



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101911119 B

(45) 授权公告日 2015. 02. 25

(21) 申请号 200980102360. X

(22) 申请日 2009. 01. 07

(30) 优先权数据

61/022, 019 2008. 01. 18 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 07. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/050041 2009. 01. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/090572 EN 2009. 07. 23

(73) 专利权人 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 Z·赵 L·邵 J·耶 X·宋

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101061508 A, 2007. 10. 24, 全文.

EP 0440137 A3, 1996. 09. 18, 全文.

陈昱, 张远林. 医学图像配准的研究方法纵

览. 《北京生物医学工程》. 2000, 第 19 卷 (第 2 期), 119-122、100 页.

M L KESSLER. Image registration and data fusion in radiation therapy. 《The British Journal of Radiology》. 2006, S99 - S108.

Marcin Wierzbicki et al. Validation of dynamic heart models obtained using non-linear registration for virtual reality training, planning, and guidance of minimally invasive cardiac surgeries. 《Medical Image Analysis》. 2004, 387 - 401 页.

审查员 朱殿尧

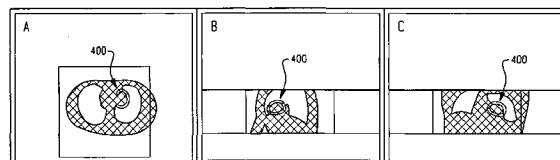
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

图像配准对齐度量

(57) 摘要

一种方法包括获得包括第一和第二成像数据集的组合数据集。第一和第二成像数据集对应于不同成像模态。该方法还包括确定指示所述组合数据集中所述第一和第二成像数据集之间对齐的度量。该方法还包括以人可读的格式呈现所述度量。



1. 一种成像方法,包括:

获得包括第一和第二成像数据集的组合数据集,其中所述第一和第二成像数据集分别与第一和第二成像模态对应;

确定指示所述组合数据集中所述第一和第二成像数据集之间的对齐的度量;以及
以人可读的格式提供所述度量,其中,所述方法还包括:

基于感兴趣组织分割所述第一成像数据集,以生成包括所述感兴趣组织的第一经分割的区域;

在经分割的数据集中识别具有与所述感兴趣组织对应的第一值的第一组体素;

确定所述第一组体素中的体素的第一数量;

在所述第二成像数据集中识别与所述第一组体素对应的第二组体素;

确定所述第二组体素中的具有与所述感兴趣组织对应的第二值的体素的第二数量;

基于体素的所述第一和第二数量确定所述度量;以及

基于所确定的度量来确定是否应当配准或再次配准所述组合数据。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述度量包括指示分别来自所述第一和第二成像数据集的第一和第二感兴趣区域之间的临床相关距离的数值描述,并且其中,所述临床相关距离是两个感兴趣区域之间的实际或估计的距离。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括

识别所述第一成像数据集中感兴趣组织的第一轮廓;以及

识别所述第二成像数据集中所述感兴趣组织的第二轮廓,

其中,所述度量指示所述第一和第二轮廓之间的对齐。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中,所述度量是所述第一和第二轮廓之间的欧几里德距离。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,基于下式确定所述度量:

$$1 - \left(\frac{\text{体素的第二数量}}{\text{体素的第一数量}} \right)$$

6. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括通过以具有与所述感兴趣组织对应的值的体素的值的平均替换不具有与所述感兴趣组织对应的值的体素的值,来配准所述第一和第二数据集。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括基于操作员的输入配准所述第一和第二数据集。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,对所述第一成像数据集重新采样以使其体素尺寸或分辨率中的至少一个与所述第二成像数据集基本相同,其中,所述第一成像数据集是 CT 数据,所述第二成像数据集是 SPECT 数据。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述组合数据集不是经配准的数据集。

10. 一种成像系统,包括:

组合第一和第二成像数据集的数据组合器 (136),其中,所述第一和第二成像数据集分别与不同的成像模态对应;

度量确定部件 (138),其确定指示经组合的数据集中所述第一和第二成像数据集之间

的对齐的度量；以及

配准部件 (142)，在所述度量指示所述第一和第二成像数据集之间的对齐无法接受时，所述配准部件配准所述第一和第二成像数据集，其中，所述系统还包括：

分割部件 (302)，所述分割部件基于感兴趣组织分割所述第一成像数据集以生成包括所述感兴趣组织的第一经分割的区域；以及

体素计数器 (304)，所述体素计数器对经分割的数据集中第一组体素中的具有与所述感兴趣组织对应的第一值的体素的第一数量进行计数，并对所述第二成像数据集中第二组体素中的既与所述第一组体素对应又具有与所述感兴趣组织对应的第二值的体素的第二数量进行计数；

其中，所述度量基于体素的所述第一和第二数量；

判决部件 (140)，所述判决部件基于所确定的度量来确定是否应当配准或再次配准所述组合数据。

11. 根据权利要求 10 所述的系统，其中，所述数据组合器对所述第一成像数据集重新采样以使所述第一成像数据集的体素尺寸或分辨率中的至少一个与所述第二成像数据集的体素尺寸或分辨率基本相同，其中，所述第一成像数据集是 CT 数据，所述第二成像数据集是 SPECT 数据。

12. 根据权利要求 10 所述的系统，其中，所述组合数据集未经配准。

13. 根据权利要求 10 所述的系统，其中，所述配准包括以具有与所述感兴趣组织对应的值的对应组体素的值的平均替换不具有与所述感兴趣组织对应的值的体素的值。

图像配准对齐度量

[0001] 本申请大体上涉及配准从由不同成像模态采集的数据生成的图像。尽管将其描述为特别应用于单光子发射计算机断层摄影 / 计算机断层摄影 (SPECT/CT) 系统,但其还涉及其他医疗和非医疗成像应用。

[0002] 混合式多模态成像系统包括 SPECT/CT、PET/CT 和 PET/MRI 系统。常规上,利用这种混合式系统相继采集数据,即,利用各模态中的一种来采集第一数据,然后利用另一种模态采集第二数据。因此,利用第一和第二数据生成的图像可能会有一些程度的机械失准。即使可以校正机械失准,也可能有因为不同扫描之间患者运动或诸如器官的生理组织运动而造成的失准。

[0003] 例如,心脏在身体内的相对位置是呼吸周期的函数。对于心脏 SPECT/CT 系统而言,CT 扫描在数秒内或更少时间内采集数据。这样一来,可以将 CT 扫描视为呼吸周期的快照。然而,SPECT 扫描与 CT 扫描相比在较长时间内采集数据。这样一来,可以将 SPECT 扫描视为呼吸周期上的平均。不同采集时间的结果是所得的 CT 和 SPECT 图像相对于心区可能不对齐。文献曾报道过在头到脚或纵向上心区的失准在零 (0) 到二十四 (24) 毫米 (mm) 范围。令人遗憾的是,这种失准可能会导致基于 CT 的衰减得以校正的 SPECT 数据中的假阳性或定位误差。文献还指出了试图改善心脏区域中 CT 和 SPECT 或 CT 和 PET 之间失准的方法。然而,这些方法一般不提供良好的临床方案。

[0004] 结果,临床医生在作出临床诊断判定或执行其他任务之前,例如对于 SPECT/CT 和 PET/CT 而言对数据进行衰减校正 (AC) 之前,需要目测检查两幅图像的配准。在一种情况下,临床医师浏览多幅正交视图以检查不同切片中的失准情况,如有必要,移动图像以校正失准。这种手动检查和校正可能耗费时间且单调乏味。常规上,临床医师手动对齐 CT 心脏数据和非 ACSPECT 心脏数据,然后对 SPECT 数据执行 CT-AC。这种对齐方法的结果是,其他组织可能没有得到适当配准,并可能在 CT-AC 之后向数据中引入人为噪声。

[0005] 本申请的各个方面解决上述问题以及其他问题。

[0006] 根据一个方面,一种方法包括获得包括第一和第二成像数据集的组合数据集。所述第一和第二成像数据集对应于不同成像模态。该方法还包括确定指示所述组合数据集中所述第一和第二成像数据集之间对齐的度量。该方法还包括以人可读的格式提供所述度量。所述方法还包括:

[0007] 基于感兴趣组织分割所述第一数据集,以生成包括所述感兴趣组织的第一经分割的区域;

[0008] 在经分割的数据集中识别具有与所述感兴趣组织对应的第一值的第一组体素;

[0009] 确定所述第一组体素中的体素的第一数量;

[0010] 在所述第二数据集中识别与所述第一体素对应的第二组体素;

[0011] 确定所述第二组体素中的具有与所述感兴趣组织对应的第二值的体素的第二数量;以及

[0012] 基于体素的所述第一和第二数量确定所述度量,其中,基于下式确定所述度量:

[0013]

$$1 - \left(\frac{\text{体素的第二数量}}{\text{体素的第一数量}} \right)$$

[0014] 在另一方面中,一种系统包括组合第一和第二成像数据集的数据组合器。第一和第二成像数据集对应于不同成像模态。度量确定部件确定指示所述组合数据集中所述第一和第二成像数据集之间对齐的度量。配准部件在所述度量指示所述第一和第二成像数据集之间的对齐无法接受时,配准所述第一和第二成像数据集。

[0015] 在另一方面中,一种包含指令的计算机可读存储介质,所述指令在由计算机执行时,使所述计算机执行以下步骤:确定指示第二成像数据和与其融合的第一成像数据之间对齐的度量;以及,在所述度量指示所述第一和第二成像数据集之间的对齐无法接受时,配准所述第一和第二成像数据。

[0016] 在阅读并理解了下述详细说明书的情况下,本领域普通技术人员将认识到本发明的其他方面。

[0017] 可以通过各种部件或部件设置,以及通过各种步骤或步骤设置实现本发明。附图的目的在于对优选实施例进行图示,不应认为其对本发明构成限制。

[0018] 图 1 图示了一种示例性混合式医疗成像系统;

[0019] 图 2 图示了用于为叠加的数据集中的感兴趣组织确定质量度量的一种示例技术;

[0020] 图 3 图示了用于为叠加的数据集中的感兴趣组织确定质量度量的另一种示例技术;

[0021] 图 4 图示了心肌层的 SPECT 和 CT 数据间的失准示例;

[0022] 图 5 图示了经配准的心肌层的 SPECT 和 CT 数据的示例;

[0023] 图 6 图示了一种流程图。

[0024] 图 1 图示了一种成像系统 100,其包括单光子发射计算机断层摄影 (SPECT) 部分 102 和计算机断层摄影 (CT) 部分 104。如图所示,部分 102 和 104 是单一混合式扫描器的部分。然而,在另一种情况下,部分 102 和 104 分别是分立扫描器的部分,分立扫描器可以彼此靠近或远离。在另一种情况下,系统 100 包括扫描架,扫描架包括 X 射线探测器和 SPECT 探测器二者。在其他实施例中,医疗成像系统可以替代地或额外地包括正电子发射断层摄影 (PET) 部分和 / 或磁共振 (MR) 部分。

[0025] SPECT 部分 102 包括至少一个 γ 辐射敏感探测器 106。在图示的示例中示出了两个 γ 辐射敏感探测器 106₁ 和 106₂。 γ 辐射敏感探测器 106 彼此之间以在大致九十 (90) 度到一百零二 (102) 度范围内的角度设置。也可以预期其他角度。 γ 辐射敏感探测器 106 被配置成绕 SPECT 检查区域 108 并绕纵向或 z 轴 110 旋转,以采集用于多个投影角或视图的投影。

[0026] 图示的 γ 辐射敏感探测器 106 中的每个都包括光电传感器的二维阵列 112 以及与光电传感器二维阵列 112 光学相通的闪烁体 114。闪烁体 114 接收来自发生于 SPECT 检查区域 108 中的放射性核素衰变的 γ 辐射并响应于其产生光子。光电传感器 112 产生指示所探测 γ 辐射的电信号。

[0027] CT 部分 104 包括 X 射线辐射源 116,例如 X 射线管,其绕着 CT 检查区域 118 旋转。在另一实施例中,X 射线辐射源 116 是静止的。辐射源 116 发射横贯 CT 检查区域 118 的 X 射线辐射。辐射敏感探测器 120 对向相对于辐射源 116 与检查区域 118 相反的角弧。辐射

敏感探测器 120 可以如在第三代系统中那样与 X 射线辐射源 116 协同旋转,或者如在第四代系统中那样保持静止,或是如任何其他 X 射线 (CT) 系统配置。

[0028] 辐射敏感探测器 120 包括光电传感器二维阵列 124 以及与光电传感器二维阵列 124 光学相通的闪烁体 122。闪烁体 122 接收横贯 CT 检查区域 118 的 X 射线辐射并响应于其产生光子。光电传感器 124 产生指示所探测 X 射线辐射的电信号。

[0029] SPECT 重建器 128 基于所探测的 γ 辐射重建 SPECT 投影以生成指示 SPECT 检查区域 108 的体图像数据。这可以包括重建针对不同能量窗口同时采集的数据,该不同能量窗口包括不同的初级辐射能量窗口和 / 或散射辐射能量窗口。

[0030] CT 重建器 130 基于所探测的 X 射线辐射重建 CT 投影以生成指示 CT 检查区域 118 的体图像数据。

[0031] 对象支撑 132 支撑着要成像的对象,例如人类患者、行李等。对象支撑 132 被配置成与系统 100 的运行协调地沿纵向移动,从而可以根据期望的扫描轨迹由 SPECT 部分 102 和 CT 部分 104 之一或两者在多个纵向位置扫描对象。对于图示的系统 100 而言,SPECT 部分 102 和 CT 部分 104 彼此非常接近 (如图所示),它们各自的检查区域 108 和 118 沿着公共 z 轴 110 设置。

[0032] 计算机用作操作员控制台 134。控制台 134 包括诸如监视器或显示器的人类可以阅读的输出设备以及诸如键盘和鼠标的输入设备。控制台 134 上的软件允许操作员观看以及以其他方式操控体图像数据,例如,通过图形用户界面 (GUI)。控制台 134 上的软件还允许操作员通过建立期望的扫描协议、发起和终止扫描以及以其他方式与扫描器 100 交互来控制系统 100 的运行。

[0033] 数据组合器 136 组合 SPECT 和 CT 数据。在一种情况下,这包括将 CT 数据重新采样到 SPECT 空间中。例如,可以以与 SPECT 数据基本相同的体素尺寸和分辨率将 CT 数据转换成衰减图。也预期其他重新采样。要认识到,可以经由刚性配准或非刚性配准来配准组合集中的数据,或者对其不进行配准。

[0034] 预处理器 137 适当地处理组合数据。如下文更详细描述,这可以包括分割组合数据集中的一个或多个、绘制组合数据集中的一个或多个的轮廓和 / 或以其他方式处理该组合数据集中的一个或多个。

[0035] 对齐度量确定部件 138 确定指示组合数据中信息的对齐 (或失准) 的第一度量或品质因数。如下文更详细描述,该度量可以是指示组合的 SPECT 数据和 CT 数据中信息间相似性的相似性度量。可以基于对齐度量产生第二度量或品质因数。第二度量可以指示组合数据中感兴趣区域之间的估计距离 (例如,两 (2) 毫米)。例如,可以经由控制台 134 或以其他方式呈现一个或两个度量。结果,可以向操作员通知组合数据中数据集中信息间的对齐程度。

[0036] 判决部件 140 基于第一和 / 或第二度量判断是否应当配准或再次配准组合数据 (例如,在数据集已经被配准,但针对感兴趣区域或组织的配准较不理想时)。可以自动和 / 或基于操作员输入进行这种操作。如上所述,这些度量指示组合数据集中信息之间的对齐程度。这样一来,操作人员和 / 或执行软件可以使用该度量来确定是否应当配准组合数据。此外,操作员可以有选择地基于度量浏览和 / 或以其他方式处理 (例如,手动或自动配准) 组合数据。

[0037] 在基于第一和 / 或第二度量确定应当配准组合数据集时,配准部件 142 配准或执行二次配准 (在数据已经被配准的情况下)。在这种配准之后,对齐度量确定部件 138 确定针对新配准数据的度量,判决部件 140 再次确定是否应该进行另一次配准。

[0038] 在确定不需要进行另一次配准时,处理部件 144 例如通过基于 CT 数据和 / 或其他来校正 SPECT 数据,进一步处理组合的 SPECT 和 CT 数据或配准的组合 SPECT 和 CT 数据。

[0039] 尽管图 1 示出了与 SPECT 部分 102 和 CT 部分 104 以及部分 136-144 相连的控制台 134,但要认识到,处理部分 136-144 中的一个或多个可以是不同计算机的部分和 / 或在不同计算机中执行,该不同计算机例如是专用工作站、通用计算机或其他计算机。

[0040] 图 2 图示了一种示例实施例。结合非心脏 SPECT/CT 论述了该示例。不过也可以预期心脏 SPECT/CT 和 / 或其他应用。

[0041] 如上所述,经由数据组合器 136 组合 SPECT 和 CT 数据,这种组合可以包括将 CT 数据重新采样到 SPECT 空间中,组合数据集可以是或不是配准的。

[0042] 预处理器 137 的轮廓识别部件 202 在 SPECT 数据和 CT 数据中识别感兴趣组织的轮廓,例如解剖学器官的轮廓。对于 SPECT 数据而言,可以在从 SPECT 初级或散射数据重建的数据体中识别轮廓。

[0043] 对齐度量确定部件 138 的相似性确定部件 204 确定轮廓之间的相似性度量。在图示的实施例中,相似性度量是轮廓之间诸如欧几里德距离的距离度量。下面的方程 1 图示了用于计算轮廓的体素之间欧几里德距离的示例方法,其中由体素总数对欧几里德距离进行归一化。

[0044] 方程 1:
$$D_3 = \sum_i \sqrt{(x_{i1} - x_{i0})^2 + (y_{i1} - y_{i0})^2 + (z_{i1} - z_{i0})^2},$$

[0045] 其中 D_3 表示欧几里德距离, i 表示体素总数, x_{i1} 、 y_{i1} 和 z_{i1} 表示 SPECT 或 CT 数据中的一个的体素的坐标,并且 x_{i0} 、 y_{i0} 和 z_{i0} 表示 SPECT 或 CT 数据中的另一个的体素的坐标。

[0046] 要认识到,备选地,可以基于轮廓的像素在二维空间中进行距离度量。在其他实施例中,相似性度量可以基于互相关、均方根偏差、交互信息、归一化的交互信息、熵、熵相关系数和 / 或其他信息。还要认识到,可以基于穷举、随机、高斯 - 牛顿等方法确定相似性度量。

[0047] 临床度量生成部件 206 基于相似性值生成第二度量。第二度量可以指示组合数据中感兴趣区域之间的估计的真实距离,还可以包括相对于数据集之一或一些以其它方式限定的参考的相对方向性分量。在一种情况下,第二度量可以指示两个感兴趣区域不对齐大约 X 毫米或描述感兴趣区域相对于当前配准相距多远的其他单位,其中两个感兴趣区域一个来自组合数据集中的,另一个来自组合数据集的另一个,其中 X 为实数。这样一来,第二度量是一种临床相关度量,可以通过迭代方式使用其来帮助临床医师进行良好配准。

[0048] 要认识到,可以以各种方式确定第二度量。例如,可以经由查找表提供相似性值和第二度量之间的映射。在另一个示例中,可以通过多项式或其他方程动态地确定第二度量。在另一个示例中,无需相似性值来确定第二度量,例如直接或以其他方式从组合数据来确定。在一个实施例中,省略临床度量产生部件 206。

[0049] 图示的判决部件 140 确定是否要配准 SPECT 和 CT 数据。如上文所简述的,判决部件 140 可以在做出判决时使用操作员的输入。例如,可以经由例如控制台 134 和 / 或其他输

出装置向操作员提供相似性度量和 / 或临床度量。然后判决部件 140 使用操作员的或其他输入（包括缺少输入）来确定是否配准 SPECT 和 CT 数据。在另一实施例中，判决部件 140 无需任何操作员输入来做出判决。也可以为操作员提供可能对作出这种决定有用的其他信息，例如相似性阈值、临床距离阈值、建议等。可以基于手动移动在一个或多个数据集中具有不同失准量的传递图 (transmission map) 并检验与已知数据的对齐情况来预先确定适当的阈值。也可以采用机器学习技术，包括隐含和明确的训练过的分类器等。

[0050] 在确定组合数据集不需要配准时，可以由处理部件 144 进一步处理组合数据。

[0051] 否则，经由配准部件 142 对组合数据进行配准。在图示的示例中，配准部件 142 执行体积保持配准，例如刚性配准。这种配准可以包括在一个或多个空间方向上，在数据集之间进行平移，该一个或多个空间方向包括一个 (1)、两个 (2) 或三个 (3) 空间方向。例如，可以经由控制台 134 和 / 或其他输出装置向操作员提供组合数据，操作员对 SPECT 或 CT 数据相对于 SPECT 或 CT 数据中的另一个进行手动和交互平移。在平移数据时，操作员可以例如从一个或多个冠状位、矢状斜位和 / 或跨轴位视图可视地评估数据的交迭情况。此外，可以对相似性度量进行动态地更新并呈现给操作员以便于在数据集彼此相对移动时进行配准。刚性配准还可以包括旋转分量，和 / 或也可以预期弹性配准。

[0052] 或者，使用自动配准。在一种情况下，一般的原则是找到在数据集之间提供最高空间相关性的数据集之间的空间变换。可以通过最优化算法、覆盖所有变换参数的穷举搜索和 / 或其他方式来实现这一目的。可以配置自动配准以识别第一极大值或绝对极大值，第一极大值可以是绝对或局部极大值。也可以使用各种约束。例如，可以假设每个方向上的位移都不大于预设的厘米数。可以向操作员提供自动配准的结果以进行核准、进一步配准或否决。

[0053] 在配准之后，确定新的相似性和 / 或临床度量，对是否应当再次配准组合数据集进行另一次判断。

[0054] 在备选方式中，可以通过首先将 CT 图像转换成衰减图来确定相似性度量。然后，可以使用所产生的衰减图重建 SPECT 数据。在重建期间，在正向投影之后，将计算出的投影数据与实测数据加以比较。然后可以例如经由欧几里德距离、交互信息、归一化的交互信息、互相关、熵相关系数如这里论述的那样计算相似性度量。可以通过模拟研究或真实临床数据集预先导出相似性阈值。

[0055] 图 3 图示了一种示例实施例。结合心脏 SPECT/CT 论述该示例。不过也可以预期非心脏 SPECT/CT 和 / 或其他应用。同样，组合数据集可以是配准的或未配准的。

[0056] 在本示例中，在将 SPECT 和 CT 数据组合之后，预处理器 137 的分割部件 302 从 SPECT 数据中分割出感兴趣组织。要认识到可以使用自动和 / 或手动分割。在感兴趣组织为心脏组织时，例如是心脏的左心室时，可以使用各种技术来减轻分割非心脏组织的工作量，这些组织可能会表现出与心脏类似的示踪剂吸收。例如，由于心脏一般在空间上位于身体左侧附近，所以可以屏蔽或丢弃表示身体右侧的数据。这样一来，可以在执行分割之前屏蔽或去除诸如肝脏的组织，这些组织可能会表现出相似的示踪剂吸收。

[0057] 此外，可以使用采集的先验知识来便于分割。例如，可以设置对象支撑 132 的位置，使得左心室大体上位于中央跨轴切片中。可以使用滤波器，例如具有矩形波串平均滤波器 (boxcar average filter) 的平滑器或另一种滤波器，使得经分割的数据的值，例如最大

值大体地表示左心室的空间中心。可以使用诸如三维 (3D) 椭圆体、球体、立方体或其他形状的窗口或其他维度的窗口来排除窗口外的体素。可以在其余区域中使用局部直方图阈值法或其他技术以将体素分类成属于或不属于左心室。

[0058] 一旦适当地识别出表示感兴趣组织的数据, 对齐度量确定部件 138 的体素计数器 304 确定经分割组织中的体素数目。例如可以将该值存储于诸如存储部件中作为“总体素数目”。对于 SPECT 数据中被分类成属于经分割组织的一个或多个体素, 确定 CT 图中的衰减系数是否与经分割组织对应。这可以基于从用于经分割组织的平均衰减因子计算的阈值进行。体素计数器 304 然后确定 CT 数据中属于经分割组织的体素数目。可以将这个值存储于存储部件中作为“总感兴趣组织体素”。

[0059] 对齐度量确定部件 138 的度量确定器 306 基于“总体素数目”和“总心脏体素”值确定度量。例如, 度量确定器 306 可以根据方程 2 计算度量。

[0060] 方程 2:
$$\frac{(1 - \text{总感兴趣组织体素})}{\text{总体素数目}},$$

[0061] 其中 (1- 总感兴趣组织体素) 表示与除了感兴趣组织之外的组织对应的体素总数。在备选实施例中, 度量确定器 306 基于像素确定度量。

[0062] 临床度量生成部件 206 基于方程 2 的对齐度量生成第二度量。这种度量可以提供临床相关信息, 例如两个感兴趣区域之间的实际或估计的距离, 并且如上所述, 这种度量可以通过多种方式确定, 例如, 通过查找表、动态计算和 / 或其他方式。

[0063] 判决部件 140 基本如上所述运作。例如, 可以提供第一和 / 或第二度量以便于确定是否执行配准或二次配准。可以使用阈值来便于作出这种判断。可以使用基于 NURBS 的心脏 - 躯干 (NCAT) 体模, 通过生成不同量的失准和检验来自已知研究的结果来确定阈值。

[0064] 在确定将不对数据集进行配准时, 可以由处理部件 144 进一步处理组合数据。

[0065] 否则, 经由配准部件 142 对组合数据进行配准。在图示的实施例中, 配准部件 142 自动配准数据。在一种情况下, 配准包括识别在 SPECT 数据中被视为感兴趣组织且在 CT 数据中被视为非感兴趣组织的体素并用针对感兴趣组织的平均衰减因子替代 CT 数据中的体素。可以从被分类成 CT 数据中感兴趣组织的其他体素计算该平均或以其他方式计算该平均。可以认为这种体素替换是自动配准。

[0066] 在图 4 和 5 中示出了这种配准的结果的示例。一开始参考图 4, A、B 和 C 分别示出了描绘心肌层的 SPECT 和 CT 数据之间失准区域 400 的跨轴位、矢状斜位和冠状位视图。参考图 5, A、B 和 C 分别示出了配准之后的跨轴位、矢状斜位和冠状位视图, 在配准时如这里所讨论的替换区域 400 中的 CT 数据。

[0067] 在配准之后, 确定新的度量, 并对是否应当执行另一次配准作出另一判断。

[0068] 图 6 图示了用于基于相似性度量确定是否配准两个数据集的流程图。

[0069] 在 602, 将第一数据集与第二数据集组合。如这里论述的, 第一和第二数据集可以是来自不同成像模态的数据集, 例如来自 SPECT 和 CT 的数据集。所得的数据集可以包括变换数据集中的一个是使其符合另一数据集的域空间。

[0070] 在 604, 基于组合数据集确定相似性度量, 并且在 605, 如这里论述的, 基于相似性度量确定临床相关度量。在其他实施例中, 可以省略动作 605。如上所述, 度量指示组合数据集中的数据集的信息之间的对齐程度。

[0071] 在 606, 确定度量中的一个或两者是否指示无法接受的对齐(失准)。如上所述, 可以通过将度量与预定义的阈值进行比较或其他方式来实现这点, 其他方式包括向操作员提供度量中的一个或两者并接收基于度量指示对齐可接受或无法接受的输入。

[0072] 如果确定数据集之间的对齐可以接受, 那么在 608, 可以进一步处理组合数据集。否则, 在 610 确定是否执行自动配准。

[0073] 如果不可接受, 那么在 612 手动配准数据集。如果可接受, 那么在 614 自动配准数据集。在任一种情况下, 在配准之后流程环回到动作 604。

[0074] 要认识到, 可以将以上内容用于数据之内的一个或多个图像或视图。例如, 对于包括多于一个图像的组合数据而言, 可以将以上操作用于每个图像以确定每个图像中感兴趣区域之间的对齐质量。这样一来, 临床医师仅需要针对与临床医师认为无法接受的失准相关联的那些图像调用配准。这可以改善不使用相似性和 / 或临床相关度量的实施例的工作流程。例如, 在未使用时, 临床医师可能必须要逐个图像地可视地确定是否调用配准。

[0075] 可以通过计算机可读指令实现以上内容, 在通过计算机处理器执行时, 所述指令将使所述处理器执行所描述的技术。在这种情况下, 将所述指令存储在与相关计算机相关联或者能够为相关计算机所访问的计算机可读存储介质中。所描述的技术不需要与数据采集并行执行。

[0076] 上述内容及其变型的应用包括但不限于混合式 SPECT/CT 系统, 以及其他医疗和非医疗应用, 例如 PET、X 射线、 γ 射线等。此外, 组合数据可以包括来自相同成像模态的数据。

[0077] 已经参考优选实施例描述了本发明。在阅读并理解了前述详细描述的同时, 本领域技术人员可以想到修改和变化。这意味着, 应当将本发明推断为包括所有此类落在权利要求及其等同替代的范围内的修改和变化。

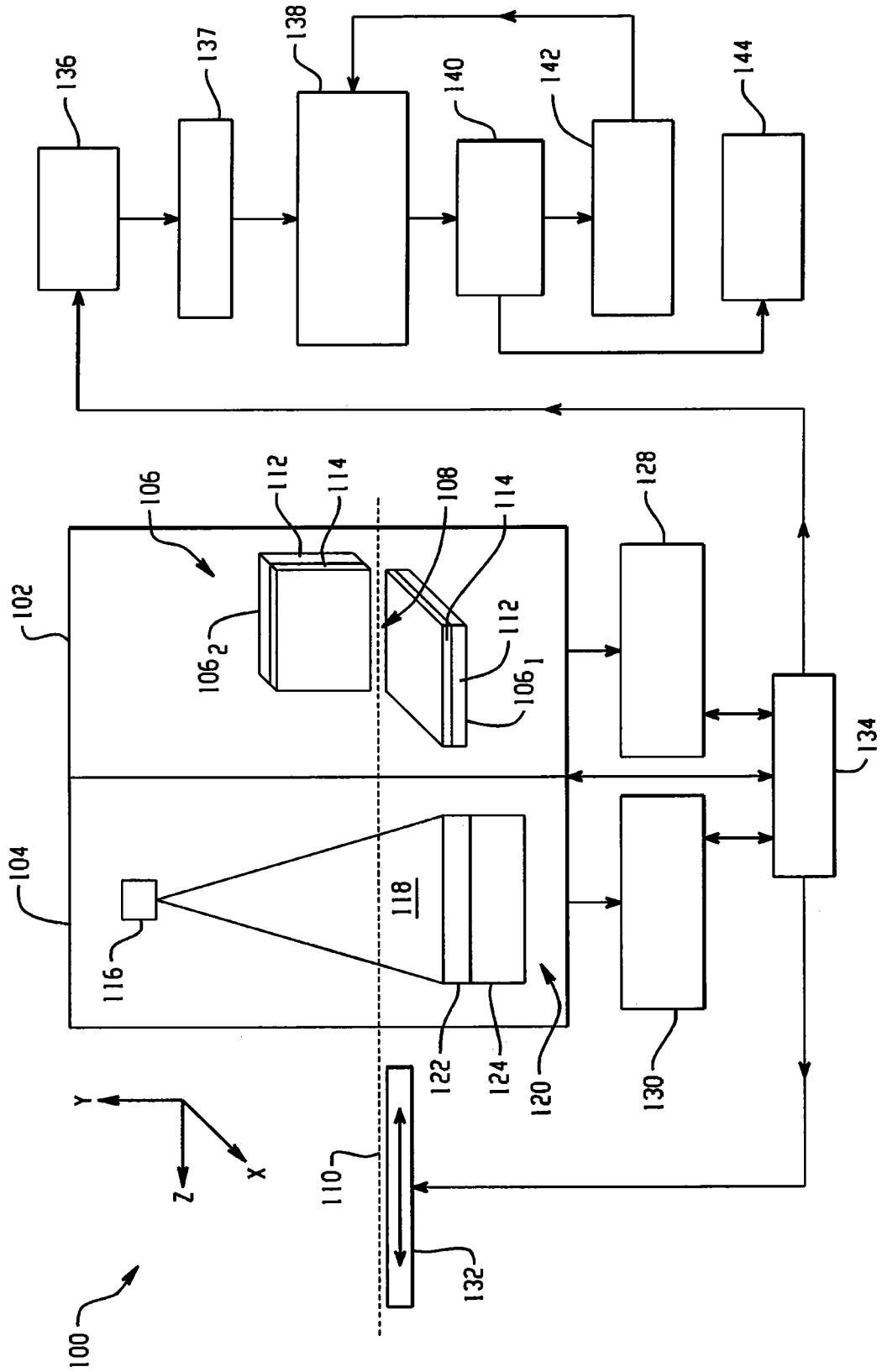


图 1

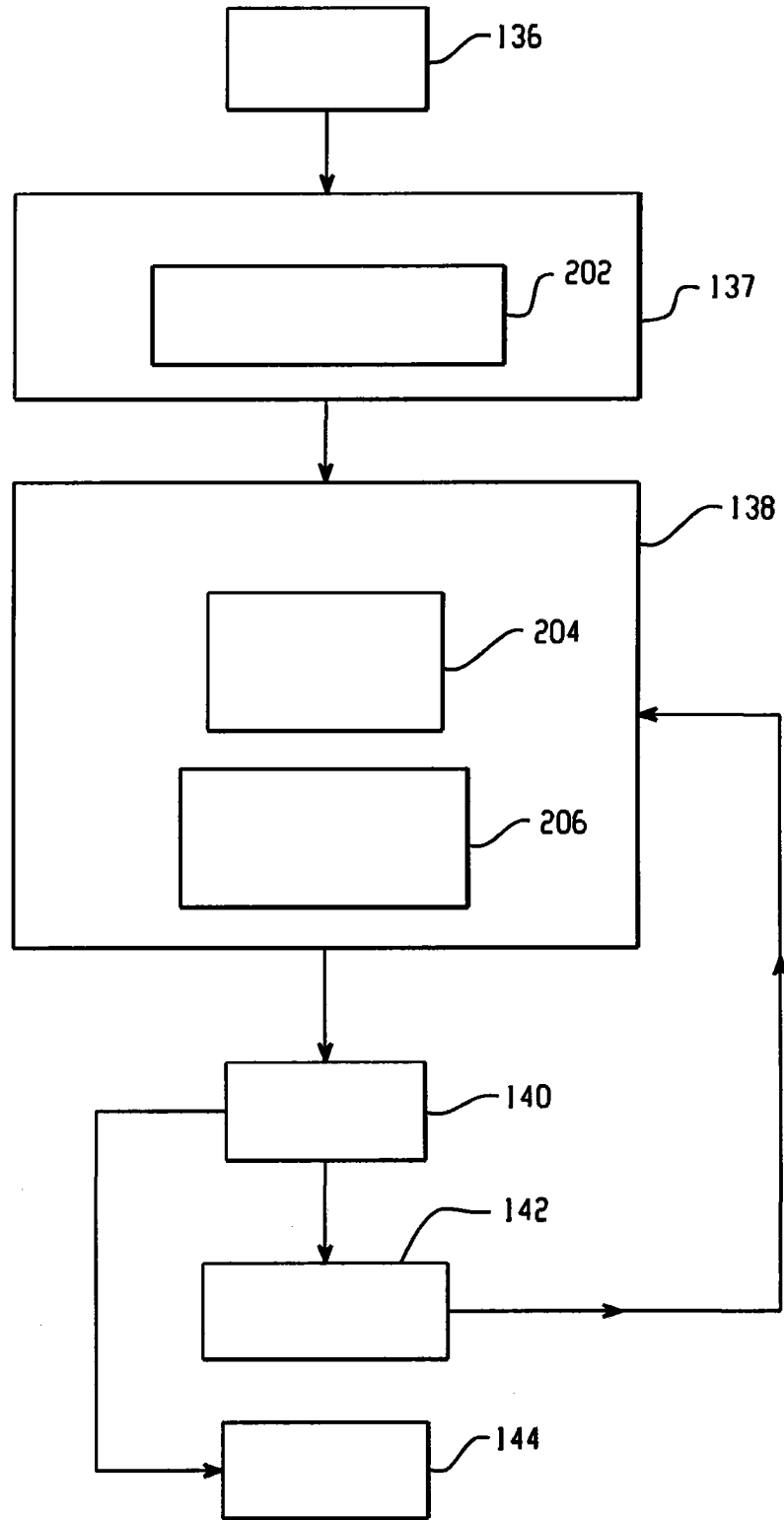


图 2

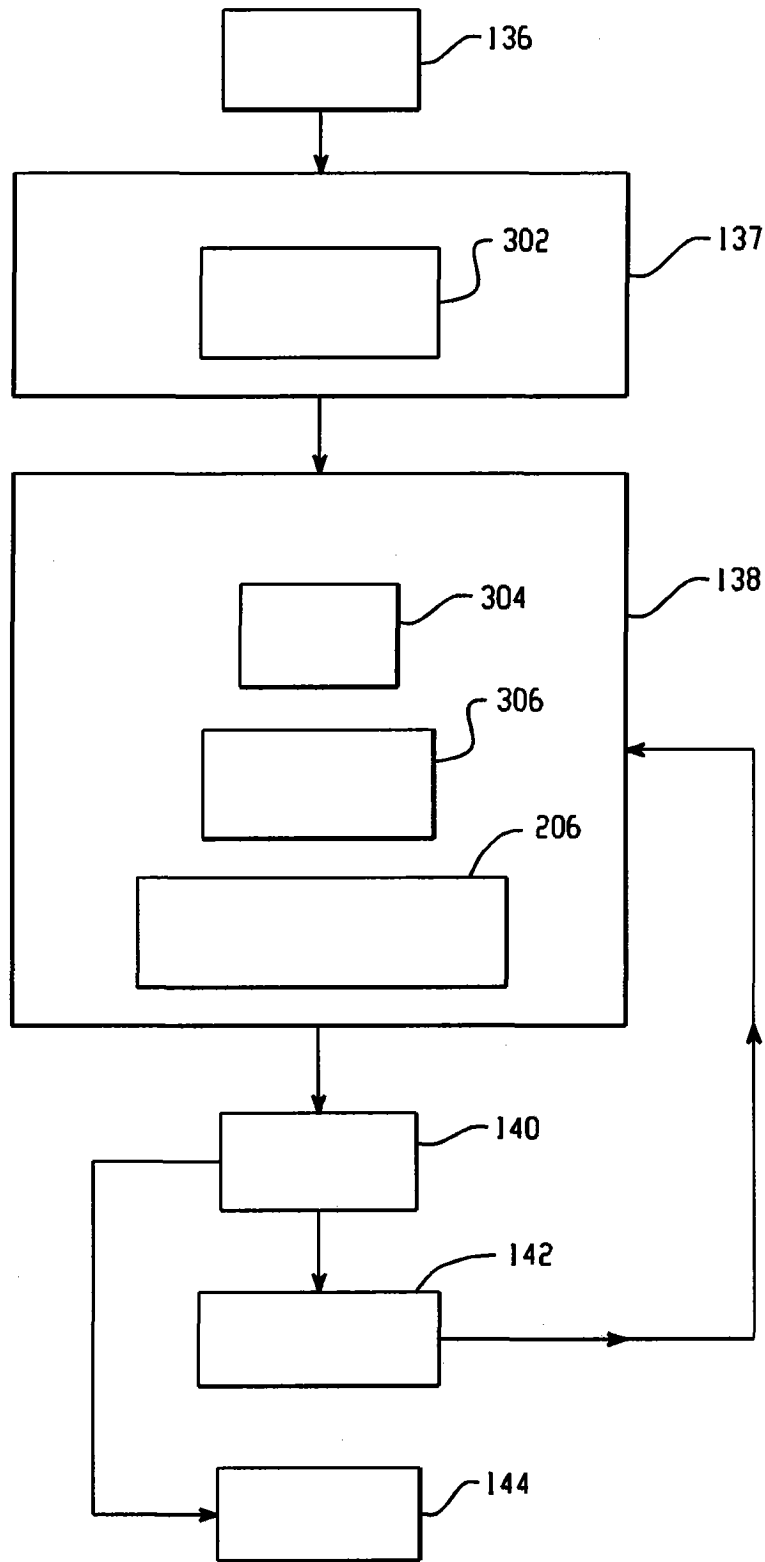


图 3

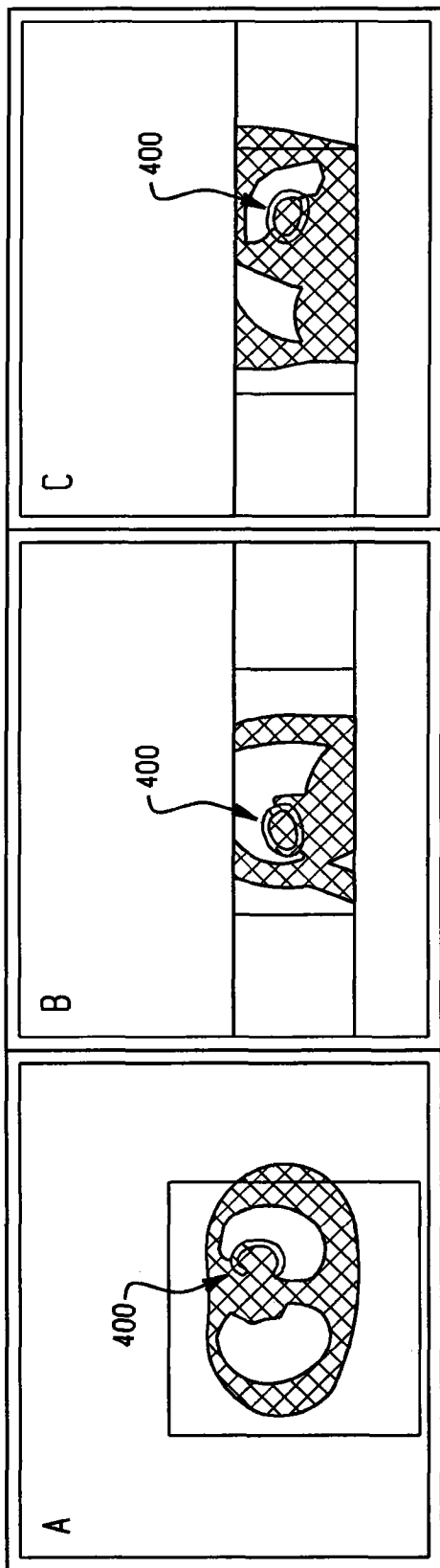


图 4

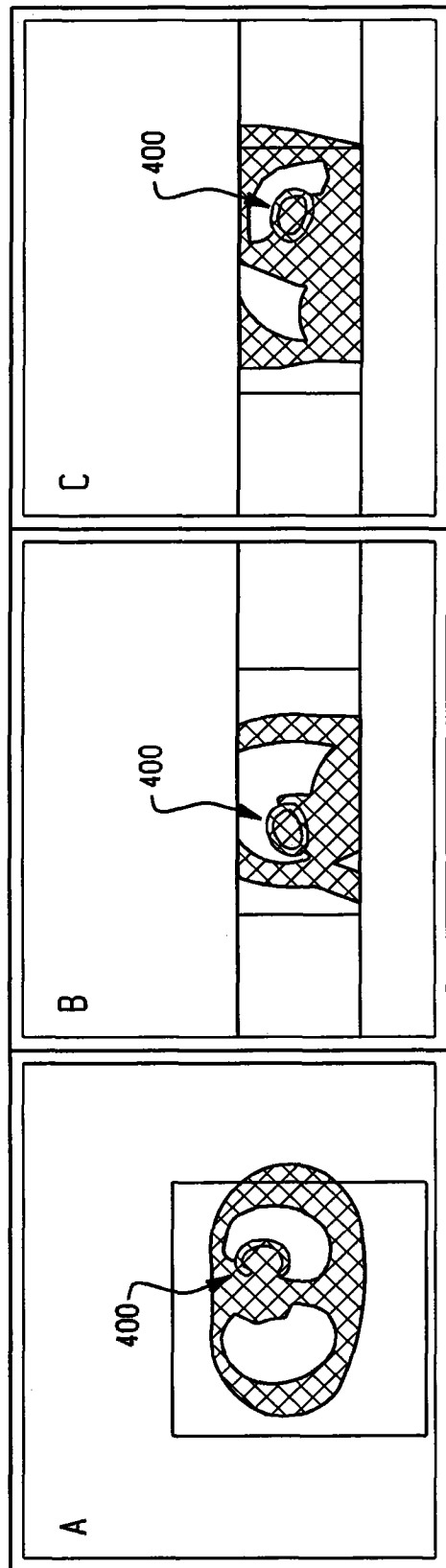


图 5

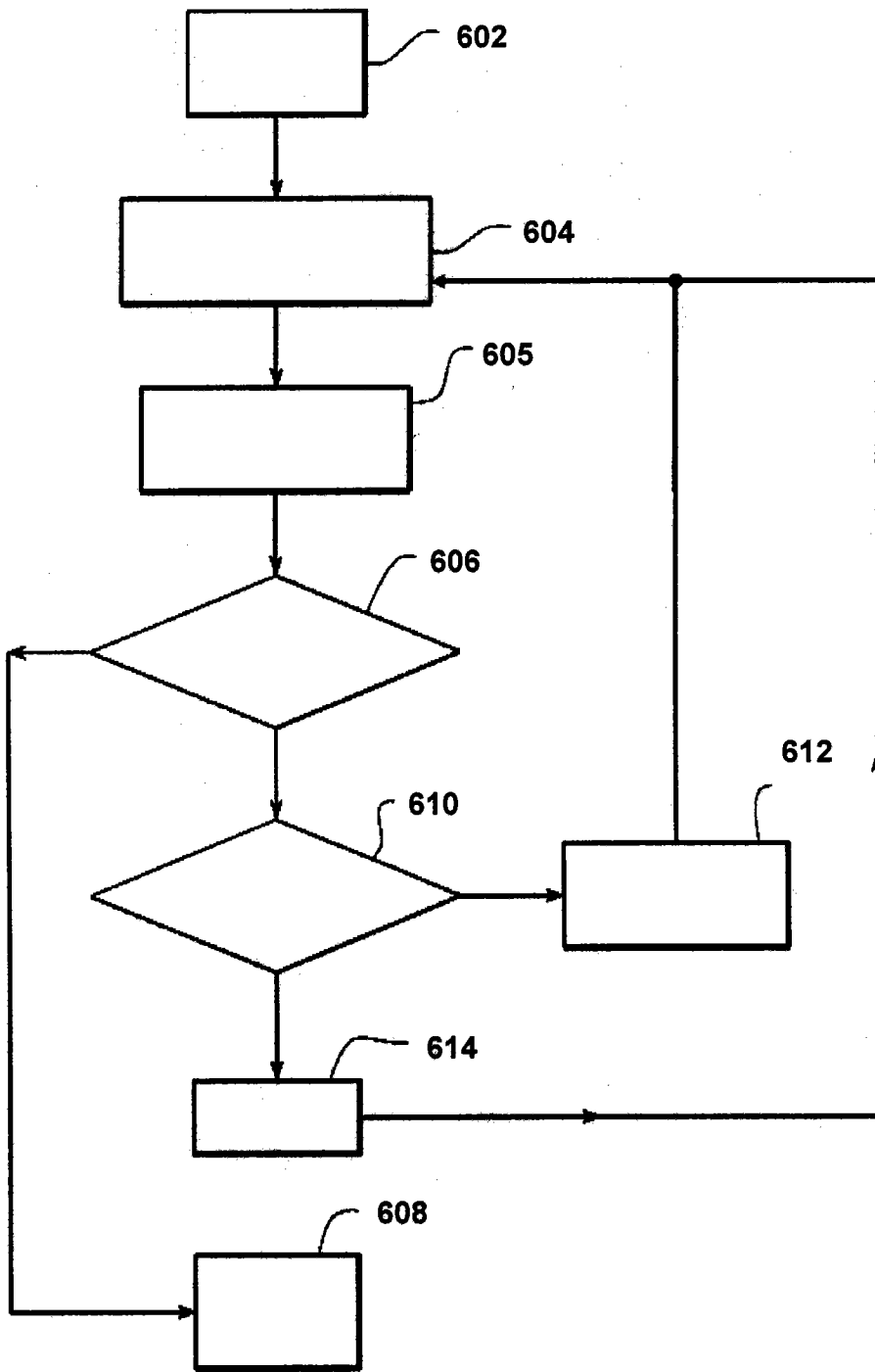


图 6