,所述示例性替代连接组件具有连接至环触点连接的含加重部分的电缆末端;

[0017] 图 9A 示出了具有能够选择性连接式部件的另一个示例性替代连接组件的放大侧剖视图;并且

[0018] 图 9B 示出了图 9A 的连接组件的放大侧剖视图,其中示出被分离的可连接构件。

[0019] 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

[0020] 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。

[0021] I. 示例性超声外科系统的概述

[0022] 图 1 示出了示例性的超声外科系统 10,其包括外科器械 50、发生器 20、以及将发生器 20 连接至外科器械 50 的电缆 30。合适的发生器 20 为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。应该指出的是, 将参照超声外科器械来描述外科器械 50; 然而应当理解, 下文所述的技术可用于多种外科器械, 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。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。

[0023] 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 被构造为细长的、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 76(另外最佳地示于图 2 中)、以及位于传输组件 70 的远侧的端部执行器 80。在本实例中, 端部执行器 80 包括连接至波导 76 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、以及任选的一个或多个连接至夹持臂 84 的夹持垫 86。

[0024] 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 被构造为在配对壳体部分 62 的近端接纳换能器 100 并且在配对壳体部分 62 的远侧接纳传输组件 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 并且被构造为供用户使用单手抓紧。下部 64 的一个仅为示例性的构型示于 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。

[0025] 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,例如单独的启动部分(可通过用户的手或脚来操作)和单独的配对壳体部分 62。这种启动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。在一些其他版本中,省去了扳机 68 和/或触发按钮 69。例如,器械 50 可作为机器人系统的一部分进行操作。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。仅以举例的方式,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。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。

[0026] 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。

[0027] II. 用于超声外科器械的示例性连接组件

[0028] 在某些情况下,可为有用的是选择性地连接从电缆 30 到换能器 100 的电连接。例如,换能器 100 可需要在操作期间被旋转多次。在这种情况下,如果电缆 30 为相对于换能器 100 固定的,则电缆 30 可不必要地缠绕。因此,可为优选的是包括能够选择性连接式电连接机构以降低或消除电缆 30 拧绕的可能性。另外,也可为优选的是,仅当外科器械 50 的换能器 100 和/或刀片 82 将被使用时才将电缆 30 选择性地连接至换能器 100。这种选择性连接可降低电连接组件的磨损。用于这种连接组件的仅为示例性的构型描述于下文中。

[0029] A. 示例性的多部件手柄组件

[0030] 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 和任选的一对触发按钮 69。本实例的扳机 68 可从远侧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 的远侧处连接至扳机托架 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 来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。

[0031] 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 连接至传输组件 70 以操作内部管状致动机构(未示出),由此来选择性地枢转夹持臂 84。用于传输组件 70、力限制机构 180、扳机托架 170、和换能器 100 的仅为示例性的构型描述于与本专利同一天提交的、名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Modular EndEffector”(具有模块化端部执行器的超声外科器械)的美国专利申请序列 No. [代理人案卷号 END7012USNP. 0587821] 中,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。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 CoagulatorApparatus 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。腔体 140 被构造为在其中接纳换能器 100(示为不含外部壳体)的至少一部分,以使得换能器 100 和传输组件 70 可在多部件手柄组件 60 内连接在一起。换能器 100 可永久性地封装在壳体 61 内,或者换能器 100 可通过壳体 61 中的孔而从腔体 140 中移出。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。

[0032] B. 示例性换能器

[0033] 仍参见图 2,本实例的换能器 100(示为不含外部壳体)可通过电缆 30 连接至发生器 20,但应当理解,换能器 100 可为具有容纳在壳体 61 内的电源的无线换能器。在本实例中,换能器 100 包括压电叠堆组件 110、第一谐振器或端振钟 120、以及第二谐振器或前振钟 130。在本实例中,换能器 100 产生的超声能量通过波导 76 传输至端部执行器 80 的刀片 82。波导 76 在近端连接至传声器(未示出),所述传声器从第二谐振器 130 向远侧延伸。传声器可固定地连接至波导 76(这样传输组件 70 的旋转使得换能器 100 也旋转并且反之亦然)或者传声器可被构造为相对于波导 76 自由地旋转(以使得传输组件 70 的旋转独立于换能器 100)。

[0034] 在本实例中,压电叠堆组件 110 包括压电元件 112,当将第一谐振器 120 和第二谐振器 130 与压电元件 112 组装在一起时,所述压电元件 112 压缩在第一谐振器 120 和第二谐振器 130 之间以形成压电元件 112 的叠堆。压电元件 112 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。压电叠堆组件 110 还包括电极 114,116,所述电极 114,116 包括至少一个正极 114 和至少一个负极 116,所述至少一个正极 114 和至少一个负极 116 被构造为在一个或多个压电元件 112 上产生电势。当然,也可将多个电极 114,116 和压电元件 112 堆叠在一起。如图 2 所示,正极 114、负极 116、和压电元件 112 可各自被构造为具有孔腔(未示出)以限定可接纳第一谐振器 120 的螺纹部分的通道。在示出的实例中,正极 114 和负极 116 为圆环,但应当理解,可使用其他电极,包括线性凸起、连接至换能器 100 的端部的环连接器、和 / 或任何其他合适的电极或电极组合,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。一种仅为示例性的超声换能器 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。

[0035] 当通过触发按钮 69 和 / 或扳机 68 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(或其他振动模式,如,扭转的或横向的等)、超声频率(例

如 55.5kHz) 下的机械能量。如图所示,当换能器 100 连接至传输组件 70 时,则将振荡通过波导 76 传输至端部执行器 80。在本实例中,连接至波导 76 的刀片 82 由此在超声频率下振荡。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。

[0036] C. 示例性的可延展连接组件

[0037] 如此前所指出的,在某些情况下,可为有用的是选择性地连接和分离电缆 30 和换能器 100 之间的电连接。一个仅为示例性的连接组件 200 包括一个或多个可延展构件 230 以将功率从发生器 20 电连接至换能器 100,如图 3A-4 所示。在本实例中,连接组件 200 包括螺线管 210(示于图 4 中)、重定向构件 220、和一对可延展构件 230。如图 4 所示,重定向构件 220 具有形成于其中且被构造为以相对螺线管 210 成 90 度的角度来重定向可延展构件 230 的一对弧形通道 222。但应当理解,可使用用于弧形通道 222 的其他重定向角度,包括从 0 度到 180 度的任何角度。重定向构件 220 还包括非导电或绝缘材料,以使得可延展构件 230 与弧形通道 222 的任何接触将不会导致重定向构件 220 与可延展构件 230 的电连接。例如,重定向构件 220 可为聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或 PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和 / 或任何其他非导电或绝缘构件,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。作为另外一种选择,重定向构件 220 可包括导电材料,其中利用绝缘材料或非导电材料使一个或多个弧形通道 222 为绝缘的。应当理解,重定向构件 220 可通过使用二极管电路和 / 或其他电元件而为电绝缘的,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,重定向构件 220 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0038] 本实例的可延展构件 230 包括弹性金属条以使得可延展构件 230 依照由弧形通道 222 形成的路径而变形,但当不在弧形通道 222 内时基本上返回线性外形。可延展构件 230 可由铜、铝、金、和 / 或任何其他导电材料制成,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。可延展构件 230 包括第二末端 232,所述第二末端 232 被构造为接触和电连接至上文所述的正极和 / 或负极 114,116。例如,第二末端 232 可包括与其连接的平板(未示出)以提供较大的表面来接触正极或负极 114,116。作为另外一种选择,可将细电刷构件连接至第二末端 232。根据本文的教导内容,第二末端 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。可延展构件 230 还包括第一末端,所述第一末端连接至螺线管 210 的螺线管头部 212。螺线管头部 212 可为聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或 PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和 / 或任何其他非导电或绝缘构件。作为另外一种选择,在另一个版本中,螺线管头部 212 可包括导电材料,但可在螺线管头部 212 和可延展构件 230 之间提供绝缘或非导电材料。应当理解,螺线管头部 212 可通过使用二极管电路和 / 或其他电元件而为电绝缘的,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。可延展构件 230 还连接至从电缆 30 和从发生器 20 延伸的正导线和 / 或负导线 218。在本实例中,螺线管 210 为可在第一位置和第二位置之间移动的线性致动型螺线管,在所述第一位置中可延展构件 230 收缩以不接触正极和 / 或负极 114,116,如图 3A 所示;在所述第

二位置中可延展构件 230 延伸以与正极和 / 或负极 114, 116 电连接, 如图 3B 所示。因此, 当启动螺线管 210 时, 通过正极和负极 114, 116 以及可延展构件 230 将得自发生器 20 的功率电连接至换能器 100。

[0039] 在一个仅为示例性的版本中, 连接组件 200 可被构造为当未致动扳机 68 时位于图 3A 所示的第一、收缩位置并且当拉引扳机 68 (示于图 1-2 中) 时使得连接组件 200 延伸至图 3B 所示的第二、延伸位置。可通过开关 (未示出) 来实现这种启动以基于扳机 68 的位置来将功率选择性地施加至螺线管 210。因此, 当螺线管 210 响应用户致动型扳机 68 而被启动时, 可通过可延展构件 230 与正极和负极 114, 116 的连接来将功率选择性地施加至换能器 100。作为另外一种选择, 可通过触发按钮 69 (示于图 2 中) 和 / 或通过任何其他启动装置来启动螺线管 210, 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。

[0040] 因此, 当可延展构件 230 未被延伸时, 换能器 100 能够相对于壳体 61 和 / 或电缆 30 自由地旋转, 由此潜在地降低可延展构件 230 上的磨损并且还潜在地避免电缆 30 在换能器 100 和 / 或传输组件 70 旋转时的缠绕。当可延展构件 230 正接触正极和负极 114, 116 时, 换能器 100 仍可旋转。根据本文的教导内容, 连接组件 200 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, 可省去重定向构件 220 并且可将可延展构件 230 连接至单个、双作用螺线管, 所述单个、双作用螺线管被构造为向外延伸以将可延展构件 230 与正极和负极 114, 116 电连接。作为另外一种选择, 可使用一对螺线管以代替单个双作用螺线管。在一些其他版本中, 扳机 68 可机械地连接至可延展构件 230 以使得扳机 68 的致动会延伸可延展构件 230。在另一个替代形式中, 可使用马达代替螺线管 210 来延伸可延展构件 230。

[0041] D. 示例性的可旋转连接组件

[0042] 另一个示例性的连接组件 300 包括一个或多个可旋转构件 330 以将功率从发生器 20 电连接至换能器 100, 如图 5A-5B 所示。在本实例中, 连接组件 300 包括螺线管 310 和具有一对触点 320 的可旋转构件 330。如图 5A 所示, 可旋转构件 330 包括矩形板可旋转构件, 所述矩形板可旋转构件具有设置在相对末端的一对触点 320。可旋转构件 330 还包括非导电或绝缘材料, 以使得触点 320 相对于可旋转构件 330 的外部 and 另一个电触点 320 电隔离。例如, 可旋转构件 330 可由聚合物或塑料构件 (例如聚乙烯或 PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和 / 或任何其他非导电或绝缘构件, 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, 应当理解, 可旋转构件 330 可通过使用二极管电路和 / 或其他电元件而为电绝缘的, 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。作为另外一种选择, 在另一个版本中, 可旋转构件 330 可包括导电材料, 所述导电材料具有绝缘或非导电材料以将触点 320 相对彼此并且相对可旋转构件 330 隔离。仅以举例的方式, 可旋转构件 330 可包括印刷电路板 (PCB) 部分, 所述印刷电路板 (PCB) 部分具有连接至正触点 320 的第一导电迹线 (未示出) 和对应于负触点 320 的第二导电迹线 (未示出), 其中第一和第二导电迹线为彼此绝缘的。本实例的触点 320 包括电刷部分以将触点 320 电连接至正极和 / 或负极 114, 116, 如图 5B 所示。触点 320 可由铜、铝、金、和 / 或任何其他导电材料制成, 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。当然, 可使用其他触点 320, 包括导电凸块、平板触点、电感元件、和 / 或任何其他合适的触点, 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。触点 320 还连接至从电缆 30 延伸的正导线和 / 或负导线 322。导线 322 彼此绝缘并且在本实例中基本上在可旋转构件 330 的中点 332 附近电连接至导电迹线。从导线 322 到导电迹线的这种电连接可通过直接焊接连接、滑环连接、和 / 或任何其他合适的连接来实现。根据本文的教导内容,可旋转构件 330 和 / 或触点 320 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] 本实例的螺线管 310 连接在可旋转构件 330 的中点 332 处,并且螺线管 310 能够操作以旋转可旋转构件 330。例如,可旋转构件 330 可在螺线管 310 被启动时旋转至 90 度的角度(如图 5B 所示)并且可在螺线管 310 失效时返回 0 度的角度(如图 5A 所示)螺线管 310 可为旋转型螺线管,或者在一种替代形式中,可使用具有齿轮装置(未示出)(例如支架和小齿轮)的线性螺线管以对可旋转构件 330 进行旋转运动。作为另外一种选择,可使用压电元件、马达(如,步进马达)、扳机 68 的直接机械连接件、和 / 或任何其他合适的装置来旋转可旋转构件 330,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。在本实例中,当螺线管 310 失效时,如图 5A 所示,可旋转构件 330 为竖直的或成 0 度,并且触点 320 不与正极或负极 114,116 电连接。一旦螺线管 310 被启动时,如图 5B 所示,可旋转构件 330 旋转 90 度以使得触点 320 电连接至正极和负极 114,116。因此,当螺线管 310 被启动时,通过正极和负极 114,116 以及触点 320 将得自发生器 20 的功率电连接至换能器 100。

[0044] 在一个仅为示例性的版本中,连接组件 300 可被构造为当未致动扳机 68 时位于图 5A 所示的第一位置并且当拉引扳机 68(示于图 1-2 中)时使得连接组件 300 将可旋转构件 330 旋转至图 5B 所示的第二位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机 68 的位置来将功率选择性地施加至螺线管 310。因此,当螺线管 310 响应用户致动型扳机 68 而被启动时,可通过触点 320 与正极和负极 114,116 的连接来将功率选择性地施加至换能器 100。作为另外一种选择,可通过触发按钮 69(示于图 2 中)和 / 或通过任何其他启动装置来启动螺线管 310,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。

[0045] 因此,当可旋转构件 330 的触点 320 未旋转至电连接位置时,换能器 100 能够相对于壳体 61 和 / 或电缆 30 自由地旋转,由此降低触点 320 和 / 或可旋转构件 330 上的潜在磨损。连接组件 300 还可潜在地避免电缆 30 在换能器 100 和 / 或传输组件 70 旋转时的任何缠绕。当触点 320 接触正极和负极 114,116 时,换能器 100 仍能够相对于壳体 61 和 / 或电缆 30 进行旋转。当然,根据本文的教导内容,连接组件 300 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0046] E. 示例性的替代可延展连接组件

[0047] 另一个示例性的连接组件 400 包括一个或多个触点 420 以将功率从发生器 20 电连接至换能器 100,如图 6A-6B 所示。在本实例中,连接组件 400 包括螺线管 410、一对触点 420、和框架 430。本实例的框架 430 包括基部 432、第一端板 434、和第二端板 436。第一端板和第二端板 434,436 垂直于基部 432 而延伸并且被构造为延伸超过正极和负极 114,116 的一端,如图 6A-6B 所示。框架 430 包括非导电或绝缘材料,以使得触点 420 和 / 或导线 422 与基部 432、第一端板 434、和 / 或第二端板 436 的任何接触将不会导致框架 430 与触点 420 和 / 或导线 422 的电连接。例如,框架 430 可为聚合物或塑料构件(例如聚乙烯

或 PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和 / 或任何其他非导电或绝缘构件,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,应当理解,框架 430 可通过使用二极管电路和 / 或其他电元件而为电绝缘的,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,框架 430 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0048] 在本实例中,螺线管 410 设置在一对触点 420 之间。本实例的触点 420 包括被构造为当触点 420 接触正极和 / 或负极 114,116 时与正极和 / 或负极 114,116 电连接的金属板。触点 420 可由铜、铝、金、和 / 或任何其他导电材料制成,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。作为另外一种选择,可将细电刷构件连接至触点 420 以连接至正极和 / 或负极 114,116。根据本文的教导内容,触点 420 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。触点 420 连接至螺线管 410 的绝缘螺线管头部,以使得施加至螺线管 410 的任何电流为相对触点 420 绝缘的并且使得各个触点 420 为彼此绝缘的。螺线管头部可包括聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或 PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和 / 或任何其他非导电或绝缘构件。当然,应当理解,螺线管头部可通过使用二极管电路和 / 或其他电元件而为电绝缘的,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。触点 420 还连接至从电缆 30 延伸的正导线和 / 或负导线 422。

[0049] 在本实例中,螺线管 410 为可从第一位置移动至第二位置的双作用线性致动型螺线管,在所述第一位置中触点 420 从正极和 / 或负极 114,116 收缩(如图 6A 所示),在所述第二位置中触点 420 被延伸以与正极和 / 或负极 114,116 电连接(如图 6B 所示)。在本实例中,螺线管 410 的中部 412 为相对于框架 430 固定的,以使得螺线管 410 的端部从中部 412 向外延伸。如图 6A-6B 所示,当触点 420 相对于螺线管 410 的中部 412 向外延伸时,触点 420 则相对第一和 / 或第二端板 434,436 来压缩正极和 / 或负极 114,116。因此,正极和 / 或负极 114,116 的钳盘制动式压缩可确保触点 420 与正极和 / 或负极 114,116 的电连接。应当理解,该压缩不必为高度压缩,所述高度压缩将会阻止换能器 100 在正极和 / 或负极 114,116 与触点 420 和第一和 / 或第二端板 434,436 接触时的旋转。极其显而易见的是,当螺线管 410 被启动时,通过正极和负极 114,116 以及触点 420 将得自发生器 20 的功率电连接至换能器 100。当然,根据本文的教导内容,框架 430、触点 420、和螺线管 410 的替代构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如,螺线管 410 可为一端固定的并且可被构造为相对正极或负极 114,116 来压缩单个触点 420。可提供第二螺线管 410 和单个触点 420 以用于另一个电极 114,116。此外,可将螺线管 410 设置在剪刀型联接件的一端且将触点 420 连接至剪刀型联接件的相对端。因此,当螺线管 410 相对剪刀型联接件的第一末端向外延伸时,剪刀型联接件的相对端也扩张以相对第一和 / 或第二端板 434,436 来压缩正极和 / 或负极 114,116。当然,这种替代形式仅为示例性的。

[0050] 在示出的实例中,连接组件 400 被构造为当未致动扳机 68 时位于图 6A 所示的第一、收缩位置并且当用户拉引扳机 68(示于图 1-2 中)时使得连接组件 400 延伸至图 6B 所示的第二、延伸位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机 68 的位置来将功率选择性地施加至螺线管 410。因此,当螺线管 410 响应用户致动型扳机 68 而被启动时,可通过触点 420 与正极和负极 114,116 的连接来将功率选择性地施加至换能器 100。作为另外一种选择,可通过触发按钮 69(示于图 2 中)和 / 或通过任何其他启动装置来启动螺线

管 410, 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。

[0051] 因此, 当触点 420 未相对正极或负极 114, 116 进行压缩时, 换能器 100 能够相对于壳体 61 和 / 或电缆 30 自由地旋转, 由此潜在地降低触点 420 上的磨损并且还潜在地避免电缆 30 在换能器 100 和 / 或传输组件 70 旋转时的缠绕。当触点 420 接触正极和负极 114, 116 时, 换能器 100 仍能够相对于壳体 61 和 / 或电缆 30 进行旋转。当然, 根据本文的教导内容, 连接组件 400 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, 可按照类似于上述连接组件 300 的方式来将触点 420 旋转成与触点 114, 116 压缩性接触。应当理解, 可省去螺线管 410 并且可通过直接连接至扳机 68 的机械组件 (如, 驱动于触点 420 之间的楔等等) 来驱动触点 420。

[0052] F. 示例性的可平移连接组件

[0053] 另一个示例性的连接组件 500 包括一个或多个触点 520 以将功率从发生器 20 电连接至换能器 100, 如图 7A-7B 所示。在本实例中, 连接组件 500 包括螺线管 510、一对触点 520、和连接至螺线管 510 的框架 530。本实例的框架 530 包括基部 532、第一接触凹槽 534、和第二接触凹槽 536。第一接触凹槽和第二接触凹槽 534, 536 各自通过从基部 532 垂直延伸的一对壁 538 来限定, 由此形成 U 形沟槽, 所述 U 形沟槽形成合适的尺寸以接纳正极和 / 或负极 114, 116 的末端, 如图 7A-7B 所示。框架 530 包括非导电或绝缘材料, 以使得触点 520 和 / 或导线 522 与基部 532 和 / 或壁 538 的接触将不会导致框架 530 与触点 520 和 / 或导线 522 的电连接。例如, 框架 530 可为聚合物或塑料构件 (例如聚乙烯或 PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和 / 或任何其他非导电或绝缘构件, 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, 应当理解, 框架 530 可通过使用二极管电路和 / 或其他电元件而为电绝缘的, 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, 框架 () 530 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0054] 在本实例中, 触点 520 包括位于第一接触凹槽和第二接触凹槽 534, 536 内的金属板并且被构造为当触点 520 接触正极和 / 或负极 114, 116 时与正极和 / 或负极 114, 116 电连接。触点 520 可由铜、铝、金、和 / 或任何其他导电材料制成, 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。作为另外一种选择, 可将细电刷构件连接至触点 520 以连接至正极和 / 或负极 114, 116。根据本文的教导内容, 触点 520 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。在一个仅为示例性的版本中, 框架 530、第一接触凹槽和第二接触凹槽 534, 536、和触点 520 可为对应于正极和负极 114, 116 (示于图 2 中) 的曲率的弧形构件。本实例的触点 520 还各自电连接至从电缆 30 延伸的正导线和 / 或负导线 522。

[0055] 在本实例中, 螺线管 510 在背对第一接触凹槽和第二接触凹槽 534, 536 以及触点 520 的侧面上连接至框架 530。螺线管 510 可从第一位置移动至第二位置的线性致动型螺线管, 在所述第一位置中框架 530 上的触点 520 收缩以不接触正极和 / 或负极 114, 116, 如图 7A 所示, 在所述第二位置中框架 530 的触点 520 延伸以与正极和 / 或负极 114, 116 电连接, 如图 7B 所示。在本实例中, 单个螺线管 510 为相对框架 530 固定的, 以使得螺线管 510 的末端可向上延伸以同样向上平移框架 530。如图 7A-7B 所示, 当启动螺线管 510 时, 框架 530 向上平移以使得触点 520 电连接至正极和 / 或负极 114, 116。因此, 当启动螺线管 510 时, 通过正极和负极 114, 116 以及触点 520 将得自发生器 20 的功率电连接至换能器 100。

应当理解,框架 530 也可由螺线管 510 沿其他方向进行平移,包括向侧面、向下、或沿任何其他合适的方向(如,基于触点 520 的位置)。当然,框架 530、触点 520、和螺线管 510 的替代构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如,可将螺线管 510 固定到单个框架 530 和 / 或触点 520 上以将触点 520 与正极或负极 114,116 电连接。可提供第二螺线管 510 和单个触点 520 以用于另一个电极 114,116。此外,不止一个螺线管 510 可连接至框架 530 并且可被设置为使得各个螺线管 510 位于各个触点 520 的下方和对面。当然,这种替代形式仅为示例性的。

[0056] 在示出的实例中,连接组件 500 被构造为当未致动扳机 68 时位于图 7A 所示的第一、收缩位置并且当用户拉引扳机 68(示于图 1-2 中)时使得连接组件 500 延伸至图 7B 所示的第二、延伸位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机 68 的位置来将功率选择性地施加至螺线管 510。因此,当螺线管 510 响应用户致动型扳机 68 而被启动时,可通过触点 520 与正极和负极 114,116 的连接来将功率选择性地施加至换能器 100。作为另外一种选择,可通过触发按钮 69(示于图 2 中)和 / 或通过任何其他启动装置来启动螺线管 510,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。

[0057] 因此,当触点 520 未相对正极或负极 114,116 进行压缩时,换能器 100 能够相对于壳体 61 和 / 或电缆 30 自由地旋转,由此潜在地降低触点 520 上的磨损并且还潜在地避免电缆 30 在换能器 100 和 / 或传输组件 70 旋转时的缠绕。当触点 520 接触正极和负极 114,116 时,换能器 100 仍能够相对于壳体 61 和 / 或电缆 30 进行旋转。当然,根据本文的教导内容,连接组件 500 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,扳机 68 可机械地连接至框架 530 以使得扳机 68 的致动将框架 530 延伸到接触电极 114,116。在另一个替代形式中,可使用马达代替螺线管 510 来延伸框架 530。

[0058] 应当理解,上述连接组件 200,300,400,500 中的至少部分可容纳在换能器 100 的外部壳体内。此外或者作为另外一种选择,连接组件 200,300,400,500 的至少部分可位于外科器械 50 的配对壳体部分 62 内并且可被构造为连接至延伸出换能器 100 的外部壳体的正极和负极 114,116。此外,上述连接组件 200,300,400,500 可被构造为响应弹出按钮(未示出)而致动远离正极和负极 114,116,以使得可将可拆除换能器 100 从配对壳体部分 62 内移出且不会卡在连接组件 200,300,400,500 上。另外,尽管上述连接组件 200,300,400,500 描述出螺线管或其他装置响应扳机 68 和 / 或触发按钮 69 的致动,但应当理解,可包括单独按钮以启动螺线管等。作为另一个仅为示例性的实例,得自发生器 20 的信号可启动响应单独信号(例如指示扳机 68 已被致动的信号)的螺线管等。

[0059] 此外,应当理解,可将得自一个连接组件 200,300,400,500 的特征与不同的连接组件 200,300,400,500 进行组合。例如,将框架 530 向上平移至正极和负极 114,116 的连接组件 500 可与具有将触点 420 与正极和负极 114,116 连接的第二螺线管 410(其代替位于内部的侧壁 538)的连接组件 400 一起使用。因此,一对螺线管 510,410 可致动框架 530 并且将触点 420 与正极和负极 114,116 电连接。另外,可通过将连接组件 200 的特征与连接组件 300 进行组合来产生可旋转且可延展的组合物。此外,可将连接组件 500 与连接组件 200 和 / 或连接组件 300 进行组合以提供具有可延展构件 230 和 / 或可旋转构件 330 的可平移框架。此外,也可将多个连接组件 200,300,400,500 进行组合以用于冗余度和 / 或可靠性目的。根据本文的教导内容,其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0060] G. 具有加重电缆末端的示例性滑环

[0061] 在某些情况下,可为有用的是提供从电缆 30 到换能器 100 的可旋转电连接。例如,在某些情况下,换能器 100 可需要在操作期间相对壳体 61 旋转多次。在这些情况下,如果电缆 30 为相对于换能器 100 固定的,则电缆 30 可不必要地缠绕。因此,可为优选的是在电缆末端和换能器 100 之间提供可旋转电连接以降低或消除电缆 30 在换能器 100 旋转时拧绕的可能性。换句话说,可为有利的是允许换能器 100 相对于电缆 30 旋转同时仍保持换能器 100 和电缆 30 之间的电连续性。

[0062] 这种可旋转连接组件 600 的一个仅为示例性的构型示于图 8 中。在示出的实例中,电缆 30 包括延伸至电缆末端 610 的一个或多个导线 612,所述电缆末端 610 可旋转地连接至换能器 700 以使得电缆 30、电缆末端 610、换能器 700、和 / 或壳体 61 能够相对彼此旋转。电缆末端 610 将更详细地论述于下文中。本实例的换能器 700 可根据上述换能器 100 的教导内容中的至少一些进行构造。在示出的实例中,换能器 700 包括外部壳体 702、压电叠堆组件 710、第一谐振器或端振钟 720、以及第二谐振器或前振钟 730。在本实例中,换能器 700 产生的超声能量通过波导 76 (示于图 1-2 中) 传输至端部执行器 80 的刀片 82。波导 76 在近端连接至传声器 (未示出),所述传声器从第二谐振器 730 向远侧延伸。传声器可固定地连接至波导 76 (这样传输组件 70 的旋转使得换能器 700 也旋转并且反之亦然) 或者传声器可被构造为相对于波导 76 自由地旋转 (以使得传输组件 70 的旋转独立于换能器 700)。

[0063] 在示出的实例中,压电叠堆组件 710 包括多个压电元件 712,当将第一谐振器 720 和第二谐振器 730 与压电元件 712 组装在一起时,所述压电元件 712 压缩在第一谐振器 720 和第二谐振器 730 之间以形成压电元件 712 的叠堆。压电元件 712 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。压电叠堆组件 710 还包括多个电极 714,716,所述多个电极 714,716 包括至少一个正极 714 和至少一个负极 716,所述至少一个正极 714 和至少一个负极 716 被构造为在一个或多个压电元件 712 上产生电势。如图 8 所示,多个电极 (714,716) 和压电元件 712 堆叠在第一谐振器和第二谐振器 720,730 之间。另外,正极 714、负极 716、和压电元件 712 还包括孔腔 718 (以虚线显示),所述孔腔 718 限定通道以接纳第一谐振器 720 的螺纹部分和 / 或第一滑环结构 750 的轴 752,如将在下文更详细所述。例如,轴 752 可与第一谐振器 720 的中空螺纹部分同轴并且能够插入第一谐振器 720 的中空螺纹部分 (其螺纹配合到孔腔 718 内)。孔腔 718 由此允许压电叠堆组件 710、第一谐振器 720、和第二谐振器 730 相对于轴 752 平移和 / 或旋转。在本实例中,正极 714 和负极 716 为圆环,但应当理解,可使用其他电极,例如线性凸起和 / 或任何其他合适的电极或电极组合,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。

[0064] 当通过触发按钮 69 和 / 或扳机 68 (示于图 2 中) 启动本实例的换能器 700 时,换能器 700 能够操作以产生线性振荡或振动形式 (如,扭转的或横向的等)、超声频率 (例如 55.5kHz) 下的机械能量。因此,当换能器 700 连接至传输组件 70 时,则将振荡通过波导 76 传输至端部执行器 80。因此,连接至波导 76 的刀片 82 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。尽管已描述出换能器 700 的一些构型,但根据本文的教导内容,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。

[0065] 本实例的第一滑环结构 750 被构造为将电缆 30 的导线 612 电连接至正极 714 和负极 716 同时允许压电叠堆组件 710、第一谐振器 720、和第二谐振器 730 相对于电缆 30 的旋转。压电叠堆组件 710、第一谐振器 720、和第二谐振器 730 的这种旋转可使用利用旋钮(例如示于图 1-2 中的旋钮 66)或通过任何其他合适的方式来实现。在本实例中,第一滑环结构 750 由辊轴承组件(未示出)支承,所述辊轴承组件被构造为允许第一滑环结构 750 相对于壳体 610 旋转。第一滑环结构 750 包括轴 752(如此前所指出的)、一个或多个杆 754、以及被构造为电连接至正极和 / 或负极 714,716 的一个或多个电刷触点 756。在示出的实例中,一对杆 754 为 L 形的并且位于电极 714,716 的相对侧,但应当理解,可使用单个直立或 L 形的杆 754 或者作为另外一种选择,也可使用多个杆 754,例如三杆、四杆、五杆、或六杆构型。本实例的轴 752 和杆 754 包括非导电或绝缘材料以使得电刷触点 756 并不电连接至轴 752 或杆 754。电刷触点 756 被构造为电连接至正极和 / 或负极 714,716 以将功率提供至压电叠堆组件 710。电刷触点 756 可由铜、铝、金、和 / 或任何其他合适的导电材料制成。在示出的实例中,一个杆 754 包括多个正电刷触点 756,而第二杆 754 包括多个负电刷触点 756,但应当理解,这仅为任选的。在使用单杆 754 的情况下,所有的电刷触点 756 均可包括在此单杆 754 上。电刷触点 756 还可任选地根据上述连接组件 200,300,400,500 进行构造。第一滑环结构 750 还包括导电路径 758,所述导电路径 758 将电刷触点 756 电连接至相应的环触点 762,764,如在下文更详细所述。导电路径 758 可为沿着或穿过第一滑环结构 750 延伸的导线,或者可将导电路径 758 按照类似于 PCB 的方式蚀刻到第一滑环结构 750 内。

[0066] 近侧轴 760 从轴 752 向近端延伸并且固定地附接至杆 754 以使得轴 752、近侧轴 760、和杆 754 形成一体结构。当然,可省去近侧轴 760 并且轴 752 可与杆 754 交汇而向近端延伸。近侧轴 760 的近端处为各自电连接至相应导电路径 758 的一对环触点 762,764。在示出的实例中,正环触点 762 电连接至与正极 714 电连接的这些电刷触点 756,并且负环触点 764 电连接至与负极 716 电连接的这些电刷触点 756。在示出的实例中,正环触点 762 与负环触点 764 同轴并且嵌套在负环触点 764 内。环触点 762,764 电连接至电缆末端 610 内的互补环触点 614,616 以使得导线 612 电连接至相应的导电路径 758。一个仅为示例性的连接为滑环连接。因此,导线 612 和导电路径 758 保持为电连接的,即使第一滑环结构 750 相对于电缆末端 32 旋转。此外,电缆末端 610 包括加重部分 620,所述加重部分 620 被构造为取向具有加重部分 620 的电缆末端 610 以使其因重力作用而显著指向下方。在本实例中,加重部分基本上位于电缆末端 610 的下部或下侧。因此,即使第一滑环结构 750 相对于电缆末端 610 旋转,加重部分 620 也将电缆 30 基本上保持在其初始位置,由此降低电缆 30 在换能器 700 和 / 或外科器械 50 旋转时缠绕的可能性。作为另外一种选择,可将滑环结构 750 容纳在中间壳体(未示出)内,所述中间壳体能够相对于换能器 700 旋转并且位于换能器 700 和电缆末端 610 之间。滑环结构 750 也可被设计为包括在换能器 700 的声学构型内以使得滑环结构 750 不影响由换能器 700 产生的振荡运动。在另一个替代形式中,第一滑环结构 750 可为固定的并且电连接至正极和 / 或负极 714,716 以使得换能器 700 为一体构造的。当然,根据本文的教导内容,可旋转连接组件 600 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0067] H. 示例性的能够选择性连接式滑环

[0068] 尽管上述论述涉及可旋转连接组件,但在其他情况下,可为有用的是提供从电缆 30 到换能器 100 的能够选择性连接式电连接。在其中换能器 100 在操作期间必须被旋转多次的情况下,如果电缆 30 相对于换能器 100 固定,则电缆 30 可不必要地缠绕。作为可旋转电连接的替代形式,可为优选的是,使电缆末端的至少部分与换能器 100 选择性地分离而壳体 61 和电缆末端仍物理连接。因此,可为优选的是在电缆末端和换能器 100 包括能够选择性连接式电连接以选择性地解除电缆 30 中的任何拧绕。这种能够选择性连接式电连接的一个仅为示例性的构型描述于下文中。

[0069] 如图 9A-9B 所示,替代性的连接式连接组件 800 被示出以将电缆 30 选择性地连接至换能器 900。在本实例中,基本上根据换能器 700 的教导内容来构造换能器 900。在示出的实例中,换能器 900 包括外部壳体 902、压电叠堆组件 910、第一谐振器或端振钟 920、以及第二谐振器或前振钟 930。在本实例中,换能器 900 产生的超声能量通过波导 76 (示于图 1-2 中) 传输至端部执行器 80 的刀片 82。波导 76 在近端连接至传声器 (未示出),所述传声器从第二谐振器 930 向远侧延伸。传声器可固定地连接至波导 76 (这样传输组件 70 的旋转使得换能器 900 也旋转并且反之亦然) 或者传声器可被构造为相对于波导 76 自由地旋转 (以使得传输组件 70 的旋转独立于换能器 900)。

[0070] 在示出的实例中,压电叠堆组件 910 包括多个压电元件 912,当将第一谐振器 920 和第二谐振器 930 与压电元件 912 组装在一起时,所述压电元件 912 压缩在第一谐振器 920 和第二谐振器 930 之间以形成压电元件 912 的叠堆。压电元件 912 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。压电叠堆组件 910 还包括多个电极 914,916,所述多个电极 914,916 包括至少一个正极 914 和至少一个负极 916,所述至少一个正极 914 和至少一个负极 916 被构造为在一个或多个压电元件 912 上产生电势。如图 9A-9B 所示,多个电极 914,916 和压电元件 912 堆叠在第一谐振器和第二谐振器 920,930 之间。另外正极 914、负极 916、和压电元件 912 还包括孔腔 918 (以虚线显示),所述孔腔 918 限定通道以接纳第一谐振器 920 的螺纹部分和 / 或第一滑环结构 950 的轴 952,如将在下文更详细所述。例如,轴 952 可与第一谐振器 920 的中空螺纹部分同轴并且能够插入第一谐振器 920 的中空螺纹部分 (其螺纹配合到孔腔 918 内)。孔腔 918 由此允许压电叠堆组件 910、第一谐振器 920、和第二谐振器 930 相对于轴 952 平移和 / 或旋转。在本实例中,正极 914 和负极 916 为圆环,但应当理解,可使用其他电极,例如线性凸起和 / 或任何其他合适的电极或电极组合,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。

[0071] 当通过触发按钮 69 和 / 或扳机 68 (示于图 2 中) 启动本实例的换能器 900 时,换能器 900 能够操作以产生线性振荡或振动形式 (或其他振动模式,如,扭转的或横向的等)、超声频率 (例如 55.5kHz) 下的机械能量。因此,当换能器 900 连接至传输组件 70 时,则将振荡通过波导 76 传输至端部执行器 80。因此,连接至波导 76 的刀片 82 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。尽管已描述出换能器 900 的一些构型,但根据本文的教导内容,换能器 900 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。

[0072] 本实例的第一滑环结构 950 被构造为将电缆 30 的导线 818 电连接至正极 914 和负极 916 同时允许压电叠堆组件 910、第一谐振器 920、和第二谐振器 930 相对于电缆 30 的旋转。压电叠堆组件 910、第一谐振器 920、和第二谐振器 930 的这种旋转可利用旋钮（例如示于图 1-2 中的旋钮 66）或通过任何其他合适的方式来实现。第一滑环结构 950 包括轴 952（如此前所指出的）、一个或多个杆 954、以及被构造为电连接至正极和 / 或负极 914、916 的一个或多个电刷触点 956。在示出的实例中，一对杆 954 为 L 形的并且位于电极 914、916 的相对侧，但应当理解，可使用单个直立或 L 形的杆 954，或者作为另外一种选择，也可使用多个杆 954，例如三杆、四杆、五杆、或六杆构型。本实例的轴 952 和杆 954 包括非导电或绝缘材料以使得电刷触点 956 并不电连接至轴 952 或杆 954。电刷触点 956 被构造为电连接至正极和 / 或负极 914、916 以将功率提供至压电叠堆组件 910。电刷触点 956 可由铜、铝、金、和 / 或任何其他合适的导电材料制成。在示出的实例中，一个杆 954 包括多个正电刷触点 956，而第二杆 954 包括多个负电刷触点 956，但应当理解，这仅为任选的。在使用单杆 954 的情况下，所有的电刷触点 956 均包括在此单杆 954 上。电刷触点 956 还可任选地根据上述连接组件 200, 300, 400, 500 进行构造。第一滑环结构 950 还包括将电刷触点 956 电连接至相应触点 962, 964 的导电路径 958，所述触点 962, 964 可电连接至可连接构件 810，如下文更详细描述。导电路径 958 可为沿着或穿过第一滑环结构 950 延伸的导线，或者可将导电路径 958 按照类似于 PCB 的方式蚀刻到第一滑环结构 950 内。

[0073] 近侧轴 960 从轴 952 向近端延伸并且固定地附接至杆 954 以使得轴 952、近侧轴 960、和杆 954 形成一体结构。当然，可省去近侧轴 960 并且轴 952 可与杆 954 交汇而向近端延伸。近侧轴 960 的近端处为各自电连接至相应导电路径 958 的一对触点 962, 964。在示出的实例中，正触点 962 电连接至与正极 914 电连接的这些电刷触点 956，并且负触点 964 电连接至与负极 916 电连接的这些电刷触点 956。在一个实例中，正触点 962 为与负触点 964 同轴且嵌套在负触点 964 内的环触点，所述负触点 964 也为环触点。在可连接构件 810 上提供互补环触点 812, 814 以电连接至正触点或负触点 962, 964。作为另外一种选择，可使用插头和互补插座作为圆环触点 962, 964, 812, 814 的替代形式。

[0074] 在某些情况下，换能器 900、壳体 61、和 / 或电缆 30 的旋转可使得导线 818 彼此拧绕。因此，提供螺线管 820 以及设置在可连接构件 810 周围并且能够相对近侧轴 960 平移的轴承构件 830 以使正触点和负触点 962, 964 与互补环触点 812, 814 选择性地分离。轴承构件 830 允许当可连接构件 810 与近侧轴 960 分离时可连接构件 810 相对于壳体 61 的旋转。应当理解，可允许电缆末端 840 相对于壳体 61 自由地旋转，而无论可连接构件 810 是否连接至近侧轴 960。如图 9A 所示，螺线管 820 为有效和延伸的，这使得当可连接构件 810 邻接近侧轴 960 时正触点或负触点 962, 964 与互补环触点 812, 814 进行电连接。当螺线管 820 失效时，如图 9B 所示，向近端平移可连接构件 810 以使得正触点和负触点 962, 964 与互补环触点 812, 814 分离。在可连接构件 810 设置在轴承构件 830 内的情况下，当可连接构件 810 在轴承构件 830 内旋转时可允许导线 818 不拧绕。在示出的实例中，连接组件 800 被构造为当致动扳机 68 时位于图 9A 所示的第一位置并且当用户释放扳机 68（示于图 1-2 中）时使得连接组件 800 移动至图 9B 所示的第二位置。可通过开关（未示出）来实现这种启动以基于扳机 68 的位置来将功率选择性地施加至螺线管 820。因此，当用户致动扳机

68 时,可通过正触点和负触点 962,964 与互补环触点 812,814 的连接来将功率选择性地施加至换能器 100。作为另外一种选择,可通过触发按钮 69(示于图 2 中)和 / 或通过任何其他启动装置来启动螺线管 820,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。

[0075] 当然,作为另外一种选择,螺线管 820 可被构造为使得当螺线管 820 有效时则分离可连接构件 810,并且当螺线管 820 失效时则将可连接构件 810 连接至近侧轴 960。此外,近侧轴 960 可被构造为形成螺线管的芯,其中选择性电启动式线圈(未示出)设置在近侧轴 960 周围。因此,当启动线圈时,近侧轴 960 平移以连接或脱离接合可连接构件 810。然而另一个版本可省去螺线管 820 并且可通过致动上述扳机 68 和 / 或扳机组件 150(例如通过离合器组件)来机械地致动可连接构件 810。例如,第二中间构件(未示出)可将轴承构件 830 机械地联接至扳机组件 150。

[0076] 在另一个替代形式中,可连接构件 810 和近侧轴 960 可各自包括磁铁以使得可连接构件 810 和近侧轴 960 以磁性方式保持在一起。螺线管 820、马达、或来自扳机 68 的直接机械连接件可被构造为驱动可连接构件 810 和近侧轴 960 之间的楔以分离可连接构件 810 和近侧轴 960 的磁性连接。在一些版本中,可省去磁铁并且可使用弹性偏置弹簧以将可连接构件 810 和近侧轴 960 压缩在一起。在其他版本中,可省去楔并且可将压力囊或第二螺线管设置在可连接构件 810 和近侧轴 960 两者上的凸缘之间。因此,当囊膨胀或者第二螺线管被启动时,外向地驱动可连接构件 810 和近侧轴 960 以使可连接构件 810 和近侧轴 960 分离。在一些版本中,可将可连接构件 810 上的凸缘固定至壳体 902 以使得仅近侧轴 960 相对于壳体 902 进行平移。在一些其他版本中,可将近侧轴 960 上的凸缘固定至壳体 902。根据本文的教导内容,近侧轴 960 和可连接构件 810 的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。此外,尽管可连接式连接组件 800 示为位于换能器 900 的外部壳体 902 内,但应当理解,可连接式连接组件 800 可设置在电缆末端 840 内或设置在换能器 900 和电缆末端 840 之间。

[0077] 根据本文的教导内容,可连接式连接组件 800 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,在一个仅为示例性的替代形式中,可连接构件 810 和近侧轴 960 可包括选择性锁定式滑环组件。在这种版本中,螺线管 820 能够操作以将一个或多个摩擦垫选择性地施加至近侧轴 960 和 / 或可连接构件 810,由此阻止近侧轴 960 和 / 或可连接构件 810 相对彼此的旋转。近侧轴 960 和 / 或可连接构件 810 的这种制动可在用户致动扳机 68 时被施加,但在不再被致动扳机 68 时而被释放。因此,当未施加由螺线管 820 提供的制动时,可连接构件 810 能够相对于换能器 900、壳体 610、电缆 30、和 / 或电缆末端 840 自由地旋转,由此允许导线(816)基本上不缠结和 / 或不缠绕。当然,可从上述实例中省去螺线管 820 并且作为替代可从扳机 68 提供机械联接件。

[0078] 尽管已描述出示例性外科器械的某些构型,但根据本文的教导内容,可构造外科器械的各种其他方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。仅以举例的方式,本文提及的外科器械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 No. 6, 500, 176;美国专利 No. 6, 783, 524;美国专利 No. 7, 416, 101;美国专利 No. 7, 738, 971;美国专利 No. 6, 783, 524;美国公布 No. 2006/0079874;美国公布 No. 2007/0191713;美国公布 No. 2007/0282333;美国公布 No. 2008/0200940;美国公布 No. 2009/0209990;美

国公布 No. 2009/043797 ; 美国公布 No. 2010/0069940 ; 和 / 或美国临时专利申请序列 No. 61/410, 603。

[0079] 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。

[0080] 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。例如, 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 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 的各种教导内容相结合, 该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0081] 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, 并且能够选择性地、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。

[0082] 可对本文所述的实施例在外科手术前进行处理, 以下仅通过举例的方式说明。首先, 可获取新的或用过的器械, 并根据需要进行清洗。然后可对器械进行消毒。在一种消毒技术中, 将该装置置于闭合并密封的容器中, 例如塑料或 TYVEK 袋中。然后可将容器和器械置于可穿透该容器的辐射场, 例如 γ 辐射、X 射线或高能电子。辐射可将器械上和容器中的细菌杀死。然后可将消毒后的器械保存在消毒容器中。该密封容器可将器械保持在无菌状态, 直到在医疗设施中打开该容器。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。

[0083] 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。

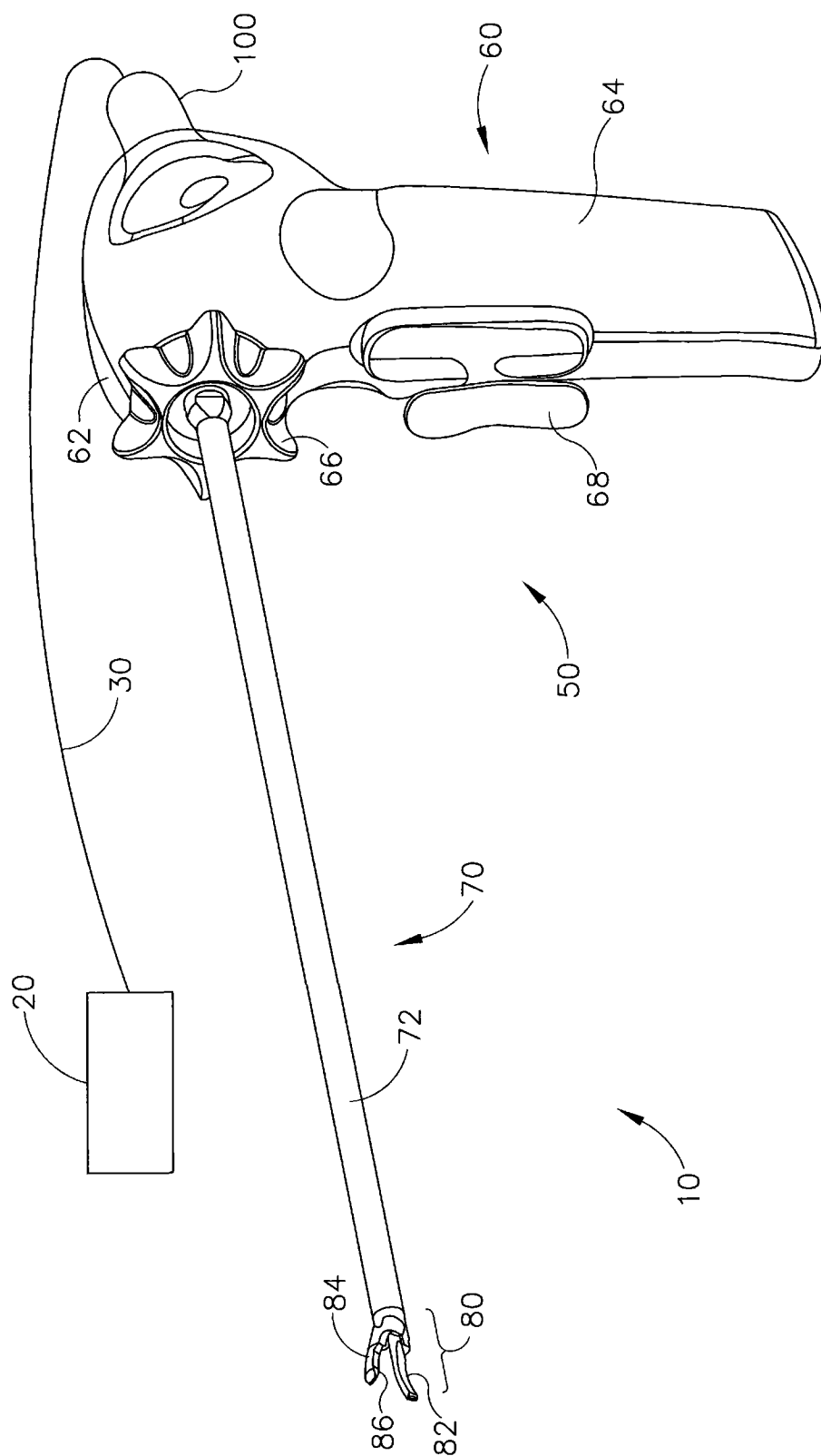


图 1

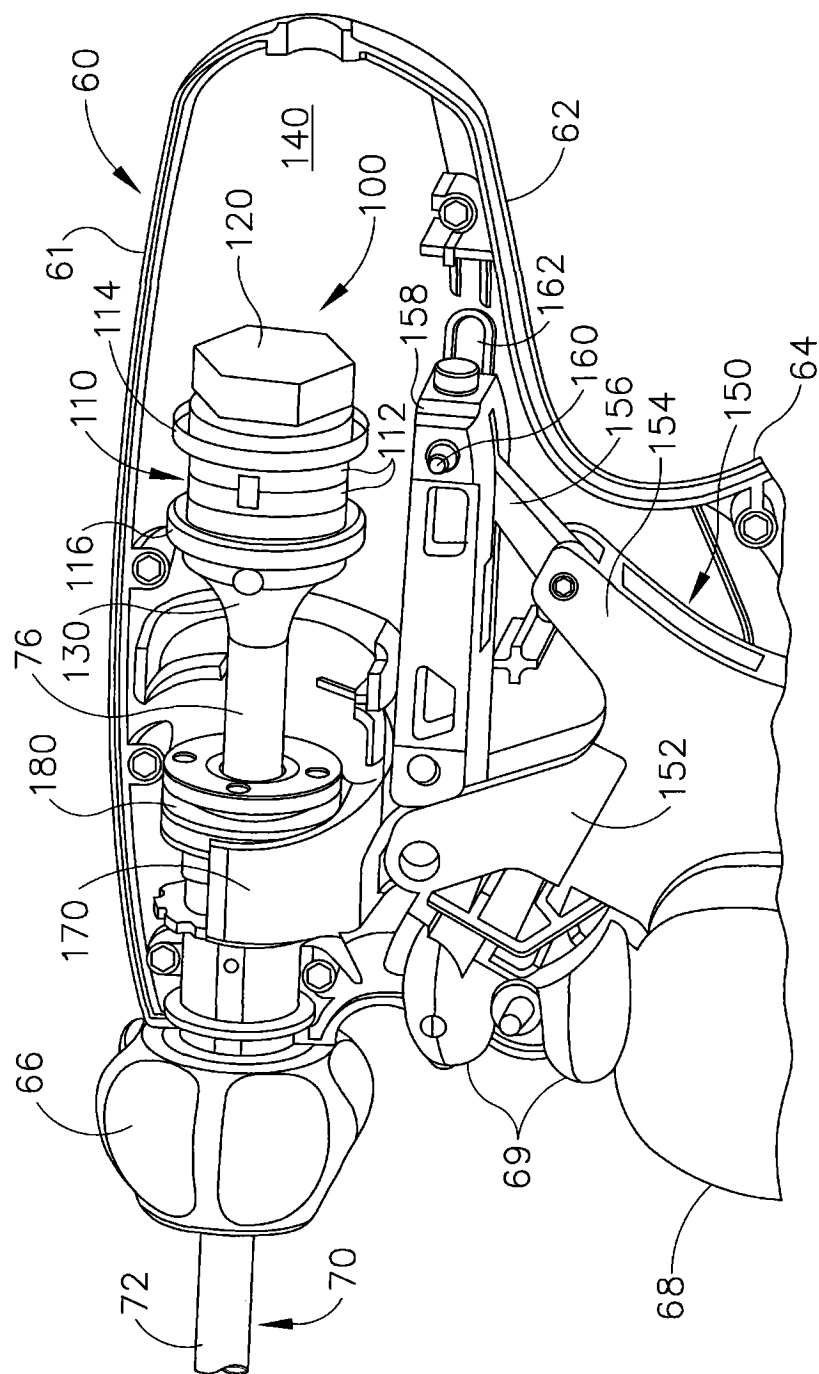


图 2

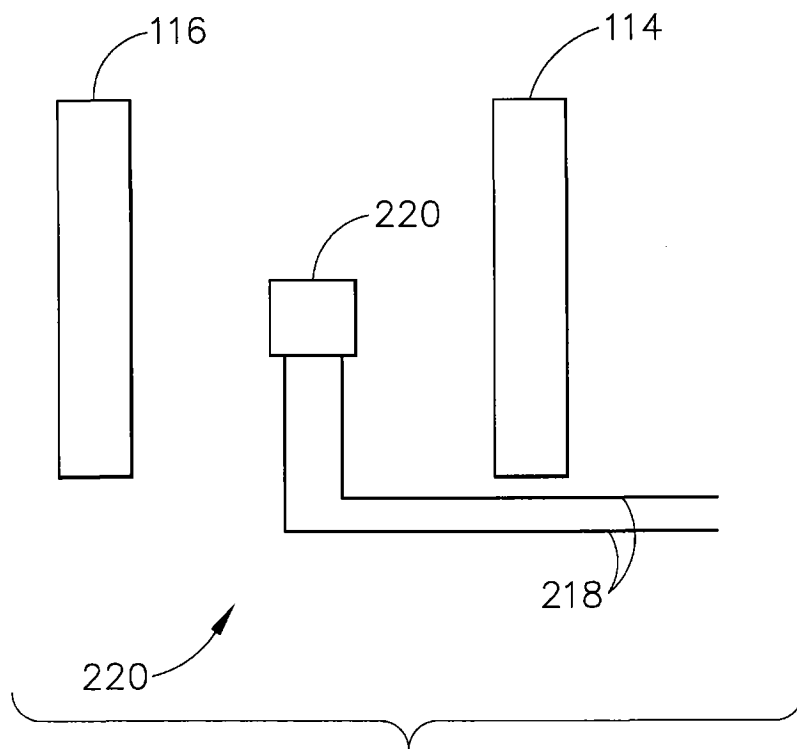


图 3A

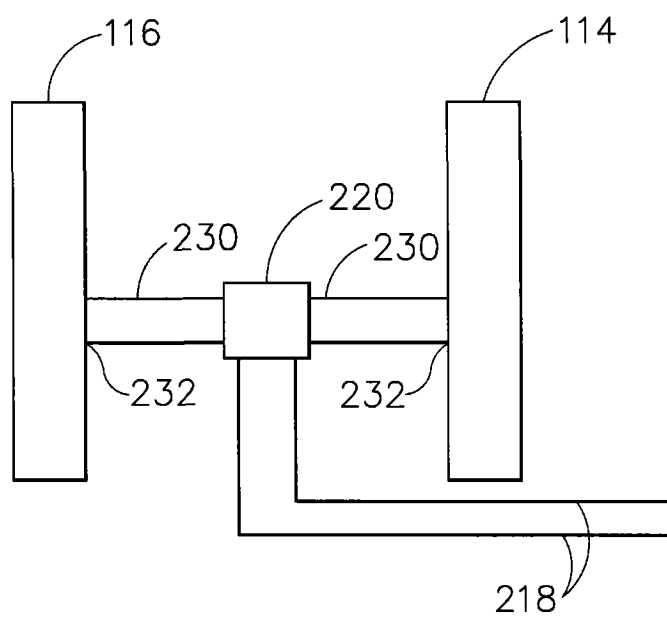


图 3B

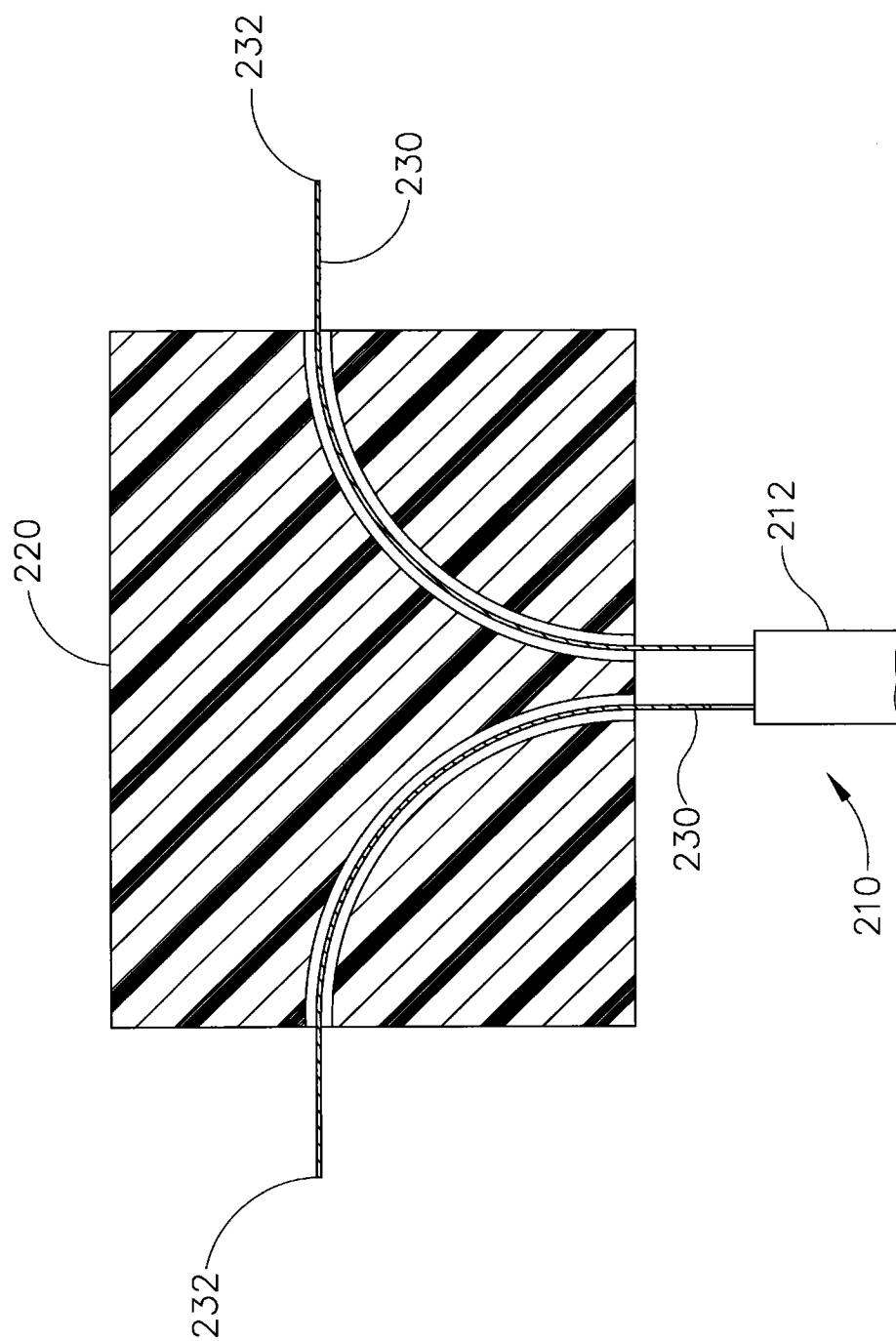


图 4

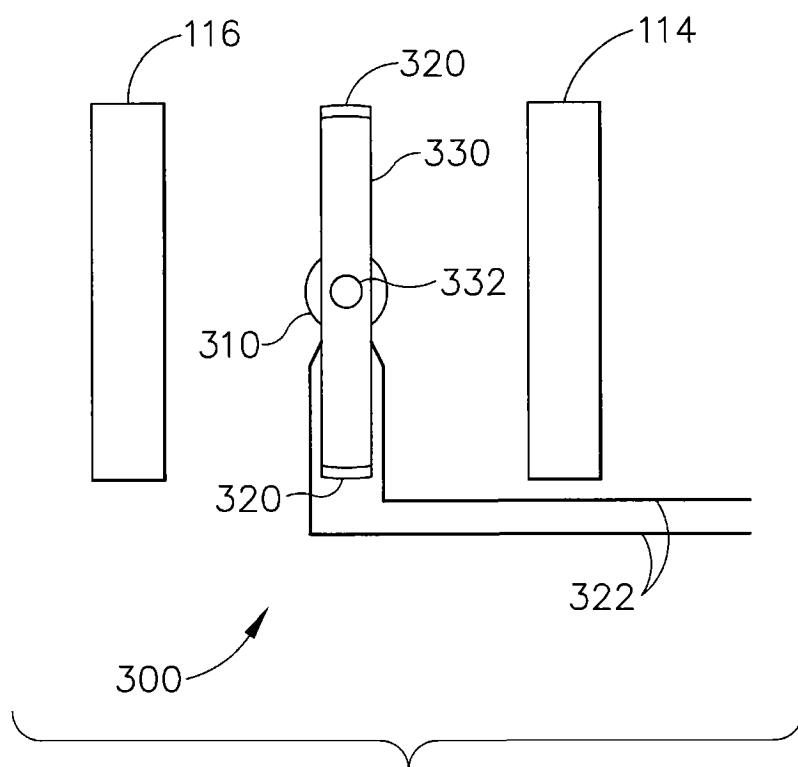


图 5A

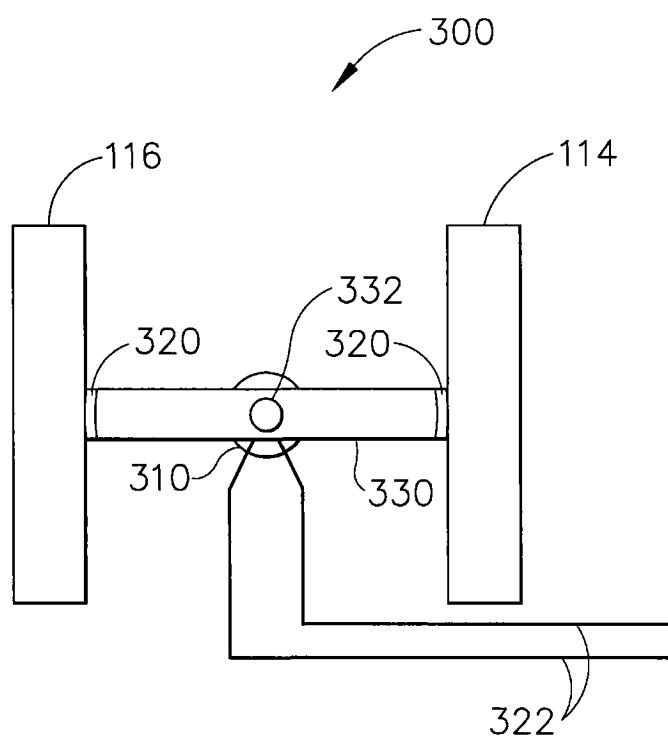


图 5B

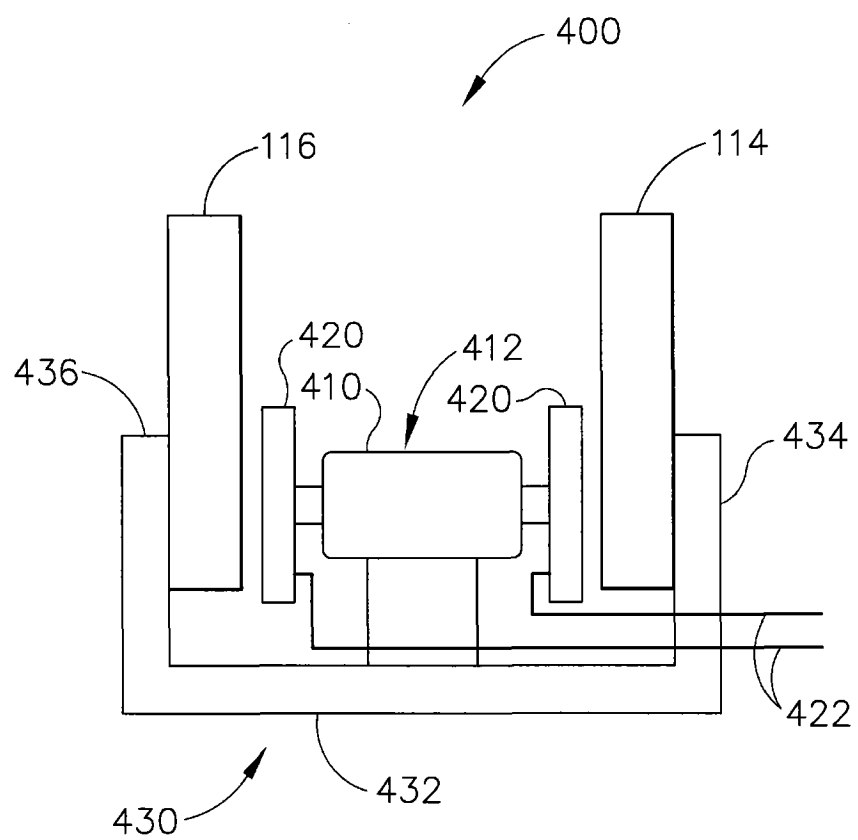


图 6A

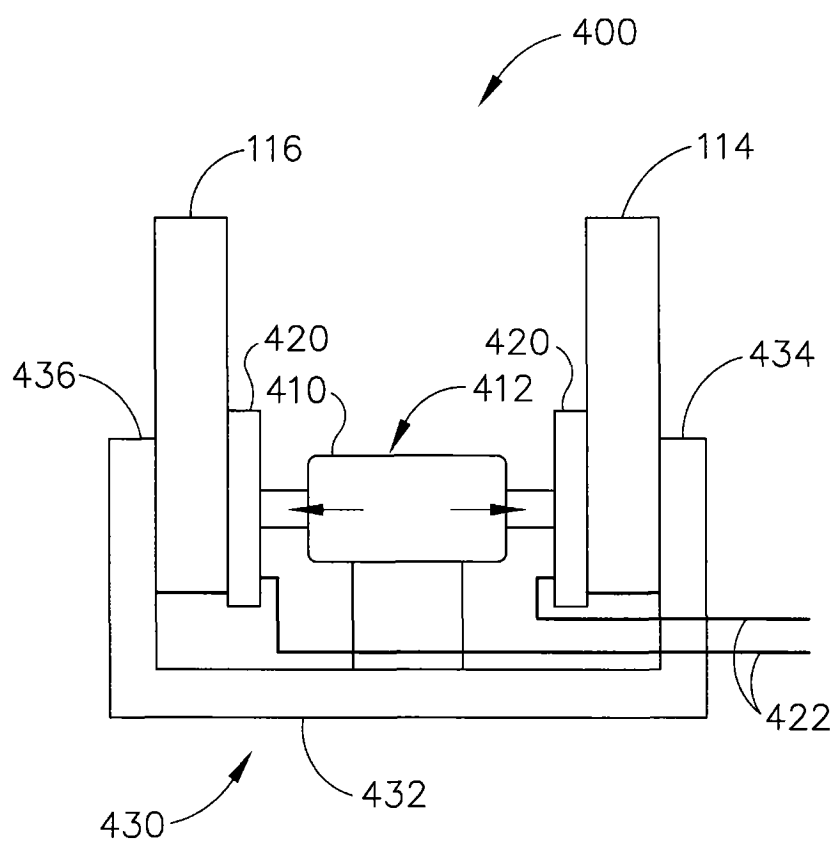


图 6B

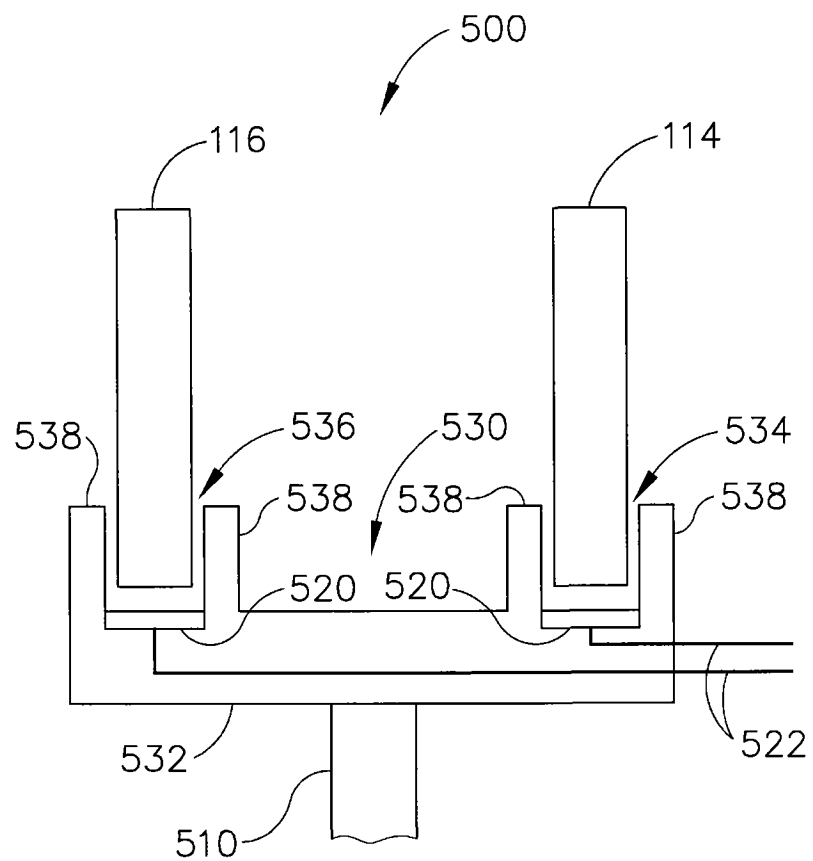


图 7A

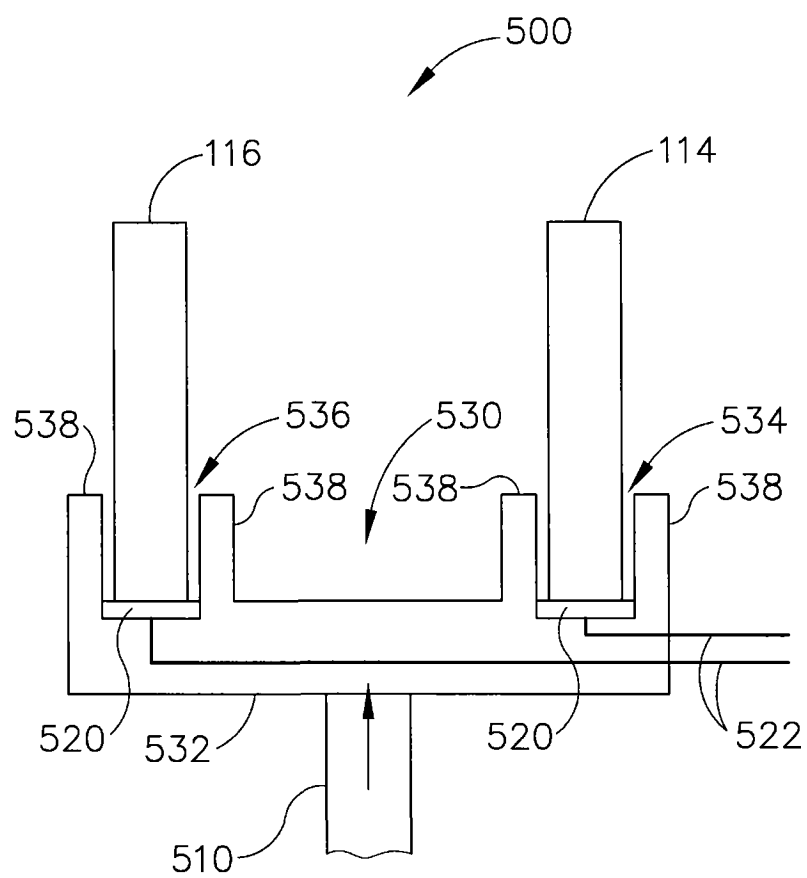


图 7B

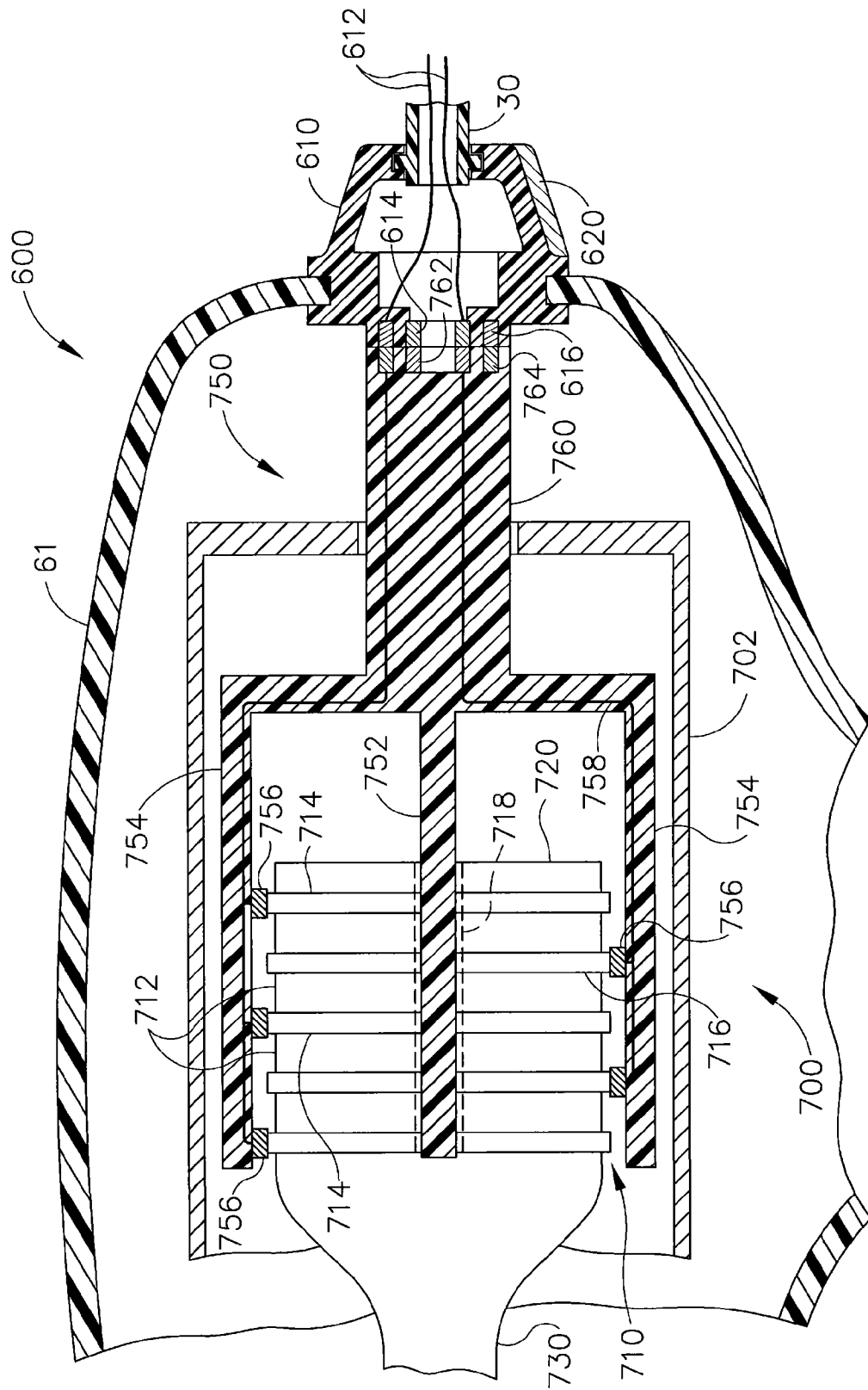


图 8

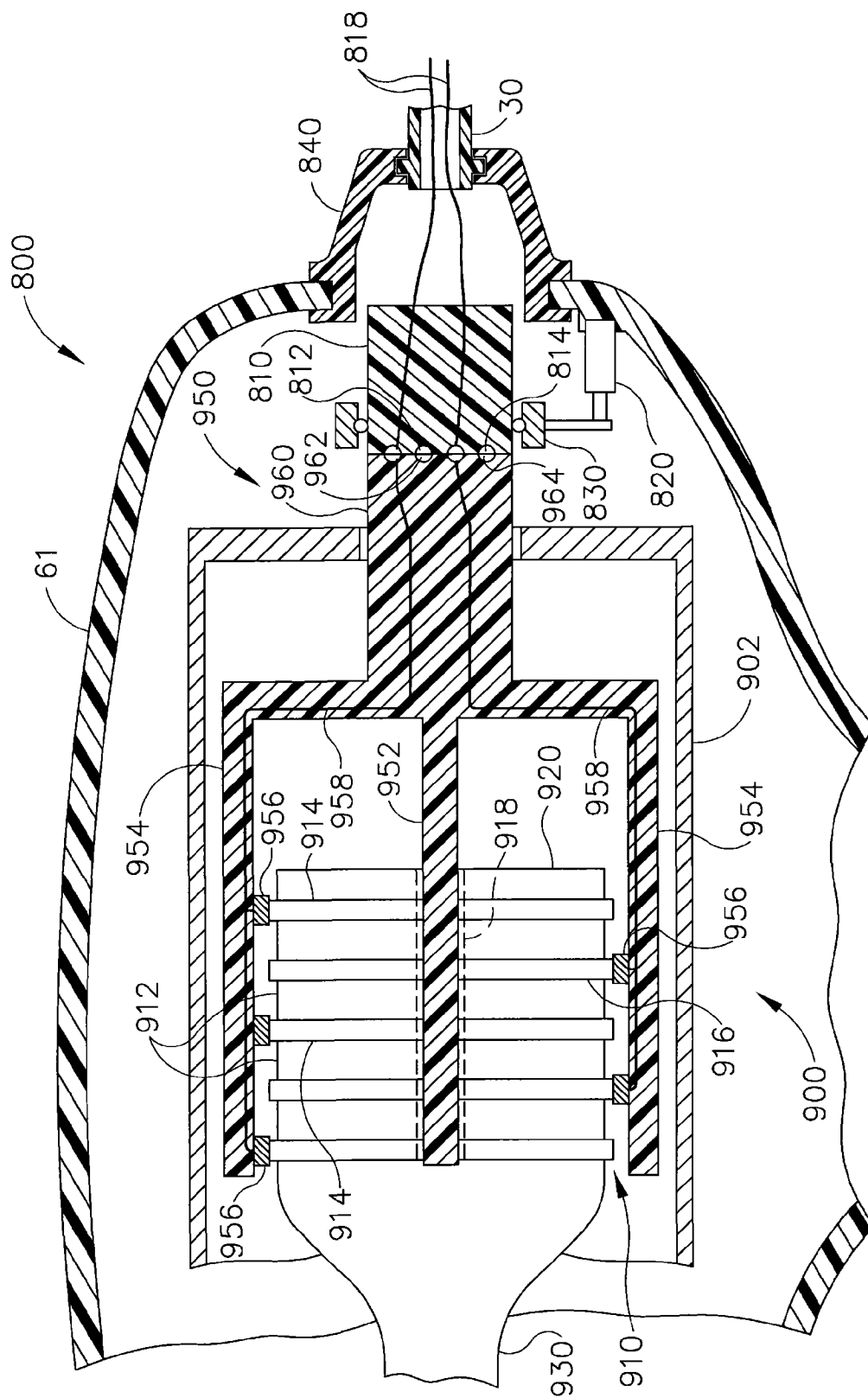


图 9A

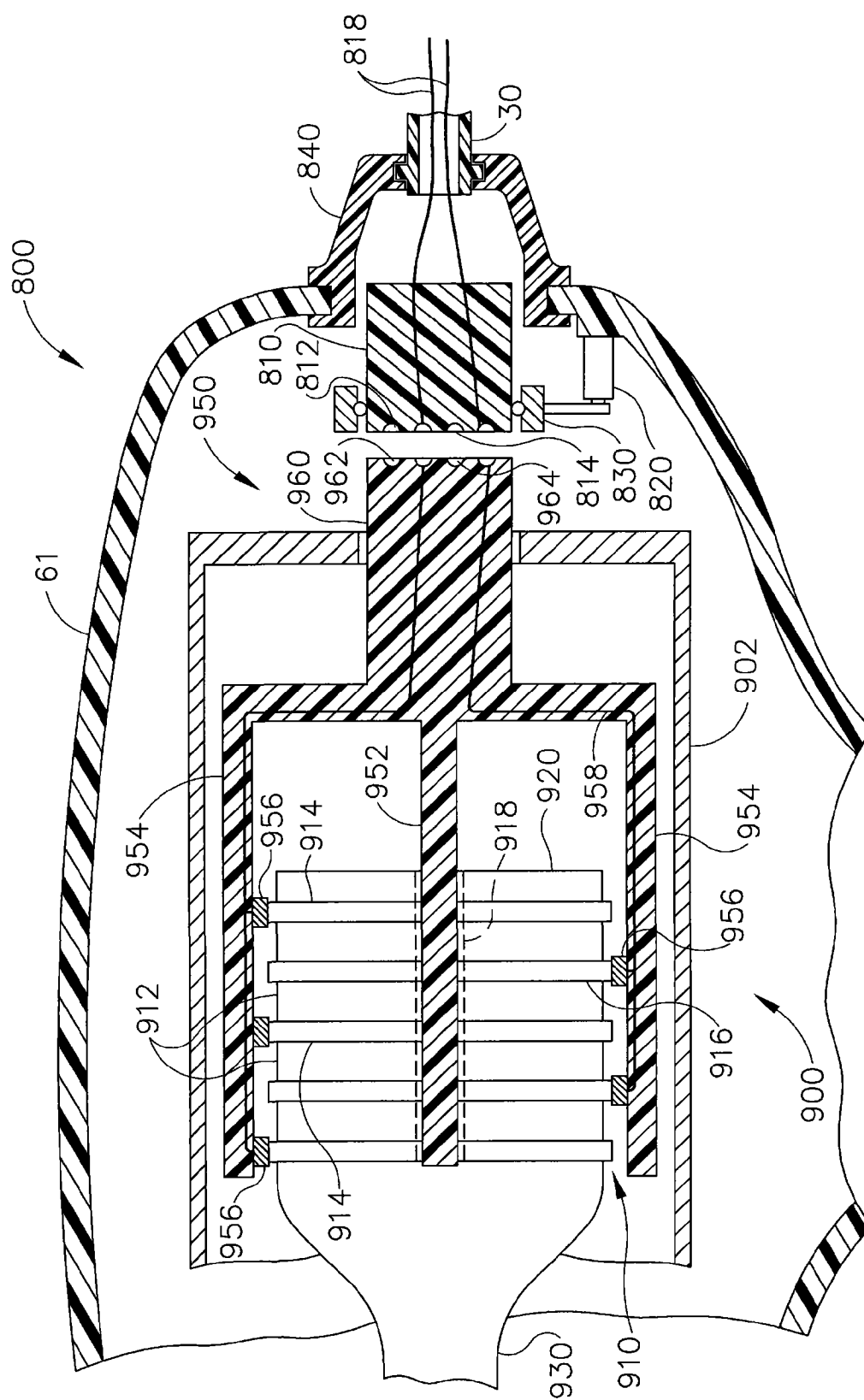


图 9B

专利名称(译)	具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科器械		
公开(公告)号	CN103027749A	公开(公告)日	2013-04-10
申请号	CN201210397423.2	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	DJ穆茂 DA韦特		
发明人	D·J·穆茂 D·A·韦特		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B2017/00477 A61B2017/291 A61B17/320092 A61B17/00234 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
代理人(译)	苏娟		
优先权	13/269883 2011-10-10 US		
其他公开文献	CN103027749B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科系统，所述外科系统包括电源、连接器、和外科器械，所述外科器械具有主体组件、传输组件、换能器、和连接组件。所述连接组件被构造为将所述换能器上的电极与所述连接器的导线选择性地连接。所述连接组件可响应扳机的致动而进行操作。多种连接组件包括将触点延伸至电极的可延展构件、将触点旋转至接触电极的可旋转构件、将连接至螺线管的各个末端的触点延伸至接触所述电极的螺线管、或者将具有触点的框架平移至所述电极的螺线管。作为另外一种选择，所述外科器械可包括具有滑环的连接组件和加重电缆末端。此外，所述连接组件可包括可连接构件上的触点，所述可连接构件上的触点可与所述换能器上的触点分离。

