



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111565663 B

(45) 授权公告日 2023. 04. 28

(21) 申请号 201880076180.8

(22) 申请日 2018.12.20

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 111565663 A

(43) 申请公布日 2020.08.21

(30) 优先权数据  
1721995.7 2017.12.27 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2020.05.26

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2018/086237 2018.12.20

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02019/129648 EN 2019.07.04

(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

(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  
CN 102711643 A, 2012.10.03  
US 2013041362 A1, 2013.02.14  
CA 2962434 A1, 2016.04.07  
WO 2014025549 A1, 2014.02.13  
CA 2878570 A1, 2014.02.13

审查员 林慧蓉

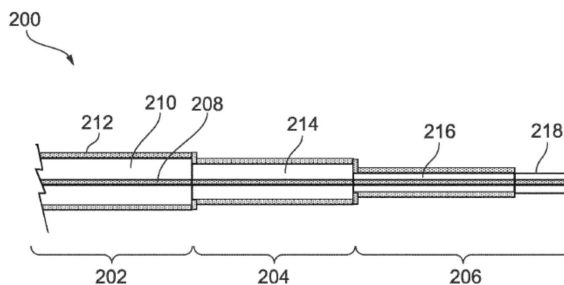
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

## (54) 发明名称

电外科消融器械

## (57) 摘要

一种具有微波消融天线的电外科器械,所述电外科器械的尺寸被设定成适用于经由外科观察装置插入到胰腺中,以提供针对已知RF消融技术的快速和准确的替代方案。所述电外科器械包括:近侧同轴传输线,所述近侧同轴传输线用于传送微波电磁(EM)能量;远侧辐射部分;以及中间阻抗变换器,所述中间阻抗变换器被布置成将所述同轴传输线的阻抗与所述远侧辐射部分的阻抗匹配,其中所述远侧辐射部分包括用于发射由所述同轴传输线传送的所述微波EM能量的微波天线,其中所述远侧辐射部分具有小于所述同轴传输线的外径的最大外径。利用这些特征,所述器械能够经由小直径结构递送微波能量。



1. 一种电外科器械,其包括:

近侧部分,所述近侧部分包括用于传送微波电磁(EM)能量的同轴传输线,其中所述同轴传输线包括通过第一电介质材料与近侧外部导体分离的内部导体;

远侧辐射部分;以及

中间阻抗变换器,所述中间阻抗变换器被布置成将所述同轴传输线的阻抗与所述远侧辐射部分的阻抗匹配,

其中所述内部导体延伸超过所述近侧外部导体的远侧端部,穿过所述中间阻抗变换器并且穿过所述远侧辐射部分,以形成用于发射由所述同轴传输线传送的所述微波EM能量的微波天线的传导部分,

其中所述微波天线包括安装在所述微波天线的所述传导部分上的远侧电介质材料,

其中所述远侧辐射部分限定所述电外科器械的外部表面并且具有小于所述同轴传输线的外径的最大外径,并且

其中所述远侧电介质材料具有小于所述第一电介质材料的外径的最大外径。

2. 根据权利要求1所述的电外科器械,其中所述中间阻抗变换器是四分之一波长同轴传输线。

3. 根据权利要求2所述的电外科器械,其中,在所述四分之一波长同轴传输线中,所述内部导体通过具有比所述第一电介质材料小的外径的第二电介质材料与中间外部导体分离。

4. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中所述第二电介质材料是所述第一电介质材料的直径减小部分,所述直径减小部分延伸超过所述近侧外部导体的所述远侧端部。

5. 根据权利要求3所述的电外科器械,其中所述第二电介质材料具有比所述第一电介质材料更高的相对介电常数。

6. 根据任一项前述权利要求所述的电外科器械,其中所述微波天线是负载单极天线。

7. 根据任一项前述权利要求所述的电外科器械,其中所述远侧电介质材料是所述第一电介质材料的直径减小部分,所述直径减小部分延伸超过所述近侧外部导体的所述远侧端部。

8. 根据权利要求1至6中任一项所述的电外科器械,其中所述远侧电介质材料是具有比所述第一电介质材料更高的相对介电常数的刚性材料。

9. 根据任一项前述权利要求所述的电外科器械,其中所述微波天线的远侧端部被锐化,以利于插入到组织中。

10. 根据权利要求1至5中任一项所述的电外科器械,其中所述微波天线是开槽天线。

11. 根据权利要求10所述的电外科器械,其中所述远侧辐射部分包括远侧同轴传输线,所述远侧同轴传输线具有通过所述远侧电介质材料与远侧外部导体分离的远侧内部导体,并且其中所述开槽天线通过移除所述远侧外部导体的多个部分来形成。

12. 根据权利要求11所述的电外科器械,其中所述远侧内部导体在所述微波天线的远侧末端处电连接到所述远侧外部导体。

13. 根据任一项前述权利要求所述的电外科器械,其中所述远侧辐射部分包括用于递送射频(RF)能量的双极结构。

14. 根据权利要求13所述的电外科器械,其中所述双极结构是由所述微波天线形成的。

15. 一种电外科设备,其包括:

外科观察装置,所述外科观察装置具有被配置成可插入到患者体内的器械绳,其中所述器械绳具有穿过其形成的器械通道;以及

根据任一项前述权利要求所述的电外科器械,所述电外科器械的尺寸被设定成可穿过所述器械通道插入。

16. 根据权利要求15所述的电外科设备,其中所述外科观察装置是内窥镜超声装置。

17. 根据权利要求15所述的电外科设备,其还包括电外科发生器,所述电外科发生器被连接以单独地或同时地将射频 (RF) 能量和微波能量供应给所述同轴传输线,其中所述器械可选择性地以多种治疗模式操作,所述多种治疗模式包括以下中的任何一种: (i) 仅微波, (ii) 仅RF, (iii) RF之后微波, (iv) 微波之后RF, (v) 同时RF和微波。

## 电外科消融器械

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于将射频能量和微波能量递送到生物组织以便消融目标组织的电外科器械。特别地,探针被配置成可穿过外科观察装置或导管的通道插入,所述外科观察装置或导管可以以非侵入性方式被引入到治疗部位。该探针可以被布置成消融组织,诸如肿瘤、囊肿或其他病灶。该探针可能特别适合于在胰腺中治疗。

### 背景技术

[0002] 众所周知,将热能施加到生物组织是杀死细胞的有效方法。例如,施加射频能量或微波能量可以加热并因此消融(破坏)生物组织。该方法特别可以用于治疗癌症。

[0003] 使用内窥镜超声引导的射频消融术来治疗胰腺中的组织的技术是已知的(Pai, M. 等人:Endoscopic ultrasound guided radiofrequency ablation, for pancreatic cystic neoplasms and neuroendocrine tumors, World J Gastrointest Surg, 2015年4月27日; 7(4):52-59)。在该技术中,具有小直径(例如0.33mm)的传导线穿过启用超声的内窥镜的工作通道插入。RF功率被施加到与外部接地的返回垫片连接的传导线,该返回垫片与患者的皮肤接触以使肝脏和胰腺中的组织凝结。为了消融病灶,必须施加功率90至120秒,并且在一些情况下,必须移除和重新定位传导线。

### 发明内容

[0004] 最一般地讲,本发明提供了一种具有微波消融天线的电外科器械,该电外科器械的尺寸被设定成适用于经由外科观察装置插入到胰腺中,以提供针对已知RF消融技术的快速和准确的替代方案。尽管本发明可以特别适用于胰腺,但也可以适用于其他棘手的治疗部位,诸如肺等。

[0005] 根据本发明,提供了一种电外科器械,其包括:近侧部分,该近侧部分包括用于传送微波电磁(EM)能量的同轴传输线;远侧辐射部分;以及中间阻抗变换器,该中间阻抗变换器被布置成将同轴传输线的阻抗与远侧辐射部分的阻抗匹配,其中远侧辐射部分包括用于发射由同轴传输线传送的微波EM能量的微波天线,其中远侧辐射部分具有小于同轴传输线的外径的最大外径。利用这些特征,该器械能够经由小直径结构递送微波能量。

[0006] 同轴传输线可以包括通过第一电介质材料与近侧外部导体分离的内部导体。同轴传输线可以是常规的同轴电缆。有利地,同轴电缆的内部导体可以延伸超过近侧外部导体的远侧端部,穿过中间阻抗变换器并进入到远侧辐射部分中。换句话说,中间阻抗变换器和远侧辐射部分可以是公共的同轴电缆。这可以通过沿着同轴传输线的远侧部分剥去同轴传输线的外部导体来实现,在该远侧部分处将形成中间阻抗变换器和远侧辐射部分。如下文所讨论的,第一电介质材料也可以用于中间阻抗变换器和远侧辐射部分中。例如,可以在这些区域中选择性地移除第一电介质以减小其直径。在某些情况下,可以将第一电介质完全移除,并用其他电介质材料代替。替代性地,第一电介质可以单独使用或与其他材料结合使用。

[0007] 近侧外部导体(即,同轴传输线的外部导体)可以具有等于或小于3mm,优选地等于或小于2.2mm的外径。远侧辐射部分的最大外径可以等于或小于1mm。中间阻抗变换器可以具有介于近侧外部导体的最大外径与远侧辐射部分的最大外径之间的最大外径。

[0008] 中间阻抗变换器是四分之一波长同轴传输线。在这里,“四分之一波长”是指由同轴传输线递送的微波能量的波长。该器械可以被设计用于在特定频率的微波能量下使用,因此该长度对于任何给定的器械都是可推导出的。

[0009] 在该四分之一波长同轴传输线中,内部导体可以通过第二电介质材料与中间外部导体分离,第二电介质材料的外径小于第一电介质材料的外径。在一个实例中,第二电介质材料是第一电介质材料的延伸超过近侧外部导体的远侧端部的直径减小部分。替代性地或附加地(因为中间阻抗变换器可以包括电介质材料的组合),第二电介质材料可以包括具有比第一电介质材料更高的相对介电常数的材料或由该材料组成。

[0010] 内部导体可以延伸穿过远侧辐射部分以形成微波天线的传导部分。因此,在该实例中,同轴传输线的内部导体沿着该器械的整个长度延伸。

[0011] 在另一个实例中,可以将远侧传导指状物安装在内部导体的远侧端部上。该远侧传导指状物可以形成微波天线的传导部分。在该实例中,内部导体充当微波天线的馈电器。远侧辐射部分可以包括同轴馈电部分,该同轴馈电部分具有在其远侧端部处形成的微波天线。

[0012] 该微波天线可以是负载单极天线,具有安装在该微波天线的传导部分上的远侧电介质材料。该远侧电介质材料可以是第一电介质材料的直径减小部分,该直径减小部分延伸超过近侧外部导体的远侧端部。在该实例中,第一电介质材料可以沿着该器械的整个长度延伸。替代性地或附加地,远侧电介质材料可以包括具有比第一电介质材料更高的相对介电常数的刚性材料。可以使用陶瓷或聚醚醚酮(PEEK)。远侧辐射部分的同轴馈电部分可以使用与负载微波天线的材料相同或不同的电介质材料。

[0013] 微波天线的远侧端部可以被锐化,以利于插入到组织中。本文中的“锐化”可以意味着该器械的远侧末端逐渐变细至一个点,例如以针状方式。该锐化部分可以包括负载微波天线的电介质材料,或者在无负载天线的情况下可以包括远侧传导指状物的突出部分。

[0014] 在另一个实例中,微波天线可以是开槽天线。例如,远侧辐射部分可以包括远侧同轴传输线,该远侧同轴传输线具有通过远侧电介质材料与远侧外部导体分离的远侧内部导体。开槽天线可以通过移除远侧外部导体的多个部分来形成。被移除的部分可以类似于远侧外部导体中的窗口,通过该窗口暴露远侧电介质材料。沿着微波天线的长度可以存在一个或多个窗口。每个窗口可以围绕远侧辐射部分的整个周长延伸。这些窗口可以被该天线发射的微波能量的半波长分开。

[0015] 远侧内部导体可以在微波天线的远侧末端处电连接到远侧外部导体。这可以使由该天线发射的场的形状伸长。

[0016] 本文还公开了一种电外科设备,其包括:外科观察装置,该外科观察装置具有被配置成可插入到患者体内的器械绳,其中该器械绳具有穿过其形成的器械通道;以及根据任一项前述权利要求的电外科器械,该电外科器械的尺寸被设定成可穿过所述器械通道插入。

[0017] 术语“外科观察装置”在本文中可以用于表示设置有插入管的任何外科装置,该插

入管是在侵入性手术期间被引入到患者体内的刚性或柔性(例如,可操纵的)导管。插入管可以包括器械通道和光学通道(例如,用于传输光以照亮和/或捕获插入管的远侧端部处的治疗部位的图像。器械通道可以具有适用于接纳侵入性外科工具的直径。器械通道的直径可以为5mm或更小。在本发明的实施方案中,外科观察装置可以是启用超声的内窥镜。

[0018] 在本文中,术语“内部”意指在径向上更靠近器械通道和/或同轴电缆的中心(例如,轴线)。术语“外部”意指在径向上更远离器械通道和/或同轴电缆的中心(轴线)。

[0019] 除非上下文另外指出,否则术语“传导的”在本文中用于表示导电的。

[0020] 在本文中,术语“近侧”和“远侧”是指细长探针的端部。在使用中,近侧端部更靠近用于提供RF能量和/或微波能量的发生器,而远侧端部更远离该发生器。

[0021] 在本说明书中,“微波”可以广泛地用于指示400MHz至100GHz的频率范围,但优选地用于指示1GHz至60GHz的范围。已经考虑的具体频率是:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。该装置可以以这些微波频率中的不只一个频率递送能量。相比之下,本说明书使用“射频”或“RF”来指示至少低三个数量级的频率范围,例如高达300MHz,优选地10kHz至1MHz。

## 附图说明

[0022] 下文参考附图讨论本发明的实施方案,在附图中:

[0023] 图1是示出作为本发明的一个实施方案的电外科消融设备的示意图;

[0024] 图2是穿过可以与本发明一起使用的内窥镜的器械绳的示意性剖视图;

[0025] 图3是穿过作为本发明的一个实施方案的消融器械的纵向剖视图;

[0026] 图4是穿过作为本发明的另一个实施方案的消融器械的纵向剖视图;

[0027] 图5是穿过作为本发明的另一个实施方案的消融器械的纵向剖视图;并且

[0028] 图6是穿过作为本发明的另一个实施方案的消融器械的纵向剖视图。

[0029] 具体实施方式、另外的选项和偏好

[0030] 图1是电外科消融设备100的示意图,该电外科消融设备能够将微波能量和流体(例如冷却流体)供应到侵入性电外科器械的远侧端部。系统100包括用于可控制地供应射频(RF)能量和微波能量的发生器102。适用于此目的的发生器在W0 2012/076844中有所描述,该文献以引用方式并入本文。该发生器可以被布置成监测从器械接收的反射信号,以便确定用于递送的适当功率水平。例如,该发生器可以被布置成计算在器械的远侧端部处观察到的阻抗,以便确定最佳递送功率水平。

[0031] 发生器102通过接口电缆104连接到接口接头106。接口接头106还经由流体流动管线107连接到流体递送装置108,诸如注射器。在一些实例中,该设备可以附加地或替代性地被布置成从治疗部位抽吸流体。在这种情况下,流体流动管线107可以将流体传送离开接口接头106到达合适的收集器(未示出)。抽吸机构可以连接在流体流动管线107的近侧端部处。

[0032] 如果需要,接口接头106可以容纳器械控制机构,该器械控制机构可通过滑动触发器来操作,例如以控制一根或多根控制线或推杆(未示出)的纵向(前后)移动。如果有多根控制线,则该接口接头上可能有多个滑动触发器以提供完全控制。接口接头106的功能是将来自发生器102、流体递送装置108和器械控制机构的输入组合成单个挠性轴112,该挠性轴

从接口接头106的远侧端部延伸。

[0033] 挠性轴112可穿过外科观察装置114的器械(工作)通道的整个长度插入,在本发明的实施方案中,该外科观察装置可以包括内窥镜超声装置。

[0034] 外科观察装置114包括具有多个输入端口和一个输出端口的主体116,器械绳120从该主体延伸。器械绳120包括围绕多个内腔的外部护套。所述多个内腔将各种物质从主体116传送到器械绳120的远侧端部。多个内腔中的一个是在上文讨论的器械通道。其他内腔可以包括用于传送光辐射的通道,例如以在远侧端部处提供照明或从远侧端部采集图像。主体116可以包括用于观察远侧端部的接目镜122。

[0035] 内窥镜超声装置典型地在器械绳的远侧末端上提供超过器械通道的出口孔的超声换能器。来自超声换能器的信号可以由合适的电缆126沿着器械绳传送回处理器124,该处理器可以以已知的方式生成图像。器械通道可以在器械绳内成形,以引导离开器械通道的器械穿过超声系统的视场,以提供关于器械在目标部位处的位置的信息。

[0036] 挠性轴112具有远侧组件118(在图1中未按比例绘制),该远侧组件被成形为穿过外科观察装置114的器械通道并且在器械绳的远侧端部处突出(例如在患者体内)。

[0037] 下文讨论的远侧组件118的结构可以被特别设计用于与内窥镜超声(EUS)装置一起使用,由此远侧端部组件118的最大外径等于或小于2.0mm,例如小于1.9mm(更优选地小于1.5mm),并且挠性轴的长度可以等于或大于1.2m。

[0038] 主体116包括用于连接到挠性轴112的功率输入端口128。如下文所阐释的,该挠性轴的近侧部分可以包括能够将射频能量和微波能量从发生器102传送到远侧组件118的常规同轴电缆。在物理上能够与EUS装置的器械通道相配合的同轴电缆有以下外径可供选择:1.19mm(0.047英寸)、1.35mm(0.053英寸)、1.40mm(0.055英寸)、1.60mm(0.063英寸)、1.78mm(0.070英寸)。也可以使用定制大小的同轴电缆(即,定制的)。

[0039] 如上文所讨论的,希望至少能够控制器械绳120的远侧端部的位置。主体116可以包括控制致动器,该控制致动器通过延伸穿过器械绳120的一根或多根控制线(未示出)机械地联接到器械绳120的远侧端部。这些控制线可以在器械通道内或在它们自己的专用通道内行进。控制致动器可以是操纵杆或可旋转的旋钮,或者任何其他已知的导管操纵装置。对器械绳120的操纵可以是软件辅助的,例如使用由计算机断层摄影(CT)图像组装而成的虚拟三维图。

[0040] 图2是沿器械绳120的轴线向下观察的视图。在该实施方案中,在器械绳120内有四个内腔。最大的内腔是器械通道132。其他内腔包括超声信号通道134和照明通道136,以及相机通道138,但本发明并不限于这种配置。例如,可以有其他的内腔,例如用于控制线或者流体递送或抽吸。

[0041] 在一个实施方案中,本发明可以提供一种可以在EUS系统导管的远侧端部处进行组织消融的器械。为了减少副作用并使该器械的效率最大化,发射天线应当尽可能靠近目标组织定位。理想情况下,在治疗期间,该器械的辐射部分位于肿瘤内部(例如,在肿瘤的中心)。

[0042] 本发明可能特别适合于治疗胰腺。为了到达目标部位,该器械将需要被引导穿过嘴、胃和十二指肠。该器械被布置成通过穿过十二指肠壁来进入胰腺。该手术对可以进入胰腺的器械的大小构成了很大的限制。按照惯例,一直以来使用的是外径不大于1mm(例如

19G)的器械。

[0043] 下文的描述呈现了适合于在所描述的远侧组件118中使用的多种天线配置。

[0044] 在以下描述中,除非另行指出,否则部件的长度是指该部件在平行于同轴电缆/器械绳的纵向轴线的方向上的尺寸。

[0045] 图3是作为本发明的一个实施方案的电外科器械200的远侧端部的剖视图。图3示出了该器械的远侧端部部分,该部分具有三个区段。第一区段包括同轴电缆202,该同轴电缆延伸到器械的近侧端部,例如通过如上文所讨论的外科观察装置的器械通道。同轴电缆202的近侧端部可以连接到电外科发生器以接收和传送微波能量,例如具有5.8GHz频率的电磁能量。第二区段包括中间阻抗变换器204。第三区段包括远侧辐射部分206。中间阻抗变换器204被布置成使同轴电缆202的阻抗与远侧辐射部分206的阻抗匹配。

[0046] 远侧辐射部分206的尺寸被设定成适用于治疗胰腺中的组织。特别地,其尺寸与已知的用于穿过十二指肠壁刺入胰腺(例如使用EUS装置)的探针类似。远侧辐射部分206的最大外径因此可以等于或小于1mm(例如,等于或小于19号针)。远侧辐射部分的长度可以为约40mm。

[0047] 同轴电缆202可以是常规的柔性同轴微波电缆,该电缆具有被选择为使其能够穿过外科观察装置的器械通道的外径。在一个实例中,同轴电缆202的外径可以等于或小于2.2mm。例如,可以使用Sucoform®86电缆。该同轴电缆包括内部导体208,该内部导体通过绝缘电介质材料210与外部导体212分离。可以在外部导体212的外部表面周围设置保护护套(未示出)。同轴电缆202的长度可以是1.2m或更大。在图3中仅示出了其远侧部分。

[0048] 在该实施方案中,同轴电缆202的内部导体208延伸超过外部导体212的远侧端部,穿过中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206这两者。因此,该远侧端部组件的所有三个区段共用公共的内部导体。事实上,在一个实例中,可以通过从同轴电缆的远侧区段剥离外部导体、选择性地移除电介质材料210的一部分以实现每个部分的期望电介质外径,然后在直径减小部分上提供新的外部导体来形成中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206。中间阻抗变换器204具有电介质材料214,该电介质材料具有第一减小的直径,而远侧辐射部分206具有电介质材料216,该电介质材料具有第二减小的直径。第一减小的直径小于同轴电缆202中的电介质材料210的直径。第二减小的直径小于第一减小的直径。这些直径之间的关系将在下文更详细地讨论。

[0049] 在该实施方案中,远侧辐射部分206包括负载单极天线218,该天线可以通过从远侧辐射部分206的最远侧长度移除外部导体来提供。负载单极天线218可以具有等于由同轴电缆202传送的微波能量的四分之一波长的奇数倍的长度。

[0050] 如上文所讨论的,期望该远侧辐射部分206(是要插入到胰腺中的部分)的最大外径等于或小于1mm。在一个实例中,这通过相关部件的以下横向尺寸来实现:

[0051]

部件	外径 (mm)	材料
内部导体	0.53 ( $d_1$ )	镀铜/镀银钢
电介质	0.85 ( $d_2$ )	PTFE
外部导体	1.00	铜

[0052] 表1:远侧辐射部分206的尺寸

[0053] 在该实例中,外部导体的厚度将为0.075mm。在该示例中使用的电介质材料的相对

介电常数 $\epsilon_r$ 是1.85,它提供了远侧辐射部分的阻抗 $Z_{外}$ ,如下所示:

$$[0054] \quad Z_{外} = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \left( \frac{d_2}{d_1} \right) = 20.8\Omega$$

[0055] 因此,假定同轴电缆202的阻抗 $Z_{内}$ 为50 $\Omega$ ,则中间阻抗变换器204的阻抗 $Z_t$ 被计算为

$$[0056] \quad Z_t = \sqrt{Z_{内} Z_{外}} = 32.25\Omega$$

[0057] 由于在该实例中,在中间阻抗变换器204中使用相同的内部导体和相同的电介质材料,因此可以计算电介质材料214的外径 $d_3$ 以满足关系式:

$$[0058] \quad \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \left( \frac{d_3}{d_1} \right) = 32.25\Omega$$

[0059] 解出该关系式得到 $d_3$ ,为1.1mm。按照该值,中间阻抗变换器204中的相关部件的横向尺寸可以如下:

部件	外径 (mm)	材料
内部导体	0.53 ( $d_1$ )	镀铜/镀银钢
电介质	1.1 ( $d_3$ )	PTFE
外部导体	1.5	铜

[0061] 表2:中间阻抗变换器204的尺寸

[0062] 中间阻抗变换器204的长度优选地是其中传送的微波能量的四分之一波长的奇数倍。在 $\epsilon_r$ 为1.85mm的情况下,5.8GHz下的四分之一波长为9.5mm。

[0063] 如果将相同的电介质材料用于该器械的整个长度,则负载单极天线218的长度也可以是9.5mm。然而,不必在各处都使用相同的电介质材料。例如,可以将不同的电介质材料用于负载单极天线218。例如,可以通过使用具有较高的相对介电常数的电介质材料来减小负载单极天线218的长度。在一个实例中,可以使用刚性电介质材料,诸如陶瓷或聚醚醚酮(PEEK)。在其他实例中,远侧辐射部分206可以包括无负载天线,例如包括暴露的内部导体的一部分。下文参考图5讨论这种结构的一个实例。

[0064] 上文讨论的器械200提供了一种将微波能量引入到胰腺中的手段,该手段可以有利于比迄今为止所使用的基于射频的技术更准确和更有效地进行治疗。特别地,从微波天线将能量递送到装置中所借助的传送机制主要是辐射。因此,目标区域被快速处理,并且在不需要区域中发生能量泄漏或集中的风险得以降低。这可以与基于RF的技术形成对比,在基于RF的技术中,传送机制主要是通过传导,并且在这种情况下,使用外部定位的返回垫片可能使得电流路径的位置难以控制。

[0065] 尽管本文所公开的器械可能特别适合与微波能量一起使用,但是该器械也可以提供用于递送射频(RF)能量的双极结构。在一个实例中,形成用于辐射微波能量的天线的相同结构提供了有源电极和返回电极,它们适用于在其间递送RF能量。有源电极可以是内部导体。返回电极可以是外部导体的远侧部分。这种布置提供了RF电流的局部返回路径,因此相对于需要单独的外部返回垫片的现有技术器械可能是优选的。在其他实例中,该器械可以包括用于递送RF能量的单独的结构。

[0066] 如上文所讨论的,该器械可以连接到发生器,该发生器可以沿着同轴传输线单独

地或同时地递送RF能量和微波能量。因此,该器械可以能够选择性地以多种治疗模式操作,所述多种治疗模式例如包括以下中的任何一种、两种、三种或更多种:(i)仅微波,(ii)仅RF,(iii)RF之后微波,(iv)微波之后RF,(v)同时RF和微波。因此,该器械能够在比常规RF消融装置更复杂的能量施加机制下进行治疗。

[0067] 图4是作为本发明的另一个实施方案的电外科器械240的远侧端部的剖视图。与图3中所示的实施方案有共同之处的特征被赋予相同的附图标记,并且不再讨论。与图3类似,器械240利用来自穿过中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206的同轴电缆202的公共内部导体。然而,在该实施方案中,同轴电缆202的电介质材料可以被完全移除,并且在中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206中用替代性材料代替。

[0068] 可能期望该器械的远侧部分是刚性的,以便协助将该器械推到待治疗的肿瘤内部。因此,中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206可以各自设置有刚性电介质材料242、244。该区段中的刚性电介质材料242、244可以相同或不同。例如,中间阻抗变换器204可以具有由PEEK形成的电介质材料242,而远侧辐射部分206可以具有由陶瓷形成的电介质材料244,反之亦然。如上文所阐释的,这些材料的优点是它们具有比同轴电缆202的电介质材料210更高的相对介电常数,这使得远侧部分能够紧凑。刚性电介质材料242、244可以在电介质材料210从内部导体208剥离之后模制在该内部导体周围或以其他方式安装在该内部导体上。如上文所讨论的,在刚性电介质材料242、244就位之后,将新的外部导体施加在中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206的相关部分之上。

[0069] 在具有图4中所示的结构的特定实例中,中间电介质材料242和远侧电介质材料均为PEEK。远侧辐射部分206具有3cm的总长度。外部金属化层244在总长度的2cm上延伸,以留出暴露的PEEK最远侧的1cm部分(其中内部导体在其中延伸)。外部金属化层244具有0.8mm的内径和1.0mm的外径。

[0070] 图5是作为本发明的另一个实施方案的电外科器械260的远侧端部的剖视图。与图3中所示的实施方案有共同之处的特征被赋予相同的附图标记,并且不再讨论。在该实例中,来自同轴电缆202的内部导体208延伸穿过中间阻抗变换器204,并且终止于远侧辐射部分206的近侧端部。刚性传导指状物266安装在内部导体208的远侧端部上并电连接到该远侧端部。在该实例中,刚性传导指状物266形成远侧辐射部分206的内部导体,并且从其突出作为无负载单极天线268。突出部分是锐化的,例如类似于针,以利于插入到组织中。刚性传导指状物266可以由不锈钢等制成。

[0071] 在该实例中,用于中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206中的电介质材料262、264不同于同轴电缆202的电介质材料210。如上文参考图4所讨论的,可以选择这些材料以赋予期望的物理特性(例如,刚度)或控制该器械的相应部分的长度。在所示的实例中,刚性传导指状物266的外径可以大于内部导体208的外径,这将对远侧部分的阻抗产生影响。

[0072] 电外科器械260还包括安装在同轴电缆202上的可伸缩鞘管270。鞘管270用于控制插入深度和用于保护器械通道的衬里免于由天线的尖锐末端造成损坏。鞘管270可以在该器械的远侧部分上延伸。它可以具有校准刻度(例如1mm至30mm),以便随着鞘管被拉回,天线得以暴露。当天线穿过十二指肠壁插入到胰腺中时,鞘管的远侧端部272可以抵靠十二指肠壁定位。因此,鞘管端部可以用作停止点或参考点。该鞘管可以具有大小被设定成配合在器械通道内的外径。例如,该外径可以是2.4mm或2.7mm。尽管仅在图5中展示,但是应当理

解,鞘管270可以与本文所公开的任何实施方案一起使用。

[0073] 图6是作为本发明的另一个实施方案的电外科器械280的远侧端部的剖视图。与图3中所示的实施方案有共同之处的特征被赋予相同的附图标记,并且不再讨论。在该实例中,远侧辐射部分206包括开槽天线结构286。与图3类似,器械280利用来自穿过中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206的同轴电缆202的公共内部导体。在该实施方案中,同轴电缆202的电介质材料可以被完全移除,并且在中间阻抗变换器204和远侧辐射部分206中用替代性材料代替。中间阻抗变换器204具有中间电介质材料282,并且远侧辐射部分206具有远侧电介质材料284。中间电介质材料282和远侧电介质材料284可以相同或不同。它们都可以与同轴电缆的电介质材料210不同。

[0074] 为了提供紧凑的开槽天线,可能期望远侧电介质材料284向结构提供高负载,例如通过具有等于或大于20,优选地等于或大于40的电介质常数。开槽天线286通过在远侧辐射部分206上的外部传导层中产生一个或多个窗口或槽288来形成。在形成多个槽的情况下,沿远侧辐射部分206的长度分开由远侧辐射部分206传送的微波能量的半波长。为了产生细长的(即,方向向前的)消融场,内部导体208的远侧端部可以例如经由传导端盖290电连接到远侧辐射部分206上的外部传导层。远侧辐射部分206上的最远侧槽优选地与远侧端部(例如,端盖290)间隔开由远侧辐射部分206传送的微波能量的四分之一波长。在一个实例中,电介质材料284可以具有为49的相对介电常数,由此频率为5.8GHz的微波能量的四分之一波长为1.85mm。在该实例中,槽沿着远侧辐射部分206的长度以3.7mm的间距隔开。

[0075] 在使用中,根据上文列出的任何实例的器械可以穿过外科观察装置的器械通道插入以到达治疗部位,例如穿过十二指肠壁插入到胰腺中。远侧辐射部分206可以刺透组织,使得由同轴电缆202递送的微波能量辐射到组织中以消融组织。

[0076] 在一些手术中,抽吸针可以在器械之前插入治疗部位,例如以从囊肿等移除流体。

[0077] 本发明的器械可以特别用作已知RF消融技术的替代方案,尤其是因为该器械的大小与已知的RF探针为相同数量级,因此可以使用相同的设备来引入。

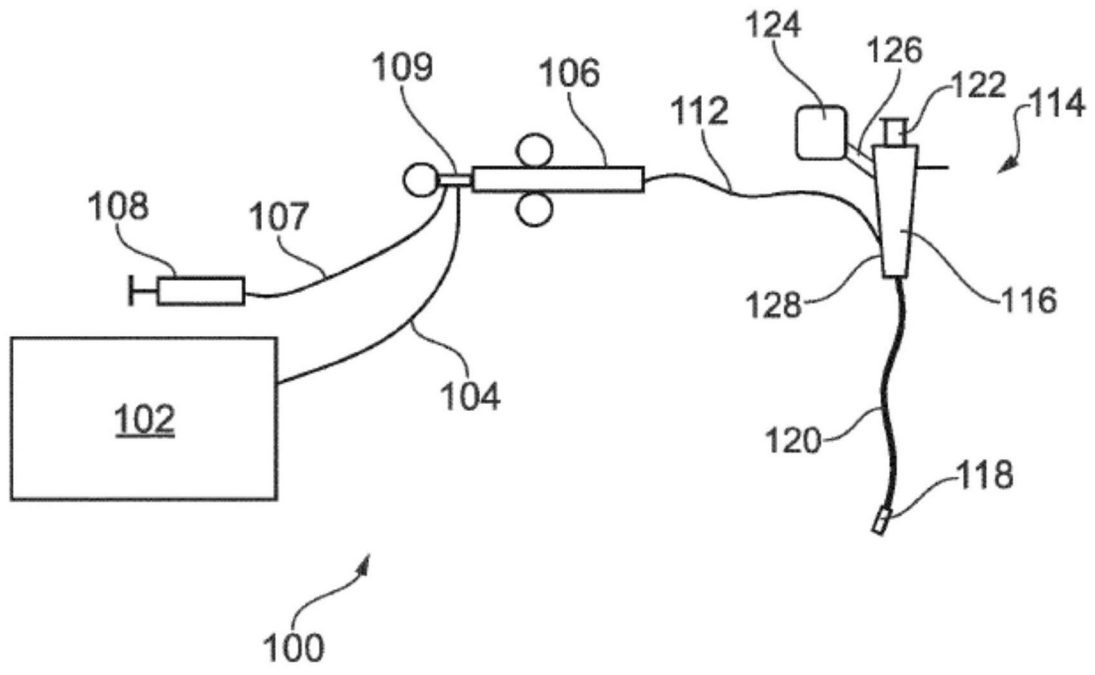


图1

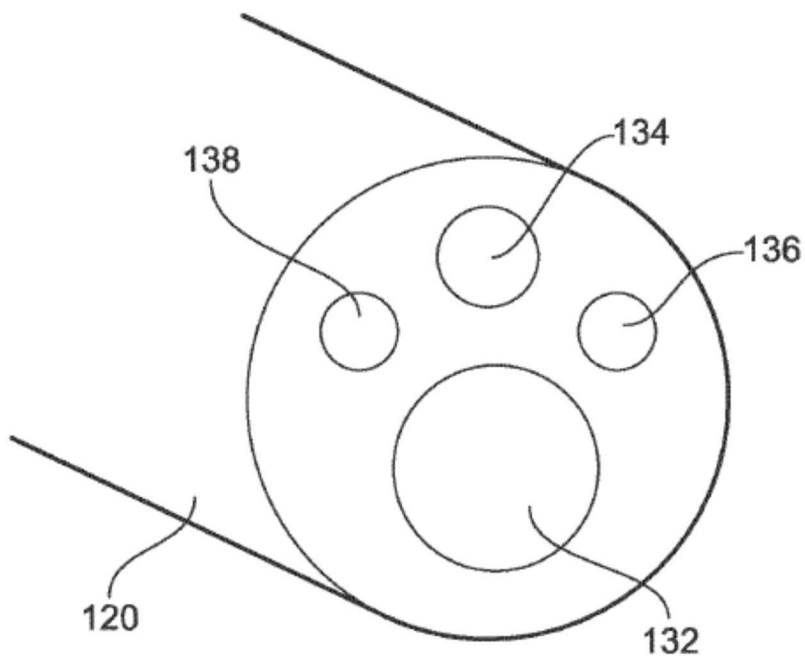


图2

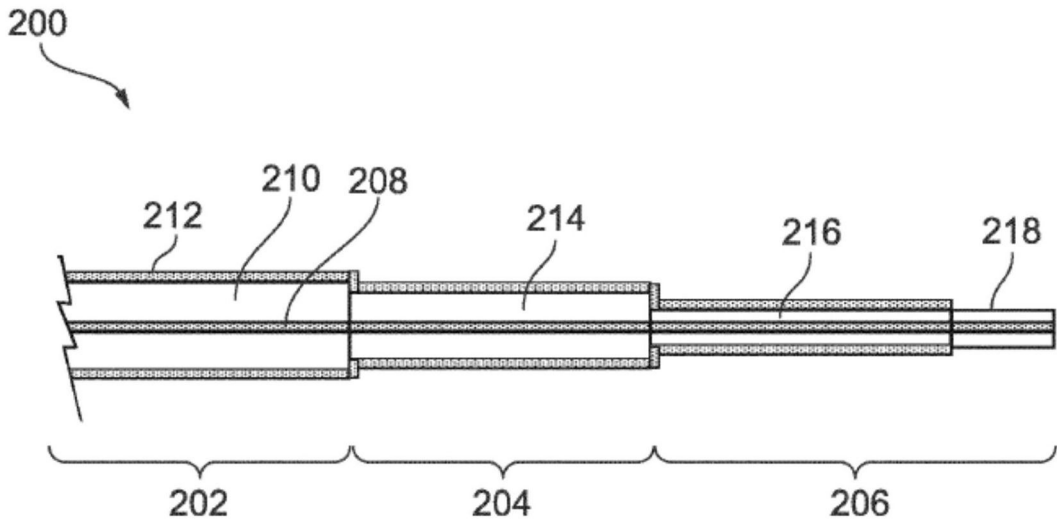


图3

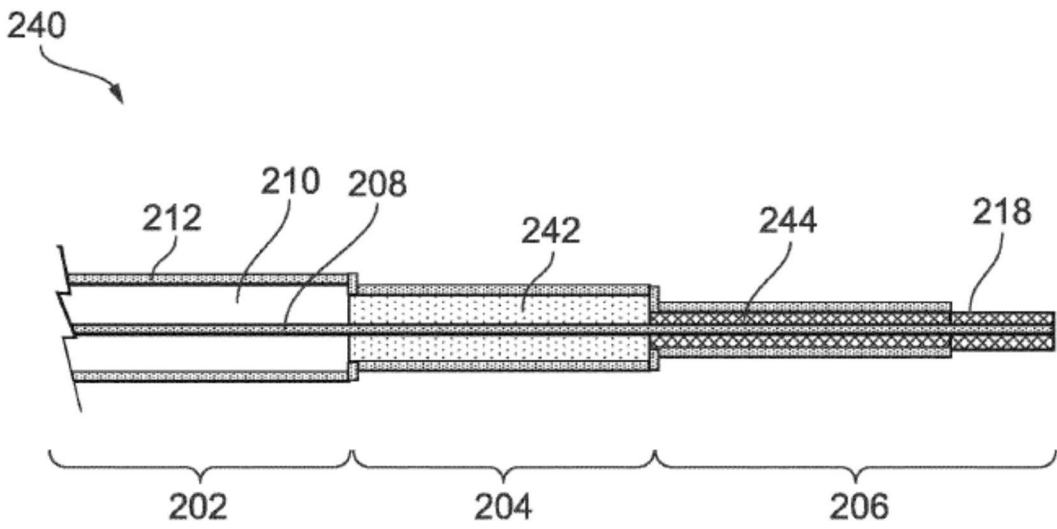


图4

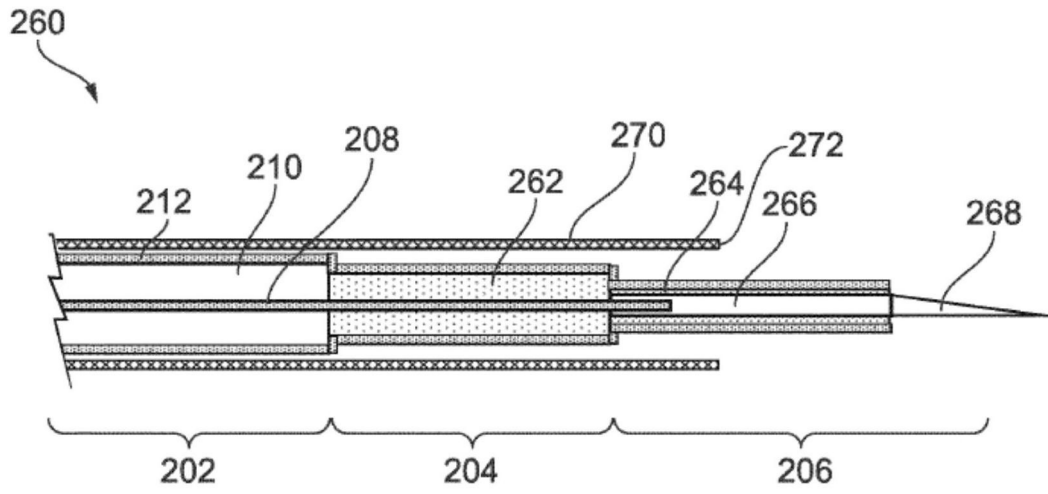


图5

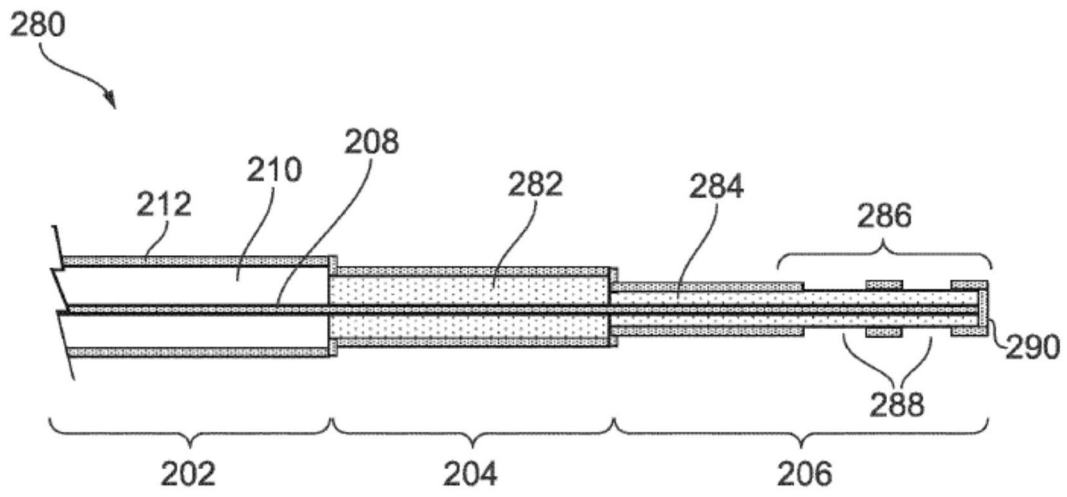


图6