



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108882962 B

(45)授权公告日 2020.03.17

(21)申请号 201780018419.1

(22)申请日 2017.03.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108882962 A

(43)申请公布日 2018.11.23

(30)优先权数据
62/311284 2016.03.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.09.19

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/022746 2017.03.16

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/165193 EN 2017.09.28

(73)专利权人 圣犹达医疗用品心脏病学部门有
限公司
地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 T·G·柯伦 T·T·泰格

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理
有限公司 11280
代理人 胡强

(51)Int.Cl.
A61B 18/18(2006.01)
A61B 18/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 105125283 A,2015.12.09,
US 2008161788 A1,2008.07.03,
US 2003135971 A1,2003.07.24,
CN 104146761 A,2014.11.19,
审查员 黄长斌

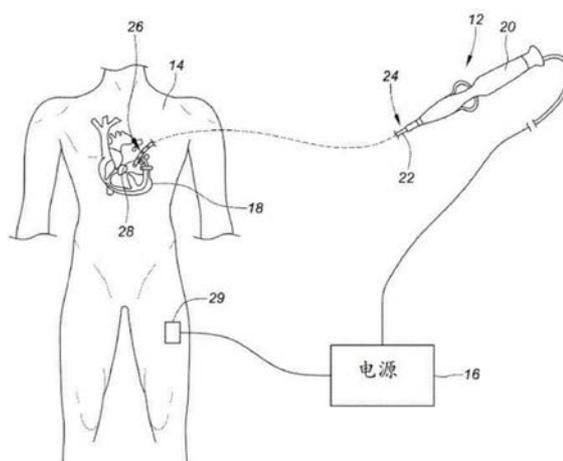
权利要求书1页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

具有减少的导线数目的多点式热电偶组件

(57)摘要

具有减少的导线数目的多点式热电偶组件被构造用于消融导管尖端。在至少一个实施例中,该组件包括包含多个接点的第一金属材料;包含第二金属材料的多个导体,每个导体在多个接点中的其中一个处连接至第一金属材料;共用导体,其与多个导体中的至少一个在对应的共用导体接点处物理配对,使得共用导体与多个导体中每一个形成热电偶对。



1. 一种细长形医疗装置,包括多点式温度传感器组件,所述组件包括:
第一金属材料,其包括多个接点;
包括第二金属材料的多个导电体,每个导电体在多个所述接点中的一个接点处连接至所述第一金属材料;和
单个共用导电体,其与多个所述导电体中的一个在对应的单个共用导电体接点处物理配对,使得所述单个共用导电体与所述多个导电体中的每一个均形成热电偶对;
其中所述接点被构造为使得在每个接点处测得的电压与在共用导电体接点处测得的电压的比较值表示每个接点处的对应温度;
其中所述第一金属材料具有比所述第二金属材料更高的热阻。
2. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中所述第一金属材料包括康铜,所述第二金属材料包括铜。
3. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中所述细长形医疗装置的尖端包括铂、铂-铱合金或金中的至少一种。
4. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中每个接点与所述细长形医疗装置的尖端热接触。
5. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中所述细长形医疗装置的尖端被构造为与灌注消融导管一起使用。
6. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中每个接点均与其它接点热绝缘。
7. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中所述第一金属材料包括多个凸片,每个接点位于凸片的远端。
8. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中所述第一金属材料被形成为片或环,并且其中所述片或环为电绝缘的。
9. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中所述共用导电体包括所述第一金属材料。
10. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中多个所述导电体中的每一个包括导线或导电迹线。
11. 根据权利要求1所述的细长形医疗装置,其中所述共用导电体包括第三金属材料。
12. 根据权利要求11所述的细长形医疗装置,其中所述第一金属材料包括铂或铂-铱合金中的至少一种,所述第二金属包括铜,所述第三金属包括康铜。
13. 根据权利要求11所述的细长形医疗装置,其中所述细长形医疗装置的尖端包括所述第一金属材料。
14. 根据权利要求11所述的细长形医疗装置,其中每个接点与所述细长形医疗装置的尖端直接电接触。
15. 根据权利要求11所述的细长形医疗装置,其中每个接点相对于接地被电绝缘。

具有减少的导线数目的多点式热电偶组件

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年3月21日提交的、题为“具有减少的导线数目的多点式热电偶组件”的美国临时专利申请号63/311,284(该‘284申请)的优先权。‘284申请被援引纳入本文,如同在本文完全阐述。

技术领域

[0003] 本发明总体上涉及共享共用导线的多点式热电偶。

背景技术

[0004] 电生理学导管用于多种诊断和/或治疗医疗处置以诊断和/或纠正比如房性心律失常的病症,该病症例如包括异位房性心动过速、心房颤动以及心房扑动。心律失常会产生各种病症,包括不规则心率、同步房室收缩的丧失以及心脏腔室中血流的停滞,这可能导致各种症状和无症状的疾病,甚至导致死亡。

[0005] 采用电生理学导管的医疗处置包括配置穿过患者的脉管系统进入患者的心脏或心脏腔室或静脉的第一诊断导管。承载一个或多个电极的电生理学导管可被用于心脏标测或诊断、消融和/或其它治疗传送模式或两者。一旦到达预期部位,治疗可例如包括射频(RF)消融、冷冻消融、激光消融、化学消融、基于高强度聚焦超声的消融或微波消融。电生理学导管将消融能施加给心脏组织以在心脏组织内形成一个或多个损伤并且通常为连续且透壁的损伤。该损伤破坏不希望的心脏激动途径,从而限制、拦住或防止可能形成或维持心律失常的错误传导信号。

[0006] 以上讨论仅旨在说明本领域,而不应被理解为对权利要求范围的否定。

发明内容

[0007] 在实施例中,细长形医疗装置包括多点式温度传感器的组件,该组件包括含有多个接点的第一金属材料;包括第二金属材料的多个导电体,每个导电体均在多个接点中的一个处连接至第一金属材料;和共用导电体,其与多个所述导电体中的至少一个在对应共用导电体接点处物理配对,使得共用导电体与多个导电体中的每一个均形成热电偶对。

[0008] 在另一个实施例中,细长形医疗装置包括形成消融尖端的第一金属材料;包括第二金属材料的多个导电体,每个导电体在多个接点的其中一个处连接至消融导管;以及包括第三金属材料的共用导电体,其中共用导电体与多个导电体中的每一个形成热电偶对,并且其中该共用导电体在对应共用导电体接点处与多个导电体中的至少一个物理配对;并且其中该接点被构造为使得在每个接点处测得的电压与在共用导电体接点处测得的电压的比值表示每个接点处的对应温度。多点式温度传感器的组件包括形成为包括多个凸片的片或环的第一金属材料;包括第二金属材料的多根导线,每根导线在多个接点的其中一个处连接至片或环,每个接点位于多个凸片的其中一个之上;并且共用导线包括第三金属材料,其中共用导线与多根导线中的每根形成热电偶对,并且其中该共用导线在对应共用导

线接点处与多根导线中的至少一个物理配对;并且其中在每个接点处测得电压与在共用导线接点处测得的电压的比值被用于确定在每个接点处的对应温度。

[0009] 本公开的上述及其它方面、特征、细节、使用以及优势将通过阅读以下说明和权利要求书并且通过参见附图显而易见。

附图说明

[0010] 图1示出了根据本发明的用于患者且连接至电源的消融导管的示意图。

[0011] 图2示出了根据本发明的构造为插入消融导管的尖端部的多点式温度传感器组件的近侧等距视图。

[0012] 图3A示出了根据本发明的图2的多点式温度传感器组件以及构造为插入消融导管的尖端的塑料插入件的近侧等距视图。

[0013] 图3B示出了根据本发明的图3A的多点式温度传感器组件以及覆盖温度传感器组件的远侧部分的电极壳体的近侧等距视图。

[0014] 图4示出了根据本发明的在图3B中示出的多点式温度传感器组件的远侧等距视图。

[0015] 图5A示出了根据本发明的灌注消融导管的远侧部分的实施例的近侧等距视图。

[0016] 图5B示出了根据本发明的灌注消融导管的远侧部分的另一个实施例的近侧等距视图。

[0017] 图6示出了根据本发明的温度传感器组件的实施例的示意图。

[0018] 图7A示出了根据本发明的温度传感器组件的实施例的等距视图。

[0019] 图7B示出了根据本发明的温度传感器组件的另一个实施例的近侧等距视图。

具体实施方式

[0020] 人们期望对消融导管尖端的温度进行监测和/或控制。重要的是精确测量该温度并且将这个温度维持在目标范围内,该温度应足够高以形成透壁性损伤,但是不能高至导致蒸汽爆裂或过度损伤组织。RF消融导管可被构造为在RF消融过程中通过热传感器比如热电偶提供温度反馈。通常情况下,由单个热电偶提供的温度读数无法精确地表示尖端/组织界面的温度。一个原因在于尖端的与目标组织直接接触的部分的温度高于尖端的被血液流动冷却的其余部分的温度。该RF消融导管的取向会影响热电偶的位置,并且因此影响由热电偶提供的温度读数。如果热电偶与目标组织接触,那么该热电偶通常会提供对应于目标组织温度的某个温度读数。如果热电偶未与目标组织接触,那么血液流动的冷却效应将阻止热电偶接近于目标组织的实际温度。为了克服导管取向对温度传感产生的影响,可采用定位在尖端不同位置处的多个热电偶。例如但不限于,测得的最高温度可用于表示尖端/组织界面温度。

[0021] 人们也期望减少在消融导管的尖端处提供给多点式热电偶所需的导线数目,从而为其它导管部件(如其它类型的传感器,比如例如为位置传感器或力传感器)提供更多的空间并且更加容易组装。本文描述的实施例可提供一种或多种上述益处。

[0022] 图1为示出了根据本发明的用于患者身体14并连接至电源16(如RF消融发生器)的消融导管12的示意图。消融导管12可被构造为插入患者心脏18内。消融导管12可包括手柄

20和轴22,轴22具有近端部24、远端部26以及位于轴22的远端部26处的尖端部28。消融导管12还可包括其它传统部件,例如但不限于比如温度传感器、位置传感器、附加传感器或电极以及对应导体或导线。该尖端部28可包括消融元件(如用于传送RF消融能的消融尖端电极)。贴片电极29可以用作RF消融信号的RF无关/分散回路。

[0023] 轴22可为构造用于在身体14内移动的细长的、管状的柔性件。轴22的尖端部28支撑(例如但不限于)安装其上的传感器和/或电极,比如例如为温度传感器组件,如下文更加详细描述,其可包括温度传感器与相关电子器件的组件。该轴22也可允许传输、递送和/或移出流体(包括灌注流体、低温消融流体和体液)、药物和/或手术工具或器具。

[0024] 参照图2,多点式温度传感器组件30可被构造为插入消融导管12的尖端部28(如图1所示)。多点式温度传感器组件30可包括环形组件32,该环形组件32包括环34以及可选的多个凸片36,凸片36绕环34的中心轴线(未示出)径向对称地布置并从环34朝远侧延伸。在一些实施例中,多个凸片36可从环34朝近侧延伸。在其它实施例中,多个凸片36中的至少一个可从环34朝远侧延伸,而多个凸片36中的至少一个从环34朝近侧延伸。该环形组件32可包括第一金属材料如康铜,其最初从片体上冲压下来然后形成环。

[0025] 本文中称作多根导线38的包括第二金属材料(如铜)的多个导体(例如但不限于在柔性电路或导管部件上的导线或导电迹线)可从环形组件32处延伸出。虽然在图2中示出了五根导线38,但是可采用任意数量的导线。多根导线38的每一根均可在多个接点39的其中一个处连接(如钎焊或熔焊)至环形组件32,该接点39如图所示可位于多个凸片36的其中一个上。在另一个实施例中,形成环形组件32的第一金属材料可为铜,形成多根导线38的第二金属材料可为康铜。

[0026] 最后,多点式温度传感器组件30可包括单根共用导线40,共用导线40由第一金属材料(即与形成环34的金属材料相同)形成并与多根导线38中的至少一个物理配对(例如拧在一起或缠绕在一起)。共用导线40可在位于多个凸片36的其中一个之上的多个接点39的其中一个处结合至环形组件32。如图所示,将共用导线40结合至环形组件32的接点被称作共用导线接点39a。

[0027] 多点式温度传感器组件30的上述结构允许共用导线40与多根导线38中的每一根均形成热电偶对。可在每个接点39以及共用导线接点39a处进行电压测量。通过比较每个接点39处的电压和共用导线接点39a处的电压,如下文进一步详细描述,可确定每个接点39处的对应温度。在一个实施例中,可在每个凸片36的远端检测电压,由此在接点39、39a之间提供长的热路径。这确保在一个接点处得到的温度与在其它接点处得到的温度基本无关并且确保在接点之间存在最少热传导。

[0028] 现转至图3A,可看到多点式温度传感器组件30与塑料插入件42组装在一起,该塑料插入件42可被构造为插入导管12的尖端部28。该塑料插入件42包括连接至圆柱体42b的圆顶状远端42a。该塑料插入件42可包括多个凹槽44,其沿着圆柱体42b和一部分圆顶状远端42a的外表面径向布置并且沿其纵向延伸。多个凹槽44中的每一个可被构造为围绕多根导线38(包括导线/共用导线对38/40)中的至少一根。该塑料插入件42可被设计为提供结构支撑并且在多个接点39、39a中两两之间提供高度热绝缘。

[0029] 图3B类似于图3A,但是示出了部分覆盖塑料插入件42和多点式温度传感器组件30的导管12的尖端部28。类似于塑料插入件42,该尖端部28可包括圆顶状远端28a和圆柱体

28b。该尖端部28可包括薄壁金属壳体,比如例如为铂、金或铂-铱合金壳体。比如为Kapton™(聚酰亚胺)带的薄的电介质层(未示出)可被布置在环形组件32和尖端部28之间以提供电绝缘(不是热绝缘)并且防止对每个接点39、39a处感测的热电偶电压取平均值。

[0030] 现转至图4,示出了图3B的多点式温度传感器组件的远侧等距视图。在此,尖端部28被示出为半透明的以示出凸片36和尖端部28之间的干涉配合。凸片和尖端部之间的紧配合允许良好的热传导并且进而允许在多个接点39、39a处进行精确的温度测量。

[0031] 虽然导管12已经被示出为上图所述的非灌注式导管,但是其它实施例可包括灌注导管。图5A和5B根据本发明分别示出了灌注导管12a和12b的示例。灌注管组件45沿着导管12a和12b的中心纵向轴线48定位。在这个实施例中,该灌注管组件包括中心灌注管46和可选的座套管47。该中心灌注管46可由聚合物比如聚酰亚胺构成。可选的座套管47可包括圆柱形部分和截头圆锥形凸台。座套管47可被定位在沿着中心灌注管46的外表面的期望纵向位置并且可被固定到位(例如通过粘结或声波焊接或通过某些其它技术)。该灌注管组件45可接下来例如通过粘接而安装在塑料插入件圆柱体42b中。如果不包括可选的座套管47(例如以简化尖端构造和加工),那么中心灌注管46可被直接粘接至塑料插入件圆柱体42b。关于此灌注导管设计的其它细节,参见2015年7月28日提交的题为“在导管消融过程中传送脉冲RF能量的方法和装置”的美国临时专利申请号62/198/,114,其通过引用全文并入本文,如同在此完全阐述。

[0032] 图5A和5B也示出了多个灌注孔50,其分别围绕尖端部28'和28''的圆顶状远端28a'和28a''径向对称布置。该灌注孔50可位于接点39、39a(在图2、图3A和图4中被示出)之间的中间位置。虽然示出了五个灌注孔50(在图5A和5B中可见两个),但可采用更多或更少的孔,该孔的尺寸可更大或更小或为更大孔和更小孔的组合。塑料插入件42可包括多个侧向灌注孔(未示出),其尺寸被设计为并且被布置为通过尖端部28'和28''与互配的灌注孔50对齐。

[0033] 图5B示出了另一个实施例,其中一个或多个温度传感区域部分位于圆顶状远端28a''上并且部分位于尖端部28''的圆柱体28b''上。每个温度传感区域52被定位在接点39、39a(例如见图3A和图4)上。该温度传感区域52被绝缘材料54的条带勾勒出外形或限定边界,该绝缘材料54的布置是为了减少或消除来自流经尖端部28''内的附近灌注孔50的灌注剂的潜在影响。尤其是,如果流经灌注孔50的已冷却的灌注剂大大降低了包围灌注孔50的尖端部28''的圆顶状远端28a''的温度,那么较低的温度将不易被传送至温度传感器,比如安装在位于温度传感区域52下方的尖端部28''内的位于接点39、39a处的热电偶。

[0034] 现返回图2,将进一步讨论基于热电偶电压确定每个接点39、39a处的温度。可采用现有技术中已知的传统方式对每个接点39、39a处的热电偶电压进行测量,倘若用于感测电压的仪表具有非常高的阻抗并且具有流经每个热电偶的可忽略的电流(以防止对每个接点处感测到的电压求平均值)。在每个接点39、39a处感测到的电压将通过由传统热电系数(塞贝克系数)预测的方式响应接点温度。然而如上文所述,期望使接点39、39a之间的热传导最小化。热绝缘最小化会在接点彼此接近时出现的平均效应,允许在消融处置中提升热点的检测。如上所述,测量每个窄凸片36的远端处的电压在接点39、39a之间提供了长的热路径,这进而提高了接点39、39a之间的热绝缘。

[0035] 另外,材料的选择可有助于在接点39、39a之间提供热绝缘。如上文所述,在一个实施例中环形组件32和共用导线40包括康铜,同时多根导线38包括铜。材料的这种特定选择

是有利的,因为铜具有非常小的电阻以及相应低的热阻抗,导致高的导热率。另一方面,康铜具有更大的电阻并且由此具有更高的热阻抗,导致了低的导热率。由此,施加至康铜环形组件32的一个凸片36的热对相邻凸片36的影响比如果环形组件由铜构成的情况更小。另外,当为导管12的尖端部28选取材料时,铂-铱合金可优选于纯铂或纯金,因为铂-铱合金比纯金属具有更低的导热率,这将有助于使接点热绝缘。

[0036] 采用这种材料的结合,需要将薄的电介质层(上文参照图3B讨论)布置在康铜环形组件32和铂-铱合金尖端部28之间以提供电绝缘并且防止对每个接点39、39a处感测到的热电偶电压求平均值。但是,采用此种电介质层可能是不利的,因为电介质通常为较差的导热体,这意味着在热电偶接点和接点本身正上方的尖端部分28的外表面可能存在微小的温度误差。为了避免任何此种温度误差,在下文描述的实施例中可省略该电介质层。

[0037] 图6示出了多点式温度传感器组件30'的实施例,其中环形组件32'(在此示出为具有四个热电偶和四个接点J1-J4的薄片形式)以及尖端部28(在图3B和图4中被示出)包括铂-铱合金。共用导线40'可包括铜,多根导线38'可包括康铜(虽然这可进行互换)。在另一个实施例中,共用导线40'可包括铂-铱合金。在任何情况下,具有由相同材料(即铂-铱合金)制成的环形组件32'和尖端部28的好处在于该环形组件32'可与尖端部28的内表面直接接触,从而允许在每个接点J1-J4处具有最高的导热率。在该实施例中,因为两者由相同金属制成,所以在环形组件32'和尖端部28之间无需电介质层。尽管如此,因为直接连接尖端部28及其消融电压,所以该热电偶电路/接点必需与接地电绝缘。

[0038] 现将参照图6描述多点式温度传感器组件30'的操作原理的示例。如虚线等温线A1、A2和B及虚线圆C(简化了等温区域)所示,每个对应接点J1-J4处的四个热电偶的温度如下:

[0039] $T_{J1}=37^{\circ}\text{C}, T_{J2}=65^{\circ}\text{C}, T_{J3}=50^{\circ}\text{C}, T_{J4}=37^{\circ}\text{C}$

[0040] 另外,如虚线等温线D所示,独立已知冷端 $T_{CJ}=25^{\circ}\text{C}$ 。

[0041] 为了说明性目的,将赛贝克系数假设为以下已知常数(这些仅是为了说明性目的的近似值,因为精确值会随着温度变化,但是在消融过程中的温度范围内相当恒定)。

[0042] 康铜 $=S_{cn}=-35\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$

[0043] 铜 $=S_{cu}=+7\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$

[0044] 铂-铱合金(90/10) $=S_{PtIr}=+12\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$

[0045] 假定V0为在共用铜导线40'和感测电路基准之间测得的电压,那么V0被定义为零伏(在冷端处)。

[0046] 相对于V0,接点J1处的电压V1可通过围绕环圈求和来确定。为了说明,将各个电压梯度相加。由此,从共用铜导线40'开始,将每个梯度项相加:

[0047] $V1=[S_{cu}\times(T_{CJ}-T_{J1})]+[S_{cn}\times(T_{J1}-T_{CJ})]$

[0048] $V1=[7\mu\text{V}\times(25-37)]+[-35\mu\text{V}\times(37-25)]$

[0049] $V1=[-84\mu\text{V}]+[-420\mu\text{V}]=-504\mu\text{V}$

[0050] 实际上,因为冷端 T_{CJ} 和赛贝克系数是已知的,所以电压V1可被测得并且用于求解接点温度 T_{J1} 。由此:

[0051] $T_{J1}=T_{CJ}+(504\mu\text{V}/42\mu\text{V})=25+12=37^{\circ}\text{C}$ (符号调节)

[0052] 接点J2处的电压V2可按类似方式确定,但是,必需考虑多个梯度。如前从共用铜导

线40'起,第一梯度为25℃至37℃并且电压为 $[7\mu\text{V} \times (25-37)]$ 。环组件32'的铂-铱材料将J1连接至J2,温度梯度为37℃至65℃,电压为 $[12\mu\text{V} \times (37-65)]$ 。在冷端温度为25℃,电压为 $[-35\mu\text{V} \times (65-25)]$ 时,导线38'的康铜材料将J2连接至电压检测点V2。由此:

$$[0053] \quad V2 = [S_{\text{Cu}} \times (T_{\text{CJ}} - T_{\text{J1}})] + [S_{\text{PtIr}} \times (T_{\text{J1}} - T_{\text{J2}})] + [S_{\text{Cn}} \times (T_{\text{J2}} - T_{\text{CJ}})]$$

$$[0054] \quad V2 = [7\mu\text{V} \times (25-37)] + [12\mu\text{V} \times (37-65)] + [-35\mu\text{V} \times (65-25)]$$

$$[0055] \quad V2 = -84\mu\text{V} - 336\mu\text{V} - 1400\mu\text{V} = -1820\mu\text{V}$$

[0056] 实际上,V2可被测得并且接点温度可如前计算。但是,在每个以上等式中计算接点温度 T_{J2} 不仅需要知道 T_{CJ} 还需要知道 T_{J1} 。因为 T_{J1} 已经计算得到,所以可通过项的简单重排以及收罗来计算 T_{J2} 。例如:

$$[0057] \quad V2 = -1820\mu\text{V} \text{ (通过测量)}$$

$$[0058] \quad V2 = [S_{\text{Cu}} \times (T_{\text{CJ}} - T_{\text{J1}})] + [S_{\text{PtIr}} \times (T_{\text{J1}} - T_{\text{J2}})] + [S_{\text{Cn}} \times (T_{\text{J2}} - T_{\text{CJ}})]$$

$$[0059] \quad V2 = [S_{\text{Cu}} \times (T_{\text{CJ}} - T_{\text{J1}})] + [S_{\text{PtIr}} \times T_{\text{J1}}] - [S_{\text{PtIr}} \times T_{\text{J2}}] + [S_{\text{Cn}} \times T_{\text{J2}}] - [S_{\text{Cn}} \times T_{\text{CJ}}]$$

$$[0060] \quad [S_{\text{PtIr}} \times T_{\text{J2}}] - [S_{\text{Cn}} \times T_{\text{J2}}] = [S_{\text{Cu}} \times (T_{\text{CJ}} - T_{\text{J1}})] + [S_{\text{PtIr}} \times T_{\text{J1}}] - [S_{\text{Cn}} \times T_{\text{CJ}}] - V2$$

$$[0061] \quad [(S_{\text{PtIr}} - S_{\text{Cn}}) \times T_{\text{J2}}] = [S_{\text{Cu}} \times (T_{\text{CJ}} - T_{\text{J1}})] + [S_{\text{PtIr}} \times T_{\text{J1}}] - [S_{\text{Cn}} \times T_{\text{CJ}}] - V2$$

$$[0062] \quad T_{\text{J2}} = ([S_{\text{Cu}} \times (T_{\text{CJ}} - T_{\text{J1}})] + [S_{\text{PtIr}} \times T_{\text{J1}}] - [S_{\text{Cn}} \times T_{\text{CJ}}] - V2) / (S_{\text{PtIr}} - S_{\text{Cn}})$$

$$[0063] \quad T_{\text{J2}} = ([7\mu\text{V} \times (25-37)] + [12\mu\text{V} \times (37-65)] - [-35\mu\text{V} \times 25] + 1820\mu\text{V}) / (12\mu\text{V} + 35\mu\text{V})$$

$$[0064] \quad T_{\text{J2}} = (-84\mu\text{V} + 444\mu\text{V} + 875\mu\text{V} + 1820\mu\text{V}) / (12\mu\text{V} + 35\mu\text{V})$$

$$[0065] \quad T_{\text{J2}} = 65^\circ\text{C}$$

[0066] 以类似的方式得出温度 T_{J3} 。由于中间温度的规律,J2处的热点不会干扰J3处的读数。由此仅需使用J1至J3的温度梯度。

[0067] 以类似的方式得出温度 T_{J4} 。在这个示例中, $T_{\text{J4}} = T_{\text{J1}}$,将会发现在J4和J1之间铂-铱合金环形组件32'上不存在电压梯度。由于中间金属的规律(即当中间金属在两端具有相同温度时,其对电压没有贡献),在这个温度下所得电压类似于T型热电偶。但是,如果先前不知道这种情况,则仍然必需执行计算。

[0068] 因此认识到不存在可被应用至除了第一接点(该第一接点在这种情况下可为类型T)之外的所有热电偶接点的单个赛贝克系数是有用的。但是,为每个热电偶接点分配系数并计算温度是一种简单的计算方法。

[0069] 图7A和7B通过多点式温度传感器组件的实施例分别示出了消融导管12c和12d。在这些实施例中,不存在环形组件;替代地,接点39'、39a'(类似于图2、图3A和图4所示和所述的接点39、39a)直接地、物理地或电气地连接至导管12c和12d的尖端部28''的内表面。接点39'、39a'可被连接至尖端部28的圆柱体28b''或圆顶状远端28a''或连接至两者的结合。如图7B所示,接点39'、39a'可在尖端部28''内径向间隔90度定位。在其它实施例中,接点可位于不同和/或多个径向角度。

[0070] 如上文所述,接点39'、39a'处的温度可类似于图6中接点J1-J4的那些温度进行计算。由于前文描述的原因,为了最小化接点之间的热传导,尖端部28''可优选采用非常薄的壁构成。这可确保在一个接点处采集到的温度与在其它接点处采集到的温度基本无关。热绝缘可通过为尖端部28''采用铂-铱合金来替代更导热的材料(如纯铂或纯金)而进一步加强。应当注意的是采用替代材料进行温度计算可通过上文描述的相同方式进行,只要计算中采用了替代材料的合适的塞贝克系数。

[0071] 尽管上文已经以一定程度的特殊性描述了若干实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本公开的情况下对所公开的实施例进行多种改变。上述说明中包含或附图中示出的所有内容解释为仅是说明性的而非限制性的。在不脱离本教导的情况下,可以进行细节或结构的改变。上述说明和所附权利要求书旨在涵盖所有这些修改和变化。

[0072] 本文描述了各种装置,系统和方法的各种实施例。阐述了许多具体细节以提供对说明书中描述的和附图中示出的实施例的整体结构、功能、制造和使用的透彻理解。然而,本领域技术人员将理解,可以在没有这些具体细节的情况下实践这些实施例。在其他情况下,没有详细描述公知的操作、部件和元件,以免模糊说明书中描述的实施例。本领域普通技术人员将理解,本文描述和说明的实施例是非限制性示例,因此可以理解,本文公开的具体结构和功能细节可以是代表性的,并不一定限制实施例的范围,实施例的范围仅由所附权利要求书限定。

[0073] 整个说明书中针对“各个实施例”、“一些实施例”、“一种实施例”或“实施例”等的引用意味着结合实施例所描述的特定特征、结构或性质包括在至少一个实施例中。因此,短语“在各个实施例中”、“在一些实施例中”、“在一个实施例中”或“在实施例中”等在整个说明书中各地方的出现并非必须全部指代相同的实施例。此外,特定特征、结构或性质可以在一个或多个实施例中以任何合适方式组合。因此,结合一个实施例所示意或描述的特定特征、结构或性质可以整体地或部分地与一个或多个其他实施例的特征、结构或性质无限制地组合。

[0074] 应该理解的是,术语“近侧”和“远侧”可以在整个说明书中参照临床医生操纵用于治疗患者的器械的一端。术语“近侧”指代器械最靠近临床医生的部分而术语“远侧”指代最远离临床医生的部分。还应该理解的是,为了简明和清楚,比如“竖直”、“水平”、“上”、“下”的空间术语可以在本文中相对于所示意的实施例使用。然而,医疗器械可以在许多方向和位置使用,并且这些术语并非想要是限制性和绝对的。

[0075] 任何专利、出版物或其他公开材料全部或部分通过援引纳入本文是仅以所纳入材料不与本公开中所阐明的现有定义、声明或其他公开材料冲突的程度纳入本文中。这样,以所需程度,本文中明确阐明的公开内容替代通过引用纳入本文的任意冲突的材料。通过引用纳入本文,但与本文所阐明的现有定义、声明或其他公开材料冲突的任意材料或其部分将仅以在所纳入材料与现有公开材料之间不发生冲突的程度被纳入。

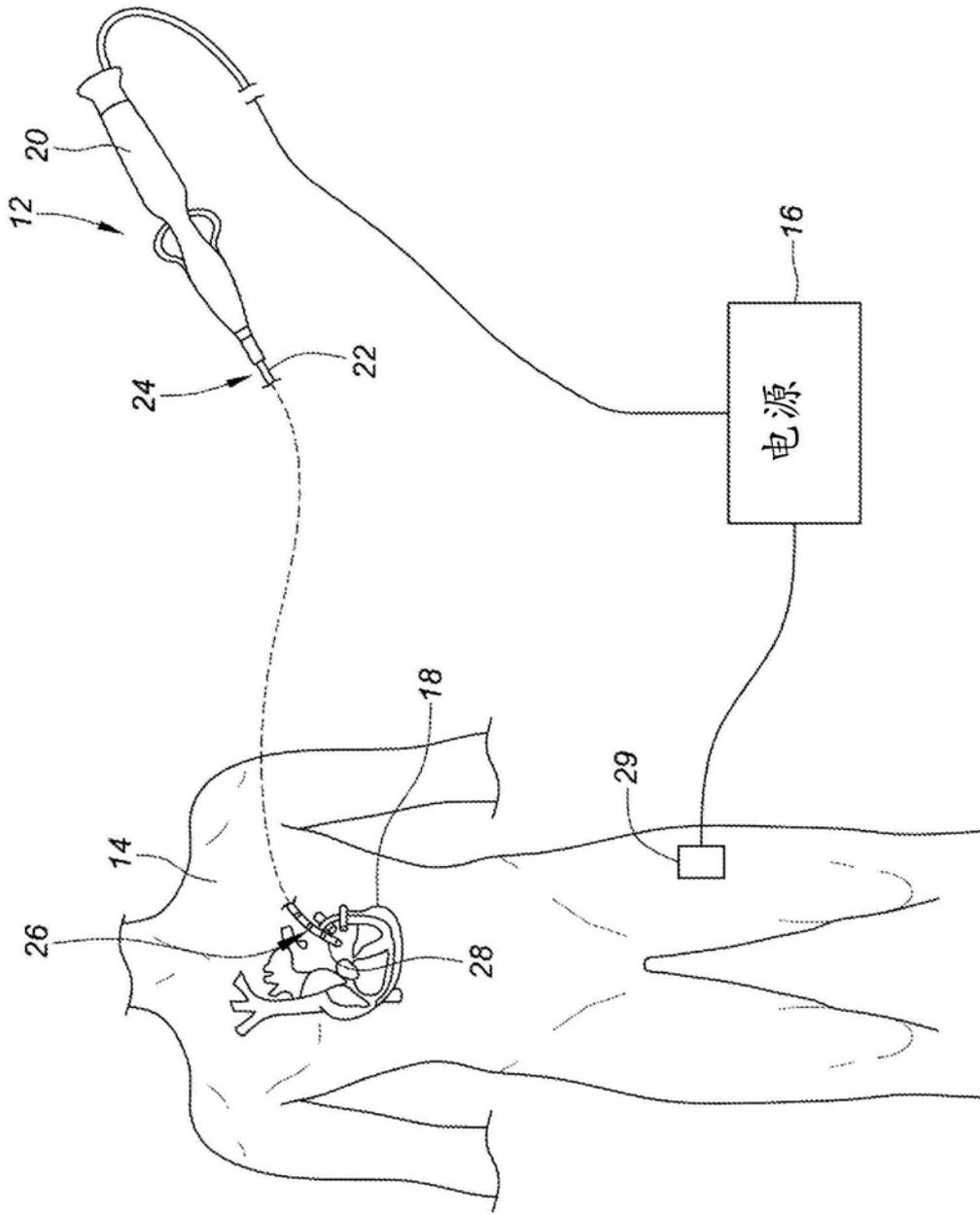


图1

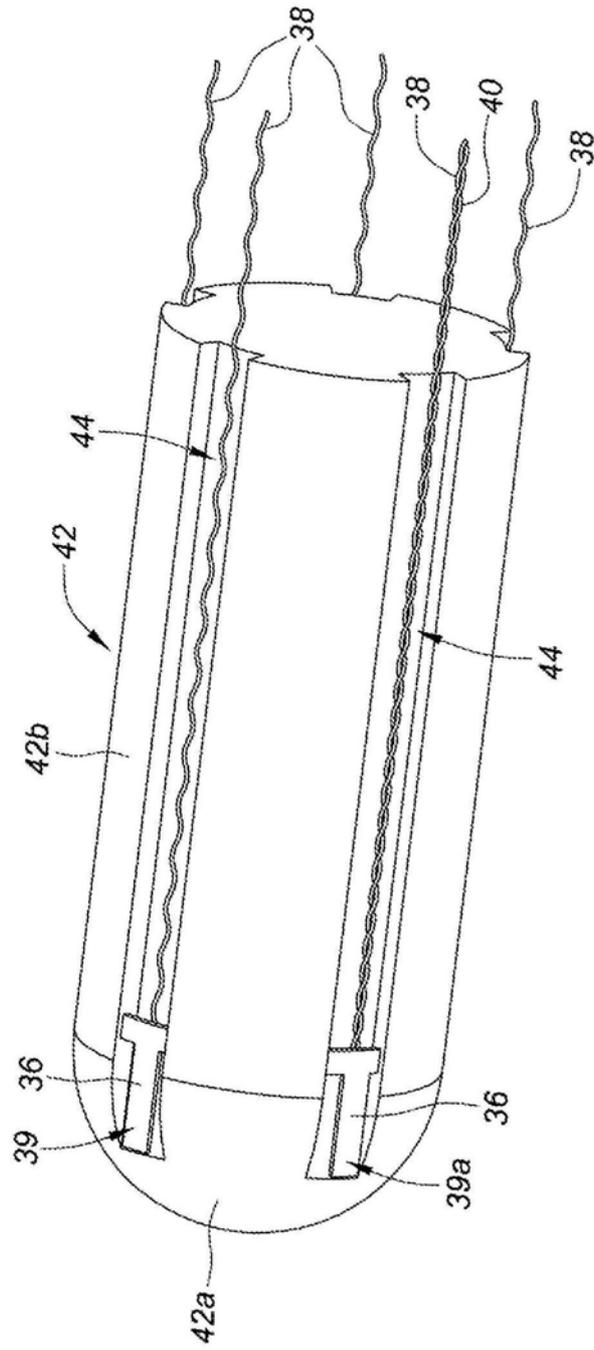


图3A

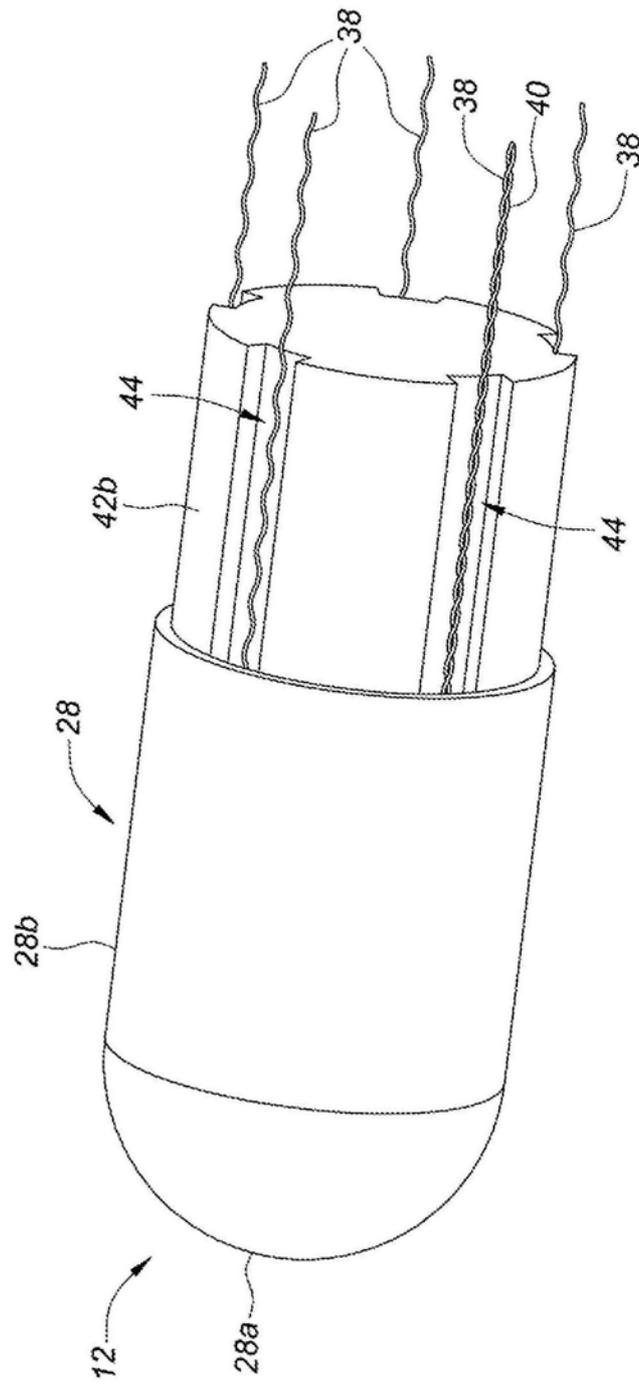


图3B

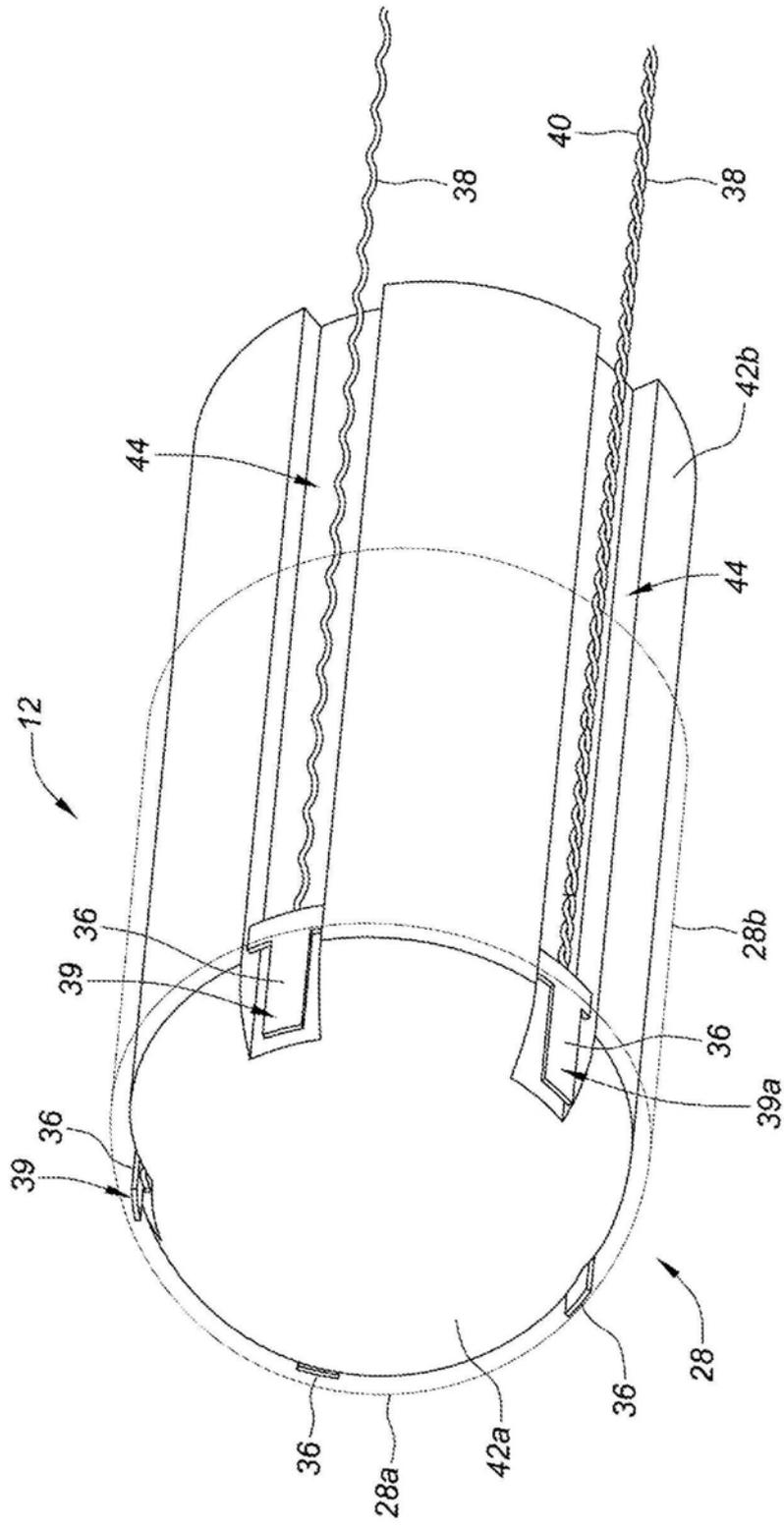


图4

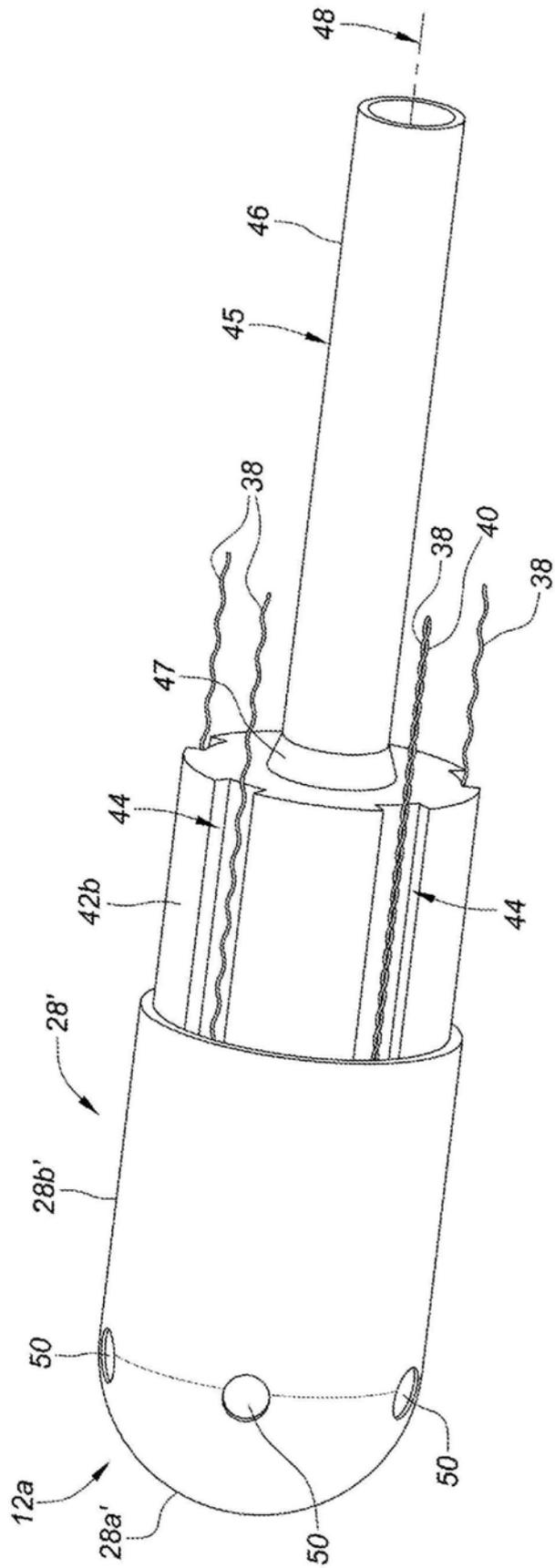


图5A

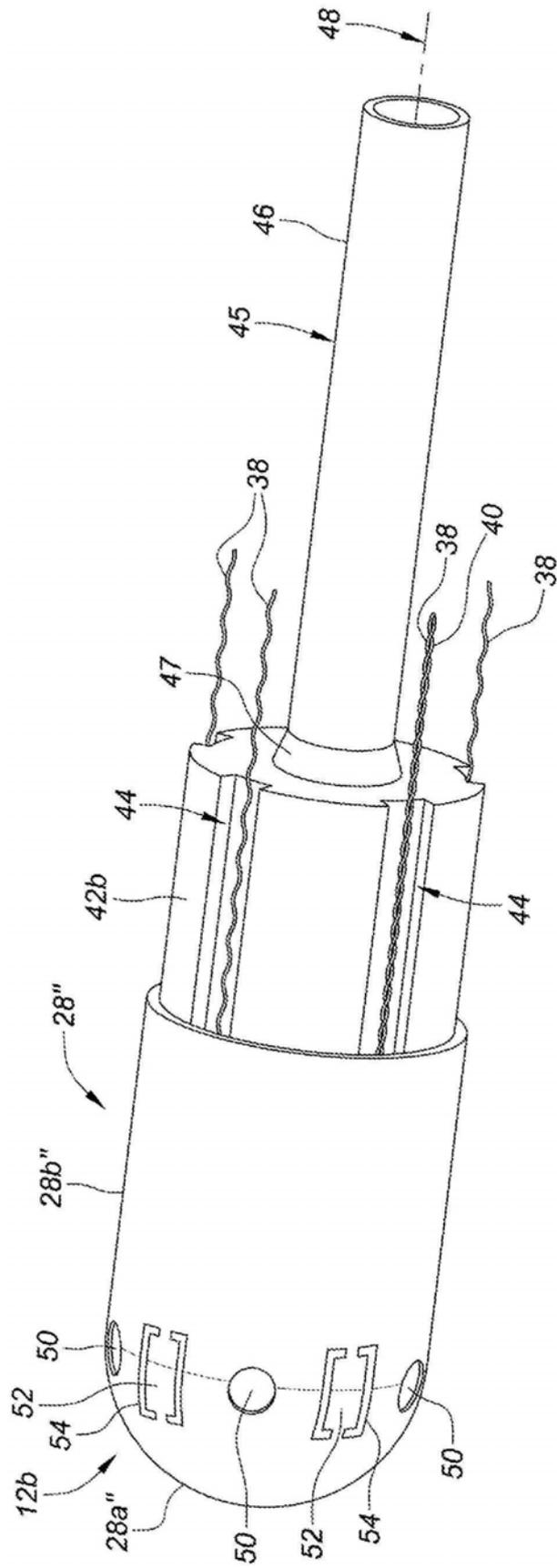


图5B

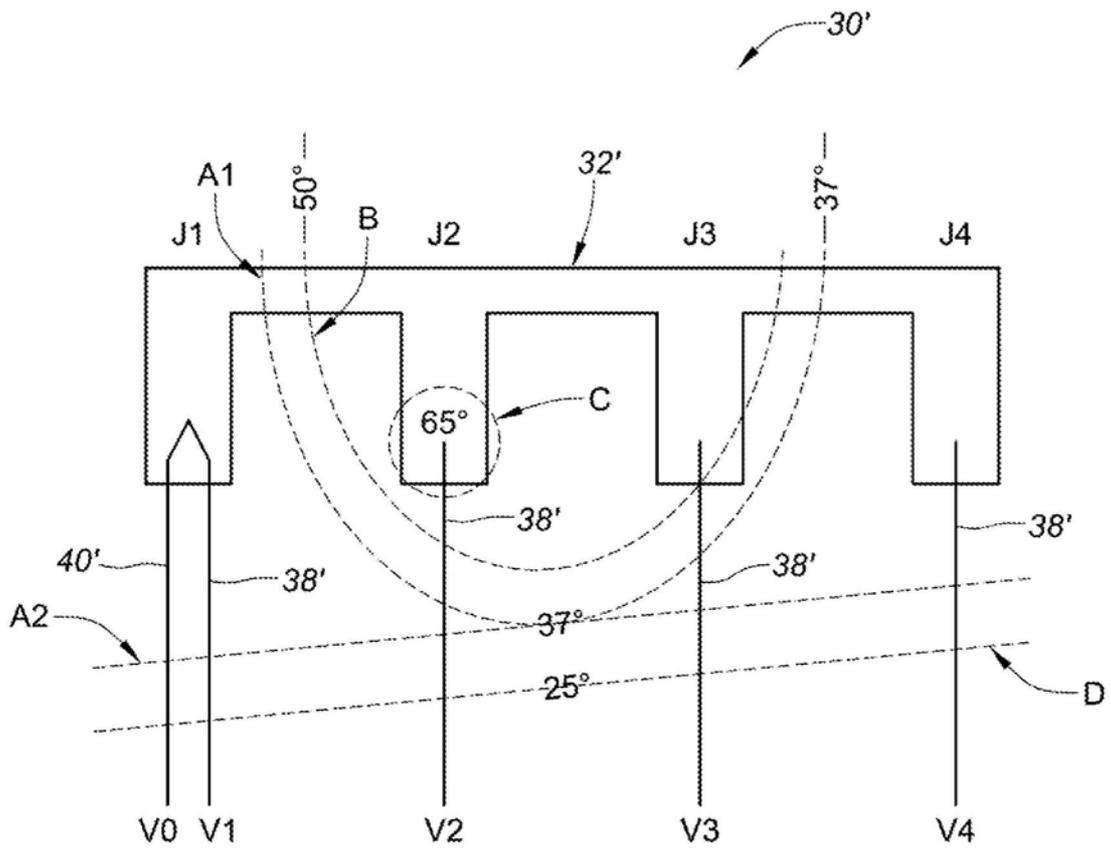


图6

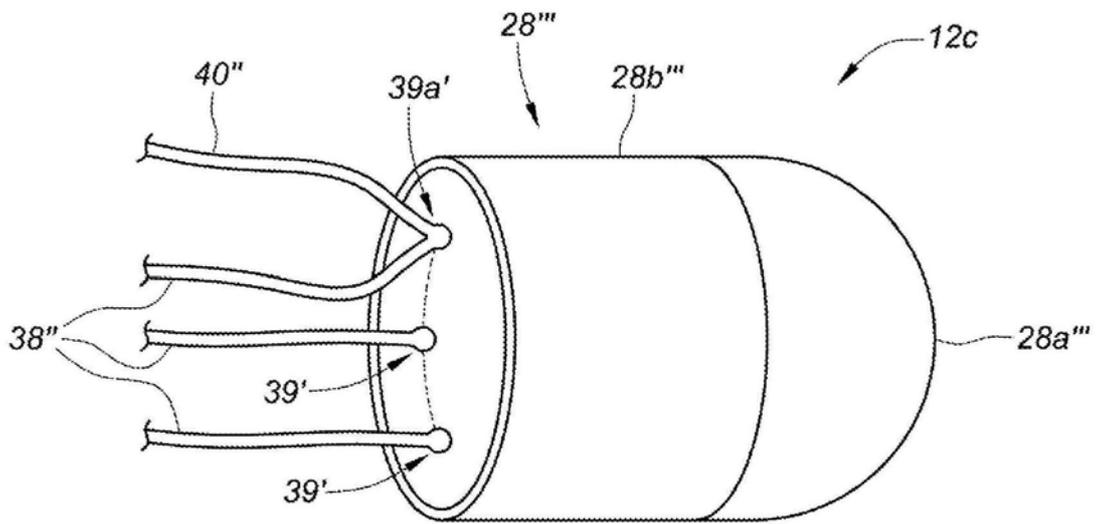


图7A

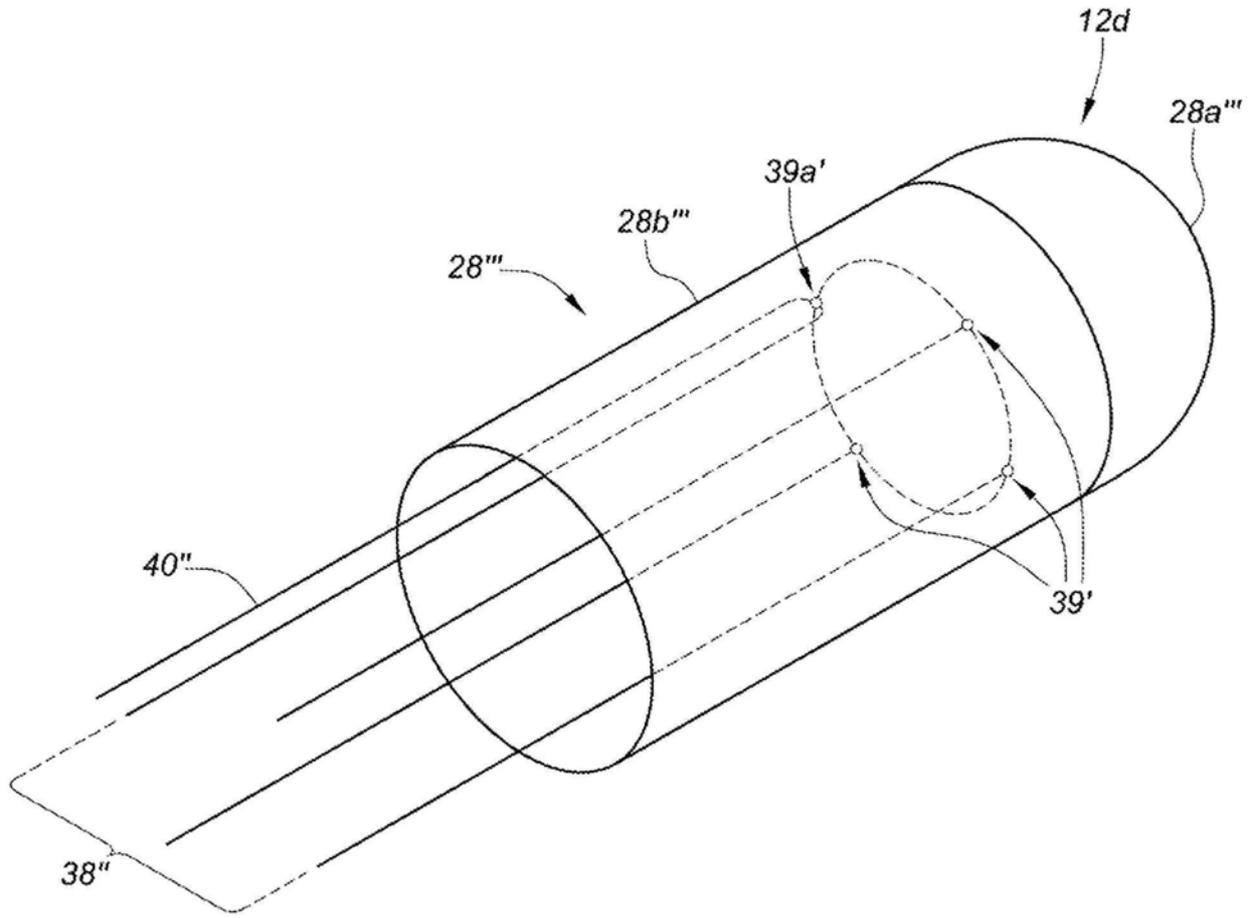


图7B