



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104334100 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 04

(21) 申请号 201380027988. 4

W • E • 克莱姆

(22) 申请日 2013. 05. 24

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

(30) 优先权数据

代理人 苏娟 刘迎春

13/484, 563 2012. 05. 31 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2014. 11. 27

A61B 17/32 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 18/14 (2006. 01)

PCT/US2013/042668 2013. 05. 24

A61B 18/00 (2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

A61B 19/00 (2006. 01)

W02013/181099 EN 2013. 12. 05

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 W • D • 丹纳赫 D • W • 普莱斯

C • G • 金博尔 F • B • 斯图伦

E • T • 维纳 J • B • 舒尔特

D • P • 希尔凯图斯 S • J • 巴利克

M • R • 拉姆平 J • C • 阿伦哈尔特

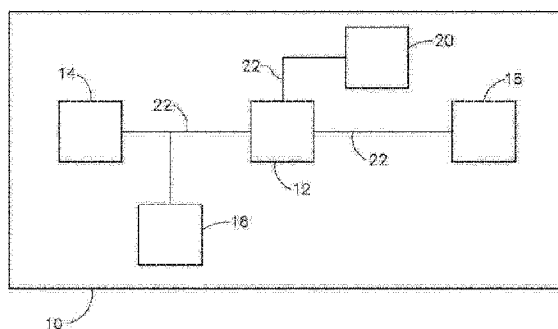
权利要求书2页 说明书24页 附图21页

(54) 发明名称

具有应力传感器的外科器械

(57) 摘要

本发明公开了一种设备, 该设备包括端部执行器、能量部件、控制模块以及与能量部件和控制模块相关联的方向力传感器组件。方向力传感器组件可以包括压电盘、压阻元件、加速计和 / 或霍尔效应传感器。该设备的端部执行器可包括超声刀、射频电极、或钉驱动组件。在一些变型中, 能量部件包括超声换能器。控制模块能够响应于第一检测的力在第一能量设置下操作能量部件, 并且响应于第二检测的力在第二能量设置下操作能量部件。该设备还可以包括将由用户来操作的启动特征件。在一些变型中, 压电盘可以包括多个片段, 并且能够引起能量部件的至少一部分运动。



1. 一种设备,所述设备包括:
 - (a) 主体组件,所述主体组件包括:
 - i. 能量部件,其中所述能量部件能够在多个能量设置下操作,和
 - ii. 控制模块;
 - (b) 方向力传感器组件,其中所述方向力传感器组件与所述能量部件相关联,其中所述方向力传感器组件通信地联接到所述控制模块;和
 - (c) 端部执行器,其中所述端部执行器能够拆卸地联接到所述能量部件;
其中所述方向力传感器组件能够操作以检测相对于所述主体组件施加至所述端部执行器的力,其中所述控制模块能够响应于检测到第一力的方向力传感器组件的输出在第一能量设置下操作所述能量部件。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第一能量设置是未供能状态。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述方向力传感器组件包括压电盘。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述压电盘联接到所述能量部件。
5. 根据权利要求3所述的设备,其中所述压电盘联接到所述端部执行器。
6. 根据权利要求1所述的设备,其中所述方向力传感器组件包括至少一个加速计。
7. 根据权利要求1所述的设备,其中所述方向力传感器组件包括压阻元件,其中所述主体组件包括壳体,其中所述压阻元件与所述壳体相关联。
8. 根据权利要求7所述的设备,其中所述端部执行器能够可拆卸地联接到所述壳体,其中所述端部执行器包括指状物,所述指状物能够操作以响应于施加至所述端部执行器的力来压缩所述压阻元件。
9. 根据权利要求6所述的设备,其中所述能量部件包括波导,其中所述压阻元件包括联接到所述波导的压阻条。
10. 根据权利要求1所述的设备,其中所述方向力传感器组件包括霍尔效应传感器。
11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述能量部件包括超声换能器。
12. 根据权利要求1所述的设备,其中所述端部执行器包括射频电极。
13. 根据权利要求1所述的设备,其中所述端部执行器包括钉驱动组件。
14. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制模块能够响应于检测到第二力的方向力传感器组件的输出在第二能量设置下操作所述能量部件。
15. 根据权利要求1所述的设备,所述设备还包括能够由用户操作的启动特征件,其中所述控制模块能够操作以响应于检测到第一力的方向力传感器组件的输出和操作所述启动特征件的用户两者在第一能量设置下操作所述能量部件。
16. 一种设备,所述设备包括:
 - (a) 主体组件,所述主体组件包括:
 - i. 能量部件,和
 - ii. 控制模块;和
 - (b) 压电盘组件,其中所述压电盘组件与所述能量部件相关联,其中所述压电盘组件通信地联接到所述控制模块;
其中所述压电盘组件能够操作以检测与所述能量部件相关联的运动,
其中所述压电盘组件还能够操作以启动或改变在所述能量部件的至少一部分中的运

动。

17. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述压电盘组件包括多个压电盘片段。

18. 根据权利要求 17 所述的设备,其中至少一个压电盘片段能够操作以检测与所述能量部件相关联的运动,同时至少一个压电盘片段能够操作以在所述能量部件的至少一部分中引起运动。

19. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述压电盘组件联接到所述能量部件的远侧共振器。

20. 一种管理用于器械的一个或多个能量设置的方法,其中所述器械包括主体组件、方向力传感器组件和端部执行器,其中所述主体组件包括换能器和控制模块,其中所述换能器能够在所述一个或多个能量设置下操作,其中所述方向力传感器组件与所述换能器相关联,其中所述方向力传感器组件通信地联接到所述控制模块,其中所述控制模块能够在所述一个或多个能量设置下操作所述换能器,所述方法包括:

(a) 接收来自指示施加至所述端部执行器的力的方向力传感器组件的输出;

(b) 经由所述控制模块来确定所述力的方向;以及

(c) 响应于对施加至所述端部执行器的力的方向的确定,在所述一个或多个能量设置中的第一能量设置下操作所述换能器。

21. 一种设备,所述设备包括:

(a) 能量部件,所述能量部件能够在多个能量设置下操作;

(b) 端部执行器,其中所述端部执行器联接到所述能量部件,其中所述能量部件能够操作以启动所述端部执行器的至少一部分;

(c) 与所述能量部件相联的功率源,其中所述功率源能够操作以在所述多个能量设置下驱动所述能量部件;和

(d) 存储装置,其中所述存储装置包括控制设置,其中所述功率源能够操作以根据所述存储装置的控制设置在所述一个或多个能量设置下驱动所述能量部件,其中所述存储装置的至少一部分位于所述端部执行器中。

具有应力传感器的外科器械

背景技术

[0001] 在一些情况下,内窥镜式外科器械可以优于传统的开放式外科装置,因为较小切口可减少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穿过套管针的插管来将远侧端部执行器放置在期望手术部位处。这些远侧端部执行器能以多种方式来接合组织以便达到诊断或治疗的效果,所述远侧端部执行器如:直线切割器、抓紧器、切割器、缝合器、施夹器、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。内窥镜式外科器械可包括轴,该轴介于端部执行器与临床医生所操纵的柄部部分之间。这样的轴可以允许插入期望深度并绕轴的纵向轴线旋转,从而利于将端部执行器定位在患者体内。

[0002] 能够适于包括此类用户界面辅助工具的此类内窥镜式外科器械的示例可以包括以下文献中公开的那些:2002年12月31日公布的名称为“Electrosurgical Systems and Techniques for Sealing Tissue”的美国专利 6,500,176,该专利的公开内容以引用的方式并入本文;2008年8月26日公布的名称为“Motor-Driven Surgical Cutting and Fastening Instrument with Loading Force Feedback”的美国专利 7,416,101,该专利的公开内容以引用的方式并入本文;2010年6月15日公布的名称为“Post-Sterilization Programming of Surgical Instruments”的美国专利 7,738,971,该专利的公开内容以引用的方式并入本文;2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利公布 2006/0079874,该公布的公开内容以引用的方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布 2007/0191713,该公布的公开内容以引用的方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国专利公布 2007/0282333,该公布的公开内容以引用的方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布 2008/0200940,该公布的公开内容以引用的方式并入本文;2009年8月20日公布的名称为“Motorized Surgical Cutting and Fastening Instrument Having Handle Based Power Source”的美国公布 2009/0209990,该公布的公开内容以引用的方式并入本文;以及2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国公布 2010/0069940,该公布的公开内容以引用的方式并入本文;2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布 2011/0015660,该专利公布的公开内容以引用的方式并入本文;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”的美国专利公布 2011/0087218,该专利公布的公开内容以引用的方式并入本文。另外,一些上述外科工具可以包括无绳式换能器(cordless transducer),诸如2009年6月4日公布的名称为“Cordless Hand-held Ultrasonic Cautery Cutting Device”的美国专利公布 2009/0143797 中公开无绳式换能器,该专利公布的公开内容以引用的方式并入本文。

[0003] 一些外科器械可被用于或可适于用于机器人辅助的外科设置,诸如以下文献中公开的机器人辅助的外科设置:2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,该专利的公开内容以引用的方式并入本文。

[0004] 虽然针对内窥镜式外科手术做出并使用了多种的装置和方法,但是据信,无人先于本发明人来做或出或使用本文所述技术。

附图说明

[0005] 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示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:

[0006] 图1描绘具有一个或多个传感器的示例性外科器械的示意性框图;

[0007] 图2描绘示例性外科器械的透视图;

[0008] 图3描绘具有示例性可拆卸端部执行器的示例性外科器械的局部透视图;

[0009] 图4描绘图3的端部执行器的局部透视图以及可施加至端部执行器的刀的各种方向力;

[0010] 图5描绘示例性柄部组件的侧正视图,其中壳体的一部分被移除以示出示例性换能器以及远侧压电盘组件;

[0011] 图6描绘示例性另选的柄部组件和可拆卸端部执行器的侧正视图,其中相应壳体的多部分被移除而示出联接到该端部执行器的示例性另选的远侧压电盘组件;

[0012] 图7描绘示例性多部件压电盘组件的前正视图;

[0013] 图8描绘具有交替分段电极的示例性另选的远侧压电盘组件的透视图;

[0014] 图9描绘另一示例性另选的柄部组件和可拆卸端部执行器的侧正视图,其中相应壳体的多部分被移除而示出示例性方向力传感器组件;

[0015] 图10描绘当端部执行器被附接时沿图9中示出的剖面线10—10截取的图9的基于指状物的取向和力传感器组件的剖面图;

[0016] 图11A描绘示例性外科器械的侧正视图,其中壳体的一部分被移除以示出被示出为处于第一非弯曲的状态中的示例性另选的方向力传感器组件;

[0017] 图11B描绘外科器械以及被示出为处于第二弯曲状态中的图11A的方向力传感器组件;

[0018] 图12描绘沿图11A中示出的剖面线12—12截取的图11A—11B的方向力传感器组件的剖面图,并且示出围绕波导设置的多个力感测元件;

[0019] 图13A描绘被示出为处于第一未弯曲的状态中的图11A的方向力传感器组件的局部放大剖面图;

[0020] 图13B描绘被示出为处于第二弯曲状态中的图11B的方向力传感器组件的局部放大剖面图;

[0021] 图14描绘具有设置在波导的一部分内的磁体的另一示例性另选的方向力传感器的局部透视图;

[0022] 图15描绘方向力传感器的局部放大剖面图,该图示出设置在波导的一部分内并

由多个环状电极所环绕的磁体；

[0023] 图 16 描绘电压感测装置检测到的随时间的电压的图形视图,该图示出当换能器以自然频率振动时正常输出；

[0024] 图 17 描绘电压感测装置检测到的随时间的电压的图形视图,该图示出横向事件；

[0025] 图 18 描绘校正超声传动系经历的横向事件的示例性步骤的流程图；

[0026] 图 19 描绘电压感测装置检测到的随时间的电压的图形视图,该图示出抑制横向事件的示例性第一校正动作；

[0027] 图 20 描绘电压感测装置检测到的随时间的电压的图形视图,该图示出抑制横向事件的示例性第二校正动作；

[0028] 图 21 描绘用于基于施加至端部执行器的力的方向和量值控制外科器械的能量设置的示例性步骤的流程图；

[0029] 图 22 描绘用于基于施加至端部执行器的力和外科器械的运动速度控制外科器械的能量设置的示例性步骤的流程图；

[0030] 图 23 描绘用于基于传感器数据向用户提供反馈的示例性步骤的流程图；并且

[0031] 图 24 描绘刀上的力相对于最佳力区和对应用户反馈随时间的图形视图。

[0032] 附图并非旨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它方式来执行,包括那些未必在附图中示出的方式。并入本说明书中并构成其一部分的附图示出了本技术的若干方面,并与说明书一起用于解释本技术的原理；然而,应当理解,本技术不限于所示出的精确布置方式。

具体实施方式

[0033] 本技术的某些示例的下述描述不应当用于限制其范围。通过以下举例说明（被认为是用于实施本技术的最佳方式之一），本技术的其它示例、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。正如将会意识到的,本文所述的技术包括其它不同且明显的方面,这些都未脱离本技术。因此,附图和具体实施方式应被视为实质上是示例性而非限制性的。

[0034] 因此,应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施例、示例等中的任何一者或多者可于本文所述的其它教导内容、表达方式、实施例、示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、示例等不应视为彼此隔离。参考本文教导内容,其中本文教导内容可结合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将会显而易见。此类修改形式以及变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0035] I. 综述

[0036] 图 1 以图解框的形式示出示例性外科器械 10 的部件。如图所示,外科器械 10 包括控制模块 12、功率源 14 和端部执行器 16。在一些型式,功率源 14 可为内部功率源,而其它型式,功率源 14 可从外部源来提供。仅示例性功率源 14 可以包括镍氢电池、锂离子电池（例如,棱柱状电池型锂离子电池等）、镍铬电池、或任何其它类型功率源,按照本文教导内容,如对本领域的普通技术人员可能是显而易见的。仅示例性外部功率源 14 可包括发生器,诸如由 Cincinnati, Ohio 的 Ethicon Endo-Surgery 公司销售的 GEN300。控制模块 12 可以包括微处理器、专用集成电路 (ASIC)、存储器、印刷电路板 (PCB)、存储装置（诸

如固态驱动器或硬盘)、固件、软件或者任何其它合适的控制模块部件,按照本文教导内容,这对于本领域的普通技术人员而言将会是显而易见的。在一些型式,控制单元 12 还包括了 EEPROM 以在其上储存数据。例如,EEPROM 可储存机器可读代码以控制外科器械 10 的各种元件或 EEPROM 可包含存储在数据表中的一个或多个操作设置和 / 或模式。当然,参考本文教导内容,EEPROM 的其它机器可读代码和 / 或配置将对本领域普通技术人员是显而易见的。控制模块 12 和功率源 14 通过诸如缆线和 / 或电路板中的迹线等的电连接件 22 联接,以将功率从功率源 14 传送到控制模块 12。作为另外一种选择,功率源 14 可选择性地联接到控制模块 12。这允许了功率源 14 从外科器械 10 分离和移除,这进一步可以允许功率源 14 容易地再充电或回收以诸如根据本文中的各种教导内容用于重新消毒和再利用。除此之外或者可替代的是,控制模块 12 可被移除以用于维护、测试、替换或其它目的,参考本文教导内容,这对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0037] 端部执行器 16 通过另一个电连接件 22 联接到控制模块 12。端部执行器 16 能够执行外科器械 10 的期望的功能。仅以举例方式,此类功能可以包括烧灼组织、消融组织、切割组织、超声振动、缝合组织或用于外科器械 10 的任何其它期望任务。从而,端部执行器 16 可以包括主动特征件,例如超声刀、一对夹紧钳口、尖锐小刀、钉驱动组件、单极射频电极、一对双极射频电极、加热元件和 / 或各种其它部件。端部执行器 16 和 / 或外科器械 10 可进一步根据以下文献中描述的示例的教导内容的一些构造:2011 年 1 月 20 日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布 2011/0015660,该专利公布的公开内容以引用的方式并入本文;2008 年 8 月 26 日公布的名称为“Motor-Driven Surgical Cutting and Fastening Instrument with Loading Force Feedback”的美国专利 7,416,101,该专利的公开内容以引用的方式并入本文;和 / 或 2002 年 12 月 31 日公布的名称为“Electrosurgical Systems and Techniques for Sealing Tissue”的美国专利 6,500,176,该专利的公开内容以引用的方式并入本文。

[0038] 端部执行器 16 还可以从外科器械 10 移除,以供用于维护、测试、替换、或任何其它目的,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员而言将会是显而易见的。在一些型式,端部执行器 16 则是模块化的,使得外科器械 10 可与不同类型的端部执行器一起使用(例如,如以下文献中教导:2011 年 10 月 10 日提交的名称为“Surgical Instrument with Modular Shaft and End Effector”的美国临时申请序列号 13/289,870,该申请的公开内容以引用的方式并入本文;与本文于同一天提交的名称为“Surgical Instrument with Orientation Sensing”的美国临时专利申请序列号[代理人案卷号 END7088USNP. 0590486],该申请的公开内容以引用的方式并入本文;和 / 或等等。)根据外科器械 10 的目的,可以提供端部执行器 16 的各种其它配置以用于多种不同功能,参考本文教导内容,这对本领域的普通技术人员而言将会是显而易见的。相似地,参考本文教导内容,可从功率源 14 接收功率的外科器械 10 的其它类型部件将对于本领域的普通技术人员而言是显而易见的。

[0039] 本示例的外科器械 10 包括启动特征件 18,但应理解,这种部件仅仅是任选的。启动特征件 18 通过电连接件 22 联接到控制模块 12 和功率源 14。启动特征件 18 能够选择性地从功率源 14 向端部执行器 16 提供功率(和 / 或外科器械 10 的一些其它部件),以便在执行手术时启动外科器械 10。仅示例性启动特征件 18 可包括触发器、电容性触摸传感器、

电阻性触摸传感器、机电按钮和 / 或任何其它启动特征件 18, 参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。启动特征件 18 可以根据以下文献的教导内容的至少一些来进一步构造: 2010 年 3 月 18 日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国专利公布 2010/0069940, 该专利公布的公开内容以引用的方式并入本文。

[0040] 外科器械 10 还包括传感器 20。传感器 20 也通过电连接件 22 联接到控制模块 12 并且也许能够在手术期间向控制模块 12 提供多种信息。仅以举例的方式, 此类配置可包括感测端部执行器 16 处的温度或确定端部执行器 16 的摆动速率。仅示例性温度感测传感器在以下文献中来描述: 2011 年 10 月 20 日提交的名称为“Surgical Instrument with Sensor and Powered Control”的美国非临时性专利申请 13/277, 328, 该申请的公开内容以引用的方式并入本文。在一些型式中, 传感器 20 可以包括能够操作以检测外科器械 10 的取向和 / 或运动的传感器 20。例如, 传感器 20 可包括陀螺传感器、倾斜仪、加速计和 / 或任何其它合适的取向和 / 或运动传感器, 参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。在另一型式中, 传感器 20 能够检测外科器械 10 的端部执行器 16 上的力的量值和取向。以下将会更详细地描述这种力传感器示例。另外, 或以替代形式, 传感器 20 可以根据以下文献的教导内容的至少一些进行构造: 与本文于同一天提交的名称为“Surgical Instrument with Orientation Sensing”的美国专利申请序列号 [代理人案卷号 END7088USNP. 0590486], 该申请的公开内容以引用的方式并入本文。来自传感器 20 的数据可由控制模块 12 处理, 以便管理功率到端部执行器 16 的递送 (例如, 在反馈回路中, 等等)。根据外科器械 10 的目的, 可以提供传感器 20 的各种其它配置, 参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。当然, 正如本文所述其它部件, 外科器械 10 可以具有多于一个传感器 20, 或者如果需要, 可简单地省略传感器 20。参考本文教导内容, 外科器械 10 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0041] II. 示例性外科系统和外科器械

[0042] 虽然以下描述涉及超声类的外科器械 10, 但应理解, 下述特征件可容易地并入各种各样外科器械 10, 包括但不限于直线切割器、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、以及使用超声振动、射频、激光等的能量递送装置和 / 或它们的任何组合, 参考本文教导内容, 如对于本领域的普通技术人员将会是显而易见的。

[0043] A. 示例性超声外科系统

[0044] 图 2 中示出了具有示例性外科器械 50 的一个仅示例性外科系统 30。本示例中, 系统 30 包括超声外科器械 50、发生器 40 和缆线 42, 缆线 42 能够操作以将发生器 40 联接到外科器械 50。应当理解, 外科器械 50 可被视为外科器械 10 的示例性型式。合适的发生器 40 为由 Cincinnati, Ohio 的 Ethicon Endo-Surgery 公司销售的 GEN 300。仅以举例方式, 发生器 40 可以根据以下文献的教导内容来构造: 2011 年 4 月 14 日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国公布 2011/0087212, 该公布的公开内容以引用的方式并入本文。在一些型式中, 发生器 40 可以包括下述控制模块 12, 但这仅仅是任选的。此外, 尽管本示例将参考缆线连接的外科器械 50 进行描述, 但应理解, 外科器械 50 可以适于无绳操作, 诸如 2009 年 6 月 4 日公布的名称为“Cordless Hand-held Ultrasonic Cautery Cutting Device”的美国专利公布 2009/0143797 中的无绳操作, 该公布的公开内容以引用的方式并入本文。此外, 外科器械 50 还可用于、或适于用

于机器人辅助的外科设置,诸如 2004 年 8 月 31 日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利 6,783,524 中公开的机器人辅助的外科设置,该专利的公开内容以引用的方式并入本文。

[0045] 本示例的外科器械 50 包括多部件柄部组件 60、伸长传输组件 70 和换能器 90。传输组件 70 在传输组件 70 的近端处联接至多部件柄部组件 60 并且从多部件柄部组件 60 朝远侧延伸。本示例中,传输组件 70 被构造为细长的细管状组件以供用于内窥镜式用途,但应理解,传输组件 70 可另选地为短组件,诸如以下文献中公开的那些:2007 年 12 月 6 日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国专利公布 2007/0282333;2008 年 8 月 21 日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布 2008/0200940;和/或与本文于同一天提交的名称为“Surgical Instrument with Orientation Sensing”的美国专利申请序列号[代理人案卷号 END7088USNP.0590486],这些专利公布的公开内容以引用的方式并入本文。本示例的传输组件 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 远端的端部执行器 80。在本示例中,端部执行器 80 包括联接至波导的刀 82、能够操作以在传输组件 70 的近端处枢转的夹持臂 84、以及任选的可联接至夹持臂 84 的一个或多个夹持垫 86。端部执行器 80 可以根据以上参考图 1 所描述的端部执行器 16 来进一步构造。能够将超声能量从换能器 90 传输到刀 82 的波导可以为柔性的、半柔性的或刚性的。如本领域中所熟知,波导也能够为将通过波导传播到刀 82 的机械振动放大。波导还可具有用于控制沿波导的纵向振动的增益的特征件,并且具有用于将波导调谐至系统共振频率的特征件。一种仅示例性超声换能器 90 是由 Cincinnati, Ohio 的 Ethicon Endo-Surgery 公司销售的型号 HP054。还应理解,夹持臂 84 以及相关特征件可以根据以下文献的教导内容的至少一些来构造和操作:1999 年 11 月 9 日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利 5,980,510,该专利的公开内容以引用的方式并入本文。当然,如果需要,可以省略夹持臂 84。

[0046] 在这个示例中,刀 82 的远端设置在波腹附近,以便在声学组件未被组织承载时将声学组件调谐至优选的共振频率 f_0 。当换能器 90 供能时,刀 82 的远端能够在例如约 10 至 500 微米峰间范围内并且优选地在约 20 至约 200 微米的范围内以例如 55.5kHz 的预先确定的振动频率 f_0 纵向运动。当本示例的换能器 90 启动时,这些机械振荡通过波导而传输到端部执行器 80。在本示例中,耦合到波导的刀 82 在超声频率下振荡。因此,当将组织固定在刀 82 和夹持臂 84 之间时,刀 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 82 和夹持臂 84 提供电流以另外烧灼组织。尽管已描述了传输组件 70 和换能器 90 的一些配置,但是参考本文教导内容,传输组件 70 和换能器 90 的其它合适配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0047] 本示例的多部件柄部组件 60 包括配对外壳部分 62 和下部 64。配对外壳部分 62 能够在配对外壳部分 62 的近端接收换能器 90,并且在配对外壳部分 62 的远端接收传输组件 70 的近端。在配对外壳部分 62 的远端上设有孔以用于插入各种传输组件 70。本示例中,示出用于旋转传输组件 70 和/或换能器 90 的旋转旋钮 66,但应理解,旋转旋钮 66 仅仅是任选的。配对外壳部分 62 和/或传输组件 70 可以根据以下文献的教导内容的至少一些来进一步构造:2011 年 10 月 10 日提交的名称为“Surgical Instrument with Modular

Shaft and End Effector”的美国专利申请 13/269,870,该申请的公开内容以引用的方式并入本文。多部件柄部组件 60 的下部 64 包括触发器 68 并且能够供使用者单手抓紧。下部 64 的一个仅示例性替代构造在图 1 的以下文献中描绘:2011 年 1 月 20 日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布 2011/0015660,该公布的公开内容以引用的方式并入本文。

[0048] 另外,尽管已经参考两个不同部分 62、64 来对多部件柄部组件 60 进行描述,但应理解,多部件柄部组件 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,多部件柄部组件 60 可分成多个分立元件,例如单独的启动部分(可通过使用者手或脚来操作)和单独的配对外壳部分 62。启动部分能够操作以启动换能器 90 并可远离配对外壳部分 62。参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员显而易见的是,多部件柄部组件 60 可由耐用塑料(例如聚碳酸酯或液晶聚合物)、陶瓷和/或金属、或者任何其它合适材料进行构造。参考本文教导内容,多部件柄部组件 60 的其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。例如,器械 50 可作为机器人系统的一部分进行操作。参考本文教导内容,多部件柄部组件 60 的其它构造对于本领域的普通技术人员也将是显而易见的。仅以举例方式,外科器械 50 可以根据以下文献的教导内容的至少一些进行构造:美国专利公布 2006/0079874;美国专利公布 2007/0191713;美国专利公布 2007/0282333;美国专利公布 2008/0200940;美国专利公布 2011/0015660;美国专利 6,500,176;美国专利公布 2011/0087218;和/或美国专利公布 2009/0143797,这些专利的公开内容以引用的方式并入本文。

[0049] B. 示例性可拆卸端部执行器

[0050] 图 3-4 描绘示例性外科器械 100 的末端和示例性可拆卸端部执行器 150。外科器械 100 的其它特征件可以如上所述相对于外科器械 10、50 构造。在所示示例中,器械 100 包括壳体 102、从壳体 102 延伸的换能器轴 110 以及壳体 102 上的多个电触点 120。换能器轴 110 能够通过螺纹来联接到端部执行器 150 的波导 160,使得来自器械 100 内的换能器的超声振动可传输到端部执行器 150 的刀 152(如图 4 所示)。在所示示例中,换能器轴 110 包括在距壳体 102 的最远侧点的距离 d 处开始的螺纹部分 112。距离 d 对应于键块 170 的纵向长度,使得当键块 170 被联接到壳体 102 时,螺纹部分 112 位于端部执行器 150 的旋转套筒 180 内。因此,波导 160 可以通过螺纹来联接到换能器轴 110,同时键块 170 与壳体 102 相接合。触点 120 是金属的构件,其与端部执行器 150 上的互补触点(未示出)邻接,使得端部执行器 150 的一个或多个部件电联接到器械 100。在一些型式中,触点 120 另外电联接到控制模块,诸如上述控制模块 12。当然,参考本文教导内容,端部执行器 150 和器械 100 之间的其它的电联接特征件(例如,电感耦合等等)将对本领域的普通技术人员是显而易见的。本示例中,触点 120 设置在壳体 102 的键槽部分 104 内,使得端部执行器 150 仅可在单个取向上联接到该壳体 102。因此,键槽部分 104 可以确保触点 120 与端部执行器 150 的互补触点对准。参考本文教导内容,外科器械 100 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0051] 端部执行器 150 包括波导 160、旋转套筒 180、键块 170 和模块 182。本示例中,波导 160 被连接到旋转套筒 180,这样旋转套筒 180 的旋转使得波导 160 相对于键块 170 旋转。波导 160 从旋转套筒 180 朝远侧延伸并终止在刀 152(如图 4 所示)处。应当理解,除

了刀 152 之外或作为其替代,各种特征件可包括在旋转套筒 180 远侧,诸如一个或多个夹持臂。在所示示例中,波导 160 包括用于将波导 160 通过螺纹联接到换能器轴 110 的螺纹部分 162(以虚线显示)。因此,当键块 170 与壳体 102 相接合时,如以下将描述,旋转套筒 180 能够操作以将波导 160 通过螺纹联接到换能器轴 110。当然,参考本文教导内容,波导 160 和换能器轴 110 将对本领域的普通技术人员是显而易见的。本示例的键块 170 包括键部 172、中心镗孔 178(以虚线示出)以及安装到键块 170 的模块 182。中心镗孔 178 的大小适于并且能够允许换能器轴 110 插入穿过键块 180 以接合波导 160,如上所述。键部 172 能够插入到壳体 102 的键槽部分 104 中,使得键块 170 相对于壳体 102 可旋转地固定。因此,当键块 170 与壳体 102 相接合时,键块 170 提供用于旋转套筒 180 的机械基座。键部 172 还包括了上述触点 120 的互补触点。键部 172 与键槽部分 104 的接合能够旋转对准该组触点,使得当键块 170 与壳体 102 相接合时,该组触点被电联接。互补触点被联接到模块 182,使得当端部执行器 150 被联接到器械 100 时,模块 182 电联接到触点 120。

[0052] 本示例中,模块 182 包括能够操作以存储一个或多个配置数据的非易失性固态存储器模块。例如,模块 182 可以包含关于端部执行器 150 的类型和特征特性的配置数据,这些配置数据将由外科器械 100 的控制模块(诸如参考图 1 所述控制模块 12)使用。仅以举例方式,配置数据可以包括特性(诸如刀长度、刀材料、刀的几何形状、波导几何形状、波导材料、自然抑制特征、自然频率、平均失效时间(MTTF)等等。当确定校正动作、确定器械 100 的能量设置和/或其它方面时,此类特性可由控制模块使用,如以下将更详细地描述。当然,应当理解,其它部件可包括有模块 182、整合到模块 182 中,和/或取代模块 182。例如,诸如加速计、陀螺仪、温度传感器、力传感器等各种传感器可包括有模块 182、整合到模块 182 中,和/或取代模块 182。端部执行器 150 可以根据以下文献的教导内容的至少一些来进一步构造:与本文于同一天提交的名称为“Surgical Instrument with Orientation Sensing”的美国专利申请序列号 [Attorney Docket No. END7088USNP. 0590486],该申请的公开内容以引用的方式并入本文。参考本文教导内容,模块 182、端部执行器 150 和/或器械 100 的另外配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0053] 现在参见图 4,一组方向箭头 190、192、194、196、198 被示出为围绕刀 152 设置。箭头 190 对应于刀 152 和波导 160 的纵向轴线。箭头 192、194 对应于相对于刀 152 的侧向轴线。箭头 196、198 对应于相对于刀 152 的竖直轴线。本示例中,箭头 190、192、194、196、198 对应于当用户在外科手术中正在使用器械 100 时用刀 152 压贴组织的方向。仅以举例方式,在一些情况下,可能优选的是,当刀 152 在箭头 190、192、194 的方向上按压组织时,以低能量设置将换能器启动,并且当刀 152 在箭头 196、198 的方向上按压组织时,以高能量设置将换能器启动。例如,用户可能偏好使用刀 152 的刀侧和/或刀尖来进行凝聚,而使用刀 152 的上部边缘或下部边缘切穿组织。当然,应当理解,上述是仅示例性的,并且任何能量设置可与刀 152 的任何方向对应。本示例中,这样的能量设置和方向可包括在将由控制模块使用的模块 182 配置数据中,和/或可通过其它装置向控制模块提供。此类设置可以基于任何数量因素变化,包括但不限于:刀 152 和/或端部执行器 150 的其它部分的特征和/或几何形状、将使用端部执行器 150 的外科手术、各个用户偏好,和/或其它因素。以下将会参考图 21 更详细地描述对此类能量的使用。

[0054] III. 示例性主动抑制组件和方向力传感器

[0055] 在一些情况下,主动控制换能器 90 和 / 或外科器械 10、50、100 中的其它部件可能是有用的。例如,如果外科手术期间在波导 160 和 / 或外科器械 10、50、100 的超声传动系的其它部分中发生横向运动,横向运动可以中断或以其它方式干扰来自换能器 90 的振荡运动。另外,在一些情况下,横向运动可以引起振动的不稳定模式,从而可能损坏器械 10、50、100。一些器械 10、50、100 可以包括 FEP,诸如聚合物的护套或挤出物(例如,具有高温稳定性的全氟化聚合物),其施加至波导 160 的预先确定位置以抑制损害或其它的不期望的横向模式。在外科器械 10、50、100 的使用期间横向运动的消除或减少可以允许更大制造公差和 / 或消除对 FEP 的需要。在其它情况下,可能有用的是,响应于用户正在如何使用器械 10、50、100 主动控制换能器 90 的能量以便调整能量设置。例如,如上指出,刀 82、152 按压组织的方向可以用作对控制模块 12 的输入以在外科手术期间实时动态调节换能器 90 的能量设置,使得用户无需选择任何特定能级。因此,现将描述可并入到各种外科器械 10、50、100(包括但不限于超声器械)中的各种主动抑制组件和 / 或方向力传感器,而其它的示例参考本文教导内容将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0056] A. 安装有柄部组件的主动抑制组件

[0057] 图 5 描绘包括壳体 202、换能器 210、远侧压电盘组件 250 和头锥 290 的示例性柄部组件 200。本示例的壳体 202 的大小适于并能够在其中包含换能器 210 以及其它部件(未示出)。参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,壳体 202 可由耐用塑料(诸如聚碳酸酯或液晶聚合物)、陶瓷和 / 或金属、或任何其它合适材料构造。如图 5 所示,壳体 202 包括内部环形凸缘 204,内部环形凸缘 204 能够接合换能器凸缘 226(如以下将描述),以便提供壳体 202 与换能器 210 之间的机械基座。壳体 202 还包括了朝近侧延伸的缆线 206,其将多根线材 216、218、270、272 带至功率源(诸如上述发生器 40)。当然,在一些型式中,缆线 206 可被省略,并且功率源可以位于壳体 202 内。壳体 202 可进一步根据上述多部件柄部组件 60 的教导内容的至少一些进行构造。头锥 290 机械地固定到壳体 202 的远端以压缩头锥 290 与换能器凸缘 226 之间的远侧压电盘组件 250,如以下将描述。

[0058] 换能器 210 包括多个压电元件 212,这些压电元件 212 具有被设置在连续压电元件 212 之间以形成压电元件叠堆的交替电极 214。压电元件 212 可由任何合适材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅和 / 或电极 214 之间任何合适压电晶体材料。本示例中,交替电极 214 经由线材 216、218 来电联接,使得当功率源被联接至线材 216、218 时,跨多个压电元件 212 的两端形成电势。因此,当功率源启动时,多个压电元件 212 将电功率转换成超声振动。此类超声振动经由远侧共振器 224 以及将波导联接到共振器 224 的远侧螺纹部分 230 朝远侧传输到波导(未示出)。在压电元件 212 叠堆的近端的是近侧共振器 220。螺栓 222 插入穿过近侧共振器 220 和压电元件 212 叠堆中的环形开口(未示出)并联接到远侧共振器 224。因此,螺栓 222、近侧共振器 220、压电元件 212 和电极 214 的叠堆以及远侧共振器 224 基本上形成换能器 210。本示例中,换能器凸缘 226 被联接到远侧共振器 224 并且能够具有邻接抵靠壳体 202 的内部环形凸缘 204 的近侧表面 228。因此,换能器凸缘 226 和内部环形凸缘 204 的界面防止换能器 210 相对于壳体 202 朝远侧运动。远侧共振器 224 朝远侧地延伸穿过压电盘组件 250 并终止在螺纹部分 230。螺纹部分 230 能够通过螺纹来联接到波导、刀和 / 或端部执行器,诸如上述波导 160、刀 152 和 / 或端部执行器 150。因此,超声振

动可从换能器 210 来传输到波导、刀和 / 或端部执行器。螺纹部分 230 可以位于沿远侧共振器 224 的波节、波腹和 / 或任何其它点处。换能器 210 可以根据以下文献的教导内容的至少一些来进一步构造:2011 年 10 月 17 日提交的名称为“Surgical Instrument with Slip Ring Assembly to Power Ultrasonic Transducer”的美国专利申请序列号 13/274,480, 该申请的公开内容以引用的方式并入本文。参考本文教导内容,换能器 210 的其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0059] 远侧压电盘组件 250 介于锥体 290 和换能器凸缘 226 之间。远侧压电盘组件 250 包括介于一对电极 260、262 之间的压电盘 252。本示例中,远侧压电盘组件 250 包括单个一体压电元件,但是如以下将更详细地讨论,在一些型式中,远侧压电盘组件 250 可以包括具有用于检测远侧共振器 224 的振动的一个或多个片段以及用于主动抑制的一个或多个片段的多部件压电元件。当然,应当理解,在一些型式中,远侧压电盘组件 250 可以用于引起一个或多个振动模式。正如以上所讨论的压电元件 212,压电盘 252 可由任何合适材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅和 / 或任何合适压电晶体材料。电极 260、262 包括设置在压电盘 252 的任一侧上的金属构件。

[0060] 电极 260、262 被联接到线材 270、272,使得当功率源被联接到线材 270、272 时,跨多个压电盘 252 而形成电势。因此,压电盘 252 根据压电盘 252 上施加的电势进行伸展或收缩,从而在头锥 290 和换能器凸缘 226 之间进行伸展或收缩。因此,远侧压电盘组件 250 的运动可用于影响远侧共振器 224 中存在的振动。另外,或以替代形式,线材 270、272 可联接到电压检测装置(未示出)。电压检测装置可在端部执行器内,在柄部组件 200 内,和 / 或在功率源内。在一些型式中,可将电压检测装置整合到控制模块(诸如控制模块 12)中。当压缩力或伸展力施加至远侧压电盘组件 250 时,压电盘 252 的压缩或伸展生成可由电压检测装置检测到的电压。因此,可以测量远侧共振器 224 内的振动。当然,应当理解,可以提供多于一个远侧压电盘组件 250。例如,第一远侧压电盘组件 250 可以用于主动抑制,并且第二远侧压电盘组件 250 可以用于检测振动。参考本文教导内容,示例性柄部组件 200 和 / 或远侧压电盘组件 250 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。仅以举例方式,在一些型式中,远侧压电盘组件 250 可被省略,并且压敏隔膜和 / 或其它力传感器(诸如应变仪)可以用于在无主动抑制能力的情况下需要力的量值和 / 或方向的测量的情况。

[0061] B. 安装有端部执行器的主动抑制组件

[0062] 图 6 描绘示例性另选的柄部组件 300 和可拆卸端部执行器 350。柄部组 300 包括壳体 302 和换能器 320。本示例的壳体 302 的大小适于并能够在其中包含换能器 320 以及其它部件(未示出)。参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,壳体 302 可由耐用塑料(诸如聚碳酸酯或液晶聚合物)、陶瓷和 / 或金属、或任何其它合适材料构造。如图 6 所示,壳体 302 包括内部环形凸缘 304,内部环形凸缘 304 能够接合换能器凸缘 336(如以下将描述),以便提供壳体 302 与换能器 320 之间的机械基座。壳体 302 还包括了朝近侧延伸的缆线 306,其将多根线材 318、319、326、328 带至功率源(诸如上述发生器 40)。当然,在一些型式中,缆线 306 可被省略,并且功率源可以位于壳体 302 内。

[0063] 壳体 302 还包括了开口远端 310 以及能够与来自端部执行器 350 的一对搭锁 356 相接合的一对凸片 312。本示例中,一对触点 314、316 定位在开口远端 310 内,使得触点

314、316 分别选择性地电联接到压电盘组件 370 的一对电极 380、390,如以下将更详细地描述。本示例中,触点 314、316 包括弹性偏置片簧触点,但是也可提供其它弹性偏置触点或其它的触点。在一些型式中,弹簧加载滚珠轴承可以用于电联接到电极 380、390。旋转地联接到电极 380、390 的另外一些特征件在以下文献中描述:2011 年 10 月 10 日提交的名称为“Surgical Instrument with Modular Shaft and End Effector”的美国专利申请 13/269,870,该申请的公开内容以引用的方式并入本文。触点 314、316 分别被联接到线材 318、319。线材 318、319 随后可联接到功率源组件(诸如上述发生器 40)和/或电压检测装置(未示出)。壳体 302 可进一步根据上述多部件柄部组件 60 的教导内容的至少一些进行构造。

[0064] 换能器 320 包括多个压电元件 322,这些压电元件 322 具有被设置在连续压电元件 322 之间以形成压电元件叠堆的交替电极 324。压电元件 322 可由任何合适材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅和/或电极 324 之间任何合适压电晶体材料。本示例中,交替电极 324 经由线材 326、328 来电联接,使得当功率源被联接至线材 326、328 时,跨多个压电元件 322 的两端形成电势。因此,当功率源启动时,多个压电元件 322 将电功率转换成超声振动。当波导 360 通过螺纹联接换能器 320 时,此类超声振动朝远侧传输到端部执行器 350 的波导 360。在压电元件 322 叠堆的近端的是近侧共振器 330。螺栓 332 插入穿过近侧共振器 330 和压电元件 322 叠堆中的环形开口(未示出)并联接到远侧共振器 334。因此,螺栓 332、近侧共振器 330、压电元件 322 和电极 324 的叠堆以及远侧共振器 334 基本上形成换能器 320。本示例中,换能器凸缘 336 在远侧共振器 334 的远端被联接到远侧共振器 334 并且能够具有邻接抵靠壳体 302 的内部环形凸缘 304 的近侧表面 338。因此,换能器凸缘 336 和内部环形凸缘 304 的界面防止换能器 320 相对于壳体 302 朝远侧运动。螺纹部分 340 能够通过螺纹来联接到端部执行器 350 的波导 360。螺纹部分 340 可以位于沿远侧共振器 334 的波节、波腹和/或任何其它点处。换能器 320 可以根据以下文献的教导内容的至少一些来进一步构造:2011 年 10 月 17 日提交的名称为“Surgical Instrument with Slip Ring Assembly to Power Ultrasonic Transducer”的美国专利申请序列号 13/274,480,该申请的公开内容以引用的方式并入本文。参考本文教导内容,换能器 320 的其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0065] 端部执行器 350 包括壳体 352、旋转地安装在壳体 352 内的波导 360、以及安装到波导 360 的近侧喇叭口形部分 362 的压电盘组件 370。壳体 352 包括轴衬 354,轴衬 354 用以支撑波导 360、同时仍然允许波导 360 相对于壳体 352 旋转和振动。当然,应当理解,可以提供其它可旋转联接器,诸如轴承,或者在一些型式中,轴衬 354 可被省略。壳体 352 还包括了一对搭锁 356,该对搭锁 356 能够与凸片 312 相接合以将端部执行器 350 联接到柄部组件 300。当然,参考本文教导内容,用于将端部执行器 350 联接到柄部组件 300 的其它联接特征件将对本领域的普通技术人员是显而易见的。波导 360 朝远侧地延伸,并联接到刀(未示出),诸如刀 82。近侧喇叭口形部分 362 位于波导 360 的近端并且包括螺纹凹口 364(以虚线示出),螺纹凹口 364 能够通过螺纹来联接到换能器 320 的远侧共振器 334 的螺纹部分 340。近侧喇叭口形部分 362 的近侧面的大小设定成具有基本上对应于压电盘组件 370 的直径的直径。参考本文教导内容,壳体 352 和/或波导 360 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0066] 压电盘组件 370 包括介于一对电极 380、390 之间的压电盘 372。本示例中,压电盘组件 370 包括单个一体压电元件,但是如以下将更详细地讨论,在一些型式中,远侧压电盘组件 370 可以包括具有用于检测远侧共振器 334 和 / 或波导 360 的振动的一个或多个片段以及用于主动抑制的一个或多个片段的多部件压电元件。当然,应当理解,在一些型式中,压电盘组件 370 可以用于引起一个或多个振动模式。正如以上所讨论的压电元件 322,压电盘 372 可由任何合适材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅和 / 或任何合适压电晶体材料。

[0067] 电极 380、390 包括设置在压电盘 372 的任一侧上的金属构件。当端部执行器 350 被联接到柄部组件 300 时,电极 380、390 能够分别电联接到触点 314、316。本示例中,每个电极 380、390 的外周边从压电盘 372 来向外延伸,使得电极 380、390 以与滑环组件类似的方式与触点 314、316 交接而不使得压电盘 372 与触点 314、316 交接。当功率源被联接到线材 318、319 时,跨多个压电盘 372 而形成电势。因此,压电盘 372 根据压电盘 372 上施加的电势进行伸展或收缩,从而在近侧喇叭口形部分 362 和换能器凸缘 336 之间进行伸展或收缩。因此,远侧压电盘组件 370 的运动可用于影响远侧共振器 334 和 / 或波导 360 中存在的振动。如上指出,线材 318、319 可联接到电压检测装置(未示出)。电压检测装置可在端部执行器 350 内,在柄部组件 300 内,和 / 或在功率源内。在一些型式中,可将电压检测装置整合到控制模块(诸如控制模块 12)中。当压缩力或伸展力施加至压电盘组件 370 时,压电盘 372 的压缩或伸展生成可由电压检测装置检测到的电压。因此,可以测量远侧共振器 334 和 / 或波导 360 内的振动。当然,应当理解,可以提供多于一个压电盘组件 370,诸如具有用于主动抑制的一个压电盘组件 370 和用于检测振动的第二压电盘组件 370 的一对叠堆压电盘组件 370。参考本文教导内容,示例性柄部组件 300、端部执行器 350 和 / 或压电盘组件 370 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。仅以举例方式,在一些型式中,压电盘组件 370 可被省略,并且压敏隔膜和 / 或其它力传感器(诸如应变仪)可联接到换能器凸缘 336 并且用于在无主动抑制能力的情况下需要力的量值和 / 或方向的测量的情况。

[0068] C. 示例性多部件压电元件

[0069] 图 7 描绘可并入到前述压电盘组件 250、370 中的示例性多部件压电元件 400。本示例中,多部件压电元件 400 基本根据上述压电盘组件 250、370 构造,不同之处在于,多部件压电元件 400 分为四个片段 410、420、430、440。每个片段 410、420、430、440 包括一对电极以及设置在这对电极之间的压电元件。本示例的相对片段 410、430 包括能够操作以驱动波导的振动对横向运动计数的压电片段。另一相对片段 420、440 能够感测来自该波导的振动。因此,单个多部件压电元件 400 可以用于感测来自波导的振动和引起波导中的振动来对横向运动计数两者。

[0070] 在一些型式中,驱动片段 410、430 可以一致操作以驱动或调节波导振动。在其它型式中,驱动片段 410、430 可以独立的时间段和 / 或速率驱动。同样,在一些型式中,感测片段 420、440 可以同时感测来自该波导的振动,而其它型式中,感测片段 420、440 可以交替感测波导振动或以其它方式单独操作。在另一配置中,片段 410、420、430、440 可以在感测振动和驱动振动之间进行交替。这种交替的振动感测和驱动可由单独片段联合完成、或作为一个整个组完成。应当理解,将片段 410、420、430、440 分成四个片段仅仅是任选的。在一

些型式中,可以使用两个或三个片段。在其它型式中,可以使用多于四个片段。例如,在一些型式中,可以提供八个或十六个片段。应当理解,本示例中,当片段 410、420、430、440 用于感测来自波导或其它超声传动系部件的振动时,片段 410、420、430、440 还能够操作以解析相对于外科器械(诸如外科器械 10、50、100)的力的量值和方向两者。例如,片段 410、420、430、440 可以确定靠压组织的刀遇到的力矢量。当然,参考本文教导内容,多部件压电元件 400 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。用于多部件压电元件 500 的一个仅示例性另选配置在图 8 中被示出为具有单个连续底部电极 510、压电盘 520 以及多个分段顶部电极 530。

[0071] 在上述多部件压电元件 400、500 中,应当理解,对各种片段 410、420、430、440、530 上的电压改变的监控可以用于解析各种刀表面上的力、该力在刀上的位置和 / 或外科医生动作。还应理解,横向模式可以沿横向于波导的轴线的方向激励一个或多个盘片段 410、420、430、440、530;并且检测横向模式的片段 410、420、430、440、530(和 / 或一个或多个其它片段)可被激励以便主动抑制横向模式。压电盘可以不同方式制造以便提供分段性能。例如,均一化的压电盘可以包括分段电极表面。在电极表面之间的分离能够在最高预期操作电压电平下防止电压击穿。作为另一仅示例性示例,若干分立成形饼状片段可布置成彼此邻接,或可由空气或固体的电介质等等分离。作为另一仅示例性示例,可将压电致动器形成管或圆筒。内半径表面和外半径表面均可以包括电极,并且压电致动器可极化以纵向(垂直于电压梯度)响应。以此形式,外部电极可在纵向方向上分段成条,并且中心电极(例如,接地)可以连续地围绕内半径。参考本文教导内容,可提供分段元件特征件的其它合适方式将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0072] D. 基于指状物的方向力传感器组件

[0073] 图 9-10 描绘示例性另选的力传感器组件,力传感器组件包括柄部组件 600 和端部执行器 650,柄部组件 600 具有一圈压阻元件 612,端部执行器 650 具有在端部执行器 650 被联接到柄部组件 600 并且力施加至端部执行器 650 的刀(未示出)时能够接合压阻元件 612 的一对指状物 656。本示例的柄部组件 600 包括壳体 602 和换能器 620。本示例的壳体 602 的大小适于并能够在其中包含换能器 620 以及其它部件(未示出)。参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,壳体 602 可由耐用塑料(诸如聚碳酸酯或液晶聚合物)、陶瓷和 / 或金属、或任何其它合适材料构造。壳体 602 还包括了朝近侧延伸的缆线 606,其将多根线材 618、626、628 带至功率源(诸如上述发生器 40)。当然,在一些型式,缆线 606 可被省略,并且功率源可以位于壳体 602 内。壳体 602 还包括了开口远端 610 以及一圈压阻元件 612,这圈压阻元件 612 围绕开口远端 610 的内部定位成环形,如图 10 中清楚看出。以下将会更详细地描述压阻元件 612。壳体 602 可进一步根据上述多部件柄部组件 60 的教导内容的至少一些进行构造。

[0074] 换能器 620 包括多个压电元件 622,这些压电元件 622 具有被设置在连续压电元件 622 之间以形成压电元件叠堆的交替电极 624。本示例中,交替电极 624 经由线材 626、628 来电联接,使得当功率源被联接至线材 626、628 时,跨多个压电元件 622 的两端形成电势。因此,当功率源启动时,多个压电元件 622 将电功率转换成超声振动。当波导 660 通过螺纹联接换能器 620 时,此类超声振动朝远侧传输到端部执行器 650 的波导 660。在压电元件 622 叠堆的近端的是近侧共振器 630。螺栓 632 插入穿过近侧共振器 630 和压电元件 622

叠堆中的环形开口（未示出）并联接到远侧共振器 634。因此，螺栓 632、近侧共振器 630、压电元件 622 和电极 624 的叠堆以及远侧共振器 634 基本上形成换能器 620。远侧共振器 634 的螺纹部分 640 能够通过螺纹来联接到端部执行器 650 的波导 660。螺纹部分 640 可以位于沿远侧共振器 634 的波节、波腹和 / 或任何其它点处。换能器 620 可以根据以下文献中的换能器 210、320 的教导内容的至少一些来进一步构造：2011 年 10 月 17 日提交的名称为“Surgical Instrument with Slip Ring Assembly to Power Ultrasonic Transducer”的美国专利申请序列号 13/274, 480，该申请的公开内容以引用的方式并入本文。参考本文教导内容，换能器 620 的其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0075] 本示例中，每个压阻元件 612 被联接到对应线材 618，对应线材 618 还联接到电压检测装置（未示出）。因此，如果压阻元件 612 在其上经历力，诸如指状物 656 接触压阻元件 612，那么电压检测装置指示来自对应压阻元件 612 的电压的改变。这种电压改变可以用于指示施加至端部执行器 650 的刀的力的量值和力的方向，压阻元件 612 基于力的量值和方向来指示电压改变。当然，替代压阻元件 612 可以使用其它的力感测元件，诸如导电弹性体和 / 或凝胶、应变仪、电容感测元件、其它电阻感测元件和 / 或等等。还应理解，柔性环可围绕压阻元件 612 的环形阵列或其替代形式定位。这样的柔性环可至少部分地支撑环形阵列中的压阻元件 612 或其替代形式；可响应于外科医生的手所施加的压力进行弹性变形，从而将力传输到压阻元件 612 或其替代形式；和 / 或可以充当防止压阻元件 612 或其替代形式暴露于流体的密封件等。在一些其它形式中，如以下将更详细地描述，霍尔效应传感器可以用于使用指状物 656 相对于霍尔效应传感器的接近度对力进行基于非接触的确定。当然，参考本文教导内容，压阻元件 612 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0076] 本示例的端部执行器 650 包括波导 660，波导 660 可旋转地设置在壳体 652 内。波导 660 包括能够联接到远侧共振器 634 以将超声振动从换能器 620 传输到刀（未示出）或联接到波导 660 的远端的其它特征件的构件。如图 9 所示，波导 660 包括近侧螺纹凹口 662（以虚线示出），螺纹凹口 662 能够联接到螺纹部分 640 以将波导 660 机械地并调谐地联接到换能器 620。当然，参考本文教导内容，用于波导 660 和 / 或换能器 620 的其它联接特征件将对本领域的普通技术人员是显而易见的。壳体 652 包括轴衬 654，轴衬 654 用以支撑波导 660、同时仍然允许波导 660 相对于壳体 652 旋转和振动。当然，应当理解，可以提供其它可旋转联接器，诸如轴承，或者在一些型式，轴衬 654 可被省略。

[0077] 壳体 652 包括位于壳体 652 的近端的一对指状物 656。如上讨论，当力施加至刀或端部执行器 650 的其它特征件时，指状物 656 能够接触压阻元件 612。本示例中，指状物 656 包括两个月牙形的悬臂构件，它们彼此 180 度分开，如图 10 中清楚示出。参见图 10，当力被水平施加时，至少一个指状物 656 接合一个或多个压阻元件 612。因此，来自对应压阻元件 612 的电压输出可以用于确定力的方向（压阻元件 612 经由该方向来改变电压）以及量值（经由电压改变）两者。如果力相对于图 10 中所示示例竖直施加，那么月牙形的指状物 656 接触位于指状物 656 上方或下方的至少一个或多个压阻元件 612。因此，利用两个指状物 656，就可针对刀或端部执行器 650 的其它特征件上的力的任何方向对力的方向和量值进行解析。当然，可以使用多于两个指状物 656。例如，三个指状物 656 可间隔开 120 度。此类指状物 656 可以具有任何几何形状，包括简单矩形构件。另外，在一些型式，单

个指状物 656 可与具有外圈压阻元件 612 和内圈压阻元件 612 的同心多圈压阻元件 612 一起使用。因此,单个指状物 656 将始终响应于刀或端部执行器 650 的其它特征件上的力来接触内圈或外圈上的压阻元件 612。在另外一些型式中,指状物 656 可不一定与端部执行器 650 的壳体 652 相关联,但是可替代地与端部执行器 650 的独立特征件相关联。另外,或以替代形式,压阻元件 612 可以与端部执行器 650 相关联,而指状物 656 从柄部组件 600 的壳体 602 延伸。当然,根据本文教导内容,端部执行器 650 和 / 或指状物 656 的另外一些其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0078] E. 压电条方向力传感器组件

[0079] 图 11A-13B 描绘示例性另选的外科器械 700,外科器械 700 包括壳体 702、可旋转地安装在壳体 702 内的换能器 710、从换能器 710 延伸的波导 720、联接到波导 720 的远端的刀 730 以及方向力传感器组件 750。初始参见图 11A-11B,本示例的壳体 702 的大小适于并能够在其中包含换能器 710、控制器 790 以及其它部件(未示出)。参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,壳体 702 可由耐用塑料(诸如聚碳酸酯或液晶聚合物)、陶瓷和 / 或金属、或任何其它合适材料构造。本示例中,为了清楚起见,已经省略功率源以及到功率换能器 710 并由控制器 790 来控制的布线。在一些形式中,壳体 702 可以包括朝近侧延伸的缆线(未示出),其将多根线材(未示出)带至功率源(诸如上述发生器 40)。当然,在一些型式中,缆线可被省略,并且功率源可以位于壳体 702 内。

[0080] 本示例的壳体 702 还包括了换能器座 704 以及前部节点 706。换能器座 704 能够将换能器 710 纵向固定在壳体 702 内,同时允许换能器 710 在其中旋转。仅以举例方式,换能器座 704 包括与换能器 710 上的凸缘 712 交接的轴承特征件。前部节点 706 包括一对支点,这对支点与波导 720 在壳体 702 的远端交接并且在此位置支撑波导 720。因此,换能器 710、波导 720 和刀 730 的超声组件被支撑在器械 700 的两个固定的点处。

[0081] 壳体 702 还包括了启动按钮 708。启动按钮 708 电联接到控制器 790,并且能够操作以响应于用户使用启动按钮 708 指示控制器 790 选择性地启动器械 700。启动按钮 708 可包括触发器、电容性触摸传感器、电阻性触摸传感器、机电按钮和 / 或任何其它启动按钮 708,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。启动按钮 708 可以根据本文所述启动特征件 18 的教导内容的至少一些来进一步构造。

[0082] 本示例的换能器 710 包括压电元件和电极的交替叠堆,它们能够操作以在功率被施加至电极时来振动波导 720。波导 720 从换能器 710 朝远侧延伸,并在近端机械地联接到换能器 710。刀 730 被联接到该波导的远端,并且能够操作以在换能器 710 活动时来切割和 / 或凝聚。在一些型式中,刀 730 被键合到波导 720,使得刀 730 相对于波导 720 的旋转位置是已知的。此类旋转位置信息可由控制器 790 在换能器 710 的操作的控制期间使用,如本文将描述。换能器 710、波导 720 和 / 或刀 730 可以根据以下部件的教导内容的至少一些来进一步构造:换能器 90、210、320、620;波导 160、360、660;刀 82、152;和 / 或其它部件。

[0083] 如上指出,控制器 790 包含在壳体 702 内。控制器 790 能够操作以控制功率源的能量设置,以便控制来自换能器 710 的经由波导 720 传输到刀 730 的换能器 710。控制器 790 电联接到方向力传感器组件 750(如以下将更详细地描述)并且电联接到启动按钮 708。在一些形式中,控制器 790 能够使得换能器 710 并不启动直到力被方向力传感器组件 750 所检测到,即使启动按钮 708 是由用户操作,但这仅仅是任选的。控制器 790 可以根据上述控

制模块 12 的教导内容的至少一些来进一步构造。

[0084] 本示例的方向力传感器组件 750 包括围绕波导 720 的一部分来设置的多个压阻条 752。本示例中,方向力传感器组件 750 位于前部节点 706 和换能器座 704 之间的终点处,使得波导 720 相对于纵向轴线 780 的偏转将最大化,但这仅仅是任选的。另外,方向力传感器组件 750 还位于节点处或其附近、或其中波导 720 的振荡振动为最大值的点处,以最小化传感器组件 750 所吸收的声能。在一些型式中,传感器组件 750 位于节点的相邻位置或不对称地跨立在节点上。另选地,传感器组件 750 可以位于沿波导 720 的任何其它合适的点,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。简要参见图 12,压阻条 752 围绕波导 720 而设置成角状阵列,并且固定地联接到波导 720。本示例中,七个压阻条 752 围绕波导 720 等距设置,但这仅仅是任选的。在一些型式中,可以使用多于七个或少于七个的压阻条 752。仅以举例方式,压阻条 752 可以粘合地粘结到和 / 或机械地联接到波导 720。压阻条 752 包括纵向伸长构件,使得波导 720 的弯曲(诸如图 11A-11B 和图 13A-13B 所示那样)延伸或压缩压阻条 752。因此,这种延伸和 / 或压缩生成可由电压检测装置测量到的电压。本示例中,每个压阻条 752 电联接到控制器 790,使得波导 720 的弯曲所产生的电压被传输到控制器 790。

[0085] 控制器 790 包括一个或多个电压检测电路以确定来自每个压阻条 752 的电压的改变。因此,控制器 790 能够使用压阻条 752 的位置和所生成的电压来确定施加至刀 730 的力的方向和量值。在一些型式中,刀 730 到波导 720 的键合可以用作用于基于产生电压的压阻条 752 相对于预先确定的键合部分的位置确定力的方向的参考点。当然,应当理解,也可围绕波导 720 来设置其它力感测元件。例如,可将多个应变仪纵向安装到波导 720。参考本文教导内容,压阻条 752 和 / 或方向力传感器组件 750 的另外一些配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0086] 重新参见图 11A,刀 730 和波导 720 被示出为处于第一未弯曲的状态。在此位点,压阻条 752 可被校准而不输出电压。在一些型式中,当换能器 710 是活动的时,通过波导 720 的振动可对压阻条 752 产生小的一致电压改变,控制器 790 可被校准成忽略该改变。当力施加至刀 730(诸如图 11B 中由箭头 770 所示那样)时,前部节点 706 和换能器座 704 提供了两个点,在这两点之间,波导 720 在与施加至刀 730 的力相反的方向上弯曲,如由箭头 772 所示。此弯曲的仅示例性夸张形式在图 13A-13B 中示出。当波导 720 处于第二弯曲状态时,一个或多个压阻条 752 压缩,而一个或多个压阻条 752 延伸。因此,控制器 790 检测来自一些压阻条 752 的电压的增加以及其它压阻条 752 的电压的减少。通过识别哪些压阻条 752 已被最大程度压缩以及哪些压阻条 752 已被最大程度延伸(例如,经由电压改变),控制器 790 可以确定力从哪个方向围绕刀 730 施加。另外,通过先前校准,电压改变可以用于确定施加至刀 730 的力的量值。因此,利用方向力传感器组件 750,控制器 790 能够确定施加至刀 730 的力的方向和量值。控制器 790 随后能够施加一个或多个能量设置来控制换能器 710 的输出,如本文将更详细地描述。

[0087] F. 非接触式方向力传感器组件

[0088] 在一些型式中,可能优选的是,在不接触波导 160、360、660、720 的情况下,确定施加至刀 82、152、730 的方向和力。现将描述一个仅示例性非接触式方向力传感器组件;然而,应当了解,参考本文教导内容,其它示例将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0089] 图 14-15 示出包括设置在护套 830 内的波导 810 的示例性非接触式方向力传感器组件 800。本示例中,波导 810 包括伸长金属构件,伸长金属构件在近端处联接到换能器(未示出)并且在远端处联接到刀(未示出)。本示例的波导 810 包括横向孔 812,横向孔 812 能够在其中接纳有销状磁体 820。本示例中,横向孔 812 包括圆柱形孔,但是参考本文教导内容,其它形状和几何形状将对本领域的普通技术人员是显而易见的。当磁体 820 插入到孔 812 中时,磁体 820 和孔 812 能够使得磁体 820 围绕波导 810 的纵向轴线 818 基本上定位在中心。在一些型式中,粘合剂或其它特征件可将磁体 820 固定在孔 812 内,但这仅仅是任选的。另外,或以替代型式,磁体 820 可以利用硅氧烷来重叠注塑,以使磁体 820 相对于波导 810 绝缘,但这仅仅是任选的。本示例中,磁体 820 沿由磁体 820 形成的销形形状的轴线磁化。此外,虽然上述内容已经参照波导 810 进行描述,但应理解,波导 820 和孔 812 可以位于刀上和 / 或换能器的一部分上,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。

[0090] 护套 830 包括环形阵列设置在护套 830 上的多个电极回路 840。本示例的护套 830 包括具有重叠注塑到护套 830 的内表面上的电极回路 840 的塑料构件,但这仅仅是任选的。在一些型式中,电极回路 840 可重叠注塑到护套 830 的外部上和 / 或通过其它手段(例如,粘附、机械联接等等)与护套 830 相关联。电极回路 840 各自包括沿纵向长度而具有多个短的侧向 Z 形回路 (switchback) 842 的金属线材或部件。在一些型式中,电极回路 840 围绕护套 830 的直径而形成连续绕组。此类回路可集中在磁体 820 的位置上方,使得磁体 820 所形成的销形形状的轴线穿过电极回路 840 的中心。另外,或以替代形式,电极回路 840 可缠绕在护套 830 的圆周周围。参考本文教导内容,电极回路 840 和 / 或护套 830 的其它合适配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0091] 参考图 15,当波导 810 由于换能器驱动振荡而振荡时,磁体 820 相对于护套 830 沿轴线 818 来回纵向运动。这种振荡运动导致电极回路 840 中生成小电流,该小电流可由控制器和 / 或控制模块(诸如控制器 790 和 / 或控制模块 12) 测量。当波导 810 偏转(诸如由于用户将刀按压在组织上而偏转)时,磁体 820 运动成更靠近一个或多个电极回路 840。增大磁场导致对应电极回路 840 中的增大感应电流。因此,可以确定该偏转的取向,经由这种确定,电极回路 840 经历电流增加和 / 或减少,并且导致偏转的力的量值可基于波导 810 的结构特性和电流增加的量值确定。因此,施加至联接到波导 810 的刀的力的量值和方向两者可以在不接触波导 810 的情况下确定。护套 830 可以在共振电路中操作,共振电路将对磁体 820 和护套 830 组件的相对机械运动的有效电感的小改变是敏感的。电路共振将随有效电感变化。当然,参考本文教导内容,非接触式方向力传感器组件 800 的另外一些布置 / 配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0092] IV. 示例性抑制控制

[0093] 如上指出,在一些情况下,可能优选的是,抑制器械 10、50、100、700 的超声传动系、或以其它方式控制振荡运动。例如,如果外科手术期间在波导 160、360、660、720、810 和 / 或外科器械 10、50、100、700 的超声传动系的其它部分中由于刀靠压组织而发生横向运动,横向运动可以中断或以其它方式干扰来自换能器 90、210、320、620、710 的振荡运动。另外,在一些情况下,横向运动可以引起振动的不稳定模式,从而可能损坏器械 10、50、100、700。在外科器械 10、50、100、700 的使用期间横向运动的消除或减少可以允许更大制造公

差。因此,现将描述抑制超声传动系的这种横向运动的各种方法,但是参考本文教导内容,其它示例将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0094] 图 16 描绘当换能器 210 正以正常状态操作操作时来自图 5 的远侧压电盘组件 250 的示例性样本电压输出 900。当横向运动或事件被施加至端部执行器和 / 或波导时,振荡波形中的扰动 910 发生,并且导致电压输出 900 变成不稳定的,如图 17 所示。当然,应当理解,上述是仅示例性的。

[0095] 图 18 描绘可由控制模块(诸如控制模块 12)和 / 或控制器 790 执行的步骤的示例性流程图,该流程图用于响应于横向事件(诸如图 17 中所示那样)校正超声传动系的运动。在步骤 1000,启动器械(诸如器械 10、50、100、700)。在步骤 1010,检测该器械的一个或多个传感器。仅以举例方式,远侧压电盘组件 250、压电盘组件 370、多部件压电元件 400 和 / 或多部件压电元件 500 可由控制模块监控。本示例中,步骤 1010 处执行的监控包括检测来自一个或多个上述传感器的电压输出 900。在步骤 1020,控制模块确定是否已检测到横向事件。这种确定可以通过以下方式做出:检测电压输出 900 是否已经超过预先确定阈值和 / 或振荡波形周期(诸如图 17 中所示那样)是否已经改变。如果未检测到横向事件,那么控制模块返回步骤 1010 以继续检测传感器。

[0096] 如果检测到了横向事件,控制模块继续步骤 1030,在该步骤,启动校正动作。图 19 中示出了一个示例性校正动作,其中控制模块暂时取消启动换能器以使得振荡衰减,并且随后重新启动换能器以恢复器械操作。如图 19 所示,电压输出 1100 初始由于横向事件而不稳定。在区域 1110,取消启动该换能器。振动衰减穿过区域 1120。在区域 1130,重新启动该换能器,以便恢复正常操作。

[0097] 图 20 中示出了可在步骤 1030 实施的第二示例性校正动作,其中执行对不稳定性的主动抑制。仅以举例方式,这种主动抑制可由如上所述远侧压电盘组件 250、压电盘组件 370、多部件压电元件 400 和 / 或多部件压电元件 500 完成。在图 20 中示出的示例中,实线电压输出 1100 对应于由如上所述远侧压电盘组件 250、压电盘组件 370、多部件压电元件 400 和 / 或多部件压电元件 500 中一个或多个和 / 或由一个或多个片段 410、420、430、440、530 所感测的振动。虚线电压输入 1190 对应于提供到如上所述远侧压电盘组件 250、压电盘组件 370、多部件压电元件 400 多部件压电元件 500 中一个或多个的电压和 / 或提供到一个或多个片段 410、420、430、440、530 以主动抑制横向事件的电压。

[0098] 如图 20 所示,电压输出 1100 初始在 1140 处指示横向事件。控制模块随后根据电压输入 1190 启动远侧压电盘组件 250、压电盘组件 370、多部件压电元件 400、多部件压电元件 500 中一个或多个和 / 或一个或多个片段 410、420、430、440、530 以主动抑制电压输出 1100 所指示的不稳定性。仅以举例方式,对产生电压输入 1190 的主动抑制可以包括在电压输出 1100 的振荡波形的峰处启动远侧压电盘组件 250、压电盘组件 370、多部件压电元件 400、多部件压电元件 500 中一个或多个和 / 或一个或多个片段 410、420、430、440、530 以对横向事件进行计数。在一些型式中,主动抑制特征件的启动可瞬间完成,随后检测电压输出 1100 的振荡波形。新的电压输出 1100 读数可以用于修改要执行的主动抑制和 / 或确定系统是否已经返回正常振荡波形。例如,在 1150 处,电压输出 1100 所指示的来自横向事件的不稳定性已抑制。另选地,一旦已检测到横向事件并在预先确定的时间后取消启动和 / 或一旦另一个传感器确定已经停止不稳定的波形,主动抑制特征件的启动可连续完成。另外,

在一些型式中,控制模块可以包可在主动抑制器件施加的最大电压输入 1190 的预先确定极限,但这仅仅是任选的。当然,根据本文教导内容,用于主动抑制的其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0099] 返回图 18,一旦上述校正动作已经抑制和 / 或基本上抑制横向事件,控制模块可以返回步骤 1010 以监控传感器。在一些型式中,在步骤 1030 执行每个校正动作后,任选步骤 1040 使计数器递减。仅以举例方式,器械可限制为对 100 个横向事件的校正。一旦计数器达到零,就可启动指示器来通知用户(通过启动光、蜂鸣声、振动等等告知用户):器械正在可接受的参数之外操作。除了通知之外,或以通知替代形式,控制模块可以取消启动换能器而直到器械被修复或回收。如果在步骤 1040,计数器未减少至零,那么控制模块返回步骤 1010 以再次检测传感器。当然,参考本文教导内容,其它配置和步骤将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0100] V. 示例性能量设置管理

[0101] 在一些型式中,基于用户如何利用器械 10、50、100、700 来调节器械 10、50、100、700 的能量设置可以是有用的。例如,对于一些用户,施加至刀 82、152、730 的力的方向和量值可以指示用户所期望的用途和能量设置的类型。例如,如果用户使用刀 82、152、730 的侧面诸如在图 4 所示箭头 192、194 的方向上施加轻微压力,那么用户可能期望使用刀来凝聚组织。另选地,如果用户使用刀 82、152、730 的顶面或地面诸如在图 4 所示箭头 196、198 的方向上施加更具压迫性的压力,那么用户可能期望使用刀来切割组织。因此,使用上述多部件压电元件 400、500、压电元件 612 和指状物 656 和 / 或方向力传感器组件 750、800 来检测施加至刀 82、152、730 的力的量值和方向两者,控制模块(诸如控制模块 12 和 / 或控制器 790)可被用于控制换能器 90、210、320、620、710 的能量设置。现将描述一些仅示例性能量设置控制配置;然而,应当理解,参考本文教导内容,控制换能器 90、210、320、620、710 的能量设置的其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0102] 图 21 描绘用于控制换能器 90、210、320、620、710 的能量设置的示例性步骤的一个仅示例性的流程图。本示例将参考图 11A-13B 示出并描述的器械 700 进行描述,但应理解,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,以下都适用于:本文所述任何其它外科器械 10、50、100、700;结合多部件压电元件 400、500、压电元件 612 和指状物 656 和 / 或方向力传感器组件 750、800 的外科器械;和 / 或任何其它外壳器械。

[0103] 在步骤 1200,单个启动或功率按钮 708 初始由用户启动。如上指出,启动按钮 708 可包括触发器、电容性触摸传感器、电阻性触摸传感器、机电按钮和 / 或任何其它启动按钮 708,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。单个启动按钮 708 的使用可以简化器械 700,使得用户无需在使用器械 700 期间在各种能级设置按钮(诸如最大或最小能量开关)之间进行切换,但这仅仅是任选的。本示例中,启动按钮 708 的操作单独地并不启动换能器 710,但一些型式中,操作启动按钮 708 可以启动换能器 710。在步骤 1210,控制器 790 监控方向力传感器组件 750。在步骤 1220,控制器 790 确定力是否已经由方向力传感器组件 750 检测。例如,如果波导 720 偏转,诸如图 11B 和 13B 所示那样,那么压阻条 752 变形并使电压产生改变。控制器 790 检测这种电压改变,并且确定要施加至刀 730 的力,然后继续步骤 1230。如果刀 730 上没有力,那么在步骤 1210,控制器 790 继续监控方向力传感器组件 750,直到方向力传感器组件 750 检测到力。本示例中,仅在用户操作

启动按钮 708 以及控制器 790 经由方向力传感器组件 750 检测施加至刀 730 的力、同时按下启动按钮 708 之后,启动换能器 710。这种配置可以提供锁定特征件以便减少不利启动。当然,上述内容仅仅是任选的。

[0104] 在步骤 1230,控制器 790 利用方向力传感器组件 750 的配置来确定施加至刀 730 的力的量值和方向两者。如上所述,压阻条 752 围绕波导 720 以环形阵列设备,使得施加至刀 730 的力的量值和方向可以被检测到。仅以举例方式,如图 11B 所示,如果力施加至刀的底部 730,那么波导 720 的底部上的对应压阻条 752 将会延伸和 / 或波导 720 的顶部上的压阻条 752 将会压缩,从而产生指示施加至刀 730 的底部的力的不相似的电压改变。当然,应当理解,两个压阻条 752 可以用于对量值和方向测量求平均值,和 / 或确认一个压阻条 752 并未输出错误电压读数,但这仅仅是任选的。在一些型式中,单个压阻条 752 可以用于每个方向,但这仅仅是任选的。另外,或以替代形式,在其中换能器 710 可能已经活动的型式中,两个不相似的电压改变的使用指示波导 720 的弯曲,而平行并一致的电压改变可以指示活动的换能器 710 的正常操作,但这仅仅是任选的。利用所确定的施加至刀 730 的力的量值和方向,控制器 790 继续在步骤 1240 确定换能器 710 的能量设置。

[0105] 简要参见图 4,如果方向力传感器组件 750 指示在箭头 192、194 的方向上施加的力,控制器 790 在步骤 1240 确定预先确定的第一能量设置。如果方向力传感器组件 750 指示在箭头 196、198 的方向上施加的力,控制器 790 在步骤 1240 确定预先确定的第二能量设置。在一些型式中,第一和 / 或第二能量设置可以基于施加至刀 730 的力的量值来放大或缩小。另外,或以替代形式,第一能量设置和 / 或第二能量设置的预先确定的最小值和 / 或最大值可设置成使得能量设置的限定范围可用于第一能量设置和 / 或第二能量设置。在一些型式中,控制器 790 可以确定力在除了箭头 192、194、196、198 的方向上施加并且基于相对于箭头 192、194、196、198 的方向应用中间能量设置、或其它计算出的能量设置(例如,基于力施加至刀 730 的角度而在第一能量设置和第二能量设置之间确定的能量设置)。参考本文教导内容,用于确定能量设置的另外一些能量设置和 / 或构形将对本领域普通技术人员是显而易见的。

[0106] 利用步骤 1240 所确定的能量设置,控制器 790 在步骤 1250 启动换能器 710。在一些型式中,换能器 1250 保持在预先确定的时间段内以步骤 1240 所确定的能量设置活动。另外,或以替代形式,一旦方向力传感器组件 750 停止检测施加至刀 730 的力,换能器 710 取消启动。另外,控制器 790 可在步骤 1210 继续监控传感器以检测如由方向力传感器组件 750 测量的力的量值和方向中的另外改变。另外,控制器 790 能够继续更新并且基于施加至刀 730 的力的量值和方向调节换能器 710 的能量设置。因此,用户可以根据使器械 700 在使用期间动态调节的期望的方向力曲线来使用器械 700。当然,参考本文教导内容,另外一些其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0107] 例如,如图 22 所示,描绘用于确定换能器 710 的能量设置的步骤 1240 的仅示例性另选配置。本示例中,在对传感器进行检查时,步骤 1300 中包括了加速计。基于方向力传感器组件 750 检测到的力的量值以及加速计检测到的运动速度,控制器 790 根据步骤 1310、1320、1330 和 1340 所示那些调节换能器 710 的能量设置。在步骤 1310,如果加速计指示快速运动并且方向力传感器组件 750 指示低的力和压力,那么换能器 710 被设定为高速设置以供进行组织解剖。如果加速计指示快速运动并且方向力传感器组件 750 指示高的力和压

力,那么在步骤 1320,换能器 710 被设定为中速设置以供切割穿过组织或血管。如果加速计指示缓慢运动并且方向力传感器组件 750 指示低的力和压力,那么在步骤 1330,换能器 710 被设定为止血设置以供凝聚组织。如果加速计指示缓慢运动并且方向力传感器组件 750 指示高的力和压力,那么在步骤 1340,换能器 710 被设定为中速设置以供解剖结实的组织或血管。控制器 790 可以在 1300 继续检查传感器以更新能量设置,和 / 或可以根据参考图 21 所讨论的步骤继续。当然,上述配置仅为示例性的,并且参考本文教导内容,其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0108] 虽然上述内容已经参器械 700 进行描述,但应理解,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,任何上述配置都适用于:本文所述任何其它外科器械 10、50、100、700;结合多部件压电元件 400、500、压电元件 612 和指状物 656 和 / 或方向力传感器组件 750、800 的外科器械;和 / 或任何其它外壳器械。

[0109] VI. 示例性用户反馈控制

[0110] 除了上述能量设置管理之外、或作为其替代形式,在一些型式,可能优选的是,将反馈提供给用户以便指示他们对器械 10、50、150、700 的使用是在期望任务(例如,切割、凝聚等等)的预先确定和 / 最佳范围内。这种反馈可以改进用户利用器械 10、50、100、700 的效果,和 / 或可以在最佳范围内减少使用器械 10、50、150、700 所要求的学习曲线。正如以上描述,虽然以下示例将会参考图 11A-13B 示出并描述的器械 700 进行描述,但应理解,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,以下都适用于:本文所述任何其它外科器械 10、50、100、700;结合多部件压电元件 400、500、压电元件 612 和指状物 656 和 / 或方向力传感器组件 750、800 的外科器械;和 / 或任何其它外壳器械。

[0111] 图 23 描绘示例性流程图,该流程图描绘用于基于用于利用外科器械(诸如外科器械 700)所执行的操作向用户提供可听反馈的多个步骤。确定手术的初始步骤 1400 可以通过加载来自存储装置的手术配置数据来实现,存储装置诸如上述模块 182 和 / 或以下文献中描述的模块 590:与本文于同一天提交的名称为“Surgical Instrument with Orientation Sensing”的美国专利申请序列号 [Attorney Docket No. END7088USNP. 0590486],该申请的公开内容以引用的方式并入本文。当然,根据本文教导内容,用于确定手术的其它源将对本领域的普通技术人员是显而易见的。仅以举例方式,确定手术可以包括将预先确定的模块化端部执行器用于特定手术所使用的外科器械,使得手术配置数据被传达到外科器械 700 的控制模块和 / 或控制器,诸如控制模块 12 和 / 或控制器 790。另外,或以替代型式,这种手术确定可以通过以下方式完成:经由用户通过用户界面(诸如与本文于同一天提交的名称为“Surgical Instrument with Orientation Sensing”的美国专利申请序列号 [Attorney Docket No. END7088USNP. 0590486] 中公开的)对手术配置数据的选择;通过用户经由发生器(诸如发生器 40)的选择;和 / 或其它。手术配置数据可以包括对应于在所确定的手术期间可施加至器械 700 的刀 730 的力范围的力范围,如以下将更详细地描述。例如,与第一手术相关联的力的第一范围可对应于胸腔手术,而与第二手术相关联的第二组力可对应于一般外科手术。参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的,另外一些数据可被加载和 / 或以其它方式来用于确定要执行的手术的步骤 1400。当然,上述内容仅仅是任选的,并可完全省略。

[0112] 在步骤 1410,单个启动或功率按钮 708 初始由用户启动。如上指出,启动按钮 708

可包括触发器、电容性触摸传感器、电阻性触摸传感器、机电按钮和 / 或任何其它启动按钮 708, 参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。单个启动按钮 708 的使用可以简化器械 700, 使得用户无需在使用器械 700 期间在各种能级设置按钮 (诸如最大或最小能量开关) 之间进行切换, 但这仅仅是任选的。在步骤 1420, 控制器 790 监控方向力传感器组件 750。如本文所述, 控制器 790 能够操作以确定施加至刀 730 的力的量值和方向两者。在步骤 1430, 控制器 790 将来自方向力传感器组件 750 的力的量值与预先确定的设置或范围 (诸如任选步骤 1400 所加载的) 和 / 或控制器 790 可访问的预先确定范围 (例如, 在电联接到控制器 790 的存储装置上) 进行对比。这种预先确定范围可对应于: 步骤 1400 期间为手术确定的最佳范围; 基于施加至换能器 710 的能量设置的预先确定范围, 诸如以上在图 21 的步骤 1240 所确定的预先确定范围; 和 / 或参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的任何其它预先确定范围。仅以举例方式, 图 24 中以图形形式将力的仅示例性范围示出为带 1550。

[0113] 在步骤 1440, 控制器 790 确定施加至刀 730 的力的所检测的量值是否超出步骤 1430 中的预先确定范围。如图 24 所示, 线 1500 对应于来自方向力传感器组件 750 的力输出的量值。虽然线 1500 保留在带 1550 内, 施加至刀 730 的力在步骤 1430 中的预先确定范围内。因此, 在图 23 的步骤 1450, 扬声器或其它音频生成装置输出或维持预先确定的音频音调。仅以举例方式, 这种音频音调可以包括周期性咔嗒声或哔哔声, 诸如图 24 的区域 1630、1650 中的点所指示的。当然, 也可使用其它指示器, 诸如图 24 中所示点和 / 或线 1500 的视觉指示器、多个 LED、触觉振动和 / 或任何其它指示器, 参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。

[0114] 如果控制器 790 在步骤 1440 确定施加至刀 730 的力的所检测的量值高于预先确定范围的最大值, 那么扬声器或其它音频生成装置在步骤 1460 减缓音频音调。如图 24 所示, 当线 1500 在区域 1520、1540 超过带 1550 时, 那么施加至刀 730 的力相对于步骤 1430 中的预先确定范围而言是过高的。本示例的对应音频音调包括正减缓的周期性咔嗒声或哔哔声, 诸如图 24 的区域 1610、1640 中的点所指示的。仅以举例方式, 这种正减缓的可听信号可以产生与链锯下沉类似的声音。当然, 也可使用其它指示器, 诸如图 24 中所示点和 / 或线 1500 的视觉指示器; 减少的强度、闪烁和 / 或数量的照明 LED; 减少的数量的触觉振动; 和 / 或任何其它指示器, 参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。

[0115] 如果控制器 790 在步骤 1440 确定施加至刀 730 的力的所检测的量值低于预先确定范围的最大值, 那么扬声器或其它音频生成装置在步骤 1470 增加音频音调。如图 24 所示, 当线 1500 在区域 1530 降至带 1550 下方时, 那么施加至刀 730 的力相对于步骤 1430 中的预先确定范围而言是过低的。本示例的对应音频音调包括正加速的周期性咔嗒声或哔哔声, 诸如图 24 的区域 1620 中的点所指示的。仅以举例方式, 这种加速可听信号可以产生类似于自由轮转和 / 或其它高音调的噪声的声音。当然, 也可使用其它指示器, 诸如图 24 中所示点和 / 或线 1500 的视觉指示器; 增加的强度、闪烁和 / 或数量照明 LED; 增加的数量触觉振动; 和 / 或任何其它指示器, 参考本文教导内容, 如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。

[0116] 一旦控制器 790 确定力并根据步骤 1450、1460、1470 调节和 / 或维持可听信号, 控

制器 790 就返回在步骤 1420 检测传感器。因此,该控制器随后能够操作以响应于用户后续使用调节可听信号或其它指示器。因此,反馈允许用户调节施加在刀 730 上的力以在预先确定的范围和 / 或带 1550 内操作器械 700。用户可以适于使用本描述的反馈更有效地使用器械 700。另外,结合参考图 21 所述配置和 / 或参考文教导内容如对本领域的普通技术人员将显而易见的其它合适配置,来自图 23 的本配置的反馈可以用于辅助用户响应于组织的改变(例如,不同密度、厚度、组成等等)。当然,参考本文教导内容,另外一些其它配置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。

[0117] VII. 其它方面

[0118] 如上指出,存储装置可以用于存储与本文所提及的各种种类的外科器械相关联的操作参数、其它数据和 / 或控制算法等等。此类信息可被预先加载和 / 或稍后更新;并且可以决定外科器械性能特征。例如,存储装置上的软件 / 固件 / 信息可以影响从发生器或其它功率源的功率递送,这继而可影响在由功率源驱动时的端部执行器的性能。在一些系统中,发生器、功率源、控制模块和 / 或其它部件提供外科器械的基线功能性;同时存储装置上的软件 / 固件 / 信息提供增强的功能性(例如,主动抑制、外科医生手势识别、增强用户反馈等等)。应当理解,存储装置可以采用任何合适形式,包括但不限于芯片、卡或其它类型存储介质,参考本文教导内容,如对本领域的普通技术人员将会是显而易见的。还应理解,存储装置可以位于系统内的任何合适位置。仅以举例方式,存储装置可以位于可移除的仓中,诸如以下文献中描述的各种可移除仓:2012 年 3 月 22 日提交的名称为“Method and Apparatus for Programming Modular Surgical Instrument”的美国专利申请序列号 13/426,760,该申请的公开内容以引用的方式并入本文,该申请的公开内容以引用的方式并入本文。作为另一仅例示性示例,存储装置可在与外科器械和 / 或发生器等通信的在线远程服务器中实施,诸如以下文献中描述的系统的那些:2012 年 3 月 22 日提供的名称为“Surgical Instrument Usage Data Management”的美国专利申请序列号 13/426,792,该申请的公开内容以引用的方式并入本文,该申请的公开内容以引用的方式并入本文。作为另一仅例示性示例,存储装置可被包括作为端部执行器、轴、手持件、缆线和 / 或外科器械的其它部分的任一的一体部件或可移除的部件。参考本文教导内容,用于存储装置的各种其它合适位置将对本领域的普通技术人员是显而易见的。还应理解,存储装置可以存储外科医生使用数据、患者数据和 / 或如本文中所述各种种类数据,使得存储装置可以在外科器械的使用期间接收另外数据。

[0119] 在一些型式,外科器械的制造商或销售商提供外科器械作为单次使用器械,其中适当软件 / 固件 / 信息被预先加载在存储装置上以单次使用。在一些此类型式中,在外科器械被使用了预先确定的使用数后,就不可访问或操作软件 / 固件 / 信息。例如,如果器械被设计为用于指定的使用数,那么在超过预定义的设计寿命后,可在一些点上至少部分地删除或禁用软件 / 固件 / 信息。在任一制造商或另一方选择在超出预定义的设计寿命时重新处理 / 重新消毒装置的情况下,重新处理 / 重新消毒过的外科器械仍可以是至少部分可操作的,但功能性减少。例如,外科医生仍然能够合适使用重新处理 / 重新消毒过的外科器械,但是器械可能缺少本来通过存储装置中存储的软件 / 固件 / 信息而提供的增强的功能性(例如,主动抑制、外科医生手势识别、增强用户反馈等等)。在一些型式,存储装置允许制造商或销售商以根据顾客的功能需要来划分器械性能。如果顾客仅仅需要有限的功

能性执行诸如胆囊切除术的特定外科手术,那么存储装置将被加载适当软件/固件/信息。如果顾客需要用于不同外科手术的增强性能或在外科手术要比预期更难的情况下伸展装置的潜在操作性能,那么存储装置可以因此加载。在任一情况下,一些型式可以允许制造商或销售商来调节外科器械的功能性,以便利用来自存储装置上的软件/固件/信息的顾客定义的功能性满足顾客的需要;并且在无增强的功能性的情况下满足不同组的顾客定义需要。

[0120] 最后,应当理解,存储装置中的如本文中所述软件/固件/信息无需不可避免地受外科器械中的任何种类的传感器影响。例如,外科器械可简单地缺少全部的传感器;或该存储装置可不与传感器通信。

[0121] 应当理解,本文所述教导内容、表达方式、实施例、示例等中的任何一个或多个可与本文所述其它教导内容、表达方式、实施例、示例等中的任何一个或多个结合。因此上述教导内容、表达方式、实施例、示例等不应视为彼此隔离。参考本文教导内容,其中本文教导内容可结合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将会显而易见。此类修改形式以及变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0122] 上文所述装置型式可适用于医学专家所执行的常规医疗处理和手术中,并且可适用于机器人辅助的医疗处理和手术中。仅以举例方式,本文各种教导内容可容易地并入到机器人外科系统,诸如 Sunnyvale, California 的 Intuitive Surgical 公司的 DAVINCI™ 系统。

[0123] 上文所述型式可设计为在单次使用后丢弃,或者它们可设计为能够使用多次。在上述任一种或两种情况下,都可针对这些型式进行修复,以便在使用至少一次后重复使用。修复可以包括以下步骤任何组合:拆卸装置,然后清洗或者更换特定部件,并且随后重新组装。具体地讲,可以拆卸所述装置中的一些型式,并可选择性地以任何组合的形式更换或者移除所述装置中任何数量的特定件或部件。在清洗和/或更换特定零件时,所述装置的一些型式可在修复设施中重新组装或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,装置修复可以利用多种技术进行拆卸、清洗/更换以及重新组装。此类技术的使用和所得修复装置全都在本申请的范围之内。

[0124] 仅以举例方式,本文所述型式可在手术之前和/或之后进行消毒。在一种消毒技术中,装置放置在闭合并密封的容、诸如塑料袋或 TYVEK 袋中。随后,可将容器和装置放置在可穿透容器的诸如 γ 辐射、X 射线或高能电子等的辐射场中。辐射可以杀死装置上和容器中的细菌。消毒后的装置随后可以存放在消毒容器中,以备以后使用还可使用在本领域中已知的任何其它技术进行装置消毒,所述技术包括但不限于 β 或 γ 辐射、环氧乙烷或者蒸汽消毒。

[0125] 尽管已在本发明中示出并描述了多个型式,但是本领域的普通技术人员可在不脱离本发明的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地改进。已经提及若干此类潜在修改形式,并且其它修改形式对于本领域的技术人员而言将会显而易见。例如,上文所讨论的示例、型式、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等等均是示例性的而非所要求的。因此,本发明的范围应以以下权利要求书作考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出并描述的结构以及操作细节。

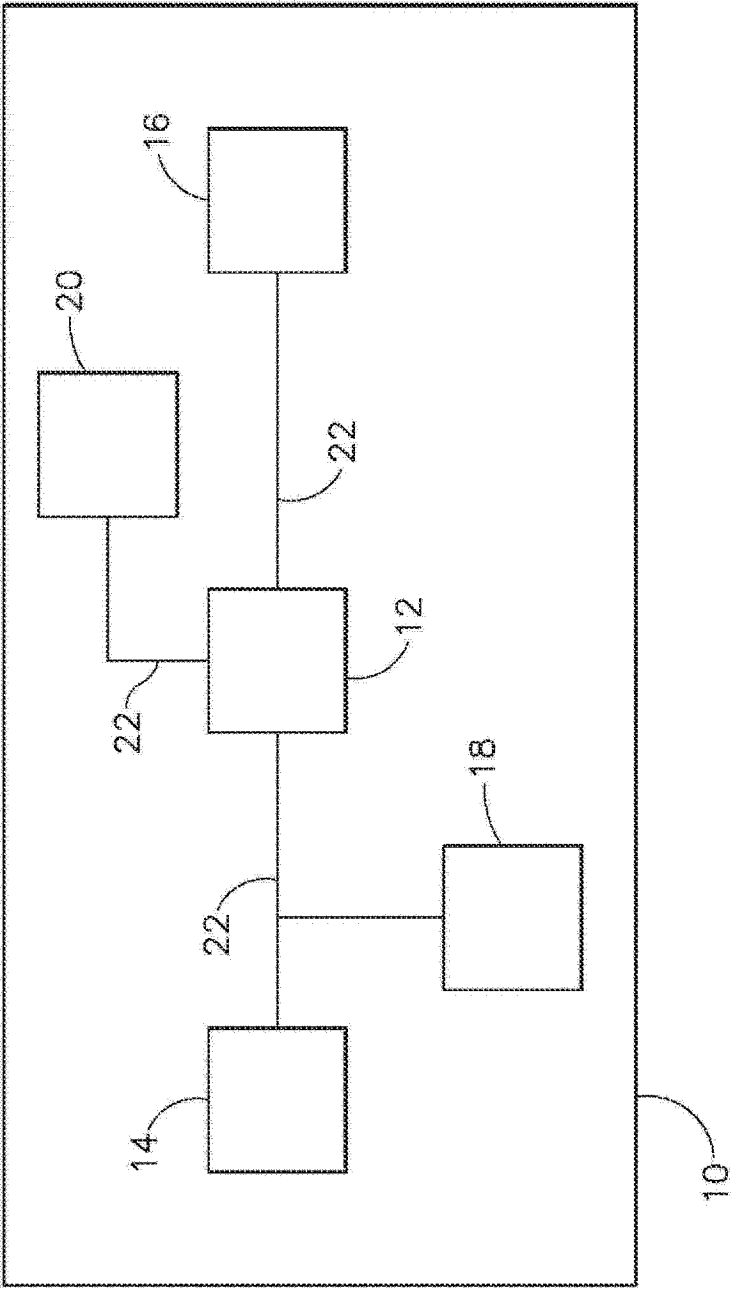


图 1

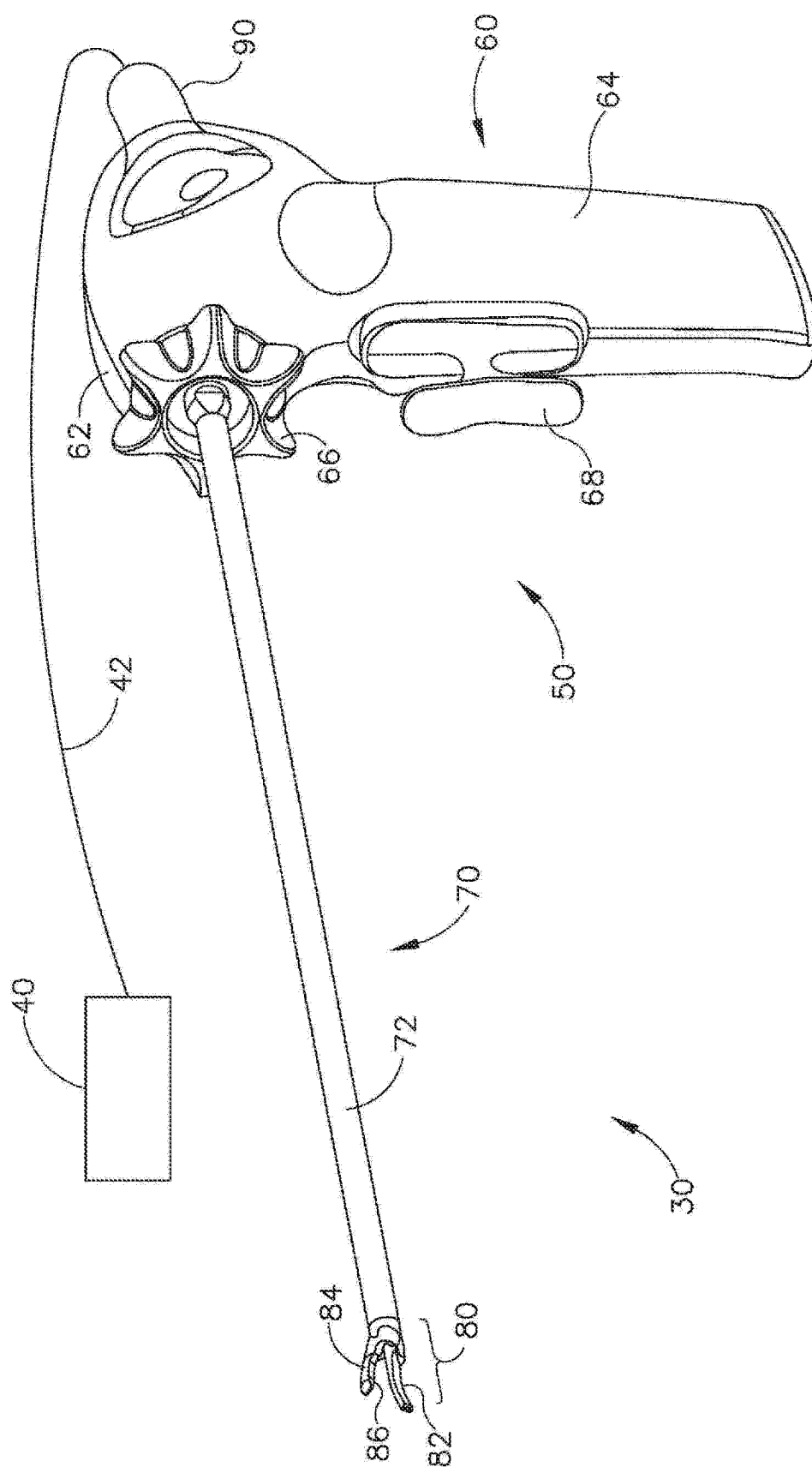


图 2

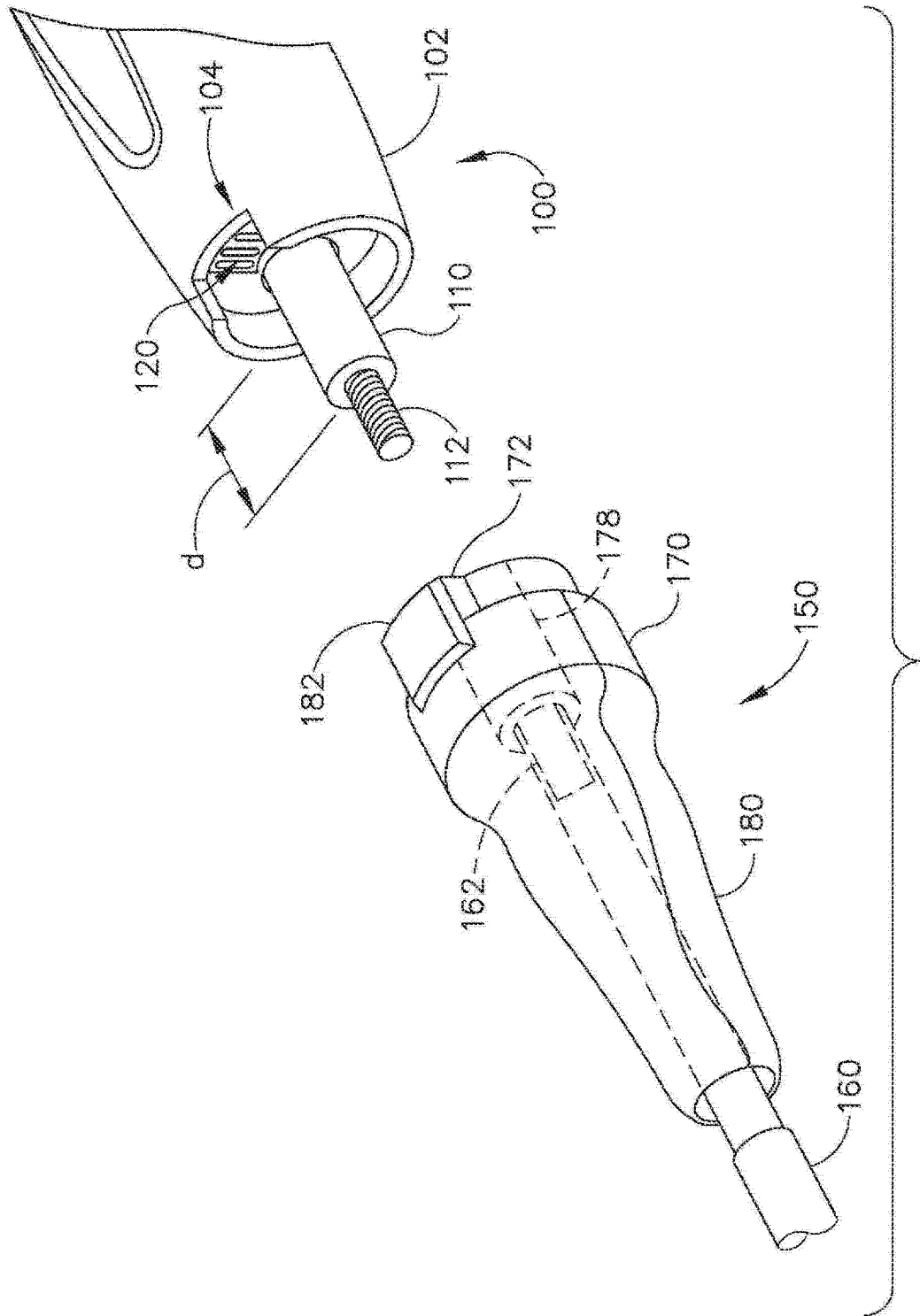


图 3

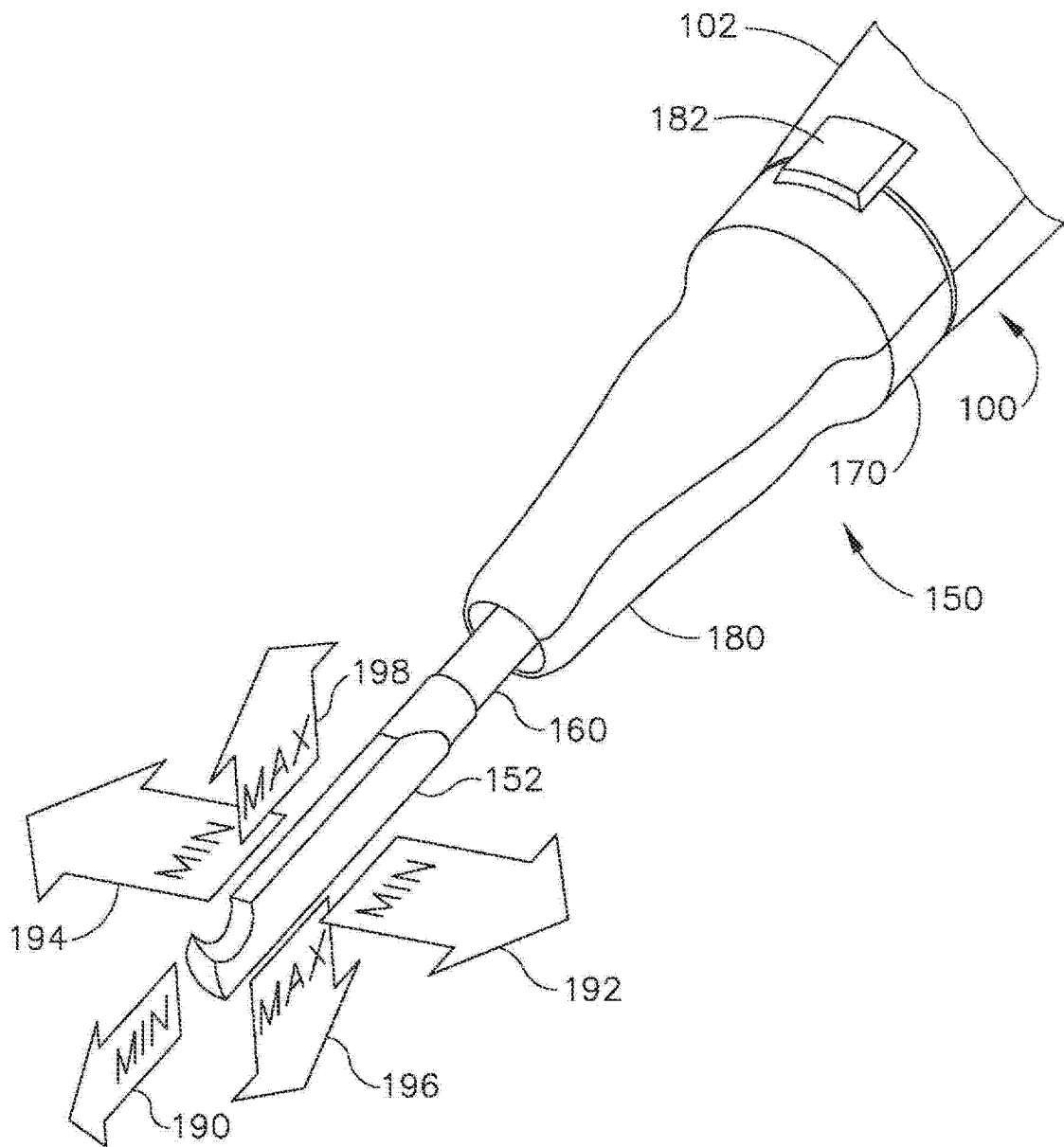


图 4

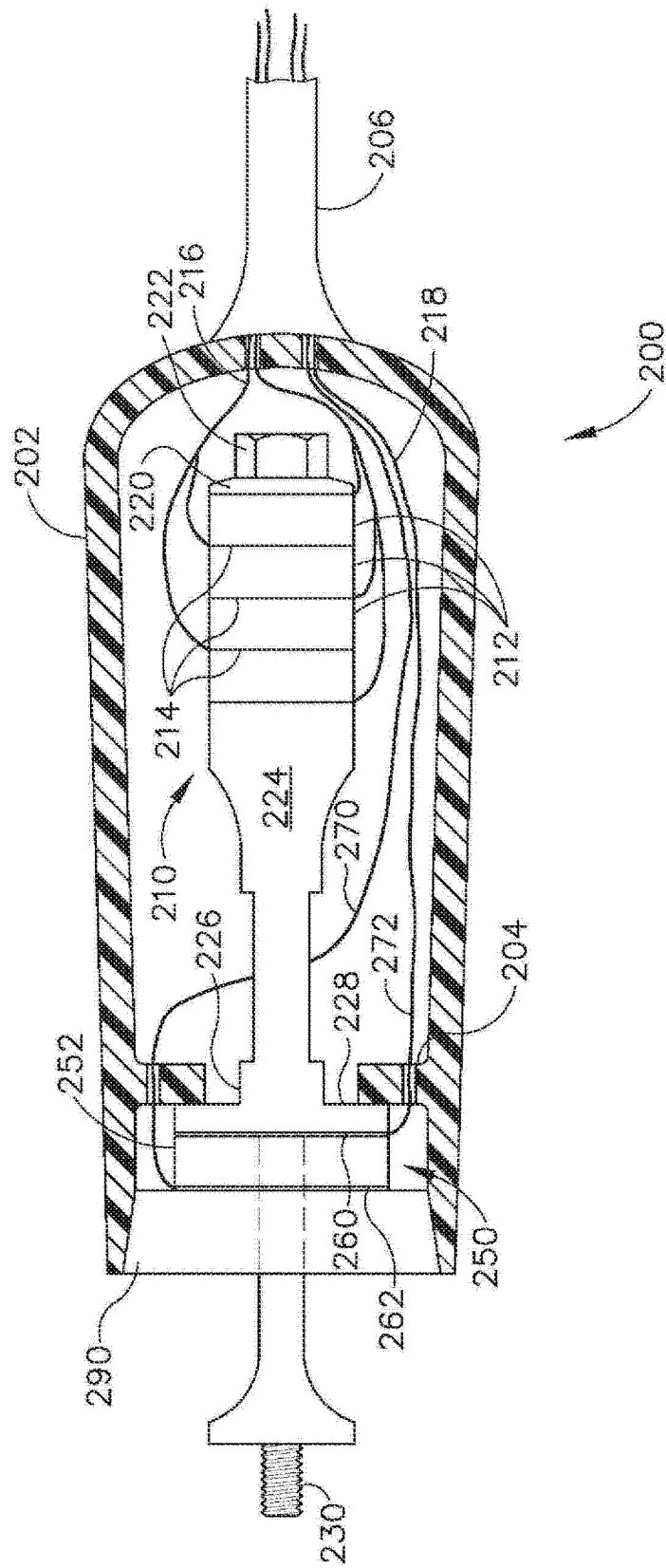


图 5

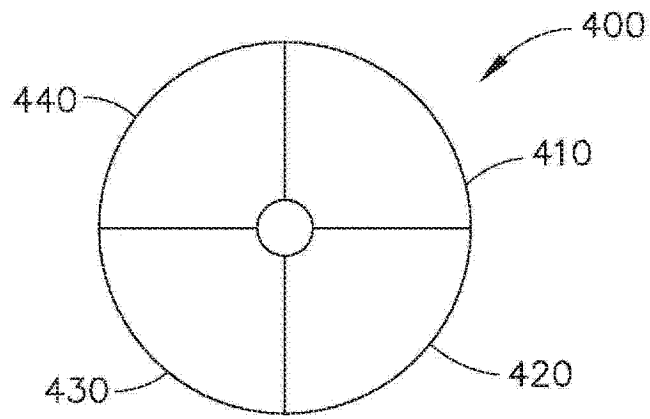


图 7

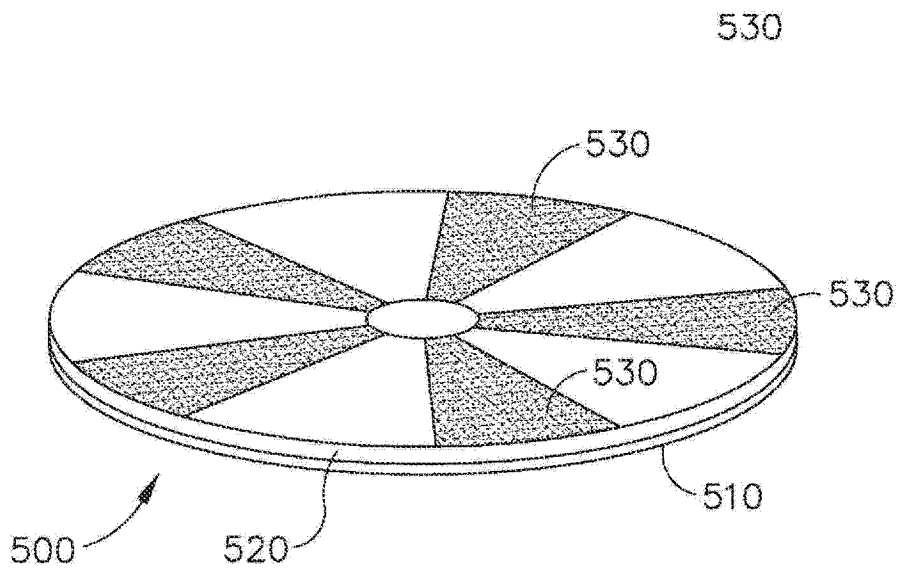


图 8

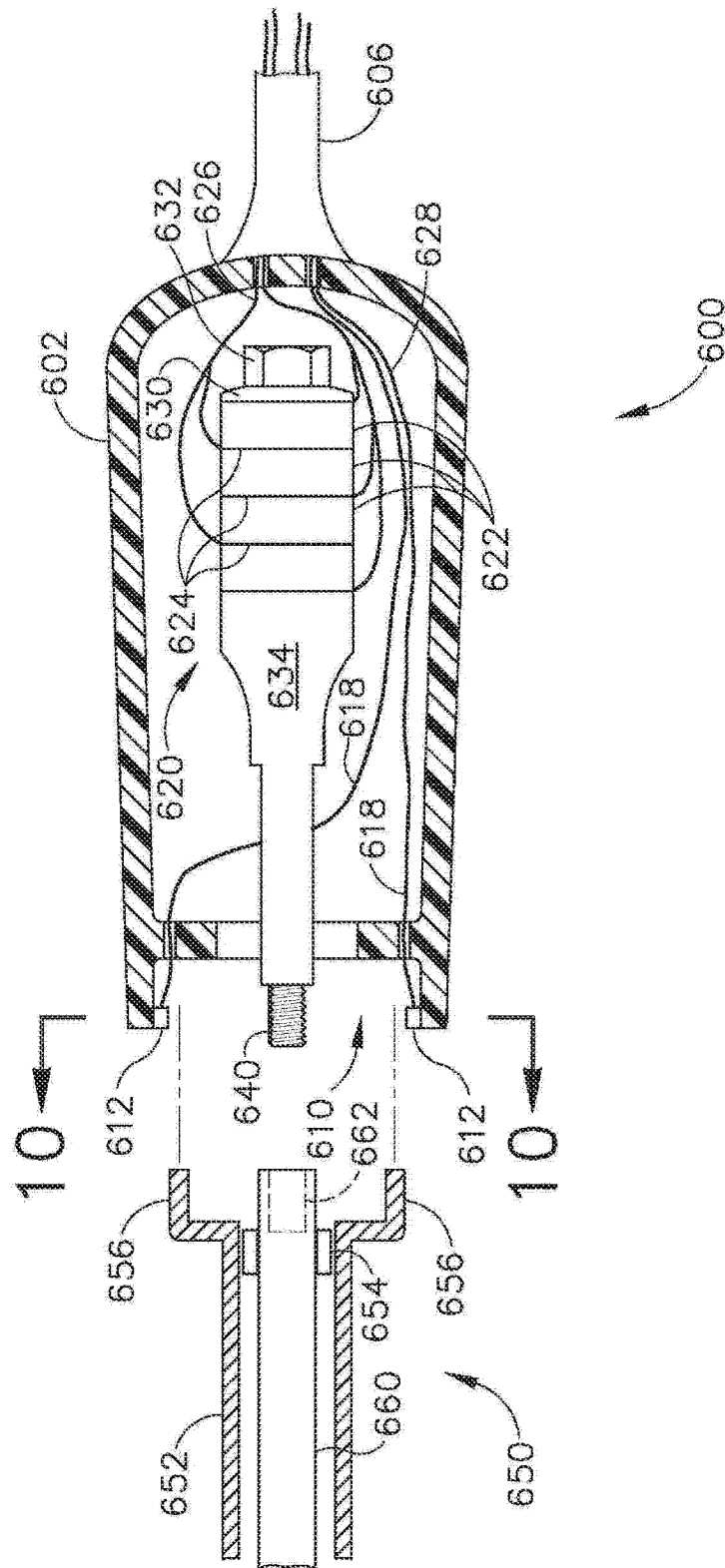


图 9

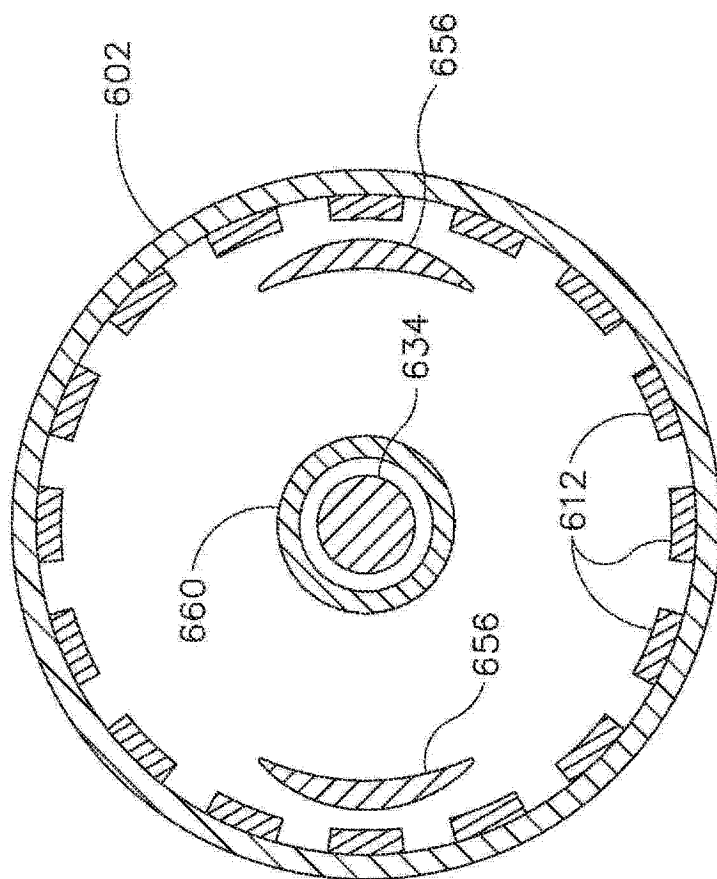


图 10

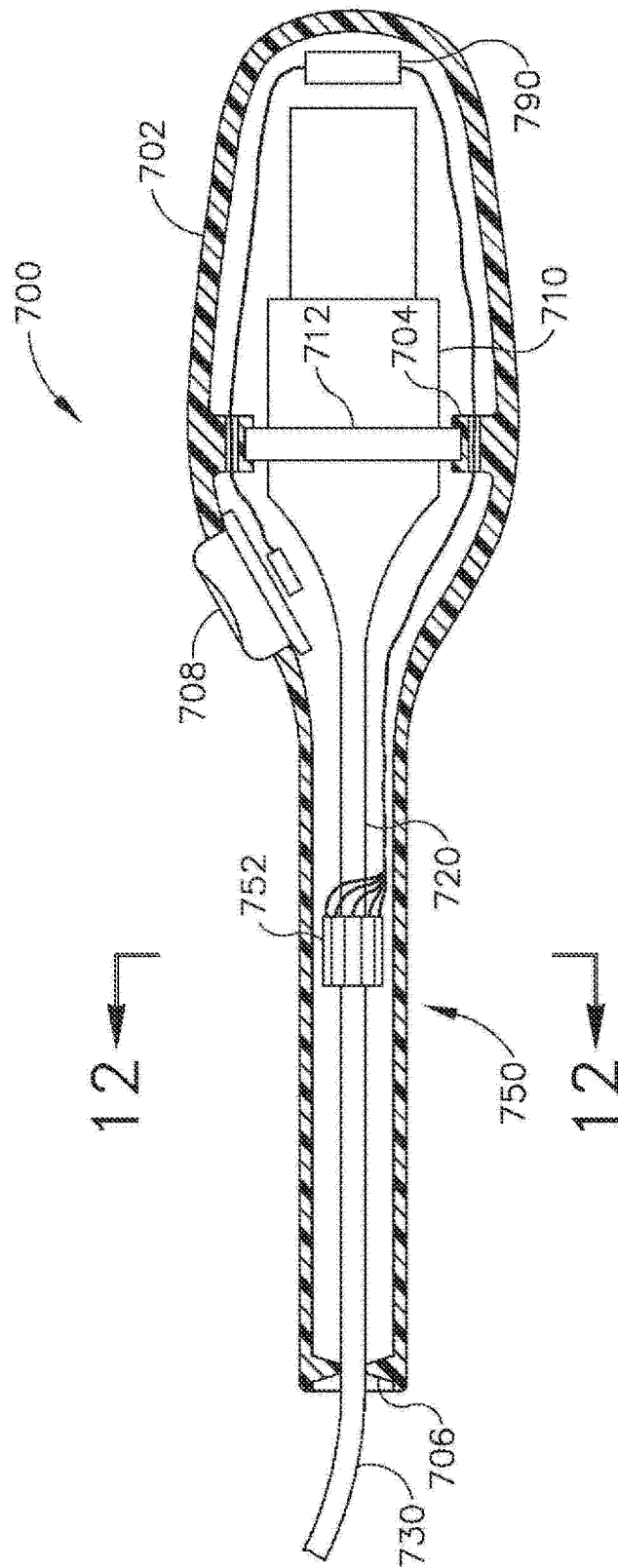


图 11A

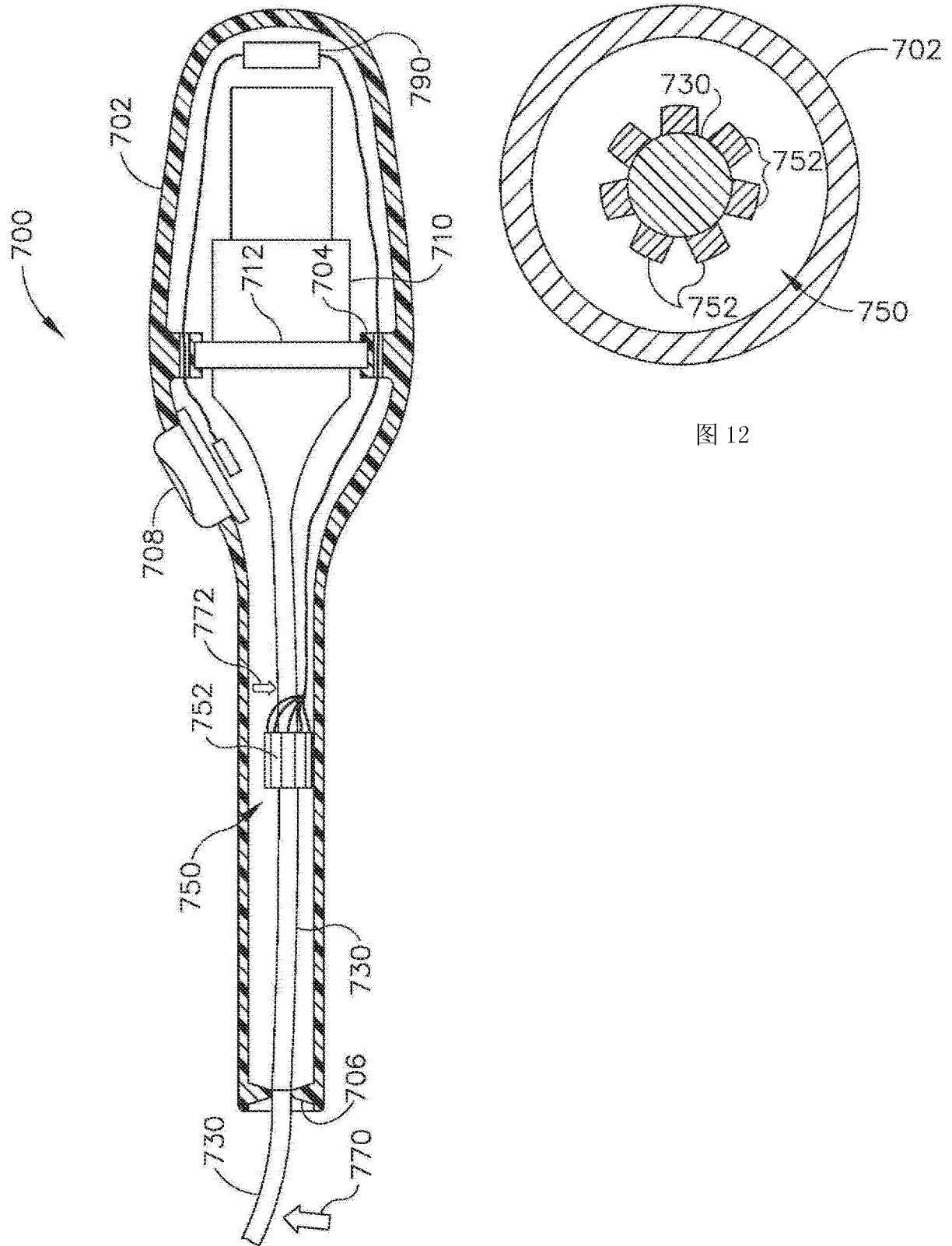


图 12

图 11B

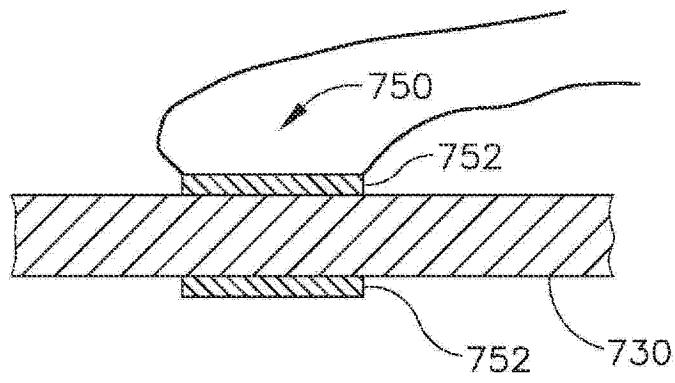


图 13A

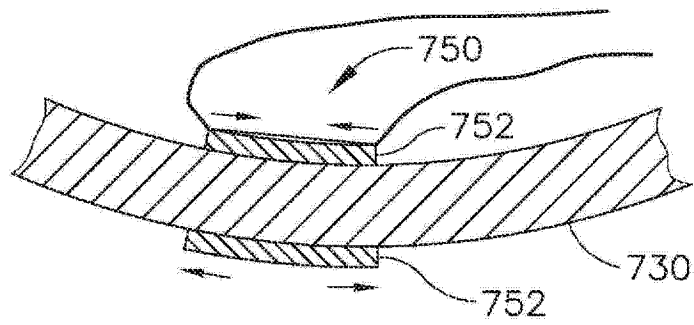


图 13B

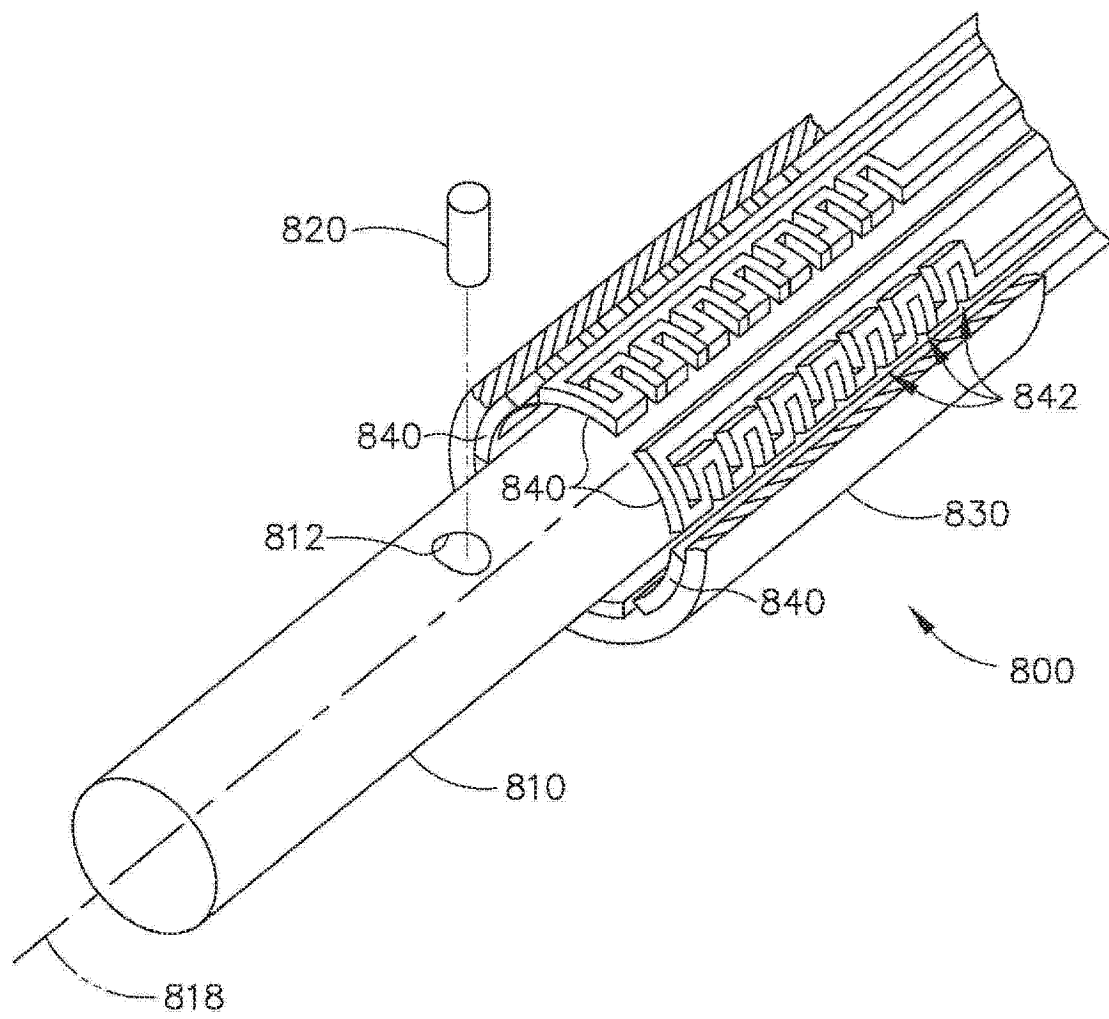


图 14

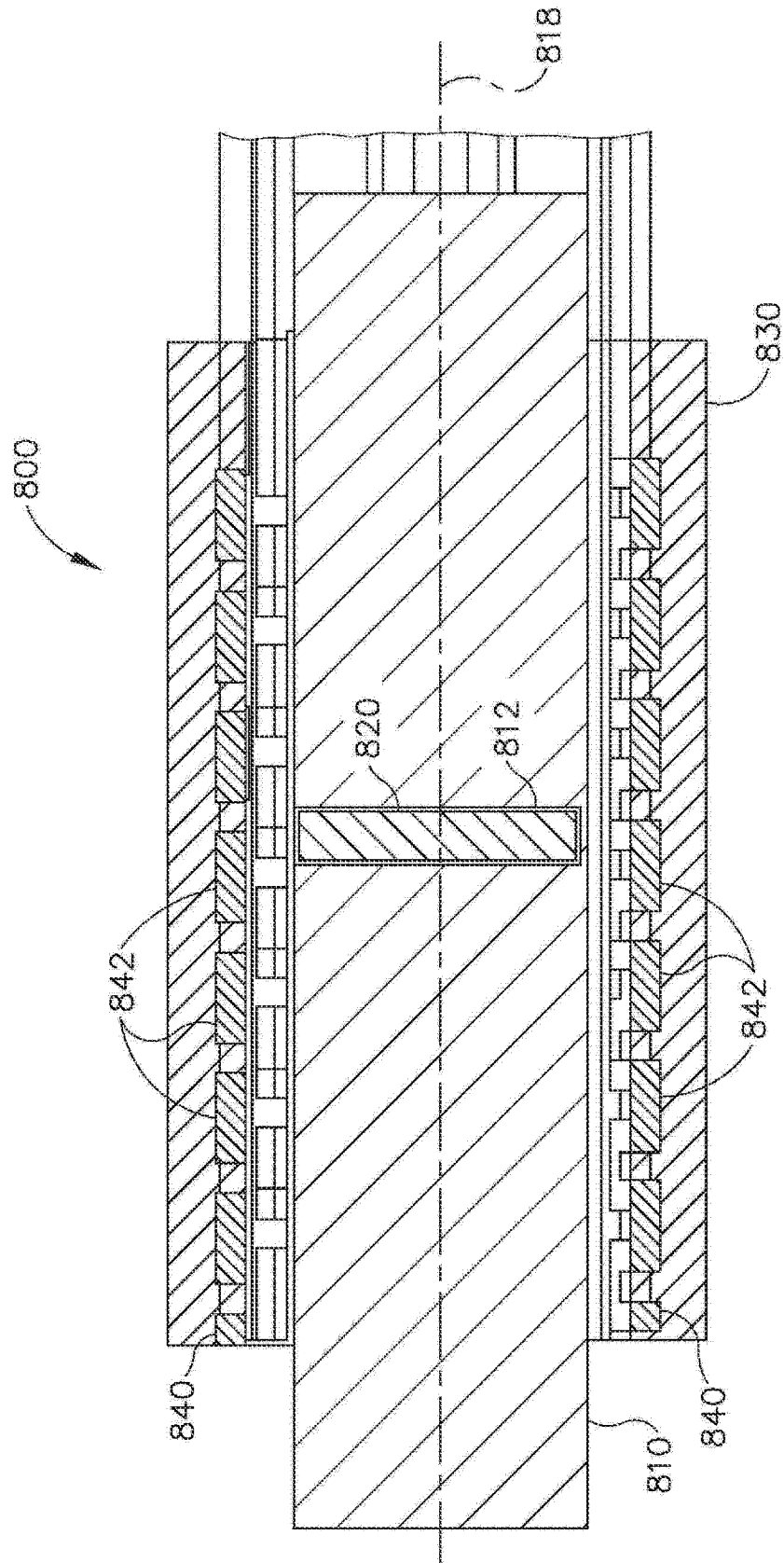


图 15

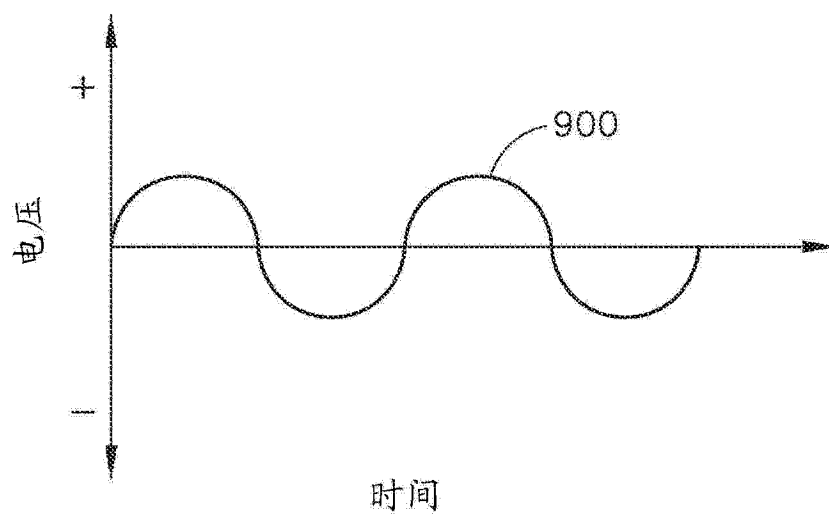


图 16

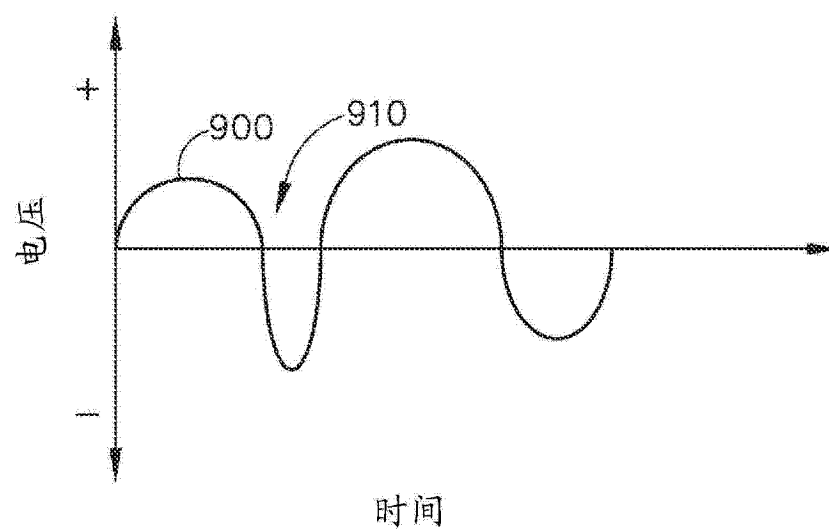


图 17

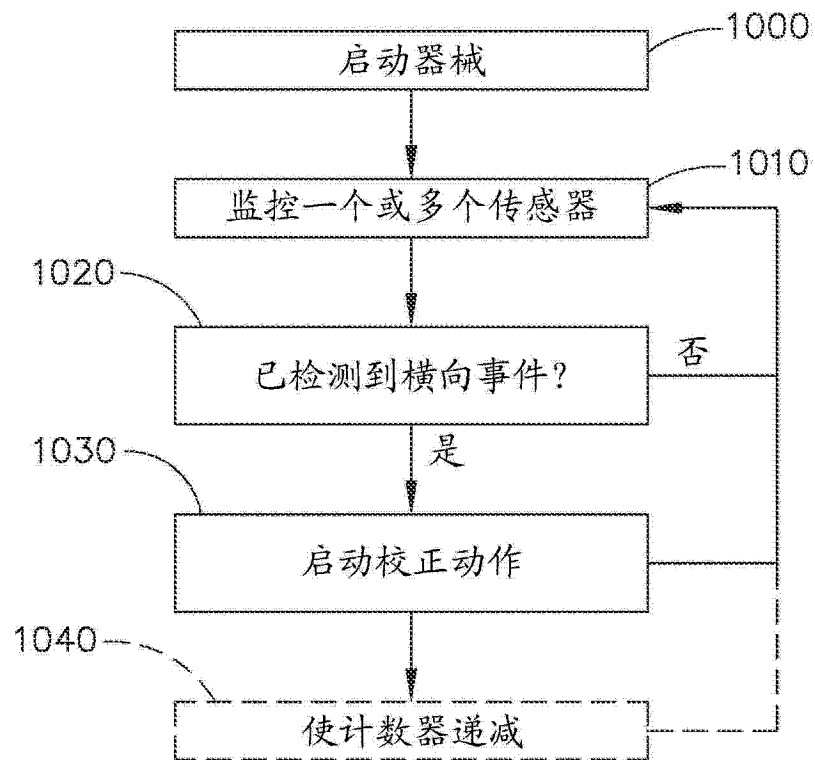


图 18

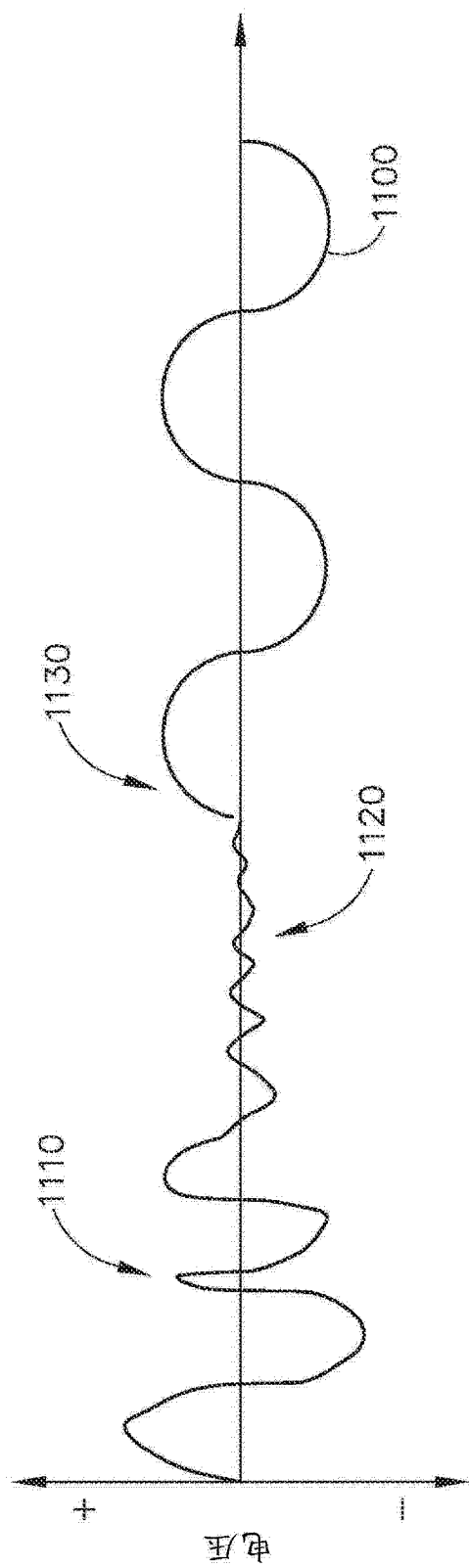


图 19

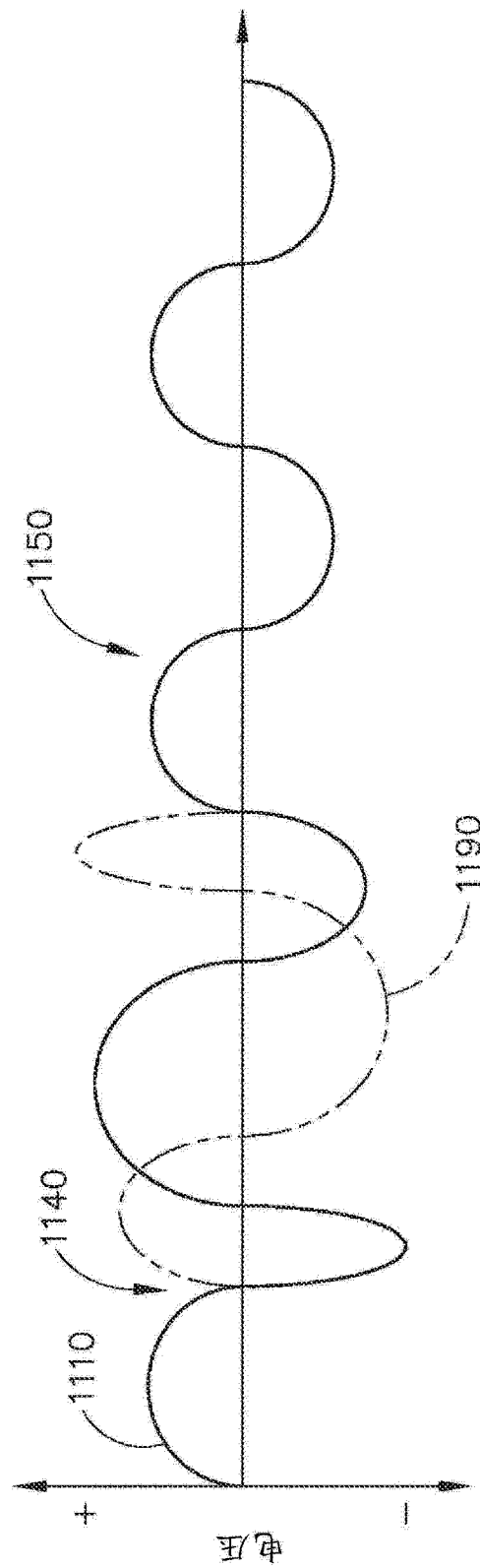


图 20

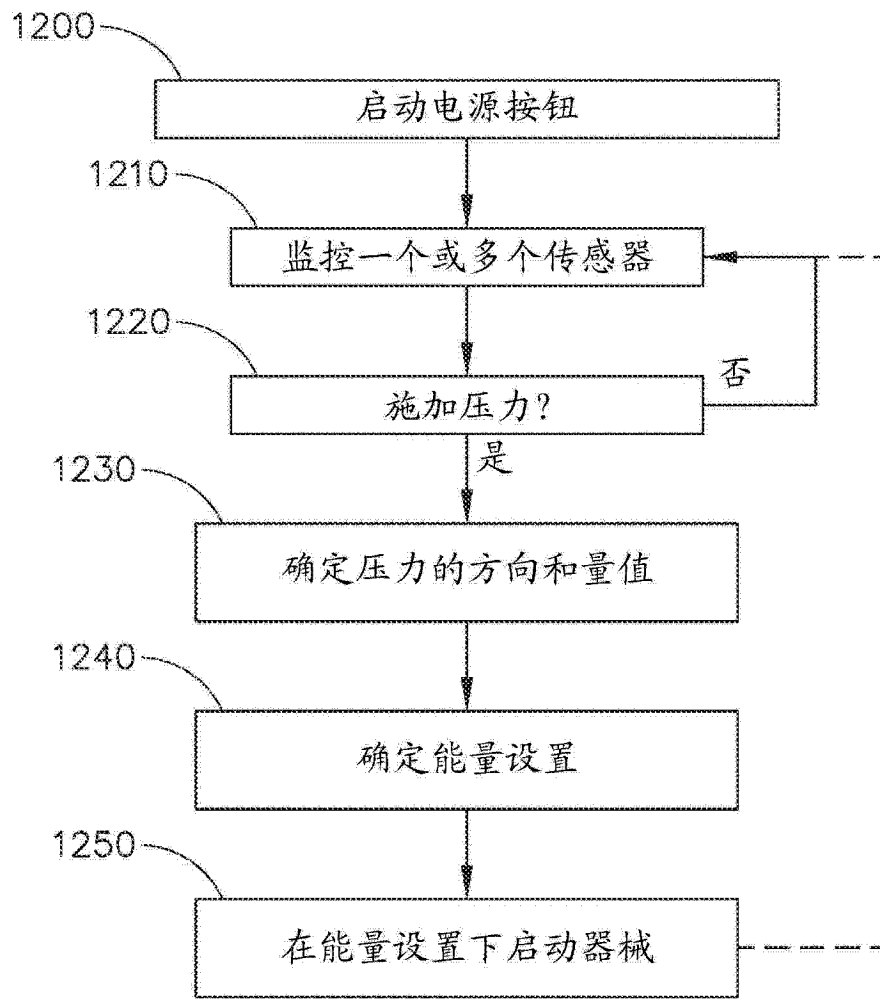


图 21

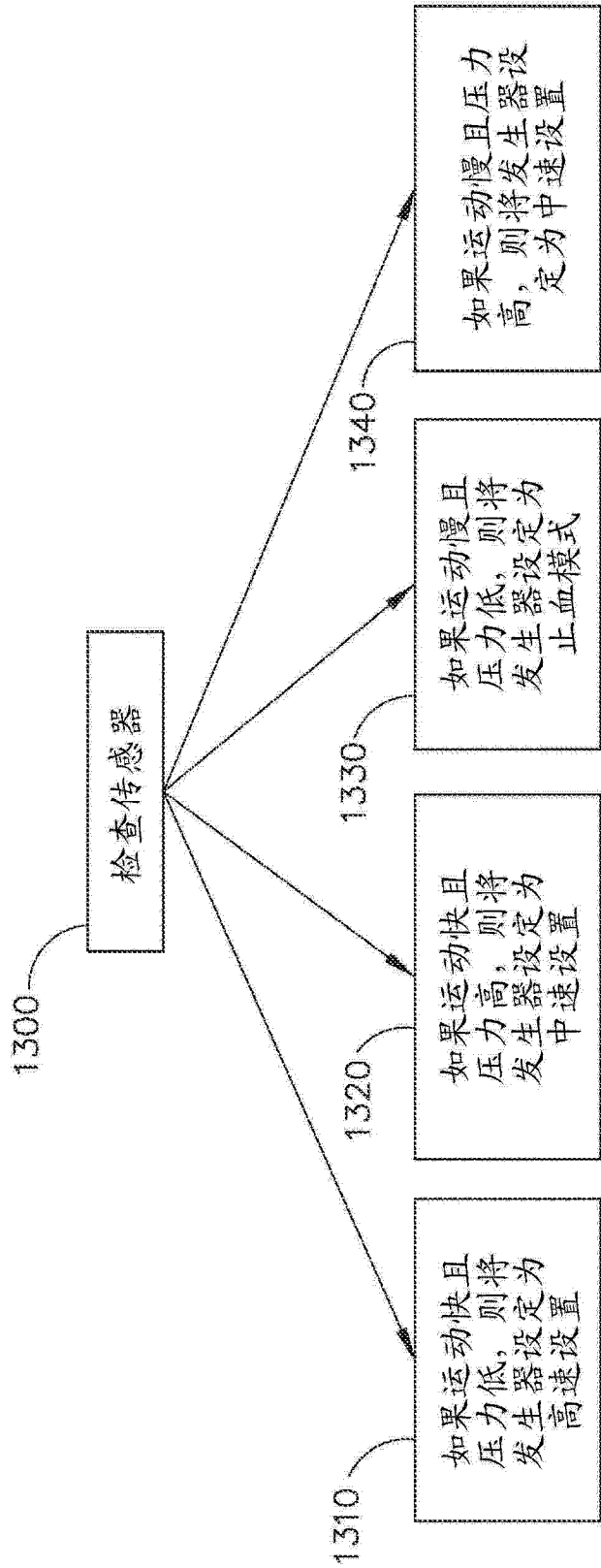


图 22

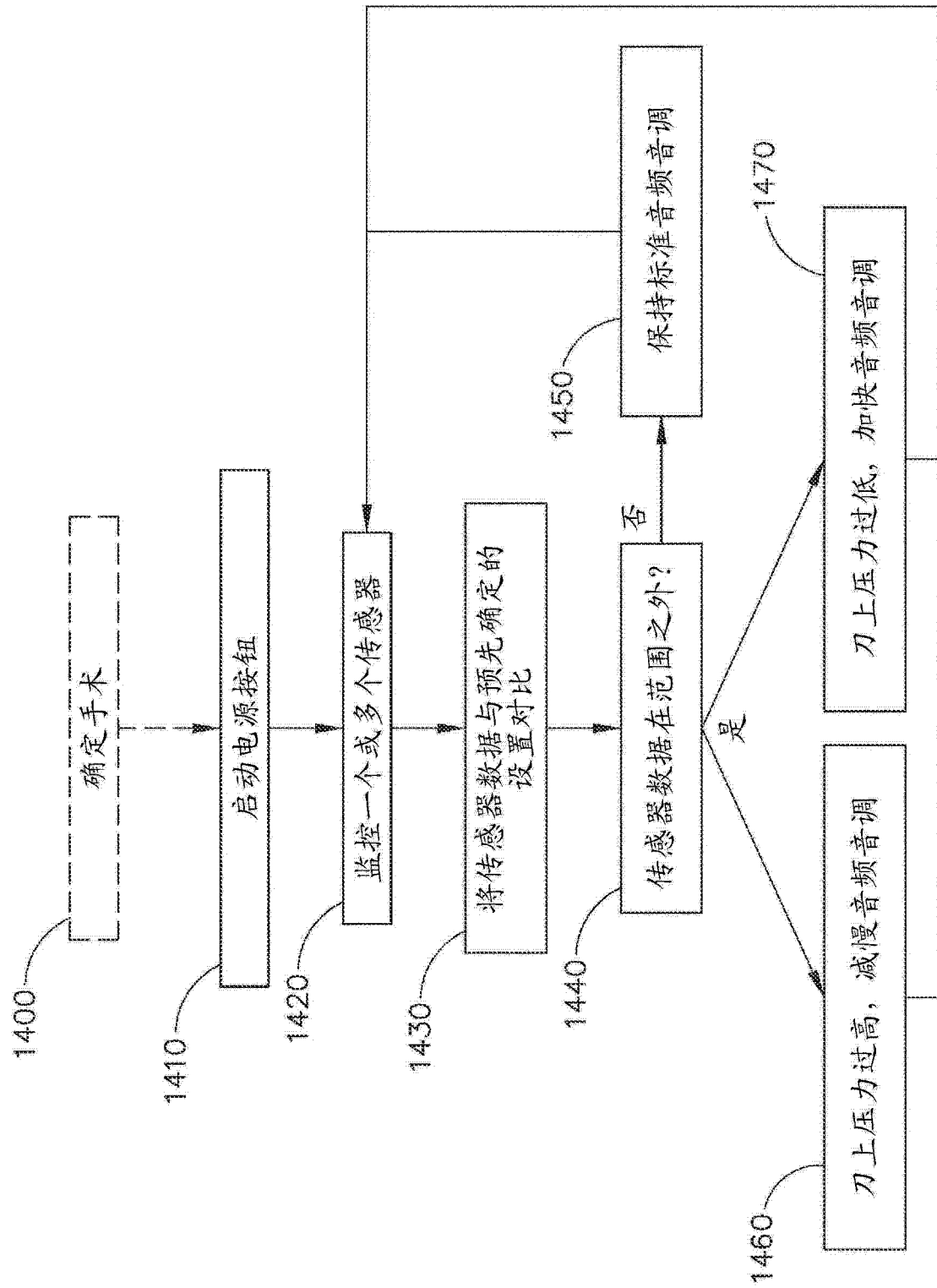


图 23

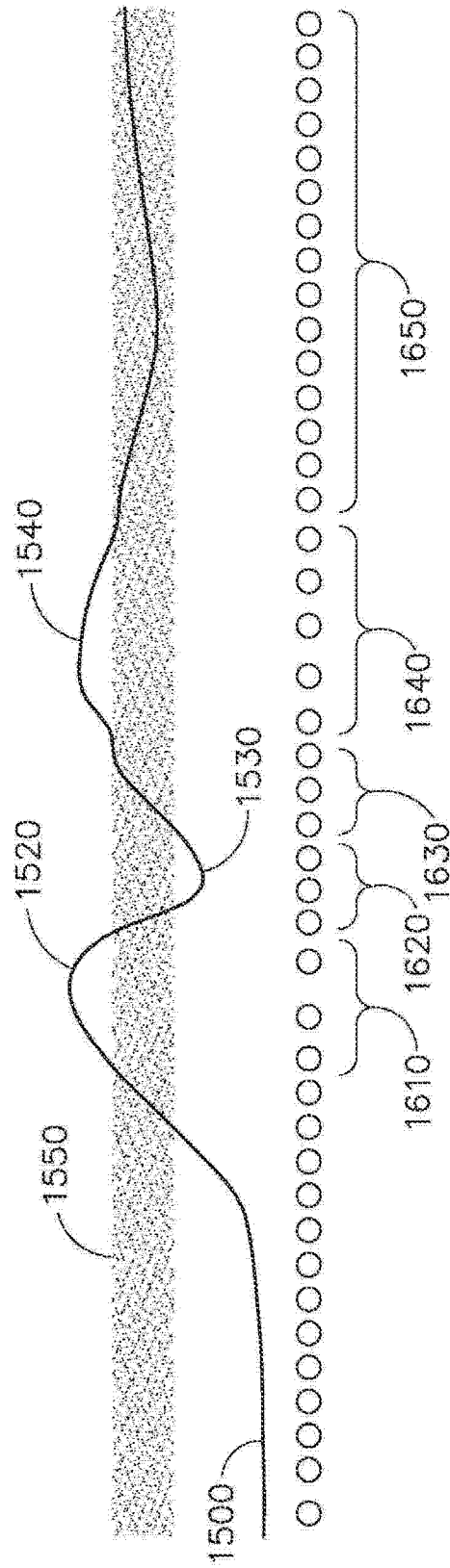


图 24

专利名称(译)	具有应力传感器的外科器械		
公开(公告)号	CN104334100A	公开(公告)日	2015-02-04
申请号	CN201380027988.4	申请日	2013-05-24
[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	WD丹纳赫 DW普莱斯 CG金博尔 FB斯图伦 ET维纳 JB舒尔特 DP希尔凯图斯 SJ巴利克 MR拉姆平 JC阿伦哈尔特 WE克莱姆		
发明人	W·D·丹纳赫 D·W·普莱斯 C·G·金博尔 F·B·斯图伦 E·T·维纳 J·B·舒尔特 D·P·希尔凯图斯 S·J·巴利克 M·R·拉姆平 J·C·阿伦哈尔特 W·E·克莱姆		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/14 A61B18/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B2018/00702 A61B17/320068 A61B2018/00708 A61B2018/00988 A61B2019/464 A61B18/1402 A61B2017/00473 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320082 A61B2017/320089 A61B2090/064		
代理人(译)	苏娟 刘迎春		
优先权	13/484563 2012-05-31 US		
其他公开文献	CN104334100B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种设备，该设备包括端部执行器、能量部件、控制模块以及与能量部件和控制模块相关联的方向力传感器组件。方向力传感器组件可以包括压电盘、压阻元件、加速计和/或霍尔效应传感器。该设备的端部执行器可包括超声刀、射频电极、或钉驱

动组件。在一些变型中，能量部件包括超声换能器。控制模块能够响应于第一检测的力在第一能量设置下操作能量部件，并且响应于第二检测的力在第二能量设置下操作能量部件。该设备还可以包括将由用户来操作的启动特征件。在一些变型中，压电盘可以包括多个片段，并且能够引起能量部件的至少一部分运动。

