

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2016 年 8 月 11 日 (11.08.2016)



(10) 国际公布号
WO 2016/124138 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 18/12 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2016/073378

(22) 国际申请日: 2016 年 2 月 3 日 (03.02.2016)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201510057095.5 2015 年 2 月 3 日 (03.02.2015) CN
201510129947.7 2015 年 3 月 23 日 (23.03.2015) CN
201520434410.7 2015 年 6 月 19 日 (19.06.2015) CN
201510349237.5 2015 年 6 月 19 日 (19.06.2015) CN
201520433569.7 2015 年 6 月 19 日 (19.06.2015) CN
201510350172.6 2015 年 6 月 19 日 (19.06.2015) CN

(71) 申请人: 上海魅丽纬叶医疗科技有限公司
(SHANGHAI GOLDEN LEAF MED TEC CO., LTD.)
[CN/CN]; 中国上海市徐汇区银都路 466 号 2 号楼 4 层, Shanghai 200231 (CN)。

(72) 发明人: 董永华 (DONG, Yonghua); 中国上海市徐汇区银都路 466 号 2 号楼 4 层, Shanghai 200231 (CN)。 沈美君 (SHEN, Meijun); 中国上海市徐汇

区银都路 466 号 2 号楼 4 层, Shanghai 200231 (CN)。
吉亮 (JI, Liang); 中国上海市徐汇区银都路 466 号 2 号楼 4 层, Shanghai 200231 (CN)。 姜君 (JIANG, Jun); 中国上海市徐汇区银都路 466 号 2 号楼 4 层, Shanghai 200231 (CN)。

(74) 代理人: 北京汲智翼成知识产权代理事务所 (普通合伙) (BEIJING GENIUS ESSEN INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE); 中国北京市西城区珠市口西大街 120 号太丰惠中大厦 806~809 室, Beijing 100050 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

[见续页]

(54) Title: RADIO-FREQUENCY ABLATION CATHETER HAVING SPIRAL STRUCTURE, AND EQUIPMENT THEREOF

(54) 发明名称: 一种螺旋结构的射频消融导管及其设备

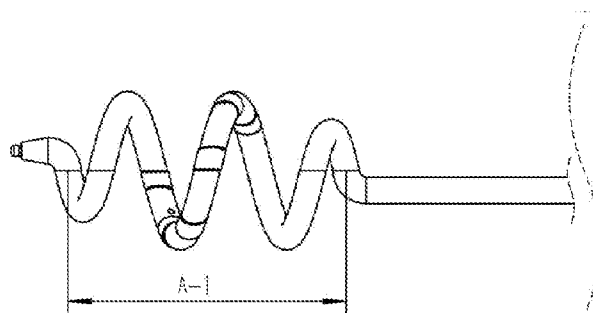


图 1a

(57) Abstract: Disclosed are a radio-frequency ablation catheter having a spiral structure, and equipment thereof. The radio-frequency ablation catheter has a long strip-shaped catheter body. A spiral electrode support is arranged at the front end of the catheter body. Multiple electrodes (2) are arranged on the electrode support. A control handle (8, 20) is arranged at the rear end of the catheter body. Wall-attachment adjusting wires (6) having various structures can be arranged in the radio-frequency ablation catheter, so that the radio-frequency ablation catheter having a spiral structure can be adapted to target lumens of different diameters, and so that the electrodes (2) on the electrode support have a good wall-attachment state.

(57) 摘要: 一种螺旋结构的射频消融导管及其设备。该射频消融导管具有长条形的导管管身, 在导管管身的前端设有螺旋形的电极支架, 电极支架上设置有多个电极(2), 在导管管身的后端设置有控制手柄(8,20)。在该射频消融导管中可以设置多种结构的贴壁调节丝(6), 从而使螺旋结构的射频消融导管可以适应不同直径的目标管腔, 并且使电极支架上的电极(2)贴壁状态良好。



WO 2016/124138 A1



(84) **指定国** (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ,

CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

说明书

一种螺旋结构的射频消融导管及其设备

技术领域

本发明涉及一种螺旋结构的射频消融导管，同时涉及包括上述射频消融导管的射频消融设备，属于介入医疗设备技术领域。

背景技术

在射频消融系统中，射频消融导管是用于介入人体血管并进行射频能量释放的关键器件。其中，射频电极安装在射频消融导管前端的支架上，支架用于承载射频电极，并在射频开始之前扩展贴壁，射频结束后收缩后撤。由于射频消融手术是直接介入人体血管中进行的，所以支架的伸缩尺寸要与人体血管的直径相适应。

人体内的血管直径因为消融部位的不同而不同。同时，人体血管的直径还因人而异，例如，肾动脉的直径大约在 2~12mm 之间，差别较大。在现有技术中，射频消融导管的电极端的伸缩尺寸普遍是固定的，无法适应不同人体血管的直径尺寸要求，对不同直径的人体血管的覆盖面较窄。因此，在对不同的病人进行射频消融手术时，通常需要更换不同规格、型号的射频消融导管进行消融。即便如此，在有些情况下还会出现手术时，射频电极无法同时贴壁的问题，影响手术效果。

射频消融导管的结构根据电极和电极支架的形状不同分为多种，例如：球囊型、穿刺针型、螺旋型和瓣状结构等。其中，电极支架被设计为螺旋型的射频消融导管的使用较为广泛。

现有螺旋型的射频消融导管主要通过对电极支架提前定型，然后在导引导管/鞘管（例如中国实用新型专利 ZL200920172984.6 中公开的鞘管和中国发明专利申请 CN201210480777.3 中公开的导引导管）的协助下进入血管内部，通过前移射频消融导管，或者通过后移导引导管/鞘管，将射频消融导管从鞘管/导引导管内移出，从而使电极支架在进入目标位置后恢复至定型形状。由于对于单个的射频消融导管来说，电极支架预先定形的尺寸固定，因此，现有螺旋型的射频消融导管对不同直径血管的适应性具有局限性。

发明内容

本发明所要解决的首要技术问题在于提供一种改进的螺旋结构的射频消融导管。

本发明所要解决的另一技术问题在于提供一种包括上述射频消融导管的射频消融设备。

为了实现上述发明目的，本发明采用下述的技术方案：

一种螺旋结构的射频消融导管，具有长条形的导管管身，在所述导管管身的前端设有螺旋形的电极支架，所述电极支架上设置有多个电极，在所述导管管身的后端设置有控制手柄；其中，

所述电极支架和所述导管管身的其中一个管腔内设置有可滑动的支撑贴壁调节丝，所述支撑贴壁调节丝分为远离控制手柄的柔性段和靠近控制手柄的刚性段。

其中较优地，所述支撑贴壁调节丝的头端穿过所述电极支架后被限制在所述电极支架的外部，并可相对于所述电极支架的远端向远离导管的方向移动；所述支撑贴壁调节丝的尾端从所述导管管身中穿过并被固定在所述控制手柄上，所述控制手柄用于控制所述支撑贴壁调节丝前后移动。

其中较优地，当所述支撑贴壁调节丝前移至刚性段在电极支架内而柔性段在电极支架外时，所述电极支架在所述支撑贴壁调节丝的刚性段的作用下，螺旋形直径缩小，长度变长，趋于直线型；

当所述支撑贴壁调节丝后撤至柔性段在电极支架内时，所述电极支架恢复螺旋形。

其中较优地，所述控制手柄上设置有与所述支撑贴壁调节丝的尾端固定的按钮移动件，通过改变按钮移动件在所述控制手柄上的位置，控制所述支撑贴壁调节丝移动。

其中较优地，所述支撑贴壁调节丝的头端设置有显影头。

其中较优地，所述支撑贴壁调节丝具有向后延伸的分叉调节丝，所述分叉调节丝的头端固定在所述支撑贴壁调节丝的头端，或者所述分叉调节丝的头端固定在所述柔性段的某一部位，或者所述分叉调节丝是从所述柔性段向外分出的细丝，所述分叉调节丝的后端从设置在所述电极支架的外管上的孔穿出，并从设置在所述电极支架或者导管

管身上的孔穿入，然后与所述支撑贴壁调节丝的刚性段并排沿着所述导管管身内部的管腔延伸至管外，并进入控制手柄内部，固定在第二控制件上。

其中较优地，所述电极支架包括外管，在所述外管的外圆周上嵌设有多个电极，在所述外管的内部设置有多管腔，其中部分管腔中分别设置有一组热电偶丝和射频线；每个所述电极的内部设置有一组射频线和热电偶丝，所述射频线与所述电极连接，所述热电偶丝与所述电极绝缘设置。

其中较优地，所述电极支架内部设置有螺旋定型丝。

一种螺旋结构的射频消融导管，具有长条形的导管管身，在所述导管管身的前端设有螺旋形的电极支架，所述电极支架上设置有一个或多个电极，在所述导管管身的后端设置有控制手柄；其中，

所述贴壁调节丝的后段可滑动地设置于所述导管管身的其中一个管腔内，并且其后端连接至设置在所述控制手柄上的控制件上，或者穿过所述控制手柄后连接至外设的控制件上；所述贴壁调节丝的前段穿出所述电极支架后，外露于所述电极支架的外部，并且其前端回到电极支架内部并被固定。

其中较优地，所述贴壁调节丝的前端回到电极支架内部后，经过所述电极支架和所述导管管身内部的管腔回到导管管身后端并被固定在所述控制手柄上或者被固定在所述控制件上。

或者，其中较优地，所述贴壁调节丝的前端回到电极支架内部后，被固定在所述电极支架前端。

或者，其中较优地，所述贴壁调节丝的前端回到电极支架内部后，穿出所述电极支架前端被固定或被限制在外部；所述贴壁调节丝同时是支撑丝。

或者，其中较优地，还包括固定设置在所述连接导管和所述电极支架的某个管腔中的支撑丝，并且，所述贴壁调节丝的前端被固定在支撑丝上；或者，所述贴壁调节丝是所述支撑丝向外分出的细丝。

其中较优地，所述支撑丝在所述电极支架内部的部分被定型为螺旋，构成螺旋定型段。

或者，其中较优地，所述贴壁调节丝外露于所述电极支架外部的

部分与所述电极支架之间存在一个固定点，所述贴壁调节丝的前端和后端分别从导管管身后端穿出并被固定在设置在所述控制手柄上的对应控制件上，或者穿过所述控制手柄后连接至外设的对应控制件上。

其中较优地，所述贴壁调节丝外露于所述电极支架外部的某一点被固定在所述电极支架的某个螺旋段的孔中。

或者，其中较优地，所述贴壁调节丝由多股丝组成，其中，每股丝的前端固定在电极支架上，后端从外部绕过电极支架的一段螺旋段后进入电极支架或者导管管身的内部，然后经由导管管身的管腔从导管管身的末端穿出，并固定在设置在所述控制手柄上的对应控制件上，或者穿过所述控制手柄后固定在外设的对应控制件上，所述多股丝分别用于对所述电极支架的不同螺旋段的直径进行独立控制。

其中较优地，所述多股丝在电极支架上的固定点各不相同。

其中较优地，所述多股丝中，每两股丝在电极支架上具有一个公共的固定点。

其中较优地，每股丝从电极支架上的不同位置进入电极支架的内部。

或者，其中较优地，所述多股丝在电极支架上的固定点相同。

一种射频消融设备，包括上述的射频消融导管和与所述射频消融导管连接的射频消融主机。

本发明所提供的射频消融导管，通过设置具有不同结构的支撑贴壁调节丝或者贴壁调节丝，使得螺旋结构的射频消融导管可以适应不同直径的目标管腔，并且使电极支架上的电极贴壁状态良好。在不同直径的目标管腔中，通过拉动贴壁调节丝，可以使设置在电极支架上的电极的贴壁状态良好。此外，贴壁调节丝还可以采用多股丝的结构，通过对单丝进行单独控制，可以实现对射频消融导管不同螺旋段的分别控制，简化电极支架的直径调整难度。

附图说明

图 1a 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管的结构示意图；

图 1b 是图 1a 所示射频消融导管的侧视示意图；

图 1c 是图 1a 所示射频消融导管的控制手柄的结构示意图；

图 2 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架的截面示意图；

图 3 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，第一种支撑贴壁调节丝的结构示意图；

图 4 是支撑贴壁调节丝刚性段与电极支架重合时，螺旋结构的射频消融导管的 D-D 剖面示意图；

图 5 是图 4 所示螺旋结构的射频消融导管的 I 部局部放大示意图；

图 6a 是支撑贴壁调节丝柔性段与电极支架重合时，螺旋结构的射频消融导管的结构示意图；

图 6b 是图 6a 所示射频消融导管的侧视示意图；

图 7a 是按钮控制件前移送丝，控制线刚性段与电极支架重合时，控制手柄的状态示意图；

图 7b 是按钮控制件后移拉丝，控制线柔性段与电极支架重合时，控制手柄的状态示意图；

图 8 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，第二种支撑贴壁调节丝的结构示意图；

图 9 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，第三种支撑贴壁调节丝的结构示意图；

图 10 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，使用第四种支撑贴壁调节丝的射频消融导管的剖面示意图；

图 11 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，第五种支撑贴壁调节丝的结构示意图；

图 12 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，第六种支撑贴壁调节丝的结构示意图；

图 13 是第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，控制手柄的另一种结构的示意图；

图 14 是第二实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架和导管管身的结构示意图；

图 15 是图 14 所示螺旋结构的射频消融导管中，电极支架的横截面示意图；

图 16 是图 14 所示螺旋结构的射频消融导管的 A-A 截面示意图；

图 17 是图 16 所示螺旋结构的射频消融导管的 II 部放大示意图；

图 18 是第二实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，贴壁调节丝的另一设置方式的示意图；

图 19 是第二实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，控制手柄的结构示意图；

图 20A 是图 14 所示螺旋结构的射频消融导管的初始状态示意图；

图 20B 是图 20A 所示螺旋结构的射频消融导管的侧视示意图；

图 21 是图 14 所示螺旋结构的射频消融导管在鞘管内的状态示意图；

图 22 是图 14 所示螺旋结构的射频消融导管在较细血管内的使用状态示意图；

图 23A 是图 14 所示螺旋结构的射频消融导管在较粗血管内的使用状态示意图；

图 23B 是图 23A 所示螺旋结构的射频消融导管的侧视示意图；

图 24 是第三实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架和导管网身的结构示意图；

图 25 是图 24 所示螺旋结构的射频消融导管的使用状态示意图；

图 26A 是第三实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，控制手柄的使用状态示意图；

图 26B 是第三实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，控制手柄的又一使用状态示意图；

图 27 是第四实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架和导管网身的结构示意图；

图 28 是第四实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，支撑丝的结构示意图；

图 29 是第五实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架和导管网身的结构示意图；

图 30 是第五实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，支撑丝和贴壁调节丝的结构示意图；

图 31A 是第六实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架和导管网身的结构示意图；

图 31B 是图 31A 所示螺旋结构的射频消融导管的侧视示意图；

图 32A 是第七实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架和导管管身的结构示意图；

图 32B 是图 32A 所示螺旋结构的射频消融导管的侧视示意图；

图 33 是第七实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，电极支架的内部结构示意图；

图 34A 是第七实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，贴壁调节丝后拉，电极支架贴壁后的状态示意图；

图 34B 是图 34A 所示螺旋结构的射频消融导管的侧视示意图；

图 35 是第八实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，贴壁调节丝的结构示意图；

图 36A 是第八实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，贴壁调节丝的另一种结构示意图；

图 36B 是第八实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，贴壁调节丝的又一种结构示意图。

具体实施方式

下面结合附图和具体实施例对本发明的技术内容进行详细具体的描述。

第一实施例

结合图 1a 至图 1c 可知，本发明提供的螺旋结构的射频消融导管包括长条形的导管管身，在导管管身前端设有螺旋形的电极支架，电极支架的螺旋形的初始直径为 ΦD ，初始长度为 A-1（参见图 1a 和图 1b），较优地， ΦD 应大于目标管腔的直径，在导管管身的后端设置有控制手柄 8（参见图 1c）。实际制作中，电极支架可以和导管管身一体制作，电极支架是导管管身前端为螺旋形的部分；电极支架也可以独立制作，然后与导管管身连接为一体。螺旋形的电极支架包括外管 1 和设置在外管 1 上的多个电极 2。电极 2 可以是嵌设在外管 1 的外圆周上的块状电极或环状电极，电极 2 的上表面可以与外管 1 的外表面平齐或略高于外管 1 的外表面，电极 2 的上表面也可以低于外管 1 的外表面。

电极支架和导管管身的内部分别设置有助于容纳支撑贴壁调节丝

6 的管腔，在电极支架和导管管身的对应管腔内设置有支撑贴壁调节丝 6（参见图 2），支撑贴壁调节丝 6 可以在电极支架和导管管身的对应管腔内前后滑动，用于容纳支撑贴壁调节丝 6 的管腔可以是电极支架和导管管身的中心孔，也可以是分布在中心外围的多个管腔中的一个。如图 1a 所示，支撑贴壁调节丝 6 的头端，穿过电极支架后被限制在电极支架的外部，并可相对于电极支架的远端向远离导管管身的方向移动，支撑贴壁调节丝 6 的头端设置有显影头 63；如图 1c 所示，支撑贴壁调节丝 6 的尾端从导管管身的中心孔中穿过并被固定在控制手柄 8 上，控制手柄 8 用于控制支撑贴壁调节丝 6 前后移动。控制手柄 8 上设置有按钮控制件 9，支撑贴壁调节丝 6 的尾端穿过导管管身内部的中心孔后固定在按钮控制件 9 上，通过改变按钮移动件 9 在控制手柄 8 上的位置，控制支撑贴壁调节丝 6 前后移动。

上述螺旋结构的射频消融导管通过对支撑贴壁调节丝 6 的结构进行改进实现了电极支架的直径变化，使之易于插入导引导管/鞘管和目标管腔，同时，在其到达目标管腔后可以恢复自然螺旋形。如图 3 所示，在该射频消融导管中，支撑贴壁调节丝 6 具有远离控制手柄 8 的柔性段 61（靠近头端）和靠近控制手柄 8 的刚性段 62（靠近尾端）两部分；柔性段 61 的长度以不小于电极支架的外管 1 的长度为优，当然，特殊情况下，柔性段 61 的长度也可以小于电极支架的外管 1 的长度。通过控制手柄 8 改变支撑贴壁调节丝 6 与电极支架的重合区域，可以改变电极支架的螺旋形的直径。

当支撑贴壁调节丝 6 前移，使其刚性段 62 在电极支架内而柔性段 61 在电极支架外时，电极支架的螺旋形形状在支撑贴壁调节丝 6 的刚性段 62 的作用下，直径减小，长度变长，趋于直线型。在理想的情况下，电极支架可以呈现如图 4 所示的直线状 A。当支撑贴壁调节丝 6 后退，使其柔性段 61 进入电极支架时，电极支架随着柔性段的进入而逐渐弯曲，直到电极支架内没有刚性段 62 只有柔性段 61 时（参见图 6a），电极支架恢复螺旋形，其直径 ΦC 等于或接近于目标管腔的直径（参见图 6b），此时，电极支架的螺旋形长度 A-2 大于初始长度 A-1。也就是说，在该射频消融导管中，通过控制支撑贴壁调节丝 6 前移，使其刚性段 62 和电极支架的外管 1 重合，可以减小电极支架的螺旋形

直径，使之适于进入导引导管/鞘管或目标管腔，同时，在电极支架到达目标管腔内，通过后拉支撑贴壁调节丝 6，使其柔性段 62 和电极支架的外管 1 重合，可以使电极支架恢复螺旋形，实现贴壁。按钮控制件 9 在控制手柄 8 上的位置可以如图 7a 和图 7b 所示，当按钮移动件 9 移动到左侧的位置时，柔性段 61 外露，刚性段 62 与电极支架的外管 1 重合，当按钮移动件 9 移动到右侧位置时，支撑贴壁调节丝 6 的柔性段 61 与电极支架的外管重合。

而且，当电极支架自然扩张贴壁后，通过进一步拉动支撑贴壁调节丝 6，还可对电极 2 的贴壁情况进行微调，使电极 2 与管壁紧密接触，改善电极 2 的贴壁状态。上述射频消融导管，由于支撑贴壁调节丝 6 设置在电极支架的内部，当支撑贴壁调节丝 6 的柔性段 61 与电极支架的外管重合后再次拉动支撑贴壁调节丝 6，支撑贴壁调节丝 6 的活动幅度较小，因此仅用于对电极支架的形状进行微调。而在选择射频消融导管时，建议选择螺旋形直径 ΦD 大于或接近于目标管腔的直径的射频消融导管，这样，当电极支架在目标管腔自动扩展，恢复螺旋形的过程中，在血管壁的作用下即可紧密贴壁。上述射频消融导管，对直径小于或等于螺旋形初始直径的目标管腔均有良好的贴壁效果。由于人体肾动脉血管的直径范围在 2~12mm 之间，为了保证上述射频消融导管对于较粗和较细的血管均具有良好的适应性，建议选择 $\Phi D > 12\text{mm}$ 的射频消融导管使用。

此外，本发明还提供了支撑贴壁调节丝 6 具有分支的射频消融导管（参见图 10、图 11 和图 12），此时，电极支架的螺旋形的初始直径 ΦD 可以小于目标管腔的直径。支撑贴壁调节丝 6 具有从柔性段 61 向后延伸的分支，即图 10、图 11 和图 12 中的分叉调节丝 66，分叉调节丝 66 的头端固定在支撑贴壁调节丝 6 的头端，或者分叉调节丝 66 的头端与柔性段 61 的某一部位固定，或者分叉调节丝 66 是从柔性段 61 向外分出的细丝，分叉调节丝 66 的后端从设置在电极支架的外管 1 上的孔 11 中穿出，并从设置在电极支架的外管上的孔 15 或者导管管身上的孔穿入，然后与支撑贴壁调节丝 6 并排沿着导管管身内部的管腔延伸至管外，并进入控制手柄 8 的内部，固定在控制手柄 8 的第二控制件（或独立设置的第二控制件）上。当在较粗的血管中使用上述螺

旋结构的射频消融导管时，电极支架恢复自然螺旋形后无法贴壁，此时，通过拉动支撑贴壁调节丝 6 的分支（即分叉调节丝 66），可以扩大电极支架螺旋形的直径，使其适应于直径较粗的血管，有关于该部分的结构内容将在下文具体讲述。

下面对第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管的技术细节进行进一步说明。

电极支架的外管 1 可以为单腔管或多腔管，外管 1 可采用高分子材料或者金属材料制成，例如不锈钢或者记忆合金等材料。外管 1 可采用直管材、棒材加工而成，亦可使用 A 段制作成螺旋形的特殊形状管。如图 2 和图 5 所示，当外管 1 使用多腔管时，在电极支架的外管 1 的内部除去中心孔外，还设置有多个管腔，在其中部分管腔中分别设置有一组射频线 3 和热电偶丝 4，热电偶丝 4 被热电偶丝头端绝缘层 5 包覆与射频线 3 和电极 2 隔离，每组射频线 3 和热电偶丝 4 的头端设置在单个电极的内部，其中，射频线 3 的头端与电极 2 紧密焊接；热电偶丝 4 的头端焊接，并与电极 2 绝缘设置。在外管 1 的其中一个管腔中还设置有螺旋定型丝 7，螺旋定型丝 7 固定在螺旋变形区域 A 段内，用于支撑电极支架的螺旋形。当然，也可以直接将电极支架定型成螺旋形，从而省去螺旋定型丝 7，例如使用记忆合金制作外管时，即可省去螺旋定型丝 7 的设置。

电极 2 固定在外管 1 上，其外表面可以低于也可以不低于外管 1 的外表面。多个电极 2 在电极支架的螺旋形上绕圆周方向均布或不均布，多个电极可以在电极支架上呈 1 圈、1 圈以上或少于 1 圈分布。电极 2 的内表面与射频线 3 焊接牢固；热电偶丝 4 的头端焊接在一起，并在热电偶丝 4 的头端焊接处包覆有热电偶丝头端绝缘层 5 进行绝缘后，设置在电极 2 的内部，热电偶丝头端绝缘层 5 可为热缩管或其他套管。

下面结合附图对上述射频消融导管适用的多种支撑贴壁调节丝的结构进行举例说明。

如图 3 所示，本发明提供的第一种支撑贴壁调节丝 6 包括靠近头端的柔性段 61 和其余的刚性段 62 两部分，在支撑贴壁调节丝 6 的头端上可以设置显影头 63，用于对目标管腔显影成像。

如图 8 和图 9 所示的两种支撑贴壁调节丝,包括柔性段 61 和刚性段 62,同时,在支撑贴壁调节丝 6 的柔性段 61 的前端还设置有直头软导丝 64 或弯头软导丝 65,从而,使得该支撑贴壁调节丝 6 可以替代导引导管/鞘管,直接进入血管,简化了手术操作。由于省去了导引导管/鞘管,进入血管的导管的直径可以大范围减少,方便导管的移动。

如图 10 至图 12 所示的三种支撑贴壁调节丝分别具有分叉调节丝 66,三种分叉调节丝 66 的结构略有不同。具体来说,在图 10 所示的第四种支撑贴壁调节丝 6 中,分叉调节丝 66 的头端与支撑贴壁调节丝 6 的头端固定,然后与柔性段 61 一起向后延伸,分叉调节丝 66 的后端从设置在电极支架的外管 1 上的孔 11 穿出,并从设置在电极支架或者导管管身上的另一孔 15 穿入相应管腔,然后与支撑贴壁调节丝 6 并排沿着导管管身内部的管腔延伸至管外,并固定在控制手柄 8 的第二控制件上。

在图 11 所示的第五种支撑贴壁调节丝 6 中,分叉调节丝 66 的头端与柔性段 61 的某一部位固定,或者分叉调节丝 66 是从柔性段 61 向外分出的细丝,然后分叉调节丝 66 的后端从设置在电极支架的外管 1 上的孔穿出,并从设置在电极支架或者导管管身上的另一孔穿入,然后与支撑贴壁调节丝 6 并排沿着导管管身内部的管腔延伸至管外,并固定在控制手柄的第二控制件上。

在图 12 所示的第六种支撑贴壁调节丝 6 中,分叉调节丝的设置方式与第四种支撑贴壁调节丝的结构类似。只是柔性段采用弹簧结构,分叉调节丝 66 是从弹簧 61-1 的某一部位向外分出的细丝,分叉调节丝 66 的头端固定在弹簧上。分叉调节丝 66 的后端从设置在电极支架的外管 1 上的孔穿出,并从设置在电极支架或者导管管身上的另一孔穿入,然后与支撑贴壁调节丝 6 的刚性段 62-1 并排沿着导管管身内部的管腔延伸至管外,并进入控制手柄 8,固定在控制手柄的第二控制件上。

使用上述三种支撑贴壁调节丝,当射频消融导管在直径大于螺旋形初始直径 ΦD 的血管或目标管腔中,恢复自然螺旋形后,仍然无法贴壁,通过第二控制件拉动分叉调节丝 66,可以扩张电极支架的直径,使电极贴壁。需要说明的是,控制手柄 8 上设置第二控制件的方式可

以与设置按钮控制件 9 的方式类似，上述第二控制件也可以相对于控制手柄 8 独立设置，如图 13 所示的实施例那样。分叉调节丝 66 与支撑贴壁调节丝 6 并排进入控制手柄 8 后，支撑贴壁调节丝 6 的末端 67 固定在按钮控制件 9 上，通过推动按钮控制件 9 改变其在控制手柄 8 上的位置可以改变电极支架的形态；而分叉调节丝 66 从设置在控制手柄 8 的其余侧面的一个开口中伸出，并在其末端 68 固定第二控制件 10，通过在控制手柄 8 的外部拉动第二控制件 10，可以进一步改变电极支架的螺旋形直径。

在图 10 至图 12 所示的支撑贴壁调节丝中，还分别给出了多种不同结构的柔性段。其中，图 10 的支撑贴壁调节丝 6 的柔性段 61 与图 3、图 8、图 9 所示的前三种支撑贴壁调节丝的结构相同，采用细丝或软管构造柔性段 61。柔性段 61 可以采用直径小于刚性段的细丝制成，柔性段 61 与刚性段 62 可以由同种材料一体成型或者也可以由两根不同直径的细丝组装而成（例如使用焊接工艺进行组装）。柔性段 61 还可以采用软管构造。而图 12 所示的支撑贴壁调节丝，柔性段 61-1 采用弹簧结构，当柔性段 61-1 位于电极支架内部时，因为弹簧具有较好的弯曲性能，电极支架在螺旋定型丝 7 的作用下可以恢复螺旋形，而柔性段 61-1 随之变形。

上面对第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管进行了介绍，在该实施例中，通过借鉴导引导丝的结构对螺旋结构的射频消融导管中的支撑贴壁调节丝进行改进，但两者的具体作用存在不同。在导引导丝中，柔性段用于主动适应血管形状，改变导引导丝的走向，从而使其顺利到达目标管腔；刚性段用于对导引导丝进行支撑。而在本发明提供的螺旋结构的射频消融导管中，通过控制电极支架与支撑贴壁调节丝 6 的不同区域的重合，改变电极支架的形态，可以减轻射频消融导管进入导引导管/鞘管的难度，结构简单，便于操作。当支撑贴壁调节丝 6 前移至刚性段和螺旋形电极支架 2 重合时，螺旋形电极支架在支撑贴壁调节丝 6 的刚性段的作用下直径减小，长度变长，趋于直线型，从而便于进入导引导管/鞘管，同时便于整个射频消融导管在目标管腔中移动；而当支撑贴壁调节丝 6 后撤至柔性段和螺旋形电极支架重合时，螺旋形电极支架恢复螺旋形，可以贴壁；并且，通过继续

向后拉动支撑贴壁调节丝，还可以改善电极的贴壁状态。此外，通过在支撑贴壁调节丝的前端增设直头软导丝或弯头软导丝，该支撑贴壁调节丝还可以替代导引导管/鞘管，直接进入血管，简化了手术操作。

此外，使用上述支撑贴壁调节丝，不仅简化了射频消融导管进入人体血管的难度，而且，通过拉动支撑贴壁调节丝，可以进一步改变螺旋形电极支架的扩张直径，使其对不同直径的目标管腔的适应性较好。

在第一实施例所提供的螺旋结构的射频消融导管中，使用设置在电极支架某一管腔中的支撑贴壁调节丝对电极支架的螺旋形的直径进行调节。在本发明提供的其他实施例中，还可以在螺旋结构的射频消融导管中设置穿过或绕过电极支架的贴壁调节丝，对电极支架的扩张直径进行调节，使其对不同直径的目标管腔的适应性较好，具体参见下述说明。

第二实施例

结合图 14 至图 19 可知，本发明提供的螺旋结构的射频消融导管，包括长条形的导管管身，在导管管身前端设有螺旋形的电极支架，在导管管身的后端设置有控制手柄 20（参见图 19）。实际制作中，电极支架可以和导管管身一体制作，电极支架是导管管身前端被定型为螺旋形的部分；电极支架也可以独立制作，然后与导管管身连接为一体。

如图 14 所示，螺旋形的电极支架包括外管 1 和设置在外管 1 上的一个或多个电极 2。电极 2 可以是嵌设在外管 1 的外圆周上的块状电极或环状电极，电极 2 的上表面可以与外管 1 的外表面平齐或略高于外管 1 的外表面，电极 2 的上表面也可以低于外管 1 的外表面。多个电极 2 在电极支架的螺旋形上绕圆周方向均布或不均布，多个电极可以在电极支架上呈 1 圈、1 圈以上或少于 1 圈分布。

电极支架的外管 1 可以为单腔管或多腔管，外管 1 可采用高分子材料或者金属材料制成，例如不锈钢或者记忆合金等材料。外管 1 可采用直管材、棒材加工而成，亦可使用 A 段制作成螺旋形的特殊形状管。如图 15 和图 17 所示，当外管 1 使用多腔管时，在电极支架的外管 1 的内部除去中心管腔外，还设置有多多个管腔，在其中部分管腔中分别设置有一组射频线 3 和热电偶丝 4，每组射频线 3 和热电偶丝 4

的头端设置在单个电极 2 的内部，其中，射频线 3 的头端与电极 2 紧密固定，如使用焊接、导电胶粘接等工艺实现连接；两根热电偶丝 4 的头端焊接并被热电偶丝头端绝缘层 5 包覆，然后与射频线 3 和电极 2 绝缘设置。

如图 15 所示，在外管 1 的其中一个管腔中还设置有螺旋定型丝 6，螺旋定型丝 6 固定在螺旋变形区域段内，用于支撑电极支架的螺旋形。当然，也可以直接将电极支架定型成螺旋形，从而省去螺旋定型丝 6，例如使用记忆合金或者高分子材料制作外管时，可以省去设置螺旋定型丝 6。

如图 16 所示，在导管的管身和电极支架的内部中心管腔中设置有支撑丝 7，支撑丝 7 可以活动地设置在中心管腔中，也可以固定设置在中心管腔中，或者支撑丝 7 也可以设置在导管的管身和电极支架的其他管腔中。支撑丝 7 的头端可以设置显影头，用于对目标管腔内部进行即时成像。同时，在支撑丝 7 的前端还可以设置软导丝 9，软导丝 9 可以是直头软导丝，也可以是图示的弯头软导丝，从而，使得该射频消融导管可以省去导引导管/鞘管，直接进入血管，简化了手术操作。

结合图 14 至图 19 可知，导管的管身内部还设置有用于容纳贴壁调节丝 8 的管腔，贴壁调节丝 8 的后段可滑动地设置于导管的管身的其中一个管腔内，并且其后端 80 穿出导管的管身后穿入控制手柄 20，然后穿出控制手柄 20 后连接至外设的控制件 22 上（参见图 19）。贴壁调节丝 8 可以在导管的管身的管腔内前后滑动。用于容纳贴壁调节丝 8 的管腔可以是中心管腔，也可以是分布在中心管腔外围的多个偏心管腔中的一个。如图 14 所示，贴壁调节丝 8 的前段从靠近电极支架后端的孔 12 中穿出电极支架的外部，外露于电极支架的外部，并且其前端从靠近电极支架前端的孔 11 回到电极支架内部并被固定。

贴壁调节丝 8 的前端的固定位置可以不同，可以被固定在电极支架的前端，也可以被固定在支撑丝 7 的前端，还可以被固定在螺旋定型丝 6 上，或者，还可以穿过电极支架和导管的管身内部的对应管腔回到导管的管身后端，与贴壁调节丝 8 的后端一起固定在控制件 22 上。

具体来说，在图 16 所示的结构中，贴壁调节丝 8 的前端从靠近电极支架前端的孔 11 回到电极支架内部后，经过电极支架和导管的管身内

部的管腔，与贴壁调节丝 8 的后端一起回到导管管身的后端，然后贴壁调节丝 8 的前端和后端可以一并被固定在如图 19 所示的同一控制件 22 上，或者，贴壁调节丝 8 的前端和后端，其中一端被固定于控制手柄 20 的壳体上，另一端被固定在控制件 22 上。通过拉动控制件 22，可以改变电极支架螺旋段的直径。

当然，贴壁调节丝 8 的前端也可以简单地固定在电极支架的前端，或者固定在支撑丝 7 的前端或支撑丝 7 位于电极支架内部的某一部位，或者固定在螺旋定型丝 6 上的某一部位，或者固定在电极支架的管腔中，只要对其前端起到固定作用即可。从而当从后端拉动贴壁调节丝 8 时，在贴壁调节丝 8 的作用下，电极支架会发生收缩变形，其螺旋形直径增大，多个螺旋形的轴向间距收缩。当贴壁调节丝 8 的前端被固定在支撑丝 7 或者螺旋定型丝 6 上时，贴壁调节丝 8 和支撑丝 7/螺旋定型丝 6 可以采用同一材质制作，此时可以理解为，贴壁调节丝 8 是支撑丝 7/螺旋定型丝 6 向后分出的细丝。

例如，在图 18 所示的结构中，贴壁调节丝 8 的前端与螺旋定型丝 6 的前端固定在一起，此时，螺旋定型丝 6 和贴壁调节丝 8 可以由同种细丝制作，而贴壁调节丝 8 和螺旋定型丝 6 分别是其前端向后分出的两根细丝分支，其中对应于螺旋定型丝 6 的分支固定在电极支架的某一管腔中，对应于贴壁调节丝 8 的分支的后段可以在电极支架和/或导管管身的管腔中滑动。当贴壁调节丝 8 和螺旋定型丝 6 采用不同材质制作时（例如螺旋定型丝 6 使用管材，贴壁调节丝 8 使用细丝），可以将贴壁调节丝 8 的前端/前段与螺旋定型丝 6 通过焊接、铆接、粘接等方式组装在一起。

此外，从图 19 中还可看出，在上述结构中，在控制手柄 20 上还设置了按钮控制件 21，支撑丝 7 的末端 70 穿出导管管身后进入控制手柄 20，并被固定在按钮控制件 21 上。用于与支撑丝 7 的末端连接的控制件除如图所示设置在控制手柄 20 上之外，还可以和控制件 22 一样设置在控制手柄 20 的外部，同理，用于与贴壁调节丝 8 连接的控制件也可以如按钮控制件 21 一样设置在控制手柄 20 上。

图 20A 至图 23B 显示了本发明提供的第二实施例中，螺旋结构的射频消融导管在不同直径管腔内的使用状态示意图。如图 20A 和图 20B

所示，以螺旋形电极支架的初始直径 ΦB 为10mm，首尾电极轴向间距为A的射频消融导管为例。当其进入 $\Phi 2\text{mm}$ 的鞘管内时，电极支架的形态如图21所示接近直线型。当其从鞘管内伸出进入 $\Phi 4\text{mm}$ 的血管内时，电极支架的螺旋形的直径 $\Phi B-3$ 受血管直径的限制约为4mm，此时，电极在电极支架的自然扩张作用下，与管壁紧密接触，首尾电极的轴向间距 $(A-3) > A$ （参见图22）。如图23A和图23B所示，当其从鞘管内伸出进入 $\Phi 12\text{mm}$ 的血管内时，电极支架自然扩张后，由于其初始直径 ΦB 小于目标管腔的直径，电极2无法贴壁，此时，通过向后拉动贴壁调节丝8，电极支架的螺旋形的直径可以增加为 $\Phi B-4$ ，与目标管腔的直径相等，多个电极2在贴壁调节丝8的作用下，与管壁紧密接触。此时，首尾电极轴向间距减小至 $A-4$ ，多个电极的轴向间距减小，但由于目标管腔的直径较大，也可以避免多个电极的消融作用相互影响，从而不会造成过度消融。并且，从图20B和图23B所示的侧视图还可以看出，在电极支架的螺旋形上均匀分布的多个电极2，在贴壁调节丝8的作用下，其轴向间距减小，螺旋间距不会发生变化。

图20A至图23B以 ΦB 为10mm的电极支架进行举例说明。当电极支架的螺旋形的初始直径为其他值（例如，6mm，8mm）时，同理，当其进入较细的血管内时，在螺旋形电极支架自然扩张的作用下，多个电极可以同时贴壁良好，而当其进入直径大于螺旋形初始直径的目标管腔时，如图23A和图23B所示，通过拉动贴壁调节丝，也可以使多个电极与管壁同时紧密接触，贴壁状态良好。

第三实施例

如图24所示的射频消融导管与第二实施例的射频消融导管的结构类似，其收缩状态参见图25。图26A和图26B分别是该射频消融导管的控制手柄20在不同状态下的使用状态示意图。

具体来说，在电极支架内设置有螺旋定型丝6，并在导管管身和电极支架内设置有支撑丝7。其中，支撑丝7与电极支架对应的部分外露在电极支架的外部，支撑丝7与导管管身对应的部分设置在导管管身的某一管腔内，并且，其后端从导管管身穿出后被固定在设置在控制手柄20上的控制件25上。通过拉动支撑丝7，可以改变电极支架的螺旋形形态，支撑丝7同时具有贴壁调节丝8的作用。换句话说，

贴壁调节丝 8 的后段可滑动地设置于导管管身的某一管腔内，并且其后端连接至控制手柄 20；贴壁调节丝 8 的前段从孔 12 穿出电极支架后外露于电极支架的外部，并且其前端从孔 11 回到电极支架内部后，穿出电极支架前端并被固定或被限制在外部；贴壁调节丝 8 同时是导管管身的支撑丝。在贴壁调节丝 8 的前端可以设置显影头和/或软导丝 9。

如图 26A 和图 26B 所示，在该实施例中，控制手柄 20 上可以仅设置一个与支撑丝 7 连接的控制件 25 即可，此时，控制件 25 用于对电极支架的伸缩状态进行调整。通过将控制件 25 从图 26A 所示的位置后推至图 26B 所示的位置，可以向后拉动支撑丝 7，即向后拉动贴壁调节丝 8，使电极支架的螺旋形直径增大。

第四实施例

如图 27 所示的射频消融导管与第二实施例的射频消融导管的构造类似，图 28 显示了第四实施例中的射频消融导管的支撑丝 7 的结构。

在该实施例中，贴壁调节丝 8 的结构与第二实施例相同。贴壁调节丝 8 的后段可滑动地设置于导管管身的某一管腔内，并且其后端连接至设置在控制手柄 20 上的控制件 22 上或者穿出控制手柄 20 后连接至外设的控制件 22 上；贴壁调节丝 8 的前段从孔 12 穿出电极支架后外露于电极支架的外部，并且其前端从孔 11 回到电极支架内部后，可以被固定在电极支架的前端，也可以被固定在支撑丝 7 的前端，或者，还可以穿过电极支架和导管管身内部的对应管腔回到导管管身后端，与贴壁调节丝 8 的后端一起被固定在控制手柄 20 的壳体或者控制件 22 上。通过拉动控制件 22，可以改变电极支架螺旋段的直径。

在该实施例中，未独立设置螺旋定型丝，其中，如图 28 所示，通过预先定型，使支撑丝 7 的前部对应于电极支架的部分被定型为螺旋形，构成螺旋定型段 76。支撑丝 7 固定设置在电极支架及导管管身的某一管腔中，即可使电极支架的对应部分获得螺旋形。

在第二实施例和第四实施例中，贴壁调节丝 8 可以和支撑丝 7 一并设置在导管管身的同一管腔中，也可以分别独立设置在导管管身的单一管腔中。

第五实施例

如图 29 所示的射频消融导管与第二实施例的射频消融导管的结构类似，图 30 显示了第五实施例中的射频消融导管的支撑丝 7 和贴壁调节丝 8 的结构，其中，支撑丝 7、贴壁调节丝 8 和螺旋定型丝 6 一体设置。

在该实施例中，在导管管身和电极支架内部设置有支撑丝 7，并且在电极支架内部未独立设置螺旋定型丝。其中，如图 30 所示，通过预先定型，使支撑丝 7 的前部对应于电极支架的部分被定型为螺旋形，构成螺旋定型段 76。

贴壁调节丝 8 与支撑丝 7 一体设置，贴壁调节丝 8 的前端固定在支撑丝 7 上，或者，贴壁调节丝 8 是从支撑丝 7 向外分出的细丝。贴壁调节丝 8 的前段从孔 11 穿出电极支架后外露于电极支架的外部，并且从孔 12 回到电极支架/导管管身内部，然后其后段可滑动地穿过导管管身内部的某一管腔回到导管管身后端，被固定在控制件 22 上。通过拉动控制件 22，可以改变电极支架螺旋段的直径。

在该实施例中，贴壁调节丝 8 的后段可以和支撑丝 7 一并设置在导管管身的某一管腔中，也可以独立设置在导管管身的另一管腔中。

第六实施例

图 31A 和图 31B 是第六实施例中的射频消融导管的结构示意图。

如图 20B 和图 23B 所示，在第二实施例到第五实施例中，即使贴壁调节丝 8 在导管管身的偏心管腔中设置，其外露于电极支架外部的部分依然位于电极支架螺旋形的中心位置附近。当向后拉动贴壁调节丝 8 时，电极支架发生轴向收缩，贴壁调节丝 8 贯穿于螺旋形的中心位置；当电极支架的螺旋形被拉长至接近直线时，贴壁调节丝 8 外露于电极支架外部的部分与电极支架的外管 1 接近于并行。

与上述第二实施例至第五实施例不同，在第六实施例中，贴壁调节丝 8 并未设置在电极支架螺旋形的中心位置附近，而是在螺旋形的外圆周位置偏心设置。如图 31A 和图 31B 所示，当贴壁调节丝 8 在电极支架的螺旋形的外圆周位置偏心设置时，贴壁调节丝 8 外露于电极支架外部的部分并不穿过螺旋形的内部，而是绕过螺旋形外部的一侧。当向后拉动贴壁调节丝 8 时，位于电极支架两孔 11 和 12 之间的一圈或一圈以上的螺旋段发生收缩变形，变成新的螺旋形，从而增大螺旋

形的现有直径，实现直径扩张。

通过此种设置方式，可以极大地增大收缩后的螺旋形的直径，理想情况下，电极支架可以适用于直径大于电极支架单个螺旋段直径的血管。由于人体血管直径范围固定，从而可以将射频消融导管中电极支架的螺旋形的初始直径大幅减小，方便射频消融导管进入血管和在血管内部移动。

第七实施例

如图 32A 至图 34B 所示为本发明所提供的第七实施例中的射频消融导管的结构示意图，其中，贴壁调节丝 8 外露于电极支架外部的部分与电极支架之间存在一个固定点，贴壁调节丝 8 的前端和后端均从导管管身后端穿出并被固定在设置在控制手柄 20 上的或者外设在控制手柄 20 外部的对应控制件上。

如图 32A 和图 32B 所示，当贴壁调节丝 8 未拉紧时，贴壁调节丝 8 外露于电极支架外部的部分松弛。贴壁调节丝 8 外露于电极支架外部的某一点被固定在电极支架的某个螺旋段上，该点可以直接固定在外管上，也可以固定在设置在外管上的孔中。为了保持电极支架光滑的外壁，避免固定点对目标管腔造成划伤，推荐将该固定点设置在外管 1 的孔中。

具体来说，如图 33 所示，在该实施例中，贴壁调节丝 8 与电极支架的中部存在一个固定点 13，贴壁调节丝 8 的前段 81 从固定点 13 向前绕过电极支架外部，从靠近电极支架前端的孔 11 回到电极支架内部，并经由电极支架和导管管身内部的管腔回到控制手柄 20 中；贴壁调节丝 8 的后段 82 从固定点 13 向后绕过电极支架外部，并从靠近电极支架后端的孔 12 回到电极支架内部，并经由电极支架和导管管身内部的管腔回到控制手柄 20 中。贴壁调节丝 8 的前段 81 和后段 82 可以经由电极支架和导管管身中的同一管腔回到控制手柄 20，也可以如图 33 所示经由不同的管腔各自回到控制手柄 20。在控制手柄 20 上可以设置一个控制件，用于固定贴壁调节丝 8 的前段 81 的末端和后段 82 的末端，也可以设置两个控制件，用于分别固定贴壁调节丝 8 的前段 81 的末端和后段 82 的末端，从而实现对贴壁调节丝 8 的前段 81 和后段 82 的分别控制。

贴壁调节丝 8 的前段 81 用于控制电极支架位于孔 11 和固定点 13 之间的一圈或多圈螺旋段的直径扩张，贴壁调节丝 8 的后段 82 用于控制电极支架位于孔 12 和固定点 13 之间的一圈或多圈螺旋段的直径扩张。如图 34A 和图 34B 所示，当将贴壁调节丝 8 的后段 82 拉紧时，固定点 13 向电极支架的孔 12 靠近，位于两者之间的 1 圈螺旋段的直径不断接近于电极支架的螺旋形的最初直径 ΦB ，获得更好的贴壁效果，而多于 1 圈的螺旋段会变形形成一个新的螺旋形，其直径超过电极支架的螺旋形的最初直径 ΦB ，发生直径扩张。同理，当将贴壁调节丝 8 的前段 81 拉紧时，电极支架的孔 11 向固定点 13 靠近，位于两者之间的 1 圈螺旋段的直径不断接近于电极支架的螺旋形的最初直径 ΦB ，获得更好的贴壁效果，而多于 1 圈的螺旋段会变形形成一个新的螺旋形，其直径同样超过电极支架的螺旋形的最初直径 ΦB ，发生直径扩张，从而获得更大的贴壁直径和更优的贴壁效果。

贴壁调节丝的前段 81 和后段 82 的控制可以由与之对应连接的两个单一控制件分别控制，从而实现对电极支架上不同部位的直径的单独调整，也可以由同一控制件一并进行控制，从而实现对电极支架的多个螺旋段整体的直径扩张的控制。而且，当贴壁调节丝前段 81 的末端和后段 82 的末端分别固定在不同的控制件上时，通过同时拉动贴壁调节丝的前段 81 和后段 82，也可以使电极支架的不同部位同时变形，从而达到对整个电极支架的直径调整，使其达到如图 34A 所示的轴向收缩效果，其直径扩张后的螺旋直径可以达到如图 34B 所示的效果。由于贴壁调节丝 8 的前段 81 和后段 82 可以分别控制电极支架位于孔 12 和固定点 13 之间，以及位于孔 11 和固定点 13 之间的一圈或多圈螺旋段的直径扩张。使扩张后的直径等于甚至大于如图 32B 所示的原始直径，从而可以获得更优的贴壁效果，并且可以兼顾具有更大范围的直径变化的目标管腔。

第八实施例

在第八实施例中，设置在射频消融导管内部的贴壁调节丝 8 由多股丝组成，其中，每股丝的前端固定在电极支架上，后端从外部绕过电极支架的一段螺旋段后进入电极支架或者导管管身的内部，然后经由导管管身的管腔从导管管身的末端穿出，并固定在设置在控制手柄

20 的对应控制件上，或者穿过控制手柄 20 后被固定在外设的对应控制件上，多股丝分别用于对电极支架的不同螺旋段的直径进行独立控制。

在图 35 所示的结构中，贴壁调节丝 8 由两股丝 84 和 85 组成，其前端共同固定在电极支架的某一点上，形成固定点 83，后端分别绕过电极支架的不同螺旋段进入电极支架或导管的内部，并经由电极支架和导管内部的管腔回到后端并被固定在控制手柄 20 中的对应控制件上。这种具有两股丝的贴壁调节丝 8 的结构与第七实施例的结构基本相同，都可用于分开控制电极支架前段和后段螺旋段的直径扩张。或者也可以直接将第七实施例中的结构看作是第八实施例中贴壁调节丝 8 采用两股丝的情况进行理解。

当贴壁调节丝 8 具有两股以上的丝时，其每一股丝的前端固定在电极支架上，靠近前端（即靠近固定点）的部分外露于电极支架外部，后端从设置在电极支架不同位置的孔进入电极支架内部，并经由电极支架和导管内部的同一管腔或不同管腔回到控制手柄 20，并被固定在对应控制件上。其中，多股丝在电极支架上的固定点可以相同，可以不同，也可以不完全相同。当多股丝在电极支架上的固定点不完全相同时，每两股丝在电极支架上可以具有一个公共的固定点，两股丝的结构设置可以参考图 35 所示的结构。当多股丝在电极支架上的固定点相同时，可以如图 36A 所示将不同丝的前端固定在电极支架的前端 A 上，然后使每股丝的后端分别从电极支架上的不同孔 B、C、D 及更多的孔进入电极支架内部，并经由电极支架和导管从导管末端穿出，多股丝的末端 E 分别固定在对应控制件上；也可以如图 36B 所示，将不同丝的前端固定在电极支架后部的一侧 D' 上，然后使每股丝的后端从电极支架上位于前部的不同孔 A'、B'、C' 及更多孔进入电极支架内部，并经由电极支架和导管从导管末端穿出，多股丝的末端 E' 分别固定在设置在控制手柄 20 的对应控制件上或者外设的对应控制件上。每股丝从电极支架上的不同位置进入电极支架的内部，从而可以通过拉动单一丝控制位于该丝前端的固定点和该丝进入电极支架的位置之间的螺旋段的直径变化。当然，上述多股丝也可以固定在控制手柄 20 的同一控制件上，从而实现对电极支架整体的

直径调整。

当使用多个控制件对电极支架不同螺旋段进行分别控制时，在该射频消融导管进入目标位置后，可以根据需要对电极支架的对应螺旋段进行分段扩张，即仅扩张需要射频的螺旋段，从而增大了电极支架不同螺旋段直径调整的灵活性，并降低了射频消融导管贴壁调整的难度。

综上所述，在螺旋结构的射频消融导管中设置有贴壁调节丝，通过向后拉动贴壁调节丝，可以改变电极支架的螺旋形直径，从而改善电极的贴壁状态，使得该射频消融导管适用于不同直径的血管。此外，上述贴壁调节丝还可以采用多股丝的结构，从而实现对射频消融导管不同螺旋段的分别控制，简化直径调整的难度。

在实际临床治疗中，本发明所提供的射频消融导管及射频消融设备可以应用于不同部位、多种不同直径血管或气管的神经消融。例如，应用于肾动脉内神经消融治疗顽固性高血压患者，应用于腹腔动脉内神经消融治疗糖尿病患者，又如，应用于气管/支气管迷走神经分支消融治疗哮喘患者，以及应用于十二指肠迷走神经分支消融治疗十二指肠溃疡患者；此外，还可以用于肾盂内、肺动脉内等其他血管或气管内的神经消融。需要说明的是，本发明所提供的射频消融导管在临床治疗中并不限于上述列举的应用，还可用于其他部位的神经消融。

上面对本发明提供的螺旋结构的射频消融导管进行了介绍，本发明同时提供了包括上述射频消融导管的射频消融设备。该射频消融设备除去包括上述射频消融导管外，还包括与上述射频消融导管连接的射频消融主机。其中，电极支架内部的支撑贴壁调节丝（及其分叉调节丝）或贴壁调节丝穿过导管管身后对应连接到控制手柄上，通过控制手柄拉动支撑贴壁调节丝可以改变电极支架的形状，便于进入目标管腔，并在目标管腔内贴壁良好；通过控制手柄拉动贴壁调节丝可以改变电极支架的形状，使得电极支架在不同直径的目标管腔内贴壁良好。并且，电极支架中的射频线、热电偶丝分别通过导管管身连接到射频消融主机中的对应电路中，从而实现射频消融主机对多个电极的射频控制和温度监测。由于控制手柄的设置和射频消融主机的设置可以参见本申请人已公开的在先专利申请，在此不再对其具体结构进行

详细描述。

以上对本发明所提供的螺旋结构的射频消融导管及其设备进行了详细的说明。对本领域的一般技术人员而言，在不背离本发明实质精神的前提下对它所做的任何显而易见的改动，均应属于本发明保护的

权 利 要 求 书

1. 一种螺旋结构的射频消融导管，具有长条形的导管管身，在所述导管管身的前端设有螺旋形的电极支架，所述电极支架上设置有多个电极，在所述导管管身的后端设置有控制手柄；其特征在于：

所述电极支架和所述导管管身的其中一个管腔内设置有可滑动的支撑贴壁调节丝，所述支撑贴壁调节丝分为远离控制手柄的柔性段和靠近控制手柄的刚性段。

2. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：

所述支撑贴壁调节丝的头端穿过所述电极支架后被限制在所述电极支架的外部，并可相对于所述电极支架的远端向远离导管的方向移动；所述支撑贴壁调节丝的尾端从所述导管管身中穿过并被固定在所述控制手柄上，所述控制手柄用于控制所述支撑贴壁调节丝前后移动。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：

当所述支撑贴壁调节丝前移至刚性段在电极支架内而柔性段在电极支架外时，所述电极支架在所述支撑贴壁调节丝的刚性段的作用下，螺旋形直径缩小，长度变长，趋于直线型；

当所述支撑贴壁调节丝后撤至柔性段在电极支架内时，所述电极支架恢复螺旋形。

4. 如权利要求 3 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：

所述控制手柄上设置有与所述支撑贴壁调节丝的尾端固定的按钮移动件，通过改变按钮移动件在所述控制手柄上的位置，控制所述支撑贴壁调节丝移动。

5. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述支撑贴壁调节丝的头端设置有显影头。

6. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：

所述支撑贴壁调节丝具有向后延伸的分叉调节丝，所述分叉调节丝的头端固定在所述支撑贴壁调节丝的头端，或者所述分叉调节丝的头端固定在所述柔性段的某一部位，或者所述分叉调节丝是从所述柔性段向外分出的细丝，所述分叉调节丝的后端从设置在所述电极支架

的外管上的孔穿出，并从设置在所述电极支架或者导管管身上的孔穿入，然后与所述支撑贴壁调节丝的刚性段并排沿着所述导管管身内部的管腔延伸至管外，并进入控制手柄内部，固定在第二控制件上。

7. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述柔性段的长度不小于所述电极支架的外管的长度。

8. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：在所述柔性段的前端设置有直头软导丝或弯头软导丝。

9. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述柔性段采用直径小于所述刚性段的细丝制成，所述柔性段与所述刚性段一体成型或者由两根不同直径的细丝组装而成。

10. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述柔性段采用弹簧结构或者软管结构。

11. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述电极支架包括外管，在所述外管的外圆周上嵌设有多个电极，在所述外管的内部设置有多个管腔，其中部分管腔中分别设置有一组热电偶丝和射频线；每个所述电极的内部设置有一组射频线和热电偶丝，所述射频线与所述电极连接，所述热电偶丝与所述电极绝缘设置。

12. 如权利要求 1 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述电极支架内部设置有螺旋定型丝。

13. 一种射频消融设备，其特征在于包括权利要求 1~12 中任意一项所述的射频消融导管、与所述射频消融导管连接的控制手柄和射频消融主机。

14. 一种螺旋结构的射频消融导管，具有长条形的导管管身，在所述导管管身的前端设有螺旋形的电极支架，所述电极支架上设置有一个或多个电极，在所述导管管身的后端设置有控制手柄；其特征在于：

所述贴壁调节丝的后段可滑动地设置于所述导管管身的其中一个管腔内，并且其后端连接至设置在所述控制手柄上的控制件上，或者穿过所述控制手柄后连接至外设的控制件上；所述贴壁调节丝的前段穿出所述电极支架后，外露于所述电极支架的外部，并且其前端回到电极支架内部并被固定。

15. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
所述贴壁调节丝的前端回到电极支架内部后, 经过所述电极支架和所述导管管身内部的管腔回到导管管身后端, 并被固定在所述控制手柄或者被固定在所述控制件上。

16. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
所述贴壁调节丝的前端回到电极支架内部后, 被固定在所述电极支架前端。

17. 如权利要求 15 或 16 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于还包括滑动设置在所述导管管身和所述电极支架的某一管腔中的支撑丝。

18. 如权利要求 17 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
还包括设置在所述电极支架内部的螺旋定型丝。

19. 如权利要求 17 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
所述支撑丝的前端设置有显影头和/或软导丝。

20. 如权利要求 17 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
在所述控制手柄上或者所述控制手柄外部还设置有用与与所述支撑丝的末端固定的第二控制件。

21. 如权利要求 15 或 16 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:

还包括固定设置在所述导管管身和所述电极支架的某一管腔中的支撑丝, 所述支撑丝在所述电极支架内部的部分被定型为螺旋形, 构成螺旋定型段。

22. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
所述贴壁调节丝的前端回到电极支架内部后, 穿出所述电极支架前端被固定或被限制在外部; 所述贴壁调节丝同时是支撑丝。

23. 如权利要求 22 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
所述贴壁调节丝的前端设置有显影头和/或软导丝。

24. 如权利要求 23 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
还包括设置在所述电极支架内部的螺旋定型丝。

25. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管, 其特征在于:
还包括设置在所述连接导管和所述电极支架的某个管腔中的支撑

丝，并且，所述贴壁调节丝的前端被固定在支撑丝上；或者，所述贴壁调节丝是所述支撑丝向外分出的细丝。

26. 如权利要求 25 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述支撑丝在所述电极支架内部的部分被定型为螺旋形，构成螺旋定型段。

27. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述贴壁调节丝外露于电极支架外部的部分设置在螺旋形的中心位置。

28. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述贴壁调节丝外露于所述电极支架外部的部分在远离螺旋形中心位置的外圆周位置偏心设置。

29. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述电极支架包括外管，在所述外管的外圆周上嵌设有电极，在所述外管的内部设置有一个或多个管腔，其中部分管腔中分别设置有一组热电偶丝和射频线；每个所述电极的内部设置有一组射频线和热电偶丝，所述射频线与所述电极连接，所述热电偶丝与所述电极绝缘设置。

30. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述贴壁调节丝外露于所述电极支架外部的部分与所述电极支架之间存在一个固定点，所述贴壁调节丝的前端和后端分别从导管管身后端穿出并被固定在设置在所述控制手柄上的对应控制件上，或者穿过所述控制手柄后连接至外设的对应控制件上。

31. 如权利要求 30 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述贴壁调节丝外露于所述电极支架外部的某一点被固定在所述电极支架的某个螺旋段的孔中。

32. 如权利要求 14 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述贴壁调节丝由多股丝组成，其中，每股丝的前端固定在电极支架上，后端从外部绕过电极支架的一段螺旋段后进入电极支架或者导管管身的内部，然后经由导管管身的管腔从导管管身的末端穿出，并固定在设置在所述控制手柄上的对应控制件上，或者穿过所述控制手柄后连接至外设的对应控制件上，所述多股丝分别用于对所述电极

支架的不同螺旋段的直径进行独立控制。

33. 如权利要求 32 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述多股丝在电极支架上的固定点各不相同。

34. 如权利要求 32 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述多股丝中，每两股丝在电极支架上具有一个公共的固定点。

35. 如权利要求 32 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：每股丝从电极支架上的不同位置进入电极支架的内部。

36. 如权利要求 32 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述多股丝在电极支架上的固定点相同。

37. 一种螺旋结构的射频消融导管，具有长条形的导管管身，在所述导管管身的前端设有螺旋形的电极支架，所述电极支架上设置有一个或多个电极，在所述导管管身的后端设置有控制手柄；其特征在于：

所述贴壁调节丝由多股丝组成，其中，每股丝的前端固定在电极支架上，后端从外部绕过电极支架的一段螺旋段后进入电极支架或者导管管身的内部，然后经由导管管身的管腔从导管管身的末端穿出，并固定在设置在所述控制手柄上的对应控制件上，或者穿过所述控制手柄后连接至外设的对应控制件上，所述多股丝分别用于对所述电极支架的不同螺旋段的直径进行独立控制。

38. 如权利要求 37 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述多股丝在电极支架上的固定点各不相同。

39. 如权利要求 37 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述多股丝中，每两股丝在电极支架上具有一个公共的固定点。

40. 如权利要求 37 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：每股丝从电极支架上的不同位置进入电极支架的内部。

41. 如权利要求 37 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述多股丝在电极支架上的固定点相同。

42. 如权利要求 37 所述的螺旋结构的射频消融导管，其特征在于：所述电极支架包括外管，在所述外管的外圆周上嵌设有电极，在所述外管的内部设置有一个或多个管腔，其中部分管腔中分别设置有一组热电偶丝和射频线；每个所述电极的内部设置有一组射频线和热

电偶丝，所述射频线与所述电极连接，所述热电偶丝与所述电极绝缘设置。

43. 一种射频消融设备，其特征在于包括权利要求 14~42 中任意一项所述的射频消融导管，以及与所述射频消融导管连接的射频消融主机。

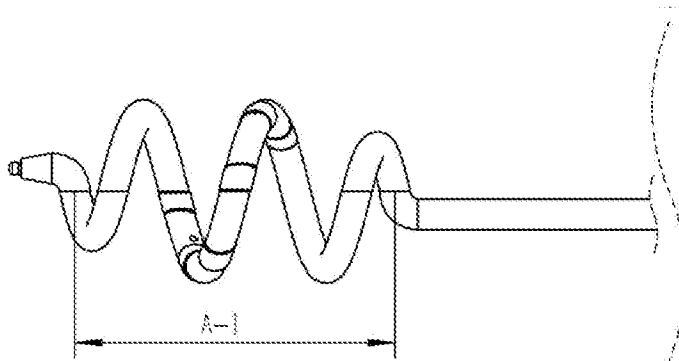


图 1a

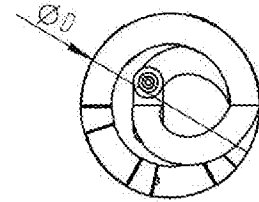


图 1b

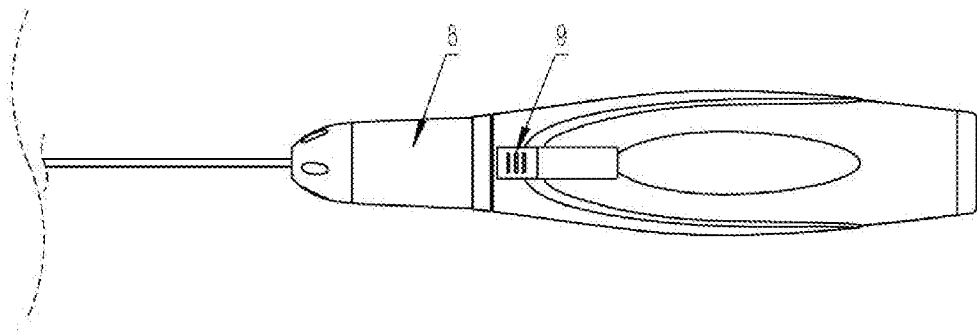


图 1c

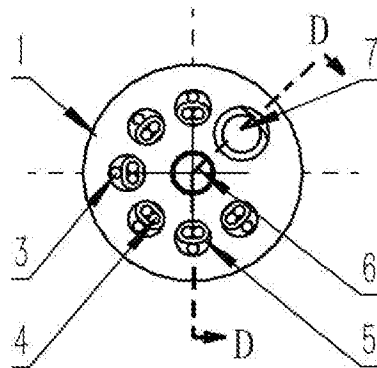


图 2

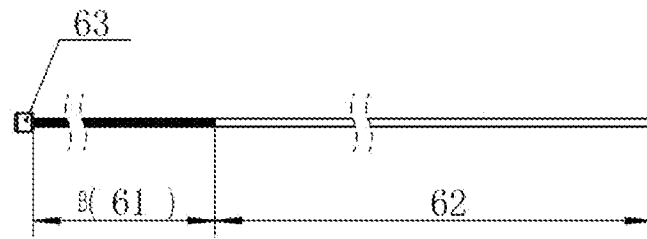


图 3

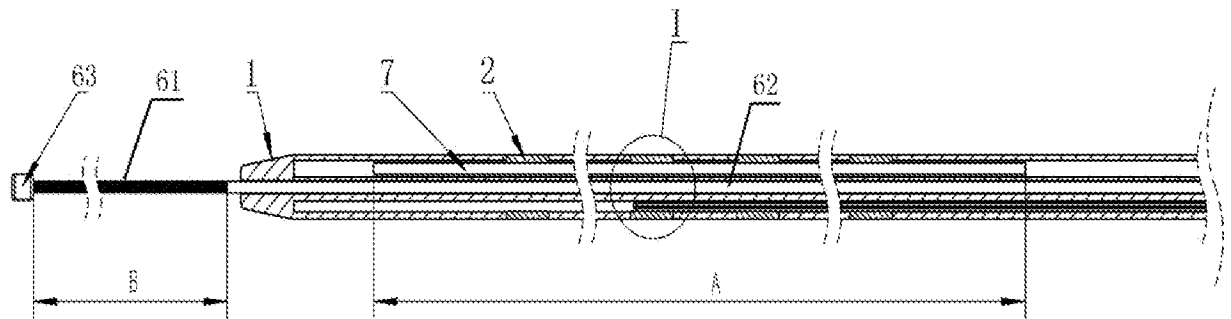


图 4

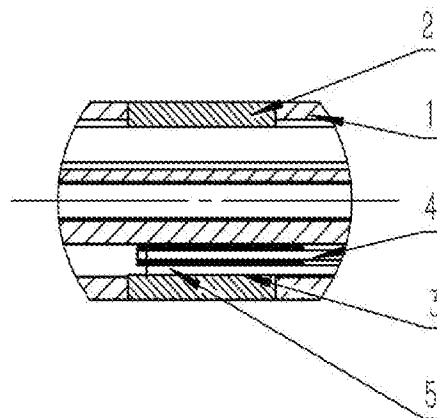


图 5

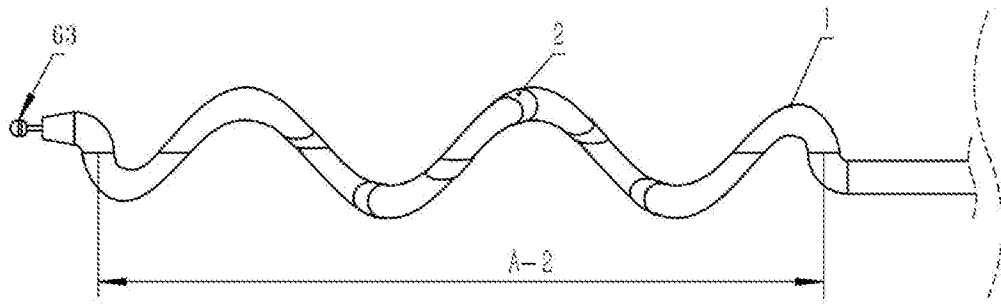


图 6a

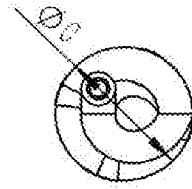


图 6b

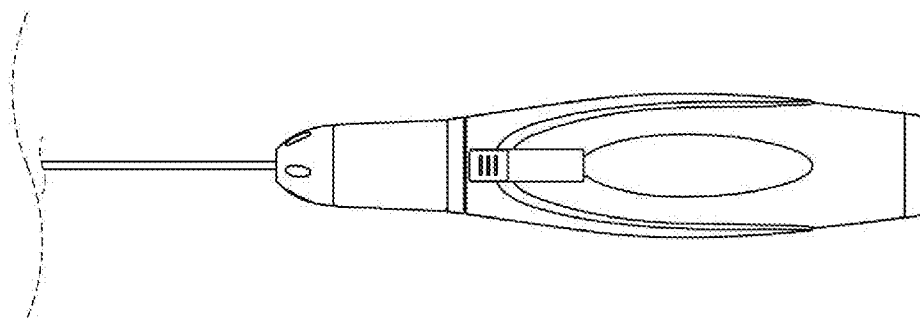


图 7a

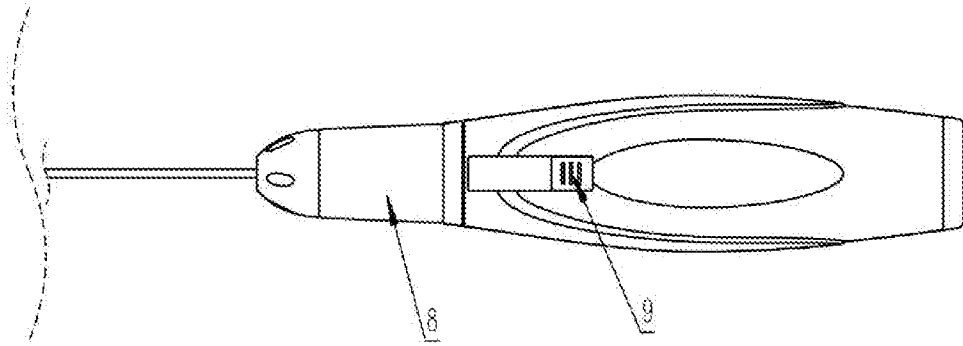


图 7b

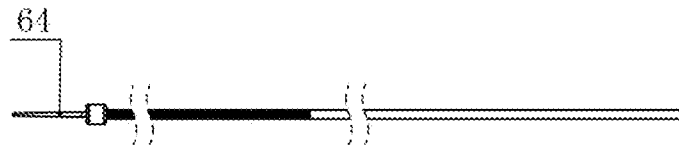


图 8



图 9

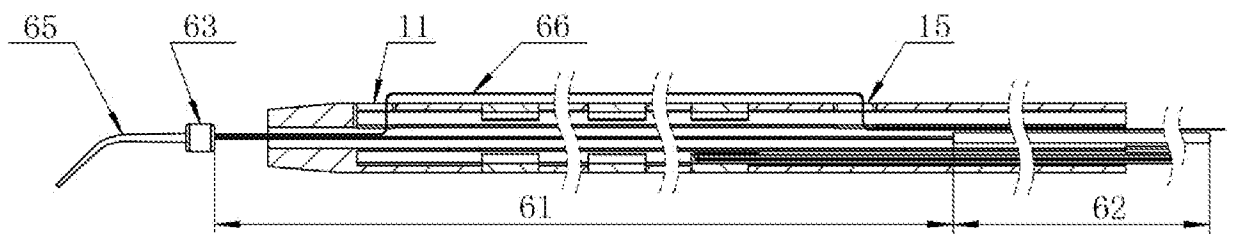


图 10

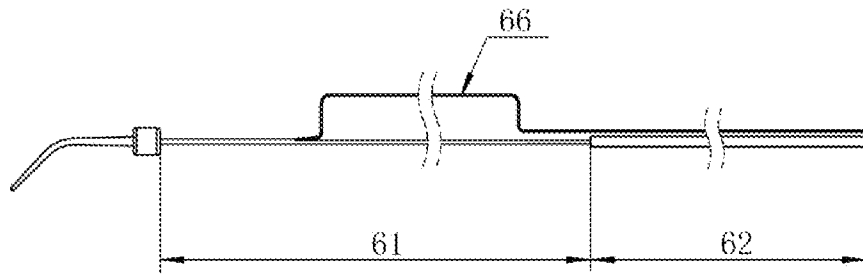


图 11

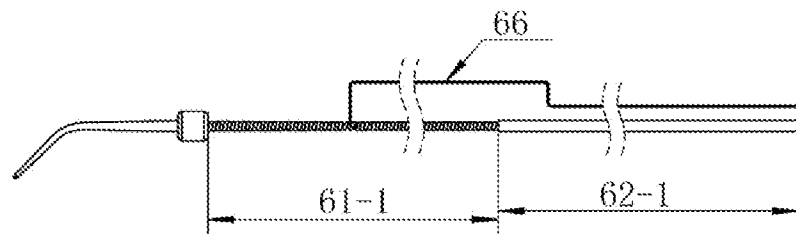


图 12

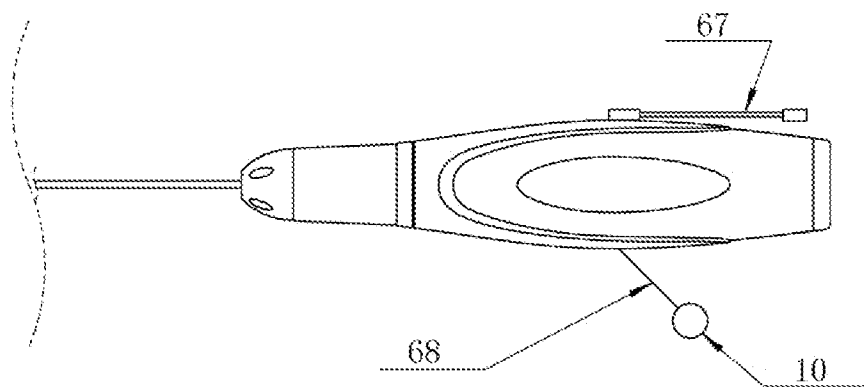


图 13

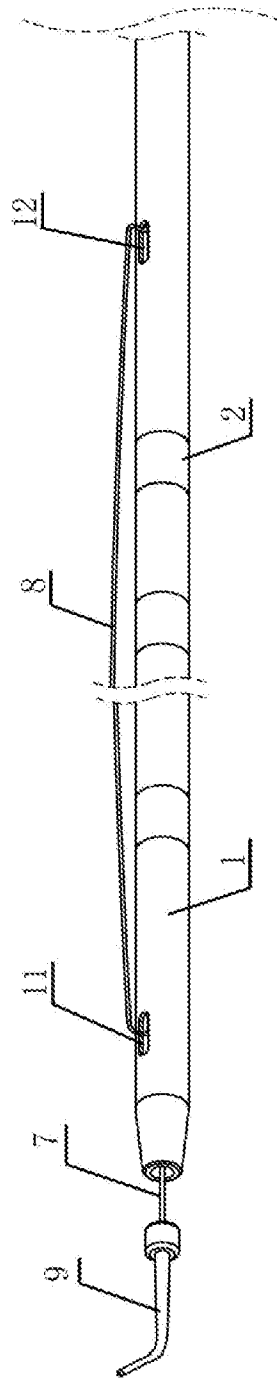


图 14

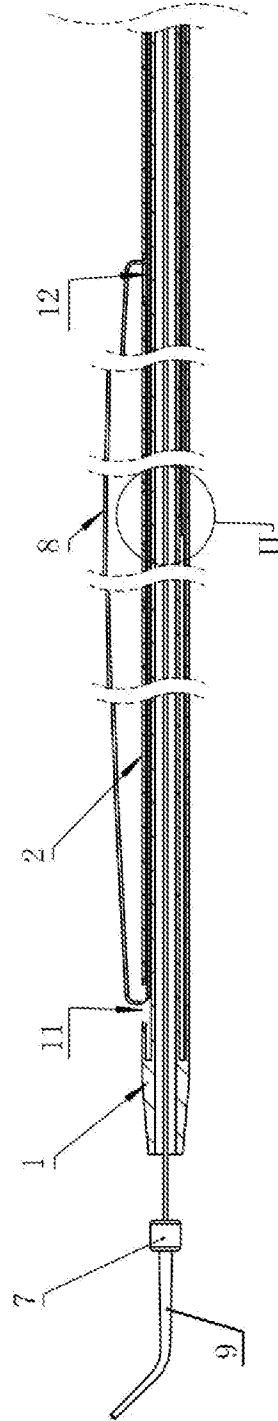


图 16

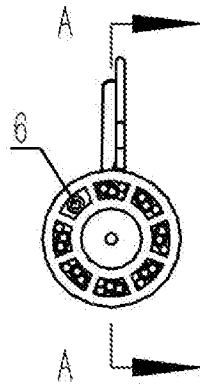


图 15

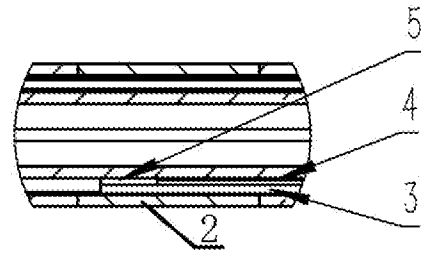


图 17

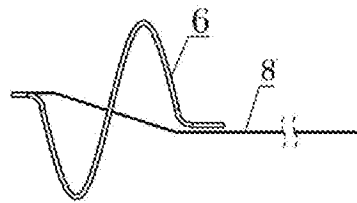


图 18

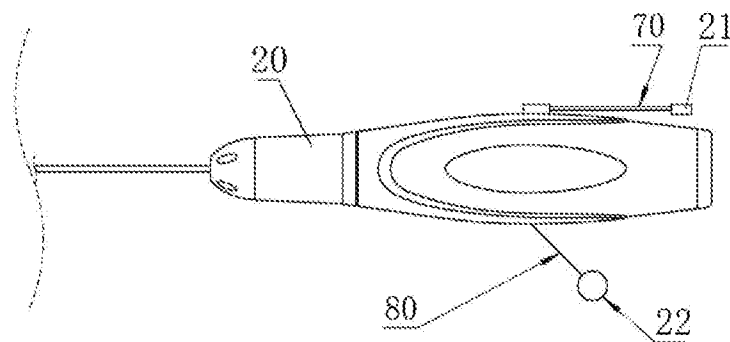


图 19

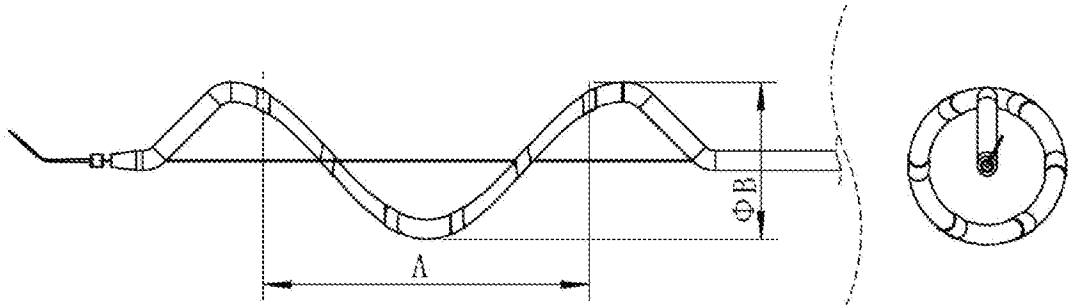


图 20A

图 20B

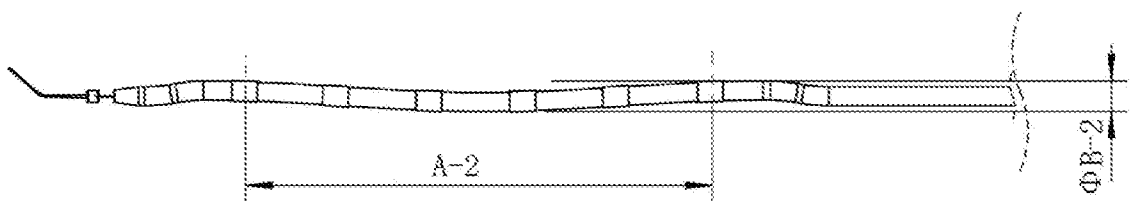


图 21

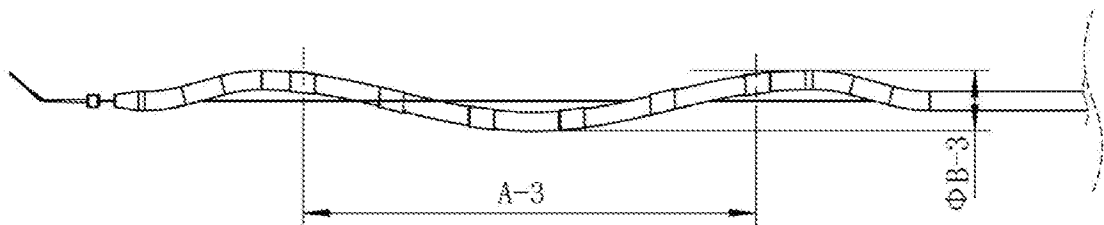


图 22

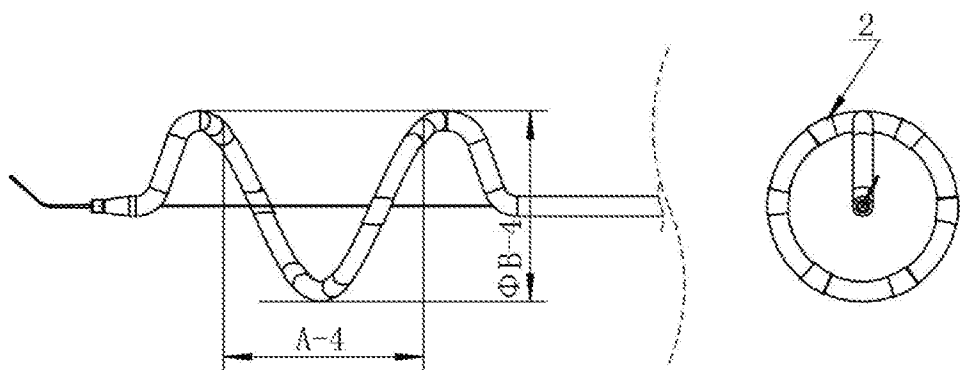


图 23A

图 23B

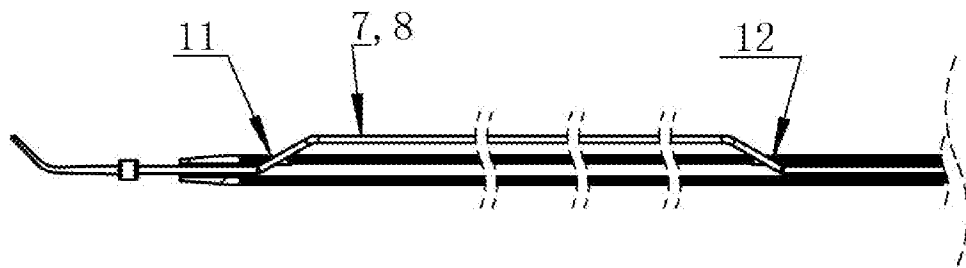


图 24

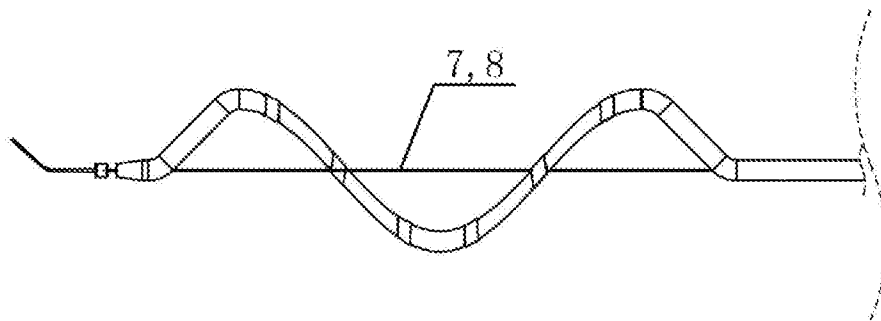


图 25

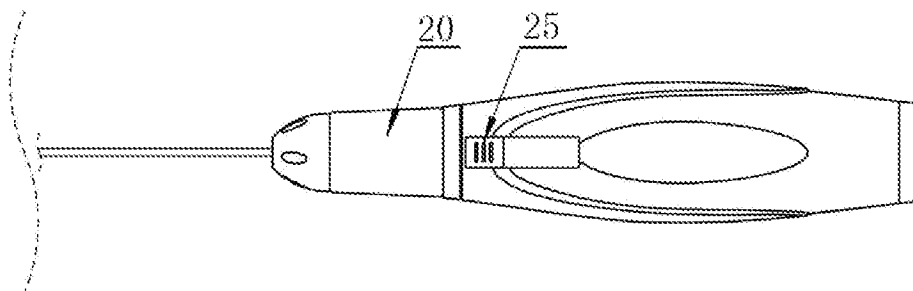


图 26A

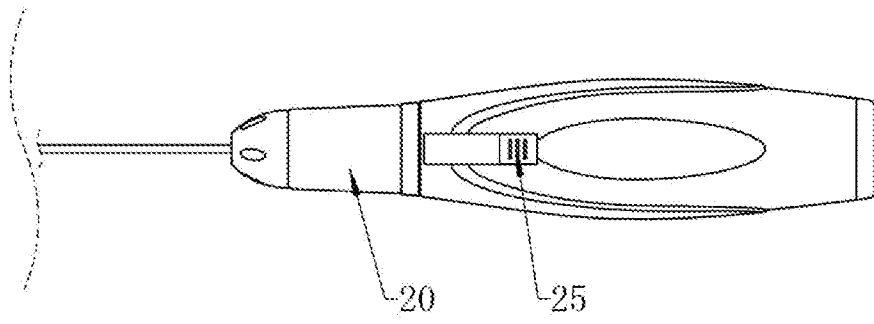


图 26B

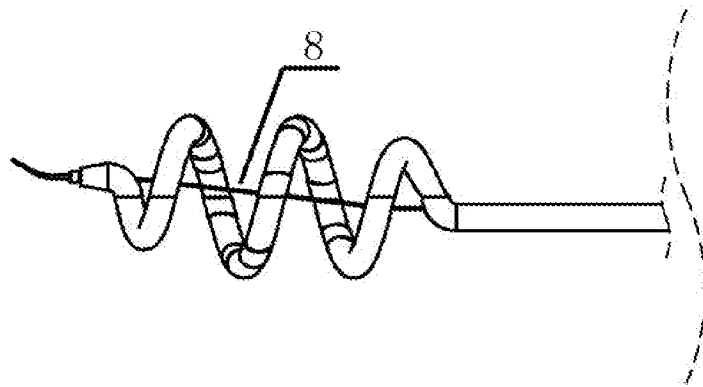


图 27

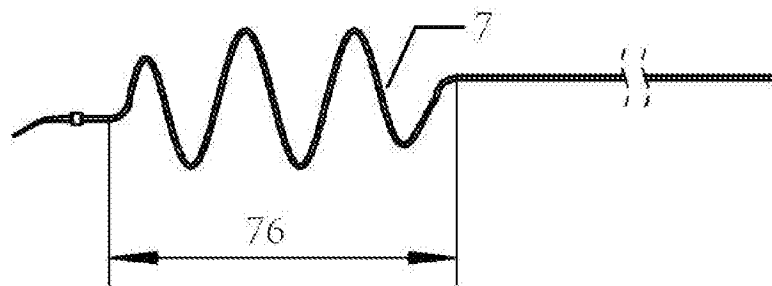


图 28

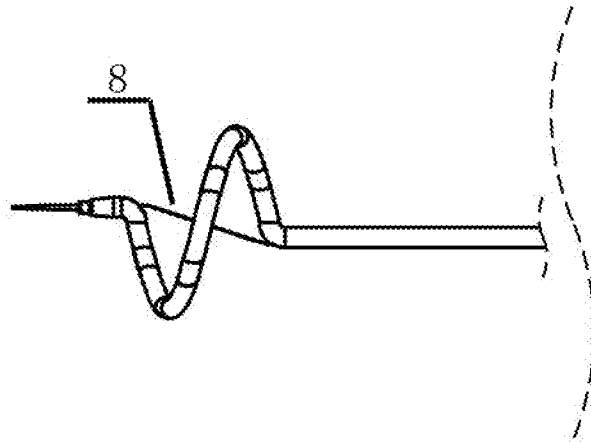


图 29

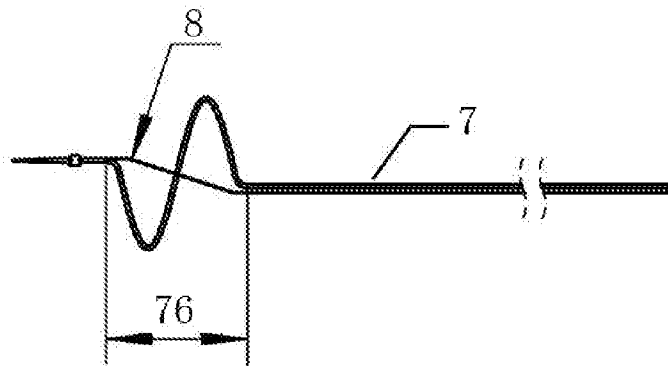


图 30

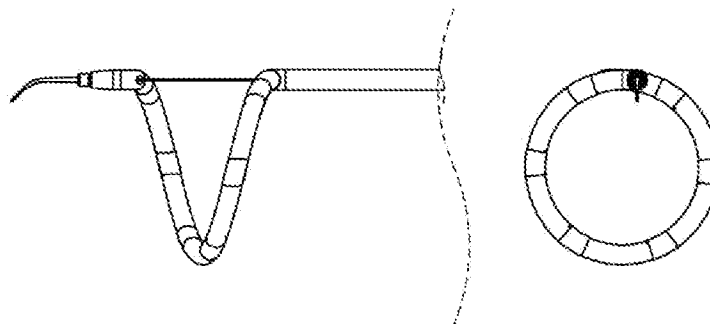


图 31A

图 31B

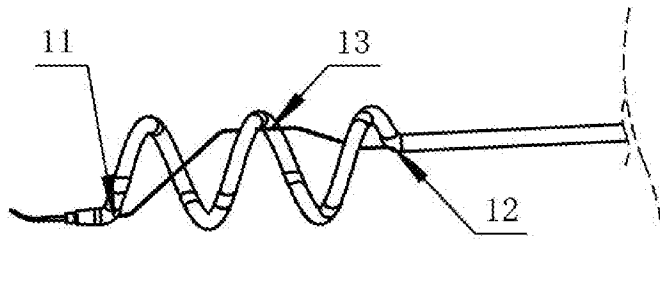


图 32A



图 32B

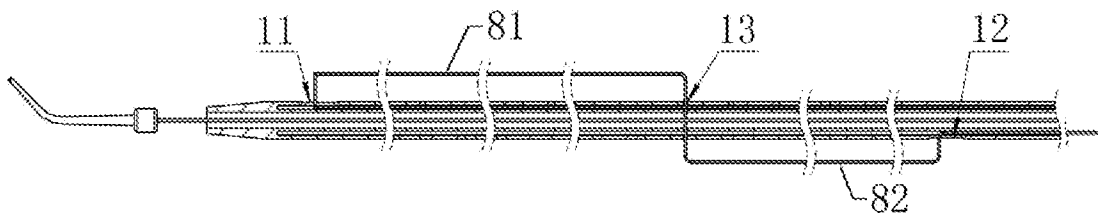


图 33

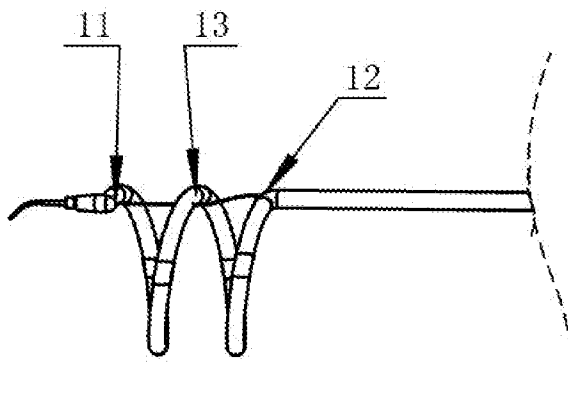


图 34A

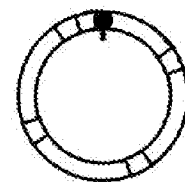


图 34B

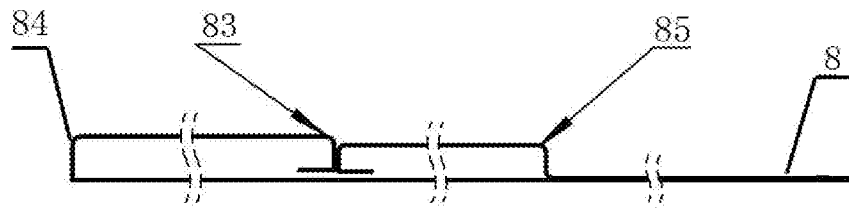


图 35

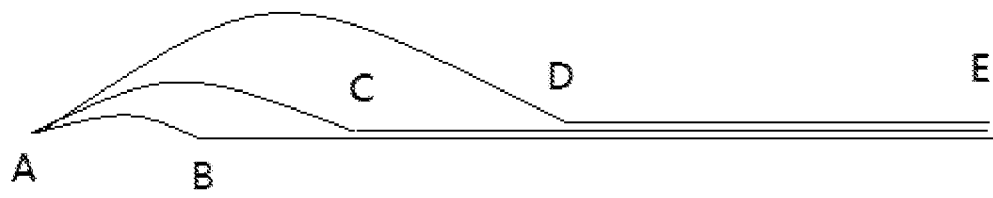


图 36A

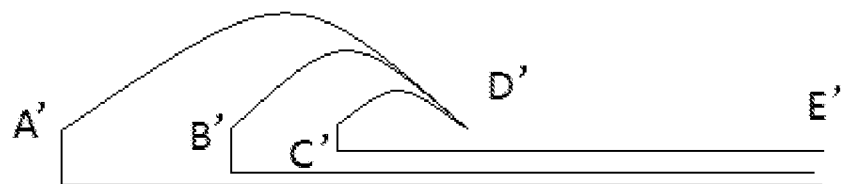


图 36B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/073378

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 18/12 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: SHANGHAI MEILI WEIYE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.; DONG, Yonghua; SHEN, Meijun; JI, Liang; JIANG, Jun; catheter, line, ablat+, spiral, control+, handle, wire, regulat+, slid+, soft, +flexible, rigid, diameter, stiffness

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 104605930 A (SHANGHAI MEILI WEIYE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 13 May 2015 (13.05.2015), claims 1-13, description, paragraphs [0038]-[0057], and figures 1a-13	1-13
PX	CN 204971568 U (SHANGHAI MEILI WEIYE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 20 January 2016 (20.01.2016), claims 1-13, description, paragraphs [0038]-[0057], and figures 1a-13	1-13
PX	CN 105193497 A (SHANGHAI MEILI WEIYE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 30 December 2015 (30.12.2015), claims 1-13, description, paragraphs [0038]-[0057], and figures 1a-13	1-13
PX	CN 104688334 A (SHANGHAI MEILI WEIYE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 10 June 2015 (10.06.2015), claims 1-30, description, paragraphs [0055]-[0101], and figures 1-22B	14-43
PX	CN 204734547 U (SHANGHAI MEILI WEIYE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 04 November 2015 (04.11.2015), claims 1-30, description, paragraphs [0055]-[0101], and figures 1-22B	14-43
PX	CN 104939918 A (SHANGHAI MEILI WEIYE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 30 September 2015 (30.09.2015), claims 1-30, description, paragraphs [0055]-[0101], and figures 1-22B	14-43

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 07 April 2016 (07.04.2016)	Date of mailing of the international search report 28 April 2016 (28.04.2016)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer WEN, Bo Telephone No.: (86-10), 010-61648419

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/073378**C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 203280485 U (SHANGHAI MICROPORT EP MEDTECH CO., LTD.), 13 November 2013 (13.11.2013), description, paragraphs [0049]-[0061], and figures 7 and 8	1-5,7-13
X	CN 101309651 A (ABLATION FRONTIERS INC.), 19 November 2008 (19.11.2008), description, page 22, paragraph [0004] to page 25, paragraph [0003], and figures 12 (A)-13b	14-31,43
A	CN 201469401 U (LIU, Xiaoqing et al.), 19 May 2010 (19.05.2010), the whole document	1-43
A	CN 102488552 A (SICHUAN JINJIANG ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY CO., LTD.), 13 June 2012 (13.06.2012), the whole document	1-43
A	CN 103830001 A (SICHUAN JINJIANG ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY CO., LTD.), 04 June 2014 (04.06.2014), the whole document	1-43
A	US 2014309524 A1 (TRANSMED7, L.L.C.), 16 October 2014 (16.10.2014), the whole document	1-43

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2016/073378

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 104605930 A	13 May 2015	CN 105193497 A	30 December 2015
CN 204971568 U	20 January 2016	None	
CN 105193497 A	30 December 2015	CN 104605930 A	13 May 2015
CN 104688334 A	10 June 2015	CN 104939918 A	30 September 2015
		CN 204734547 U	04 November 2015
CN 204734547 U	04 November 2015	CN 104939918 A	30 September 2015
		CN 104688334 A	10 June 2015
CN 104939918 A	30 September 2015	CN 204734547 U	04 November 2015
		CN 104688334 A	10 June 2015
CN 203280485 U	13 November 2013	None	
CN 101309651 A	19 November 2008	US 8979841 B2	17 March 2015
		CA 2612679 A1	04 January 2007
		US 2014288552 A1	25 September 2014
		EP 2759276 A1	30 July 2014
		US 7850685 B2	14 December 2010
		AU 2006262447 A1	04 January 2007
		CN 101309651 B	07 December 2011
		US 8337492 B2	25 December 2012
		JP 2009500052 A	08 January 2009
		US 2011106074 A1	05 May 2011
		WO 2007001981 A2	04 January 2007
		US 8771267 B2	08 July 2014
		US 2007083194 A1	12 April 2007
		US 2013116688 A1	09 May 2013
		EP 1895927 A2	12 March 2008
		US 2015157402 A1	11 June 2015
CN 201469401 U	19 May 2010	None	
CN 102488552 A	13 June 2012	CN 102488552 B	15 April 2015
CN 103830001 A	04 June 2014	None	
US 2014309524 A1	16 October 2014	WO 2014172396 A2	23 October 2014
		EP 2986229 A2	24 February 2016
		US 2015201994 A1	23 July 2015

A. 主题的分类 A61B 18/12 (2006.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) A61B 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) CNPAT, CNKI, WPI, EPDOC: 上海魅丽纬叶医疗科技有限公司, 董永华, 沈美君, 吉亮, 姜君, 螺旋, 消融, 导管, 丝, 线, 柔, 刚, 硬度, 滑动, 手柄, 控制, 直径, ablat+, spiral, control+, handle, wire, regulat+, slid+, soft, +flexible, rigid, diameter, stiffness		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 104605930 A (上海魅丽纬叶医疗科技有限公司) 2015年 5月 13日 (2015 - 05 - 13) 权利要求1-13, 说明书第[0038]-[0057]段, 图1a-13	1-13
PX	CN 204971568 U (上海魅丽纬叶医疗科技有限公司) 2016年 1月 20日 (2016 - 01 - 20) 权利要求1-13, 说明书第[0038]-[0057]段, 图1a-13	1-13
PX	CN 105193497 A (上海魅丽纬叶医疗科技有限公司) 2015年 12月 30日 (2015 - 12 - 30) 权利要求1-13, 说明书第[0038]-[0057]段, 图1a-13	1-13
PX	CN 104688334 A (上海魅丽纬叶医疗科技有限公司) 2015年 6月 10日 (2015 - 06 - 10) 权利要求1-30, 说明书第[0055]-[0101]段, 图1-22B	14-43
PX	CN 204734547 U (上海魅丽纬叶医疗科技有限公司) 2015年 11月 4日 (2015 - 11 - 04) 权利要求1-30, 说明书第[0055]-[0101]段, 图1-22B	14-43
PX	CN 104939918 A (上海魅丽纬叶医疗科技有限公司) 2015年 9月 30日 (2015 - 09 - 30) 权利要求1-30, 说明书第[0055]-[0101]段, 图1-22B	14-43
☒ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2016年 4月 7日		国际检索报告邮寄日期 2016年 4月 28日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10) 62019451		授权官员 温博 电话号码 (86-10) 010-61648419

C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 203280485 U (上海微创电生理医疗科技有限公司) 2013年 11月 13日 (2013 - 11 - 13) 说明书第[0049]-[0061]段, 图7-8	1-5, 7-13
X	CN 101309651 A (消融前沿公司) 2008年 11月 19日 (2008 - 11 - 19) 说明书第22页第4段-第25页第3段, 图12(A)-13b	14-31, 43
A	CN 201469401 U (刘小青 等) 2010年 5月 19日 (2010 - 05 - 19) 全文	1-43
A	CN 102488552 A (四川锦江电子科技有限公司) 2012年 6月 13日 (2012 - 06 - 13) 全文	1-43
A	CN 103830001 A (四川锦江电子科技有限公司) 2014年 6月 4日 (2014 - 06 - 04) 全文	1-43
A	US 2014309524 A1 (TRANSMED7, L.L.C.) 2014年 10月 16日 (2014 - 10 - 16) 全文	1-43

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/073378

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	104605930	A	2015年 5月 13日	CN	105193497	A	2015年 12月 30日
CN	204971568	U	2016年 1月 20日	无			
CN	105193497	A	2015年 12月 30日	CN	104605930	A	2015年 5月 13日
CN	104688334	A	2015年 6月 10日	CN	104939918	A	2015年 9月 30日
				CN	204734547	U	2015年 11月 4日
CN	204734547	U	2015年 11月 4日	CN	104939918	A	2015年 9月 30日
				CN	104688334	A	2015年 6月 10日
CN	104939918	A	2015年 9月 30日	CN	204734547	U	2015年 11月 4日
				CN	104688334	A	2015年 6月 10日
CN	203280485	U	2013年 11月 13日	无			
CN	101309651	A	2008年 11月 19日	US	8979841	B2	2015年 3月 17日
				CA	2612679	A1	2007年 1月 4日
				US	2014288552	A1	2014年 9月 25日
				EP	2759276	A1	2014年 7月 30日
				US	7850685	B2	2010年 12月 14日
				AU	2006262447	A1	2007年 1月 4日
				CN	101309651	B	2011年 12月 7日
				US	8337492	B2	2012年 12月 25日
				JP	2009500052	A	2009年 1月 8日
				US	2011106074	A1	2011年 5月 5日
				WO	2007001981	A2	2007年 1月 4日
				US	8771267	B2	2014年 7月 8日
				US	2007083194	A1	2007年 4月 12日
				US	2013116688	A1	2013年 5月 9日
				EP	1895927	A2	2008年 3月 12日
				US	2015157402	A1	2015年 6月 11日
CN	201469401	U	2010年 5月 19日	无			
CN	102488552	A	2012年 6月 13日	CN	102488552	B	2015年 4月 15日
CN	103830001	A	2014年 6月 4日	无			
US	2014309524	A1	2014年 10月 16日	WO	2014172396	A2	2014年 10月 23日
				EP	2986229	A2	2016年 2月 24日
				US	2015201994	A1	2015年 7月 23日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)