



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110662500 A

(43)申请公布日 2020.01.07

(21)申请号 201880034190.5

A·S·索奈伊 E·T·维纳

(22)申请日 2018.05.18

(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 刘迎春

62/509,336 2017.05.22 US

15/967,763 2018.05.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.11.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/033303 2018.05.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/217548 EN 2018.11.29

(71)申请人 爱惜康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 R·A·阿舍 B·J·丹兹格

K·G·登津格 C·R·诺特

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

A61B 90/00(2006.01)

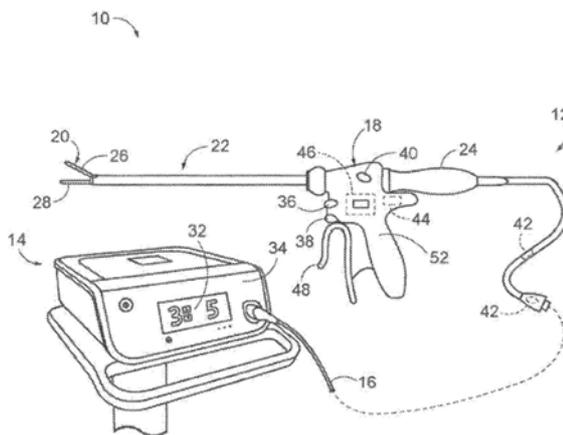
权利要求书3页 说明书21页 附图16页

(54)发明名称

带有可调节的能量模式的组合超声和电外科器械以及用于密封组织和防止组织切除的方法

(57)摘要

一种超声外科器械(12)和密封组织的方法包括用电信号询问(114)组织,并且响应于组织反馈调节(116)超声能量或射频能量中的至少一个的电参数,以防止横切组织。超声外科器械(12)具有端部执行器(20)、轴组件(22)、主体和功率控制器(46)。功率控制器(46)操作地连接到超声刀(28)和射频电极(30),并且被配置为引导超声刀(28)或射频电极(30)的激活。功率控制器(46)还被配置为经由超声刀(28)或射频电极(30)用电信号询问(114)组织,以提供组织反馈,并且响应于组织反馈,调节(116)超声能量或射频能量的电参数,以防止横切组织。



1. 一种用外科器械密封组织的方法,所述外科器械包括超声刀和射频电极,所述超声刀和所述射频电极分别被配置为将超声能量和射频能量递送到所述组织,所述方法包括:

(a) 经由所述超声刀或所述射频电极中的至少一个用电信号询问所述组织以提供组织反馈;以及

(b) 响应于所述组织反馈,调节所述超声能量或所述射频能量中的至少一个的电参数,以防止横切所述组织。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

(a) 分别用超声能量或射频能量驱动所述超声刀或所述射频电极中的至少一个;

(b) 密封所述组织;以及

(c) 分别终止来自所述超声刀或所述射频电极中的所述至少一个的所述超声能量或所述射频能量,从而防止横切所密封的组织。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,驱动所述超声刀或所述射频电极中的至少一个还包括分别用超声能量和射频能量同时驱动所述超声刀和所述射频电极中的每一个。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,终止所述超声能量或所述射频能量还包括同时终止分别传至所述超声刀和所述射频电极的所述超声能量和所述射频能量,从而防止横切所密封的组织。

5. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

(a) 测量所述组织的射频阻抗;

(b) 将所测量的所述组织的射频阻抗与预先确定的射频阻抗进行比较;以及

(c) 基于所测量的射频阻抗与所述预先确定的射频阻抗的所述比较,确定所述组织被密封。

6. 根据权利要求1所述的方法,还包括确定所询问的组织的相对尺寸。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,确定所询问的组织的所述相对尺寸还包括:

(a) 利用低频射频询问来测量射频组织阻抗;以及

(b) 将所测量的射频组织阻抗与多个组织尺寸的预先确定的数据进行比较。

8. 根据权利要求6所述的方法,还包括减小所述超声能量的超声驱动电流。

9. 根据权利要求6所述的方法,其中,确定所述相对尺寸还包括确定所述相对组织尺寸为小组织或中等组织,所述方法还包括:

(a) 设定功率上限;

(b) 将所测量的组织阻抗与低终端阻抗进行比较;以及

(c) 确定所测量的组织阻抗是否大于或等于所述低终端阻抗。

10. 根据权利要求6所述的方法,其中,确定所述相对尺寸还包括确定所述相对组织尺寸为大组织,所述方法还包括:

(a) 设定功率上限;

(b) 将所测量的组织阻抗与高终端阻抗进行比较;以及

(c) 确定所测量的组织阻抗是否大于或等于所述高终端阻抗。

11. 根据权利要求6所述的方法,还包括:

(a) 测量超声能量和射频能量的第一联合功率;

(b) 测量在所测量的第一联合功率之后的超声能量和射频能量的第二联合功率;

- (c) 测量第一组织射频阻抗；
- (d) 测量在所测量的第一组织射频阻抗之后的第二组织射频阻抗；以及
- (e) 基于由所述第一组织射频阻抗和所述第二组织射频阻抗归一化的所述第一联合功率和所述第二联合功率之差，计算能量的归一化变化。

12. 根据权利要求11所述的方法，还包括：

- (a) 将能量的所述归一化变化与多个脉管尺寸的预先确定的数据进行比较；以及
- (b) 基于所确定的组织尺寸，将所述超声能量设定为超声能量上限。

13. 根据权利要求6所述的方法，还包括：

- (a) 测量所述组织的初始射频阻抗；
- (b) 测量所述组织的最小射频阻抗；以及
- (c) 基于所述组织的所述初始射频阻抗或最小射频阻抗，基于所确定的组织尺寸将所述超声能量设定为超声能量上限。

14. 根据权利要求6所述的方法，还包括：

- (a) 从所测量的射频阻抗和相关联的初始射频阻抗时间识别初始射频阻抗；
- (b) 从所测量的射频阻抗和相关联的最小射频阻抗时间识别最小射频阻抗；以及
- (c) 基于所确定的组织尺寸设定电压上限。

15. 根据权利要求6所述的方法，还包括：

- (a) 用夹持力将所述组织夹持在下部钳口和上部钳口之间，其中所述下部钳口和所述上部钳口中的一个包括所述超声刀；以及
- (b) 致动所述下部钳口或所述上部钳口中的至少一个，从而将所述夹持力调节到预先确定的夹持力。

16. 一种超声外科器械，包括：

(a) 端部执行器，所述端部执行器被配置为从第一构型致动到第二构型，所述端部执行器包括：

- (i) 超声刀，所述超声刀被配置为选择性地将超声能量施加到组织，以及
- (ii) 射频电极，所述射频电极被配置为选择性地将射频能量施加到所述组织，其中所述射频电极还被配置为测量由所述端部执行器接合的所述组织的组织阻抗；

(b) 轴组件，所述轴组件从所述端部执行器朝近侧突出；

(c) 主体，所述主体从所述轴组件朝近侧突出，其中所述主体包括操作地连接到所述超声刀的能量输入部；以及

(d) 功率控制器，所述功率控制器操作地连接到所述超声刀、所述射频电极和所述能量输入部，其中所述功率控制器被配置为选择性地将所述超声刀或所述射频电极中的至少一个的激活，

其中所述功率控制器还被配置为经由所述超声刀或所述射频电极中的至少一个用电信号询问所述组织以提供组织反馈，并且

其中所述功率控制器还被配置为响应于所述组织反馈，调节所述超声能量或所述射频能量中的至少一个的电参数，以防止横切所述组织。

17. 根据权利要求16所述的超声外科器械，其中，所述功率控制器还被配置为分别终止来自所述超声刀或所述射频电极中的所述至少一个的所述超声能量或所述射频能量，从而

防止横切所密封的组织。

18. 根据权利要求16所述的超声外科器械,其中,所述功率控制器具有存储在所述功率控制器上的预先确定的射频阻抗,并且还被配置为测量所述组织的射频阻抗,将所测量的所述组织的射频阻抗与所述预先确定的射频阻抗进行比较,并且基于所测量的射频阻抗和所述预先确定的射频阻抗之间的所述比较,确定所述组织是否被密封。

19. 根据权利要求16所述的超声外科器械,其中,所述功率控制器还被配置为基于所述组织反馈确定所询问的组织的相对尺寸。

20. 一种超声外科器械,包括:

(a) 端部执行器,所述端部执行器被配置为从第一构型致动到第二构型,所述端部执行器包括:

(i) 超声刀,所述超声刀被配置为选择性地将超声能量施加到组织,

(ii) 钳口,所述钳口相对于所述超声刀可移动地定位,并且被配置为在打开位置和闭合位置之间移动,其中处于所述打开位置的所述钳口和超声刀被配置为接纳组织,并且其中处于所述闭合位置的所述钳口和超声刀被配置为用夹持力夹持组织,以及

(iii) 射频电极,所述射频电极被配置为选择性地将射频能量施加到夹持在所述端部执行器内的组织,其中所述射频电极还被配置为测量被夹持在所述端部执行器内的组织的组织阻抗;

(b) 轴组件,所述轴组件从所述端部执行器朝近侧突出;

(c) 主体,所述主体从所述轴组件朝近侧突出,其中所述主体包括操作地连接到所述超声刀的能量输入部;以及

(d) 功率控制器,所述功率控制器操作地连接到所述钳口,并且具有存储的预先确定的夹持力,其中所述功率控制器被配置为测量施加在其中接纳有组织的所述超声刀和所述钳口之间的所述夹持力,并且相对于所述超声刀致动所述钳口,使得所述夹持力调节为所述预先确定的夹持力。

带有可调节的能量模式的组合超声和电外科器械以及用于密封组织和防止组织切除的方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年5月22日提交的名称为“用于带有超声和电外科模式的外科器械的控制算法(Control Algorithm for Surgical Instrument with Ultrasonic and Electrosurgical Modalities)”的美国临时专利申请62/509,336的优先权,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

背景技术

[0003] 超声外科器械利用超声能量用于精确切割和受控凝固。超声能量通过振动与组织接触的刀进行切割和凝固。例如,在大约55.5千赫(kHz)的频率下振动,超声刀将组织中的蛋白质变性以形成粘性凝固物。刀表面施用到组织上的压力使血管塌缩,并且允许凝固物形成止血密封。例如,可通过外科医生的技术以及对功率电平、刀刃、组织牵引力和刀压力的调节来控制切割和凝固的精度。

[0004] 超声外科装置的示例包括HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀和HARMONIC SYNERGY[®]超声刀,上述全部装置均得自俄亥俄州的辛辛那提的爱惜康内镜外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. of Cincinnati, Ohio)。此类装置和相关概念的另外的示例在以下专利中公开:1994年6月21日发布的名称为“用于超声外科器械的夹持凝固器/切割系统(Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments)”的美国专利5,322,055,其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“具有改进的夹持机构的超声夹持凝固器仪器(Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism)”的美国专利5,873,873,其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“具有改进的夹持臂枢轴支座的超声夹持凝固器仪器(Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount)”的美国专利5,980,510,其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“平衡非对称超声外科刀的方法(Method of Balancing Asymmetric Ultrasonic Surgical Blades)”的美国专利6,283,981,其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“具有梯形横截面的弯曲超声刀(Curved Ultrasonic Blade having a Trapezoidal Cross Section)”的美国专利6,309,400,其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“用于与超声外科器械一起使用的带有功能平衡非对称性的刀(Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments)”的美国专利6,325,811,其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“带有改进的切割和凝固特征的超声外科刀(Ultrasonic Surgical Blade with Improved Cutting and Coagulation Features)”的美国专利6,423,082,其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“用于与超声外科器械一起使用的带有功能平衡非对称性的刀(Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical

Instruments)”的美国专利6,773,444,其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“带有超声波烧灼和切割器械的机器人外科工具(Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument)”的美国专利6,783,524,其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“超声外科器械刀(Ultrasonic Surgical Instrument Blades)”的美国专利8,057,498,其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“用于超声外科器械的旋转换能器支座(Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments)”的美国专利8,461,744,其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“超声外科器械刀(Ultrasonic Surgical Instrument Blades)”的美国专利8,591,536,其公开内容以引用方式并入本文;2014年1月7日发布的名称为“人体工程学外科器械(Ergonomic Surgical Instruments)”的美国专利8,623,027,其公开内容以引用方式并入本文;以及2016年1月28日公布的名称为“超声刀包覆成型(Ultrasonic Blade Overmold)”的美国公开2016/0022305,其公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 电外科器械利用电能进行密封组织,并且通常包括被配置用于双极或单极操作的远侧安装的端部执行器。在双极操作期间,电流通过端部执行器的有源电极和返回电极被提供穿过组织。在单极操作期间,电流通过端部执行器的有源电极和单独设置在患者身体上的返回电极(例如,接地垫)被提供穿过组织中。由流过组织的电流所产生的热可在组织内和/或在组织之间形成止血密封,并因此可尤其适用于例如密封血管。电外科装置的端部执行器也可包括能够相对于组织运动的切割构件以及用以横切组织的电极。

[0006] 由电外科装置施加的电能可通过与器械耦接的发生器传递至器械。电能可为射频(“RF”)能量的形式,该射频能量是一般为大约300千赫(kHz)至1兆赫(MHz)的频率范围内的电能的形式。在使用中,电外科装置可通过组织传递此类能量,这会引发离子振荡或摩擦,并实际上造成电阻加热,从而提高组织的温度。由于受影响的组织与周围组织之间形成明显的边界,因此外科医生能够以高精度度进行操作,并在不损伤相邻的非目标组织的情况下进行控制。RF能量的低操作温度可适用于在密封血管的同时移除软组织、收缩软组织、或对软组织塑型。RF能量尤其奏效地适用于结缔组织,所述结缔组织主要由胶原构成并且在接触热时收缩。

[0007] 射频电外科装置的示例为由俄亥俄州的辛辛那提的爱惜康内镜外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio))制造的**ENSEAL**[®]组织密封装置。电外科装置和相关概念的另外的示例公开于下列美国专利中:2002年12月31日发布的名称为“用于密封组织的电外科系统和技术(Electrosurgical Systems and Techniques for Sealing Tissue)”的美国专利6,500,176,其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“电外科器械及使用方法(Electrosurgical Instrument and Method of Use)”的美国专利7,112,201,其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“用于受控能量递送的电外科工作端(Electrosurgical Working End for Controlled Energy Delivery)”的美国专利7,125,409,其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“电外科探针及使用方法(Electrosurgical Probe and Method of Use)”的美国专利7,169,146,其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“用于受控能量递送的电外科钳口结构(Electrosurgical Jaw Structure

for Controlled Energy Delivery)”的美国专利7,186,253,其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“电外科器械(Electrosurgical Instrument)”的美国专利7,189,233,其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“外科密封表面及使用方法(Surgical Sealing Surfaces and Methods of Use)”的美国专利7,220,951,其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“表现出PTC特性的聚合物组合物及制造方法(Polymer Compositions Exhibiting a PTC Property and Methods of Fabrication)”的美国专利7,309,849,其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“电外科器械及使用方法(Electrosurgical Instrument and Method of Use)”的美国专利7,311,709,其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“电外科器械及使用方法(Electrosurgical Instrument and Method of Use)”的美国专利7,354,440,其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“电外科器械(Electrosurgical Instrument)”的美国专利7,381,209,其公开内容以引用方式并入本文。

[0008] 电外科装置和相关概念的附加示例公开于下列美国专利中:2015年1月27日发布的名称为“包括可由公共触发器机构致动的第一驱动系统和第二驱动系统的外科器械(Surgical Instrument Comprising First and Second Drive Systems Actuable by a Common Trigger Mechanism)”的美国专利8,939,974,其公开内容以引用方式并入本文;2015年10月20日发布的名称为“带有机械和电反馈的马达驱动电外科装置(Motor Driven Electrosurgical Device with Mechanical and Electrical Feedback)”的美国专利9,161,803,其公开内容以引用方式并入本文;2012年3月29日公布的名称为“用于关节运动式外科装置的控制特征(Control Features for Articulating Surgical Device)”的美国公布2012/0078243,其公开内容以引用方式并入本文;2016年8月2日发布的名称为“用于关节运动式外科装置的关节运动接头特征(Articulation Joint Features for Articulating Surgical Device)”的美国专利9,402,682,其公开内容以引用方式并入本文;2015年7月28日发布的名称为“带有多相触发偏置的外科器械(Surgical Instrument with Multi-Phase Trigger Bias)”的美国专利9,089,327,其公开内容以引用方式并入本文;2017年1月17日发布的名称为“带有包含双螺旋致动器组件的外科器械(Surgical Instrument with Contained Dual Helix Actuator Assembly)”的美国专利9,545,253,其公开内容以引用方式并入本文;以及2017年2月21日公布的名称为“Bipolar Electrosurgical Features for Targeted Hemostasis”的美国专利9,572,622,其公开内容以引用方式并入本文。

[0009] 一些器械可通过单个外科装置提供超声和射频能量处置能力。此类装置和相关方法和概念的示例公开于以下专利中:2014年3月4日发布的名称为“超声外科器械(Ultrasonic Surgical Instruments)”的美国专利8,663,220,其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“带有电外科特征的超声外科器械(Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature)”的美国公开No.2015/0141981,其公开内容以引用方式并入本文;以及2017年1月5日公布的名称为“带有用户适应性技术的外科器械(Surgical Instrument with User Adaptable Techniques)”的美国公开2017/0000541,其公开内容以引用方式并入本文。

[0010] 虽然已制作并使用各种类型的超声外科器械和电外科器械(包括组合超声电外科装置),但是据信,在本发明人之前还无人做出或使用本文所描述的发明。

附图说明

[0011] 并入本说明书中并构成本说明书的一部分的附图示出了本发明的实施方案,并且与上面给出的本发明的一般描述以及下面给出的实施方案的详细描述一起用于解释本发明的原理。

[0012] 图1描绘了示例性超声外科器械的示意图,该示例性超声外科器械包括轴组件和操作地连接到超声发生器的柄部组件;

[0013] 图2A描绘了图1的超声外科器械的端部执行器的侧视图,该侧视图示出处于打开构型用于接纳患者的组织的端部执行器;

[0014] 图2B描绘了图2A的端部执行器的侧视图,但是其中端部执行器处于闭合构型用于夹持患者的组织;

[0015] 图3描绘了用图1的超声外科器械询问和密封组织的高级方法的流程图;

[0016] 图4描绘了在带有基于RF阻抗设定的电压限制的情况下用于实施图3的方法的第一示例性型式的流程图;

[0017] 图5描绘了在图4的第一示例性具体实施期间的RF电路参数的曲线图;

[0018] 图6描绘了在图4的第一示例性具体实施期间超声电路电参数的曲线图;

[0019] 图7描绘了结合用超声外科器械确定组织的相对尺寸基于图3的方法询问和密封组织的高级方法的流程图;

[0020] 图8A-图8B描绘了在带有基于RF阻抗的第一组织尺寸确定和设定的电压限制的情况下实施图7的方法的第二示例性型式的流程图;

[0021] 图9描绘了基于各种能量频率的相位角差的脉管尺寸数据的曲线图;

[0022] 图10描绘了基于示例性超声密封过程传递函数的可变超声能量的曲线图;

[0023] 图11描绘了在带有第二组织尺寸确定和RF阻抗终止的情况下实施图7的方法的第三示例性型式的流程图;

[0024] 图12描绘了在带有基于归一化能量变化的第三组织尺寸确定和超声能量上限的情况下实施图7的方法的第四示例性型式的流程图;

[0025] 图13描绘了针对各种组织尺寸的超声功率递送数据的曲线图;

[0026] 图14描绘了基于归一化能量差的脉管尺寸数据的曲线图;

[0027] 图15描绘了在带有基于RF阻抗的第四组织尺寸确定和超声能量上限的情况下实施图7的方法的第五示例性型式的流程图;

[0028] 图16描绘了在图15的型式期间的组织RF阻抗测量的曲线图;

[0029] 图17描绘了在带有基于RF阻抗数据的第五组织尺寸确定和电压上限的情况下实施图7的方法的第六示例性型式的流程图;以及

[0030] 图18描绘了在带有夹持力调节的情况下实施图7的方法的第七示例性型式的流程图。

[0031] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且可以设想本发明的各种实施方案可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

的附图示出了本发明的若干方面,并与说明书一起用于解释本发明的原理;然而,应当理解,本发明并不限于所示出的明确布置方式。

具体实施方式

[0032] 本发明的某些示例的以下说明不应用于限定本发明的范围。根据以举例的方式示出的以下说明,本发明的其它示例、特征、方面、实施方案和优点对于本领域的技术人员而言将是显而易见的,一种最佳方式被设想用于实施本发明。如将认识到,本发明能够具有其它不同且明显的方面,所有这些方面均不脱离本发明。因此,附图和说明应被视为实质上是例示性的而非限制性的。

[0033] I. 示例性外科系统

[0034] 图1示出了包括经由缆线(16)耦接的外科器械(12)和发生器(14)的外科系统(10)的一个示例。外科器械(12)具有定位在近侧的柄部组件(18)(柄部组件(18)也可称为手持件)、定位在远侧的端部执行器(20)、在柄部组件(18)和端部执行器(20)之间延伸的轴组件(22),以及超声换能器(24)。端部执行器(20)一般包括夹持臂(26),夹持臂(26)相对于超声刀(28)枢转地连接,并且被配置为从打开构型的打开位置枢转到闭合构型的闭合位置,如下面更详细地讨论的。超声刀(28)经由声波导(未示出)与超声换能器(24)声学耦接,用于将超声能量提供到超声刀(28)。此外,端部执行器(20)还包括多个RF电极(30),多个RF电极(30)沿端部执行器(20)定位,用于根据临床医生的期望在打开位置或闭合位置接触组织。发生器(14)操作地连接到超声刀(28)和RF电极(30),以分别将超声能量和RF能量提供到超声刀(28)和RF电极(30),从而在使用中切割和/或密封组织。

[0035] 在一些型式式中,夹持臂(26)具有两个或更多个电极(30)。在一些此类型式中,夹持臂的电极(30)能够将双极RF能量施加到组织。在一些此类型式中,超声刀(28)保持电中性,使得超声刀(28)不是RF电路的一部分。在一些其它型式式中,超声刀(28)形成RF电路的一部分,使得超声刀(28)与夹持臂(26)的一个或多个电极(30)协作以将双极RF能量施加到组织。仅以举例的方式,一些型式的夹持臂(26)可仅具有一个电极(30),该电极(30)用作RF能量的有源极;而超声刀(28)提供用于RF能量的返回极。因此,术语“电极(30)”应被解读为包括夹持臂(26)仅具有单一电极的型式。

[0036] 应当理解,本文中参考外科器械(12)使用术语诸如“近侧”和“远侧”。因此,端部执行器(20)相对于更近侧的柄部组件(18)在远侧。还应当了解,为方便和清楚,本文相对于附图使用诸如“上部”和“下部”的空间术语。然而,外科器械在许多取向和位置中使用,并且这些术语并非旨在为限制性的和绝对的。同样,术语诸如“器械”和“装置”以及“极限”和“上限”可互换使用。

[0037] A. 示例性发生器

[0038] 参考图1,发生器(14)用超声和RF能量两者驱动组合外科器械(12)。在本示例中,发生器(14)被示出与外科器械(12)分开,但是另选地,发生器(14)可与外科器械(12)一体形成以形成一体式外科系统。发生器(14)一般包括位于发生器(14)的前面板(34)上的输入装置(32)。输入装置(32)可具有任何合适的装置,该任何合适的装置生成适于对发生器(32)的操作进行编程的信号。例如,在操作中,临床医生可使用输入装置(32)(例如,通过包含在发生器中的一个或多个处理器)对发生器(32)的操作进行编程或以其它方式控制发生

器(32)的操作,以控制发生器(14)的操作(例如,超声发生器驱动电路(未示出)和/或RF发生器驱动电路(未示出)的操作)。

[0039] 在各种形式中,输入装置(32)包括一个或多个按钮、开关、指轮、键盘、小键盘、触摸屏监视器、指向装置、到通用计算机或专用计算机的远程连接。在其它形式中,输入装置(32)可具有合适的用户界面,诸如显示在触摸屏监视器上的一个或多个用户界面屏幕。于是,临床医生可选择性地设定发生器的各种操作参数或对发生器的各种操作参数进行编程,各种操作参数诸如由超声和RF发生器驱动电路(未示出)生成的一个驱动信号或多个驱动信号的电流(I)、电压(V)、频率(f)和/或周期(T)。具体地,在本示例中,发生器(32)被配置为将各种功率状态递送到外科器械(10),各种功率状态包括但不限于仅超声能量、仅RF能量、以及同时为超声刀(28)和RF电极(30)供电的超声和RF能量的组合。应当了解,输入装置(32)可具有任何合适的装置,任何合适的装置生成适于对发生器(14)的操作进行编程的信号,并且不应当不必要地限于本文示出和描述的输入装置(32)。

[0040] 仅以举例的方式,发生器(14)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或GEN11。此外或在另选方案中,发生器(14)可根据以下公布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“用于超声和电外科装置的外科发生器(Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices)”的美国公布No.2011/0087212,其公开内容以引用方式并入本文。

[0041] B. 示例性外科器械

[0042] 图1中所示的本示例的外科器械(10)包括多个能量输入部,更特别地,多个能量输入部在本文中被称为上部按钮(36)、下部按钮(38)和侧面按钮(40)。以举例的方式,上部按钮(36)被配置为引导发生器(14)用最大超声能量输出为超声换能器(24)供电,然而下部按钮(38)被配置为引导发生器(14)用较低超声能量输出为超声换能器(24)供电。以另一个示例的方式,侧面按钮(40)被配置为引导发生器(14)用脉冲能量输出为超声换能器(24)供电,脉冲能量输出诸如5个连续信号以及5个或4个或3个或2个或1个脉冲信号。在一个或多个示例中,由能量输入部引导的具体驱动信号构型可被控制和/或基于发生器(14)中的EEPROM设定和/或一个或多个用户功率电平选择。以另一个示例的方式,外科器械(10)可包括双按钮构型用于选择性地引导超声和RF能量,如本文所述。在本文引用的各种专利参考中描述了具有双按钮输入构型的器械的各种示例。在任何情况下,应当了解,本文中描述的本发明不旨在不必要地限于特定的输入按钮、开关等,某种程度上说,可如此使用任何形式的输入。

[0043] 外科器械(12)还包括与发生器(14)通信的第一数据电路(42)和第二数据电路(44)。例如,第一数据电路(42)指示老化频率斜率。附加地或另选地,任何类型的信息可经由数据电路接口(例如,使用逻辑装置)传达到第二数据电路(42)用于存储于其中。此类信息可包括例如其中已使用外科器械(12)的操作的更新数量和/或其使用的日期和/或时间。在其它示例中,第二数据电路(44)可传递由一个或多个传感器(例如,基于器械的温度传感器)采集的数据。在其它示例中,第二数据电路(44)可从发生器(14)接收数据,并基于到和/或来自外科器械(12)的所接收的数据向临床医生提供指示(例如,LED指示或其它可见指示)。在本示例中,第二数据电路(44)存储关于相关联的换能器(24)和/或端部执行器(20)

的电特性和/或超声特性的信息,该信息包括从超声刀(28)和/或RF电极(30)测量和收集的数据。

[0044] 为此,本文所述的各种过程和技术由控制器(46)实行,控制器(46)包括内部逻辑。在一个示例中,控制器(46)具有与发生器(14)、超声刀(28)、RF电极(30)以及本文所述的用于监视和实行此类过程和技术其它输入和输出通信的至少一个处理器和/或其它控制器装置。在一个示例中,控制器(46)具有被配置为监视经由一个或多个输入和电容触摸传感器提供的用户输入的处理器。控制器(46)也可包括触摸屏控制器,以控制和管理从电容触摸屏采集触摸数据。

[0045] 参考图1至图2B,柄部组件(18)还包括操作地连接到夹持臂(26)的触发器(48)。触发器(48)和夹持臂(26)一般朝向未致动的打开构型偏置。然而,选择性地操纵触发器(48)使夹持臂(26)朝向超声刀(28)从打开位置朝近侧枢转到闭合位置。如本示例中所使用的,夹持臂(26)和超声刀(28)也可一般分别称为外科器械(12)的上部钳口和下部钳口。在打开位置中,夹持臂(26)和超声刀(28)被配置为接纳组织,然而夹持臂(26)被配置为抵靠超声刀(28)夹持组织,用于抓紧、密封和/或切割组织。

[0046] 超声刀(28)超声振动以密封和/或切割组织,然而RF电极(30)将电功率提供到组织。本示例的RF电极(30)都是电类似的电极,其中超声刀(28)也作为返回电极电连接。如其中使用的,因此相对于RF电路,术语“电极”可适用于RF电极(30)和超声刀(28)两者。在没有组织的情况下,从RF电极(30)到超声刀(28)的电路是打开的,然而电路在使用中由RF电极(30)和超声刀(28)之间的组织闭合。RF电极(30)可被激活,以单独或与超声刀(28)的超声激活组合施加RF能量。例如,仅激活RF电极(30)以单独施加RF能量可用于点凝固,而不用担心用超声激活的超声刀(28)无意中切割组织。然而,超声能量和RF能量的组合可用于密封和/或切割组织,以实现诊断或治疗效果的任何组合,将在下面更详细地描述诊断或治疗效果的任何组合的各种示例。

[0047] 如上面提到的,发生器(14)是单个输出发生器,单个输出发生器可通过单个端口递送功率,以提供RF和超声能量两者,使得这些信号可分开或同时递送到端部执行器(20),用于切割和/或密封组织。这样的单个输出端口发生器(14)具有带有多个抽头的单个输出变压器,以根据正在组织上实行的特定处置将功率(用于RF或用于超声能量)提供到端部执行器(20)。例如,发生器(14)可通过以下方式递送能量:用较高的电压和较低的电流以驱动超声换能器(24);根据需要用较低的电压和较高的电流以驱动RF电极(30),用于密封组织;或使用单极或双极电外科电极用凝固波形,用于点凝固。来自发生器(14)的输出波形可被操纵、切换或滤波,以向外科器械(12)的端部执行器(20)提供期望的频率。

[0048] II. 用于询问和密封组织的外科系统的操作

[0049] 外科系统(10)被配置用于切割和/或密封组织,如上面相对于图1至图2B所讨论的。与各种处置相关联的特定诊断和/或治疗效果可在与结合一种或多种组织特性监视、引导和调节超声和RF能量的方面的控制器(46)一起使用中调节,一种或多种组织特性甚至可改变以用于实时调节。

[0050] 一般地,相对于图1和图3,用外科系统(10)询问和密封组织的高级方法(110)包括如上面讨论的激活超声能量或RF能量中的至少一个的步骤(112)。在步骤(112)期间,端部执行器(20)接触组织,用于处置。控制器(46)在步骤(114)期间从由超声刀(28)和RF电极

(30) 分别施加到组织的超声和RF能量中的至少一个引导组织的询问。控制器(46)监视询问,并且从步骤(114)接收关于组织参数的反馈(在本文中也称为组织反馈)。作为响应,控制器(46)在步骤(116)中调节超声和RF能量中的一个的至少一个电参数,以防止组织的横切。超声和RF能量中的至少一个保持激活,直到在步骤(118)中组织被密封但没有被横切。一旦在步骤(118)中被密封,就在步骤(120)中将超声能量和RF能量从激活终止成为非激活。

[0051] 关于步骤(112)至步骤(120),如关于下面描述的其它步骤,控制器(46)一般被配置为引导本文所述的此类方法和过程用于外科系统(10)的操作。虽然控制器(46)可能没有被明确地提及为每个步骤提供此类引导,但是应当了解,可如此使用控制器(46)或用于提供引导的另选装置。此外,各种步骤可单独、组合实行,或者与相似步骤交换。例如,步骤(112)的组织询问和参数调节(116)表示高级方法步骤,其中其更特别的型式能够单独、组合实行,或者彼此交换。因此,关于步骤的次序和数量,本发明不旨在不必要地限于其型式的高级方法。

[0052] A. 在带有基于RF阻抗设定的电压限制的情况下询问和密封组织的第一示例性型式

[0053] 在图4至图6中更详细地示出用于用图1的外科系统(10)询问和密封组织的方法(210)的第一示例性型式。在步骤(212)中,临床医生分别以带有恒定的超声驱动电流(280)的初始超声功率和初始恒定的RF功率(282)(诸如20瓦特)激活超声和RF能量。还有,步骤(212)包括在初始时间 T_0 。经由超声刀(28)和RF电极(30)将这些超声和RF能量施加到组织。在步骤(214)处,控制器(46)用由RF电极(30)对组织的RF电压(284)的测量询问组织。在步骤(216)中,预先确定的电压上限(220)(诸如100伏特)被存储且可由控制器(46)访问,用于与所测量的RF电压(284)进行比较。在步骤(216)中所测量的RF电压(284)小于预先确定的电压上限的情况下,初始超声能量和RF能量继续被施加到组织。将恒定的RF功率施加到组织引起测量的RF电压随着RF阻抗(286)上升而上升,直到连续测量的RF电压(284)大于或等于预先确定的电压上限。一旦在步骤(216)中所测量的RF电压(284)大于或等于预先确定的电压上限,控制器(46)就在步骤(218)中对施加到组织的RF能量设定高电压上限值(诸如100伏特)。

[0054] 响应于100伏特的高电压上限值,控制器(46)在步骤(220)中引导RF功率(282)的减小,并且然后在步骤(222)中测量组织的RF阻抗(286)。终止准备阻抗(诸如1,500欧姆)一般指示下面讨论的密封模型的准备区域的结束(参见图16)。在步骤(224)中所测量的RF阻抗(286)小于预先确定的准备阻抗的情况下,超声和RF能量继续被施加到带有100伏特的高电压上限值的组织,直到连续测量的RF阻抗(286)大于或等于1,500欧姆的终止准备阻抗。然而,一旦在步骤(224)中所测量的RF阻抗(286)大于或等于终止准备阻抗,控制器(46)就在步骤(226)中对施加到组织的RF能量设定低电压上限值(诸如50伏特)。响应于50伏特的低电压上限值,控制器(46)在步骤(228)中引导RF功率(282)的减小,并且在步骤(230)中引导超声驱动电流(280)的减小,以将较低的终止超声功率(282)施加到组织。在一个示例中,诸如在由于有血区域或与组织的无意接触而所测量的RF阻抗不准确和/或不精确的情况下,控制器(46)可基于一段时间和/或另一较高的终止准备阻抗,引导超声驱动电流(280)的另一次减小。也应当理解,在阻抗测量通过有血区域、与组织无意接触等而被破坏的实例

中,超声功率可以逐步下降方式减小,并且/或者超声功率持续时间可为有上限的。

[0055] 控制器(46)在步骤(232)中继续测量组织的RF阻抗(286),并且在步骤(234)中还来自步骤(232)的组织的所测量的RF阻抗(286)与最大RF阻抗(诸如3,000欧姆)进行比较。一般地,一旦在步骤(234)中验证所测量的RF阻抗(286)大于或等于最大RF阻抗,就在步骤(236)中有效地密封了组织,同时防止组织的横切。在实践中,随时间推移,超声和RF能量被施加到组织,使得在步骤(234)中所测量的RF阻抗(286)朝向最大RF阻抗增加,并且如果从初始时间 T_0 经过太多时间,方法(212)通过将电压上限增加到浪涌电压极限而将过程加快到步骤(234)。

[0056] 为此,在步骤(234)中所测量的RF阻抗(286)小于最大RF阻抗的情况下,控制器(46)在步骤(238)中验证电压下限值是否已经增加到浪涌电压极限。如果如下面讨论的,电压上限已经增加到浪涌电压极限,则步骤(232)、步骤(234)和步骤(238)连续循环,直到在步骤(236)中组织被密封。然而,如果步骤(238)验证电压上限尚未增加到浪涌电压上限,则控制器(46)在步骤(240)中计算自初始时间 T_0 起的时间。基于自 T_0 起所计算的时间,如果所计算的时间小于预先确定的终止时间,则步骤(242)引导控制器(46)返回到步骤(232),用于进一步测量RF阻抗(286);或者如果所计算的时间大于或等于预先确定的终止时间,则在步骤(244)中将电压上限增加到浪涌电压极限。在任一种情况下,然后在步骤(232)中进行RF阻抗(286)的测量,并且与最大RF阻抗进行比较,直到在步骤(236)中组织被密封,同时防止组织的横切。一旦组织被密封,控制器(46)就在步骤(246)中引导发生器(14)终止RF和超声能量。

[0057] B. 外科系统的操作,其中进行组织尺寸确定

[0058] 图7示出了类似于上面讨论的用于关于图3询问和密封组织的高级方法(110)的询问密封组织的高级方法(310)。更特别地,高级方法(310)包括用于激活、询问、参数调节、组织密封和终止的步骤(112、114、116、118和120)。此外,高级方法(310)包括在步骤(114)之后确定询问的组织的相对尺寸的步骤(312)、以及在步骤(116)之后限制施加到组织的超声和RF能量中的至少一个的步骤(314)。

[0059] 如上面讨论的,各种步骤可单独、组合实行,或者与相似步骤交换。以另一个示例的方式,适用于高级方法(310)。步骤(312)的组织尺寸确定和能量限制步骤(314)表示高级方法步骤,其中其更特别的型式能够被单独、组合实行,或者彼此交换。因此,本发明不旨在不必要地限于组织尺寸确定步骤(312)或能量限制步骤(314)与任何特定询问步骤(114)和/或参数调节步骤(116)的具体型式。

[0060] 本文所述的各种组织尺寸分别被称为小脉管尺寸、中等脉管尺寸和大脉管尺寸。以举例的方式,小脉管尺寸小于大约4mm直径,诸如甲状颈动脉,中等脉管尺寸是大约4mm至大约6mm直径脉管,诸如颈动脉,并且大脉管尺寸是大约6mm至大约7mm直径脉管,诸如颈动脉束。关于脉管尺寸(其一般也可称为组织尺寸)的术语“小”、“中等”和“大”是相对于彼此的,并且不旨在不必要地限制本文所述的本发明。

[0061] i. 在带有基于RF阻抗的第一组织尺寸确定和设定的电压限制的情况下询问和密封组织的第二示例性型式

[0062] 图8A-图8B中示出用于用图1的操作外科系统(10)询问和密封组织的方法(410)的第二示例性型式。根据步骤(412),临床医生在初始时间 T_0 分别以带有恒定的超声驱动电流

的初始超声功率和初始恒定的RF功率激活组织上的超声和RF能量。然后,控制器(46)在步骤(414)中用相对低频的RF询问信号(诸如1000Hz)测量RF阻抗(具体地,复数RF阻抗)。值得注意的是,关于图9,分别与中频RF询问信号和高频RF询问信号(诸如2,000Hz和35,000Hz)相比,相对低频RF询问信号提供了带有量值和在大组织和小组织之间的较大相位角差的复数RF阻抗的测量结果。例如,用于大脉管(480)和小脉管(482)的低频询问的相位角差相对较大且是可区分的。相比之下,用于大脉管(484)和小脉管(486)的中频询问的相位角差以及用于大脉管(488)和小脉管(490)的高频询问的相位角差相对较小且较不能区分开。此类差异的预先确定的数据被存储用于由控制器(46)访问,预先确定的数据基于RF组织阻抗测量数据与小脉管尺寸、中等脉管尺寸和大脉管尺寸相互关联(416)。

[0063] 关于步骤(418),来自步骤(414)的所测量的RF组织阻抗和所预先确定的数据相关性(416)被输入到分类器(诸如支持向量机)中,从而完成基于预先确定的数据相关性(416)确定组织的尺寸的步骤(420)。基于在步骤(420)中使用的多种体外和/或体内组织尺寸训练本示例的支持向量机。一旦已经确定相对组织尺寸,就由控制器(46)在步骤(420)中存储脉管尺寸,供以后使用。然后,如上面关于步骤(214)至步骤(228)所讨论的实行RF电压的测量和电压限制设定,直到控制器在步骤(230)中测量组织的RF阻抗。虽然本示例包括用于完成一个或多个步骤的支持向量机,但是也可使用其它分类器(诸如神经网络、递归神经网络、贝叶斯置信网络、k均值,模糊分类器和/或决策树)。此类其它分类器也可用于对下面支持向量机的以下参考的任一个中。因此,本发明不旨在不必要地限于支持向量机。

[0064] 控制器(46)访问存储的超声密封过程传递函数(422)、来自步骤(420)的所存储的组织的脉管尺寸以及来自步骤(230)的所测量的组织的RF阻抗,用于在步骤(423)减小超声能量的超声供电电流。代替以相对较高或较低的值递送的恒定超声供电电流,超声密封过程传递函数被配置为用类似可变的超声功率可变地减小超声供电电流,以防止横切所确定脉管尺寸的组织。关于图10,超声密封过程传递函数(422)的一个示例在下面被表示为带有以下参数的公式1: I_h 是施加的超声功率; I_{hmin} 是较低的准备后超声功率; I_{hmax} 是较高的准备超声功率; m 是基于测量的组织阻抗的超声功率的衰减率; $Z_{transition}$ 是在带有处于超声功率范围的50%处的超声功率的情况下的RF阻抗;并且 Z 是测量的组织阻抗。为小脉管、中间脉管和大脉管优化这些参数中的一个或多个,以促进组织的密封而不横切组织。图10示出了各种示例,其中来自 m 的值基于组织的RF阻抗是不同的,并且 $I_{hmin}=0.1$ 安培, $I_{hmax}=0.35$ 安培,并且 $Z_{transition}=100$ 欧姆。

$$[0065] \quad I_h = \left(\frac{I_{hmin} - I_{hmax}}{2} \right) \cdot (\tanh(m \cdot Z - m \cdot Z_{transition}) - 1) + I_{hmin}$$

[0066] 方程1:超声密封过程传递函数

[0067] 在任何情况下,关于图8B,超声功率的超声供电电流在步骤(423)中减小,并且方法(410)通过以下操作而继续:验证自初始时间 T_0 起的时间,并且将低电压上限值增加到浪涌电压极限,如上面关于步骤(238)至步骤(244)讨论的,之后在步骤(232)中进行RF阻抗的进一步测量。此类步骤连续循环,直到在步骤(234)中所测量的RF阻抗大于或等于最大RF阻抗,在此在步骤(424)中组织被密封,同时防止组织的横切。一旦组织被密封,控制器(46)在步骤(426)中引导发生器(14)终止RF和超声能量。

[0068] ii. 在带有第二组织尺寸确定和RF阻抗终止的情况下询问和密封组织的第三示例

性型式

[0069] 图11示出了用于用图1的操作外科系统(10)询问和密封组织的方法(510)的第三示例性型式。临床医生根据步骤(512)激活组织上的RF能量。然后,控制器(46)在步骤(514)中用组织的RF阻抗的测量结果询问组织。RF阻抗值的预先确定的数据被存储用于由控制器(46)访问,预先确定的数据基于RF组织阻抗测量数据与小脉管尺寸、中等脉管尺寸和大脉管尺寸相互关联(516)。在步骤(518)中,控制器(46)将所测量的组织的RF阻抗与预先确定的数据相关性进行比较,并且确定组织尺寸是小的、中等的,还是大的。在组织是小脉管尺寸或中等脉管尺寸的情况下,方法(510)继续到步骤(520),用于在低终端阻抗过程中使用。然而,在组织是大脉管尺寸的情况下,方法(510)继续到步骤(522),用于在高终端阻抗过程中使用。以下将继而解决这些低终端阻抗过程和高终端阻抗过程。值得注意的是,在一些示例中,超声能量也可在步骤(512)中被激活,但是在本示例中,RF能量激活只是询问组织,而不是施加足够的能量用于组织的治疗处置。

[0070] 关于低终端阻抗过程,控制器(46)在步骤(520)中为超声和RF功率设定高功率上限。一个示例高功率上限是200瓦特。在设定高功率上限之后,对于确定的组织尺寸,在步骤(526)中根据预先确定的RF能量参数另外激活RF能量,并且对于确定的组织尺寸,在步骤(528)中以高功率水平激活超声能量。控制器(46)在步骤(530)中与超声和RF能量激活同时地访问且运行用于所确定的组织尺寸的合成载荷曲线表,并且然后在步骤(532)中再次测量组织阻抗。然后,控制器(46)在步骤(534)中将来自步骤(532)的所测量的组织阻抗与低终端阻抗进行比较,并且确定所测量的组织阻抗是否大于或等于较低终端阻抗。一种示例性低终端阻抗为1,000欧姆。

[0071] 如果在步骤(534)中所测量的组织阻抗小于低终端阻抗,则方法(510)循环返回,以在相应的步骤(530)和步骤(532)中运行合成载荷曲线且再次测量组织阻抗,用于在步骤(534)中进行另一比较。一旦所测量的组织阻抗大于或等于低终端阻抗,就在步骤(536)中有效地密封小脉管或中等脉管,同时防止组织的横切。在步骤(536)中的组织密封之后,控制器(46)在步骤(538)中终止RF和超声能量,用于完成低终端阻抗过程。

[0072] 关于高终端阻抗过程,控制器(46)在步骤(522)中为超声能量和RF能量设定高功率上限。另选地,控制器(46)可在步骤(522)中仅为RF能量或仅为超声能量设定高功率上限。因此,特定的高功率上限可基于组织尺寸确定而被配置,并且可类似地适用于上面更详细讨论的较低终止过程。在设定高功率上限之后,对于确定的组织尺寸,在步骤(540)中根据预先确定的RF能量参数另外激活RF能量,并且对于确定的组织尺寸,在步骤(542)中以高功率水平激活超声能量。然后,控制器(46)在步骤(544)中访问并运行用于所确定的组织尺寸的合成载荷曲线表,并且在步骤(546)中再次测量组织阻抗。然后,控制器(46)在步骤(548)中将来自步骤(546)的所测量的组织阻抗与高终端阻抗进行比较,并且确定所测量的组织阻抗是否大于或等于高终端阻抗。一个示例高终端阻抗为2,000欧姆。如果在步骤(548)中所测量的组织阻抗小于低终端阻抗,则方法(510)循环返回,以在相应步骤(544)和步骤(546)中运行合成载荷曲线且再次测量组织阻抗,用于在步骤(548)中进行另一比较。一旦所测量的组织阻抗大于或等于低终端阻抗,就在步骤(550)中有效地密封大脉管,同时防止组织的横切。在步骤(550)中的组织密封之后,控制器(46)在步骤(552)中终止RF能量和超声能量。

[0073] iii. 在带有基于归一化能量变化的第三组织尺寸确定和超声能量上限的情况下询问和密封组织的第四示例性型式

[0074] 图12示出了用于用图1的操作外科系统(10)询问和密封组织的方法(610)的第四示例性型式。临床医生在初始时间 T_0 。根据步骤(612)激活组织上的RF和超声能量。然后,控制器(46)在步骤(614)中在初始时间 T_0 之后,在时间 T_1 处用施加到组织的RF能量和超声能量的第一联合功率的测量结果来询问组织。同时,在时间 T_1 处,控制器(46)在步骤(616)中用组织的RF阻抗的测量结果来询问组织。在步骤(614)和步骤(616)中的测量之后,在另一时间 T_2 ,同时在步骤(620)和步骤(622)中分别实行施加到组织的超声能量和RF能量的第二联合功率以及组织阻抗的另一次测量。虽然连续的时间 T_1 和 T_2 可从 T_0 变化,但是在本示例中, T_1 和 T_2 一般比初始时间 T_0 小大约0.5秒,以便在方法(610)中相对较早地发生,用于密封组织。

[0075] 第一联合功率和第二联合功率和对应的RF阻抗的测量结果分别存储在步骤(614)、步骤(618)、步骤(616)和步骤(620)中,用于在步骤(622)和步骤(624)中使用,从而确定组织的尺寸。为此,控制器(46)在步骤(622)中计算从 T_0 至 T_2 的总能量的变化 dE_{tot} ,并且存储总能量的改变 dE_{tot} ,同时也在步骤(624)中计算从 T_0 至 T_2 的RF阻抗的变化 dZ ,并且存储总能量的变化 dZ 。基于 dE_{tot} 和 dZ ,用RF阻抗的变化将该能量的变化归一化,以便在步骤(626)中计算能量的归一化变化(dE_{to}/dZ)。

[0076] 一般地,分别针对小脉管(680)、中等脉管(682)和大脉管(684)示出的,如图13所示,施加到组织的总超声能量至少在一定程度上与密封特定尺寸的组织相互关联,同时防止组织的横切。另外,如图14所示,针对与小脉管尺寸、中等脉管尺寸和大脉管尺寸(686, 688, 690)的相应相关性,将施加到组织的总能量变化 dE_{to} 与施加到组织的RF阻抗的变化 dZ 归一化,提供能量的归一化变化(dE_{to}/dZ)的可区分绝对值。能量的归一化变化与小脉管尺寸、中等脉管尺寸和大脉管尺寸的预先确定的数据相关性(628)被存储用于由控制器(46)访问,控制器(46)在图12中所示的步骤(630)中将预先确定的数据相关性(628)与步骤(626)的所计算的归一化能量变化进行比较。因此,步骤(630)确定脉管尺寸是相对较小的、中等的还是大的。

[0077] 基于来自步骤(630)的所确定的脉管尺寸,控制器(46)将施加到组织的超声能量设定为能量上限,该能量上限被配置为密封脉管,同时防止脉管的横切。在本示例中,确定组织是小的、中等的还是大的分别将施加到组织的超声能量设定为在步骤(632)中的低能量上限、中间能量上限(634)或大能量上限(636)。RF能量和超声能量继续被施加,直到达到设定的能量上限,此时超声能量被终止或减少,使得在步骤(638)中脉管被密封,同时防止组织的横切。一旦密封,控制器(46)在步骤(640)中终止将任何剩余的RF能量和超声能量施加到组织。

[0078] iv. 在带有基于RF阻抗的第四组织尺寸确定和超声波能量上限的情况下询问和密封组织的第五示例性型式

[0079] 图15示出用于基于RF阻抗用图1的操作外科系统(10)询问和密封组织的方法(710)的第五示例性型式,图16中示出了RF阻抗的示例性测量(780)。临床医生在初始时间 T_0 。根据步骤(712)激活组织上的RF和超声能量。控制器(46)也同时在步骤(714)中在初始时间 T_0 处用组织的初始RF阻抗(781) Z_0 的测量询问组织,并且存储初始RF阻抗(781) Z_0 ,用于下

面更详细讨论的脉管尺寸的一个确定。此外,控制器(46)在步骤(716)中继续用附加的RF阻抗测量(780)询问组织。在这些重复的RF阻抗测量(780)期间,步骤(716)在时间 $T_{z_{min}}$ 识别组织的最小RF阻抗(782) Z_{min} ,在图16中的收集的RF阻抗测量(780)的一个示例中识别最小RF阻抗(782) Z_{min} 。一般地,组织的RF阻抗测量(780)遵循图16所示的密封模型,使得在一个示例中,代表RF阻抗数据的函数的斜率在减小和增加的RF阻抗之间为零。在本示例中,如附图标记(717)所指示的密封模型的准备区域从时间 T_0 减小,直到保持相对恒定,之后增加到如附图标记(719)所指示的密封区域的RF阻抗。准备区域(717)中的该零斜率指示最小RF阻抗(782) Z_{min} 的时间 T_{min} ,该时间 T_{min} 被存储用于在下面更详细讨论的脉管尺寸的另一确定中使用。因此,以下描述了方法(760),该方法(760)带有分别基于初始组织阻抗(781) Z_0 和最小组织阻抗(782) Z_{min} 的两个不同的组织尺寸确定,如本示例中所述,两个不同的组织尺寸确定可被彼此并行处理。

[0080] 关于组织的初始RF阻抗(781) Z_0 ,控制器(46)访问存储的预先确定的数据相关性(718),基于现有数据,存储的预先确定的数据相关性(718)将初始RF阻抗测量数据与小脉管、中等脉管或大脉管相互关联。步骤(720)将所测量的初始RF阻抗(781) Z_0 与预先确定的数据相关性(718)进行比较,并且然后确定脉管是小的、中等的,还是大的。类似地,关于最小RF阻抗(782) Z_{min} ,控制器(46)访问存储的预先确定的数据相关性(722),基于现有数据,存储的预先确定的数据相关性(722)将最小RF阻抗测量数据与小脉管、中等脉管或大脉管相互关联。步骤(724)将所测量的最小RF阻抗(782) Z_{min} 与预先确定的数据相关性(722)进行比较,并且然后确定脉管是小的、中等的,还是大的。

[0081] 图15和表4表示当步骤(720)或步骤(274)确定在步骤(726)、步骤(728)和步骤(730)中的每一个中应用的被处置用于密封组织同时防止组织的横切的脉管尺寸时,由控制器(46)应用的一种示例性逻辑。在初始RF阻抗(781) Z_0 在大约0欧姆和大约160欧姆之间或最小RF阻抗(782) Z_{min} 在大约0欧姆和大约48欧姆之间的情况下,然后在步骤(726)中,将超声能量上限设定为大的能量上限,诸如大约50焦耳。在初始RF阻抗(781) Z_0 在大约160欧姆和大约225欧姆之间或最小RF阻抗(782) Z_{min} 在大约48欧姆和大约90欧姆之间的情况下,然后在步骤(728)中,将超声能量上限设定为中间能量上限,诸如大约32焦耳。在初始RF阻抗(781) Z_0 大于大约225欧姆或最小RF阻抗(782) Z_{min} 大于大约90欧姆的情况下,然后在步骤(730)中,将超声能量上限设定为小的能量上限,诸如大约10焦耳。

[0082] 虽然本实施例将“或”逻辑应用于确定和设定大能量上限、中间能量上限和小能量上限,但是其它示例可将一个或多个“与”逻辑应用于设定小尺寸、中等尺寸或大尺寸中的一个或多个中的能量上限。类似地,一个或多个其它示例可使用不同的值和/或不同范围的值,用于确定此类能量输出,此类能量输出也可根据组织和使用而变化。因此,本发明不旨在不必要地限于本文所述的逻辑和值。还应当了解,在另选实施方案中,RF能量也可类似地被限制,使得本发明不旨在不必要地仅限于如本示例中所示的超声能量上限。还有,在本示例中发生多个RF阻抗条件的情况下,控制器(46)选择可用于多个RF阻抗条件的超声能量上限中的较高的。

脉管尺寸	用于脉管尺寸确定的输入			能量输出
	初始 RF 阻抗 Z_0 (欧姆)	逻辑语句	最小 RF 阻抗 Z_{min} (欧姆)	超声能量上限 (J)
大	0-160	或	0-48	50
中等	160-225	或	48-90	32
小	>225	或	>90	10

[0084] 表4:能量上限设定逻辑

[0085] 在步骤(726)、步骤(728)或步骤(730)中的一个中设定超声能量上限之后,在步骤(732)中,在终止时间 T_t 处,脉管被密封,同时防止组织的横切。一旦在步骤(732)中组织被密封,控制器(46)就在步骤(734)中引导超声和RF能量终止。

[0086] v.在带有基于RF阻抗数据的第五组织尺寸确定和电压上限的情况下询问和密封组织的第六示例性型式

[0087] 图17示出了用于用图1的操作外科系统(10)询问和密封组织的方法(810)的第六示例性型式。临床医生在初始时间 T_0 。根据步骤(812)激活组织上的RF和超声能量。控制器(46)也同时在步骤(814)中在初始时间 T_0 处用组织的初始RF阻抗 Z_0 的测量询问组织,并且将初始RF阻抗 Z_0 存储在RF阻抗数据集(816)中,用于以后使用。此外,随着时间超出初始时间 T_0 ,控制器(46)在步骤(818)中继续用附加的RF阻抗测量结果询问组织。一旦在步骤(820)中收集在初始时间 T_0 之后的RF阻抗测量,此类RF阻抗就同时存储在RF阻抗数据集(816)中,并且在步骤(822)中与预先确定的上限射频阻抗进行比较。在步骤(822)中测量的RF阻抗与预先确定的上限射频阻抗的比较一般被配置为通过大约整个密封模型,收集组织的一系列RF阻抗测量结果(参见图16)。因此,在步骤(822)中所测量的RF阻抗小于预先确定的上限射频阻抗的情况下,步骤(818)、步骤(820)和步骤(822)的RF阻抗测量、收集、存储和比较连续循环,直到步骤(818)的RF阻抗测量大于或等于预先确定的上限射频阻抗。一旦在步骤(822)中所测量的RF阻抗大于或等于所预先确定的上限射频阻抗,对组织有治疗效果的准备区域(717)(参见图16)就完成了,使得完成的测量集可被识别和分析,以用于确定组织的尺寸。在本示例中,在密封模型中施加20瓦特的恒定功率进行以上测量,当RF阻抗增加到1500欧姆时,在本模型中结束以上测量。

[0088] 从步骤(822)的比较,控制器(46)紧接着在步骤(824)中从RF阻抗数据集(816)识别初始RF阻抗 Z_0 ,并且然后在步骤(826)中从RF阻抗数据集(816)识别最小RF阻抗 Z_{min} 。然后,控制器(46)在步骤(828)中从RF阻抗数据集(816)进一步识别从初始时间 T_0 到最小RF阻抗 Z_{min} 的时间 T_{zmin} ,以及在步骤(830)中从RF阻抗数据集(816)进一步识别从初始时间 T_0 到预先确定的上限射频阻抗的时间 T_t 。在步骤(832)中,初始RF阻抗 Z_0 、最小RF阻抗 Z_{min} 、到最小RF阻抗的时间 T_{zmin} 和到上限射频阻抗的时间 T_t 中的每一个被输入到分类器(诸如支持向量机)中。此外,准备时间也可在步骤(832)中被输入到支持向量机中,在一个示例中,准备时间被定义为组织阻抗在20瓦特的恒定功率递送下增加到1,500欧姆的时间。基于与组织尺寸相互关联的现有的RF阻抗数据集,因此,支持向量机在步骤(834)中将组织的相对尺寸确定为小的、中等的或大的。

[0089] 另选地或除了现有的RF阻抗数据集之外,其它输入数据(诸如声学测量结果)可用于用一般数学分类来调节组织尺寸分类的标准。虽然本文中包含的组织尺寸分类的描述包括小的、中等的和大的离散分类,但是此类分类也可为组织尺寸的模拟连续统一体,而不是

离散分类。此类组织尺寸分类一般与电行为(诸如如上所述的RF阻抗)相互关联。为此,方法(810)以及带有组织尺寸分类的本文所述的其它方法可只是基于该电行为而不是与组织尺寸的相关性前进。因此,本发明既不在不必要地限于离散的组织尺寸分类,也不在不必要地依赖于组织尺寸分类。

[0090] 基于在步骤(834)中确定的RF阻抗(或其它电响应)和/或组织尺寸,控制器(46)设定密封脉管同时防止组织横切的各种参数上限。第一,在脉管为小的情况下,控制器(46)在步骤(836)中为激活的超声和RF能量设定小组织电压上限,并且在接着的步骤(838)中密封小组织。一种示例性小组织电压上限是45伏特。第二,在脉管为中等的情况下,控制器(46)在步骤(840)中为激活的超声和RF能量设定中等组织电压上限,并且在接着的步骤(842)中密封中等组织。第三,在脉管为大的情况下,控制器(46)在步骤(844)中为激活的超声和RF能量设定大组织电压上限,并且在接着的步骤(844)中密封大组织。一个示例大组织电压上限是55伏特。一旦在相应的步骤(838)、步骤(842)或步骤(846)中的一个中密封小脉管、中等脉管或大脉管,控制器(46)就在步骤(848)中引导超声和RF能量终止。

[0091] vi. 在带有夹持力调节的情况下询问和密封组织的第七示例性型式

[0092] 图18示出了用于用图1的操作外科系统(10)询问和密封组织的方法(910)的第七示例性型式。在步骤(912)中,临床医生首先用夹持力将组织夹持在下部钳口(诸如超声刀(28))和上部钳口(诸如夹持臂(26))之间。在步骤(912)中夹持组织之后,临床医生根据步骤(914)激活组织上的RF能量和超声能量。然后,控制器(46)在步骤(916)中用RF阻抗的测量询问组织,之后在步骤(918)中基于RF阻抗测量确定组织的脉管尺寸。另选地,类似于步骤(918),另一测量结果和/或信息可如此用于类似的脉管尺寸的确定。

[0093] 一般地,较高的夹持力与夹持在超声刀(28)和夹持臂(26)之间的较大组织相互关联,并且较低的夹持力与夹持在超声刀(28)和夹持臂(26)之间的较小组织相互关联。此外,较高的夹持力趋于增加用施加的超声能量和RF能量无意中横切组织的可能性,然而较低的夹持力趋于减小无意横切组织的可能性,但是冒着未能正确密封组织的风险。于是,配置小组织、中等组织和大组织与预先确定的夹持力和电参数的预先确定的相关性以有效地密封组织,同时防止组织的横切。

[0094] 在本示例中,在步骤(918)的尺寸确定之后,在步骤(920)中,超声刀(28)和夹持臂(26)中的至少一个相对于另一个致动,以将夹持力调节到预先确定的夹持力。还有,然后,控制器(46)在步骤(922)中根据预先确定的相关性调节超声能量或RF能量的电参数中的至少一个,以进一步防止组织的横切。继续施加超声能量和RF能量,直到在步骤(924)中组织被密封,此时,控制器(46)然后在步骤(926)中终止到组织的超声能量和RF能量。

[0095] III. 示例性组合

[0096] 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制可在本专利申请或本专利申请的后续提交文件中的任何时间提供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示例性目的。预期本文的各种教导内容可按多种其它方式进行布置和应用。还设想到,一些变型可省略在以下实施例中所提及的某些特征。因此,下文提及的方面或特征中的任一者均不应被视为决定性的,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明如此。如果本专利申请或与本专利申请相关的后续提交文件中提出的任何权利要求包括下文

提及的那些特征之外的附加特征,则这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。

[0097] 实施例1

[0098] 一种用外科器械密封组织的方法,外科器械包括超声刀和射频电极,超声刀和射频电极分别被配置为将超声能量和射频能量递送到组织,方法包括:(a)经由超声刀或射频电极中的至少一个用电信号询问组织以提供组织反馈;以及(b)响应于组织反馈,调节超声能量或射频能量中的至少一个的电参数,以防止横切组织。

[0099] 实施例2

[0100] 根据实施例1所述的方法,还包括:(a)分别用超声能量或射频能量驱动超声刀或射频电极中的至少一个;(b)密封组织;以及(c)分别终止来自超声刀或射频电极中的至少一个的超声能量或射频能量,从而防止横切所密封的组织。

[0101] 实施例3

[0102] 根据实施例2所述的方法,其中,驱动超声刀或射频电极中的至少一个还包括分别用超声能量和射频能量同时驱动超声刀和射频电极中的每一个。

[0103] 实施例4

[0104] 根据实施例3至4中任一项或多项所述的方法,其中,终止超声能量或射频能量还包括同时终止分别传至超声刀和射频电极的超声能量和射频能量,从而防止横切所密封的组织。

[0105] 实施例5

[0106] 根据实施例1至4中任一项或多项所述的方法,还包括:(a)测量组织的射频阻抗;(b)将所测量的组织的射频阻抗与预先确定的射频阻抗进行比较;以及(c)基于所测量的射频阻抗与预先确定的射频阻抗的比较,确定组织被密封。

[0107] 实施例6

[0108] 根据实施例1至5中任一项或多项所述的方法,还包括确定所询问的组织的相对尺寸。

[0109] 实施例7

[0110] 根据实施例6所述的方法,其中,确定所询问的组织的相对尺寸还包括:(a)利用低频射频询问来测量射频组织阻抗;以及(b)将所测量的射频组织阻抗与多个组织尺寸的预先确定的数据进行比较。

[0111] 实施例8

[0112] 根据实施例6所述的方法,还包括减小超声能量的超声驱动电流。

[0113] 实施例9

[0114] 根据实施例6所述的方法,其中,确定相对尺寸还包括确定相对组织尺寸为小组织或中等组织,方法还包括:(a)设定功率上限;(b)将所测量的组织阻抗与低终端阻抗进行比较;以及(c)确定所测量的组织阻抗是否大于或等于低终端阻抗。

[0115] 实施例10

[0116] 根据实施例6所述的方法,其中,确定相对尺寸还包括确定相对组织尺寸为大组织,方法还包括:(a)设定功率上限;(b)将所测量的组织阻抗与高终端阻抗进行比较;以及(c)确定所测量的组织阻抗是否大于或等于高终端阻抗。

[0117] 实施例11

[0118] 根据实施例6所述的方法,还包括:(a) 测量超声能量和射频能量的第一联合功率;(b) 测量在所测量的第一联合功率之后的超声能量和射频能量的第二联合功率;(c) 测量第一组织射频阻抗;(d) 测量在所测量的第一组织射频阻抗之后的第二组织射频阻抗;以及(e) 基于由第一组织射频阻抗和第二组织射频阻抗归一化的第一联合功率和第二联合功率之差,计算能量的归一化变化。

[0119] 实施例12

[0120] 根据实施例11所述的方法,还包括:(a) 将能量的所归一化变化与多个脉管尺寸的预先确定的数据进行比较;以及(b) 基于所确定的组织尺寸,将超声能量设定为超声能量上限。

[0121] 实施例13

[0122] 根据实施例6所述的方法,还包括:(a) 测量组织的初始射频阻抗;(b) 测量组织的最小射频阻抗;以及(c) 基于组织的初始射频阻抗或最小射频阻抗,基于所确定的组织尺寸将超声能量设定为超声能量上限。

[0123] 实施例14

[0124] 根据实施例6所述的方法,还包括:(a) 从所测量的射频阻抗和相关联的初始射频阻抗时间识别初始射频阻抗;(b) 从所测量的射频阻抗和相关联的最小射频阻抗时间识别最小射频阻抗;以及(c) 基于所确定的组织尺寸设定电压上限。

[0125] 实施例15

[0126] 根据实施例6所述的方法,还包括:(a) 用夹持力将组织夹持在下部钳口和上部钳口之间,其中下部钳口和上部钳口中的至少一个包括超声刀;以及(b) 致动下部钳口或上部钳口中的至少一个,从而将夹持力调节到预先确定的夹持力。

[0127] 实施例16

[0128] 一种超声外科器械,包括:(a) 端部执行器,端部执行器被配置为从第一构型致动到第二构型,端部执行器包括:(i) 超声刀,超声刀被配置为选择性地将超声能量施加到组织,以及(ii) 射频电极,射频电极被配置为选择性地将射频能量施加到组织,其中射频电极还被配置为测量由端部执行器接合的组织的组织阻抗;(b) 轴组件,轴组件从端部执行器朝近侧突出;(c) 主体,主体从轴组件朝近侧突出,其中主体包括操作地连接到超声刀的能量输入部;以及(d) 功率控制器,功率控制器操作地连接到超声刀、射频电极和能量输入部,其中功率控制器被配置为选择性地将超声刀或射频电极中的至少一个的激活,其中功率控制器还被配置为经由超声刀或射频电极中的至少一个用电信号询问组织以提供组织反馈,并且其中功率控制器还被配置为响应于组织反馈,调节超声能量或射频能量中的至少一个的电参数,以防止横切组织。

[0129] 实施例17

[0130] 根据实施例16所述的超声外科器械,其中,功率控制器还被配置为分别终止来自超声刀或射频电极中的至少一个的超声能量或射频能量,从而防止横切所密封的组织。

[0131] 实施例18

[0132] 根据实施例16至17中任一项或多项所述的超声外科器械,其中,功率控制器具有存储在功率控制器上的预先确定的射频阻抗,并且还被配置为测量组织的射频阻抗,将所

测量的组织的射频阻抗与预先确定的射频阻抗进行比较,并且基于所测量的射频阻抗和预先确定的射频阻抗之间的比较,确定组织是否被密封。

[0133] 实施例19

[0134] 根据实施例16至18中任一项或多项所述的超声外科器械,其中,功率控制器还被配置为基于组织反馈确定所询问的组织的相对尺寸。

[0135] 实施例20

[0136] 一种超声外科器械,包括:(a) 端部执行器,端部执行器被配置为从第一构型致动到第二构型,端部执行器包括:(i) 超声刀,超声刀被配置为选择性地将超声能量施加到组织,(ii) 钳口,钳口相对于超声刀可移动地定位,并且被配置为在打开位置和闭合位置之间移动,其中处于打开位置的钳口和超声刀被配置为接纳组织,并且其中处于闭合位置的钳口和超声刀被配置为用夹持力夹持组织,以及(iii) 射频电极,射频电极被配置为选择性地将射频能量施加到夹持在端部执行器内的组织,其中射频电极还被配置为测量被夹持在端部执行器内的组织的组织阻抗;(b) 轴组件,轴组件从端部执行器朝近侧突出;(c) 主体,主体从轴组件朝近侧突出,其中主体包括操作地连接到超声刀的能量输入部;以及(d) 功率控制器,功率控制器操作地连接到钳口,并且具有存储的预先确定的夹持力,其中功率控制器被配置为测量施加在其中接纳有组织的超声刀和钳口之间的夹持力,并且相对于超声刀致动钳口,使得夹持力调节为预先确定的夹持力。

[0137] IV. 杂项

[0138] 应当理解,本文所述的教导内容、表达、实施方案、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、实施方案、示例等中的任何一者或多者进行组合。因此,上述教导内容、表达、实施方案、示例等不应视为彼此孤立。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显而易见。此类修改和变型旨在包括在任何权利要求的范围内。

[0139] 本文所述的教导内容、表达、实施方案、实施例等中的任一个或多个可与在以下专利中描述的教导内容、表达、实施方案、实施例等中的任一个或多个组合:与本申请同一日期提交的名称为“带有夹持臂位置输入的组合超声和电外科器械以及用于识别组织状态的方法(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument with Clamp Arm Position Input and Method for Identifying Tissue State)”的美国专利申请[代理人参考号END8146USNP];与本申请同一日期提交的名称为“带有可调节夹持力的组合超声和电外科器械以及相关方法(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument with Adjustable Clamp Force and Related Methods)”的美国专利申请[代理人参考号END8146USNP2];与本申请同一日期提交的名称为“带有可调节能量模式的组合超声和电外科器械以及用于限制刀温度的方法(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument with Adjustable Energy Modalities and Method for Limiting Blade Temperature)”的美国专利申请[代理人参考号END8146USNP3];与本申请同一日期提交的名称为“组合超声和电外科器械以及用于用各种终止参数密封组织的方法(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument and Method for Sealing Tissue with Various Termination Parameters)”的美国专利申请[代理人参考号END8146USNP4];和/或与本申请同一日期提交的名称为“组合超声和电外科器械以及用于在连续阶段中密封组

织的方法(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument and Method for Sealing Tissue in Successive Phases)”的美国专利申请[代理人参考号END8146USNP5]。这些申请中的每个的公开内容以引用方式并入本文。

[0140] 另外,本文所述的教导内容、表达、实施方案、实施例等中的任一个或多个可与以下专利中描述的教导内容、表达、实施方案、实施例等中的任一个或多个组合:与本申请同一日期提交的名称为“具有带有共享返回路径的电路的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument Having Electrical Circuits With Shared Return Path)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP];与本申请同一日期提交的名称为“具有滑环电接触组件的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument Having Slip Ring Electrical Contact Assembly)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP1];与本申请同一日期提交的名称为“具有电绝缘特征的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument Having Electrically Insulating Features)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP2];与本申请同一日期提交的名称为“具有弯曲超声刀的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument Having Curved Ultrasonic Blade)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP3];与本申请同一日期提交的名称为“具有夹持臂电极的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument Having Clamp Arm Electrode)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP4];与本申请同一日期提交的名称为“具有带有远侧包覆成型构件的超声波导的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical Instrument Having Ultrasonic Waveguide With Distal Overmold Member)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP5];与本申请同一日期提交的名称为“具有发生器滤波器电路的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical System Having Generator Filter Circuitry)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP6];和/或与本申请同一日期提交的名称为“具有EEPROM和ASIC部件的组合超声和电外科器械(Combination Ultrasonic and Electrosurgical System Having EEPROM and ASIC Components)”的美国专利申请[代理人参考号END8245USNP7]。这些申请中的每个的公开内容以引用方式并入本文。

[0141] 应当理解,据称以引用方式并入本文的任何专利、专利公布或其它公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中所述的现有定义、陈述或者其它公开材料不冲突的范围内并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代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列出的现有定义、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。

[0142] 上述装置的类型可应用于由医疗专业人员进行的传统医学治疗和手术、以及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易于并入机器人外科系统,诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California)的DAVINCI™系统。类似地,本领域的普通技术人员将认识到,本文中的各种教导内容可易于与以下美国专利中的

任一个的各种教导内容组合:1998年8月11日发布的名称为“用于用增强的灵巧性和灵敏度实行微创手术的关节运动式外科器械(Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity)”的美国专利5,792,135,其公开内容以引用方式并入本文;1998年10月6日发布的名称为“带有柔性驱动器的远程中心定位装置(Remote Center Positioning Device with Flexible Drive)”的美国专利5,817,084,其公开内容以引用方式并入本文;1999年3月2日发布的名称为“用于最佳定位的自动化内窥镜系统(Automated Endoscope System for Optimal Positioning)”的美国专利5,878,193,其公开内容以引用方式并入本文;2001年5月15日发布的名称为“用于实行外科任务的机器人臂DLUS(Robotic Arm DLUS for Performing Surgical Tasks)”的美国专利6,231,565,其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“带有超声波烧灼和切割器械的机器人外科工具(Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument)”的美国专利6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文;2002年4月2日发布的名称为“微创外科仪器中的主和从的对准(Alignment of Master and Slave in a Minimally Invasive Surgical Apparatus)”的美国专利6,364,888,其公开内容以引用方式并入本文;2009年4月28日发布的名称为“用于机器人外科工具的机械致动器接口系统(Mechanical Actuator Interface System for Robotic Surgical Tools)”的美国专利7,524,320,其公开内容以引用方式并入本文;2010年4月6日发布的名称为“平台链接腕机构(Platform Link Wrist Mechanism)”的美国专利7,691,098,其公开内容以引用方式并入本文;2010年10月5日发布的名称为“微创远程手术中的主/从关系的重新定位和重新取向(Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery)”的美国专利7,806,891,其公开内容以引用方式并入本文;2014年9月30日发布的名称为“用于与机器人系统一起使用的自动化端部执行器部件重新加载系统(Automated End Effector Component Reloading System for Use with a Robotic System)”的美国专利8,844,789,其公开内容以引用方式并入本文;2014年9月2日发布的名称为“机器人控制的外科器械(Robotically-Controlled Surgical Instruments)”的美国专利8,820,605,其公开内容以引用方式并入本文;2013年12月31日发布的名称为“用于机器人控制的外科工具的可偏移驱动接口(Shiftable Drive Interface for Robotically-Controlled Surgical Tool)”的美国专利8,616,431,其公开内容以引用方式并入本文;2013年11月5日发布的名称为“带有凸轮驱动的缝钉部署布置的外科缝合器械(Surgical Stapling Instruments with Cam-Driven Staple Deployment Arrangements)”的美国专利8,573,461,其公开内容以引用方式并入本文;2013年12月10日发布的名称为“带有具有可变致动速度的旋转致动闭合系统的机器人控制的电动外科端部执行器系统(Robotically-Controlled Motorized Surgical End Effector System with Rotary Actuated Closure Systems Having Variable Actuation Speeds)”的美国专利8,602,288,其公开内容以引用方式并入本文;2016年4月5日发布的名称为“带有选择性地可关节连接的端部执行器的机器人控制的外科器械(Robotically-Controlled Surgical Instrument with Selectively Articulatable End Effector)”的美国专利9,301,759,其公开内容以引用方式并入本文;2014年7月22日发布的名称为“机器人控制的外科端部执

行器系统(Robotically-Controlled Surgical End Effector System)”的美国专利8,783,541,其公开内容以引用方式并入本文;2013年7月9日发布的名称为“用于可操作地将可操纵外科工具耦接到机器人的驱动接口(Drive Interface for Operably Coupling a Manipulatable Surgical Tool to a Robot)”的美国专利8,479,969;2014年8月12日发布的名称为“基于机器人控制的缆线的外科端部执行器(Robotically-Controlled Cable-Based Surgical End Effectors)”的美国专利公开8,800,838,其公开内容以引用方式并入本文;和/或2013年11月5日发布的名称为“带有旋转致动闭合系统的机器人控制的外科端部执行器系统(Robotically-Controlled Surgical End Effector System with Rotary Actuated Closure Systems)”的美国专利8,573,465,其公开内容以引用方式并入本文。

[0143] 上文所述的型式的装置可被设计为单次使用后丢弃,或者它们可被设计为可多次使用。在任一种情况下或两种情况下,可对这些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意组合:拆卸装置,然后清洁或替换特定零件以及随后进行重新组装。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意数量的特定零件或部分。在清洁和/或更换特定零件时,装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术之前由临床医生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/更换、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之内。

[0144] 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,将所述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。随后可将经消毒的装置储存在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其它技术对装置进行消毒,所述技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0145] 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进一步改进。已经提及了若干此类可能的修改,并且其它修改对于本领域的技术人员而言将显而易见。例如,上文所讨论的示例、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必需的。于是,本发明的范围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。

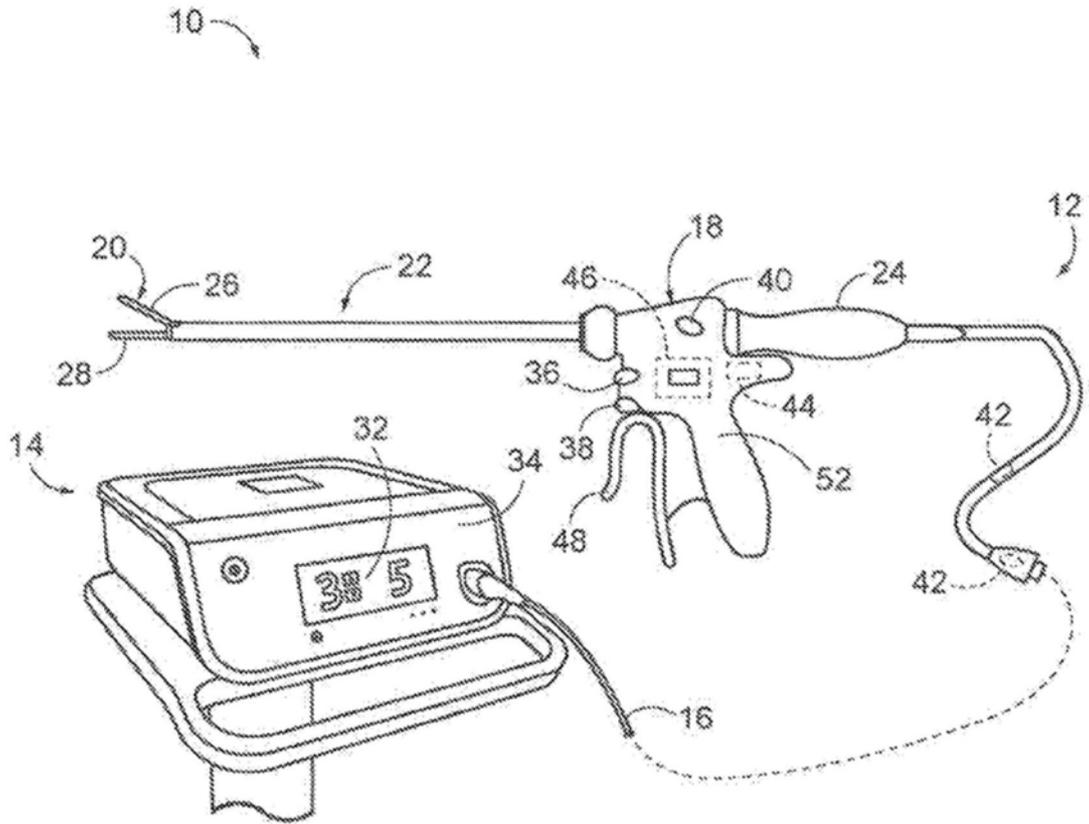


图1

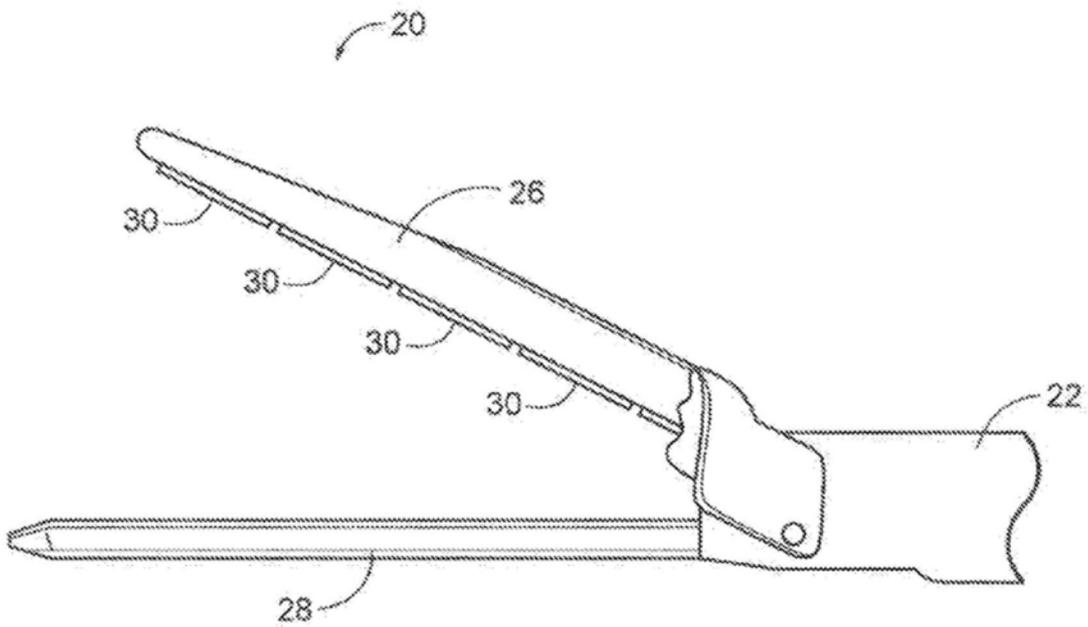


图2A

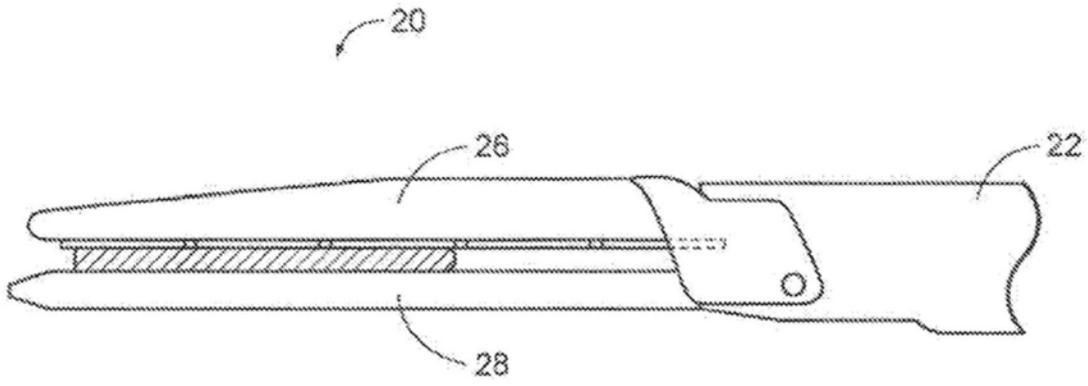


图2B

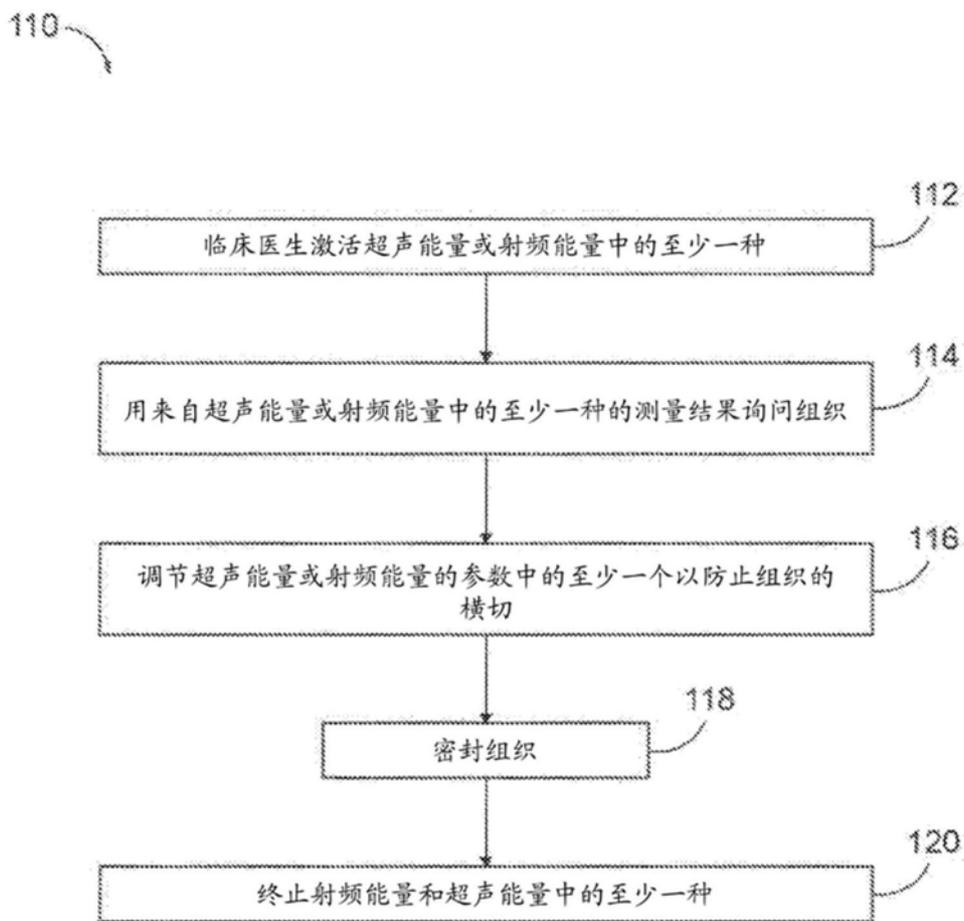


图3

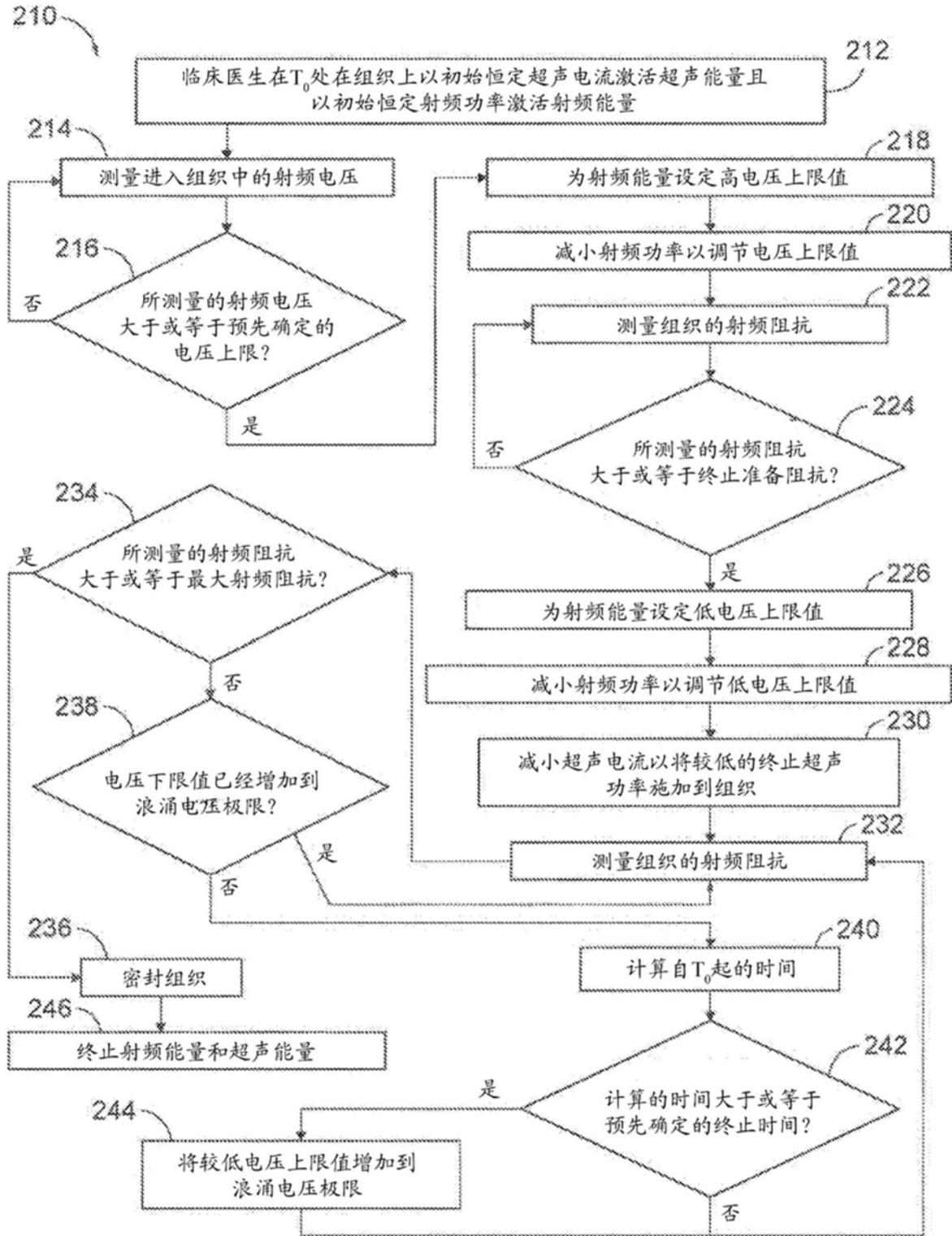


图4

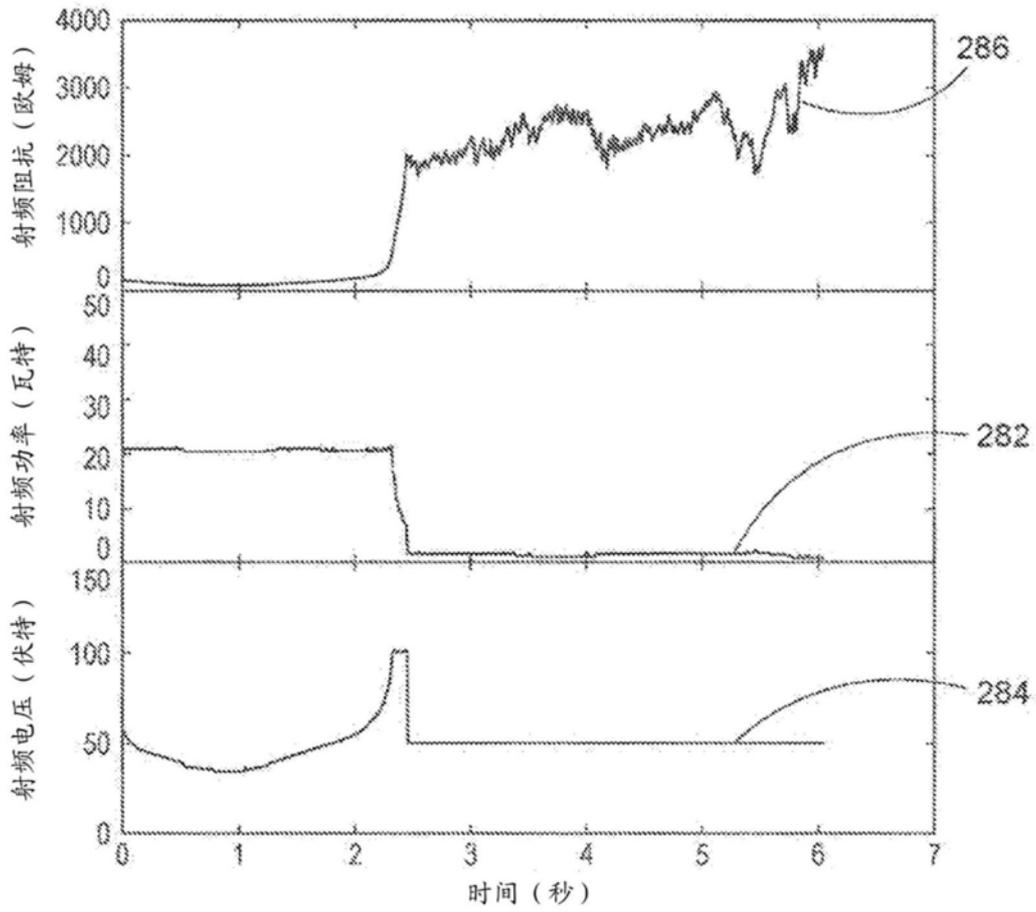


图5

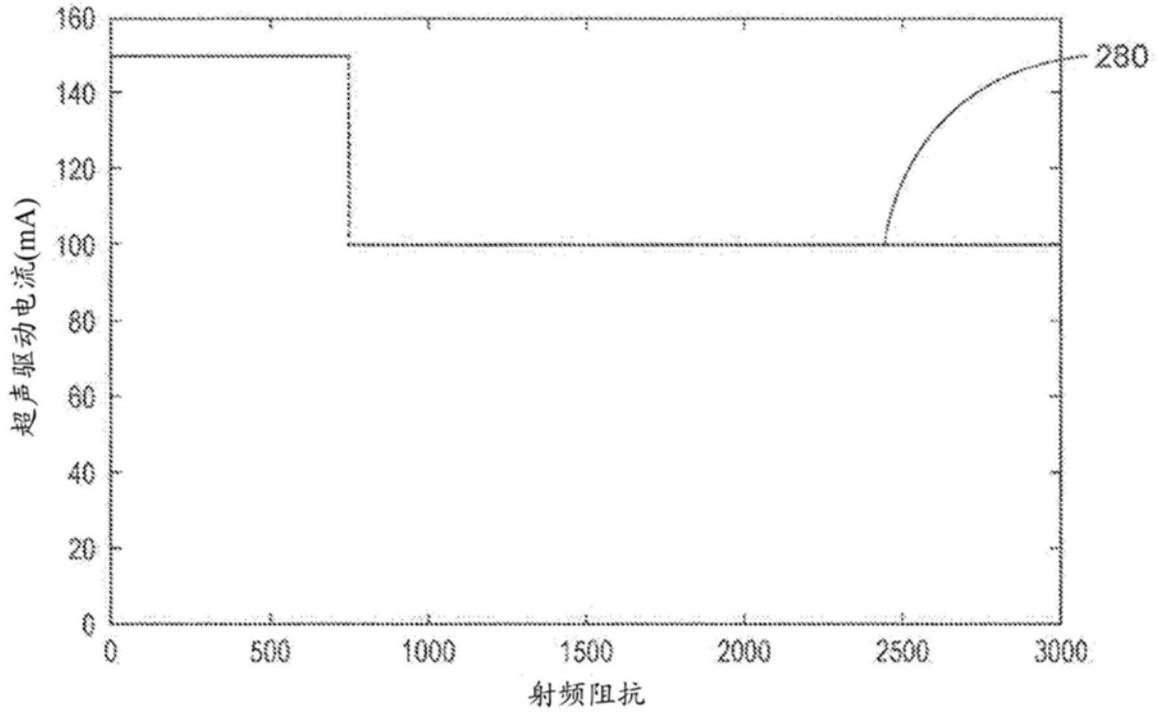


图6

310

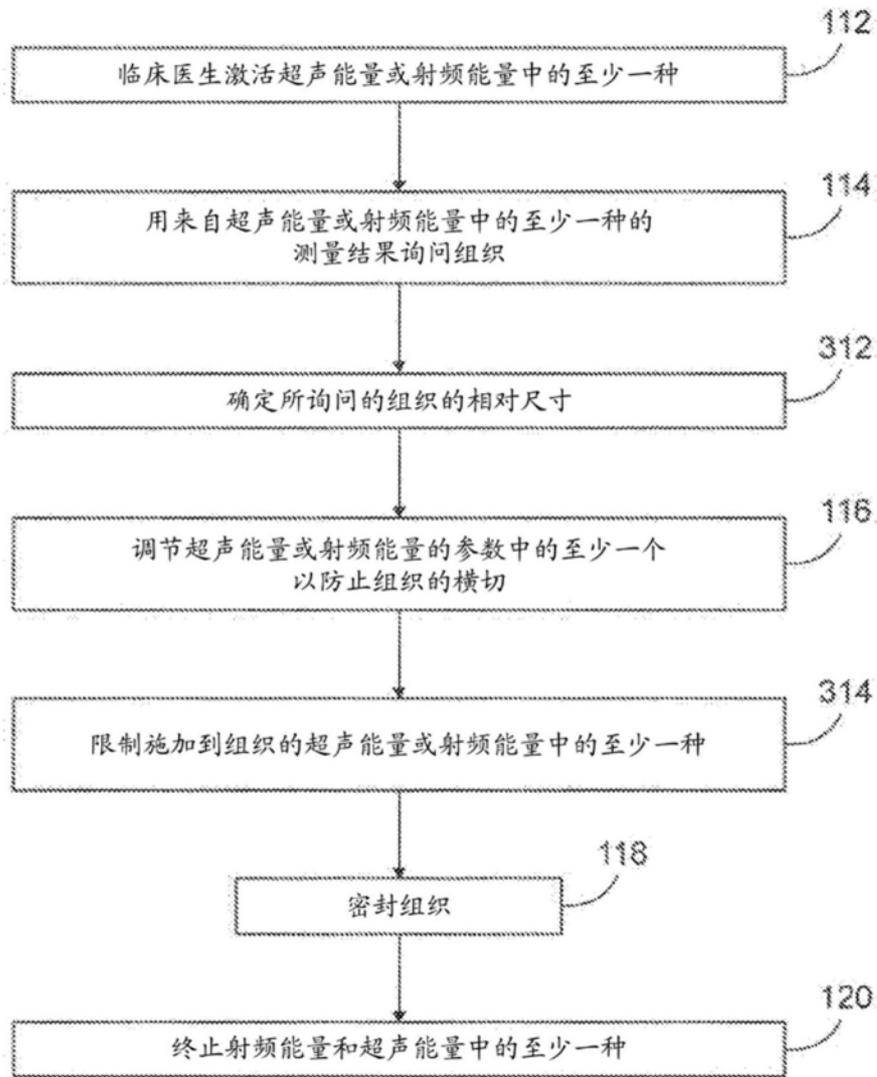


图7

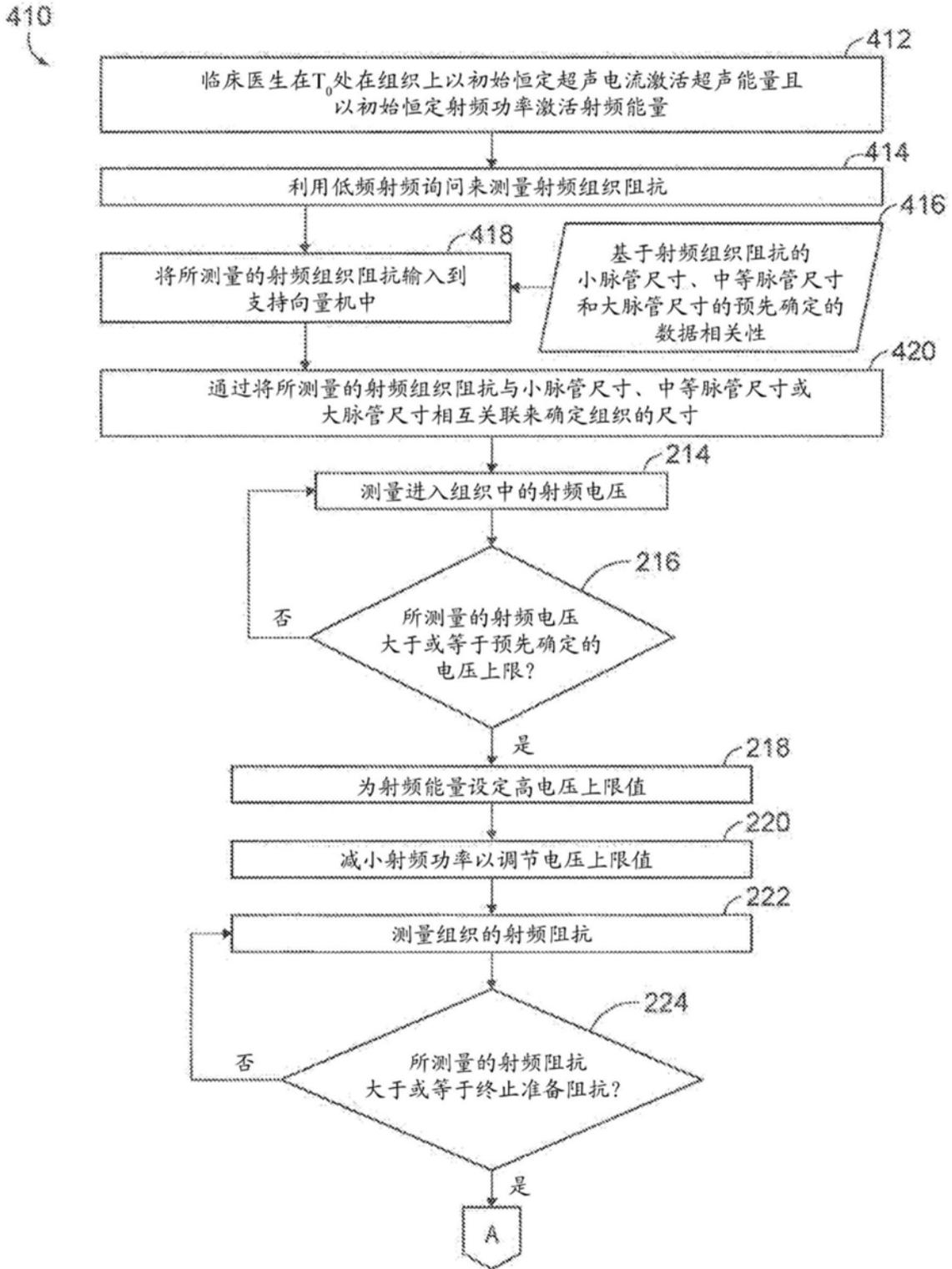


图8A

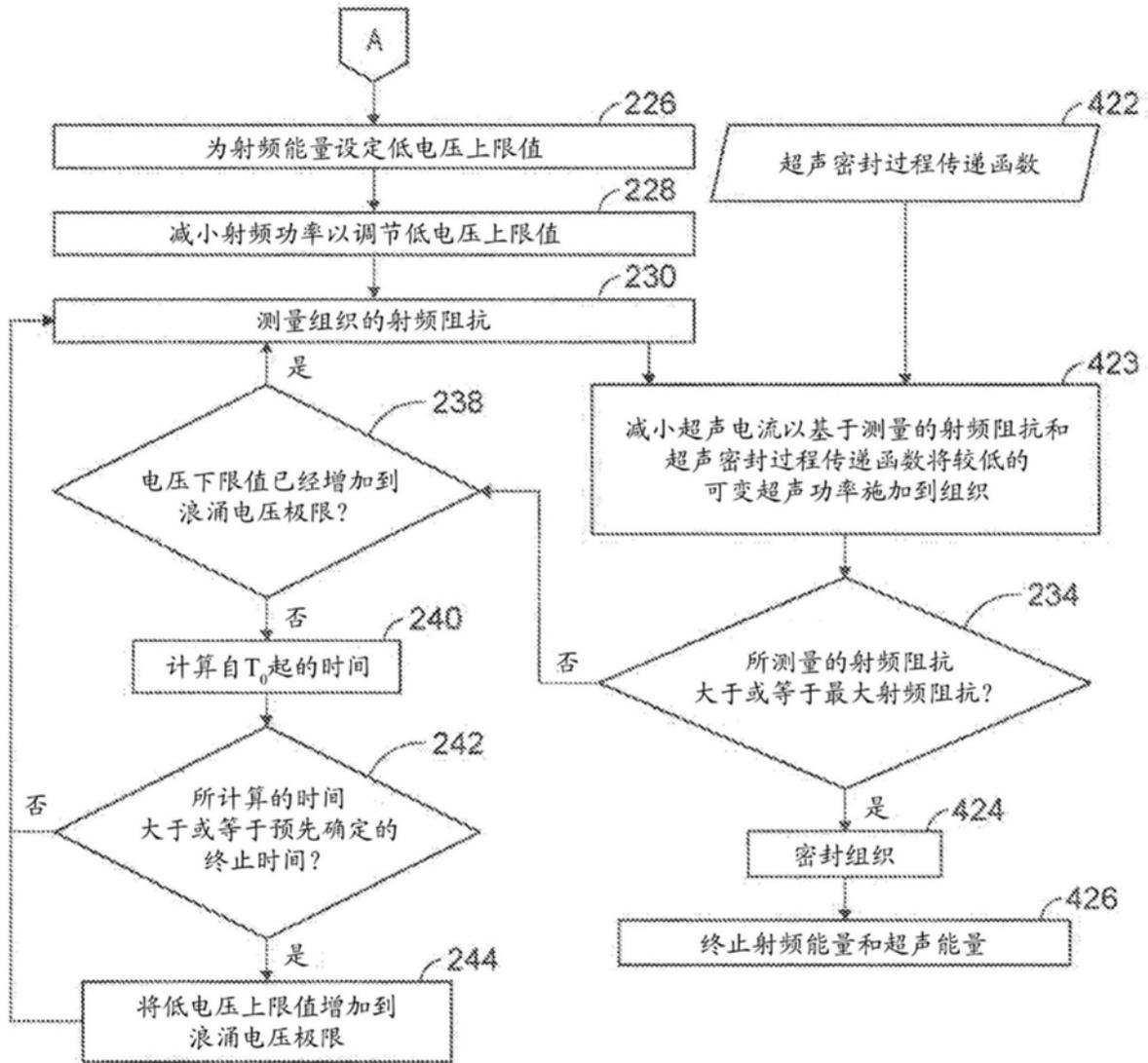


图8B

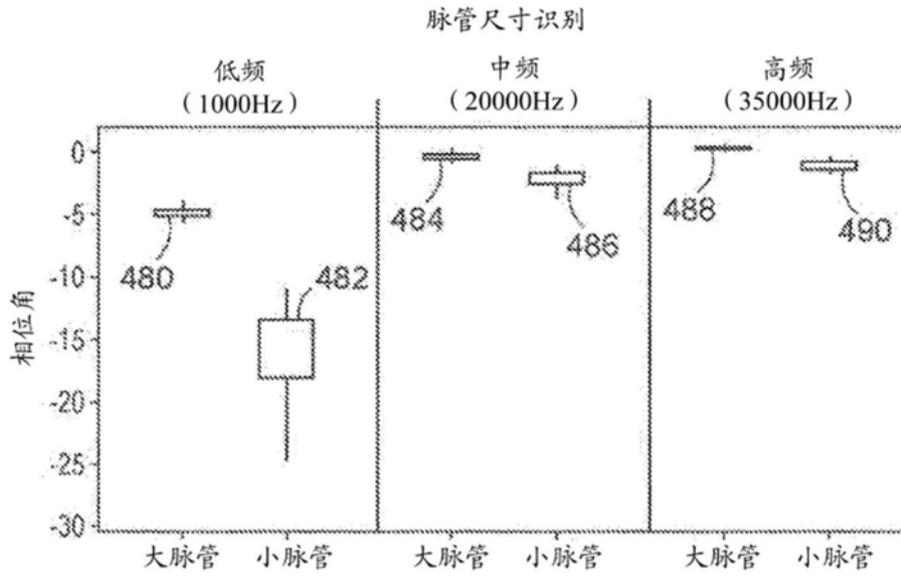


图9

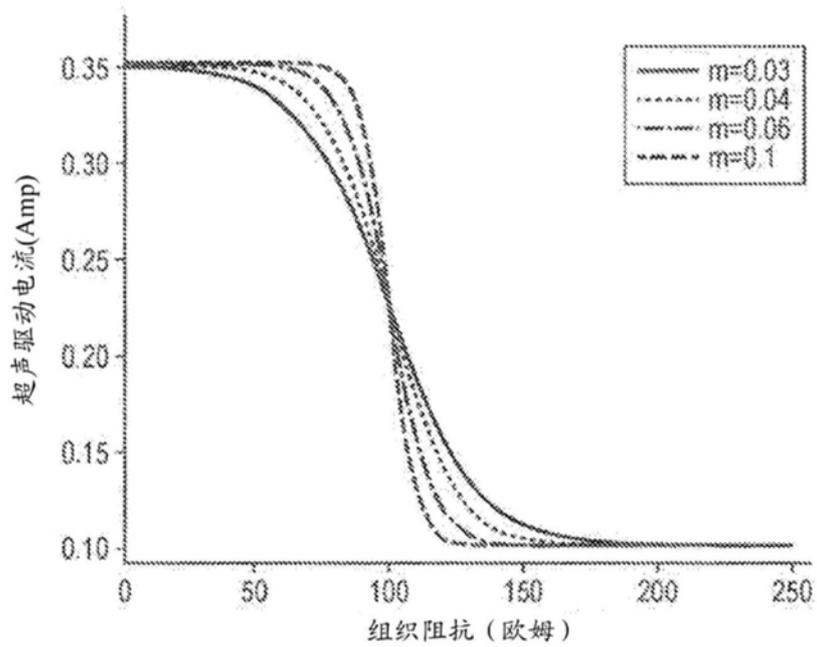


图10

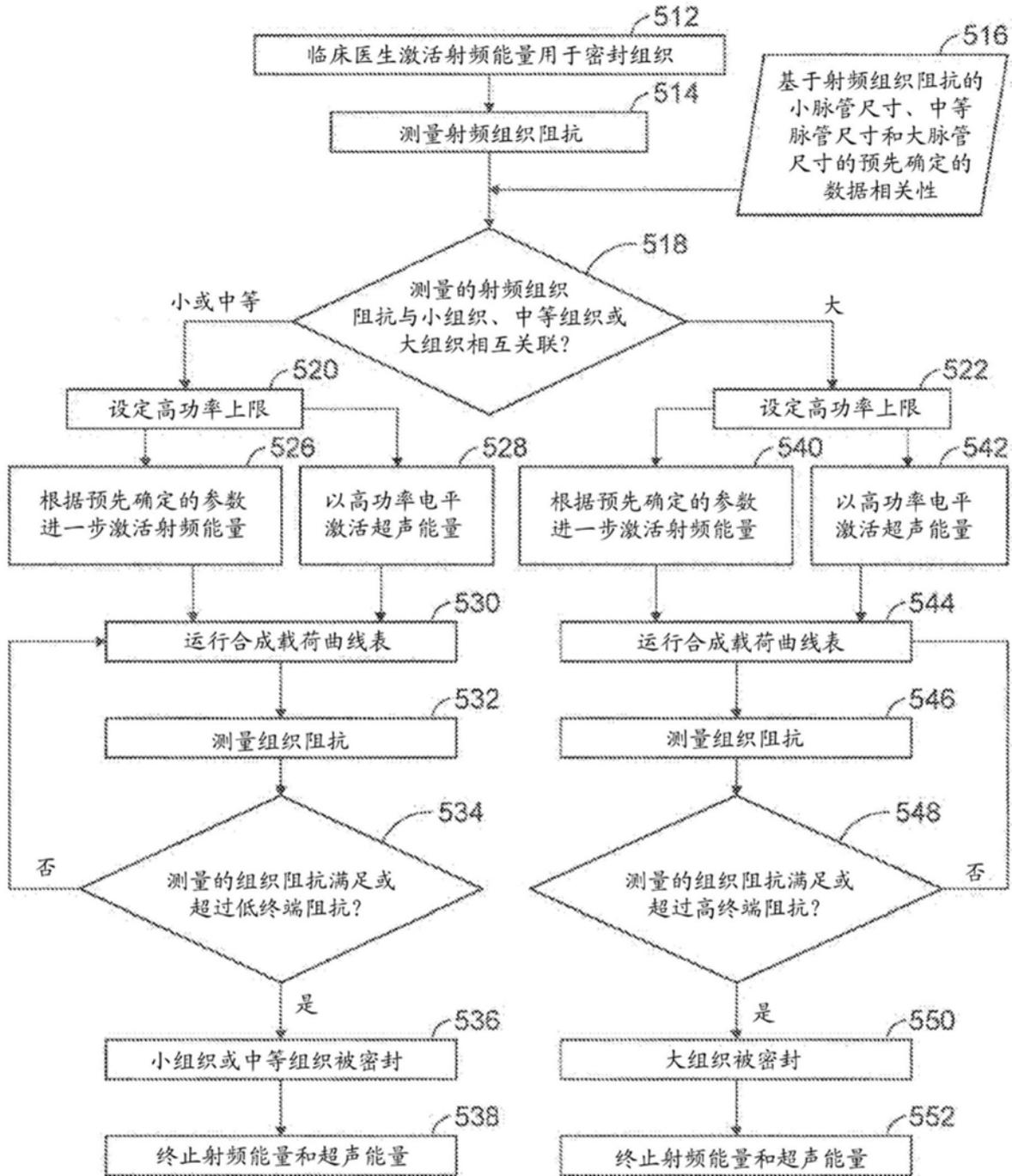


图11

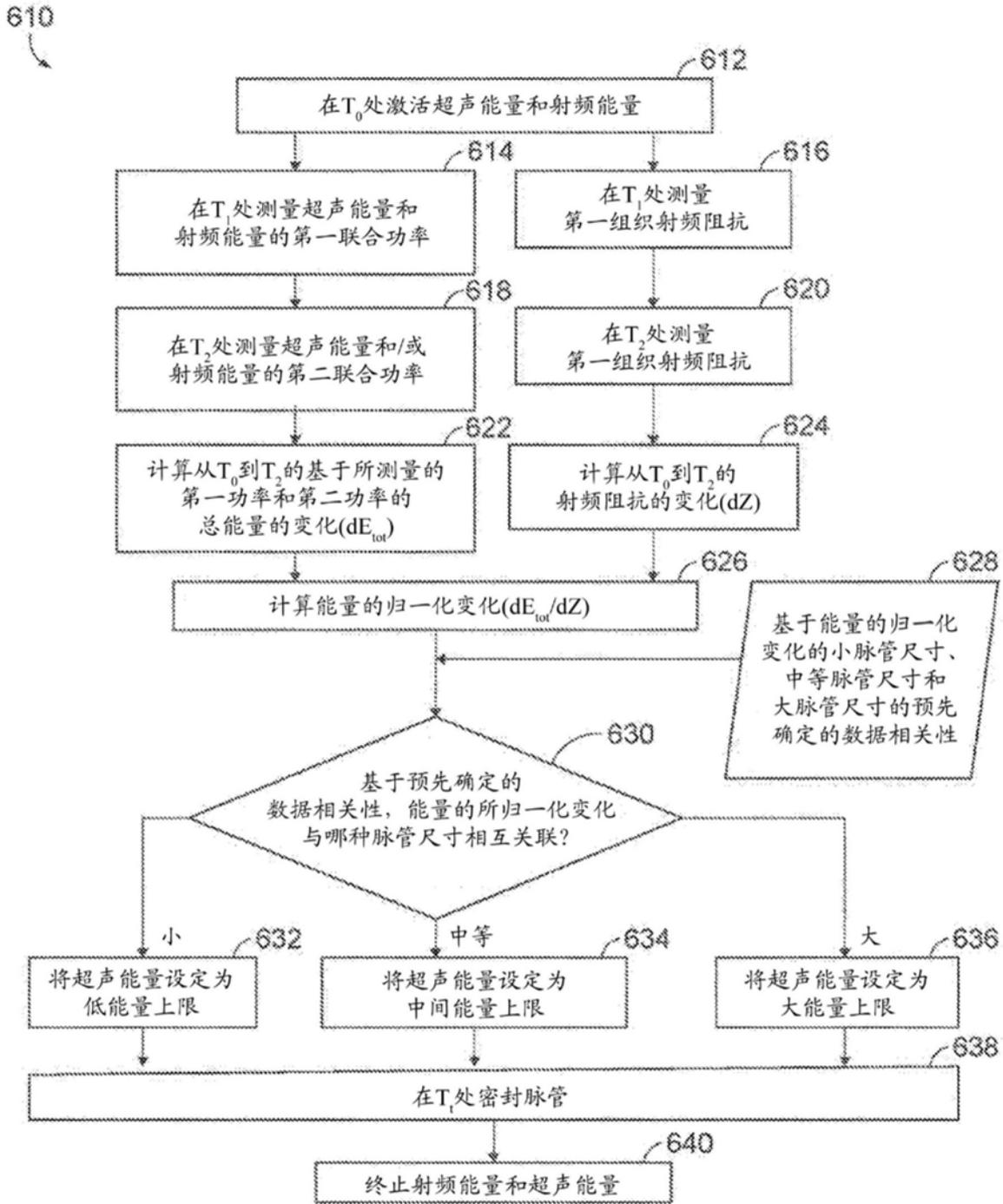


图12

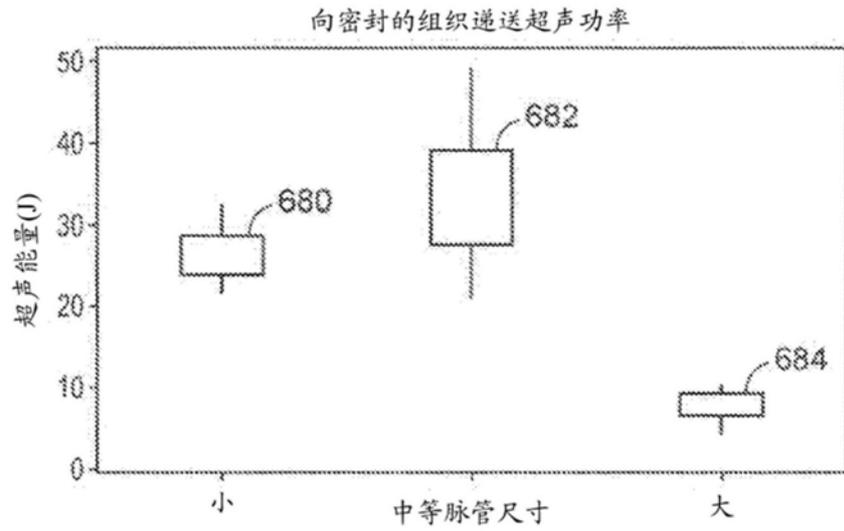


图13

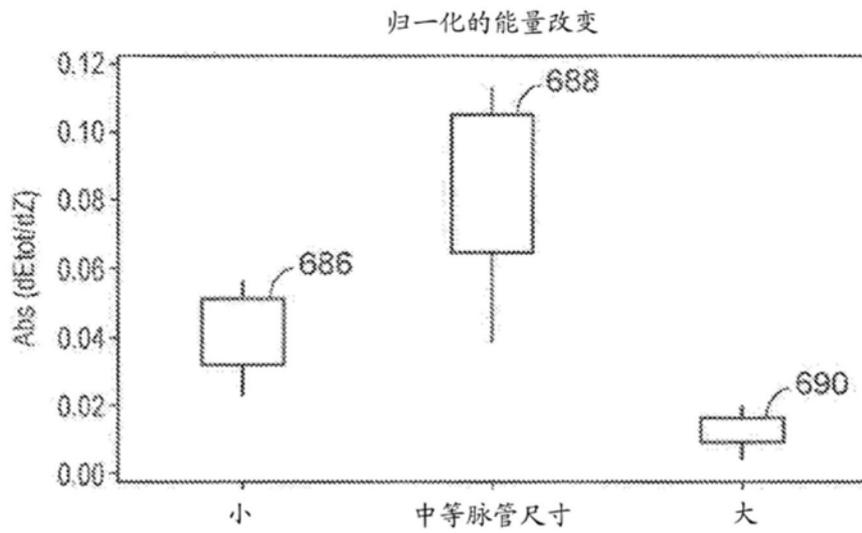


图14

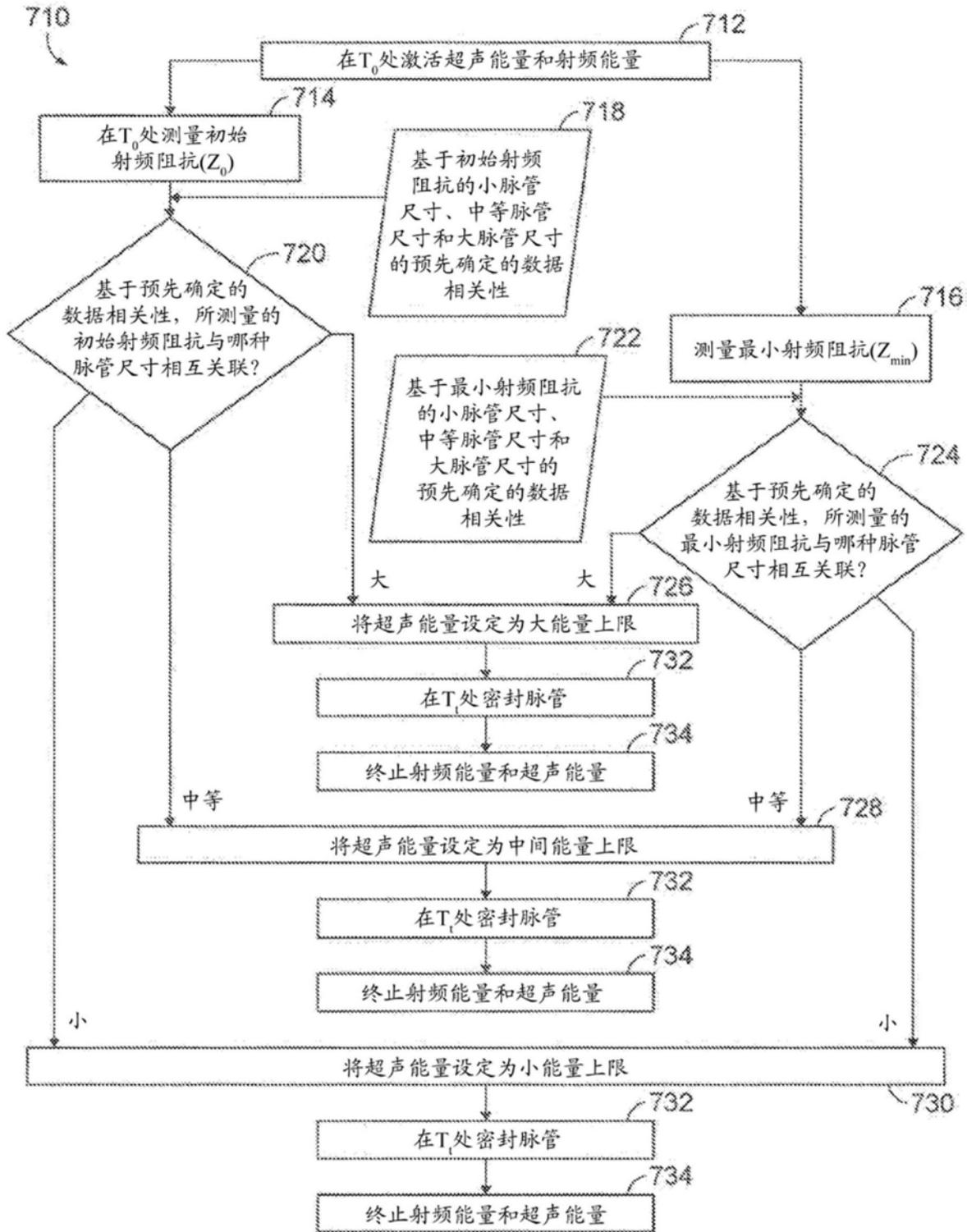


图15

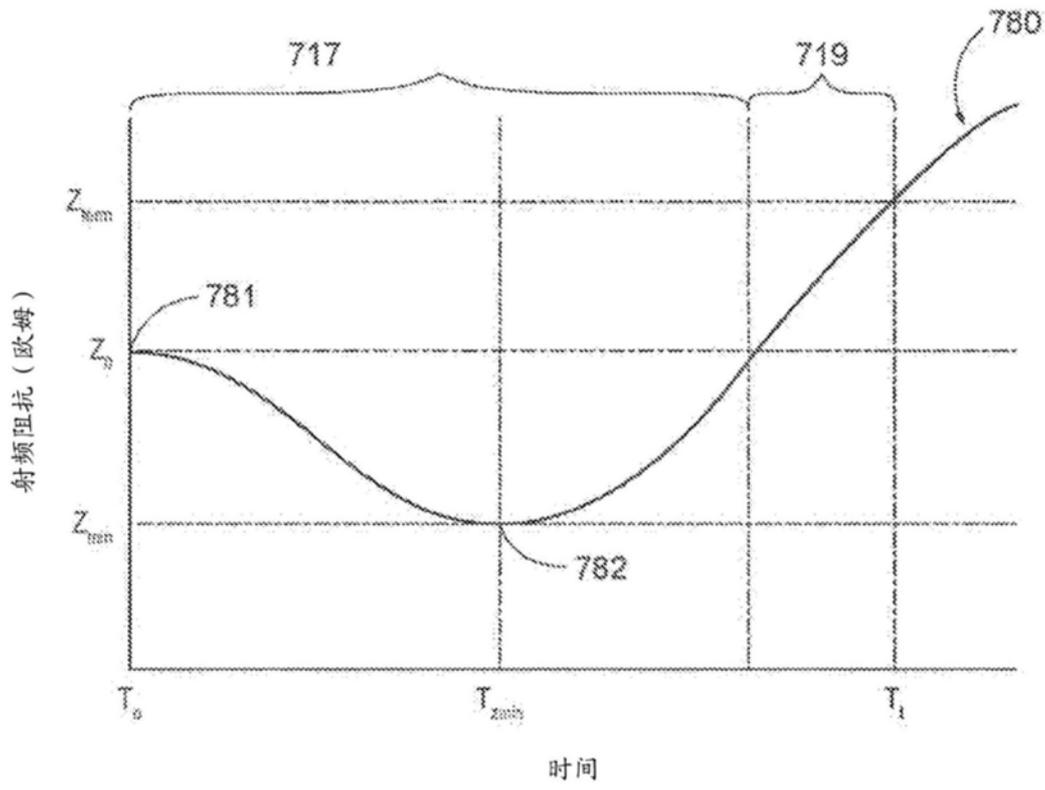


图16

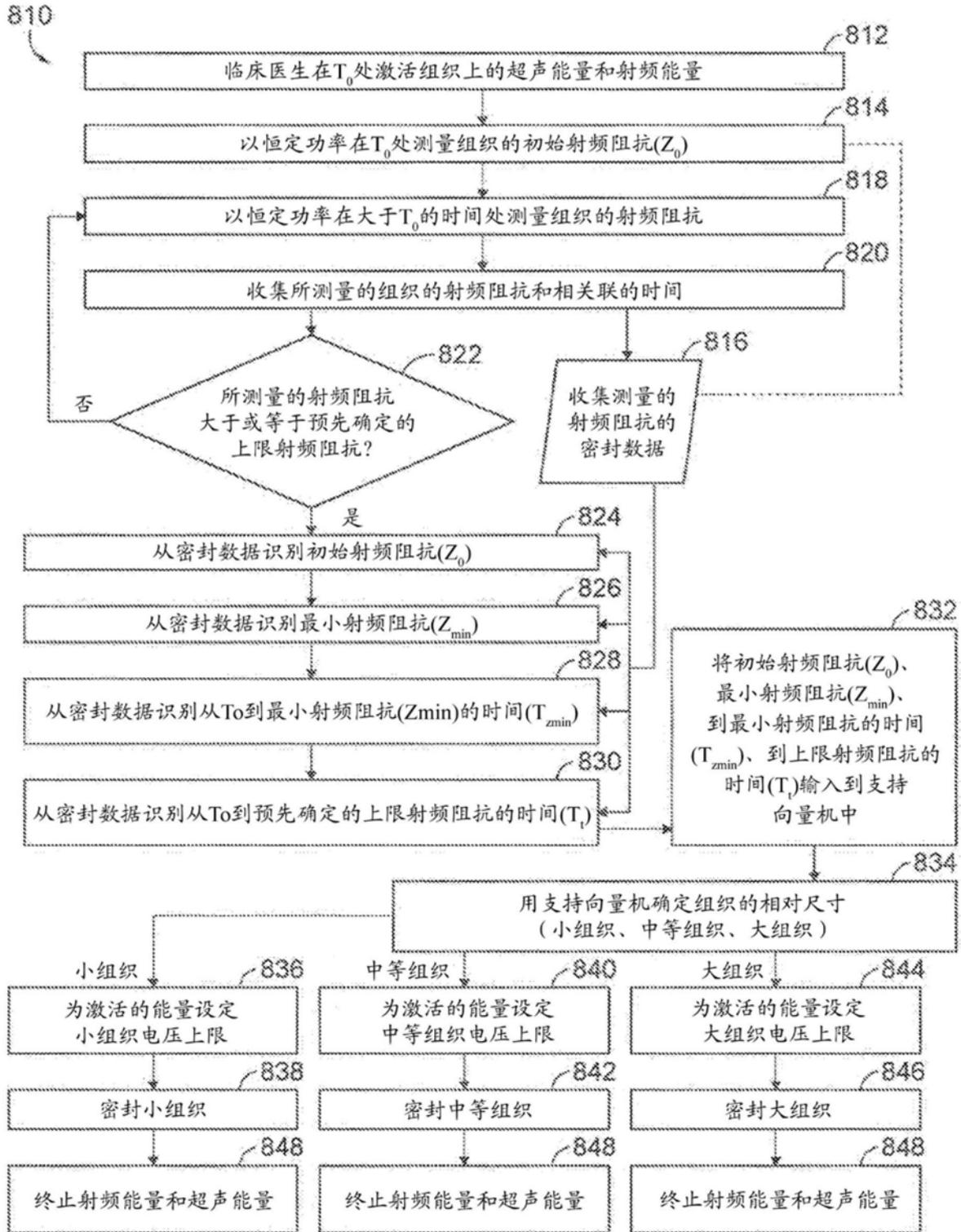


图17

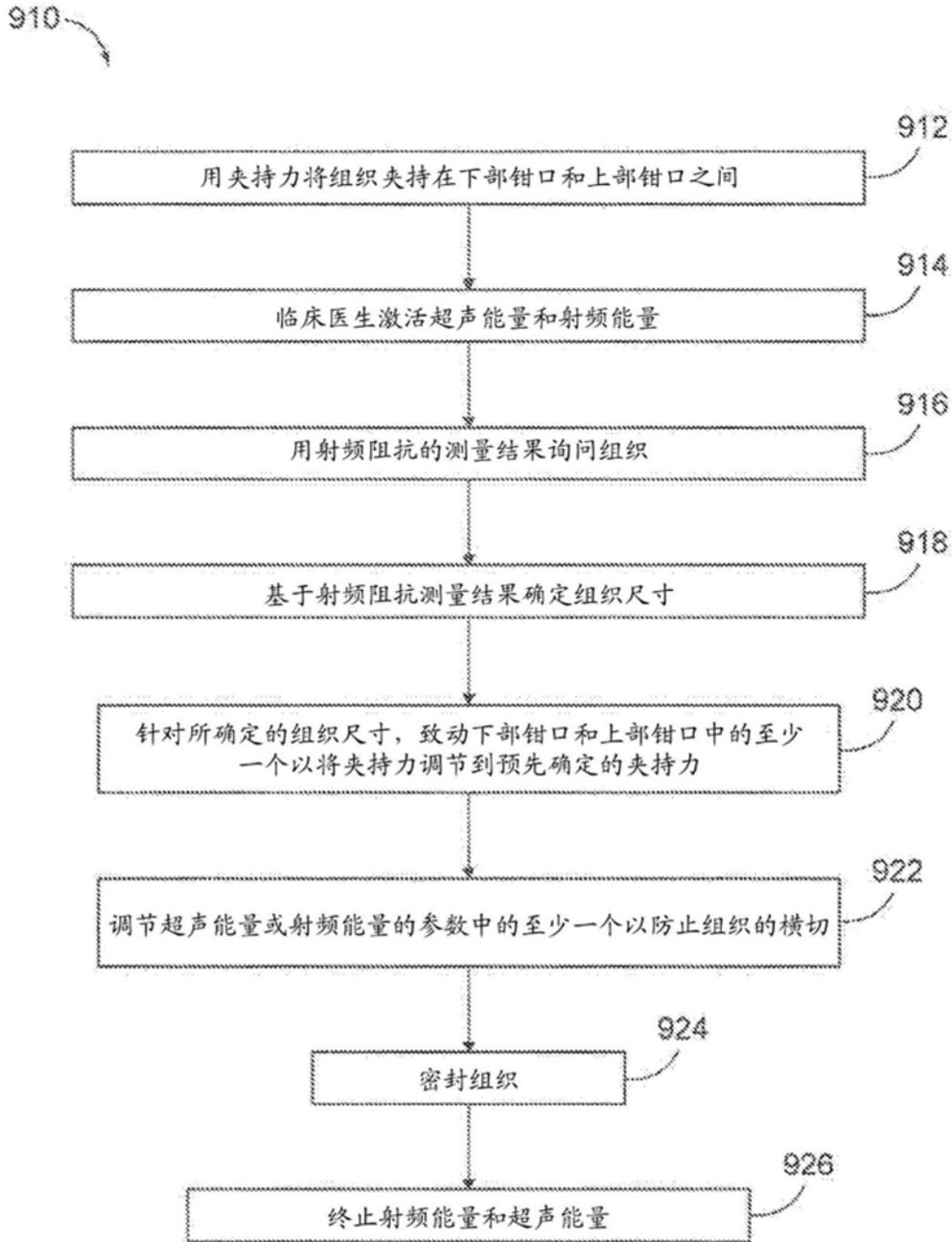


图18

专利名称(译)	带有可调节的能量模式的组合超声和电外科器械以及用于密封组织和防止组织切除的方法		
公开(公告)号	CN110662500A	公开(公告)日	2020-01-07
申请号	CN201880034190.5	申请日	2018-05-18
[标]发明人	B J 丹兹格 KG登津格 ET维纳		
发明人	R·A·阿舍 B·J·丹兹格 K·G·登津格 C·R·诺特 A·S·索奈伊 E·T·维纳		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/00 A61B18/12 A61B18/14 A61B17/00 A61B90/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B17/320092 A61B18/1233 A61B18/1442 A61B18/1445 A61B2017/00026 A61B2017/00084 A61B2017/0019 A61B2017/00526 A61B2017/320088 A61B2017/320095 A61B2018/ /00607 A61B2018/0063 A61B2018/00642 A61B2018/00648 A61B2018/00678 A61B2018/00702 A61B2018/00714 A61B2018/00761 A61B2018/00791 A61B2018/00845 A61B2018/00875 A61B2018/ /0088 A61B2018/00916 A61B2018/00928 A61B2018/00994 A61B2018/126 A61B2018/1452 A61B2018/ /1457 A61B2018/1467 A61B2090/064 A61B18/00 A61B2017/00106 A61B2017/320075 A61B2017/ /320094 A61B2018/00654 A61B2018/00672 A61B2018/00708 A61B2018/00755 A61B2018/00779		
代理人(译)	刘迎春		
优先权	62/509336 2017-05-22 US 15/967763 2018-05-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声外科器械(12)和密封组织的方法包括用电信号询问(114)组织，并且响应于组织反馈调节(116)超声能量或射频能量中的至少一个的电参数，以防止横切组织。超声外科器械(12)具有端部执行器(20)、轴组件(22)、主体和功率控制器(46)。功率控制器(46)操作地连接到超声刀(28)和射频电极(30)，并且被配置为引导超声刀(28)或射频电极(30)的激活。功率控制器(46)还被配置为经由超声刀(28)或射频电极(30)用电信号询问(114)组织，以提供组织反馈，并且响应于组织反馈，调节(116)超声能量或射频能量的电参数，以防止横切组织。

