



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103330578 A

(43) 申请公布日 2013. 10. 02

(21) 申请号 201310306443. 9

(22) 申请日 2013. 07. 19

(71) 申请人 乐普(北京)医疗器械股份有限公司
地址 102200 北京市昌平区科技园区超前路
37 号

(72) 发明人 黄晶 马长生 董飒英 钱俊
王挺 薛睿

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王宝筠

(51) Int. Cl.

A61B 17/00(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

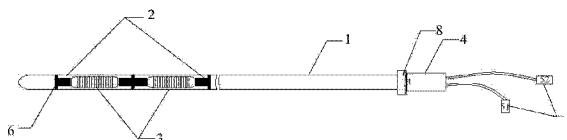
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

一种次圆周式超声消融导管

(57) 摘要

本申请公开了一种超声消融导管,包括导管本体、超声治疗换能器组、超声成像换能器组、操控手柄和换能器接口,其中,导管本体为圆柱状结构;超声治疗换能器组设置在导管本体远端的侧面上,呈片状或呈非闭合环状,可发射线状或次圆周状超声束;相邻两个超声治疗换能器之间跨越的距离 $\geq 1\text{cm}$;超声成像换能器位于相邻两个超声治疗换能器之间;操控手柄设置在导管本体的近端;换能器接口包括:第一接口和第二接口。该消融导管对交感神经纤维进行消融后,可将神经纤维截断为互不连续、中间段完全离断的节段,并且由于超声治疗换能器覆盖较长距离($\geq 1\text{cm}$),避免完全离断的神经纤维相互趋化和自行修复,提高去交感效果的稳定性。



1. 一种超声消融导管,其特征在于,包括:导管本体、超声治疗换能器组、超声成像换能器组、操控手柄和换能器接口,其中:

所述导管本体为圆柱状结构;

所述超声治疗换能器组设置在所述导管本体远端的侧面上,所述超声治疗换能器组包括至少两个超声治疗换能器,并且相邻两个超声治疗换能器之间的距离大于或等于1厘米;

所述超声成像换能器组包括至少一个超声成像换能器,并且所述超声成像换能器位于相邻两个超声治疗换能器之间;

所述操控手柄设置在所述导管本体的近端;

所述换能器接口包括:与所述超声治疗换能器组相连接的第一接口和与所述超声成像换能器相连的第二接口。

2. 根据权利要求1所述的超声消融导管,其特征在于,所述超声治疗换能器为平面晶片或非闭合环周状晶片。

3. 根据权利要求2所述的超声消融导管,其特征在于,所述非闭合环周状换能器晶片的环周角度在 $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$ 。

4. 根据权利要求3所述的超声消融导管,其特征在于,

至少两个所述超声治疗换能器位于同一平面或曲面上,并且每个超声治疗换能器发射的声束相互平行或交错;

所述非闭合环状超声换能器的至少两个换能器发射声束的缺失部分可相互平行或交错。

5. 根据权利要求4所述的超声消融导管,其特征在于,

若所述超声治疗换能器为平面晶片,每个所述超声治疗换能器的长轴位于同一直线上,并且每个所述超声治疗换能器均与所述导管本体的轴线相平行;

若所述超声治疗换能器为非闭合环周状晶片,每个所述超声治疗换能器非闭合环形晶片的轴线与所述导管本体的轴线相重合。

6. 根据权利要求5所述的超声消融导管,其特征在于,当所述非闭合环周状晶片的环周角度小于 360° 时,该超声消融导管还可以包括:

至少一个独立超声成像换能器,所述独立超声成像换能器的形状为条形,并且所述独立超声成像换能器安装在所述非闭合环周状晶片的缺口处。

7. 根据权利要求6所述的超声消融导管,其特征在于,

所述的超声治疗换能器为X线影像下可视的压电晶体,并且所述压电晶体的表面设置有X线影像下可视的镀膜。

8. 根据权利要求7所述的超声消融导管,其特征在于,所述超声成像换能器安装在相邻两个超声治疗换能器之间,并且所述的超声成像换能器为表面设置有弧形的条带状晶片或环周状晶片,每个超声治疗换能器的声束均位于相邻的超声成像换能器的成像范围内。

9. 根据权利要求8所述的超声消融导管,其特征在于,

若所述超声治疗换能器为平面晶片,则所述超声成像换能器为表面呈弧形的条带状晶片,并且每个超声成像换能器的长轴与所述超声治疗换能器的长轴相重合;

若所述超声治疗换能器为非闭合环周状晶片,则所述超声成像换能器为环周状晶片,

并且每个所述超声成像换能器的环周状晶片的轴线与所述超声治疗换能器的非闭合环周状晶片的轴线相重合。

10. 根据权利要求 9 所述的超声消融导管,其特征在于,所述操控手柄用于控制所述导管本体进行单向旋转;

所述操控手柄内安装有弹簧片和楔形齿轮,所述导管本体通过楔形齿轮与所述操控手柄可转动连接;

所述弹簧片一端与所述操控手柄相固定,另一端与楔形齿轮相挤压,用于避免楔形齿轮反向转动。

11. 根据权利要求 10 所述的超声消融导管,其特征在于,所述操控手柄表面环周设置有用以确定导管本体转动角度的刻度盘。

12. 根据权利要求 11 所述超声消融导管,其特征在于,进一步包括:至少两个在 X 线影像下可视的显影标记,

所述显影标记用于辅助操作人员了解超声消融导管在体内的位置以及旋转角度;

至少两个所述显影标记分别位于所述导管本体上所述超声治疗换能器两端位置,

当所述超声治疗换能器为平面晶片时,所述显影标记为半环形,并且所述显影标记的半环形的两端与所述平面晶片的两端相固定;

当所述超声治疗换能器为非闭合环周状晶片时,所述显影标记为片状。

一种次圆周式超声消融导管

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械技术领域,特别是涉及一种次圆周式超声消融导管。

背景技术

[0002] 经导管肾去交感化治疗利用射频导管以微创方式进入肾动脉,在肾动脉内以螺旋形点状消融,能量通过肾动脉内膜作用于血管外膜及脂肪组织内的交感神经纤维,达到降低肾脏及机体交感张力,降低血压的目的,目前已成为顽固性高血压极具前景的治疗方式。此外,一些新的研究发现,降低肾脏及机体交感神经活性不但可以降低血压,还可治疗心力衰竭、减少心律失常及猝死发生、改善血糖代谢、降低机体炎症水平等效应。射频导管在实现肾交感神经消融时,其原理是通过热传递的方式将射频能量产生的大量热能,通过血管内膜逐步传递至血管外膜及外膜周围的组织,引起血管外膜及外膜周围组织内的交感神经变性坏死,这种方式不可避免地会对消融区域血管内皮产生损伤,并且已有研究发现,在长期随访中有患者出现肾动脉狭窄的并发症。

[0003] 超声能量具有良好的方向性、组织穿透性,与射频消融相比,超声消融使用的能量更低,并且发射声能时无需晶片与组织直接接触,可在内膜完整的情况下实现消融,所以以超声作为能量来源用于肾去交感神经化应具有更高的效率和更好的安全性。

[0004] 研究表明,神经纤维在节段性损伤后,远侧的神经能对近侧再生的神经轴突产生营养和趋化作用,并在神经断端间再造管道相连,其间隔在 5mm 时趋化性最强;但是神经断端的间距较大时,弥散的神经营养和趋化因子无法达到有效浓度,研究表明当神经断端超过 10mm 时这种自我修复功能几乎完全丧失(Politis MJ, et al. Tropism in nerve regeneration in vivo. Attraction of regenerating axons by diffusible factors derived from cells in distal nerve stumps of transected peripheral nerves. Brain Res. 1982; 253:1-12.),所以在进行消融时,若使用较短的电极或晶片实施消融,交感神经纤维在术后可能自行修复而影响远期治疗效果;而使用过长的消融电极或晶片则释放的能量将大大增强,这将增加血管损伤产生消融并发症的风险。

[0005] 此外,通过对现有技术的研究,发明人发现:目前已有的肾去交感消融导管均无法明确肾交感神经在肾动脉周围的分布情况,一种是采用螺旋形或点状的“经验性”消融,这在操作上存在一定的盲目性,既无法高效地消融肾交感神经纤维,同时对无神经分布的组织也带来了不必要的损伤;另一种是采用环周式超声消融肾去交感的消融,但环周式超声消融可能会导致完全的去交感效果,而众所周知交感神经反应却是维持机体稳态的重要机制之一,所以采用环周式消融可能存在过度去交感的问题,可能造成患者术后应激能力下降,机体将不能抵御外界有害刺激,如保持循环容量、电解质水平和血压稳定,可能显著降低机体的应激能力,在遭遇失血、电解质紊乱等状况时,甚至可能增加患者的死亡率,并且环周式的消融有可能加剧肾动脉内膜的损伤,导致术后出现动脉狭窄、纤维化、血栓形成等严重的并发症。

[0006] 因此,现有的肾去交感治疗导管无法满足临床需求,亟需一种新型的消融导管。

发明内容

[0007] 有鉴于此,本申请实施例提供一种超声消融导管,以解决 / 以实现。

[0008] 为了实现上述目的,本申请实施例提供的技术方案如下:

[0009] 一种超声消融导管,包括:导管本体、超声治疗换能器组、超声成像换能器组、操控手柄和换能器接口,其中:

[0010] 所述导管本体为圆柱状结构;

[0011] 所述超声治疗换能器组设置在所述导管本体远端的侧面上,所述超声治疗换能器组包括至少两个超声治疗换能器,并且相邻两个超声治疗换能器之间的距离大于或等于 1 厘米;

[0012] 所述超声成像换能器组包括至少一个超声成像换能器,并且所述超声成像换能器位于相邻两个超声治疗换能器之间;

[0013] 所述操控手柄设置在所述导管本体的近端;

[0014] 所述换能器接口包括:与所述超声治疗换能器组相连接的第一接口和与所述超声成像换能器相连的第二接口。

[0015] 优选地,所述超声治疗换能器为平面晶片或非闭合环周状晶片。

[0016] 优选地,所述非闭合环周状换能器晶片的环周角度在 $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$ 。

[0017] 优选地,至少两个所述超声治疗换能器位于同一平面或曲面上,并且每个超声治疗换能器发射的声束相互平行或交错。

[0018] 所述非闭合环状超声换能器的至少两个换能器发射声束的缺失部分可相互平行或交错;

[0019] 优选地,若所述超声治疗换能器为平面晶片,每个所述超声治疗换能器的长轴位于同一直线上,并且每个所述超声治疗换能器均与所述导管本体的轴线相平行;

[0020] 若所述超声治疗换能器为非闭合环周状晶片,每个所述超声治疗换能器非闭合环形晶片的轴线与所述导管本体的轴线相重合。

[0021] 优选地,当所述非闭合环周状晶片的环周角度小于 360° 时,该超声消融导管还可以包括:

[0022] 至少一个独立超声成像换能器,所述独立超声成像换能器的形状为条形,并且所述独立超声成像换能器安装在所述非闭合环周状晶片的缺口处。

[0023] 优选地,所述的超声治疗换能器为 X 线影像下可视的压电晶体,并且所述压电晶体的表面设置有 X 线影像下可视的镀膜。

[0024] 优选地,所述超声成像换能器安装在相邻两个超声治疗换能器之间,并且所述的超声成像换能器为表面设置有弧形的条带状晶片或环周状晶片,每个超声治疗换能器的声束均位于相邻的超声成像换能器的成像范围内。

[0025] 优选地,若所述超声治疗换能器为平面晶片,则所述超声成像换能器为表面呈弧形的条带状晶片,并且每个超声成像换能器的长轴与所述超声治疗换能器的长轴相重合;

[0026] 若所述超声治疗换能器为非闭合环周状晶片,则所述超声成像换能器为环周状晶片,并且每个所述超声成像换能器的环周状晶片的轴线与所述超声治疗换能器的非闭合环周状晶片的轴线相重合。

- [0027] 优选地,所述操控手柄用于控制所述导管本体进行单向旋转;
- [0028] 所述操控手柄内安装有弹簧片和楔形齿轮,所述导管本体通过楔形齿轮与所述操控手柄可转动连接;
- [0029] 所述弹簧片一端与所述操控手柄相固定,另一端与楔形齿轮相挤压,用于避免楔形齿轮反向转动。
- [0030] 优选地,所述操控手柄表面环周设置有助于确定导管本体转动角度的刻度盘。
- [0031] 优选地,进一步包括:至少两个在 X 线影像下可视的显影标记,
- [0032] 所述显影标记用于辅助操作人员了解超声消融导管在体内的位置以及旋转角度;
- [0033] 至少两个所述显影标记分别位于所述导管本体上所述超声治疗换能器两端位置,
- [0034] 当所述超声治疗换能器为平面晶片时,所述显影标记为半环形,并且所述显影标记的半环形的两端与所述平面晶片的两端相固定;
- [0035] 当所述超声治疗换能器为非闭合环周状晶片时,所述显影标记为片状。由以上技术方案可见,本申请实施例提供的该消融导管中,在导管本体 1 的远端部分设置有超声治疗换能器和超声成像换能器,每个超声成像换能器位于相邻两个超声治疗换能器之间,并且相邻两个超声治疗换能器之间跨越的距离控制在大于等于 1cm 的范围,这样在进行消融治疗时;超声治疗换能器向导管本体侧向式发射非聚焦声束,转动导管本体,就可以使得超声治疗换能器在血管内进行轴向性旋转(0° ~ 任意角度)并释放能量,对交感神经纤维进行消融后,可将神经纤维截断为互不连续、中间段完全离断的节段,并且由于超声治疗换能器覆盖较长距离($\geq 1\text{cm}$),进一步保证了完全离断的神经纤维无法相互趋化和自行修复,保证了去交感效果的稳定性。
- [0036] 同时,本申请实施例提供的该消融导管在使用时,其内设置片状超声换能器通过次圆周(小于 360°)旋转,或非闭合环状超声换能器发射次圆周超声束,产生次圆周的神经消融(如四分之三象限或三分之二圆周)效果,在达成有效肾神经消融的同时,有控制地保留部分交感神经束,以保持机体基本的交感代偿能力。

附图说明

- [0037] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请中记载的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。
- [0038] 图 1 为本申请实施例提供的一种超声消融导管的整体俯视示意图;
- [0039] 图 2 为本申请实施例提供的一种超声消融导管的局部结构示意图;
- [0040] 图 3 为图 2 的侧视示意图;
- [0041] 图 4 为本申请实施例提供的另一种超声消融导管的局部结构示意图。

具体实施方式

- [0042] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请中的技术方案,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实

例仅仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都应当属于本申请保护的范围。

[0043] 有研究表明神经纤维在节段性损伤后,远侧的神经能对近侧再生的神经轴突产生营养和趋化作用,并在神经断端间再造管道相连,其间隔在 5mm 时趋化性最强;但是神经断端的间距较大时,弥散的神经营养和趋化因子无法达到有效浓度,研究表明当神经断端超过 10mm 时这种自我修复功能几乎完全丧失(Politis MJ, et al. Tropism in nerve regeneration in vivo. Attraction of regenerating axons by diffusible factors derived from cells in distal nerve stumps of transected peripheral nerves. Brain Res. 1982; 253:1-12.),所以在进行消融时,若使用较短的电极或晶片实施消融,交感神经纤维在术后可能自行修复而影响远期治疗效果;而使用过长的消融电极或晶片则释放的能量将大大增强,这将增加血管损伤产生消融并发症的风险。

[0044] 为此,考虑到消融电极的作用宽度和范围,本申请提供一种新型的超声消融导管。

[0045] 实施例一:

[0046] 图 1 为本申请实施例提供的超声消融导管的整体俯视示意图。

[0047] 如图 1 所示,该超声消融导管包括:导管本体 1、超声治疗换能器组 2、超声成像换能器组 3、操控手柄 4 和换能器接口 5,其中:

[0048] 超声治疗换能器组 2 和超声成像换能器组 3 均设置在导管本体 4 的远端的侧面上,操控手柄 4 设置在导管本体的近端位置,换能器接口 5 包括:与超声治疗换能器 2 组相连接的第一接口 51 和与超声成像换能器组 3 相连接的第二接口 52,换能器接口 5 的作用是为了向超声治疗换能器 2 组提供能量,并接收超声成像换能器组 3 的成像数据。

[0049] 需要说明的是,在本文中,“远端”和“近端”等位置关系均是指与操作该消融导管的操作人员的相对位置关系,其中,“远端”是指远离操作人员的位置,“近端”是指靠近操作人员的位置。

[0050] 如图 1 所示,导管本体 1 为圆柱状结构,导管本体 1 的远端的侧面上设置有凹槽,以放置超声治疗换能器组 2 和超声成像换能器组 3,另外,导管本体 1 的内部还可以为中空结构,以便放置换能器组与换能器接口 7 之间的线缆。导管本体 1 的作用是为整个消融导管提供支撑,以便将设置在超声治疗换能器组 2 和超声成像换能器组 3 送入到人体腔室内。此外,根据临床需要,导管本体 1 的直径可以有多种选择。

[0051] 图 2 为本申请实施例提供的超声消融导管的局部结构示意图。

[0052] 图 3 为图 2 的侧视示意图。

[0053] 超声治疗换能器组 2 包括至少两个超声治疗换能器 21,至少两个超声治疗换能器 21 位于同一个平面或曲面上,并且每个超声治疗换能器 21 所发射的声束相互平行或交错,使得所发射的声束为非聚焦声束。超声治疗换能器 21 的作用是发射功率可调节的超声声束,以实现消融位于动脉外膜的神经纤维。

[0054] 如图 2 和图 3 所示,超声治疗换能器 21 为平面晶片,并且至少两个超声治疗换能器 21 均位于同一平面上。另外,每个超声治疗换能器 21 的长轴位于同一直线上,且每个超声治疗换能器 21 均与导管本体 1 的轴向相平行。

[0055] 当超声治疗换能器 21 为平面晶片时,在进行消融时,需要通过控制操控手柄 4 转

动导管本体 1,进而带动超声治疗换能器 21 进行单向旋转运动,以实现神经进行角度可控的次圆周式消融。

[0056] 超声治疗换能器组 2 中的包括至少两个超声治疗换能器 21,在本申请实施例中,如图 2 和图 3 所示,超声治疗换能器 21 的个数为三个,并且相邻两个超声治疗换能器 21 之间的距离大于等于 1cm。

[0057] 上述将相邻两个超声治疗换能器 21 之间跨越的距离控制在大于等于 1cm,这样,当利用该超声消融导管进行消融治疗时,相邻两个超声治疗换能器 21 在进行次圆周式消融后,形成的相邻两个消融点之间的距离大于等于 1cm,这正是考虑到,当神经断端超过 10mm 时这种自我修复功能几乎完全丧失,进而可以避免感神经纤维在术后可能自行修复而影响远期治疗效果的问题。

[0058] 本申请实施例中,超声治疗换能器 21 可以由 X 线影像下可视的压电晶体,并且在压电晶片的表面设置有 X 线影像下可视的镀膜,例如:金、铂等。

[0059] 如图 2 和图 3 所示,在本申请实施例中,超声成像换能器组 3 包括至少一个超声成像换能器 31,超声成像换能器 31 位于相邻两个超声治疗换能器 21 之间,也就是说,超声成像换能器 31 的个数比超声治疗换能器 21 的个数少一个。至少一个超声成像换能器 31 位于同一个平面或曲面上,并且每个超声治疗换能器 21 均位于相邻的超声成像换能器 31 的成像范围内。超声成像换能器 31 的作用是提供动脉周围组织的凸阵式高频超声图像,显示神经纤维的分布情况并监测神经纤维在消融前后的图像对比,通过连接超声减影图像分析系统可消靶区域周围组织对图像造成的干扰,从而准确评估消融即刻效果。

[0060] 如图 2 和图 3 所示,当超声治疗换能器 21 为平面晶片时,超声成像换能器 31 可以为表面设置有弧形的条带状晶片,并且每个超声成像换能器 31 的长轴与超声治疗换能器 21 的长轴相重合,即超声成像换能器 31 与超声治疗换能器 21 位于一条直线上。

[0061] 另外,如图 4 所示,当超声治疗换能器 21 为非闭合环周状晶片时,超声成像换能器 31 还可以为环周状晶片,并且每个所述超声成像换能器 31 的环周状晶片的轴线与所述超声治疗换能器 21 的非闭合环周状晶片的轴线相重合,即超声成像换能器 31 与超声治疗换能器 21 位于同一曲面上。

[0062] 如图 1 所示,操控手柄 4 位于导管本体 1 的近端,操控手柄 4 的作用是控制导管本体 1 进行单向旋转,进而带动设置在导管本体 1 上的超声治疗换能器 21 进行角度可控的次圆周式消融。

[0063] 在本申请实施例中,操控手柄 4 内安装有弹簧片和楔形齿轮,并且导管本体通过楔形齿轮与所述操控手柄可转动连接,另外,弹簧片一端与操控手柄 4 相固定,另一端与楔形齿轮相挤压,用于避免楔形齿轮反向转动。

[0064] 为了方便控制操控手柄 4 的转动角度,如图 1 所示,在操控手柄 4 表面环周还可以设置有用以确定导管本体转动角度的刻度盘 8。

[0065] 为了更加方便和精确地控制操控手柄 4 的转动角度,在操控手柄 4 内还可安装步进电机,通过连接脉冲信号源驱动楔形齿轮按设定的方向转动固定的角度。

[0066] 此外,为了方便对该消融导管进入人体腔室内的位置或在进行消融手术时转动的角度进行定位,如图 1- 图 3 所示,该消融导管还可以设置有:至少两个显影标记 6。

[0067] 至少两个显影标记 6 的材料为在 X 线影像下可视的材料,并且至少两个所述显影

标记 6 分别位于所述导管本体 1 上,且位于超声治疗换能器 21 的两端位置。

[0068] 为了便于辅助操作人员了解超声消融导管在体内的位置以及旋转角度,在本申请实施例中,当所述超声治疗换能器 21 为平面晶片时,所述显影标记 6 为半环形,并且所述显影标记 6 的半环形的两端与所述平面晶片的两端相固定这样在转动时,操作人员可以根据显影标记 6 的形状来确定超声治疗换能器 21 的位置。

[0069] 由以上技术方案可见,本申请实施例提供的该消融导管中,在导管本体 1 的远端部分设置有超声治疗换能器和超声成像换能器,每个超声成像换能器位于相邻两个超声治疗换能器之间,并且相邻两个超声治疗换能器之间跨越的距离控制在大于等于 1cm 的范围,这样在进行消融治疗时;超声治疗换能器向导管本体侧向式发射平行或交错的非聚焦声束,转动导管本体,就可以使得超声治疗换能器在血管内进行轴向性旋转($0^{\circ} \sim$ 任意角度)并释放能量,对交感神经纤维进行消融后,可将神经纤维截断为互不连续、中间段完全离断的节段,并且由于超声治疗换能器声束覆盖距离($\geq 1\text{cm}$)进一步保证了完全离断的神经纤维无法相互趋化和自行修复,保证了去交感效果的稳定性。

[0070] 同时,本申请实施例提供的该消融导管在使用时,其内设置片状超声换能器通过次圆周(小于 360°)旋转,或非闭合环状超声换能器发射次圆周超声束,产生次圆周的神经消融(如四分之三象限或三分之二圆周)效果,在达成有效肾神经消融的同时,有控制地保留部分交感神经束,以保持机体基本的交感代偿能力。

[0071] 实施例二:

[0072] 在上述实施例中,由于超声治疗换能器 21 为平面晶片时,在进行消融时,需要通过控制操控手柄 4 转动导管本体 1,进而带动超声治疗换能器 21 进行环周运动,以实现神经进行环周式消融。所在操作时,需要操作人员需要实时监控消融区域,并且缓慢转动导管本体 1,这样就会增加操作人员的操作难度,并且对于操作人员的要求较高,甚至会出现由于操作人员操作不当而影响消融效果。

[0073] 为了解决需要转动导管本体 1 以进行次圆周式消融存在的问题,在本申请其他实施例中,如图 4 所示,超声治疗换能器 21 为非闭合环周状晶片,每个超声治疗换能器 21 的非闭合环周状晶片的环周角度在 $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$,并且至少两个超声治疗换能器 21 均位于同一曲面上。另外,每个非闭合环周状晶片的轴线与导管本体 1 的轴线相重合,同时,每个非闭合环状晶片的缺口相互同轴或不同轴平行,这样使得所有超声治疗换能器 21 发射的声束均是相互平行的或交错的覆盖肾交感神经分布范围。

[0074] 本申请实施例中,采用非闭合环周状晶片,这样在进行消融时,无需转动导管本体 1 即可以完成对神经的次圆周式消融,使得消融手术操作更加简单方便。

[0075] 另外,在本申请其他实施例中,当超声治疗换能器 21 为非闭合环周状晶片,并且非闭合环周状晶片的环周角度小于 360° 时,该超声消融导管还可以包括:多个独立超声成像换能器 7。

[0076] 每个独立超声成像换能器 7 位于一个超声治疗换能器 21 的非闭合环周状晶片的缺口位置,独立超声成像换能器 7 可以为平面结构,也可以与非闭合环周状晶片组成一个完整的环形。

[0077] 设置独立超声成像换能器 7 的目的是:当利用超声成像换能器 21 找到消融区域后,可以旋转导管本体 1,并利用独立超声成像换能器 7 对待消融区域进行扫描,以便整体

了解神经的分布位置等。

[0078] 此外,当所述超声治疗换能器 21 为非闭合环周状晶片时,该导管本体 1 上设置的显影标记 6 为还可以为片状。片状的显影标记 6 可以位于非闭合环周状晶片的缺口位置,并且显影标记的长轴与超声治疗换能器非闭合环周状晶片缺口长轴相重合。

[0079] 以上对本申请所提供的一种超声消融导管进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本申请的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本申请的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

[0080] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。

[0081] 需要说明的是,在本文中,诸如“大于”或“超过”或“高于”或“小于”或“低于”等之类的关系描述,均可以理解为“大于且不等于”或“小于且不等于”,也可以理解为“大于等于”或“小于等于”,而不一定要求或者暗示必须为限定的或固有的一种情况。

[0082] 另外,在本文中,诸如“第一”和“第二”等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,在本文中,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0083] 需要说明的是,以上所述仅仅是本申请技术方案的一部分优选具体实施方式,使本领域技术人员能够充分理解或实现本申请,而不是全部的实施例,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本申请的精神或范围的情况下,在其它实施例年实现。因此,基于以上实施例,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请原理,不做出创造性劳动前提下,还可以做出多种显而易见的修改和润饰,通过这些修改和润饰所获得的所有其他实施例,都可以应用于本申请技术方案,这些都不影响本申请的实现,都应当属于本申请的保护范围。因此,本申请将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

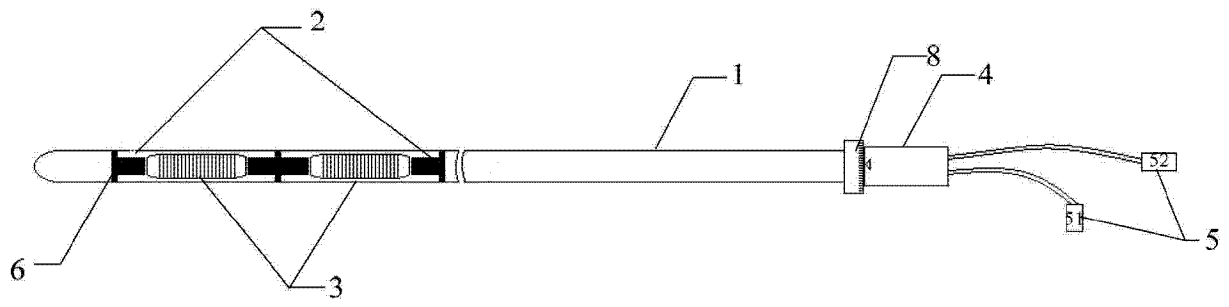


图 1

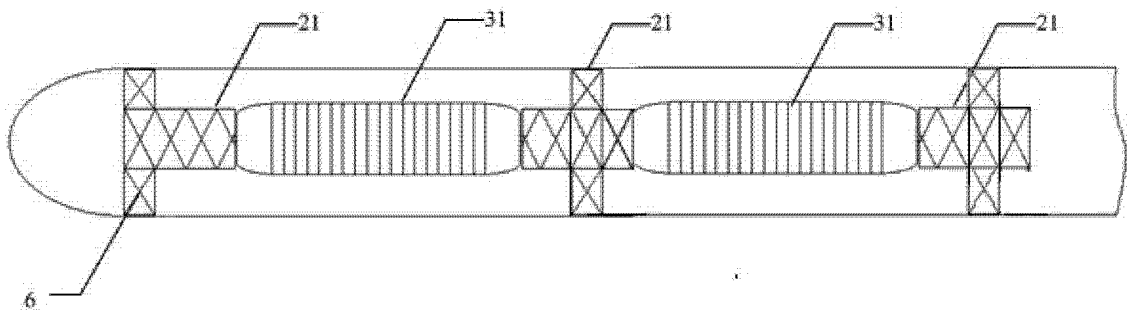


图 2

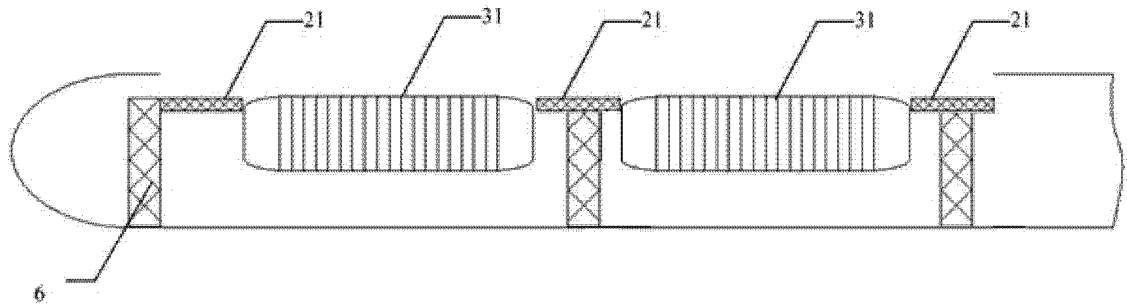


图 3

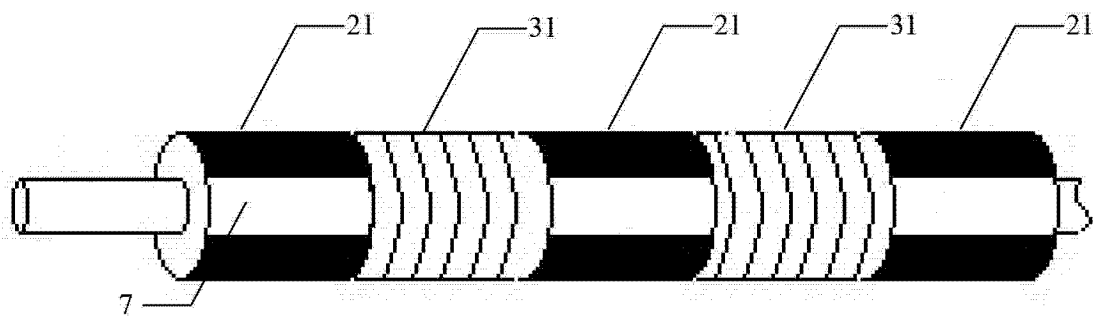


图 4

本申请公开了一种超声消融导管，包括导管本体、超声治疗换能器组、超声成像换能器组、操控手柄和换能器接口，其中，导管本体为圆柱状结构；超声治疗换能器组设置在导管本体远端的侧面上，呈片状或呈非闭合环状，可发射线状或次圆周状超声束；相邻两个超声治疗换能器之间跨越的距离 $\geq 1\text{cm}$ ；超声成像换能器位于相邻两个超声治疗换能器之间；操控手柄设置在导管本体的近端；换能器接口包括：第一接口和第二接口。该消融导管对交感神经纤维进行消融后，可将神经纤维截断为互不连续、中间段完全离断的节段，并且由于超声治疗换能器覆盖较长距离（ $\geq 1\text{cm}$ ），避免完全离断的神经纤维相互趋化和自行修复，提高去交感效果的稳定性。

