



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101313334 B

(45) 授权公告日 2011.05.25

(21) 申请号 200680043684.7

(22) 申请日 2006.11.14

(30) 优先权数据

05111216.7 2005.11.24 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.05.22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/054232 2006.11.14

(87) PCT申请的公布数据

W02007/060572 EN 2007.05.31

(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 M·格拉斯 D·谢弗

U·范斯特文达勒

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄睿 王英

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2004056106 A1, 2004.07.01, 全文.

CN 1378750 A, 2002.11.06, 说明书第7页第1段至第8页第2段.

CN 1171556 A, 1998.01.28, 摘要、权利要求1.

曹林发 余健民. 正电子发射计算机断层扫描的临床应用. 医师进修杂志(内科版). 2004, 27(2), 55-57.

GJ Klein, BW Reutter, RH Huesman. Non-Rigid Summing of Gated PET Via Optical Flow. IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE. 1997, 44(4), 1509 页至 1510 页、附图1-3.

审查员 吴倩

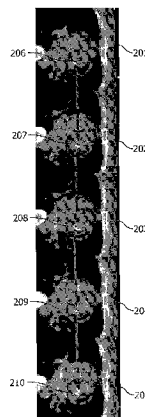
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

高对比度对象的运动补偿 CT 重建

(57) 摘要

使用门控重建的心脏 CT 成像目前在其时间和空间分辨率方面受到限制。根据本发明的一个示范性实施例,提供了一种执行高对比度对象的识别的检查装置。然后在各时相内跟随该高对比度对象,从而产生高对比度对象的运动矢量场,然后基于该运动矢量场执行运动补偿重建。



1. 一种用于检查心脏或血管 (107) 的计算机断层摄影装置, 所述计算机断层摄影装置包括:

重建单元 (118), 用于基于数据集重建所述心脏或血管 (107) 中对应于第一相点的第一体积和所述心脏或血管 (107) 中对应于第二相点的第二体积;

确定单元, 用于:

在所述第一体积内定位高对比度对象, 并且在所述第二体积内定位所述高对比度对象; 以及

确定所述高对比度对象的运动矢量场, 从而产生将所述第一体积和所述第二体积内的所述高对比度对象的位置进行连接的运动矢量;

其中, 所述重建单元 (118) 还用于基于所述运动矢量场执行运动补偿重建。

2. 根据权利要求 1 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 所述数据集包括由所述心脏或血管 (107) 的投影组成的投影数据和所述心脏或血管 (107) 的心电图数据。

3. 根据权利要求 2 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 所述投影数据包括第一投影;

其中, 针对所述投影数据的所述第一投影执行所述运动补偿重建, 所述第一投影覆盖执行了运动估计和运动补偿的时相。

4. 根据权利要求 3 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 覆盖执行了所述运动估计和所述运动补偿的时相的所述第一投影是所述数据集的所有投影; 并且

其中, 所述运动估计覆盖完整的心动周期。

5. 根据权利要求 3 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 覆盖执行了所述运动估计和所述运动补偿的时相的所述第一投影是从所述数据集的所述投影中选择一个; 并且

其中, 所述运动估计仅仅覆盖部分所述心动周期。

6. 根据权利要求 1 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 所述运动补偿重建覆盖所述第一体积和所述第二体积中的至少一个的子体积;

其中, 所述子体积包括所述高对比度对象;

其中, 通过根据待反向投影的投影的心动时相修改所述子体积中的体素位置将所述运动矢量直接用于所述运动补偿重建。

7. 根据权利要求 1 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 所述运动补偿重建覆盖完整的第一体积和完整的第二体积中的至少一个;

其中, 在对第一和第二运动矢量完成空间外插和空间内插中的至少一个之后执行所述运动补偿重建。

8. 根据权利要求 7 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 所述内插是薄板样条内插。

9. 根据权利要求 1 所述的计算机断层摄影装置,

其中, 在对所述运动矢量完成时间内插之后执行所述运动补偿重建。

10. 根据权利要求 1 所述的计算机断层摄影装置, 还包括:

辐射源,用于沿着扫描路径移动并且用于向所述心脏或血管(107)发射电磁辐射;
探测器单元(108),用于探测所述投影数据;以及
心电图单元(135),用于探测所述心电图数据;
其中,所述计算机断层摄影装置用于在低螺距螺旋采集模式中采集所述投影数据;并
且

其中,所述重建是门控重建。

11. 根据权利要求1所述的计算机断层摄影装置,
其中,定位所述第一体积内和所述第二体积内的所述高对比度对象包括:
在所述第一体积内第一高对比度对象的定位;
在所述第二体积内第二高对比度对象的定位;以及
所述第一高对比度对象和所述第二高对比度对象对应关系的确定。

12. 根据权利要求1所述的计算机断层摄影装置,配置作为由下列各项组成的组中的一个:材料测试装置、医学应用装置和显微CT系统。

13. 根据权利要求1所述的计算机断层摄影装置,配置作为由下列各项组成的组中的一个:计算机断层摄影装置、相干散射计算机断层摄影装置、正电子发射计算机断层摄影装置、单光子发射计算机断层摄影装置、以及介入3D旋转X射线设备。

14. 根据权利要求10所述的计算机断层摄影装置,
还包括准直器(105),其布置在所述辐射源(104)和所述探测器单元(108)之间;
其中,所述准直器(105)用于对由所述辐射源(104)发射的电磁辐射束进行准直以形成锥束或扇束。

15. 如权利要求1所述的计算机断层摄影装置,
其中,所述高对比度对象是支架或钙化斑。

16. 一种用于在计算机断层摄影术中检查心脏或血管的图像处理设备,所述图像处理设备包括:

存储器,用于存储所述心脏或血管(107)的数据集数据;

重建单元(118),用于基于所述数据集重建所述心脏或血管(107)中对应于第一相点的第一体积和所述心脏或血管(107)中对应于第二相点的第二体积;

确定单元,用于:

定位所述第一体积内的高对比度对象,并且定位所述第二体积内的高对比度对象;以
及

确定所述高对比度对象的运动矢量场,其中,所述运动矢量场连接所述第一体积和所述
第二体积内的所述高对比度对象的位置;

其中,所述重建单元(118)还用于基于所述运动矢量场执行运动补偿重建。

17. 如权利要求16所述的图像处理设备,
其中,所述高对比度对象是支架或钙化斑。

高对比度对象的运动补偿 CT 重建

技术领域

[0001] 本发明涉及断层摄影成像领域。具体而言,本发明涉及一种用于检查感兴趣对象的检查装置、一种图像处理设备、一种检查感兴趣对象的方法、一种计算机可读介质以及一种程序单元。

背景技术

[0002] 计算机断层摄影(CT)是一种使用数字处理,从围绕单旋转轴拍摄的一系列二维 X 射线图像中生成研究对象(感兴趣对象)内部的三维图像的过程。可以通过应用适当的算法来完成 CT 图像的重建。

[0003] 在计算机断层摄影框架内的一个重要应用是所谓的心脏计算机断层摄影,其涉及对跳动心脏的三维图像的重建。

[0004] 使用门控重建的心脏 CT 成像目前在其时间和空间分辨率方面受到限制,原因在于机架的机械运动和为了重建每个体素而必须采集有限角跨度投影的事实。

[0005] 可能希望提供一种对感兴趣对象的改进的运动补偿重建,具体而言提供一种对高对比度对象的改进的运动补偿 CT 重建。

发明内容

[0006] 根据本发明的一个示范性实施例,可以提供一种用于检查感兴趣对象的计算机断层摄影装置,该计算机断层摄影装置包括重建单元,用于基于数据集重建感兴趣对象中对应于第一相点的第一体积和感兴趣对象中对应于第二相点的第二体积。此外,该计算机断层摄影装置可以包括确定单元,用于定位第一体积内的高对比度对象和定位第二体积内的高对比度对象,并且确定高对比度对象的运动矢量场,从而产生将第一体积内对象的位置连接到第二体积内对象的位置的运动矢量,其中,重建单元还用于基于运动矢量场执行运动补偿重建。

[0007] 因此,该计算机断层摄影装置可以用于执行运动补偿重建,该运动补偿重建可用于提高重建图像的分辨率以便增加信噪比或抑制运动模糊。重建可以包括高对比度对象的识别,然后在各时相内跟随该高对比度对象,从而产生高对比度对象的运动矢量场。然后,基于该运动矢量场执行运动补偿重建。

[0008] 在感兴趣区域是内脏器官(例如心脏或血管)的情况下,这样的高对比度对象例如可以是支架或钙化斑。

[0009] 根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种用于检查感兴趣对象的图像处理设备,该图像处理设备包括存储器,用于存储感兴趣对象的数据集;重建单元,用于基于该数据集重建感兴趣对象中对应于第一相点的第一体积和感兴趣对象中对应于第二相点的第二体积;以及确定单元,用于定位第一体积内的高对比度对象和定位第二体积内的高对比度对象,并且确定高对比度对象的运动矢量场,从而产生将第一体积内对象的位置连接到第二体积内对象的位置的运动矢量,其中,重建还用于基于运动矢量场执行运动补偿重建。

[0010] 根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种检查感兴趣对象的方法,该方法包括以下步骤:基于数据集重建感兴趣对象中对应于第一相点的第一体积和感兴趣对象中对应于第二相点的第二体积;定位第一体积内的高对比度对象和定位第二体积内的高对比度对象;并且确定高对比度对象的运动矢量场;从而产生将第一体积内对象的位置连接到第二体积内对象的位置的运动矢量,其中,重建单元还用于基于运动矢量场执行运动补偿重建。

[0011] 此外,根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种计算机可读介质,在其中存储有检查感兴趣对象的计算机程序,当由处理器执行时,该计算机程序用于执行上述方法步骤。

[0012] 此外,根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种检查感兴趣对象的程序单元,当由处理器执行时,该程序单元用于执行上述方法步骤。

[0013] 感兴趣对象的检查(即根据本发明对多周期心脏计算机断层摄影数据的分析)可以实现为计算机程序(即软件)、或通过使用一个或多个专用电子优化电路(即硬件)、或混合形式(即借助于软件部件和硬件部件)。

[0014] 在下文中,将描述本发明的其它示范性实施例。然而,这些实施例也适用于检查感兴趣对象的方法、计算机可读介质、图像处理设备以及程序单元。

[0015] 根据本发明的一个示范性实施例,数据集包括由感兴趣对象的投影组成的投影数据和感兴趣对象的心电图数据。

[0016] 根据本发明的另一示范性实施例,数据集是心脏 CT 数据集,其可以通过使辐射源(即 X 射线源)围绕人的心脏旋转而由探测器单元进行采集。基于该测量,获得多个投影数据。同时,可以进行心电图测量,其中,根据心电图的数据稍后可用于选择考虑到心动周期而用于后续重建心脏图像的数据。在回顾性测量之后,可以使用心电图信号选择适当的数据,其中,选定数据然后用于进一步检查。

[0017] 根据本发明的另一示范性实施例,针对投影数据的第一投影执行运动补偿重建,其中,第一投影覆盖执行了运动补偿的时相。

[0018] 根据本发明的另一示范性实施例,覆盖执行了运动估计和运动补偿的时相的第一投影是数据集的所有投影,其中,运动估计覆盖完整的心动周期。

[0019] 此外,根据本发明的另一示范性实施例,覆盖执行了运动估计和运动补偿的时相的第一投影是数据集的多个投影中的一个选择,其中,运动估计覆盖完整的心动周期。

[0020] 此外,根据本发明的另一示范性实施例,运动补偿重建覆盖第一体积和第二体积中至少一个的子体积,其中,该子体积包括高对比度对象,并且其中,通过根据待反向投影的投影的心动时相修改该子体积中的体素位置而将运动矢量直接用于运动补偿重建。

[0021] 或者,根据本发明的另一示范性实施例,运动补偿重建覆盖完整的第一体积和完整的第二体积中的至少一个,其中,在对运动矢量进行空间外插和空间内插中的至少一个之后执行运动补偿重建。

[0022] 根据本发明的另一示范性实施例,内插是简单线性内插或薄板样条内插。

[0023] 此外,根据本发明的另一示范性实施例,在第一和第二运动矢量的时间内插之后执行运动补偿重建。例如,第一体积已在相点 t_0 进行重建并将以运动补偿方式进行重建。该体积的重建可以需要在区间 $[t - \Delta t; t + \Delta t]$ 内采集的数据。此外,第二体积已在相点

$t - \Delta t$ 进行重建并且第三体积已在相点 $t + \Delta t$ 进行重建, 其中, 第二体积的重建需要在区间 $[t - 2\Delta t; t_0]$ 内采集的数据, 而第三体积的重建需要在区间 $[t_0; t + 2\Delta t]$ 内采集的数据。在这种情况下, 算出的运动矢量场可以在 $t - \Delta t$ 和 t_0 之间进行时间内插。内插阶数可以对应于相点 (在该时相已进行体积测量) 的数量。

[0024] 此外, 根据本发明的另一示范性实施例, 定位第一体积内和第二体积内的高对比度对象包括第一体积内第一高对比度对象的定位, 第二体积内第二高对比度对象的定位, 以及第一高对比度对象和第二高对比度对象对应关系的确定。

[0025] 根据本发明的另一示范性实施例, 该检查装置可以用作材料测试装置、医学应用装置、或用于执行高对比度对象的运动补偿重建的显微 CT 装置。本发明的应用领域可以是医学成像, 具体而言是心脏 CT、呼吸门控 CT 或 CT 透视。

[0026] 根据本发明的另一示范性实施例, 该检查装置可以用作计算机断层摄影装置、相干散射计算机断层摄影装置、正电子发射断层摄影装置、单光子发射计算机断层摄影装置、以及介入 3D 旋转 X 射线成像系统。

[0027] 在这种背景下应当注意到的是, 本发明并不局限于计算机断层摄影, 而是在多维数据集的重建期间必须执行运动补偿时总可使用。

[0028] 根据本发明的另一示范性实施例, 该检查装置还可包括准直器, 其布置在电磁辐射源和探测器单元之间, 其中, 该准直器用于对由电磁辐射源发射的电磁辐射束进行准直以形成锥束或扇束。

[0029] 此外, 根据本发明的另一示范性实施例, 辐射源可用于发射多色辐射束。

[0030] 根据本发明的另一示范性实施例的程序单元可以优选地加载到数据处理器的存储器中。数据处理器因而可以配备成执行本发明的方法的示范性实施例。计算机程序可以任何合适的编程语言 (例如 C++) 进行编写并且可以存储在例如 CD-ROM 的计算机可读介质上。而且, 计算机程序可以从例如万维网的网络获得, 可以从网络上将计算机程序下载到图像处理单元或处理器或任何合适的计算机中。

[0031] 从本发明的一个示范性实施例可以看出, 为心脏 CT 而设的运动补偿重建包括高对比度对象的识别, 并在各时相内跟随该高对比度对象, 从而产生高对比度对象的运动矢量场。然后基于该运动矢量场执行运动补偿重建。这可以提高重建图像的分辨率, 增加信噪比或抑制运动模糊。运动补偿重建可以用于随心脏运动的高对比度对象, 例如钙化斑或类似支架的设备。

[0032] 本发明的这些及其它方面将参考以下描述的实施例进行阐述并将使其变得明显。

附图说明

[0033] 下面将参照附图描述本发明的示范性实施例。

[0034] 图 1 示出了根据本发明一个示范性实施例的检查装置的简化示意图;

[0035] 图 2 示出了在不同相点重建的钙化积分数据集的示意图;

[0036] 图 3 示出了根据本发明的一种示范性方法的流程图;

[0037] 图 4 示出了根据本发明的一种图像处理设备的示范性实施例, 其用于执行根据本发明的方法的示范性实施例。

[0038] 附图中的图示是示意性的。在不同的附图中, 类似或相同的元件具有同一附图标

记。

具体实施方式

[0039] 图 1 示出了根据本发明的计算机断层摄影扫描器系统的示范性实施例。

[0040] 图 1 中所描绘的计算机断层摄影装置 100 是锥束 CT 扫描器。然而,本发明也可以用扇束几何形状来执行。图 1 中所描绘的 CT 扫描器包括可围绕旋转轴 102 旋转的机架 101。机架 101 借助于马达 103 驱动。附图标记 104 表示辐射源,例如 X 射线源,根据本发明的一个方面,辐射源发射多色或单色辐射。

[0041] 附图标记 105 表示窗孔系统,其使从辐射源发射的辐射束形成锥形辐射束 106。锥束 106 以这样的方式进行引导,使得它穿透布置在机架 101 的中心,即 CT 扫描器的检查区中的感兴趣对象 107,并且撞击到探测器 108 上。从图 1 可以看出,探测器 108 与辐射源 104 相对地布置在机架 101 上,使得探测器 108 的表面被锥束 106 所覆盖。图 1 中所描绘的探测器 108 包括多个探测器元件 123,每个都能够探测由感兴趣对象 107 散射或穿过感兴趣对象 107 的 X 射线。

[0042] 在对感兴趣对象 107 进行扫描期间,辐射源 104、窗孔系统 105 和探测器 108 沿着机架 101 朝箭头 116 指示的方向旋转。为了使机架 101 连同辐射源 104、窗孔系统 105 和探测器 108 一起旋转,马达 103 连接到马达控制单元 117,该马达控制单元连接到控制单元 118(其也可以表示为计算或确定单元)。

[0043] 在图 1 中,感兴趣对象 107 是设置在操作台 119 上的人。在对人 107 的心脏 130 进行扫描期间,当机架 101 围绕人 107 旋转时,操作台 119 沿着平行于机架 101 的旋转轴 102 的方向移动人 107。这时,沿着螺旋扫描路径扫描心脏 130。在扫描期间也可以停止操作台 119,从而测量信号切片。应当注意的是,在所有描述的情况下也有可能执行圆形扫描,其中沿平行于旋转轴 102 的方向没有位移,仅仅有机架 101 围绕旋转轴 102 的旋转。

[0044] 而且,提供了一种心电图设备 135,当由于通过心脏 130 而衰减的 X 射线由探测器 108 探测到时该心电图设备测量人 107 的心脏 130 的心电图。将有关实测心电图的数据传送到控制单元 118。

[0045] 此外,应当强调的是,作为图 1 中所示锥束构型的替代,本发明可以实现为扇束构型。为了生成初级扇束,窗孔系统 105 可以配置成狭缝准直器。

[0046] 探测器 108 连接到控制单元 118。控制单元 118 接收探测结果,即来自探测器 108 的探测器元件 123 的读出并且基于这些读出确定扫描结果。此外,控制单元 118 与马达控制单元 117 进行通信以便协调带有马达 103 和 120 的机架 101 与操作台 11 的运动。

[0047] 控制单元 118 可以用于根据探测器 108 的读出重建图像。由控制单元 118 生成的重建图像可以通过接口 122 输出给显示器(在图 1 中未示出)。

[0048] 控制单元 118 可以实现为数据处理器,以处理来自探测器 108 的探测器元件 123 的读出。

[0049] 图 1 中所示的计算机断层摄影装置采集心脏 130 的多周期心脏计算机断层摄影数据。换句话说,当机架 101 旋转时并且当操作台 119 线性平移时,则通过 X 射线源 104 和探测器 108 相对于心脏 130 执行螺旋扫描。在该螺旋扫描期间,心脏 130 可以跳动多次。在这些跳动期间,采集到多个心脏的计算机断层摄影数据。同时,由心电图单元 135 测量心电

图。在采集到这些数据之后,将数据传输到控制单元 118,并且可以回顾性地对实测数据进行分析。

[0050] 由控制单元 118 对实测数据,即心脏的计算机断层摄影数据和心电图数据进行处理,此外可通过图形用户接口 (GUI) 140 对该控制单元 118 进行控制。该回顾性分析基于使用回顾性 ECR 门控的螺旋心脏锥束重建方案。然而,应当注意的是,本发明并不局限于这种具体的数据采集和重建。

[0051] 然而,除了常规 ECR 方案之外,设备 118 用于以下列方式分析通过衰减穿过心脏 113 的 X 射线探测到的多周期心脏计算机断层摄影数据以消除伪影:确定单元 118 定位第一体积内的高对比度对象并且定位第二体积内的高对比度对象。然后,执行高对比度对象的运动矢量场的确定,从而产生第一体积的第一运动矢量和第二体积的第二运动矢量。然后,设备 118 基于运动矢量场执行运动补偿重建。

[0052] 图 2 示出了在不同相点的钙化积分数据集的示意图。图 2 中所描绘的数据集以每 20% 心动周期进行重建,示出了可以在时相 201、202、203、204、205 内跟随的冠状动脉中的高对比钙化 206、207、208、209、210。

[0053] 应当注意的是,在不同切片中示出了不同时相的图像 201-205 以在三维中跟踪钙化。

[0054] 图 3 示出了根据本发明用于执行高对比度对象的运动补偿 CT 重建的示范性方法的流程图。然而,应当注意的是,该方法不仅可以用于用 CT 检查装置采集的数据集,而且也可以用于其它数据集,这些数据集通过其它检查装置,例如正电子发射计算机断层摄影系统来采集。

[0055] 该方法开始于步骤 1,由辐射源向感兴趣对象发射电磁辐射。此外,执行常规 CT 扫描,从而采集投影数据。此外,步骤 1 中,还执行心电图数据的采集。

[0056] 然后,在步骤 2 中,将诸如在低螺距螺旋采集模式中或在圆形扫描期间或在任何其它扫描(例如鞍形轨迹扫描)期间采集的投影数据,与 ECG 数据一起在不同相点进行重建。用合适的分割算法定位每个重建体积内的高对比度对象。例如,分割算法可以是简单阈值比较法,其将某个值(阈值)以下的所有 Housfield 值设置为零并且由此做出图像,如果适当地选择阈值则该图像仅仅包含高对比度结构。另一不同的分割方法可包含关于待分割对象的形状的信息,局部灰度值分布的计算及其一阶和二阶导数。最后,在支架的运动补偿重建方面基于模型的分割受到高度关注,原因是血管中所使用支架的形状和材料差不多是已知的。

[0057] 如果有一个以上的高对比度对象,则可以例如通过最相似的形状确定不同数据集中对象的对应关系。

[0058] 然后,在步骤 3 中,通过例如计算时相之间对应对象的位移矢量从而根据不同体积数据集确定每个目标对象的运动矢量场。结果,获得所有经过重建的时相的三维运动矢量。

[0059] 最后,在步骤 4 中,执行运动补偿重建,其中覆盖必须执行运动补偿的心动时相的那些投影用于重建。换句话说,由于 CT 成像中的门控重建可能总是需要有限大小的时间窗,从该时间窗获得的数据用于重建过程,因此应当针对该窗内的所有投影执行运动补偿。由于图像体积可能总是从完整的时间测量区间建立的并且看作是该区间的平均值,因此在

为将进行运动补偿的中心图像选择的区间的结束或开始时重建的图像发生同样的情况。尽管它们可以使用相同投影数据进行体积数据的生成,但是它们作为不同时间状态进行处理,这在很大程度上是正确的。在这一点上涉及到以上关于时间内插的解释。

[0060] 这些可以是所有的投影,假设运动估计覆盖完整的心动周期,或者它们可以仅仅是完整投影的一部分。运动补偿重建可以覆盖包含感兴趣结构的子体积,并且可以通过根据待反向投影的投影的心动时相修改体积中的体素位置而使运动矢量直接用于重建过程。

[0061] 或者,在对不同体积位置的运动矢量的空间外插/内插之后完整体积可以进行运动补偿重建。可能的内插方法可以是薄板样条内插或简单三线性内插。

[0062] 可以用所述方法实现针对感兴趣的目标体积或完整体积的全三维运动补偿重建。它可以用于增加数据集的时间分辨率或减少运动模糊。另外,它可以有助于在心脏 CT 成像中使用更宽的窗控窗,这可以产生增加的信噪比。

[0063] 图 4 描绘了根据本发明的数据处理设备 400 的示范性实施例,其用于执行根据本发明的方法的示范性实施例。图 4 中所描绘的数据处理设备 400 包括中央处理单元 (CPU) 或图像处理器 401,其连接到存储器 402,用于存储描绘感兴趣对象,例如患者或行李物品的图像。数据处理器 401 可以连接到多个输入/输出网络或诸如 CT 设备的诊断设备。数据处理器 401 还可以连接到显示设备 403,例如计算机监视器,用于显示在数据处理器 401 中计算或调整的信息或图像。操作者或用户可以通过键盘 404 和/或其它未在图 4 中描绘的输出设备与数据处理器 401 进行交互。

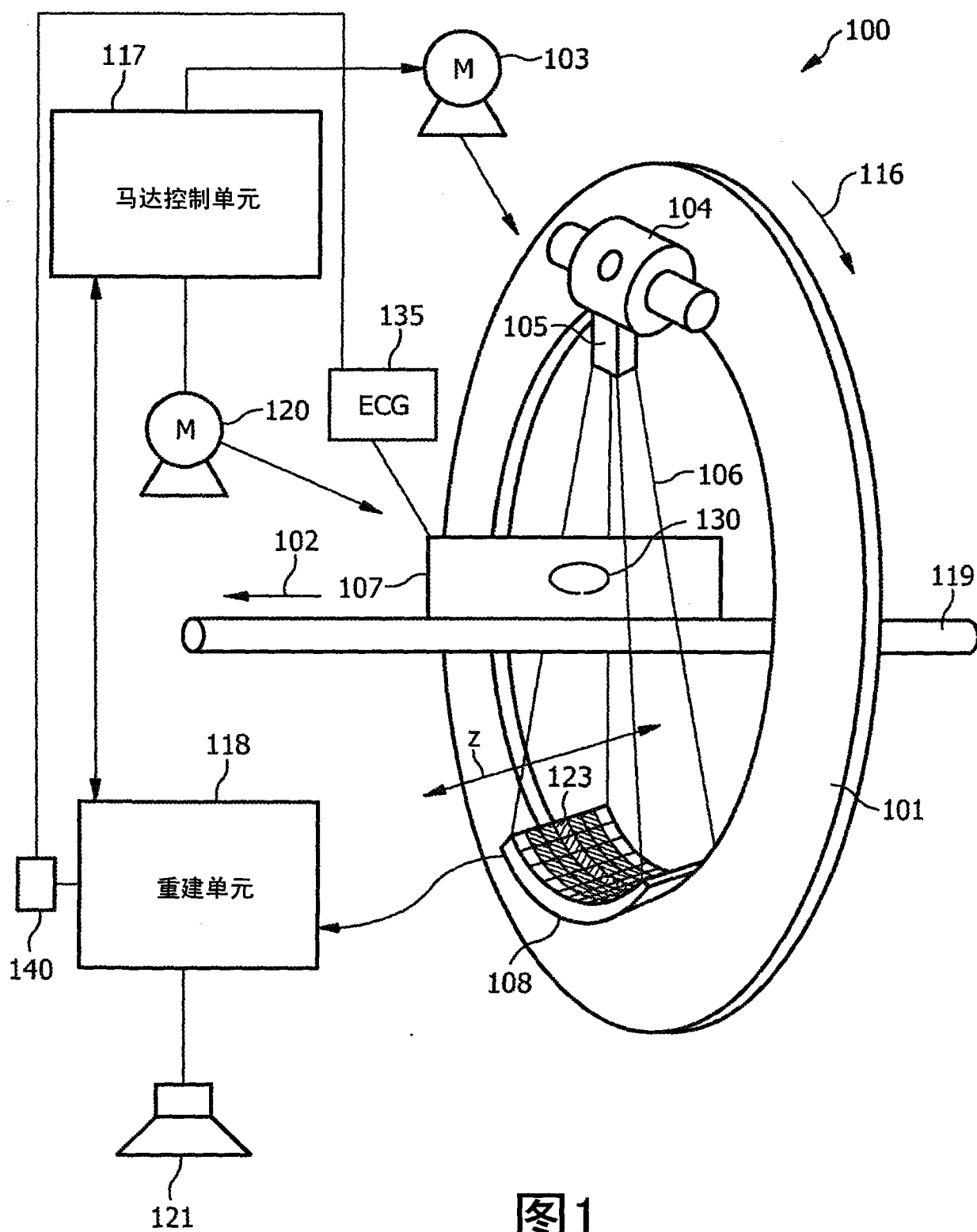
[0064] 此外,还可以通过总线系统 405 将图像处理和控制处理器 401 连接到例如监视感兴趣对象运动的运动监视器。在例如对患者的肺进行成像的情况下,运动传感器可以是呼气传感器。在对心脏进行成像的情况下,运动传感器可以是心电图。

[0065] 本发明的示范性实施例可以作为 CT 扫描器控制台、成像工作站或 PACS 工作站的软件选项进行出售。

[0066] 根据本发明的一个方面,可以对具有高对比度的目标结构(例如钙化斑)或类似支架的设备执行高质量的心脏重建,以获得改进的时间分辨率、减少的运动模糊或改进的信噪比或减少的剂量。

[0067] 应当注意的是,术语“包括”并不排除其它元件或步骤,并且“一”或“一个”并不排除多个。而且可以将关于不同实施例描述的元件进行组合。

[0068] 还应当注意的是,权利要求中的附图标记不应理解成限制权利要求的范围。



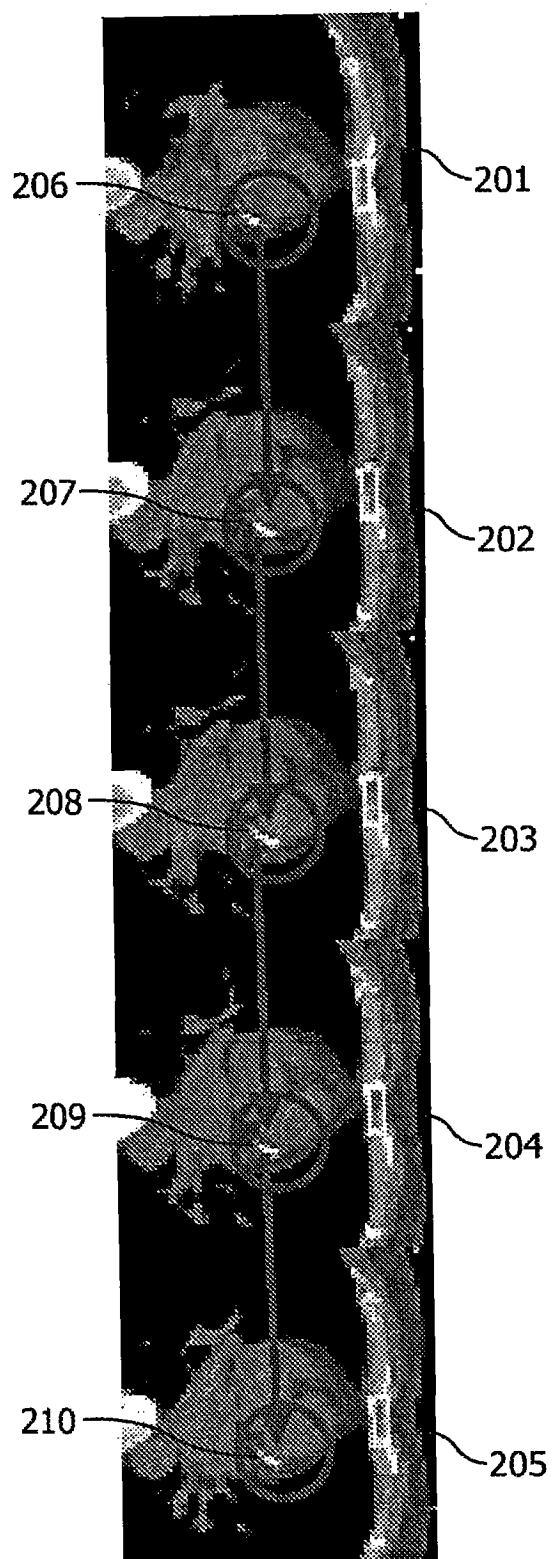


图 2

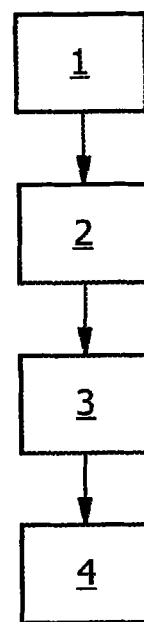


图 3

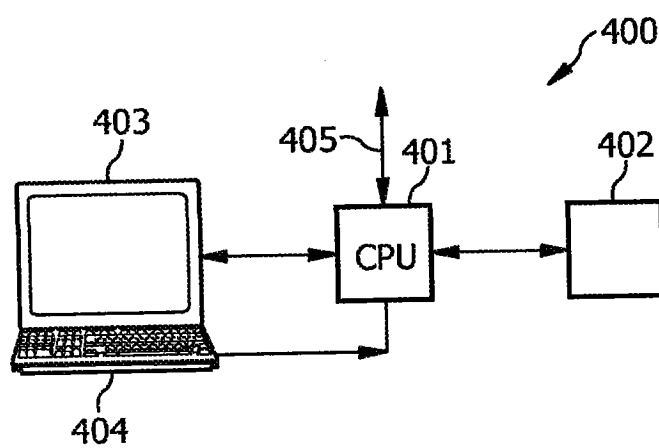


图 4

专利名称(译)	高对比度对象的运动补偿CT重建		
公开(公告)号	CN101313334B	公开(公告)日	2011-05-25
申请号	CN200680043684.7	申请日	2006-11-14
[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	M格拉斯 D谢弗 U范斯特文达勒		
发明人	M· 格拉斯 D· 谢弗 U· 范斯特文达勒		
IPC分类号	G06T7/00 G06T11/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B6/032 G06T11/006 A61B6/12 G06T7/20 A61B6/541 G06T2207/10081 G06T2211/412 A61B6/027 G06T2207/30048		
代理人(译)	黄睿 王英		
审查员(译)	吴倩		
优先权	2005111216 2005-11-24 EP		
其他公开文献	CN101313334A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

使用门控重建的心脏CT成像目前在其时间和空间分辨率方面受到限制。根据本发明的一个示范性实施例，提供了一种执行高对比度对象的识别的检查装置。然后在各时相内跟随该高对比度对象，从而产生高对比度对象的运动矢量场，然后基于该运动矢量场执行运动补偿重建。

