



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102202576 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 08

(21) 申请号 200980140015. 5

(22) 申请日 2009. 10. 07

(30) 优先权数据

08166304. 9 2008. 10. 10 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 04. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/054381 2009. 10. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/041201 EN 2010. 04. 15

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·格拉斯 D·舍费尔

G·A·F·斯洪恩贝格

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄云铎 陈松涛

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 6/06(2006. 01)

(56) 对比文件

DE 3030332 A1, 1982. 02. 25, 全文.

CN 1829476 A, 2006. 09. 06, 说明书第 3-7

页, 图 1.

Yoshinobu sato et.al.. A Viewpoint Determination System for Stenosis Diagnosis and Quantification in Coronary Angiographic Acquisition. 《IEEE Transactions on Medical Imaging》. 1998, 第 17 卷 (第 1 期), 121-137.

审查员 王京阳

权利要求书3页 说明书9页 附图4页

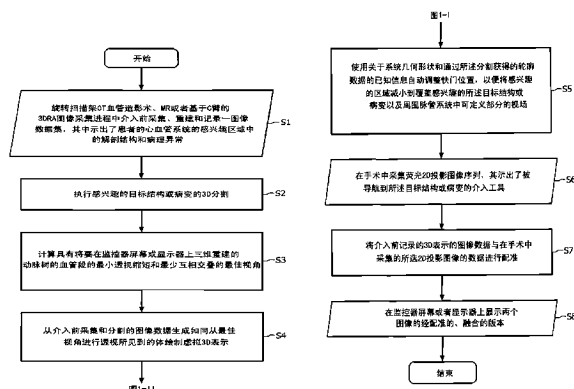
(54) 发明名称

用于为了在微创的 X 射线引导的介入中减少 X 射线剂量而产生覆盖经分割的目标结构或病变的减小视场的、具有自动快门适应的血管造影图像采集系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及可以在微创的图像引导的介入的范围内有益地使用的血管造影图像采集系统和方法。特别是, 本发明涉及用于对在将要进行三维重建的患者的心血管系统的感兴趣区域中的患者冠状动脉树的血管段的介入前的虚拟 3D 表示进行图形可视化的系统和方法。可选地, 随后, 可以将该 3D 表示与采用介入工具在手术中采集的荧光 2D 实时图像进行融合。根据本发明, 所述方法包括以下步骤: 为了在感兴趣区域内找到将要检查并且介入处置的目标结构或病变的轮廓, 使与预计算的最佳视角相关联的 3D 表示的图像数据集经历 3D 分割算法 (S4), 并且基于作为所述分割结果所获得的指示所述目标结构或病变的轮廓和大小的数据自动调整 (S5) 用于对由基于 C 臂的 3D 旋转血管造影装置或基于旋转扫描架的 CT 成像

系统的 X 射线源所发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置, 其中, 在图像引导的放射摄影检查过程期间将所述患者暴露给所述 X 射线射束。目的是将感兴趣区域减小到覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统的用户可定义部分的视场。



1. 一种血管造影图像采集方法,包括以下步骤:

使用于重建与预计算的最佳投影方向相关联的 3D 表示所需要的所采集的图像数据集经历 3D 分割算法以便找到目标结构或病变的轮廓;

重建将要被图形可视化的患者的心血管系统中的感兴趣区域的虚拟 3D 表示;

基于所述虚拟 3D 表示确定 (S3) 所述目标结构或病变关于交叠和透视缩短的最佳投影方向,其中,所述最佳投影方向是从具有产生最小透视缩短和最少血管交叠的视角的最佳视图的参数空间中确定的;

所述方法还包括如下步骤:

基于作为所述分割的结果而获得的指示所述目标结构或病变的轮廓和大小的数据自动调整 (S5) 用于对由 X 射线源发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置,同时能够以所述最佳投影方向采集二维荧光实时图像,以便将所述感兴趣区域减小到在所述最佳投影方向上覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统中的用户可定义部分的视场,其中,在图像引导的放射摄影检查过程期间所述患者曝露于所述 X 射线射束。

2. 如权利要求 1 所述的血管造影图像采集方法,其中,所述快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置的自动调整还取决于用于采集所述虚拟 3D 表示的图像数据的基于 C 臂的 3D 旋转血管造影装置或者基于旋转扫描架的 CT 成像系统的已知几何设置参数。

3. 如权利要求 2 所述的血管造影图像采集方法,其中,用于生成所述 3D 表示的图像数据是在对所述患者的心血管系统执行的用于介入处置所述目标结构或病变的微创的图像引导的介入过程之前介入前采集的,

所述方法另外包括将所述虚拟 3D 表示与所选择的在所述微创的图像引导的介入过程期间手术中采集 (S6) 的二维荧光实时图像的图像数据进行配准 (S7) 的步骤。

4. 如权利要求 3 所述的血管造影图像采集方法,其另外包括在血管造影工作站的监控器屏幕或显示器上显示 (S8) 所述虚拟 3D 表示和所述手术中采集的二维荧光实时图像的经配准的融合版本的步骤。

5. 如权利要求 4 所述的血管造影图像采集方法,其中,借助于 MR 成像、CT 成像、基于 C 臂的 3DRA 成像或者任何其它类型的成像方法和 / 或模态介入前采集用于对所述感兴趣区域进行三维重建的图像数据。

6. 一种血管造影图像采集方法,用于基于用于对将要被图形可视化的患者的心血管系统的感兴趣区域中的经分割的目标结构或病变随着时间进行跟踪的虚拟 3D 表示的序列确定 (S3) 对于这些 3D 表示中的每个 3D 表示该目标结构或病变关于交叠和透视缩短的最佳投影方向,其中,所述最佳投影方向是从具有产生最小透视缩短和最少血管交叠的视角的最佳视图的参数空间中确定的,其中,通过在用于介入处置所述目标结构或病变的微创的图像引导的介入过程期间所执行的基于 3DRA 的图像采集进程中所采集的图像数据集的直接 3D 重建来生成每个 3D 表示,所述方法包括以下步骤:

基于作为动态更新的分割的结果而获得的指示所述目标结构或病变的轮廓和大小的数据自动调整 (S5) 用于对由 X 射线源发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置,同时能够以所述最佳投影方向采集二维荧光实时图像,以便将所述感兴趣区域减小到在所述最佳投影方向上覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统中的用

户可定义部分的视场,其中在图像引导的放射摄影检查程序期间所述患者暴露于所述 X 射线射束,其中,根据所述动态更新的分割连续调节所述视场的大小。

7. 一种血管造影图像采集装置的准直器控制单元,用于基于将要被图形可视化的患者的心血管系统中的感兴趣区域的虚拟 3D 表示确定经分割的目标结构或病变关于交叠和透视缩短的最佳投影方向,其中,所述最佳投影方向是从具有产生最小透视缩短和最少血管交叠的视角的最佳视图的参数空间中确定的,

其中,所述血管造影图像采集装置适于使与预计算的最佳投影方向相关联的 3D 表示的图像数据集经历 3D 分割算法以便找到所述目标结构或病变的轮廓;并且

其中,所述准直器控制单元适于基于作为所述分割的结果而获得的指示所述目标结构或病变的轮廓和大小的数据自动调整用于对由 X 射线源发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置,同时能够以所述最佳投影方向采集二维荧光实时图像,以便将所述感兴趣区域减小到在所述最佳投影方向上覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统中的用户可定义的部分的视场,其中在图像引导的放射摄影检查过程期间所述患者暴露于所述 X 射线射束。

8. 如权利要求 7 所述的准直器控制单元,

其适于另外基于用于采集所述虚拟 3D 表示的图像数据的基于 C 臂的 3D 旋转血管造影装置或者基于旋转扫描架的 CT 成像系统的已知几何设置参数自动调整所述快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置。

9. 如权利要求 7 或 8 所述的准直器控制单元,

其适于手动重新调整通过自动调整所述快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置而获得的所述视场的大小。

10. 如权利要求 9 所述的准直器控制单元,

其适于通过定义封闭所述目标结构或病变的经分割轮廓的框架的厚度而对所述周围脉管系统的将要与所述目标结构或病变一起显示的部分进行手动预定义。

11. 一种血管造影图像采集装置,用于采集和记录用于三维重建将要被图形可视化的患者的心血管系统的感兴趣区域中的目标结构或病变的图像数据集,从而产生位于所述感兴趣区域内的动脉树的血管段的虚拟 3D 表示,其中,对所述 3D 表示进行计算和重建,使得如从最佳视角给出的透视图见到的那样示出所述血管段,其中,所述最佳投影方向是从具有产生最小透视缩短和最少血管交叠的视角的最佳视图的参数空间中确定的,其中,所述血管造影图像采集装置包括如权利要求 7 至 10 中的任何一项所述的准直器控制单元。

12. 如权利要求 11 所述的血管造影图像采集装置,在对所述患者的心血管系统执行用于介入处置所述目标结构或病变的微创的图像引导的介入过程之前介入前采集用于生成所述 3D 表示的所述图像数据;

所述血管造影图像采集装置另外适于将所述虚拟 3D 表示与所选择的在所述微创的图像引导的介入过程期间手术中采集的二维荧光实时图像进行配准。

13. 如权利要求 12 所述的血管造影图像采集装置,其另外适于在血管造影工作站的监控器屏幕或显示器上显示所述虚拟 3D 表示和所述手术中采集的二维荧光实时图像的经配准的融合版本。

14. 一种血管造影图像采集装置,所述装置包括:

用于使用于重建与预计算的最佳投影方向相关联的 3D 表示所需要的所采集的图像数据集经历 3D 分割算法以便找到目标结构或病变的轮廓的模块；

用于重建将要被图形可视化的患者的心血管系统中的感兴趣区域的虚拟 3D 表示的模块；

用于基于所述虚拟 3D 表示确定所述目标结构或病变关于交叠和透视缩短的最佳投影方向的模块,其中,所述最佳投影方向是从具有产生最小透视缩短和最少血管交叠的视角的最佳视图的参数空间中确定的；

用于基于作为所述分割的结果而获得的指示所述目标结构或病变的轮廓和大小的数据自动调整用于对由 X 射线源发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置,同时能够以所述最佳投影方向采集二维荧光实时图像,以便将所述感兴趣区域减小到在所述最佳投影方向上覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统中的用户可定义部分的视场的模块,其中,在图像引导的放射摄影检查过程期间所述患者曝露于所述 X 射线射束。

用于为了在微创的 X 射线引导的介入中减少 X 射线剂量而产生覆盖经分割的目标结构或病变的减小视场的、具有自动快门适应的血管造影图像采集系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及可以在微创的图像引导的介入的范围内有益地使用的血管造影图像采集系统和方法,其中,基于三维成像在手术中采集示出了引导通过患者的心血管和/或心脏解剖体时的介入工具的图像数据,并且借助于 MR、CT、基于 C 臂的 3DRA、或者任何其它成像模态对用于对该解剖体进行三维重建的一图像数据集进行介入前采集。具体地,本发明涉及用于对介入前生成的、在将要进行三维重建的患者心血管系统的感兴趣区域中的患者冠状动脉树的血管段的 3D 表示进行图形可视化的系统和方法,其中,借助于常规磁共振成像系统、基于 C 臂的 3D 旋转血管造影设备、旋转扫描架类型或者任何其它 3D 成像模态类型的计算机断层摄影装置执行所述图像采集。因而,介入前生成的 3D 表示被用于心脏介入处置规划并且具有自动减小的视场,其有助于减少在图像引导的介入过程期间所需的暴露给患者的 X 射线剂量。

背景技术

[0002] 由于诸如动脉粥样硬化、高血压和局部缺血的心血管疾病 (CVD) 对心脏和血管造成可能导致慢性心力衰竭、心绞痛或心肌梗塞 (心脏病发作) 的永久损伤,心血管疾病在大多数发达国家中依然是主要死亡原因。对于表现出心血管疾病症状的患者,在心脏导管插入实验中,通常经由介入心脏病学进行主要诊断和处置。因而,心脏导管插入意味着将小管子 (导管) 经过动脉和/或静脉插入到心肌。为了利用实时 X 射线成像可视化冠状动脉和心室,通过导管注入造影剂。造影剂必须是对 X 射线不透明的,并且随着它流入冠状动脉系统内或者心室内提供良好的图像对比度。该过程产生了被称为血管造影片的图像,它是用于诊断心血管疾病的标准。

[0003] 在最近 30 年中,微创 X 射线引导的介入心脏病学由人口统计学、技术和经济因素推动有显著发展。新的基于导管的介入工具 (诸如气囊导管和支架) 允许医师处置更多情况和更复杂的患者病例。因为这些新的微创、图像引导过程具有积极患者效果并且比心内直视 (open heart) 过程花费更少,政府和私人支付者积极鼓励医师使用这些过程处置患者。

[0004] 当今,基于 X 射线的心脏导管插入系统代表当前护理标准,并且为心脏病学中的诊断和治疗过程提供了成像模态。它们应用于生成冠状动脉中血流栓塞的实时图像。当对栓塞进行识别时,利用实时 X 射线成像引导尖端为气囊的导管插入栓塞点用于通过血管成形术 (其意味着通过对动脉中受限流动区域的气囊扩张) 进行处置和支架放置 (即通过扩张支撑结构以保持新扩大的动脉开口)。对具有冠状动脉疾病的患者治疗的目的是通过使用用于重新张开冠状动脉的技术和装置减轻心绞痛的症状并且减少死亡或者心肌梗塞的风险。

[0005] 如上所述的心脏导管插入系统实际上使得能够进行导管插入实验中的所有微创

过程。当前所开发的系统都具有相同的基本体系结构并且使用将 X 射线射束透射经过患者并到达大面积检测器上的点 X 射线源,大面积检测器用于将所生成的荧光图像转换成用于显示在监视器上的电信号。因而,获得患者的阴影图像。

[0006] 通常地,常规采用的心脏导管插入系统执行两种不同类型的实时 X 射线成像:诊断血管造影术和介入成像。为了产生高质量图像,以高辐射曝光执行诊断血管造影术。该诊断(活动摄影)模式产生所注入的造影剂流经冠状动脉的图像,以诊断冠状动脉的初始状况、确定所需的介入、并且在介入之后重新评估冠状动脉。利用产生低质量图像的规则化辐射曝光执行介入成像。从而,该介入(荧光(fluoro))模式提供了患者解剖体的实时成像以引导介入,并且在将装置插入解剖体时使用。介入模式用于大约 90% 的过程成像时间。

[0007] 当今,实际上所有当前可利用的常规基于 X 射线的心脏导管插入系统,例如由 Philips 医疗保健公司、Siemens 医疗保健公司、GE 医疗保健公司和 Toshiba 医疗系统所开发和推向市场的那些系统,都使用相同的基本成像技术,其在过去 40 年来没有很大改变。数十年来,对个体部件的逐渐改进已经将系统性能优化到接近理论极限。然而,当前系统仍然呈现高辐射曝光。因而,关键是与成像、辐射危害和操作相关的问题。

[0008] 在心脏导管插入实验室中最困难的成像任务之一是以陡峭视角对患者进行成像。利用常规系统,接近患者的大面积检测器造成与图像辐射相比更加散射的辐射到达检测器,其因此可能严重降低所获得的图像质量。因此,医师在介入期间通常使用高辐射诊断(活动摄影)模式获得更好质量的图像。

[0009] 实际上另一个严重的问题在于交叠的解剖体可能抑制观察和导航。常规心脏导管插入系统产生阴影图像,该阴影图像显示无深度信息的对象。从这些平的图像辨识 3D 解剖是困难的。另外,由肋骨或者脊柱导致的心脏的图像杂乱和遮蔽经常降低图像清晰度。

[0010] 基于常规 X 射线的心脏导管插入系统通常面对的另一个问题是把患者和介入实施者都曝露给大量辐射。延长的曝露可能对患者造成辐射皮肤烧伤,并且增大介入实施者和导管插入实验室工作人员患癌症的风险。对于医师的预防性措施包括使用沉重并且累赘的环绕铅围裙、背心和甲状腺防护。

[0011] 如上简述,经皮腔内冠状血管造影过程与大量 X 射线剂量有关。该过程的主要任务是将导管或者心血管支架分别放置在心肌内部或者心脏血管中的给定位置上。该过程通常在手术中 X 射线成像的指导下完成,以便可视化导管尖端的位置。荧光 X 射线成像的手术中应用通常必须要对大量问题提供应答。例如,如果介入实施者需要可视化心脏血管的形态,尤其是这样。除了应用于各种介入科目中以辅助放置心脏起搏器、外科手术支架和引导线之外,该成像模态还可以在整形外科手术创伤学中使用以使得能够对医学植入物、整形外科假体以及外科手术螺丝和钉子的位置进行监控。另一方面,在心脏 X 射线图像中,特定的高密度解剖结构(例如脊椎、特定脊骨等)或者外部物体(例如起搏器引线和外科手术缝线等)绝大部分时间在 X 射线图像中是可见的,并且可能由此至少部分妨碍或者危害介入工具的可见度、检测和/或跟踪,因为它们创建了类似的图案或者因为它们在应该被检测的对象上投下阴影。经典的图像减影技术在缓慢移动介入工具的情况下是没有帮助的,并且每次 2D 视图改变都将需要采集新的参考序列。

[0012] 为了诊断和预测冠状动脉疾病以及基于导管的冠状动脉介入的性能,对冠状动脉树(包括其 3D 几何形状)的定量描述是有利的(当前,对大多数心脏病专家,仅 2D 图像是

可用的)。从现有技术中,用于从在 C 臂系统的不同扫描架位置采集的二平面投影图像或者多个单平面投影图像中重建冠状动脉树的三维视图的许多计算机辅助技术是已知的。然而,由于血管交叠和透视缩短的问题,必须要多个投影以利用动脉造影术充分重建冠状动脉树。消除或者至少部分减少透视缩短和交叠对于诸如确定 2D 显示中的冠状动脉间长度的精确定量冠状动脉分析(QCA)是必要的先决条件。

[0013] 相关文献描述了,在 CT 成像中可以将为了试图减少透视缩短而生成的最佳浏览图(OVM)应用于辅助用户获得带来最佳视图的成像装置的扫描架位置。例如,G.Finet 和 J.Lienard 的文章“Optimizing Coronary Angiographic Views”(Int. Journal Cardiac Imaging, Supplement 1, vol. 1, pp. 53-54, 1995) 仅关注于使血管透视缩短相对于单一动脉段最小化。从本领域的相关发展状况中已知,在对患者身体体积的特定感兴趣区域(例如其可以包括患者冠状动脉树或者心室解剖)重建虚拟 3D 表示的过程之前,可以提供计算与所述身体体积的图像数据相关联的最佳视图。从该 OVM,例如,然后可以借助于用于在最佳和稍不最佳视角之间进行区分的彩色编码得到用于显示所述感兴趣区域的虚拟 3D 表示的具有最小透视缩短和最少血管交叠的最佳观察方向。除了基于介入前采集的图像数据计算最佳视图之外,从本领域的发展状况还知道:在介入过程期间,自动引导用户或者系统到该视角用于投影采集。有时,使用 3D 信息作为路标来手动操控 C 臂到观察病变的期望位置,同时减少曝露给患者的造影剂和辐射剂量。

[0014] 在 Y.Sato 等的文章“A Viewpoint Determination System for Stenosis Diagnosis and Quantification in Coronary Angiographic Acquisition”(IEEE Trans. Med. Imag., vol. 17, no. 1, pp. 53-54, 1995) 和 S.J.Chen 和 J.D.Carroll 的文章“3-D Coronary Angiography: Improving Visualization Strategy for Coronary Interventions”(在 Whats New In Cardiovascular Imaging, Kluwer Academic Publishers, pp. 61-67, 1998 中)(在下文中称为 Chen 和 Carroll I) 中,讨论了在最小化血管交叠和透视缩短的基础上得到最佳观察策略。然而,Sato 所设计的技术需要良好校准的成像系统,以及在 3D 重建过程中手动指定对应。除此之外,交叠测量是受限的,因为其是基于具有仅紧邻血管的单一狭窄段执行的。当段更复杂并且更多末梢血管交叠时,确定最佳视图的次佳解决方法是无效的,这两种情况在临床情况下都是常见的。

[0015] 为了基于使用单或双平面成像系统从两个任意视角采集的一对例行血管造影片在线重建 3D 动脉树,典型地,利用常规 OVM。用于重建患者的心血管系统或心脏解剖体的感兴趣区域中的对象(例如,目标结构或者病变)的虚拟 3D 表示的、关于交叠和透视缩短优化的常规过程需要:(a) 通过使用单平面成像系统采集两个标准的血管造影片序列,(b) 在两个图像中的 2D 动脉树识别和特征提取,包括分支点、血管直径、血管定向顶点、血管中心线、以及血管层次构造,(c) 以旋转矩阵和平移向量的形式确定定义了所采集的两个视图的空间关系的变换,以及(d) 基于以上来计算 3D 动脉(例如,冠状)树的动脉结构。

[0016] 另一方面,为了恢复冠状动脉树,在 S.J.Chen 和 J.D.Carroll 的文章“3-D Reconstruction of Coronary Arterial Tree to Optimize Angiographic Visualization”(IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 19, no. 4, April 2000)(在下文称为 Chen 和 Carroll II) 中所讨论的方法需要相当多的手动编辑。因而,Chen 和 Carroll II 教导了使用两种类型的最佳观察图——透视缩短图和交叠图,用户

可以对这两种类型的图进行组合从而形成合成图即“双视”图。

[0017] Chen 和 Carroll II 还教导了在线 3D 重建技术,其中,需要该在线 3D 重建技术基于从两个不同投影方向采集的两个血管造影片而无需校准对象,并且使用单平面成像系统以及受从单平面成像系统的内部参数得到的约束条件支配的、通过最小化两个视图中的图像点和矢量角度误差所实现的新的优化算法,来重建整个冠状动脉树。

[0018] 给定冠状动脉树的 3D 特性,Chen 和 Carroll II 期望任何投影将透视缩短各个段。可以将所重建的 3D 冠状动脉树旋转到产生多个计算机生成投影的任何选定的视角,以为每个患者确定哪个标准视图是有用的以及哪个由于过度交叠和透视缩短没有临床价值。就此而言,Chen 和 Carroll II 提供了用于将所计算的交叠和透视缩短百分比的信息显示在屏幕上、使得用户可以借助于键盘输入选择任何视图的计算机模拟投影。

[0019] 作为将要向介入采集的荧光图像配准的、从介入前采集的 CT 或 MR 数据集进行重建的一种备选,可以借助于对来自基于旋转 C 臂的图像采集的数据集直接 3D 重建或者建模获得三维对象表示。

[0020] US 7,340,033B2 描述了用于自动调整准直器的方法和单元。就此而言,以专用方式从第一张 X 射线图片的分析中确定身体内部的感兴趣区域,并且随后将准直器调整到其上。特别是,可以将感兴趣区域选择得足够大以使辐射场覆盖由于心跳和 / 或呼吸引起的感兴趣器官的所有位置。优选将数据处理单元设计为:在当前检查期间从随后采集的 X 射线图像的图像分析中对感兴趣区域的运动进行估计,以便能够重新调整准直器(如果需要)。如果不能定位感兴趣区域,就将准直器打开到标准调整状态。

[0021] 在 US 6,055,295A 中公开了一种用于在包括在成像站接收快速侦察图像的图像采集期间自动设置 X 射线成像系统的准直器的方法。随后,自动检测和使用身体区域在所述图像之一中的位置生成对准直器的设置。使用该设置自动调整准直器以基本上覆盖非身体区域并且基本上曝露身体区域。

[0022] 在 US 5,617,462A 中,描述了用于调整 X 射线诊断设备的 X 射线剂量 / 技术、从而确保用于适当成像的充足剂量 / 技术同时最小化接触患者的辐射水平的自动 X 射线曝露控制系统和方法。将用于对所采集图像的强度进行分析的 CCD 视频摄像机置于邻近 X 射线接收器并且在 X 射线源对面。因此,所述 CCD 视频摄像机提供两个输出:一个是摄像机所记录的绝对亮度。随后,通过开窗电路或者类似装置对所获得的视频信号进行分析,以选择图像区域并且进一步限制对该区域的图像处理。电路对开窗区域进行分析,以检测出开窗区域内的峰值亮度和平均亮度。微处理器在数学上对读数进行组合,以获得表征由 X 射线设备成像的这块解剖体的密度的单一数值。随后,微处理器将该数值与一个或多个预定的曝露控制表进行比较,确定用于成像的理想剂量 / 技术,并且调整 X 射线源以实现理想曝露。随后,自动调整可以选择可以用于最小化 X 射线辐射剂量的预定技术。

发明内容

[0023] 因此,本发明的目的是描述一种图像采集装置和方法,其有助于减少在微创的图像引导的介入范围内所需的辐射剂量,其中,在基于之前所重建的感兴趣解剖对象(例如,患者的心血管系统的血管段)、将要被处置的病理目标结构(例如,狭窄、动脉瘤等)或者必须将介入装置(例如,进入患者的心血管系统的导管)或植入物(例如,在冠状动脉内支架

植入过程期间所要植入的血管造影塑料支架)引导到的任何类型的病变的虚拟 3D 表示来执行该微创的图像引导的介入。

[0024] 为了实现该目的,本发明的第一示例性实施例致力于用于采集和记录一图像数据集的血管造影图像采集方法,该图像数据集用于对将要进行图形可视化的患者的心血管系统的感兴趣区域中的目标结构或病变进行三维重建,从而产生位于所述感兴趣区域内的动脉树的血管段的虚拟 3D 表示,对所述 3D 表示进行计算和重建,使得从产生最小透视缩短和最少血管交叠的最佳视角的透视图示出所述血管段。根据本发明,所述方法包括以下步骤:使与预计算的最佳视角相关联的 3D 表示的图像数据集经历 3D 分割算法以便找到在所述感兴趣区域内将要检查并且介入处置的目标结构或病变的轮廓,并且基于作为所述分割结果所获得的指示所述对象靶或病变的轮廓和大小的数据自动调整用于对由 X 射线源(例如,介入 X 射线成像系统的 X 射线源,其可以是诸如基于 C 臂的)所发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和/或准直器楔入位置,其中在图像引导的放射照相检查过程期间将该 X 射线射束曝露给所述患者。目的是将感兴趣区域减小到覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统中用户可定义部分的视场。

[0025] 就此而言,可以规定,所述快门机构的孔径和/或准直器楔入位置的自动调整进一步取决于用于采集虚拟 3D 表示的图像数据的基于 C 臂的 3D 旋转血管造影装置或者基于旋转扫描架的 CT 成像系统的已知几何形状设置参数。

[0026] 根据图像采集方法的示例性实施例,通过用户手动重新调整可重新调整通过自动调整所述快门机构的孔径和/或准直器楔入位置所获得的视场的大小。

[0027] 根据图像采集方法的示例性实施例,可以通过由用户定义封闭所述对象结构或病变的经分割轮廓的框架的厚度对周围脉管系统的将要与所述对象结构或病变一起显示的部分进行手动预定义。

[0028] 通过用户手动重新调整可以重新调整通过自动调整所述快门机构的孔径和/或准直器楔入位置所获得的视场大小,并且可以由用户通过定义封闭所述目标结构或病变的经分割轮廓的框架的厚度对周围脉管系统的将要与所述目标结构或病变一起显示的部分进行手动预定义。

[0029] 在本实施例的优选应用情景中,用于重建所述 3D 表示的图像数据是在对患者的心血管系统执行的用于介入处置所述目标结构或病变的微创的图像引导的介入过程之前介入前采集的,并且在该情况下,所述方法另外包括将虚拟 3D 表示与介入 X 射线成像系统的图像数据进行配准的步骤,介入 X 射线成像系统的图像数据例如为,所选择的二维荧光实时图像的图像数据,其是在微创的图像引导的介入过程期间在手术中所采集的。作为另一个选择,如上所述所提出的血管造影图像采集方法可以包括以下步骤:在血管造影术工作站的监控器屏幕或显示器上显示 3D 表示和在手术中采集的图像数据(例如二维荧光实时图像)的经配准的融合版本。从而,可以借助于 MR 成像、CT 成像、基于 C 臂的 3DRA 成像或者任何其它类型的成像方法和/或模态采集用于对所述感兴趣区域进行三维重建的图像数据。

[0030] 本发明的第二示例性实施例致力于一种血管造影图像采集方法,该血管造影图像采集方法基于用于对将要被图形可视化的患者的心血管系统的感兴趣区域中经分割目标结构或病变随着时间进行跟踪的虚拟 3D 表示的序列确定对于这些 3D 表示中的每个 3D 表

示该目标结构或病变关于交叠和透视缩短的最佳投影方向。因而,可以使得,通过在微创的图像引导的介入过程期间用于介入处置所述目标结构或病变所执行的在基于 3DRA 的图像采集进程中所采集的图像数据集的直接 3D 重建生成每个 3D 表示。根据该实施例,所述方法因而包括以下步骤:基于作为动态更新的分割结果所获得的指示目标结构或病变的轮廓和大小的数据自动调整用于对由 X 射线源所发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器的楔入位置,从而将感兴趣区域减小到覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统中的用户可定义部分的视场,其中,根据动态更新的分割连续调整所述视场的大小,其中,在图像引导的放射摄影检查过程期间将所述患者曝露给所述 X 射线射束。

[0031] 本发明的第三示例性实施例涉及一种血管造影图像采集装置的准直器控制单元,该血管造影图像采集装置用于采集和记录用于三维重建将要采用所述重建进行图形可视化的患者的心血管系统的感兴趣区域中的目标结构或病变的图像数据集,该重建产生位于所述感兴趣区域内的动脉树血管段的虚拟 3D 表示,并且对所述 3D 表示进行计算和重建,使得从具有最小 透视缩短和最少血管交叠的最佳视角示出所述血管段。根据本发明,对所述血管造影图像采集装置进行编程,使与预先计算的最佳视角相关联的 3D 表示的图像数据集经历 3D 分割算法,从而在所述感兴趣区域内找到将要检查并且介入处置的目标结构或病变的轮廓。另一方面,准直器控制单元适于基于作为所述分割的结果所获得的指示所述目标结构或病变的轮廓和大小的数据自动调整用于对由 X 射线源(例如,介入 X 射线成像系统,其可以是诸如基于 C 臂的)发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置,其中,在图像引导的放射摄影检查过程期间将所述患者曝露给所述 X 射线射束。目的是将感兴趣区域减小到覆盖所述目标结构或病变以及周围脉管系统中用户可定义部分的视场。

[0032] 就此而言,可以使得,准直器控制单元适于另外基于用于采集虚拟 3D 表示的图像数据的基于 C 臂的 3D 旋转血管造影装置或者基于旋转扫描架的 CT 成像系统的已知几何形状设置参数,来自动调整所述快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置。

[0033] 此外,所述准直器控制单元可以适于通过自动调整所述快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置来手动重新调整所获得的视场的大小,并且可以进一步适于通过定义封闭所述目标结构或病变的经分割轮廓的框架厚度对将要与所述目标结构或病变一起显示的周围脉管系统部分进行手动预定义。

[0034] 除此之外,本发明的第四示例性实施例致力于一种血管造影图像采集装置,该血管造影图像采集装置用于采集和记录一图像数据集,该图像数据集用于三维重建将要利用所述重建进行图形可视化的患者的心血管系统的感兴趣区域中的目标结构或病变,所述重建产生位于所述感兴趣区域内的动脉树血管段的虚拟 3D 表示,并且对所述 3D 表示进行计算和重建,使得从具有最小透视缩短和最少血管交叠的最佳视角示出所述血管段。根据本发明,所述血管造影图像采集装置因而包括上面关于第二示例性实施例所描述的准直器控制单元。

[0035] 在本实施例的优选应用情境中,可以在对患者的心血管系统执行用于介入处置所述目标结构或病变的微创的图像引导的介入过程之前介入前采集用于生成所述 3D 表示的所述图像数据,并且在该情况下,所述血管造影图像采集装置可以另外适于将虚拟 3D 表示与所选择的在微创的图像引导 的介入过程期间在手术中所采集的二维荧光实时图像进行

配准。

[0036] 作为另一个选择,如上所述所提出的血管造影图像采集装置可以另外适于在血管造影工作站的监控器屏幕或显示器上显示虚拟 3D 表示和在手术中采集的二维荧光实时图像的经配准的融合版本。

[0037] 最后,根据本发明的第五示例性实施例,提供了一种计算机软件产品,将该计算机软件产品配置为当在上面关于所述第四示例性实施例的血管造影图像采集装置所描述的数据处理模块上运行时,用于执行上面关于所述第一示例性实施例所描述的方法。

附图说明

[0038] 参考在下文中所描述的实施例并且参考附图,将通过举例的方式阐述本发明的这些以及其它有利方面。其中:

[0039] 图 1 示出了流程图,其说明了根据本发明的所述第一示例性实施例所提出的图像采集方法;

[0040] 图 2a 示出了从产生最小透视缩短和最少血管交叠的最佳视角见到的患者的左冠状动脉树的介入前采集的一图像数据集的透视体绘制;

[0041] 图 2b 示出了图 2a 中所述图像的不感兴趣部分通过彩色框架淡出的视场减小的缩略透视体绘制;以及

[0042] 图 3 根据本发明的所述第四示例性实施例示出了成像系统的示意性方框图。

具体实施方式

[0043] 下面,将关于特定细节并且参考附图更详细解释根据本发明所提出的图像采集装置和方法。

[0044] 图 1 中所描述的流程图说明了根据本发明的上述第一示例性实施例所提出的图像采集方法。所提出的方法以在基于旋转扫描架的 CT 血管造影成像、MR 或者基于 C 臂的 3DRA 图像采集进程中介入前采集、重建和记录 (S1) 一图像数据集开始,该图像数据集示出了患者的心血管系统的感兴趣区域中将要通过执行微创的图像引导的介入进行检查和处置的解剖结构和 / 或病理异常情况。随后,为了找到轮廓并且可选地计算出感兴趣的目标结构或病变的大小,使这些图像数据经历 3D 分割算法 (S2)。进一步可选地,应用于经分割图像 (未示出) 的对比度增强过程可以跟随在该步骤之后。接下来,计算 (S3) 将要显示的动脉树的血管段具有最小透视缩短和最少血管交叠的最佳视角,使得可以在血管造影工作站的监控器屏幕或显示器上显示将要重建的虚拟 3D 表示。在该手术前图像采集步骤之后,从介入前采集和分割的图像数据生成 (S4) 从由最佳视角给出的透视图见到的体绘制 3D 表示。基于各个所应用的图像采集装置的已知几何参数设置并且基于通过上述 3D 分割算法所获得的轮廓数据 (和 / 或大小数据),自动调整 (S5) 用于对由基于 C 臂的 3D 旋转血管造影装置或者基于旋转扫描架的 CT 成像系统的 X 射线源所发射的 X 射线束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置 (例如,安装在用于图像采集的 CT 血管造影系统的 X 射线源的准直器),使得将感兴趣区域减小到覆盖感兴趣的所述目标结构或病变以及周围脉管系统中用户可定义部分的视场,其中,在图像引导的放射摄影检查过程期间将所述患者曝露给所述 X 射线束。随后,可以将介入前采集和记录的位于自动准直的视场中的经

分割目标结构或病变的图像数据与从在手术中所采集 (S6) 的荧光 2D 投影图像序列中所选择的图像 (例如) 进行配准 (S7), 该荧光 2D 投影图像序列示出了被引导到所述目标结构或病变的介入工具。因而, 配准过程产生在虚拟 3D 表示和所选择的荧光图像之间的最佳匹配。最后, 可以在监控器屏幕或者显示器上显示 (S8) 两个图像的经配准的融合版本。

[0045] 可选地, 作为执行步骤 S6 至 S8 的替代, 可以使得, 从关于交叠和透视缩短最佳的视角的透视图、与用于使自动选择的视场之外的框架范围淡出所需的虚拟快门一起显示所述 3D 表示, 其中, 由用户交互式地接受或者拒绝所述框架范围的厚度。在用户接受所述框架范围的厚度的情况下, 可以执行图像引导的介入过程。

[0046] 在图 2a 中, 描绘了示出了从由最佳视角所给定的透视图来看的患者的左冠状动脉树的介入前采集的一图像数据集的透视体绘制, 其中已经从具有产生最小透视缩短和最少血管交叠的所述视角的最佳视图的参数空间中确定了所述最佳视角。作为应用体绘制技术的替代, 还可以通过对之前所采集的图像数据集使用多平面重整过程或者表面遮蔽显示算法获得三维印象。

[0047] 在图 2b 中示出了图 2a 中所述图像的不感兴趣部分通过彩色框架淡出的缩略透视体绘制的所选择的视场。因而, 所描绘视场的长度、宽度和中心位置取决于用于对由基于 C 臂的 3D 旋转血管造影装置或者基于旋转扫描架的 CT 成像系统的 X 射线源所发射的 X 射线射束进行准直的快门机构的孔径和 / 或准直器楔入位置, 在为了采集所述图像所执行的图像引导的放射摄影检查过程期间将所述患者曝露给所述 X 射线射束。更精确地说, 基于所识别目标结构或病变的轮廓和大小、并且可选地基于所应用图像采集装置的已知几何设置参数确定所述长度、宽度和中心位置。

[0048] 图 3 示出了根据本发明的示例性实施例的成像系统 2 的示意性方框图, 该成像系统 2 使得对所采集的图像数据进行存储、处理和可视化成为可能, 以在连接到所述成像系统 2 的血管造影工作站 11 的监控器屏幕上示出解剖结构或特定感兴趣区域、病理异常情况、介入工具、起搏器、血管造影塑料支架、或者在患者脉管系统的血管段中的其它植入物。例如, 可以以在手术中采集的 2D 荧光图像、体呈现的图像数据或者介入前地记录的图像数据的形式给出图像数据, 这些图像数据通过诸如常规 X 射线系统、旋转扫描架计算机断层摄影 (CT) 系统或者基于 C 臂的 3D 旋转血管造影 (3DRA) 装置的图像采集装置 1 生成和提供。可以在不同窗口或者在公共窗口中可视化所采集的 2D 和所重建的 3D 图像数据, 该窗口示出了已经从介入前记录的图像数据生成的数字重建射线照片和在手术中采集的与所述数字重建的射线照片共同配准的 2D 荧光图像的融合视图。

[0049] 如在图 3 中所示, 将由所述图像采集装置 1 生成的图像数据经输入接口 6 馈送到成像系统 2。除了对与图像采集装置 1 的数据交换进行控制的控制单元 3 之外, 所述成像系统 2 可以包括预处理模块 4, 可以给预处理模块 4 特别装配数字滤波器, 用于减小噪声并且增强对比度。集成在所述成像系统中的图像处理工具 5 可以用于生成体绘制的 3D 视图、表面遮蔽显示 (SSD) 图像、多平面重整图像、和 / 或基于所生成的患者的心血管系统的感兴趣区域中将要检查和介入处置的解剖结构或病理异常的图像数据而绘制的经数字重建的射线照片。

[0050] 如在图 3 中所示的方框图中所示例性描述的, 可以给所述图像处理工具 5 装配用于确定位于所述感兴趣区域内的目标结构或病变轮廓的分割工具 7, 以及用于确定用于将

介入前重建的 3D 表示与在手术中采集的 2D 荧光图像进行配准的 2D/3D 配准映射的参数的配准工具 8。通过参考数字 7a 指出上述准直器控制单元。也可以集成在所述图像处理工具 5 中的融合和可视化工具 9 可以用于在进行所述 2D/3D 配准之后生成和显示虚拟 3D 表示和 2D 荧光图像的融合图像。

[0051] 如在图 3 中所示,可以经数据输出接口 DATA_OUT 将通过图像采集装置 1 已经生成的并且经所述输入接口 6 提供给成像系统 2 的图像数据暂时或者永久存储在外部存储单元 10 的图像数据档案中。为了可视化,可以经在图 3 中被称为“DATA_IN”的数据输入接口将所存储的图像数据加载到成像系统 2 的本地暂时存储器(未示出)中,其中使用标准数据格式(诸如 DICOM 格式)。

[0052] 本发明的应用

[0053] 本发明可以有利地应用在微创的图像引导的介入的范围内,其中,为了减少在放射摄影图像采集进程期间暴露给将要检查和处置的患者的 X 辐射剂量,减小将要在监控器屏幕或显示器上显示的视场是有益的。特别是,本发明可以有益地应用于医疗工作站或者介入 X 射线成像系统的控制台中。

[0054] 虽然在附图和前述描述中详细说明和描述了本发明,但是将这些说明和描述视为说明性或示例性而不是限制性的,这意味着本发明不限于所公开的实施例。通过对附图、公开和所附权利要求的研究,本领域的技术人员在实现所要求的发明时可以理解和实现对所公开实施例的各种变体。在权利要求中,单词“包括”不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单独一个处理器或其它单元可以实现在权利要求中所叙述的若干项的功能。在彼此不同的从属权利要求中叙述某些措施的仅有事实不表明不可以使用这些措施的组合优化。可以将计算机程序存储/分布在合适介质上,诸如与其它硬件一起或者作为其它硬件部件提供的光存储介质或者固态介质,但是也可以以诸如经因特网或其它有线和无线电信系统的其它形式分布。此外,不应该将权利要求中的任何参考符号解释为限制本发明的范围。

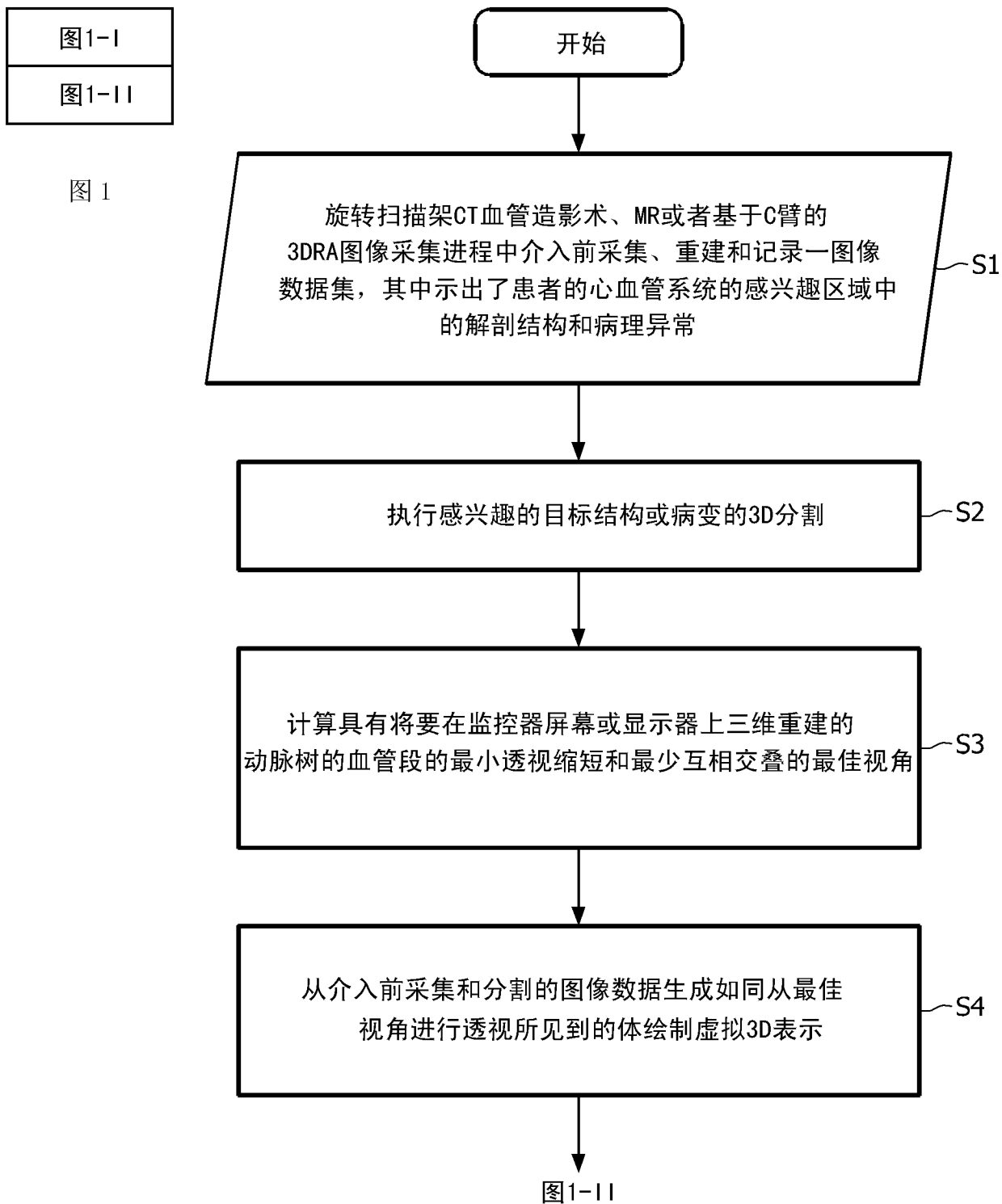


图 1-I

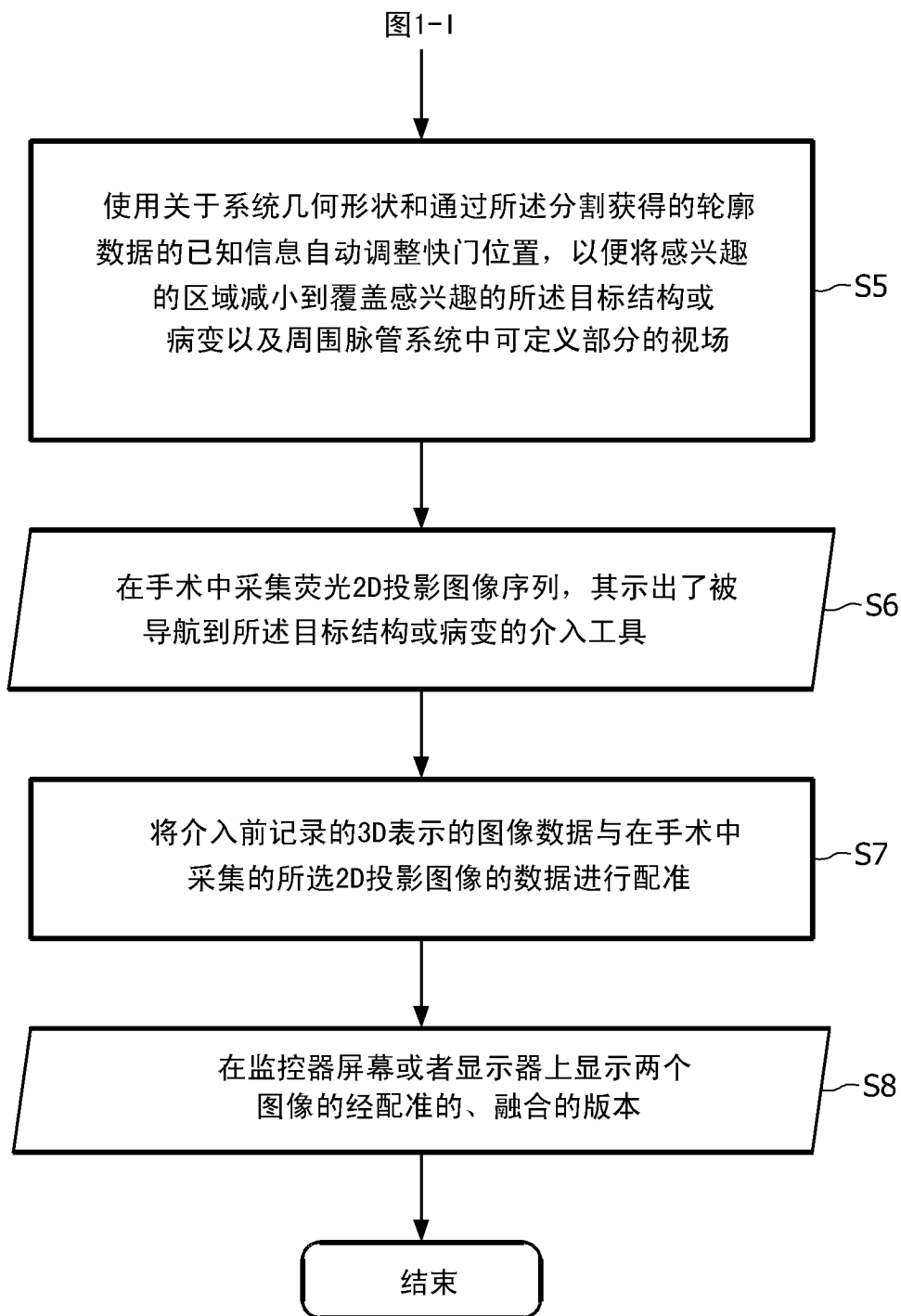


图 1-II

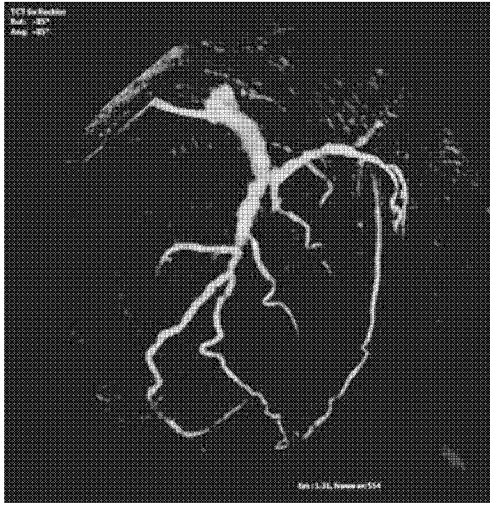


图 2a

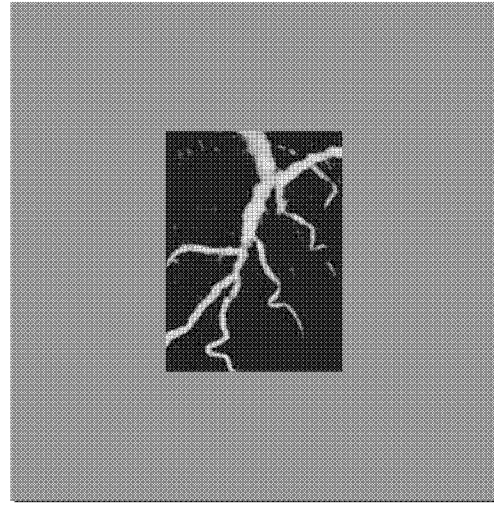
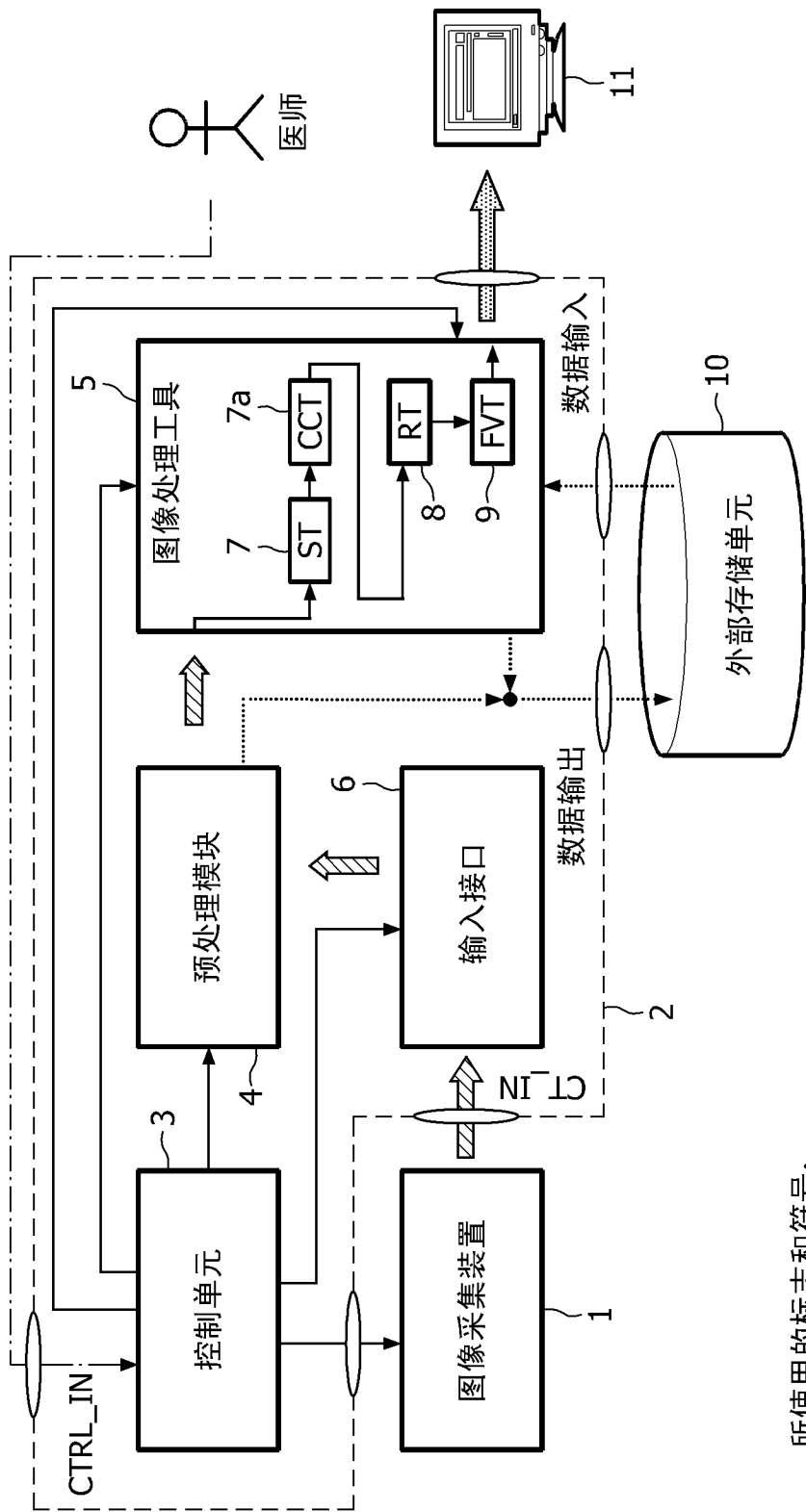


图 2b



所使用的标志和符号:

- 所生成的X射线、CT或者3DRA图像数据
- 将要以融合视图形式可视化的经配准的图像数据
- 控制信号
- 将要存储在外部存储单元中或者从外部存储单元中加载的图像数据流
- 由放射科医师设置的CT或3DRA参数
- 数据接口 (CTRL_IN, CT_IN, 数据输出和数据输入)

图 3