

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G01B 15/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610108433.4

[43] 公开日 2007年2月7日

[11] 公开号 CN 1908580A

[22] 申请日 2006.8.2

[21] 申请号 200610108433.4

[30] 优先权

[32] 2005.8.2 [33] DE [31] 102005036285.0

[71] 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

[72] 发明人 迪特尔·里特

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 邵亚丽 李晓舒

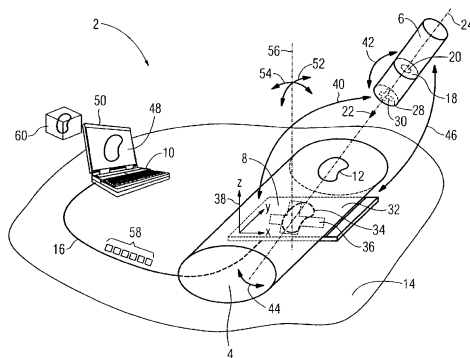
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 1 页

[54] 发明名称

确定放射线源至图像检测器的相对位置的方法和对应系统

[57] 摘要

在用于确定 X 射线源(6)至 X 射线图像检测器(8)的相对位置(46)的方法中,将参考结构(30)按照至 X 射线源(6)的已知相对位置(42)置于 X 射线源(6)和 X 射线图像检测器(8)之间的射线路径(24)中,X 射线图像检测器(8)记录一个带有参考结构(30)的成像(36)的 X 射线图像(32),在该 X 射线图像(32)中确定该参考结构(30)的成像(36)的位置(44),从中确定该参考结构(30)至 X 射线图像检测器(8)的相对位置(40),从中并且从该参考结构(30)至 X 射线源(6)的相对位置(42)中,确定 X 射线源(6)至 X 射线图像检测器(8)的相对位置(46)。本发明还涉及一种对应的 X 射线系统。



1. 一种用于确定 X 射线源 (6) 至 X 射线图像检测器 (8) 的相对位置 (46) 的方法, 其中:
 - 将参考结构 (30) 按照其至 X 射线源 (6) 的已知相对位置 (42) 置于 X 射线源 (6) 和 X 射线图像检测器 (8) 之间的射线路径 (24) 中,
 - X 射线图像检测器 (8) 记录一个带有参考结构 (30) 的成像 (36) 的 X 射线图像 (32),
 - 在该 X 射线图像 (32) 中确定该参考结构 (30) 的成像 (36) 的位置 (44),
 - 从中确定该参考结构 (30) 至 X 射线图像检测器 (8) 的相对位置 (40),
 - 从中并且从该参考结构 (30) 至 X 射线源 (6) 的相对位置 (42) 中, 确定 X 射线源 (6) 至 X 射线图像检测器 (8) 的相对位置 (46)。
2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 将所述参考结构 (30) 作为结构化的 X 射线掩模 (28) 安装在 X 射线源 (6) 的输出开孔 (20) 之前。
3. 根据权利要求 2 所述的方法, 其中, 通过所述 X 射线掩模 (28) 的局部不同的板厚度在 X 射线掩模 (28) 上构成所述参考结构 (30)。
4. 根据上述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 将带有不同宽度边的不对称十字用作所述参考结构 (30)。
5. 根据上述权利要求中任一项所述的方法, 其中:
 - 确定在 X 射线源 (6) 和 X 射线图像检测器 (8) 之间的射线路径 (24) 中由于所述参考结构 (30) 造成的 X 射线衰减,
 - 记录对象 (12) 连同该参考结构 (30) 的第一 X 射线图像 (32),
 - 在考虑 X 射线衰减的条件下从该第一 X 射线图像 (32) 中确定在该射线路径 (24) 中没有参考结构 (30) 的条件下与 X 射线图像对应的人工第二 X 射线图像 (48)。
6. 根据上述权利要求任一项所述的方法, 其中, 作为 X 射线源 (6) 采用移动 X 射线源, 而作为 X 射线图像检测器 (8) 采用移动 X 射线图像检测器。
7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其中:
 - 在由于 X 射线源 (6) 和 X 射线图像检测器 (8) 相互之间不同的相

对位置(46)造成的不同视线方向上,拍摄对象(14)的一系列(58)X射线图像(32,48),

- 确定X射线源(6)和X射线图像检测器(8)相互之间的相对位置(46),

- 借助于所确定的相对位置(46)从该X射线图像(32,48)的系列(58)中确定该对象(14)的3D重建立体(60)。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述X射线图像检测器(8)可以固定在至放置于其和X射线源(6)之间的对象(14)的相对位置(46),而X射线源(6)为了拍摄该X射线图像(32,48)的系列(58)在预定的方位角和仰角角度范围内向X射线图像检测器(8)的法线(56)偏转。

9. 根据权利要求6至8中任一项所述的方法,其中,手动地和非手动地移动X射线源(6)和/或X射线图像检测器(8)。

10. 一种X射线系统,包括:X射线源(6)和X射线图像检测器(8),按照至X射线源(6)的已知相对位置(42)设置在X射线源(6)和X射线图像检测器(8)之间的射线路径(24)中的参考结构(30),以及分析单元(10),该分析单元用于在X射线图像检测器(8)记录的X射线图像(32)中确定参考结构(30)的成像(36)的位置(44),用于从中确定该参考结构(30)至X射线图像检测器(8)的相对位置(40),用于从中并且从该参考结构(30)至X射线源(6)的已知空间位置(42)中确定X射线源(6)至X射线图像检测器(8)的相对位置(46)。

11. 根据权利要求10所述的X射线系统(2),其中,将所述参考结构(30)安装在X射线源(6)的输出开孔(20)处边结构化的X射线掩模(28)上。

12. 根据权利要求10或11所述的X射线系统(2),其中,所述参考结构(30)是通过X射线掩模(28)的局部不同的板厚度构成的。

13. 根据权利要求10至12中任一项所述的X射线系统(2),其中,所述参考结构(30)是带有不同宽度边的不对称十字。

14. 根据权利要求10至13中任一项所述的X射线系统(2),其中,参考结构(30)的X射线衰减是已知的,并且分析单元(10)用来借助于从X射线图像检测器(8)记录的第一X射线图像(32)中的X射线衰减,确定在该射线路径(24)中没有参考结构(30)的条件下与X射线图像对

应的人工第二 X 射线图像 (48)。

15. 根据权利要求 10 至 14 中任一项所述的 X 射线系统 (2), 其中, X 射线源 (6) 和 X 射线图像检测器 (8) 是移动的。

16. 根据上述权利要求 15 所述的 X 射线系统 (2), 其中, 所述 X 射线源 (6) 和 X 射线图像检测器 (8) 为了按照不同视线方向拍摄对象 (14) 的一系列 (58) X 射线图像 (32, 48) 可以被置于不同的相对位置 (46) 中, 并且分析单元 (10) 用于从该 X 射线图像 (32, 48) 的系列 (58) 中确定该对象 (14) 的 3D 重建立体 (60)。

17. 根据权利要求 16 所述的 X 射线系统 (2), 其中, 所述 X 射线图像检测器 (8) 可以固定在至对象 (14) 的固定相对位置处, 而 X 射线源 (6) 可以在预定的方位角和仰角角度范围内向 X 射线图像检测器 (8) 的法线 (56) 偏转。

18. 根据权利要求 15 至 17 中任一项所述的 X 射线系统 (2), 其中, 所述 X 射线源 (6) 和/或 X 射线图像检测器 (8) 可以手动地和/或非手动地移动。

确定放射线源至图像检测器的相对位置的方法和对应系统

技术领域

本发明涉及一种用于确定 X 射线源至 X 射线图像检测器的相对位置的方法以及一种对应的 X 射线系统。

背景技术

X 射线系统通常具有一个 X 射线源和一个例如按照 X 射线图像放大器或平面图像检测器形式的 X 射线图像检测器。为了分析利用这种 X 射线系统拍摄的 X 射线图像，越来越重要的是对于 X 射线源和 X 射线图像检测器至少相对于彼此或者相对于待透视对象的精确几何位置的认知。这点尤其适合于这样的情况：利用 X 射线系统从不同的视线方向拍摄对象的多幅图像，以便随后确定该对象的 3D 结构立体。

另一方面，在此期间在 X 射线技术中公开了便携式电池驱动的 X 射线辐射器以及便携式电池驱动的平面图像检测器。目前，两者一同（多数情况下与一个便携式电脑组合来立即对所拍摄的 X 射线图像进行观察以及分析）被用作便携式 X 射线系统，其主要用于利用移动救护车对空旷现场上或者在危机区域中的不能移动的人员进行紧急救护。兽医学也为这种 X 射线系统提供了广泛的应用领域。

在此期间，还希望利用这种移动系统产生被透视对象的 3D 重建立体。如上所述，在此对视线方向——在这些方向上进行 X 射线拍摄——的精确认知，对于 3D 重建的质量来说是起决定作用的。因此，至少需要准确认识在每次 X 射线拍摄中 X 射线源和 X 射线检测器的相对位置。

因为特别是所提到的便携式 X 射线图像检测器具有一种所谓的“自动感应 (Autosense)”模式，即，在 X 射线入射时自动触发对 X 射线图像的拍摄，所以在该便携式系统中没有在 X 射线源和 X 射线图像检测器之间的各种电缆敷设。通常仅仅是便携式电脑通过数据线与 X 射线图像检测器连接。系统简化的优点也应该在从中产生对象的 3D 图像数据时得到保持。

因此无法采用外部导航系统，因为对应的光学或磁导航系统（例如带

有可定位的高频应答器)、机械系统或者其它这些设备,技术花费高、体积庞大或者笨重、并且经济上花费极其高。与极其灵活和移动的 X 射线系统的组合,在几乎没有电缆敷设的条件下是很麻烦和没有意义的。

因此,迄今为止为了产生 3D 图像数据,仅仅已知固定的 X 射线系统(所谓的血管系统)以及移动 C 型(所谓的 OP 系统)。不过与上面不同,在此概念“移动”仅仅被理解为,这种 C 型在医院区域内(例如在手术室内)或者在不同房间之间是可以移动的。如上面解释的在空旷现场上的实际的移动使用,对于该移动 C 型来说是没有意义的,因此其在本发明申请中同样被归类为固定。

X 射线源和 X 射线图像检测器的相对位置或者其相对于待透视对象的位置的确定,在固定系统中是在采用所谓的校正模型的条件下一次性地在系统自身的投影矩阵中进行的。由此,表明或者校正了这种系统的可以再现的机械扭转等。在此,多数情况下这种投影矩阵针对一个 $\pm 30^\circ$ 的回转角度范围。

发明内容

本发明要解决的技术问题是,提供一种用于确定 X 射线源相对于 X 射线图像检测器位置的更好的方法,以及一种对应的 X 射线系统。

就方法而言,上述技术问题是通过一种用于确定 X 射线源至 X 射线图像检测器的相对位置的方法解决的,其中:将参考结构按照至 X 射线源的已知相对位置置于 X 射线源和 X 射线图像检测器之间的射线路径中,X 射线图像检测器记录一个带有参考结构的成像的 X 射线图像,在该 X 射线图像中确定该参考结构的成像的位置,从中确定该参考结构至 X 射线图像检测器的相对位置,从中并且从该参考结构至 X 射线源的相对位置中确定 X 射线源至 X 射线图像检测器的相对位置。

因此,与上面提到的外部解决方案不同,该方法建立了用于确定 X 射线源和 X 射线图像检测器的相对位置的内在方法。之所以是内在的,是因为位置确定以及位置识别完全从 X 射线图像中实施,而没有额外的导航以及定位设备。仅有参考结构是必需的。

在 X 射线图像中确定参考结构的成像的位置构成了位置确定的核心。一方面从对应参考结构的实际几何形状或规模、另一方面从其在 X 射线图

像中的成像的形状或规模中，可以利用适当的模式识别或图像处理的方法计算或者确定出该参考结构至 X 射线图像的成像平面的相对几何位置。在此，可以确定该位置的六个自由度、即参考结构相对于 X 射线图像的成像平面的坐标以及旋转角度。

例如，由 [Haeusler, G. 等人, “Feature-Based Object Recognition and Localization in 3D-Space, Using a Single Video Image”, Computer Vision and Image Understanding, vol. 73, Nr. 1, Januar 1999, www.idealibrary.com] 公开了一种用于定位被成像对象或确定其位置的方法，在本例中对象是在图像（即 X 射线图像）中的参考结构。

因为就 X 射线图像检测器而言成像平面相对于 X 射线图像检测器或者在 X 射线图像检测器中的位置又是已知的，另一方面就 X 射线源而言参考结构和 X 射线源的相对位置是已知的，因此可以确定 X 射线源和 X 射线图像检测器的相对位置。

参考结构可以是所有的图像以及安排或形状，它们由于其在成像系统（在此是 X 射线系统）中的二维成像而允许从该成像中明确地确定三维位置。为此，特别适合的是例如基于十字或者圆形的不对称的图形或者形状。在此，圆形例如适合于在 X 射线图像中的椭圆搜索，而十字形状适合于在 X 射线图像的傅立叶空间中的对应识别。

自然必须这样构成参考结构，使得其可以通过 X 射线辐射在 X 射线图像上成像。

因为通过本发明的方法原则上可以从每个所拍摄的 X 射线图像中确定 X 射线源和 X 射线图像检测器的相对位置，在固定的 X 射线设备中去除了如在这今公知的 X 射线方法中对应的校准步骤。

在此，前提仅仅是：参考结构在 X 射线图像中的成像不干扰或仅仅不严重地干扰其它图像信息，反之亦然。自然也可以在 X 射线源和 X 射线图像检测器可以采取的、可再现的相对位置下，在第一过程中利用本发明的方法执行几何校准，然后在此时已知的相对位置下在 X 射线路径中没有参考结构的条件下拍摄一幅例如诊断的 X 射线照片，用于对感兴趣对象纯粹诊断的目的。

可以将参考结构作为结构化的 X 射线掩模安装在 X 射线源的输出开孔之前。在该位置上容易持久地安装 X 射线掩模，或者也可以再次去除。由

于在该输出开孔上例如 X 射线源外壳的通常有利的结构，可以容易地将 X 射线掩模机械上精确地、可闭锁地、按照可精确再现位置等放置在那里。通过 X 射线掩模的结构化可以将参考结构简单地安装在该位置上，例如粘贴或插入在那里。

可以通过 X 射线掩模的局部不同的板厚度在 X 射线掩模上构成参考结构。可以特别简单地制造对应的 X 射线掩模。与粘贴或类似的不同，为了能够使得参考结构不脱离 X 射线掩模，将 X 射线掩模连同参考结构一起构成一个统一的部件。

可以在保持上面提到的条件下完全任意地构造参考结构，例如也将四个不对称设置的、X 射线学上可以识别的点作为所提到的 X 射线掩模的模式。

不过，也可以将带有不同宽度边的不对称十字用作参考结构。如上面提到的那样，十字结构在 X 射线图像中的成像特别容易通过对 X 射线图像的傅立叶变换以及在傅立叶空间中搜索找到。

确定在 X 射线源和 X 射线图像检测器之间的射线路径中由于参考结构造成的 X 射线衰减，记录对象连同该参考结构的第一 X 射线图像，并且在考虑 X 射线衰减的条件下从该第一 X 射线图像中确定在该射线路径中没有参考结构的条件下与 X 射线图像对应的人工第二 X 射线图像。

换言之，在该方法变形中将参考结构在 X 射线图像中的成像在其拍摄之后再次消除。由于参考结构的影响造成的对象在 X 射线图像中的成像的变化是已知的，因为此前已经确定了这点。这样作为结果形成了第二人工 X 射线图像，其对应于一幅在射线路径中没有参考结构的条件下对对象所拍摄的 X 射线图像。尽管如此，实际拍摄的 X 射线图像允许同时利用对象的照片确定 X 射线源和 X 射线图像检测器的位置。

作为 X 射线源采用移动 X 射线源，而作为 X 射线图像检测器采用移动 X 射线图像检测器。恰恰对于本文开始部分提到的便携式电池驱动的 X 射线系统组成部分，例如与一台便携式电脑连接，按照本发明的方法是特别具有优点的。也就是说，在每个带有参考结构所拍摄的 X 射线照片中确定各个组成部分相互之间的相对位置，而不用费事、昂贵、体积大等的辅助装置。所有的确定以及计算例如可以按照在便携式电脑中的运行的计算机程序的形式自动地实施。

因此，利用按照本发明的方法也可以：在由于 X 射线源和 X 射线图像检测器相互之间不同的相对位置造成的不同视线方向上，拍摄对象的一系列 X 射线图像，确定 X 射线源和 X 射线图像检测器相互之间的相对位置，并且借助于所确定的相对位置从该 X 射线图像的系列中确定该对象的 3D 重建立体。

即，由此在没有造价高的附加辅助装置的情况下也可以利用如上面描述的真实电池驱动的移动 X 射线系统建立 3D 图像数据。在此，起决定作用的仅仅是可以确定不同视线方向——对象在这些视线方向上在不同的 X 射线照片中被成像，因为这些视线方向对于 3D 重建来说是必需的。因为按照本发明可以将这些视线方向唯一地与 X 射线源和 X 射线图像检测器的不同相对位置对应，可以从 X 射线源和 X 射线图像检测器的相对位置确定中确定每个 X 射线图像的视线方向。换言之，进行 3D 重建的前提条件是：从由 X 射线图像确定的相对位置中可以确定不同的视线方向以及照片针对对象的几何关系，这些视线方向和几何关系对于 3D 重建来说是必需的。

在下列条件下这点尤其如此：X 射线图像检测器可以固定或放置在该检测器和 X 射线源之间的对象的固定相对位置处，而 X 射线源为了拍摄 X 射线图像序列在预定的方位角和仰角角度范围内向 X 射线图像检测器的法线偏转。由此，X 射线源与图像检测器之间的每个相对位置的改变必然造成 X 射线源和 X 射线图像检测器之间的位置改变，以及由此造成从 X 射线源至对象的视线方向的改变，这点又在 X 射线图像中表现出来。因此，给出了上面提到的唯一性。这点在实际中可以例如如下实现：患者作为待成像的对象在位于地面上的 X 射线检测器上。由此，患者和 X 射线图像检测器相互固定或相互固定在地面上。X 射线源可以在患者和 X 射线图像检测器之上对应地相对于这两个偏转，其中至 X 射线图像检测器的相对位置的改变直接与在 X 射线图像中的视线方向的改变相关联。

可以手动地和/或非手动地移动 X 射线源和/或 X 射线图像检测器。首先，对于上面提到的、对应的 X 射线系统的现场使用，提供了例如在检测器静止的条件下的 X 射线源的手动偏转。为了与完全非手动的偏转不同保证 X 射线源的至少近似可再现的手动偏转，可以采用例如简单和轻便的支架等等。与上面提到的导航系统不同，支架不限制对应的完全移动的 X 射线系统的重量、移动性、规模、体积等等。

就 X 射线系统而言,上述技术问题关于是通过一种 X 射线系统解决的,其包括: X 射线源和 X 射线图像检测器,按照至 X 射线源的已知相对位置设置在 X 射线源和 X 射线图像检测器之间的射线路径中的参考结构,以及分析单元,该分析单元用于在 X 射线图像检测器记录的 X 射线图像中确定参考结构的成像的位置,用于从中确定该参考结构至 X 射线图像检测器的相对位置,用于从中并且从该参考结构至 X 射线源的已知空间位置中确定 X 射线源至 X 射线图像检测器的相对位置。

通过分析单元对应的 X 射线系统可以用来实施本发明的方法。如上面提到的,这种分析单元例如可以是在所连接的便携式电脑中运行的计算机程序。

该 X 射线系统的优点以及其根据本发明的扩展已经结合本发明的方法进行了解说。

附图说明

对于本发明的进一步的描述参考附图的实施方式。按照示意性的原理图:

图 1 示出了用于产生患者的 3D 图像数据的移动 X 射线系统。

具体实施方式

图 1 示出了将移动的电池驱动的 X 射线设备 2 对于待透视的患者 4 的现场应用期间的情形。所示出的患者 4 患病并且不能被搬运、即不能移动。患者 4 位于空旷的现场并且必须在那里被检查或者透视。因此, X 射线系统 2 是完全电池驱动的,并且包括电池驱动的 X 射线源 6、电池驱动的平面检测器 8 和电池驱动的便携式电脑 10。

利用 X 射线系统 2 要产生患者 4 的肾 12 的 3D 图像数据。为此,将平面检测器 8 放置或者移入到位于地面 14 上的患者 4 和地面 14 之间。此外,平面检测器 8 通过数据线 16 与便携式电脑 10 连接。

X 射线源 6 在其前侧 18 具有一个输出开孔 20,通过该开孔没有示出的 X 射线辐射按照箭头 22 的方向(即按照 X 射线系统 2 的中心射线 24 的方向)向平面检测器 8 辐射。

借助于一个固定装置 16 将 X 射线掩模 28 在 X 射线源 6 上固定地并且

按照与 X 射线源 6 已知的距离或已知的几何位置进行安装。在 X 射线掩模 28 上又安装了通过其层厚度的变化实现的、以不规则的不对称十字形式的参考结构 30。

此时，没有示出的医生手动地将 X 射线源 6 保持在图 1 中所示出的位置上，其中，医生通过目测沿中心射线 24 对准平面检测器 8 或其中心。这样，医生将患者 4 的肾 12 在平面检测器 8 上 X 射线技术地成像。在此，医生利用了由其估计的患者 4 体内肾 12 的位置。如果医生认为其已经对准了所希望的患者 4 的区域，则其通过在 X 射线源 6 上个没有示出的触发按钮触发 X 射线发射，也就是说，一定剂量的 X 射线辐射沿着中心射线 24 向平面检测器 8 发送出。

在图 1 中象征性地在平面检测器 8 上描绘出了这样在平面检测器 8 中形成的 X 射线图像 32。在此，X 射线图像 32 包括肾 12 的成像 34 和参考结构 30 的成像 36。

通过数据线 16 将 X 射线图像 32 传送至便携式电脑 10 并在那里进行分析。分析是按照下列方式实现的：

在平面检测器 8 上这样固定一个假想的坐标系 38，即，其 x-y 平面构成 X 射线图像 32 的成像平面，而其 z 方向在平面检测器 8 的法线方向上（在图 1 中离开地面 14 的方向）示出。通过分析成像 36 在坐标系 38 的 x-y 平面中的坐标，确定了参考结构 30 本身的坐标在坐标系 38 中的六个自由度，即其三个 x-y-z 坐标和三个关于对应轴的旋转角度。在图 1 中通过双箭头 40 象征性地示出了该相对位置。

此外，如上面提到的，参考结构 30 至 X 射线源 6 的相对位置是已知的，在图 1 中通过双箭头 42 示出。如提到的并且在图 1 中通过双箭头 44 示出那样，因为成像 36 在固定在平面检测器 8 上的坐标系 38 中的位置以及由此相对于平面检测器 8 本身的位置也是已知的，在便携式电脑 10 从该三个相对位置中确定出 X 射线源 6 和平面检测器 8 的相对位置，如箭头 46 所示。

因为在一个没有示出的在前的校准步骤中，如在图 1 中示出的没有患者 4 的那样，进行了对于参考结构 30 的单独拍摄，因此已知了参考结构 30 是如何衰减在 X 射线源 6 和平面检测器 8 之间的 X 射线辐射。该信息被作为在校准步骤中的衰减系数存放在便携式电脑 10 中。此时，将其用于将 X 射线图像 32 与所存放的衰减系数的倒数相乘，从而从 X 射线图像 32 中消

除参考结构 30 的成像 36，并且由此产生了另一幅仅仅显示肾 12 的成像 34 的人工 X 射线图像 48。将该 X 射线图像 48 在便携式电脑 10 的显示屏 50 上示出。其对应于一幅假想的在没有参考结构 30 的条件下所拍摄的患者 4 的 X 射线图像。

此时，医生手动地按照箭头 52 和 54 的方向，即在相对于平面检测器 8 的中心法线的特定方位角和仰角角度范围内将 X 射线源 6 偏转，其中，其一直试图利用中心射线 24 测定平面检测器 8 的中心。其根据目测以及感觉或经验偏转例如分别为 $\pm 60^\circ$ 的角度范围。

通过重复地触发 X 射线的发射以及如上面描述的过程，形成了对应于 X 射线图像 32 的多个或者一系列 X 射线图像 58，它们始终通过数据线 16 被传送至便携式电脑 10 并且在那里被存储。从 X 射线图像的序列 58 中在便携式电脑 10 中计算出患者 4 的 3D 重建立体 60 以及其肾 12，因为根据上面描述的过程分别为序列 58 的每一幅 X 射线图像确定了在 X 射线源和平面检测器 8 之间通过箭头 46 表示的相对位置。

因为根据上面的过程从 X 射线图像的序列 58 中分别分离出了参考结构 30 的成像 36，这点也不会导致在 3D 重建立体 60 中的伪影。

