



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102885633 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 23

(21) 申请号 201210253272. 3

(22) 申请日 2012. 07. 20

(30) 优先权数据

102011079561. 8 2011. 07. 21 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 韩静峰 M. 约翰

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

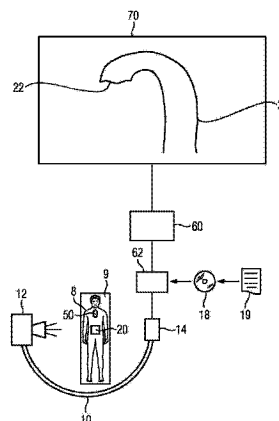
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 1 页

(54) 发明名称

即时显示方法和 X 射线设备，计算机程序产品和数据载体

(57) 摘要

本发明涉及一种计算机实施的用于即时显示身体(8)的运动部分(20)的方法，所述方法包括如下步骤：提供第一 X 射线图像数据组，所述图像数据组包含特定运动阶段中的运动部分(20)且包括相互重叠且相互配准的第一 2D X 射线图像以及 3D X 射线图像，重复拍摄分别包含运动部分(20)的第二 2D X 射线图像，重复拍摄分别包含运动部分(20)的 3D 超声波图像，从第二 2D X 射线图像产生补充的 2D X 射线图像，这通过在使用第一 X 射线图像数据组的情况下将 3D 超声波图像分别用作运动修正的中介来实现，和显示补充的 2D X 射线图像。



1. 一种用于即时显示身体(8)的运动部分(20)的计算机实施的方法,所述方法包括如下步骤:

- 提供第一 X 射线图像数据组,所述 X 射线图像数据组包含特定运动阶段中的运动部分(20)并且包括相互重叠且相互配准的第一 2D X 射线图像以及 3D X 射线图像,
- 重复实时地拍摄分别包含所述运动部分(20)的第二 2D X 射线图像,但在所述 2D X 射线图像上该运动部分(20)可见性差或根本不可见,
- 重复实时地拍摄分别包含所述运动部分(20)的 3D 超声波图像并且在所述 3D 超声波图像上很好地可见该运动部分(20),以便估计所述运动部分的运动,
- 将 3D 超声波图像与 2D X 射线图像配准,
- 从第二 2D X 射线图像中产生其中更新了运动部分的位置的补充的 2D X 射线图像,这通过特别地在第二 2D X 射线图像数据组的情况下将 3D 超声波图像分别用作运动修正的中介来实现,以此在 2D X 射线图像中可实时显示所述运动部分,和
- 显示所述补充的 2D X 射线图像。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,使用电磁跟踪方法以确定用于 3D 超声波图像的超声波传感器的位置和方向。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法,其中至少一个电磁传感器固定在超声波传感器上或集成在其内,并且跟踪传感器固定在用于拍摄 2D 和 / 或 3D X 射线图像的 X 射线设备(10)的患者台上,

其特征在于,3D 超声波传感器通过包括四个子步骤的变换与第二 2D X 射线图像的各图像配准:

$$\begin{aligned} T(\text{tee_vol}:\text{x_ray_image}) &= T(\text{tee_vol}:\text{tee_sensor}) * \\ & T(\text{tee_sensor}:\text{em_table}) * \\ & T(\text{em_table}:\text{x_ray_vol}) * \\ & T(\text{x_ray_vol}:\text{x_ray_image}), \end{aligned}$$

其中:

- tee_vol 是 3D 对象的超声波体积坐标,
- tee_sensor 是至少一个超声波传感器的坐标,
- em_table 是跟踪传感器的坐标,
- x_ray_vol 是 3D 对象的 X 射线体积坐标,和
- x_ray_image 是在 2D X 射线图像的各图像中的 3D 对象的坐标。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,通过在 3D 超声波图像中的分割从所述运动部分(20)中标记分配给特殊位置 p(tee_vol) 的特别区域(22)。

5. 根据权利要求 3 和 4 所述的方法,其特征在于,将分割的运动部分的特殊位置 p(tee_vol) 通过变换 $T(\text{tee_vol}:\text{x_ray_vol})$ 变换到 3D 对象的 X 射线体积坐标内的分割位置 p(x_ray_vol),并且将该分割位置 p(x_ray_vol) 通过变换 $T(\text{x_ray_vol}:\text{x_ray_image})$ 变换到相应的补充的 2D X 射线图像,以此实现了整个运动部分(20)的运动修正。

6. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,通过分割从所述运动部分(20)中提取该运动部分(20)的特定于患者的模型。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其特征在于,将运动修正应用在所述模型上。

8. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,借助于 TEE 来拍摄 3D 超声波图像,其中优选地将主动脉根部用作特别区域(22)。

9. 一种用于控制装置(62)的计算机程序产品(19),所述控制装置用于控制 X 射线设备(10)的成像单元(60)以执行根据上述权利要求中任一项所述的方法。

10. 一种数据载体(18),所述数据载体(18)上存储了根据权利要求 9 所述的计算机程序产品(19)。

11. 一种用于即时显示身体(8)的运动部分(20)的 X 射线设备(10),具有:

-X 射线辐射器(12)以及相关的 X 射线检测器(14),

-X 射线成像单元(60),用于从 X 射线检测器(14)拍摄的数据中产生包含特定运动阶段中的运动部分(20)的第一 X 射线图像数据组以及用于重复产生分别包含该运动部分(20)的第二 2D X 射线图像,

- 超声波成像单元(50),用于重复拍摄分别包含所述运动部分(20)的 3D 超声波图像,

- 控制装置(62),用于根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的方法控制成像单元(60),和

- 显示设备(70),用于显示补充的 2D X 射线图像。

即时显示方法和 X 射线设备，计算机程序产品和数据载体

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于即时显示身体的运动部分的计算机实施的方法和 X 射线设备。此外，本发明涉及一种实施该方法的计算机程序产品以及具有存储的计算机程序产品的数据载体。

背景技术

[0002] 长期以来，力图改进在介入期间的医学成像，其中同时引入到患者体内的 X 射线辐射应尽可能低。此外，在许多情况中很希望将身体（特别是肾脏）的对于 X 射线拍摄所要求的造影剂的负担保持为尽可能低。对此，符合特别方式的示例是使用新的主动脉瓣。不限制一般性地，此示例在下文中考虑为本发明的使用领域，其中本发明当然不限制于此。

[0003] 属于最经常的瓣失常的主动脉瓣的失常经常导致主动脉瓣的损坏和不起作用。与心脏中其他瓣不同，主动脉瓣控制从左心室泵送到主动脉内的富氧血液的流动，所述主动脉是引导到身体内的主要动脉。

[0004] 主动脉瓣的植入可作为最小介入心脏手术来执行，其中将有缺陷的主动脉瓣通过人工主动脉瓣替换。在手术期间，经常在产生 2D X 射线图像的情况下使用实时透视，以提供用于手术的导航。但在此涉及如下问题，即如果不注射造影剂，则主动脉根部在透视图像中几乎不可见。所述“主动脉根部”应理解为主动脉过渡到心脏的（严格而言心脏的左心室）或从其处发出的区域。但（过多的）造影剂的给药可能在许多情况中是有问题的，因为这例如可能导致肾功能不足，且由此使患者受到损害。出于该原因，经常将特定于患者的主动脉模型（所述主动脉模型通过由图像提取的信息获得并以附加信息丰富）与透视照片融合，即重叠并配准。以此方式，可将导管相对于主动脉瓣定位，并且确定用于随后的植入的图像位置的最优投影角度。通常，特定于患者的主动脉模型基于在手术前拍摄的 CT 体积数据中的主动脉分割，所述拍摄特别地涉及借助 C 形臂设备进行的空间拍摄。

[0005] 在将特定于患者的主动脉模型与透视图像重叠时，医生希望模型应根据患者的心脏运动和呼吸运动而随动，因为运动同步的主动脉模型在替换瓣期间为心脏专家提供了更精确的位置信息。但目前此类运动同步仅通过为持续拍摄三维 X 射线图像以极高剂量的且因此可能是损害性的造影剂给药为代价而进行。

[0006] 在 DE102008030244A1 中公开了一种用于支持经皮介入的方法，其中在介入前使用 C 形臂 X 射线系统或基于机器人的 X 射线系统在对象区域的不同的投影角度下拍摄 2D X 射线照片，并且从所述 2D X 射线照片重建对象区域的 3D 图像数据。在介入前和 / 或介入期间，利用外部超声波系统拍摄一个或多个 2D 超声波图像或 3D 超声波图像，且以其重建 3D 图像数据。2D 超声波图像或 3D 超声波图像然后与 3D 图像数据组或由此分割的目标区域重叠，或在相同的透视下并排显示。

发明内容

[0007] 本发明要解决的技术问题在于，提供一种方法和一种 X 射线设备，一种实施该方

法的计算机程序产品,以及一种存储该计算机程序产品的数据载体,以之在医疗介入期间,特别是经导管主动脉瓣植入期间实现了身体的运动部分,在此例如为主动脉或主动脉根部与实际的心脏运动和呼吸运动的持续同步。

[0008] 上述技术问题通过根据本发明所述的用于即时显示身体的运动部分的计算机实施的方法来解决。

[0009] 根据本发明,首先提供第一 X 射线图像数据组,所述第一 X 射线图像数据组包含特定运动阶段中的运动部分,所述运动阶段可以是任意的运动阶段且与本发明无关。该第一 X 射线图像数据组包括也称为 2DX 射线图像的具有透视图像形式的第一二维 X 射线图像,以及也称为 3D 图像的三维 X 射线图像,所述两个图像相互重叠且相互配准,这也称为“融合”。“提供”第一 X 射线图像数据组在许多情况中意味着拍摄 3D X 射线图像和 2D X 射线图像,或从 2D X 图像据导出 3D X 射线图像。但“提供”也可通过从档案中调用相应的数据组来进行。优选地,例如通过分割从 3D X 射线图像中提取运动部分的特定于患者的模型。3D X 射线图像可以是事先获得的 CT 数据组,或利用在其上也执行其它方法步骤的 C 形臂拍摄的 3D 图像数据组。替代地,模型也可从 3D 超声波图像确定。模型可以很简单,例如是简单的几何图形或代表了例如主动脉根部的解剖结构的位置的仅一个或数个点。

[0010] 然后,根据本发明,重复拍摄第二 2D X 射线图像,所述第二 2D X 射线图像当然必须分别包含运动部分。优选地,上述 X 射线图像利用 C 形臂设备拍摄。此外,重复拍摄 3D 超声波图像,所述 3D 超声波图像同样也分别包含运动部分。

[0011] 对上述技术问题的根据本发明的解决方法基于如下构思,即将 3D 超声波图像分别作为中介,以便从第二 2D X 射线图像中在使用第一 X 射线图像数据组的情况下产生第三 2D X 射线图像即以附加信息补充的 2D X 射线图像,且将其显示。3D 超声波图像和 2D X 射线图像的拍摄为此有利地同时且实时进行,即具有高时间分辨率。由此,实现将运动部分的位置在 2D X 射线图像中实时更新。特别地,这通过如下方式实现:在 3D 超声波图像上确定和更新上面提到的运动部分的模型的位置,将 3D 超声波图像与 2D X 射线图像配准,并且然后与同时拍摄的 2D X 射线图像重叠地显示更新的模型。换言之,3D 超声波图像用于在各 2D X 射线图像中更新运动部分的位置(其中假设,所述运动部分在 3D 超声波图像中很好地可见,但在 2D X 射线图像中可见性差或根本不可见)或在 2D X 射线图像中实时显示运动部分的位置,而不参考 3D X 射线图像,如在第一 X 射线图像数据组的融合显示的情况中。以此方式,可在 2D X 射线图像中实时地显示运动部分,而不通过 2DX 射线图像拍摄来直接采集运动部分。根据本发明这通过如下方式实现,即可实时地或无时间延迟地将两个不同的图像采集系统或图像生成系统的所有细节在唯一的图像中显示。

[0012] 超声波成像在许多方面作为 X 射线透视图像的补充。在超声波成像期间提供了软组织对照和空间显示,这实现了复杂的心脏解剖结构和瓣结构的容易的可视化,而在透视图像中通常更好地可见导管等。

[0013] 本发明的方法此外提供了如下优点,与需要将手术室装配大量设备组的情况不同,本发明不必在手术室内安装用于图像采集或图像整理的新的设备组,因为通常在心脏瓣膜手术中总是存在且使用超声波成像单元。

[0014] 本发明的另外的优点在于,在 2D X 射线图像中的运动部分的显示的同步或运动补偿全自动地进行。

[0015] 在本发明中,因此 3D 超声波图像用于估计或通过模型采集由于心脏和 / 或呼吸活动所导致的运动部分的运动。实时采集的 3D 超声波图像因此用于 也实时更新运动部分的位置或模型,也就是与运动部分的运动相匹配。因此,可显示以 2D X 射线图像实时补充的更新的模型。这特别地通过重叠的显示实现,其中例如将运动部分的更新的模型或特别的区域例如投影到同时拍摄的 2D X 射线图像上,且例如透明地被显示。

[0016] 根据本发明的有利扩展使用电磁跟踪方法,以确定为产生超声波图像所使用的超声波传感器的位置和方向。根据本发明的有利扩展,“现场(live)”拍摄的 3D 超声波图像可通过如下方式与 2D X 射线图像配准且融合:将电磁传感器固定在超声波传感器上或集成在其内,且将跟踪传感器固定在用于拍摄 2D 和 / 或 3D X 射线图像的 X 射线设备的患者台上。显见的是两个提到的传感器也在根据本发明的方法执行前已可(例如以持久的方式)设置在所述的位置上。3D 超声波图像通过变换与第二 2D X 射线图像的各图像配准,其中变换包括四个相继执行的子变换:

[0017] $T(\text{tee_vol}:\text{x_ray_image})=T(\text{tee_vol}:\text{tee_sensor})*$

[0018] $T(\text{tee_sensor}:\text{em_table})*$

[0019] $T(\text{em_table}:\text{x_ray_vol})*$

[0020] $T(\text{x_ray_vol}:\text{x_ray_image})$

[0021] 其中:

[0022] -tee_vol 是 3D 对象的超声波体积坐标,

[0023] -tee_sensor 是至少一个超声波传感器的坐标,

[0024] -em_table 是跟踪传感器的坐标,

[0025] -x_ray_vol 是 3D 对象的 X 射线体积坐标,和

[0026] -x_ray_image 是在 2D X 射线图像的各图像中的 3D 对象的坐标。

[0027] 在此,使用 C 形臂设备拍摄的 3D X 射线图像可用于定标,因为所述 3D X 射线图像采集了超声波传感器相对于 C 形臂设备的位置。

[0028] 作为上述电磁跟踪方法的替代,也可使用如下的 Pencilla Lang 等人的出版物中所描述的方法“Three-Dimensional Ultrasound Probe Pose Estimation from Single-Perspective X-Rays for Image-Guided Interventions”, Medical Imaging and Augmented Reality, Lecture Notes in Computer Science, 2010, Volume 6326/2010, 344 至 352 页。

[0029] 如果进行分割以便从 3D 超声波图像内的运动部分中标记分配给特殊位置 p(tee_vol)的特别的区域,则根据本发明的方法的效果也可改进。换言之,这意味着在 3D 超声波图像上应用所谓的“特征跟踪(Feature Tracking)”,且因此可在 2D X 射线图像中关于其运动更好地跟踪确定的子区域或子部分。特殊的位置则优选地代表模型或模型的部分,且用于确定模型的更新的位置。

[0030] 特征跟踪例如可使用如 Razvan Ioan Ionasec 等人在“Robust Motion Estimation Using Trajectory Spectrum Learning: Application to Aortic and Mitral Valve Modeling from 4D TEE”(International Conference on Computer Vision (ICCV), Kyoto, Japan, 2009, 1601 至 1608 页)中描述的技术来实施。

[0031] 优选的是,分割的运动部分的特殊位置 p(tee_vol)通过变换 $T(\text{tee_vol}:\text{x_ray_}$

vol) 变换到 3D 对象的 X 射线体积坐标的分割位置 $p(x_ray_vol)$, 且分割位置 $p(x_ray_vol)$ 通过变换 $T(x_ray_vol:x_ray_image)$ 变换到相应的补充的 2D X 射线图像, 以此实现整个运动部分的运动修正。

[0032] 在植入新的主动脉瓣的本发明的特殊应用中, 优选的是从身体的运动部分通过分割提取主动脉的特定于患者的模型, 其中优选地主动脉根部被选择为分配给特殊位置的特别区域。在使用经食管心脏超声检查(Transösophagealen Echokardiographie, TEE)以获得 3D 超声波图像时可实现很精确的拍摄, 因为通过超声波传感器在食管内的定位, 在超声波探头和待观察的区域之间不存在很多干扰的组织且不会干扰图像拍摄。通过关注于主动脉根部的运动, 此外实现了如下优点, 即这是放入主动脉瓣的区域, 因此这对于心脏外科医生通常是最关注的区域, 且可精确地将其显示。3D 超声波图像与 2D X 射线图像的配准因此以优选的方式以如(当然, 仅静态而非动态, 即非运动补偿)Ameet Jain 等人在“3D TEE Registration with X-Ray Fluoroscopy for Interventional Cardiac Applications”(Proceedings of the 5th International Conference of Functional Imaging and Modeling of the Heart(FIMH), 2009, 321 至 329 页)中描述的技术来实现。

[0033] 本发明提供的优点是电磁跟踪方法能够总是实时且全自动地更新超声波探头、特别是 TEE 探头的方向和位置。

[0034] 此外应理解的是, 在使用根据本发明的方法时可实现与例如在跟踪导管头部的情况中相比更高的运动补偿精度。根据本发明的方法的应用确保了显示的区域与实际情况的位置偏差最大为 2mm。

[0035] 上述技术问题还通过可用于控制控制装置的计算机程序产品或计算机程序来解决, 所述控制装置控制了实施上述根据本发明的方法的 X 射线设备的成像单元。上述技术问题还通过使用其上存储了相应的计算机程序产品的数据载体来解决。根据本发明的方法方面的所述优点和特征类似地也适用于计算机程序产品和存储计算机程序产品的数据载体。

[0036] 本发明要解决的技术问题也通过用于即时显示身体的运动部分的 X 射线设备来解决, 所述设备具有: X 射线辐射器以及相关的 X 射线检测器、用于从 X 射线检测器拍摄的数据产生包含特定运动阶段中的运动部分的第一 X 射线图像数据组的以及用于重复产生分别包含运动部分的第二 2D X 射线图像的 X 射线成像单元、用于重复拍摄分别包含运动部分的 3D 超声波图像的超声波成像单元、用于根据上述方法控制成像单元的控制装置和用于显示补充的 2D X 射线图像的显示设备。

[0037] 上述方法在控制装置内的实施在此可作为软件实现或作为(固定布线的)硬件实现。

[0038] 根据本发明的方法的有利实施方式对应于根据本发明的 X 射线设备的相应的实施方式。为避免不必要的重复, 对此参考相应的方法特征及其优点。

附图说明

[0039] 本发明的其它优点、特征和特点从如下对本发明的有利实施方式的描述中得到。

[0040] 图 1 示意性地示出了根据本发明的具有显示设备和在其上显示的主动脉的 X 射线设备。

具体实施方式

[0041] 图 1 示意性地示出了构造成 C 形臂设备的 X 射线设备 10, 所述 X 射线设备 10 包括关于角度位置可偏转的 X 射线辐射器 12 和与 X 射线辐射器 12 固定连接的相关的 X 射线检测器 14。在 X 射线辐射器 12 和 X 射线检测器 14 之间可以在患者台 9 上布置患者 8 来进行诊断或治疗, 特别是植入主动脉瓣。

[0042] X 射线设备 10 产生所需的 3D X 射线图像以及在手术期间的“现场”2D X 射线图像。此外, 示出在患者 8 的食管内的 TEE 探头 50, 利用所述 TEE 探头 50 在手术期间可持续产生 3D 超声波图像, 优选地为心脏和 / 或主 动脉或其根部的 3D 超声波图像。

[0043] 在 X 射线检测器 14 上连接例如具有计算机形式的控制装置 62, 所述控制装置 62 与 X 射线成像单元 60 相连接, 以用于从由 X 射线检测器 14 拍摄的数据中产生图像数据组。由 TEE 探头 50 提供的图像数据也发送到控制装置 62, 在控制装置 62 处根据本发明以下文中详述的方式使用所述图像数据。

[0044] X 射线成像单元 60 又与显示设备 70 (例如计算机显示器) 连接, 在所述显示设备 70 上可显示产生的图像数据组。X 射线成像单元 60 也可以是特别的计算机或微处理器, 或可以集成在控制装置 62 内。控制装置 62 通过计算机程序 19 控制, 所述计算机程序例如可存储在例如 CD18 的数据载体上。

[0045] 根据本发明的方法的优选变体以如下方式运行: C 形臂设备 10 产生了关注区域的 3D X 射线图像, 所述关注区域包含作为患者的身体 8 的运动部分 20 的主动脉根部。此外, X 射线设备 10 产生了包含主动脉根部 20 的 2D X 射线图像, 且将两个 X 射线图像发送到控制装置 62。在控制装置 62 处, 将两个 X 射线图像融合或相互配准且重叠, 且整理为被存储的第一 X 射线图像数据组。此外, X 射线设备 10 产生包含主动脉根部 20 的持续的 2D X 射线图像。此外, TEE 探头 50 产生同样包含主动脉根部 20 的持续的 3D 超声波图像。

[0046] 该方法包如下三个主要步骤:

[0047] (1) 将“现场”拍摄的 3D TEE 图像与由 C 形臂设备 10 拍摄的 2D X 射线图像配准,

[0048] (2) 在 3D TEE 图像中跟踪主动脉根部, 和

[0049] (3) 在 2D X 射线图像中更新主动脉模型的位置。

[0050] 对于(1), 使用电磁跟踪系统, 以确定 TEE 探头 50 的位置和方向。配准过程的划分如下, 其中成立如下定义:

[0051] -tee_vol 是 3D 对象的超声波体积坐标,

[0052] -tee_sensor 是至少一个超声波传感器的坐标,

[0053] -em_table 是跟踪传感器的坐标,

[0054] -x_ray_vol 是 3D 对象的 X 射线体积坐标, 和

[0055] -x_ray_image 是在 2D X 射线图像的各图像中的 3D 对象的坐标。

[0056] 1. 将电磁传感器固定在 TEE 探头 50 上或与之集成, 且通过校准给出 TEE 体积坐标和 TEE 探头 50 之间的部分变换, 这在各种情况下已通过制造 商进行。相关的变换在此为: $T(\text{tee_vol}:\text{tee_sensor})$ 。

[0057] 2. 在 C 形臂设备 10 的患者台上和 TEE 探头 50 上固定电磁跟踪传感器(此过程当然也可如上所述进行)。跟踪传感器和 TEE 探头 50 上的电磁传感器之间的变换实时地通

过电磁跟踪执行,且在 2D X 射线图像拍摄期间或拍摄完之后短期内进行。相关的变换为: $T(\text{tee_sensor}:\text{em_table})$ 。

[0058] 3. 在 3D X 射线坐标(即在物理世界中)和患者台之间的(已给出的)变换由 C 形臂设备 10 提供。相关的变换为: $T(\text{em_table}:\text{x_ray_vol})$ 。

[0059] 4. 最后,执行变换 $T(\text{x_ray_vol}:\text{x_ray_image})$,所述变换将 3D 对象变换到 2D X 射线图像中其相应的 2D 位置上。

[0060] 最后,在 3D TEE 体积和 2D X 射线图像之间的总变换通过如下给出: $T(\text{tee_vol}:\text{x_ray_image})$ 。

[0061] 对于(2):在手术期间,心脏病医生主要关注其处放置支架和瓣的主动脉根部的位置。出于该原因,系统在 3D TEE 图像中实施主动脉根部的跟踪,且实时更新或确定主动脉根部的位置。该位置被称为 $p(\text{tee_vol})$ 。该过程例如可通过 Razvan Ioan Ionasec 等人在“Robust Motion Estimation Using Trajectory Spectrum Learning:Application to Aortic and Mitral Valve Modeling from 4D TEE”(International Conference on Computer Vision (ICCV), Kyoto, Japan, 2009, 1601 至 1608 页)中描述的技术来实施。

[0062] 对于(3):在 3D-TEE 图像中被跟踪的主动脉的位置 $p(\text{tee_vol})$ 通过变换 $T(\text{tee_vol}:\text{tee_sensor})$ 、 $T(\text{tee_sensor}:\text{em_table})$ 和 $T(\text{em_table}:\text{x_ray_vol})$ 被变换到 C 形臂系统的坐标中的位置 $p(\text{x_ray_vol})$,使得 3D X 射线图像的位置或从中确定的例如主动脉根部的模型的位置可通过使用观察的运动来修正。然后,该位置通过变换 $T(\text{x_ray_vol}:\text{x_ray_image})$ 被投影或变换到 2D X 射线图像。

[0063] 以此方式保证了实时且全自动地进行 3D-TEE 图像和 2D X 射线图像之间的配准。电磁跟踪方法可以总是更新 TEE 探头的方向和位置。

[0064] 如已论述,在 TEE 图像内对主动脉根部的跟踪可提供主动脉模型的精确的三维运动以用于瓣植入,例如导管头部的跟踪。

[0065] 可以理解的是,根据本发明的方法以及根据本发明的 X 射线设备相互紧密相关,且本发明的作为方法方面描述的特征也基本上可适用于 X 射线设备。这也能反过来适用于参考 X 射线设备描述的特征,所述特征也可方法相关地适用。

[0066] 还可以理解的是,参考各个构造描述的特征也能在其它构造或实施方式中实现,除非明确地另外描述或出于技术原因而自身不可行。

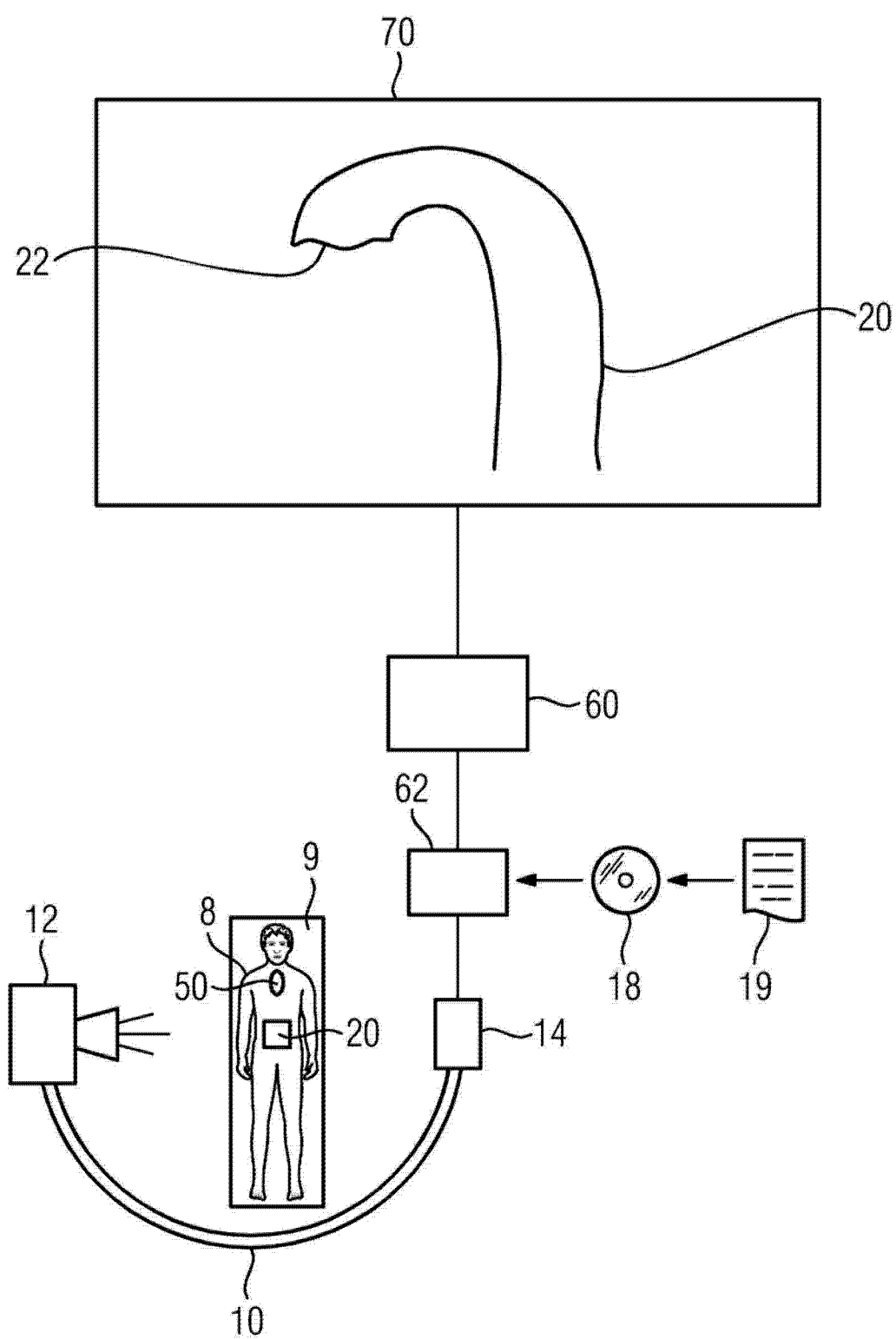


图 1

专利名称(译)	即时显示方法和X射线设备, 计算机程序产品和数据载体		
公开(公告)号	CN102885633A	公开(公告)日	2013-01-23
申请号	CN201210253272.3	申请日	2012-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	韩静峰 M 约翰		
发明人	韩静峰 M.约翰		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B2019/5289 A61B6/03 A61B19/00 A61B8/483 A61B6/5264 A61B6/00 A61B2019/5238 A61B8/12 A61B8/0891 A61B6/504 A61B6/5235 A61B8/0883 A61B6/487 A61B6/5247 A61B2019/5251 A61B2019/5276 A61B6/4441 A61B6/488 A61B8/00 A61B8/5261 A61B8/5276 A61B6/503		
代理人(译)	谢强		
优先权	102011079561 2011-07-21 DE		
其他公开文献	CN102885633B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种计算机实施的用于即时显示身体(8)的运动部分(20)的方法, 所述方法包括如下步骤: 提供第一X射线图像数据组, 所述图像数据组包含特定运动阶段中的运动部分(20)且包括相互重叠且相互配准的第一2D X射线图像以及3D X射线图像, 重复拍摄分别包含运动部分(20)的第二2D X射线图像, 重复拍摄分别包含运动部分(20)的3D超声波图像, 从第二2D X射线图像产生补充的2D X射线图像, 这通过在使用第一X射线图像数据组的情况下将3D超声波图像分别用作运动修正的中介来实现, 和显示补充的2D X射线图像。

