



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110494093 A

(43)申请公布日 2019.11.22

(21)申请号 201880020982.7

亨盖·维博沃 普尼特·普拉卡什

(22)申请日 2018.01.26

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(30)优先权数据

62/450,916 2017.01.26 US

代理人 张瑞 杨明钊

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.25

(51)Int.Cl.

A61B 18/18(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/015584 2018.01.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/140816 EN 2018.08.02

(71)申请人 堃博生物科技公司

地址 美国加利福尼亚州

申请人 堪萨斯州立大学研究基金会

(72)发明人 奥斯汀·普凡嫩施蒂尔

托马斯·M·基斯特

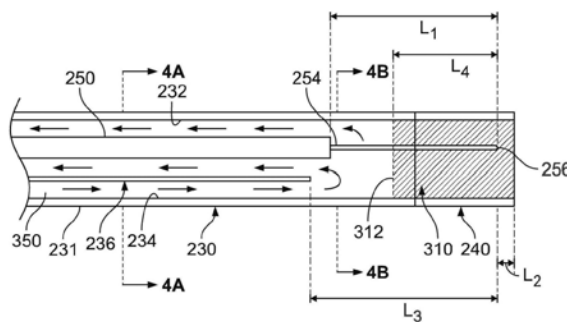
权利要求书3页 说明书13页 附图15页

(54)发明名称

基于支气管镜的微波消融系统和方法

(57)摘要

一种新型微波消融施加器,包括柔性管状轴和部分封装的天线。施加器适于与内窥镜一起使用,以便接近患者器官内深处的远程目标。通过使衰减液体循环通过轴并穿过天线的一部分,微波功率以期望的辐射图案从天线发射。描述了微波消融系统和方法。



1. 一种用于消融患者肺中的目标组织的基于支气管镜的方法,包括以下步骤:
推进支气管镜通过患者的嘴或鼻子并进入肺中;
推进微波消融导管通过所述支气管镜的工作腔并进入目标组织中或邻近于目标组织;
和
通过以引起目标组织消融的频率从所述微波消融导管向目标组织发射微波能量来消融目标组织。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述发射通过从所述微波消融导管全方位发射微波能量来执行。
3. 根据权利要求1所述的方法,还包括在消融步骤期间使液体循环通过所述微波消融导管。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述液体被循环至距所述天线的端部的预定距离,所述预定距离足以使所述液体吸收期望量的微波能量。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述液体在5-40毫升/分种的范围内的流速下循环。
6. 根据权利要求4所述的方法,其中,在循环步骤期间循环水。
7. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述预定距离是3-9mm。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述频率在0.3-6千兆赫的范围内。
9. 根据权利要求3所述的方法,还包括监测温度,并基于来自监测步骤的温度来调节所述液体的流速。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中,消融的步骤是连续的,且范围为2-15分钟,频率在2.0千兆赫和2.5千兆赫之间。
11. 一种用于消融患者内的目标组织的微波消融系统,包括:
微波电源,其用于产生微波能量;和
微波消融导管,其包括:
长形管状主体,其包括柔性近侧部分和远侧部分;
长形天线,其设置在所述远侧部分内,并包括远侧末端;
传输线,其与所述电源电气通信,并且穿过所述主体延伸到所述天线,并且用于在所述电源和所述天线之间传输微波能量;
液体流入通道和液体流出通道,所述液体流入通道和所述液体流出通道用于通过所述管状主体将液体输送到所述导管的所述远侧部分和从所述导管的所述远侧部分输送液体,并且其中所述液体流入通道和所述液体流出通道是导热的,使得当所述液体循环通过所述液体流入通道和所述液体流出通道时,热量被所述液体吸收;和
其中所述导管的所述远侧部分包括与所述天线的所述远侧末端向近侧地隔开的液体屏障,所述液体屏障禁止所述液体通过其中,并且使得当微波能量从所述电源传输到所述天线并且所述液体循环通过所述导管时,所述液体吸收从所述天线发射的第一量的微波能量。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述传输线包括同轴缆线,所述同轴缆线包括与外导体电绝缘的内导体。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述同轴缆线包括编织的中心导体和编织的外

导体。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述天线选自由偶极天线、螺旋天线、缝隙天线、多缝隙天线和单极型天线组成的组。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述天线是所述内导体的延伸超过所述外导体的暴露部分。

16. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述导管还包括缆线,所述缆线适于可拆卸地联接到所述微波功率监视器的连接器。

17. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述主体具有形状和柔性以在内窥镜过程期间被推进通过内窥镜。

18. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述液体流出通道和所述液体流入通道穿过所述导管的所述主体并排布置。

19. 根据权利要求11所述的系统,还包括泵,所述泵用于驱动液体通过所述液体流出通道和所述液体流入通道。

20. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述天线是无反射器的,使得微波能量从所述天线球形地均匀辐射。

21. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述导管的所述远侧部分具有预设形状。

22. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述导管包括液体流动路径,所述液体流动路径包括所述天线的一部分,使得液体被循环经过所述天线的至少一部分。

23. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述液体屏障与所述天线的端部间隔3-9mm。

24. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述电力供应被配置为以2.0千兆赫至2.5千兆赫之间的频率供应微波能量2-15分钟。

25. 一种用于消融患者内的目标组织的微波消融导管,包括:

柔性长形管状主体,其包括近侧部分和远侧部分;

长形天线,其设置在所述远侧部分内,并包括远侧末端;

传输线,其穿过所述主体延伸到所述天线,并且用于将微波能量从微波电源传输到所述天线;

液体流入通道和液体流出通道,所述液体流入通道和所述液体流出通道用于将液体通过所述主体输送到所述导管的所述远侧部分和从所述导管的所述远侧部分输送液体,并且其中所述液体流入通道和所述液体流出通道是导热的,使得当所述液体循环通过所述液体流入通道和所述液体流出通道时,热量被所述液体吸收;和

其中所述导管的所述远侧部分包括与所述天线的所述远侧末端向近侧地隔开的液体屏障,所述液体屏障禁止所述液体通过其中,并且使得当微波能量从所述电源传输到所述天线并且所述液体循环通过所述导管时,所述液体吸收在所述近侧方向上从所述天线发射的第一量的微波能量。

26. 根据权利要求25所述的导管,其中,所述传输线是同轴缆线,所述同轴缆线包括与外导体电绝缘的内导体。

27. 根据权利要求26所述的导管,其中,所述传输线包括编织的中心导体和编织的外导体。

28. 根据权利要求27所述的导管,其中,所述天线选自由偶极天线、螺旋天线、缝隙天

线、多缝隙天线和单极型天线组成的组。

29. 根据权利要求28所述的导管,其中,所述天线是所述内导体的延伸超过所述外导体的暴露部分。

30. 根据权利要求25所述的导管,其中,所述天线是无反射器的,使得微波能量从天线全方位辐射。

31. 根据权利要求25所述的导管,其中,所述远侧部分具有预设形状。

32. 根据权利要求25所述的导管,还包括从所述导管主体的近端延伸的缆线,并且所述缆线包括适于可拆卸地联接到微波电源的套节。

33. 根据权利要求25所述的导管,其中,所述主体具有形状和柔性以在内窥镜过程期间被推进通过内窥镜。

34. 根据权利要求25所述的导管,其中,所述液体流出通道和所述液体流入通道穿过所述导管的所述主体并排布置。

35. 根据权利要求25所述的导管,还包括液体流动路径,所述液体流动路径包括所述天线的至少一部分,使得液体被循环经过所述天线的至少一部分。

36. 根据权利要求25所述的导管,其中,所述液体屏障与所述天线的端部间隔3-9mm。

37. 一种用于施加微波能量以消融肺部肿瘤的微波消融导管,包括本文所述的元件或特征的任意组合。

38. 一种用于施加微波能量以消融肺部肿瘤的微波消融方法,包括本文所述的步骤的任意组合。

39. 一种用于施加微波能量以消融肺部肿瘤的微波消融系统,包括本文所述的部件的任意组合。

基于支气管镜的微波消融系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本国际PCT申请要求2017年1月26日提交的美国临时专利申请第62/450,916号的优先权的权益。

技术领域

[0003] 本发明涉及电外科装置,其可操作来输送足够强度的微波能量,以引起位于人体或动物体内的组织的靶向消融。

背景技术

[0004] 微波消融(MWA)是临床上用于癌症热疗的几种能量形式之一。热消融的目标是将目标组织加热到毒性温度,导致细胞因凝固坏死而死亡。Thomas Ryan P的“Microwave Ablation for Cancer:Physics,Performance,Innovation,and the Future(微波消融治疗癌症:物理、性能、创新和未来)”,其来源于纽约的Image-Guided Cancer therapy(图像引导癌症疗法):Springer Science+Business Media,2013。MWA是一种微创过程,其可用于不可切除的肿瘤,或具有复杂医疗状况的患者,这些医疗状况会妨碍化疗、放疗或传统外科手术。MWA过程通常在图像引导下进行,例如超声或计算机断层扫描(CT),以识别疾病、定位施加器(applicator)并确认适当的治疗。G.Deshazer、D.Merck、M.Hagmann、D.E.Dupuy和P.Prakash的“Physical modeling of microwave ablation zone clinical margin variance(微波消融区临床边缘变异的物理模型)”,其来源于Med.Phys.(医学物理学),第43卷,第4期,第1764页,2016年4月。MWA显示出比外科手术切除更低的并发症发生率,因此它是不适合需要耗费很多体力或侵入性治疗的高危患者的优先选择。见Deshazer等人。

[0005] 参考图1,通常通过将刚性针状天线施加器10插入患者肺部24的目标肿瘤30中并施加从微波发生器供应的能量来执行MWA。公共频率范围为915兆赫或2.45千兆赫,尽管正在考虑以其他频率操作的系统。S.Curto、M.Taj-Eldin、D.Fairchild和P.Prakash的“Microwave ablation at 915MHz vs2.45GHz:A theoretical and experimental investigation(915兆赫与2.45千兆赫的微波消融:理论和实验研究)”,其来源于Med.Phys.,第42卷,第11期,第6152-6161页,2015年11月。理想情况下,MWA过程将沿着整个肿瘤边界50以额外的5-10mm的边缘消融肿瘤,以考虑通过成像未检测到的任何额外癌细胞。见Deshazer等人。当快速振荡的辐射电场引起组织中的极性分子(例如水)的旋转,极性分子试图与所施加的场的方向对齐时,就会产生热量。组织中引起的热损伤随加热过程中的瞬态温度分布(transient temperature profile)而变;凝固坏死发生在组织温度超过约55°C时。W.C.Dewey的“Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic(从分子和细胞到临床的Arrhenius关系)”,其来源于Int.J.Hyperthermia,第25卷,第1期,第3-20页,2009年1月。治疗区域的最终尺寸和形状(体积)由天线的辐射图案(radiating pattern)、局部热传导和血液灌注造成的热损失决定。

[0006] 尽管目前可获得的用于治疗肺部病变的经皮微波消融(MWA)系统已经证明相对于

其他消融形式,例如激光和射频消融,局部肿瘤控制得到了改善(例如,MWA为88%,相比之下激光和射频分别为68%和69%,T.J.Vogl、R.Eckert、N.N.N.Naguib、M.Beerer、T.Gruber-Rouh和N.-E.A.Nour-Eldin的“Thermal Ablation of Colorectal Lung Metastases:Retrospective Comparison Among Laser-Induced Thermotherapy, Radiofrequency Ablation,and Microwave Ablation(结肠直肠肺转移的热消融:激光诱导热疗、射频消融和微波消融的回顾性比较)”,其来源于Am.J.Roentgenol.,第1-10页,2016年9月。),但是经皮消融具有使胸膜25破裂的高相关风险。胸膜破裂会导致气胸:即使不是致命的并发症,也是非常不可取的。由此可见,经皮方法可进入的肺部肿瘤的范围从根本上受到肿瘤位置和周围解剖结构(心脏、大血管、膈肌、肋骨)的限制。随着通过低剂量CT筛查对周围结节检测的增加,具有可采用微创方法治疗的局限性疾病的患者的数量预计将大幅增加。K.Harris、J.Puchalski和D.Sterman的“Recent Advances in Bronchoscopic Treatment of Peripheral Lung Cancers(支气管镜治疗周围型肺癌的最新进展)”,其来源于Chest,2016年6月。

[0007] 已经提出通过支气管镜方法对肺目标进行热消融作为早期肿瘤治疗的微创手段。R.Eberhardt、N.Kahn和F.J.F.Herth的“‘Heat and destroy’:bronchoscopic-guided therapy of peripheral lung lesions(‘加热和破坏’:支气管镜引导下的周围型肺病变的治疗)”,其来源于Respir.Int.Rev.Thorac.Dis.,第79卷,第4期,第265-273页,2010年。支气管镜引导和导航技术的进步预期提高经由支气管镜向目标肿瘤输送施加器的能力。D.H.Sterman等人的“High yield of bronchoscopic transparenchymal nodule access real-time image-guided sampling in a novel model of small pulmonary nodules in canines(在犬类小肺结节的新模型中的支气管镜透明肺结节访问实时图像引导采样的高收益率)”,其来源于Chest,第147卷,第3期,第700-707页,2015年3月。

[0008] 然而,MWA装置的一个挑战是在支气管镜的更窄和更长的工作腔内工作。支气管镜装置的直径必须小于2mm,以配合在可用窥镜内的工作通路内,且必须长约1.5m,以接近周围肺部中的目标。

[0009] 目前可获得的经皮MWA装置的尺寸范围在17G(约1.5mm)到13G(约2.4mm)之间。R.C.Ward、T.T.Healey和D.E.Dupuy的“Microwave ablation devices for interventional oncology(介入肿瘤的微波消融装置)”,其来源于Expert Rev.Med.Device,第10卷,第2期,第225-238页,2013年3月;经皮MWA施加器的长度通常约为15-30cm。直径越小,需要使用越小越长的缆线,由于同轴缆线内的电磁衰减,缆线会产生越多的加热。例如,1.0千兆赫的UT-34缆线的衰减系数为1.58分贝/米。考虑到施加的功率为60瓦,经皮施加器的20厘米缆线将在缆线内产生2.2瓦的损耗,相比之下,支气管镜施加器的1.5米缆线损耗为14.3瓦。这种额外的缆线加热不期望地存在对施加器、支气管镜和靠近施加器有效长度的非目标组织造成热损伤的风险。

[0010] 各种专利中描述了用于加热和破坏体内肿瘤细胞的微波消融组件和技术,其中一些专利描述了使用柔性长形构件或导管进行消融的用途。美国专利申请公布第2017/0265940号、第2016/0095657号、第2014/0259641号和第2014/0276739号中描述了这些组件和技术的例子。

[0011] 由于细的同轴缆线内的相当大的衰减,因此支气管镜和内窥镜输送微波具有挑战

性。缺点是连接缆线时能量损失很大,这可能需要通过冷却来补偿。参见Thomas, Ryan P. 缆线内的微波损耗降低了输送到组织的能量,并导致沿着施加器的浪费加热,这可能导致非预期的组织加热、支气管镜/内窥镜的损坏和/或装置性能的降低。此外,由于支气管镜/内窥镜工作通路的尺寸限制,增加了装置直径的用于减小微波消融区长度的常规方法(例如平衡-不平衡变换器(baluns)或三轴元件)是不可接受的。

[0012] 因此,仍然需要解决上文提到的与微波消融相关的挑战。

[0013] 发明概述

[0014] 经由支气管镜治疗肺部恶性肿瘤的新型柔性MWA施加器可通过提高施加器放置精度来提高治疗疗效,并通过降低诸如气胸的常见并发症的风险来提高安全性。

[0015] 本发明的实施例涉及用于以人和动物组织的高温治疗所需的功率水平输送微波的系统和方法。

[0016] 在本发明的实施例中,装置、系统和方法涉及微波的支气管镜/内窥镜输送,而不是经皮输送。

[0017] 在本发明的实施例中,装置被构造成具有相对较小的直径和相对较大的长度,以便经内窥镜进入目标。

[0018] 此外,本文所述的装置具有足够的柔性,以通过支气管镜的工作通路输送至目标肿瘤。在本发明的实施例中,装置由细且柔性的同轴缆线构成,其弯曲半径适于经由支气管镜/内窥镜入路到达消融目标。在本发明的实施例中,装置适于能够传送1"或更小的180°弯曲半径。在实施例中,弯曲半径约为2.5cm、2.0cm、1.5cm、1cm或更小。

[0019] 在本发明的实施例中,装置具有足够预设或偏置的形状,使得一旦靠近目标,装置可以被推进以离开支气管镜、穿透薄壁组织并准确到达肿瘤。在特定实施例中,装置沿着目标的中心轴线沿着直线路径横向移动。

[0020] 在本发明的实施例中,这些装置是无平衡-不平衡变换器的,因此能够为本文所述的支气管镜应用实现紧密的弯曲半径。

[0021] 在本发明的实施例中,冷却剂循环通过该装置,以补偿由于微波缆线内的衰减引起的缆线发热。

[0022] 在本发明的实施例中,天线被低微波能量损耗电介质材料部分地封装,这限制了冷却剂可以衰减从天线发射的微波的程度。天线类型可以改变。在实施例中,天线选自自由偶极天线、螺旋天线、缝隙天线、多缝隙天线和单极型天线组成的组。

[0023] 在实施例中,天线被封装的程度由(a)被封装的天线的表面积与(b)天线的总表面积的比率来限定。在实施例中,该比率在0.125至1的范围内。在其他实施方式中,天线不被封装。

[0024] 在本发明的实施例中,该装置的至少远侧部分具有由双腔/多腔导管形成的固定直径,从而与伸缩管导管相比具有较小的外径。

[0025] 在本发明的实施例中,沿着导管的温度是通过调节导管腔的尺寸以修改冷却剂流动分布;冷却剂温度;和/或冷却剂流速来控制的。

[0026] 与其他消融能量形式相比,根据本发明的微波能量施加器具有几个优点,包括:在更大体积上产生更快加热的潜力、来自散热器的影响更小、在高阻抗组织例如肺中的有效性、利用多个施加器产生更大消融区的能力以及更少的辅助部件(例如接地垫)。这些优点

有助于以更短的治疗时间产生更均匀的消融。

[0027] 本发明的这些优点以及其他目的和优点从后续的详细描述连同所附附图将变得明显。

[0028] 附图简述

[0029] 图1是经皮微波消融过程的图示；

[0030] 图2是根据本发明的实施例的微波消融导管的图示；

[0031] 图3A是根据本发明实施例的图2所示导管的远侧部分的轴向截面图；

[0032] 图3B是根据本发明另一实施例的图2所示导管的远侧部分的轴向截面图；

[0033] 图4A是沿着线4A-4A截取的图3A所示的导管的横截面图；

[0034] 图4B是沿线4B-4B截取的图3A所示的导管的横截面图。

[0035] 图5是根据本发明的实施例的微波消融系统的示意图；

[0036] 图6A-6B是对应于向不同方向发射辐射的支气管镜微波消融过程的图示；

[0037] 图7是用于目标组织的微波消融的方法的流程图；

[0038] 图8是肺组织中MWA施加器的仿真天线反射系数的图形表示；

[0039] 图9是柔性MWA施加器的仿真SAR分布的图形表示；

[0040] 图10是仿真消融区温度分布的图形表示；

[0041] 图11是原型MWA施加器的图示；

[0042] 图12A是插入支气管镜的工作通路的近端中的图11所示的原型MWA的局部图示；

[0043] 图12B是从支气管镜的工作通路的远端延伸的图11所示的原型MWA的局部图示；

[0044] 图13A-13B是离体猪腰部肌肉中两次消融结果的图示；

[0045] 图14A-15B是猪肺中各个消融结果的图示；

[0046] 图16-17是在不同功率下肺消融期间径向温度对时间的图形表示；和

[0047] 图18-19是体内犬肺消融10天的CT图像。

[0048] 发明的公开内容

[0049] 在详细描述本发明之前,应理解,由于对于所描述的本发明可以进行各种改变或修改并且等同物可以被替换而不脱离本发明的精神和范围,因此本发明不限于本文所陈述的特定变型。在阅读本公开后对本领域技术人员来说将明显的是,本文所描述和示出的各个实施例中的每个具有离散的部件和特征,这些部件和特征可与其它几个实施例中的任一个的特征容易地分离或组合而不脱离本发明的范围或精神。此外,可以进许多行修改以使特定的情况、材料、物质的组成、过程、过程行动或步骤适应于本发明的目的、精神或范围。所有这样的修改旨在落入本文提出的权利要求的范围内。

[0050] 本文列举的方法可以以逻辑上可能的所列举事件的任何顺序以及所列举的事件顺序来进行。此外,在值的范围被提供的情况下,应理解,在该范围的上限与下限之间的每一个中间值以及在该指定范围中的任何其他指定值或中间值都被包含在本发明内。此外,可以预期,所描述的本发明变型的任何可选择的特征可以独立地或与本文所描述的特征中的任何一个或多个组合地被阐述并要求保护。

[0051] 本文中提到的所有现有主题(例如出版物、专利、专利申请和硬件)通过引用以其整体并入本文,除了该主题可能与本发明的主题冲突以外(在这种情况下,以本文呈现的内容为准)。

[0052] 对单个项目的引用包括存在复数个相同项目的可能性。更具体地,如本文和所附的权利要求中使用的,单数形式“一个(a)”、“一个(an)”、“所述(said)”和“该(the)”包括复数指示物,除非上下文清楚地另外指明。还要注意,权利要求可被设计为排除了任何可选要素。因此,此声明意图作为在详述权利要求要素方面使用诸如“唯一地(solely)”、“仅仅(only)”等此类排他性术语或使用“否定”限制的先行基础。

[0053] 术语“内窥镜应用”是指包括各式各样的内窥镜类型的应用,包括但不限于支气管镜类型的应用。此外,术语“施加器”是指包括各式各样的能量发射装置,包括但不限于微波消融导管、工具、棒(wands)和刚性探针,例如在经皮方法中使用的探针。还应认识到,除非另有规定,本文使用的所有技术术语和科学术语具有与本发明所属的领域中的普通技术人员通常理解的相同的含义。

[0054] 本文描述了内窥镜引导的微波消融装置、系统和方法,其能够治疗中心目标,包括但不限于通过经皮方法无法到达的目标。

[0055] 图2示出了柔性微波消融(MWA)导管200,其具有近侧手柄状部分210和长形管状主体220以及远侧末端240。

[0056] 导管的长度可以变化。在某些实施例中,微波消融导管具有至少0.5m、至少0.75m、至少1.0m或至少1.25m的可插入长度(能够插入患者体内的长度)。在特定实施例中,导管长度的范围为约1m至约2m、约1.25m至约1.75m或约1.5m。

[0057] 近侧部分210被示出为具有第一套节(hub)212和第二套节250,以提供通向管状轴的入口,如本文进一步描述的。在实施例中,阀216与管214串联连接,以向导管200供应冷却剂。电连接器218被示出为从手柄的近端延伸。电连接器218可以联接到电源以提供微波,如本文进一步描述的。还应当理解,近侧部分210的构造可以变化,并且本发明可以将更多或更少的套节、管、阀和连接器并入手柄中。在实施例中,近侧部分具有滑锤或手枪状形状,以在支气管镜过程中符合人体工程学地适应医生。

[0058] 图3A是根据本发明实施例的图2所示导管200的远侧部分230的放大局部轴向截面。导管230被示出为包括由联接到单个腔段240的多腔段231形成的大致管状的主体。天线254被示出为从传输线250伸出距离L1,传输线250和天线254都设置在导管的管状主体230内。管状主体被示出为从天线的端部伸出距离L2。距离L1和L2可以根据电磁波长选择,并且可以变化。注意,电磁波长是系统操作频率和天线周围的材料(包括冷却剂、电介质封装塞、导管和/或肺组织)的电特性的函数。例如,对于在大约2.45千兆赫的频率下操作的系统,距离L1在4-24mm的范围内,且距离L2在0.5-3mm的范围内。

[0059] 多腔部分231是双腔或并排腔导管,其具有用于分隔腔的壁236。壁延伸导管的长度,并被示出为终止于距天线末端256一定距离L3处。在实施例中,距离L3在7-28mm的范围内。

[0060] 图3A所示的两个腔包括液体流出通道232和液体流入通道234,液体流出通道232和液体流入通道234可以延伸导管主体的长度。冷却剂350循环通过液体流出通道232和液体流入通道234,用于冷却导管主体并减少消融期间对组织的附带损伤。冷却剂的示例是水。尽管腔232和234分别被识别为流出腔和流入腔,但是循环液体的方向可以相反。在实施例中,冷却剂350通过腔232朝向目标组织被驱动,并通过腔234远离目标组织被驱动。

[0061] 图3A还示出了天线254的被绝缘体310封装的部分。绝缘体优选是低损耗电介质材

料。适用于绝缘体的低损耗电介质材料的非限制性例子包括PTFE(特氟隆)、FEP、陶瓷(例如氧化铝)和环氧树脂。微波可以通过绝缘体,但电流不可以通过绝缘体。此外,如本文所讨论的,绝缘体通过限制冷却剂可相对于天线行进的程度来合意地改变辐射图案的形状。在实施例中,绝缘体被设置为距天线远侧末端的阈值距离为 L_4 ,使得冷却剂在消融期间仅衰减一部分微波能量。

[0062] 不打算受限于理论,天线的局部封装或不完全封装的原理是,在一些实施例中,例如图3A所示的单极型天线,天线辐射图相对较长。也就是说,辐射图案沿着缆线向近端延伸,导致比期望的消融区更长的消融区。为了限制消融区的长度,水围绕单极天线的近侧部分循环,但是远侧末端保持封装在环氧树脂310(或其他低损耗介电材料)中。因此,向近端行进的微波被水衰减。

[0063] 虽然从天线径向向外行进并进入组织中的微波也有一些衰减,但是我们已经发现,所述设计足以用于本文所述的肺部应用,其中期望的消融区尺寸范围为1-10cm,更优选为约2-5cm,并且在一些实施例中,直径为约3-4cm。

[0064] 再次参考图3A,液体屏障312被示出在距天线远端256预定距离 L_4 处。距离 L_4 可以变化。在实施例中,距离 L_4 在2-12mm的范围内。另外,在实施例中,距离 L_4 是长度 L_1 的几分之一,并且可以在 $1/8 \times L_1$ 到 $1 \times L_1$ 的范围内。

[0065] 因此,在实施例中,液体被运送成大体上接近天线或接触天线,从而吸收对应于辐射图案尾部的微波能量,同时允许微波能量传递到目标组织。如上所述,液体屏障312可以不同地形成。在实施例中,液体屏障使用环氧树脂310形成,环氧树脂310还用于将天线、多腔管231和单腔管状元件240结合在一起。

[0066] 尽管导管管状主体被示出为管状段的组合,但是导管构造可广泛地变化。管状导管或主体可以具有更多或更少的段和腔。导管主体可以装入或容纳多个单独的管或管束和/或包含伸缩式布置。导管腔和段可以与本文描述的施加器成一体,或分开联接以用于本文描述的施加器。

[0067] 图4A是沿图3A所示的导管200的4A-4A线截取的放大横截面图。管状外部构件230被示出为包围传输线250。在实施例中,管状主体具有0.001至0.005英寸范围内的壁厚 T_1 。管状外部构件的直径优选小于2mm,以便可通过支气管镜或内窥镜的工作腔前进。在实施例中,管状构件230的外径 D_1 小于5mm、小于3mm或小于2mm,以便配合在可用窥镜的工作通路内。

[0068] 图4A中的外部管状主体230被壁236分成液体流入腔234和液体流出腔232。在实施例中,壁236的厚度 T_2 在0.001英寸至0.005英寸的范围内。该壁与管状主体230的底部以高度 H_1 间隔开,高度 H_1 在0.01英寸至0.02英寸的范围内。液体流出腔232和液体流入腔234中的每一个都示出为填充有液体350。

[0069] 如本文所述,液体既用作冷却剂又用作微波能量吸收体。示例性液体是水。微波天线辐射元件被水包围的程度可以被调节以控制微波能量向后行进并加热非目标物体(例如,气道、窥镜、血管、心脏)的量。使用除水之外的材料(例如,具有不同电介质特性的材料)提供了调节向后辐射的另一种手段。对最佳材料及与该材料接触的辐射元件的长度的选择提供了一种在不增加装置直径的情况下限制向后辐射的手段。在实施例中,如本文进一步讨论的,冷却剂衰减辐射图案的尾端。

[0070] 图4A所示的传输线250包括由电介质层264隔开的内导体254和外导体260。传输线250还具有外部护套或套管,该外部护套或套管可以是非导电材料,比如,例如塑料。在实施例中,传输线的直径 D_2 在1mm至1.3mm的范围内。传输线从近侧部分穿过导管主体延伸到远侧部分,并且用于将微波信号或能量从电源传输到天线,如本文进一步描述的。

[0071] 在实施例中,传输线由细且柔性的同轴缆线构成,其弯曲半径适于经由支气管镜/内窥镜入路到达消融目标。在实施例中,弯曲半径约为2.5cm、2.0cm、1.5cm、1cm或更小。在实施例中,外导体260是编织导电材料或细丝结构,用于提高沿着导管长度的柔性。在实施例中,内导体254也是编织导电材料。

[0072] 如本文所述,使用具有编织的中心导体和外导体的同轴缆线显著提高了柔性。此外,使用具有外部塑料套管的同轴缆线减少了“下沉(set)”(一种离开内窥镜的工作通路的器具走上了内窥镜末端所限定的路径以外的路径的现象)并且提高了冷却效率。此外,塑料套管增加了一层隔热层,并提供了低摩擦的流动表面。

[0073] 图4B是沿图3A所示的导管200的线4B-4B截取的放大横截面图。管状外部构件230被示出为包围天线254。环形空间被示出为填充有液体350。液体与天线直接接触,以冷却天线,并在微波能量激活期间吸收能量。如本文所述,辐射能量的形状和图案通过将液体屏障312设置得离天线末端更近或更远来调节。

[0074] 图5示意性地描绘了根据本发明的一个实施例构建的示例性电外科系统500。电磁电源510产生期望的微波能量并向天线30传输该期望的微波能量。电磁电源510可以包括微波信号发生器、DC电源、功率放大器(未示出)。功率监视器520监控进出装置30的电活动,比如,例如反射功率阻抗。装置30和电源510使用的设备的各种部件的操作可以由微处理器监控和控制,例如在个人计算机530、服务器或手持装置中的微处理器。

[0075] 图5还示出了与MWA施加器流体连通的泵542。该泵用于使液体循环通过MWA施加器。调节流速可用于影响导管温度和本文进一步描述的辐射图案。示例性流速范围为5-40毫升/分钟。泵的示例是蠕动泵。然而,本领域技术人员已知的其他装备也可以用于驱动液体通过MWA施加器,包括电泵、注射器、重力滴注器等。

[0076] 在实施例中,信号发生器产生的频率类似于与通常用于加热水的频率相关联的频率。在实施例中,产生的频率的范围从大约800兆赫到6千兆赫,从大约900兆赫到大约5千兆赫,或者从大约1千兆赫到大约3千兆赫。在优选实施例中,特别是对于用于实验临床工作的装置,产生的频率是915兆赫或2.45千兆赫。在2.45千兆赫的操作频率下操作是合意的,因为较高的频率选项由于较短的波长而导致较小的天线物理尺寸。这有助于缩小装置的有源部分的长度。在一些实施例中,MWA系统在大约5-6千兆赫下操作。此外,在2.45千兆赫下操作的MWA系统产生的球形/对称消融区比在915兆赫下多,这有助于在以小恶性肿瘤为攻击目标时最小化消融的健康组织的体积。

[0077] 图5还示出了温度探针540。温度探针540可以可选地与装置30一起插入组织550中,以便监控被消融组织的温度及邻近被消融组织的温度。在实施例中,采用光纤(或其他非金属)温度传感器。或者,可以通过使用热敏电阻或热电偶将温度传感器并入装置中,热敏电阻或热电偶放置在装置的轴的外部上或远侧末端附近的液体中,以便监控温度和/或消融过程中的温度变化。

[0078] 如本文所述,在实施例中,天线30被设计成在操作频率下具有接近于来自信号发

生器的传输线的阻抗的阻抗(额定地,50欧姆)。天线30呈现的阻抗是天线尺寸以及操作频率下的波长的函数。由于这种阻抗匹配,该装置可用于治疗非常接近关键结构的身体组织的方法中。另见Prakash等人的美国专利公布第2017/0265940号,其通过引用以其整体并入本文。

[0079] 图6A是对患者肺部24中的肿瘤30的支气管镜微波消融过程的图示。最初,支气管镜620通过鼻子或嘴进入气管20和主支气管22。引导护套622被示出穿过窥镜并朝向目标组织30前进。然后,将MWA导管610从引导护套622或支气管镜620推进到肿瘤30中。

[0080] 如本文所述,在实施例中,MWA导管具有预设形状,该预设形状便于导管610的末端推动穿过肺24中的薄壁组织。导管可以包括由提供可推动性的材料(例如镍钛诺或其他超弹性材料)形成的管状层或脊元件(spine elements)。

[0081] 参考图6A,导管610被示出为大体上沿着肿瘤30的中心轴线前进。发射的微波辐射50是全向的。辐射从导管610的远侧部分向所有方向发射。希望获得这种球形消融区,因为这种可预测区有助于实践者规划施加器相对于目标的位置。在优选实施例中,支气管镜MWA施加器610能够治疗直径多达20mm的肿瘤(可能约30mm消融区)。

[0082] 还希望循环冷却剂以减轻消融过程中产生的热量,并减少对非目标组织(例如气管20、支气管22、血管和心脏)和器具(例如窥镜22)的附带损害。

[0083] 此外,如本文所述,冷却剂流动路径被确定为沿着导管主体循环冷却剂以用于冷却目的,并且还吸收期望量的发射自天线的辐射,从而限定或限制从天线产生的辐射图案。本发明的实施例包括在距天线末端预定距离处提供液体屏障,以允许冷却剂流过天线或非常接近天线,从而吸收期望量的辐射。

[0084] 图6B是对患者肺部24中的肿瘤30的支气管镜微波消融过程的另一个图示。除了MWA导管660被配置成定向发射微波能量670之外,图6B所示的过程类似于图6A所示的过程。

[0085] MWA导管660被配置成仅以定向辐射图案670向目标组织30发射微波能量。该装置的医生或操作者可以对该装置进行定向,使得能量大体上朝着目标结构发射,并且远离不应该被损坏的关键组织。Prakash等人的美国专利公布第2017/0265940号中描述了适于定向发射微波能量的装置的例子,该专利公布通过引用以其整体并入本文。

[0086] 图7示出了根据本发明实施例的微波消融方法700的流程图。

[0087] 步骤710阐述了推进窥镜。在实施例中,支气管镜通过嘴或鼻子通道被推进到患者的肺部中。窥镜的例子包括但不限于支气管镜、内窥镜、结肠镜等。

[0088] 步骤720阐述了推进微波消融导管通过窥镜。医生将MWA导管推进通过窥镜的工作腔,或者将MWA导管推进通过任选放置的引导护套(该引导护套已经被推进通过窥镜),并朝向目标推进。目标的例子包括但不限于肿瘤和可疑的组织生长。在实施例中,微波消融导管被推进通过肿瘤的中心轴线。

[0089] 步骤730阐述了通过发射微波能量消融目标组织。如本文所述,微波功率被传输到天线的端部并从那里发射出。辐射图案可以变化。在实施例中,辐射图案关于天线的轴线是圆柱对称的。

[0090] 此外,可以通过在天线附近循环冷却剂来调节辐射图案。在实施例中,通过定义离天线端部预定距离的液体屏障来修改辐射图案。优选地,辐射图案被限制于或局限于导管的远侧部分附近的消融区。辐射的近端区域(即尾部)受到循环冷却剂存在的限制。

[0091] 步骤740阐述了本文所述的循环冷却剂。

[0092] 步骤750阐述了评估是否已经达到阈值极限(例如,时间或温度)。如果没有达到阈值极限,则消融继续,如通过返回到步骤730所表示的。在实施例中,消融时间或治疗时间可以是连续的,并且范围为1-15分钟,更优选在2-5分钟之间,频率范围在915兆赫或2.45千兆赫之间,并且更优选在2.0千兆赫和2.5千兆赫之间。

[0093] 除了继续消融之外,本文讨论的测量还可用于在该过程中指导对所施加功率的调节。功率可以被调节得更高或更低,或者以其他方式基于来自测量的反馈被调节。处理器可以被编程为基于测量的属性来确定何时以及如何调节功率。

[0094] 最后,步骤760阐述了停止消融。该过程完成。

实施例

[0095] 通过计算机模型仿真,制作并评估了样机。消融离体猪组织以验证仿真结果,并作为概念验证。在健康的猪和犬肺组织中进行了额外的体内实验。

[0096] 为了评估经由支气管镜入路输送MWA的技术可行性,我们构建并测试了水冷同轴单极天线。天线是通过剥去同轴传输缆线的外护罩并暴露中心导体而构建的。基于肺部组织中辐射的电磁波的预期波长,计算出14mm的天线长度。虽然已知没有平衡-不平衡变换器/扼流圈(choke)的同轴天线产生具有明显尾部的辐射图案,但是直径为2mm的施加器内的有限空间排除了平衡-不平衡变换器的使用。

[0097] 实施例1. 计算机模型仿真

[0098] 耦合有限元方法(FEM)-电磁-传热仿真被用于表征肺组织特有的天线设计。FEM仿真被用来评估天线阻抗匹配、辐射图案和热消融分布。

[0099] 仿真采用了组织特性,详见J. Sebek、N. Albin、R. Bortel、B. Natarajan和P. Prakash的“Sensitivity of microwave ablation models to tissue biophysical properties:A first step toward probabilistic modeling and treatment planning(微波消融模型对组织生物物理特性的敏感性:概率建模和治疗计划的第一步)”,其来源于Med. Phys.,第43卷,第5期,第2649页,2016年5月。

[0100] 图8示出了仿真天线反射(SAR)系数, S_{11} 。 S_{11} 参数是同轴传输线和天线之间阻抗匹配的度量。较小(即更负)的 S_{11} 值表示传输线和天线之间的良好阻抗匹配。天线所辐射的功率在周围组织内被吸收。相反,更大的 S_{11} 值表示反射功率增加,这将导致输送到组织的功率减少,并且同轴馈线内的加热增加。图8表示所评估的MWA导管在大约2.5千兆赫的频率下具有最佳的SAR(即,最低的SAR)。

[0101] 图9示出了上述MWA施加器的仿真SAR分布770。如图所示,该分布具有近侧尾部772,该尾部随着与远侧末端的距离而向轴成渐缩。

[0102] 图10示出了仿真的瞬态温度分布780。电磁仿真与传热模型相结合,以仿真在40W施加功率下消融300秒后的瞬态温度分布。作为预期消融区的估计,60°C等温轮廓线775覆盖在仿真温度分布上。这表示所评估的MWA导管引起球形消融区。

[0103] 实施例2. 离体猪肌肉

[0104] 参考图11,使用1.3m长的同轴微波传输缆线制造原型柔性施加器800,该同轴微波传输缆线由如上所述的定制挤压多腔管道包覆。我们使用Vestamid管道。管道提供了用于

冷却水的流动路径和低摩擦保护外表面。施加器800的总外部直径小于2mm。该装置的远端用环氧树脂塞密封。

[0105] 装置近端处的止血阀830允许同轴缆线832插入挤压管道中,并为循环水系统提供连接。冰水用蠕动泵(未示出)循环。冷却系统去除来自缆线衰减和反射功率的热量,以防止装置损坏和周围健康组织的非预期加热。

[0106] 图12A是支气管镜840的近侧部分的放大局部视图,并示出了插入支气管镜的套节848中的图11所示的柔性MWA施加器800。MWA施加器前进到标记器812,对应于施加器末端820应当从支气管镜端部842延伸出的预定距离。

[0107] 图12B是支气管镜的远侧部分842的放大局部视图,并示出了从支气管镜的工作腔844向远侧延伸的图11所示的柔性MWA施加器800的远侧部分820。

[0108] 猪的腰部肌肉和肺组织都是新鲜获得的并保存在放在冰上的密封袋中,用于装置表征。使用前,将组织切成约10cm³样品,并在水浴中加热至约30°C(同时密封在塑料袋中)。使用树脂玻璃模板将MWA施加器和四个光纤温度传感器插入组织中6cm,该树脂玻璃模板保持传感器与施加器径向间隔5、10、15和20mm。

[0109] HP 8665B信号发生器和RFcore RCA0527H49A微波放大器用于向施加器供应2.45千兆赫信号。在实验过程中,使用Bird技术7022统计功率计监控正向功率和反射功率。

[0110] 首先在离体猪腰肌肉组织中评估用柔性MWA施加器产生的消融区。进行了三次消融,结果总结在下表1中。图13A-13B示出了当组织沿组织轴线剖开时的代表性消融区。

[0111] 表1:猪肌肉的消融结果

[0112]

功率 (W)	持续时间 (分钟)	高度 (mm)	直径 (mm)	轴比
40	4	27	19	0.70
40	4	33	24	0.73
40	4	27	17	0.63
平均值		29	20	0.69

[0113]

标准差		3.5	3.6	0.05
-----	--	-----	-----	------

[0114] 实施例3. 离体猪肺

[0115] 接下来,将施加器插入肺组织中,当使用HP 8753D矢量网络分析仪在2.45千兆赫下测量-21.8分贝的天线S₁₁时,确认适当的阻抗匹配。理想阻抗匹配的示例范围为-8至-25分贝。

[0116] 由功率计测量的在40瓦下进行的第一次离体肺消融没有产生任何可见的消融区域。这可能是由于施加器定位在大气道内造成的,如本文进一步描述的。下表2给出了在60W和80W下进行的额外消融的结果。

[0117] 表2:猪肺消融结果

[0118]

功率 (W)	持续时间 (分钟)	高度 (mm)	直径 (mm)	轴比
40	4	--	--	--
60	5	31	13	0.42
60	5	32	10	0.31
60	5	--	--	--
80	5	32	13	0.41
80	5	17	15	0.88

[0119] 图14A-14B示出了两次60W 5分钟猪肺消融的结果。

[0120] 图15A-15B示出了两次80W 5分钟猪肺消融的结果。

[0121] 我们还注意到在60W下进行的第三次消融显示出几乎看不见的消融区;它的边界是如此的模糊和分散,以至于不可能精确测量它。实验观察到的离体消融区预计小于仿真消融区,因为诸如缆线衰减和组织收缩的功率损失等效应没有被建模。C.L.Brace、T.A.Diaz、J.L.Hinshaw和F.T.Lee的“Tissue contraction caused by radiofrequency and microwave ablation:a laboratory study in liver and lung (射频和微波消融引起的组织收缩:肝脏和肺的实验室研究)”,其来源于J.Vasc.Interv.Radiol.JVIR,第21卷,第8期,第1280-1286页,2010年8月。

[0122] 总的来说,数据和图13A和13B示出在猪肌肉中观察到的消融图案与仿真结果非常一致(实验中直径=20mm,高度=29mm,轴比=0.69,而仿真中直径为32mm,高度为42mm,轴比=0.76)。然而,在肺组织中观察到的消融区是可变的,并且与仿真消融区的形状/大小不完全一致。不受理论的束缚,肺组织的可变性是由于其海绵状的性质而产生的。由于大直径气道的数量,肺组织比肌肉更不均匀。这些气道引起显著的电磁反射,这可能影响结果的一致性和实验消融区的可见外观。肺还比其他组织更有弹性得多,这可能导致样本组织变形或在实验过程中施加器/探针放置不准确。进一步表征和预测离体肺组织中的消融大小和形状,包括合适的肿瘤模拟,是正在进行的工作的主题。T.Kawai等人的“Creation of a tumor-mimic model using a muscle paste for radiofrequency ablation of the lung (使用肌肉膏创建肿瘤模拟模型用于肺的射频消融)”,其来源于Cardiovasc.Intervent.Radiol,第32卷,第2期,第296-302页,2009年3月。

[0123] 尽管消融肺组织存在可变性,但我们观察到微波能量的应用将肺组织提高到消融温度。如上所述,我们使用四个相互隔开的探针测量温度。在图16-17中陈述了在每个探针处测量的温度。特别是图16示出,施加60W将在大约220秒内使肺组织从施加器径向升高1cm至接近60°C的温度。图17示出了施加80W将在大约一半的时间内产生相同的效果。

[0124] 实施例4体内犬消融

[0125] 我们的MWA导管的另一项测试是在犬标本上体内进行的。所有消融都是根据当地机构动物护理和使用委员会批准的实验方案进行的。麻醉诱导后,如上所述的MWA施加器经由支气管镜的工作通路被推进到目标组织。进行了四次消融,每个肺两次,每次在60瓦下消融5分钟。

[0126] 在这些过程期间,功率计记录了返回损耗测量值,范围为-12.3分贝至-17.2分贝。

[0127] 本研究的主要目的是验证概念证明、安全性和肺中消融部位的封闭性。消融过程后,动物从麻醉中恢复并存活10天。在过程后两天和十天获得了CT图像。

[0128] 图18-19示出了体内犬肺消融10天的CT图像。基于对CT数据的分析,消融区860、870的估计尺寸在下表3中给出。

[0129] 表3:体内消融结果

		2 天 CT		10 天 CT	
功率 (W)	持续时间 (分钟)	较小 (毫米)	较大 (毫米)	较小 (毫米)	较大 (毫米)
60	5	18	37	5	17
60	5	16	22	4	19
60	5	17	42	5	20
60	5	13	50	4	25
平均值		16	37.75	4.5	20.25
标准差		2.2	11.8	0.6	3.4

[0131] 体内研究的结果表明,我们的原型柔性MWA施加器能够在肺组织中安全地产生包含的消融区。消融完成后未观察到不良反应。用柔性支气管镜装置对肺部肿瘤进行微波消融提供了微创过程和非外科手术候选者的替代方案。我们能够利用重大工程权衡来克服设计和施工中的挑战。

[0132] 我们的试点体内实验证明了微波能量在活体肺组织内的安全性和包容性。尽管结合肺的治疗描述了本发明的实施例,但是本发明不限于此。本发明还旨在用于其他微创内窥镜过程中。

[0133] 可选择的实施例

[0134] 可以对所公开的实施例进行其它修改和变化而不脱离主题发明。

[0135] 例如,本发明的实施例包括其他类型的天线,包括但不限于:偶极天线、螺旋天线、缝隙天线、多缝隙天线和单极型天线。

[0136] 在图3B中示出了偶极型天线的示例。天线320可以被环氧树脂310完全或部分封装,以防止液体衰减打算行进到目标组织的微波。在其他实施方式中,天线未被封装。

[0137] 末端320与传输线间隔一段距离 M_1 。距离 M_1 可以基于电磁波长,电磁波长是频率和周围材料的电特性的函数。例如,在2.45千兆赫的频率下, M_1 可以在4-14mm的范围内。液体屏障312与天线320的末端间隔距离 M_2 ,且管状主体部分240超过或远离天线320的末端延伸出距离 M_3 ,从而完全封装天线。在实施例中, M_2 可以在7-14mm的范围内, M_3 可以在0.5-3mm的范围内。否则,如上所讨论的,图3B所示的导管的操作类似于图3A所示的导管。

[0138] 本发明的实施例可以可选地包括脊元件,以补偿施加器的“下沉”,以及增加施加器通过窥镜和患者的狭窄通路的可推动性。脊元件如镍钛诺构件(或其他合适的材料)可以插入导管的一个腔中。脊元件的构造可以变化。示例性脊元件包括但不限于线、管、层或编织布置。

[0139] 施加器的远侧末端240通常示出为具有无损伤形状,然而,本发明不限于此。本文的施加器的远侧末端240可以是尖锐的、尖的、斜面的、圆拱形的或锥形的,以便于组织解剖和穿透。

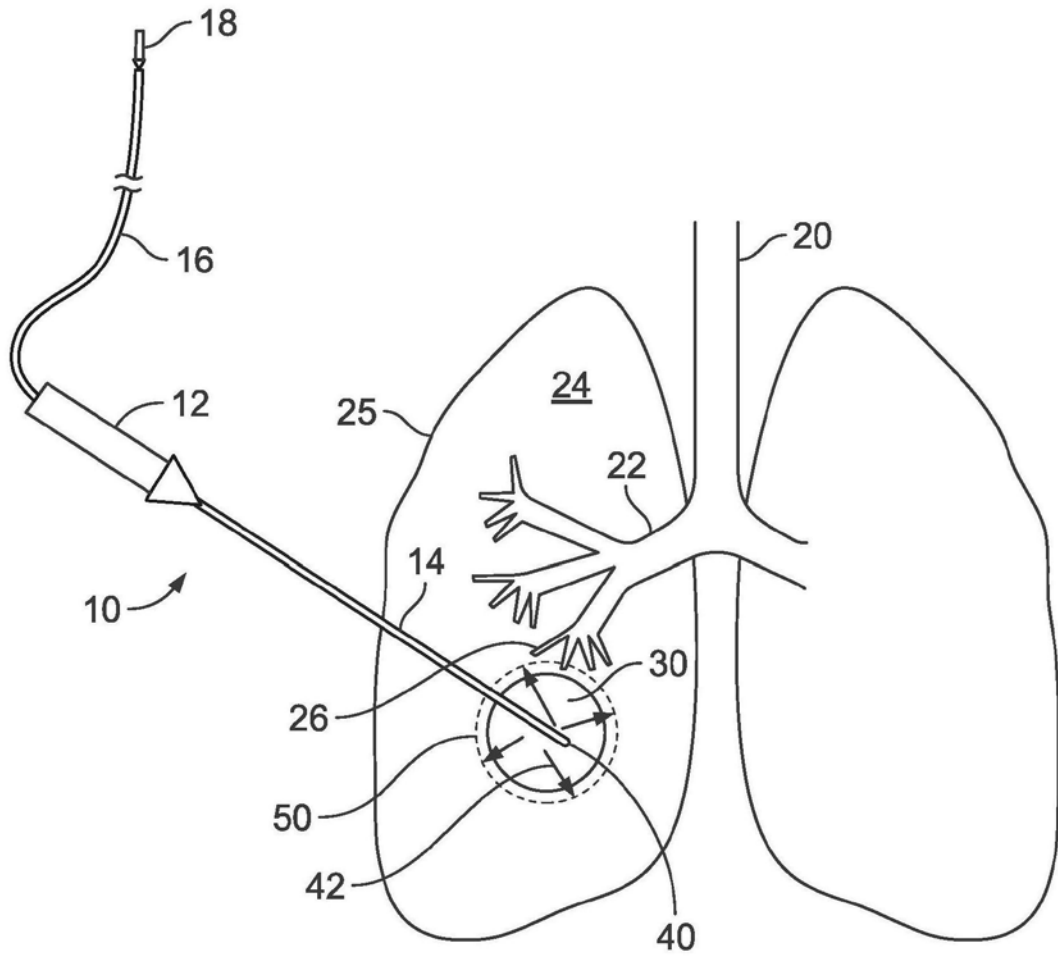
[0140] 在实施例中,天线没有被本文所述的环氧树脂或液体屏障封装。本发明的实施例包括完全冷却的天线设计。

[0141] 本发明的实施例可以可选地与配置为向进行手术的医生提供实时反馈的感测或成像设备结合使用。在实施例中,新型柔性微波施加器与支气管镜成像和软件引导平台集成,以扩大MWA作为小(<2cm)肺部肿瘤的治疗选择的使用。这将允许医生对当前医疗手术范围内确定的肺部肿瘤有更少的侵入性、直接的治疗选择,提高施加器放置的准确性,并可提高疗效,同时将手术并发症的风险降至最低。

[0142] 在实施例中,感测或成像设备可以给医生关于与装置的使用相关联的消融边界的信息。如果消融边界没有延伸到所需目标的边缘,医生可以重新定位或旋转该装置,以治疗所需边缘之间的全部范围的组织。例如,该装置可以由MRI(磁共振成像)兼容材料制成,用于在MRI指导下使用。当引入MRI孔时,这些装置不产生可见的成像伪影。使用带有MRI的装置提供反馈控制过程的实时体积温度成像的益处。例如,当目标结构非常接近几个关键结构的结构时,MRI温度成像可用于评估治疗边界何时延伸到所需目标的边缘,且然后引导装置旋转到另一个方向的目标组织。

[0143] 本发明的实施例可以可选地与多器具一起使用,包括但不限于支气管镜、内窥镜、结肠镜等。本文所述的装置可应用于可经皮、腔内(例如,支气管、尿道、直肠、胃、食管)或血管内(例如,肾神经)进入的区域中的目标组织。该装置还可用于组织的适度加热(例如,在大约41摄氏度和44摄氏度之间),作为用于治疗选定癌症的放射和/或化学疗法的辅佐。

[0144] 可以对所公开的实施例进行其它修改和变化而不脱离主题发明。



现有技术

图1

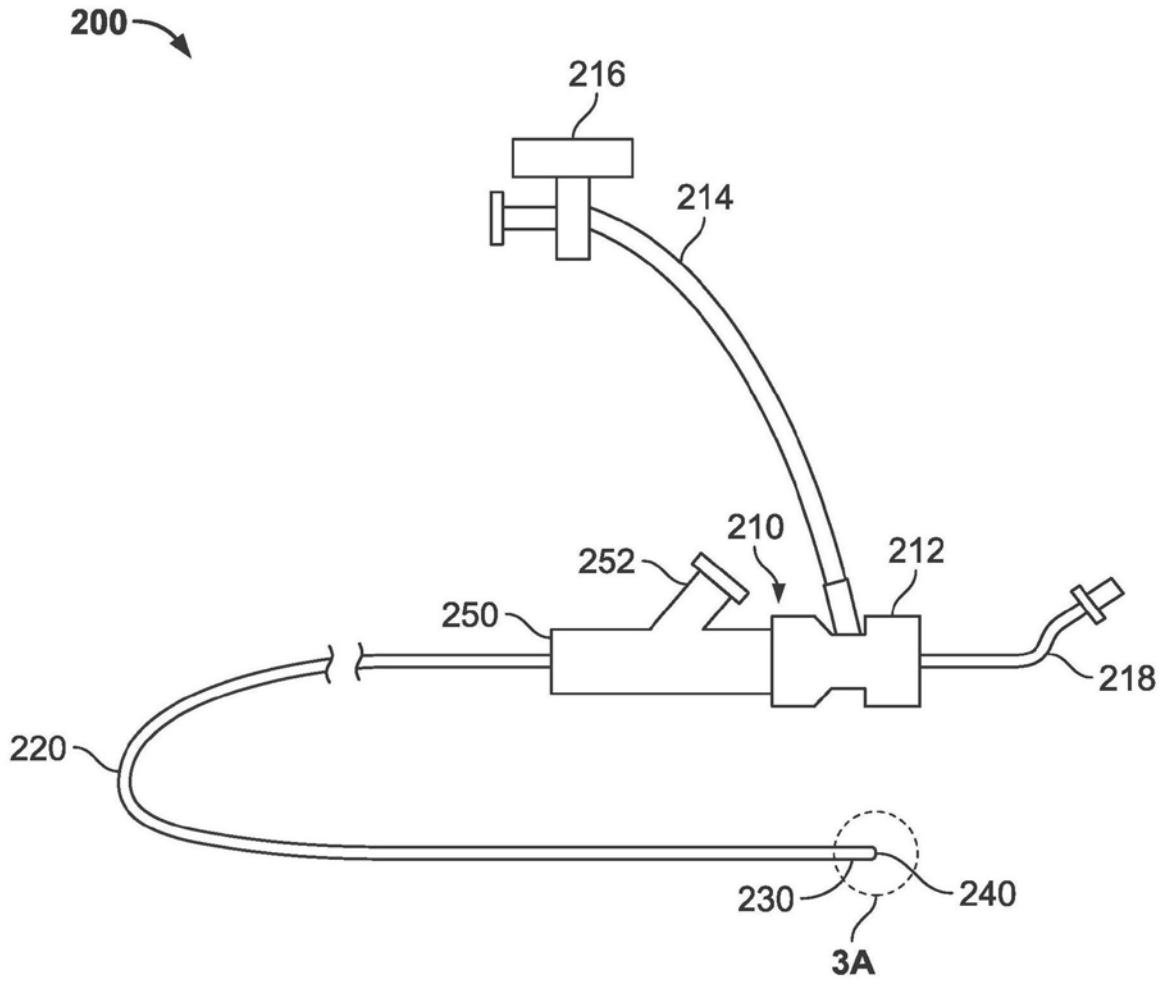


图2

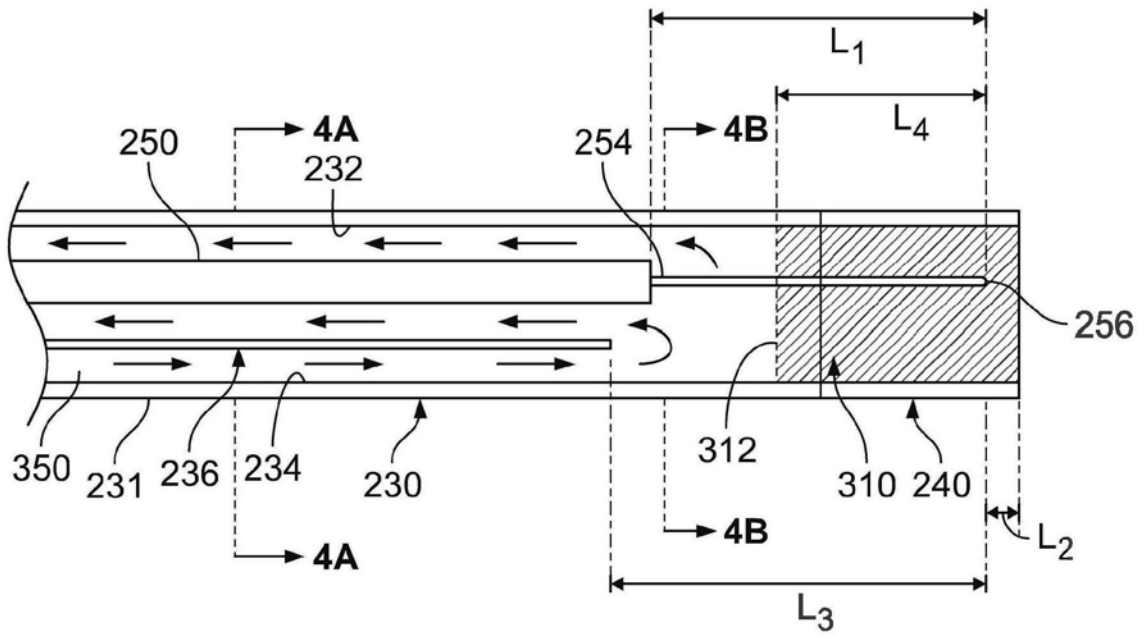


图3A

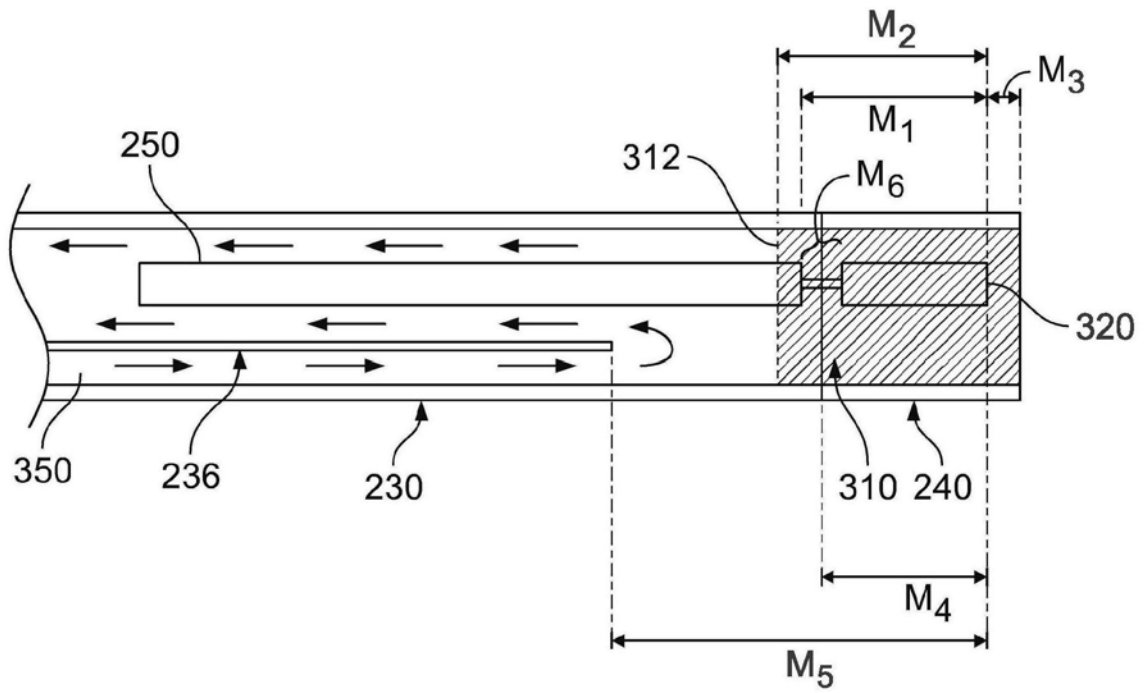


图3B

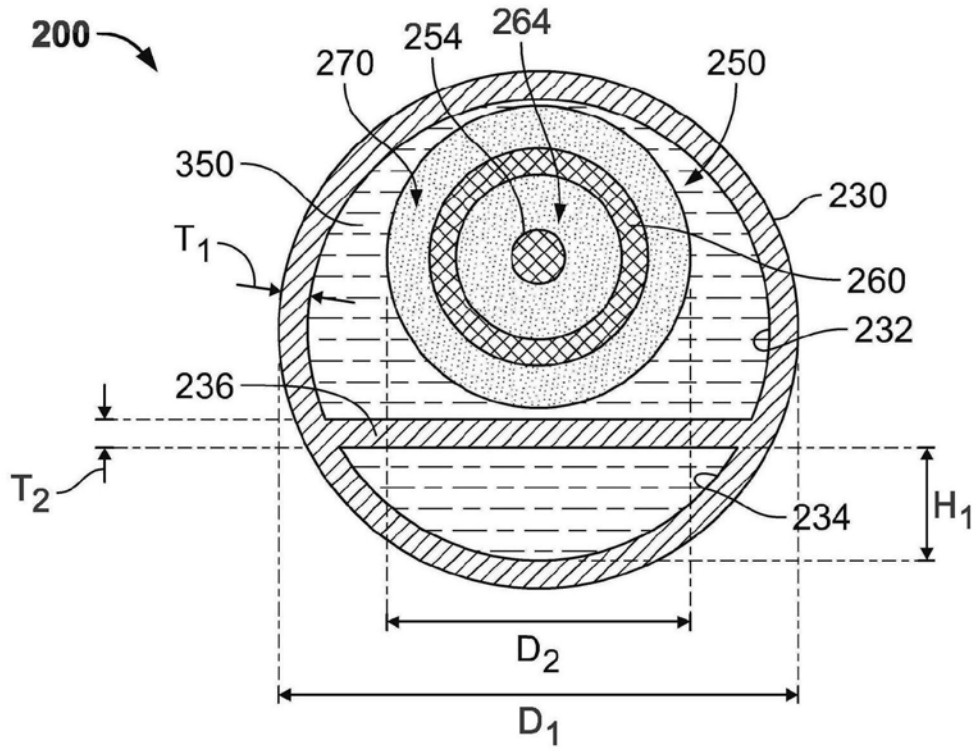


图4A

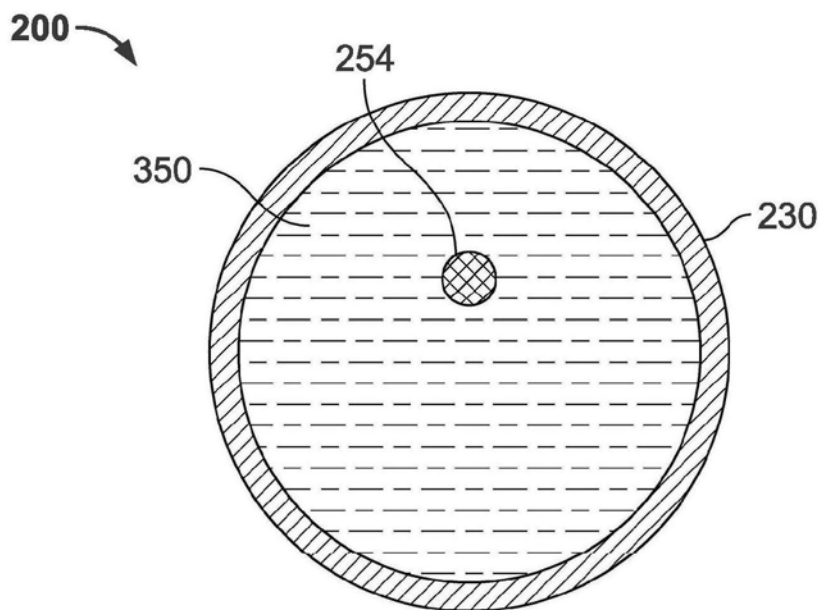


图4B

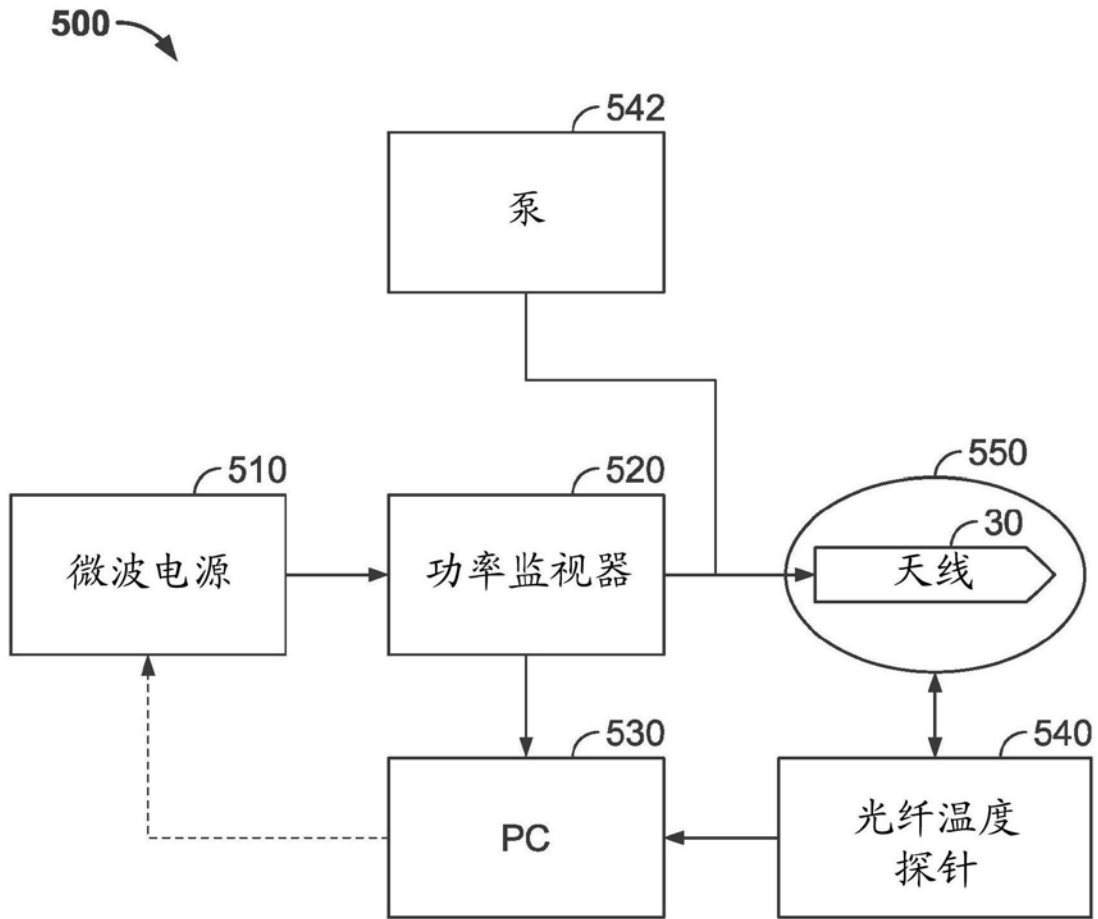


图5

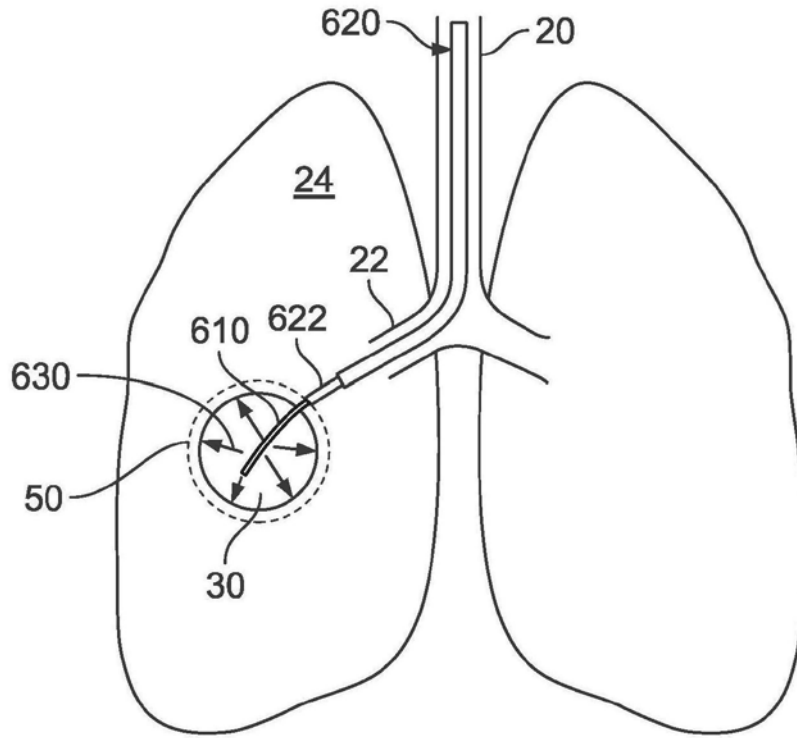


图6A

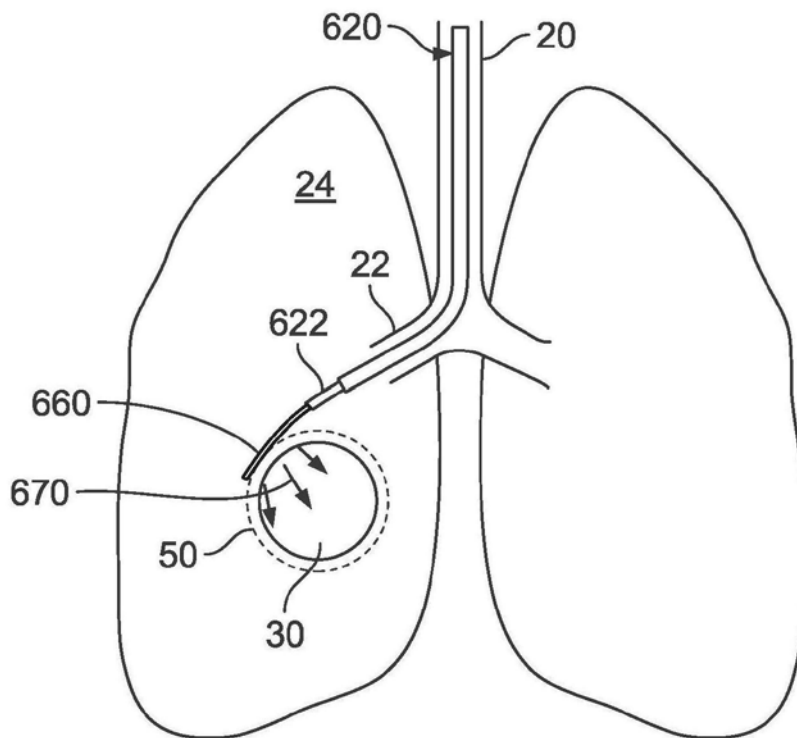


图6B

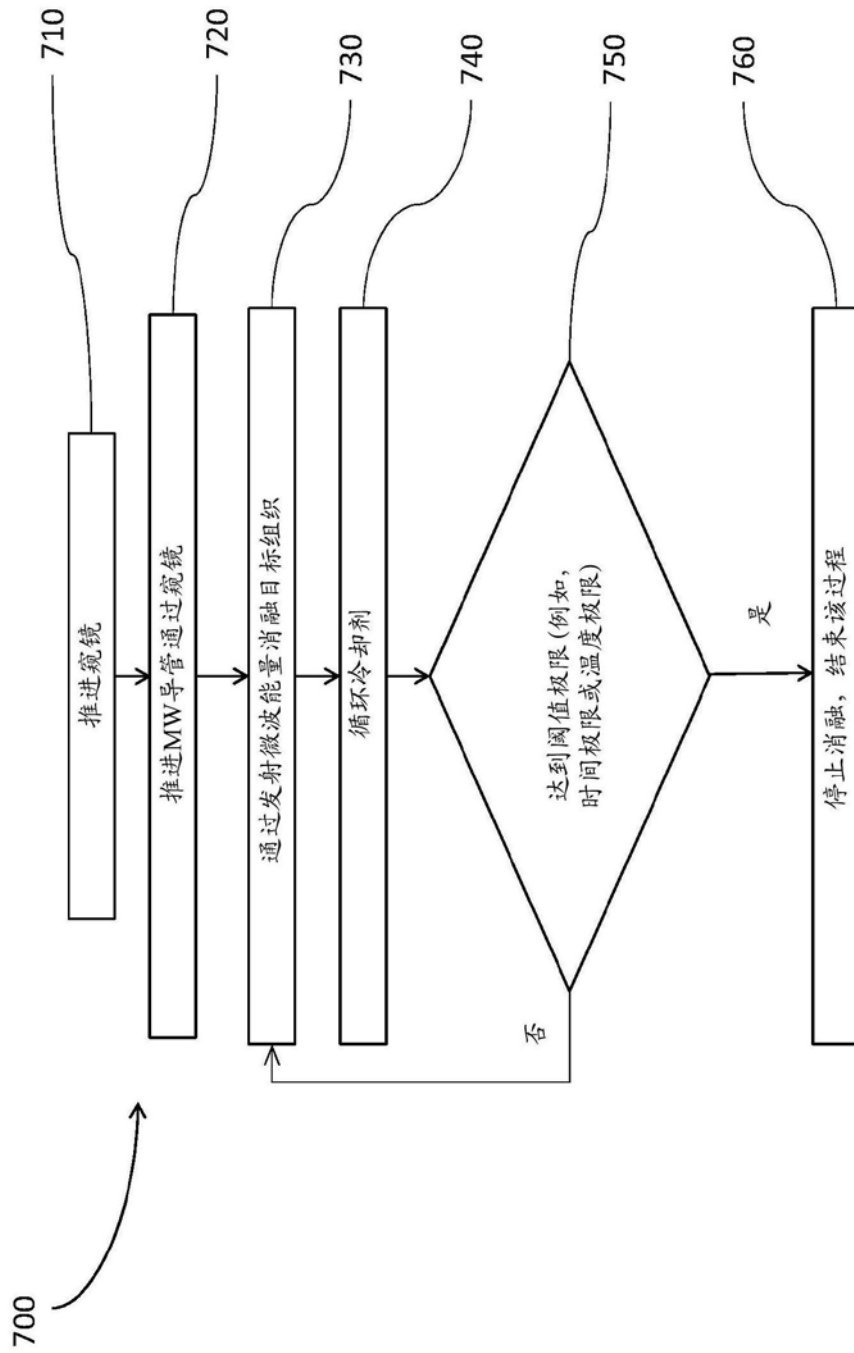


图7

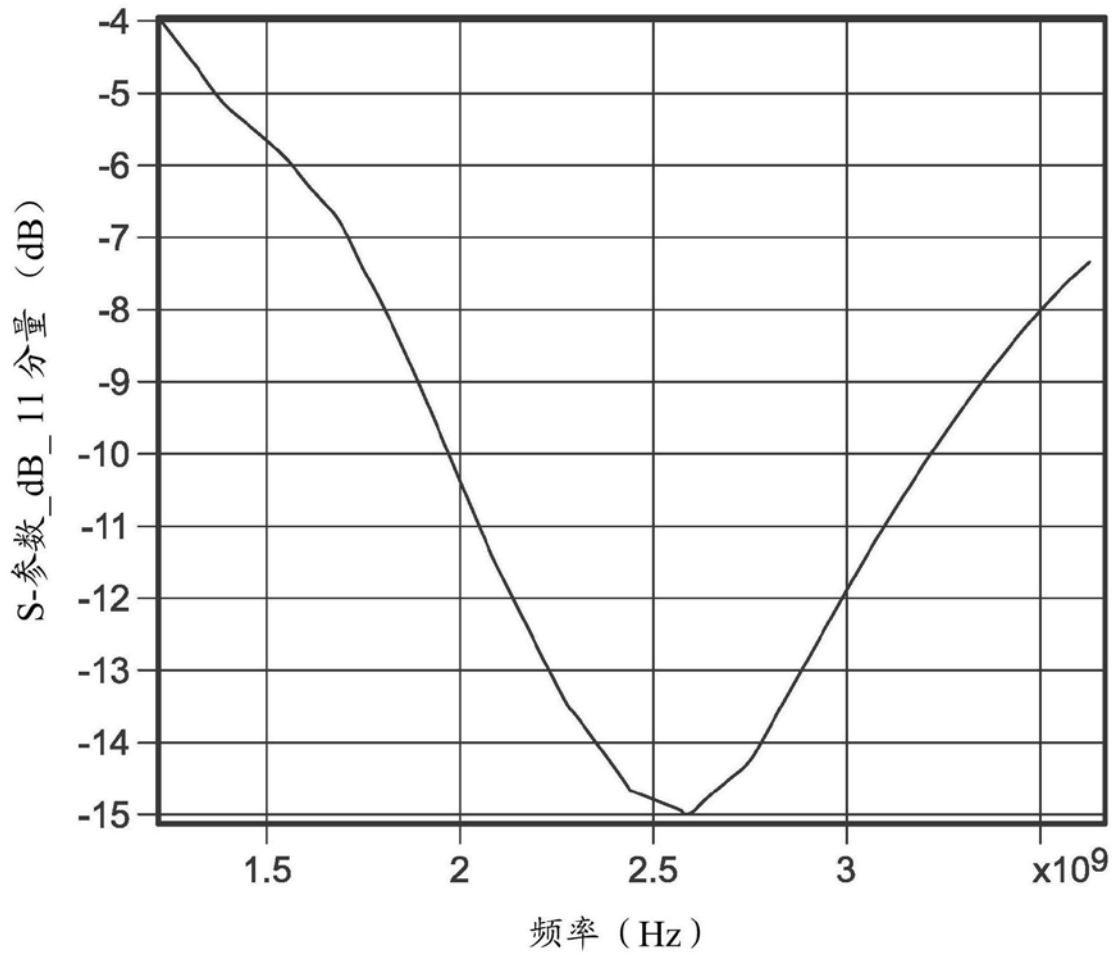


图8

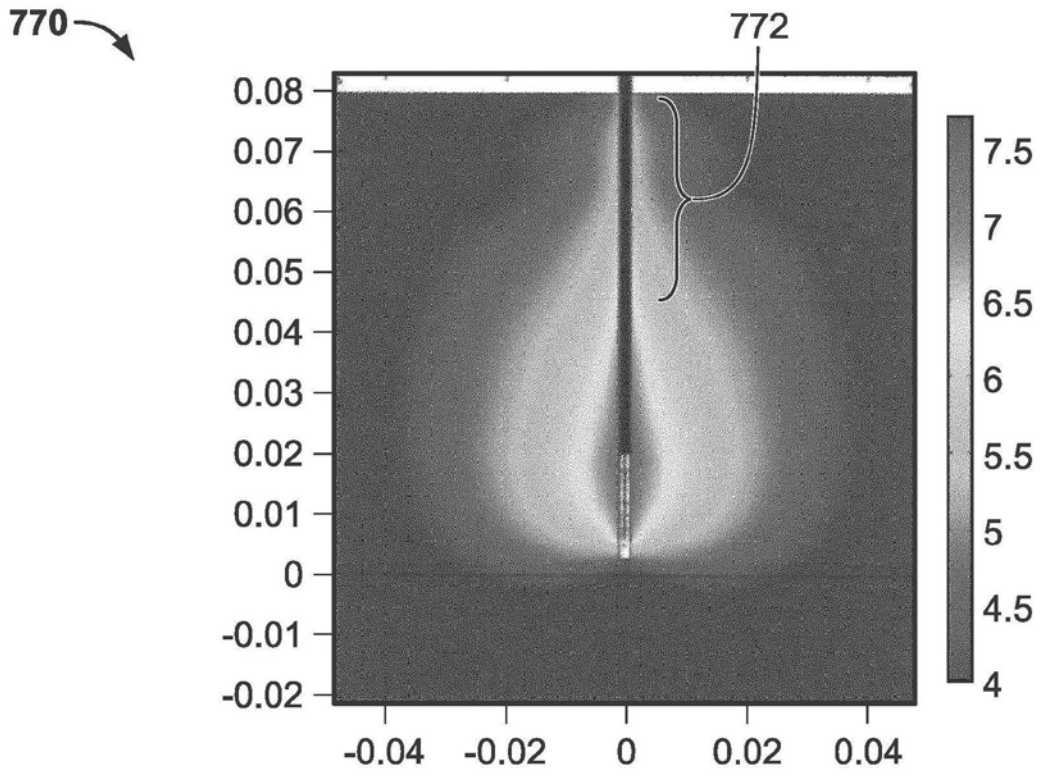


图9

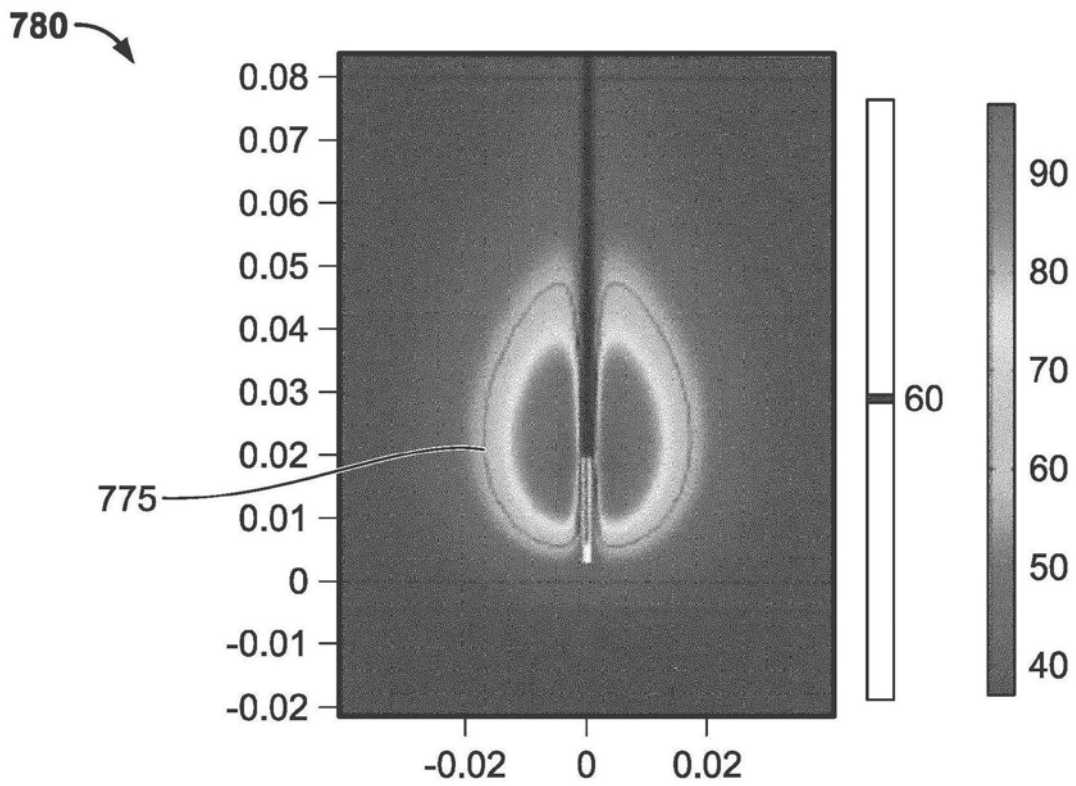


图10

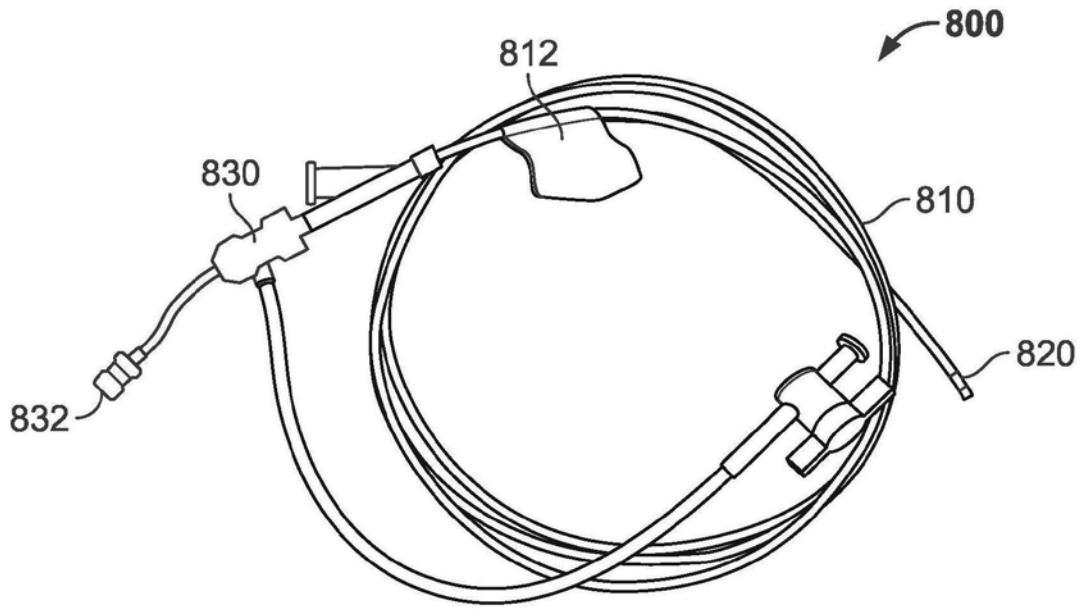


图11

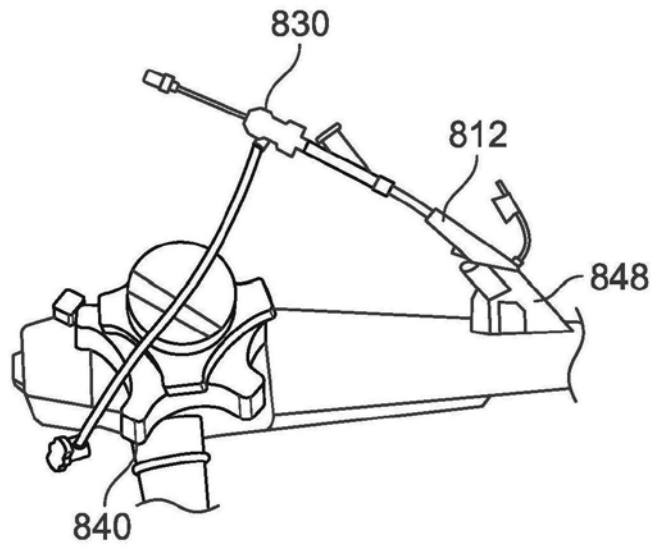


图12A

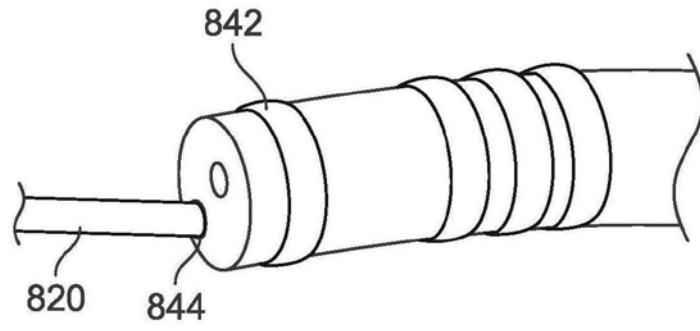


图12B

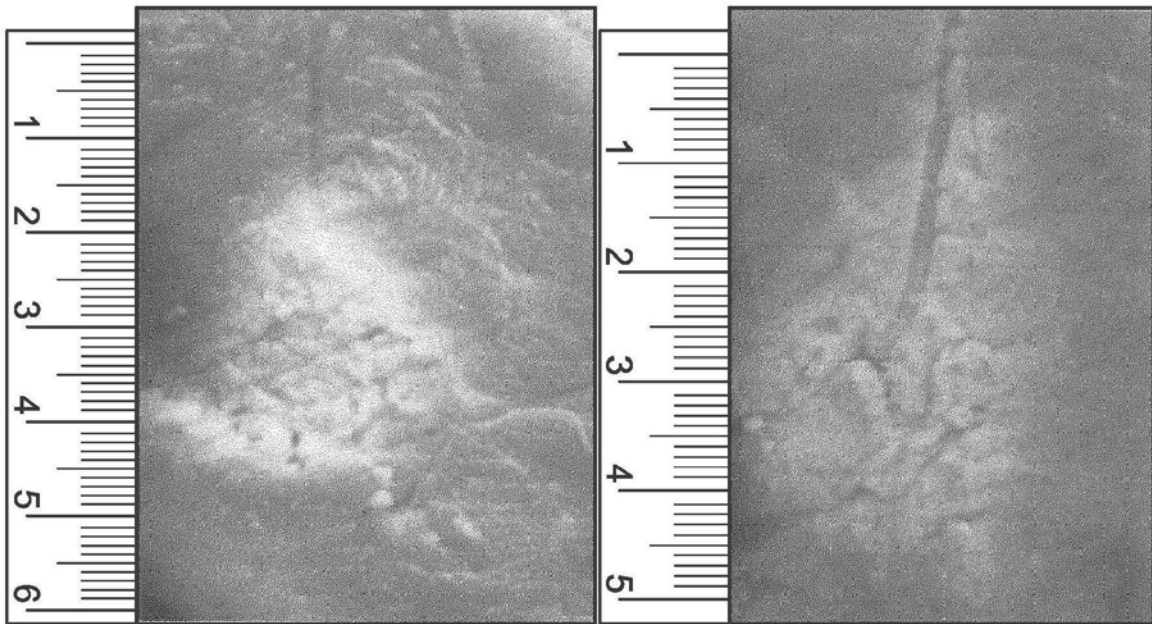


图13A

图13B

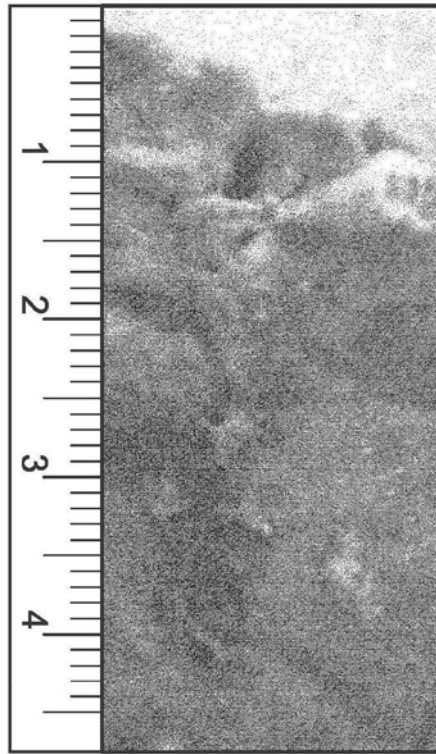


图14A

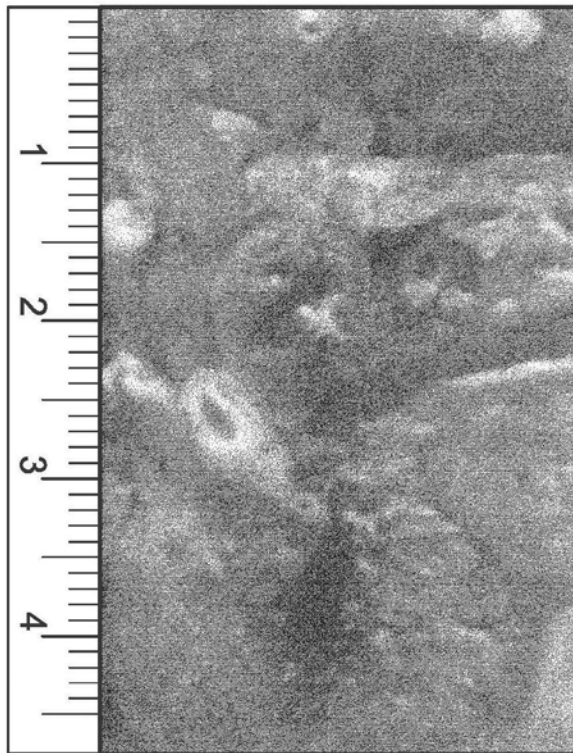


图14B

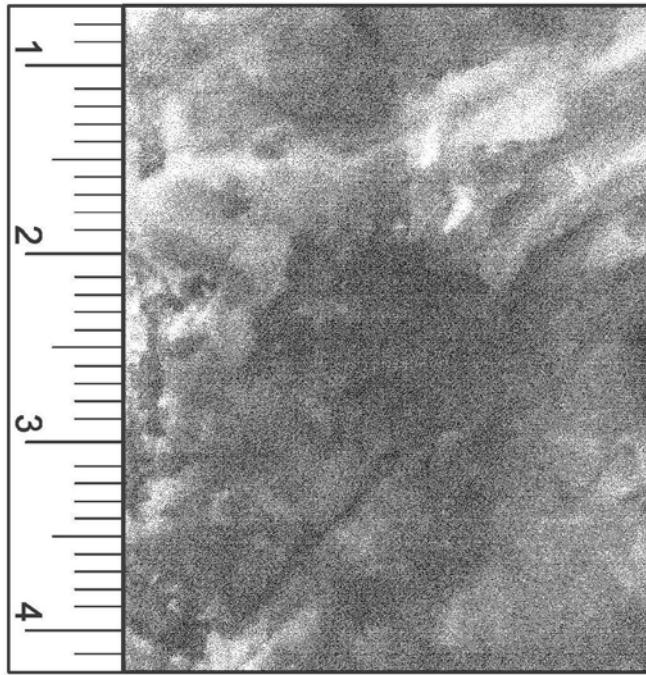


图15A

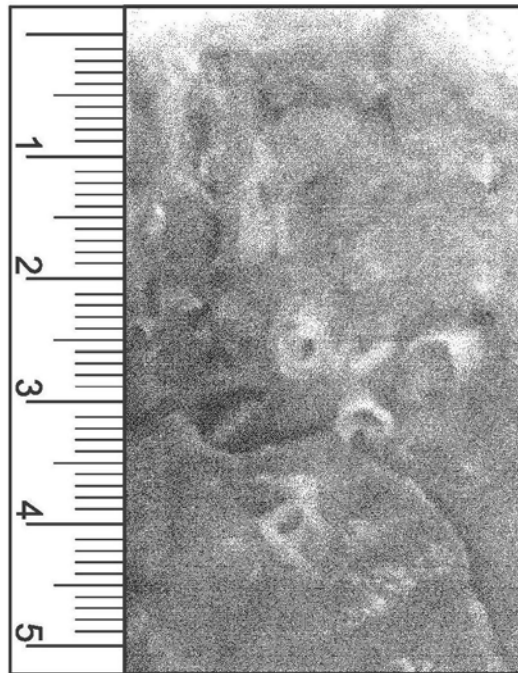


图15B

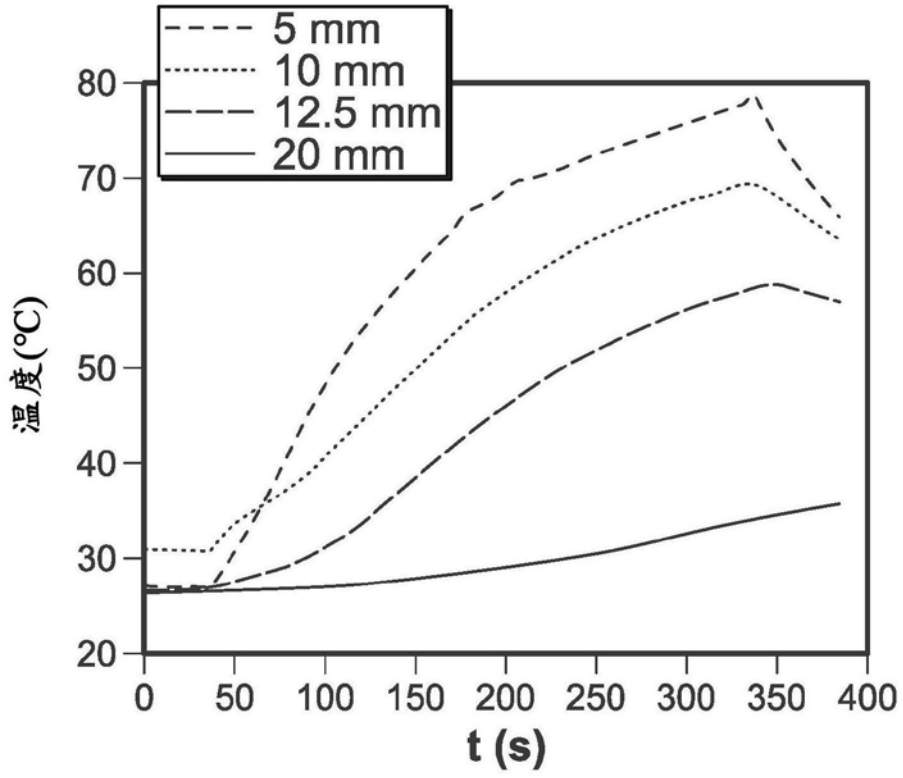


图16

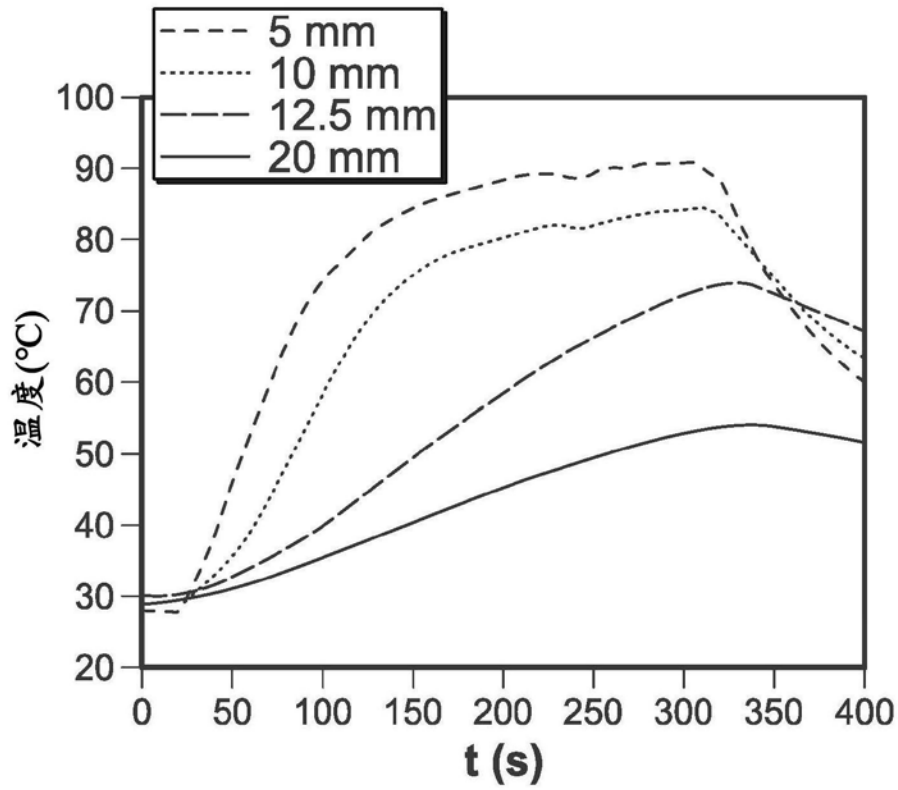


图17

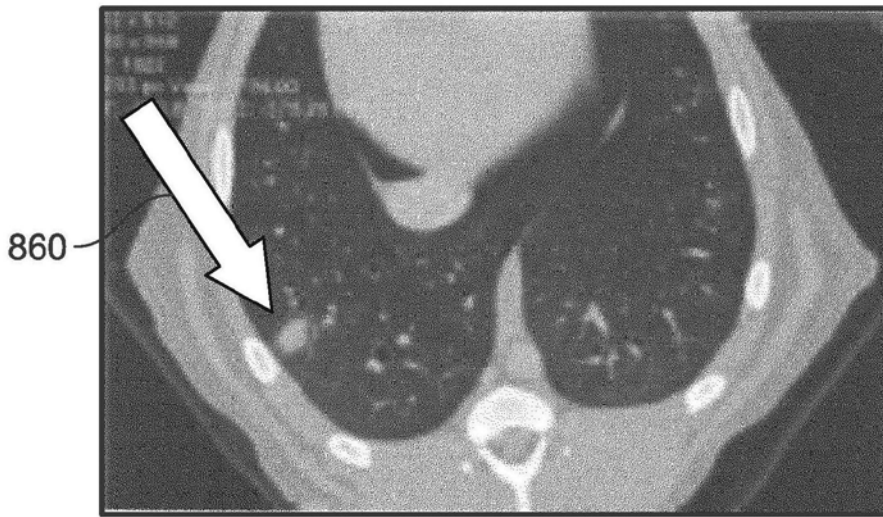


图18

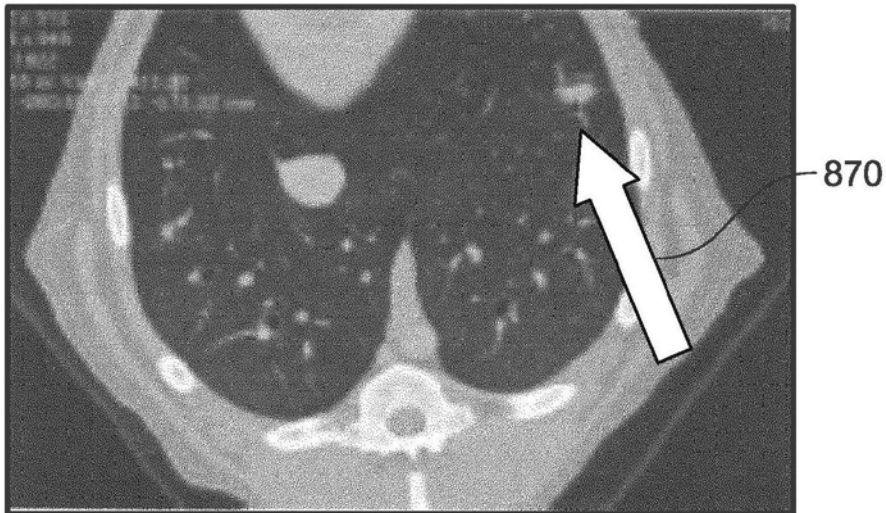


图19

专利名称(译)	基于支气管镜的微波消融系统和方法		
公开(公告)号	CN110494093A	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201880020982.7	申请日	2018-01-26
申请(专利权)人(译)	堪萨斯州立大学研究基金会		
当前申请(专利权)人(译)	堪萨斯州立大学研究基金会		
[标]发明人	亨盖维博沃		
发明人	奥斯汀·普凡嫩施蒂尔 托马斯·M·基斯特 亨盖·维博沃 普尼特·普拉卡什		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00023 A61B2018/00541 A61B2018/00577 A61B2018/00642 A61B2018/00708 A61B2018/00785 A61B2018/00791 A61B2018/00803 A61B2018/1838 A61B2018/1853 A61B2018/1861 A61B2018/1884		
代理人(译)	张瑞		
优先权	62/450916 2017-01-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种新型微波消融施加器，包括柔性管状轴和部分封装的天线。施加器适于与内窥镜一起使用，以便接近患者器官内深处的远程目标。通过使衰减液体循环通过轴并穿过天线的一部分，微波功率以期望的辐射图案从天线发射。描述了微波消融系统和方法。

