

一种具有活动导丝功能的射频消融导管

技术领域

本发明涉及一种具有活动导丝功能的射频消融导管，属于医疗器械技术领域。

背景技术

射频消融技术在医疗领域应用较多，承载多电极的射频消融导管可以极大提高射频效率。

目前，手术开始之前，射频消融导管需借助导引导丝进入血管内部。具体来说，先将导引导丝送入目标消融区域（比如分支血管）；导引导管沿导引导丝进入人体，到达要求的位置；将导引导丝抽取出来；然后，将电极支架处于收束状态的射频消融导管送入导引导管中，送至目标消融位置；导引导管后撤，电极支架扩张，使电极贴壁，进行消融；消融完成后，收束电极支架，将射频消融导管抽取出来。

当手术过程中，需要移动射频消融导管的位置时，需要再次穿入导引导丝后进行移动；尤其是当在同一手术过程中需要对多个目标消融区域进行消融时，例如对多侧或不同分支血管进行消融时，则需将射频消融导管抽取出来，重新使用导引导丝对射频消融导管进行引导以进入目标区域，其中，需要对导引导丝进行多次插入和抽取的操作，操作繁琐、非常不便，且容易增加术中风险。

另外，现有导引导丝一般作为射频消融导管的附件或作为一种独立的医疗器械单独设置，因此，对导引导丝和射频消融导管的存储和管理是分开进行的，其在存储及管理上多有不便。并且，现有导引导丝除去导向功能之外不具有其他附属功能，功能比较单一。

发明内容

本发明所要解决的技术问题在于提供一种具有活动导丝功能的射频消融导管。

为了实现上述技术目的，本发明采用下述技术方案：

一种具有活动导丝功能的射频消融导管，包括依次设置的电极支架、细长的导管主体和控制手柄，导管主体的两端分别与电极支架和

控制手柄连接；其中，在所述导管主体内设置有供活动导丝滑动的管腔；所述活动导丝的远端从所述导管主体穿过并从所述电极支架的远端伸出并始终被限制在电极支架的远端外部；所述活动导丝的近端从所述导管主体的近端穿出并进入所述控制手柄，然后，所述活动导丝的远端被固定到设置在控制手柄上的推送件上或者被固定到设置在控制手柄外部的推送件上；所述活动导丝在所述推送件的作用下前送或后撤，用以改变电极支架的收束状态和扩张状态。

其中较优地，所述活动导丝包括导丝主体和设置在所述导丝主体远端的软导丝，设置在活动导丝远端的所述软导丝始终被保持在所述电极支架的外部。

其中较优地，所述活动导丝的远端不与所述电极支架的远端固定，所述活动导丝的远端和所述电极支架的远端可相对自由滑动。

其中较优地，所述活动导丝的导丝主体伸出所述电极支架远端的部分设置有第一止动点，所述第一止动点被限制在所述电极支架的远端的外部，所述第一止动点用于扩张电极支架。

或者，其中较优地，所述活动导丝的导丝主体与电极支架平行的部分设置有第二止动点，所述第二止动点被限制在所述电极支架的远端和近端之间，所述第二止动点用于收束电极支架。

或者，其中较优地，所述活动导丝的导丝主体伸出所述电极支架远端的部分设置有第一止动点，所述第一止动点被限制在所述电极支架的远端的外部，所述第一止动点用于扩张电极支架；并且，所述活动导丝的导丝主体与电极支架平行的部分设置有第二止动点，所述第二止动点被限制在所述电极支架的远端和近端之间，所述第二止动点用于收束电极支架。

其中较优地，所述活动导丝的导丝主体靠近软导丝的部分与所述电极支架的远端固定；或者，所述活动导丝的导丝主体伸出所述电极支架远端的部分设置有第一止动点，所述第一止动点与所述电极支架的远端固定。

其中较优地，所述软导丝的远端的形状由直线、曲线以及圆弧等形状中的一种或多种组成。

其中较优地，所述软导丝的远端 $0\sim 90$ 度成角。

其中较优地，所述活动导丝的导丝主体是支撑丝。

本发明所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管，通过将活动导丝和射频消融导管相结合，省去了将活动导丝送入和撤出射频消融导管的动作，简化了活动导丝的操作，方便射频消融导管在手术前进入目标管腔的操作，同时方便射频消融导管在手术过程中的移动。在手术操作中，无需另外使用导引导丝，通过设置在活动导丝远端的软导丝进行引导，即可进入目标消融区域；而在完成一侧消融后进行移动的过程中，也无需将导管抽取出来，只需将电极支架收束后退入导引导管中，使软导丝露在导引导管外，方便进入分支血管即可。在进入分支血管时，可以通过移动或转动射频消融导管或者移动或转动活动导丝，即可进入目标分支血管。通过上述改进，手术时间将缩短，手术中也无需频繁撤出和插入导丝和射频消融导管，降低了时间及经济成本，更为重要的是，射频消融导管一次进入人体，可以多处（左右两侧，或不同分支血管）消融完成治疗后再抽取出，无需中途抽取出来增加术中风险及手术时间。

附图说明

图 1 是第一实施例所提供的活动导丝的结构示意图；

图 2 是第一实施例所提供的射频消融导管的结构示意图，其中，网管状支架处于收束状态，用于控制活动导丝的控制件设置在控制手柄上；

图 3 是另一种控制手柄的结构示意图，其中，用于控制活动导丝的控制件设置在控制手柄外部；

图 4 是第一实施例中的网管状支架扩张后的结构示意图；其中，活动导丝的远端没有固定；

图 5 是第一实施例中的网管状支架扩张后的结构示意图；其中，活动导丝的远端和电极支架的远端固定；

图 6 是第二实施例所提供的活动导丝的结构示意图，其中，在活动导丝上设置有第一止动点；

图 7 是第二实施例所提供的射频消融导管的结构示意图，其中，网管状支架处于收束状态；

图 8 是第二实施例中的网管状支架扩张后的结构示意图；其中，

第一止动点用于扩张电极支架；

图 9 是第三实施例所提供的活动导丝的结构示意图，其中，在活动导丝上设置有第一止动点和第二止动点；

图 10 是第三实施例所提供的射频消融导管的结构示意图，其中，网管状支架处于收束状态，第二止动点用于收束电极支架；

图 11 是第三实施例所提供的射频消融导管的结构示意图，其中，网管状支架处于扩张状态，第一止动点用于扩张电极支架。

具体实施方式

下面结合附图和具体的实施例对本发明的技术方案进行进一步地详细描述。

第一实施例

如图 1 和图 2 所示，本发明第一实施例所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管，包括依次设置的电极支架 1、细长的导管主体 2 和控制手柄 3，其中，导管主体 2 的两端分别与电极支架 1 和控制手柄 3 连接。以射频消融导管靠近患者的一端为远端，以射频消融导管靠近操作者的一端为近端。电极支架 1 设置在导管主体 2 的远端，控制手柄 3 连接在导管主体 2 的近端。

如图 4 和图 5 所示，电极支架 1 的形状可以是网管状支架，网管状支架是具有一定长度的网状管，在网管状支架中具有由单丝或多丝分别正反向螺旋编织而成的网格，在网管状支架扩张贴壁的过程中，在每个结点四周交织的编织丝彼此提供支撑，不易倒伏。

网状管在组装之前可以定型也可以不定型，网状管的形状在组装的过程以及扩张的过程中均可以发生变形。组装后，网管状支架的整体形态可以呈圆柱形或圆鼓形。

组装后，网状管的两端分别聚拢并连接有连接管，从而构成网管状支架的远端和近端。网管状支架的中间段有收束状态和扩张状态，网状管中间段的编织丝上附着有一个或多个电极 9，网状管 1 的中间段在消融部位的管腔内可以自行向四周扩张也可以在贴壁调节丝或活动导丝的作用下向四周扩张，从而使电极 9 贴壁。电极 9 可以是块状电极或环电极，电极 9 的外表面高于编织丝的外表面，使得电极 9 与目标管腔的腔壁充分接触，改善贴壁效果。

用于编织网状管的编织丝可以是金属材料或高分子材料，例如使用不锈钢或者记忆合金。其中，当使用记忆合金制作网状管时，在电极支架到达目标管腔之后，当去除导引导管，网状管可以依靠记忆合金的自动形变实现自膨胀，为了改善设置在电极支架 1 上的电极 9 的贴壁效果，还可以通过拉动贴壁调节丝对电极支架的贴壁效果进行调节，从而使其适用于不同直径的管腔；而针对不具有记忆功能的网状管，当去除导引导管之后，可以直接使用贴壁调节丝对网状管的扩张直径进行调节，实现电极贴壁。当然，在其他实施例中，还可以依靠活动导丝的拉动实现网状管的收束和扩张，从而省去贴壁调节丝的设置。

细长的导管主体 2 用于容纳和支撑射频消融导管的各种导线和活动导丝 10，并且，导管主体 2 同时可用于向远端的目标管腔输送气体或液体。导管主体 2 可以是多孔管，其中，部分管腔用于容纳射频线、热电偶丝及其他实现测量功能的导线，部分管腔用于容纳支撑丝、贴壁调节丝或活动导丝 10。

用于容纳活动导丝 10 的管腔可以单独设置，也可以与贴壁调节丝或支撑丝共用管腔。用于容纳活动导丝 10 的管腔可以设置在多孔管的中心位置，也可以偏心设置，例如，将活动导丝 10 设置在多孔管的中心管腔或某一个外围管腔中。

在每个电极 9 的内部固定有一组射频线及热电偶丝，射频线及热电偶丝的一端固定在电极 9 的内部，热电偶丝在热电偶内被绝缘包裹，以避免高频电的影响，射频线及热电偶丝的另一端通过导管主体 2 内部的管腔从导管主体 2 的远端延伸到近端，并固定在控制手柄 3 上，从而通过控制手柄 3 中的接口实现与射频消融设备的连接。

支撑丝固定设置在导管主体 2 的内部，用于支撑导管主体 2。当活动导丝 10 的导丝主体 11 的强度合适时，可以使导丝主体 11 同时具有支撑导管主体 2 的功能，从而活动导丝 10 的导丝主体 11 同时作为支撑丝使用，此时不需要单独设置支撑丝。

在第一实施例所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管中，活动导丝 10 和射频消融导管结合为一体，活动导丝 10 在手术过程中无需抽出，从而始终保持在射频消融导管内部。

具体来说，在导管主体 2 内设置有供活动导丝滑动的管腔。活动导丝 10 包括导丝主体 11 和设置在导丝主体 11 远端的软导丝 12。如图 2 所示，活动导丝 10 的远端从导管主体 2 穿过并从电极支架 1 的远端伸出并始终被限制在电极支架的远端外部；活动导丝 10 的近端从导管主体 2 的近端穿出并进入控制手柄 3，然后，活动导丝 10 的近端被固定到设置在控制手柄 3 上的推送件 4 上，活动导丝 10 在推送件 4 的作用下前送或后撤，用以改变电极支架的收束状态和扩张状态。控制手柄 3 也可以具有如图 3 所示的结构，活动导丝 10 的近端在进入控制手柄 3 后，仅从控制手柄 3 中穿过，并未与控制手柄 3 上的任意控制件固定，而是和设置在控制手柄 3 外部的推送件 8 固定。在图 2 和图 3 所示的控制手柄 3 上还设置有一些其他的接口或控制件，用于实现射频线、热电偶丝及其他导线的固定及控制手柄与外部射频消融设备的连接。

如图 2 所示，在本实施例中，通过对活动导丝 10 的长度进行设置，可以使设置在活动导丝远端的软导丝 12 始终被保持在电极支架 1 的外部。而在其他实施例中，通过在活动导丝 10 的导丝主体 11 靠近软导丝 12 的部分设置第一止动点，并将第一止动点限制在电极支架 1 的远端的外部，也可以使软导丝 12 始终被保持在电极支架 1 的外部。

软导丝 12 具有导向功能，便于进入目标分支血管内。设置在活动导丝 10 远端的软导丝 12 的远端 $0\sim 90$ 度成角。软导丝 12 的远端的形状可以由直线、曲线以及圆弧等形状中的一种或多种组成，包括但不限于 L 形、一字形或 U 形，从而可以到达不同位置的目标管腔。

在该实施例中，活动导丝 10 的远端可以与电极支架 1 的远端固定，也可以不与电极支架 1 的远端固定。当活动导丝 10 的远端不与电极支架 1 的远端固定时，活动导丝 10 的远端和电极支架 1 的远端可相对自由滑动。当活动导丝 10 的远端与电极支架 1 的远端固定时，活动导丝 10 的导丝主体 11 靠近软导丝 12 的部分可采用焊接、胶粘、热熔等方式直接或间接地和电极支架 1 的远端固定，此时，活动导丝 10 具有扩张和收束电极支架 1 的功能。

如图 4 所示，当活动导丝 10 的远端不与电极支架 1 的远端固定时，在电极支架 1 的收束和扩张过程中，电极支架 1 的远端相对于活动导丝 10 自由滑动。电极支架 1 的收束和扩张通过其他方式实现，例如

通过向后拉动贴壁调节丝实现电极支架 1 的扩张，通过向前推送贴壁调节丝实现电极支架 1 的收束。在上述过程中，活动导丝 10 相对于导管主体 2 不发生滑移。

如图 5 所示，当将活动导丝 10 的远端与电极支架 1 的远端固定时，此时，通过向前推送或向后拉动活动导丝 10 可以实现电极支架 1 的收束和扩张。在该过程中，活动导丝 10 在导管主体 2 内发生滑移。

在本发明第一实施例所提供的射频消融导管中，通过将活动导丝 10 和射频消融导管相结合，在手术过程中省去了将活动导丝 10 插入和撤出射频消融导管的动作，简化了活动导丝 10 的操作，方便射频消融导管在手术过程中的移动。

使用上述具有活动导丝功能的射频消融导管，在手术时，通过活动导丝远端软导丝 12 的引导，直接将带有活动导丝的射频消融导管送至目标消融区域，后撤导引导管或向前推送射频消融导管，将射频消融导管从导引导管内移出，使电极支架 1 到达目标消融位置，电极支架 1 依靠本身的弹力扩张开。根据射频消融导管的结构，还可以使用贴壁调节丝对电极支架 1 的扩张及电极 9 的贴壁进行调节，或者，在将射频消融导管从导引导管内移出后，直接使用贴壁调节丝对电极支架 1 的扩张进行控制，使多个电极 9 贴壁。完成消融后，将射频消融导管撤入导引导管内，利用导引导管，实现电极支架 2 的收束。对于活动导丝 10 的远端与电极支架 1 的远端固定的射频消融导管，可以通过向前推送或向后拉动活动导丝 10，实现电极支架 1 的收束和扩张。

当需要在血管内移动射频消融导管的位置时，依靠软导丝 12 将收束后的射频消融导管移动到新的目标消融位置，然后后撤导引导管，使射频消融导管的电极支架 1 扩张，进行新的消融。

在上述手术过程中，无需进行导引导丝插入和抽出的动作，从而简化了活动导丝的操作，方便射频消融导管在手术过程中的移动，节约了手术时间。

如血管分叉形态特殊，活动导丝 10 远端的软导丝 12 的形态不适合进入目标分支血管，对于活动导丝 10 的远端未固定且活动导丝 10 的近端固定在控制手柄 3 外部的推送件 8 上的射频消融导管，则可将活动导丝 10 从导管主体 2 和控制手柄 3 中抽拉出来，替换上具有合适

形态软导丝的活动导丝。

第二实施例

如图 6 至图 8 所示的第二实施例，其所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管，具有和第一实施例类似的结构，其中，射频消融导管包括依次设置的电极支架 1、细长的导管主体 2 和控制手柄 3，导管主体 2 的两端分别与电极支架 1 和控制手柄 3 连接；在导管主体 2 内设置有供活动导丝 20 滑动的管腔；活动导丝 20 的远端从导管主体 2 穿过并从电极支架 1 的远端伸出并始终被限制在电极支架的远端外部；活动导丝 20 的近端从导管主体 2 的近端穿出并进入控制手柄 3，然后，活动导丝 20 的近端被固定到设置在控制手柄 3 上的推送件上或者被固定到设置在控制手柄 3 外部的推送件上；活动导丝 20 在推送件的作用下前送或后撤，以改变电极支架的收束状态和扩张状态。

在该实施例中，除去活动导丝 20 的结构与第一实施例中的活动导丝 10 的结构具有区别之外，其他部件的结构和第一实施例所提供的射频消融导管中的结构相同，在此不再赘述。

下面仅对第二实施例中所用到的活动导丝 20 的结构及其作用进行介绍。

如图 6 所示，在该实施例中所使用的活动导丝 20 具有导丝主体 21 和设置在导丝主体 21 远端的软导丝 22。远端软导丝 22 具有导向功能，便于进入目标分支血管内。软导丝 22 的远端 0~90 度成角。软导丝 22 的远端的形状可以由直线、曲线以及圆弧等形状中的一种或多种组成，包括但不限于 L 形、一字形或其他现有的导丝的端头的形状，用于进入不同的消融位置。

在活动导丝 20 上设置有第一止动点 23，第一止动点 23 可以是直径大于电极支架 1 的远端连接管内径的连接管，或者是高度大于电极支架 1 的远端连接管内径的突起或连接块。如图 7 所示，第一止动点 23 设置在导丝主体 21 伸出电极支架 1 远端的部分，并被限制在电极支架 1 的远端外部，从而将设置在活动导丝 20 远端的软导丝 22 限制在电极支架 1 的外部。第一止动点 21 具有扩张电极支架 1 的功能，可以确保电极贴壁。

在该实施例中，由于在活动导丝 20 上设置了第一止动点 23，当

向后拉动活动导丝 20 时，如图 8 所示，第一止动点 23 使电极支架 1 的远端 15 向电极支架 1 的近端移动，使得电极支架 1 扩张，从而完成电极 9 的贴壁动作。

上述活动导丝 20 可以结合导引导管实现电极支架 1 的扩张和收束。

使用上述具有活动导丝功能的射频消融导管，在手术时，在活动导丝远端软导丝 22 的引导下，直接将带有活动导丝的射频消融导管送至目标管腔，后撤导引导管或向前推送射频消融导管，将射频消融导管从导引导管内移出，使电极支架 1 到达目标消融位置，电极支架 1 依靠本身的弹力扩张开，此时，通过拉动活动导丝 20 对电极支架 1 的扩张及电极 9 的贴壁进行调节，或者，在将射频消融导管从导引导管内移出后，直接使用活动导丝 20 对电极支架 1 的扩张进行控制，使多个电极 9 贴壁。完成消融后，通过向前推送活动导丝 20 解除活动导丝 20 对电极支架 1 的远端的限制，然后将射频消融导管撤入导引导管内，利用导引导管，达到电极支架 2 的收束。

当需要在血管内移动射频消融导管的位置时，依靠软导丝 22 将收束后的射频消融导管移动到新的目标消融位置，然后后撤导引导管，并通过活动导丝 20 使射频消融导管的电极支架 1 扩张，进行新的消融。

在上述手术过程中，无需进行导引导丝插入和撤出的动作，从而简化了活动导丝 20 的操作，方便射频消融导管在手术过程中的移动。并且，在该实施例中，通过在活动导丝 20 的远端设置第一止动点 23，使得活动导丝 20 兼具贴壁调节丝的功能，在该射频消融导管中无需额外设置贴壁调节丝。

在该实施例中，通过在活动导丝 20 远端设置第一止动点 23 实现电极支架 1 的扩张，其与第一实施例中将活动导丝 20 的远端与电极支架 1 远端固定所能实现的功能类似，但相对于将活动导丝 20 的远端与电极支架 1 的远端固定来说，这种在活动导丝 20 远端设置第一止动点 23 的方式，安装方便，并且，电极支架 1 的远端和活动导丝 20 的远端可相对自由滑移，从而使得电极支架 1 对血管的适应性也更好。

此外，在该实施例中，设置在活动导丝 20 上的第一止动点 23 可以和电极支架 1 的远端固定，从而使得活动导丝 20 具有贴壁调节丝的功能。

功能。此时，活动导丝 20 的作用与第一实施例中，将活动导丝 20 的远端和电极支架 1 的远端固定所能实现的功能相同。

第三实施例

如图 9 至图 11 所示的第三实施例，其所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管，具有和第一实施例类似的结构，其中，射频消融导管包括依次设置的电极支架 1、细长的导管主体 2 和控制手柄 3，导管主体 2 的两端分别与电极支架 1 和控制手柄 3 连接；在导管主体 2 内设置有供活动导丝 30 滑动的管腔；活动导丝 30 的远端从导管主体 2 穿过并从电极支架 1 的远端伸出并始终被限制在电极支架的远端外部；活动导丝 30 的近端从导管主体 2 的近端穿出并进入控制手柄 3，然后，活动导丝 30 的近端被固定到设置在控制手柄 3 上的推送件上或者被固定到设置在控制手柄 3 外部的推送件上；活动导丝 30 在推送件的作用下前送或后撤，以改变电极支架的收束状态和扩张状态。

在该实施例中，除去活动导丝 30 的结构与第一实施例中的活动导丝 10 的结构具有区别之外，其他部件的结构和第一实施例所提供的射频消融导管中的结构相同，在此不再赘述。

下面仅对第三实施例中所用到的活动导丝 30 的结构进行介绍。

如图 9 所示，在该实施例中所使用的活动导丝 30 具有导丝主体 31 和设置在导丝主体 31 远端的软导丝 32，远端软导丝 32 具有导向功能，便于进入目标分支血管内。软导丝 32 的远端 0~90 度成角。软导丝 32 的远端的形状可以由直线、曲线以及圆弧等形状中的一种或多种组成，包括但不限于 L 形、一字形或其他现有的导丝的端头的形状，用于进入不同的消融位置。

在活动导丝 30 上设置有第一止动点 33 和第二止动点 34，第一止动点 33 和第二止动点 34 分别可以是直径大于电极支架 1 的远端连接管内径的连接管，或者是高度大于电极支架 1 的远端连接管内径的突起或连接块。第二止动点 34 和第一止动点 33 间隔一段距离设置。第一止动点 33 设置在导丝主体 31 伸出电极支架 1 远端的部分，并被限制在电极支架 1 的远端外部，从而使得设置在活动导丝 30 远端的软导丝 32 始终被保持在电极支架 1 的外部。第一止动点 33 用于扩张电极支架 1。第二止动点 34 设置在导丝主体 31 与电极支架 1 平行的部分，

第二止动点 34 被限制在电极支架 1 的远端 15 和近端 16 之间，第二止动点 34 用于收束电极支架 1。

在该实施例中，在活动导丝 30 上设置了第一止动点 33 和第二止动点 34，第一止动点 33 具有扩张电极支架的功能，确保电极 9 贴壁；第二止点 34 用于收束电极支架 1。当向后拉动活动导丝 30 时，如图 11 所示，第一止动点 33 使电极支架 1 的远端 15 向靠近电极支架 1 的近端 16 的方向移动，使得电极支架 1 扩张，从而完成电极 9 的贴壁动作；当向前推动活动导丝 30 时，如图 10 所示，第二止动点 34 使电极支架 1 的远端 15 向远离电极支架 1 的近端 16 的方向移动，使得电极支架 1 收束。在该实施例中，单独使用活动导丝即可实现电极支架 1 的扩张和收束。

使用上述具有活动导丝功能的射频消融导管，在手术时，在活动导丝远端软导丝 32 的引导下，直接将带有活动导丝的射频消融导管送至目标消融管腔，后撤导引导管或向前推送射频消融导管，将射频消融导管从导引导管内移出，使电极支架 1 处于目标消融位置，电极支架 1 依靠本身的弹力扩张开，此时，通过拉动活动导丝 30 对电极支架 1 的扩张及电极 9 的贴壁进行调节，或者，在将射频消融导管从导引导管内移出后，直接使用活动导丝 30 对电极支架 1 的扩张进行控制，使多个电极 9 贴壁。完成消融后，通过向前推送活动导丝 30 使得电极支架 1 收束，然后将射频消融导管撤入导引导管内，并撤出体外。

当需要在血管内移动射频消融导管的位置时，依靠软导丝 32 将收束后的射频消融导管移动到新的目标消融位置，然后后撤导引导管，通过活动导丝 30 使射频消融导管的电极支架 1 扩张，进行新的消融。

在上述手术过程中，无需进行导引导丝插入和撤出的动作，从而简化了活动导丝 30 的操作，方便射频消融导管在手术过程中的移动，节约了手术时间。并且，在该实施例中，通过在活动导丝 30 的远端设置第一止动点 33 和第二止动点 34，使得活动导丝 30 兼具贴壁调节丝的功能，在该射频消融导管中无需额外设置贴壁调节丝。

在该实施例中，通过在活动导丝 30 远端设置第一止动点 33 和第二止动点 34，可以实现与第一实施例中将活动导丝 30 的远端与电极支架 1 的远端固定所能实现的类似功能，但相对于将活动导丝 30 的远

端与电极支架 1 的远端固定来说，这种在活动导丝 30 远端设置第一止动点 33 和第二止动点 34 的方式，安装方便，并且，对于电极支架 1 的调节更具有灵活性，电极支架 1 对血管的适应性也更好。

第四实施例

上面结合附图对本发明所提供的三个实施例进行了详细描述。除去在射频消融导管中设置上述三种活动导丝，还可以根据需要在射频消融导管内部设置仅设置有第二止动点的活动导丝，第二止动点设置在导丝主体与电极支架平行的部分，第二止动点被限制在电极支架的远端和近端之间，第二止动点用于收束电极支架。

此时，活动导丝可以与自膨胀的电极支架结合，实现电极支架的收束和扩张。通过向前推送活动导丝，可以实现电极支架的收束，通过向后拉动活动导丝，解除第二止动点对电极支架的远端的限制，电极支架可以在管腔内自膨胀。或者，活动导丝 20 也可以与贴壁调节丝结合实现电极支架的扩张和收束。

上面以具有网管状支架的射频消融导管为例，对本发明所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管的结构进行了介绍。其中，电极支架的结构还可以是其他结构，例如螺旋形电极支架和网篮状电极支架。现有技术中存在的多种可扩张和收束的电极支架均可以与上述实施例所提供的活动导丝的结构进行结合，形成具有活动导丝功能的射频消融导管。其中，活动导丝的结构可以是上述多个实施例中的任意结构。

综上所述，本发明所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管，通过将活动导丝和导管相结合，省去了将活动导丝插入和撤出射频消融导管的动作，简化了活动导丝的操作，方便导管在手术过程中的移动。在手术操作中，无需另外使用导引导丝，通过活动导丝远端的软导丝，即可进入目标消融区域；完成一侧消融后，也无需将导管完全抽取出来，只需将电极支架收束后退入导引导管中，使软导丝露在导引导管外，方便进入分支血管即可。在进入分支血管时，可以通过移动或转动射频消融导管或者移动或转动活动导丝，即可进入目标分支血管。此方案改进后，手术时间将缩短，手术中也无需额外插入导丝，降低了成本，更为重要的是，射频消融导管一次进入人体，可以多处（左右两侧，或不同分支血管）消融完成治疗后再抽取出，无需中途

抽取出来增加术中风险及手术时间。

并且，通过对活动导丝的结构进行改进，使得活动导丝可以兼具贴壁调节丝或支撑丝的功能。通过在活动导丝上设置第一止动点和/或第二止动点实现电极支架的收束和扩张，使得活动导丝可以兼具贴壁调节丝的功能，而且通过对活动导丝的强度和硬度进行调节，可以使活动导丝兼具支撑丝的功能。

以上对本发明所提供的具有活动导丝功能的射频消融导管进行了详细的说明。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，都将构成对本发明专利权的侵犯，将承担相应的法律责任。