



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108992165 A

(43)申请公布日 2018.12.14

(21)申请号 201810315657.5

(22)申请日 2018.04.10

(71)申请人 广东百德医疗有限公司

地址 510000 广东省广州市越秀区中山三路33号中华国际中心1707-1710房

申请人 陆骊工

(72)发明人 陆骊工 杨兴瑞

(74)专利代理机构 南京同泽专利事务所(特殊普通合伙) 32245

代理人 石敏

(51)Int.Cl.

A61B 18/18(2006.01)

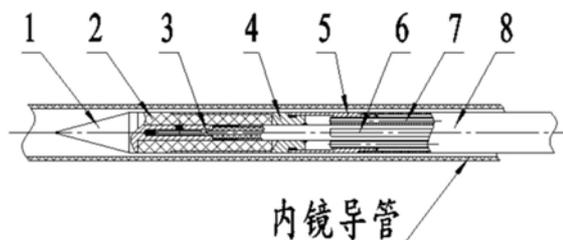
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构

(57)摘要

本发明一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,包括适合套装在位于微波消融针穿刺辐射头后部的同轴电缆上的外导套,还包括有套装焊接在外导套和同轴电缆上的封水多孔套筒及其构成的冷热交换的空间,所述封水多孔套筒用于进、出水毛细管与该空间连通,还包括多腔半柔套管构成冷却水毛细管对同轴电缆的均布与接触式的围合,以总成为临床可操作的进行可进退移动和弯曲运动的半柔针体,还包括针体尾部设置的冷却水腔室。本发明系统性且行之有效的从辐射电磁波天线端,到微波传输的同轴电缆,再到馈送微波能量的连接器等关键部位的热交换技术,从而实现了在支气管镜或腔肠镜引导下,对实体肿瘤之高功率微波消融的稳定性和肿瘤微波消融手术的高效性。



1. 一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,包括适合套装在位于微波消融针辐射头后部的同轴电缆之上的外导套,其特征在于:还包括有进水毛细管和出水毛细管,所述外导套或外导套附近设有用于冷热交换的空间,所述进水毛细管和出水毛细管与该空间连通。

2. 根据权利要求1所述穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,其特征在于:所述外导套的外圆开设有环形凹槽,外导套套装有封水套,使环形凹槽被封水套密封,形成所述用于冷热交换的空间,外导套还设有从该环形凹槽通往外导套后端面的数个小孔,所述进水毛细管与其中一部分小孔密封连接,所述出水毛细管与其余小孔密封连接。

3. 根据权利要求1所述穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,其特征在于:所述外导套内设有环形腔室,作为所述用于冷热交换的空间,外导套的后端开设与环形腔室连通的小孔,所述进水毛细管与其中一部分小孔密封连接,所述出水毛细管与其余小孔密封连接。

4. 根据权利要求1所述穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,其特征在于:所述外导套的后端面开设有环形凹槽,同轴电缆上还套装有位于外导套后方的堵水套,使环形凹槽被堵水套密封,形成所述用于冷热交换的空间,所述堵水套设有从该环形凹槽通往堵水套后端面的小孔,所述进水毛细管与其中一部分小孔密封连接,所述出水毛细管与其余小孔密封连接。

5. 根据权利要求1所述穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,其特征在于:所述外导套后部套装有封水多孔套筒,所述封水多孔套筒的前部内凹,与外导套配合形成所述用于冷热交换的空间,封水多孔套筒后部具有通往该空间的小孔,所述进水毛细管与其中一部分小孔密封连接,所述出水毛细管与其余小孔密封连接。

6. 根据权利要求1所述穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,其特征在于:所述外导套后端的外圆开设有环形凹槽,外导套后部套装有封水多孔套筒,所述封水多孔套筒的前部内凹,与外导套配合形成所述用于冷热交换的空间,封水多孔套筒后部具有通往该空间的小孔,所述进水毛细管与其中一部分小孔密封连接,所述出水毛细管与其余小孔密封连接。

7. 根据权利要求1所述穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,其特征在于:还具有套设于进水毛细管和出水毛细管外的多腔半柔套管,利用所述多腔半柔套管将所述进水毛细管和/或出水毛细管与同轴电缆外导体相贴合。

8. 一种穿刺型半柔水冷微波消融针,具有穿刺型辐射头、半柔针杆和同轴电缆,其特征在于:还具有如权利要求1-7任一项所述的水冷结构。

9. 根据权利要求8所述穿刺型半柔水冷微波消融针,其特征在于:适合内窥镜引导下的穿刺消融。

10. 一种专用于穿刺型半柔水冷微波消融针的外导套,适合套装在位于微波消融针穿刺型辐射头后部的同轴电缆之上,其特征在于:中部的的外圆或尾端的的外圆开设有环形凹槽,该环形凹槽适合于被一封水结构封闭后形成冷热交换的空间,外导套还设有从该环形凹槽通往外导套后端面的数个小孔,其中,一部分小孔适合与进水毛细管相连,另一部分小孔适合与出水毛细管连接。

一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构

技术领域

[0001] 本发明涉及一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,适用于支气管镜或腔肠内镜引导下实施实体肿瘤微波消融的手术器械,属于医用微波技术应用领域。

背景技术

[0002] 随着现代影像技术的快速发展,经皮穿刺微创治疗实体肿瘤的有源消融手术,已经广泛地应用于胸部、腹部及盆腔等部位的良、恶性肿瘤的临床治疗。

[0003] 有关文献报道,经皮肤直接穿刺进行肺实体肿瘤的消融治疗,常见有气胸、血胸、支气管瘘和胸膜积液等并发症,其发生率在15.2% - 55.6%。因此,应用现有微波消融医疗器械经皮直接穿刺实施肺实体肿瘤的消融治疗,很难规避上述临床治疗的手术风险。

[0004] 另,据有关文献报道国外临床专家认为:对于临床上不适合手术的患者而言,支气管镜下的消融术是一种安全有效的治疗方法,采用支气管镜引导下对肺肿瘤进行消融治疗,将为降低严重并发症的发生率提供了可能。

[0005] 同理,在内镜引导下对腔肠、子宫内的实体体肿瘤实施微波消融治疗,也将有效降低经皮直穿刺的手术风险。

[0006] 现有水冷微波消融针,不具备良好水冷却的穿刺型辐射头,不具备用于传输微波能量的半柔同轴电缆的良好热交换(冷却)条件,尤其不具备于微波传输馈能连接器部位的良好冷却降温。就微波手术器械而言,辐射同轴电缆、射频连接器等微波元件在传输微波与馈能的过程中,其介质层因吸收微波而产生热量,因温度升高而发生膨胀等物理现象是无法避免的,也会因高功率微波传输甚至出现同轴电缆外导体爆裂的严重后果。所以说,亟待攻克在内镜引导下可高功率微波消融肿瘤的临床治疗器械势在必行。

发明内容

[0007] 本发明要解决的关键技术问题是:克服上述现有产品的技术缺陷,提出一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,切实可行地解决了内镜引导下实施实体肿瘤高功率微波消融的技术关键。

[0008] 本发明穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,包括适合套装在位于微波消融针辐射头后部的同轴电缆之上的外导套,其特征在于:还包括有进水毛细管和出水毛细管,所述外导套或外导套附近设有用于冷热交换的空间,所述进水毛细管和出水毛细管与该空间连通。

[0009] 进一步的,所述外导套后部套装有封水多孔套筒,所述封水多孔套筒的前部内凹,与外导套配合形成所述用于冷热交换的空间,封水多孔套筒后部具有通往该空间的小孔,所述进水毛细管与其中一部分小孔密封连接,所述出水毛细管与其余小孔密封连接;本水冷结构还具有套设于进水毛细管和出水毛细管外的多腔半柔套管,利用所述多腔半柔套管将所述进水毛细管和/或出水毛细管与同轴电缆外导体相贴合。

[0010] 本发明穿刺型半柔微波消融针的水冷结构,是立足于医学临床微创治疗的应用,

系统性且行之有效地解决了半柔微波针从针体的辐射电磁波天线部位,到微波传输的同轴电缆,再到馈送微波能量的射频连接器等关键部位热交换(冷却)的关键技术,从而实现在支气管镜或腔肠镜引导下,对实体肿瘤之高功率微波消融的稳定性和肿瘤微波消融手术的高效性。

附图说明

[0011] 下面结合附图对本发明作进一步的说明。

[0012] 图1是内窥镜引导下穿刺型半柔水冷微波消融针的前端结构示意图。

[0013] 图2是内窥镜引导下穿刺型半柔水冷微波消融针的尾部结构示意图。

[0014] 图3是本图2的A-A的剖面图。

[0015] 图4-图6是本发明水冷结构多个可行的实施方案。

[0016] 图1-图3中的标号与示意名称,如下:1-穿刺型辐射头,2-介质管,3-同轴电缆,4-外导套,5-封水多孔套筒,6-进水毛细管,7-出水毛细管,8-多腔半柔套管,9-出水腔套,10-水腔连接套,11-进水腔套,12-连接器水冷套,13-射频连接器,14-止位衬管,15-固定板,16-进水嘴,17-出水嘴,18-手柄,19-封水套,20-冷热交换空间;21-堵水套。

具体实施方式

[0017] 如图1-图3所示,本实施例内窥镜引导下穿刺半柔水冷微波消融针,其组成包括:穿刺型辐射头1,介质管2,同轴电缆3,外导套4,封水多孔套筒5,进水毛细管6,出水毛细管7,多腔半柔套管8,出水腔套9,水腔连接套10,进水腔套11,连接器水冷套12,射频连接器13,止位衬管14,固定板15,进水嘴16,出水嘴17,手柄18。

[0018] 如图1所示本发明实施例的前端结构:同轴电缆3的内导体装入穿刺型辐射头1的尾部圆柱体的盲孔中,采用焊接辅以压铆固定。介质管2装套在穿刺型辐射头1的尾部圆柱体上涂以粘接剂固定。外导套4的轴心孔装套在同轴电缆3上,其前端内孔与介质管2尾部的台肩外圆对位装配,再以机械力压铆并辅以粘接固定,其内孔与同轴电缆3的外导体表面是采用气密性焊接固定,再将封水多孔套筒5的中心孔套装在同轴电缆3上,其前端内孔与外导套4的尾部抬肩外圆对位装配,采用气密性焊接固定,封水多孔套筒5与同轴电缆3的外导体表面是采用气密性焊接固定。由此在外导体4尾部,由同轴电缆3、外导体4和封水多孔套筒5组焊成冷热交换空间(冷却水的循环空间)。封水多孔套筒为薄筒状金属零件,在其筒尾部端面设有中心孔,在中心孔外围又均布与中心孔相切的四个小孔。将两根进水毛细管6和两根出水毛细管7分别对位穿入封水多孔套筒5尾端小孔中,并采用气密性焊接固定。至此,冷却水由两根进水毛细管6注入冷热交换空间,再经出水毛细管7流出,以构成针体前端的冷却水单循环系统。

[0019] 本发明还包括多腔半柔套管8,半柔多腔套管8为设有中心孔及周围均布并与之过盈相切4个圆孔的圆形截面,使两根进水毛细管6和两根出水毛细管7针体均布并紧密围合在同轴电缆3的四周,并行至针体尾部,达到行之有效的低温传导作用。从而解决半柔同轴电缆因传输微波能量时的介质损耗而转换为热能使之持续发热升温造成微波输出中断的技术关键。

[0020] 多腔半柔套管为聚四氟乙烯(PTFE)特制型材,其具有良好的耐高温稳定性,无毒

性,自润滑性和半柔性,从而使微波针针体总成为临床手术可操作的进行进退移动和弯曲运动的半柔性针体。

[0021] 其中,穿刺型辐射头1选用铜质或不锈钢材质,其前端圆锥度小于 25° ,使之在内镜引导下具有对实体肿瘤足够的穿刺强度和锋利度。介质管2选用电子陶瓷或聚酰亚胺材质,使其具有极小的介质损耗,其尾部外圆上设有环形凹槽,以增加结构件之间的连接强度。外导套选用铜质或不锈钢材质,其前端为金属薄壁管状,以便套装于介质管尾部抬肩外圆施以径向压铆和高温粘接,可提高二者的抗拉与连接强度。

[0022] 如图3所示本发明实施例的半柔针体的横截面结构。通过多腔半柔套管8型两根进水毛细管6和两根出水毛细管7均布于同轴电缆3外围,且形成其间表面接触式的围合。

[0023] 其中,多腔半柔套管为聚四氟乙烯(PTFE)特制型材,具有良好的耐高温稳定性,无毒性和自润滑性。多腔半柔套管的截面形状的设计,进一步构成四根冷却水毛细管对的同轴电缆的紧密围合,具有良好的接触热传导作用,从而保证同轴电缆在传输微波状态下的工作稳定性。

[0024] 如图2所示本发明实施例的尾部结构。半柔针体延伸至针体的尾部,其中,多腔半柔套管8是止于出水腔套9的前端,而两根进水毛细管6、两根出水毛细管7和同轴电缆3一并伸入出水腔套9的内孔,并在其腔内采用气密性焊接。继而,出水毛细管7从出水腔套9的侧孔穿出,直接与冷却水出水嘴17焊接,进水毛细管6之进水尾端在水腔套内,同轴电缆3按规范与射频连接器13对位焊接。出水腔套9、水腔连接套10、进水腔套11和连接器水冷套12,以及射频连接器13,分别为两两装套采用气密性焊接,组成冷却水的单向循环水腔,进水嘴16直接经过渡管与进水腔套11焊接。定位板15装套于射频连接器13的尾端,并以点焊固定。在此之前,应绑扎进出水管。手柄18从穿刺辐射头1套装于针体尾部,采用固定板15限位和止位衬套14打胶固定。

[0025] 至此,完成穿刺型半柔微波针及水冷结构的全部装配。

[0026] 本发明穿刺型半柔微波消融针的水冷结构的样针,通过大量的高微波功率的离体猪肝实验,通过模拟内窥镜引导下的大量穿刺实验,表明是成功的和有效的:

1、本发明样针的铜质或不锈钢质的穿刺型辐射头及其圆锥体特征,在内窥镜引导下,可直接穿刺离体猪肝,并具有足够的锋利度和强度。

[0027] 2、本发明样针的外导体水冷结构,合理并有效地解决了穿刺型半柔微波消融针前端的冷却水单向循环和散热问题,解决了在高微波功率工作条件下针体前端的掉头和漏水等质量缺陷。

[0028] 3、本发明样针采用多腔半柔套管,其突出特征在于,多腔半柔套管形成了四根冷却水毛细管相对于同轴电缆的均布并与之接触式紧密围合,很好地解决了半柔针体传输微波高功率传输的技术关键。

[0029] 4、本发明样针的尾部单循环水腔结构,很好地解决了微波传输与连接能在微波消融针应用中热交换(水冷却)的技术关键。

[0030] 本发明样针制造的成功,相信在支气管镜引导下微波消融临床方面,其至少具有两大优势:

(1)微波消融针通过支气管引导介入肺部肿瘤,消融引起的组织气化和坏死所带来的堵塞性感染可通过支气管排出,因此大大降低堵塞性炎症如堵塞心肺炎等的发生率。

[0031] (2)支气管镜下使微波消融针直接介入肿瘤,因此为中央型和位置居中的浸润支气管腔的肿瘤治疗,提供了一个较好的解决方案。

[0032] 相信穿刺型半柔水冷微波消融针同样以其优势,应用于腔肠类窥镜引导下实体肿瘤的微波消融的临床。

[0033] 图4-图6是本发明水冷结构多个可行的实施方案。

[0034] 如图4所示,外导套4的外圆开设有环形凹槽,外导套4套装有封水套19,使环形凹槽被封水套19密封,形成冷热交换空间20,外导套4还设有从该环形凹槽通往外导套后端面的数个小孔,用于分别和进水毛细管6、出水毛细管7连接。

[0035] 如图5所示,外导套4的后端面开设有环形凹槽,同轴电缆3上还套装有位于外导套后方的堵水套21,使环形凹槽被堵水套21密封,形成冷热交换空间20,堵水套设有从该环形凹槽通往堵水套后端面的小孔,用于分别和进水毛细管6、出水毛细管7连接。

[0036] 如图6所示,外导套4后端的外圆开设有环形凹槽,外导套后部套装有封水多孔套筒5,封水多孔套筒5的前部内凹,与外导套配合形成冷热交换空间20,封水多孔套筒5后部具有通往该空间的小孔,用于分别和进水毛细管6、出水毛细管7连接。

[0037] 本发明借助外导套来进行冷热交换空间的设置,使得冷热交换空前尽量得靠近辐射器前端,提高了冷热交换效率。

[0038] 除上述实施例之外,本发明还可以有其他实施方式。凡采用等同替换或等效变换形成的技术方案,均落在本发明要求的保护范围。

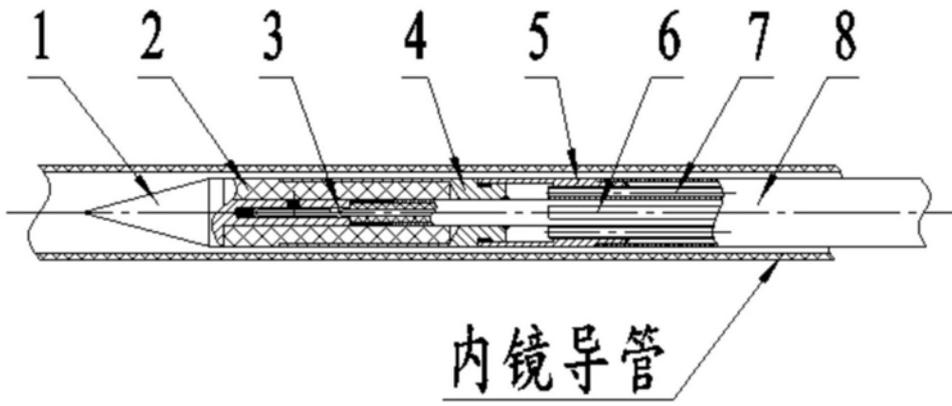


图1

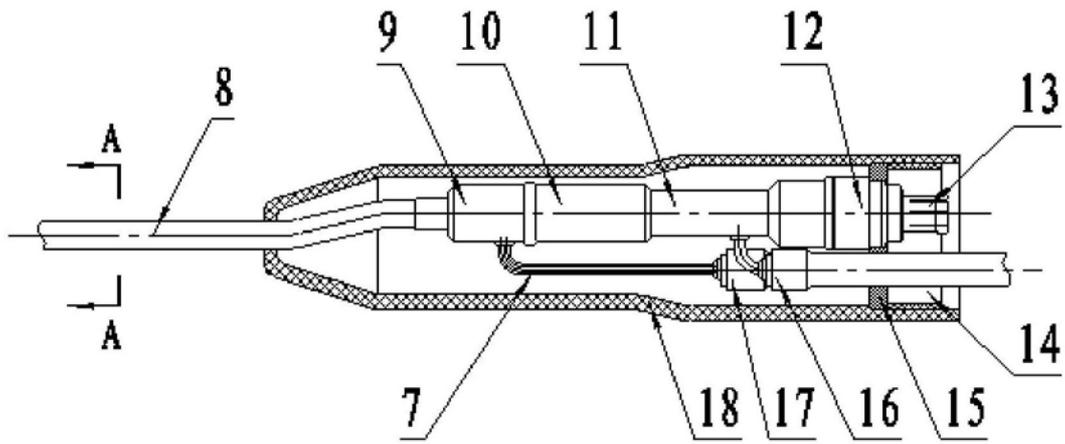


图2

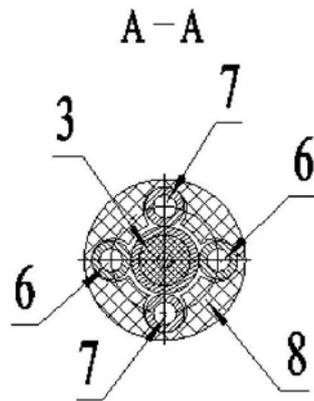


图3

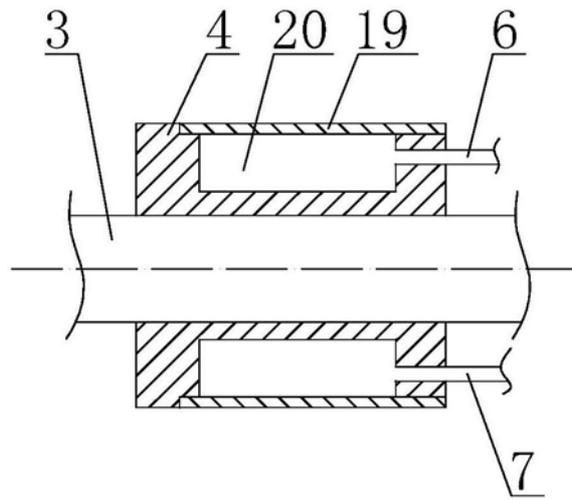


图4

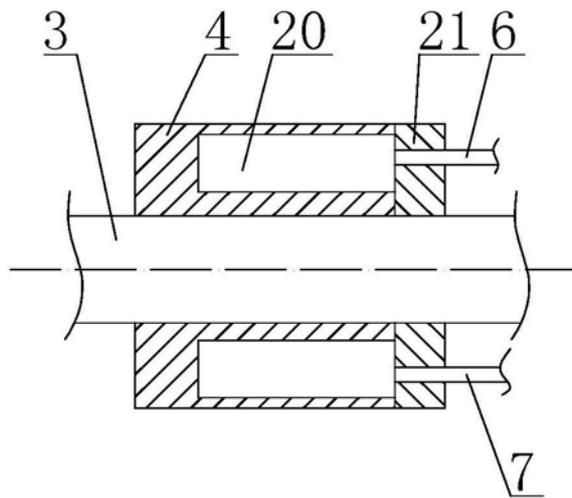


图5

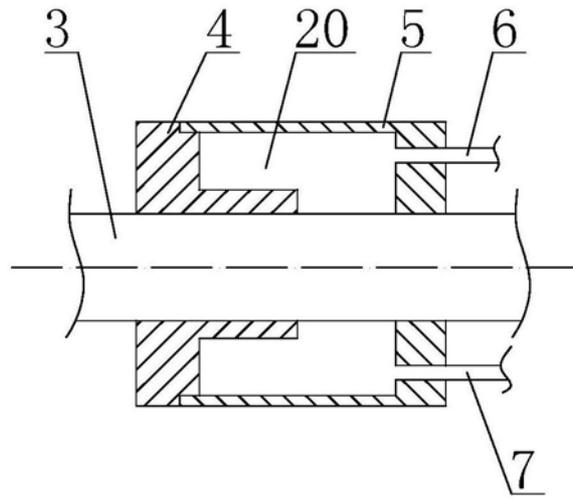


图6

专利名称(译)	一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构		
公开(公告)号	CN108992165A	公开(公告)日	2018-12-14
申请号	CN201810315657.5	申请日	2018-04-10
[标]发明人	陆骊工 杨兴瑞		
发明人	陆骊工 杨兴瑞		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00023 A61B2018/00541 A61B2018/00589 A61B2018/1861		
代理人(译)	石敏		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明一种穿刺型半柔微波消融针的水冷结构，包括适合套装在位于微波消融针穿刺辐射头后部的同轴电缆上的外导套，还包括有套装焊接在外导套和同轴电缆上的封水多孔套筒及其构成的冷热交换的空间，所述封水多孔套筒用于进、出水毛细管与该空间连通，还包括多腔半柔套管构成冷却水毛细管对同轴电缆的均布与接触式的围合，以总成为临床可操作的进行进退移动和弯曲运动的半柔针体，还包括针体尾部设置的冷却水腔室。本发明系统性且行之有效的从辐射电磁波天线端，到微波传输的同轴电缆，再到馈送微波能量的连接器等关键部位的热交换技术，从而实现了在支气管镜或腔肠镜引导下，对实体肿瘤之高功率微波消融的稳定性和肿瘤微波消融手术的高效性。

