



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105072982 B

(45)授权公告日 2018.03.16

(21)申请号 201480009872.2

(22)申请日 2014.01.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105072982 A

(43)申请公布日 2015.11.18

(30)优先权数据
13/773,162 2013.02.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.08.21

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2014/011012 2014.01.10

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/130169 EN 2014.08.28

(73)专利权人 美敦力公司
地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 S·戈什

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司
31100

代理人 姬利永

(51)Int.Cl.

- A61B 5/00(2006.01)
- A61B 5/04(2006.01)
- A61B 5/0452(2006.01)
- A61B 5/042(2006.01)
- A61N 1/05(2006.01)
- A61N 1/06(2006.01)
- G06F 19/26(2006.01)

(56)对比文件

EP 0911059 A2,1999.04.28,
Lahn Fendelander 等.Spatial Coherence
A New Method of Quantifying Myocardial
Electrical Organization Using
Multichannel Epicardial Electrograms.
《Journal of Electrocardiology》.1997,第30
卷(第1期),9-19.

审查员 魏娜

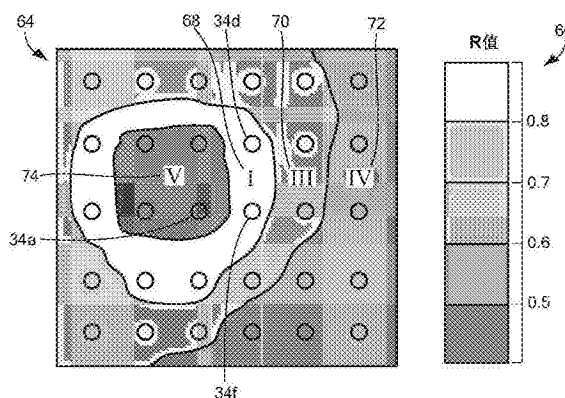
权利要求书2页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

用于使用相邻的单极电描记图之间的空间
相关图的同时心脏基质标测的方法

(57)摘要

记录基电极处的基础心电图信号达预定时间量。记录在除了基电极之外的多个电极处的多个心电图信号达预定时间量。将基础心电图信号与多个心电图信号中的每一个进行比较。确定基础心电图信号和多个心电图信号中的每一个之间的相似性。至少部分地基于所确定的相似性来标测基电极被定位在的心脏组织的特定区域。



1. 一种医疗系统,包括:

医疗设备,所述医疗设备包括基电极和多个相邻电极,所述基电极和所述多个相邻电极具有空间关系;以及

控制单元,与所述基电极和所述多个电极通信,所述控制单元可操作以:

记录在所述基电极处的基础心电图信号达预定时间量;

与记录在所述基电极处的基础心电图信号同时地记录在除了所述基电极之外的所述多个电极处的多个心电图信号达所述预定时间量,除了所述基电极之外的所述多个电极中的每一个位于距所述基电极预定距离内;

确定多个不同的相关系数,其中所述多个相关系数中的每一个对应于所述基础心电图信号和所述多个心电图信号中的不同的一个;

基于所述基电极和所述多个相邻电极之间的所述空间关系对所述多个相关系数求平均以生成所述基电极的相关系数平均;

将所述相关系数平均与所述基电极被定位在的心脏组织的特定区域相关联;以及

将所述基电极被定位在的心脏组织的所述特定区域标测至多个相关系数的平均。

2. 如权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,进一步包括显示器,并且其中所述控制单元进一步可操作以:

在所述显示器上显示对应于心脏组织的所述特定区域的图像,其中所述图像包括在所述基础心电图信号和所述多个心电图信号中的每一个之间所确定的相似性的平均的视觉表示。

3. 如权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,所述控制单元进一步可操作以:

确定心脏组织的所述特定区域的标测是否类似于心脏组织的近邻区域的标测;以及

如果确定心脏组织的所述特定区域的标测与心脏组织的所述近邻区域的标测不相似,则确定心脏组织的所述特定区域和心脏组织的所述近邻区域中的一个包括受损和致心律失常性心脏组织中的一个。

4. 如权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,所述多个电极包括被定位在心脏组织的近邻区域处的近邻电极,其中所述控制单元进一步可操作以:

记录在所述近邻电极处的近邻心电图信号达所述预定时间量;

将所述近邻心电图信号与所述基础心电图信号进行比较;

将所述近邻心电图信号与除了所述近邻心电图信号之外的所述多个心电图信号中的每一个进行比较;

确定下列之间的相似性:

所述近邻心电图信号和所述基础心电图信号;以及

所述近邻心电图信号和除了所述近邻心电图信号之外的所述多个心电图信号中的每一个;以及

至少部分地基于所确定的相似性来标测心脏组织的所述近邻区域。

5. 如权利要求4所述的医疗系统,其特征在于,所述控制单元进一步可操作以:

确定多个近邻相关系数,其中所述多个近邻相关系数中的每一个对应于所述近邻心电图信号以及所述多个心电图信号中的不同的一个和所述基础心电图信号中的一个;

对所述多个近邻相关系数求平均;以及

将所述多个近邻相关系数的平均与所述近邻电极被定位在的心脏组织的所述近邻区域相关联。

6. 如权利要求5所述的医疗系统,其特征在于,进一步包括显示器,并且其中所述控制单元进一步可操作以:

在所述显示器上显示图像,所述图像与心脏组织的所述特定区域和心脏组织的所述近邻区域相关联,其中所述图像包括下列的视觉表示:

所述多个相关系数的平均;以及

所述多个近邻相关系数的平均。

7. 如权利要求5所述的医疗系统,其特征在于,所述控制单元进一步可操作以:

确定所述多个相关系数的平均是否与所述多个近邻相关系数的平均不同;以及

如果确定所述多个相关系数的平均与所述多个近邻相关系数的平均不同,则确定心脏组织的所述特定区域和心脏组织的所述近邻区域中的一个包括受损和致心律失常性心脏组织中的一个。

8. 如权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,所述多个相关系数是皮尔森相关系数,并且其中使用下列公式来计算所述多个相关系数中的每一个:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}}$$

其中X表示一次的所述基础心电图信号的样本值,Y表示在那时的所述多个心电图信号中的一个的样本值,并且n是对于预定量的时间从所述基础心电图信号获得的样本值的数量。

9. 如权利要求1所述的医疗系统,进一步包括远离所述医疗设备的参考电极。

10. 如权利要求9所述的医疗系统,其特征在于,所述控制单元还被配置为用于:

将能量从所述基电极传输到所述参考电极。

11. 如权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,所述基础心电图信号的记录和所述多个心电图信号的记录基本上同时发生。

12. 如权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,所述多个电极包括近邻电极,其中所述基电极被定位在的心脏组织的所述特定区域和所述近邻电极被定位在的心脏组织的近邻区域之间的距离是在一毫米和二十毫米之间。

13. 如权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,所述控制单元进一步被配置为用于:

测量具有心房颤动的患者中的心律失常的循环长度,并且其中所述预定时间量基本上等于所述心律失常的循环长度。

用于使用相邻的单极电描记图之间的空间相关图的同时心脏 基质标测的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于标测 (map) 心脏基质的方法和系统。

背景技术

[0002] 心律失常是其中心脏的正常心律被破坏的情况。存在很多类型的心律失常,包括在心室以上开始的室上性心律失常 (诸如房性早搏 (PAC)、心房扑动、旁道心动过速、心房颤动以及房室结折返性心动过速 (AVNRT))、开始于心脏的下腔室内的室性心律失常 (诸如室性早搏 (PVC)、室性心动过速 (VT)、心室颤动以及长QT综合征) 以及涉及缓慢心律并且可源自心脏传导系统内疾病的缓慢型心律失常。进一步,心律失常可被分类为折返性或非折返性心律失常。在折返性心律失常中,通常遍及心脏的四个腔室系统地传播的生物电的传播波改为沿心肌路径且围绕着障碍物 (折返点) 循环,或者自由地在组织内以卷形 (scroll) 波或螺旋 (在本文中被称为“回旋部 (rotor)”) 循环。在非折返性心律失常中,正常生物电波的传播可在异常 (异位) 位置处被阻滞或启动。

[0003] 可通过在心内膜上或心外膜上进行的消融 (例如,射频 (RF) 消融、冷冻消融、超声消融、激光消融等) 来治疗特定类型的心律失常,包括室性心动过速和心房颤动。然而,医生必须首先定位折返点、异位病灶、或异常传导区域来有效地治疗心律失常。不幸的是,已经证实,即使是对于最有经验的医生而言,定位最佳消融部位也是非常困难的。

[0004] 经常使用心脏电标测 (mapping) (标测与心肌组织的去极化和/或复极化相关联的心脏电活动) 来定位最佳消融部位,例如,折返点、异位病灶或异常心肌部位。然而,可能难以基于所感测到的电描记图 (electrogram) 形态来确定心律失常的源。除了自局部心肌发出的信号外,电描记图形态可包括由于不良电极接触、电极设计或电极附近复杂电活动引起的分次 (fractionation)。这些信号还可包括来自较远组织的“远场”内容 (诸如在心房电极上的心室活动的检测) 或者该信号可由于疾病、局部缺血、或组织坏死而被衰减。进一步,消融一个或多个所标识的部位也可能是有问题的。

[0005] 至今,这样的消融要求大量的试错 (例如,对复杂的分次电描记图的所有源进行消融) 或使用单独的标测和消融设备 (利用多电极阵列或多电极篮的复杂标测系统可被用于标识消融部位,但是不能也被用于消融该组织)。治疗心律失常的长期成功常常依赖于心脏中引起心律失常的准确组织或触发物的确定以使得可消融出故障的组织并且恢复心脏的正常心律。如心房颤动 (无论阵发性还是慢性的) 的心律失常的消融通常涉及利用多电极导管对心脏组织的区域的同时标测以标识和消融心律失常的组织源或驱动物。

[0006] 标测通常包括分析所显示的电描记图信号以标识心律失常部位和可能的消融目标。然而,在复杂的电描记图中,如在具有心房颤动的患者中的那些中,电描记图信号可包括若干偏转,使得目标组织区域的准确的实时确定麻烦且模糊。

发明内容

[0007] 本发明有利地提供用于标测心脏组织的方法和系统。在示例性实施例中,该方法包括记录基电极处的基础心电图(base cardiac electrogram)信号达预定时间量。同时地记录在除了基电极之外的多个电极处的多个心电图信号达预定时间量。将基础心电图信号与多个心电图信号中的每一个进行比较。确定基础心电图信号和多个心电图信号中的每一个之间的相似性。至少部分地基于所确定的相似性来标测基电极被定位在的心脏组织的特定区域。

[0008] 在另一实施例中,医疗系统包括医疗设备,该医疗设备包括基电极和多个电极。包括与基电极和该多个电极通信的控制单元,该控制单元是可操作的以:记录基电极处的基础心电图信号达预定时间量;记录在除了基电极之外的多个电极处的多个心电图信号达预定时间量;将基础心电图信号与多个心电图信号中的每一个进行比较;确定基础心电图信号和多个心电图信号中的每一个之间的相似性;以及至少部分地基于所确定的相似性来标测基电极被定位在的心脏组织的特定区域。

[0009] 在又一实施例中,提供了用于治疗致心律失常性心脏组织的方法。记录基电极处的基础心电图信号达预定时间量。记录在除了基电极之外的多个电极处的多个心电图信号达预定时间量。将基础心电图信号与多个心电图信号中的每一个进行比较。确定与基础心电图信号和多个心电图信号中的每一个相关联的平均相关系数。至少部分地基于所确定的相似性来标测基电极被定位在的心脏组织的特定区域。分析该平均相关系数以确定该平均相关系数是否具有低值。当该平均相关系数具有低值时,心脏组织的特定区域被标识为致心律失常性心脏组织。提供了包括消融元件的医疗设备。至少部分地基于该平均相关系数来标识致心律失常性心脏组织和周围的心脏组织之间的封闭边界。该医疗设备被定位成与致心律失常性心脏组织接触。激活该消融元件并且消融在该边界内的基本上所有的致心律失常性心脏组织。

附图说明

[0010] 在结合附图考虑时,参考以下详细描述,将更容易地了解本发明的更完整的理解以及其所附的优点和特征,其中:

[0011] 图1是根据本发明的原理构造的医疗系统的示例的图示;

[0012] 图2是根据本发明的原理构造的医疗设备组件的示例的图示;

[0013] 图3是根据本发明的原理构造的医疗设备组件的示例的另一图示;

[0014] 图4是根据本发明的原理构造的医疗设备组件的示例的再一图示;

[0015] 图5是根据本发明的原理构造的医疗设备组件的示例的又一图示;

[0016] 图6是根据本发明的原理的电极标测网格的框图;

[0017] 图7是根据本发明的原理构造的示例性相关图的图;

[0018] 图8是根据本发明的原理构造的另一示例性心脏相关图的图;

[0019] 图9是根据本发明的原理的三个不同的电描记图信号的图示;

[0020] 图10是根据本发明的原理构造的使用正相关系数和负相关系数所创建的又一示例性相关图的图;以及

[0021] 图11是示出了使用相邻的单极电描记图之间的空间相关图的心脏基质标测的示例性方法的流程图。

具体实施方式

[0022] 顺序的或同时的基质标测可被用于标识通常为消融的目标的心律失常电路。顺序标测可包含使用粗纱导管探针来记录在一时间和心肌内的一点处的电活动,诸如电势、电压和电描记图,并且随后将导管移动至另一点以记录不同顺序时间的电活动。同时的基质标测可包含使用多电极篮状导管来在标测区域内的多个点上同时地记录电活动。所记录的电信息的处理帮助标识心律失常电路。

[0023] 常规的标测包含通过拾起具有偏转或最陡峭的负斜率的点来提取心脏激活次数并且将该次数显示在表面(等时图)上。观察在心律失常期间的图案。例如,所观察的图案可包括回旋部(rotor),在该回旋部周围,电激活在心房颤动期间旋转。然而,当所记录的电描记图信号是复杂的并且由多个偏转组成时,激活次数的提取变得困难。用于标识有效信息的这种电描记图信号的处理还可能是耗时过程,排除了这种方法在标测和消融程序期间的实时应用。

[0024] 如AF的心律失常的成功消融依赖于能够有效地且准确地标识适当的消融目标的方法。例如,与AF相关联的回旋部已经被示为试验中的成功的消融目标。然而,用于标识这样的回旋部的方法需要大量的电描记图信号预处理,其可阻止这样的方法普遍和/或实时应用。本公开描述了创建空间相邻的电极之间的电描记图的相关的空间图的方法,这些方法相比先前方法可能实现更简单。针对标识能够是消融目标的心脏基质,所公开的方法相比先前方法可能是更普遍适用的。

[0025] 由此,本发明有利地提供用于使用相邻的单极电描记图之间的空间相关图的同时心脏基质标测的系统及其使用方法。在示例性实施例中,创建相关系数的二维(“2D”)或三维(“3D”)空间图。可通过对在定位在一给定点处的电极处所记录的单极电描记图信号和在空间相邻电极处的同时记录的单极电描记图信号之间的简单皮尔森相关系数求平均来计算在相关图上的该给定点处的相关系数。可在显示系统上显示所创建的2D或3D相关图,其中图像包括所计算的相关系数的平均的视觉表示。

[0026] 可自动地描绘相关图中的区域,其中相关系数值小于预先指定的阈值。高相关区域和低相关区域之间的边界可被标识为心律失常电路的驱动者(driver)/回旋部的界定边界。在这样的边界内的低相关区域可被选择为用于终止心律失常的可能的消融目标。可在多个时期或循环上创建这样的相关图以标识边界(回旋部)的运动。还可在显示系统上描绘在多个循环上的低和高相关区域之间的边界的轨迹以指示RF/冷冻消融的可能区域。在某些情况中,信号形态可根据循环而变化。例如,从一个循环到其它循环回旋部可能不是稳定的,而是可以展示某种空间运动。在那些情况中,在回旋部中/附近的部位处的电描记图的形态可根据循环而改变。

[0027] 提供了创建来自属于多电极系统的空间相邻电极的相关电描记图信号的空间图以标识心律失常电路和可能的消融目标的方法。示例性应用可包含从获得自多电极气囊导管或星座导管的电记录中标识与心房颤动相关联的回旋部。

[0028] 现在参见附图,其中类似附图标记指代类似元件,根据本发明的原理所构造的医疗系统的实施例在图1中示出并且一般被指定为“10”。系统10一般包括医疗设备12,该医疗设备12可被耦合至控制单元14或操作控制台。医疗设备12一般可包括一个或多个诊断或治

疗区域,用于医疗设备12和治疗部位或区域之间的能量、治疗和/或研究性交互。诊断或治疗区域(多个)可与邻近于治疗区域(多个)的组织区域(包括心脏组织)递送例如低温治疗、射频能量或其它能量转移。

[0029] 医疗设备12可包括可通过患者的血管和/或邻近于用于诊断或治疗的组织区域的细长体16,诸如导管、鞘管(sheath)或血管内导引器。细长体16可限定近端部18和远端部20,并且可进一步包括设置在细长体16内的一个或多个内腔,藉此提供细长体16的近端部和细长体16的远端部之间的机械、电和/或流体连通,如下文中更详细讨论的那样。

[0030] 医疗设备12可包括至少部分地设置在细长体16的一部分内的轴22。轴22可从细长体16的远端延伸或以其它方式突出,并且在纵向和旋转方向上相对于细长体16可以是可移动的。即,轴22相对于细长体16可以是可滑动地和/或可旋转地移动的。轴22可进一步在其中限定内腔24以用于引导线的引入和通过。轴22可包括或以其它方式被耦合至远端尖端(tip)26,该远侧尖端26限定用于引导线通过那儿的开口和通道。

[0031] 医疗设备12可进一步包括流体递送导管28,该流体递送导管28横越(traversing)细长体的至少一部分并朝向远端部。递送导管28可被耦合至细长体16的远端部或以其它方式从该远端部延伸,并且可进一步被耦合至医疗设备12的轴22和/或远端尖端。流体递送导管28可在其中限定内腔以用于流体从细长体16的近端部和/或控制单元14经过或递送至医疗设备12的远端部和/或治疗区域。流体递送导管28可在其中进一步包括一个或多个孔或开口,以提供流体从内腔至流体递送导管28外部的环境的散布或直接喷射。

[0032] 医疗设备12可在细长体16的远端部处进一步包括一个或多个可扩展元件30。可扩展元件30可被耦合至细长体16的一部分并且还耦合至轴22和/或远端尖端26的一部分以在其中包含流体递送导管28的一部分。可扩展元件30限定内部腔室或区域,其包含从流体递送导管28散布的冷却液或流体,并且可与由细长体16限定或包括在其中的排放内腔32流体连通以用于从可扩展元件30内部移除所散布的冷却液。可扩展元件30可进一步包括提供耐穿刺性、辐射不透性等等的一个或多个材料层。

[0033] 医疗设备12可进一步包括定位在细长体上或周围的一个或多个导电段或电极34,用于将电信号、电流或电压传递至指定的组织区域和/或用于测量、记录或以其它方式评估周围组织的一个或多个电性质或特性。可以大量不同的几何配置或可控地展开的形状来配置电极34,并且电极34还可在数量上变化以适应特定应用、目标组织结构或生理特征。例如,如图1所示,电极34可包括邻近于可扩展元件的第一对以及在可扩展元件远端的第二电极对。图2-5中示出了医疗设备12的替代电极配置。图2包括可配置成环形或基本圆形配置的电极阵列36。图3中的电极阵列36包括多个臂38,其中电极34以面向近端方向或取向定位在臂38上。图4也包括多个可延伸或可展开臂38,该臂38具有处于类正方形或“X”形状配置的多个电极34。转向图5,以沿着医疗设备12的细长体16的一部分延伸的基本上线性的阵列36示出多个电极34。在图2-5中所示的这些实施例中的每一个中,电极34可在医疗设备12上被定位成与阵列中的相邻电极34基本上等距或者可以是距每个相邻电极34可变距离。

[0034] 每个电极34可被电耦合至射频信号发生器的输出部分,并且每个电极34还可包括传感器,诸如耦合至电极或与电极通信的热电偶、电导率传感器、光谱仪、压力传感器、流体流动传感器、pH传感器和/或热传感器(未示出)。当达到或超过预定的顺序、性质或测量时,传感器还可与控制单元14的反馈部分通信以触发或致动操作的变化。

[0035] 再次参见图1,医疗设备12可包括耦合至细长体16的近端部的把手40。把手40可包括电路,用于标识和/或用于控制医疗设备12或系统的另一部件。另外,把手40可被提供有接头(fitting)42以用于接收可被穿入引导线内腔24中的引导线。把手40还可包括连接器44,该连接器44可与控制单元14配对以在医疗设备12和控制单元14的一个或多个部件或部分之间建立通信。

[0036] 把手40还可包括一个或多个致动或控制特征,用于允许用户从医疗设备12的近端部控制、偏转、驾驭或以其它方式操纵医疗设备12的远端部。例如,把手40可包括诸如杠杆(lever)或旋钮(knob)46之类的一个或多个部件以用于操纵医疗设备12的细长体16和/或附加部件。例如,具有近端和远端的卷扬线(pull wire)48可使其远端在远端部20处或附近锚定(anchored)到细长体16。卷扬线48的近端可被锚定到诸如凸轮之类的元件,该元件与杠杆46联系并对杠杆46进行响应。医疗设备12可包括致动元件50,该致动元件50可移动地耦合至细长体16的近端部和/或把手40以用于操作和移动医疗设备12的一部分(诸如轴22)和/或例如上述电极组件的一个或多个部分。

[0037] 系统10可包括耦合至医疗设备以用在手术过程(诸如例如组织消融)中的一个或多个治疗源。控制单元14可包括:流体供应52,包括冷却液、低温制冷剂等;排放或清除系统(未示出),用于回收或排放消耗的流体以供再使用或处置;以及各种控制机制。除了为流体或冷却液供应52提供排放功能外,控制单元14还可包括泵、阀、控制器等等以回收和/或再循环被递送至把手40、细长体16和/或医疗设备12的流体通道的流体。控制单元14中的真空泵54可在医疗设备12内的一个或多个导管中创建低压环境以使得流体被吸取(drawn)到细长体16的导管/内腔中,远离远端部20并朝向细长体16的近端部18。

[0038] 控制14单元可包括射频发生器或电源56,作为与医疗设备12的电极34通信的治疗或诊断机制。射频发生器56可具有多个输出通道,其中每个通道被耦合至单独的电极34。射频发生器56可以一个或多个操作模式进行操作,包括例如:(i)在患者体内的医疗设备上的至少两个电极之间的双极能量递送;(ii)至患者体内的医疗设备12上的电极34中的一个或多个且通过与诸如例如在患者的皮肤上的医疗设备14的电极34间隔开的患者返回或接地电极(未示出)的单极(monopolar)或单极(unipolar)能量递送;以及(iii)单极和双极模式的组合。

[0039] 除监控、记录或以其它方式传递医疗设备12内的测量或条件或者医疗设备12远端部处的周围环境之外,系统10可进一步包括一个或多个传感器以监控遍及系统的操作参数,包括例如控制单元14和/或医疗设备12中的压力、温度、流速、体积、功率递送、阻抗等等。传感器(多个)可与控制单元14通信以用于在医疗设备12的操作期间启动或触发一个或多个警报或治疗递送修改。一个或多个阀、控制器等等可与传感器(多个)通信以提供流体通过医疗设备12的内腔/流体路径的受控制的散布或循环。这些阀、控制器等等可位于医疗设备12的一部分中和/或控制单元14中。

[0040] 控制单元14可包括一个或多个控制器、处理器和/或软件模块,其包含指令或算法以提供对本文中所描述的特征、顺序、计算或程序的自动操作和执行。例如,控制单元14可包括信号处理单元58以测量医疗设备12的电极34之间的一个或多个电特性。可将激励电流施加在医疗设备12上的电极34中的一个或多个和/或患者返回电极之间,并且可例如在电描记图中测量所得的电压、阻抗或目标组织区域的其它电性质,如下文中更详细描述的那

样。可利用标测电极34作为正电极,并且在体表面上或远离场或心脏激励的另一电极34作为负电极来记录单极电描记图(“egms”)。控制单元可进一步包括显示器60以显示各种所记录的信号和测量,例如,电描记图。

[0041] 图6是包括基电极e 34a、电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i的示例性电极标测网格62的框图。此外,电极标测网格62包括电极34j、34k、34l、34m、34n、34o、34p、34q、34r、34s、34t、34u、34v、34w、34x和34y。位于基电极e 34a的某一预定义物体距离d内的电极34可被称为近邻(neighbor)/相邻(neighboring)电极34。距离d可以是一毫米和二十毫米之间的任何值。

[0042] 准确距离可取决于医疗设备12的特定设计和电极间间距,例如,标测导管。在示例性电极标测网格62中,每个电极34之间的距离是两毫米。由此,对于两毫米的d的预定义值,为基电极e 34a的近邻的电极34包括电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i。

[0043] 在示例性实施例中,在基电极e 34a处记录基础心电图信号达预定量的时间,该时间可以是心律失常循环的长度。与基础心电图信号的记录同时地记录在电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i处的电描记图信号达相同的预定量的时间。

[0044] 可记录电描记图信号达若干毫秒。例如,可记录电描记图信号达100ms到350ms,即,记录电描记图信号的时间长度可等于通常为100ms到350ms的心律失常循环的时间长度。可在多个心律失常循环上执行记录,可针对每个循环创建相关图,并且可呈现多个循环上的图的空间显示以跟踪低相关和高相关的区域之间的边界的运动。

[0045] 可同时记录基础心电图信号和多个心电图信号。以与来自相邻电极34的多个电描记图信号相同的时间记录基础心电图信号可确保所有的电描记图信号对应于特定心律失常循环。可在每个循环上构造相关图并且可在多个循环上执行对相关图的分析以跟踪多个循环上的低相关和高相关的区域的轨迹。

[0046] 为了标测电极e 34a被定位在的位置,在基电极e 34a处记录的电描记图信号与其它电极34的其它电描记图信号中的每一个进行比较,即,与来自电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i的每个电描记图信号进行比较。

[0047] 在此示例性实施例中,仅来自为电极e 34a近邻的相邻电极34(例如,电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i)的电描记图信号与来自基电极e 34a的基础心电图信号进行比较。然而,本发明不限于此,因为来自任意数量的电极34的任意数量的电描记图信号可与来自任何电极34的任何电描记图信号进行比较。

[0048] 确定电描记图信号之间的相似性,即,确定基础心电图信号和来自电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i的多个心电图信号中的每一个之间的相似性。例如,(i)确定基础心电图信号和来自电极e1 34b的心电图信号之间的相似性;(ii)确定基础心电图信号和来自电极e2 34c的心电图信号之间的相似性;(iii)确定基础心电图信号和来自电极e3 34d的心电图信号之间的相似性;(iv)确定基础心电图信号和来自电极e4 34e的心电图信号之间的相似性;(v)确定基础

心电图信号和来自电极e5 34f的心电图信号之间的相似性；(vi) 确定基础心电图信号和来自电极e6 34g的心电图信号之间的相似性；(vii) 确定基础心电图信号和来自电极e7 34h的心电图信号之间的相似性；以及(viii) 确定基础心电图信号和来自电极e8 34i的心电图信号之间的相似性。

[0049] 在示例性实施例中，使用可测量和建立信号的形态学相似性的任何方法（诸如小波算法、相关等）来确定电描记图信号之间的相似性。电描记图信号之间的所确定的相似性和/或差别被用于标测心脏组织。电描记图信号之间的所确定的相似性和/或差别的表示（诸如视觉描绘）与心脏组织的二维（“2D”）或三维（“3D”）空间图中的位置相关联。

[0050] 通过示例的方式，如果来自基电极e 34a的基础心电图信号与来自电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i的电描记图信号中的每一个相比较（总计八次比较），则至少部分地基于所确定的相似性来标测基电极e 34a被定位在的心脏组织的特定区域。

[0051] 在示例性实施例中，相关技术可被用于比较电描记图信号并确定电描记图信号之间的相似性。可确定基础心电图信号和来自电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i的电描记图信号中的每一个之间的相关值。由此，对于此示例，计算总的八个相关值。为了创建物理相关图，相关值的平均被标测至基电极34a的位置。

[0052] 在二维（“2D”）或三维（“3D”）空间图上的给定点处的相关值（例如，系数）可通过在该点处所记录的单极电描记图信号和在一个或多个空间相邻的电极30处同时记录的单极电描记图之间的简单的皮尔逊(Pearson)相关的平均来进行计算。相关系数可以是描述两个变量（例如，两个电描记图信号）之间的关系的程度的单个数。此方式标测的平均相关系数表示标测位置相对于相邻基质是多么电相似。致心律失常性基质通常由组织的电性质的空间差异性（例如，可以是功能的和/或解剖的传导阻滞）所创建。

[0053] 皮尔森积矩相关系数（有时被称为PPMCC或PCC或Pearson's r（皮尔森的r））是两个变量X和Y之间的相关（线性相关）的度量（measure），其具有+1和-1之间（含+1和-1）的值。皮尔森相关系数被广泛地用作两个变量之间的线性相关的强度的度量。两个变量之间的皮尔森相关系数被定义为两个变量的协方差除以它们的标准差的乘积。该定义涉及“积矩”，即，均值调整的随机变量的乘积的平均（关于原点的一阶矩）。

[0054] 当被应用于样本时的皮尔森相关系数被称为样本相关系数或样本皮尔森相关系数（“r”）。r的公式为：

$$[0055] \quad r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}}$$

[0056] 例如，当使用上面的公式来计算基电极e 34a被定位在的位置的相关系数时，X表示一次在基电极e 34a处所记录的基础心电图信号的样本值，并且Y表示同时的多个心电图信号中的一个的样本值。例如，多个电描记图信号中的一个可以是在电极e1 34b、电极e2 34c、电极e3 34d、电极e4 34e、电极e5 34f、电极e6 34g、电极e7 34h和电极e8 34i中的一个处所记录的电描记图信号。字母“n”表示对于预定量的时间（通常等于心律失常的一个循环长度）从基础心电图信号或者多个电描记图信号中的一个中获得的样本值的数量。

[0057] 关于“n”的值,如果电描记图信号是1kHz信号,并且记录电描记图信号达300ms,则n将为300,即,从基础心电图信号中获得的样本值的数量可以是大约300样本,并且从多个电描记图信号中的一个中获得的样本值的数量也可以是大约300样本。所获得的样本的数量可对应于在电极34处的一个心律失常循环。

[0058] 等效表达式给出相关系数作为标准分的乘积的平均。下面给出基于成对数据(X_i , Y_i)的样本的样本皮尔森相关系数r的公式:

$$[0059] \quad r = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n \left(\frac{X_i - \bar{X}}{s_x} \right) \left(\frac{Y_i - \bar{Y}}{s_y} \right)$$

[0060] 其中

[0061] $\frac{X_i - \bar{X}}{s_x}$, \bar{X} 和 s_x 分别是标准分、X的样本平均(即,总的数量的样本的样本平均)和样本标准差。

[0062] 相关系数范围从-1到1。1的相关系数值暗示着线性方程完美地描述X和Y之间的关系,其中所有数据点位于Y随X增加而增加的线上,即,在两个变量之间存在完全正相关。-1的相关系数值暗示着所有数据点位于Y随X增加而减少的线上,即,在两个变量之间存在完全负相关。0的值暗示着在变量X和Y之间不存在线性相关。相关值很少恰好是1、0或-1,因为大多数时间,相关值落在1和-1之间的某处。相关值接近零越紧密,变化越大。

[0063] 变量之间的相关是变量相关得多好的度量,诸如两个变量之间的线性关系。例如,示例性高相关值可被预定义为0.9到1.0;示例性中等相关值可被预定义为0.76到0.9;并且示例性低相关值可被预定义为等于或小于0.75的任何值。当一个变量的改变往往伴随有另一个变量的一致且可预测的变化时,两个变量之间的关系存在。

[0064] 该关系的方向由相关的符号所测量,无论其是正(+)还是负(-)。正相关意味着两个变量往往在相同方向上变化,随着一个变量增加,另一个变量也增加。负相关意味着两个变量往往在相反方向上变化,例如,随着一个变量增加,另一个变量往往减少。通过相关的数值来测量变量之间的关系的程度,即,关系的强度或一致性。1的值指示完美关系并且0的值指示没有关系。然而,在示例性实施例中,出于本发明的目的,可仅基于高的正相关值来确定相似性。例如,高的负相关值(例如,-0.8)、低的负相关值(例如,-0.2)以及低的正相关值(例如,0.2)可都被视为不相似的指示器。

[0065] 相关技术可被用于比较和确定电描记图信号之间的相似性。由此,在示例性实施例中,可确定多个相关系数,其中该多个相关系数中的每一个对应于基础心电图信号和多个心电图信号中的不同的一个。例如,可确定下面的相关系数:来自基电极e 34a的基础心电图信号和来自电极e1 34b的电描记图信号之间的第一相关系数;基础心电图信号和来自电极e2 34c的电描记图信号之间的第二相关系数;基础心电图信号和来自电极e3 34d的电描记图信号之间的第三相关系数;基础心电图信号和来自电极e4 34e的电描记图信号之间的第四相关系数;基础心电图信号和来自电极e5 34f的电描记图信号之间的第五相关系数;基础心电图信号和来自电极e6 34g的电描记图信号之间的第六相关系数;基础心电图信号和来自电极e7 34h的电描记图信号之间的第七相关系数;以及基础心电图信号和来自

电极e8 34i的电描记图信号之间的第八相关系数。

[0066] 对所确定的多个相关系数(例如,第一、第二、第三、第四、第五、第六、第七和第八相关系数)求平均。例如,第一、第二、第三、第四、第五、第六、第七和第八相关系数可分别是0.8、0.4、0.9、0.7、0.7、0.8、0.9和0.8。在此情况中,该多个相关系数的平均等于0.75(例如, $(0.8+0.4+0.9+0.7+0.7+0.8+0.9+0.8)/8$)。该多个相关系数的平均与基电极e 34a被定位在的心脏组织的特定区域相关联。

[0067] 由此,基电极e 34a被定位在的心脏组织的特定区域被标测至多个相关系数的平均,该平均在此示例中为值0.75。可在显示系统上显示对应于心脏组织的特定区域的图像,其中该图像包括在基础心电图信号和多个心电图信号中的每一个之间所确定的相似性的平均的视觉表示。

[0068] 可针对被定位在期望标测的位置处的每个电极34来计算平均相关系数。例如,为了标测心脏组织的不同区域,诸如近邻电极e1 34b被定位在的近邻区域(到基电极e 34a被定位在的特定区域的近邻区域),关于哪些电极34是近邻电极e1 34b的近邻作出确定。在此示例中,电极e1 34b的近邻是:基电极e 34a、电极e2 34c、e4 34e、电极34r、电极34p、电极34k、电极34l和电极34m,因为这些电极34位于距电极e1 34b两毫米内。

[0069] 记录在电极e1 34b处的近邻心电图信号。此外,同样记录为e1 34b近邻的电极处的电描记图信号(例如,基电极e 34a、电极e2 34c、e4 34e、电极34r、电极34p、电极34k、电极34l和电极34m)。在电极e1 34b(其为电极e 34a的近邻)处记录的近邻心电图信号与在基电极e 34a、电极e2 34c、e4 34e、电极34r、电极34p、电极34k、电极34l和电极34m处所记录的电描记图信号中的每一个进行比较。

[0070] 例如,在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在基电极e 34a处所记录的基础心电图信号进行比较;在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在电极e2 34c处所记录的电描记图信号进行比较;在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在电极e4 34e处所记录的电描记图信号进行比较;在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在电极34r处所记录的电描记图信号进行比较;在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在电极34p处所记录的电描记图信号进行比较;在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在电极34k处所记录的电描记图信号进行比较;在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在电极34l处所记录的电描记图信号进行比较;以及在电极e1 34b处所记录的近邻心电图信号与在电极34m处所记录的电描记图信号进行比较。

[0071] 确定来自近邻电极e1 34b的近邻心电图信号和在基电极e 34a、电极e2 34c、e4 34e、电极34r、电极34p、电极34k、电极34l和电极34m处所记录的电描记图信号中的每一个之间的相似性。相关系数可被用于确定(i)来自近邻电极e1 34b的近邻电描记图信号和来自电极e 34a的基础心电图信号;以及(ii)来自近邻电极e1 34b的近邻心电图信号和除了近邻心电图信号之外的多个心电图信号(例如,在电极e2 34c、e4 34e、电极34r、电极34p、电极34k、电极34l和电极34m处所记录的电描记图信号)中的每一个之间的相似性。

[0072] 在示例性实施例中,为了确定近邻心电图信号和多个电描记图信号之间的相似性,确定多个近邻相关系数,其中该多个近邻相关系数中的每一个对应于来自近邻电极e1 34b的近邻电描记图信号和(i)来自电极e2 34c、e4 34e、电极34r、电极34p、电极34k、电极34l和电极34m的多个心电图信号中的不同的一个;以及(ii)基础心电图信号中的一个。

[0073] 例如,可确定下面的近邻相关系数:来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极e 34a的基础电描记图信号之间的第九相关系数;来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极e2 34c的电描记图信号之间的第十相关系数;来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极e4 34e的电描记图信号之间的第十一相关系数;来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极34r的电描记图信号之间的第十二相关系数;来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极34p的电描记图信号之间的第十三相关系数;来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极34k的电描记图信号之间的第十四相关系数;来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极34l的电描记图信号之间的第十五相关系数;以及来自近邻电极e1 34b的电描记图信号和来自电极34m的电描记图信号之间的第十六相关系数。

[0074] 对该多个近邻相关系数(例如,第九、第十、第十一、第十二、第十三、第十四、第十五和第十六相关系数)求平均,并且该多个近邻相关系数的平均与近邻电极1b 34b被定位在的心脏组织的近邻区域相关联。例如,如果相关系数的平均是0.8,则电极e1 34b被定位在的位置将被标测为0.8的值。针对每个电极34重复该方法,直到创建示出了感兴趣的电极34被定位在的每个位置的平均相关系数的视觉描绘的相关图64。

[0075] 现在参见图7,示出了心脏组织的示例性空间2D相关图64。可使用与对于给定的心律失常常循环在相邻的单极电极处获得的同时电描记图信号相关联的相关系数来生成相关图64。色键(color key)66包括可与电极34被定位在的区域相关联的示例性范围的平均相关系数值,并且将平均相关系数值与颜色关联起来。以此方式,估算至一区域的平均相关系数值可由相关图64中的颜色视觉地表示。

[0076] 在示例性实施例中,所标测的心脏组织可包括不同区域,诸如区域1 68、区域11、区域111 70、区域1V 72和区域V 74。示例性相关图64使用灰度级来指示与每个区域相关联的平均相关系数的不同值。例如,由于区域V 74与为低(例如,小于0.5)的平均相关系数相关联,因而可在相关图64上将区域V 74视觉地描绘为具有最暗阴影的区域。区域1V 72与为0.5或更多但小于0.6的平均相关系数相关联并且可在相关图64上将区域1V 72视觉地描绘为具有没有区域V 74的阴影暗的阴影的区域。区域111 70与为0.6或更多但小于0.7的平均相关系数相关联并且可在相关图64上将区域111 70视觉地表示为具有亮的阴影(light shade)的区域。区域11可与为0.7或更多但小于0.8的平均相关系数相关联并且可在相关图64上将区域11视觉地表示为具有比区域111 70亮的阴影的区域。区域1 68与为0.8或更多的高的平均相关系数相关联并且可被表示为具有最亮阴影的区域。

[0077] 由于区域V 74具有最暗阴影,因而这指示对应于在被定位在区域V 74中的电极34处所记录的电描记图信号的平均相关系数具有低于0.5的值。低相关系数可表明区域V 74包括受损或致心律失常性心脏组织。关于心脏组织的特定区域是否是受损或致心律失常性的确定取决于在心脏组织的该特定区域处所记录的电描记图信号是否类似于在相邻电极34处所记录的电描记图信号。如果在心脏组织的该特定区域处所记录的电描记图信号类似于在相邻电极34处所记录的电描记图信号,则该特定区域将可能不包括受损或致心律失常性心脏组织,因为电描记图信号之间的高度相似性由电描记图信号之间的高相关所指示。然而,如果在心脏组织的该特定区域处所记录的电描记图信号与在相邻电极34处所记录的电描记图信号不相似,则该特定区域将可能包括受损或致心律失常性心脏组织,即,在电描

记图信号之间存在低相关。

[0078] 在此示例性实施例中,在区域V 74中的基电极e 34a处所记录的基础心电图信号与在为基电极e 34a的近邻的电极34处所记录的电描记图信号的比较揭示了基础心电图信号和多个相邻电描记图信号之间的相关是低的。使用皮尔森相关系数来比较电描记图信号。相关计算导致具有低于0.5(诸如例如0.45)的平均值的皮尔森相关系数。平均相关系数被标测至基电极e 34a被定位在区域V 74中的位置,即,区域V 74与具有低于0.5的值的平均相关系数的视觉表示相关联。由此,通过将平均相关系数的值与相关图64中对应于电极34被定位在的心脏组织的区域相关联来实现标测。

[0079] 在示例性实施例中,可关于区域V 74的标测值是否类似于近邻区域1 68的标测值作出确定。例如,可关于与区域V 74相关联的相关系数是否类似于与区域1 68相关联的相关系数作出确定。如果确定心脏组织的区域V 74的标测值类似于近邻区域1 68的标测值,则有可能区域V 74或近邻区域1 68两者都不包括受损或致心律失常性心脏组织。另外,如果确定心脏组织的区域V 74的标测值与近邻区域1 68的标测值不相似,则可确定区域V 74和近邻区域1 68中的一个包括受损或致心律失常性心脏组织。

[0080] 不同颜色可被用于相关图64的不同区域以指示每个区域中的平均相关系数的值。例如,在一个实施例中,具有低平均相关系数(诸如具有低于0.5的值的的相关系数)的区域V 可被视觉地表示为红色区域。与具有0.5或更多但小于0.6的值的平均相关系数相关联的区域1V可在相关图64中被视觉地表示为黄色区域。与具有0.6或更多但小于0.7的值的平均相关系数相关联的区域111可在相关图64中被视觉地描绘为浅绿色区域。与具有0.7或更多但小于0.8的值的平均相关系数相关联的区域11可在相关图64中被视觉地表示为深绿色区域。具有有着0.8或以上的值的平均相关系数的区域1可在相关图64中被视觉地表示为蓝色区域。

[0081] 同时的心脏基质标测包括在基本上相同的时间(即,相同时期)记录多个相邻的电描记图信号。由于针对相同心律失常循环(即,相同时期)在不同电极34处记录电描记图信号,因而可能不需要对准电描记图信号以适当地比较电描记图信号。在多个时期上获得的数据可被用于创建相关图64以确保不同时期上的不连续传导(例如,回旋部)的区域的一致性并且被用作心律失常循环的稳定性的度量。

[0082] 通过将它们与彼此对准来比较在不同时间处所记录的电描记图信号是常见的。在对准期间,在一时间处获得的电描记图信号与在不同时间处获得的另一电描记图信号进行对准。例如,峰值(例如,电描记图信号的最大值)可与另一电描记图信号的峰值对准。对准对于复杂的电描记图信号而言是困难的,因为这些信号可具有多个偏转和峰值,使得具有挑战性来确定电描记图信号的哪些峰值应当与另一电描记图信号的哪些峰值对准。此复杂性可能导致对准过程对准未与彼此对应的峰值和相位。在示例性实施例中,给出同时地(同时或基本上同时)获得来自多个电极34的电描记图信号的情况下,本文中所描述的方法可不需要电描记图信号的对准。

[0083] 图8示出了示例性犬齿梗死(canine infarct)模型相关图76和色键78。可采用本文中所描述的方法以用于使用来自相邻单极电极的电描记图之间的空间相关图的同时心脏基质标测来创建相关图76。可使用直接定位在心室的心外膜层上的电极34来记录被用于创建示例性相关图76的电描记图信号。相关图76可允许异常心脏基质(例如,可能的回旋部

可位于的区域)的视觉标识。具体地,毗邻于低相关区域的高相关区域可指示具有低相关值的区域包括异常心脏基质。消融治疗可以包括空间相邻的低和高相关区域之间的边界(例如,梗死的边界区域,其是具有折返性(re-entrant)室性心律失常的心肌梗死患者的治疗消融的常见目标)的这样的低相关区域为目标。可在显示器60上显示相关图76的视觉表示。

[0084] 高相关区域和低相关区域之间的边界描绘梗死的边界区域,该边界区域将梗死与健康组织分开。在折返性心律失常期间,这样的梗死通常包括在再入点周围的回旋部。通过确定在电学上与剩下的其它区域最不协调的区域/区来标识回旋部。回旋部边界可形成解剖块或功能块。在如AF的复杂的心律失常中,回旋部还可在不同循环上处理或形成它自己的轨迹。

[0085] 由此,与具有低值的平均相关系数相关联的心脏组织的区域可指示回旋部或心肌瘢痕存在于该低相关区域中。具体地,高相关和低相关区域之间的边界可指示异常基质。异常基质可以是消融的潜在目标,因为消融破坏异常传导路径,其可防止折返性心律失常。

[0086] 示例性相关图76示出了几个感兴趣的区域。相关图76示出了示例性区域1 80、区域11 82、区域111 84、区域1V 86、区域V 88、区域V1 90、区域V11 92、区域V111 94、区域1X 96、区域X1 97、选择区域98、区域X11 99、选择区域100、区域X1V 101、区域X 102和区域X111 103。在示例性相关图76中,与区域1 80相关联的平均相关系数具有0.95或以上的值。与区域11 82相关联的平均相关系数具有0.9或以上,但低于0.95的值。与区域111 84和区域1V 86相关联的平均相关系数具有0.85或以上,但低于0.9的值。与区域V 88相关联的平均相关系数具有0.8或以上,但低于0.85的值。与区域V1 90相关联的平均相关系数具有0.75或以上,但低于0.8的值。与区域V11 92相关联的平均相关系数具有0.7或以上,但低于0.75的值。与区域V111 94和区域1X 96相关联的平均相关系数具有低于0.7的值。

[0087] 与区域X1 97相关联的平均相关系数具有0.7或以上,但低于0.75的值。与区域X11 99相关联的平均相关系数具有0.8或以上,但低于0.85的值。与区域X1V 101相关联的平均相关系数具有0.75或以上,但低于0.8的值。与区域X111 103相关联的平均相关系数具有0.7或以上,但低于0.75的值。

[0088] 由此,相关图76指示区域1 80、区域11 82、区域111 84、区域1V 86和区域V 88是健康的心脏组织的区域,因为来自这些区域的电描记图信号与来自相邻区域的电描记图信号是高度相关的。相关图76还指示区域V1 90、区域V11 92、区域V111 94、区域X111 103、区域X1 97和区域1X 96是低相关区域,即,来自这些区域的电描记图信号和来自相邻区域的电描记图信号具有低相关。特别地,相关图76指示区域V11 92、区域V111 94、区域1X 96、区域X1 97和区域X111 103是具有最低相关的区域。在这些低相关区域处所记录的电描记图信号与在高相关区域处所记录的电描记图信号不良(poorly)关联。

[0089] 由于低相关区域可指示异常基质,因而这些区域可被选择用于消融。可绘制低相关区域周围的边界以描绘选择区域A 98和选择区域100。选择区域A 98包括区域1X 96,其具有有着低于0.7的值的低相关系数;区域X1 97,其具有有着0.7或以上,但低于0.75的值的低相关系数;以及区域X11 99,其具有有着0.8或以上,但小于0.85的值的相关系数。

[0090] 选择区域B 100包括区域90V1,其具有0.75或以上,但低于0.8的相关值;区域V11 92,其具有0.7或以上但小于0.75的相关值;区域V111 94,其具有低于0.7的相关值;区域X1V 101,其具有0.75或以上,但低于0.8的相关系数值;以及区域X111 103,其具有0.7或以

上,但低于0.75的相关系数值。

[0091] 选择区域A 98和选择区域B 100的边界可例如标识心肌瘢痕边界。由此,选择区域A 98和区域B 100可被选择用于消融。可消融选择区域A 98和选择区域B 100的边界之内的心脏组织。如果这样的话,则区域X 102将是在选择区域A 98和选择区域B 100的消融之后尚存的心脏组织的岛屿。

[0092] 在另一示例性实施例中,可根据特别指定的梯度来定义这些区域的边界。例如,如果相关值的差别是0.2,则标测可被配置成视觉地描绘该差别。可根据与一区域相关联的相关值和与相邻区域相关联的相关值之差来定制被选择用于消融的该区域的尺寸。

[0093] 图9示出了三个不同的电描记图信号104、106和108的图。这些图示出了电描记图信号104、106和108的电压如何根据(as a function of)时间(毫秒)而变化。电描记图信号104和电描记图信号106是高度相关的,即,电描记图信号104的电压(毫伏)根据时间的变化模仿电描记图信号106根据时间的变化。电描记图信号104和电描记图信号106可分别对应于例如如图8的区域111 84和区域1V 86。电描记图信号104和106可对应于两个相邻的电极34,诸如电极e3 34d和电极e5 34f。

[0094] 电描记图信号108可对应于例如被定位在与两个电极34(例如,电极e3 34d和电极e5 34f)相邻的边界区区域(诸如区域V11 92(在图8中示出))中的电极34a。电描记图信号108与电描记图信号104和106两者不良关联。低相关可指示区域V11 92可包括异常心脏基质,其可以是用于例如折返性心律失常的消融的目标。

[0095] 图10示出了另一示例性相关图110和色键112。使用具有范围从正到负的值的相关系数来产生示例性相关图110。例如,区域1 114具有低于-0.8的低平均相关系数。相关图110中的剩余区域(例如,区域11 116、区域111 118、区域1V 120、区域V 122和区域V 124)具有高于0.6的平均相关系数。示例性相关图110可指示区域1 114是消融的可能候选,因为其可能包括心肌瘢痕、传导停止等。

[0096] 值得注意,尽管本公开涉及心脏组织,然而本发明不限于此,因为可使用本文中所描述的方法来标测任意类型的组织。进一步,尽管本公开涉及相关作为比较电描记图信号的示例性方法,然而可使用比较信号的任何方法。进一步,所描述的方法可被应用于心外膜上、心内膜上或者身体的任何区域中。

[0097] 现在参见图11,描绘了一流程图,该流程图示出了用于标测心脏组织的示例性方法的各个步骤。该方法包括提供具有被耦合至远端部20的多个电极34的医疗设备12。该多个电极34可被定位成毗邻要进行检查的组织区域(例如,心肌或任何心脏组织)和/或与该组织区域直接接触。当被定位成毗邻目标组织区域或者与该目标组织区域接触时,可在多个电极34之间传输射频能量和/或可将射频能量从多个电极34中的至少一个传输到参考电极。

[0098] 在步骤126中,可在基电极处记录基础心电图信号(步骤126)。可记录基础心电图信号达预定的时间长度。在一个示例性实施例中,所记录的信号可以是毗邻心肌所记录的心电图信号(ECG)。所记录的信号可以在活体内(in vivo)或者可以是先前记录的信号。

[0099] 在步骤128中,记录在除了基电极之外的多个电极处的多个心电图信号达预定时间量(步骤128)。将基础心电图信号与多个心电图信号中的每一个进行比较以确定基础心电图信号与其它心电图信号中的每一个如何相似或不同(步骤130)。确定基础心电图信号

和多个心电图信号中的每一个之间的相似性或不同(步骤132)。至少部分地基于所确定的相似性或不同来标测基电极被定位在的心脏组织的特定区域(步骤134)。

[0100] 本领域技术人员应当理解,本发明不限于在上文中已具体示出并描述的内容。另外,除非作出相反提及,应该注意所有附图都不是按比例绘制的。在不背离本发明范围和精神的情况下根据以上示教可能有各种修改和变型,本发明只受所附权利要求书限制。

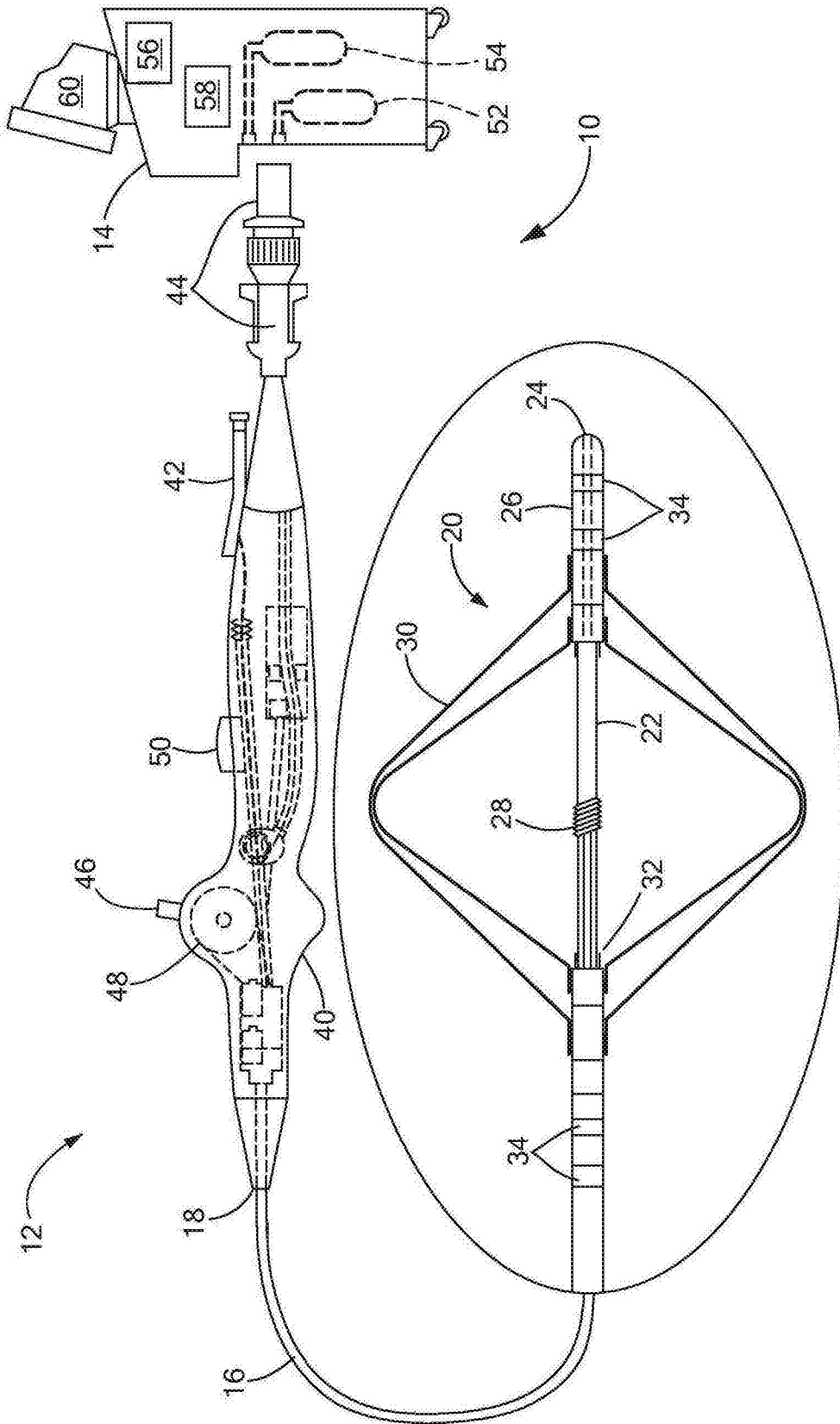


图1

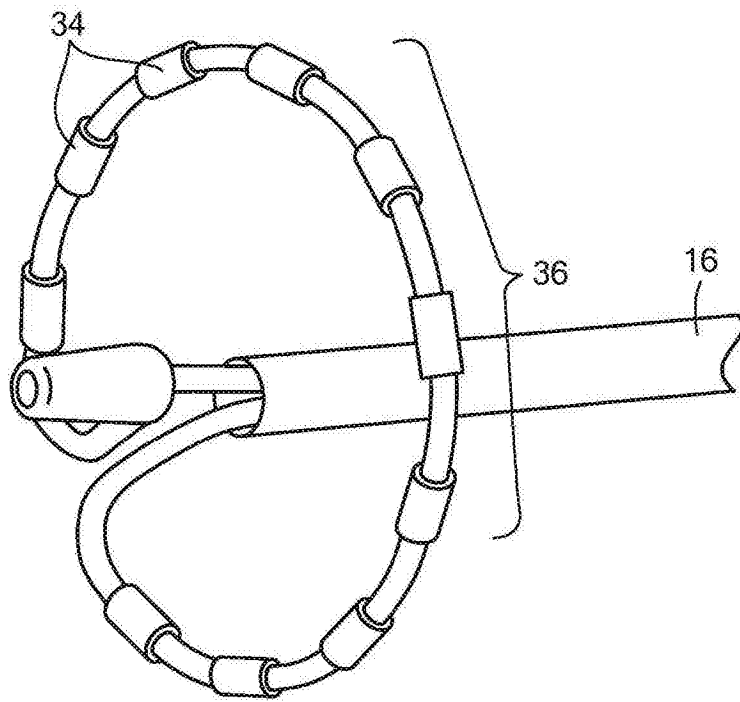


图2

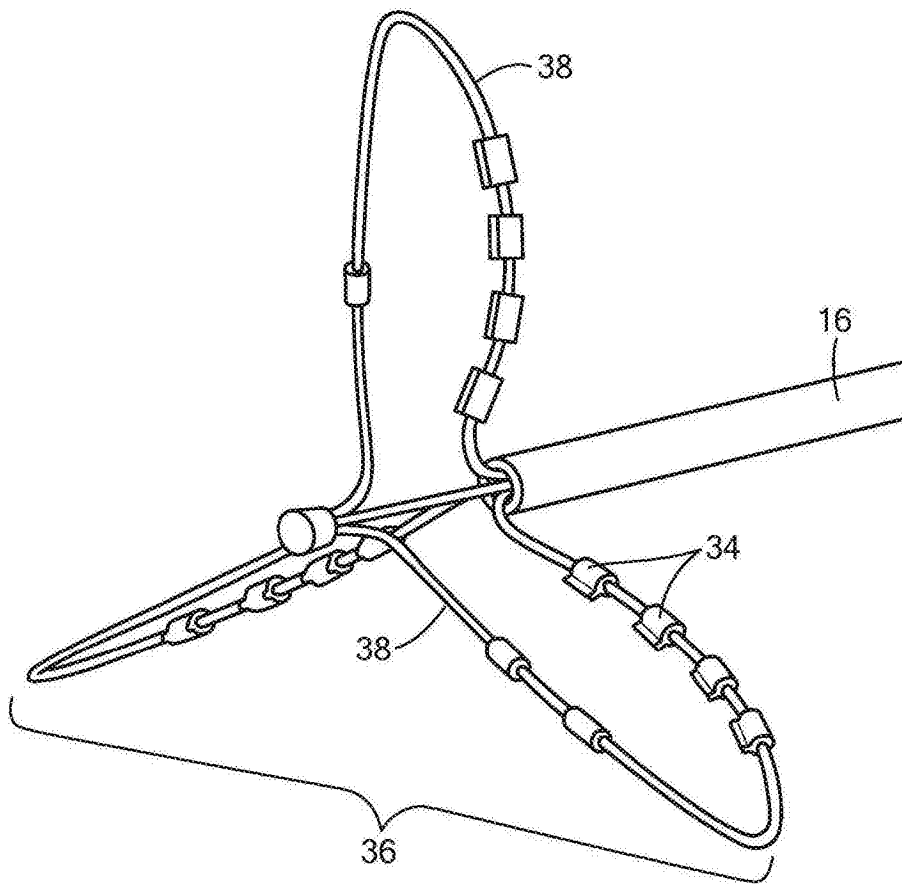


图3

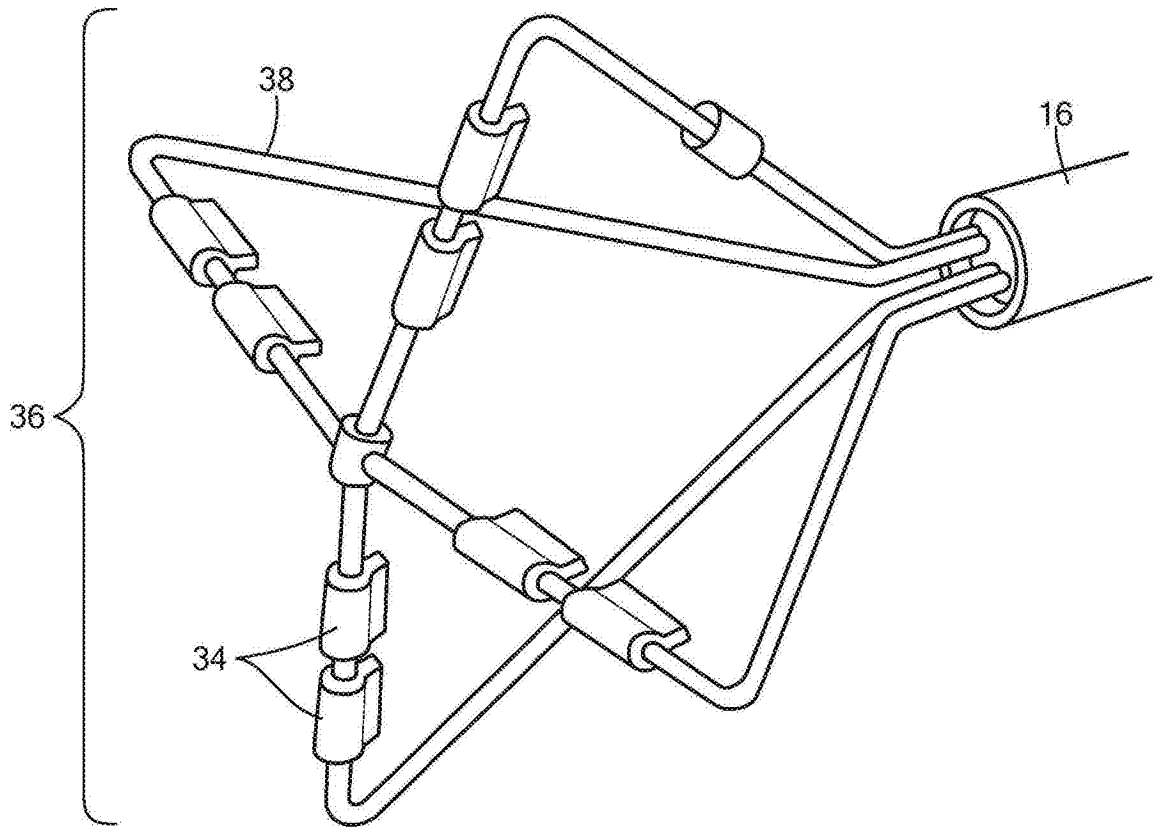


图4

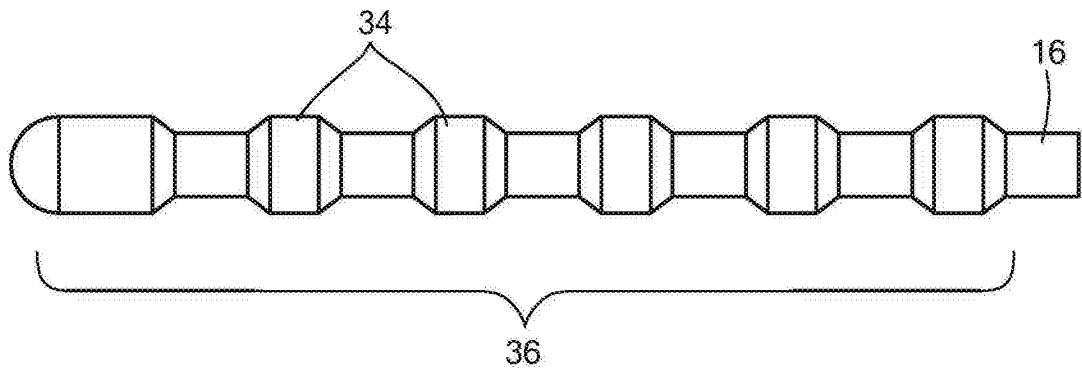


图5

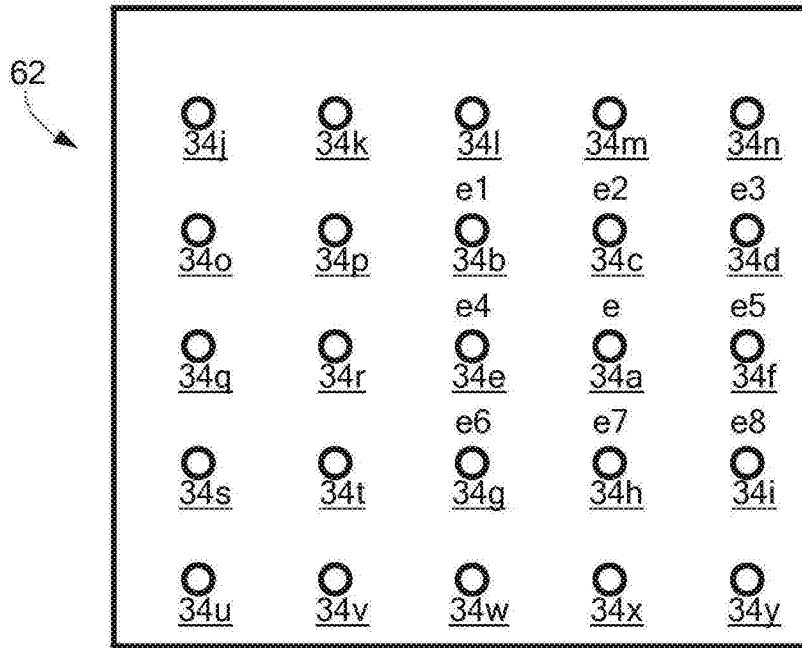


图6

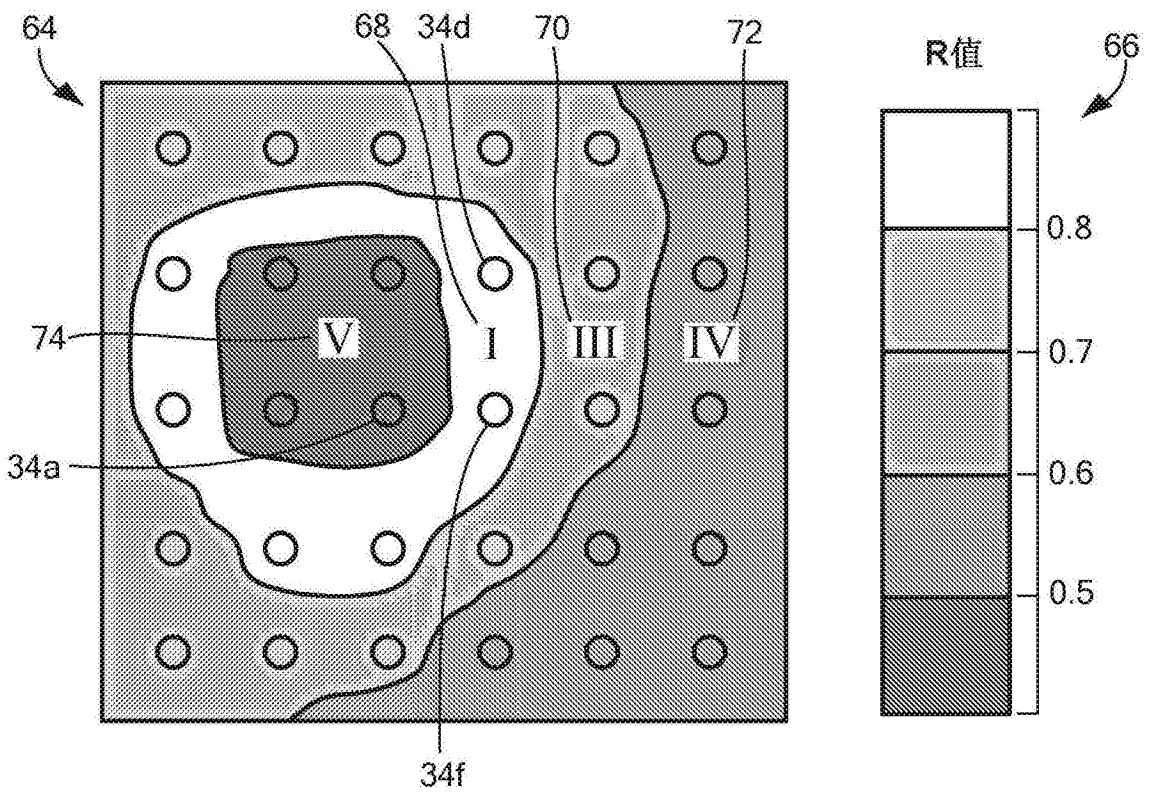


图7

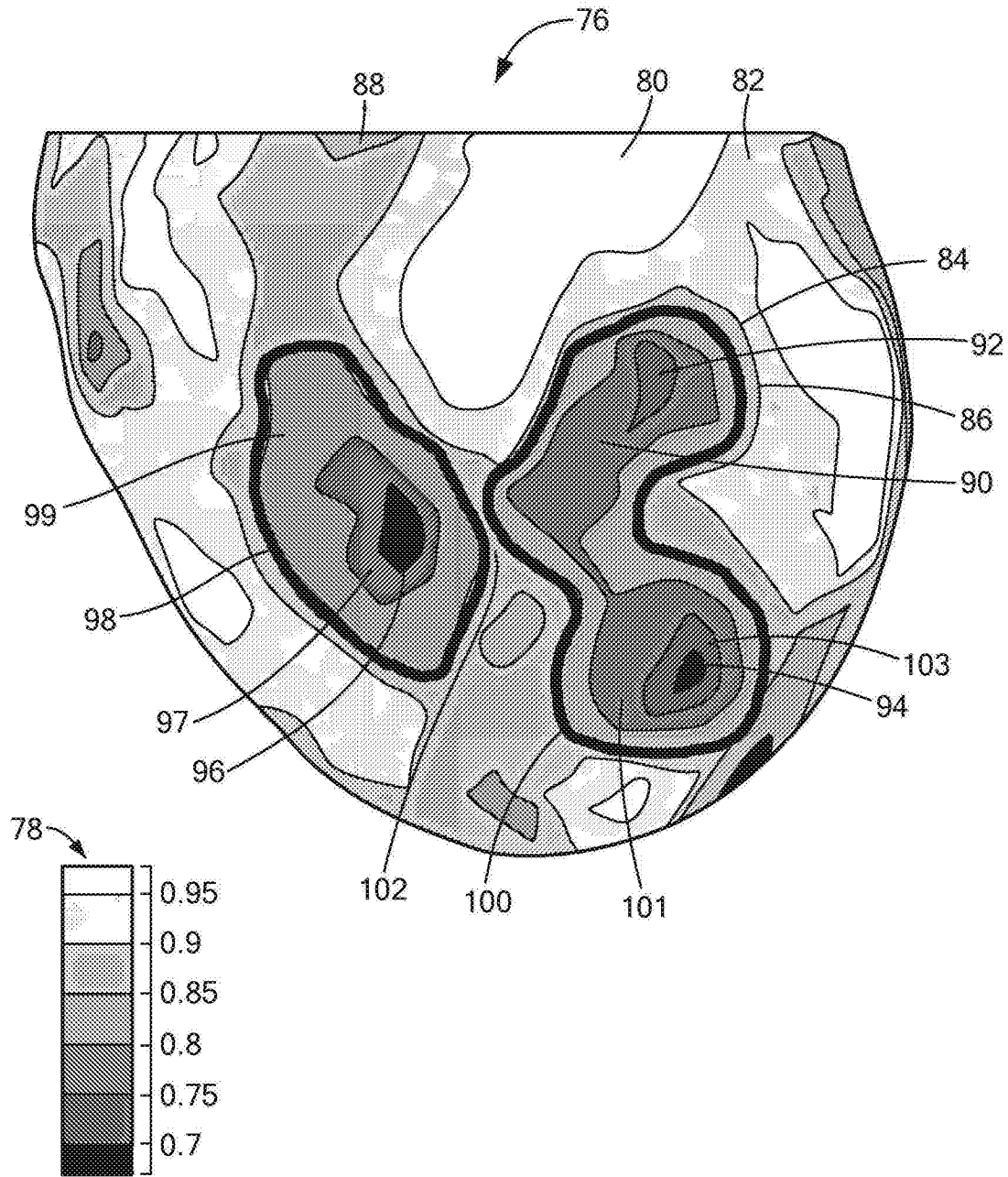


图8

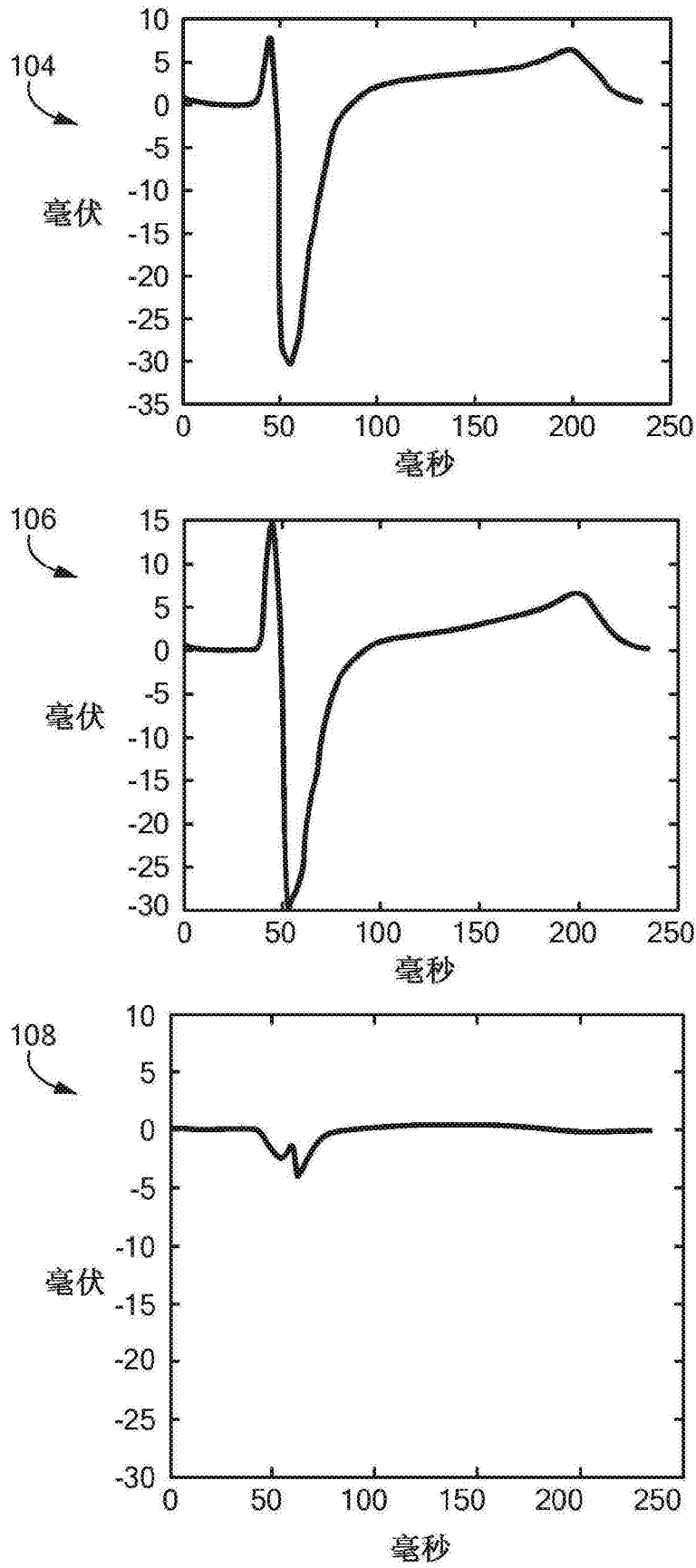


图9

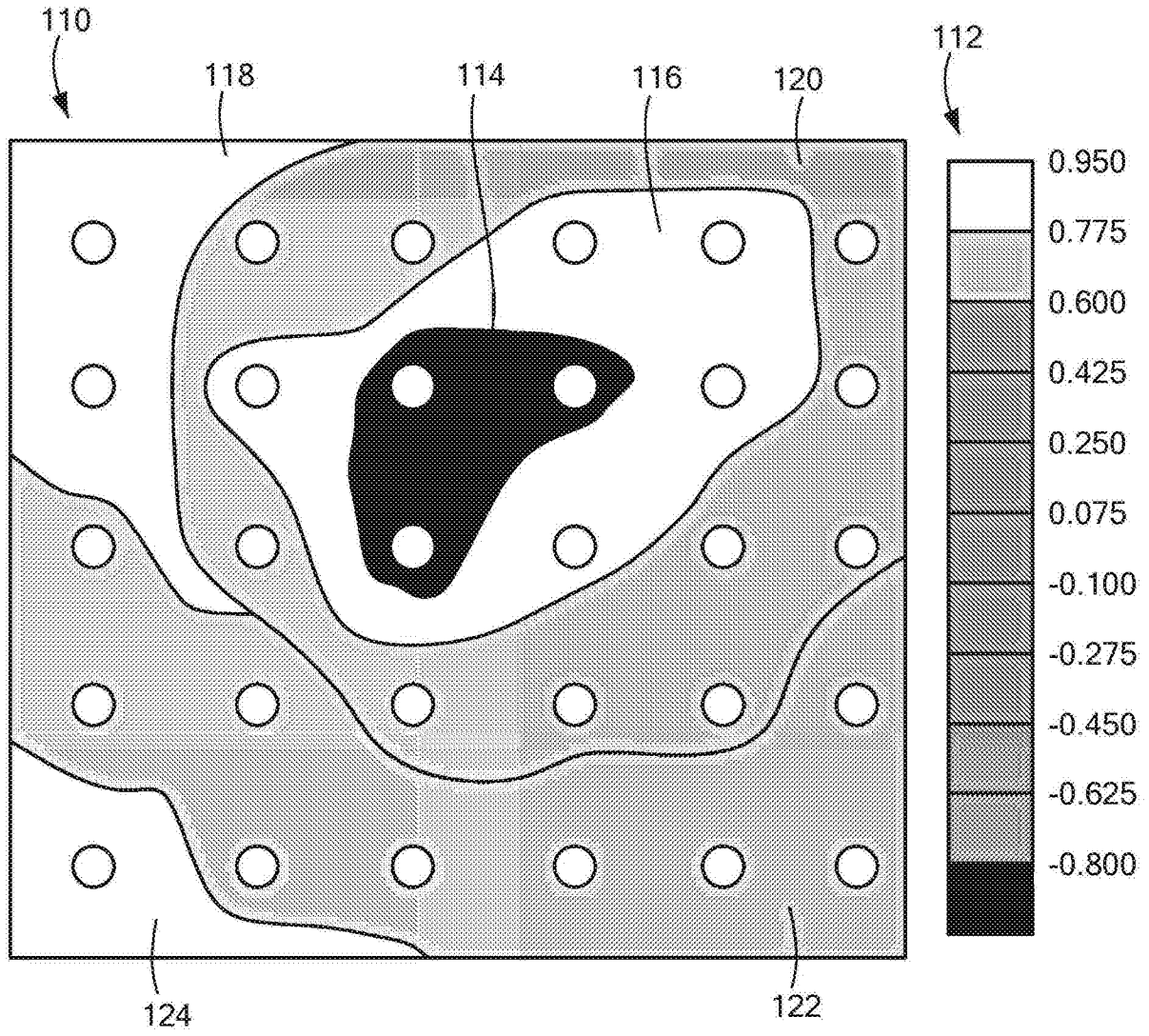


图10

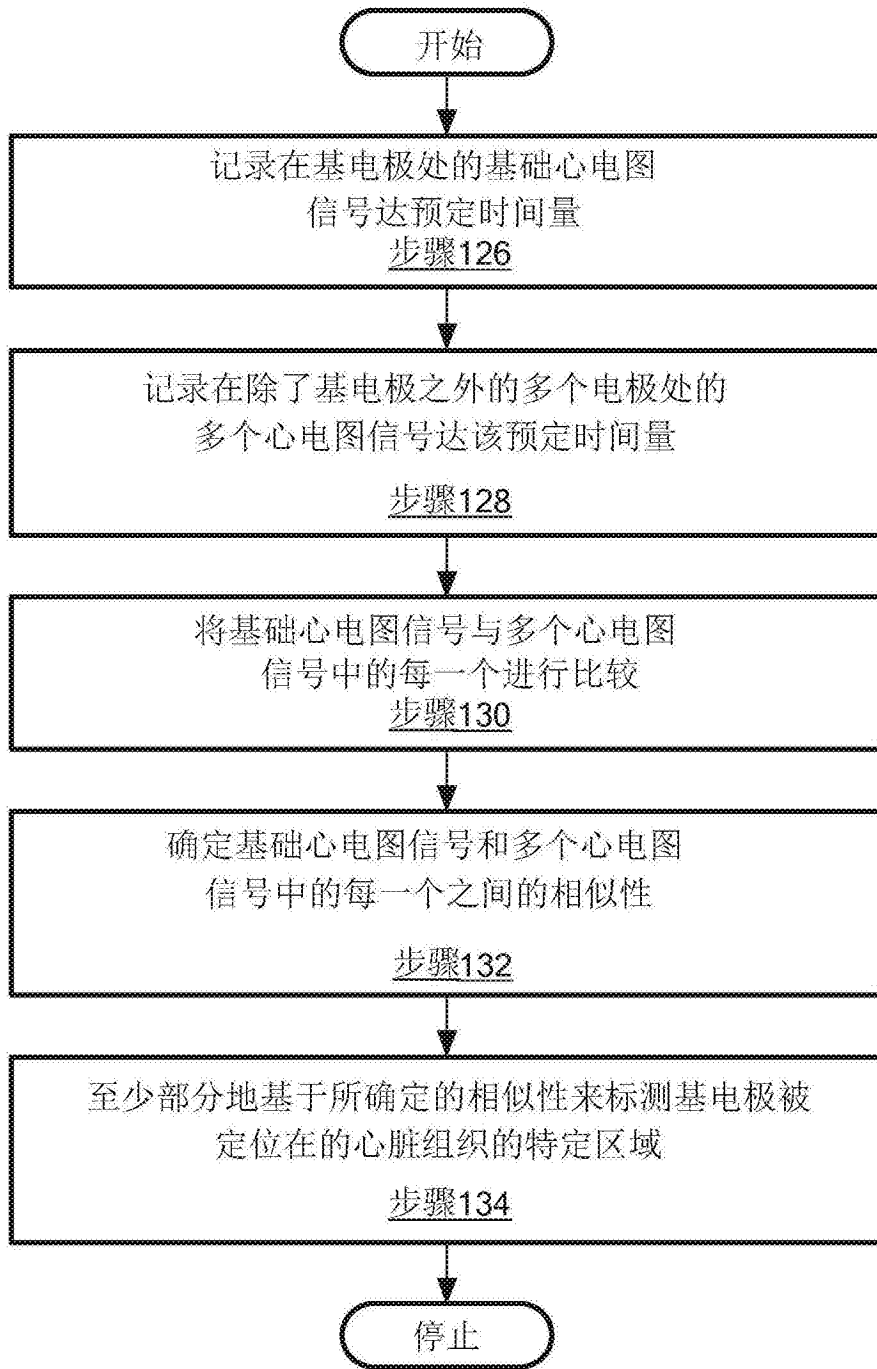


图11

专利名称(译)	用于使用相邻的单极电描记图之间的空间相关图的同时心脏基质标测的方法		
公开(公告)号	CN105072982B	公开(公告)日	2018-03-16
申请号	CN201480009872.2	申请日	2014-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
当前申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
[标]发明人	S·戈什		
发明人	S·戈什		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0452 A61B5/042 A61N1/05 A61N1/06 G06F19/26 G16B45/00		
CPC分类号	A61B18/12 A61B5/04012 A61B5/0422 A61B5/0432 A61B5/044 A61B5/0452 A61B5/046 A61B5/7246 A61B18/1492 A61B2018/00214 A61B2018/00267 A61B2018/00577 A61B2018/00839 A61N1/05		
审查员(译)	魏娜		
优先权	13/773162 2013-02-21 US		
其他公开文献	CN105072982A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

记录基电极处的基础心电图信号达预定时间量。记录在除了基电极之外的多个电极处的多个心电图信号达预定时间量。将基础心电图信号与多个心电图信号中的每一个进行比较。确定基础心电图信号和多个心电图信号中的每一个之间的相似性。至少部分地基于所确定的相似性来标测基电极被定位在的心脏组织的特定区域。

