

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410085253.X

[45] 授权公告日 2009年6月10日

[11] 授权公告号 CN 100496400C

[22] 申请日 2004.10.8

[21] 申请号 200410085253.X

[30] 优先权

[32] 2003.10.7 [33] US [31] 10/680688

[73] 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司
地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 谢强 E·C·威廉斯
T·L·托思

[56] 参考文献

EP0587334B1 1999.6.30

CN1181562A 1998.5.13

CN1061524A 1992.6.3

US5073911 1991.12.17

CN1113138A 1995.12.13

EP1302164A2 2003.4.16

US5377250A 1994.12.27

审查员 李玉菲

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 张雪梅 王忠忠

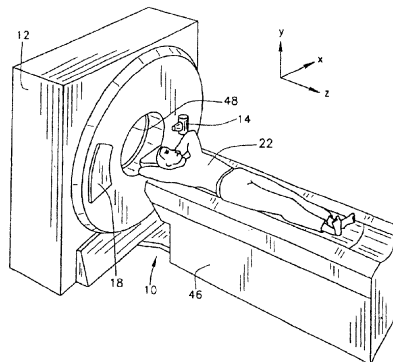
权利要求书2页 说明书13页 附图4页

[54] 发明名称

动态螺旋扫描图像产生的方法和设备

[57] 摘要

本发明的一些构型提供一种产生对象(22)的图像的方法。该方法包括利用扫描成像系统动态地螺旋地扫描在运动工作台(46)上的对象。在扫描的过程中,与对应的工作台位置一起采集(108)并存储对象的投影视图。选择(114)对象的图像的重构的平面。利用(116)所存储的工作台位置来确定可应用于所存储的投影视图的几何变量;以及利用该几何变量对所存储的投影视图进行滤波(118)和反向投影以重构在重构平面上的对象的图像。



1. 一种产生对象的图像的方法，包括：

利用扫描成像系统动态地螺旋地扫描在运动工作台上的对象；

采集并存储对象的投影视图，并仅对一些所采集的投影视图采集并存储相应的所确定或所估计的工作台位置；

选择用于对象的图像的重构的平面；

利用所存储的工作台位置来确定可应用于所存储的投影视图的几何变量；和

利用该几何变量对所存储的投影视图进行滤波和反向投影以重构在重构平面上的对象的图像。

2. 根据权利要求1所述的方法，其中扫描成像系统是计算机断层成像系统。

3. 根据权利要求1所述的方法，其中所述利用所存储的工作台位置来确定可应用于所存储的投影视图的几何变量包括利用插值来估计缺少相应的所确定或估计的工作台位置的所存储的投影视图的工作台位置。

4. 根据权利要求1所述的方法，其中所述几何变量包括 X-射线管和检测器相对于图像重构平面的位置。

5. 根据权利要求4所述的方法，其中扫描成像系统是具有旋转机架的计算机断层成像系统，所述方法进一步包括：

利用投影视图的机架位置确定投影视图的所选择的图像位置的中心视图；

确定所选择的图像位置的每个投影视图的权重；

使用每个投影视图的所确定的权重确定最后的螺旋权重；和

利用所确定的最后螺旋权重对所存储的投影视图进行加权；

以及进一步其中对所存储的投影视图进行滤波和反向投影包括对所加权的存储的投影视图进行滤波和反向投影。

6. 一种成像设备，该成像设备被构造成：

用于动态地螺旋地扫描在运动工作台上的对象的装置；

用于采集并存储对象的投影视图的装置，和用于仅对一些所采集的投影视图存储相应的确定的或估计的工作台位置的装置；

用于利用所存储的工作台位置来确定可应用于所存储的投影视图

的几何变量的装置；以及

用于利用该几何变量对所存储的投影视图进行滤波和反向投影以重构在所选择的重构平面上的对象的图像的装置。

7. 根据权利要求6所述的设备，其中所述设备进一步包括用于利用插值来估计缺少相应的所确定或估计的工作台位置的所存储的投影视图的工作台位置的装置。

8. 根据权利要求6所述的设备，其中进一步包括 X-射线管和检测器，以及用于定位所述 X-射线管和所述检测器相对于图像重构平面的位置的装置。

动态螺旋扫描图像产生的方法和设备

技术领域

本发明总体涉及扫描成像系统，更具体地说，涉及通过具有在对象或人的扫描过程中能够以可变的速率移动的工作台的扫描成像系统产生图像。

背景技术

公知的扫描计算机断层（CT）成像系统不允许在扫描的过程中改变螺旋扫描的间距。相反，在CT扫描过程中螺旋间距（即工作台速度）保持恒定。为实现恒定的工作台速度，工作台设置于远离所需的开始位置的距离并加速到所需的速度。在加速的过程中，X-射线束不接通并且不采集数据。在工作台达到所需的速度并且通过开始位置时，束接通并开始数据采集。

更快且更高性能的扫描CT成像系统具有更多的临床应用。在心脏和灌注领域中几种新的临床应用要求扫描CT成像系统在扫描的同时改变它的间距。例如，典型头部灌注要求覆盖沿患者的轴线（即成像系统的z-轴，即对应于患者的从头到脚的轴）的4-8厘米。公知的多片层CT成像系统在任何给定时刻仅能够覆盖2厘米。因此，以往复的模式采集灌注数据比较有利，在这种往复模式中患者工作台在扫描的过程中来回运动以覆盖整个灌注器官。例如这种往复模式要求在工作台运动的上冲和下冲的过程中进行数据采集和重构。公知的扫描CT成像系统没有这种能力。

发明内容

因此本发明的某些构型提供了一种产生对象的图像的方法。该方法包括利用扫描成像系统动态地螺旋地扫描在运动工作台上的对象。在扫描的过程中，与对应的工作台位置一起采集并存储对象的投影视图。选择用于对象的图像的重构的平面。使用所存储的工作台位置以确定应用于所存储的投影视图的几何变量；利用该几何变量对所存储的投影视图进行滤波和反向投影以重构对象在重构平面上的图像。

本发明的某些其它构型提供了一种产生对象的图像的方法，该方法包括利用扫描成像系统动态地螺旋地扫描在运动工作台上的对象，

采集并存储对象的投影视图和仅某些所采集的投影视图的相应的所确定或所估计的工作台位置。选择重构对象的图像的平面并利用所存储的工作台位置确定应用于所存储的投影视图的几何变量。利用该几何变量对所存储的投影视图进行滤波和反向投影以重构对象在重构平面上的图像。

本发明的其它的构型提供了一种成像设备，该成像设备被构造成动态地螺旋地扫描在运动工作台上的对象。该设备进一步被构造成采集并存储对象的投影视图和相应的工作台位置，利用所存储的工作台位置确定应用于所存储的投影视图的几何变量；以及利用该几何变量对所存储的投影视图进行滤波和反向投影以重构对象在所选择的重构平面上的图像。

本发明的其它的构型也提供了一种成像设备，该成像设备被构造成动态地螺旋地扫描在运动工作台上的对象。该成像设备进一步被构造成采集并存储对象的投影视图和仅某些所采集的投影视图的相应的确定或估计的工作台位置。此外，该成像设备被构造成利用所存储的工作台位置确定应用于所存储的投影视图的几何变量；以及利用该几何变量对所存储的投影视图进行滤波和反向投影以重构对象在所选择的重构平面上的图像。

本发明的各种构型允许在图像重构的过程中使用精确或几乎精确的工作台位置。这些构型例如对在螺旋扫描过程中改变患者的速度或加速度以满足临床的要求是有用的。本发明的应用包括（但不限于）心脏扫描应用和灌注应用。此外，在以固定螺旋扫描间距扫描时可以提供在患者工作台的加速和/或减速的过程中开始螺旋扫描的能力。

附图说明

附图 1 所示为 CT 成像系统的附图。

附图 2 所示为在附图 1 中所示的系统的方块示意图。

附图 3 所示为代表在与每个采集的投影视图一起存储工作台位置的本发明的某些构型中执行的扫描和图像重构的流程图。

附图 4 所示为代表在仅与某些采集的投影视图一起存储工作台位置的本发明的某些构型中执行的扫描和图像重构的流程图。

附图 5 所示为代表在仅与某些采集的投影视图一起存储工作台位置并且还对所采集的视图进行加权以避免在重构的图像中的留下阴影

和/或拖尾假像的本发明的某些构型中执行的扫描和图像重构的流程图。

具体实施方式

将会理解到，在此所描述的本发明的构型的技术效果是利用动态螺旋扫描进行对象或患者的扫描和重构。

在某些公知的 CT 成像系统构型中，X-射线源投影扇形束，对该扇形束进行准直以使其位于笛卡儿坐标系的 X-Y 平面（一般称为“成像平面”）内。X-射线束通过正成像的对象比如患者。在被对象衰减之后 X-射线束撞击到辐射检测器的阵列上。在检测器阵列上接收的经衰减的辐射束的强度取决于对象对 X-射线束的衰减。阵列的每个检测器元件产生作为在检测器位置上的束强度的测量的单独的电信号。分别采集来自所有的检测器的强度测量以形成透射分布。

在第三代 CT 系统中，X-射线源和检测器阵列在成像平面内绕要成像的对象与机架一起旋转以使 X-射线束与对象交叉的角度恒定地变化。来自在一个机架角度上的检测器阵列的一组 X-射线衰减测量值（即投影数据）称为一个“视图”。对象的一次“扫描”包括在 X-射线源和检测器的一圈旋转中不同的机架角度或视角上形成的一组视图。

在轴向扫描中，投影数据被处理以重构对应于通过对象形成的二维片层的图像。从一组投影数据中重构图像的一种方法在本领域中称为滤波反向投影技术。这种处理将来自扫描的衰减测量值转换为称为“CT 数”或“Hounsfield 单元”（HU）的整数，使用该整数来控制阴极射线管显示器上的相应的像素的量度。

为减小总的扫描时间，可以执行“螺旋”扫描。为执行“螺旋”扫描，在采集预定数量的片层的数据的同时移动患者。这种系统从扇形束螺旋扫描中产生单螺旋线。通过扇形束绘制出的螺旋线产生投影数据，从该投影数据中可以重构在每个预定的片层中的图像。

螺旋扫描的重构算法通常使用螺旋加权算法，这种算法按视角和检测器通道索引的函数对采集的数据进行加权。具体地说，在进行滤波反向投影处理之前，根据螺旋加权系数对数据进行加权，该加权系数是机架和检测器角度两者的函数。然后对经加权的数据进行处理以产生 CT 数并重构对应于通过对象形成的二维片层的图像。

为进一步减小总的采集时间，已经引入了多片层 CT。在多片层 CT

中，在任何时刻总是同时采集多行投影数据。在与螺旋扫描模式组合时，该系统产生锥形束的投影数据的单螺旋线。类似于单片层螺旋、加权方案，导出一种方法来在滤波反向投影算法之前将权重与投影数据相乘。

正如在此所使用，以单数的并在其前面冠以“一”的一元件或步骤应该被理解为不排除多个所说的元件或步骤，除非这种排除是明确说明的。此外，参考本发明的“一种实施例”并不希望被解释为排除同样引入了所述特征的附加的实施例的存在。

正如在此所使用，术语“重构图像”并不希望排除这样的本发明的实施例：其中产生了表示图像的数据但没有产生可视的图像。然而，许多实施例产生（或者被构造为产生）至少一个可视的图像。

此外，还正如在此所使用，术语“动态螺旋扫描”是指这样的螺旋扫描，其中在扫描间距改变的同时采集数据。更具体地说，在本发明的构型中，在扫描中保持对象的工作台在进行扫描的同时加速或减速以形成可变间距的扫描。为了本发明的目的，加速或减速是否是有意的、偶然的或者完全无意的都不要紧，虽然在这里所描述的构型中，它是有意的。在某些有意加速或减速的情况下，使用反馈环来在扫描过程中调节工作台速度。

在本发明的某些构型中，从使用所测量的或估计的工作台位置确定 X-射线管和检测器相对于图像重构平面的位置这个意义上讲，扫描的间距是可变的。在这些构型中，对于部分或所有的扫描，工作台以恒定的速度移动，但是在以恒定的间距扫描时并不限制它这样。除非另外特别说明，其中在上文所述的扫描间距可变的扫描希望被包括在术语“动态螺旋扫描”的范围内。

此外，尽管并不要求恒定的机架旋转速度来实践本发明，但是在此所描述的本发明的构型在数据采集的过程中具有恒定的机架旋转速度。

参考附图 1 和 2，所示的多片层扫描成像系统例如计算机断层（CT）成像系统 10 包括代表“第三代”CT 成像系统的机架 12。机架 12 具有将 X-射线束 16 朝在机架 12 的相对侧上的检测器阵列 18 投射的 X-射线管 14（在此也称为 X-射线源 14）。检测器阵列 18 由包括多个检测器元件 20 的多个检测器行（未示）形成，该多个检测器元件 20

一起感测通过对象（比如在阵列 18 和源 14 之间的医疗患者 22）投影的 X-射线。每个检测器元件 20 产生表示撞击的 X-射线束的强度的电信号，由此可以使用该电信号估计在 X-射线束通过对象或患者 22 时它的衰减。在采集 X-射线投影数据的扫描的过程中，机架 12 和安装在其中的部件绕旋转中心 24 旋转。附图 2 仅示出了单行检测器元件 20（即一个检测器行）。然而，多片层检测器阵列 18 包括多个平行的检测器行的检测器元件 20 以使对应于多个准平行或平行的片层的投影数据在一个扫描的过程中被同时采集。

在机架 12 上的部件的旋转和 X-射线源 14 的操作由 CT 系统 10 的控制机构 26 控制。控制机构 26 包括给 X-射线源 14 提供功率和时序信号的 X-射线控制器 28 和控制机架 12 上部件的旋转速度和位置的机架马达控制器 30。在控制机构 26 中的数据采集系统（DAS）32 从检测器元件 20 中采集模拟数据并将该数据转换为数字信号以用于随后的处理。图像重构器 34 从 DAS 32 接收采样的并数字化的 X-射线数据并执行高速的图像重构。经重构的图像作为输入应用到计算机 36，该计算机 36 在存储装置 38 中存储图像。图像重构器 34 可以是专用的硬件或在计算机 36 上执行的计算机程序。

计算机 36 也通过具有键盘的操作台 40 从操作员接收指令和扫描参数。相关的阴极射线管显示器 42 允许操作员观测来自计算机 36 的经重构的图像和其它的数据。计算机 36 使用操作员输送的指令和参数来提供控制信号和信息给 DAS 32、X-射线控制器 28 和机架马达控制器 30。此外，计算机 36 操作控制机动化的工作台 46 以定位在机架 12 中的患者 22 的工作台马达控制器 44。具体地说，工作台 46 通过机架开口 48 移动患者 22 的各部分。

在一个实施例中，计算机 36 包括装置 50，例如软盘驱动器、CD-ROM 驱动器、DVD 驱动器、磁光盘（MOD）装置或包括用于从计算机可读介质 52 比如软盘、CD-ROM、DVD 或其它的数字源比如网络或因特网读取指令和/或数据的网络连接装置比如以太网装置的任何其它数字装置以及尚待开发的数字装置。在另一实施例中，计算机 36 执行存储在固件（未示）中的指令。计算机 36 被编程为执行在此所描述的各种功能，正如在此所使用，术语计算机并不仅限于在本领域中称为计算机的那些集成电路，而是宽泛地指计算机、处理器、微控制器、微型

计算机、可编程逻辑控制器、专用集成电路和其它的可编程电路，这些术语在此可互换地使用。虽然上述的具体的实施例指第三代 CT 系统，但是在此所描述的方法可以同等地应用到第四代 CT 系统（静止的检测器-旋转 X-射线源）和第五代 CT 系统（静止的检测器和 X-射线源）。此外，可以设想，本发明的好处可应用于除了 CT 之外的成像模态。此外，虽然在此所描述的方法和设备在医疗设施中描述，但是本发明的好处也可以应用于非医疗成像系统比如在工业设施或运输设施中通常运用的那些系统。这种成像系统的实例包括（但不限于）用于机场或其它的运输中心的行李扫描系统。

本发明的某些构型允许在扫描的过程中改变螺旋间距。这种扫描称为“动态螺旋扫描”。这些构型精确地确定或估计对象或患者 22 在 z-方向上的位置并与所采集的 CT 原始图像数据一起包括或存储该位置数据。在这些构型中，以根据精确的要求和实用性确定的频率报告工作台 46 的位置。

更具体地说，在某些构型中，与动态螺旋扫描的每个投影采样（即每个投影视图）一起报告的工作台 46 位置的位置与工作台 46 位置和衰减信息一起采样。然而，对于有利地使用动态螺旋扫描模式的许多使用，在多种公知的 CT 成像系统 10 中的位置编码器（未示）的速度和精度并不足以满足位置报告所要求程度的严格要求。因此，本发明的其它构型每第 N 个视图报告工作台 46 的位置，这里 N 根据工作台 46 的加速度和减速度特征选择，或预先确定（即事先选择）。在加速度和减速度足够平稳的构型中，N 的值可以较大。在加速度和减速度具有非常高的频率分量的构型中，N 的值应该更小。

用于估计工作台 46 位置的估计算法的选择也影响该实际的 N 的范围。例如，为估计在两个所测量的位置之间的中间位置，某些构型利用线性插值或者更高阶的插值（比如拉格朗日插值）。更高阶的插值允许极大的非线性，同时维持估计精度。在插值之后，对每个投影视图产生工作台 46 的位置。在某些构型中，为实现某些类型的插值，尤其是为完成非线性插值，在扫描的过程中改变 N 的值。仅作为举例，如果计数器 J 用于扫描计数并且 N 的第一个值是 8，则第一工作台位置可以记录为 J=8，随后 J 复位到 1，并且 N 改变到 5。在 J=5 时记录第二工作台位置然后，随后 J 复位到 1，并且 N 改变到 6，等。

图像重构使用原始图像数据连同对象或患者 22 的 z-轴位置(或同义语“z 位置”)以重构在用户界定的位置(即,用户定义的对象或患者 22 的“片层”或图像重构平面)上的图像。在某些构型中重构处理包括反向反向投影处理的调节。更具体地说,对于在本发明的构型中的动态螺旋扫描,X-射线管 14 和检测器 18 相对于图像重构平面的位置根据工作台 46 的所测量的或估计的位置计算。这个位置信息输入到反向投影处理以确保精确地确定每个 X-射线路径。

除了在确定每个 X-射线路径的过程中使用工作台 46 的所测量的或估计的位置之外,本发明的某些构型也将投影采样的贡献归一化到重构的图像的每个像素。在本发明的某些构型中,在执行扫描时确定动态螺旋扫描的权重。这些所确定的权重用于以避免留下阴影和/或拖尾假像的方式对冗余数据加权。(对于恒定的间距螺旋扫描,在扫描开始之前可以确定每个投影采样的位置,允许在扫描之前事先确定权重)。

例如,对于每个图像位置,利用视图的机架 12 的位置确定中心视图。一般地,对于特定的图像的重构可用的衰减数据量大于最小的半扫描要求。因此,在某些构型中,改变中心视图位置(而不是图像重构位置),并对于不同的投影组形成一组权重。在某些构型中重复这个过程以确保对成像平面有作用的所有的投影都被使用。然后对半扫描权重进行适当加权并求和以形成最后的螺旋权重。

在本发明的某些构型中,确定对在图像中的每个像素位置有作用的投影视图数。一旦投影数能够足够满足对完整重构的要求,则消除附加投影的影响(如果有的话)以避免冗余。

在本发明的多种构型中,在工作台移动的同时重构一个或多个图像平面并在扫描的过程中采集数据。对于本领域普通技术人员来说处理流水线是十分公知的,正如过程重新排序一样,在过程重新排序中一个的输入在时间或值上不取决于另一个的输出。因此,可以相信描述流水线构造所要求的增加的复杂度将影响本发明的简明的描述。结果,为使解释简明起见,在此所描述的多种构型在扫描中采集视图数据并在扫描已经完成和工作台运动结束之后在预先选择的图像平面上仅重构一个图像。

此外,有多种可以实施叠代循环的方法。变型方法包括初始化循

环变量为 1 并上计数到极限, 初始化循环变量到极限并下计数到 1, 初始化循环变量到 0 而不是 1, 测试循环顶部而不是底部 (或反之亦然) 等。“簿记” 细节比如要使用哪种循环实施方案作为设计选择留给本领域普通技术人员。某些其它细节符合被最佳地描述为“末端效应(end effects)” 的种类。末端效应包括诸如是否需要或希望记录第一视图 (而不是在第 N 个视图的第一次) 和/或最后视图的工作台 46 的位置的细节, 即使最后的视图不是“第 N 个视图”。这种末端效应的处理也作为设计选择留给本领域普通技术人员。

此外, 将会认识到, 在本发明的构型中可用的工作台 46 的位置信息由计算机 36 和/或图像重构器 34 用于确定在加权、归一化、滤波和反向投影过程中使用的几何变量。本领域中一个普通技术人员会理解到构造成像系统 10 以利用工作台 46 位置信息来确定这些变量所需的设计选择。此外, 本发明并不限制其它的设计选择, 比如所使用的加权函数的选择。例如, 对于提供或可作选择用的一个或多个不同的加权函数的构型没有限制。

通过前述的说明并参考附图 3, 附图 3 示出了代表本发明的某些构型的流程图 100。通过流程图 100 所描述的本发明的处理的技术效果是对象或患者 22 的扫描及其图像的产生。本发明的构型允许为实现所期望的技术效果按照在流程图 100 中的操作顺序操作、在合乎逻辑的并且是可能的程度上增加附加的操作或改变操作的顺序。

在 102 中选择动态螺旋扫描类型。(在除了动态螺旋扫描之外不提供扫描类型选择的构型中可以省去选择 102)。然后在 104 中根据动态扫描的参数开始工作台 46 的运动。在 106 中采集在工作台 46 上正在扫描的对象或患者 22 的投影视图。在通过流程图 100 所描述的构型中, 对于每次这种采集确定工作台 46 的位置, 在 108 中存储视图和对应的工作台位置。如果扫描没有完成, 则过程返回到 106 以采集另一投影视图。如果扫描结束, 则在 112 中停止工作台 46 的运动并在 114 选择图像的重构平面。在 116 中, 对于每个相应的存储的视图, 使用所存储的工作台位置来确定 X-射线管 14 和检测器 18 相对于所选择的图像重构平面的位置。在 118 中, 利用所确定的 X-射线管和检测器位置和所存储的视图, 执行滤波和反向投影以在重构平面上重构对象或患者 22 的图像。

在本发明的某些构型中,参考附图 2 和附图 3,在 108 的扫描的过程中工作台 46 的位置报告给计算机 36 并通过计算机 36 直接或间接控制在扫描过程中执行的物理操作。在 108 存储所采集的数据和工作台 46 位置于存储装置 38 中。使用操作员操作台 40 和显示器 42 进行选择,通过操作员可以执行在 102 中的动态螺旋扫描的选择和/或图像位置或重构平面的选择。否则,通过计算机 36 自动地执行螺旋扫描的选择和/或图像位置或重构平面的选择。(多种流水线的构型自动或手动地选择每次扫描的多个图像位置或重构平面并使用已经采集并存储的视图来重构对象或患者的图像,同时采集并存储其它图像的其它视图)。通过计算机 36 利用在存储装置 38 中存储的数据执行在 116 的位置确定,并通过图像重构器 34 执行滤波和反向投影。其它的构型允许对在成像系统 10 的各种不同的部件中不同地划分上述的功能。

参考附图 4,示出了表示本发明的一些构型的另一流程图 200。通过流程图 200 所描述的本发明的处理的技术效果是对象或患者 22 的扫描及其图像的产生。本发明的构型允许为实现所期望的技术效果按照在流程图 200 中的操作进行流水线操作、增加附加的操作或在合乎逻辑的并且是可能的程度上改变操作的顺序。

在 202 中选择动态螺旋扫描类型。(在除了动态螺旋扫描之外不提供扫描类型选择的构型中可以省去选择 202)。然后在 204 中根据动态扫描的参数开始工作台 46 的运动,并初始化循环变量 J。在 206 中采集在工作台 46 上正被扫描的对象或患者 22 的投影视图。在通过流程图 200 所描述的构型中,仅对于每第 N 个采集确定工作台 46 的位置。因此,在 208 中执行测试以确定对这次采集是否确定工作台 46 的位置。如果没有位置要存储,则在 210 中循环变量递增并存储所采集的视图。否则,确定(或估计)工作台 46 的位置,在 212 中与相应的采集视图一起存储该位置,并重新初始化循环变量。在任一情况下,在 214 中执行测试以确定扫描是否完成。如果没有完成,则在 206 中采集对象的另一投影视图。否则,在 216 中停止工作台并在 218 中选择重构图像的平面。在 220 中使用所存储的工作台 46 位置确定所存储的视图的 X-射线管 14 和检测器 18 相对于图像重构平面的位置。对于在 212 中没有存储的相应的工作台位置的存储的视图,使用插值估计工作台位置。在 222 中,利用所确定的和/或插值的 X-射线管和检测器

位置和所存储的视图，执行滤波和反向投影以在重构平面上重构对象或患者 22 的图像。

返回到附图 5，示出了表示本发明的一些构型的另一流程图 300。通过流程图 300 所描述的本发明的处理的技术效果是对象或患者 22 的扫描及其图像的产生。本发明的构型允许为实现所期望的技术效果按照在流程图 300 中的操作执行流水线操作、增加附加的操作或在合乎逻辑的并且是可能的程度上改变操作顺序。

在 302 中选择动态螺旋扫描类型。（在除了动态螺旋扫描之外不提供扫描类型选择的构型中可以省去选择 302）。然后在 304 中根据动态扫描的参数开始工作台 46 的运动，并初始化循环变量 J。在 306 中采集在工作台 46 上正被扫描的对象或患者 22 的投影视图。在 308 中使用当前的机架 12 位置确定所选择的图像位置的中心视图，在 308 中对于所选择的图像位置的投影视图确定半扫描权重。在通过流程图 300 所描述的构型中，仅对于每第 N 个采集确定工作台 46 的位置。因此，在 310 中执行测试以确定对这次采集是否确定工作台 46 的位置。如果没有位置要存储，则在 312 中循环变量递增并存储所采集的视图。否则，确定（或估计）工作台 46 的位置，在 314 中与相应的采集视图一起存储该位置，并重新初始化循环变量。在任何情况下，在 214 中执行测试以确定扫描是否完成。如果没有完成，则在 316 中采集对象的另一投影视图。否则，在 318 中停止工作台。在 320 中使用在 308 中所确定的半扫描权重确定最终的螺旋权重并使用最后的螺旋权重对所存储的视图进行加权。在 322 中使用所存储的工作台 46 位置确定所存储的视图的 X-射线管 14 和检测器 18 相对于图像重构平面的位置，对于在 314 中没有存储工作台位置数据的那些视图使用插值来估计工作台 46 位置。在 324 中，对加权的视图执行滤波和反向投影以重构在重构平面上的对象的图像。这个滤波和反向投影利用在 322 中所确定的 X-射线管 14 和检测器 18 的位置。

将会理解到，本发明的各种构型允许在图像重构过程中使用精确或几乎精确的工作台位置，因此在螺旋扫描过程中可以改变患者的速度或加速度以满足临床要求。这种能力对于增强的应用尤其有用，这些增强的应用包括（但不限于）心脏扫描应用和灌注应用。此外，在以固定螺旋扫描间距扫描时可以提供在患者工作台的加速和/或减速

的过程中开始螺旋扫描的能力。

本发明的构造并不限于计算机断层（CT）。其它的成像模态比如磁共振（MR）也可以被用于以动态改变的工作台速度采集图像。

此外，在此所公开的实例中描述的各种动态扫描以“开环”的方式执行。但是，本发明的构型可以包括反馈以在扫描的过程中调节工作台速度。例如，基于所测量的投影和/或其它的信息，可以调节螺旋间距以获得改进的或最佳的临床结果，比如最大的对比度增强。这种构型的实例将会在附图 3 的方块 108 和 110 之间提供将当前的工作台位置和所需的工作台位置进行比较并以补偿的方式调节工作台的运动的附加功能。例如在附图 4 的方块 214 直接之前（与是否通过方块 210 或方块 212 到达方块 214 无关）或者在附图 5 的方块 316 直接之前（与是否通过方块 312 或方块 314 到达方块 316 无关）也可以增加类似的功能。这些实例并不被认为是其中可以增加反馈以在扫描的过程中调节工作台速度的多种方式的穷举。

虽然根据不同的具体实施例已经描述了本发明，但是本领域普通技术人员会认识到本发明还可以在权利要求的精神和范围内的变型方式实施。

部件清单：

CT 系统	10
机架	12
X-射线管或 X-射线源	14
X-射线束	16
检测器阵列	18
检测器元件	20
对象或患者	22
旋转中心	24
控制机构	26
X-射线控制器	28
机架马达控制器	30
数据采集系统（DAS）	32
图像重构器	34

计算机	36
存储装置	38
操作台	40
阴极射线管显示器	42
工作台马达控制器	44
机架开口	48
装置	50
计算机可读装置	52
流程图	100
选择动态螺旋扫描类型	102
根据动态扫描的参数开始工作台的运动	104
采集正在工作台上扫描的对象或患者的投影视图	106
确定每次这种采集的工作台位置，以及存储该视图和相应的工作台位置	108
方块	110
如果扫描结束停止工作台的运动	112
选择用于图像重构的平面	114
对于每个相应的存储的视图，使用所存储的工作台位置确定 X-射线管和检测器相对于所选择的图像重构平面的位置	116
利用所确定的 X-射线管和检测器位置和所存储的视图执行滤波和反向投影以重构对象或患者在重构平面上的图像	118
流程图	200
选择动态螺旋扫描类型	202
根据动态扫描的参数开始工作台的运动，并初始化循环变量 J	204
采集正在工作台上扫描的对象或患者的投影视图	206
执行测试以确定是否确定这次采集的工作台的位置	208
如果没有位置要存储，则递增循环变量并存储所采集的视图	210
与相应的采集的视图一起存储位置，并重新初始化循环变量	212
执行测量以确定扫描是否结束	214
停止工作台	216
选择用于图像重构的平面	218
使用所存储的工作台位置确定所存储的视图的 X-射线管和检测器	

相对于所选择的图像重构平面的位置	220
利用所确定和/或插值的 X-射线管和检测器位置和所存储的视图，执行滤波和反向投影以重构对象或患者在重构平面上的图像	222
流程图	300
选择动态螺旋扫描类型	302
根据动态扫描的参数开始工作台的运动，并初始化循环变量 J	304
采集正在工作台上扫描的对象或患者的投影视图	306
使用当前的机架位置确定选择的图像位置的中心视图	308
执行测试以确定是否确定这次采集的工作台的位置	310
如果没有位置要存储，则递增循环变量并存储所采集的视图	312
与相应的采集的视图一起存储位置	314
采集对象的另一投影视图	316
停止工作台	318
确定最后的螺旋权重	320
使用所存储的工作台位置确定所存储的视图的 X-射线管和检测器	
相对于所选择的图像重构平面的位置	322
对加权的视图执行滤波和反向投影以重构对象在重构平面上的图像	324

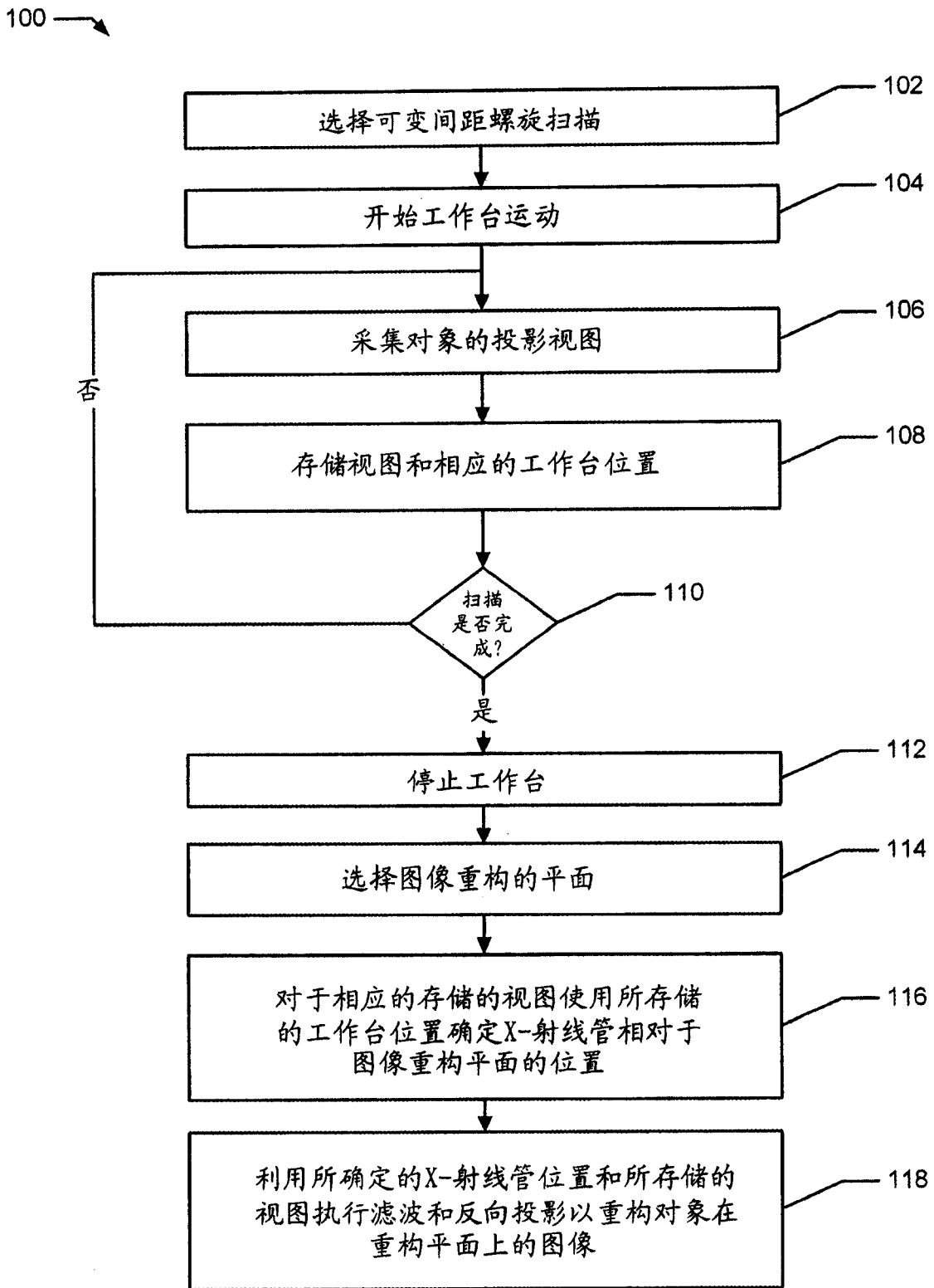


图 3

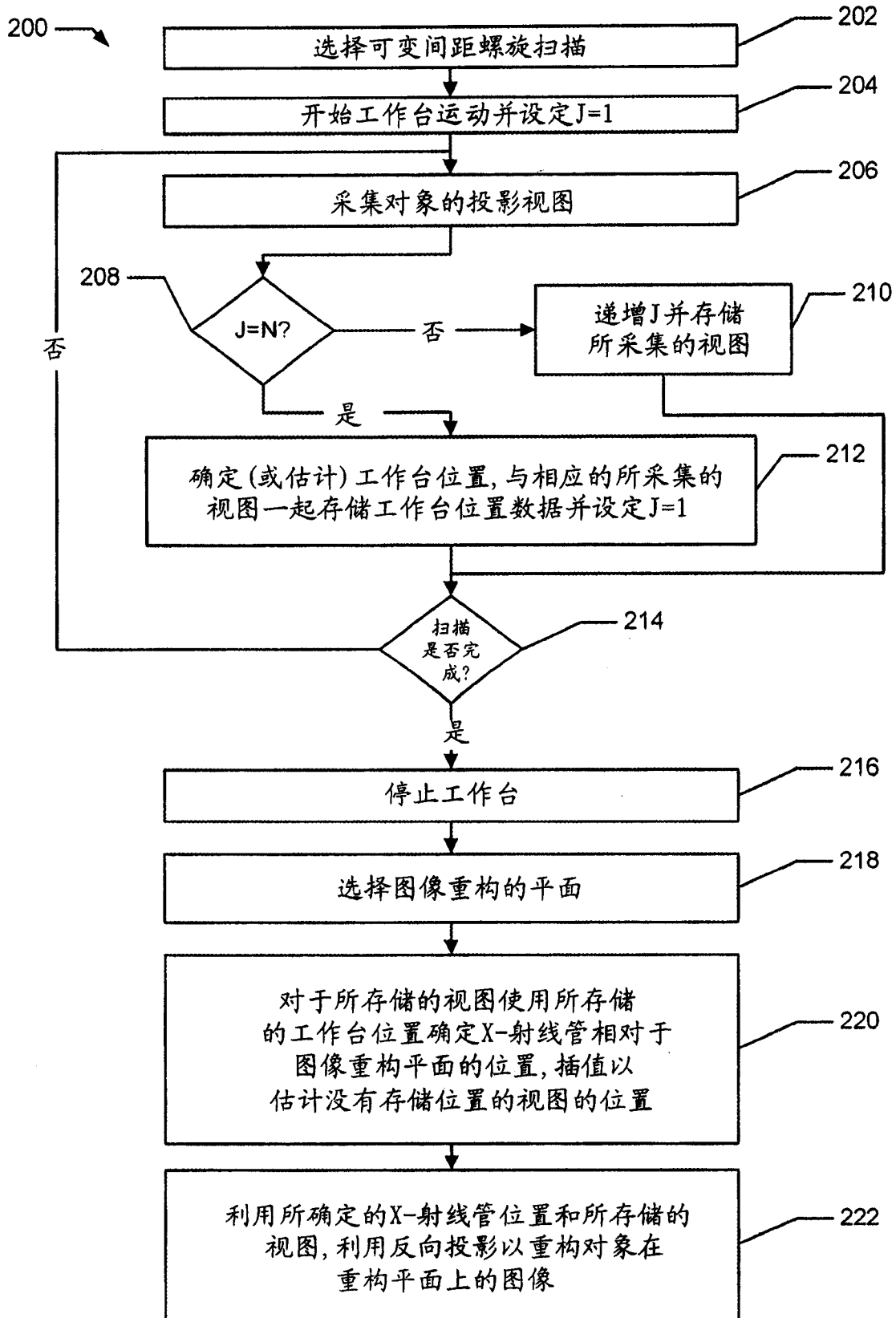


图 4

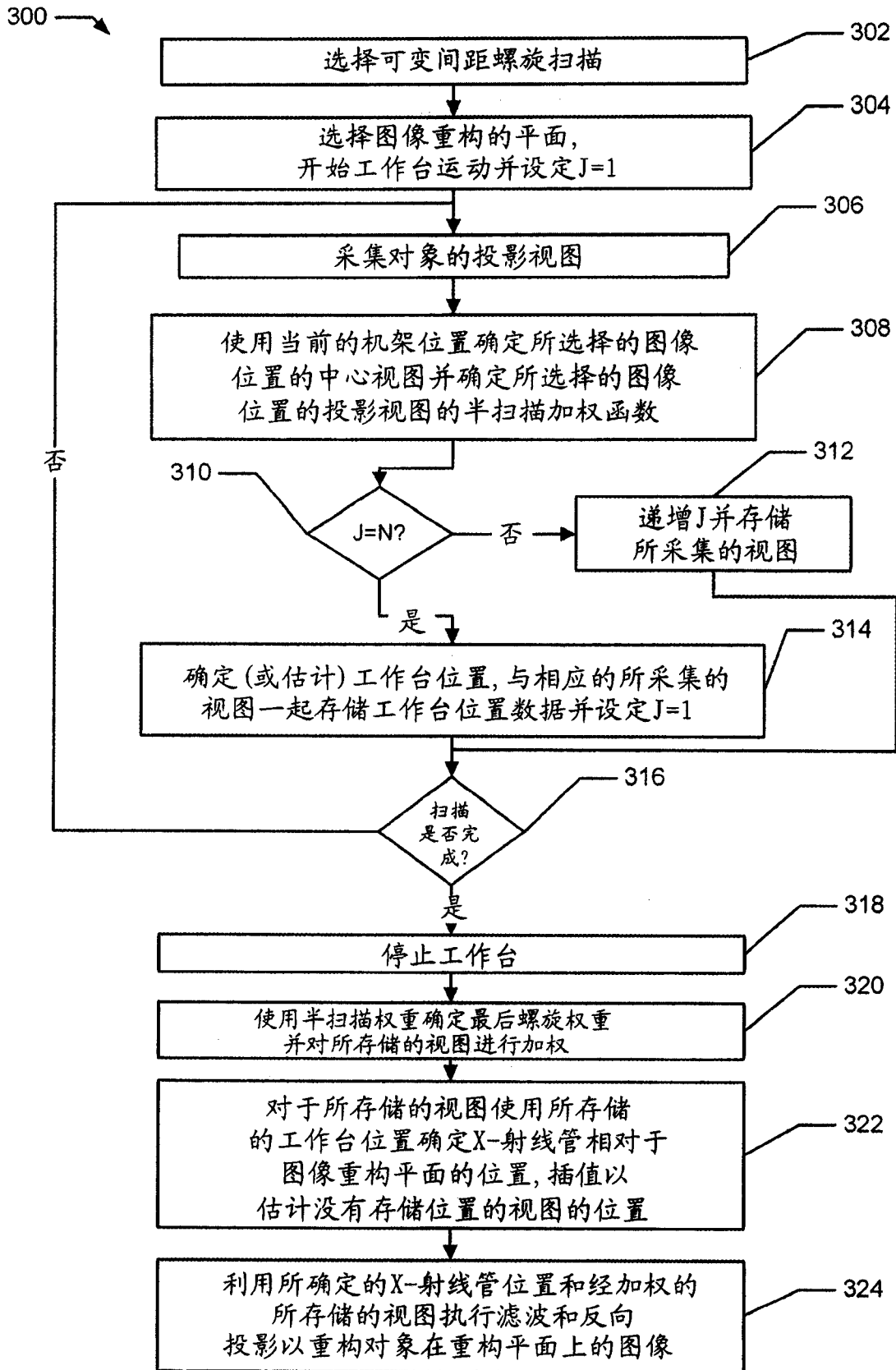


图 5