



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103222893 B

(45)授权公告日 2016.12.28

(21)申请号 201310034875.9

(22)申请日 2013.01.30

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 103222893 A

(43)申请公布日 2013.07.31

(30)优先权数据  
13/360,925 2012.01.30 US

(73)专利权人 科维蒂恩有限合伙公司  
地址 美国马萨诸塞

(72)发明人 J·H·奥斯组拉克

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专  
利商标事务所 11038  
代理人 李向英

(51)Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

(56)对比文件

US 5831210 A,1998.11.03,  
US 6394949 B1,2002.05.28,  
US 20050049454 A1,2005.03.03,  
EP 0750886 A1,1997.01.02,  
CN 101855109 A,2010.10.06,  
WO 2008102154 A2,2008.08.28,  
WO 2008102154 A2,2008.08.28,  
EP 1902681 A1,2008.03.26,

审查员 袁志会

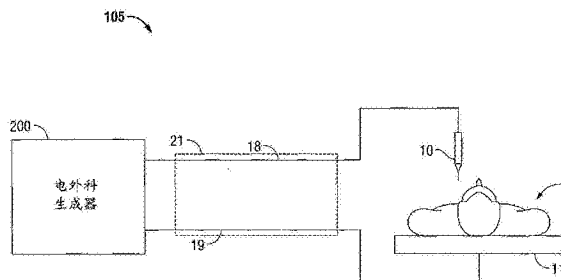
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

带有集成的组织部位处的能量传感的电外科设备

(57)摘要

公开了一种电外科系统。该系统包括具有至少一个电极的电外科器械,该至少一个电极被配置作为用于测量通过该电极的电压降的第一传感器,和被配置为测量跨所述至少一个电极的温度差的热传感器的温度传感器;以及,包括耦接到所述至少一个电极的输出级的生成器,所述输出级被配置为生成射频能量;以及,被配置为基于所述至少一个电极的电压降和电阻率来确定实际射频电流并基于所测量的温度差以及所述至少一个电极的导热率来确定射频功率的控制器。



1. 一种电外科系统,包括:

包括至少一个电极的电外科器械,该至少一个电极被配置作为用于测量通过该至少一个电极中的每一个两端的电压降的第一传感器;以及

生成器,包括:

耦接到所述至少一个电极的输出级,所述输出级被配置为生成射频能量;以及

被配置为基于所述至少一个电极的电压降以及电阻率来确定实际射频电流的控制器。

2. 根据权利要求1所述的电外科系统,其中所述生成器还包括可由所述控制器读取的非瞬时的存储介质,所述非瞬时的存储介质被配置为存储所述至少一个电极的电阻率。

3. 根据权利要求2所述的电外科系统,其中所述电外科器械还包括耦接到所述至少一个电极的热传感器,所述热传感器被配置为测量跨所述至少一个电极的温度差。

4. 根据权利要求3所述的电外科系统,其中所述非瞬时的存储介质被配置为存储所述至少一个电极的导热率。

5. 根据权利要求4所述的电外科系统,其中所述控制器进一步被配置为基于所测量的温度差和所述至少一个电极的导热率来确定功率。

6. 根据权利要求5所述的电外科系统,其中所述控制器进一步被配置为基于所计算的功率和电流来确定组织阻抗。

7. 根据权利要求1所述的电外科系统,其中所述生成器还包括耦接到有源导线的至少一个有源输出端子和耦接到返回导线的返回输出端子,所述电外科器械耦接到所述有源导线和所述返回导线,所述第一传感器通过传感器导线耦接到所述生成器。

8. 根据权利要求7所述的电外科系统,还包括:

包括电介质芯的电外科电缆,其中,所述传感器导线被安置在所述电介质芯内,并且所述有源导线和所述返回导线中的每一个的至少一部分围绕所述电介质芯以双螺旋缠绕,以最小化由此所生成的电场。

9. 一种为电外科器械供电的方法,包括:

测量通过电外科器械的至少一个电极中的每一个两端的电压降,所述电外科器械耦接到生成器;

在可由控制器读取的非瞬时的存储介质中存储所述至少一个电极的电阻率值;以及基于所述至少一个电极的电压降以及电阻率来确定实际射频电流。

10. 根据权利要求9所述的方法,还包括:

在可由控制器读取的非瞬时的存储介质中存储所述至少一个电极的导热率值;

测量所述至少一个电极的温度;以及

基于所测量的温度差和所述至少一个电极的导热率,来确定功率。

11. 根据权利要求10所述的方法,还包括:

基于所计算的功率和电流,确定组织阻抗。

## 带有集成的组织部位处的能量传感的电外科设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及电外科系统以及用于执行电外科过程的方法。更具体来说,本发明涉及用于将电外科射频能量从电外科生成器传输到治疗点并将传感器信号从治疗点传输到电外科生成器的系统和方法,具有减少的能量损耗和组织部位能量控制。

### 背景技术

[0002] 电外科手术涉及向外科手术点施加高射频电流,以切割、烧蚀或凝结组织。在单极电外科手术中,源或有源电极将射频能量从电外科生成器提供到组织,返回电极将电流返回到生成器。在单极电外科手术中,源电极通常是由外科医生手握的并向待治疗的组织施加的外科手术器械的一部分。病人返回电极被放置在远离有源电极的位置,以将电流传输回生成器。

[0003] 在双极电外科手术中,手持式器械的电极中的一个充当有源电极,另一个充当返回电极。返回电极被置于与有源电极极为贴近的位置,以便在两个电极(例如,电外科钳)之间形成电路。以此方式,施加的电流仅限于位于电极之间的身体组织。当电极彼此分离足够大时,电路是断开的,如此,身体组织与分隔的电极中的任何一个的非故意的接触将阻碍电流流动。

[0004] 双极电外科手术一般涉及钳的使用。钳是依赖于其钳口之间的机械作用来夹持、卡箍和压缩血管或组织的类似于钳子的器械。所谓的“张开的钳”通常用于开放的外科手术过程,而“用于内窥镜检查的钳”或“用于腹腔镜检查的钳”是,顾名思义,用于侵入性不太强的内窥镜检查外科手术过程。电外科钳(开放的或内窥镜检查的)使用机械箝位作用和电能来在被箝位的组织实行止血。钳包括向被箝位的组织施加电外科能量的电外科导电表面。通过控制经由导电板向组织施加的电外科能量的强度,频率和持续时间,外科医生可以凝结,烧灼和/或闭合组织。

[0005] 组织或血管闭合是液化组织中的胶原、弹性蛋白、和基质,以便随着相对的组织结构之间的划界显著缩小它们重新形成成为熔体的过程。烧灼涉及使用热量来摧毁组织,凝结是其中组织细胞被断裂和干燥的使组织干燥的过程。

[0006] 组织闭合过程不仅涉及简单地烧灼或凝结组织以产生有效的闭合;过程还涉及对各种因素的准确的控制。例如,为了在血管或组织中实施适当的闭合,已经确定必须准确地控制两个主要的机械参数:向组织施加的压力;以及电极之间的间隙距离(即,相对的钳口构件或相对的电极之间的距离)。另外,必须在受控制的条件下向组织施加电外科能量,以确保创建有效的血管闭合。

[0007] 通过电外科电缆来实现电外科能量向治疗点的传输,即,从电外科生成器向器械的传输。在传输过程中,通过电缆生成电场,通常沿着电缆路径发射杂散的电外科RF能量,该RF能量倾向于缩小治疗能量并生成RF噪声。此外,电场可能会与外科手术区域中的诸如病人监视设备之类的其他电子设备的操作产生干扰。

## 发明内容

[0008] 本发明涉及电外科射频(“RF”)能量和传感器信号的传输。公开了具有在供电传输导线和返回传输导线之间的极为贴近电场耦合的电外科电缆。如此处所使用的,术语“电场耦合”表示由RF能量的传输所生成的电场和电磁场。该耦合最大化在外科手术过程中提供的RF能量的施加,并最小化由供电导线和返回导线辐射的杂散的RF能量。极为贴近电场耦合通过抵消场显著缩小了电场,从而提高了病人和外科医生安全性。该耦合通过供电导线和返回导线的三维几何定向,提供低损耗电感/电容性(“LC”)传输介质。几何定向影响LC反应性分量,并缩小由杂散RF辐射所引起的不受控制的以电容方式耦合的电抗。具体而言,电容电抗是由比波长的一半短的传输介质的天线效应(例如,空气中的杂散RF能量的辐射性的排放)所引起的。因此,几何电缆定向控制杂散RF能量的损失(被抑制到预定级别),还缩小到能量源的电容性负载(例如,电外科能量)。

[0009] 一方面,公开了一种电外科系统。电外科系统包括具有至少一个电极的电外科器械,该至少一个电极被配置作为用于测量通过该电极的电压降的第一传感器,。该系统还包括具有耦接到至少一个电极并被配置为向其提供射频能量的输出级的生成器;以及,被配置为测量在组织部位处提供的射频电流的控制器,其中,控制器被配置为基于射频电压降的测量值并作为至少一个电极的电阻率的函数来确定实际射频电流。

[0010] 在另一方面,公开了一种电外科系统。该系统包括具有被配置作为用于测量至少一个电极处的电压降的第一传感器并被配置作为用于测量温度差的热传感器的至少一个电极的电外科器械。该系统还包括具有耦接到至少一个电极并被配置为向其提供射频能量的输出级的生成器;以及,被配置为测量在输出级处提供的射频电压的控制器,其中,控制器被配置为基于至少一个电极的温度差测量值并作为至少一个电极的导热率的函数来确定实际射频功率。

[0011] 在另一方面,公开了一种电外科系统。电外科系统包括具有至少一个电极的电外科器械,该电外科器械包括在该至少一个电极中配置的第一传感器,第一传感器被配置为测量至少一个电极处的电压降和温度差。该系统还包括具有被配置为生成射频能量的输出级的生成器;以及,被配置为测量在组织部位处提供的射频电压的控制器,其中,控制器被配置为基于电压降来确定电流并基于温度差来确定功率,控制器进一步被配置为作为计算出的功率和电流的函数来计算实际提供的射频电压。

[0012] 另一个方面包括用于控制电外科系统的方法。该方法包括向耦接到电外科生成器的至少一个电极提供射频能量;测量被配置作为电压传感器的至少一个电极中的电压降;测量射频能量的电流;作为电压降的函数计算射频电流;以及,作为测量到的射频电流的函数,调整电外科生成器的输出。

[0013] 在又一方面,描述了一种用于控制电外科系统的方法。该方法包括作为通过电外科器械的至少一个电极的分路电流和功率的函数,来测量和控制射频电压,电外科器械耦接到生成器;生成器具有被配置为生成射频能量的输出级;以及,控制器被配置为作为测量到的射频电压的函数来监视和调整组织部位处的提供的能量。

[0014] 随后,在另一方面,描述了一种用于控制电外科系统的方法。该方法包括作为通过电外科器械的至少一个电极的分路电流、功率或电压中的至少一个的函数,来测量和控制

温度,电外科器械耦接到生成器;生成器具有被配置为生成射频能量的输出级;以及,控制器被配置为作为测量到的测量的温度差的函数来监视和调整组织部位处的提供的能量。

[0015] 另外,在又一方面,描述了一种用于控制电外科系统的方法。该方法包括作为通过电外科器械的至少一个电极的分路电流和功率的函数,来测量和控制组织阻抗,电外科器械耦接到生成器;生成器具有被配置为生成射频能量的输出级;以及,控制器被配置为作为测量到的组织阻抗的函数来监视和调整组织部位处的提供的能量。

#### 附图说明

[0016] 此处参考各个附图描述了本发明的各实施例,其中:

[0017] 图1是现有技术电外科系统的示意框图;

[0018] 图2是根据本发明的电外科系统的实施例的示意框图;

[0019] 图3是根据本发明的电外科系统的实施例的透视图;

[0020] 图4是根据本发明的电外科生成器的正面图;

[0021] 图5是根据本发明的图4的电外科生成器的示意框图;

[0022] 图6是根据本发明的电外科电缆的截面示意视图;

[0023] 图7是根据本发明的电外科系统的示意视图;

[0024] 图8是根据本发明的图7的电外科系统的末端执行器的示意视图;

[0025] 图9是根据本发明的图7的电外科电缆的截面透视图;以及

[0026] 图10是根据本发明的方法的流程图。

#### 具体实施方式

[0027] 下面将参考各个附图来描述本发明的特定实施例。在下面的描述中,没有详细描述已知的功能或结构,以避免以不必要的细节妨碍对本发明的理解。所属领域的技术人员可以理解,根据本说明书公开内容的发明可以与单极或双极电外科系统以及内窥镜检查器械或者开放的器械一起使用。还应该理解,有不同的电气以及机械连接及其他考虑适用于每一种特定类型的器械。

[0028] 本发明提供以在三维物理空间中具有邻近的几何关系的双螺旋缠绕的电外科传输电缆,以控制传输电缆的电感的以及电容性组件并显著缩小由于RF辐射所造成的电容性泄漏。根据本说明书公开内容的传输电缆以双螺旋缠绕,并通过缩小比波长短的传输介质的发射天线效果来最小化杂散RF辐射。

[0029] 图1是现有技术电外科系统101的示意图。该系统包括通过供电传输导线118向单极电外科器械104提供电外科射频(“RF”)能量的电外科生成器103。RF能量通过返回电极111(被示为返回板)通过返回传输导线119,返回到生成器103。通常,供电导线和返回导线118,119的定向是随机的,并由此由于从其中流动的RF能量而发射表示为不受控制的辐射130的杂散RF能量。具体而言,供电导线和返回导线118,119的随机布局由于杂散RF辐射而导致不受控制的电容耦合。RF辐射产生由供电导线和返回导线118,119的随机定向所引起的发射天线效果,该效果还生成RF能量的交替的RF漏泄路径。

[0030] 图2是根据本发明的电外科系统102的示意图。系统是单极电外科系统,该系统包括具有用于治疗病人P的组织的一个或多个电极的电外科器械10。参考图2、4,和5,电外科

RF能量通过有源导线18(可操作地连接到生成器200的有源输出端子230(图5))通过生成器200被提供给器械10,允许器械10凝结、切割、烧蚀和/或以别的方式治疗组织。供电导线和返回导线18,19被封闭在电缆21内。电外科器械10可以在连接器250或256(图4)耦接到生成器200,每一个连接器250或256都耦接到有源端子230。

[0031] 能量通过返回电极11返回到生成器200,通过返回导线19(该返回导线19可操作地连接到生成器200的返回输出端子232(图5))传输。系统102可以包括被安置在病人身上的多个返回电极11,以通过最大化与病人的总的接触面积来最小化组织损伤的风险。返回电极11可以在连接器254(图4)耦接到生成器200,连接器254耦接到返回端子232。在各实施例中,生成器200和返回电极11可以被配置为监视所谓的“组织到病人”触点,以确保在它们之间存在足够的接触,以进一步最小化组织损伤的风险。生成器200可以包括多个供电端子和返回端子以及对应的数量的传输电缆(例如,每一个端子两个)。

[0032] 图3示出了根据本说明书公开内容的双极电外科系统102。系统102是双极电外科系统,该系统包括具有相对的钳口构件110和120的电外科钳10。钳10被示为血管闭合双极钳的内窥镜检查版本。在各实施例中,钳10可以是诸如开放式钳之类的任何合适的电外科闭合器械。钳10还包括外壳20、把手组件30、转子组件80,以及触发器组件70,它们与末端操纵装置100进行协作以夹持、闭合,如果需要的话,分割组织。钳10包括轴13,该轴13具有在机械方面啮合末端操纵装置100的远端14以及在机械方面啮合靠近外壳20的转子组件80的近端16。末端操纵装置100包括可从第一位置移动的两个钳口构件110,120,其中,钳口构件110,120相对于彼此分隔,到闭合状态,其中,钳口构件110,120协作,以将组织夹持在它们之间。钳口构件110,120中的每一个都分别包括电极112以及122,形成连接到能量源(例如,生成器200)的导电闭合面。电极112和122通过它们之间夹持的组织传递电外科能量。电外科RF能量由生成器200通过可操作地连接到有源电极(例如,闭合面112)的有源导线18,提供给钳10,通过可操作地连接到返回电极(例如,电极122)的返回导线19返回。

[0033] 把手组件30包括固定把手50和可移动把手40。把手40相对于固定把手50移动,以驱动末端操纵装置100,并允许用户有选择地夹持和操纵组织。钳口构件110和120响应于把手40从开启状态到闭合状态的移动而移动。在开启状态,电极112和122相对于彼此有间隔。在箝位或闭合状态,电极112和122协作以夹持组织并向其施加电外科能量。钳口构件110和120使用被封闭在外壳20内的传动组件(未示出)来驱动。传动组件与可移动把手40进行协作,以使钳口构件110和120从开启状态移动到箝位或闭合状态。在标题为“Vessel Sealer And Divider And Method Manufacturing Same”的共同拥有的美国申请系列No.10/369,894以及标题为“Vessel Sealer And Divider For Use With Small Trocars And Cannulas”的共同拥有的美国申请系列No.10/460,926中示出和描述了把手组件的示例。

[0034] 钳10还包括通过电缆21将钳10连接到电外科能量的源(例如,生成器200)的插头23。参考图3-5,电极112和122通过包括分别耦接到有源端子和返回端子230,232(图5)的供电导线和返回导线18,19的电缆21连接到生成器200。电外科钳10通过连接器260或262处的插头23(图4)耦接到生成器200,每一个连接器260或262都耦接到有源端子和返回端子230和232(例如,针脚等等)。

[0035] 参考图4和5,示出了生成器200的正面240。生成器200可以是任何合适的类型(例如,电外科、微波等等),并可以包括多个连接器250-262以接纳各种类型的电外科器械(例

如,电外科钳10,等等)。连接器250-262可以包括可以读取编码在器械的插头(例如,钳10的插头23)上的标识信息的各种检测设备。连接器250-262被配置为解码编码在插头上的对应于特定器械的操作参数的信息,允许生成器200基于连接的器械来预设能量传输设置。在各实施例中,数据可以被编码在可以耦接到或集成到插头中的条形码、电气组件(例如,电阻器、电容器等等)、RFID芯片、磁体、非易失性存储器,等等中。对应的检测设备可以包括,但不限于,条形码读取器、电气传感器、RFID读取器、霍尔效应传感器、存储器读取器,等等,以及被配置为解码编码在插头上的数据的任何其他合适的解码器。

[0036] 生成器200包括用于给用户提供各种输出信息(例如,强度设置、治疗完成指示器等等)的一个或多个显示屏幕242、244、246。屏幕242,244,246中的每一个都与对应的连接器250-262相关联。生成器200包括用于控制生成器200的合适的输入控件(例如,按钮、激活器、开关,触摸屏等等)。显示屏幕242,244,246还被配置作为显示电外科器械(例如,电外科钳10等等)的对应的菜单的触摸屏。然后,用户通过简单地触摸对应的菜单选项来输入选择。

[0037] 屏幕242控制单极输出以及连接到连接器250以及252的设备。连接器250被配置为耦接到单极电外科器械(例如,电外科笔),而连接器252被配置为耦接到脚踏开关(未示出)。脚踏开关允许额外的输入(例如,复制生成器200的输入)。屏幕244控制单极以及双极输出和连接到连接器256以及258的设备。连接器256被配置为耦接到其他单极器械。连接器258被配置为耦接到双极器械(未示出)。

[0038] 屏幕246控制由可以被插入到连接器260和262中的钳10执行的双极闭合过程。生成器200通过适于闭合由钳10夹持的组织的连接器260和262输出能量。具体而言,屏幕246输出允许用户输入用户所定义的强度设置的用户界面。用户所定义的设置可以是允许用户调整诸如功率、电流、电压、能量等等之类的一个或多个能量传输参数,或诸如压力、闭合持续时间等等之类的闭合参数的任何设置。用户所定义的设置被传输到设置可以被保存在存储器226中的控制器224。在各实施例中,强度设置可以是诸如从一到十或一到五之类的数标。在各实施例中,强度设置可以与生成器200的输出曲线相关联。强度设置可以是对于使用的每一个钳10特定的,以便各种器械给用户对应于钳10的特定强度标。

[0039] 图3示出了被配置为输出电外科能量的生成器200的示意框图。在另一个实施例中,生成器200可以被配置为输出其他类型的能量,诸如,微波、激光,等等,以给诸如微波天线、超声波钳、激光、电阻加热电极等等之类的各种其他组织治疗设备提供动力。生成器200包括控制器224、电源227(“HVPS”)(可以是高压DC电源),以及输出级228。HVPS227连接到AC源(例如,墙中插座),并向输出级228提供高压DC电源,然后,输出级228将高电压的DC电源转换为治疗能量(例如,激光、超声波、电外科或微波),并向有源端子230提供能量。能量通过返回端子232返回。输出级228被配置为在多种模式下操作,在这些模式下,生成器200输出具有特定负载循环、峰值电压、波峰因数等等的对应的波形。在另一个实施例中,生成器200可以基于其他类型的合适的电源拓扑。

[0040] 控制器224包括可操作地连接到存储器226的微处理器225,存储器226包括可由计算机(例如,控制器224)读取的非瞬时的存储介质,包括但不限于,非易失性类型存储器、闪存介质,磁盘介质等等。在各实施例中,生成器200也可以包括易失性类型存储器(例如,RAM)。微处理器225包括连接到HVPS227和/或输出级228的一个或多个输出端口,允许微处

理器225根据开放和/或封闭控制环路方案,控制生成器200的输出。所属领域的技术人员将理解,微处理器225可以由适用于执行此处所讨论的的计算的任何逻辑处理器(例如,控制电路)代替。

[0041] 生成器200也可以包括向控制器224提供反馈的多个传感器229。具体而言,传感器229被配置为测量源RF电流和电压。如此处所使用的术语“源”表示在RF波形被通过电缆321传输之前测量的由输出级228所生成的RF波形的RF电压和电流。这样的传感器在所属领域的技术人员的眼界范围内。然后,控制器224向HVPS227和/或输出级228发出信号,HVPS227和/或输出级228然后分别调整DC和/或电源。如上文所讨论的,控制器224还接收来自生成器200或钳10和100的输入控件的输入信号。控制器224利用输入信号来调整由生成器200输出的源功率和/或对其执行其他控制功能。

[0042] 图6示出了电缆21的截面图。电缆21包括分别通过有源端子和返回端子230,232可操作地连接到生成器200的供电导线和返回导线18,19。供电导线和返回导线18,19可以是绝缘的。可以使用在所属领域的技术人员的眼界范围内的各种类型的绝缘材料。供电导线和返回导线18,19分别从有源端子和返回端子230,232延伸距离A,该距离A最佳地由有源端子和返回端子230,232的位置控制,并可以从大约0.1英寸到大约6英寸。然后,导线18,19在缠绕部分35螺旋地缠绕,取决于所需电缆电感和电容,缠绕部分35可以从大约1英尺到大约20英尺。可另选地,缠绕部分35可以从有源端子和返回端子230,232延伸,而不延伸供电导线和返回导线18,19达距离A。

[0043] 缠绕部分35,沿着电缆长度B,取决于在制造电缆组件时所使用的材料和几何配置和物理特性(例如,抗张强度、柔软性等等),可以是任何长度。更具体而言,导线18,19是双螺旋定向,该双螺旋包括两个全等的螺旋,带有相同轴,沿着该轴平移。导线18,19可以采取缠绕导线18,19的多种其他布局的定向。导线18,19的双螺旋布局定向由电外科RF能量从其中通过所生成的相对的电场,以减轻和/或抵消,从而最小化损失的杂散电气RF能量的量。

[0044] 部分35的距离D,表示一个螺旋的一个顶点和另一个螺旋的最近的顶点之间的距离,并可以是大约英寸。距离E(是相同螺旋的两个顶点之间的距离)可以是大约1英寸。电缆21的外径F可以是大约一英寸的大约3/8。

[0045] 导线18,19围绕电介质芯37被缠绕在电缆21内,电介质芯37为导线18,19提供支持。绝缘护套39覆盖导线18,19。电介质芯37和护套39可以是相同的类型。导线18,19可以包括导电迹线,该导电迹线在大约473kHz具有大约7.37 $\mu$ H的电感等级(inductance rating),在大约1MHz,具有大约32.0PF的电容,以产生大约10.4MHz的电缆自谐振。导电迹线配置是应用相关的,并可以为所需的电流密度和电压而优化。

[0046] 如图6所示的电缆21,提供从生成器200向组织部位提供RF能量的传输介质。电缆21表示RF传输介质的一个实施例,该实施例缩小辐射的RF电场并最大化提供给组织部位的施加的临床治疗能量。图6的尺寸A、B、C、D、E和F在三维空间构成唯一邻近的几何关系,以控制生成器200的有源和返回输出端子之间的电场耦合,以显著通过抵消场来缩小每米伏数电场;和每米安培的电磁场辐射。

[0047] 物理尺寸A、B、C、D、E和F是相互依赖的,并可以优化,以提供低损耗电感的和电容性传输介质,除控制电场之外,降低由杂散RF辐射所引起的不受控制的电容耦合。具体而言,下列公式(I)和(II)示出了尺寸A、B、C、D、E和F相对于电缆21的电感的和电容性属性的



相互依赖的关系。

[0048] (I)电感= $B(10.16 \times 10^{-9}) \ln[(2xD)/d] + 2(A+C)$ (对于指定的示例导电线,  $\mu\text{H}/\text{英寸}$ )

[0049] (II)电容= $[(Bx(0.7065 \times 10^{-12})) / \ln[(2xD)/d]] \text{er}$

[0050] 在公式(I)和(II)中,“d”表示导电路径(例如,供电导线和返回导线18,19)的直径,“er”表示绝缘体的介电常数。此外, $E=2xD$ ,E与D的比确立螺旋配置连续区间, $F=kxE$ ,其中,“k”是从大约0.5到大约1.5的常数。

[0051] 在部分35的远端处,导线18,19被退绕,并分别可操作地连接到设备连接器33,34(可以是安置在器械10内的针脚)。对于单极凝结应用,导线18,19在退绕状态下从部分35向连接器33,34延伸距离C,达大致2.5英尺。在各实施例中,导线的初始长度A和退绕状态长度C可以长度相等。

[0052] 在双极电外科手术中,连接器33,34可以位于钳10中。在单极外科手术中,连接器33可操作地连接到器械10,连接器34连接到返回电极11。如上文所讨论的,在使用多个返回电极的情况下,返回导线19可以被拆分成对应的数量的导线以可操作地将全部返回电极11连接到生成器200。对于单极外科手术,导线18的长度C可以是大于2.5英尺的长度,导线19的长度相应地缩短,以适应外科手术器械在操作点的操纵。

[0053] 根据本发明的电缆21定向供电导线和返回导线18,19,以便从其中所生成的电场被抵销,从而降低泄漏的杂散RF能量的量。更具体而言,导线18,19以上文所讨论的方式的位置和定向在电外科RF能量的传输过程中提供所生成的极为贴近的电场,并最大化提供给治疗点的能量的量。降低电场还增大人员和病人的安全性。

[0054] RF辐射降低会减少电容性和RF磁场漏泄,并改善对提供的能量的RF控制。RF辐射降低还会降低RF传输损耗,并通过缩小RF谐波分量,最小化RF源的损坏以及降低外围导电和辐射的发射,来改善生成器200的效率。此外,缩小RF辐射还会降低对诸如病人监视设备之类的在房间内发现的额外的设备的RF噪声。

[0055] 另外,根据本发明的传输系统还提供直接在组织部位处传感组织和能量参数的新颖的方式。常规电外科系统传感和控制电源处的能量传输,并校准能量传递损耗,但是,不能补偿对提供的能量的电场损坏性干扰。具体而言,在往返于器械的传输过程中损失的能量以及电源内的内部损耗由于电场干扰只可以估计。如此,常规电外科系统不直接控制向组织施加的能量或监视组织部位处的能量和组织参数,这可能导致不是最佳的组织治疗。

[0056] 本发明提供用于直接在组织部位处传感组织以及能量参数的系统,对施加的能量进行准确的反馈控制,以最佳地取得所需组织治疗效果,包括,但不限于,止血、血管闭合以及凝结。具体而言,本发明包括安置在治疗部位处的用于传感各种组织以及能量参数的传感器,并利用传输介质(例如,电缆21)来最小化电压电场和电流电磁场分量,并最大化传感到的信号的完整性。然后,将传感到的信号传输到电源,而不补偿由于上文所描述的常规损耗所造成的任何损耗或信号退化。在标题为“Electrosurgical Radio Frequency Energy Transmission Medium”的共同拥有的美国专利No.7,819,865和7,985,220中公开了用于将电外科能量从生成器传输到器械的传输介质电缆,此处引用了这两个申请的全部内容作为参考。

[0057] 图7示出了包括生成器200以及钳10的系统300。图8示意地示出了末端操纵装置

100,包括相对的钳口构件110以及120对,每一个钳口构件110以及120都具有分别安置在钳外壳113以及123内的电极112以及122。外壳113以及123可以通过在电极112以及122上方外模绝缘材料,以使施加的电以及热能与相邻的组织隔离。

[0058] 系统300基于直接在组织部位处传感到的组织和能量属性来以闭环方式提供对治疗能量(例如,生成器200的输出)的控制。可以由系统300调整的治疗能量的参数包括,但不限于,能量、功率、电压、电流、组织阻抗、这些参数的变化速率,以及其组合。测量到的组织属性包括,但不限于,组织阻抗、组织温度、组织水文、组织血管分布、热扩散,以及其组合。测量到的能量属性包括,但不限于,电压、电流、功率、相位、瞬时,平均,以及均方根值以及其组合。

[0059] 系统300包括用于直接检测组织部位上的组织和能量属性并将传感器测量值沿着电缆和/或光缆传输到生成器200的电气传感器。参考图7和8,电气传感器导线344a,344b,344c,345a,345b,345c被安置在缠绕的RF供电导线和返回导线318,319的传输介质(例如,电缆321)内,以最小化组织部位传感器信号退化。具体而言,电缆321可以用于以最小的信号退化从安置在末端操纵装置100中的集成的能量传感元件传输传感器信号。系统300以闭环方式利用传感器信号来控制治疗能量的施加,以取得最佳的组织治疗效果。

[0060] 钳10通过电缆321耦接到生成器。生成器200包括耦接到安置在电缆321内的供电导线和返回导线318,319的输出级228。供电导线和返回导线318,319分别通过有源端子和返回端子230,232可操作地连接到生成器200。电缆321基本上类似于上文参考图6所描述的电缆21,如此,电缆21的实施例被包括到电缆321的实施例中,包括,但不限于,电缆21的元件,诸如导线18,19,电介质芯37、绝缘护套38,等等,以及这些组件的配置、布局,以及材料性质。

[0061] 参考图9,电缆321包括构成电缆芯321的电介质芯337。供电导线和返回导线318和319以双螺旋方式围绕电介质芯337缠绕,并以图6的导线18和19类似的配置排列。电介质芯337具有基本上管状结构,定义了管腔338。导线318,319的双螺旋布局定向了由电外科RF能量从其中通过而生成的相对的电场,以减轻和/或抵消,从而最小化损失或杂散电气RF能量的量。电缆321还包括绝缘护套339,该绝缘护套339被安置在318和319上,从而将导线318和319固定到电介质芯337。

[0062] 如图8所示的电缆321,提供将RF能量从生成器200提供到夹持在钳口构件110和120之间的组织T的传输介质。钳口构件110和120中的每一个都包括被配置作为电极传感器和用于向组织提供RF能量的电极的电极112和122。电极分别包括一个或多个连接340a,340c和341a,341c和热传感器340b和341b。电极112和122被配置为测量提供给组织T的RF能量的属性,并可以是任何合适的电气传感器,包括,但不限于,导电电阻器、传感变压器、热阻抗设备,具有已知导电电阻率和导热率的复合材料,以及其组合。电极112和122可以分别安置在钳口构件110和120中的一个或两个中,并与生成器200通电。此配置可使电极112和122提供RF能量,检测直接流过电极112和122的电能的电流电压,相位及其他属性,而不如在常规电外科系统中那样测量生成器200中的电流。然后,如下面详细描述,可以使用测量到的参数来确定各种组织和能量。

[0063] 电极112和122由基本上同质的材料构成,该材料具有已知电阻率 $\rho$ (可以从大约 $1.4 \times 10^{-3}$ 每米欧姆( $\Omega \cdot m$ )到大约 $5.6 \times 10^{-3} \Omega \cdot m$ )和已知导热率,k,可以从大约2.0瓦特/

米·开尔文( $W/m \cdot K^\circ$ )到大约 $7.0W/m \cdot K^\circ$ 。

[0064] 连接340a, 340c, 341a, 341c分别通过一个或多个电气传感器导线344a, 344c, 345a, 345c耦接到电气传感处理器342。如图8和9所示, 导线344a, 344c, 345a, 345c被安置在电缆321内, 并穿过管腔338。导线344a, 344c, 345a, 345c可以绝缘。可以使用在所属领域的技术人员的眼界范围内的各种类型的绝缘材料。传感处理器342被安置在生成器200内, 并耦接到控制器224和/或处理器225。传感处理器342从电极112和122接收电气传感信号, 并确定组织T处的组织和/或能量参数, 然后, 通过处理器225, 将计算结果传输到控制器224。在各实施例中, 处理器225可以包括隔离电路, 例如, 光隔离器, 或与其耦接, 以在RF能量和保护用地线之间提供隔离势垒, 以确保病人安全性。在更进一步的实施例中, 连接340a, 340c, 341a, 341c可以直接耦接到控制器224, 以便控制器224执行传感处理器342的功能, 即, 基于电气传感信号确定组织和能量参数。

[0065] 如图8所示, 钳10还包括分别安置在钳口构件110和120内并耦接到电极112和122的一个或多个差热传感器340b和341b。如此处所使用的, 术语“差热传感器”表示跨电极112和122中的每一个测量温度差的传感器。合适的热传感器包括, 但不限于, 电子设备、热传感器、微机械热传感器、热电偶设备、红外设备、诸如Fiber Bragg光栅之类的光纤热传感器, 以及其组合。

[0066] 热传感器340b和341b分别通过一个或多个传感器导线344b和345b耦接到温度传感处理器354。传感器导线344b和345b可以是电气的, 光学的, 或任何其他合适的连接导线。如图9所示, 导线344a和345b被安置在电缆321内, 并穿过管腔338。传感处理器354被安置在生成器200内, 并耦接到控制器224和/或处理器225。传感处理器354从传感器340b和341b接收温度传感信号, 并确定跨电极112和122中的每一个的温度差, 然后, 将计算结果传输到控制器224。在各实施例中, 传感处理器354可以直接接收温度差测量值或者温度测量值, 然后, 确定跨电极112和122中的每一个的温度差。在更进一步的实施例中, 传感处理器354也可以包括隔离电路, 例如, 光隔离器, 或与其耦接, 以在RF能量和保护用地线之间提供隔离势垒, 以确保病人安全性。在更进一步的实施例中, 传感器340b和341b可以直接耦接到控制器224, 以便控制器224执行传感处理器354的功能, 即, 基于电气或光学传感信号来确定闭合面温度。

[0067] 响应于电气和温度传感信号, 控制器224可以调整生成器200的输出。在各实施例中, 控制器224可以包括用于作为检测到的组织和/或能量属性的函数来控制输出的一个或多个算法。具体而言, 在控制器224中实现的算法可以驱动生成器200及其组件(包括温度传感处理器354和电气传感处理器342)的输出, 以连续地监视组织和/或能量属性, 以便调整生成器输出。

[0068] 图10示出了用于使用图7的系统300监视组织和控制能量属性的方法。在步骤400中, 生成器通过螺旋传输电缆321将射频能量作为源提供到器械10, 能量通过电极112和122, 提供给组织部位。传感器229监视生成的源能量, 并将输入提供到控制器224, 如通过螺旋电缆传输的。

[0069] 在步骤402中, 生成器200通过连接340a, 340c, 341a, 341c, 测量跨电极112和122中的每一个的电压降  $\Delta V_{drop}$ , 通过包含在电气传感处理器342中的隔离势垒传输到控制器224。控制器224从342接收绝缘的电压降, 并作为电极112和/或122的电阻率的函数来计算

提供给组织RF电流。

[0070] 此确定可以由控制器在步骤404中通过下面的公式(III)来执行：

[0071] (III)RF电流( $I_{rf}$ )= $\Delta V_{drop}/R$

[0072] 在公式(III)中,R是可以由公式(IV)来计算的电极电阻

[0073] (IV) $R=[(\rho \cdot l)/A]$

[0074] 在公式(IV)中,A是以平方米为单位的电极面积,l是以米为单位的电极长度, $\rho$ 是电阻率。值A,l,以及 $\rho$ 可以存储在存储器226中,以便可以为每一个器械10计算电阻R。可以预想,各种器械10可以包括各种大小、电阻,及其他属性的电极112以及122。这些属性可以通过上文所讨论的标识系统传递到生成器200,或以其他方式由用户输入。

[0075] 在步骤406中,控制器224作为计算出的实际RF电流的函数,来确定实际RF电流并控制提供给组织部位的能量。在步骤408中调整由传感器229传感到的源能量和由控制器224基于电压降计算出的提供的能量的差,在该步骤中,由控制器224返回误差信号,以通过控制输出级228和/或电源227来调整生成器200的RF输出。在步骤400中,控制器224纠正提供的RF电流,以便提供组织治疗能量的闭环的受控制的传输,以及对组织的有效止血。

[0076] 在可以与步骤402并行地执行的步骤410中,生成器200通过热传感器340b,341b来测量跨电极112和122中的每一个的温度差 $\Delta T$ 。温度差信号通过包含在温度传感处理器354中的隔离势垒,通过导线344b和345b,被传输到控制器224。控制器224从处理器354接收处理的温度差,并作为电极112和122的导热率的函数来计算提供给组织的RF功率。使用下面的公式(V)在步骤412中执行此计算：

[0077] (V)RF功率( $P$ )= $T/\Theta$

[0078] 在公式(V)中, $\Theta$ 是热阻抗 $\Theta$ ( $^{\circ}\text{C}/\text{瓦特}$ ),也可以被表达为导热率的k,[瓦特/( $\text{m} \cdot \text{K}$ )],其中,K是开氏度数的温度,m是米。如上文针对电极112和122的电阻率、尺寸及其他属性所描述的,这些值可以存储在存储器226中。

[0079] 在步骤416中,控制器224作为计算出的实际RF功率的函数,来确定实际RF功率并控制提供给组织部位的能量。在步骤408中调整由传感器229测量到的源能量和提供的能量的差,在该步骤中,由控制器224返回误差信号,以通过控制输出级228和/或电源227来调整生成器200的RF输出。在步骤400中,控制器224纠正提供的RF功率,以便提供组织治疗能量的闭环的受控制的传输,以及对组织的有效止血。

[0080] 如在公式(III)-(V)中表示的, $\rho$ 是电阻率,k电极112和122的导热率, $I_{rf}$ 如在公式(III)中计算出的提供给组织的实际RF电流,P是如在公式(V)中计算出的提供给组织的实际RF功率。如上文所描述的,闭合电极112和122的电阻率和导热率存储在存储器226中。在各实施例中,可以基于电极112和122的几何形状以及在某温度范围内其材料性质或构成(可以存储在存储器226中的查询表中)来预先计算电阻率和导热率。在更进一步的实施例中,可以作为材料特性温度(也存储在存储器226中)的函数,来实时地调整电阻率和导热率,来补偿在施加能量过程中遇到的由于温度变化而导致电极电阻R和热阻抗变化。控制器224利用存储的温度变化的电极电阻R和热阻抗 $\Theta$ ,来计算如在公式(III)和(IV)中表示的实际RF电流和功率。

[0081] 在步骤418中,控制器224作为前面分别在步骤404和412中计算出的RF电流和RF功率的函数来计算RF电压(V)和组织阻抗(Z)。在步骤418中执行的计算可以使用下面的公式

(VI)和(VII)来执行：

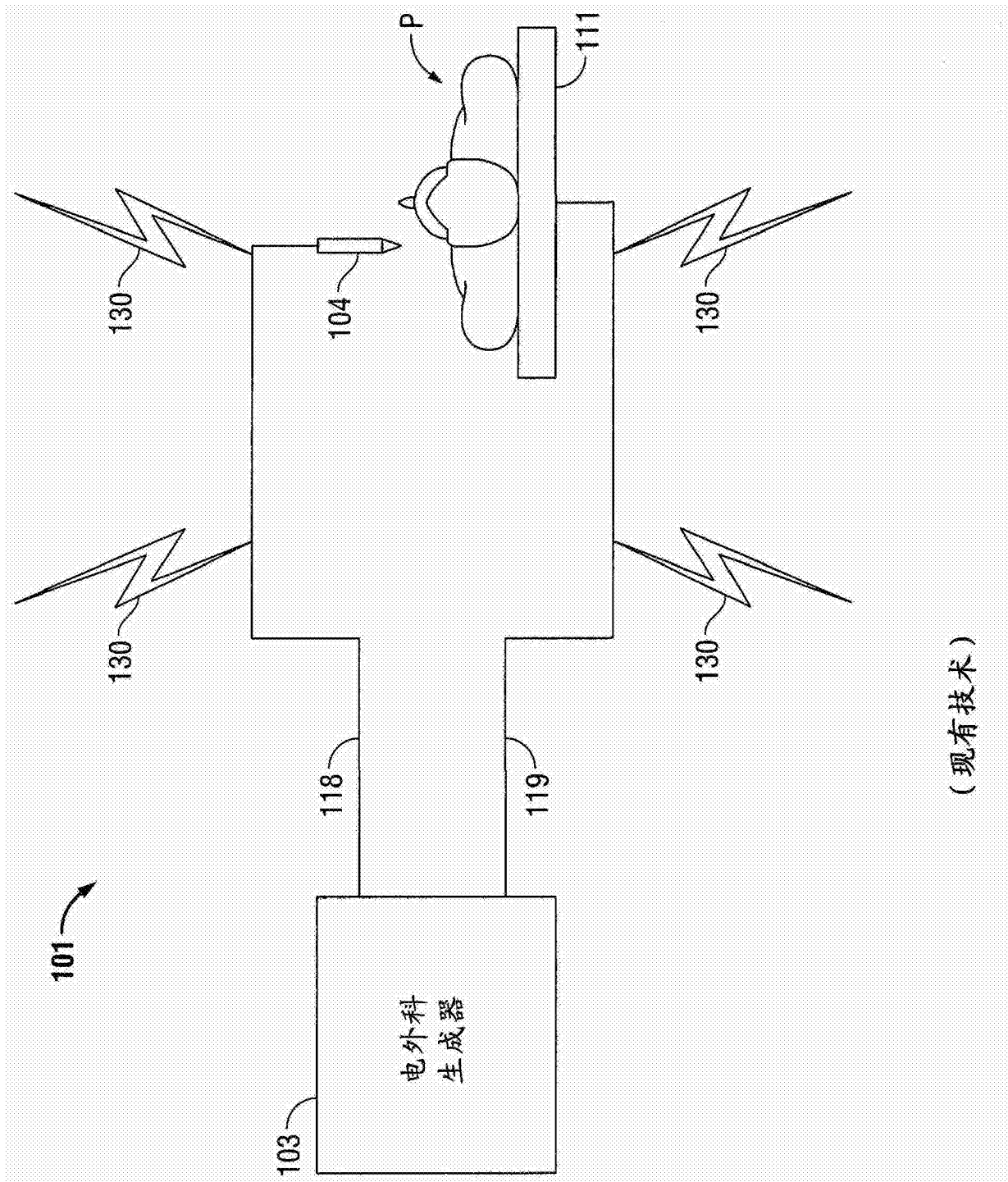
[0082] (VI)RF电压(V)=P/I<sub>rf</sub>

[0083] (VII)组织阻抗(Z)=P/I<sub>rf</sub><sup>2</sup>

[0084] 在步骤420中,控制器224处理计算出的RF电压(V)和组织阻抗(Z)中的一个或两个,并作为在步骤418中计算出的所生成的射频RF电压或者组织阻抗的函数,控制提供到组织部位的能量。在步骤408中调整由传感器229测量到的源能量和提供的能量的差,在该步骤中,由控制器224返回误差信号,以通过电源227调整在步骤400中表示的电外科生成器输出228,纠正提供的RF电压或组织阻抗,以便提供组织治疗能量的闭环的受控制的传输,以及对组织的有效止血。

[0085] 在步骤422中,控制器224处理RF功率、电压、电流、组织阻抗中的一个或多个,或其组合,以控制向组织部位传递的能量,组织温度(T)的函数。在步骤408中调整由传感器229测量到的源能量和提供的能量的差,在该步骤中,由控制器224返回误差信号,以通过输出级228和/或电源227来调整生成器200的RF输出。在步骤400中,控制器224纠正提供的RF能量,以便提供组织治疗能量的闭环的受控制的传输,以及对组织的有效止血。

[0086] 尽管在附图中示出和/或此处讨论了本发明的多个实施例,但是,本发明不仅限于此,本发明的范围与当前技术允许的范围一样宽,说明书被同样读取。因此,上面的描述不应该被解释为限制,而仅仅是特定实施例的示范。在所附权利要求书的范围和精神内,所属领域的技术人员将预想其他修改方案。



(现有技术)

图1

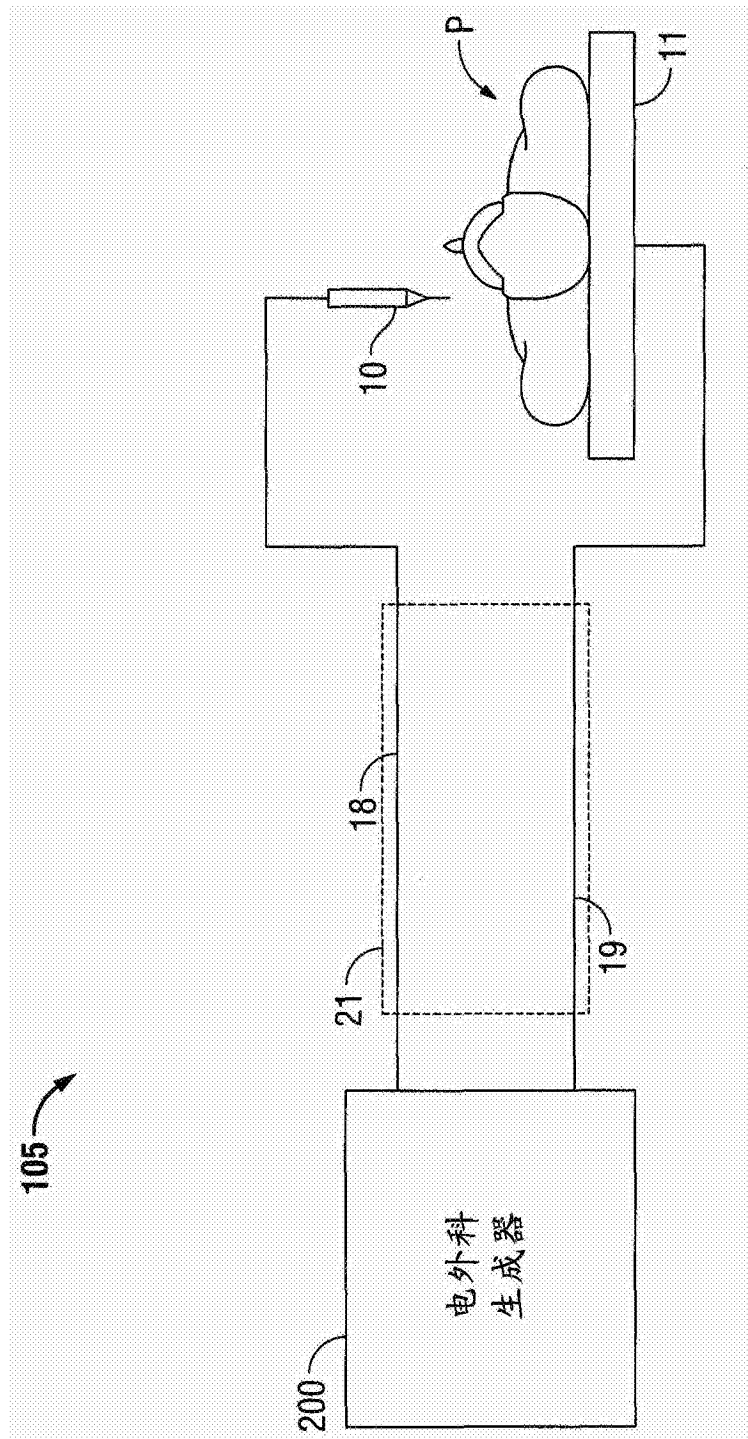


图2

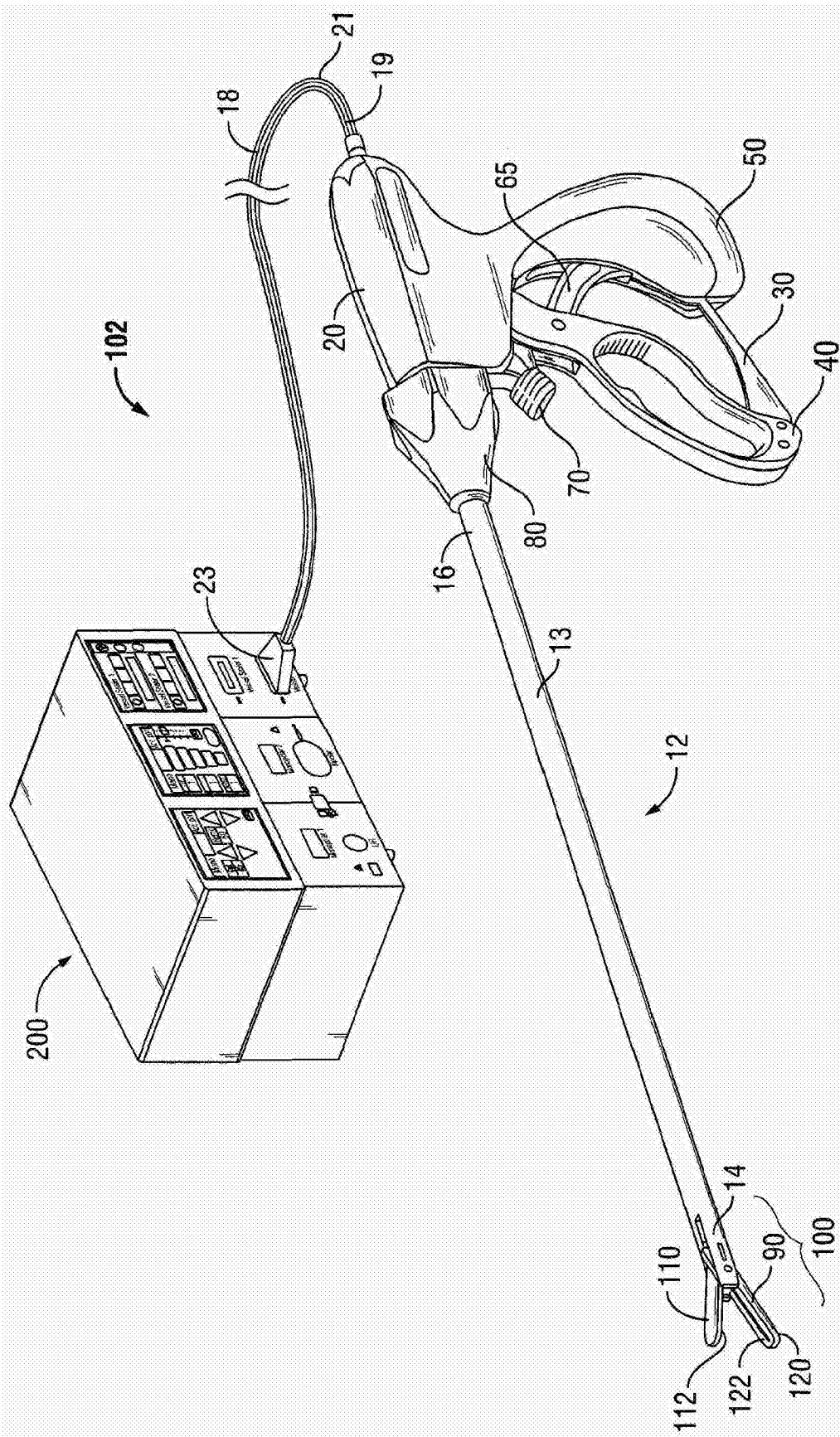


图3



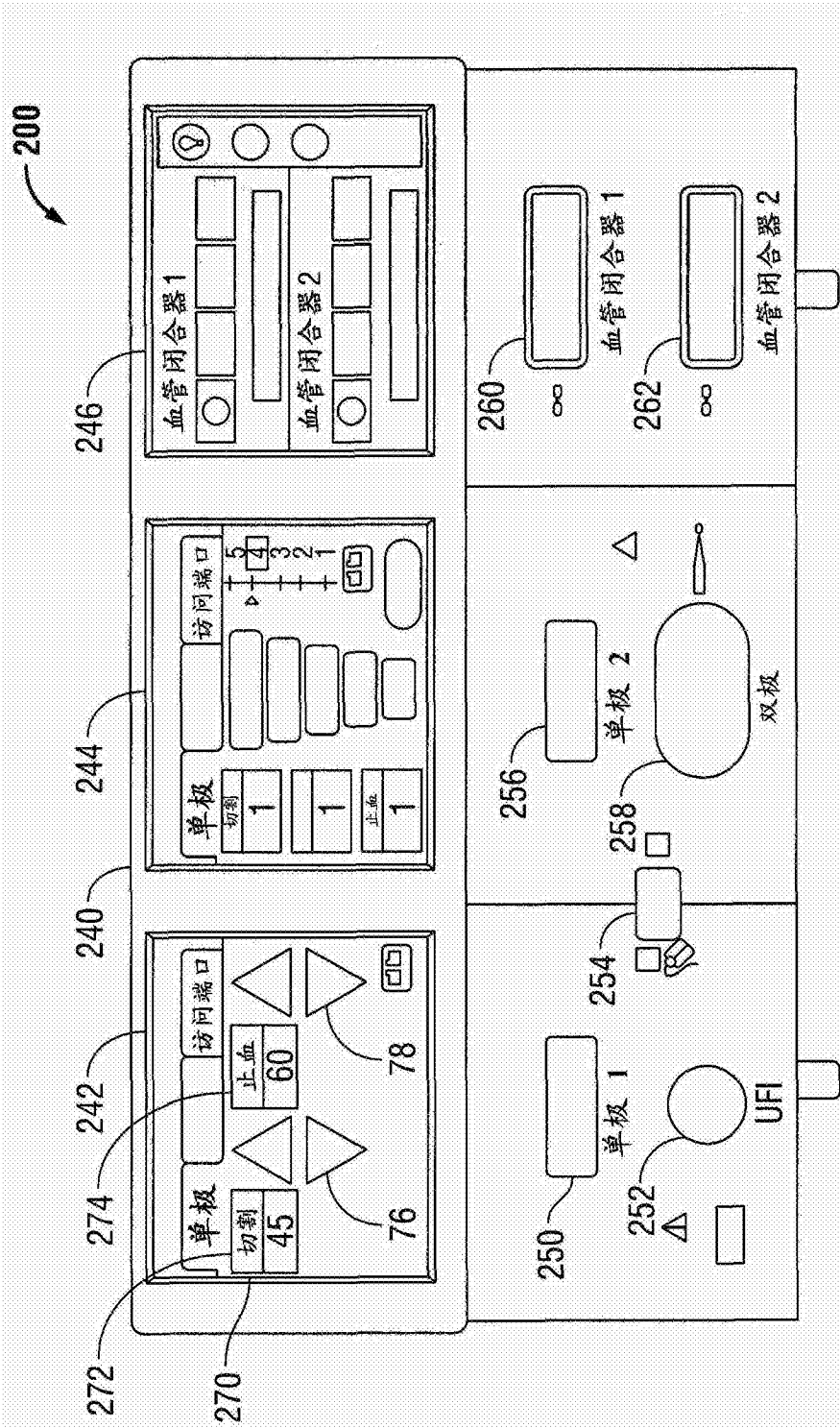


图4

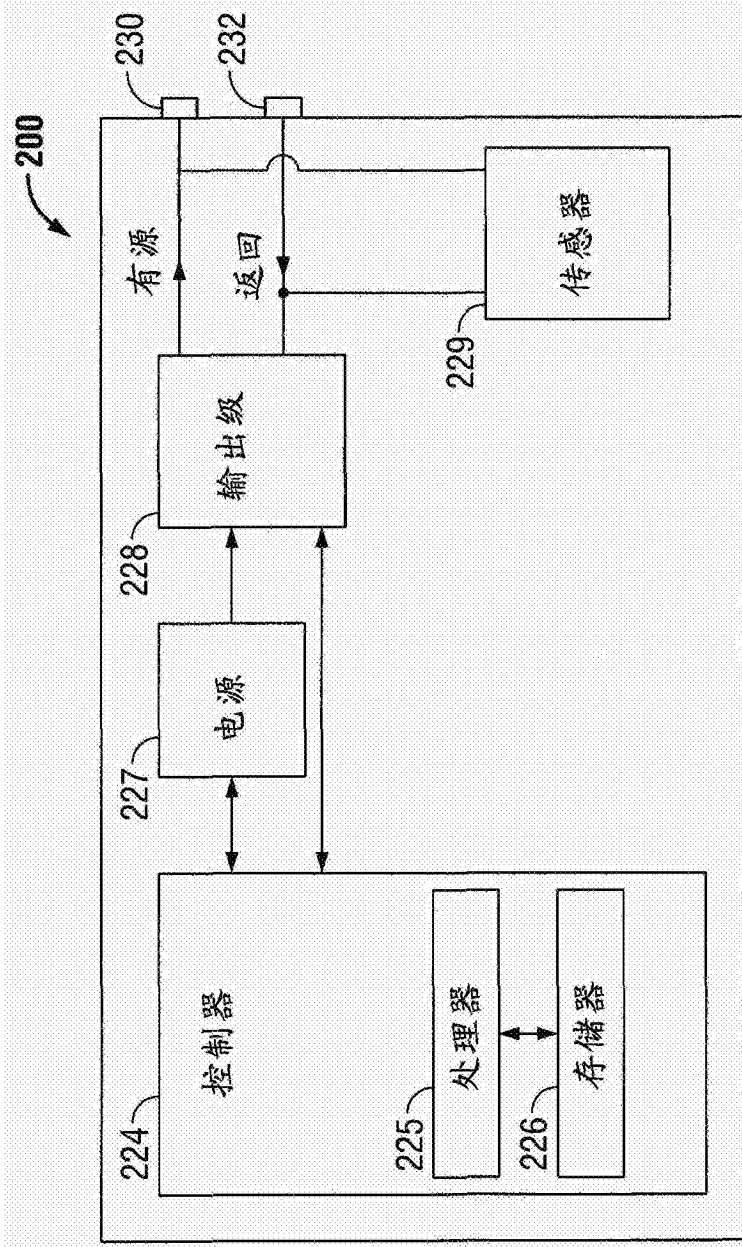


图5

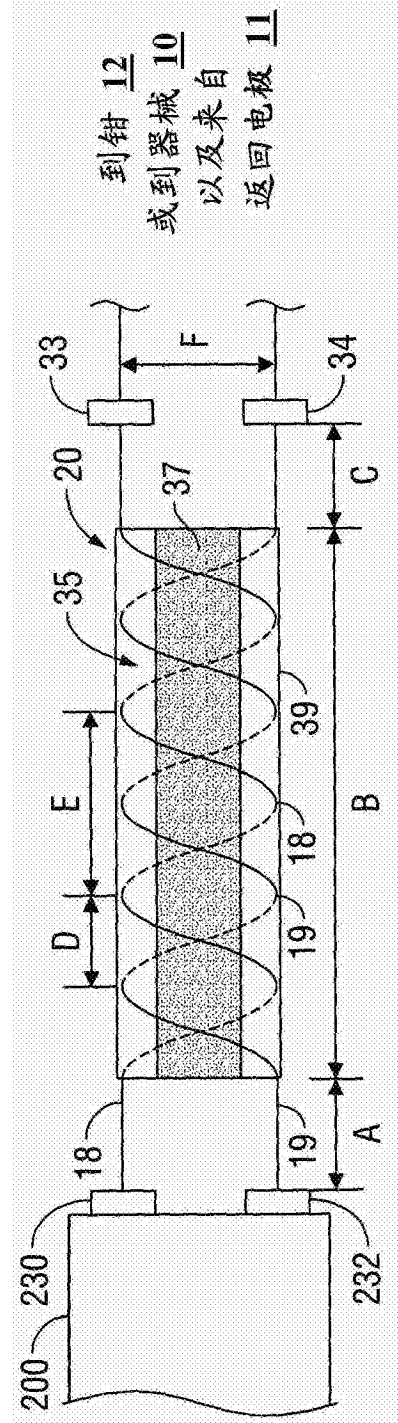


图6

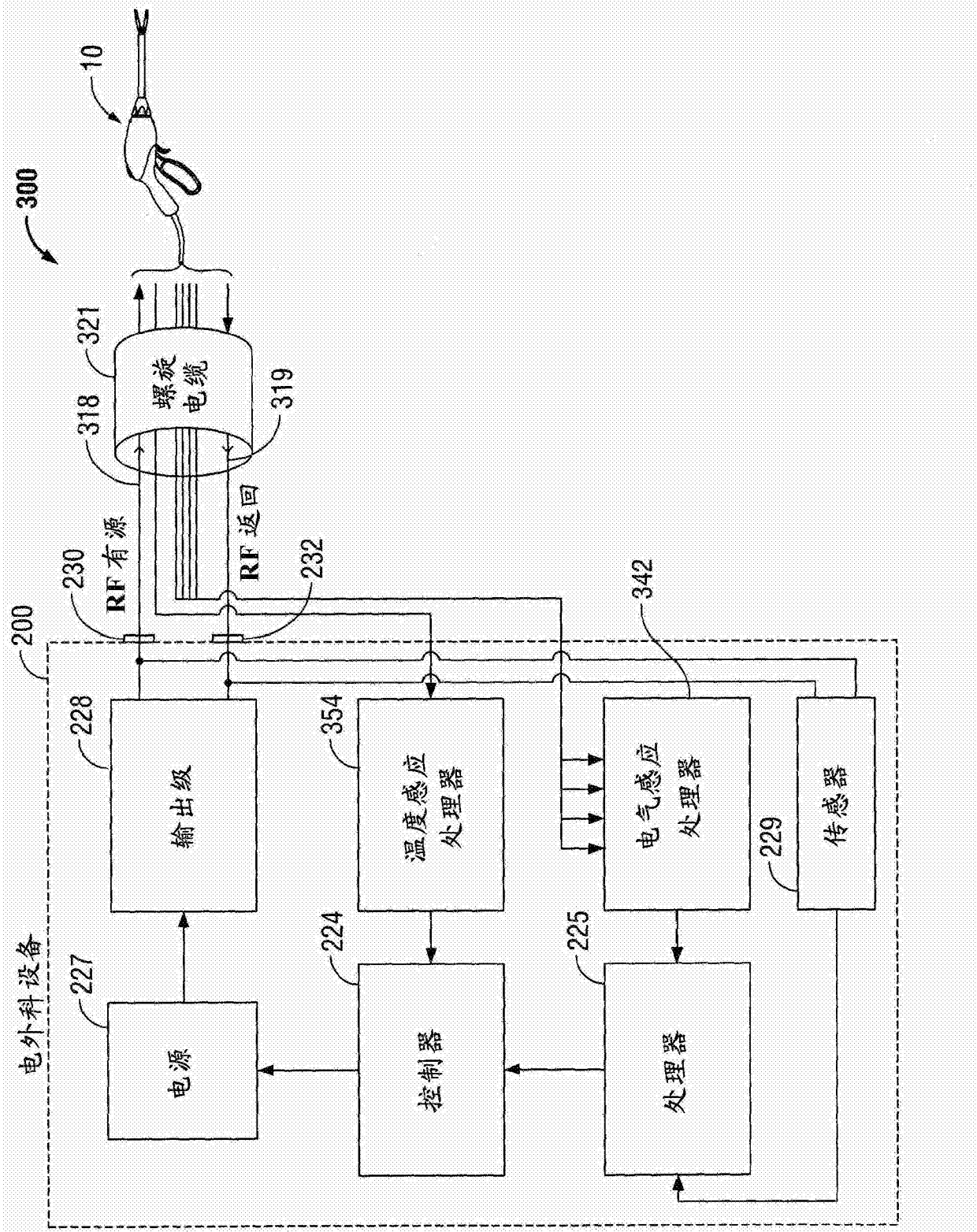


图7

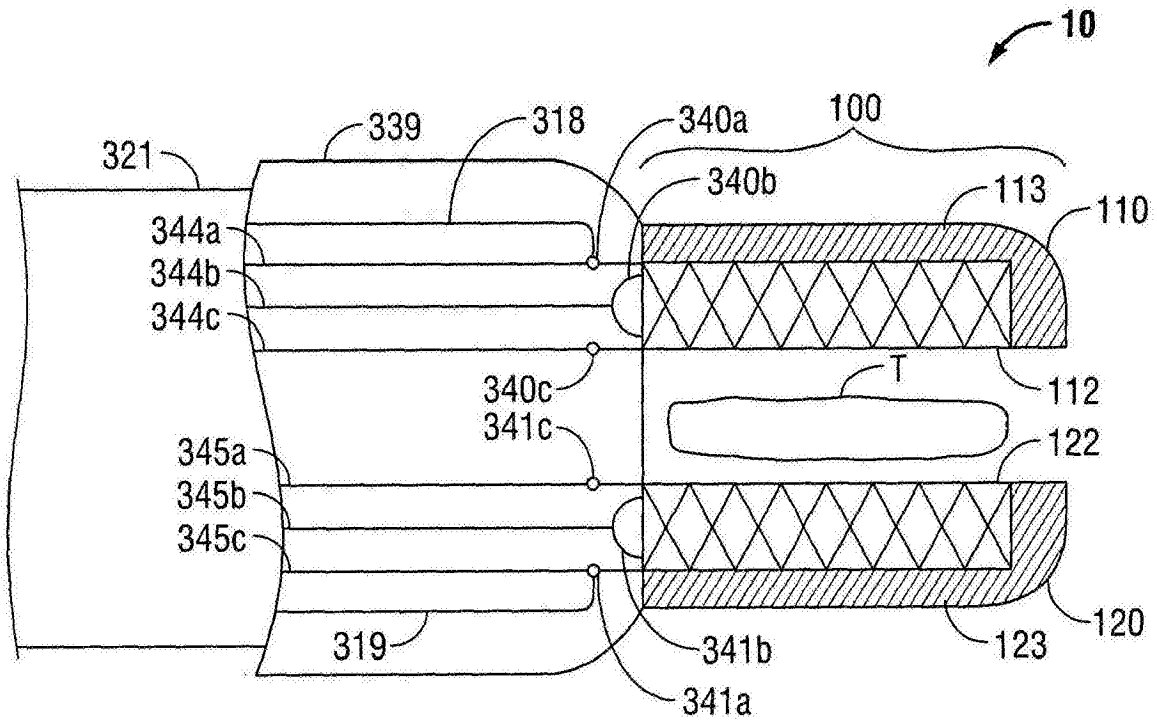


图8

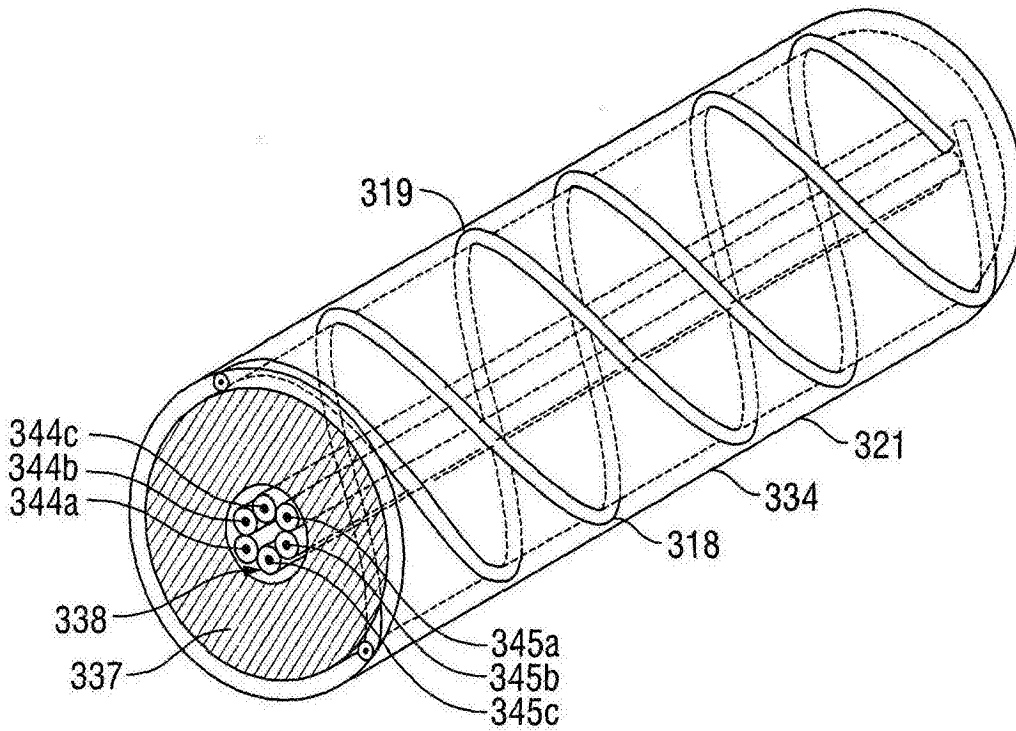


图9

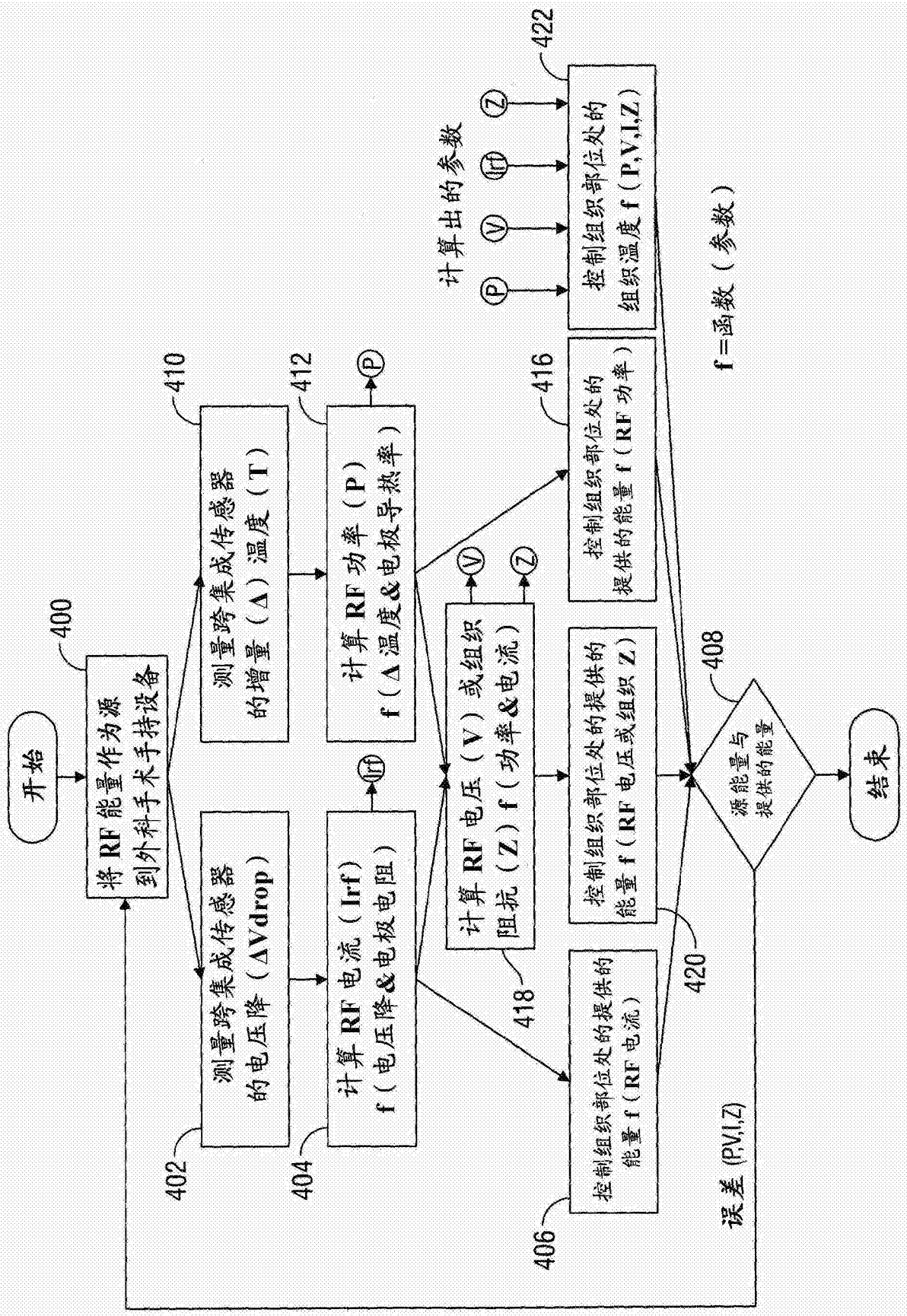


图10