



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110461237 B

(45) 授权公告日 2020.10.09

(21) 申请号 201880020011.2

(22) 申请日 2018.12.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110461237 A

(43) 申请公布日 2019.11.15

(30) 优先权数据
18150119.8 2018.01.03 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.20

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/086841 2018.12.24

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/134874 EN 2019.07.11

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·塞内加 M·贝格特尔特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄

(51) Int.Cl.
A61B 6/08 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/06 (2006.01)

(56) 对比文件
WO 2017076841 A1, 2017.05.11
US 2012250972 A1, 2012.10.04
US 2017100089 A1, 2017.04.13
CN 105873517 A, 2016.08.17
CN 106793983 A, 2017.05.31
CN 105873538 A, 2016.08.17
CN 104619254 A, 2015.05.13

审查员 庞庆范

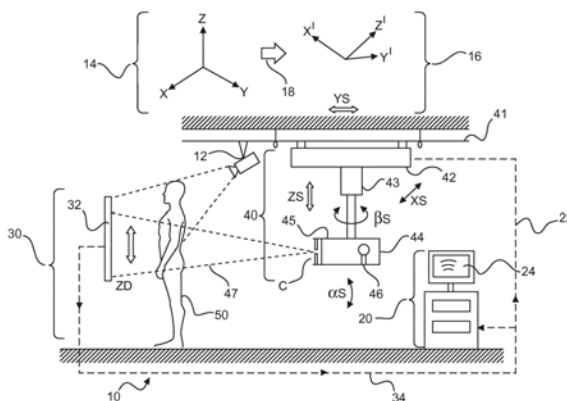
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54) 发明名称

视场调节

(57) 摘要

患者在X射线成像系统中的适当定位能够存在针对医学专业人员的困难,一方面是由于需要在X射线图像中捕获的重要解剖学方面的小尺寸,并且另一方面是由典型患者呈现的视场中的显著移动。本申请提出在获得初始X射线图像的大致相同时间获得视场中患者的位置的图像。如果证明有必要获得具有经更新的视场设置的后续X射线图像(例如,准直参数),则拍摄第二图像的点处患者的移动被考虑到经更新的视场设置的提供中。



1. 一种用于调节X射线成像系统的视场的装置(20),包括:

-输入单元(22);以及

-处理单元(24);

其中,所述输入单元(22)被配置为(i)从基于患者位置相机的第一坐标系的所述患者位置相机采集初始位置中的患者的初始患者位置图像数据,并且(ii)从被配置为初始视场设置的X射线系统采集所述患者的初始X射线图像数据,

其中,所述初始患者位置图像数据和所述初始X射线图像数据是实质上同时采集的;

其中,所述处理单元(24)被配置为:在所述初始X射线图像数据中探测一项患者解剖结构的部分;预测用于对所述初始X射线图像数据的第二坐标系中的所述一项患者解剖结构进行增强成像的改进的视场设置,其中,所述预测是使用解剖模型提供的;从所述患者位置相机获得后续患者位置图像数据;通过将所述后续患者位置图像数据与所述初始患者位置图像数据进行比较来生成患者位置误差数据;并且基于所述患者位置误差数据和所述改进的视场设置来提供后续视场设置。

2. 根据权利要求1所述的装置(20),

其中,所述处理单元(24)还被配置为将所述改进的视场设置从所述第二坐标系变换到所述第一坐标系中,其中,所述后续视场设置基于经变换的改进的视场设置。

3. 根据权利要求1所述的装置(20),

其中,所述处理单元(24)还被配置为通过以下操作来提供所述后续视场设置:将所述患者位置误差数据从所述第一坐标系变换到所述第二坐标系中,并且将所述改进的视场设置与经变换的患者位置误差数据进行组合以形成所述后续视场设置。

4. 根据权利要求2或3中的一项所述的装置(20),

其中,所述处理单元(24)还被配置为将所述改进的视场设置提供为所述第二坐标系中的边界框,所述边界框对所述解剖模型中的元素进行划界。

5. 根据前述权利要求中的一项所述的装置(20),还包括:

-输出单元(27);

其中,所述输出单元还被配置为基于所述后续视场设置来输出X射线系统配置命令。

6. 根据权利要求5所述的装置(20),

其中,所述X射线系统配置命令包括以下中的一项或多项:X射线源准直器参数数据、X射线源倾斜数据、X射线源平摇数据、X射线源X平移数据、X射线源Y平移数据、X射线源Z平移数据、X射线探测器X平移数据、X射线探测器Y平移数据、X射线探测器Z平移。

7. 根据前述权利要求中的一项所述的装置(20),

其中,所述处理单元(24)还被配置为相对于所述初始X射线图像数据的所述第二坐标系校准所述患者位置相机的所述第一坐标系。

8. 根据前述权利要求中的一项所述的装置(20),

其中,所述处理单元(24)还被配置为连续地采集患者位置图像数据,并且连续计算所述患者位置误差数据和所述后续视场设置。

9. 根据前述权利要求中的一项所述的装置(20),

其中,所述输入单元(22)还被配置为接收X射线检查协议数据;并且

其中,所述处理单元(24)还被配置为基于所述X射线检查协议来生成所述初始视场设

置,并且额外地基于所述X射线检查协议数据来生成对所述改进的视场设置的所述预测。

10. 一种X射线成像系统(10),包括:

-X射线源(40),其被配置为将患者的感兴趣区域暴露于X射线辐射;

-X射线探测器(30),其被配置为接收由所述X射线源发射的X射线辐射,从而提供患者的X射线图像数据;

-患者成像相机(12),其被配置为获得患者的所述感兴趣区域的患者位置图像数据;以及

-根据权利要求1至9中的一项所述的装置(20);

其中,所述装置(22)的所述输入单元被配置为从所述患者位置相机采集初始位置中的患者的初始患者位置图像数据,并且从所述X射线探测器采集所述患者的初始X射线图像数据;并且

其中,所述X射线源(40)和/或所述X射线探测器(30)能够基于由所述装置(20)生成的初始视场设置和后续视场设置被配置为初始视图状态和后续视图状态。

11. 根据权利要求10所述的X射线成像系统(10),

其中,所述患者成像相机(12)是视频相机、红外相机或深度相机。

12. 根据权利要求10所述的X射线成像系统(10),还包括:

-包括多个相机的多视图相机系统,其中,所述初始患者位置图像数据是使用所述多视图相机系统提供的。

13. 一种用于调节X射线成像系统的视场的方法,包括:

a) 从基于患者位置相机的第一坐标系的所述患者位置相机采集初始位置中的患者的初始患者位置图像数据,

b) 从被配置为初始视场设置的X射线系统采集所述患者的初始X射线图像数据,其中,所述初始患者位置图像数据和所述初始X射线图像数据是实质上同时采集的;

c) 在所述初始X射线图像数据中探测一项患者解剖结构的部分;

d) 预测用于对所述初始X射线图像数据的第二坐标系中的所述一项患者解剖结构进行增强成像的改进的视场设置;

其中,所述预测是使用解剖模型提供的;

e) 从所述患者位置相机获得后续患者位置图像数据;

f) 通过将所述后续患者位置图像数据与所述初始患者位置图像数据进行比较来生成患者位置误差数据;以及

g) 基于所述患者位置误差数据和所述改进的视场设置来提供后续视场设置。

14. 一种用于控制根据权利要求1至11中的一项所述的处理单元和/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单元和/或系统运行时,所述计算机程序单元适于执行根据权利要求13所述的方法。

15. 一种存储有根据权利要求14所述的计算机程序单元的计算机可读介质。

视场调节

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及一种用于调节X射线成像系统的视场的装置、一种X射线成像系统、一种用于调节X射线成像系统的视场的方法、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] 当已经获得缺失重要解剖学特征的初步X射线图像时,在放射学领域中经常发生对重新拍摄X射线图像的需要。这种情况通常由于X射线装置被设置为提供与患者的物理位置相关的不期望的视场设置(例如,不正确设置的准直器)而发生,其中,在采集初步X射线图像之前未识别关于这些设置的缺陷。视场外的患者运动也导致视场设置错误。

[0003] US 2015/0228071A1讨论了一种X射线成像方法,其使用空间深度信息来更新图像准直窗口。然而,可以进一步改进这些方法。

发明内容

[0004] 因此,能够需要提供一种装置,其在X射线采集协议期间减轻对X射线放射科人员及其患者的负担。

[0005] 由独立权利要求的主题解决了本发明的目的。另外的实施例并入于从属权利要求中。

[0006] 根据第一方面,提供了一种用于调节X射线成像系统的视场的装置,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(i)从基于患者位置相机的第一坐标系的患者位置相机采集初始位置中的患者的初始患者位置图像数据,并且(ii)从被配置为初始视场设置的X射线系统采集患者的初始X射线图像数据,其中,所述初始患者位置图像数据和所述初始X射线图像数据是实质上同时采集的。

[0010] 所述处理单元被配置为:在所述初始X射线图像数据中探测一项患者解剖结构的部分;预测用于对所述初始X射线图像数据的第二坐标系中的所述一项患者解剖结构进行增强成像的改进的视场设置,其中,所述预测是使用解剖模型提供的;从所述患者位置相机获得后续患者位置图像数据;通过将所述后续患者位置图像数据与所述初始患者位置图像数据进行比较来生成患者位置误差数据;并且基于所述患者位置误差数据和所述改进的视场设置来提供后续视场设置。

[0011] 因此,提出了组合实质上同时采集的患者位置图像数据和初始X射线图像数据,并且通过校正用于采集患者位置图像数据的相机和X射线系统的相应的坐标系的差异,向X射线系统提供视场设置,其改进了后续X射线患者图像。

[0012] 任选地,所述处理单元还被配置为将改进的视场设置从所述第二坐标系变换到所述第一坐标系中,其中,所述后续视场设置基于经变换的改进的视场设置。

[0013] 任选地,所述处理单元还被配置为通过以下操作来提供所述后续视场设置:将所述患者位置误差数据从第一坐标系变换到第二坐标系中,并且将所述改进的视场设置与经变换的患者位置误差数据组合以形成后续视场设置。

[0014] 因此,用于采集患者位置误差数据的相机可以处于与被定位于第二坐标系中的X射线源和探测器对的坐标系不同的第一坐标系中。

[0015] 任选地,所述处理单元还被配置为将改进的视场设置提供为对所述解剖模型中的元素进行划界的第二坐标系中的边界框。

[0016] 因此,可以在X射线图像的空间域中计算对X射线成像系统的视场设置的建议校正。

[0017] 任选地,所述装置还包括输出单元。所述输出单元还被配置为基于后续视场设置输出X射线系统配置命令。

[0018] 因此,可以根据由装置执行的计算来调节X射线系统的视场。

[0019] 任选地,所述X射线系统配置命令包括以下中的一项或多项:X射线源准直器参数数据、X射线源倾斜数据、X射线源平摇数据、X射线源X平移数据、X射线源Y平移数据、X射线源Z平移数据、X射线探测器X平移数据、X射线探测器Y平移数据、X射线探测器Z平移。

[0020] 任选地,所述处理单元还被配置为相对于初始X射线图像数据的第二坐标系校准所述患者位置相机的第一坐标系。

[0021] 因此,观察到在患者位置误差数据之间的准确度的改进。

[0022] 任选地,所述处理单元还被配置为连续地采集患者位置图像数据,并且连续计算所述患者位置误差数据和所述后续视场设置。

[0023] 因此,可以以最小延迟提供后续视场设置。

[0024] 任选地,所述输入单元还被配置为接收X射线检查协议数据。所述处理单元还被配置为基于X射线检查协议来生成所述初始视场设置,并且额外地基于所述X射线检查协议数据来生成对所述改进的视场设置的预测。

[0025] 根据第二方面,提供一种X射线成像系统,包括:

[0026] -X射线源,其被配置为将患者的感兴趣区域暴露于X射线辐射;

[0027] -X射线探测器,其被配置为接收由所述X射线源发射的X射线辐射,从而提供患者的X射线图像数据;以及

[0028] -患者成像相机,其被配置为获得患者的感兴趣区域的患者位置图像数据;以及

[0029] -根据第一方面的装置。

[0030] 所述装置的输入单元被配置为从所述患者位置相机采集初始位置中的患者的初始患者位置图像数据,并且从所述X射线探测器采集所述患者的初始X射线图像数据。

[0031] 所述X射线源和/或所述X射线探测器能够基于由所述装置生成的初始和后续视场设置被配置为初始和后续视图状态。

[0032] 任选地,所述患者成像相机是视频相机、红外相机或深度相机。

[0033] 因此,可以组合从深度相机采集的3D数据和使用解剖模型从第一X射线图像提取的解剖数据,以获得具有改进的准确度的后续视场设置。

[0034] 任选地,根据第二方面的系统还包括:包括多个相机的多视图相机系统,其中,初始患者位置图像数据是使用所述多视图相机系统提供的。

[0035] 多视图相机系统在感兴趣场中提供患者的更好的空间分辨率,因此改进后续视场设置的准确度。

[0036] 任选地,后续视场设置被设置为提供完全在初始视场外(不包括)的视场。

[0037] 任选地,后续视场设置被设置为提供与初始视场交叠的视场。

[0038] 根据第三方面,提供了一种用于调节X射线成像系统的视场的方法,包括:

[0039] a) 从基于患者位置相机的第一坐标系的患者位置相机采集初始位置中的患者的初始患者位置图像数据,

[0040] b) 从被配置为初始视场设置的X射线系统采集所述患者的初始X射线图像数据,其中,所述初始患者位置图像数据和所述初始X射线图像数据是实质上同时采集的;

[0041] c) 在所述初始X射线图像数据中探测一项患者解剖结构的部分;

[0042] d) 预测用于对所述初始X射线图像数据的第二坐标系中的所述一项患者解剖结构进行增强成像的改进的视场设置,其中,所述预测是使用解剖模型提供的;

[0043] e) 从所述患者位置相机获得后续患者位置图像数据;

[0044] f) 通过将所述后续患者位置图像数据与所述初始患者位置图像数据进行比较来生成患者位置误差数据;以及

[0045] g) 基于所述患者位置误差数据和所述改进的视场设置来提供后续视场设置。

[0046] 任选地,提供后续视场设置还包括:

[0047] g2) 将患者位置误差数据从第一坐标系变换到第二坐标系中;

[0048] g3) 将改进的视场设置与经变换的患者位置误差数据进行组合,以形成后续视场设置。

[0049] 根据第四方面,提供了一种用于控制根据第一和/或第二方面的处理单元和/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单元和/或系统运行时,所述计算机程序单元适于执行第三方方面的方法。

[0050] 根据第五方面,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。

[0051] 在以下申请中,术语“X射线成像系统的视场”是指在典型的曝光期间X射线图像捕获的患者的感兴趣区域的部分。X射线成像系统的视场通常由X射线源与X射线探测器的距离以及X射线探测器和X射线源孔的特性来定义。在简单的情况下,可以通过在X射线源和X射线探测器之间的光束路径中放置准直器(其可以具有一个或多个快门)来调节视场。调节视场的另一种方式是通过倾斜(相对于X射线探测器调节垂直角度)和/或平摇(相对于X射线探测器调节水平角度)X射线源。调节视场的另一种方式是通过相对于彼此水平和/或垂直平移X射线源和/或X射线探测器中的任一者或两者。调节视场的另一种方式是通过增加或减少在X射线源和X射线探测器之间的距离间隔。

[0052] 将意识到,前先前段落中讨论的参数的全部或子集的变化可以使得由X射线探测器探测到的解剖特征移出视场或者移入视场。因此,设置具有适当视场的X射线系统所需的数据称为“视场数据”。

[0053] 例如,术语“视场数据”可以包括步进电机位置指令,以设置以下中的一个或多个:准直器构件,或者定位电机,其定义X射线探测器和/或X射线源的平摇、倾斜、距离分离、垂直和水平位置。

[0054] 在以下申请中,术语“初始患者位置图像数据”是指例如在采集初始X射线图像的

时刻站在X射线系统的目标区域中的患者的图像或视频。经由被定位于第一坐标系中的患者位置相机采集初始患者位置图像数据,所述第一坐标系与X射线成像系统的X射线源和X射线探测器对的坐标系不同。例如,在拍摄初始X射线图像的1ms、10ms或100ms内采集初始患者位置图像数据,并且出于本申请的目的,术语“实质上同时”在这些时间范围内。

[0055] 在以下申请中,术语“解剖模型”是指通常在处理单元(例如计算机)上存储和执行的数据结构。解剖模型通常包含定义患者的常见解剖特征的位置和形状的信息。例如,典型的解剖模型包含诸如例如肺、肋骨、脊柱的结构表示,以及某个解剖元素存在于某个位置中的可能性。解剖模型通常被设计为允许从器官的图像的不完整部分识别解剖元素。

[0056] 在以下申请中,术语“患者位置误差数据”是指使用被定位于第一坐标系中的患者位置相机对从初始患者位置开始的后续患者位置的跟踪。例如,如果患者在已经获得初始X射线图像之后向X射线成像探测器迈一步,则患者位置误差数据同样反映患者现在更靠近X射线探测器一步并且更远离X射线源一步(一旦完成从第一坐标系到第二坐标的变换)。

[0057] 因此,本申请的基本思想是在获得第一X射线图像时捕获初始患者位置。使用患者相机跟踪患者移动使得能够计算对感兴趣解剖部分正确成像所需的视场的实时更新,从而使第二X射线曝光更加成功。换句话说,建议在获得初始X射线图像的大致相同的时间获得视场中的患者的位置的图像。如果其证明有必要获得具有经更新的视场设置(例如,准直参数)的后续X射线图像,则在拍摄第二图像时患者的移动被考虑到经更新的视场设置的提供中。

附图说明

[0058] 现在将参考以下附图描述本发明的示范性实施例:

[0059] 图1图示了X射线成像系统的示意性侧视图。

[0060] 图2示意性地图示了根据第一方面的装置。

[0061] 图3示出了患者定位的范例。

[0062] 图4示意性地图示了根据第三方面的方法。

具体实施方式

[0063] 在放射摄影检查中,一个要求是相对于X射线探测器和X射线源准确定位患者,并且然后使系统的几何配置和X射线系统参数适应患者的解剖结构。作为范例,X射线源中的准直窗口的尺寸和形状应该适于要成像的身体部位的尺寸。

[0064] 甚至假设技术操作者经验丰富,常常目标解剖结构也不完全包括于最终的X射线图像中。因此,缺少重要的解剖结构。典型的原因可能包括不正确的准直窗口设置、患者相对于X射线源和/或X射线探测器的定位、或者在图像采集之前不久患者的故意或非故意移动。其它视场误差能够由患者运动引起。

[0065] 如果获得排除了许多具有诊断重要性的解剖区的X射线图像,则需要拍摄后续X射线图像。目前,很少或没有给予X射线系统操作者反馈以找到改进的视场(例如准直)设置。常常,在困难的情况下,需要若干重新拍摄以获得令人满意的图像。这增加了患者所经受的辐射曝光,并且可能对患者是不舒服的体验,从而意味着更长的检查时间和医院流程的延迟。

[0066] 图1图示了根据第二方面的示范性X射线成像系统10的示意性侧视图,以提供用于以下讨论的背景。然而,将意识到,可以提供落入本权利要求范围内的许多X射线成像系统。

[0067] 在图1中,示出了在具有在临床放射摄影中最常见的投影几何结构之一(胸部的后-前视图)中拍摄的X射线图像的过程中的患者。

[0068] X射线成像系统10包括控制装置20、X射线探测器30和X射线源40。患者50通常站立于X射线源40和X射线探测器30之间的感兴趣区域中。

[0069] X射线成像源40被支撑在台车42上,台车42被配置为在X射线成像套件中沿着顶部轨道41滑动。这使得X射线源40能够朝向患者50或远离患者50进行平移移动(维度YS)。X射线成像源40通过支撑构件43悬挂于台车42。支撑构件43可在上下方向(朝向和远离地板,方向ZS)上移动。任选地,X射线成像源40还可围绕支撑构件43的轴线方位角地旋转(βS),并且可倾斜(αS)。

[0070] X射线成像源组件44附接到支撑构件43,并且包括基本上X射线辐射密封的壳体45,其内部具有X射线发射器46(通常,X射线发射器46是旋转阳极X射线发射器)。然而,壳体45被配置为允许朝向患者50发射X射线射束。X射线壳体45还包括准直窗口C,其中,电机驱动的快门使得能够控制发射的X射线射束的形状。使用经由数字数据链路40发送的来自控制装置20的数据信号控制X射线成像源40。

[0071] X射线探测器30可以包括例如数字平板探测器32,其被布置为接收从X射线源40发射的X射线射束47。X射线探测器30使用数字数据链路34发送X射线图像数据以控制装置20。尽管未在图1中示出,但是X射线探测器30也可以任选地布置在伺服电机致动装置上,以实现倾斜以及水平和垂直平移。

[0072] X射线源40和X射线探测器30在X射线成像套件中的相对定位以及例如准直设置实现X射线系统的整体视场。在准直器C被设置为限制在后前视图中患者左侧的视场并且患者向其左侧迈出一步的假设情况下,那么患者自己将充分重新定位在视场内,以阻止对感兴趣的解剖项目进行正确成像。

[0073] 作为极端范例,以实质性的向下倾斜 αS 将X射线源壳体45定位为靠近天花板,导致具有显著的“拱顶形”效应的视场。

[0074] 图1中图示的X射线成像系统10还包括患者成像相机12。患者成像相机12优选地是深度相机,但也可以是标准视频相机或红外相机。本文将患者成像相机12示出为从顶部轨道41对患者成像,但是将意识到,患者成像相机12可以实质上放置在具有患者50的无障碍视场的X射线成像套件中的任何位置。值得注意的是,患者成像相机12处于第一坐标系14中,第一坐标系14不同于由X射线源40和探测器30定义的第二坐标系16。例如,由于在患者成像相机12和X射线成像系统10之间的不同对准,第一坐标系与第二坐标系偏移一定角度。因此,在第一和第二坐标系之间的变换将是相同幅度的反向偏移。可以提供更复杂的坐标变换,例如,发散坐标系(以考虑由患者成像相机的天花板安装引起的发散或“拱顶形”效应)。

[0075] 将意识到,出于解剖学尺度处的准确度的目的,将患者成像相机12直接放置在X射线源壳体45上和/或直接放置在X射线探测器30上仍然能够认为导致“显著不同”的坐标系。

[0076] 因此,对于患者成像相机12的任何放置,在患者成像相机12的参考系与X射线源40和X射线探测器30的参考系之间存在坐标变换18。

[0077] 现在转向用于调节X射线成像系统的视场的装置20,根据第一方面提供了一种用于调节X射线成像系统的视场的装置。装置20包括:

[0078] -输入单元22;以及

[0079] -处理单元24。

[0080] 输入单元22被配置为(i)从基于患者位置相机的第一坐标系的患者位置相机采集在初始位置的患者的初始患者位置图像数据,并且(ii)从被配置为初始视场设置的X射线系统采集患者的初始X射线图像数据,其中,实质上同时采集初始患者位置图像数据和初始X射线图像数据。

[0081] 处理单元24被配置为:在初始X射线图像数据中探测一项患者解剖结构的部分;预测用于对初始X射线图像数据的第二坐标系中的一项患者解剖结构进行增强成像的改进的视场设置,其中,使用解剖模型提供预测;从患者位置相机获得后续患者位置图像数据;通过将后续患者位置图像数据与初始患者位置图像数据进行比较来生成患者位置误差数据;并且基于患者位置误差数据和改进的视场设置来提供后续视场设置。

[0082] 图2示意性地图示了根据第一方面的装置。

[0083] 图2所示的装置20包括输入单元22和处理单元24。装置20用作数据处理器,并且可以实现为例如在通用计算机上执行的软件、嵌入式微处理器、数字信号处理器、现场可编程门阵列、这些的组合,或本领域技术人员已知的备选方案。

[0084] 现在要讨论的具体范例涉及实施例,其中,X射线系统的视场仅由准直设置定义,但是视场设置的计算当然可以取决于所使用的X射线系统的特定类型和几何结构进行扩展。

[0085] 从X射线探测器(例如平板数字探测器)采集的初始X射线图像数据26由输入单元22在与初始患者位置图像数据28实质上相同的时刻采集。在此时X射线系统被配置为初始视图设置。实际上,在1ms、10ms或100ms周围的初始X射线图像数据26和患者位置图像数据28的采集时间的变化是允许的,而没有性能的显著恶化。

[0086] 任选地,处理单元24可以执行各种预处理操作以格式化初始X射线图像数据26和/或初始患者位置图像数据28,例如对比校正和/或对图像进行去噪。

[0087] 处理单元24执行图像分析子例程,所述图像分析子例程使得能够识别在初始X射线图像数据26中的一项患者解剖结构的部分。例如,边缘探测算法可以应用于初始X射线图像数据26,并且然后可以进行与解剖模型的比较。与解剖模型中的类似点相比在初始X射线图像数据26中遭受准直误差的点将被识别为具有尖锐非解剖边缘的点,使得能够在初始X射线图像数据26中探测一项患者解剖结构的部分。

[0088] 对一项患者解剖结构的部分的探测与处于第二坐标系(X射线采集系统的坐标系)中的初始X射线图像数据26有关。

[0089] 随后,获得改进的视场设置的预测。例如,可以进行解剖模型与初始X射线图像数据中的一项患者解剖结构的探测到的部分的比较。可以使用解剖模型生成X射线图像数据26的第二坐标空间中的边界框,以指示应如何更新视场以使得能够以其整体识别解剖特征(例如截短的肺)。由此获得第二坐标空间中的一组更新坐标,从而形成改进的视场设置的预测。

[0090] 在获得初始X射线图像数据26的时间与以更新的视场设置拍摄后续X射线图像的

时间之间,患者可能会已经移动。因此,简单地通过将边界框坐标变换为(在这种情况下)准直设置来计算新的视场设置将不足以产生高质量的最终图像,因为这样的准直设置将不考虑由在已经获得初始X射线图像数据26之后患者的移动引起的额外的误差。

[0091] 因此,在尽可能接近使用改进的视场设置对后续X射线图像数据的采集的时间,从患者位置相机获得后续患者位置图像数据。后续患者位置图像的目的是识别患者的相对运动,所述相对运动在获得初始患者位置图像数据的时间从患者位置开始,并以尽可能接近使用改进的视场设置对后续X射线图像数据的采集的时间结束。

[0092] 本领域技术人员将意识到,可以使用各种各样的图像和/或视频处理技术来生成患者位置数据,例如光流、特征点跟踪、界标探测和跟踪、拟合3D表面模型(任选地根据先前的患者成像扫描导出的)。

[0093] 值得注意的是,在患者位置相机的第一坐标系中捕获患者位置误差数据。如前所述,在该范例中,改进的视场设置的预测存在于X射线成像系统的第二坐标系中。

[0094] 优选地,改进的视场设置的预测(例如,边界框的坐标)被变换到患者位置相机的第一坐标系中并进行被比较。特别地,如果患者的另外的移动导致在边界框与患者之间缺乏对应性,则生成基于患者位置误差数据和改进的视场设置的后续视场设置。

[0095] 合适变换的简单范例是旋转矩阵,但是可以应用许多其它坐标变换技术,例如在第一和第二坐标系之间的散度(有用于解决由患者成像相机12以相对于患者的陡倾斜角的定位引起的“拱顶形”效应)。

[0096] 在另一范例中,可以将在其第一坐标系中的患者位置误差数据变换到X射线成像系统的第二坐标系中。

[0097] 在另一范例中,可以将在其第一坐标系中的患者位置误差数据和在其第二坐标系中的改进的视场设置两者变换到第三坐标系中。值得注意的是,患者位置相机位置和X射线系统位置在使用之前被校准,使得可以获得在第一坐标系和第二坐标系之间转换所必须的坐标变换。

[0098] 任选地,装置20将改进的视场设置传递到X射线成像系统,以准备采集后续X射线成像数据。

[0099] 任选地,装置20指导X射线成像系统基于改进的视场设置获得后续X射线成像数据。

[0100] 任选地,装置20向操作者提供视觉反馈(例如,经由到X射线系统的屏幕的显示信号),以指导操作者手动改变系统的视场(例如,通过改变准直参数)和/或在极端情况下移动患者。

[0101] 任选地,患者位置相机跟踪额外的患者运动,其用于计算患者的更新位置。可以根据在第一坐标系和第二坐标系之间的变换来实时更新准直参数。

[0102] 因此,已经描述了一种图像采集方法,其使用在初始患者位置图像数据28和从初始X射线图像数据26提取的解剖数据之间的反馈回路。

[0103] 在该方法的另一范例中,患者位置相机是深度相机,例如能够组合深度数据和视频数据的结构光相机。

[0104] 在该范例中,定位以合适的帧速率提供深度数据和常规视频数据的深度相机,从而以最小的障碍对检查区成像。

[0105] 然后,当已经相对于放射摄影系统的几何结构校准了相机位置和取向时,可以将相机几何结构中的点映射到X射线系统几何结构中,并且反之亦然。

[0106] 随后,实质上与初始X射线图像数据同时地采集患者的深度图像和患者位置图像(视频)。

[0107] 在X射线图像中自动探测目标解剖结构的位置和形状。如果在获得的X射线图像(在第一准直设置处获得的)中缺失解剖结构,则基于先前的解剖学知识(例如,根据统计解剖模型)预测其最可能的位置。使用与初始X射线图像数据相比较的解剖模型获得示出缺失解剖结构的最佳位置的边界框。

[0108] 使用校准步骤中计算出的在第一坐标系和第二坐标系之间的坐标变换,将边界框的坐标变换到患者位置相机的坐标系中,并与采集的深度数据进行比较。

[0109] 然后,根据在边界框和采集的深度数据之间的对应性导出最佳视场参数(在这种情况下,准直设置)。使用这些设置更新X射线系统准直器。

[0110] 图3图示了由本发明解决的问题。

[0111] 图3a)示出了初始X射线图像数据的采集。在这种情况下,右肺60被裁切,因为准直窗口62太窄并且患者没有居中定位。

[0112] 图3b)和图3c)图示了获得最终图3c)所需的第一和第二重新拍摄,包括重新设置准直参数和重新定位患者。

[0113] 根据本方面,可以在第一采集之后立即使用在内部解剖结构和患者图像数据(例如,2D图像数据和/或3D表面数据)之间的对应性,计算用于重新拍摄的最佳位置和检查参数。

[0114] 将意识到,本发明的各方面对涉及可变视场的X射线系统具有广泛的适用性,其中,患者的移动是图像质量的风险。例如,该技术也适用于荧光透视X射线成像。

[0115] 根据第二方面,提供了一种X射线成像系统,包括:

[0116] -X射线源40,其被配置为将患者的感兴趣区域暴露于X射线辐射;

[0117] -X射线探测器30,被配置为接收由X射线源40发射的X射线辐射,从而提供患者的X射线图像数据;以及

[0118] -患者成像相机12,其被配置为获得患者的感兴趣区域的患者位置图像数据;以及

[0119] -根据第一方面的装置20。

[0120] 该装置的输入单元被配置为从患者位置相机采集初始位置中的患者的初始患者位置图像数据,并且从X射线探测器采集患者的初始X射线图像数据。

[0121] 基于由装置20生成的初始和后续视场设置,X射线源40和/或X射线探测器30可配置为初始和后续视图状态。

[0122] 任选地,患者成像相机是视频相机、红外相机或深度相机。

[0123] 因此,可以在从深度相机采集的3D数据与使用解剖模型从第一X射线图像提取的解剖数据之间进行比较。这改进了后续视场设置的准确度。

[0124] 任选地,根据第二方面的系统还包括多视图相机系统,其包括多个相机,其中,使用多视图相机系统提供初始患者位置图像数据。

[0125] 多视图相机系统在感兴趣场中提供患者的更好的空间分辨率,从而改进后续视场设置的准确度。

- [0126] 任选地,在第三方面中,提供后续视场设置还包括:
- [0127] g1) 将改进的视场设置从第二坐标系变换到第一坐标系中,其中,后续视场设置基于经变换的改进的视场设置。
- [0128] 任选地,在第三方面中,提供改进的视场设置被提供为对解剖模型中的元素进行划界的第二坐标系中的边界框。
- [0129] 任选地,第三方面包括基于后续视场设置输出X射线系统配置命令。
- [0130] 任选地,在第三方面,X射线系统配置命令包括以下中的一项或其组合:
- [0131] h1) X射线源准直器参数;
- [0132] h2) X射线源倾斜数据;
- [0133] h3) X射线源平摇(pan)数据;
- [0134] h4) X射线源X平移数据;
- [0135] h5) X射线源Y平移数据;
- [0136] h6) X射线源Z平移数据;
- [0137] h7) X射线探测器X平移数据;
- [0138] h8) X射线探测器Y平移数据;以及
- [0139] h9) X射线探测器Z-平移数据。
- [0140] 任选地,在第三方面中,患者位置相机是视频相机、红外相机或深度相机。
- [0141] 任选地,在第三方面中,使用包括多个相机的多视图相机系统来提供初始患者位置图像数据。
- [0142] 任选地,第三方面还包括:
- [0143] b1) 相对于初始X射线图像数据的第二坐标系校准患者位置相机的第一坐标系。
- [0144] 任选地,在第三方面中,连续采集患者位置图像数据,以使得能够连续计算患者位置误差数据和后续视场设置。
- [0145] 任选地,第三方面还包括:
- [0146] a1) 加载X射线检查协议;
- [0147] 其中,在步骤a)中,基于X射线检查协议生成初始视场设置;以及
- [0148] 其中,在步骤d)中,额外地基于X射线检查协议生成改进的视场设置的预测。
- [0149] 根据第四方面的计算机程序单元可以存储在计算机单元上,该计算机单元也可以是本发明的实施例。该计算单元可以适于执行上述方法的步骤或引起上述方法的步骤的执行。此外,其可以适于操作上述装置的部件。
- [0150] 计算单元可以适于自动操作和/或执行用户的命令。可以将计算机程序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成执行本发明的方法。
- [0151] 本发明的该示范性实施例涵盖从一开始就安装了本发明的计算机程序,以及通过更新将现有程序转换为使用本发明的程序的计算机程序两者。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序可也可以以其他形式来分布,例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布。
- [0152] 然而,所述计算机程序也可以存在于诸如万维网的网络上并能够从这样的网络中下载到数据处理器的的工作存储器中。根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种用于使

得计算机程序单元可用于下载的介质,其中,所述计算机程序单元被布置为执行根据本发明的之前描述的实施例之一所述的方法。

[0153] 应该指出,本发明的实施例参考不同主题加以描述。具体而言,一些实施例参考方法类型的权利要求加以描述,而其他实施例参考设备类型的权利要求加以描述。然而,本领域技术人员将从以上和下面的描述中了解到,除非另行指出,除了属于一种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其他组合也被认为由本申请公开。

[0154] 所有特征能够被组合以提供超过特征的简单加和的协同效应

[0155] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。

[0156] 通过研究附图、说明书和从属权利要求,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0157] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他单元或步骤,并且,词语“一”或“一个”并不排除多个。单个处理器或其他单元可以履行权利要求书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。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

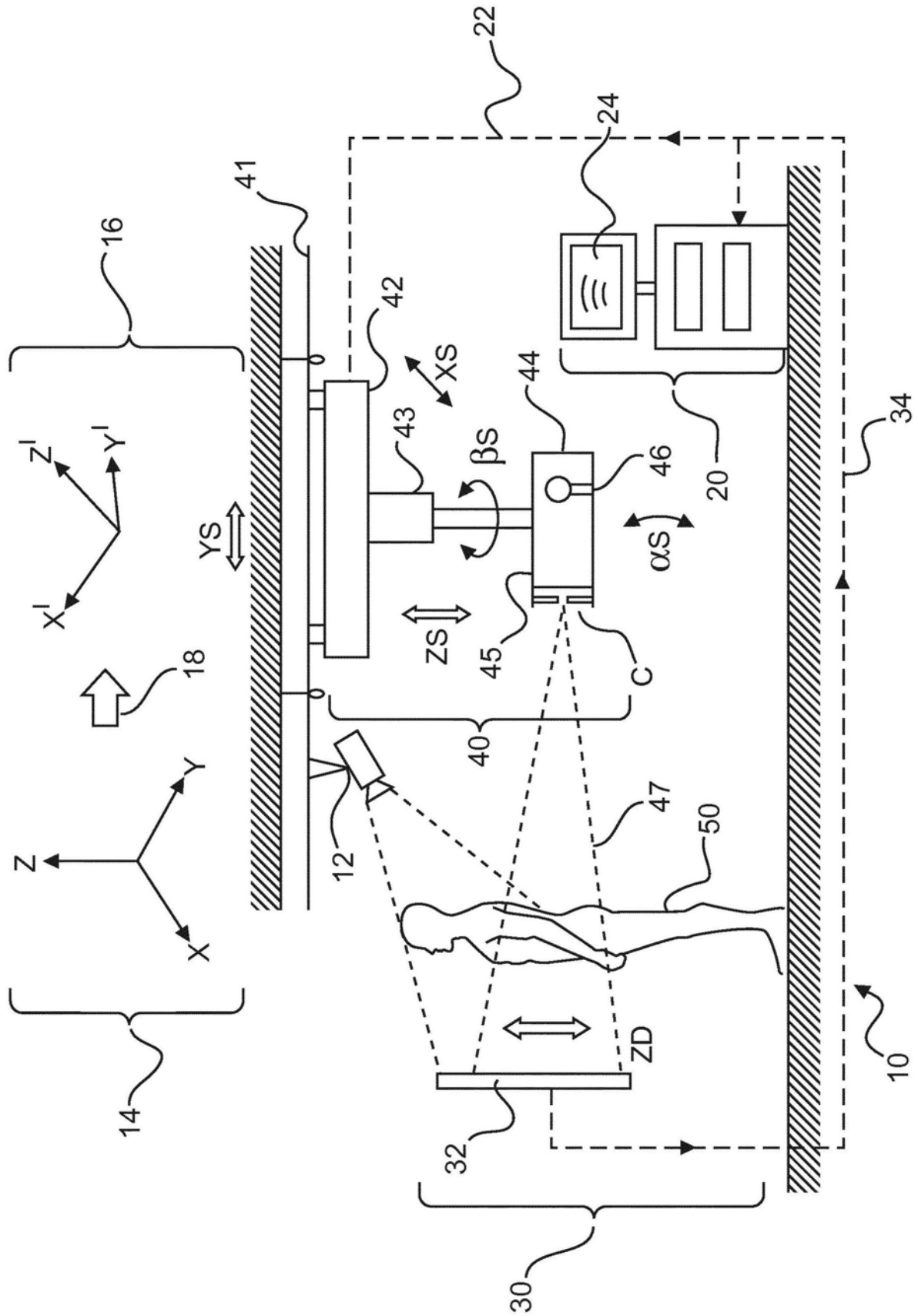


图1

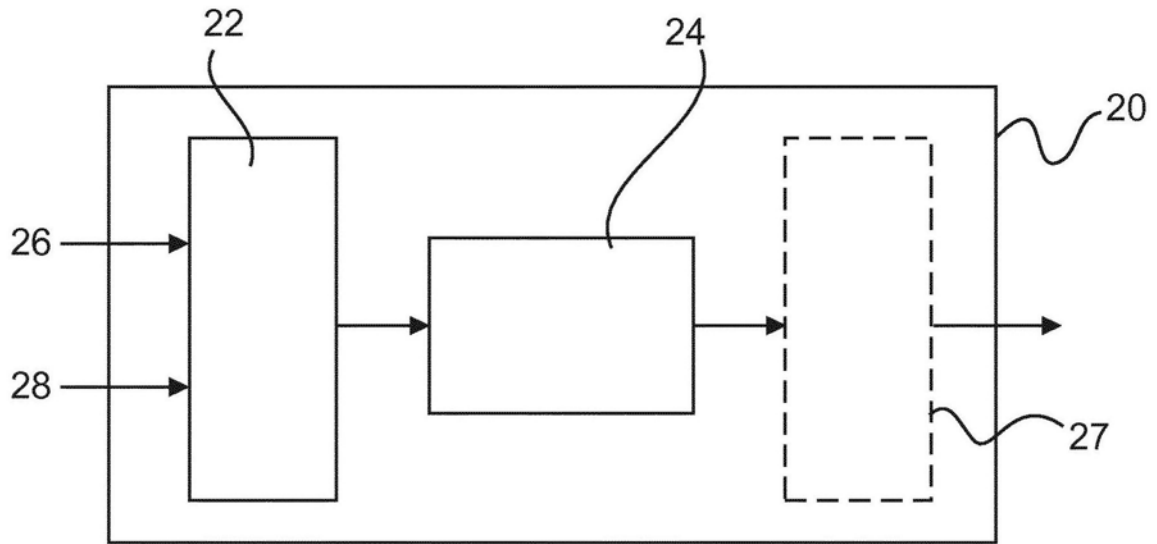


图2

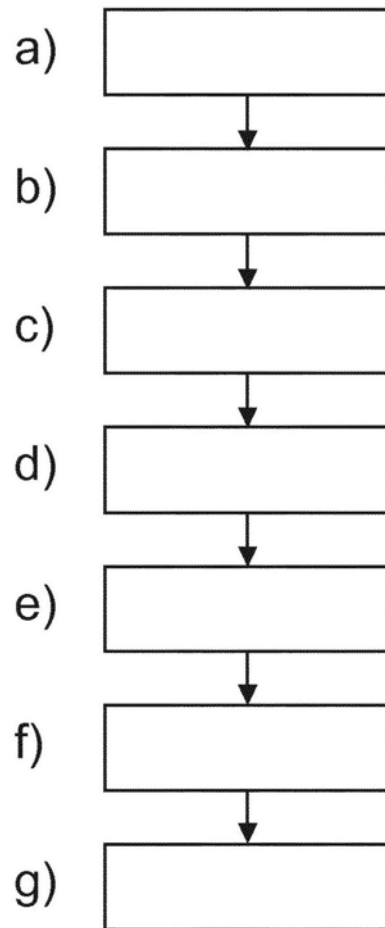


图4

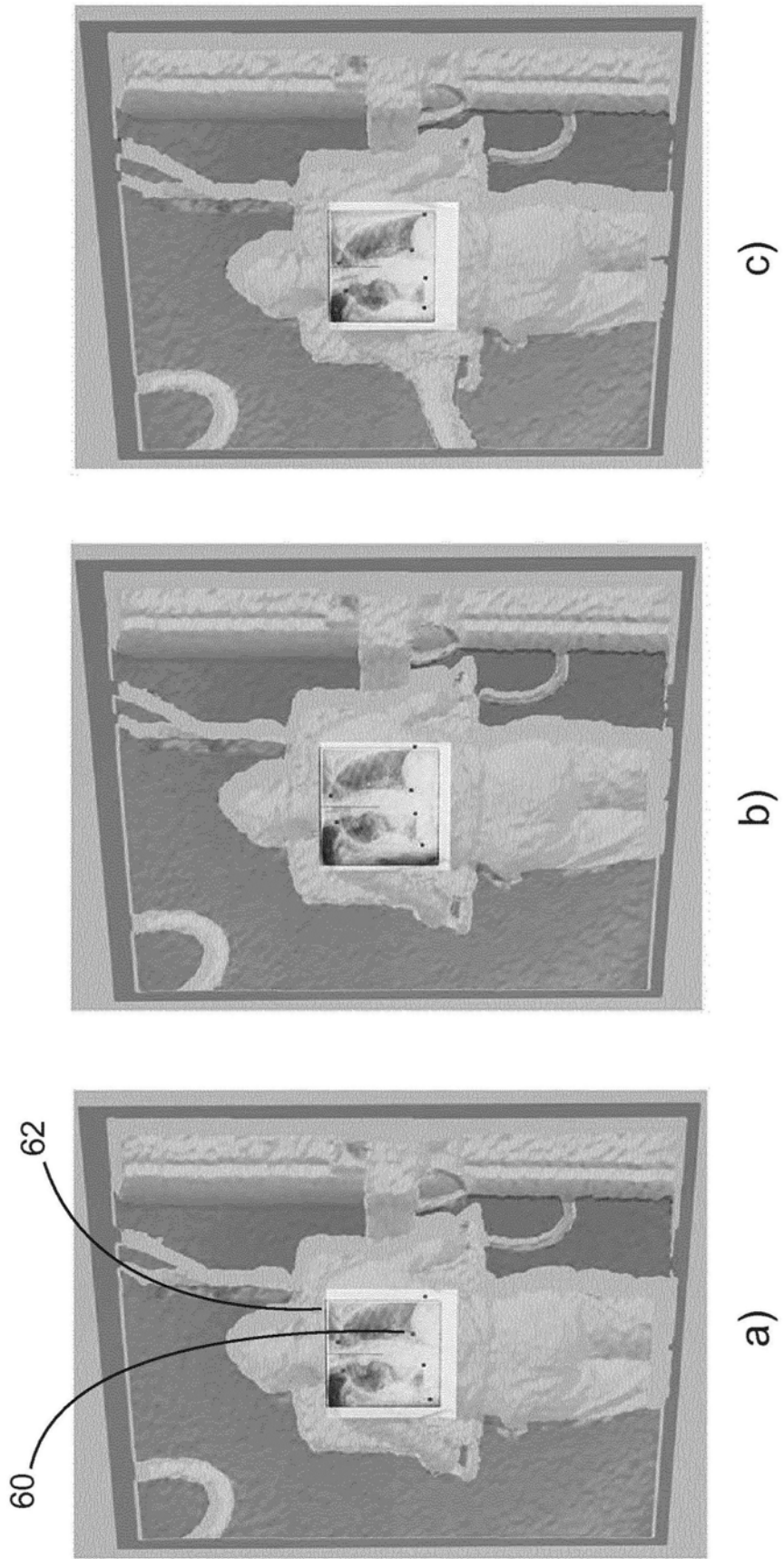


图3