



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112771579 A

(43) 申请公布日 2021.05.07

(21) 申请号 201980062584.6

(22) 申请日 2019.08.20

(30) 优先权数据

18191715.4 2018.08.30 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.03.24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/072192 2019.08.20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/043536 EN 2020.03.05

(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 D·舍费尔 C·哈泽 M·格拉斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖

(51) Int.Cl.

G06T 11/00 (2006.01)

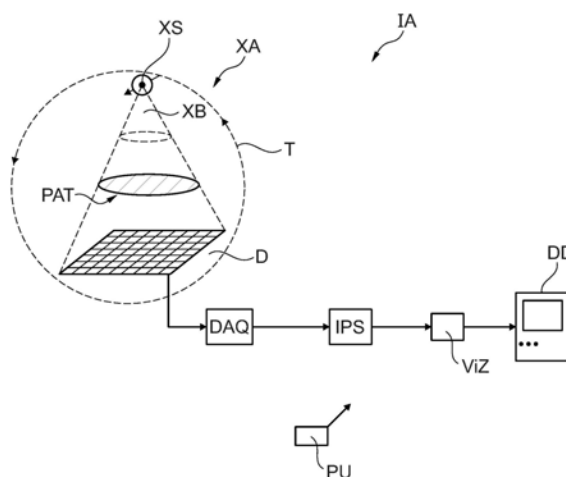
权利要求书2页 说明书15页 附图4页

(54) 发明名称

基于数据一致性的锥形束计算机断层摄影中的高效运动补偿

(57) 摘要

一种图像处理系统 (IPS), 包括输入接口 (IN), 所述输入接口 (IN) 用于接收来自自由成像装置 (XA) 沿着不同方向采集的可移动对象 (PAT) 的多幅投影图像中的投影图像, 所述投影图像被定义在由探测器 (D) 的辐射敏感表面跨越的投影域中。所述系统包括运动检查器 (MC), 所述运动检查器 (MC) 被配置为在所述投影域中操作以判断所述投影图像是否在采集期间被所述对象的运动破坏。



1. 一种图像处理系统 (IPS), 包括:

输入接口 (IN), 其用于接收来自自由成像装置 (XA) 沿着不同方向采集的可移动对象 (PAT) 的多幅投影图像中的投影图像, 所述投影图像被定义在由探测器 (D) 的辐射敏感表面跨越的投影域中;

运动检查器 (MC), 其被配置为在所述投影域中操作以判断所述投影图像是否在采集期间被所述对象的运动破坏; 以及

重建器 (RECON), 其被配置为基于所述运动检查器 (MC) 的判断重建包括所述对象 (PAT) 的横截面信息的图像。

2. 根据权利要求1所述的图像处理系统, 其中, 所述重建器 (RECON) 被配置为根据所述多幅投影图像重建包括所述对象 (PAT) 的所述横截面信息的所述图像, 其中, 在且仅在所述运动检查器判断存在运动破坏的情况下, 所述投影图像被所述重建器 (RECON) 忽略。

3. 根据权利要求1所述的图像处理系统, 包括运动估计器 (ME), 所述运动估计器被配置为在且仅在所述运动检查器判断存在运动破坏的情况下计算针对所述运动的估计。

4. 根据权利要求3所述的图像处理系统, 运动补偿器 (MC) 被配置为基于运动估计来补偿所述运动以获得运动补偿的投影图像。

5. 根据权利要求4所述的图像处理系统, 所述重建器 (RECON) 被配置为至少根据所述运动补偿的投影图像重建所述图像。

6. 根据之前权利要求中任一项所述的图像处理系统, 其中, 所述运动检查器 (MCH) 基于至少两幅投影图像计算与所述成像装置的成像几何配置有关的一致性评分, 所述运动检查器的所述判断基于所述评分。

7. 根据之前权利要求中任一项所述的图像处理系统, 包括可视化器 (VIZ), 所述可视化器被配置为在显示设备 (DD) 上将评分值可视化。

8. 根据之前权利要求中任一项所述的图像处理系统, 其中, 所述对象能够呈现不同的物理状态并且在所述物理状态之间转变。

9. 根据权利要求8所述的图像处理系统, 其中, 所述运动检查器 (MCH) 被配置为在所述投影图像在所述转变期间被采集的情况下判断存在运动破坏。

10. 根据权利要求8所述的图像处理系统, 其中, 所述运动补偿器 (MC) 被配置为应用修正动作以实现补偿, 其中, 所述运动补偿器 (MC) 被配置为将相同的修正动作应用于所述投影图像或当所述对象处于所述物理状态中的任何一个时采集的其他一幅或多幅投影图像。

11. 根据之前权利要求中任一项所述的图像处理系统, 其中, 所述成像装置是锥形束计算机断层摄影类型。

12. 一种图像处理的方法, 包括以下步骤:

接收 (S510) 来自自由成像装置 (XA) 沿着不同方向采集的可移动对象 (PAT) 的多幅投影图像中的投影图像, 所述投影图像被定义在由探测器 (D) 的辐射敏感表面跨越的投影域中;

基于所述投影域中的操作判断 (S520) 所述投影图像是否在采集期间被所述对象的运动破坏, 并且

基于按照判断步骤S520做出的判断, 重建 (S550) 包括所述对象 (PAT) 的横截面信息的图像。

13. 一种图像处理布置 (IA), 包括成像装置 (XA) 和根据之前权利要求1-11中任一项所

述的系统 (IPS)。

14. 一种计算机程序单元, 当由至少一个处理单元 (PU) 执行时, 所述计算机程序单元适于令所述处理单元 (PU) 执行根据权利要求12所述的方法。

15. 一种计算机可读介质, 其上存储有根据权利要求14所述的程序单元。

基于数据一致性的锥形束计算机断层摄影中的高效运动补偿

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理系统、图像处理的方法、成像布置、计算机程序单元和计算机可读介质。

背景技术

[0002] 在锥形束CT(计算机断层摄影)扫描期间检测患者运动的方法现今主要是基于外部传感器。在基于光学摄像机的系统中使用的技术包括(但不限于)被附接到患者皮肤的被动和主动标记。

[0003] 患者运动特别地干扰锥形束CT成像,因为扫描速度与扇形束CT系统相比仍然是慢的。初始重建到被测量数据的刚性3D/2D配准是针对每幅投影图像估计刚性运动的数据驱动方法。这种数据驱动方式花费大量时间,因为需要3D前向投影并且该操作在计算上是昂贵的。例如参见A.Sisniega等人的“Motion compensation in extremity cone-beam CT using a penalized image sharpness criterion”(Phys.Med.Biol.,Vol.62, 2017.pp.3712)。

发明内容

[0004] 因此存在对于更具响应性的CT成像的需要。

[0005] 本发明的目的通过独立权利要求的主题得以解决,其中,其他实施例被并入从属权利要求。应当注意,本发明的以下描述的方面同样适于图像处理系统、成像布置、计算机程序单元和计算机可读介质。

[0006] 根据本发明的第一方面,提供了一种图像处理系统,包括:

[0007] 输入接口,其用于接收来自成像装置沿着不同方向采集的可移动对象的多幅投影图像中的投影图像;以及

[0008] 运动检查器,其判断所述投影图像是否在采集期间被所述对象的运动破坏;以及

[0009] 重建器,其被配置为基于所述运动检查器的判断重建包括所述对象的横截面信息的图像。

[0010] 在实施例中,运动检查器被配置为优选地专门在定义投影图像的投影域中操作。投影域由探测器的辐射敏感表面跨越。投影域优选是2D。这允许快速地产生判断,因为可以不需要3D的复杂计算。运动检查器的操作可以包含计算度量或评分(即数值),并且该度量然后可以与一个或多个阈值进行比较以得出判断。尽管优选的是使系统包括重建器,但这不是必要的,并且设想了在不一定存在重建的情况下(诸如出于教学目的或当分析患者的运动行为时)考虑运动检查器的输出的备选方案。

[0011] 在实施例中,度量被配置为测量数据一致性。在实施例中,利用源于潜在成像几何假设的数据冗余。构建对违反所述数据冗余敏感的数值度量,并且这样的违反被认为已经由患者运动引起。

[0012] 在一个实施例中,所述重建器根据所述多幅投影图像重建包括所述对象的所述横

截面信息的所述图像 (诸如3D体积), 但是其中, 在且仅在所述运动检查器判断存在运动破坏的情况下, 所述投影图像被所述重建器忽略。

[0013] 在一个实施例中, 所述系统包括运动估计器, 所述运动估计器被配置为在且仅在所述运动检查器判断存在运动破坏的情况下计算针对所述运动的估计。

[0014] 在一个实施例中, 系统包括运动补偿器, 所述运动补偿器被配置为基于所述运动估计来补偿所述运动以获得运动补偿的投影图像。运动补偿的图像的形成可以包括改变图像信息 (如以像素方式编码), 而且可以替代地包括仅改变被分配给投影图像的成像几何配置。在其他实施例中, 可以改变成像几何配置和像素两者。

[0015] 在优选实施例中, 运动检查器的计算工作量少于运动估计器和运动补偿器的计算工作量。这允许进一步减少计算时间, 因为运动估计和补偿仅关于运动破坏的投影图像被执行。优选地, 系统是模块化的, 并且运动检查器被布置为与运动估计器和/或与运动补偿器不同的处理级。优选地, 运动估计和运动补偿也被布置为不同的级, 使得它们能够被采用。

[0016] 在这些实施例中, 所述重建器至少根据所述运动补偿的投影图像重建所述图像。所述图像可以是3D体积。

[0017] 在一个实施例中, 所述运动检查器基于至少两幅投影图像计算与所述成像装置的成像几何配置有关的一致性评分, 所述运动检查器的所述判断基于所述评分。

[0018] 在一个实施例中, 所述系统包括可视化器, 所述可视化器被配置为在显示设备上将评分值可视化。

[0019] 在一个实施例中, 所述对象能够呈现不同的物理状态并且在所述物理状态之间转变。

[0020] 在一个实施例中, 所述运动检查器被配置为如果所述投影图像在所述转变期间被采集则判断存在运动破坏。

[0021] 在一个实施例中, 所述运动补偿器被配置为应用修正动作以实现所述补偿, 其中, 所述运动补偿器被配置为将相同的修正动作应用于所述投影图像或当所述对象处于所述物理状态中的任何一个时采集的另一幅或多幅投影图像。这允许节省甚至更多的计算时间, 因为运动估计可以不必针对投影图像重新个体地进行, 而是能够被再使用。

[0022] 根据又一方面, 提供了一种图像处理的方法, 包括以下步骤

[0023] 接收来自成像装置沿着不同方向采集的可移动对象的多幅投影图像中的投影图像;

[0024] 判断所述投影图像是否在采集期间被所述对象的运动破坏, 以及

[0025] 基于按照判断步骤做出的判断, 重建包括所述对象的横截面信息的图像。

[0026] 所述投影图像被定义在由所述探测器的辐射敏感表面跨越的投影域中, 并且在实施例中, 判断所述投影图像是否是运动破坏的步骤是基于在所述投影域中执行的一个或多个操作。再次, 如在上面针对所述系统提到的, 在实施例中, 所述重建步骤可以被省略。

[0027] 根据又一方面, 提供一种图像处理布置, 包括成像装置和根据上面提到的实施例中的任何一个的系统。

[0028] 根据又一方面, 提供了一种计算机程序单元, 当被至少一个处理单元执行时, 所述计算机程序单元适于令所述处理单元执行所述方法。

- [0029] 根据又一方面,提供了一种计算机可读介质,其上存储有所述程序单元。
- [0030] 由于运动修正限制于运动破坏的投影,改善了运动修正的总体鲁棒性。另外,避免了像由于运动修正的等中心或取向改变的影响。
- [0031] 在实施例中,提出了通过仅针对实际上受运动影响的视图执行前向投影和3D/2D配准来执行第二遍运动补偿的重建的高效方式。

附图说明

- [0032] 本发明的示范性实施例现在将会参考以下附图进行描述,其中:
- [0033] 图1示出了成像布置的示意性方框图;
- [0034] 图2示出了锥形束的示范性成像几何配置;
- [0035] 图3示出了图像处理系统的示意性方框图;
- [0036] 图4示出了用于建立运动破坏的评分值的曲线;以及
- [0037] 图5示出了图像处理方法的流程图。

具体实施方式

- [0038] 参考图1,示出了成像布置IA的示意性方框图。
- [0039] 成像布置IA特别地包括X射线成像装置XA (“成像器”) (优选地锥形束类型CT (计算机断层摄影) 扫描器) 和成像处理系统IPS。成像装置可以被布置为以移动或固定单元方式被布置为C或U型臂扫描器,或可以被布置在环形机架中。
- [0040] 成像处理系统IPS被配置为处理由X射线成像器XA在图像采集期间采集的投影影像 π 。图像处理系统IPS可以被布置为处理单元PU (诸如通用计算机) 上的硬件电路和/或软件部件。图像处理系统可以被实施在通常与一个或多个X射线成像器XA相关联的工作站上。在实施例中,还设想了基于云的架构,其中,图像处理系统IPS服务于一个或多个成像器XA。图像处理器可以被至少部分地实施为专用硬件部件,诸如集成电路、FPGA、ASIC。IPS可以被 (完全) 集成到X射线成像器XA内。投影影像 π 从X射线成像器XA到图像处理器IPS的通信可以通过有线或无线通信网络。
- [0041] 当成像器XA在使用中时,患者PAT的感兴趣区域 (ROI) 被定位在成像器XA的X射线源XS与X辐射敏感探测器D之间的检查区域中。在图像采集期间,X射线源XS在运动中以描绘出围绕感兴趣区域的轨道或轨迹T。在实施例中,同时,探测器D与X射线源XS一致地描绘出所述轨迹以便在X射线源围绕感兴趣区域的运动期间保持在X射线源XS对面。优选地,但非必要地,轨迹是平面圆或椭圆的至少一部分。轨迹不一定是闭合形式。
- [0042] 或者,本文中设想了更高级一代的成像器XA,其中,探测器D实际上被布置为患者PAT位于其中的管或环并且只是X射线源在所述管或环中描绘出轨迹T。在X射线源XS沿着轨迹T的运动期间,X射线束由X射线源XS生成,以便至少辐照感兴趣区域。感兴趣区域可以是患者PAT的任何解剖部分,诸如头部、心脏、胸部、腿部、膝关节或其他。
- [0043] 由于如本文中优选地设想的锥形束布置,波束XB的空间形状是如通过图1中的虚线椭圆指示的空间锥形。锥形可以具有圆形或椭圆形横截面。锥形束类型与波束具有发散平面扇形的形状或使用平行波束几何配置的其他类型的CT成像装置相反。在两种这些其他类型中,波束实质上是2D结构,而在锥形束中,它是3D。

[0044] X射线束XB与患者PAT组织相互作用。因此,波束XB特别地由于吸收、相移/偏转和散射的类型而经历衰减。由于这种相互作用,X射线束XB被修改,并且在远侧(相对于X射线源的位置)处从患者离开以然后冲击探测器D的探测器敏感表面。探测器表面是2D结构。

[0045] 以行和列布局的方式或以另外的方式布置的探测器像素形成探测器表面,并且探测修改的辐射。通过探测器像素的探测操作包括将修改的辐射转变成电信号。电信号被数据采集单元DAQ转换成形成数字投影图像的实例的数值(“投影图像值”或“p-值”)的集合。当源XS以合适的增量沿着轨迹T移动以相对于患者PAT呈现不同的空间位置,针对每个这样的位置,通过探测器探测不同的投影图像(或帧)。以这种方式,然后在(投影)图像采集结束的时候获得(轨迹T上的每个位置中的一个或多个的)投影图像的集合。

[0046] 由于如本文中主要(但非排他地)设想的锥形束几何配置,每幅投影图像是p-值的二维阵列,优选地以矩阵(u,v)的方式布置和存储。

[0047] X射线源XS围绕患者描绘出整个弧线(例如圆)是可能的,但不是必要的。180°或更小的对向弧通常是足够的。

[0048] 投影图像的集合可以被发送到图像处理系统IPS。投影图像可以在图像采集期间与它们被采集一样以单个图像方式被发送,或它们可以每次以不同集合、整体被如此发送。备选地,所有投影图像在图像采集结束的时候被一起发送。

[0049] 图像处理系统具体地包括重建器RECON。重建器RECON是运行针对锥形束类型成像适当调整的重建算法的软件或硬件部件。宽泛地,重建器处理投影影像,并且产生由具体表示患者PAT的身体内部的内部结构(器官、组织界面、病灶等)的点的图像值(被称为体素V_x)组成的3D图像体积。

[0050] 通过该体积V的某些视图、绘制或横截面然后可以由合适的重新格式化器或绘制器产生,并且然后可以被传到可视化器VIZ。可视化器VIZ将图像值映射到灰度或彩色值。可视化器VIZ与图形电路交互以控制显示设备DD。3D体积的被请求横截面图像或绘制等的视觉表示然后可以被显示在显示设备DD上,以在诊断或导航、介入规划或其他任务中帮助用户(例如,放射科医师)。

[0051] 现在更详细地转向重建器RECON部件,该部件实施从投影影像到3D方式的图像体积的映射。如能够从上面看出的,投影影像由形成探测器D的辐射敏感表面的像素定义。该表面通常是平面,但是在所有实施例中不一定如此,因为本文中还想设想了弯曲探测器。定义投影影像的这种探测器表面被称为投影域。区别于此或除此之外,还存在由检查区域的3D中的网格点形成的第二域,X射线源和优选地探测器在描绘出轨迹时围绕检查区域旋转。重建的图像(即包括ROI的横截面图像的3D体积)由被重建器RECON作为重建的结果分配给网格点的体素值定义。重建操作因此获取投影影像 π 作为输入,并且计算图像值并将图像值分配给3D方式的体素位置。体素位置处的被如此计算的图像值一起形成重建的3D体积V。锥形束不同于扇形束或平行几何成像。在传统的波束几何配置中,X射线源需要沿着患者的纵轴前进以采集多个横截面图像,所述多个横截面图像然后一起堆叠成图像体积。在锥形束CT中,成像是真实或固有3D的,并不存在对重建个体横截面图像并将这些堆叠起来的需要。在锥形束CT中,一旦整个3D体积被重建,横截面图像就可以通过相对直接的操作(诸如重新格式化或其他)来计算。

[0052] 对于通过扇形束或在平行几何配置扫描器中采集的投影影像,传统的滤波反向投

影 (FBP) 算法能够用来执行重建。由于发散波束几何配置, 锥形束几何通常不是这样的情况。在过去已经开发了专门的锥形束重建算法, 诸如 L.A. Feldkamp 等人的 “Practical cone-beam algorithm” (J. Opt. Soc. Am. A/Vol 1, No 6, June 1984) 的锥形束重建算法或其他。应理解尽管扇形束几何配置也是发散的, 但是这种发散受限于平面, 而存在多个发散平面的锥形束不是这样的情况。

[0053] 扇形束或平行几何配置波束的更简单波束结构允许在导出相应的重建算法时作出某些简化假设。这些算法 (诸如 FBP) 通过傅里叶和拉东变换的理论运算来实现。在锥形束情况下不再能够作出这些简化假设。然而, 已经观察到并报告了 (要在下面更详细地解释的) 某些变换 G 能够被应用于投影数据以便至少近似地将锥形束情况变换为扇形束或平行几何配置实例的情况。Bruce Smith 已经关于此进行著述, 参见例如 “Cone-beam tomography: recent advances and a tutorial review”, (OPTICAL ENGINEERING, vol 29 (5), pp 524-534)。

[0054] 重建的影像 $V(\pi)$ 的大部分准确性依赖于与潜在成像几何配置有关的某些模型假设。在图2中示意性地示出了一种潜在成像几何配置以便更好地解释这些假设。图2具体地示出了X射线源的平面轨迹 T 位于的平面 $\Pi(T)$ 。在实施例, 该轨迹 T 是圆、椭圆或其他闭合曲线的一部分。在实施例, 也可以设想非平面 T 。尽管 T 的曲线本身可以是闭合的, 但是轨迹 T 本身通常不是闭合的, 而是仅形成曲线的一部分, 诸如圆弧等。

[0055] 垂直于轨迹 $\Pi(T)$ 的平面的是探测器 D 的平面 $\Pi(D)$ 。两个平面的相交定义了3D坐标系 (U, V, W) 的一个维度。另一维度 W 可以垂直于平面 $\Pi(D)$ 。探测器平面中的点因此可以通过局部坐标 (u, v) 来描述。坐标系的原点 “0” 可以被定义在 U 和 V 与第三维度 w 的交点处, 第三维度 w 在轨迹的平面 $\Pi(T)$ 中垂直延伸并且朝向X射线源 XS 的位置延伸。

[0056] 整个坐标系经受随着X射线源 XS 移动 (例如, 旋转), 如通过周围虚线圆上的箭头示出的。具体地, 图2示出了针对X射线源 XS 在轨迹 T 上的给定位置的配置。平面 $\Pi(D)$ 表示经过感兴趣区域并与感兴趣区域相交的中心平面。应理解, 由于波束的锥形束结构, 存在多个这样的平面。这些平面平行于中心平面 $\Pi(D)$, 并且相对于中心平面在方向 $-v$ 和 $+v$ 上移位。

[0057] 示范性体素点 V_x 被示为位于3D空间中的网格点上。在该范例情况下, 为了更好的图示, 体素 V_x 在平面 $\Pi(T)$ 之外。几何射线定义了沿着射线的体素 V_x (仅示出了一个) 的图像点 $P(V_x)$, 并且由探测器 D 针对X射线源 XS 的某一位置 α_x 进行记录。源 XS 的位置可以通过向量 α 被参数化, 通过位置参数 λ 被参数化。参数可以是角度。图像点 $P(V_x)$ 在探测器表面 $\Pi(D)$ 上的位置 (u, v) 是所述几何射线与探测器表面 $\Pi(D)$ 的交点。图像点 $P(V_x)$ 的图像值是位于所述几何射线上的所有体素 (包括 V_x) 的线积分。几何射线标记X射线束的一部分沿着其行进的路径。所有体素 V_x 的所有几何射线 (仅示出了一个) 一起形成空间锥形。图2中的配置定义了成像几何配置。如图2中示出的成像几何配置定义了探测器与X射线源之间的空间关系和其与被成像对象 (在这种情况下, 患者的解剖结构或感兴趣区域) 的空间关系。

[0058] 基于潜在几何配置的这种建模假设例如会需要从轨迹 T 上的预定源 XS 位置采集每个投影图像 π 。因此投影图像 π 与源 XS 的位置参数 λ 之间存在关联性。此外, 轨迹 T 被假设为具有被假设为遍及图像采集固定的预定形状。在图2中的示范性实施例的情况下, T 的形状可以被假设为是圆形的或至少是圆弧。假设预定轨迹可以隐含源与患者 PAT 之间或至少源 XS 与感兴趣区域 ROI 之间的空间关系。

[0059] 遗憾的是,这些模型假设有时由于可以包括患者运动的外部因素而被干扰。例如,在脑扫描期间,患者会需要清清喉咙。这引起可能在当X射线源XS在预定轨迹T上描绘出其路径时的图像采集期间发生的头部运动。当运动发生时,潜在几何假设可能不再适用,或可能遍及整个采集不是有效的,并且如果不被考虑,则会引入成像伪影。例如,如果存在感兴趣区域的运动,那么存在相对轨迹T不再是圆形而是具有更复杂的虚拟形状的体素位置。潜在建模假设因此失败,并且重建算法可能至少局部地引入损害图像质量(“IQ”)的伪影。

[0060] 为了减轻这种情况,提出的成像系统IPS包括允许补偿或抵消可能在图像采集期间引起的运动破坏的运动合成功能。

[0061] 然而,不像现有的运动补偿方案,提出的成像是选择性的。换言之,并且如申请人发现的,在图像采集期间,情况可能不是所有投影图像都被运动破坏。不是所有投影图像都因此会需要被运动补偿。例如,在提到的脑成像实例中,干扰遍及图像采集在短时间内发生。由咳嗽发作引起的头部运动例如是为暂时隔离的“异常”并且在非常短的时间跨度内引起突然的运动峰值的某事。申请人因此提出了仅针对实际上受运动破坏影响的那些投影图像实施运动补偿的靶向或选择性运动补偿。未受运动影响的其余投影影像因此可以被保留,或至少运动补偿(如果有的话)可以针对所有投影图像的集合的一些帧被简化。这种选择性方式允许节省计算时间,并且使重建更有响应性。

[0062] 在更详细地解释图像处理系统IPS的操作之前,以下观察可以是有用的。根据图2中的成像几何配置的以上讨论,将会变得显而易见的是投影图像包括以下信息分量:它包括如由探测器像素记录的行和列(u, v)中的图像值 $P(V_x)$,而且它还包括潜在成像几何配置中的每个图像点 $P(V_x)$ 的预期空间位置 λ ,具体地其与源XS和/或相关联的沿着从源通过ROI到图像点 $P(V_x)$ 的射线的体素位置 V_x 的关系。另外的几何信息可以包括但不限于以下中的任何一个:探测器位置、探测器取向、患者台的位置或等中心位置。投影图像因此可以被表示为 $\pi = (u, v, \lambda)$,其中(u, v)是图像像素,并且 λ 是描述成像几何配置的3D空间坐标。成像几何配置具体地描述在采集时间源XS在3D空间中的位置。在给定时刻在某一源位置 α_x 处采集的任何一幅投影图像因此是包括图像信息(u, v)和其成像几何配置的空间坐标(在本文中被称作 λ)的多分量结构。“ λ ”现在可以在一般意义上使用,并且可以不一定涉及图2的示范性圆形几何配置。空间信息(具体地空间坐标 λ)可以诸如通过编码成相应投影图像的标题文件或其他而与每幅投影图像合适地相关联。或者,空间信息可以作为文件(诸如校准数据文件)或其他被单独地存储在存储器中。

[0063] 坐标 λ 指定空间中的相应投影图像与ROI之间的预期空间配置。具体地,坐标指定ROI与X射线源XS和/或探测器D之间的预期空间群集。

[0064] 现在参考图3,这示出了如本文中设想的具有运动补偿功能的图像处理系统IPS的示意性方框图

[0065] 图像处理系统包括输入端口IN,优选地在AD转换之后,在所述输入端口IN处接收来自成像器XA的可能被运动破坏的投影影像 π 。也可以在成像后从存储设备(诸如PACS或其他存储器)检索 π 。

[0066] 每幅投影图像可表示为数值的矩阵。每幅投影图像已经关联到对应于如上面提到的潜在成像几何配置的某些空间坐标。

[0067] 一些或优选所有投影图像然后由运动检查器MCH处理。运动检查器MCH使用允许计

算建立投影影像的给定帧是否已经被运动破坏的评分的运动检测度量 $\text{meas}(\pi)$ 。在一个实施例中,使用锥形束数据一致性度量 $\text{meas}(\cdot) = \text{DCC}(\cdot)$,如例如Jerome Lesaint等人的在“4th International Conference on Image Formation in XRay Computed Tomography”(18-22 July 2016, Bamberg, Germany)中呈现的“Two cone-beam consistency conditions for a circular trajectory”中报告的并且如将会在图5处更详细地解释的。在实施例中,DDC度量帧与组成投影影像的一些或所有其他帧的一致性。在实施例中,影像 π 与潜成像几何配置和/或与静止患者的假设的一致性被量化。

[0068] 针对给定 π 的运动破坏度量 $\text{meas}(\pi)$ 可以是在给定投影图像 π 之前和/或之后采集的另外投影图像的函数。优选地,至少两幅投影图像被处理以产生针对给定投影图像 π 的评分 $\text{meas}(\pi)$ 。例如,在一个实施例中,对于给定投影图像 π_{λ_1} ,在更晚时刻 $\lambda_1 < \lambda_2$ 采集的后续图像 π_{λ_2} 也用来计算针对给定图像 π_{λ_1} 的评分。多于两幅后续的投影图像和/或一个或多个更早的帧也可以被包括在针对给定时刻 π_{λ_1} 的计算中。如本文中使用的,“更早的”或“更晚的”帧可以对应于定义当投影图像被采集时通过X射线源XS假设的位置的位置参数 λ 。

[0069] 如果它或它们已经在对象的运动期间被采集,投影图像或投影图像的集合被认为是运动破坏的。此外,如果它们已经分别在对象处于两个不同物理状态时被采集,至少两幅投影图像的集合可以被认为是运动破坏的或不一致的。在一个状态下采集的一个帧因此相对于在对象的不同状态下采集的帧可以是运动破坏的。下面将会在图4B处更充分地解释如本文中使用的“状态”的概念。

[0070] 现在首先更详细地转向图像处理系统IPS,设想了选择性运动补偿的各种实施例。

[0071] 在这些实施例中的一个中,图像处理系统IPS通过使运动检查器MCH充当滤波器来实施。例如,在一个实施例中,仅未被运动破坏的那些投影图像将会被发送到图像处理系统中的下一级。被运动检查器判断包括由于患者运动的被破坏信息的投影图像被摒弃,并不会再被IPS处理,具体地不会在重建体积V时被重建器使用。在该实施例中,运动检查器MCH实质上从投影图像的整个集合仅滤出未被运动破坏的那些图像,并且仅这些将会被传到重建器RECON(图3中的虚线)以被重建成3D体积V。在该实施例中,重建器RECON仅根据所有投影图像的原始集合的真子集进行重建。重建的体积然后可以在输出端口OUT处被输出,并且然后可以被存储,针对显示设备上的可视化被处理,或可以以另外的方式被处理。

[0072] 在优选实施例中,然而,运动破坏的投影影像未被摒弃,而是通过将它们传到运动估计器ME被进一步处理。相比于被配置为提供是否存在运动破坏的指示的运动检查器MCH,运动估计器实际上计算与所考虑的投影图像相关的经历的运动的估计 $\vec{m}$ 。

[0073] 该运动估计然后被发送到运动补偿器MC,其中,采取关于运动破坏的投影图像的修正动作。

[0074] 在这些实施例中的任一个中,运动检查器的操作可以是基于阈值的。换言之,不是所有运动破坏都将会被认为是同样严重。基于阈值,仅在对象的足够大幅的运动期间被采集的那些投影图像被标记为运动破坏的。

[0075] 阈值法可以被运动补偿器使用。由运动检查器计算的运动度量与阈值进行比较。例如,但这是常规问题,只有超过一定阈值,其才被认为已经在成像对象的足够运动期间发生。

[0076] 如由运动补偿器执行的修正动作可以包括改变帧中的被发现是运动破坏的图像

信息。在其他实施例中,优选地,帧中的图像信息不被如此改变,而是,基于估计的运动 $\vec{m}$ 对该帧的相关联的坐标执行坐标变换 $\text{Tr}^{\vec{m}}(u, v, \lambda)=(u', v', \lambda')$ 。以这种方式,所考虑的投影图像被分配空间中的相对于被成像对象和轨迹T的新位置。或者, $\text{Tr}^{\vec{m}}(u, v, \lambda)=(u, v, \lambda')$,因此维持像素图像信息 (u, v) ,并且只是空间成像几何坐标 λ 被改变 λ' 。在一些实施例中,变换 $\text{Tr}^{\vec{m}}(\cdot)$ 可以实现图像的重新分类以便重新分配投影图像中的一幅或多幅的几何配置。在一个实施例中,诸如在头部成像中,两幅或更多幅投影图像可以通过 $\text{Tr}^{\vec{m}}(\cdot)$ 被重新分配给同一几何配置。这可以例如在当患者PAT头部从左向右转动时的脑成像中(即在图像采集期间)发生。两幅投影图像因此可以按照 λ 从不同的方向采集,但是它们表示关于ROI的相同信息、视图。

[0077] 运动修正的投影图像以及被保留的那些帧(如果有的话)的集合然后被发送给重建器RECON,并且然后被重建成运动补偿的3D体积,所述运动补偿的3D体积然后在输出端口OUT处被输出。

[0078] 在一些实施例中,运动估计器ME、运动补偿器MC和重建器RECON之间可以存在反馈循环。例如,在一个实施例中,通过估计器ME的运动估计包括3D/2D配准。在该实施例中,第一次重建被完成,知道结果可能是运动破坏的,以在第一遍中获得图像体积 V' 。中间体积 V' 然后被前向投影,并且与投影域中的投影影像进行比较。如果存在偏差,执行配准以重新对准投影图像,并且因此重新对准的投影图像然后在第二遍中被再次发送到重建器。在第二遍中,重建器RECON然后根据修正的(即重新对准的)投影图像以及其余的未破坏的投影图像(如果有的话)重建运动补偿的最终3D体积 V 。

[0079] 提出的图像处理系统IPS的操作的实施例现在可以进一步参考图4A、B中的曲线进行解释。在4A、B的曲线图中,在示范性编号1-600中示出的相应投影图像帧上面捕获相应评分DCC。示出了与沿着水平轴的投影图像的编号相对的沿着垂直轴的评分值DCC。获取圆锥形束CT头部扫描的中心平面的数据一致性度量。

[0080] 图4A图示了根据一个实施例的运动检查器与运动估计器之间的相互作用。运动检查器针对一些或每个帧 π 计算度量DCC(π)。所述度量被配置为对运动破坏敏感。优选地,度量DCC能够完全在投影域中进行计算。即,不需要到投影域被嵌入在其中的周围3D空间内的“踏出”。具体地,不需要3D到2D配准用于计算评分。更一般地,在实施例中,评分能够在不使用除了几何信息 λ 之外的来自周围3D空间的信息的情况下进行计算。

[0081] 针对每个投影图像帧 π 计算的评分可以对照如通过图4A中的以右斜杠宽间隔阴影线方式设置的区域指示的阈值进行处理。其评分超过阈值的帧 π 然后被标记为运动破坏,并且仅这些然后进行运动估计。当然,在其他实施例中,取决于所使用的特定度量,相反情况可能发生,其中,阈值之下的下降指示运动破坏。

[0082] 如在图4A中的下部分中示出了被发现是运动破坏的并且针对其执行个体运动估计的帧。此类帧通过左斜杠宽阴影线来指示。仅针对这些帧,基于其相应的运动估计执行运动补偿。其余投影图像(以右斜杠窄阴影线方式示出)保持不变。

[0083] 尽管按照图4A的方法是有用的并且在本文中的实施例中被设想,但是如图4B中示出的第二实施例也被设想,其可以被认为是图4A的实施例的改进。在该第二实施例中,运

动估计的操作被限制于被发现被运动破坏的帧中的某些帧。一旦针对给定帧进行估计,运动可以被再用于其他帧。具体地,当要被成像的对象能够呈现不同的物理状态(诸如人类头部的不同姿势或取向,诸如向左、笔直、向右)时,该实施例是特别有用的。一旦状态被呈现,对象然后就可以在该相应状态下逗留某一时段,诸如当头部位于某一位置(例如向左或向右)时。一旦状态被呈现,在该状态下逗留的该时段中就不存在运动。然而,当从一个状态到另一个状态的转变发生时(诸如当头部从向左被转到笔直或直到向右时),运动开始起作用。相应的状态可以通过运动破坏评分DCC曲线中的平台区域PL1和PL2来指示。平台区域可以有或可以不具有不同的水平。

[0084] 图4B图示了对对象能够呈现两种不同的物理状态或阶段PH1和PH2的示范性情况。一旦某一阶段被呈现,在某一时间段内的该某一阶段中就不存在运动直至存在如通过一个、两个或更多个转变区域指示的回到或进入另一阶段的转变。在图4B中的范例中,示出了三个转变区域TR1、TR2、TR3。

[0085] 本文中然后提出了仅针对在此类转变时段TR1、TR或TR3期间采集的投影图像应用个体运动估计。对于当对象逗留在给定的相同状态(如通过相应的平台PL1和PL2指示)时采集的投影图像,不需要个体运动估计。其评分形成平台PL1、PL2的此类投影图像在下部分中通过笔直阴影线方式的部分来指示。

[0086] 例如,针对投影图像中的一幅从前述转变阶段TR或TR2获得的运动估计可以被用于相应的后续平台区域中的所有投影图像。更具体地,并且参考平台区域PL2,可以仅针对之前转变阶段TR2中的投影图像执行每个个体帧运动估计。针对转变区域执行运动补偿,但是运动估计然后可以被再使用,如针对后续平台区域PL2中的所有投影图像。这能够节省计算时间,因为不需要在平台区域中执行个体估计。当ROI逗留在给定物理状态PH1、PH2时采集的投影图像可以基于如在之前转变区域中计算的一个再使用的运动估计,使用相同的修正动作来进行运动补偿。类似的考虑将会应用于其他平台区域,诸如PL1。在这些中,再次使用相同的运动估计,如基于在相应之前转变区域TR2中采集的投影影像计算的。应理解,阶段PH1中的一个是不需要执行运动估计的参考或基准阶段。在基准阶段PH1中采集的任何投影图保持不变,如图4B中之前。当再使用来自转变区域的运动估计时,可以优选的是使用针对来自转变阶段的最新或最近的此类投影图像的估计。应理解,以上内容可以被容易地一般化到多于两个阶段和任何两个阶段之间的转变。

[0087] 在实施例中,如在一系列投影图像内计算的评分值本身能够在显示设备DD上被可视化。在实施例中,可视化可以如图4A、B中示出的那样进行配置。可选地,针对所涉及的阈值的视觉指示也如图4A、B中示出的那样进行指示。评分值可视化为用户提供关于在采集期间发生的运动量的反馈。尽管如本文中提出的系统是全自动的而无需任何用户交互,但是用户仍然可以能够通过合适的用户接口进行干预。例如,基于可视化的评分值曲线,用户可以决定将个体运动修正应用于某些帧,潜在地对系统IPS进行超越控制。

[0088] 现在参考图5,其示出了构成图像处理系统的操作的图像处理方法的流程图。然而,应意识到,以下步骤也可以被理解为它们自身权限中的教导,并且不一定束缚于按照图2的图像处理系统IPS的架构。

[0089] 在步骤S510中,从X射线成像装置接收从相对于感兴趣区域的不同方向采集的投影图像。或者,投影影像也可以在采集之后被存储在存储器中,并且可以然后从其检索。优

选地,然而,在合适的接口IN处从成像器XA实时地接收投影影像。投影影像包括像素(u,v)形式的图像信息,并且包括关于在采集时使用的成像几何配置的空间信息 λ 。给定投影图像的空间坐标表示X射线源相对于区域的在空间中的位置。它是当采集投影图像时X射线源呈现的位置。空间信息可以包括与每幅投影图像相关联的空间坐标。空间坐标可以描述在采集时间的相应投影图像的位置与网格点(体素位置)之间的空间关系。在锥形束CT成像中,可以使用如图2中图示的几何配置。也可以存在患者相对于网格点保持静止的假设。至少可以存在确实发生的任何运动(例如利用患者台相对于X射线系统移动患者)是预定义的或已知的假设。如果这些假设中的任一个都不满足,一些或所有投影图像则会是由于患者的运动而被运动破坏。

[0090] 在步骤S520中,处理投影图像以针对一些或每幅投影图像计算度量或评分。评分用来判断是否存在给定投影图像的运动破坏,即,当采集相应投影图像时是否存在患者运动。在实施例中,关于是否存在运动破坏的判断基于通过比较评分与一个或多个阈值的阈值法。优选地针对如在步骤S510处接收的所有投影图像的子集执行计算度量的步骤S520。

[0091] 在实施例中,一幅或多幅投影图像可以用来针对给定的一幅投影图像计算运动破坏评分。一幅或多幅投影图像可以服务于参考影像,以判断给定投影图像是否与参考影像一致,并且因此给定图像是否是运动破坏的。在实施例中,设想了使用如已经在其他地方(诸如在上面提到的Lesaint文章中)报告的数据一致性状况DCC作为评分。DCC可以通过使用如由Lesaint和其他人示出的重新公式化而被高效地评估。

[0092] 任何合适的度量能够用来在步骤S520处计算评分,只要它对运动敏感。已经发现此类合适度量的一个种类是在过去已经提出的如上面列举的Lesaint参考文献中的DCC。在一个实施例中,然而该实施例是示范性的,可以使用以下度量G,其能够被启发如下:让g表示沿着衰减对象f的源轨道 λ 的测量的X射线锥形束变换。函数f是3D标量场,其描述希望重建诸如材料密度、散射、折射(相位对比)和其他的(一般)空间依赖的质量。针对源位置 λ 的测量的锥形束数据 $\pi=g$ 由以下给出:

$$[0093] \quad g(\lambda, \vec{\alpha}) = \mathcal{D}f(\lambda, \vec{\alpha}) = \int_0^{+\infty} f(\vec{a}_\lambda + t\vec{\alpha}) dt \quad (1)$$

[0094] 在采集结束的时候。在(1)中, $\vec{a}_\lambda$ 是源XS位置,并且 $\vec{a}_\lambda + t\vec{\alpha}$ 是从源XS位置到探测器平面 $\Pi(D)$ 的线,沿着该线获取对象f(表示ROI)的线积分。

[0095] 在实施例中,使用基于冗余信息并且允许建立是否保留冗余的度量。更详细地,冗余信息可以以更复杂的形式来表示,例如如测量的锥形束投影g的经滤波的2D拉东变换。本文在实施例中提出的是使用函数表达式(被称为G)来测量源于成像几何假设的信息的冗余实际上是否被保留。在实施例中,测量预期包括等同的信息的拉东平面中的信息。如果信息不等同,而是有偏差,这被视为数据(不)一致性的度量。拉东平面是拉东变换将来自图像域的点映射到其内的平面。换言之,拉东平面是拉东变换的函数图像。

[0096] 更详细地,在实施例中,数据一致性可以使用函数G(在Lesaint中,类似的函数被称为中间函数)来测量:

$$[0097] \quad G(\lambda, \vec{\beta}) = \int_{S^2} h(\vec{\alpha} \cdot \vec{\beta}) g(\lambda, \vec{\alpha}) d\vec{\alpha}, \quad (2)$$

[0098] 其中, $\vec{\beta}$ 是在3D空间中的单位球体 S^2 上的确定平面 (诸如中心平面) 的向量。根据上面提到的Lesaint文章, $G(\lambda, \vec{\beta})$ 与3D拉东变换 $\mathcal{R}_{\vec{\beta}} f$ 之间的关系由以下给出

$$[0099] \quad G(\lambda, \vec{\beta}) = s_h \left(h * \mathcal{R}_{\vec{\beta}} f \right) (\vec{a}_\lambda \cdot \vec{\beta}) \quad (2.1)$$

[0100] 卷积核 h 然后可以例如被选择为斜坡或导数滤波器:

$$[0101] \quad h_R(s) = \int_{\mathbb{R}} |\sigma| e^{2i\pi\sigma s} ds. \quad h_D(s) = \int_{\mathbb{R}} 2i\pi\sigma e^{2i\pi\sigma s} d\sigma. \quad (3)$$

[0102] 由其法向 $\vec{\beta}$ 和其到原点的距离 s 定义的包含至少两个源位置 $\vec{a}_{\lambda_1}$ 和 $\vec{a}_{\lambda_2}$ 的平面提供针对两个投影 $g(\lambda_1, \vec{\alpha})$ 和 $g(\lambda_2, \vec{\alpha})$ 的一致性度量, 因为根据 $\vec{a}_{\lambda_1} \cdot \vec{\beta} = \vec{a}_{\lambda_2} \cdot \vec{\beta}$ 和等式 (2.1), 能够导出以下同一性表达式:

$$[0103] \quad G(\lambda_1, \vec{\beta}) = G(\lambda_2, \vec{\beta}). \quad (4)$$

[0104] 同一性表达式 (4) 因此可以用来根据需要以乘法或加法形式配置运动敏感度量或评分, 诸如以下中的任何一个:

$$[0105] \quad meas(\lambda_1, \lambda_2) = G(\lambda_1, \vec{\beta}) / G(\lambda_2, \vec{\beta}) \quad (5)$$

$$[0106] \quad meas(\lambda_1, \lambda_2) = \|G(\lambda_1, \vec{\beta}) - G(\lambda_2, \vec{\beta})\| \quad (6)$$

[0107] 还设想了 (5) 或 (6) 的组合或可从 (4) 导出的其他函数表达式。在 (6) 中, 可以使用合适的范数 $\|\cdot\|$ 。与 (5)、(6) 相差常数因子的任何度量被理解为在本文中的备选实施例中被设想。关系 (4) 并且因此 (5)、(6) 可以通过使用合适的探测器坐标变换而在数值上被高效地评估。具体地, G 可以被重新公式化为三步处理, 包括投影数据预加权、2D拉东变换和卷积, 如由Lesaint在上面提到的参考文献中在432页A章处报告的。按照 (4)、(5)、(6), 计算会需要更多一幅投影图像 (λ_2) 来计算针对 λ_1 处的给定投影图像的评分。然而, 给定投影图像首先可以被选择为参考图像, 并且表达式 (4) - (6) 然后降至单变量依赖性。(一幅或多幅) 参考投影图像可以是在表示图4B中的平台区域的静止阶段/状态期间采集的那些。

[0108] 应理解, 按照等式 (4) - (6) 的DCC仅仅是一个示范性实施例, 并且本文中还想设想了其他表达式方式和/或针对除了圆形之外的几何配置的其他DCC。具体地, 在其他实施例中, 可以代替地使用基于非拉动平面的数据一致性度量。而且, 不是如本文中设想的所有度量都可以基于冗余信息。

[0109] 一般来说, 如果DCC偏离正常值或值的范围, DCC可以有助于检测运动破坏。基于所述正常值或范围的合适配置的阈值可以用来基于针对投影图像的集合计算的评分检测这样的偏差。针对DCC或其他度量的正常值可能不是完全已知的, 但是能够以一次或多次校准扫描的方式来获得。按照DCC函数的评分值然后可以在一系列投影图像内采集以得到DCC值

位于哪里的想法,并且这然后可以被视为表示指示没有运动的正常值。体模可以在校准时用来确保实际上不存在运动。更具体地,可以使用Shepp-Logan体模。

[0110] 可以基于投影域中的信息专门执行步骤S520中的评分的计算。在该步骤中可以不需要周围3D空间中的操作。更具体地,在该步骤处不需要3D到2D配准。

[0111] 在实施例中,可以使用表示如步骤S520中计算的运动破坏的量的评分值,其在合适的显示设备中被示为对用户的曲线图表示,例如如图4A、B中示出的。

[0112] 步骤S520处的关于是否存在运动破坏的判断确定后续的处理流程。在一个实施例中,如果评分(与阈值相比)指示存在这样的运动破坏,相应的投影图像被摒弃,并且不再在步骤S550处的后续重建时使用。在该实施例中,仅所有可用投影图像的子集在重建步骤S550中用来重建ROI的3D体积。

[0113] 在备选实施例中,尽管被发现是运动破坏的,但是投影图像仍然可以被使用。在这些实施例中,投影图像被传到步骤S530,其中,执行运动的估计。被发现不是运动破坏的投影图像被保留原样,并且被跳过以用于步骤S550处的重建。

[0114] 在步骤S530中,计算引起破坏的运动的估计。该步骤可以包括计算运动的幅值和/或方向。运动可以通过计算刚性变换(具体地3D刚性变换)来估计。

[0115] 在且仅在步骤520处的之前判断是存在运动破坏的情况下,步骤S530处的运动估计被应用于给定投影图像。

[0116] 如此获得的运动估计然后在后续的步骤S540中用来执行实际的运动补偿,为此设想了许多不同的实施例,并且其将会在下面更详细地进行解释。

[0117] 步骤S540导致运动补偿的投影影像,该运动补偿的投影影像然后被发送到步骤S550用于重建。自然,最初接收的投影图像的总集合落入两个组内:因为在步骤S520处没有发现足够的运动破坏而已经被单独留下的那些和已经针对其在步骤S540处执行运动补偿步骤的那些。两组投影图像(原始投影图像和运动补偿的投影图像)然后在重建步骤S550中一起用来产生3D体积V,该3D体积V然后可以在步骤S560处被输出以便存储、显示或任何进一步处理。

[0118] 上面描述的步骤S520-S540被理解为针对如在步骤S510处接收的来自不同方向的一些或所有投影图像进行重复。

[0119] 现在回来更详细地参考运动补偿步骤S540,现在更详细地描述所提到的一些实施例。在实施例中,相关联的在运动补偿方面的修正动作可以包括修改投影图像中的像素图像信息(u,v)。具体地,图像信息可以被改变以实现补偿,例如通过光流方法或其他。在其他实施例中,然而,它仅是与每幅被改变的投影图像相关联的空间成像几何坐标 λ 。这种改变可以以如上面提到的坐标变换 $\text{Tr}^{\overline{m}}(.)$ 的方式来完成以考虑患者的运动。具体地,在一个实施例中,基于一幅或多幅投影图像的变换的空间成像几何坐标,计算虚拟轨迹 T' ,并且然后基于该新的虚拟轨迹执行重新计算。实际的源轨迹T可以已经是圆弧,然而,相对于ROI,由于运动经历,轨迹可以不再被描述为圆形,而是可以具有更复杂的形状,其然后可以代替圆形形式用来在步骤S550处产生更准确的重建。在其他实施例中或另外地,针对运动破坏的投影图像执行具有两遍的3D到2D配准。

[0120] 优选地,用于基于度量 $\text{meas}(.)$ 判断是否存在运动破坏的步骤S520优选地比运动估计S530和/或运动补偿S540的后续步骤的任一个在计算上更节约。具体地,运动检查器步

骤S520主要被设想为不包括3D计算,具体地,不需要3D前向投影。以这种方式,能够节省大量的计算时间,因为运动估计S530和/或运动补偿S540的计算上更昂贵的步骤仅花费在实际上受运动破坏严重充分影响的投影图像上。此外,与度量 $\text{meas}()$ (诸如DCC条件等式(4)-(6))有关的计算的部分可以被预先计算,因为这些部分仅取决于预期的成像几何配置并且这是事先已知的。将 $\text{meas}()$ 应用于投影数据的步骤S520然后可以被快速地完成,因此导致在判断步骤S520中计算 $\text{meas}()$ 时的高响应性和低CPU时间。

[0121] 在实施例中,并且如图4A中解释的,阈值法可以在步骤S520处被执行,以判断针对哪些投影图像要执行运动估计S530和运动补偿S540。然而,该实施例能够通过使用允许区分患者或ROI的各种状态的多个阈值(两个或更多个)来进一步细化。具体地,那些感兴趣状态一旦被呈现,患者保持相对平静,并且仅在那些状态之间的转变中,运动估计并且因此运动补偿要被执行。在该实施例中,会需要分析投影影像的评分值的采集的时间系列以识别表示那些静止状态的平台区域。静止状态可以通过基本上零梯度的区段来指示。可以存在对应于不同平台水平的两个或更多个不同状态。平台水平可以通过运行关于评分值时间系列的自动微分器以发现平台来发现。

[0122] 然后在步骤S530处执行运动估计,其中,存在表示转变的非零梯度。在按照图4B的该实施例的进一步细化中,不需要个体地处置针对与平台区域相关联的投影图像要被应用的实际运动补偿S540。换言之,相同的运动补偿S540可以被应用于与平台区域相关联的所有投影图像。与给定平台区域相关联的投影图像可以在它们之间是一致的,但是相对于针对不同平台区域获取的投影图像可能不存在这样的一致性。针对一个平台PL1的投影图像因此可以被判断为相对于针对另一平台区域PL2的投影图像被运动破坏。将运动补偿应用于针对一个平台/状态的投影图像然后允许建立与来自另一(参考)平台或状态的投影图像的一致性。

[0123] 针对在转变期间采集的投影图像计算的运动估计中的任一个可以被用于立即跟随该转变的平台区域。更具体地,在转变区域中计算的最新运动估计可以被用于基本上所有平台投影图像。运动补偿然后也可以对于平台投影图像是相同的,基于相同的运动估计。相比于针对被发现受运动破坏影响的每幅投影图像已经如图4A中示出的那样执行个体运动估计/补偿的实施例,该实施例允许节省更进一步的计算时间。在图4B的实施例中,(针对转变区域中的投影图像计算的)相同的运动估计可以被用于针对后续平台区域的所有投影图像。不需要执行个体估计,但是更早的估计被再使用。仅需要将运动补偿应用于针对平台区域的投影图像,但是这将会是相同的运动补偿,因为它基于相同的运动估计。

[0124] 在实施例中,提出的方法和系统可以用来检测并修正神经成像中的心冲击效应(CBE)。CBE涉及由心跳活动和脉搏悸动引起的运动。上面描述的原理可以被应用于CBE类型运动。运动估计和补偿可以包括非刚性变换。

[0125] 在投影图像 π 还包括截断投影的情况下,步骤S520处的一致性计算可以仅被应用于非截断平面以避免源于截断而非由运动引起的干扰的另外不一致性影响。为了良好的性能,本文中提出了避免混合这两种类型的不一致性。或者,一致性度量被增大以还考虑截断引起的不一致性。

[0126] 提出的方法也可以用来识别例如用于3D表面建模形式(相对少的)投影的非断层摄影重建中的一致投影。

[0127] 尽管已经具体参考CBCT,但是也设想了将提出的选择性运动补偿应用于除了锥形束之外的其他X射线成像模态,并且本文中描述的原理允许到其的直接应用。

[0128] 本文中公开的一个或多个特征可以被配置或实施为/有被编码在计算机可读介质内的电路、和/或其组合。电路可以包括分立和/或集成电路、专用集成(ASIC)、片上系统(SOC)、和其组合、机器、计算机系统、处理器和存储器、计算机程序。

[0129] 在本发明的另一示范性实施例中,提供了一种计算机程序或计算机程序单元,其特征在于适于在适当系统上运行根据前述实施例中的一个所述的方法的方法步骤。

[0130] 因此,计算机程序单元可以被存储在计算机单元上,所述计算机单元也可以是本发明的实施例的部分。该计算单元可以适于执行或诱导上述方法的步骤的执行。此外,其可以适于操作上面描述的装置的部件。计算单元能够适于自动操作和/或适于执行用户的命令。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,数据处理器可以被装备为执行本发明的方法。

[0131] 本发明的该示范性实施例涵盖从最开始使用本发明的计算机程序和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两者。

[0132] 此外,计算机程序单元可以能够提供所有必要步骤,以履行如上面描述的方法的示范性实施例的流程。

[0133] 根据本发明的又一示范性实施例,提出了一种计算机可读介质,诸如CD-ROM,其中,所述计算机可读介质具有被存储在其上的计算机程序单元,前述章节描述了所述计算机程序单元。

[0134] 计算机程序可以被存储和/或分布在适当的介质(具体地,但不一定,非瞬态介质)上,诸如与其他硬件一起被提供或作为其他硬件的部分被提供的光学存储介质或固态介质,但是所述计算机程序也可以以其他形式分布,诸如经由互联网或其他有线或无线远程通信系统分布。

[0135] 然而,计算机程序也可以被提供在如万维网的网络上并且能够从这样的网络下载到数据处理器的的工作存储器中。根据本发明的又一示范性实施例,提供一种用于令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面描述的实施例中的一个的方法。

[0136] 必须注意,参考不同主题描述了本发明的实施例。尤其是,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,除非另有说明,本领域技术人员将从以上和以下描述中获悉,除属于一个类型的主题的特征的任何组合之外,涉及不同主题的特征之间的任何组合也被视为由本申请所公开。然而,能够组合所有特征,从而提供比特征的简单加和更多的协同效果。

[0137] 尽管已经在附图和上述描述中详细图示并描述了本发明,但是这些图示和描述应被视为是说明或示范性的,而不是限制性的。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、说明书和从属权利要求,在实践所请求保护的本发明时,能够理解并实现所公开的实施例的其他变型。

[0138] 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履行在权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组

合。权利要求书中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

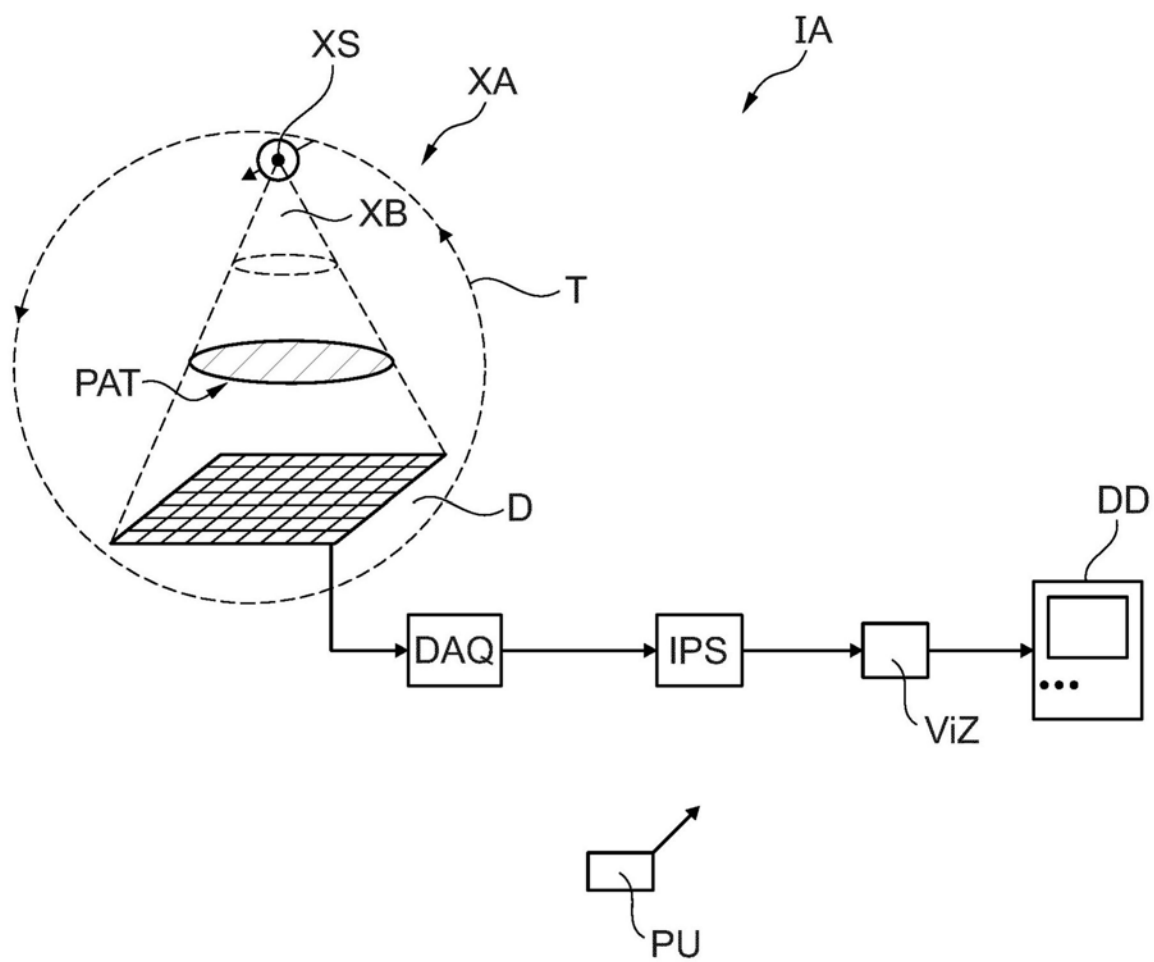


图1

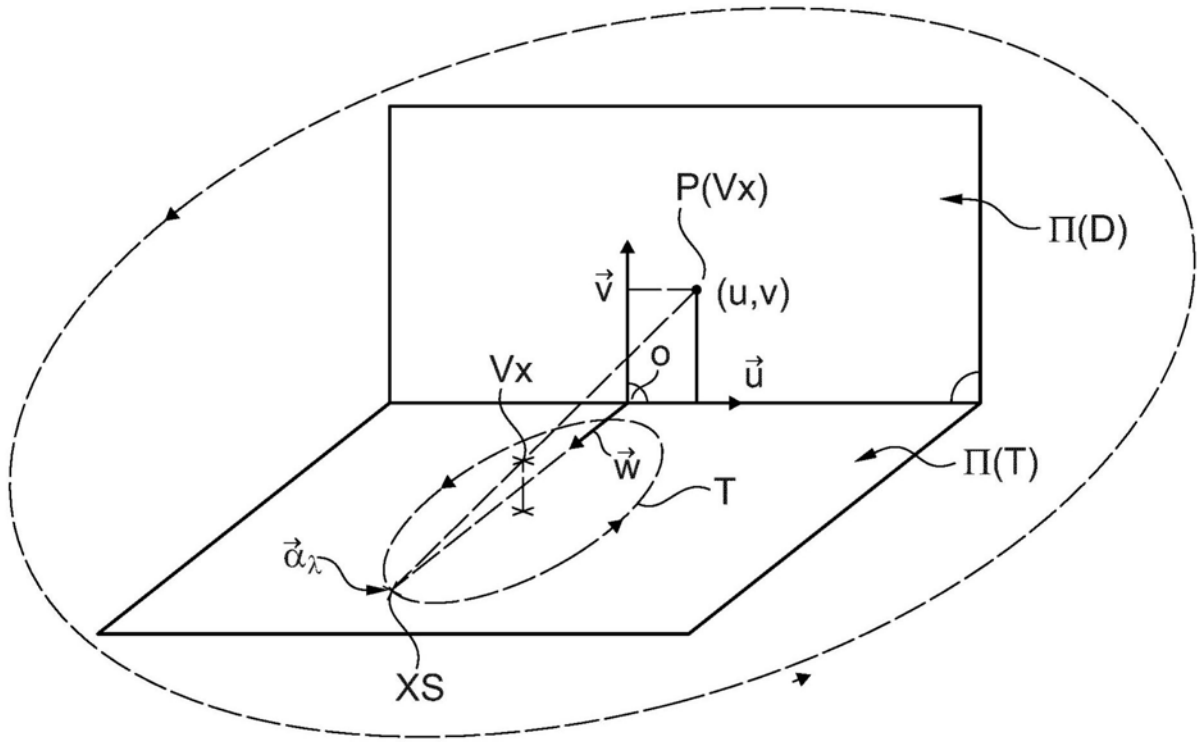


图2

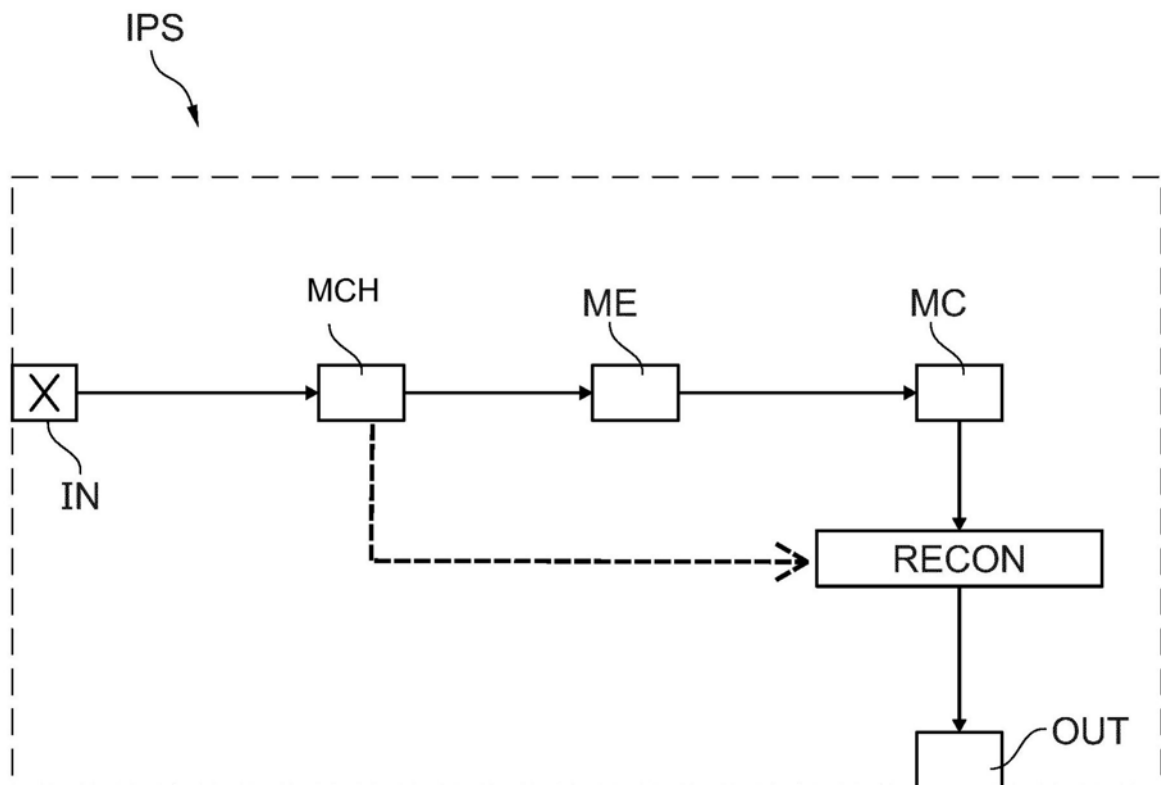


图3

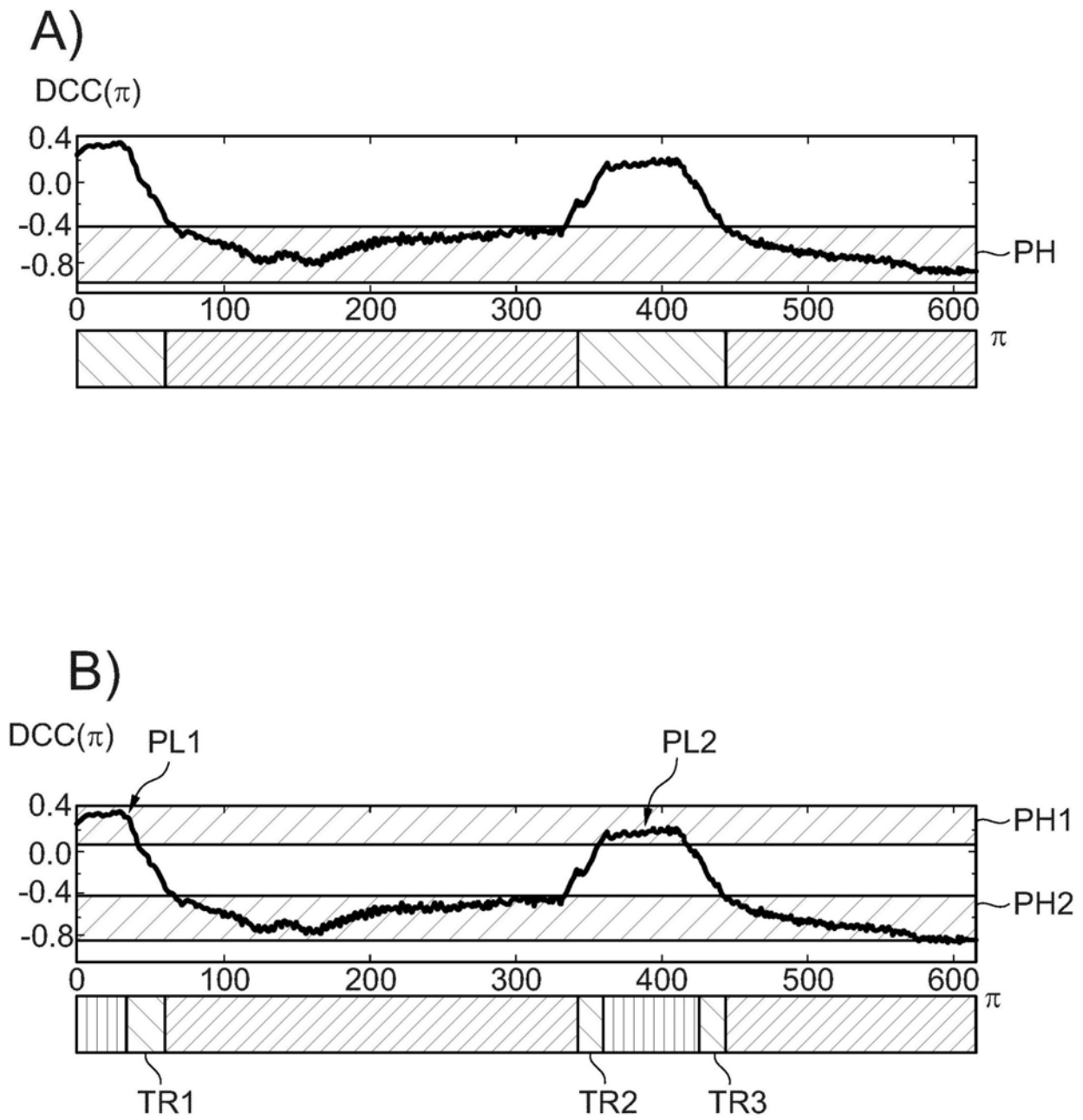


图4

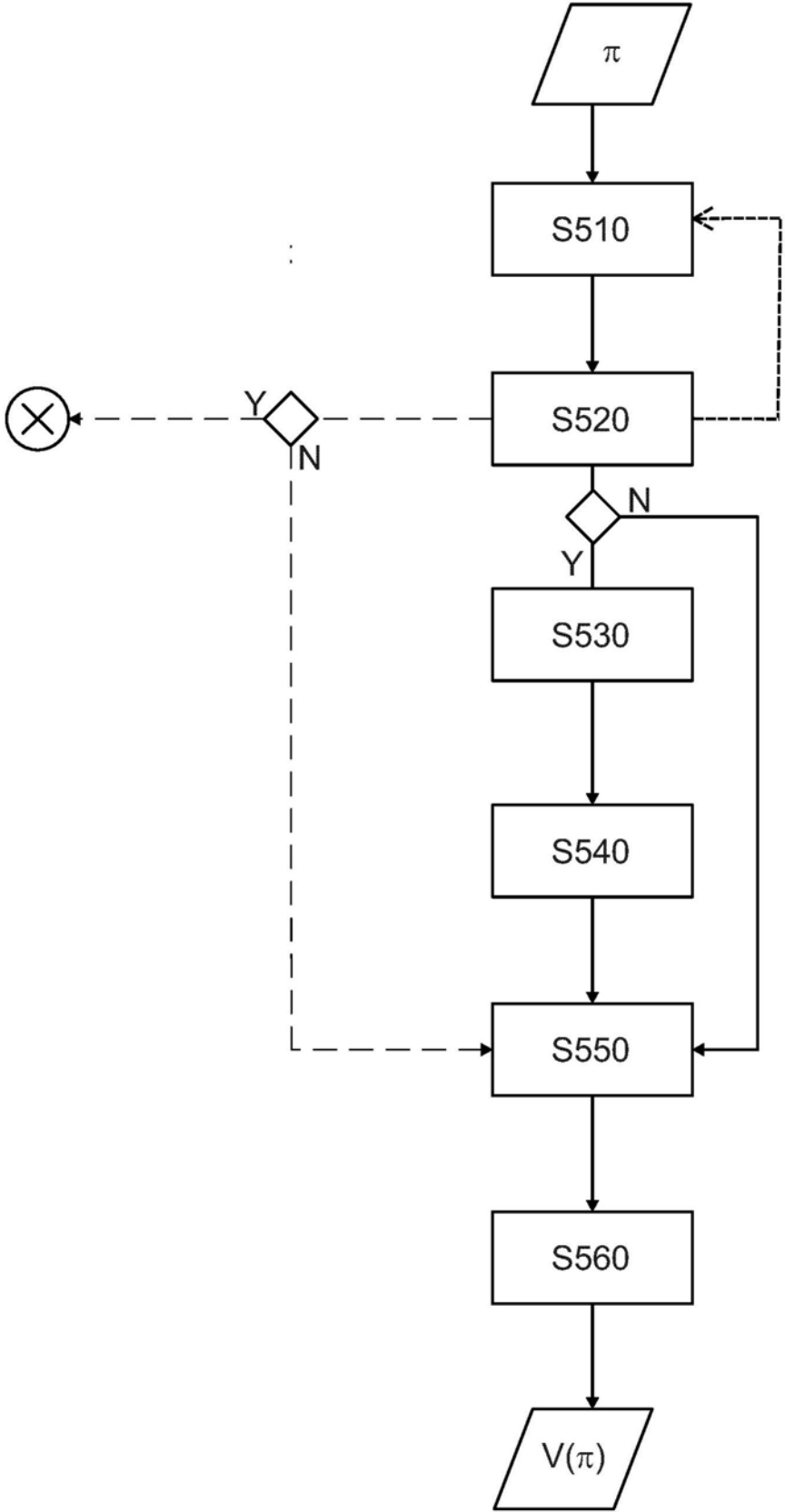


图5