



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104414738 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201410415584. 9

(22) 申请日 2014. 08. 21

(30) 优先权数据

13/971, 887 2013. 08. 21 US

(71) 申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 M. 巴尔-塔 Y. 尤特钦

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 叶晓勇 姜甜

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006. 01)

A61B 18/14(2006. 01)

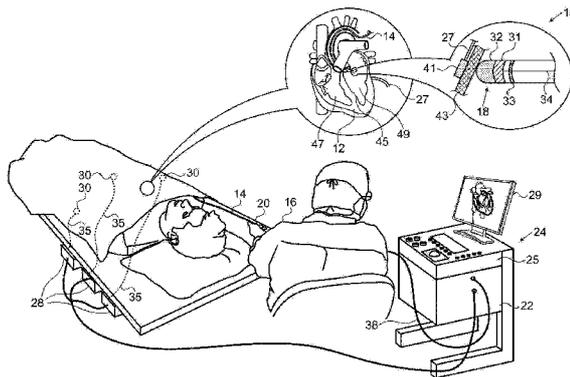
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54) 发明名称

用于双极消融的适应性电极

(57) 摘要

本发明公开了一种心脏消融术,所述心脏消融术是通过将两个消融电极放置在所述心脏的壁的相对侧以大体相对于彼此来执行的。然后根据所述两个电极之间的距离或者所述壁的厚度来改变所述电极中的一者的有效电流传输面积。使足够的电流在所述两个电极之间传输以实现透壁消融。



1. 一种消融方法,包括以下步骤:
将第一探针的第一消融电极放置在活体受检者的心脏壁的第一侧面处;
将第二探针的第二消融电极放置在所述壁的第二侧面处以与所述第一消融电极相对;
改变所述第二消融电极的有效电流传输面积;以及
使足够的电流在所述第一消融电极与所述第二消融电极的所述有效电流传输面积之间流动以消融所述壁。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中使足够的电流流动是在所述第一消融电极和所述第二消融电极中的至少一者与所述壁接触时执行的。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中使足够的电流流动是在所述第一消融电极和所述第二消融电极中的至少一者在所述壁的2mm内时执行的。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中改变有效电流传输面积是响应于所述第一消融电极和所述第二消融电极之间的距离来执行的。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中改变有效电流传输面积是响应于所述壁的厚度来执行的。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第二消融电极包括多个区段,所述区段彼此电绝缘并且所述区段中的每个能够可开关地连接至所述电流的源。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述区段包括同心圆。
8. 根据权利要求6所述的方法,其中所述区段被布置成螺旋形。
9. 根据权利要求6所述的方法,其中所述区段的边界包括三角形。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述三角形为具有共同几何中心的相似三角形。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第二消融电极的所述有效电流传输面积为所述第一消融电极的有效电流传输面积的2至4倍大。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第二消融电极的所述有效电流传输面积为所述第一消融电极的有效电流传输面积的3至4倍大。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第二消融电极包括导电膜,所述方法还包括将电信号施加到所述膜以使其形状改变的步骤。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第二消融电极包括具有形状记忆的导电膜,所述方法还包括展开所述膜以用于其部署以及再次折叠所述膜以使其与所述受检者分离的步骤。
15. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第二消融电极包括碳纳米纤维、氧化的碳纳米纤维、或炭黑填充的导电性形状记忆聚氨酯复合物。
16. 一种消融设备,包括:
第一柔性探针和第一消融电极,所述第一柔性探针适于插入活体受检者的心脏内并具有远侧区段,所述第一消融电极设置在所述远侧区段处以在所述心脏的壁的第一侧面处被引导到靶组织;
第二消融电极,所述第二消融电极被引导到所述壁的第二侧面以与所述第一消融电极相对,所述第二消融电极包括多个区段,所述区段彼此电绝缘;以及
功率发生器,所述功率发生器能够连接至所述第一消融电极并且能够可开关地连接至

所述第二消融电极的区段中的选定的区段以使电流在所述第一消融电极与所述第二消融电极的所述选定的区段之间流过。

17. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述区段包括同心圆。

18. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述区段被布置成螺旋形。

19. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述区段的边界包括三角形。

20. 根据权利要求 19 所述的设备,其中所述三角形为具有共同几何中心的相似三角形。

21. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述第二消融电极的有效电流传输面积为所述第一消融电极的有效电流传输面积的 2 至 4 倍大。

22. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述第二消融电极的有效电流传输面积为所述第一消融电极的有效电流传输面积的 3 至 4 倍大。

23. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述第二消融电极包括导电膜,所述导电膜在其上被施加电信号时改变形状。

24. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述第二消融电极包括导电膜,所述膜能够展开和再次折叠以用于所述第二消融电极的部署和分离。

25. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述第二消融电极包括碳纳米纤维、氧化的碳纳米纤维、或炭黑填充的导电性形状记忆聚氨酯复合物。

用于双极消融的适应性电极

技术领域

[0001] 本发明涉及组织消融系统。更具体地讲,本发明涉及双极消融的改进。

背景技术

[0002] 当心脏组织区向相邻组织异常地传导电信号时,将发生诸如心房纤颤之类的心律失常,从而扰乱正常的心动周期并造成心律不同步。

[0003] 用于治疗心律失常的手术包括通过手术扰乱造成心律失常的信号源,以及扰乱用于这种信号的传导通路。通过经由导管施加能量来选择性地消融心脏组织,有时可以中断或更改不需要的电信号从心脏的一部分传播到另一部分。消融方法通过形成不传导的消融灶来破坏不需要的电通路。

[0004] 迷宫手术为心房纤颤的一种外科治疗方法。其涉及在心房中形成一系列切口以构造瘢痕组织的“迷宫”,所述瘢痕组织的“迷宫”充当与心房纤颤相关的异常电子脉冲的屏障,由此仅允许遵循正确路径的电子脉冲穿过心脏。尽管迷宫手术极其成功,但这种手术在技术上是困难的,并且需要使心脏停跳并将患者放置在心肺机上。

[0005] 使用射频能量消融心脏组织的已知困难在于控制组织的局部加热。在过度局部加热产生不良效应与期望产生足够大的消融灶以有效消融异常的组织病灶或阻止异常传导模式这两者之间存在权衡取舍。如果射频装置产生的消融灶太小,则医疗手术可能不太有效,或可能需要太多时间。另一方面,如果组织过度加热,则可能会由于过热而出现局部炭化效应。此类过热区域可形成高阻抗,并可形成对热量通道的功能性障碍。使用较慢的加热可更好地控制消融,但是会不当地延长手术时间。

发明内容

[0006] 双极射频消融为简化消融手术的一种方法。取代使用外科切口,医生通过以下方式在心脏中产生病消融灶:使射频电流穿过位于心脏壁或心间隔相对侧的两个电极,由此产生 1-2mm 宽度的透壁消融灶。这种手术不需要使心脏停跳,并且每个消融灶需要 9 秒就可完成,相比之下,利用迷宫手术时每个消融灶需要 5-10 分钟。

[0007] 尽管左心室中的透壁消融可适用于治疗心律失常(诸如,顽固性室速),但利用现有的消融导管和方法是不可行的。利用冲洗式消融导管在心肌中产生的有效消融区延伸到消融电极的接触表面下仅约 5mm。由于左心室可为至少 15mm,则显而易见的是,即使从心室的两侧进行消融也不能达到目的。

[0008] 本发明的实施例提供了用于适应性地形成消融灶并且将其深度有效地控制为至少 15mm 的导管和方法。

[0009] 根据本发明的实施例,提供了一种消融方法,所述消融方法通过以下方式来执行:将第一探针的第一消融电极放置在活体受检者的心脏壁的第一侧面处、将第二探针的第二消融电极放置在所述壁的第二侧面处以与第一消融电极相对、改变第二消融电极的有效电流传输面积、以及使足够的电流在第一消融电极与第二消融电极的有效电流传输面积之间

流动以消融所述壁。

[0010] 根据所述方法的另一方面,使足够的电流流动是在第一消融电极和第二消融电极中的至少一者与所述壁接触时执行的。

[0011] 根据所述方法的另一方面,使足够的电流流动是在第一消融电极和第二消融电极中的至少一者在壁的 2mm 内时执行的。

[0012] 根据所述方法的另一方面,改变有效电流传输面积是响应于第一消融电极和第二消融电极之间的距离来执行的。

[0013] 根据所述方法的一个方面,改变有效电流传输面积是响应于壁厚度来执行的。

[0014] 根据所述方法的另一方面,第二消融电极包括多个区段,所述区段彼此电绝缘并且所述区段中的每个能够可开关地连接至电流的源。

[0015] 根据所述方法的另一方面,所述区段包括同心圆。

[0016] 根据所述方法的另一方面,所述区段被布置成螺旋形。

[0017] 根据所述方法的一个方面,所述区段的边界包括三角形。

[0018] 根据所述方法的另一方面,所述三角形为具有共同几何中心的相似三角形。

[0019] 根据所述方法的另一方面,第二消融电极的有效电流传输面积为第一消融电极的有效电流传输面积的 2 至 4 倍大。

[0020] 根据所述方法的另一方面,第二消融电极的有效电流传输面积为第一消融电极的有效电流传输面积的 3 至 4 倍大。

[0021] 在所述方法的另一方面,第二消融电极包括导电膜,并且将电信号施加到所述膜以使其形状改变。

[0022] 在所述方法的另一方面,第二消融电极包括具有形状记忆的导电膜,并且所述方法包括展开所述膜以用于其部署以及再次折叠所述膜以使其与受检者分离。

[0023] 根据所述方法的另一方面,第二消融电极由碳纳米纤维、氧化的碳纳米纤维、或炭黑填充的导电性形状记忆聚氨酯复合物形成。

[0024] 根据本发明的实施例,还提供了一种消融设备,所述消融设备包括适于插入活体受检者的心脏内的第一柔性探针和设置在探针的远侧区段处的第一消融电极,所述探针适于在心脏壁的第一侧面处被引导到靶组织。所述设备还包括第二消融电极,所述第二消融电极适于被引导到所述壁的第二侧面以与第一消融电极相对,所述第二消融电极包括彼此电绝缘的多个区段;和功率发生器,所述功率发生器可连接至第一消融电极并且能够可开关地连接至第二消融电极的区段中的选定的区段以使电流在第一消融电极与第二消融电极的选定的区段之间流过。

附图说明

[0025] 为更好地理解本发明,以举例的方式提供本发明的具体实施方式。要结合以下附图来阅读具体实施方式,附图中类似的元件用类似的附图标号来表示,并且其中:

[0026] 图 1 为用于在活体受检者心脏上执行消融手术的系统立体视图,所述系统是根据本发明的实施例构造和操作的;

[0027] 图 2 为根据本发明的实施例的示出用于评估透壁消融的模拟环境的示意图;

[0028] 图 3 为根据本发明的实施例的利用图 2 所示的模拟环境执行的实验中的温度场的

显示图；

[0029] 图 4 为根据本发明的实施例的指示图 3 所示的实验中的电流施加持续时间与最高温度之间的关系的曲线图；

[0030] 图 5 为根据本发明的实施例的利用图 2 所示的模拟环境执行的实验中的温度场的显示图；

[0031] 图 6 为根据本发明的另选实施例的指示图 5 所示的实验中的电流施加持续时间与最高温度之间的关系的曲线图；

[0032] 图 7 为根据本发明的另选实施例的利用图 2 所示的模拟环境执行的实验中的温度场的显示图；

[0033] 图 8 为根据本发明的另选实施例的指示图 7 所示的实验中的电流施加持续时间与最高温度之间的关系的曲线图；

[0034] 图 9 为根据本发明的另选实施例的被示为以折叠构型收缩在插入工具的内腔中的贴片电极的示意图；

[0035] 图 10 为根据本发明的实施例的被示为已延伸到图 9 所示的插入工具之外并且已展开以用于部署的贴片电极的示意图；并且

[0036] 图 11 为根据本发明的另选实施例的被示为已延伸到图 9 所示的插入工具之外并且已展开以用于部署的贴片电极的示意图。

具体实施方式

[0037] 为了能够全面理解本发明的各种原理,在以下说明中阐述了许多具体细节。然而对于本领域的技术人员将显而易见的是,并非所有这些细节始终都是实施本发明所必需的。在这种情况下,为了不使主要概念不必要地模糊,未详细示出熟知的电路、控制逻辑以及用于常规算法和进程的计算机程序指令细节。

[0038] 本发明的多个方面可在软件编程代码中体现,所述软件编程代码通常被保持在永久性存储器(例如,计算机可读介质)中。在客户机/服务器环境中,这种软件编程代码可存储在客户机或服务器上。软件编程代码可在与数据处理系统一起使用的多种已知非临时性介质(例如,软盘、硬盘驱动器、电子介质或 CD-ROM)中的任一者上体现。所述代码可分布于这类介质上,或者可经一些类型的网络从一个计算机系统的存储器向其他计算机系统上的存储装置分发给使用者,以便于此类其他系统的使用者使用。

[0039] 定义

[0040] 术语“有效电流传输面积”在本文中应用到电极时是指如下电极面积,所述电极面积能够可操作地支持电流例如在电极和电极所接触的靶点之间流过电极。

[0041] 系统说明

[0042] 现在转到附图,首先参见图 1,其为用于在活体受检者心脏 12 上执行消融手术的系统 10 的立体视图,所述系统 10 是根据本发明的实施例构造和操作的。系统 10 包括导管 14,所述导管 14 由操作者 16 经皮肤穿过患者的血管系统插入心脏 12 的腔室或血管结构中。操作者 16(通常为医师)将导管的远侧末端 18 在消融靶点处与心壁接触。任选的是,随后可按照美国专利 6,226,542 和 6,301,496 以及共同转让的美国专利 6,892,091 中所公开的方法制备电激活图,这些公开内容均以引用方式并入本文中。一种体现系统 10 的元件

的商品可以 CARTO[®] 3 系统得自 Biosense Webster, Inc. (3333Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765)。

[0043] 可通过施加热能来对例如通过电激活图评估确定为异常的区域进行消融,例如通过使射频电流通过导管中的金属线传导到远侧末端 18 处或附近的一个或多个电极,这些电极将射频能量施加到心肌。能量被吸收到组织中,由此将组织加热到一定温度(通常为约 50°C),在所述温度下组织会永久性失去其电兴奋性。当手术成功后,在心脏组织中产生非传导性的消融灶,这些消融灶可中断导致心律失常的异常电通路。本发明的原理可应用于不同的心腔室以治疗多种不同的心律失常。

[0044] 导管 14 通常包括柄部 20、位于其远端处或附近的消融电极 32,并且在柄部上具有合适的控制器,以使操作者 16 能够按照消融的需要来对导管的远侧部分进行操纵、定位、和定向。为了辅助操作者 16,导管 14 的远侧部分包含位置传感器(未示出),其向位于控制台 24 中的定位处理器 22 提供信号。

[0045] 第二探针、心外膜导管 27 连接至控制台 24 并且在特征在于在其工作末端处具有消融元件 41。消融元件 41 被定位成与消融电极 32 相对,且心脏 12 的靶组织 43 位于这两者之间。消融电极 32 经由缆线 34 连接至控制台 24。可例如利用购自 Comedicut Inc. (3989 Central Avenue N.E., Suite 610, Columbia Heights, MN 55421) 的 PerDUCER[®] 进入装置来放置导管 27。

[0046] 尽管第二探针在图 1 中被示为心外膜导管,但不一定必须如此。例如,如果需要消融室间隔 45,则第二探针将被引入到右心室 47 的腔室内并且导管 14 将从左心室 49 的腔室内接触室间隔 45 以便与第二探针相对。示意性地示于图 1 中的消融元件 41 在下文中进行更详细地描述。

[0047] 可通过消融电极 32、41 来将消融能量和电信号传送到心脏 12 以及从心脏 12 传送消融能量和电信号。例如,可通过缆线 34 和消融电极 32 来将起搏信号和其他控制信号从控制台 24 传送到心脏 12。也连接至控制台 24 的感测电极 31、33 设置在消融电极 32 附近,并且连接至缆线 34。

[0048] 接线 35 将控制台 24 与体表电极 30 和定位子系统的其他部件连接在一起。消融电极 32 和体表电极 30 可用于测量消融位点处的组织阻抗,如授予 Govari 等人的美国专利 7,536,218 中所教导的那样,该专利以引用方式并入本文。温度传感器(未示出)(通常为热电偶或热敏电阻器)可安装在消融电极 32 上或附近。

[0049] 控制台 24 通常包括一个或多个消融功率发生器 25。导管 14、27 可适于利用任何已知的消融技术(例如,射频能量、超声能量和激光产生的光能)将消融能量传导到心脏。共同转让的美国专利 6,814,733、6,997,924 和 7,156,816 中公开了此类方法,这些专利以引用方式并入本文。

[0050] 定位处理器 22 为系统 10 中定位子系统的元件,其测量导管 14、27 的位置和取向坐标。

[0051] 在一个实施例中,定位子系统包括磁定位跟踪构造,所述磁定位跟踪构造通过利用磁场生成线圈 28 以预定的工作容积生成磁场并感测导管处的这些磁场来确定导管 14、27 的位置和取向。定位子系统可采用阻抗测量,如以引用方式并入本文的美国专利

7, 756, 576 以及上述美国专利 7, 536, 218 中所教导的那样。

[0052] 如上所述, 导管 14、27 联接到控制台 24, 所述控制台 24 使得操作者 16 能够观察并调控这些导管的功能。控制台 24 包括处理器, 优选地具有适当信号处理电路的计算机。处理器被联接以驱动监视器 29。信号处理电路通常接收、放大、过滤并数字化来自导管 14、27 的信号, 这些信号包括上述传感器和位于导管 14、27 的远侧的多个位置感测电极 (未示出) 所产生的信号。控制台 24 和定位系统经由缆线 38 接收并使用数字化信号, 以计算导管 14、27 的位置和定向并分析来自电极的电信号。

[0053] 通常, 系统 10 包括其他元件, 但为了简洁起见未在图中示出这些元件。例如, 系统 10 可包括心电图 (ECG) 监视器, 其被联接以接收来自一个或多个体表电极的信号, 以便为控制台 24 提供 ECG 同步信号。如上所述, 系统 10 通常还包括基准位置传感器, 其或者位于附接到受试者身体外部的体外施加基准贴片上, 或者位于插入心脏 12 内并相对于心脏 12 保持在固定位置的内置导管上。提供了用于使液体循环穿过导管 14、27 以冷却消融位点的常规泵和线路。

[0054] 透壁消融

[0055] 现在参见图 2, 其为根据本发明的实施例的示出用于评估透壁消融的模拟环境 51 的示意图。在此模拟中, 心肌 53 具有施用到心内膜 59 的常规消融导管 57 的末端电极 55。将消融贴片 61 施用到心外膜 63, 所述消融贴片 61 的有效电流传输面积比电极 55 大通常 2 至 4 倍并且优选地大 3 至 4 倍。邻近心内膜 59 的区域 65 模拟热扩散 (~ 30 [W/m/K]) 流体 65。心外膜 63 被模拟为浸浴在流体 67 中, 所述流体 67 代表普通的血液。图 2 的构造为贴片 61 提供出简单的温度调节结构, 所述温度调节结构等效于利用冲洗流体冷却到 30°C 的温度。

[0056] 实例 1:

[0057] 现在参见图 3, 其为根据本发明的实施例的利用模拟环境 51 (图 2) 执行的实验中的温度场的显示图。在此例子中, 导管直径为 2.5mm; 贴片直径为导管直径的四倍 ($4 \times 2.5\text{mm}$); RF 电流为 0.35A; 并且组织厚度为 15mm。可参照索引条 71 来理解加热区 69 在消融 60 秒之后的温度梯度。为了方便起见, 强调示出了 55°C 等温线。

[0058] 应该指出的是, 尽管组织厚度在此例子和下述例子中用作电极间的间距, 但电极和组织之间的接触并非为必要的。本文所述的技术为有效的, 即使当在电极和组织之间存在约 2mm 的间隙时。

[0059] 在这种情况下, 消融将发生在 55°C 等温线之内。显而易见的是, 等温线为透壁的。如上所述, 希望将最高温度保持在足够小的区域, 以防止爆裂和炭化。

[0060] 改变贴片直径同时将导管电极直径保持为常数可控制心肌两侧的电流密度。根据实际的心肌厚度来调整贴片直径相对导管之间的比率, 以最佳地形成 55°C 等温线。

[0061] 过小的比率将导致峰值温度在两侧过度上升。然而, 通过减小电流来尝试避免这种情况将导致形成两个未透壁的较小消融灶。增加贴片的直径将降低贴片处的温度并且确保消融为透壁的。

[0062] 现在参见图 4, 其为类似于图 3 的曲线图 73, 所述曲线图 73 指示出图 3 的例子中的电流施加持续时间与最高温度之间的关系。在约 10 秒内达到 80°C 的温度。

[0063] 实例 2:

[0064] 现在参见图 5, 其为根据本发明的实施例的利用模拟环境 51 (图 2) 执行的实验中在经 0.3 安培消融 60 秒之后的温度场的另一个显示图。在此例子中, 导管直径为 2.5mm; 贴片直径为 (3*2.5)mm; 电流为 0.3A; 并且组织厚度为 10mm。当与图 3 进行比较时, 从 55°C 等温线显而易见的是, 已实现了较宽的、更均匀的有效透壁消融温度。

[0065] 现在参见图 6, 其为类似于图 4 的曲线图 75, 所述曲线图 75 指示出电流施加持续时间与最高温度之间的关系。在约 20 秒内达到 80°C 的温度, 所需时间为曲线图 73 (图 4) 的两倍。

[0066] 实例 3:

[0067] 现在参见图 7, 其为根据本发明的实施例的利用模拟环境 51 (图 2) 执行的实验中的温度场的另一个显示图。在此例子中, 导管直径为 2.5mm; 贴片直径为 (3*2.5)mm; 电流为 0.25A; 并且组织厚度为 7mm。

[0068] 现在参见图 8, 其为类似于图 3 的曲线图 77, 所述曲线图 77 指示出图 7 的例子中的电流施加持续时间与最高温度之间的关系。

[0069] 现在参见图 9, 其为根据本发明的实施例的被示为以折叠构型收缩在插入工具 81 的内腔中的贴片电极 79 的示意图。可利用控制金属线 83 来将电极 79 推进到工具 81 之外, 所述控制金属线 83 也可用于将射频电流和电信号传送到电极 79 以及从电极 79 传送射频电流和电信号。电极 79 由薄导电膜或片材构成, 所述薄导电膜或片材可具有形状记忆特性并且能够任选地在电信号的控制之下改变形状。在任何情况下, 电极 79 能够在医疗手术期间伸出时展开并且能够恢复到其折叠构型使得其可回缩到工具 81 的内腔中。例如, 可使用碳纳米纤维、氧化的碳纳米纤维、或炭黑填充的导电性形状记忆聚氨酯复合物来构造电极 79。

[0070] 第一另选实施例

[0071] 现在参见图 10, 其为根据本发明的实施例的被示为已延伸到工具 81 之外并且已展开以用于部署的贴片电极 85 的示意图。通过工具 81 来引入电极 85, 如上文参照图 9 所述。电极 85 分成多个同心圆区段 87、89、91、93, 这些同心圆区段为彼此电绝缘的。金属线 95 从区段 87、89、91、93 引至一系列开关 97, 所述开关 97 可经由缆线 99 来将这些区段单个地或全体地连接至控制台 24 和一个消融功率发生器 25 (图 1)。除此之外或者作为另外一种选择, 缆线 99 可将电信号从电极 85 传导到控制台 24 (图 1) 并且可将控制信号从控制台 24 传送到电极 85。当区段 87、89、91、93 中的不同者切换成与控制台 24 电导通和断开时, 可根据消融手术的需求来改变与靶组织 43 (图 1) 相关的电极 85 的有效电流传输面积, 如上所述。

[0072] 第二另选实施例

[0073] 现在参见图 11, 其为根据本发明的实施例的被示为已延伸到工具 81 之外并且已展开以用于部署的贴片电极 101 的示意图。此构造大体类似于图 10 的实施例, 然而此片材具有由连续绝缘线 103 定界的多个大体细长的、弯曲的条带, 所述连续绝缘线 103 按照螺旋线形式从中心点 105 向外延伸到电极 101 的边缘。这些条带还通过横断绝缘线 107、109、111、113 进行分段。这些区段附接到金属线 115, 所述金属线 115 经由开关 97 引至缆线 99。

[0074] 尽管在图 10 和图 11 中示出了四个区段, 但可提供任意数量的区段以实现电极 85、101 的有效面积的尺寸调节的所需间隔度。

[0075] 贴片电极也可以使用其他分段式几何构造,例如,边界限定三角形(例如,具有共同几何中心的相似三角形)的一系列区段。唯一的必要条件是贴片电极的有效电流传输面积应超过相对的导管电极的有效电流传输面积。在任何情况下,应适当地选择区段以优化贴片电极和导管电极的有效电流传输面积之间的比率。

[0076] 操作

[0077] 在医疗手术之前,例如利用上述模拟或者以实验方式利用动物组织来建立最佳功率设定值和电极的有效电流传输面积比率的数据库以用于不同的电极间的间距。

[0078] 当电极就位时,例如通过 CARTO 系统的位置感测设备来确定电极间的间距。然后通过以下方式自动地确定消融设定值:接入适当数量的贴片电极区段以产生有效电流传输面积的所需比率并且确定射频发生器的适当功率输出。作为另外一种选择,这些设定值可被自动地确定并且可作为推荐值提供给操作者,所述操作者可认可或者修改这些推荐值。

[0079] 本领域的技术人员会认识到,本发明并不限于在上文中具体示出和描述的内容。更确切地说,本发明的范围包括上文所述各种特征的组合与子组合,以及这些特征的不在现有技术范围内的变型和修改形式,这些变型和修改形式是本领域技术人员在阅读上述说明后可想到的。

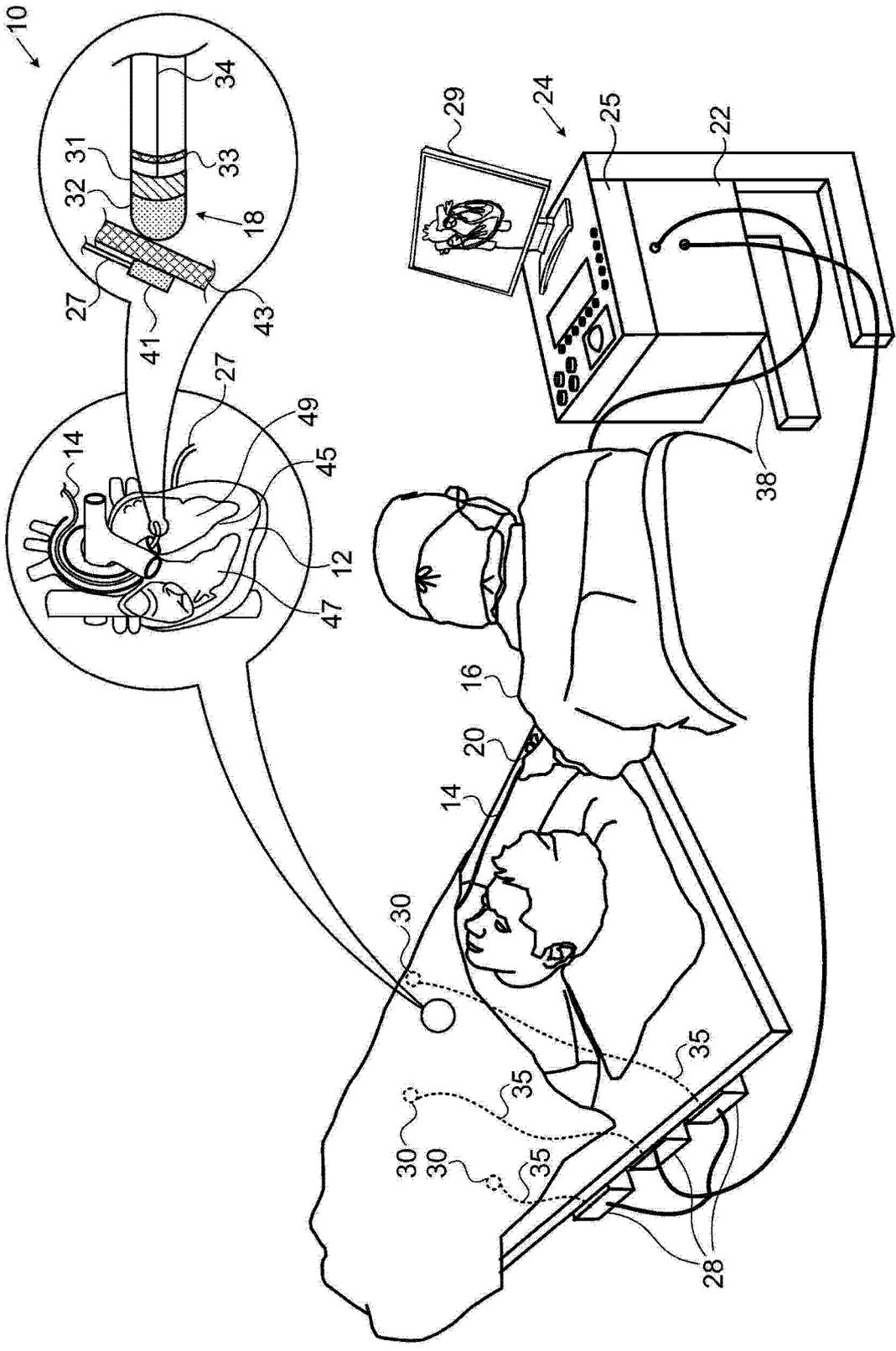


图 1

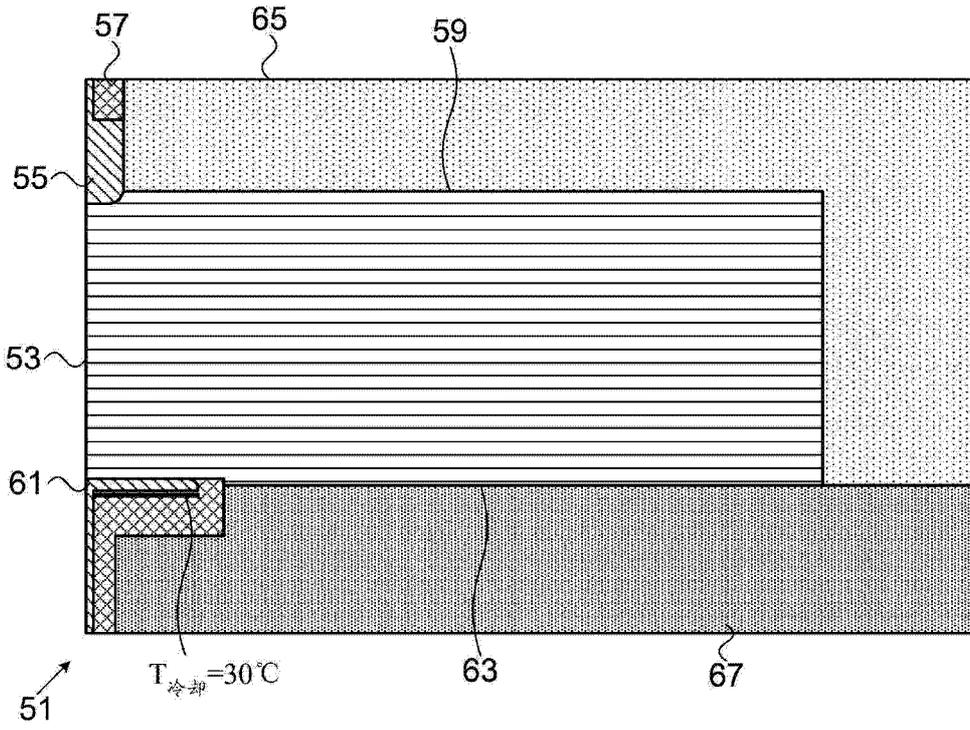


图 2

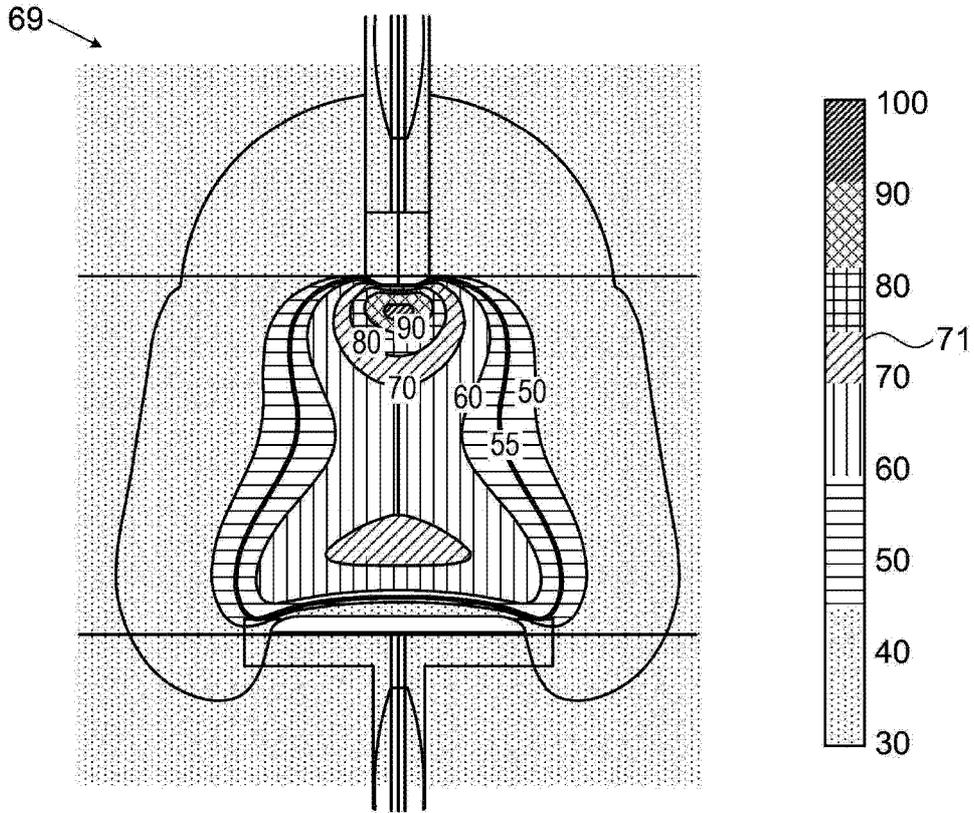


图 3

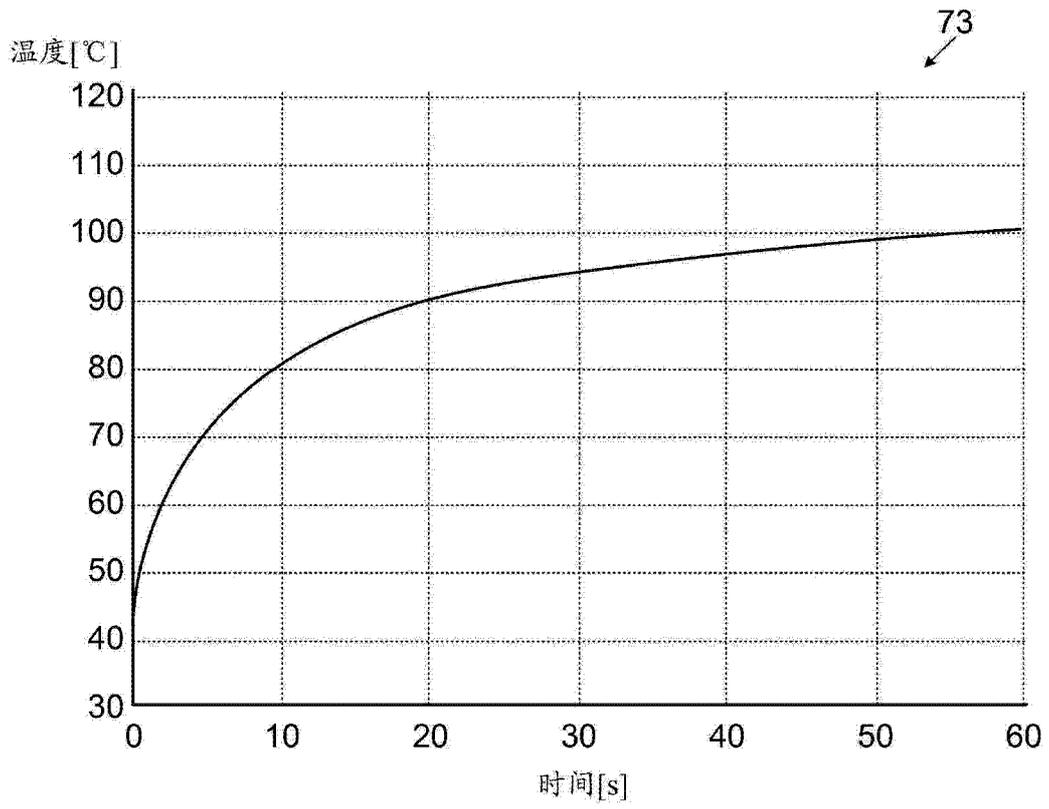


图 4

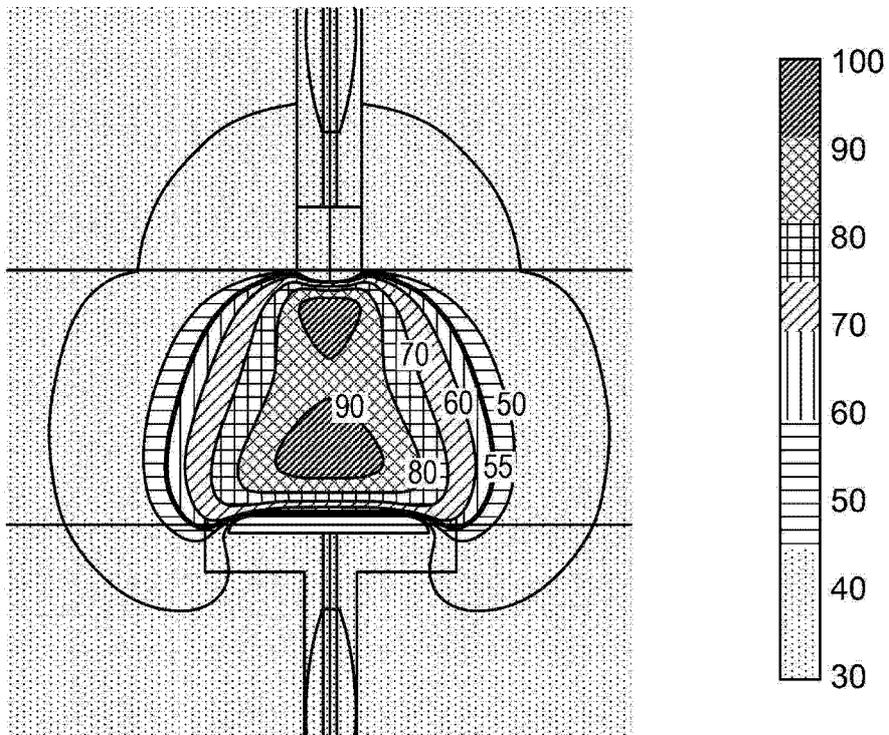


图 5

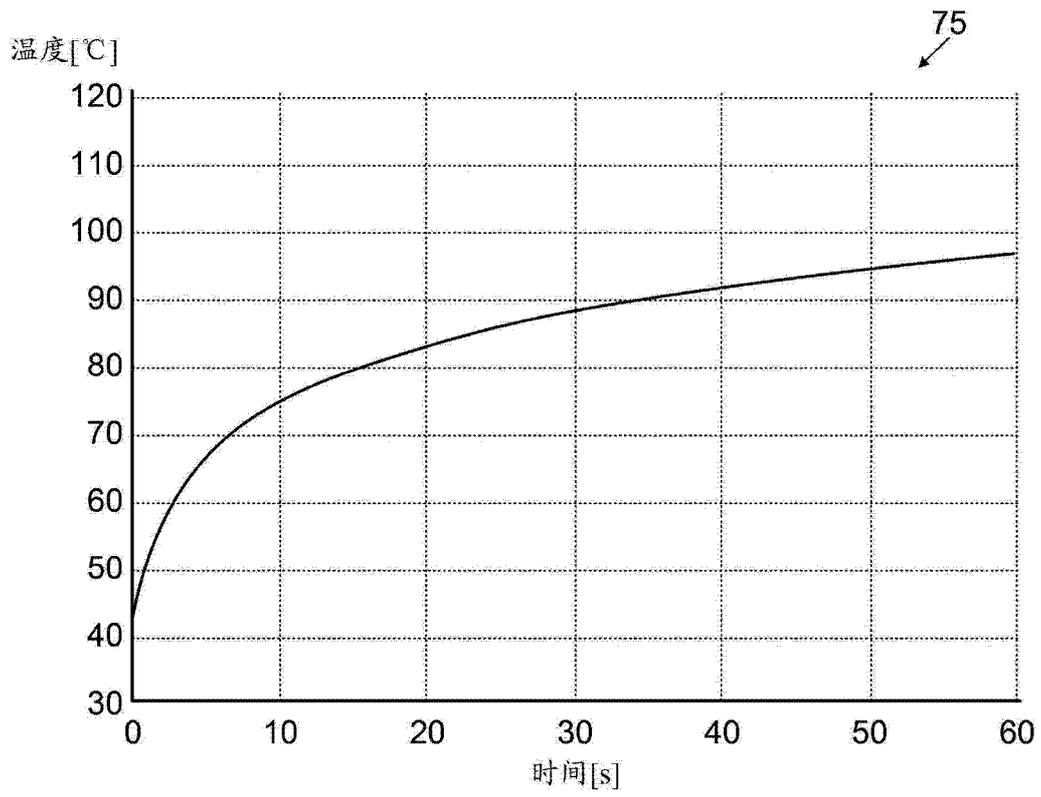


图 6

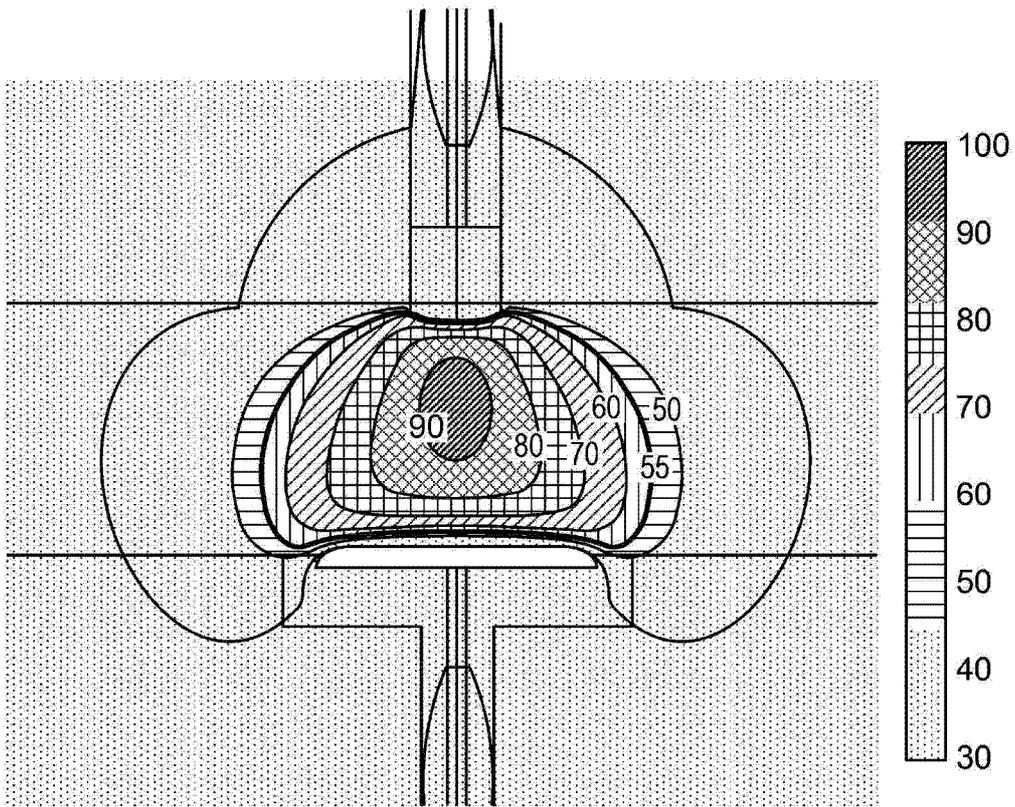


图 7

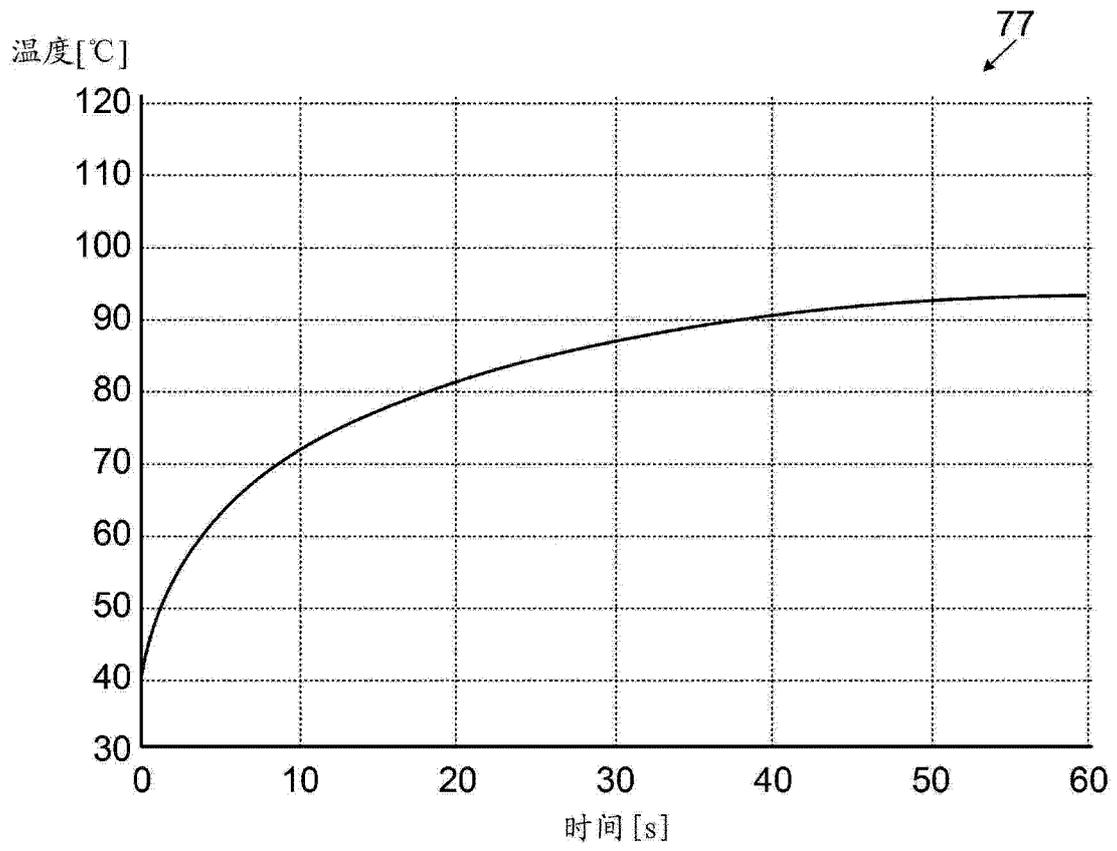


图 8

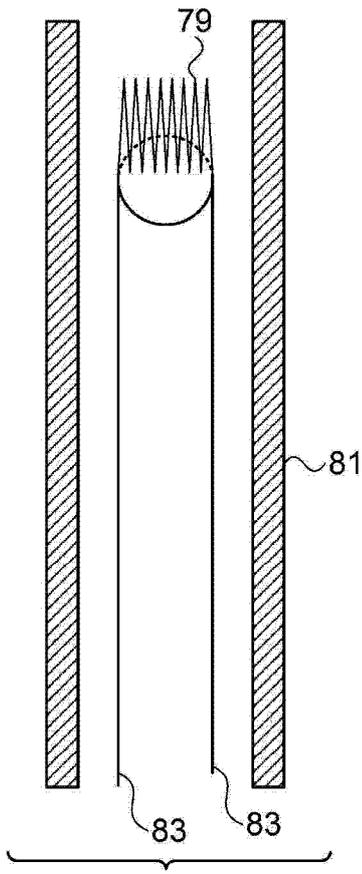


图 9

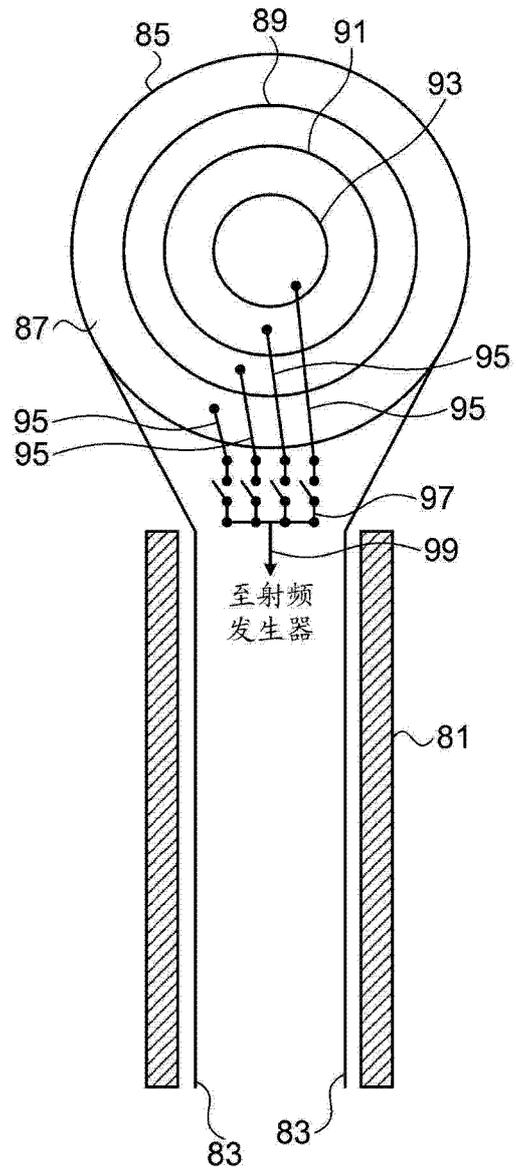


图 10

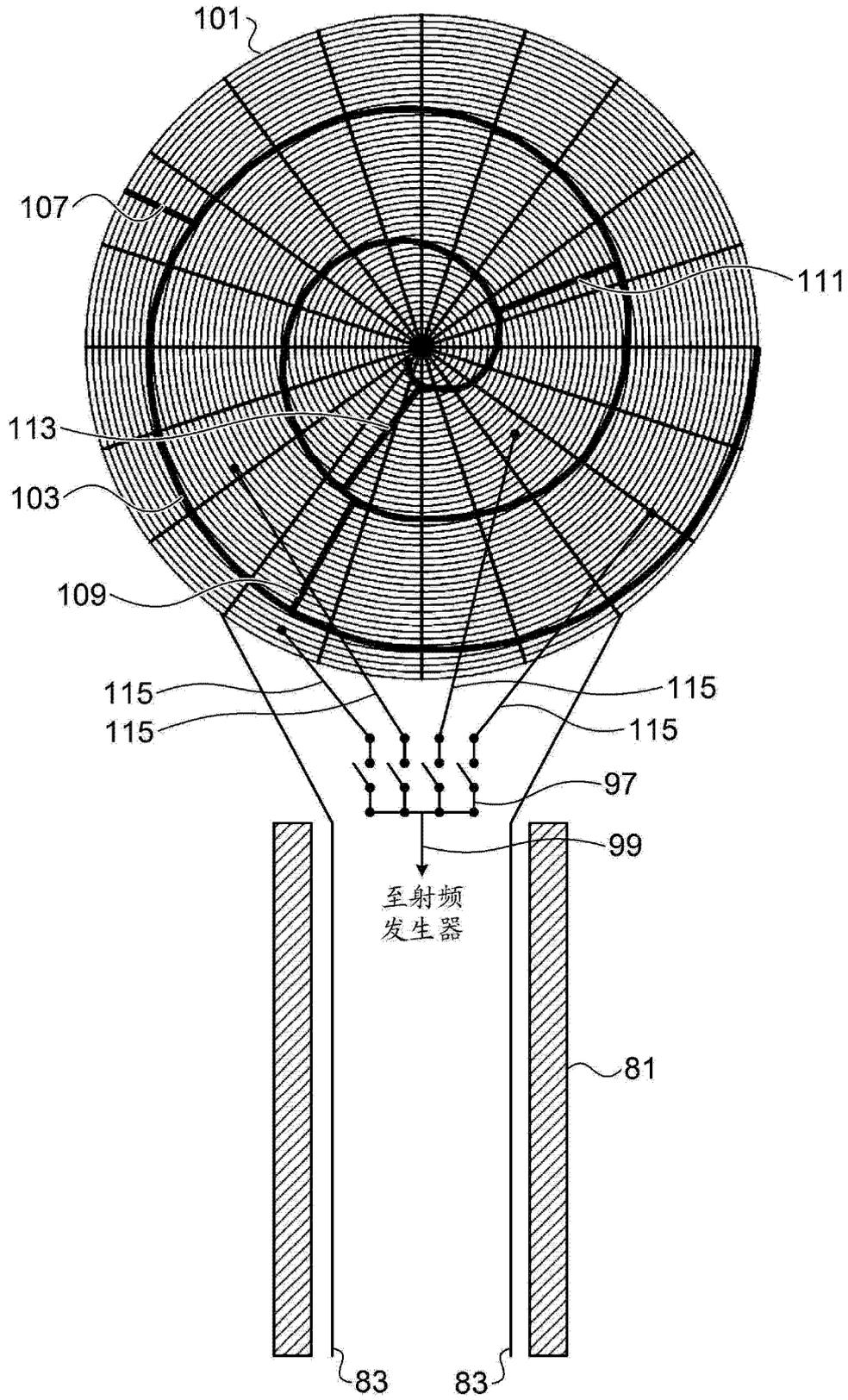


图 11