



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1853575 B

(45) 授权公告日 2011.09.07

(21) 申请号 200610077087.8

(22) 申请日 2006.04.26

(30) 优先权数据

11/114680 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 张雪梅 张志醒

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

G01S 5/18(2006.01)

(56) 对比文件

US 2003/0231789 A1, 2003.12.18, 摘要、

说明书 [0042-0049] [0052-0053] [0078-0079]

[0083] [0085] [0091-0092] [0097]、图 1, 9, 13.

US 2003/0199748 A1, 2003.10.23, 摘要、说明书 [0022-0026]、图 1.

张翔等. 立体辅助治疗计划系统研究进展. 中国医疗器械杂志 27
01. 2003, 27(01), 37-46.

审查员 马薇

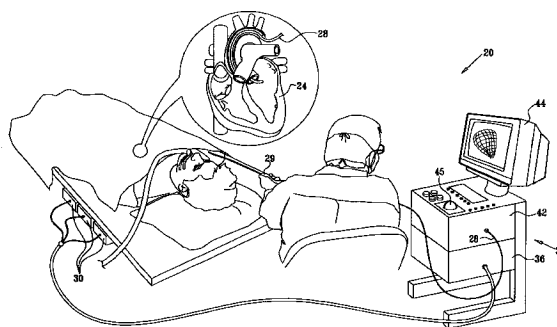
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 9 页

(54) 发明名称

二维超声扇的显示

(57) 摘要

用于成像患者身体的医学成像系统, 该系统包括: 包括方位传感器和超声成像传感器的导管, 其中该方位传感器发送表示该导管在患者体内的部分的方位信息的电信号, 且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号。定位处理器可操作地连接到该导管, 用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息。该系统还包含显示器以及可操作地连接到该导管、定位处理器和显示器的图像处理器。该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的超声图像, 并基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内导管的的部分的方向相同的方向上在显示器上实时描绘所产生的超声图像。



1. 一种用于成像患者身体的医学成像系统,该系统包括:

包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;

显示器;

场发生器,用于在方位传感器附近产生场,所述方位传感器感测所述场并且响应于所感测到的场计算超声传感器的位置和方向坐标;以及

可操作地连接到该导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的 2D 超声图像,并基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内导管的所述部分的方向相同的方向上在显示器上实时描绘所产生的超声图像,所述图像处理器还根据在所产生的 2D 超声图像中的一个或多个上标记的感兴趣轮廓来重新建立所述感兴趣轮廓并且基于重新建立的感兴趣轮廓和测得的超声传感器的位置和方向坐标来构造目标的 3D 模型。

2. 根据权利要求 1 的系统,其中当导管在患者体内移动时,以与导管的所述部分相同的方向在显示器上实时描绘所述超声图像的方向。

3. 根据权利要求 2 的系统,进一步包含使用束图标在与导管的所述部分相同的方向上实时地描绘所述超声图像的方向。

4. 根据权利要求 3 的系统,其中该束图标在显示器上被描绘成有颜色的。

5. 根据权利要求 4 的系统,其中该束图标为网状描述。

6. 根据权利要求 4 的系统,其中该束图标为扇状描述。

7. 根据权利要求 3 的系统,进一步包含在与显示器上描绘的超声图像相同的方向上在显示器上描绘的方向图标。

8. 根据权利要求 7 的系统,其中该方向图标包含使用所述导管成像的目标的形状。

9. 根据权利要求 8 的系统,其中该目标包括解剖结构。

10. 一种用于成像患者体内目标的医学成像系统,该系统包括:

包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示患者体内该导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;

显示器;

场发生器,用于在方位传感器附近产生场,所述方位传感器感测所述场并且响应于所感测到的场计算超声传感器的位置和方向坐标;以及

可操作地连接到该导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的多个二维超声图像,该图像处理器还根据在所产生的二维超声图像中的一个或多个上标记的感兴趣轮廓来重新建立所述感兴趣轮廓并基于重新

建立的感兴趣轮廓和测得的超声传感器的位置和方向坐标来重建目标的三维模型,并且该图像处理器还基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内的导管的所述部分的方向相同的方向上在显示器上在该三维模型上描绘实时的二维超声图像。

11. 根据权利要求 10 的系统,其中当导管在患者体内移动时,以与导管的所述部分相同的方向实时地在显示器上描绘所述实时二维超声图像的方向。

12. 根据权利要求 11 的系统,进一步包含使用束图标在与该导管的所述部分相同的方向上实时地描绘所述实时二维超声图像的方向。

13. 根据权利要求 12 的系统,其中该束图标在显示器上被描绘成有色的。

14. 根据权利要求 13 的系统,其中该束图标为网状描述。

15. 根据权利要求 13 的系统,其中该束图标为扇状描述。

16. 根据权利要求 12 的系统,进一步包括在与显示器上描绘的所述实时二维超声图像相同的方向上在显示器上描绘的方向图标。

17. 根据权利要求 16 的系统,其中该方向图标包括使用所述导管成像的目标的形状。

18. 根据权利要求 17 的系统,其中该目标包括解剖结构。

19. 一种用于成像患者体内目标的医学成像系统,该系统包括:

预采集的图像;

包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;

显示器;

场发生器,用于在方位传感器附近产生场,所述方位传感器感测所述场并且响应于所感测到的场计算超声传感器的位置和方向坐标;以及

可操作地连接到该导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器将预采集图像与由超声传感器发送的超声图像对准,该图像处理器还根据超声图像上标记的感兴趣轮廓来重新建立所述感兴趣轮廓并基于重新建立的感兴趣轮廓和测得的超声传感器的位置和方向坐标来重建目标的三维模型,并且该图像处理器还基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内的导管的所述部分的方向相同的方向上实时地在显示器上在三维模型上描绘该超声图像。

20. 根据权利要求 19 的系统,进一步包含使用束图标在与导管的该部分相同的方向上实时地描绘该超声图像的方向。

21. 根据权利要求 20 的系统,其中该束图标在显示器上被描绘成有色的。

22. 根据权利要求 21 的系统,其中该束图标为网状描述。

23. 根据权利要求 21 的系统,其中该束图标为扇状描述。

24. 根据权利要求 20 的系统,进一步包括在与显示器上描绘的所述超声图像相同的方向上在显示器上描绘的方向图标。

25. 根据权利要求 24 的系统,其中该方向图标包括使用所述导管成像的目标的形状。

26. 根据权利要求 25 的系统,其中该目标包括解剖结构。

27. 根据权利要求 20 的系统,其中该超声图像为二维图像。

28. 一种用于成像患者体内目标的医学成像系统,该系统包括:
预采集的图像;

包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;

显示器;

场发生器,用于在方位传感器附近产生场,所述方位传感器感测所述场并且响应于所感测到的场计算超声传感器的位置和方向坐标;以及

可操作地连接到该导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生至少一幅该目标的二维超声图像,该图像处理器还根据至少一幅二维超声图像中的一个或多个上标记的感兴趣轮廓来重新建立所述感兴趣轮廓并基于重新建立的感兴趣轮廓和测得的超声传感器的位置和方向坐标来重建目标的三维模型,将预采集图像与该三维模型对准,并且该图像处理器还基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内的导管的所述部分的方向相同的方向上、在显示器上在对准的预采集图像和三维模型上描绘实时的二维超声图像。

29. 根据权利要求 28 的系统,进一步包括使用束图标在与导管的该部分相同的方向上实时地描绘该实时二维超声图像的方向。

30. 根据权利要求 29 的系统,其中该束图标在显示器上被描绘成有色的。

31. 根据权利要求 30 的系统,其中该束图标为网状描述。

32. 根据权利要求 30 的系统,其中该束图标为扇状描述。

33. 根据权利要求 29 的系统,进一步包括在与显示器上描绘的所述实时二维超声图像相同的方向上在显示器上描绘的方向图标。

34. 根据权利要求 33 的系统,其中该方向图标包括使用所述导管成像的目标的形状。

35. 根据权利要求 34 的系统,其中该目标包括解剖结构。

二维超声扇的显示

技术领域

[0001] 本发明总体涉及医学成像系统,尤其涉及根据多个超声图像构造三维器官模型的方法和系统。

背景技术

[0002] 对心内膜(即,心脏的内表面)进行三维(3-D)构图(mapping)的方法在现有技术中是已知的。例如,美国专利 5,738,096 描述了构造心脏图的方法,其内容在此引用作为参考。使介入探头与心脏壁上的多个位置接触。为每个位置确定介入探头的方位,且组合这些方位以形成心脏的至少部分的构造图。

[0003] 在一些系统中,例如上述美国专利 5,738,096 描述的系统中,导管也采集另外的生理特性以及心脏表面上的局部电活性。相对应的图结合了所采集的局部信息。

[0004] 一些系统使用结合了方位感测的混合导管。例如,美国专利 6,690,963 描述了用于确定介入医疗器械的位置和方向的定位系统,其内容在此引用作为参考。

[0005] 具有声换能器的导管可用于心内膜的非接触成像。例如,美国专利 6,716,166 和 6,773,402 描述了对体腔(尤其是心脏)进行 3-D 构图和几何重建的系统,其内容在此引用作为参考。该系统使用包括多个声换能器的心脏导管。换能器发射超声波,超声波从腔表面反射并再次被换能器接收。确定从每个换能器到与该换能器相对的表面上的点或区域的距离,将这些距离测量相结合以重建该表面的 3-D 形状。该导管也包括方位传感器,这些传感器用于确定该导管在心脏内的位置和方向坐标。

[0006] 美国专利 5,846,205 描述了包括导管的相控阵列超声换能器组件,其内容在此引用作为参考。围绕换能器阵列在导管上安装端部,该端部定义一超声窗口,该窗口对于穿过其的超声能量基本不聚焦。因为该超声窗口是不聚焦的,发明人要求这样的权利:可以在该窗口的径向外表面上使用相对小的曲率半径。

[0007] 美国专利 6,066,096 描述了用于体积腔内超声成像的成像探头,其内容在此引用作为参考。构造成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连接到该细长体的远端并定位在其上。超声换能器阵列定位成发射和接收超声能量,以用于从该细长体的远端进行体积向前扫描。该超声换能器阵列包括被超声换能器元件占据的多个位置。这些位置中的至少一个缺少至少一个超声换能器元件,由此定义间隙位置。在间隙位置放置工具。该工具尤其可以是光纤引线、抽吸工具、引导线、电生理电极或消融电极。

[0008] 美国专利 6,059,731 描述了侧-端同时观察的超声成像导管系统,其内容在此引用作为参考。该系统包括至少一个侧面阵列和至少一个端部阵列。每个阵列具有至少一行超声换能器元件。这些元件可用作单个超声换能器并且是相控的,以产生不同的视图。

[0009] 美国专利 5,904,651 描述了一种承载用于显像组织的成像元件的导管管状物,其内容在此引用作为参考。该导管管状物还承载支撑结构,其延伸越过成像元件,用于接触远离成像元件的周围组织。该支撑元件使成像元件稳定,同时该成像元件显像内部体区域中

的组织。该支撑结构也承载诊断或治疗部件以接触周围组织。

[0010] 美国专利 5,876,345 描述了用于二维 (2-D) 成像或 3-D 重建的超声导管,其内容在此引用作为参考。该超声导管包括具有良好远、近场分辨率的至少两个超声阵列。该导管提供心室的轮廓以辅助解释由该导管获得的图像。

[0011] 美国专利 6,228,032 描述了用于超声换能器元件的导管安装的、相控线性阵列的操纵机制和操纵线,其内容在此引用作为参考。

[0012] 其内容在此引入作为此参考的美国专利 6,226,546 描述了一种用于产生人体部分的 3-D 图的导管位置系统,由其可以确定导管的位置。在导管头周围的多个预定位置放置多个超声换能器。通过用作源的超声换能器产生声学信号。信号处理单元响应于由用作声接收器的超声换能器接收到的信号产生 3-D 图。

[0013] 美国专利 6,171,248 描述了用于 2-D 成像或 3-D 重建的超声探头,其内容在此引用作为参考。该专利描述了包括至少两个超声阵列的超声探头。该探头允许构造和检查 3-D 图像。

[0014] 在现有技术中已知使用心内超声成像对心内膜表面进行非接触重建的几种方法。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,其内容在此引用作为参考。该阵列形成超声束,其通过活动孔径在期望方向上被操纵。

[0015] 美国专利 6,004,269 描述了基于结合到导管中的超声装置的声学成像系统,其内容在此引用作为参考。该超声装置将超声信号引导向心脏内的内部结构,以产生超声图像。其内容在此引用作为参考的 PCT 专利公开 WO 99/05971 和 WO 00/07501 描述了在参考导管上使用超声换能器,以在与心内膜接触的其它导管(构图或消融导管)上定位超声换能器。

[0016] 在美国专利 5,848,969 中描述了另一些心内超声成像的例子,其公开在此引用作为参考。该公开描述了使用可扩张的成像结构显像内部组织区域的系统和方法。

[0017] PCT 专利申请 WO 99/55233 描述了描绘患者心脏的 3-D 表面的方法,其公开在此引入作为参考。使用训练数据开发 3-D 网状模型,以用作一组患者心脏的原型形状。在不同图像平面获得患者心脏的多个超声图像。在每幅图像中手动标识解剖学位置。根据预定解剖学位置将该网状模型与这些图像严格对准。

[0018] 在欧洲专利申请 EP 0961135 中描述了使用超声图像的轮廓提取和 3-D 模拟的其它方法,其内容在此引用作为参考。作为另一个实例,PCT 专利公开 WO 98/46139 描述了使用调制非线性构图功能将多普勒和 B 模式超声图像信号结合在单个图像中的方法,其内容也在此引用作为参考。

[0019] 美国专利 5,797,849 描述了使用 3-D 跟踪和成像系统执行医疗过程的方法,其内容在此引用作为参考。将手术器械插入患者体内。当其移动通过身体结构时,跟踪该手术器械的位置。显示手术器械相对于其紧密相邻的周围环境的位置,以提高医生精确定位手术器械的能力。

[0020] 美国专利 5,391,199 描述了消融患者的器官或身体结构的部分的方法,其内容在此引用作为参考。该方法包括待构图的器官或结构的透视图像,以及使一个或多个导管前进到与该器官或结构相邻的位置或该器官或结构内的位置。使用非离子化的场感测每个导管远端的位置。在一个或多个导管的远端,感测该器官或结构的局部信息,并且处理感测到的信息以产生一个或多个数据点。在该器官或结构的透视图像上叠加这些数据点,以使该

器官或结构的部分的消融变得容易。

[0021] 一些医学成像系统应用基于所采集的成像信息重建 3-D 模型的方法。例如,美国专利 5,568,384 描述了将 3-D 多模态图像集合成为单个合成图像的方法,其内容在此引用作为参考。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匹配这些表面。

[0022] 美国专利 6,226,542 描述了对体内器官进行 3-D 重建的方法,其内容在此引用作为参考。处理器根据其位置坐标已经确定的体积上的多个采样点,重建患者体内的体积或腔的 3-D 图。表面的重建基于有限数量的采样点。

[0023] 美国专利 4,751,643 和 4,791,567 描述了用于确定体内连接的结构的方法,其内容在此引用作为参考。表现出相同组织类型的 3-D 区域被类似地标记。使用标记信息,确定所有类似标记的连接的数据点。

[0024] 一些系统使用基于通过成像采集到的信息分析和模拟身体组织和器官的图像处理方法。McInerney 和 Terzopoulos 在 "Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey" (Medical Image Analysis, (1:2), 1996 年 6 月,第 91-108 页) 中描述了这样一种技术,其内容在此引用作为参考。作者们描述了一种计算机辅助医学图像分析技术:通过采用从图像数据得到的(自底向上)约束条件和关于解剖结构的位置、尺寸和形状的(自顶向下)现有知识,来分段、匹配和跟踪解剖结构。

[0025] 在 Neubauer 和 Wegenkittl 的 "Analysis of Four-Dimensional Cardiac Data Sets Using Skeleton-Based Segmentation" (the 11th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision, University of West Bohemia, Plzen, Czech Republic, February 2003) 中描述了另一种分析技术,其内容在此引用作为参考。作者描述了一种计算机辅助方法,用于根据在心动周期的多个时间点拍摄的心脏 CT(计算机断层摄影)图像序列对心脏的部分进行分段。

发明内容

[0026] 在很多基于导管的诊断和治疗应用中,心脏的三维图像都是有用的。实时成像改善了医生的表现,并且甚至使相对缺乏经验的医生也能够更容易地执行复杂的外科过程。3-D 成像也有助于减少一些外科过程所需要的时间。此外,3-D 超声图像可用于计划复杂的过程和导管操纵。

[0027] 本发明的实施例提供了进行 3-D 心脏成像的改进的方法和系统。使用包括超声换能器阵列和方位传感器的探头来对患者体内的目标器官或结构进行成像。在一个实施例中,该探头包括插入患者心脏内的导管。该探头采集目标器官的多个 2-D 超声图像并将它们发送到图像处理器。对于每幅图像,使用方位传感器测量探头的位置和方向坐标。

[0028] 该系统的用户 - 通常是医生 - 检查交互式显示器上的图像。用户采用该显示器在一个或多个图像上手动标记(也称为“加标记”)标识器官的特征的感兴趣轮廓。此外或作为替代,使用轮廓检测软件自动对所述轮廓加标记。图像处理器在剩余未标记的图像中的至少一些中自动识别和重建相应的轮廓。然后,该图像处理器基于多个超声图像和获取每个图像的对应探头坐标构造 3-D 结构模型,使用所述轮廓来分割该模型中的 3-D 结构。

[0029] 在一些实施例中,所述轮廓包括离散的点。使用方位传感器信息和 2-D 超声图像属性计算每个点的 3-D 坐标。所计算出的方位用于构造 3-D 模型。被医生标记的轮廓可投

影并显示在该 3-D 模型上。

[0030] 所公开的方法因此提供了交互式工具,用于进行内部身体器官的 3-D 图像的用户辅助重建。这些方法也提供了定义解剖学表面的方便、准确的方法,电话性图(尤其在心脏成像应用中)或另一种图或图像将投影在所述解剖学表面上。

[0031] 因此,根据本发明的实施例,提供了用于模拟解剖结构的方法,包括:

[0032] 使用超声传感器在该超声传感器的相应多个空间位置采集解剖结构的多个超声图像;

[0033] 测量该多个空间位置中每一个处该超声传感器的位置和方向坐标;

[0034] 在所述超声图像的一个或多个中标记涉及该解剖结构的特征的感兴趣轮廓;以及

[0035] 基于该感兴趣轮廓和测得的位置和方向坐标,构造该解剖结构的三维(3-D)模型。

[0036] 在所公开的实施例中,构造该 3-D 模型包括基于被标记的感兴趣轮廓、在至少一些未被标记的超声图像中自动重建所述特征。

[0037] 在另一实施例中,该解剖结构包括心脏,且采集多个超声图像包括将包括超声传感器的导管插入第一心腔并在该心腔内的相应多个空间位置之间移动该导管。此外或作为替代,构造 3-D 模型包括构造位于第一心腔外的目标结构的 3-D 模型。

[0038] 在又一实施例中,采集超声图像和测量位置和方向坐标包括使超声图像采集的定时和位置和方向坐标的测量相对于同步信号同步,该同步信号包括心电图(ECG)信号、内部产生的同步信号和外部提供的同步信号之一。此外或作为替代,使所述定时和测量同步包括使组织特性、温度和血流中至少一个的测量相对于该同步信号同步。

[0039] 在又一实施例中,测量位置和方向坐标包括在与超声传感器相关联的方位传感器附近产生场、感测方位传感器处的场、以及响应于所感测到的场计算超声传感器的位置和方向坐标。在一些实施例中,产生场包括产生磁场,且感测场包括感测在方位传感器处产生的磁场。

[0040] 在另一实施例中,测量位置和方向坐标包括使用与超声传感器相关联的场发生器产生场、使用一个或多个接收传感器感测该场、以及响应于所感测的场计算超声传感器的位置和方向坐标。在一些实施例中,产生场包括产生磁场,且感测场包括感测一个或多个接收传感器处产生的磁场。

[0041] 在一个实施例中,自动重建特征包括接受手动输入,该手动输入包括至少认可、删除、校正和修改自动重建的特征的至少部分之一。

[0042] 在另一实施例中,构造 3-D 模型包括产生解剖结构的目标结构的骨架模型和表面模型中的至少一个,并将该 3-D 模型显示给用户。此外或作为替代,产生表面模型包括在该表面模型上叠加电话性图和参数图中的至少一个。

[0043] 在又一实施例中,构造 3-D 模型包括在该 3-D 模型上叠加从磁共振成像(MRI)系统、计算机断层摄影(CT)系统和 x 射线成像系统中的一个或多个引入的信息。此外或作为替代,叠加信息包括将所引入的信息与该 3-D 模型的坐标系统对准。

[0044] 在又一实施例中,构造 3-D 模型包括在该 3-D 模型中定义一个或多个感兴趣区域,并将与该一个或多个感兴趣区域对应的超声图像的部分投影到该 3-D 模型上。

[0045] 在一个实施例中,采集多个超声图像包括:使用包括超声传感器的体外超声探头

并在所述相应的多个空间位置之间移动该探头来扫描该解剖结构

[0046] 根据本发明的一个实施例,另外提供一种模拟解剖结构的方法,包括:
[0047] 使用超声传感器在该超声传感器的一空间位置采集解剖结构的超声图像;
[0048] 在该空间位置测量该超声传感器的位置和方向坐标;
[0049] 在超声图像中标记涉及该解剖结构的特征的感兴趣轮廓;以及
[0050] 基于所测得的位置和方向坐标在 3-D 空间中显示感兴趣轮廓和该超声图像的至少部分。

[0051] 根据本发明的一个实施例,也提供了一种用于模拟解剖结构的系统,包括:

[0052] 探头,包括:

[0053] 超声传感器,其配置成在该探头的相应多个空间位置采集解剖结构的多个超声图像;以及

[0054] 方位传感器,其配置成在该多个空间位置的每一个处确定超声传感器的位置和方向坐标;

[0055] 交互式显示器,其耦合成显示超声图像并接收手动输入,该手动输入在这些超声图像的一个或多个中标记涉及该解剖结构的特征的感兴趣轮廓;以及

[0056] 处理器,其耦合成接收超声图像和测得的位置和方向坐标、接受手动标记的感兴趣轮廓并且基于该感兴趣轮廓和测得的空间方位重建解剖结构的 3-D 模型。

[0057] 根据本发明的实施例,进一步提供了用于模拟解剖结构的系统,包括:

[0058] 探头,其包括:

[0059] 超声传感器,其配置成在该探头的相应空间位置采集解剖结构的图像,以及

[0060] 方位传感器,其配置成确定超声传感器在该空间位置的位置和方向坐标;

[0061] 处理器,其耦合成接收超声图像和测得的位置和方向坐标并基于测得的位置和方向坐标计算该超声图像的 3-D 位置;以及

[0062] 交互式显示器,其耦合成:接收手动输入,该手动输入在超声图像中标记涉及该解剖结构的特征的感兴趣轮廓;并且基于计算出的该超声图像的 3-D 位置在 3-D 空间中显示感兴趣轮廓和该超声图像的至少部分。

[0063] 根据本发明的实施例,还提供了用于模拟解剖结构的计算机软件产品,该产品包括其中存储了程序指令的计算机可读介质,当被计算机读取时,所述指令使计算机进行如下操作:使用超声传感器在该超声传感器的相应的多个空间位置采集该解剖结构的多个超声图像;测量在该多个空间位置的每一个处该超声传感器的位置和方向坐标;接收手动输入,该手动输入在一个或多个所述超声图像中标记涉及该解剖结构的特征的感兴趣轮廓;以及基于该感兴趣轮廓和测得的位置和方向坐标构造该解剖结构的 3-D 模型。

[0064] 根据本发明的一个实施例,还提供了用于模拟解剖结构的计算机软件产品,该产品包括其中存储了程序指令的计算机可读介质,当被计算机读取时,所述指令使计算机执行以下操作:使用超声传感器在该超声传感器的相应空间位置采集该解剖结构的超声图像;测量在该空间位置处该超声传感器的位置和方向坐标;在该超声图像中标记涉及该解剖结构的特征的感兴趣轮廓;以及基于测得的位置和方向坐标在 3-D 空间中显示感兴趣轮廓和该超声图像的至少部分。

[0065] 本发明还涉及用于对患者体内的目标进行成像的系统,其中该系统包括:

- [0066] 预先采集的图像；
- [0067] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管，该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号，且该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、以及发送与从患者体内的目标反射的超声回波有关的信号；
- [0068] 可操作地连接到该导管的定位处理器，用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的所述部分的方位信息；
- [0069] 可操作地连接到该导管和该定位处理器的图像处理器，该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的超声图像并为该目标的超声图像的任何像素确定方位信息，该图像处理器将所述预先采集的图像与该超声图像对准；以及
- [0070] 显示器，用于显示对准的预采集图像和超声图像。
- [0071] 本发明的另一实施例是用于对患者体内的目标进行成像的方法，其中该方法包括如下步骤：
- [0072] 提供该目标的预采集图像；
- [0073] 将包括方位传感器和超声成像传感器的导管放入患者体内，并使用方位传感器确定该导管在患者体内的部分的方位信息；
- [0074] 使用超声成像传感器产生该目标的超声图像；
- [0075] 确定该目标的超声图像的任何像素的方位信息并将预采集图像与该超声图像对准；以及
- [0076] 显示对准的预采集图像和超声图像。
- [0077] 根据本发明的另一实施例涉及用于成像患者体内目标的系统，其中该系统包括：
- [0078] 该目标的预采集图像；
- [0079] 该目标的电生理图；
- [0080] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管，该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号，且该超声成像传感器在患者体内的该目标处发射超声能量、接收从患者体内该目标反射的超声回波并发送与从患者体内该目标反射的超声回波有关的信号；
- [0081] 可操作地连接到该导管的定位处理器，用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的所述部分的方位信息；
- [0082] 可操作地连接到该导管和该定位处理的图像处理器，该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的超声图像并确定该目标的超声图像的任何像素的方位信息，该图像处理器将预采集图像和电生理图与该超声图像对准；以及
- [0083] 显示器，用于显示对准的预采集图像、电生理图和超声图像。
- [0084] 以及，本发明的另一实施例是用于成像患者体内目标的系统，其中该系统包括：
- [0085] 该目标的预采集图像；
- [0086] 导管，包括方位传感器、超声成像传感器和至少一个电极，该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号，该超声成像传感器在患者体内的该目标处发射超声能量、接收从患者体内该目标反射的超声回波并发送与从患者体内该目标反射的超声回波有关的信号，且该至少一个电极采集该目标的表面的电活性数据点；

[0087] 可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的所述部分的方位信息;

[0088] 可操作地连接到该导管和该定位处理器的图像处理器,该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的超声图像,并确定该目标的超声图像的任何像素的方位信息和该目标的电活性数据点的方位信息,该图像处理器基于该目标的电活性数据点和这些电活性数据点的方位信息产生该目标的电生理图,并将预采集图像和该电生理图与该超声图像对准;以及

[0089] 显示器,用于显示对准的预采集图像、电生理图和超声图像。

[0090] 此外,本发明还涉及成像患者体内目标的方法,其中该方法包括以下步骤:

[0091] 提供该目标的预采集图像;

[0092] 提供该目标的电生理图;

[0093] 将包括方位传感器和超声成像传感器的导管放入患者体内,并使用方位传感器确定该导管在患者体内的部分的方位信息;

[0094] 使用超声成像传感器产生该目标的超声图像;

[0095] 确定该目标的超声图像的任何像素的方位信息并将预采集图像和电生理图与该超声图像对准;以及

[0096] 显示对准的预采集图像、电生理图和超声图像。

[0097] 根据本发明的另一个实施例是成像患者体内目标的方法,其中该方法包括以下步骤:

[0098] 提供该目标的预采集图像;

[0099] 将包括方位传感器、超声成像传感器和至少一个电极的导管放入患者体内,并使用方位传感器确定在患者体内的导管的部分的方位信息;

[0100] 使用该至少一个电极采集该目标表面的电活性数据点;

[0101] 使用超声成像传感器产生该目标的超声图像;

[0102] 确定该目标表面的电活性数据点的方位信息,并基于这些电活性数据点和这些电活性数据点的方位信息产生该目标的电生理图;

[0103] 确定该目标的超声图像的任何像素的方位信息,并将预采集图像和该电生理图与超声图像对准;以及

[0104] 显示对准的预采集图像、电生理图和超声图像。

[0105] 此外,本发明还涉及用于成像患者身体的医学成像系统,其中该系统包括:

[0106] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

[0107] 可操作地连接到导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的所述部分的方位信息;

[0108] 显示器;以及

[0109] 可操作地连接到导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的超声图像,并基于从方位传感器得到的方位信息、在

与患者体内导管的所述部分的方向相同的方向上在显示器上实时描绘所产生的超声图像。

[0110] 此外,本发明还涉及用于成像患者体内目标的医学成像系统,其中该系统包括:

[0111] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

[0112] 可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;

[0113] 显示器;以及

[0114] 可操作地连接到导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生该目标的多个二维超声图像,并使用该多个二维超声图像重建三维模型,并基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内的导管的所述部分的方向相同的方向上在显示器上在该三维模型上描绘实时的二维超声图像。

[0115] 此外,本发明还涉及成像患者体内目标的医学成像系统,其中该系统包括:

[0116] 预采集的图像;

[0117] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

[0118] 可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;以及

[0119] 可操作地连接到导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器将预采集图像与由超声传感器发送的超声图像对准,并基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内的导管的所述部分的方向相同的方向上实时地在显示器上在该三维模型上描绘该超声图像。

[0120] 本发明的一个备选实施例是用于成像患者体内目标的医学成像系统,其中该系统包括:

[0121] 预采集的图像;

[0122] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内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,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;以及

[0124] 可操作地连接到导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器基于由超声传感器发送的信号产生至少一幅该目标的二维超声图像,使用该至少一幅二维超声图像重建三维模型,将预采集图像与该三维模型对准,并基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内的导管的所述部分的方向相同的方向上、在显示器上在对准的预采集图像和三维模型上描绘实时的二维超声图像。

[0125] 此外,本发明的一个备选实施例是用于成像患者身体的医学成像系统,其中该系统包括:

[0126] 包括方位传感器和超声成像传感器的导管,该方位传感器发送表示在患者体内的导管的部分的方位信息的电信号,且该超声成像传感器在患者体内的目标处发射超声能量、接收从患者体内目标反射的超声回波、并发送与从患者体内目标反射的超声回波有关的信号;

[0127] 可操作地连接到该导管的定位处理器,用于基于由方位传感器发送的电信号确定导管的该部分的方位信息;

[0128] 显示器;以及

[0129] 可操作地连接到导管、定位处理器和显示器的图像处理器,该图像处理器基于从方位传感器得到的信息、在与患者体内导管的所述部分的方向相同的方向上在显示器上显示导管图标,该图像处理器也基于由超声传感器发送的信号产生目标的超声图像,基于从方位传感器得到的方位信息、在与患者体内导管的所述部分的方向相同的方向上在显示器上实时描绘所产生的超声图像。该导管图标用于在特定方向上指引在患者体内目标处从导管的超声传感器发射的超声能量。

[0130] 从结合附图对其实施例进行的详细描述中,本发明将能够被更充分地理解。

附图说明

[0131] 在附图中:

[0132] 图 1 是根据本发明的实施例用于心脏构图和成像的系统的示意性图示说明;

[0133] 图 2 是根据本发明实施例的导管的示意性图示说明;

[0134] 图 3 是示意性说明根据本发明实施例的心脏构图和成像的方法的流程图;

[0135] 图 4-8 是视觉验证根据本发明实施例的心脏构图和成像的方法的图像;

[0136] 图 9 和 10 是视觉验证根据本发明实施例模拟的心腔的图像;以及

[0137] 图 11 是视觉验证根据本发明实施例与预采集图像对准的超声图像的图像。

具体实施方式

[0138] 系统描述

[0139] 图 1 是根据本发明实施例的用于成像和构图患者心脏 24 的系统 20 的示意性图示说明。该系统包括导管 28,其由医生通过静脉或动脉插入心室。导管 28 通常包括把手 29,供医生操纵导管。对把手的适当控制使医生能够按需要操纵、定位或定向导管的远端。

[0140] 系统 20 包括测量导管 28 的位置和方向坐标的定位子系统。(贯穿该专利申请,术语“位置”指导管的坐标,术语“方向”指其角坐标。术语“方位”指导管的全部方位信息,包括位置和方向坐标二者)。

[0141] 在一个实施例中,该定位子系统包括确定导管 28 的方位和方向的磁方位跟踪系统。该定位子系统在其附近的预定工作体积中产生磁场并在导管处感测这些场。该定位子系统通常包括一组外部辐射器,例如场发生线圈 30,其位于患者外部的固定、已知位置。线圈 30 在心脏 24 附近产生通常为电磁场的场。所产生的场由导管 28 内的方位传感器 32 感测。

[0142] 在一个备选实施例中,导管中的辐射器(例如线圈)产生电磁场,该电磁场由患者体外的传感器接收。

[0143] 方位传感器响应于所感测的场将与方位有关的电信号通过穿过导管的电缆 33 发送到控制台 34。或者,方位传感器通过无线链路将信号发送到控制台。该控制台包括定位处理器 36,该处理器基于方位传感器 32 发送的信号计算导管 28 的位置和方向。定位处理器 36 通常接收、放大、过滤、数字化或以其它方式处理来自导管 28 的信号。

[0144] 例如在美国专利 6,690,963、6,618,612 和 6,332,089, 和美国专利申请公开 2002/0065455A1、2004/0147920A1 和 2004/0068178A1 中描述了可用于此目的的一些方位跟踪系统,它们的内容在此应用作为参考。尽管图 1 所示的定位子系统使用磁场,但是下面描述的方法可以使用任何适合的定位子系统来实现,例如基于电磁场、声学或超声测量的系统。

[0145] 如下面将要解释和证明的,系统 20 使医生能够执行各种构图和成像过程。这些过程包括例如如下操作:

[0146] • 实时或接近实时(NRT)显示 2-D 超声图像(见下面的图 4 和图 6)。

[0147] • 基于 2-D 超声图像重建患者体内目标结构的 3-D 模型(见下面的图 4-10)。

[0148] • 在所重建的 3-D 模型上对准、叠加和显示参数图,例如电生理信息图或电解剖图(见下面的图 8)。

[0149] • 在所重建的 3-D 模型上对准、叠加和显示从外部系统采集的 3-D 图像。

[0150] • 在从外部系统采集的 3-D 图像上对准和显示 2-D 超声图像(见下面的图 11)。

[0151] 图 2 是根据本发明实施例的导管 28 的远端的示意性图示说明。该导管包括超声成像传感器。该超声传感器通常包括超声换能器 40 的阵列。在一个实施例中,这些超声换能器是压电换能器。这些超声换能器放置在窗口 41 内或与其相邻,该窗口定义导管体或壁内的开口。

[0152] 换能器 40 作为相控阵列工作,共同通过窗口 23 从阵列孔发射超声束。(尽管所示的换能器排列成线性阵列结构,但也可以采用其它阵列结构,例如圆形或凸面结构)。在一个实施例中,该阵列发射短脉冲超声能量,并随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,以受控方式单独驱动换能器 40,以便在所需方向上操纵超声束。通过换能器的适当定时,所产生的超声束能够得到中心弯曲的波前,以便将该超声束聚焦在与换能器阵列相距给定距离的位置。因此,系统 20 使用该换能器阵列作为相控阵列,且实施使超声束能够被操纵和聚焦的发射/接收扫描机制,以便产生 2-D 超声图像。

[0153] 在一个实施例中,超声传感器包括 16-64 个换能器 40,优选 48-64 个换能器。通常,这些换能器产生中心频率为 5-10MHz 的超声能量,通常穿透深度为 14cm。穿透深度通常从几毫米到约 16 厘米,且取决于超声传感器特性、周围组织特性和工作频率。在一个备选实施例中,可使用其它适当频率范围和穿透深度。

[0154] 在接收到反射的超声回波之后,换能器 40 将基于反射回波的电信号经由穿过导管 28 的电缆 33 发送到控制台 34 中的图像处理器 42,该处理器将这些信号转换成 2-D(通常是扇形)超声图像。图像处理器 42 通常计算或确定方位和方向信息、显示实时超声图像、执行 3-D 图像或体积重建和其它功能,这些都将在下面更详细地描述。

[0155] 在一些实施例中,图像处理器使用这些超声图像和方位信息,产生患者心脏的目

标结构的 3-D 模型。该 3-D 模型作为显示器 44 上的 2-D 投影呈现给医生。

[0156] 在一些实施例中,导管的远端也包括至少一个电极 46,用于执行诊断和 / 或治疗功能,例如电生理构图和 / 或射频 (RF) 消融。在一个实施例中,电极 46 用于感测局部电势。由电极 46 测得的电势可用于对心内膜表面上的局部电活性进行构图。当电极 46 与心脏内表面上的点接触或与其接近时,其测量该点处的局部电势。所测得的电势被转换成电信号并通过导管发送到图像处理器以用于显示。在其它实施例中,从包括均连接到控制台 34 的适当电极和方位传感器的另一导管获得局部电势。

[0157] 在备选实施例中,电极 46 可用于测量不同的参数,例如各种组织特性、温度和 / 或血流。尽管电极 46 示为单个环电极,但是导管可包括任何数量的任何形式的电极 46。例如,导管可包括两个或更多环电极、多个点电极或点电极阵列、尖端电极或这些类型的电极的任意组合,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 的远端内,与电极 46 和换能器 40 相邻。通常,方位传感器 32、电极 46 和超声传感器的换能器 40 之间的相互方位和方向偏移是恒定的。通常,定位处理器 36 使用这些偏移得到给定方位传感器 32 的测得方位下超声传感器和电极 46 的坐标。在另一实施例中,导管 28 包括两个或更多个方位传感器 32,每一个相对于电极 46 和换能器 40 具有恒定的方位和方向偏移。在一些实施例中,预先校准这些偏移 (或等效校准参数) 并将其存储在定位处理器 36 中。或者,可以将这些偏移存储到安装在导管 28 的把手 29 中的存储装置 (例如,电可编程只读存储器,即 EPROM) 中。

[0159] 方位传感器 32 通常包括三个非同中心线圈 (未示出),例如在上述美国专利 6,690,963 中所描述的。或者,可以使用任何其它适当的方位传感器结构,例如包括任何数量的同中心或非同中心线圈的传感器、Hall 效应传感器和 / 或磁阻传感器。

[0160] 通常,通过选通信号和与体表心电图 (ECG) 信号或心内心电图相关的图像获取,使超声图像和方位测量都与心动周期同步。(在一个实施例中,ECG 信号可由电极 46 产生。)由于心脏特征在心脏的周期性缩放过程中改变它们的形状和方位,所以整个成像过程通常以相对于该周期的特定定时进行。在一些实施例中,由导管进行的另外的测量,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。这些测量也与由方位传感器 32 进行的对应方位测量相关联。这些另外的测量通常被叠加在重建的 3-D 模型上,下面将解释这一点。

[0161] 在一些实施例中,使方位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某一信号对超声图像的干扰。在该实例中,图像采集的定时和方位测量设定成相对于该干扰信号有特定偏差,以便无干扰地采集图像。可以不时地调整该偏差以保持无干扰的图像采集。或者,可使测量和采集与外部提供的同步信号同步。

[0162] 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 (未示出)。可用于该目的的适当的超声驱动器的一个例子是 Analogic Corp. (Peabody, Massachusetts) 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,驱动超声传感器并产生 2-D 超声图像。该超声驱动器可支持不同的成像模式,例如 B- 模式、M- 模式、CW 多普勒和彩色多普勒 (color flow Doppler),这些都是现有技术中已知的。

[0163] 通常,定位处理器和图像处理器使用通用计算机实现,其编程在软件中以执行此

处描述的功能。例如,该软件可以电子形式通过网络下载到计算机,或者其可选择在有形介质(例如 CD-ROM)上提供到计算机。定位处理器和图像处理器可使用分开的计算机实现,或使用单个计算机实现,或可以与系统 20 的其它计算功能集成。此外或作为替代,定位和图像处理功能中的至少一些可以使用专用硬件执行。

[0164] 3-D 成像方法

[0165] 图 3 是示意性说明根据本发明实施例的心脏构图和成像的方法的流程图。原则上,所公开的方法将在导管的不同方位采集的多个 2-D 超声图像组合成目标结构的单个 3-D 模型。在本专利申请的上下文中,术语“目标结构”或“目标”可指整个或部分心室,或指特定的壁、表面、血管或其它解剖结构。尽管此处描述的实施例特指心脏内及心脏周围的结构,但是加以必要的变更,本发明的原理可类似地应用于骨骼、肌肉或其它器官和解剖结构的成像。

[0166] 该方法从超声扫描步骤 50 开始,在该步骤采集目标结构的一系列 2-D 超声图像。通常,医生通过适当的血管将导管 28 插入心腔,例如右心房,然后通过腔内的不同位置之间移动该导管来扫描目标结构。目标结构可包括导管所在的腔的全部或部分,或者,除此之外或作为替代,不同的心腔(例如左心房)、或动脉结构(例如大动脉)。在每个导管方位,图像处理器采集并产生 2-D 超声图像,例如下面的图 4 中所示的图像。

[0167] 定位子系统并行地测量和计算导管的方位。计算出的方位与相应的超声图像一起存储。通常,导管的每个方位以坐标形式表示,例如六维坐标(X、Y、Z 轴位置,和纵倾(pitch)、横倾(yaw)和横摆(roll)角方向)。

[0168] 在一些实施例中,导管使用电极 46 进行另外的测量。所测量的参数,例如局部电势,可选择叠加在目标结构的重建 3-D 模型上或作为附加的层显示在其上,这将在下面解释。

[0169] 在获得该组超声图像后,图像处理器在手动标记步骤 52 向医生显示这些图像中的一个或多个。或者,步骤 52 可以与步骤 50 交叉。图像中的灰度级使得医生能够识别例如心腔壁、血管和瓣膜的结构。医生检查超声图像并识别代表目标结构的壁或边界的感兴趣轮廓。医生通常通过使用指点装置 45(例如跟踪球)对它们“加标记”,来在显示器 44 上标记这些轮廓。(在下面的图 5 中示出了示例性的加标记的 2-D 图像。)指点装置或者可包括鼠标、触摸屏或连接到显示器 44 的手写板、或其它任何适当的输入装置。显示器 44 和指点装置 45 的组合是交互式显示器的一个实例,即呈现图像并允许用户在图像上标记的装置,在图像上标记的方式使计算机能够在图像中定位这些标记。对于本领域的技术人员,其它类型的交互式显示器是显而易见的。

[0170] 医生可以以这种方式在该组的一个或几个图像上对轮廓加标记。医生也可以对各种解剖标志或伪影加标记,这些都与所讨论的医学过程有关。医生可类似地识别“不能靠近”的区域,在随后的治疗过程(例如,消融)中不应当接触或进入这些区域。

[0171] 在一些实施例中,以半自动方式对感兴趣轮廓加标记。例如,图像处理器可运行适当的轮廓检测软件。在该实施例中,软件自动检测和标记一个或多个 2-D 图像中的轮廓。然后,医生使用交互式显示器查看并编辑自动检测的轮廓。

[0172] 在自动标记步骤 54,图像处理器可使用被标记的轮廓在剩余的未标记超声图像中自动重建所述轮廓。(在一些实施例中,医生可在步骤 52 标记所有 2-D 超声图像。在这种情

况下,省略步骤 54。) 图像处理器描绘医生标记的结构,并在剩余的超声图像中重建它们。该识别和重建过程可使用任何适当的图像处理方法,包括边缘检测法、相关法、运动检测法和本领域中已知的其它方法。图像处理器也可使用与每幅图像相关的导管的方位坐标,来使图像之间的轮廓位置相关联。此外或者作为替代,可以以用户辅助的方式实施步骤 54,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 的输出是一组标记有感兴趣轮廓的 2-D 超声图像。

[0173] 随后在 3-D 坐标分配步骤 56,图像处理器向在该组图像中识别的感兴趣轮廓分配 3-D 坐标。尽管在步骤 52 医生在 2-D 图像上做标记,但是根据在步骤 50 与这些图像一起存储的方位信息已知这些图像的平面在 3-D 空间中的位置和方向。因此,图像处理器能够确定 2-D 图像中每个像素或任何像素的 3-D 坐标,尤其是与所标记的轮廓相对应的那些。当指定这些坐标时,图像处理器通常使用存储的校准数据,该校准数据包括方位传感器和超声传感器之间的方位和方向偏移,如上所述。

[0174] 在一些实施例中,感兴趣轮廓包括离散的点。在这些实施例中,定位处理器向每个这种离散点指定 3-D 坐标。此外,定位处理器向表面的离散点或诸如心室的(由表面限定的)体积的离散点指定 3-D 坐标。因此,可以使用轮廓、离散点、表面或体积执行预采集图像与一个或多个 2-D 超声图像或超声图像的 3-D 模型的对准。

[0175] 在一些实施例中,图像处理器显示在 3-D 空间中适当取向的 2-D 超声图像中的一个或多个。(见例如下面的图 6。)感兴趣轮廓可选择标记在该取向的 2-D 图像上。

[0176] 在 3-D 重建步骤 58,图像处理器产生目标结构的 3-D 骨架模型。图像处理器在 3-D 空间中排列一些或全部 2-D 图像中的被标记轮廓,以形成该骨架模型。(见下面的图 7 中所示的示例性骨架模型。)在一些实施例中,图像处理器使用“丝网(wire-mesh)”型处理以在该骨架模型上产生表面并产生目标结构的立体 3-D 形状。图像处理器将感兴趣轮廓投影在所产生的 3-D 模型上。该模型通常在显示器 44 上呈现给医生。(见下面图 8-10 中的示例性 3-D 模型。)

[0177] 如上所述,在一些实施例中,系统 20 支持目标结构表面上局部电势的测量。在该测量中,由导管 28 采集的每个电活性数据点包括由电极 46 测得的电势或活化时间值以及由定位子系统测得的导管的对应方位坐标,以(由图像处理器)创建或产生电生理图。在叠加步骤 60,图像处理器将电活性数据点与 3-D 模型的坐标系统对准,并将其叠加在该模型上。步骤 60 在该方法中是可选的,并且仅在系统 20 支持这种类型的测量且医生选择使用该特征时才执行。通常在电极 46 接触或非常靠近目标结构的壁时测量这些电活性数据点。因此,这些数据点通常叠加在该结构的 3-D 模型上。

[0178] 或者,可以产生和显示单独的 3-D 电活性图(通常称为电解剖图)。例如,可通过由 Biosense Webster, Inc. (Diamond Bar, California) 生产和销售的 CARTO™ 导航和构图系统来产生适当的电解剖图。电势值可以使用例如色标或任何其它适当的显像方法来表示。在一些实施例中,图像处理器可内插或外插测得的电势值并显示全色图,该全色图描绘目标结构的壁上的电势分布。如此处所定义的,术语“电生理图”是指电活性数据点图或电解剖图。

[0179] 如上所述,从其它成像应用引入的信息可以与 3-D 模型对准并叠加在该模型上供显示之用。例如,可以使预采集的计算机断层摄影(CT)、磁共振成像(MRI)或 x 射线信息与

基于超声的 3-D 模型对准,并与该 3-D 模型和 / 或 2-D 超声图像一起显示在显示器 44 上。(见下面图 11 所示的 2-D 图像和预采集 CT 图像的示例性叠加。)

[0180] 此外或作为替代,如果在上述步骤 50 进行另外的参数测量,这些测量结果可以与 3-D 模型对准并作为附加的层显示(也称为“参数图”)。

[0181] 当实施所公开的方法时,可以修改步骤 50-60 的顺序,且可以以交互方式重复这些步骤。例如,医生可采集第一系列 2-D 图像并手动标记它们。然后医生返回并采集另外的图像,使用在第一系列图像中标记的轮廓使系统自动标记这些图像。医生然后产生全 3-D 模型并对其进行检查。如果该模型在一些区域不够准确,则医生可决定采集另外一组图像,以改进该 3-D 模型。此外或作为替代,医生在检查图像或 3-D 模型之后可决定改变一个或多个图像的手动标记,或推翻自动标记过程。为了达到高质量的目标结构 3-D 模型,医生可遵循应用步骤 50-60 的其它顺序。此外或作为替代,例如可以在机器人控制下自动执行这些步骤中的一些。

[0182] 在一些实施例中,2-D 超声图像的特征可选择性地作为 3-D 模型的部分显示。例如,可以丢弃或在所显示的模型中隐藏位于由感兴趣轮廓定义的体积之外的特征。此外或作为替代,可仅显示骨架结构或丝网模型。可使用其它适当的标准来过滤待显示的信息。例如,如上所述的一个或多个 2-D 图像中标记的“不能靠近的”区域可以在 3-D 模型中适当地画出或突出。

[0183] 在一些实施例中,系统 20 可用作实时或近实时成像系统。例如,作为医疗过程开始之前的准备步骤,医生可使用上述方法重建目标结构的 3-D 模型。医生可标记显示在该 3-D 模型上的任何所需的解剖标志或感兴趣特征。在该过程期间,系统 20 可连续跟踪和显示导管相对于该模型和所标记的轮廓的 3-D 方位。用于执行医学过程的导管可以与用于产生 3-D 模型的导管是相同的,或者是安装有适当的方位传感器的不同的导管。

[0184] 心脏成像实例

[0185] 图 4-8 是根据本发明实施例视觉证明上述 3-D 成像方法的图像。这些附图从发明人实现的心脏成像系统产生的超声图像产生。这些图像在真实生命实验过程中产生,该实验使用与上述图 2 相似的导管对猪的心脏进行成像。

[0186] 图 4 示出了在导管 28 的特定方位处由超声换能器采集的 2-D 超声图像。该图像示出了心脏的两个不同的特征 80 和 82。根据上述图 3 的方法的超声扫描步骤 50,在导管的不同方位采集多个这种形式的超声图像。

[0187] 图 5 示出了图 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 是在导管位于右心房的情况下采集的。在该 2-D 超声图像中,特征 80 代表二尖瓣,特征 82 代表主动脉瓣。根据上述图 3 的方法的手动标记步骤 52,这些轮廓由用户手动标记。轮廓 84 和 86 标记 3-D 工作体积中的解剖结构,并在该过程期间辅助医生识别这些结构。

[0188] 图 6 示出了在 3-D 空间中取向和投影的 2-D 超声图像 85。该附图示出了示例性多画面显示,这可由图像处理器 42 产生并显示在系统 20 的显示器 44 上。“原始的”2-D 图像显示在该图右手侧上的单独窗口中。

[0189] 该图中央处的等体积显示(isometric display)示出了根据方位传感器 32 的方位测量、通过在 3-D 空间中取向和投影图像 85 的平面而产生的投影图像 87。当导管 28 在患者体内移动时,通常具有所成像的解剖结构(在该实例中是心脏)的形状的方向图标 81

在与投影图像 87 相同的方向上实时显示。图标 81 帮助医生理解投影图像的 3-D 方向。

[0190] 束图标 83 与投影 2-D 图像 87 相关联地使用,以标记由超声束扫描的区域。因此,当导管 28 在患者体内移动时,图标 83 在与投影图像 87 相同的平面内(相同的方向)实时取向和显示。图标 83 可包括网状或扇状线性描述,优选是有颜色的,例如红色。或者,图标 83 可包括有色线或任何其它适当的显像超声束的位置和方向的装置,所述有色线标记由产生图像 87 的超声束扫描的区域的周界。在图 6 的实例中,图标 83 包括表示由超声束限定的角扇区的两条直线。在一些实施例中,也显示标记导管 28 的远端的位置和方位的另一图标 99。例如,导管 28 的远端显示为导管尖端图标 99,其允许医生或系统 20 的用户理解导管 28 所采集的超声图像的位置和方向,而不管是否采用任何其它图像处理来定向 2-D 超声图像或扇区 87,或将 2-D 图像叠加在 3-D 图像或框上。医生或系统 20 的用户可使用图标 99 来在所需方向和/或取向上瞄准或引导超声束。例如,导管尖端图标 99 可用于将导管 28 的尖端定位成与心脏的已知标志相邻,以便有利于更加准确地估计超声束的方向。

[0191] 投影图像 87 通常在标记工作体积的边界的立方体内显示。该工作体积通常称为上面图 1 所示的定位子系统的场辐射线圈 30 的坐标系。在一个实施例中,该立方体的每一条边(即该工作体积的特征尺寸)测量值约为 12cm。或者,也可为该工作体积选择任何其它适当的尺寸和形状,这通常取决于超声束的组织穿透能力。

[0192] 在该附图的底部的信号显示 91 示出了 ECG 信号,如上所述测量与该信号同步。

[0193] 当系统 20 实时工作时,投影图像的和图标 83 的方位和方向随着导管 28 的移动而改变。在一些实施例中,医生可使用交互式显示器改变观察角度、放大和缩小以及以其它方式操纵所显示的图像。此处描述的用户界面图作为示例性配置显示。可以使用任何其它合适的用户界面。

[0194] 在一些实施例中,系统 20 和相关的用户界面可用于 2-D 超声图像的 3-D 显示和投影,而不重建 3-D 模型。例如,医生可采集单个 2-D 超声图像并在该图像上标记感兴趣轮廓。然后系统 20 可以与投影图像 87 的表示相似的方式在 3-D 空间中取向和投影该超声图像。如果需要,在医学过程期间,该系统可连续跟踪和显示执行该过程的导管(其可不同于采集图像 87 的导管)相对于投影超声图像和所标记的轮廓的 3-D 方位。

[0195] 图 7 示出了目标结构的骨架模型,在该实例中包括右心室,其根据上面图 3 的方法的 3-D 重建步骤 58 由图像处理器产生。在产生该骨架模型之前,图像处理器根据自动标记步骤 54 在未标记的超声图像中描绘和重建轮廓 84 和 86。图 7 示出了投影到 3-D 空间上的原始轮廓 84 和 86。轮廓 88 由图像处理器根据医生标记的其它轮廓自动重建。

[0196] 图 8 示出了由图像处理器产生的右心室的立体 3-D 模型。轮廓 88 中的一些叠加在该立体模型上。此外,在该图中也能看到示出左心室的轮廓 89。根据上面的图 3 方法的叠加步骤 60,右心室的表面与电极 46 测量的电活性图 90 叠加。该电活性图使用不同的颜色(在图 8 中示为不同阴影图案)表示不同的电势值。

[0197] 图 9 和图 10 是根据本发明实施例视觉验证所模拟的左心房的图像。在这两幅图中,心房示为立体模型 92。由医生标记的轮廓 94 标出了卵圆窝的位置。轮廓 96 标出了用于构造立体模型 92 的另外的感兴趣轮廓。在图 10 中,2-D 超声图像 98 与模型 92 的坐标系对准并与该模型一起显示。

[0198] 图 11 是根据本发明实施例视觉验证与预采集图像 100 对准的超声图像 102 的图

像。在该实例中,预采集 CT 图像与 3-D 模型的坐标系统对准。该预采集图像和 2-D 超声图像一起显示在显示器 44 上。

[0199] 尽管上述实施例特别涉及使用介入探头(例如心脏导管)的超声成像,但本发明的原理也可应用于使用安装有定位传感器的外部或内部超声探头(例如经胸探头)重建器官的 3-D 模型。此外或作为替代,如上所述,所公开的方法可应用于除心脏之外的器官的 3-D 建模。进一步,此外或作为替代,可将其它诊断或治疗信息(例如组织厚度和消融温度)以与上述电活性叠加相似的方式叠加在 3-D 模型上。该 3-D 模型也可与其它诊断或外科过程结合使用,例如消融导管。该 3-D 模型也可与其它过程结合使用,例如房隔膜缺陷闭合(atrial septal defect closing)、脊柱外科、尤其是侵害程度最低的过程。

[0200] 可以理解,上述实施例是以举例的方式引用的,本发明不限于上面已经特别示出和描述的内容。本发明的范围包括上述各种特征的组合和子组合,及其变体和修改,通过阅读前面的描述本领域的技术人员将能够想到这些现有技术中未公开的内容。

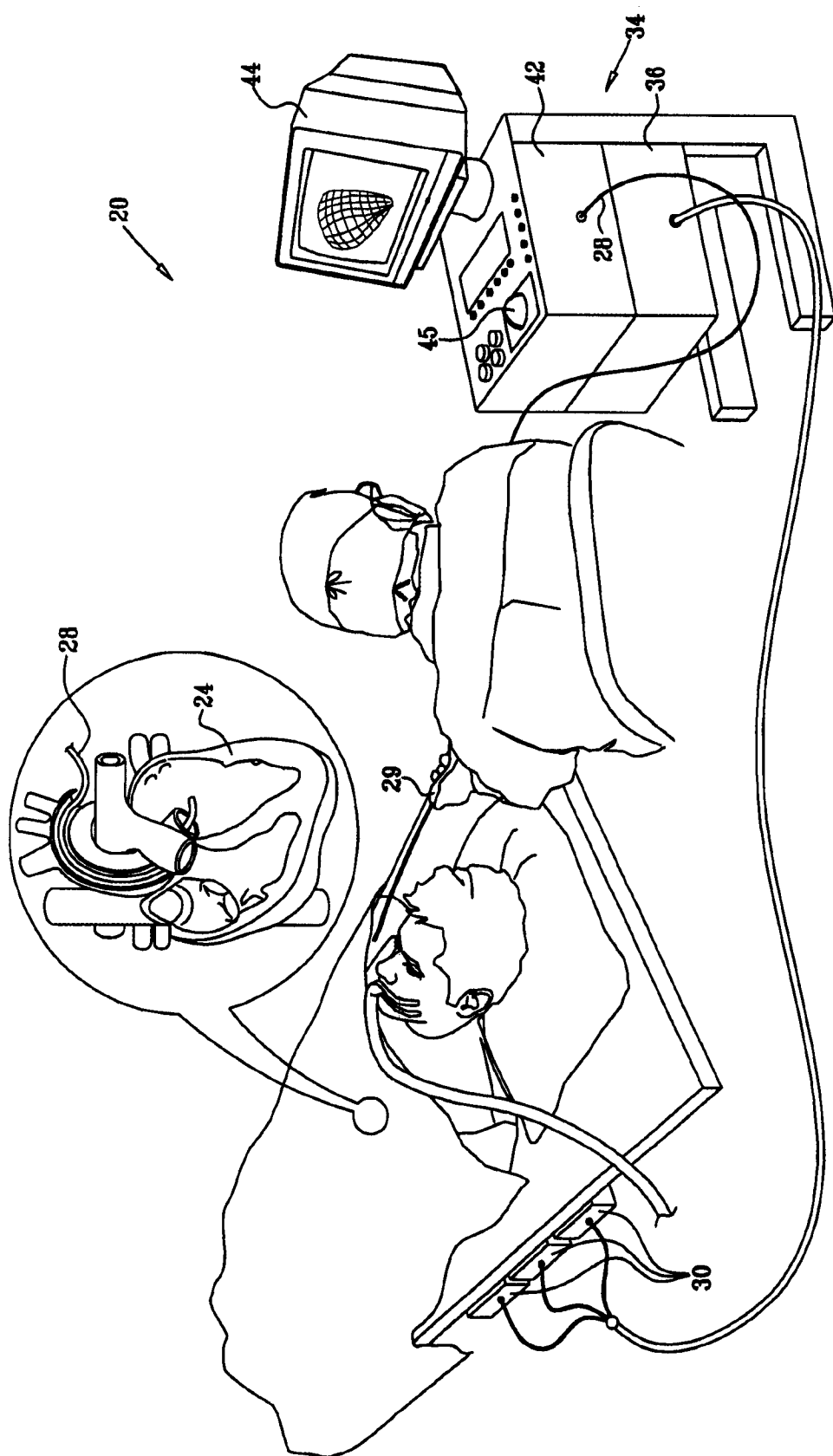


图 1

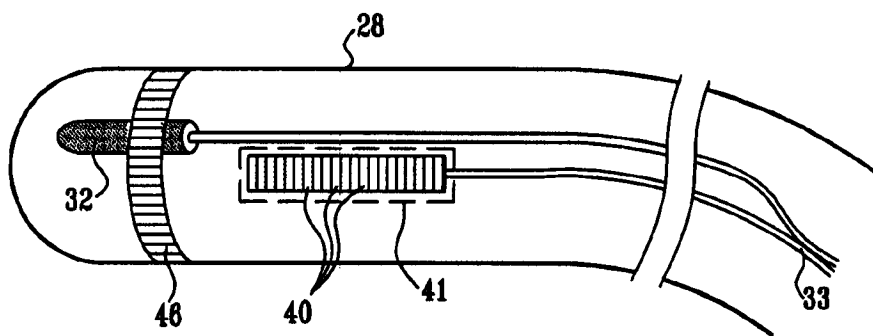


图 2

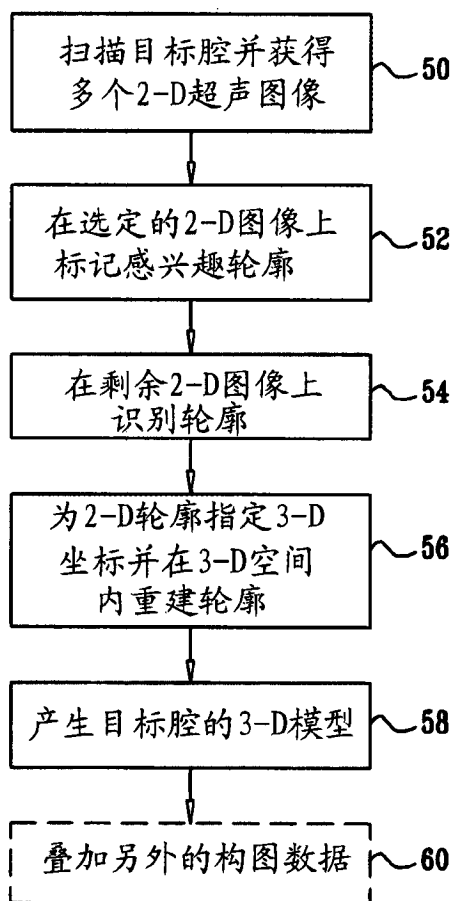


图 3

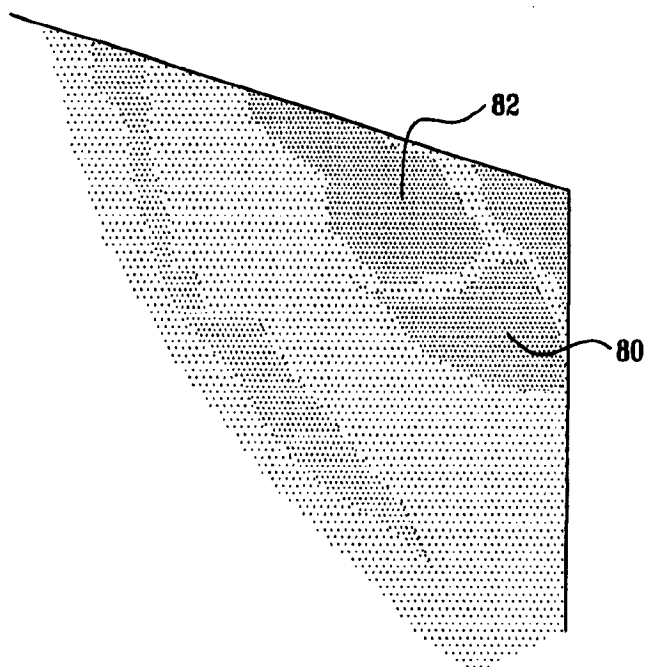


图 4

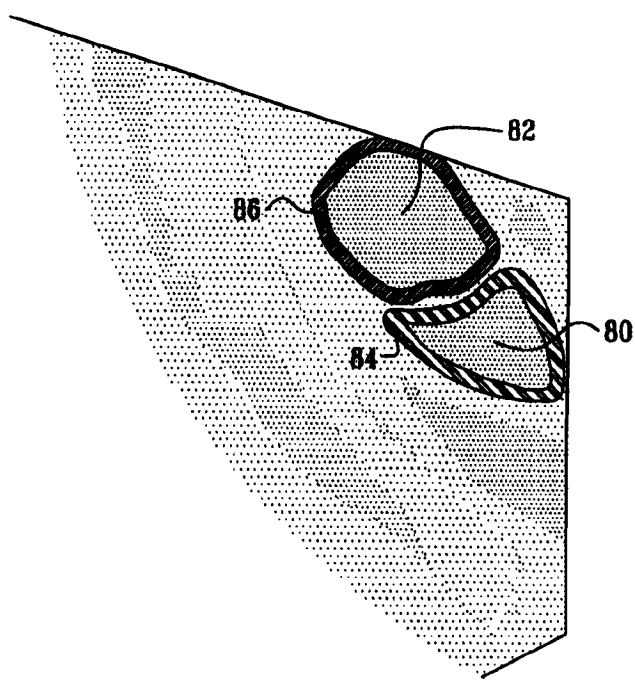


图 5

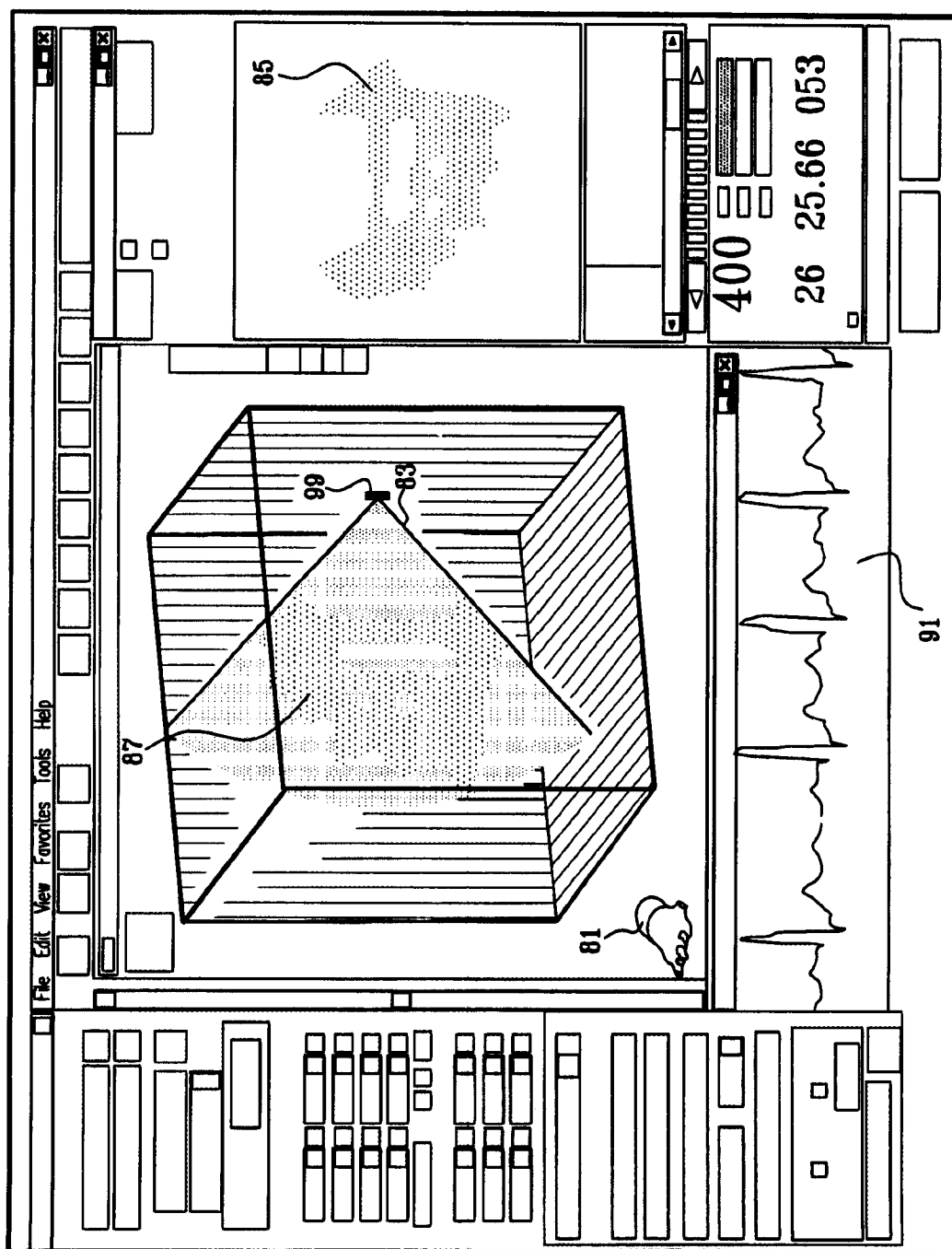


图 6

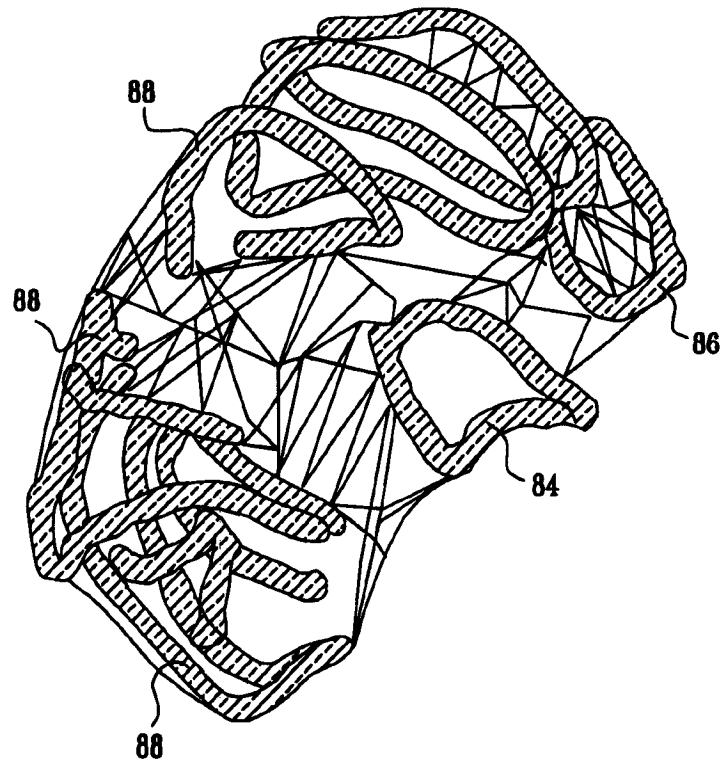


图 7

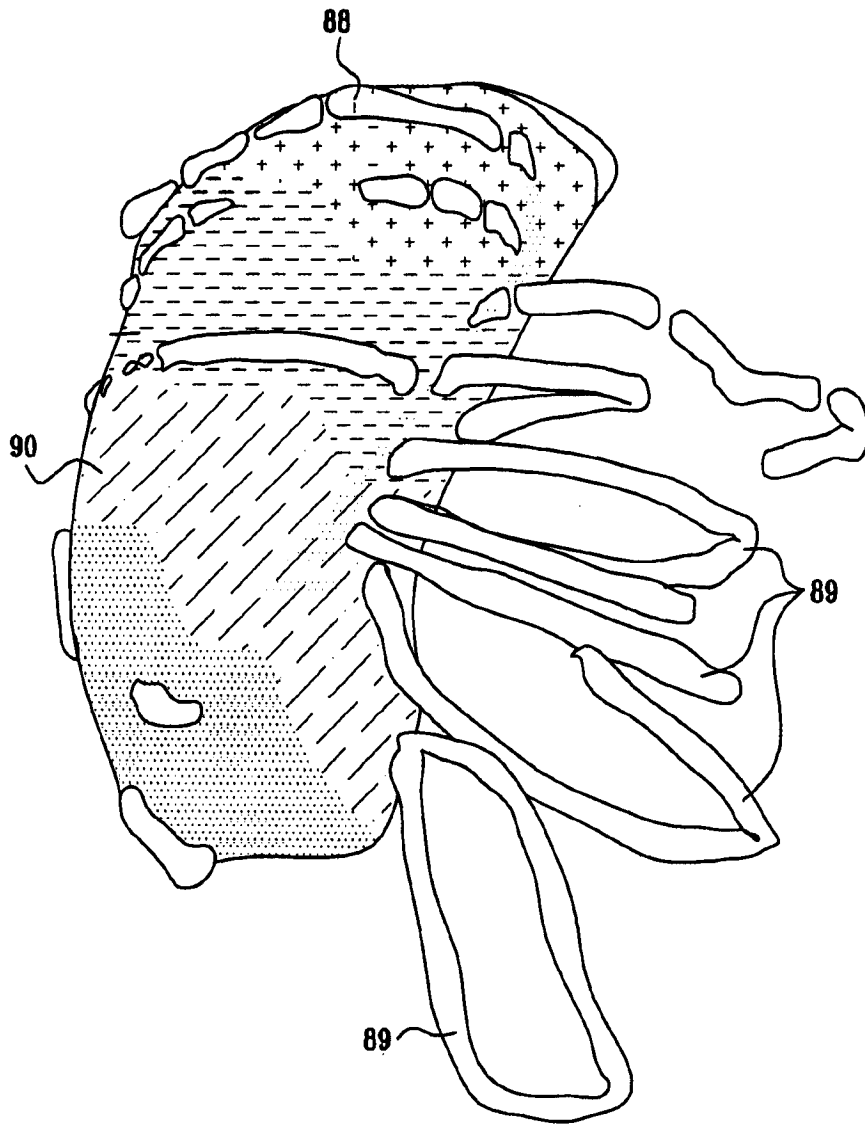


图 8

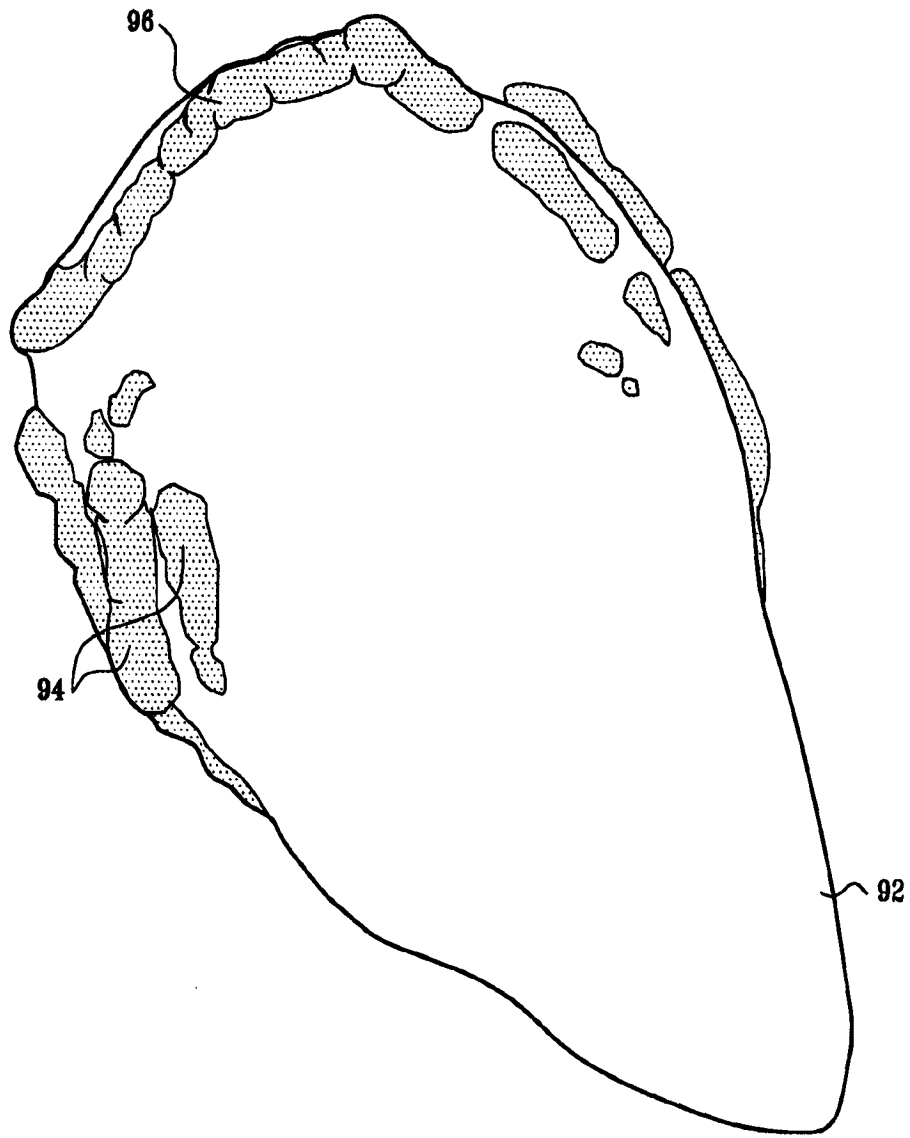


图 9

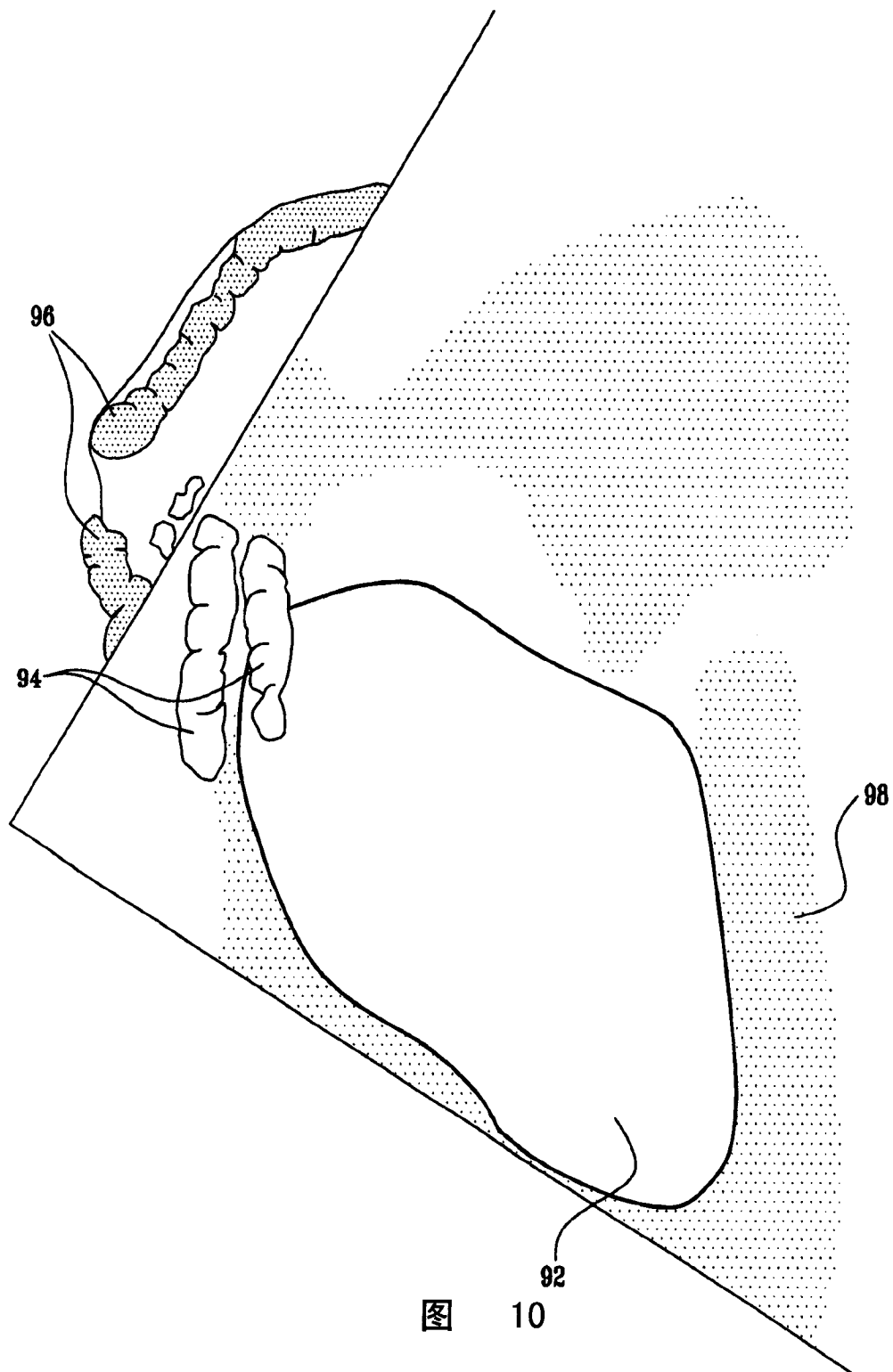


图 10

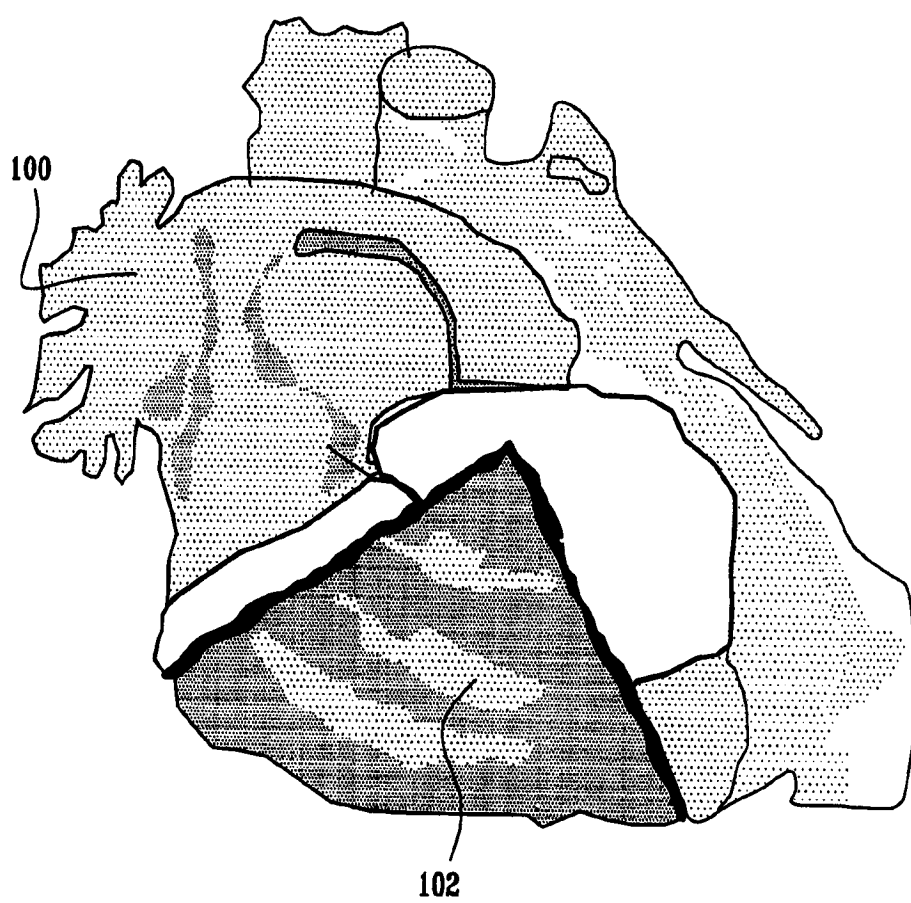


图 11