

(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  
2014年4月17日 (17.04.2014)



(10) 国际公布号  
WO 2014/056460 A1

- (51) 国际专利分类号:  
A61B 18/12 (2006.01) A61B 18/24 (2006.01)  
A61B 18/08 (2006.01) A61B 18/18 (2006.01)  
A61B 18/02 (2006.01) A61N 7/02 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2013/086076
- (22) 国际申请日: 2013年10月28日 (28.10.2013)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:  
201210312999.4 2012年8月29日 (29.08.2012) CN  
201210313132.0 2012年8月29日 (29.08.2012) CN  
201220434502.1 2012年8月29日 (29.08.2012) CN  
201210312649.8 2012年8月29日 (29.08.2012) CN  
201220431913.0 2012年8月29日 (29.08.2012) CN  
201210313087.9 2012年8月29日 (29.08.2012) CN
- (71) 申请人: 第三军医大学第一附属医院 (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY) [CN/CN]; 中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号, Chongqing 400038 (CN)。
- (72) 发明人: 杨攀 (YANG, Pan); 中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号第三军医大学第一附属医院, Chongqing 400038 (CN)。 宋治远 (SONG, Zhiyuan);

中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号第三军医大学第一附属医院, Chongqing 400038 (CN)。 钟理 (ZHONG, Li); 中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号第三军医大学第一附属医院, Chongqing 400038 (CN)。 廖新华 (LIAO, Xinhua); 中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号第三军医大学第一附属医院, Chongqing 400038 (CN)。 王子洪 (WANG, Zihong); 中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号第三军医大学第一附属医院, Chongqing 400038 (CN)。 舒茂琴 (SHU, Maoqin); 中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号第三军医大学第一附属医院, Chongqing 400038 (CN)。 仝识非 (TONG, Shifei); 中国重庆市沙坪坝区高滩岩正街30号第三军医大学第一附属医院, Chongqing 400038 (CN)。

- (74) 代理人: 重庆市恒信知识产权代理有限公司 (CHONGQING HANSUN INTELLECTUAL PROPERTY AGENT CO., LTD); 中国重庆市渝北区红锦大道498号佳乐紫光大厦7楼, Chongqing 401121 (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,

[见续页]

(54) Title: MULTIFUNCTIONAL ABLATION CATHETER SYSTEM FOR RENAL SYMPATHETIC DENERVATION

(54) 发明名称: 肾脏去交感神经多功能消融导管系统

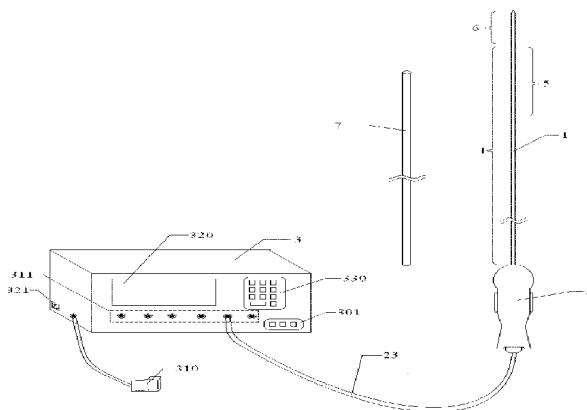


图1 / FIG. 1

(57) Abstract: A multifunctional ablation catheter system for sympathetic denervation of renal arteries. The system comprises an ablation catheter (1), a control handle (2), an ablation generation apparatus (3), and can optionally be provided with a guide cannula (7). The ablation catheter (1), from the near end to the distal end, respectively, consists of a catheter body section (4) and an ablation section (6), the front end of the catheter body section (4) further comprising a controllably bendable section (5) connected to the control handle (2) by means of said catheter body section (4); and the ablation section (6) is provided with at least two independent structures (8), at least one of which is provided with an ablation tip (9). The ablation catheter system is capable of simultaneously ablating multiple points and of real-time monitoring of ablation effects during surgery, and offers improved mechanical stability.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2014/056460 A1



JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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。

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)。

(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, 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,

**本国际公布:**

- 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。
- 包括关于请求恢复一项或多项优先权要求的信息(细则 26 之二.3 和 48.2(b)(vii))。

---

一种用于肾动脉内去交感神经的多功能消融导管系统, 所述系统包括消融导管(1)、控制手柄(2)及消融发生装置(3), 可设置或不设置导引导管(7)。所述消融导管(1)由近端向远端依次由导管体段(4)和消融段(6)组成, 导管体段(4)前端还包括可控弯曲段(5), 其通过导管体段(4)与控制手柄(2)相连; 所述消融段(6)安装有独立结构(8), 独立结构(8)至少为两个, 至少有一个独立结构(8)上安装有消融头(9); 该消融导管系统可以同时多点消融, 术中实时监测消融效果且机械稳定性更好。

## 肾脏去交感神经多功能消融导管系统

### 技术领域

本发明涉及一种医疗器械，具体是一种用来治疗高血压病、通过介入的方式进入肾动脉内阻断肾脏交感神经的多功能消融导管系统。

### 背景技术

高血压是临床常见病、多发病，根据最新的数据推算，中国高血压患者群已超过 2 亿，且呈发病人数逐年增加，发病年龄逐渐提前趋势。高血压导致的心、脑、肾等重要脏器并发症，有很高的致死率与致残率，严重危害着人类健康。我国约有 3000~4000 万顽固性高血压患者，而未来伴随着人口老龄化及肥胖症、糖尿病人的增加，顽固性高血压的患者数量将进一步增加，给社会、家庭、个人带来极大的负担。目前无很好的顽固性高血压治疗方法，开拓新的非药物治疗手段，弥补当前药物疗法的不足从而简单、安全、有效地控制血压刻不容缓。

大量研究证实，过度激活的交感神经系统与高血压的形成与进展密切相关，其中，肾脏交感神经系统特别是最靠近肾动脉壁的肾交感传出和传入神经，被认为是高血压始动及维持的重要因素。针对这一机制，国外学者提出了通过导管消融肾动脉交感神经治疗顽固性高血压这一新的高血压治疗策略。

2009 年，Krum 等人在导管消融肾脏交感神经治疗顽固性高血压研究 (Symplicity HTN-1) 中首先用 Ardian 公司生产 Symplicity 消融导管对 45 例顽固性高血压患者实施肾脏去交感神经射频消融术，证实这项新技术的简单、安全，降压效果出现早，并能长期保持。在长达 2 年的追踪观察中，未发现下降的血压重新增高，且肾功保持稳定。国外多个中心正在进行或已完成经皮导管肾脏去交感神经治疗的临床研究多达十余项，已完成或正在进行的临床试验结果令人鼓舞，该项技术可望成为高血压治疗领域革命性的突破。

US 2011/0264075 A1 公开了一种用于肾去交感神经的射频消融导管，Ardian 公司生产的此种导管虽然在国外临床中有一定的应用，但是也存在明显的不足。首先该种导管仅能进行单点消融，由于肾去交感神经的射频消融治疗一般是绕肾动脉一周进行 6-8 个点的螺旋形消融，因此 Ardian 公司的此种导管需要消融 6-8 次，手术时间比较长。针对 Ardian 公司的消融导管不能进行多点消融的问题，US 2012/0116392 A1、US 2012/0029510 A1、CN 201110117776.8、CN201110327772.2 通过在多条电极杆上分别设置射频消融电极从而到达多点同时消融的目的，CN 102198015A 则通过在一条螺旋形的电极杆上按照预定位置安装多个射频电极来实现多点同时消融，虽然上述设计在一定程度上实现了肾动脉内多点同时消融，但是由于射频消融电极与血管壁贴合不够紧，使得射频消融电极在消融时容易移动，而造成消融范围过大，给患者造成不必要的损伤；为了使得多个射频消融电极同时紧密贴附血管壁，US 2012/0101413A1 采用了在旋形的电极杆内设置扩张球囊的方案，通过在球囊中充入液体可以使得射频消融电极与血管壁紧密贴附，但是球囊扩张时肾血流会被阻断，如果消融时间较长容易导致肾缺血，而引起不必要的并发症；为了避免肾血流被阻断 US 2012/0029512 A1 将球囊替换成了金属丝网球，虽然解决了肾血流被阻断的问题，但是操作上远没有球囊方便；此外人的肾动脉走行变异较大，上述这些多个射频消融电极的设计方案很难在肾动脉走行发生变异时应用，因此限制了肾去交感神经治疗的人群；而且上述多个射频消融电极的设计方案由于仅针对射频消融，因此很难将同样的设计推广用于激光消融、微波消融等。其次 Ardian 公司的单射频电极导管以及上述多个射频消融电极的导管都需要外加导管的辅助才能够到达指定的消融部位且导管的导向不够准确，因此不能很好满足临床要求。再次，Ardian 公司的单射频电极导管以及上述多个射频消融电极的导管都很难对消融的效果进行实时监测，因此

很难在术中进行疗效检测,使得患者二次手术风险增加。

## 发明内容

本发明的目的是提供了一种可实现同时多点消融、可术中实时监测消融阻断效果、机械稳定性更好的肾脏去交感神经多功能消融导管系统.为了实现上述目的而采用的技术方案是这样的,一种肾脏去交感神经多功能消融导管系统,其包括:

消融导管、控制手柄及消融发生装置,其中消融导管包括导管体段和消融段,其中所述导管体段与控制手柄相连;

所述消融段包括至少两个独立结构,在至少一个独立结构上安装有消融头;所述消融头通过导线、导管、微波天线或光纤与控制手柄上的能量交换接头相连,所述能量交换接头通过导线、导管、微波天线或光纤与消融发生装置相连;

所述独立结构通过牵拉或/和推送一端固定在独立结构上、另一端由手柄控制的牵引丝控制发生形变而使消融头贴合或离开指定的消融位置;或所述独立结构含有可被磁铁吸引的物质,通过外加磁场使独立结构发生形变而使消融头贴合或离开指定的消融位置;或所述独立结构(8)含有通过外部刺激而发生形变的智能材料而使消融头贴合或离开指定的消融位置;

以上独立结构的控制还包括独立结构设置预制形变;

或包括消融导管、控制手柄及消融发生装置,其中消融导管包括导管体段和消融段,其中所述导管体段与控制手柄相连;

所述消融段包括至少两个独立结构,在至少一个独立结构上安装有消融头;所述消融头通过导线、导管、微波天线或光纤与控制手柄上的能量交换接头相连,所述能量交换接头通过导线、导管、微波天线或光纤与消融发生装置相连;

所述独立结构通过牵拉或/和推送一端固定在独立结构上、另一端由手柄控制的牵引丝控制发生形变而使消融头贴合或离开指定的消融位置;或所述独立结构含有可被磁铁吸引的物质,通过外加磁场使独立结构发生形变而使消融头贴合或离开指定的消融位置;或所述独立结构含有通过外部刺激而发生形变的智能材料而使消融头贴合或离开指定的消融位置;

以上独立结构的控制还包括独立结构设置预制形变;

所述导引导管通过牵拉或推送一端固定在导引导管头部,另一端由手柄控制的导引丝控制弯曲;或所述导引导管含有能够被磁铁吸引的物质,通过外加磁场使得导引导管发生形变;或通过对导引导管上能感知外部刺激的智能材料进行控制;或/和导引导管发生顺应性弯曲;或/和导引导管设置预制形变;

所述导引导管由导引导管控制柄或控制手柄控制以及不通过手柄进行控制。

所述导管体段的远端还包括与消融段近端连接的可控弯曲段,所述可控弯曲段通过牵拉或/和推送一端固定在可控弯曲段上、另一端由手柄控制的导向丝控制发生形变;或所述可控弯曲段通过牵拉或/和推送一端固定在独立结构上、另一端由手柄控制的牵引丝控制发生形变;或所述可控弯曲段含有可被磁铁吸引的物质,通过外加磁场使得可控弯曲段发生形变;或所述可控弯曲段含有通过外部刺激而发生形变的智能材料;或/和通过控制手柄控制可控弯曲段发生顺应性弯曲;或/和可控弯曲段设置预制形变。

所述消融导管或/和控制手柄、导引导管或/和导引导管控制柄上还安装有传感器。

所述独立结构之间在近端相连,两个独立结构之间包括四种形式:两个独立结构的远端连接为一体而构成消融段头端;或者两个独立结构远端彼此独立相互分离;或者两个独立结构的中间部分连接在一起,远端再相互分离;或者两个独立结构的近端相连,远端分别连在牵引丝的不同位置上。

所述消融头选自射频消融电极头、电阻加热消融头、液冷灌注射频电极头、冷冻消融头、超声消融探头、聚焦超声消融探头、激光消融头、聚焦激光消融头、光动力治疗消融头或微波消融头；其中所述射频消融电极头包括射频消融电极。

所述独立结构上设置有用用于发放或/和接收电脉冲的检测电极；或/和所述消融头兼用于发放或/和接收电脉冲。

所述可控弯曲段上设置有用用于发放或/和接收电脉冲的检测电极。

牵引丝走行于独立结构外或/和走行于独立结构内，牵引丝的头端附着点设置于消融段头端，或设置于独立结构头部到连接点的独立结构上，或设置于消融头到连接点的独立结构上，或消融段头端至消融头之间的独立结构上，或设置于消融头或其邻近的独立结构上，或设置在两条独立结构的连接点设置的连接关节上，所述牵引丝在可控弯曲段、导管体段内合并成一条或分别走行于可控弯曲段、导管体段的长轴中心线，最后与控制手柄的控制钮或控制盘连接。

当导引导管为消融导管形变提供支点时，导引导管的头部设置与血管相通的斜孔或/和侧槽。

当独立结构的远端连接为一体而构成消融段头端时，导引导管头端设置缩口结构或者堵头，导引导管的头部侧壁上设置侧槽；当独立结构彼此独立相互分离时，导引导管的头端或头部侧壁上设置斜孔；当独立结构的中间部分连接在一起，远端再相互分离时，导引导管的头端或头部侧壁设置与血管相通的斜孔，斜孔之后导引导管的侧壁上再设置侧槽。

根据需要控制弯曲方向的数量设置导引丝的数量，导引丝的头端附着点设置在导引导管的头部，且根据需要弯曲的方向选择相应的离心位置附着，导引丝走行于导引导管管壁内或/和管壁外。

导向丝走行于可控弯曲段内或/和可控弯曲段外，根据需要控制弯曲方向的数量设置导向丝数量，当可控弯曲段采用C形弯曲设计时，导向丝的头端附着点设置在可控弯曲段靠近消融段的地方，且根据需要弯曲的方向选择相应的离心位置附着；

当可控弯曲段采用S形弯曲设计时，在C形弯曲设计导向丝的基础上，在需要形成S形弯曲的第二个弯曲的远端另加一根导向丝附着于此，该导向丝根据需要弯曲的方向选择相应的离心位置附着；或不增加导向丝的数量，通过调整可控弯曲段的内部结构使得一条导向丝可以实现S形弯曲。

所述导引导管的尾部侧壁上还设有用于连接注射器或注液装置进行血管内注药或注射血管内造影剂的开孔，或通过导引导管末端开口与注射器或/和注液装置相连进行血管内注药或/和注射血管内造影剂；或/和所述导引导管末端设置连接接头，连接接头与注射器、注液装置、消融导管或控制手柄连接。

所述消融导管或/和导引导管制造时通过选用不同硬度的材料，或者是通过选择性的减少或/和增加部分导管小段的内部结构或/和管壁的结构，或者是通过在消融导管或/和导引导管内植入容易发生形变的结构。

所述消融导管或/和导引导管上标记刻度，以指示消融导管或/和导引导管进入血管的深度以及在超声或X射线影像设备下间接测量人体结构的长度、宽度；消融导管或/和导引导管上设置不同的显影标记用于在超声或X射线影像设备下区分消融导管或/和导引导管；或/和各独立结构上设置不同的显影标记用于在超声或X射线影像设备下区分不同的独立结构；消融导管或/和导引导管上还设置标记用于在超声或X射线影像设备下区分不同的轴向旋转状态。

消融导管通过导管体段与控制手柄上端固定，控制手柄的下端或下侧面具有能量交换接头，来自消融头的导线、导管、微波天线或光纤穿过控制手柄在所述能量交换接头汇集。

所述控制手柄包括操作柄和操作柄；操作柄上设置有用用于控制可控弯曲段形变的控制钮

或控制盘，所述控制钮或控制盘与导向丝连接，通过控制钮的上下移动，或通过控制盘的多向转动实现对可控弯曲段的控制；或/和包括操作柄上的环形控制钮，所述环形控制钮通过连接杆与牵引丝连接，所述连接杆位于控制手柄中的导向槽内，通过上下移动环形控制钮，实现对独立结构的控制；还包括可防止过度牵拉的缓冲结构。

所述导引导管控制柄包括操作柄和操作柄 242，操作柄 211' 上设置有用控制导引导管形变的控制钮或控制盘，所述控制钮或控制盘与导引丝连接，通过控制钮的上下移动，或通过控制盘的多向转动实现对导引导管的控制；还包括可防止过度牵拉的缓冲结构；所述导引导管控制柄与控制手柄还分别包括卡槽、钩状卡齿，通过卡槽、钩状卡齿进行分拆与结合。

所述消融发生装置设有能量输出的接头和传感器信号输入的接头，同时还设有与外接电源相接地接头；所述消融发生装置含有通过进行触屏控制来控制参数以及部分或全部信息能显示在其上的显示器和调节参数的按钮。

本发明由于采用了至少两条独立结构且每条独立结构上均可设置消融头，因此可以实现多点同时消融，缩短了消融时间，进而减少了手术时间、减小了患者的痛苦，此外由于在消融时多条独立结构上的消融头将同时与血管壁接触，可以防止消融头滑动，使得消融时消融头更加稳定，防止了消融时因消融头不稳定造成的正常组织不必要的损伤，减少了消融产生的并发症，使消融过程更安全。另外，独立结构、可控弯曲段均有相应的线控结构、磁控结构或智能材料对它们的形变进行控制，因此导管具有较好的操控性，能适应不同走行的肾动脉，而且根据具体情况还可以在消融导管外加套导引导管来辅助消融导管定位，这样整个消融导管系统在血管内的定位将更准确，防止不必要的损伤，同时也可以使整个消融系统应用于更多的人群。不仅如此，为了方便在手术中实时监测消融效果，在消融导管上还安装有检测电极以方便及时检测消融效果，避免二次手术风险。最后，该消融导管的设计方案可以适应多种消融头，例如射频消融、冷冻消融、微波消融等，易于推广。

#### 附图说明

图 1 是本发明的一个具体实施方式的结构示意图；

图 2 是作为消融段的两个独立结构的四种连接方式的放大示意图；

图 3 是作为消融段两个独立结构在四种连接方式下发生形变后的放大示意图；

图 4 是消融头在独立结构上不同的设置方式的示意图；

图 5 是消融头为射频消融电极头时的示意图；

图 6 是消融头为液冷灌注射频消融电极头时的示意图；

图 7 是消融头为液冷灌注射频消融电极头时的横截面示意图；

图 8 是消融头设置在独立结构头部时的纵剖面示意图；

图 9 是可控弯曲段 5 为 C 形弯曲设计时工作状态下的情况；

图 10-图 12 是以两条独立结构为例且导引导管能够为消融导管的形变提供支点的情况下，导引导管头部的示意图；

图 13 是以远端连接于消融段头端的两条独立结构为例的情况下，设置预制形变的独立结构和可控弯曲段在导引导管辅助下的工作状态示意图；

图 14 和图 15 是以远端连接于消融段头端的两条独立结构为例的情况下，C 形弯曲设计的线控结构示意图。

图 16 是以远端相互分离的两条独立结构为例的情况下，S 形弯曲设计的线控结构示意图。

图 17、图 18、图 19 是通过结构设计的方式改变消融导管和导引导管硬度分布的示意图。

图 20 是远端连接于消融段头端的两个独立结构的线控结构与通过调整独立结构的硬度分布实现设计形变的示意图。

图 21 是远端相互分离的两个独立结构的线控结构与通过调整独立结构的硬度分布实现设计形变的示意图。

图 22 是中间某处连接在一起远端再相互分离的两个独立结构的线控结构与通过调整独

立结构的硬度分布实现设计形变的示意图。

图 23 是通过调整可控弯曲段的硬度分布实现设计形变的示意图。

图 24 是导引导管尾部主要结构的剖视图。

图 25 是导引导管的线控结构与通过调整导引导管的硬度分布实现设计形变的剖视图。

图 26 是在以线控结构为例的情况下，控制手柄实施例的结构剖视图

图 27 是在以线控结构为例的情况下，存在导引导管控制柄时，控制手柄 2 实施例的结构剖视图。

### 具体实施方式

下面结合附图和具体实施例，进一步阐述本发明。这些实施例应理解为仅用于说明本发明而不用来限制本发明的保护范围。在阅读了本发明记载的内容之后，技术人员可以对本发明作各种改进或修改，这些等效变化和修饰同样落入本发明权利要求所限定的范围。

图 1 显示了本发明的具体实施形式和其中主要的部件。如图 1 所示，该种肾脏去交感神经消融系统主要由消融导管 1、控制手柄 2 及消融发生装置 3 组成，根据情况设置或不设置导引导管 7。参见 1，消融导管 1 远端(头端)游离，近端(尾端、末端)与控制手柄 2 相连，消融导管 1 由近端向远端依次至少由导管体段 4 和消融段 6 组成，其中导管体段 4 的近端(尾端、末端)与控制手柄 2 相连，消融段 6 的远端(头端)游离，导管体段前端还可包括可控弯曲段 5，根据情况也可以在导管体段 4 和消融段 6 之间设置其他的段。优选地，消融导管 1 各段横截面的外轮廓最好采用圆形或类圆形，消融导管 1 进入到血管内的各段直径最好相近或相等。消融导管 1 的长度必须使得消融段 6 能够顺利到达双侧肾动脉指定的消融部位，一般为 50--120cm，且整个消融导管 1 各段的最大直径优选小于所须经过血管路径中血管的最小内径，消融导管 1 的直径一般为 1.4--2.5mm。如图 1 所示，其中导引导管 7 优选为中空管状结构，首尾两端均设有开口，导引导管 7 套在消融导管 1 外能够辅助消融导管 1 到达指定的消融位置。导引导管 7 的长度必须使得导引导管 7 能够顺利地引导消融导管 1 到达双侧肾动脉指定的消融部位，一般为 50--120cm，且整个导引导管 7 各段的最大外径优选小于所须经过血管路径中血管的最小直径，导引导管 7 的直径一般为 1.4--2.5mm。

图 2 显示了本发明具体实施形式中消融段 6 的主要特点。如图 2 所示，消融段 6 由至少两个独立结构 8 组成；该独立结构 8 可以是柱体形、类似柱体形、半圆柱形、锥体形、类似锥体形、弧形等，各独立结构 8 的长度及横截面尺寸可以相等也可以不等，但优选地，所有独立结构 8 横截面的外轮廓围成的消融段 6 横截面的外轮廓最好接近可控弯曲段 5 横截面的外轮廓。如图 2A 所示，两个独立结构 8 的远端(头端)连接于消融段头端 17(也即消融导管头端)；如图 2B 所示，两个独立结构 8 相互分离、彼此独立；如图 2C 所示，两个独立结构 8 的中间某处连接在一起远端再相互分离，其中连接点 18 为所述两个独立结构 8 连接在一起的地方。独立结构 8 的尾端连于导管体段 4 前端的可控弯曲段 5。图 2D 所示两个独立结构 8 的近端相连，远端分别连在牵引丝 10 的不同位置上。

图 3 显示了本发明中具体实施形式独立结构 8 在不同的两个连接方式下发生形变后的情况。其中图 3A 显示了远端连接于消融段头端 17 的独立结构 8 发生形变后的情况，此时独立结构 8 的中间部分将四散隆起，一般地，以独立结构 8 的中间或靠近中间处隆起最为明显。图 3B 显示了独立结构 8 相互分离时发生形变后的情况，此时独立结构 8 将相互远离，一般地，以独立结构 8 的头端及其附近位置相互远离最为明显。图 3C 显示了独立结构 8 中间某处连接在一起远端再相互分离时发生形变后的情况，此时从连接点 18 到独立结构 8 头端的部分将相互远离，一般地，以独立结构 8 头端及其附近位置相互远离最为明显，从连接点 18 到独立结构 8 尾端(末端、远端)之间的部分将四散隆起，一般地，以连接点 18 到独立结构 8 尾端之间的部分的中间或靠近中间处隆起最为明显。图 3D 为两个独立结构 8 的近端相连，远端分别连在牵引丝 10 的不同位置上的示意图。

图 4 显示了本发明中消融头 9 在独立结构 8 上不同的设置方式。如图 4A 所示,至少有一个独立结构 8 上设置有消融头 9;如图 4B、图 4C 所示,每个独立结构 8 可以设置不只一个消融头 9。消融头 9 主要用于对肾脏交感神经的消融阻断;消融头 9 应是发挥消融作用的原件,因此消融头 9 具有多种类型,例如:射频消融电极头、液冷灌注射频消融电极头、冷冻消融头、超声消融探头、聚焦超声消融探头、激光消融头、聚焦激光消融头、光动力治疗消融头、微波消融头、电阻加热消融头等。不同独立结构 8 上的消融头 9 的类型可以相同或不同,同一独立结构 8 上的多个消融头 9 的类型也可以相同或不同,例如:一个独立结构 8 上的消融头 9 是冷冻消融头,而另一个独立结构 8 上的消融头 9 是射频消融电极头,或者同一个独立结构 8 前端的消融头 9 是聚焦激光消融头,而后一个消融头 9 是微波消融头,这就使得在不同情况下不用更换消融导管 1 就可完成不同形式的消融。根据消融头 9 类型的不同,消融头 9 与控制手柄 2 上能量交换接头 201 的连接介质有所不同,例如:消融头 9 为激光消融头时,连接介质一般为光纤,而消融头 9 为射频消融电极头时,连接介质一般为导线,消融头 9 为冷冻消融头时,连接介质一般为导管。

图 5 是以两个独立结构 8 的远端连接于消融段头端 17 为例,显示了消融头 9 为射频消融电极头时的主要结构特点。图 5A 显示了纵剖面下的主要结构特点,射频消融电极头包括射频消融电极 91,优选地,射频消融电极 91 略突出于独立结构 8 的表面 0.05--0.2mm,以便与血管壁接触。如图 5A 所示,走行于独立结构 8 内的射频导线 101 将与射频消融电极 91 相连,为射频消融电极 91 提供能量,导线连接点 191 是射频导线 101 与射频消融电极 91 的连接位置。如图 5A 所示,信号线 102 与设置在射频消融电极 91 上或/和邻近射频消融电极 91 的传感器 192 相连,用于传输传感器 192(图 5B 示)发送的信号;传感器 192 可以是不同类型的,例如:温度传感器、阻抗传感器、压力传感器等;同一类型的传感器 192 在独立结构 8 上也可不止一个(图 5 是以一个传感器 192 作为示例);传感器 192 对射频消融电极 91 及人体的参数监控,有助于了解实时情况,及时调整治疗方案。图 5B 及图 5C 以透视方式显示了射频消融电极头 9 及其周围独立结构 8 的主要结构特点。如图 5B 所示,射频消融电极 91(图中斜线表示部分)可以仅包绕半圆柱体的曲侧面而不包绕半圆柱体的平侧面 90;如图 5C 所示,射频消融电极 91(图中斜线表示部分)可以既包绕半圆柱体的曲侧面也包绕半圆柱体的平侧面 90;当然射频消融电极 91 还可根据情况对其包绕的范围进行调整。消融头 9 为电阻加热消融头时可仿此设计。图 5 仅是以两个独立结构 8 的远端连接于消融段头端 17 为例进行消融头 9 的设计方案说明的,因此图 5 所示意的消融头 9 的设计方案同样适用于独立结构 8 的其他连接方式以及多个独立结构 8 的情况;此外技术人员还可以根据需要对消融头 9 在独立结构 8 上的设置位置进行调整;对于独立结构 8 形状不为半圆柱形的情况以及对于射频消融电极 91 设置位置处的独立结构 8 的形状有所变化的情况,也可以仿照图 5 所示意的设计方案进行设计。

图 6、图 7 显示了消融头 9 为液冷灌注射频消融电极头时的主要结构特点,其中图 7 为液冷灌注射频消融电极头的横截面示意图。如图 6A 所示,液冷灌注射频消融电极头包括射频消融电极 91,优选地,射频消融电极 91 的表面有一些小孔 193,小孔 193 与导管 103 相连,导管 103 将从控制手柄 2 上的液体灌注接头 202(图 54 示)接入的冷却液体通过小孔 193 喷到液射频消融电极 91 的表面进行降温;如图 6A 所示,导管 103 可以与每个小孔分别相连,也可以采用图 6B 的设计方案,导管 103 与小孔 193 下的空腔 69 相连,通过空腔 69 将液体从每个小孔送出。如图 6C 所示,冷却的方式还可以采用消融头 9 周围的循环液体管路,优选地将导管 103 制成螺旋状,从箭头 ao1 所示的入口处将冷却液灌入,从箭头 ao2 处流出。冷却液一般用冷盐水。上述两类降温方式可以联合使用,且还可用于复温,只要调整灌注液温度即可。同时需要降温或复温的其他类型的消融头 9 也可以采用上述设计方案。图 7A 显示了射频消融电极 91 只包绕半圆柱体的曲侧面而不包绕半圆柱体的平侧面 90 的情况下,液冷灌注射频消融电极头横截面的主要结构特点;图 7A 的上半圆显示了射频导线 101、信号线 102 和导管 103 走行于独立腔 60 中的情况,即在独立结构 8 内让上述三个结构在独立的腔室中走行,



以防止其他结构的干扰；图 7A 的下半圆显示了射频导线 101、信号线 102 和导管 103 走行于独立结构 8 内的情况，此时上述三个结构将与其他结构混合走行。图 7B 显示了射频消融电极 91 包绕半圆柱体的曲侧面和半圆柱体的平侧面 90 的情况下，液冷灌注射频消融电极头横截面的主要结构特点；图 7B 的上半圆显示了射频导线 101、信号线 102 和导管 103 走行于独立腔 60 中的情况；图 7B 的下半圆显示的是射频导线 101、信号线 102 和导管 103 走行于独立结构 8 内的情况，此时上述三个结构将与其他结构混合走行。独立腔 60 可分成多个独立腔用于走行不同的构件，此种用腔室分别走行不同构件的设计思路还可用于其他类型的消融头 9、消融导管 1 的其他部分及导引导管 7。对于独立结构 8 的形状不为半圆柱形的情况以及对于液冷灌注射频消融电极头 9 设置位置处的独立结构 8 的形状有所变化的情况，也可以仿照图 6、图 7 所示意的设计方案进行设计。

图 8 是以消融头 9 为射频消融电极头为例，显示了消融头 9 设置在远端相互分离的两个独立结构 8 头部时纵剖面的主要结构特点；其中，图 8A 显示的是消融头 9 只包绕半圆柱体的曲侧面而不包绕半圆柱体的平侧面 90 的情况，图 8B 显示的是消融头 9 包绕半圆柱体的曲侧面和半圆柱体的平侧面 90 的情况。图 8 所示意的射频消融电极头的设计方案与图 5 所示意的射频消融电极头的设计方案类似。如图 8A、图 8B 所示，独立结构 8 的远端能够相互远离，类似地，走行于独立结构 8 内的射频导线 101 将与射频消融电极 91 相连，为射频消融电极头 9 提供能量，导线连接点 191 是射频导线 101 与射频消融电极 91 相连接的位置。如图 8A、图 8B 所示，类似地，信号线 102 与设置在射频消融电极 91 上或/和邻近射频消融电极 91 的传感器 192 相连，用于传输传感器 192 发送的信号；类似地，传感器 192 可以是不同类型的，例如：温度传感器、阻抗传感器、压力传感器等；同一类型的传感器 192 在独立结构 8 上也可不止一个（图 8 是以一个传感器 192 作为示例）；传感器 192 对射频消融电极头 9 及人体的参数监控，有助于了解实时情况，及时调整治疗方案。如图 8A 所示，射频消融电极 91 可以仅包绕半圆柱体的曲侧面而不包绕半圆柱体的平侧面 90；如图 8B 所示，射频消融电极 91 可以既包绕半圆柱体的曲侧面也包绕半圆柱体的平侧面 90；当然射频消融电极 91 还可根据情况对其包绕独立结构 8 的范围进行调整。由于图 8 所示的设计方案是以消融头 9 为射频消融电极头为例进行说明的，因此该设计方案同样适用于消融头 9 为其他类型的消融头的情况，此时需将射频消融电极头替换成其他类型的消融头，例如液冷灌注射频消融电极头、电阻加热消融头等；对于多个独立结构 8 的情况、对于独立结构 8 的形状不为半圆柱形的情况以及对于消融头 9 设置位置处的独立结构 8 的形状有所变化的情况，也可以仿照图 8 所示意的设计方案进行设计。

图 9 简示了可控弯曲段 5 为 C 形弯曲设计时工作状态下的情况，设置可控弯曲段 5 的主要作用是有助于消融段 6 更方便的到达指定的消融位置，例如使得消融段 6 更容易通过血管的弯曲、使得消融段 6 更容易向指定方向偏转等。可控弯曲段 5 优选采用圆柱形或类圆柱形设计，根据不同的设计方案可控弯曲段 5 的长度有所不同。显示了可控弯曲段 5 为 C 形弯曲设计时工作状态下的情况，如图 9 所示，可控弯曲段 5 形变后的形状为 C 形，实线部分的可控弯曲段 5 表示了一种 C 形弯曲的情况，在这种形状下，可控弯曲段 5 优选长度为 60—120mm，可控弯曲段 5 将有两个地方 c1 和 c2 与血管内侧壁接触，其中 c1 与肾动脉 a 的内侧壁接触，而 c2 与腹主动脉 b 的内侧壁接触，这样有利于在消融时稳定消融头 9，可控弯曲段 5 此时最好与其中的一个独立结构 8 在同一平面上，这样对于独立结构 8 上仅有消融头 9 作为检测电极的情况，可在 c1 设置检测电极 19，这样消融头 9 或独立结构 8 上的检测电极 19 与可控弯曲段 5 上的检测电极 19 将形成一个发放电脉冲、一个接收电脉冲，当然为适应不同管径的肾动脉，可以在 c1 附近设置多个环状接收检测电极 19；如图 9 所示，虚线部分的可控弯曲段 5 表示了另一种 C 形弯曲的情况，在这种情况下，可控弯曲段 5 优选长度为 40—100mm，可控弯曲段 5 可以不与动脉的内侧壁接触，或者仅有一个地方 c2 与动脉的内侧壁接触，这样消融头 9 的稳定将主要依靠各独立结构 8 与动脉的内侧壁接触形成的支撑点。

根据具体情况,技术人员可以对上述这些消融段 6 和可控弯曲段 5 的设计方案进行融合、改进及交叉使用,这些等效变化和修饰同样落入本发明权利要求所限定的范围。

可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 可发生主动控制形变或和被动控制形变。其中可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 的主动控制形变是指可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 在无外力直接作用或传动的情况下通过间接实时控制可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 内力的变化而发生的形变,例如:可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 内含有智能材料(如形状记忆合金),通过消融导管 1 和导引导管 7 外对智能材料温度等的控制,实现实时改变可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 在体内和体外的形变形态。可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 的被动控制形变则指通过直接或间接实时控制作用于可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 的外力使可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 发生的形变;例如通过牵拉固定在可控弯曲段 5 上的导向丝 11 使得可控弯曲段 5 发生形变,通过牵拉固定在独立结构 8 上的牵引丝 10 使得独立结构 8 发生形变,通过牵拉固定在导引导管 7 上的导引丝 70 使得导引导管 7 发生形变;再例如在推送过程中,消融段头端 17 触到血管壁后使可控弯曲段 5 发生的顺应性弯曲;又例如可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 内含有能够被磁铁吸引的物质,通过外加磁场使得可控弯曲段 5、独立结构 8 和导引导管 7 发生弯曲。消融导管 1 和导引导管 7 都可以有预制形变,例如在体外制造时可以事先将可控弯曲段 5 预置成向某个方向弯曲的状态,使得消融段 6 可以顺利进入肾动脉;预制形变也可以通过在消融导管 1 和导引导管 7 中加入具有形状记忆功能的材料来实现在体外对预制形变进行调整,例如:在可控弯曲段 5 中加入形状记忆合金,可以先将其在体外的弯曲形态预先制成 C 形弯曲,当需要可控弯曲段 5 改变弯曲形态时,又可以再次将其拿出体外通过温度变化使可控弯曲段 5 制成其他形状的弯曲样式。

对于独立结构 8、可控弯曲段 5 以及导引导管 7 的主动控制形变,目前优选智能材料,其中以技术较为成熟的形状记忆合金较好,当然根据技术要求可选择电活性聚合物、磁活性聚合物等智能材料。将形状记忆合金设计成螺旋形、“Z”字形、“G”字形等结构植入独立结构 8 和可控弯曲段 5 内或它们的管壁中,以及导引导管 7 管壁中,通过电流等调节形状记忆合金的温度,达到控制独立结构 8、可控弯曲段 5 和导引导管 7 形变的目的。

对于独立结构 8、可控弯曲段 5 以及导引导管 7 的被动控制形变,优选采用线控结构设计和磁控结构设计。在消融导管 1 上,线控结构设计是通过连接于独立结构 8 的牵引丝 10 或连接于可控弯曲段 5 的导向丝 11 张力或/和应力的变化,使得独立结构 8 或可控弯曲段 5 发生被动控制形变,但优选通过增加牵引丝 10 或/和导向丝 11 的张力,即牵拉牵引丝 10 以及推送消融导管 1 除牵引丝 10 以外的其他部分或/和牵拉导向丝 11 以及推送消融导管 1 除导向丝 11 以外的其他部分;类似地,在导引导管 7 上线控结构是通过走行于导引导管 7 管壁中的导引丝 70 张力或/和应力的变化,使得导引导管 7 发生被动控制形变,但优选通过增加导引丝 70 的张力,即牵拉导引丝 70 以及推送导引导管 7 除导引丝 70 以外的其他部分。牵引丝 10 主要负责控制独立结构 8 的形变,有时也可导向消融导管 1,牵引丝 10 在消融段 6 时可走行于独立结构 8 内,也可走行于独立结构 8 外,但在除消融段 6 以外的消融导管 1 的其他部分,牵引丝 10 优选走行于消融导管 1 内,并最终与控制手柄 2 上的牵引丝固定盘 205 相连。导向丝 11 的作用主要是调整消融导管 1 在血管内的走行方向,导向丝 11 优选走行于可控弯曲段 5 内,在除可控弯曲段 5 以外的消融导管 1 的其他部分也优选走行于消融导管 1 内,并最终与控制手柄 2 上的导向丝固定盘 204 相连。导引丝 70 的作用主要是调整导引导管 7 在血管内的走行方向,导引丝 70 优选走行于导引导管 7 管壁中,并最终与导引导管控制柄 27 或控制手柄 2 连接。导向丝 11 的数量主要根据需控制的弯曲方向及可控弯曲段 5 有无预置形变而定,导向丝 11 的数量优选小于或等于所需要控制的弯曲方向的数量,表 1 列举了导向丝 11 数量及控制方向和有预置形变的关系。在满足牵引丝 10、导向丝 11、导引丝 70 主要功能的情况下,最好尽量减少牵引丝 10、导向丝 11、导引丝 70 的数量。磁控结构设计主要是

通过独立结构 8、可控弯曲段 5 以及导引导管 7 内的能够被磁铁吸引的物质在外加磁场作用下的磁性吸引或排斥使得独立结构 8、可控弯曲段 5 以及导引导管 7 发生被动控制形变，从而实现各个部分的功能。控制手柄 2 及导引导管控制柄 27 将在后面的详述。

表一

导向丝 11 数量	有无预置弯曲	可实现的控制方向数量	导向丝头端固定点 111 优选设置位置	备注
1	有	≥ 2	与预置弯曲方向相对	预置弯曲一个方向，牵拉导向丝 11 后转向预置弯曲的反方向
2	有	≥ 3	两个分别与预置弯曲方向相对成 120 度角的不同位置	预置弯曲一个方向，每牵拉一根导向丝 11 牵拉导向丝 11 一共实现两个方向，同时牵拉两根导向丝 11 再实现一个方向，变化牵拉力的大小可以对弯曲方向进行调整
1	无	≥ 1	相对方向的相同	牵拉和推送导向丝 11 一共实现两个方向，仅有牵拉或推送导向丝 11 实现一个方向
2	无	≥ 2	或不同的横截面上	每牵拉一根导向丝 11 一共实现两个方向，同时牵拉两根导向丝再实现一个方向（头端固定点 111 在不同横截面上时）
3	无	≥ 3	两个成 120 度角	每牵拉一根导向丝牵拉导向丝一共实现三个方向，同时牵拉两根导向丝一共实现三个方向，变化牵拉力的大小可以对弯曲方向进行调整
4	无	≥ 4	相邻两个成 90 度角	每牵拉一根导向丝牵拉导向丝一共实现四个方向，同时牵拉相邻两根导向丝一共实现四个方向，变化牵拉力的大小可以对弯曲方向进行调整

参照图 10-12 所示，对于导引导管 7 能够为消融导管 1 的形变提供支点的情况，导引导管 7 的头部优选设置与血管相通的斜孔 74 或/和侧槽 76。斜孔 74 和侧槽 76 主要作为独立结构 8 向导引导管 7 外伸出的通道，实现独立结构 8 与血管壁接触，当然斜孔 74 和侧槽 76 也可以作为向血管内注药或/和注射造影剂的通道。根据独立结构 8 数量和两两独立结构 8 相互连接方式的不同导引导管 7 头部的斜孔 74 和侧槽 76 的设置方式也不同。图 10A、图 10B、图 10C 为纵剖面示意图，图 10D、图 10E 为透视示意图。如图 10 所示，当独立结构 8 相互分离时，在导引导管 7 的头端（远端）或头部侧壁上开出若干与各独立结构 8 相对应的斜孔 74；如图 10A、10D 所示，斜孔 74 可开于导引导管 7 的头端，如图 10B、图 10C 所示，斜孔 74 也可开于导引导管 7 的头部侧壁上，每个斜孔 74 的内径大于独立结构 8 的外径，一般 1.4--2.4mm，每个斜孔 74 的倾斜角度一般为 30--50 度，同时斜孔 74 的数量优选等于独立结构 8 的数量，斜孔 74 间的连接部分 75 优选呈锥状，连接部分 75 不仅能够限制可控弯曲段 5 被前推出导引导管 7 还有助于引导独立结构 8 从斜孔 74 处被前推出。若推送消融导管 1 或回退导引导管 7，如图 10C 所示，独立结构 8 将从斜孔 74 内向外呈辐散状被推入血管，独立结构 8 头部的消融头 9 将优先与血管壁接触；通过控制推送消融导管 1 或回退导引导管 7 的距离以及斜孔 74 的倾斜度，即可控制独立结构 8 远端相互分离的距离及消融头 9 与血管壁接触的压力。对于独立结构 8 的远端汇集于消融段头端 17 的情况，图 11A、图 11B 为纵剖面示意图，图 11C 为透视图。如图 11A、图 11C 所示，当独立结构 8 的远端汇集于消融段头端 17 时，导引导管 7 的头端开口优选通过结构设计的方式限制消融段头端 17 被前推出导引导管 7，优选可设置缩口

结构 73 使导引导管 7 头端开口的孔径小于消融段头端 17 的外径(图 11A 所示), 抑或用堵头 72 封闭导引导管 7 的头端开口(图 11B、图 11C 所示); 如图 11 所示, 导引导管 7 的头端侧壁上优选地设置有与独立结构 8 的长度相近且与血管相通的侧槽 76, 侧槽 76 的长度一般为 11--13mm, 该侧槽 76 优选与独立结构 8 平行对应, 侧槽 76 的宽度略大于独立结构 8 的外径, 一般为 1.4--2.4mm, 并且侧槽 76 的数量优选等于独立结构 8 的数量。若推送消融导管 1 或回退导引导管 7, 如图 11B 所示, 消融段头端 17 因为堵头 72 的限制将使得独立结构 8 从相应的侧槽 76 处隆起膨出, 将使得消融头 9 优先与血管壁相接触; 通过控制推送消融导管 1 或回退导引导管 7 的距离, 即可控制独立结构 8 中间部分相对隆起的间隔距离及消融头 9 与血管壁接触的压力。对于独立结构 8 的中间某处连接在一起远端再相互分离的情况, 导引导管 7 头部的设计方案结合了图 10、图 11 所示意的设计方案。如图 12A 所示, 在导引导管 7 的头端侧壁上设置若干与血管相通小的斜孔 74 或者在导引导管 7 的头端设置若干小的斜孔 74 (类似图 10A、图 10D 所示), 然后在斜孔 74 之后一定距离的导引导管 7 的侧壁上再设置与斜孔 74 相对应且与独立结构 8 相平行的侧槽 76, 斜孔 74 与侧槽 76 的间隔距离一般为 2.5--5.5mm, 每个斜孔的内径略大于独立结构 8 的外径, 一般为 1.4--2.4mm, 每个斜孔 74 的倾斜角度一般为 30--50 度, 斜孔间的连接部分 75 优选呈锥状, 连接部分 75 不仅能够限制连接点 18 和可控弯曲段 5 被前推出导引导管 7 还有助于引导独立结构 8 从斜孔 74 处被前推出, 侧槽 76 的宽度优选略大于独立结构 8 的外径, 一般为 1.4--2.4mm, 侧槽 76 的长度与独立结构 8 近端到连接点 18 的部分的长度相近, 一般为 10--22mm, 斜孔 74 和侧槽 76 的数量优选等于独立结构 8 的数量。若推送消融导管 1 或回退导引导管 7, 独立结构 8 远端到连接点 18 之间的部分将从斜孔 74 内向外呈辐散状被推入血管, 独立结构 8 头部的消融头 9 将优先与血管壁接触, 独立结构 8 近端到连接点 18 之间的部分将从对应的侧槽 76 处隆起膨出, 隆起最明显的地方将优先与血管壁接触; 通过控制推送消融导管 1 或回退导引导管 7 的距离以及斜孔 74 的倾斜度能够控制独立结构 8 远端相互分离的距离及消融头 9 与血管壁接触的压力。上述设计方案中的斜孔 74 和侧槽 76 也具有向血管内注药或注射造影剂的作用。为了方便独立结构 8 形成设计形变, 可以通过调整独立结构 8 的结构设计或通过改变制造材料硬度使设计形变更容易实现。图 10、图 11、图 12 是以两条独立结构 8 为例进行设计方案说明的, 因此不局限于两条独立结构 8 的情况, 对于多于两条独立结构 8 的情况只需要按照图 10、图 11、图 12 所示意的设计思路调整斜孔 74 与侧槽 76 的数量和设置位置。

参见图 13 所示, 对于导引导管 7 不能够为消融导管 1 的形变提供支点的情况, 独立结构 8 还可设置预制形变, 可控弯曲段 5 可以设置预制形变, 然后将消融导管 1 压入导引导管 7 内, 当导引导管 7 的头端到达指定位置后, 消融导管 1 可从导引导管 7 头端的开口被推送出来, 恢复预制形变。如图 13 所示, 将远端汇集于消融段头端 17 的两条独立结构 8 预制成类似纺锤形, 将该消融导管 1 压入导引导管 7 内, 由于导引导管 7 的限制, 预制成纺锤形的两条独立结构 8 的中间部分将相互靠拢; 当导引导管 7 到达肾动脉 a 在主动脉 b 上的开口处时, 将消融段 6 从导引导管 7 头端开口内推送出来, 此时两条独立结构 8 将恢复成预制的类似纺锤形, 附着消融头 9 的突出部分将优先与血管壁接触。当可控弯曲段 5 预制成 C 形时, 导引导管 7 可在接近肾动脉 a 在主动脉 b 上的开口处时即将消融段 6 从导引导管 7 头端开口内推送出来, 由于可控弯曲段 5 的 C 形弯曲的存在, 消融段 6 也能够顺利从主动脉 b 进入肾动脉 a。以远端连接于消融段头端 17 的两条独立结构 8 为例进行设计方案说明的, 因此不局限于两条独立结构 8 的情况, 也不局限于独立结构 8 远端连接于消融段头端 17 这一种两两独立结构 8 的连接方式, 对于多于两条独立结构 8 的情况和两两独立结构 8 其他的连接方式也同样适用, 例如对于相互分离的独立结构 8, 需要将独立结构 8 预制成以头端及其附近位置相互远离最为明显的状态, 然后压入导引导管 7, 又例如对于独立结构 8 的中间某处连接在一起远端再相互分离的情况, 需要将独立结构 8 远端到连接点 18 之间的部分预制成以头端及其附近位置相互远离最为明显的状态, 而将独立结构 8 近端到连接点 18 之间的部分预制成纺锤形,

然后压入导引导管 7。此外也可以在导引导管 7 的头部设置与独立结构 8 相对应的斜孔 74 或/和侧槽 76，这样在不将消融段 6 前推出导引导管 7 的情况下，也可以实现独立结构 8 恢复预制形变。

其中图 14、图 15 显示了可控弯曲段 5 为 C 形弯曲设计时的线控结构，图 14 所示，当可控弯曲段 5 采用 C 形弯曲设计时，导向丝 11 的头端固定点 111 优选设置在可控弯曲段 5 靠近消融段 6 的地方，且应根据需要弯曲的方向选择相应的离心固定位置，导向丝 11 优选地走行于可控弯曲段 5 内，并至少有一个导向丝 11 与一个牵引丝 10 共平面。如图 15A 所示，当可控弯曲段 5 采用虚线部分的 C 形弯曲设计时，可采用牵引丝 10 发挥导向丝 11 的功能，并将牵引丝 10 的头端固定点 110 设置在消融段头端 17；当然图 15 所示的 C 形弯曲结构也可以采用图 14 所示的导向丝 11 的固定方式，此时牵引丝 10 的排布及走行也可以按照图 14 所示的设计方式进行安排。

图 16 显示了可控弯曲段 5 为 S 形弯曲设计时的线控结构，如图 16A 所示，当可控弯曲段 5 采用 S 形弯曲设计时，在图 14A 所示意的 C 形弯曲设计导向丝 11 布置的基础上，可在需要形成 S 形弯曲的第二个弯曲的远端另加一根导向丝 11' 附着于此，这条导向丝 11' 应根据需要弯曲的方向选择相应离心附着位置，且最好和至少一条导向丝 11 共平面；如图 16B 所示，也可以不增加导向丝 11 的数量，通过调整导向丝 11 的走行路径以及通过调整可控弯曲段 5 的硬度分布，使得通过其中一条导向丝 11 可以实现“S”形弯曲。

图 17、图 18、图 19 显示了本发明中通过结构设计的方式促进消融导管 1 和导引导管 7 的形变。这种通过结构设计的方式促进消融导管 1 和导引导管 7 的形变并不要求各个部分的制造材料本身的硬度不同。

如图 17A、图 17B 所示，在消融导管 1 内部设置图 17A 和图 17B 所示的鸡肋样结构，即间隔  $d_5$  距离设置一个横截面为图 17B 所示的结构，该结构中斜线表示的部分被有一定弹性的材料填充，优选高分子聚合物，空白区域  $a_1$  在消融导管 1 内将形成一个腔室，主要用于牵引丝 10 的走行以及抗弯曲形变较差的或易与牵引丝 10 或导向丝 11 缠结的结构的走行，例如导线、导管、光纤等，当然空白区域  $a_1$  并不局限于圆形，也不局限于仅有一个腔室，根据情况可以设置成其他形状（例如椭圆形、长方形等），也可以设置更多的腔室分别走行不同的构件。如图 17A、图 17B 所示，空白区域  $b_1$  在消融导管 1 内也将形成一个腔室，主要用于导向丝 11 或/和牵引丝 10 的走行，当然空白区域  $a_1$  并不局限于半圆形，也不局限于仅有一个腔室，根据情况可以设置成其他形状（例如椭圆形、长方形等），也可以设置更多的腔室分别走行不同的构件，如果希望牵引丝 10 或导向丝 11 互不影响，牵引丝 10 和导向丝 11 可分别走行于不同腔室内。如图 17A 所示，由于在  $d_5$  所包括的区域内缺乏图 17B 中  $d_3$  和  $d_4$  所包含区域内的弧形结构，因此在纵轴方向上，每个  $d_5$  所包括的区域将容易发生弯曲，所有  $d_5$  所包括的区域的弯曲将使图 17A 所示结构形成整体弯曲；以可控弯曲段 5 为例，如果可控弯曲段 5 的预制形变弯曲方向为图 17A 中箭头所指示的方向，那么牵拉从空白区域  $b_1$  中靠近  $d_4$  走行的导向丝 11 将使得可控弯曲段 5 向图 17A 中箭头所示的相反方向发生弯曲，这样就通过一根导向丝 11 实现了两个方向的弯曲。类似地，如图 17C 所示， $d_3$ 、 $d_4$ 、 $d_3'$ 、 $d_4'$  所包括的区域内设置两个图 17B 中  $b_1$  样的空白区域即空白区域  $b_1$ 、 $b_2$ ，而此时空白区域  $a_1$  位于空白区域  $b_1$ 、 $b_2$  之间，处在  $d_1$  所包括的区域内（主要在  $d_2$  和  $d_2'$  围成的区域内），图 17A 中  $d_6$  所包括区域内的结构将被图 17C 所示的结构替代，而图 17A 中  $d_5$  所包括区域内的结构将是图 17C 中  $d_1$  所包括区域内的结构的延伸；空白区域  $a_1$  在消融导管 1 内将形成一个腔室，用于牵引丝 10、抗弯曲形变较差的结构或易与牵引丝 10 或导向丝 11 缠结的结构的走行，当然空白区域  $a_1$  并不局限于椭圆形，也不局限于仅有一个腔室；空白区域  $b_1$  和  $b_2$  在消融导管 1 内也将形成两个腔室，主要用于导向丝 11 或/和牵引丝 10 的走行，当然空白区域  $b_1$  和  $b_2$  并不局限于半圆形，也不局限于仅有一个腔室，如果希望牵引丝 10 和导向丝 11 互不影响，牵引丝 10 和导向丝 11 可分别走行不同的腔室内；由于在  $d_5$  所包括的区域内缺乏图 17C 中  $d_3$ 、 $d_4$ 、 $d_3'$ 、 $d_4'$

区域所包含区域内的弧形结构,因此在纵轴方向上,每个 d5 所包括的区域将容易在牵引丝 10 或导向丝 11 的作用下发生弯曲,所有 d5 所包括的区域的弯曲将使图 17A 所示结构形成整体弯曲,此时由于 d5 两侧均缺少支撑结构,因此能够发生双向弯曲,且通过调整空白区域 b1 和 b2 的大小将使得向两个方向弯曲的难易程度不同;当然类似地也可以在三个不同方向上设置三个图 17B 所示意的 b1 样空白区域,以实现至少三个方向的弯曲,且这种设计结构还可以以此类推。如图 17D、图 17E 所示,当消融导管 1 某些部分的横截面不为圆形时,鸡肋样结构同样可以在这些消融导管 1 部分中实现,图 17D、图 17E 以半圆形结构为例说明了鸡肋样结构在除圆形之外的其他形状中的实现方式,根据弯曲方向的不同空白区域 a1 和 b1 安排的位置有所不同。例如,如图 17D 所示,将空白区域 b1 安排在空白区域 a1 的左边,图 17A 中 d6 所包括区域内的结构将被图 17D 所示的结构替代,而图 17A 中 d5 所包括区域内的结构将是图 17D 中 d1 所包括区域内的结构的延伸,这样在走行于空白区域 b1 的牵引丝 10 或导向丝 11 的牵拉下整个立体结构将容易向空白区域 b1 侧弯曲或减弱向空白区域 a1 侧弯曲的程度;如图 17E 所示,将空白区域 b1 安排在空白区域 a1 的右边,图 17A 中 d6 所包括区域内的结构将被图 17E 所示的结构替代,而 d5 所包括区域内的结构将是图 17E 中 d1 所包括区域内的结构的延伸,这样在走行于空白区域 b1 的牵引丝 10 或导向丝 11 的牵拉下整个立体结构将容易向空白区域 b1 侧弯曲或减弱向空白区域 a1 侧弯曲的程度。在图 17 所示的结构中,通过改变空白区域 a1、b1、b2 的大小、数量,以及通过改变 d1、d2、d3、d4、d5、d6 的大小,可以实现各段硬度的不同,例如在图 17A 中的某一段加宽 d1,缩小 d3 或 d4 将使得这一段不容易形变,再例如某一段加宽 d5 将使得,这一段更容易形变;通过改变不同段内空白区域 a1 和 b1 的相对位置可以实现不同段非同向弯曲,例如将图 17A 所示意结构的下半部水平旋转 180 度,将使得下半部空白区域 b1 在图 17A 中的箭头侧,这样改进后的结构将有助于实现 S 形弯曲。总之,鸡肋样结构的实质是通过减少或/和增加某些导管小段的内部结构进而选择性的降低或/和提高某些导管小段内部某一侧或者某几侧的抗弯曲能力,以使得导管更易向某些方向弯曲或/和形成某些弯曲形态。

图 18 显示了本发明中另一种通过结构设计的方式改变硬度分布进而促进消融导管 1 和导引导管 7 的多向弯曲的设计方案。该结构设计优选用于需要控制可控弯曲段 5 多向弯曲的情况。其中图 18A 为该结构的立体示意图,图 18B 为该结构 d6 所包括区域水平中线的横截面示意图,也即图 18C、图 18D 中 cc2 横截面放大的截面图,图 18C 和图 18D 为该结构的纵剖面示意图,也即图 18B 中 cc1 横截面的截面图。该设计结构的思路与鸡肋样结构相似,也是在间隔 d5 距离设置一个 d6 区域所包含的结构,如图 18A、图 18C、图 18D 所示,整个立体结构为双凸圆盘重叠构成。如图 18 所示,该结构中斜线或横线表示的部分被有一定弹性的材料填充,优选高分子聚合物。如图 18A 和图 18B 所示,圆盘中心空白区域 a1 在消融导管 1 内将形成一个腔室,主要用于牵引丝 10、抗弯曲形变较差的结构或易与导向丝 11 缠结的结构的走行,当然空白区域 a1 并不局限于圆形,也不局限于仅有一个腔室,根据情况可以设置成其他形状(例如椭圆形、长方形等),也可以设置更多的腔室分别走行不同的构件;圆盘四周空白区域 b1、b2、b3、b4 在消融导管 1 内将形成四个间断的管道,主要用于导向丝 11 走行,该管道的管径为 d3,当双凸圆盘重叠结构用于其他部分时空白区域 b1、b2、b3、b4 也可走行牵引丝 10 等;如果希望牵引丝 10 和导向丝 11 互不影响,牵引丝 10 和导向丝 11 可分别走行于不同腔室中。如图 18C 所示,由于相邻两个双凸圆盘在 d4 包括的区域内是相对的斜面,存在一定的距离 d7,因此在某个方向上的导向丝 11 或牵引丝 10 的作用下,整体结构将容易发生弯曲,在几根导向丝 11 或牵引丝 10 的同时作用下,整体结构会容易向更多的方向发生弯曲;当然整个设计不局限于四个 b1 样空白区域(b1、b2、b3、b4),根据弯曲方向的需要可以进行增加和减少;b1 样空白区域的设置位置也可以有所不同,这样可以调节整体结构形变所需导向丝 11 或牵引丝 10 的张力和应力大小,例如有些 b1 样空白区域可以更靠近空白区域 a1,这样该方向上的弯曲需要的导向丝 11 或牵引丝 10 的张力将更大;b1 样空白区域在每个

双凸圆盘上设置的位置也可以有所不同，或者同一个导向丝 11 或牵引丝 10 可以在整个结构中走行于不同的 b1 样空白区域，这样可以调整整个结构的弯曲形态，实现扭曲等。同时如图 18D 所示相邻两个飞碟样圆盘可以设置 d5 区域，使得整体结构更易发生弯曲。通过改变空白区域 a1、b1、b2、b3、b4 的大小、数量，以及改变 d1、d2、d3、d4、d5、d6、d7 的大小，可以使各段硬度不同，例如在图 17A 中的某一段加宽 d1，缩小 d4 将使得这一段不容易形变，再例如某一段加宽 d5 将使得，这一段更容易形变。此外，这种结构设计同样适用于其他一些横截面非圆形结构的情况，例如半圆等，但此时需要考虑到不对称结构对导向丝 11、牵引丝 10 以及结构本身硬度的影响。同样地，双凸圆盘重叠结构的实质也是通过减少或/和增加某些导管小段的内部结构进而选择性的降低或/和提高某些导管小段内部某一侧或者某几侧的抗弯曲能力，以使得导管更易向某些方向弯曲或/和形成某些弯曲形态。

图 19 显示了本发明中另一种通过改变结构设计进而改变硬度分布使弯曲更易实现的设计。该设计结构是鸡肋样结构在中空管状结构中的实现方式，该种结构优选用于中空管状结构(例如导引导管 7 等)。该结构主要通过改变消融导管 1 和导引导管 7 管壁中的金属丝网在不同导管小段内的排布或通过改变消融导管 1 和导引导管 7 管壁在不同导管小段中的厚度来实现的，当然这里所述的金属丝网应该理解为加固导管管壁硬度的设计结构，例如也可以是高分子材料网等，因此该种设计的实质是通过减少或/和增加某些导管小段管壁的结构进而选择性的降低或/和提高某些导管小段管壁的某一侧或者某几侧的抗弯曲能力，以使得导管更易向某些方向弯曲或形成某些弯曲形态。图 19 是以改变消融导管 1 或导引导管 7 管壁中的金属丝网在不同导管小段内的排布为例进行说明的。如图 19A 所示，图中网线表示金属丝网，从图 19A 的左下图可以看到，导管管壁中的金属丝网是完全覆盖导管管壁的，从图 19A 的左上图可以看到，导管的一侧管壁中没有金属丝网，将两个导管小段间隔相叠在一起，构成图 19A 的右图所示的结构，由于上方的一小段导管的一侧管壁中没有金属丝网，因此导管更易向没有金属丝网的一侧弯曲。当然也不局限于导管的一侧管壁中没有金属丝网的设计方式，如图 19D 所示，在两个有完整的金属丝网的导管小段之间有四个 S 形金属丝 f1、f2、f3、f4，可以在 f1、f2 间和 f3、f4 间设置金属丝网，而在 f2、f3 间和 f1、f4 间不设置金属丝网，这样导管更易向没有金属丝网的两侧弯曲，同理也可以在每相邻两个 S 形金属丝间只设置一半的金属丝网，这样导管更易向没有金属丝网的四个方向弯曲，还可以只有四个 S 形金属丝而没有金属丝网，这样整个导管将容易向多个方向弯曲，如果配合四个方向上的导引丝 70、牵引丝 10 或导向丝 11 将可以实现控制多向弯曲。此外也不局限于某些导管小段管壁的某一侧或某几侧没有金属丝网的情况，这可以通过改变金属丝网的孔径、密度、金属丝的宽窄等方式实现某些导管小段的导管壁的某一侧或某几侧较其他导管壁软或硬；根据情况 S 形金属丝的数量可以调整，同时 S 形金属丝也可以是其他形态，例如“Z”形等。图 19A 的结构可以按照图 19B 所示的侧面观图排布，这样整个导管段的弯曲方向将是一致的；图 19A 的结构可以按照图 19C 所示的侧面观图排布，这样整个导管段上下部分的弯曲方向不一致的，通过这种方式就可以借助一根导引丝 70 实现复杂弯曲，例如将导向丝 11 从图 19C 中 d3 和 d3' 相交的区域穿过将实现 S 形弯曲。如图 19B 和图 19C 所示，还可以通过调整 d1、d3、d3'、d4、d5 的宽度来改变导管各段弯曲的难易程度。此外整个结构也不局限于导管横截面为圆形的情况，导管横截面为半圆、正方形等形状时仍然可以按照该思路进行设计，但此时需要考虑到这些形状对牵引丝 10、导向丝 11、导引丝 70 以及鸡肋样结构本身硬度的影响。

图 17、图 18、图 19 所显示的通过结构设计的方式改变消融导管 1 和导引导管 7 的硬度分布，还可以通过改变制造材料的硬度来实现，例如导管各段的横截面可以均是图 17B 的设计方式，但是某些段的横截面上 d3、d4 所包括的区域制造材料较另一些段硬，那么这些段将不容易发生弯曲，再例如图 33D 所示的结构中，第二个双凸圆盘的制造材料较第一个和第三个软，那么在第二个飞碟样圆盘的地方将更易发生弯曲。

图 20、图 21、图 22 以两个独立结构 8 为例，结合硬度分部调整，显示了本发明中消融

段6的线控结构。图20、图21、图22中独立结构8上的空白部分应理解为独立结构8间隔一定距离的结构硬度降低,这种硬度下降不仅可以通过改变结构设计的方式实现同样可以通过改变材料硬度的方式实现。对于仅设置预制形变的情况,只需要去掉图20、图21、图22中的线控结构即可。

图20是以两个独立结构8的远端连接于消融段头端17为例,结合硬度分部调整,显示了本发明中消融段6的线控结构。如图20D所示,当牵引丝10走行于独立结构8外时,牵引丝10的头端固定点110优选地设置于消融段头端17,并沿消融段6的长轴中心线走行,牵引丝10在除消融段6以外的消融导管1内也最好走行于长轴中心线,此时优选地只需要一个牵引丝10。如图20A、图20B、图20C所示,当牵引丝10走行于独立结构8内时,牵引丝10的头端固定点110优选地设置于消融段头端17至消融头9之间独立结构8上(包含端点),图中所示的是固定于消融段头端17的情况,牵引丝10可沿各独立结构8靠消融段6长轴中心线的部分走行,对于图中所示的两个独立结构8的情况,独立结构8内均设置一个牵引丝10,对于多于两个独立结构8的情况,可将至少两个牵引丝10分别设置在相对的独立结构8内或者在每个独立结构8内均设置一个牵引丝10,这些牵引丝10在除消融段6以外的消融导管1内最好合并成一个,并优选地走行于这些消融导管1段的长轴中心线。如图15所示,牵引丝10也可沿各独立结构8远离消融段6长轴中心线的部分走行,此时牵引丝10可以发挥导向丝11的作用;对于图15所示的两个独立结构8的情况,每个独立结构8内均设置一个牵引丝10,对于多于两个独立结构8的情况,可将至少两个牵引丝10分别在相对的独立结构8内,或者在每个独立结构8内均设置一个牵引丝10;如图15所示,用作导向丝的牵引丝10在除消融段6以外的消融导管1内最好分别走行,不合并成一个,并优选地走行于这些消融导管1段相应的远离长轴中心线的部分,此时若同时增加所有牵引丝10的张力或在独立结构8有预制形变的情况下同时增加所以牵引丝10应力则发挥的牵引丝的作用,若分别增加每个牵引丝10的张力或分别增加每个牵引丝10应力则发挥导向丝的作用。结合结构设计,如图20A所示,两个独立结构8a、8b弯曲形态彼此相互对称,为了方便为半圆柱形的两个独立结构8a、8b向外凸起,可以采用图17或/和图19所示意的鸡肋样结构,当采用图17所示意的鸡肋样结构时,独立结构8可采用图17D所示的设计方案,其中虚线cc所示的横截面的形态优选为图17D所示,此时如果牵引丝10走行于独立结构8内,则走行于图17D所示的空白区域b1;当采用图19所示意的鸡肋样结构时,独立结构8中的空白部分应理解为独立结构8管壁间隔一定距离的结构硬度降低,例如通过去掉金属丝网、改变金属丝网的密度等。如图20B、图20C、图20D所示,两个独立结构8的弯曲形态也可不对称,这对于独立结构8多于两个时是十分必要的,它有助于使得消融点处在不同的肾动脉横截面上;与图19所示的鸡肋样结构类似,图20B、图20C、图20D所示的设计方案也可采用图17或/和图19所示意的鸡肋样结构设计,为了实现不同的弯曲形态,可以通过调整各独立结构8上鸡肋样结构的布置方式实现各段硬度的不同,在曲率较大的地方硬度优选较小,更易实现弯曲。图20中独立结构8a、8b的空白部分表示各独立结构8上硬度较小的部分,因此通过调整独立结构8a、8b上空白部分的大小、形态、分部密度等即可改变鸡肋样结构的硬度分布,进而改变弯曲形态。如图20B所示,在独立结构8a中消融头9至独立结构8a尾端的部分和独立结构8b中消融头9至消融段头端17的部分曲率较大,因此空白部分的也较大和较密。类似地,图20C中,为了实现独立结构8形变后两个消融头9到消融段6长轴中心线的距离相等,在两个独立结构8长度相等的情况下,独立结构8b设计成了近端不易弯曲而远端及中间部分易发生弯曲,因此独立结构8b的远端及中间部分空白部分也更密集,使其更易弯曲。图20D中,独立结构8形变后两个消融头9到消融段6长轴的中心线距离不相等,在两个独立结构8长度相等的情况下,独立结构8的中间隆起最明显的部分在两个独立结构8上的长度不同,独立结构8b中间隆起最明显的部分较长,这就要求独立结构8b的其他部分曲率更大,更易弯曲,因此独立结构8b的远端及近端的空白部分也更大、更密集。如图20所示,空白部分的形状也可以是



多变的，可以是图 20B 所示的形状，也可以是图 20A、图 20C、图 20D 所示的形状，当然技术人员还可以根据具体实际设计其他形状。此外还可以采取将消融头 9 设置在对称的两独立结构 8 的不同位置来实现消融点不共平面。图 20 是以两个独立结构 8 为例进行设计方案说明的，因此不局限于两个独立结构 8 的情况，对于多于两个独立结构 8 的情况也同样适用。对于技术人员需要独立结构 8 形成其他弯曲形态的情况，可以对图 20 中独立结构 8 的空白部分进行相应调整。

图 21 是以两个独立结构 8 的远端相互分离为例，结合硬度分部调整，显示了本发明中消融段 6 的线控结构。如图 21C 所示，当牵引丝 10 走行于独立结构 8 外时，牵引丝 10 优选靠消融段 6 的长轴中心线走行，此时每个独立结构 8 优选地需要一个牵引丝 10，牵引丝 10 的头端固定点 110 优选设置在消融头 9 或邻近的独立结构 8 上，头端固定点 110 靠消融段 6 的长轴中心线，一般距消融头 9 在 0—8mm，对于没有设置消融头 9 的独立结构 8，牵引丝 10 的头端固定点 110 优选设置在独立结构 8 头端或其邻近的独立结构 8 上，头端固定点 110 靠消融段 6 的长轴中心线，一般距离独立结构 8 头端在 0—8mm；如图 21 所示，这些牵引丝 10 在除消融段 6 以外的消融导管 1 段内最好合并成一个，并优选地走行于这些消融导管 1 段的长轴中心线。如图 21A、图 21B、图 21D 所示，当牵引丝 10 走行于独立结构 8 内时，牵引丝 10 的头端固定点 110 根据牵引丝 10 的走行路径的不同优选有所不同；如图 21A、图 21B 所示，当牵引丝 10 在靠消融段 6 长轴中心线的独立结构 8 内走行时，头端固定点 110 优选设置在消融头 9 或邻近的独立结构 8 上，头端固定点 110 靠消融段 6 的长轴中心线，一般距消融头 9 在 0—8mm，对于没有设置能量触头的独立结构 8，头端固定点 110 优选设置在独立结构 8 头端或其邻近的独立结构 8 上，头端固定点 110 靠消融段 6 的长轴中心线，一般距离独立结构 8 头端在 0—8mm；如图 21D 所示，当牵引丝 10 在远离消融段 6 的长轴中心线的独立结构 8 内走行时，头端固定点 110 优选设置在消融头 9 或邻近的独立结构 8 上，头端固定点 110 远离消融段 6 的长轴中心线，一般距消融头 9 在 0—8mm，对于没有设置能量触头的独立结构 8，头端固定点 110 优选设置在独立结构 8 头端或其邻近的独立结构 8 上，头端固定点 110 远离消融段 6 的长轴中心线，一般距离独立结构 8 头端在 0—8mm；如图 21 所示，这些牵引丝 10 在除消融段 6 以外的消融导管 1 段内最好合并成一个，并优选地走行于这些消融导管 1 段的长轴中心线。图 21A、图 21B、图 21C 将主要依靠增加牵引丝 10 的应力（即推送牵引丝 10 或回退消融导管 1 除牵引丝 10 外的部分）实现独立结构 8 相互远离最终使消融头 9 与血管壁接触，而图 21D 将主要依靠增加牵引丝 10 的张力（即牵拉牵引丝 10 或前送消融导管 1 除牵引丝 10 外的部分）实现独立结构 8 相互远离最终使消融头 9 与血管壁接触；当然如果将独立结构 8 的初始形变制成相互远离的状态，图 21A、图 21B、图 21C 将主要依靠增加牵引丝 10 的张力实现独立结构 8 远端相互靠拢使得消融头 9 与血管壁分离；而图 21D 将主要依靠增加牵引丝 10 的应力实现独立结构 8 远端相互靠拢使得消融头 9 与血管壁分离，如果为了使消融头 9 与血管壁接触更紧密，也可增加牵引丝 10 的张力。如图 21 所示，为了使在牵引丝 10 作用下独立结构 8 更易发生弯曲进而方便消融头 9 与血管壁接触，与前述独立结构 8 连接于消融段头端 17 相似，优选地采用鸡肋样结构，采用图 17 所示或/和图 19 所示的鸡肋样设计均可；其中在图 21A、图 21B、图 21C 所示的独立结构 8 上将空白部分安排在独立结构 8 靠消融段 6 中心线的部分，而在图 21D 所示的独立结构 8 上头端固定点 110 至独立结构 8 近端的部分，空白部分将安排在独立结构 8 远离消融段 6 中心线的部分；图 21 所示的独立结构 8 中在头端固定点 110 至独立结构 8 远端的部分上，空白部分的主要目的是通过使该部分易于发生弯曲缓冲消融头 9 与血管壁接触的压力，保护血管壁。图 21B、图 21C、图 21D 是以两个独立结构 8 为例说明如何实现消融点在不同的肾动脉横截面上。如图 21B 所示，此时两个独立结构 8a、8b 的长度是相等的、内部结构基本是镜面对称的，只是消融头 9 的固定位置有所不同，独立结构 8a 上的消融头 9a 更靠近独立结构 8 的远端，通过这种方式即可实现消融点在不同的肾动脉横截面上。如图 21C、图 21D 所示，也可以采用不等长的两个独立结构 8a、8b，由于两

个独立结构 8 的长度不同而消融头 9 均设置在每个独立结构 8 的头部,因此也可实现消融点在不同的肾动脉横截面上;图 21C 与图 21D 的区别主要在于图 21C 所示的牵引丝 10 的长度相等,而图 21D 所示的牵引丝 10 的长度不等。图 21 是以两个独立结构 8 为例进行设计方案说明的,因此不局限于两个独立结构 8 的情况,对于多于两个独立结构 8 的情况也同样适用。此外对于技术人员需要独立结构 8 形成其他弯曲形态的情况或需要改变牵引丝 10 对独立结构 8 控制形式的情况,可以对图 21 中独立结构 8 的空白部分进行相应调整。

图 22 是以两个独立结构 8 为例,结合硬度分部调整,显示了本发明中独立结构 8 中间某处连接在一起远端再相互分离时线控结构的特点。如图 22A 所示,当牵引丝 10 走行于独立结构 8 外时,优选将牵引丝 10 的头端固定点 110 设置于各独立结构 8 头端或其邻近的独立结构 8 上,头端固定点 110 靠消融段 6 的长轴中心线,一般距独立结构 8 头端在 0--8mm,如果消融头 9 设置于独立结构 8 的头部,则头端固定点 110 优选位于消融头 9 或其邻近的独立结构 8 上,头端固定点 110 靠消融段 6 的长轴中心线,一般距消融头 9 在 0--8mm;每个独立结构 8 上优选均设置一个牵引丝 10,这些牵引丝 10 在头端固定点 110 的远端反折合并成一个牵引丝,该个牵引丝 10 沿消融段 6 的长轴中心线行走,穿过独立结构 8 的连接点 18,最终在可控弯曲段 5 进入消融导管 1 内,此后沿消融导管 1 的长轴中心线行走。如图 22B 所示,当牵引丝 10 走行于独立结构 8 内时,优选地将牵引丝 10 的头端固定点 110 设置于设置于各独立结构 8 头端或其邻近的独立结构 8 上,头端固定点 110 远离消融段 6 的长轴中心线,一般距独立结构 8 头端在 0--8mm,如果消融头 9 设置于独立结构 8 的头部,则头端固定点 110 优选位于消融头 9 或其邻近的独立结构 8 上,头端固定点 110 远离消融段 6 的长轴中心线,一般距消融头 9 在 0--8mm;牵引丝 10 在连接点 18 以前尽量沿各独立结构 8 远离消融段 6 长轴中心线的部分行走,牵引丝 10 在连接点 18 以后尽量沿各独立结构 8 靠消融段 6 长轴中心线的部分行走,此时优选地在每个独立结构 8 内均设置一个牵引丝 10,这些牵引丝 10 在除消融段 6 以外的消融导管 1 段内最好合并成一个,并优选地走行于这些消融导管 1 段的长轴中心线。如图 22C 所示,当牵引丝 10 部分走行于独立结构 8 内而部分走行于独立结构 8 外时,优选地在独立结构 8 的连接点 18 以前的部分走行于独立结构 8 内,并沿各独立结构 8 远离消融段 6 长轴中心线的部分行走,而后在连接点 18 处合并成一个牵引丝 10,走行于独立结构 8 外,沿消融段 6 长轴中心线行走,最终在可控弯曲段 5 进入消融导管 1 内,此后优选地沿消融导管 1 的长轴中心线行走;如图 22C 所示,优选地将牵引丝 10 的头端固定点 110 设置于各独立结构 8 头端或其邻近的独立结构 8 上,头端固定点 110 远离消融段 6 的长轴中心线,一般距独立结构 8 头端在 0--8mm,如果消融头 9 设置于独立结构 8 的头部,则头端固定点 110 优选位于消融头 9 或其邻近的独立结构 8 上,头端固定点 110 远离消融段 6 的长轴中心线,一般距消融头 9 在 0--8mm。图 22 将主要依靠增加牵引丝 10 的张力(即牵拉牵引丝 10 或前送消融导管 1 除牵引丝 10 外的部分)实现独立结构 8 远端相互远离而中间及尾部呈类似纺锤形,并最终使消融头 9 与血管壁接触。如图 22A、图 22B、图 22C 所示,为了使在牵引丝 10 应力增加的情况下独立结构 8 更易发生弯曲进而方便消融头 9 与血管壁接触,优选地采用鸡肋样结构,与前述独立结构 8 相互连接于消融段头端 17 相似,采用图 17 所示或/和图 19 所示的鸡肋样结构均可;其中在图 22A 所示意的连接点 18 至头端固定点 110 的独立结构 8 上将空白部分安排在独立结构 8 靠消融段 6 中心线的部分,而在图 22B、图 22C 所示意的连接点 18 至头端固定点 110 的独立结构 8 上,空白部分安排在独立结构 8 远离消融段 6 中心线的部分;图 22A、图 22B、图 22C 所示意的独立结构 8 上头端固定点 110 至独立结构 8 远端的部分,空白部分安排在独立结构 8 靠近消融段 6 中心线的部分,主要目的是通过使该部分易于发生弯曲缓冲消融头 9 与血管壁接触的压力,保护血管壁。图 22D、图 22E、图 22F 是以两个独立结构 8 且牵引丝 10 走行于独立结构 8 内为例说明如何实现消融点在不同的肾动脉横截面上。如图 22D 所示,此时两个独立结构 8a、8b 的长度是相等的,结构基本是镜面对称的,只是消融头 9 的固定位置有所不同,独立结构 8a 上的消融头 9a 更靠近独立结构 8 的远端,通过这种

方式即可实现消融点在不同的肾动脉横截面上。如图 22E、图 22F 所示,也可以采用不等长的两个独立结构 8a、8b,两个独立结构 8 在连接点 18 到独立结构 8 远端的部分优选不等长,而连接点 18 到独立结构 8 近端的部分优选等长;由于两个独立结构 8 在连接点 18 远端的部分的长度不同而消融头 9 均设置在每个独立结构 8 的头部,因此也可实现消融点在不同的肾动脉横截面上;图 22E 与图 22F 的区别主要在于图 22E 所示的两个牵引丝 10 的长度相等,而图 22F 所示的两个牵引丝 10 的长度不等。图 22 是以两个独立结构 8 为例进行设计方案说明的,因此不局限于两个独立结构 8 的情况,对于多于两个独立结构 8 的情况也同样适用。图 22D、图 22E、图 22F 是以两个独立结构 8 且牵引丝 10 走行于独立结构 8 内为例进行设计方案说明的,因此不局限于两个独立结构 8 的情况,对于多于两个独立结构 8 的情况也同样适用,同样也不局限于牵引丝 10 走行于独立结构 8 内的情况,对于牵引丝 10 走行于独立结构 8 外或部分走行于独立结构 8 外也同样适用。此外对于技术人员需要独立结构 8 形成其他弯曲形态的情况,可以对图 47 中截面图的空白部分和图 48 中独立结构 8 的空白部分进行相应调整。

根据具体情况,技术人员可以对上述这些牵引丝 10 和空白部分的设计方案进行融合、改进及交叉使用,这些等效变化和修饰同样落入本发明权利要求所限定的范围。

图 23 是以 C 形弯曲设计时的结构为例,显示了本发明是如何通过调整可控弯曲段 5 的硬度分布使设计形变更易实现。图 23 中可控弯曲段 5 上的空白部分应理解为可控弯曲段 5 间隔一定距离的结构硬度降低,这种硬度下降不仅可以通过改变结构设计的方式实现也可以通过改变材料硬度的方式实现,因此可以通过调整可控弯曲段 5 上空白部分的大小、形态、分部密度等改变可控弯曲段 5 的硬度分布使其更易弯曲成为所需要的形态。当可控弯曲段 5 为 C 形弯曲设计时,优选根据需要弯曲方向的数量设计可控弯曲段 5 的结构,图 23A、图 23B、图 23C 是以导向丝 11 通过增加张力的方式控制一个方向的弯曲为例进行说明的,其中图 23B、图 23C 为可控弯曲段 5 的鸡肋样结构放大后的侧视图。如图 23A 所示,导向丝 11 头端固定点 111 优选设置在可控弯曲段 5 靠近消融段 6 的地方并位于弯曲方向侧的离心位置,与图 20、图 21、图 22 所示意的独立结构 8 的设计方案类似,可控弯曲段 5 也优选采用鸡肋样结构;当采用图 17 所示的鸡肋样结构时,可控弯曲段 5 可采用图 17A 和图 17B 所示的设计方案,其中图 23B 中虚线 cc1 所示的横截面的截面形态优选为图 17B 所示,此时如果导向丝 11 走行于可控弯曲段 5 内,则优选走行于图 17A 和图 17B 所示意的空白区域 b1,也即图 23B、图 23C 中的 d3 部分,当然根据情况导向丝 11 也可以走行于可控弯曲段 5 外或部分走行于可控弯曲段 5 外;当采用图 19 所示的鸡肋样结构时,图 23A、图 23B、图 23C 中可控弯曲段 5 的空白部分应理解为可控弯曲段 5 管壁间隔一定距离的结构硬度下降,例如通过去掉金属丝网、改变金属丝网的密度等,导向丝 11 优选走行于可控弯曲段 5 的弯曲侧;若需要弯曲的方向与图 23B 箭头 ao1 所示的方向相反(即箭头 ao2 所示方向),则可采用图 23C 所示的设计方式,此时导向丝 11 同样走行于 d3 部分。如果通过推送导向丝 11 或回退消融导管 1 使可控弯曲段 5 发生弯曲,即增加导向丝 11 的应力,则在同样的设计方案中发生弯曲的方向将与增加导向丝 11 的张力导致的可控弯曲段 5 的弯曲方向相反。若需要可控弯曲段 5 向两侧都比较容易弯曲,可采用图 23D 所示的设计方案,即优选在可控弯曲段 5 相对的两侧分别设置图 17 或/和图 19 所示意的鸡肋样结构;当采用图 17 所示意的鸡肋样结构时,其设计方式类似图 17C 所示,只是各区域的大小稍有调整(如图 23D 中间图所示),两个导向丝 11 优选分别走行于图 23D 中间截面图所示的空白区域 b1 和 b2,由于可控弯曲段 5 两侧的硬度比较小,因此增加某侧导向丝 11 的张力将使可控弯曲段 5 向该侧弯曲,而增加某侧导向丝 11 的应力将使可控弯曲段 5 向对侧弯曲;当采用图 19 所示的鸡肋样结构时,图 23D 中可控弯曲段 5 的空白部分应理解为可控弯曲段 5 管壁间隔一定距离的结构硬度下降,例如通过去掉金属丝网、改变金属丝网的密度等,导向丝 11 优选走行于可控弯曲段 5 的弯曲侧。如图 23D 的左右两幅侧视图所示,两侧鸡肋样结构的排布不一定完全对称,可以有一定的错位。对于图 29 所示意的牵引丝 10 发

挥导向丝 11 作用的设计方案中的可控弯曲段 5 即可采用图 23D 所示的设计, 若采用图 17 所示意的鸡肋样结构时, 两个牵引丝 10 优选分别走行于空白区域 b1 和 b2, 若采用图 19 所示意的鸡肋样结构时, 两个牵引丝 10 优选走行于可控弯曲段 5 的弯曲侧。对于需要实现多向控制弯曲(大于等于 3 个方向)可控弯曲段 5 可采用图 18 所示意的双凸圆盘重叠结构的设计方案, 导向丝 11 即走行通过 b1 样空白区域(b1、b2、b3、b4), 根据需要可以增加 b1 样空白区域的数量, 当然可控弯曲段 5 也可采用图 19D 所示的鸡肋样结构来帮助实现控制多向弯曲。当可控弯曲段 5 为 S 形弯曲设计时仿与 C 形弯曲设计即可。技术人员可根据实际情况调整可控弯曲段 5 上空白部分的大小、形态、分部密度等以改变其弯曲形态。

图 24 显示了本发明中导引导管 7 尾部的主要设计特点。如图 24A 所示, 根据实际需要, 导引导管 7 的末端(尾端、近端)可设有侧孔 77, 侧孔 77 与一段导管 20 连接后与注射器或注液装置相连, 注射器或注液装置可通过侧孔 77 行血管内注药或注射血管内造影剂, 侧孔 77 不使用时导管 20 是封闭的。如图 24A、图 24B、图 24C 所示, 导引导管 7 的尾部最好有密封设计, 例如密封圈或密封套 79, 防止血液经导引导管 7 漏出和经导引导管 7 向血管内注射的药物或注射的造影剂漏出, 其中图 24A、图 24B 显示的是没有插入消融导管 1 的情况, 图 24C 显示的是插入消融导管 1 的情况, 图 24B、图 24C 为导引导管 7 尾部的放大图; 此外导引导管 7 的尾部周围最好有加固套 78, 使导引导管 7 尾部不易形变, 便于操作, 同时也方便与其他结构进行连接或贴附在其他结构上。

导引导管 7 本身也可以发生单向或多向主动控制形变或/和被动的控制形变, 同时也可设置预制形变。如图 24A 所示, 对于导引导管 7 仅有预制形变的情况, 优选不设置导引导管控制柄 27(后述), 其末端仅设置连接接头 76, 连接接头 76 可与注射器、注液装置、消融导管 1 等连接。导引导管 7 的主动控制形变优选通过在导引导管 7 的管壁上加入智能材料(如形状记忆合金)实现, 例如: 采用形状记忆合金设计分布方案。导引导管 7 的被动控制形变优选通过线控结构设计和磁控结构设计实现; 其中线控结构设计即是过在导引导管 7 管壁中穿入导引丝 70(类似于消融导管 1 的导向丝 11)实现; 此外为了方便导引导管 7 形成设计的形变形态, 还可以改变导引导管 7 的硬度分布。图 25 显示了本发明中导引导管 7 线控结构设计的主要结构特点以及如何通过调整导引导管 7 的硬度分布促进导引导管 7 形成所需要形变形态。在导引导管 7 的一侧管壁中设有导引丝 70, 当增加导引丝 70 的张力时(牵拉导引丝 70 或前送导引导管 7 除导引丝 70 外的其他部分), 导引导管 7 将向设置导引丝 70 的一侧发生弯曲, 也即图中箭头 a01 所示方向, 如果需要多向控制弯曲可在导引导管 7 的几个方向上分别设置导引丝 70。为了方便导引导管 7 形成需要的形变形态, 可以改变导引导管 7 小段的硬度分布, 这种硬度分布的改变不仅可以通过改变结构设计的方式实现也可以通过改变材料硬度的方式实现。

图 26 是以线控结构为例, 示意了控制手柄 2 能够控制可控弯曲段 5 向一个方向弯曲情况下控制手柄 2 的主要结构特点, 其中图 26B、图 26C 分别为为图 26A 中虚线 cc1、cc2 横截面放大的截面图。如图 26A 所示, 控制手柄 2 优选设计成图示形状, 主要由操作柄 211 和操作柄 257 组成, 其中操作柄 211 一般位于控制手柄 2 的前部, 主要负责控制可控弯曲段 5 的形变, 而操作柄 257 一般位于控制手柄 2 的后部, 主要负责控制独立结构 8 的形变, 操作柄 211 和操作柄 257 优选为中空的结构。如图 26A 所示, 消融导管 1 通过导管体段 4(图 1 示)与操作柄 211 相连, 类似于导引导管 7 的加固套 78, 在消融导管 1 的近端也设有加固套 48, 以使消融导管 1 与控制手柄 2 连接的地方不易形变, 便于操作。如图 26A 所示, 操作柄 211 上设置有用于控制可控弯曲段 5 形变的控制钮 230, 控制钮 230 环绕操作柄 211 的一部分, 并可以在操作柄 211 上滑动, 由于控制钮 230 卡在操作柄 211 上, 因此控制钮 230 不会滑出操作柄 211。如图 26A 所示, 导向丝 11 经操作柄 211 上的连接通道 217 与控制钮 230 上的导向丝固定盘 204 相连, 当控制钮 230 向箭头 a01 所示方向滑动时, 即可牵拉导向丝 11。如图 26A、图 26C 所示, 牵引丝固定盘 205 位于横截面成辐射状展开的连接杆 258 的交汇处, 连接杆 258

穿过操作柄 257 上的一段导向槽 258 与环形控制钮 257 相连, 环形控制钮 257 环绕操作柄 257 方便在旋转时仍能控制环形控制钮 257, 由于导向槽 258 能限制连接杆 258 的转动, 因此环形控制钮 257 和操作柄 213 能够一起转动; 连接杆 258 和导向槽 258 的数量不一定为四个, 可以根据实际需要进行调整。如图 26A 所示, 能量交换接头 201 优选设置于控制手柄 2 的尾部, 能量交换接头 201 通过缆线 23 (内含导线、导管、光纤等, 图 1 示) 与消融发生装置 3 相连, 负责接收由消融发生装置 3 传来的能量并将该能量通过控制手柄 2 内的导线、导管、光纤 ac 等传输至消融头 9、消融导管 1 上其他需要能量供应的部分及控制手柄 2 上需要能量供应的部分。如图 26A 所示, 在能量交换接头 201 邻近的位置根据情况还可设置液体灌注接头 202, 其与消融导管 1 内的导管相连, 用于向消融导管 1 提供冷却液、造影剂等。如图 26A 所示, 操作柄 211 和操作柄 257 通过图中虚线矩形框 ar 标示的槽齿滑动结构进行连接, 槽齿滑动结构由操作柄 211 尾部的环形钩状结构 212 和操作柄 257 头部的环形钩状结构 256 相互吻合组成, 因此连接后两者能够相对转动。为了避免导向丝 11 受到过分牵拉导致消融导管 1 的弯曲伤及血管壁, 优选设置缓冲结构, 例如将走行在连接通道 217 内的导向丝 11 的中间一段用弹簧或具有弹力的细线代替, 图 26 是以弹簧 208 为例进行说明的; 如图 26A 所示, 在弹簧 208 处的连接通道 217 直径稍粗于弹簧 208, 当控制钮 230 向箭头 ao1 所示方向滑动牵拉导向丝 11 时, 弹簧 208 可以伸展, 这样能够起到缓冲牵拉力的作用, 同时由于弹簧 208 的螺旋直径大于两边连接通道 217 的直径, 因此弹簧 208 的伸展距离不会超过连接通道 217 的膨大部分, 这就使得导向丝 11 的张力不至于超过弹簧 208 最大伸展距离下所产生的拉力, 也就相当于设定了一个拉力限值; 同样地, 这样的设计思路也可以用于其他线控结构, 例如将控制手柄 2 内牵引丝 10 的中间一段用弹簧或具有弹力的细线代替, 如图 26A 所示, 牵引丝 10 在小腔室 207 内靠控制手柄 2 前部的一段被弹簧 209 替代, 当环形控制钮 257 向箭头 ao2 所示方向滑动牵拉牵引丝 10 时, 弹簧 209 可以伸展, 这样能够起到缓冲牵拉力的作用, 同样地, 由于弹簧 209 的螺旋直径大于小腔室 207 两端开口的直径, 因此弹簧 209 的伸展距离不会超过小腔室 207。当然为了避免牵引丝 10 和导向丝 11 受到过分牵拉或/和推送导致消融导管 1 的弯曲伤及血管壁, 还可以在牵引丝 10 和导向丝 11 上连接张力传感器。为了能够通过控制钮 230 控制消融导管 1 的转动, 最好控制钮 230 和操作柄 211 能够一起转动, 此时优选在控制钮 230 与操作柄 211 间设置槽齿滑动结构; 如图 26B 所示, 小虚线矩形框 rc 即指示了槽齿滑动结构, 槽齿滑动结构的设置位置与凹槽 216 以及凹槽 284 的设置位置不同, 优选将槽齿滑动结构在圆周上平均分布; 图 26B 中大虚线矩形框显示了槽齿滑动结构的放大图, 槽齿滑动结构由凹槽 285 和突出齿 286 组成, 图 26B 是以凹槽 285 和突出齿 286 分别设置于控制钮 230 和操作柄 211 上为例进行说明的, 根据具体情况也可将凹槽 285 和突出齿 286 分别设置于操作柄 211 和控制钮 230 上; 这样的槽齿滑动结构就保证了控制钮 230 能够在操作柄 211 上自由滑动, 同时控制钮 230 也能带动操作柄 211 一起转动。为方便操作, 在操作柄 211 上或/和控制钮 230 上可标示控制钮 230 移动距离以及移动方向, 在操作柄 211 上、操作柄 257 上或/和控制钮 230 上可标示操作柄 211 与操作柄 257 相对旋转角度及转动方向, 在操作柄 257 上或/和环形控制钮 257 上可标示环形控制钮 257 移动距离以及移动方向。对于通过在第二个弯曲处增设导向丝 11' 使可控弯曲段 5 形成 S 形弯曲的情况, 可将导向丝 11' 与导向丝 11 的在控制钮 230 上的导向丝固定盘 204 相连, 这样牵拉该个导向丝 11 将同时牵拉导向丝 11', 当然还可以调节导向丝 11' 与导向丝 11 的松紧程度, 这样就能够实现先牵拉导向丝 11 或导向丝 11'; 此外导向丝 11' 也可以通过独立的连接通道最终固定于控制钮 230 上独立的位置。对于通过磁控结构设计控制可控弯曲段 5 或/和独立结构 8 形变的情况, 去掉图 26 所示意的控制手柄 2 的设计方案中相应的线控结构, 将控制钮 230 改为用于控制可控弯曲段 5 的磁控结构设计的被动控制形变, 将环形控制钮 257 改为用于控制独立结构 8 的磁控结构设计的被动控制形变。对于通过主动控制形变控制可控弯曲段 5 或/和独立结构 8 形变的情况, 去掉图 26 所示意的控制手柄 2 的设计方案中相应的线控结构, 将控制钮 230 改为用于控制可控弯曲

段5的主动控制形变,将环形控制钮257改为用于控制独立结构8的主动控制形变。

图27是以导引导管控制柄27能够控制导引导管7向一个方向弯曲情况下的线控结构为例,显示了导引导管控制柄27的主要结构特点及如何与控制手柄2进行分拆和接合,图27B、图27C为虚线cc1、cc2横截面放大的截面示意图。如图27A所示,导引导管控制柄27主要由操作柄211'、操作柄242和控制钮230'组成,其中操作柄211'和控制钮230'的设计方案与操作柄211和控制钮230的设计方案类似,只是导向丝11换成了导引丝70。如图27A所示,导引丝固定盘279设置在控制钮230'上,导引丝70经过操作柄211'上的连接通道217'与控制钮230'上的导引丝固定盘279相连,类似地可以在导引丝70上设置缓冲结构,例如将导引丝70的一段用弹簧278代替,或者在导引丝70上连接张力传感器;当控制钮230'向箭头a0所示方向滑动时导引丝70将受到牵拉。为了使控制钮230'与操作柄211'能够一起转动,优选设置图27B中虚线矩形框rc所示意的槽齿滑动结构。如图27A所示,类似地,操作柄211'和操作柄242通过虚线矩形框ar1所示的槽齿滑动结构相连,该槽齿滑动结构由操作柄211'上的环形钩状结构212'和操作柄242上的环形钩状结构241相互吻合组成,因此操作柄211'与操作柄242能够相对转动。为了使导引导管控制柄27和控制手柄2实现接合,控制手柄2的前端需要进行改进;如图27D所示,控制手柄2的前端设有倒“L”字形的两个钩状卡齿210a、210b,两个钩状卡齿210a、210b优选在圆周的相对位置设置;当然根据实际情况,钩状卡齿210的数量及设置位置可以进行调整。如图27A、图27B、图27C所示,操作柄242的末端设有用于卡住钩状卡齿210的卡槽243,卡槽243有两个,优选在圆周的相对位置设置,当然如果钩状卡齿210的数量和分布方式进行了调整,卡槽243的数量和分布方式也应进行相应的调整,以使得钩状卡齿210和卡槽243能够顺利对合;卡槽243靠近操作柄242末端的地方较窄(图27C所示),正好能够通过钩状卡齿210;卡槽243远离操作柄242末端的地方较宽(图27B所示),因此钩状卡齿210在卡槽243远离操作柄242末端的地方有一定的活动空间;操作柄211'的内径优选刚好够消融导管1通过,操作柄242的内径稍大于消融导管1的外径,但略小于消融导管1的加固套48的外径,因此加固套48能够卡入操作柄242。如图27A、图27B、图27C、图27D所示,当需要导引导管控制柄27和控制手柄2接合时,消融导管1穿入导引导管控制柄27内的空管道中然后进入导引导管7中,当控制手柄2的前端接近导引导管控制柄27末端时,将钩状卡齿210对准卡槽243,然后向前推送控制手柄2使得钩状卡齿210接触到卡槽243的底,此时旋转控制手柄2,钩状卡齿210将被锁在卡槽243远离操作柄242末端的较宽的地方,再加上此时加固套48已卡入操作柄242,因此导引导管控制柄27和控制手柄2能够稳定的接合;当需要导引导管控制柄27和控制手柄2分离时,反向旋转控制手柄2,使钩状卡齿210对准卡槽243较窄的地方,回退控制手柄2即可。对于图27所示意的导引导管控制柄27的设计方案,将导引导管控制柄27换为图27、图54所示意的控制手柄2前部的设计形式并将导向丝11替换为导引丝70能够实现对导引导管7双向或多向弯曲的控制。为了方便导引导管控制柄27的操作,可以在控制导引丝70的控制钮230'或控制盘231'上、操作柄211'上标示控制钮230'或控制盘231'的移动距离和移动方向或转动距离和转动方向,在控制钮230'或控制盘231'上、操作柄211'上、操作柄242上标示操作柄211'与操作柄242相对旋转角度和旋转方向;为了方便导引导管控制柄27与控制手柄2接合,可以在导引导管控制柄27上与控制手柄2上分别标示两者接合的对位线、对位标志等。对于通过磁控结构设计控制导引导管7形变的情况,去掉导引导管控制柄27中相应的线控结构,将控制钮230'或控制盘231'改为用于控制导引导管7的磁控结构设计的被动控制形变,并在导引导管控制柄27设立用于向导引导管7及导引导管控制柄27提供能量的能量交换接头。对于通过主动控制形变控制导引导管7形变的情况,去掉导引导管控制柄27中相应的线控结构,将控制钮230'或控制盘231'改为用于控制导引导管7的主动控制形变,并在导引导管控制柄27设立用于向导引导管7及导引导管控制柄27提供能量的能量交换接头。

所述的消融导管 1 和导引导管 7 外表面可以标记显影刻度,以指示消融导管 1 和导引导管 7 进入血管的深度以及方便在超声、X 射线等影像设备下间接测量人体结构的长度、宽度等。消融导管 1 和导引导管 7 上还可设置不同的显影标记用于在超声、X 射线等影像设备下区分不同的导管。各独立结构 8 上优选设置不同的显影标记用于在超声、X 射线等影像设备下区分不同的独立结构 8,例如在一个独立结构 8 上标三角形,而另一个独立结构 8 标正方形,或在一个独立结构 8 上标三个带,而另一个独立结构 8 标两个带。此外消融导管 1 和导引导管 7 上还可设置显影标记用于在超声、X 射线等影像设备下区分不同的轴向旋转状态,例如在消融导管 1 的左侧面设置一个在超声、X 射线等影像设备下能够显影的短线,在消融导管的右侧面设置另一个在超声、X 射线等影像设备下能够显影的短线,当消融导管 1 处于水平位置时两个短线重合,当消融导管 1 轴向旋转一定角度时,短线则分开一定距离。为了降低消融导管 1 和导引导管 7 对血管造成损伤的可能性,优选地,消融导管 1 和导引导管 7 与血管壁接触的地方应尽量光滑,同时形态应尽量的圆滑,此外消融导管 1 和导引导管 7 的头部最好比较软。

消融导管 1 和导引导管 7 中可能直接或间接与人体体液或组织接触的部分都必须达到相应的与人体体液或组织接触材料的国家标准,对于不能达到上述要求又可能直接或间接与人体体液或组织接触的消融导管 1 和导引导管 7 的部分,其外面必须用符合与人体体液或组织相接触材料的国家标准材料包裹。消融导管 1 和导引导管 7 可能与人体直接或间接接触部分的制造材料应能够耐受至少一种医用消毒方法。消融导管 1 和导引导管 7 可能与人体直接或间接接触的部分应该是绝缘的,对于不能达到绝缘要求的地方可以外包裹绝缘材料。

上述可控弯曲段 5 的作用在导管体段 4 不设置可控弯曲段 5 时,可以由导管体段 4 代行使,只需要将上述可控弯曲段 5 的设计方案运用于导管体段 4 即可。

技术人员可以根据实际要求对上述这些消融导管 1 和导引导管 7 的设计方案进行融合、改进以及交叉使用,这些等效变化和修饰同样落入本发明权利要求所限定的范围。

技术人员可以根据实际要求对上述这些控制手柄 2 和导引导管控制柄 27 的设计方案进行融合、改进以及交叉使用,这些等效变化和修饰同样落入本发明权利要求所限定的范围。

如图 1 所示,消融发生装置 3 是为消融导管 1、导引导管 7、控制手柄 2、导引导管控制柄 27 上需要能量供应的部分提供相应形式的能量,例如当导引导管 7 需要智能材料改变形状时,消融发生装置 3 能够提供诱导智能材料改变形状所需要的能量。同时消融发生装置 3 能够接收和处理消融导管 1、导引导管 7、控制手柄 2、导引导管控制柄 27 传来的信息,处理后的信息能够部分或全部显示在消融发生装置 3 的显示器 320 上,而且该处理后的信息还能够反馈调节消融发生装置 3 的能量输出,消融发生器包括射频消融发生器、电阻加热发生器、冷冻消融发生器、超声消融发生器、激光消融发生器、光动力治疗发生器或微波消融发生器,所述消融发生装置 3 可以是以上发生器的一种,也可以是以上两个或者两个以上发生器的结合。消融发生装置 3 的控制参数能够通过消融发生装置的显示器 320 进行触屏控制或通过参数设置按钮 330 进行调节;消融发生装置 3 应设有能量输出的接头和传感器信号输入的接头 311,同时还应设有与外接电源相接的接头 321,用于接收由供电电路传来的电能。对于消融导管 1、控制手柄 2、导引导管 7 和导引导管控制柄 27 需要能量供应而又未在控制手柄 2 或导引导管控制柄 27 上设有工作开关的设备,在消融发生装置 3 上优选设有工作开关。对于消融导管 1 或/和导引导管 7 需要的冷却剂、复温剂和灌注液的情况,消融发生装置 3 或/和导引导管 7 可以设有灌注器进行自动或手动向消融导管 1 灌注冷却剂、复温剂和灌注液,此时消融发生装置 3 应有相应的管路与提供冷却剂、复温剂和灌注液原料或成品的容器相通。对于导引导管 7 的末端开孔 77 连接的注液装置设置在消融发生装置 3 的情况,消融发生装置 3 应对该注液装置进行控制并设置相应的控制面板或控制按钮。消融发生装置 3 可以是融合上述功能于一体的整机,也可以是分别行使不同功能的分体机,例如将为消融头 9 供能的部分独立为一个分机,将灌注器独立为另一个分机。

## 权利要求

1、一种肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于包括：

消融导管(1)、控制手柄(2)及消融发生装置(3)，其中消融导管(1)包括导管体段(4)和消融段(6)，其中

所述导管体段(4)与控制手柄(2)相连；

所述消融段(6)包括至少两个独立结构(8)，在至少一个独立结构(8)上安装有消融头(9)；所述消融头(9)通过导线、导管、微波天线或光纤与控制手柄(2)上的能量交换接头(201)相连，所述能量交换接头(201)通过导线、导管、微波天线或光纤与消融发生装置(3)相连；

所述独立结构(8)通过牵拉或/和推送一端固定在独立结构(8)上、另一端由手柄控制的牵引丝(10)控制发生形变而使消融头(9)贴合或离开指定的消融位置；或所述独立结构(8)含有可被磁铁吸引的物质，通过外加磁场使独立结构(8)发生形变而使消融头(9)贴合或离开指定的消融位置；或所述独立结构(8)含有通过外部刺激而发生形变的智能材料而使消融头(9)贴合或离开指定的消融位置；

以上独立结构(8)的控制还包括独立结构设置(8)预制形变；

或包括消融导管(1)、控制手柄(2)及消融发生装置(3)及可套在消融导管(1)外的导引导管(7)，其中消融导管(1)包括导管体段(4)、和消融段(6)，其中：

所述导管体段(4)与控制手柄(2)相连；

所述消融段(6)包括至少两个独立结构(8)，在至少一个独立结构(8)上安装有消融头(9)；所述消融头(9)通过导线、导管、微波天线或光纤与控制手柄(2)上的能量交换接头(201)相连，所述能量交换接头(201)通过导线、导管、微波天线或光纤与消融发生装置(3)相连；

所述独立结构(8)通过牵拉或/和推送一端固定在独立结构(8)上、另一端由手柄控制的牵引丝(10)控制发生形变而使消融头(9)贴合或离开指定的消融位置；或所述独立结构(8)含有可被磁铁吸引的物质，通过外加磁场使独立结构(8)发生形变而使消融头(9)贴合或离开指定的消融位置；或所述独立结构(8)含有通过外部刺激而发生形变的智能材料而使消融头(9)贴合或离开指定的消融位置；

以上独立结构(8)的控制还包括独立结构设置(8)预制形变；

所述导引导管(7)通过牵拉或推送一端固定在导引导管(7)头部，另一端由手柄控制的牵引丝(70)控制弯曲；或所述导引导管(7)含有能够被磁铁吸引的物质，通过外加磁场使得导引导管(7)发生形变；或通过对导引导管(7)上能感知外部刺激的智能材料进行控制；或/和导引导管(7)发生顺应性弯曲；或/和导引导管(7)设置预制形变；

所述导引导管(7)由导引导管控制柄(27)或控制手柄(2)控制以及不通过手柄进行控制。

2、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：所述导管体段(4)的远端还包括与消融段近端连接的可控弯曲段(5)，所述可控弯曲段(5)通过牵拉或/和推送一端固定在可控弯曲段(5)上、另一端由手柄控制的导向丝(11)控制发生形变；或所述可控弯曲段(5)通过牵拉或/和推送一端固定在独立结构(8)上、另一端由手柄控制的牵引丝(10)控制发生形变；或所述可控弯曲段(5)含有可被磁铁吸引的物质，通过外加磁场使得可控弯曲段(5)发生形变；或所述可控弯曲段(5)含有通过外部刺激而发生形变的智能材料；或/和通过控制手柄(2)控制可控弯曲段(5)发生顺应性弯曲；或/和可控弯曲段(5)设置预制形变。

3、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：所述消融导管(1)或/和控制手柄(2)、导引导管(7)或/和导引导管控制柄(27)上还安装有传感器(92)。



4、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：所述独立结构(8)之间在近端相连，两个独立结构(8)之间包括四种形式：两个独立结构(8)的远端连接为一体而构成消融段头端(17)；或者两个独立结构(8)远端彼此独立相互分离；或者两个独立结构(8)的中间部分连接在一起，远端再相互分离；或者两个独立结构(8)的近端相连，远端分别连在牵引丝(10)的不同位置上。

5、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：所述消融头(9)选自射频消融电极头、电阻加热消融头、液冷灌注射频电极头、冷冻消融头、超声消融探头、聚焦超声消融探头、激光消融头、聚焦激光消融头、光动力治疗消融头或微波消融头；其中所述射频消融电极头包括射频消融电极(91)。

6、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：所述独立结构(8)上设置有用于发放或/和接收电脉冲的检测电极(19)；或/和所述消融头(9)兼用于发放或/和接收电脉冲。

7、根据权利要求2所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：所述可控弯曲段(5)上设置有用于发放或/和接收电脉冲的检测电极(19)。

8、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：牵引丝(10)走行于独立结构(8)外或/和走行于独立结构(8)内，牵引丝(10)的头端附着点(110)设置于消融段头端(17)，或设置于独立结构(8)头部到连接点(18)的独立结构(8)上，或设置于消融头(9)到连接点(18)的独立结构(8)上，或消融段头端(17)至消融头(9)之间的独立结构(8)上，或设置于消融头(9)或其邻近的独立结构(8)上，或设置在两条独立结构(8)的连接点(18)设置的连接关节上，所述牵引丝(10)在可控弯曲段(5)、导管体段(4)内合并成一条或分别走行于可控弯曲段(5)、导管体段(4)的长轴中心线，最后与控制手柄(2)的控制钮(230)或控制盘(231)连接。

9、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经消融导管系统，其特征在于：当导引导管(7)为消融导管(1)形变提供支点时，导引导管(7)的头部设置与血管相通的斜孔(74)或/和侧槽(76)。

10、根据权利要求1或5所述的肾脏去交感神经消融导管系统，其特征在于：当独立结构(8)的远端连接为一体而构成消融段头端(17)时，导引导管头端设置缩口结构(73)或者堵头(72)，导引导管(7)的头部侧壁上设置侧槽(76)；当独立结构(8)彼此独立相互分离时，导引导管(7)的头端或头部侧壁上设置斜孔(74)；当独立结构(8)的中间部分连接在一起，远端再相互分离时，导引导管(7)的头端或头部侧壁设置与血管相通的斜孔(74)，斜孔(74)之后导引导管(7)的侧壁上再设置侧槽(76)。

11、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：根据需要控制弯曲方向的数量设置导引丝(70)的数量，导引丝(70)的头端附着点设置在导引导管(7)的头部，且根据需要弯曲的方向选择相应的离心位置附着，导引丝(70)走行于导引导管(7)管壁内或/和管壁外。

12、根据权利要求2所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：导向丝(11)走行于可控弯曲段(5)内或/和可控弯曲段(5)外，根据需要控制弯曲方向的数量设置导向丝(11)数量，当可控弯曲段(5)采用C形弯曲设计时，导向丝(11)的头端附着点(111)设置在可控弯曲段(5)靠近消融段(6)的地方，且根据需要弯曲的方向选择相应的离心位置附着；

当可控弯曲段(5)采用S形弯曲设计时，在C形弯曲设计导向丝(11)的基础上，在需要形成S形弯曲的第二个弯曲的远端另加一根导向丝(11')附着于此，该导向丝(11')根据需要弯曲的方向选择相应的离心位置附着；或不增加导向丝(11)的数量，通过调整可控弯曲段(5)的内部结构使得一条导向丝(11)可以实现S形弯曲。

13、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统，其特征在于：

所述导引导管(7)的尾部侧壁上还设有用于连接注射器或注液装置进行血管内注药或注射血管内造影剂的开孔(77),或通过导引导管(7)末端开口与注射器或/和注液装置相连进行血管内注药或/和注射血管内造影剂;或/和所述导引导管(7)末端设置连接接头(76),连接接头(76)与注射器、注液装置、消融导管(1)或控制手柄(2)连接。

14、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统,其特征在于:所述消融导管(1)或/和导引导管(7)制造时通过选用不同硬度的材料,或者是通过选择性的减少或/和增加部分导管小段的内部结构或/和管壁的结构,或者是通过在消融导管(1)或/和导引导管(7)内植入容易发生形变的结构。

15、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统,其特征在于:所述消融导管(1)或/和导引导管(7)上标记刻度,以指示消融导管(1)或/和导引导管(7)进入血管的深度以及在超声或X射线影像设备下间接测量人体结构的长度、宽度;消融导管(1)或/和导引导管(7)上设置不同的显影标记用于在超声或X射线影像设备下区分消融导管(1)或/和导引导管(7);或/和各独立结构(8)上设置不同的显影标记用于在超声或X射线影像设备下区分不同的独立结构(8);消融导管(1)或/和导引导管(7)上还设置标记用于在超声或X射线影像设备下区分不同的轴向旋转状态。

16、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统,其特征在于:消融导管(1)通过导管体段(4)与控制手柄(2)上端固定,控制手柄(2)的下端或下侧面具有能量交换接头(201),来自消融头(9)的导线、导管、微波天线或光纤穿过控制手柄(2)在所述能量交换接头(201)汇集。

17、根据权利要求1或16所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统,其特征在于:所述控制手柄(2)包括操作柄(211)和操作柄(247);操作柄(211)上设置有用于控制可控弯曲段(5)形变的控制钮(230)或控制盘(231),所述控制钮(230)或控制盘(231)与导向丝(11)连接,通过控制钮(230)的上下移动,或通过控制盘(231)的多向转动实现对可控弯曲段(5)的控制;或/和包括操作柄(247)上的环形控制钮(257),所述环形控制钮(257)通过连接杆(258)与牵引丝(10)连接,所述连接杆(258)位于控制手柄(2)中的导向槽(248)内,通过上下移动环形控制钮(257),实现对独立结构的控制;还包括可防止过度牵拉的缓冲结构;

所述导引导管控制柄(27)包括操作柄(211')和操作柄(242),操作柄(211')上设置有用于控制导引导管(7)形变的控制钮(230')或控制盘(231'),所述控制钮(230')或控制盘(231')与导引丝(70)连接,通过控制钮(230')的上下移动,或通过控制盘(231')的多向转动实现对导引导管(7)的控制;还包括可防止过度牵拉的缓冲结构;所述导引导管控制柄(27)与控制手柄(2)还分别包括卡槽(243)、钩状卡齿(210),通过卡槽(243)、钩状卡齿(210)进行分拆与结合。

18、根据权利要求1所述的肾脏去交感神经多功能消融导管系统,其特征在于:所述消融发生装置(3)设有能量输出的接头和传感器信号输入的接头(311),同时还设有与外接电源相接的接头(321);所述消融发生装置(3)含有通过进行触屏控制来控制参数以及部分或全部信息能显示在其上的显示器(320)和调节参数的按钮(330)。

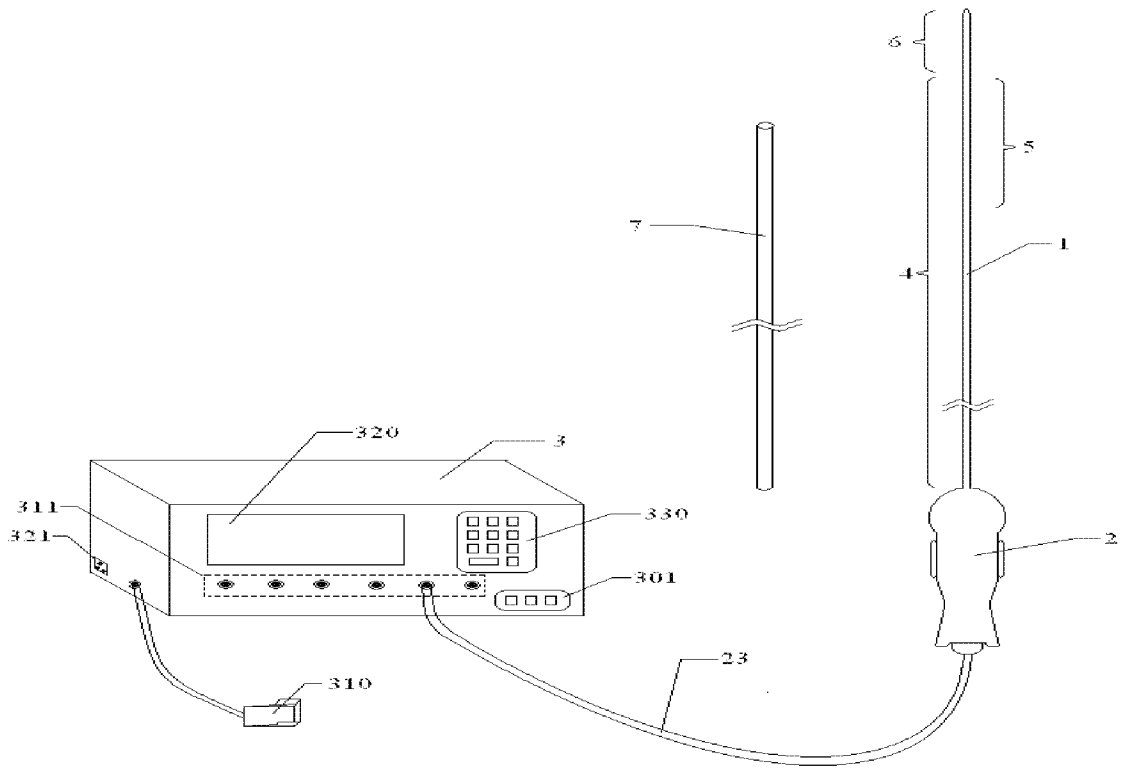


图 1

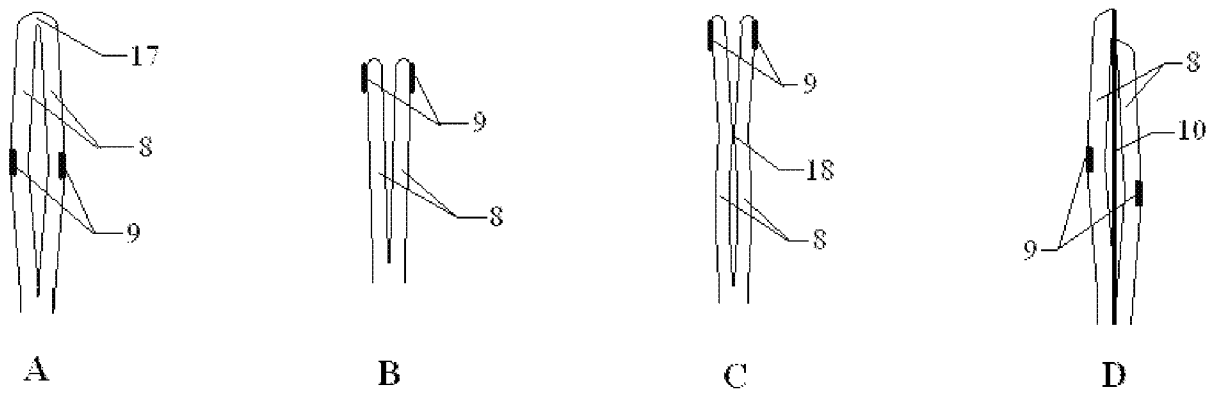


图 2

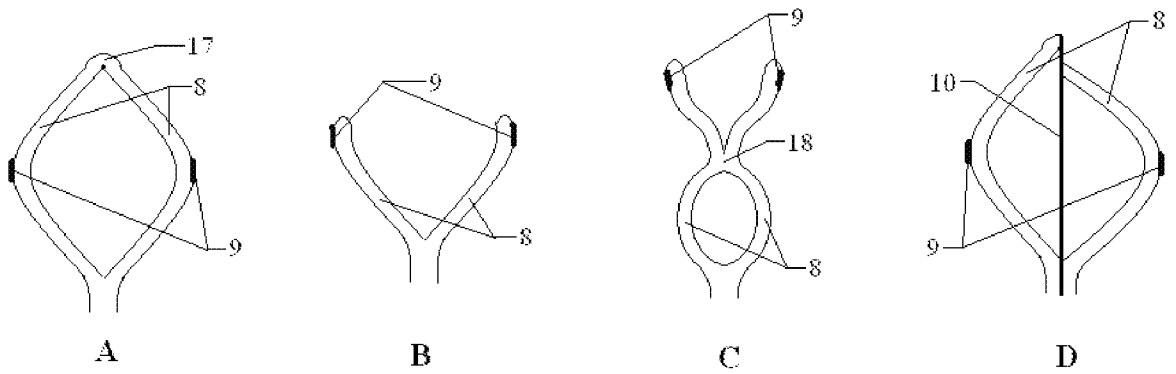


图 3

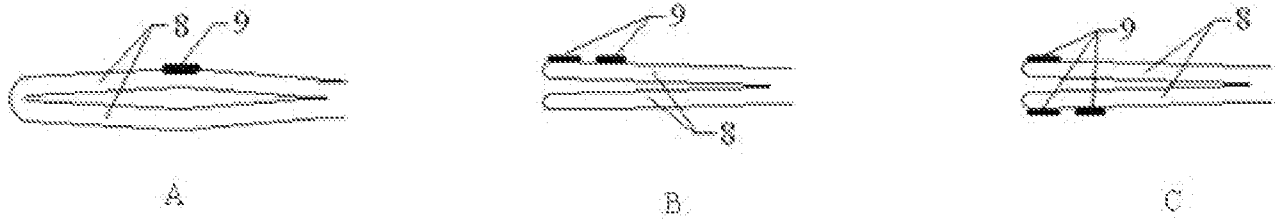


图 4

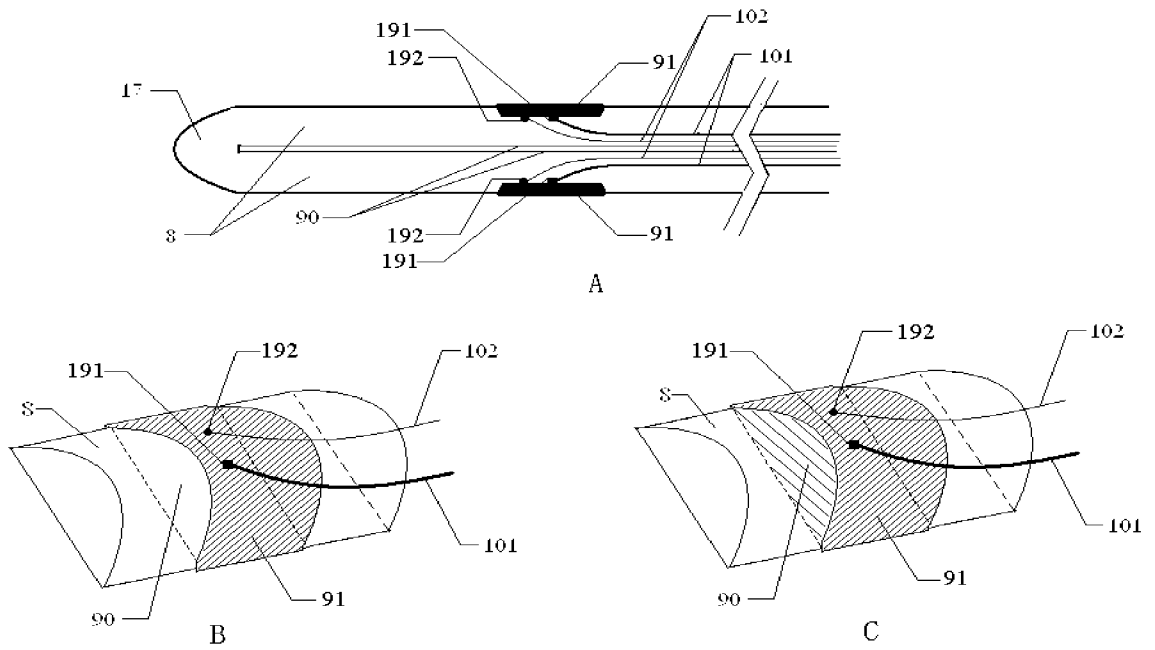


图 5

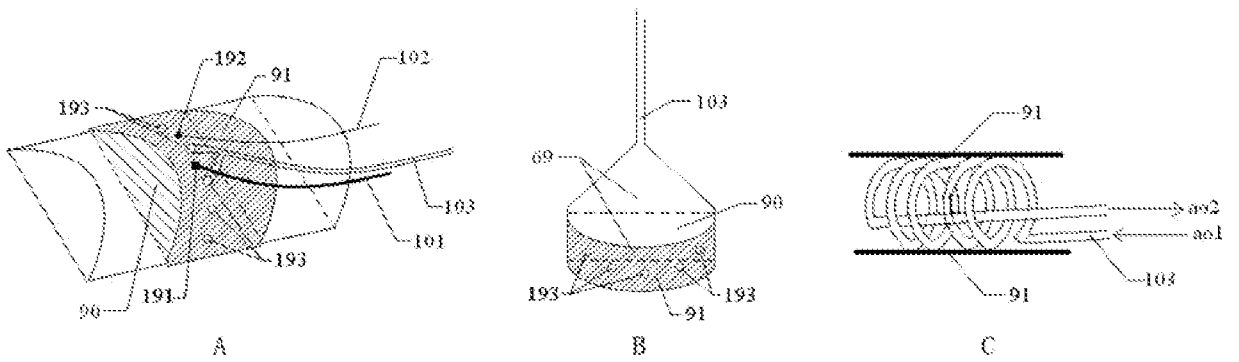


图 6

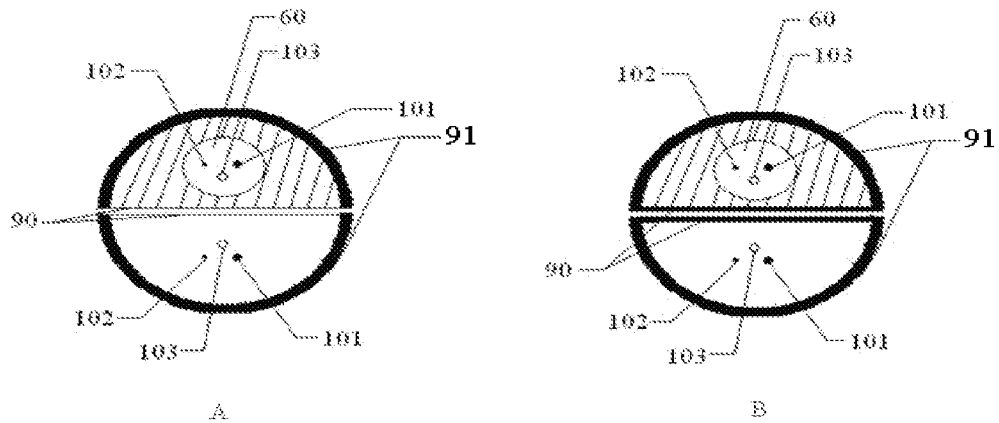


图 7

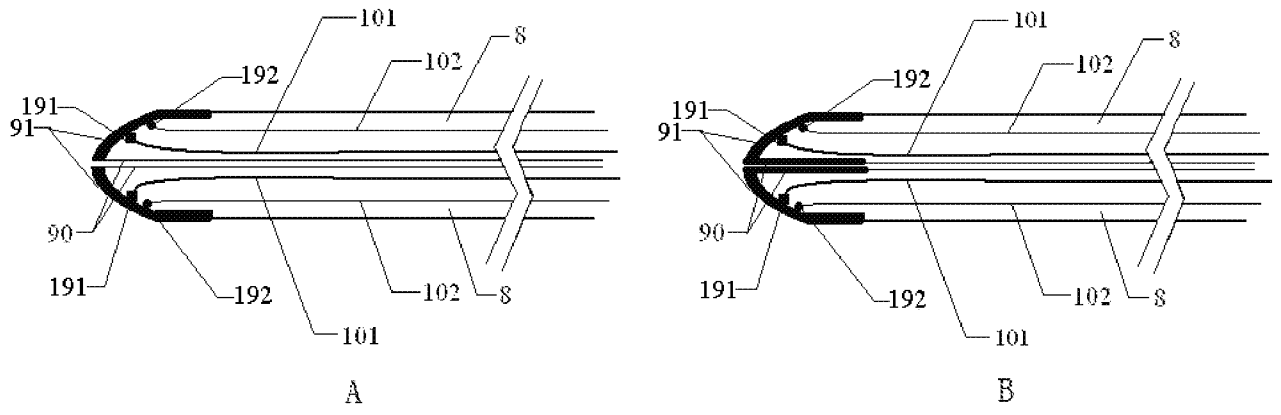


图 8

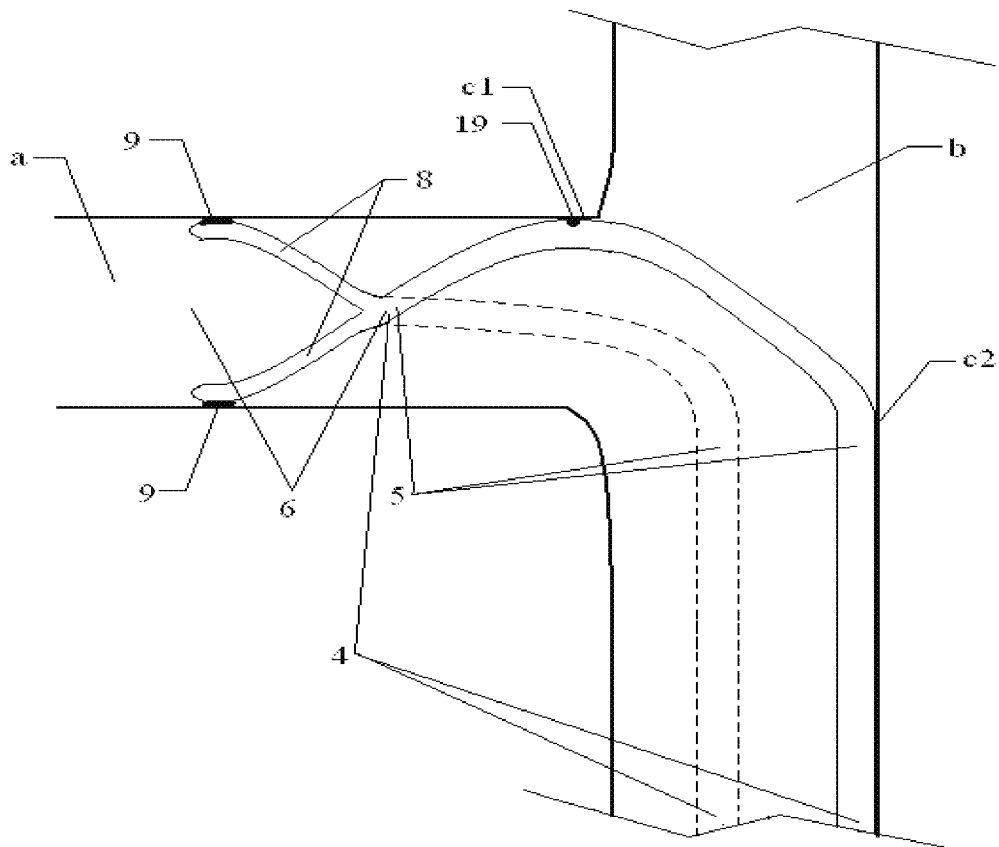


图 9

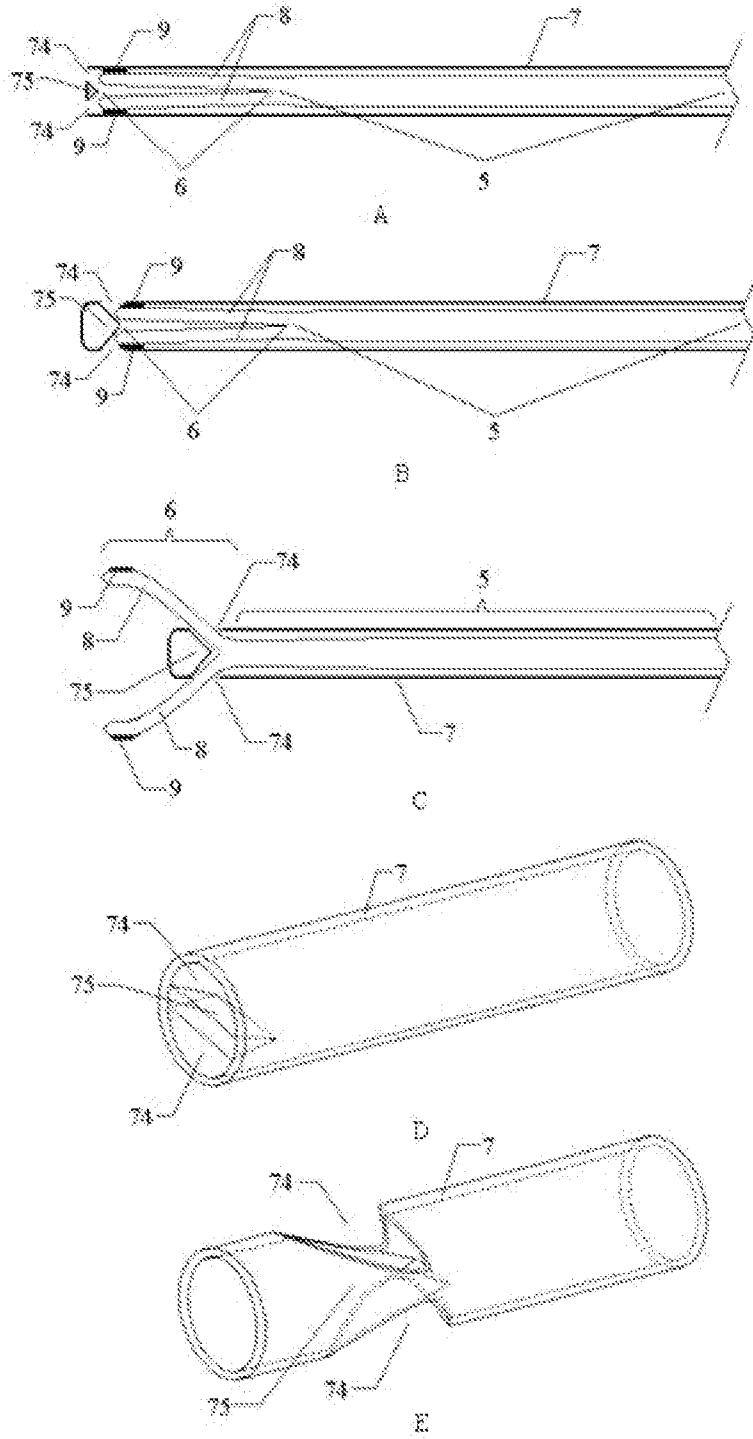


图 10

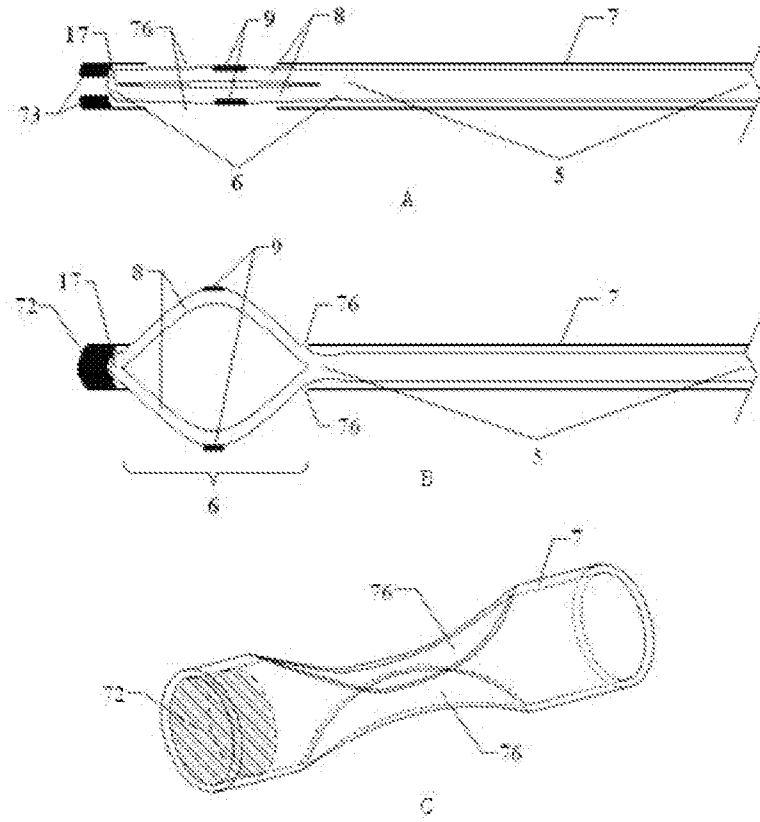


图 11

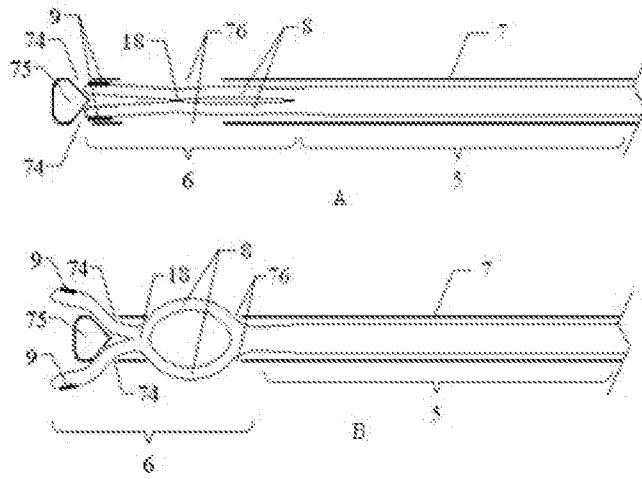


图 12

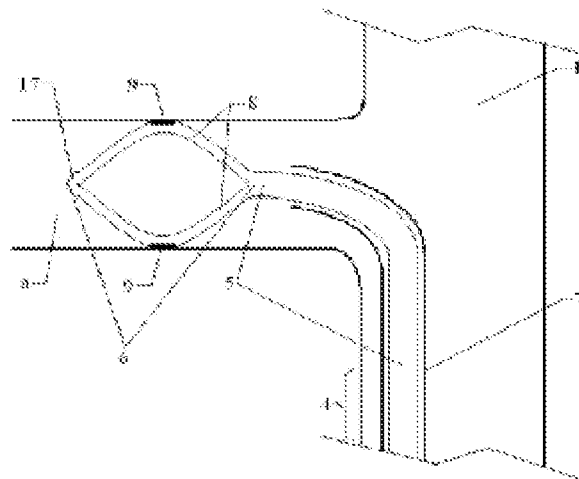


图 13

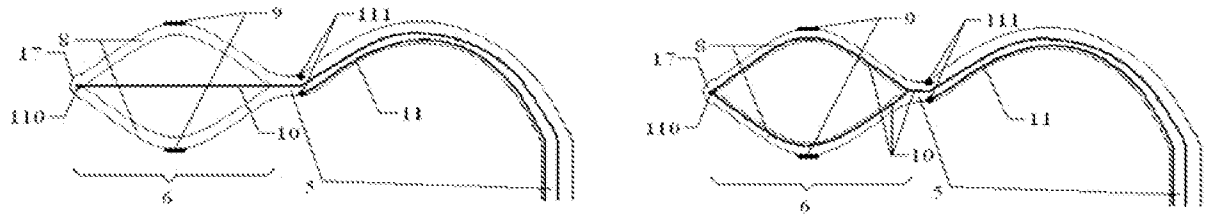


图 14

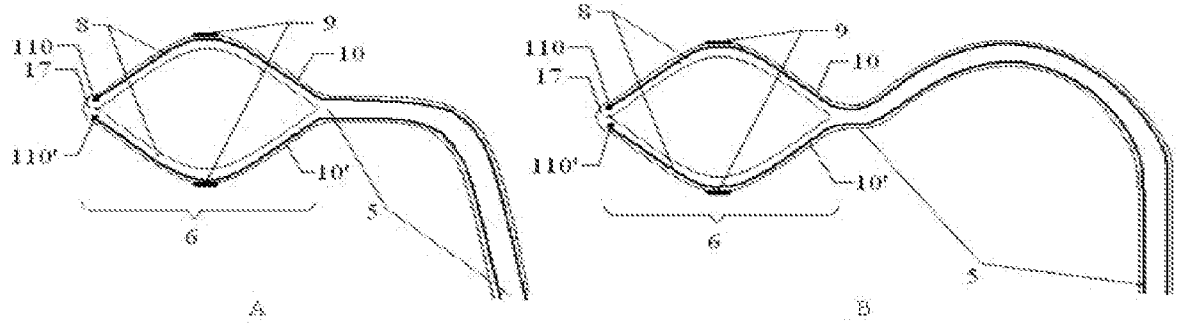


图 15

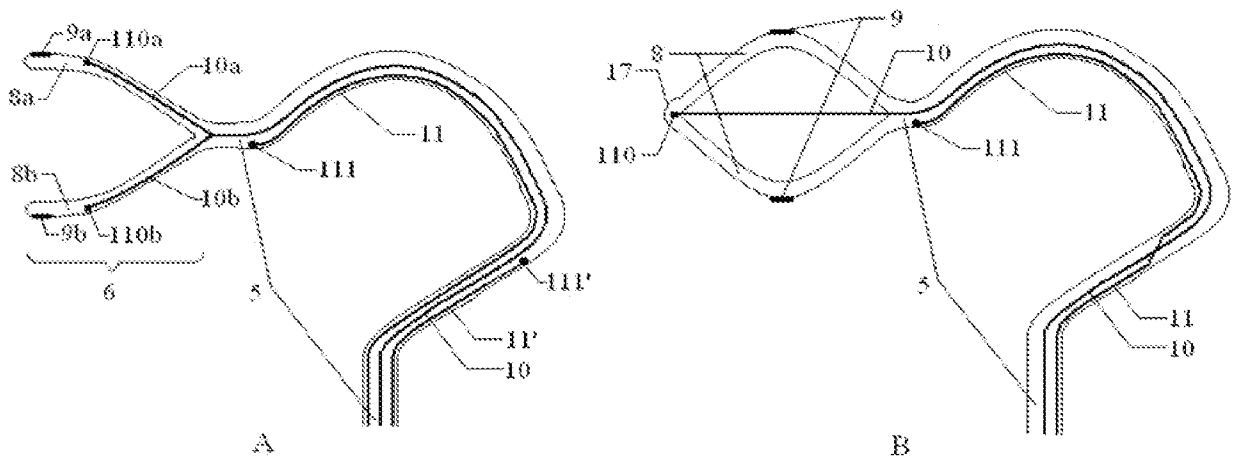


图 16



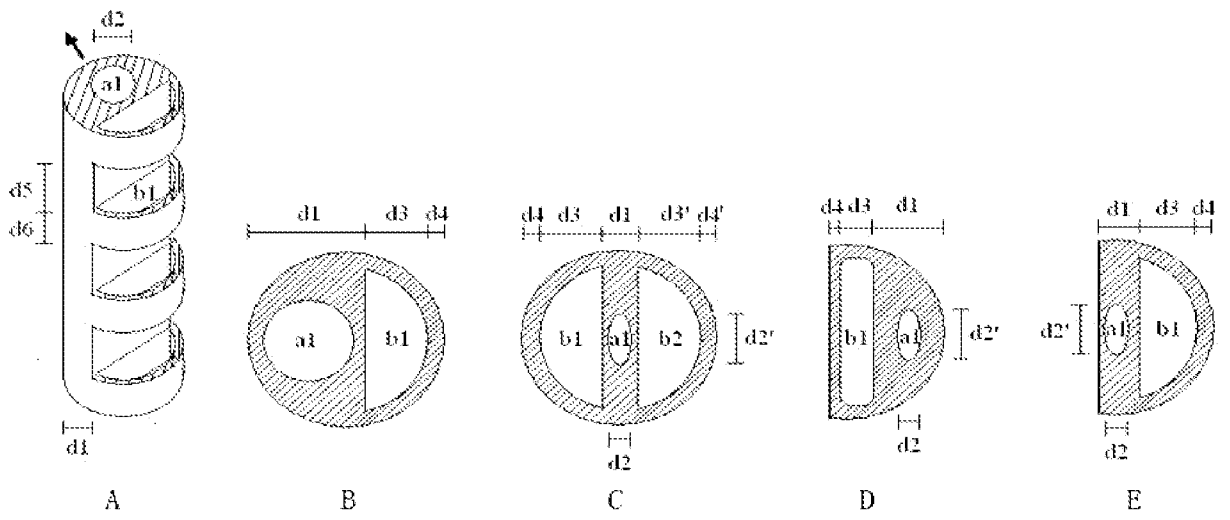


图 17

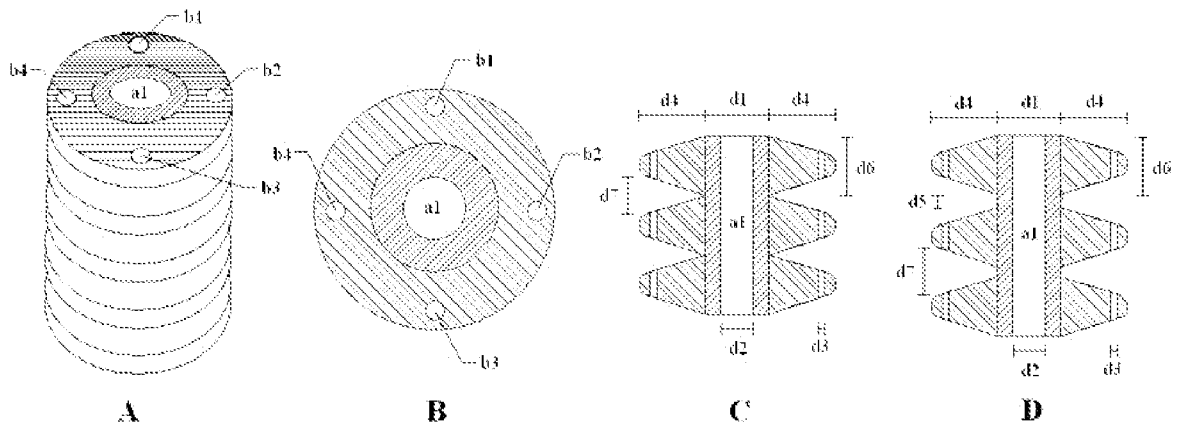


图 18

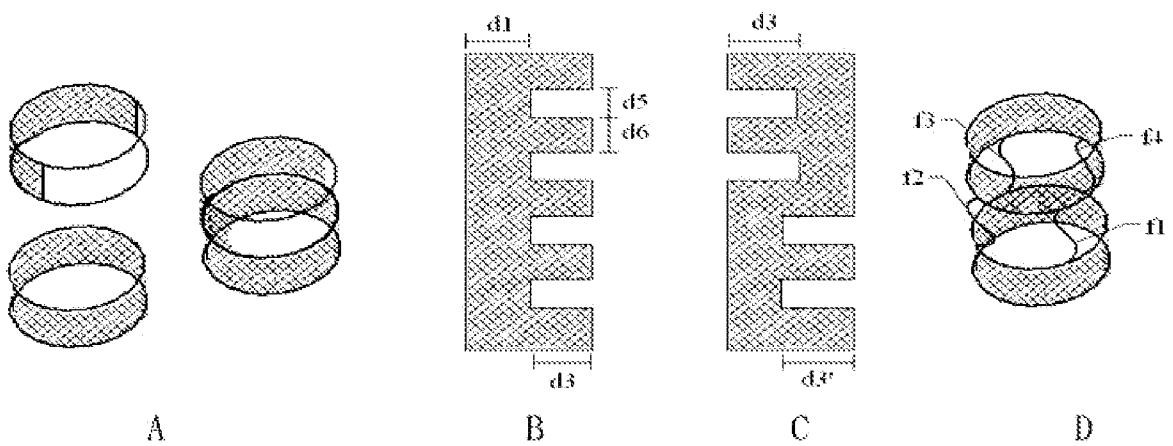


图 19

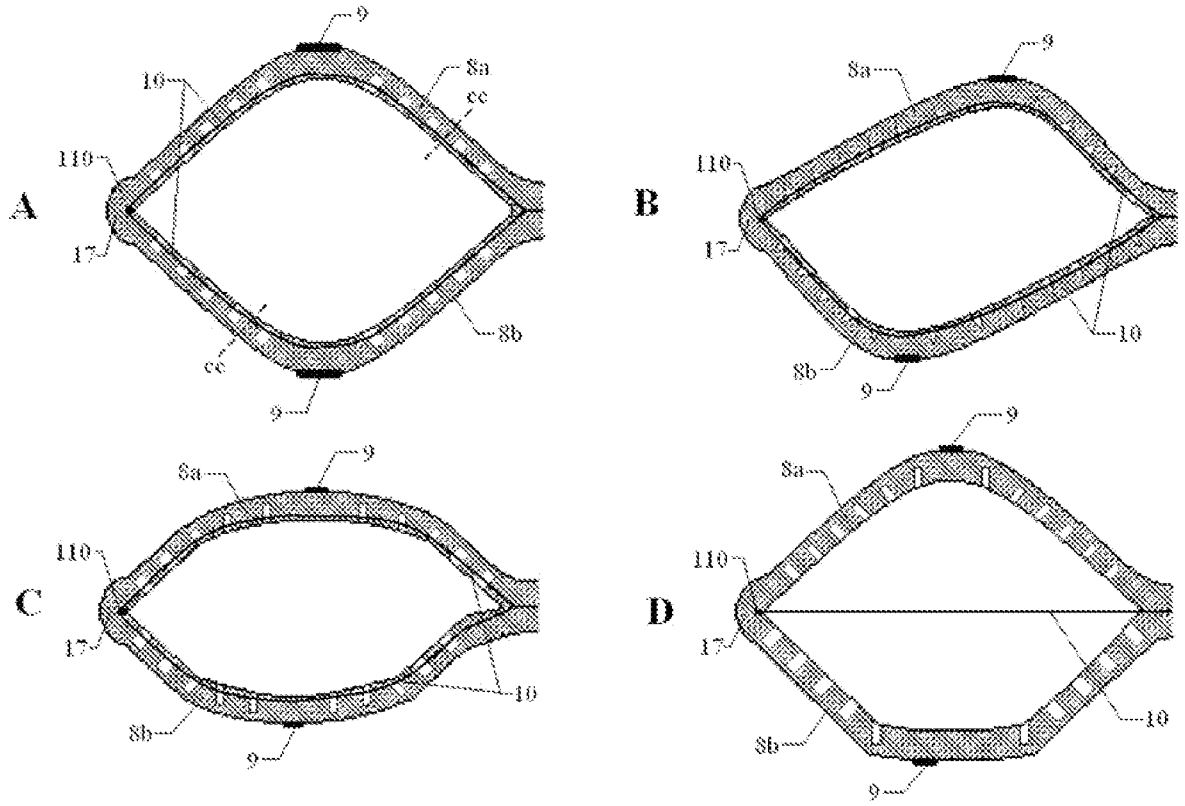


图 20

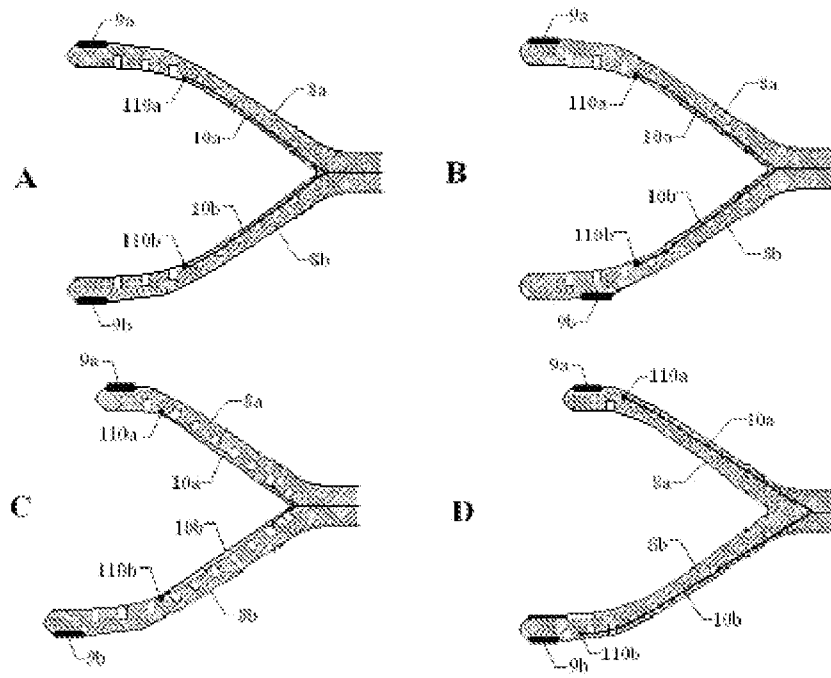


图 21

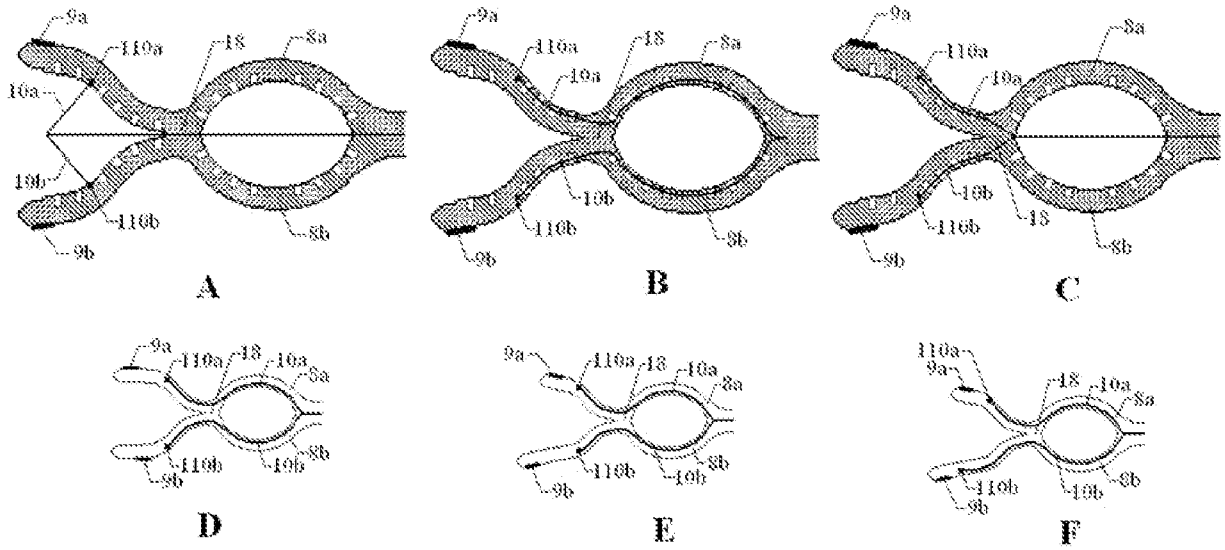


图 22

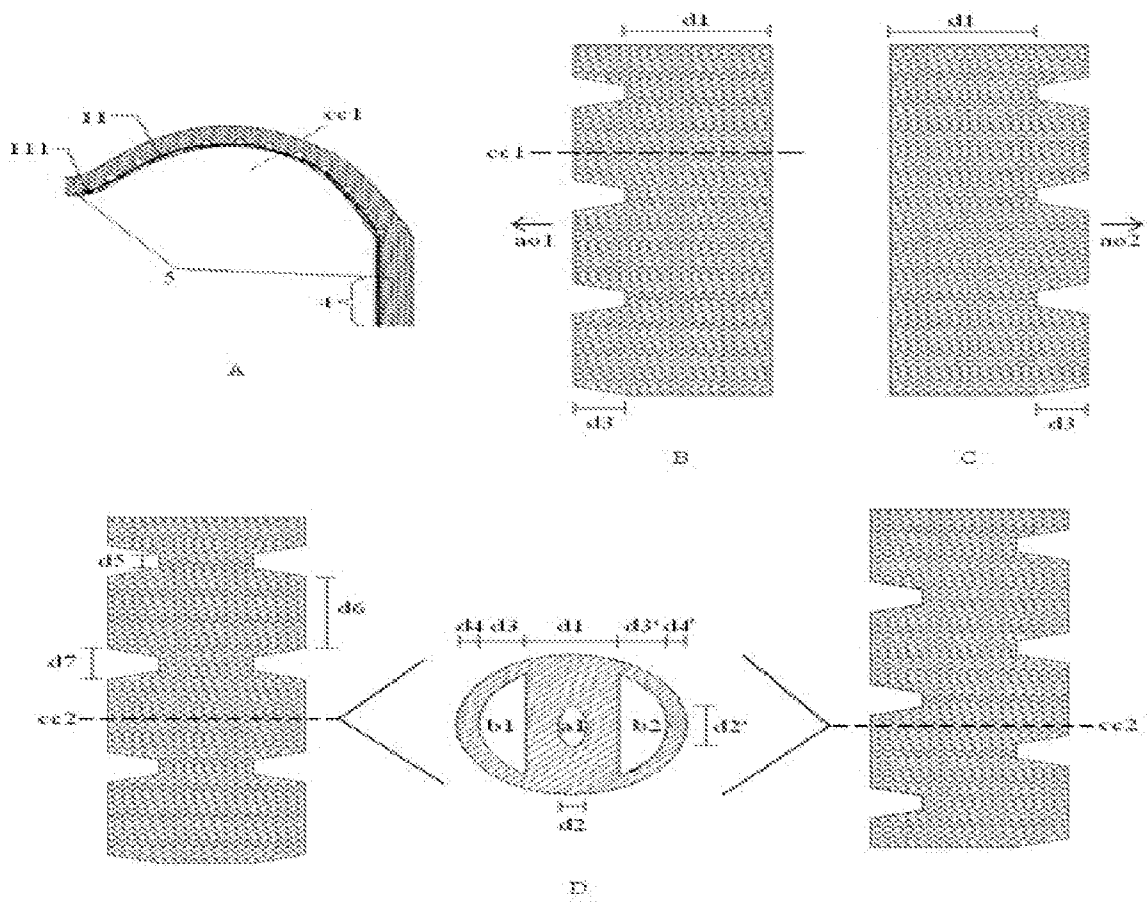


图 23

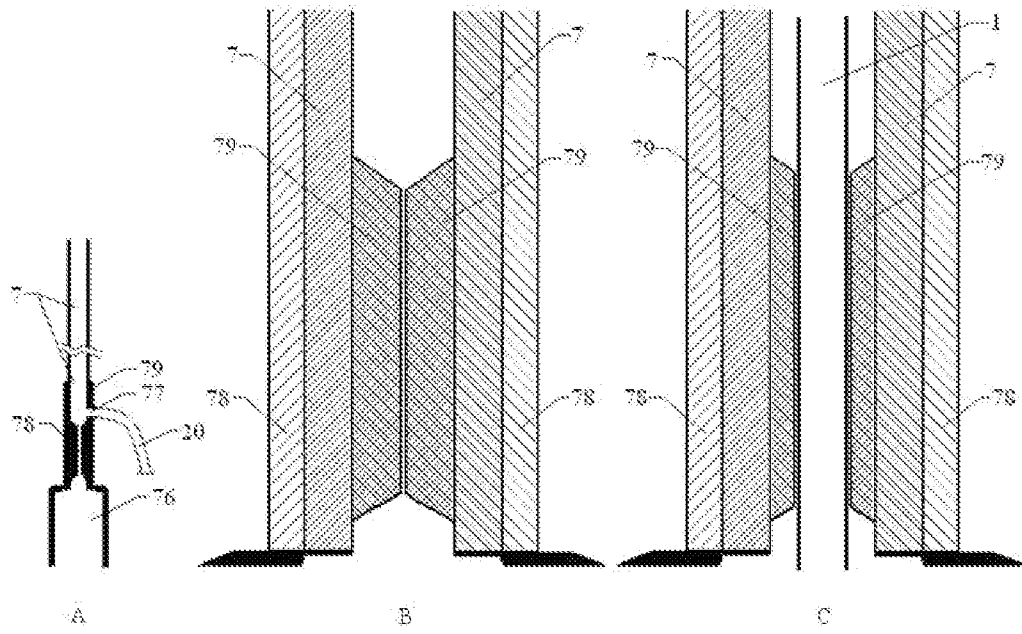


图 24

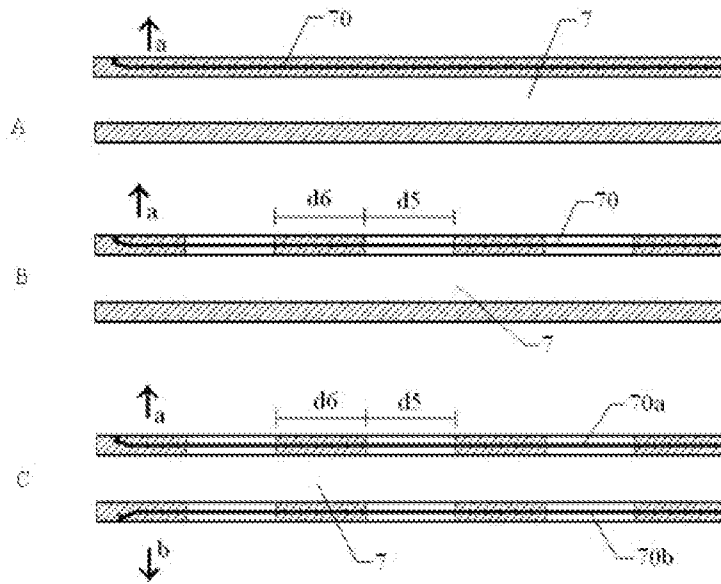


图 25

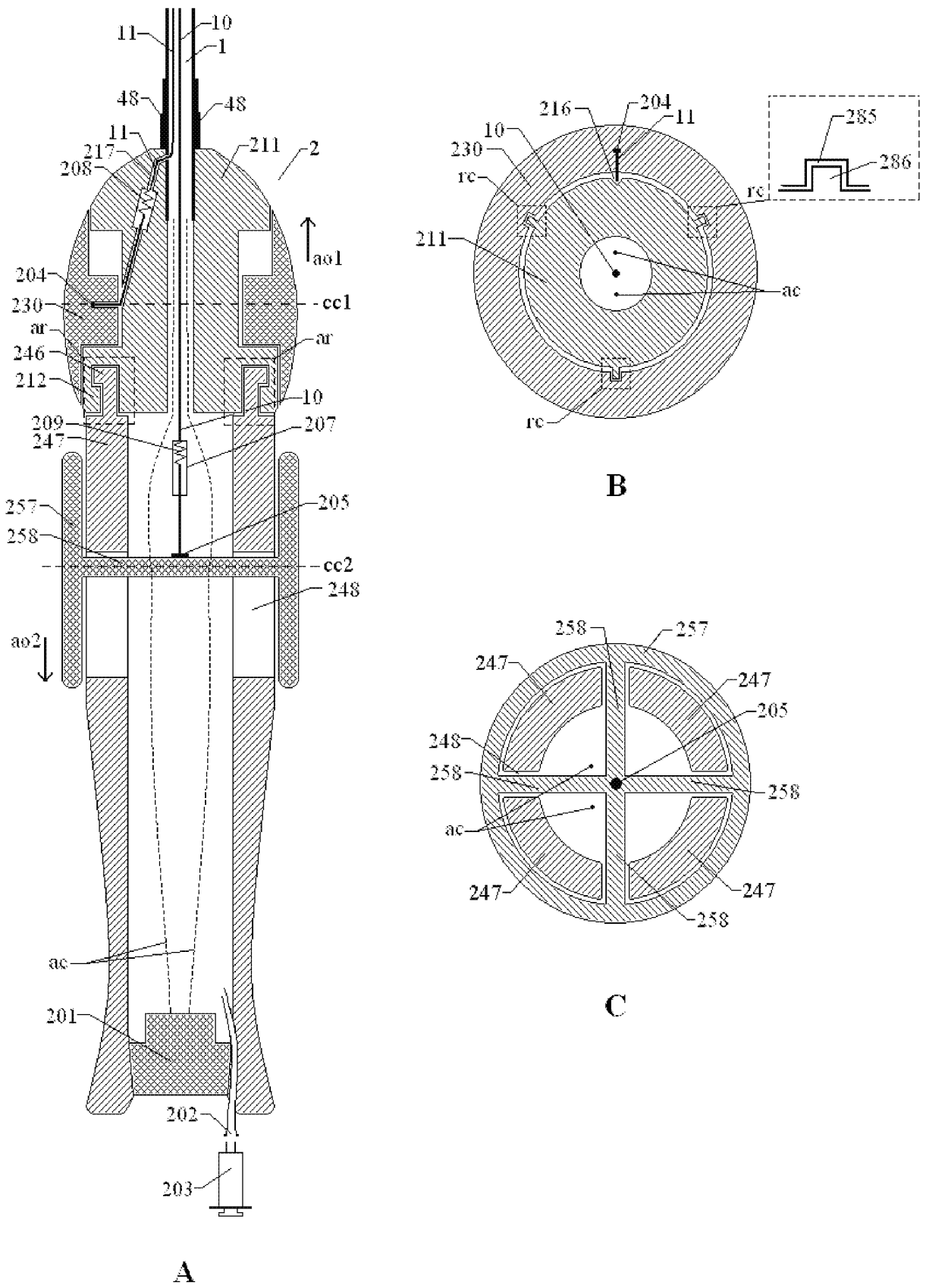


图 26  
11/12

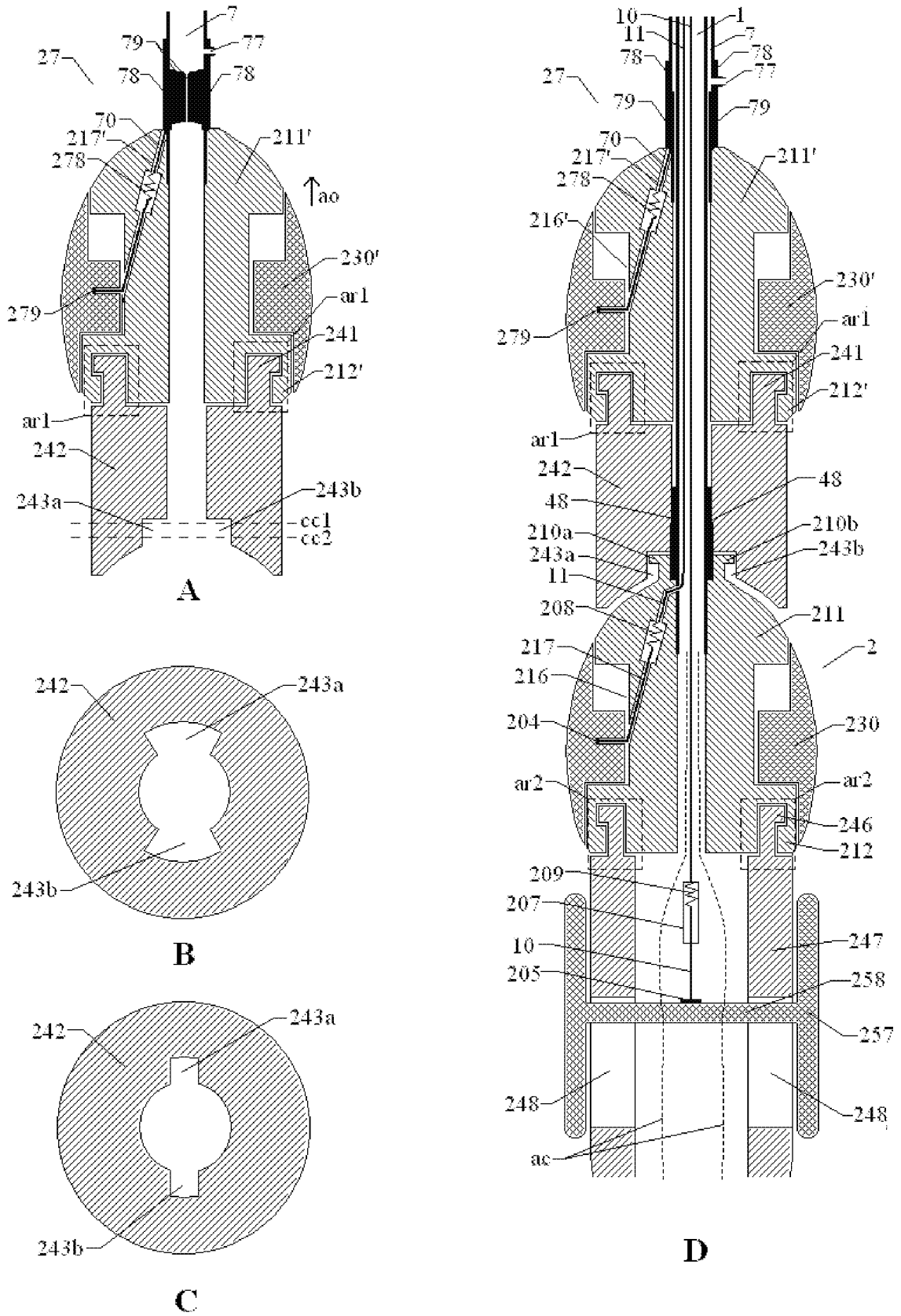


图 27

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

**PCT/CN2013/086076**

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

See the extra sheet

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)

IPC A61B A61N

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)

VEN, CNABS, CJFD, CNKI: THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF THE P.L.A.; hypertension, sympathetic, renal, ablation

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to
PX	CN 202761434 U (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF THE P.L.A.), 06 March 2013 (06.03.2013), claims 1-16	1-8, 11-18
PX	CN 102908189 A (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF THE P.L.A.), 06 February 2013 (06.02.2013), claims 1-16	1-8, 11-18
PX	CN 202843784 U (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF THE P.L.A.), 03 April 2013 (03.04.2013), claims 1-16, description, paragraphs [0096]-[0097], and figures 26 and 27	1-18
PX	CN 102908188 A (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF THE P.L.A.), 06 February 2013 (06.02.2013), claims 1-15, description, paragraphs [0068]-[0070], and figures 15 and 16	1-18
PX	CN 102885649 A (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF THE P.L.A.), 23 January 2013 (23.01.2013), claims 1-15, description, paragraphs [0068]-[0087], and figures 1-8	1-18
PX	CN 102885648 A (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF THIRD MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF THE P.L.A.), 23 January 2013 (23.01.2013), claims 1-18, description, paragraphs [0073]-[0093], and figures 1-11	1-18
A	CN 202069688 U (TRANSEASY MEDICAL TECH. CO., LTD.), 14 December 2011 (14.12.2011), the whole document	1-18

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&amp;” document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search  
08 January 2014 (08.01.2014)

Date of mailing of the international search report  
**23 January 2014 (23.01.2014)**

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  
**TIAN, Yunqing**  
Telephone No.: (86-10) **62085631**

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

**PCT/CN2013/086076****C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 102274074 A (SHANGHAI MICROPORT EP MED TECH. CO., LTD.), 14 December 2011 (14.12.2011), the whole document	1-18
A	CN 1867299 A (MINNOW MEDICAL INC.), 22 November 2006 (22.11.2006), the whole document	1-18
A	US 2008125772 A1 (MINNOW MEDICAL INC.), 29 May 2008 (29.05.2008), the whole document	1-18
A	US 2011118726 A1 (ST JUDE MEDICAL), 19 May 2011 (19.05.2011), the whole	1-18



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.

**PCT/CN2013/086076**

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 202761434 U	06.03.2013	None	
CN 102908189 A	06.02.2013	None	
CN 202843784 U	03.04.2013	None	
CN 102908188 A	06.02.2013	None	
CN 102885649 A	23.01.2013	None	
CN 102885648 A	23.01.2013	None	
CN 202069688 U	14.12.2011	None	
CN 102274074 A	14.12.2011	None	
CN 1867299 A	22.11.2006	EP 2452648 A1	16.05.2012
		US 2005096647 A1	05.05.2005
		WO 2005041748 A2	12.05.2005
		EP 1667595 A2	14.06.2006
		AU 2004285412 A1	12.05.2005
		JP 2007504910 A	08.03.2007
		US 7291146 B2	06.11.2007
		CN 1867299 B	29.09.2010
		US 2012157987 A1	21.06.2012
		US 2013066316 A1	14.03.2013
		CA 2539026 A1	12.05.2005
		US 2013274658 A1	17.10.2013
US 2008125772 A1	29.05.2008	US 2012157989 A1	21.06.2012
		WO 2008049084 A2	24.04.2008
		EP 2076193 A2	08.07.2009
		AU 2007310988 A1	24.04.2008
		CA 2666661 A1	24.04.2008
		JP 2010507403 A	11.03.2010
US 2011118726 A1	19.05.2011	EP 2498706 A1	19.09.2012
		JP 2013510689 A	28.03.2013
		WO 2011060339 A1	19.05.2011
		CA 2781951 A1	19.05.2011
		AU 2010319333 A1	31.05.2012
		CR 20120291 A1	04.09.2012

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

**PCT/CN2013/086076**

## CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 18/12 (2006.01) i

A61B 18/08 (2006.01) i

A61B 18/02 (2006.01) i

A61B 18/24 (2006.01) i

A61B 18/18 (2006.01) i

A61N 7/02 (2006.01) i

国际检索报告

国际申请号  
PCT/CN2013/086076

A. 主题的分类

参见附加页

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)

IPC A61B A61N

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))

VEN, CNABS, CJFD, CNKI

中国人民解放军第三军医大学第一附属医院, 高血压, 肾, 消融, 交感, renal, ablation

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 202761434 U (中国人民解放军第三军医大学第一附属医院) 06.3 月 2013 (06.03.2013) 权利要求 1-16	1-8,11-18
PX	CN 102908189 A (中国人民解放军第三军医大学第一附属医院) 06.2 月 2013 (06.02.2013) 权利要求 1-16	1-8,11-18
PX	CN 202843784 U (中国人民解放军第三军医大学第一附属医院) 03.4 月 2013 (03.04.2013) 权利要求 1-16,说明书第[0096]-[0097]段, 附图 26, 27	1-18
PX	CN 102908188 A (中国人民解放军第三军医大学第一附属医院) 06.2 月 2013 (06.02.2013) 权利要求 1-15,说明书第[0068]-[0070]段, 附图 15, 16	1-18
PX	CN 102885649 A (中国人民解放军第三军医大学第一附属医院) 23.1 月 2013 (23.01.2013) 权利要求 1-15,说明书第[0068]-[0087]段, 附图 1-8	1-18
PX	CN 102885648 A (中国人民解放军第三军医大学第一附属医院) 23.1 月 2013 (23.01.2013) 权利要求 1-18,说明书第[0073]-[0093]段, 附图 1-11	1-18
A	CN 202069688 U (北京天助畅运医疗技术股份有限公司) 14.12 月 2011 (14.12.2011) 全文	1-18

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  
08.1 月 2014 (08.01.2014)

国际检索报告邮寄日期  
23.1 月 2014 (23.01.2014)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:  
中华人民共和国国家知识产权局  
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  
田蕴青  
电话号码: (86-10) 62085631

C(续). 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
A	CN 102274074 A (上海微创电生理医疗科技有限公司) 14.12 月 2011 (14.12.2011) 全文	1-18
A	CN 1867299 A (明诺医学有限公司) 22.11 月 2006 (22.11.2006) 全文	1-18
A	US 2008125772 A1 (MINNOW MEDICAL INC) 29.5 月 2008 (29.05.2008) 全文	1-18
A	US 2011118726 A1 (ST JUDE MEDICAL) 19.5 月 2011 (19.05.2011) 全文	1-18

国际检索报告  
关于同族专利的信息

国际申请号  
**PCT/CN2013/086076**

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN 202761434 U	06.03.2013	无	
CN 102908189 A	06.02.2013	无	
CN 202843784 U	03.04.2013	无	
CN 102908188 A	06.02.2013	无	
CN 102885649 A	23.01.2013	无	
CN 102885648 A	23.01.2013	无	
CN 202069688 U	14.12.2011	无	
CN 102274074 A	14.12.2011	无	
CN 1867299 A	22.11.2006	EP 2452648 A1	16.05.2012
		US 2005096647 A1	05.05.2005
		WO 2005041748 A2	12.05.2005
		EP 1667595 A2	14.06.2006
		AU 2004285412 A1	12.05.2005
		JP 2007504910 A	08.03.2007
		US 7291146 B2	06.11.2007
		CN 1867299 B	29.09.2010
		US 2012157987 A1	21.06.2012
		US 2013066316 A1	14.03.2013
		CA 2539026 A1	12.05.2005
		US 2013274658 A1	17.10.2013
US 2008125772 A1	29.05.2008	US 2012157989 A1	21.06.2012
		WO 2008049084 A2	24.04.2008
		EP 2076193 A2	08.07.2009
		AU 2007310988 A1	24.04.2008
		CA 2666661 A1	24.04.2008
		JP 2010507403 A	11.03.2010
US 2011118726 A1	19.05.2011	EP 2498706 A1	19.09.2012
		JP 2013510689 A	28.03.2013
		WO 2011060339 A1	19.05.2011
		CA 2781951 A1	19.05.2011
		AU 2010319333 A1	31.05.2012
		CR 20120291 A1	04.09.2012

**主题的分类**

A61B18/12 (2006.01) i

A61B18/08(2006.01) i

A61B18/02 (2006.01) i

A61B18/24(2006.01) i

A61B18/18 (2006.01) i

A61N7/02(2006.01) i