



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105848601 A

(43)申请公布日 2016.08.10

(21)申请号 201480070594.1

(74)专利代理机构 北京市铸成律师事务所

(22)申请日 2014.12.18

11313

(30)优先权数据

1322850.7 2013.12.23 GB

代理人 郝文博 郭名悦

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.23

(51)Int.Cl.

A61B 18/04(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 18/18(2006.01)

PCT/GB2014/053758 2014.12.18

A61B 18/14(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 18/00(2006.01)

W02015/097446 EN 2015.07.02

(71)申请人 科瑞欧医疗有限公司

地址 英国蒙茅斯郡

(72)发明人 C·P·汉考克 M·怀特

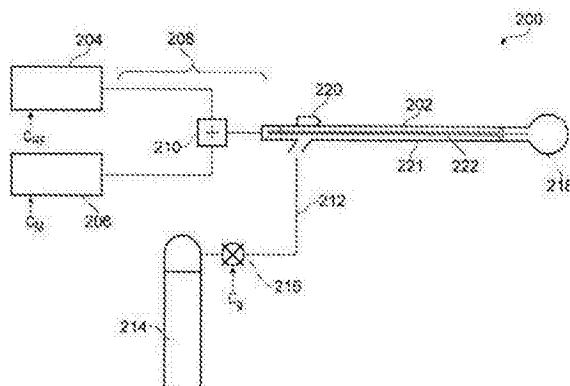
权利要求书3页 说明书13页 附图4页

(54)发明名称

具有将电磁能和/或热等离子体递送到生物组织中的能力的外科圈套器

(57)摘要

一种外科圈套器，其包括将热等离子体递送到由所述圈套器环绕的生物组织之上的构件。所述圈套器可为“冷”圈套器，即，由绝缘材料形成，或者为有源的，即，被连接来接收待辐射到由所述圈套器环绕的所述区域中的RF和/或微波能量。所述外科圈套器因此可将以下中的任一个递送到由可回缩环环绕的生物组织中：(i)用于执行表面凝结的等离子体；(ii)用于以更深层水平执行凝结的非电离微波场(在无等离子体时)；以及(iii)用于协助切割的RF场。



1. 一种外科圈套器，其包括：

细长探针，其包括同轴电缆，所述同轴电缆用于输送射频(RF)和/或微波频率电磁(EM)能量；以及探针尖端，其连接在所述同轴电缆的远端，所述探针尖端用于接收所述RF能量和/或所述微波能量；

气体通路，其用于将气体穿过所述细长探针输送到所述探针尖端；以及

可回缩环，其安装在所述探针尖端处，所述可回缩环用于环绕所述探针尖端之外的包含生物组织的区域，

其中所述同轴电缆包括内导体、外导体以及电介质材料，所述电介质材料将所述内导体与所述外导体分离，

其中所述探针尖端包括第一电极，所述第一电极连接到所述同轴电缆的所述内导体；以及第二电极，所述第二电极连接到所述同轴电缆的所述外导体，并且

其中所述第一电极和所述第二电极被布置来横跨从所述气体通路所接收的气体的流动路径从所述接收RF和/或微波频率EM能量产生电场，以在由所述可回缩环环绕的所述区域中产生热等离子体或非热等离子体。

2. 根据权利要求1所述的外科圈套器，其中所述第一电极和所述第二电极可相对于彼此移动到第二配置，所述第一电极在所述第二配置下向远侧延伸到所述第二电极之外以形成辐射结构，所述辐射结构用于从所述探针尖端向外发射微波EM场。

3. 根据权利要求2所述的外科圈套器，其包括位于所述同轴电缆的远端处的圈套器基座，所述圈套器基座具有一对馈送通道，每个馈送通道接收所述导电材料形成所述可回缩环的一段，其中在所述第二配置下，所述第一电极包括远端部分和近端部分，所述远端部分伸入由所述可回缩环环绕的所述区域中以用作辐射微波单极天线，所述近端部分穿过所述圈套器基座在这对馈送通道旁边延伸。

4. 根据任一项前述权利要求所述的外科圈套器，其中所述细长探针包括围绕所述同轴电缆的套筒，所述气体通路为所述套筒的内部表面与所述同轴电缆的外部表面之间的空间。

5. 根据权利要求4所述的外科圈套器，其中所述第二电极形成在所述套筒的所述远端上，并且所述套筒可相对于所述同轴电缆回缩。

6. 根据任一项前述权利要求所述的外科圈套器，其中所述第一电极为辐射微波单极天线结构，其被耦接来从所述同轴电缆接收RF和/或微波EM能量。

7. 根据权利要求6所述的外科圈套器，其中所述辐射微波单极天线结构包括电介质材料的筒体，所述电介质材料的筒体具有半球形远端，所述半球形远端围绕所述同轴电缆的所述内导体的长度，所述内导体伸出到所述外导体之外并且穿过所述电介质材料的筒体延伸，以在所述电介质材料的筒体的半球形远端处伸出。

8. 根据权利要求7所述的外科圈套器，其中从所述筒体的所述半球形远端伸出的内导体的所述长度的所述端部成形为半球。

9. 根据权利要求3所述的外科圈套器，其中所述第一电极和所述第二电极或导电材料形成可回缩环的一段形成有源电极和返回电极用于由所述同轴电缆输送的RF信号。

10. 根据权利要求2所述的外科圈套器，其中所述同轴电缆的所述外电极通过气体可渗透导电结构连接到所述第二电极，所述气体可渗透导电结构可相对于所述第二电极或所述

同轴电缆的外电极滑动，并且容许气体流经所述气体可渗透导电结构。

11. 根据权利要求10所述的外科圈套器，其中所述气体可渗透导电结构为以下中的任何一个：

导电网格；

径向延伸的导电导线或导电弹簧的笼状物；

以及

多个周向隔开的径向伸出的凹部。

12. 根据权利要求10或11所述的外科圈套器，其中所述气体可渗透导电结构焊接到或压接到所述第二电极。

13. 根据任一项前述权利要求所述的外科圈套器，其中所述探针可穿过内窥镜的器械通道插入。

14. 根据权利要求4所述的外科圈套器，其中所述套筒包括容许所述可回缩环的平面的取向的调节的可旋转编包电缆。

15. 根据任一项前述权利要求所述的外科圈套器，其中所述可回缩环包括延伸到所述同轴电缆的所述远端之外的导线，所述导线被布置成在位于所述同轴电缆的所述远端处的两个末端之间自然地采用环形形状。

16. 根据权利要求15所述的外科圈套器，其中所述可回缩环是可调节的以改变在所述两个末端之间的导线的长度。

17. 电外科设备，其包括：

射频(RF)信号发生器，其用于生成具有第一频率的RF电磁(EM)辐射；

微波信号发生器，其用于生成具有第二频率的微波EM辐射，所述第二频率高于所述第一频率；

根据任一项前述权利要求所述的外科圈套器，其被连接来接收所述RF EM辐射和所述微波EM辐射；

馈送结构，其用于将所述RF EM辐射和所述微波EM辐射输送到所述探针，所述馈送结构包括RF通道，所述RF通道用于将所述细长探针连接到所述RF信号发生器；以及微波通道，其用于将所述细长探针连接到所述微波信号发生器，

气体馈送器，其被连接来向所述外科圈套器供应气体，

其中所述设备可操作来将热等离子体或非热等离子体递送到由所述设备的可回缩环环绕的所述区域中。

18. 根据权利要求17所述的电外科设备，其中所述第一电极和所述第二电极可相对于彼此移动到第二配置，所述第一电极在所述第二配置下向远侧延伸到所述第二电极之外以形成辐射结构，所述辐射结构用于从所述探针尖端向外发射微波EM场，并且

其中所述设备可操作来当所述第一电极和所述第二电极在所述第二配置下时在无气体供应时从所述探针尖端向外发射非电离电场。

19. 根据权利要求17或18所述的电外科设备，其包括激发信号生成电路，所述激发信号生成电路布置来引起待递送到所述探针的RF EM能量的脉冲以横跨所述流动路径生成所述高电场，从而激发所述等离子体，其中所述激发信号生成电路包括控制电路，所述控制电路布置来使用所述微波通道上的微波EM能量的脉冲的可检测特性触发RF EM能量的脉冲的生

成。

20. 根据权利要求17至19中任一项所述的电外科设备,其包括:

微波信号检测器,其用于对所述微波通道上的前向功率和反射功率进行采样并且由此生成微波检测信号,所述微波检测信号指示由所述探针递送的所述微波功率;以及

控制器,其与所述微波信号检测器通信以接收所述微波检测信号,

其中所述控制器可操作来选择针对所述微波EM能量的能量递送曲线,针对所述微波EM能量的所述能量递送曲线用于组织的凝结,

其中所述控制器包括数字微处理器,所述数字微处理器经编程以输出用于所述微波信号发生器的微波控制信号,所述微波控制信号用于设定针对所述微波EM能量的所述能量递送曲线,并且

其中所述控制器被布置来基于所述接收微波检测信号来确定所述微波控制信号的状态。

21. 根据权利要求20所述的电外科设备,其中所述控制器可操作来从以下各项中择针对所述RF EM能量的能量递送曲线:

激发脉冲,所述激发脉冲用于横跨所述流动路径生成所述高电场,从而激发所述等离子体;以及

连续波波形,所述连续波波形用于切割生物组织。

22. 根据权利要求20或21所述的电外科设备,其包括移动机构,所述移动机构用于引起所述第一电极与所述第二电极之间的相对移动,其中所述控制器被布置来基于所述接收微波检测信号来将控制信号传送到所述移动机构。

23. 根据权利要求22所述的电外科设备,其中所述移动机构包括线性马达、步进马达、压电致动器以及磁致伸缩致动器中的任何一个。

24. 根据权利要求22或23所述的电外科设备,其中所述控制器被布置来可调节地控制所述移动机构以将来自所述探针的回波损耗保持在至少10dB的值。

25. 根据权利要求19所述的电外科设备,其中所述控制器被布置来引起所述微波信号发生器将微波EM能量的激发脉冲递送到所述探针,以横跨所述流动路径生成所述高电场,从而激发所述等离子体。

具有将电磁能和/或热等离子体递送到生物组织中的能力的 外科圈套器

发明领域

[0001] 本发明涉及电外科装置，在所述电外科装置中射频和/或微波频率能量用来通过引起止血(即通过促进血液凝固来密封破裂的血管)来治疗生物组织，并且结合气体流来激发和维持热等离子体。具体地，本发明涉及在外科圈套器背景下使用这些电外科技术，例如，用在息肉切除过程中。例如，本发明可应用于适于沿着内窥镜(或者用于人体或动物体中的胃肠(GI)道中或者其他地方的任何其他类型的观察装置)的仪器通道插入的外科圈套器，所述外科圈套器包括用于将电磁能和/或热等离子体引入生物组织中的构件。

[0002] 发明背景

[0003] 氩等离子体凝结(APC)或氩束凝结(ABC)是用于以以下方式控制表面出血的已知的外科技术：不需要递送等离子体的外科探针与病灶之间的物理接触。APC可通过内窥镜来进行，由此引导氩气射流穿过探针，所述探针穿过内窥镜。当发射氩气时氩气的电离创造引起凝结的等离子体。

[0004] 为了激发等离子体，期望具有高电场(例如通过直接施加高电压条件或设置引发高电压存在的高阻抗条件)。通常，这是通过在分隔一小段距离(例如小于1mm)的有源电极与返回电极之间持续较短持续时间(例如从1ms到10ms的范围内)施加高RF电压脉冲(例如500V到2kV)来完成。高电场可分解气体来引发等离子体。在WO2009/060213中所论述的一个实施方案中，使用回扫电路来设置高电压(高阻抗)条件，所述回扫电路使用低频率(例如射频)振荡器电路(例如在100kHz下运行)和变换器，所述变换器的初级绕组通过合适的驱动器和切换装置(例如栅极驱动芯片和功率MOSFET或功率BJT)连接到所述低电压振荡器电路。所述布置生成激发或以其他方式引发等离子体的高电压脉冲或高电压尖峰。一旦被激发，阻抗就下降并且等离子体可通过微波能量的供应来保持。

[0005] 在内窥镜检查过程中(例如使用结肠镜)，可以使用医疗圈套器去除GI道中的息肉。在有蒂息肉的情况下，圈套器经过息肉并且被拉紧在息肉颈部的周围以去除所述息肉。可通过使射频(RF)电流穿过生物组织来切割息肉颈部。电流还可有助于烧灼。

[0006] 无蒂息肉可被以类似的方式去除。在通过在息肉下注射生理盐水或透明质酸钠来去除之前，优选地使这种息肉“鼓起”，以使其抬离周围的结肠壁。这可有助于减少肠穿孔的风险。

[0007] 将电极并入圈套器的环中来提供用于递送RF电流的整体构件是已知的。用于与附接到患者的单独的接地垫一起使用的两个单极和双极布置是已知的。

[0008] 已知的RF切割圈套器的缺点是需要高水平的电功率(具体地是高电压的使用)来发起切割动作，因为其带有对肠壁的不希望的热损害的风险。例如，与单极和双极电凝集相关联的峰值电压可分别超过4,500V和450V。此外，单极装置的使用对电流路径几乎没有或者没有控制，这意指能量可能并未被准确或可控制地递送到所期望组织区域。

[0009] 发明概述

[0010] 最概括地说，本发明提供一种电外科装置，所述电外科装置包括圈套器以及将热

等离子体递送到由圈套器环绕的生物组织之上的构件。所述圈套器可为不与装置的电子部件交互的“冷”圈套器，即，由一件材料(例如绝缘材料)形成。可替代地，圈套器可为有源的，即，被连接来接收待辐射到由圈套器环绕的区域中的RF能量和/或微波能量。因此，本发明可提供能够在由外科圈套器环绕的区域内生成以下中的任一项的电外科装置：(i)用来执行表面凝结的等离子体；(ii)用来以更深层水平执行凝结(在无等离子体时)的非电离微波场；以及(iii)用来协助切割的RF场。

[0011] 等离子体功能性可如同常规APC技术一样有用，例如用于治疗例如关闭圈套器过程中的表面出血。所述微波场功能性可用来治疗消化性溃疡或者凝结大血管，例如以在由所述圈套器切割之前密封血管。所述RF场功能性可用来接着凝结后穿过血管或者组织区域切割。可在不另外需要施加物理力的情况下执行RF切割过程。

[0012] 根据本发明，提供一种外科圈套器，其包括：细长探针，其包括用于输送射频(RF)和/或微波频率电磁(EM)能的同轴电缆，以及连接在同轴电缆的远端处的探针尖端，所述探针尖端用于接收RF和/或微波能量；用于将气体穿过细长探针输送到探针尖端的气体通路；以及安装在探针尖端处的可回缩环，所述可回缩环用于环绕探针尖端之外的包含生物组织的区域，其中所述同轴电缆包括内导体、外导体以及将内导体与外导体分离的电介质材料，其中所述探针尖端包括连接到同轴电缆的内导体的第一电极和连接到同轴电缆的外导体的第二电极，并且其中第一电极和第二电极被布置来横跨从气体通路接收的气体的流动路径从所接收RF和/或微波频率EM能量产生电场，以在由可回缩环环绕的区域中产生热等离子体和非热等离子体。在使用中，所述探针尖端连接来从发生器接收射频(RF)和/或微波频率能量，并且还限定气体的流动路径。

[0013] 在第一配置下，所述探针尖端限定双极(例如同轴)结构以横跨气体的流动路径从所接收RF和/或微波频率能量产生高电场，从而激发和维持等离子体。例如，RF能量的短脉冲(例如具有10ms或更小持续时间，例如1ms与10ms之间)可用来激发等离子体。等离子体的出口位于圈套器上的基座处，并且因此被递送到由圈套器环绕的区域中。

[0014] 所述第一电极和所述第二电极可相对于彼此移动到第二配置，所述第一电极在所述第二配置下向远侧延伸到所述第二电极之外以形成辐射结构，所述辐射结构用于从所述探针尖端向外发射微波EM场。在所述第二配置下，所述探针尖端限定天线结构以将非电离微波能量发射到组织中。所述天线结构可为可采取筒体、球、硬导线或螺旋线或回转式天线的形式的辐射单极天线，所述辐射单极天线能够从所接收微波频率能量向外(即远离探针)发射电场。因此，在第一配置下所述装置可使用RF能量和微波能量中的一个或两个，而在第二配置下，所述装置主要使用微波能量。在一配置下，等离子体或微波能量的递送可与具有适于切割组织的波形的RF场的递送交替。用来激发所述等离子体的所述RF能量的波形可为高幅度脉冲，而用于切割组织的波形可包括具有更低幅度的连续波。

[0015] 在不相对移动所述第一电极和所述第二电极的情况下生成非电离微波场可以是可能的，例如在无气体时简单地通过递送微波能量。然而，如果所述第二电极被从第一电极后置、即所述第一电极稍微伸入所述可回缩环中，那么可在由所述环环绕的区域中产生更均匀的场效应。

[0016] 所述可回缩环可由绝缘材料形成，由此所述可回缩环不与装置的其余部分进行电交互。然而，如果可回缩环由导电材料制成并且被联接到所述第一电极，那么可增强第二配

置的有效性。为了实现这种情况，所述圈套器可包括位于所述同轴电缆的远端处的圈套器基座，所述圈套器基座具有一对馈送通道，每个馈送通道接收所述导电材料形成所述可回缩环的一段，其中在所述第二配置下，所述第一电极包括远端部分和近端部分，所述远端部分伸入由所述可回缩环环绕的所述区域中以用作辐射微波单极天线，所述近端部分穿过所述圈套器基座在这对馈送通道旁边延伸。所述可缩回环因此可耦合来自所述近端部分的能量并且将所述能量辐射到由所述环环绕的区域中。

[0017] 此外，在此布置中，所述第一电极和所述第二电极或导电材料形成可回缩环的一段形成有源电极和返回电极用于由所述同轴电缆输送的RF信号。例如，所述微波单极天线和所述可回缩环可形成有源电极和返回电极用于由所述同轴电缆输送的RF信号。当所述微波单极天线与第二电极的远端或可回缩环的近端部分紧密接近(例如0.5mm左右)时，可在所述探针的远端处形成优选导电路径。这可使此装置能够在所述探针的远端处展现切割功能。此功能对于去除保持在可回缩环内的最后的组织碎片可以是特别有用的。

[0018] 在第一配置下，等离子体可使用RF能量或微波能量来激发。在激发所述等离子体后，微波能量可用来维持所述等离子体。此布置可提供优于常规电外科系统中使用的RF等离子体的优点，在所述常规电外科系统中电场可由于电缆的电容和由组织变化引起的负载而崩塌。

[0019] 等离子体的阻抗在微波能量的频率上优选地匹配到施用器(和能量递送系统)的阻抗，以使通过微波源产生的微波能量能够高效地转移到等离子体中。在使用微波能量的情况下，所述施用器和/或发生器可(静态或动态地)调谐，以确保等离子体匹配到通过组织提供的负载中。在微波频率上，电缆形成分布式元件传输线，其中施用器与能量源之间的阻抗匹配通过微波发生器的源阻抗、电缆(传输线)的特性阻抗、施用器结构本身的阻抗以及组织的阻抗来测定。如果电缆的特性阻抗与源的输出阻抗相同，那么所有微波功率将递送到施用器中，由电缆引起的衰减(电介质损耗和导体损耗)更少了。如果施用器和组织的阻抗与电缆的特性阻抗相同，那么在源处可用的最大功率将转移到等离子体负载/组织负载中。可对施用器结构进行调节以便保持施用器与等离子体负载/组织负载之间的最佳阻抗匹配，如以下所解释。也可在发生器处或在第一电缆的远端与第二(器械)电缆的近端之间的接口处进行调节。此调节可呈匹配网络的电容和/或电感的变化，即短线调谐的形式。

[0020] 所述气体可为氩，或任何其他合适的气体，例如二氧化碳、氦、氮、空气与这些气体中的任何一个的混合物，即10%空气/90%氦。用于激发等离子体的高电场可通过创造用于RF EM能量或微波EM能量的高阻抗条件来在探针尖端处引起。这可通过选择用于第一电极和第二电极的合适的几何形状来实现。例如，在第一配置下，一件绝缘电介质材料诸如石英或其他类似的低损耗材料可位于第一电极与第二电极之间。这降低绝缘电介质材料内部的电场，并且引发绝缘电介质材料旁边的充气间隙中的电场随之增加。在第一配置下，第二电极可被布置来延伸超出第一导体(例如比第一导体更远离)，以确保非电离辐射未发射。

[0021] 在优选实施方案中，圈套器能够接收RF和微波EM能量。所述RF EM能量可用于激发等离子体，并且可作为高电压脉冲来接收。所述微波EM能量用于维持等离子体，即，将功率递送到等离子体中以保持电离状态。这也可作为脉冲来接收。等离子体可以一种方式反复激发以产生等离子体准连续束。此布置优于仅使用RF EM能量的常规APC装置的优点是等离子体不会由于电容性负载或因环境从干到湿的改变而崩塌。此外，器械的双重配置性质使

其能够切换到适于深层凝结的状态,在此状态下第二电极(和绝缘电介质材料)撤回一定距离,第一电极在所述距离上暴露以使得作为辐射微波单极天线结构,如以下所论述。

[0022] 在常规RF等离子体装置中,电缆电容和高电压需要高RF驱动电流来保持等离子体。例如,可在400kHz下对四分之一周期应用众所周知的公式 $I = C \frac{dV}{dt}$,其中 dt 是 $(2.5/4)\mu s = 625\text{ns}$ 。如果电缆的电容是 300pF 并且所需峰值电压是 400V ,那么 $I = 300 \times 400 / 625 = 0.192\text{A}$,这是相对较高的。微波信号具有低得多的电压,例如 20V 左右,并且因此克服此缺点。

[0023] 使用微波频率能量来激发等离子体也可以是可能的,例如通过使用微波谐振器或阻抗变换器,即四分之一波长变换器,所述四分之一波长变换器将低电压转换到更高的电压,以使用在操作频率上的具有四分之一波长(或其奇倍数)的更高的阻抗传输线来激发等离子体。此高阻抗线可接通以激发等离子体并且一旦等离子体被激发就断开(即返回到更低的阻抗线),并且需要所述高阻抗线来维持等离子体。虽然使用同轴开关或波导开关可能是可能的,但功率PIN二极管或变容二极管可优选地用来在两个状态之间切换。

[0024] 细长探针可包括围绕同轴电缆的套筒。所述套筒可用来保护同轴电缆,但还可限定气体通路,例如作为套筒的内部表面与同轴电缆的外部表面之间的空间。所述气体通路可具有定位在套筒的近端处的输入端口,所述输入端口用于连接到气体源(例如加压气罐或相似物)。

[0025] 所述套筒可进一步为用于引起第一电极与第二电极之间的相对移动的构件。第一电极与第二电极之间的相对移动可通过滑动位于微波同轴电缆之上的导电(例如金属的)导管来实现,所述微波同轴电缆的外导体也可为金属的。在此配置下所述导管(或在同轴电缆上滑动的管)的内表面必须与同轴电缆的外导体制造良好电接触。这可通过提供气体可渗透导电结构来实现,所述气体可渗透导电结构可相对于第二电极或同轴电缆的外电极滑动,并且容许气体流经所述气体可渗透导电结构。所述气体可渗透导电结构可为以下中的任何一个:导电网格;径向延伸的导电导线或导电弹簧的笼状物;以及多个周向隔开的径向伸出的凹部。所述气体可渗透导电结构可因此提供多个(例如四个或更多)周向连接或将需要制造点接触以确保制造用于微波信号的良好电连接。此解决方案可提供具有足够连接点以创造用于传播微波能量的适当环境以允许足够的气体流动,与允许外导管在同轴电缆之上相对容易地移动之间的平衡。

[0026] 在一个实施方案中,第二电极可安装在套筒的远端上或形成在套筒的远端处,并且套筒可相对于同轴电缆回缩。换句话说,套筒可以能够拉回以露出探针尖端处的第一电极。所述套筒可与同轴电缆同轴。第一电极和第二电极可因此在第一配置下彼此同轴。

[0027] 第二电极可为位于套筒的远端上的导电材料环形带。上文提及的电介质材料可为向环形带之内安装在套筒上的石英轴环。可替代地或另外地,所述电介质材料可为内电极的部分,如以下所论述。

[0028] 回缩套筒可包括两个或更多个套叠区段。套叠区段可具有位于所述套叠区段之间的液密密封,以防止气体逸出。可滑动外套筒可使用机械系统或机电系统,即机械滑块、线性马达或步进马达布置来回缩或延伸。如以下所解释,外套筒相对于同轴电缆的外导体的位置可通过回波损耗或阻抗匹配/失配测量结果来确定,所述阻抗匹配/失配测量结果使用

反射功率测量或前向功率测量和反射功率测量,即反射计或VSWR电桥测量来作出,所述前向功率测量和反射功率测量使用发生器内或探针内的检测器(一个以上检测器)。

[0029] 第一电极可为耦接来从同轴电缆接收RF和/或微波EM能量的辐射微波单极天线结构。同轴电缆的外导体可接地以形成不平衡馈送,或可浮置以形成到达天线的平衡馈送,即其中两个导体上的电压上下变动。优选地,第一电极成形以作为用于发射对应于所接收微波EM辐射的微波场的微波天线。例如,所述单极辐射结构可包括电介质材料的筒体,所述电介质材料的筒体具有围绕同轴电缆的内导体的长度的半球形远端,所述内导体伸出到外导体之外并且穿过电介质材料的筒体延伸,以在所述电介质材料的筒体的半球形远端处伸出。其他远端形状是可能的,例如球或平坦端部。所述筒体可由低损耗陶瓷材料制成。电介质筒体的存在可增加进入组织的能量递送,例如通过减少反射功率的量。从筒体的半球形远端伸出的内导体的长度的端部可为圆形,例如成形为半球,以提供更均匀的发射场。

[0030] 探针可用来内窥腹腔或其尺寸可设计来可穿过内窥装置插入,例如穿过内窥镜、胃窥镜、支气管窥镜或相似物的器械通道。例如,同轴电缆可具有2.5mm或更小的直径,优选地具有2.2mm或更小的直径。套筒可具有小于2.6mm的外径,优选地具有小于2.5mm的外径。对于更大的腹腔镜式器械,外径可为3mm或更大的直径,并且可使用更大直径同轴电缆。

[0031] 可回缩环可由任何合适的线状材料制成,例如镍钛合金、尼龙、金属线或相似物。优选地,所述材料具有保持特性的形状,使得其当被从回缩配置中释放时自动地采用环状结构。因此,可回缩环可包括延伸超过同轴电缆的远端的导线,所述导线被布置成在位于同轴电缆的远端处的两个末端之间自然地采用环形形状。可回缩环可以是可调节的以改变两个末端之间的导线的长度。

[0032] 可回缩环可相对于圈套器基座移动,例如进入和离开形成在围绕同轴电缆的套筒中的存储通道。优选地,可回缩环可相对于同轴电缆移动。然而,对于可回缩环被相对于同轴电缆来固定并且对于通过在环的上方将管状覆盖件相对于同轴电缆移动来执行回缩来说是可能的。

[0033] 拉线可被与可回缩环连接或者与可回缩环整体成形。拉线可延伸到同轴电缆的近端,以使得操作者能够展开圈套器。拉线可被连接到在装置的近端处的滑块机构(例如手动滑块机构)。拉线可被穿过套筒中的通路从近端运送到远端。这需要在滑块在近端处的移动的长度与环的打开和关闭(或者一旦环露出导管或管的末端时的直径的改变)之间的平移是一致的。细的光滑的管可被附接(例如胶粘)到同轴电缆的外护套,以充当用于一根拉线(或者多根拉线)的引导件。可替代地,非常薄壁的热收缩管可被用来将引导管附接到同轴电缆。所述引导管优选地沿着同轴电缆的轴线直线延伸。

[0034] 多管腔管可被插入所述结构的内部,以提供用于一根拉线(或者多根拉线)和同轴电缆的分开的通道或空间。可替代地,单个管可被附接到同轴电缆的外导体,以包含拉线来防止拉线围绕同轴电缆发生扭曲。

[0035] 环的取向可与套筒中的通路的取向有关。因此,环的平面可通过旋转套筒调节。优选地,套筒是能够传递转矩的编包电缆。用于旋转套筒的手柄可在近端处被安装在(例如夹在)套筒上。

[0036] 本发明还可表述为电外科设备,其包括:用于生成具有第一频率的RF电磁(EM)辐射的射频(RF)信号发生器;用于生成具有高于第一频率的第二频率的微波EM辐射的微波信

号发生器；如上所述连接来接收RF EM辐射和微波EM辐射的外科圈套器；用于将RF EM辐射和微波EM辐射输送到探针的馈送结构，所述馈送结构包括用于将细长探针连接到RF信号发生器的RF通道，以及用于将细长探针连接到微波信号发生器的微波通道；被连接来向外科圈套器供应气体的气体馈送器，其中所述设备可操作来将热等离子体或者非热等离子体递送到由所述设备的可回缩环环绕的区域中。

[0037] 所述第一电极和所述第二电极可相对于彼此移动到第二配置，所述第一电极在所述第二配置下向远侧延伸到所述第二电极之外以形成辐射结构，所述辐射结构用于从所述探针尖端向外发射微波EM场，其中所述设备可操作来当所述第一电极和所述第二电极在第二配置下时在无气体供应时从探针尖端向外发射非电离电场。

[0038] 所述设备可包括激发信号生成电路，所述激发信号生成电路布置来引起将递送到所述探针的RF EM辐射的脉冲(或一个以上脉冲)，以横跨流动路径生成高电场，从而激发等离子体，其中所述激发信号生成电路包括控制电路，所述控制电路布置来使用微波通道上的微波EM辐射的脉冲的可检测特性，以触发RF EM辐射的脉冲的生成。所述RF EM辐射因此用来激发等离子体，而微波EM辐射用来维持等离子体。通过协调RF激发脉冲的递送与如上所描述的微波EM辐射的脉冲，所述设备能够以更大确定性来激发等离子体。

[0039] 所述设备还可包括微波信号检测器，其用于对微波通道上的正向功率和反射功率进行采样并且从所述样本生成微波检测信号，所述微波检测信号指示通过所述探针递送的微波功率；以及控制器，其与所述微波信号检测器通信以接收所述微波检测信号，其中所述控制器可操作来选择针对微波EM辐射的能量递送曲线，针对微波EM辐射的能量递送曲线用于组织的凝结，其中所述控制器包含数字微处理器，所述数字微处理器经编程以输出用于所述微波信号发生器的微波控制信号，所述微波控制信号用于设定针对所述微波EM辐射的所述能量递送曲线，并且其中所述控制器被布置来基于所接收微波检测信号来确定所述微波控制信号的状态。所述布置可用来测量反射微波信号，所述微波检测信号由此表示等离子体是否已被激发。所述信号检测器还可被布置来连续监测前向微波EM辐射和反射微波EM辐射，以确保在等离子体递送期间保持最佳阻抗匹配。所述微波信号检测器可包括前向信号检测器和反射信号检测器(例如微波通道上的合适的定向功率耦接器)。所述检测器可被布置来仅检测信号幅度，例如所述检测器可为二极管检测器。可替代地，所述检测器可被布置来检测幅度和相位，例如所述检测器可为外差检测器。所述微波检测信号可因此表示回波损耗或阻抗匹配信息。在表面凝结模式下(即当等离子体正在生成时)可通过控制器调节电外科器械的第一电极与第二电极的相对位置，直至到达设定回波损耗阈值，即8dB、10dB或12dB为止。

[0040] 所述控制器可以类似方式操作来选择RF EM能量的能量递送曲线。RF EM能量的可用曲线可包括：用于横跨流动路径生成高电场从而激发等离子体的激发脉冲；以及用于切割生物组织的连续波波形。所述连续波波形可具有比激发脉冲低一个或多个数量级的幅度。

[0041] 所述设备可包括移动机构，所述移动机构用于引起第一电极与第二电极之间的相对运动，其中控制器被布置来基于所接收微波检测信号来将控制信号传送到所述移动机构。所述移动机构可为机械的，并且可由例如通过器械的操作员手动控制。所述移动机构可包括例如杠杆或牵引臂的致动器，所述致动器定位在例如手动移动的滑动机构或旋转机构

的器械的远端处。

[0042] 然而,本文还涵盖了以自动化方式控制第一电极与第二电极的相对运动(即设定第一配置和第二配置),例如使用机电机构。例如,在一个实施方案中,可存在配置控制器,其被布置来自动移动套筒并且根据治疗部位处的血液流的速率来自动操作气体供应。此特征可用来确保以便利的方式处理大出血并且确保限制健康组织的加热深度。

[0043] 此外,所述控制器可被布置来作为用于控制进入等离子体的阻抗匹配的构件来自动操作所述移动机构。微波通道上的反射功率测量结果和前向功率测量结果可用来基于回波损耗测量结果或阻抗匹配,通过手的移动或借助于机电致动器(PZT致动器、磁致伸缩致动器、步进马达、线性马达)来控制外导管相对于内同轴电缆(或附接到同轴电缆的内电极)的位置。在执行ABC或表面凝结时发生的深层出血或严重出血可引起等离子体熄灭,而这将导致回波损耗测量结果改变,即从10dB(良好匹配)到2dB(较差匹配)。在本发明中,外套筒可自动退回,以允许使用微波天线来使非电离微波能量而非电离气体(等离子体)能够耦接到血液或脉管中,以产生处理更大血管的更深层的凝结。

[0044] 所述配置控制器可包括连接到套筒或同轴电缆的步进马达或线性马达,以使第一电极和第二电极相对于彼此移动。第一电极的移动还可基于流动速率测量结果而非阻抗匹配或回波损耗测量结果,或基于流动速率测量结果以及阻抗匹配或回波损耗测量结果。在这种情况下,操作模式自动从表面凝结(ABC)改变为更深层的凝结(延伸单极天线以递送非电离微波辐射),以产生基于所增加血液流动速率的深层凝结。

[0045] 所述配置控制器可连接到阀以控制气体供应,例如当所述器械移动到第二配置时切断所述供应,并且当所述器械移动到第一配置时开启所述供应。所述阀可为器械的部分,例如集成在套筒与同轴电缆之间,或所述阀可位于器械外部,例如在气体馈送器中。

[0046] 此外,与以上提及的微波信号检测器相组合,所述配置控制器可被布置来当基于微波检测信号来提供等离子体时,在第一配置下控制套筒的位置以将反射微波信号最小化。换句话说,所述配置控制器包括反馈布置,所述反馈布置用于在第一配置下微调套筒的位置以有助于等离子体的有效递送。

[0047] 虽然所述器械可被布置来当处于第一配置下时生成热等离子体,但所述器械还可被布置来生成用于消毒的非热等离子体。使用具有等离子体生成区域的同轴施用器结构,通过在工作循环小于40%,例如28%的脉冲模式下操作发生器,可产生适于杀菌或消毒的非热等离子体,所述等离子体生成区域具有介于3mm与5mm之间的直径,即同轴结构内的外导体的内径具有介于3mm与5mm之间的直径,以及在内部紧密配合的石英管具有介于0.25mm与1mm之间的壁厚度,并且其中内导体的外径介于0.75mm与4mm之间(允许使气体在内导体与石英管的内壁之间的区域内流动的空间)。在一个实施方案中,在140ms合计期间内,单个微波脉冲中的均方根功率为50W并且脉冲开启时间为40ms,即递送到等离子体中的平均功率在2.45GHz上为14.28W。当在此配置中使用RF激发脉冲时,RF激发脉冲的持续时间为1ms左右,并且正弦振荡的频率为100kHz。所述幅度为1kV峰值(707Vrms)左右。RF功率小于微波功率的10%。RF脉冲与微波突发或微波脉冲同步并且在所述微波突发或微波脉冲的上升沿上触发。

[0048] 为了产生热等离子体,可将工作循环增大,例如到50%或将连续波(CW)和/或均方根功率级增大,例如到75W或100W,用于此特定施用器几何形状(如果所述几何形状变小或

增大,那么将据此调节微波功率和RF激发脉冲的幅度)。RF功率与微波功率的比率将优选地保持恒定,例如针对非热等离子体和热等离子体保持小于10%。

[0049] 具有在器械的远端处执行消毒的能力对于对内窥器械的器械通道进行消毒的目的来说可以是尤其有利的。换句话说,由于器械从镜器(例如内窥镜或相似物)撤回,非热等离子体发射以处理器械的内表面。虽然对于此过程来说非热等离子体是优选的,但通过仅递送非电离微波RF辐射,即无气体时来实现消毒也是可能的。

[0050] 非热等离子体的消毒功能还可用来在治疗前或治疗后对体腔进行消毒。在装置用来对例如内窥镜或胃窥镜的器械进行清洁或消毒的情况下,所述装置可被配置来产生非热等离子体与非电离微波辐射的组合。在将所述装置用于NOTES程序的情况下,或在所述装置能够执行表面凝结、身体组织的消毒以及大脉管或大血管的深层凝结是有利的情况下,所述装置还可被配置来产生非热等离子体、热等离子体以及非电离微波辐射。

[0051] 在本文中,射频(RF)可意指10kHz到300MHz范围内的稳定不变的频率,并且微波频率可意指300MHz到100GHz范围内的稳定不变的频率。所述RF能量的频率应该高到足以防止能量导致神经刺激,并且低到足以防止能量导致组织灭活(tissue blanching)或不必要热余量或对组织结构的损害。RF能量的优选的标定频率包括以下中的一个或多个:100kHz、250kHz、400kHz、500kHz、1MHz、5MHz。微波能量的优选的标定频率包括915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHz。

[0052] 附图简述

[0053] 以下参考附图论述本发明的实施方案,在附图中:

[0054] 图1是适于与本发明一同使用的已知的功率递送系统;

[0055] 图2是为本发明的实施方案的电外科设备的示意图;

[0056] 图3是为本发明的实施方案的电外科装置的示意性截面图;

[0057] 图4A是在第一配置下的为本发明的另一个实施方案的电外科器械的示意性截面图;并且

[0058] 图4B是在第二配置下的图4A的电外科器械的示意性截面图。

[0059] 详述;其他选项和偏好

[0060] 图1示出在WO 2012/076844中所公开的功率递送系统100的示意图,所述功率递送系统适于在本发明中使用。

[0061] 系统100包括RF排列102和微波排列104,所述RF排列102和所述微波排列104分别形成RF通道和微波通道的部分。

[0062] RF排列102含有用于在适于激发等离子体的功率级上生成和控制RF频率电磁信号的部件,如以下所描述。在此实施方案中,所述RF排列包括RF振荡器1001、功率控制器1002、放大器单元(此处包括驱动器放大器1003和功率放大器1004)、变换器1005以及RF信号检测器1006。

[0063] 微波排列104含有用于在适于治疗生物组织的功率级上生成和控制微波频率电磁信号的部件。在此实施方案中所述微波排列包括锁相振荡器1007、信号放大器1008、可调节信号衰减器(例如基于模拟PIN二极管或数字PIN二极管的衰减器)1009、放大器单元(此处为驱动器放大器1010和功率放大器1011)、前向功率耦合器1012、循环器1013以及反射功率耦合器1014。循环器1013将前向信号从反射信号隔离,以减少存在于耦合器1012、1014处的

不需要的信号部件,即所述循环器提高耦合器的方向性。所述循环器还保护高功率输出级内的晶体管,例如功率GaN晶体管或GaAs晶体管。优选的是端口1至3、2至1以及3至2之间的隔离尽可能高,即大于15dB,或更优选地大于20dB。

[0064] RF排列102和微波排列104与控制器106通信,所述控制器可包括信号调节及通用接口电路108、微控制器110以及监测器1015。监测器1015可监测一系列潜在误差条件,所述潜在误差条件可导致系统不按其预期规范执行,即归因于输出或治疗时间大于由用户所要求的输出或治疗时间,所述系统将错误的能量剂量递送到患者组织中。监测器1015包括独立于微控制器110的微处理器,以确保微控制器正确地运行。监测器1015可例如监测来自DC电源或通过微控制器110测定的脉冲定时的电压电平。控制器106被布置来将控制信号传递到RF排列102和微波排列104中的部件。在此实施方案中,微处理器110被编程来输出分别用于功率控制器1002和可调节信号衰减器1009的RF控制信号 C_{RF} 和微波控制信号 C_M 。这些控制信号用来设定分别从RF排列102和微波排列104输出的RF EM辐射和微波EM辐射的能量递送曲线。具体而言,功率控制器1002和可调节信号衰减器1009能够控制输出辐射的功率级。此外,功率控制器1002和可调节信号衰减器1009可包括切换电路,所述切换电路能够设定输出辐射的波形(例如脉冲宽度、工作循环以及幅度等)。

[0065] 微处理器110被编程来基于来自RF信号检测器1006和前向功率耦合器1012、反射功率耦合器1014的信号信息来输出RF控制信号 C_{RF} 和微波控制信号 C_M 。RF信号检测器1006输出信号或一个以上信号 S_{RF} ,所述 S_{RF} 指示RF通道上的RF EM辐射的电压和电流(以及任选地,指示电压与电流之间的相位)。在此实施方案中,RF和微波发生器可仅通过测量相位信息来控制,所述相位信息可从RF通道(从所采样电流和电压信息)或微波通道(从所采样前向功率信息和反射功率信息)中获得。前向功率耦合器1012输出指示前向功率级的信号 S_{M1} ,并且反射功率耦合器1014输出指示反射功率级的信号 S_{M2} 。将来自RF信号检测器1006和前向功率耦合器1012、反射功率耦合器1014的信号 S_{RF} 、 S_{M1} 、 S_{M2} 传送到信号调节及通用接口电路108,所述 S_{RF} 、 S_{M1} 、 S_{M2} 在所述信号调节及通用接口电路108中适配至适于传到微处理器110的形式。

[0066] 用户界面112与控制器106通信,以将有关治疗的信息提供给用户(例如外科医生)并且容许手动选择或控制治疗的各种方面(例如递送到患者的能量的量或能量递送的曲线),例如经由合适的用户命令,所述用户界面例如触摸屏面板、键盘、LED/LCD显示器、膜键区、脚踏开关或相似物。所述设备可使用常规脚踏开关1016来操作,所述脚踏开关1016同样连接到控制器106。

[0067] 将分别通过RF排列102和微波排列104产生的RF和微波信号输入到信号组合器114,所述信号组合器114沿电缆组件116单独或同时地将RF和微波EM辐射输送到探针118。在此实施方案中,信号组合器114包括双工器-共用器单元,所述双工器-共用器单元允许将处在微波频率和RF频率的能量沿电缆组件116(例如同轴电缆)传输到探针(或施用器)118,所述能量从所述探针(或施用器)118递送(例如辐射)到患者的生物组织中,进入例如内窥镜的镜器的器械通道或另一表面。

[0068] 信号组合器114还容许沿电缆组件116从探针118返回的反射能量进入微波排列104和RF排列102中,例如通过所述微波排列和所述RF排列中含有的检测器来检测。如以下所解释,所述设备可包括RF通道上的低通滤波器146和微波通道上的高通滤波器166,以使

得仅反射RF信号进入RF排列102并且仅反射微波信号进入微波排列104。

[0069] 最后,所述设备包括电源单元1017,所述电源单元1017从外部源1018(例如主电源)接收功率并且将所述功率转换成用于所述设备中的部件的DC电源信号V₁~V₆。因此,所述用户界面接收功率信号V₁,所述微处理器110接收功率信号V₃,所述RF排列102接收功率信号V₃,所述微波排列接收功率信号V₄,所述信号调节及通用接口电路108接收功率信号V₅,并且所述监测器1015接收功率信号V₆。

[0070] 图2示出为本发明的实施方案的电外科设备200的示意图。设备200包括电外科器械202,所述电外科器械202能够从其远端递送等离子体或非电离电磁(EM)辐射。以下描述器械202的结构的实例。

[0071] 器械202连接到功率递送系统,所述功率递送系统可参考图1来描述。然而,在图2的实施方案中,功率递送系统包括射频(RF)辐射源204和微波辐射源206,所述RF辐射源204和所述微波辐射源206连接来通过馈送结构208将功率递送到器械202的近端。馈送结构208可包括如以上所论述的信号组合器单元210。RF源204和微波源206可被布置来基于来自控制器(未示出)的控制信号C_{RF}和C_M来分别输出RF信号和微波信号。

[0072] 器械202还连接来通过供应线212例如从加压气体源214接收气体。供应线212上的控制阀216可被布置来控制通过器械202接收的气体流,例如基于来自所述控制器的控制信号C_g。由于可生成等离子体前有必要在等离子体形成区域内存在气体,所以可能需要在激活RF和/或微波能量源之前激活气体控制阀和/或流量控制器,以便确保当激活所述能量源时存在气体。可优选包括所述等离子体形成区域内的气体传感器和来自此传感器的用来控制气体流动阀的信号。此系统还帮助控制气体利用并且防止将氩(或其他)气充入患者。

[0073] RF和微波测量信息还可用来控制气体控制器,即,当使用发生器内的电压/电流和/或前向功率/反射功率监测电路无法检测RF和/或微波功率时,可将气体控制阀关闭。可优选在切断气体供应之前等待设定的时间段,即20ms或200ms。此布置作为安全特征并且作为控制气体使用的构件。

[0074] 导线的环218安装在器械202的远端处以形成外科圈套器。所述环218可通过在近端处安装在器械上的滑块220的操作回缩。器械202可包括外套筒221,所述外套筒221携带同轴电缆以及从其近端到远端的气体。滑块220通过穿过外套筒221延伸的一个或多个拉线或推杆连接到所述环218。

[0075] 图3示出根据本发明的电外科器械300的第一实施方案。器械300包括由中心同轴电缆302构成的细长探针,所述中心同轴电缆302由管状套筒318围绕。同轴电缆302的近端(在图3的左边示出)终止于合适的连接器306,所述连接器306适配来连接到供应RF和微波信号的馈送结构。同轴电缆302将RF和微波信号输送到所述器械(在图3的右边)的远端。

[0076] 同轴电缆302的远端终止于诸如玻璃珠或陶瓷盘的绝缘元件308,以防止短路或击穿发生,所述绝缘元件308位于同轴电缆的主体与圆柱形盖帽之间。可替代地,微波电缆内的电介质可超出同轴电缆的外导体延伸例如0.1mm到0.2mm。所述同轴电缆的外导体310在绝缘元件308处停止,但内导体312继续穿过绝缘元件308并且以一长度伸出绝缘元件308之外,(使用模拟)选择所述长度以给出用于深层凝结的最佳阻抗匹配。伸出长度由圆柱形陶瓷(或其他合适的电介质或磁性材料)盖帽314围绕,所述圆柱形陶瓷盖帽314在其远端处终止于例如半球的圆顶316。内导体312从圆顶316略微伸出。内导体312和圆柱形盖帽用作器

械的第一电极。

[0077] 套筒318围绕同轴电缆302,以限定同轴电缆302的外表面与套筒318的内表面之间的环形空间320。径向支撑元件或间隔物(未示出)可用来定位套筒内的同轴电缆302。环形空间320可用来将气体运送到器械的远端。基底件318在其侧表面具有连接到气体供应线的端口322。气密密封件324(所述气体密封件可为O形环或相似物)提供在套筒318与连接器306之间的接头处,以便最小化气体逸出。引入到端口322中的气体因此沿环形空间320流动,以在器械的远端离开所述器械。

[0078] 套筒318具有导电内表面321,所述导电内表面321沿所述套筒的长度导至所述套筒的远端。例如,套筒可包括在外表面上具有聚酰亚胺衬里的不锈钢轴。其导电内表面321电连接到同轴电缆302的外导体310。在此实施方案中,这借助于安装在环形空间320内的导电网格328来完成。所述网格为多孔的,并且因此容许气体流经所述网格,同时还提供电连接。这还可使用电连接到导体或电极310和321的一个或两个表面的弹簧或多个小导线来实现,所述电连接即焊接或压接或圈闭。在导体或一个以上导体的圆周周围提供至少两个、理想地至少四个周向接触点可确保足够好的电接触,用于使微波能量不受削弱地传播。将多个凹部或部分压折(例如一半左右)置于所述导体中的一个中/上也可以是可能和优选的,以便制造所需的必要的电接触,同时还使气体能够流动到等离子体生成区域上或等离子体形成的装置的远端上。

[0079] 套筒的导电内表面321通过沿所述导电内表面的远端长度的绝缘管330(例如由石英、陶瓷或相似物制成)进一步覆盖,所述绝缘管可与圆柱形盖帽314纵向重叠。导电内表面321和绝缘管330用作器械的第二电极。

[0080] 套筒318由外保护套304包含,所述外保护套304例如由聚酰亚胺或相似物形成。保护套304在其远端处终止于环形圈套器基座332。圈套器基座332可由合适的绝缘体制成,例如低损耗微波陶瓷、PTFE、PEEK、尼龙或相似物。

[0081] 外套304限定用于从装置的近端到远端的一对拉线334的通路。每个拉线334通过馈送通道(即形成在圈套器基座中的通路)穿过圈套器基座332。这对拉线334中的每一个在它们的远端处被连接到形成用于圈套器的环的一段导线338的相应末端336。这对拉线334中的每一个在它们的近端处被连接到相对于护套304可移动的滑块机构340。滑块机构340可由使用者进行操作以调节从护套304突出的导线338的长度,从而控制由这段导线338在装置的远端处所形成的环的直径。这段导线338可具有保持特性的形状,所述特性允许所述导线变形来进入套筒中的通路,但是当所述导线被再次拉出时来恢复其环状形状。

[0082] 把手342紧固到护套的近端处以使环能够被旋转。护套342可包括电缆,所述电缆用内部金属编包以便有效地传递所施加到把手342的转矩。

[0083] 当装置被沿着内窥镜的仪器通道插入时,为了避免损坏其远端,可滑动管状覆盖件344被安装在护套304的远端处。拉线346从管状覆盖件344延伸到圈套器的近端处的手柄348。手柄348可由使用者进行操作以使覆盖件344在可回缩环338的上方滑动。在使用中,覆盖件344在护套304上方向后滑动,以暴露出可回缩环338。

[0084] 在此实施方案中,可回缩环338用作“冷”圈套器,即,所述可回缩环338不执行电气功能。可回缩环338可由任何合适的线状材料制成,例如镍钛合金、尼龙或相似物。

[0085] 器械的剩余部分被布置来通过采取以下步骤在由可回缩环338环绕的区域中生成

等离子体：

[0086] -将气体供应到器械的远端区域(即供应到石英管330与圆柱形盖帽314之间的区域)，

[0087] -发送穿过同轴电缆的RF能量的脉冲，以通过在所述区域内生成高电场来在远端区域激发气体中的等离子体，以及

[0088] -发送穿过同轴电缆的微波能量的脉冲，以维持或保持等离子体，以确保进行适当的治疗。

[0089] RF脉冲可通过微波脉冲的特性(例如上升沿)自动触发，以使得激发脉冲与维持脉冲始终同步。RF脉冲被布置来具有适于设置用于激发等离子体的电场的电压。所述电压可介于150V与1500V峰值之间，更优选地介于250V与750V峰值之间。所述RF脉冲的频率可介于100kHz与1MHz之间，并且可包括正弦波形或信号的被时间门控(例如基于所检测微波脉冲)的窗口或突发，例如具有介于0.5μs与10ms之间的持续时间。

[0090] 可监测(例如通过测量前向微波信号和反射微波信号)所递送的微波功率以便检查等离子体的状态。

[0091] 在以上实施方案中，等离子体通过RF信号激发。在其他实施方案中，等离子体可仅通过微波信号激发，因为内导体与外导体之间紧密邻近使高电场能够根据微波信号生成。例如，如果可能将25W的CW微波功率递送到器械的远端，那么这可创造足够高的电场。使用微波场来激发等离子体的一个可能的手段是：当激发等离子体时减小等离子体生成区域内的两个导体之间的距离，并且随后一旦等离子体被激发就再次增大距离，以便创造最佳环境(阻抗)，用于维持等离子体。

[0092] 图4A和图4B是为本发明的另一个实施方案的电外科器械350的示意性截面图。与图3共同的部件被赋予相同的参考数字并且不再进行描述。

[0093] 图4A和图4B中的实施方案与图3的实施方案的不同点在于由可回缩环338形成的外科圈套器是电有源的。在此实施方案中，环338和至少拉线334的远端由导电材料(例如金属线)制成。

[0094] 环338通过导电接触元件352被电连接到同轴电缆302的外导体310。导电接触元件352安装在套筒318的外表面上并且被电连接到导电内表面321，所述导电内表面321进而被连接到同轴电缆302的外导体310。接触元件352可为配合在套筒318上方的带有喇叭口的管子。导电内表面321可包括一个或多个接片，所述一个或多个接片穿过套筒伸出以触及接触元件352。管子的带有喇叭口的远端抵接拉线334和/或环338的可导电部分。

[0095] 在此实施方案中，套筒318被布置来在相对于同轴电缆302的纵向方向上滑动。为了实现此滑动，套筒318以伸缩方式可滑动地安装在近侧基座件354内。O形环325可被配合在滑动接口处以保持液密密封。拉线(未示出)可穿过连接器306延伸，以协助套筒318相对于同轴电缆定位。所述拉线可手动操作，或可连接到例如步进马达或线性马达的自动化控制机构，所述自动化控制机构可自动控制套筒318的定位，例如基于来自控制器的控制信号。

[0096] 可滑动套筒容许所述器械采用两个配置。在第一配置下，如图4A所示出，套筒318的导电内表面321在纵向上与圆柱形盖帽314对齐。此配置设置了当将RF信号或微波信号供应到所述器械时展现高电场的高阻抗区域。在此配置下，所述器械可适配来从探针的远端

递送等离子体，例如用于表面凝结的热等离子体或用于消毒的非热等离子体。此操作模式对应于图3所示的装置。接地环的存在并未实质上影响等离子体的激发，因为场被保护在套筒内。

[0097] 微处理器可被布置来输出控制信号，以基于所检测回波损耗或阻抗失配来调节相对于同轴电缆的滑动套筒的位置，所述回波损耗或阻抗失配根据微波检测信号在控制器内测定。当正生成等离子体例如以保持预设所需匹配或例如10dB(微波能量的90%被递送到等离子体中)的回波损耗时，此控制可完成。

[0098] 在第二配置下，如图4B所示出，套筒318相对于同轴电缆302滑回，以在装置的远端处暴露圆柱形盖帽314的长度。所暴露端部用作辐射单极微波天线。在此配置下，在无气体时将微波信号供应到同轴电缆。在非电离辐射场发射微波信号。在远侧辐射单极处递送的非电离微波功率的级别可介于2.5W连续波功率与50W连续波功率之间；所述级别取决于血液流动速率或被凝结脉管的尺寸。所述功率级还取决于用来将微波能量从发生器递送到施用器或天线的微波传输电缆的性质。

[0099] 被递送到圆柱形盖帽314的微波能量可被耦合以在拉线334的导电部分中建立行波，所述行波被从这个位置输送到线环338中并从所述线环338辐射。辐射场的强度在环的远端处是处于最大值，在所述远端处来自每个拉线的行波相遇。

[0100] 微波能量可以被作为微波能量的一系列脉冲或突发进行递送，借此机械力遵循突发微波凝结能量或者内含在突发微波凝结能量中。例如，一次激活概况可包括施加10W的微波功率10秒钟，并且在那个10秒时帧内的更短的时间里施加机械力，即机械和微波能量被一起递送并且微波能量一直在施加但是机械能量被在微波能量的应用窗口中不时施加。

[0101] 圆柱形盖帽314的远端可终止于导电圆顶，这有助于确保由圈套器环绕的区域中的功率密度并不过度集中在圆柱形盖帽314的远端处。

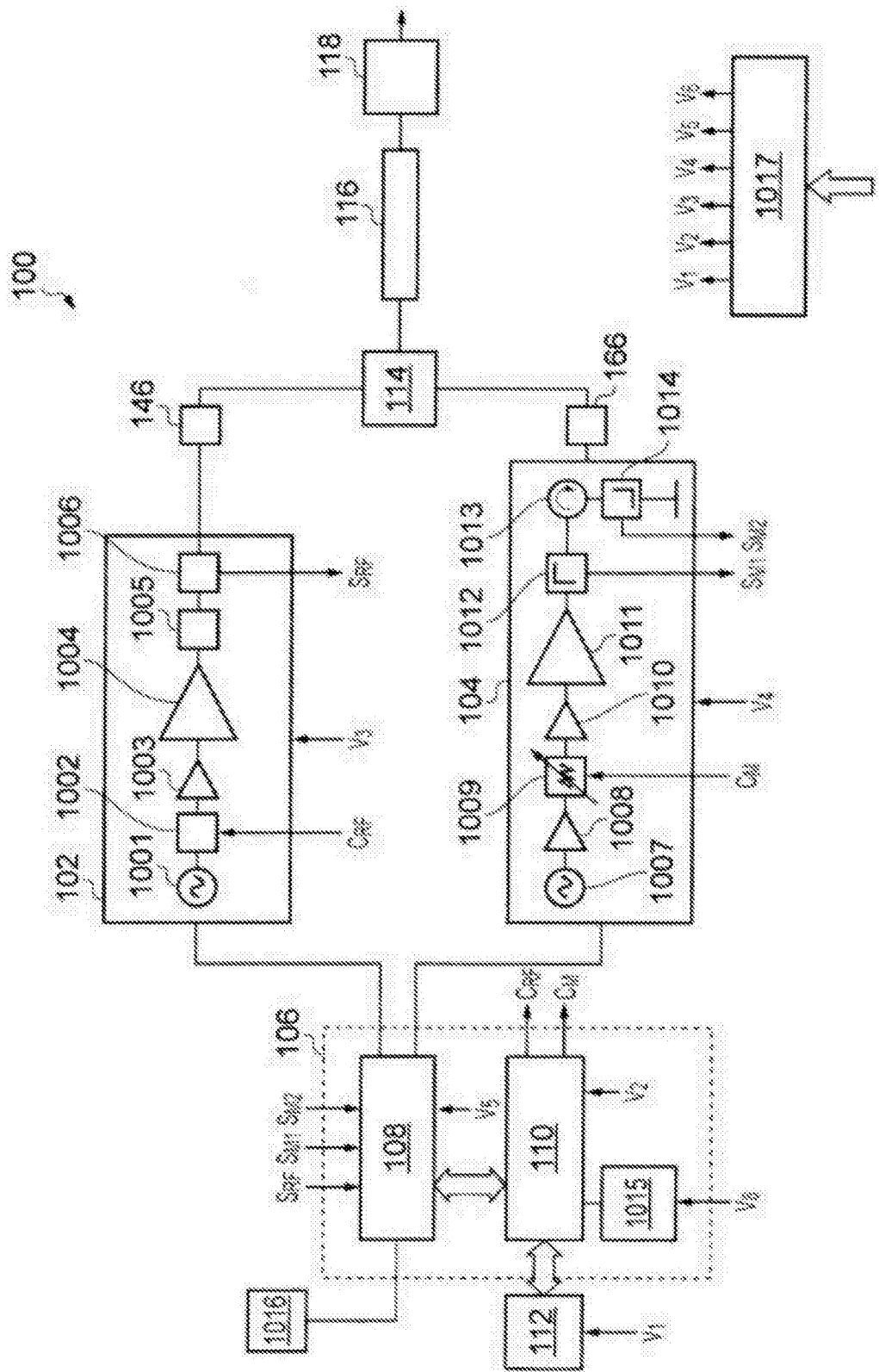


图1(本领域)

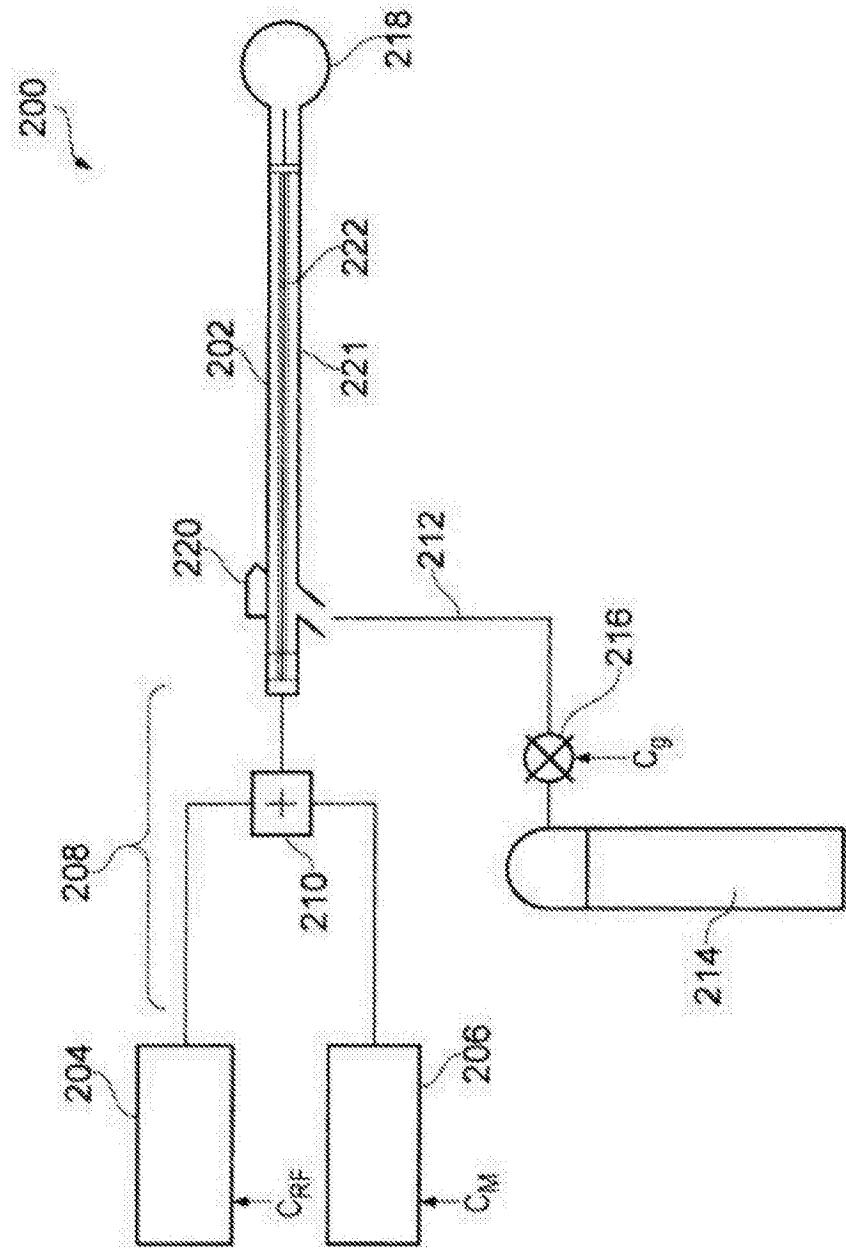


图2

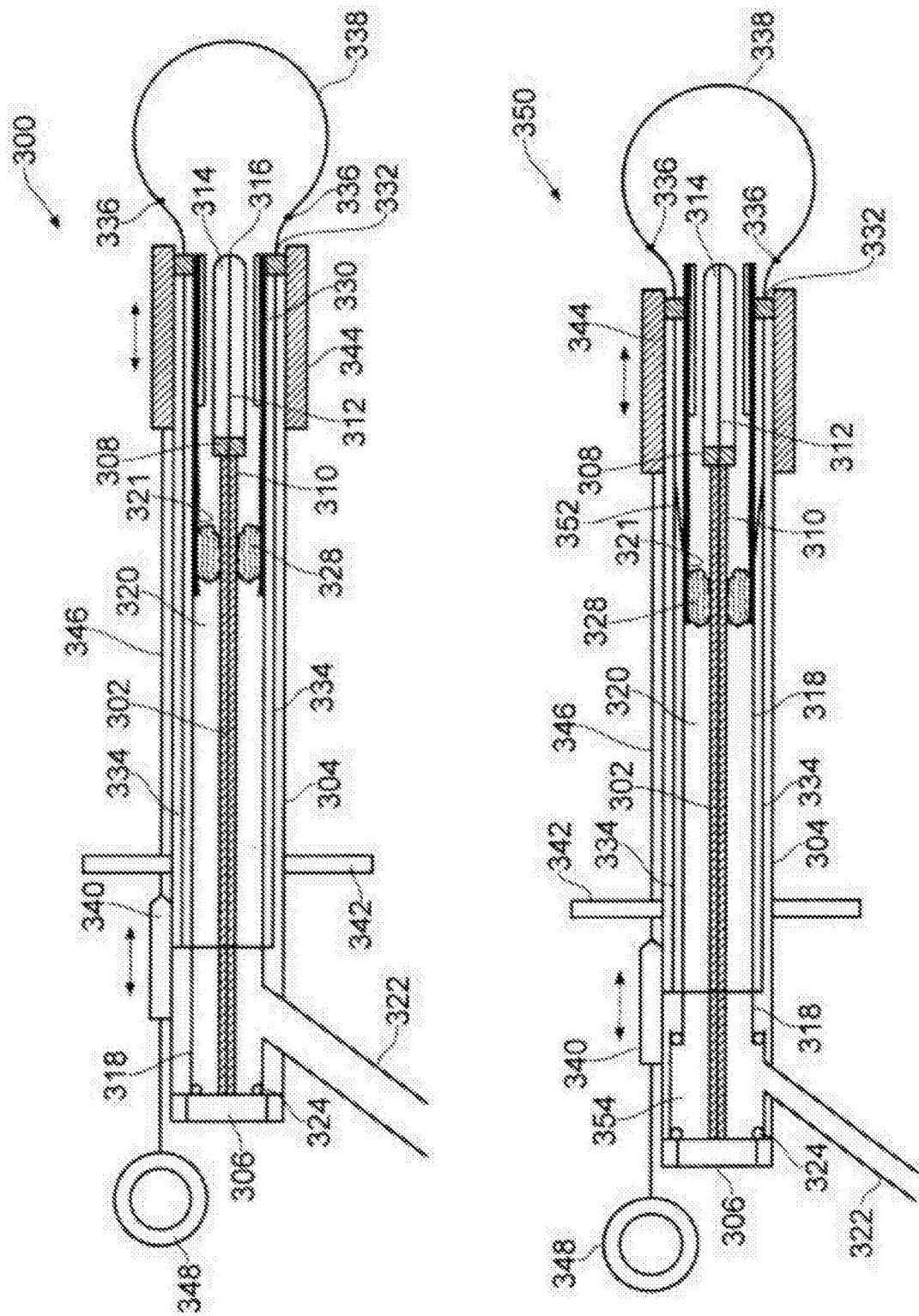


图3

图4A

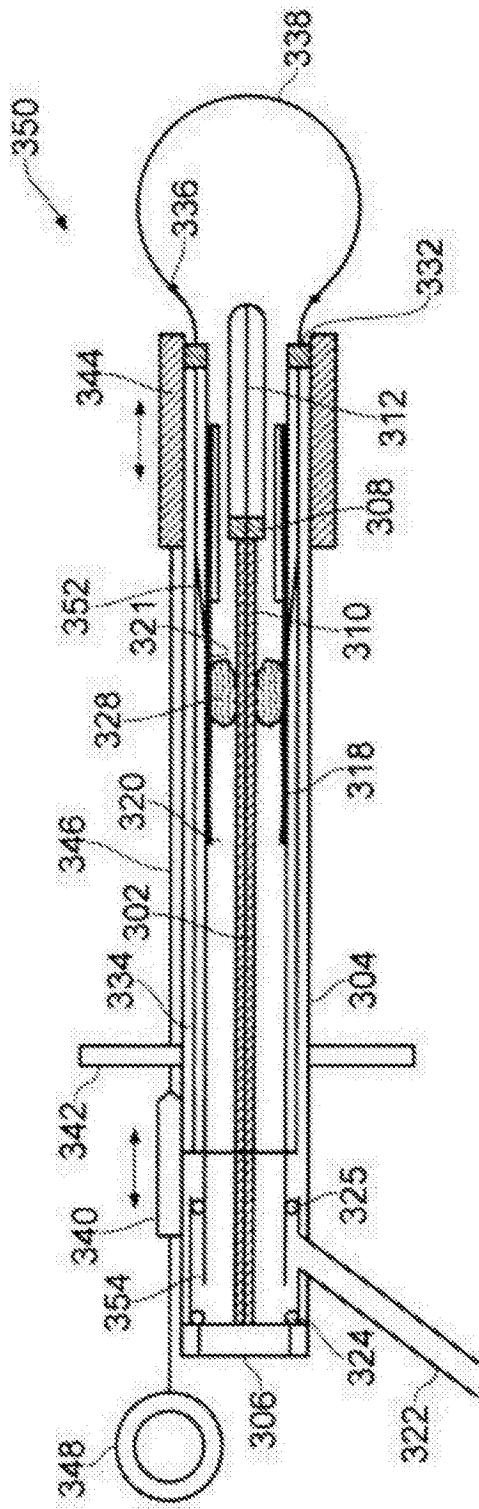


图4B

专利名称(译)	具有将电磁能和/或热等离子体递送到生物组织中的能力的外科圈套器		
公开(公告)号	CN105848601A	公开(公告)日	2016-08-10
申请号	CN201480070594.1	申请日	2014-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
[标]发明人	CP汉考克 M·怀特		
发明人	C·P·汉考克 M·怀特		
IPC分类号	A61B18/04 A61B18/18 A61B18/14 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/042 A61B18/1815 A61B2018/00404 A61B2018/00494 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/00642 A61B2018/00702 A61B2018/00744 A61B2018/00785 A61B2018/ 00827 A61B2018/00845 A61B2018/00869 A61B2018/00892 A61B2018/00982 A61B2018/141 A61B2018/1846 A61B2018/1853 A61B2018/1861 A61B2018/1892 A61B17/32056 A61B2018/1407 A61B18/1492 A61B2018/1405		
代理人(译)	郝文博 郗名悦		
优先权	2013022850 2013-12-23 GB		
其他公开文献	CN105848601B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种外科圈套器，其包括将热等离子体递送到由所述圈套器环绕的生物组织之上的构件。所述圈套器可为“冷”圈套器，即，由绝缘材料形成，或者为有源的，即，被连接来接收待辐射到由所述圈套器环绕的所述区域中的RF和/或微波能量。所述外科圈套器因此可将以下中的任一个递送到由可缩环环绕的生物组织中：(i)用于执行表面凝结的等离子体；(ii)用于以更深层水平执行凝结的非电离微波场(在无等离子体时)；以及(iii)用于协助切割的RF场。

