



(10) 授权公告号 CN 113710184 B

(45) 授权公告日 2024. 09. 20

(21) 申请号 202080030098.9

(22) 申请日 2020.04.28

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113710184 A

(43) 申请公布日 2021.11.26

(30) 优先权数据

1906010.2 2019.04.30 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.10.22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2020/061764 2020.04.28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/221751 EN 2020.11.05

(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·汉考克

(74) 专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

专利代理师 熊永强

(51) Int.Cl.

A61B 18/18 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 5675779 B2, 2015.02.25

JP 2010512214 A, 2010.04.22

审查员 秦国栋

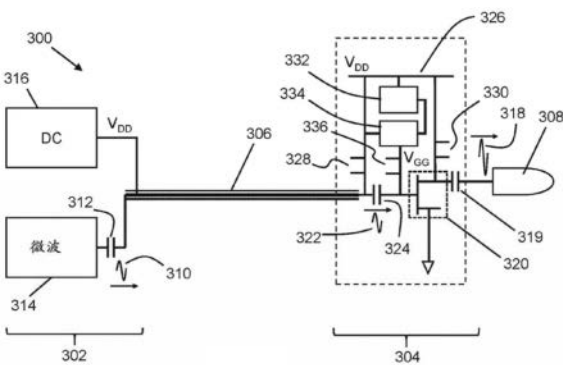
权利要求书3页 说明书13页 附图4页

(54) 发明名称

用于电外科器械的微波放大设备

(57) 摘要

各种实施方案提供了一种用于电外科器械的微波放大设备。微波放大设备包括：电缆组件；近侧发射部分；和远侧放大部分。近侧发射部分连接到电缆组件的近侧端部，并且近侧发射部分包括：DC源，其被配置为沿电缆组件发射DC信号；和微波源，其被配置为沿电缆组件发射微波信号。远侧放大部分连接到电缆组件的远侧端部，并且远侧放大部分包括：功率放大器，其被配置为接收微波信号作为待放大的输入信号。远侧放大部分被配置为将DC信号作为漏极电压施加在功率放大器两端。此外，功率放大器具有输出端，输出端可连接以将放大的微波信号递送到被配置为将微波能量递送到生物组织中的结构。其他实施方案提供了一种包括微波放大设备的电外科器械。



1. 一种用于电外科器械的微波放大设备,所述微波放大设备包括:
电缆组件;
近侧发射部分,其连接到所述电缆组件的近侧端部,所述近侧发射部分包括:
DC源,其被配置为沿所述电缆组件发射DC信号;和
微波源,其被配置为沿所述电缆组件发射微波信号;
远侧放大部分,其连接到所述电缆组件的远侧端部,所述远侧放大部分包括功率放大器,其被配置为接收所述微波信号作为待放大的输入信号,其中所述远侧放大部分被配置为将所述DC信号作为漏极电压施加在所述功率放大器两端;以及
门电压提取模块,所述门电压提取模块被配置为从所述DC信号提取偏置电压,并且将其施加到所述功率放大器的门;
其中所述功率放大器具有输出端,所述输出端可连接以将放大的微波信号递送到被配置为将微波能量递送到生物组织中的结构,并且
其中所述远侧放大部分的尺寸被设计成可插入通过外科观测装置的器械通道插入。
2. 如权利要求1所述的微波放大设备,其中所述门电压提取模块包括DC-DC转换器,所述DC-DC转换器被配置为下转换所述DC信号的电压以产生所述偏置电压。
3. 如权利要求2所述的微波放大设备,其中所述DC-DC转换器包括降压转换器。
4. 如任一前述权利要求所述的微波放大设备,其中所述门电压提取模块被配置为从所述DC信号提取一对偏置电压,其中所述一对偏置电压包括对应于所述功率放大器的不导通状态的第一偏置电压,以及对应于所述功率放大器的导通状态的第二偏置电压。
5. 如权利要求4所述的微波放大设备,其中所述门电压提取模块包括一对并联连接的降压转换器,其中所述一对并联连接的降压转换器包括用于产生所述第一偏置电压的第一降压转换器,以及用于产生所述第二偏置电压的第二降压转换器。
6. 如权利要求4所述的微波放大设备,其还包括门控制模块,所述门控制模块被配置为选择性地所述第一偏置电压或所述第二偏置电压施加到所述功率放大器的所述门。
7. 如权利要求6所述的微波放大设备,其中所述门控制模块包括开关,所述开关被布置为选择性地所述第一偏置电压或所述第二偏置电压施加到所述功率放大器的所述门。
8. 如权利要求7所述的微波放大设备,其中所述远侧放大部分包括电压轨,所述电压轨被布置为采用由所述DC信号提供的操作电压,并且其中所述开关被配置为在将所述操作电压施加到所述电压轨时选择所述第二偏置电压。
9. 如权利要求8所述的微波放大设备,其中所述门控制模块还包括延迟电路,所述延迟电路被布置为在将所述操作电压施加到所述电压轨与致动所述开关以选择所述第二偏置电压之间引入时滞。
10. 如权利要求4所述的微波放大设备,其中所述第一偏置电压和所述第二偏置电压两者都具有与所述漏极电压相反的极性。
11. 如权利要求1至3中任一项所述的微波放大设备,其中所述门电压提取模块位于所述远侧放大部分中。
12. 如权利要求11所述的微波放大设备,其还包括连接在所述门电压提取模块与所述功率放大器的所述门之间的低通滤波器。
13. 如权利要求12所述的微波放大设备,其中所述低通滤波器包括一对四分之一波短

截线,所述一对四分之一波短截线各自具有 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$ 的长度,其中所述一对四分之一波短截线包括位于距所述功率放大器的所述门距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 处的第一四分之一波短截线,以及与所述第一四分之一波短截线间隔距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 的第二四分之一波短截线,其中 λ 是所述微波信号的波长,并且 n 是等于1或更大的整数。

14. 如权利要求1至3中任一项所述的微波放大设备,其中所述门电压提取模块位于所述近侧发射部分中,并且其中所述DC信号包括由所述电缆组件输送到所述远侧放大部分的偏置电压。

15. 如权利要求1至3中任一项所述的微波放大设备,其中所述电缆组件包括同轴传输线,所述同轴传输线包括通过介电材料与外导体分离的内导体,其中所述微波信号由所述同轴传输线输送,并且其中所述DC信号沿所述内导体输送。

16. 如权利要求15所述的微波放大设备,其中所述微波信号经由电容器耦合到所述同轴传输线中。

17. 如权利要求1至3中任一项所述的微波放大设备,其中所述功率放大器的输出端包括电容器,所述电容器被配置为将所述放大的微波信号耦合到所述结构。

18. 如权利要求1至3中任一项所述的微波放大设备,其中所述微波信号在所述电缆组件的所述近侧端部处具有等于或小于10 W的功率。

19. 如权利要求1至3中任一项所述的微波放大设备,其中所述远侧放大部分包括电压轨,所述电压轨被布置成采用由所述DC信号提供的操作电压,其中所述电压轨通过第一连接线连接到所述电缆组件的远侧端部以接收所述DC信号,其中所述电压轨通过第二连接线连接到所述功率放大器的漏极以提供所述漏极电压。

20. 如权利要求19所述的微波放大设备,其还包括在所述第一连接线上的近侧低通滤波器和在所述第二连接线上的远侧低通滤波器。

21. 如权利要求20所述的微波放大设备,其中所述近侧低通滤波器包括一对四分之一波短截线,所述一对四分之一波短截线各自具有 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$ 的长度,其中所述一对四分之一波短截线包括位于距所述第一连接线与所述电缆组件之间的连接点距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 处的第一四分之一波短截线,以及与所述第一四分之一波短截线间隔距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 的第二四分之一波短截线,其中 λ 是所述微波信号的波长,并且 n 是等于1或更大的整数。

22. 如权利要求20或21所述的微波放大设备,其中所述远侧低通滤波器包括一对四分之一波短截线,所述一对四分之一波短截线各自具有 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$ 的长度,其中所述一对四分之一波短截线包括位于距所述功率放大器的所述漏极距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 处的第一四分之一波短截线,以

及与所述第一四分之一波短截线间隔距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 的第二四分之一波短截线,其中 λ 是所述微波信号的波长,并且 n 是等于1或更大的整数。

23. 一种电外科器械,其包括:

根据任一前述权利要求所述的微波放大设备;和

辐射尖端,其连接到所述功率放大器的所述输出端,其中所述辐射尖端包括天线,所述天线被配置为将所述放大的微波信号辐射到生物组织中。

24. 如权利要求23所述的电外科器械,其中所述微波放大设备和辐射尖端的尺寸被设计成能够通过外科观测装置的器械通道插入。

用于电外科器械的微波放大设备

技术领域

[0001] 本发明涉及电外科设备,其中微波频率能量被用于治疗生物组织,例如以进行消融或止血(即通过促进血液凝固来密封破裂的血管)。其可用作外科设备的一部分,该外科设备还递送射频能量,例如用于切割组织。

背景技术

[0002] 已发现电磁(EM)能量,特别是微波和射频(RF)能量,因其能够切割、凝结和消融身体组织而可用于电外科手术。通常,用于向身体组织递送EM能量的设备包括包含EM能量源的发生器以及连接到发生器以用于将能量递送到组织的电外科器械。常规的电外科器械经常被设计成经皮地插入到患者的身体中。然而,例如如果靶部位是在移动的肺或胃肠(GI)道的薄壁区段中,则可能难以将器械经皮地定位在身体中。其他电外科器械可通过外科观测装置(例如,内窥镜)递送到靶部位,该外科观测装置可延伸穿过身体内的通道,诸如气道或者食管或结肠的管腔。这允许微创治疗,微创治疗可降低患者的死亡率并且降低术中和术后并发症率。

[0003] 使用微波EM能量进行组织消融是基于生物组织主要由水构成的事实。人体软器官组织的水含量通常在70%到80%之间。水分子具有永久电偶极矩,这意味着整个分子中都存在电荷不平衡。当分子旋转以使它们的电偶极矩与所施加电场的极性对准时,这种电荷不平衡导致分子响应于由时变电场的施加所产生的力而移动。在微波频率下,快速的分子振荡导致摩擦加热和随之而来的场能以热量的形式耗散。这被称为电介质加热。

[0004] 微波消融疗法利用了这一原理,在该疗法中,靶组织中的水分子通过以微波频率施加局部电磁场而被快速加热,从而导致组织凝固和细胞死亡。已知使用微波发射探头来治疗肺和其他器官中的各种病状。例如,在肺中,微波辐射可用于治疗哮喘并且消融肿瘤或病灶。

[0005] 手术切除是从人体或动物体内移除器官的区段的手段。此类器官可能是高度血管化的。当切割(分割或横切)组织时,被称为微动脉的小血管会损坏或破裂。最初的出血紧接着是凝固级联,其中血液变成凝块以试图堵住出血点。在手术期间,让患者尽可能少地失血是合意的,因此已开发出各种装置以试图提供无血切割。对于内窥镜手术,出现出血并且不能尽可能快地或通过方便的方式处置也是不合意的,因为血流可能会模糊术者的视觉,这可能会导致需要终止手术,并且替代地使用另一方法,例如开放手术。

[0006] 电外科发生器已普遍深入到医院手术室中以用于开放式手术和腹腔镜手术,并且还越来越多地出现在内窥镜检查套件中。在内窥镜手术中,通常穿过内窥镜内部的管腔插入电外科附件。考虑到腹腔镜外科手术的等价的进入通道,此类管腔具有比较窄的孔和较大的长度。在肥胖症患者的情况下,手术附件从手柄到RF尖端可具有300mm的长度,而腹腔镜情况下的等效距离可超过2500mm。

[0007] 代替锋利的刀片,已知可使用射频(RF)能量来切割生物组织。使用RF能量切割的方法使用如下原理进行操作:在电流(受助于细胞的离子内容物和细胞间电解质)穿过组织

基质时,整个组织上对电子流的阻抗产生热量。当将RF电压施加到组织基质时,在细胞内产生足够的热以使组织的水分蒸发。由于这种增加的干化,特别是在与所述器械(本文被称为RF刀片)的RF发射区域相邻的具有通过组织的整个电流路径的最高电流密度之处,与RF刀片的切割极相邻的组织失去与刀片的直接接触。随后所施加的电压看起来几乎完全落在此空隙上,从而进行电离而形成等离子体,所述等离子体与组织相比具有非常高的体积电阻率。这一差异很重要,因为它将所施加的能量集中到完成RF刀片的切割极与组织之间的电路的等离子体。足够缓慢地进入等离子体的任何挥发性材料都被蒸发,并且因此感知到组织解剖等离子体。

[0008] GB 2 486 343公开了一种用于电外科设备的控制系统,所述电外科设备递送RF能量和微波能量两者来治疗生物组织。递送到探头的RF能量和微波能量两者的能量递送廓线基于以下来设定:输送到探头的RF能量的采样的电压和电流信息;以及输送到探头和从所述探头输送的微波能量的采样的正向和反射功率信息。

发明内容

[0009] 在最一般来说,本发明提供了一种微波放大设备,其作为位于柔性电缆组件(例如适于通过患者身体插入到治疗部位的电缆组件)的远侧端部处的电外科器械的一部分,所述电缆组件可能通过外科观测装置(例如内窥镜、支气管镜等)的器械通道插入。电缆组件可为低功率微波信号和DC信号提供公共路径。微波放大设备包括功率放大器,该功率放大器被布置成将低功率微波输入放大到适于治疗的功率电平。在一个实例中,电缆组件可输送用于提供功率放大器的漏极电压的主DC信号和用于提供功率放大器的偏置电压的次DC信号。在另一实例中,微波放大设备包括位于远侧端部的电路,以从单个DC信号导出功率放大器的漏极电压和门电压。

[0010] 这两种布置均可与常规结构形成对比,在常规结构中,在适于实现治疗的功率电平下的微波能量在近极侧产生,然后由电缆组件输送。本布置可避免在先前布置中可能发生的不期望的电缆损耗。这可通过实例来说明。如果器械需要10W的功率并且电缆沿其长度方向展现出10dB的损耗,则常规系统需要100W的输入功率。在此类系统中,沿电缆损耗90W的功率,并且近侧放大器必须能够实现100W或更高的输出功率。相比之下,通过在远侧端部使用增益为10dB的放大器,本发明的设备可实现10W的输出,前提是在远侧部分接收的微波信号具有1W的功率。在电缆损耗为10dB的情况下,这要求微波信号在近侧端部具有10W的功率。因此,在这种情况下,沿电缆的损耗(9W)比常规布置低一个数量级。

[0011] 根据本发明,提供了一种用于电外科器械的微波放大设备,所述微波放大设备包括:电缆组件;近侧发射部分,其连接到所述电缆组件的近侧端部,所述近侧发射部分包括:DC源,其被配置为沿所述电缆组件发射DC信号;和微波源,其被配置为沿所述电缆组件发射微波信号;以及远侧放大部分,其连接到所述电缆组件的远侧端部,所述远侧放大部分包括:功率放大器,其被配置为接收所述微波信号作为待放大的输入信号,其中所述远侧放大部分被配置为将所述DC信号作为漏极电压施加在所述功率放大器两端,并且其中所述功率放大器具有输出端,所述输出端可连接以将放大的微波信号递送到被配置为将微波能量递送到生物组织中的结构。在该设备中,操纵DC信号以使得能够操作电缆组件的远侧端部处的功率放大器。因此,该设备在不沿电缆组件输送高功率微波信号的情况下操作。

[0012] 该设备可包括门电压提取模块,其被配置为从DC信号提取偏置电压,并且将其施加到功率放大器的门。门电压提取模块可在远侧放大部分或近侧发射部分中。当在近侧发射部分中时,DC信号可包括两个单独的分量:对应于功率放大器的漏极电压的主DC信号和对应于功率放大器的偏置电压的次DC信号。单独的分量可通过电缆组件中的独立传输线来输送。

[0013] 电缆组件可包括同轴传输线,所述同轴传输线包括通过介电材料与外导体分离的内导体。微波信号可通过同轴传输线输送。有利地,DC信号可沿内导体输送,由此使用公共传输线结构来输送微波信号和DC信号两者。在其他实例中,DC信号可由电缆组件中的单独传输线输送。在DC信号具有两个分量的情况下,一个分量(例如次DC信号)可在同轴传输线的内导体上传输,而另一个分量在单独的传输线上传输。

[0014] 微波信号可经由电容器耦合到同轴传输线中。这避免了DC信号泄漏回到微波源中。DC源可包括低通滤波器,以防止微波信号泄漏到其中。

[0015] 功率放大器的输出端可包括被配置为将放大的微波信号耦合到结构的电容器。电容器充当DC隔离器,以防止DC信号传播到用于将微波能量递送到生物组织中的结构中。电容器因此可保护患者免受DC信号的影响。

[0016] 门电压提取模块可包括DC-DC转换器,所述DC-DC转换器被配置为下转换DC信号的电压以产生偏置电压。例如,DC-DC转换器可包括降压转换器。

[0017] 在一个实施方案中,门电压提取模块可被配置为从DC信号提取一对偏置电压。所述一对偏置电压可包括对应于功率放大器的不导通状态的第一偏置电压,以及对应于功率放大器的导通状态的第二偏置电压。例如,门电压提取模块可包括并联连接的一对降压转换器,其所述一对降压转换器包括用于产生第一偏置电压的第一降压转换器,以及用于产生第二偏置电压的第二降压转换器。该设备还可包括门控制模块,所述门控制模块被配置为选择性地第一偏置电压或第二偏置电压施加到功率放大器的门。例如,门控制模块可被配置为施加第一偏置电压(以确保功率放大器不导通,因此不向输入信号提供任何增益)作为默认条件,在某些情况下(即,当想要组织治疗时),可无视该默认条件以施加第二偏置电压。例如,门控制模块可包括开关,所述开关被布置为选择性地第一偏置电压或第二偏置电压施加到功率放大器的门。远侧放大部分可包括电压轨,所述电压轨被布置成采用由DC信号提供的操作电压。开关可被配置为在将操作电压施加到电压轨时选择第二偏置电压。换句话说,开关可操作地连接到电压轨,其中开关的致动取决于电压轨上的电压。当电压轨上的电压低于阈值(例如,指示缺失DC信号)时,开关采用默认位置,并且功率放大器处于不导通状态。

[0018] 门控制模块还可包括延迟电路,所述延迟电路被布置为在将操作电压施加到电压轨与致动开关以选择第二偏置电压之间引入时滞。

[0019] 门提取电压模块可被配置为使得第一偏置电压和第二偏置电压两者都具有与漏极电压相反的极性。在一个实例中,漏极电压为28V,第一偏置电压为-6V,并且第二偏置电压为-2V。在此实例中,第二偏置电压被选择为接近向呈功率放大器的特性的导通状态转变。

[0020] 微波信号在电缆组件的近侧端部处可具有等于或小于1W的功率。然而,放大的微波信号可具有等于或大于5W(例如等于或大于10W)的功率。

[0021] 远侧放大模块可包括隔离结构,以保护处理DC信号的部件免受微波信号的影响。例如,远侧放大模块可包括连接在门电压提取模块与功率放大器的门之间的低通滤波器。低通滤波器可在微带传输线上制作。低通滤波器可包括一对四分之一波短截线,所述一对四分之一波短截线各自具有 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$ 的长度,其中所述一对四分之一波短截线包括位于距功率放大器的门距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 处的第一四分之一波短截线,以及与第一四分之一波短截线间隔距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 的第二四分之一波短截线,其中 λ 是微波信号的波长,并且n是等于1或更大的整数。

[0022] 远侧放大部分包括电压轨,所述电压轨被布置成采用由DC信号提供的操作电压,其中所述电压轨通过第一连接线连接到电缆组件的远侧端部以接收DC信号,其中所述电压轨通过第二连接线连接到功率放大器的漏极以提供漏极电压。通过低通滤波器的适当定位,可以类似于门电压提取模块的方式保护电压轨免受微波信号的影响。例如,可存在在第一连接线上的近侧低通滤波器和在第二连接线上的远侧低通滤波器。近侧低通滤波器包括一对四分之一波短截线,所述一对四分之一波短截线各自具有 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$ 的长度,其中所述一对四分之一波短截线包括位于距第一连接线与电缆组件之间的连接点距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 处的第一四分之一波短截线,以及与第一四分之一波短截线间隔距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 的第二四分之一波短截线,其中 λ 是微波信号的波长,并且n是等于1或更大的整数。远侧低通滤波器包括一对四分之一波短截线,所述一对四分之一波短截线各自具有 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$ 的长度,其中所述一对四分之一波短截线包括位于距功率放大器的漏极距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 处的第一四分之一波短截线,以及与第一四分之一波短截线间隔距离 $\frac{n\lambda}{2}$ 的第二四分之一波短截线,其中 λ 是微波信号的波长,并且n是等于1或更大的整数。

[0023] 在另一方面,提供了一种电外科器械,其包括:如上所述的微波放大设备;以及辐射尖端,其连接到功率放大器的输出端,其中所述辐射尖端包括天线,所述天线被配置为将放大的微波信号辐射到生物组织中。可使用任何合适的天线结构。例如,辐射尖端可具有同轴结构,其中内导体延伸超过外导体的远侧端部以形成天线。替代地,辐射尖端可具有平面结构,包括在相对表面上具有金属化层的绝缘电介质的平面件。金属化层可被配置为作为天线操作。

[0024] 微波放大设备和辐射尖端的尺寸可被设计成可插入通过外科观测装置的器械通道。

[0025] 辐射尖端可被配置为接收额外的输入,例如射频能量。辐射尖端可包括用于将流体递送到治疗部位的装置(例如针等)。

[0026] 在本文中,术语“内”意指径向上较接近于器械通道和/或同轴电缆的中心(例如,轴线)。术语“外”意指在径向上远离器械通道和/或同轴电缆的中心(轴线)。

[0027] 除非上下文另外指明,否则术语“传导的”在本文中用于意指导电的。

[0028] 在本文中,术语“近侧”和“远侧”是指细长器械的端部。在使用时,近侧端部更靠近于用于提供RF能量和/或微波能量的发生器,而远侧端部更远离所述发生器。

[0029] 在本说明书中,“微波”可广泛地用于指示400MHz至100GHz的频率范围,但优选地为1GHz至60GHz的范围。微波EM能量的优选的点频率包括:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。5.8GHz可为优选的。所述装置可以这些微波频率中的超过一个微波频率递送能量。

[0030] 术语“射频”或“RF”可用于指示300kHz与400MHz之间的频率。

附图说明

[0031] 下文参考附图详细描述本发明的实施方案,在附图中:

[0032] 图1是有助于理解本发明的电外科设备的总体示意性系统图;

[0033] 图2是其中可使用本发明的电外科器械的远侧端部的分解图;

[0034] 图3是为本发明的实施方案的基于远侧器械的微波发生模块的示意图;

[0035] 图4是用于将DC功率和低功率微波能量发射到同轴传输线的近侧端部中的部件的示意图;

[0036] 图5是示出本发明的实施方案的远侧微波放大模块的示意性电路图;并且

[0037] 图6是作为本发明的另一实施方案的基于远侧器械的微波产生模块的示意图。

具体实施方式

[0038] 背景-电外科设备

[0039] 图1示出了诸如GB 2 486 343中所公开的可用于理解本发明的电外科设备400的示意图。所述设备包括RF通道和微波通道。RF通道包含用于产生RF频率电磁信号并将所述RF频率电磁信号控制在适于治疗(例如,切割或干化)生物组织的功率电平的部件。微波通道包含用于产生微波频率电磁信号并将所述微波频率电磁信号控制在适合于治疗(例如,凝结或消融)生物组织的功率电平的部件。如下文更详细解释的,本发明提供了一种供应微波能量的装置,该装置可代替该设备中的微波通道。

[0040] 微波通道具有微波频率源402,之后是功率分配器424(例如,3dB功率分配器),所述功率分配器将来自源402的信号分为两个分支。来自功率分配器424的一个分支形成微波通道,所述微波通道具有:功率控制模块,所述功率控制模块包括:可变衰减器404,所述可变衰减器由控制器406经由控制信号 V_{10} 控制;以及信号调制器408,所述信号调制器由控制器406经由控制信号 V_{11} 控制;以及放大器模块,所述放大器模块包括:驱动放大器410和功率放大器412,所述驱动放大器和功率放大器用于产生正向微波EM辐射以在适合于治疗的功率电平下从探头420递送。在放大器模块之后,微波通道接着是微波信号耦合模块(其形成微波信号检测器的一部分),所述微波信号耦合模块包括:循环器416,所述循环器被连接来沿着其第一端口与第二端口之间的路径将微波EM能量从源递送到探头;在循环器416的第一端口处的正向耦合器414;以及在循环器416的第三端口处的反射耦合器418。在穿过反射耦合器之后,来自第三端口的微波EM能量被吸收在功率转储负载422中。微波信号耦合模块还包括开关415,所述开关由控制器406经由控制信号 V_{12} 操作来将正向耦合信号或反射耦合信号连接到外差接收机以进行检测。

[0041] 来自功率分配器424的另一个分支形成测量通道。测量通道绕过微波通道上的放大阵容,并且因此被布置成递送来自探头的低功率信号。由控制器406经由控制信号 V_{13} 控制

的主通道选择开关426可操作来从微波通道或测量通道选择信号以递送到探头。高带通滤波器427连接在主通道选择开关426与探头420之间以保护微波信号发生器免受低频RF信号的影响。

[0042] 测量通道包括被布置成检测从探头反射的功率的相位和幅度的部件,所述部件可产生与存在于探头的远侧端部处的材料,例如生物组织有关的信息。测量通道包括循环器428,所述循环器被连接来沿其第一端口与第二端口之间的路径将微波EM能量从源402递送到探头。从探头返回的反射信号被引导到循环器428的第三端口中。循环器428用于在正向信号与反射信号之间提供隔离,以有利于准确测量。然而,由于循环器没有在其第一端口与第三端口之间提供完全隔离,即一些正向信号可能会突破到第三端口并且干扰反射信号,因此可使用载波抵消电路,其(经由注入耦合器432)将正向信号(来自正向耦合器430)的一部分注入回到从第三端口出来的信号中。载波抵消电路包括相位调整器434,以确保注入部分与从第一端口突破到第三端口中的任何信号具有 180° 的相差,以便将所述信号抵消掉。载波抵消电路还包括信号衰减器436,以确保注入部分的幅度与任何突破信号相同。

[0043] 为了补偿正向信号中的任何偏移,在测量通道上提供正向耦合器438。正向耦合器438的耦合输出端和来自循环器428的第三端口的反射信号连接到开关440的相应的输入终端,所述开关由控制器406经由控制信号 V_{14} 操作,以将耦合的正向信号或反射信号连接到外差接收机以进行检测。

[0044] 开关440的输出(即,来自测量通道的输出)和开关415的输出端(即,来自微波通道的输出端)连接到次通道选择开关442的相应输入终端,所述次通道选择开关可由控制器406经由控制信号 V_{15} ,结合主通道选择开关来操作,以确保当测量通道正将能量供应到探头时,测量通道的输出端连接到外差接收机,并且当微波通道正将能量供应到探头时,微波通道的输出端连接到外差接收机。

[0045] 使用外差接收机来从次通道选择开关442输出的信号提取相位和幅度信息。在此系统中示出了单个外差接收机,但是如有必要,可使用在信号进入控制器之前将源频率向下混合两次的双外差接收机(包含两个本地振荡器和混频器)。外差接收机包括本地振荡器444和混频器448,以对由次通道选择开关442输出的信号进行下混合。本地振荡器信号的频率被选择为使得来自混频器448的输出处于适合于接收在控制器406中的中间频率。提供带通滤波器446、450以保护本地振荡器444和控制器406免受高频微波信号的影响。

[0046] 控制器406接收外差接收机的输出,并且从中确定(例如,提取)指示微波或测量通道上的正向信号和/或反射信号的相位和幅度的信息。此信息可用于控制微波通道上的高功率微波EM辐射或RF通道上的高功率RF EM辐射的递送。用户可经由用户界面452与控制器406进行交互。

[0047] 图1中所示的RF通道包括RF频率源454,所述RF频率源连接到由控制器406经由控制信号 V_{16} 控制的门驱动器456。门驱动器456为RF放大器458供应操作信号,所述RF放大器是半桥式布置。半桥式布置的漏极电压可经由可变DC电源460控制。输出变换器462将产生的RF信号传递到线路上以用于递送到探头420。低通、带通、带阻或陷波滤波器464连接在该线路上以保护RF信号发生器免受高频微波信号的影响。

[0048] 电流变换器466连接在RF通道上以测量递送到组织负载的电流。分压器468(其可从输出变换器分接)用于测量电压。来自分压器468和电流变换器466的输出信号(即,指示

电压和电流的电压输出)在由相应的缓冲放大器470、472和钳压齐纳(Zener)二极管474、476、478、480调节之后(在图1中示出为信号B和C),直接连接到控制器406。

[0049] 为了获取相位信息,电压和电流信号(B和C)还连接到相位比较器482(例如,EXOR门),所述相位比较器的输出电压由RC电路484整合以产生与电压波形与电流波形之间的相位差成比例的电压输出(在图1中示出为A)。此电压输出(信号A)直接连接到控制器406。

[0050] 微波/测量通道和RF通道连接到信号组合器114,所述信号组合器将两种类型的信号沿着电缆组件116单独或同时输送到探头420,所述信号从所述探头递送(例如,辐射)到患者的生物组织中。电缆组件116可插入穿过手术观测装置(未示出)的器械(工作)通道的整个长度。探头420可成形为穿过手术观测装置的器械通道并且在内窥镜管的远侧端部突出(例如在患者体内)。探头420可包括用于将RF EM能量和/或微波EM能量递送到生物组织中的有源尖端和用于递送流体的可回缩皮下注射针。这些组合技术为切割和破坏不想要的组织提供了独特的解决方案以及密封目标区域周围血管的能力。

[0051] 波导隔离器(未示出)可提供在微波通道与信号组合器114之间的接合部处。波导隔离器可被配置为执行三项功能:(i)准许非常高的微波功率(例如,大于10W)通过;(ii)阻断RF功率通过;以及(iii)提供高耐压(例如,大于10kV)。电容结构(也被称为DC隔断器)也可提供在波导隔离器处(例如,在所述波导隔离器内)或者与所述波导隔离器相邻之处。电容结构的目的是减少跨越隔离屏障的电容耦合。

[0052] 背景-电外科器械

[0053] 图2示出了作为可应用本发明的电外科器械的示例性探头214(有时称为远侧端部组件或器械尖端)的分解视图。探头214安装在柔性轴的外套管管件216的远侧端部,例如,所述柔性轴对应于上面参考图1讨论的电缆组件116。套管管件216形成限定用于将流体运输到器械尖端的管腔的柔性套筒,所述器械尖端被固定在所述柔性套筒的远侧端部处。为了提供扭矩传递功能,外套管管件216由编织管形成,所述编织管例如包括安装在径向内聚合物层与径向外聚合物层之间的编织线(例如不锈钢)缠绕物,其中所述聚合物可以是例如Pebax®。

[0054] 外套管管件216在其远侧端部连接到未编织的管状部分218,所述未编织的管状部分可以是柔性导管。管状部分218可由任何合适的聚合物材料(例如Pebax®等)形成。管状部分218可具有等于或大于1mm的轴向长度(即与轴的轴线一致的长度)。这可确保在编织的端部与远侧端部组件214的近侧边缘之间引入安全距离,以避免在微波能量使用期间由于电容电导而导致的任何加热编织物的风险。此布置还可防止平面传输线的两个板或同轴传输线中的两个导体变得短路或连接在一起。

[0055] 管状部分218可被称为‘软尖端’218。在一些实例中,软尖端218可以是粘结到套筒或套管管件216的远侧端部的附加长度的聚合物管。粘结可使用任何合适的粘合剂,例如环氧树脂等。支撑管217可安装在管状部分218与套管管件216之间的接合部上,以通过提供附加的机械强度来增强接头。支撑管217可以是短的聚合物管件段,管状部分218和套管管件216两者例如通过粘结固定在该聚合物管件段内。支撑管217可以是柔性的和/或可具有所选长度以确保其不会不利地影响轴的柔性。

[0056] 管状部分218、套管管件216和支撑管217的接合部还可被捕获在热收缩套筒(未示出)内,以在轴的远侧端部处提供进一步的结构强度。

[0057] 套管管件216内的编织使得施加到轴的近侧端部的扭矩能够转化为器械尖端的旋转运动。

[0058] 管状部分218的远侧端部被布置成配合在保护壳体222的对应近侧部分220上。保护壳体222由与生物组织具有低摩擦的刚性材料(例如不锈钢)形成。壳体222优选由金属材料形成,但可由非金属材料(例如陶瓷)形成。所述壳体被成形为执行许多功能:

[0059] -将远侧端部组件214固定到套管管件216,

[0060] -为将能量递送到周围生物组织中的有源尖端结构提供保护性下表面,

[0061] -为可回缩针提供保护外壳和支撑框架,以及

[0062] -在组装和随后的使用期间,相对于同轴电缆定位有源尖端结构。

[0063] 下文将更详细地讨论壳体222的结构中执行这些功能的部分。

[0064] 在本发明的实施方案中,保护壳体222还被配置为容纳微波产生电路的远侧部件(在本文中也被称为远侧微波产生模块),如关于图3至图5更详细地讨论。

[0065] 远侧端部组件214包括有源尖端224,所述有源尖端是在其上表面和下表面上具有导电层(例如金属化层)的电介质材料221(例如氧化铝)的平面件。导电层各自电连接到由套管管件216输送的同轴电缆142的内导体228和外导体226中的相应一者。在同轴电缆142的远侧端部,其外护套被移除以暴露一定长度的外导体226。同轴电缆的内导体228延伸超过外导体226的远侧端部。同轴电缆142和有源尖端224相对于彼此安装,使得内导体228的突出部分位于有源尖端的第一导电层上,而外导体226经由保护壳体222与第二导电层电连接,如下文所讨论。第一导电层与外导体226隔离,并且第二导电层与内导体228隔离。

[0066] 导电层可由高熔点导体(例如W或Ti)形成。然而,在一个实例中,为了便于在同轴电缆142的内导体和外导体与有源尖端224之间的电连接中使用焊料,可在形成电连接的导电层上的近侧区域处沉积较低熔点的导体。较低熔点的导体可以是银(Ag)或金(Au)。

[0067] 有源尖端224的远侧端部是弯曲的,以避免在患者体内呈现尖角。

[0068] 外导体226经由保护壳体222电连接到有源尖端224下侧的下导电层。保护壳体222的近侧端部形成有助于接收和支撑同轴馈电电缆142的远侧端部的U形通道248。远侧端部组件被配置成使得外导体226的暴露部分位于U形通道248中。导电元件230,诸如套管筒或套环,用于卷曲外导体226的暴露部分。由卷曲引起的压缩意味着同轴电缆在其被保护壳体222接纳的区域中变形。例如,同轴电缆的暴露外导体226的部分可具有椭圆形横截面,由此其邻接U形通道248的侧面并且与其形成稳健的电接触。因此卷曲的外导体226可经由干涉配合由壳体保持。

[0069] 为了完成外导体226与有源尖端224上的下导电层229之间的电连接,保护壳体222例如通过焊接电耦合到下导电层(参见例如图5)。在此实施方案中,为此目的提供焊料预成型件231。焊料预成型件231成形为可接纳在形成于保护壳体222的上表面中的凹部249内。在此实例中,凹部49是矩形的,并且焊料预成型件231具有对应的形状,但可使用任何合适的形状。凹部249以确保焊料仅存在于有源尖端224的下表面与保护壳体222之间(即,焊料不流到有源尖端224的侧边缘)的方式从保护壳体的边缘后移。当组装时,焊料预成型件231可与有源尖端224的下表面上于如上文所讨论的较低熔点导体(例如金)中涂覆的区域对准。当组装部件时,合适的挠曲部(未示出)可设有焊料预成型件,以便于焊接工艺。焊接工艺本身可以是感应焊接。感应焊接效应可被限制于有源尖端224和保护壳体222处于焊料预

成型件231处的区域。

[0070] 以上配置是有利的,因为保护壳体222以确保精确和可重复组装的固定空间关系保持所有以下各项:(i)有源尖端224、(ii)焊料预成型件231和(iii)同轴电缆142。

[0071] 在本发明的实施方案中,同轴电缆142的远侧部分与有源尖端224之间的连接可经由远侧微波产生模块来实现,如下文更详细地讨论。

[0072] 远侧端部组件还包括保持在形成于保护壳体222的下表面中的凹部内的针引导件232。针引导件232是例如由聚酰亚胺制成的中空管(例如套圈),皮下注射针234可滑动地安装在所述中空管内。针234与套管管件216的内部容积流体连通,以便接收存在于其中的液体,用于输送到治疗部位。

[0073] 在组装远侧端部组件214之后,可通过干涉配合和粘合剂(例如环氧树脂)将其固定在管状部分218的远侧端部内。粘合剂还可形成用于管状部分218的远侧端部的栓塞,以提供不透流体密封,这意味着在接口接头处引入的流体的唯一出口是通过针234。类似地,内导体228与上导电层227之间的接合部(例如,焊接接头)可具有保护盖251(参见图5),所述保护盖可由合适的粘合剂(例如环氧树脂)形成。保护盖251可加强保护壳体222与有源尖端224之间的连接,同时还形成用于管状部分218的端部栓塞,即不透流体密封,这意味着在接口接头处引入的流体的唯一出口是通过针。

[0074] 在使用时,有源尖端224与患者密切接触。针234可经由接口接头上的滑动器机构的控制而延伸超过有源尖端224的远侧端部并且回缩到回到引导管232内部的位置,所述滑动器机构作用于控制线235以展开和回缩针234。在其延伸位置,针用于注射流体,以用于局部扩张和/或标记组织。有源尖端224上的导电层形成用于递送RF和/或微波电磁能量的双极电极。

[0075] 针引导件232延伸回到远侧组件的内部和近侧以提供延伸的爬电间隙,以便确保仅跨有源尖端224的远侧尖端区域发生RF/微波激活。

[0076] 基于器械的微波放大

[0077] 图3示出了作为本发明的实施方案的微波产生设备300。微波产生设备300具有由柔性电缆组件306分离的近侧发射部分302和远侧放大部分304。电缆组件306可对应于以上关于图1讨论的电缆组件116。

[0078] 近侧发射部分302用于将DC功率和微波信号310两者发射到电缆组件306中。电缆组件306包括用于将微波信号310输送到远侧放大部分304的同轴传输线。电缆组件306可包括独立的细长导体(例如电线),用于将DC功率输送到远侧放大部分304。然而,有利地,DC功率可在承载微波信号310的同轴传输线的内部导体上发射。

[0079] 近侧发射部分302包括用于产生DC功率的DC功率发生器316。DC功率发生器316可输出具有例如28V的电压 V_{DD} 的DC信号。

[0080] 近侧发射部分302包括布置成产生微波信号310的微波信号发生器314。下面参考图4描述微波信号发生器314。来自微波信号发生器314的微波信号310经由电容器312耦合到同轴传输线,所述电容器充当DC隔离屏障以防止来自DC功率发生器316的DC信号泄漏到微波信号发生器314中。

[0081] 来自微波发生器314的微波信号310可具有小于处理(例如消融或凝结)生物组织所需的功率电平。例如,从微波发生器314输出的微波信号310可具有等于或小于10W的功率

电平。如果电缆组件沿其长度展现出10dB的损耗,则这意味着在远侧端部处的微波信号322的功率为1W。如果功率放大器320展现出10dB的增益,则因此可用于治疗的功率为10W。

[0082] 从微波信号发生器传输低功率微波信号意味着在通过电缆组件306传输期间损耗较少的功率。这避免或减少了由于微波损耗导致的电缆组件306的加热,并且因此避免了沿电缆组件的路径的意外组织加热的风险。

[0083] 远侧放大部分304用于将从电缆组件306接收的微波信号310放大到适于治疗的功率电平。放大的微波信号318由远侧放大部分304输出,由此其经由电容器319耦合到器械尖端308,诸如上文所讨论的有源尖端224,该微波信号从该器械尖端被递送(例如,辐射或以其他方式发射)到治疗部位处的生物组织中。电容器319作为器械尖端308与远侧放大部分304之间的DC屏障操作,以防止DC信号到达器械尖端。

[0084] 远侧放大部分304包括功率放大器320,例如功率MOSFET等。功率放大器320接收从同轴传输线输出的微波信号322作为输入。到功率放大器320的输入由电容器324保护免受电缆组件306中的DC信号的影响。

[0085] 远侧放大部分304被布置成将DC功率与微波信号分离,并且将其施加在功率放大器320两端。远侧放大部分304可包括电压轨326,DC信号(V_{DD})施加到所述电压轨。微波信号322可通过滤波装置328与电压轨326阻隔,所述滤波装置可包括一对四分之一波短截线,如下文更详细地讨论类似地,滤波装置330也可设置在电压轨326与功率放大器320之间的连接部上,以防止微波能量从功率放大器320泄漏到电压轨326上。

[0086] 远侧放大部分304还包括门电压提取模块332,所述门电压提取模块操作以从DC信号导出待施加到功率放大器320的门的偏置电压 V_{GG} 。门电压提取模块332可包括DC-DC转换器,所述DC-DC转换器将DC信号电压下转换为用于功率放大器320的合适电平。

[0087] 远侧放大部分304还可包括门控制模块334,用于控制向功率放大器320施加门电压。如下文更详细地论述,门控制模块334可操作以在两种偏置电压状态之间切换,所述两种偏置电压状态分别对应于功率放大器320的接通(导通)和断开(不导通)状况。门控制模块334可操作以在跨功率放大器320(即,作为其漏极电压)施加DC信号与施加偏置电压以接通功率放大器320之间引入时间延迟,以便确保放大过程的平滑初始化。

[0088] 滤波装置336可设置在门控制模块334与功率放大器320的门之间的连接部上,以防止微波能量从功率放大器320泄漏到门控制模块334中。

[0089] 下面参考图5讨论门电压提取模块332和门控制模块334的详细结构。

[0090] 在使用时,微波产生设备300因此执行低功率输入微波信号到适于治疗的功率电平的放大。放大的功率电平可比输入功率电平(例如10W或更高)高一个或多个数量级。通过此布置,沿电缆组件306的功率损耗低得多,这进而意味着沿电缆组件306所采用的路径意外加热组织的风险降低。

[0091] 远侧放大部分304可位于远侧端部组件214中,如图2中所示。例如,远侧放大部分304可设置在有源尖端224的近侧端部与同轴电缆142的远侧端部之间。保护壳体222可以是或可具有安装在其上的基底(例如,PCB等),以支撑远侧放大部分304的部件。

[0092] 图4是近侧发射部分302的实例的示意图,其中微波信号和DC信号被发射到同轴传输线370的近侧端部。与图3共同的特征被赋予相同的附图标记,并且不再对其进行描述。同轴传输线370包括通过介电材料374与外导体376分离的内导体372。同轴传输线370可以是

例如由Huber+Suhner制造的Sucoform电缆。

[0093] 图4示出了用于微波信号发生器314的部件。在此实例中,微波信号发生器314具有微波频率源378,之后是可变衰减器380,所述可变衰减器可由控制器(未示出)以类似于图1中所示系统的方式经由控制信号来控制。可变衰减器380的输出被输入到信号调制器382,所述信号调制器也可由控制器控制,例如以向微波信号施加脉冲波形。来自信号调制器的输出被输入到驱动放大器384,以产生期望功率电平的微波信号,用于传输到远侧放大部分。微波信号经由电容器312耦合到同轴传输线370。

[0094] DC功率发生器316包括电压源386,所述电压源被连接以向同轴传输线370的内导体372施加DC电压。电压源386可以是开关模式电源,或者为了使设备能够便携,可使用电池。该连接可以是或可包括微带传输线388的一区段,低通滤波器390提供于该区段上以防止微波信号反向传输到电压源386中。低通滤波器390包括微带传输线388上的一对四分之一波短截线392、394。第一短截线392位于从连接点396到同轴传输线370的内导体372的半波长(即 $\frac{n\lambda}{2}$)距离处,其中 λ 是微波传输线388上的微波信号的波长,并且 n 是等于1或更大的整数。这确保了第一四分之一波(即 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$)短截线392的基部处于短路状况,使得四分之一波短截线392的另一端处于开路状况。第二四分之一波短截线394与第一短截线间隔开半波长(即 $\frac{n\lambda}{2}$)距离。

[0095] DC功率发生器316还包括一组电容器387,所述一组电容器并联连接到输送DC信号的传输线,以便移除DC信号路径上的任何其他不想要的AC元件。

[0096] 图5是示出本发明的实施方案的远侧微波放大模块304的示意性电路图。与先前的附图共同的特征被赋予相同的附图标记,并且不再对其进行描述。

[0097] 在此实例中,电缆组件306的远侧端部连接到远侧微波放大模块304。电缆组件306可包括以上讨论的同轴传输线370,所述同轴传输线输送微波信号和DC信号两者。远侧微波放大模块304使用滤波器从DC信号中分离出微波信号。DC信号经由第一连接线502传送到DC轨326,所述第一连接线具有低通滤波器,该低通滤波器包括被布置成防止微波信号通过的一对四分之一波短截线328。

[0098] 该对短截线328可在微带传输线上制作。第一短截线位于从连接点到同轴传输线的内导体的半波长(即 $\frac{n\lambda}{2}$)距离处,其中 λ 是微波传输线上的微波信号的波长,并且 n 是等于1或更大的整数。这确保了第一四分之一波(即 $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$)短截线的基部处于短路状况,使得四分之一波短截线的另一端处于开路状况。第二四分之一波短截线与第一短截线间隔开半波长(即 $\frac{n\lambda}{2}$)距离。

[0099] 同时,微波信号沿着连接线504传送到功率放大器320,在此处它变成要待放大的输入信号。连接线504可以是微带传输线等。连接线504包括电容器324,微波信号通过该电容器耦合,但阻断DC信号。电容器324因此将功率放大器320与从电缆组件306中的同轴传输线370输送的任何DC分量隔离。

[0100] 连接线506将电压轨326连接到功率放大器320以在功率放大器320两端施加DC信号的电压(即作为漏极电源)。为了防止微波能量从连接线506上的功率放大器320泄漏,一

对四分之一波短截线330被布置为低通滤波器。所述一对短截线330可以类似于短截线328的方式布置,尽管是关于连接线506与功率放大器320之间的连接点。

[0101] 连接线506还包括一组电容器508,所述一组电容器并联连接到输送DC信号的连接线,以便移除DC信号路径上的任何其他不想要的AC元件。

[0102] 连接线506还包括串联连接在功率放大器320与电压轨326之间的电感器510。电感进一步抑制交流信号泄漏到电压轨326上。

[0103] 上面讨论的每条连接线均可被实现为合适的传输线,用于适当地输送DC或微波信号。例如可被缠绕成紧凑配置的柔性基底上的微带线是合适的实例。

[0104] 在此实施方案中,远侧微波放大模块304被配置为从电压轨326提取功率放大器的偏置电压 V_{GG} 。电压轨326可处于相对高的电压,例如28V或类似的电压,而功率放大器320的偏置电压可能需要低一个数量级。为了获得偏置电压,远侧微波放大模块304包括门电压提取模块332。门电压提取模块332用作DC-DC转换器,并且在此实施方案中,其被实现为一对并联的降压转换器512、514,每个降压转换器被配置为输出不同的电压,使得偏置电压可在两种不同的状态之间切换。

[0105] 每个降压转换器512、514连接到电压轨326以提供输入电压。每个降压转换器512、514内的电容值和电感值被选择为将输入电压转化为期望的输出电压。可基于功率放大器的操作特性来选择输出电压。在此实例中,降压转换器512、514被配置为通过使用二极管来控制每一转换器中的适当电流流动方向而产生负输出电压。这意味着输出电压(偏置电压)可设置为接近呈功率放大器进入导通状态的特性的点。

[0106] 例如,第一降压转换器512可被配置为输出位于功率放大器特性的不导通部分的偏置电压,例如-6V。第二降压转换器514可被配置为输出位于功率放大器特性的导通部分的偏置电压,优选地刚好超过向导通状态的转变,例如-2V。

[0107] 来自所述一对降压转换器512、514的输出端连接到形成门控制模块334的一部分的开关516的相应输入极。开关516的输出端连接到连接线518,所述连接线进而连接到连接线504,以从门电压提取模块332向功率放大器320的门提供偏置电压。

[0108] 为了防止微波能量从连接线518上的功率放大器320泄漏,一对四分之一波短截线336被布置为低通滤波器。所述一对短截线336可以类似于短截线328的方式布置,尽管是关于连接线518与连接线504之间的连接点。

[0109] 连接线518还包括一组电容器520,所述一组电容器并联连接到输送偏置电压的连接线518,以便移除偏置电压信号路径上的任何其他不想要的AC元件。

[0110] 门控制模块334操作以向功率放大器320的门施加所需的偏置电压。门控制模块334因此有效地操作以选择性地激活功率放大器320。在此实例中,门控制模块334用于控制选择降压转换器512、514以向功率放大器320提供偏置电压的开关516。开关516可由电感器522控制,所述电感器在DC信号施加到电压轨326时被通电。因此,当电感器522未通电时,开关516可采用默认(例如,关断)配置。在该配置中,开关516将具有不导通电压电平(例如-6V)的降压转换器连接到功率放大器。当电感器522通电时,开关采用激活(例如接通)配置,其中具有传导电压电平(例如-2V)的降压转换器连接到功率放大器。

[0111] 在此实施方案中,门控制模块334包括用于功率放大器320的‘软启动’电路524,其用于通过平滑地增加施加到电感器522的电压来延迟开关的状态改变。此类布置的优点在

于,其使得功率放大器320两端的漏极电压能够在施加偏置电压以激活功率放大器之前达到稳态。‘软启动’电路524使用比较器526来实现,所述比较器基于来自RC电路528的变化的第一输入与来自分压器电路530的固定输入之间的差产生到电感器522的输出。

[0112] 图6是示出作为本发明的实施方案的微波放大设备550的另一实例的示意图。与图3共同的特征被赋予相同的附图标记,并且不再对其进行描述。

[0113] 图6中的设备550与图3中的设备的不同之处在于,门电压在近侧端部产生并且作为次DC信号通过电缆组件306传输。因此,此实例中的DC功率发生器316可包括DC源386,所述DC源输出DC信号(具有电压 V_{DD})以用于沿着电缆组件306传输。在此实例中,电缆组件包括用于DC信号的专用传输线371。在近侧部分304中,传输线371的远侧端部通过可以是上述类型的低通滤波器330耦合到功率放大器320的漏极。专用传输线371可经由低通滤波器直接连接到漏极,或者可经由电压轨326连接,如图6中所示。

[0114] DC功率发生器316还可包括用于为功率放大器产生偏置电压的装置。在一些实例中,可使用单独的DC源来产生偏置电压,例如对于漏极电压来说,所述单独的DC源在比DC源386低的电压下操作。然而,在图6中所示的实施方案中,通过在近侧部分302中提供门电压提取模块332,从与漏极电压相同的DC源获得偏置电压。门电压提取模块332可被配置用于以与上述相同的方式操作。近侧部分302还可包括门控制模块334,用于控制供应给电缆组件306的偏置电压。

[0115] 在此实例中,偏置电压沿着电缆组件306中的同轴传输线370的内导体输送到远侧部分。同轴传输线370还用于输送来自微波信号发生器314的微波信号310。

[0116] 在一些实例中,用于DC信号的专用线371可以是附加导电层,其同轴传输线370的外导体周围形成并且通过绝缘层与其分离,例如以有效地形成信号三轴线电缆。在此实例中,可能期望在远侧部分304中在DC信号与同轴传输线370分离的点处包括低滤波器,以避免微波信号泄漏到电压轨326上。

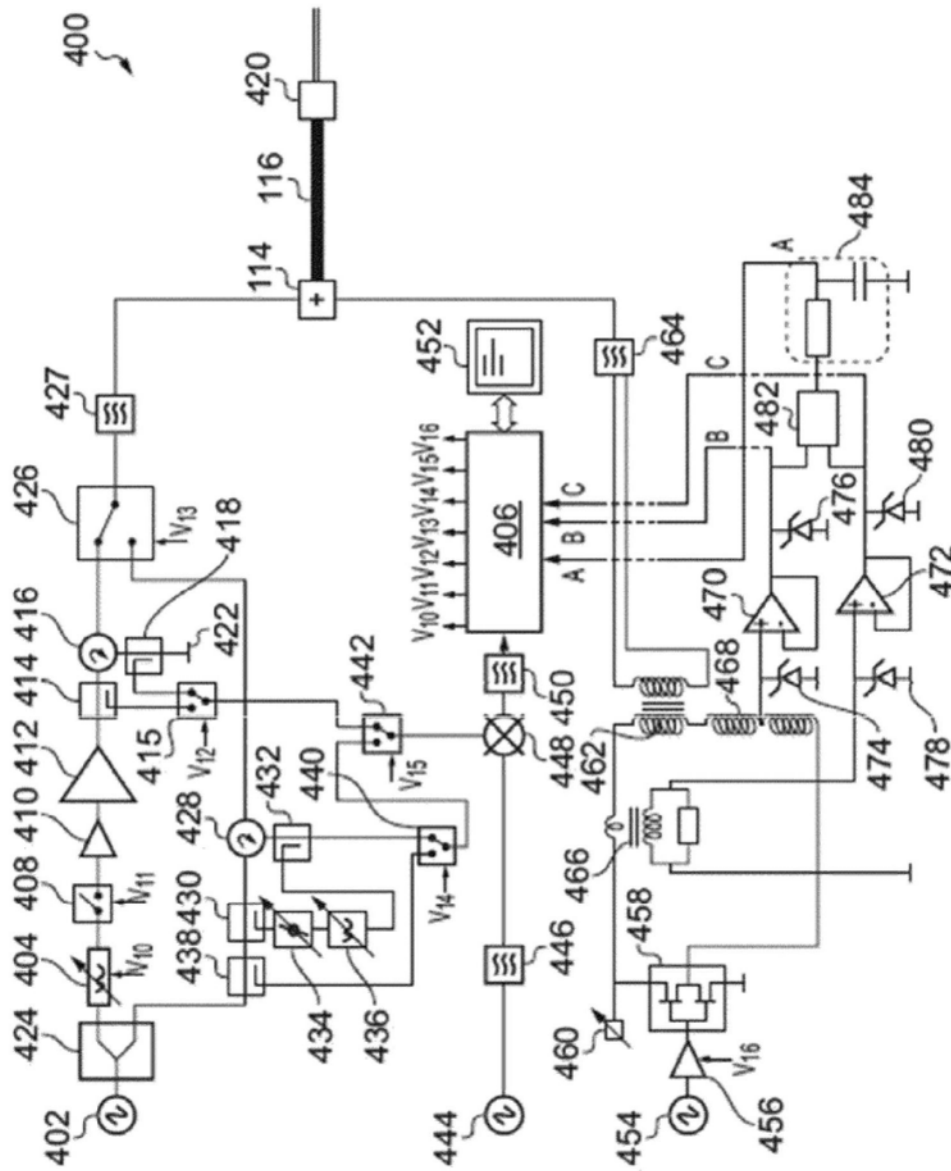


图1 (现有技术)

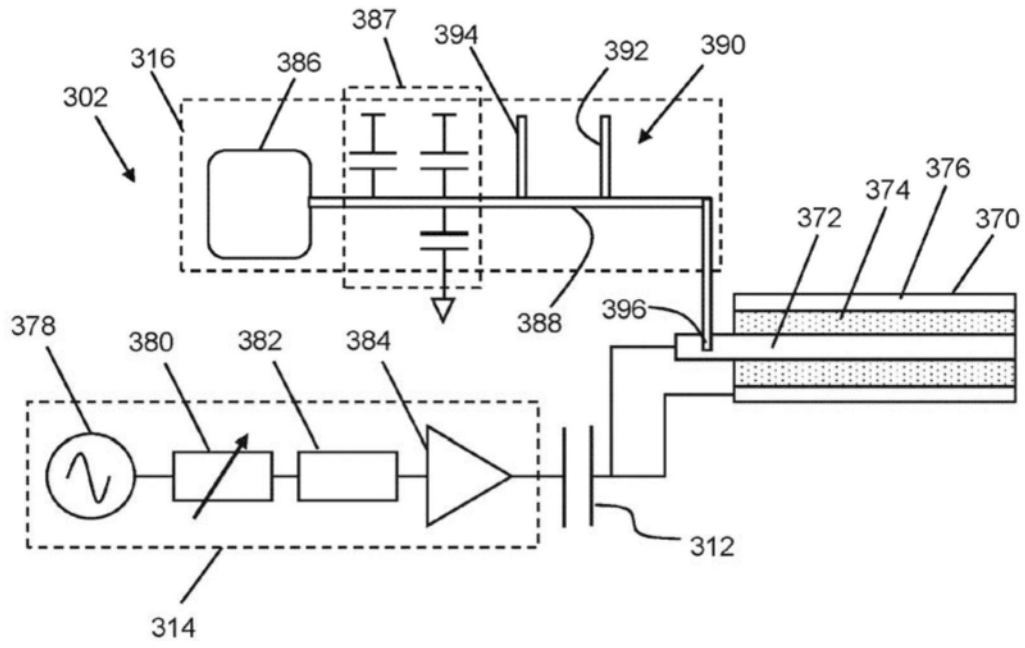


图4

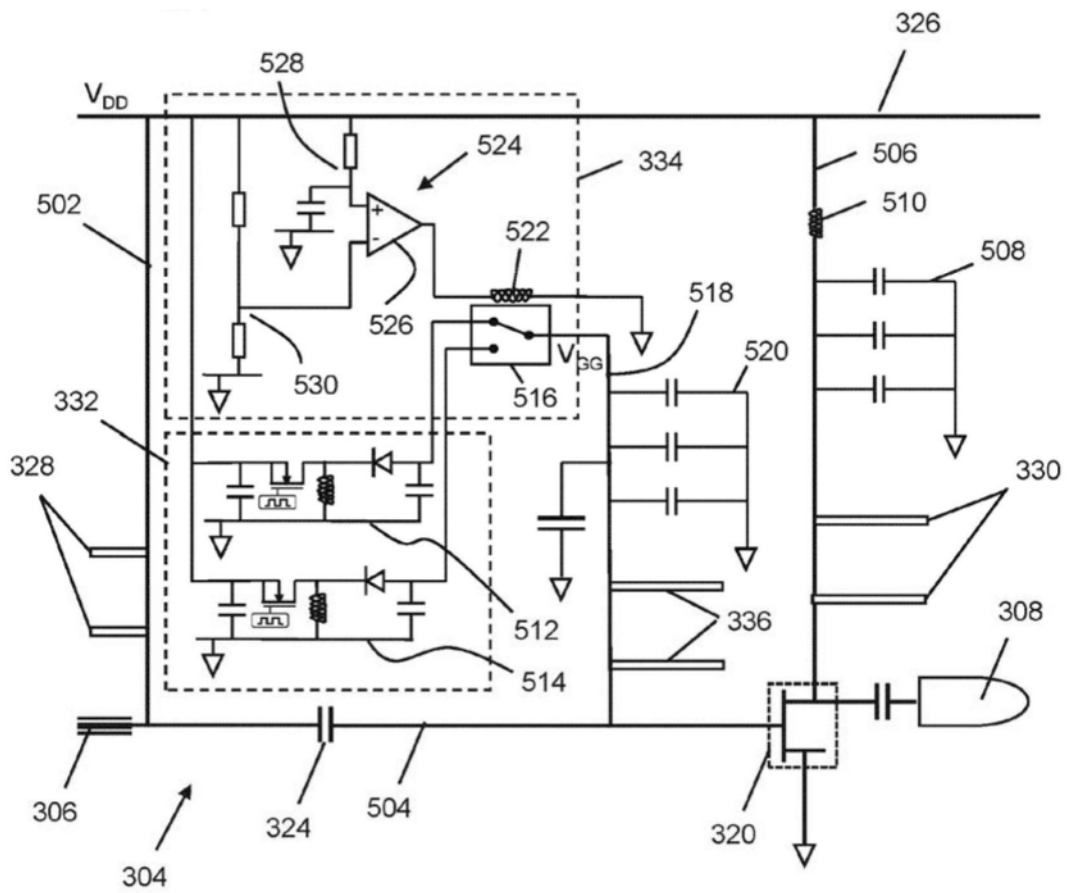


图5

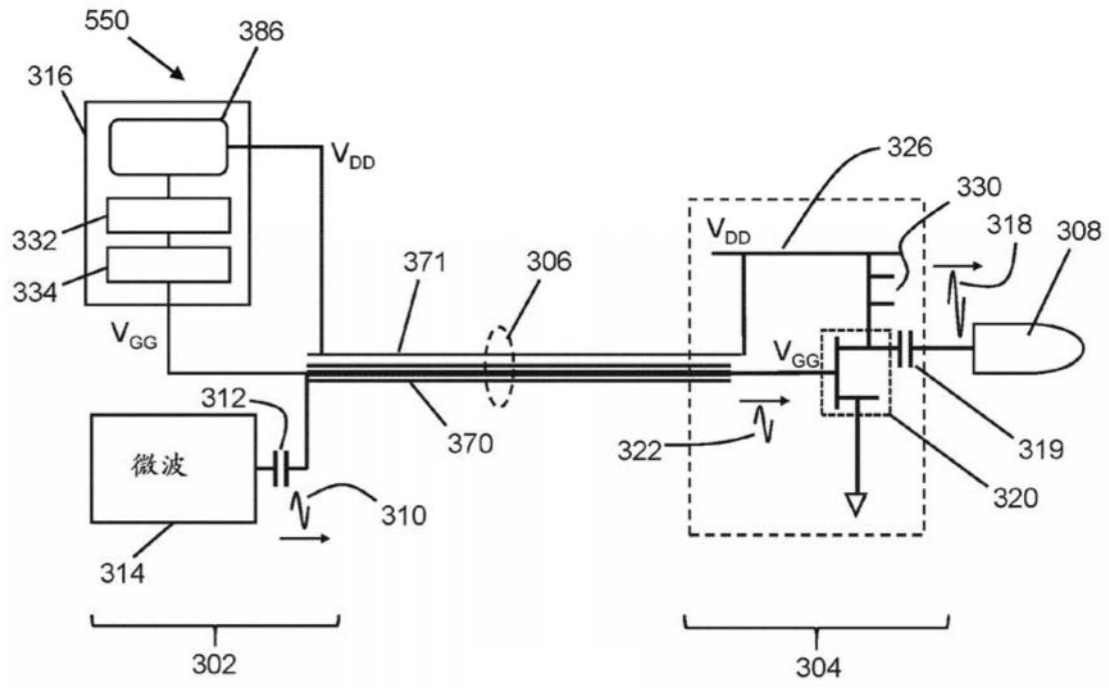


图6