



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104257427 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 07

(21) 申请号 201410554495. 2

(22) 申请日 2014. 10. 17

(66) 本国优先权数据

201410381420. 9 2014. 08. 05 CN

(71) 申请人 上海魅丽纬叶医疗科技有限公司

地址 200231 上海市徐汇区银都路 466 号 2 号楼

(72) 发明人 董永华 沈美君 吉亮 施政民

(74) 专利代理机构 北京汲智翼成知识产权代理

事务所(普通合伙) 11381

代理人 陈曦 王鹏丽

(51) Int. Cl.

A61B 18/14(2006. 01)

A61B 18/12(2006. 01)

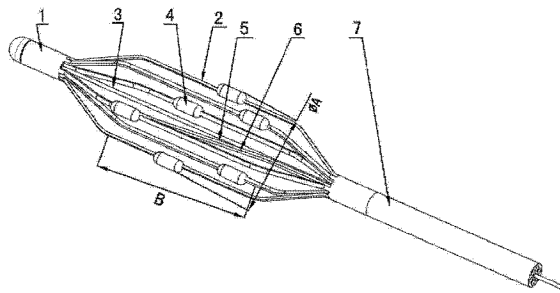
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

具有瓣状支架结构的射频消融导管及其设备

(57) 摘要

本发明提供了一种具有瓣状支架结构的射频消融导管,包括由同一空心管材加工而成的瓣状支架,瓣状支架包括绕中心轴线按照圆形分布的多根支架丝,以及和支架丝一体的一个或者两个连接管;其中,每根支架丝的长度方向顺着空心管材的长度方向延伸,支架丝的两端分别聚拢构成瓣状支架的远端和近端,在每根支架丝的中间段内分别设置有一个或多个电极,瓣状支架的中间段有收缩状态和扩展状态。本射频消融导管中的瓣状支架由同一管材加工而成,伸缩性较好,并且多个电极的排列形态在扩展贴壁时满足特定的要求,因此,对不同粗细的血管以及弯曲的血管均具有良好的覆盖性。



1. 一种具有瓣状支架结构的射频消融导管,其特征包括由同一空心管材加工而成的瓣状支架,所述瓣状支架包括绕中心轴线按照圆形分布的多根支架丝以及和所述支架丝连为一体的连接管;其中,

在每根所述支架丝的中间段内分别设置有一个或多个电极,所述瓣状支架的中间段有收缩状态和扩展状态。

2. 如权利要求 1 所述的射频消融导管,其特征包括:

所述管材的中部形成分离的多根支架丝,所述管材的两端分别形成两个与所述支架丝一体的连接管;

或者,所述管材的中部形成分离的多根支架丝,所述管材的一端形成与所述支架丝一体的连接管,所述管材的另一端形成所述支架丝的分离的末端。

3. 如权利要求 1 所述的射频消融导管,其特征包括:

所述瓣状支架还包括设置于中心轴位置的中心拉丝,所述中心拉丝的一端与所述瓣状支架的远端固定或者穿出所述瓣状支架的远端并被限制在所述瓣状支架的外侧,另一端穿过所述瓣状支架的中心后从近端穿出,所述中心拉丝可相对于所述近端沿轴向拉动所述瓣状支架,使其向外扩展,并且,所述中心拉丝可以相对于所述瓣状支架向所述瓣状支架的远端滑移。

4. 如权利要求 1 所述的射频消融导管,其特征包括:

所述瓣状支架的支架丝为中间圆柱、两端收缩状的圆柱形;

或者,所述瓣状支架的支架丝为中间突出、两端自然收缩的圆鼓形。

5. 如权利要求 1 所述的射频消融导管,其特征包括:

所述电极的圆周上设置有开口。

6. 如权利要求 1 所述的射频消融导管,其特征包括:

多个电极的轴向投影在所述瓣状支架的轴向上不重叠。

7. 如权利要求 1 所述的射频消融导管,其特征包括:

所述瓣状支架设置有防倒伏结构,所述防倒伏结构是固定在多根支架丝上的防倒伏筋。

8. 如权利要求 1 所述的射频消融导管,其特征包括:

每根支架丝的长度方向顺着所述空心管材的长度方向延伸,所述支架丝的两端分别聚拢构成所述瓣状支架的远端和近端。

9. 如权利要求 1 或 8 所述的射频消融导管,其特征包括:

所述瓣状支架的近端连接有多孔管,中心拉丝的一端固定在所述瓣状支架的远端或者被限制在所述瓣状支架的远端的外侧并可相对于所述瓣状支架的远端自由滑移,另一端穿过多孔管的中心孔;所述电极内穿所述支架丝、热电偶丝和射频线,所述电极的两端分别固定在所述瓣状支架上,所述热电偶丝和所述射频线的一端固定在所述电极内,另一端穿过多孔管上的对应孔与外接设备连接。

10. 如权利要求 9 所述的射频消融导管,其特征包括:

所述射频线和所述热电偶丝制作成同一丝材。

11. 一种射频消融设备,其特征包括权利要求 1 ~ 10 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。

具有瓣状支架结构的射频消融导管及其设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种射频消融导管,尤其涉及一种具有瓣状支架结构的射频消融导管,同时还涉及包含上述射频消融导管的射频消融设备,属于医疗器械技术领域。

背景技术

[0002] 在射频消融系统中,射频电极是用于接触或靠近被治疗的人体组织并进行射频能量释放的关键器件。射频电极用于将射频信号转化成温度场,通过热效应对人体组织进行治疗。在手术过程中,射频电极是否贴壁对射频消融手术的治疗效果具有决定性的作用。

[0003] 在射频消融导管中,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适合人体血管的直径。

[0004] 人体内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,人体血管直径大约在 2 ~ 10mm 之间,差别较大。现有技术中,射频消融导管的电极端的伸缩尺寸普遍是一定的,无法适应不同人体血管的直径尺寸,对不同直径的人体血管的覆盖面窄。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。因此,如果可以对现有的射频消融导管进行改进,使其安装射频电极的支架具有良好的伸缩率,从而增强其对血管直径的适应性,那么在手术时就可以覆盖不同直径的血管,改善设备的覆盖性。

[0005] 此外,现有的射频消融导管对弯曲血管的适应性普遍较差,绝大部分的射频消融导管在弯曲血管内电极根本无法贴壁。因此,如果新的射频消融导管可以同时改善对弯曲血管的覆盖性,将极大地扩展射频消融术的应用范围,并同时提高射频消融效果,对射频消融术的推广具有积极的作用。

发明内容

[0006] 本发明所要解决的首要技术问题在于提供一种具有瓣状支架结构的射频消融导管。该射频消融导管对不同直径血管以及弯曲血管均具有良好的适应性,覆盖性较广。

[0007] 本发明所要解决的另一技术问题在于提供一种包含上述射频消融导管的射频消融设备。

[0008] 为实现上述的发明目的,本发明采用下述技术方案:

[0009] 一种具有瓣状支架结构的射频消融导管,包括由同一空心管材加工而成的瓣状支架,所述瓣状支架包括绕中心轴线按照圆形分布的多根支架丝,以及和所述支架丝一体的一个或者两个连接管;其中,每根支架丝的长度方向顺着所述空心管材的长度方向延伸,所述支架丝的两端分别聚拢构成所述瓣状支架的远端和近端,在每根所述支架丝的中间段内分别设置有一个或多个电极,所述瓣状支架的中间段有收缩状态和扩展状态。

[0010] 其中较优地,所述管材的中部形成分离的多根支架丝,所述管材的两端分别形成

两个与所述支架丝一体的连接管；或者，所述管材的中部形成分离的多根支架丝，所述管材的一端形成与所述支架丝一体的连接管，所述管材的另一端形成所述支架丝的分离的末端。

[0011] 其中较优地，所述瓣状支架还包括设置于中心轴位置的中心拉丝，所述中心拉丝的一端与所述瓣状支架的远端固定或者穿出所述瓣状支架的远端并被限制在所述瓣状支架的外侧，另一端穿过所述瓣状支架的中心后从近端穿出，所述中心拉丝可相对于所述近端沿轴向拉动所述瓣状支架，使其向外扩展，并且，所述中心拉丝可以相对于所述瓣状支架向所述瓣状支架的远端滑移。

[0012] 其中较优地，所述瓣状支架的支架丝被定型为中间圆柱、两端收缩状的圆柱形；或者，所述瓣状支架的支架丝被定型为中间突出、两端自然收缩的圆鼓形。

[0013] 其中较优地，所述电极的圆周上设置有开口。

[0014] 其中较优地，多个电极的轴向投影在所述瓣状支架的轴向上不重叠。

[0015] 其中较优地，多个所述电极在所述瓣状支架的圆周面展开图上呈一条直线排列或交错排列成多条直线。

[0016] 其中较优地，所述瓣状支架设置有防倒伏结构，所述防倒伏结构是固定在多根支架丝上的防倒伏筋。

[0017] 其中较优地，所述瓣状支架的近端连接有多孔管，中心拉丝的一端固定在所述瓣状支架的远端或者被限制在所述瓣状支架的远端的外侧并可相对于所述瓣状支架的远端自由滑移，另一端穿过多孔管的中心孔；所述电极内穿所述支架丝、热电偶丝和射频线，所述电极的两端分别固定在所述瓣状支架上，所述热电偶丝和所述射频线的一端固定在所述电极内，另一端穿过多孔管上的对应孔与外接设备连接。

[0018] 其中较优地，所述射频线和所述热电偶丝制作成同一丝材。

[0019] 一种射频消融设备，包括上述的射频消融导管、与上述射频消融导管连接的控制手柄和射频消融主机。

[0020] 本发明提供的射频消融导管采用由同一管材加工而成的瓣状支架。该瓣状支架具有良好的伸缩性，并且电极的排列形态在扩展贴壁后可以满足特定的要求，使得当瓣状支架在不同直径的血管内自动扩展和被拉动时，多个电极均能全部贴壁，并且多个电极在轴向上不重叠，不会造成过度消融。该瓣状支架的伸缩性较好，对不同直径的血管的覆盖性较广，至少可以满足 4 ~ 12mm 血管的射频消融要求。同时，上述瓣状支架对弯曲血管也具有较好的覆盖性。

附图说明

[0021] 图 1 是本发明提供的瓣状支架的结构示意图；

[0022] 图 2 是本发明提供的瓣状支架中，多电极第一种排布结构示意图；

[0023] 图 3 是本发明提供的瓣状支架中，多电极第二种排布结构示意图；

[0024] 图 4 是本发明提供的瓣状支架中，多电极第三种排布结构示意图；

[0025] 图 5 是本发明提供的瓣状支架中，在同一根支架丝上设置多个电极的结构示意图；

[0026] 图 6 是本发明提供的瓣状支架中，第一种防倒伏结构的示意图；

- [0027] 图 7 是本发明提供的瓣状支架中,第二种防倒伏结构的示意图;
- [0028] 图 8 是本发明提供的瓣状支架中,电极的三种结构示意图;
- [0029] 图 9 是血管较细时,瓣状支架中电极贴壁的动作原理图;
- [0030] 图 10 是血管较粗时,瓣状支架中电极贴壁的动作原理图。

具体实施方式

[0031] 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说明。为便于说明,以下将靠近操作者(远离消融部位)的一端称为近端,将远离操作者(靠近消融部位)的一端称为远端。

[0032] 如图 1 所示,本发明提供的射频消融导管包括由同一空心管材加工而成的瓣状支架 1,瓣状支架 1 在血管内扩展后外形类似灯笼的骨架。瓣状支架 1 包括绕中心轴线按照圆形分布的多根支架丝 2,以及和支架丝 2 一体的一个或者两个连接管。具体来说,在瓣状支架 1 中,每根支架丝 2 的长度方向沿着空心管材的长度方向延伸,所有支架丝 2 的两端分别聚拢构成瓣状支架 1 的远端和近端,在每根支架丝 2 的中间段内分别设置有一个或一个以上的电极 4(参见图 1 和图 5),瓣状支架的中间段有收缩状态和扩展状态两种,支架丝 2 的中间段在消融部位的管腔内可以扩展贴壁。当瓣状支架 1 在血管内扩展贴壁后,在血管壁的作用下,瓣状支架 1 的中部形成一个具有一定长度的水平段(参见图 1 的 B 区域),设置在支架丝 2 的中间段上的电极 4 与血管壁贴壁状态良好。

[0033] 在本发明提供的瓣状支架 1 中,可以在每根支架丝上设置一个或一个以上的多个电极。虽然在该技术方案中,多个电极的排布形态并不需要具有特别的形状,但是为了保证多个电极不会对血管壁造成过度消融,较优地,可以使多个电极的排布形态在瓣状支架的轴向上的投影满足不重叠的要求。这样当瓣状支架在血管内扩展时,无论血管直径粗细,多个电极在轴向上不重叠,都不会造成对血管的过度消融,避免损毁血管。

[0034] 下面结合图 2 至图 5 对多个电极在支架丝 2 上的具体排布情况进行举例说明。

[0035] 图 2 至图 4 中给出了 6 个电极在瓣状支架 1 的圆周面展开图上的三种排布形状,在图 2 至图 4 所示的实施例中,在瓣状支架 1 的每根支架丝上固定有一个电极。将 6 条支架丝 2 从上到下依次标记为 #1 丝至 #6 丝。在图 2 所示的实施例中,6 个电极从左上到右下依次分布在每根支架丝上的 B 区内,排列成一条直线;在图 3 和图 4 所示的两个实施例中,6 个电极从左上到右下交错排列,排列成 2 条直线。虽然在上述三个实施例中,6 个电极在瓣状支架的外圆周面上排列成螺旋形,但是这并不意味着多个电极需要在瓣状支架的外圆周面上规则排列,在其他未给出具体结构图的实施例中,多个电极还可以在瓣状支架的展开图上无序排列,或者排列成其他形状。在实际消融手术时,只需根据单个电极所处的位置对其附近的神经组织进行消融即可。

[0036] 此外,在图 5 所示的瓣状支架中,在每个支架丝上固定有两个电极。而在其他未图示的实施例中,在每个支架丝上还可以设置两个以上的多个电极。当在每个支架丝上设置多个电极时,多个电极在瓣状支架的轴向上很容易重叠(如图 5 所示),相对于简单的螺旋设置或者均布设置可能存在一定风险,但这并不意味着,多个电极不能在瓣状支架的圆周面的投影及轴向投影上发生重叠。也就是说,本发明所提供的瓣状支架中,主要着重于强调支架丝与设置在其两端或一端的连接管的一体设置结构,对在支架丝上固定的电极的数量

和排布形态并不具有特殊要求。

[0037] 本发明提供的瓣状支架 1 的两端可以全部封闭,也可以一端封闭,一端开口,其具体结构可以参见图 6 和图 7。在图 6 所示的结构中,瓣状支架 1 的两端封闭。管材的中部经过加工形成分离的多根支架丝 2,管材的两端未经过加工分别形成两个与支架丝 2 一体的连接管 11。而在图 7 所示的结构中,瓣状支架 1 的一端封闭,另一端开口。管材的中部经过加工形成分离的多根支架丝 2,管材的一端形成与支架丝 2 一体的连接管 13a,管材的另一端经过加工形成支架丝 2 的彼此分离的末端 13b。在图 7 所示的结构中,支架丝 2 的末端聚拢但彼此互不相连,方便穿入并设置电极。瓣状支架 1 开口的一端可用作远端,也可作为近端,在组装瓣状支架时,通常在瓣状支架 1 开口的一端设置连接头进行封闭后再与其他部件(例如多孔管 7)进行组装。

[0038] 上述瓣状支架 1 由同一空心管材加工而成,当然也可以先由其他型材或棒材经过加工获得空心管材后,再加工而成。可以采用雕刻工艺对具有记忆功能的圆形管材进行加工,然后膨胀定形,从而在管材的中部形成分离的支架丝 2,并在支架丝 2 的一端或两端形成与其一体的连接管。在这种一体成型的瓣状支架中,多根支架丝 2 具有良好的力学性能,防止其倒伏变形;并且,支架丝 2 具有良好的伸缩性,可以在不同直径的血管内扩展贴壁。瓣状支架 1 可以使用钛合金、记忆合金等材料加工,瓣状支架 1 也可以由高分子材料加工而成。

[0039] 在使用空心管材加工瓣状支架的过程中,支架丝 2 成型后可以进行定型处理,也可以不进行定型处理直接组装后使用。当支架丝 2 经过定型后,可以被定型为中间圆柱、两端收缩状的圆柱形;也可以被定型为中间突出、两端自然收缩的圆鼓形。无论是圆柱形还是圆鼓形的支架,当其在血管内扩展贴壁后,支架丝都可以在血管壁的作用下变形为如图 1 所示的形状,从而保证设置在支架丝中间段上的电极贴壁良好。

[0040] 为了防止支架丝 2 在血管内部扩展之后发生倒伏,本发明在瓣状支架 1 上还设置有防倒伏结构,防倒伏结构有多种,具体来说是指固定在多根支架丝 2 上的防倒伏筋,通过使用防倒伏筋将多根支架丝 2 连接在一起,当瓣状支架 1 扩展时,可以保证支架丝 2 向外扩展不倒伏。在实际使用中,可以在一个瓣状支架 1 上设置多根防倒伏筋。防倒伏结构可以是如图 6 所示的固定在多根支架丝 2 上的斜型防倒伏筋 12,也可以是如图 7 所示的固定在多根支架丝 2 上的 V 型防倒伏筋 14。但是,需要说明的是,虽然防倒伏筋在一定程度上增强了瓣状支架的结构强度,但其长度和倾斜度设置也可能在一定程度上制约瓣状支架的对外扩展性能,也就是说限制瓣状支架所能适应的最大血管直径,因此,在设计防倒伏筋时,需要结合覆盖的血管范围,合理设计防倒伏筋的长度和倾斜度。

[0041] 为了将电极 4 顺利地设置在支架丝 2 上,本发明提供了几种不同形状的电极 4,例如电极 4 的中心可以开设圆孔,电极 4 的圆周上也可以设置开口。在图 8 给出的 3 种电极形状示例中,靠左侧的两个电极中心圆孔较大,在组装时比较容易将热电偶丝 5 和射频线 6 固定在其内部,而右侧电极中心未开设圆孔,其内部空间较小,较难组装。另一方面,左侧电极圆周上没有设置开口,仅适于一端封闭、一端开口的瓣状支架 1 的组装,不适于两端封闭且一体成型的瓣状支架 1 使用;而靠右侧的两个电极由于圆周上设置有开口,比较适于两端封闭的瓣状支架 1 的组装,同时也可以用于一端开口一端封闭的瓣状支架 1。也就是说,当在一体成型的两端封闭的瓣状支架 1 上组装电极 4 时,需要使用圆周上设置有开口的电

极 4, 从而方便将电极 4 卡在支架丝 2 上, 然后通过将电极 4 的两端固定在支架丝 2 上, 完成电极 4 的设置。由于电极 4 的中心空间狭小, 在实际组装时, 设置在其内部的热电偶丝和射频线可以制作成同一丝材进行固定。

[0042] 此外, 为了控制瓣状支架 1 在血管内实现收缩或扩展, 在瓣状支架 1 的中心轴位置还设置有中心拉丝 3。如图 1 所示, 中心拉丝 3 的一端固定在设置于瓣状支架 1 远端的连接管内, 另一端穿过瓣状支架 1 内部从瓣状支架 1 的近端穿出, 并且, 该中心拉丝穿过与瓣状支架 1 的近端连接的多孔管 7 的中心孔延伸到设置于导管末端的控制手柄上。中心拉丝 3 在外力作用下可以相对瓣状支架 1 的近端和多孔管 7 沿轴向拉动瓣状支架 1, 以使瓣状支架扩展变形。当经过定型的瓣状支架 1 在较细的血管内受到血管壁挤压发生收缩变形时, 中心拉丝 3 可以自动滑移; 当从外部向后拉动中心拉丝 3 时, 瓣状支架 1 会发生进一步扩张, 其直径变大, 从而使多个电极可以在直径较粗的血管内实现贴壁。此外, 当从外部使用外力向前推送中心拉丝 3 时, 可以使瓣状支架 1 收缩, 从而可以在血管内移动瓣状支架 1 的位置或者将瓣状支架 1 从血管内撤出体外, 在该移动过程中, 可以避免瓣状支架 1 对血管壁的伤害。

[0043] 此外, 在未图示的实施例中, 中心拉丝的远端还可以不和瓣状支架一体成型的连接管固定, 而是穿出瓣状支架远端的连接管后与射频消融导管的头端固定在一起, 从而中心拉丝的远端被限制在瓣状支架的远端的外侧; 中心拉丝的近端穿过瓣状支架的内部并从瓣状支架的近端的中心穿出。所以, 在该实施例中, 中心拉丝可相对于连接管沿轴向拉动瓣状支架, 使其向外扩展, 同时, 中心拉丝也可以相对于连接管和瓣状支架向瓣状支架的远端自由滑移。

[0044] 下面结合图 1、图 9 和图 10 对经过定型的瓣状支架的伸缩性进行介绍。当闭合的瓣状支架从鞘管内伸出后会发生自然扩张, 如图 1 所示, 假定瓣状支架 1 自然扩张后的初始外侧直径为 A mm。当消融血管直径小于 A mm 时, 如图 9 所示, 瓣状支架 1 在自动扩张的过程中受到血管壁的挤压, 此时, 各个电极 4 在血管壁的挤压力 F 作用下, 实现完全贴壁, 接触状态良好。而当消融血管直径大于等于 A mm 时, 瓣状支架在自然扩张后并未完全接触血管壁, 如图 10 所示, 通过施加拉力 F_2 向外部拉动中心拉丝 3, 瓣状支架 1 长度缩小, 支架丝 2 向外膨出, 呈扩张状态; 在该过程中, 电极 4 向血管壁方向移动, 并逐步实现贴壁, 与血管壁接触良好。

[0045] 本发明提供的射频消融导管中使用的瓣状支架, 除可以使用上述在组装前经过定型处理的支架外, 还可以使用在组装前未对支架丝做过定型处理的支架。对于该种未经过定型处理的瓣状支架, 当射频消融导管从鞘管内伸出时, 瓣状支架无法自然扩张, 此时通过拉动中心拉丝, 也可以确保设置在中间段上的多个电极同时贴壁, 并且, 在瓣状支架扩展贴壁后, 多个电极的轴向投影在瓣状支架的轴向上不重叠, 多个电极的周向投影均匀分布于瓣状支架的圆周截面上。

[0046] 此外, 如图 1 所示, 在本发明提供的射频消融导管中, 还包括多孔管 7, 多孔管 7 与瓣状支架的近端连接; 在瓣状支架的内部设置的中心拉丝 3 的一端固定在瓣状支架的远端, 另一端穿过瓣状支架的近端和多孔管 7 的中心孔, 延伸到导管外部, 与控制手柄连接。在每个电极 4 内穿设有支架丝 2、热电偶丝 5 和射频线 6, 电极 4 的两端分别固定在支架丝 2 上, 热电偶丝 5 和射频线 6 的一端固定在电极 4 内, 另一端穿过多孔管 7 上的对应孔与外

接设备连接。由于瓣状支架对不同直径血管的覆盖性较好,包含上述瓣状支架的同一射频消融导管可以用于不同病人的射频消融,设备覆盖性较好。

[0047] 在本发明提供的瓣状支架中还设置有中心穿刺针,中心穿刺针在瓣状支架扩展贴壁时突出于支架表面刺入血管壁内,实施穿刺注射;当在瓣状支架收缩时,中心穿刺针收缩于瓣状支架的内部。

[0048] 同时,本发明提供的瓣状支架对弯曲血管也具有较好的适应性,当上述瓣状支架在弯曲血管内扩展贴壁后,其整体可以弯曲适应血管的形状,而且设置在其中间段上的多个电极可以同时贴壁。

[0049] 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。

[0050] 上面对本发明提供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控制手柄和射频消融主机。其中,瓣状支架中的中心拉丝穿过多孔管后连接到控制手柄上,通过控制手柄可以控制射频消融导管的前进、后退及弯曲。瓣状支架中的射频线、热电偶丝分别通过多孔管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以前申请并已公开的专利,在此不再对其具体结构进行详细描述。

[0051] 综上所述,本发明提供的射频消融导管,由于其采用的瓣状支架由一根管材加工而成,在具有伸缩性的同时保证了强度,因而不易倒伏,并且其支架丝上设置的多个电极的排列形态在扩展贴壁时满足特定的要求,使得当瓣状支架在不同直径的血管内扩展时,多个电极均能全部贴壁,并且多个电极在瓣状支架的轴向上不重叠。该瓣状支架的伸缩性较好,对不同直径的血管的覆盖性较广,至少可以满足4~12mm血管的射频消融要求。而且,该瓣状支架同时对弯曲血管也具有较好的覆盖性。所以,本发明提供的射频消融导管和包括上述射频消融导管的射频消融设备对不同患者的射频手术具有广泛的覆盖性。

[0052] 以上对本发明所提供的具有瓣状支架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。

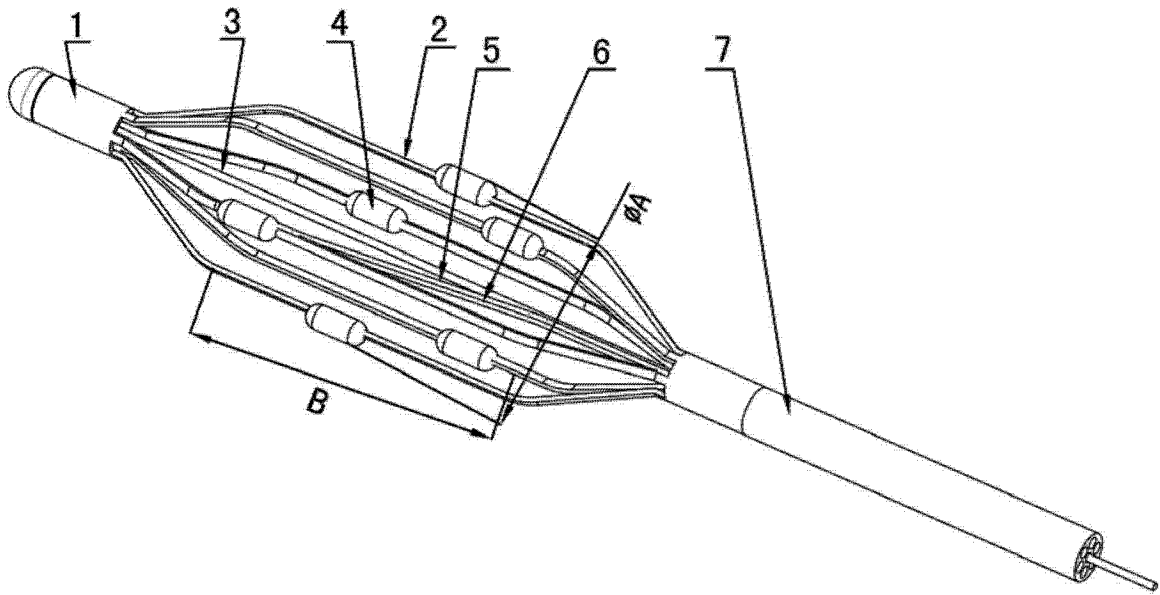


图 1

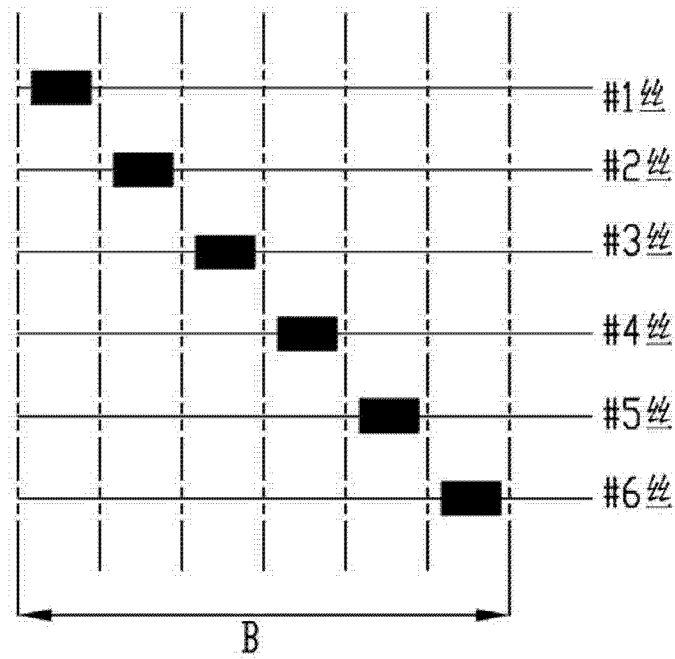


图 2

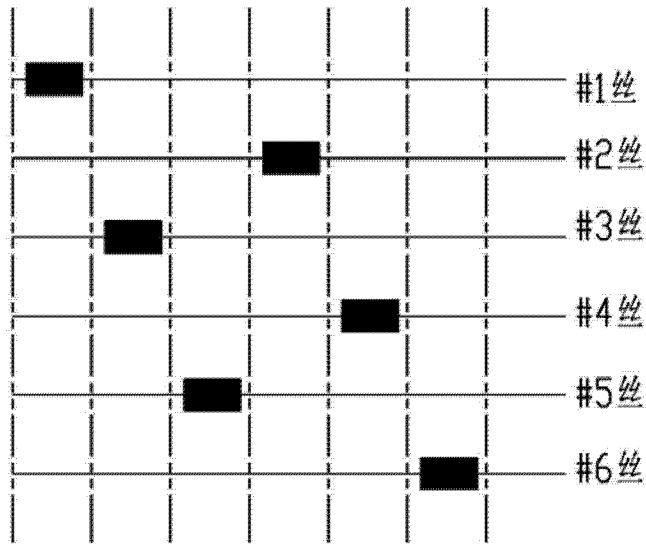


图 3

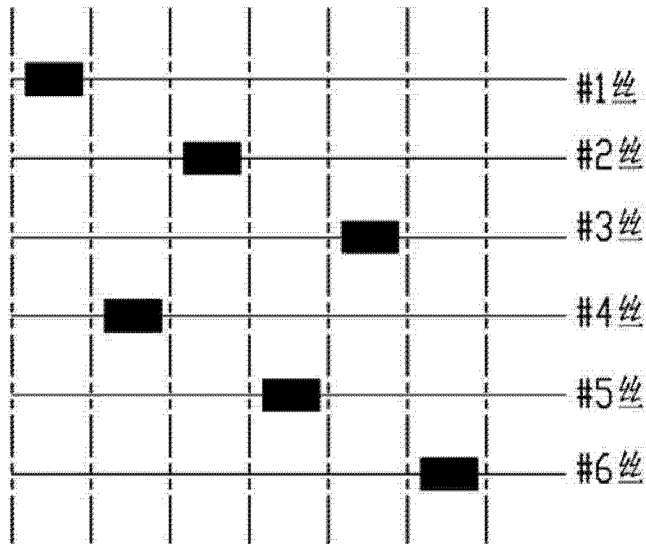


图 4

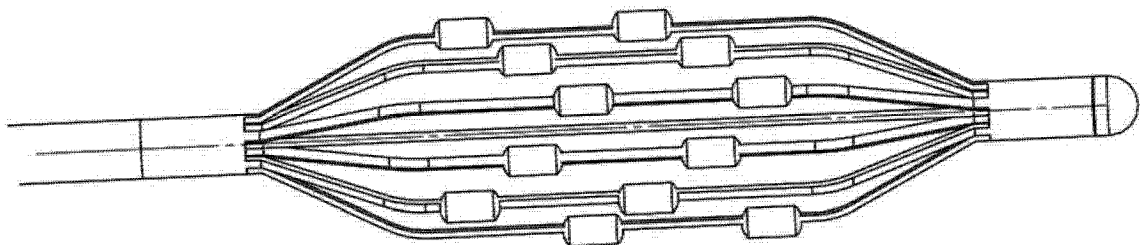


图 5

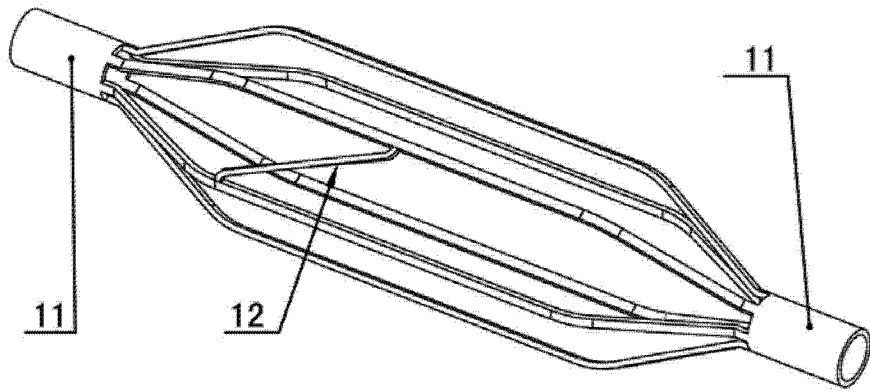


图 6

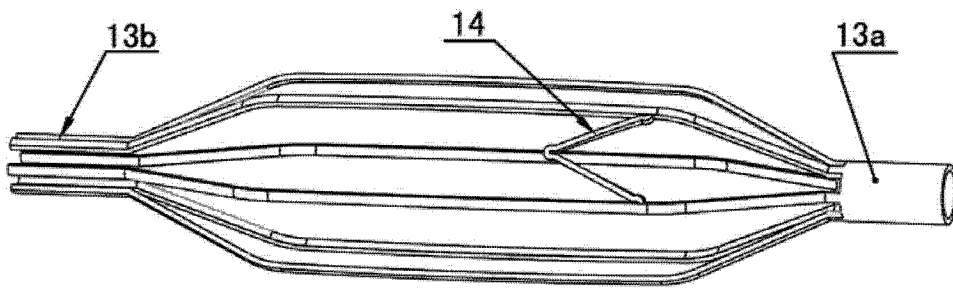


图 7

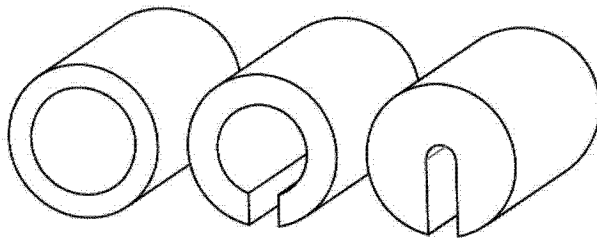


图 8

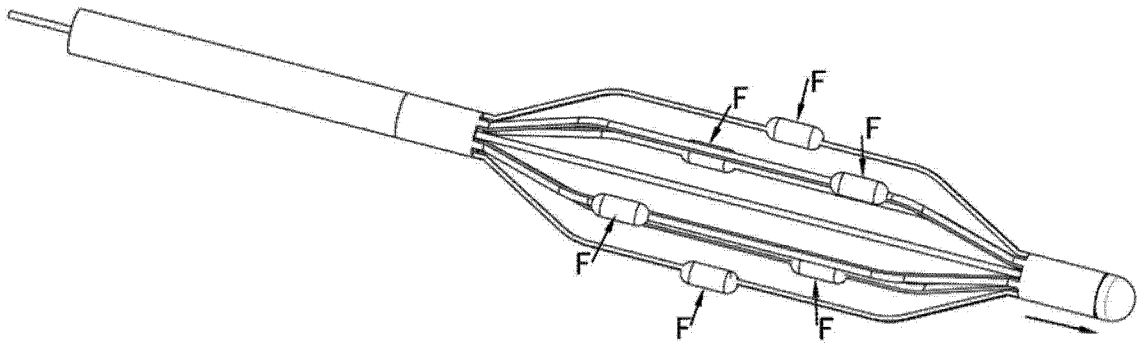


图 9

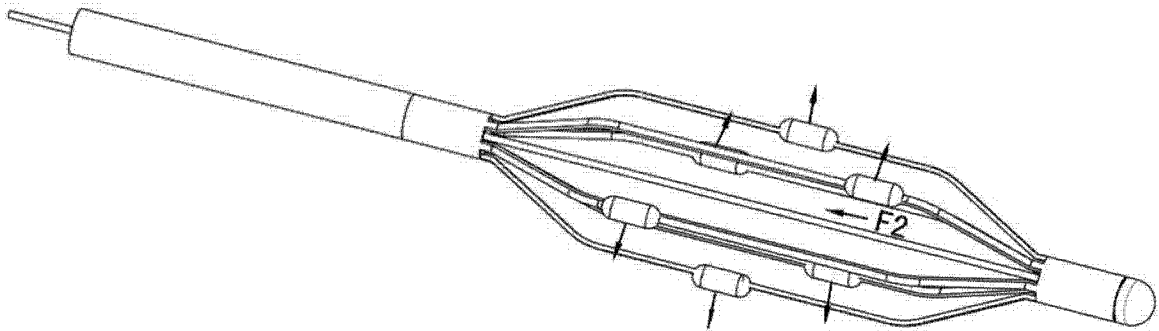


图 10