

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G06T 11/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680047686.3

[43] 公开日 2008年12月24日

[11] 公开号 CN 101331521A

[22] 申请日 2006.12.8
 [21] 申请号 200680047686.3
 [30] 优先权
 [32] 2005.12.19 [33] EP [31] 05112356.0
 [86] 国际申请 PCT/IB2006/054700 2006.12.8
 [87] 国际公布 WO2007/072279 英 2007.6.28
 [85] 进入国家阶段日期 2008.6.18
 [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 T·尼尔森 M·格拉斯
 A·齐格勒

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 代理人 黄睿 王英

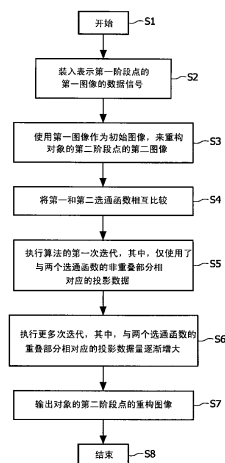
权利要求书 5 页 说明书 14 页 附图 6 页

[54] 发明名称

依据投影数据的运动对象迭代图像重构

[57] 摘要

用于基于投影数据而重构运动对象的图像序列的迭代方法常常需要较高的计算量。根据本发明的各个实施例，提供了这样的方法：其中，将表示在第一阶段的对象的第一图像用作初始图像来迭代重构在第二阶段的第二图像。将第一选通函数指定给第一阶段，将第二选通函数指定给第二阶段。当为重构第二图像而执行第一迭代时，仅使用了与两个选通函数的非重叠部分相对应的投影数据。对于执行更多次迭代而言，与两个选通函数的重叠部分相对应的投影数据的量会逐渐增大。因此，对于除了最后一次之外的全部更多次迭代而言，显著地减小了计算量。然而，该较低的计算量对于最终重构的第二图像的质量没有负面影响，因为该方法得益于这样的事实：将第一图像用作初始图像来迭代重构第二图像。



1、一种方法，用于依据运动对象(107a)的投影数据来重构所述运动对象(107a)的图像，其中

所述投影数据包括在所述对象(107a)的多个阶段(351a, 352a)上以及在所述对象(107a)的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据，并且其中

对于每一个阶段(351a, 351b)都指定了选通函数，其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的多个加权因子，所述的方法包括以下步骤：

将表示所述对象(107a)的第一阶段(351a)的第一图像(671)的数据信号作为初始图像装入数据处理器(561)，其中，将第一选通函数(351)指定给所述第一阶段(351a)；

使用所述第一图像(671)作为初始图像，来迭代重构所述对象(107a)的第二阶段(352a)的第二图像(672)，其中，将第二选通函数(352)指定给所述第二阶段(352a)；

将所述第一(351)和第二(352)选通函数相互比较；以及
执行重构算法的第一迭代，其中，仅使用了与这两个选通函数(351, 352)的非重叠部分(355)相对应的投影数据。

2、如权利要求 1 所述的方法，还包括以下步骤：

执行第二迭代和更多次迭代，其中，与所述两个选通函数(351, 352)的重叠部分相对应的投影数据的量逐渐增大。

3、如权利要求 1 所述的方法，其中

参照单个选通函数的面积，在所述第一选通函数(351)与所述第二选通函数(352)之间的重叠大于 90%，且优选的大于 95%。

4、如权利要求 1 所述的方法，其中

重构了周期性运动对象(107a)的图像。

5、如权利要求 4 所述的方法，其中

所述周期性运动对象是跳动的心脏(107a),
所述选通函数是心脏选通函数(351, 352), 并且
所述对象(107a)的所述投影数据包括心脏计算机断层造影数据和同时
测量的心电图数据。

6、如权利要求 5 所述的方法, 其中
参照所述跳动的心脏的 R-R 间隔, 来记录所述心脏选通函数(351, 352)。

7、如权利要求 1 所述的方法, 其中
所述重构算法是最大似然算法。

8、如权利要求 1 所述的方法, 其中
所述重构算法是代数重构技术(ART)。

9、一种数据处理设备, 包括:

存储器(562), 用于存储运动对象(107a)的投影数据信号, 其中, 所述投影数据包括在所述对象(107a)的多个阶段(351a, 352a)上以及在所述对象(107a)的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据, 并且其中, 对于每一个阶段(351, 352)都指定了选通函数(351a, 352a), 其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的多个加权因子; 以及

数据处理器(561), 用于基于所述对象(107a)的所述投影数据信号, 来产生表示所述运动对象(107a)的不同阶段(351a, 352a)的多个图像, 其中, 所述数据处理器(561)用于执行以下操作:

将表示所述运动对象(107a)的第一阶段(351a)的第一图像(671)的数据信号作为初始图像装入数据处理器(561), 其中, 将第一选通函数(351)指定给所述第一阶段(351a);

使用所述第一图像(671)作为初始图像, 来迭代重构所述对象(107a)的第二阶段(352a)的第二图像(672), 其中, 将第二选通函数(352)指定给所述第二阶段(352a);

将所述第一(351)和第二(352)选通函数相互比较; 以及

执行重构算法的第一迭代,其中,仅使用了与这两个选通函数(351,352)的非重叠部分(355)相对应的投影数据。

10、如权利要求9所述的数据处理设备,其中,所述数据处理器(561)还用于实施以下的操作:

执行第二迭代和更多次迭代的操作,其中,与所述两个选通函数(351,352)的重叠部分相对应的投影数据的量逐渐增大。

11、一种用于重构运动对象(107a)的图像的断层造影系统(100),所述断层造影系统(100)包括:

辐射源(104),用于发出辐射波束(106);

辐射检测器(108),用于在所述波束(106)经过所述对象(107a)之后检测所述辐射波束(106);

存储器(562),用于存储由所述辐射检测器(108)获得的所述运动对象(107a)的投影数据信号,其中,所述投影数据包括在所述对象(107a)的多个阶段(351a,352a)上以及在所述对象(107a)的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据,其中,对于每一个阶段(351a,352a)都指定了选通函数(351,352),其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的多个加权因子;以及

数据处理器(561),用于基于所述对象(107a)的所述投影数据信号产生表示所述运动对象(107a)不同阶段的多个图像,其中,所述数据处理器(561)用于执行以下操作:

将表示所述对象(107a)的第一阶段(351a)的第一图像(671)的数据信号作为初始图像装入数据处理器(561),其中,将第一选通函数(351)指定给所述第一阶段(351a);

使用所述第一图像(671)作为初始图像,来迭代重构所述对象(107a)的第二阶段(352a)的第二图像(672),其中,将第二选通函数(352)指定给所述第二阶段(352a);

将所述第一(351)和第二(352)选通函数相互比较;以及

执行重构算法的第一迭代,其中,仅使用了与这两个选通函数的非重叠部分(355)相对应的投影数据。

12、如权利要求 11 所述的断层造影系统，其中所述辐射波束是锥形波束(106)。

13、如权利要求 11 所述的断层造影系统，还包括监视器(132)，用于估计所述运动对象的运动。

14、如权利要求 13 所述的断层造影系统，其中所述监视器是用于记录心电图的设备(132)。

15、一种计算机可读介质，在其上存储了计算机程序，用于依据运动对象(107a)的投影数据来重构所述运动对象(107a)的图像，其中

所述投影数据包括在所述对象(107a)的多个阶段(351a, 352a)上以及在所述对象(107a)的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据，并且其中

对于每一个阶段(351a, 352a)都指定了选通函数(351, 352)，其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的多个加权因子，所述计算机程序当被处理器(361)执行时，用于执行以下操作：

将表示所述对象(107a)的第一阶段(351a)的第一图像(671)的数据信号作为初始图像装入数据处理器(561)，其中，将第一选通函数(351)指定给所述第一阶段(351a)；

使用所述第一图像(671)作为初始图像，来迭代重构所述对象(107a)的第二阶段(352a)的第二图像(672)，其中，将第二选通函数(352)指定给所述第二阶段(352a)；

将所述第一(351)和第二(352)选通函数相互比较；以及

执行重构算法的第一迭代，其中，仅使用了与这两个选通函数的非重叠部分(355)相对应的投影数据。

16、一种程序模块，用于依据运动对象(107a)的投影数据来重构所述运动对象(107a)的图像，其中

所述投影数据包括在所述对象(107a)的多个阶段(351a, 352a)上以及在

所述对象(107a)的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据，并且其中

对于每一个阶段(351a, 352a)都指定了选通函数(351, 352)，其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的多个加权因子，所述程序模块当被处理器(561)执行时，用于执行以下操作：

将表示所述对象(107a)的第一阶段(351a)的第一图像(671)的数据信号作为初始图像装入数据处理器(561)，其中，将第一选通函数(351)指定给所述第一阶段(351a)；

使用所述第一图像(671)作为初始图像，来迭代重构所述对象(107a)的第二阶段(352a)的第二图像(672)，其中，将第二选通函数(352)指定给所述第二阶段(352a)；

将所述第一(351)和第二(352)选通函数相互比较；及

执行重构算法的第一迭代，其中，仅使用了与这两个选通函数的非重叠部分(355)相对应的投影数据。

依据投影数据的运动对象迭代图像重构

技术领域

本发明涉及三维成像领域。具体而言，本发明涉及一种方法，用于依据对象的投影数据来进行运动对象的迭代图像重构。本发明还涉及一种数据处理设备和一种断层造影系统，用于重构运动对象的图像，并且涉及一种计算机可读介质及程序模块，其具有指令，用于执行上述的重构方法。

背景技术

计算机断层造影(CT)是依据一系列 X 射线投影数据来产生受检查对象(关注对象)内部的三维图像的过程。依据投影数据的 CT 图像重构可以通过应用适当的算法来进行。

在计算机断层造影的框架中的一个重要应用是所谓的心脏计算机断层造影，其涉及对跳动的心脏的成像。

在医学 CT 中，需要在患者剂量最小值的情况下得到具有较高且均匀的空间分辨率以及极低噪声的高精度图像。而且，CT 图像重构必须在计算上是高效的，以便实时执行。这可以通过使用多种基于二维或三维滤波反向投影(FBP)或基于傅立叶重构方案的图像重构算法来实现。

与这些分析方法相对照，存在多种迭代重构算法，其从数字观点来审视重构问题。它们基于借助于在空间域与投影域之间的迭代的测量，设法倒置系统矩阵或设法使被重构的物体的相似性最大化。它们的主要优点是，能够通过对所扫描的量子统计进行精确建模，而在较小患者剂量的情况下工作。然而，这些技术需要多达几百次的迭代来实现充分收敛。每一次迭代都至少包含分别对图像和所处理的数据进行的一次二次投影和一次反向投影。因此，一次迭代的耗时至少与两次 FBP 重构相同。

在由 K.C.Tam、B.Macdonald 和 V.Perez-Mendez 所写的文章“Gated cardiac scanning using limited-angle image reconstruction technique and information in the neighbouring phase”中说明了一种迭代方案，用于基于投

影数据重构临床运动对象。在 IEEE Transactions on nuclear Science 31,562-565(1983)中发表了该文章。其中，该文章说明了当对迭代进行初始化时，可以通过将对心动周期的相邻部分的扫描用作对所关注阶段中遗漏扫描的第一估计，来改进迭代重构的结果。然而，当在医学实践中应用该迭代方案时，仍存在计算量上的挑战，以便实时完成这种图像重构。

发明内容

需要一种基于对象的投影数据的、运动对象的改进的迭代图像重构。

可以借助于一种方法来满足这个需要，如在权利要求 1 中阐明的，该方法用于依据运动对象的投影数据来重构所述运动对象的图像。所述投影数据包括在对象的多个阶段点上以及在对象的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据。对于每一个阶段都指定了选通函数(gating function)，其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的加权因子。所述方法包括以下步骤：(a)将表示所述对象的第一阶段的第一图像的数据信号作为初始图像装入数据处理器，其中，将第一选通函数指定给第一阶段；(b)将所述第一图像用作初始图像，来迭代重构所述对象的第二阶段的第二图像，其中，将第二选通函数指定给所述第二阶段；(c)将所述第一和第二选通函数相互比较；以及(d)执行重构算法的第一迭代，其中，仅使用了与这两个选通函数的非重叠部分相对应的投影数据。

使用经减小的数据集来重构第二图像可以视为所述方法的要点。依据所述的方法，可以重构代表这个略微不同阶段的图像自身，其中，将另一来自以前重构的已知图像用作初始图像。然而，必须在没有所述对象以前状态的任何图像信息的情况下，重构表示图像序列中起始图像的至少一个图像，所述图像序列显示了受检查的运动对象。

所述方法可以显著加快重构速度。具体而言，如果运动对象的多个重构阶段在时间上相距很近，就可以提高重构速度。因此，极大地减小了用于执行用于运动对象的不同阶段的迭代重构方法的计算时间。

通过为随后的阶段重复完成所述方法，能够获得运动对象的完整视频，其中，计算量能够保持在可接受的限度内。

必须指出术语“运动对象”不限于对象的物理运动。在此背景下，术

语“运动对象”可以指代对象的光学数值的各种临时性变化。这种变化可以是灰度值的变化，例如当造影剂流动穿过代表受检查的运动对象的器官时，会出现这个变化。

根据本发明的示范性实施例，该方法还包括执行第二迭代和更多次迭代的步骤，其中，与两个选通函数的重叠部分相对应的投影数据的量逐渐增大。这可以提供这样的优点：即使是为重构第二图像而对于大多数相应的迭代使用了或多或少减小的投影数据集，所产生的图像质量也没有下降。良好的图像质量基于这样的事实：将运动对象的显示在第一阶段中对象的已重构的第一图像用作初始图像，该第一图像与第二图像相似，尤其是当这两个阶段点在时间上相距很近时。

换句话说，仅仅针对重构多阶段序列中的第一图像，才必须将与完整的第一选通函数相对应的所采集数据用于迭代重构算法的全部迭代。对于在稍后阶段的全部图像而言，与完整选通函数相对应的数据仅用于最后一次的迭代。对于全部以前的迭代而言，使用了与或多或少减小的选通函数相对应的数据。这可以有利地加快在各种不同阶段中受检查对象的完整视频的重构速度。

根据本发明的另一示范性实施例，参照单个选通函数的面积，在第一选通函数与第二选通函数之间的重叠大于 90%，且优选的大于 95%。在此背景下，必须注意的是，在相邻阶段的心脏选通函数之间的重叠越高，重构工作的加速就高。因此，这种较大的重叠会显著地提高重构速度。

根据本发明的另一示范性实施例，重构了周期性运动对象的多个图像。由于周期性或循环性运动对象在一个周期循环中至少达到特定状态一次，因此这就提供了可以在同一阶段点处重复记录对象的可能性，其中，在对应于不同循环的阶段点上执行不同的记录。这可以实现改进的图像质量，因为可以获得在同一阶段点处有效记录的多个投影数据，这些投影数据可以组合使用，用于在该阶段点处的周期性运动对象的图像重构。

在此背景下，应注意术语“阶段点”指的是受检查对象的循环性或周期性运动的明确时间点。为了准确起见，术语“阶段”用作该对象的特定运动状态。因此，对于心脏成像而言，术语“阶段”可以与跳动的心脏的收缩期或舒张期相对应。与此相对照，术语“阶段点”用作这样的时间点：

即在该时间点上，受检查对象存在于一特定阶段中。

所述周期性运动对象例如可以是胸腔，或者更具体而言，是患者的肺。在此背景下，选通函数被称为肺部选通函数。使用这种肺部选通函数可以重构肺的图像，其中，仅使用涉及患者呼吸循环中某个确定点的数据来产生图像。通过将不同阶段点获得的多个重构的肺图像设置在序列中，可以产生呼吸的肺的完整视频。

根据本发明的另一示范性实施例，所述周期性运动对象是跳动的的心脏，选通函数是心脏选通函数，并且对象的投影数据包括心脏的计算机断层造影数据和同时测量的心电图数据。因此，可以进行对心动周期的所选图像的重构，这实现了对心动力学的详细研究，即心室收缩和心室扩张的过程。

通过为心动周期的随后阶段重复进行所述的方法，可以重构显示跳动的心脏的完整周期的视频。这种视频通常包括 20 个不同阶段的图像。这可以实现对于例如周期性跳动的心脏的心壁运动的研究。

根据本发明的另一示范性实施例，参照跳动的心脏的 R-R 间隔来产生所述心脏选通函数。这可以实现对数据采集的准确选通，因为该间隔定义了准周期心脏运动的循环时间。R 波常常是在心电图过程中的最显著的波。因此，可以容易并准确地检测 R 波。

根据本发明的另一示范性实施例，所述重构算法是最大似然算法。最大似然算法可以具有这样的优点：即使对于有噪声的数据信号，也可以获得较高的信噪比。在此背景下，有噪声的数据信号是对于常常用作计算机断层造影的辐射检测器的二维空间解析检测器阵列的每一个检测器元件而言仅包含少量检测器计数的投影数据信号。使用有噪声的数据信号具有受检查对象仅暴露于较小辐射剂量的优点。尤其当检查人时，这是有利的。

在此背景下，必须注意可以使用其它重构算法，例如代数重构技术 (ART)。

还可以借助于一种数据处理设备来满足上述的需要。所述数据处理设备包括存储器，用于存储运动对象的投影数据信号，其中，所述投影数据包括在对象的多个阶段上以及在对象的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据，且其中，对于每一个阶段都指定了选通函数，其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的加权因子。所述数据处理设备还包括数据

处理器，用于基于所述对象的投影数据信号，来产生表示所述运动对象的不同阶段的多个图像。所述数据处理器用于执行以下操作：(a)将表示所述运动对象的第一阶段的第一图像的数据信号作为初始图像装入数据处理器中，其中，将第一选通函数指定给所述第一阶段；(b)将所述第一图像用作初始图像，用于迭代重构所述对象的第二阶段的第二图像，其中，将第二选通函数指定给所述第二阶段；(c)将所述第一和第二选通函数相互比较；以及(d)执行重构算法的第一迭代，其中，仅使用了与这两个选通函数的非重叠部分相对应的投影数据。

根据本发明的示范性实施例，所述数据处理器还用于实施操作：执行第二迭代和更多次迭代的操作，其中，与这两个选通函数的重叠部分相对应的投影数据的量逐渐增大。

当使用所述数据处理设备来产生所述受检查对象的、显示在各个不同阶段的图像的视频时，这可以提供仅仅对于所述第一图像必须使用完整的第一选通函数的优点。对于在稍后阶段中的全部图像，仅是必须使用与经减小的选通函数相对应的投影数据，从而可以显著减小整体重构工作。

还可以借助于一种用于重构运动对象的图像的断层造影系统来满足上述需要。所述断层造影系统包括：辐射源，用于发出辐射波束；辐射检测器，用于在所述波束经过对象之后检测所述辐射波束；存储器，用于存储由所述辐射检测器所获得的运动对象的投影数据信号，其中，所述投影数据包括在对象的多个阶段上以及在对象的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据，其中，对于每一个阶段都指定了选通函数，其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的加权因子。所述断层造影系统还包括数据处理器，用于基于所述对象的投影数据信号来产生表示所述运动对象不同阶段的多个图像。所述数据处理器用于执行以下操作：(a)将表示所述对象的第一阶段的第一图像的数据信号作为初始图像装入数据处理器，其中，将第一选通函数指定给所述第一阶段；(b)将所述第一图像用作初始图像，用于迭代重构所述对象的第二阶段的第二图像，其中，将第二选通函数指定给所述第二阶段；(c)将所述第一和第二选通函数相互比较；以及(d)执行重构算法的第一迭代，其中，仅使用了与这两个选通函数的非重叠部分相对应的投影数据。

所述辐射源可以是常规 X 射线源，其可以发出多波长或单波长辐射。可以用单个辐射传感器、多个辐射传感器或传感器阵列来构成辐射检测器。

所述断层造影系统可以用作材料测试设备、医学应用设备或用于测量运动对象三维图像的任何其它设备，其中，所述图像是在对象运动的不同阶段得到的。所述断层造影系统也可以是相干散射计算机断层造影设备、正电子发射断层造影设备或单光子发射计算机断层造影设备。无论如何，应明确本发明不限于 X 射线计算机断层造影。

根据本发明的示范性实施例，辐射波束是锥形波束。与所谓的扇形波束几何形状相比，在锥形波束几何形状中，辐射源用于发出包括可以实现更快数据采集的二维截面的辐射波束。由于所述数据处理器用于执行迭代重构算法，如最大似然算法，有利的是，所述断层造影系统能够产生没有受到锥形波束伪像影响的图像。因此，可以以下两个时间内产生高质量图像：(a)较短的数据采集时间，其中受检查运动对象易受到辐射照射，以及(b)同等的较短计算时间，在该计算时间之内对图像进行重构。

根据本发明的另一示范性实施例，所述断层造影系统还包括监视器，用于估计运动对象的运动。这可以实现在对象运动与记录的已成像的用于重构的投影数据的使用之间的同步，其中，所述投影数据展示了对象的不同阶段。

根据本发明的另一示范性实施例，所述监视器是用于监视跳动的心脏的周期性运动的设备，具体而言，所述监视器是心电图仪。在受检查运动对象是跳动的心脏的情况下，可以有利的实现对于心动周期的准确确定。因此，可以获得准确的选通函数，即心脏选通函数，这实现了对于跳动心脏的相邻阶段的准确及快速的图像重构。

还可以借助于一种计算机可读介质来满足上述需要，在所述计算机可读介质上存储了计算机程序，用于依据运动对象的投影数据来重构所述运动对象的图像，其中，所述投影数据包括在对象的多个阶段上以及在对象的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据，其中，对于每一个阶段都指定了选通函数，其定义了用以使用不同投影数据进行图像重构的加权因子。当被处理器执行时，所述计算机程序用于执行包括上述方法的各个示范性实施例的各个步骤的操作。

还可以借助于一种程序模块来满足上述需要，所述程序模块用于依据运动对象的投影数据来重构所述运动对象的图像，其中，所述投影数据包括在对象的多个阶段上以及在对象的多个不同投影角度上所记录的多个投影数据，其中，对于每一个阶段都指定了选通函数，其用以使用不同投影数据进行图像重构的加权因子。当被处理器执行时，所述程序模块用于执行包括上述方法的各个示范性实施例的各个步骤的操作。

所述程序模块可以用任何适合的编程语言来编写，例如 C++，并可以存储在计算机可读介质上，诸如 CD-ROM。此外，可以从网络获得计算机程序，诸如环球网，并且可以将所述程序模块下载到图像处理单元或处理器，或任何适合的计算机。

依据以下说明的实施例的实例，并参考实施例的实例加以解释，本发明以上定义的方面及其它方面是显而易见的。在下文中参考实施例的实例会更详细的说明本发明，但本发明不限于此。

附图说明

图 1 显示了计算机断层造影(CT)系统的简化示意图。

图 2 显示了用于将心脏状态与时间点相关联的示范性示意的心电图记录。

图 3 显示了描述用于心动周期的两个阶段点的选通函数的曲线图。

图 4 显示了用于重构运动对象的三维图像序列的方法的流程图。

图 5 显示了用于执行根据本发明方法的示范性实施例的图像处理设备。

图 6 显示了以根据本发明优选实施例的方法获得的重构结果。

具体实施方式

在附图中的图示说明是示意性的。应注意在不同附图中，以相同的参考标记或以彼此仅是第一个数字不同的参考标记来提供相似的或相同的元素。

图 1 显示了计算机断层造影设备 100，其也被称为 CT 扫描器。CT 扫描器包括台架 101，其可围绕旋转轴 102 旋转。借助于电机 103 来驱动台架 101。参考数字 104 标明了辐射源，例如 X 射线源，其可以发出多波长的辐

射或可替换地发出单波长的辐射。

参考数字 105 标明了窗孔系统，其将从辐射源 104 发出的辐射波束成形为锥形辐射波束 106。引导锥形辐射波束 106，以便其穿过所关注对象。所关注对象是患者 107 的心脏 107a。患者 107 布置在操作台 119 上。使得患者心脏 107a 位于在台架 101 的中央，其表示 CT 扫描器的检查区域。在穿过所关注对象之后，波束 106 照射到检测器 108 上。

如可以从图 1 得到的，检测器 108 被布置在台架 101 上与辐射源 104 相对的位置，以便由锥形波束 106 覆盖检测器 108 的表面。检测器 108 包括多个检测器元件 123，其中每一个都能够检测被患者 107 散射或穿过他的 X 射线。

在扫描所关注对象 107 期间，辐射源 104、窗孔系统 105 和检测器 108 与台架 101 在由箭头 116 所指示的方向上一起旋转。电机 103 连接到电机控制单元 117，用于台架 101 的旋转，电机控制单元 117 自身连接到重构单元 130(其也可以表示为计算或确定单元)。

计算机断层造影设备 100 捕获心脏 107a 的多个周期的心脏计算机断层造影数据。由此，台架 101 旋转，同时平行于旋转轴 102 线性移动操作台 119，以便执行对心脏 107a 的螺旋状扫描。由电机 120 进行操作台 119 的线性移位，电机 102 也连接到电机控制单元 117。

应注意在所有所述的情况下，还可以执行圆形扫描，在此情况下，没有在平行于旋转轴 102 的方向上的移位，而仅是台架 101 围绕旋转轴 102 的旋转。由此，可以以高精度测量心脏 107a 的切片。

在由辐射源 104 和辐射检测器 108 执行的优选的螺旋形扫描期间，心脏 107a 会跳动多次。同时，由心电图仪 132 测量心电图。心电图仪 132 监测患者心脏 107a 的心动周期。为了测量源自跳动心脏 107a 的电信号，提供了传感器 133，其通过电缆 134 耦合到心电图仪 132。

在采集了心脏计算机断层造影数据和选通心电图数据之后，将这些数据传递到重构单元 130，重构单元 130 确定在心动周期的不同阶段点上的跳动的心脏的图像。

心脏的阶段点是在心动周期内的时间位置，优选的相对于心动周期持续期间来定义它，例如在心动周期内的百分比位置，以便近似地补偿心动

周期期间中的变化。由于 CT 检查引起的压力、诸如心脏心律不齐等之类的医学状况，在心动周期期间(即患者脉搏率)就可能会出现这种变化。

为了观察重构的图像，提供了显示器 135，其耦合到重构单元 130。另外，图像还可以由打印机 136 打印出来，打印机 136 也耦合到重构单元 130。此外，重构单元 130 还可以耦合到图像存档与传输系统(PACS)137。

应注意，显示器 135、打印机 136 和/或在 CT 扫描器 100 内提供的其它设备可以是在计算机断层造影设备 100 本地的。可替换地，这些部件可以远离 CT 扫描器 100，例如在机构或医院内的其它地点，或者在通过一个或多个可配置网络，例如互联网，虚拟专用网等，链接到 CT 扫描器 100 的完全不同的位置处。

此外，应强调的是，作为图 1 所示的锥形波束结构的备选方案，本发明可以借助于扇形波束结构来实现。与锥形波束几何结构相比，在锥形波束几何结构中到检测器阵列的不同元件 123 的 X 射线路径通常是不平行的，而在扇形波束几何结构中，产生了多个基本平行的辐射扇形波束，其中由检测器元件的相应的行或多个行检测每一个平行波束。

不管 X 射线波束和检测器阵列的细节如何，X 射线检测器以已知的方式操作，以便将穿过受检查对象的 X 射线转化为表示在 X 射线管与检测器之间的 X 射线吸收情况的电信号。

参考图 2，描绘了通常的心电图(ECG)信号 240，其与由心脏 107a 在患者 107 身体表面上产生的电势相对应。用心电图 132 记录 ECG。ECG 信号 240 通常包括几个可识别的波形，其能够与心脏器官或其各个部分的运动相关联。最重要的波形是在图 2 中示出的 P、Q、R、S 和 T 波。P 波是由去极化经由心房的传播以及随后的心房收缩所引起的。P 波之后不久，由于心室的去极化，Q、R 和 S 波图案出现。T 波表明了心室的再次极化，稍早于舒张之前出现。

ECG 信号 240 是依据心动周期 241 的准周期的，其在图 2 中与周期重复一起示出，其中，该周期重复包括相应于波形 P、Q、R、S 和 T 的波形 P'、Q'、R'、S' 和 T'。心动周期以准周期的方式重复，然而由于诸如强体力活动、情绪紧张、某种药物的存在、医学状况，例如心脏心律不齐等的影响，该准周期方式偏移了最佳周期性。

尽管在此说明了使用心电图仪的心动周期监测，但也能够使用用于监测心动周期并检测所选心脏状态的其它方法。例如，心音图(未示出)检测与心动周期相关联的声音信号，并可以用于监测心动周期并检测与心脏所选位置的状态相对应的阶段。可替换地，心脏位置的状态可以直接测量，例如用并发式超声波成像，或者能够从 CT 数据自身中提取，例如通过应用迭代重构算法。而且，还可以用光学装置监测心动周期，例如通过使用所谓的手指剪辑(finger clips)。

图 3 显示了曲线图 350，描绘了第一选通函数 351 和第二选通函数 352。在 x 轴上绘制了 CT 扫描器的视图编号，即在辐射源 104 和辐射检测器 108 执行围绕心脏 107a 的螺旋状扫描时，在不同投影角度上所得到的数据。由于辐射源 104 和辐射检测器 108 的运动速度常常是恒定的，因此 x 轴也可以表示为时间轴。选通函数表示在 0 和 1 范围之间的多个加权因子。第一选通函数 351 表示与心动周期的第一阶段点 351a 相对应的多个加权因子。第二选通函数 352 表示与心动周期的第二阶段点 352a 相对应的多个加权因子。加权因子 0 意味着对于心脏的图像重构而言要完全忽略的所采集投影数据。加权因子 1 意味着以最大权重将相应的投影数据用于图像重构。

必须指出，在图 3 中仅在两个阶段点 351a 和 352a 周围的区域中绘制出了两个选通函数 351 和 352。如同已在上面指出的，对于心脏 CT 而言，通常在 20 个阶段点上对跳动的心脏进行成像。在这些 20 个阶段点内，与两个随后的阶段点相对应的选通函数展现出与在图 3 中示出的两个选通函数 351 和 352 相同的行为。

如同可由图 3 见到的，两个阶段点 351a 和 352a 彼此在时间上相距很近，以致于两个选通函数 351 和 352 呈现出很大的重叠。根据在此所述的用于重构运动对象图像的方法，通过使用与运动对象的阶段点 351a 相对应的第一阶段的已知第一图像作为初始图像，来迭代重构与运动对象的阶段点 352a 相对应的第二阶段的第二图像。对于重构算法的第一迭代，只使用了与两个选通函数的非重叠部分 355 相对应的投影数据。

对于重构算法的更多次迭代，与两个选通函数的重叠部分相对应的投影数据的量逐渐增大。这会提供这样的优点：仅必须将与完整选通函数相对应的数据用于多阶段序列视频的第一图像。对于以后阶段的全部图像，

仅必须将与完整选通函数相对应的数据用于最后一次迭代。对于全部以前的迭代，仅使用了与或多或少减小的选通函数相对应的数据。

图 4 显示了用于重构运动对象的三维图像序列的示范性方法的流程图。该方法以步骤 S1 开始。

在步骤 S2，将表示在对象的第一阶段重构的第一图像的数据信号作为初始图像装入到数据处理器中。可以通过将已知的重构方法用于与第一心脏选通函数相对应的所测量的投影数据来获得这些数据信号。选通函数表示用于全部所采集投影数据的加权因子。

随后，在步骤 S3，将第一图像用作初始图像，来迭代重构对象的第二阶段的第二图像。对于重构第二图像，使用了表示用于全部所采集投影数据的加权因子的第二选通函数。

随后，在步骤 S4，将第一和第二选通函数彼此相比较。由此，确定两个选通函数的重叠部分和非重叠部分。准确的说，所述非重叠部分由在对应于阶段 2 的选通函数与对应于阶段 1 的选通函数之间的差值的正数部分来定义。

随后，在步骤 S5，执行重构算法的第一迭代，其中，仅使用了与两个选通函数的非重叠部分相对应的投影数据。由于对于第一迭代仅使用了减小数量的投影数据，因此与现有技术的迭代重构算法相比，显著地减小了用于该第一迭代的计算上的工作量。

随后，在步骤 S6，执行第二迭代和更多次迭代，其中，与两个选通函数的重叠部分相对应的投影数据的量逐渐增大。因此，同样对于除最后一次之外的全部更多次迭代，减小了计算上的工作量。然而，这对于最终重构的第二图像的质量没有负面影响，因为该方法得益于这样的事实：将第一图像用作初始图像来迭代重构第二图像。

随后，在步骤 S7，在显示器、打印机或 PACS 上输出第二阶段的迭代重构图像。必须注意，尤其是当重构由跳动心脏的至少三个图像构成的一个序列时，第二图像也可以暂时存储在存储器中。在完成其它阶段的重构之后，可以输出周期性跳动的心脏的完整视频。

最后，该方法以步骤 S8 结束。

在此背景下，必须注意，对于本领域技术人员是明确的：上述方法易

于用于重构运动对象的第三图像和更多次图像。对于迭代重构在第三阶段的第三图像，可以将以前重构的第二图像用作初始图像来对第三图像进行迭代重构。通常，可以将以前重构的图像用于对于显示下一阶段中的受检查对象的下一图像进行迭代重构。

图 5 示出了根据本发明的数据处理设备 560 的示范性实施例，用于执行根据本发明方法的示范性实施例。数据处理设备 560 包括中央处理单元 (CPU) 或图像处理器 561。图像处理器 561 连接到存储器 562，存储器 562 用于暂时存储所采集的投影和心电图数据，并用于暂时存储描绘在不同阶段点的受检查对象的多个重构图像。图像处理器 561 通过总线系统 565 连接到多个输入/输出网络或诊断设备，例如 CT 扫描器和心电图仪。而且，图像处理器 561 连接到显示设备 563，例如计算机监视器，用于显示信息或由图像处理器 561 迭代重构的一个或多个图像。操作员或用户可以通过键盘 564 和/或任何其它输出设备(其未在图 5 中示出)与图像处理器 561 交互。

图 6 显示了用根据本发明优选实施例的方法获得的重构的心脏图像序列 670。图像序列 670 是在用图 1 所示的 CT 扫描器所测量的临床 CT 投影数据的基础上所重构的。图像序列 670 包括 5 个图像 671、672、673、674 和 675，显示了跳动心脏从心脏收缩到半心脏舒张的演变。

与通过使用现有技术的迭代重构算法可以实现的重构速度相比，以其三倍的重构速度来获得图像序列 670。

应注意的是，术语“包括”不排除其它元件或步骤，“一”不排除多个。此外，可以合并结合不同实施例所描述的多个元件。还应注意的是，在权利要求中的参考标记不应解释为限制权利要求的范围。

为了概括本发明的上述实施例，可以这样表述：

用于基于投影数据而重构运动对象的图像序列的迭代方法常常需要较高的计算量。根据本发明的各个实施例，提供了这样的方法，其中，将表示在第一阶段的对象的第一图像用作初始图像来迭代重构在第二阶段的第二图像。将第一选通函数指定给第一阶段，将第二选通函数指定给第二阶段。当为重构第二图像而执行第一迭代时，仅使用了与两个选通函数的非重叠部分相对应的投影数据。对于执行更多次迭代而言，与两个选通函数的重叠部分相对应的投影数据的量会逐渐增大。因此，对于除了最后一次

之外的全部更多次迭代而言，显著地减小了计算量。然而，该较低的计算量对于最终重构的第二图像的质量没有负面影响，因为该方法得益于这样的事实：将第一图像用作初始图像来迭代重构第二图像。

参考标记列表

- 100 计算机断层造影设备/CT 扫描器
- 101 台架
- 102 旋转轴
- 103 电机
- 104 辐射源
- 105 窗孔系统
- 106 辐射波束
- 107 患者
- 107a 患者心脏/所关注对象/受检查对象
- 108 辐射检测器
- 116 旋转方向
- 117 电机控制单元
- 119 工作台
- 120 电机
- 123 检测器元件
- 130 重构单元
- 132 心电图仪
- 133 位于患者的传感器
- 134 接到传感器的电缆
- 135 监视器
- 136 打印机
- 137 图像存档与传输系统(PACS)
- 240 心电图信号
- 241 心动周期
- 350 曲线图

-
- 351 心脏选通函数 1
 - 351a 阶段点 1
 - 352 心脏选通函数 2
 - 352a 阶段点 2
 - 355 非重叠部分, 新数据
 - S1 步骤 1
 - S2 步骤 2
 - S3 步骤 3
 - S4 步骤 4
 - S5 步骤 5
 - S6 步骤 6
 - S7 步骤 7
 - 560 数据处理设备
 - 561 中央处理单元/图像处理器
 - 562 存储器
 - 563 显示设备
 - 564 键盘
 - 565 总线系统
 - 670 重构的心脏图像序列
 - 671 图像 1
 - 672 图像 2
 - 673 图像 3
 - 674 图像 4
 - 675 图像 5

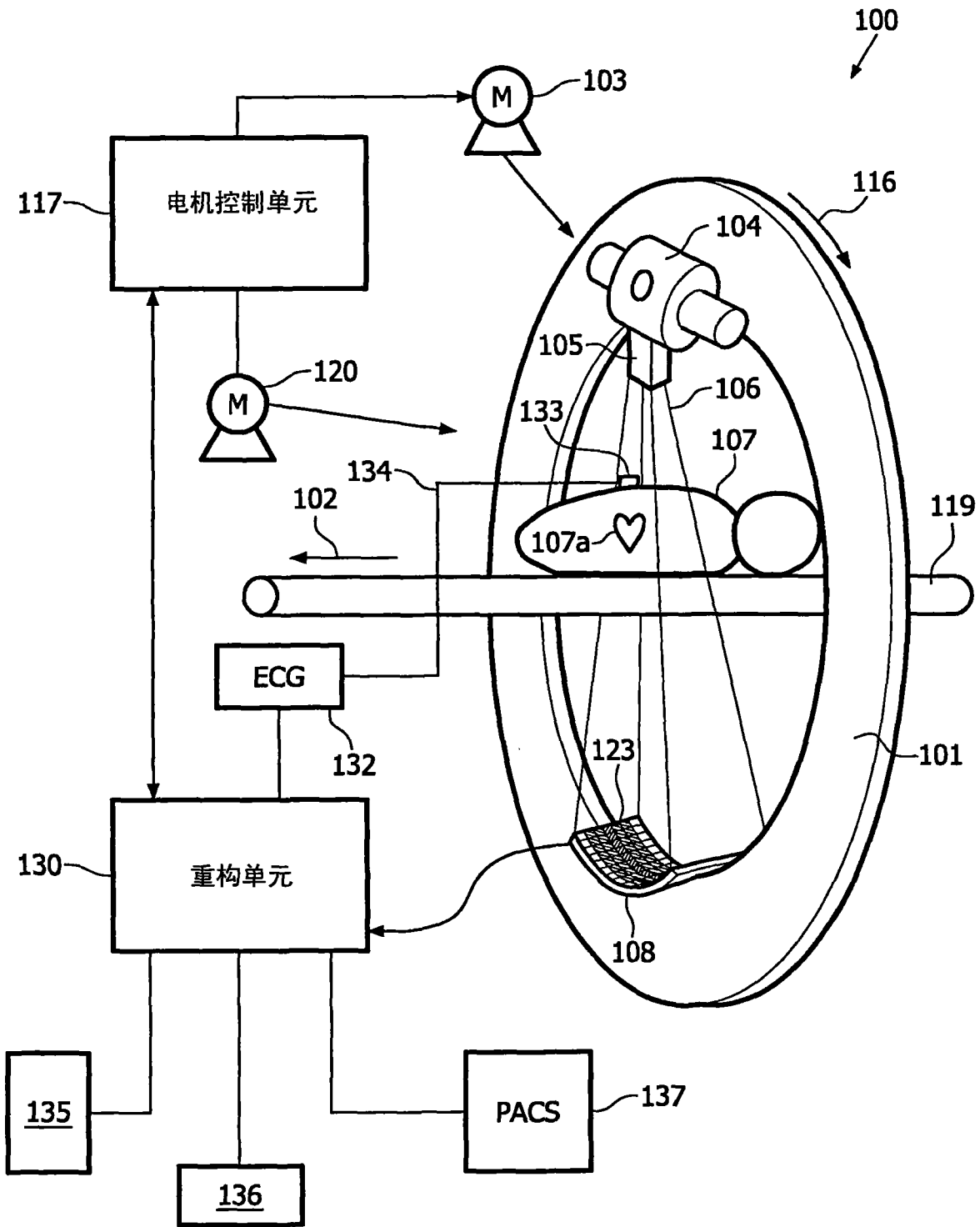


图1

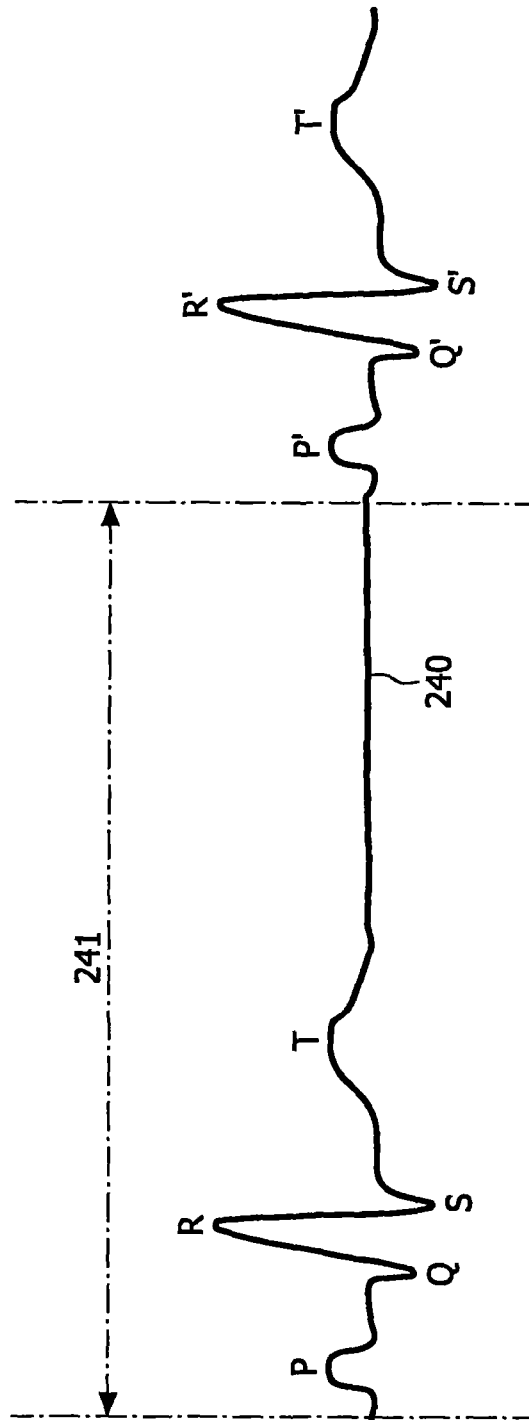


图2

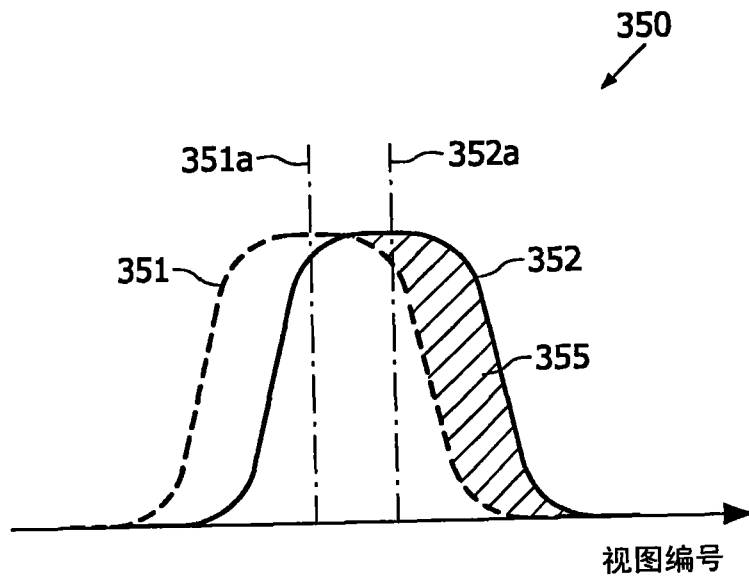


图3

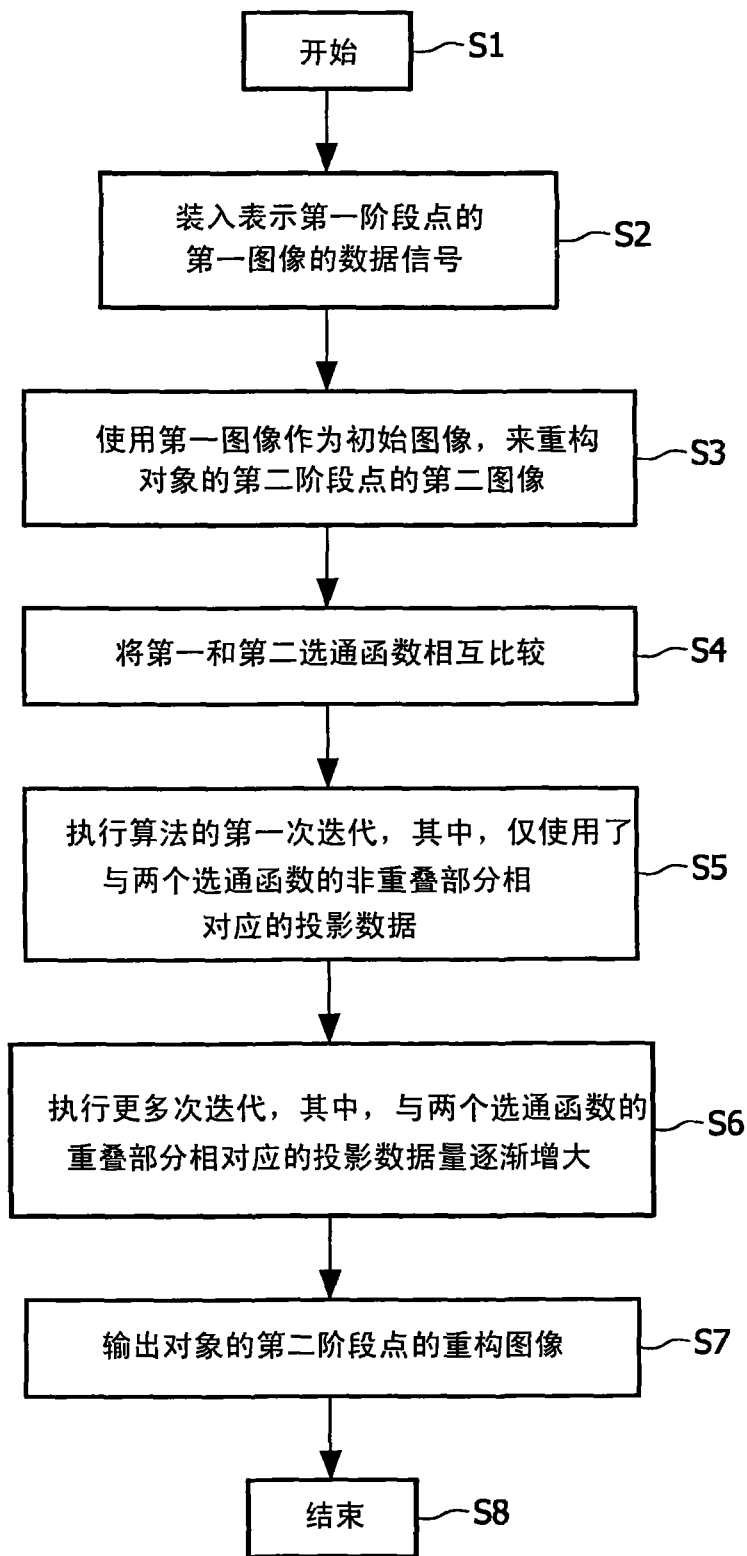


图4

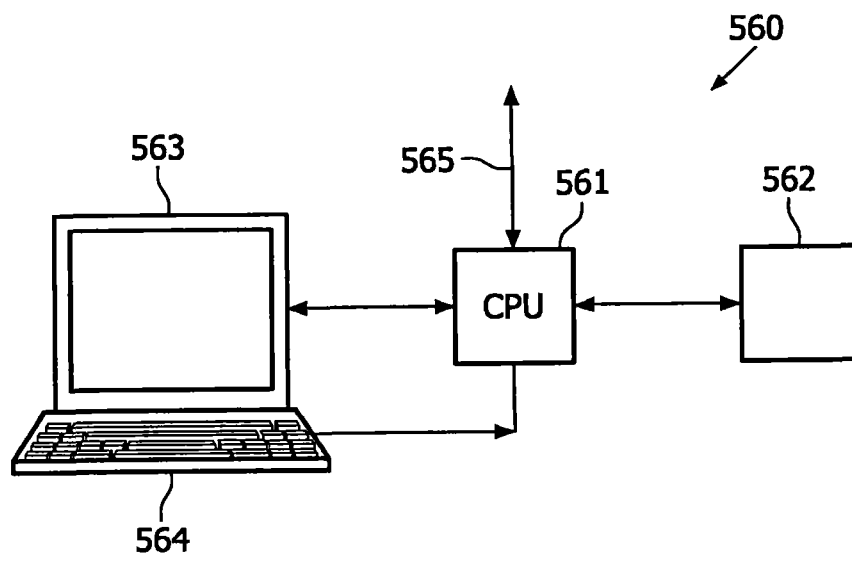


图5

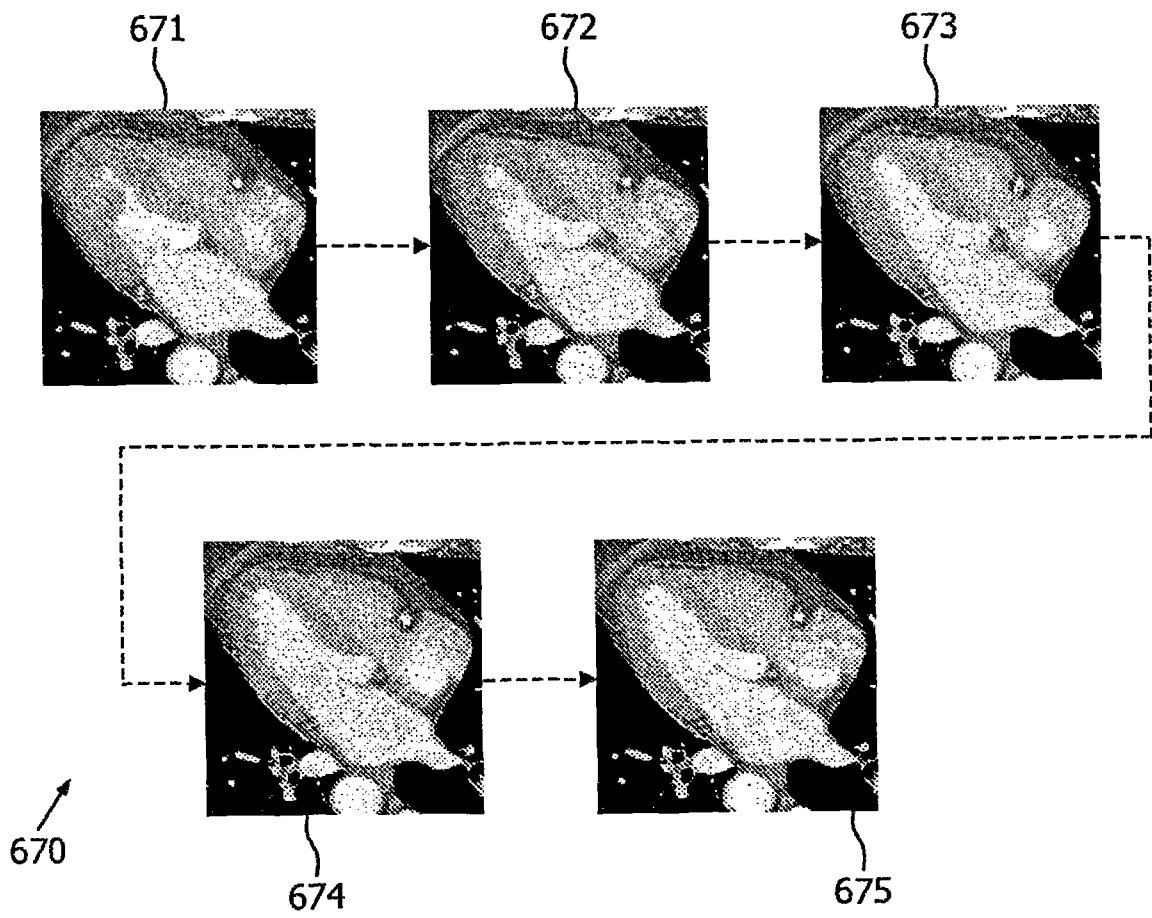


图6