



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114601484 B

(45) 授权公告日 2022. 11. 29

(21) 申请号 202210521344.1

A61B 90/00 (2016.01)

(22) 申请日 2022.05.13

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 110680408 A, 2020.01.14

申请公布号 CN 114601484 A

CN 209450623 U, 2019.10.01

CN 111084658 A, 2020.05.01

(43) 申请公布日 2022.06.10

CN 212326426 U, 2021.01.12

(73) 专利权人 上海导向医疗系统有限公司

审查员 刘洋洋

地址 200000 上海市浦东新区中国(上海)

自由贸易试验区牛顿路501号2幢2001室

(72) 发明人 杨迟 王玉 常兆华

(74) 专利代理机构 上海大邦律师事务所 31252

专利代理师 王慧娟

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 6/12 (2006.01)

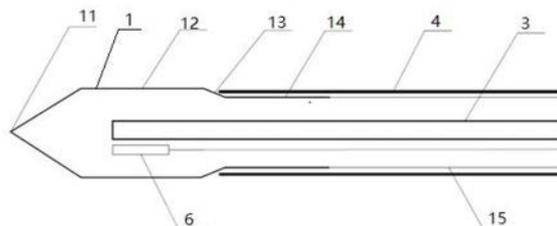
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

呼吸跟踪定位针

(57) 摘要

本发明公开了一种呼吸跟踪定位针,包括:导管、粘连激发单元;其中,导管的远端具有针头;导管还包括:粘连段、柔性导管,从导管的远端开始,针头、粘连段、柔性导管依次分布;粘连激发单元被配置为能够在导管移动到待处理组织的预设位置后,对粘连段进行粘连激发,以使粘连段与待处理组织之间发生粘连定位。本发明,通过粘连定位的方式将针头与待处理组织之间进行相对位置固定,无论是用于穿刺,还是经自然腔道,都能使得定位针与病灶之间达到最优的同步状态。



1. 一种呼吸跟踪定位针,其特征在于,包括:导管、粘连激发单元;其中,
所述导管的远端具有针头;
所述导管还包括:粘连段、柔性导管;从所述导管的远端开始,所述针头、所述粘连段、所述柔性导管依次分布;
所述粘连激发单元被配置为能够在所述导管移动到待处理组织的预设位置后,对所述粘连段进行粘连激发,以使所述粘连段与所述待处理组织之间发生粘连定位;具体为:
所述粘连激发单元被配置为能够通过制冷激发,对所述粘连段进行粘连激发,以使所述粘连段与所述待处理组织之间发生冷冻粘连定位;
所述粘连段的外径大于所述柔性导管的外径;
所述导管还包括:变径段以及连接段;从所述导管的远端到近端,所述针头、所述粘连段、所述变径段、所述连接段依次分布;
所述柔性导管的远端外套于所述连接段,且与所述连接段密封连接;所述柔性导管的远端为所述柔性导管的靠近所述针头的一端。
2. 根据权利要求1所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,还包括:引导鞘,所述引导鞘外套于所述柔性导管;
所述引导鞘与所述柔性导管能够相对移动。
3. 根据权利要求2所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,所述引导鞘包括:鞘杆、鞘尾罩、鞘尾盖以及密封件;其中,
所述鞘尾罩的远端外套于所述鞘杆的近端,所述鞘尾盖盖于所述鞘尾罩的近端,所述密封件设置于所述鞘尾罩与所述鞘尾盖之间,所述鞘尾罩与所述鞘尾盖形成一密封腔;
所述密封件套设于所述柔性导管,所述密封件与所述柔性导管之间形成动态密封。
4. 根据权利要求3所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,还包括:旁支导管,所述旁支导管与所述密封腔相通。
5. 根据权利要求1所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,还包括:连接管,所述连接管外套于所述柔性导管的远端;
所述连接管的远端与所述变径段的近端相连,所述连接管的远端为所述连接管的靠近所述针头的一端,所述变径段的近端为所述变径段的远离所述针头的一端。
6. 根据权利要求1所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,所述连接段的外表面设置有凸环或宝塔环。
7. 根据权利要求1所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,所述柔性导管为同轴套的双层管,所述双层管之间的夹层为能够形成真空的夹层。
8. 根据权利要求1至7任一项所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,所述粘连激发单元包括:进气管,所述进气管的远端设置有节流孔,所述进气管的近端用于通入气体;
所述进气管的远端位于所述粘连段内。
9. 根据权利要求8所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,还包括:测温线;
所述测温线的远端为测温点;所述测温线的远端为所述测温线靠近所述针头的一端;
所述测温点设置于所述粘连段的内部,用于测量所述粘连段处的温度。
10. 根据权利要求1至7任一项所述的呼吸跟踪定位针,其特征在于,还包括:电磁传感器,所述电磁传感器设置于所述粘连段的内部。

呼吸跟踪定位针

技术领域

[0001] 本发明涉及穿刺技术领域,尤其涉及一种呼吸跟踪定位针。

背景技术

[0002] 近年来,影像引导下各脏器的穿刺活检术、肿瘤消融术及放射性粒子植入术是临床上经常应用的诊疗手段,凭借其创伤小,疗效确切,价格低,并发症少的特点在肿瘤介入治疗领域中迅速兴起,目前已成为公认的有效的肿瘤介入诊疗手段,且在临床上的应用也越来越广泛。

[0003] 当进行胸部、腹部扫描时,所面临的一个无法避免的运动问题就是呼吸运动。如何克服呼吸运动所带来的靶区位置不固定,是进行胸、腹部扫描首先要考虑的问题。呼吸门控技术是解决该问题最好的方案。

[0004] 呼吸门控技术是对器官或病灶位移造成的偏差进行控制或跟踪的一项技术。呼吸门控技术包括同步呼吸技术和呼吸控制技术两种。呼吸控制技术是在相应呼吸控制状态下CT扫描的基础上,在特定时相、呼吸运动暂停且病灶位置固定的时候进行诊疗,如通过呼吸罩来控制患者的呼吸或通过呼吸训练加上自行屏气的方法来进行。呼吸控制技术的缺点是对患者的要求较高,会造成呼吸不适且诊疗定位的精度不够高。而同步呼吸技术是在病灶内或者体表放置标记物的情况下,用探测装置来对标记物检测,并在呼吸时相和振幅相同的条件下进行治疗,该技术无需患者的高度配合且诊疗定位的精度高,但是现有技术中的该技术也存在一定的缺点。

[0005] 当经皮穿刺定位针插入病灶或病灶附近时,针杆与皮肤和胸壁之间会产生一定的摩擦力,由于该摩擦力往往大于针杆与肺组织之间的摩擦力,病灶的波动幅度还是会一定程度上大于针尖的波动幅度,因而会导致针尖与病灶之间无法达到理想的同步状态,即标记物与病灶之间无法达到理想的同步状态。

[0006] 另外,采用经自然腔道定位针来定位时,由于定位针远端仅仅放置于支气管内部而未与支气管壁相互固定,因此定位针远端与病灶之间位置可能发生滑动,病灶的波动幅度还是会一定程度上大于定位针远端的波动幅度,针尖与病灶之间也无法达到理想的同步状态,即标记物与病灶之间也无法达到理想的同步状态。

发明内容

[0007] 本发明提供一种呼吸跟踪定位针,以解决定位针与病灶之间无法达到理想的同步状态的问题。

[0008] 本发明提供一种呼吸跟踪定位针,其包括:

[0009] 包括:导管、粘连激发单元;其中,

[0010] 所述导管的远端具有针头;

[0011] 所述导管还包括:粘连段、柔性导管;从所述导管的远端开始,所述针头、所述粘连段、所述柔性导管依次分布;

- [0012] 所述粘连激发单元被配置为能够在所述导管移动到待处理组织的预设位置后,对所述粘连段进行粘连激发,以使所述粘连段与所述待处理组织之间发生粘连定位。
- [0013] 较佳地,还包括:引导鞘,所述引导鞘外套于所述柔性导管;
- [0014] 所述引导鞘与所述柔性导管能够相对移动。
- [0015] 较佳地,所述引导鞘包括:鞘杆、鞘尾罩、鞘尾盖以及密封件;其中,
- [0016] 所述鞘尾罩的远端外套于所述鞘杆的近端,所述鞘尾盖盖于所述鞘尾罩的近端,所述密封件设置于所述鞘尾罩与所述鞘尾盖之间,所述鞘尾罩与所述鞘尾盖形成一密封腔;
- [0017] 所述密封件套设于所述柔性导管,所述密封件与所述柔性导管之间形成动态密封。
- [0018] 较佳地,还包括:旁支导管,所述旁支导管与所述密封腔相连通。
- [0019] 较佳地,所述粘连段的外径大于所述柔性导管的外径;
- [0020] 所述导管还包括:变径段;从所述导管的远端到近端,所述针头、所述粘连段、所述变径段、所述柔性导管依次分布。
- [0021] 较佳地,所述粘连段的外径大于所述柔性导管的外径;这样可以保证在制冷单元冷冻的过程中,避免粘连段附近的柔性套管也发生粘连;
- [0022] 所述导管还包括:变径段以及连接段;从所述导管的远端到近端,所述针头、所述粘连段、所述变径段、所述连接段依次分布;
- [0023] 所述柔性导管的远端外套于所述连接段,且与所述连接段密封连接;所述柔性导管的远端为所述柔性导管的靠近所述针头的一端。
- [0024] 较佳地,还包括;连接管,所述连接管外套于所述柔性导管的远端;
- [0025] 所述连接管的远端与所述变径段的近端相连,所述连接管的远端为所述连接管的靠近所述针头的一端,所述变径段的近端为所述变径段的远离所述针头的一端。
- [0026] 较佳地,所述连接段的外表面设置有凸环或宝塔环。
- [0027] 较佳地,所述柔性导管为同轴套的双层管,所述双层管之间的夹层为能够形成真空的夹层。
- [0028] 较佳地,所述粘连激发单元包括:进气管,所述进气管的远端设置有节流孔,所述进气管的近端用于通入气体;
- [0029] 所述进气管的远端位于所述粘连段内。
- [0030] 较佳地,还包括:测温线;
- [0031] 所述测温线的远端为测温点;所述测温线的远端为所述测温线靠近所述针头的一端;
- [0032] 所述测温点设置于所述粘连段的内部,用于测量所述粘连段处的温度。测温点可以测量粘连段内部的实时温度,从而可监控冷冻粘连的时长和效果,从而避免过度冷冻或冷冻不完全,例如,以“冷冻至-40℃持续5s→停止冷冻→温度升至0℃”为一个循环,重复开启该循环,这样既保证维持在冷冻粘连的状态又不冻伤过多的组织,还能节省耗气量。
- [0033] 较佳地,还包括:电磁传感器,所述电磁传感器设置于所述粘连段的内部。电磁传感器与外部的电磁导航设备配合可以更精确地实时定位针头的三维空间位置。
- [0034] 本发明提供的呼吸跟踪定位针,通过在导管内置粘连激发单元,在导管移动到待

处理组织的预设位置后,对粘连段进行粘连激发,以使粘连段与待处理组织之间发生粘连,通过粘连的方式将针头与待处理组织(如:肺组织或支气管壁)之间进行相对位置固定,无论是用于穿刺,还是经自然腔道,都能使得定位针与病灶之间达到最优的同步状态;将本发明应用于同步呼吸技术中,能够使得标记物与病灶之间达到最优的同步状态,解决了现有呼吸门控技术中标记物与病灶之间无法达到理想的同步状态的问题。

[0035] 本发明提供的呼吸跟踪定位针,通过柔性导管的设计,留在穿刺路径上的柔性导管具备足够的柔顺性,可在待处理组织内部自由弯曲,柔性导管与皮肤和胸壁之间即使存在摩擦力也不会影响到针头的运动,因此,粘连段与组织粘连后可以实现更佳的病灶的呼吸跟随效果。

[0036] 本发明提供的呼吸跟踪定位针,可以应用于肺部,但并不局限于肺部,也可用于靠近腹腔的器官,如肝,肝靠近膈肌也受呼吸运动的影响,本发明的呼吸跟踪定位针,能够使得定位针与病灶之间达到最优的同步状态,消除或减少呼吸运动的影响。

[0037] 本发明的一可选方案中,粘连激发单元采用制冷激发的方式,其包括:进气管,在进气管的远端设置节气孔,气体经进气管的近端进入进气孔,再到达节流孔,基于焦耳汤姆逊原理,高压的气体经节流孔喷出后压力、温度陡降,发生液化或部分液化,液化的流体从粘连段外部的待处理组织蒸发吸热,以此达到了粘连段和待处理组织之间冷冻粘连的目的。

[0038] 本发明的一可选方案中,通过在柔性套管外设置引导鞘,引导鞘与柔性导管之间的位置能够相互移动;引导鞘具有一定的硬度;在穿刺前,引导鞘2向远端移动直至引导鞘的远端位于柔性导管的远端处,可以使引导鞘与粘连段、针头形成一根穿刺针,保证穿刺的强度;在穿刺到位后,制冷单元对粘连段进行制冷,使得粘连段与待处理组织(病灶)发生粘连,但是在呼吸作用下,针头会一定程度上跟随病灶的运动,但由于引导鞘不易弯曲,且引导鞘外表面与皮肤和胸壁之间接触会产生一定的摩擦力,因此针头波动的幅度还是会小于病灶波动的幅度,此时,将引导鞘向近端移动,从人体中抽出,直至引导鞘回抽至柔性导管的最近端。由于该过程中粘连功能保持开启状态,该抽出过程不会改变针头的相对位置。抽出引导鞘后,留在整个穿刺路径上的管路均为柔性导管,柔性导管具备足够的柔顺性,可在待处理组织内部自由弯曲,柔性导管与皮肤和胸壁之间即使存在摩擦力也不会影响到针头的运动,因此,粘连段与组织粘连后可以实现更佳的病灶的呼吸跟随效果。

附图说明

[0039] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例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,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0040] 图1为本发明一较佳实施例的呼吸跟踪定位针的原理图;

[0041] 图2为本发明一较佳实施例的穿刺模式下的呼吸跟踪定位针的示意图;

[0042] 图3为本发明一较佳实施例的呼吸跟踪模式下的呼吸跟踪定位针的示意图;

[0043] 图4为本发明一较佳实施例的穿刺模式下的呼吸跟踪定位针穿刺到位的示意图;

[0044] 图5为本发明一较佳实施例的呼吸跟踪模式下的呼吸跟踪定位针的引导鞘回撤的

示意图；

[0045] 图6为本发明一较佳实施例的经支气管放置呼吸跟踪定位针的示意图。

[0046] 附图标记说明：

[0047] 1-导管，

[0048] 11-针头，

[0049] 12-粘连段，

[0050] 13-变径段，

[0051] 14-连接段，

[0052] 15-柔性导管，

[0053] 2-连接管，

[0054] 3-进气管，

[0055] 31-节流孔；

[0056] 4-引导鞘，

[0057] 41-鞘杆，

[0058] 42-鞘尾罩，

[0059] 43-鞘尾盖，

[0060] 44-密封件；

[0061] 5-旁支导管，

[0062] 6-电磁传感器，

[0063] 61-电磁线圈，

[0064] 62-线圈导线；

[0065] 7-测温线，

[0066] 71-测温点；

[0067] 8-肺，

[0068] 9-病灶。

具体实施方式

[0069] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅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。

[0070] 在本发明说明书的描述中，需要理解的是，术语“上部”、“下部”、“上端”、“下端”、“下表面”、“上表面”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。

[0071] 在本发明说明书的描述中，术语“第一”、“第二”仅用于描述目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性或隐含指明所指示的技术特征的数量。由此，限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征。

[0072] 在本发明的描述中，“多个”的含义是多个，例如两个，三个，四个等，除非另有明确

具体的限定。

[0073] 在本发明说明书的描述中,除非另有明确的规定和限定,术语“连接”等术语应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或成一体;可以是机械连接,也可以是电连接或可以互相通讯;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或两个元件的相互作用关系。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。

[0074] 下面以具体地实施例对本发明的技术方案进行详细说明。下面这几个具体的实施例可以相互结合,对于相同或相似的概念或过程可能在某些实施例不再赘述。

[0075] 一实施例中,提供一种呼吸跟踪定位针,其包括:导管1、粘连激发单元;其中,导管1的远端具有针头11;导管还包括:粘连段12以及柔性导管15,从导管的远端开始,针头11、粘连段12、柔性导管15依次分布。粘连激发单元被配置为能够在导管移动到待处理组织的预设位置(病灶位置)后,对粘连段12进行粘连激发,以使粘连段与待处理组织之间发生粘连定位,使得两者的相对位置固定,无论是用于穿刺,还是经自然腔道,都能使得定位针与病灶之间达到最优的同步状态。

[0076] 上述实施例提供的呼吸跟踪定位针,通过在导管内置粘连激发单元,在导管移动到待处理组织的预设位置后,对粘连段进行粘连激发,以使粘连段与待处理组织之间发生粘连,通过粘连的方式将针头与待处理组织(如:肺组织或支气管壁)之间进行相对位置固定,无论是用于穿刺,还是经自然腔道,都能使得定位针与病灶之间达到最优的同步状态。另外,与粘连段相连的一部分设置为柔性导管,柔性导管可以在待处理组织内部自由弯曲,柔性导管12与皮肤和胸壁之间即使存在摩擦力也不会影响到针头的运动,因此,粘连段与组织粘连后可以实现更佳的气管的呼吸跟随效果。

[0077] 一实施例中,为了增强定位针的穿刺强度,还可以包括:引导鞘4,引导鞘4外套于柔性导管15;引导鞘与柔性导管能够相对移动。

[0078] 一实施例中,引导鞘4包括:鞘杆41、鞘尾罩42、鞘尾盖43以及密封件44,请参考图1。其中,鞘尾罩42的远端外套于鞘杆41的近端,鞘尾盖43盖于鞘尾罩42的近端,密封件44设置于鞘尾罩42与鞘尾盖43之间,鞘尾罩42与鞘尾盖43形成一密封腔。密封件44套设于柔性导管,密封件44与柔性导管15之间形成动态密封。密封件44可以采用自封闭密封圈。鞘杆21优选不锈钢材料,其内径稍大于柔性导管12的外径和连接段114的外径,优选鞘杆21的内径与连接段114的外径间隙小于0.05mm。密封腔内可以为负压形式,可以防止发生气胸和血胸的情况,肺部穿刺后渗出的气体或血液能够从引导鞘和柔性导管之间的间隙被抽入密封腔内。

[0079] 一实施例中,还包括:旁支导管5,旁支导管5与密封腔相通,该旁支处于密闭状态或真空抽吸状态。通过密封腔加旁支导管的形式,旁支导管的负压源的负压效果更好,肺部穿刺后渗出的气体或血液被抽出的效果更好,可以更好地防止发生气胸和血胸的情况。

[0080] 穿刺模式下,将引导鞘2向远端移动直至鞘杆21的远端与变径段113接触,连接段111插入鞘杆21后,使得针头11和鞘杆21之间保持在同轴心的状态,于是针头11和鞘杆21形成一根经皮穿刺针,请参考图2。将该“穿刺针”经胸壁穿刺进入肺8内部,直至针头11到达病灶9附近,如距病灶4边缘1cm左右处,该穿刺过程无需特别精准,可纯手动穿刺完成,也可以结合肺部三维建模和电磁导航引导来完成,如图4所示为穿刺到位的图。确认穿刺到位后,

可开启粘连功能,使针头与病灶9附近的组织相对位置固定。该步骤完成后,在呼吸作用下,针头会一定程度上跟随病灶4的运动,但由于鞘杆21不易弯曲,且鞘杆21外表面与皮肤和胸壁之间接触会产生一定的摩擦力,因此该针头11波动的幅度会小于病灶波动的幅度,从而无法达到理想的同步跟随效果。

[0081] 接下来,可将引导鞘4向近端移动,从人体中抽出,直至引导鞘4回抽至柔性导管15的最近端,请参考图3、5。由于该过程粘连功能保持开启状态,该抽出过程不会改变针头11的相对位置。抽出引导鞘4后,留在整个穿刺路径上的管路均为柔性导管15,柔性导管15及其内部的进气管3均具备足够的柔顺性,可在肺内部自由弯曲,柔性导管15与皮肤和胸壁之间即使存在摩擦力也不会影响到针头的运动,因此,粘连段12与组织粘连后可以实现更佳的病灶4的呼吸跟随效果。

[0082] 将引导鞘2回撤后,该定位针还可以实现经自然腔道(如:支气管)的粘连活检和经自然腔道(如:支气管)的粘连呼吸跟踪。

[0083] 一实施例中,粘连段的外径大于柔性导管的外径;导管还包括:变径段;从导管的远端到近端,针头11、粘连段12、变径段13、柔性导管15依次分布,请参考图1。这样可以保证在粘连激发单元进行粘连激发的过程中,避免粘连段附近的柔性套管也发生粘连。

[0084] 一实施例中,导管还包括:连接段14;从导管的远端到近端,针头11、粘连段12、变径段13、连接段14依次分布;柔性导管15的远端外套于连接段14;柔性导管15的远端为柔性导管的靠近针头的一端。连接段14优选不锈钢材料,粘连段12可以是不锈钢材料,或者是铜或黄铜等导热系数更高的材料。

[0085] 一实施例中,为了实现或增强柔性导管与连接段14的密封,还包括:连接管2,连接管2外套于柔性导管的远端;将连接管2的远端与变径段13的近端的缝隙焊接,对连接管2进行径向挤压,便实现了变径段与柔性导管的连接及密封,请参考图2、3。连接管的远端为连接管的靠近针头的一端,变径段的近端为变径段的远离针头的一端。

[0086] 一较佳实施例中,连接段的外表面设置有凸环或宝塔环,可以加强连接段与柔性套管之间的密封和连接强度。

[0087] 一实施例中,柔性导管为同轴套的双层管,双层管之间的夹层为能够形成真空的夹层,以达到保护针道的正常组织不被粘连或冻伤的目的。

[0088] 一实施例中,粘连激发单元采用制冷的方式激发粘连。通过对粘连段进行制冷,使得粘连段与待处理组织之间发生冷冻粘连。

[0089] 其中,粘连激发单元包括:进气管3,进气管3的远端设置有节流孔31,进气管的近端用于通入气体;进气管的远端位于粘连段内,请参考图2、3。进气端的近端可以与电磁阀、气瓶等连接(图中未示出)。进气管材料优选高温退火的不锈钢或镍钛合金,以保证足够的柔顺性。气体优选二氧化碳或一氧化二氮,气瓶优选可手持的小气瓶,一般重量小于50g。气体经气瓶、电磁阀和进气管14到达节流孔141,基于焦耳汤姆逊原理,高压的气体经节流孔141喷出后压力、温度陡降,发生液化或部分液化,液化的流体从粘连段12外部的组织蒸发吸热,以此达到了粘连段12与组织之间冷冻粘连的目的。

[0090] 一实施例中,进气管3的外径小于连接段14的内径和柔性导管15的内径,该间隙可以用于回气。

[0091] 不同实施例中,粘连激发单元还可以采用通过位于远端的钳子夹住组织,的方式

激发粘连,还可以通过真空抽吸的方式吸住组织的方式激发粘连,还可以通过可伸缩的倒钩来锚定组织的方式激发粘连。

[0092] 一实施例中,还包括:测温线7;测温线7的远端为测温点71;测温线71的远端为测温线靠近针头的一端。测温点设置于粘连段的内部。测温线7可以位于导管的内部。测温点可以测量粘连段内部的实时温度,从而可监控冷冻粘连的时长和效果,从而避免过度冷冻或冷冻不完全,例如,以“冷冻至-40℃持续5s→停止冷冻→温度升至0℃”为一个循环,重复开启该循环,这样既保证维持在冷冻粘连的状态又不冻伤过多的组织,还能节省耗气量。测温线7优选T型漆包热电偶线。

[0093] 一实施例中,还包括:电磁传感器6,电磁传感器6包括:电磁线圈61以及线圈导线62,电磁线圈61设置于粘连段的内部,请参考图1。电磁线圈61通过线圈导线62与外部的电磁导航设备配合可以更精确地实时定位针头的三维空间位置。线圈导线62可以从粘连段、柔性导管与进气管之间的间隙引出。

[0094] 通过粘连段与待处理组织之间粘连,使得电磁传感器与病灶之间达到最优的同步状态,在电磁导航设备引导下,肺部疾病的诊断和治疗将更加精准,一次性穿刺到位的成功率将跟高,从而大大缩短了手术时间、降低了患者的辐射剂量(扫描次数)、减少了患者的穿刺次数(气胸、血胸、癌症转移等并发症更低)。

[0095] 上述实施例中,电磁传感器6与外部的电磁导航设备的连接采用有线连接的方式。不同实施例中,电磁传感器6与电磁导航设备的连接也可以采用无线连接。

[0096] 下面结合具体实例来描述上述实施例的呼吸跟踪定位针的工作过程,请参考如6,经支气管放置呼吸跟踪定位针的工作过程包括:先将引导鞘4后撤至柔性导管15的后端,然后在支气管镜(图中未示出)的引导下,将呼吸跟踪定位针的针头11放置于病灶9(如:肿瘤)附近的支气管,开启粘连,针头11将与支气管壁粘连固定,于是针头11与病灶9的相对位置就固定了,不受呼吸运动的影响。经皮穿刺时,就可以在针头内部的电磁线圈61的导航下,实时跟踪肿瘤的位置。

[0097] 在本说明书的描述中,参考术语“一种实施方式”、“一种实施例”、“具体实施过程”、“一种举例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。

[0098] 最后应说明的是:以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围。

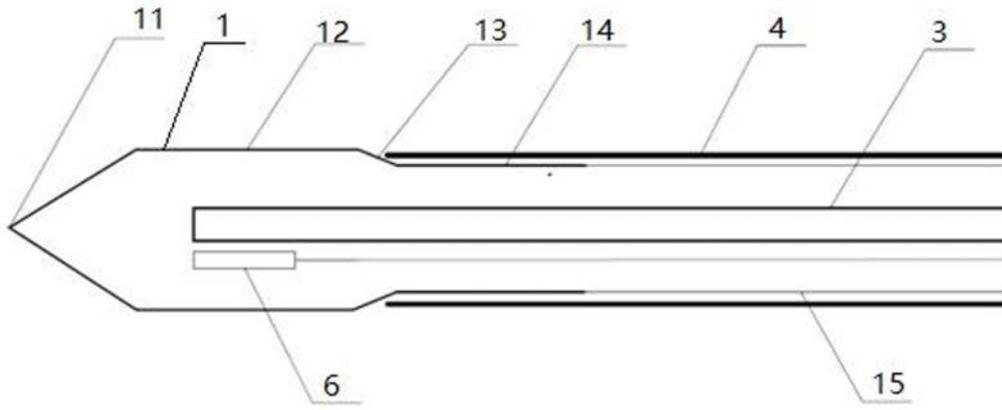


图1

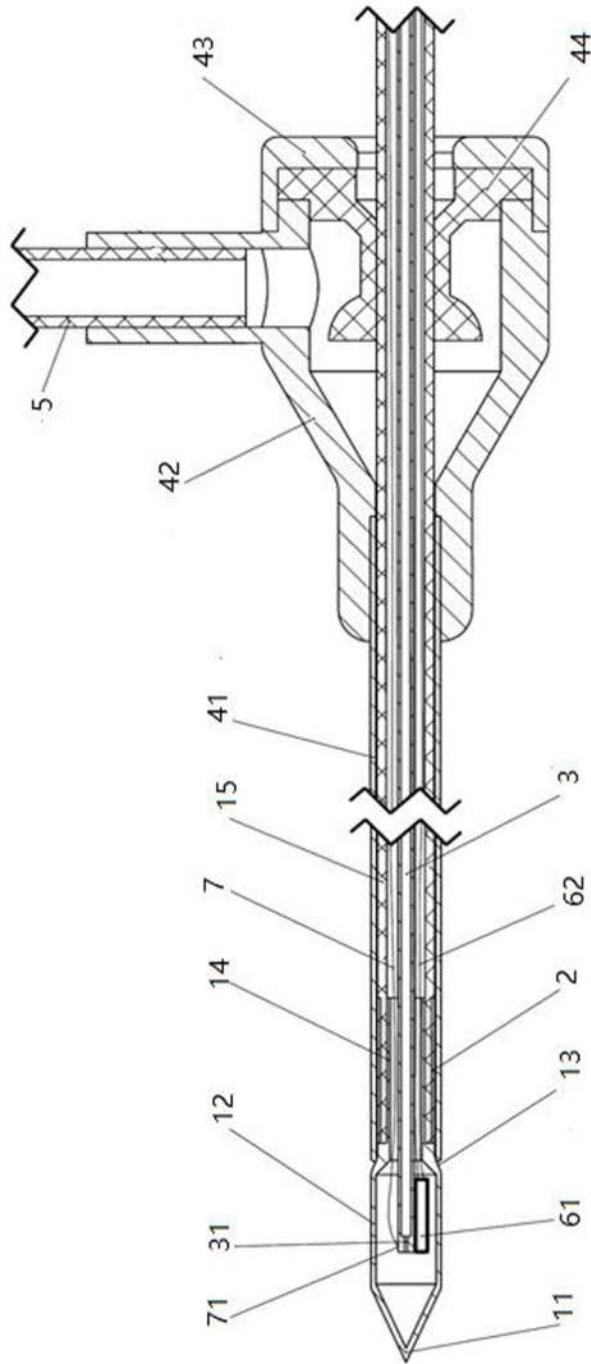


图2

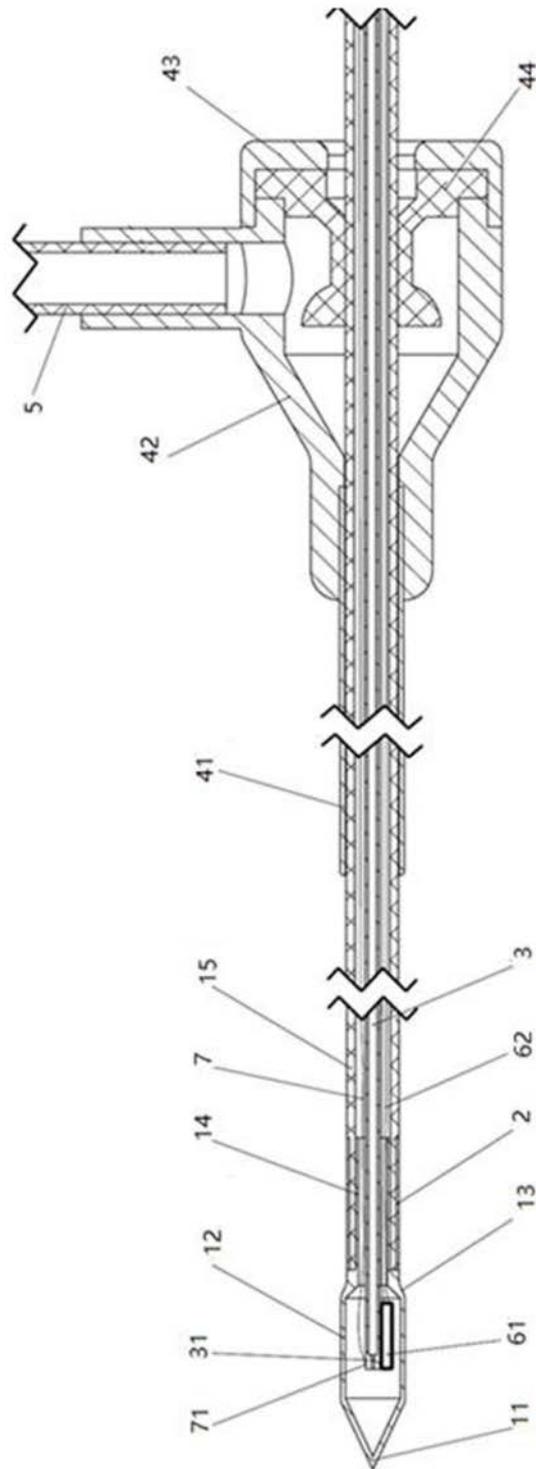


图3

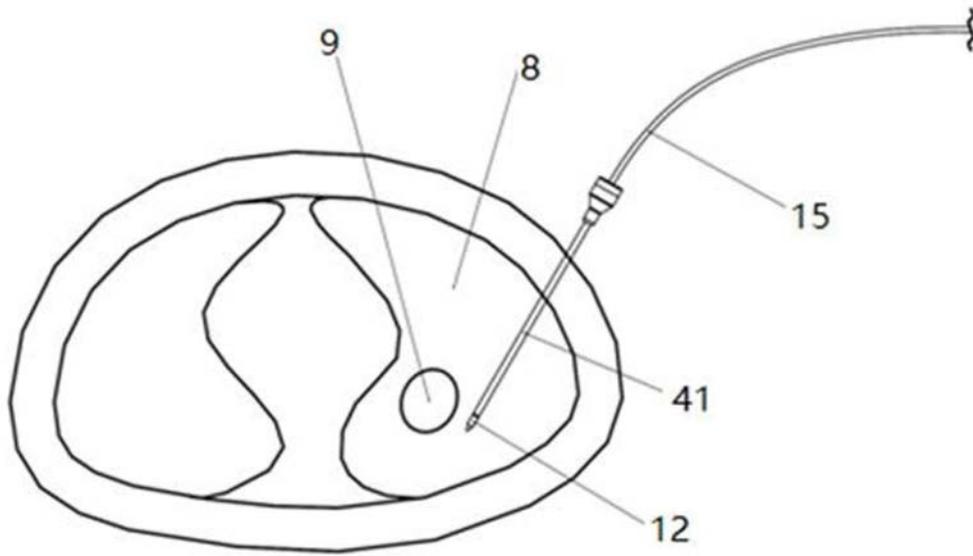


图4

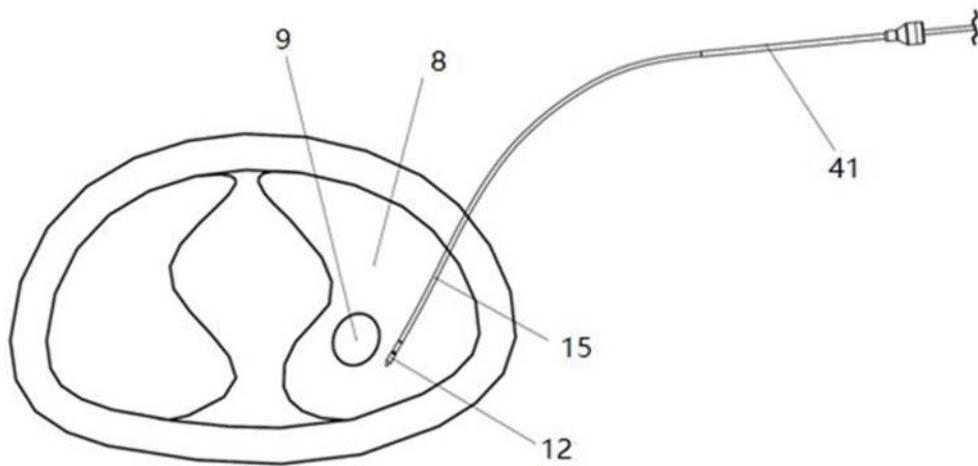


图5

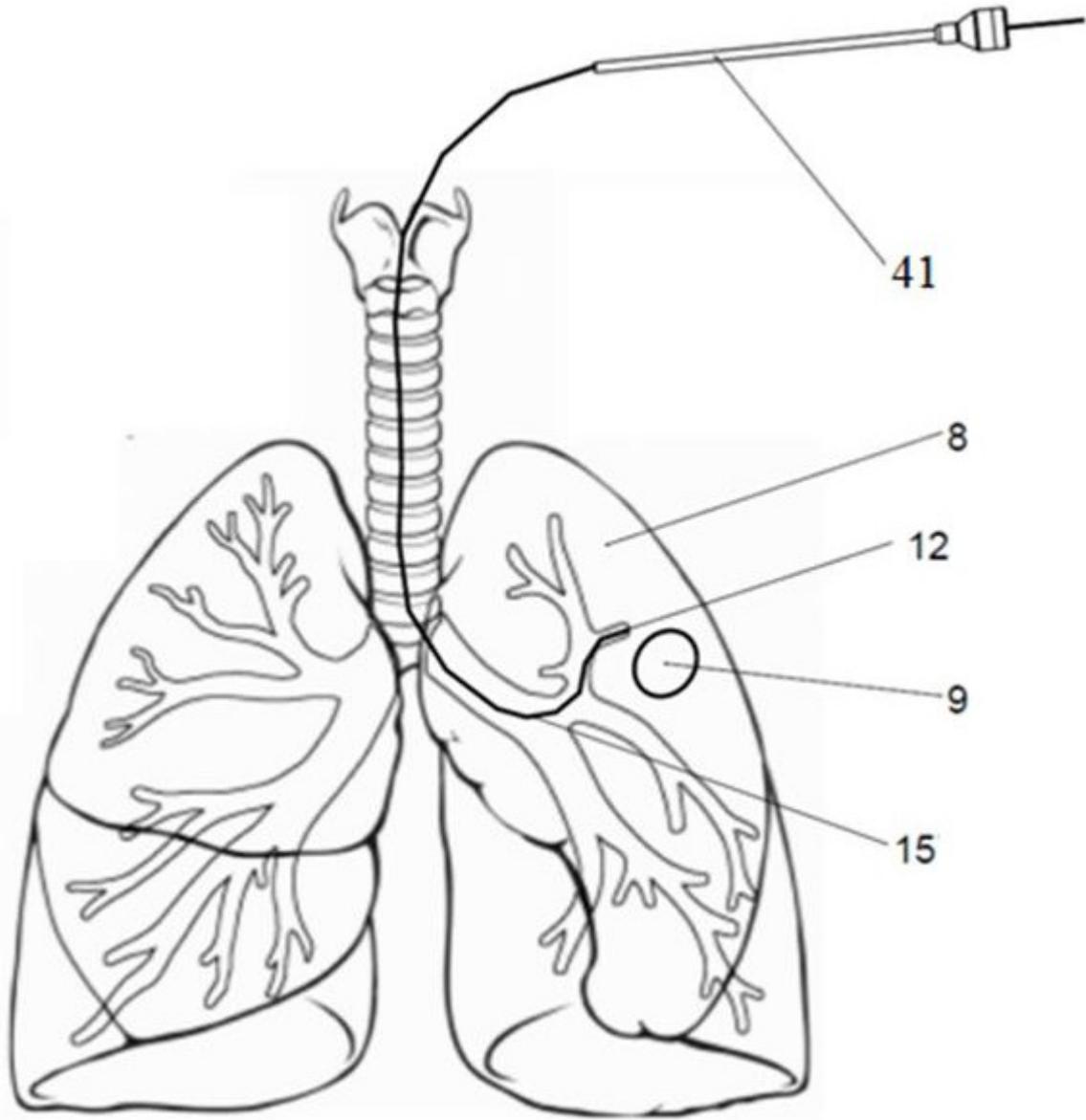


图6