



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104334100 B

(45)授权公告日 2017.09.12

(21)申请号 201380027988.4

(22)申请日 2013.05.24

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104334100 A

(43)申请公布日 2015.02.04

(30)优先权数据

13/484,563 2012.05.31 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.11.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/042668 2013.05.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/181099 EN 2013.12.05

(73)专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72)发明人 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

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 刘迎春

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

(56)对比文件

JP 特开2001-153662 A, 2001.06.08,

US 2007/0142832 A1, 2007.06.21,

US 2001/0014781 A1, 2001.08.16,

CN 1209047 A, 1999.02.24,

审查员 周青青

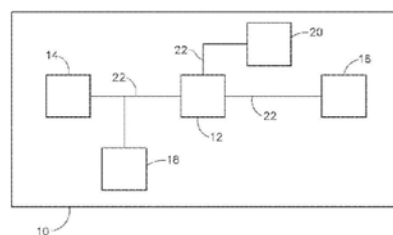
权利要求书1页 说明书24页 附图22页

(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、控制模块以及与所述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;

ii. 控制模块;和

iii. 壳体;

(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,其中,所述方向力传感器组件包括压阻元件,且所述压阻元件与所述壳体相关联;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。

4. 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。

5. 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。

6. 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。

7. 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。

8. 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。

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中公开的无绳式换能器,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与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本申请要求保护的范围内。

[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GEN 300。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。在一些型式中,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。在一些型式中,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 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

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] C. 示例性多部件压电元件

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] D. 基于指状物的方向力传感器组件

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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,诸如导电性弹性体和/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。

[0077] 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连接器,诸如轴承,或者在一些型式,轴衬654可被省略。

[0078] 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,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。

[0079] E. 压电条方向力传感器组件

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] F. 非接触式方向力传感器组件

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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,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,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。

[0092] 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。

[0093] IV. 示例性抑制控制

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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。

[0100] 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。

[0101] V. 示例性能量设置管理

[0102] 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。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 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。

[0109] 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。

[0110] VI. 示例性用户反馈控制

[0111] 除了上述能量设置管理之外、或作为其替代形式,在一些型式中,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。

[0112] 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。

[0113] 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。

[0114] 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。

[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。

[0116] 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。

[0117] 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。

[0118] VII. 其它方面

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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。

[0122] 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本申请要求保护的范围内。

[0123] 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。

[0124] 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內。

[0125] 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。

[0126] 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。

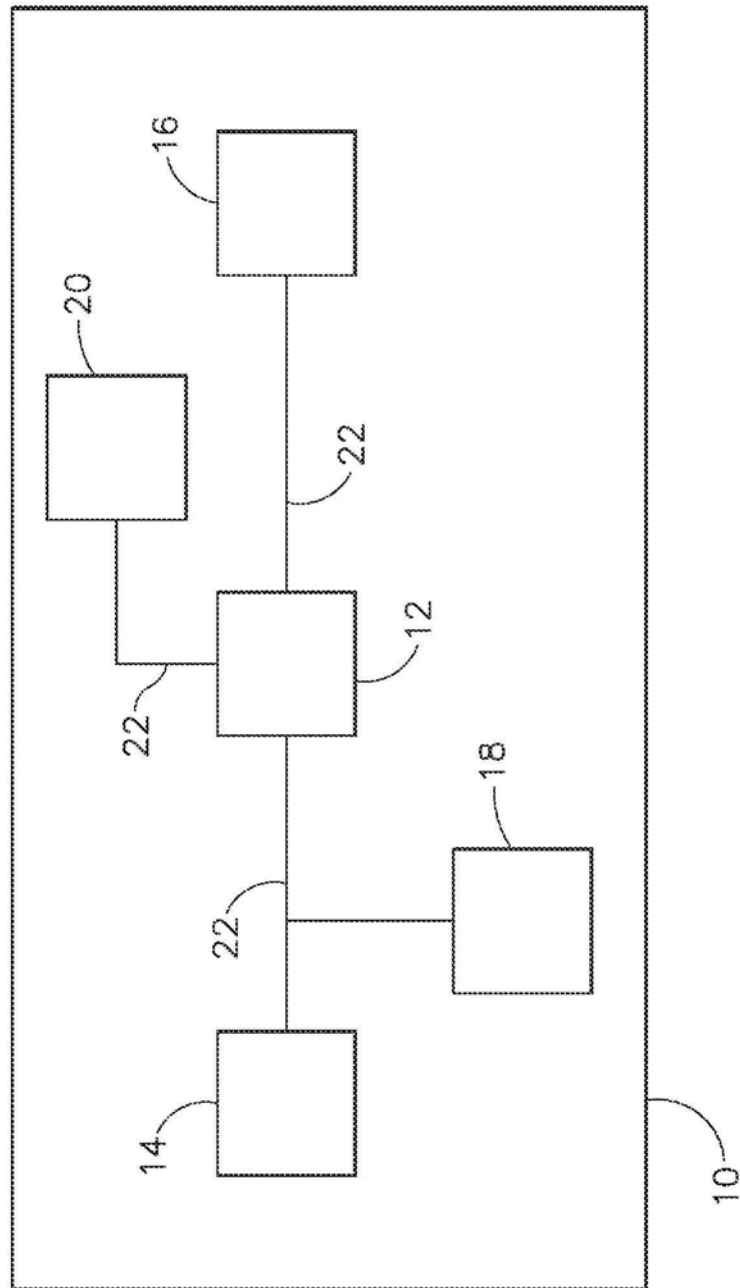


图1

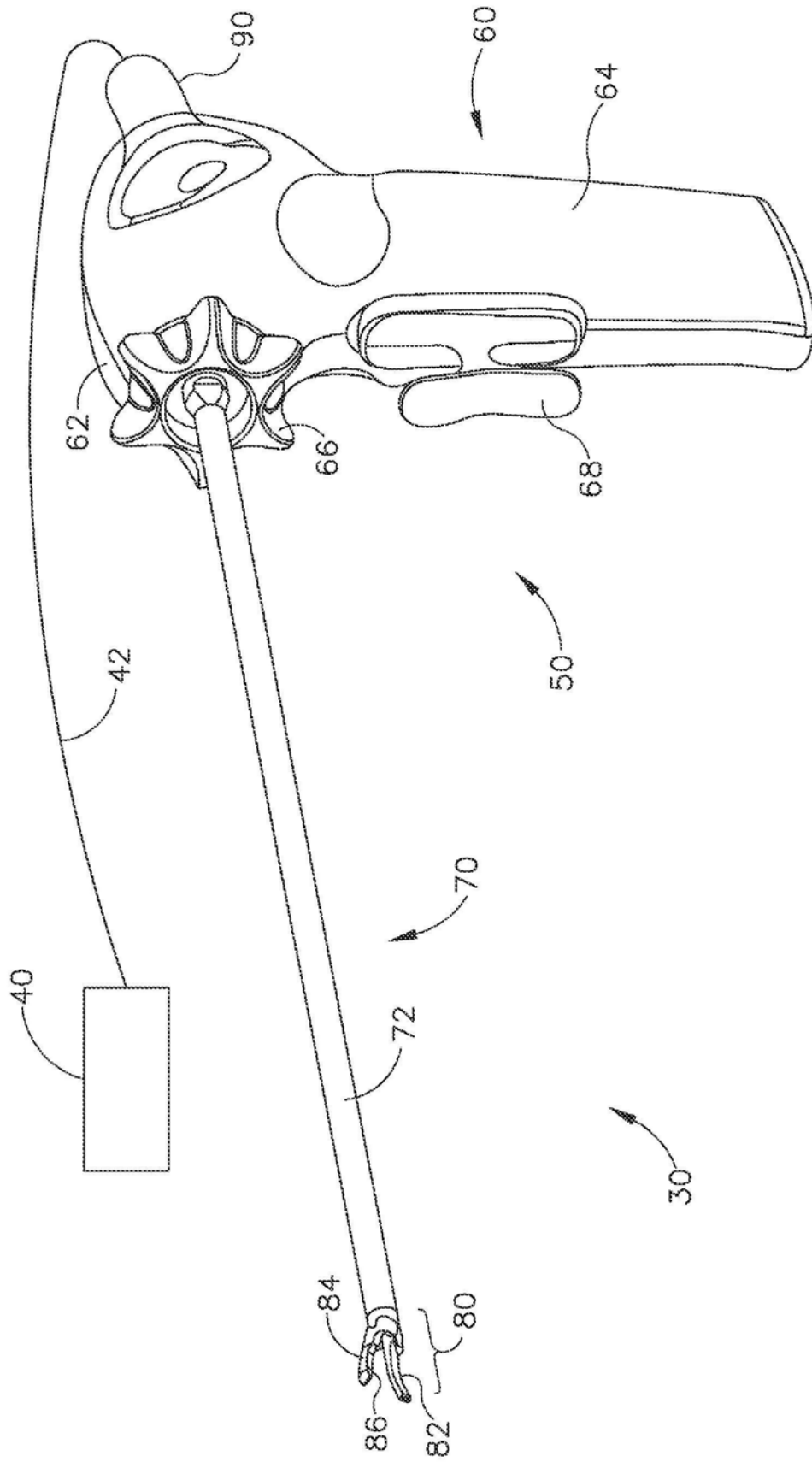


图2

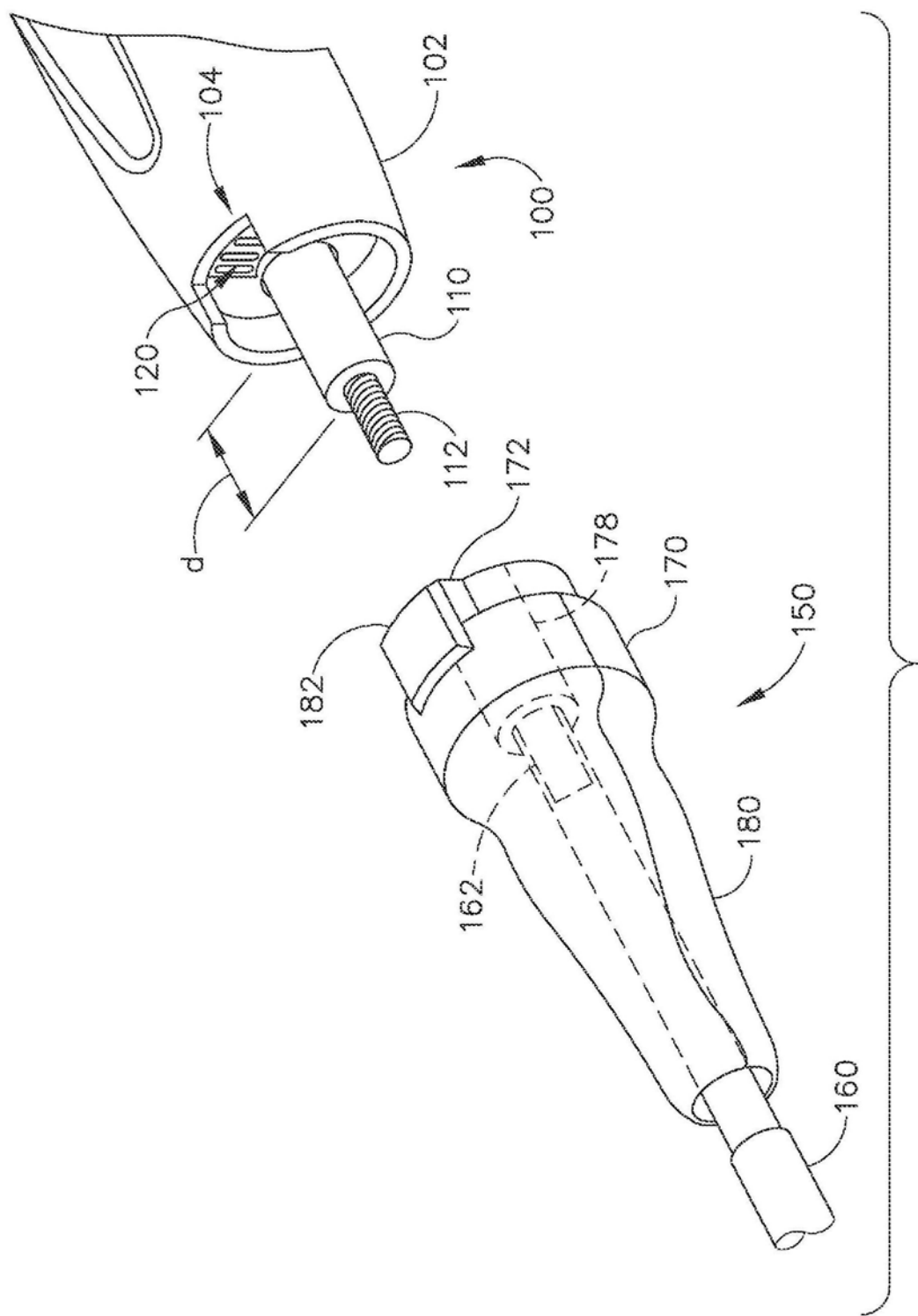


图3

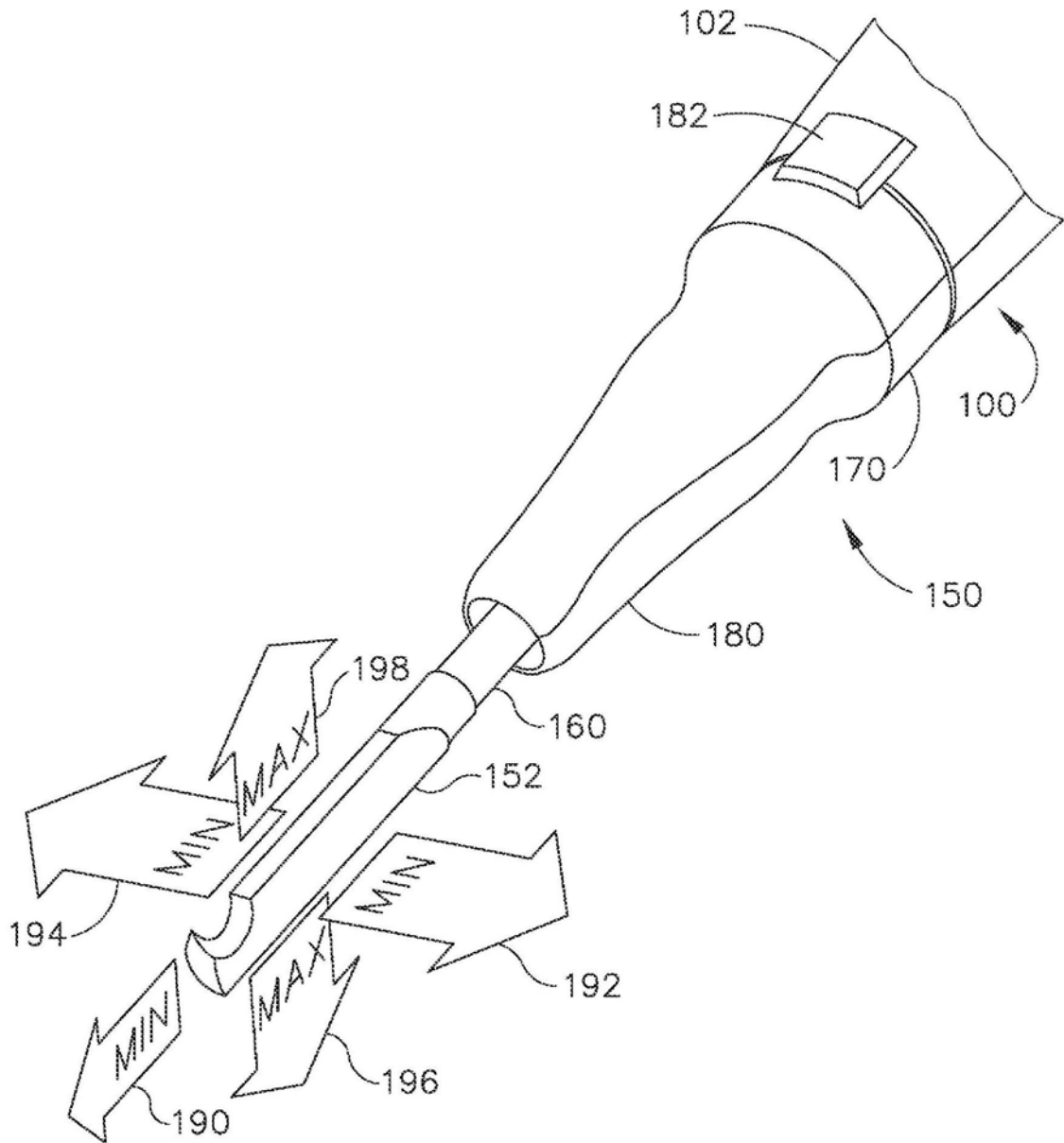


图4

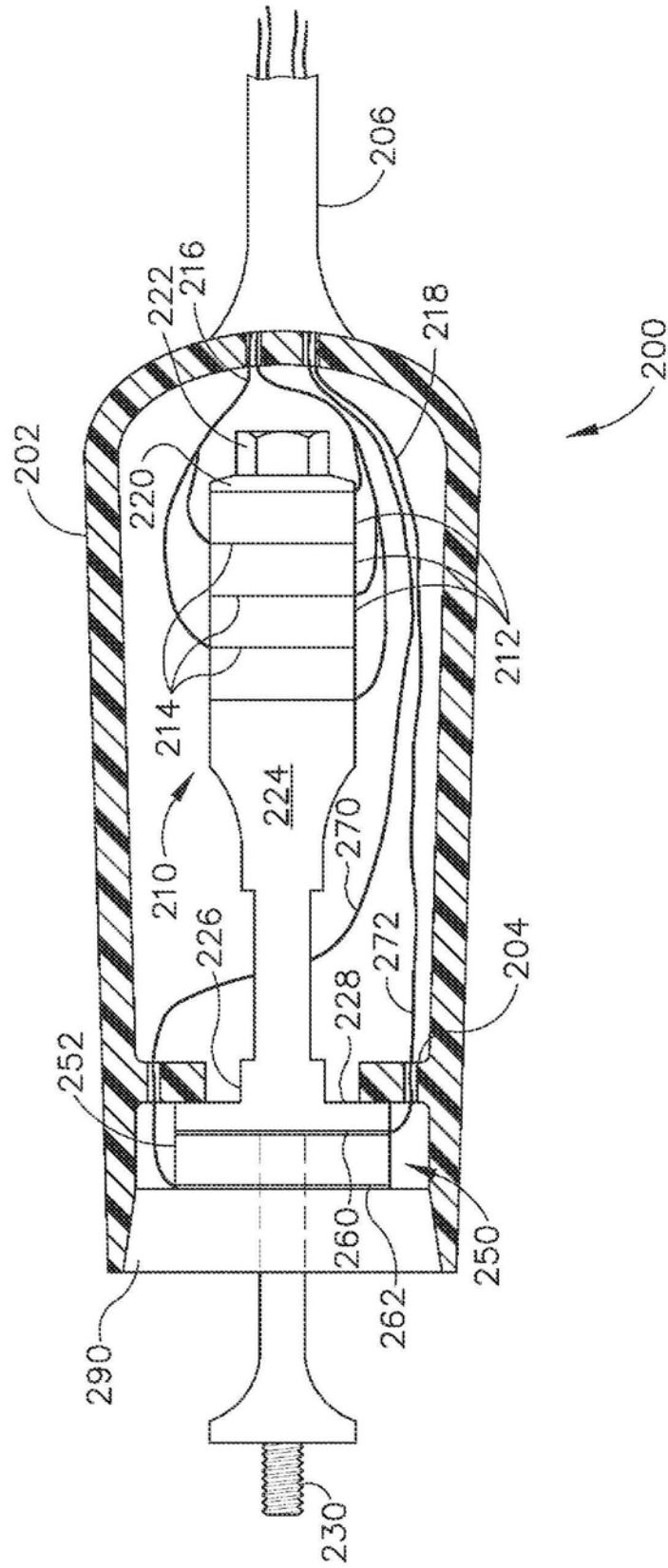


图5

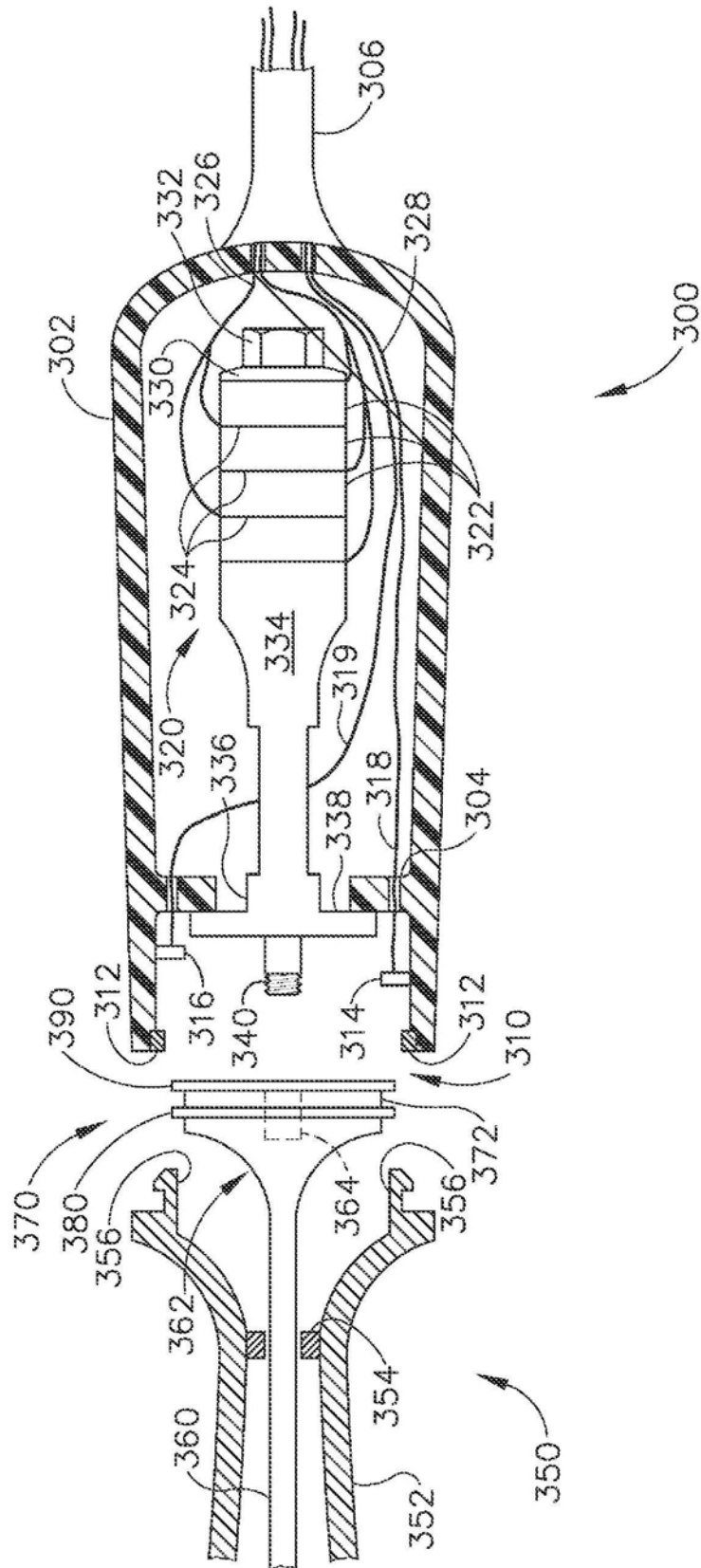


图6

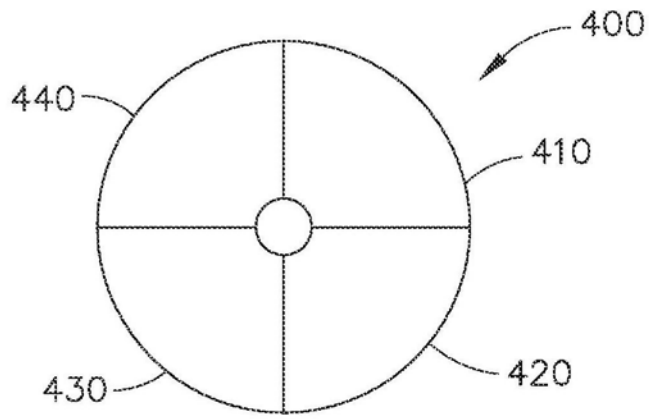


图7

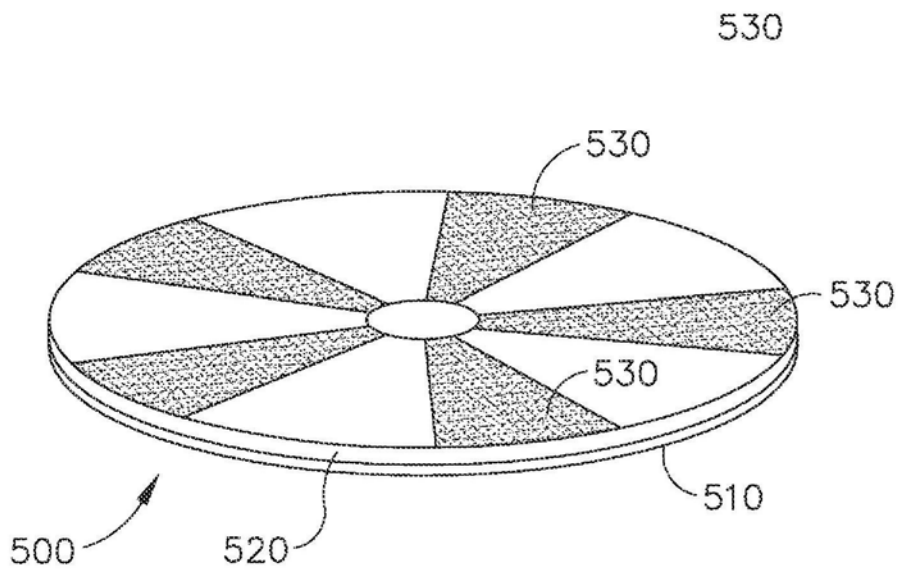


图8

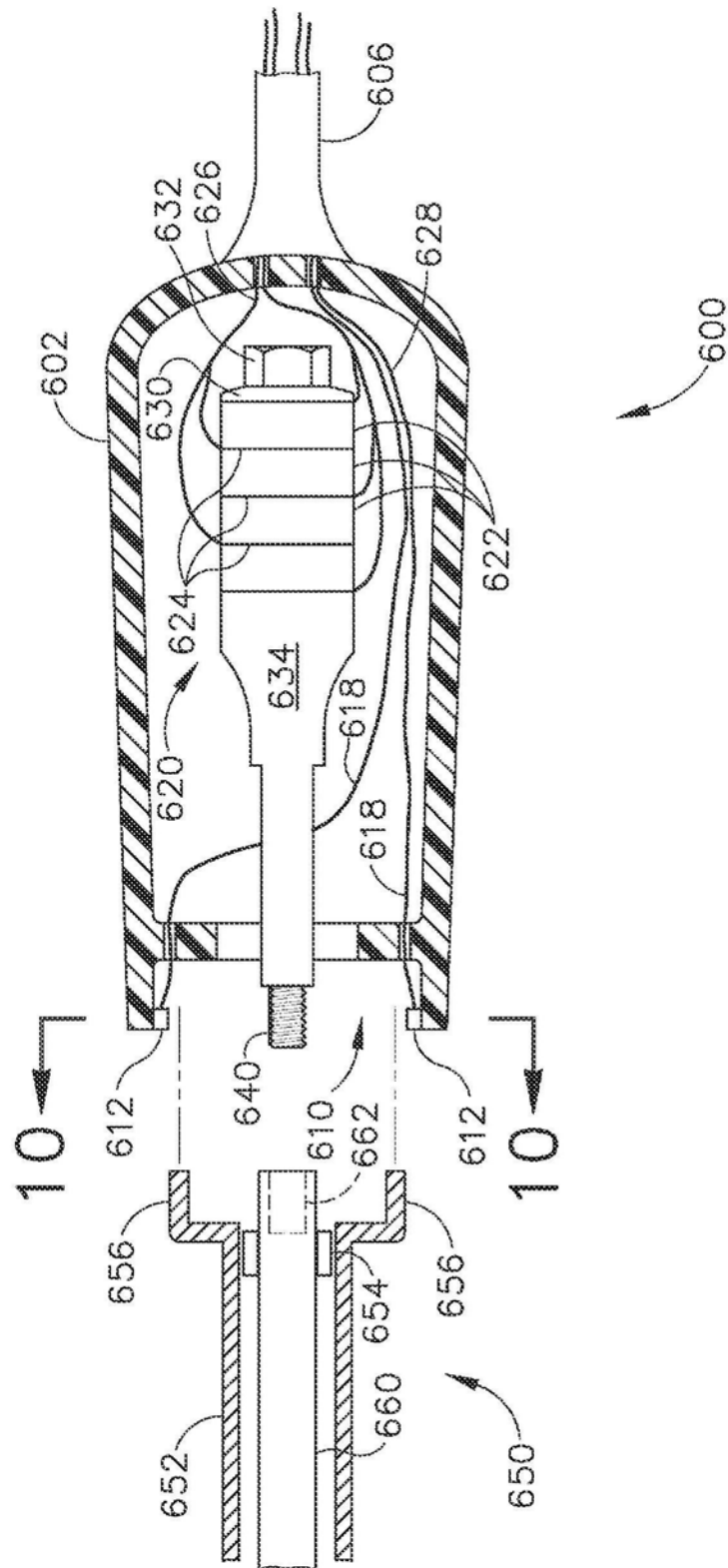


图9

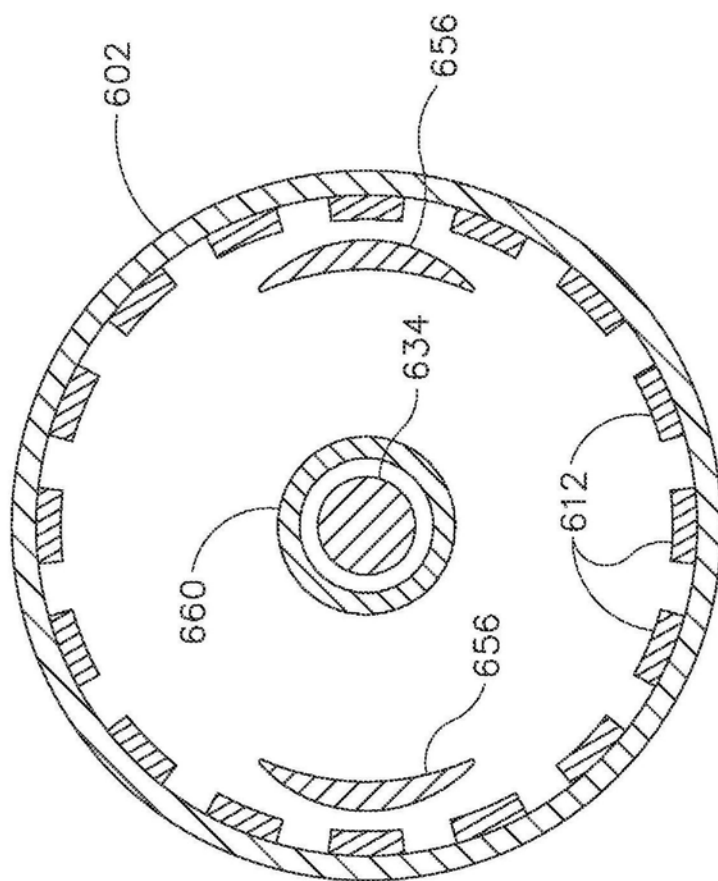


图10

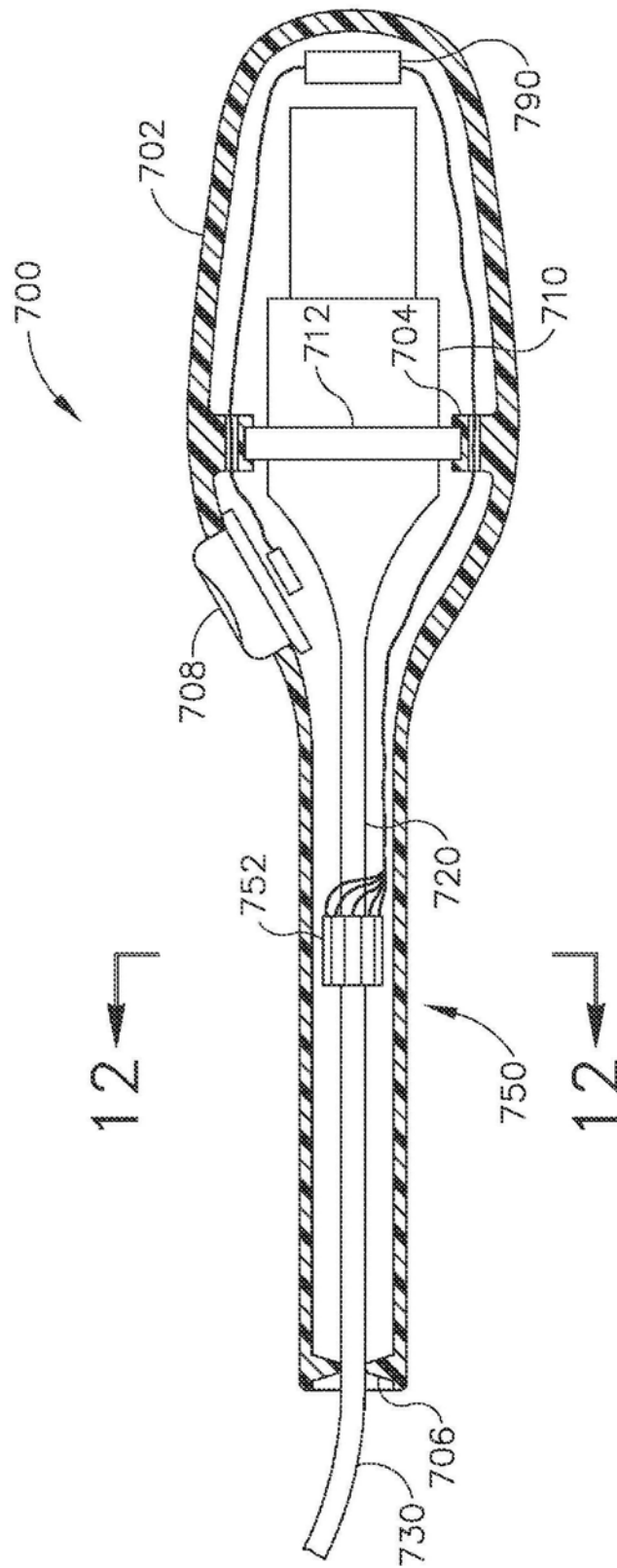


图11A

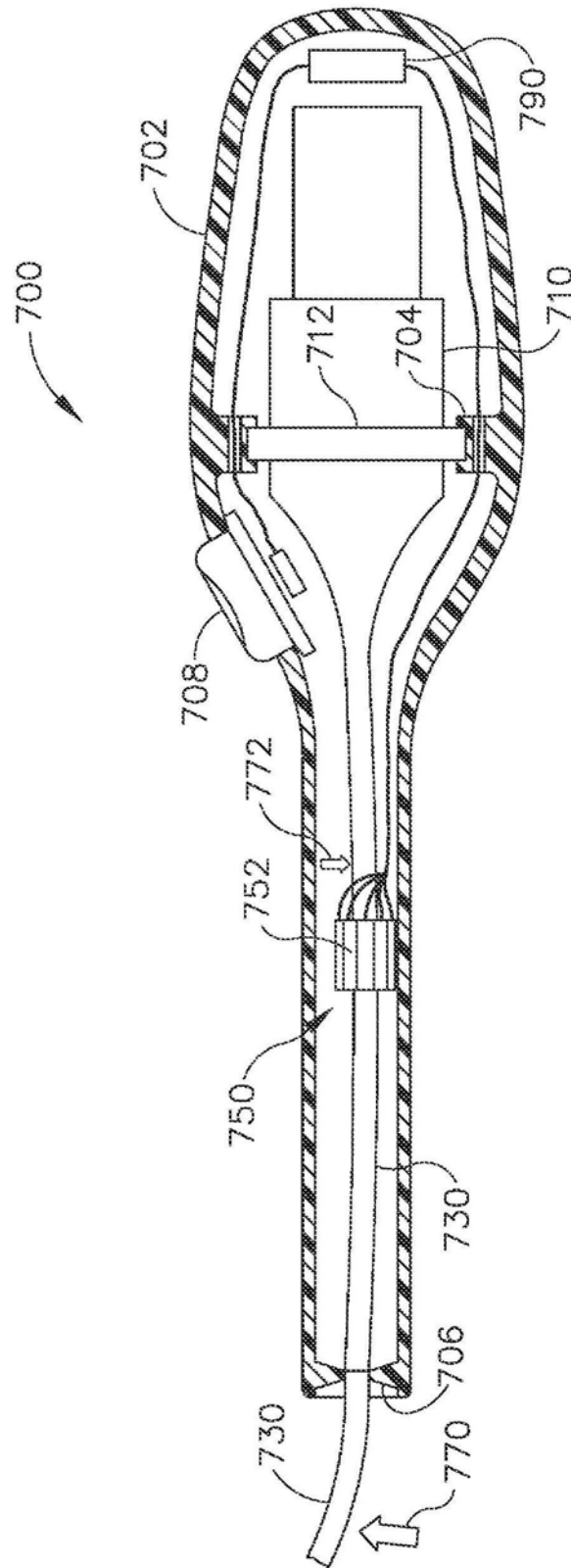


图11B

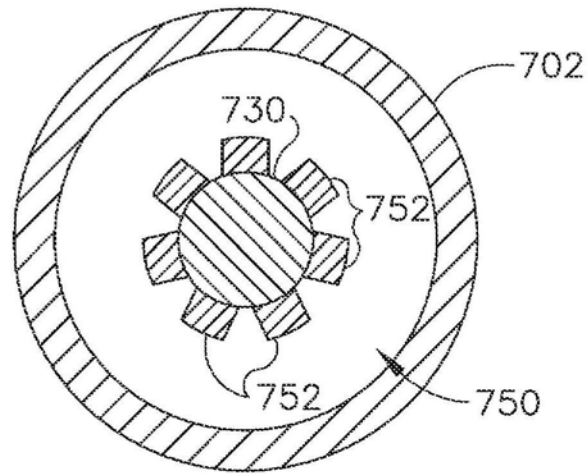


图12

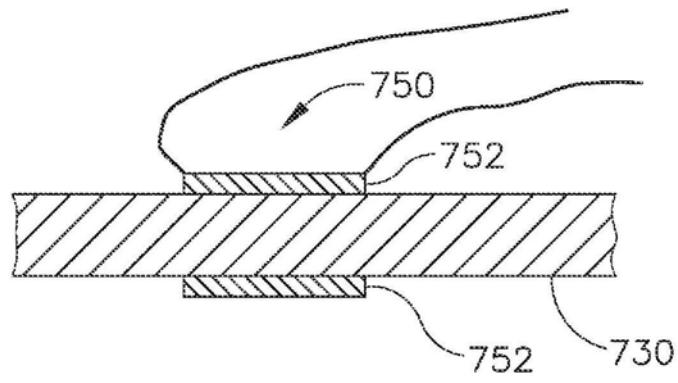


图13A

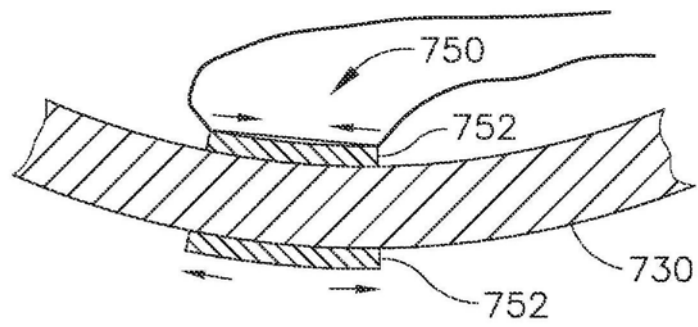


图13B

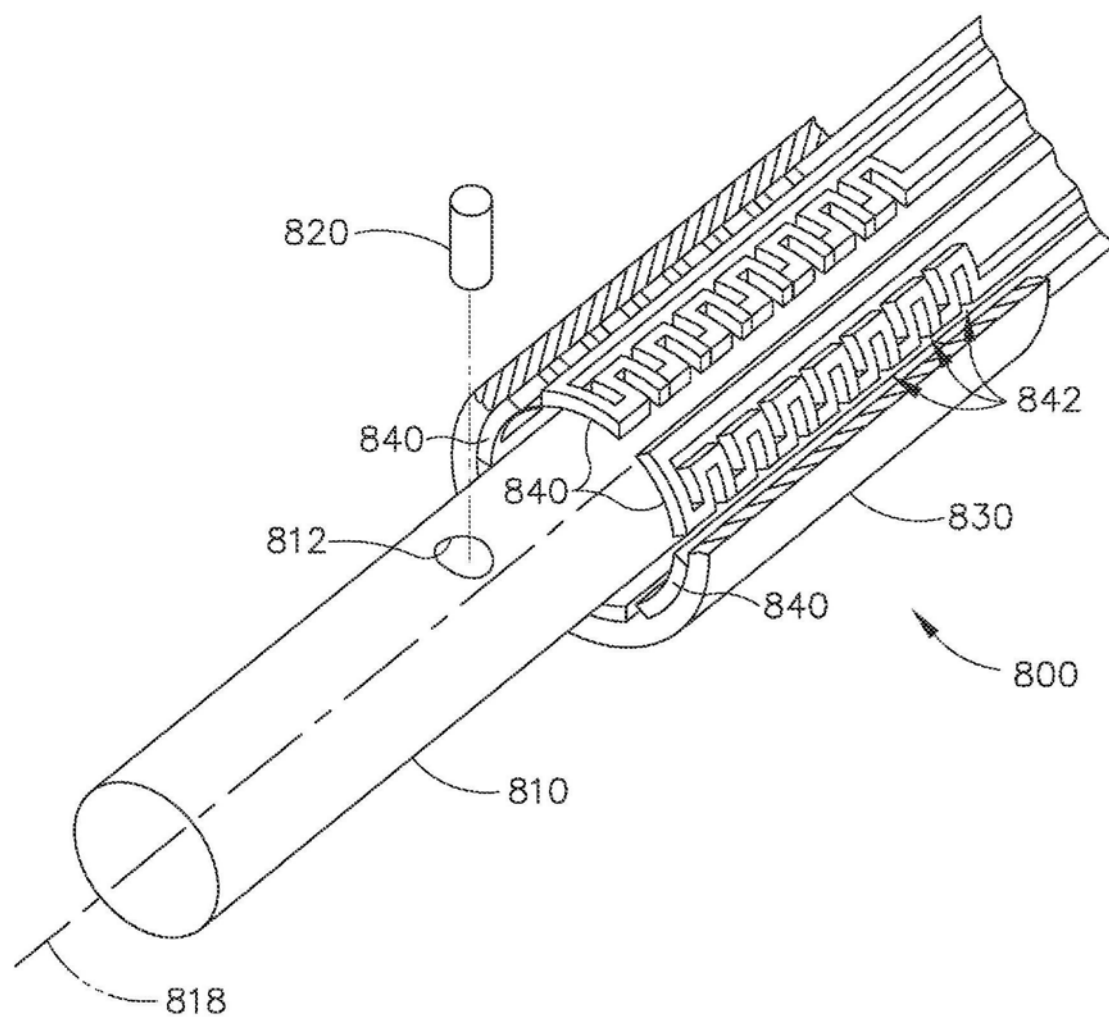


图14

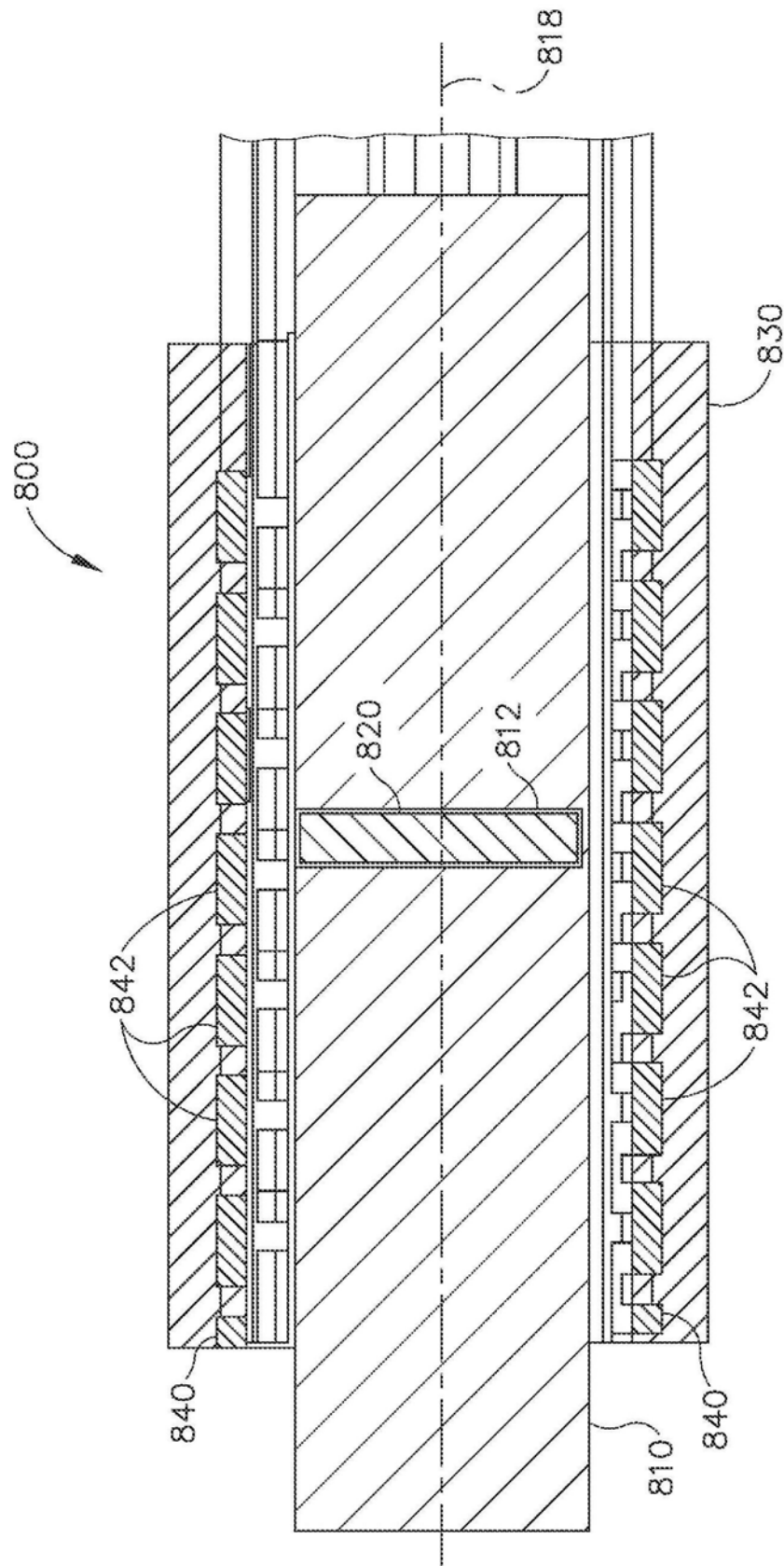


图15

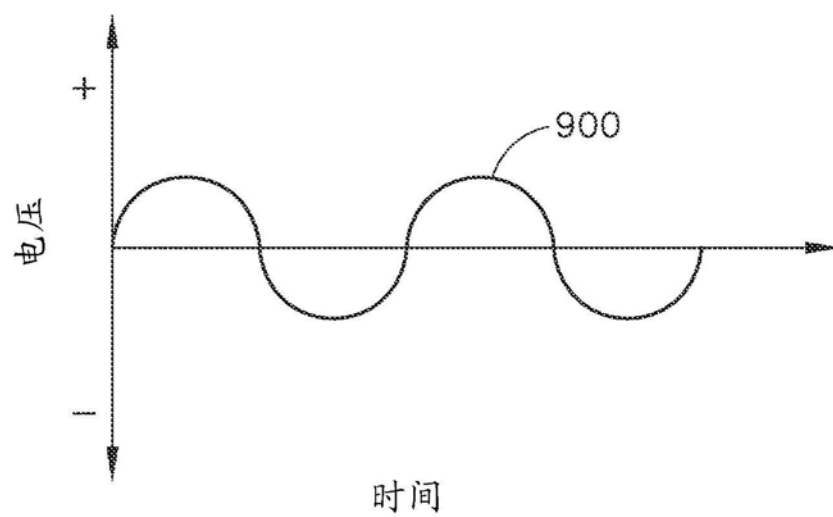


图16

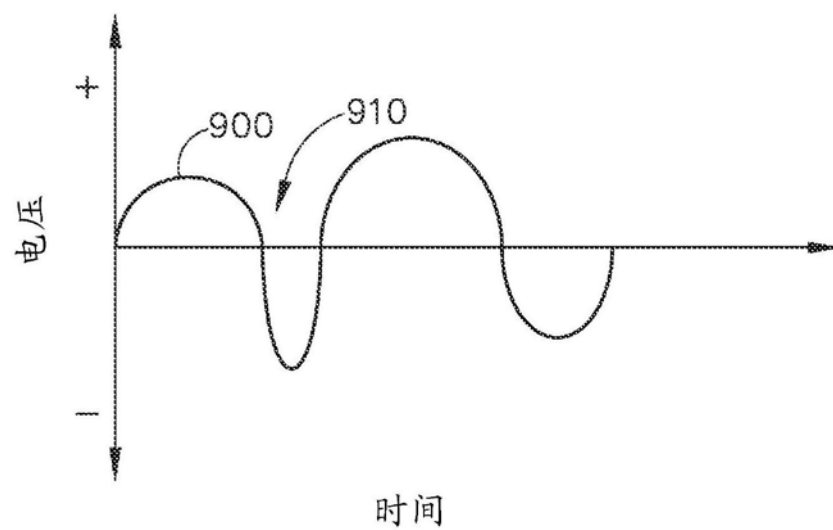


图17

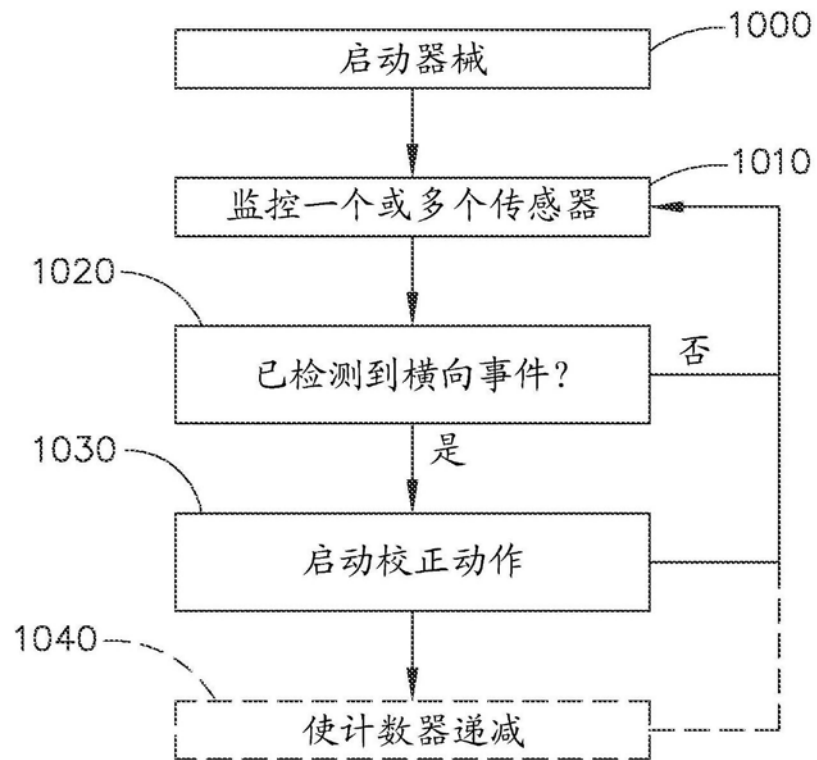


图18

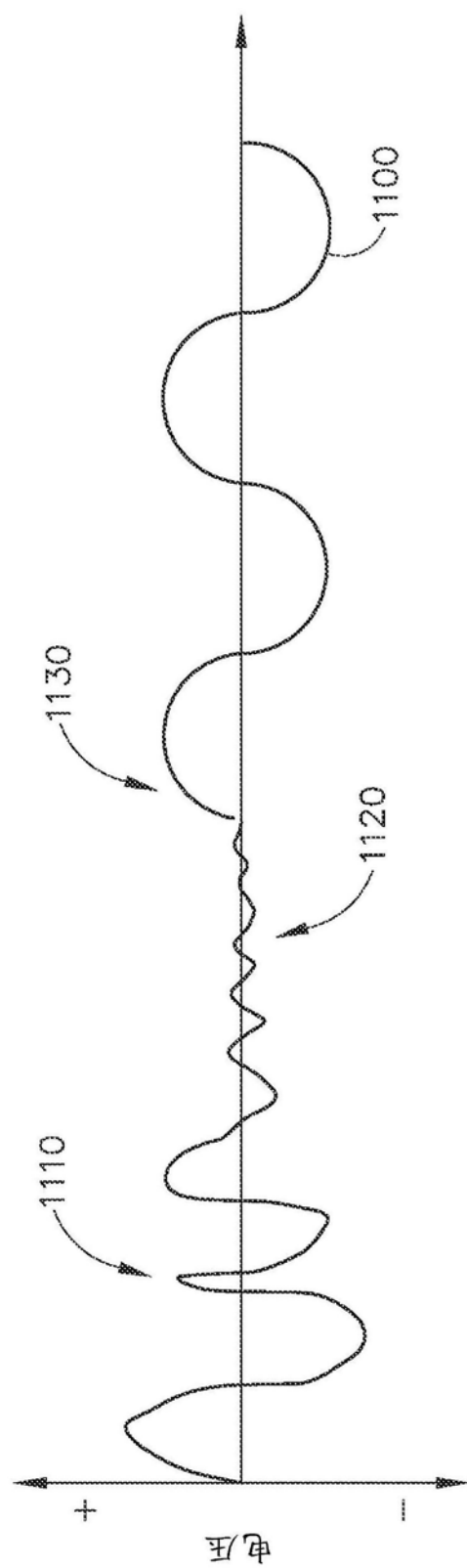


图19

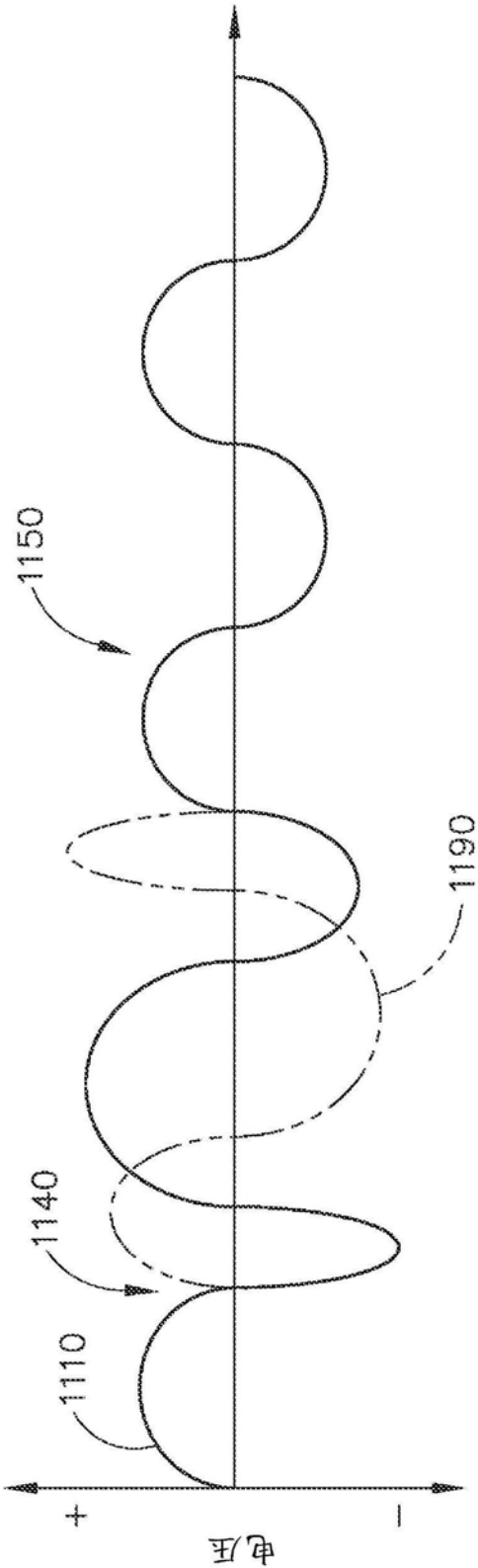


图20

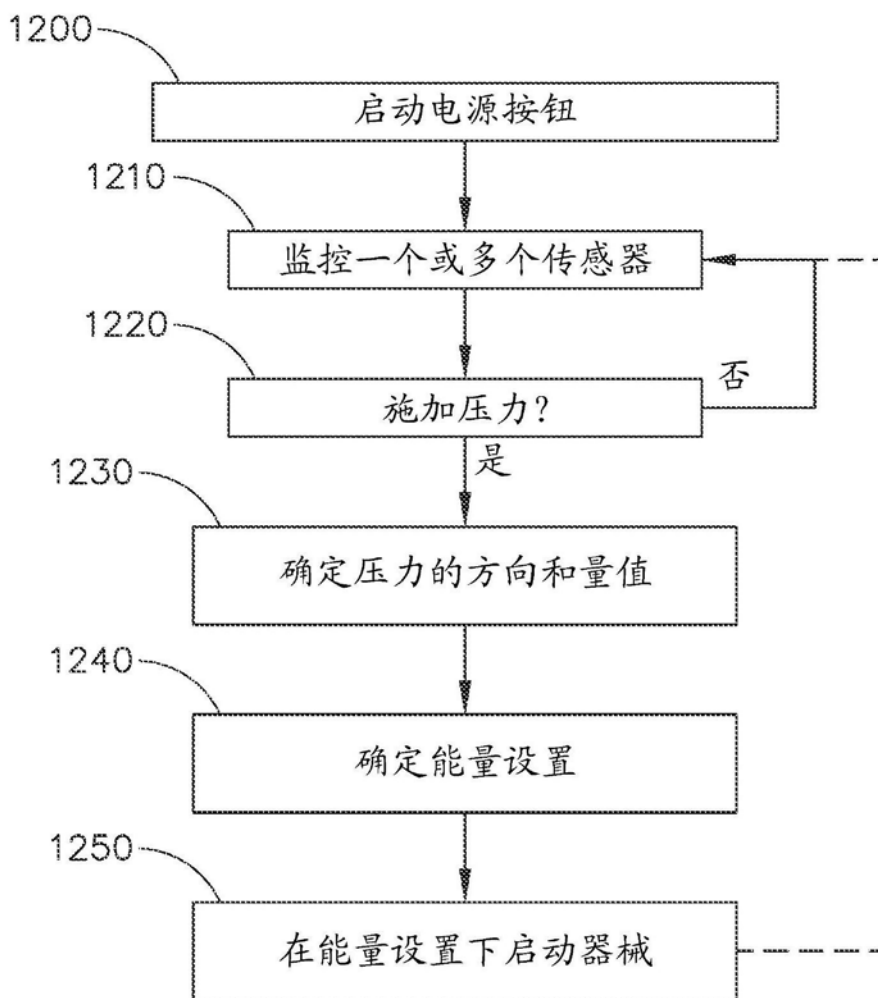


图21

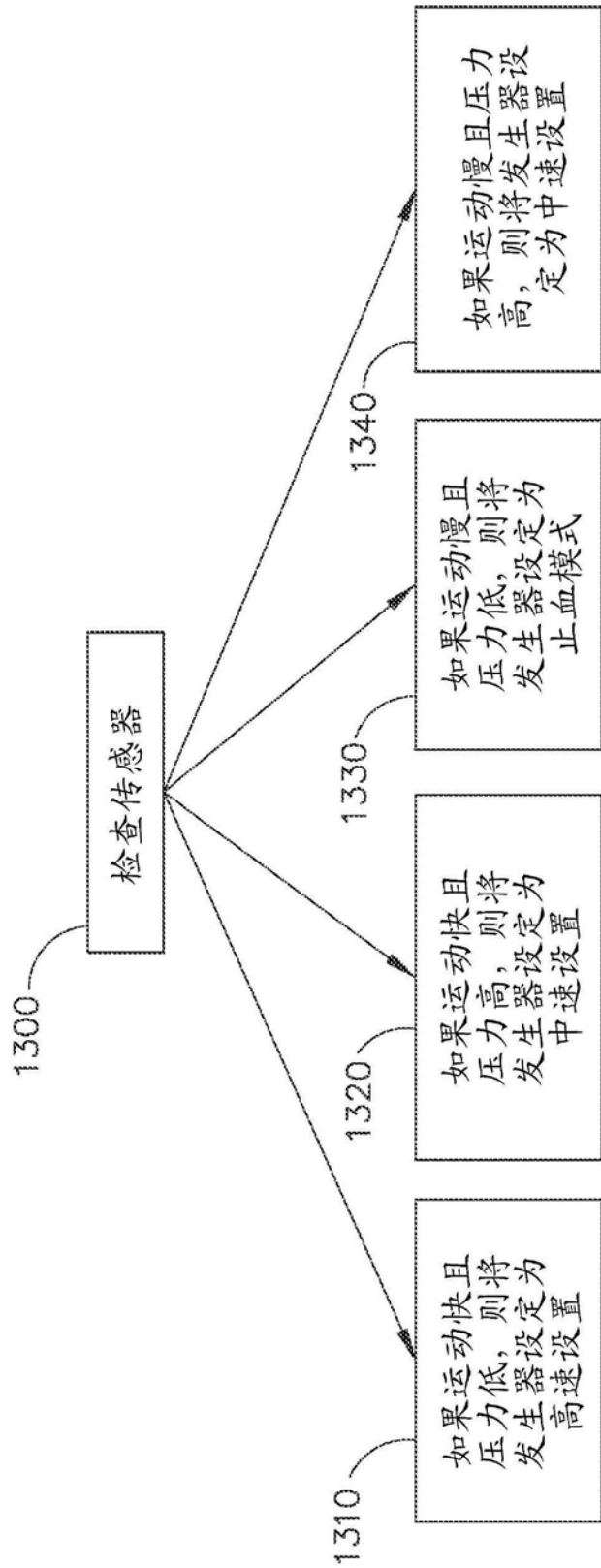


图22

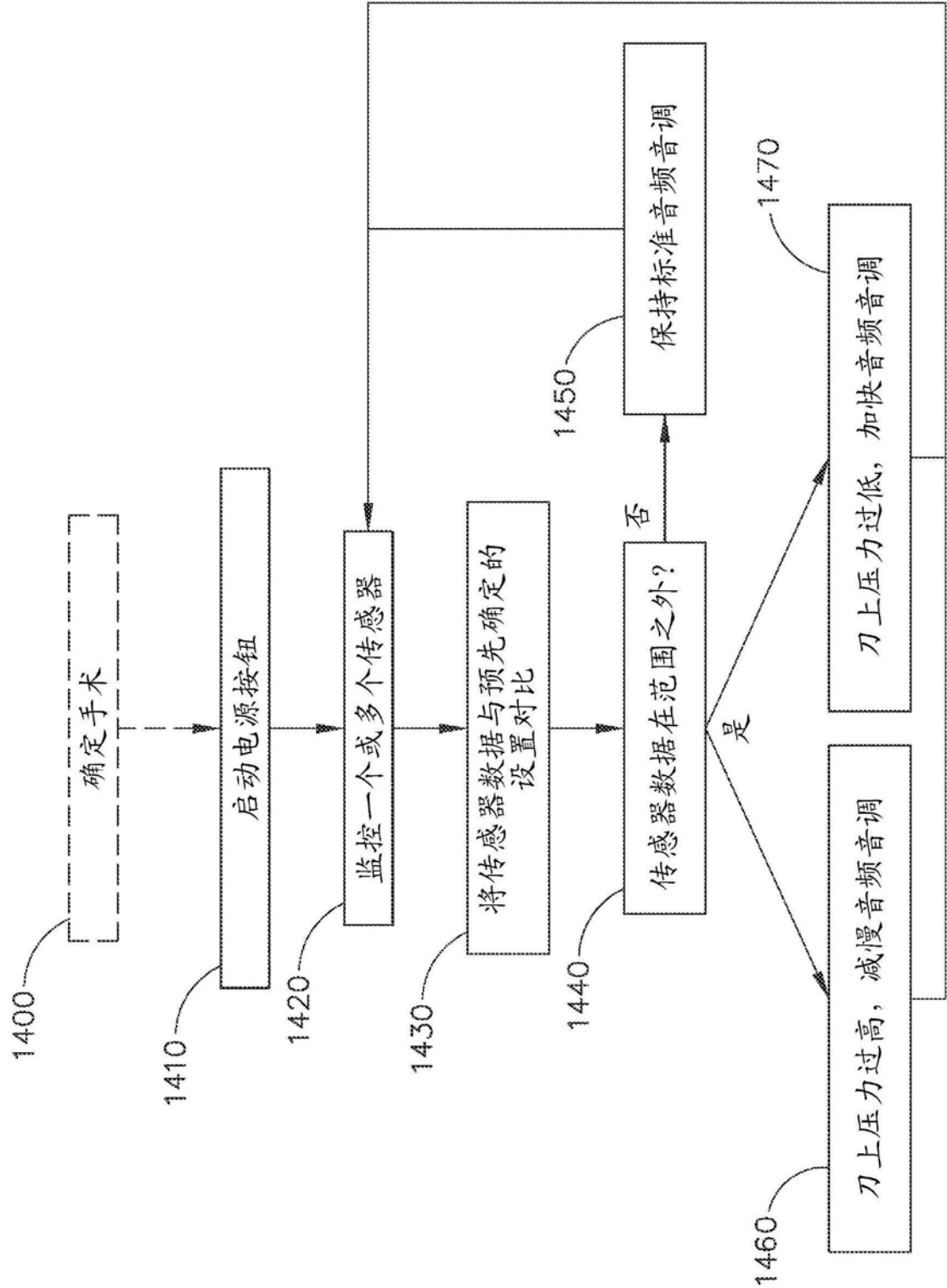


图23

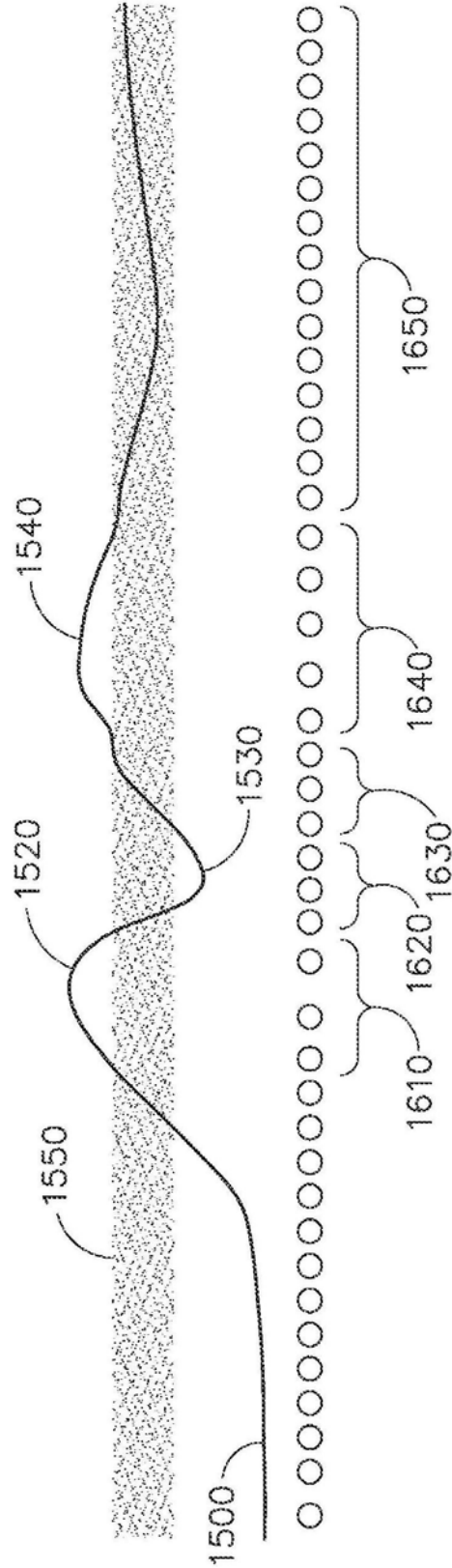


图24

专利名称(译)	具有应力传感器的外科器械		
公开(公告)号	CN104334100B	公开(公告)日	2017-09-12
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 A61B90/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B18/1402 A61B2017/00473 A61B2018/00702 A61B2018/00708 A61B2018/00988 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320082 A61B2017/320089 A61B2090/064		
代理人(译)	苏娟 刘迎春		
审查员(译)	周青青		
优先权	13/484563 2012-05-31 US		
其他公开文献	CN104334100A		
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。

