



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110664481 B

(45) 授权公告日 2023. 11. 03

(21) 申请号 201910973366.X

(22) 申请日 2014.12.30

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 110664481 A

(43) 申请公布日 2020.01.10

(30) 优先权数据  
14/181281 2014.02.14 US

(62) 分案原申请数据  
201480078008.8 2014.12.30

(73) 专利权人 亚瑟罗凯尔公司  
地址 美国得克萨斯州

(72) 发明人 J.沃洛斯科 S.A.阿姆斯特朗  
M.博兹曼 C.A.沃利斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
72001

专利代理师 董均华 陈浩然

(51) Int.Cl.  
A61B 18/12 (2006.01)

(56) 对比文件  
US 2007129716 A1, 2007.06.07  
CN 101610736 A, 2009.12.23  
CN 1713856 A, 2005.12.28  
CN 103356282 A, 2013.10.23  
CN 1781462 A, 2006.06.07  
WO 9509577 A1, 1995.04.13

审查员 戴素桓

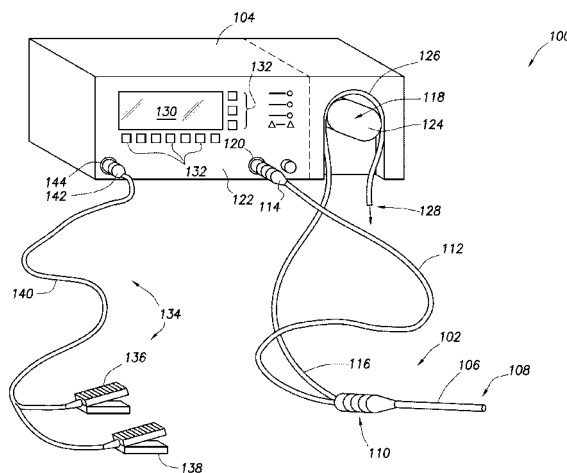
权利要求书2页 说明书13页 附图7页

## (54) 发明名称

与电外科控制器相关的方法和系统

## (57) 摘要

一种电外科控制器和相关的方法。电外科控制器包括：处理器；耦接到所述处理器的存储器；操作性地耦接到所述处理器的电压发生器，所述电压发生器包括也耦接到所述处理器的有源端子；所述存储器存储程序，所述程序当通过所述处理器执行时使所述处理器：命令通过所述电压发生器输送能量到所述有源端子；测量表示沿所述有源端子的能量流的值，测量在能量输送期间进行；在能量输送期间在第一预定时间窗口上对表示沿所述有源端子提供的能量的第一值求和；以及响应于所述第一值达到或超过预定值而命令所述电压发生器中止能量输送，其中，第一预定时间窗口和/或第一值是能调整的，以适应不同组织效果。



1. 一种电外科控制器,包括:  
处理器;  
耦接到所述处理器的存储器;  
操作性地耦接到所述处理器的电压发生器,所述电压发生器包括也耦接到所述处理器的有源端子;  
所述存储器存储程序,所述程序当通过所述处理器执行时使所述处理器:  
命令通过所述电压发生器输送能量到所述有源端子;  
测量表示沿所述有源端子的能量流的值,测量在能量输送期间进行;  
在能量输送期间在第一预定时间窗口上对表示沿所述有源端子提供的能量的第一值求和;  
响应于所述第一值达到或超过第一预定值而命令所述电压发生器中止能量输送,其中,第一预定时间窗口和/或第一预定值是能选择的,以适应生物组织的不同电外科效果;  
在能量输送期间在第二预定时间窗口上对从所述有源端子输送的能量的值求和,以产生表示从所述有源端子输送的能量的第二求和的第二值,第二预定时间窗口具有与第一预定时间窗口不同的长度,并且所述第二预定时间窗口与所述第一预定时间窗口同等范围延伸;以及  
响应于所述第一值达到或超过第一预定值或者所述第二值达到或超过第二预定值而命令所述电压发生器中止能量输送。
2. 如权利要求1所述的电外科控制器,其中,表示能量流的值是选自包括如下的组中的至少一个值:表示沿所述有源端子的电流量的值;表示沿有源电极的均方根电流的值;表示由所述有源端子提供的电压的值;表示由所述有源端子提供的均方根电压的值。
3. 如权利要求1所述的电外科控制器,其中,所述第一预定时间窗口具有20-500毫秒的长度,第二预定时间窗口具有一秒的长度。
4. 如权利要求3所述的电外科控制器,其中,所述第一预定值为5-400焦耳,所述第二预定值为400焦耳。
5. 如权利要求1所述的电外科控制器,其中,所述程序还配置成使所述处理器:  
计算在命令所述电压发生器中止输送能量时的静止时间,所述静止时间表示命令能量输送的步骤应当中止的时间量;以及  
命令所述处理器中止输送能量持续所述静止时间。
6. 如权利要求1所述的电外科控制器,其中,所述程序还配置成使所述处理器:  
计算在响应于所述第二值达到或超过第二预定值而命令所述电压发生器中止输送能量后的静止时间,所述静止时间表示能量输送应当中止的时间量;以及  
命令所述处理器中止输送能量持续所述静止时间。
7. 如权利要求1所述的电外科控制器,其中,第二预定值和/或第二预定时间窗口能够根据所治疗的组织类型或所需的效果类型调整。
8. 一种配置成存储程序的非暂时性计算机可读介质,所述程序当通过处理器执行时使所述处理器:  
命令输送能量到电压发生器的有源端子;  
在输送能量时测量表示沿所述有源端子的能量流的值;

在输送能量时在第一预定时间窗口上对所述值求和,得到表示沿所述有源端子提供的能量的第一求和的第一值;

响应于所述第一值达到或超过第一预定值而命令所述电压发生器中止能量输送,其中,第一预定时间窗口和/或第一预定值是能选择的,以允许生物组织的不同电外科效果;

其中,所述程序还配置成使所述处理器:在能量输送时在第二预定时间窗口上对沿所述有源端子输送的能量的值求和,以得到表示沿所述有源端子输送的能量的第二求和第二值,第二预定时间窗口具有比第一预定时间窗口更长的长度,并且所述第二预定时间窗口与所述第一预定时间窗口同等范围延伸;以及

其中,所述程序使所述处理器响应于所述第二值达到或超过第二预定值而命令所述电压发生器中止输送能量。

9.如权利要求8所述的非暂时性计算机可读介质,其中,所述程序还配置成使所述处理器:

计算在命令所述电压发生器中止输送时的第一静止时间,所述第一静止时间表示在第一预定时间窗口内剩余的时间量;以及

一旦所述第一静止时间完成,命令所述处理器恢复输送能量。

10.如权利要求8所述的非暂时性计算机可读介质其中,所述程序还配置成使所述处理器:计算在响应于所述第二值达到或超过第二预定值而命令所述电压发生器中止输送时的第二静止时间,所述第二静止时间表示能量输送应当中止的时间量;以及

一旦所述第二静止时间完成,命令所述处理器恢复输送能量。

## 与电外科控制器相关的方法和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 无。

### 背景技术

[0003] 电外科系统在外科手术期间被用于去除几种不同的组织类型。例如,涉及膝盖或肩膀的手术可以去除软骨、半月板以及自由浮动和/或被困的组织多个部分。在一些情况下,这种去除可以是非常轻微的去掉,例如组织雕刻(tissue sculpting),并且在其他情况下使用更激进的组织去除。电外科系统还可以按照凝血模式来操作,以密封在组织去除期间暴露的动脉血管,并且密封来减少出血。

[0004] 无论电外科系统被用于组织去除还是用于凝血,电外科系统都可符合标准制定组织(例如,国际电工委员会(IEC))设定的某些标准,这些标准限制了随着时间的推移能够作为手术的一部分应用的能量的量。

[0005] 任何提高电外科系统的性能的进步将提供竞争优势,但这些进步仍使得所述电外科系统能够符合各种标准。

### 附图说明

[0006] 为了详细描述示例性实施例,现在将参考附图,附图中:

[0007] 图1示出了根据至少一些实施例的电外科系统;

[0008] 图2示出了根据至少一些实施例的电外科手术棒的正视图;

[0009] 图3示出了根据至少一些实施例的电外科手术棒的剖面正视图;

[0010] 图4示出了根据至少一些实施例的电外科手术棒的远端的透视图;

[0011] 图5示出了根据至少一些实施例的控制器的电气框图;

[0012] 图6示出了根据至少一些实施例的方法;以及

[0013] 图7示出了根据至少一些实施例的方法。

[0014] 符号和命名

[0015] 贯穿下面的说明书和权利要求特定术语被用于表示特定的系统部件。如本领域技术人员将理解的,设计和制造电外科系统的公司可以通过不同的名称来指代部件。本文档不意在区分在名称而非功能上不同的部件。

[0016] 在下面的论述中以及在权利要求中,术语“包括”和“包含”以开放式的方式使用,并且因此,应当被解释为意指“包括但不限于...”。此外,术语“耦接”或“联接”意在表示间接或直接的连接。因此,如果第一装置耦接到第二装置,则该连接可通过直接连接或通过经由其他装置和连接的间接连接。

[0017] 对单数项目的引用包括存在复数个相同项目的可能性。更具体而言,如本文和所附权利要求中所用的,单数形式“一”、“一个”、“所述”以及“该”包括复数引用,除非上下文另有明确指示。还要注意的,权利要求可被撰写成排除任何可选的元件。因此,该陈述用作结合权利要求元件的陈述来使用诸如“单独”、“仅”之类的排他性术语或使用“否定”限制

的前提基础。最后,要理解的是,除非另有定义,否则本文使用的所有技术和科学术语都具有与本发明所属领域的一般技术人员通常理解的相同的含义。

[0018] “切除”是指基于组织与等离子体的相互作用的组织去除。

[0019] “等离子体”是指在蒸气泡内形成的低温高度电离气体或能够发射电离放电的蒸气层。

[0020] “有源电极”是指电外科手术棒的电极,当与治疗针对的组织接触或紧密接近时,所述电极产生预期的电致组织改变效果。

[0021] “返回电极”是指相对于有源电极用于为电荷提供电流流动路径的电外科手术棒的电极,和/或本身对治疗针对的组织不产生任何预期的电致组织改变效果的电外科手术棒的电极。

[0022] “与生物组织处于操作关系”的接近程度是指其中与等离子体相互作用的组织影响等离子体对通过等离子体的电流所呈现的阻抗的接近程度。

[0023] 在提供值的范围的情况下,应当理解的是,在该范围的上限和下限之间的每个中间值以及处于所述范围中的任何其他陈述的值或中间值也包含在本发明内。此外,还预期所描述的创造性变型的任何可选特征可被独立地或与本文所述的特征中的任何一个或多个结合地来阐述和要求保护。

[0024] 本文所提及的所有现有主题(例如,出版物、专利、专利申请和硬件)都通过引用整体地结合于本文中,除非该主题可能与本发明的主题冲突(在这种情况下,以本文呈现的内容为准)。所引用的项目仅因为它们在本申请的申请日之前公开而提供。本文中的任何内容都不应被解释为是承认由于在先发明本发明无权先于这些材料。

[0025] 本公开在随时间的能量输送(例如,在一秒中输送的焦耳数,或在介于30毫秒和500毫秒之间的范围中输送的焦耳数)和能量输送率(例如,焦耳/秒)之间加以区别。因此,在一秒期间输送的示例性的400焦耳和示例性的400焦耳/秒(即,400瓦)的速率之间存在差异。人们能够在小于一秒的短脉冲中以超过400瓦的速率输送能量,但不超过在一秒期间输送的示例性的400焦耳。

## 具体实施方式

[0026] 在详细描述各个实施例之前,要理解的是,本发明不限于本文中阐述的特定变型,这是因为可以作出各种改变或修改,并且可以替换等同物,而不脱离本发明的精神和范围。如在阅读本公开时对于本领域技术人员而言将显而易见的,本文描述和图示的个别实施例中的每一个具有离散的部件和特征,这些部件和特征可以容易地与任何其他若干实施例的特征分离或组合,而不脱离本发明的范围或精神。此外,可以作出许多修改,以使特定状况、材料、物质组成、过程、过程动作或步骤适于本发明的目标、精神或范围。所有这些修改意在属于本文所做的权利要求的范围内。

[0027] 各个实施例涉及更准确且更紧密地符合关于电外科手术的能量输送的操作标准的电外科方法和相关的电外科系统。更具体而言,各示例性方法测量到电外科手术棒的有源电极的能量流(例如,以焦耳为单位)。在能量流动期间,多个积分器或累加器在操作,其在重叠的时间窗口中测量输送的能量的量(例如,以焦耳为单位)。当在任何时间窗口内耗散的能量的总量达到或超过预定阈值时,能量输送被暂时停止(称为“脉冲(pulsing)”)。各

个示例性系统和方法是在具有体积控制抽吸(volume-controlled aspiration)的湿场电外科手术(例如,在膝盖或肩膀内)的背景下开发的,其中,抽吸孔靠近有源电极驻留。因此,下面的说明书是基于开发背景;然而,这些示例性方法和系统同样适用于干场电外科手术(例如,在皮肤上或在鼻子和嘴内的手术)中,其中,抽吸体积不受控制(例如,不论模式或体积流量,应用单一的吸入压力),并且还适用于抽吸由与承载有源电极的器械分开和远离的其他手术器械来提供的状况。本说明书首先转向一种示例性系统以引导读者,然后转向描述相关技术的装置的操作,并且最后转向描述根据示例性实施例的方法和系统。

[0028] 图1示出了根据至少一些实施例的电外科系统100。特别地,电外科系统100包括电外科手术棒102(下文中称为“棒102”),其耦接到电外科控制器104(下文中称为“控制器104”)。棒102包括限定了远端108的细长的轴106。细长的轴106还限定了柄或近端110,其中,医师在外科手术期间握持棒102。棒102还包括收容一个或多个电导线(图1中未具体示出)的柔性多芯电缆112,并且柔性多芯电缆112端接在棒连接器114中。如图1中所示,棒102耦接到控制器104,这例如是通过处于外壳122的外表面(在图1的图示情况下,为前表面)上的控制器连接器120。

[0029] 尽管在图1的视图中不可见,但在一些实施例中,棒102具有一个或多个内部流体管道,其耦接到外部可接近的管状构件。如图所示,棒102具有柔性的管状构件116,其用于在棒的远端108处提供抽吸。根据各实施例,管状构件116耦接到蠕动泵118,所述蠕动泵118被说明性地示出为是与控制器104的整体部件(即,至少部分地驻留在控制器104的外壳122内)。在其他实施例中,蠕动泵118的外壳可与控制器104的外壳122分离(如附图中的虚线所示),但在任何情况下蠕动泵都被操作性地耦接到控制器104。在另一些实施例中,用于抽吸的吸力可由任何合适的源来提供,例如在医院环境中可获得的吸风口(suction outlet)。示例性蠕动泵118包括转子部分124(以下仅称为“转子124”)以及定子部分126(以下仅称为“定子126”)。示例性的柔性管状构件116在转子124和定子126之间耦接在蠕动泵118内,并且转子124抵靠柔性管状构件116的运动引起朝向排出部128的流体运动。

[0030] 仍参照图1,显示装置或接口装置130是通过控制器104的外壳122可见的,并且在一些实施例中,用户可借助于接口装置130和相关的按钮132来选择控制器104的操作特性。例如,使用按钮132中的一个或多个,外科医生可以在控制电外科手术期间系统脉冲的频率或激进程度的阈值能量值和/或可调整的时间窗口之中进行选择。下面更彻底地论述各种时间窗口和能量值。

[0031] 在一些实施例中,电外科系统100还包括脚踏板组件134。脚踏板组件134可以包括一个或多个踏板装置136和138、柔性多芯电缆140以及踏板连接器142。虽然仅示出了两个踏板装置136和138,但可以实施一个或多个踏板装置。控制器104的外壳122可以包括耦接到踏板连接器142的相对应的连接器144。医师可以使用脚踏板组件134来控制控制器104的各方面,例如切除的模式。例如,踏板装置136可以被用于对将射频(RF)能量施加于棒102进行通断控制。此外,踏板装置138还可以被用于控制和/或设定电外科系统的操作模式。例如,促动踏板装置138可以在切除模式和凝血模式之间切换。

[0032] 各实施例的电外科系统100实施了采用Coblation®技术的切除。特别地,本公开的受让人是Coblation®技术的所有者。Coblation®技术涉及在棒102的一个或多个有源电极和一个或多个返回电极之间应用射频(RF)信号,以在目标组织附近形成高电场强度。该电

场强度可足以蒸发在一个或多个有源电极和目标组织之间的区域中的一个或多个有源电极的至少一部分上的导电流体。导电流体可固有地存在于身体中,例如血液,或者在一些情况下为细胞外或细胞内的流体。在其他实施例中,导电流体可以是液体或气体,例如等渗盐水。在例如涉及膝盖或肩膀的外科手术之类的一些实施例中,导电流体在有源电极附近输送和/或通过系统100分开并且远离的输送系统来输送到目标部位。

[0033] 当导电流体被加热至流体的原子蒸发快于原子再凝结的点时,形成气体。当对上述气体施加足够的能量时,原子彼此碰撞,从而在过程中引起电子的释放,并且形成电离气体或等离子体(所谓的“物质的第四态”)。换句话说,可以通过加热气体并且通过驱动电流通过气体来电离气体,或者通过将电磁波导引到气体中,来形成等离子体。等离子体形成的方法直接向等离子体中的自由电子提供能量,电子原子碰撞释放更多的电子,并且该过程级联,直到实现所需的电离度。对等离子体的更完整的描述能够在Princeton大学等离子体物理实验室的R.J. Goldston和P.H. Rutherford的Plasma Physics(1995)中找到,其完整公开内容通过引用结合于本文中。

[0034] 随着等离子体的密度变得足够低(即,对于水溶液而言小于大约 $10^{20}$ 原子/cm<sup>3</sup>),电子平均自由程增加,使得随后注入的电子在等离子体内引起碰撞电离。当等离子体层中的离子颗粒具有足够的能量(例如,3.5电子伏特(eV)至5eV)时,离子颗粒与构成目标组织的分子的碰撞破坏目标组织的分子键,从而使分子解离成自由基,这些自由基随后结合成气态或液态物质。借助于分子解离(与热蒸发或碳化相反),通过将较大的有机分子分子解离成例如氢、氧、碳的氧化物、烃以及氮化合物之类的较小的分子和/或原子而体积(volumetrically)去除目标组织。与如在相关技术的电外科干燥和蒸发中发生的通过去除组织的细胞和细胞外流体内的液体来使组织材料脱水相反,分子解离完全地去除组织结构。对分子解离的更详细的描述能够在共同转让的美国专利号5,697,882中找到,其完整的公开内容通过引用结合于本文中。

[0035] 电外科系统100在棒102的远端108处所产生的能量密度可通过调整多种因素来改变,例如:有源电极的数量;电极尺寸和间距;电极表面积;在电极表面上的微凸体和/或尖锐边缘;电极材料;施加电压;一个或多个电极的电流限制(例如,通过放置与电极串联的电感器);与电极接触的流体的电导率;导电流体的密度;以及其他因素。因此,能够操纵这些因素来控制激发电子的能级。由于不同的组织结构具有不同的分子键,所以电外科系统100可以被配置成产生足以破坏特定组织的分子键但不足以破坏其他组织的分子键的能量。例如,脂肪组织(例如,脂肪)具有需要高于4eV至5eV(即,大约8eV)的能级来破坏的双键。因此,Coblation®技术在一些操作模式中不切除这样的脂肪组织;然而,在较低能级下的Coblation®技术可用于有效地切除细胞,以释放呈液体形式的内脂肪含量。其他操作模式可具有增加的能量,使得双键也能够按照与单键类似的方式来破坏(例如,增加电压或改变电极配置以增加电极处的电流密度)。对各种现象的更完整的描述能够在共同转让的美国专利号6,355,032、6,149,120和6,296,136中找到,上述美国专利的完整公开内容通过引用结合于本文中。

[0036] 图2示出了根据示例性系统的棒102并且特别是湿场棒的正视图。棒102包括:细长的轴106,其可以是柔性的或刚性的;柄110,其耦接到细长的轴106的近端;以及电极支撑构件200,其耦接到细长的轴106的远端。同样在图2中可见的是从棒102延伸的柔性管状构件

116和多芯电缆112。棒102包括设置在细长的轴106的远端108上的有源电极202。有源电极202可以借助于多芯电缆112中的一个或多个绝缘电连接器(未示出)来耦接到控制器104(图1)内的主动或被动的控制网络。有源电极202与公共或返回电极204电隔离,所述公共或返回电极204设置在有源电极202的近侧的轴上,在一些示例性系统中在远侧末端的1毫米(mm)至25mm内。在远侧末端附近,返回电极204与棒102的细长的轴106同心。支撑构件200被定位在返回电极204的远侧,并且可由例如环氧树脂、塑料、陶瓷、硅树脂、玻璃之类的电绝缘材料构成。支撑构件200从细长的轴106的远端108延伸(通常大约为1mm至20mm),并且为有源电极202提供支撑。

[0037] 图3示出了根据示例性实施例的棒102的剖面正视图。特别地,棒102包括在细长的轴106内限定的吸入腔300。在图3的示例性棒102中,细长的轴106的内径限定了吸入腔300,但在其他情况下,处于细长的轴106内的单独的管道可以限定吸入腔300。吸入腔300可以被用于从靠近有源电极202的目标部位抽吸过量流体、气泡、组织碎片和/或切除产物。吸入腔300延伸到柄110中,并且流体耦接到柔性的管状构件116,以便耦接到蠕动泵118。柄110还限定了内腔302,电导体210可以驻留在所述内腔302内,其中,电导体210可以延伸到多芯电缆112中并且最终耦接到控制器104。所述电导体同样延伸通过细长的轴并且每个各自耦接到返回电极204和有源电极202,但电导体210未被示出为驻留在细长的轴106内,以免过度地使图复杂化。

[0038] 图4示出了棒的另一示例性远端108,其在这种情况下用于干场棒。特别是,图4示出了可以是能够用于治疗患者皮肤上的伤口、即干场手术(dry-field procedure)的伤口护理棒的棒的远端108的透视图。可以使用其他类型的棒,例如,可从德克萨斯州的奥斯汀的ArthroCare Corporation获得的PROCISE® Max Plasma Wand被设计和构造用于与口腔和喉咙相关联的手术,即又是干场手术。设计用于不同的干场手术的棒的部件的相对比例将不同,但无论尺寸和比例如何,供干场使用的棒将包括相同的基本部件:有源电极;返回电极;源或排放腔,导电流体从其流动;以及吸入或抽吸腔,在其中,将导电流体和切除的组织从治疗部位吸走。

[0039] 图4的示例性远端108具有吸入腔400、两个有源电极402和404、支撑构件406、源腔408以及返回电极410。支撑构件406被耦接到细长的壳体106。在特定实施例中,细长的壳体106和柄110(图1)由例如聚碳酸酯之类的非导电塑料材料制成。在又一些实施例中,柄110和/或细长的壳体106可以全部或部分地由金属材料构成,但所述金属材料可以是非接地的和/或不提供电子到控制器104的返回路径。此外,支撑构件406是当暴露于等离子体时耐受退化的非导电材料。在一些情况下,支撑构件406由陶瓷材料(例如,氧化铝陶瓷)制成,但也可等同地使用其他非导电材料(例如,玻璃)。

[0040] 说明性的两个有源电极402和404被耦接到支撑构件406。每个有源电极都是金属结构,在一些操作模式中,在使用期间绕所述金属结构产生等离子体。在一些情况下,线材是不锈钢,但也可以等同地使用其他类型的金属线材(例如,钨、钛或钼)。如图所示,每个有源电极402和404是具有特定直径的导线环。在设计用于其他用途(例如,软腭组织的切除)的棒中,有源电极可以采取筛网(screen)或金属板的形式,所述筛网或金属板具有通向吸入腔的穿过金属板的一个或多个孔。每个示例性有源电极402和404被电耦接到控制器104(图1)。在一些情况下,有源电极402和404借助于相应的支架部分和延伸通过细长的壳体

106的绝缘导体(未具体示出)耦接到控制器。因此,借助于连接器114(图1)中的电缆112(图1)和电气引脚(在下面示出和论述),有源电极402和404耦接到控制器104(图1)。

[0041] 图4还示出了源腔408。源腔408在细长的壳体106内流体耦接到柔性的管状构件,在使用期间导电流体流动通过所述柔性的管状构件。因此,在使用期间,导电流体通过处于细长的壳体106内的一个或多个流体管道(未具体示出)流动到柔性的管状构件中,并且从源腔408中流出。图4的示例性棒的远端108还包括呈导电板410形式的返回电极。特别地,导电板410邻接源腔408,并且在图4的实施例中,导电板410的一部分至少部分地限定了源腔408的外孔。导电板410由导电材料制成,所述导电材料形成用于与施加于有源电极的能量相关联的电流的返回路径。在一些情况下,导电板410由不锈钢制成,但也可以等同地使用其他类型的金属(例如,钨、钼)。说明性导电板410被定向成使得流过流体管道408的盐水中的至少一些在接触相邻的伤口或者接触有源电极402和404之前接触导电板410。导电板410被电耦接到控制器104(图1)。在一些情况下,导电板410借助于延伸通过细长的壳体106的绝缘导体(未具体示出)耦接到控制器。因此,借助于电缆112(图1)和连接器114(图1)中的电气引脚,导电板210耦接到控制器104(图1)。

[0042] 图4还图示了示例性干场棒还包括吸入腔400。吸入腔400借助于棒102内的流体管道(未具体示出)流体耦接到柔性的管状构件116(图1)。因此,并且如名称所暗示的,吸入腔204被用于使用棒102来移除伤口治疗的副产品,例如移除导电流体、分子分离的组织以及从伤口分离但在其他方面仍然完整的组织。在用于伤口护理的棒的示例性操作中,预期通过积极的抽吸使得能够移除未分子分离的较大块组织。本说明书现在转向更详细地描述控制器104。

[0043] 图5示出了根据至少一些实施例的控制器104的电气框图。特别地,控制器104包括处理器500。处理器500可以是微控制器,并且因此,所述微控制器可以与只读存储器(ROM) 502、随机存取存储器(RAM) 504、闪存或其他非易失性可编程存储器、数模转换器(D/A) 506、模数转换器(A/D) 514、数字输出(D/O) 508以及数字输入(D/I) 510集成。处理器500还可以提供一个或多个外部可用的外围总线(例如, $I^2C$ 、USB)。处理器500还可以与通信逻辑512(例如,UART,启用以太网的端口)集成,以使得处理器500能够与外部装置以及例如显示装置130之类的内部装置通信。尽管在一些实施例中,处理器500可以按照微控制器的形式实施,但在其他实施例中,处理器500可以被实施为与个别的RAM、ROM、通信、A/D、D/A、D/O、DI装置以及用于与外围部件通信的通信硬件结合的独立的中央处理单元。在一些示例性系统中,处理器500和相关的功能被实施为从德克萨斯州奥斯汀的Freescale Semiconductor可获得的MK60系列的微控制器;但是,也可以等同地使用其他微控制器。

[0044] ROM 502(或可能为闪速存储器)存储通过处理器500可执行的指令。特别地,ROM 502可以包括软件程序,当被执行时,所述软件程序使处理器在各种时间窗口上对能量输送求和,并且当需要时,暂时停止或“脉冲”提供的能量,以确保能量输送的速率不超过预定的阈值(在下面更多地论述)。RAM 504可以是用于处理器500的工作存储器,其中,可以临时存储数据,并且可以从其执行指令。处理器500耦接到控制器104内的其他装置,这是借助于数模转换器506(例如,在一些实施例中为RF电压发生器516)、数字输出508(例如,在一些实施例中为RF电压发生器516)、数字输入510(例如,诸如按钮开关132或脚踏板组件134(图1)之类的接口装置)以及通信装置512(例如,显示装置130)。

[0045] 电压发生器516产生耦接到示例性棒的有源电极(例如,有源电极202、有源电极402和404)的交流(AC)电压信号。在一些实施例中,电压发生器限定了有源端子518,其耦接到控制器连接器120中的电气引脚520、棒连接器114中的电气引脚522,并且最终耦接到有源电极。同样,电压发生器限定了返回端子524,其耦接到控制器连接器120中的电气引脚526、棒连接器114中的电气引脚528,并且最终耦接到返回电极。也可以使用附加的有源端子和/或返回端子。有源端子518是通过电压发生器516在其上感生出电压和电流的端子,并且返回端子524为电流提供返回路径。在其他实施例中,电压发生器516可以从控制器104的平衡电“浮动(floatated)”,并且因此,当相对于公共端(common)或接地(例如,公共端530)测量时,返回端子524可以显示电压;然而,电浮动的电压发生器516、并且因此相对于接地的返回端子524上的电压读数的电位不会使端子524相对于有源端子518的返回端子状态无效。

[0046] 通过电压发生器516在有源端子518和返回端子524之间产生和施加的AC电压信号是RF能量,在一些实施例中,所述RF能量具有介于大约5千赫兹(kHz)和20兆赫兹(MHz)之间的频率,在一些情况下为介于大约30kHz和2.5MHz之间,在其他情况下为介于大约50kHz和500kHz之间,通常小于350kHz,并且通常在大约100kHz和200kHz之间。在一些应用中,大约100kHz的频率是有用的,这是因为目标组织的阻抗在100kHz下更大。

[0047] 电压发生器516所产生的RMS(均方根)电压可以在从大约5伏特(V)至大约1800V的范围中,在一些情况下在从大约10V至大约500V的范围中,通常在大约10V至大约400V之间,这取决于切除模式和有源电极的尺寸。在一些实施例中,通过电压发生器516产生的用于切除的峰间电压是在10V至2000V的范围中的方波,在一些情况下在100V至1800V的范围中,在其他情况下在大约28V至大约1200V的范围中,并且通常在大约100V至大约740V的峰间电压的范围中。

[0048] 通过电压发生器516产生的电压和电流可以作为具有足够高的频率(例如,大约为5kHz至20MHz)的方波电压信号或正弦波电压来输送,使得与例如以大约10Hz至大约20Hz脉冲的声称具有小的坏死深度的激光相比,电压被有效地连续施加。此外,与可具有大约0.0001%的占空比的脉冲激光相比,对于一些实施例,通过电压发生器516产生的方波电压的占空比为大约50%(例如,一半时间作为正电压方波信号,并且一半时间作为负电压方波信号)。尽管在一些实施例中产生和提供方波,但AC电压信号是可修改的,以包括例如在每个半周期的前沿或后沿中的电压尖峰之类的特征,或者AC电压信号是可修改的,以采取特定的形状(例如,正弦曲线、三角形)。

[0049] 根据操作模式和靠近有源电极的等离子体的状态,电压发生器516输送范围从每个电极几毫瓦到几百瓦的平均功率水平。电压发生器516与处理器500相结合被配置成基于由外科医生选择的操作模式(例如,一种或多种切除模式、凝血模式)来设定从电压发生器516输出的恒定的均方根(RMS)电压。对各种电压发生器516的描述能够在共同转让的美国专利号6,142,992和6,235,020中找到,两个专利的完整公开通过引用结合于本文中用于所有的目的。还参考标题为“METHOD AND SYSTEM OF AN ELECTROSURGICAL CONTROLLER WITH WAVE-SHAPING”的共同转让的美国专利号8,257,350,其全部公开内容如同在下面完整再现一样通过引用结合于本文中。

[0050] 在一些实施例中,电压发生器516可以借助于数模转换器506通过处理器500上

执行的程序来控制。例如,处理器500可以通过给电压发生器516提供一个或多个可变电压来控制输出电压,其中,数模转换器506所提供的电压与待通过电压发生器516产生的电压成比例。在其他实施例中,处理器500可与电压发生器通信,这是借助于来自数字输出转换器508的一个或多个数字输出信号,或者借助于使用通信装置512的基于数据包的通信(基于通信的实施例未具体示出,以免过度复杂化图5)。

[0051] 仍参考图5,在一些实施例中,控制器104还包括感测提供给有源电极的电流的机构。在图5的说明性情况下,提供给有源电极的感测电流可借助于电流感测变压器532。特别地,电流感测变压器532可以具有穿过变压器的有源端子518的导体,使得有源端子518变为单匝初级(single turn primary)。单匝初级中的电流流动在次级中感生相对应的电压和/或电流。因此,说明性的电流感测变压器532被耦接到模数转换器514。在一些情况下,电流感测变压器可以通过放大电路、保护电路和/或将感测值转换成RMS的电路耦接到模数转换器514。特别地,在图5的示例性系统中,电流感测变压器耦接到RMS电路534。RMS电路534是如下集成电路装置,即:其获取来自电流感测变压器532的电流的指示,在任何合适的时间段内(在一些示例性系统中为在10毫秒的滚动窗口上)计算RMS值,并且将RMS电流值通过模数转换器514(通过泡A示出)提供给处理器500。可以预期RMS电路534和处理器500之间的其他通信耦接(例如,通过I<sup>2</sup>C或USB通道的串行通信、以太网通信等)。电流感测变压器532仅是对感测供应给有源电极的电流的任何合适的机构的说明,并且其他系统也是可能的。例如,可以将小电阻器(例如,1欧姆、0.1欧姆)与有源端子518串联放置,并且在所述电阻器两端感应的电压下降用作电流的指示。假定电压发生器516是电浮动的,则感测电流的机构不仅限于有源端子518。因此,在又一些实施例中,可以相对于返回端子524来实施感测电流的机构。例如,说明性的电流感测变压器532可以被实施在与返回端子524相关联的导体上。

[0052] 在一些示例性系统中,处理器500所使用的关于停止能量流以满足特定标准(同样,在下面更多论述)的参数是电流量。例如,在电压发生器516能够独立于所附接负载的阻抗而精确地产生输出电压的系统中,测量电流量并且具有针对电压发生器516所产生的电压的设定点控制的处理器500可能是足够的(例如,用于计算表示供应给有源电极的能量的值)。然而,在其他情况下,电压也可以是测量参数。因此,在一些情况下,有源端子518可以被电耦接到模数转换器514(如泡B所示)。然而,可以在有源端子518和模数转换器514之间施加附加电路,例如各种降压变压器、保护电路以及考虑到电压发生器516的电浮动性质的电路。这样的附加电路未被示出,以免过度使图复杂化。在又一些情况下,电压感测电路可以测量电压,并且不同于通过模拟信号,可以例如借助于通过通信端口512(未示出,以免过度使图复杂化)的基于数据包的通信来提供测量的电压值。

[0053] 仍参照图5,根据示例性实施例的控制器104还包括蠕动泵118。蠕动泵118可以至少部分地驻留在外壳122内。所述蠕动泵包括转子124,其机械地耦接到电动机536的轴。在一些情况下,并且如图所示,电动机的转子可以直接耦接到转子124,但在其他情况下,各种齿轮、滑轮和/或带可以驻留在电动机536和转子124之间。电动机536可以采取任何合适的形式,例如AC电机、DC电机和/或步进电机。为了控制电动机536的轴的速度,并且因此控制转子124的速度(以及棒处的体积流率),电动机536可以被耦接到电机速度控制电路538。在AC电机的说明性情况下,电机速度控制电路538可以控制应用于电动机536的电压和频率。在DC电机的情况下,电机速度控制电路538可以控制施加于电动机536的DC电压。在步进电

机的情况下,电机速度控制电路538可以控制流到电机的极的电流,但步进电机可具有足够数量的极,或以如下方式来控制,即:转子124平稳地移动。换句话说,由于每圈的高步数,转子124平稳地移动。处理器500例如借助于数模转换器506(如泡C所示)耦接到电机速度控制电路536。

[0054] 本说明书现在转向电外科系统可符合的各种标准,以及对相关技术的装置如何尝试符合这些标准的解释。在许多情况下,电外科系统被设计和构造成符合由例如IEC之类的标准制定组织所设定的各种标准。在当前公开的背景下,所讨论的标准是如下限制,即:电外科装置在一秒的过程期间不应向患者提供多于400焦耳的能量。利用在有源端子和返回端子之间提供基本上恒定的RMS电压的电压或电流发生器的相关技术装置仅实施了电流比较器系统,以便确保能量流不超过。更具体而言,相关技术的装置实施了一种比较器,其将预定电流与测量的实际电流进行比较,并且当实际电流达到或超过预定电流时,电压发生器被暂时关闭(即,使功率“脉冲”)。

[0055] 基于电压发生器的RMS电压设定来选择预定电流值。作为示例,考虑命令相关技术的电压发生器产生400V RMS的施加电压。在400V RMS的设定电压的示例性状况下,相关技术的系统设定1安培的预定电流值,并且当测量的电流达到或超过1安培时,激活脉冲。作为第二示例,考虑命令相关技术的电压发生器产生200V RMS的施加电压。在第二示例的状况下,相关技术的系统设定2安培的预定电流值,并且当测量的电流达到或超过2安培时,激活脉冲。

[0056] 为了突出相关技术的方法的缺点,再次考虑400V RMS的发生器的设定电压和1安培的预定电流的示例性情况。为了论述的目的,假定在一秒的时间段内,实际电流在一秒时间段中的0.9秒内为0.5安培,但在最后0.1秒中实际电流跳到1.1安培。在示例性的相关技术的系统中,实施了电压发生器的脉冲,这是因为电流超过1.0安培,尽管事实是在示例性状况下未超过在一秒期间400J的能量限制。脉冲中断电外科手术,这是因为在电压发生器关闭的时间段内切除停止,并且重建等离子体花费有限量的时间。

[0057] 现在考虑示例性状况“翻转(flipped)”。即,考虑如下情况,其中,在一秒的时间段内实际电流在前0.1秒期间为1.1安培,并且随后假定(未响应于1安培而采取任何控制动作)实际电流在一秒时间段中剩余的0.9秒期间下降到0.5安培。再一次,在示例性的“翻转”状况下,将不会超过一秒期间400焦耳的能量输送;然而,尽管如此,相关技术的比较器系统将实施脉冲,这是因为电流超过1.0安培。

[0058] 当前公开的示例性方法和系统至少部分地解决了相关技术的比较器系统的缺点,这是通过实施积分和/或求和系统,其中,对随时间的能量输送求和,并且当达到或超过总和能量的预定值时停止能量输送。换句话说,当前公开描述了使用至少两个不同的积分和/或求和系统而不是仅一个,以便精确地限制输送能量的量,同时提供可根据需要来精确地调整的瞬时高功率输送。这种创新用于克服现有技术系统在脉冲发生时具有恒定的能量输送时间关闭的缺点,而现在随时间的能量输送是可调整的,以便总是能够达到所期望的最大平均功率。

[0059] 再者,示例性系统实施了多个积分和/或求和系统,每个求和系统可在不同的且至少部分地同等范围延伸(或同延,coextensive)(即,重叠)的时间窗口上操作,并且每个求和系统利用不同的预定值或阈值。一个示例性实施例实施了两个求和系统:1)第一求和系

统,其跟踪在滚动的一秒窗口上的能量输送,其中,超过其实施脉冲的预定值设定在400焦耳(即,一秒的窗口实施在一秒窗口上不多于400焦耳的IEC标准限制);以及2)第二求和系统,其在滚动的20-500毫秒窗口上跟踪能量输送,其中,阈值(超过其实施脉冲)在一些情况下被设置在5-400焦耳。还设想了附加的求和系统、可调整的预定值和/或阈值以及不同的预定值和/或阈值。在示例性实施例中,求和“系统”被实施为在处理器500上执行的程序,其读取实际电流值(例如,瞬时、RMS),进行能量计算,并且当能量输送超过预定值或阈值时实施脉冲。但是,所述求和系统可以利用模拟/数字硬件部件来等同地实施。

[0060] 在示例性系统中,控制器104、并且更具体而言在处理器500上执行的程序周期性地读取供应给有源电极的实际电流。在电压发生器516产生与有源电极电路的阻抗无关的基本上恒定的RMS电压的系统中,可以假定施加的电压。然而,在其他情况下,处理器也可以周期性地读取施加的电压(例如,瞬时、RMS)。在一些系统中,实际电流(以及可能的施加电压)的读取大约每1毫秒发生,因此将系统中的基本“间隔”设定为1毫秒;然而,也可以使用读取值之间的更长或更短的间隔。基于实际的电流和施加的电压,针对每个间隔计算能量值,例如使用基本上如下的等式:

$$[0061] \quad E(t_n) = I(t_n) \times V(t_n) \times \Delta t \quad (1)$$

[0062] 其中, $E(t_n)$ 是在时间长度 $\Delta t$ 的间隔 $t_r$ 中输送的能量, $I(t_n)$ 是针对该间隔的实际电流测量结果,并且 $V(t_n)$ 是针对该间隔的测量或假定的电压。然后,求和系统使用针对每个间隔计算的能量输送来确定相应时间窗口中的能量值。

[0063] 示例性第一求和系统例如根据下式在一秒的移动窗口上对能量输送值 $E(t_n)$ 进行积分和/或求和:

$$[0064] \quad E_{w1} = \sum_{t_w} E(t_n) \quad (2)$$

[0065] 其中, $E_{w1}$ 是窗口 $t_w$ 内的能量值,其中, $t_w$ 包括两个或更多个间隔 $t_r$ 。在跨越1毫秒的间隔和一秒的移动窗口的情况下,可以将大约1000个间隔求和以得到 $E_{w1}$ 值。等同地,但就每个间隔内的能量计算而言,可以使用基本上如下的等式来计算在示例性的一秒移动窗口上的能量输送 $E_{w1}$ :

$$[0066] \quad E_{w1} = \sum_{t_w} I(t_n) \times V(t_n) \times \Delta t \quad (3)$$

[0067] 同样,其中, $E_{w1}$ 是窗口 $t_w$ 内的总和能量值,并且同样,其中, $t_w$ 包括两个或更多个间隔 $t_r$ 。在跨越1毫秒的间隔和一秒的移动时间窗口的情况下,可以将大约1000个间隔求和以得到 $E_{w1}$ 值。

[0068] 除了电外科控制器刚刚通电的时间段外,在大多数情况下,积分器或求和器将落后求和(summing in arrears)。即,相加的能量值将是基于多个间隔的值,所述间隔跨越开始于过去的时间窗口,并且一直到最近的间隔且包括最近的间隔。例如,考虑第一求和系统,其进行积分或求和以在一秒的窗口上产生总和的能量值。对于第一求和系统,针对跨越最后一秒的每个间隔对能量输送值求和。一旦下一间隔已过去并且计算了针对该间隔的下一能量输送值,就丢弃与时间窗口中最早的间隔相关联的能量输送值,并且对与最新的间隔相关联的最新的能量输送值求和,以产生下一个总和能量值。因此,在一些示例性系统中,在每个间隔计算(例如,每1毫秒计算)一秒时间窗口上的新的求和能量值。

[0069] 在针对时间窗口计算每个求和能量值的情况下,针对测试值测试能量值,以确定在指定时间内求和能量值是否达到或超过测试值。在具有一秒时间窗口的示例性第一求和系统(下面更多论述)的情况下,用于比较的测试值将被称为“预定值”,并且在第二求和系统(下面更多论述)的情况下,用于比较的测试值将被称为“阈值”;然而,术语上的区别仅是为了避免读者混淆,因为“阈值”同样可以预定。在具有一秒时间窗口的示例性第一求和系统(下面更多论述)的情况下,用于比较的预定值为400焦耳。因此,在示例性第一求和系统中,如果一秒时间窗口的总和能量值超过400焦耳,则实施电压发生器的脉冲以确保合规。然而,使电压发生器的输出发生脉冲不根据固定的方法进行。无论应用于短时间窗口(即,20-500毫秒)还是长时间窗口(即,1秒),功率在总和能量达到预定阈值时都被中断,直到随后实施的时间窗口结束,从而为脉冲提供调整的“空闲时间(time-off)”。

[0070] 在一些示例性系统中,电压发生器的输出的停止可以持续有限量的时间;然而,在其他示例性系统中,停止能量输送的时间段是可变时间量,该可变时间量通过电外科控制器104的处理器500来计算。如通过处理器500计算的应当停止能量输送的时间量将被称为静止时间(quiescent time)。作为示例,考虑上述示例性状况,其中,400焦耳在一秒的窗口内被输送,但是其中400焦耳在一秒窗口的前0.1秒中被输送。即,持续0.9秒,电压发生器关闭,并且随后,在最后0.1秒中,400焦耳被输送至处于电外科手术棒的远侧末端上的有源电极。在该示例中,在一秒的时间窗口中没有超过能量输送限制;然而,如果能量输送继续进入到下一个间隔中,则能量输送将超过IEC标准的一秒中400焦耳。因此,控制器104停止能量输送(即,关闭电压发生器)持续静止时间,使得当能量输送恢复时,将不会超过阈值。

[0071] 再次陈述,示例性系统和方法计算静止时间,所述静止时间表示能量输送应当停止以使能量输送保持在一定水平之下的时间量。更具体而言,示例性系统根据下式来计算静止时间,即:

$$[0072] \quad Q_1 = \frac{E(t_{on})}{t_{on} + t_q} \quad (4)$$

[0073] 其中, $Q_1$ 为预定值(以焦耳/秒计), $E(t_{on})$ 为在发生器打开时间 $t_{on}$ (所述发生器打开时间 $t_{on}$ 可具有比在其上发生求和的时间窗口要短的时间长度)期间输送的能量,并且 $t_q$ 为计算的静止时间。更确切来说, $t_{on}$ 是电压发生器516在针对特定求和电路的时间窗口期间给有源电极提供能量的时间量。在数学上重新排列各项:

$$[0074] \quad t_q = \frac{E(t_{on})}{Q_1} - t_{on} \quad (5)$$

[0075] 在具有一秒时间窗口的第一求和系统的示例性情况下, $Q_1$ 的值可以是400焦耳/秒(但如下面将更多论述的,对于另外的求和系统,可以使用不同的 $Q_1$ 值)。再次考虑示例性第一求和系统和示例性状况,其中,400焦耳在一秒的窗口内输送,但是其中,400焦耳在一秒窗口的前0.1秒中输送。在该示例中, $t_{on}$ 将为0.1秒, $E(t_{on})$ 将为400焦耳,并且 $Q_1$ 将为400焦耳/秒。控制器104计算出0.9秒的静止时间。因此,为了不超过IEC标准的一秒中400焦耳的能量输送限制,电压发生器将被关闭(即,不输送能量)的静止时间在该示例性状况下为0.9秒。

[0076] 如上文中简要提到的,至少一些实施例实施了两个求和系统。根据示例性实施例的第二求和系统在较小但同等范围延伸的时间窗口上对能量输送进行积分和/或求和。更

具体而言,在一个示例性系统中,第二求和系统在跨越60毫秒的时间窗口上对能量进行积分和/或求和。在按照1毫秒的间隔计算能量输送的状况下,将60个能量输送值求和以得到针对第二求和系统的时间窗口的总和能量值。也可以实施其他时间长度以及可调整的时间长度。在针对窗口长度和阈值进行适当调整的情况下,上述用于计算每个间隔内的能量以及计算总和能量值的等式同样适用于第二求和系统,并且因此,这里将不再重复这些等式,以免过度地使本公开复杂化。

[0077] 对于示例性第二求和系统,与较长的时间窗口相比,减小了测试总和能量值所针对的阈值。例如,第二求和系统的阈值可设定在5-400焦耳。因此,在第二求和系统的时间窗口(例如,20-500毫秒)上,如果总和能量值达到或超过针对能量输送的预定阈值,则停止提供给有源电极的能量输送。与第一求和系统一样,当总和能量值达到或超过第二求和系统的阈值时,能量输送的停止能够持续固定的时间段,或者持续可变量的静止时间。在针对阈值适当调整的情况下,上述用于计算静止时间的等式同样适用于第二求和系统,并且因此,这里将不再重复这些等式,以免过度地使本公开复杂化。

[0078] 具有第二求和系统可以在电外科手术中提供电外科系统的更有利的操作特性。再次考虑如下示例性状况,即:其中,400焦耳在一秒的窗口内输送,但是其中,400焦耳在一秒窗口的前0.1秒中输送。如上所述,这样的状况不会导致违反IEC标准(只要坚持0.9秒的静止时间)。然而,0.9秒的静止时间会导致外科医生无法切除组织的0.9秒,并且因此,对于使用该系统的外科医生而言是非常显著的时间段。因此,可以考虑第二求和系统,以更好地平滑能量输送,并且缩短停止能量输送的时间段。在控制器104试图以400瓦特的速率输送能量的示例性状况下,第二求和系统将被触发,并且实施“脉冲”;然而,对于总和能量值高于阈值的每个行程,停止能量输送的时间量将更短,并且因此,电外科系统将具有更连贯的切除时段。根据所治疗的组织类型或所需的效果类型,能够调整第二求和窗口的持续时间和能量阈值,以允许非常高的瞬时功率,或者允许更平稳的功率输送。

[0079] 操作上述两个示例性求和系统(例如,一秒的窗口和400焦耳、20-500毫秒的窗口和5-400焦耳)的电外科系统提供了优于相关技术系统的操作优点,所述相关技术系统当测量的电流超过特定值时实施“脉冲”。换句话说,预定值和阈值对于每个时间窗口而言固定的系统提供了优于相关技术系统的显著改进。然而,在又一些实施例,阈值不需要是固定的,并且实际上可以根据系统的操作状态而改变。例如,在大多数情况下,在有源电极附近建立等离子体的能量输送速率高于维持先前产生的等离子体所需的能量输送速率。因此,在一些示例性系统中,阈值可以根据电极电路(其包括产生并且与棒的有源电极维持操作关系的等离子体、有源电极和返回电极之间的流体以及电极-流体界面)的状态来调整。阈值的增加和/或减小的量取决于许多因素,例如有源电极的数量和尺寸、手术的类型和期望的组织效果以及所期望的控制上的激进性。

[0080] 应当理解的是,任何求和系统单独都可以触发能量输送的停止。这些求和系统不需要一致。例如,即使在尚未达到或超过第二求和系统的阈值时,第一求和系统(一秒、400焦耳)也可以使能量输送停止。相反,即使在尚未达到或超过第二求和系统的预定值时,第二求和系统(20-500毫秒、5-400焦耳)也可以使能量输送停止。同样,对于实施的任何附加求和系统,任何求和系统单独都可以使能量输送停止。

[0081] 图6示出了根据示例性实施例的方法,这些示例性实施例中的一些可以被实施为

在处理器上执行的程序。具体而言,所述方法开始(框600),并且包括:将电外科手术棒的远端放置成与生物组织处于操作关系(框602);以及输送能量到电外科手术棒的有源电极(框604)。在输送能量期间,所述方法可以包括:测量表示到所述有源电极的能量流的值(框606);在第一预定时间窗口上求和,以产生表示提供给所述有源电极的能量的第一值(框608);以及在第二预定时间窗口上求和,以产生表示提供给所述有源电极的能量的第二值(框610)。最后,所述方法可以包括:响应于所述第一值达到或超过预定值而停止输送能量(框612);以及响应于所述第二值达到或超过阈值而停止输送能量(框614)。之后,所述方法可以结束(框616),在许多情况下将立即重新开始。

[0082] 图7示出了可通过在处理器上执行的程序来实施的方法。所述方法可以开始(框700),并且包括:命令通过电压发生器输送能量到有源端子(框702);测量表示沿有源端子的能量流的值,测量在能量输送期间进行(框704);在能量输送期间在第一预定时间窗口上对表示沿所述有源端子提供的能量的第一值求和(框706);在能量输送期间在第二预定时间窗口上对表示沿所述有源端子提供的能量的第二值求和(框708);响应于所述第一值达到或超过预定值而命令所述电压发生器停止能量输送(框710);以及响应于所述第二值达到或超过阈值而命令所述电压发生器停止能量输送(框712)。所述方法可以结束(框714),在许多情况下将立即重新开始。

[0083] 上述论述意在说明本发明的原理和各实施例。许多变型和修改是可能的。所附权利要求意在解释为包括所有这样的变型和修改。

[0084] 由本文提供的描述,本领域技术人员能够容易地将如所述创建的软件与适当的通用或专用计算机硬件结合,以创建根据各实施例的计算机系统和/或计算机子部件,创建用于执行各实施例的方法的计算机系统和/或计算机子部件,和/或创建存储软件程序以实施各实施例的方法方面的非暂时性计算机可读介质(即,不是载波)。

[0085] 虽然已示出和描述了本公开的优选实施例,但是本领域技术人员能够作出其修改,而不脱离本文的范围或教导。本文所述的实施例仅是示例性的而非限制性的。因为在本发明构思的范围内可以作出许多变化和不同的实施例,包括以后想到的等同结构、材料或方法,并且因为按照法律的描述性要求在本文详述的实施例中可以作出许多修改,所以应当理解的是,本文中的细节应当被解释为说明性的,而非以限制性的意义来解释。

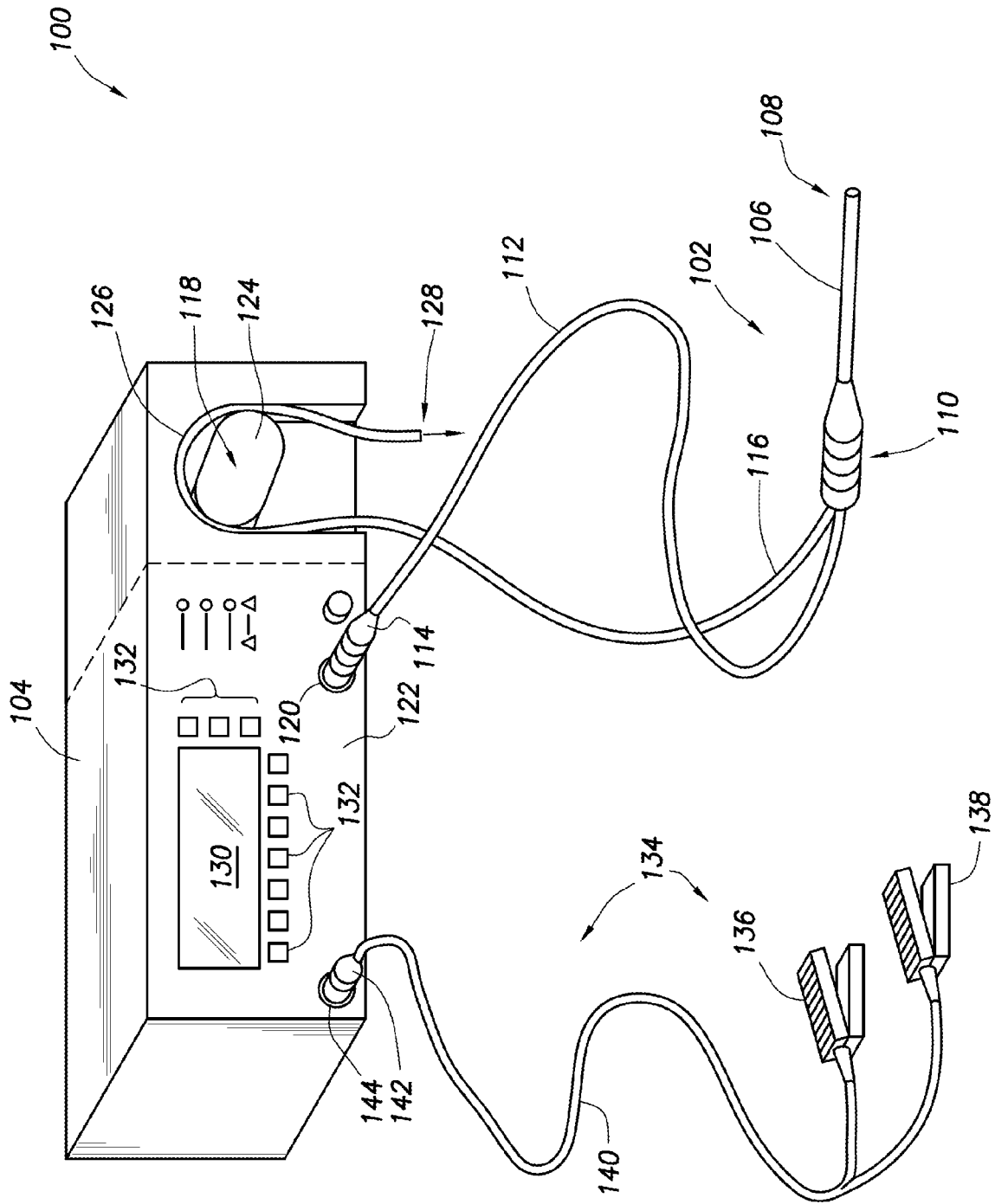


图 1

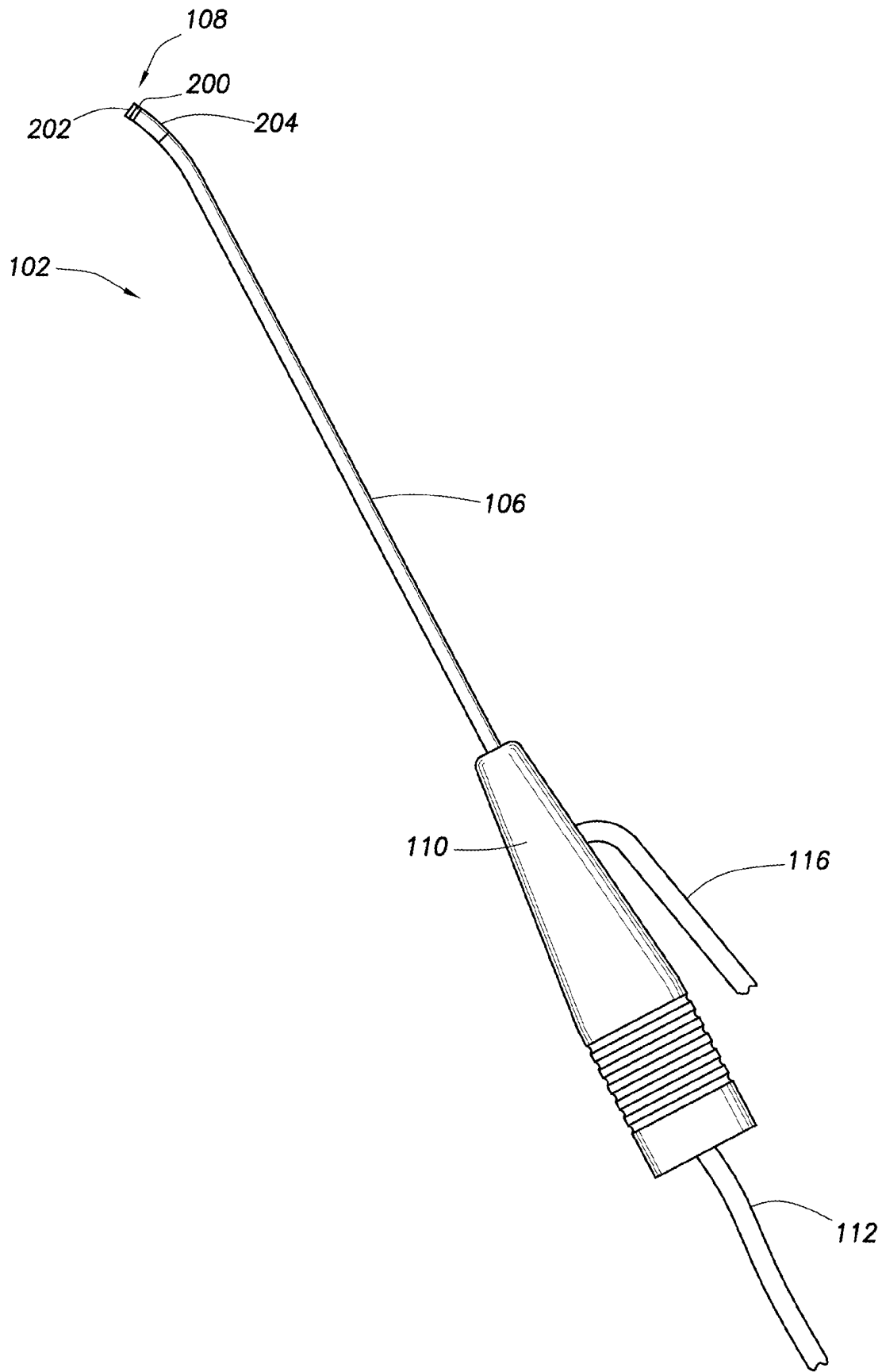


图 2

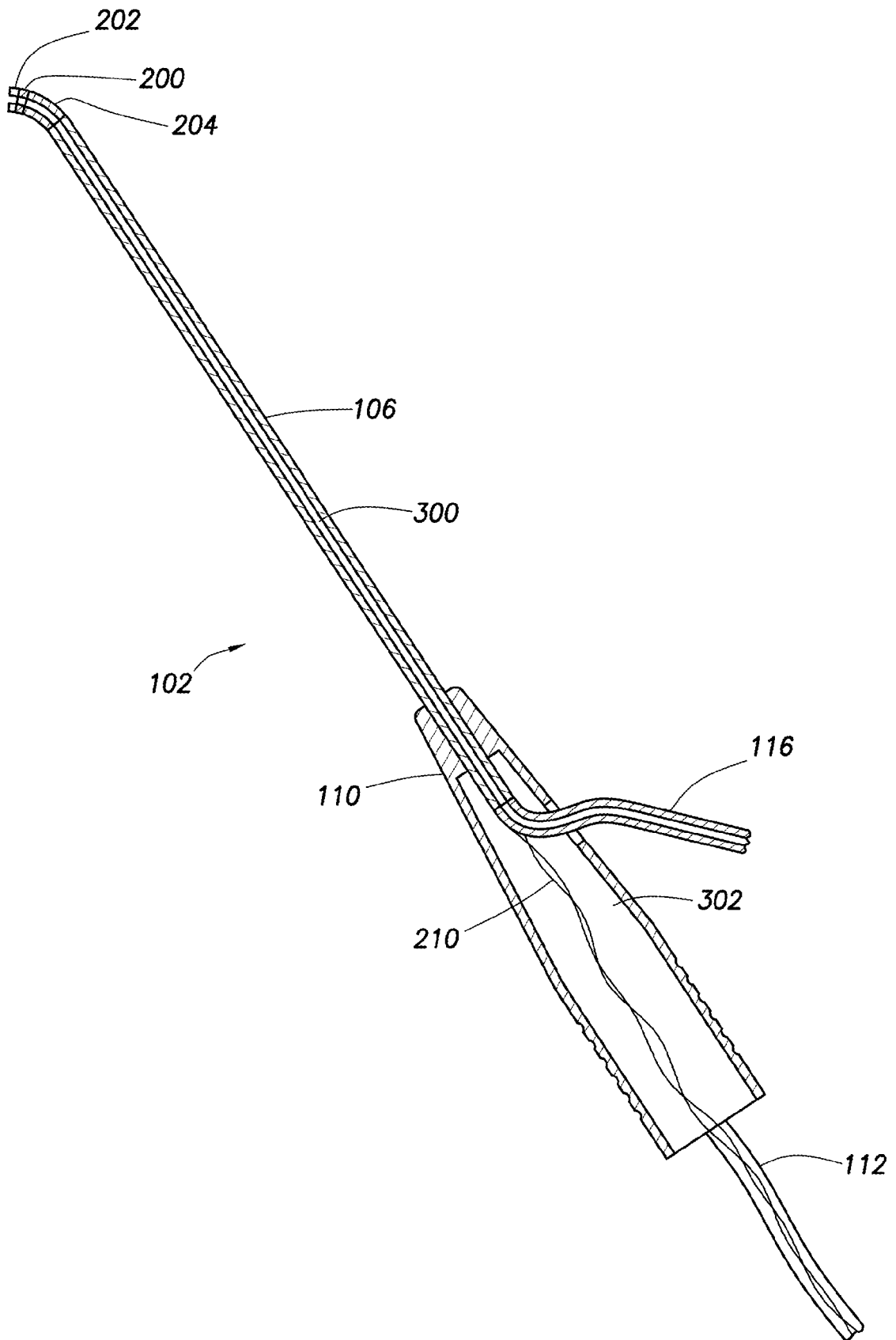


图 3

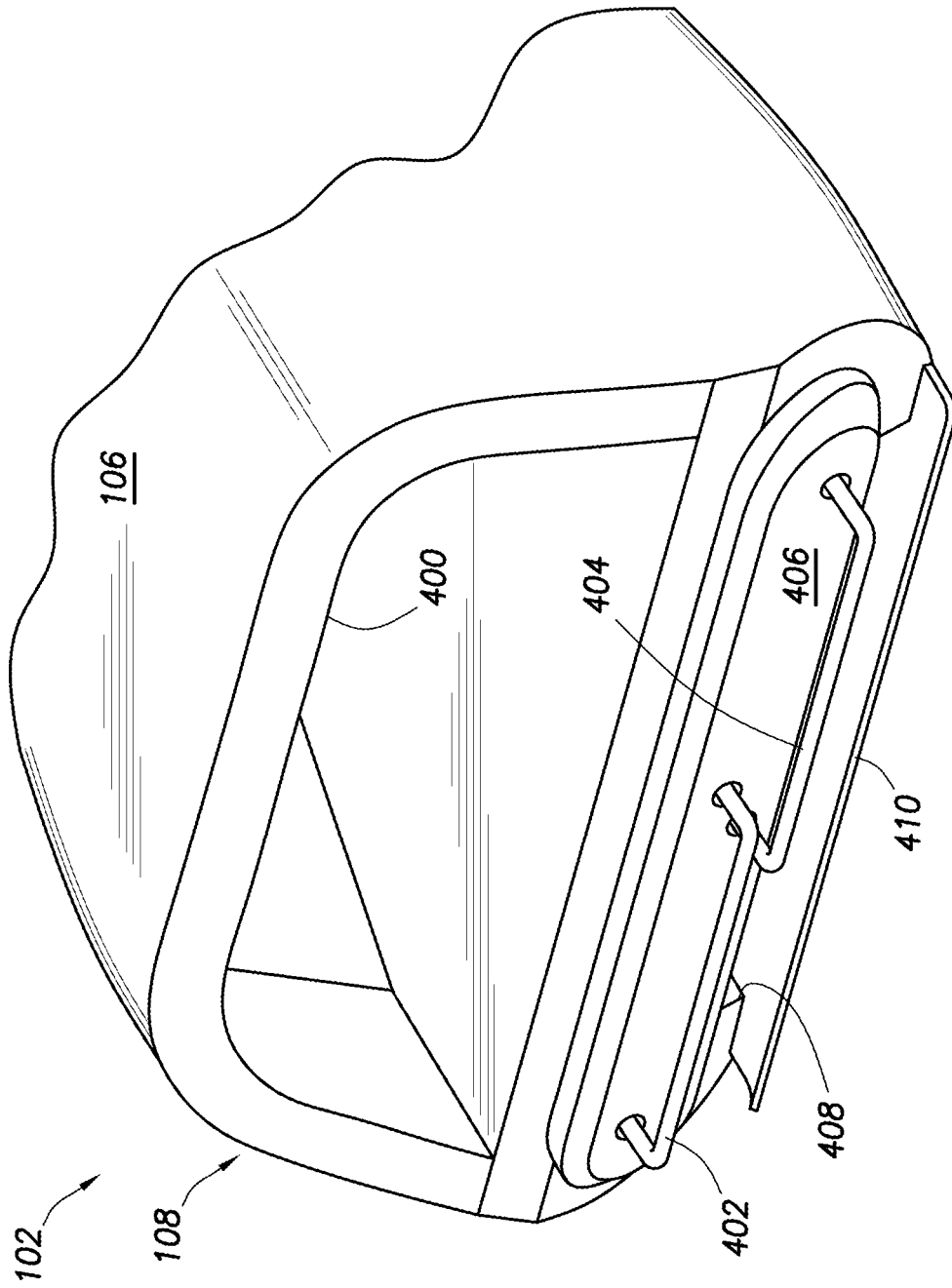


图 4

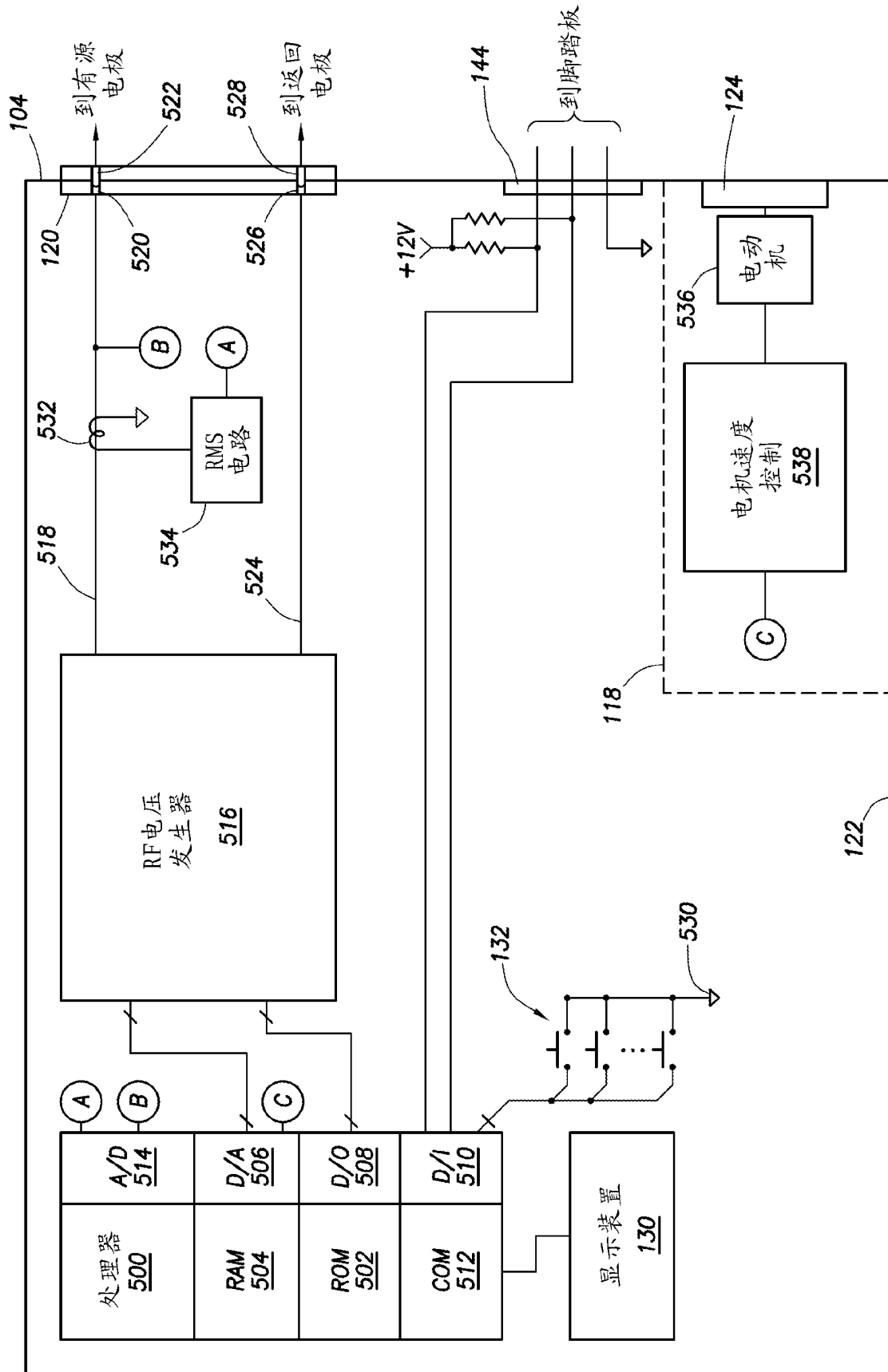


图 5

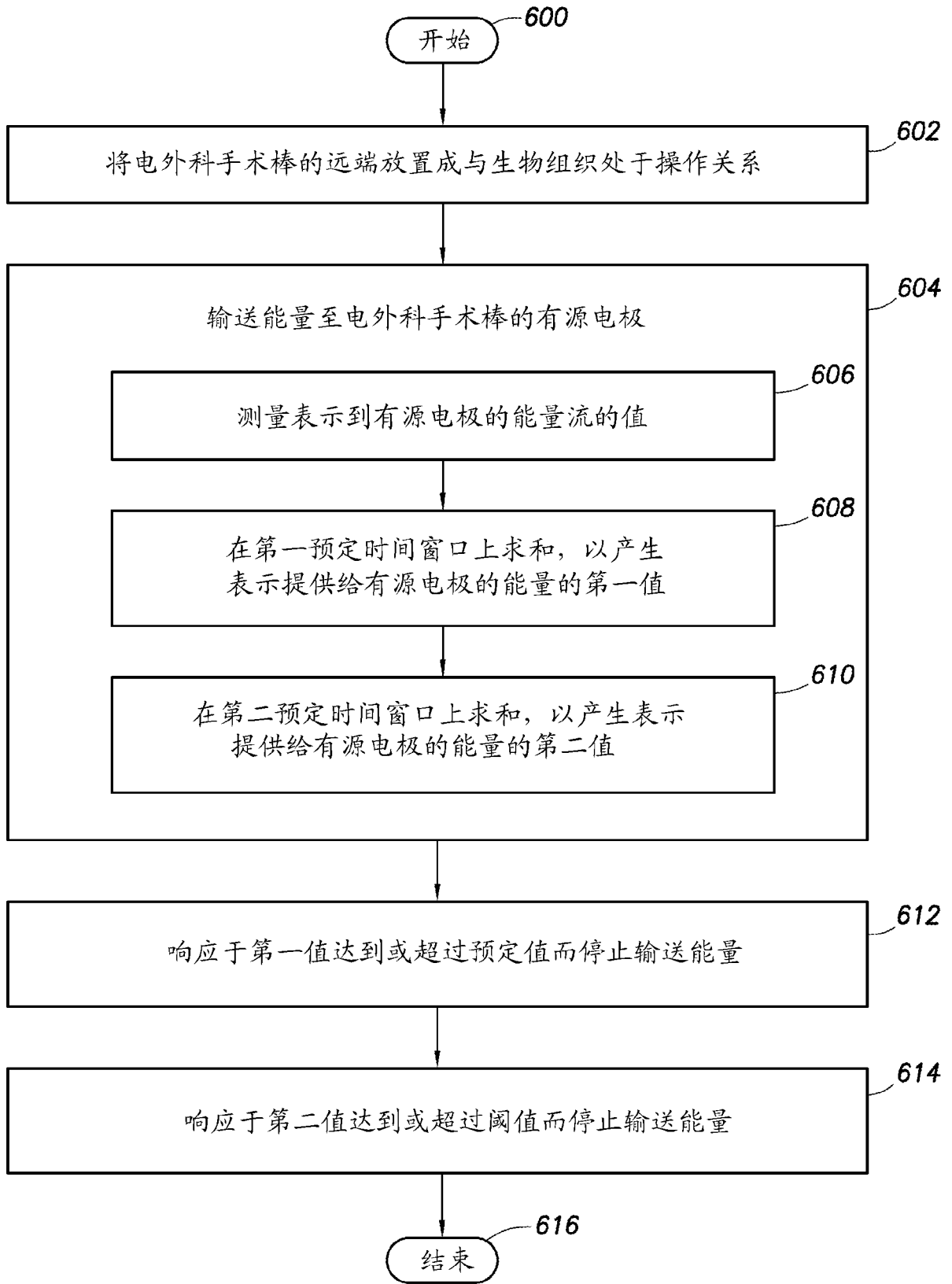


图 6

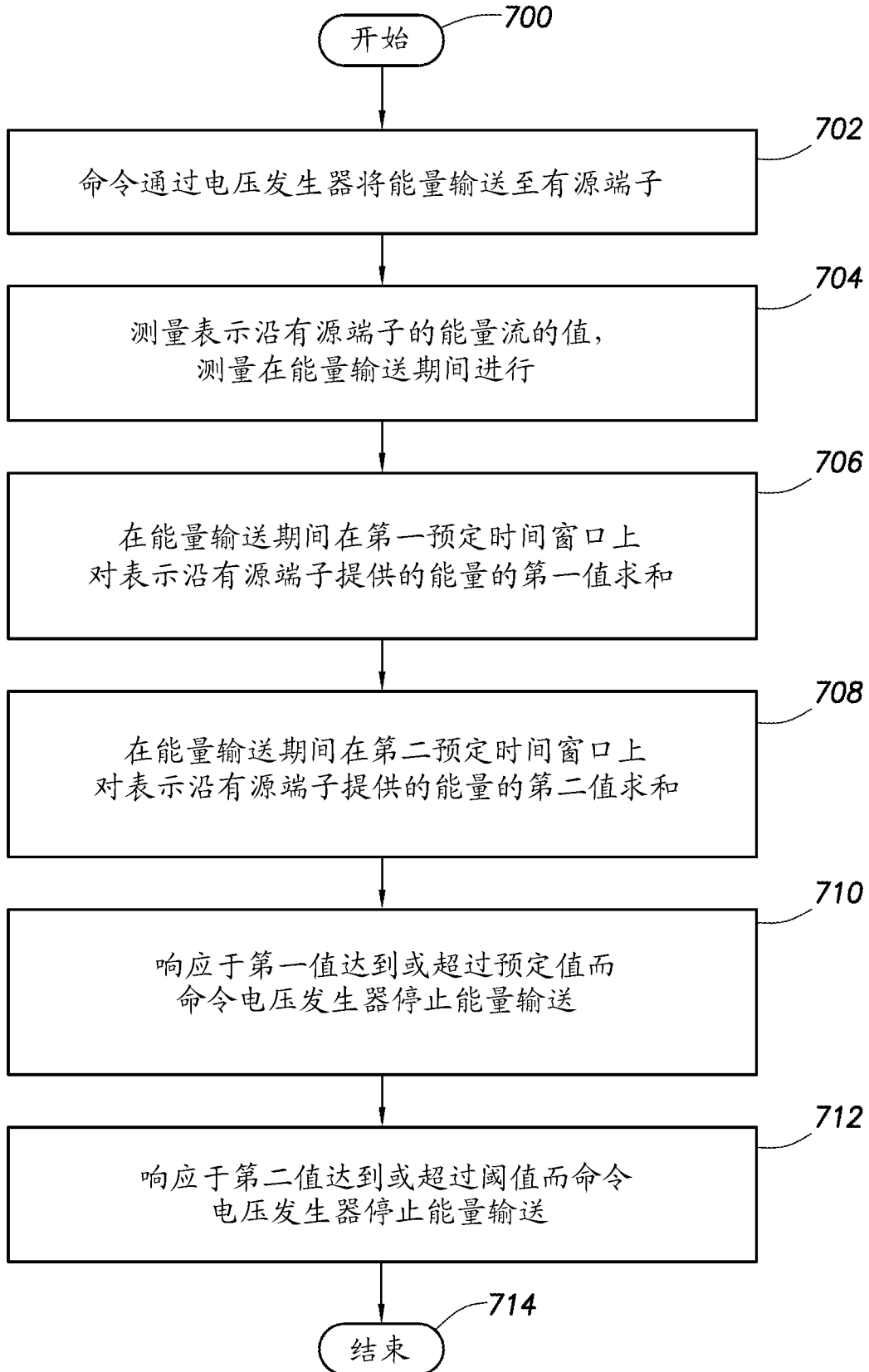


图 7