



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103281965 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 04

(21) 申请号 201180062896. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 10. 18

A61B 8/12 (2006. 01)

(30) 优先权数据

12/983, 013 2010. 12. 31 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 06. 26

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/056635 2011. 10. 18

(87) PCT申请的公布数据

W02012/091784 EN 2012. 07. 05

(71) 申请人 圣犹达医疗用品电生理部门有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 A·希尔 D·C·德诺 H·钟
M·M·格拉斯

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 王博

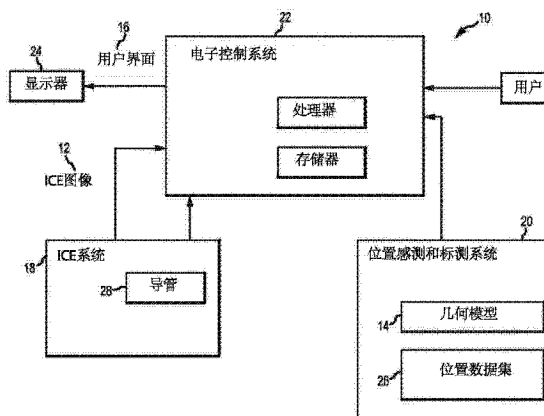
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

心内回波导管图像中的心内设备和结构的自动识别

(57) 摘要

一种心内成像系统(10),被配置为在心内超声心动图像(12)内显示电极可视化元件,其中电极可视化元件表示紧靠图像(12)平面的心内电极。系统(10)还允许当自动分割以产生壳单元(36)时,心内超声心动图像(12)中表示的组织结构的横截面在可视化、导航或标测系统(20)中建模,以修改已建模的组织结构。



1. 一种可视化和建模系统,包括:

超声回波成像系统,其具有心内回波导管,并且被配置为生成心内超声心动图像(ICE 图像);

可视化、导航或标测系统,其被配置为生成体腔的几何模型并在所述几何模型内产生心内回波导管的第一位置,以及在所述几何模型内产生体腔内医疗设备传感器的第二位置;以及

电子控制系统(ECS),其被配置为接收所述 ICE 图像、所述几何模型、所述第一位置和所述第二位置,ECS 进一步被配置为在几何模型内的所述第一位置定向 ICE 图像,并且当定向的 ICE 图像贯穿所述第二位置时产生合成图像。

2. 根据权利要求 1 的系统,所述合成图像包括布置在 ICE 图像上的传感器影像。

3. 根据权利要求 2 的系统,还包括显示设备,其被配置为与所述 ECS 通讯,所述 ECS 进一步被配置为产生包含所述合成图像的用户界面。

4. 根据权利要求 3 的系统,所述用户界面还包含所述几何模型的二维渲染。

5. 根据权利要求 4 的系统,所述二维渲染包含 ICE 图像体积框架。

6. 根据权利要求 2 的系统,所述 ECS 进一步被配置为当位于所述几何模型中的 ICE 图像与所述第二位置处于阈值距离之内时产生合成图像。

7. 根据权利要求 6 的系统,其中所述阈值距离由 ECS 预先确定。

8. 根据权利要求 6 的系统,其中所述阈值距离由用户进行调整。

9. 根据权利要求 1 的系统,所述可视化、导航或标测系统被配置为生成位置数据集,所述位置数据集包括多个传感器位置和传感器关联关系,所述多个传感器位置中的每一个对应于所述几何模型内医疗设备传感器的位置;

所述合成图像包含传感器影像,所述传感器影像图示了所述位置数据集中位置在第一位置的阈值距离之内的每个元素的位置和关联关系。

10. 根据权利要求 9 的系统,所述传感器影像将传感器关联关系图示为连接至少两个传感器位置的线。

11. 一种可视化和建模系统,包括:

超声回波成像系统,其具有心内回波导管(ICE 导管),所述超声回波成像系统被配置为生成二维超声心动图像(ICE 图像);

可视化、导航或标测系统,其被配置为生成几何模型并确定所述 ICE 导管在几何模型内的位置和方向;以及

电子控制系统(ECS),其被配置为在所述几何模型内定位所述 ICE 图像,并执行自动分割程序以产生壳单元,所述电子控制单元进一步被配置为将所述壳单元变换至几何模型中。

12. 根据权利要求 11 的系统,所述几何模型进一步被配置为具有多个限定的解剖边界,所述自动分割程序被配置为产生由所述多个限定的解剖边界中的至少一个解剖边界来部分地限制边界的壳单元。

13. 根据权利要求 11 的系统,所述自动分割程序包括以下步骤:

从所述 ICE 图像的包含在所述限定的解剖边界内的一部分中选择暗像素;

通过将邻近空隙组内一个选定的暗像素或另一暗像素的所有暗像素添加到所述空隙

组来生成所述空隙组；

产生壳单元。

14. 根据权利要求 13 的系统，产生壳单元的步骤包括选择所述空隙组的周界像素。

15. 根据权利要求 11 的系统，其中所述 ECS 进一步被配置为修改几何模型以包含壳单元。

16. 一种改进体腔的几何模型的方法，包括以下步骤：

获取心脏的几何模型；

获取心内超声心动图像（ICE 图像）；

在所述几何模型中定位和定向 ICE 图像；

分割所述 ICE 图像以产生壳单元；以及

将所述壳单元变换至所述几何模型中。

17. 根据权利要求 15 的方法，还包括修改所述几何模型以包含所述壳单元的步骤。

18. 根据权利要求 15 的方法，还包括在所述 ICE 图像内显示来自所述几何模型的限定的解剖边界的步骤。

19. 根据权利要求 18 的方法，所述几何模型包含预分割腔，其中所述限定的解剖边界包括所述预分割腔的边界。

20. 根据权利要求 15 的方法，其中分割所述 ICE 图像包括以下步骤：

从所述 ICE 图像的包含在所述限定的解剖边界内的部分中选择暗像素；

通过将邻近空隙组内一个选定的暗像素或另一暗像素的所有暗像素添加到所述空隙组中来生成所述空隙组；

通过所述空隙组的周界像素来产生壳单元。

心内回波导管图像中的心内设备和结构的自动识别

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2010 年 12 月 31 日提交的美国专利申请 12/983,013 的优先权,其在此合并引入作为参考,就如同在此全部陈述一样。

技术领域

[0003] 本发明涉及医学成像和生理建模,并且特别地,本发明涉及一种成像或建模模式内设备和结构的识别和追踪,以及在单独的成像或建模模式内的那些信息的同时显示。

背景技术

[0004] 公知的是医学领域内不同成像模式的流行为临床医生提供了有关患者生理学的有价值的信息。然而,所有的成像模式都会存在某种类型的误差,这将不确定性引入所产生的图像。进一步限制医学图像的应用的是当图像不包含可识别的界标以提供背景时,难以解释图像的内容。如果没有界标在体内定位图像,图像的内容经常会被限制使用。

[0005] 公知的是心内回波(“ICE”)导管提供了心脏结构的图像,以及在某些条件下其它心内导管的图像。心内电极上存在的金属电极产生强回波并且在回波图像中产生鲜明特征,特别是当导管轴末与回波平面轴向对齐时或者当导管轴位于回波束的平面内并垂直于它定向时。然而,回波图像中另一心内导管的视觉识别通常不足以定位 ICE 导管并且不允许 ICE 回波图像和利用电场或磁场建模而生成的几何模型的准确结合。

[0006] 另一种普遍使用的成像模式是利用电场或磁场来生成几何模型的三维标测。几何模型随后参照静态参考电极来构造。参考电极允许标测设备补偿患者例如由于局部不适引起的有意平移,并且补偿例如呼吸的无意运动,从而产生更为稳定的模型。然而,导航电场并不保证是均匀的或各向同性的,因此对于这些几何模型,通常会产生失真。因为已经观察到回波图像通常与理想情况之间存在旋转和平移偏差,回波图像通常不能表示理想化的回波平面这一事实,使 ICE 导管的定位和它们所生成的图像进一步复杂化。

[0007] 由于上述原因,需要将三维心脏模型和 ICE 导管图像结合以为临床医生提供更有用的图像。期望能够结合成像数据,从而提供与单个成像模式可能达到的相比对患者生理学的更完整的表示。

发明内容

[0008] 为了这个目的,本发明允许在 ICE 回波图像中显示生理学可视化、导航或标测系统内追踪的任一电生理过程(“EP”)设备。此外,本发明允许将 VNM 系统的几何模型内限定的结构或表面与 ICE 回波图像结合,以利用 ICE 回波图像信息来改进几何模型。

[0009] 在 ICE 回波图像内显示追踪的 EP 设备允许临床医生更易于对 ICE 导管和其它 EP 设备进行导航。如果由可视化、导航或标测系统提供的 ICE 导管在几何模型内的位置是已知的,则被追踪的 EP 设备能够获得其相对于计算出的 ICE 回波平面的位置。落在回波平面内或充分接近回波平面的任一被追踪的 EP 设备能够随后通过各种视觉标识符显示在 ICE

图像中。

[0010] ICE 回波成像信息与来自几何模型的结构相结合允许临床医生核实实体特征的位置和结构,并识别几何模型中的误差。通过将截面表示从几何模型投影至 ICE 回波图像中,能够在几何模型内识别并校正差异,从而产生更准确的模型。通过计算特征的回波平面横截面并在 ICE 图像内显示横截面边界,产生投影至 ICE 图像中的来自几何模型的特征几何形状。然后,分割 ICE 图像的落入横截面边界内的部分以将组织结构与空隙(void)分离,并且随后空隙的边界能够在几何模型内显示。通过结合多个分割的回波平面几何形状,能够获取更完整的心腔模型。分割的腔边界还能够用于产生对几何模型的局部变形或修改。

[0011] 本发明的前述和其它方面、特征、细节、用途、以及优势将通过阅读下面的说明书和权利要求书,以及通过浏览附图而显而易见。

附图说明

[0012] 图 1 图示了大体上示意在一个示例性布置中系统各组件之间相互关系的框图。

[0013] 图 2 大体上图示了示意关于电极所变换的心内回波图像的几何模型的二维渲染,其中电极的位置紧靠回波图像。

[0014] 图 3 大体上图示了示意本公开的心内回波图像体积框架的示例性实施方式的几何模型的二维渲染。

[0015] 图 4 示意了根据本公开的图示心内回波图像的用户界面的示例性实施方式,其中心内回波图像中显示有电极影像。

[0016] 图 5 示意了根据本公开的图示心内回波图像的用户界面的示例性实施方式,其中心内回波图像中显示有电极影像和视觉标识符。

[0017] 图 6 示意了根据本公开的图示心内回波图像的用户界面的示例性实施方式,其中心内回波图像中显示有解剖边界参考。

[0018] 图 7 图示了根据本公开的自动分割算法的示例性实施方式的示意图。

[0019] 图 8 示意了根据本公开的图示来自心内回波图像的壳单元和几何模型内显示的壳模型的用户界面的示例性实施方式。

具体实施方式

[0020] 现参照附图,其中同样的附图标记在不同视图中用于表示同一组件,图 1 示意了系统 10 的一个示例性实施方式,系统 10 被配置为在心内超声心动图像 12 (ICE 图像)内显示心脏的几何模型 14 内存在的设备,并且自动分割 ICE 图像 12 以生成一个或多个壳单元 36。系统 10 被进一步配置为产生用户界面 16 以显示 ICE 图像 12 和几何模型 14 以及接收用户输入以指导系统 10 的控制和操作。

[0021] 根据本公开的一个实施方式的系统 10 包括心内回波成像系统 18 (ICE 系统)、可视化、导航或标测系统 20 (“VNM”系统)、电子控制系统(ECS) 22、以及显示器 24。ECS22 可被配置为接收由 ICE 系统 18 生成的 ICE 图像 12,并且 ECS22 可进一步被配置为获取心脏的几何模型 14 和来自 VNM 系统 20 的位置数据集 26。ECS22 可进一步被配置为利用位置数据集 26 来确定 ICE 图像 24 在几何模型 14 内的位置和方向,以及产生包含 ICE 图像 12 的用户界面 16,其中 ICE 图像 12 中图示有来自位置数据集 26 的紧靠 ICE 图像 12 定位的电极。

ECS22 进一步被配置为执行自动分割程序以从 ICE 图像 12 产生一个或多个壳单元 36, 用于在几何模型 14 内补充和显示。

[0022] ICE 导管 28 可包含多个电极 30 或其它传感器, 它们被配置为响应 VNM 系统 20, 以允许 ICE 导管 28 在待确定的几何模型 14 内定位和定向, 以及因而允许 ICE 图像 12 在待确定的几何模型 14 中定位和定向。ICE 导管 28 可包含响应于由 VNM 系统 20 产生的电场或磁场的三个或更多个位置传感器, 所述传感器定位为当由 VNM 系统 20 进行检测时限定 ICE 图像平面的位置和方向。这样的 ICE 导管 28 的一个实例描述在 2010 年 12 月 31 日提交的、名称为“利用多用导管的心内成像系统 (INTRACARDIAC IMAGING SYSTEM UTILIZING A MULTIPURPOSE CATHETER)”的共同待决的美国专利申请 12/982, 968 中, 其全部内容在此合并引入作为参考, 就如同在此全部陈述一样。

[0023] 如图 2 中所示, ICE 系统 18 可被配置为生成 ICE 图像 12, ICE 图像 12 可在显示设备 24 上的用户界面 16 内显示。ICE 图像 12 为大体扇形并且图示了定位在由 ICE 导管 28 发射和接收的超声能平面内的目标。ICE 图像 12 可为灰度图像, 其中组织结构、导管和其它密度大的目标显示为白色, 而图像的深色部分倾向于表示充满流体的腔洞空间。材料回波越强 (例如, 密度更大), 其显示在图像 12 中的表示则越明亮。

[0024] ECS22 电耦接 (即, 通过导线或无线地) 至 VNM 系统 20, VNM 系统 20 能够被配置为生成并保持身体结构的几何模型 14。VNM 系统 20 可进一步被配置为确定配备有传感器的医疗设备的定位 (即, 确定位置和方向 (P&O)), 以及追踪医疗设备的位置作为位置数据集 26 的一部分, 位置数据集 26 具有作为组成部分的所检测的诸如电极 30 的医疗设备传感器在几何模型 14 内的位置的列表。VNM 系统 20 可进一步被配置为允许用户识别几何模型 14 内的特征并且包括与位置数据集 26 内所识别的特征相关联的位置及其它信息, 例如识别标签。通过实例的方式, 所识别的特征可包括消融病变标记或诸如心脏瓣膜的解剖特征。位置数据集 26 内的元素 (即, 所检测的电极和 / 或识别的特征) 被认为是追踪元素。这一功能可作为更大的可视化、导航或标测系统的一部分来提供, 例如运行 NavX™ 版本软件的 ENSITE VELOCITY™ 系统, 该系统在市场上可从 St. Jude Medical, Inc. 买到, 并且通常还可参考 Hauck 等的名称为“用于心内导管导航和定位及标测的方法和装置 (METHOD AND APPARATUS FOR CATHETER NAVIGATION AND LOCATION AND MAPPING IN THE HEART)”的美国专利 7, 263, 397, 其为本申请中的共同受让人所拥有, 并且其全部内容在此合并引入作为参考。VNM 系统 20 可包括本领域通常公知的常规装置, 例如上述的 ENSITE VELOCITY™ 系统或其它公知的用于定位 / 导航导管入位 (以及用于可视化) 的技术, 包括例如 Biosense Webster, Inc. 的 CARTO 可视化和定位系统 (例如, 如名称为“用于确定侵入式医疗器械的位置和方向的系统 (SYSTEM FOR DETERMINING THE LOCATION AND ORIENTATION OF AN INVASIVE MEDICAL INSTRUMENT)”的美国专利 6, 690, 963 所示例的, 其全部内容在此合并引入作为参考), Northern Digital Inc. 的 AURORA® 系统, 基于磁场的定位系统、诸如基于来自以色列海法的 MediGuide Ltd. 并且现为 St. Jude Medical, Inc. 所拥有的技术的 gMPS 系统 (例如, 如美国专利 7, 386, 339、7, 197, 354 和 6, 233, 476 所示例的, 它们的全部内容在此合并引入作为参考), 或者基于混合磁场—阻抗的系统、例如 Biosense Webster, Inc. 的 CARTO3 可视化和定位系统 (例如, 如美国专利 7, 536, 218 和 7, 848, 789 所示例的, 其全部内容在此合并引入作为参考)。一些定位、导航和 / 或可视化系统可包含提

供传感器以生成表示导管位置和 / 或方向信息的信号,并且在基于阻抗的定位系统的情况下可包括例如一个或多个电极,所述系统例如为运行 NavX 软件的 ENSITE™ VELOCITY™ 系统,在某些情形中,电极可能已经存在,或者作为选择地,一个或多个线圈(即,导线绕组)被配置为检测低强度磁场的一个或多个特性,例如,在基于磁场的定位系统的情况下,所述定位系统诸如为利用来自上述 MediGuide Ltd. 的技术的 gMPS 系统。

[0025] 虽然上述每个示例性的 VNM 系统 20 都提供体腔的几何模型 14,用于生成心脏结构的几何模型的可接受的替代标测设备包括磁共振成像(MR)和 X 射线计算机断层扫描(CT)。

[0026] 虽然上面披露的基于电阻抗的系统、基于磁场的系统、和基于混合磁场—阻抗的系统中的每一个都能够作为 VNM 系统 20 并且保持在本公开的范围和精神之内,为清楚和示意起见,除非另外提到,下面讨论的 VNM 系统将假定为基于阻抗的系统。

[0027] ECS22 可包括编程电子控制单元(ECU),该 ECU 具有与存储器或适于信息存储的其它计算机可读介质(存储器)通讯的处理器。除了其他方面,关于本公开,ECS22 被配置为接收来自一个或多个电连接至系统 10 的用户输入设备的用户输入,并将命令(即,显示命令)发给系统 10 的显示器 24 以指导用户界面 16 的图示。ECS22 可被配置为与 ICE 成像系统 18 和 VNM 系统 20 通讯以便于 ICE 图像 12、以及几何模型 14 和位置数据集 26 的获取。在一个实施方式中,ICE 成像系统 18 和 VNM 系统 20 之间的通讯可通过通讯网络(例如,局域网或因特网)或数据总线来实现。

[0028] 应当理解的是,虽然 VNM 系统 20、ICE 系统 18 和 ECS22 是分别示出的,但是集成一个或多个计算功能会产生一个包括 ECS22 的系统,在该 ECS22 上可运行(i)ICE 系统 18 的各种控制和图像形成功能和(ii)VNM 系统 20 的几何建模和位置追踪功能。仅为了清楚和示意的目的,下面的说明书将限于一个实施方式,其中 ECS22 被配置为实现 ICE 图像 12 在几何模型 14 内的定位,并将一个或多个电极影像或视觉标识符施加至 ICE 图像 12,以及执行自动分割程序以生成一个或多个壳单元。然而,应当理解的是,在其它示例性实施方式中,ECS22 可被配置为通过 ICE 导管 28 产生的信号来生成 ICE 图像 12,并通过体腔内电极 30 响应于 VNM 系统 20 的电场或磁场而产生的响应信号来生成几何模型 14。该布置仍处于本公开的精神和范围之内。

[0029] 如图 3 所示,ECS22 可在用户界面 16 内生成并显示几何模型 14 的二维渲染。该二维渲染可显示位置数据集 26 内每个追踪电极 30 或所识别的特征。ECS22 可利用对应于电极 30 的数据在几何模型 14 内定位并显示 ICE 图像 12,其中对应于电极 30 的数据限定了来自位置数据集 26 的 ICE 图像 12 的平面的位置和方向,并且在合适时将 ICE 图像 12 显示为二维渲染的一部分。除了位置数据集 26 中与它们相关联的位置数据以外,追踪电极 30 可具有与医疗设备或其它电极相关联的补充信息(例如电极标识符)以及颜色。图 3 示意了几何模型 14 的二维渲染,其中几何模型 14 内定位有 ICE 图像 12 并且具有表现为小的彩色球体的多个追踪电极 30。

[0030] 在一个替代实施方式中,几何模型 14 的二维渲染可包含 ICE 图像体积框架 31,其图示了 ICE 图像 12 中确定的体积近似。如图 3 中所示,二维 ICE 图像 12 能够投影至几何模型 14 中,作为不具有厚度的理想平面。然而,ICE 图像并不代表理想平面,这是由于 ICE 导管通常能够接收来自恰好在平面外一狭角的超声能量,并且不能区分略在平面外的能量和平面内能量。其结果是表示薄体积空间的二维 ICE 图像通常图示为理想平面。由于 ICE

导管通常接收成角度的的平面外能量,目标相隔于理想平面且仍出现在 ICE 图像内的距离与相隔于 ICE 导管的距离成比例增大。在图 3 所示的实施方式中,ICE 图像体积框架 31 图示了 ICE 图像 12 中确定的体积的外边界近似。ICE 图像体积框架 31 能够帮助用户理解目标将出现或不出现在 ICE 图像 12 内的原因或时间。在一个替代实施方式中,ECS22 可被配置为接收来自用户的输入,以引导 ICE 图像体积框架 31 从几何模型 14 的二维渲染隐藏或移除。

[0031] ICE 图像 12 内追踪电极 30 或来自几何模型 14 内位置数据集 26 的其它追踪特征的显示能够通过以下方式来实现:在几何模型 14 内定位 ICE 导管 28 从而定位 ICE 图像 12,判定任一追踪电极 30 或其它追踪特征是否被 ICE 图像 12 贯穿,并且将对于每个被贯穿电极 30 的电极影像 32 或针对其它被贯穿追踪特征的视觉标识符 33 投影至 ICE 图像 12 中,这样的实施方式在图 4 和 5 中示出。

[0032] 在与本公开一致的一个替代实施方式中,任一紧靠 ICE 图像 12 的电极 30 还可通过电极影像 32 在 ICE 图像 12 中表示出。用于显示的临近 ICE 图像 12 的阈值可由 ECS22 的逻辑电路预先确定,但是在一个替代实施方式中,其可由用户进行调整。为了为 ICE 图像 12 提供附加背景,针对其它追踪特征的视觉标识符 33 能够投影至 ICE 图像 12 中,而不管追踪特征与 ICE 图像 12 的靠近程度。

[0033] 在一个替代实施方式中,针对任何被垂直于 ICE 图像 12 的射线贯穿的追踪电极 30,ECS22 显示电极影像 32,而不管几何模型 14 内追踪电极 30 相对于 ICE 图像 12 的位置。

[0034] 由 ECS22 将电极影像 32 或视觉标识符 33 投影至 ICE 图像 12 中可通过以下方式来实现:将来自位置数据集 26 的特征位置变换至 ICE 图像 12 的坐标系中,从而将电极影像 32 或视觉标识符 33 直接添加到 ICE 图像数据中。作为选择地,在用户界面 16 中,电极影像 32 和 / 或视觉标识符 33 能够叠加在 ICE 图像 12 上。将电极影像 32 和 / 或视觉标识符 33 的位置从几何模型 14 的坐标空间变换至 ICE 图像 12 或用户界面 16 的坐标空间可容易地通过矩阵乘法来实现。

[0035] 上面的讨论聚焦在将来自 VNM 系统 20 的几何模型 14 的信息投影至 ICE 图像 12 中。然而,一旦 ICE 图像 12 定位在几何模型 14 内,ICE 图像 12 内所识别的信息或特征就可投影至几何模型 14 中,其中一个实例就是下面详细描述的空单元。因而,这样从 ICE 图像 12 投影至几何模型 14 仍在本公开的精神之内。

[0036] 电极影像 32 可采用多种形式,包括圆圈,如图 4 中作为实例所图示的。在一个实施方式中,电极影像 32 的颜色与几何模型 14 内对应追踪电极 30 显示的颜色基本相同。追踪电极 30 的电极影像 32 具有与其相关联的补充信息,其可采用图示出补充信息的各方面的形式。在图 5 中所示的示例性实施方式中,电极影像 32 能够包括电极标识符和示出与其它追踪电极 30 的关联关系的线。例如,单个导管内的电极 30 可具有数值型电极标识符,该标识符对应于它们在 EP 记录系统或在 VNM 系统 20 中的编号。补充信息中具有关联关系的电极 30,例如作为实例在单个医疗设备内靠近另一电极 30 定位的电极,可通过彩色线段或其它视觉标记进行连结。以这种方式标识的追踪电极 30 帮助用户识别并允许医师更好地估计与特定电极 30 相关联的心电图信号的心肌原点。在一个替换实施方式中,电极影像 32 可采用图示导管或其它医疗设备的图标形式,并且当已知时进一步指示设备的方向。

[0037] 在一个替代实施方式中,ECS22 可被配置为在用户界面 16 内生成并显示颜色编码

的图例,该图例包含对应于来自 EP 记录系统或 VNM 系统 20 的各名称的医疗设备名称。电极影像 32 还可通过对电极影像 32 的大小、颜色、或暗度作出微小改变来指示电极 30 是否直接被贯穿或恰好定位在 ICE 图像 12 之外。在显示补充信息包括彩色线段以帮助识别导管或其它医疗设备的实施方式中,各个电极影像 32 和相关线段的暗度变化允许用户将导管相对于回波图像的方向可视化,并预期图像 12 内所显示导管的哪个部分将受到 ICE 导管 28、医疗设备或以上二者的位置或方向的预期变化的影响。

[0038] 除了上面讨论的追踪电极 30 之外,由 ICE 图像 12 与几何模型 14 的边界相交所产生的解剖边界参考 34 可投影至 ICE 图像 12 中,这样的示例性实施方式示于图 6 中。通过在几何模型 14 内定位 ICE 图像 12,并计算被 ICE 图像 12 贯穿的任意组织结构的横截面来确定解剖边界参考 34,其中组织横截面的周界点包括解剖边界参考 34。在一个替代实施方式中,几何模型 14 可进行预分割以描绘特定的心脏结构,例如心腔或血管腔,并且当被 ICE 图像 12 贯穿时,这些预分割边界可用作解剖边界参考 34。如同电极影像 32 的情况,ECS22 可通过两个坐标系之间的矩阵乘法变换将解剖边界参考 34 变换至 ICE 图像 12 中或者叠加在用户界面 16 中显示的 ICE 图像 12 上。

[0039] 在一个替代实施方式中,由颜色编码的预分割心脏结构和腔室产生的解剖边界参考 34 能够投影至 ICE 图像 12 中,并具有相同的颜色编码以帮助识别解剖边界参考 34。在另一实施方式中,ECS22 可被配置为在 ICE 图像 12 内产生并显示颜色编码的图例,该图例包含来自预分割腔室的限定一个或多个解剖边界参考 34 的颜色和任意关联标记。将解剖边界参考 34 投影进一步帮助 ICE 导管 28 的导航并且在某些情况下允许对几何模型 14 进行修改,这将在下文描述。

[0040] 在另一实施方式中,解剖边界参考 34 可以图示心搏标测的方式显示在 ICE 图像 12 内。在这样的一个替代实施方式中,ECS22 可针对几何模型 14 的预分割部分,从例如与 ECS22 通讯的 VNM 系统 20 或外部计算机可读介质中获取心搏图(即,激动时间或电图幅度)。心搏图能够利用频谱或单色可变色彩图来示出不同等级的搏动,在该色彩图中搏动由选自多色或单色量表的颜色来指示。例如,单色量表利用单个颜色色调的变化来指示相对搏动,例如白色指示最高搏动而黑色指示无搏动,在两个边界之间具有渐进的色调变化以指示搏动等级。一种频谱图采用暗边界至亮边界,但是在两个端部边界之间改变颜色的梯度。为了本讨论的目的,频谱和单色图应当视为可互换。

[0041] 作为解剖边界参考 34 基础的心搏图与预分割几何结构的截面相关联的部分可在 ICE 图像 12 内显示为解剖边界参考 34 的一部分。例如,图 6 中所示的解剖边界参考 34 将图示为一系列彩色子元素 34a,其中每个子元素 34a 的颜色从心搏图中投影,从而在被 ICE 图像 12 贯穿的心脏表面部分处显示心搏。将心搏图信息显示为解剖边界参考 34 的一部分能够帮助用户定位和处理异常心脏组织。

[0042] 当解剖边界参考 34 显示在 ICE 图像 12 中时,ICE 图像 12 的包含在解剖边界参考 34 内的部分可用于生成一个或多个壳单元 36,壳单元 36 由 ECS22 执行的自动分割程序来生成。自动分割算法的示例性实施方式的示意图示于图 7 中。在一个示例性实施方式中,自动分割算法从 ICE 图像 12 的包含在解剖边界参考 34 内的每个部分中选择暗像素。根据该初始像素,通过对与初始像素邻近的任意暗像素进行分组,自动分割程序生成一个或多个空隙组 38,并且该程序继续增加像素至空隙组 38,直到不再有邻近空隙组 38 的暗像素为

止。如果额外的暗像素保留在 ICE 图像 12 的包含在解剖边界参考 34 内的部分中,则算法选择一个未分组的暗像素并重复分组过程,从而生成另一个空隙组 38。分组过程不延伸到越过解剖边界参考 34,从而将分割过程限制到已知的解剖几何结构。当所有的暗像素都已被分配至空隙组 38 时,分割完成,此时,所有的空隙组 38 都应当以亮像素边界或解剖边界参考 34 为边界。

[0043] 为了自动分割的目的,暗像素和亮像素的描绘能够以各种方式来实现。在一个实施方式中,自动选择算法将阈值设定为 ICE 图像 12 中最暗像素和最亮像素之间差值的百分数。在另一实施方式中,用户界面 16 可被配置为当自动分割程序的预设阈值产生不令人满意的结果时,接收用户输入以指导阈值的调整。

[0044] 在图 8 所示的本发明的一个实施方式中,每个空隙组 38 的边界可形成壳单元 36,壳单元 36 可通过 ECS22 的矩阵乘法变换至几何模型 14。在几何模型 14 中显示壳单元 36 通过 ICE 图像 12 图示了由 ICE 系统 18 检测到的心腔边界。可选地,壳单元 36 可标记有解剖边界参考 34,从而限制或启动生成壳单元 36 的自动分割。在一个替代实施方式中,将壳单元 36 变换到几何模型 14 中可允许 ECS22 对几何模型 14 内的一个或多个解剖特征进行变形或改变。利用代表 ICE 图像 12 横截面的壳单元 36 进行变形允许几何模型 14 将额外的细节合并到感兴趣区域中。可通过将来自从感兴趣区域内不同角度产生的几个 ICE 图像 12 的几个壳单元 36 合并来生成三维壳模型 40。作为一种变型,壳模型 40 可显示在几何模型 14 内或合并到模型 14 中,以生成更为详细的几何结构。

[0045] 虽然上面已经描述了具有一定程度特殊性的本发明的几个实施方式,但是,本领域技术人员能够对所披露的实施方式做出很多修改,而不背离本发明的精神或范围。例如,其它算法能够用于替换所述的实施方式中用于产生像素分组的优选的自动分割算法。目的在于包含在上述说明书中或示于附图中的所有主题都应被理解为仅仅是示例性的而非限制性的。可以做出细节或结构上的改变而不背离由所附权利要求书所限定的本发明的精神。

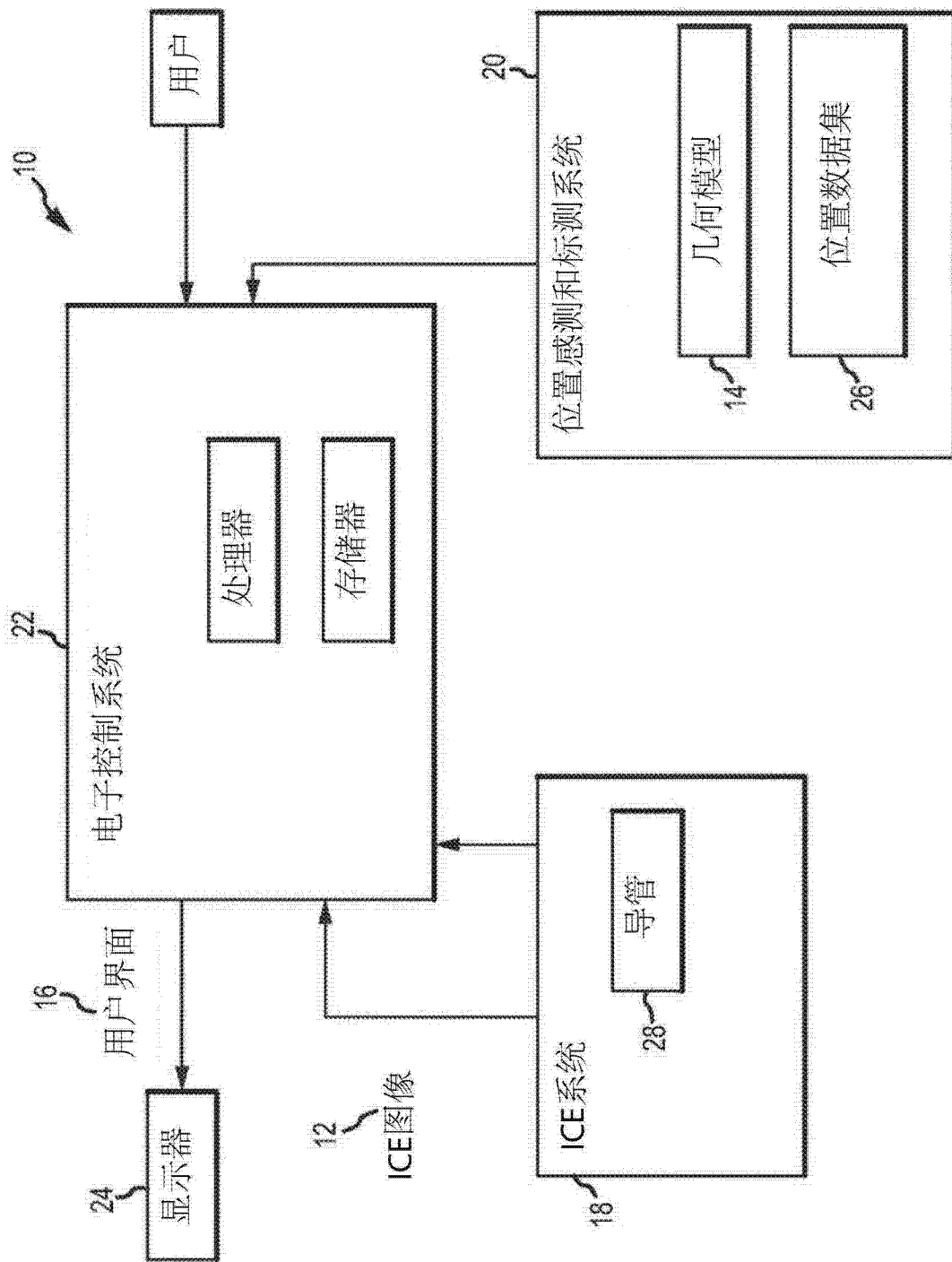


图 1

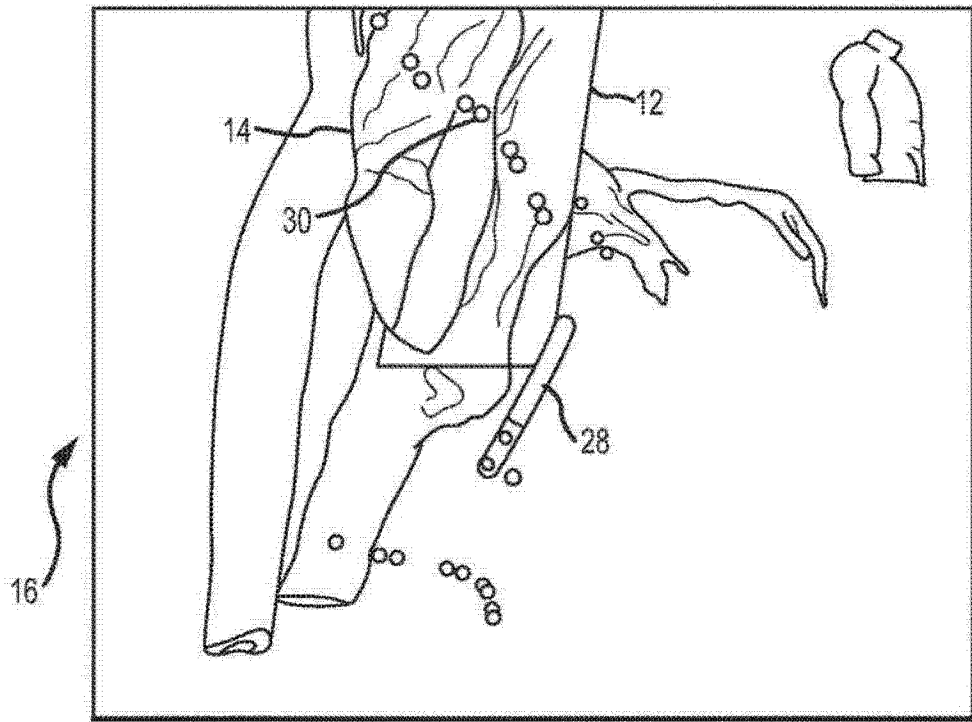


图 2

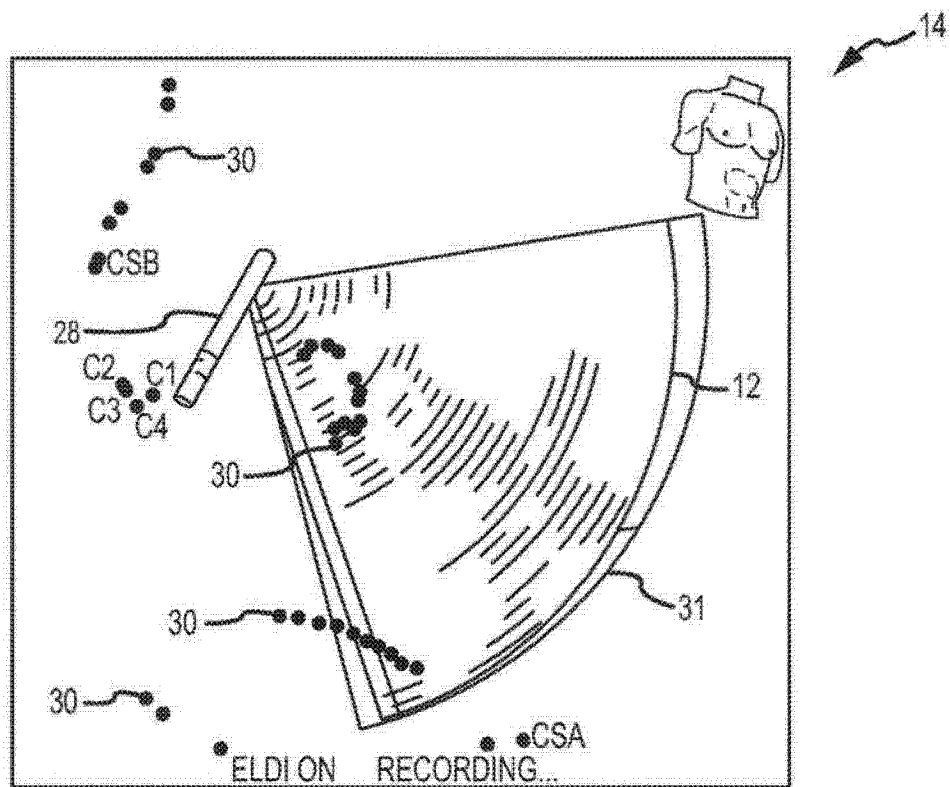


图 3

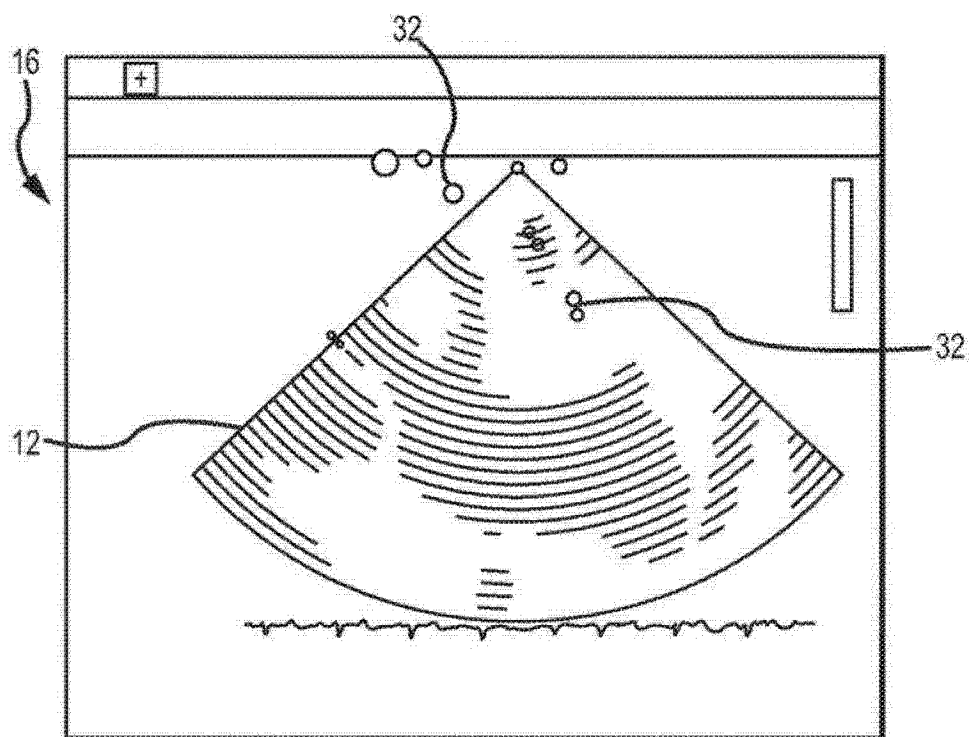


图 4

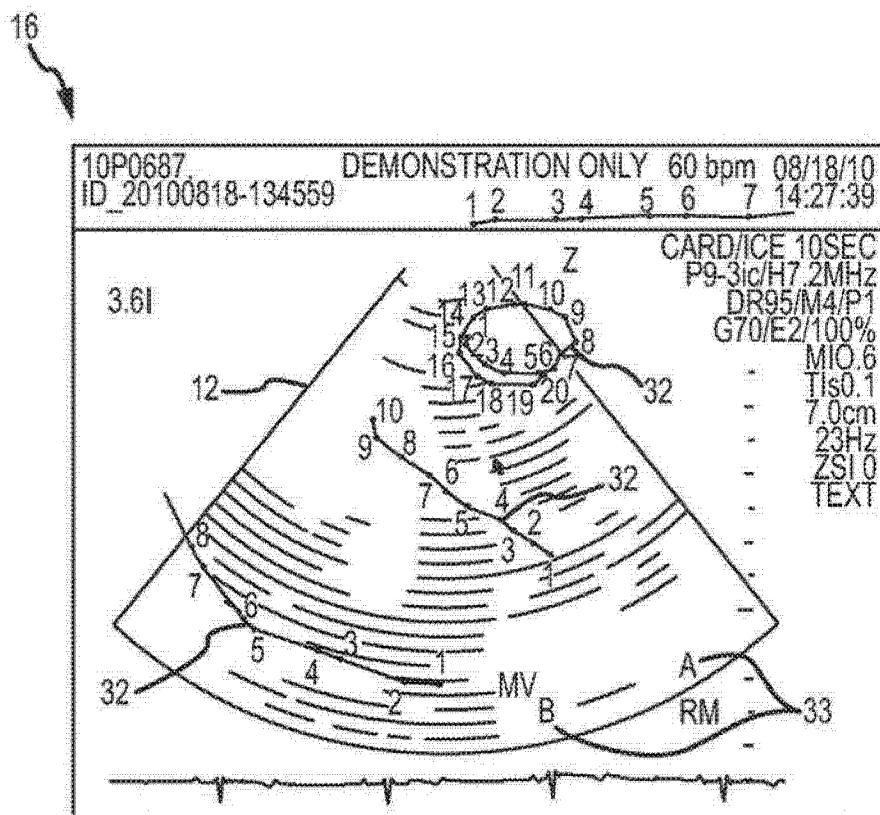


图 5

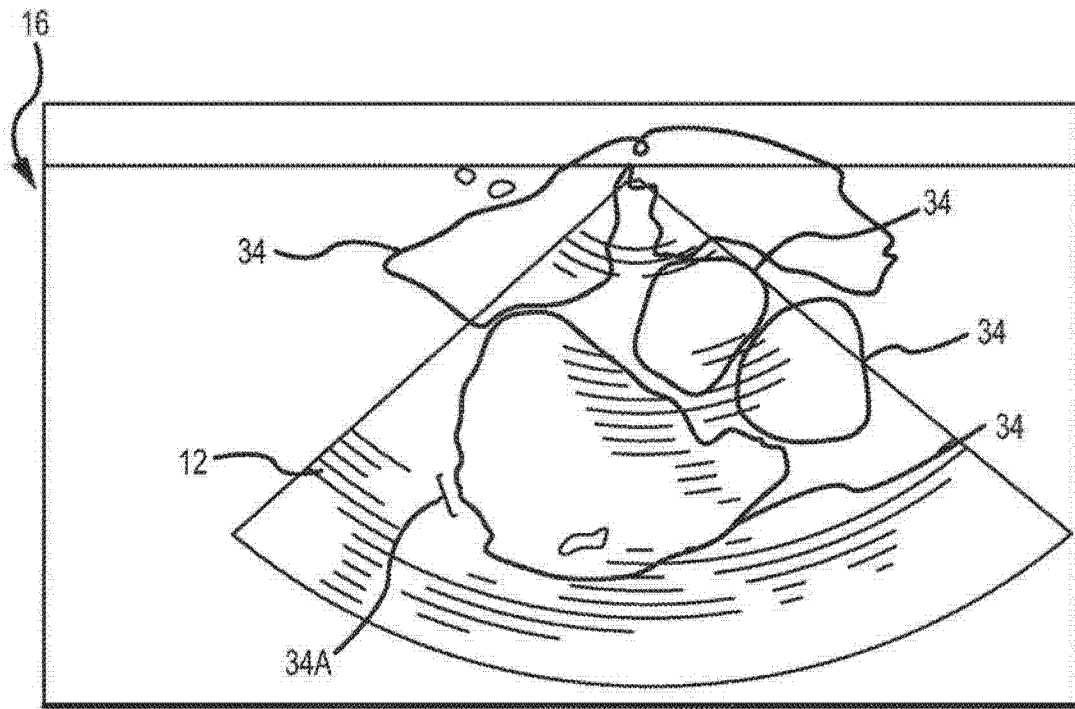


图 6

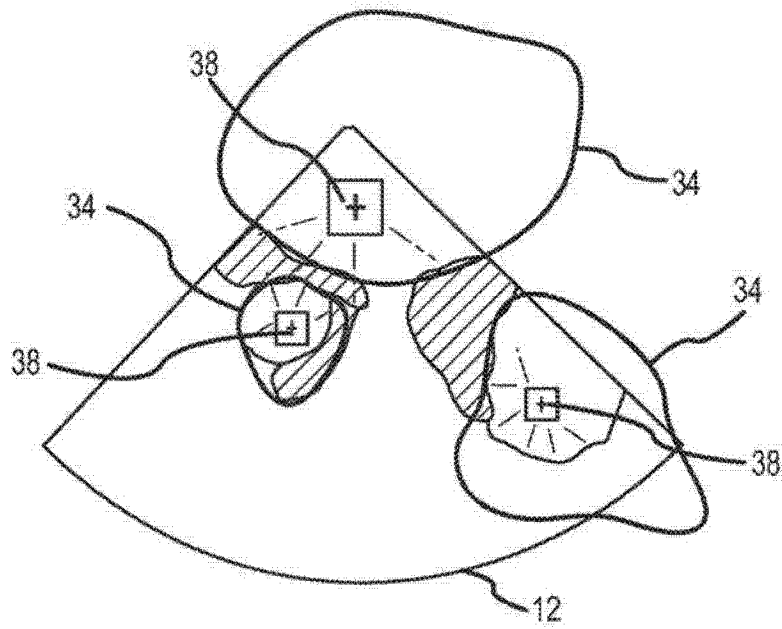


图 7

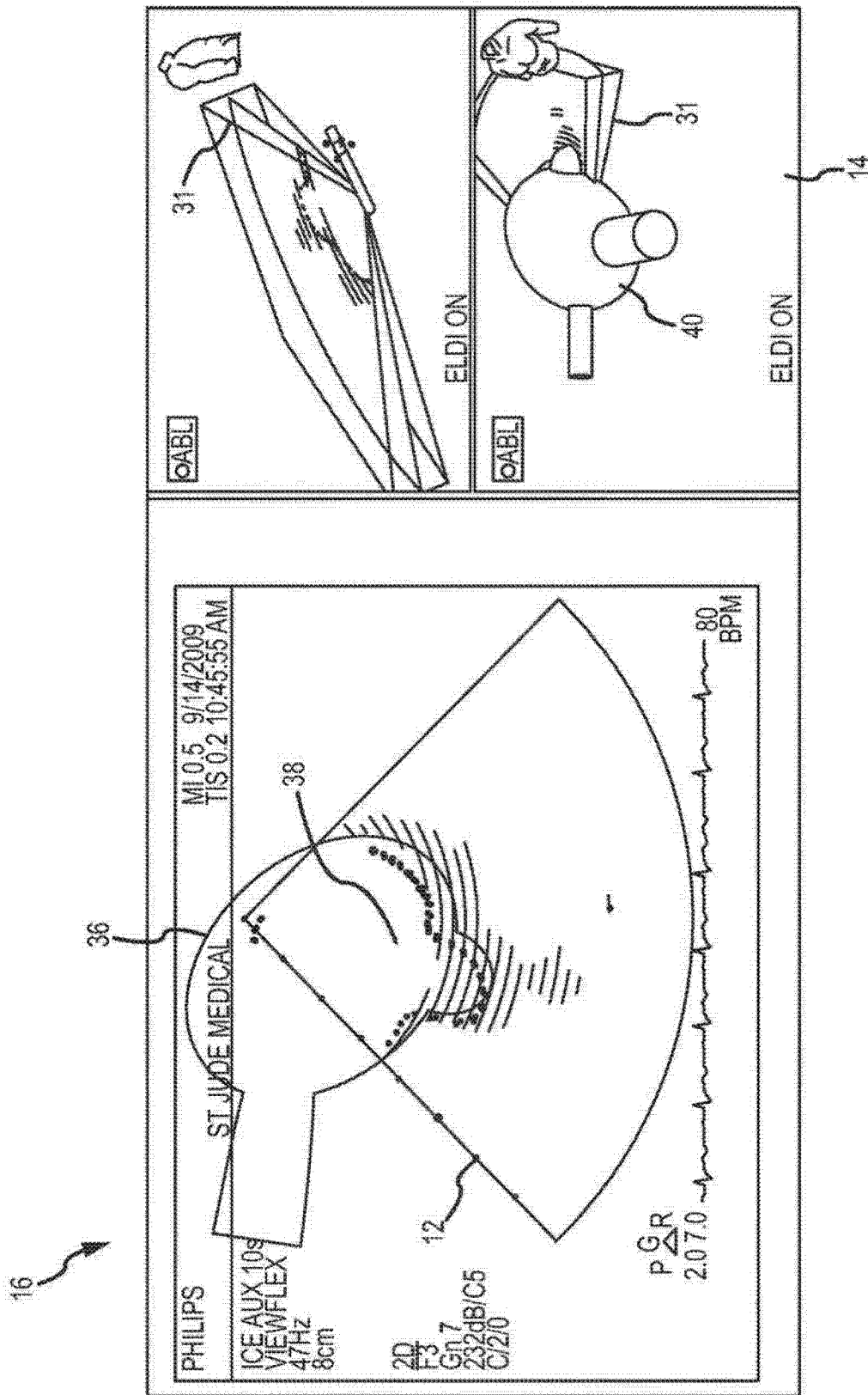


图 8

专利名称(译)	心内回波导管图像中的心内设备和结构的自动识别		
公开(公告)号	CN103281965A	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	CN201180062896.0	申请日	2011-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品电生理部门有限公司		
申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品电生理部门有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣犹达医疗用品电生理部门有限公司		
[标]发明人	A希尔 DC德诺 H钟 MM格拉斯		
发明人	A·希尔 D·C·德诺 H·钟 M·M·格拉斯		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5246 G06T19/00 G06T2210/41		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	12/983,013 2010-12-31 US		
其他公开文献	CN103281965B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心内成像系统 (10) , 被配置为在心内超声心动图像 (12) 内显示电极可视化元件, 其中电极可视化元件表示紧靠图像 (12) 平面的心内电极。系统 (10) 还允许当自动分割以产生壳单元 (36) 时, 心内超声心动图像 (12) 中表示的组织结构的横截面在可视化、导航或标测系统 (20) 中建模, 以修改已建模的组织结构。

