



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104622564 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201410637057. 2

(22) 申请日 2014. 11. 06

(30) 优先权数据

14/072885 2013. 11. 06 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 A. 戈瓦里 A. C. 阿特曼恩

(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 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

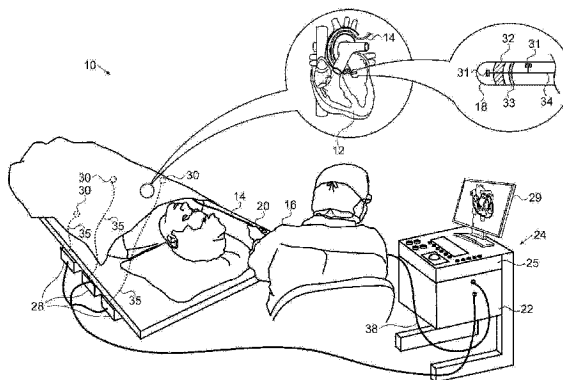
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

使用导管位置和温度测量来检测从消融位点的运动

(57) 摘要

本发明公开了通过使探头与靶组织接触来进行消融。所述探头在其远侧部分上具有多个温度传感器和消融电极。所述温度传感器围绕所述纵向轴线沿周边分布,使得所述探头具有全向温度灵敏度。在验证所述探头与所述靶组织之间存在接触之后,并在通过所述消融电极施加能量的同时,重复记录来自所述温度传感器的数据。然后,响应于温度相对于基线温度水平的下降的检测,推断出所述探头与所述靶组织之间已出现失去接触。随即警示操作者。



1. 一种消融方法,包括以下步骤:

使探头与受检者身体中的靶组织接触,所述探头具有纵向轴线、所述探头的远侧部分上的多个温度传感器、以及其上的消融电极,所述温度传感器围绕所述纵向轴线沿周边分布在所述远侧部分上;

验证所述探头与所述靶组织之间存在接触;以及

通过所述消融电极施加能量以消融所述身体中的所述靶组织,并且在施加能量的同时,执行以下步骤:

重复记录来自所述温度传感器的数据;

从所述数据建立基线温度水平;

然后从所述数据来检测相对于所述基线温度水平的温度下降;

响应于所述温度下降,推断出所述探头与所述靶组织之间已出现失去接触;以及

警示操作者所述失去接触。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述多个温度传感器包括至少三个温度传感器。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述温度传感器围绕所述探头的所述纵向轴线均匀分布。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述多个温度传感器包括多个温度传感器阵列,每个所述阵列围绕所述探头的所述纵向轴线沿周边分布。

5. 根据权利要求1所述的方法,还包括过滤所述数据以排除伪影的步骤。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述温度下降至少为噪声水平的10倍。

7. 根据权利要求1所述的方法,还包括以下步骤:

从所述数据检测温度恢复到所述基线温度水平;

响应于所述温度恢复,推断出所述探头与所述靶组织之间已出现恢复接触;以及

警示所述操作者所述恢复接触。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述探头具有围绕所述纵向轴线的全向温度响应。

9. 一种用于导管插入术的设备,包括:

探头,所述探头适于插入而与受检者身体中的靶组织接触,所述探头具有纵向轴线、所述探头的远侧部分上的多个温度传感器、以及其上的消融电极,所述温度传感器围绕所述纵向轴线沿周边分布在所述远侧部分上;

处理器,所述处理器可操作以便通过所述消融电极来施加能量以消融所述身体中的所述靶组织,并且在施加能量的同时执行以下步骤:

重复记录来自所述温度传感器的数据;

从所述数据建立基线温度水平;

然后从所述数据来检测相对于所述基线温度水平的温度下降;

响应于所述温度下降,推断出所述探头与所述靶组织之间已出现失去接触;以及

警示操作者所述失去接触。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中所述多个温度传感器包括至少三个温度传感器。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中所述温度传感器围绕所述探头的所述纵向轴线均匀分布。

12. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述多个温度传感器包括多个温度传感器阵列,每个所述阵列围绕所述探头的所述纵向轴线沿周边分布。

13. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述处理器可操作以便过滤所述数据以排除伪影。

14. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述温度下降至少为噪声水平的 10 倍。

15. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述处理器可操作以便:

从所述数据来检测温度恢复到所述基线温度水平;

响应于所述温度恢复,推断出所述探头与所述靶组织之间已出现恢复接触;以及
警示所述操作者所述恢复接触。

16. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述探头具有围绕所述纵向轴线的全向温度响应。

使用导管位置和温度测量来检测从消融位点的运动

背景技术

技术领域

[0001] 本发明涉及组织消融系统。更具体地,本发明涉及监视侵入式探头与体内组织之间的接触。

[0002] 背景技术

[0003] 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齐。

[0004] 用于治疗此类心律失常的手术包括通过手术来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,有时可以终止或更改不利电信号从心脏一部分传播到另一部分。消融方法通过形成非传导的消融灶来破坏不需要的电通路。

[0005] 验证电极与靶组织的物理接触对于控制消融能量的递送而言非常重要。本领域已针对验证电极与组织的接触进行了大量尝试,并且已提出多种技术。例如,美国专利 6,695,808 描述了用于治疗选择的患者组织或器官区域的设备。探头具有接触表面,所述接触表面可被迫使抵靠在所述区上,从而形成接触压力。压力换能器对接触压力进行测量。该布置据说通过给器械的使用者提供指示接触力的存在和大小的信息来满足手术的需要,在手术中医疗器械必须牢固放置但不与解剖表面过度接触。

[0006] 又如,美国专利 6,241,724 描述了使用分段电极组件在身体组织内产生消融灶的方法。在一个实施例中,导管上的电极组件携带压力换能器,所述压力换能器感测与组织的接触并向压力接触模块传送信号。所述模块识别与压力换能器信号相关联的电极元件并指示能量发生器将射频 (RF) 能量传送至这些元件而不传送至仅与血液接触的其他元件。

[0007] 美国专利 6,915,149 中提供了另一个示例。该专利描述了一种使用具有用于测量局部电活动的末端电极的导管来标测心脏的方法。为了避免可能由于末端与组织的接触不良而产生的伪影,使用压力传感器来测量末端与组织之间的接触压力以确保稳定的接触。

[0008] 美国专利申请公布 2007/0100332 描述了用于评估组织消融的电极-组织接触的系统和方法。导管轴内的机电传感器生成电信号,该电信号对应于导管轴的远侧部分内的电极运动的量。输出装置接收用于评估电极和组织之间的接触水平的电信号。

[0009] 本领域已知的用于评估导管-组织接触的基于阻抗的方法通常依赖于对导管上的电极和体表电极之间的阻抗量级的测量。当阻抗量级低于一些阈值时,电极被视为与组织接触。这种二元接触对于体表电极与皮肤之间的阻抗变化是敏感的。

[0010] Sauarav 等人的以引用方式并入本文的美国专利申请公布 2008/0288038 和 2008/0275465 描述了电极导管系统,该系统可包括适于施加电能的电极。当电极接近靶组织时,在电极和地面之间可应用适于测量阻抗的测量电路。可应用处理器或处理单元来确定靶组织的接触条件,所述接触条件至少部分地基于由测量电路测得的阻抗的电抗。在另一个实施例中,接触条件可基于阻抗的相位角。

发明内容

[0011] 在对心脏进行的消融手术期间,重要的是在提供消融功率的电极与正被消融的组织之间保持接触。电极位置自身可通过系统诸如 CARTO[®] 3 系统来监视,所述系统可购自 Biosense Webster, Inc. (3333Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765)。然而,由于心脏搏动以及由于患者呼吸,监视与组织的接触是困难的。在许多情况下,消融可能不止在一个位点施行,例如通过医师移动导管以形成线性消融灶来施行,这一事实进一步增大了监视电极接触的难度。在这种情况下,重要的是不能在消融灶中留下缝隙,而且不能消融过多。

[0012] 本发明人已观察到,当采用具有全向温度响应的导管,例如具有至少 3 个近侧热电偶和 3 个远侧热电偶的灌注导管时,只要导管与组织之间保持接触,则热电偶所测量的温度在消融期间是稳定的。然而,如果失去接触,诸如在导管远离消融位点运动的情况下会发生,则温度会下降。

[0013] 根据本发明的实施例提供了消融方法,该方法通过使探头与受检者身体中的靶组织接触来进行。该探头具有纵向轴线、探头远侧部分上的多个温度传感器、及其上的消融电极。温度传感器围绕纵向轴线沿周边分布在远侧部分上。该方法还通过如下方式进行:验证探头与靶组织之间存在接触,并通过消融电极来施加能量以消融身体中的靶组织,并且在施加能量的同时执行重复记录来自温度传感器的数据,并且从该数据建立基线温度水平的步骤。然后该方法还通过如下方式进行:从该数据检测相对于基线温度水平的温度下降,并且响应于该温度下降来推断出探头与靶组织之间已出现失去接触,并且警示操作者该失去接触。

[0014] 根据该方法的一个方面,所述多个温度传感器包括至少三个温度传感器。

[0015] 根据该方法的另一个方面,温度传感器围绕探头的纵向轴线均匀分布。

[0016] 根据该方法的另一个方面,温度传感器被布置为多个温度传感器阵列,每个阵列围绕探头的纵向轴线沿周边分布。

[0017] 该方法的另一个方面包括过滤数据以排除伪影。

[0018] 根据该方法的另一个方面,温度下降至少为噪声水平的 10 倍。

[0019] 该方法的一个方面包括从该数据来检测温度恢复到基线温度水平,并且响应于该温度恢复来推断出探头与靶组织之间已出现恢复接触,并且警示操作者该恢复接触。

[0020] 根据该方法的另一个方面,探头具有全向温度响应。

[0021] 根据本发明的实施例还提供了用于导管插入术的设备,包括适于插入而与受检者身体中的靶组织接触的探头。该探头具有纵向轴线、探头远侧部分上的多个温度传感器、及其上的消融电极。温度传感器围绕纵向轴线沿周边分布在远侧部分上。该设备包括处理器,其可操作以便通过消融电极来施加能量以消融身体中的靶组织,并且在施加能量的同时该处理器可操作以便重复记录来自温度传感器的数据,从而从该数据来建立基线温度水平。该处理器可操作以便从该数据检测相对于基线温度水平的温度下降,并且响应于该温度下降来推断出探头与靶组织之间已出现失去接触,并且警示操作者该失去接触。

[0022] 根据该设备的一个方面,所述多个温度传感器包括至少三个温度传感器。

[0023] 根据该设备的另一个方面,温度传感器围绕探头的纵向轴线均匀分布。

[0024] 根据该设备的另一个方面,温度传感器被布置为多个温度传感器阵列,每个阵列围绕探头的纵向轴线沿周边分布。

[0025] 根据该设备的另一个方面,处理器可操作以便过滤数据以排除伪影。

[0026] 根据该设备的另一个方面,温度下降至少为噪声水平的 10 倍。

[0027] 根据该设备的另一个方面,处理器可操作以便从该数据检测温度恢复到基线温度水平,并且响应于该温度恢复来推断出探头与靶组织之间已出现恢复接触,并且警示操作者该恢复接触。

[0028] 根据该设备的一个方面,探头具有全向温度。

附图说明

[0029] 为更好地理解本发明,就本发明的详细说明以举例的方式做出参考。该详细说明应结合以下附图来阅读,其中类似的元件用类似的附图标号来表示,并且其中:

[0030] 图 1 为根据本发明的实施例的用于施行诊断和治疗手术的系统 10 的立体说明图;

[0031] 图 2 为根据本发明的实施例的沿着心脏导管远侧段的长度截取的剖面图;

[0032] 图 3 为根据本发明的实施例的沿图 2 的线 3-3 截取的剖面图;

[0033] 图 4 为根据本发明的实施例的用于监视心脏导管与消融位点之间的接触的方法流程图;以及

[0034] 图 5 为根据本发明的实施例施行手术期间通过图 2 所示的温度传感器所测量的随时间变化的温度的曲线图。

具体实施方式

[0035] 为了能够全面理解本发明的各种原理,在以下说明中陈述了许多具体细节。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,为了不使一般概念不必要地模糊,未详细示出众所周知的电路、控制逻辑器、以及用于常规算法和进程的计算机程序指令细节。

[0036] 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(诸如,计算机可读介质)中。在客户端/服务器环境中,此类软件编程代码可存储在客户端或服务器上。软件编程代码可体现在与数据处理系统一起使用的多种已知的非暂态介质(诸如,软盘、硬盘驱动器、电子介质或 CD-ROM)中的任一者上。所述代码可分布于此类介质上,或者可经某种类型的网络从一个计算机系统的存储器或存储装置向其他计算机系统上的存储装置分发给使用者,以便供此类其他系统的使用者使用。

[0037] 术语“联接”或“联接的”旨在表示间接连接或直接连接中的任一个。因此,如果把第一个装置联接到第二个装置,连接部可经由其他装置和连接部或经由感应耦合或电容耦合完成直接连接或间接连接。

[0038] 现在转到附图,首先参见图 1,其为用于在活体受检者的心脏 12 上执行诊断和治疗手术的系统 10 的立体说明图,该系统根据本发明的实施例来构造和操作。该系统包括导管 14,由操作者 16 将该导管 14 经由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 在消融靶标位点处与心脏壁接触。任选地,随后可根据美国专利 6,226,542 和 6,301,496 和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,所述专利的公开内容以引用方式并入本文。一种体现系统 10 的元件的市售产品是上文所提及的 CARTO 系统。该系统可由本领域的技术人员进行修改以体现本文所述的本发明的原理。

[0039] 可以通过施加热能,对例如通过电激活图的评价而确定为异常的区域进行消融,例如通过将射频电流通过导管中的线传导至远侧末端 18 处的一个或多个电极,这些电极将射频能量施加至心肌。能量被吸收在组织中,从而将组织加热到一定点(通常约 50°C),在该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,这些消融灶可破坏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脏腔室以治疗许多不同的心律失常。

[0040] 导管 14 通常包括柄部 20,在柄部上具有合适的控制器以使操作者 16 能够按消融所需对导管的远端进行操纵、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。

[0041] 可使消融能量和电信号经由电缆 34 穿过位于远侧末端 18 处或附近的一个或多个消融电极 32 而在心脏 12 和控制台 24 之间来回传送。可通过缆线 34 和电极 32 将起搏信号和其他控制信号从控制台 24 传送至心脏 12。同样连接至控制台 24 的感测电极 33 设置在消融电极 32 之间并且连接至缆线 34。

[0042] 线连接件 35 使控制台 24 与体表电极 30 和定位子系统的其他组件相连,该定位子系统可结合到控制台 24 中并在定位处理器 22 控制下操作。电极 32 和体表电极 30 可用于在消融位点处测量组织阻抗,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。温度传感器诸如热电偶 31 可安装在消融电极 32 上或附近,并任选地或安装在感测电极 33 附近。根据本发明的原理,热电偶 31 被布置在导管 14 上,如下文更详细描述。

[0043] 控制台 24 通常包含一个或多个消融功率发生器 25。导管 14 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。在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。

[0044] 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 的位置和取向坐标。

[0045] 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。任选地,定位子系统包括磁定位跟踪构造,该磁定位跟踪构造利用生成磁场的线圈 28,通过以预定的工作空间生成磁场并感测导管处的这些磁场,来确定导管 14 的位置和取向。

[0046] 如上所述,导管 14 联接到控制台 24,该控制台使得操作者 16 能够观察并调控导管 14 的功能。控制台 24 通常包括定位处理器 22,该定位处理器优选地为具有适当信号处理电路的计算机。该处理器联接到监视器 29。信号处理电路通常接收、放大、过滤和数字化来自导管 14 的信号,包括上述传感器所生成的信号。当存在磁定位跟踪构造时,多个位置感测电极(未示出)位于导管 14 中的远侧。控制台 24 和定位系统接收并处理数字化信号,以计算导管 14 的位置和取向并分析来自电极的电信号。

[0047] 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向控制台 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检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 以冷却消融位点的常规泵和管路。

[0048] 现在参见图 2, 其为根据本发明的实施例的沿着具有全向温度响应 (例如, 围绕导管的纵向轴线) 的心脏导管的远侧段 54 的长度截取的剖面图。

[0049] 插入管 56 沿着导管的长度延伸并在其远端处连接到导电性顶盖 58。通常, 插入管 56 包含柔性的、生物相容性聚合物, 而顶盖 58 包含适于用作消融电极的生物相容性金属, 例如金或铂。顶盖 58 可由一系列冲洗孔 60 进行打孔, 所述冲洗孔从顶盖的外表面通向内腔 62。就典型的心内消融应用而言, 顶盖 58 可具有约 2.5mm 的直径、约 0.2mm 的壁厚、和 0.1-0.2mm 直径的孔 60。上述尺寸和材料以举例的方式进行描述, 然而可类似地使用具有较大或较小尺寸特征的其他合适材料。

[0050] 腔体 62 与内腔 64 流体连通, 所述内腔 64 延伸穿过插入管 56 的长度。内腔 64 在其近端处联接到冲洗泵 (未示出), 并且由此将冲洗流体输送到腔体 62, 所述流体从腔体 62 经由孔 60 流出。电导体 66 通过插入管 56 将电能从射频发生器 (未示出) 输送到顶盖 58, 并且由此为顶盖 58 供能以消融与顶盖 58 接触的心肌组织。在消融期间, 经由孔 60 流出的流体将冲洗治疗中的组织。

[0051] 温度传感器 68 在沿周边排列在导管的远侧末端周围的位置处安装在顶盖 58 内, 任选地温度传感器的多个周边阵列可围绕顶盖 58 轴向地设置。温度传感器围绕导管的周边, 即围绕其纵向轴线, 基本上均匀分布。图 2 示出了温度传感器 68 的两个阵列。在任何情况下, 温度传感器 68 能够在沿着远侧段 54 的大致周边的任何位点处感测温度。增加围绕该周边的温度传感器 68 的数量提高了角分辨率。然而, 在医疗应用中, 围绕周边均匀分布的三个传感器足以提供相对于纵向轴线的基本上全向温度响应。在图 2 的示例中, 顶盖 58 包含六个传感器, 其中一组位于靠近末端的远侧位置中, 并且另一组位于稍近侧的位置中。这种分布仅以举例的方式示出, 然而可将更多或更少数量的传感器安装在顶盖 58 内的任何合适位置中。温度传感器 68 可包括热电偶、热敏电阻器、或任何其他合适类型的微型温度传感器。传感器 68 通过延伸穿过插入管 56 的长度的引线 70 进行连接, 以便为监视电路 (未示出) 提供温度信号。

[0052] 现在参见图 3, 其为根据本发明的实施例的沿图 2 的线 3-3 截取的示意性剖面图。温度传感器 68 安装在顶盖 58 内的肋 72 中。肋 72 通常为顶盖 58 的一体化部分并且可由与顶盖 58 的外表面相同的材料或者由一些其他合适类型的金属 (其物理粘结到并且热粘结到顶盖 58) 制成。在本示例中, 肋的直径可为一毫米的几十分之一。肋 72 与顶盖 58 的一体化构造导致温度传感器 68 与顶盖 58 的外表面热连通, 即, 肋 72 内的温度紧密地追踪外表面的温度。肋 72 足够厚以使温度传感器 68 与腔体 62 中的冲洗流体热隔离。因此, 温度传感器 68 测量顶盖 58 的外表面的真实温度, 所述温度最精确地反映与顶盖 58 接触的组织温度。

[0053] 通常, 远侧段 54 包含其他功能组件, 所述功能组件在本发明的范围之外并且因此为简单起见而被省略。例如, 远侧段 54 可包含操控线以及其他类型的传感器, 诸如位

置传感器和 / 或接触力传感器。包含这些种类的传感器的导管在例如美国专利申请公布 2009/0138007 中有所描述, 该专利申请公布的公开内容以引用的方式并入本文。

[0054] 结合图 2 和图 3 所述的类型的导管在共同转让的共同待审专利申请 13/716, 578 中更详细描述, 所述专利申请以引用方式并入本文。

[0055] 操作。

[0056] 现在参见图 4, 其为根据本发明的实施例的用于监视心脏导管与消融位点之间的接触的方法流程图。

[0057] 在初始步骤 74 处, 使用熟知的方法将心脏导管引入受检者的心脏中。

[0058] 接下来, 在步骤 76 处, 在导管的消融电极与靶标之间建立接触。这可通过任何已知的方法完成, 例如上述方法以及名称为“Contact Assessment Based on Phase Measurement”的专利申请 13/343, 024 和名称为“Machine Learning in Determining Catheter Electrode Contact”的专利申请 13/589, 347 中教导的方法。这两份专利申请均与本发明共同转让并且以引用方式并入本文。

[0059] 接下来, 在步骤 78 处, 进行靶标的消融。步骤 78 包括下列步骤:

[0060] 在步骤 80 处, 使用来自温度传感器 68 的信号来测量基线温度。使用熟知的方法和电路来过滤数据以去除由呼吸、患者运动、以及不影响接触状态的导管移动所引起的伪影。由于导管具有全向温度响应, 因此温度传感器 68 的环境中的测量温度基本上与导管的远侧段相对于消融靶标的姿态无关。

[0061] 接下来, 在延迟步骤 82 处, 等待相对于在步骤 80 中建立的基线的温度显著下降 (大约为噪声水平的 10 倍)。下降的大小取决于变量, 诸如消融功率、同时采用的消融电极的数量、以及冲洗流体的流量。延迟步骤 82 可由人类操作者执行, 在这种情况下在监视器上显示温度。然而, 延迟步骤 82 优选地使用常规温度监视电路自动地执行。

[0062] 当延迟步骤 82 执行中的判定指示出现了温度下降时, 指示导管与靶组织之间失去接触。在最终步骤 84 处警示操作者。

[0063] 现在参见图 5, 其为在根据结合图 4 所述的程序执行的典型消融操作期间将由温度传感器 68 (图 2) 测量的温度的绘图 86。假定导管与靶标之间的接触已在先前建立, 例如使用上述方法建立。然后在绘图 86 的水平轴线上所显示的全部其他时间间隔对消融器供能。在时间间隔 88 期间, 通过初始基线温度的保持来指示导管与靶标之间的接触。在时间间隔 90 期间, 通过温度下降来指示失去接触。然而, 在时间间隔 90 的较后部分期间可能已修正该状况, 如温度的随后升高所示。然后, 在时间间隔 92 期间, 已重新建立接触, 如温度恢复到时间间隔 88 的基线水平所示。

[0064] 本领域的技术人员会认识到, 本发明并不限于已经在上文中具体示出和描述的内容。相反, 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内的变型和修改, 这些变型和修改是本领域技术人员在阅读上述说明后可想到的。

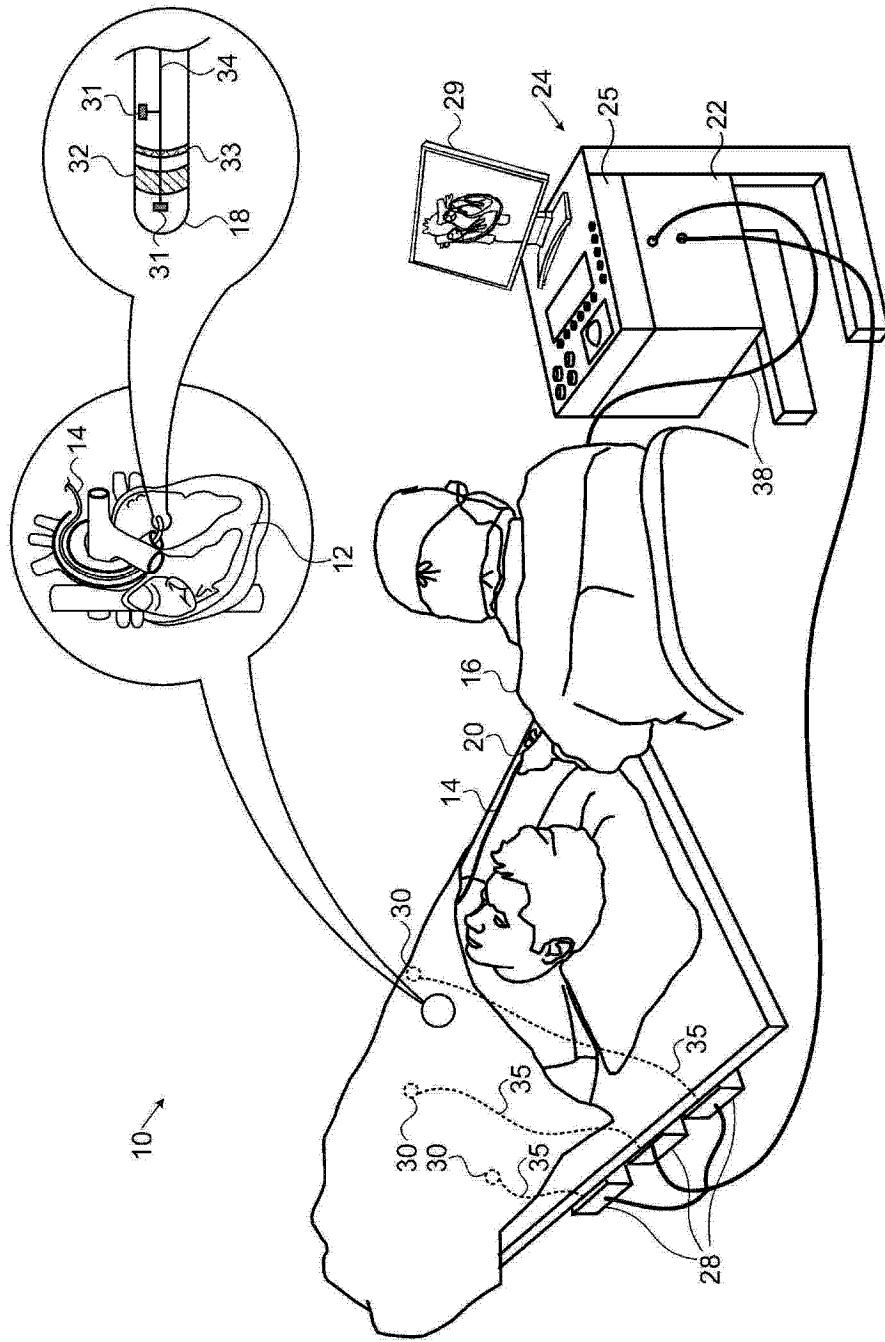


图 1

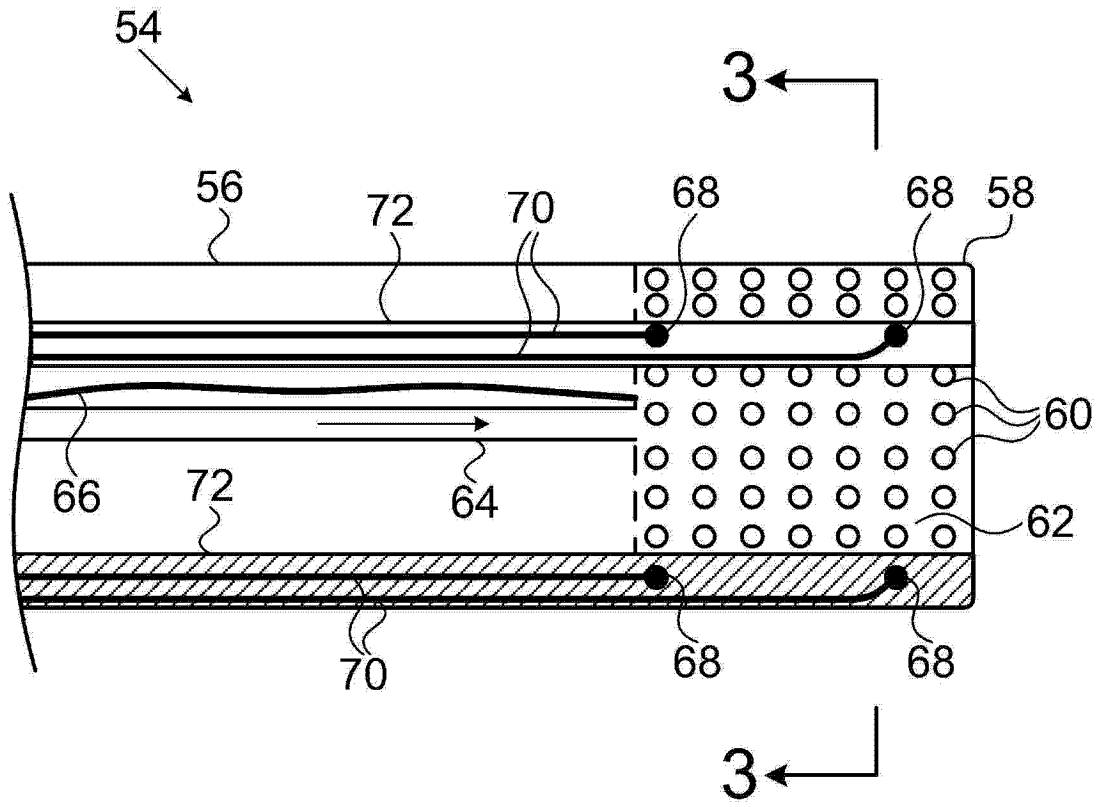


图 2

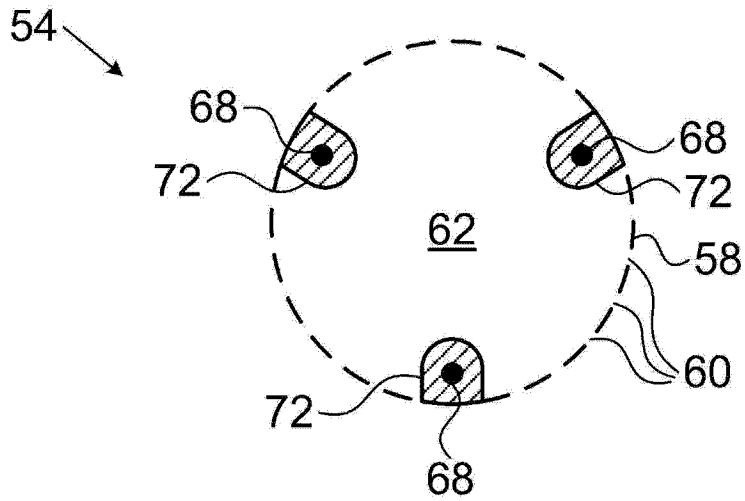


图 3

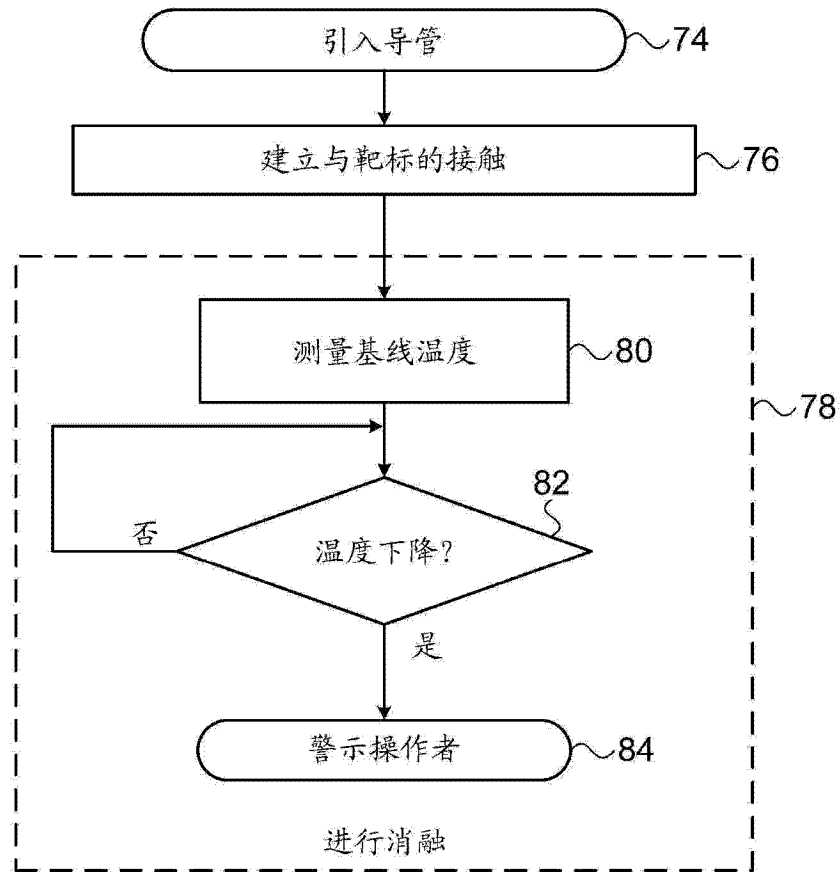


图 4

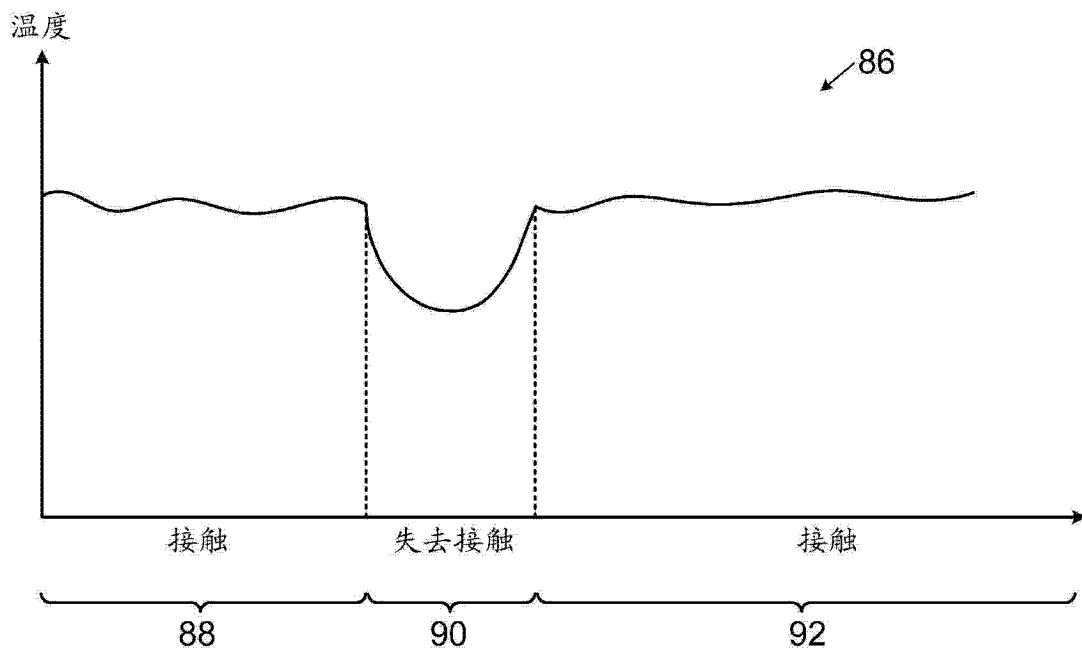


图 5

专利名称(译)	使用导管位置和温度测量来检测从消融位点的运动		
公开(公告)号	CN104622564A	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201410637057.2	申请日	2014-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	A 戈瓦里 A C 阿特曼恩		
发明人	A.戈瓦里 A.C.阿特曼恩		
IPC分类号	A61B18/12 A61B5/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/00589 A61B2018/00797 A61B2018/00898 A61B2090/065		
优先权	14/072885 2013-11-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了通过使探头与靶组织接触来进行消融。所述探头在其远侧部分上具有多个温度传感器和消融电极。所述温度传感器围绕所述纵向轴线沿周边分布，使得所述探头具有全向温度灵敏度。在验证所述探头与所述靶组织之间存在接触之后，并在通过所述消融电极施加能量的同时，重复记录来自所述温度传感器的数据。然后，响应于温度相对于基线温度水平的下降的检测，推断出所述探头与所述靶组织之间已出现失去接触。随即警示操作者。

