



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114376723 A

(43) 申请公布日 2022.04.22

(21) 申请号 202210298309.8

(22) 申请日 2022.03.25

(71) 申请人 北京微刀医疗科技有限公司
地址 100176 北京市大兴区北京经济技术
开发区科创十四街99号2幢4层405室

(72) 发明人 冯健

(74) 专利代理机构 北京力致专利代理事务所
(特殊普通合伙) 11900

代理人 朱静谦

(51) Int.Cl.

A61B 18/14 (2006.01)

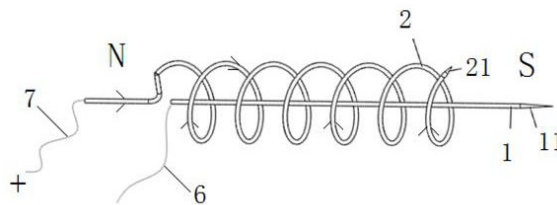
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

不可逆电穿孔消融针、针道消融装置及消融装置

(57) 摘要

本发明提供一种不可逆电穿孔消融针、针道消融装置及消融装置,包括:第一针,其上设置有第一针头,所述第一针上连接有第一电极;第二针,其上设置有第二针头,所述第二针绕设在所述第一针外侧且至少一部分呈弯曲状设置,所述第二针连接有第二电极,所述第一电极与所述第二电极极性相反,且适于连接交流电源,第一针和第二针之间形成回路时,由于第二针的至少一部分会呈弯曲状设置,由电磁感应定律可知,会在第二针内部产生磁场。形成的磁场将使得肿瘤细胞膜的离子转运能力受到影响,可导致细胞程序性死亡,实现对肿瘤的破坏。从而不必额外采用有限元仿真等方法对对待消融区域进行仿真操作,可以有效地实现对肿瘤的消融效果。



1. 一种不可逆电穿孔消融针,其特征在于,包括:

第一针(1),其上设置有第一针头(11),所述第一针(1)上适于连接第一电极;

第二针(2),其上设置有第二针头(21),所述第二针(2)绕设在所述第一针(1)外侧且至少一部分呈弯曲状设置,所述第二针(2)连接适于连接第二电极,所述第一电极与所述第二电极极性相反,且适于连接交流电源;

其中,所述第一针(1)和所述第二针(2)采用导电材质制成,且所述第一针和所述第二针呈中空状设置;

加药部,与所述第一针和/或所述第二针(2)相连,所述加药部中形成有用以储藏药物的药腔。

2. 根据权利要求1所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,还包括:若干辅助加热针(3),设置在所述第一针(1)外侧并与所述第一针(1)相接触。

3. 根据权利要求2所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,若干所述辅助加热针(3)呈环状设置在所述第一针(1)的外侧。

4. 根据权利要求2或3所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,所述辅助加热针(3)的导热系数大于所述第一针(1)的导热系数。

5. 根据权利要求1所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,沿所述第一针(1)的径向方向,所述第一针(1)设置有若干层,其中至少一层为导磁层(1a),所述导磁层(1a)的导磁率大于等于18000H/m。

6. 根据权利要求5所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,沿径向方向向外,所述第一针(1)包括彼此嵌套的导磁层(1a)、弹性层(1b)以及刚性层(1c)。

7. 根据权利要求1所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,还包括:

磁体(4),设置在所述第二针(2)的至少一部分位置处。

8. 根据权利要求7所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,所述磁体(4)内置于所述第二针(2)中,还包括:换向设备,分别连接所述第一电极和所述第二电极且适于与电源相连接。

9. 根据权利要求8所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,若干所述磁体(4)靠近所述第一针(1)的端部设置。

10. 根据权利要求7-9任一所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,所述第一针(1)呈螺旋状设置,所述磁体(4)设置在所述第一针(1)的拐点位置。

11. 根据权利要求1或8所述的不可逆电穿孔消融针,其特征在于,所述第一针(1)和所述第二针(2)相对应的一端分别连接有手柄(5),所述手柄(5)适于连接交流电源。

12. 一种针道消融装置,其特征在于,包括:

权利要求1-11任一项所述的不可逆电穿孔消融针;

温度传感器,作用在所述第一针(1)位置处;

温度采集模块,用于采集所述温度传感器检测的温度信号。

13. 一种消融装置,其特征在于,包括如权利要求1-11任一项所述的不可逆电穿孔消融针或如权利要求12所述的针道消融装置。

不可逆电穿孔消融针、针道消融装置及消融装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体涉及一种不可逆电穿孔消融针、针道消融装置及消融装置。

背景技术

[0002] 癌症是对人类健康和生命的严重威胁,临床上除了传统的手术、放疗、化疗三大常规治疗手段之外,会采用靶向、免疫、微创介入等精准治疗技术。其中局部消融技术越来越受到临床青睐,它以缩短住院时间、对患者身体损伤小等优点成为肿瘤治疗的新手段之一。

[0003] 局部消融包括热消融和冷消融。热消融包括射频消融、微波消融、氩氦刀消融、聚焦超声消融还有其他激光消融等,由于传统的消融技术采用的是温度消融,导致肿瘤靠近胃肠道、胆管、尿道、神经等重要组织时成为消融禁区,且大血管也因热沉降效应而影响疗效。

[0004] 现有技术中,为了规避非热消融治疗技术,提供了不可逆电穿孔(irreversible electroporation, IRE)消融技术,其通过短时间、强力的电场使得细胞膜上产生永久纳米孔的一种组织消融技术,透过扰动细胞稳态以让细胞死亡。这种手段导致细胞凋亡而不是其他基于热融、辐射的消融技术造成的细胞坏死,可以很好地保护周围的血管神经、胆管、胰管、肠管、输尿管等复杂部位的重要组织不受影响。

[0005] IRE消融的难点是电极针的布置,目前对IRE消融技术的研究通常都是在寻找电极针布置的通用性方法,利用有限元仿真的方法对电极针放电时的电场进行仿真,该方法耗时较大且不利于在线调整。其次,通用的消融仿真常忽略待消融区域的形状和大小,未考虑障碍物对仿真过程的影响,这样的仿真结果实用性较差。此外,在得到待消融区域的形状和位置后,通常需要人为地给出电极针的分布结果。因为待消融区域的形状不规则且具有多样性,技术人员往往需要较长的时间对平面电极针位置及电极针深度进行调整,以实现待消融区域的全覆盖,这对技术人员有较高的专业性要求且极大地限制了IRE消融技术的应用。

发明内容

[0006] 因此,本发明要解决的技术问题在于克服现有技术中的不可逆电穿孔消融针在使用过程中布阵方式复杂、难以实现对待消融区域全面覆盖的缺陷。

[0007] 为此,本发明提供一种不可逆电穿孔消融针,包括:第一针,其上设置有第一针头,所述第一针上适于连接第一电极;第二针,其上设置有第二针头,所述第二针绕设在所述第一针外侧且至少一部分呈弯曲状设置,所述第二针适于连接第二电极,所述第一电极与所述第二电极极性相反,且适于连接交流电源;其中,所述第一针和所述第二针采用导电材质制成,所述第一针和所述第二针呈中空状设置;加药部,与所述第一针和/或所述第二针相连,所述加药部中形成有用以储藏药物的药腔。

[0008] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,还包括:若干辅助加热针,设置在所述第一针

外侧并与所述第一针相接触。

[0009] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,若干所述辅助加热针呈环状设置在所述第一针的外侧。

[0010] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,所述辅助加热针的导热系数大于所述第一针的导热系数。

[0011] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,沿所述第一针的径向方向,所述第一针设置有若干层,其中至少一层为导磁层,所述导磁层的导磁率大于等于18000H/m。

[0012] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,沿径向方向向外,所述第一针包括彼此嵌套的导磁层、弹性层以及刚性层。

[0013] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,还包括:磁体,设置在所述第二针的至少一部分位置处。

[0014] 进一步地,所述磁体内置于所述第二针中,本发明中还包括与磁体相配合的换向设备,分别连接所述第一电极和所述第二电极且适于与电源相连接。

[0015] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,若干所述磁体靠近所述第一针的端部设置。

[0016] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,所述第二针呈螺旋状设置,所述磁体设置在所述第二针的拐点位置。

[0017] 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,所述第一针和所述第二针相对应的一端分别连接有手柄,所述手柄适于连接交流电源。

[0018] 本发明同时提供一种针道消融装置,包括:本发明提供的不可逆电穿孔消融针;温度传感器,作用在所述第一针位置处;温度采集模块,用于采集所述温度传感器检测的温度信号。

[0019] 本发明同时提供一种消融装置,包括本发明提供的消融电极针或针道消融装置。

[0020] 本发明技术方案,具有如下优点:

1. 本发明提供的不可逆电穿孔消融针,包括:第一针,其上设置有第一针头,所述第一针上连接有第一电极;第二针,其上设置有第二针头,所述第二针绕设在所述第一针外侧且至少一部分呈弯曲状设置,所述第二针连接有第二电极,所述第一电极与所述第二电极极性相反,且适于连接交流电源;其中,所述第一针和所述第二针采用导电材质制成,所述第一针和所述第二针呈中空状设置;加药部,与所述第一针和/或所述第二针相连,所述加药部中形成有用以储藏药物的药腔。

[0021] 本发明中,第一针和第二针之间形成回路时,由于第二针的至少一部分会呈弯曲状设置,由电磁感应定律可知,当电流流经第二针后会在第二针内部产生磁场。形成的磁场将使得肿瘤细胞膜的离子转运能力受到影响,可导致细胞程序性死亡,实现对肿瘤的破坏。基于细胞凋亡机制,肿瘤细胞在生物体内不断发生凋亡,导致细胞发生变化并最终细胞死亡。本发明中,细胞凋亡不是一个被动的过程,而是主动的过程。为了维持内环境稳定,由基因控制的细胞自主的有序死亡。通常情况下,当细胞探测到老化或缺损的细胞时,其将传送化学药物使细胞自行裂开,导致细胞死亡。通过本发明提供的不可逆电穿孔消融针,使得癌细胞在强磁场作用下调亡。

[0022] 通过本发明提供的不可逆电穿孔消融针,通过磁场对肿瘤等待消融区域的作用,不必额外采用有限元仿真等方法对待消融区域进行仿真操作,可以有效地实现对肿瘤的消

融效果。

[0023] 2. 本发明提供的不可逆电穿孔消融针, 还包括: 若干辅助加热针, 设置在所述第一针外侧并与所述第一针相接触。

[0024] 目前在穿刺手术中止血主要是采用压迫止血, 弊端是外部的血是止住了, 但内部针道的血是否止住却是医护人员的棘手问题; 二是防止肿瘤细胞扩散的问题, 在退针时可能会把肿瘤沿针道带出, 导致肿瘤细胞扩散。

[0025] 本发明中, 当第二针在完成通电后会形成磁场, 通过电磁感应定律, 位于磁场中的第一针以及位于第一针外部的辅助加热针会在磁场的作用下感应出电流, 电流进一步形成热量, 首先对辅助加热针进行加热, 然后辅助加热针进一步对第一针进行加热。通过上述的设置方式, 可以在肿瘤的创口位置处形成高温环境, 从而对肿瘤细胞等进行杀灭, 从而有效地避免肿瘤种植等问题的发生。

[0026] 3. 本发明提供的不可逆电穿孔消融针, 还包括: 磁体, 设置在所述第二针的至少一部分位置处。

[0027] 本发明中, 当第二针进行通电后, 会在第二针内部形成磁场, 此时相对应的, 会在第二针内部形成正极和负极。进一步地, 在第二针的至少一个部位上设置有磁体, 磁体自身具有一定的极性, 当形成磁场后磁体会与磁场发生作用, 进一步带动第二针发生拉伸或者收缩动作。

[0028] 上述方案作为一个整体, 当应用至肿瘤内部后, 通过调整电流的大小或者磁体的极性, 可以控制第二针在肿瘤内部的作用区域的大小, 从而根据不同肿瘤的尺寸进行精确调整治疗区域。

[0029] 4. 本发明提供的不可逆电穿孔消融针, 所述磁体内置于所述第二针中, 换向设备分别连接所述第一电极和所述第二电极且适于与电源相连接。

[0030] 通过设置换向设备, 可以对进入到第二针内部的电流的流向进行调整, 通过调整电流流向可以进一步对第二针内部形成的磁场方向进行控制, 由于磁体自身的极性是固定的, 当第二针内部流经的电流流向发生变化后, 其与第二针之间的作用力的方向也会发生变化, 此时第二针自身也会又收缩变为扩张, 或者有扩张变为收缩, 从而根据肿瘤的尺寸精确调整治疗区域。

[0031] 5. 本发明提供的不可逆电穿孔消融针, 第二针呈螺旋状设置, 所述磁体设置在所述第二针的拐点位置。在拐点位置可以对磁体自身进行有效地收容, 从而提高对磁体自身的固定效果, 避免磁体在第二针内部发生滑动, 影响最终的移动效果。

[0032] 6. 本发明提供的针道消融装置, 包括: 本发明提供的不可逆电穿孔消融针; 温度传感器, 作用在所述第一针位置处; 温度采集模块, 用于采集所述温度传感器检测的温度信号。

[0033] 当第二针在完成通电后会形成磁场, 通过电磁感应定律, 位于磁场中的第一针会在磁场的作用下感应出电流, 电流进一步形成热量, 对辅助加热针进行加热, 当温度上升至一定程度后, 可以实现针道消融的目的。同时, 通过温度传感器以及温度采集模块的组合, 可以对第一针自身的升温情况进行实时监测, 避免温度过高或过低带来的不良影响。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0035] 图1为本发明提供的不可逆电穿孔消融针的一种结构示意图;
图2为本发明提供的第一针、第二针与手柄之间的连接示意图;
图3为本发明提供的另一种不可逆电穿孔消融针的结构示意图;
图4为本发明提供的含有磁体的不可逆电穿孔消融针的第一种结构示意图;
图5为本发明提供的含有磁体的不可逆电穿孔消融针的第二种结构示意图;
图6为本发明提供的含有磁体的不可逆电穿孔消融针的第三种结构示意图;
图7为本发明提供的第一针的剖视图。

[0036] 实施例中附图标记说明:

A、拐点;

1、第一针;11、第一针头;2、第二针;21、第二针头;3、辅助加热针;1a、导磁层;1b、弹性层;1c、刚性层;4、磁体;5、手柄;6、第一导线;7、第二导线。

具体实施方式

[0037] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0038] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“中心”、“上”、“下”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0039] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0040] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0041] 实施例1

本实施例提供一种不可逆电穿孔消融针,不可逆电穿孔消融针可以旋转置入软体肿瘤内部,用来治疗肝脏肿瘤、胰腺肿瘤等。如图1-图7所示,不可逆电穿孔消融针包括:

第一针1,其上设置有第一针头11,所述第一针1上适于连接第一电极;

具体地,如图1所示的视角下,第一针自身沿水平方向延伸,第一针头呈尖锐状设置,在治疗过程中可以刺破组织。

[0042] 进一步地,对第一针的形状不进行限定,可选的,第一针呈直线状设置,本实施例中,第一针的长度为40厘米。

[0043] 第二针2,其上设置有第二针头21,所述第二针绕设在所述第一针外侧且至少一部分呈弯曲状设置,所述第二针连接有第二电极,所述第一电极与所述第二电极极性相反,且适于连接交流电源;

具体地,如图1和图2所示,第二针2绕设在第一针的外侧,第二针头自身呈尖锐状设置,以方便刺破组织。

[0044] 本实施例中,第一针和第二针可以呈实心状设置;作为变形,第一针和第二针的至少一个呈中空状设置,以实现在治疗过程中的加药操作。

[0045] 进一步地,第二针2自身至少一部分呈弯曲状设置,其可以在部分区域设置为弯曲状。本实施例中,如图1所示,也可以整体呈螺旋状设置在第一针的外侧位置。

[0046] 本实施例中,在第一针和第二针之间形成有回路。为了实现上述功能,在第一针和第二针的其中一个上连接电源正极,另一个上连接电源负极。优选的,在第一针上连接有电源负极,在第二针上连接有电源正极。由于肿瘤等组织内部存在组织液,因此虽然第一针和第二针之间存在间隙,但仍可以形成回路。

[0047] 本实施例中,为了实现供电操作,如图1所示,在第一针上连接有第一导线6,在第二针上连接有第二导线7。通过设置第一导线和第二导线,可以提高与电源之间的连接容易度。

[0048] 进一步地,所述第一针和所述第二针采用导电材质制成,如采用不锈钢、铜、银等导电性良好的材料。同时,本实施例中电源采用交流电源,同时采用高压电源。通过采用高压交流电,在第一针与第二针所在的区域内的电场强度能够达到500V/cm至30000V/cm。

[0049] 当第一针和第二针之间形成回路时,由于第二针的至少一部分会呈弯曲状设置,由电磁感应定律可知,当电流流经第二针后会在第二针内部产生磁场。结合图1所示,在图1中,第二针连接有电源正极,第一针连接有电源负极,根据“右手定则”可知,在第二针的右侧区域形成N极,在第二针的左侧区域形成S极,在第二针的内部形成自右向左的磁场空间。

[0050] 本实施例中,形成的磁场将使得肿瘤细胞膜的离子转运能力受到影响,可导致细胞程序性死亡,实现对肿瘤的破坏。基于细胞凋亡机制,肿瘤细胞在生物体内不断发生凋亡,导致细胞发生变化并最终细胞死亡。细胞凋亡不是一个被动的过程,而是主动的过程。为了维持内环境稳定,由基因控制的细胞自主的有序死亡。通常情况下,当细胞探测到老化或缺损的细胞时,其将传送化学药物使细胞自行裂开,导致细胞死亡。

[0051] 通过本实施例提供的不可逆电穿孔消融针,使得癌细胞在强磁场作用下凋亡,从而不必再次进行繁琐的仿真后布置多个不可逆电穿孔消融针的操作,从而有效地提高治疗效率。

[0052] 本实施例中,所述第一针和所述第二针呈中空状设置;加药部,与所述第一针和/或所述第二针2相连,所述加药部中形成有用以储藏药物的药腔。

[0053] 具体地,在加药部中用以放置进行肿瘤等疾病的药物,加药部可以直接与第一针相连,也可以直接与第二针相连,还可以同时连接第一针和第二针。通过连接动作,可以将药物直接通过第一针和第二针输送至患处,起到辅助治疗的作用。同时,对加药部自身的结构不进行限定,只要可以实现药物的放入及储藏操作即可。

[0054] 本实施例中,还包括:若干辅助加热针3,设置在所述第一针外侧并与所述第一针相接触。

[0055] 具体地,当第二针在完成通电后会形成磁场,通过电磁感应定律,当第二针流过交变的高频电流时,沿第二针的半径方向会产生闭合的磁力线,类似电磁炉的工作原理,在高频交变电流的作用下会产生交变磁场,位于磁场中的第一针以及位于第一针外部的辅助加热针3会在磁场的作用下感应出电流,电流进一步形成热量,首先对辅助加热针3进行加热,然后辅助加热针3进一步对第一针进行加热。

[0056] 进一步地,对辅助不可逆电穿孔消融针的数量以及布置方式不进行限定,只要可以实现被感应后发热并传热即可。优选的,若干所述辅助加热针3呈环状设置在所述第一针的外侧,从而有效地提高对第一针的加热效率。

[0057] 进一步地,所述辅助加热针3的导热系数大于所述第一针的导热系数。本实施例中,辅助加热针3以及第一针均采用金属材质制成。可以采用如下组合方式:辅助加热针3可以采用铜材,第一针采用不锈钢材质。

[0058] 本实施例通过上述的设置方式,可以在肿瘤的创口位置处形成高温环境,从而对肿瘤细胞等进行杀灭,从而有效地避免肿瘤种植等问题的发生。

[0059] 本实施例中,如图7所示,沿所述第一针的径向方向,所述第一针设置有若干层,其中至少一层为导磁层1a,所述导磁层1a的导磁率大于等于18000H/m。

[0060] 具体地,导磁层1a采用锰锌铁氧体材料,其优点是具有大的磁导率,可以在第二针通电后感应出更大的磁场。

[0061] 进一步地,如图7所示,沿径向方向向外,所述第一针包括彼此嵌套的导磁层1a、弹性层1b以及刚性层1c。具体地,导磁层1a设置在最内层,刚性层1c设置在最外侧,采用层层包覆的形式以形成第一针。

[0062] 弹性层1b能够增加第一针的弹性,使得针在弯曲后不容易被塑形,可以很快的回弹回原装。具体来说,弹性层1b采用镍钛合金层,其优选的厚度为0.1毫米;

刚性层1c自身采用铬层,其优选的厚度是0.1mm,包覆铬层的益处是增加针的外面的光洁度,使得针更容易穿刺进入组织,同时铬层可以增加针的外面的硬度,本实施例中,铬层硬度值为HV600。

[0063] 进一步地,本实施例中还包括:磁体4,设置在所述第二针的至少一部分位置处。

[0064] 如图1、图5和图6所示,当第二针进行通电后,会在第二针内部形成磁场,此时相对应的,会在第二针内部形成正极和负极。此时,在第二针的至少一个部位上设置有磁体4,磁体4自身具有一定的极性,当形成磁场后磁体4会与磁场发生作用,进一步带动第二针发生拉伸或者收缩动作。利用感应出的磁场与磁铁的同性相互排斥,异性相互吸引原理,动态调整第二针的形状。

[0065] 结合图5和图6进行解释,在图5和图6中,采用极性为S极的磁体4。

[0066] 在图5中,第二针自身连接有电源正极,此时在第二针的下方形成有N极,在第二针的上方形成有S极,位于下方的N极会与S极的磁体4相互吸引,此时如箭头所示,第二针将发生向下的收缩动作;

在图6中,第二针自身连接有电源负极,此时在第二针的下方形成有S极,在第二针的上方形成有N极,位于下方的S极会与S极的磁体4相互排斥,此时如箭头所示,第二针将发

生向上的拉伸动作；

通过上述的方案,通过调整电压数值的大小,对磁场的强度进行调整,进而可以控制第二针在肿瘤内部的作用区域的大小,从而根据不同肿瘤的尺寸进行精确调整治疗区域。这样在进行消融病灶组织时,医生就可以通过通电的电压大小来控制螺线针杆的消融面积,通过这种方案优化治疗位置,精细的贴靠病灶组织,适形病灶的大小。

[0067] 本实施例中,为了实现第二针的拉伸以及收缩动作,可以采用如下的实施方式:

作为第一种实施方式,当第一针和第二针连接的电源极性不变时,通过手动调整磁体4的进行可以对磁体4受力的方向进行调整。例如,当磁体4极性为N极时,第二针呈收缩状态,通过更换磁体4极性为S极,在电流方向不便的情况下,使得第二针变更为拉伸状态;

作为第二种实施方式,可以通过对电流方向的变更以对第二针的拉伸或收缩状态进行调整。相对应的,本实施例中还包括有换向设备,分别连接所述第一电极和所述第二电极且适于与电源相连接;

通过上述的设置方式,可以将磁极稳定在第二针内部,通过调整第一针与第二针所连接的电源极性,便可调整电流的流向,从而对第二针内部形成的磁场方向进行调整,进而对第二针的形状进行调整。

[0068] 本实施例中,对磁体4自身的设置数量以及设置位置不进行限定:就设置位置而言,其可以设置在第二针的端部位置,也可以设置在中部位置,其可以设置在部分区域,也可以多个间隔设置在第二针的整个长度区域。优选的,本实施例中,所述第二针呈螺旋状设置,所述磁体4设置在所述第二针的拐点A位置。

[0069] 具体地,如图4所示,由于第二针呈螺旋状设置,因此拐点A设置在第二针发生变向的位置处。

[0070] 进一步地,本实施例中,所述第一针和所述第二针相对应的一端分别连接有手柄5,所述手柄5适于连接交流电源。通过设置手柄5可以提高对第一针以及第二针的收束效果,从而提高第一针和第二针的稳定性,进而有效提高不可逆电穿孔消融针自身的工作稳定性。

[0071] 本实施例中,如图1所示,第一针采用直针,第二针采用螺旋状设置。其中,第二针通电感应出磁场的公式为:

$$B = \frac{3n \cdot \mu \cdot d \cdot I}{4D^2},$$

其中n为第二针的匝数, μ 为第一针的磁导率,d为第一针的直径,D为第二针的直径,I第二针内流过的电流值。

[0072] 本实施例提供的不可逆电穿孔消融针的大致工作过程如下:

将第一针和第二针通过旋转的方式进入到待消融部位,对第一针和第二针进行通电操作,电流类型为高压交流电。调整高压交流电的电压大小,控制第二针在待消融部位内部的延伸长度,以调整工作区域。

[0073] 实施例2

本实施例提供一种针道消融装置,包括:

实施例1提供的不可逆电穿孔消融针;

温度传感器,作用在所述第一针位置处;

对温度传感器的设置位置不进行限定,其可以通过卡接、焊接等方式安装在第二针上,从而实现对第一针温度的实时监测;

温度采集模块,用于采集所述温度传感器检测的温度信号。

[0074] 当温度传感器完成对第一针的温度监测后,会将温度信息及时发送至温度采集模块中,温度采集模块在完成对信号的采集后会进行判断,当温度过低时,会控制增加不可逆电穿孔消融针上流经的电流大小,以增加不可逆电穿孔消融针中第一针的发热量;当温度过高时,会减小不可逆电穿孔消融针流经的电流大小,以免温度过高对其他组织造成伤害。

[0075] 本实施例提供的针道消融装置,首先可以实现对肿瘤的消融动作,其次,当第二针在完成通电后会形成磁场,通过电磁感应定律,位于磁场中的第一针会在磁场的作用下感应出电流,电流进一步形成热量,对辅助加热针进行加热,当温度上升至一定程度后,可以实现针道消融的目的。同时,通过温度传感器以及温度采集模块的组合,可以对第一针自身的升温情况进行实时监测,避免温度过高或过低带来的不良影响。

[0076] 实施例3

本实施例提供一种消融装置,包括实施例1提供的消融电极针或实施例2提供的针道消融装置。

[0077] 本实施例提供的消融装置中,可以包括供电设备,供电设备自身连接外部市电,通过供电设备可以将市电转变为高压电,并进一步输送至不可逆电穿孔消融针位置处。

[0078] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

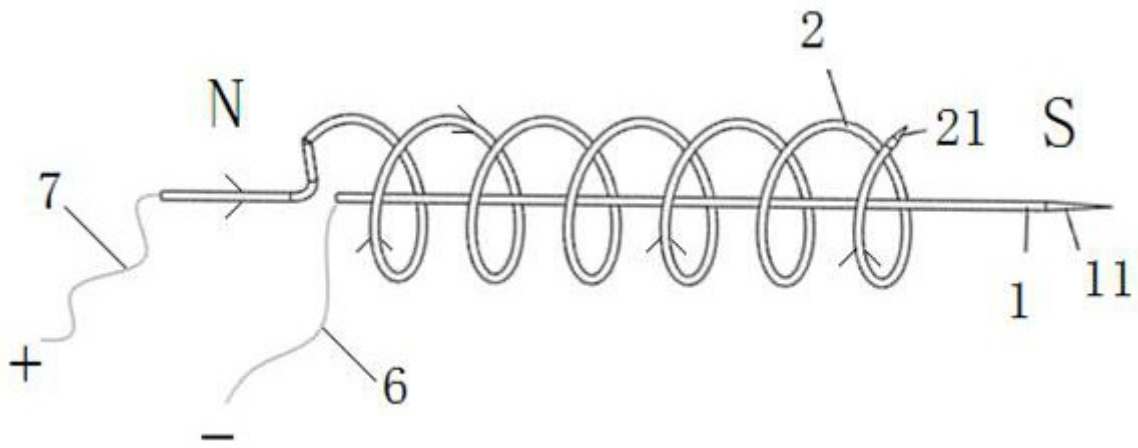


图1

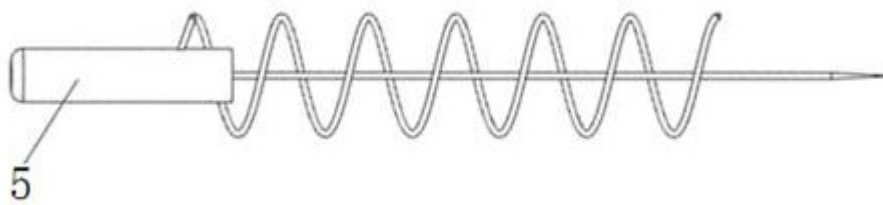


图2

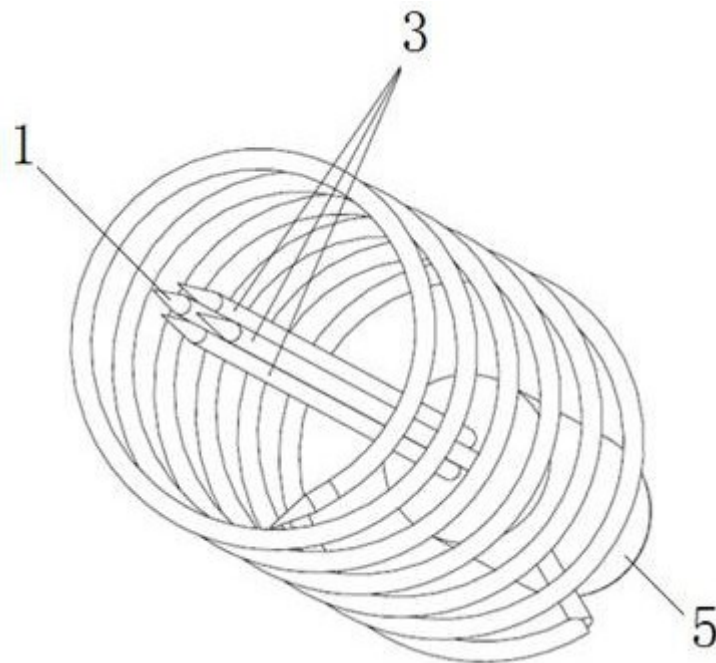


图3

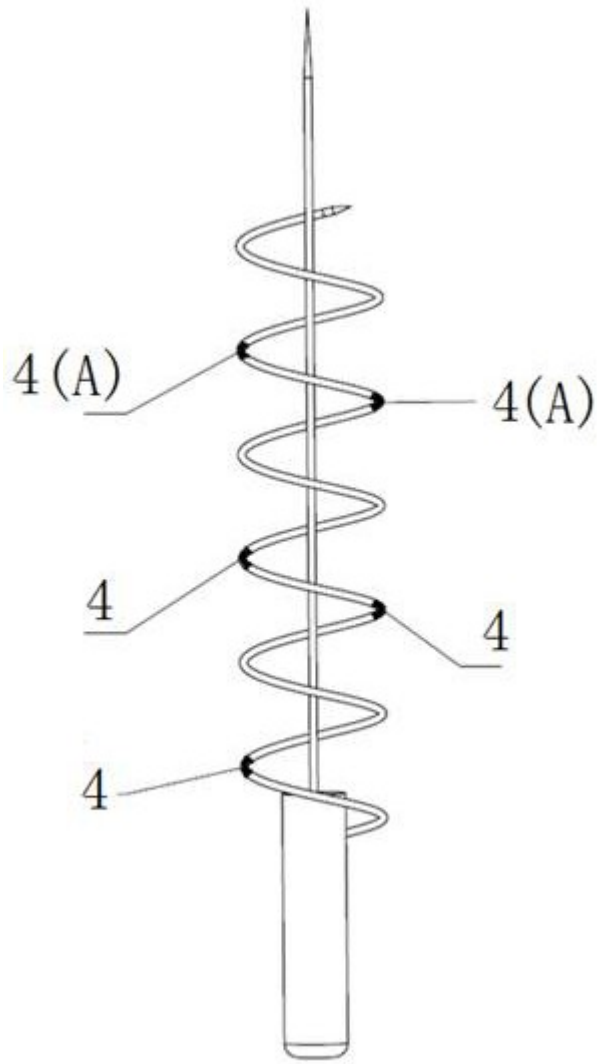


图4

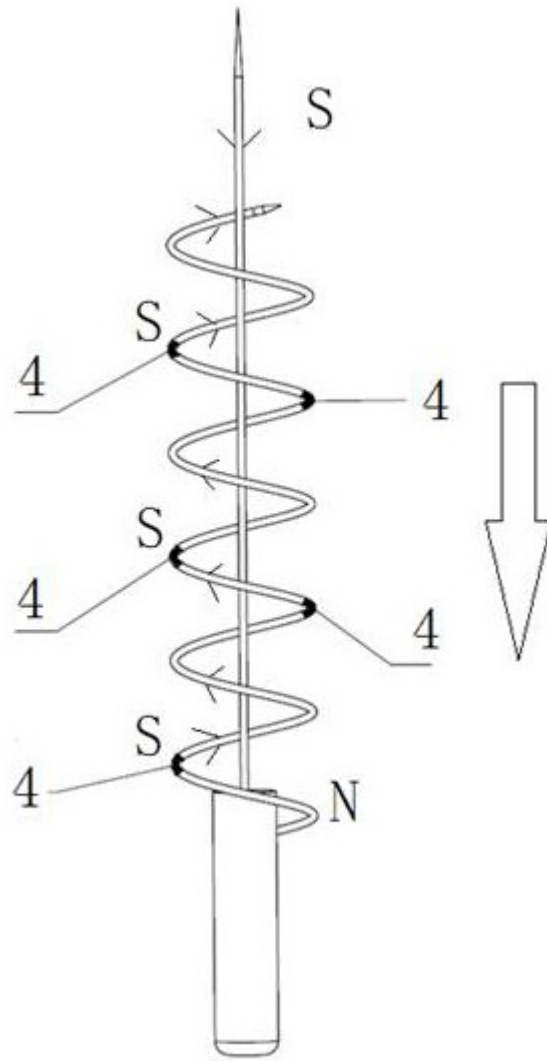


图5

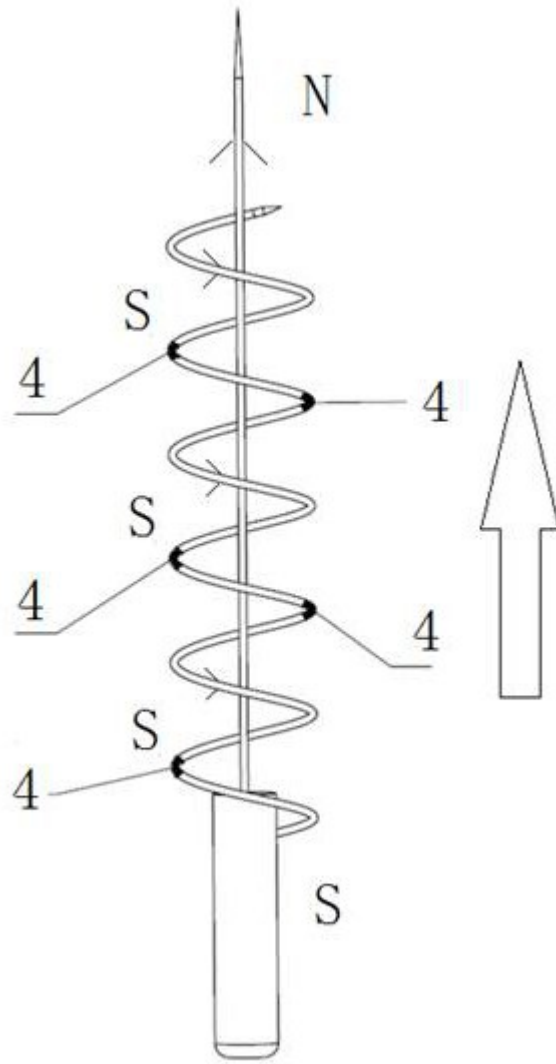


图6

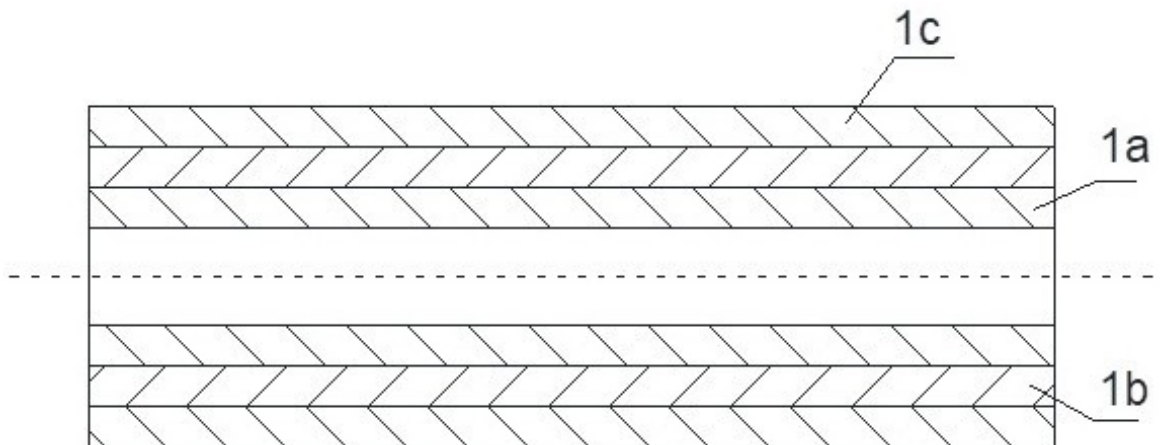


图7