



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103281965 B

(45)授权公告日 2016.11.02

(21)申请号 201180062896.0

(22)申请日 2011.10.18

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103281965 A

(43)申请公布日 2013.09.04

(30)优先权数据
12/983013 2010.12.31 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.06.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2011/056635 2011.10.18

(87)PCT国际申请的公布数据
W02012/091784 EN 2012.07.05

(73)专利权人 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

(51)Int.Cl.
A61B 8/12(2006.01)

(56)对比文件
US 2008/0287790 A1,2008.11.20,
US 2008/0287790 A1,2008.11.20,
US 2007/0135803 A1,2007.06.14,
US 2009/0177072 A1,2009.07.09,

审查员 谢春苓

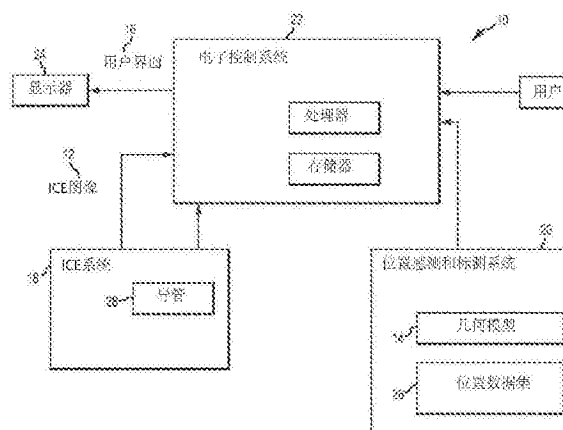
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(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,所述心内回波导管包括超声传感器和多个位置传感器;

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,其被配置为接收所述心内超声心动图像、所述几何模型、所述第一位置和所述第二位置,电子控制系统进一步被配置为在几何模型内的所述第一位置定向心内超声心动图像,并且当定向的心内超声心动图像贯穿所述第二位置时通过在所述心内超声心动图像内显示一个或多个视觉标记产生合成图像,并且其中所述电子控制系统被配置为在所述心内超声心动图像内显示由所述心内超声心动图像与所述几何模型的边界相交所产生的解剖边界参考。

2. 根据权利要求1的系统,其中所述一个或多个视觉标记包括布置在心内超声心动图像上的对应于医疗设备传感器的传感器影像。

3. 根据权利要求2的系统,还包括显示设备,其被配置为与所述电子控制系统通讯,所述电子控制系统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,所述二维渲染包含心内超声心动图像体积框架。

6. 根据权利要求2的系统,所述电子控制系统进一步被配置为当位于所述几何模型中的心内超声心动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电子控制系统预先确定。

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,所述超声回波成像系统被配置为生成二维超声心动图像,所述心内回波导管包括超声传感器和多个位置传感器;

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心内回波导管在几何模型内的位置和方向;以及

电子控制系统,其被配置为在所述几何模型内定位所述超声心动图像,并执行自动分割程序以产生壳单元,所述电子控制系统进一步被配置为将所述壳单元变换至几何模型中以及通过在所述超声心动图像内显示一个或多个视觉标记产生合成图像,并且其中所述电子控制系统被配置为在所述超声心动图像内显示由所述超声心动图像与所述几何模型的边界相交所产生的解剖边界参考。

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12的系统,所述自动分割程序包括以下步骤:

从所述超声心动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;

产生所述壳单元。

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,其中所述电子控制系统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;

在所述几何模型中定位和定向心内超声心动图像;

追踪一个或多个医疗设备传感器在所述心脏的几何模型内的位置;

分割所述心内超声心动图像以产生壳单元;

将所述壳单元变换至所述几何模型中,以及

产生包括心内超声心动图像和传感器影像的合成图像,其中所述传感器影像与被追踪的所述医疗设备传感器中的一个的位置相关联,其中在所述心内超声心动图像内包括一个或多个视觉标记,并且其中在所述心内超声心动图像内显示由所述心内超声心动图像与所述几何模型的边界相交所产生的解剖边界参考。

17. 根据权利要求16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16的方法,还包括在所述心内超声心动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18的方法,其中分割所述心内超声心动图像包括以下步骤:

从所述心内超声心动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,特别是当导管轴未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壳单元。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。

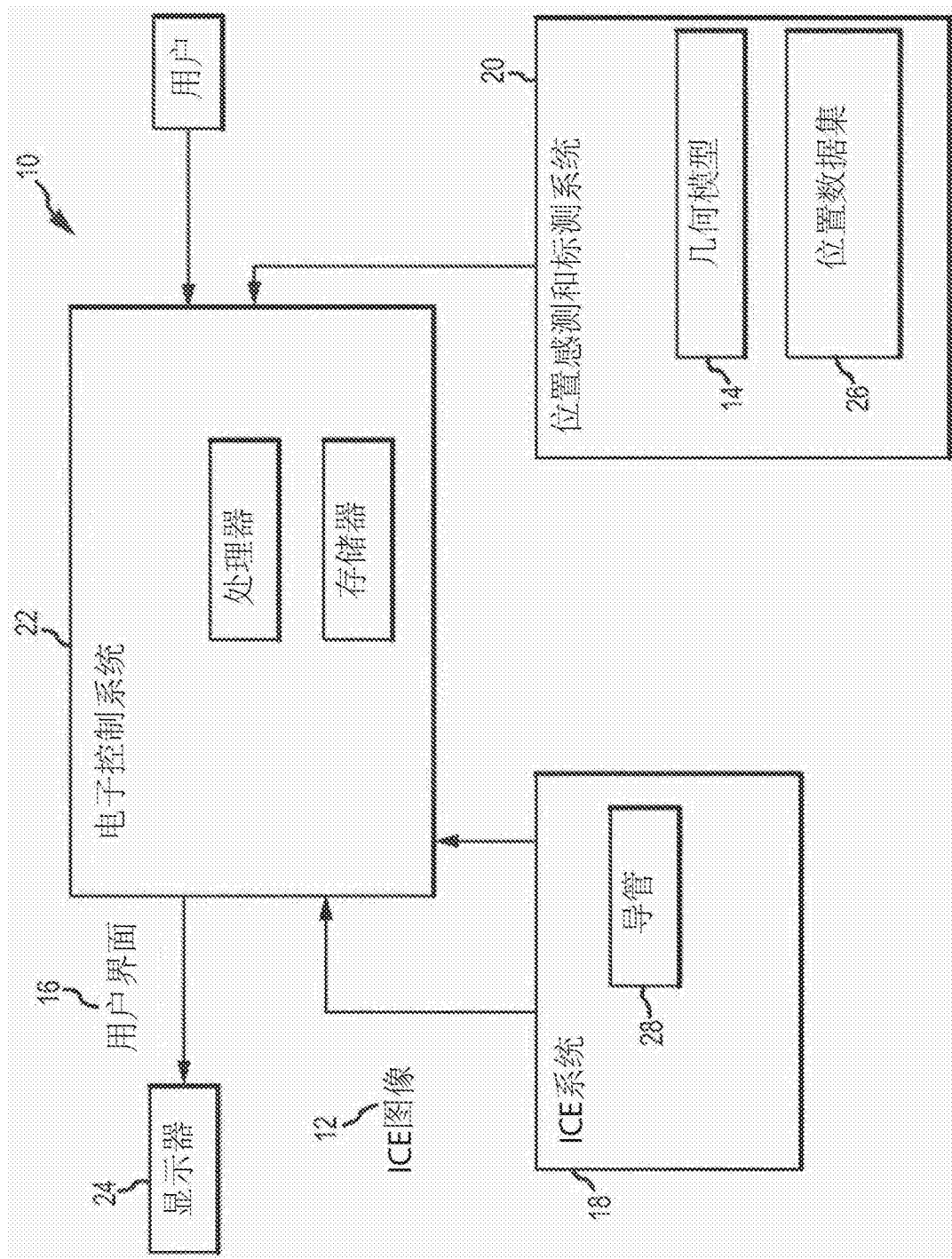


图1

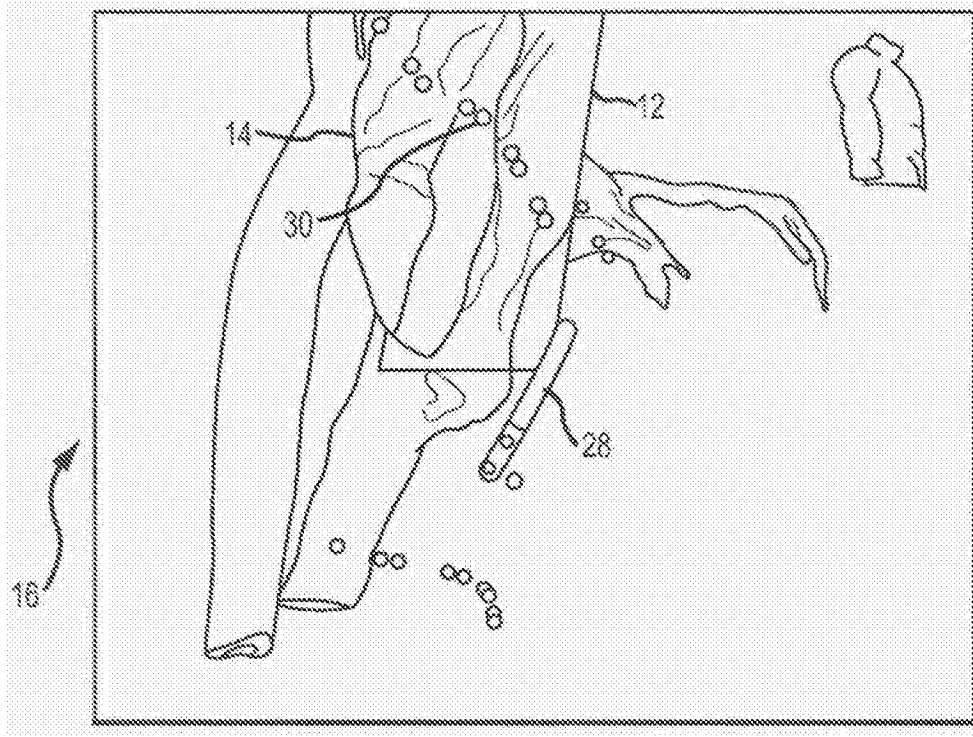


图2

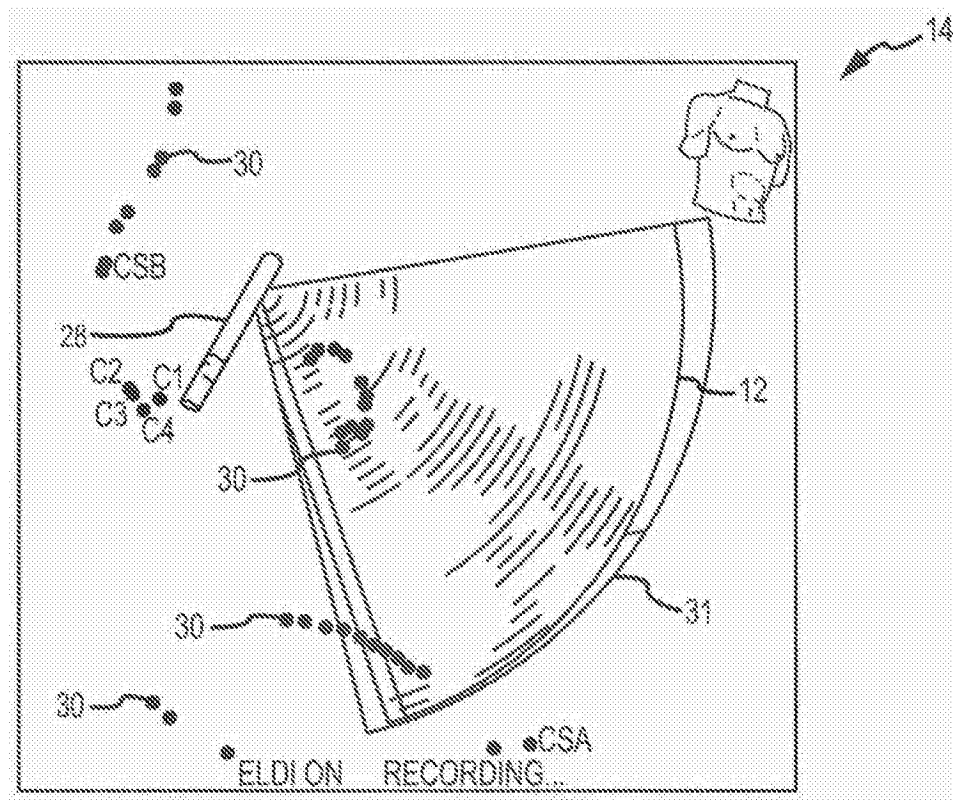


图3

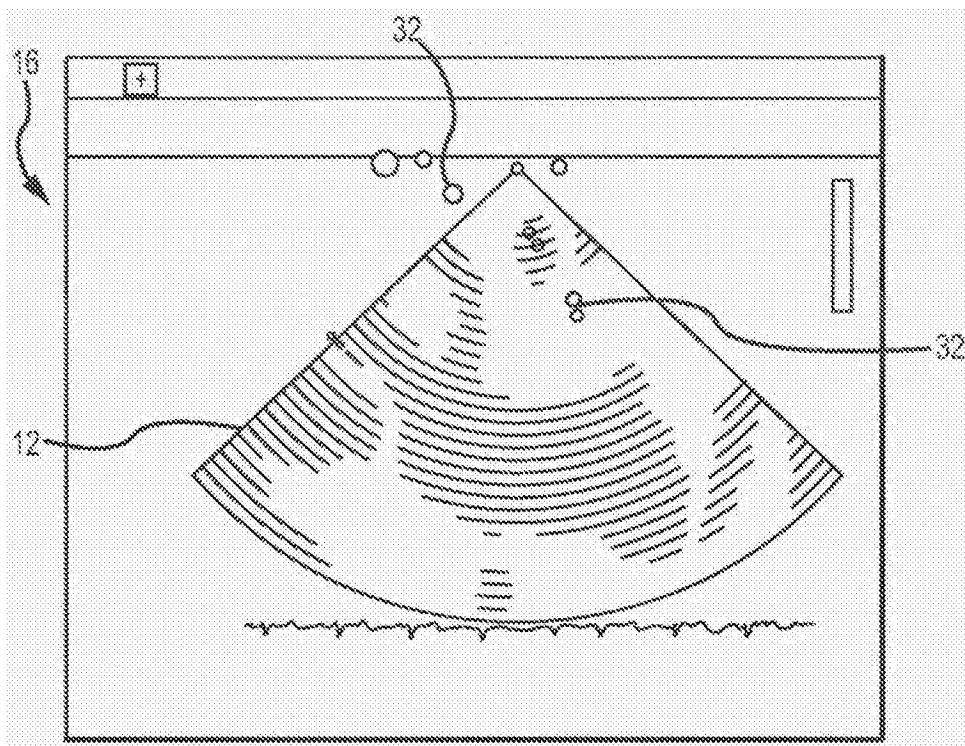


图4

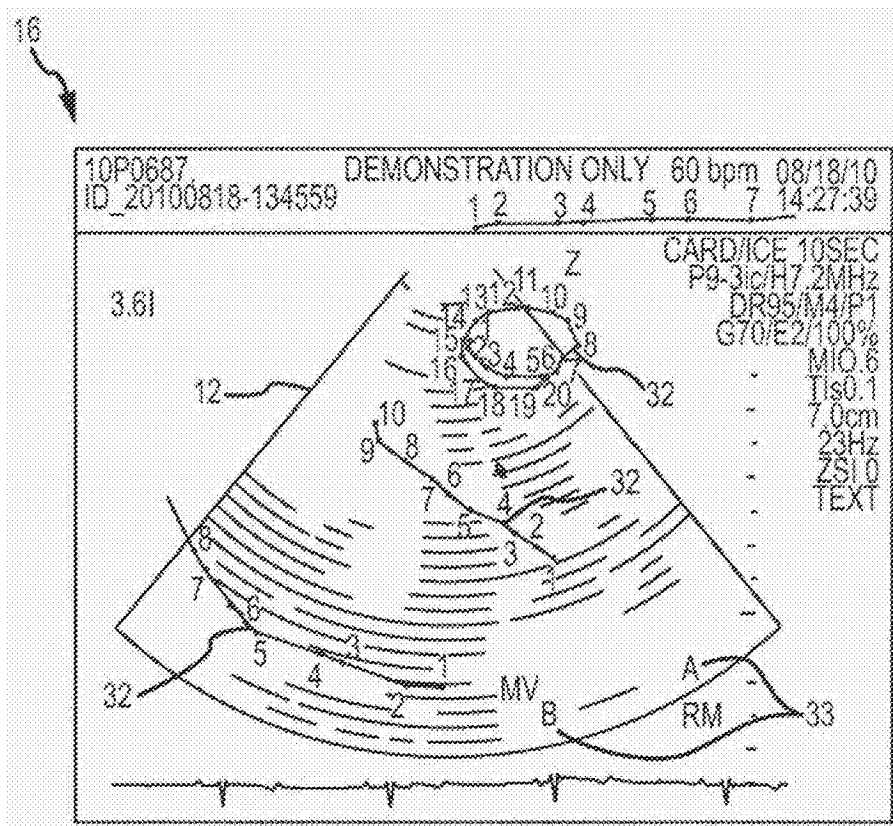


图5

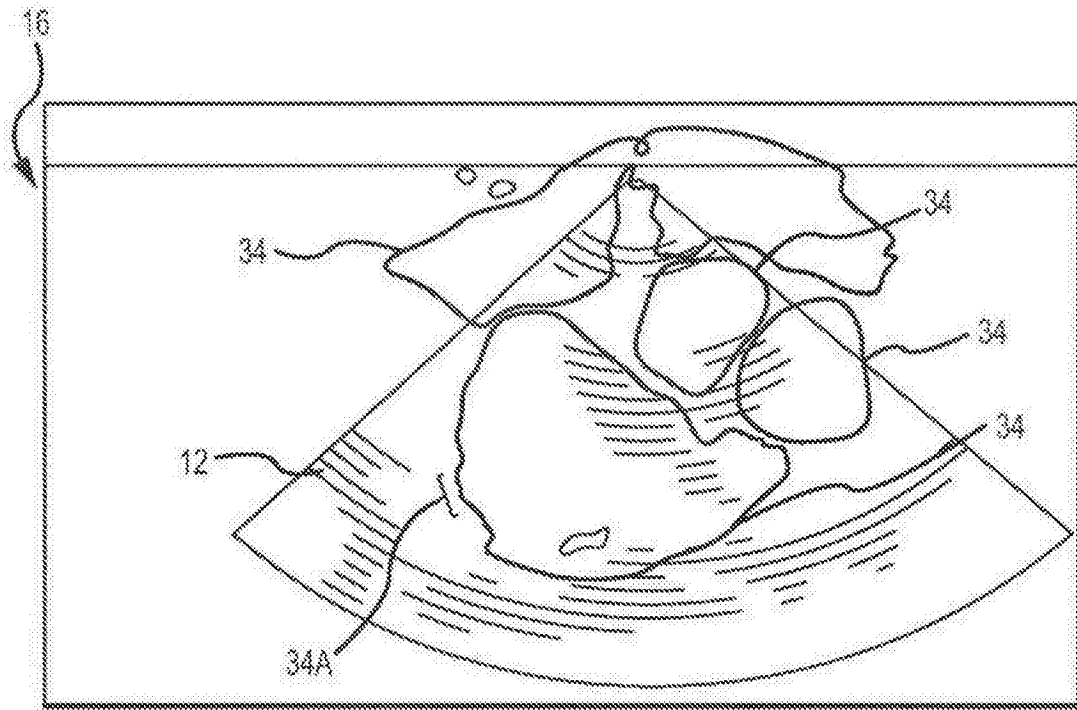


图6

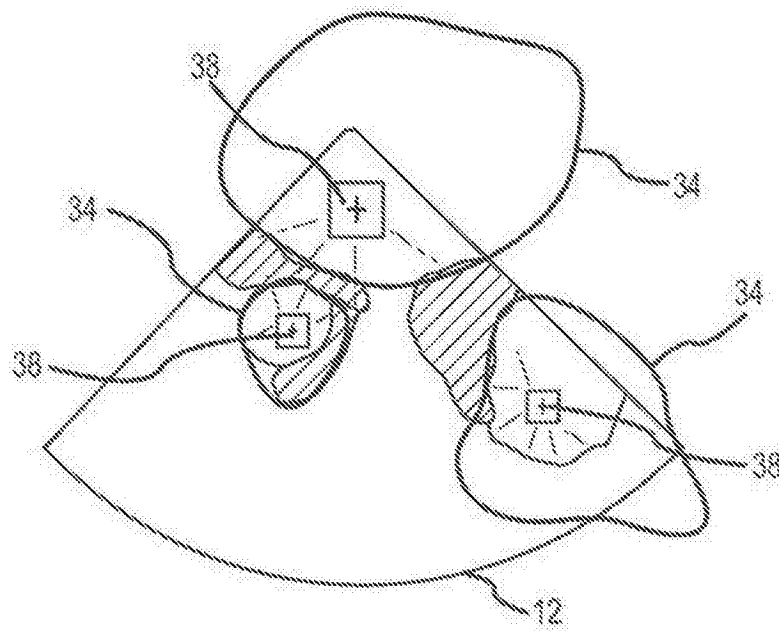


图7

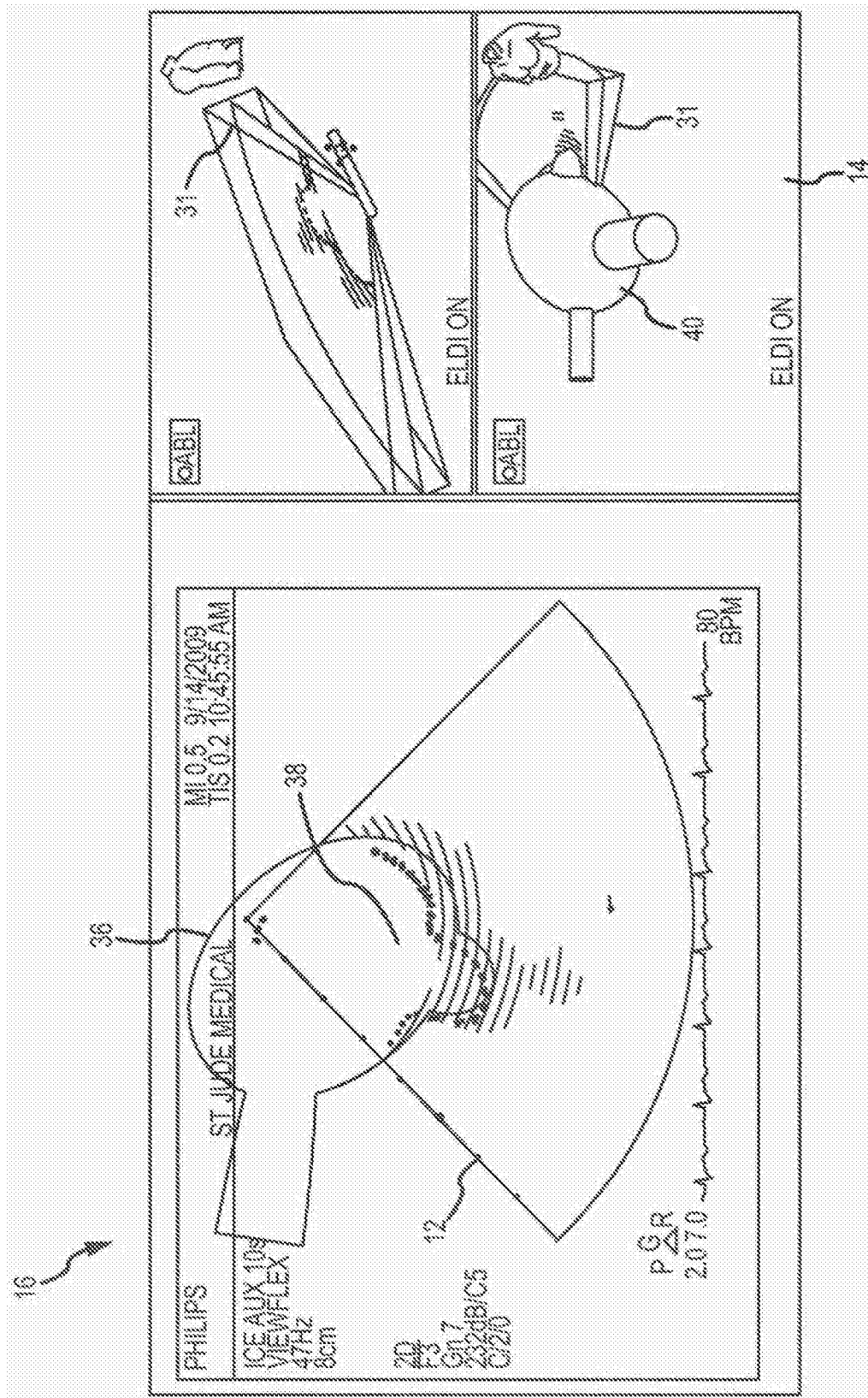


图8

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	CN103281965B	公开(公告)日	2016-11-02
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	12/983013 2010-12-31 US		
其他公开文献	CN103281965A		
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。

