



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110719755 A

(43)申请公布日 2020.01.21

(21)申请号 201880037777.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2018.05.30

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17174951.8 2017.06.08 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/064123 2018.05.30

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/224363 EN 2018.12.13

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·埃瓦尔德

I·韦希特尔-施特勒 F·M·韦伯

T·维塞尔

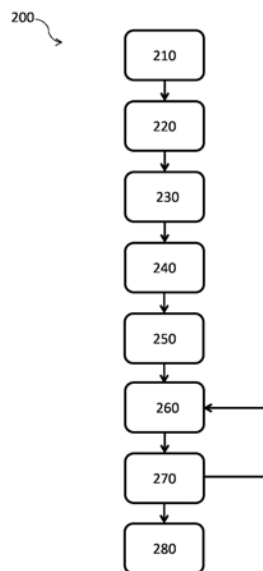
权利要求书2页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

超声成像方法

(57)摘要

提供了一种用于生成心脏的组合解剖模型的方法(200)。所述方法包括:接收(220)所述心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像;接收(240)所述心脏的所述左心室区域的造影剂增强的超声图像;对相应的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像执行图像配准(260),使得相应的图像得到对准;然后执行对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的组合分割(270)以生成所述组合解剖模型。所述组合分割(270)使用所述经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像两者的特征作为目标点。还提供了适于实施所述方法的处理器装置和包括所述处理器装置的超声系统。还提供了包括计算机程序代码单元的计算机程序产品,所述计算机程序代码单元适于实施所述方法。



1. 一种用于生成心脏的组合解剖模型的方法(200),所述方法包括:  
接收(220)所述心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像;  
接收(240)所述心脏的所述左心室区域的造影剂增强的超声图像;  
将所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像进行对准(260);并且  
执行(270)对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的组合分割以生成所述组合解剖模型,其中,执行所述组合分割包括使用所述经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像两者的特征作为目标点。

2. 根据权利要求1所述的方法(200),还包括:  
执行(230)对所述非造影剂增强的超声图像的第一分割以生成第一解剖模型;并且  
执行(250)对所述造影剂增强的超声图像的第二分割以生成第二解剖模型,其中,所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像的所述对准(260)包括所述第一解剖模型与所述第二解剖模型的配准。

3. 根据权利要求2所述的方法(200),其中,所述执行(250)第二分割包括使用所述第一解剖模型来初始化所述第二分割。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法(200),其中,所述接收(240)造影剂增强的超声图像包括组合在造影剂存在的相应的心动周期期间获得的多个超声图像帧。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的方法(200),其中,所述组合分割是基于模型的分割,并且其中,执行(270)组合分割包括使用所述目标点针对所述经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像来调整一般解剖模型。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的方法(200),其中,在多个周期中重复将所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像进行所述对准(260)以及所述执行(270)所述组合分割。

7. 一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上被运行时,所述计算机程序代码单元适于实施根据任一前述权利要求所述的方法(200)。

8. 一种用于控制心脏的组合解剖模型的生成的处理器装置,其中,所述处理器装置适于:

接收所述心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像;  
接收所述心脏的所述左心室区域的造影剂增强的超声图像;  
将所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像进行对准;并且  
执行对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的组合分割以生成所述组合解剖模型,其中,执行所述组合分割包括使用所述经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像两者的特征作为目标点。

9. 一种超声系统,包括:  
超声换能器阵列(100),其中,所述超声换能器阵列能够发射和接收超声信号;  
信号处理器(22),其适于当没有造影剂被使用时将所接收的超声信号编译成非造影剂增强的超声图像,并且当造影剂被使用时将所接收的超声信号编译成造影剂增强的超声图像;

根据权利要求8所述的处理器装置;

转换模块,其适于将由所述处理器装置生成的所述组合解剖模型转换为组合分割图

像;

显示设备(40),其用于显示所述组合分割超声图像;以及

用户接口(38),其适于允许用户控制所述处理器装置以生成所述组合解剖模型,任选地,其中,所述用户接口适于允许用户选择所显示的组合分割超声图像的观察平面。

10.根据权利要求9所述的超声系统,其中,所述处理器装置适于实施可视化后的例程,包括所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像的另外的对准以及所述组合分割的另外的执行,所述用户接口(38)适于允许用户触发所述可视化后的例程。

11.根据权利要求9或10所述的超声系统,其中,所述处理器装置适于:反转所述造影剂增强的超声图像;基于所述非造影剂增强的超声图像对经反转的造影剂增强的超声图像进行标准化;并且控制所述显示设备(40)以显示所述经反转的且经标准化的造影剂增强的超声图像。

12.根据权利要求9-11中的任一项所述的超声系统,其中,所述处理器装置适于:叠加所述非造影剂增强的超声图像、所述造影剂增强的超声图像以及所述组合分割图像;并且控制所述显示设备(40)以显示所述叠加。

13.根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述用户接口(38)适于允许用户调整所述非造影剂增强的超声图像和所述造影剂增强的超声图像在所述叠加中的相对贡献,任选地,其中,所述用户接口包括用于所述用户调整的拨盘或滑块。

14.根据权利要求9-13中的任一项所述的超声系统,其中,所述处理器装置适于控制所述显示设备(40),使得所述组合分割超声图像被显示在分别包括所述非造影剂增强的超声图像和所述造影剂增强的超声图像的单独的图像窗格中。

15.根据权利要求14所述的超声系统,其中,所述处理器装置适于响应于修改所述组合解剖模型的用户指令而修改被显示在两个图像窗格中的所述组合分割图像,其中,所述用户接口(38)包括用于输入所述用户指令的控件。

## 超声成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及对心脏的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像的图像处理。

### 背景技术

[0002] 超声成像越来越多地用于各种不同的应用中。重要的是,由超声系统产生的图像需要尽可能地清晰和准确,以便向用户给出对正被扫描的对象真实解读。当所讨论的对象是正在经历医学超声扫描的患者时尤其是这种情况。在这种情况下,医生做出准确诊断的能力取决于由超声系统产生的图像的质量。

[0003] 由于超声具有优秀的时间分辨率和无创性,因此超声在心血管成像中起到重要作用。通常,经胸超声(TTE)成像用于确定左心室量,例如,体积或射血分数。为了使手动努力和用户变化最小化,该过程已经通过自动采用基于智能模型的分割(Ecabert, O. 等人的“IEEE Transactions on” (2008年,第27卷,第1189-1201页))而自动化。

[0004] 然而,TTE成像具有与图像质量有关的缺点,这会妨碍对左心室量的确定。具体地,TTE成像在心内边界分辨率方面受到限制,并且易于低估体积和射血分数。

[0005] 这些问题使得必须发展被称为左心室声学造影(LVO)的另一超声技术。在LVO中,造影剂用于提供左心室腔中的血液与心肌之间的更大对比度。可以从静脉施予造影剂以便到达心脏。造影剂趋向于采取被合适的聚合物壳体封装的气体微泡的形式。气体微泡提供超声波相对于周围组织的增强的反向散射,从而增强左心室腔中的血液与心肌之间的对比度。

[0006] 在实践中,通常在不采用造影剂的情况下(即,使用TTE成像)执行初始扫描。在医生对初始扫描的图像质量不满意的情况(在例如肥胖患者的情况下更可能是这种情况)下,执行使用造影剂(即,使用LVO成像)的额外扫描。

[0007] 然而,LVO成像不是没有缺点。具体地,重要结构(例如,二尖瓣瓣膜)在LVO图像中是不能观察到的;左心室腔占据图像。这阻止了使用LVO图像对这种结构的分割。

[0008] 此外,在LVO图像中不存在诸如二尖瓣瓣膜之类的结构也会妨碍对左心室量的确定。例如,如果二尖瓣瓣膜平面在图像中不可见或不能适当可见,则在测量左心室体积方面的误差将会高很多,因为体积的基本限制被不恰当地定义。

[0009] 造影剂的分布也可能是不均匀的,这会致使LVO图像的分割(例如,使用基于模型的分割)更加困难。

[0010] 另外的问题涉及按顺序分割TTE图像和LVO图像(即,为了获得所有可用信息)的情况。在这种情况下,医生可能希望合并这两个单独的分割,因此必须决定在给定的图像区域中哪个分割更为可信。换言之,医生承担组合不同的并且可能不一致的图像信息的职责。此外,如果TTE图像和LVO图像未被充分紧密对准,则会使该任务更加困难。

[0011] 在公布的专利申请US 2013/035596 A1中,公开了一种用于心内超声心动图体积缝合的基于模型的定位方法,在该方法中,对患者的不同体积进行扫描,然后在空间上对准

患者的不同体积,最后将患者的不同体积缝合在一起,从而创建更大的体积。对准基于心内超声心动图体积与同一患者的术前模型的特征和/或表面匹配,并且与模型的匹配指示不同体积与彼此的相对位置。

## 发明内容

[0012] 本发明寻求提供一种组合造影剂增强的超声成像和非造影剂增强的超声成像的各自优点的心脏分割的方法。

[0013] 本发明通过权利要求来进行限定。

[0014] 根据一个方面,提供了一种用于生成心脏的组合解剖模型的方法,所述方法包括:接收所述心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像;接收所述心脏的所述左心室区域的造影剂增强的超声图像;将所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像进行对准;并且执行对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的组合分割以生成所述组合解剖模型,其中,执行所述组合分割包括使用所述经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像两者的特征作为目标点。

[0015] 本发明基于以下认识:与能够从例如非造影剂增强的超声图像单独获得的分割相比,通过使用经对准的(即,经配准的)非造影剂增强的图像和造影剂增强的图像来执行组合分割,能够获得更准确且更鲁棒的分割。这是因为使用了可从造影剂增强的超声图像获得的信息的组合分割。此外,组合分割还利用了可从非造影剂增强的超声图像获得(即,与在造影剂增强的超声图像中不可见的其他心脏结构(例如,二尖瓣瓣膜)有关)的信息。以这种方式,组合解剖模型的生成利用了可从非造影剂增强的超声成像技术和造影剂增强的超声成像技术两者获得的信息。

[0016] 由于可从相应的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像获得的信息的性质和质量的差异,与经对准的图像的造影剂增强的成分相对应的目标点和与经对准的图像的非造影剂增强的成分相对应的目标点都在组合分割中得到使用。这有助于利用可从相应的非造影剂增强的超声成像技术和造影剂增强的超声成像技术获得的互补信息。

[0017] 组合分割可以例如是基于模型的分割。组合分割因此可以包括针对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像来调整一般解剖模型(例如,与从多个训练图像导出的器官的平均形状相对应的初始网格模型),以便得到组合解剖模型。如果采用了利用网格模型的基于模型的分割,则组合解剖模型可以被替代地称为组合网格模型。也可以想到可以采用替代手段(即,除了“网格”以外的手段)来表示解剖特征的表面的其他基于模型的分割模型。

[0018] 在实施例中,所述方法还可以包括:执行对所述非造影剂增强的超声图像的第一分割以生成第一解剖模型;并且执行对所述造影剂增强的超声图像的第二分割以生成第二解剖模型,其中,所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像的所述对准包括所述第一解剖模型与所述第二解剖模型的配准。

[0019] 使用第一解剖模型和第二解剖模型来将造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像进行对准可以便于提高对准的质量(即,紧密度)。

[0020] 所述执行第二分割可以包括使用所述第一解剖模型来初始化所述第二分割。因此,在第二分割的初始化中,可以使用第一解剖模型而代替使用例如从多个训练图像获得

的平均形状。这可以提高第二分割的效率和质量,因为第一解剖模型可以比平均形状更接近患者的实际器官形状。

[0021] 所述接收造影剂增强的超声图像可以包括组合在造影剂存在的相应的心动周期期间获得的多个超声图像帧。获得这多个超声图像帧可以利用几乎恒定的探头位置来执行,使得多幅图像可以相对于彼此紧密对准。然而,造影剂在多幅图像中的每幅图像中的分布可能是不同的。组合多幅图像帧可以有助于校正这种不一致的造影剂分布。

[0022] 当所述组合分割是基于模型的分割时,可以在针对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像来调整一般解剖模型(例如,初始网格模型)的过程中使用来自相应的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像两者的目标点,以便得到组合解剖模型。

[0023] 可以在多个周期中重复将所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像进行所述对准以及所述执行所述组合分割。组合分割的质量可以至少部分地取决于图像的对准的质量(即,紧密度)。也可以通过更好的分割来增强图像的对准,当经由先前的分割步骤(即,第一分割步骤和第二分割步骤)来执行对准时尤为如此。因此,重复(即,迭代)该流程可以改善组合分割结果。

[0024] 根据另一方面,提供了一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上被运行时,所述计算机程序代码单元适于实施上文描述的方法。

[0025] 根据又一方面,提供了一种用于控制心脏的组合解剖模型的生成的处理器装置,其中,所述处理器装置适于:接收所述心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像;接收所述心脏的所述左心室区域的造影剂增强的超声图像;将所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像进行对准;并且执行对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的组合分割以生成所述组合解剖模型。

[0026] 根据又一方面,提供了一种超声系统,所述超声系统包括:超声换能器阵列,其中,所述超声换能器阵列能够发射和接收超声信号;信号处理器,其适于当没有造影剂被使用时将所接收的超声信号编译成非造影剂增强的超声图像,并且当造影剂被使用时将所接收的超声信号编译成造影剂增强的超声图像;上文描述的处理器装置;转换模块,其适于将由所述处理器装置生成的所述组合解剖模型转换为组合分割图像;显示设备,其用于显示所述组合分割超声图像;以及用户接口,其适于允许用户控制所述处理器装置以生成所述组合解剖模型。

[0027] 所述用户接口还可以允许用户选择所显示的组合分割超声图像的观察平面。由于用于生成组合解剖模型以及因此组合分割图像的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像的对准,相应的图像因此被自动同步。因此,当针对非造影剂增强的图像而调整观察平面时,也会将造影剂增强的图像调整到同一观察平面,反之亦然。这在便于对相应的图像的视觉比较方面是明显有益的。

[0028] 所述处理器装置可以适于实施可视化后的例程,包括所述非造影剂增强的超声图像与所述造影剂增强的超声图像的另外的对准以及所述组合分割的另外的执行,所述用户接口适于允许用户触发所述可视化后的例程。用户因此可以选择通过触发处理器装置以实施另外的对准步骤和另外的组合分割步骤来寻求对组合解剖模型的改进。

[0029] 所述处理器装置可以适于:反转所述造影剂增强的超声图像;基于所述非造影剂

增强的超声图像对经反转的造影剂增强的超声图像进行标准化；并且控制所述显示设备以显示所述经反转的且经标准化的造影剂增强的超声图像。造影剂增强的图像可以将左心室示为比例如心肌的区域更亮的区域。另一方面，在非造影剂增强的图像中，可以将心肌示为比左心室更亮，但是这两个区域之间的对比度可以比在造影剂增强的图像中的情况更低。因此，反转造影剂增强的超声图像以及基于非造影剂增强的超声图像对经反转的造影剂增强的超声图像进行标准化可以便于对相应的图像的视觉比较。

[0030] 所述处理器装置可以适于：叠加所述非造影剂增强的超声图像、所述造影剂增强的超声图像以及所述组合分割图像；并且控制所述显示设备以显示所述叠加。所述用户接口可以适于允许用户调整所述非造影剂增强的超声图像和所述造影剂增强的超声图像在所述叠加中的相对贡献。所述用户接口可以包括用于所述用户调整的拨盘或滑块。

[0031] 所述处理器装置可以适于控制所述显示设备，使得所述组合分割超声图像被显示在分别包括所述非造影剂增强的超声图像和所述造影剂增强的超声图像的单独的图像窗格中。所述处理器装置可以适于响应于修改所述组合解剖模型的用户指令而修改被显示在两个图像窗格中的所述组合分割图像，其中，所述用户接口包括用于输入所述用户指令的控件。用户因此可以参考造影剂增强的图像和非造影剂增强的图像两者而简单地评估对组合解剖模型的任何修改。

## 附图说明

[0032] 参考附图，以非限制性示例的方式详细描述本发明的实施例，其中：

[0033] 图1示出了超声诊断成像系统，以便说明总体操作；

[0034] 图2示出了根据实施例的方法的流程图；并且

[0035] 图3示出了包括在图2中示出的一些方法步骤的流程图。

## 具体实施方式

[0036] 将参考附图来描述本发明。

[0037] 应当理解，详细描述和特定示例在指示装置、系统和方法的示例性实施例时，仅旨在用于说明的目的，而并不旨在限制本发明的范围。根据以下描述、权利要求和附图将会更好地理解本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应当理解，附图仅仅是示意性的，且并未按比例绘制。还应当理解，在整个附图中，使用相同的附图标记来指示相同或相似的部件。

[0038] 提供了一种用于生成心脏的组合解剖模型的方法。所述方法包括：接收所述心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像；接收所述心脏的所述左心室区域的造影剂增强的超声图像；对相应的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像执行图像配准，使得相应的图像得到对准；然后执行对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的组合分割以生成所述组合解剖模型。所述组合分割使用所述经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像两者的特征作为目标点。

[0039] 首先将参考图1来描述示例性超声诊断成像系统的总体操作。

[0040] 系统包括阵列换能器探头10，阵列换能器探头10具有用于发射超声波和接收回波信息的CMUT换能器阵列100。换能器阵列100可以替代地包括包含诸如PZT或PVDF之类的材

料的压电换能器。换能器阵列100是能够在2D平面中扫描或在三维中扫描以进行3D成像的换能器110的二维阵列。在另一示例中,换能器阵列100可以是1D阵列。

[0041] 换能器阵列100被耦合到探头中的微波束形成器12,微波束形成器12控制CMUT阵列单元或压电元件对信号的接收。微波束形成器能够对由换能器的子阵列(或“组”或“拼片”)所接收的信号进行至少部分波束形成,如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord)和US 6623432 (Powers等人)中所描述的那样。

[0042] 注意,微波束形成器完全是任选的。以下示例假设没有模拟波束形成。

[0043] 微波束形成器12通过探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关16,T/R开关16在发射和接收之间切换,并且当微波束形成器未被使用并且换能器阵列100直接由主系统波束形成器操作时使主波束形成器20免受高能发射信号的影响。从换能器阵列100进行的超声波束的发射由换能器控制器18来指导,换能器控制器18通过T/R开关16被耦合到微波束形成器并且被耦合到主发射波束形成器(未示出),主发射波束形成器接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。

[0044] 由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列100向前(正交于换能器阵列100)或者针对更宽的视场以不同的角度进行转向。换能器控制器18能够被耦合以控制用于CMUT阵列的DC偏置控件45。DC偏置控件45设置被施加到CMUT单元的(一个或多个)DC偏置电压。

[0045] 在接收通道中,部分波束形成信号由微波束形成器12产生并且被耦合到主接收波束形成器20,在主接收波束形成器20中,来自换能器的个体拼片的部分波束形成信号被组合成完整波束形成信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中的每个通道接收来自数十个或数百个CMUT换能器单元或压电元件的拼片的部分波束形成信号。以这种方式,由换能器阵列100的数千个换能器接收到的信号能够有效地贡献于单个波束形成信号。

[0046] 波束形成接收信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22能够以各种方式(例如,带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离,其用于将线性信号与非线性信号分离,从而使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号)处理接收到的回波信号。信号处理器还可以执行额外的信号增强,例如,散斑抑制、信号复合以及噪声消除。信号处理器中的带通滤波器能够是跟踪滤波器,当从增加的深度接收到回波信号时,跟踪滤波器的通带从较高频带滑动到较低频带,从而拒绝来自较大深度的较高频率处的噪声,这些较高频率缺乏解剖信息。

[0047] 用于发射和用于接收的波束形成器被实施在不同的硬件中并且能够具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计为考虑发射波束形成器的特性。在图1中,为了简单起见,仅示出了接收器波束形成器12、20。在完整的系统中,还将存在具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0048] 微波束形成器12的功能是提供初始的信号组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常地在模拟域中执行。

[0049] 最后的波束形成在主波束形成器20中完成并且通常在数字化之后完成。

[0050] 发射和接收通道使用具有固定频带的相同换能器阵列100。然而,发射脉冲占用的带宽能够根据已经使用的发射波束形成而变化。接收通道能够捕获整个换能器带宽(这是经典方法),或者通过使用带通处理,接收通道能够仅提取包含有用信息的带宽(例如,主谐

波的谐波)。

[0051] 经处理的信号被耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26将对接收到的超声信号的幅度的检测用于对身体中的结构(例如,身体中的器官组织和血管)的成像。身体的结构的B模式图像能够在谐波图像模式或基波图像模式或这两者的组合中形成,如在美国专利US 6283919 (Round等人)和美国专利US6458083 (Jago等人)中所描述的那样。多普勒处理器28处理因组织移动和血流而产生的在时间上不同的信号以检测在图像场中的物质的运动,例如,血细胞的流动。多普勒处理器28通常包括具有参数的壁滤波器,该参数可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。

[0052] 由B模式处理器和多普勒处理器产生的结构信号和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以空间关系布置回波信号,根据该空间关系,以期望的图像格式接收该回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或锥形三维(3D)图像。扫描转换器能够利用具有与图像场中的点处的运动相对应的颜色将B模式结构图像叠加有其多普勒估计速度,以产生描绘图像场中的组织运动和血流的彩色多普勒图像。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像,如在美国专利US6443896 (Detmer)中所描述的那样。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点观察到的投影3D图像,如在美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述的那样。

[0053] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器42被耦合到图像处理30以用于进一步增强、缓冲和临时存储,以供显示在显示设备40上。除了用于成像以外,由多普勒处理器28产生的血流值和由B模式处理器26产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。量化处理器34产生不同的流动状况(例如,血流的体积率)的量度以及结构测量结果(例如,器官大小和孕龄)。量化处理器34可以接收来自用户控制面板38的输入,例如,其中要进行测量的图像的解剖结构中的点。来自量化处理器34的输出数据被耦合到图形处理器36,以用于利用显示器40上的图像来重现测量图形和值,并且用于从显示设备40进行的音频输出。图形处理器36还能够生成用于与超声图像一起显示的图形叠加物。这些图形叠加物能够包含标准识别信息,例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器接收来自用户接口38的输入,例如,患者姓名。用户接口38还被耦合到发射控制器18以控制来自换能器阵列100的超声信号的生成,因此控制由换能器阵列100和超声系统产生的图像。控制器18的发射控制功能仅是所执行的功能之一。控制器18还考虑(由用户给定的)操作模式和对应的所要求的发射器配置以及接收器模数转换器中的带通配置。控制器18能够是具有固定状态的状态机。

[0054] 用户接口38还被耦合到多平面重新格式化器44,多平面重新格式化器用于选择和控制在多幅多平面重新格式化(MPR)图像的平面,该平面可以用于执行MPR图像的图像场中的量化测量。

[0055] 处理器装置可以适于执行下面参考图2和图3描述的方法的任何部分。处理器装置可以例如被包括在先前描述的处理器(例如,控制器18、量化处理器34和图形处理器36)中的一个或多个中。替代地,处理器装置可以是额外的模块。

[0056] 在实施例中,下面参考图2和图3描述的方法可以通过被包括在计算机程序产品中

的计算机程序代码来实施,该计算机程序产品在计算机上运行。

[0057] 图2示出了根据实施例的用于控制心脏的分割超声图像的生成的方法200的流程图。方法200在步骤210中开始。步骤210可以例如对应于使用上面描述的超声诊断成像系统的换能器探头10对患者的心脏的扫描。

[0058] 在步骤220中,接收心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像。该非造影剂增强的超声图像可以例如是标准经胸超声(TTE)图像。存在允许对心脏的不同部分的可视化的四个标准位置:胸骨旁位置、心尖位置、肋下位置和胸骨上切迹位置。心尖位置尤其允许对左心室运动的评价和对左心室血栓的评价以及对跨二尖瓣瓣膜的流动的评估。因此,可以从心尖位置获得非造影剂增强的超声图像,以便得到左心室区域的非造影剂增强的超声图像。当然,也可以使用其他位置(例如,非标准位置)。非造影剂增强的超声成像(例如,TTE)本身是众所周知的,并且仅为了简洁起见,本文将不会对其进行进一步的阐述。

[0059] 在步骤240中,接收心脏的左心室区域的造影剂增强的超声图像。可以使用左心室声学造影(LVO)技术来获得该造影剂增强的超声图像。如本身众所周知的,可以经由导管从静脉注射合适的造影剂。这可以被施予为缓慢的团注后跟缓慢的生理盐水冲洗。这种注射协议可以有助于提供左心室的一致声学造影。其他方法也是已知的,例如,造影剂的连续灌注。造影剂本身可以例如是基于微泡的药剂,在基于微泡的药剂中,气体被生物兼容性聚合物封装。也可以使用其他类型的造影剂。

[0060] 此时应当注意,会希望采用超声系统的不同模式(例如切换到谐波图像模式)以用于获得造影剂增强的超声图像。通过例如推动用户接口38上的按钮而使得控制器18被触发以切换到期望模式,可以在施予造影剂之前改变该模式。

[0061] 可以从与非造影剂增强的超声图像相同的位置或尽可能接近的位置获得造影剂增强的超声图像,从而有助于相应的图像的对准260。例如,心尖位置可以用于获得造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像两者。

[0062] 在实施例中,接收造影剂增强的超声图像的步骤240可以包括组合在造影剂存在的相应的心动周期期间获得的多个超声图像帧。可以记录多个心动周期,使得能够收集与心动周期中的特定点(例如,舒张末期(ED)相位)相对应的多个超声图像帧。

[0063] 可以以恒定的探头位置来获得这种记录,使得图像相对于彼此得到对准或近似对准。然而,造影剂在多幅图像中的每幅图像中的分布可能是不同的。这种不一致的造影剂分布可以通过组合多幅图像帧而获得校正。换言之,因造影剂的不均匀分布引起的偏差因此可以被减小。这种组合可以例如通过获取针对每个个体体素的最大强度值来实现。因此,这种组合方法也可以有助于增强造影剂增强的超声图像中的对比度。

[0064] 在图2中示出的流程图中,在步骤220之后执行步骤240。该顺序部分地反映了在实践中通常使用的协议,但这并不旨在进行限制。还想到,在假设允许造影剂充分消散的情况下,可以在非造影剂增强的图像之前接收造影剂增强的图像。

[0065] 在步骤260中,将非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像进行对准。步骤260可以被替代地称为非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的图像配准。可以使用任何合适的图像配准算法来实现步骤260。该配准步骤260可以用于补偿源于各个采集之间(例如,TTE采集与LVO采集之间)的探头移动的、造影剂增强的超声图像与非造影剂增强的超声图像的任何未对准。

[0066] 由于各幅图像中具有相同的器官,因此可以使用刚性(例如,线性)图像配准技术。考虑到(特别是医学成像领域中)图像配准技术本身是众所周知的,仅为了简洁起见,本文将不会对这种技术进行进一步的概括描述。

[0067] 在实施例,方法200还包括执行230对非造影剂增强的超声图像的第一分割以生成第一解剖模型,并且执行250对造影剂增强的超声图像的第二分割以生成第二解剖模型。在该实施例中,非造影剂增强的超声图像与造影剂增强的超声图像的对准260包括第一解剖模型与第二解剖模型的配准。

[0068] 在图3中示出的流程图也描绘了该实施例,图3示出了第一分割230,后第二分割250。然后,在步骤260中,使用所得到的第一解剖模型和第二解剖模型进行图像配准。任何合适的分割技术都可以用于步骤230和250。在非限制性示例中,可以采用基于模型的分割技术。

[0069] 已知的基于模型的分割基于针对图像中的器官(在这种情况下为心脏)的边界而调整的三角形网格模型。也能想到其他多边形网格。初始三角形网格模型对应于从多幅训练图像导出的器官的平均形状。分割可以通过使包括两个求和项(内部能量函数和外部能量函数)的总能量函数最小化来实现。内部能量函数应用形状约束,而外部能量函数描述模型拟合到图像的良好程度。在公式1中提供了这种总能量函数( $E_{tot}$ )的已知示例。

$$E_{tot} = \sum_{i=1}^V \sum_{j \in N(i)} \sum_{k=1}^K \omega_{i,k} \left( (v_i - v_j) - (T_k[m_i] - T_k[m_j]) \right)^2 + \alpha \cdot \sum_i w_i \cdot D(x_i^{target}, c_i)^2$$

[0070]

公式 1

[0071] 公式1中的左项是内部能量函数( $E_{int}$ ),而公式1中的右项是外部能量函数( $E_{ext}$ )。

[0072] 对于每个网格三角形*i*,目标点 $x_i^{target}$ 是沿着三角形*i*的法向量被搜索的。可靠性函数 $w_i$ 随着特征响应而增大,并且随着目标点与初始三角形之间的距离而减小。函数 $D(x_i^{target}, c_i)$ 描述目标点 $x_i^{target}$ 与三角形的中心 $c_i$ 之间的偏差。以这种方式,最小化 $E_{ext}$ 可以被认为将三角形吸引到图像特征(例如,边界)的过程。

[0073] 仿射变换 $T_k[m_i]$ 和权重 $\omega_{i,k}$ 定义平均形状 $m_i$ 的变化性。具有下标*i*的模型点与具有下标 $j \in N(i)$ 的相邻模型点之间的向量 $(v_i - v_j)$ 相对于经变换的平均形状的对应向量的偏差将会使 $E_{int}$ 增大。以这种方式, $E_{int}$ 项用于约束模型,使得它不会偏离平均形状太远。这特别有助于分割具有弱边界的区域。

[0074] 为了实现这种基于模型的分割,必须首先在图像中定位心脏。定位可以经由完全自动方法(例如使用广义霍夫变换(GHT))来实现。在这种技术中,根据通过GHT获得的最佳位置将初始三角形网格模型的重心放置到3D图像中。初始网格模型因此被平移和缩放,以便如本身众所周知的那样被定位在图像中。

[0075] 替代地或额外地,也可以使用其他定位技术(例如,“霍夫森林”和分类方法)。

[0076] 在定位之后,然后可以实施分割例程,以便针对器官边界来调整模型。分割例程可以是可以在从非常粗糙的调整导向更精细的调整的多个步骤中执行的基于模型的分割例程。在这种例程中,可以通过使用全局相似性变换对整个网格进行缩放、平移和旋转来刚性地调整初始网格。在此之后可以进行全局仿射变换,以允许心脏的挤压或伸展以及个体地

调整解剖区域(例如,心室和心房)的多仿射变换。然后可以以可变形方式调整从先前调整得到的网格,即,允许网格的每个三角形独立移动。

[0077] 应当注意,在第一分割中,非造影剂增强的超声图像的图像质量例如相对于造影剂增强的超声图像的图像质量较差会导致次优的分割。然而,第一分割仍然可以得到比初始解剖模型的平均形状(即,初始网格)更接近患者的实际器官形状的第一解剖模型。

[0078] 在实施例中,执行250第二分割可以包括使用第一解剖模型来初始化第二分割。在这种实施例中,可以使用第一解剖模型来代替使用初始网格模型的平均形状。这可以提高第二分割的效率和质量,因为相比于平均形状,第一解剖模型将会更接近患者的实际器官形状。

[0079] 替代地,平均形状可以用于初始化第二分割。还应当注意,在图2中描绘的步骤230和250的顺序可以例如被反转。因此,能想到使用从造影剂增强的超声图像的第二分割250得到的第二解剖模型来初始化第一分割230。

[0080] 在步骤230和250之后,可以将第一解剖模型和第二解剖模型进行对准,即,进行配准。可以以任何合适的方式执行第一解剖模型与第二解剖模型的配准。当在步骤230和250中采用基于模型的分割时,所得到的相应的三角形网格(具有完全相同或非常相似的拓扑结构)可以使用相应的网格模型的顶点坐标来进行配准。换言之,第一解剖模型和第二解剖模型可以用于计算变换,以便将非造影剂增强的超声图像与造影剂增强的超声图像进行配准。为此,可以根据相应的网格(即,其顶点)来计算刚性配准矩阵并将其应用于图像。使用第一解剖模型和第二解剖模型(例如,网格模型)来进行造影剂增强的超声图像与非造影剂增强的超声图像的配准可以便于并改善在步骤260中的相应的图像的对准。

[0081] 在步骤270中,经对准的非造影剂增强的超声图像与造影剂增强的超声图像的组合分割生成组合解剖模型。组合分割270可以例如通过使用在上面关于第一分割230和第二分割250简要描述的基于模型的分割技术来实现。然而,将经对准的非造影剂增强的图像和造影剂增强的图像用于组合分割270意味着:与能够从例如独自分割造影剂增强的超声图像或非造影剂增强的超声图像获得的分割结果相比,这样能够获得更准确且更鲁棒的分割结果。使用非造影剂增强的超声图像意味着组合分割可能考虑除了左心室以外的其他心脏结构(例如,二尖瓣瓣膜);这些其他心脏结构在造影剂增强的超声图像中是不可见的。以这种方式,在步骤270中的组合解剖模型的生成利用了非造影剂增强的超声成像技术和造影剂增强的超声成像技术的各自优点。

[0082] 本方法200因此区别于涉及独自分割造影剂增强的超声图像的常规方法,常规方法基于所有必要信息都存在于造影剂增强的超声图像中的(错误)假设。换言之,出于分割的目的,常规方法可能会忽略非造影剂增强的超声图像。本方法200包括来自组合分割270中的非造影剂增强的超声图像的信息。

[0083] 执行270组合分割包括使用经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像两者的特征作为目标点。目标点 $x_i^{target}$ 已经在上面关于基于模型的分割技术进行了讨论。由于可从相应的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像获得的信息的性质和质量的差异,与经对准的图像的造影剂增强的成分和非造影剂增强的成分相对应的相应的目标点可能不匹配。在这种情况下,相应的目标点之间的差异可以通过例如获取相

应的点的简单平均值来解决。

[0084] 更优选地,可以将造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像的相应的目标点相对于彼此进行加权,使得针对给定三角形的加权目标点可以用于组合分割,这对于相应的两幅图像来说是相同的,但对给出更强特征响应的图像给予优先权。如先前所描述的,考虑到一些区域在造影剂增强的超声图像中更为清楚可见而其他区域在非造影剂增强的超声图像中更为清楚可见,这种加权可以基于特定区域。例如,用于左心室心肌边界的加权可以偏向于经对准的图像的造影剂增强的成分。

[0085] 在实施例中,可以在多个周期中重复将非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像进行对准260以及执行270组合分割。在图2中用被箭头连接以形成环的对应于步骤260和270的框来描绘这种重复。在图3中用(被虚线椭圆包围的)步骤260与270之间的双箭头来进一步描绘这种重复。

[0086] 组合分割270的质量可以部分地取决于在步骤260中的图像对准的质量(即,紧密度)。同样地,可以通过更好的分割来增强图像对准,当经由先前的(即在步骤230和250中的)分割来执行对准的情况下尤为如此。因此,重复(例如,迭代)该流程可以改善组合分割结果。周期的数量可以是设置的数量或预先编程的数量,例如,2-5个周期。替代地,周期的数量可以例如基于一个或多个基于模型的分割参数的收敛。

[0087] 在图2中示出的方法200在步骤280中终止。

[0088] 虽然未在图2中示出的,但是该方法还可以包括如图3所示的可视化步骤290。现在将关于超声系统来描述组合解剖模型的可视化290。

[0089] 此时,应当注意,可能不需要组合解剖模型的可视化。例如,可以从组合解剖模型得到左心室量(例如,体积)的确定结果而无需针对观察组合分割图像的任何要求。因此,转换模块和显示设备可以不被包括在简化的超声系统中,该简化的超声系统例如仅被配置为提供量化而没有组合解剖模型的可视化。

[0090] 超声系统包括超声换能器阵列100和信号处理器22,超声换能器阵列100能够发射和接收超声信号,信号处理器22适于:当造影剂没有被使用时将接收到的超声信号编译成非造影剂增强的超声图像,并且当造影剂被使用时将接收到的超声信号编译成造影剂增强的超声图像。超声系统包括如上所述的适于实施方法200的处理器装置。转换模块将由处理器装置生成的组合解剖模型转换为组合分割图像。显示设备40显示组合分割超声图像,并且用户接口38允许用户控制处理器装置以生成组合解剖模型。

[0091] 处理器装置可以实施方法200的各个步骤而无需针对用户介入的要求。这可以有助于确保获得可重现的结果。用户接口38可以控制(即,触发)处理器装置以实施方法200,以便生成组合解剖模型。用户接口38可以包括按钮或开关,可以例如在采集造影剂增强的图像之前(即在注入造影剂之前)按压该按钮或开关以触发方法200。该按钮也可以例如将采集参数同时切换到期望的模式,以便获得造影剂增强的图像。

[0092] 在实施例中,用户接口38可以适于允许用户选择所显示的组合分割超声图像的观察平面。可以采用任何合适的用户接口,例如,触摸屏、键盘等。由于用于生成组合分割图像的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像的对准,相应的图像因此被自动同步。因此,当针对非造影剂增强的图像调节观察平面时,也会将造影剂增强的图像调整到同一观察平面,反之亦然。这在便于相应的图像的视觉比较方面是明显有益的。

[0093] 处理器装置可以适于实施可视化后的例程,包括非造影剂增强的超声图像与造影剂增强的超声图像的另外的对准以及组合分割的另外的执行。用户接口38可以允许用户在检查组合分割图像之后触发该可视化后的例程。以这种方式,用户可以选择通过触发处理器装置以实施另外的对准步骤和另外的组合分割步骤来寻求组合解剖模型的改进。

[0094] 在实施例中,处理器装置可以适于:反转造影剂增强的超声图像;基于非造影剂增强的超声图像对经反转的造影剂增强的超声图像进行标准化;并且控制显示设备40以显示经反转的且经标准化的造影剂增强的超声图像。如本身众所周知的,造影剂增强的图像(例如,LVO图像)可以将左心室示为比例如心肌的区域更亮的区域。另一方面,在非造影剂增强的图像(例如,TTE图像)中,可以将心肌示为比左心室更亮,但是这两个区域之间的对比度可以比在造影剂增强的图像中的情况更低。因此,反转造影剂增强的超声图像以及基于非造影剂增强的超声图像对经反转的造影剂增强的超声图像进行标准化可以便于对相应的图像的视觉比较。应当注意,图像反转技术和标准化技术本身是众所周知的,并且仅为了简洁起见,本文不会对其进行描述。

[0095] 处理器装置可以适于:叠加非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像;并且控制显示设备以显示叠加。组合分割图像也可以被叠加在相应的超声图像上。用户接口38可以适于允许用户调节非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像在叠加中的相对贡献。在非限制性示例中,伪色绘制可以用于辅助用户区别相应的图像。用户接口38可以包括拨盘或滑块,使得用户能够通过滑动滑块或旋转拨盘来进行这种调节。滑动或旋转的方向可以决定相应的图像中的哪幅图像在叠加中贡献地更多。以这种方式,用户可以容易地评估组合分割图像拟合相应的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像中的每个的紧密程度。

[0096] 替代地或额外地,处理器装置可以适于控制显示设备40,使得组合分割超声图像被显示在分别包括非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的单独的图像窗格中。

[0097] 在实施例中,处理器装置可以适于响应于修改组合解剖模型的用户指令而修改被显示在两个图像窗格中的组合分割图像。

[0098] 处理器装置还可以被配置为允许手动编辑组合解剖模型。这种编辑可以例如涉及手动修改用于在上面关于组合分割270描述的加权目标点中的一个或多个加权目标点的加权。在这种示例中,用户可以认为在方法200的(自动)实施期间由处理器装置使用的加权过重地偏向于相应的造影剂增强的超声图像和非造影剂增强的超声图像中的一个,并且因此可以调节加权。用户接口38可以包括用于输入用户指令的控件。

[0099] 可以在两个图像窗格中应用可以对一个图像窗格应用的对组合解剖模型的改变以及因此对组合分割图像的改变。以这种方式,用户可以参考造影剂增强的图像和非造影剂增强的图像两者来评估对组合分割图像的改变。

[0100] 如上文所讨论的,实施例利用处理器装置来执行数据处理步骤。能够利用软件和/或硬件以多种方式实施处理器装置,以执行所需的各种功能。处理器是采用一个或多个微处理器的控制器的一个示例,该一个或多个微处理器可以使用软件(例如,微代码)来编程以执行所需的功能。然而,控制器可以在采用或不采用处理器的情况下实施,并且还可以被实施为执行一些功能的专用硬件与执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处

理器和相关联的电路)的组合。

[0101] 可以在本公开内容的各种实施例中采用的控制器部件的示例包括但不限于常规的微处理器、专用集成电路 (ASIC) 和现场可编程门阵列 (FPGA)。

[0102] 在各种实施方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质(例如,易失性计算机存储器和非易失性计算机存储器,例如,RAM、PROM、EPROM和EEPROM)相关联。存储介质可以利用一个或多个程序来编码,该一个或多个程序当在一个或多个处理器和/或控制器上运行时以所需的功能来执行。各种存储介质可以被固定在处理器或控制器内,或者可以是可转移的,使得被存储在其上的一个或多个程序可以被加载到处理器或控制器中。

[0103] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

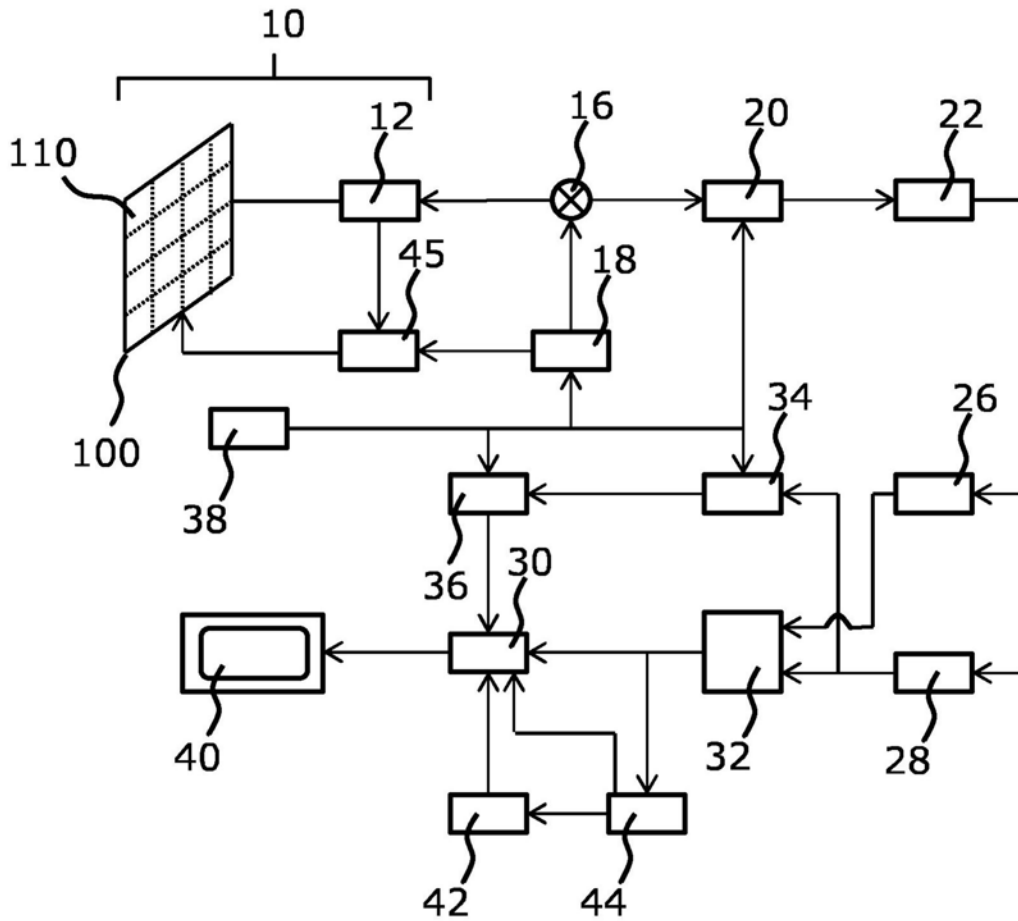


图1

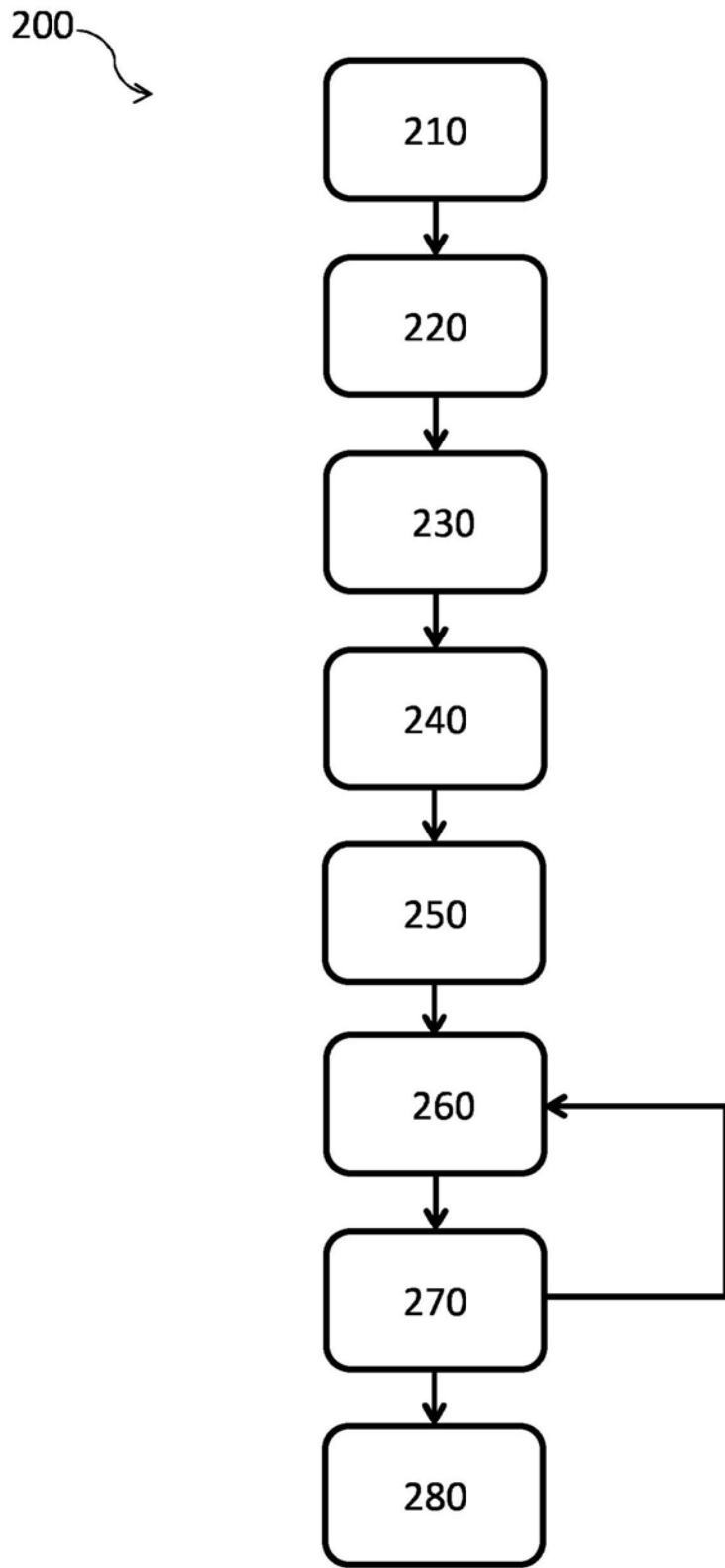


图2

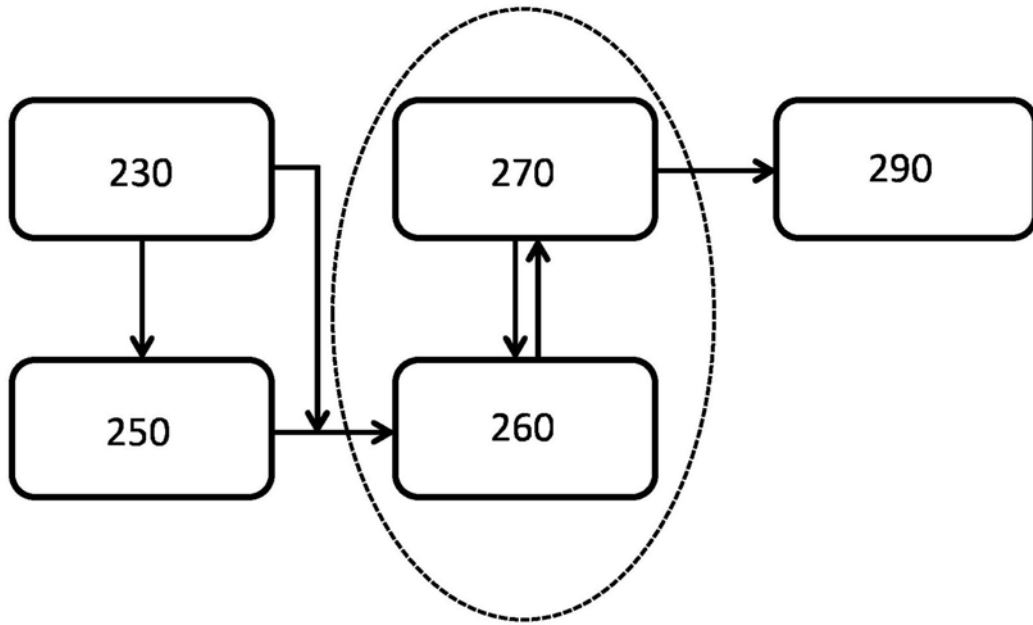


图3

专利名称(译)	超声成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110719755A</a>	公开(公告)日	2020-01-21
申请号	CN201880037777.1	申请日	2018-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	A埃瓦尔德 I韦希特尔 施特勒 FM韦伯 T维塞尔		
发明人	A·埃瓦尔德 I·韦希特尔-施特勒 F·M·韦伯 T·维塞尔		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/5246 G06T7/0012 G06T7/10 G06T7/30 G06T2207/10132 G06T2207/20212 G06T2207/30048		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017174951 2017-06-08 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供了一种用于生成心脏的组合解剖模型的方法(200)。所述方法包括：接收(220)所述心脏的左心室区域的非造影剂增强的超声图像；接收(240)所述心脏的所述左心室区域的造影剂增强的超声图像；对相应的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像执行图像配准(260)，使得相应的图像得到对准；然后执行对经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像的组合分割(270)以生成所述组合解剖模型。所述组合分割(270)使用所述经对准的非造影剂增强的超声图像和造影剂增强的超声图像两者的特征作为目标点。还提供了适于实施所述方法的处理器装置和包括所述处理器装置的超声系统。还提供了包括计算机程序代码单元的计算机程序产品，所述计算机程序代码单元适于实施所述方法。

