



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310468 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780029246.3

(22)申请日 2017.06.05

(30)优先权数据

1610252.7 2016.06.13 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/063609 2017.06.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/215972 EN 2017.12.21

(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 帕特里克·伯恩

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 18/18(2006.01)

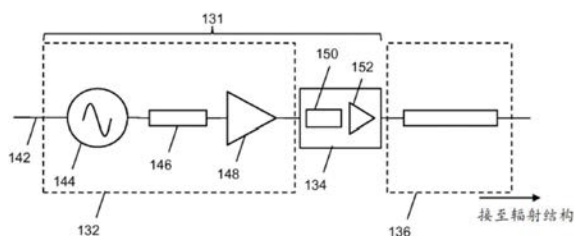
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

具有集成微波源的电外科装置

(57)摘要

一种电外科器械,其中用于获得微波功率的放大器位于与在所述器械的远侧部分中的用于递送所述功率的辐射结构相同的区域中。所述器械可以插入穿过外科观测装置,例如内窥镜的器械通道。整个微波发生阵列可以结合到所述器械中,使得仅需要DC输入功率。因此可以避免已知装置中存在的微波功率损耗和相关联的缺点。所述放大器可以使用宽带隙半导体材料,诸如GaN和GaN基合金来制作,所述宽带隙半导体材料提供制作在RF和微波频率下工作的装置的能力。



1. 一种用于消融生物组织的电外科器械,所述电外科器械包括组织处理部分,所述组织处理部分用于接触待处理的生物组织,所述组织处理部分具有:

包括功率放大器的微波功率源,所述微波功率源被布置成生成适合于消融生物组织的微波能量;以及

辐射结构,所述辐射结构连接到所述微波功率源并且被配置成将所述微波能量递送到所述生物组织中。

2. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述功率放大器包括宽带隙半导体晶体管。

3. 根据权利要求1或2所述的电外科器械,其中所述功率放大器包括GaN基HEMT。

4. 根据任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述功率放大器具有F类设计。

5. 根据任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述微波功率源包括用于驱动所述功率放大器的发生器电路。

6. 根据权利要求5所述的电外科器械,其中所述发生器电路包括:

振荡器,所述振荡器被布置成接收DC输入信号并且生成微波频率信号;以及

驱动放大器,所述驱动放大器被布置成接收所述微波频率信号并且为所述功率放大器生成输入信号。

7. 根据任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述组织处理部分包括电源。

8. 根据权利要求7所述的电外科器械,其中所述电源是用于生成DC电力的电池。

9. 根据权利要求7所述的电外科器械,其中所述电源包括用于电感耦合或磁耦合来自外部电源的电力的耦合单元。

10. 根据任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述功率放大器通过可调谐传输线连接到所述辐射结构。

11. 根据权利要求10所述的电外科器械,其中所述可调谐传输线具有可调整的电长度。

12. 根据权利要求10或11所述的电外科器械,其中所述可调谐传输线包括可轴向延伸的同轴结构。

13. 根据权利要求10或11所述的电外科器械,其中所述功率放大器可相对于所述辐射结构沿着所述可调谐传输线移动,以调整所述可调谐传输线的所述电长度。

14. 根据任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述组织处理部分由套筒封闭。

15. 根据任一前述权利要求所述的电外科器械,所述电外科器械包括经由柔性轴连接到所述组织处理部分的手柄,其中所述组织处理部分形成适合于插入穿过外科观测装置的器械通道的远端组件。

具有集成微波源的电外科装置

发明领域

[0001] 本发明涉及用于用微波能量处理生物组织的电外科装置。特别地，本发明涉及能够生成足够的功率来消融生物组织的电外科装置。本发明可以特别用于使用外科观测装置，例如内窥镜、胃镜、支气管镜等等的手术中，但是原理同样适用于腹腔镜和开放式手术中使用的装置。

[0002] 发明背景

[0003] 微波能量在处理生物组织中的使用是众所周知的。然而，以严密受控的方式递送微波能量仍然构成挑战，这主要归因于在微波源与同组织接触的施加器结构之间的损耗效应。这些效应在使用外科观测装置进行的微创手术中尤其成问题。在这类布置中，发生器通常位于患者体外，这意味着在高功率处理信号可以用于处理区域之前需要沿着器械用软线的长度传送所述高功率处理信号。器械用软线中的损耗会导致不希望的腔内加热以及因此对处理区域处可用的功率的限制，这进而会导致更长的处理时间。

[0004] US 9,023,025公开了一种电外科系统，其中微波放大器可移除地安装在电外科器械的手柄中。

发明内容

[0005] 最一般地，本发明设想至少将微波信号发生队列的输出级集成到电外科器械的远侧部分中。换句话说，本发明提供了一种电外科器械，其中用于获得微波功率的主放大器位于与用于递送所述功率的辐射结构相同的区域中。

[0006] 本发明基本上可基于宽带隙半导体材料，诸如GaN和GaN基合金的开发，所述宽带隙半导体材料提供制作在RF和微波频率下工作的装置的能力。特别地，已发现AlGaIn/GaN功率高电子迁移率晶体管 (HEMT) 具有显著提高的可以用于电外科手术的输出功率性能。

[0007] GaN HEMT具有较大的材料带隙-这允许它们在高漏极电压和高功率密度，即10W/mm²或更多下操作。这使得较小的装置能够被用于实现给定功率密度并且被集成到包括用于ESD/EMR手术的辐射用刮刀形状结构的一系列辐射结构中，或集成到可以经由自然腔道吞咽或插入的微型相机中。

[0008] 在一些实施方案中，整个微波发生队列可以结合到器械中，这意味着仅需要引入DC电力。因此可以避免已知装置中存在的微波功率损耗和相关联的缺点。

[0009] 根据本发明，可以提供一种用于消融生物组织的电外科器械，所述电外科器械包括组织处理部分，所述组织处理部分用于接触待处理的生物组织，组织处理部分具有：包括功率放大器的微波功率源，所述微波功率源被布置成生成适合于消融生物组织的微波能量；以及辐射结构，所述辐射结构连接到微波功率源并且被配置成将微波能量递送到生物组织中。用于生成用于处理的微波功率的装置因此与辐射结构定位在一起，这可以使高功率信号在其被递送到生物组织中之前需要输送的距离最小化。

[0010] 组织处理部分可以是较大器械的一部分。例如，器械可以包括用于固持器械和/或控制所述器械的操作的手柄。手柄可以通过一根或多根电缆连接到组织处理部分，例如以

传递控制信号或传递机械力以用于如下所述操纵或调谐所述器械。在一些情况下,这些电缆例如在器械要与外科观测装置一起使用时可能会很长。通过在组织处理部分中提供功率放大器,本发明确保不需要在手柄与辐射结构之间输送高功率微波信号。

[0011] 功率放大器可以包括宽带隙半导体晶体管,诸如GaN基HEMT。为了确保在输入信号与输出微波能量之间的有效的功率传递,功率放大器可以具有F类设计。

[0012] 组织处理部分中的微波功率源可以包括用于驱动功率放大器的发生器电路。虽然原则上这种电路可以位于其他位置,例如位于手柄中,但是希望将所述电路提供在组织处理部分中以使功率转换效率最大化。

[0013] 发生器电路可以包括:振荡器,所述振荡器被布置成接收DC输入信号并且生成微波频率信号;以及驱动放大器,所述驱动放大器被布置成接收微波频率信号并且为功率放大器生成输入信号。振荡器可以是电压控制振荡器(VCO)或介质谐振振荡器(DRO)。驱动放大器可以是任何合适的MMIC装置。发生器电路可以包括用于对振荡器的输出施加脉冲的信号调制器,例如开关。在一些实例中,可能希望用微波能量脉冲驱动功率放大器。调制器可以被提供用来控制这些脉冲。发生器电路可以例如在驱动放大器之前包括信号衰减器,以使得用于功率放大器的输入信号的幅度能够被控制。

[0014] 组织处理部分可以包括例如用于提供DC输入信号的电源。电源不必是组织处理部分的一部分。所述电源可以例如位于上文论述的手柄中。然而,通过将电源纳入组织处理部分中,本发明可以体现为完全独立的装置,所述装置可以完全地插入或以其他方式引入到患者的身体内,即不需要与外部部分维持物理连接。例如,本发明可以体现为内窥镜胶囊等等。

[0015] 电源可以是用于提供DC电力的电池。例如,电源可以包括电池(例如,锂离子电池)、超级电容器或燃料电池。可选地或另外地,电源可以包括用于电感耦合或磁耦合来自外部电源的电力的耦合单元。

[0016] 为了进一步提高到组织中的能量递送的效率,功率放大器可以通过可调谐传输线连接到组织处理部分中的辐射结构。传输线可以具有任何合适的结构;所述传输线可以是同轴线或基于微带线的结构。所述结构的可调谐性可以通过使得传输线能够展现可调整的电长度来提供。

[0017] 在一个实施方案中,可调谐传输线可以包括可轴向延伸的同轴结构,例如具有可以相对于彼此轴向移动的两个单独的配合的同轴区段。同轴区段可以包括可轴向膨胀的介电材料和可延伸的导电部分,以在调整传输线的长度时维持所述传输线的功能性。

[0018] 在另一个实施方案中,功率放大器可以相对于辐射结构沿着可调谐传输线移动,以调整所述可调谐传输线的电长度。

[0019] 组织处理部分可以由套筒封闭,例如以保护微波功率源部件。套筒可以是可缩回的以暴露辐射结构。

[0020] 辐射结构可以包括用于将微波功率发射到生物组织中的任何合适的天线。辐射结构可以是双极的,即包括第一导体和第二导体,所述第一导体和第二导体由介电材料以使它们充当用于微波能量的天线的方式隔开。辐射结构可以是同轴结构或基于微带线的结构。例如,辐射结构可以包括偶极子天线、槽形天线等等。

[0021] 本发明的器械可能特别适于与外科观测装置一起使用。例如,所述器械可以包括

经由柔性轴连接到组织处理部分的手柄,其中组织处理部分形成适合于插入穿过外科观测装置的器械通道(例如,被设定尺寸以装配到其中)的远端组件。

[0022] 本发明的器械可以应用于广泛范围的手术中。例如,所述器械可以用于适合于使用胃肠道的组织切除装置中。辐射结构可以是适合于肿瘤消融的全向天线。如上所述,所述器械可以是胶囊或PILL相机的用于在胃肠道中实现目视和消融的一部分。本发明可以用于可植入装置以插入到骨头(或其他位置)中,尤其可用于可以从外部来源供给能量的实施方案中。这些植入装置可以用于控制肿瘤的生长或其中大量组织以高于正常速度的速度生长的其他疾病。在此处的一个具体应用是控制脑肿瘤的生长。

[0023] 在本说明书中,“微波”可以广泛使用来表示400MHz至100GHz的频率范围,但是优选地是1GHz至60GHz的范围。已经在考虑中的特定频率是:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz以及24GHz。

[0024] 类似地,除非上下文明确表明另一种含义是预期的,否则本文中对“导体”或“传导性”材料的提及应被解释为意指导电。

附图说明

[0025] 以下参考附图论述了本发明的实施方案,在附图中:

[0026] 图1是用于与本发明的实施方案一起使用的电外科系统的示意图;

[0027] 图2是示出作为本发明的实施方案的具有集成微波源的远端组件的示意图;

[0028] 图3是图2的远端组件中的部件的示意图;

[0029] 图4A和图4B是示出可以用于本发明的实施方案中的可调谐传输线的操作的示意性侧视图;

[0030] 图5A和图5B是示出可以用于本发明的实施方案中的可调谐的同轴传输线的操作的示意性截面图;

[0031] 图6是示出可以用于本发明的实施方案中的示例输出级中的部件的示意图;并且

[0032] 图7是穿过可以用于本发明的实施方案中的辐射结构的示意性截面图。

具体实施方式

[0033] 图1是其中可以使用本发明的电外科系统100的示意图。

[0034] 所述系统包括外科观测装置114,诸如内窥镜、胃镜、腹腔镜等等。外科观测装置114包括器械用软线120由其延伸的主体116,所述主体116具有多个输入端口和输出端口。器械用软线120包括包围多个管腔的外护套。多个管腔将各种东西从主体116传送到器械用软线120的远端。多个管腔中的一个为器械(工作)通道。柔性轴112可沿着器械(工作)通道的整个长度插入。其他管腔可以包括用于传送光学辐射的通道,例如以在远端提供照明或从远端采集图像。主体116可以包括用于观察远端的目镜122。为了在远端提供照明,光源124(例如,LED等等)可以通过照明输入端口126连接到主体116。

[0035] 在柔性轴112的近端处,存在手柄106,所述手柄106可以被连接来从流体递送装置108,诸如注射器接收流体供应107,但是这并非必需的。如果需要,则手柄106可以容纳器械控制机构,所述器械控制机构可通过滑动触发器110来操作,例如以控制一根或多根控制线或推杆(未示出)的纵向(前后)运动。如果存在多根控制线,则在手柄上可以存在多个滑动

触发器来提供全面控制。

[0036] 在柔性轴112的远端处,存在远侧组件118(在图1中未按比例绘制),所述远侧组件118被成形为穿过外科观测装置114的器械通道并且突出于器械用软线120的远端(例如,突出到患者体内)。远端组件包括如下文更详细所论述用于将微波能量递送到生物组织中的工作尖端。

[0037] 远侧组件118的结构可以被布置成具有等于或小于2.0mm,例如小于1.9mm(且更优选地小于1.5mm)的最大外径,并且柔性轴的长度可以等于或大于1.2m。

[0038] 主体116可以包括DC电源128,所述DC电源128例如使用合适的引线连接来沿着柔性轴将DC能量递送到远端组件118。DC电源可以是安装在主体116中的电池(例如,锂离子电池)、超级电容器或燃料电池。在另一个实例中,DC电源128可以是耦合单元,所述耦合单元被布置成将能量从远程来源(未示出)电感耦合或磁耦合到所述装置中。在这种情况下,耦合单元可以包括内部整流和滤波,以从耦合能量获得DC信号。

[0039] 在另外的实例中,DC电源可以是远端组件的一部分,在此情况下,不需要沿着器械通道延伸的引线。

[0040] 可能希望控制器械用软线120的至少远端的位置。主体116可以包括控制执行器130,所述控制执行器130通过一根或多根控制线(未示出)机械地联接到器械用软线120的远端,所述一根或多根控制线延伸穿过器械用软线120。控制线可以在器械通道内或在其自身的专用通道内行进。控制执行器130可以是杠杆或可旋转旋钮,或任何其他已知的导管操纵装置。对器械用软线120的操纵可以是软件辅助的,例如使用从计算机断层摄影(CT)图像组合而成的虚拟三维图。

[0041] 图2示出了结合作为本发明的实施方案的电外科器械的远端组件118。本发明的电外科器械的特征在于具有原位生成微波能量的部件,因此沿着柔性轴传送微波信号是不必要的。远端组件118因此包括微波发生器队列131,所述微波发生器队列131具有发生器电路132和包括GaN基晶体管,例如高密度GaN HEMT装置的输出级134。微波发生器队列131经由传输线136连接到辐射结构138。如下所述,传输线136可以是可调整的,以提高从微波发生器队列到辐射结构138的功率递送的效率。

[0042] 远端组件118可以装入护套或套筒140中。这可以在远端组件的部件沿着器械通道插入时保护所述部件。套筒140可以是直接形成于装置上的聚合物包覆模具或沉积的绝缘涂层。

[0043] 在图2中,套筒140被示出为具有开放端。可以使用端部开放的套筒,其中希望使辐射结构138与组织直接接触。如果远端组件还被配置成递送射频(RF)能量,则端口开放的套筒也可能是有用的,其中希望具有直接组织接触。

[0044] 然而,具有开放套筒不是必需的。例如,护套可以具有封闭的远端。所述护套可以被完全密封来在组织与内部部件之间形成屏障。远端可以被成形来例如帮助定位装置或使输出场成形。

[0045] 在发生器电路132的近侧处,可以存在其他接口电路和/或电缆,例如用于将DC电力从DC电源128传送到发生器电路的电缆142。如上所述,DC电源128可以处于观测装置的主体116中,或所述DC电源可以是远端组件118的一部分。

[0046] 用于微波发生器队列131的整个电路可以安装在柔性衬底上。这可以使远端组件

118具有柔性。因此,所述远端组件可以根据需要弯曲、挠曲或变形为预限定形状(即,扁平形状、圆柱形形状)。

[0047] 图3是示出微波发生器队列131的其他部件的示意图。发生器电路132包括振荡器144,所述振荡器144用于输出微波信号,例如频率为1GHz或更多,优选地5.8GHz或更多的微波信号。振荡器144可以是电压控制振荡器(VCO)或介质谐振振荡器(DRO)。振荡器144可以将上文论述的DC电力作为输入接收。来自振荡器144的输出可以由调制器146施加脉冲。来自振荡器144的输出被提供到驱动放大器148,所述驱动放大器148被布置成为输出级134生成输入信号。驱动放大器148可以是任何合适的MMIC装置。队列可以包括衰减器(未示出),以对递送到输出级134的信号的幅度提供控制。输出级134本身可以包括偏置电路150和被配置为功率放大器的GaN基晶体管152。输出级可以包括用于保护输出级部件免于从辐射结构反射回来的信号的影响的电路(未示出)。例如,循环器可以安装在GaN基晶体管之后的前向路径上。循环器可以将反射功率转移到转储负载。然而,这种保护结构不是必需的,因为基于GaN的结构可以是足够稳健的以进行应付。

[0048] 图3示出了一个实施方案,其中振荡器144和调制开关146是远端组件118的一部分。这不必要是必需的(但是它是所希望的)。例如,振荡器144和调制开关146可以位于外科观测装置的主体116之中或之处。在另一个实例中,整个发生器电路132(即,包括驱动放大器148)可以位于距离远端组件的一定近距离之处,例如位于主体116中。因此,用于输出级134的输入信号可以沿着器械通道传输。

[0049] 为了进行说明,一个实例可以包括位于观测装置的主体中的输出功率为10dBm (1mW)的DRO和增益为20dB的MMIC。即使电缆的插入损耗在这种情况下是10dB,将仍然有20dBm (100mW)可用于远端组件处。在这个实例中,输出级可以包括跟在GaN基晶体管152之后的第二MMIC。如果第二MMIC的增益为10dB,并且高密度GaN装置的增益为10dB,则将有40dBm (10W)可用于递送。

[0050] 传输线136可以是用于将由输出级134生成的微波功率传送到辐射结构的任何合适的结构。例如,如下文更详细所解释,可以使用同轴(包括波导)结构和微带线结构两者。

[0051] 传输线136可以提供阻抗匹配功能,以提高到辐射结构的能量递送的效率。例如,可以通过改变在负载(其将最可能包括辐射结构)与输出级,例如高密度GaN装置的输出接合点之间的距离(例如,以分数或波长或相位计)来实现板上或原位匹配。在这个实例中,还可以提供可变的并联连接或分路的短截线,所述短截线被布置成一旦线的长度已将负载带到标准化导纳圆上就排除电纳。

[0052] 在另一个实例中,传输线可以是直线或串联连接的四分之一波长变换器。这种结构使负载的实际阻抗与GaN晶体管的输出的复阻抗的实部匹配。

[0053] 可以用于传输线的基于同轴的结构(包括非同轴波导,诸如方波导)的实例可以如下:

[0054] (a) 短长度结构,例如长度等于或小于十分之一波长。与较长的任意长度的线相比较,这将导致最低的损耗和减少的阻抗失配(如果传输线和输出级阻抗不相同的话)。

[0055] (b) 可以使用四分之一波长(或四分之一波长的奇数倍)传输线。可以对传输线的几何结构进行选择,使得传输线的阻抗充当在输出级与辐射器之间的阻抗变换器。这将带来对不理想负载的改进的匹配。

[0056] (c) 可以使用半波长(或半波长的奇数倍)传输线。这导致由输出级(在输出级与传输线之间的界面处)观测到的阻抗基本上等于辐射结构的输入阻抗。因此,传输线的阻抗(和几何结构)受到较少的约束。

[0057] 以上的基于同轴的传输线的相同原理也可以适用于基于微带线、带状线或共面线结构的传输线。

[0058] 对传输线进行适配使得其可以有助于匹配可以通过实现在传输线的相对端处的部件之间的相对轴向移动,从而改变其有效长度来实现。

[0059] 在一个实例中,这可以通过准许套筒140内的一个或多个内部部件相对于辐射结构138的轴向移动来完成。这种移动可以通过远侧传输线136内,即在输出级134与辐射结构138之间的滑动或柔性接头(过盈配合或焊接的柔性导体)来实现。

[0060] 图4A和图4B示出了可调整传输线的一个实例。在这个实例中,传输线136是微带线结构,所述微带线结构具有形成于介电材料层158上的上导体154和下导体156。辐射结构138被示意性地示出为连接到传输线136的远端160。这种连接可以是固定的。

[0061] 输出级134安装在传输线136的近端162处。柔性引线164、166被提供用来将输出级的相关部件分别连接到上导体154和下导体156。

[0062] 输出级134适于相对于辐射结构138沿着传输线136滑动。绝缘层167可以提供在输出级134上,以防止与传输线136在不希望的位置产生电连接。以下论述用于控制移动的合适的机构。

[0063] 如图4B所示,在输出级134沿着传输线136滑动时,引线164连接到第一导体154所在的位置也会改变。由于到辐射结构138的传输线长度的有效变化,这种移动允许相位变化。因此,阻抗可以转变为纯实数,即无电抗(电容或电感分量)。改进的阻抗匹配允许能量从发生器电路到辐射结构的更有效的耦合,以及因此还有到辐射结构周围的组织中的更有效的能量递送。

[0064] 图5A和图5B示出了穿过可以用于改变同轴传输线的长度的滑动式同轴变换器接合部的截面图。在这个实例中,传输线136包括同轴结构,所述同轴结构具有由远侧部分168和近侧部分170形成的内导体。这些部分具有相互接合元件,所述相互接合元件在轴向方向上在彼此之上滑动,以使得内导体的长度能够在不破坏导电路径的情况下改变。在所示的特定实例中,远侧部分具有凸形元件172,所述凸形元件172与近侧部分170中的凹形元件174配合。

[0065] (例如由弹簧、泡沫等等形成的)可轴向膨胀的介电材料176将内导体与同轴外导体178隔开。外导体178分为两个部分,所述两个部分对应于内导体的远侧部分168和近侧部分170并且与之一起移动。导电护套180位于在外导体的部分之间的接合部之上,以确保导电路径得以维持。同轴变换器的外导体170和护套180可以是柔性的或刚性的。在一个替代实施方案中,外导体170可以包括盘绕或编织弹簧,使得在间隙182打开时,弹簧延伸来维持导电路径。这种结构可以例如通过允许在内导体与外导体之间的几何结构和间隔的更大改变而有助于阻抗匹配。

[0066] 如图5B所示,在传输线例如通过在近侧方向上拉动近侧部分170而轴向地延伸时,介电材料176膨胀到间隙182中,以在远侧部分和近侧部分被拉开时维持传输线结构的完整性。

[0067] 图5A和图5B所示的结构因此形成可伸缩的四分之一波长变换器。

[0068] 在其他实例中,传输线可以包括微带线结构和基于同轴的结构两者。

[0069] 对轴向移动的控制可以例如通过操作者使用手柄106上的滑块110滑动内部或外部推/拉线或套筒来机械地执行。可选地,轴向移动可以例如用电动机械开关来以电方式致动。可以通过使用微型步进电机或类似物来实现精确的移动,所述微型步进电机或类似物可以安装在观测装置的主体116中的手柄106中。

[0070] 图6是可以用于本发明的实施方案中的输出级134中的部件的示意图。如上所述,输出级134使用高密度GaN基HEMT 152作为用于从发生器电路132接收的输入信号的放大器。虽然可以使用任何合适的放大器配置,但是可能希望使用除了传统的A类、B类、A-B类或C类之外的方案来使输出晶体管152偏置,以便优化DC到微波功率的转换效率。

[0071] 特别地,如果DC电源例如作为独立电池或作为用于从外部来源汲取能量的耦合单元也位于远端组件中,则可能希望对所述装置进行配置以获得接近于其理论极限的功率附加效率(PAE)。图6示出了输出级134,其中通过建立F类偏置结构来实现这一点。这种结构可能能够实现高达90%的PAE。在一个实例中,物理长度被设定为频率的波长的 $1/12$ 的开路短截线安装在晶体管的输出端处。这种布置可以通过影响漏极电压和漏极电流波形来提高操作效率。在理想情况下,当漏极电压最大时需要零输出电压,或当漏极电流最大时需要零电流。这确保了GaN装置中消耗的功率与从漏极流到源极的电流和在漏极-源极接合部上的电压相关。

[0072] 图6中的F类结构在GaN基HEMT 152的输入端处提供第一谐振电路(例如,LC或振荡回路)184,并且在其输出端处提供第二谐振电路190。每个谐振电路184、190具有相应的匹配电路186、188(例如,串联LC电路)。所述装置以与B类操作类似的方式在截止频率附近或在截止频率处偏置。

[0073] 为了在DC的输出端处产生的微波功率和在输入端处的输入微波信号的量的方面提高效率,希望使用除了标准线性A类方案以外,即B类、AB类、C类、D类、E类或F类的方案来操作GaN装置。

[0074] 放大器的效率受到设计中使用的晶体管的特性的限制。如果使用F类设计,则理论上可以实现100%的效率,但是这要假设晶体管是理想的电流源。在实践中,使用F类布置应当可以实现高达10%的功率附加效率(PAE)。

[0075] 第二谐振电路190被配置成基于在偶次谐波短路(即,在 $2f_0$ 处短路,其中 f_0 是电路的谐振频率)时和在奇次谐波开路(即,在 $3f_0$ 处开路)时呈现的负载而使输出波形成形。因此,漏极电压波形朝向方波成形,而漏极电流被成形为使得其类似于半波正弦波形。

[0076] 第一谐振电路184有助于确保装置由方波脉冲驱动。

[0077] 图2中示意性示出的辐射元件138可以采用适合于递送微波能量的任何形式。辐射元件138可以是双极的,即包括第一导体和第二导体布置,以充当用于将微波能量辐射到生物组织中的天线。适合于沿外科观测装置的器械通道向下插入的这种类型的结构包括刮刀型探针,诸如在WO 2011/010089、WO 2012/095653和WO 2014/006369中描述的那些。可选地,可以使用偶极子或槽形天线。也可以使用例如类似于WO 2008/044013中公开的那些的介质辐射器。

[0078] 图7是辐射结构200的远端的截面图,所述辐射结构200可以用于远侧组件118中以

将微波能量递送到生物组织中。辐射结构200包括同轴电缆202,所述同轴电缆202在其近端处连接到上文论述的传输线结构,以从输出级接收微波能量。同轴电缆202包括内导体206,所述内导体206通过第一介电材料210与外导体208隔开。同轴电缆202优选地对于微波能量具有较低损耗。扼流圈(未示出)可以提供在同轴电缆上,以抑制从远端反射的微波能量的反向传播,并且因此限制沿着装置的反向加热。

[0079] 同轴电缆202在其远端处终止于辐射尖端区段204。在这个实施方案中,辐射尖端区段204包括内导体206的在外导体208的远端209前方延伸的远侧导电区段212。远侧导电区段212在其远端处被由第二介电材料形成的介电尖端214包围,所述第二介电材料可以与第一介电材料210相同或不同。介电尖端214的长度短于远侧导电区段212的长度。

[0080] 同轴电缆202和辐射尖端区段204可以具有在其最外侧表面上形成的生物相容的外护套(未示出)。外护套218可以由生物相容性材料形成。

[0081] 介电尖端214可以具有任何合适的远侧形状,例如圆顶形状、圆柱形、圆锥形等中的任一者。光滑的圆顶形状可以是优选的,因为所述光滑的圆顶形状在小通道中操纵天线时提高了所述天线的移动性。

[0082] 虽然图7所示的辐射结构200是基于同轴结构,但这不是必需的。例如,辐射结构可以是平坦的并且形成于微带线型结构上。可选地,辐射结构可以形成于可扩张的子结构上,例如可充气球囊或镊子型铰接结构,诸如WO 2015/097472中公开的结构。

[0083] 由辐射结构递送的微波能量可以具有适合于组织消融的功率电平。这可能是本发明的电外科发明物的主要用途。然而,所述器械也可以在较低功率电平下操作,例如以测量装置的远端处的组织的性质。

[0084] 在一个实例中,所述装置可以被布置成在较高频率下操作来进行测量而非消融。例如,消融可以在5.8GHz下执行,而测量可以在60GHz或77GHz下执行。这些更高的频率可以使得能够获得灵敏的测量。通过将微波源集成到远端组件中,避免了因电缆弯曲和挠曲所致的相位和幅度变化引起的测量不确定性。

[0085] 可以通过耦合来自振荡器144的低功率信号并提供单独的本地振荡器来获得较高频率的测量信号,所述本地振荡器选择某一频率以使得信号能够被混合到用于测量的频率。这种布置可以使得消融和测量能够同时进行。

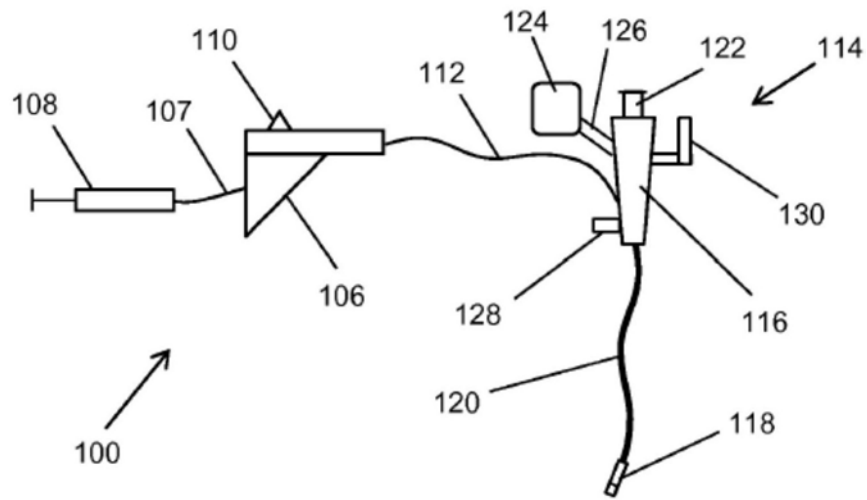


图1

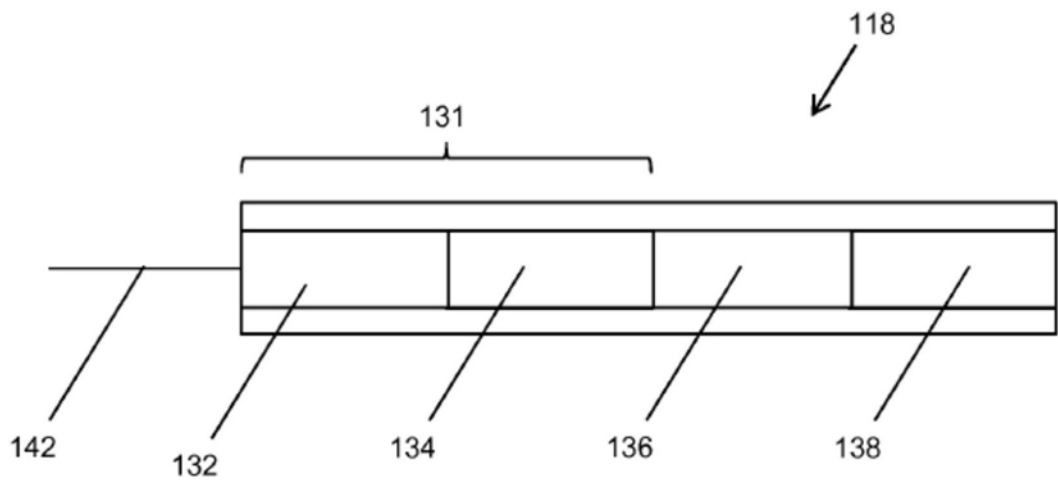


图2

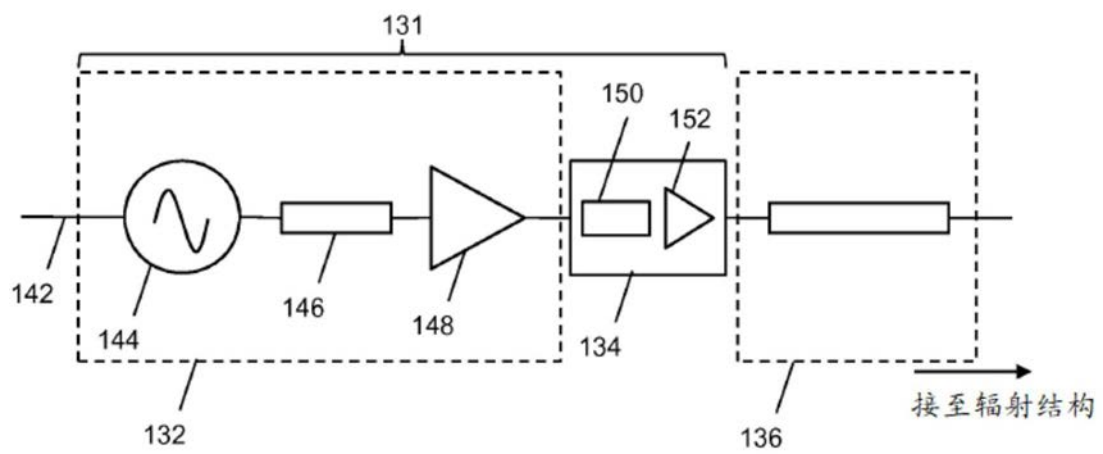


图3

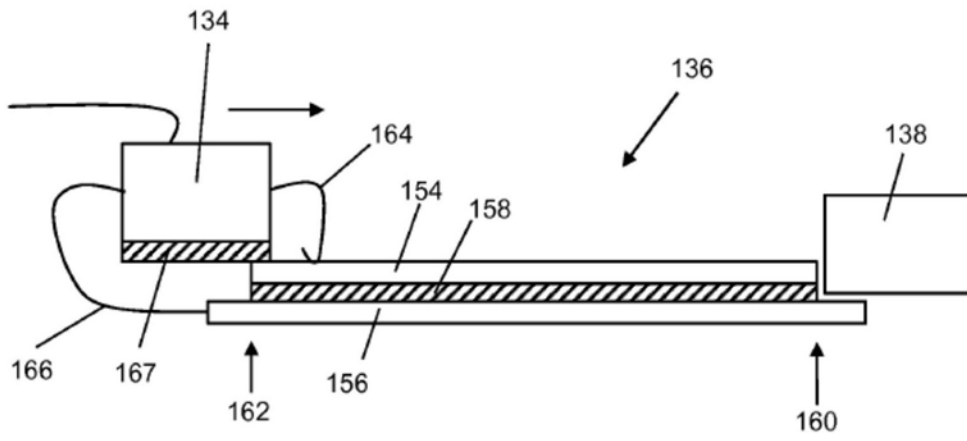


图4A

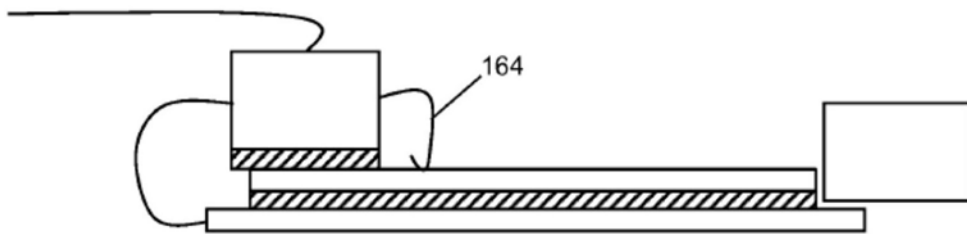


图4B

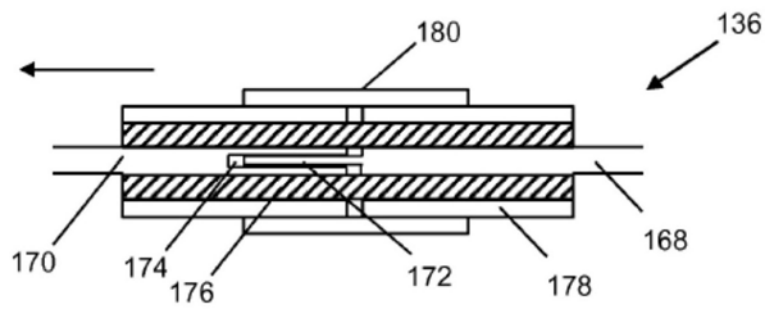


图5A

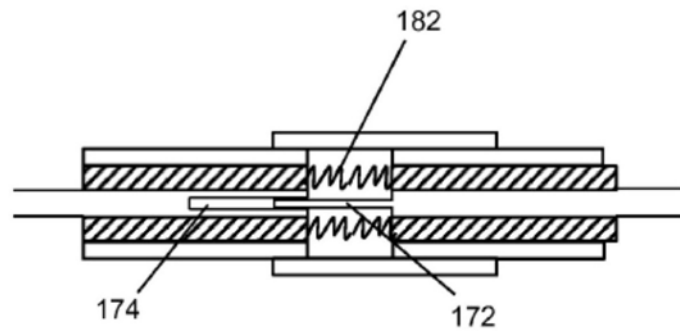


图5B

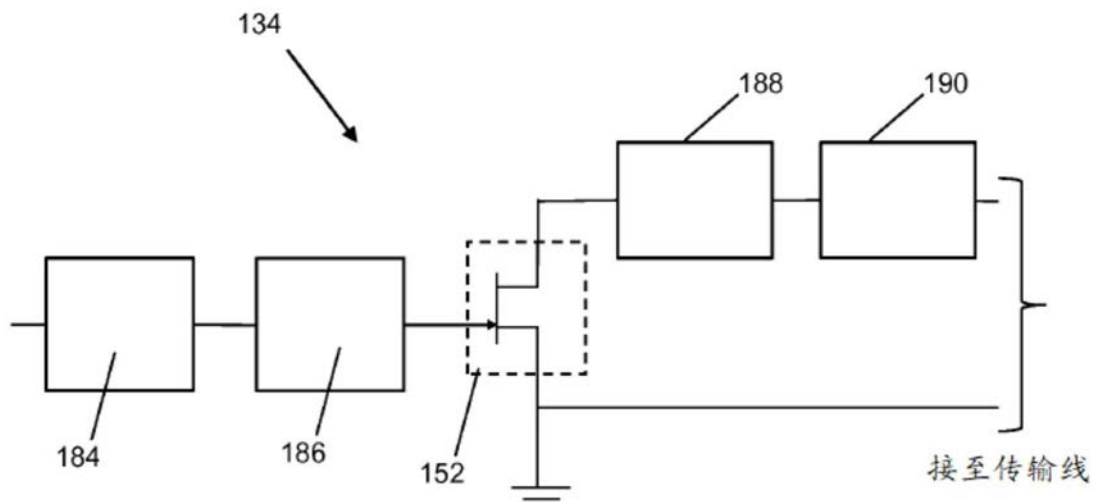


图6

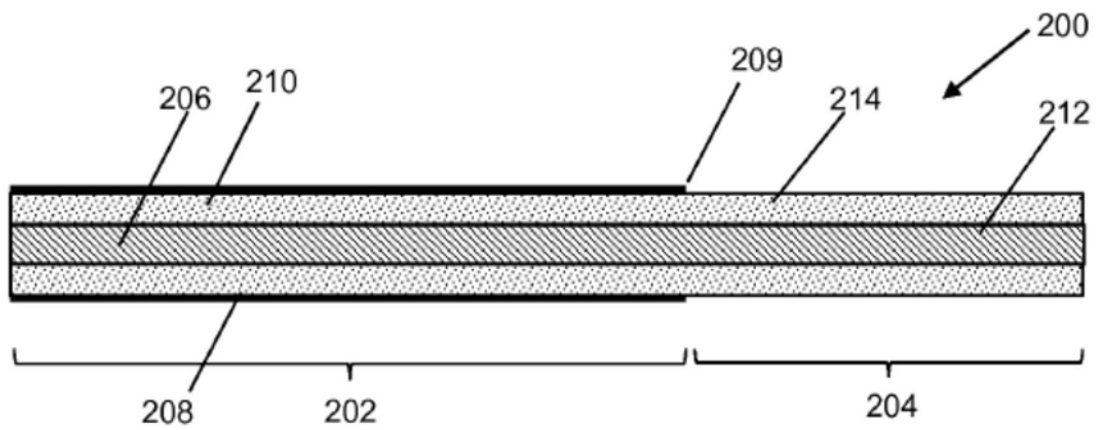


图7

专利名称(译)	具有集成微波源的电外科装置		
公开(公告)号	CN109310468A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780029246.3	申请日	2017-06-05
[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 帕特里克伯恩		
发明人	C·P·汉考克 帕特里克·伯恩		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00577 A61B2018/1823 A61B2018/1861 A61M25/0136		
代理人(译)	熊永强		
优先权	2016010252 2016-06-13 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种电外科器械，其中用于获得微波功率的放大器位于与在所述器械的远侧部分中的用于递送所述功率的辐射结构相同的区域中。所述器械可以插入穿过外科观测装置，例如内窥镜的器械通道。整个微波发生队列可以结合到所述器械中，使得仅需要DC输入功率。因此可以避免已知装置中存在的微波功率损耗和相关联的缺点。所述放大器可以使用宽带隙半导体材料，诸如GaN和GaN基合金来制作，所述宽带隙半导体材料提供制作在RF和微波频率下工作的装置的能力。

