

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 7/20 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780048193.6

[43] 公开日 2009 年 10 月 28 日

[11] 公开号 CN 101568942A

[22] 申请日 2007.12.27

[21] 申请号 200780048193.6

[30] 优先权

[32] 2006.12.29 [33] US [31] 60/882,669

[86] 国际申请 PCT/IB2007/055319 2007.12.27

[87] 国际公布 WO2008/081396 英 2008.7.10

[85] 进入国家阶段日期 2009.6.25

[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·霍尔 H·M·江

G·A·施瓦茨

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英 刘炳胜

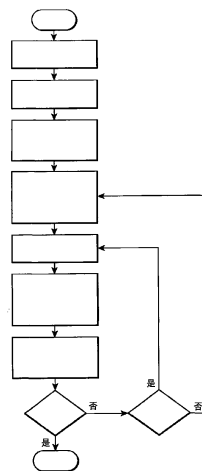
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 1 页

[54] 发明名称

图像引导介入过程中改进的用于补偿手术中发生的运动的图像配准和方法

[57] 摘要

本发明提供了用于采用超声成像引导介入医疗过程的方法和系统。利用改进的图像融合技术，本发明提供了用于柔性目标体积和/或柔性周围结构的治疗的改进的方法。



1、一种用于以无创的方式计算体腔内的柔性目标体积的速度矢量场的方法，所述方法包括：

采用手术前成像模态生成围绕所述目标体积的区域的手术前图像，并生成初始目标体积计算，其中，所述区域包括所述目标体积，并且其中，所述模态不是灰阶超声；

采用超声成像模态生成围绕所述目标体积的区域的超声图像，采用图像配准技术使所述超声图像与所述手术前图像空间对准，由此提供更新的目标体积计算，并采用叠加技术使所述超声图像与所述手术前图像结合，其中，所述区域包括所述目标体积；以及

计算所述目标体积的所述速度矢量场，其中，对所述场的计算是无创的，并且针对所述目标体积和周围组织的柔性值调整对所述场的计算，由此以无创的方式计算体腔内的柔性目标体积的速度矢量场。

2、根据权利要求1所述的方法，其中，所述手术前图像或手术前模态是选自由下述选项构成的组中的至少一项：磁共振成像、计算机层析成像、对比增强超声等等。

3、根据权利要求1所述的方法，其中，所述初始目标体积计算和所述更新的目标体积计算的至少其中之一还包括选自由下述选项构成的组中的至少一个目标体积参数：所述目标体积的位置、范围和形状。

4、根据权利要求1所述的方法，其中，所述超声图像是二维图像。

5、根据权利要求1所述的方法，其中，所述超声图像是三维图像。

6、根据权利要求1所述的方法，还包括通过比较相继帧的超声强度数据而利用所述超声图像估算所述目标体积的所述速度矢量场。

7、根据权利要求1所述的方法，其中，计算所述速度矢量场还包括计

算位移场。

8、根据权利要求 6 所述的方法，其中，计算所述速度矢量场和/或位移场还包括计算选自由下述选项构成的组中的至少一个目标体积参数：所述目标体积的旋转、平移和形变。

9、根据权利要求 1 所述的方法，还包括通过选自由下述选项构成的组中的至少一个步骤降低计算时间：生成单幅手术前图像、采用单一图像配准以及采用单一成像模态计算所述速度矢量场和/或位移场。

10、一种用于对介入医疗过程加以引导，从而实现对柔性目标体积的诊断或治疗的方法，所述方法包括：

采用所述目标体积的速度矢量场和/或位移场实时修改所述目标体积计算，其中，对所述场的计算是无创的，而且针对所述目标体积和周围组织的柔性值调整对所述场的计算；

实时生成介入设备的至少一幅超声图像；以及

采用所述介入设备的实时超声图像和超声目标体积计算改变所述介入设备的放置，由此对所述介入医疗过程加以引导从而实现对柔性目标体积的诊断或治疗。

11、根据权利要求 10 所述的方法，其中，所述目标体积计算还包括选自由下述选项构成的组中的至少一个目标体积参数：所述目标体积的位置、范围和形状。

12、根据权利要求 10 所述的方法，其中，所述超声图像是二维图像。

13、根据权利要求 10 所述的方法，其中，所述超声图像是三维图像。

14、一种用于组合多种类型的医疗图像，从而对介入医疗过程加以引导的方法，所述方法包括：

采用成像模态生成围绕目标体积的区域的初始图像，并生成对应的超

声索引图像，其中，所述区域包括所述目标体积，并且其中，所述模态不是灰阶超声；

实时生成所述目标体积的超声图像，并在所述超声索引图像和实时超声图像之间进行基于图像的配准；以及

采用叠加技术和所述超声索引图像的至少其中之一使所述初始图像与所述实时超声图像组合。

15、根据权利要求 14 所述的方法，其中，所述图像或所述成像模态是选自由下述选项构成的组中的至少一项：计算机层析成像、磁共振成像、对比增强超声等等。

16、根据权利要求 14 所述的方法，其中，所述实时超声图像是在所述介入过程中生成的。

17、一种用于采用多种成像模态引导介入医疗过程的系统，包括：

用于生成手术前图像以及生成初始目标体积计算的手术前成像模态，其中，所述模态不是灰阶超声；

用于下述操作的至少其中之一的超声成像模态：实时生成介入医疗设备的图像，以及计算所述目标体积的速度矢量场和/或位移场，其中，所述场用于生成更新的目标体积计算；以及

用于插入到所述目标体积内的介入医疗设备，其中，采用更新的目标体积计算和所述介入设备的实时图像来改变所述介入设备的放置。

18、根据权利要求 17 所述的系统，其中，所述手术前模态或手术前图像是选自由下述选项构成的组中的至少一项：计算机层析成像、磁共振成像、对比增强超声等等。

19、根据权利要求 18 所述的方法，其中，所述初始目标体积计算和所述更新的目标体积计算的至少其中之一还包括选自由下述选项构成的组中的至少一个目标体积参数：所述目标体积的位置、范围和形状。

图像引导介入过程中改进的用于补偿手术中发生的运动的图像配准和方法

技术领域是用于介入医疗过程中的超声引导的方法和系统。

介入医疗过程通常涉及出于诊断或治疗目的向患者体内的目标解剖学位置上插入小的生物医疗设备（例如，针或导管）。将来自各种成像模态的图像用于引导所述设备的插入和/或调整所述设备的放置。一个这样的模态是超声灰阶成像，其提供了静态图像和/或实时图像，是无创的，而且能够以低成本运作。超声扫描仪也能够有效地使所述介入设备可视化，而且可以将超声扫描仪与所述设备容易地结合使用。

但是，一直难以采用超声灰阶模态对某些组织类型成像，例如，那些相对于周围健康组织具有不相容的声学标记或者非特异性声学标记的组织类型。例如，肝细胞癌一直难以检测，这是由于其较周围的健康肝实质是亚回声、超回声或同回声的。因此，对这种类型或者类似类型的恶性组织的介入性治疗的成功超声引导一直很困难。因此，在仍然采用超声灰阶对介入设备成像的同时，一直采用由更为灵敏的模态（例如，计算机层析成像（CT）、对比增强超声（CEUS）或磁共振成像（MRI））获得的信息生成目标体积的手术前图像。之后，采用配准技术使手术前图像与实时超声图像结合。使来自手术前图像的目标体积位置与来自所述超声图像的设备位置相结合为医生增添了对介入设备的放置的信心，并提高了所述放置的准确性。

当前的配准技术涉及使来自不同模态（例如，CT 和超声图像）的图像配准。交叉模态配准往往价格昂贵，而且需要长的计算时间。CEUS 和灰阶超声之间的配准也一直存在困难，这是因为用于检测目标体积的 CEUS 图像是时变的，而用于监测介入设备的灰阶超声图像则是非时变的。

此外，大多数当前的配准技术假设目标器官和周围结构是静止的固体对象，而忽略了介入过程中的器官运动和形变。但是，在治疗过程中，器官（例如，呼吸和/或心脏）运动或者患者一般身体运动往往是不可忽略的。

已经有人观察到了腹部目标的 10-30mm 左右的典型位移 (Rohlfing T. Maurer CR Jr. O'dell WG. Zhong J. Medical Physics. 31(3):427-32, 2004 Mar)。这些位移导致了对目标体积的准确位置的不利估算, 并由此导致了不准确的治疗。

在图像引导神经外科中, 已经通过采用手术前超声进行位移估算的研究解决了手术前图像或数据集的运动 (被称为“脑移位”) 补偿的问题。例如, 在 Lunn 等人的最近的研究当中, 向猪的大脑中植入了无锈静止珠 (Lunn, K.E.、Paulsen, K.D.、Roberts, D.W.、Kennedy, F.E.、Hartov, A.、West, J.D. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 22(11), pp.1358-1368, Nov. 2003)。采用所述珠作为标记, 通过三维手术前 CT 扫描对大脑成像, 之后通过超声对其进行跟踪。这一跟踪允许获取脑移位运动模型的平移矢量。之后, 通过逆转所推断出的平移矢量而校正手术前数据集。这一方法的主要缺点在于标记的无创插入, 以及只存在平移运动的假设, 其忽略了在柔软的目标结构 (例如, 大脑或肝脏) 或者受到柔软和/或运动的组织包围的结构 (例如, 心脏或膈) 内产生的形变。因而, 需要针对目标移动对图像数据加以校正的改进的方法。

相应地, 文中提供的本发明的体现其特征的实施例是一种用无创地计算体腔内的柔性目标体积的速度矢量场的方法, 包括: 采用手术前成像模态生成围绕目标体积的区域的手术前图像, 并生成初始目标体积计算, 其中, 所述区域包括目标体积, 并且其中, 所述模态不是灰阶超声; 采用超声成像模态生成围绕所述目标体积的区域的超声图像, 采用图像配准技术使超声图像与手术前图像空间对准, 从而提供更新的目标体积计算, 并采用叠加技术使超声图像与手术前图像相结合, 其中, 所述区域包括目标体积; 以及计算目标体积的速度矢量场, 其中, 所述场的计算是无创的, 而且针对目标体积和周围组织的柔性值进行了调整。

在所述方法的相关实施例中, 手术前图像和/或手术前模态是下述类型中的至少一种: 磁共振、计算机层析成像、对比增强超声等等。

在另一相关实施例中, 初始目标体积计算和更新的目标体积计算的至少其中之一还包括下述目标体积参数的至少其中之一: 目标体积的位置、

范围和形状。

在又一相关实施例中，超声图像是二维图像或三维图像。在相关实施例中，通过比较超声强度数据的相继的帧采用超声图像估算目标体积的速度矢量场。

在上述方法的相关实施例中，计算速度矢量场涉及计算位移场。在另一相关实施例中，计算速度矢量场和/或位移场包括计算下述目标体积参数的至少其中之一：目标体积的旋转、平移和变形。

相关实施例包括通过下述步骤的至少其中之一缩短计算时间：生成单幅手术前图像，采用单一图像配准，以及采用单一成像模态计算速度矢量场和/或位移场。

文中提供的本发明的另一体现其特征的实施例是一种用于对介入医疗过程加以引导以实现柔性目标体积的诊断或治疗的方法，包括：采用目标体积的速度矢量场和/或位移场实时修改目标体积计算，其中，所述场的计算是无创的，并且针对目标体积和周围组织的柔性值进行调整；实时生成介入设备的至少一幅超声图像；以及采用介入设备的实时超声图像和超声目标体积计算改变介入设备的放置，由此对介入医疗过程加以引导，以实现柔性目标体积的诊断或治疗。

在上述方法的相关实施例中，目标体积计算包括下述参数的至少其中之一：目标体积的位置、范围和形状。

在另一相关实施例中，超声图像是二维图像或三维图像。

另一示例性实施例是用于结合多种类型的医疗图像，从而对介入医疗过程加以引导的方法。所述方法包括下述步骤：采用成像模态生成围绕目标体积的区域的初始图像，其中，所述区域包括目标体积，并且其中，所述模态不是灰阶超声；生成对应的超声索引(index)图像；实时生成目标体积的超声图像；在超声索引图像和实时超声图像之间实施基于图像的配准；以及采用叠加技术和/或超声索引图像使初始图像与实时超声图像相结合。

在上述方法的相关实施例中，图像或成像模态包括下述类型中的至少一种：计算机层析成像、磁共振成像、对比增强超声等等。

在另一相关实施例中，在介入过程中生成实时超声图像。

另一示例性实施例是一种用于采用多个成像模态引导介入医疗过程的系统。所述系统包括下述部件：用于生成手术前图像并且用于生成初始目标体积计算的手术前成像模态，其中，所述模态不是灰阶超声；用于实时生成介入医疗设备的图像和/或计算目标体积的速度矢量场和/或位移场的超声成像模态，其中，所述场用于生成更新的目标体积计算；以及用于插入到目标体积内的介入医疗设备，其中，采用更新的目标体积计算和介入设备的实时图像改变介入设备的放置。

在上述方法的相关实施例中，手术前模态或手术前图像包括下述类型中的至少一种：计算机层析成像、磁共振成像、对比增强超声等等。

在另一相关实施例中，初始目标体积计算和/或更新的目标体积计算包括下述目标体积参数的至少其中之一：目标体积的位置、范围和形状。

图 1 是示出了采用成像数据对介入医疗过程所做的引导的流程图。

在图 1 中示出了文中所提供的方法和系统的示例性实施例。通过成像模态（例如，CT、MRI 和/或 CEUS）计算手术前数据集（在图 1 中将其识别为 POD）。之后，采用这一数据集生成初始目标体积计算（在图 1 中被标示为 TV0）。之后，采用超声成像模态计算超声数据集。之后，采用配准技术使超声数据集与手术前数据集对准。使手术前数据集与超声数据集对准提供了更新的目标体积计算（在图 1 中被标示为 TV）。之后，实时计算相继的超声数据集，并采用其计算目标体积的速度矢量场和/或位移场。所述速度矢量场和/或位移场提供了进一步更新的目标体积计算。之后，将更新的目标体积叠加到介入设备的实时超声图像上，这样将改善对患者体内的设备的引导和导航。

介入医疗过程通常涉及出于诊断或治疗目的向患者体内的目标解剖学位置上插入小的生物医疗设备（例如，针或导管）。介入医疗过程的示例包括但不限于：射频消融治疗、冷冻消融和微波消融。

也可以将每一图像融合技术用于与引导介入医疗过程相关和/或不相关的应用，例如，用于无创医疗过程或者（例如）非医疗过程。类似地，还可以将文中提供的用于计算柔性目标体积的速度矢量场和/或位移场的

方法用于与引导介入医疗过程相关和/或无关的应用，例如，用于无创医疗过程或者（例如）非医疗过程。

文中采用的短语“目标体积”是指患者主体内的实际三维区域，其是或者包括介入治疗的预期部位。目标体积计算包括目标体积在患者体内的尺寸、形状、范围和/或位置。

文中采用的“柔性目标体积”是指具有柔性值的目标体积。柔性值是指弯曲、挠曲、扭曲、变形等的能力或倾向。更高的柔性值对应着提高的弯曲、挠曲、扭曲、变形等的能力或倾向。

采用手术前数据集对所述目标体积与周围实质进行最佳检测和区分。文中采用的数据集是指通过成像模态计算的数据，其与“图像”一词做同义词使用。在文中提供的方法和系统当中，CT、MRI 和/或 CEUS 模态提供了手术前数据集。

超声成像（又称为医疗声图描记或超声波扫描）是一种采用频率大于人类听觉上限（所述限度为大约 20 千赫）的声波的诊断医疗成像技术。采用超声成像使各种内部器官的尺寸、结构和/或位置可视化，有时采用超声成像对病理性损伤成像。存在几种类型的超声成像，包括灰阶超声和 CEUS。一般而言，灰阶数字图像是每一像素的值均为单个样本的图像。所显示的这类图像通常由灰色阴影构成，所述灰色可以从处于最弱强度的黑色变化到处于最强强度的白色，但是理论上可以将所述样本显示为任何颜色的阴影，乃至可以针对不同的强度采用各种颜色对所述样本进行编码。灰阶图像与黑白图像是截然不同的，在计算机成像的背景下，黑白图像是只具有黑和白两种颜色的图像；灰阶图像具有处于黑和白的二分（dichotomy）之间的很多中间色深（shade）的灰色。除非另作说明，否则文中提供的任何对超声的引用，例如，超声图像或图像、超声扫描仪或扫描仪或者超声模态或模态都是指灰阶超声。

文中提供的方法将超声图像用于几种目的。超声图像实时提供介入设备的位置。在 2D 和/或 3D 中还采用超声图像估算目标体积的速度场和/或位移场。速度矢量场描述目标体积的运动速度和方向如何随时间变化。位移场描述目标体积的位置如何随时间变化。通过比较来自相继的超声图像的超声强度值计算所述场。速度场和/或位移场包括下述参数的至少其中之一：目标体积和/或周围组织的旋转、平移和形变。

尽管计算时间随着速度场和/或位移场估算的复杂程度的提高而延长，但是与所述场的计算涉及来自不同模态的图像的基于图像的配准的现有技术相比，采用两个超声数据集的当前方法显著缩短了计算时间。

超声是用于实现高分辨率运动估算的有效模态。例如，文中提供的方法采用了具有高帧速率的块匹配技术，从而沿轴向获得了的大约十分之一毫米级别的分辨率。

在典型的块匹配方法中，将图像帧划分成像素块（在文中称为“块”）。标准块在形状上为矩形。之后，采用块匹配算法在逐像素的基础上测量相继的图像或图像部分之间的相似性。“相继图像”是在时间上连续获得的图像。例如，每秒获得五幅图像；第二幅图像是第一幅图像的相继图像，第三幅图像是第二幅图像的相继图像，第四幅图像是第三幅图像的相继图像，等等。采用专用搜索策略将来自当前帧的块放到前一帧内，并使之四处移动。定义一个判断目标块与前一帧内的对应块的匹配程度的标准。所述标准包括一个或多个下述项：均方误差、最小绝对差、平方差的和以及绝对差的和。块匹配技术的目的在于通过计算来自相邻帧的块的相对位移而计算每一块的运动矢量。

对比增强超声（CEUS）是指超声造影剂的使用与灰阶超声成像技术的结合。超声造影剂是通过静脉施用到体循环内的填充了气体的微泡。所述微泡具有高回声反射度，所述回声反射度是指对象反射超声波的能力。微泡内的气体和身体的周围软组织之间的回声反射度差非常大。因而，利用微泡造影剂的超声成像增强了超声反向散射或超声波的反射，从而在高回声反射度差的作用下生成了具有增强的对比的唯一的声波图。采用 CEUS 对器官内的血液灌注成像、测量心脏和其他器官内的血流，此外，CEUS 还具有其他应用。

计算机层析成像（CT）是指一种由几幅二维 X 射线图像生成对象内部的三维图像的医疗成像方法，其中，所述二维 X 射线图像是围绕单个旋转轴获取的。CT 通过被称为开窗口的过程生成能够对其进行操纵的数据体积（volume of data），从而基于各种结构阻挡 x 射线射束的方式表现所述结构。现代扫描仪还允许在各个平面（作为 2D 图像）内对所述数据体积重定格式或者将所述数据体重定格式为结构的体积（3D）表达。

又被称为磁共振层析成像（MRT）或核磁共振（NMR）的磁共振成像

(MRI)是指一种利用强磁体和无线电波使活性有机体的内部可视化的方法。MRI 主要用于表现活体组织的病理学改变或其他生理学改变,它是一种常用的医疗成像形式。与利用存在潜在危害的辐射(x射线)的常规射线照相和 CT 成像不同,MRI 成像以原子的磁性为基础。强磁体生成比地球磁场强大约 10,000 倍的磁场。诸如人体的体内的占据非常小的比例的氢原子将与这一场对准。使所聚焦的无线电波脉冲朝向组织内经对准的氢原子播散;之后,所述组织将返回信号。来自各种身体组织的信号中存在的细微差别使得 MRI 能够区分器官并且对良性和恶性组织形成潜在对照。可以对成像平面(或片层)投影、将其存储在计算机内或者将其打印到底片上。MRI 被用于穿过衣物和骨骼成像。但是,感兴趣区域内的某些类型的金属可能在所得到的图像内引起被称为伪影的显著误差。

图像配准涉及通常在三维空间内利用空间坐标使图像空间对准。在一些实施例中,配准涉及人工图像相似性评估。在其他实施例中,配准涉及基于图像的自动图像相似性评估。在一些实施例中,配准涉及图像之间的基于图像的界标配准。在配准之后,叠加步骤对于数据的综合显示很重要。图像融合是指跟随着图像叠加的图像配准过程。

图像叠加涉及在视觉上将两幅图像合并成一幅显示。例如,将 2D 实时超声图像叠加到初始图像的三平面(3D)视图上。可选地,例如,利用透明叠加将 3D 超声图像叠加到初始图像上。之后,在所述超声图像的顶上绘制虚拟超声探头,从而针对图像的左右取向提供相对于实际超声探头的提示信号(cue)。文中采用的虚拟超声探头是指通过超声成像模态显示的实际超声探头的数字表示。文中采用的实际超声探头是指超声成像系统的部分,操作员移动所述部分,以改变由所述超声成像系统生成的图像。随着对所述超声探头的移动,重新绘制景物(例如,以大约 5 帧/秒的速度)。在图像叠加过程中经常以不同的颜色显示超声图像和初始图像,以提供相互之间的区分。

备选实施例提供了一种备选图像融合技术,其包括下述步骤:生成初始图像和对应的超声索引图像;生成实时的超声图像;使所述索引图像与所述实时图像配准(例如,采用 Philips Qlab 软件);以及采用图像叠加算法将所述初始图像叠加到所述实时图像上。在这一技术当中,配准涉及人工和/或基于图像的初始图像相似性评估以及所述索引图像和实时图像之

间的基于图像的界标配准。

文中采用的索引图像是指描绘了还通过初始手术前图像对其给出了图像表示的患者身体区域的超声图像。例如，采用 CT 成像模态生成患者身体内的区域的初始图像，并采用对应的超声索引图像对患者体内具有大致相当的尺寸、形状和/或位置的区域成像。

与其他配准方法相比较，文中提供的方法和系统具有几个优点。所述方法是无创的（与涉及向身体内插入诸如不锈钢珠的人造标记的其他方法相比较）。所述速度矢量场和/或位移场将说明目标体积和/或周围结构的柔性值，从而得到对目标体积的更为准确的治疗。由于下述原因极大降低了计算时间：（1）仅生成了一个手术前数据集，而不是对应于器官运动的不同阶段的几个体积，（2）仅执行一次交叉模态图像配准（例如，CT 到超声或者 MRI 到超声），以及（3）采用单一成像模态（超声）而不是多模态计算速度和/或位移场。

备选的图像融合技术具有下述优点：其避免了两种成像模态之间的直接图像配准；相反，其采用了索引超声图像，从而使初始（例如，CT）图像间接匹配至所述实时超声图像；其不需要在介入性治疗过程中采用人工标记；可以在介入性治疗之前（例如，几天以前）采集初始图像。此外，如果采用具有双重成像功能的超声成像系统，那么能够同时从同一成像平面获得 CEUS 初始图像和超声索引图像。此外，采用现有的对比图像而非实时对比图像节省了时间和金钱，并且避免了由蒸汽云引起的成像问题，其中，蒸汽云是指因对细胞热处理而生成的水蒸汽的会聚。

此外，显然，可以在不背离所附权利要求及其等同精神和范围的情况下设计出本发明的其他的更多的形式以及上述的具体的和示例性的实施例之外的实施例，因此本发明的范围旨在包含这些等价方案，而且说明书和权利要求意在起到举例说明的作用，不应将其推断为进一步的限制。

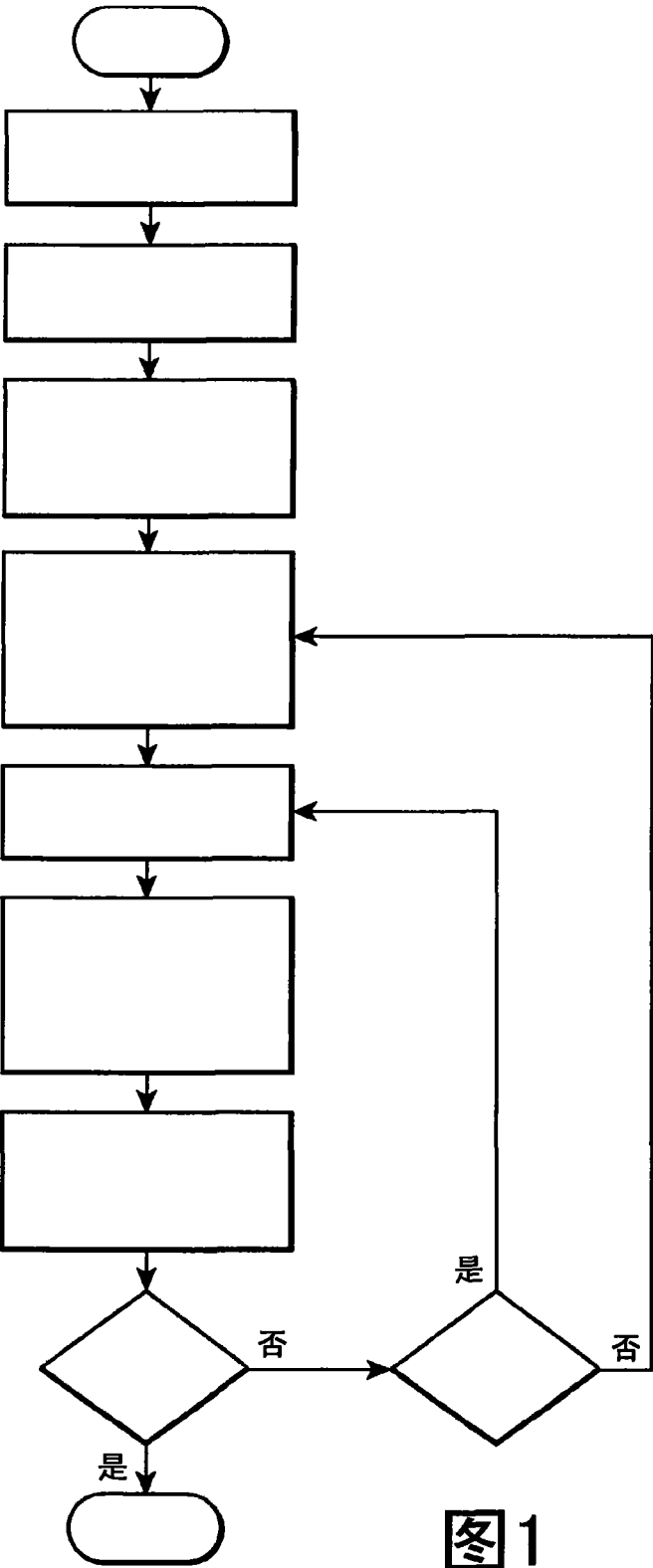


图1