

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610172951.2

[51] Int. Cl.

A61B 10/00 (2006.01)

A61B 5/05 (2006.01)

A61B 5/0402 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

[43] 公开日 2007年6月20日

[11] 公开号 CN 1981710A

[22] 申请日 2006.8.30

[21] 申请号 200610172951.2

[30] 优先权

[32] 2005.8.30 [33] US [31] 11/215435

[71] 申请人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 A·普赖斯 Y·施瓦茨

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李静岚 王忠忠

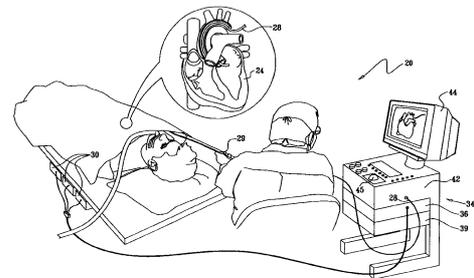
权利要求书3页 说明书11页 附图5页

[54] 发明名称

使用生理数据分割和配准多模态图像

[57] 摘要

本发明提供了用于配准绘图和图像的系统和方法，包括使用绘图和图像中的生理或功能信息，而不是仅使用定位信息来分割三维图像和将图像与电解剖绘图配准。本发明的典型应用包括将心脏的电解剖绘图与预先采集的或实时的三维图像配准。可以在三维图像和绘图上定位和准确绘制诸如心脏中受损组织的特征，在电解剖绘图中该受损组织典型具有低于健康组织的电压。



1. 一种用于绘制对象体内结构的方法，包括如下步骤：
捕获所述结构的三维图像，所述结构具有显示在所述图像中的解剖特征；
产生包括所述结构的三维绘图的功能模型，所述绘图包括关于在所述结构上多个点测量的所述结构的功能信息，所述绘图展示所述结构的功能特征；
通过自动用所述图像中的至少一个所述解剖特征来识别至少一个对应的所述功能特征，将所述图像与所述绘图配准；以及
显示来自与所述图像配准的所述绘图的所述功能信息。
2. 根据权利要求 1 的方法，还包括将探测器插入所述结构的步骤，所述探测器具有用于确定所述探测器的位置和方向信息的位置传感器。
3. 根据权利要求 2 的方法，其中所述产生功能模型的步骤包括：通过将所述探测器与所述结构上的多个接触点接触而产生电模型，和使用所述探测器的所述位置传感器获得与每个所述接触点有关的位置和方向信息。
4. 根据权利要求 3 的方法，其中所述结构包括心脏，并且其中所述功能信息包括在每个所述接触点采集的局部心电图特征。
5. 根据权利要求 4 的方法，其中所述特征是 P 波，还包括当所述 P 波存在时识别所述接触点的心房定位，和当所述 P 波消失时识别所述接触点的心室定位的步骤。
6. 根据权利要求 3 的方法，其中所述功能信息包括在所述接触点的电压的幅度。
7. 根据权利要求 6 的方法，其中所述结构包括心脏，还包括通过描绘所述心脏的区域来识别所述心脏中的心肌损伤的步骤，其中在所述区域中的所述接触点的电压低于位于所述区域外的所述接触点的电压。
8. 根据权利要求 6 的方法，其中所述结构包括心脏，还包括通过描绘所述心脏的区域来识别所述心脏的瓣膜的步骤，其中所述接触点的电压与位于所述区域外的其它所述接触点的电压不同。
9. 根据权利要求 3 的方法，其中所述功能信息包括在所述身体表面和每一所述接触点之间的阻抗。
10. 根据权利要求 3 的方法，其中所述图像是包括心脏表示的所述身体的胸

腔的计算机断层扫描图像。

11. 根据权利要求 10 的方法，还包括如下步骤：

将多个表面电极放置在所述胸腔上；和

通过使用所述表面电极实现心电图而产生外部电模型，其中所述配准步骤还包括步骤：将所述电模型向外投影到所述心脏的所述表示上和将所述外部电模型向内投影到所述心脏的所述表示上，以将所述外部电模型与所述电模型以及与所述心脏的所述表示配准。

12. 根据权利要求 1 的方法，其中所述图像是超声图像。

13. 根据权利要求 1 的方法，其中所述功能信息是温度、在所述结构中的流体流速、化学性质或所述结构的机械活动。

14. 一种用于绘制对象体内结构的设备，包括：

用于捕获所述结构的三维图像的成像设备，所述结构具有显示在所述图像中的解剖特征；

连接到所述成像设备的处理器，所述处理器可有效用于产生功能模型，该模型包括所述结构的三维绘图，所述绘图包括关于在所述结构上多个点测量的所述结构的功能信息，所述绘图展示所述结构的功能特征，所述处理器通过自动用所述图像中的至少一个所述解剖特征来识别至少一个对应的所述功能特征，可有效将所述图像与所述绘图配准；以及

连接到所述处理器的显示设备，用于显示来自与所述图像配准的所述绘图的所述功能信息。

15. 根据权利要求 14 的设备，还包括连接到所述处理器并适用于插入所述结构的探测器，所述探测器具有用于确定所述探测器的位置和方向信息的位置传感器。

16. 根据权利要求 15 的设备，其中所述功能模型包括当所述探测器接触所述结构上的多个接触点时的电模型，并且响应所述探测器的所述位置传感器，所述处理器有效获得关于每个所述接触点的位置和方向信息。

17. 根据权利要求 16 的设备，其中所述结构包括心脏，并且其中所述功能信息包括在每个所述接触点采集的局部心电图特征。

18. 根据权利要求 16 的设备，其中所述功能信息包括在所述接触点的电压的幅度。

19. 根据权利要求 16 的设备, 其中所述功能信息包括在所述身体表面和每一所述接触点之间的阻抗。

20. 根据权利要求 16 的设备, 所述图像是包括心脏表示的所述身体的胸腔的计算机断层扫描图像。

21. 根据权利要求 14 的设备, 其中所述图像是超声图。

22. 根据权利要求 14 的设备, 其中所述功能信息是温度、所述结构中的流体流速、化学性质或所述结构的机械活动。

使用生理数据分割和配准多模态图像

技术领域

本发明涉及解剖成像和电解剖绘图。更特别地，本发明涉及通过不同模态采集的心脏图像和电解剖图的同步显示。

背景技术

本领域公知用于三维几何绘图和再现心内表面的方法。例如，美国专利 No. 5,738,096 描述基于使探测器接触心壁上的多个位置并确定探测器在每个位置的位置坐标来绘制心内膜的方法，该专利通过引用合并于此。将这些位置坐标组合以形成至少一部分心脏的图。

目前公知采用桥接导管与位置检测一起执行超声成像。例如，在共同转让的美国专利 No. 6,690,963、6,716,166 和 6,773,402 中公开了这种设备，这些专利通过引用合并于此。医学应用包括体腔的三维绘图，以及腔壁厚度和腔壁速度的测量和电活动的绘图。在医学应用中，通常由不同模态获得体器官的绘图和图像，该绘图和图像彼此相关解释。例如，心脏的电解剖图和诸如三维超声图像的一图像的相关性。

基于检测体内探测器位置的电生理和物理绘图系统目前可在市场上购买。其中，可从地址是 3333 Diamond Canyon Road Diamond Bar, CA 91765 的 Biosense Webster Inc. 购买的 Carto-Biosense[®] 系统是用于通过导管定位自动关联局部电活动并对电活动绘图的系统。

现有的用于将解剖图像和电解剖绘图与通过不同模态获得的三维图像配准的方法一般依靠定位数据。将绘图导管放置在诸如心脏的感兴趣器官中的多个已知位置，并记录位置坐标。这些相同的位置被标记或以其它形式记录在三维图像中。这种技术通常需要系统的操作者除作为绘图过程本身进行的操作外还要花费时间去寻找和标记配准所需的位置。

授予 Robb 等人的美国专利 No. 5,568,384 描述了使用准确配准和重叠将三维多模态图像集成单个合成图像的方法。最初使用半自动分割技术从两个或更多

个待匹配的不同图像中提取表面。这些表面表现为具有待匹配的共有特征的轮廓。对一个表面图像执行距离变换，并使用距离图像展开用于该匹配过程的成本函数。几何变换包括三维平移、旋转和缩放比例以适应不同位置、方向和尺寸的图像。匹配过程包括有效搜索该多参数空间并调节一个或多个表面以找到它们中使成本函数最小化的最佳拟合。通过使用大量起始点来解决局部最小值问题。采用金字塔多分辨率（pyramid multi-resolution）方法加速距离变换计算和多参数最小化过程。使用在多分辨率搜索中隐含的多阈值实现噪声处理中的鲁棒性。该方法可以配准部分重叠的表面和分段的表面。

在 A Review of Cardiac Image Registration Methods, Timo Mäkelä 等人, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.21, No.9, p.1011, September 2002 这篇文献中，评论了心脏图像配准方法的目前状况。心脏图像的配准被指出是图像配准的特别复杂的问题，这是因为心脏是运动身体内非刚性运动的器官，并且准确定位的解剖界标相对较少。

发明内容

根据本发明的公开实施例，提供用于将绘图与图像配准的可选系统和方法，包括分割三维图像和使用解剖绘图中的生理或功能信息，结合特定定位点，将该图像与解剖绘图配准。在临床领域，医生通常在心里将来自不同模态的图像信息结合。基于根据本发明使用生理数据的计算机程序的配准使准确性更高并且速度更快。

在本发明的一个实施例中，在电解剖图中的电压值用在已知产生这种值的预先采集的三维图像中或实时三维图像中的特征来识别。例如，心脏中的受损组织在电解剖图中典型具有低于健康组织的电压。在电解剖图上被绘制成低电压区域的损伤可以与在三维图像中绘制的对应结构配准。

在本发明的另一实施例中，可使用其它电势测量来分割图像。例如，可以基于瓣膜和周围心内膜之间的电势差来绘制心脏中瓣膜的定位和形状。其它电特征也可用于分割和配准。例如，当导管进入心室时，通过在局部心电图上 P 波的消失可以识别出绘制导管从心房到心室的运动。作为另一应用，使用基于阻抗的定位系统，在该系统中测量绘制导管和体表电极之间的电阻抗，通过当导管从左心房移动到静脉时阻抗的增加可以确定肺静脉的定位。

在本发明的又一实施例中，如果在胸腔的计算机断层扫描（CT）成像期间病人穿着体表电极“背心”，电极将显现在CT图像中。使用电极执行的ECG测量提供可以向内投影到心脏表面的电模型。心脏的电解剖图同样产生可以向外投影到体表的心的电模型。两个电模型可以彼此配准以便将心脏的电解剖图与CT图像配准。

本发明提供一种用于绘制患者体内结构的方法，该方法通过以下步骤实现：捕获该结构的三维图像，产生具有关于在多个点测量的该结构的功能信息的该结构的三维绘图，通过自动用图像中至少一个解剖特征来识别绘图上的至少一个对应功能特征，将图像与绘图配准，以及显示来自与图像配准的绘图的功能信息。

该方法的一个方面包括将探测器插入该结构，该探测器包括用于确定该探测器位置和方向信息的位置传感器。

在该方法的另一方面中，产生功能模型包括通过将探测器与该结构上的多个接触点接触而产生电模型，和使用该探测器的位置传感器获得关于每个接触点的位置和方向信息。

根据该方法的另一方面，该结构包括心脏，其中功能信息包括在每个接触点采集的局部心电图特征。

根据该方法的又一方面，该特征是P波，包括当所述P波存在时识别所述接触点的心房定位，和当所述P波消失时识别所述接触点的心室定位。

根据该方法的一个方面，功能信息包括在接触点的电压的幅度。

该方法的另一方面包括通过绘制心脏区域来识别心脏中的心肌损伤，其中该区域中的接触点的电压低于位于该区域外的接触点的电压。

该方法的另一方面包括通过绘制心脏的区域来识别心脏的瓣膜，其中所述接触点的电压与位于该区域外的接触点的电压不同。

根据该方法的另一方面，功能信息包括在体表和各个接触点之间的阻抗。

根据该方法的又一方面，图像是包括心脏表示的身体的胸腔的计算机断层扫描图像。

该方法的另一方面包括将多个表面电极放置在患者的胸腔上，和通过使用表面电极实现心电图来产生外部电模型，其中配准图像和绘图包括将电模型向外投影到心脏的表示上和将外部电模型向内投影到心脏的表示上，以将外部电模型与电模型和心脏的所述表示配准的附加步骤。

根据该方法的又一方面，图像是超声图像。

根据该方法的又一方面，功能信息是温度、该结构中的流体流速、化学性质或该结构的机械活动。

本发明提供了一种用于绘制患者体内结构的设备，包括用于捕获该结构的三维图像的成像设备，和连接到该成像设备的处理器，其中处理器可有效产生该结构的三维功能绘图，该功能绘图包括关于在该结构上多个点测量的结构的功能信息。通过自动用图像中的至少一个解剖特征识别功能图中至少一个对应功能特征，处理器可有效将图像与绘图配准。该设备包括连接到处理器用于显示来自与图像配准的绘图的功能信息的显示设备。

附图说明

为了更好地理解本发明，将参考附图以举例的方式具体描述本发明，其中相同的元件用相同的附图标记表示，其中：

图 1 是根据本发明的实施例用于成像和绘制病人心脏的系统的视图；

图 2 是根据本发明的实施例在图 1 所述系统中使用的导管远端的实施例的示意图；

图 3 是心脏图像的简化几何表示，该图像已准备与根据本发明的公开实施例定位的另一诊断图像配准；

图 4 是根据本发明的公开实施例的心脏的诊断图像的分解示意图；

图 5 是根据本发明的公开实施例的心脏的电解剖绘图、相应的三维解剖图像和合成图像的简化表示，在合成图像中一部分电解剖绘图被显示与解剖图像配准；

图 6 是根据本发明的替换实施例的心脏的电解剖绘图、相应的三维解剖图像和合成图像的简化表示，在合成图像中一部分电解剖绘图被显示为与解剖图像配准。

具体实施方式

在下面的描述中，为了完全理解本发明给出了很多具体细节。然而，本领域普通技术人员应当清楚，本发明可以在没有这些具体细节的情况下实施。在另外的例子中，为了更清楚地理解本发明，没有详细示出用于常规算法和处理的公知

电路、控制逻辑和计算机程序指令的细节。

实现本发明的软件程序码典型地保存在诸如计算机可读介质的永久存储器中。在客户机—服务器环境中，这种软件程序码可以储存在客户机或服务器中。软件程序码可以包含在数据处理系统使用的任何一种公知介质中。该介质包括但不限于磁和光存储设备，诸如磁盘驱动器、磁带、光盘（CD）、数字化视频盘（DVD），以及采用和不采用调制了计算机指令信号的载波体现在传输介质中的计算机指令信号。例如，传输介质可以包括诸如互联网的通信网络。另外，虽然本发明可以在计算机软件中实现，作为可选方式，实现本发明所必须的功能可以使用诸如专用集成电路的硬件部件或其它硬件，或一些硬件组件和软件的部分地或全部实现。

系统概述

现在参考附图，先参考图 1，根据本发明的一个实施例，该附图示出了用于对病人心脏 24 进行成像和绘图的系统 20，该系统适合执行关于心脏 24 的诊断和治疗过程。该系统包括导管 28，该导管由医生经由皮肤插入心脏的腔室或血管结构中。导管 28 典型地包括用于由医生操作导管的手柄 29。适当控制手柄可以使医生根据需要调整、定位和定向导管的远端。

系统 20 包括测量导管 28 的位置坐标和方向坐标的定位子系统。在本专利申请全文中，术语“定位”是指导管的空间坐标，术语“方向”是指导管的角度坐标或旋转。术语“位置”是指导管的全部位置信息，包括定位和方向坐标。

在一个实施例中，定位子系统包括确定导管 28 的位置和方向的磁位置跟踪系统。定位子系统在其附近的预定工作体积中产生磁场，并检测导管处的这些磁场。定位子系统典型地包括诸如场发生线圈 30 的一组外部发射器，其位于病人外部的固定、已知位置。线圈 30 在心脏 24 附近产生典型为电磁场的场。

在替换实施例中，导管中的发射器如线圈产生电磁场，该电磁场由病人体外的传感器（未示出）接收。

位置传感器响应所检测的场将涉及位置的电信号通过穿过导管的电缆 33 传送到控制台 34。可替换地，位置传感器可以通过无线链路将信号传送到控制台。控制台包括基于由位置传感器 32 发送的信号计算导管 28 的定位和方向的定位处理器 36。定位处理器 36 典型地对来自导管 28 的信号进行接收、放大、滤波、数字化和其它处理。

例如，在美国专利 6,690,963、6,618,612 和 6,332,089 以及美国专利申请 2002/0065455 A1、2004/0147920 A1 以及 2004/0068178 A1 中描述了用于该目的的一些位置跟踪系统，上述文献的公开内容通过引用全部合并于此。虽然图 1 所示的定位子系统使用了磁场，下面描述的方法可以使用任何其它合适的定位子系统如基于电磁场、声音或超声测量的系统来实施。

可替换地，系统 20 可以采用可从地址是 3333 Diamond Canyon Road Diamond Bar, CA 91765 的 Biosense Webster Inc. 提供的 Carto-Biosense[®] Navigation System 实现，将其适当改进以执行下述过程。例如，系统 20 可适用于（加以必要变更）采用在上述美国专利 No. 6,716,166 和 6,773,402 中公开的导管来采集超声图像，用于与配置导管在相同或不同时期的位置的图像或表示同时地显示在接近实时的超声图像中，以及显示在很多不同的组合中。

当用于插入治疗设备和植入物时，导管 28 配备有被插入所需位置的柔性导线。可以有选择地装备诸如侧口（未示出）的辅助口以满足使用植入物和治疗设备的需要。

现在参考图 2，该图示意性示出根据本发明的实施例的导管 28（图 1）的远端的实施例。场发生线圈 30（图 1）产生的场由导管 28 内的位置传感器 32 检测。导管 28 包括超声成像传感器。超声传感器典型地包括超声换能器阵列 40。在一个实施例中，换能器为压电换能器。超声换能器位于窗 41 内或邻近，该窗 41 在导管的本体或侧壁内限定了开口。导管 28 典型地具有至少一个内腔 37，该内腔 37 可以容纳导线和导管以有助于部署治疗设备。

换能器 40 作为定相阵列工作，通过窗 23 从阵列孔共同发射超声束。虽然以直线阵列配置示出换能器，也可以使用其它阵列配置，例如圆形或凸面配置。在一个实施例中，换能器阵列发射短脉冲超声能量，然后切换到用于接收从周围组织反射的超声信号的接收模式。典型地，以受到控制的方式单独驱动换能器 40，以调整超声束到所需方向。通过适当定时换能器，所产生的超声束可以给出同心弯曲的波峰，以便将超声束聚焦在离换能器阵列给定的距离处。因而，系统 20（图 1）将换能器阵列用作定相阵列并实施能调整和聚焦超声束的发射/接收扫描机制，以产生二维超声图像。

在一个实施例中，超声传感器包括 16—64 个换能器 40，优选包括 48—64 个换能器。典型地，换能器以典型 14 cm 的穿透深度产生中心频率在 5—10 MHz 范

范围内的超声能量。该穿透深度的范围典型地从几毫米到约 16 厘米，并且取决于超声传感器的特性、周围组织的特性和工作频率。在替换实施例中，可以使用其它合适的频率范围和穿透深度。

在接收被反射的超声回波后，基于所反射的声信号或回波的电信号由换能器 40 通过穿过导管 28 的电缆 33 发送到控制台 34 中的图像处理器 42（图 1），该图像处理器 42 将该电信号转换成二维，典型扇形的超声图像。图像处理器 42 典型地计算或确定位置和方向信息，显示实时超声图像，执行三维图像或立体再现和其它功能，这些将在下面更具体地描述。

在一些实施例中，图像处理器使用超声图像和位置信息以产生病人心脏的目标结构的三维模型。该三维模型以显示器 44 上的二维投影显示给医生。

在一些实施例中，导管的远端还包括至少一个电极 46，其用于执行诊断功能、治疗功能或两者兼而有之，例如电生理绘图和射频（RF）切除。在一个实施例中，电极 46 被用于检测局部电势。由电极 46 测量的电势可用于对在心内表面的接触点的局部电活动绘图。当电极 46 接触心脏 24（图 1）的内表面上的点或置于其附近时，该电极测量该点的局部电势。所测量的电势被转换成电信号并通过导管发送到图像处理器，以显示为反映每个接触点的功能数据或活动的图。在其它实施例中，从另一导管获得局部电势，该导管包括合适的电极和位置传感器，该电极和位置传感器都连接到控制台 34。在一些应用中，电极 46 可用于确定导管何时接触瓣膜，因为瓣膜的电势低于心肌内的电势。

虽然将电极 46 显示为单环电极，导管可以包括任何数目任何形式的电极。例如，导管可以包括两个或更多个环电极，多个点电极或点电极阵列，尖电极或用于执行上述诊断和治疗功能的这些电极种类的组合。

位置传感器 32 典型地位于导管 28 的远端，邻近电极 46 和换能器 40。典型地，超声传感器的位置传感器 32、电极 46 和换能器 40 相互之间的位置和方向偏移量为常量。这些偏移量典型地由定位处理器 36 用于在给出位置传感器 32 的测量位置时导出超声传感器和电极 46 的坐标。在另一实施例中，导管 28 包括两个或更多位置传感器 32，每个位置传感器 32 相对于电极 46 和换能器 40 的位置和方向偏移量恒定。在一些实施例中，偏移量（或等价的校准参数）被预先校准并储存在定位处理器 36 中。可替换地，偏移量可以储存在安装在导管 28 的手柄 29（图 1）中的存储设备中（例如可电编程只读存储器或 EPROM）。

位置传感器 32 典型包括三个不同心线圈（未示出），例如上面引证的美国专利 No. 6,690,963 中描述的。可替换地，可以使用任何其它合适的位置传感器布置方式，例如包括任何数目的同心或不同心线圈的传感器、霍尔效应（Hall effect）传感器或磁致电阻传感器。

典型地，超声图像和位置测量都通过相对于体表面心电图信号或心内心电图的门控信号和图像捕获与心脏周期同步。（在一个实施例中 ECG 信号可以由电极 46 产生。）由于在心脏周期收缩和松弛期间心脏的特性改变它们的形状和位置，典型以相对该周期的特定定时执行整个成像处理。在一些实施例中，由导管进行的附加测量，例如各种组织特征的测量、温度和血流测量，也与心电图（ECG）信号同步。这些测量也与由位置传感器 32 进行的对应位置测量相关。如下所述，附加测量典型地叠加在再现的三维模型上。

在一些实施例中，位置测量和超声图像的采集与由系统 20 产生的内部发生信号同步。例如，该同步机制可用于避免由某个信号引起的超声图像中的干扰。在这个例子中，图像采集和位置测量的定时被设置成相对于该干扰信号的特定偏移量，从而在没有干扰的情况下采集图像。偏移量可以被临时调整以保持无干扰的图像采集。可替换地，测量和采集可以与外部提供的同步信号同步。

在一个实施例中，系统 20 包括驱动超声换能器 40 的超声驱动器 39。能够用于此目的的合适的超声驱动器的一个例子是由 Analogic Corporation, 8 Centennial Drive, Peabody, MA 01960 生产的 AN2300™ 超声系统。在该实施例中，超声驱动器执行图像处理器 42 的一些功能，驱动超声传感器和产生二维超声图像。该超声驱动器可以支持本领域公知的不同成像模式，例如 B-模式、M-模式、CW 多普勒和彩色流多普勒。

典型地，使用被软件编程以执行在此所述功能的通用计算机实现定位和图像处理。该软件可以以电子形式例如通过网络下载到计算机，或者可替换的其可以储存在有形介质，例如 CD-ROM 上提供给计算机。定位处理器和图像处理器可以分别使用独立的计算机或使用一个计算机实现，或可以与系统 20 的其它计算功能结合。附加地或可替换地，至少一些定位和图像处理功能可以使用专用硬件执行。

二维解剖成像

重新参考图 1，产生心脏的门控图如超声、SPECT、图像，并与导管 28 的定

位数据相关。门控图像可以与另一图像配准，或者与用于在冠状窦中部署治疗设备的相同或不同导管的位置配准。具有共同受让人的美国专利 No. 6,650,927 中公开了合适的配准技术，该专利通过引用合并于此。该技术被简要描述：

现在参考图 3，其是心脏图像 54 的简化几何表示，根据本发明的公开的实施例该图像已准备与另一诊断图像配准。下面进一步具体描述图像 54 的准备细节。表面 56 大致对应于心脏表面。定义坐标系，其中在表面 56 上的每个点 58 由离顶点 60 的距离 R 和相对向下方向 62（即，相对于患者 26 的腹部和身体后端）的角 α 表示。为了将另一结构与图像 54 配准，轴 64 和顶点 60 在图像 54 上被标识出，并使用由导管 28（图 1）上的传感器提供的定位信息对准待配准结构的相应位置、界标或基准标志。该过程优选是自动的，但附加地或可替换地可以由操作者执行或辅助执行。调整待配准的结构的比例，使得其尺寸尽量匹配图像 54 的尺寸。

现在参考图 4，其是根据本发明所公开的实施例的心脏 24（图 1）的诊断图像 66 的分解示意图。该图使用牛眼再现技术产生。图像 66 包括垂直于轴 64 的一叠平行切片 68。典型地沿着轴 64 以固定切片增量获得切片。每个切片显示一截面 70。

三维解剖成像

重新参考图 1，在共同受让的申请 No. 11/115,002 中描述了三维成像，该申请于 4 月 26 日申请，名称为“使用超声轮廓再现的三维心脏成像”（Three-Dimensional Cardiac Imaging Using Ultrasound Contour Resconstruction），该申请通过引用合并于此。对该方法的简要描述将有助于理解本发明。

基本上，所公开的方法将在如上所述的导管 28 的不同位置采集的二维超声图像组合为目标结构的单个三维模型。典型地，医生将导管 28 通过合适的血管插入心脏腔室中，然后通过在该腔室内的不同位置之间移动导管来扫描目标结构。在每个导管位置中，图像处理器 42 采集和产生二维超声图像。

重新参考图 1，在部署治疗设备或植入物期间，系统 20 的定位子系统测量和计算导管 28 的当前位置。所计算的位置与相应的一个或多个切片 68 储存在一起（图 3）。典型地，导管 28 的每个位置以坐标形式表示，例如六维坐标（X、Y、Z 轴位置、以及倾斜、偏转和旋转角方向）。

图像处理器 42 接下来给在图像集中标识出的感兴趣轮廓分配三维坐标。这些图像的平面在三维空间中的定位和方向通过与图像一起储存的位置信息被获

知。因此，图像处理器能够确定在二维图像中任何像素的三维坐标。当分配坐标时，图像处理器典型地使用包括位置传感器和超声传感器之间的位置和方向偏移量的所储存的校准数据，如上所述。

可替换地，系统 20（图 1）在不再现三维模型的情况下可用于三维显示和投影二维超声图像。例如，医生可以采集单个二维超声图像。可以使用下述过程标记在该图像上的感兴趣轮廓。然后，系统 20 可以将超声图像在三维空间中定向和投影。在医疗过程期间，该系统可以连续跟踪和显示执行该医疗过程的导管的三维位置，该导管可能不同于采集图像的导管，在该图像上配准当前执行医疗过程的导管。

功能成像技术

现在参考图 5，其显示了根据本发明所公开实施例的心脏的电解剖图 72、相应的三维解剖图像 74，以及合成图像 75，其中一部分电解剖图 72 的复制部分与解剖图像 74 配准。图像如上所述被采集和再现。在图 5 下部显示了参考 ECG 示踪图 76。电解剖图 72 揭示了相对低电压区 78。感兴趣区 80 绘制在解剖图像 74 上，其与心肌创伤一致。心脏中的创伤组织影响心肌功能，这是由于其在电解剖图中典型具有比健康组织低的电压，如区域 78 所示。通过将区域 80 与区域 78 配准形成合成图像。

可替换实施例

在本发明的另一实施例中，电势可用于分割图像。例如，可以基于在瓣膜和周围心内膜之间的电势差来绘制心脏中瓣膜的位置和形状。

现在参考图 6，其显示了根据本发明所公开的实施例的心脏的电解剖图 82、相应同时采集的三维解剖图像 84 以及合成图像 90，其中电解剖图 82 的复制部分与解剖图像 84 配准。在解剖图像 84 上二尖瓣和主动脉瓣的定位可以由操作者基于心脏的形态学外形确定。在电解剖图 82 上，相对低电活动区域 86、88 分别表示主动脉瓣和二尖瓣。在将包括区域 86、88 的电解剖图 82 的相应部分与解剖图像 84 的操作者标识的区域配准后，最终的整个心脏的合成图像 90 可以接近实时地提供给操作者。

其它电特征也可用于分割和配准。例如，当导管进入心室时，绘制导管从心房到心室的运动可以由局部心电图中的 P 波的消失来识别。作为另一例子，在基于阻抗的定位系统中，其中测量绘制导管和体表电极之间的电阻抗，当导管从左

心房移动到静脉中时，肺静脉的定位可以通过阻抗升高来识别。

在本发明的一个实施例中，将可从 Biosense-Webster 购买的 NOGA™ 软件用于配准。该软件使用滤波器来检测双极 EKG 中的 P 波，因而可以将在基础区的瓣膜的纤维环上的点与明显在心房中的点区分开。所使用的算法基本上限定体表 QRS 复合波及其 P 波定位，然后寻找在双极窗中该时间范围中的偏转。必须满足两个预先限定的参数：（1）偏转的峰间电压必须在 0—0.5mV 的范围中。（2）QRS 复合波的偏转与幅度的比率必须在 0-100% 的范围中。通常，认为 0.1mV 的峰间电压已经超过了噪声电平并表现为真偏转信号。25% 的比率似乎足够了。如果第一或第二参数增加，则少数点将符合标准而大部分真正的基点将失去。另一方面，参数减小导致有效点的丢失（假阳性增加）。在典型的左心室绘图中，该算法典型地检测 3—10 个点，这些点实际上几乎总是确实的基础定位。

在本发明的又一实施例中，如果在胸腔的计算机断层扫描（CT）成像期间病人身穿体表电极“背心”，则电极将在 CT 图像上显示出。使用电极执行的 ECG 测量提供可以向内投影到心脏表面的电模型。心脏的电解剖图同样产生可以向外投影到身体表面的心脏电模型。两个电模型可以彼此配准以便将心脏的电解剖图与 CT 图像配准。配准算法使用定位信息和电活动信息。

可以被绘图和用于图像配准和分割的其它生理数据包括体温、血流速率、化学特性和机械活动。例如，如上述美国专利 No. 6,716,166 和 6,773,402 中所公开的，在多普勒图像中由超声导管检测的高速流动区域可以被识别并与在三维解剖图像中看到的血管中的狭窄配准。作为另一例子，化学传感器可用于识别 NADPH 水平低的心脏区域，指示局部缺血。这种区域可以与使用磁共振光谱学获得的图像中看到的相应的局部缺血区配准。在 *Circulation*.1995;92:15-23 中由 Takahiro Yabe 等人发表的论文“Quantitative Measurements of Cardiac Phosphorus Metabolites in Coronary Artery Disease by ³¹P Magnetic Resonance Spectroscopy”中所述的技术适用于显示这种区域。

本领域普通技术人员应当理解，本发明不限于上文已经特别显示和描述的内容。相反，本发明的范围包括上文描述的各种特征的结合方案和亚结合方案，以及现有技术中没有的、本领域普通技术人员通过阅读前面的说明书就会想到的变化方案和修改方案。

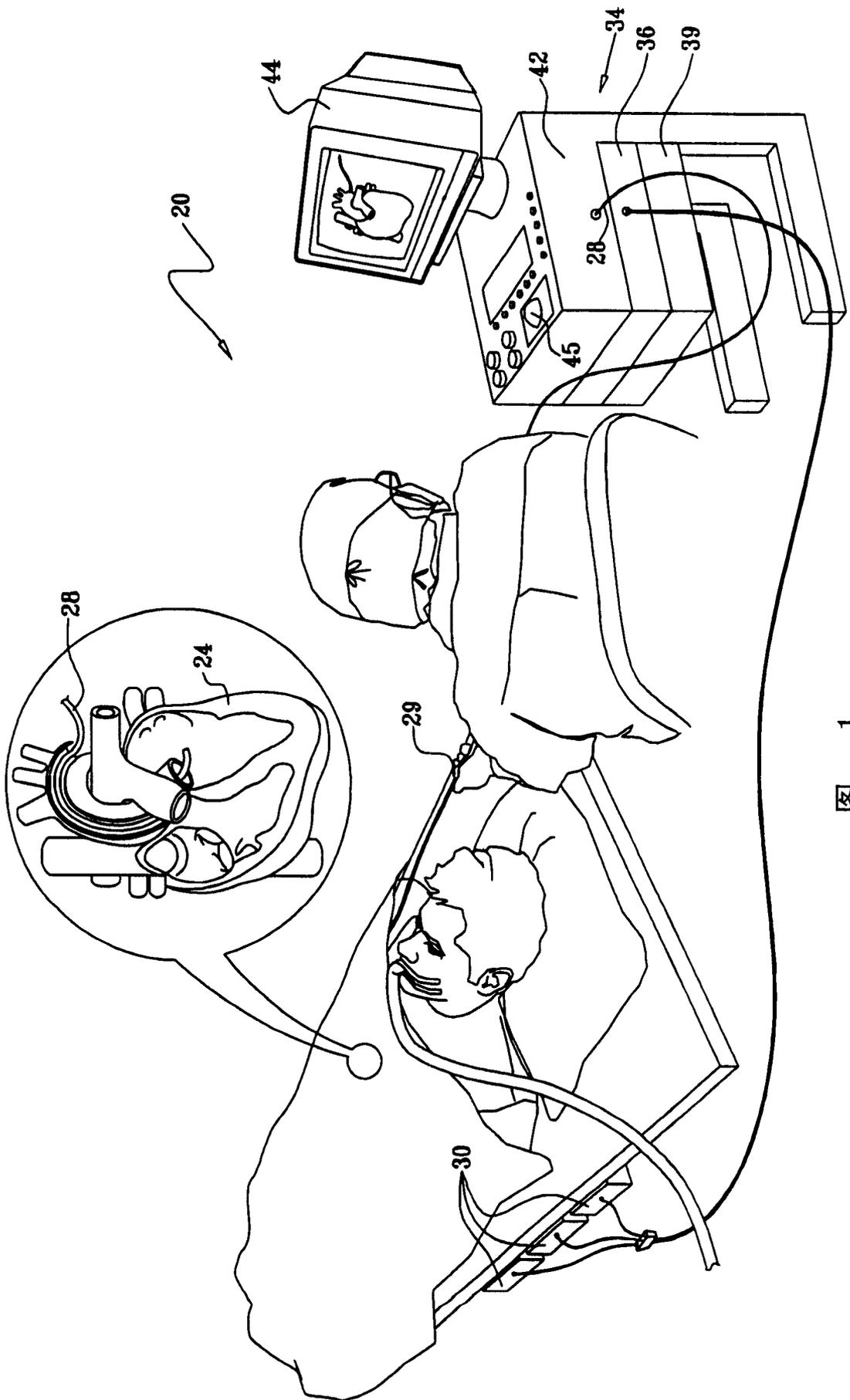


图 1

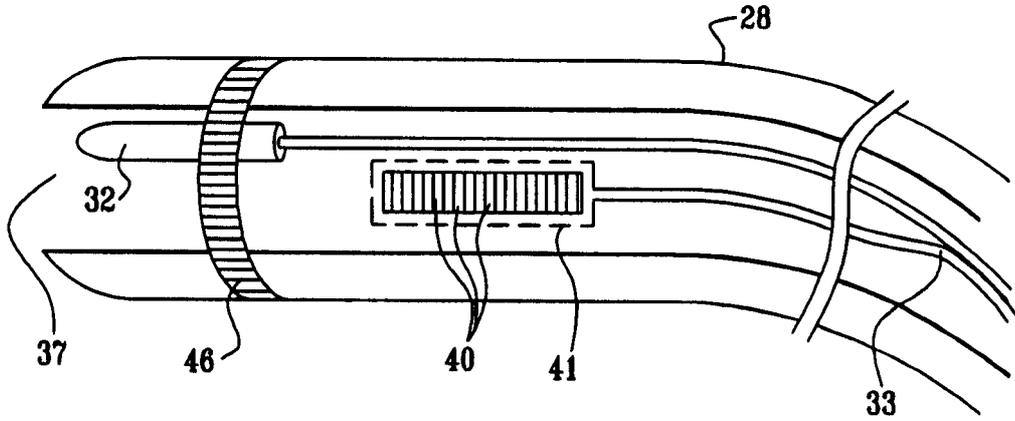


图 2

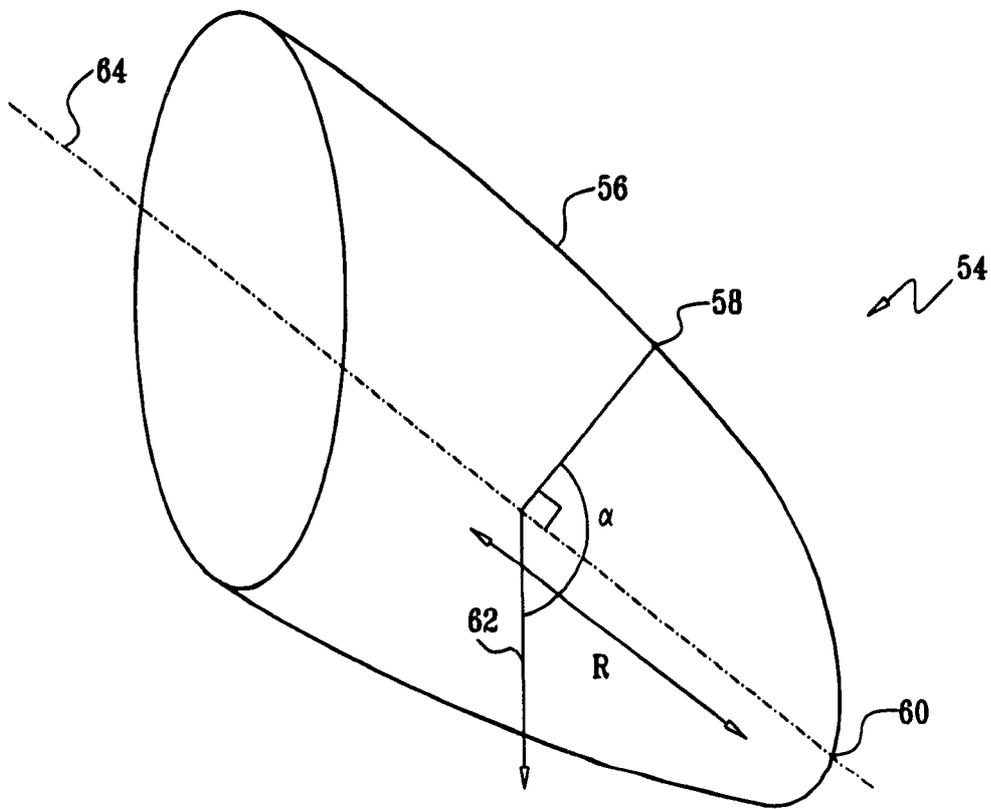


图 3

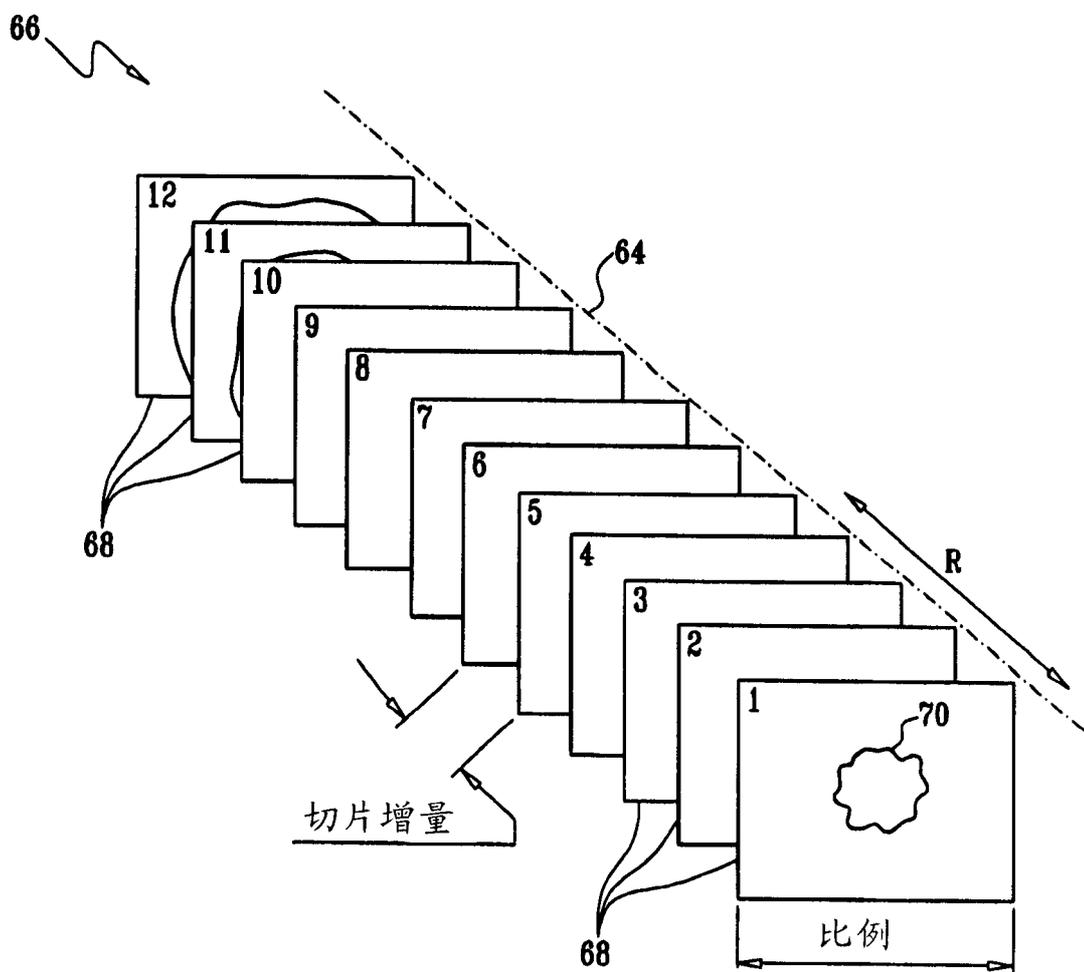
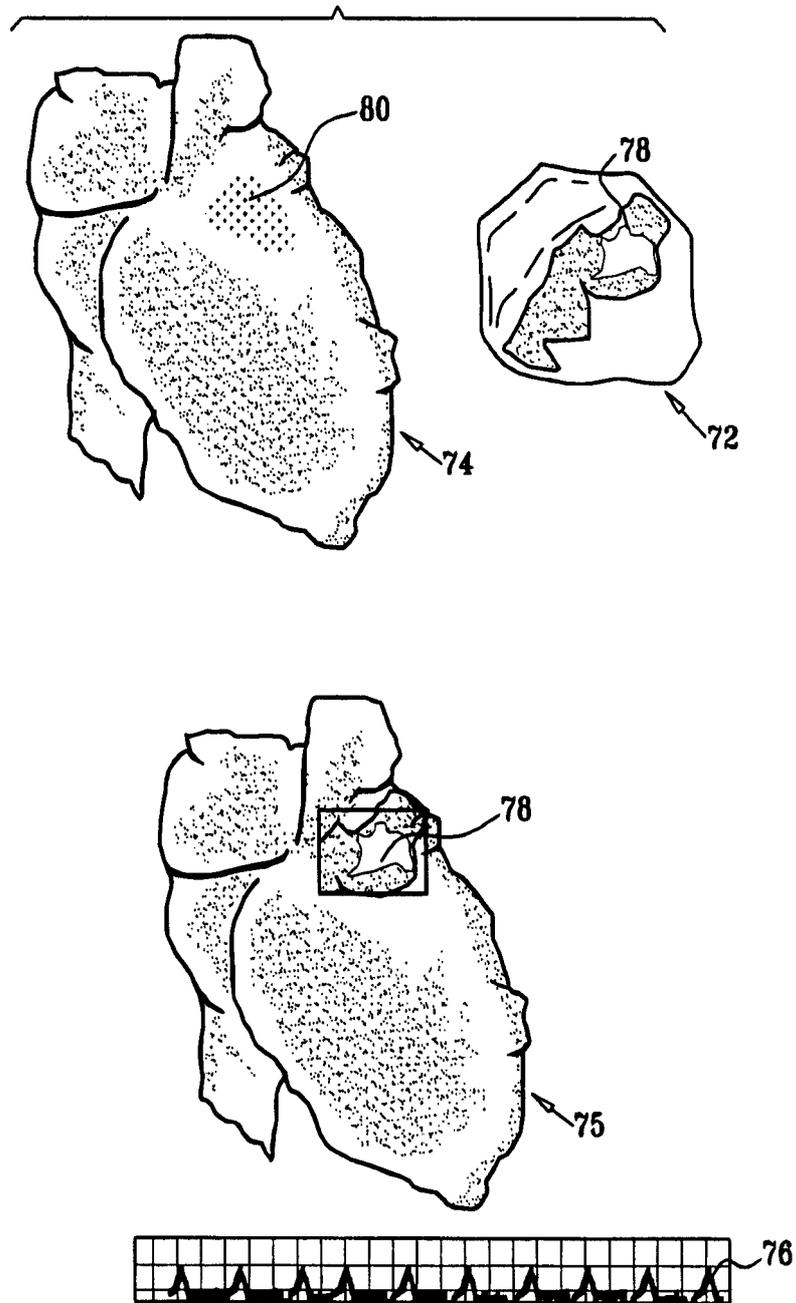
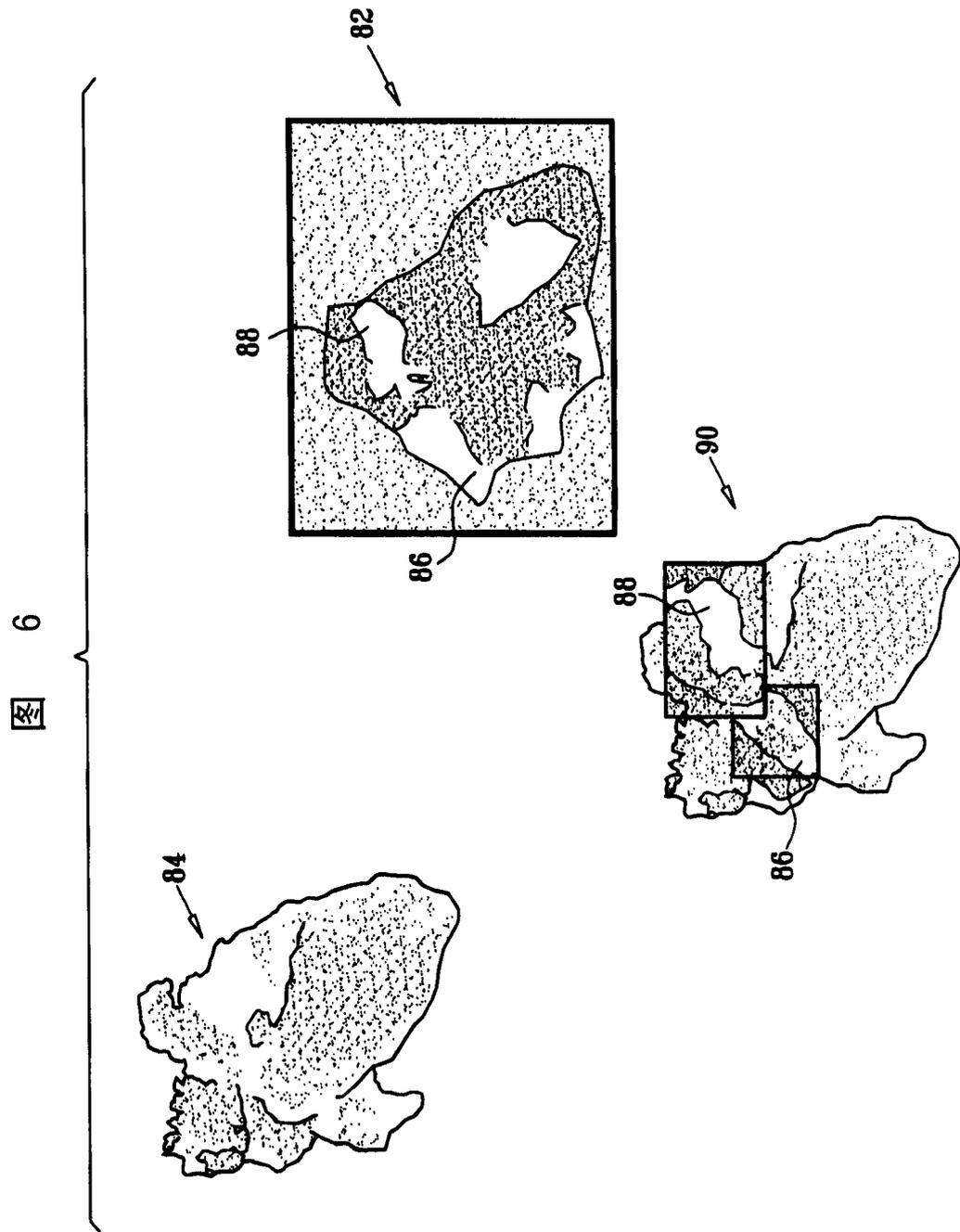


图 4

图 5





专利名称(译)	使用生理数据分割和配准多模态图像		
公开(公告)号	CN1981710A	公开(公告)日	2007-06-20
申请号	CN200610172951.2	申请日	2006-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
[标]发明人	A普赖斯 Y施瓦茨		
发明人	A·普赖斯 Y·施瓦茨		
IPC分类号	A61B10/00 A61B5/05 A61B5/0402 A61B8/00 A61B6/03 A61B5/00 A61B5/01 A61B5/0408 A61B5/044 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B6/541 A61B8/4488 G06T5/50 A61B5/0422 A61B5/0538 G06T2207/10132 A61B6/5247 G06T7 /0024 A61B5/06 A61B8/543 G06K9/00 A61B8/5238 G06T2207/30048 A61B6/12 G06K2209/05 A61B8 /12 A61B5/062 A61B5/063 G06T7/30		
代理人(译)	李静岚 王忠忠		
优先权	11/215435 2005-08-30 US		
其他公开文献	CN1981710B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了用于配准绘图和图像的系统和方法，包括使用绘图和图像中的生理或功能信息，而不是仅使用定位信息来分割三维图像和将图像与电解剖绘图配准。本发明的典型应用包括将心脏的电解剖绘图与预先采集的或实时的三维图像配准。可以在三维图像和绘图上定位和准确绘制诸如心脏中受损组织的特征，在电解剖绘图中该受损组织典型具有低于健康组织的电压。

