



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105263420 B

(45)授权公告日 2018.01.05

(21)申请号 201480031020.3

(22)申请日 2014.03.20

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105263420 A

(43)申请公布日 2016.01.20

(30)优先权数据

61/807,885 2013.04.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.11.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/060004 2014.03.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/162232 EN 2014.10.09

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 I·韦希特尔施特勒 J·威斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

G01S 15/89(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

审查员 许流芳

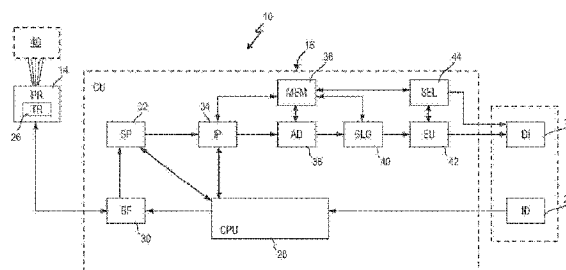
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

3D超声成像系统

(57)摘要

本发明涉及一种超声成像系统(10),包括:图像处理器(34),其被配置为接收来源于对身体(12)的三维超声扫描的体积数据的至少一个集合,并且被配置为提供对应的显示数据;解剖结构探测器(38),其被配置为探测在体积数据的所述至少一个集合之内的感兴趣解剖目标的位置和取向;切片生成器(40),其用于根据体积数据的所述至少一个集合生成多个二维切片,其中,所述切片生成器(40)被配置为基于所述解剖结构探测器针对所述感兴趣解剖目标的结果来定义各自的切片定位,以便获得所述感兴趣解剖目标的二维标准视图的集合,其中,所述切片生成器(40)还被配置为针对每个二维标准视图定义所述感兴趣解剖目标的哪些解剖特征期望被包含;以及评价单元(42),其用于通过将所述切片中的每个与针对所述各自的二维标准视图的期望的所述解剖特征进行比较来评价针对所生成的多个二维切片中的每个的质量因子。



1. 一种超声成像系统(10),包括:

-图像处理器(34),其被配置为接收来源于对身体(12)的三维超声扫描的体积数据的至少一个集合,并且被配置为提供对应的显示数据,

-解剖结构探测器(38),其被配置为探测在体积数据的所述至少一个集合之内的感兴趣解剖目标的位置和取向,

-切片生成器(40),其用于根据体积数据的所述至少一个集合生成多个二维切片,其中,所述切片生成器(40)被配置为基于所述解剖结构探测器针对所述感兴趣解剖目标的结果来定义各自的切片定位,以便获得所述感兴趣解剖目标的二维标准视图的集合,其中,所述切片生成器(40)还被配置为针对每个二维标准视图定义所述感兴趣解剖目标的哪些解剖特征期望被包含,

-评价单元(42),其用于通过将所述切片中的每个与各自的二维标准视图所期望的解剖特征进行比较来评价针对所生成的多个二维切片中的每个的质量因子,

-存储器(36),其用于存储来源于对身体(12)的多个不同的三维扫描的体积数据的多个集合,并且用于存储根据体积数据的所述多个集合生成的所述多个二维切片和所述多个二维切片的质量因子;以及

-选择器(44),其用于通过比较根据体积数据的所述多个集合中的每个生成的对应的二维切片的所评价的质量因子来针对每个二维标准视图选择具有最高质量因子的二维切片。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述解剖结构探测器(38)被配置为通过找到体积数据的所述至少一个集合与所述感兴趣解剖目标的几何模型之间的最佳匹配来进行对体积数据的所述至少一个集合的基于模型的分割,以便探测所述感兴趣解剖目标的所述位置和所述取向,并且其中,所述切片生成器(40)被配置为基于所述几何模型来定义所述感兴趣解剖目标的所述各自的切片定位。

3. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,在所述评价单元(42)之内评价的针对所生成的多个二维切片中的每个的所述质量因子是定量因子,所述定量因子包括所期望的解剖特征被包括在各自的二维切片中的程度的比率。

4. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述评价单元(42)被配置为通过将所述二维切片中的每个的视场与所述解剖目标的所述几何模型进行比较来评价针对所生成的多个二维切片中的每个的所述质量因子。

5. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括显示器(18),其中,所述图像处理器(34)被配置为生成显示数据,所述显示数据用于在所述显示器(18)上同时图示对应于所述感兴趣解剖目标的不同标准视图的多个二维切片的图形表示。

6. 根据权利要求5所述的超声成像系统,其中,而且,所述图像处理器(34)此外被配置为生成显示数据,所述显示数据用于在所述显示器(18)上图示针对所述二维切片中的每个的所述质量因子的图形表示(48、48'、48'')。

7. 根据权利要求6所述的超声成像系统,其中,所述质量因子的所述图形表示(48、48'、48'')包括图标和/或百分比。

8. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括:

-换能器阵列(26),其被配置为提供超声接收信号,

-射束形成器(30),其被配置为控制所述换能器阵列(26)以执行对所述身体(12)的所述三维扫描,并且还被配置为接收所述超声接收信号和提供图像信号,

-控制器(28),其用于控制所述射束形成器(30),以及

-信号处理器(32),其被配置为接收所述图像信号和提供三维体积数据。

9.根据权利要求8所述的超声成像系统,其中,所述控制器(28)被配置为控制所述射束形成器(30)以控制所述换能器阵列(26)在由所述切片生成器生成的所述多个二维切片中的一个的质量因子在预定阈值以上的情况下针对所述感兴趣解剖目标的二维标准视图执行额外的二维扫描。

10.一种根据三维超声体积数据生成和评价二维标准视图的方法,所述方法包括以下步骤:

-接收(S10)来源于对身体的三维超声扫描的体积数据的至少一个集合,

-探测(S12)在体积数据的所述至少一个集合之内的感兴趣解剖目标的位置和取向,

-通过基于所述感兴趣解剖目标的探测到的位置和取向定义各自的切片定位以便获得所述感兴趣解剖目标的二维标准视图的集合,来根据体积数据的所述至少一个集合生成(S14)多个二维切片,

-针对每个二维标准视图定义(S16)所述感兴趣解剖目标的哪些解剖特征期望被包含,

-通过将所述切片中的每个与各自的二维标准视图所期望的解剖特征进行比较来评价(S18)针对所生成的多个二维切片中的每个的质量因子,

-接收并存储来源于对身体的多个三维扫描的体积数据的多个集合,

-生成并存储根据体积数据的所述多个集合中的每个生成的多个不同的二维切片连同所述多个不同的二维切片的质量因子;并且

-通过比较根据体积数据的所述多个集合中的每个生成的对应的二维切片的所评价的质量因子来针对每个二维标准视图选择(S20)具有最高质量因子的二维切片。

11.根据权利要求10所述的方法,其中,通过进行对体积数据的所述至少一个集合的基于模型的分割并且找到体积数据的所述至少一个集合与所述感兴趣解剖目标的几何模型之间的最佳匹配来探测(S12)所述感兴趣解剖目标的所述位置和所述取向,并且其中,所述各自的切片定位是基于所述几何模型来定义的。

12.根据权利要求11所述的方法,其中,通过将所述二维切片中的每个的视场与所述解剖目标的所述几何模型进行比较来评价针对所生成的多个二维切片中的每个的所述质量因子。

13.一种用于存储计算机程序的计算机可读存储介质,所述计算机程序包括用于当在计算机上执行所述计算机程序时令所述计算机执行根据权利要求10所述的方法的步骤的程序代码单元。

3D超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及三维超声成像。具体地，本发明涉及根据三维超声体积数据对二维标准视图的生成和评价。本发明的示范性技术应用是基于一个或多个获得的三维超声心动描记(TEE)扫描对二维经食管TEE图像的生成。

背景技术

[0002] 经食管超声心动图是执行超声心动图的备选方式。包含在其端部处的超声换能器的专门探头被传递到患者的食管中。这允许记录人类心脏的不同组成部分的精确的超声图像。

[0003] 对于完全的经食管超声心动描记(TEE)检查20，必须采集不同的2D TEE视图。这些2D TEE视图是预定义的视图(例如，ME四腔观、ME二腔观、TG基部SAX、……)，这些2D TEE视图实际上也被称为2D TEE标准视图。为了采集这些图像，超声医师必须根据针对20个2D TEE标准视图中的每个的非常详尽的协议相对于患者对超声探头进行重新定位和重新取向。这是乏味且长的流程，其可以花费大约20至30分钟。

[0004] 整个TEE流程对患者而言是相当不舒适的。除此之外，手动找到上述标准视图以便允许可靠的诊断要求超声医师(例如，医生)的相对高水平的技能。此外，该处理相对易于出错。

[0005] US 2011/0201935 A1，由申请人提交的在先专利申请，提出了针对胎心检查的类似领域的对3D超声扫描技术的使用。其中所提出的超声成像系统包括超声扫描组件，所述超声扫描组件提供来源于身体的三维扫描的体积数据。所述超声扫描组件还包括特征提取器，所述特征提取器搜索体积数据与解剖实体的几何模型之间的最佳匹配。几何模型包括表示对各自的解剖特征的各自的分割。相应地，特征提取器提供对体积数据的与解剖有关的描述，所述与解剖有关的描述识别在体积数据中的各自的解剖特征的各自的几何定位。因此，标准视图可以根据体积数据自动获得，这当然较少依赖于操作员并且允许更可靠的诊断。与单独地手动采集每个2D标准视图相比较，这是主要优点。

[0006] 然而，仍然存在进一步改进的需要。

发明内容

[0007] 本发明的目标是提供改进的超声成像系统，所述改进的超声成像系统允许对解剖目标(例如，人类心脏)的更快、更舒适和更可靠的分析。本发明的另外的目标是提供对应的方法和用于实施这样的方法的计算机程序。

[0008] 在本发明的第一方面中，提出了一种超声成像系统，包括：

[0009] -图像处理器，其被配置为接收来源于对身体的三维超声扫描的体积数据的至少一个集合，并且被配置为提供对应的显示数据，

[0010] -解剖结构探测器，其被配置为探测在体积的所述至少一个集合之内的感兴趣解剖目标的位置和取向，

[0011] 一切片生成器,其用于根据体积数据的所述至少一个集合生成多个二维切片,其中,所述切片生成器被配置为基于所述解剖结构探测器针对所述感兴趣解剖目标的结果来定义各自的切片定位,以便获得所述感兴趣解剖目标的二维标准视图的集合,其中,所述切片生成器还被配置为针对每个二维标准视图定义所述感兴趣解剖目标的哪些解剖特征期望被包含在所述二维视图之内,以及

[0012] 一评价单元,其用于通过将所述切片中的每个与针对各自的二维标准视图的期望的所述解剖特征进行比较来评价针对所生成的多个二维切片中的每个的质量因子。

[0013] 在本发明的另外的方面中,提出了一种根据三维超声体积数据生成和评价二维标准视图的方法,所述方法包括以下步骤:

[0014] 一接收来源于对身体的三维超声扫描的体积数据的至少一个集合,

[0015] 一探测在体积数据的所述至少一个集合之内的感兴趣解剖目标的位置和取向,

[0016] 一通过基于所述感兴趣解剖目标的探测到的位置和取向定义各自的切片定位以便获得所述感兴趣解剖目标的二维标准视图的集合,来根据体积数据的所述至少一个集合生成多个二维切片。

[0017] 一针对每个二维标准视图定义所述感兴趣解剖目标的哪些解剖特征期望被包含,并且

[0018] 一通过将所述切片中的每个与针对各自的二维标准视图的期望的所述解剖特征进行比较来评价针对所生成的多个二维切片中的每个的质量因子。

[0019] 在本发明的又另外的方面中,提出了一种包括程序代码单元的计算机程序,所述计算机程序用于当在计算机上被执行时令所述计算机执行上述方法的步骤。

[0020] 除在US 2011/0201935 A1中公开的方法之外,针对每个2D标准视图定义所述感兴趣解剖目标的哪些解剖特征期望被包含。然后评价单元通过将所述切片中的每个与针对各自的2D标准视图的期望的所述解剖特征进行比较来评价针对所生成的多个2D切片中的每个的质量因子。

[0021] 换言之,针对每个生成的二维切片(2D标准视图),对在3D超声体积数据的接收到的集合之内所述2D标准视图被覆盖地有多好进行计算。取决于执行的3D超声扫描的视场,其例如可以是3D超声体积数据的接收到的集合有助于生成一个或多个2D标准视图而其很少有用于生成其他标准视图的情况。

[0022] 取决于视场,接收到的3D超声体积数据集可以例如覆盖人类心脏的左心室的大多数部分或所有部分,而其不覆盖或仅仅覆盖人类心脏的右心室的很少部分。在这种情况下,所提出的超声成像系统将自动识别接收到的体积数据集仅仅有助于左心室的2D标准视图,而很少有用于右心室的2D标准视图。

[0023] 针对所生成的2D切片中的每个的评价的质量因子可以例如是来源于所生成的切片中的每个与针对所述各自的2D标准视图的期望的所述解剖特征的比较的数字值。例如,通过确定应当被覆盖的结构的重叠(期望的解剖特征)和执行的3D超声扫描的视场可以确定由3D体积数据的接收到的集合对2D标准视图的覆盖度。

[0024] 根据本发明的实施例,解剖结构探测器被配置为通过找到在体积数据的所述至少一个集合与所述感兴趣解剖目标的几何模型之间的最佳匹配来进行体积数据的所述至少一个集合的基于模型的分割,以便探测是感兴趣解剖目标的所述位置和所述取向。所述切

片生成器可以被配置为基于所述几何模型来定义所述感兴趣解剖目标的各自的切片定位。

[0025] 在这种情况下,感兴趣解剖目标(例如,心脏)的几何网格模型可以用于对所述3D超声图像(也被称为体积数据)的基于模型的分割。基于所述几何网格模型可以生成所述多个2D切片,以便自动获得所述感兴趣解剖目标的2D标准视图的集合。

[0026] 为了基于所述几何模型来计算2D标准视图,在模型中可以编码界标。在所述几何模型中编码的这些界标可以被识别并被映射到所述3D超声体积数据上。例如,三个或更多个界标的集合能够表示引起2D标准视图或对应于2D标准视图的平面。例如为了计算心脏的四腔观视图,通过二尖瓣的中心、三尖瓣的中心和尖端给出该平面。

[0027] 应当注意,代替使用基于模型的分割,通过识别在所述3D超声图像之内的界标或特定解剖特征也可以(直接)确定所述感兴趣解剖目标的所述位置和所述取向。

[0028] 根据本发明的另外的实施例,在评价单元之内评价的针对所生成的多个二维切片中的每个的质量因子是定量因子,所述定量因子包括所期望的解剖特征被包括在所述各自的二维切片中的程度的比率。

[0029] 根据另外的完善,评价单元被配置为通过将所述二维切片中的每个的视场与所述解剖目标的所述几何模型进行比较来评价针对所生成的多个二维切片中的每个的质量因子。

[0030] 根据本发明的又另外的实施例,所述超声成像系统还包括显示器,其中,所述图像处理处理器被配置为生成显示数据,所述显示数据用于在所述显示器上同时图示对应于所述感兴趣解剖目标的不同标准视图的多个二维切片的图形表示。

[0031] 换言之,在所述显示器上可以同时呈现所生成的2D切片。这允许医生容易对不同的标准视图进行比较。

[0032] 优选地,所述图像处理器此外被配置为生成显示数据,所述显示数据用于在所述显示器上图示针对所述二维切片中的每个的质量因子的图形表示。所述质量因子的所述图形表示优选地包括图标和/或百分比。所述质量因子可以例如被呈现为对用户的交通灯。在这种情况下,例如绿灯示出由从所述3D超声体积数据生成的所述2D切片对所述各自的2D标准视图的良好/足够的覆盖度。例如黄灯示出所生成的2D切片对所述各自的2D标准视图的覆盖度能够仍然是足够的。并且例如红灯指示所生成的2D切片的视场未覆盖应当被包括在所述各自的2D标准视图中的足够解剖特征。在这种情况下,用户接收关于计算出的2D切片的质量的非常容易的指示。

[0033] 根据本发明的实施例,所述超声成像系统还包括:

[0034] -存储器,其用于存储来源于对身体的多个不同的三维扫描的体积数据的多个集合,并且用于存储根据体积数据的所述多个集合生成的多个二维切片和所述多个二维切片的质量因子;以及

[0035] -选择器,其用于通过比较根据体积数据的所述多个集合中的每个生成的对应的二维切片的所评价的质量因子来选择针对每个二维标准视图的具有最高质量因子的二维切片。

[0036] 该实施例引起另外的显著的改进。其允许将2D切片与对应于相同的2D标准视图但从不同的3D超声扫描(体积数据的不同集合)生成的2D切片彼此进行比较。所述不同3D超声扫描可以例如来源于在超声探头的不同位置或取向处的扫描。所述超声成像系统可以例如

包括初始化单元,所述初始化单元对3D超声扫描的采集和每当所述超声探头的位置或取向被改变时从其中生成所述2D切片的上述后续流程进行初始化。

[0037] 在这种情况下,在存储器之内可以存储从其中生成的体积数据和2D切片的若干集合。然后所述选择器可以选择针对所述2D标准视图中的每个的具有最高质量因子的2D切片。这意味着如果超过一个3D超声扫描被执行,则所述系统本身自动选择出自针对每个2D标准视图的所有生成的2D切片的最佳版本。然后在所述显示器上可以仅仅图示针对每个2D标准视图的这些最佳版本。因此,向用户仅仅图示最佳范例。结合在所述显示器上的所述质量因子的上述表示(例如,使用诸如交通灯的图标),用户因此接收直接反馈,而无论所有标准视图是否被所有执行的3D超声扫描的组合覆盖,或者他/她是否必须通过执行额外的超声扫描来采集3D体积数据的另外的集合。

[0038] 然而,已经示出,与利用2D超声扫描器手动采集2D标准视图对比,必须执行少了很多的扫描。人类心脏的两个或三个3D超声扫描可以例如已经是足够的,以便生成所有20个2D TEE标准视图。由于所述系统本身选择了针对每个2D标准视图的最佳生成的2D切片,因此所提出的系统的操作是相当容易的。可以这么说,用户仅仅必须采集足够的3D超声扫描直到针对每个标准视图接收到“绿灯”。这甚至可以由用户以试验和错误的方式来完成,而不必遵从用于采集预定义标准视图的通常的详尽协议。

[0039] 尽管在前述段落中已经主要聚焦于经食管超声心动描记(TEE)的生成,但是应当指出,所提出的超声成像系统也可以用于生成和评价人类和/或动物的其他器官或其他解剖目标的2D标准视图。例如针对肝脏或未出生婴儿(胎儿超声)的分析能够以类似的方式使用所提出的超声成像系统。

[0040] 在前文中,已经主要聚焦于所提出的超声成像系统的图像处理部分。根据另外的实施例,所述超声成像系统还可以包括:

[0041] -换能器阵列,其被配置为提供超声接收信号,

[0042] -射束形成器,其被配置为控制所述换能器阵列以执行对身体的三维扫描,并且还配置为接收所述超声接收信号和提供图像信号,

[0043] -控制器,其用于控制所述射束形成器,以及

[0044] -信号处理器,其被配置为接收所述图像信号和提供所述三维体积数据。

[0045] 根据另外的优选实施例,所述控制器可以被配置为控制所述射束形成器以控制所述换能器阵列,来在由所述切片生成器生成的多个二维切片中的一个的质量因子在预定阈值以上的情况下执行针对所述感兴趣解剖目标的二维标准视图的额外的二维扫描。

[0046] 换言之,这意味着所述超声成像系统被配置为在上述分析中找到从所述3D超声体积数据生成的切片中的一个以足够良好的方式覆盖所述各自的2D标准视图的情况下自动执行额外的2D超声扫描。然后所述系统将辨识出在超声探头的位置和取向处的采集的视场针对以直接的方式(通过在该位置和取向处的额外2D超声扫描)采集2D标准视图是有意义的。在另外的图像处理中,然后将该额外的2D扫描采取为2D标准视图,代替通过如上述从3D体积数据的插值生成所述2D标准视图。在这种情况下,甚至可以增加针对所述标准视图的局部图像分辨率。

[0047] 应当理解,要求保护的方法具有与以上定义的和在从属权利要求中定义的要求保护的超声成像系统类似和/或相同的优选实施例。

[0048] 根据实施例,通过进行对体积数据的所述至少一个集合的基于模型的分割并且找到体积数据的所述至少一个集合与所述感兴趣解剖目标的几何模型之间的最佳匹配来探测所述感兴趣解剖目标的位置和取向,并且其中,所述各自的切片定位是基于所述几何模型来定义的。

[0049] 根据另外的实施例,要求保护的方法包括以下步骤:

[0050] -接收并存储来源于对身体的多个三维扫描的体积数据的多个集合,

[0051] -生成并存储根据体积数据的所述多个集合中的每个生成的多个不同的二维切片连同所述多个不同的二维切片的质量因子;并且

[0052] -通过比较根据体积数据的所述多个集合中的每个生成的对应的二维切片的所评价的质量因子来选择针对每个二维标准视图的具有最高质量因子的二维切片。

[0053] 根据另外的实施例,要求保护的方法包括在显示器上同时图示对应于感兴趣解剖目标的不同标准视图的多个二维切片的图形表示的步骤。

[0054] 根据另外的实施例,要求保护的方法包括在显示器上图示针对所述二维切片中的每个的质量因子的图形表示的步骤。

[0055] 根据另外的实施例,要求保护的方法包括在所生成的多个二维切片中的一个的质量因子在预定阈值以上的情况下执行针对是感兴趣解剖目标的二维标准视图的额外的二维扫描的步骤。

附图说明

[0056] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并得到阐明。在下图中

[0057] 图1示出了在用于对患者的身体的体积进行扫描的超声成像系统的示意性表示;

[0058] 图2示出了超声成像系统的实施例的示意性方框图;

[0059] 图3示意性地示出了经食管超声心动图描记(TEE)的不同2D标准视图的概观;

[0060] 图4示出了图示根据本发明的方法的实施例的流程图;

[0061] 图5示出了利用超声成像系统接收到的结果的第一示范性图示;

[0062] 图6示出了利用超声成像系统接收到的结果的第二示范性图示;并且

[0063] 图7示出了利用超声成像系统接收到的结果的第三示范性图示。

具体实施方式

[0064] 图1示出了根据实施例的超声系统10,具体为医学三维(3D)超声成像系统的示意性图示。超声成像系统10应用于检验解剖位点的体积,具体为患者12的解剖位点。超声系统包括具有至少一个换能器阵列的超声探头14,所述至少一个换能器阵列具有用于发射和/或接收超声波的多个换能器元件。在一个范例中,换能器元件中的每个能够发射以特定脉冲持续时间中的至少一个发射冲动,具体为多个后续发射脉冲的形式超声波。换能器元件优选被布置在二维阵列中,具体用于提供多平面或三维图像。

[0065] 针对可以应用于本发明的三维超声系统的特定范例是由申请人销售的CX40压缩极限超声系统,具体连同申请人的X6-1或X7-2t TEE换能器或使用申请人的X矩阵技术的另一换能器。一般,如在飞利浦iE33系统上找到的矩阵换能器系统或如例如在飞利浦iU22和

HD15系统上找到的机械3D/4D换能器技术可以应用于本发明。

[0066] 3D超声扫描通常涉及发出对在身体之内的特定体积进行照射的超声波,所述在身体之内的特定体积可以被指定为靶体积。这能够通过多个不同角度处发出超声波来实现。然后通过接收和处理反射波来获得体积数据的集合。体积数据的集合是在身体之内的靶体积的表示。

[0067] 应当理解,超声探头14可以以无创方式(如图1所示)或以如通常在TEE中完成的(未明确示出)有创方式被使用。超声探头14可以由系统的用户(例如,医务人员或医生)手持。超声探头14应用于患者12的身体,使得提供解剖位点的图像,尤其是患者12的解剖目标的图像。

[0068] 而且,超声系统10可以包括控制单元16,所述控制单元16经由超声系统10控制对3D图像的提供。如将在下面更详细解释的,控制单元16不仅仅经由超声探头14的换能器阵列控制数据的采集,而且控制形成出自由超声探头14的换能器阵列接收的超声射束的回波的3D图像的信号和图像处理。

[0069] 超声系统10还可以包括用于向用户显示3D图像的显示器18。又另外,可以提供输入设备20,所述输入设备20可以包括键或键盘22以及另外的输入设备,例如,追踪球24。输入设备20可以被连接到显示器18或被直接连接到控制单元16。

[0070] 图2示出了超声系统10的示意性方框图。如以上已经展示的,超声系统10包括超声探头(PR)14、控制单元(CU)16、显示器(DI)18以及输入设备(ID)20。如以上还展示的,探头(PR)14包括相位二维换能器阵列(TR)26。一般,控制单元(CU)16可以包括中央处理单元(CPU)28,所述中央处理单元(CPU)28可以包括模拟和/或数字电子电路、处理器、微处理器等以协调整个图像采集和提供。然而,必须理解,中央处理单元(CPU)28不需要是单独的实体或超声系统10之内的单元。其能够是控制单元16的部分,并且一般是被实施的硬件或软件。当前的区别仅仅是为了图示目的。作为控制单元(CU)16的部分的中央处理单元(CPU)28可以控制射束形成器(BF)30,并且借此可以控制采取体积40的什么图像和如何采取这些图像。射束形成器(BF)30生成驱动换能器阵列(TR)26的电压,确定重复频率,其可以扫描、聚焦和切趾(apodize)发射的射束和对(一个或多个)接收射束的接收,并且还可以放大滤波和对由换能器阵列(TR)26返回的回波电压流进行数字化。另外,控制单元(CU)16的中央处理单元(CPU)28可以确定一般扫描策略。这样的一般策略可以包括期望的体积采集速率、体积的横向程度、体积的高度程度、最大和最小线密度以及扫描线时间。射束形成器(BF)30还接收来自换能器阵列(TR)26的超声信号并且将所述超声信号转发为图像信号。

[0071] 另外,超声系统10包括接收图像信号的信号处理器(SP)32。信号处理器(SP)32一般被提供用于模数转换、数字滤波(例如,带通滤波)、以及对接收到的超声回波或图像信号的探测和压缩(例如,动态范围减少)。信号处理器32转发图像数据。

[0072] 另外,超声系统10包括将从信号处理器32接收到的图像数据转换成显示数据的图像处理器(IP)34。具体地,图像处理器34接收图像数据,预处理图像数据并且将所述图像数据存储在存储器(MEM)36中。然后该图像数据被进一步后处理以经由显示器18将图像提供给用户。在当前情况下,具体地,图像处理器34可以形成出自多个二维图像的三维图像。

[0073] 在当前情况下,超声系统10还可以包括解剖结构探测器(AD)38、切片生成器(SLG)40以及评价单元(EU)42。应当注意,后面提及的部件可以被实现为单独的实体,而且还可以

被包括在图像处理器34中。所有这些部件可以是被实施的硬件和/或软件。

[0074] 解剖结构探测器(AD) 38识别在采集的3D体积数据之内的感兴趣解剖目标的取向和位置。此外,解剖结构探测器(AD) 可以被配置为进行对采集的3D体积数据的基于模型的分割。这可以通过找到体积数据的至少一个集合与感兴趣解剖目标的几何网格模型之间的最佳匹配来完成。如针对在Ecabert, O.等人的“Automatic Model-based Segmentation of the Heart in CT Images”(IEEE Transactions on Medical Imaging, 卷27(9), 第1189-1291页, 2008年)中的对CT图像的基于模型的分割所描述的, 例如, 可以以类似的方式进行基于模型的分割。感兴趣解剖目标的几何网格模型可以包括表示各自的解剖特征的各自的分割。相应地, 解剖结构探测器38可以提供对体积数据的与解剖有关的描述, 所述与解剖有关的描述识别在体积数据中的各自的解剖特征的各自的几何定位。

[0075] 这样的基于模型的分割通常以对在3D超声体积数据之内的感兴趣解剖目标(例如, 心脏)的取向的识别开始。这可以例如使用广义霍夫变换的三维实施方式来完成。通过利用全局相似性变换将几何模型匹配到图像可以对姿势不对齐进行校正。分割包括粗略地表示感兴趣解剖目标的形状的初始模型。所述模型可以是多隔室网格模型。通过变换将该初始模型变形。该变换被分解成不同种类的两个变换: 能够平移、旋转或重新缩放几何模型的初始形状的全局变换(如果需要的话), 以及将几何模型实际变形使得所述几何模型更精确地匹配到感兴趣解剖目标的局部变形。这通常通过定义几何模型的表面的法向量以匹配图像梯度来完成; 亦即, 分割将看到明到暗边缘(或暗到亮)的接收到的超声图像, 其通常表示在超声图像中的组织边界, 即, 感兴趣解剖目标的界限。

[0076] 然后可以进一步后处理分割的3D体积数据。切片生成器(SLG) 40从3D体积数据生成多个二维切片。此外, 界标被编码在定义所述2D切片的平面的几何模型之内。三个或更多个界标的集合能够表示平面。这些编码的界标可以被映射到经分割的3D体积数据, 以便获得从3D体积数据生成的感兴趣解剖目标的2D标准视图的集合。所述切片生成器40还可以被配置为针对每个2D标准视图定义感兴趣解剖目标的哪些解剖特征期望被包含在所述视图之内。这可以使用利用感兴趣解剖目标的解剖特征进行编码的几何模型来完成。因此, 应当知道哪些解剖特征应当出现在哪个2D标准视图中。

[0077] 然后评价单元(EU) 42通过将所述生成的切片中的每个与针对各自的2D标准视图的期望的解剖特征进行比较来评价针对生成的多个2D切片中的每个的质量因子。换言之, 评价单元42对3D体积数据对2D标准视图中的每个的覆盖度进行计算。这可以通过对应当被覆盖的结构与3D超声扫描的视场的重叠进行计算来完成。因此在评价单元42之内针对生成的多个2D切片中的每个评价的质量因子可以是定量因子, 所述定量因子包括期望的解剖特征被包括在各自的2D切片中的程度的比率。这可以通过将2D切片中的每个的视场与解剖目标的几何模型进行比较来完成。

[0078] 又换言之, 这意味着针对从接收到的3D超声体积数据生成的每个2D切片, 确定对应于生成的2D切片的2D标准视图被覆盖地有多好。该信息能够在显示器18上被呈现为图形图标, 例如, 被呈现为交通灯和/或为百分比。

[0079] 如下面将参考图5至图7进一步详细解释的, 在显示器18上同时优选图示感兴趣解剖目标的生成的2D切片, 其中, 每个图示的2D切片与指示各自的2D切片的质量的质量因子(图标和/或百分比)的图形表示一起被图示。

[0080] 实际上通常不仅仅执行对感兴趣解剖目标的单个3D超声扫描。优选地,执行对感兴趣解剖目标的多个3D超声扫描。这引起体积数据的多个集合,所述体积数据的多个集合来源于身体的多个不同的3D扫描。针对3D体积数据的这些集合中的每个,由超声系统10执行上述处理(分割、切片生成和评价)。来源于不同的3D扫描的体积数据的多个集合和根据体积数据的所述集合以上述方式生成的2D切片可以与2D切片中的每个的评价的质量因子一起被存储在存储器(MEM) 36之内。

[0081] 在这种情况下,选择器(SEL) 44被配置为选择针对每个2D标准视图的具有最高质量因子的2D切片。这可以通过比较从被存储在存储器36中的体积数据的多个3D集合中的每个生成的对应的2D切片的评价的质量因子来完成。换言之,选择器44选择针对每个标准视图的出自从3D体积数据的不同集合(不同超声扫描)已经生成的所有2D切片的最佳2D切片。这意味着在显示器18上同时图示的不同的2D标准视图可以来源于不同的3D超声扫描,其中,选择器44自动确定从哪个3D体积数据集可以最佳地生成特定的2D标准视图。

[0082] 在下文中这将通过经食管超声心动描记(TEE)的范例来进一步详细解释。

[0083] 针对完全的TEE检查,必须采集20个不同的2D TEE标准视图。在图3中以示意性方式给出了不同的标准视图的概观。例如,图3a图示了ME四腔观视图,图3b图示了ME二腔观视图,图3c图示了ME LAX视图等。

[0084] 图4示出了用于图示根据本发明的实施例的方法的示意性方框图。在第一步骤S10中,接收来源于身体的3D超声扫描的体积数据的集合。在接下来的步骤S12中,探测在体积数据的至少一个集合之内的感兴趣解剖目标(例如,人类心脏)的位置和取向。此外,可以进行对体积数据的至少一个集合的基于模型的分割。如以上已经提及的,这通过找到体积数据的至少一个集合与人类心脏的几何模型之间的最佳匹配来完成。

[0085] 然后,所述模型用于计算所有20个TEE标准视图的平面。在步骤S14中,这通过根据3D体积数据的至少一个集合生成多个2D切片来完成。此外,基于心脏的几何模型来定义各自的切片定位。归因于已经提前执行的分割(在步骤S12中),这些各自的切片定位可以被映射到3D体积数据,使得能够通过对3D图像进行插值从3D体积数据集计算2D切片。例如为了计算ME四腔观视图(参见图3a),通过二尖瓣的中心、三尖瓣的中心和端部给出平面。

[0086] 然后,在步骤S16中,针对每个2D标准视图定义心脏的哪些解剖特征期望被包含在所述标准视图中。这可以通过利用与解剖有关的描述对几何模型进行编码来完成,所述与解剖有关的描述识别在对应于各自的解剖特征(例如,心脏腔观、主要血管、隔膜、心脏瓣膜等)的每个2D标准视图之内的心脏的分割。如果几何模型被编码具有与该解剖有关的信息,则在另外的流程中更容易评价生成的2D切片是否覆盖应当被包括在各自的2D标准视图之内的所有信息。

[0087] 在步骤S18中,然后针对生成的2D切片中的每个评价2D标准视图被覆盖地有多好。此外,针对生成的2D切片中的每个计算质量因子,其中,所述质量因子可以是定量因子,所述定量因子包括期望的解剖特征被包括在各自的2D切片中的程度的比率。这可以通过将生成的2D切片中的每个的视场与心脏的几何模型进行比较来完成。

[0088] 图5示出了基于单个3D TEE图像(在本文中被称为体积数据的单个集合)以上述方式已经生成的六个2D切片。在其中由边界线46图示了执行的分割的结果。图5a示出了对应于ME四腔观标准视图的2D切片(与图3a比较)。图5B示出了对应于ME二腔观标准视图的2D切

片(与图3b比较)。图3d示出了对应于TE中间SAX标准视图的生成的2D切片(与图3d比较)。图5h示出了对应于ME AV SAX标准视图的生成的2D切片(与图3h比较)。图5i示出了对应于ME AV LAX标准视图的生成的2D切片(与图3i比较)。并且图5m示出了对应于ME RV流进-流出标准视图的生成的2D切片(与图3m比较)。

[0089] 可以看出,感兴趣解剖特征的大部分在切片5a、b和d之内,即,边界线46的大部分在视场之内。因此针对这些切片已经评价的质量因子相当高,并且表示出绿灯的示意性交通灯,在图5a、b和d中借助于在每个切片图像的右上角图示的图形图标48来指示所述质量因子。

[0090] 还可以看出,生成的切片5h和i仍然是可接受的,这是因为主要的感兴趣解剖特征(例如,在图5h之内的主动脉瓣)仍然在视场之内。因此针对这些切片交通灯48'示出黄灯。然而,在图5m中,边界线46的大部分在视场之外,意味着感兴趣解剖特征(即,右心室的流进和流出)未被完全覆盖。因此,该生成的2D切片的质量被评价为相当低,这在图5m中利用示出红灯的交通灯48"来指示。

[0091] 现在返回到图4,针对每一个新的3D TEE图像重复方法步骤S10-S18。这意味着针对每一个3D TEE图像(每一个3D体积数据集)生成和评价对应于在图3中图示的20个不同的2D TEE标准视图的所有20个2D切片。针对每一个2D切片定义哪些解剖特征期望在所述2D切片中,即,哪些边界线46应当出现在这些2D切片中(步骤S16)。并且针对每一个2D切片评价期望的边界线是否在视场之内,或是到这种情况的什么程度(步骤S18)。

[0092] 图6图示了基于具有不同视场的第二3D TEE图像(体积数据的第二集合)已经生成(和评价)的2D切片。从图6中可以看出,生成的切片6a、b和d与在图5a、b和d中示出的切片进行比较而相当不适合(由红交通灯48"指示)。然而,由于感兴趣解剖特征(边界线46)这时候在视场之内,因此对应于ME AV SAX标准视图(图6h)、ME AV LAX标准视图(图6i)和ME RV流进-流出标准视图(参见图6m)的生成的2D切片具有相当好的质量。

[0093] 因此可以看出2D标准视图a、b和d被最佳地覆盖在从第一3D体积数据集生成的2D切片之内(在图5a、b和d中图示的),而2D标准视图h、i和m被最佳地覆盖在从第二3D体积数据集生成的2D切片之内(在图6h、i和m中图示的)。

[0094] 在步骤S20中,(参见图4),然后针对每个2D标准视图自动选择最佳版本。针对每个2D标准视图,选择具有最高质量因子的一个生成的2D切片。这可以通过比较根据体积数据的接收到的集合中的每个(从接收到的3D TEE图像中的每幅)生成的对应的2D切片的评价的质量因子来完成。在步骤S24中在显示器上最后图示了该“最佳选择”。

[0095] 在图7中示出了结果。如在图7中可以看出的,系统10自动选择从第一3D TEE图像生成的更适合的2D切片作为2D标准视图a、b和d,同时系统10自动选择从第二3D TEE图像生成的2D切片作为2D标准视图h、i和m。总而言之,这意味着在该范例中仅仅两个3D TEE图像对生成示范性示出的六个2D标准视图是必要的,而当利用定期的2D超声扫描系统对患者进行手动扫描时,将要求六个不同的超声扫描。另外的显著优点是系统独立选择最佳2D切片。因此与传统TEE流程相比较,所提出的方法更不易出错并且更快。

[0096] 通过步骤S22示出了在图4中示意性地图示的方法的又另外的改进。代替使用从3D体积数据集插值的2D切片,只要系统辨识出在步骤S10-S18中生成的2D切片的质量因子在预定阈值以上,就可以也通过执行额外的2D扫描来生成2D切片。这意味着只要系统辨识出

采取的3D图像的视场适合于特定的2D标准视图,就针对来自换能器探头14的当前定位的该2D标准视图计算成像参数,并且换能器探头14自动执行额外的2D扫描以直接接收2D标准视图。然而,如果在步骤S18中已经发现生成的2D切片的质量相当高,则应当仅仅完成该“额外”采集,意味着换能器探头14的位置和取向适合于采集各自的2D标准视图。

[0097] 应当注意,步骤S22不是强制性的,而是任选的方法步骤。当然,从3D体积数据集生成2D切片和通过执行额外的2D扫描来直接生成2D切片这两者的组合也是可能的。

[0098] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。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。

[0099] 在权利要求书中,“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。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管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。

[0100] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0101] 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。

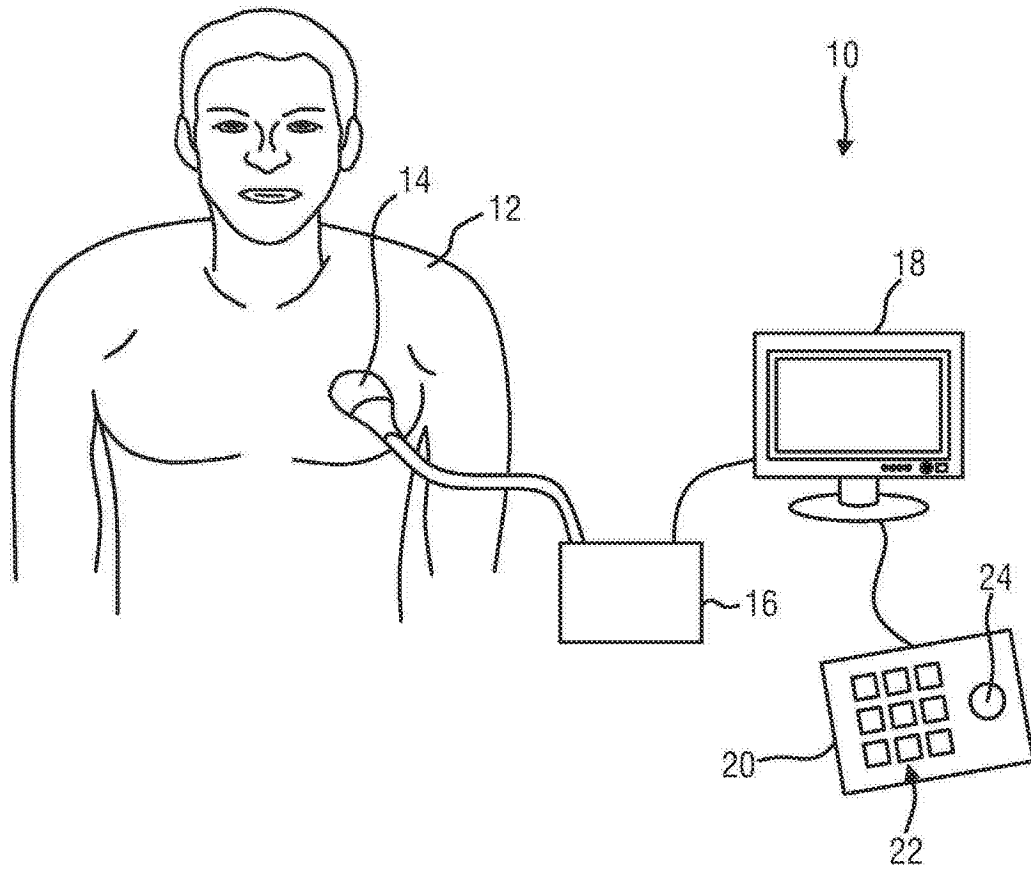


图1

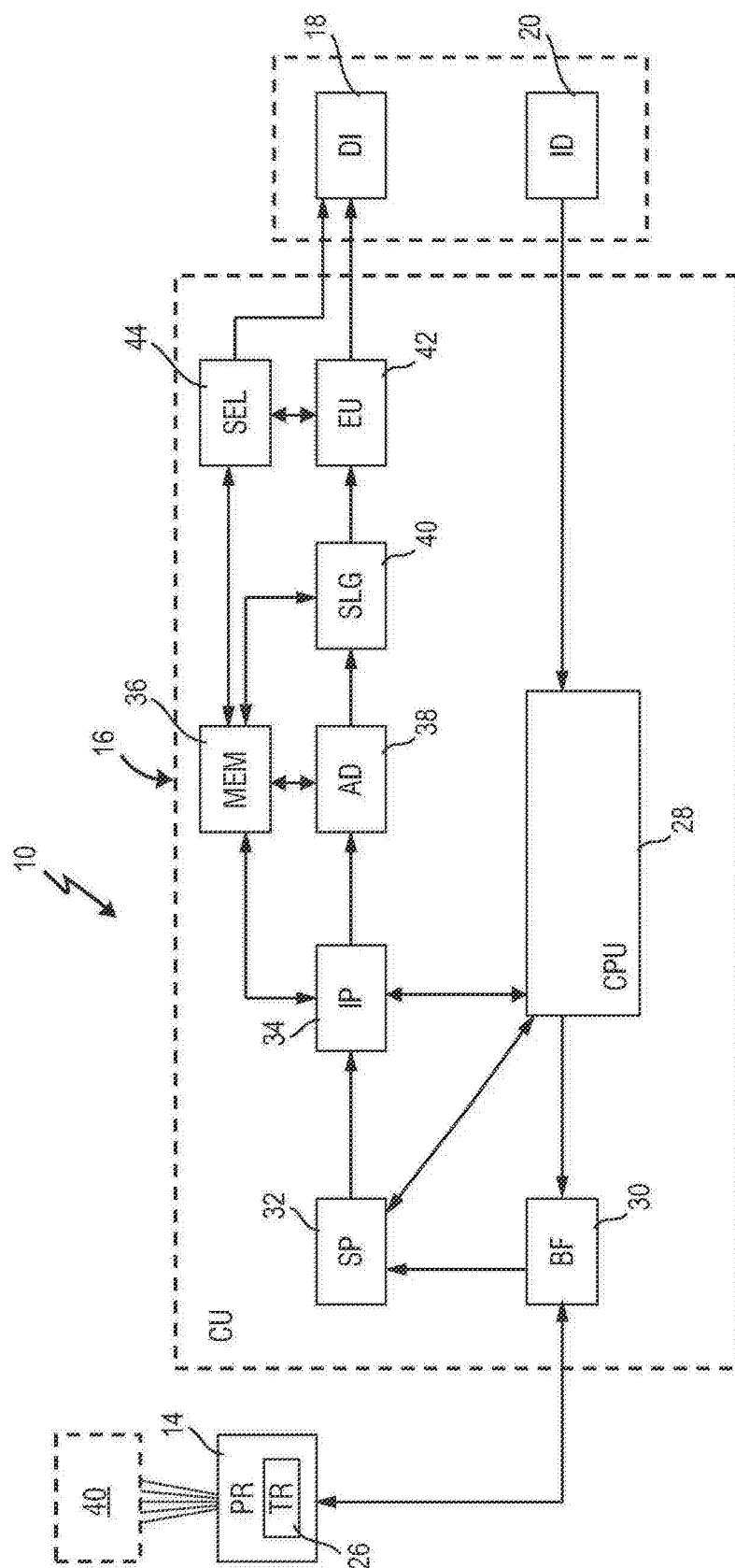


图 2

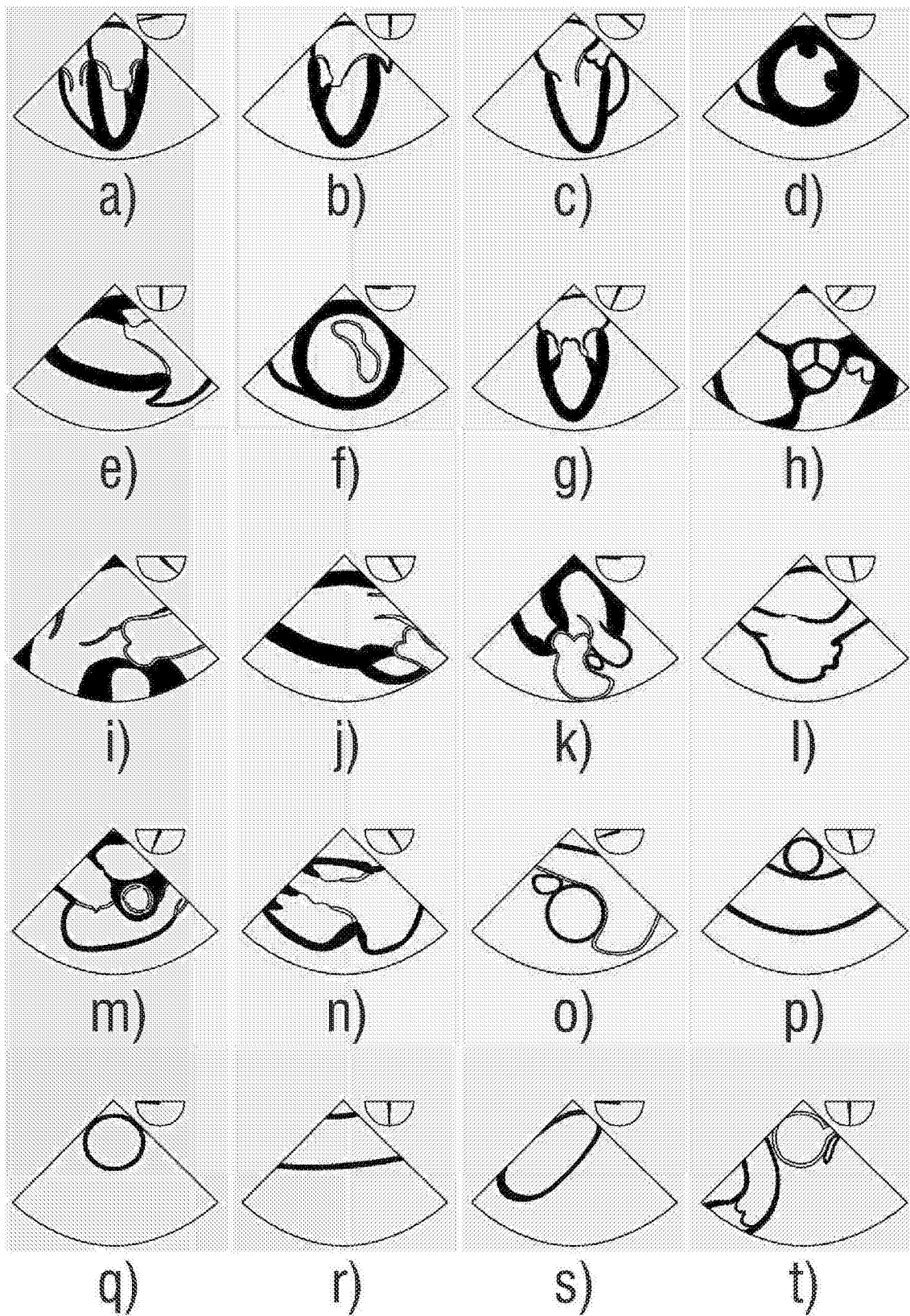


图3

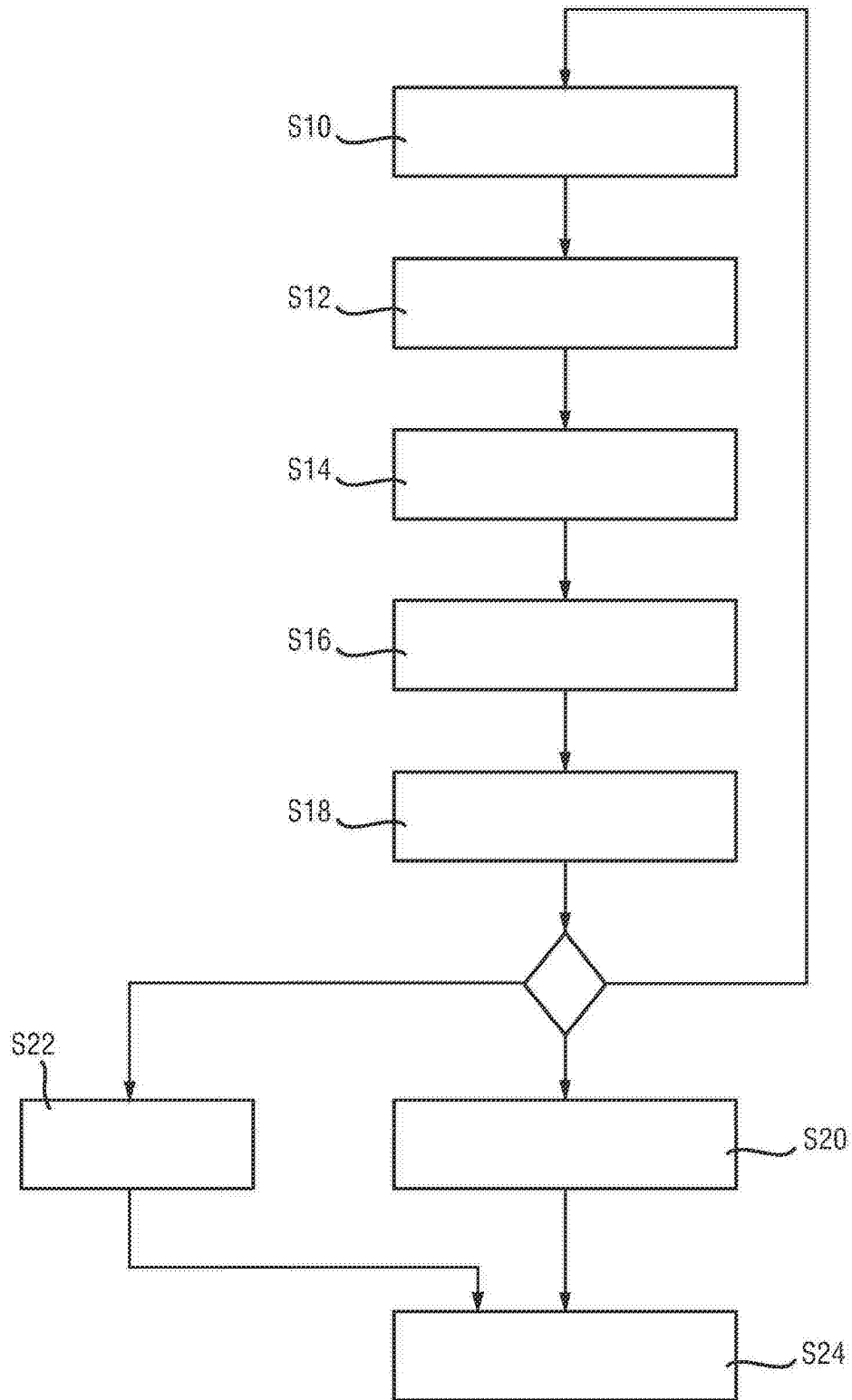


图4

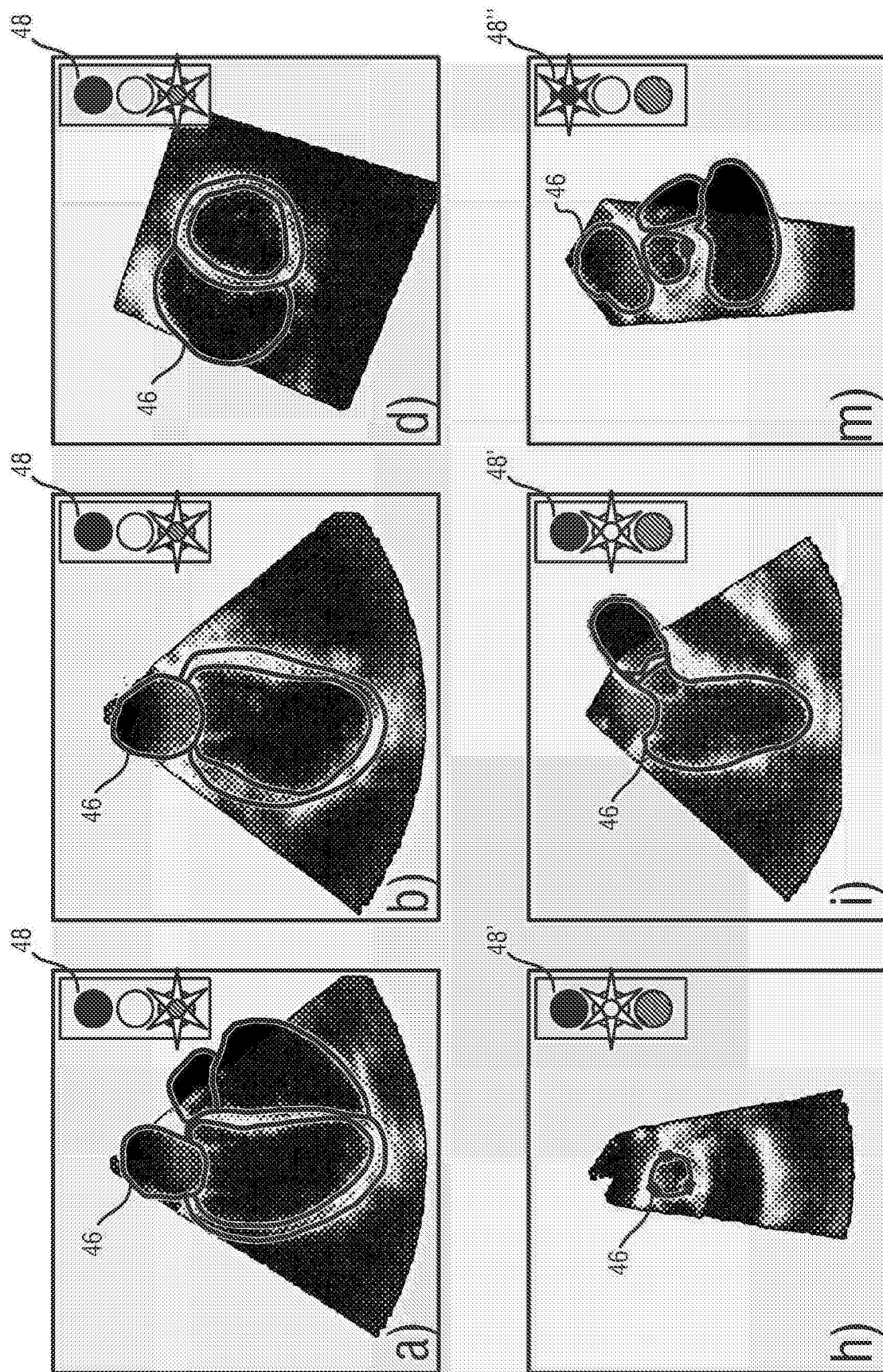


图5

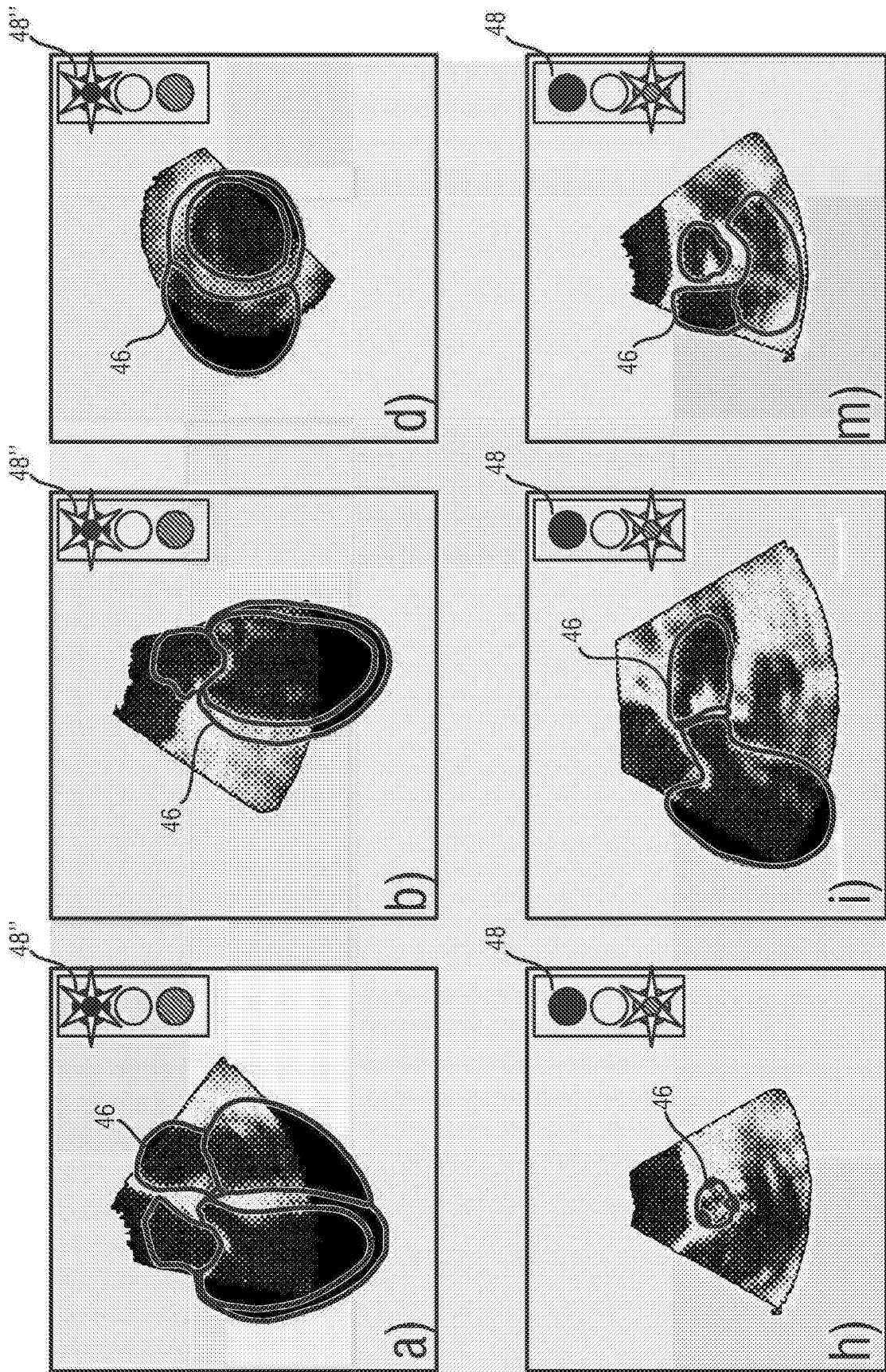


图6

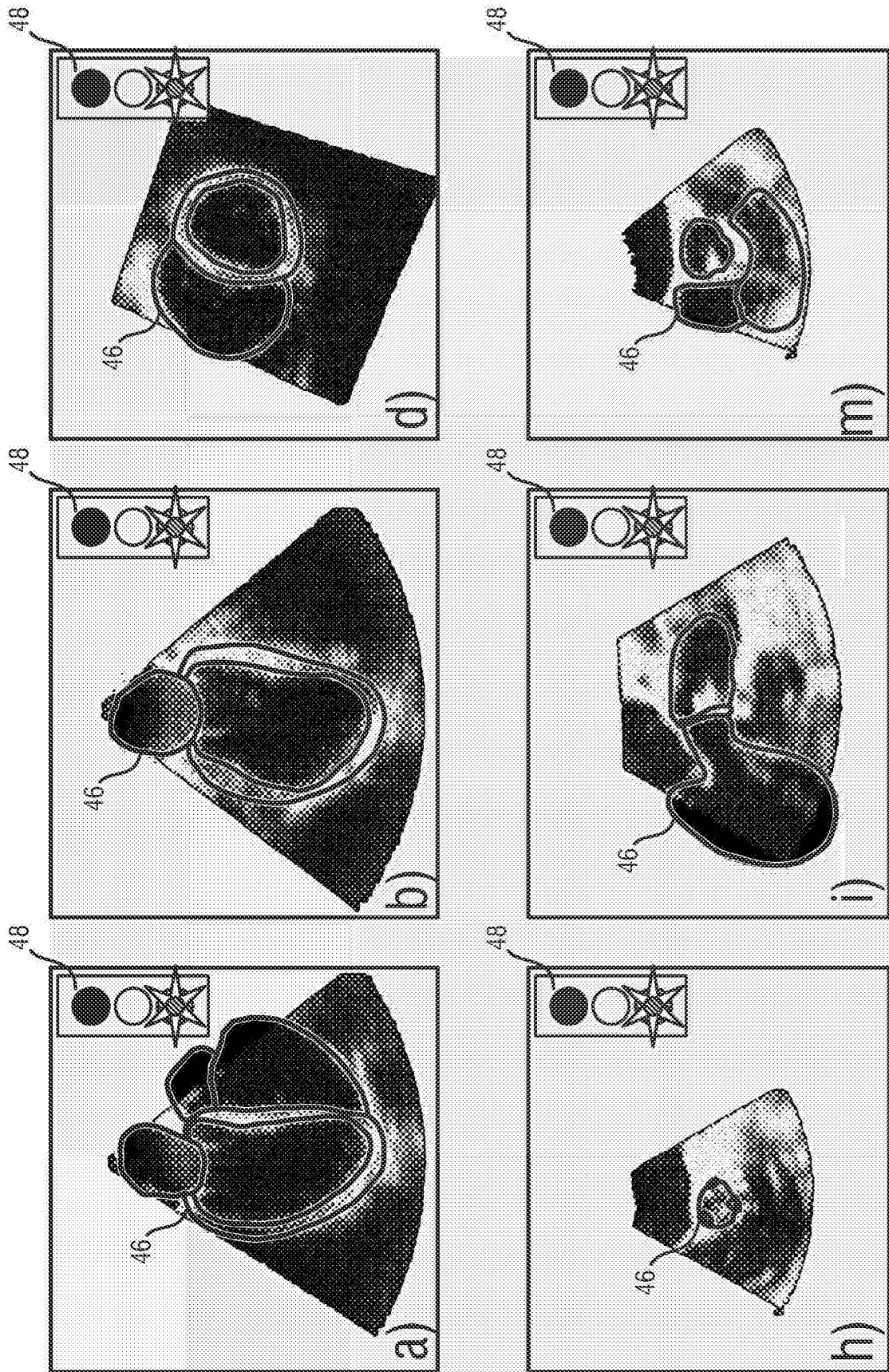


图7