



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111919237 B

(45) 授权公告日 2024.10.29

(21) 申请号 201980022598.5

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

(22) 申请日 2019.03.18

地址 荷兰艾恩德霍芬

(65) 同一申请的已公布的文献号

(72) 发明人 C·哈泽 M·格拉斯 D·舍费尔

申请公布号 CN 111919237 A

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(43) 申请公布日 2020.11.10

专利代理人 李光颖

(30) 优先权数据

(51) Int.CI.

18164466.7 2018.03.28 EP

G06T 11/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2020.09.27

CN 101765865 A, 2010.06.30

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 102763138 A, 2012.10.31

PCT/EP2019/056644 2019.03.18

审查员 孟贵宇

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/185380 EN 2019.10.03

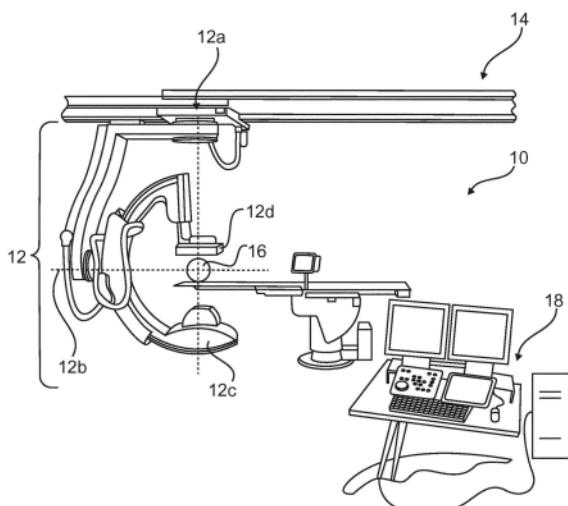
权利要求书3页 说明书14页 附图6页

## (54) 发明名称

断层摄影X射线图像重建

## (57) 摘要

一种锥形束计算机断层摄影图像采集协议通常采集患者的感兴趣区域周围的一系列2D投影图像。C形臂围绕患者的感兴趣区域周围的采集轨道行进所需的时间很短，并且结果，被成像的患者可能在采集期间移动。这是有问题的，因为许多计算机断层摄影图像采集算法都假定患者在采集期间完全静止。如果患者在获得一系列2D投影图像时移动，则3D重建将受到图像伪影的影响。本申请提出了识别并且去除由在感兴趣区域中的至少两个刚性对象的相对运动所引起的图像伪影（例如，在采集期间相对于颅骨的下颌运动）。所述至少两个刚性对象具有更可预测的运动特性，其可以被用于在最终的重建步骤之前校正输入投影图像序列的2D图像。因此，即使当患者在采集期间移动时，也可以为患者的3D图像提供更少的伪影。



1. 一种用于断层摄影X射线图像重建的装置(50),包括:  
输入单元(52);以及  
处理单元(54);

其中,所述输入单元被配置为从输入投影图像序列中采集分别在第一采集时间和第二采集时间采集的对象的兴趣区域的第一2D X射线投影数据和第二2D X射线投影数据;

其中,所述输入单元被配置为提供:(i)患者的兴趣区域中的第一刚性对象的第一3D刚性对象数据或近似值,以及(ii)患者的兴趣区域中的第二刚性对象的第二3D刚性对象数据或近似值;并且

其中,所述处理单元被配置为:生成所述第一3D刚性对象数据和/或所述第二3D刚性对象数据与所述第一2D X射线投影数据的第一配准,生成所述第一3D刚性对象数据和/或所述第二3D刚性对象数据与所述第二2D X射线投影数据的第二配准,估计在所述第一采集时间与所述第二采集时间之间发生的所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的相对运动,并且基于所述第一配准和所述第二配准来提供定义所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的估计的运动的相对运动矢量场,使用所述相对运动矢量场来生成经校正的2D X射线投影数据以校正在所述输入投影图像序列的采集期间所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的所述运动,并且基于所述经校正的2D X射线投影数据来生成所述输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

2. 根据权利要求1所述的装置(50):

其中,所述第一3D刚性对象数据和/或所述第二3D刚性对象数据是由所述输入单元(52)从以下各项中采集的:(i)所述输入投影图像序列的初始3D重建,或者(ii)所述患者的所述兴趣区域的先验3D成像扫描。

3. 根据权利要求1或2所述的装置(50),

其中,所述第一3D刚性对象数据和/或所述第二3D刚性对象数据是由所述输入单元(52)从解剖模型的数据库中采集的。

4. 根据权利要求1或2所述的装置(50),

其中,所述输入单元(52)被配置为:提供所述第一刚性对象和/或所述第二刚性对象的先验运动模型,其中,所述先验运动模型定义所述第一刚性对象和/或所述第二刚性对象的可能运动轨迹的总集合的子集;并且

其中,所述处理单元(54)还被配置为:至少部分地使用所述先验运动模型来估计所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的所述相对运动,以限制在所述估计中所考虑的所述第二刚性对象的运动轨迹的可能数量。

5. 根据权利要求1或2所述的装置(50),

其中,所述处理单元还被配置为通过以下操作来生成所述第一配准:提供所述第一3D刚性对象数据的前向投影数据,生成表示所述前向投影数据与所述第一2D X射线投影数据的相似性的相似性度量,并且使用所述相似性度量将所述第一3D刚性对象数据中的所述第一刚性对象与所述第一2D X射线投影数据配准。

6. 根据权利要求1或2所述的装置(50),

其中,估计在所述第一采集时间与所述第二采集时间之间发生的所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的所述相对运动还包括:

通过将所述第二2D X射线投影数据中的所述第二刚性对象的后续位置与所述第一2D X射线投影数据中的所述第二刚性对象的初始位置进行比较来识别所述第二刚性对象的第一刚性运动曲线。

7. 根据权利要求6所述的装置(50)，

其中，所述处理单元(52)还被配置为通过以下操作来估计所述第一刚性对象相对于所述第二刚性对象的所述运动：定义在所述第一刚性对象与所述第二刚性对象之间的所述第一2D X射线投影数据和/或所述第二2D X射线投影数据的在空间上的中间部分，通过相较于所述第一2D X射线投影数据中的所述第一刚性对象的初始位置来比较所述第二2D X射线投影数据中的所述第一刚性对象的后续位置来识别在所述空间上的中间部分中的所述第一刚性对象的第二刚性运动曲线，并且生成作为所述第一刚性运动曲线与所述第二刚性运动曲线的组合的刚性复合运动曲线。

8. 根据权利要求1或2所述的装置(50)，

其中，所述处理单元(54)还被配置为基于所述相对运动矢量场来校正2D X射线投影数据。

9. 根据权利要求1或2所述的装置(50)，

其中，所述处理单元(54)还被配置为：估计所述第一刚性对象和所述第二刚性对象相对于成像几何结构的绝对运动；提供定义所述第一刚性对象和所述第二刚性对象相对于所述成像几何结构的所述估计的运动的绝对运动矢量场，并且额外地使用所述绝对运动矢量场并结合所述相对运动矢量场来生成所述经校正的2D X射线投影数据。

10. 根据权利要求1或2所述的装置(50)，还包括：

输出单元(56)，其中，所述输出单元还被配置为向用户显示所述经运动补偿的3D重建数据。

11. 根据权利要求1或2所述的装置(50)，

其中，所述第一3D刚性对象数据包括颅骨的初始3D重建或解剖模型，并且其中，所述第二3D刚性对象数据包括颌骨的初始3D重建或解剖模型。

12. 一种用于断层摄影X射线图像重建的方法，包括：

a) 从输入投影图像序列中采集分别在患者的感兴趣区域的第一采集时间和第二采集时间采集的第一2D X射线投影数据和第二2D X射线投影数据；

b) 提供：(i) 患者的感兴趣区域中的第一刚性对象的第一3D刚性对象数据或近似值，以及(ii) 患者的感兴趣区域中的第二刚性对象的第二3D刚性对象数据或近似值；

c) 生成所述第一3D刚性对象数据和/或所述第二3D刚性对象数据与所述第一2D X射线投影数据的第一配准；

d) 生成所述第一3D刚性对象数据和/或所述第二3D刚性对象数据与所述第二2D X射线投影数据的第二配准；

e) 估计在所述第一采集时间与所述第二采集时间之间发生的所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的相对运动，并且基于所述第一配准和所述第二配准来提供定义所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的估计的运动的相对运动矢量场；

f) 使用所述相对运动矢量场来生成经校正的2D X射线投影数据，以校正在所述输入投影图像序列的采集期间所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的所述运动；并且

g) 基于所述经校正的2D X射线投影数据来生成所述输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

13. 一种X射线成像系统,包括:

X射线源(12c);

X射线探测器(12d);以及

根据权利要求1至11中的一项所述的用于断层摄影X射线图像重建的装置(18);并且其中,所述X射线源被配置为利用来自第一多个采集角度的X射线辐射顺序地辐照感兴趣区域;

其中,所述X射线探测器被配置为从第二多个采集角度接收已经由所述感兴趣区域传播的所述X射线辐射,以形成包括分别在患者的第一采集时间和第二采集时间采集的第一2D X射线投影数据和第二2D X射线投影数据的输入投影图像序列;并且

其中,用于断层摄影X射线图像重建的所述装置被配置为:从所述X射线探测器接收所述第一2D X射线投影数据和所述第二2D X射线投影数据,并且基于经校正的2D X射线投影数据来生成所述输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

14. 一种计算机程序产品,包括用于控制根据权利要求1至11或13中的一项所述的处理单元和/或系统的计算机程序,所述计算机程序当由所述处理单元和/或所述系统运行时适于执行根据权利要求12所述的方法。

15. 一种存储有根据权利要求14所述的计算机程序的计算机可读介质。

## 断层摄影X射线图像重建

### 技术领域

[0001] 本发明总体涉及一种用于断层摄影X射线图像重建的装置、一种用于断层摄影图像重建的方法、一种C形臂X射线成像系统、一种计算机程序单元以及一种计算机可读介质。

### 背景技术

[0002] 用于断层摄影X射线图像采集的旋转C形臂系统包括X射线源和X射线探测器，其被布置为面向彼此，通常由C形臂机架间隔开。患者的感兴趣区域可以被定位在X射线源与X射线探测器之间。二维X射线探测器使得能够进行“锥形束”断层摄影采集。

[0003] 在锥形束断层摄影采集中，C形臂围绕感兴趣区域中的患者的成像平面旋转。在C形臂的旋转的多个增量处，X射线源和X射线探测器提供了穿过患者的二维投影视图。诸如滤波反投影的图像重建算法或迭代重建算法被应用于二维投影的序列。这使得能够从二维投影视图的序列中提供感兴趣区域中的患者的三维图像。

[0004] C形臂采集协议通常会花费30秒钟，并且其不能够排除患者在该时间期间移动。在C形臂采集协议期间的患者运动的结果是：在3D图像重建阶段引入了一系列伪影。

[0005] US 2017/0000430 A1提出了一种用于对患者的头部进行成像的装置。患者的颅骨配备有头部标记。至少有一个相机采集患者的颌骨的运动研究。与所述装置通信的控制逻辑处理器使用2D射线摄影投影图像的序列组合来自相机的信号来重建体图像内容，以便从颅骨结构中分割出颌骨结构。然而，能够进一步改进这样的系统。

### 发明内容

[0006] 因此，提供一种用于断层摄影X射线成像的经改进的技术将是有利的。因此，根据第一方面，提供了一种用于断层摄影图像重建的装置。所述装置包括：

[0007] 输入单元；以及

[0008] 处理单元。

[0009] 所述输入单元被配置为：从输入投影图像序列采集分别在第一采集时间和第二采集时间采集的对象的感兴趣区域的第一2D X射线投影数据和第二2D X射线投影数据，并且所述输入单元被配置为提供：(i) 患者的感兴趣区域中的第一刚性对象的第一3D刚性对象数据或近似值(approximating)，以及(ii) 患者的感兴趣区域中的第二刚性对象的第二3D刚性对象数据或近似值。

[0010] 所述处理单元被配置为：生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第一2D X射线投影数据的第一配准；生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第二2D X射线投影数据的第二配准；估计在第一采集时间与第二采集时间之间发生的第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动，并且提供相对运动矢量场，所述相对运动矢量场基于第一配准和第二配准来定义第二刚性对象相对第一刚性对象的估计的运动；使用相对运动矢量场生成经校正的2D X射线投影数据，以校正在输入投影图像序列的采集期间第二刚性对象相对于第一刚性对象的运动；并且基于经校正的2D X射线投影数据来生成输入投影图像序列的经运动补偿的

3D重建数据。

[0011] 因此,可以使用感兴趣区域中的第一3D刚性对象的初始重建或3D模型,组合第二3D刚性对象的3D模型的初始重建,来更准确地对2D投影图像的序列进行断层摄影重建。首先,可以使用以下知识以简化的方式来校正在长采集协议期间第一3D刚性对象相对于第二3D刚性对象的移动:与第一3D刚性对象相关联的体素点相对于第一刚性参照系移动,并且与第二3D刚性对象相关联的体素点相对于第二刚性参照系移动。

[0012] 例如,人类颅骨可以被认为包括两个刚性结构。神经颅骨和犁骨、鼻骨、上颌骨和泪骨的骨骼可以被视为形成第一3D刚性对象的部分。下颌骨可以被视为形成第二3D刚性对象的部分。下颌骨在两个相对的咬肌节处接连到神经颅骨,形成两个下颌凹口,所述下颌凹口铰接到神经颅骨的两侧上的颞叶区。

[0013] 因此,根据第一方面的断层摄影X射线重建算法认识到了:例如,在由C形臂成像系统采集的2D投影图像的序列中存在具有可预测的互连的两个刚性对象。根据第一方面,可以在2D投影图像序列中更有效地补偿在C形臂成像协议期间的患者运动,导致在无需外部标记的情况下改善3D重建图像的质量。考虑到两个刚性对象之间的关系,在配准期间的搜索空间的减少推断较低的计算负荷,并且因此,当重建图像时较低的延迟,和/或较低的处理器速度规格。

[0014] 任选地,第一和/或第二3D刚性对象数据是由输入单元从(i)输入投影图像序列的初始3D重建或者(ii)患者的感兴趣区域的先验3D成像扫描中采集的。

[0015] 因此,可以使用各种源来提供所述重建算法的起始数据。即使在使用来自移动患者的2D投影重建的初始3D图像可能包含一些伪影的情况下,仍然能够将第一和第二刚性对象区别到足以用于初始重建的程度。当然,先验3D成像扫描可以提供来自相同采集设备或另一设备的数据,从而提供输入数据源的灵活性。

[0016] 任选地,第一和/或第二3D刚性对象数据是由所述输入单元从解剖模型的数据库中采集的。

[0017] 因此,能够简单地提供第一和第二刚性对象形式的初始估计,而无需大量的信号处理。在颅骨的示例性情况下,神经颅骨和下颌骨跨许多患者具有某种程度上独有的形状特征,并且因此可以比执行信号处理更简单的方式提供通用的第一和第二刚性模型,任选能对其大小进行参数化,具有目标解剖结构的形状。如果在输入投影图像序列的采集期间由患者运动引起的重建伪影使得不能够初始地从其中提取第一和第二刚性对象数据,则这样的方案可能是有益的。

[0018] 任选地,所述输入单元被配置为提供第一和/或第二刚性对象的先验运动模型,其中,所述先验运动模型定义第一和/或第二刚性对象的可能运动轨迹的总集合的子集;并且所述处理单元还被配置为:在限制在所述估计中所考虑的所述第二刚性对象的运动轨迹的可能数量之前,至少部分地使用所述运动模型来估计所述第二刚性对象相对于所述第一刚性对象的相对运动。

[0019] 因此,在感兴趣区域中被成像的第一和第二刚性对象之间的运动轨迹关系的先验解剖学知识可以被用于限制在2D到3D配准期间的搜索空间,并且因此实现更快的图像重建。以人类颅骨的示例,在神经颅骨与下颌骨之间的运动关系主要由下颌骨到神经颅骨的铰接所引起的运动限制来定义。这将下颌骨的相对运动限制为从颌骨闭合到张开的大约50

度的倾斜。较小的效果是：下颌骨可以相对于神经颅骨向另一侧横向地枢转（偏转）大约十度。当考虑输入序列采集之内发生的可能患者颌骨运动时，可以优先使用对下颌骨的运动的这些限制来限制搜索空间。当然，所提到的角度限制是适合于下颌骨的运动模型的限制的一个示例。本领域技术人员将意识到，关于髋部运动、膝盖运动等可以提供相似的模型。

[0020] 任选地，所述处理单元还被配置为通过以下操作来生成所述第一配准：提供第一3D刚性对象数据的前向投影数据，生成表示所述前向投影数据与所述第一X射线投影数据的相似性的相似性度量，并且使用所述相似性度量将所述第一3D解剖数据中的第一刚性对象与所述第一X射线投影数据相配准。

[0021] 因此，可以生成来自不同角度的3D刚性对象数据的多个2D投影，并且将其与输入图像序列的单个帧中的所捕获的2D投影进行比较。所述多个2D投影中的每个2D投影将具有略微不同的形状。可以识别与输入图像序列中最接近地匹配的特定捕获的2D投影相匹配的2D投影的形状（例如，根据形状比较、面积比较等）。生成与所述输入图像序列中的所捕获的2D投影的最佳匹配的多个2D投影中的投影的角度揭示了在所捕获的2D投影的采集的时刻的第一3D刚性对象的取向。该处理还可以被应用于第二3D刚性对象数据等。

[0022] 任选地，估计在第一采集时间与第二采集时间之间发生的第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动还包括：通过比较第二2D X射线投影数据中的第二刚性对象的后续位置与第一2D X射线投影数据中的第二刚性对象的初始位置来识别第二刚性对象的第一刚性运动曲线。

[0023] 因此，第二刚性对象的起始位置与终点位置之间的关系能够简化对第一刚性对象与第二刚性对象之间的运动轨迹的估计。

[0024] 任选地，所述处理单元还被配置为通过以下操作来估计第一刚性对象相对于第二刚性对象的运动：定义在第一刚性对象与第二刚性之间的第一和/或第二2D X射线投影数据的在空间上的中间部分，通过相较于所述第一2D X射线投影数据中的所述第一刚性对象的初始位置来比较所述第二2D X射线投影数据中的所述第一刚性对象的后续位置来识别在所述空间上的中间部分中的所述第一刚性对象的第二刚性运动曲线，并且生成刚性复合运动曲线作为第一刚性运动曲线与第二刚性运动曲线的组合。

[0025] 因此，在两个刚性对象之间的中间区域中，可以将第一刚性对象和第二刚性对象的运动曲线计算为两个刚性对象的运动的组合。

[0026] 任选地，所述处理单元还被配置为基于所述第二刚性数据的运动矢量场来校正2D X射线投影数据。

[0027] 因此，可以做出简化的假设：所述第一刚性对象基本静止，但是所述第二刚性对象在运动中。当例如患者遭受影响下颌肌肉的严重颤动时，这样的假设在神经颅骨和下颌骨的示例中可能成立。

[0028] 任选地，所述处理单元还被配置为：估计所述第一刚性对象和所述第二刚性对象相对于成像几何结构的绝对运动，提供绝对运动矢量场，所述绝对运动矢量场定义所述第一刚性对象和所述第二刚性对象相对于所述成像几何结构的估计的运动，并且额外地使用所述绝对运动矢量场并结合所述相对运动矢量场来生成经校正的2D X射线投影数据。

[0029] 因此，可以计算所述第一刚性对象和所述第二刚性对象相对于所述成像几何结构的相同坐标系的运动。

[0030] 换言之,提供了至少两条经校正的采集轨迹,其被用于对两个3D体积的重建。一条轨迹表示所述第一刚性对象,并且第二轨迹表示所述第二刚性对象。最终的3D重建被生成为两个3D体积的组合,例如,通过针对空间上的中间位置使用插值方法,或者使用经插值的中间轨迹进行第三重建。

[0031] 术语“2D X射线投影数据”可以指代具有经校正的轨迹的2D投影数据。

[0032] 任选地,所述装置还包括输出单元,其中,所述输出单元还被配置为向用户显示经运动补偿的3D重建数据。

[0033] 因此,成像系统的用户能够查看经改进的图像重建。

[0034] 任选地,所述第一刚性数据包括颅骨的初始3D重建或解剖模型,并且其中,所述第二刚性数据包括颌骨(下颌骨)的初始3D重建或解剖模型。

[0035] 根据第二方面,提供了一种用于断层摄影X射线图像重建的方法。所述方法包括:

[0036] a) 从输入投影图像序列中采集分别在患者的感兴趣区域的第一和第二采集时间采集的第一和第二2D X射线投影数据;

[0037] b) 提供:(i)患者的感兴趣区域中的第一刚性对象的第一3D刚性对象数据或近似值,以及(ii)患者的感兴趣区域中的第二刚性对象的第二3D刚性对象数据或近似值;

[0038] c) 生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第一2D X射线投影数据的第一配准;

[0039] d) 生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第二2D X射线投影数据的第二配准;

[0040] e) 估计在第一采集时间与第二采集时间之间发生的第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动,并且基于第一配准和第二配准来提供相对运动矢量场,所述相对运动矢量场定义第二刚性对象相对于第一刚性对象的估计的运动;

[0041] f) 使用所述相对运动矢量场来生成经校正的2D X射线投影数据,以校正在所述输入投影图像序列的采集期间第二刚性对象相对于第一刚性对象的运动;并且

[0042] g) 基于所述经校正的2D X射线投影数据来生成所述输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

[0043] 根据第三方面,提供了一种X射线成像系统,包括:

[0044] X射线源;

[0045] X射线探测器;以及

[0046] 根据第一方面或者其实施例的用于断层摄影X射线图像重建的装置。

[0047] 所述X射线源被配置为利用来自第一多个采集角度的X射线辐射顺序地辐照感兴趣区域。

[0048] 所述X射线探测器被配置为从第二多个采集角度接收已经由所述感兴趣区域传播的X射线辐射,以形成包括分别在第一时间和第二采集时间采集的患者的感兴趣区域的第一和第二2D X射线投影数据的输入投影图像序列。

[0049] 用于断层摄影X射线图像重建的所述装置被配置为:从所述X射线探测器接收第一和第二2D X射线投影数据,并且基于经校正的2D X射线投影数据来生成所述输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

[0050] 任选地,所述X射线成像系统是C形臂成像系统。

[0051] 任选地,所述2D X射线投影数据包括具有预先施加的轨迹校正的2D X射线投影数据。

[0052] 根据第四方面,提供了一种用于控制第一方面和/或第三方面的处理单元和/或系统的计算机程序单元,当所述计算机程序单元由所述处理器和/或系统运行时,所述处理器和/或系统适于执行第二方面的方法。

[0053] 根据第五方面,提供了一种存储有第四方面的计算机程序单元的计算机可读介质。

[0054] 在以下申请中,术语“断层摄影X射线图像重建”指代一种图像处理算法,其将例如从C形臂获得的患者的感兴趣区域的2D X射线投影图像的序列作为输入。通过对2D X射线投影图像的输入序列应用诸如滤波反投影或迭代重建的算法,重建了患者的所述感兴趣区域的3D图像。因此,使用诸如“锥形束CT”的采集方案来获得“2D X射线投影数据”,其中,发散的二维X射线束被引导朝向二维X射线探测器通过患者的感兴趣区域。

[0055] 在以下申请中,“2D X射线投影数据”至少指代来自X射线探测器的接收到的像素值(跟踪X射线强度和/或能量),受采集系统几何结构、源、探测器和/或等中心位置和取向、患者和/或桌台位置和取向、图像采集的时间或者图像采集的任何相关参数的影响。

[0056] 在以下申请中,术语“3D刚性对象数据”指代3D图像的部分,所述部分定义了具有为零或非常小的可变形体的刚性体。出于本申请的目的,所述术语主要指代患者中的骨结构和/或例如由金属制成的刚性植入物。因此,即使刚性对象的位置可以在3D图像中相对于另一刚性对象移动(诸如下颌骨相对于神经颅骨区域移动),刚性对象的尺寸和形状也不发生实质性变化。

[0057] 在以下申请中,“3D刚性对象数据”可以是先前或当前被成像的对象的。然而,“3D刚性对象数据”也可以“近似”先前或当前被成像的对象。例如,人类下颌骨跨患者群体共享许多共同的方面。因此,诸如下颌骨的刚性对象的计算机模型可以任选地被用于“近似”目标对象。

[0058] 在以下申请中,术语“配准”至少指代将患者的感兴趣区域的2D X射线投影图像与患者的感兴趣区域的3D图像的投影对准的过程,或者近似患者的感兴趣区域的模型。本领域技术人员将意识到,能够应用许多不同的配准算法,但是效果是通过3D图像中的结构投影到2D X射线投影图像的平面中。能够在投影的2D图像中的投影的结构与2D X射线投影图像中的相同结构之间进行首次匹配。对投影角度的精细调节使得能够识别3D图像和2D X射线投影图像中的结构的位置之间的误差,并且可以改善所述对准。

[0059] 在以下申请中,术语“经校正的2D X射线投影数据”指代2D X射线投影图像中的一个或序列,其中,对应的采集几何结构已经被修改以校正所述成像系统以及其所有单元在图像采集的时间点处相对于被成像的对象的位置和取向。

[0060] 术语“经校正的2D X射线投影数据”还可以指代2D X射线投影图像中的一个或序列,其中,像素的子集已经在位置、强度、纹理方面或者以其他方式被调节以补偿在所述序列的采集期间的3D刚性对象的运动。

[0061] 通常,术语“经校正的2D X射线投影数据”可以指代已经被调节以改善2D数据与对应的重建的3D数据之间的一致性的2D X射线投影数据。

[0062] 在以下申请中,术语“经运动补偿的3D重建数据”指代具有很少伪影的患者的感兴趣区域的经改善的3D图像,这是由于已经基于所述感兴趣区域的经改善的2D X射线投影图像的序列执行了3D重建。被应用于2D X射线投影图像的改进的示例是调节2D X射线投影图

像的图像采集几何结构,由于对象运动,其可能错误地表示在对象与成像系统之间的相对空间关系,或者移动由于在2D X射线投影图像的序列的采集期间的患者运动(诸如由下颌运动)而出现在2D X射线投影图像中的错误位置中的结构。

[0063] 因此,本技术的基本思想是识别在2D X射线投影序列的采集期间已经相对于另一刚性体移动的ROI内部的刚性体。通过提供经校正的2D X射线投影序列,补偿了刚性体的运动。所述经校正的2D X射线投影序列的重建得到了患者的感兴趣区域的更高质量的3D图像。

## 附图说明

- [0064] 将参考以下附图来描述示例性实施例:
- [0065] 图1图示了C形臂X射线图像采集系统。
- [0066] 图2图示了人类颅骨的侧视图。
- [0067] 图3图示了完美和不完美的2D投影序列图像采集的示例。
- [0068] 图4图示了根据第二方面的方法。
- [0069] 图5图示了配准关系的示例。
- [0070] 图6图示了运动矢量场识别的示例。
- [0071] 图7图示了根据第一方面的装置。

## 具体实施方式

[0072] 由于C形臂图像采集的相对长的采集时间,来自旋转C形臂采集的3D图像的重建常常受到患者运动的影响。继而,在由C形臂取得的所采集的投影图像中的患者运动被转换为在所获得的3D图像中的伪影。例如,颌骨的典型C形臂采集可能持续30秒。在该时间期间,例如,患有非自主性颌骨震颤的患者可能上下移动其颌骨,导致穿透所重建的3D图像的重要部分的模糊和伪影。已经开发了各种运动补偿方法来解决该问题。可变形运动补偿通常依赖于对一些关键特征的运动估计以及对连续运动矢量场的对应插值。然而,刚性运动补偿常常被应用于诸如颅骨的骨结构的图像。

[0073] 然而,刚性运动补偿对颅骨的常规应用不能够补偿颌骨运动。在刚度运动补偿中,假设在所重建的体积中存在单个、完全刚性对象。在人类下颌骨的运动的情况下违反了该假设。尽管本申请就神经颅骨和下颌骨(颌骨)之间的关系讨论了对前述问题的解决方案,但是也清楚的是,存在许多其他成像场景,在其中也存在相同的问题本身。例如,获得髋区域、膝关节、肘关节或踝关节的3D图像是图像的一些其他示例,其中,在感兴趣区域中存在至少两个刚性对象,并且其中,由于违反了感兴趣区域仅包含一个刚性对象的假设,常规上不可以进行刚性运动补偿,并且所描述的技术能适用于至少这些情况。

[0074] 因此,通常提出通过将刚性运动补偿单独地施加到感兴趣区域中的两个单独的并且不同的刚性图像区域来解决该问题。例如,神经颅骨和下颌骨可以分别被认为是感兴趣区域中的第一刚性对象和第二刚性对象。

[0075] 图1图示了C形臂采集套件10(X射线成像系统)。应当注意到,尽管应用“锥形束计算机断层摄影”技术(CBCT)的C形臂采集系统是常见的3D图像采集技术,但是图像采集技术并不限于该采集技术。

[0076] C形臂采集套件10包括被附接到C形臂采集套件的天花板14的C形臂12。C形臂12通过可旋转的方位角连接件12a被附接到天花板14，其中，可旋转的轴承12b提供在倾斜方向上的自由度。X射线源12c被定位在C形臂12的第一端上，面向X射线探测器12d(任选地为数字平板探测器)。在X射线源12c与X射线平板探测器12d之间设置有检查区16。取决于X射线源12c和X射线探测器12d相对于检查区16中的对象(诸如患者的头部)的角度，在C形臂12在围绕检查区16的轨道中移动时可以获得2D X射线投影图像的序列。将2D X射线投影图像的序列提供给装置18，装置18被配置为将断层摄影重建算法应用于2D X射线投影图像序列，并且因此，提供并且任选地显示检查区16中的患者的感兴趣区域的3D图像。通常，装置18应用滤波反投影算法或迭代重建算法以获得患者的感兴趣区域的3D图像，但是也可以应用许多其他这样的断层摄影重建算法。

[0077] 图2图示了人类头部的侧视图。尽管人类头部包括许多互锁的骨结构，但是对于本申请而言，考虑到形成神经颅骨20的骨骼的互锁网络形成第一刚性结构而下颌骨22形成第二刚性结构就足够了。下颌骨22经由颞下颌关节24被连接到神经颅骨20。可以认为第一刚性对象(神经颅骨20)具有第一参照系，并且第二刚性对象(下颌骨22)具有第二参照系。在第二刚性对象22相对于第一刚性对象20移动时，其可以彼此对准，或者逐渐变得彼此分开成角度。

[0078] 图3a)图示了从可以使用例如C形臂获得的2D X射线投影图像的序列中取得的两个帧的示意图。在时间 $t_1$ 处利用成角度 $\theta_1$ 、 $\Phi_1$ 的C形臂几何结构获得的第一帧26提供了神经颅骨28和下颌骨30的侧视图的投影(为清楚起见，在整个图中以示意性方式示出，而没有解剖学上的准确性)。在时间 $t_1$ 处，下颌骨30升高。尽管下颌骨30相对于神经颅骨28没有发生运动，但是C形臂系统然后在时间 $t_{N-1}$ 处推进其轨道。因此，在时间 $t_{N-1}$ 处并且利用成角度 $\theta_2$ 、 $\Phi_2$ 的C形臂几何结构获得的第二帧32提供了神经颅骨28和下颌骨30的正视图的投影。没有发生患者运动，并且因此，下颌骨30相对于神经颅骨28处在与第一帧26中相同的位置处。将第一帧26和第二帧32提供给断层摄影重建算法将不在所述帧的下颌区域中导致伪影。

[0079] 图3b)图示了在时间 $t_1$ 处利用成角度 $\theta_1$ 、 $\Phi_1$ 的C形臂几何结构捕获包括相似的神经颅骨36和下颌骨38的第三2D X射线投影帧34的情况。在直到在时间 $t_2$ 处对第四2D X射线投影帧40的采集为止的持续时间中，下颌骨38已经下降了距离 $\delta d$ 。使用第三和第四X射线投影帧来重建3D断层摄影图像将导致模糊和伪影。

[0080] 因此，本发明人已经认识到，能够使用初始3D模型(患者的或者理想3D模型的)来提供2D投影图像，以用于与在患者已经移动时所采集的2D投影图像进行比较，并且与2D图像中的刚性对象的正确位置进行比较，使得能够重建更准确的后续3D图像。

[0081] 根据第二方面，提供了一种断层摄影图像重建方法，包括：

[0082] a) 从输入投影图像序列中采集分别在患者的感兴趣区域的第一和第二采集时间采集的第一和第二2D X射线投影数据；

[0083] b) 提供：(i) 患者的感兴趣区域中的第一刚性对象的第一3D刚性对象数据或近似值，以及(ii) 患者的感兴趣区域中的第二刚性对象的第二3D刚性对象数据或近似值；

[0084] c) 生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第一2D X射线投影数据的第一配准；

[0085] d) 生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第二2D X射线投影数据的第二配准；

[0086] e) 估计在第一采集时间与第二采集时间之间发生的第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动，并且基于所述第一配准和所述第二配准来提供相对运动矢量场，所述相对运动矢量场定义第二刚性对象相对于第一刚性对象的估计的运动；

[0087] f) 使用所述相对运动矢量场生成经校正的2D X射线投影数据，以校正在所述输入投影图像序列的采集期间第二刚性对象相对于第一刚性对象的运动；并且

[0088] g) 基于经校正的2D X射线投影数据来生成所述输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

[0089] 图4图示了根据第二方面的方法。

[0090] 在步骤a)中，第一和第二2D X射线投影数据任选地由C形臂使用锥形束计算机断层摄影(CBCT)协议来采集。假定从图像采集(例如从归档设施或PACS系统)保留原始的2D X射线投影序列，则所述算法能够被应用于例如先前采集的CBCT数据。任选地，从C形臂采集所述输入投影图像序列，所述C形臂完成围绕感兴趣区域的轨道(任选地为旋转轨道)。应当注意，在第一和第二采集时间处对第一和第二投影图像的采集意指在相对于所述感兴趣区域的不同取向处采集第一和第二投影图像。

[0091] 在步骤b)中，由于对输入投影图像序列执行了初始重建，因此任选地出现了在感兴趣区域中提供第一和第二刚性对象的第一和第二3D刚性对象数据的情况。在某些情况下，尽管在所述输入投影图像序列的所述采集期间的第一和/或第二刚性对象的移动可能引起一些图像伪影和/或模糊，但是其仍然能够在所重建的3D图像中区分第一和第二3D刚性对象数据。可以例如通过分割所重建的3D图像来获得第一3D刚性对象数据和第二3D刚性对象数据。

[0092] 任选地，可以根据所述感兴趣区域的通用模型数据来提供第一和第二3D刚性对象数据。例如，神经颅骨和下颌骨跨大部分群体具有相对可预测的形状，这将近似但是不一定精确地匹配患者中的这些骨骼。然而，可以从解剖学模型数据库中提供第一和第二3D刚性对象数据作为先验初始信息。

[0093] 任选地，可以根据所述输入投影图像序列的重建来提供第一3D刚性对象数据，并且可以从解剖模型数据库中提供第二3D刚性对象数据。这种提供初始信息的复合方案在伪影严重遮盖重建的初始3D图像的下颌区域、但是重建的初始3D图像的神经颅骨区域不存在伪影的情况下可能是有吸引力的。在这种情况下，可以执行分割以识别神经颅骨区域(第一3D刚性对象数据)组合对下颌骨模型(第二3D刚性对象数据)的切割和缝合来生成初始3D模型。

[0094] 已经以上文所论述的方式提供了感兴趣区域的初始3D模型，能够将初始3D模型用作“黄金参考”，并且将通过其的各种角度的投影与输入投影图像序列的图像进行比较。识别第一3D刚性数据和第二3D刚性对象数据的时间上间隔开的投影之间的偏差使得能够估计第二3D刚性对象相对于第一3D刚性对象的相对运动。

[0095] 因此，在步骤c)和d)中，执行这样的配准。任选地，在步骤c)中，提供第一3D刚性对象数据与第一和/或第二2D X射线投影数据的第一配准。任选地，在步骤d)中，提供第二3D刚性对象数据与第一和/或第二2D X射线投影数据的第二配准。

[0096] 图5图示了在步骤c)和d)中发生的配准。提供了初始3D对象数据40的部分，其包括第一3D刚性对象数据42和第二3D刚性对象数据44。另外，提供了来自输入投影图像序列的

第一图像46和第二图像48(任选地由C形臂采集的)。在时间 $t_1$ 采集的第一2D X射线投影数据包括感兴趣区域中的第一刚性对象的第一2D投影42'和第二刚性对象的第一2D投影44'。在时间 $t_{N-n}$ 采集的第二2D X射线投影数据48包括第一刚性对象的第二2D投影42''和第二刚性对象的第二2D投影44''。在图5中,符号R指代在通用坐标系中的两个对象之间的配准,例如笛卡尔坐标系、极坐标系或者许多其他坐标系。

[0097] 在复杂的情况下,在输入投影图像序列的采集期间,第一刚性对象和第二刚性对象将经历相对运动。另外,在输入投影图像序列的采集期间,第一刚性对象和第二刚性对象可能经历共模运动。在神经颅骨和下颌骨的示例中,由患者在他们的脚上的摇摆所引起脊柱的运动、整个头部的位移将对第一和第二刚性对象两者引入这样的共模运动。在存在共模分量的情况下,有必要使用至少四次配准进行识别,并且然后消除在第一刚性对象与第二刚性对象之间的共模运动,以揭示在第一刚性对象与第二刚性对象之间的相对运动。因此,这种复杂的情况在图5中利用四次配准来图示。然而,要强调的是,采集和执行四次配准并不是本发明的定义所必需的,因为如果第一刚性对象和第二刚性对象没有经历共模运动或者经历可忽略不计的共模运动(实际上,如果在图像采集期间患者仍然能够相对站立或躺下,或者例如如果患者躺在检查桌台上),则仅需执行两次配准来确定第二刚性对象随时间相对于第一刚性对象的运动。

[0098] 第一3D刚性对象数据42可以在第一配准 $R_1$ 中与第一刚性对象的第一2D投影42'配准。

[0099] 第二3D刚性对象数据44可以在第二配准 $R_2$ 中与第二刚性对象的第一2D投影44'配准。

[0100] 第二3D刚性对象数据44可以在第三配准 $R_3$ 中与第一刚性对象的第二2D投影44''配准。

[0101] 第一3D刚性对象数据42可以在第四配准 $R_4$ 中与第一刚性对象的第二2D投影42''配准。

[0102] 可以通过识别 $R_4-R_1$ 和 $R_3-R_2$ 的公共分量来给出在捕获时间 $t_1$ 与 $t_2$ 之间的第一刚性对象42的共模运动(在任何合适的坐标系中)。

[0103] 在最简单的情况下,不存在共模运动(换言之,在这两个帧中都假定第一2D投影42'和第二2D投影42''处在相同的位置处),并且仅识别在时间 $t_1$ 与 $t_{N-n}$ 之间的第二3D刚性对象相对于第一3D刚性对象的运动。备选地,一旦已经识别了共模运动的分量,就可以通过相减来去除共模运动。

[0104] 因此,在步骤e)中,通过计算 $R_3-R_2$ (假设第一和第二2D X-射线投影数据之间的相同坐标系)来找到在第一采集时间与第二采集时间之间发生的第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动。

[0105] 通常,第一和第二刚性对象的运动可以在C形臂系统的第一和第二经修改的轨迹中转换。根据两条经修改的轨迹,生成第一运动补偿的3D重建和第二运动补偿的3D重建,其中,第一重建将提供第一对象的伪影减少的重建,并且第二重建将提供第二对象的伪影减少的重建。

[0106] 任选地,在简单的情况下,步骤c)和d)包括:

[0107] c)生成第一3D刚性对象数据与第一2D X射线投影数据的第一配准;

[0108] d) 生成第二3D刚性对象数据与第二2D X射线投影数据的第二配准。

[0109] 图6a) 图示了第一2D X射线投影数据46, 其中, 第二刚性对象(诸如下颌骨)的第一2D投影44'与由箭头50所图示的估计的相对运动场相关联。

[0110] 图6b) 图示了经校正的第一2D X射线投影数据46'的帧, 其中, 在步骤e) 中所计算的相对运动矢量场50被应用于校正第二刚性对象在第一和第二采集时间之间的运动, 以由此生成第二刚性对象的经校正的2D投影44''。

[0111] 在步骤g) 中, 将正向反投影、迭代重建算法或其他3D图像重建算法应用于经校正的2D X射线投影数据。将意识到, 尽管本示例已经根据输入投影图像序列的两个帧解释了该算法, 但是所述算法可以被应用于任意大数量的输入投影图像(2D X射线投影数据)。

[0112] 可以设想到, 患者可能在感兴趣区域中移动少于输入投影图像序列的总采集时间。

[0113] 因此, 可以将滑动窗口应用于输入投影图像序列的连续帧。针对滑动窗口之内的帧, 可以提供第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动的评估, 并且可以针对滑动窗口之内的帧来计算经校正的2D X射线投影数据。以这种方式, 可以补偿第一刚性对象与第二刚性对象之间的相对运动, 但是不需要将所述算法应用于输入投影图像序列的所有帧, 从而节省了计算努力。

[0114] 任选地, 第一和/或第二3D刚性对象数据是从(i) 输入投影图像序列的初始3D重建或者(ii) 患者的感兴趣区域的先验3D成像扫描采集的。

[0115] 任选地, 从解剖模型的数据库中采集第一和/或第二3D刚性对象数据。

[0116] 任选地, 可以在安全的外部服务器上提供解剖模型或者匿名化示例患者模型(例如神经颅骨形状、下颌骨形状等)的数据库。可以从这样的数据库提供第一和/或第二3D刚性对象数据。这意指在所述算法中所使用的初始3D重建更加准确。

[0117] 将意识到, 如果减小了3D刚性对象数据与第一和第二2D X射线投影数据之间的配准的搜索空间, 则可以减小配准过程的计算复杂度。减小搜索空间的有效方式是对第一和第二3D刚性对象的运动进行解剖学限制。作为一个示例, 颚下颌关节将下颌骨相对于神经颅骨的运动限制在3D刚性对象数据的扇区中, 所述扇区由例如垂直50°和水平20°的圆弧来定义。因此, 该扇区是第二刚性对象相对于第一刚性对象的先验运动模型的一个示例。

[0118] 因此, 任选地提供以下步骤:

[0119] b1) 提供第一和/或第二刚性对象的先验运动模型, 其中, 所述先验运动模型定义第一和/或第二刚性对象的可能运动轨迹的总集合的子集; 并且

[0120] e1) 在限制估计中所考虑的第二刚性对象的运动轨迹的可能数量之前, 至少部分地使用所述运动模型来估计第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动。

[0121] 任选地, 先验运动模型是在第一和第二刚性对象之间的柔性接头的模拟。

[0122] 任选地, 先验运动模型是颞下颌关节的模拟。

[0123] 任选地, 通过以下条件来限制第一和/或第二3D刚性对象数据的第一配准和/或第二配准: 第一3D刚性对象数据和第二3D刚性对象数据的经运动补偿的3D重建数据中的3D空间中的重叠是不允许的。

[0124] 在一种任选的配准方案中, 生成第一配准还包括:

[0125] c1) 提供第一3D刚性对象数据的正向投影数据;

[0126] c2) 生成表示所述前向投影数据与所述第一X射线投影数据的相似性的相似性度量;并且

[0127] c3) 使用所述相似性度量将所述第一3D解剖数据中的第一刚性对象与所述第一X射线投影数据配准。

[0128] 相似性度量的示例是在前向投影数据与第一或第二X射线投影数据中的相同对象之间的归一化的2D互相关。可以生成和应用许多其他相似性度量。

[0129] 任选地,估计在第一采集时间与第二采集时间之间发生的第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动还包括:

[0130] e2) 通过比较第二2D X射线投影数据中的第二刚性对象的后续位置与第一2D X射线投影数据中的第二刚性对象的初始位置来识别第二刚性对象的第一刚性运动曲线。

[0131] 任选地,估计第一刚性对象相对于第二刚性对象的运动还包括:

[0132] e3) 在第一和第二刚性对象之间限定第一和/或第二2D X射线投影数据的在空间上的中间部分;

[0133] e4) 通过相较于第一2D X射线投影数据中的第一刚性对象的初始位置来比较第二2D X射线投影数据中的第一刚性对象的后续位置,来识别空间上的中间部分中的第一刚性对象的第二刚性运动曲线;

[0134] e5) 生成作为第一和第二刚性运动曲线的组合的刚性复合运动曲线。

[0135] 任选地,仅基于第二刚性解剖数据的运动矢量场来生成经校正的2D X射线投影数据。

[0136] 任选地,估计第一刚性对象和第二刚性对象相对于成像几何结构的绝对运动,并且提供绝对运动矢量场,所述绝对运动矢量场定义第一和第二刚性对象相对于成像几何结构的估计的运动;并且

[0137] f1) 额外地使用所述绝对运动矢量场并结合所述相对运动矢量场来生成经校正的2D X射线投影数据。

[0138] 任选地,存在以下步骤:

[0139] h) 向用户显示经运动补偿的3D重建数据。

[0140] 任选地,第一刚性解剖数据包括颅骨的初始3D重建或解剖模型,并且其中,第二刚性解剖数据包括颌骨的初始3D重建或解剖模型。

[0141] 对所述步骤的基本解释是:

[0142] 1) 从旋转投影序列中创建或者从模型数据库中读取第一刚性对象(下颌骨)的3D模型的初始重建和第二刚性对象(神经颅骨)的对应模型。也能够将第二刚性对象的初始重建与第一刚性对象的3D模型相组合。在许多情况下,可能有必要使用下颌骨的3D模型,因为由于在第一和第二刚性对象之间的患者引起的相对运动,下颌骨区域的初始构造可能是不足够准确的。

[0143] 2) 使用合适的相似性度量(诸如模型的正向投影和归一化的2D互相关)将第一和第二刚性对象配准到旋转序列的每个个体2D投影。

[0144] 3) 基于第一和第二刚性对象的估计的运动来计算运动矢量场。由此,取决于到对象的3D距离,根据两条刚性对象运动曲线之一来计算局部运动矢量。

[0145] 任选地,可以定义两个专用的3D区域,其中,单独地使用来自两个对象的运动信

息。在第一对象与第二对象之间的中间区域中,可以基于两条刚性运动曲线的组合来计算运动矢量。

[0146] 任选地,第一刚性对象的主要部分的运动可以被转换成C形臂系统的经修改的轨迹,而第二刚性对象的运动仍然是仅有的相对运动矢量场,用于根据任意轨迹进行经运动补偿的重建。在这种情况下,则将不需要对运动矢量场的插值。

[0147] 然后,可以通过使用来自第一运动补偿的3D重建的与第一对象相对应的空间区域,以及使用来自第二运动补偿的3D重建的与第二对象相对应的空间区域,将这两个重建组合为统一的运动补偿的3D重建。任选地,可以基于C形臂系统的中间经修改的轨迹,或者基于中间或内插的运动矢量场,来对中间空间位置进行插值或者从任意数量的另外的运动补偿的重建中提取中间空间位置。

[0148] 4) 基于运动矢量场和/或基于成像系统的经修改的轨迹来计算经运动补偿的3D重建。

[0149] 任选地,在2D/3D配准期间,两个刚性结构可以通过具有与颞下颌关节相似的自由度的柔性关节来连接。这降低了针对2D/3D配准的自由度,并且因此提高了算法的鲁棒性、速度和准确性,而没有限制其一般适用性。

[0150] 任选地,可以针对两个刚性结构的相对运动来实施额外约束。可以限制结构的3D空间中的重叠。

[0151] 任选地,替代基于投影的配准,可以使用两个刚性结构来执行基于图像伪影特征的运动补偿。在这种情况下,通过优化第一和第二刚性对象的刚性运动参数来使图像体积中的图像伪影特征(诸如熵)最小化。

[0152] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于断层摄影图像重建的装置50。所述装置包括:

[0153] 输入单元52;以及

[0154] 处理单元54。

[0155] 所述输入单元被配置为从输入投影图像序列采集分别在第一和第二采集时间采集的对象的兴趣区域的第一和第二2D X射线投影数据,并且所述输入单元被配置为提供:(i)患者的感兴趣区域中的第一刚性对象的第一3D刚性对象数据或近似值,以及(ii)患者的感兴趣区域中的第二刚性对象的第二3D刚性对象数据或近似值。

[0156] 所述处理单元被配置为:生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第一2D X射线投影数据的第一配准,生成第一和/或第二3D刚性对象数据与第二2D X射线投影数据的第二配准,估计在第一和第二采集时间之间发生的第二刚性对象相对于第一刚性对象的相对运动,并且提供相对运动矢量场,所述相对运动矢量场基于第一配准和第二配准定义了第二刚性对象相对于的第一刚性对象的估计的运动,使用所述相对运动矢量场来生成经校正的2D X射线投影数据以校正在所述输入投影图像序列的采集期间第二刚性对象相对于第一刚性对象的运动,并且基于经校正的2D X射线投影数据来生成输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

[0157] 任选地,所述装置包括用于向用户显示经运动补偿的3D重建的输出单元56。例如,输出单元56可以是计算机显示器。当然,所述输出单元可以是被配置为将所述经运动补偿的3D重建传输到另一计算机或显示单元的数据通信单元。任选地,能够将所述经运动补偿

的3D重建安全地传输到手持显示器,或者被提供给诸如PACS服务器的安全数据存储单元。

[0158] 图7图示了根据第一方面以及其任选实施例的装置50。

[0159] 任选地,所述装置被设置为计算机(任选地配置有图形处理单元)、功能特定的硬件,例如在现场可编程门阵列(FPGA)或专用集成电路(ASIC)中进行修改的。备选地,例如,所述装置能够被提供在PACS系统中的集中式服务器上。输入单元52被配置为接收输入投影图像序列以及第一和第二3D刚性对象数据。然而,本领域技术人员将意识到,各种各样的设备能够用于接收这样的数据。例如,所述输入单元能够包括与X射线断层摄影或C形臂采集系统的连接。任选地,所述输入单元可以包括调制解调器、LAN或WAN连接或者另一数据通信单元。任选地,装置50可以包括输出单元56。所述输出单元可以例如是图形显示卡,以使得能够在计算机监视器上显示经运动补偿的3D重建数据。任选地,所述输出单元可以例如包括数据通信单元,所述数据通信单元使得经运动补偿的3D重建数据能够通过安全的LAN、WAN进行通信,或者被写入到CD-ROM、DVD-ROM、USB驱动器、便携式硬盘驱动器、便携式磁带驱动器或者类似产品。

[0160] 任选地,所述装置可以至少包括在“发明内容”部分中所讨论的第一方面的实施例。

[0161] 根据第三方面,提供了一种X射线成像系统10。所述系统包括:

[0162] X射线源12c;

[0163] X射线探测器12d;以及

[0164] 根据第一方面的所有实施例的用于断层摄影X射线图像重建的装置18。

[0165] X射线源12c被配置为利用来自第一多个采集角度的X射线辐射顺序地辐照感兴趣区域16。

[0166] X射线探测器12d被配置为从第二多个采集角度接收已经由感兴趣区域16传播的X射线辐射,以形成包括分别在患者的第一和第二采集时间采集的第一和第二2D X射线投影数据的输入投影图像序列。

[0167] 用于断层摄影X射线图像重建18的所述装置被配置为从X射线探测器12d接收第一和第二2D X射线投影数据,并且基于经校正的2D X射线投影数据来生成所述输入投影图像序列的经运动补偿的3D重建数据。

[0168] 根据第四方面,提供了一种用于控制第一和/或第三方面的处理单元和/或系统的计算机程序单元,当该计算机程序单元由处理器和/或系统运行时,所述计算机程序单元适于执行第二方面的方法。

[0169] 根据第五方面,提供了一种存储有第四方面的计算机程序单元的计算机可读介质。

[0170] 因此,计算机程序单元可以被存储在计算机单元上,这也可以是本发明的实施例。该计算单元可以适于执行或引起上文所描述的方法的步骤的执行。

[0171] 此外,其可以适于操作上文所描述的装置的部件。

[0172] 所述计算单元能够适于自动地操作和/或执行用户的命令。计算机程序可以被加载到数据处理器的工作存储器中。所述数据处理器因此可以被装备为执行本发明的方法。

[0173] 本发明的该示例性实施例既涵盖从一开始就安装了本发明的计算机程序,又涵盖了借助于更新将现有程序转变为使用本发明的程序的计算机程序。计算机程序可以被存储

和/或分布在合适的介质上,诸如光学存储介质,或者与其他硬件一起提供或者作为其他硬件的部分而提供的固态介质,但是也可以以其他形式分布,诸如经由互联网或者其他有线或无线电信系统。

[0174] 然而,所述计算机程序也可以通过类似万维网的网络来提供,并且能够从这样的网络下载到数据处理器的工作存储器中。根据本发明的另外的示例性实施例,提供了一种用于使计算机程序单元可供下载的介质,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。

[0175] 应当注意,参考不同主题描述了本发明的实施例。具体地,参考方法类型的权利要求描述了一些实施例,而参考设备类型的权利要求描述了其他实施例。然而,本领域技术人员将从以上以及以下描述中得出,除非另行指出,否则除了属于一种类型的主题的特征的任何组合之外,与不同主题有关的特征之间的其他组合被认为与本申请一起公开。

[0176] 能够组合所有功能以提供协同效果,而不仅仅是这些功能的简单加和。

[0177] 尽管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被认为是说明性或示例性的,而非限制性的。本发明并不限于所公开的实施例。

[0178] 通过研究附图、公开内容和所附的权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时能够理解并且实现所公开的实施例的其他变型。

[0179] 在权利要求中,单词“包括”不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中记载某些措施的事实并不指示不能够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当被解释为限制范围。

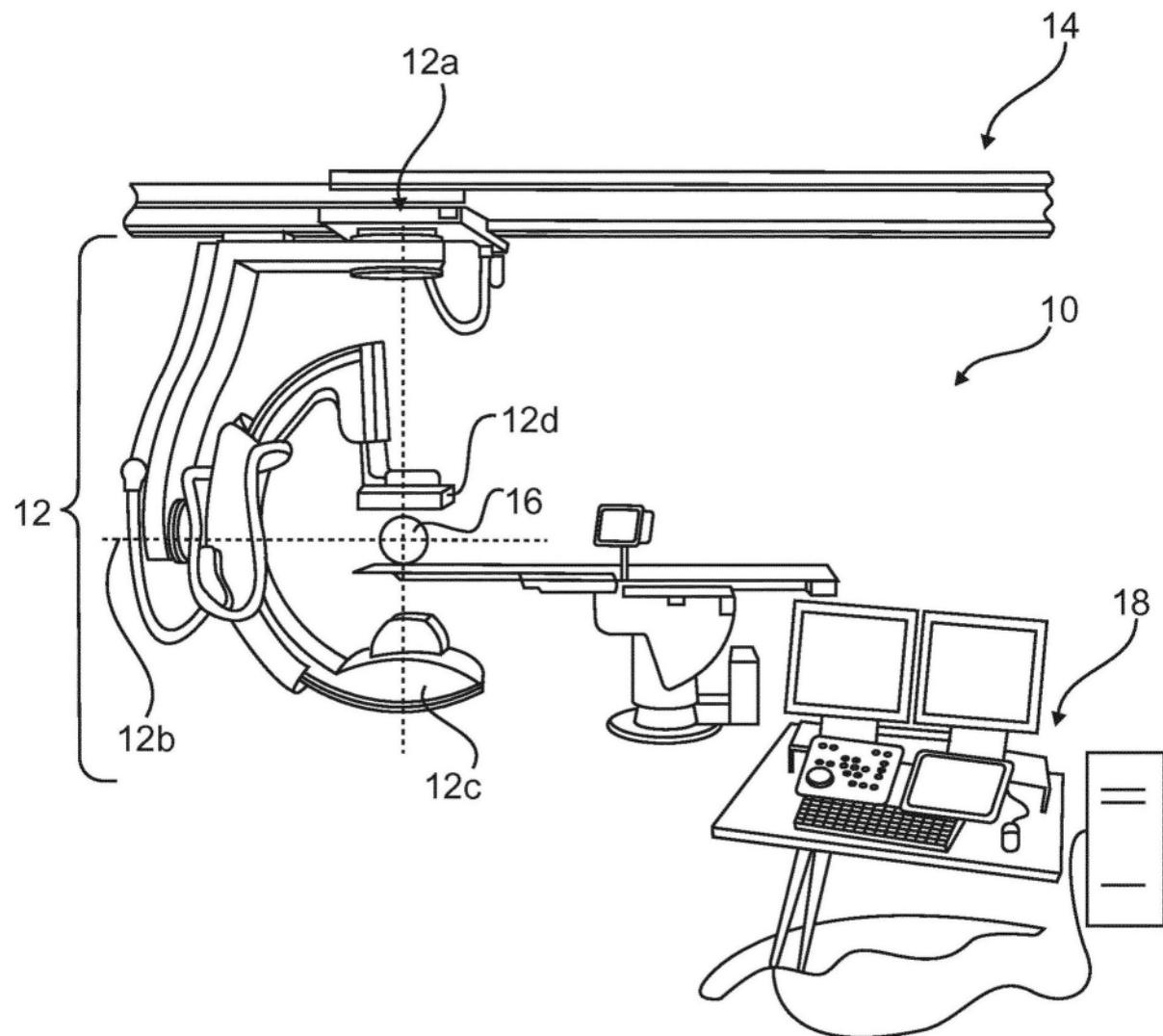


图1

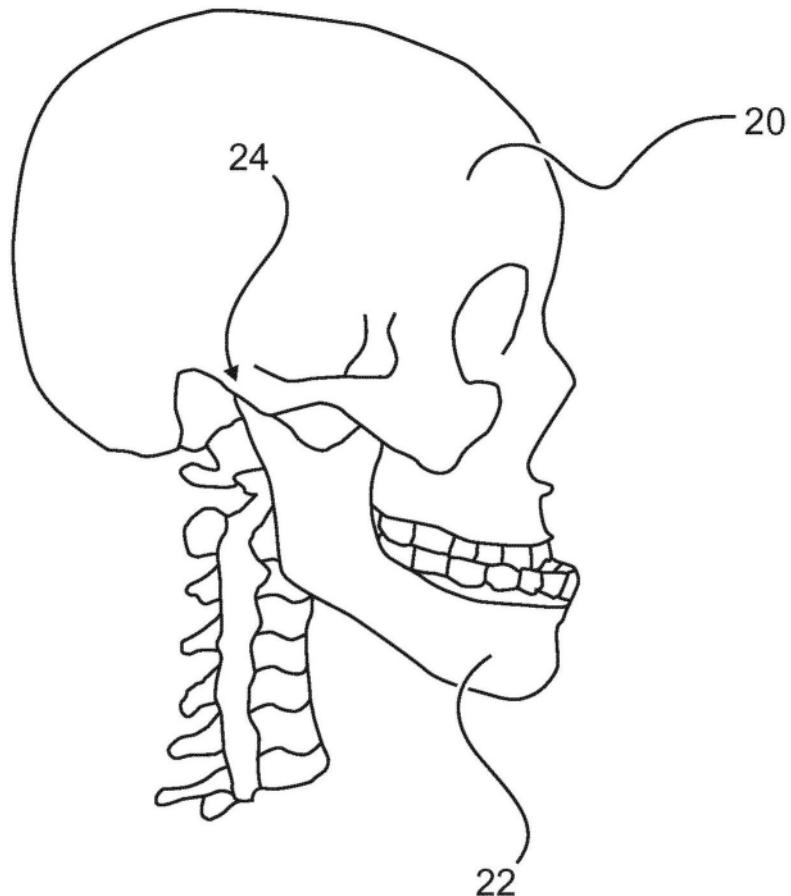
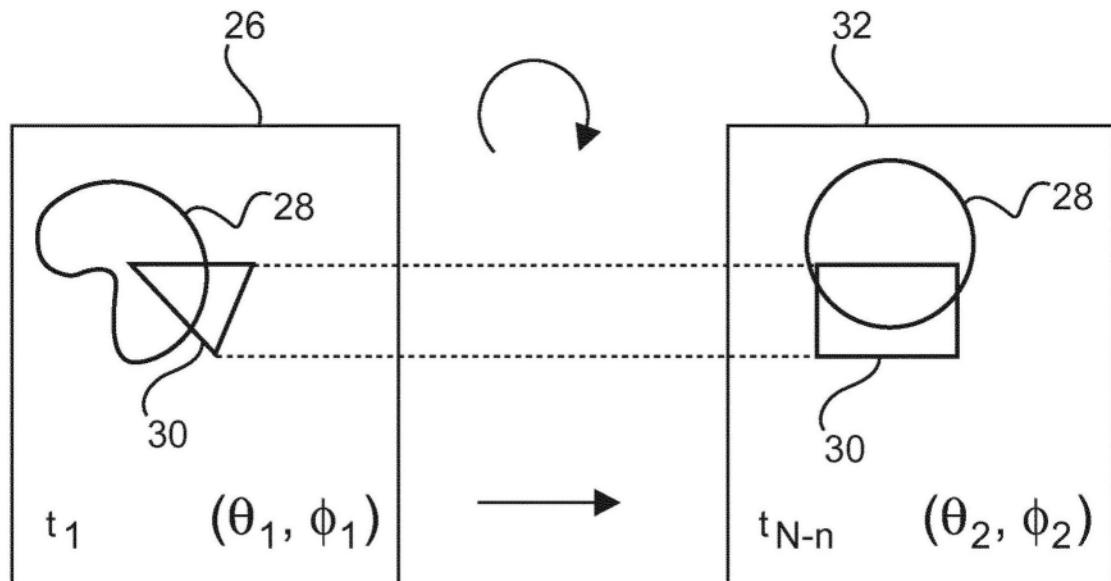
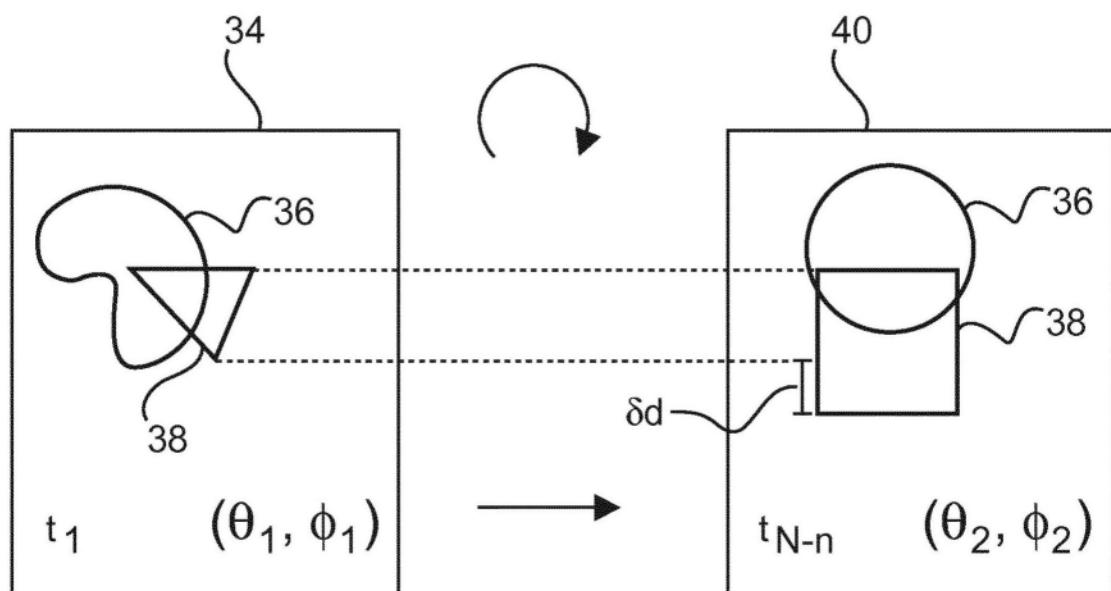


图2



a)



b)

图3

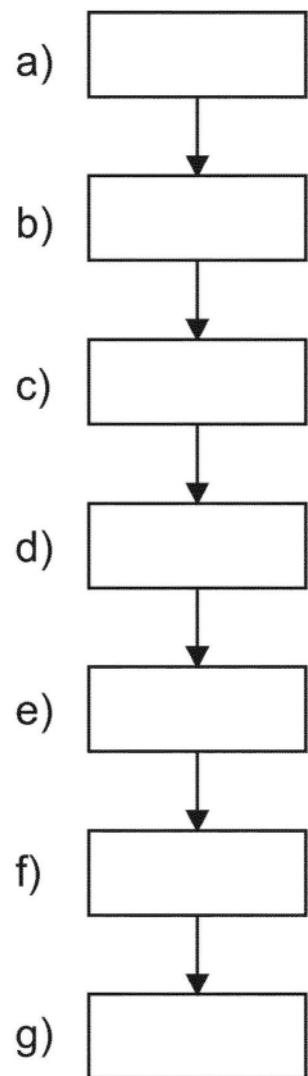


图4

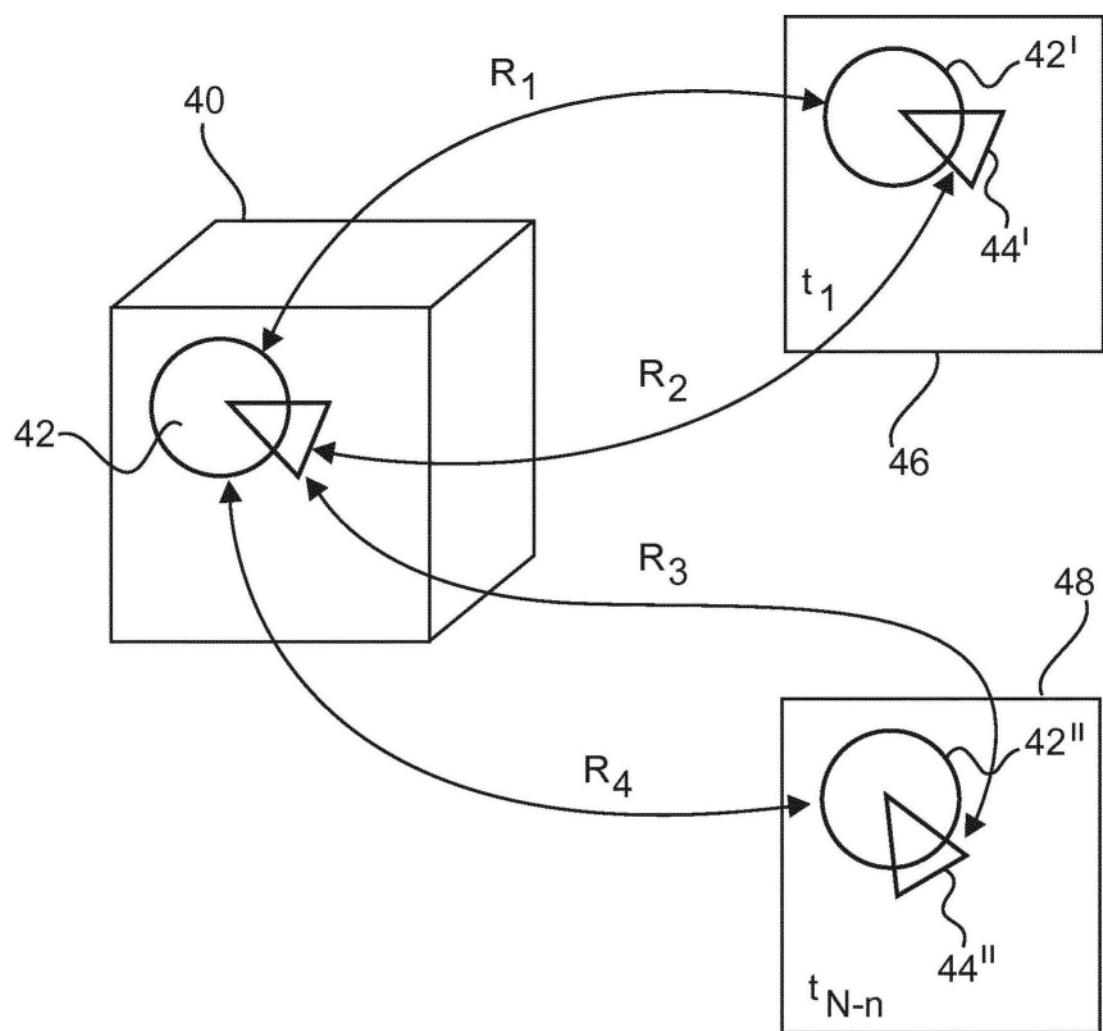


图5

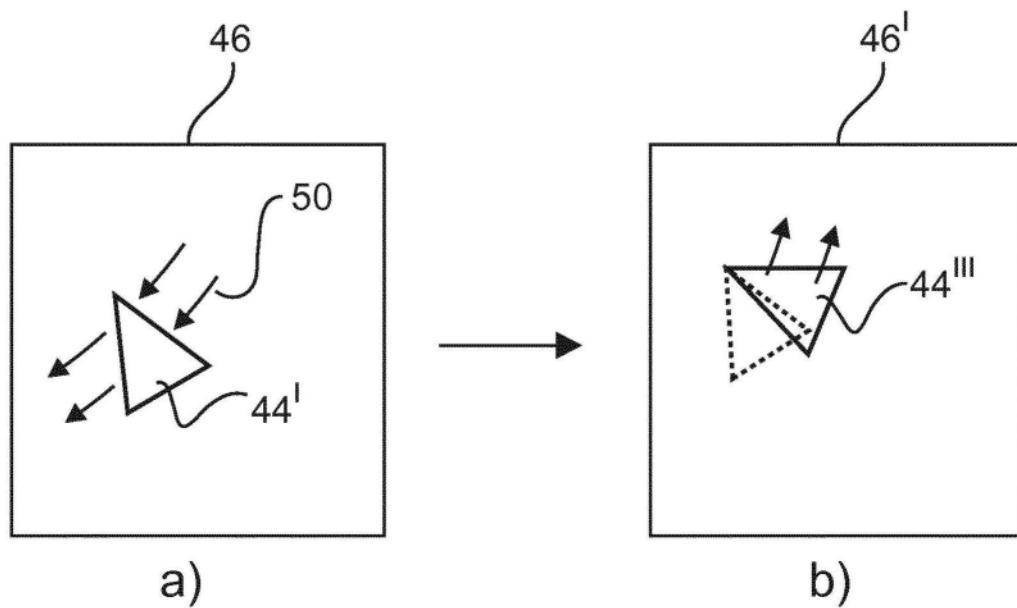


图6

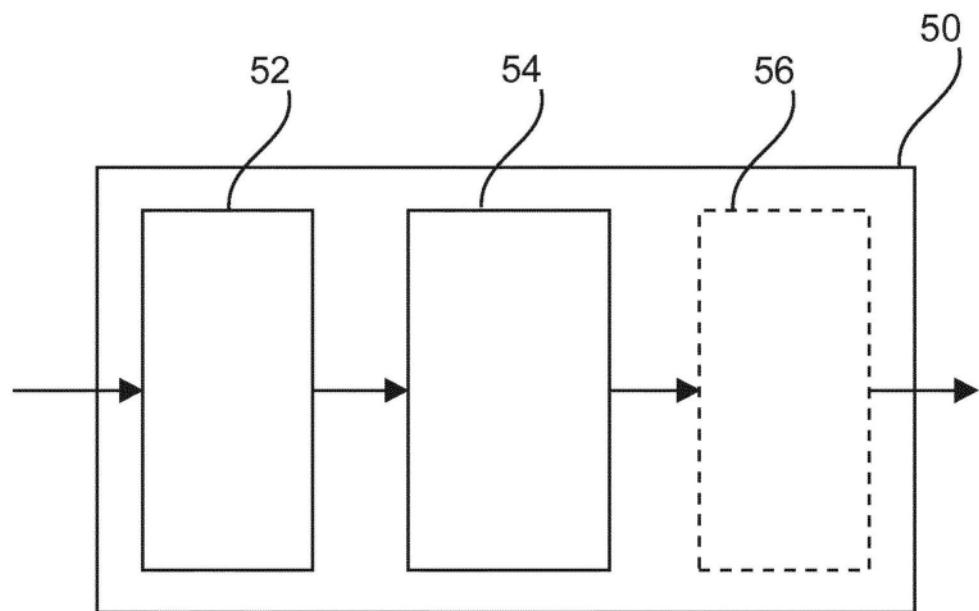


图7