



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105559746 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201510732277. 8

(22) 申请日 2015. 11. 02

(30) 优先权数据

14/531112 2014. 11. 03 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 R. 厄曼 R. 克鲁普尼克

L. S. 米兹拉希

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张金金 姜甜

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

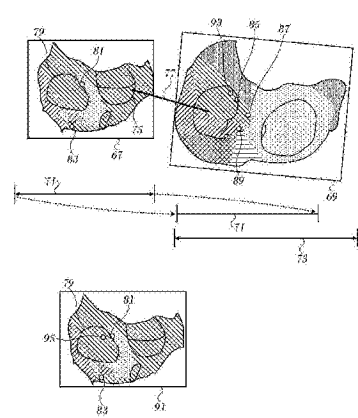
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

采用心内信号的对准标测图

(57) 摘要

本公开涉及采用心内信号的对准标测图。本发明公开了通过以下方式使心导管插入术受益的方法:生成受检者的心脏的第一电解剖标测图和第二电解剖标测图,并指定对应于所述第一电解剖标测图上的第一电事件和所述第二电解剖标测图上的第二电事件的共同空间位置。对准所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图的所述共同空间位置以建立对准的标测图,并且使用所述对准的标测图上的所述位置数据将探头引导至感兴趣的点。



1. 一种方法,包括以下步骤:  
生成活体受检者的心脏的第一电解剖标测图;  
生成所述心脏的第二电解剖标测图;  
指定对应于所述第一电解剖标测图上的第一电事件和所述第二电解剖标测图上的第二电事件的共同空间位置;  
使所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图的所述共同空间位置对准以建立一组对准的标测图;以及  
使用所述一组对准的标测图将探头引导至感兴趣的点。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括显示所述一组对准的标测图的步骤。
3. 根据权利要求1所述的方法,还包括如下步骤:将导管引入所述心脏中以获得所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图中的至少一者的电数据。
4. 根据权利要求3所述的方法,还包括分析所述电数据以确定所述心脏中相应位置处的局部激活时间。
5. 根据权利要求3所述的方法,还包括分析所述电数据以确定所述心脏中相应位置处的主频率。
6. 根据权利要求3所述的方法,还包括分析所述电数据以确定所述心脏中相应位置处的相位信息。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中分析所述电数据包括将所述第一电解剖标测图的测量单位转换或转化成符合所述第二电解剖标测图的测量单位。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图中的至少一者通过身体表面标测获得。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一电解剖标测图通过身体表面标测获得,并且所述第二电解剖标测图使用心内标测导管获得。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图使用心内标测导管获得。
11. 一种数据处理系统,包括:  
处理器;  
视觉显示屏;和  
存储器,所述存储器能够被所述处理器访问并在其中存储有程序和数据对象,所述程序包括电解剖标测图生成器、图像对准程序、分析程序和图形用户界面,所述图形用户界面被配置成将图形信息呈现在所述视觉显示屏上,其中所述程序的执行导致所述处理器执行以下步骤:  
调用所述电解剖标测图生成器以生成活体受检者的心脏的至少第一电解剖标测图;  
生成所述心脏的第二电解剖标测图;  
调用所述分析程序以识别对应于所述第一电解剖标测图上的第一电事件和所述第二电解剖标测图上的第二电事件的共同空间位置;以及  
调用所述图像对准程序以使所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图的所述共同空间位置对准,以建立第三电解剖标测图。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述程序的执行还导致所述处理器调用所述图

形用户界面以将所述第三电解剖标测图显示在所述视觉显示屏上。

13. 根据权利要求11所述的系统,还包括适于接收信号的电路,并且所述处理器操作以从所述信号生成所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图中的至少一者。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中所述分析程序操作以用于分析所述信号,以确定所述心脏中相应位置处的局部激活时间。

15. 根据权利要求13所述的系统,其中所述分析程序操作以用于分析所述信号,以确定所述心脏中相应位置处的相位信息。

## 采用心内信号的对准标测图

### 背景技术

#### 技术领域

[0001]

[0002] 本发明涉及医学成像系统。更具体地讲,本发明涉及医疗图像分析的改进。

[0003] 相关领域描述

[0004] 内部器官的三维(3D)图像可用于许多基于导管的诊断和治疗应用中,并且实时成像被广泛用于外科手术过程中。超声成像是一种相当方便的实时成像模式,但实时超声图像的分辨率通常不及通过其他成像模态(诸如,计算机断层成像(CT)和磁共振20成像(MRI))获得的分辨率那么好。

[0005] 使用位置感测导管对心脏进行3D标测的方法是本领域所熟知的。例如,授予Ben-Haim的美国专利5,738,096描述了一种与体内多个点接触以生成解剖标测图的位置感测探头,该专利的公开内容以引用方式并入本文。包括心脏表面电活动在内的生理特性也可通过导管采集。

[0006] 授予Altmann等人的共同转让的美国专利8,320,711公开了通过描绘体腔的3D图像来产生解剖标测图,该专利以引用方式并入本文。该方法涉及沿3D分割轮廓进行3D图像自动分割以及基于分割轮廓增强3D标测图。

[0007] 用于心脏标测的身体表面标测技术在Schwartz等人的共同转让的美国专利申请公布2008/0058657中有所公开,该专利以引用方式并入本文。可靠的心内膜标测图通过使用多电极胸部面板在少量心内膜点与大量外部接收点之间建立矩阵关系而获得。矩阵的求逆产生允许构造心内膜标测图的信息。

[0008] 另一个描述用于心脏标测的身体表面方法的公开是Revishvili等人的美国专利申请公布2012/0035459。在一组针对心动周期每个独立移动的表面心电图,确定ECG记录的点处的心脏电场势能值,并通过插值法计算胸部表面的每个点处的电场势能值。基于任何可视化方法的数据,确定胸和肺表面的边界以及心脏心外膜表面的边界。

[0009] 通过其他模态产生的解剖界标对准电解剖标测图是例如美国专利申请公布2007/0049817和授予Altmann等人的共同转让的美国专利7,517,318中已知的,这些专利以引用方式并入本文。后一文献公开了一种图像对准技术,包括提供预采集的靶标图像,并将具有位置传感器、超声成像传感器和电极的导管放置在患者体内。患者体内的一部分导管的位置信息是使用位置传感器确定的,并且靶标表面的电活动数据点是使用电极采集的。使用超声成像传感器获得靶标的超声图像,并且确定靶标表面的电活动数据点的位置信息。基于电活动数据点和电活动数据点的位置信息生成靶标的电生理标测图。确定靶标的超声图像的任一像素的位置信息。使用超声图像和所显示的结果对准预采集的图像和电生理标测图。

[0010] 使用上文提到的美国专利申请公布2007/0049817和美国专利7,517,318中公开的方法,诸如心脏中疤痕组织的特征结构通常显示具有比电解剖标测图中的健康组织低的电

压,可对其进行定位并准确描绘到三维图像上。

## 发明内容

[0011] 使用解剖界标对准电解剖标测图并不一定是最佳方法。根据本发明所公开的实施例,使用不同技术进行图像对准,所述图像指定通常与所观察到的电事件相关的位置。图像上的电事件可分别通过应用不同算法或通过使用不同系统进行采集来识别。一个标测图中的位置数据可与另一个标测图(例如导管和设备放置的标测图)的对准位置数据结合使用。

[0012] 根据本发明的实施例提供了一种方法,该方法通过以下步骤执行:生成活体受检者的心脏的第一电解剖标测图,生成该心脏的第二电解剖标测图,并且指定对应于第一电解剖标测图上的第一电事件和第二电解剖标测图上的第二电事件的共同空间位置。该方法还通过以下步骤进一步执行:使第一电解剖标测图和第二电解剖标测图的共同空间位置对准以建立一组对准的标测图,并使用该组对准的标测图将探头引导至感兴趣的点。

[0013] 该方法的另一个方面包括显示该组对准的标测图。

[0014] 该方法的又一个方面包括将导管引入心脏中以获得第一电解剖标测图和第二电解剖标测图中的至少一者的电数据。

[0015] 该方法的另一个方面包括分析电数据以确定心脏中相应位置处的局部激活时间。

[0016] 该方法的一个方面包括分析电数据以确定心脏中相应位置处的主频率。

[0017] 该方法的一个方面包括分析电数据以确定心脏中相应位置处的相位信息。

[0018] 根据该方法的另外方面,分析电数据包括将第一电解剖标测图的测量单位转换或转化成符合第二电解剖标测图的测量单位。

[0019] 根据该方法的又一个方面,第一电解剖标测图和第二电解剖标测图中的至少一者通过身体表面标测获得。

[0020] 根据该方法的另一个方面,第一电解剖标测图通过身体表面标测获得,并且第二电解剖标测图使用心内标测导管获得。

[0021] 根据该方法的又一个方面,第一电解剖标测图和第二电解剖标测图使用心内标测导管获得。

[0022] 根据本发明的实施例还提供了一种数据处理系统,该系统包括处理器、视觉显示屏和存储器,该存储器能够被处理器访问以便在其中存储程序和数据对象。所述程序包括电解剖标测图生成器、图像对准程序、分析程序和被配置成将图形信息呈现在视觉显示屏上的图形用户界面。程序的执行导致处理器执行以下步骤:调用电解剖标测图生成器以生成活体受检者的心脏的至少第一电解剖标测图;生成该心脏的第二电解剖标测图;调用分析程序以识别对应于第一电解剖标测图上的第一电事件和第二电解剖标测图上的第二电事件的共同空间位置;以及调用图像对准程序以使第一电解剖标测图和第二电解剖标测图的共同空间位置对准,从而建立第三电解剖标测图。

## 附图说明

[0023] 为了更好地理解本发明,以举例的方式提供本发明的详细说明,应结合以下附图来阅读详细说明,附图中相同的元件用相同的附图标号来表示,并且其中:

[0024] 图1是根据本发明实施例用于评估活体受检者的心脏中的电活动的系统的图示说

明；

[0025] 图2是根据本发明实施例用于对准放置心脏的电解剖标测图以识别感兴趣的点的方法的流程图；

[0026] 图3是描述根据本发明实施例图2所示方法的一部分的详细流程图；

[0027] 图4是描述根据本发明的替代性实施例的图2所示方法的一部分的详细流程图；

[0028] 图5是描述根据本发明的替代性实施例的图2所示方法的一部分的详细流程图；并且

[0029] 图6示出了根据本发明实施例对准放置的心脏电解剖标测图。

## 具体实施方式

[0030] 为了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变得模糊,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。

### [0031] 系统概述

[0032] 现在转到附图,首先参见图1,该图为用于在活体受检者心脏12上评估电活动并且执行消融手术的系统10的图示说明,系统10是根据本发明的公开实施例构造和操作的。该系统包括导管14,由操作者16将导管14经由皮肤穿过患者的血管系统插入心脏12的心室或血管结构中。操作者16,通常为医师,使导管的远侧末端18例如在消融目标部位处与心壁接触。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中所公开的方法制成电激活图,这些专利的公开内容均以引用方式并入本文中。一种包括系统10的元件的商品可以商品名CARTO<sup>®</sup>3系统购自Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765。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。

[0033] 可以通过施加热能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,通过将射频电流通过导管中的金属线传导至远侧末端18处的一个或多个电极,这些电极将射频能量施加到心肌。能量被吸收在组织中,从而将组织加热到一定温度(通常为约50°C),在该温度下组织会永久性地失去其电兴奋性。此手术成功后,在心脏组织中形成非传导性的消融灶,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脏腔室,以诊断并治疗多种不同的心律失常。

[0034] 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能够按消融手术所需对导管的远侧端部进行操纵、定位和取向。为了协助操作者16,导管14的远侧部分包含向位于控制台24中的处理器22提供信号的位置传感器(未示出)。处理器22可履行如下所述的若干处理功能。

[0035] 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在心脏12和控制台24之间来回传送。可通过电缆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,并且具有至电缆34的连接部。

[0036] 线连接部35使控制台24与体表电极30和定位子系统的其他部件相连,该定位子系

统用于测量导管14的位置和取向坐标。处理器22或另一个处理器(未示出)可以是定位子系统的元件。电极32和体表电极30可用于在消融部位处测量组织阻抗,如授予Govari等人的美国专利7,536,218中所提出的那样,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,可安装在电极32中的每个上或附近。

[0037] 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将消融能量传导到心脏,例如,射频能量、超声能量和激光产生的光能。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。

[0038] 在一个实施例中,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。定位子系统在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中有所描述。

[0039] 如上所述,导管14联接到控制台24,这使得操作者16能够观察并调控导管14的功能。控制台24包括处理器,该处理器优选为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的信号,这些信号包括由传感器诸如电、温度和接触力传感器和位于导管14中远侧的多个位置感测电极(未示出)所生成的信号。控制台24和定位系统接收并使用数字化信号,以计算导管14的位置和取向并分析来自电极的电信号。

[0040] 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,从而为控制台24提供ECG同步信号。如上所述,系统10通常还包括基准定位传感器,其位于附接到受检者身体外部的体外施加基准贴片上,或者位于插入到心脏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以冷却消融部位的常规泵和管路。系统10可接收来自外部成像模态诸如MRI单元等的图像数据并且包括图像处理器,该图像处理器可结合在处理器22中或由处理器22调用以用于生成并显示图像。

[0041] 一般来讲,使用多种类型的电信号或技术制成的电解剖标测图能够识别解剖界标的位置,但采用不同的表现方式。例如,具体界标可在不同的功能标测图上具有识别特征,如(1)在第一标测图上针对基准点测量的已知局部激活时间;和(2)第二标测图上的特征电描记图形态。这些特征可以是特定于患者的或者普遍的。两个标测图可通过用于识别电事件的点进行对准放置。可通过多个不同的电现象识别电解剖标测图上的感兴趣的点。此类现象的例子包括单极性电描记图的一阶导数和二阶导数的形态、多个激活波前、激活矢量的反常集聚、以及速度矢量的变化或矢量与正常值的偏差。可通过对电信号应用信号处理和过滤技术来标测这些现象,这些电信号通常通过多电极标测导管采集。此类标测的示例性方法在名称为Hybrid Bipolar/Unipolar Detection of Activation Wavefront的共同转让的专利申请14/166,982中有所描述,该专利申请以引用方式并入本文。

[0042] 为了生成电解剖标测图,处理器22通常包括电解剖标测图发生器、图像对准程序、图像或数据分析程序和被配置成在监视器29上呈现图形信息的图形用户界面。

[0043] 一个标测图可使用从单极性心内电极取得的读数制成。另一个标测图通常(但非必须)使用身体表面技术制成,例如,如上文提及的美国专利申请公布2008/0058657中所

述。例如,其中一个标测图可使用购自CardioInsight Technologies, Inc.的ECVUE™身体表面技术制成,另一个标测图使用购自EP Solutions SA, Y-Parc Rue Galilée 7 Yverdon-les-Bains, Vaud 1400 Switzerland的AMYCARD-01CTM™诊断系统的相位分析方法制成。

[0044] 标测技术可进行多种组合,但在任何情况下,都可根据标测图上的相应电事件限定共同解剖界标。标测图中的测量应当是兼容的,这可能需要单位转化或转变,使得标测图变得可以互操作。

[0045] 现在参见图2,该图是根据本发明实施例用于对准放置心脏的电解剖标测图以识别感兴趣的点的方法的流程图。为了清楚呈现,在图2中以具体的线性顺序示出了处理步骤。然而,将显而易见的是,这些步骤中的多个可并行地、异步地或以不同的顺序执行。本领域的技术人员还应当理解,作为另外一种选择,过程可例如在状态示意图中被表示为若干相互联系的状态或事件。此外,可能并非全部所示出的处理步骤均需要用来实施该过程。

[0046] 在初始步骤37处,使用第一方法制成第一电解剖标测图。通常,该标测图通过将标测导管引入心脏中并获取多个读数而制成。该标测图可显示例如多个点处的波前传播和局部激活时间。

[0047] 接着,在步骤39处,制成第二电解剖标测图。第二标测图包含与初始步骤37中制成的标测图相同的心脏区域。第二标测图可例如通过上文所述的身体表面标测技术中的一种制成,或者可以是使用标测导管采集的标测图。可在第二电解剖标测图上识别感兴趣的点。

[0048] 第一标测图和第二标测图可以是二维的或三维的。实际上,当标测图中的一者或两者基于来自点云的心脏重建时,标测图可涉及大得多的维数。从稀疏点云重建心脏的一种方法在授予Bar Tal等人的共同转让的临时申请61/844,024中提出,该申请以引用方式并入本文。

[0049] 接着,在步骤41处,在第一标测图和第二标测图上识别具有共同电活动的区域。

[0050] 接着,在步骤43处,将第一标测图和第二标测图的图像对准放置。每个标测图上最少应有三个点用于对准。较多的点往往会提高准确性。所用的点可包括在步骤41中识别的点。步骤43可使用上文提及的对准方法执行,包括已知的点集对准技术。另选地,本领域的技术人员可对购自Biosense Webster的CARTOMERGE™图像整合模块进行修改,以便执行步骤41。在一些实施例中,对准可基于与电事件相关的解剖特征结构的识别。除此之外或另选地,对准可基于信号形态的相似性,例如基于波前传播、相位分析或电压分析。作为步骤43的结果,对准了两个标测图共同解剖区域。

[0051] 接着,在最终步骤45处,通过第一电解剖标测图将导管导航至靶标,通过添加在第二电解剖标测图上识别的点进行修改。任选地,作为步骤43的副产物,可生成并显示包括对准的一组图像的叠层。在对准后可通过合适的视觉提示或图标来指示在标测图上共同识别出的感兴趣的点。

[0052] 现在参见图3,该图是描述根据本发明实施例的步骤41、43(图2)的详细流程图。在步骤47中,在步骤39、41(图2)中制成的两个标测图的每一者中识别至少三个对应的电解剖点。

[0053] 接着,在步骤49处,选择步骤47中所获得的对应点中的至少三个。这三个点符合以下两个标准:(1)两个点的局部激活时间(LAT)相差不超过第一阈值;并且(2)在每个标测图上,点之间的相应距离不超过第二阈值。

[0054] 在步骤51中,利用步骤49中所选的感兴趣的点的位置对准放置两个标测图。可使用本领域已知的任何合适的点集对准技术。

[0055] 现在参见图4,该图是描述根据本发明的另选实施例的步骤41、43(图2)的详细流程图。在步骤53中创建两个电解剖标测图。此类电解剖标测图通常以伪彩色显示,所述伪彩色根据所显示的电解剖功能而改变。

[0056] 在步骤55中,调整步骤53中制成的标测图的色标,以使其彼此尽可能地相符,并且当两个标测图在明显不同的时间制成时,将某些区域中可能发生的间隔变化考虑在内。然而,即使这样,基准点通常仍保持不变并且可用作调整的基础。

[0057] 在步骤57中,使用已知的图像处理技术根据色标对准两个标测图。许多此类方法是本领域已知的,例如基于空间或频率密度模式、结构特征以及各种相似性量度。

[0058] 现在参见图5,该图是描述根据本发明的另选实施例的步骤41、43(图2)的详细流程图。在步骤59处,在制成两个标测图的过程中,在对应的位置获得至少三个心内心电图(ECG)信号。

[0059] 接着,在步骤61处,确定对应ECG信号的信号相似性指数。此类用于确定信号相似性的指数是本领域已知的。

[0060] 接着,在步骤63处,选择步骤59中所获得的对应点中的至少三个。这三个点符合以下两个标准:(1)两个点的信号相似性指数值等于或超过第一阈值;并且(2)在每个标测图上,点之间的相应距离不超过第二阈值。

[0061] 在步骤65处,利用步骤59中所识别的感兴趣点的位置对准放置两个标测图。可使用本领域已知的任何合适的点集对准技术。

[0062] 实例1.

[0063] 现在参见图6,该图示出了根据本发明实施例将要对准放置的两个心脏电解剖标测图67,69。当通过不同系统制成标测图67,69时,它们的坐标系和标度通常不相同。应当理解,对于间隔71,73,标测图67,69的标度不同。此外,标测图67,69的旋转轴线不同,如相交线75,77所示。标测图67示出局部激活时间,并且使用上文所述CARTO系统的相位分析模式制成。标测图69是使用AMYPARD-01C诊断系统的相位分析模式制成的等时标测图。

[0064] 用于将标测图对准放置的点可以在两个标测图67,69上找出。例如,标测图67上的点79,81,83和标测图69上的点85,87,89均显示出对应的电事件,这些电事件在解剖学上对应于与三尖瓣瓣环和右心室心尖相邻的心肌。这些点可用于对准标测图67,69。应当使用至少三个点对准标测图。当采用较大数量的点时,准确度有所提高。

[0065] 任选地,标测图67,69可以叠置以创建复合图像(未示出)。然而,这并非必需的,相反,将标测图对准放置后,可将感兴趣的点从标测图69上的坐标转换到标测图67的坐标。以这种方式修改的标测图67在图6中示出为第三标测图91。可使用标测图91进行医疗过程。用这种方法,可以使用制成标测图67的技术利用标测图69上所示的电事件的位置将导管导航至所需位置。例如,标测图69上位置93的坐标(x,y)转换到标测图91上位置95的坐标(x',y')。可使用标测图91将导管引导至位置95。位置95正确标示出标测图69上位置93的电事件的位置。

[0066] 本领域的技术人员将会认识到,本发明并不限于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结构的组合与子组合两者,以及不在现有技术

范围内的其变型和修改,本领域技术人员在阅读上述说明时应当想到这些变型和修改。

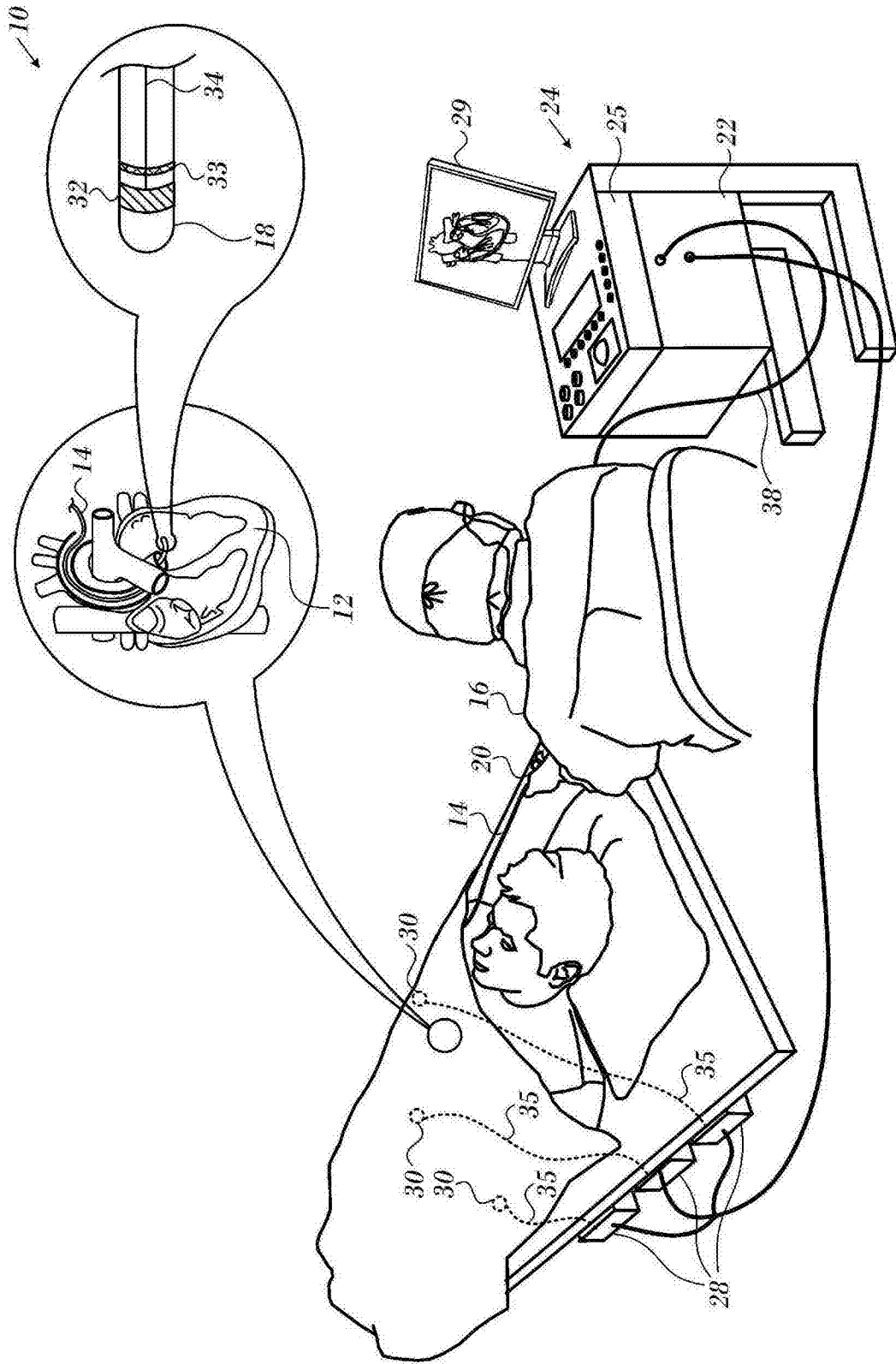


图1

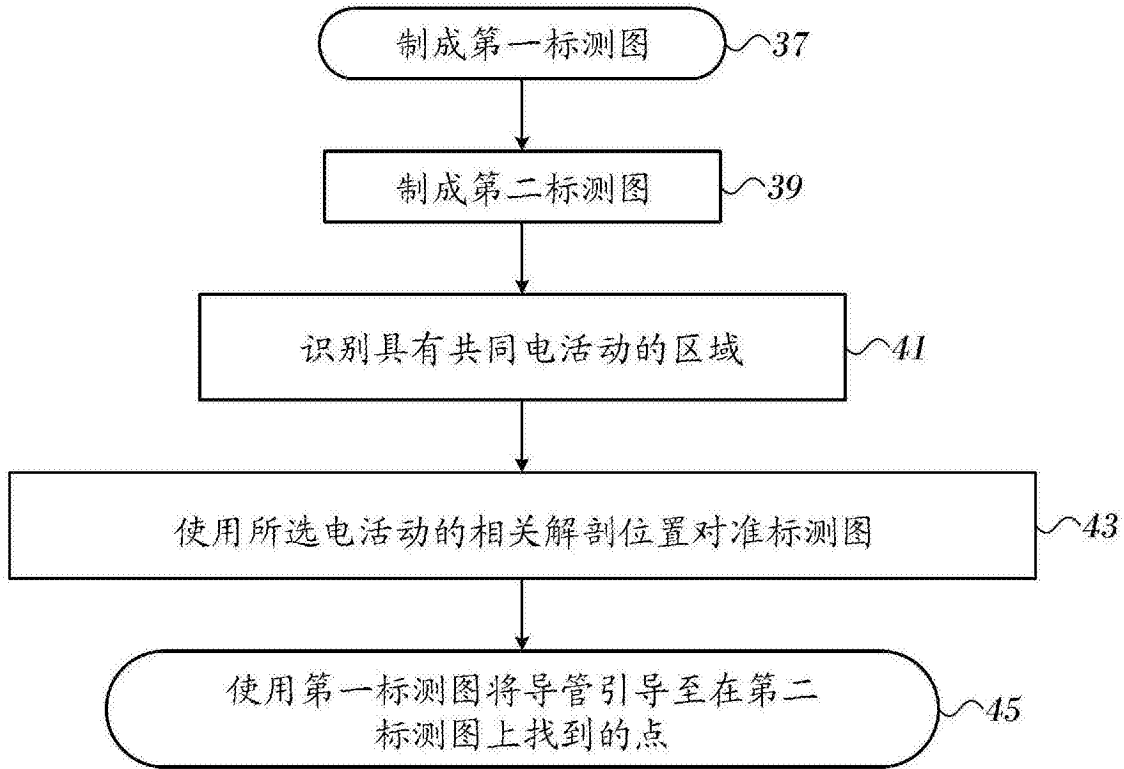


图2

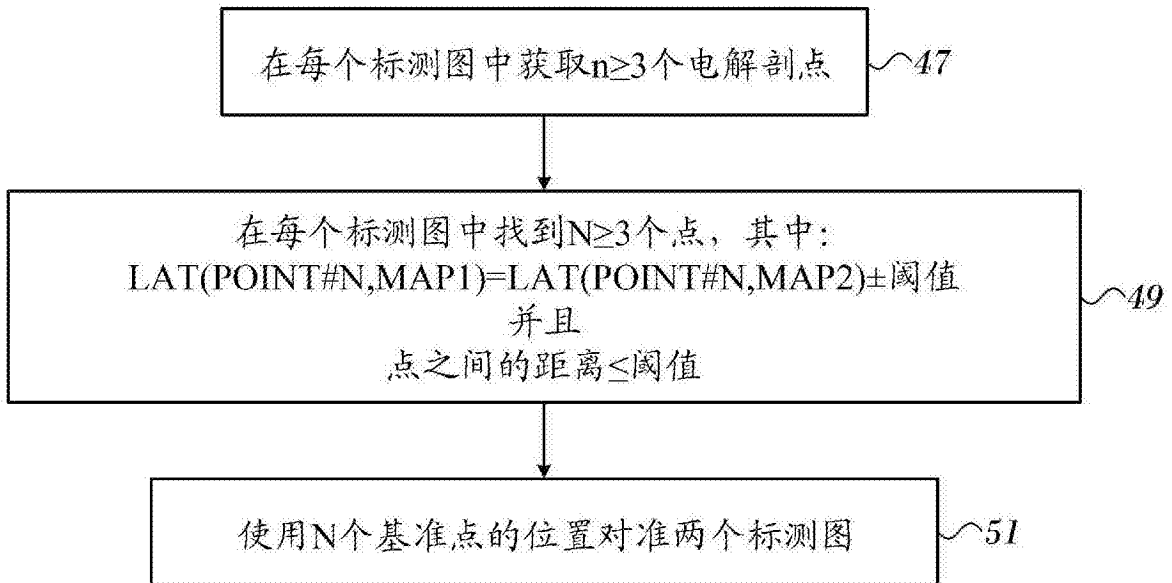


图3

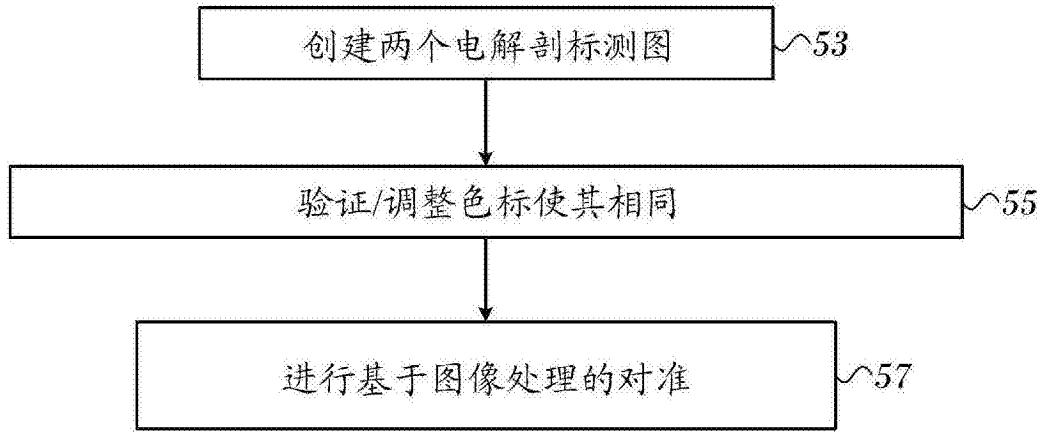


图4

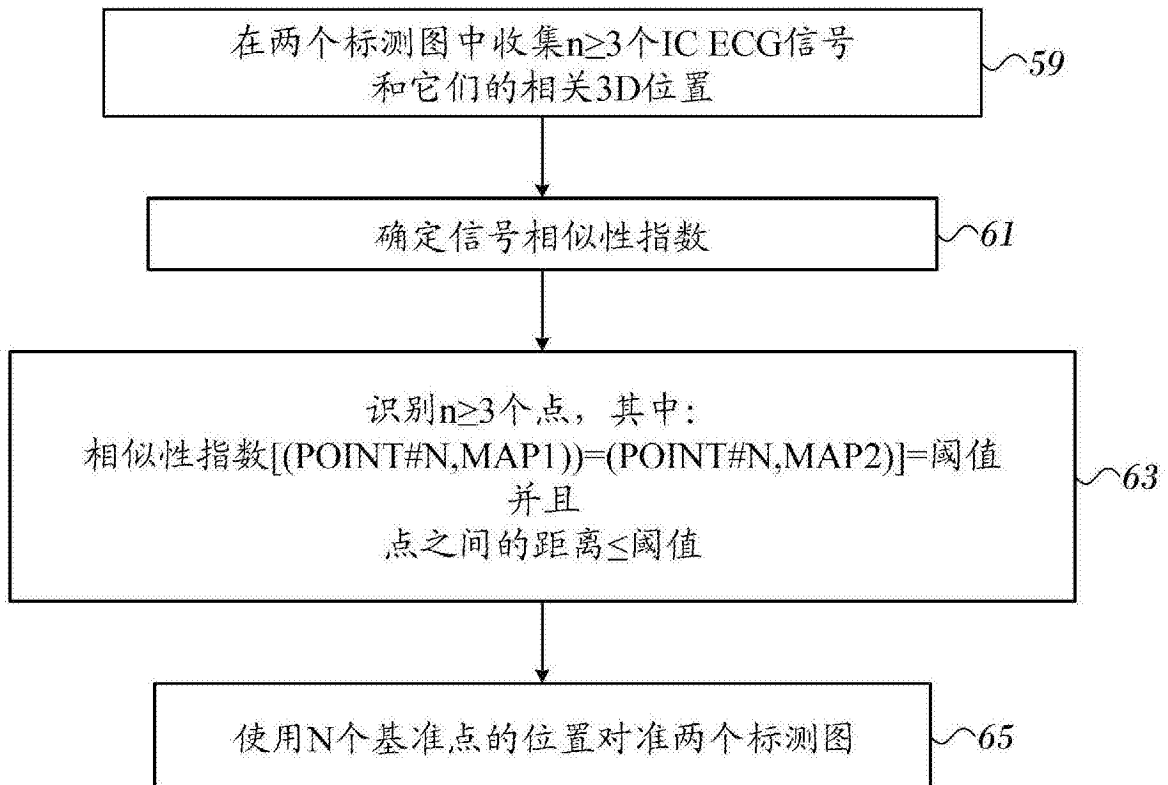


图5

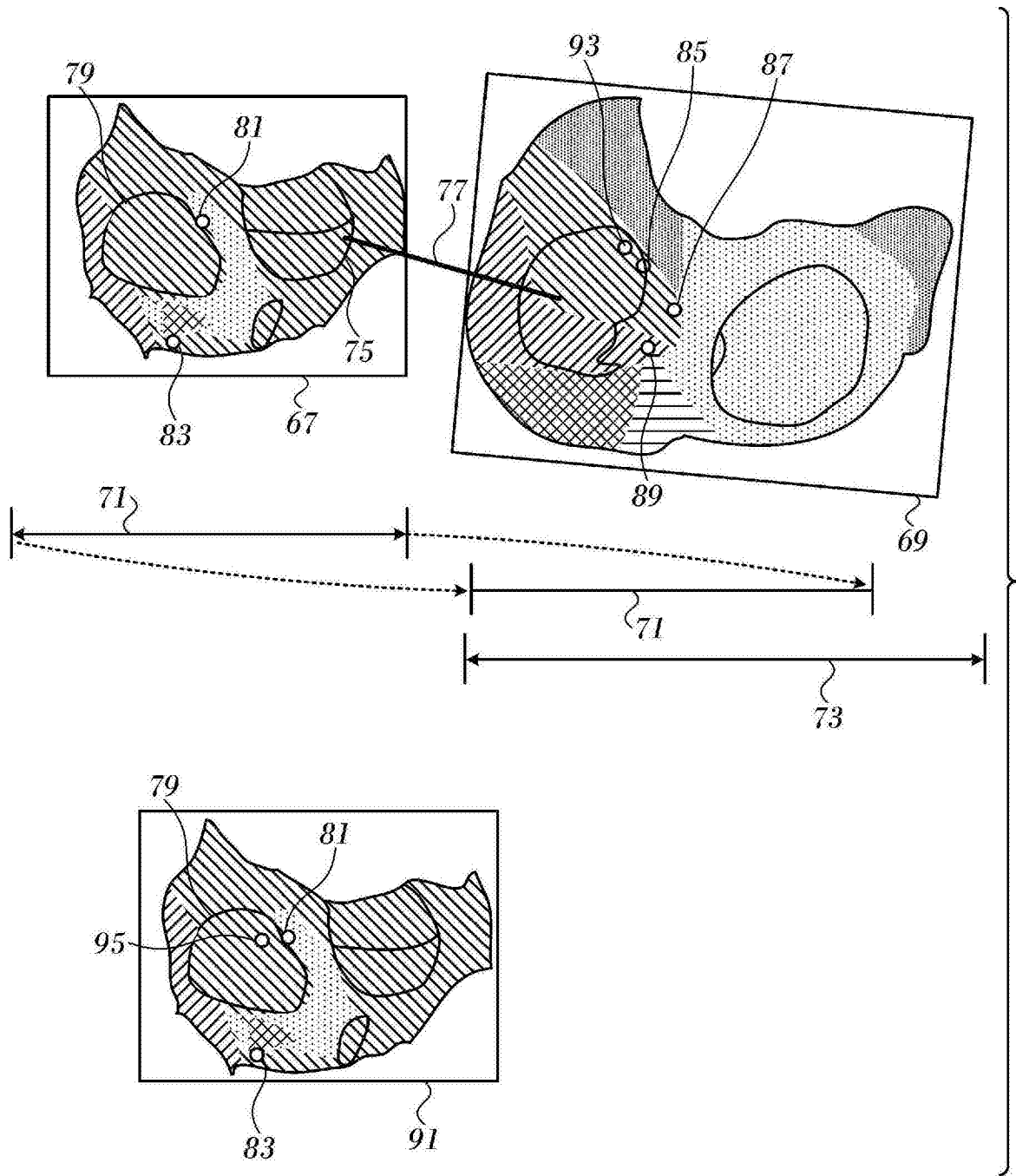


图6

专利名称(译)	采用心内信号的对准标测图		
公开(公告)号	<a href="#">CN105559746A</a>	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	CN201510732277.8	申请日	2015-11-02
[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	R 厄曼 R 克鲁普尼克 L S 米兹拉希		
发明人	R.厄曼 R.克鲁普尼克 L.S.米兹拉希		
IPC分类号	A61B5/00 G16B45/00		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/0452 A61B5/046 A61B5/6852 A61B5/7264 A61B5/743 A61B5/7485 A61B2034/2051 G16H50/50 G16Z99/00 A61B5/04012 A61B5/044 A61B5/066 A61B5/068 A61B5/7475 G06F19/00		
代理人(译)	张金金 姜甜		
优先权	14/531112 2014-11-03 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开涉及采用心内信号的对准标测图。本发明公开了通过以下方式使心导管插入术受益的方法：生成受检者的心脏的第一电解剖标测图和第二电解剖标测图，并指定对应于所述第一电解剖标测图上的第一电事件和所述第二电解剖标测图上的第二电事件的空间位置。对准所述第一电解剖标测图和所述第二电解剖标测图的所述共同空间位置以建立对准的标测图，并且使用所述对准的标测图上的所述位置数据将探头引导至感兴趣的点。

