



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102488552 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 15

(21) 申请号 201110422860. 0

(22) 申请日 2011. 12. 15

(73) 专利权人 四川锦江电子科技有限公司

地址 610000 四川省成都市武侯区武科东三路 5 号

(72) 发明人 李楚武 王建聪 陈斌

(74) 专利代理机构 四川力久律师事务所 51221

代理人 韩洋 熊晓果

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102198015 A, 2011. 09. 28, 说明书第 37-42 段, 附图 1 和 2.

US 5441516 A, 1995. 08. 15, 说明书附图 9.

审查员 李澍歆

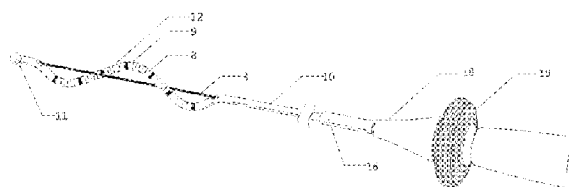
权利要求书1页 说明书3页 附图3页

(54) 发明名称

可操控螺旋形电生理导管

(57) 摘要

本发明公开了一种可操控螺旋形电生理导管, 包括设置有电极的导管, 其中至少部分设有电极的导管成螺旋形导管, 其特征在于: 在螺旋形导管的尾端固定有一牵引丝, 牵引丝在螺旋形导管的首端穿入导管内部, 并能够在导管内部旋转和滑动。能够增强与机体组织的贴靠性, 其可完全标测或消融目标区域但并不多余地破坏周围的健康组织。



1. 一种可操控螺旋形电生理导管,包括设置有电极的导管,其中至少部分设有电极的导管成螺旋形导管,其特征在于:在螺旋形导管的尾端固定有一第一牵引丝,第一牵引丝在螺旋形导管的首端穿入导管内部,并能够在导管内部滑动和旋转,从而控制螺旋形导管的螺旋拉伸与螺旋圈的大小,第一牵引丝位于导管的中轴线上,并位于螺旋形导管围绕成的圆环的中轴线上;第一牵引丝由导管内部穿出,通过调整第一牵引丝调整螺旋形导管的直径、长度以及螺旋间距,顺时针旋转第一牵引丝能缩小螺旋形导管的螺旋圈大小;在所述螺旋形导管首端和尾端各有一段沿直线延伸的导管段,第一牵引丝穿入沿直线延伸的导管段中;所述螺旋形导管位于导管整体的尾部;在螺旋形导管的尾端安装有一个球形电极,或顶端电极,或压缩弹簧圈;所述导管中还包括第二牵引丝和第三牵引丝,通过第二牵引丝和第三牵引丝控制螺旋形导管弯转;在所述螺旋形导管上布置有中空绕线电极管,在所述绕线电极管外边沿上分布有灌注孔;所述可操控螺旋形电生理导管还包括温度传感器,所述温度传感器放置在绕线电极管的下方。

可控螺旋形电生理导管

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗导管器械,尤其是一种电生理导管。

背景技术

[0002] 通常,电生理导管是在患者的脉管系统中推进并进入心室,当射频电能从装置的电极发射时,在心内膜上形成损害。射频消融技术可产生小区域的损害,因此通常形成几个损害以完全消融一个区域。射频消融技术的主要难题是控制区域的大小和损害,使其可完全消融目标区域但并不多余地破坏周围的健康组织。电生理导管还可以用于消融和阻断交感神经,从而达到治疗目的。

[0003] 现有的电生理导管如中国发明专利 CN1279876C 中所公开的一种适用于消融患者体腔内组织的电生理 (EP) 装置,其导管部分通常包括具有螺旋形状的远侧轴区段的细长轴和至少一个在其外部的电极。其中螺旋形状的部分具有弹性,在放入过程中位于导引导管内呈直线状态,放入脉管后由导引导管中穿出,恢复成螺旋形,贴近消融部分的管壁。在中国发明专利 CN100563594C 中也公开了类似的结构。这种结构的导管虽然可以依靠螺旋形状的远侧轴区段的弹性在脉管内恢复成螺旋状,进而贴近消融区间,以获得更好的效果,但完全依靠螺旋段的弹性进行恢复,不易控制螺旋段的形状,会在实际的操作和使用中带来不便,特别是在安置和取出螺旋段的时候会与管壁摩擦,造成操作困难。

[0004] 为此,在中国发明专利申请 200680030272.X 中公开了一种消融导管,该消融导管具有连接至可展开的一批载体组件的消融元件,该载体组件可从紧缩的线性构造转换至螺旋构造,从而标测和消融肺静脉口,其结构如图 1 所示。该结构的导管增加了控制轴,将载有电极的导管和控制轴容纳在管中,通过滑动和 / 或旋转控制轴达到操控导管形状的目的。该发明申请中公开的导管或者通过伞状结构达到控制电极载体形状的目的或者通过控制轴与螺旋状配合来达到控制电极载体形状的目的。在使用伞状结构时,改变电极载体形状时,需要配合外轴相互作用;在使用控制轴与螺旋状配合时,控制轴与电极载体都由引导导管中穿出,在将载体收汇引导导管中时,容易发生刮蹭的问题,并且结构相对于传统导管结构要复杂一些。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种能够增强导管与机体组织的贴靠性、并且结构简单的可控螺旋形电生理导管。

[0006] 本发明的技术方案是:一种可控螺旋形电生理导管,包括设置有电极的导管,其中至少部分设有电极的导管成螺旋形导管,其特征在于:在螺旋形导管的尾端固定有一牵引丝,牵引丝在螺旋形导管的首端穿入导管内部,并能够在导管内部旋转和滑动。

[0007] 本发明的附加技术方案如下:

[0008] 优选地,牵引丝位于导管的中轴线上。

[0009] 优选地,在所述螺旋形导管首端和尾端各有一段沿直线延伸的导管段,牵引线穿

入沿直线延伸的导管段中。

[0010] 优选地,所述螺旋形导管位于导管整体的尾部。

[0011] 优选地,在螺旋形导管的尾端安装有一个球形电极(或顶端电极,或压缩弹簧圈)。

[0012] 优选地,在所述螺旋形导管上布置有绕线电极。

[0013] 优选地,在所述螺旋形导管上布置有环电极。

[0014] 优选地,在所述螺旋形导管上布置有中空的绕线电极管。

[0015] 优选地,在所述绕线电极管上分布有灌注孔。

[0016] 本发明的有益效果是:能够增强与机体组织的贴靠性,其可完全标测或消融目标区域但并不多余地破坏周围的健康组织。牵引丝由导管内部穿出,通过调整牵引丝可以调整螺旋形导管的直径、长度以及螺旋间距。并且牵引丝直接由导管内部穿出,螺旋形导管的控制完全由导管和内部的牵引丝来实现,在收缩或扩张螺旋形导管时,导管的变化过程更为圆滑,特别是在螺旋形导管的首端和尾端,在牵引丝旋转时不会发生缠绕和卡住的现象,在实际操作中更为顺滑,特别是在螺旋形导管的首、尾部与管壁贴合更为紧密。

附图说明

[0017] 本发明将通过例子并参照附图的方式说明,其中:

[0018] 图 1 是现有技术中消融导管的示意图。

[0019] 图 2 是本发明可操控螺旋形电生理装置实施例的示意图。

[0020] 图 3 和图 4 是图 1 所示导管远端处于不同状态的示意图。

[0021] 图 5 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例螺旋形导管部分的截面图。

[0022] 图 6 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例管身部分的截面图。

[0023] 图 7 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例的示意图。

[0024] 图 8 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例的示意图。

[0025] 图 9 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例的示意图。

[0026] 图 10 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例的示意图。

[0027] 图 11 和图 12 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例的示意图。

[0028] 图 13 是本发明可操控螺旋形电生理导管实施例的示意图。

具体实施方式

[0029] 本发明的具体实施例,如图 2 所示,一种电生理装置,其导管大体上分为:球形电极 11、螺旋远端 8、导管管体 10、牵引丝 3、绕线电极 12、温度传感器 9 以及操控手柄,操控手柄整体用来控制牵引丝 3 在导管 10 中的滑动和旋转,从而控制螺旋远端 8 的螺旋拉伸与螺旋圈的大小。当螺旋远端 8 伸出引导导管后,往前推推拉键 19,螺旋远端 8 被压缩成圈,顺时针方向旋转,缩小螺旋远端 8 成圈的大小,如图 3 所示,更加适合不同病理需求,同时解决了点消融不彻底,以及不能到达某些指定部位。并且与现有技术相似的,本例的螺旋远端 8 也可以通过图 14 中的导管的牵引丝 17 和 18 控制弯转,弯形效果如图 4 所示。

[0030] 本发明的一实施例,其导管的截面如图 5 和图 6 所示,管体包含:管腔 1、海波管或压缩钢丝圈 2、牵引丝 3、电极导线 4、温度传感器导线 5、特氟隆 6、塑型导丝 7。电极导线 4、温度传感器导线 5 用于管腔编织,兼顾数据传输和加强管体作用。塑型导丝 7 附特氟隆 6

后,用于螺旋远端 8 初始状态塑型。

[0031] 本发明的一个实施例,如图 7 所示,一种螺旋形电生理导管,在导管上的电极可以采用绕线电极 12,螺旋远端 8 螺旋圈大小以及长短通过牵引丝 3 操控,如图 2 所示,为导管初始状态,螺旋远端 8 被拉伸,以便通过引导导管放入血管,如图 5 所示,当螺旋远端 8 伸出引导导管后,往前推推拉键 19,螺旋远端 8 被压缩成圈,顺时针方向旋转 22,缩小螺旋远端 8 成圈的大小,更加适合不同病理需求,同时解决了点消融不彻底,以及不能到达某些指定部位。

[0032] 本发明的一个实施例,如图 8 所示,一种螺旋形电生理导管,其结构与上一实施例类似,不同之处是在导管上的电极是环电极 15 和 / 或绕线电极 12。

[0033] 本发明的一个实施例,如图 9 所示,一种螺旋形电生理导管与图 7 所示的实施例结构相似,在其基础上做更多圈的电极,螺旋远端 8 所成圈更小,能到达更多细小血管部位。

[0034] 本发明的一个实施例,如图 10 所示,一种螺旋形电生理导管与图 7 所示的实施例结构相似,整个螺旋远端 8 使用一个中空环绕电极 14,电极外边沿开孔,使得生理盐水从孔中溢出,用以冷却放电中的电极以及冷却被消融的机体组织,电极前后端各有一个温度传感器,监控消融过程中的温度变化。

[0035] 如图 12 所示,本发明的一个实施例,其结构与图 7 所示的实施例类似,不同之处在于在导管的尾端增加了压缩弹簧圈 16。另一实施例又如图 13 所示,并在压导管的尾端增加了顶端电极 17。压缩弹簧圈 16 和顶端电极 17 的作用都是为了在穿入心脏时避免导管引起的碰撞损伤。

[0036] 为了更为准确的测量消融电极的温度,在本发明的一个实施例中,将温度传感器 9 放置在电极管 12 的下方,即电极管 12 和导管的管壁之间,如图 13 所示。在本例中时针对电极管 12 的形式,而在实际应用中,也可以将温度传感器 9 放置在环电极 15 和 / 或绕线电极 12 下方,以期获得更好的测量精度。

[0037] 本说明书中公开的所有特征,或公开的所有方法或过程中的步骤,除了互相排斥的特征和 / 或步骤以外,均可以以任何方式组合。

[0038] 本说明书(包括任何附加权利要求、摘要和附图)中公开的任一特征,除非特别叙述,均可被其他等效或具有类似目的的替代特征加以替换。即,除非特别叙述,每个特征只是一系列等效或类似特征中的一个例子而已。

[0039] 本发明并不局限于前述的具体实施方式。本发明扩展到任何在本说明书中披露的新特征或任何新的组合,以及披露的任一新的方法或过程的步骤或任何新的组合。

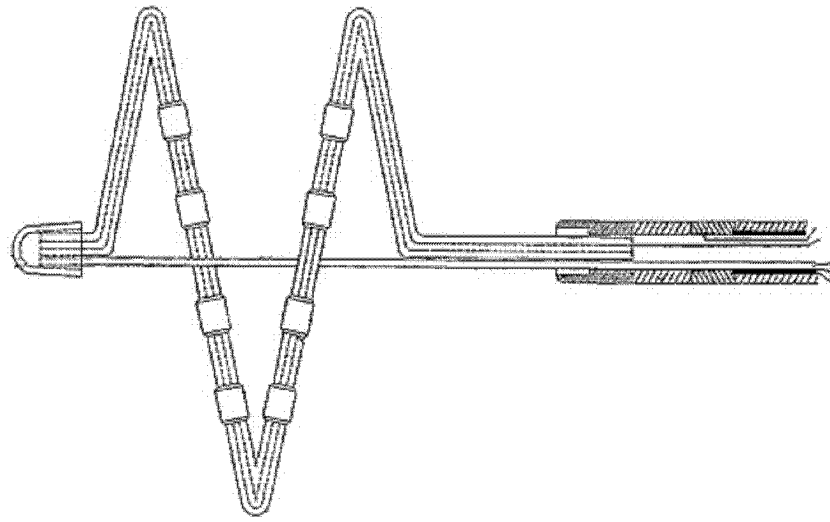


图 1

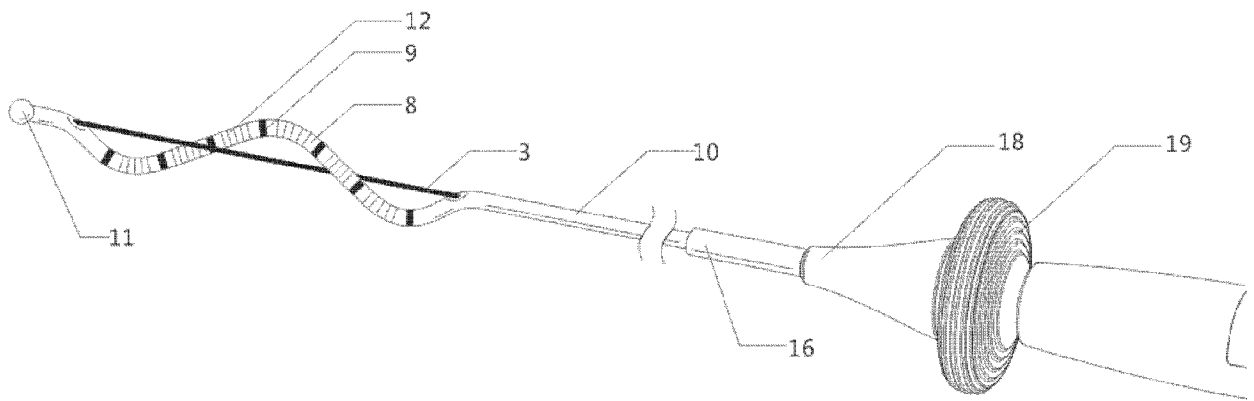


图 2

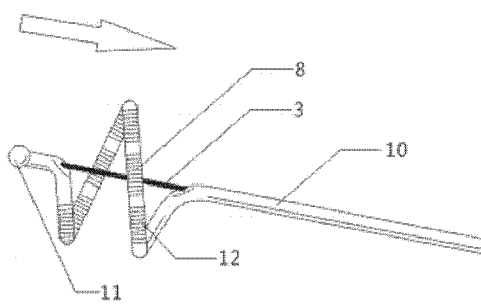


图 3

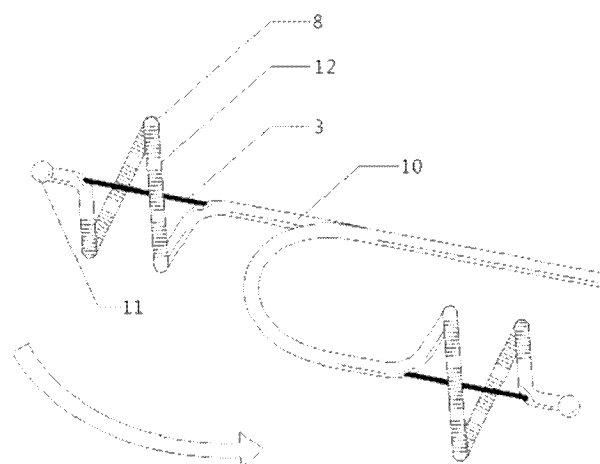


图 4

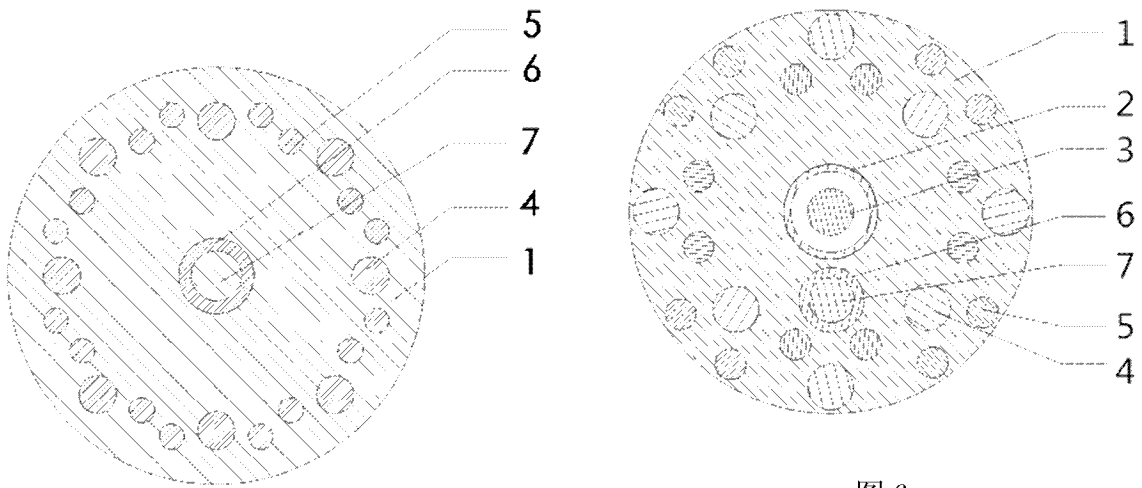


图 6

图 5

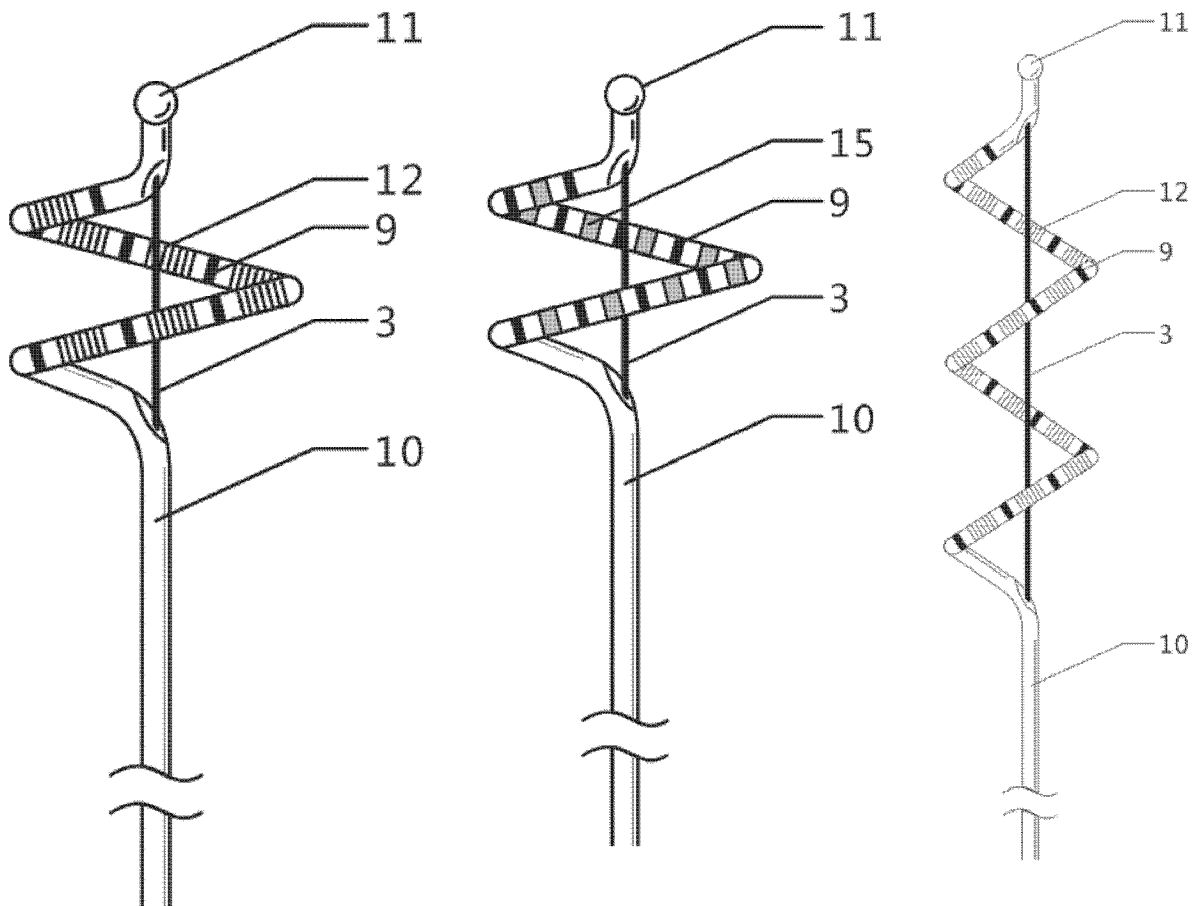


图 8

图 9

图 7

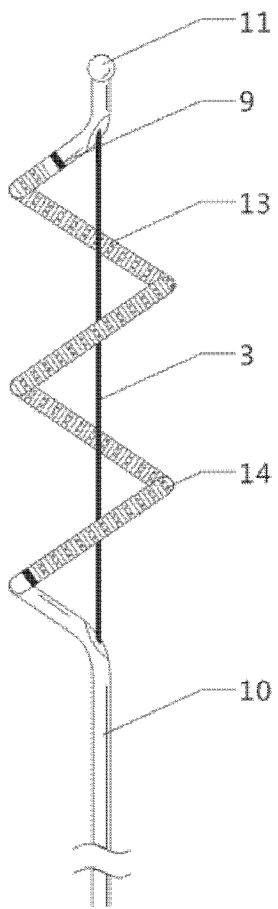


图 10

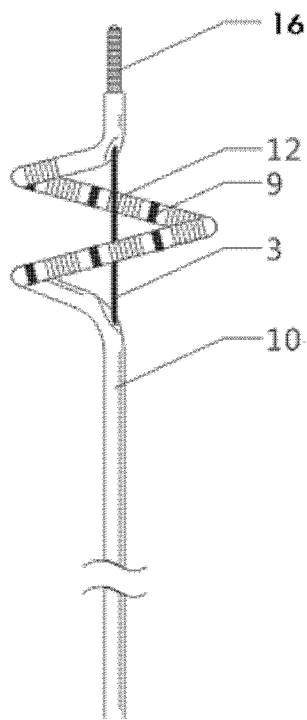


图 11

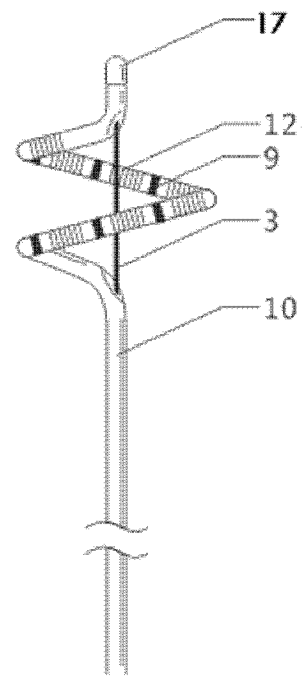


图 12

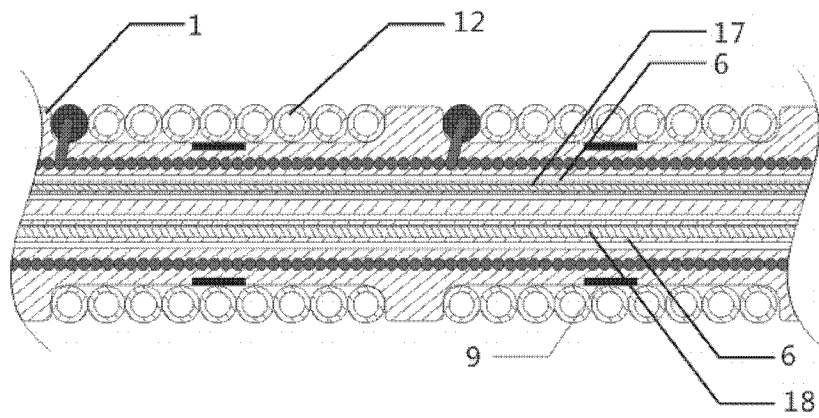


图 13