



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1853573 B

(45) 授权公告日 2010.11.03

(21) 申请号 200610077080.6

(22) 申请日 2006.04.26

(30) 优先权数据

11/114,801 2005.04.26 US

(73) 专利权人 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·C·阿尔特曼 A·戈瓦里

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 顾珊 魏军

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2004/060158 A1, 2004.07.22, 全文.

US 5630837 A, 1997.05.20, 全文.

US 2003/0231789 A1, 2003.12.18, 说明书第
42段至第49段, 第53段, 第64段至第89段,
第107段、附图2, 6, 8-13.

审查员 高鸿姝

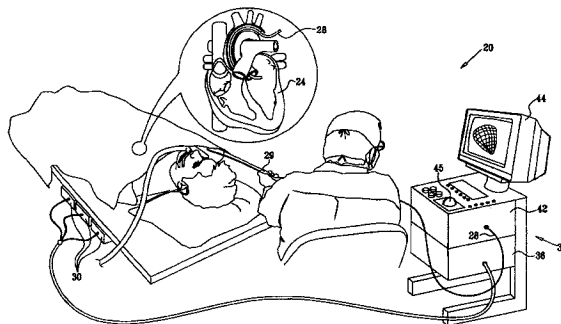
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 9 页

(54) 发明名称

使用超声以预获取图像配准电解剖图

(57) 摘要

一种对患者体内的目标进行成像的系统和方法,其包括如下步骤:提供所述目标的预获取图像;在患者体内放置包括方位传感器、超声成像传感器和至少一个电极的导管,并使用方位传感器和所述目标表面的电活动数据点确定一部分导管在患者体内的方位信息,所述数据点使用至少一个电极获取。使用超声成像传感器获得所述目标的超声图像,所述目标表面的电活动数据点的方位信息被确定;根据所述电活动数据点和所述电活动数据点的方位信息生成所述目标的电生理图。对于所述目标的超声图像的任何像素的方位信息被确定,并且以所述超声图像配准所述预获取图像和电生理图。配准后的预获取图像、电生理图和超声图像显示在显示器上。



1. 一种对患者体内的目标进行成像的系统,该系统包括:

该目标的预获取图像;

该目标的电生理图;

包括方位传感器和超声成像传感器的导管,上述方位传感器传送表示一部分导管在患者体内的方位信息的电信号,上述超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波、并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号;

可操作地连接到导管的定位处理器,用于根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息;

可操作地连接到导管和定位处理器的图像处理器,该图像处理器根据超声传感器传送的信号产生目标的超声图像,并确定目标的超声图像中任意像素的方位信息,该图像处理器以超声图像来配准预获取图像和电生理图;和

显示器,用于显示所配准的预获取图像、电生理图和超声图像。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中超声图像是至少一个二维超声图像。

3. 根据权利要求 2 所述的系统,其中图像处理器从至少一个二维超声图像中重建三维模型,并且预获取图像和电生理图以三维模型进行配准。

4. 根据权利要求 3 所述的系统,其中所述电生理图包括至少一个电活动数据点。

5. 根据权利要求 4 所述的系统,其中所述至少一个电活动数据点包括在目标表面上的局部电位。

6. 根据权利要求 4 所述的系统,其中所述至少一个电活动数据点包括在目标表面上的活动时间值。

7. 根据权利要求 3 所述的系统,其中所述电生理图包括电解剖图。

8. 根据权利要求 3 所述的系统,其中方位传感器用于确定位置和取向坐标作为方位信息。

9. 根据权利要求 8 所述的系统,其中方位传感器响应于电磁场。

10. 根据权利要求 9 所述的系统,其中电磁场限定了导管的工作体积。

11. 根据权利要求 10 所述的系统,其中超声成像传感器是超声换能器阵列。

12. 根据权利要求 11 所述的系统,其中超声换能器阵列是相控阵列。

13. 根据权利要求 12 所述的系统,其中预获取图像是 MRI 图像。

14. 根据权利要求 12 所述的系统,其中预获取图像是 CT 图像。

15. 根据权利要求 12 所述的系统,其中预获取图像是 X 射线图像。

16. 一种对患者体内的目标进行成像的系统,该系统包括:

该目标的预获取图像;

包括方位传感器、超声成像传感器和至少一个电极的导管,上述方位传感器传送表示一部分导管在患者体内的方位信息的电信号,上述超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波、并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号,并且上述至少一个电极获取目标表面的电活动数据点;

可操作地连接到导管的定位处理器,用于根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息;

可操作地连接到导管和定位处理器的图像处理器,图像处理器根据超声传感器传送的信号产生目标的超声图像,并确定目标的超声图像中任意像素和目标的电活动数据点的方位信息,该图像处理器根据目标的电活动数据点和电活动数据点的方位信息建立目标的电生理图,并以超声图像来配准预获取图像和电生理图;和

显示器,用于显示所配准的预获取图像、电生理图和超声图像。

17. 根据权利要求 16 所述的系统,其中所述超声图像至少是一个二维超声图像。

18. 根据权利要求 17 所述的系统,其中图像处理器从至少一个二维超声图像中重建三维模型,并且以三维模型配准预获取图像和电生理图。

19. 根据权利要求 18 所述的系统,其中所述电生理图包括至少一个电活动数据点。

20. 根据权利要求 19 所述的系统,其中所述至少一个电活动数据点包括在目标表面上的局部电位。

21. 根据权利要求 19 所述的系统,其中所述至少一个电活动数据点包括在目标表面上的活动时间值。

22. 根据权利要求 18 所述的系统,其中所述电生理图包括电解剖图。

23. 根据权利要求 18 所述的系统,其中方位传感器用于确定位置和取向坐标作为方位信息。

24. 根据权利要求 23 所述的系统,其中方位传感器响应于电磁场。

25. 根据权利要求 24 所述的系统,其中电磁场限定了导管的工作体积。

26. 根据权利要求 25 所述的系统,其中超声成像传感器是超声换能器阵列。

27. 根据权利要求 26 所述的系统,其中超声换能器阵列是相控阵列。

28. 根据权利要求 27 所述的系统,其中预获取图像是 MRI 图像。

29. 根据权利要求 27 所述的系统,其中预获取图像是 CT 图像。

30. 根据权利要求 27 所述的系统,其中预获取图像是 X 射线图像。

使用超声以预获取图像配准电解剖图

技术领域

[0001] 本发明通常涉及医学成像系统,尤其涉及由多个超声图像建立三维器官模型的方法和系统。

背景技术

[0002] 心内膜(即,心脏内表面)的三维(3D)映射方法在本技术领域中已经众所周知。例如,美国专利 5738096 描述了建立心脏图(map)的方法,该公开内容包括在这里作为参考。侵入探头被引入和心壁的多个位置接触。侵入探头的方位针对每一个位置被确定,并且这些方位被组合起来形成至少一部分心脏的构造图。

[0003] 在一些系统中,诸如上述美国专利 5738096 所描述的系统,其它生理特性以及心脏表面的局部电活动也可以通过导管获取。相应的图包括了已获取的局部信息。

[0004] 一些系统使用了包括方位检测的混合导管。例如,美国专利 6690963 描述了用于确定侵入医疗仪器位置和取向的定位系统,该公开内容包括在这里作为参考。

[0005] 带有声换能器的导管可以用在心内膜的非接触成像中。例如,美国专利 6716166 和 6773402,描述了用于体腔的 3D 映射和几何重建的系统,尤其是心脏,该公开内容包括在这里作为参考。上述系统使用了包括多个声换能器的心导管。这些换能器发射超声波,超声波从体腔表面被反射并且被换能器再次接收。这样,每一个换能器到与换能器相对的表面上的点或区域的距离可以被确定,并且距离测量值可以被组合起来以重建表面的 3D 形状。导管也可以包括用于确定导管在心脏内的位置和取向坐标的方位传感器。

[0006] 美国专利 5846205 描述了包括导管的相控阵列超声换能器组件,该公开内容包括在这里作为参考。末端部分紧挨着换能器阵列被安装在导管上,并且上述末端部分限定了通过对通过其中的超声能量基本上进行散焦的声学窗。因为声学窗是散焦的,所以发明人要求保护相对较小的曲线半径能够被用在上述窗口的径向外表面上。

[0007] 美国专利 6066096 描述了体积管腔内超声成像的成像探头,该公开内容包括在这里作为参考。经过配置被放置在患者体内的探头包括具有近端和远端的细长体。超声换能器相控阵列被连接到并且被放置在细长体的远端。超声换能器相控阵列被放置用于从细长体的远端发射和接收体积前向扫描的超声能量。超声换能器相控阵列包括多个被超声换能器元件占据的位置。在这些位置中至少有一个位置会缺少至少一个超声换能器元件,从而限定间隙位置。工具被放置在间隙位置上。尤其是,工具能够是光纤引线、抽吸工具、导丝、电生理电极或消融电极。

[0008] 美国专利 6059731 描述了同时进行侧面和端面观察的超声成像导管系统,该公开内容包括在这里作为参考。上述系统包括至少一个侧面阵列和至少一个端面阵列。每一个阵列至少具有超声换能器元件中的一行。这些元件能够可操作地用作单一超声换能器,并且被相位调整以产生不同的视图。

[0009] 美国专利 UA5904651 描述了携带成像元件用于组织可视化的导管,该公开内容包括在这里作为参考。上述导管也携带延伸到成像元件范围之外的支撑结构,用于接触远离

成像元件的周围组织。支撑元件使成像元件保持稳定,同时由成像元件可视化位于内部身体区域的组织。支撑结构也携带了诊断或治疗部件用于接触周围组织。

[0010] 美国专利 5876345 描述了用于二维 (2D) 成像或 3D 重建的超声导管,该公开内容包括在这里作为参考。上述超声导管至少包括两个具有良好近场和远场分辨率的超声阵列。导管提供了心腔的轮廓,以便辅助说明由导管获取的图像。

[0011] 美国专利 6228032 描述了安装到导管上的超声换能器元件的相控线性阵列的操纵机构和操纵线,该公开内容包括在这里作为参考。

[0012] 美国专利 6226546 描述了用于产生一部分人体 3D 图的导管定位系统,其中导管的方位可以从该系统中确定,该公开内容包括在这里作为参考。多个声换能器在预定方位处围绕导管顶部放置。声学信号由用作声源的声换能器产生。信号处理单元产生和接收信号相对应的 3D 图,其中上述接收信号由用作声接收器的声换能器接收。

[0013] 美国专利 6171248 描述了用于 2D 成像或 3D 重建的超声探头,该公开内容包括在这里作为参考。该专利描述了至少包括两个超声阵列的超声探头。上述探头允许建立和检查 3D 图像。

[0014] 在本技术领域,使用心内超声成像对心内膜表面进行非接触重建的一些方法已经为人熟知。例如, PCT 专利公开 WO 00/19908 描述了用于心内超声成像的可操纵换能器阵列,该公开内容包括在这里作为参考。上述阵列形成了在期望取向上被活动孔径操控的超声束。美国专利 6004269 描述了以整合到导管内的超声装置为基础的声学成像系统,该公开也在此引入作为参考。上述超声装置将超声信号指向心脏的内部结构以产生超声图像。PCT 专利公开 WO 99/05971 和 W000/07501 描述了使用基准导管上的超声换能器,以确定和心内膜进行接触的其它导管(例如,映射或消融导管)上的超声换能器的位置,该公开内容包括在这里作为参考。

[0015] 心内超声成像的其它例子在美国专利 5848969 中得到体现,该公开内容包括在这里作为参考。上述公开描述了使用可扩张成像结构对内部组织区域进行可视化的系统和方法。

[0016] PCT 专利公开 WO 99/55233 描述了描绘患者心脏 3D 表面的方法,该公开内容包括在这里作为参考。通过使用训练数据,3D 网格模型获得改进,以便用作患者心脏总体的原型形状。患者心脏的多个超声图像在不同的图像平面中被接收。在每一幅图像中各个解剖位置均被手动识别。这样,相对于预定的解剖位置,网格模型和图像被严格对齐。

[0017] 使用超声图像进行轮廓提取和 3D 建模的其它方法在欧洲专利申请 EP 0961135 中得到描述,该公开内容包括在这里作为参考。例如另一个例子, PCT 专利公开 WO 98/46139 描述了使用调制非线性映射函数将多普勒和 B 型超声图像信号合并到一个图像中的方法,该公开内容包括在这里作为参考。

[0018] 美国专利 5797849 描述了使用 3D 跟踪和成像系统执行医疗手术的方法,该公开内容包括在这里作为参考。外科器械被插入到患者体内。当外科器械经由身体结构运动时,外科器械的位置被跟踪。外科器械的位置相对于它最接近的周围环境被显示,以提高医生准确定位外科器械的能力。

[0019] 美国专利 5391199 描述了消融患者的一部分器官或身体结构的方法,该公开内容包括在这里作为参考。上述方法包括获取被映射器官或结构的透视图像,并将一个或多个

导管推进到与器官或结构相邻或位于其内的位置上。通过使用非电离场,每一个导管远端的位置被检测。在一个或多个导管的远端,器官或结构的局部信息被检测,并且检测到的信息被处理以建立一个或多个数据点。数据点被叠加到器官或结构的透视图像上,便于进行一部分器官或结构的消融。

[0020] 一些医学成像系统根据获取到的图像信息,使用重建 3D 模型的方法。例如,美国专利 5568384 描述了将 3D 多模态图像集成成一个单一复合图像的方法,该公开内容包括在这里作为参考。从两个或多个不同图像中提取表面,并使用半自动分割技术对所述表面进行匹配。

[0021] 美国专利 6226542 描述了体内器官 3D 重建的方法,该公开内容包括在这里作为参考。处理器从多个采样点中重建患者体内的体积或体腔的 3D 图,其中上述多个采样点位于方位坐标已经被确定的体积上。表面重建基于数目有限的采样点。

[0022] 美国专利 4751643 和 4791567 描述了确定体内连续子结构的方法,该公开内容包括在这里作为参考。表示同一种组织类型的 3D 区域用相同标记标注。通过使用标记信息,所有具有相同标记的连续数据点被确定。

[0023] 一些系统使用了根据图像获取信息对身体组织和器官进行分析和建模的图像处理方法。McInerney 和 Terzopoulos 在文章“Deformable Models in Medical Image Analysis :A Survey”中描述了这样的一种技术,该文章发表在 1996 年 6 月出版的 Medical Image Analysis, (1 : 2), pp 91-108, 该文章在此引入作为参考。作者描述了一种通过使用从图像数据中导出的(自下而上地)的约束条件以及(自上而下地)与这些结构的位置、大小和形状有关的先验知识,对解剖结构进行分割、匹配和跟踪的计算机辅助医学图像分析技术。

[0024] Neubauer 和 Wegenkittl 在文章“Analysis of Four-Dimensional Cardiac Data Sets using Skeleton-Based Segmentation”中描述了另一种分析技术,该文章包括在这里作为参考,该文章发表在 2003 年 2 月在捷克共和国 Plzen 西波希米亚大学召开的第十一届中欧计算机图形学、可视化和计算机视觉国际会议上。作者描述了一种从心脏 CT(计算机断层成像)图像中对部分心脏进行分割的计算机辅助方法,其中上述 CT 图像在心动周期的多个时间点上获取。

发明内容

[0025] 心脏的三维图像在许多基于导管的诊断和治疗应用中是十分有用的。实时成像不但可以提高医生的操作能力,甚至能够使经验相对不足的医生更加自如地执行复杂的外科手术。3D 成像也有助于减少执行某些外科手术所需的时间。此外,3D 超声成像能够被用在设计复杂的手术和导管手法上。

[0026] 本发明的实施方案提供用于执行 3D 心脏成像的改进方法和系统。包括超声换能器阵列和方位传感器的探头用于对患者体内的目标器官或结构进行成像。在一个实施方案中,探头包括插入到患者心脏中的导管。探头获取目标器官的多个 2D 超声图像,并将它们发送到图像处理器。对于每一个图像,通过使用方位传感器,探头的位置和取向坐标被测量。

[0027] 系统用户,通常是医生,检查交互显示器上显示的图像。用户使用显示器在一个

或多个图像上对识别器官特征的所关注的轮廓进行手动标注（也称为“标记”）。此外或可选择地，轮廓可以使用轮廓检测软件被自动标记。在剩余的未标记图像中至少有一些图像，图像处理器可以自动识别并重建相应的轮廓。然后，图像处理器根据多个超声图像以及每一个图像被捕获时对应的探头坐标，使用轮廓对模型中的 3D 结构进行分割，建立 3D 结构模型。

[0028] 在一些实施方案中，轮廓包括离散点。通过使用方位传感器信息和 2D 超声图像属性，每一个点的 3D 坐标被计算出来。计算得到的方位被用于建立 3D 模型。由医生标记的轮廓可以被投影并显示在 3D 模型的顶部。

[0029] 因此，这里所公开的方法提供了一种用于体内器官 3D 图像的用户辅助重建的交互工具。这些方法也提供一种用于限定解剖表面的方便准确的方式，其中电活动图（尤其是在心脏成像应用中）或另一种图或图像被投影到上述解剖表面上。

[0030] 因此，根据本发明的一个实施方案，这里提供一种解剖结构建模的方法，包括：

[0031] 使用超声传感器，在超声传感器的多个空间方位的各个方位获取解剖结构的多个超声图像；

[0032] 在多个空间方位中的每一个方位，测量超声传感器的位置和取向坐标；

[0033] 在一个或多个超声图像中标记涉及解剖结构特征的所关注的轮廓；和

[0034] 根据所关注的轮廓和测量得到的位置和取向坐标，建立解剖结构的三维（3D）模型。

[0035] 在公开的实施方案中，建立 3D 模型包括根据已标记的所关注的轮廓，在未标记轮廓的超声图像的至少一部分图像中自动重建特征。

[0036] 在另一个实施方案中，解剖结构包括心脏，并且获取多个超声图像包括将包括超声传感器的导管插入到第一心腔并在心腔内的多个空间方位的各个方位之间移动导管。此外或可选择地，建立 3D 模型包括建立位于第一心腔之外的目标结构的 3D 模型。

[0037] 在另一个实施方案中，获取超声图像和测量位置、取向坐标包括相对于同步信号对超声图像获取以及位置和取向坐标测量的时序进行同步，其中上述同步信号包括心电图（ECG）信号、内部生成同步信号和外部提供同步信号中的一个。此外或可选择地，同步时序和测量包括相对于同步信号对组织特征、温度和血流中至少一个的测量进行同步。

[0038] 在另一个实施方案中，测量位置和取向坐标包括在和超声传感器有关的方位传感器附近产生场，在方位传感器处检测场，并计算超声传感器响应检测场的位置和取向坐标。在一些实施方案中，产生场包括产生磁场，并且检测场包括在方位传感器处检测产生的磁场。

[0039] 在另一个实施方案中，测量位置和取向坐标包括使用和超声传感器有关的场发生器产生场，使用一个或多个接收传感器检测场，并计算超声传感器响应所检测场的位置和取向坐标。在一些实施方案中，产生场包括产生磁场，并且检测场包括在一个或多个接收传感器处检测产生的磁场。

[0040] 在一个实施方案中，自动重建特征包括接受手动输入，上述手动输入包括同意、取消、校正和修改上述自动重建特征的至少一部分中的至少一个。

[0041] 在另一个实施方案中，建立 3D 模型包括至少产生解剖结构的目标结构的框架模型和表面模型中的一个，并将 3D 模型显示给用户。此外或可选择地，产生表面模型包括在

表面模型上至少覆盖电活动图和参数图中的一个。

[0042] 在另一个实施方案中,建立 3D 模型包括在 3D 模型上覆盖从磁共振成像 (MRI) 系统、计算机断层成像 (CT) 系统和 X 射线成像系统中的一个或多个系统中输入的信息。此外或可选择地,覆盖信息包括使用 3D 模型的坐标系对输入信息进行配准 (register)。

[0043] 在另一个实施方案中,建立 3D 模型包括在 3D 模型中限定一个或多个所关注的区域,并将和 3D 模型上的一个或多个所关注的区域相对应的那部分超声图像进行投影。

[0044] 在一个实施方案中,获取多个超声图像包括使用体外超声探头扫描解剖结构,并在多个空间方位的各个方位之间移动探头,其中上述体外超声探头包括超声传感器。

[0045] 此外,根据本发明的一个实施方案,这里提供了一种对解剖结构进行建模的方法,该方法包括:

[0046] 在超声传感器的一个空间方位,使用超声传感器获取解剖结构的超声图像;

[0047] 在上述空间方位,测量超声传感器的位置和取向坐标;

[0048] 在超声图像中,标记涉及解剖结构特征的所关注的轮廓;和

[0049] 根据测量得到的位置和取向坐标,在 3D 空间中至少显示超声图像和所关注的轮廓中的一部分。

[0050] 根据本发明的一个实施方案,这里也提供了一种对解剖结构进行建模的系统,该系统包括:

[0051] 探头,该探头包括:

[0052] 超声传感器,该传感器被配置用于在探头的多个空间方位的各个方位上获取解剖结构的多个超声图像;和

[0053] 方位传感器,该传感器被配置用于在多个空间方位的每一个方位上确定超声传感器的位置和取向坐标;

[0054] 交互显示器,该显示器被耦合用于显示超声图像,并且用于接收标记所关注的轮廓的手动输入,其中上述所关注的轮廓是指在一个或多个超声图像中解剖结构的特征;和

[0055] 处理器,该处理器被耦合用于接收超声图像和测量得到的位置和取向坐标,接受手动标记的所关注的轮廓,以及根据所关注的轮廓和已测量的空间方位建立解剖结构的 3D 模型。

[0056] 根据本发明的一个实施方案,这里进一步提供一种对解剖结构进行建模的系统,该系统包括:

[0057] 探头,该探头包括:

[0058] 超声传感器,该传感器被配置用于在探头的各个空间方位上获取解剖结构的超声图像;和

[0059] 方位传感器,该传感器被配置用于在上述空间方位上确定超声传感器的方位和取向坐标;

[0060] 处理器,该处理器被耦合用于接收超声图像和测量得到的位置和取向坐标,并且根据测量得到的位置和取向坐标计算超声图像的 3D 方位;和

[0061] 交互显示器,该显示器被耦合用于接收标记所关注的轮廓的手动输入,并且根据计算得到的超声图像的 3D 方位在 3D 空间中至少显示超声图像和所关注的轮廓中的一部分,其中上述所关注的轮廓是指超声图像中解剖结构的特征。

[0062] 此外,根据本发明的一个实施方案,这里提供一种对解剖结构进行建模的计算机软件产品,该产品包括计算机可读介质,程序指令被保存在上述可读介质中,当指令被计算机读取时,这些指令会促使计算机在超声传感器的多个空间方位的各个方位上使用超声传感器获取解剖结构的多个超声图像,在多个空间方位的每一个方位上测量超声传感器的位置和取向坐标,接收标记所关注的轮廓的手动输入,并根据所关注的轮廓和测量得到的位置和取向坐标建立解剖结构的 3D 模型,其中上述所关注的轮廓是指在一个或多个超声图像中的解剖结构的特征。

[0063] 根据本发明的一个实施方案,这里也提供一种对解剖结构进行建模的计算机软件产品,该产品包括计算机可读介质,程序指令被保存在上述可读介质中,当指令被计算机读取时,这些指令会促使计算机在超声传感器的各个空间方位上使用超声传感器获取解剖结构的超声图像,在上述空间方位上测量超声传感器的位置和取向坐标,在超声图像中标记涉及解剖结构特征的所关注的轮廓,并根据测量得到的位置和取向坐标在 3D 空间中至少显示超声图像和所关注的轮廓中的一部分。

[0064] 本发明也提供一种对患者体内的目标进行成像的系统,其中该系统包括:

[0065] 预获取图像;

[0066] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号,上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号;

[0067] 可操作地与导管连接的定位处理器,其根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息;

[0068] 与导管和定位处理器连接的图像处理器,图像处理器根据超声传感器传送的信号产生目标的超声图像,并确定目标超声图像中任意像素的方位信息,图像处理器以超声图像来配准预获取图像;和

[0069] 显示所配准的预获取图像和超声图像的显示器。

[0070] 本发明另一个实施方案提供一种对患者体内的目标进行成像的方法,其中该方法包括下述步骤:

[0071] 提供目标的预获取图像;

[0072] 在患者体内放置包括方位传感器和超声成像传感器的导管,使用方位传感器确定一部分导管在患者体内的方位信息;

[0073] 使用超声成像传感器产生目标的超声图像;

[0074] 确定目标超声图像中任意像素的方位信息,并以超声图像来配准预获取图像;和

[0075] 显示所配准的预获取图像和超声图像。

[0076] 根据本发明的另一个实施方案,这里提供一种对患者体内的目标进行成像的系统,其中该系统包括:

[0077] 目标的预获取图像;

[0078] 目标的电生理图;

[0079] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号,上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超

声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号；

[0080] 可操作地连接到导管的定位处理器，根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息；

[0081] 可操作地连接到导管和定位处理器的图像处理器，图像处理器根据超声传感器传送的信号产生目标的超声图像，并确定目标超声图像中任意像素的方位信息，图像处理器以超声图像来配准预获取图像和电生理图；和

[0082] 显示所配准的预获取图像、电生理图和超声图像的显示器。

[0083] 根据本发明的其它实施方案，这里提供一种对患者体内的目标进行成像的系统，该系统包括：

[0084] 预获取图像；

[0085] 包括方位传感器、超声成像传感器和至少一个电极的导管，上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号，上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号，并且上述至少一个电极用于获取目标表面的电活动数据点；

[0086] 可操作地连接到导管的定位处理器，根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息；

[0087] 可操作地连接到导管和定位处理器的图像处理器，图像处理器根据超声传感器传送的信号产生目标的超声图像，并确定目标超声图像中任意像素和目标电活动数据点的方位信息，图像处理器根据目标的电活动数据点和电活动数据点的方位信息建立目标的电生理图，以超声图像来配准预获取图像和电生理图；和

[0088] 显示所配准的预获取图像、电生理图和超声图像的显示器。

[0089] 此外，本发明也提供一种对患者体内的目标进行成像的方法，其中该方法包括下述步骤：

[0090] 提供目标的预获取图像；

[0091] 提供目标的电生理图；

[0092] 在患者体内放置包括方位传感器和超声成像传感器的导管，使用方位传感器确定一部分导管在患者体内的方位信息；

[0093] 使用超声成像传感器产生目标的超声图像；

[0094] 确定目标超声图像中任意像素的方位信息，并以超声图像来配准预获取图像和电生理图；和

[0095] 显示所配准的预获取图像、电生理图和超声图像。

[0096] 根据本发明的另一个实施方案，这里提供一种对患者体内的目标进行成像的方法，其中该方法包括下述步骤：

[0097] 提供目标的预获取图像；

[0098] 在患者体内放置包括方位传感器、超声成像传感器和至少一个电极的导管，使用方位传感器确定一部分导管在患者体内的方位信息；

[0099] 使用至少一个电极获取目标表面的电活动数据点；

- [0100] 使用超声成像传感器产生目标的超声图像；
- [0101] 确定目标表面电活动数据点的方位信息，根据电活动数据点和电活动数据点的方位信息产生目标的电生理图；
- [0102] 确定目标超声图像中任意像素的方位信息，并以超声图像来配准预获取图像和电生理图；和
- [0103] 显示所配准的预获取图像、电生理图和超声图像。
- [0104] 此外，本发明还提供一种对患者身体进行成像的医学成像系统，其中该系统包括：
- [0105] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管，上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号，上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号；
- [0106] 可操作地连接到导管的定位处理器，根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息；
- [0107] 显示器；和
- [0108] 与导管、定位处理器和显示器可操作地连接的图像处理器，图像处理器根据超声传感器传送的信号产生目标的超声图像，并且根据从方位传感器中获得的方位信息在下述取向上在显示器上实时描绘已生成的超声信号，其中所述取向是和一部分导管在患者体内的取向相同的取向。
- [0109] 此外，本发明还提供一种对患者体内的目标进行成像的医学成像系统，其中该系统包括：
- [0110] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管，上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号，上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号；
- [0111] 可操作地连接到导管的定位处理器，根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息；
- [0112] 显示器；和
- [0113] 与导管、定位处理器和显示器可操作连接的图像处理器，图像处理器根据超声传感器传送的信号产生目标的多个二维超声图像，并使用多个二维超声图像重建三维模型，并且根据从方位传感器中获得的方位信息在下述取向上在显示器上描绘三维模型上的实时二维超声图像，其中上述取向是和一部分导管在患者体内的取向相同的取向。
- [0114] 此外，本发明还提供一种对患者体内的目标进行成像的医学成像系统，其中该系统包括：
- [0115] 预获取图像；
- [0116] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管，上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号，上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号；

[0117] 可操作地连接到导管的定位处理器,根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息;

[0118] 显示器;和

[0119] 与导管、定位处理器和显示器可操作地连接的图像处理器,图像处理器使用由超声传感器发送的超声图像配准预获取图像,并且根据从方位传感器中获得的方位信息在下述取向上在显示器上实时描绘三维模型上的超声图像,其中上述取向是和一部分导管在患者体内的取向相同的取向。

[0120] 根据本发明的可选择实施方案,这里提供一种对患者体内的目标进行成像的医学成像系统,其中该系统包括:

[0121] 预获取图像;

[0122] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号,上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号;

[0123] 可操作地连接到导管的定位处理器,根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息;

[0124] 显示器;和

[0125] 与导管、定位处理器和显示器可操作地连接的图像处理器,图像处理器根据超声传感器发送的超声图像至少产生目标的一个二维超声图像,使用上述至少一个的二维超声图像重建三维模型,并使用三维模型配准预获取图像,并且根据从方位传感器中获得的方位信息在下述取向上在显示器上实时描绘已配准预获取图像和三维模型上的超声图像,其中上述取向是和一部分导管在患者体内的取向相同的取向。

[0126] 此外,根据本发明的可选择实施方案,这里提供一种对患者身体进行成像的医学成像系统,其中该系统包括:

[0127] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,上述方位传感器用于传送表示一部分导管在患者体内方位信息的电信号,上述超声成像传感器用于在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内的目标反射的超声回波并传送和从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号;

[0128] 可操作地连接到导管的定位处理器,根据方位传感器传送的电信号确定该部分导管的方位信息;

[0129] 显示器;和

[0130] 与导管、定位处理器和显示器可操作地连接的图像处理器,图像处理器根据从方位传感器中获得的方位信息在下述取向上在显示器上显示导管图标,其中上述取向是和一部分导管在患者体内的取向相同的取向,并且图像处理器还根据超声传感器发送的信号产生目标的超声图像,并根据从方位传感器中获得的方位信息在下述取向上在显示器上实时描绘已生成的超声图像,其中上述取向是和一部分导管在患者体内的取向相同的取向。导管图标用于在特定取向上将从超声传感器中发射的超声能量指向位于患者体内的目标。

[0131] 从下文对实施方案的详细描述和附图中,可以更好地理解本发明,其中:

附图说明

[0132] 图 1 是根据本发明一个实施方案的心脏映射和成像系统的示意图；

[0133] 图 2 是根据本发明一个实施方案的导管的示意图；

[0134] 图 3 所示流程图图解说明了根据本发明一个实施方案的用于心脏映射和成像的方法；

[0135] 图 4-8 所示图像直观地说明了根据本发明一个实施方案的用于心脏映射和成像的方法。

[0136] 图 9 和图 10 所示图像直观地说明了根据本发明一个实施方案的模型化心腔；和

[0137] 图 11 所示图像直观地说明了根据本发明一个实施方案的以预获取图像配准的超声图像。

具体实施方式

[0138] 系统描述

[0139] 图 1 是根据本发明的一个实施方案说明了对患者的心脏 24 进行成像和映射的系统 20 的示意图。该系统包括由医生经静脉或动脉插入到心腔中的导管 28。导管 28 通常包括手柄 29, 用于实现医生对导管的操作。对手柄的恰当控制使医生能够自由地操纵、定位导管远端, 以及确定导管远端和取向。

[0140] 系统 20 包括测量导管 28 位置和取向坐标的定位子系统。(在本专利申请中, 术语“位置 (location)”是指导管的空间坐标, 术语“取向 (orientation)”是指导管的角坐标。术语“方位 (position)”是指导管的全部方位信息, 包括位置和取向坐标。)

[0141] 在一个实施方案中, 定位子系统包括确定导管 28 位置和取向的磁方位跟踪系统。定位系统在其附近的预定工作体积中产生磁场, 并在导管处检测这些场。定位子系统通常包括一组外部辐射体, 诸如场产生线圈 30, 其被放置在位于患者体外的已知固定位置处。线圈 30 在心脏 24 附近产生场, 通常是电磁场。所产生的场由导管 28 内部的方位传感器 32 检测。

[0142] 在可选择实施方案中, 导管中的诸如线圈的辐射体产生电磁场, 其由位于患者体外的传感器接收。

[0143] 响应于检测到的场, 方位传感器通过在导管中延伸的电缆 33 将和方位有关的电信号传送到控制台 34。可选择地, 方位传感器可以通过无线链路将信号传给控制台。控制台包括定位处理器 36, 其根据方位传感器 32 发送的信号来计算导管 28 的位置和取向。定位处理器 36 通常接收、放大、过滤、数字化并处理来自导管 28 的信号。

[0144] 例如, 在美国专利 6690963、6618612 和 6332089 和美国专利申请公开 2002/0065455A1、2004/0147920A1 和 2004/0068178 中, 描述了一些实现上述目的方位跟踪系统, 这些公开在此全部引入作为参考。尽管图 1 所示的定位子系统使用了磁场, 但是下文描述的方法可以使用任何其它合适的定位子系统实现, 诸如基于电磁场、声音或超声测量的系统。

[0145] 如下文所述, 系统 20 使医生能够执行各种映射和成像操作。例如, 这些操作包括下述内容：

[0146] ■实时或准实时 (NRT) 显示 2D 超声图像 (参见下面的图 4 和 6)。

[0147] ■根据 2D 超声图像,重建患者体内的目标结构的 3D 模型(参见下面的图 4-10)。

[0148] ■在重建的 3D 模型上配准、叠加和显示参数图,诸如电生理信息图或电解剖图(参见下面的图 8)。

[0149] ■在重建的 3D 模型上配准、叠加和显示从外部系统获取的 3D 图像。

[0150] ■在从外部系统获取的 3D 图像上配准和显示 2D 超声图像(参见下面的图 11)。

[0151] 图 2 是根据本发明的一个实施方案的导管 28 的远端的示意图。导管包括超声成像传感器。超声传感器通常包括超声换能器 40 的阵列。在一个实施方案中,换能器是压电换能器。超声换能器被放置在窗口 41 中或与其邻接,其限定了位于导管体内或位于导管壁内的开口。

[0152] 换能器 40 作为相控阵列工作,并且穿过窗口 23 从阵列孔径中共同地发射超声束。(尽管换能器被显示成按照线性阵列结构进行排列,但是也可以使用其它阵列结构,诸如圆形或凸面结构。)在一个实施方案中,阵列发射超声能量的短脉冲串,然后切换到接收模式以接收从周围组织反射的超声信号。通常,换能器 40 在受控方式下被单独驱动,以便在期望的方向上操纵超声束。通过换能器的恰当定时,所生成的超声束能够被赋予共心曲面波前,以便在距离换能器阵列的指定距离处聚焦波束。因此,系统 20 将换能器阵列用作相控阵列,并且实现了能够操纵并聚焦超声束的发射/接收扫描机制,以便产生 2D 超声图像。

[0153] 在一个实施方案中,超声传感器包括 16 个到 64 个换能器 40,优选在 48 个到 64 个之间的换能器。通常,换能器以范围在 5-10MHz 内的中心频率产生超声能量,它的典型穿透深度为 14cm。穿透深度通常在几毫米到大约 16 厘米的范围内,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。在可选择实施方案中,也可以使用其它合适的频率范围和穿透深度。

[0154] 在接收到反射的超声回波后,基于反射回波电信号通过穿过导管 28 的电缆 33 由换能器 40 发送到位于控制台 34 中的图像处理器 42,将它们转换成 2D,通常是扇形的超声图像。图像处理器 42 通常计算或确定方位和取向信息,实时显示超声图像,执行 3D 图像或体积重建和其它将在下文进行详细描述的功能。

[0155] 在一些实施方案中,图像处理器使用超声图像和方位信息以产生患者心脏的目标结构的 3D 模型。3D 模型在显示器 44 上作为 2D 投影呈现给医生。

[0156] 在一些实施方案中,导管的远端还包括至少一个电极 46,用于执行诊断和/或治疗功能,诸如电生理映射和/或射频(RF)消融。在一个实施方案中,电极 46 用于检测局部电位。由电极 46 测量的电位可以用于映射心内膜表面上的局部电活动。当电极 46 被引入和心脏内表面上的点接触或位于其附近时,其在该点处测量局部电位。测量得到的电位被转换成电信号,并且通过导管被发送到图像处理器用于显示。在其它实施方案中,局部电位从包括适当的电极和方位传感器的另一个导管中获取,其全部被连接到控制台 34。

[0157] 在可选择实施方案中,电极 46 能够用于测量不同的参数,诸如各种组织特性、温度和/或血流。尽管电极 46 被显示成单一的环状电极,但是导管可以包括具有任意形式的任意数目的电极 46。例如,导管可以包括两个或多个环形电极、多个点电极或点电极阵列、尖端电极或这些电极类型的任意组合,用于执行上述诊断和/或治疗功能。

[0158] 方位传感器 32 通常位于导管 28 的远端,与电极 46 和换能器 40 邻接。通常,方位传感器 32、电极 46 和超声传感器的换能器 40 相互的位置和取向偏移是恒定的。这些偏移

通常被定位处理器 36 使用,以便假设所测量的方位传感器 32 的方位,导出超声传感器和电极 46 的坐标。在另一个实施方案中,导管 28 包括两个或多个方位传感器 32,每一个具有相对于电极 46 和换能器 40 的恒定的位置和取向偏移。在一些实施方案中,偏移(或等价的校准参数)被预校准并被保存在定位处理器 36 中。可选择地,偏移能够被保存到安装在导管 28 的手柄 29 中的存储装置(诸如,电可擦写只读存储器或 EPROM)中。

[0159] 方位传感器 32 通常包括三个不同心线圈(未显示),诸如上面引用的美国专利 6690963 所述。可选择地,能够采用其它任何合适的方位传感器的布置方式,诸如包括任意数目的同心或不同心线圈、霍尔效应传感器和/或磁阻传感器的传感器。

[0160] 通常,通过相对于体表心电(ECG)信号或心内心电信号选通信号和图像捕获,超声图像和方位测量与心动周期同步。(在一个实施方案中,ECG 信号能够由电极 46 产生。)因为在心脏的周期性收缩和舒张期间,心脏的特征改变了它们的形状和方位,所以整个成像过程通常在相对于该周期的特定时序下执行。在一些实施方案中,由导管执行的额外测量,诸如各种组织特性的测量、温度和血流测量,也可以与心电(ECG)信号同步。这些测量也可以和由方位传感器 32 执行的相应方位测量相关联。如下所述,这些额外的测量通常被叠加到所重建的 3D 模型上。

[0161] 在一些实施方案中,方位测量和超声图像的获取可以同步到由系统 20 产生的内部生成信号。例如,同步机制能够用于避免由某种信号造成的超声图像中的干扰。在该实例中,图像获取和方位测量的时序被设置成相对于干扰信号具有特定的偏移,这样图像可以在没有干扰的情况下被获取。偏移能够被临时调节,以便保持无干扰的图像获取。可选择地,测量和获取能够被同步到外部提供的同步信号。

[0162] 在一个实施方案中,系统 20 包括驱动超声换能器 40 的超声驱动器(未显示)。能够实现上述目的恰当的超声驱动器的一个实例是由 Analogic Corp.(麻萨诸塞州皮博迪市)生产的 AN2300™ 超声系统。在该实施方案中,超声驱动器执行图像处理器 42 的一些功能,驱动超声传感器并产生 2D 超声图像。超声驱动器可以支持不同的图像模式,诸如 B 模式、M 模式、CW 多普勒和彩色多普勒,这在本技术领域是公知的。

[0163] 通常,定位和图像处理器使用通用计算机实现,其可以被软件编程以执行这里描述的功能。例如,软件可以通过网络以电子形式下载到计算机上,或者作为另一种选择,其可以通过有形介质(诸如 CD-ROM)安装到计算机上。定位处理器和图像处理器可以使用单独的计算机或使用单一计算机实现,或是与系统 20 的其它计算功能整合。此外或可选择地,至少一部分定位和图像处理功能可以使用专门的硬件执行。

[0164] 3D 成像方法

[0165] 图 3 是根据本发明的一个实施方案以流程图图解说明了心脏映射和成像的方法。原则上,这里所公开的方法是将导管不同方位处获取的多个 2D 超声图像合成为目标结构的单一 3D 模型。在本专利申请的上下文和权利要求中,术语“目标结构”或“目标”可以完全或部分是指心脏的腔室,或是指特殊壁、表面、血管或其它结构特征。尽管这里描述的实施方案尤其涉及位于心脏内和心脏周围的结构,但是经过必要的修改,本发明的原理同样可以被应用到骨骼、肌肉和其它器官和解剖结构的成像上。

[0166] 上述方法在超声扫描步骤 50 中开始于获取目标结构的 2D 超声图像序列。通常,医生通过合适的血管将导管 28 插入到心腔中,诸如右心房,然后在位于心腔内部的不同方

位之间移动导管来扫描目标结构。目标结构可以包括导管所在的全部或部分心腔,此外或作为另一种选择也包括不同的心腔,诸如左心房,或脉管结构,诸如主动脉。在每一个导管方位上,图像处理器获取并产生 2D 超声图像,诸如在图 4 中显示的图像。

[0167] 并行地,定位子系统测量并计算导管的方位。计算出来的方位和对应的超声图像一起被保存。通常,导管的每一个方位用坐标形式表示,诸如六维坐标(X、Y、Z 轴方位和纵倾(pitch)、横倾(yaw)和旋转角取向)。

[0168] 在一些实施方案中,导管使用电极 46 执行附加测量。如下所述,被测参数,诸如局部电位,可选地作为附加层被叠加和显示在目标结构的重建 3D 模型上。

[0169] 在手动标记步骤 52 中,在获取该组超声图像后,图像处理器将这些图像中的一个或多个显示给医生。图像中的灰阶使医生能够识别像心腔壁、血管和瓣膜这样的结构。医生检查超声图像,并识别代表目标结构的壁或边界的所关注的轮廓。医生在显示器 44 上标记轮廓,通常是通过使用诸如轨迹球这样的指向装置 45 “标记”它们。(图 5 显示了典型的经标记的 2D 图像。)可选择地,指向装置可以包括鼠标、和显示器 44 耦合的触摸屏或板、或其它任何合适的输入装置。显示器 44 和指向装置 45 的组合是交互显示器的典型实例,即,是以使计算机能够在图像中确定标记方位这样的方式向用户提供图像并允许用户标记图像的装置。其它类型的交互显示器对本领域的技术人员而言是显而易见。

[0170] 医生可以按照上述方式在该图像组中的一个或几个图像上标记轮廓。医生也可以标记和当前关注的医学处置有关的各种解剖标志或伪像。医生同样可以识别在后续治疗步骤(诸如消融)中不应接触或进入的“防范”区域。

[0171] 在一些实施方案中,所关注的轮廓以半自动方式被标记。例如,图像处理器可以运行合适的轮廓检测软件。在上述实施方案中,软件在一个或多个 2D 图像中自动检测并标记轮廓。然后,医生使用交互显示器查看并编辑经自动检测的轮廓。

[0172] 在自动标记步骤 54 中,步骤图像处理器可以使用经标记的轮廓在其余未标记的图像中自动重建轮廓。(在一些实施方案中,医生可以在步骤 52 中标记所有的 2D 超声图像。在这种情况下,步骤 54 被省略。)图像处理器跟踪由医生标记的结构,然后在剩余的超声图像中重建它们。上述识别和重建处理可以使用任何合适的图像处理方法,包括边缘检测法、相关法、运动检测法和本领域的其它已知方法。和每一个图像相关联的导管方位坐标也可以被图像处理器用于在图像间建立轮廓位置的相互关系。此外或可选择地,步骤 54 可以以用户辅助的方式实现,其中医生查看并校正由图像处理器执行的自动轮廓重建。步骤 54 的输出是一组以所关注的轮廓来标记的 2D 超声图像。

[0173] 在 3D 坐标指定步骤 56 中,图像处理器接着为在上述图像组中被识别的所关注的轮廓指定 3D 坐标。尽管在步骤 52 中医生在 2D 图像上添加了标记,但是借助在步骤 50 中和图像一起保存的方位信息,可以获知这些图像平面在 3D 空间的位置和取向。因此,图像处理器能够确定 2D 图像中每一个或任意像素的 3D 坐标,尤其是那些和已标记轮廓相对应的。如上所述,当指定坐标时,图像处理器通常使用包括方位传感器和超声传感器之间的位置和取向偏移的已存储的校准数据。

[0174] 在一些实施方案中,所关注的轮廓包括离散点。在这些实施方案中,定位处理器为每一个这种离散点指定 3D 坐标。此外,定位处理器为表面或诸如心腔这样(由表面限定)的体积的离散点指定 3D 坐标。因此,能够使用轮廓、离散点、表面或体积,执行预获取图像

和一个或多个 2D 超声图像或超声图像 3D 模型的配准。

[0175] 在一些实施方案中,图像处理器显示一个或多个在 3D 空间中被适当取向的 2D 超声图像。(例如,参考下面的图 6)。所关注的轮廓可以可选地被标记在经取向的 2D 图像上。

[0176] 在 3D 重建步骤 58 中,图像处理器产生目标结构的 3D 框架模型。图像处理器在 3D 空间中从一些或全部 2D 图像中设置经过标记的轮廓以形成框架模型。(参见图 7 所示典型的框架模型。)在一些实施方案中,图像处理器使用“丝网”类型的处理生成框架模型上的表面,并产生目标结构的完整 3D 形状。图像处理器将所关注的轮廓投影到已生成的 3D 模型上。这种模型通常在显示器 44 上呈现给医生。(参见图 8-10 所示的典型 3D 模型。)

[0177] 如上所述,在一些实施方案中,系统 20 支持目标结构表面上的局部电位的测量。在该测量中,由导管 28 获取的每一个电活动数据点包括由电极 46 测量的电位值或作用时间值,和由定位子系统测量的对应的导管方位坐标,用于(通过图像处理器)建立或生成电生理图。在叠加步骤 60 中,图像处理器以 3D 模型的坐标系配准电活动数据点,并将它们叠加到模型上。步骤 60 在方法中是可选的,并且只有在系统 20 支持上述类型的测量、且医生已经选择使用上述特征时才被执行。电活动数据点通常在电极 46 和目标结构的壁接触或靠得很近时被测量。因此,数据点通常被叠加到结构的 3D 模型上。

[0178] 可选择地,单独的 3D 电活动图(通常被称作电解剖图)能够被产生并被显示。例如,合适的电解剖图能够由 CARTO™ 导航和映射系统产生,上述系统由 Biosense Webster 公司(加利福尼亚,DiamondBar)生产销售。例如,电位值可以使用彩色标度或其它任何合适的可视化方法显示。在一些实施方案中,图像处理器可以内插或外插测量得到的电位值,并显示描述横跨目标结构壁的电位分布的全色图。根据这里的定义,术语“电生理图”是指电活动数据点的图或电解剖图。

[0179] 如上所述,从其它成像应用中输入的信息可以用 3D 模型配准,并被叠加到模型上用于显示。例如,预获取的计算机断层成像(CT)、磁共振成像(MRI)或 x 射线信息可以用基于超声的 3D 模型配准,并且在显示器 44 上和 3D 模型和/或 2D 超声图像一起显示。(参见图 11 所示的 2D 图像和预获取 CT 图像的示例性叠加。)

[0180] 此外或可选择地,如果在步骤 50 中执行额外的参数测量,那么这些测量能够用 3D 模型配准,并显示作为附加层(通常被称为“参数图”)。

[0181] 当实现上述公开的方法时,步骤 50-60 的顺序可以被修改,而且在交互方式中可以重复这些步骤。例如,医生可以获取第一序列的 2D 图像,并对它们进行手动标记。然后,医生可以返回并获取额外的图像,并且通过使用在第一序列的图像中已经被标注的轮廓,使系统自动标记它们。然后,医生可以产生全 3D 模型并对它进行检查。如果模型在某些区域不是十分精确,为了精确 3D 模型,医生可以决定获取额外组的图像。此外或可选择地,医生可以在检查完图像或 3D 模型之后,决定是改变一个或多个图像的手动标记,还是越过自动标记处理。为了实现目标结构的高质量 3D 模型,医生也可以遵循其它顺序应用步骤 50-60。此外或可选择地,例如在机器人控制下,这些步骤中的一些步骤可以被自动执行。

[0182] 在一些实施方案中,2D 超声图像的特征作为 3D 模型的一部分被有选择地显示。例如,可以从被显示模型中抛弃或隐藏位于由所关注的轮廓限定的体积之外的特征。此外或可选择地,只有框架模型或丝网模型能够被显示。其它合适的标准能够用于过滤被显示信息。例如,如上所述,在一个或多个 2D 图像中标记的“防范”区域可以在 3D 模型被恰当绘

制并被高亮显示。

[0183] 在一些实施方案中,系统 20 能够用作实时或准实时成像系统。例如,作为医疗操作开始前的预备步骤,医生能够使用上述方法重建目标结构的 3D 模型。医生能够标记在 3D 模型上显示的任何期望的解剖标志或所关注的特征。在操作期间,系统 20 能够连续跟踪并显示导管相对于模型和已标记轮廓的 3D 方位。用于执行医疗操作的导管可以和用于产生 3D 模型的导管是相同的导管,或和装配有合适的方位传感器的导管是不同的导管。

[0184] 心脏成像实例

[0185] 图 4-8 所示图像图解说明了根据本发明一个实施方案的上述 3D 成像方法。这些附图从由发明人实现的心脏成像系统产生的超声图像中产生。在使用和图 2 所示导管相类似的导管对猪的心脏进行成像的真实生命实验期间,产生这些图像。

[0186] 图 4 显示了在导管 28 的特定方位下由超声换能器获取的 2D 超声图像。上述图像显示了心脏的两个明显不同的特征 80 和 82。根据图 3 所示方法的超声扫描步骤 50,具有上述形式的多个超声图像在导管的不同方位处被获取。

[0187] 图 5 显示了图 4 的超声图像,其中特征 80 和 82 分别用轮廓 84 和 86 标记。图 4 由放置在右心房中的导管取得。在上述 2D 超声图像中,特征 80 表示二尖瓣,特征 82 表示主动脉瓣。根据图 3 所示方法的手动标记步骤 52,轮廓由用户手动标记。轮廓 84 和 86 在 3D 工作体积中标记了解剖结构,并且帮助医生在操作期间识别这些结构。

[0188] 图 6 显示了在 3D 空间中被取向和投影的 2D 超声图像 85。上述附图显示了典型的分屏显示,如同能够由图像处理器 42 产生并且被显示在系统 20 的显示器 44 上。“原始”2D 图像被显示在位于附图右手侧的单独窗口中。

[0189] 位于附图中央的等距显示显示了投影图像 87,其根据方位传感器 32 的方位测量通过在 3D 空间中对图像 85 的平面进行取向和投影而产生。随着导管 28 在患者体内移动,通常具有被成像解剖结构(在本实例中是心脏)的形状的取向图标 81,以和投影图像 87 相同的取向被实时显示。图标 81 帮助医生理解投影图像的 3D 的取向。

[0190] 波束图标 83 和 2D 投影图像 87 关联使用,用于标记被超声束扫描的区域。同样,随着导管 28 在患者体内移动,图标 83 被取向并实时显示在和投影图像 87 相同的平面(相同取向)中。图标 83 可以包括网状或扇形直线描述,优选在颜色上,诸如红色。可选择地,图标 83 可以包括用于标记由超声束扫描用于产生图像 87 的区域外围的彩色线,或用于可视化超声束位置和取向的其它任何合适的装置。在图 6 所示的实施例中,图标 83 包括两条直线,表示被超声束限定的角形扇区。在一些实施方案中,标记导管 28 远端的位置和方位的额外图标 99 也被显示。例如,导管 28 的远端被显示成导管尖端图标 99,其允许医生或系统 20 的用户理解被导管 28 获取的超声图像的位置和取向,而与其它任何图像处理是否用于取向 2D 超声图像或扇形 87,或用于将 2D 图像叠置到 3D 图像或帧上无关。医生或系统 20 的用户也可以使用图标 99 在期望的方向和/或取向上瞄准或指引超声束。例如,导管尖端图标 99 可以用于定位和心脏中已知标志相邻的导管 28 的尖端,以便帮助更精确地估计超声束的方向。

[0191] 投影图像 87 通常被显示在标记工作体积边界的立方体内。工作体积通常参考图 1 所示定位子系统的场辐射线圈 30 的坐标系。在一个实施方案中,立方体的每一条边(也就是,工作体积的基准尺寸)大约是 12 厘米。可选择地,能够为工作体积选择其它任何合

适的尺寸和形状,这通常取决于超声束的组织穿透能力。

[0192] 位于附图底部的信号显示 91 显示了测量所同步到的 ECG 信号,如下面所解释的。

[0193] 当系统 20 实时工作时,投影图像和图标 83 的位置和取向随导管 28 的移动发生改变。在一些实施方案中,医生能够使用交互显示器改变观察角度,缩放和操纵被显示图像。在这里描述的用户界面特征显示为典型配置方式。可以使用其它任何合适的用户界面。

[0194] 在一些实施方案中,在没有重建 3D 模型的情况下,系统 20 和相关的用户界面能够用于 2D 超声图像的 3D 显示和投影。例如,医生能够获取单一的 2D 超声图像,并在该图像上标记所关注的轮廓。然后,系统 20 能够按照和显示投影图像 87 相类似的方式,在 3D 空间中取向和投影超声图像。如果需要,在医疗操作期间,系统能够连续跟踪和显示进行该操作过程的导管(其可以和获取图像 87 的导管不同)相对于被投影的超声图像和被标记轮廓的 3D 方位。

[0195] 图 7 显示了根据图 3 所示方法的 3D 重建步骤 58 由图像处理器产生的目标结构的框架模型,在本实例中包括右心室。在生成框架模型之前,图像处理器根据自动标记步骤 54 跟踪并重建未标记超声图像中的轮廓 84 和 86。图 7 显示了投影到 3D 空间上的原始轮廓 84 和 86。轮廓 88 由图像处理器从医生标记的其它轮廓中自动重建。

[0196] 图 8 显示了由图像处理器产生的右心室的实体 3D 模型。轮廓 88 中的一些被叠加到实体模型上。此外,显示左心室的轮廓 89 也能够从附图中看出。右心室的表面以电活动图 90 叠加,如同根据图 3 所示方法的叠加步骤 60 由电极 46 测量的。该图使用不同的颜色(在图 8 中用不同的阴影模式)表示不同的电位值。

[0197] 图 9 和图 10 中的图像图解说明了根据本发明一个实施方案的模型化左心房。在上述两个附图中,心房被显示成实体模型 92。由医生标记的轮廓 94 标记了卵圆窝的位置。轮廓 96 标记了用于建立实体模型 92 的附加的所关注轮廓。在图 10 中,2D 超声图像 98 以模型 92 的坐标系配准,并且和该模型一起被显示。

[0198] 图 11 中的图像图解说明了根据本发明的一个实施方案以预获取图像 100 配准的超声图像 102。在该实施例中,预获取 CT 图像以 3D 模型的坐标系配准。预获取图像和 2D 超声图像被一起显示在显示器 44 上。

[0199] 尽管上述实施方案尤其涉及使用诸如心导管的侵入探头的超声成像,但是本发明的原理也可以被应用在使用外部或内部超声探头(诸如横跨胸廓的探头)重建器官的 3D 模型上,其配备有定位传感器。此外或可选择地,如上所述,所公开的方法可以用于除了心脏以外的器官的 3D 模型化。此外或可替换地,其它诊断或治疗信息(诸如组织厚度和消融温度)可以按照上述电活动的叠加方式被叠加到 3D 模型上。3D 模型也可以和其它诊断或外科操作一起使用,诸如消融导管。3D 模型也可以和其它操作一起使用,诸如房间隔缺损闭合操作、脊柱手术和微创操作。

[0200] 因此,应当理解上面所描述地实施方案是采用举例的方式,并且本发明不受到上面显示和描述的特定方式的限制。而是,本发明的范围包括上面描述的各种特征的组合和子组合,以及包括本领域技术人员在读了前面的说明后想到的各种在现有技术中没有公开的变化和修改。

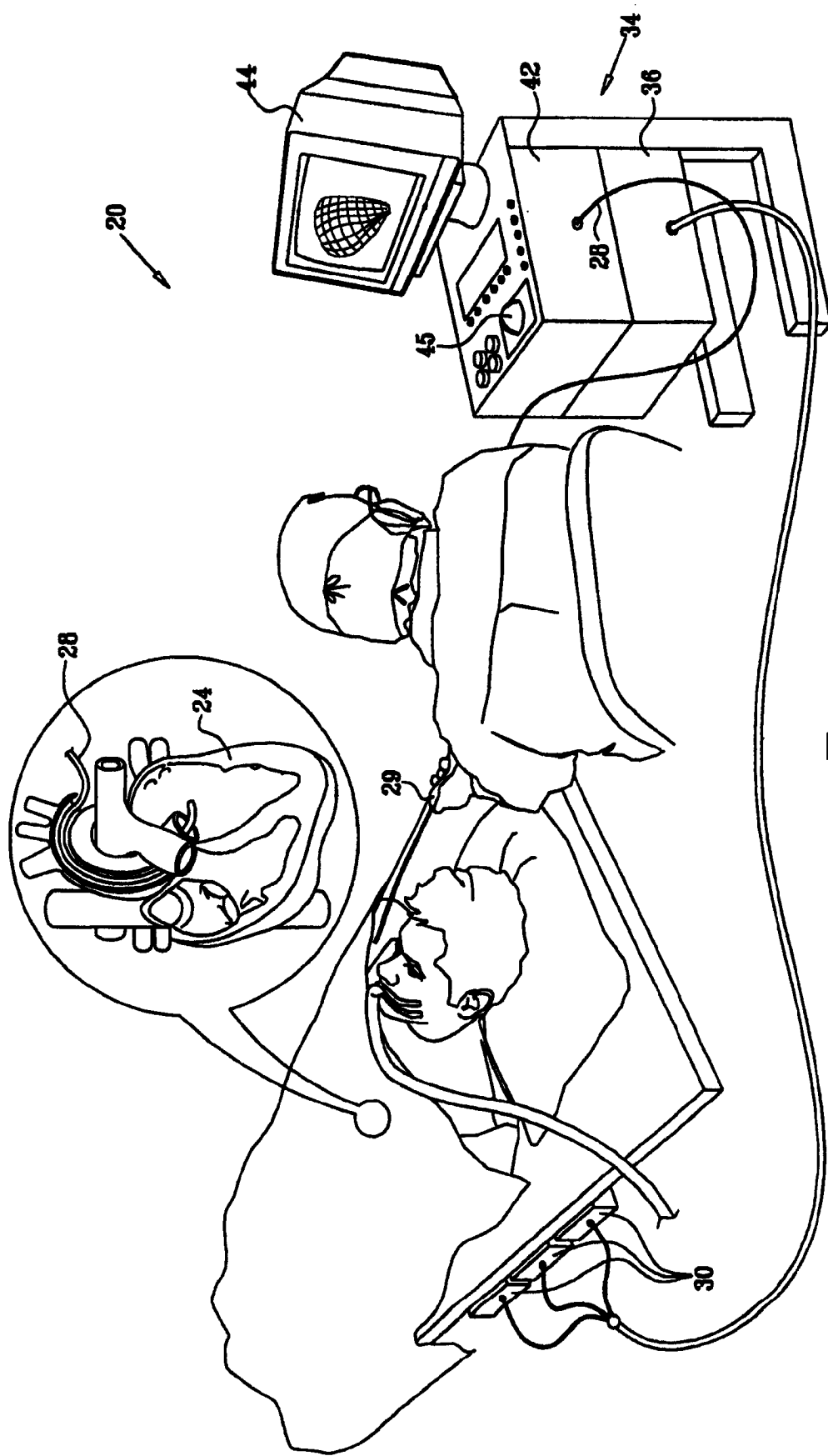


图 1

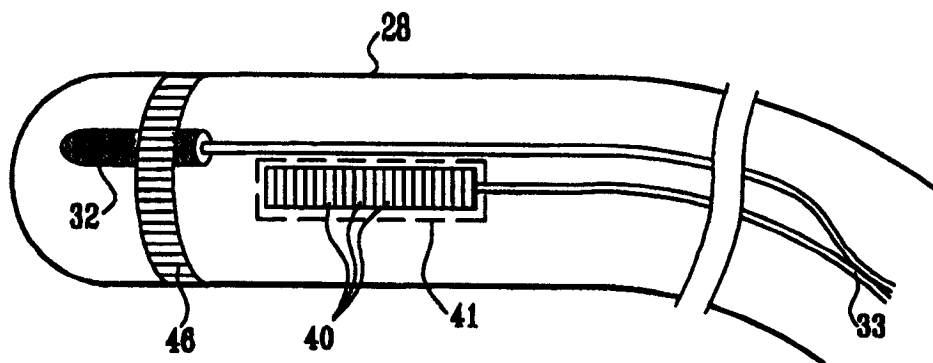


图 2

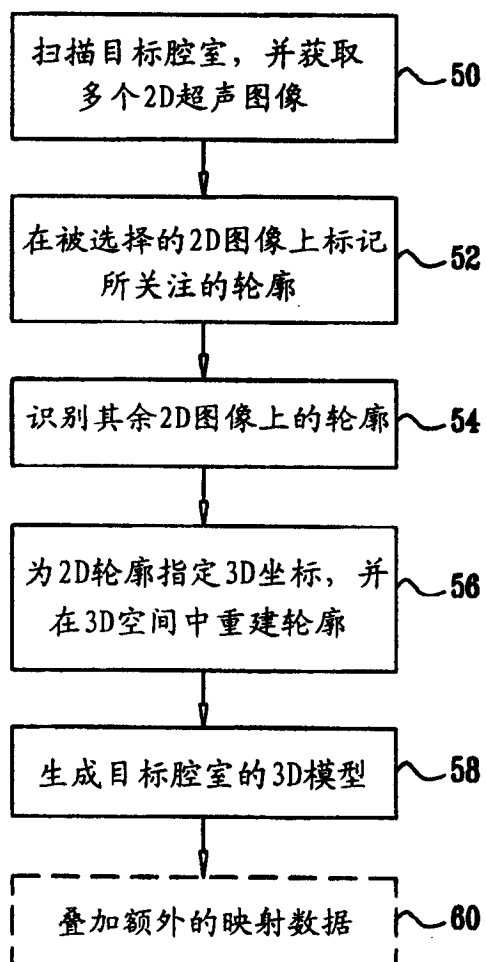
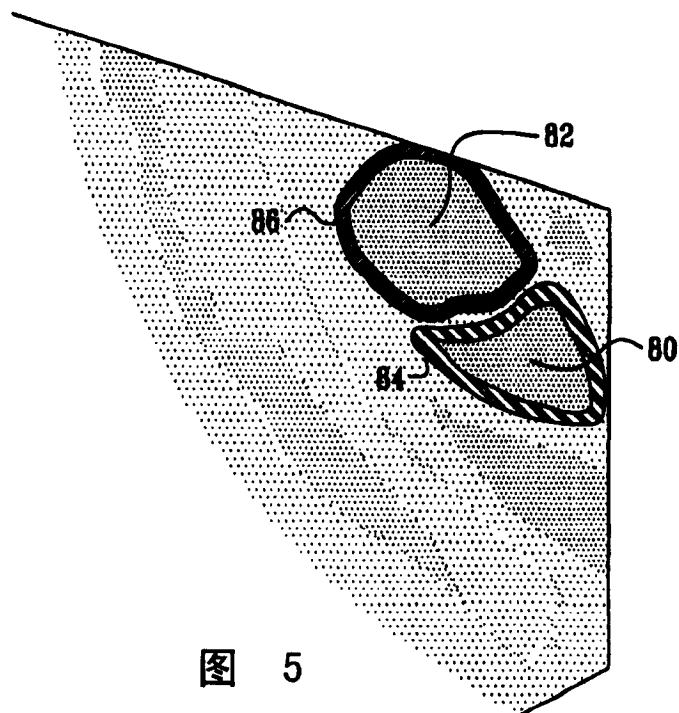
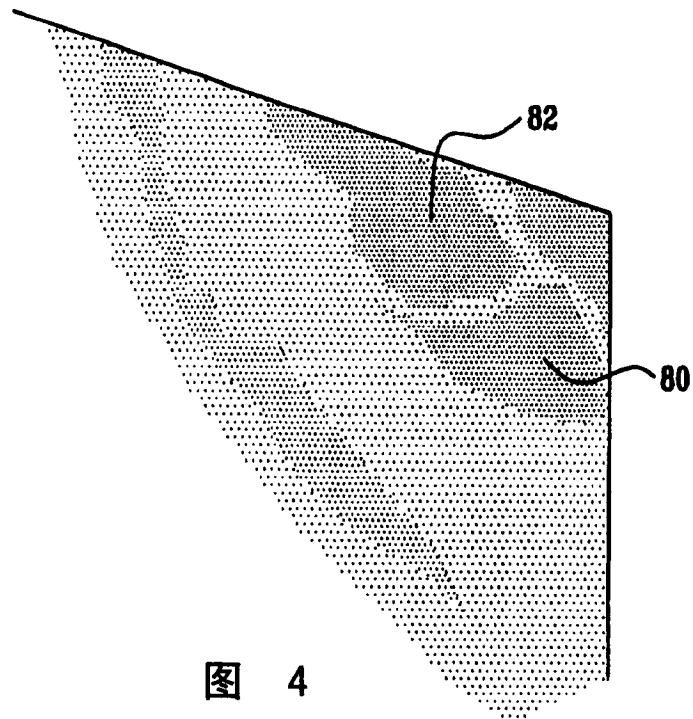
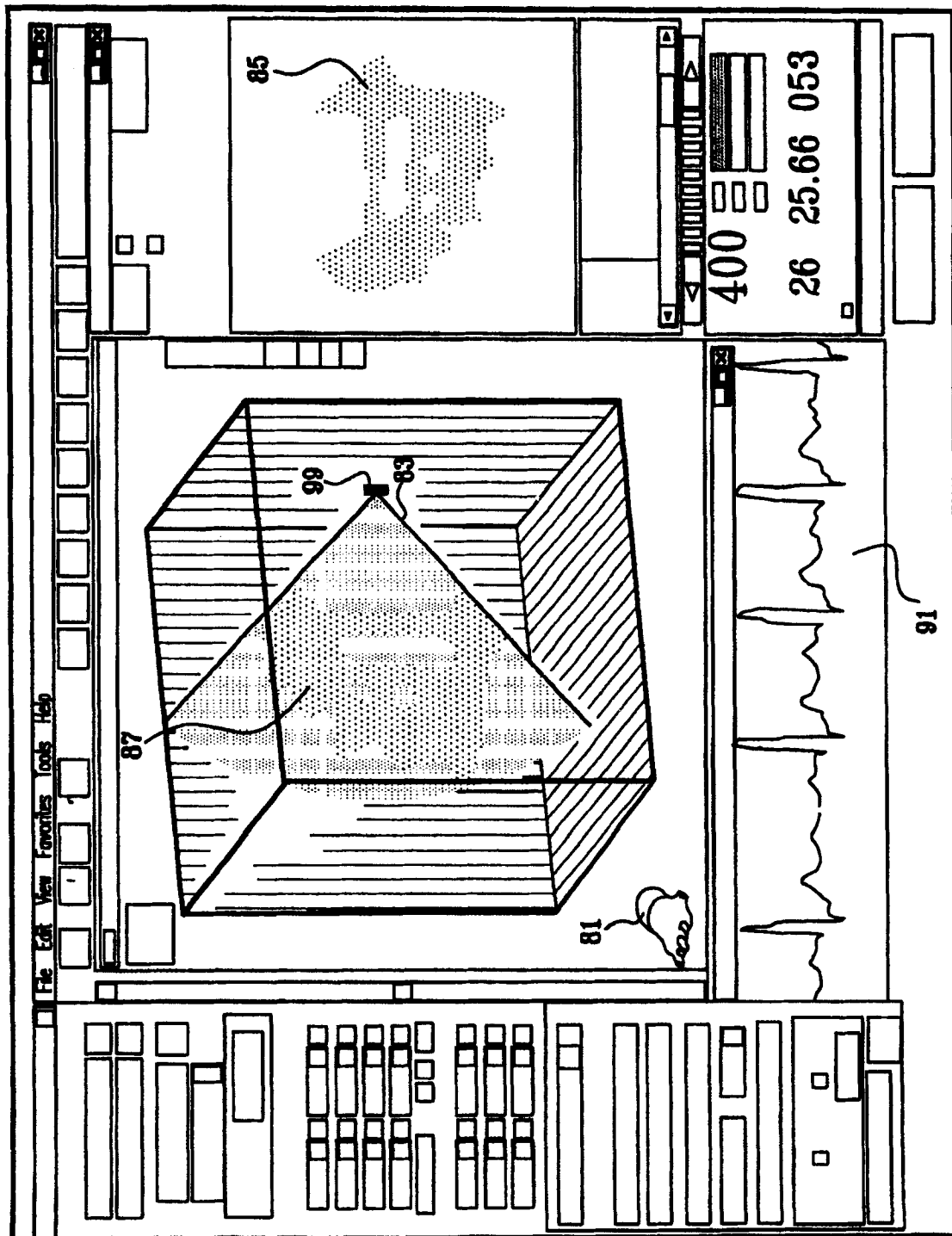


图 3





6



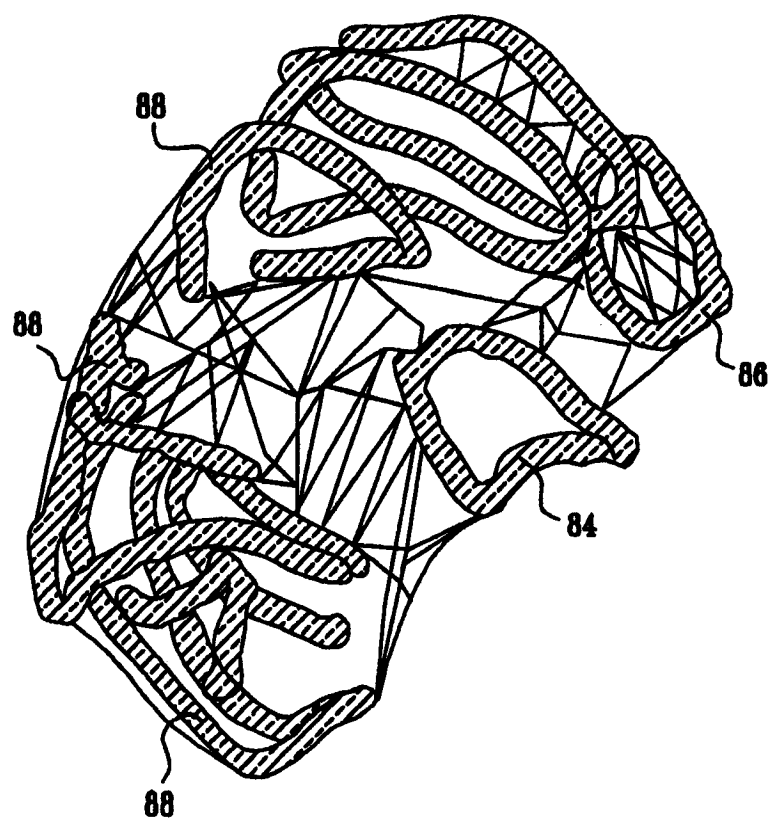


图 7

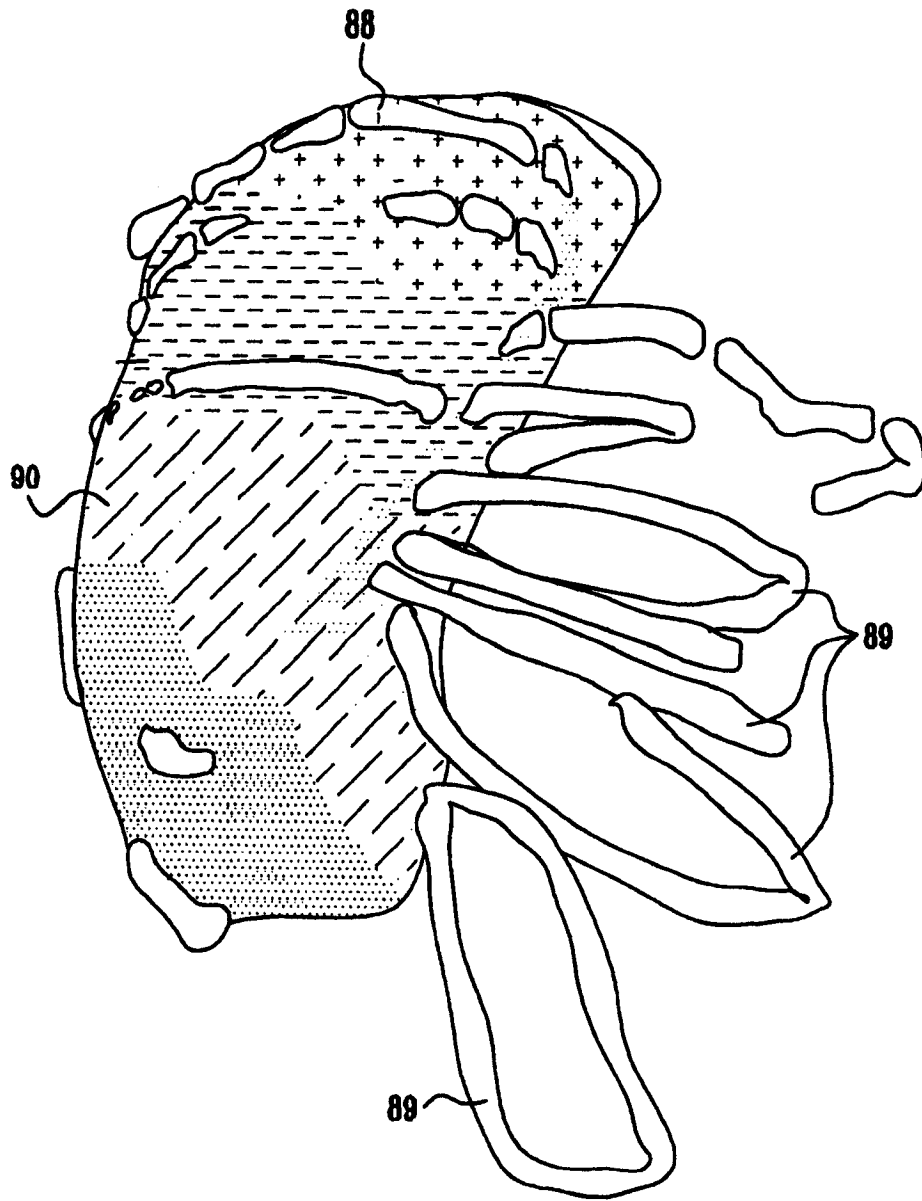


图 8

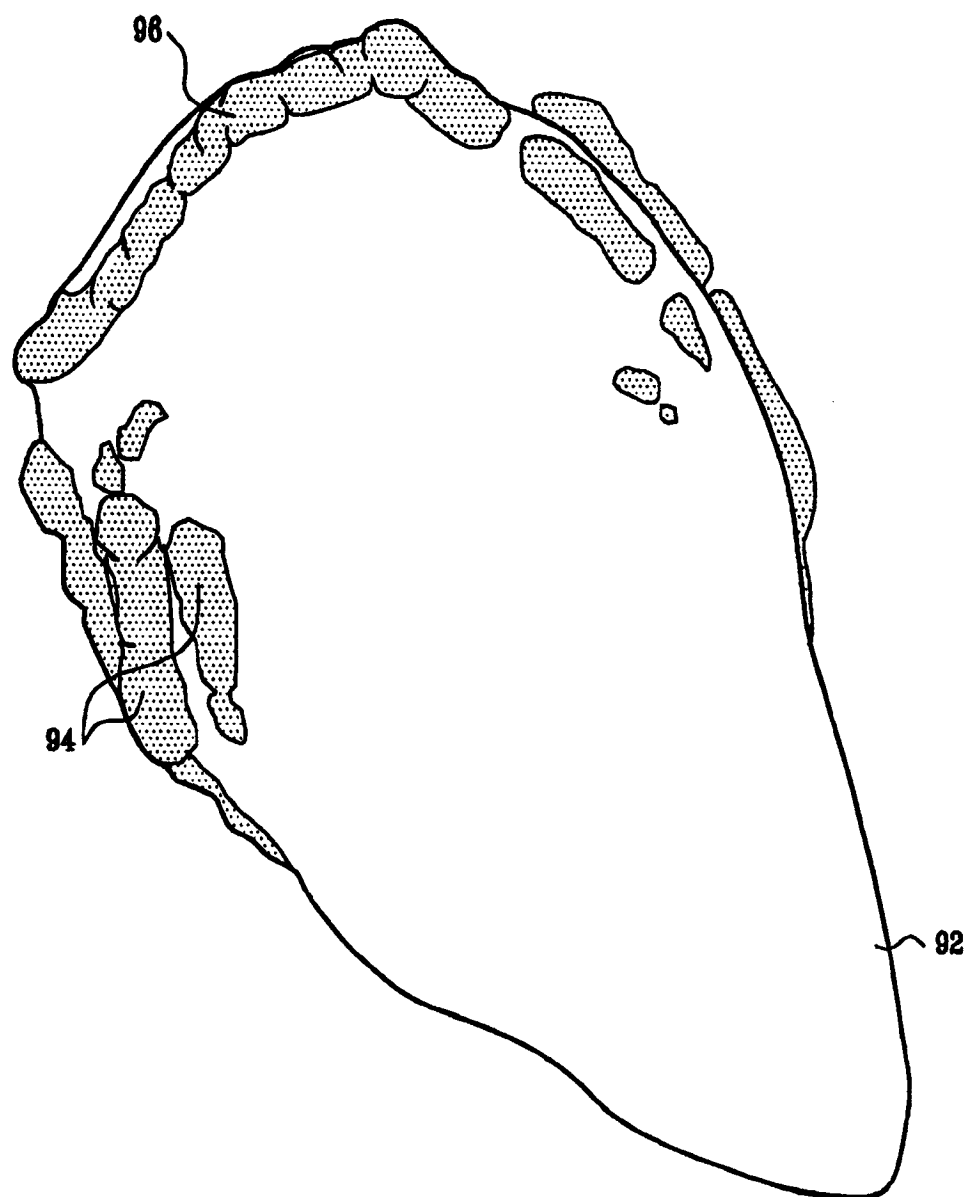


图 9

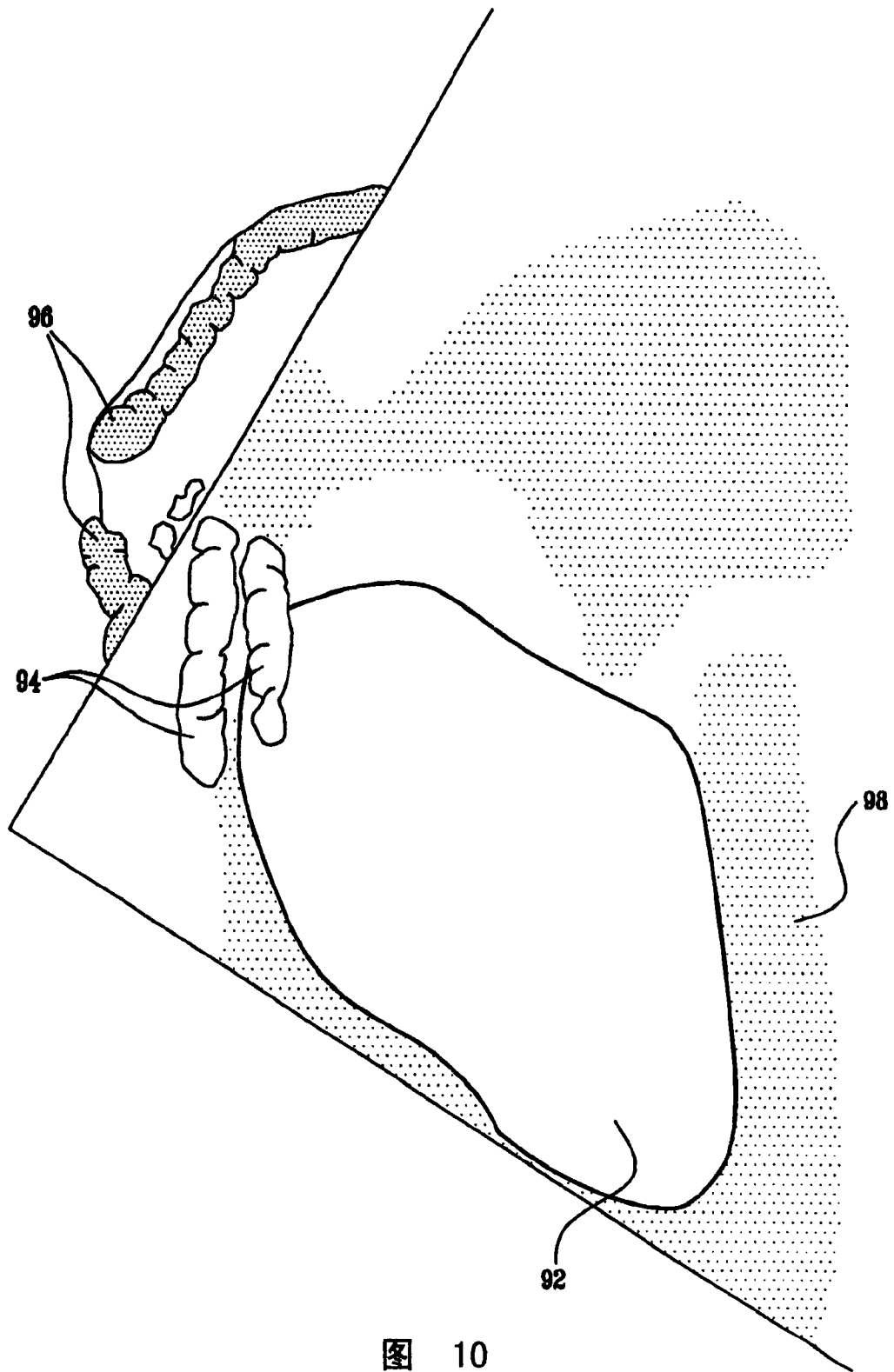


图 10

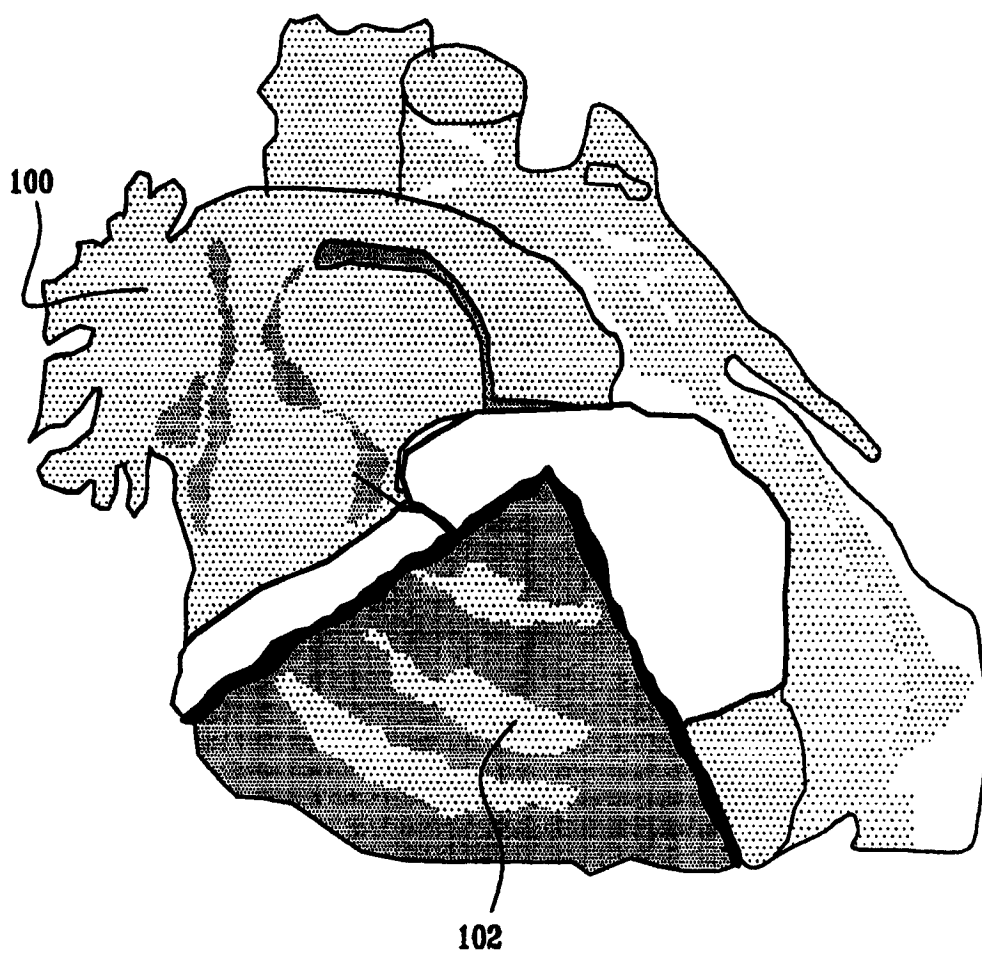


图 11