



1. 一种用于计划病人的双心室起搏导线布置的系统，包括：

医疗成像系统（102），用于产生采集数据；

图像产生子系统（110），用于接收所述采集数据和在对病人执行双心室起搏手术之前，从采集数据中产生病人的左心室和胸壁的一个或多个 3D 模型图像；

操作员控制台（116），用于识别在所述一个或多个图像上的一个或多个左心室解剖标志，并且在其中对应所述解剖标志的选择的解剖标志插入几何标志；

工作站（124），包括后处理软件，用于在干涉系统上登记所述 3D 模型（130）的已保存的视图；并且

其中所述干涉系统被配置用于利用其来可视化一个或多个所述已登记的已保存视图，并且用于在利用所述干涉系统之前，识别在左心室壁上的至少一个合适区域以用于心外膜导线布置，以便便利双心室导线布置。

2. 按照权利要求 1 的系统，其中所述工作站（124）被配置来用于从所述 3D 模型（130）确定 LV 心肌的任何坏死组织。

3. 按照权利要求 1 的系统，其中所述图像产生子系统（110）被配置来用于成像 LV 和胸壁的协议。

4. 按照权利要求 1 的系统，其中所述识别至少一个适当的区域还包括：识别在左心室的心外膜上的血管，并且消除所述血管的至少一个和直接在所述血管之下的心肌以作为适当的区域。

## 计划和治疗双心室起搏的心脏 CT 系统

### 技术领域

本发明一般地涉及心节律管理系统，特别涉及用于使用心外膜导线来计划双心室起搏的心脏成像系统和方法。

### 背景技术

估计仅仅在美国和欧洲有大约 6-7 百万的人具有充血性心力衰竭 (CHF)，并且以局部缺血的和突发的心肌症为 CHF 的最常见起因。在具有 CHF 的病人中的大约 20-50% 中，相关联的心电图的特征在于延长的 PR 间隔和宽的 QRS 复合体。而且，这些病人中的大约 29% 具有左束支传导阻滞 (LBBB)。

在一般的心搏中，电导在窦房 (SA) 结 (在右上心室的右上部中的一小组肌肉细胞，即右心房) 开始。由 SA 结发出的脉搏迅速地扩展到整个上心室和通过心房室 (AV) 结。一旦通过 AV 结，则电子信号通过被称为房室束的一束纤维，所述房室束将信号通过，其剩余路径是通过将上下心室分离的壁，并股右和左束支而达到心室的每个部分。

但是，在具有 CHF 和 LBBB 的那些病人中，在心脏左侧中的长机械延迟由于延迟的左心室去极化而导致延迟的左心室射血 (ejection)。换句话说，LBBB 引起右和左心室的非对称收缩。另外，这个条件也可能导致左心室的不同区域不协调地收缩。这种不规则运动的特征在于缩短了隔膜，其后伸展外侧壁。随后，所述外侧壁缩短并且隔膜伸展，于是引起左心室的无效收缩。

心脏再同步治疗，也称为双心室起搏，是一种干涉疗法，其中心脏的右心室和左心室同时起搏以改善心脏脉动 (pumping) 效率。在传统的双心室起搏疗法的一个示例中，首先定位右心室和右心房 (atrial) 导线。然后，在冠状窦 (CS) 内定位鞘膜 (sheath)，并且执行 CS 血管造影，以便描绘用于左心室导线定位的适当的分支。在识别了适当的分支后，左心室导线被布置在 CS 的后部或后侧分支中。一旦被定位，右和左心室导线同时起搏 (pace)，因此获得与心房收缩的同步。

对于许多病人，将导管插入 CS 是用于双心室导线定位的选择的一步疗

法。但是，在这些病人的超过 20% 中，在 CS 中的导线定位可以是不成功或很长的过程，或者所述导线可能变得移动离开 CS。这种导线布置疗法的其他困难也可以包括适当的 CS 支的不可获得性、由于左心房和左心室扩张而导致的 CS 的大旋转、其中的 Tebesian 瓣膜的存在。在多数情况下，仅仅在干涉疗法时识别这些问题，因此，或者所述疗法通常被完全放弃，或者病人被带回手术室来进行第二个疗法，其中通过使用外科切口这种昂贵和侵袭性的疗法，左心室导线被布置在心外膜上。

不幸的是，心外膜导线布置不是没有其本身的缺陷，其中一些包括：使用最小开胸术的左心室的后侧区域的有限视图；提供合理的起搏和传感参数的布置地点的限制；不能从胸壁确定左心室的距离；不能识别最后收缩的左心室的后侧区域；损害冠状动脉和静脉的可能风险；由于存在心包外脂肪而导致的增高的困难等级；不能可视地看到通常的对结疤的组织；作为上述的一个或多个原因的结果而难于识别理想的起搏位置。

因此，需要一种改进的系统和方法来用于确定 CS 解剖的有效路线图，并且如果适用的话，用于确定有效的心外膜导线布置的路线图。

### 发明内容

通过一种用于计划病人的双心室起搏导线布置的方法来克服或减轻现有技术的上述和其他缺点和不足。在一个示范实施例中，所述方法包括：从医疗成像系统获得非侵害的采集数据，并且从这些数据中产生病人的左心室和胸壁的 3D 模型。在 3D 模型上识别一个或多个左心室解剖标志，并且该 3D 模型的已保存的视图被登记在干涉系统上。使用所述干涉系统来可视化一个或多个已登记的已保存视图，并且在左心室壁上的至少一个适当的区域被识别来用于心外膜导线布置。

在另一个方面，一种用于计划病人的双心室起搏导线布置的方法包括：使用对于对胸壁和左心室成像最佳化的协议来从医疗成像系统获得采集数据。使用 3D 协议和短轴协议来将所述采集数据分段，以便可视化胸壁、LV 壁、在相邻区域中的冠状动脉和静脉、心外膜脂肪。病人的左心室和胸壁的 3D 模型被产生，并且识别在 3D 模型上的一个或多个左心室解剖标志。3D 模型的已保存的视图被登记在干涉系统上，并且使用干涉系统来可视化一个或多个已登记的已保存视图。识别在左心室壁上的至少一个适当的区域来用于

心外膜导线布置。

在另一个方面，一种用于计划病人的双心室起搏导线布置的方法包括：使用针对胸壁和左心室的协议来从心脏计算 X 射线断层照相术 (CT) 成像系统获得采集数据。使用 3D 协议和短轴协议来将所述采集数据分段，以便可视化胸壁、LV 壁、冠状动脉和静脉、心外膜脂肪。病人的左心室和胸壁的 3D 模型被产生，并且获得后外侧壁相对于外胸壁的移动轮廓 (Profile)。另外，在 3D 模型上识别一个或多个左心室解剖标志，并且在荧光系统上登记所述 3D 模型的已保存视图。使用所述荧光系统来可视化一个或多个登记的已保存视图，并且识别在左心室壁上的至少一个适当的区域来用于心外膜导线布置。

在另一个方面，一种用于计划病人的双心室起搏导线布置的系统包括：医疗成像系统，用于产生采集数据；图像产生子系统，用于接收采集数据和用于产生病人的左心室和胸壁的一个或多个图像。操作员控制台用于识别在一个或多个图像上的一个或多个左心室解剖标志，和工作站包括后处理软件，用于在干涉系统上登记 3D 模型的已保存的视图。所述干涉系统被配置用于利用其来可视化一个或多个已登记的已保存视图，并且用于识别在左心室壁上的至少一个合适区域以用于心外膜导线布置。

在另一个方面，一种用于计划病人的双心室起搏导线布置的系统包括：心脏计算 X 射线断层照相术 (CT) 成像系统，用于产生采集数据，所述 CT 成像系统使用针对胸壁和左心室的协议；荧光成像系统，在干涉期间被使用。图像产生子系统接收所述采集数据，并且产生病人的左心室和胸壁的一个或多个图像。所述图像产生系统还被配置来用于使用 3D 协议和短轴协议来将所述采集数据分段，以便可视化所述胸壁、LV 壁、冠状动脉和静脉、心外膜脂肪。操作员控制台用于识别在一个或多个图像上的一个或多个左心室解剖标志，以及工作站包括后处理软件，用于在荧光系统上登记所述 3D 模型的已保存的视图。所述荧光系统被配置用于利用其来可视化一个或多个已登记的已保存视图，并且用于识别在左心室壁上的至少一个合适区域以用于心外膜导线布置。

#### 附图说明

参见示范附图，其中在几个附图中，同样的元件被类似地编号：

图 1 是按照本发明的一个实施例的医疗成像系统的示意图，所述医疗成

像系统诸如计算 X 射线断层照相术 (CT) 成像系统, 适合用于计划双心室导线起搏; 和

图 2 是按照本发明的另一个实施例的、用于计划双心室起搏心外膜导线布置的方法的流程图。

### 具体实施方式

在此公开的是一种心脏计算 X 射线断层照相术 (CT) 成像系统和用于双心室起搏的方法, 它们提供了用于计划干涉疗法 (procedure) 的信息, 所述干涉疗法使得电生理学家、心脏病专家和/或外科医生能够提前计划用于完成所述疗法的期望手段。另外, 使用左心室 (LV) 及其与胸壁的关系的更详细的三维 (3D) 几何表示, 专业人员也可以识别脂肪的存在、主要血管及其分支的位置和方向、能生存的组织。这种信息可以用于确定 LV 导线的最佳定位。另外, LV 收缩性和局部心壁运动异常可以被可视化, 以识别用于布置 LV 心外膜起搏导线的最佳定位。因此, 从心脏 CT 系统获得的信息消除了盲目布置导线的需要, 因此避免了上述的许多问题。而且, 所获得的信息使得可以经由外科切口或内窥镜手段来在最有益的位置直接布置心外膜导线, 从而可以提前计划切口的位置和导线布置。而且, 也可以使用一种干涉系统或荧光透视法来登记心外膜导线, 以便能够精确地布置导线。

虽然以 CT 成像系统为环境来描述在下面图解的示范实施例, 但是可以明白, 本领域内公知的其他成像系统也可以被考虑来用于计划双心室心外膜导线布置。

首先参见图 1, 其中示出了支持心脏成像的、示范性的心脏计算 X 射线断层照相术 (CT) 成像系统 100 的概览图。而且, 应当明白, 心脏 CT 系统 100 仅仅是通过示例来被表示, 因为本领域内公知的其他成像系统 (例如磁共振、超声) 也可以用于本发明的一个实施例中。系统 100 的扫描器部分 102 包括 EKG 监控器 104, 该 EKG 监控器 104 通过扫描器接口板 108 而向扫描器 106 输出 R 峰值事件。扫描器接口板 108 的一个适当示例是构台接口板, 并且可以用于将 EKG 系统连接到扫描器。由扫描器部分 102 限定的心脏 CT 子系统利用 EKG 选通采集或图像重建能力来将心脏在没有在其舒张期中以及在心脏收缩和早期心脏舒张的多个时期中的运动的情况下成像。

从扫描器部分 102 向子系统 110 输出数据, 子系统 110 包括用于执行数

据采集、数据控制和图像产生的软件。另外，包括 R 峰值时间标记的，从扫描器 106 输出的数据被存储在采集数据库 112 中。按照一个或多个采集协议来执行采集，所述一个或多个采集协议被优化用于将心脏成像，特别用于将 LV 心脏舒张和在心脏收缩和早期心脏舒张的多个时期成像。使用一个或多个最佳 3D 协议来执行图像产生，所述一个或多个最佳 3D 协议用于将 LV 和胸壁的 CT 图像数据集自动进行图像分段。

图像数据流 114 被发送到操作员控制台 116。由在用于检查指示和可视化的操作员控制台 116 处的软件所使用的数据与来自图像数据流 114 的数据一起被存储在图像数据库 118 中。显示屏 120 被提供到检查指示和可视化处理的操作员。图像数据可以被归档、置在影片上或通过网络 122 发送到工作站 124 以分析和查看，其中包括 3D 后处理。在工作站 124 中描述的后处理软件包括一个或多个最佳 3D 协议和短轴协议，它们来自用于 LV 解剖的 CT 图像数据集的自动图像分段、在心脏收缩期间的 LV 壁的移动（即 LV 收缩性）、心外膜脂肪定位、可生存的组织的位置、血管及其分支和定位。

所述后处理软件的所述 3D 协议和短轴协议使得所述软件能够提供 LV 的视图，其中包括 LV 的血管、分支和慢动作摄影，特别是 LV 的后外侧壁。这些特殊的视图和视频（摄影）剪辑可以被存储在心室文件 126 和 LV 短轴图像 128 的 3D 再现中，以供专业人员用于干涉计划和疗法。所述后处理软件也提供了胸壁和心室表面的详细的 3D 模型 130 的输出。所述 3D 模型 130（它可以在与工作站 124 相关联的显示屏 132 上被查看）被配置来包括几何标记符，它们在所感兴趣的标志处的卷中被插入其中，以便使用不透明的几何标志、以半透明的方式来可视化胸壁和 LV。

另外，可以以几种格式的任何一個来输出所述 3D 模型 130，所述格式包括但不限于：有线网格几何模型、一组等高线、多个分段的二进制图像、使用射线疗法（RT）DICOM 对象标准的 DICOM（医疗上的数字成像和通信）对象或类似的对象。在本领域内公知的其他格式也可以用于存储和输出所述 3D 模型 130。

现在参见图 2，其中示出了一个流程图 200，它图解了按照本发明的另一个实施例的、用于干涉计划双心室起搏导线布置的方法。在方框 202 开始，使用最好被优化用于心脏的胸壁和 LV 区域的一个协议来在心脏 CT 系统上初始地获取一组数据。在方框 204，以使用 3D 协议和短轴协议的后处理软件来

将所述图像数据集分段，所述 3D 协议和短轴协议被设计来用于提取 LV 和 LV 心肌的表面。如果合适的话，可以利用或不用来自操作员的队列（例如，中间、左前斜位、后侧、斜位和右前斜位的视图的位置）来使用自动的疗法。

然后，如在方框 206 中所示，使用 3D 表面和/或体积再现来可视化胸壁、LV 壁、血管和心外膜脂肪。也可以使用灌注研究或使用冠状动脉成像研究来可视化 LV 的后侧心肌的灌注和/或生存能力，以便识别 LV 心肌的任何坏死的组织，如果存在的话。这在方框 208 被图解。如方框 210 中所示，从 LV 功能图像中获得靠近外胸壁的 LV 后外侧壁的运动轮廓(Profile)（即收缩性）。具体上，确定 LV 的后外侧壁的收缩模式，以便识别用于导线布置的最适合的位置，如在方框 212 所示。

所述方法 200 然后进行到方框 214，其中明显的几何标记被插入进在感兴趣的标记处的卷中，并且可以使用已插入的不透明几何标志来以半透明的方式来可视化胸壁和 LV。如在方框 216 所示，在干涉计划期间，具体的 3D 再现和轴向图像（如 DICOM 图像、视频剪辑、影片、多媒体格式等）被按照期望存储以用于随后的可视化参考。已保存的视图然后被输出和登记到在荧光系统上的投影图像，或者登记到 3D 荧光系统的层析 X 射线照相组合图像，如方框 218 所示。

最后，所述干涉系统被访问，并且已输入的、已登记模型被专业人员可视化，如在方框 220 中所示。然后，在方框 222，专业人员然后识别用于在 LV 壁上布置心外膜起搏电极布置的最适合区域、以及用于其布置的下面的最佳区域。具体上，专业人员可以识别在左心室的心外膜上的血管，并且消除所述血管和/或直接在所述血管之下的心肌以作为适当的区域。

可以明白，可以使用可以获得的几种计算机辅助的检测、定位和可视化方法中的一个或多个来利用自动技术执行上述步骤的任何一个，所述方法诸如灌注缺陷的量化分析、本地化的收缩性轮廓(Profile)（LV 壁移动）、使用同一强度级的连续性来识别血管。而且，这些方法可以或者是当所感兴趣的程序和器官被指定时完全自动的、或者是与来自用户的输入部分地交互的。

还应当明白，通过使用上述的方法和系统实施例，双心室起搏的计划被改善在：所产生和登记的成像信息允许对于所述干涉过程(procedure)的适当定制的手段。在选择所述适当的手段中，减少所述过程本身的持续时间，并且也消除任何不必要的过程。更具体而言，LV 和胸壁的详细的 3D 几何和轴

向表示提高了双心室起搏过程的精度。坏死的心肌，如果有的话，的识别使得电生理学家/心脏外科医生能够避开这样的区域，并且将 LV 心外膜导线布置在健康、有生存能力的心肌上。

虽然已经参照一个优选实施例说明了本发明，但是本领域内的那些技术人员可以明白，在不脱离本发明的范围的情况下，可以进行各种改变，并且可以将等同内容替代其组成部分。另外，可以进行许多修改以将特定的情况或材料适配到本发明的教程而不脱离其实质的范围。因此，本发明不打算限于作为用于执行本发明的最佳模式而公开的特定实施例，而是本发明将包括落入所附的权利要求的范围内的所有实施例。

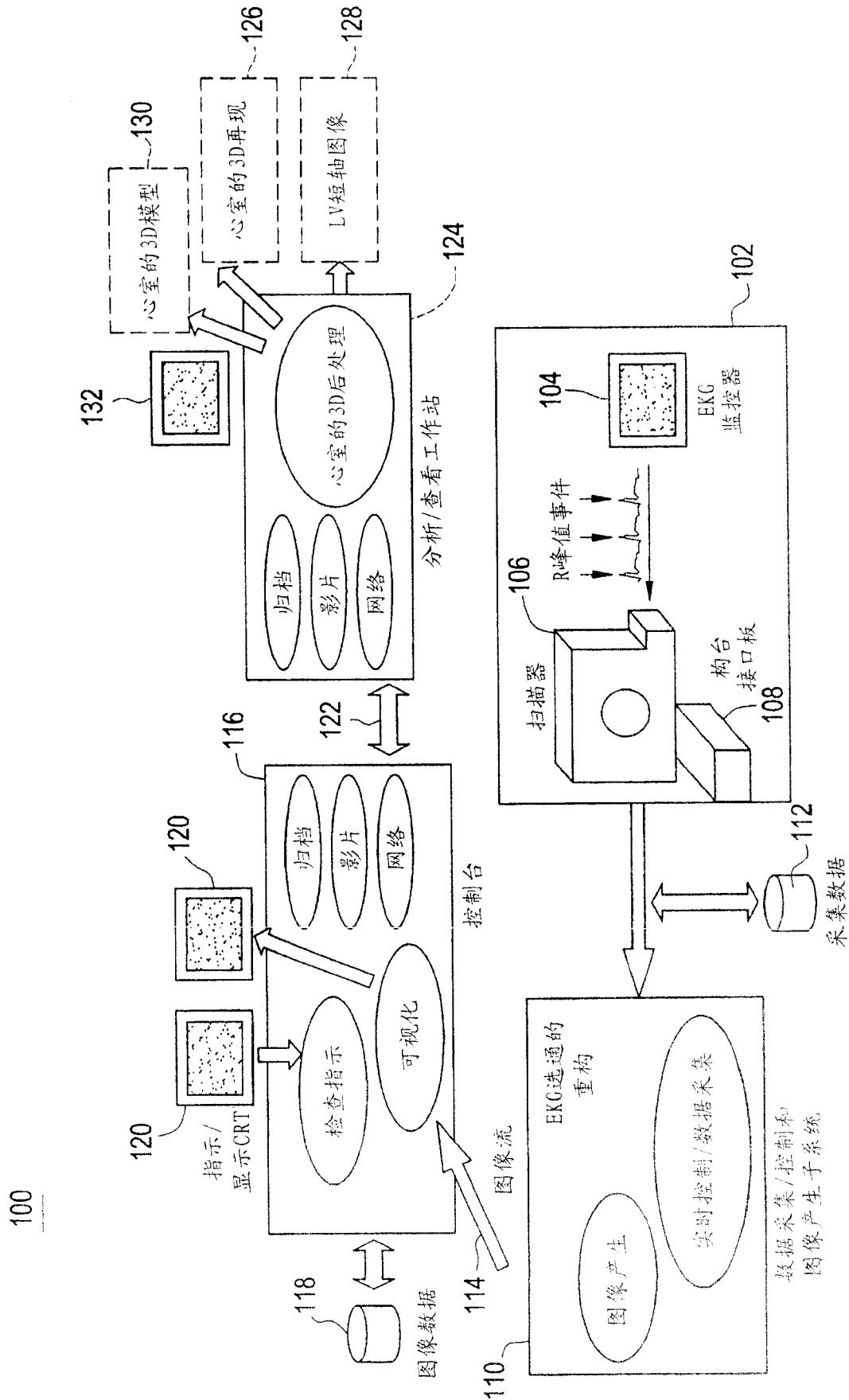


图 1

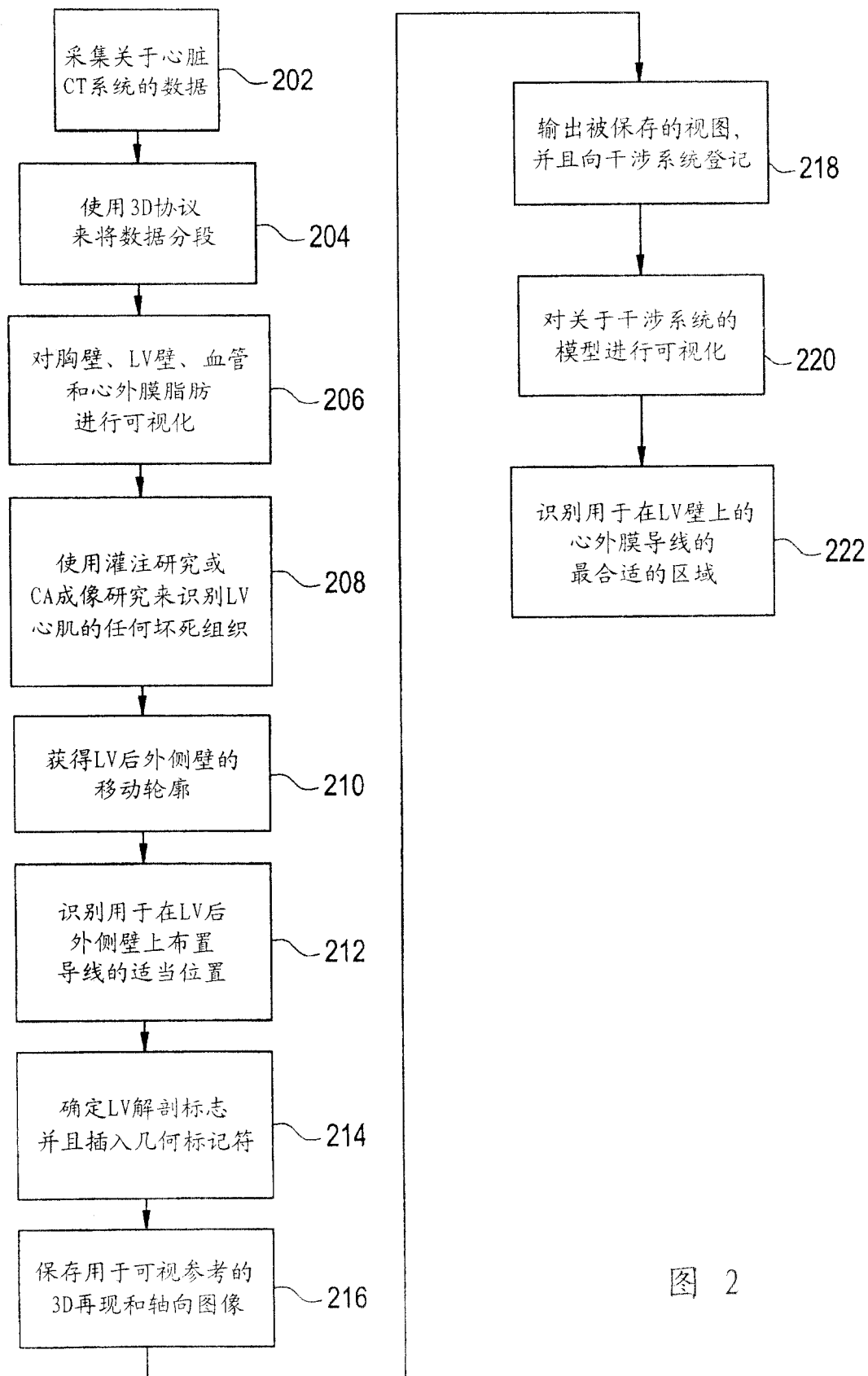


图 2