



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106133789 B

(45) 授权公告日 2022.11.18

(21) 申请号 201580015322.6

G06T 7/11 (2017.01)

(22) 申请日 2015.02.27

G06T 7/00 (2017.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

G06T 7/149 (2017.01)

申请公布号 CN 106133789 A

G06T 7/20 (2017.01)

(43) 申请公布日 2016.11.16

G06T 7/60 (2017.01)

(30) 优先权数据

14161050.1 2014.03.21 EP

(56) 对比文件

CN 102202576 A, 2011.09.28

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

CN 102711617 A, 2012.10.03

2016.09.21

CN 1350681 A, 2002.05.22

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 102203630 A, 2011.09.28

PCT/EP2015/054189 2015.02.27

US 2007081712 A1, 2007.04.12

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2008205716 A1, 2008.08.28

W02015/139937 EN 2015.09.24

杨扬等.《分割位置提示的可变形部件模型
快速目标检测》.《自动化学报》.2012, 第38卷(第
4期), 第540-548页.

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

P. Yan等.《Medical Image Segmentation
Using Minimal Path Deformable Models With
Implicit Shape Priors》.《IEEE Transactions
on Information Technology in
Biomedicine》.2006, 第10卷(第4期), 第677-684
页.

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 赵会玲

(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

专利代理人 李光颖 王英

(51) Int.Cl.

权利要求书2页 说明书8页 附图6页

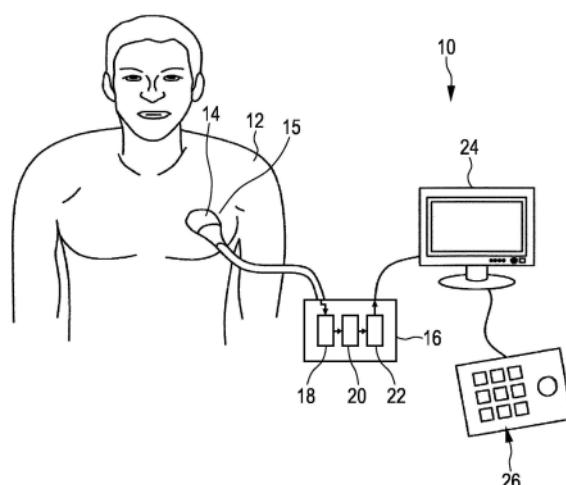
(54) 发明名称

用于分割感兴趣区域的图像处理装置和方

法

(57) 摘要

公开了一种用于在目标(12)的多维图像数据中分割感兴趣区域(15)的图像处理装置(16)。所述图像处理装置包括:接口,其用于接收包括要被分割的所述感兴趣区域的所述目标的图像数据;选择单元,其选择对应于所述图像数据中的所述目标的解剖结构的可变形模型30;处理单元,其通过基于所述图像数据(x^t)和所述目标的额外的解剖信息调整所述可变形模型来分割所述感兴趣区域。



1. 一种用于在目标(12)的多维图像数据中分割感兴趣区域(15)的图像处理装置(16)，包括：

- 接口(18)，其用于接收包括要被分割的所述感兴趣区域的所述目标的图像数据，所述图像数据是经由超声探头的换能器阵列采集的，

- 选择单元(20)，其用于选择对应于所述图像数据中的所述目标的解剖结构的可变形模型(30)，

- 处理单元(22)，其用于通过基于所述图像数据(x^t)和所述目标的额外的解剖信息调整所述可变形模型来分割所述感兴趣区域，

其中，所述处理单元被设计为基于所述图像数据和从所述图像数据的视场导出的关于所述超声探头的位置的矢量(n)或平面来调整所述可变形模型的元素(c)的位置。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其中，所述处理单元被设计为基于所述图像数据和所述目标的解剖特征在所述图像数据中的已知位置(x^s)来调整所述可变形模型的所述元素(c)的所述位置。

3. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其中，所述处理单元被设计为基于所述图像数据和所述图像数据的视场(32)内的已知位置(34)来调整所述可变形模型的元素(c)的位置。

4. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其中，所述处理单元被设计为基于所述图像数据和所述图像数据的连续时间帧中的对应位置来调整所述可变形模型的元素(c)的位置。

5. 根据权利要求4所述的图像处理装置，其中，所述对应位置是所述目标的已知的对应解剖特征。

6. 根据权利要求2所述的图像处理装置，其中，所述处理单元被设计为基于所述元素的所述位置与所述已知位置之间的距离或者所述对应位置之间的距离来调整所述元素的所述位置。

7. 根据权利要求3所述的图像处理装置，其中，所述处理单元被设计为基于所述元素的所述位置与所述已知位置之间的距离或者所述对应位置之间的距离来调整所述元素的所述位置。

8. 根据权利要求6所述的图像处理装置，其中，所述可变形模型被调整为使包括从所述距离导出的弹性能量(E_s)的模型能量(E)最小化。

9. 根据权利要求8所述图像处理装置，其中，所述模型能量(E)包括从所述可变形模型与所述感兴趣区域中的对应图像特征的差异导出的外部能量($E_{外部}$)以及所述弹性能量(E_s)。

10. 根据权利要求9所述的图像处理装置，其中，所述弹性能量通过权重因子(w)进行加权。

11. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其中，所述处理单元被设计为基于所述目标的期望形状来调整所述可变形模型。

12. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其中，所述可变形模型是通过包括具有顶点(v)和边的多边形(T)的网格来形成的。

13. 根据权利要求12所述的图像处理装置，其中，所述可变形模型是通过调节所述网格的所述顶点的位置来调整的。

14. 一种用于在目标(12)的多维图像数据中分割感兴趣区域(15)的方法(40),包括如下步骤:

-接收(42)包括要被分割的所述感兴趣区域的所述目标的图像数据,所述图像数据是经由超声探头的换能器阵列采集的,

-选择(44)对应于所述图像数据中的所述目标的解剖结构的可变形模型(30),

-通过将所述可变形模型应用到所述图像数据来分割(46)所述感兴趣区域,并且

-基于所述图像数据(x^t)和所述目标的额外的解剖信息调整所述可变形模型,

其中,基于所述图像数据和从所述图像数据的视场导出的关于所述超声探头的位置的矢量(n)或平面来调整所述可变形模型的元素(c)的位置。

15. 根据权利要求14所述的方法(40),还包括

-基于所述图像数据(x^t)和所述目标的额外的解剖信息并且基于所述目标的解剖特征在所述图像数据中的已知位置来调整(48)所述可变形模型的所述元素(c)的所述位置。

16. 一种用于在目标(12)的多维图像数据中分割感兴趣区域(15)的计算机程序,所述计算机程序包括用于当所述计算机程序在计算机上被执行时令所述计算机执行如下步骤的程序代码单元:

-接收(42)包括要被分割的所述感兴趣区域的所述目标的图像数据,所述图像数据是经由超声探头的换能器阵列采集的,

-选择(44)对应于所述图像数据中的所述目标的解剖结构的可变形模型(30),

-通过将所述可变形模型应用到所述图像数据来分割(46)所述感兴趣区域,并且

-基于所述图像数据(x^t)和所述目标的额外的解剖信息调整所述可变形模型,

其中,基于所述图像数据和从所述图像数据的视场导出的关于所述超声探头的位置的矢量(n)或平面来调整所述可变形模型的元素(c)的位置。

17. 根据权利要求16所述的计算机程序,还包括用于当所述计算机程序在所述计算机上被执行时令所述计算机执行如下步骤的程序代码单元

-基于所述图像数据(x^t)和所述目标的额外的解剖信息并且基于所述目标的解剖特征在所述图像数据中的已知位置来调整(48)所述可变形模型的所述元素(c)的所述位置。

用于分割感兴趣区域的图像处理装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于在目标的多维图像数据中分割感兴趣区域的图像处理装置。另外，本发明还涉及用于在目标的多维图像数据中分割感兴趣区域的方法。本发明还涉及用于在目标的多维图像数据中分割感兴趣区域的计算机程序。本发明最终还涉及包括图像采集单元的医学成像系统。

背景技术

[0002] 在医学图像处理的领域中，各种处理任务通常是在如超声图像、MRT图像、计算机断层摄影图像等的医学图像上执行的。一种特定的处理任务(其是在许多图像处理应用中的基本任务)是对例如特定器官的兴趣区域的分割。所述分割对于识别器官或者对于例如基于体积量化的特别诊断是必要的，以便改善对处置参数的确定。

[0003] 对于许多器官而言，图像分割能够利用可变形模型而被成功地执行，所述可变形模型是基于具有拓扑的网格结构的，所述拓扑在针对要被分割的图像进行调整期间保持不变。基于模型的分割已经被认为对于各种各样的简单到复杂的器官(例如，骨骼、肝脏、具有嵌套结构的心脏)非常有效。例如从WO 2007/072363获知用于使用可变形网格促进图像的对应的方法。

[0004] WO 2011/070464 A2公开了一种用于通过选择体积图像中被成像的兴趣解剖结构的可变形模型来执行自动分割的系统和方法，其中，所述可变形模型是由包括顶点和边的多个多边形来形成的，其中，检测对应于所述多个多边形中的每个的兴趣解剖结构的特征点，并且通过朝向对应的特征点移动顶点中的每个直到所述可变形模型变体到所述兴趣解剖结构的边界来调整所述可变形模型。

[0005] WO 2006/029037 A2公开了一种用于定义和跟踪三维图像中的候选解剖结构壁的可变形形状的系统和方法，其中，所述候选解剖结构的形状由多个标记的3D界标点来表示，并且定义在图像帧中的所述可变形形状的至少一个3D界标点。

[0006] 尽管基于模型的分割总体上提供对器官的可靠且准确的识别和分割，但是如心脏的左心室的心尖或者肝脏的顶端或者脑的脑室的角的一些解剖结构常常难以在医学图像中检测，使得对这些特征的分割是具有挑战性的。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种用于在目标的多维图像数据中分割感兴趣区域的图像处理装置和对应的方法，其具有改进的可靠性和准确性。

[0008] 根据本发明的一个方面，提供了一种用于在目标的多维图像数据中分割感兴趣区域的图像处理装置，包括：

[0009] - 接口，其用于接收包括要被分割的所述感兴趣区域的所述目标的图像数据，

[0010] - 选择单元，其用于选择对应于所述图像数据中的所述目标的解剖结构的可变形模型，

[0011] -处理单元，其用于通过基于所述图像数据和所述目标的额外的解剖信息调整所述可变形模型来分割所述感兴趣区域。

[0012] 根据本发明的另一方面，提供了一种用于在目标的多维图像数据中分割感兴趣区域的方法，包括如下步骤：

[0013] -接收包括要被分割的所述感兴趣区域的所述目标的图像数据，

[0014] -选择对应于所述图像数据中的所述目标的解剖结构的可变形模型，

[0015] -通过将所述可变形模型应用到所述图像数据来分割所述感兴趣区域，并且

[0016] -基于所述图像数据和所述目标的额外的解剖信息来调整所述可变形模型。

[0017] 根据本发明的另一方面，提供了一种用于在目标的多维图像数据中分割感兴趣区域的计算机程序，所述计算机程序包括用于当所述计算机程序在计算机上被执行时令计算机执行如下步骤的程序单元：

[0018] -接收包括要被分割的所述感兴趣区域的所述目标的图像数据，

[0019] -选择对应于所述图像数据中的所述目标的解剖结构的可变形模型，

[0020] -通过将所述可变形模型应用到所述图像数据来分割所述感兴趣区域，并且

[0021] -基于所述图像数据和所述目标的额外的解剖信息来调整所述可变形模型。

[0022] 根据本发明的另一方面，提供了一种医学成像系统，包括：图像采集单元，其用于采集医学图像；以及根据本发明的图像处理装置，其用于在由所述图像采集单元采集的目标的多维图像数据中分割感兴趣区域。

[0023] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解，所请求保护的方法具有与所请求保护的设备以及如在从属权利要求中所定义的相似和/或相同的优选实施例。

[0024] 本发明基于这样的思想，即：将解剖结构的可变形模型应用到图像数据并基于图像数据内的目标的已知解剖信息来调节可变形模型。换言之，要被分割的目标的已知解剖特征被用于调节可变形模型以便改进对所选择的可变形模型的分割。借助于目标的已知解剖特征，能够将额外的参数用于调整，使得分割变得更为可靠且更为准确，并且也能够分割复杂的结构以及在图像数据中难以检测的结构。

[0025] 所述处理单元还被设计为基于所述图像数据和所述目标的解剖特征的已知位置来调整所述可变形模型的元素的位置。这能够将所述可变形模型调节到已知位置，使得降低不确定性并且能够实现更为可靠且更为准确的分割。

[0026] 在优选实施例中，所述处理单元被设计为基于所述图像数据和所述图像数据的视场内的已知位置来调整所述可变形模型的元素的位置。这能够将已知位置以低的技术努力添加到所述分割中，这是因为所述图像数据的所述视场通常包括边条件，其能够被用作针对所述分割的额外的参数。

[0027] 在优选实施例中，所述处理单元被设计为基于所述图像数据和所述图像数据的连续时间帧中的对应位置来调整所述可变形模型的元素的位置。这能够利用能从解剖结构的已知运动或已知稳定性导出的目标的解剖特征，使得能够将额外的参数用于增加分割的可靠性和准确性。优选地，对应位置是解剖结构，其通常是随时间稳定的，使得各自的解剖结构能够被相关并且所述可变形模型能够相应地进行调整。

[0028] 在优选实施例中，所述对应位置是所述目标的已知的对应解剖特征。这能够将不同时间帧的解剖特征相关，使得能够添加时间依赖的特征作为额外的参数来改善分割。

[0029] 在优选实施例中,所述处理单元被设计为基于所述图像数据和从所述图像数据的视场导出的矢量或平面来调整所述可变形模型的元素的位置。这能够在所述位置在所有三个维度中未知时包括外部信息。

[0030] 在优选实施例中,所述处理单元被设计为基于所述元素的所述位置与所述已知位置之间的距离或者所述对应位置之间的距离来调整所述元素的所述位置。这能够减少用于调整所述可变形模型的技术努力,这是因为能够在可变形模型中容易地计算距离。

[0031] 在优选实施例中,所述可变形模型被调整为使包括从所述距离导出的弹性能量(spring energy)的模型能量最小化。

[0032] 在优选实施例中,所述模型能量包括从所述可变形模型与所述感兴趣区域中的对应图像特征的差异导出的外部能量以及所述弹性能量。这能够将来自不同源的信息进行组合,使得实现对可变形模型形状的总体改善。

[0033] 在优选实施例中,所述弹性能量通过权重因子进行加权。这能够在总体模型能量内调节弹性能量,使得能够实现在模型能量内的不同能量之间的平衡。

[0034] 在优选实施例中,所述处理单元被设计为进一步基于所述目标的期望形状来调整所述可变形模型。这能够改善分割,这是因为所述可变形模型针对包括要被分割的兴趣区域的医学图像进行调整。

[0035] 在优选实施例中,所述可变形模型是通过包括具有顶点和边的多边形的网格来形成的。这能够实现具有高分辨率的分割,使得能够改善对解剖结构的诊断。

[0036] 在优选实施例中,所述可变形模型是通过调节所述网格的所述顶点的位置来调整的。这能够以低的技术努力来调整可变形模型。

[0037] 如上文所提到的,本发明基于这样的思想,即:通过使用关于图像数据的采集或解剖结构或特征的外部知识来改善基于模型的分割的可靠性和准确性,以引导分割。通常,解剖特征是解剖结构、解剖距离或解剖点的位置,其随时间侧向稳定,使得能够添加额外的已知参数,以便降低分割的不确定性并改善模型的可靠性或准确性。外部已知参数被实施为弹性能量,所述弹性能量是从可变形模型的点与图像数据内的对应点的距离导出的,使得能够通过对元素的逐步移动来调整所述可变形模型。

[0038] 对所述模型调整的总体收敛能够通过使模型能量最小化来实现,所述模型能量包括外部模型能量、内部模型能量和弹性能量。因此,所有的相关调整方法能够被考虑,使得能够实现最优的分割。

附图说明

[0039] 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且得到阐明。在如下附图中:

[0040] 图1示出了用于扫描患者的身体的体积的医学成像系统的示意性表示;

[0041] 图2示出了用于分割感兴趣区域的包括多边形和顶点的可变形模型的示意图;

[0042] 图3示出了可变形模型的截面视图以便解释对所述模型的调整;

[0043] 图4示出了基于使用的场中的外部知识来调整可变形模型的实施例;

[0044] 图5a和图5b示出了基于外部知识的改善的分割的范例;并且

[0045] 图6示出了用于分割感兴趣区域的方法的流程图。

具体实施方式

[0046] 图1示出了根据一个实施例的医学成像系统10的示意性图示，具体为医学三维(3D)超声成像系统10。所述医学成像系统10被应用于检查解剖部位(尤其是患者12的解剖部位)的体积。医学成像系统10包括超声探头14，所述超声探头14具有至少一个换能器阵列，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。所述换能器元件优选被布置在二维阵列中，尤其用于提供多维图像数据。

[0047] 3D超声扫描通常涉及发射超声波，所述超声波照射患者12内的具体体积或目标，其可以被设计为靶体积或感兴趣区域15。这能够通过以多个不同角度发出超声波来实现。然后能够通过接收并处理所反射的波来获得体积数据的集合。所述体积数据的集合是患者12内的感兴趣区域15的表示。

[0048] 医学成像系统10包括图像处理装置16，所述图像处理装置16用于经由医学成像系统10来提供图像。图像处理装置16控制图像处理，所述图像处理形成通过超声探头14的换能器阵列接收的超声波束的回波的图像输出。图像处理装置16包括控制单元18，所述控制单元18经由超声探头14的换能器阵列来控制图像数据的采集，并且充当用于接收图像数据的接口18。控制单元18被连接到选择单元20，所述选择单元20选择对应于图像数据的兴趣区域15中的目标的解剖结构的可变形模型，并且将所选择的可变形模型和图像数据提供到处理单元22，所述处理单元22用于通过将从选择单元20接收的可变形模型应用到图像数据来分割兴趣区域15中的目标。在对兴趣区域15内的目标进行分割之后，兴趣区域15的分割图像和超声图像可以被叠加并显示在显示屏24上。另外，输入设备26可以被提供为连接到显示单元24，或者可以被提供为连接到图像处理装置16，以便控制所述超声图像的图像采集、分割和/或显示以及分割结果。

[0049] 在备选实施例中，医学成像系统10被连接到MR设备、CT设备或X射线设备，以便提供患者的身体12的对应的医学图像，所述医学图像能够通过图像处理装置16而被分割并且被显示在显示单元24上。

[0050] 图2示出了表示解剖结构的表面以及其空间群集的可变形模型30。可变形模型30是通过选择单元20进行选择的，并且例如从图像处理装置16的存储器加载。从接口18接收的所选择的可变形模型30和图像数据然后被提供到处理单元22以针对图像数据中所识别的解剖结构调整可变形模型。

[0051] 可变形模型30由包括三角形的网格形成，所述三角形由三个邻近的顶点以及通过边被连接到彼此的模型的表面形成。所述网格形成解剖结构的表面。在备选实施例中，所述解剖结构的表面能够通过替换网格的三角形的多边形来定义。

[0052] 可变形模型30包括初始空间形状，所述初始空间形状形成平均网格或形状模型，并且如下文所描述的针对图像数据的兴趣区域内的解剖结构来调整可变形模型30。为了针对图像数据的兴趣区域15中的解剖结构调整可变形模型30，执行对所述图像数据的模式检测并且相应地将对应位置相关联。

[0053] 图3示出了可变形模型30的截面视图。可变形模型30包括多个三角形T₁到T₅。三角形T由顶点v形成，所述顶点v通过边被连接到彼此。每个三角形T包括三角形中心c₁到c₅。

[0054] 在已经执行对图像数据的模式检测之后，针对所述图像数据内所检测的解剖结构调整可变形模型30，其中，所述三角形T的位置被调节，使得将所谓的总的能量函数最小化：

[0055] $E = E_{\text{外部}} + \alpha E_{\text{内部}}$

[0056] $E_{\text{外部}}$ 一般是外部能量, 其将顶点和三角形T移动到通过模式检测在所述图像数据中所检测到的解剖结构的对应位置, 其中, $E_{\text{内部}}$ 是内部能量, 其将顶点和三角形T移动到所述可变形模型的最初的位置, 即, 移动到平均网格或形状模型。

[0057] 所述外部能够通过下式来计算:

$$[0058] E_{\text{外部}} = \sum_{i=1}^T w_i \left[(n_i^t)^T (c_i - x_i^t) \right]^2$$

[0059] 其中, x_i^t 是由所述模式检测所发现的靶点, n_i^t 是从各自的三角形T到靶点 x_i^t 的方向, 并且 c_i 要被调节到靶点 x_i^t 的三角形 T_i 的中心。在所述三角形T的每个上形成加和, 并且每个都通过权重因子 w_i 来进行加权。当通过使外部能量 $E_{\text{外部}}$ 最小化以刚性仿射的方式调整所述模型时, 其也被称为对模型30的参数调整。

[0060] 所述内部能够通过如下公式来计算:

$$[0061] E_{\text{内部}} = \sum_{i=1}^V \sum_{j=1}^{N(i)} \left[(v_i - v_j)^2 - (m_i - m_j)^2 \right]$$

[0062] 其中, v 是经调整的可变形模型30的顶点, 并且 m 是如最初提供或选择的形状模型或平均网格的顶点。所述加和在可变形模型30的所有顶点上形成, 其中, 确定到邻近顶点 v_j 的距离中的每个。当所述模型通过对外部能量和内部能量的最小化进行自由变形时, 其也被称为对模型30的可变形的调整。

[0063] 对总的能量E的最小化引起分割, 其是在平均网格与通过模式检测在图像数据中确定的所检测到的靶点之间的介质。对可变形模型30的调整的这一流程也在EP 1251462 B1中有详细描述。

[0064] 根据本发明, 可变形模型30也基于解剖结构的已知特征进行调整, 以便改善对可变形和参数调整的分割。

[0065] 所述解剖结构的解剖特征可以是在图像数据内的特定点、位置或距离, 其是已知的并且其能够被识别。这可以例如是心脏的心尖, 该位置通常是已知的, 并且到胸部的皮肤的该距离是公知的并且由于超声探头14的位置而能够从图像数据导出。备选地, 所述解剖结构的解剖特征可以是从视场导出的关于超声探头14的位置的平面, 或者可以是已知随时间稳定的解剖结构, 例如, 心脏的心尖, 使得在图像数据的不同时间帧中的对应点或位置能够相关联。通常, 根据关于所述可变形模型的解剖特征, 计算额外的弹性能量, 并且将其包括在总的能量E的函数中。

[0066] 如果在图像数据中的特定解剖结构被识别或确定, 则所述额外的弹性能量能够将所述三角形T的特定中心c拉到选定点 x_j^s 。对已知解剖结构的选择能够借助于图像处理装置16来自动地执行或者可以由用户手动地执行。关于特定选定点形成的弹性能量能够通过如下公式来计算:

$$[0067] E_s = \sum_{j=1}^S w_j \left[(c_j - x_j^s) \right]^2,$$

[0068] 其中, c_j 是三角形T的各自的中心, x_j^s 是在图像数据内的选定的对应点, 并且 w_j 是权

重因子。在图3中,选定点 x_1^s 是示意性示出的,其中,弹性能量 E_s 将第一三角形 T_1 的中心 c_1 移动到选定的点 x_1^s 。因此,弹性能量 E_s 是基于三角形中心 c 与通过权重因子 w_j 进行加权的对应选定解剖结构 x_j^s 之间的差来计算的,以对总的的能量的公式内的三种能量进行加权。

[0069] 在图4中,示出了视场和可变形模型30的示意性图示,以解释针对医学成像系统10的视场内的平面对可变形模型30的元素的调整。在图4中,医学成像系统10的视场以及尤其是超声探头14的视场总体上由32指代。

[0070] 要被分割的目标的解剖结构是如在图4中所示的患者12的心脏。尤其地,对所述心脏的心尖的分割是困难的,其中,根据本发明,心尖到超声探头14的顶端的距离是大致已知的。超声探头14到心尖的距离是已知的,这是因为超声探头14位于患者12的皮肤处并且心尖到皮肤的解剖距离是大致已知的。在这种情况下,心尖的已知距离能够被用于调整可变形模型30。靶点 x_j^s 被实施为在距超声探头14的位置的特定距离处的平面34,并且确定可变形模型30的心尖位置的三角形中心 c_j 到平面34的方向 n_j^s 。基于这些信息,能够确定弹性能量 E_s ,以调整可变形模型30。关于平面34的弹性能量能够通过如下公式来计算:

$$[0071] E_s = \sum_{j=1}^S w_j \left[(n_j^s)^T (c_j - x_j^s) \right]^2,$$

[0072] 其中, n_j^s 是平面34的方向, c_j 是可变形模型30的要被调整的三角形的中心,并且 x_j^s 是所述解剖结构实际所位于的靶点。这样确定的弹性能量 E_s 将可变形模型30的心尖 c_j 拉到平面34。在这种情况下,超声探头14的位置被估计为描述在中心切片中的视场的截头椎体的两个边缘射线36、38的交叉点。

[0073] 在另外的实施例中,使用在图像数据的不同时间帧中的可变形模型30的特定元素的位置。特定解剖结构,尤其是心脏的心尖,是在心脏周期中空间稳定的,使得在图像数据的不同时间帧中的可变形模型30内的心尖的位置能够被用于调整可变形模型30。

[0074] 在这种情况下,不同的时间帧被一起分割,并且基于可变形模型30的对应元素的距离,尤其是基于图像数据的不同时间帧之间的三角形中心 c_j 的距离,来计算弹性能量。用于调整可变形模型30的时间依赖的弹性能量是通过如下公式来计算的:

$$[0075] E_s = \sum_{j=1}^S w_j (c_{j,t1} - c_{j,t2})^2,$$

[0076] 其中, $c_{j,t1}$ 和 $c_{j,t2}$ 是不同时间帧t1和t2的三角形中心 c_j ,其中, w_j 是权重因子。如果在不同时间帧t1、t2中的三角形中心 c_j 的位置具有大的差异,则时间依赖的弹性能量 E_s 是高的,并且相应地调整可变形模型30的各自的三角形,以便降低弹性能量 E_s 。

[0077] 应当理解,不仅仅是空间稳定的解剖结构能够被用于调整所述可变形模型以改善分割,在周期内的解剖结构的已知运动也能够被用于调整所述可变形模型以改善分割,使得要被分割的目标的一般解剖行为能够被用作额外的形成。

[0078] 要在调整期间最小化的可变形模型的总的的能量E能够借助于如下公式来计算:

$$[0079] E = E_{\text{外部}} + \alpha E_{\text{内部}} + E_s.$$

[0080] 所述额外的弹性能量和关于目标的解剖特征的额外的信息能够改善对视场52的分割,尤其是对心脏的心尖的分割。如果心尖在从超声探头14接收的图像数据中不可见,则

这是尤其有用的。在图5a中示出了基于额外的解剖信息改善的对心脏的所得到的分割。其已经示出了额外的解剖信息能够改善体积量化,尤其是改善在舒张末期和收缩末期图像中的左心室的体积量化,使得能够改善总体诊断可靠性。

[0081] 图6示出了图示用于在患者12的多维图像数据中分割感兴趣区域的方法的示意性流程图。所述方法总体上由40指代。

[0082] 方法40以借助于超声探头14对图像数据的采集以及借助于在步骤42处所示的图像处理装置16的接口18对图像数据的接收开始。在接收到所述图像数据之后,由选择单元20选择对应于如在步骤44中所示的要被分割的感兴趣区域15中的目标的解剖结构的可变形模型30。可变形模型30是从处理装置16的存储器中选择的。在步骤44处的选择之后,通过将可变形模型30应用到在步骤46中所示的图像数据而对感兴趣区域15进行分割。可变形模型30最终基于在步骤48处所示的图像数据中的目标的已知特征而被调整。

[0083] 在步骤48中,可变形模型30可以基于由模式检测所确定的图像特征并且基于如最初选择的可变形模型的平均网格而被进一步调整,以便使如上所述的总的的能量E最小化。

[0084] 应当理解,图像处理装置16能够被形成为在计算机上执行的计算机程序,并且方法40能够通过所述计算机程序来执行。

[0085] 计算机程序可以被存储/分布在合适的(非瞬态)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。此外,不同的实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品可从计算机可用介质或计算机可读介质存取,所述计算机可用介质或计算机可读介质提供用于由计算机或运行指令的任何设备或系统使用或者与计算机或运行指令的任何设备或系统结合使用的程序代码。就本公开内容的目的而言,计算机可用介质或计算机可读介质总体上能够是能够包含、存储、通信、传播或输送用于由指令运行设备使用或与指令运行设备结合使用的程序的任何有形装置。

[0086] 此外,不同的实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品可从计算机可用介质或计算机可读介质存取,所述计算机可用介质或计算机可读介质提供用于由计算机或运行指令的任何设备或系统使用或者与计算机或运行指令的任何设备或系统结合使用的程序代码。就本公开内容的目的而言,计算机可用介质或计算机可读介质总体上能够是能够包含、存储、通信、传播或输送用于由指令运行设备使用或与指令运行设备结合使用的程序的任何有形装置。

[0087] 至于公开内容的实施例已经被描述为至少部分通过软件控制的数据处理设备进行实施,应当认识到,非瞬态机器可读介质执行这样的软件,例如,光盘、磁盘、半导体存储器等,其也被认为表示本公开内容的实施例。

[0088] 计算机可用介质或计算机可读介质能够例如是非限制性的,电学、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统或传播介质。计算机可读介质的非限制性范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、硬磁盘以及光盘。光盘可以包括压缩盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)以及DVD。

[0089] 另外,计算机可用介质或计算机可读介质可以包含或存储计算机可读程序代码或计算机可用程序代码,使得当所述计算机可读程序代码或所述计算机可用程序代码在计算机上运行时,这种计算机可读程序代码或计算机可用程序代码的运行令所述计算机通过通

信链路发射另一计算机可读程序代码或计算机可用程序代码。这种通信链路可以使用介质，亦即，例如，非限制性地，是物理的或无线的介质。

[0090] 适合于存储和/或运行计算机可读程序代码或计算机可用程序代码的数据处理系统或设备将包括通过诸如系统总线的通信结构直接或间接地耦合到存储器元件的一个或多个处理器。所述存储器元件可以包括在所述程序代码的实际运行期间采用的本地存储器、大容量存储设备以及缓存存储器，其提供对至少一些计算机可读程序代码或计算机可用程序代码的暂时存储，以降低可能在代码的运行期间从大容量存储设备检索代码的次数。

[0091] 输入/输出或I/O设备能够被直接地耦合到所述系统或者通过介于中间的I/O控制器被耦合到所述系统。这些设备可以包括，例如，非限制性地，键盘、触摸屏显示器以及指向设备。不同的通信适配器也可以被耦合到所述系统，以使得数据处理系统能够通过介于中间的私有网络或公共网络变得耦合到其他数据处理系统、远程打印机或存储设备。非限制性的范例是调制解调器和网络适配器，并且仅仅是数种当前可用类型的通信适配器。

[0092] 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。

[0093] 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。单个元件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。

[0094] 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。

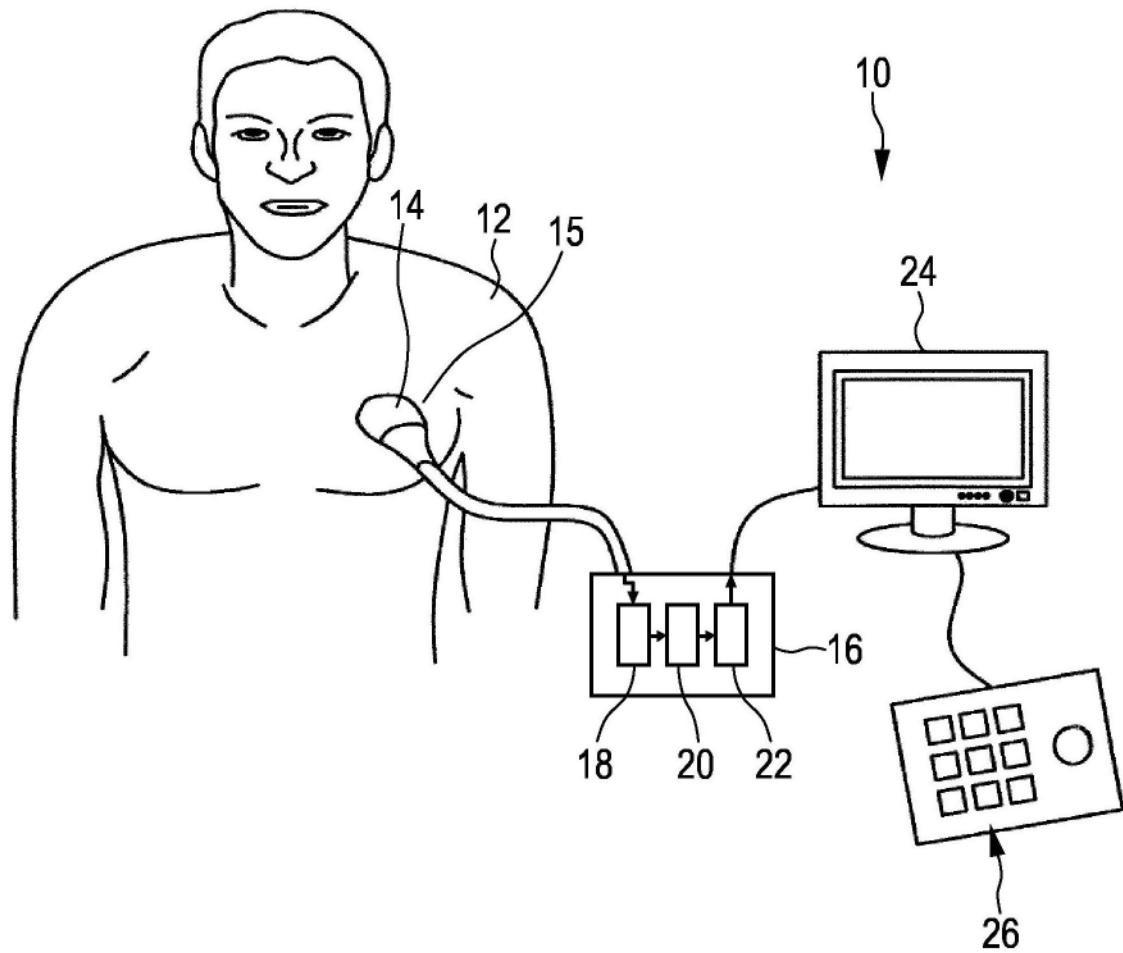


图1

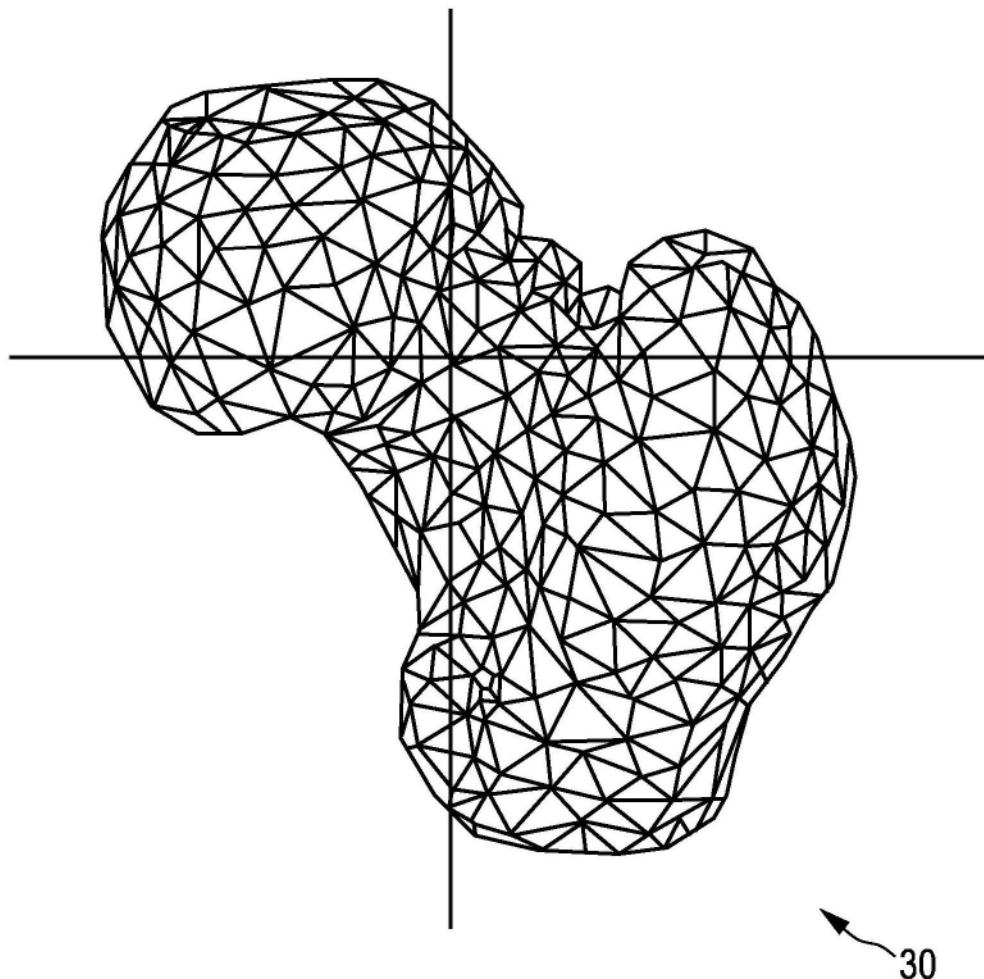


图2

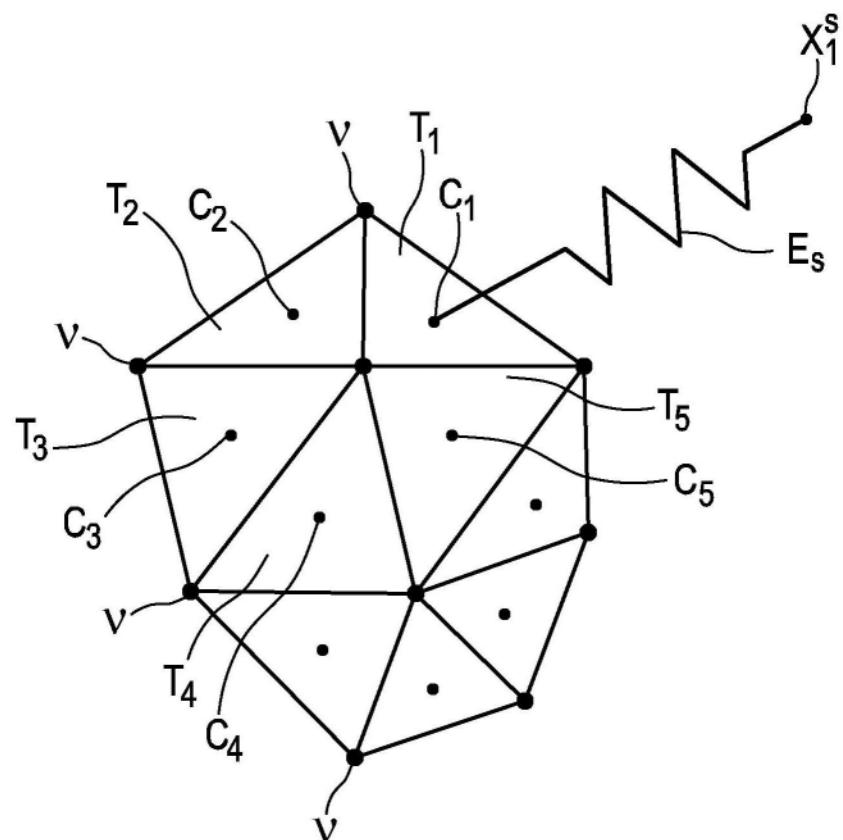


图3

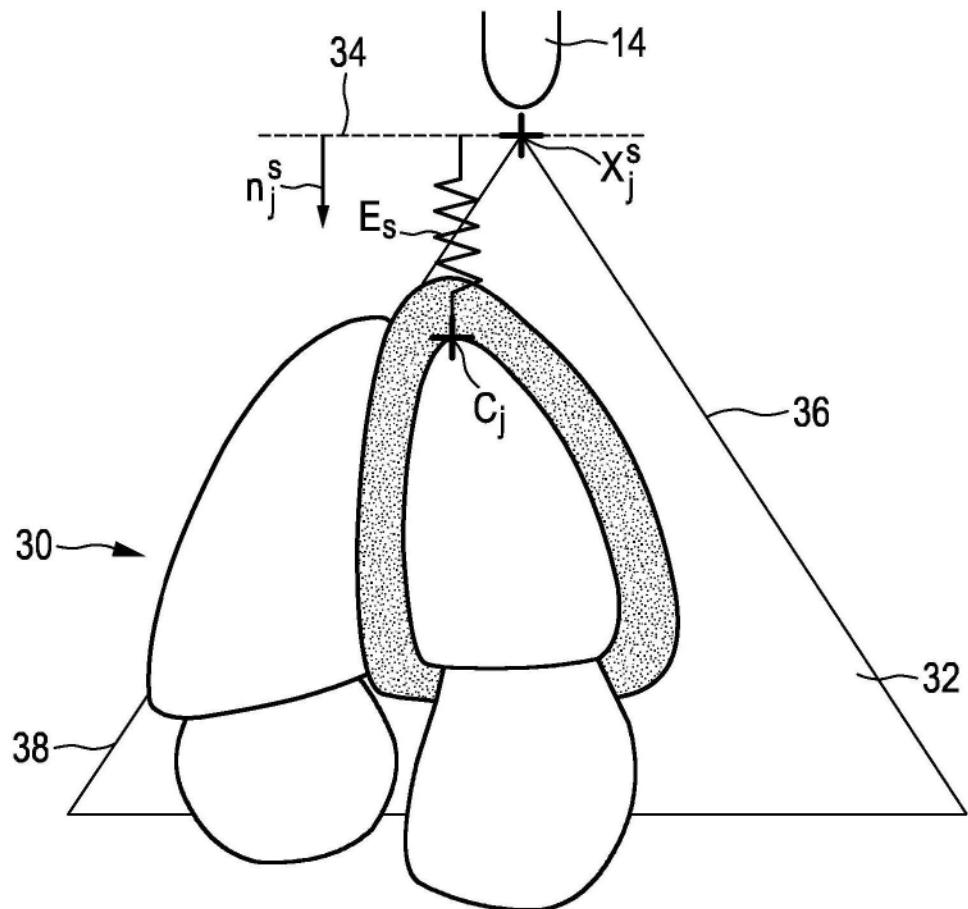
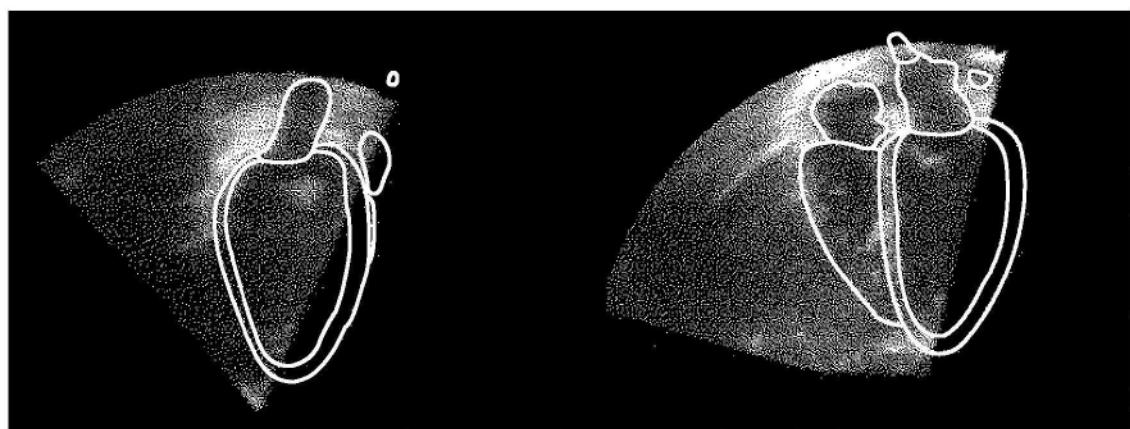
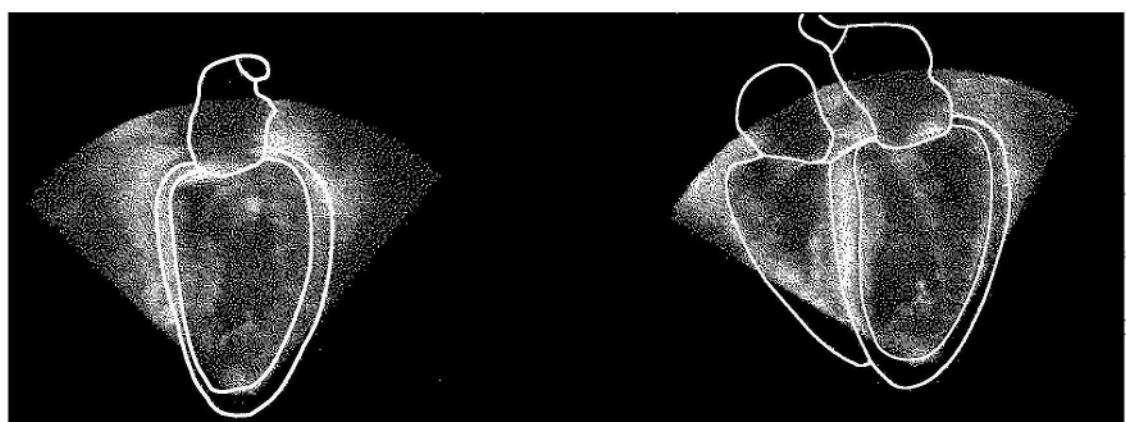


图4



a)



b)

图5

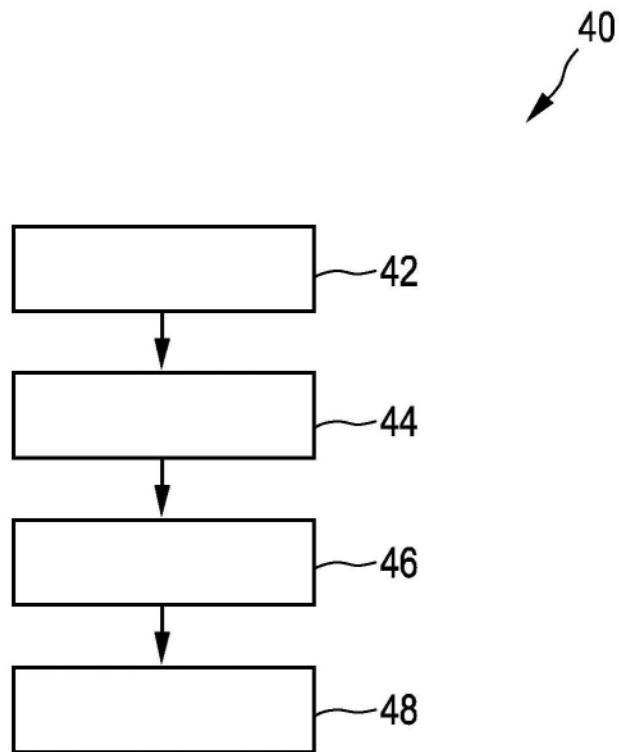


图6