



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105592886 B

(45)授权公告日 2018.02.09

(21)申请号 201480039538.1

S·M·B·福尔摩斯

(22)申请日 2014.05.13

(74)专利代理机构 北京市铸成律师事务所
11313

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105592886 A

代理人 孟锐

(43)申请公布日 2016.05.18

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

1308558.4 2013.05.13 GB

A61N 1/40(2006.01)

A61N 1/44(2006.01)

A61B 18/18(2006.01)

A61N 1/18(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.01.11

(56)对比文件

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2014/051468 2014.05.13

GB 2487199 A, 2012.07.18,

US 6391027 B1, 2002.05.21,

US 6063084 A, 2000.05.16,

CN 101505674 A, 2009.08.12,

GB 2486343 B, 2013.03.13,

GB 2487288 A, 2012.07.18,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/184544 EN 2014.11.20

审查员 杨林靖

(73)专利权人 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

P·W·黑尔斯 B·桑德斯

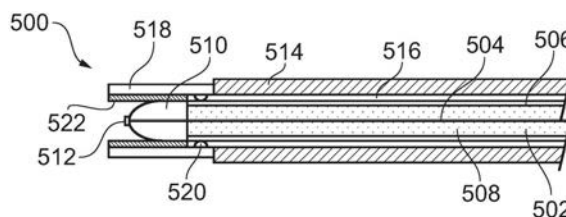
权利要求书3页 说明书15页 附图17页

(54)发明名称

双功能等离子体和非电离微波凝结电外科器械以及整合所述双功能等离子体和非电离微波凝结电外科器械的电外科设备

(57)摘要

本发明涉及一种电外科装置,所述电外科装置能够生成等离子体以执行表面凝结,并且能够发射非电离微波场(无等离子体时)以在更深层面上执行凝结。所述装置包括探针尖端,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。可在第一配置与第二配置之间调节所述探针尖端,在所述第一配置下,所述探针尖端限定双极(例如同轴)结构以横跨所述气体的所述流动路径从所述接收的RF和/或微波频率能量产生高电场,以激发和维持等离子体,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。



1. 一种电外科器械,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和/或微波电磁能量;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射频和/或所述微波电磁能量;以及

气体通路,其用于将气体穿过所述细长探针输送至所述探针尖端,

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,所述第一电极连接至所述同轴电缆的所述内导体;以及第二电极,所述第二电极连接至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可相对彼此在以下之间移动:

第一配置,所述第一电极和所述第二电极在所述第一配置下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的射频和/或微波电磁能量产生电场,以产生热等离子体或非热等离子体,以及

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电磁场。

2. 根据权利要求1所述的电外科器械,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。

3. 根据权利要求2所述的电外科器械,其中所述第二电极形成在所述套筒的远端上,并且所述套筒可相对于所述同轴电缆缩回。

4. 根据权利要求2所述的电外科器械,其中所述第二电极形成在所述套筒的远端上,并且所述同轴电缆可相对于所述套筒缩回。

5. 根据任一项前述权利要求所述的电外科器械,其中所述第一电极为耦接的辐射微波单极天线结构,以从所述同轴电缆接收射频和/或微波电磁能量。

6. 根据权利要求5所述的电外科器械,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一部分,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。

7. 根据权利要求6所述的电外科器械,其中从所述筒体的所述半球形远端伸出的内导体的所述一部分的端部成形为半球。

8. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中所述同轴电缆的外电极通过气体可渗透导电结构连接至所述第二电极,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导体滑动,并且容许气体流经所述气体可渗透导电结构。

9. 根据权利要求8所述的电外科器械,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。

10. 根据权利要求8或9所述的电外科器械,其中所述气体可渗透导电结构焊接至或压接至所述第二电极。

11. 根据权利要求4所述的电外科器械,其中所述第二电极包括安装在所述套筒的所述远端上的导电端子管,其中所述导电端子管包括其内表面上的一个或多个径向突出的凸起,所述凸起用于接触所述同轴电缆的所述外导体。

12. 根据权利要求11所述的电外科器械,其中所述导电端子管具有围绕其内表面的绝缘衬垫,其中所述衬垫位于所述一个或多个径向突出的凸起的远侧。

13. 根据权利要求1-4的任一项权利要求所述的电外科器械,其中所述细长探针可穿过内窥镜的器械通道插入。

14. 一种用于执行凝结的电外科设备,其包括:

微波信号发生器,其用于生成微波电磁能量;

根据任一项前述权利要求的电外科器械,其连接所述微波信号发生器来接收所述微波电磁能量;

馈送结构,其用于将所述微波电磁能量输送至所述细长探针,所述馈送结构包括微波通道,所述微波通道用于将所述细长探针连接至所述微波信号发生器,

气体馈送件,其连接所述电外科器械来将气体供应至所述电外科器械,

其中所述设备可在以下模式下操作:

当所述电外科器械处于所述第一配置并且将气体供应至所述电外科器械时,所述设备可在表面凝结模式下操作,递送至所述探针尖端的所述微波电磁能量由此被布置来激发和/或维持所述第一电极与所述第二电极之间的气体等离子体;以及

当所述电外科器械处于所述第二配置,没有气体供应至所述电外科器械时,所述设备可在深层组织凝结模式下操作,递送至所述探针尖端的所述微波电磁能量由此被布置来从所述探针尖端向外发射非电离电场。

15. 根据权利要求14所述的电外科设备,其包括射频信号发生器,所述射频信号发生器用于生成具有第一频率的射频电磁能量,其中:

所述微波电磁能量具有第二频率,所述第二频率高于所述第一频率,

所述馈送结构包括射频通道,所述射频通道用于将所述细长探针连接至所述射频信号发生器,以及

在所述表面凝结模式下,所述设备被布置来将所述射频电磁能量递送至所述探针尖端,以激发所述第一电极与所述第二电极之间的所述气体等离子体。

16. 一种用于执行凝结的电外科设备,其包括:

射频信号发生器,其用于生成具有第一频率的射频电磁辐射;

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

根据权利要求1至13中任一项所述的电外科器械,其连接所述射频信号发生器和所述微波信号发生器来接收所述射频电磁辐射和所述微波电磁辐射;

馈送结构,其用于将所述射频电磁辐射和所述微波电磁辐射输送至所述细长探针,所述馈送结构包括射频通道,所述射频通道用于将所述细长探针连接至所述射频信号发生器;以及微波通道,其用于将所述细长探针连接至所述微波信号发生器,

气体馈送件,其连接所述电外科器械来将气体供应至所述电外科器械,

其中所述设备可在以下模式下操作:

当所述电外科器械处于所述第一配置并且将气体供应至所述电外科器械时,可在表面凝结模式下操作所述设备,递送至所述探针尖端的所述射频电磁辐射由此被布置来激发所述第一电极与所述第二电极之间的气体等离子体;以及

当所述电外科器械处于所述第二配置,没有气体供应至所述电外科器械时,可在深层组织凝结模式下操作所述设备,递送至所述探针尖端的所述微波电磁辐射由此被布置来从所述探针尖端向外发射非电离电场。

17. 根据权利要求15或16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至所述细长探针的射频电磁能量的脉冲以横跨所述流动路径产生高电场,从而激发所述气体等离子体,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电磁能量的脉冲的可检测特性触发射频电磁能量的脉冲的生成。

18. 根据权利要求14至16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细长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,

其中可操作所述控制器来选择针对所述微波电磁能量的能量递送曲线,针对所述微波电磁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电磁能量的所述能量递送曲线,以及

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

19. 根据权利要求18所述的电外科设备,其包括运动机构,所述运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运动,其中所述控制器被布置来基于所述接收的微波检测信号来将控制信号传送至所述运动机构。

20. 根据权利要求19所述的电外科设备,其中所述运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。

21. 根据权利要求20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运动机构以将来自所述细长探针的回波损耗保持在至少10dB的值。

22. 根据权利要求18所述的电外科设备,其中在所述表面凝结模式下,所述控制器被布置来引起所述微波信号发生器将微波电磁能量的激发脉冲递送至所述细长探针,以横跨所述流动路径生成高电场,从而激发所述气体等离子体。

23. 根据权利要求22所述的电外科设备,其包括四分之一波长变换器,所述四分之一波长变换器可切换到所述微波通道以产生微波电磁能量的所述激发脉冲。

双功能等离子体和非电离微波凝结电外科器械以及整合所述 双功能等离子体和非电离微波凝结电外科器械的电外科设备

技术领域

[0001] 本发明涉及电外科设备,在所述电外科设备中射频和/或微波频率能量用于通过引起止血(即通过促进血液凝固来封闭破裂的血管)来治疗生物组织。具体而言,本发明涉及外科设备,在所述外科设备中射频(RF)和/或微波能量用于与气体流连接以激发和维持热等离子体。

背景技术

[0002] 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。

[0003] 为了激发等离子体,需要具有高电场(例如高电压条件或高阻抗条件)。因此,有必要设置高阻抗状态以便实现为分解气体以生成等离子体所必需的高电压(高电场)。在WO 2009/060213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)振荡器电路和变换器,所述变换器的初级绕组通过适宜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)连接至所述低频率振荡器电路。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,等离子体可通过微波能量的供应来保持。

发明内容

[0004] 在其最概括的意义上说,本发明提供一种电外科装置,所述电外科装置能够生成等离子体以执行表面凝结,并且发射非电离微波场(无等离子体时)以在更深层面上执行凝结。前者功能性可如同常规APC技术一样有用,例如用于治疗表面出血。后者功能性可用来治疗消化性溃疡或凝结大血管。

[0005] 为了实现以上表达的双功能性,本发明的电外科装置包括可在两个配置之间调节的探针尖端。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。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,以激发和维持等离子体。在第二配置下,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,所述装置优选地使用微波能量。

[0006] 所述双极结构可包括内导体和外导体。所述外导体可相对于内导体缩回,以在第一配置与第二配置之间调节探针尖端。例如,在内导体和外导体同轴布置的情况下,外导体可从其围绕内导体的第一位置(对应于第一配置)缩回至其向后(即朝装置的近端)轴向位

移的第二位置(对应于第二配置),以暴露内导体。

[0007] 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。

[0008] 等离子体的阻抗在微波能量的频率上优选地匹配至施用器(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。

[0009] 在本说明书中“微波频率”可广泛使用以指示400MHz至100GHz的频率范围,但优选地指示1GHz至60GHz范围。所考虑的具体频率为:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz以及24GHz。相比之下,本说明书使用“射频”或“RF”以指示至少低三个数量级的频率范围,例如最多至300MHz,优选地10kHz至1MHz。

[0010] 根据本发明的一个方面,提供了一种电外科器械,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)能量的同轴电缆,以及探针尖端,其连接在同轴电缆的远端处用于接收RF和/或微波能量;以及气体通道,其用于将气体穿过细长探针输送至探针尖端,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,其中探针尖端包括连接至同轴电缆的内导体的第一电极和连接至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可相对彼此在以下之间移动:第一配置,第一电极和第二电极在所述第一配置下被布置来横跨从气体通路所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,以产生热等离子体或非热等离子体,以及第二配置,第一电极在所述第二配置下向远侧延伸到第二电极之外,以形成用于从探针尖端向外发射微波EM场的辐射结构。因此,在第一配置下所述器械可操作以产生等离子体,所述等离子体适于生物组织的表面(或浅表)凝结和/或生物组织或器械的消毒/杀菌。所述气体可为氩,或任何其他适宜的气体,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适宜的几何形状来实现。例如,在第一配置下,一块诸如石英或其他类似的低损耗材料的绝缘电介质材料可位于第一电极与第二电极之间。这可增大阻抗并且因此利于创造高电场。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。

[0011] 在第二配置下,探针可以微波EM场的形式辐射微波频率能量,用于更深层的生物

组织凝结或消毒。

[0012] 在优选实施方案中,器械能够接收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至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。

[0013] 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至更高的电压,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(即返回至更低的阻抗线),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以是可能的,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。

[0014] 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至气体源(例如加压气罐或相似物)。

[0015] 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运动的构件。第一电极与第二电极之间的相对运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金属的。在此配置下所述导管(或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。

[0016] 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缩回。换句话说,套筒可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。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。替代或另外地,所述电介质材料可为内电极的部分,如以下所论述。

[0017] 缩回套筒可包括两个或两个以上套叠区段。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,即机械滑动器、线性马达或步进马达布置来缩回或延伸。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)。

[0018] 在替代实施方案中,同轴电缆本身可在套筒内移动。在此布置中,套筒可紧固,例如固定至近侧手持件,所述近侧手持件可包括用于使同轴电缆在套筒内滑动的手动滑动器或任何本文提及的运动机构。

[0019] 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。

[0020] 优选地,所述单极辐射结构(即第二配置下的第一电极)被布置来良好匹配至在微波EM辐射的频率上的血液的阻抗,以产生高效地耦接到血液中以引起受控凝结的非电离辐射。

[0021] 同轴电缆的外电极可通过容许气体流经的导电网格连接至第二电极。所述导电网格可因此安装在探针中的通路内,即安装在同轴电缆与套筒之间的空间内。替代地,同轴电缆与套筒之间的空间可分成多个子通路,例如通过连接至套筒或连接至套筒的部分的分隔器元件。在此条件下,分隔器元件或分离连接器元件可提供同轴电缆的外导体与第二电极之间的电连接。所述连接也可通过一个柔性导线或柔性条带来制造,所述柔性导线或柔性条带可焊接或压接至第二电极。

[0022] 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。对于更大的腹腔内窥器械来说,外径可为3mm或更大,并且可使用更大直径的同轴电缆。

[0023] 根据本发明的另一方面,提供了用于执行凝结的电外科设备,所述电外科设备包括:微波信号发生器,其用于生成微波EM能量;如上所描述的电外科器械,其连接来接收所述微波EM能量;馈送结构,其用于将所述微波EM能量输送至探针,所述馈送结构包括微波通道,其用于将所述探针连接至所述微波信号发生器,气体馈送件,其连接来将气体供应至电外科器械,其中所述设备可在以下模式下操作:当所述电外科器械处于第一配置下并且将气体供应至所述电外科器械时,所述设备可在表面凝结模式下操作,递送至探针尖端的所述微波EM能量由此被布置来激发和/或维持第一电极与第二电极之间的气体等离子体;以及当所述电外科器械处于第二配置下,没有气体供应至所述电外科器械时,可在深层组织凝结模式下操作所述设备,递送至所述探针尖端的所述微波EM能量由此被布置来从所述探针尖端向外发射非电离电场。所述设备可包括射频(RF)信号发生器,所述RF信号发生器用于生成具有第一频率的RF电磁(EM)能量,其中:微波频率EM能量具有高于第一频率的第二频率,所述馈送结构包括用于将所述探针连接至RF信号发生器的RF通道,并且在表面凝结

模式下,所述设备被布置来将RF EM能量递送至探针尖端,以激发第一电极与第二电极之间的等离子体。

[0024] 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至所述探针的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,用于激发等离子体,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。

[0025] 所述设备可进一步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,以及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(例如微波通道上的适宜的定向功率耦合器)。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。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。

[0026] 所述设备可包括运动机构,所述运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至所述运动机构。所述运动机构可为机械的,并且可为例如通过器械的操作员手动控制的。所述运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。

[0027] 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。

[0028] 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自动操作所述运动机构。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(或附接至同轴电缆的内电极)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)至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。

[0029] 所述配置控制器可包括连接至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。第一电极的运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。

[0030] 所述配置控制器可连接至阀以控制气体供应,例如当所述器械移动至第二配置时切断所述供应,并且当所述器械移动至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,例如在气体馈送件中。

[0031] 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用于在第一配置下精细调谐套筒的位置的反馈布置,以利于等离子体的高效递送。

[0032] 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%,即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。振幅为1kV左右峰值(707Vrms)。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。

[0033] 为了产生热等离子体,可将工作循环增大,即至50%或将连续波(CW)和/或均方根功率级增大,即至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激发脉冲的振幅)。RF功率与微波功率的比率将优选地保持恒定,即针对非热等离子体和热等离子体保持小于10%。

[0034] 具有在器械的远端处执行消毒的能力对于对内窥镜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可以是可能的。

[0035] 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。

[0036] 所述设备和器械可因此具有四种使用模式：

[0037] -非热等离子体，其用来对内窥镜或任何其他镜器或其他装备的器械通道进行消毒或杀菌，或对生物组织或外表面进行消毒或杀菌

[0038] -非电离微波辐射，其用来对内窥镜、其他镜器或其他装备的器械通道进行消毒或杀菌

[0039] -热等离子体，其用于表面凝结或浅表凝结

[0040] -非电离微波辐射，其用于更深层的凝结。

[0041] 换句话说，所述器械的套筒可在四个状态之间调节：

[0042] -非电离微波辐射：暴露以发射用于深层凝结的非电离微波辐射的单极辐射天线；

[0043] -使用RF和微波能量激发等离子体：通过外套筒覆盖辐射单极并且将气体引入到区域中，以使得可激发和维持等离子体（用于表面凝结的热等离子体和/或用于消毒/杀菌的非热等离子体）；

[0044] -仅使用微波能量激发等离子体：调节内导体与外导体之间的邻近度，以生成足够高的E场以激发等离子体；

[0045] -使用微波场维持等离子体：调节内导体与外导体之间的邻近度，以生成低阻抗环境以允许维持等离子体。

[0046] 所述套筒可具有对应于每一配置的多个预先确定的设定位置。所述器械可包括用于将套筒保持在所述设定位置的每一个上的机构，例如定位沟槽或棘轮机构。

[0047] 所述器械可因此提供四个功能：使用非热等离子体消毒、使用热等离子体凝结表面组织、使用非电离微波辐射凝结深层组织以及使用非电离微波辐射消毒。可认识到，具有能够执行如上所描述的两个或三个或四个功能的单个器械实现了快速和高效的治疗，因为如果要求不同功能，不需要将所述器械撤回。

[0048] RF和微波EM能量可在设备的任何使用模式下单独或同时地递送。例如，在表面凝结模式下仅RF EM能量可用来激发和维持等离子体，并且在深层凝结模式下仅微波EM能量可用来仅递送非电离辐射。替代地，可创造高电压RF电场来激发等离子体，继之以随RF场增强的微波频率场来维持等离子体。

[0049] 类似地，微波频率EM能量可用来增大RF激发电压以帮助保证等离子体激发。这可通过控制微波信号发生器来进行，以产生用于RF激发脉冲期间的峰值功率，并且随后产生降低的功率级以在激发等离子体后维持所述等离子体。

[0050] 在另一方面，本发明可提供一种器械，其适于执行APC，其中等离子体通过RF能量的脉冲来激发并且通过微波频率能量的脉冲来维持。根据此方面，可提供一种电外科器械，其包括：细长探针，其包括用于输送射频（RF）和微波频率电磁（EM）辐射的同轴电缆，以及连接在同轴电缆的远端处的探针尖端，所述探针尖端用于从同轴电缆单独或同时地接收RF和微波辐射；以及用于将气体穿过细长探针输送到探针尖端的气体通路，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至同轴电缆的内导体的第一电极和连接至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 EM能量产生高电场，以便激发等离子体，并且布置来递送所接收微波能量，以在激发等离子体后维持所述等离子体。

[0051] 此装置未必具有以上所论述的双功能性,但代之以利用微波频率能量以对现有的APC系统加以改进。使用所组合RF和微波频率能量以创造等离子体束的优点是激发等离子体所要求的能量不依赖外部返回路径,并且可精确地控制用来维持等离子体的能量以确保快速和高效的治疗。替代地,可如常规地仅使用RF来生成等离子体,并且可仅提供微波能量以便提供深层组织凝结的附加功能或清洁应用的在内窥镜器械通道中的消毒或对NOTES中或自然开口应用中的生物组织进行消毒。

[0052] 如同以上所论述的双功能性方面一样,等离子体可在具有小于2.5mm的直径的柔性微波电缆的远端处生成,所述柔性微波电缆使器械能够向下引入任何内窥装置,即内窥镜、胃窥镜等等的器械通道。所述等离子体还可被用来对内窥镜的器械通道进行清洁或杀菌并且被用来在溃疡治疗前或溃疡治疗后对组织进行杀菌,和/或用来杀死或减少在身体的自然开口中显现出来的细菌和/或用来在执行皮肤移植前对创面进行消毒和/或在将皮肤移植到身体上之前对皮肤进行消毒。

[0053] 所述等离子体还可用于耳、鼻和喉(ENT),用于有必要防止或阻止血液流动/损失的子宫内膜异位手术和普通开放式手术中。

[0054] 本发明可用于许多开放式外科手术和内窥外科手术,在所述手术中表面凝结是有益的,即阻止肝床手术或乳房皮瓣手术的浅表出血、治疗表面溃疡等等。本发明对在手术中使上胃肠道和下胃肠道的出血最少化尤其有用,并且本发明可在针对静脉曲张出血以及因胃溃疡和十二指肠溃疡、憩室病、血管发育异常、结肠炎、结肠癌以及肛门直肠疾病引起的出血的治疗中起作用。

附图说明

[0055] 以下参考附图论述本发明的实施方案,在附图中:

[0056] 图1是适于与本发明一同使用的已知的功率传输系统;

[0057] 图2是为本发明的实施方案的电外科设备的示意图;

[0058] 图3A是处于第一配置的为本发明的实施方案的电外科器械的示意性截面图;

[0059] 图3B是处于第二配置的图3A的电外科器械的示意性截面图;

[0060] 图4A是处于第一配置的为本发明的实施方案的电外科器械的示意性截面图;

[0061] 图4B是沿图4A中的B-B线截取的横截面;

[0062] 图4C是处于第二配置的图4A的电外科器械的示意性截面图;

[0063] 图5是用于将为本发明的实施方案的电外科器械的第一电极模型化的电介质筒体的透视图;

[0064] 图6A和图6B是具有递送到血液和肝组织的代表性模型中的功率的图5所示出的第一电极的微波场模拟;

[0065] 图6C是具有端接到肝模型中的圆形内导体的图5所示出的第一电极的微波场模拟;

[0066] 图7A和图7B是示出针对分别进入血液和肝组织的代表性模型的图6A和图6C的结构模拟回波损耗的曲线图;

[0067] 图8A和图8B是进入血液和肝组织的代表性模型的另一第一电极的微波场模拟;

[0068] 图9A和图9B是示出针对分别进入血液和肝组织的代表性模型的图8A和图8B的结

构的模拟回波损耗的曲线图；

[0069] 图10是进入血液和肝组织的另一第一电极的微波场模拟；

[0070] 图11A和图11B是示出针对分别进入血液和肝组织的代表性模型的图10的结构的模拟回波损耗的曲线图；

[0071] 图12A和图12B是为本发明的另一实施方案的电外科器械的示意性截面图；

[0072] 图13是适于操作本发明的电外科器械的手持件的透视图；以及

[0073] 图14是穿过图13所示出的手持件的示意性截面图。

具体实施方式

[0074] 图1示出在W0 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。

[0075] 系统100包括RF排列102和微波排列104，所述RF排列和所述微波排列分别形成RF通道和微波通道的部分。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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送至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、工作循环以及振幅等等）。

[0079] 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(从所采样的电流和电压信息)或微波通道(从所采样的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} 传送至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中适配至适于传至微处理器110的形式。

[0080] 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(例如递送至患者的能量的量或能量递送的曲线),例如经由适宜的用户命令,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,所述脚踏开关同样连接至控制器106。

[0081] 将分别通过RF排列102和微波排列104产生的RF和微波信号输入至信号组合器114,所述信号组合器沿电缆组件116单独或同时地将RF和微波EM辐射输送至探针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)传输至探针(或施用器)118,所述能量从所述探针(或施用器)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。

[0082] 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。

[0083] 最后,所述设备包括电源单元1017,所述电源单元从外部源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 V_1 - V_6 。因而,用户界面接收功率信号 V_1 ,微处理器110接收功率信号 V_3 ,RF排列102接收功率信号 V_3 ,微波排列接收功率信号 V_4 ,信号调节及通用接口电路108接收功率信号 V_5 ,以及监测器1015接收功率信号 V_6 。

[0084] 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的结构实例。

[0085] 器械202连接至功率递送系统,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辐射源和所述微波辐射源连接来经由馈送结构208将功率递送至器械202的近端。馈送结构208可包括如以上所讨论的信号组合器单元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。

[0086] 器械202还连接来经由供应线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,以便确保当激活该能量源时存在气体。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。

[0087] 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。

[0088] 图3A和图3B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,所述中心同轴电缆由管状套筒304围绕。同轴电缆302的近端(在图3A和图3B的左边示出)在适宜的连接器306处端接,所述连接器适配来连接至供应RF和微波信号的馈送结构。同轴电缆302将RF和微波信号输送至所述器械(在图3A和图3B的右边)的远端。

[0089] 同轴电缆302的远端在诸如玻璃珠或陶瓷盘的绝缘元件308处端接,以防止短路或击穿发生,所述绝缘元件位于同轴电缆的主体与圆柱形盖帽之间。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至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(或其他适宜的电介质或磁性材料)盖帽314围绕,所述圆柱形陶瓷盖帽在其远端的例如半球的圆顶316处端接。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。

[0090] 套筒304被布置来在相对于同轴电缆302的纵向方向上滑动。在此实施方案中,套筒304以伸缩方式可滑动地安装在近侧基底件318内。牵引导线(未示出)可穿过连接器306延伸,以协助套筒304相对于同轴电缆定位。所述牵引导线可手动操作,或可连接至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304的定位,例如基于来自控制器的控制信号。

[0091] 牵引导线还可采取管刚性区段的形式,所述管刚性区段在一个端部处连接至同轴电缆并且布置来在所述套筒(导管)上滑动。可优选引入两个导管区段,在近端处的第一区段固定至‘Y’区段(用来借助于同轴电缆来引入微波/RF能量并且借助于管来引入气体)。到达‘Y’件的两个输入和常见输出必须密封并且气密。可将可通过拧紧螺纹来调节的带有周向密封的鲁尔锁装置用于此目的。第一刚性区段可在第二较低刚性区段(主导管)上滑动,所述第二较低刚性区段被引入内窥镜或套管或相似物的器械通道内部。在刚性近侧区段与柔性区段之间提供了密封,以确保气体不从所述两个区段之间的接口处逸出。

[0092] 套筒304围绕同轴电缆302,以限定同轴电缆302的外表面与套筒304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可用来将气体运送至器械的远端。基底件318在其侧表面具有连接至气体供应线的端口322。在基底件318与连接器306之间的接合处以及在基底件与套筒304之间的滑动接头处,提供了可为O型环或相似物的气密密封324、326,以便使气体逸出最小化。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。

[0093] 套筒304具有导电内表面321,所述导电内表面沿所述套筒的长度导至所述套筒的

远端。此导电内表面321电连接至同轴电缆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。这还可使用电连接至导体或电极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180°)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。

[0094] 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。

[0095] 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3B所示出,套筒304的导电内表面321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至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。

[0096] 微处理器可被布置来输出控制信号,以基于所检测的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。

[0097] 在优选实施方案中,等离子体(如所要求的热等离子体或非热等离子体)通过以下步骤生成:

[0098] -将气体供应至器械的远端区域(即供应至石英管330与圆柱形盖帽314之间的区域),

[0099] -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

[0100] -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。

[0101] 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,其中正弦波形或信号的窗口或突发被门控(基于所检测的微波脉冲)并且优选地介于0.5 μ s与10ms之间。

[0102] 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。

[0103] 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微波功率递送至器械的远端,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。在此配置下,可调节套筒(外管)可被布置来或设置来处于四个可能的位置,所述位置如下:

[0104] 位置1-暴露以递送用于深层凝结的非电离微波辐射的单极辐射天线;

[0105] 位置2-设置的等离子体生成区域,通过外套筒覆盖辐射单极并且将气体引入到所述区域中,以使得可分别使用RF和微波能量来激发和维持等离子体(用于表面凝结的热等离子体和/或用于消毒/杀菌的非热等离子体);

[0106] 位置3-使用微波能量激发等离子体并且调节内导体与外导体之间的邻近度,以生成足够高的E场以激发等离子体;

[0107] 位置4-使用微波场维持等离子体并且调节内导体与外导体之间的邻近度,以生成低阻抗环境以允许维持等离子体。

[0108] 套筒位置的控制和各种区域的形成可基于线性致动器或步进马达的运动来自动进行,所述运动基于来自RF通道的电压信号和/或电流信号,和/或来自微波通道的前向功率信号和/或反射功率信号。

[0109] 如果包括绝缘管330和圆柱形盖帽314的同轴区段具有50欧姆的阻抗,那么峰值电压将为50V,如果内导体312与套筒304导体的导电内表面之间的距离为1mm,那么所述峰值电压产生50kV/m的电场。如果间隙中存在氩,那么此类场可能够激发等离子体。在阻抗变换器,即四分之一波长变换器中切换以产生激发等离子体所需的必要的电压升高也可以是可能的,例如具有带有50 Ω 源阻抗的250 Ω 阻抗的四分之一波线和25W的电源,将产生如下激发电压:

$$[0110] \quad \sqrt{\left(\frac{(250)^2}{50} \times 25\right)} = 177 \text{ V}。$$

[0111] 在此类实施方案中,所述器械可仅接收微波输入;在此布置中功率递送系统不必具有RF源。

[0112] 在第二配置下,如图3A所示出,套筒304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至同轴电缆。在非电离辐射场发射微波信号以执行深层组织凝结。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至施用器或天线的微波传输电缆的性质。

[0113] 图4A、图4B以及图4C示出根据本发明的电外科器械400的第二实施方案。与图3A和图3B共同的特征给予相同的参考编号。第二实施方案类似于第一实施方案,除了同轴电缆302的外导体310以何种方式电连接至套筒304的导电内表面321。第二实施方案使用由导电材料制成的剖分圆锥形构件402而不是导电网格,以将同轴电缆302的外导体310连接至套筒304的导电内表面321。圆锥形构件402包含多个指状物,所述多个指状物从同轴电缆朝套筒304拉平。套筒304可相对于指状物滑动,或圆锥形构件402可固定至套筒并且同轴电缆上滑动。

[0114] 图4B示出穿过剖分圆锥形构件402的截面图,所述截面图示出气体可如何从指状物之间经过以到达探针的远端。

[0115] 图4C示出处于第一配置的器械并且图4A示出处于第二配置的器械,如以上所讨

论。

[0116] 图5为用来将圆柱形盖帽模型化的电介质筒体的透视图,所述圆柱形盖帽形成如上所描述的电外科器械的第一电极的部分。已发现具有2mm左右直径和6.7mm长度的圆形筒体以5.8GHz微波功率提供进入肝组织的良好匹配,并且因此在深层凝结模式(即第二配置)下对于高效的能量递送是有用的。如图6A至图6C所示出,通过从此结构发射的非电离辐射产生的热位于以内导体的端部为中心的约1mm半径的非常小的区域之上。图6A和图6B示出在具有锐利边缘的平坦表面处端接的内导体。所述场在所述锐利边缘处非常高。图6C示出在圆顶(例如半球)内端接的内导体,所述圆顶使所述场更加均匀。

[0117] 图7A和图7B示出分别针对图6C和图6B中的结构的回波损耗的曲线图。通常所述结构说明在用于此实施方案中的微波信号的频率(5.8GHz)左右的进入组织的良好匹配。图7A示出内导体上的半球形端部降低了匹配频率,但这可通过缩短盖帽的长度来容易地调节。

[0118] 图8A和图8B为圆柱形盖帽的微波场模拟,所述圆柱形盖帽在来自Huber&Suhner的Sucoform 86微波电缆或相似物(即2.2mm直径电缆)的远端处分别端接到血液和肝组织中。在此布置中,用于圆柱形盖帽的材料为PEEK,并且在半球之前的圆柱形区段的长度为3mm。因此,所述盖帽(例如由PEEK制成)具有2mm至2.1mm的直径和4mm至4.1mm的总长度。在此布置中,在内导体端部处的圆顶以1mm直径模型化。同样,来自此类结构的热局限于远侧尖端周围。

[0119] 图9A和图9B示出分别针对图8A和图8B中的结构的回波损耗的曲线图。此处所关注频率(5.8GHz左右)上的损耗是可接受的。

[0120] 图10为圆柱形盖帽的微波场模拟,所述圆柱形盖帽在来自Huber&Suhner的Sucoform 47微波电缆或相似物(即1.2mm直径电缆)的远端处端接到肝组织中。在此布置中,用于圆柱形盖帽的材料同样为PEEK,并且在半球之前的圆柱形区段的长度同样为3mm。然而,在此布置中所述盖帽的直径为1.2mm并且因此具有约3.6mm的总长度。在此布置中,在内导体端部处的圆顶以0.5mm直径模型化。

[0121] 图11A和11B示出针对分别进入血液和肝组织的图10的结构的回波损耗的曲线图。同样,此处所关注频率(5.8GHz左右)上的损耗是可接受的。

[0122] 图12A和图12B示出穿过电外科器械500的为本发明的实施方案的示意性截面图,所述实施方案利用参考图6至图11在上文所讨论的微波发射结构。

[0123] 图12A示出处于第一配置的电外科器械500,所述第一配置适于递送远端处的等离子体。器械500为圆柱形,并且尺寸设计成配合例如内窥镜的内窥装置的器械通道。所述器械包括具有内导体504和外导体506的同轴电缆502,所述外导体通过电介质材料508与内导体504分离。外导体506暴露在同轴电缆502的外部表面周围。在同轴电缆502的远端处,内导体504延伸到外导体506之外并且所述内导体由电介质盖帽510围绕,所述电介质盖帽例如由PEEK或相似物制成。盖帽510为具有与同轴电缆502大致上相同的直径的筒体。盖帽510的远端形成圆形的例如半球形圆顶。在所述盖帽的远端处端接的内导体504为突出到盖帽510的端部之外的圆形尖端512。

[0124] 同轴电缆502安装在套筒514内,所述套筒优选地包括内部编织物(未示出)以赋予强度。套筒514的内表面与同轴电缆502的外表面(即所暴露的外导体)之间存在环形间隙516,所述环形间隙形成用于将在套筒514的近端处引入的气体输送至远端的气体流动路

径。

[0125] 导电端子管518安装在套筒514的远端处。例如,导电端子管518可焊接至套筒514。在图12A示出的配置下,内导体504的圆形尖端512形成第一电极并且导电端子管518形成第二电极。通过将适宜的能量(例如RF和/或微波频率能量)应用至同轴电缆,从而在第一电极与第二电极之间形成用于激发从环形间隙516流动的气体中的等离子体的电场,如以上所解释。

[0126] 导电端子管518通过导电端子管518的内表面上的多个径向突出的凸起520电连接至同轴电缆502的外导体506。可围绕导电端子管518的内圆周存在互相隔开的两个、三个、四个或更多凸起520。以此方式将所述凸起隔开容许气体流经。

[0127] 绝缘衬垫522沿所述导电端子管的远端长度围绕导电端子管518的内部表面安装。绝缘衬垫522可由聚酰亚胺或相似物制成。衬垫522的目的是在第一电极与第二电极之间提供适宜的电介质势垒,以确保所应用的RF和/或微波频率能量产生用于激发等离子体的带有高电压的电场。衬垫522与盖帽510之间存在小间隙以容许气体流经。

[0128] 图12B示出处于第二配置的电外科器械500,所述第二配置适于递送所述电外科器械的远端处的非电离微波频率能量。在此配置下,盖帽510延伸超出导电端子管518,所述盖帽在所述导电端子管处形成如以上所讨论的单极微波天线。

[0129] 为了将器械500在第一配置与第二配置之间转换,同轴电缆502相对于套筒514轴向滑动。所述滑动操作可通过安装在器械的近侧手持件上的物理滑动器开关实行,所述物理滑动器开关可在所述近侧手持件处由外科医生操作。

[0130] 图13示出手持件600的透视图,所述手持件可与为本发明的实施方案的电外科器械一同使用或形成所述电外科器械的部分。所述手持件包括用于围绕和保护内部件的壳体602或壳。所述壳体在其后方端部处具有近侧端口604,所述近侧端口用于连接至同轴电缆以从电外科发生器(未示出)接收RF和/或微波频率能量。在壳体602的中间部分存在滑动器开关606,所述滑动器开关用于改变器械的远端处的配置。在壳体从滑动器开关606的相对侧面上存在气体接收端口608,所述气体接收端口用于附接至适宜的气体馈送管道(未示出)。在壳体602的远端处存在柔性喷嘴610,所述柔性喷嘴作为用于将气体和能量输送至治疗位置的套筒612的保护导套。

[0131] 图14示出壳体602的内部件的截面图。同轴电缆614从近侧端口604穿过壳体延伸。例如不锈钢的轴环616在同轴电缆614的近端处安装在(例如焊接至)所述同轴电缆上。滑动器开关606经由平头螺丝618附接至轴环616。此布置确保滑动器开关606可在不损坏同轴电缆的情况下可靠地附接至所述同轴电缆。

[0132] 同轴电缆614接纳在Y形接头620的第一输入端口内。Y形接头620的第二输入端口连接至气体接收端口608。通过适宜的密封622阻止引入到Y形接头620中的气体穿过第一输入端口逸出。

[0133] 同轴电缆614穿过Y形接头620延伸并且在输出端口处离开所述Y形接头。套筒612的近端紧固(例如粘附)至Y形接头620的输出端口,所述近端在所述输出端口处从气体接收端口608和同轴电缆接收气体。在使用中,滑动器开关606可相对于壳体602移动,以使套筒612内的同轴电缆614延伸和缩回。滑动器开关的移动范围可为20mm。

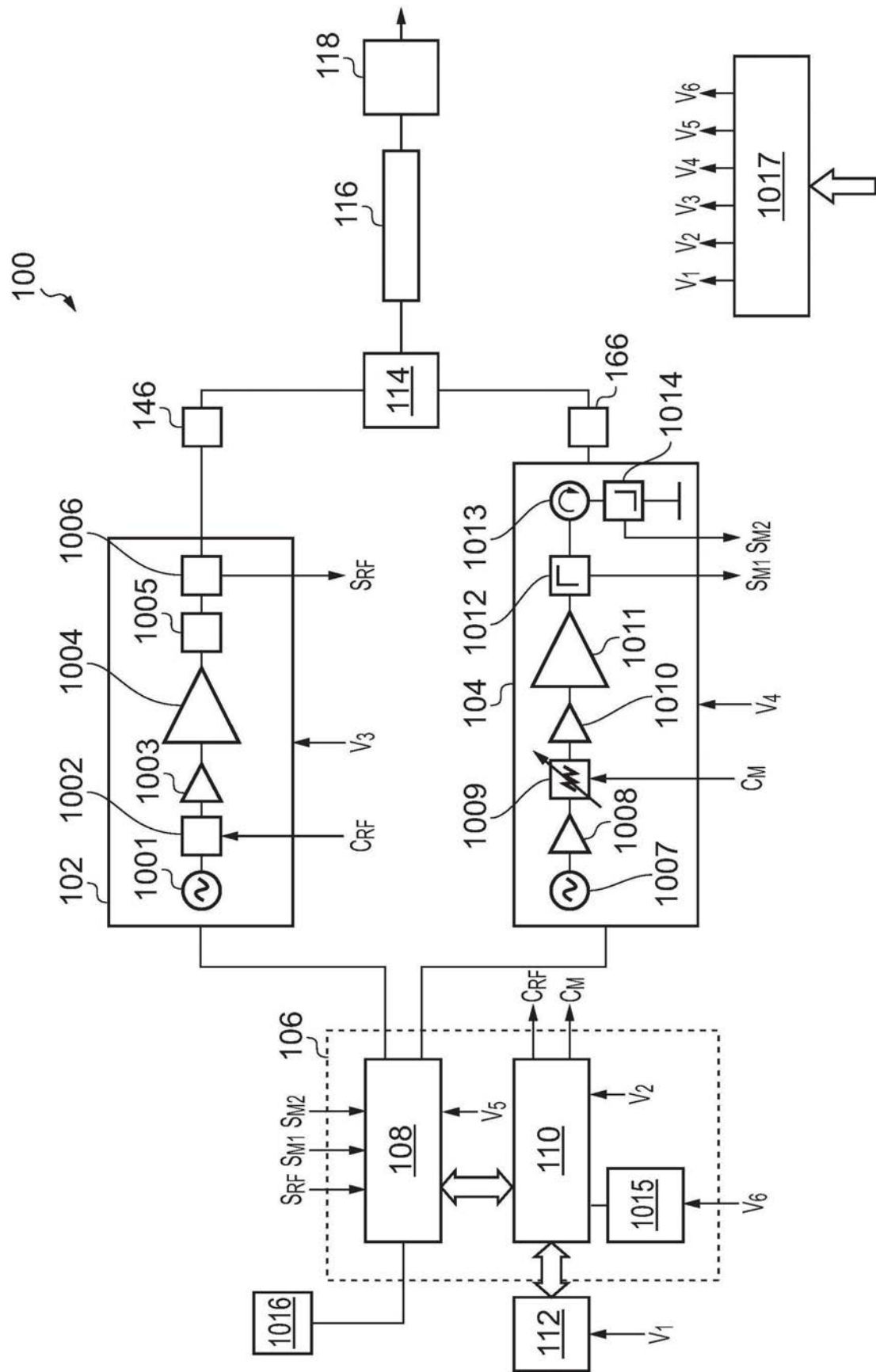


图1

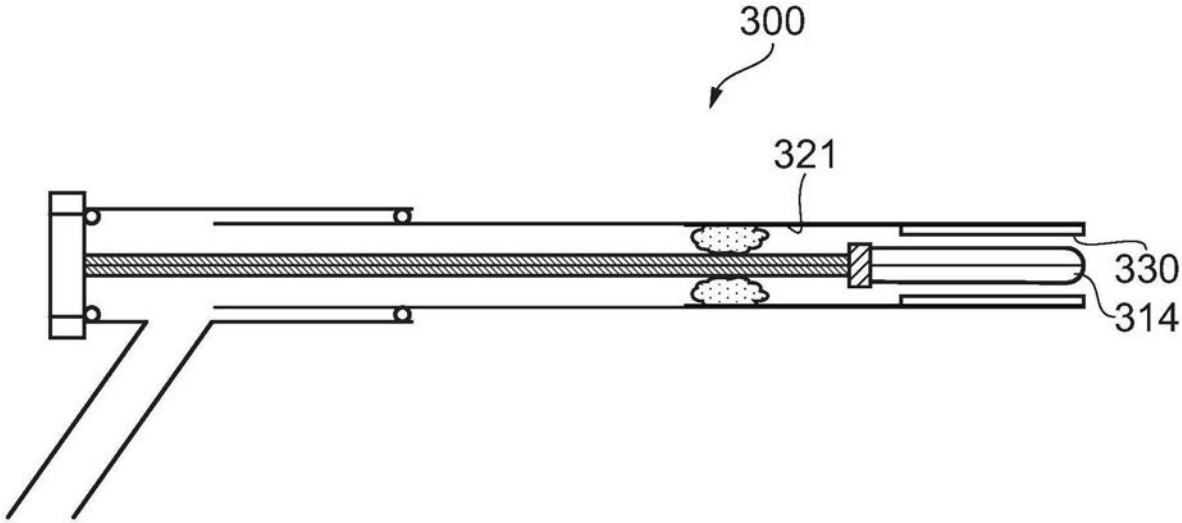


图3B

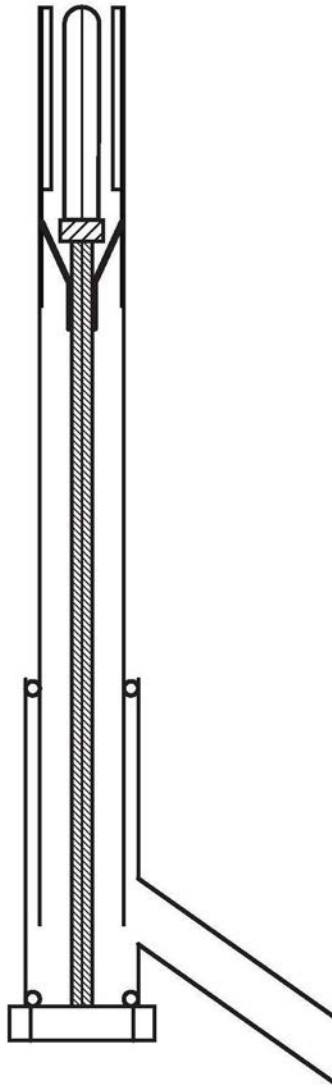


图4C

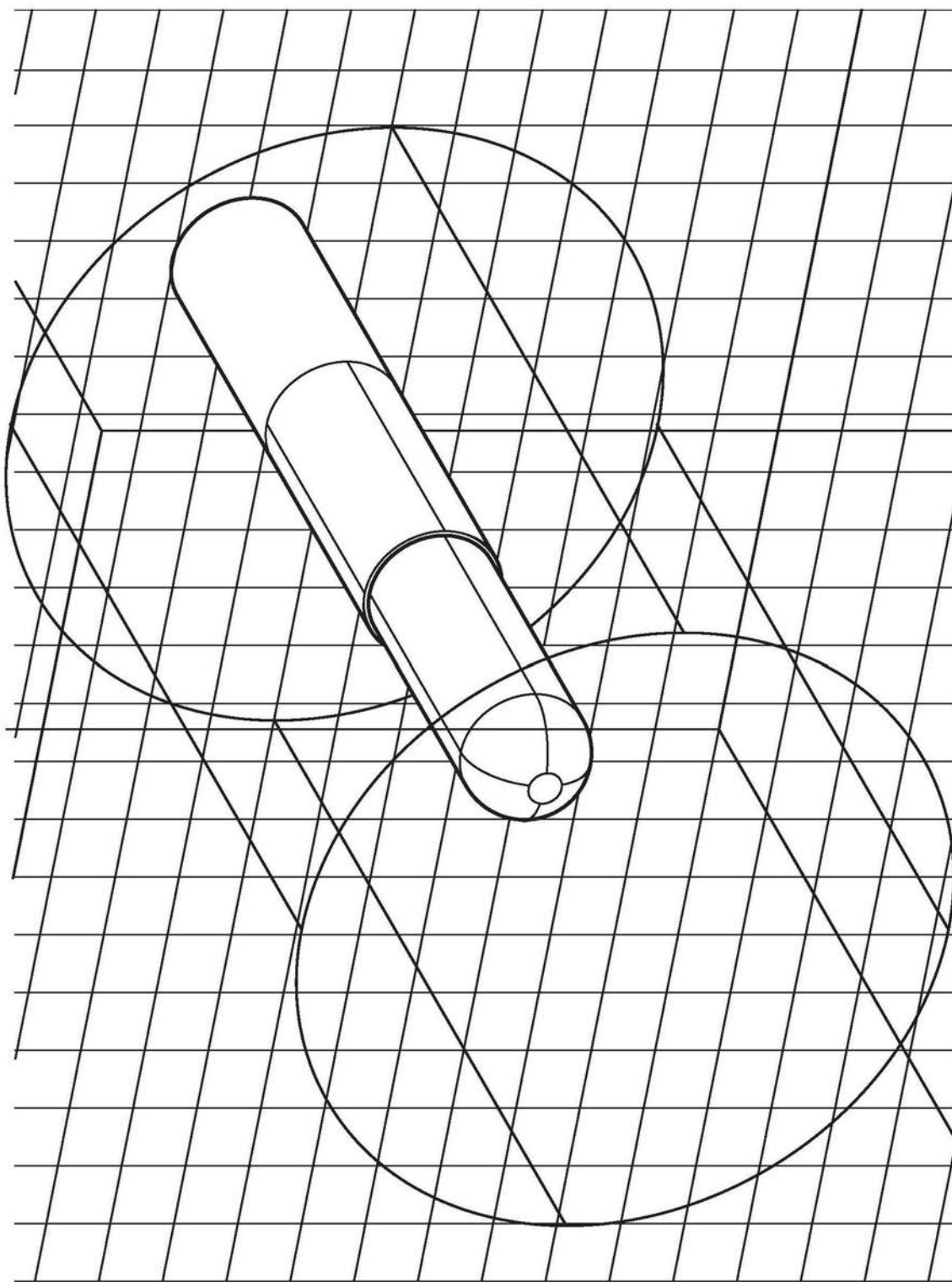


图5

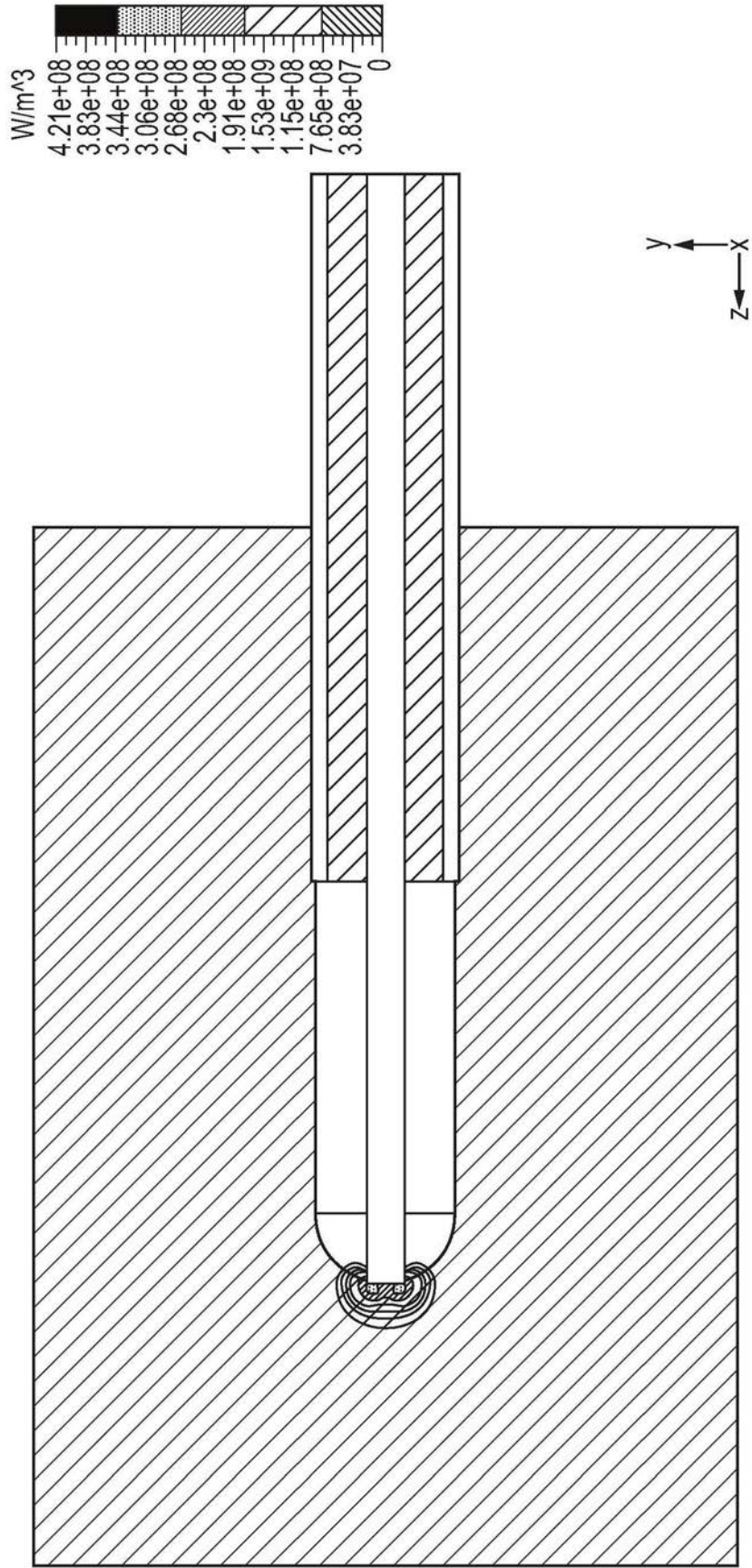


图6A

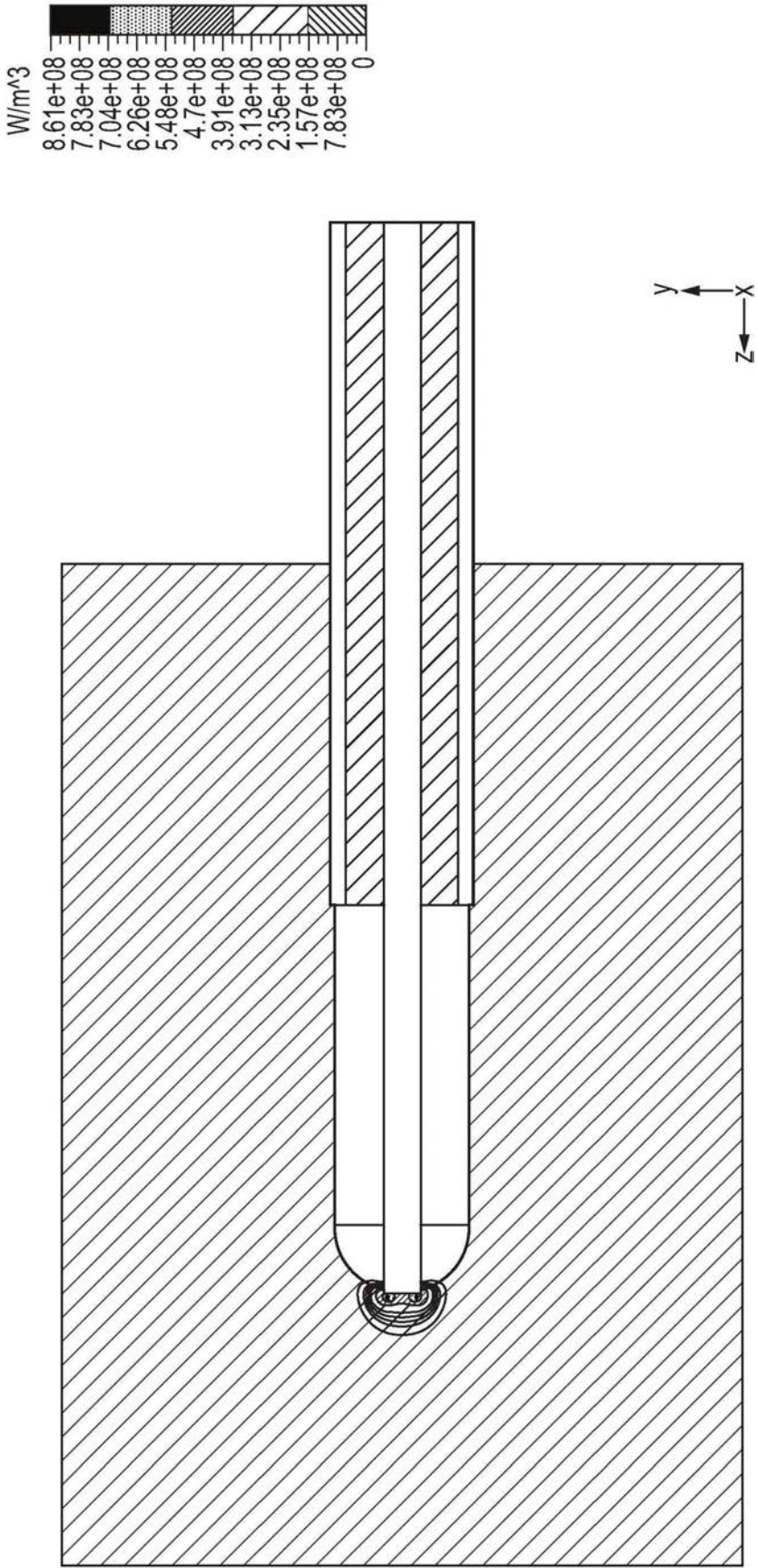


图6B

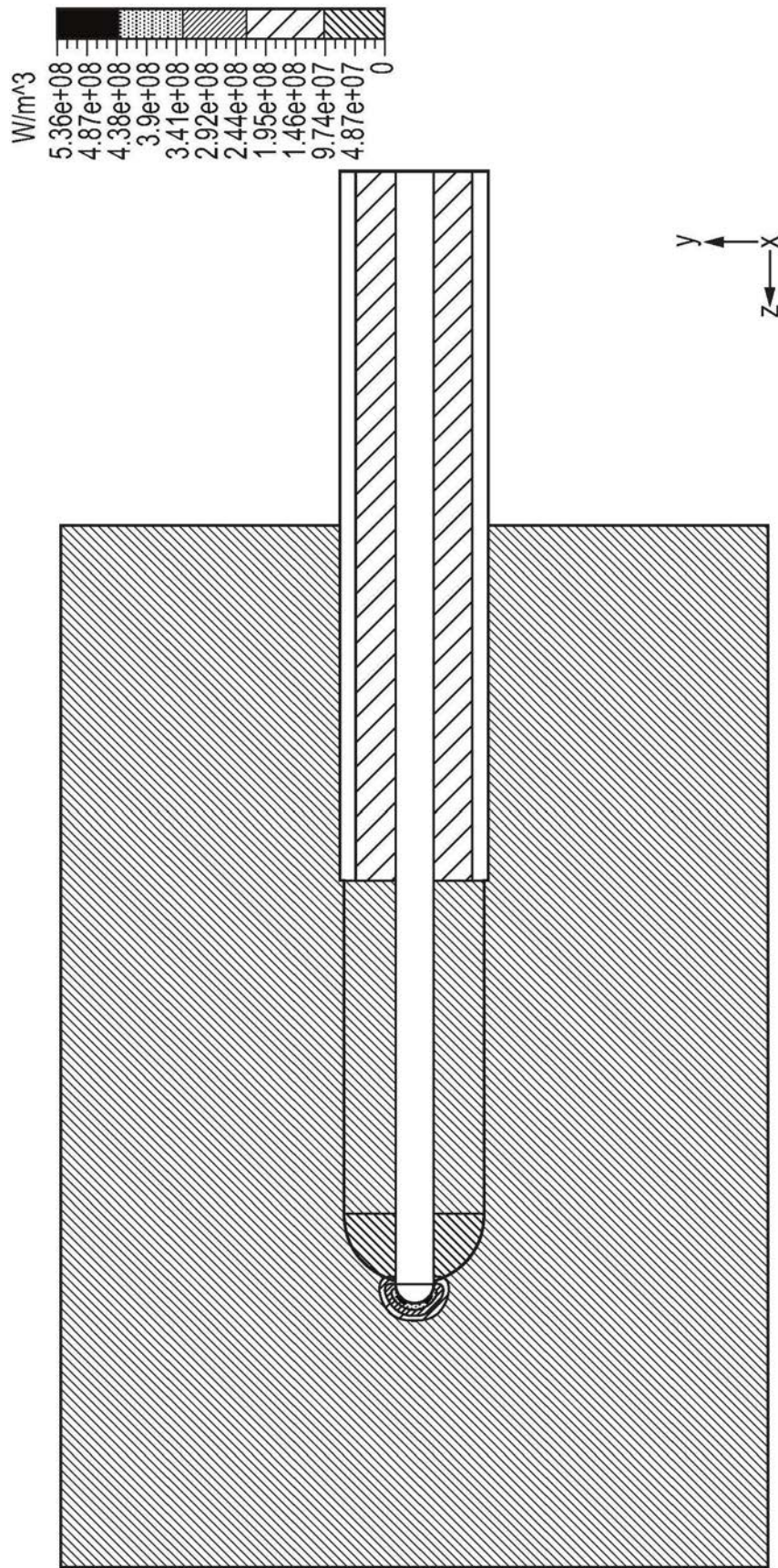


图6C

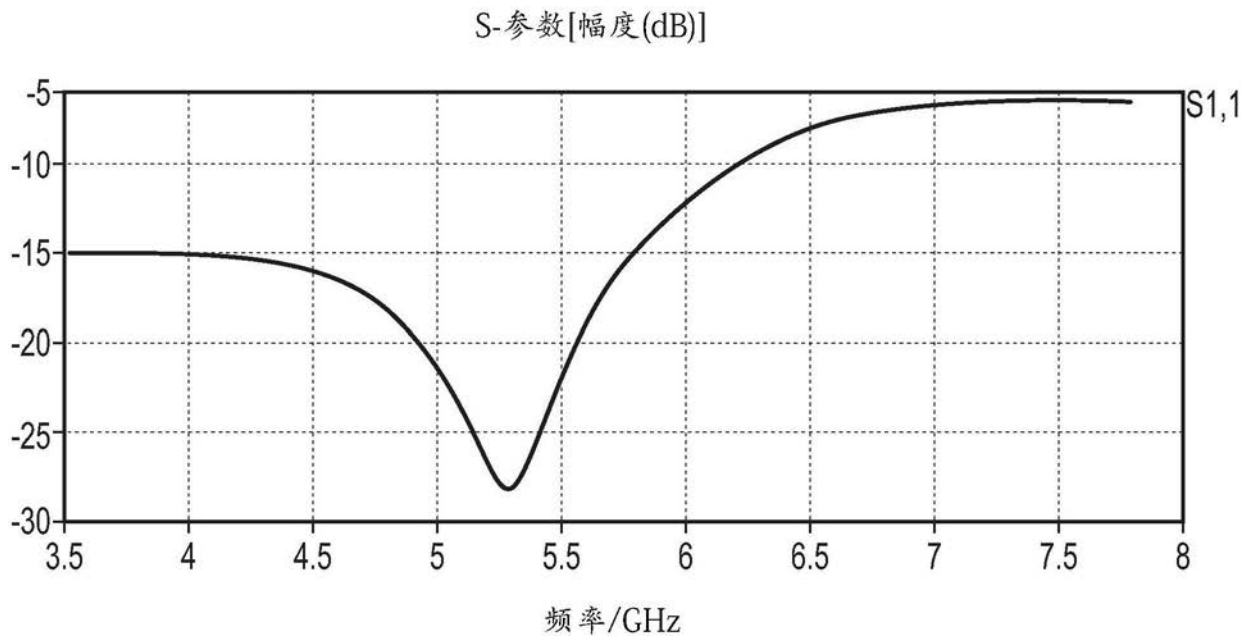


图7A

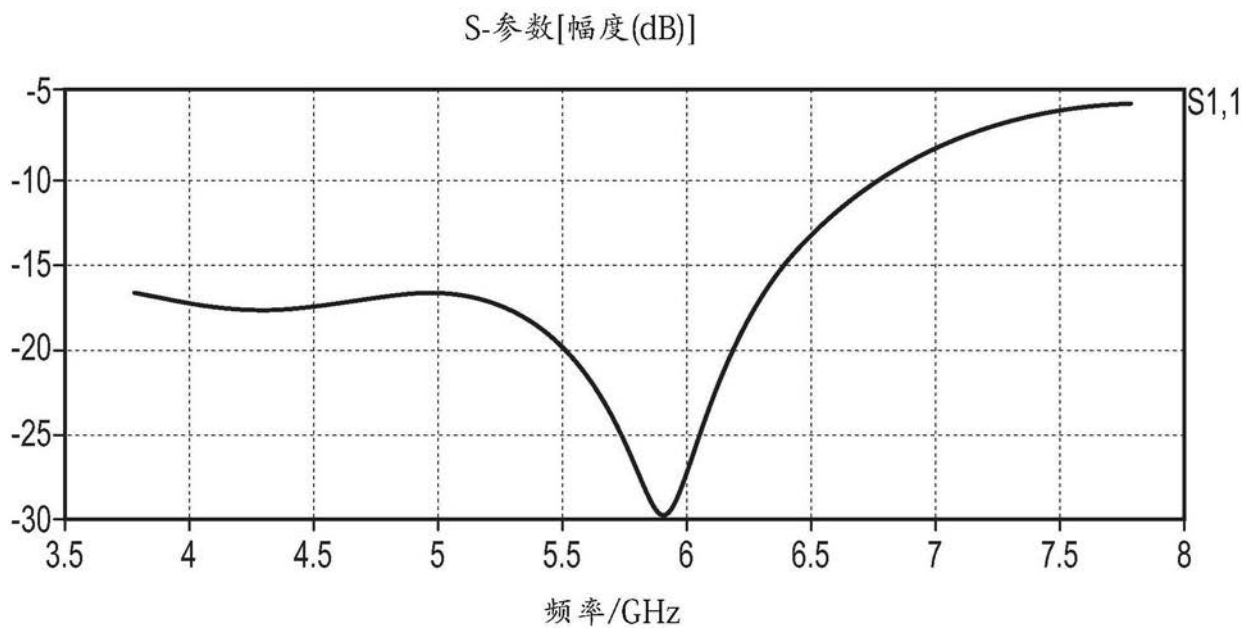


图7B

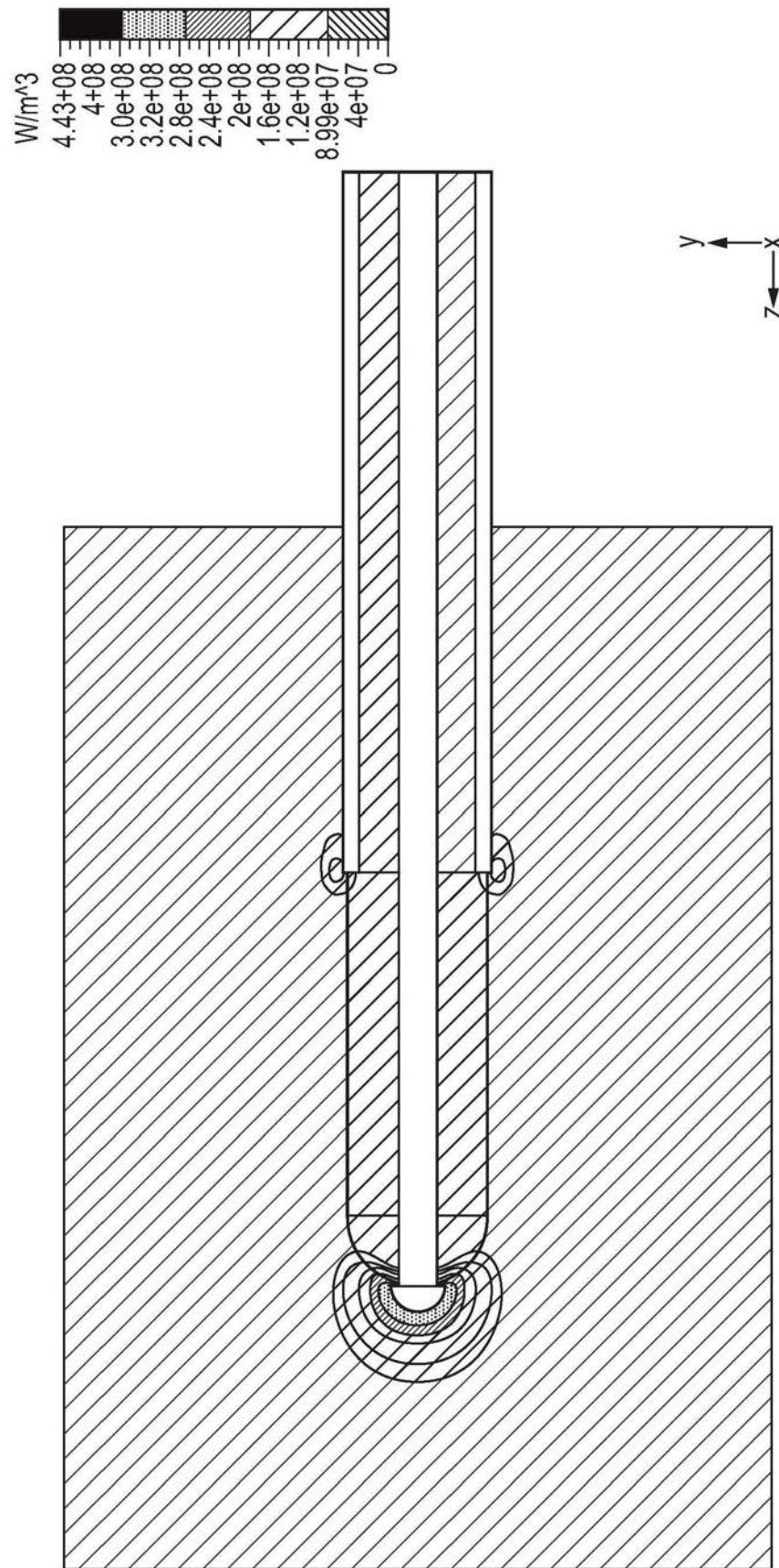


图8A

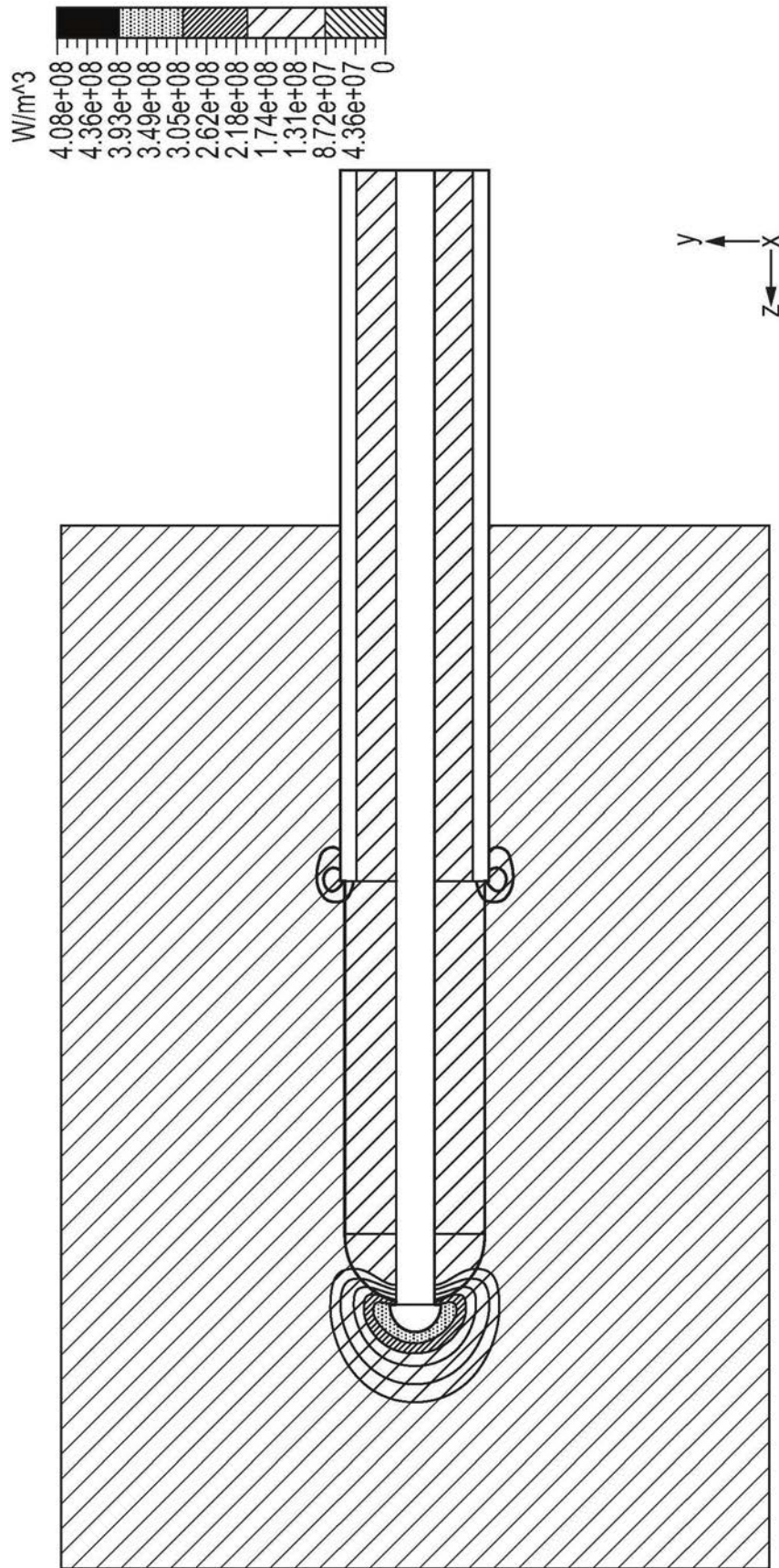


图8B

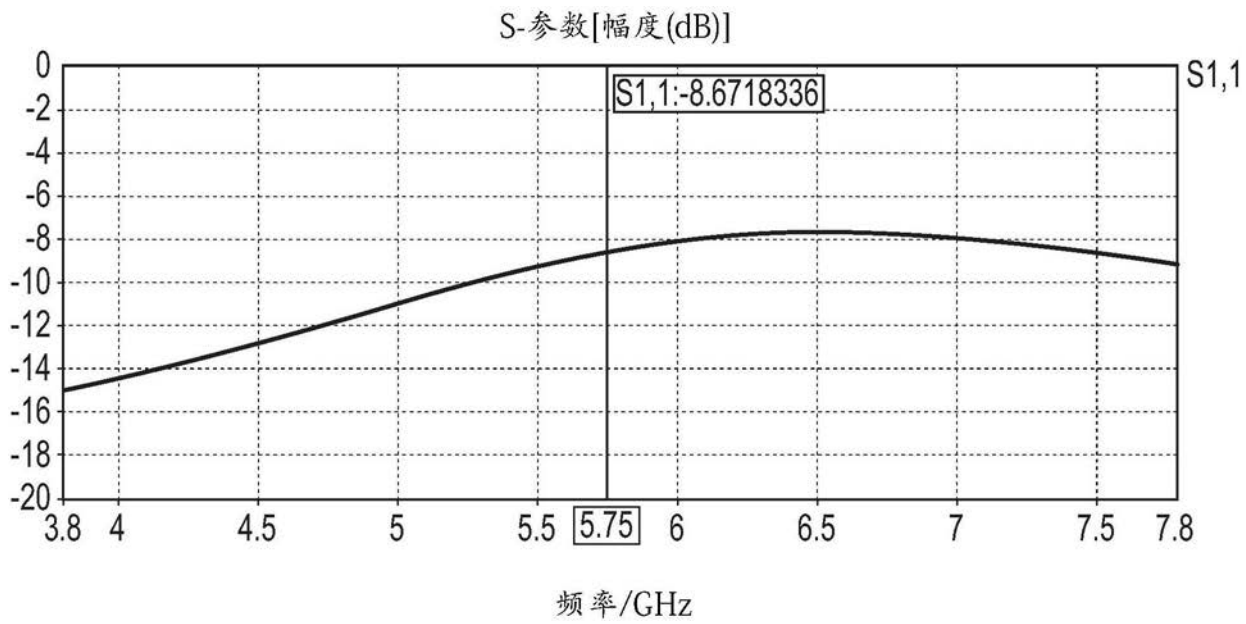


图9A

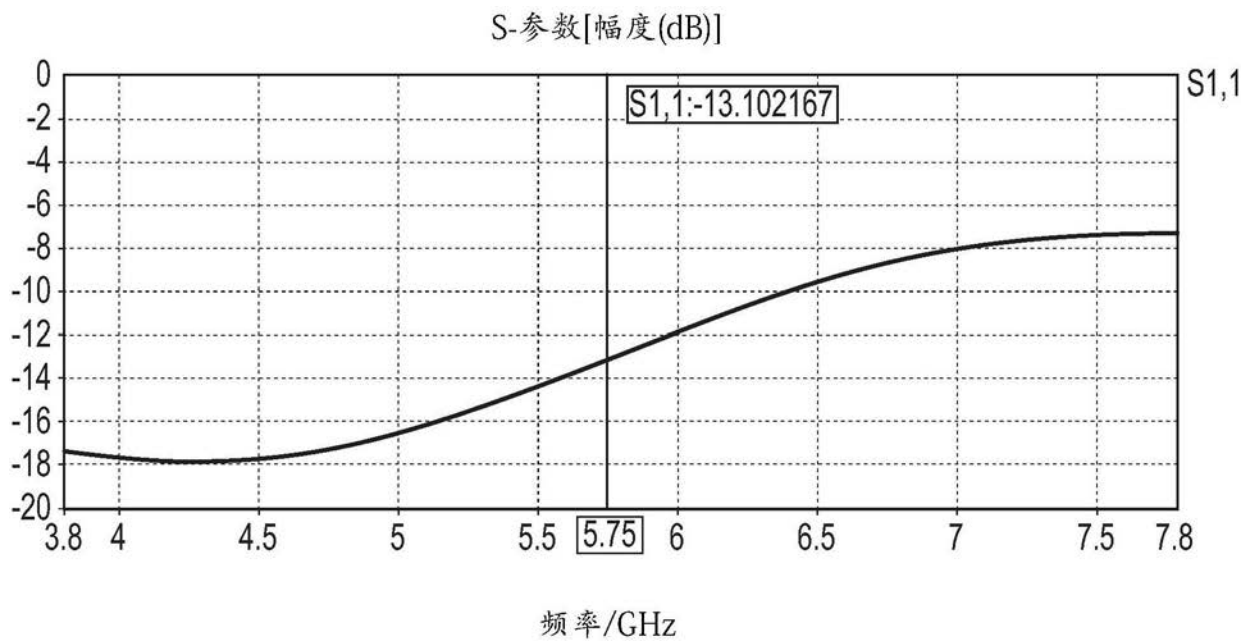


图9B

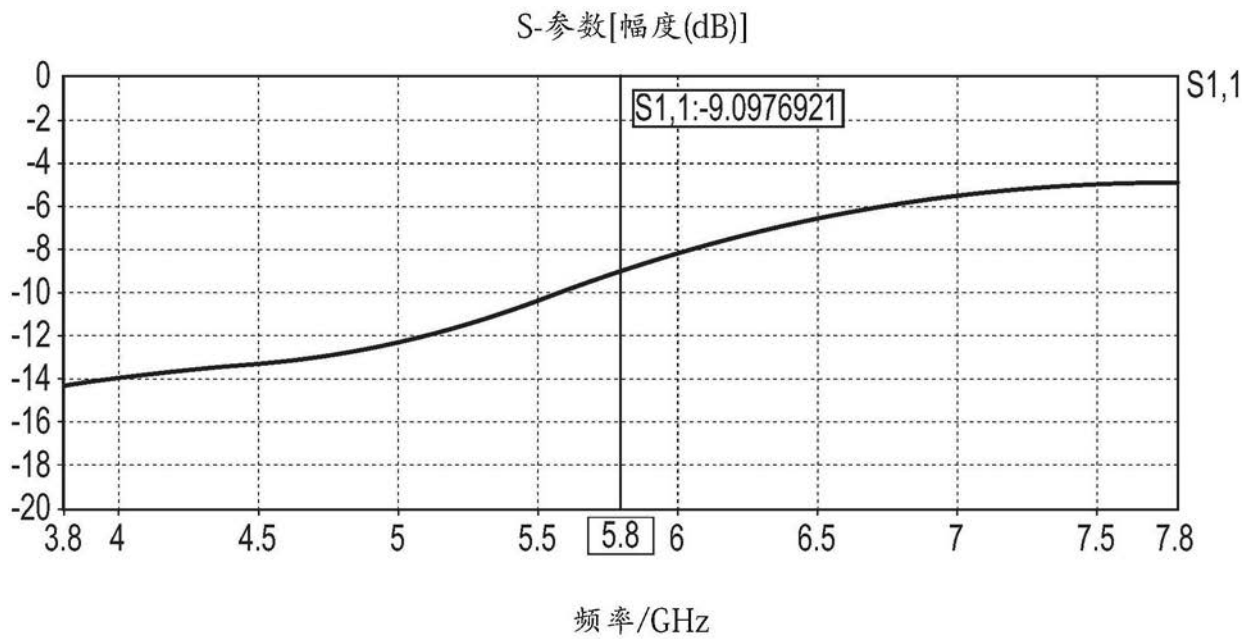


图11A

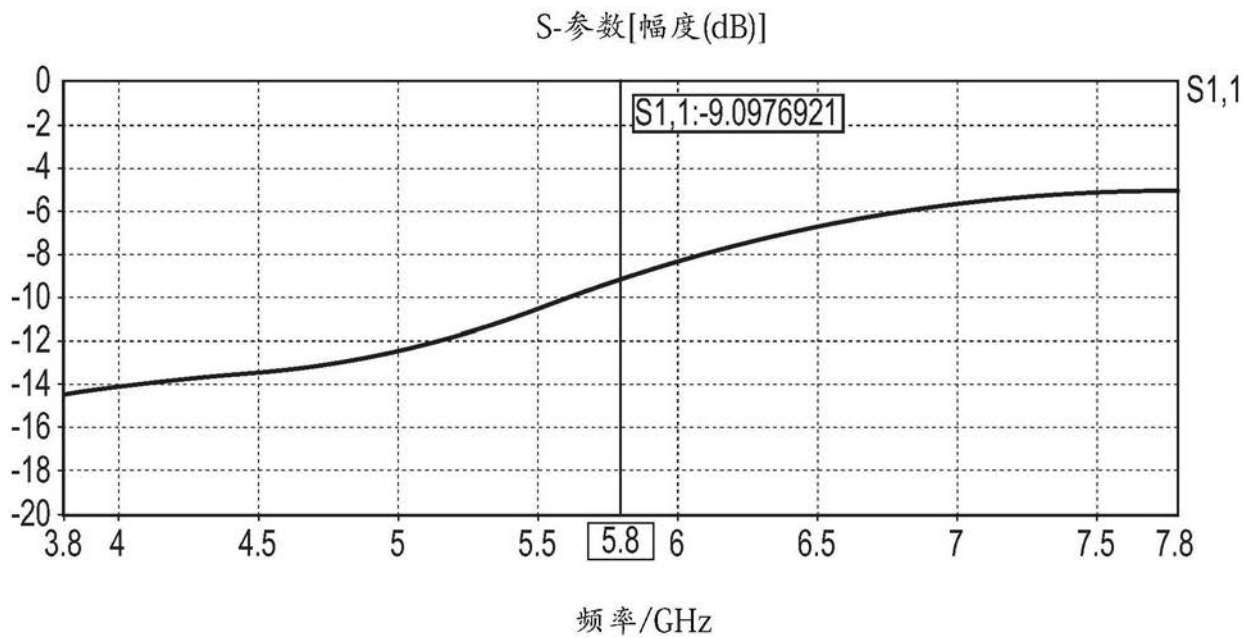


图11B

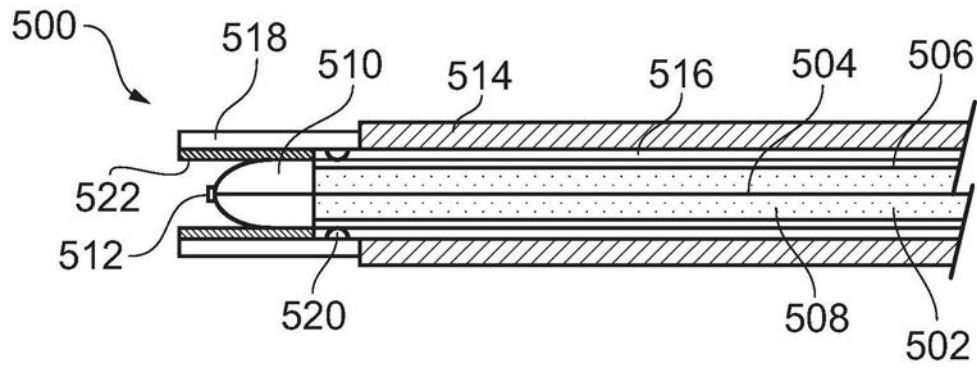


图12A

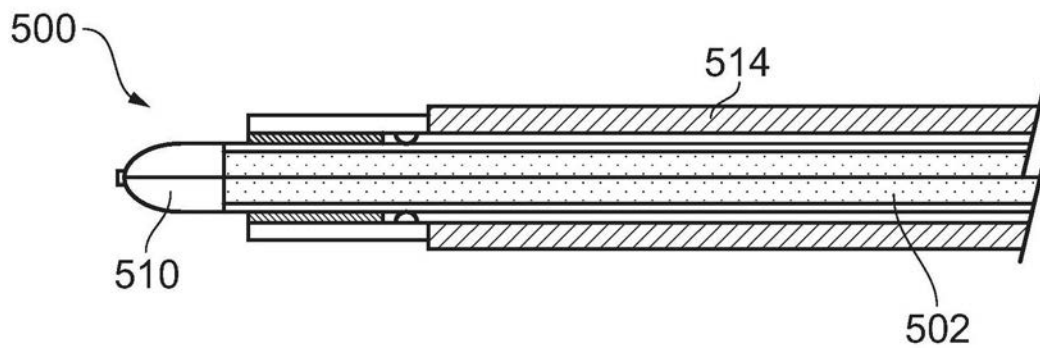


图12B

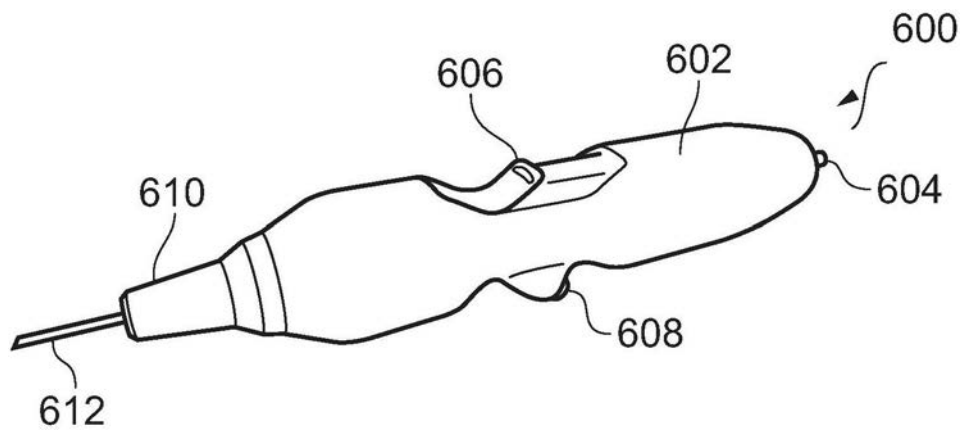


图13

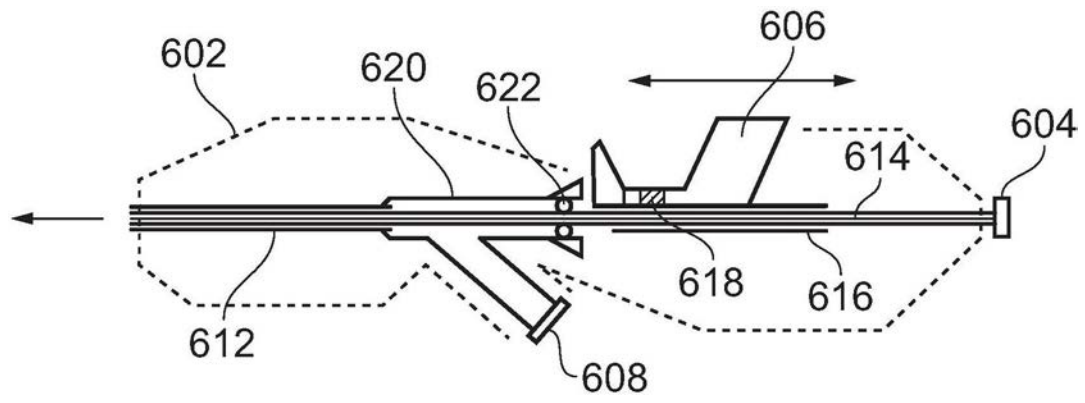


图14

专利名称(译)	双功能等离子体和非电离微波凝结电外科器械以及整合所述双功能等离子体和非电离微波凝结电外科器械的电外科设备		
公开(公告)号	CN105592886B	公开(公告)日	2018-02-09
申请号	CN201480039538.1	申请日	2014-05-13
[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 PW黑尔斯 B桑德斯 SMB福尔摩斯		
发明人	C·P·汉考克 M·怀特 P·W·黑尔斯 B·桑德斯 S·M·B·福尔摩斯		
IPC分类号	A61N1/40 A61N1/44 A61B18/18 A61N1/18		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00327 A61B2018/00494 A61B2018/005 A61B2018/00559 A61B2018/00589 A61B2018/00642 A61B2018/00666 A61B2018/00702 A61B2018/00744 A61B2018/00785 A61B2018/00863 A61B2018/00869 A61B2018/00875 A61B2018/1853 A61B2018/1861 A61N1/06 A61N1/40 A61N1/44 A61B18/042 A61B2018/00958 A61B2018/1823 A61B2018/1892 A61B18/148 A61B2018/00404 A61B2018/00577		
代理人(译)	孟锐		
优先权	2013008558 2013-05-13 GB		
其他公开文献	CN105592886A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种电外科装置，所述电外科装置能够生成等离子体以执行表面凝结，并且能够发射非电离微波场(无等离子体时)以在更深层面上执行凝结。所述装置包括探针尖端，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。可在第一配置与第二配置之间调节所述探针尖端，在所述第一配置下，所述探针尖端限定双极(例如同轴)结构以横跨所述气体的所述流动路径从所述接收的RF和/或微波频率能量产生高电场，以激发和维持等离子体，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。

