



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108430366 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201680076966.0

(22)申请日 2016.12.14

(30)优先权数据

14/983,634 2015.12.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/066472 2016.12.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/116696 EN 2017.07.06

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 K·L·豪泽

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 刘迎春

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

A61B 17/29(2006.01)

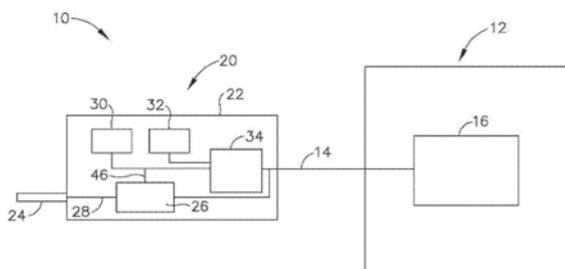
权利要求书3页 说明书23页 附图9页

(54)发明名称

分阶段施加电外科和超声能量的外科器械

(57)摘要

本发明公开了一种设备,该设备包括主体、轴组件、端部执行器和控制模块。轴组件从主体朝远侧延伸,并且包括声波导。波导被构造成能够与超声换能器声学联接。端部执行器包括超声刀、夹持臂、电极和传感器。超声刀与波导声学连通。夹持臂能够操作以使组织抵靠超声刀压缩。电极能够操作以将射频(RF)电外科能量施加到组织。传感器能够操作以感测由端部执行器接触的组织的情况。控制模块基于来自传感器的数据,能够操作以控制通过端部执行器的超声功率和RF电外科能量的输送。



1. 一种设备,包括:
 - (a) 主体;
 - (b) 轴组件,其中所述轴组件从所述主体朝远侧延伸,其中所述轴组件包括声波导,其中所述波导被构造成能够与超声换能器声学联接;
 - (c) 端部执行器,其中所述端部执行器包括:
 - (i) 超声刀,所述超声刀与所述波导声学连通,
 - (ii) 夹持臂,其中所述夹持臂能够操作以使组织抵靠着所述超声刀压缩,
 - (iii) 电极,其中所述电极能够操作以将射频(RF)电外科能量施加到组织,和
 - (iv) 传感器,其中所述传感器能够操作以感测由所述端部执行器接触的组织的情况;和
 - (d) 控制模块,其中所述控制模块能够操作以基于来自所述传感器的数据来控制通过所述端部执行器的超声功率和RF电外科能量的输送。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制模块被配置成能够:
 - (i) 第一,启用所述端部执行器以仅将RF电外科能量施加到被捕获在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织,以及
 - (ii) 第二,在已经施加所述RF电外科能量之后,启用所述端部执行器以将超声能量施加到被捕获在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织。
3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述控制模块被配置成能够基于来自所述传感器的数据,从启用所述端部执行器以仅将RF电外科能量施加到组织自动转变为启用所述端部执行器以将超声能量施加到组织。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述控制模块被配置成能够基于来自所述传感器的、指示所述组织已达到一定温度的数据,从启用所述端部执行器以仅将RF电外科能量施加到组织自动转变为启用所述端部执行器以将超声能量施加到组织。
5. 根据权利要求2所述的设备,其中所述控制模块被配置成能够在所述控制模块启用所述端部执行器以将超声能量施加到组织时自动停止所述端部执行器仅将RF电外科能量施加到组织的启用,使得所述端部执行器在仅将RF电外科能量施加到组织之后,仅将超声能量施加到组织。
6. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制模块被配置成能够:
 - (i) 第一,启用所述端部执行器以仅将RF电外科能量施加到被捕获在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织,以及
 - (ii) 第二,在已经施加所述RF电外科能量之后,启用所述端部执行器以将RF电外科能量和超声能量的组合施加到被捕获在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织。
7. 根据权利要求6所述的设备,其中所述控制模块被配置成能够基于来自所述传感器的数据,从启用所述端部执行器以仅将RF电外科能量施加到组织自动转变为启用所述端部执行器以将RF电外科能量和超声能量的组合施加到组织。
8. 根据权利要求6所述的设备,其中所述控制模块还被配置成能够:第三,在已经施加所述RF电外科能量和超声能量的组合之后,仅将超声能量施加到被捕获在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织。
9. 根据权利要求8所述的设备,其中所述控制模块还被配置成能够在施加超声能量和

RF电外科能量之间进行调节,以便提供基本恒定的组织温度。

10. 根据权利要求1所述的设备,其中所述电极被集成到所述夹持臂中。

11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述电极和所述超声刀被构造成能够协作以将双极RF电外科能量施加到组织。

12. 根据权利要求1所述的设备,其中所述传感器被集成到所述夹持臂中。

13. 根据权利要求1所述的设备,其中所述传感器包括温度传感器。

14. 根据权利要求1所述的设备,其中所述传感器包括阻抗传感器。

15. 根据权利要求1所述的设备,其中所述传感器包括正温度系数(PTC)热敏电阻器。

16. 一种设备,包括:

(a) 主体;

(b) 轴组件,其中所述轴组件从所述主体朝远侧延伸,其中所述轴组件包括声波导,其中所述波导被构造成能够与超声换能器声学联接;

(c) 端部执行器,其中所述端部执行器包括:

(i) 超声刀,所述超声刀与所述波导声学连通,和

(ii) 夹持臂,其中所述夹持臂能够操作以使组织抵靠着所述超声刀压缩,其中所述夹持臂和所述超声刀能够操作以协作来将双极射频(RF)电外科能量施加到组织;

(d) 传感器,其中所述传感器能够操作以感测由所述端部执行器接触的组织的状况;和

(e) 控制模块,其中所述控制模块能够操作以:

(i) 启用所述端部执行器以在预热阶段用RF电外科能量预热组织,

(ii) 启用所述端部执行器以在密封阶段用超声能量密封组织,以及

(iii) 基于来自所述传感器的数据,从所述预热阶段自动转变为所述密封阶段。

17. 一种密封组织的方法,包括:

(a) 将射频(RF)电外科能量施加到组织从而预热所述组织;

(b) 感测与所述组织的所述温度相关联的状况,同时执行将RF电外科能量施加到所述组织的动作;

(c) 检测指示所述组织的所述温度已经达到预定水平的状况;以及

(d) 将超声能量施加到所述组织以密封所述组织,其中基于检测指示所述组织的所述温度已经达到所述预定水平的所述状况的动作来发起将超声能量施加到所述组织的动作。

18. 根据权利要求17所述的方法,还包括响应于检测指示所述组织的所述温度已经达到所述预定水平的所述状况的所述动作,停止将射频(RF)电外科能量施加到组织的所述动作。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中在执行将超声能量施加到所述组织以密封所述组织的所述动作期间继续执行施加射频(RF)电外科能量的所述动作。

20. 根据权利要求17所述的方法,其中在执行将超声能量施加到所述组织以密封所述组织的所述动作期间,在第一时间段内,继续执行施加射频(RF)电外科能量的所述动作,其中在执行将超声能量施加到所述组织以密封所述组织的所述动作期间,在第二时间段期间,施加射频(RF)电外科能量的所述动作停止。

21. 一种密封组织的方法,包括:

(a) 经由端部执行器将射频(RF)电外科能量施加到组织从而预热所述组织;以及

(b) 经由所述端部执行器自动将超声能量施加到所预热的组织从而密封所预热的组织,其中在发起施加RF电外科能量的动作之后在经过预定时间段时发起经由所述端部执行器自动将超声能量施加到所预热的组织的动作。

22. 根据权利要求21所述的方法,还包括在经过所述预定时间段时停止将RF电外科能量施加到所述组织的所述动作。

分阶段施加电外科和超声能量的外科器械

背景技术

[0001] 多种外科器械包括端部执行器,该端部执行器具有刀元件,该刀元件以超声频率振动以切割和/或密封组织(例如,通过使组织细胞中的蛋白质变性)。这些器械包括将电力转换成超声振动的一个或多个压电元件,该超声振动沿着声波导被传送到刀元件。切割和凝结的精度可受操作者的技术以及对功率水平、刀边缘角度、组织牵引力和刀压力的调整的控制。用于驱动刀元件的功率水平可基于诸如组织阻抗、组织温度、组织厚度和/或其他因素的感测的参数而变化(例如,实时)。一些器械具有夹持臂和夹持垫,用于用刀元件抓握组织。

[0002] 超声外科器械的示例包括HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀和HARMONIC SYNERGY[®]超声刀,上述全部器械均得自俄亥俄州辛辛那提市的爱惜康内镜外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. of Cincinnati, Ohio)。此类装置的另外的示例和相关概念在以下专利中有所公开:1994年6月21日发布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利5,322,055,该专利的公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日发布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利5,873,873,该专利的公开内容以引用方式并入本文;1999年11月9日发布的名称为“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方式并入本文;2001年9月4日发布的名称为“Method of Balancing Asymmetric Ultrasonic Surgical Blades”的美国专利6,283,981,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2001年10月30日发布的名称为“Curved Ultrasonic Blade having a Trapezoidal Cross Section”的美国专利6,309,400,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2001年12月4日发布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,325,811,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2002年7月23日发布的名称为“Ultrasonic Surgical Blade with Improved Cutting and Coagulation Features”的美国专利6,423,082,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2004年8月10日发布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,773,444,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2004年8月31日发布的名称为“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方式并入本文;2011年11月15日发布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利8,057,498,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2013年6月11日发布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利8,461,744,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2013年11月26日发布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利8,591,536,该专利的公开内容以引用方式并入本文;以及2014年1月7日发布的名称为“Ergonomic

Surgical Instruments”的美国专利8,623,027,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的另外的示例在以下专利中有所公开:2006年4月13日公布的名称为“Clamp pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国公布2006/0079874,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国公布2007/0191713,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国公布2007/0282333,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国公布2008/0200940,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2008年9月25日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instruments”的美国公布2008/0234710,该专利的公开内容以引用方式并入本文;以及2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device forFingertip Control”的美国公布2010/0069940,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 一些超声外科器械可包括无绳换能器诸如在以下专利中所公开的:2012年5月10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国公布2012/0112687,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Surgical Instrument with Charging Devices”的美国公布2012/0116265,该专利的公开内容以引用方式并入本文;和/或2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请61/410,603,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 附加地,一些超声外科器械可包括关节运动轴节段。此类超声外科器械的示例在以下专利中有所公开:2014年1月2日公布的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国公布2014/0005701,该专利的公开内容以引用方式并入本文;以及2014年4月24日公布的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国公布2014/0114334,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0006] 一些器械能够操作以通过将射频(RF)电外科能量施加到组织来密封组织。能够操作以通过将RF能量施加到组织来密封组织的外科器械的示例是由俄亥俄州辛辛那提市的爱惜康内镜外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc., of Cincinnati, Ohio)的**ENSEAL**[®]组织密封装置。此类装置的另外的示例和相关概念在以下专利中有所公开:2002年12月31日发布的名称为“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方式并入本文;2006年9月26日发布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,112,201,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2006年10月24日发布的名称为“Electrosurgical Working End for Controlled Energy Delivery”的美国专利7,125,409,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年1月30日发布的名称为“Electrosurgical Probe and Method of Use”的美国专利7,169,146,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年3月6日发布的名称为“Electrosurgical Jaw Structure for Controlled Energy Delivery”的美国专利7,186,253,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年3月13日发布的名称为“Electrosurgical Instrument”的美国专利7,189,233,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年5月22日发布的名称为“Surgical Sealing Surfaces and Methods of

Use”的美国专利7,220,951,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年12月18日发布的名称为“Polymer Compositions Exhibiting a PTC Property and Methods of Fabrication”的美国专利7,309,849,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2007年12月25日发布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,311,709,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2008年4月8日发布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,354,440,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2008年6月3日发布的名称为“Electrosurgical Instrument”的美国专利7,381,209,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0007] 一些器械能够将超声能量和射频(RF)电外科能量施加到组织。此类器械的示例在以下专利中有所描述:2015年5月21日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature”的美国公布2015/0141981,该专利的公开内容以引用方式并入本文;以及2014年3月4日发布的名称为“Ultrasonic Electrosurgical Instruments”的美国专利8,663,220,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0008] 虽然已经制作和使用若干外科器械和系统,但据信在本发明人之前无人制作或使用所附权利要求中描述的本发明。

附图说明

[0009] 虽然本说明书得出了具体地指出和明确无误地声明这种技术的权利要求,但是据信从以下结合附图描述的某些示例将更好地理解这种技术,其中类似的附图标记标识相同的元件,并且其中:

[0010] 图1描绘了示例性外科系统的方框示意图;

[0011] 图2描绘了可并入图1的系统中的示例性外科器械的侧正视图;

[0012] 图3描绘了处于闭合位置的图2的器械的端部执行器的横截面侧视图;

[0013] 图4描绘了处于打开位置的图3的端部执行器的横截面侧视图;

[0014] 图5描绘了示出在图3的端部执行器的启用期间组织温度对时间的曲线的曲线图;

[0015] 图6描绘了可在图2的器械的修改型式中提供的被供电部件的示例性布置的示意图;

[0016] 图7描绘了可并入图2的器械中以提供图6的被供电部件的布置的示例性另选端部执行器的透视图;

[0017] 图8描绘了夹持组织的图7的端部执行器的横截面端视图;

[0018] 图9描绘了可并入图2的器械中以提供图6的被供电部件的布置的另一示例性另选端部执行器的透视图;

[0019] 图10描绘了夹持组织的图9的端部执行器的横截面端视图;

[0020] 图11描绘了示出可使用图6的被供电部件的布置完成的示例性启用方案的曲线图;

[0021] 图12描绘了示出在图11的启用方案的执行期间组织温度对时间的曲线的曲线图;

[0022] 图13描绘了示出可使用图6的被供电部件的布置完成的示例性另选启用方案的曲线图;并且

[0023] 图14描绘了示出可使用图6的被供电部件的布置完成的另一示例性另选启用方案

的曲线图。

[0024] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且设想到,本技术的各种实施方案可以多种其他方式来完成,多种其他方式包括那些未必在附图中描绘的方式。并入本说明书中且形成本说明书的一部分的附图示出了本技术的若干方面,并且与描述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。

具体实施方式

[0025] 以下对本技术的某些示例的描述不应用于限制本技术的范围。从以下的描述,本技术的其他示例、特征、方面、实施方案和优点对本领域的技术人员而言将变得显而易见,以下的描述以说明的方式进行,这是为完成本技术所设想的最好模式中的一种模式。正如将意识到的,本文所述的技术能够具有其他不同的和明显的方面,所有这些方面均不脱离本技术。于是,附图和描述应被视为实质上是例示性的而非限定性的。

[0026] 另外应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者组合。因而,下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等不应认为彼此隔离。参考本文的教导内容,本文的教导内容可进行组合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将容易地显而易见。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0027] 为公开清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中为相对于抓握具有远侧外科端部执行器的外科器械的操作者或其他操作者定义的。术语“近侧”是指元件更靠近操作者或其他操作者的位置,并且术语“远侧”是指元件更靠近外科器械的外科端部执行器且更远离操作者或其他操作者的位置。

[0028] I. 示例性超声外科系统的概述

[0029] 图1以图解框的形式示出了示例性外科系统(10)的部件。如图所示,系统(10)包括超声发生器(12)和超声外科器械(20)。如下面将更详细描述,器械(20)能够操作以基本上同时使用超声振动能量来切割组织和密封或焊接组织(例如,血管等)。发生器(12)和器械(20)经由缆线(14)联接在一起。缆线(14)可包括多条线材;并且可提供从发生器(12)到器械(20)的单向电连通,并且/或者在发生器(12)和器械(20)之间提供双向电连通。仅以举例的方式,缆线(14)可包括:用于向外科器械(20)提供电力的“热”线;地线;以及用于将信号从外科器械(20)传递至超声发生器(12)的信号线,其中罩围绕该三条线。在一些型式,单独的“热”线用于单独的启用电压(例如,一条“热”线用于第一启用电压,另一“热”线用于第二启用电压,或与所需的功率成比例的线之间的可变电电压等)。当然,可使用任何其他合适数量或构型的线。也应当理解,系统(10)的一些型式可将发生器(12)并入器械(20)中,使得缆线(14)可简单地省去。

[0030] 仅以举例的方式,发生器(12)可包括由俄亥俄州辛辛那提市的爱惜康内镜外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc., of Cincinnati, Ohio)出售的GEN04、GEN11或GEN 300。此外或在另选方案中,发生器(12)可根据以下专利的教导内容中的至少一些进行构造: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,该专利的公开内容以引用方式并入本文。另选地,可使用任何其他合适的发生器(12)。如将在下面更详细描述的,发生器(12)能够操作以将功率

提供到器械(20),以执行超声外科手术。

[0031] 器械(20)包括柄部组件(22),该柄部组件(22)被构造成能够在外科手术期间被抓握在操作者的一只手(或两只手)中,并且由操作者的一只手(或两只手)操纵。例如,在一些型式中,柄部组件(22)可像铅笔那样被操作者抓握。在一些其他型式中,柄部组件(22)可包括可像剪刀那样被操作者抓握的剪刀式握持部。在一些其他型式中,柄部组件(22)可包括可像手枪那样被操作者抓握的手枪式握持部。当然,柄部组件(22)可被构造成能够以任何其他合适的方式被握持。还有,器械(20)的一些型式可用主体来取代柄部组件(22),该主体联接到被构造成能够操作器械(20)(例如,经由远程控制等)的机器人外科系统。在本示例中,刀(24)从柄部组件(22)朝远侧延伸。柄部组件(22)包括超声换能器(26)和联接超声换能器(26)与刀(24)的超声波导(28)。超声换能器(26)经由缆线(14)从发生器(12)接收电力。由于其压电属性,所以超声换能器(26)能够操作以将此类电力转换为超声振动能量。

[0032] 超声波导(28)可为柔性的、半柔性的、刚性的,或者具有任何其他合适的属性。如上面提到的,超声换能器(26)经由超声波导(28)与刀(24)一体地联接。具体地,当超声换能器(26)被启用以超声频率振动时,此类振动通过超声波导(28)被传送到刀(24),使得刀(24)也将以超声频率振动。当刀(24)处于启用(状态(即,超声振动)时,刀(24)能够操作以有效地切穿组织,并且密封组织。因此,当由发生器(12)供电时,超声换能器(26)、超声波导(28)和刀(24)一起形成为外科手术提供超声能量的声学组件。柄部组件(22)被构造成能够使操作者与由换能器(26)、超声波导(28)和刀(24)形成的声学组件的振动基本上隔离。

[0033] 在一些型式中,超声波导(28)可放大通过超声波导(28)传递到刀(24)的机械振动。超声波导(28)还可以具有控制沿着超声波导(28)的纵向振动的增益的特征部和/或将超声波导(28)调谐到系统(10)的谐振频率的特征部。例如,超声波导(28)可具有任何合适的横截面尺寸/构型,诸如基本上均匀的横截面、在各种截面处渐缩、沿着其整个长度渐缩,或者具有任何其他合适的构型。超声波导(28)的长度可例如基本上等于系统波长的二分之一(的)整数倍($n\lambda/2$)。超声波导(28)和刀(24)可由实芯轴制备,该实芯轴由有效地传播超声能量的材料或多种材料的组合进行构造,诸如钛合金(即,Ti-6Al-4V)、铝合金、蓝宝石、不锈钢或任何其他声学相容材料或材料的组合。

[0034] 在本示例中,刀(24)的远侧端部位于对应于与通过波导(28)传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处(即,声学波腹处),以便当声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。当换能器(26)通电时,刀(24)的远侧端部被构造成能够在例如大约10微米至500微米峰间范围中、并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围中以例如55.5kHz的预定振动频率 f_0 纵向移动。当本示例的换能器(26)被启用时,这些机械振荡通过波导(28)传递以到达刀(24),由此提供刀(24)在谐振超声频率下的振荡。因此,刀(24)的超声振荡可同时切断组织并且使邻近组织细胞中的蛋白质变性,由此提供具有相对较少热扩散的促凝效果。在一些型式中,也可通过刀(24)提供电流,以另外烧灼组织。

[0035] 仅以举例的方式,超声波导(28)和刀(24)可包括由俄亥俄州辛辛那提市的爱惜康内镜外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. of Cincinnati, Ohio)以产品编码SNGHK和SNGCB出售的部件。另外仅以举例的方式,超声波导28和/或刀24可根据2002年7月23日发布的名称为“Ultrasonic Surgical Blade with Improved Cutting and Coagulation Features”的美国专利6,423,082的教导内容来构造和操作,该专利的公开内容以引用方式

并入本文。作为另一仅仅是说明性的示例,超声波导(28)和/或刀(24)可根据1994年6月28日发布的名称为“Ultrasonic Scalpel Blade and Methods of Application”的美国专利5,324,299的教导构造和操作,该专利的公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容,超声波导(28)和刀(24)的其他合适的属性和构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0036] 本示例的柄部组件(22)也包括控制选择器(30)和启用开关(32),它们各自与电路板(34)连通。仅以举例的方式,电路板(34)可包括常规印刷电路板、柔性电路、刚柔性电路,或者可具有任何其他合适的构型。控制选择器(30)和启用开关(32)可经由一条或多条线、形成于电路板或柔性电路中的迹线和/或以任何其他合适的方式与电路板(34)连通。电路板(34)与缆线(14)联接,该缆线(14)继而与发生器(12)内的控制电路(16)联接。启用开关(32)能够操作以选择性地启用至超声换能器(26)的功率。具体地,当开关(32)被启用时,此类启用提供经由缆线(14)将适当的功率传送至超声换能器(26)。仅以举例的方式,启用开关(32)可根据本文引述的各种参考文献的教导内容中的任一者来构造。参考本文的教导内容,启用开关(32)可采用的其他各种形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0037] 在本示例中,外科系统(10)能够操作以在刀(24)处提供至少两种不同水平或类型的超声能量(例如,不同频率和/或振幅等)。为此,控制选择器(30)能够操作以准许操作者选择期望水平/振幅的超声能量。仅以举例的方式,控制选择器(30)可根据本文引述的各种参考文献的教导内容中的任一者来构造。参考本文的教导内容,控制选择器(30)可采用的其他各种形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。在一些型式中,当操作者通过控制选择器(30)进行选择时,操作者的选择经由缆线(14)被传送回发生器(12)的控制电路(16),并且于是操作者下次致动启用开关(32),控制电路(16)调整从发生器(12)传送的功率。

[0038] 应当理解,刀(24)处提供的超声能量的水平/振幅可取决于从发生器(12)经由缆线(14)传送到器械(20)的电力的特性。因此,发生器(12)的控制电路(16)可(经由缆线(14))提供电力,该电力具有与通过控制选择器(30)选择的超声能量水平/振幅或类型相关联的特性。因此,根据由操作者经由控制选择器(30)进行的选择,发生器(12)能够操作以将不同类型或程度的电力传送至超声换能器(26)。具体地,并且仅以举例的方式,发生器(12)可增大所施加信号的电压和/或电流,以增大声学组件的纵向振幅。作为仅示例性的示例,发生器(12)可提供在“水平1”和“水平5”之间的可选择性,它们可分别对应于大约50微米和大约90微米的刀(24)的振动谐振振幅。参考本文的教导内容,可配置控制电路(16)的各种方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。也应当理解,控制选择器(30)和启用开关(32)可用两个或更多个启用开关(32)来取代。在一些此类型式中,一个启用开关(32)能够操作以在一个功率水平/类型下启用刀(24),而另一启用开关(32)能够操作以在另一功率水平/类型下启用刀(24),等。

[0039] 在一些另选型式中,控制电路(16)位于柄部组件(22)内。例如,在一些此类型式中,发生器(12)仅将一种类型的电力(例如,可获得的仅一个电压和/或电流)传送到柄部组件(22),并且柄部组件(22)内的控制电路(16)能够操作以根据由操作者经由控制选择器(30)进行的选择在电力到达超声换能器(26)之前修改电力(例如,电力的电压)。还有,发生

器(12)以及外科系统(10)的所有其他部件可并入柄部组件(22)中。例如,一个或多个电池(未示出)或其他便携式电源可设置在柄部组件(22)中。参考本文的教导内容,图1中所描绘的部件可被重新布置或以其他方式构造或修改的其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0040] II. 示例性超声外科器械的概述

[0041] 以下讨论涉及器械(20)的各种示例性部件和构型。应当理解,下面描述的器械(20)的各种示例可容易地并入到如上所述的外科系统(10)中。也应当理解,上面描述的器械(20)的各种部件和可操作性可容易地并入到下面描述的器械(20)的示例性型式中。参考本文的教导内容,上面和下面教导内容可组合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。也应当理解,下面教导内容可容易地与本文引述的参考文献的各种教导内容组合。

[0042] 图2至图4示出了示例性超声外科器械(100)。器械(100)的至少一部分可根据以下专利的教导内容中的至少一些进行构造和操作:美国专利5,322,055;美国专利5,873,873;美国专利5,980,510;美国专利6,325,811;美国专利6,773,444;美国专利6,783,524;美国专利8,461,744;美国专利8,623,027;美国公布2006/0079874;美国公布2007/0191713;美国公布2007/0282333;美国公布2008/0200940;美国公布2010/0069940;美国公布2012/0112687;美国公布2012/0116265;美国公布2014/0005701;美国公布2014/0114334;美国专利申请61/410,603;和/或美国专利申请14/028,717。前述专利、公布和申请中的每个的公开内容以引用方式并入本文。如本文所述且如将在下面更详细描述,器械(100)能够操作以基本上同时切割组织且密封或焊接组织(例如,血管等)。也应当理解,器械(100)可与以下器械具有各种结构和功能相似性:HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀、和/或HARMONIC SYNERGY[®]超声刀。还有,器械(100)可与在本文中引述和以引用方式并入本文的其他参考文献中的任一个所教导的装置具有各种结构和功能相似性。

[0043] 就本文引述的参考文献、HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀、和/或HARMONIC SYNERGY[®]超声刀的教导内容与以下涉及器械100的教导内容之间存在的某些程度的重叠而言,并非意图将本文的任何描述假定为公认的现有技术。本文中的若干教导内容事实上将超出本文引述的参考文献的教导内容以及HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀和HARMONIC SYNERGY[®]超声刀的范围。

[0044] 本示例的器械(100)包括柄部组件(120)、轴组件(130)和端部执行器(140)。柄部组件(120)包括主体(122),该主体(122)包括手枪式握持部(124)和一对按钮(126)。柄部组件(120)也包括触发器(128),该触发器(128)可朝向和远离手枪式握持部(124)枢转。然而,应当理解,可使用各种其他合适的构型,包括但不限于铅笔式握持部构型或剪刀式握持部构型。端部执行器(140)包括超声刀(160)和枢转夹持臂(144)。夹持臂(144)与触发器(128)联接,使得夹持臂(144)响应于触发器(128)朝向手枪式握持部(124)的枢转,可朝向超声刀(160)枢转;并且使得夹持臂(144)可响应于触发器(128)远离手枪式握持部(124)的枢转而远离超声刀(160)枢转。参考本文的教导内容,可将夹持臂(144)与触发器(128)联接的各种

合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。在一些型式中,使用一个或多个弹力构件来使夹持臂(144)和/或触发器(128)偏置到图4中所示的打开位置。

[0045] 超声换能器组件(112)从柄部组件(120)的主体(122)朝近侧延伸。换能器组件(112)经由缆线(114)与发生器(116)联接。换能器组件(112)从发生器(116)接收电力,并且通过压电原理将电力转换成超声振动。发生器(116)可包括电源和控制模块,控制模块被配置成能够将特别适合于通过换能器组件(112)生成超声振动的功率分布提供到换能器组件(112)。仅以举例的方式,发生器(116)可包括由俄亥俄州辛辛那提市的爱惜康内镜外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. of Cincinnati, Ohio)出售的GEN04、GEN11或GEN 300。此外或在另选方案中,发生器(116)可根据以下专利的教导内容中的至少一些进行配置: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,该专利的公开内容以引用方式并入本文。也应当理解,发生器(116)的功能中的至少一些可集成到柄部组件(120)中,并且柄部组件(120)甚至可包括电池或其它板载电源,使得缆线(114)被省去。参考本文的教导内容,发生器(116)可采用的其他合适的形式以及发生器(116)可提供的各种特征部和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0046] 本示例的刀(160)可操作从而以超声频率振动,以便有效地切穿组织和密封组织,尤其是当组织被夹持于夹持臂(144)和刀(160)之间时。刀(160)被定位在声学传动系的远侧端部处。声学传动系包括换能器组件(112)和声波导(102)。换能器组件(112)包括位于刚性声波导(102)的焊头(未示出)近侧的一组压电圆盘(未示出)。压电圆盘能够操作以将电力转换成超声振动,该超声振动然后根据已知的构型和技术沿着延伸穿过轴组件(130)的声波导(102)传递到刀(160)。仅以举例的方式,声学传动系的该部分可根据本文引述的各种参考文献的各种教导内容进行构造。

[0047] 波导(102)经由穿过波导(102)和轴组件(130)的销(133)固定在轴组件(130)内。销(133)位于沿着波导(102)的长度与通过波导(102)传送的谐振超声振动相关联的节点对应的位置处。当超声刀(160)处于启用状态(即,超声振动)时,超声刀(160)可操作以有效地切穿并密封组织,尤其是当组织正夹持在夹持臂(144)与超声刀(160)之间时。应当理解,波导(102)可被构造成能够放大通过波导(102)传递的机械振动。还有,波导(102)可包括能够操作以控制沿着波导(102)的纵向振动的增益的特征部和/或用于将波导(102)调谐为系统的谐振频率的特征部。

[0048] 在本示例中,刀(160)的远侧端部位于与通过波导(102)传送的谐振超声振动相关联的波腹对应的位置处,以便在声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。当换能器组件(112)通电时,刀(160)的远侧端部被构造成能够在例如大约10微米至500微米峰间范围中、并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围中以例如50kHz或55.5kHz的预定振动频率 f_0 纵向移动。当本示例的换能器组件(112)被启用时,这些机械振荡通过波导(102)传递到达刀(160),由此提供刀(160)在谐振超声频率下的振荡。因此,当将组织固定在刀(160)和夹持臂(144)之间时,刀(160)的超声振荡可同时切断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的热扩散的促凝效果。在一些型式中,也可通过刀(160)和夹持臂(144)提供电流,以另外烧灼组织。虽然已经描述了声学传递组件和换能器组件(112)的一些构型,但参考本文的教导内容,用于声学传递组件和换能器组

件(112)的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。相似地,参考本文的教导内容,用于端部执行器(140)的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0049] 操作者可启用按钮(126)以选择性地启用换能器组件(112)来启用刀(160)。在本示例中,提供了两个按钮(126)-一个按钮用于启用低功率下的刀(160),并且另一按钮用于启用高功率下的刀(160)。然而,应当理解,可提供任何其它合适数量的按钮和/或以其它方式可选的功率水平。例如,可提供脚踏开关以选择性地启用换能器组件(112)。本示例的按钮(126)被定位成使得操作者可容易地完全用单手操作器械(100)。例如,操作者可将其拇指定位在手枪式握持部(124)周围,将其中指、无名指和/或小指定位在触发器(128)周围,并且使用其食指来操纵按钮(126)。当然,可使用任何其它合适的技术来握持和操作器械(100);并且按钮(126)可位于任何其它合适的位置。

[0050] 本示例的轴组件(130)包括外部护套(132)、以能够滑动的方式被设置在外护套(132)内的内管(134)和设置在内管(134)内的波导(102)。如将在下面更详细地讨论的,内管(134)能够操作以相对于外部护套(132)在外护套(132)内纵向平移,以选择性地朝向和远离刀(160)枢转夹持臂(144)。本示例的轴组件(130)还包括旋转组件(150)。旋转组件(150)能够操作以使整个轴组件(130)和端部执行器(140)围绕轴组件(130)的纵向轴线相对于柄部组件(120)旋转。在一些型式中,旋转组件(150)能够操作以选择性地锁定轴组件(130)和端部执行器(140)围绕轴组件(130)的纵向轴线相对于柄部组件(120)的角位置。例如,旋转组件(150)的旋钮(152)可在第一纵向位置与第二纵向位置之间平移,在第一纵向位置中,轴组件(130)和端部执行器(140)可围绕轴组件(130)的纵向轴线相对于柄部组件(120)旋转;在第二纵向位置中,轴组件(130)和端部执行器(140)不可围绕轴组件(130)的纵向轴线相对于柄部组件(120)旋转。当然,除了或替代上面提到的那些中任一者,轴组件130可具有多种其他部件、特征部和可操作性。参考本文的教导内容,轴组件130的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0051] 如图3和图4所示,端部执行器(140)包括超声刀(160)和夹持臂(144)。夹持臂(144)包括夹持垫(146),该夹持垫(146)面向刀(160)、固定到夹持臂(144)的下侧。仅以举例的方式,夹持垫(146)可由聚四氟乙烯(PTFE)材料和/或任何其他合适材料形成。另外仅以举例的方式,夹持垫(146)还可根据以下专利的教导内容中的至少一些来构造配置和操作:2009年6月9日发布的名称为“Combination Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利7,544,200,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0052] 夹持臂(144)经由销(145)以能够枢转的方式与在超声刀(160)上面的轴组件(130)的外部护套(132)的远侧端部联接。如在图4中最佳所见,内管(134)的远侧端部经由销(135)以能够旋转的方式与在超声刀(160)下面的夹持臂(144)的近侧端部联接,使得内管(134)的纵向平移致使夹持臂(144)围绕销(145)朝向和远离超声刀(160)的旋转,由此将组织夹持在夹持臂(144)与超声刀(160)之间以切割和/或密封组织。具体地,内管(134)相对于外部护套(132)和柄部组件(120)的近侧纵向平移致使夹持臂(144)朝向超声刀(160)移动;并且内管(134)相对于外部护套(132)和柄部组件(120)的远侧纵向平移致使夹持臂(144)远离超声刀(160)移动。

[0053] 在本示例中,触发器(128)以能够枢转的方式联接到柄部组件(120),并且还内

管(134)联接。具体地,触发器(128)朝向手枪式握持部(124)的枢转将致使内管(134)相对于外部护套(132)和柄部组件(120)的近侧纵向平移。触发器(128)远离手枪式握持部(124)的枢转将致使内管(134)相对于外部护套(132)和柄部组件(120)的远侧纵向平移。最后,因为内管(134)的纵向平移致使夹持臂(144)朝向和远离刀(160)旋转,如上面讨论的,应当理解,触发器(128)朝向手枪式握持部(124)的枢转将致使夹持臂(144)朝向超声刀(160)移动;并且触发器(128)远离手枪式握持部(124)的枢转将致使夹持臂(144)远离超声刀(160)移动。在本文引述的若干参考文献中公开可用于将触发器(128)与内管(134)联接以提供该操作的各种合适的部件和特征部。参考本文的教导内容,可用于将触发器(128)与内管(134)联接以提供该操作的其他合适的部件和特征部对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。也应当理解,在一些变型中,触发器(128)能够操作以在内管(134)保持静止时纵向驱动外部护套(132)。在此类型式中,外部护套(132)相对于内管(134)的平移将相似地致使夹持臂(144)朝向和远离超声刀(160)枢转。

[0054] 图5示出了在组织被夹持在夹持臂(144)和刀(160)之间的时间过程内绘制组织温度(202)的示例性曲线图(200),其中刀(160)被超声启用。该曲线图(200)的原点表示当组织夹持在夹持臂(144)和刀(160)之间时刀(160)被超声启用的时刻。线(204)表示响应于由刀(160)施加的超声能量,组织将开始密封的温度水平。相似地,线(206)表示响应于由刀(160)施加的超声能量组织开始密封的时间。线(208)表示组织的密封终止的时间。因而,应当理解,线(206、208)之间的距离表示组织被端部执行器(140)密封的持续时间。

[0055] 也应当理解,在本示例中,在由线(206、208)之间的间距表示的持续时间期间,组织的温度继续增大。在一些另选型式中,端部执行器(140)可包括感测能力,使得端部执行器(140)能够在密封动作期间(即,在线(206)和线(208)之间表示的持续时间内)将组织温度(202)基本上维持在与线(204)相关联的水平。换句话讲,感测能力可防止组织过热。可根据本文引述的一个或多个参考文献的教导内容提供此类感测。

[0056] 也应当理解,无论组织的温度是在线(206)和线(208)之间表示的持续时间内继续增大还是保持大致平坦,一旦确定组织已经达到适当的密封状态(即,在由线(208)表示的时刻),此类感测就可用于自动去启用刀(160)。同样,可根据本文引述的一个或多个参考文献的教导提供此类感测和响应。

[0057] 此外或在另选方案中,操作者可依靠通过触发器(128)的视觉观察和/或触觉反馈(例如,感觉来自夹持臂(144)的夹持力的差异)来确定组织何时已达到适当密封状态。操作者可然后释放致动按钮(126)以去启用刀(160),并且释放触发器(128)以使夹持臂(144)远离组织枢转,由此手动建立由线(208)表示的密封阶段的结束)。

[0058] 器械(100)的前述部件和可操作性仅为例示性的。如参考本文的教导内容对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的,器械(100)可以多种其他方式进行构造。仅以举例的方式,器械(100)的至少一部分可根据以下专利中的任一者的教导内容中的至少一些教导内容来构造和/或操作,这些专利的公开内容以引用方式并入本文:美国专利5,322,055;美国专利5,873,873;美国专利5,980,510;美国专利6,325,811;美国专利6,783,524;美国公布2006/0079874;美国公布2007/0191713;美国公布2007/0282333;美国公布2008/0200940;美国公布2010/0069940;美国公布2011/0015660;美国公布2012/0112687;美国公布2012/0116265;美国公布2014/0005701;和/或美国公布2014/0114334。将在下面更详细

地描述用于器械(100)的附加的仅例示性变型。应当理解,下面所述的变型可容易地应用于上述器械(100)和本文所引述的任何参考文献中涉及的任何器械,等等。

[0059] III.具有组合超声和电外科能力的示例性端部执行器

[0060] 在使用常规形式的器械(20、100)的一些情况下,当组织被夹持在夹持臂(144)和刀(160)之间时,组织可花费相当长的时间以达到响应于刀(160)的启用组织开始密封的温度。换句话说,重新参考图5,当刀(160)被启用的时刻与由线(206)表示的时刻之间的持续时间可相对较长。因而,可期望加速该“预热”时间。如下面更详细描述,可加速该“预热”时间的一种方式是将RF电外科能量施加到组织。如下面也将更详细描述,可使用将超声能量施加到组织的相同端部执行器施加该RF电外科能量。除了提供RF电外科和超声能力的一般组合外,下面的示例还提供了控制算法,该控制算法调节这两种不同能量形态的应用以避免使组织过热。因此以下示例提供了增强的预热能力而不会导致过热。

[0061] 图6示出了可用于形成系统(250)的部件的布置,该系统(250)能够提供增强的组织预热能力而不导致组织过热。应当理解,该系统(250)的部件和可操作性可容易地与上述系统(10)的部件和可操作性组合。该示例的系统(250)包括电源(252)、控制模块(256)、声学传动系(258)、RF电外科传动系(260)和传感器(262)。

[0062] 本示例的电源(252)能够操作以提供电力以驱动声学传动系(258)和RF电外科传动系(260)。电源(252)也能够操作以提供所需的任何电力,以便使得控制模块(256)可操作。仅以举例的方式,电源(252)可包括发生器诸如上述发生器(12、116)。如上面另外描述的,可将电源(252)集成到与系统(250)相关联的外科器械中,或者电源(252)可经由缆线诸如缆线(14、114)等与外科器械联接。参考本文的教导内容,电源(252)可采用的各种合适形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0063] 本示例的控制模块(256)可包括被配置为执行控制逻辑的微处理器和/或各种其他硬件部件。具体地,根据通过控制逻辑提供的一个或多个控制算法,控制模块(256)能够操作以选择性地将来自电源(252)的功率提供到声学传动系(258)和RF电外科传动系(260)。在存在传感器(262)的型式中,控制模块(256)从传感器(262)接收数据,并且由此当执行控制逻辑时能够操作以将此类数据考虑进来。在一些型式中,控制模块(256)被集成到电源(252)中(例如,在与系统(250)相关联的外科器械分离的发生器(12、116)中)。在一些其他型式中,控制模块(256)被集成到与系统(250)相关联的外科器械中。参考本文的教导内容,控制模块(256)可采用的各种合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0064] 如由控制模块(256)调节的,本示例的声学传动系(258)响应于来自电源(252)的电力,能够操作以生成且传送超声振动。仅以举例的方式,声学传动系(258)可包括如上所述的超声换能器(26、112)、波导(28)和超声刀(24、160)。参考本文的教导内容,声学传动系(258)可采用的其他合适形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0065] 如由控制模块(256)调节的,本示例的RF电外科传动系(260)响应于来自电源(252)的电力,能够操作以将RF电外科能量施加到组织。仅以举例的方式,RF电外科传动系(260)可包括一对电极和与控制模块(256)联接的对应的一对电缆(例如,线材、迹线等)。如下面更详细描述,RF电外科传动系(260)的电极可与声学传动系(258)的超声刀集成到相同的端部执行器中。例如,夹持臂(诸如夹持臂(144))可包括两个电极-每个电极提供用于

施加双极能量的不同的极子。作为另一仅例示性示例,诸如夹持臂(144)的夹持臂可包括用于提供一个极子的单个电极;而诸如刀(24、160)的超声刀可用作另一电极以提供用于施加双极能量的另一极子。作为另一仅例示性示例,端部执行器可仅包括一个电极(例如,在诸如夹持臂(144)的夹持臂中或在诸如刀(24、160)的超声刀中),并且常规接地垫可固定到患者以提供另一电极,使得端部执行器能够操作以将单极能量施加到组织。参考本文的教导内容,RF电外科传动系(260)可采用的其他合适形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0066] 本示例的传感器(262)能够操作以感测通过与系统(250)相关联的器械的端部执行器正在接合的组织的状态。具体地,传感器(262)能够操作以感测一个或多个组织状况,一个或多个组织状况将指示组织已经达到与如图5所示和如上所述的线(204)相关联的适当密封温度。仅以举例的方式,传感器(262)可包括常规温度传感器。作为另一仅例示性示例,传感器(262)可包括阻抗传感器(例如,某种程度上说,组织的阻抗指示组织达到适当温度或以其他方式达到密封状态)。作为另一仅例示性示例,传感器(262)可包括正温度系数(PTC)热敏电阻器。参考本文的教导内容,传感器(262)可采用的其他合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。也应当理解,传感器(262)可并入与系统(250)相关联的器械的端部执行器中(例如,在诸如夹持臂(144)的夹持臂中),使得传感器(262)可直接接触通过端部执行器正在接合的组织。在系统(250)的一些型式中,省去传感器(262)。

[0067] 以下示例包括可并入到系统(250)中的各种端部执行器构型,以及可通过系统(250)执行的各种控制算法。除了具有下面描述的特征、构型和功能之外,以下示例也可具有在以下专利中教导的各种特征、构型和/或功能中的任一者:2014年3月4日发布的名称为“Ultrasonic Electrosurgical Instruments”的美国专利8,663,220,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2015年5月21日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature”的美国公布2015/0141981,该专利的公开内容以引用方式并入本文;和/或2015年12月11日提交的名称为“End Effector for Instrument with Ultrasonic and Electrosurgical Features”的美国专利申请62/265,611,该专利的公开内容以引用方式并入本文。下面的教导内容可与那些参考文献的教导内容组合(和/或与本文引述的其它参考文献的教导内容组合)的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0068] A. 具有电极对的夹持臂的示例性端部执行器

[0069] 图7-图8示出了示例性端部执行器(300),示例性端部执行器(300)可并入器械(100)中代替端部执行器(140),以便提供上述系统(250)的功能。端部执行器(300)包括夹持臂(330)和超声刀(320)。端部执行器(300)位于轴组件(310)的远侧端部处。轴组件(310)包括外管(312)和内管(314)。夹持臂(330)以能够枢转的方式与外管(312)且也与内管(314)联接,使得夹持臂(330)被构造成能够响应于管(312、314)之间的相对移动,朝向和远离刀(320)枢转。因此,夹持臂(330)就像上述的夹持臂(144)那样可枢转。在一些型式中,外管(312)平移,而内管(314)保持静止,以便提供夹持臂(330)的枢转移动。在一些其他型式中,内管(314)平移,而外管(312)保持静止,以便提供夹持臂(330)的枢转移动。也应当理解,夹持臂(330)和管(312、314)之间的连接可反向,使得主枢轴在内管(314)上而不是在外管(312)上。

[0070] 本示例的刀(320)就像上述刀(24、160)那样配置和操作。另选地,刀(320)可具有任何其它合适的构型。应当理解,在上述系统(250)的上下文中,刀(320)用作声学传动系(258)的一部分。

[0071] 本示例的夹持臂(330)基本上与上述夹持臂(144)相似。具体地,夹持臂(330)包括夹持臂主体(332)和通过导轨(350)固定到夹持臂主体(332)的夹持垫(334)。仅以举例的方式,夹持垫(334)可由聚四氟乙烯(PTFE)材料和/或任何其他合适材料形成。与夹持臂(144)不同,该示例的夹持臂(330)还包括一对电极(336、338)和传感器(340)。在本示例中,电极(336、338)被配置成能够提供用于将双极RF电外科能量施加到与电极(336、338)接触的组织的一对极子。在一些其他型式中,两个电极(336、338)提供一个极子,而刀(320)提供用于将双极RF电外科能量施加到与电极(336、338)和刀(320)接触的组织的一极子。在任一种情况下,应当理解,形成夹持垫(334)的材料可具有电绝缘属性以防止电极(336、338)之间的短路。也应当理解,在上述系统的上下文中,电极(336、338)用作RF电外科传动系(260)的一部分。

[0072] 在本示例中,电极(336、338)沿着夹持垫(334)的全长延伸,并且定位在夹持垫(334)的侧向最外侧区域处。在一些另选型式中,电极(336、338)中的一个或两个从图7-图8中所示的位置侧向向内定位,使得夹持垫(334)的一部分从电极(336、338)侧向向外定位。也应当理解,三个或更多个电极可设置在夹持垫(334)上。在一些型式中,中心电极沿着夹持垫(334)的长度的至少一部分纵向延伸,相对于夹持垫(334)侧向居中,并且相对于夹持垫(334)的组织接触表面凹陷。电极的此类定位可使得电极能够接触组织而不能接触刀(320)。电极的此类凹陷也可施加到夹持垫(334)中的多于一个电极,并且不一定限于单个中心电极。参考本文的教导内容,电极(336、338)的其他合适的构型和布置对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0073] 本示例的传感器(340)位于端部执行器(300)的远侧端部处,并且侧向地定位在电极(336、338)之间。该位置仅为一个例示性示例。参考本文的教导内容,传感器(340)的其他合适的位置对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。也应当理解,如果需要,端部执行器(300)可包括两个或更多个传感器(340)。

[0074] 本示例的传感器(340)能够操作以感测正被夹持垫(334)接合的组织的状态。具体地,传感器(340)能够操作以感测一个或多个组织状况,一个或多个组织状况将指示组织已经达到与如图5所示和如上所述的线(204)相关联的适当密封温度。仅以举例的方式,传感器(340)可包括常规温度传感器。作为另一仅例示性示例,传感器(340)可包括阻抗传感器(例如,某种程度上说,组织的阻抗指示组织达到适当温度或以其他方式达到密封状态)。作为另一仅例示性示例,传感器(340)可包括正温度系数(PTC)热敏电阻器。作为另一仅例示性示例,传感器(340)可包括能够基于组织的光学感测来确定组织的状态的光学传感器。参考本文的教导内容,传感器(340)可采用的其他合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。应当理解,在上述系统(250)的上下文中,传感器(340)用于传感器(262)的目的。

[0075] 如图8所示,端部执行器(300)可用于夹持在夹持臂(330)和刀(320)之间的组织(T_1 、 T_2)。虽然端部执行器(300)被示为夹持两层组织(T_1 、 T_2),但是应当理解,端部执行器(300)的一些使用可包括仅夹持一层组织(T_1 、 T_2)。在任一种情况下,端部执行器(300)可被

启用以仅密封组织 (T_1 、 T_2)，或切割且密封组织 (T_1 、 T_2)。当端部执行器 (300) 被启用以施加 RF 电外科能量时，RF 电外科能量可流过定位在电极 (336、338) 之间的组织 (T_1 、 T_2)。此外或在另选方案中，当端部执行器 (300) 被启用以施加 RF 电外科能量时，RF 电外科能量可流过定位在电极 (336、338) 和刀 (320) 之间的组织 (T_1 、 T_2)。当端部执行器 (300) 被启用以施加超声能量时，刀 (320) 将超声能量施加到夹持在夹持臂 (330) 和刀 (320) 之间的组织的区域。如下面更详细描述，端部执行器 (300) 可按顺序单独地或同时一起施加 RF 电外科能量和超声能量。在任一种情况下，控制模块 (256) 可确定用于施加 RF 电外科能量和/或超声能量的适当算法。

[0076] 当端部执行器 (300) 将 RF 电外科能量和/或超声能量施加到组织 (T_1 、 T_2) 时，传感器 (340) 可连续地检测与组织 (T_1 、 T_2) 相关联的一个或多个状况，并且将数据提供到控制模块 (256)。控制模块 (256) 可将该数据作为用于确定是否以及如何将 RF 电外科能量和/或超声能量施加到组织 (T_1 、 T_2) 的控制算法的因素来处理。下面更详细地描述控制算法的各种示例，而参考本文的教导内容，控制算法的其他示例对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0077] 在一些型式式中，电极 (336、338) 包括 PTC 材料。在一些此类型式中，电极 (336、338) 提供随着组织 (T_1 、 T_2) 的温度增大而增大的电阻值。在一些此类型式中，随着电极 (336、338) 的电阻响应于组织 (T_1 、 T_2) 的温度增大而增大，由电极 (336、338) 提供的 RF 电外科能量减弱，一旦组织 (T_1 、 T_2) 的温度超过阈值，RF 电外科能量可能甚至停止。因此，由于 PTC 材料对组织 (T_1 、 T_2) 的状况敏感且基于组织 (T_1 、 T_2) 的状况有效地改变 RF 电外科能量到组织 (T_1 、 T_2) 的输送，所以在某种意义上，电极 (336、338) 的 PTC 材料除了用作电极之外，可用作传感器 (340)。当然，如果需要，电极 (336、338) 不一定需要包括 PTC 材料。

[0078] 例如，在一些其他型式式中，电极 (336、338) 不包括 PTC 材料，而是 PTC 材料用于传感器 (340) 中。在此类型式中，形成传感器 (340) 的 PTC 材料的电阻值可响应于组织 (T_1 、 T_2) 的温度增大而改变，并且控制模块 (256) 可响应于形成传感器 (340) 的 PTC 材料的电阻值增大，执行控制算法以减少通过电极 (336、338) 输送的 RF 能量。作为另一仅例示性示例，端部执行器 (300) 可包括两个分立的、间隔开的传感器 (340)，每个传感器 (340) 包括 PTC 材料。在一些此类型式中，控制模块 (256) 可通过由传感器 (340) 接触的组织监测从一个传感器 (340) 到另一个传感器 (340) 的 PTC 材料的电阻值。作为以该方式使用两个传感器 (340) 的另一仅例示性变型，一个传感器 (340) 可包括 PTC 材料，而另一个传感器 (340) 可包括不受在端部执行器 (300) 的正常操作期间遇到的温度影响的导电非 PTC 材料。参考本文的教导内容，其他合适的变型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0079] B. 具有单个电极的夹持臂的示例性端部执行器

[0080] 图 9-图 10 示出了另一示例性端部执行器 (400)，端部执行器 (400) 可并入器械 (100) 中代替端部执行器 (140)，以便提供上述系统 (250) 的功能。端部执行器 (440) 包括夹持臂 (430) 和超声刀 (420)。端部执行器 (440) 位于轴组件 (410) 的远侧端部处。轴组件 (410) 包括外管 (412) 和内管 (414)。夹持臂 (430) 以能够枢转的方式与外管 (412) 且也与内管 (414) 联接，使得夹持臂 (430) 被构造成能够响应于管 (412、414) 之间的相对移动，朝向和远离刀 (420) 枢转。因此，夹持臂 (430) 就像上述的夹持臂 (144) 那样可枢转。在一些型式式中，外管 (412) 平移，而内管 (414) 保持静止，以便提供夹持臂 (430) 的枢转移动。在一些其他型式

中,内管(414)平移,而外管(412)保持静止,以便提供夹持臂(430)的枢转移动。

[0081] 本示例的刀(420)就像上述刀(24、160)那样配置和操作。另选地,刀(420)可具有任何其它合适的构型。应当理解,在上述系统(250)的上下文中,刀(420)用作声学传动系(258)的一部分。

[0082] 本示例的夹持臂(430)基本上与上述夹持臂(144)相似。具体地,夹持臂(430)包括夹持臂主体(432)和通过导轨(450)固定到夹持臂主体(432)的夹持垫(434)。仅以举例的方式,夹持垫(434)可由聚四氟乙烯(PTFE)材料和/或任何其他合适材料形成。与夹持臂(144)不同,该示例的夹持臂(430)还包括电极(436)和传感器(440)。在本示例中,电极(436)被配置成能够提供用于施加双极RF电外科能量的一个极子,而刀(420)提供用于将双极RF电外科能量施加到接触电极(436)和刀(420)的组织的一极子。应当理解,在上述系统的上下文中,电极(436)和刀(420)一起用作RF电外科传动系(260)的一部分。

[0083] 在本示例中,电极(436)限定“U”形形状,并且沿着夹持垫(434)的全长的相当大部分延伸。此外,电极(436)从夹持垫(434)的最外侧区域向内定位。在一些另选型式中,电极(436)沿着夹持垫(434)的最外侧区域延伸。作为另一仅例示性示例,电极(436)可横跨夹持垫(434)的全宽延伸。参考本文的教导内容,电极(436)的其他合适的构型和布置对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0084] 本示例的传感器(440)位于端部执行器(400)的远侧端部处,并且仅位于电极(436)的远侧。该位置仅为一个例示性示例。参考本文的教导内容,传感器(440)的其他合适的位置对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。也应当理解,如果需要,端部执行器(400)可包括两个或更多个传感器(440)。

[0085] 本示例的传感器(440)能够操作以感测正被夹持垫(434)接合的组织的状态。具体地,传感器(440)能够操作以感测一个或多个组织状况,一个或多个组织状况将指示组织已经达到与如图5所示和如上所述的线(204)相关联的适当密封温度。仅以举例的方式,传感器(440)可包括常规温度传感器。作为另一仅例示性示例,传感器(440)可包括阻抗传感器(例如,某种程度上说,组织的阻抗指示组织达到适当温度或以其他方式达到密封状态)。作为另一仅例示性示例,传感器(440)可包括正温度系数(PTC)热敏电阻器。参考本文的教导内容,传感器(440)可采用的其他合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。应当理解,在上述系统(250)的上下文中,传感器(440)用于传感器(262)的目的。

[0086] 如图10所示,端部执行器(400)可用于夹持在夹持臂(430)和刀(420)之间的组织(T_1 、 T_2)。虽然端部执行器(400)被示为夹持两层组织(T_1 、 T_2),但是应当理解,端部执行器(400)的一些使用可包括仅夹持一层组织(T_1 、 T_2)。在任一种情况下,端部执行器(400)可被启用以仅密封组织(T_1 、 T_2),或切割且密封组织(T_1 、 T_2)。当端部执行器(400)被启用以施加RF电外科能量时,RF电外科能量可流过定位在电极(436)和刀(420)之间的组织(T_1 、 T_2)。当端部执行器(400)被启用以施加超声能量时,刀(420)将超声能量施加到夹持在夹持臂(430)和刀(420)之间的组织的区域。如下面更详细描述,端部执行器(400)可按顺序单独地或同时一起施加RF电外科能量和超声能量。在任一种情况下,控制模块(256)可确定用于施加RF电外科能量和/或超声能量的适当算法。

[0087] 当端部执行器(400)将RF电外科能量和/或超声能量施加到组织(T_1 、 T_2)时,传感器(440)可连续地检测与组织(T_1 、 T_2)相关联的一个或多个状况,并且将数据提供到控制模块

(256)。控制模块(256)可将该数据作为用于确定是否以及如何将RF电外科能量和/或超声能量施加到组织(T_1 、 T_2)的控制算法的因素来处理。下面更详细地描述控制算法的各种示例,而参考本文的教导内容,控制算法的其他示例对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0088] 在一些型式,电极(436)包括PTC材料。在一些此类型式中,电极(436)提供随着组织(T_1 、 T_2)的温度增大而增大的电阻值。在一些此类型式中,随着电极(436)的电阻响应于组织(T_1 、 T_2)的温度增大而增大,由电极(436)提供的RF电外科能量减弱,一旦组织(T_1 、 T_2)的温度超过阈值,RF电外科能量可能甚至停止。因此,由于PTC材料对组织(T_1 、 T_2)的状况敏感且基于组织(T_1 、 T_2)的状况有效地改变RF电外科能量到组织(T_1 、 T_2)的输送,所以在某种意义上,电极(436)的PTC材料除了用作电极之外,可用作传感器(440)。当然,如果需要,电极(436)不一定需要包括PTC材料。

[0089] 例如,在一些其他型式,电极(436)不包括PTC材料,而是PTC材料用于传感器(440)中。在此类型式中,形成传感器(440)的PTC材料的电阻值可响应于组织(T_1 、 T_2)的温度增大而改变,并且控制模块(256)可响应于形成传感器(440)的PTC材料的电阻值增大,执行控制算法以减少通过电极(436)和刀(420)输送的RF能量。作为另一仅例示性示例,端部执行器(400)可包括两个分立的、间隔开的传感器(440),每个传感器(440)包括PTC材料。在一些此类型式中,控制模块(256)可通过由传感器(440)接触的组织监测从一个传感器(440)到另一个传感器(440)的PTC材料的电阻值。作为以该方式使用两个传感器(440)的另一仅例示性变型,一个传感器(440)可包括PTC材料,而另一个传感器(440)可包括不受在端部执行器(400)的正常操作期间遇到的温度影响的导电非PTC材料。参考本文的教导内容,其他合适的变型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0090] C. 示例性控制算法

[0091] 以下示例包括可通过驻留在系统(250)的控制模块(256)中的控制逻辑来执行的各种控制算法。也应当理解,上述端部执行器(300、400)中的任一个可用于执行这些控制算法。此外或在另选方案中,诸如在美国专利8,663,220和/或美国公布2015/0141981中描述的那些的端部执行器可用于执行这些控制算法。参考本文的教导内容,可用于执行这些控制算法的其他合适的端部执行器对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。应当理解,操作者一致动按钮(126),同时用端部执行器(300、400)夹持组织(T_1 、 T_2),下面描述的算法中的每个就可开始。

[0092] 图11示出了描绘算法的曲线图(500),借此端部执行器(300、400)可以具体的顺序和组合将RF电外科能量和超声能量施加到组织(T_1 、 T_2)。图12示出了在执行曲线图(500)中描绘的算法期间在组织被夹持在夹持臂(330、430)和刀(320、420)之间的时间过程内绘制组织温度(602)的曲线图(600)。在执行本示例的算法时,控制模块(256)首先启用端部执行器(300、400)以将RF电外科能量施加到组织。在曲线图(500)中,RF电外科能量由具有间隔开的圆的线(502)表示。如图12所示,该RF电外科能量提供组织温度(602)的迅速增大,导致组织(T_1 、 T_2)在首先执行控制算法之后开始相对快速地密封。线(612)表示组织(T_1 、 T_2)将开始密封的温度水平。相似地,线(606)表示组织(T_1 、 T_2)开始密封的时间。应当从图5的曲线图(200)和图12的曲线图(600)之间的比较理解,当在过程开始时使用RF电外科能量时,组织(T_1 、 T_2)将更加快速地开始密封。

[0093] 在本示例中,控制算法包括控制模块(256)启用端部执行器(300、400)以同时施加RF电外科能量和超声能量的重叠时段。在图11的曲线图(500)中,这发生在由线(506)表示的时刻。在曲线图(500)中,超声能量由具有间隔开的x的线(504)表示。在图12的曲线图(600)中,这发生在由线(604)表示的时刻。因而应当理解,线(506、604)表示相同的时刻。该时刻与组织(T_1 、 T_2)达到略低于密封实际开始的温度水平(612)的温度水平(610)相关联。一旦密封实际开始,控制模块(256)就停止经由端部执行器(300、400)施加RF电外科能量,使得端部执行器(300、400)仅施加超声能量。该转变发生在由图11的曲线图(500)中的线(508)表示的时刻。因而应当理解,线(508、606)表示相同的时刻。

[0094] 在由线(506、604)表示的时刻与由线(508、606)表示的时刻之间的功率模式重叠时段期间,RF电外科能量的功率水平可逐渐减小到零。另选地,RF电外科能量的功率水平在由线(506、604)表示的时刻与由线(508、606)表示的时刻之间的功率模式重叠时段期间可为恒定的。无论在由线(506、604)表示的时刻与由线(508、606)表示的时刻之间的功率模式重叠时段期间RF电外科能量的功率水平是保持恒定还是改变,超声能量的功率水平可逐渐增大,或者可立即以预定功率水平启用。当控制模块(256)停止经由端部执行器(300、400)施加RF电外科能量时,组织(T_1 、 T_2)的温度可以将依赖经由端部执行器(300、400)被赋予到组织(T_1 、 T_2)的超声能量的量的速度继续增大。

[0095] 应当理解,在由线(606、608)表示的时刻之间的时间段期间,组织(T_1 、 T_2)将被主动密封。如图12所示,组织温度(602)在由线(606、608)之间的间距表示的持续时间期间继续增大。然而,在该持续时间期间增大的速度小于在预热阶段期间遇到的增大的速度,预热阶段发生在由线(604)表示的时刻之前和最高达由线(604)表示的时刻。换句话讲,与在由线(604)表示的时刻之前和最高达由线(604)表示的时刻遇到的组织加热相比,在由线(606、608)之间的间距表示的持续时间期间,组织加热更渐进。在一些其他型式中,在由线(606、608)之间的间距表示的时间段期间,在与密封相关联的水平(612)处,组织温度(602)保持基本上恒定。在一些此类型式中,控制模块(256)可调节通过刀(320、420)的超声功率的输送,以便在该时段期间提供组织温度(602)的基本恒定性。在一些此类型式中,控制模块256依靠来自传感器(340、440)的反馈,以便调节通过刀(320、420)的超声功率的输送,以便在组织温度(602)中提供基本的恒定性。

[0096] 一旦组织(T_1 、 T_2)已经被适当地密封,控制模块(256)就可去启用超声功率,这可导致组织温度(602)减小。由图12中的线(608)表示超声功率被去启用的时刻。在一些型式中,由控制模块(256)自动提供超声功率的该去启用。仅以举例的方式,控制模块(256)可响应于来自传感器(340、440)的数据,自动地去启用超声功率。此外或在另选方案中,控制模块(256)可响应于来自定时器和/或一些其他部件的数据,自动去启用超声功率。作为另一仅例示性另选方案,超声功率可由操作者手动(诸如通过释放启用按钮(126))去启用。

[0097] 也应当理解,响应于来自传感器(340、440)的数据,控制模块(256)可在由线(506、508)表示的时刻自动提供功率模式转变。例如,当传感器(340、440)检测到组织温度(602)已经超越第一阈值水平(610)时,控制模块(256)可通过自动启用超声能量同时维持RF电外科能量的启用作出响应。当传感器(340、440)检测到组织温度(602)已经达到与组织密封相关联的水平(612)时,控制模块(256)可通过自动去启用RF电外科能量同时维持超声能量的启用作出响应。在电极(336、338、436)包括PTC材料的型式中,由PTC材料提供的电阻的改变

可影响通过端部执行器(300、400)的RF电外科能量的去启用。在此类型式中,控制模块(256)不需要提供任何类型的切换以去启用RF电外科能量。

[0098] 除了或替代基于来自传感器(340、440)的数据,由控制模块(256)提供的功率模式转变可基于经过的时间。例如,控制模块(256)可执行控制算法,该控制算法在一定的预定持续时间内经由端部执行器(300、400)仅将RF能量提供到组织,随后在后续预定持续时间内经由端部执行器(300、400)将RF能量和超声能量的组合提供到组织,随后经由端部执行器(300、400)仅将超声能量提供到组织。作为另一仅例示性示例,控制模块(256)可执行控制算法,该控制算法在一定的预定持续时间内仅经由端部执行器(300、400)将RF能量提供到组织,随后经由端部执行器(300、400)仅将超声能量提供到组织。因而,应当理解,在一些型式中,传感器(340、440)可被省去。作为另一仅例示性变型,控制模块(256)可依靠来自传感器(340、440)的数据和来自定时器的数据的组合,以将组织状况和时间状况组合作为执行控制算法中的因素以通过末端执行器(300、400)提供功率模式转变。

[0099] 上述功率模式转变可在操作者继续致动按钮(126)时发生,使得操作者不需要执行任何单独的动作,以便提供这些功率模式转变。在一些型式中,控制模块(256)可触发一种或多形式的可听反馈和/或视觉反馈,以向操作者指示端部执行器(300、400)正在提供功率模式转变。参考本文的教导内容,操作者可接收该反馈的各种合适的方式对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

[0100] 图13示出了描绘另一算法的曲线图(700),借此端部执行器(300、400)可以具体的顺序和组合将RF电外科能量和超声能量施加到组织(T_1 、 T_2)。在执行本示例的算法时,控制模块(256)首先启用端部执行器(300、400)以将RF电外科能量施加到组织。在曲线图(700)中,RF电外科能量由具有间隔开的圆的线(702)表示。如上面所提到的和如图12所示,该RF电外科能量提供组织温度(602)的迅速增大,导致组织(T_1 、 T_2)在首先执行控制算法之后开始相对快速地密封。所以同样,与仅超声能量相比,当在过程开始时使用RF电外科能量时,组织(T_1 、 T_2)将开始更加快速地密封。

[0101] 与图11的曲线图(500)中所示的算法不同,曲线图(700)中所示的算法提供从RF电外科能量到超声能量的触变,使得不存在同时施加RF电外科能量和超声能量的重叠时段。在曲线图(700)中,由具有间隔开的x的线(704)表示超声能量。由图13的曲线图(700)中的线(706)表示该功率模式转变发生的时刻。在一些型式中,由图13的曲线图(700)中的线(706)表示的该时刻可与由图12的曲线图(600)中的线(604)表示的时刻重合。换句话讲,一旦组织温度(602)经过略低于组织密封实际开始的水平(612)的第一阈值水平(610),控制模块(256)就可从仅RF电外科能量触变到仅超声能量。在一些其他型式中,由图13的曲线图(700)中的线(706)表示的时刻可与由图12的曲线图(600)中的线(606)表示的时刻重合。换句话讲,一旦组织温度(602)达到组织密封实际开始的水平(612),控制模块(256)就可从仅RF电外科能量触变到仅超声能量。

[0102] 图14示出了描绘另一算法的曲线图(800),借此端部执行器(300、400)可以具体的顺序和组合将RF电外科能量和超声能量施加到组织(T_1 、 T_2)。在执行本示例的算法时,控制模块(256)首先启用端部执行器(300、400)以将RF电外科能量施加到组织。在曲线图(800)中,RF电外科能量由具有间隔开的圆的线(802)表示。如上面所提到的和如图12所示,该RF电外科能量提供组织温度(602)的迅速增大,导致组织(T_1 、 T_2)在首先执行控制算法之后开

始相对快速地密封。所以同样,与仅超声能量相比,当在过程开始时使用RF电外科能量时,组织(T_1 、 T_2)将开始更加快速地密封。

[0103] 与图11的曲线图(500)中所示的算法不同,曲线图(800)中所示的算法提供RF电外科能量和超声能量的持续组合。在曲线图(800)中,由具有间隔开的x的线(804)表示超声能量。由图14的曲线图(800)中的线(806)表示该功率模式转变发生的时刻。在一些型式中,由图14的曲线图(800)中的线(806)表示的该时刻可与由图12的曲线图(600)中的线(604)表示的时刻重合。换句话说,一旦组织温度(602)经过略低于组织密封实际开始的水平(612)的第一阈值水平(610),控制模块(256)就可从仅RF电外科能量触变到RF电外科能量和超声能量的组合。在一些其他型式中,由图14的曲线图(800)中的线(806)表示的时刻可与由图12的曲线图(600)中的线(606)表示的时刻重合。换句话说,一旦组织温度(602)达到组织密封实际开始的水平(612),控制模块(256)就可从仅RF电外科能量触变到RF电外科能量和超声能量的组合。

[0104] 如上面所提到的,在由线(606、608)表示的时刻之间的时间段期间,组织(T_1 、 T_2)将被主动密封。也如上面所提到的和如图12所示,在该时间段期间,在与密封相关联的水平(612)处,组织温度(602)保持基本上恒定。在一些型式中,控制模块(256)可调节通过端部执行器(300、400)的RF电外科能量和超声功率的组合输送,以便在该时段期间提供组织温度(602)的恒定性。在一些此类型式中,控制模块(256)依靠来自传感器(340、440)的反馈,以便调节通过端部执行器(300、400)的RF电外科能量和超声功率的组合输送,以便提供组织温度(602)的恒定性。仅以举例的方式,基于来自传感器(340、440)的数据,控制模块(256)可提高或降低RF电外科能量的功率水平,并且/或者提高或降低由线(606、608)表示的时刻之间的时间段期间的超声功率水平,以便提供组织温度(602)的恒定性。作为另一仅例示性示例,控制模块(256)可确定在由线(606、608)表示的时刻之间的时间段期间的具体时刻内RF电外科能量或超声能量是否是最适当的功率模式,并且基于来自传感器(340、440)的数据相应地在这些功率模式之间切换。

[0105] IV. 示例性组合

[0106] 以下实施例涉及本文的教导内容可被组合或应用的各种非穷尽性方式。应当理解,以下实施例并非旨在限定可在本申请或本申请的后续提交文件中的任何时间呈现的任何权利要求的覆盖范围。不旨在进行免责声明。提供以下实施例仅仅是出于例示性目的。设想到,本文的各种教导内容可以多种其它方式进行布置和应用。也设想到,一些变型可省去在下面实施例中所涉及的某些特征。因而,下面涉及的方面或特征中的任一者均不应被当作决定性的,除非另外例如由发明人或关注发明人的继承者在稍后日期明确指示如此。如果本申请或与本申请相关的后续提交文件中呈现的任何权利要求包括下面涉及的那些特征之外的附加特征,则那些附加特征不应被假定为因与专利性相关的任何原因而被添加。

[0107] 实施例1

[0108] 一种设备,包括:(a)主体;(b)轴组件,其中轴组件从主体朝远侧延伸,其中轴组件包括声波导,其中波导被构造成能够与超声换能器声学联接;(c)端部执行器,其中端部执行器包括:(i)超声刀,超声刀与波导声学连通,(ii)夹持臂,其中夹持臂能够操作以使组织抵靠着所述超声刀压缩,(iii)电极,其中电极能够操作以将射频(RF)电外科能量施加到组织,以及(iv)传感器,其中传感器能够操作以感测由端部执行器接触的组织的情况;以及

(d) 控制模块,其中控制模块基于来自传感器的数据,能够操作以控制通过端部执行器的超声功率和RF电外科能量的输送。

[0109] 实施例2

[0110] 根据实施例1所述的设备,其中控制模块被配置为:(i) 第一,启用端部执行器以仅将RF电外科能量施加到被捕获在夹持臂和超声刀之间的组织,以及(ii) 第二,在已经施加RF电外科能量之后,启用端部执行器以将超声能量施加到被捕获在夹持臂和超声刀之间的组织。

[0111] 实施例3

[0112] 根据实施例2所述的设备,其中控制模块被配置成能够基于来自传感器的数据,从启用端部执行器以仅将RF电外科能量施加到组织自动转变为启用端部执行器以将超声能量施加到组织。

[0113] 实施例4

[0114] 根据实施例3所述的设备,其中控制模块被配置成能够基于来自传感器的指示组织已达到一定温度的数据,从启用端部执行器以仅将RF电外科能量施加到组织自动转变为启用端部执行器以将超声能量施加到组织。

[0115] 实施例5

[0116] 根据实施例2至4中任一项或多项所述的设备,其中控制模块被配置成能够在控制模块启用端部执行器以将超声能量施加到组织时自动停止端部执行器仅将RF电外科能量施加到组织的启用,使得端部执行器在仅将RF电外科能量施加到组织之后,仅将超声能量施加到组织。

[0117] 实施例6

[0118] 根据实施例1所述的设备,其中控制模块被配置成能够:(i) 第一,启用端部执行器以仅将RF电外科能量施加到被捕获在夹持臂和超声刀之间的组织,以及(ii) 第二,在已经施加RF电外科能量之后,启用端部执行器以将RF电外科能量和超声能量的组合施加到被捕获在夹持臂和超声刀之间的组织。

[0119] 实施例7

[0120] 根据实施例6所述的设备,其中控制模块被配置成能够基于来自传感器的数据,从启用端部执行器以仅将RF电外科能量施加到组织自动转变为启用端部执行器以将RF电外科能量和超声能量的组合施加到组织。

[0121] 实施例8

[0122] 根据实施例6至7中任一项或多项所述的设备,其中控制模块还被配置成能够:第三,在已经施加RF电外科能量和超声能量的组合之后,仅将超声能量施加到被捕获在夹持臂和超声刀之间的组织。

[0123] 实施例9

[0124] 根据实施例8所述的设备,其中控制模块还被配置成能够在施加超声能量与RF电外科能量之间进行调节,以便提供基本恒定的组织温度。

[0125] 实施例10

[0126] 根据实施例1至9中任一项或多项所述的设备,其中电极被集成到夹持臂中。

[0127] 实施例11

[0128] 根据实施例1至10中任一项或多项所述的设备,其中电极和超声刀被构造成能够协作以将双极RF电外科能量施加到组织。

[0129] 实施例12

[0130] 根据实施例1至11中任一项或多项所述的设备,其中传感器被集成到夹持臂中。

[0131] 实施例13

[0132] 根据实施例1至12中任一项或多项所述的设备,其中传感器包括温度传感器。

[0133] 实施例14

[0134] 根据实施例1至13中任一项或多项所述的设备,其中传感器包括阻抗传感器。

[0135] 实施例15

[0136] 根据实施例1至14中任一项或多项所述的设备,其中传感器包括正温度系数 (PTC) 热敏电阻器。

[0137] 实施例16

[0138] 一种设备,包括:(a) 主体;(b) 轴组件,其中轴组件从主体朝远侧延伸,其中轴组件包括声波导,其中波导被构造成能够与超声换能器声学联接;(c) 端部执行器,其中端部执行器包括:(i) 超声刀,超声刀与波导声学连通,以及(ii) 夹持臂,其中夹持臂能够操作以使组织抵靠着所述超声刀压缩,其中夹持臂和超声刀能够操作以协作以将双极射频 (RF) 电外科能量施加到组织;(d) 传感器,其中传感器能够操作以感测由端部执行器接触的组织的情况;以及(e) 控制模块,其中控制模块能够操作以:(i) 启用端部执行器以在预热阶段用RF电外科能量预热组织;(ii) 启用端部执行器以在密封阶段用超声能量密封组织,以及(iii) 基于来自传感器的数据,从预热阶段自动转变为密封阶段。

[0139] 实施例17

[0140] 一种密封组织的方法,包括:(a) 将射频 (RF) 电外科能量施加到组织从而预热组织;(b) 感测与组织的温度相关联的状况,同时执行将RF电外科能量施加到组织的动作;(c) 检测指示组织的温度已经达到预定水平的状况;以及(d) 将超声能量施加到组织以密封组织,其中基于检测指示组织的温度已经达到预定水平的状况的动作发起将超声能量施加到组织的动作。

[0141] 实施例18

[0142] 根据实施例17所述的方法,还包括响应于检测指示组织的温度已经达到预定水平的状况的动作,停止将射频 (RF) 电外科能量施加到组织的动作。

[0143] 实施例19

[0144] 根据实施例17所述的方法,其中在执行将超声能量施加到组织以密封组织的动作期间继续执行施加射频 (RF) 电外科能量的动作。

[0145] 实施例20

[0146] 根据实施例17所述的方法,其中在执行将超声能量施加到组织以密封组织的动作期间的第一时间段内,继续执行施加射频 (RF) 电外科能量的动作,其中在执行将超声能量施加到组织以密封组织的动作期间的第二时间段期间,施加射频 (RF) 电外科能量的动作停止。

[0147] 实施例21

[0148] 一种密封组织的方法,包括:(a) 经由端部执行器将射频 (RF) 电外科能量施加到组

织,从而预热组织;以及(b)经由端部执行器自动将超声能量施加到所预热的组织,从而密封所预热的组织,其中在发起施加RF电外科能量的动作之后经过预定时间段时发起经由端部执行器自动将超声能量施加到所预热的组织的动作。

[0149] 实施例22

[0150] 根据实施例21所述的方法,还包括在经过预定时间段时停止将RF电外科能量施加到组织的动作。

[0151] V. 杂项

[0152] 应当理解,本文所述的任何型式的器械可包括除了或替代上述那些的各种其他特征。仅以举例的方式,本文所述任何器械也可包括公开于以引用方式并入本文的各种参考文献中的任一者的各种特征中的一者或多者。也应当理解,本文的教导内容可容易地应用于本文所引述的任何其他参考文献中所述的任何器械,使得本文的教导内容可容易地以多种方式与本文所引述的任何参考文献中的教导内容组合。可并入本文的教导内容的其他类型的器械对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0153] 也应当理解,本文中所涉及的任何值的范围应当被领会为包括此类范围的上限和下限。例如,除了包括在那些上限和下限之间的值之外,表达为“在大约1.0英寸和大约1.5英寸之间”的范围应被领会为包括大约1.0英寸和大约1.5英寸。

[0154] 应当了解,据称以引用的方式并入本文的任何专利、公布或其他公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中所阐述的现有定义、陈述或其他公开材料不冲突的程度上并入本文。照此,并且在必要的程度下,本文明确阐述的公开内容顶替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文阐述的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0155] 上述装置的型式可应用于由医疗专业人员进行的常规医学治疗和手术,以及应用于机器人辅助的医学治疗和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可容易地并入机器人外科系统,诸如加利福尼亚州森尼维耳市的直观外科手术公司(Intuitive Surgical, Inc., of Sunnyvale, California)的DAVINCI™系统。相似地,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可容易地与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的各种教导内容组合,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0156] 上述型式可被设计成在单次使用后废弃,或者其可被设计成使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可对型式进行修复以在至少一次使用之后重复使用。修复可包括以下步骤的任何组合:拆卸装置,之后进行清洁或替换具体零件,以及后续重新组装。具体地,可拆卸一些型式的装置,并且可以任何组合来选择性地替换或移除装置的任何数量的具体零件或部分。在清洁和/或替换具体部分时,一些型式的装置可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术之前由操作者重新组装用于后续使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可利用多种技术进行拆卸、清洁/替换、以及重新组装。此类技术的使用以及所得的修复装置均在本申请的范围內。

[0157] 仅以举例的方式,本文描述的型式可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中,将装置放置在闭合且密封的容器诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在

可穿透容器的辐射场中,诸如 γ 辐射、x射线、或高能电子。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。经消毒的装置然后可存储在无菌容器中,以供稍后使用。也可使用本领域已知的任何其他技术对装置进行消毒,该技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0158] 已经示出和描述了本发明的各种实施方案,可在不脱离本发明的范围的情况下由本领域的普通技术人员进行适当修改来实现本文所述的方法和系统的另外改进。已经提及了若干此类可能的修改,并且其他修改对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。例如,上面所讨论的示例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均是例示性的而非所要求的。于是,本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作的细节。

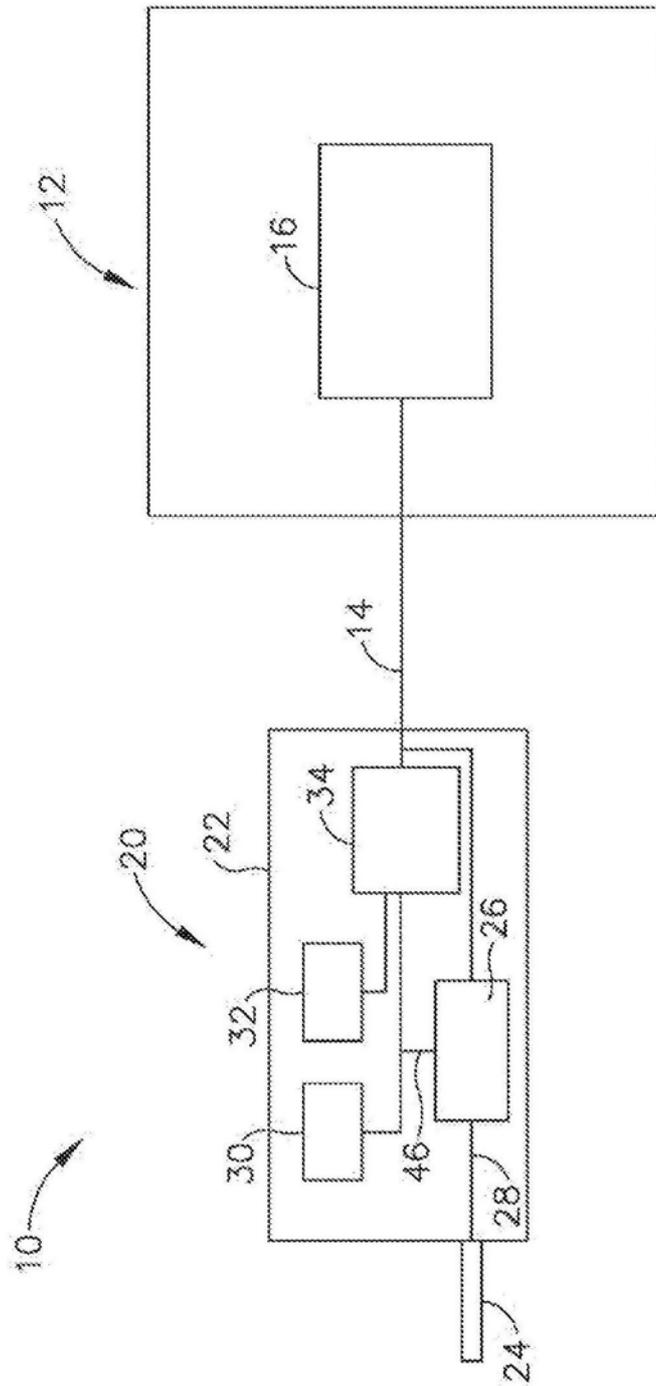


图1

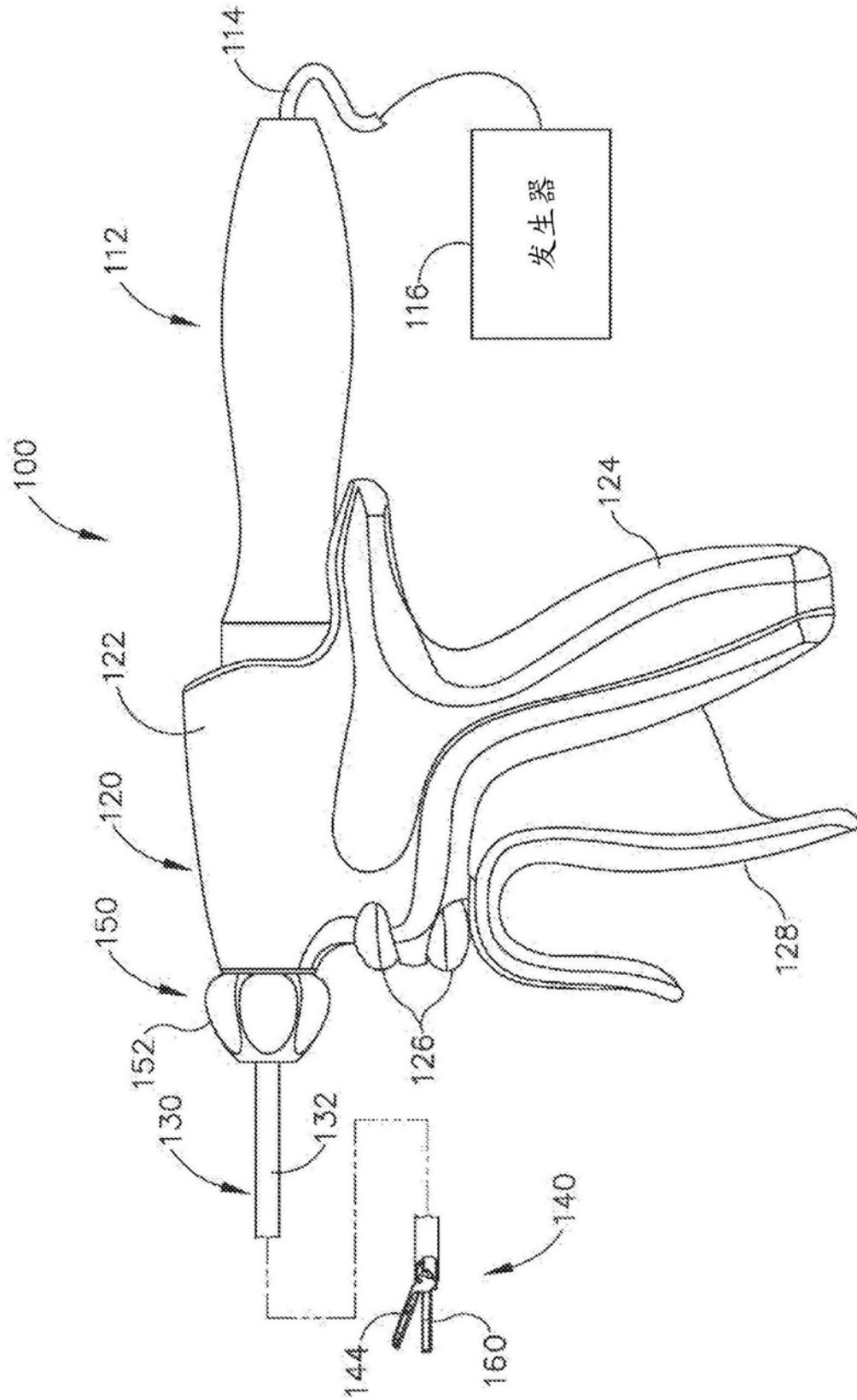


图2

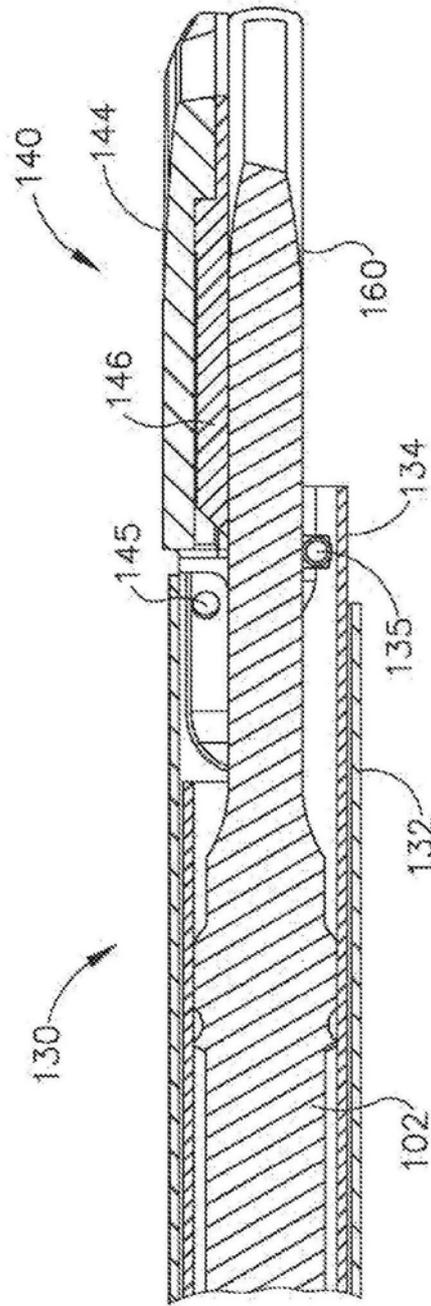


图3

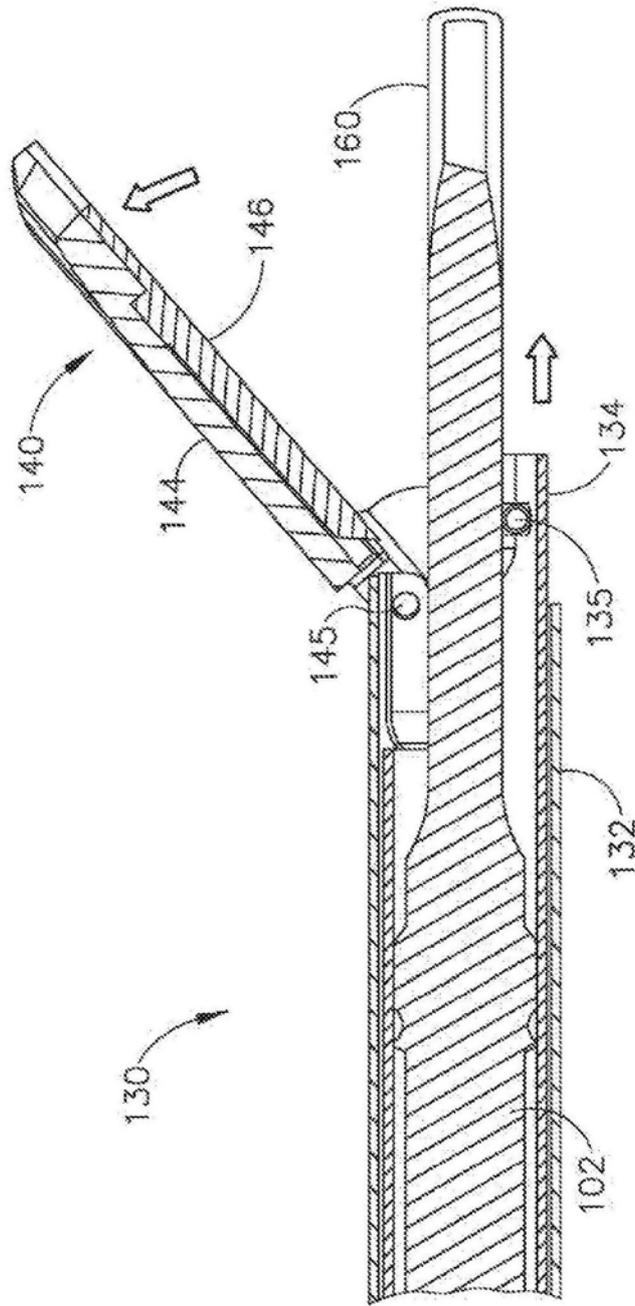


图4

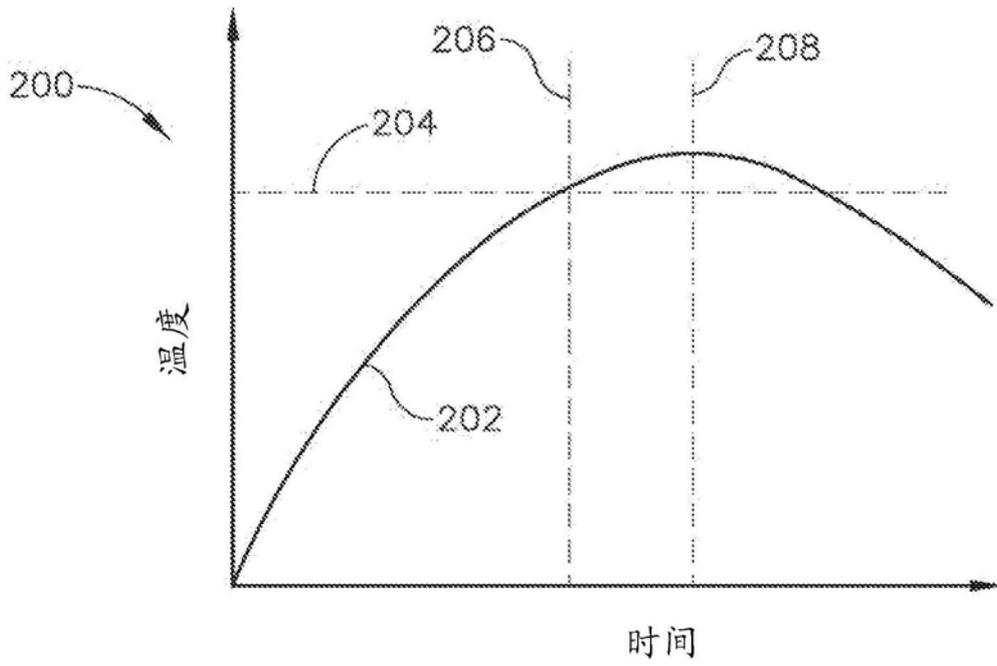


图5

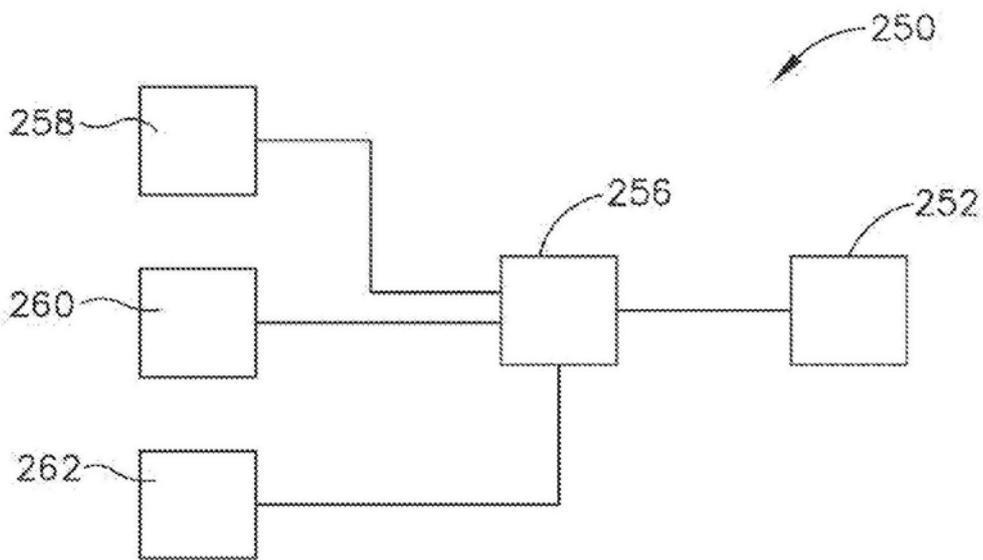


图6

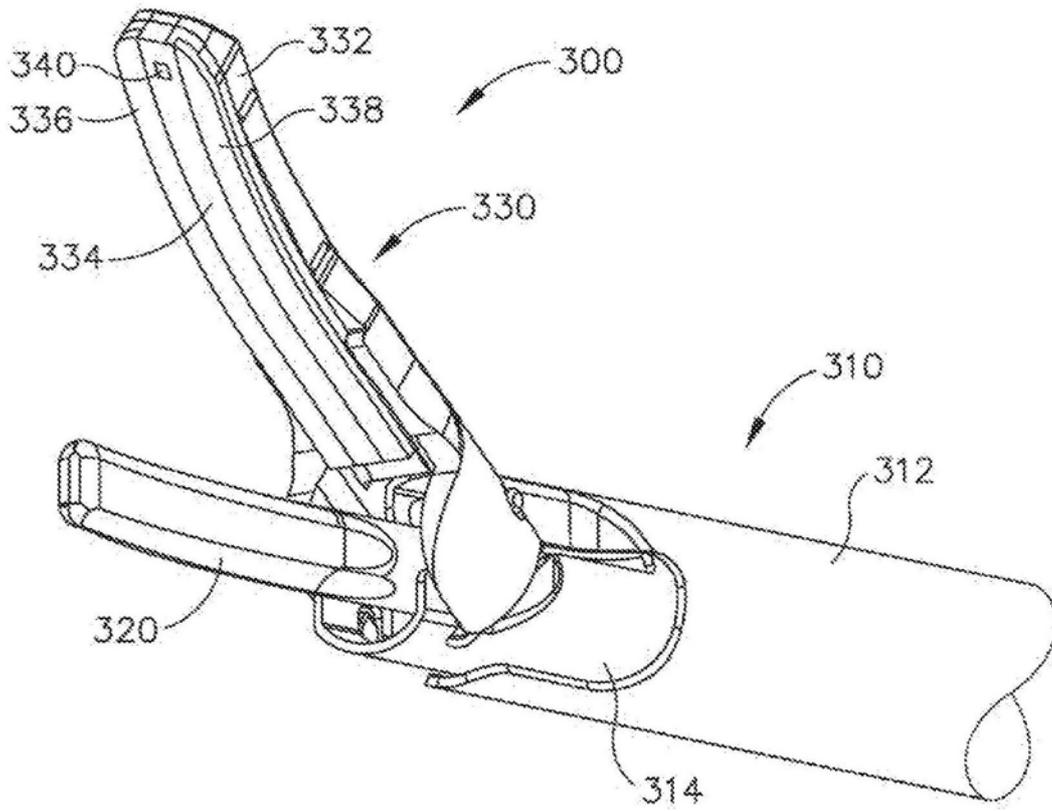


图7

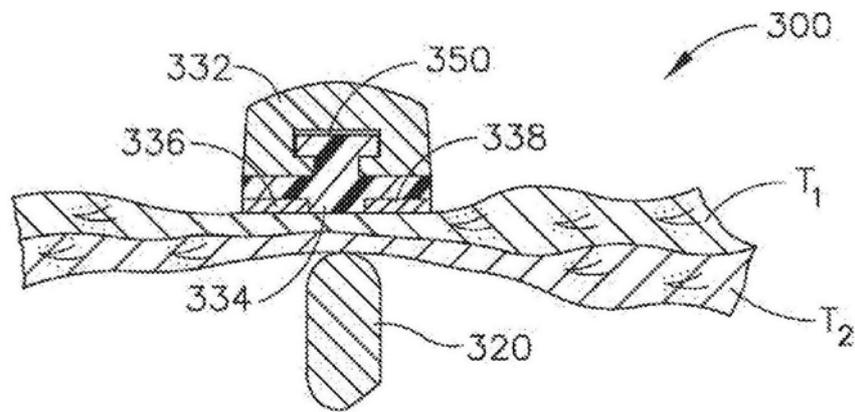


图8

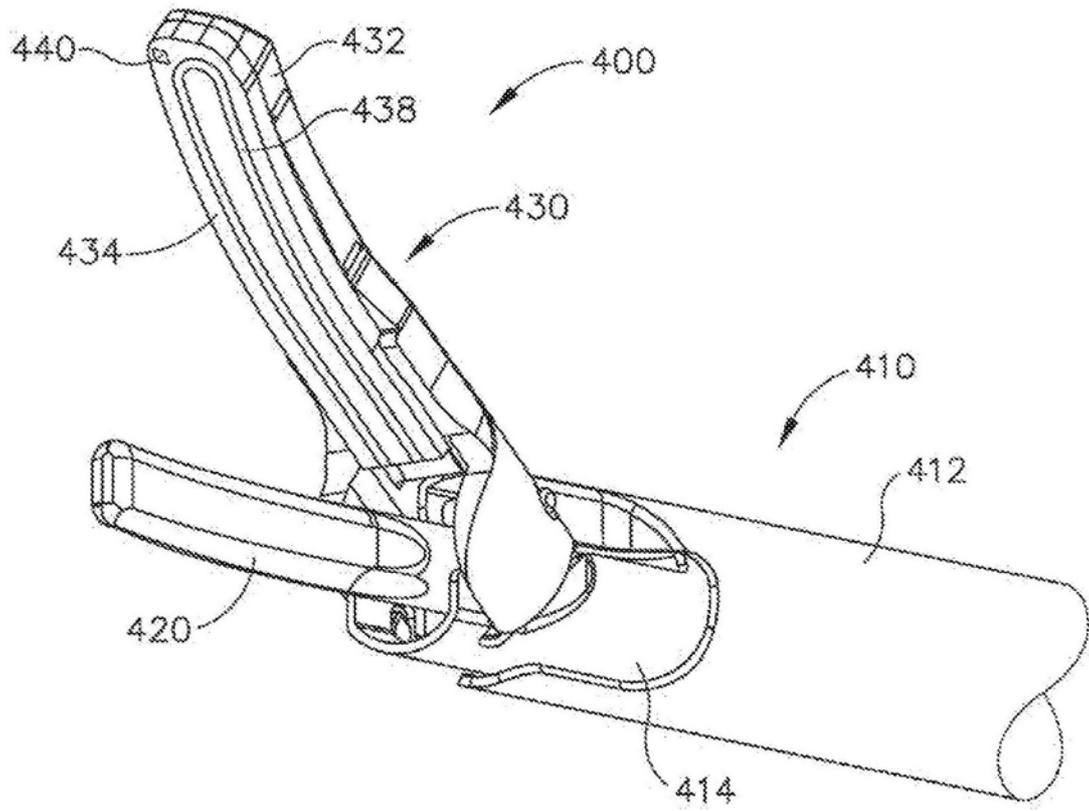


图9

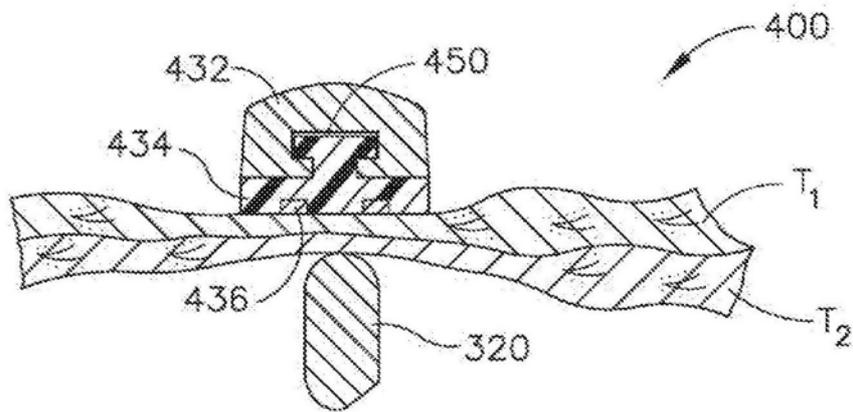


图10

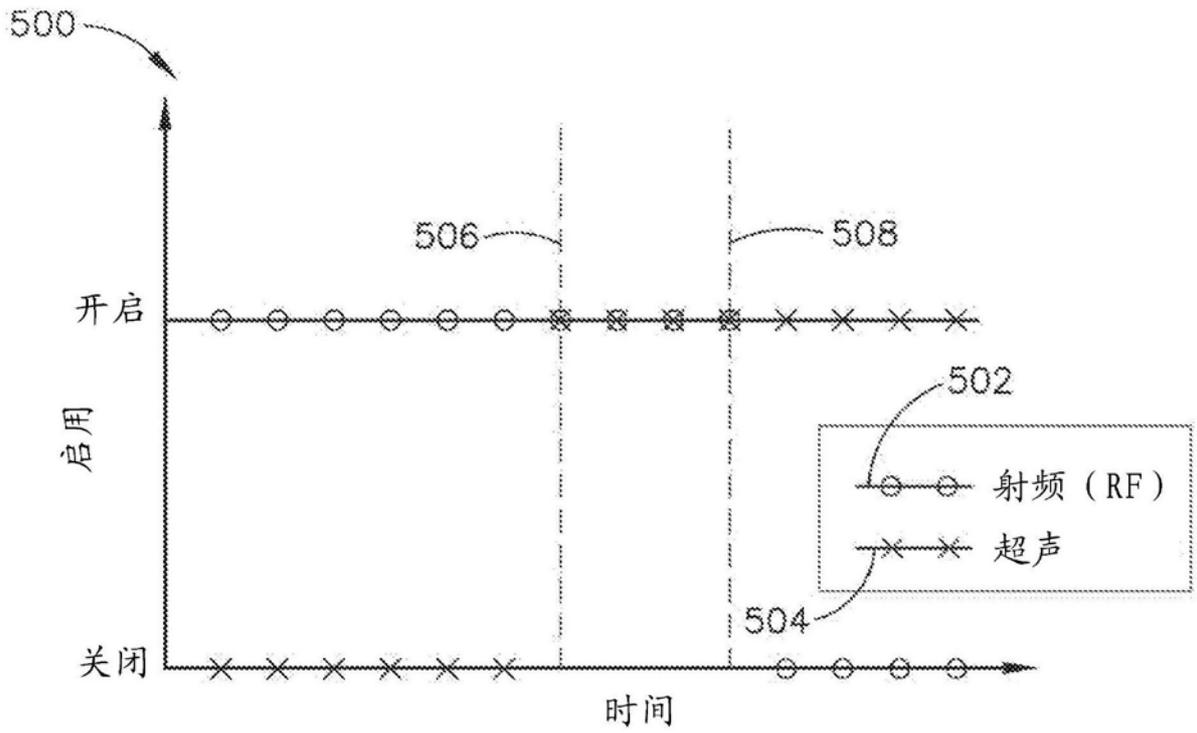


图11

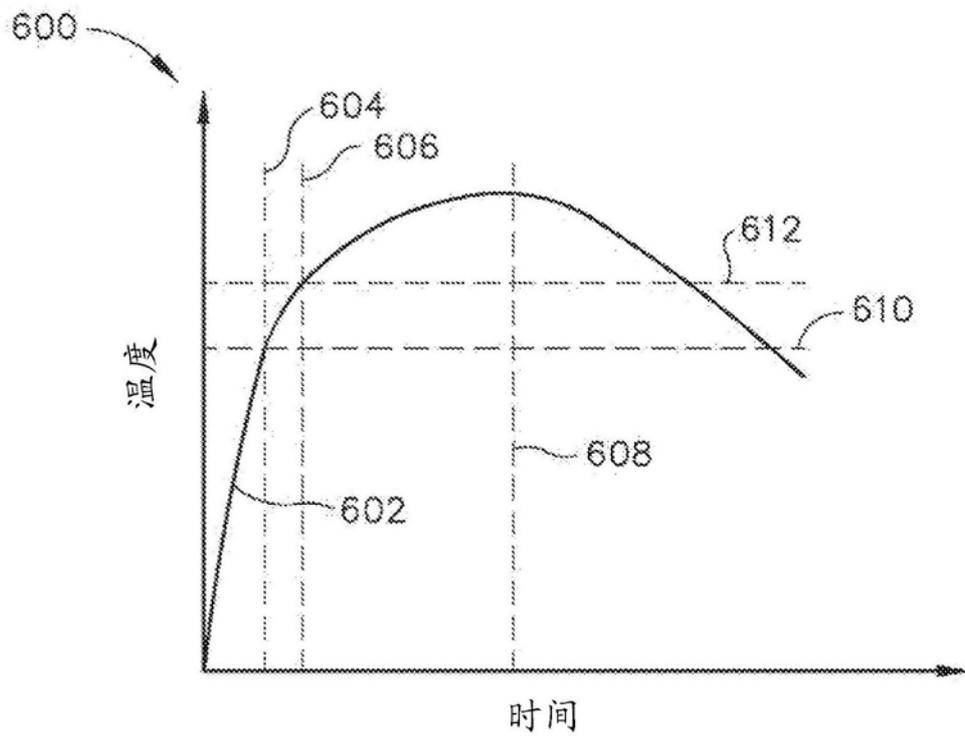


图12

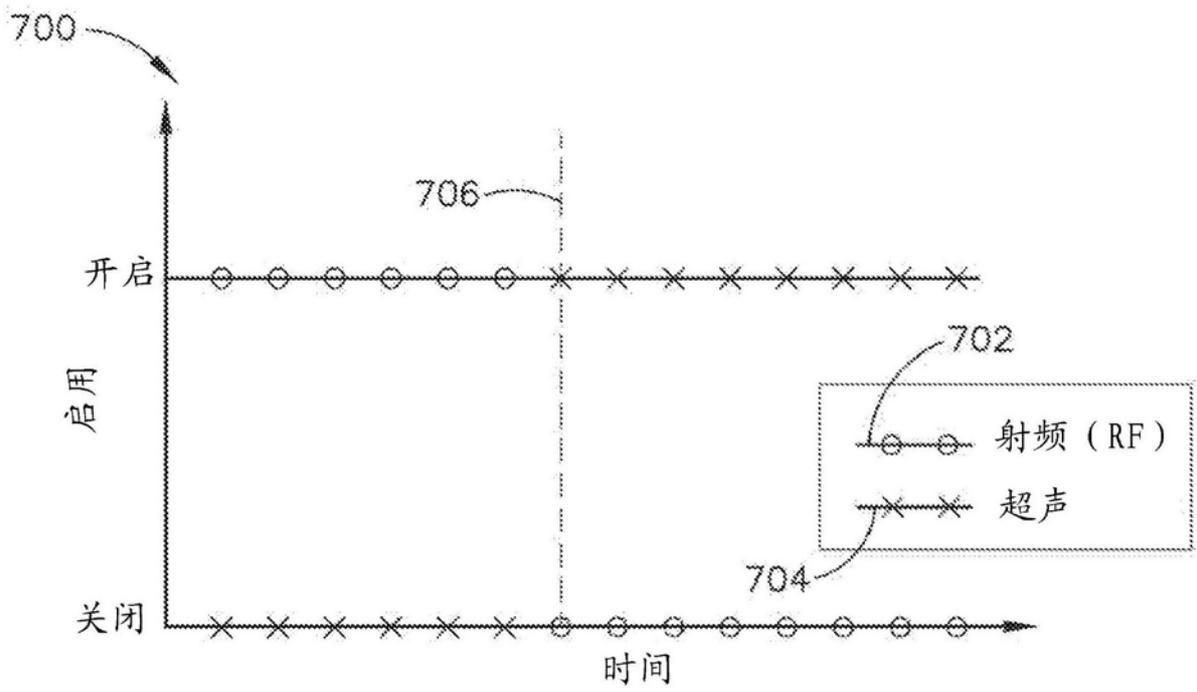


图13

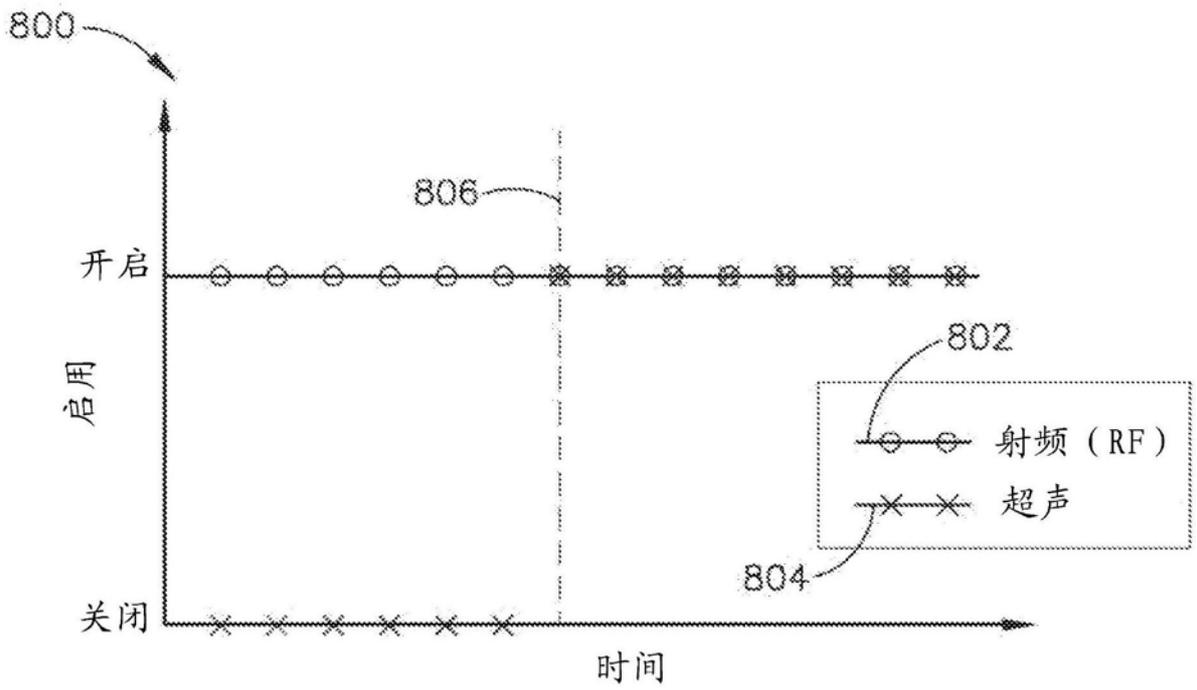


图14

专利名称(译)	分阶段施加电外科和超声能量的外科器械		
公开(公告)号	CN108430366A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201680076966.0	申请日	2016-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
[标]发明人	KL豪泽		
发明人	K·L·豪泽		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/32 A61B17/00 A61B17/29		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B18/1445 A61B18/1447 A61B18/1492 A61B2017/00389 A61B2017/2946 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00202 A61B2018/00404 A61B2018/00595 A61B2018/00601 A61B2018/00607 A61B2018/00619 A61B2018/0063 A61B2018/00642 A61B2018/00654 A61B2018/00666 A61B2018/00708 A61B2018/00815 A61B2018/00875 A61B2018/00922 A61B2018/00994 A61B2018/126 A61B2018/1455		
代理人(译)	刘迎春		
优先权	14/983634 2015-12-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种设备，该设备包括主体、轴组件、端部执行器和控制模块。轴组件从主体朝远侧延伸，并且包括声波导。波导被构造成为能够与超声换能器声学联接。端部执行器包括超声刀、夹持臂、电极和传感器。超声刀与波导声学连通。夹持臂能够操作以使组织抵靠超声刀压缩。电极能够操作以将射频(RF)电外科能量施加到组织。传感器能够操作以感测由端部执行器接触的组织状况。控制模块基于来自传感器的数据，能够操作以控制通过端部执行器的超声功率和RF电外科能量的输送。

