



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114868152 A

(43) 申请公布日 2022. 08. 05

(21) 申请号 202080089774.X

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2020.12.17

专利代理师 刘兆君

(30) 优先权数据

19219195.5 2019.12.23 EP

(51) Int.Cl.

G06T 11/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.06.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2020/086747 2020.12.17

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2021/130100 EN 2021.07.01

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·贝格纳 M·格拉斯

T·H·施特勒

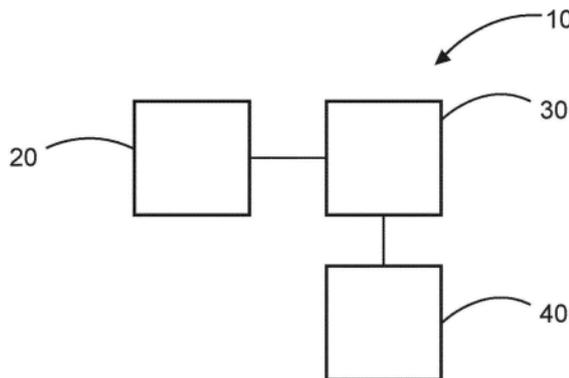
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

用于在高相对螺距下采集的计算机断层摄影X射线数据的装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影(“CT”)X射线数据的装置(10),所述装置包括:输入单元(20)、处理单元(30)和输出单元(40)。所述输入单元被配置为向所述处理单元提供在高相对螺距下采集的人员的身体部分的CT X射线数据。所述处理单元被配置为使用机器学习算法来确定所述人员的所述身体部分的没有高相对螺距操作重建伪影或具有减少的高相对螺距操作重建伪影的CT切片重建数据。所述机器学习算法是基于CT切片重建数据来训练的,并且其中,所述CT切片重建数据包括具有高相对螺距重建伪影的第一CT切片重建数据,并且包括没有高相对螺距重建伪影或具有较少或较不严重的高相对螺距重建伪影的第二CT切片重建数据。所述输出单元被配置为输出所述人员的所述身体部分的所述CT切片重建数据。



1. 一种用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影CT X射线数据的装置(10), 所述装置包括:

输入单元(20);

处理单元(30); 以及

输出单元(40),

其中, 所述输入单元被配置为向所述处理单元提供在高相对螺距下采集的人员的身体部分的CT X射线数据,

其中, 所述处理单元被配置为使用机器学习算法来确定所述人员的所述身体部分的没有高相对螺距操作重建伪影或具有减少的高相对螺距操作重建伪影的CT切片重建数据,

其中, 所述机器学习算法是基于CT切片重建数据来训练的, 并且其中, 所述CT切片重建数据包括具有高相对螺距重建伪影的第一CT切片重建数据, 并且包括没有高相对螺距重建伪影或具有较少或较不严重的高相对螺距重建伪影的第二CT切片重建数据, 其中, 针对所述第一CT切片重建数据的所述CT X射线数据包括已经被操纵的针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据, 并且

其中, 所述输出单元被配置为输出所述人员的所述身体部分的所述CT切片重建数据。

2. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据是在低相对螺距下采集的。

3. 根据权利要求1或2中的任一项所述的装置, 其中, 针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括完整角度覆盖数据。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的装置, 其中, 针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的所述身体部分的CT X射线数据。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的装置, 其中, 所述操纵包括根据所述第二CT切片重建数据来模拟所述CT X射线数据, 以便提供在较高的相对螺距下有效采集的针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据, 所述较高的相对螺距比用于采集针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据的相对螺距更高。

6. 根据权利要求1-4中的任一项所述的装置, 其中, 所述操纵包括模拟针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据, 以便提供以下的针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据: 所述针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据被模拟为是由调整大小的探测器采集的, 所述调整大小的探测器是针对用于采集针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据的探测器而被调整大小的。

7. 根据权利要求6所述的装置, 其中, 所述模拟包括在与用于采集针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据的X射线成像系统的旋转轴线平行的方向上减小所述探测器的大小。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的装置, 其中, 针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的CT X射线数据。

9. 根据权利要求8所述的装置, 对所述机器学习算法的训练包括将所述第二CT切片重建数据中的至少一些与根据一个或多个测试人员的所述CT X射线数据重建的所述第一CT切片重建数据进行配准。

10. 根据权利要求8-9中的任一项所述的装置, 其中, 针对所述第一CT切片重建数据的

CT X射线数据包括所述一个或多个测试人员的所述身体部分的CT X射线数据。

11. 一种成像系统(50), 包括:

X射线源(60);

X射线探测器(70); 以及

根据权利要求1-9中的任一项所述的用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影CT X射线数据的装置(10);

其中, 所述X射线源和所述X射线探测器被配置为围绕人员的身体部分旋转并且在高相对螺距下采集CT X射线数据; 并且

其中, 所述装置被配置为输出所述人员的所述身体部分的CT切片重建数据。

12. 一种用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影CT X射线数据的方法(200), 所述方法包括:

a) 向处理单元提供(210)在高相对螺距下采集的人员的身体部分的CT X射线数据;

b) 利用所述处理单元使用机器学习算法来确定(220)所述人员的所述身体部分的没有高相对螺距操作重建伪影或具有减少的高相对螺距操作重建伪影的CT切片重建数据; 其中, 所述机器学习算法是基于CT切片重建数据来训练的, 并且其中, 所述CT切片重建数据包括具有高相对螺距重建伪影的第一CT切片重建数据, 并且包括没有高相对螺距重建伪影或具有较少或较不严重的高相对螺距重建伪影的第二CT切片重建数据, 其中, 所述方法包括操纵针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据以导出针对所述第一CT切片重建数据的所述CT X射线数据; 并且

c) 由输出单元输出(230)所述人员的所述身体部分的所述CT切片重建数据。

13. 一种用于控制根据权利要求1至10中的任一项所述的装置和/或根据权利要求11所述的系统的计算机程序单元, 所述计算机程序单元在由处理器运行时被配置为执行根据权利要求12所述的方法。

用于在高相对螺距下采集的计算机断层摄影X射线数据的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于校正在高相对螺距下采集的CT (计算机断层摄影) X射线数据的装置、用于校正在高相对螺距下采集的CT X射线数据的成像系统、方法以及计算机程序单元和计算机可读介质。

背景技术

[0002] 在螺旋CT中,螺距是患者台在每单位机架旋转期间在z方向上的速度,并且它确定能够扫描某个体积的速度。相对螺距是这种绝对螺距值与通过处于旋转中心的给定的源/探测器几何形状在z方向上覆盖的体积的大小之间的比率。在典型情况下,相对螺距通常在0.2至1.2之间,具体取决于协议。

[0003] 对于强制在很短的时间段内覆盖大体积的某些临床协议来说,必须使用高螺距。这样的应用的示例是单次跳动心脏扫描和外围推注径流协议。对于高相对螺距出现的问题是:至少180°的X射线并不能看到在x/y平面中的某些外部体积区域,而看到在x/y平面中的某些外部体积区域是切片重建的必要条件。这种缺陷通常会在图像中引入伪影。

[0004] 已经开发出双源系统来克服这些对心脏成像的限制。发生移位的双管/探测器几何形状允许螺距是利用单个源CT的情况下的螺距的大约两倍,但是这种解决方案使硬件成本增加了一倍,并且还具有其他缺点,例如,对X射线反向散射具有敏感性。

[0005] 替代地,能够将探测器与较大的z覆盖范围相结合,但这再次增加了系统总成本。

[0006] EP 3467766公开了使用机器学习来校正CT图像的情况。

[0007] 需要解决这些问题。

发明内容

[0008] 本发明由权利要求来限定。

[0009] 具有改进的手段来校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影X射线数据将是有益的。本发明的目的是利用独立权利要求的主题解决的,其中,在从属权利要求中包含了进一步的实施例。应当指出,在下面描述的本发明的各个方面和示例也适用于用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影X射线数据的装置、用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影X射线数据的成像系统、方法以及计算机程序单元和计算机可读介质。

[0010] 在第一方面,提供了一种用于校正在高相对螺距下采集的CT X射线数据的装置,所述装置包括:

[0011] 输入单元;

[0012] 处理单元;以及

[0013] 输出单元;

[0014] 所述输入单元被配置为向所述处理单元提供在高相对螺距下采集的人员的身体部分的CT X射线数据。所述处理单元被配置为使用机器学习算法来确定所述人员的所述身

体部分的没有高相对螺距操作重建伪影或具有减少的高相对螺距操作重建伪影的CT切片重建数据。所述机器学习算法是基于CT切片重建数据来训练的,并且其中,所述CT切片重建数据包括具有高相对螺距重建伪影的第一CT切片重建数据,并且包括没有高相对螺距重建伪影或具有较少或较不严重的高相对螺距重建伪影的第二CT切片重建数据。所述输出单元被配置为输出所述人员的所述身体部分的所述CT切片重建数据。

[0015] 在示例中,针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据是在低相对螺距下采集的。

[0016] 在示例中,针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括完整角度覆盖数据。

[0017] 在示例中,针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的所述身体部分的CT X射线数据。

[0018] 在示例中,针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括已经被操纵的针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据。

[0019] 在示例中,所述操纵包括根据所述第二CT切片重建数据来模拟所述CT X射线数据,以便提供在较高的相对螺距下有效采集的针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据,所述较高的相对螺距比用于采集针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据的相对螺距更高。

[0020] 在示例中,所述操纵包括模拟针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据,以便提供以下的针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据:所述针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据是由调整大小的探测器有效采集的,所述调整大小的探测器是针对用于采集针对所述第二CT切片重建数据的CT X射线数据的探测器而被调整大小的(即,所述针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据被模拟为是由调整大小的探测器采集的,所述调整大小的探测器是针对用于采集针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据的探测器而被调整大小的)。

[0021] 在示例中,所述模拟包括在与用于采集针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据的X射线成像系统的旋转轴线平行的方向上减小所述探测器的大小。

[0022] 在示例中,针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的CT X射线数据。

[0023] 在示例中,对所述机器学习算法的训练包括将所述第二CT切片重建数据中的至少一些与根据一个或多个测试人员的所述CT X射线数据重建的所述第一CT切片重建数据进行配准。

[0024] 在示例中,针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括所述一个或多个测试人员的所述身体部分的CT X射线数据。

[0025] 在第二方面,提供了一种成像系统,包括:

[0026] X射线源;

[0027] X射线探测器;以及

[0028] 根据第一方面的用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影“CT”X射线数据的装置。

[0029] 所述X射线源和所述X射线探测器被配置为围绕人员的身体部分旋转并且在高相

对螺距下采集CT X射线数据。所述装置被配置为输出所述人员的所述身体部分的CT切片重建数据。

[0030] 在第三方面,提供了一种用于校正高相对螺距下采集的计算机断层摄影“CT”X射线数据的方法,所述方法包括:

[0031] a) 向处理单元提供在高相对螺距下采集的人员的身体部分的CT X射线数据;

[0032] b) 利用所述处理单元使用机器学习算法来确定所述人员的所述身体部分的没有高相对螺距操作重建伪影或具有减少的高相对螺距操作重建伪影的CT切片重建数据;其中,所述机器学习算法是基于CT切片重建数据来训练的,并且其中,所述CT切片重建数据包括具有高相对螺距重建伪影的第一CT切片重建数据,并且包括没有高相对螺距重建伪影或具有较少或较不严重的高相对螺距重建伪影的第二CT切片重建数据;并且

[0033] c) 由输出单元输出所述人员的所述身体部分的所述CT切片重建数据。

[0034] 根据另一方面,提供了一种控制前述装置中的一项或多项或系统的计算机程序单元,所述计算机程序单元在由处理单元运行时适于执行前述方法中的一种或多种方法。

[0035] 根据另一方面,提供了一种存储有前述计算机单元的计算机可读介质。

[0036] 计算机程序单元能够例如是软件程序,但也能够是FPGA、PLD或任何其他适当的数字模块。

[0037] 有利地,以上方面中的任一方面提供的益处等同地适用于所有其他方面,并且反之亦然。

[0038] 参考前文描述的实施例,上述方面和示例将变得明显并且得到阐明。

附图说明

[0039] 在下文中将参考附图来描述示例性实施例:

[0040] 图1示出了用于校正高相对螺距下采集的计算机断层摄影X射线数据的装置的示例的示意性设置;

[0041] 图2示出了成像系统的示例的示意性设置;

[0042] 图3示出了用于校正高相对螺距下采集的计算机断层摄影X射线数据的方法;

[0043] 图4示出了用于训练神经网络的设置的示例;

[0044] 图5示出了使用经训练的神经网络来产生经校正的图像的示例;

[0045] 图6示出了使用经训练的神经网络校正的两个切片的示例;

[0046] 图7示出了成像系统的详细示例;并且

[0047] 图8示出了通过旋转的CT X射线系统移动的人员的示意性设置。

具体实施方式

[0048] 图1示出了用于校正高相对螺距下采集的CT X射线数据的装置10的示例。装置10包括输入单元20、处理单元30和输出单元40。输入单元被配置为向处理单元提供在高相对螺距下采集的人员的身体部分的CT X射线数据。处理单元被配置为使用机器学习算法来确定人员的身体部分的没有高相对螺距操作重建伪影或具有减少的高相对螺距操作重建伪影的CT切片重建数据。机器学习算法是基于CT切片重建数据来训练的。CT切片重建数据包括具有高相对螺距重建伪影的第一CT切片重建数据,并且包括没有高相对螺距重建伪影

或具有较少或较不严重的高相对螺距重建伪影的第二CT切片重建数据。输出单元被配置为输出人员的身体部分的CT切片重建数据。

[0049] 在示例中,机器学习算法是神经网络。

[0050] 在示例中,神经网络是以有监督的方式训练的,使得知晓所期望的输出。

[0051] 在示例中,神经网络是以无监督的方式训练的,使得不知晓所期望的输出。

[0052] 在示例中,神经网络是通过使用生成对抗神经网络(GAN)方法以无监督的方式训练的。相对螺距涉及以下项目:X射线系统的患者台从一次旋转到下一次旋转在轴向方向上行进的距离除以探测器反向朝向X射线源在轴向位置处的投影。

[0053] 高相对螺距此时涉及大于1且通常小于2的相对螺距,但也适用于大于2的相对螺距。

[0054] 低相对螺距此时涉及等于或小于1的相对螺距。

[0055] 根据示例,针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据是在低相对螺距下采集的。

[0056] 根据示例,针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括完整角度覆盖数据。

[0057] 在示例中,完整角度数据包括在至少180度的旋转角度下采集的数据。

[0058] 根据示例,针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的身体部分的CT X射线数据。

[0059] 根据示例,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括已经被操纵的针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据。

[0060] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据无法实现在没有伪影的情况下对第一CT切片重建数据的重建。

[0061] 根据示例,该操纵包括根据第二CT切片重建数据来模拟CT X射线数据,以便提供在较高的相对螺距下有效采集的针对所述第一CT切片重建数据的CT X射线数据,所述较高的相对螺距比用于采集针对所述第二CT切片重建数据的所述CT X射线数据的相对螺距更高。

[0062] 根据示例,该操纵包括模拟针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据,以便提供以下的针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据:所述针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据是由调整大小的探测器有效采集的,所述调整大小的探测器是针对用于采集针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据的探测器而被调整大小的(即,所述针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据被模拟为是由调整大小的探测器采集的,所述调整大小的探测器是针对用于采集针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据的探测器而被调整大小的)。

[0063] 根据示例,该模拟包括在与用于采集针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据的X射线成像系统的旋转轴线平行的方向上减小探测器的大小。

[0064] 因此,在通常为行方向的方向上减小探测器的大小。

[0065] 在示例中,该模拟包括模拟由在行方向上被减小到原始大小的一半的探测器进行的数据采集。

[0066] 根据示例,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的CT X射线数据。

[0067] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据无法实现在没有伪影的情况下对第一CT切片重建数据的重建。

- [0068] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据是在高相对螺距下采集的。
- [0069] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括不完整角度覆盖数据。
- [0070] 在示例中,不完整角度数据包括在小于180度的旋转角度下采集的数据。
- [0071] 根据示例,对机器学习算法的训练包括将第二CT切片重建数据中的至少一些与根据一个或多个测试人员的CT X射线数据重建的第一CT切片重建数据进行配准。
- [0072] 根据示例,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的身体部分的CT X射线数据。
- [0073] 图2示出了成像系统50的示例。成像系统50包括X射线源60、X射线探测器70和如关于图1所描述的用于校正在高相对螺距下采集的CT X射线数据的装置10。X射线源和X射线探测器被配置为围绕人员的身体部分旋转并且在高相对螺距下采集CT X射线数据。该装置被配置为输出人员的身体部分的CT切片重建数据。
- [0074] 因此,在临床环境中,患者的感兴趣器官(如心脏)能够被定位在系统的旋转轴线中或附近。这可以最大程度地减少图像的临床相关部分中的伪影的量。因此,即使在高螺距下,该目标体积通常也只要求少量校正。然而,(在一定程度上)这些轴线定位的部分和图像体积的远离旋转轴线的那些部分遭受伪影,现在能够通过经训练的机器学习算法来校正这些伪影。
- [0075] 图3示出了用于校正在高相对螺距下采集的CT X射线数据的方法200。该方法包括:
- [0076] 在提供步骤210(也被称为步骤a))中,向处理单元提供在高相对螺距下采集的人员的身体部分的CT X射线数据;
- [0077] 在确定步骤220(也被称为步骤b))中,利用处理单元使用机器学习算法来确定人员的身体部分的没有高相对螺距操作重建伪影或具有减少的高相对螺距操作重建伪影的CT切片重建数据;其中,机器学习算法是基于CT切片重建数据来训练的,并且其中,CT切片重建数据包括具有高相对螺距重建伪影的第一CT切片重建数据,并且包括没有高相对螺距重建伪影或具有较少或较不严重的高相对螺距重建伪影的第二CT切片重建数据;并且
- [0078] 在输出步骤230(也被称为步骤c))中,由输出单元输出人员的身体部分的CT切片重建数据。
- [0079] 在示例中,机器学习算法是神经网络。
- [0080] 在示例中,神经网络是以有监督的方式训练的,使得知晓所期望的输出。
- [0081] 在示例中,神经网络是以无监督的方式训练的,使得不知晓所期望的输出。
- [0082] 在示例中,神经网络是通过使用生成对抗神经网络(GAN)方法以无监督的方式训练的。
- [0083] 在示例中,针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据实现了在没有伪影的情况下对第二CT切片重建数据的重建。
- [0084] 在示例中,针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据是在低相对螺距下采集的。
- [0085] 在示例中,针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括完整角度覆盖数据。
- [0086] 在示例中,完整角度数据包括在至少180度的旋转角度下采集的数据。
- [0087] 在示例中,针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的身体部分的CT X射线数据。

[0088] 在示例中,该方法包括操纵针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据,以生成针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据。

[0089] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据无法实现在没有伪影的情况下对第一CT切片重建数据的重建。

[0090] 在示例中,该操纵包括模拟针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据,以便提供在较高的相对螺距下有效采集的针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据,所述较高的相对螺距比用于采集针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据的相对螺距更高。

[0091] 在示例中,该操纵包括模拟针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据,以便提供以下的针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据:所述针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据是由调整大小的探测器有效采集的,所述调整大小的探测器是针对用于采集针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据的探测器而被调整大小的(即,所述针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据被模拟为是由调整大小的探测器采集的,所述调整大小的探测器是针对用于采集针对第二CT切片重建数据的CT X射线数据的探测器而被调整大小的)。

[0092] 在示例中,该模拟包括在行方向上减小探测器的大小。

[0093] 在示例中,该模拟包括模拟由在行方向上被减小到原始大小的一半的探测器进行的数据采集。

[0094] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的CT X射线数据。

[0095] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据无法实现在没有伪影的情况下对第一CT切片重建数据的重建。

[0096] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据是在高相对螺距下采集的。

[0097] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括不完整角度覆盖数据。

[0098] 在示例中,不完整角度数据包括在小于180度的旋转角度下采集的数据。

[0099] 在示例中,对机器学习算法的训练包括将第二CT切片重建数据中的至少一些与根据一个或多个测试人员的CT X射线数据重建的第一CT切片重建数据进行配准。

[0100] 在示例中,针对第一CT切片重建数据的CT X射线数据包括一个或多个测试人员的身体部分的CT X射线数据。

[0101] 因此,提供了这样一种技术,其中,由单个源CT系统利用过度螺距轨迹来采集CT数据,然后利用经训练的机器学习算法来校正出现的伪影。

[0102] 现在,参考图4-8来更详细地描述用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影“CT”X射线数据的装置以及用于校正在高相对螺距下采集的计算机断层摄影“CT”X射线数据的方法。在下面的详细讨论中,引用了卷积神经网络(CNN)作为经训练的机器学习算法,但是也能够利用其他机器学习算法。

[0103] 因此,一种深度学习方法用于从重建结果中移除因系统过度螺距而生成的伪影。以这种方式,即使违反了针对图像重建的数据约束,也会生成没有伪影的图像或具有较少或较不严重的伪影的图像。

[0104] 神经网络被训练为预测当从低相对螺距(例如,1.0)到高相对螺距(例如,2.0)采集CT数据时出现的伪影并校正这些伪影。在特定实施例中,用于训练的没有伪影的图像(或具有较少或较不严重的伪影的图像)是根据在低螺距下的完整数据采集而生成的,而也用

于训练的具有伪影的图像是在高螺距下采集的图像。特别地,发明人已经发现:使用没有伪影的数据可以有效地生成具有伪影的模拟数据,从而确保了完整图像配准并避免了对同一对象进行两次或更多次扫描的需求。这是通过模拟完成的,该模拟涉及在行方向上将在原始测量中使用的探测器改变大小到原始大小的一半。

[0105] 在图4中示出了训练设置。在“A1”处示出了使用常规螺距的针对全角度覆盖的采集几何形状的示意性表示。在“A2”处示出了使用高螺距的针对部分角度覆盖的采集几何形状的示意性表示。在“B1”处示出了全角度覆盖的示例切片的表示,并且在“B2”处示出了在部分角度覆盖情况下的示例切片中采集的灰度级编码的角度范围。在“C1”处示出了针对常规螺距采集的数据生成的重建结果,其中,该图像没有伪影。在“C2”处示出了针对高螺距采集的数据生成的重建结果,其中,该图像具有伪影(由白色箭头指示)。还示出了两个切片之间的差分图像,该差分图像示出了对应切片中的伪影。然后,在该示例中,将具有伪影的重建图像和差分图像一起用于对卷积神经网络的训练。替代地(在图4中未示出),具有伪影的实际图像和没有伪影的实际图像能够用作针对神经网络的输入。技术人员会喜欢能够以多种不同的方式使用这些数据来训练神经网络。在图4中,关于以低螺距和高螺距采集的图像,在角度覆盖图像(B1和B2)中指示了用于重建的可用数据量。对于低螺距情况,角度覆盖是一致完成的,即,圆形视场中的高值。对于高螺距情况,在图像中剩下一个区域,在该区域中,平行射束(楔形)几何形状中的数据量下降到所要求的 180° 的数据以下。

[0106] 在图5中,描绘了网络推理,其中,使用网络的预测来产生经校正的图像。在“A2”处示出了使用高螺距的针对部分角度覆盖的采集几何形状的示意性表示。在“B2”处示出了在部分角覆盖情况下的示例切片中采集的灰度级编码的角度范围。在“C2”处示出了针对高螺距采集的数据生成的重建结果,其中,图像具有伪影。现在,该数据被提供给经训练的神经网络,该经训练的神经网络生成差分图像,然后能够利用该差分图像和具有伪影的图像来生成在“C2”处的没有因高螺距操作而产生的伪影或具有至少较少的因高螺距操作而产生的伪影的图像,使得该图像似乎是利用如在“A1”处示出的常规螺距在针对例如在“B2”处指示的切片的全角度覆盖下采集的。

[0107] 然后,图6示出了由上面讨论的经训练的神经网络校正的两组经校正的图像切片。输入图像被示出在“II”处,其中,经校正的图像被示出在“CI”处,其中,真实情况影像被提供在“GTI”处。因此,图6示出了针对已经利用这里描述的新的方法校正的两个图像切片的示例。除了一些轻微的劣化以外,经训练的神经网络能够校正影像中的大部分伪影。应当指出,基于投影域的网络能够与这里描述的实施例相结合,这有效地外推了探测器行,从而实质上提高了Z覆盖。

[0108] 然后,图7示出了也校正上面讨论的图像数据的成像系统的详细示例。系统100包括总体固定机架102和旋转机架104。系统100是如图2所示的系统50的特定实施例。旋转机架104由固定机架102通过轴承(不可见)等可旋转地支撑,并且围绕检查区域关于z轴(即,旋转轴线)旋转。辐射源108(例如,X射线管)由旋转机架104支撑并与旋转机架104一起旋转,并且发射X射线辐射。辐射源108能够是关于图2描述的辐射源60的特定示例。辐射敏感探测器阵列110跨检查区域106以角度弧与辐射源108相对,并且探测横穿检查区域106的辐射并生成指示该辐射的信号(投影数据)。所图示的辐射敏感探测器阵列110包括具有多个行的二维(2D)阵列,这多个行关于彼此沿着z轴的方向布置。辐射探测器阵列110能够是如

图2所示的探测器70的特定示例。重建器112重建信号并生成指示检查区域106的体积图像数据。重建器112能够是关于图1-2描述的装置所描述的处理单元20的特定示例。重建器112能够经由硬件和/或软件来实施。例如,重建器112能够经由处理器(例如,中央处理单元或CPU、微处理器、控制器等)来实施,所述处理器被配置为运行例如在计算机可读介质(例如,存储器设备)上存储、编码、嵌入等的计算机可执行指令,所述计算机可读介质排除非瞬态介质,其中,运行所述指令使所述处理器执行本文描述的动作中的一个或多个动作和/或另一动作。

[0109] 支撑物118(例如,卧榻)在检查区域106中支撑对象,并且能够用于在扫描之前、期间和/或之后关于x轴、y轴和/或z轴对对象进行定位。计算系统充当操作者控制台120,并且包括输出设备(例如,被配置为显示重建图像的显示器)和输入设备(例如,键盘、鼠标等)。在控制台120上驻留的软件允许操作者控制系统100的操作,例如,识别重建算法等。操作者控制台120能够是关于图1描述的输出单元的特定示例。

[0110] 然后,图8提供了关于系统100从事的螺旋数据采集路径的详细信息。图8描绘了对象302、辐射源108的X射线焦点或焦斑306的螺旋路径304(具有螺距“d”)以及探测器阵列110。对于具有与焦斑306和在该时间点时探测器阵列110的中心相同的z坐标的特定切片位置300,当旋转机架104在z方向上相对于对象302移动时,探测器阵列110的上半部分308(或第一多行)收集在时间上较早的数据,而探测器阵列110的下半部分310(或第二多行)收集针对同一切片在时间上较晚的数据。然后,相对螺距将螺距d与在旋转中心处在z轴上投影的探测器高度 H_{det} 进行关联。因此,能够在低螺距下采集数据并且该数据能够用于训练神经网络。然后,能够操纵相同的数据,以便减小有效探测器大小 H_{det} ,从而创建在“高螺距”下实际采集的数据,并且该数据也能够用于训练神经网络。

[0111] 在另一示例性实施例中,提供了计算机程序或计算机程序单元,其特征在于,其被配置为在适当的装置或系统上运行根据前述实施例之一的方法的方法步骤。

[0112] 因此,计算机程序单元可以被存储在计算机单元中,该计算机程序单元也可以是实施例的部分。该计算单元可以被配置为执行或引起对上述方法的步骤的执行。此外,该计算单元可以被配置为操作上述装置和/或系统的部件。该计算单元能够被配置为自动操作和/或运行用户的命令。计算机程序可以被加载到数据处理器的的工作存储器中。因此,可以装备数据处理器来执行根据前述实施例之一的方法。

[0113] 本发明的该示例性实施例覆盖从一开始就使用本发明的计算机程序,以及借助于将现有程序更新转换为使用本发明的程序的计算机程序这两者。

[0114] 另外,计算机程序单元可能能够提供所有必要步骤以完成如上所述的方法的示例性实施例的流程。

[0115] 根据本发明的另外的示例性实施例,提出了一种计算机可读介质,例如,CD-ROM、USB棒等,其中,该计算机可读介质具有被存储于所述计算机可读介质上的计算机程序单元,所述计算机程序单元由前面的章节所描述。

[0116] 计算机程序可以被存储和/或分布在合适的介质上,例如,与其他硬件一起或作为其他硬件的部分而供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统进行分布。

[0117] 然而,计算机程序也可以存在于网络(如万维网)上,并且能够从这样的网络被下

载到数据处理器的存储器中。根据本发明的另外的示例性实施例，提供了用于使计算机程序单元可用于下载的介质，所述计算机程序单元被布置为执行根据本发明的前述实施例之一的方法。

[0118] 必须指出，本发明的实施例是参考不同主题来描述的。尤其地，一些实施例是参考方法型权利要求来描述的，而其他实施例是参考装置型权利要求来描述的。然而，除非另有说明，否则本领域技术人员将从以上和以下的描述中推断出，除了属于一种类型的主题的特征的任意组合以外，涉及不同主题的特征之间的任意组合也被认为在本申请中得到公开。然而，所有的特征都能够被组合来提供多于特征的简单加合的协同效应。

[0119] 虽然已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明，但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示例性的，而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求，在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0120] 在权利要求中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

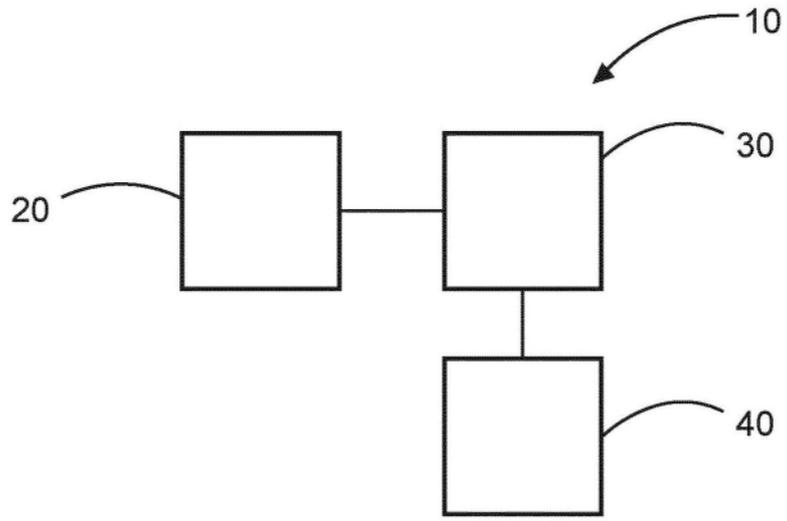


图1

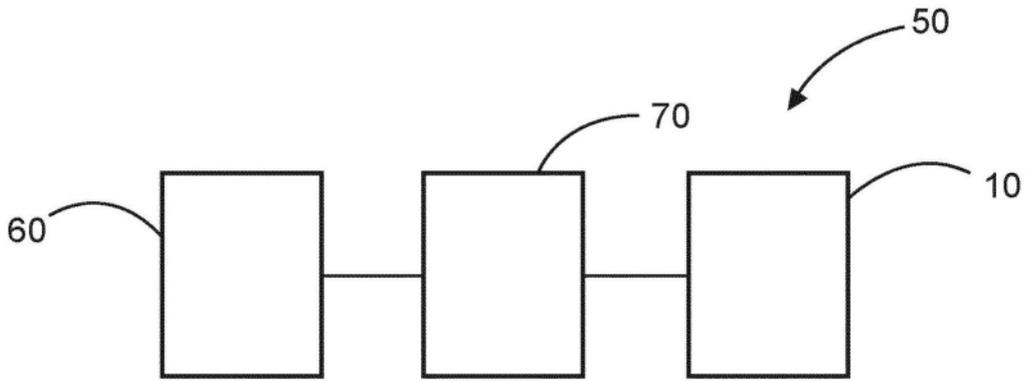


图2

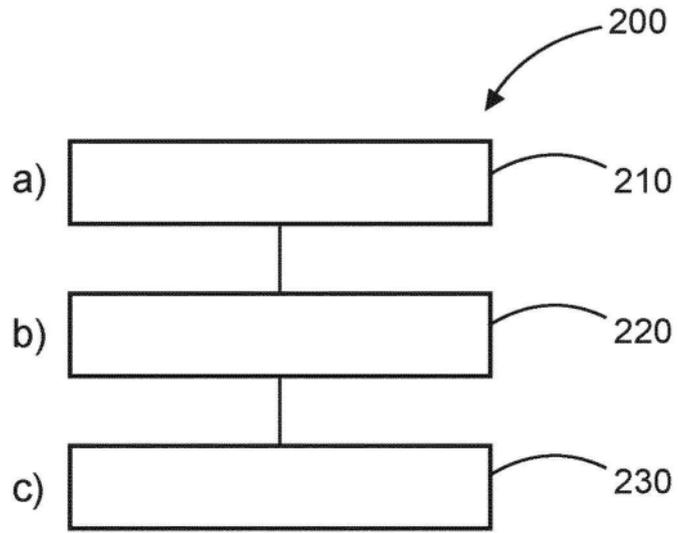


图3

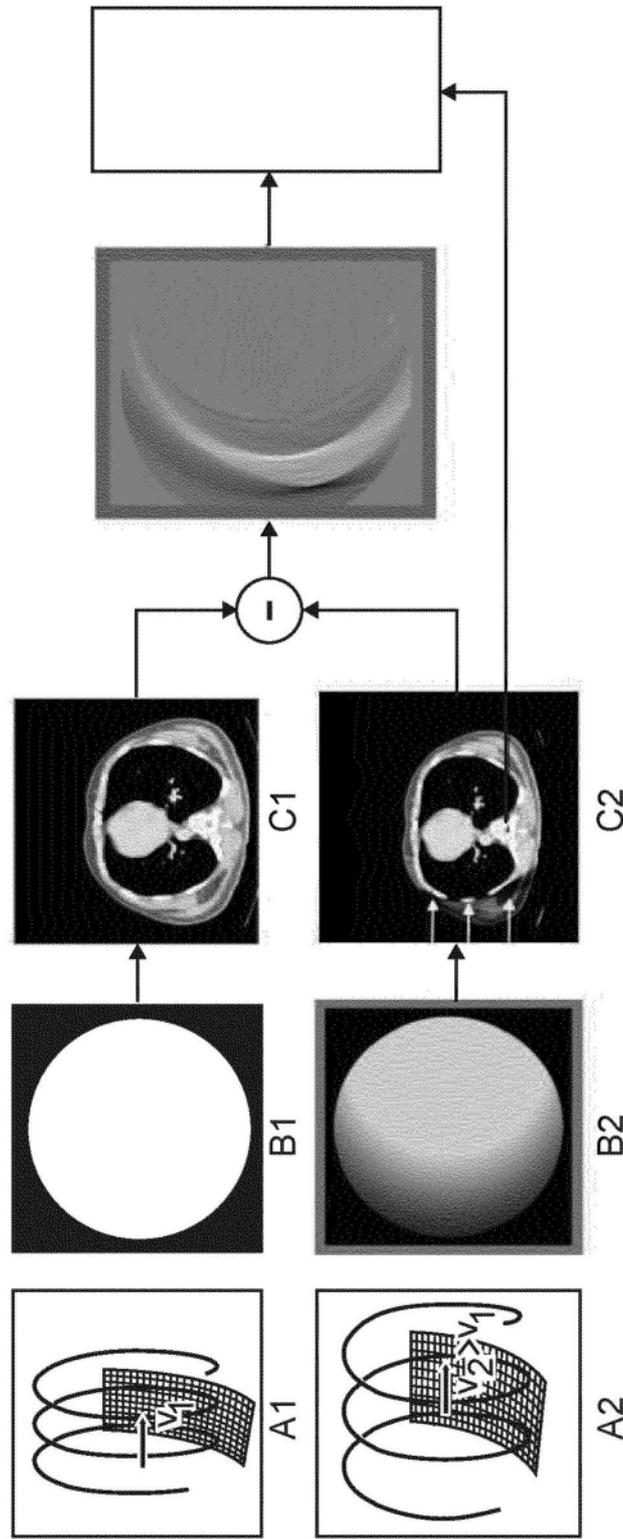


图4

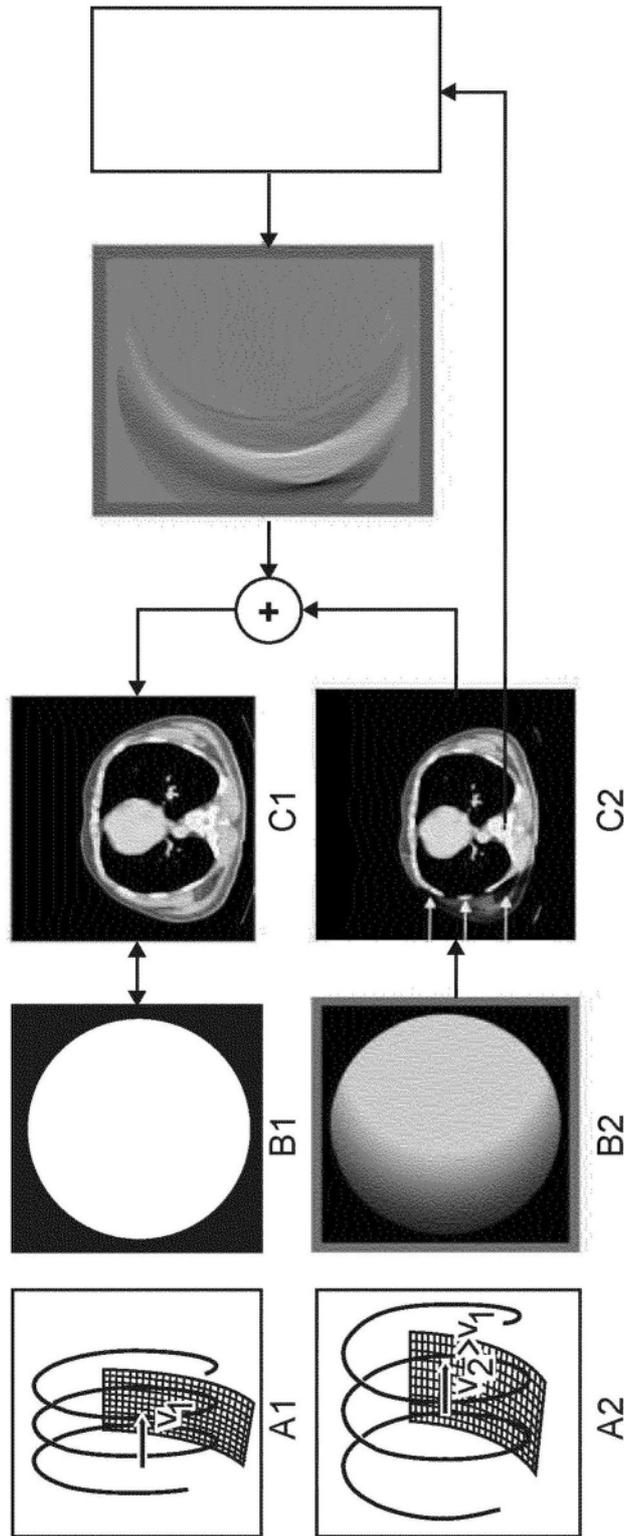


图5

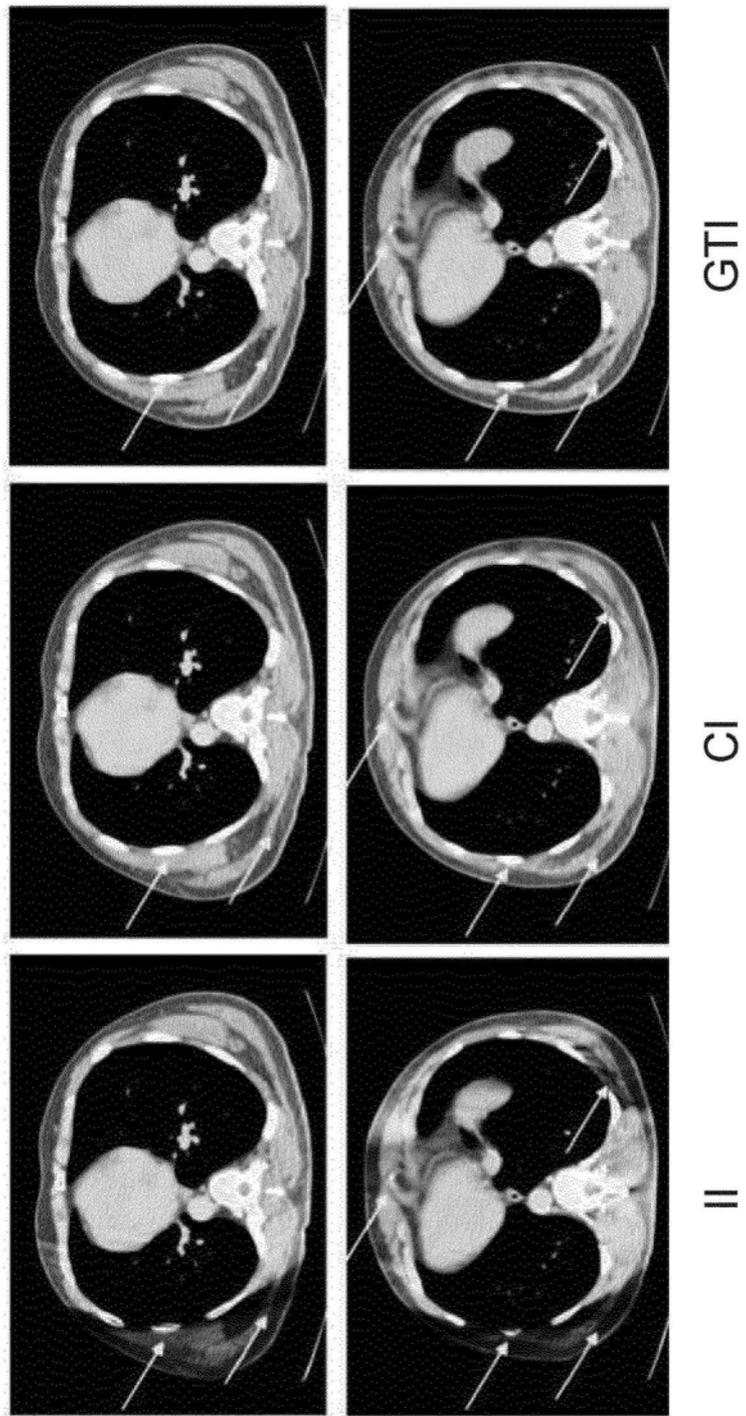


图6

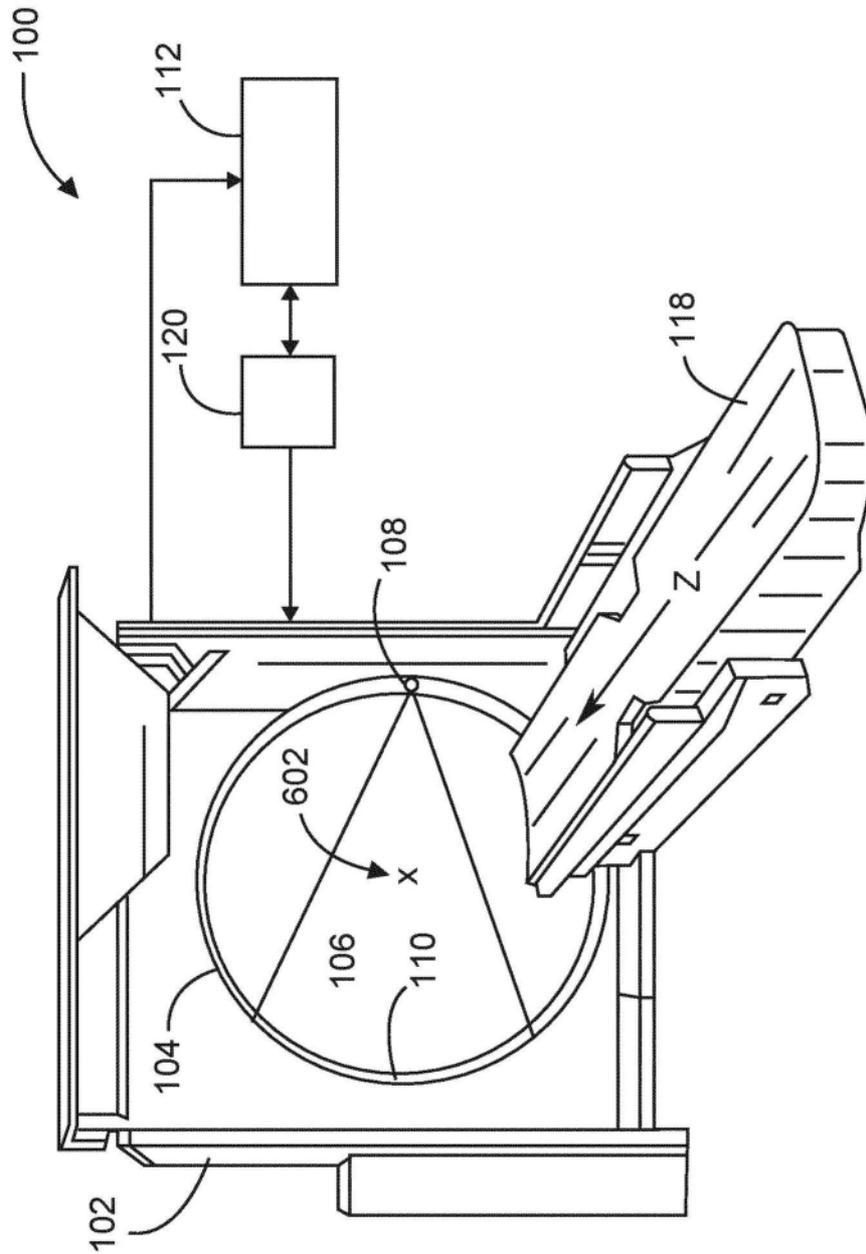


图7

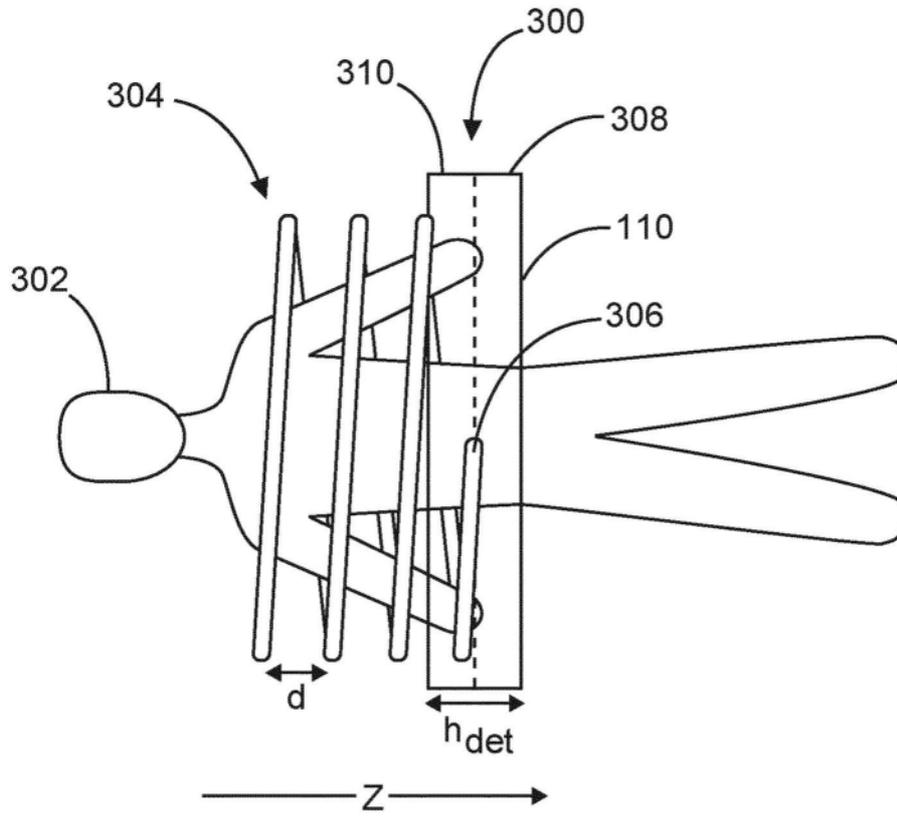


图8