

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G06T 7/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680012138.7

[43] 公开日 2008年4月9日

[11] 公开号 CN 101160602A

[22] 申请日 2006.4.11
 [21] 申请号 200680012138.7
 [30] 优先权
 [32] 2005.4.12 [33] EP [31] 05102864.5
 [86] 国际申请 PCT/IB2006/051112 2006.4.11
 [87] 国际公布 WO2006/109250 英 2006.10.19
 [85] 进入国家阶段日期 2007.10.12
 [71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
 [72] 发明人 C·A·科科斯科 W·J·尼森
 T·尼特施

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 李静岚 谭祐祥

权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 6 页

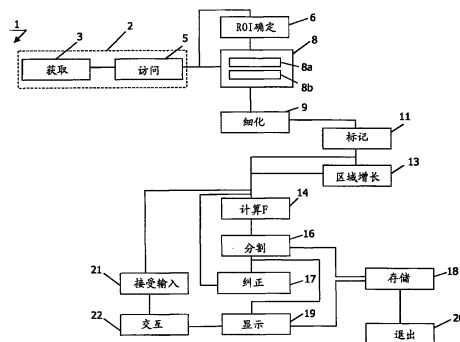
[54] 发明名称

用于分割多维数据集中的解剖结构的方法、设备和计算机程序

[57] 摘要

根据本发明的方法 1 优选地实时地并且在多维数据集的适当获取 3 之后马上实施，该多维数据集在步骤 5 中被访问，并且组成多维数据集的图像在步骤 8 中被分类。优选地，为了减少在步骤 6 中将要处理的数据量，图像数据经受限制性感兴趣区域确定。在步骤 9 中，分类的心脏图像经受图像细化算子，以使最后得到的图像包括多个被连接图像成分，其在步骤 14 中被进一步分析。在细化步骤 9 之后，执行标记步骤 11，其中多维数据集中的不同的连接成分相应地被标记。这个步骤之后优选地接着是区域增长步骤 13，其由在步骤 8b 中使用的二元门限来约束。对于每个被连接图像成分，在步骤 14 中计算一个因子 F。在步骤 16 中通过选择具有满足预定准则的因子 F 的被连接图像成分来分割解

剖结构。此后，在步骤 18 中，所分割的解剖结构以适当的格式被存储。本发明还涉及设备、工作站、观察站和计算机程序。



1. 一种用于分割多维数据集中的解剖结构的方法，所述多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像，所述心脏图像包括关于目标物体和关于其它物体的数据，所述方法包括下列步骤：

-执行心脏图像的分类以区别目标物体和其它物体，产生包括目标物体的分类的心脏图像；

-将细化算子应用到分类的心脏图像，产生包括被连接图像成分的已处理的心脏图像；

-标记不同的被连接图像成分，产生各自的标记的被连接图像成分；

-对于每个标记的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算一个因子；

-通过选择具有满足预定准则的因子的被连接图像成分，分割解剖结构。

2. 根据权利要求1的方法，所述方法还包括以下准备步骤：

-自动计算多维数据集的心脏图像中心脏周围的限制性感兴趣区域。

3. 根据权利要求1或2的方法，由此所述方法还包括以下步骤：

-执行多维数据集的区域增长操作，由此所述区域增长操作由从分类的心脏图像所推导出的参数来约束。

4. 根据以上权利要求1、2或3的任何一项的方法，由此设想另一个解剖结构要在心脏图像中被分割，所述方法还包括以下步骤：

-将细化算子应用到分类的心脏图像，产生包括另外的被连接图像成分的已处理的心脏图像；

-标记不同的另外的被连接图像成分，产生各自标记的另外的被连接图像成分；

-对于每个标记的另外的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算一个因子；

-通过选择具有满足另外预定准则的所述另外因子值的另外的被连接图像成分，分割另一个解剖结构。

5. 根据权利要求4的方法，还包括以下步骤：

-基于所分割的解剖结构和所分割的另一个解剖结构之间的比较，

来分割又一个解剖结构。

6. 根据权利要求4的方法，还包括以下步骤：

- 基于该因子和该另一个因子之间的关系计算又一个因子；
- 比较该又一个因子的值与又一个预定准则；
- 在该又一个因子和该准则以预定的方式互相关的事件后，执行心脏图像的堆叠的自动纠正。

7. 根据以上任一项权利要求的方法，所述方法还包括以下步骤：

- 在显示装置上显现所分割的解剖结构、所分割的另一个解剖结构和所分割的又一个解剖结构的其中至少任何一个。

8. 一种用于分割多维数据集中的解剖结构的设备(30)，所述多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像，所述心脏图像包括关于目标物体和关于其它物体的数据，所述设备包括：

- 用于访问多维数据集的输入(32)；
- 计算单元(35)，用于：
 - i. 执行心脏图像的分类(35a)以区别目标物体和其它物体，产生包括目标物体的分类的心脏图像；
 - ii. 将细化算子(35b)应用到分类的心脏图像，产生包括被连接图像成分的已处理的心脏图像；
 - iii. 标记(35c)不同的被连接图像成分，产生各自的标记的被连接图像成分；
 - iv. 对于每个标记的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算(35d)一个因子；
 - v. 通过选择具有满足预定准则的因子的被连接图像成分，分割(35e)解剖结构。

9. 根据权利要求8的设备(40)，由此该设备还包括显示单元(43)，用于显示所分割的解剖结构。

10. 根据权利要求8或9的设备(40)，由此该设备还包括：

- 数据获取单元(41)，被安排来获取多维数据集。

11. 一种工作站(44)，包括根据权利要求8的设备。

12. 一种观察站(44a)，包括根据权利要求9的设备。

13. 一种用于分割多维数据集中的解剖结构的计算机程序(50)，所述多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像，所述心脏图像包括

关于目标物体和关于其它物体的数据，所述计算机程序包括用于促使处理器执行如下步骤的指令：

-执行心脏图像的分类（58）以区别目标物体和其它物体，产生包括目标物体的分类的心脏图像；

-将细化算子（59）应用到分类的心脏图像，产生包括被连接图像成分的已处理的心脏图像；

-标记（61）不同的被连接图像成分，产生各自的标记的被连接图像成分；

-对于每个标记的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算一个因子（64）；

-通过选择具有满足预定准则的因子的被连接图像成分，分割（66）解剖结构。

用于分割多维数据集中的解剖结构的方法、设备和计算机程序

技术领域

本发明涉及用于分割多维数据集中的解剖结构的方法，所述多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像，所述心脏图像包括关于目标物体（matter）和关于其它物体的数据。

本发明还涉及用于分割多维数据集中的解剖结构的设备，所述多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像，所述心脏图像包括关于目标物体和关于其它物体的数据。

本发明此外还涉及用于分割多维数据集中的解剖结构的计算机程序，所述多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像，所述心脏图像包括关于目标物体和关于其它物体的数据。

背景技术

在开头段落中阐述的方法的实施例从 US 5,903,664 获知。该已知方法被安排成执行图像分割步骤以便从适当诊断图像识别同一目标物体的毗邻区域。特别地，该已知方法适合于从适当诊断心脏图像分割左心室。为此，在该已知方法中，心脏图像中的适当的感兴趣区域在操作者监督下来确定，由此定位在所观察的感兴趣区域内的初始种子点。此外，识别一个用于像素或体素类别的初始门限。以选自包括时间上间隔开的心脏图像的多维数据集的适当初始图像开始，分类感兴趣区域中的图像点。具有与所述种子点相同分类、且经过全都具有相同分类的图像点被连接到所述种子点的毗邻图像元素被识别，从而定义了该图像中所考虑的分割结构。

该已知方法的缺点在于，为了使得能够进行所考虑的解剖结构特别是心脏中的心室的分割，与操作者的交互是必要的，由此来定义用于分类的门限。这导致该已知方法相对于用户再现性（reproducibility）和分割精度两者的较差的鲁棒性。前者的问题由这样的事实来解释，即对于同样的多维数据集，不同的操作者可以选择不同的门限。后者的问题由这样的事实来解释，即在心脏图像中表示脂肪的图片元素或体积元素的强度类似于那些在心室组织和脂肪组织之间引入了微弱区别的血

液的强度。这导致较差的分割结果。

发明内容

本发明的一个目的是提供一种用于分割多维数据集中的解剖结构的方法，所述多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像，所述心脏图像包括关于目标物体和关于其它物体的数据，由此所述方法提供解剖结构特别是心脏的心室的更精确的分割。

为此，根据本发明的方法包括下列步骤：

-执行心脏图像的分类以区别目标物体和其它物体，产生包括目标物体的分类的心脏图像；

-将细化（thinning）算子应用到分类的心脏图像，产生包括被连接图像成分的已处理的心脏图像；

-标记不同的被连接图像成分，产生各自的标记的被连接图像成分；

-对于每个标记的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算一个因子；

-通过选择具有满足预定准则的因子的被连接图像成分，分割解剖结构。

本发明的技术措施基于以下认识：

i) 心脏的心室沿着特别是四维数据集的所有维表现出一致性。特别是，在截面的切片（cross-sectional slice）空间中，心室的核心对于在不同纵向位置和在不同时间相位获取的切片基本上是静态的。

ii) 不同于脂肪组织，心室在心动周期期间显著地收缩和扩张。

这样，基于这些观察，心室可以在例如四维数据集中的明亮区域之间被自动区别开，由此区域被定义为明亮像素或体素的连接群。为此，可以利用本身已知的图像处理技术。

因此，在根据本发明的方法的第一步中，执行心脏图像的分类以区别目标物体特别是血液和其它物体特别是非血液，产生主要包括目标物体的分类的心脏图像。可以通过计算整个三维和时间图像的强度直方图、通过使用自动的无监督的二元体素分类来使能这个步骤。随后，应用二元股权（shareholding）方法。在 N. Otsu 于 1979 年 1 月发表在 IEEE Transactions on System Man and Cybernetics, smc-9(1):62-66

上的“A threshold selection method for gray-level histograms (灰度级直方图的门限选择方法)”中给出了适合的二元门限处理方法的例子。在获得分类的心脏图像之后,将适当的细化算子应用到分类的心脏图像,产生包括被连接图像成分的已处理的心脏图像。例如通过利用具有8连接二维内核(8-connected two-dimensional kernel)的“E”形态侵蚀步骤,细化算子被应用于截面图像,其中E优选地被设置为6.25mm/体素X大小的值。接下来,执行标记被连接图像成分的步骤,由此使用8连接4D内核确定连接性。接下来,对于每个标记的被连接图像成分,计算一个因子,这优选地基于在心脏图像的所有时间相位之中的被连接图像成分的第一体积和被连接图像成分的第二体积之差。优选地,第一体积被设置为第二最大体积,并且第二体积被设置为第二最小体积,以保证随时间的体积变化的鲁棒估计。最后,通过选择具有满足预定准则的因子的被连接图像成分来分割解剖结构。优选地,预定准则被设置为所述差的最大值。

在根据本发明的方法的实施例中,该方法还包括自动计算多维数据集的心脏图像中心脏周围的限制性感兴趣区域的准备步骤。这个技术措施保证了用于分割目的的图像信息的显著减少,因为不属于感兴趣区域的部分图像被忽略。优选地,使用C. A. Cocosco等人于2004年发表在Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)上的“Automatic cardiac region-of interest computation in cine 3D structural MRI (在电影3D结构MRI中自动计算心脏的感兴趣区域)”中所公开的方法。

在根据本发明的方法的另一个实施例中,该方法还包括以下步骤:

-执行多维数据集的区域增长(region growing)操作,由此所述区域增长操作由从分类心脏图像推导出的参数来约束。

优选地,这个步骤是使用通过重构开(opening by reconstruction)来执行的,例如这是使用在截面切片平面上的具有4连接2D内核的形态扩张以及在纵向方向上的使用2连接1D内核的“D2”扩张步骤来实现的,由此因子D2优选地被设置为16mm/体素Z大小。

在根据本发明的方法的又一个实施例中,该方法还包括下列步骤:

-将细化算子应用到分类的心脏图像,产生包括另外的被连接图像成分的已处理心脏图像;

-标记不同的另外的被连接图像成分，产生各自标记的另外的被连接图像成分；

-对于每个标记的另外的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算一个因子。

-通过选择具有满足另外预定准则的所述另一个因子值的另外的被连接图像成分，分割另一个解剖结构。

最后得到的分割将有利地包括准确分割的两个解剖结构，特别是左心室和右心室。

在根据本发明的方法的又一个实施例中，该方法此外还包括以下步骤：基于所分割的解剖结构和所分割的另一个解剖结构之间的比较，来分割又一个解剖结构。

这个技术措施基于这样的认识，即心肌围绕着左心室并且部分地由右心室所限定。这样，假设左心室和右心室被准确分割，由此脂肪组织在分割步骤期间被鲁棒地消除，则两个心室的分割提供实质的心肌分割。心肌的分割对于针对壁厚和运动分析的临床研究是非常重要的。

在根据本发明的方法的又一个实施例中，该方法还包括以下步骤：

-基于该因子和该另一个因子之间的关系计算又一个因子；

-比较该又一个因子的值与又一个预定准则；

-在该又一个因子和该准则以预定方式互相关的事件后，执行心脏图像的堆叠（stack）的自动纠正。

这个技术措施基于另外的认识，即由于不精确的扫描规划或者由于显著的轴向心脏运动，基本短轴横向切片（transversal slice）延伸入心房，这可能降低心室分割的准确性。此外，经验上确定了存在这样事件的一个可再现的指示器。特别地，当为又一个因子选择了上面所描述因子的两个最大值的比值时，该准则可以被设置为一个简单的数值。例如，当又一个因子给定为 $F1/F2$ 时，由此 $F1$ 是在左心室的心脏图像的所有时间相位之中被连接图像成分的第一体积和被连接图像成分的第二体积之差的最大值，并且 $F2$ 是对于右心室的同样的最大值，则当比值 $F1/F2$ 大于 4.0 时要求纠正图像的堆叠。可以通过以下方式来使能该纠正，即：削掉在细化算子被应用到分类图像之后获得的四维图像中的顶部 Z 切片，然后重复标记步骤，之后将标记成分增长回顶部 Z 切片中，优选地使用重构开形态操作。最后，执行区域增长和分割步骤。这

个技术措施特别有利，因为它提供了完全自动的手段来进行图像堆叠（image stack）的错误检测和纠正，使能了一种完全自动的精确和鲁棒的图像分割方法。

在根据本发明的方法的又一个实施例中，该方法还包括以下步骤：

-在显示装置上显现所分割的解剖结构、所分割的另一个解剖结构和所分割的又一个解剖结构的其中至少任何一个。

使得用户能够对分割结果进行研究被认为是有利的。有经验的用户可以检测到细小的分割故障，特别是当图像堆叠被错误地准备而允许短轴横向切片延伸入心房时。为了纠正这一点，用户可以手工标出左心室和右心室之间的边界，这可以通过方便的计算机鼠标动作来使能。事实上，在仅需要喷血分数（ejection fraction）测量的通常情况下，在两个二维切片上标出边界就足够了，其中一个切片是对于心脏舒张末期时间相位，而一个切片是对于心脏收缩末期时间相位。这个特征将参照图4更详细地加以解释。

根据本发明的设备包括：

-用于访问多维数据集的输入；

-计算装置，用于：

i. 执行心脏图像的分类以区别目标物体和其它物体，产生包括目标物体的分类的心脏图像；

ii. 将细化算子应用到分类的心脏图像，产生包括被连接图像成分的已处理的心脏图像；

iii. 标记不同的被连接图像成分，产生各自的标记的被连接图像成分；

iv. 对于每个标记的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算一个因子；

v. 通过选择具有满足预定准则的因子的被连接图像成分，分割解剖结构。

有可能把根据本发明的设备安排作为工作站，其可以被安排作为单机设备，或者可能通过适当的远程访问工具如互联网而可连接到远程单元。优选地，根据本发明的设备还被安排成具有适当的显示单元用于显示分割的解剖结构。有利地，这样的配置可以被安排作为观察站，其被用于检查分割结果。优选地，根据本发明的设备还被安排成具有适当的

数据获取单元用于获取多维数据集。适当的数据获取单元的优选实施例包括磁共振成像设备、计算机层析成像单元、X射线设备和超声探测器。用于磁共振成像单元的优选的数据获取模式是“平衡式快速梯度回波”(balanced Fast Field Echo, bFFE)。根据本发明的设备的另外的有利实施例将参照图2进行讨论。

根据本发明的计算机程序包括用于促使处理器执行如下步骤的指令：

- 执行心脏图像的分类以区别目标物体和其它物体，产生包括目标物体的分类的心脏图像；

- 将细化算子应用到分类的心脏图像，产生包括被连接图像成分的已处理的心脏图像；

- 标记不同的被连接图像成分，产生各自的标记的被连接图像成分；

- 对于每个标记的被连接图像成分，基于它的随时间的体积可变性而计算一个因子；

- 通过选择具有满足预定准则的因子的被连接图像成分，分割解剖结构。

优选地，根据本发明的计算机程序包括另外的指令，用以促使处理器执行以下另外的步骤：自动计算多维数据集的心脏图像中心脏周围的限制性感兴趣区域；和/或以下又一个步骤：

- 执行横向切片平面的区域增长操作，由此所述区域增长操作由从分类心脏图像推导出的参数来约束。

再优选地，根据本发明的计算机程序此外还包括用于促使处理器执行如参照权利要求4、5、6、7所阐述的另外的步骤的指令。

附图说明

本发明的这些和其它方面将参照附图更具体地加以解释。

图1示出了根据本发明的方法的实施例的示意图。

图2示出了根据本发明的设备的实施例的示意图。

图3示出了根据本发明的设备的另一个实施例的示意图。

图4示出了根据本发明的计算机程序流程图的实施例的示意图。

图5示出了允许用户纠正错误图像堆叠的显示视图的实施例的示意

图。

图 6 示出了籍以呈现分割步骤结果的显示实施例的示意图。

具体实施方式

图 1 示出了根据本发明的方法的实施例的示意图。本发明的方法 1 特别适合于从多维数据集分割心脏结构，其中该多维数据集包括适当的多个时间上间隔开的心脏图像。优选地，方法 1 实时地并且在多维数据集的适当获取 3 之后马上实施。优选地，该获取使用可操作在平衡式快速梯度回波 (bFFE) 数据获取模式下的磁共振成像设备来执行。所获取的多维数据集然后在步骤 5 中被访问，这样最终完成准备步骤 2，此后对该多维数据集进行处理以便分割所考虑的心脏结构。应当看到，有可能在步骤 5 被设想为在本地或者通过远程访问特别是通过互联网或者类似技术来访问预存数据时实施本发明的方法。在多维数据集被访问的事件后，组成多维数据集的图像就在步骤 8 中被分类，由此在步骤 8a 中，例如为多维数据集的所有维计算强度直方图，所述多维数据集优选地为三维数据和时间信息。之后，在步骤 8b 中，应用适当的二元门限处理算法，例如根据 N.Otsu 于 1979 年 1 月发表在 IEEE Transactions on System Man and Cybernetics, smc-9(1):62-66 上的“A threshold selection method for gray-level histograms (灰度级直方图的门限选择方法)”。

优选地，为了减少在步骤 6 中将要处理的数据量，图像数据经受限制性感兴趣区域确定，由此基本上是心脏组织被留在图像中，而背景或者其他组织信息被抑制或者消除。优选地，自动的感兴趣区确定的方法根据由 C.A.Cocosco 等人于 2004 年发表在 Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 上的“Automatic cardiac region-of interest computation in cine 3D structural MRI (在电影 3D 结构 MRI 中自动计算心脏的感兴趣区域)”来执行。

在步骤 9 中，分类的心脏图像在横向平面上被选择并且经受本身已知的图像细化算子，优选地通过利用具有 8 连接两维内核的“E”形态侵蚀步骤，其中 E 优选地被设置为 6.25mm/体素 X 大小的值。最后得到的图像包括多个被连接图像成分，其在步骤 14 中被进一步分析。应当看到，在细化步骤 9 之后，要求一个标记步骤 11，其中多维数据集中的

不同被连接成分相应地被标记。这个步骤之后优选地接着是区域增长步骤 13，其由在步骤 8b 中使用的二元门限来约束。

接下来，在步骤 14 中，对于每个被连接图像成分计算因子 F，其基于在心脏图像的所有时间相位之中被连接图像成分的第一体积和被连接图像成分的第二体积之差。优选地，第一体积被设置为第二最大体积，并且第二体积被设置为第二最小体积，以保证这些体积的鲁棒估计。最后，在步骤 16 中通过选择具有满足预定准则的因子 F 的被连接图像成分来分割所寻求的解剖结构。优选地，预定准则被设置为所述差的最大值。此后，在步骤 18 中，所分割的解剖结构特别是心室以适当的格式被存储。

根据本发明的方法 1 可以包括附加的有利步骤，以进一步增进分割结果的鲁棒性。特别地，对于当心脏图像域被准备得较差、允许基本短轴横向切片延伸入心房中时的情况，当分隔左心室与右心室时，根据本发明的分割方法可能遇到一些困难。为了消除这个问题，在根据本发明的方法 1 中，设想了自动图像域纠正步骤 17。这一技术措施是基于一个由经验确定的事实，即存在这样事件的一个可再现的指示器。特别地，当为这个指示器选择了每心室的 F 因子的两个最大相应值的比值时，该准则可以被设置为一个简单的数值。例如，当该比值给定为 $F1/F2$ 时，由此 F1 是在左心室的心脏图像的所有时间相位之中被连接图像成分的第一体积和被连接图像成分的第二体积之差的最大值，并且 F2 是对于右心室的同样的最大值，则当比值 $F1/F2$ 大于 4.0 时要求纠正图像的堆叠。可以通过以下方式使能该纠正，即：削掉在细化算子被应用到分类图像之后获得的四维图像中的顶部 Z 切片，然后重复标记步骤，之后将标记成分增长回顶部 Z 切片中，优选地使用重构开形态操作。最后，执行区域增长和分割步骤。这个技术措施特别有利，因为它提供了完全自动的手段来进行图像堆叠的错误检测和纠正，使能了一种完全自动的精确和鲁棒的图像分割方法。

在可选实施例中，在分割步骤 16 之后，该方法进行到步骤 19，由此分割结果在适当的显示装置上被显示给用户。优选地，显示模式包括在心脏图像上重叠分割的解剖结构，特别是彩色的。在操作者满意该结果的情况下，该方法在步骤 20 停止。可选地，在步骤 22，操作者指示左心室和右心室之间的边界，此后这个用户输入在步骤 21 中通过适当

的本身已知的图形用户界面被接受，之后该方法返回步骤 14 和 16，使用新的几何约束即左和右心室之间的边界来执行该步骤。应当看到，仅在两个横向切片上标记所述边界就足够了，其中一个切片是对于心脏舒张末期，并且一个切片是对于心脏收缩末期。当新的分割在步骤 19 中被显示给用户并且用户满意该结果时，该方法在步骤 20 停止。

图 2 示出了根据本发明的设备的实施例的示意图。设备 30 包括输入 32，用于访问包括多个时间上间隔开的心脏图像的多维数据集。该多维数据集可以从适当的存储单元来访问（未示出），该存储单元可以位于本地或者远处。可选地和/或另外地，输入 32 可以被安排成接收来自提供多维数据集的适当的数据获取单元的数据。然后使多维数据集通过输入 32 可用于设备 30 的计算单元 35，其被安排成根据本发明执行图像分割，产生所考虑的解剖结构，特别是两个心室。这些步骤使用本身已知的相应计算算法来实现，它们在前面已被解释。

设备 30 的核心由处理器 34 构成，处理器 34 被安排来操作设备 30 的部件，它们是输入 32、计算单元 35、工作内存 36、以及后台存储单元 38。适当的处理器 34 的例子是常规的微处理器或信号处理器、后台存储器 38（通常基于硬盘）以及工作内存 36（通常基于 RAM）。后台存储器 38 可以用于在适当的数据集未被处理时存储它（或其一部分），并且用于存储图像分割步骤、确定各个体积和 F 因子的步骤的结果、适当的准则和门限、以及任何其他适当的中间或最终计算步骤的结果。工作内存 36 通常保存被处理的（部分的）数据集以及解剖结构的分割的结果。计算单元 35 优选地包括适当数量的可执行子例程 35a、35b、35c、35d、35e 和 35f。子例程 35a 被安排来执行心脏图像的分类以区别目标物体特别是血液和其它物体特别是脂肪组织，产生分类的心脏图像。子例程 35b 被安排来将细化算子应用到分类的心脏图像，产生包括各自的被连接图像成分的已处理的心脏图像。子例程 35c 被安排来对于每个被连接图像成分、基于该被连接图像成分的最大体积和该被连接图像成分的最小体积之差计算一个 F 因子。子例程 35d 被安排来执行被连接图像成分的适当标记。子例程 35e 被安排来通过选择具有 F 因子最大值的被连接图像成分而分割解剖结构。

优选地，计算单元 35 还包括子例程 35f，其被安排来基于不同解剖结构特别是左心室和右心室的各自 F 因子之间的比值计算又一个因子

F'。在 F' 因子以预定方式与预定准则相关的情况下，这个事实被用信号通知给处理器 34 作为具有减少精度的结构分割的事件。在这个例子中，处理器 34 进行到又一个子例程 35g，其被安排来根据上面所讨论的本发明的方法执行对心脏图像的堆叠的自动纠正。

根据本发明的设备 30 还包括重叠编码器 37，其被安排来使用分割步骤结果产生原始数据的适当重叠的重现 (rendering)。优选地，所计算的重叠被存储在文件 37a 中。优选地，重叠编码器 37、计算单元 35 和处理器 34 可由优选地存储在内存 38 中的计算机程序 33 来操作。输出 39 用于输出处理结果，如重叠的图像数据，其代表心脏的解剖重叠有分割结构的适当重现。进一步的细节参照图 5 和图 6 来给出。

图 3 示出了根据本发明的设备的另一个实施例的示意图。设备 40 被安排成分割多维数据集中的解剖结构，其中该多维数据集包括多个时间上间隔开的心脏图像。优选地，设备 40 包括数据获取单元 41，特别是磁共振成像器、层析成像单元、超声设备、或者 X 射线单元，用于获取多维数据集。通常数据被设想为从数据获取单元 41 通过适当编码的信号 S 传送到处理器 42。该处理器执行适当的数据分割，如参照图 2 所解释的，由此在它的输出可以产生多种可能的数据。例如，有可能数据 42a 包括左心室的分割，数据 42b 提供右心室的分割，并且数据 42c 提供心肌的分割，这是从数据 42a 和 42b 推导出来的。优选地，设备 40 被嵌入到可以位于数据获取单元 41 远程的工作站 44 中。

使数据 42a、42b、42c 或者其适当组合之中的任何一个可用于适当观测器 43 的另外的输入 45。优选地，另外的输入 45 包括适当的另外的处理器，其被安排来使用适合于控制用户界面 48 的程序 46 操作适当的界面，以使得解剖数据的图像适当地重叠有分割步骤的结果，特别是数据 42a、42b 和/或 42c，从而产生图像部分 48a、48b、48c。优选地，为了用户的方便起见，观测器 43 被提供以高分辨率显示装置 47，用户界面通过适当的交互装置 49 可操作，例如鼠标、键盘或者任何其它适当的用户输入设备。优选地，如果需要的话，用户界面允许用户与图像进行交互，以便标出左心室和右心室之间的边界。适当的图形用户输入由计算机程序 46 翻译成几何门限。这个门限然后被提供给该设备的计算装置，用于图像分割步骤的进一步的迭代。这个选项虑及心室的精确分割，甚至是在输入心脏图像域被准备得较差的情况下。优选地，设备

40 和观测器 43 被安排来形成观察站 45a。

图 4 给出了根据本发明的计算机程序 50 流程图的实施例的示意图。本发明的计算机程序 50 特别适合于从多维数据集中分割心脏结构，其中该多维数据集包括适当的多个时间上间隔开的心脏图像。优选地，计算机程序 50 被实时地并且在多维数据集的适当获取 53 之后马上实施。优选地，该获取使用可操作在平衡式快速梯度回波 (bFFE) 数据获取模式下的磁共振成像设备来执行。所获取的多维数据集然后在步骤 55 中被访问，这样最终完成准备步骤 52，此后设想该数据集被该计算机程序处理，以便分割所考虑的心脏结构。应当看到，有可能在步骤 55 被设想为在本地或者通过远程访问特别是通过互联网或者类似技术来访问预存数据时实施本发明的方法。在多维数据集被访问的事件后，组成多维数据集的图像就在步骤 58 中通过适当的计算算法被分类。例如，在步骤 58a 中，为多维数据集的所有维计算强度直方图，所述多维数据集优选地为三维数据和时间信息。之后，在步骤 58b 中，应用适当的二元门限处理算法，例如根据 N. Otsu 于 1979 年 1 月发表在 IEEE Transactions on System Man and Cybernetics, smc-9(1):62-66 上的“A threshold selection method for gray-level histograms (灰度级直方图的门限选择方法)”。

优选地，为了减少在步骤 56 中将要处理的数据量，图像数据经受使用适当计算算法的限制性感兴趣区域确定，由此基本上心脏组织被留在图像中，背景或者其他组织信息被抑制或者消除。优选地，自动的感兴趣区域确定的方法根据由 C.A.Cocosco 等人于 2004 年发表在 Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 上的“Automatic cardiac region-of interest computation in cine 3D structural MRI (在电影 3D 结构 MRI 中自动计算心脏的感兴趣区域)”来执行。

在步骤 59，优选地通过利用具有 8 连接两维内核的“E”形态侵蚀步骤，在横向平面上选择分类的心脏图像，并且使其经受本身已知的图像细化算子，其中 E 优选地被设置为 6.25mm/体素 X 大小的值。最后得到的图像包括多个被连接图像成分，其在步骤 64 中被进一步分析。应当看到，在细化步骤 59 之后，要求标记步骤 61，其中多维数据集中的不同连接成分被使用相关的计算例程来相应地标记。这个步骤之后优选地接着是步骤 63 中的区域增长算法，其由在步骤 58b 中使用的二元门

限来约束。

接下来，在步骤 64 中，对于每个被连接图像成分计算因子 F，其基于在心脏图像的所有时间相位之中被连接图像成分的第一体积和被连接图像成分的第二体积之差。优选地，第一体积被设置为第二最大体积，并且第二体积被设置为第二最小体积，以保证这些体积的鲁棒估计。最后，在步骤 66 中，通过选择具有满足预定准则的因子 F 的被连接图像成分来分割所考虑的解剖结构。优选地，预定准则被设置为所述差的最大值。此后，在步骤 68 中，所分割的解剖结构特别是心室以适当的格式被存储。

根据本发明的计算机程序 50 可以包括附加的有利步骤，以进一步增进分割结果的鲁棒性。特别地，对于当心脏图像域被准备得较差、允许基本的短轴横向切片延伸入心房中时的情况，当分隔左心室与右心室时，根据本发明的分割方法可能遇到一些困难。为了消除这个问题，在根据本发明的计算机程序 50 中，设想了自动图像域纠正步骤 67。这一技术措施基于一个由经验确定的事实，即存在这样事件的一个可再现的指示器。特别地，当为这个指示器选择了每心室的 F 因子的两个最大相应值的比值时，该准则可以被设置为一个简单的数值。例如，当该比值给定为 $F1/F2$ 时，由此 F1 是在左心室的心脏图像的所有时间相位之中被连接图像成分的第一体积和被连接图像成分的第二体积之差的最大值，并且 F2 是对于右心室的同样的最大值，则当比值 $F1/F2$ 大于 4.0 时要求纠正图像的堆叠。可以通过以下方式使能该纠正，即：削掉在细化算子被应用到分类图像之后获得的四维图像中的顶部 Z 切片，然后重复标记步骤，之后将标记成分增长回顶部 Z 切片中，优选地使用重构开形态操作。最后，执行区域增长和分割步骤。这个技术措施特别有利，因为它提供了完全自动的手段来进行图像堆叠的错误检测和纠正，使能了一种完全自动的精确和鲁棒的图像分割方法。

在可选实施例中，在分割步骤 66 之后，该方法进行到步骤 69，由此分割结果在适当的显示装置上使用适当的图形用户界面程序被显示给用户。优选地，该显示模式包括在心脏图像上重叠分割的解剖结构，特别是彩色的。在操作者满意该结果的情况下，该计算机程序在步骤 70 停止。可选地，在步骤 72，操作者指示左心室和右心室之间的边界，此后这个用户输入在步骤 71 中通过适当的本身已知的图形用户界面被接

受,之后该计算机程序返回分割步骤 74,使用新的几何约束即左和右心室之间的边界来执行该步骤。应当看到,仅在两个横向切片上标记所述边界就足够了,其中一个切片是对于心脏舒张末期,并且一个切片是对于心脏收缩末期。当新的分割在步骤 69 中被显示给用户并且用户满意该结果时,该计算机程序在步骤 70 停止。

图 5 示出了允许用户纠正错误图像堆叠的显示视图的实施例的示意图。优选地,这样的显示视图被嵌入到适当的图形用户界面 80 中,图形用户界面 80 允许交互式图像操控。当前例子展示了三个步骤 80a、80b 和 80c,允许用户纠正错误的图像堆叠,该图像堆叠已经导致所寻求的解剖结构,特别是心室的错误分割。为了清楚起见,仅第一步骤 80a 参照示出了交互式按钮的适当的图形用户界面窗口来展示。当然,另外的步骤 80b 和 80c 使用同样的图形用户界面来执行。该图形用户界面被安排来显现分割的解剖结构 86a、86b,其优选地作为适当的颜色代码重叠在原始数据 88 上,特别是在诊断数据上。该图形用户界面还包括专用窗口 82,多种字母数字信息可以被投射到其上。此外,专用窗口 88 包括适当的多个交互式按钮 84(为了清楚起见,仅示出了一个交互式按钮)。当交互式按钮 84 的任何一个被启动时,该图形用户界面执行对应的预定义的操作。图 5 的例子展示了在分割步骤期间由于错误的图像堆叠使得右心室未与左心室分隔开的情况。当右心室和左心室使用同样的编码特别是同样的颜色编码被重叠时,这可以由用户看到。当用户发觉这一情况时,他进行到纠正过程的步骤 80b。为此,用户选择心脏舒张末期和心脏收缩末期的基本切片。这个过程可以手工执行,或者可以被自动化并且被规定为该类型的某个预定义的可启动按钮 84。当基本切片被发现并且被投射给用户时,他在步骤 80c 画出一条近似线 87,其定义了左心室和心房之间的空间边界。该图形用户界面接受线 87 的坐标并且退回到图形分割步骤。可以通过如下方式来使能该纠正,即:削掉在细化算子被应用到分类图像之后获得的四维图像中的顶部 Z 切片,然后重复标记步骤,之后将标记成分增长回顶部 Z 切片中,优选地使用重构开形态操作。最后,执行区域增长和分割步骤。这个技术措施特别有利,因为它提供了手段来进行图像堆叠的错误检测和纠正,使能了一种精确和鲁棒的图像分割方法。

图 6 示出了籍以呈现分割步骤结果的显示 90 的实施例的示意图。

优选地，使用允许与用户进行交互的适当图形用户界面来显示分割结果。再优选地，该图形用户界面被安排来使用正交图像表示法显示分割结果。例如，该图形用户界面可以包括：用于呈现矢状 (sagittal) 截面图的窗口 90a、用于呈现冠状 (coronal) 截面图的窗口 90b、以及用于呈现横向截面图的窗口 90c。每个窗口 90a、90b、90c 给出分割的解剖结构的重现视图与解剖数据 95 的重叠，其中分割的解剖结构例如是右心室 91 和左心室 93。优选地，使用适当的颜色代码来展示分割的解剖结构 91、93。

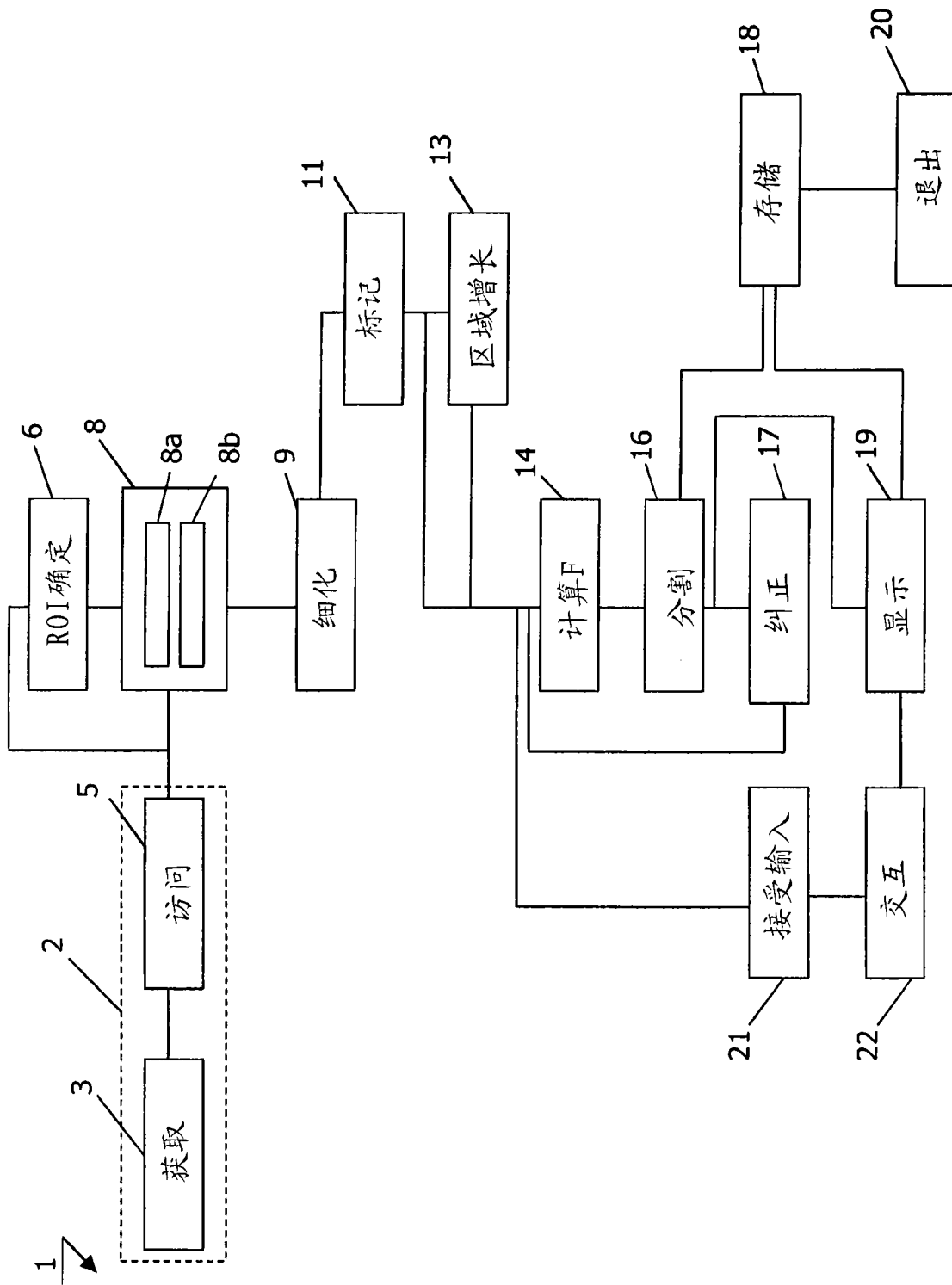


图 1

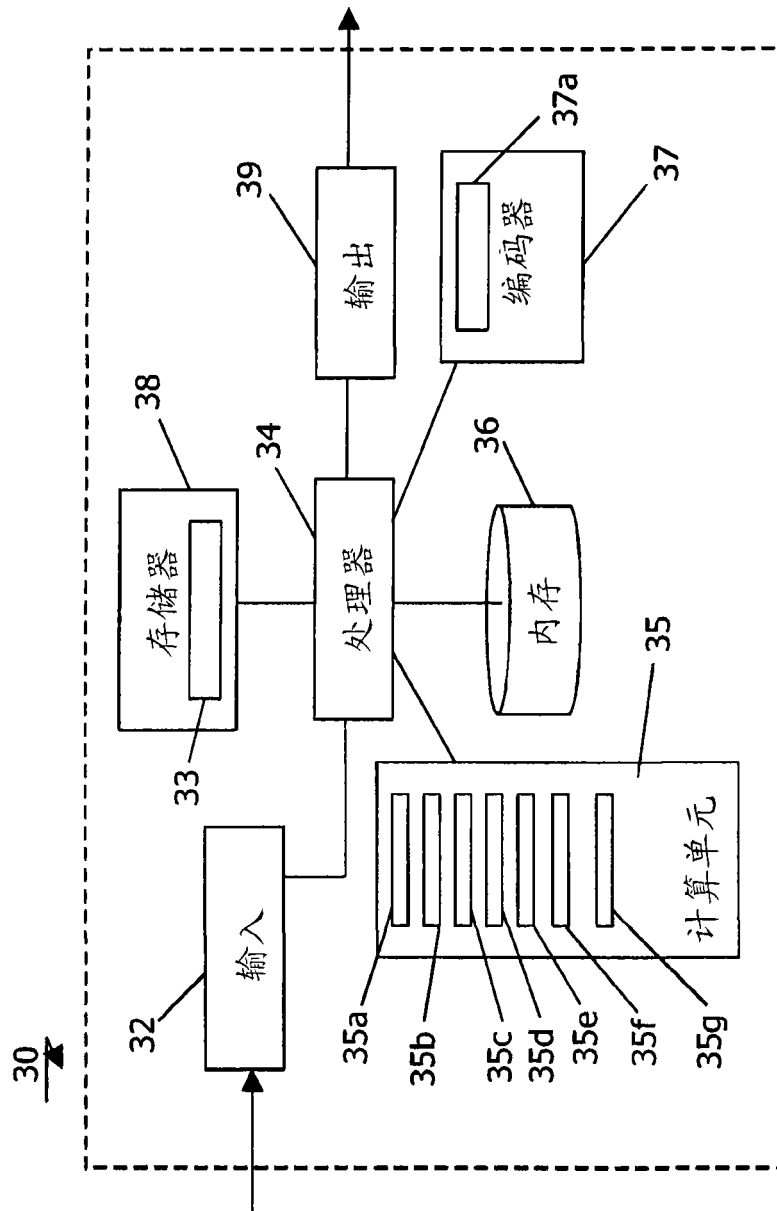


图 2

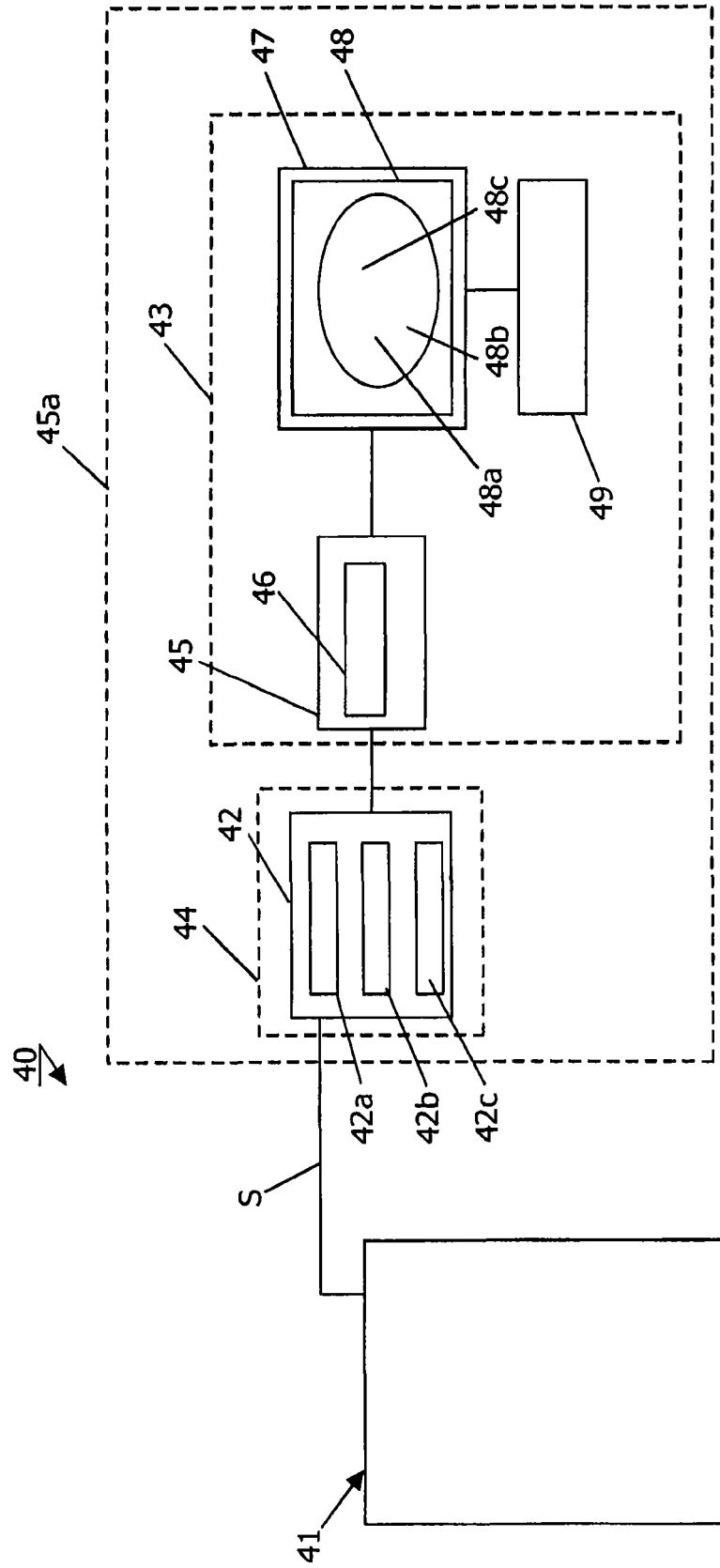


图 3

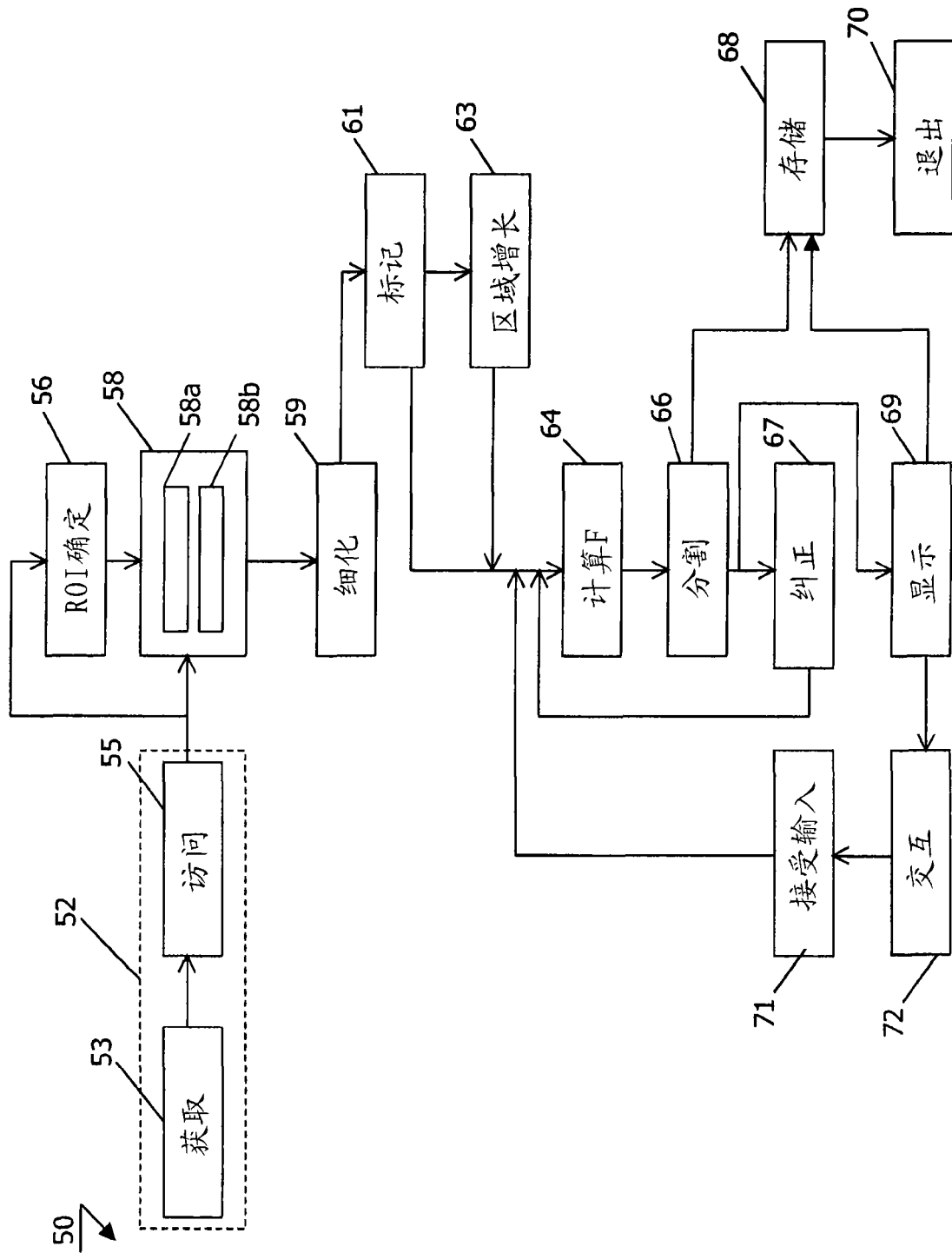


图 4

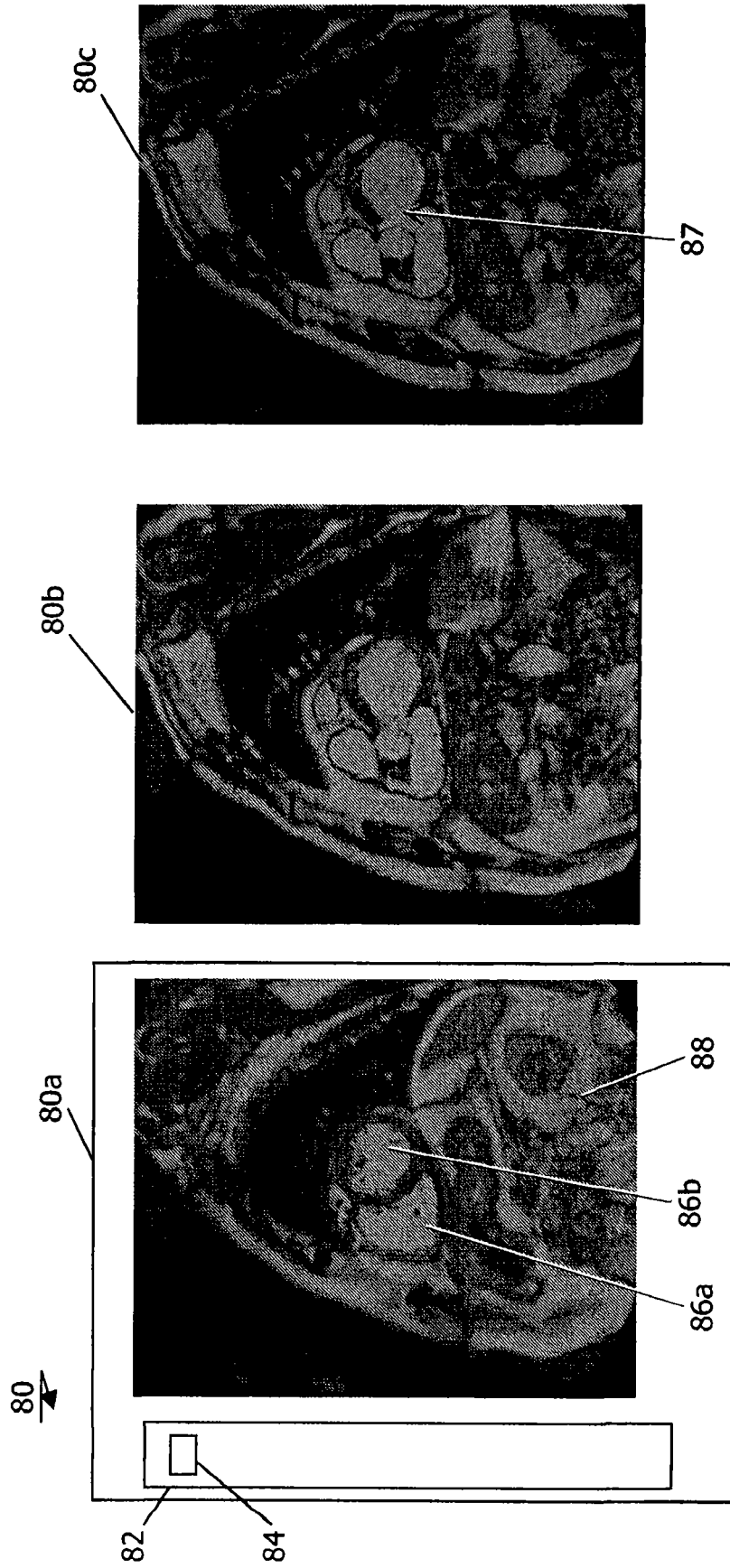


图 5

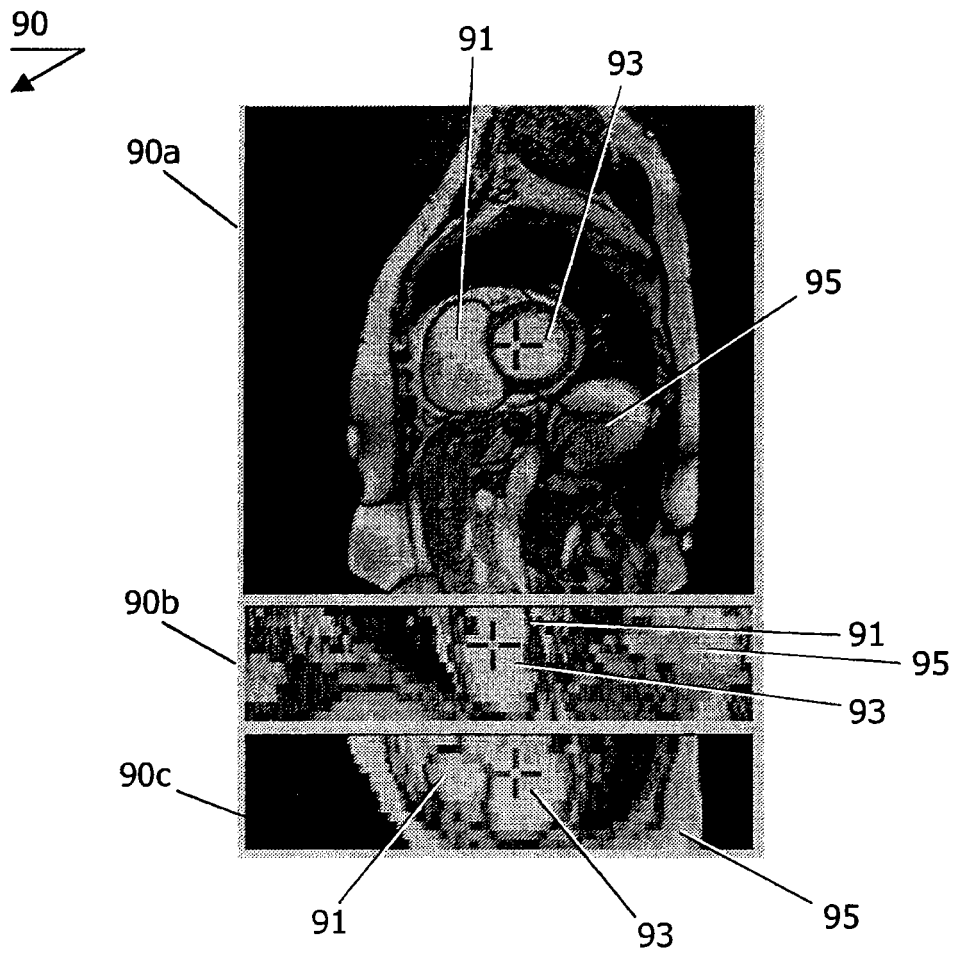


图 6

专利名称(译)	用于分割多维数据集中的解剖结构的方法、设备和计算机程序		
公开(公告)号	CN101160602A	公开(公告)日	2008-04-09
申请号	CN200680012138.7	申请日	2006-04-11
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	CA科科斯科 WJ尼森 T尼特施		
发明人	C·A·科科斯科 W·J·尼森 T·尼特施		
IPC分类号	G06T7/00 A61B5/00		
CPC分类号	G06T2207/20132 G06T7/0081 G06T7/0012 G06K9/342 G06K2209/05 G06K2009/366 G06T2207/10072 G06T2207/30048 G06T2207/20092 G06T7/11		
代理人(译)	李静岚		
优先权	2005102864 2005-04-12 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明的方法1优选地实时地并且在多维数据集的适当获取3之后马上实施，该多维数据集在步骤5中被访问，并且组成多维数据集的图像在步骤8中被分类。优选地，为了减少在步骤6中将要处理的数据量，图像数据经受限制性感兴趣区域确定。在步骤9中，分类的心脏图像经受图像细化算子，以使最后得到的图像包括多个被连接图像成分，其在步骤14中被进一步分析。在细化步骤9之后，执行标记步骤11，其中多维数据集不同的连接成分相应地被标记。这个步骤之后优选地接着是区域增长步骤13，其由在步骤8b中使用的二元门限来约束。对于每个被连接图像成分，在步骤14中计算一个因子F。在步骤16中通过选择具有满足预定准则的因子F的被连接图像成分来分割解剖结构。此后，在步骤18中，所分割的解剖结构以适当的格式被存储。本发明还涉及设备、工作站、观察站和计算机程序。

