



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310102990.1

[45] 授权公告日 2009年7月22日

[11] 授权公告号 CN 100517344C

[22] 申请日 2003.10.31

[21] 申请号 200310102990.1

[30] 优先权

[32] 2002.11.1 [33] US [31] 10/065,595

[73] 专利权人 GE 医药系统环球科技公司

地址 美国威斯康星州

共同专利权人 杰斯珀·S·斯拉

[72] 发明人 达林·R·奥克伦德

尚卡拉·B·雷迪

杰斯珀·S·斯拉

[56] 参考文献

US5846200A 1998.12.8

US6066097A 2000.5.23

CN1093806A 1994.10.19

审查员 周述虹

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 黄小临 王志森

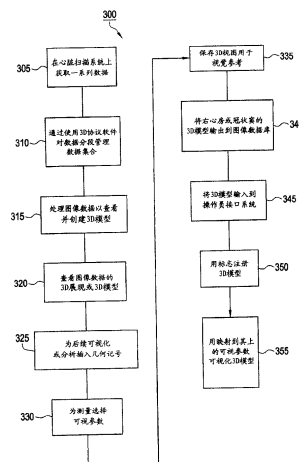
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 6 页

[54] 发明名称

用于医学介入程序规划的方法和装置

[57] 摘要

一种用于医学介入程序规划的成像系统 (100)，包括：医学扫描仪 (110) 系统，用于产生一系列心脏图像数据；数据获取系统 (120)，用于获取这一系列心脏数据；图像产生系统 (140)，用于从这一系列心脏图像数据产生至少一个可视图像；数据库 (130, 150)，用于存储来自数据获取和图像产生系统 (140) 的信息；操作员接口系统 (160)，用于管理医学扫描仪 (110) 系统、数据获取系统 (120)、图像产生系统 (140) 以及数据库 (130, 150)；以及后处理系统 (180)，用于分析这一系列心脏图像数据，显示可视图像，并响应操作员接口系统 (160)；操作员接口系统 (160) 包括在双心室调步规划、心房纤维性颤动程序规划或心房扑动程序规划中使用这一系列心脏图像数据和可视图像的命令。



1. 一种用于医学介入程序规划的成像系统(100), 包括:
医学扫描仪(110)系统, 用于产生一系列心脏图像数据;
数据获取系统(120), 用于获取所述一系列心脏数据;
图像产生系统(140), 用于从所述一系列心脏图像数据产生至少一个可视图像;
数据库(130, 150), 用于存储来自所述数据获取系统(120)和图像产生系统(140)的信息;
操作员接口系统(160), 用于管理所述医学扫描仪(110)系统、数据获取系统(120)、图像产生系统(140)和数据库(130, 150)中至少一个;
后处理系统(180), 用于分析所述一系列心脏图像数据, 显示所述至少一个可视图像, 并响应所述操作员接口系统(160); 其中
所述操作员接口系统(160)包括在双心室调步规划、心房纤维性颤动规划或心房扑动规划程序中至少一个中使用所述一系列心脏图像数据和所述至少一个可视图像的指令。
2. 如权利要求 1 所述的成像系统(100), 其中所述医学扫描仪(110)系统包括 CT 系统、MR 系统、超声波系统、3D 荧光透视系统和 PET 系统中至少一个。
3. 如权利要求 1 所述的成像系统(100), 其中所述数据库(130, 150)包括用于存储右心房和冠状窦(240)中至少一个的图像数据的存储区。
4. 如权利要求 1 所述的成像系统(100), 其中所述数据库(130, 150)包括用于存储右心房和冠状窦(240)中至少一个的至少一个可视图像的存储区。
5. 如权利要求 1 所述的成像系统(100), 其中所述操作员接口系统(160)包括用于对所述系列心脏图像数据进行分段以查看右心房和冠状窦(240)中至少一个的指令。
6. 如权利要求 5 所述的成像系统(100), 其中所述操作员接口系统(160)包括用于在不同的平面上查看所述至少一个可视图像的指令。
7. 如权利要求 5 所述的成像系统(100), 其中所述后处理系统(180)包括用于从所述系列心脏图像数据执行对冠状窦(240)的血管跟踪的指令。
8. 如权利要求 7 所述的成像系统(100), 其中所述指令还包括沿冠状窦

(240)的可视图像的中心线执行矢量血管跟踪的指令。

9. 如权利要求 1 所述的成像系统(100)，其中所述后处理系统(180)适用于以三维表面展现、三维内表面展现、三维体展现、MPVR、MIP、弯曲重定格式、内腔视图和浸入视图中至少一种形式显示所述至少一个可视图像。

10. 如权利要求 9 所述的成像系统(100)，其中所述后处理系统(180)还适用于显示心脏、冠状窦(240)和右心房中至少一个的可视图像。

11. 如权利要求 10 所述的成像系统(100)，其中所述后处理系统(180)还适用于在解剖或外部标志处显示几何记号。

12. 如权利要求 11 所述的成像系统(100)，其中所述后处理系统(180)还适用于以透明方式显示冠状窦(240)的可视图像，而以不透明方式显示几何标志。

13. 如权利要求 10 所述的成像系统(100)，其中所述后处理系统(180)还适用于以透明方式显示心脏的第一个图像，而以不透明方式显示冠状窦(240)的第二个图像。

14. 一种产生医学介入程序规划中使用的图像的方法(300)，包括：
从医学扫描仪(110)获取(305)一系列心脏图像数据；
通过分段来管理(310)所述一系列心脏图像数据；
处理(315)所述心脏图像数据以查看；
在至少一个可视图像中查看(320)所述心脏图像数据；
为了后续的可视化、分析和注册而在所述心脏图像数据中解剖标志处插入(325)几何记号；

选择(330)响应于所述解剖标志处的几何记号的可视参数；和
将所述至少一个可视图像、解剖标志、以及测量出的可视参数中至少一个保存(335)在数据库(130, 150)中。

15. 如权利要求 14 所述的产生图像的方法(300)，还包括：
将包含所保存信息的至少一个 3D 模型输出(340)到数据库(130, 150)；
将所述至少一个 3D 模型输入(345)到操作员接口系统(160)；
用对应的所选解剖标志和所测量的可视参数注册(350)所述至少一个 3D 模型；以及

用映射其上的所选可视参数在所述操作员接口系统(160)可视化(355)所述至少一个 3D 模型。

16. 如权利要求 14 所述的产生图像的方法(300), 其中所述获取(305)一系列心脏图像数据还包括:

使用 CT 系统、MR 系统、超声波系统、3D 荧光透视系统、以及 PET 系统中至少一个获取一系列心脏图数据。

17. 如权利要求 14 所述的产生图像的方法(300), 其中所述管理(310)所述一系列心脏图像数据还包括:

将所述系列心脏图像数据分段以查看右心房和冠状窦(240)中至少一个。

18. 如权利要求 14 所述的产生图像的方法(300), 其中所述处理(315)所述心脏图像数据还包括:

处理所述心脏图像数据以查看三维模型、三维表面展现、三维内表面展现、三维体展现、MPVR、MIP、弯曲重定格式、内腔视图和浸入视图中至少一个。

19. 如权利要求 18 所述的产生图像的方法(300), 其中所述处理(315)所述心脏图像数据还包括:

处理所述心脏图像数据以查看冠状窦(240)和右心房中至少一个。

20. 如权利要求 19 所述的产生图像的方法(300), 还包括:

从所述系列心脏图像数据执行(395)冠状窦(240)的血管跟踪。

21. 如权利要求 20 所述的产生图像的方法(300), 还包括:

沿冠状窦(240)的浸入视图的中心线执行(395)矢量血管跟踪。

22. 如权利要求 14 所述的产生图像的方法(300), 其中所述将几何记号插入(325)到所述系列心脏图像数据中还包括:

在识别冠状窦(240)和右心房中的至少一个结构的解剖标志处插入几何记号。

23. 如权利要求 14 所述的产生图像的方法(300), 其中所述选择(330)可视参数还包括:

选择冠状窦(240)血管的可视参数, 其中所述可视参数包括血管直径、血管段路径长度以及血管弯曲度中的至少一个。

24. 如权利要求 23 所述的产生图像的方法(300), 还包括:

测量所述可视参数。

25. 如权利要求 22 所述的产生图像的方法(300), 其中所述查看(320)所述心脏图像数据还包括:

以透明方式查看冠状窦(240)的所述至少一个可视图像，而以不透明方式查看所述几何标志。

26. 如权利要求 14 所述的产生图像的方法(300)，其中所述查看所述心脏图像数据还包括：

以透明方式查看心脏的图像，而以不透明方式查看冠状窦(240)的图像。

27. 如权利要求 15 所述的产生图像的方法(300)，其中所述输出(340)3D 模型还包括：

以线网格几何模型、立体几何模型、与每个图像片段相关的一组轮廓线、分段的一系列二进制图像、游程长度编码二进制分段屏蔽码(mask)、以及使用放射疗法(RT) DICOM 对象标准的 DICOM 对象中至少一种形式输出 3D 模型。

28. 如权利要求 15 所述的产生图像的方法(300)，其中所述可视化(355)所述 3D 模型还包括：

以不同的平面查看所述 3D 模型。

29. 一种在医学介入程序期间使用一系列心脏图像数据的方法(450)，包括：

从数据库(130, 150)中检索(460)至少一个程序规划图像；

查看(470)该至少一个程序规划图像；

在所述介入程序期间将探针插入(480)病人的血管中；

从介入程序中识别(490)出插入探针的血管的标志；

用所述至少一个程序规划图像的坐标系统注册(500)所述介入性程序的坐标系统；和

显示(510)响应于插入探针位置的程序规划图像，以在插入探针的血管上进行实时血管跟踪和导航程序。

30. 如权利要求 29 所述的使用一系列心脏图像数据的方法(450)，其中所述显示(510)所述程序规划图像还包括：

显示冠状窦(240)或冠状动脉中至少一个的实时血管跟踪。

31. 如权利要求 30 所述的使用一系列心脏图像数据的方法(450)，其中：所述插入(480)探针包括插入导管；和

所述显示(510)所述程序规划图像还包括显示所述导管的位置。

用于医学介入程序规划的方法和装置

技术领域

本发明一般地涉及一种成像系统,特别涉及一种在医学介入(intervention)程序规划(planning)中使用该成像系统的方法和装置。

背景技术

医学诊断和成像系统已出现在现代卫生保健机构中。这种系统为识别、诊断和治疗身体的健康状况提供了价值无法估量的工具,并且大大地减小了对外科诊断介入的需求。在许多情况下,只有在主治医师或放射医师通过一个或多个成像物理治疗设备对相关区域和组织的详细图像进行传统的检查完成之后,才进行最终的诊断和治疗。

医学诊断和治疗也可以通过使用如充血性心力衰竭(CHF, congestive heart failure)介入的介入性程序进行。在美国和欧洲估计大约有6-7百万人患有CHF。一些患有CHF的病人也患有左束支传导阻滞(LBBB, left bundle branch block),其副面地影响了心脏的导电系统。在患有CHF和LBBB的病人中,延迟的心室去极化导致延迟的左心室喷出,并且在存在LBBB的情况下,心室收缩是非对称的,这导致了左心室的无效收缩。心脏再同步疗法在改善患有CHF和LBBB的病人的症状方面已被证明为是有效的,该疗法中将右心室(RV)和左心室(LV)的步调调整为同步。用于这种状况的当前一种临床治疗方法是介入性双心室调步,其包括:放置RV和右心房(RA)探头;在冠状窦(CS)中放置鞘;进行CS血管造影以便为LV探头的位置描绘恰当的分支;放入LV探头与CS的后面的或侧面的支步调协调;并且将步调信号施加到RV和LV探头以同时调整RV和LV的步调同步。

介入性双心室调步疗法可能包括一个冗长的程序,由于CS的解剖学可能导致不能成功地将探头放置到CS中,或者探头本身可能会从CS移开。在大多数的情况下,只有在介入性程序时才识别出这些情况,导致程序的放弃或安排第二个程序,在第二个程序中使用外科切口将LV探头放置在心外膜上。

发明内容

在一个实施例中，一种用于医学介入程序规划的成像系统包括：医学扫描仪系统，用于产生一系列心脏图像数据；数据获取系统，用于获取所述一系列心脏数据；图像产生系统，用于从所述一系列心脏图像数据产生可视图像；数据库，用于存储来自所述数据获取和图像产生系统的信息；操作员接口系统，用于管理所述医学扫描仪系统、数据获取系统、图像产生系统和数据库；以及后处理系统，用于分析所述一系列心脏图像数据，显示所述可视图像，并响应所述操作员接口系统。所述操作员接口系统包括在双心室调步规划、心房纤维性颤动程序规划或心房扑动程序规划中使用所述一系列心脏图像数据和所述可视图像的命令。

在另一个实施例中，一种用于医学介入程序中的计算机系统包括：数据端口，用于从所述医学介入程序接收探针信息；数据库，用于存储从介入性程序规划期间获取的信息；存储器，包括用于管理在所述数据端口接收到的探针信息和数据库中存储的信息的命令；处理器，用于结合所述数据库中的存储信息分析所述数据端口上的信息；操作员接口系统，用于管理所述存储器和所述处理器；和显示器，响应所述操作员接口以结合所述数据端口上的信息来可视化所述数据库中的信息。

在另一个实施例中，一种产生应用于医学介入程序规划中的图像的方法包括：从医学扫描仪获取一系列心脏图像数据；通过分段管理所述一系列心脏图像数据；处理所述心脏图像数据以查看；在可视图像中查看所述心脏图像数据；为了后续的可视化、分析和注册而在所述心脏图像数据中解剖标志处插入几何记号；选择对应于所述解剖标志处的几何记号的可视参数；和将可视图像、解剖标志、或测量的可视参数保存在图像数据库中。

在另一个实施例中，一种在医学介入程序中使用一系列心脏图像数据的方法包括：从图像数据库中检索程序规划图像；查看该程序规划图像；在所述介入程序中将探针插入病人的血管中；从介入程序中识别出插入探针的血管的标志；用程序规划图像的坐标系统注册介入性程序的坐标系统；和显示对应于插入探针位置的程序规划图像以在插入探针的血管上进行实时血管跟踪程序。

附图说明

现在参考附图，其为示意性实施例，其中相似的元素注以相似的标号：

图 1 描绘了用于医学介入程序规划的成像系统的一般示意图；

图 2 描绘了用于实现使用图 1 的成像系统的本发明的实施例的过程的一般流程图；

图 3 描绘了根据本发明的实施例自动地建立用于动脉和静脉期(arterial and venous-phase)对比加强(contrast-enhanced)研究的冠状窦血管跟踪动态分段阈值的过程的流程图；

图 4 描绘了在介入程序中使用本发明的实施例的方法和装置的过程的流程图；

图 5 描绘了根据本发明的实施例产生的源自右心房内的冠状窦的浸入(immersible)视图；

图 6 描绘了根据本发明的实施例产生的冠状窦和弯曲间交叉点附近的冠状窦内的浸入视图。

附图标记说明

100	成像系统	110	医学扫描仪系统
112	EKG	114	R 峰值事件
116	接口板	118	扫描仪
120	数据获取系统	130	获取数据库
135	EKG 门控再现	140	图像产生系统
150	图像数据库	160	操作员接口系统
162	键盘	164	显示器
166	显示器	167	档案
168	胶卷	169	网络
170	处理器	180	后处理系统
182	3D 展现	184	3D 模型
186	显示器	200	存储器
205	数据端口	210	系统通信链路
212	系统通信链路	216	系统通信链路
218	系统通信链路	220	数据库通信链路
222	数据库通信链路	230	子系统

- 240 冠状窦
- 300 过程 (图 2)
- 305 在心脏扫描系统上获取一系列数据
- 310 通过使用 3D 协议软件对数据分段管理数据集合
- 315 处理图像数据以查看并创建 3D 模型
- 320 查看图像数据的 3D 展现或 3D 模型
- 325 为后续可视化或分析插入几何标记
- 330 为测量选择可视参数
- 335 保存 3D 视图用于视觉参考
- 340 将右心房或冠状窦的 3D 模型输出
- 345 将 3D 模型输入到操作员接口系统
- 350 用标志注册 3D 模型
- 355 用映射在其上的可视参数可视化 3D 模型
- 370 过程 (图 3)
- 375 接收原始 CT 系列数据(volume)
- 380 确定动脉或静脉期对比研究
- 385 过滤系列数据, 去除心室血液堆积(heart chamber pool)
- 390 提示用户到血管跟踪点: CS 起源点和一个或多个末梢点
- 395 执行 CS 的血管跟踪
- 400 可视化所跟踪的 CS(弯曲重定格式、内腔视图、导航视图等)
- 405 为可视化和分析而恢复所移除的右心房
- 410 执行测量(直径、长度等), 输出模型等
- 415 确定高质量跟踪
- 420 为 CS 跟踪选择较低密度阈值
- 425 过滤系列数据, 去除心室血液堆积
- 430 提示用户到冠状动脉血管跟踪点: 左主动脉的起源点和可选地一个或多个 LAD 和 LCx 末梢点
- 435 执行冠状动脉血管跟踪
- 440 从系列数据中去除高密度冠状动脉
- 450 过程 (图 4)
- 460 检索程序规划图像

- 470 查看程序规划图像
- 480 将探针插入病人的血管
- 490 识别所探查的血管的标志
- 500 注册坐标系统
- 510 相应于插入探针的位置显示程序规划图像

具体实施方式

下面将举例详细说明本发明的实施例，但并不限于对图 1-3 的参考。

图 1 描绘了用于比如，例如双心室程序规划、心房纤维性颤动程序规划或心房扑动程序规划的医学介入程序规划的成像系统的一般示意图。该成像系统 100 包括：医学扫描仪系统 110，用于产生心脏图像数据，比如，例如右心房和冠状窦的图像数据；数据获取系统 120，用于从医学扫描仪系统 110 获取心脏图像数据；获取数据库 130，用于存储来自数据获取系统 120 的心脏图像数据；图像产生系统 140，用于从存储在获取数据库 130 中的心脏图像数据产生可视图像；图像数据库 150，用于存储来自所述图像产生系统 140 的可视图像；操作员接口系统 160，用于管理所述医学扫描仪系统 110 和数据库 130、150 中的心脏图像数据和可视图像，所述两个数据库可以合成为一个数据库；以及后处理系统 180，用于分析和显示数据库 150 中的可视图像并响应所述操作员接口系统 160。后处理系统 180 中的后处理软件包括分析数据和显示图像的指令，并因此适于这些处理，从而将后处理系统 180 从一个普通后处理器转化为专用后处理器。在此，将能够转化为可视图像的扫描数据成为图像数据。

系统通信链路 210、212、216、218 和数据库通信链路 220、222 提供了系统 110、120、140、160、180 和数据库 130、150 中及其间的信号通信的手段。通信链路 210-222 可以是硬件的或无线的。操作员接口系统 160 可以是单独的输入/输出终端或者是包括用于各种计算机平台上的各种计算机语言形式的指令的计算机，比如，例如，基于 DOS™ 的计算机系统、基于 Apple™ 的计算机系统、基于 Windows™ 的计算机系统、基于 HTML 的计算机系统等。

操作员接口系统 160 包括处理器 170，比如，例如微处理器，用于管理医学扫描仪系统 110，用于管理数据获取和图像产生系统 120、140，用于处理和管理获取和图像数据库 130、150 中的信息，及用于管理后处理系统 180

中的后处理。操作员接口系统 160 还包括：存储器 200，其包含关于心脏双心室调步规划程序的特定指令；用户输入器件，比如，例如键盘 162；以及用户输出器件，比如，例如显示器 164、166。显示器 164 可以适用于检查处方，显示器 166 可以适用于可视化。或者，显示器 164 和 166 可以集成为一个显示器。检查处方包括诸如扫描或扫描定义范围、数据获取控制、扫描仪图像控制等的参数。也可以如下所述在显示介入性程序规划图像和介入性程序实时图像的实际介入性程序期间使用操作员接口系统 160。在实际医学介入性程序期间，数据端口 205 从比如，例如导管的医学探针接收信息，从而允许在实际的介入性程序期间以实时方式分析介入性程序规划数据。

医学扫描仪系统 110 包括心电图(EKG)监视器 112，其通过接口板 116 将 R 峰值事件(R-peak events)114 输出到扫描仪 118 中，所述 R 峰值事件 114 通常描绘了一个心脏周期的开始。接口板 116 使扫描仪数据和 EKG 监视数据同步。或者，接口板 116 可以用于将 EKG 监视器 112 耦合到扫描仪 118。接口板 116 的一个例子是桥式(Gantry)接口板。示范性的扫描仪 118 是支持心脏成像的心脏计算机断层成像(CT)系统，然而，所示例的扫描仪 118 仅用于示例的目的；也可以使用本领域中已知的其它成像系统。其它成像系统的例子包括但不限于 X 射线系统(包括传统的和数字的或数字化的成像系统)、磁共振系统(MR)、正电子发射断层成像(PET)系统、超声波系统、核医学系统、以及 3D 荧光透视系统。医学扫描仪系统 110 还包括典型地在心脏舒张期成像不运动的(free of motion)心脏的 EKG 门控(gated)获取或图像再现 135 能力。医学扫描仪系统 110 还包括用于获取图像数据并将数据转变为其后被处理以产生病人体内所关心处的特性的再现图像的有效形式的电路。图像数据获取和处理电路经常被称为“扫描仪”，而不管成像系统的类型，因为在成像过程中经常会发生一些类型的物理或电子的扫描。由于不同系统的不同物理和数据处理需求，成像系统间系统特定组件和相关电路大大地不同。但是，应该理解不管如何选择特定的成像系统本发明都可以适用。

数据从扫描仪 118 输出到包括用于在数据获取系统 120 中执行数据获取并在图像产生系统 140 中执行图像产生的软件的子系统 230 中。经由通信链路 212 由操作员接口系统 160 或者在子系统 230 内提供数据控制。从扫描仪 118 输出的包括 R 峰值事件 114 的数据存储在获取数据库 130 中。根据一个或多个用于心脏成像，特别是右心房和/或冠状窦成像的优化获取协议执行系

统 120 中的数据获取。用一个或多个用于 CT 图像数据集自动图像分段的优化 3D 协议执行系统 140 中的图像产生，从而提供右心房和/或冠状窦的内表面的图像。

来自图像产生系统 140 的图像数据经链路 212 传送到操作员接口系统 160。将在操作员接口系统 160 由软件用来检查处方和可视化的图像数据存储于图像数据库 150 中。可以将图像数据存档 167，放在胶卷 168 上或通过网络 169 传送到后处理系统 180 以用于包括 3D 后处理的分析和评估。在后处理系统 180 中使用的后处理软件对心脏图像系列数据执行分段，以抽取诸如右心房和冠状窦血管的相关子组织，定义所述子组织的子系列或 3D 模型。后处理软件还提供 3D 展现(rendering)，包括浸入(immersive)(或导航(navigator))图，即，从右心房和冠状窦的内部的可可视化。这些特别的视图可以保存在 3D 展现文件 182 中，这些组织和子组织的几何模型可以保存到 3D 模型文件 184 中，这些文件保存在图像数据库 150 中，并且可以在介入程序的医学规划或介入性程序其本身期间，比如结合 3D 荧光透视程序期间的投影图像，由操作员接口系统 160 的操作员查看，这也可以称为介入性图像。在冠状窦的情况下，内部血管表面清楚地定义在 3D 展现 182 和 3D 模型 184 中。3D 模型 184 可以包括解剖学或几何的标志(landmarker)，比如，例如右心房、冠状窦、或冠状窦瓣(thebesian valve)，其可以在介入性程序期间用于以在操作员接口系统 160 上查看到的各个解剖组织的坐标系统进行 3D 模型 184 的 3D 注册，从而使在后续的介入性程序期间，能够同时使用 3D 模型 184 与，比如 3D 荧光透视程序期间的投影图像。关于如在介入性程序期间所查看到的解剖组织的坐标系统被称为介入性坐标系统。3D 模型 184 可以以几种格式之一输出：线(wire)网格几何模型；立体(solid)几何模型；与每个图像片段相关的一组轮廓线(contour)；分段的一系列二进制图像；游程长度编码的二进制分段屏蔽码(mask)(其中分段屏蔽码表示所关心的三维像素(voxel)的位置)；或使用放射疗法(RT)对象标准或类似对象的医学数字成像对象。本领域中已知的其它格式也可以用于存储和输出 3D 模型 184。另外，操作员可以在显示器 186 上查看 3D 展现和模型 182、184。3D 展现可以包含指定介入性系统如何能够在相同的方向上展现 3D 模型的 3D 摄像信息(例如 3D 位置、视角、和视向矢量(view-up vector))。在另一个实施例中，操作员接口系统 160 可以包含后处理器系统 180 的功能。在另一个实施例中，显示器 186 可以与显示器

164 和 166 集成在一起。

后处理系统 180 的软件包括用于执行血管跟踪的分析方法，其为操作员接口系统 160 的用户提供了分析和查看冠状窦或另一个所关心的血管的各种参数的能力，这些参数包括：血管或血管分段的直径和路径长度、血管的重要分支、血管的曲率(弯曲程度)、和血管内的阻塞程度。根据本发明的实施例的执行血管跟踪的能力为操作员提供了在双心室调步规划程序期间执行分析检查而无需物理地将分析探针插入到病人身体的能力。后处理软件还使用已知的 3D 模型处理技术，比如旋转和等距(isometric)观察，以使操作员能够在不同的平面可视化例如 CS 或其分支的 3D 模型，比如横截面视图(该平面垂直于位于血管的中心线上的方向矢量)和纵截面视图(该平面平行于并包括血管的一段)。后处理软件还提供 CS 的“弯曲(warped)”视图，其包括弯曲的重定格式视图(其中血管跟踪信息被投影到单个视图上)和“内腔(lumen)视图”(其中血管被伸直并显示在一个平面上以用于测量/分析的目的)。血管跟踪后处理软件还包括将几何记号(marker)放置在 CS 的中心线上并沿血管的中心线执行血管的矢量跟踪的能力。

后处理软件还包括自动地调整用于血管跟踪分段中的动态分段阈值的算法，从而使动脉期和静脉期对比加强研究都能够跟踪冠状窦。由于血液对图像密度的影响，导致冠状窦内的三维像素密度对于来自动脉期数据获取的图像较低，故必须恰当地调整分段阈值以获得正确的分段成像。在分段之前根据动脉期或静脉期研究设立图像亮度。后处理软件自动区分动脉期或静脉期研究间不同图像对比度的能力称为对比加强分段分析，如下面参考图 3 所述。

现在参考图 2，描绘了示例性过程 300 的流程图，其中在心脏 CT 上创建的图像数据用于医学介入规划，更具体地说，用于双心室调步规划。可以与成像系统 100 的使用相结合地采用示例性过程 300。

过程 300 从步骤 305 开始，其中使用用于右心房和/或冠状窦的优化协议在心脏 CT 扫描仪 118 上获取一系列数据。可以使用的协议的例子是使用具有门控再现的螺旋状扫描获取技术的血管成像协议。在示例性实施例中，血管成像协议使用的参数可以包括 .5 秒桥期(Gantry period)，其具有 .375 螺旋状倾斜(pitch)因子使用单个或多部分(multi-sector)心脏再现。参数还可以包括 120 千瓦、250 微安、以及多层 CT 扫描仪的 1.25 毫米图像厚度。通过结合扫描数据的许多连续时间片段产生一系列数据。

在步骤 310, 通过使用后处理软件对数据分段而对图像数据集进行管理, 所述后处理软件包括设计用于抽取关于右心房和/或冠状窦的内表面的数据的 3D 协议。从数据集分段数据是指抽取关于所关心的, 比如, 例如右心房、冠状窦的解剖标志、或外部解剖记号(例如, 病人外部的记号)的数据集的特定部分。经参考图 1 所述的操作员接口系统 160 来自操作员的输入提供了有关数据集是否应该根据右心房或冠状窦算法进行管理的必要信息。在示例性实施例中, 后处理软件功能可以包括血管跟踪分析和图像亮度阈值选择。步骤 310 的数据管理过程可能要求来自操作员的一个或多个队列(queue), 在此期间操作员可以一步步通过(step through)该过程。例如, 这些队列典型地包括在 CS 的起点和 CS 的每个分支的末梢尾端布置一个点以有利于血管跟踪。3D 协议包括扫描主题的缺省视图和在图像数据上可以执行的缺省处理步骤, 从而为 3D 分段、可视化、分析以及输出提供了自动程序。自动化过程的使用在操作员接口系统 160 处进行管理, 其中操作员选择随后恰当的自动程序, 例如, 分析右心房还是冠状窦。

在步骤 315, 处理用于查看的图像数据并创建 3D 模型。

在步骤 320, 使用多平面体积(volume)重定格式(MPVR)、最大密度投影(MIP)、3D 表面展现(surface rendering)、或体展现(VR, volume rendering)来查看或可视化右心房和/或冠状窦, 体展现可能包括浸入视图(即, 从内部查看)。有多种 3D 软件包可用于心脏体积分析和心脏图像质量分析。

在步骤 325, 操作员将比如, 例如球体的几何记号在解剖标志处插入到所述体积中用于后续的可视化或分析。一次可以插入和可视化多个几何记号(marker)和几何标志(landmarker)。几何标志可以以与解剖标志, 例如, 冠状窦的内表面不同的颜色规划可视化。或者, 可以将几何记号在几何标志处插入到体积中, 并且以透明的形式可视化冠状窦以不透明的形式查看几何标志。并且, 可以使用不同的几何记号识别不同的解剖标志, 从而允许以不同的透明程度展现多个体积。例如, 可以以透明的形式展现心脏模型, 而以不透明的形式展现 CS 模型, 从而允许在整个心脏的环境中查看 CS。可以用比如前面参考步骤 315 描述的体展现工具执行该步骤。在本发明的示例性实施例中, 操作员将一步步地通过可视化和标志识别程序。

在步骤 330, 操作员通过选择与在步骤 325 插入的解剖标志相关的几何记号, 选择要测量或查看的可视参数, 比如, 例如冠状窦的直径、冠状窦的

路径长度、冠状窦的重要分支的查看、冠状窦的曲率(弯曲程度)的量化、和冠状窦的内阻塞度和狭窄度的量化,从而后处理软件其后计算所选择的参数,并提供测量或视图的显示。该分析的正确 3D 展现包括曲线重定格式和胸腔视图。

在步骤 335,保存在医学介入规划程序期间请求用于视觉参考的特定 3D 模型或展现(3D 视图)。这些 3D 视图可能包括可视的心脏图像、解剖标志、或所测量的可视参数。3D 视图可以以包括工业标准医学数字成像图像的各种形式保存在胶卷上或以多媒体的格式进行保存。这些 3D 视图也可以在荧光透视系统上与投影图像进行混和。荧光透视系统可以包括将 x 射线管放置在相对于病人的精确方向,并将探测器放置在病人的另一侧以得到实时 x 射线图像。正确的方向是基于在后处理分析期间所确定的 3D 视图角度,其中视角方向信息在 3D 展现或在 3D 模型本身中指定。荧光透视系统是在程序期间引导导管的一种方法的示例。

在步骤 340,使用所选择的格式将右心房和/或冠状窦的 3D 模型输出到图像数据库。可能的格式包括:线网格几何模型;立体几何模型;与每个图像片段相关的一组轮廓线;分段的一系列二进制图像;游程长度编码的二进制分段屏蔽码(mask);以及诸如基于放射疗法医学数字成像工业标准使用的放射疗法医学数字成像对象的医学数字成像对象。在示例性实施例中,将二进制图像中的所有非相关数据设置为零,并且所分段的一系列二进制图像仅包括非零信息。三维像素的值对应于 CT 衰减,而以 Hounsfield 单位表示的组织密度组成分段的一系列二进制图像。在另一个实施例中,二进制分制屏蔽码指定原始体积本身内的所有相关三维像素的位置。

在步骤 345,将已输出的 3D 模型输入到操作员接口系统中。

在步骤 350,3D 模型 184 以在步骤 325 中所识别的相应标志进行注册。可以使用严格的或不严格的注册技术在操作员接口系统的坐标系统中注册 3D 模型 184。严格注册技术通常要求识别至少三个解剖标志,而不严格注册技术可以要求识别多于三个解剖标志。在严格注册中,在介入性程序期间可以将 3D 模型 184 转换或旋转以与由介入性系统成像或识别的定位标志相匹配。也可以使用额外的标志从而计算最佳拟和(以均方差的形式)的变换。用于血管跟踪的中心线,例如 CS 口附近的,也可以用于促进 3D 模型在介入性系统的坐标系统中的注册。在不严格注册中,还可以伸长和弯曲 3D 模型 184。

在步骤 355, 经操作员接口系统将模型进一步可视化, 并且将所选择的可视参数映射到该模型上。上述示例性实施例是指一个 3D 模型。然而, 这可以扩展到由心脏成像系统输出并输入到操作员接口系统的任意数目的 3D 模型。

现在参考图 3, 描绘了根据本发明的实施例自动建立用于动脉期和静脉期对比加强研究的冠状窦血管跟踪的动态分段阈值的过程 370 的流程图。图 3 的算法包括在后处理系统 180 的后处理软件中。

过程 370 开始于步骤 375, 其中从图像数据库 150 接收到原始程序规划 CT 系列数据(一系列心脏图像数据)。在步骤 380, 由比较测量、图像首标信息、或者用户输入确定是否正在检查动脉期或静脉期对比研究。

如果正在检查静脉期对比研究, 则过程逻辑进行到步骤 385, 其中首先过滤该系列数据以去除心室血液堆积(heart chamber pool)。在步骤 390, 提示用户到血管跟踪点, 比如, 例如 CS 起源点和一个或多个末梢点。在步骤 395, 后处理软件使用这里描述的血管跟踪方法对 CS 执行血管跟踪程序。在步骤 400, 使用例如弯曲的重定格式、内腔视图、或导航视图可视化所跟踪的 CS。在步骤 405, 选择性地为进一步可视化和分析恢复先前在步骤 385 中移除的右心房。在步骤 410, 如所期望的, 对血管或血管分段执行测量, 并输出模型数据。

如果在步骤 380 正在检查动脉期对比研究, 则过程逻辑进行到步骤 415, 其中通过例如用户输入确定是否要执行高质量的跟踪。如果不要执行高质量跟踪, 则过程逻辑进行到步骤 420, 其中选择 CS 跟踪的低密度阈值。

在步骤 420 之后, 过程逻辑进行到步骤 385 块, 并如上所述继续。

如果在步骤 415 确定了要执行高质量跟踪, 则过程逻辑进行到步骤 425, 其中首先过滤所述一系列数据以去除心室血液堆积。在步骤 430, 提示用户到冠状动脉血管跟踪点, 比如, 例如左主动脉的起源点或可选性地一个或多个 LAD 和 LCx 末梢点。在步骤 435, 后处理软件使用这里描述的血管跟踪方法对冠状动脉执行血管跟踪程序。在步骤 440, 从系列数据中移除高密度冠状动脉。在步骤 440 之后, 过程逻辑进行到步骤 390 块并如上所述继续。

如上所述并如图 4 的流程图 450 中一般性地展示, 在对病人的介入性程序期间可以检索、显示和使用在介入性规划程序期间捕获的病人的一系列心脏图像数据。在介入性程序期间, 将比如导管的探针插入到病人的冠状窦中,

并用于控制冠状窦模型的血管跟踪。为了实现该实时血管跟踪,首先,从图像数据库检索来自介入性规划程序规划的一系列心脏图像数据 460,然后对其分段(例如,以显示冠状窦)和显示 470。其后,将导管插入到病人的冠状窦 480,然后识别 490 来自介入性程序的标志,比如冠状窦的起源,从而允许注册两个坐标系统 500(即,介入性程序规划和介入性程序坐标系统)。注册 500 包括中心线注册,其中例如,比如 CS 的血管的中心线可以用作几何标志。在注册后,程序规划图像(例如冠状窦的浸入视图)可以对应于加入探头的位置被显示 510,从而允许对冠状窦的实时血管跟踪。在实时血管跟踪介入程序中,可以用浸入视图、导航图、体展现图、或这里描述的任何其它视图与程序规划图像一起显示导管点的位置,从而有利于通过血管(例如,冠状窦)的实时导航。包括当前导管位置的 3D 图像投影可以以相同的视角投影到 3D 荧光透视图像上,并与其结合。

现在参考图 5 和图 6,分别示出了来自 RA 内的 CS 240 的起源的导航视图和 CS 与弯曲的交叉点附近的 CS 240 内的导航视图。图 5 和图 6 仅代表了血管跟踪分析期间创建的多个图像的两个例子并且是以下面方式根据本发明的实施例产生的。使用图 1 的成像系统 100,由医学扫描仪系统 110 使用如下所述的获取协议获取 305 一系列心脏图像数据。然后图像数据被分段 310 以抽取出 CS 240 并且被处理 315 用于 3D 模型创建和查看。根据图 3 的过程实现 CS 240 的血管跟踪,图 3 根据正在分析静脉期还是动脉期对比加强研究而描绘了正确血管跟踪所需的步骤。图 5 和图 6 中所描绘的两个所得血管跟踪图像为操作员或医生提供了能够查看病人的实际心脏解剖以在心脏程序规划期间使用的医学工具。

获取协议

参考图 5 和图 6,在 4/8/16/32+探测器行多段扫描仪上以回顾性 EKG 门控再现使用心脏螺旋状获取。扫描仪参数设置在 120kv、300mA、0.5sec 旋转周期、0.35 螺旋状倾斜因子、1.25 或 0.625mm 段厚度,且在 75%心脏期位置分段再现。扫描方向为从心脏的下侧和从心脏的底部到顶部,以在获取中早些获取更关键的数据(例如考虑到病人运动、呼吸)。在心脏螺旋状扫描之前,执行冠状窦源附近的定时团块获取以确定最佳准备延迟(对比注射的开始和心脏螺旋状扫描之间的时间)。在心脏图像的扫描和再现之后,其中在心脏图像中看到运动假象,在整个心脏周期指示出多相再现。在病人在扫描期间经

历了心律不齐的大约 45%处选择相位位置(phase location)。在仍然看到运动假象的地方使用多部分再现。使用多相后处理 3D 阅读器可以有利于多部分再现程序的选择。选择图像的最佳集合(例如最好的相位,最好的再现类型),然后对正在研究的解剖标志(例如右心房、冠状窦)执行由特定 3D 协议定义的后处理分段。

或者,可使用两个其它的选择进行获取。首先,可以使用预期门控电影摄影术(cine)获取,或其次,可以使用带有心脏门控螺旋状扫描的放松(relaxed)心脏门控再现技术(例如使用 $\pm 10\%$ 的相位位置公差),从而螺旋状倾斜大于 0.50。两种替换方法对病人都只有小的辐射量,但由于例如心律不齐可能会影响图像质量。

通过根据本发明的实施例的双心室调步规划,可以在实际的介入性程序之前计划出介入性双心室调步治疗法,并且可以在实际介入性程序期间使用在规划程序期间得到的图像。通过在介入之前为介入治疗医生(interventionalist)提供 CS 解剖的知识,可以识别出适合于特定病人的合适介入性程序,从而提高了介入性程序的效率。

3D 模型也可以用于介入性程序期间的左心室(LV)探头放置。一旦 CS 的 3D 模型已在介入性系统坐标系统内注册,系统就可以在放置程序期间用 3D 和模型的浸入(类似于导航的)视图及 LV 探头的实时位置对 CS 的合适分支提供 LV 探头的实时导航。在实时导航程序中,响应于在介入性程序期间被操纵的探针或导管看到在图 5 和图 6 中描绘了两个例子的血管跟踪图像。应该理解本发明不限于对 CS 的分析而是也可以适用于其它系列心脏图像数据。

尽管已参考示例性实施例说明了本发明,本领域一般技术人员应该明白,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行各种变化及进行等效元素的替代。另外,在不脱离本发明的基本范围的情况下,可以进行多种修改以适应特定的环境或讲述本发明的材料。因此,本发明并不限于作为实施本发明的最佳形式考虑所公开的特定实施例,而是包括落在所附权利要求书的范围内的所有实施例。

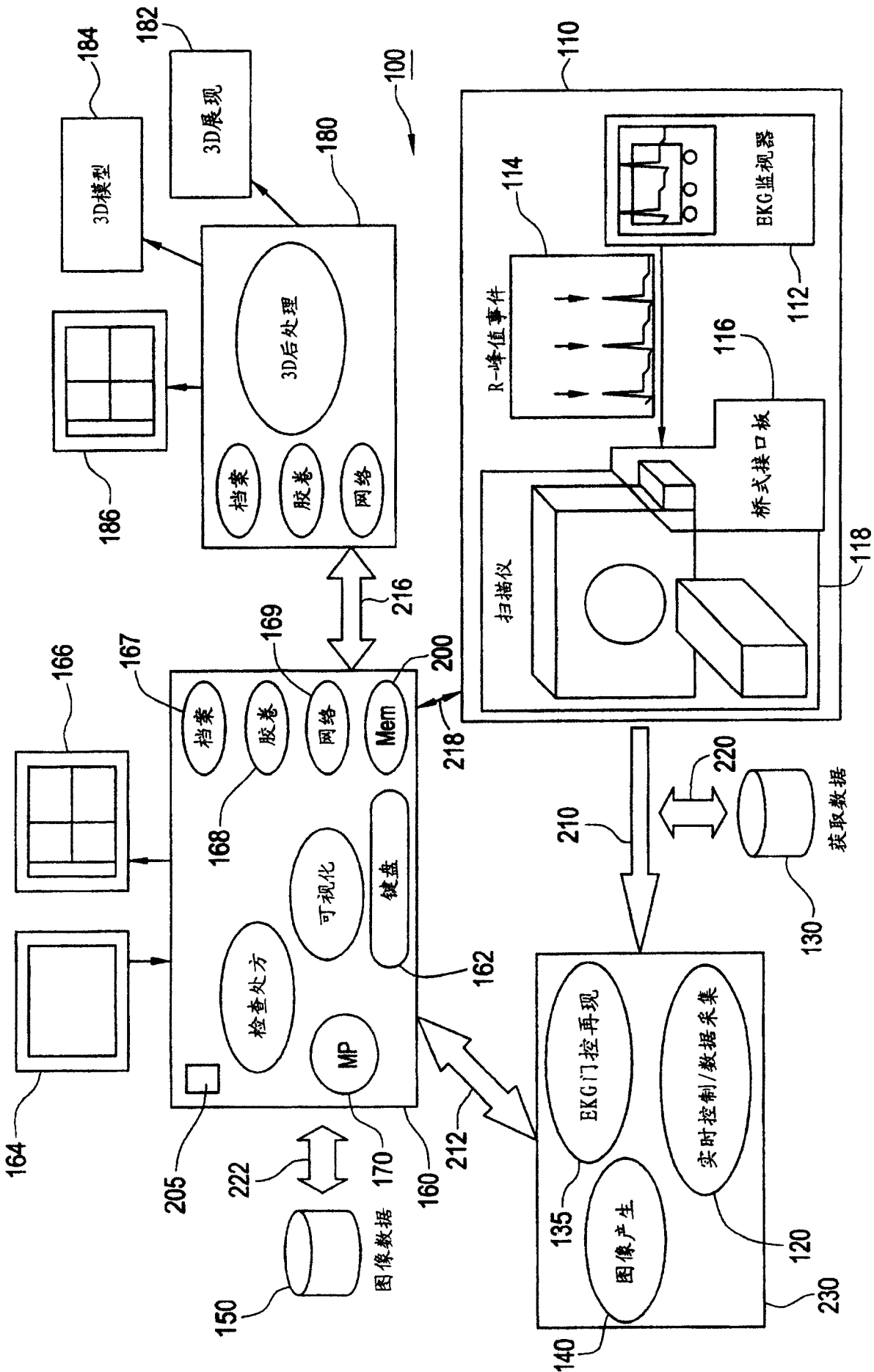


图 1

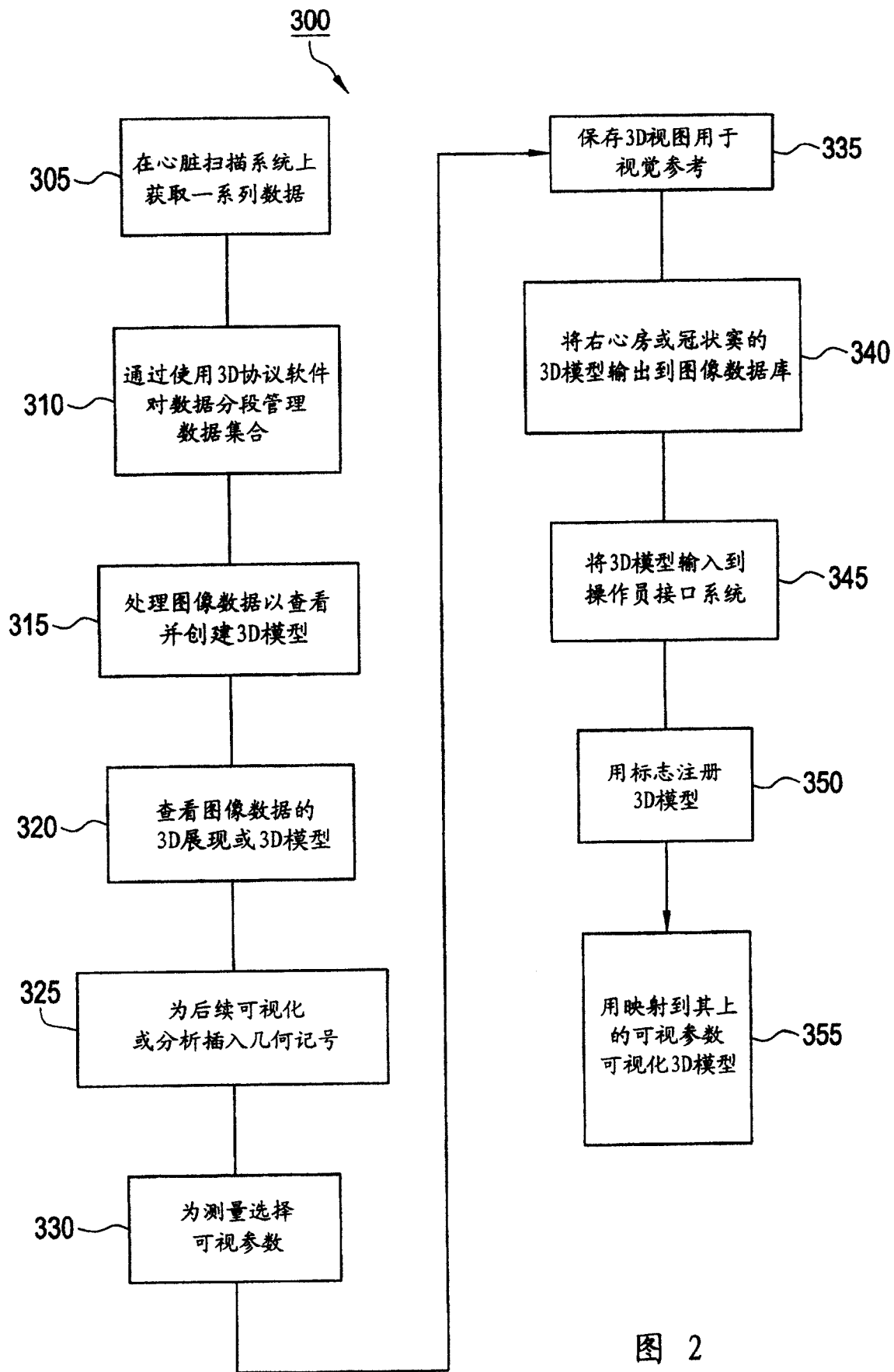


图 2

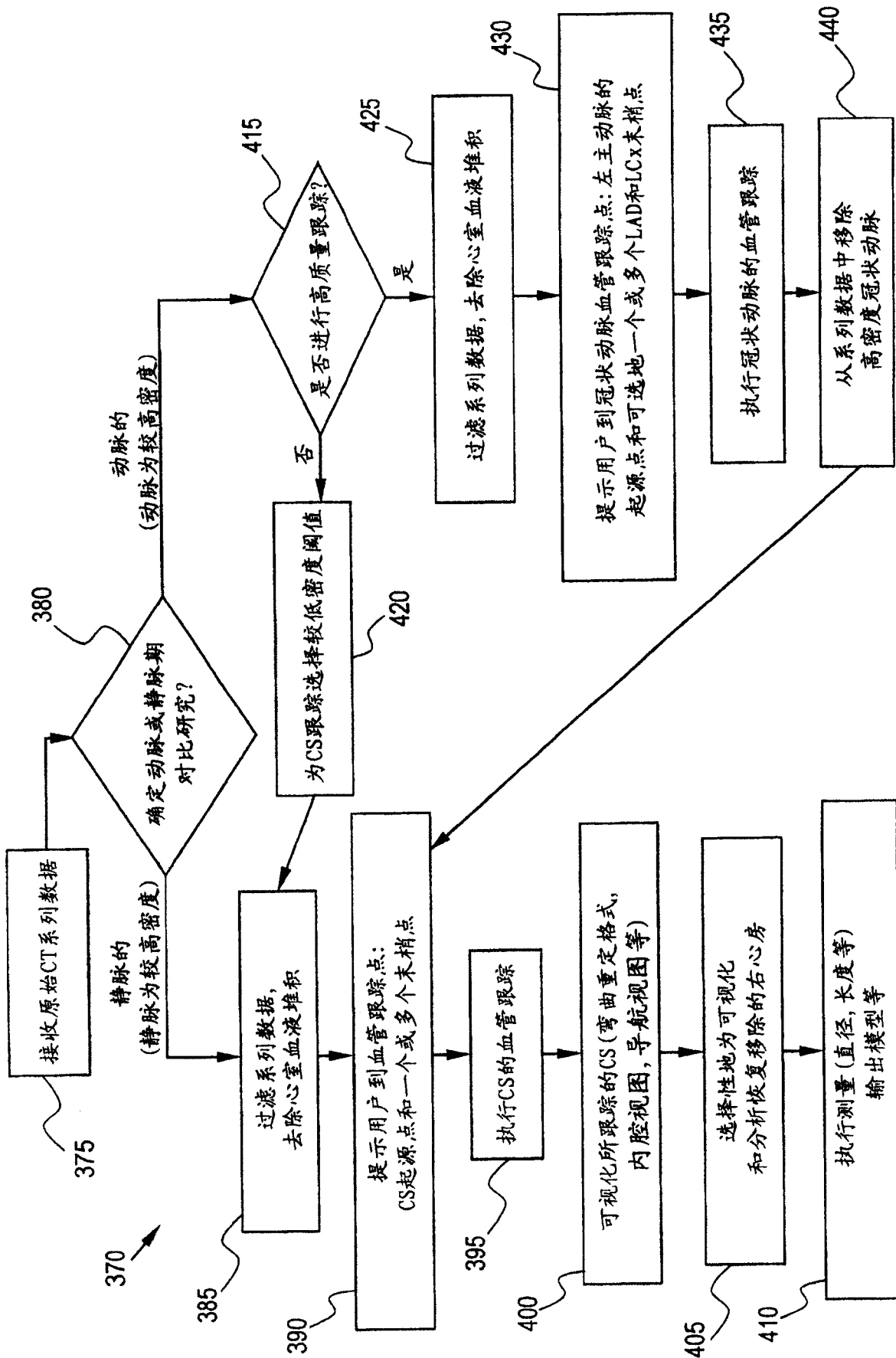


图 3

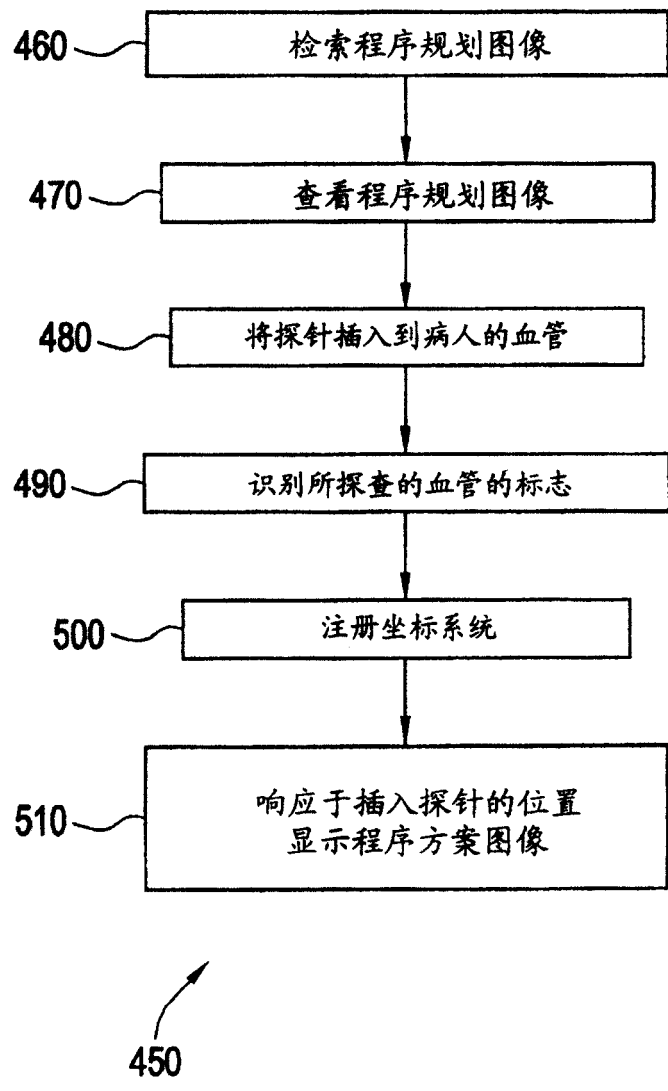


图 4

来自右心房内的CS起源的导航视图



图 5

CS与弯曲交叉点附近的CS内的导航视图

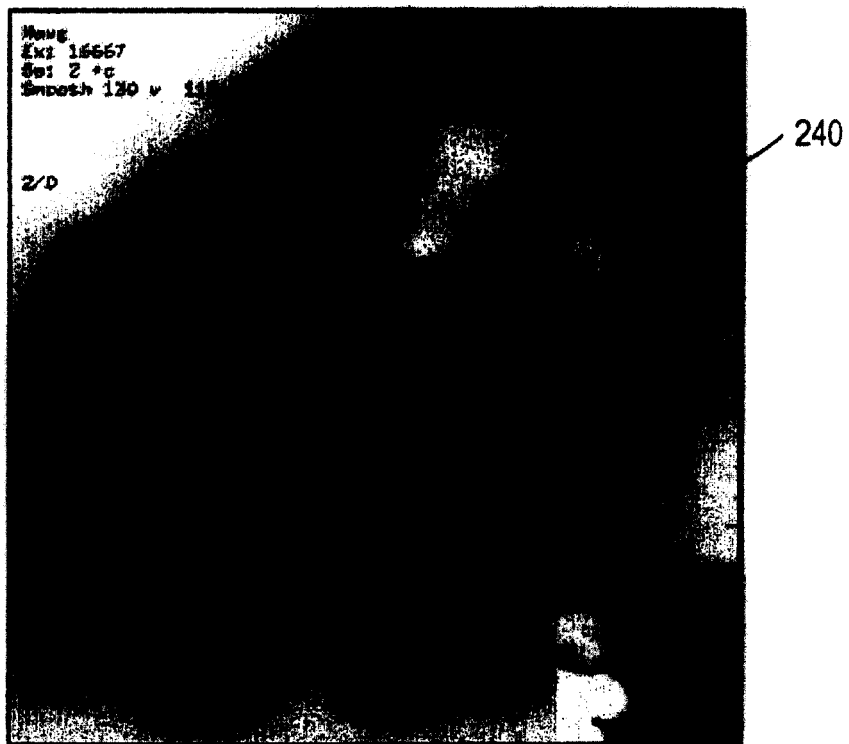


图 6

专利名称(译)	用于医学介入程序规划的方法和装置		
公开(公告)号	CN100517344C	公开(公告)日	2009-07-22
申请号	CN200310102990.1	申请日	2003-10-31
申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医药系统环球科技公司		
[标]发明人	达林R奥克伦德 尚卡拉B雷迪 杰斯珀S斯拉		
发明人	达林·R·奥克伦德 尚卡拉·B·雷迪 杰斯珀·S·斯拉		
IPC分类号	G06F19/00 A61B5/02 G01R33/28 A61B5/00 A61B5/0456 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/12 A61B8/00 A61N5/10 G01R33/32 G01T1/161		
CPC分类号	A61B6/541 A61B5/055 A61B6/504 A61B5/0456 A61B8/0891 A61B6/12 A61B6/032 A61B5/7207 G06F19/321 A61B6/503 A61B8/5284 G06F19/3437 A61B6/037 A61B6/484 G06F19/3406 G16H20/40 G16H30/20 G16H30/40 G16H40/63 G16H50/50		
代理人(译)	王志森		
优先权	10/065595 2002-11-01 US		
其他公开文献	CN1503184A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于医学介入程序规划的成像系统(100)，包括：医学扫描仪(110)系统，用于产生一系列心脏图像数据；数据获取系统(120)，用于获取这一系列心脏数据；图像产生系统(140)，用于从这一系列心脏图像数据产生至少一个可视图像；数据库(130, 150)，用于存储来自数据获取和图像产生系统(140)的信息；操作员接口系统(160)，用于管理医学扫描仪(110)系统、数据获取系统(120)、图像产生系统(140)以及数据库(130, 150)；以及后处理系统(180)，用于分析这一系列心脏图像数据，显示可视图像，并响应操作员接口系统(160)；操作员接口系统(160)包括在双心室调步规划、心房纤维性颤动程序规划或心房扑动程序规划中使用这一系列心脏图像数据和可视图像的命令。

