



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108366825 B

(45) 授权公告日 2021.09.28

(21) 申请号 201680070621.4

(22) 申请日 2016.09.19

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108366825 A

(43) 申请公布日 2018.08.03

(30) 优先权数据
14/872740 2015.10.01 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.06.01

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2016/052502 2016.09.19

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/058554 EN 2017.04.06

(73) 专利权人 通用电气公司
地址 美国纽约州

(72) 发明人 A.F.瓦纳 C.P.梅吉亚
D.R.施奈德温 R.F.施密特 (续)

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 姜冰 闫小龙

(51) Int.Cl.

A61B 18/14 (2006.01) (续)

(56) 对比文件

CN 104039257 A, 2014.09.10
US 2008243214 A1, 2008.10.02
CN 104039257 A, 2014.09.10
US 6264653 B1, 2001.07.24
US 2001034501 A1, 2001.10.25
US 2002183738 A1, 2002.12.05
US 2003181965 A1, 2003.09.25
US 2011152856 A1, 2011.06.23
US 2011270046 A1, 2011.11.03
US 2013123775 A1, 2013.05.16
EP 2862537 A1, 2015.04.22
US 2014180152 A1, 2014.06.26
WO 2015130824 A1, 2015.09.03
CN 104203078 A, 2014.12.10
CN 104739503 A, 2015.07.01
CN 103209654 A, 2013.07.17
CN 103800017 A, 2014.05.21 (续)

审查员 张文静

权利要求书2页 说明书7页 附图3页

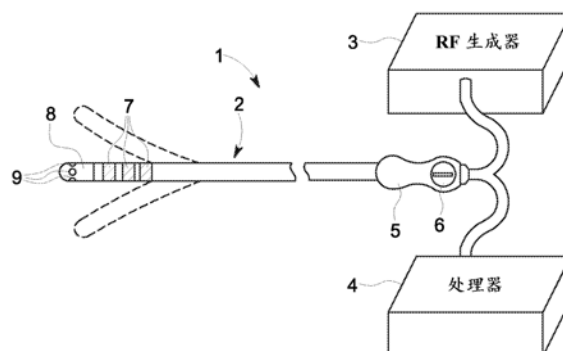
(54) 发明名称

用于导管外加力和功率的表示和视觉化的系统和方法

(57) 摘要

在本发明中,一种用于确定消融导管的正交性和外加力向量的系统和方法包括以下步骤:提供包含RF生成器、可操作地连接到RF生成器的处理器、可操作地连接到处理器的显示器、和可操作地连接到RF生成器和处理器的消融导管的电生理系统,导管包含与RF生成器相对部署的消融电极和在消融电极上部署并且与其电隔离的多个微电极,处理器配置成将从微电极获得的数据信号相互比较以推导每对数据信号的差异值;从微电极获得数据信号;比较来自微电极对的数据信号以确定差异值;以及使用差异值在显示器上

生成消融电极的正交性和外加力向量的视觉表示。



[转续页]

[接上页]

(72) 发明人 T.P. 斯蒂姆克

US 2003009160 A1, 2003.01.09

(51) Int. Cl.

US 2004152974 A1, 2004.08.05

A61B 5/00 (2006.01)

US 2007016130 A1, 2007.01.18

A61B 5/318 (2021.01)

US 2011196199 A1, 2011.08.11

A61B 5/06 (2006.01)

US 2014200407 A1, 2014.07.17

A61B 90/00 (2016.01)

WO 03028547 A2, 2003.04.10

(56) 对比文件

WO 2004019769 A1, 2004.03.11

CN 104582613 A, 2015.04.29

WO 2010111090 A1, 2010.09.30

CN 104367322 A, 2015.02.25

WO 2014031865 A1, 2014.02.27

US 5788692 A, 1998.08.04

WO 2015077348 A1, 2015.05.28

1. 一种电生理系统,包括:

-RF生成器;

-可操作地连接到所述RF生成器的处理器;以及

-可操作地连接到所述RF生成器和所述处理器的消融导管,所述导管包含与所述RF生成器相对部署并且形成所述消融导管的尖端的消融电极、和在所述消融电极上部署并且与所述消融电极电隔离的多个微电极,

-其中所述处理器配置成将从所述微电极获得的数据信号相互比较以推导每对数据信号的差异值,并且创建相对于所述消融电极被安置在其内的组织的所述消融电极的正交性角度的视觉表示,其中所述处理器还配置成基于所述差异值来确定力向量。

2. 根据权利要求1所述的系统,进一步包括可操作地连接到所述处理器的显示器,并且其中所述处理器配置成创建线形空间图,包含表示每个所述差异值的多个极以便在所述显示器上表示。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述图包含在其上对应于所述差异值的阴影区域和相对于所述组织内的所述消融电极位置的所述差异值的定向。

4. 根据权利要求2所述的系统,其中所述图包含图示了外加力轴的线。

5. 根据权利要求2所述的系统,其中所述图被扭曲以暗示角度形成。

6. 根据权利要求2所述的系统,其中所述图包含表示最大力向量的极的指示。

7. 根据权利要求2所述的系统,其中所述图中极的数量对应于所述消融电极上微电极的数量。

8. 根据权利要求2所述的系统,其中所述消融电极包含微电极的两个或更多轴向分隔阵列或集合,并且其中所述处理器配置成为微电极的每个集合创建线形空间图以便在所述显示器上表示。

9. 一种用于确定消融电极的正交性和外加力向量的电生理系统,包括:

-RF生成器;

-可操作地连接到所述RF生成器的处理器;

-可操作地连接到所述处理器的显示器;以及

-可操作地连接到所述RF生成器和所述处理器的消融导管,

其中,所述导管包含与所述RF生成器相对部署并且形成所述消融导管的尖端的消融电极、和在所述消融电极上部署并且与所述消融电极电隔离的多个微电极,所述消融电极被安置在要消融的组织内,所述处理器配置成执行以下步骤:

从所述微电极获得数据信号;

比较来自微电极对的所述数据信号以确定差异值;以及

使用所述差异值在所述显示器上生成相对于所述组织的所述消融电极的所述正交性和外加力向量的视觉表示。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中生成所述视觉表示的所述步骤包括生成线形空间图。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中所述线形空间图被形成为带有多个极的几何形状,每个极表示单个差异值。

12. 根据权利要求10所述的系统,其中所述线形空间图包含对应于从所述差异值确定

的所述外加力向量的阴影部分。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中所述线形空间图进一步包含表示总体外加力轴的线。

14. 根据权利要求10所述的系统,其中所提供的所述消融电极包含分隔的微电极的多个阵列或集合,并且其中生成所述视觉表示的所述步骤包括对于微电极的每个集合生成线形空间图。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中对于微电极的每个集合生成线形空间图的所述步骤进一步包括使用所述线形空间图来生成所述组织的三维表示。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中使用所述线形空间图来生成所述组织的三维表示的所述步骤包括将所述线形空间图分层以形成所述组织的三维图像。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中生成所述组织的所述三维表示的所述步骤包括以下步骤:

- 在所述组织上执行消融前,生成所述组织的三维图像;以及
- 在所述组织上执行消融后,生成所述组织的三维图像。

18. 根据权利要求17所述的系统,进一步包括以下步骤:组合在消融前的所述三维图像和在消融后的所述三维图像,以形成所述组织结构的重叠和/或比较的3D图像。

19. 根据权利要求9所述的系统,其中所提供的所述消融电极包含多个阻抗电极,进一步包括从所述阻抗电极获得数据信号的步骤。

用于导管外加力和功率的表示和视觉化的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于提供在显示器上表示经由在侵入式规程(例如消融规程)中利用的导管所外加的力和功率的方向的系统和方法。

[0002] 在执行侵入式心脏导管插入规程(诸如消融规程)中,必须为临床医生提供有关在规程中使用的导管的各种信息,包含在导管上外加的力以及相对于在被治疗的组织的消融导管尖端的位置的视觉指示。在许多规程中,在导管被移动时,利用在导管上相对于组织与用于感应导管的各种参数的导管的尖端相邻部署的电极,来确定导管尖端的这些参数。这些电极将信号提供给可操作地连接到导管的处理器,处理器解译信号并且提供外加的力的指示,和相对于在被治疗的组织的导管尖端和部署在导管尖端上的消融电极的位置。

[0003] 许多不同方法、结构和系统已被开发用于这些信号的解译,以便提供导管尖端和周围组织的准确且有用的表示。在标题为“ELECTROPHYSIOLOGY SYSTEM AND METHODS”的美国专利号8,876,817中公开了一种此类系统和方法,其为了所有目的通过引用而被明确结合于本文中。在此参考中,消融导管具有组织消融电极和在与导管的尖端相邻并且与其电隔离的组织消融电极的外周周围分布的多个微电极。所述多个微电极定义多个双极微电极对。连接到微电极的绘图处理器配置成:获取来自双极微电极对的输出信号;比较输出信号;以及生成到显示器的输出以便为临床医生提供相对于组织的组织消融电极的定向的视觉指示,即,组织消融电极是否与组织接触的指示。

[0004] 在此系统和方法中,绘图处理器能够另外利用来自微电极的信号以生成导管被安置在其中的组织的电子图。这能够使临床医生能利用导管来识别在被绘图和/或检查的组织内的异常组织。

[0005] 然而,尽管相对于组织的电极的定向的显示器上表示在协助临床医生执行规程上是有益的,但合乎需要的是能为临床医生提供显示器上表示,这向临床医生提供了与仅仅导管周围组织的结构、相对于组织的消融电极的定向、或消融电极是否与组织接触相比更多的信息。

[0006] 相应地,合乎需要的是开发用于基于从导管上的微电极获得的信号,来确定增强向临床医生呈现的信息的消融导管的各种参数的系统和方法。

发明内容

[0007] 存在对用于确定导管的定向和与周围组织的接触的改进系统和方法的需要或期望。上面提及的缺点和需要通过在下面描述中的本发明实施例而得以解决。

[0008] 根据本发明的一个示范方面,提供了一种系统和方法以呈现相对于力感应的所有已知变体的统一呈现,包含专家多极消融导管,其以某个方式图示了外加力和外加功率两者,使得预期组织变换的表示能够易于视觉化。将多极消融导管适配于外加力感应的能力也在本发明的范畴内。

[0009] 根据本发明的示范实施例的另一方面,所述系统和方法利用其上安置了子集电极的包含轴差分对的序列的导管。在基于信号定义了相对于组织的导管的正交性的等式中利

用了通过电极对获得的信号。正交性的此确定进而可被其自身利用为新的降噪信号以协助特定规程的执行,或者作为检测过程来定义在导管周围的组织中最大传导的向量。此传导向量可以本身是主要信号,或者能够被利用来选择性地引导临床医生以将导管尖端(即,消融电极)安置在由向量所确定的最感兴趣的区域。此方法在识别新消融目标或者指示相对于附近以前所选择的目标的另外烧灼(burn)中是有用的。

[0010] 根据本发明还有的另一示范实施例,通过微电极获得的信号用于提供与为实现到生理性传导路径的组织坏死和破裂而在导管尖端上外加的外加用户压力和外加能量有关的数据的增强视觉化和相关性。所述系统和方法具有记录和处理组织的多个平面中的此多元数据的能力,以能够实现对于组织病理学的所关联更改的三维(3D)视觉化,允许用户更好地表征正执行的规程的结果。

[0011] 根据本发明的另一示范实施例,电生理系统包含RF生成器;可操作地连接到RF生成器的处理器;以及可操作地连接到RF生成器和处理器的消融导管,导管包含与RF生成器相对部署并形成消融导管的尖端的消融电极和在消融电极上部署并与其电隔离的多个微电极,其中处理器配置成将从微电极获得的数据信号相互比较以推导每对数据信号的差异值,并且创建相对于消融电极被安置在其内的组织的消融电极的正交性角度的视觉表示。

[0012] 根据本发明还有的另一示范实施例,一种用于确定消融导管的正交性和外加力向量的方法包含以下步骤:提供电生理系统,所述电生理系统包含RF生成器、可操作地连接到RF生成器的处理器、可操作地连接到处理器的显示器、以及可操作地连接到RF生成器和处理器的消融导管,导管包含与RF生成器相对部署并形成消融导管的尖端的消融电极和在消融电极上部署并与其电隔离的多个微电极,处理器配置成将从微电极获得的数据信号相互比较以推导每对数据信号的差异值;在要消融的组织内安置消融电极;从微电极获得数据信号;比较来自微电极对的数据信号以确定差异值;以及使用差异值在显示器上生成相对于该组织的消融电极的正交性和外加力向量的视觉表示。

[0013] 应理解的是,上面的简要描述被提供用于以简化形式引入在具体实施方式中进一步描述的概念的选择。它无意于识别要求保护的主题的关键或本质特征,要求保护的主题的范畴由遵循具体实施方式的权利要求来独特地定义。此外,要求保护的主题不限于解决上面或在本公开的任何部分中注释的任何缺点的实现。

附图说明

[0014] 附图图示了当前设想的实行本公开的最佳模式。在附图中。

[0015] 图1是根据本发明的示范实施例的射频(RF)消融系统的示意性表示。

[0016] 图2是根据本发明的示范实施例,包含部署在消融电极上的微电极的高分辨率消融导管的示意性视图。

[0017] 图3是图2的导管的示意性视图,其图示了根据本发明的另一示范实施例,通过部署在导管上的各种微电极所获得的信号和相邻信号的分析。

[0018] 图4是根据本发明的另一示范实施例,相邻信号的分析的表示性显示的视觉分析的示意性视图。

[0019] 图5是根据本发明的另一示范实施例,图1的系统的操作的过程的示意性视图。

具体实施方式

[0020] 在下面的详细描述中,对形成其一部分的附图进行参考,并且其中通过图示的方式示出了可实践的特定实施例。这些实施例以充分的细节被描述,以便本领域的技术人员能够实践实施例,并且要理解,在不脱离实施例的范畴的情况下,可利用其它实施例,并且可进行逻辑、机械、电和其它更改。因此,下面的详细描述不应在限制性意义中被采用。

[0021] 此外,在结合附图阅读时,将更好地理解前面的摘要以及某些实施例的以下详细描述。在附图图示各种实施例的功能块的示图的程度上,功能块不一定指示硬件电路之间的划分。因此,例如,功能块(例如处理器、控制器或存储器)中的一个或多个可在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器、硬盘或诸如此类)或多件硬件中实现。类似地,程序可以是独立程序,可以作为操作系统中的子例程被结合,可以是安装的软件包中的功能,及诸如此类。应理解的是,各种实施例不限于附图中示出的布置和工具。

[0022] 图1是电生理系统的示意性图示,例如,根据本发明的一个实施例的射频(RF)消融系统1,诸如标题为“ELECTROPHYSIOLOGY SYSTEM AND METHODS”的美国专利号8,876,817中公开的该系统,其为了所有目的通过引用被明确结合于本文中。如图1中所示,系统1包含消融导管2、RF生成器3和处理器4。如本文中将更详细描述,消融导管2被操作性地耦合到RF生成器3和处理器4两者。如进一步示出的,消融导管2包含具有控制旋钮6的近侧手柄5、具有包含多个环形电极7的远侧部分的柔性体、组织消融电极8、和部署在组织消融电极8内并与其电隔离的多个微电极9(在本文中也称为“针”电极)。每个微电极9还通过沿导管2在微电极9与处理器4之间延伸的连接10(例如导线)而单独被连接到处理器4。

[0023] 在各种实施例中,消融导管2配置成通过患者的脉管系统被引入,并且被引入到心室中,其中它能够用于使用微电极9和组织消融8来绘图和消融心肌组织。因此,组织消融电极8配置成将消融能量外加到心肌组织。在图示的实施例中,消融导管2是可引导的,使得远侧部分能够通过控制旋钮6的操纵而被转向(如由图1中的虚线所示)。在其它实施例中,消融导管2的远侧部分具有适配于促进将组织消融电极8和微电极9安置于特定目标组织相邻的预形成的形状。在一个此类实施例中,预形成的形状通常是圆形或半圆形的,并且被定向在横向于导管体的一般方向的平面中。

[0024] 在诸如图1和2中示出的各种实施例中,微电极9在外周被分布在组织消融电极8周围并且与其电隔离。微电极9能够配置成以单极或双极感应模式来操作。在各种实施例中,多个微电极9定义多个双极微电极对,每个双极微电极对配置成生成与邻接于其的心肌组织的感应电活动对应的输出信号。来自微电极9的所生成输出信号能够被发送到绘图处理器4以便如本文中所述那样来处理。

[0025] 能够被用作消融导管2的示范导管能够包含在为了所有目的而通过引用以其整体结合于本文中的标题为“High Resolution Electrophysiology Catheter”的美国专利申请公开号US2008/0243214和标题为“Map and Ablate Open Irrigated Hybrid Catheter”的US2010/0331658中描述的那些导管。在各种示范实施例中,组织消融电极8能够具有在六(6)到十四(14)mm之间的长度,和在组织消融电极8的外周周围均等分隔的多个微电极9。在一个实施例中,组织消融电极8能够具有大约八(8)mm的轴长。在一个示范实施例中,消融导管2包含在组织消融电极8的外周周围均等分隔的并且在沿组织消融电极8的纵轴的相同纵向位置的至少两(2)个但可选地是三(3)个微电极9,微电极9形成至少第一、第二和第三双

极微电极对。在一个示范实施例中,导管2包含在组织消融电极8(例如消融电极8的尖端)内通常居中定位的前向微电极9。前面提及的美国专利申请公开号US2008/0243214的图3和4中图示了示范的此类RF消融导管。

[0026] 在一些示范实施例中,除在组织消融电极8中的微电极9外,微电极9还能够被定位在沿消融导管2的其它位置,或者代替在组织消融电极8中的微电极9。在还有的其它实施例中,消融导管2能够包含在消融电极8的外周周围分隔的多达“n”个微电极9,其中“n”被定义为与正利用的微电极9的大小相比,在消融导管2的纵向中心轴周围等距分隔的轴向微电极9的最大数量。

[0027] 在各种示范实施例中,组织消融电极8具有定义开放内部区域(未示出)的外壁。外壁包含用于适应微电极9的绘图电极开口,并且在一些实施例中具有灌注端口(未示出)。灌注端口在存在时与用于将灌注流体供应到正被绘图和/或消融的心肌组织的外部灌注流体容器和泵(未示出)进行流体通信。用于用作导管2的示范灌注导管能够是在上面提及的美国专利申请公开号2010/0331658中描述的任何导管。在各种示范实施例中,导管系统可也包含噪声伪影隔离器(noise artifact isolator)(未示出),其中微电极9通过噪声伪影隔离器与外壁电绝缘。

[0028] RF生成器3配置成以受控方式将消融能量输送到消融导管2,以便消融由绘图处理器4所识别的目标组织部位。心脏内组织的消融在本领域中是公知的,并且因此为简洁起见,RF生成器3将不再进一步详细描述。在通过引用明确结合于本文中的美国专利号5,383,874中提供了有关RF生成器的进一步细节。虽然绘图处理器4和RF生成器3被示为离散组件,但它们能够备选被结合到单个集成装置中。

[0029] 如所述的RF消融导管2可用于执行各种诊断功能以在消融治疗中协助医师。例如,在一些实施例中,导管用于消除心脏心律失常,并且同时提供在RF消融期间形成的损伤的实时评估。损伤的实时评估可牵涉到以下任何项:监视在损伤处或其周围的表面和/或组织温度、心电图信号中的降低、阻抗中的下降、损伤部位的直接和/或表面视觉化、以及组织部位的成像(例如,使用计算断层摄影、磁共振成像、超声波等)。另外,RF尖端电极内的微电极的存在能够操作以协助临床医生在所期望治疗部位定位和安置尖端电极,以及确定相对于要消融的组织的尖端电极的位置和定向。

[0030] 在各种示范实施例中,绘图处理器4配置成经消融导管2来检测、处理和记录在心脏内的电信号。基于这些电信号,医师能够识别在心脏内的特定目标组织部位,并且确保心律失常原因基质已通过消融治疗而被电隔离。处理器4配置成处理来自微电极9和/或环形电极7的输出信号,并且生成到显示器(未示出)的输出以便由医师使用。在一些示范实施例中,显示器能够包含心电图(ECG)信息,其能够由用户来分析以确定心脏内心律失常基质的存在和/或位置、和/或确定心脏内消融导管2的位置。在各种示范实施例中,来自处理器4的输出能够用于经由显示器向临床医生提供关于正被绘图的心肌组织和/或消融导管2的特性的指示。

[0031] 除处理器4的绘图功能外,处理器4还利用从轴向微电极9获得的信号,以定义相对于组织的消融电极8的正交性。在查看图3和4中图示的示范实施例中,从微电极9(诸如在图3中的示范实施例中在消融电极8的外周周围分隔的三(3)个微电极9和在消融电极8的尖端中部署的一(1)个微电极9)获得的诸如ECG信号的输出信号100、102、104、106被路由到模拟

或数字形态学比较器1000、1002、1004、1006,以便提供表示来自相邻微电极的各种信号100、102、104、106的相比的差异信号A、B、C、D。在示范实施例中,比较器1000、1002、1004、1006比较在时间的相同具体实例获得的信号100、102、104、106以确定所比较的信号100、102、104、106是精确匹配(具有1的代表值)还是不是精确匹配(具有0的代表值)。随后,分析差异信号A、B、C、D的值以提供相对于消融电极8被部署在其中的组织的消融电极8的正交性的指示。

[0032] 在示范实施例中,如图5中所图示的由处理器4对差异信号进行分析的方法250被用于生成图4中图示的线框空间图(wire frame space plot)1010,其能够在关联/可操作地连接到处理器4的显示器上被视觉呈现。在图4的示范实施例中,当在框255中在组织内安置消融电极8后,在框260中在消融电极8中存在六(6)个电极9,将六(6)个信号100、102、104、106、108、110提供到处理器4。在框265中,这些信号100、102、104、106、108、110的对被供应到关联比较器(未示出),以便推导差异信号A、B、C、D、E、F。在框270中,差异信号A、B、C、D、E、F被分析(例如求平均)并且通过由线框空间图1010的阴影区域1011所表示的差异信号A、B、C、D、E、F的分析结果在线框空间图1010的每个顶点/极处被表示,以便指示相对于组织的消融电极8/导管2的角度以及由组织外加到消融电极8/导管2的力。在图4的示范线框空间图1010中,阴影区域1011指示由差异信号A、B和F所表示的消融电极8的部分与周围组织的接触相当大,而由差异信号C-E所表示的部分与组织接触更少得多。

[0033] 采用线框空间图1010的此视觉化能够通过导管2中利用的力感应的三种备选方法(机械硬度、阻抗和光学方法)中的任何方法来工作。线框空间模型/图1010利用“n”个节点,其中每个节点涉及一个感应电极9,而与物理技术无关。因此,线框空间图1010的形状和分辨率随着电极9的数量增大而趋向于圆形形状,其中取决于在消融电极8中实际存在的电极9的数量,线框空间图1010采取各种几何形状。例如,在图1-3的导管2的示范实施例中,线框空间图1010将实现为三角形,而在其中存在六(6)个微电极的图4的示范实施例中,线框空间图1010实现为六边形。

[0034] 另外,处理器4能够将向量分析应用到信号100、102、104、106等和/或应用在来自在导管2上存在的“n”个电极9的差异信号A、B、C、D等上,以通过在时间的给定实例对于每个推导的引线/电极9的峰值信号分析来确定感兴趣区域(ROI)。将求平均函数应用到此向量分析确定持续最大值的向量,以便提供从其中能够确定研究的焦点的局部轴(localized axis)。焦点可通过例如到峰值级别或最早激活的路径的向量运算来确定。另外,此过程能够被自动化,使得分析将由处理器4来执行而无任何所要求的用户干预,因为信号100、102、104、106等和/或在差异信号A、B、C、D等上由处理器4所接收和/或运算。另外,此过程能够随后被用于相对于被设置成为每个向量视图显示的其它通道,在显示器(未示出)上排列/表示线框空间图1010的最佳视图,这提供相对于经信号处理的向量的所排列或触发的视图。也能够与此过程关联和通过此过程触发的其它功能除其它之外,还包含得到有关离参考向量最近的信号的选择信道的增大和轨迹颜色的更改。另外,能够对曲线内的区域进行颜色编码和/或加阴影以表示由信号所提供的其它信息,诸如图中与正交性成比例的着色/加阴影区域的百分比。

[0035] 线框空间图1010的每个极或顶点能够进一步与附加参数性信息(诸如阻抗测量或电流传导)进行卷积,以通过线框的扭曲来表示消融电极8的角度形成(angulation)。此信

息能够从线框空间图1010的屏幕表示和/或通过表示在线框空间图1010上图示的总外加力向量/轴1012的计算机推导线来推断出,其中力与线框空间图1010的着色/加阴影区域成比例。到消融导管并且通过外加力来外加的能量也能够被转化成在线框空间图1010上或在其内的视觉阴影方案,其能够相对于表示最大力向量的线框空间图1010的极或顶点(例如,对应于图4中差异信号B的极)被进一步二次加阴影(sub-shaded)。另外,也可使用为线框空间图1010的每个极所确定的力向量值(例如,每个差异信号的值(例如,图4中的值A-F)),对于消融导管8的整个表面来运算平均外加压力。

[0036] 在另一示范实施例中,另外的正交微电极9能够与消融电极8的尖端相对的微电极9分隔而被安置在消融电极8内,以便为导管2提供表示相对于组织的消融电极8的深度x的能力。深度x具有由微电极9的每个阵列或集合所识别的多个层y,使得消融导管力和在肌肉/心脏或其它组织内插入的“深度”能够如以前那样来确定。然而,所进行的测量现在能够相对于可用深度x而对于每个层y来重复进行,并且经由多个线框空间图1010/向量1012在屏幕上表示。通过应用前面所开发的原理,用户能够显示聚合视图,或者在层y之间进行切换,从而能够评估系统1的总体性能并且能够类似地推断插入到组织中的深度。

[0037] 进一步,用于生成显示/线框空间图1010的此方法能够被应用到不同类型的导管2,其包含配置成创建线性烧灼对描述的点烧灼的消融电极8,诸如由Biosense Webster开发的nMarq线性导管或由Medtronic制造的相控(phased)RF导管PVAC、MAAC和MASC专家导管。在使用此类型的导管2的原态模型中,系统1能够以前面提及的方式生成线框空间图1010,其随后能够被堆叠以表示来自导管2的外加能量。在另一示范实施例中,导管2的修改在周期性间隔使用沿消融电极8/导管2的中线来轴向插入的阻抗感应电极(未示出)。在此配置中,接触阻抗能够相对于消融电极8在电极之间被三角化,以允许确定外加力。

[0038] 进一步,在还有的另一示范实施例中,线框空间图1010(图4)的多维堆栈能够被开发,以允许用户相对于预期组织病理和/或预期的组织更改而更好地监视导管2的总体性能。从微电极9获得的线框空间图或模型1010能够以已知方式被分层,以使用形成每个阴影区域1011的微电极9的集合/阵列的已知间隔来重叠和结合阴影区域1011,以在导管2被操作前和在已使用导管2执行烧灼后(诸如在经皮冠状动脉介入治疗(PCI)的执行中),提供由导管2所接触的组织三维(3D)表示或图像。这样,由于在烧灼前和烧灼后制作的组织的3D图像(诸如通过在组织结构之前和之后的重叠、整理、相关和/或比较的3D图像),经由使用来自微电极9的信号所获得的分层线框空间图1010来构建的三维(3D)图像能够示出在组织中实现的隔离。使用包含微电极9的分隔阵列的导管2的此过程也能够执行肺静脉隔离(PVI)或肺静脉前庭隔离(PVAI)时被采用。此病理相关性的一些示范实施例在本领域是已知的,诸如提供烧灼效应的数值估计的损伤大小索引(LSI)。

[0039] 总之,本发明的系统1和方法250的技术优点中的一些包含:

[0040] 1. 系统1和方法250使用线框空间图1010/视觉化技术,允许从两(2)个或三(3)个到n个电极9的可缩放解决方案。

[0041] 2. 系统1和方法250能够独立于在导管2中用于感应力的技术的类型而被利用。

[0042] 3. 系统1和方法250能进行多元信息表示。

[0043] 4. 系统1和方法250可缩放超过一个层y。

[0044] 5. 系统1和方法250具有3D表示能力。

[0045] 6. 系统1和方法250能够支持单接触烧灼导管和用于专家或线性烧灼的多极装置。

[0046] 总之,本发明的系统1和方法250的商用优点中的一些包含:

[0047] 1. 系统1和方法250能够独立于消融导管技术而被采用。

[0048] 2. 系统1和方法250能够实现使用复杂消融导管的先进规程。

[0049] 3. 系统1和方法250提供力轴分析,与外加功率卷积以提供结果组织变换的视觉象征。

[0050] 4. 系统1和方法250提供了多极消融导管。

[0051] 5. 系统1和方法250提供了烧灼深度监视。

[0052] 6. 在系统1和方法250中使用的导管2可大体上比最新技术水平机械力感应导管更便宜。

[0053] 此书面描述使用示例来公开本发明,包含最佳模式,并且也允许本领域技术人员实践本发明,包含制造和使用任何装置或系统并执行任何结合的方法。本发明的可取得专利范畴由权利要求来定义,并且可包含本领域技术人员想到的其它示例。如果此类其它示例具有与权利要求的书面语言不同的结构元素,或者如果他们包括具有与权利要求的书面语言非实质不同的等效结构元素,则它们意图在权利要求的范畴内。

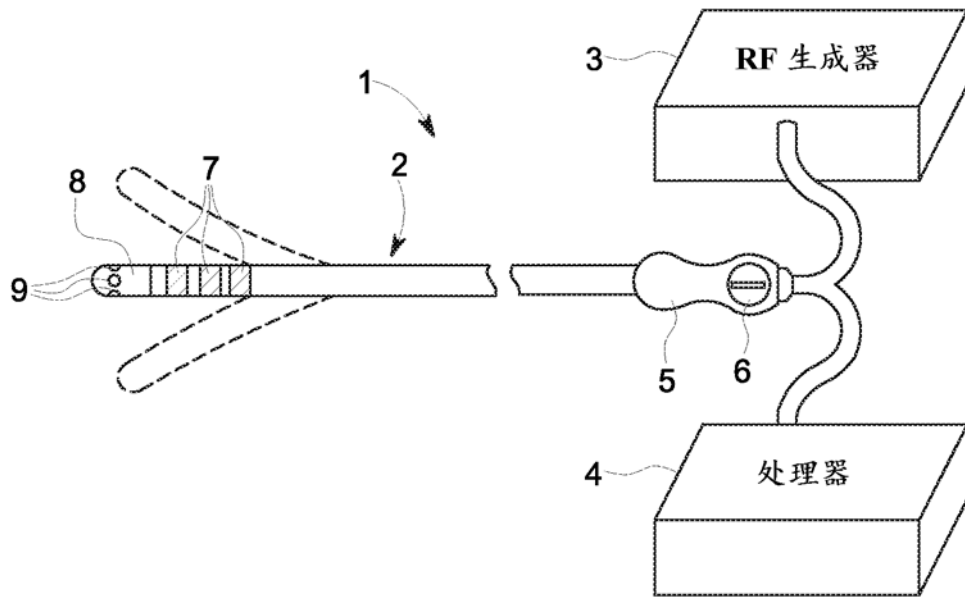


图 1

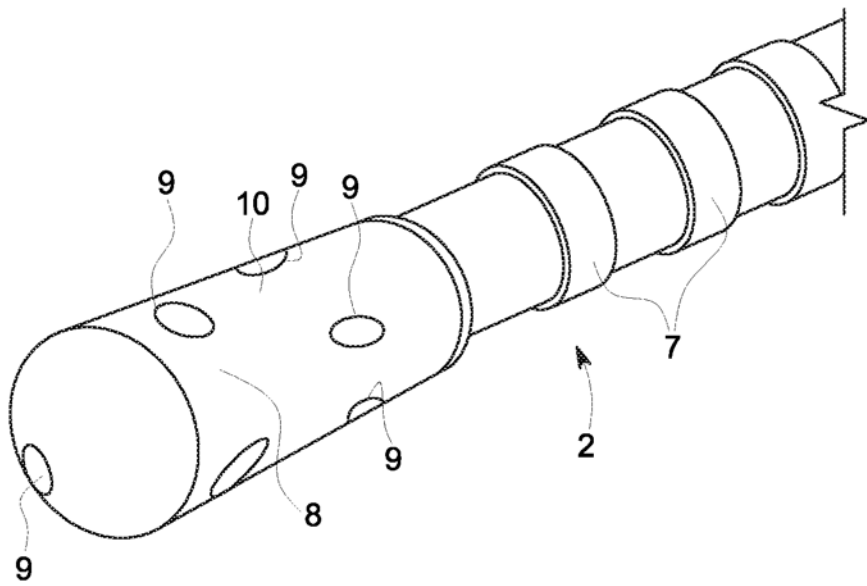


图 2

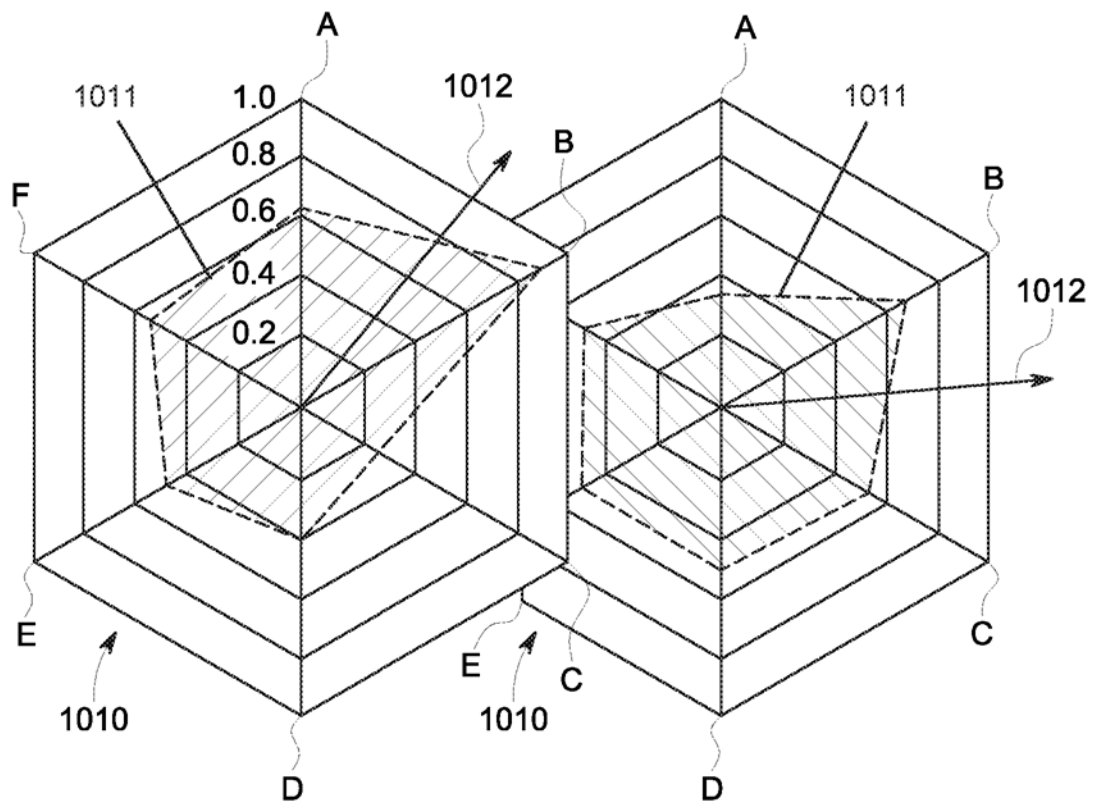


图 4

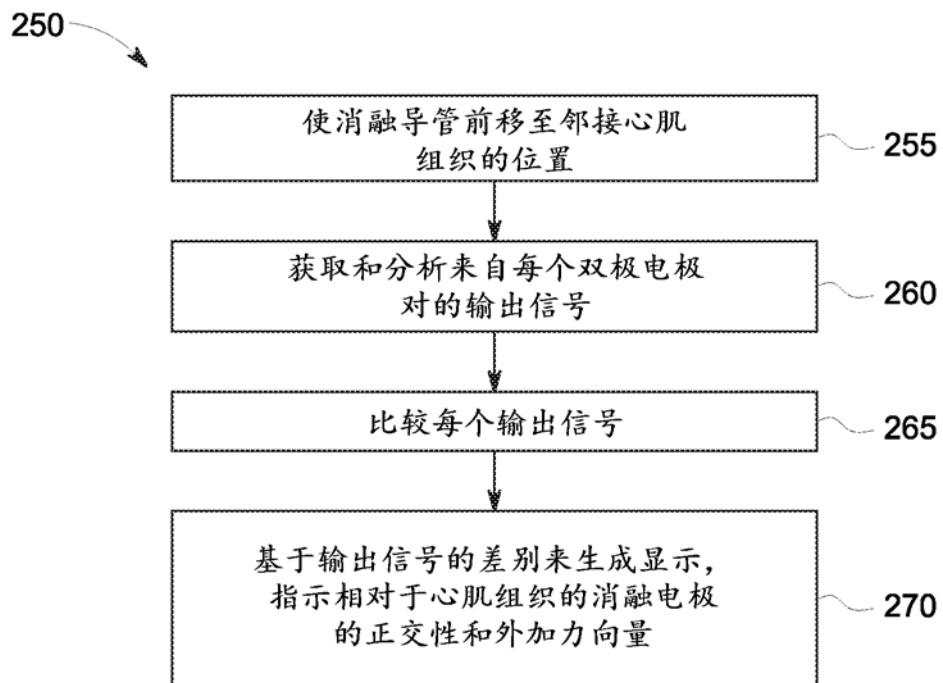


图 5