



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110461235 B

(45) 授权公告日 2023. 12. 01

(21) 申请号 201880020343.0

(22) 申请日 2018.03.20

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110461235 A

(43) 申请公布日 2019.11.15

(30) 优先权数据
17162716.9 2017.03.24 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.23

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/057025 2018.03.20

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/172359 EN 2018.09.27

(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 M·P·弗赖曼 L·戈申

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 李光颖

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)
A61B 5/026 (2006.01)
A61B 5/0285 (2006.01)
A61M 5/00 (2006.01)
A61K 49/04 (2006.01)
G01R 33/56 (2006.01)
G01R 33/563 (2006.01)
G01V 5/00 (2006.01)
G01N 23/04 (2018.01)
G01N 23/087 (2006.01)
G06T 11/00 (2006.01)
G16H 30/40 (2018.01)
G16H 50/50 (2018.01)
G06T 7/50 (2017.01)

(56) 对比文件

CN 105096388 A, 2015.11.25
CN 103458790 A, 2013.12.18
CN 104244827 A, 2014.12.24 (续)

审查员 吴琼

权利要求书2页 说明书12页 附图2页

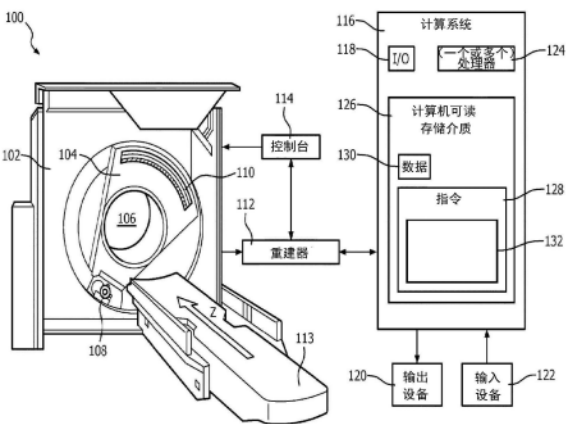
(54) 发明名称

心肌CT灌注图像合成

(57) 摘要

本发明涉及图像处理设备以及相关的方法。所述图像处理设备(10)包括数据输入部(11),其用于接收以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据。所述图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及该心脏区域的基准体积图像,例如虚拟的非对比图像,其中,所述对比增强的体积图像传达关于对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息。所述设备包括流模拟器(12),其用于:基于所述体积图像数据来生成三维冠状动脉树模型或者接收基于所述体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入,并且基于所述三维冠状动脉树模型来模拟冠状动脉流。所

述设备包括灌注合成单元(13),其用于在至少考虑所述基准体积图像和所述冠状动脉流模拟的情况下生成表示在至少一个时刻处在组织中的血液分布的灌注图像。



[接上页]

(56) 对比文件

CN 101495886 A, 2009.07.29

US 2010156898 A1, 2010.06.24

US 2017014069 A1, 2017.01.19

US 2012243761 A1, 2012.09.27

CN 105517492 A, 2016.04.20

CN 103429156 A, 2013.12.04

CN 104871211 A, 2015.08.26

CN 105830123 A, 2016.08.03

US 2008279779 A1, 2008.11.13

US 2016267704 A1, 2016.09.15

US 2016292382 A1, 2016.10.06

1. 一种图像处理设备(10), 包括:

- 数据输入部(11), 其用于接收以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据, 所述体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及所述心脏区域的基准体积图像, 其中, 所述基准体积图像传达所述对象的基准解剖信息, 并且所述对比增强的体积图像传达关于所述对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息;

- 流模拟器(12), 其用于: 基于所述体积图像数据来生成三维冠状动脉树模型或者接收基于所述体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入, 并且基于所述三维冠状动脉树模型来模拟冠状动脉流; 以及

- 灌注合成单元(13), 其用于根据所述冠状动脉流模拟并且使用所述基准体积图像作为用于灌注合成的参考来生成表示在不同时刻处在组织中的血液分布的灌注图像的时间序列;

其中, 所述数据输入部(11) 适于接收所述体积图像数据, 所述体积图像数据包括所述心脏区域的虚拟非对比增强的体积图像形式的所述基准体积图像, 其中, 所述对比增强的体积图像和所述虚拟非对比增强的体积图像是基于在单个谱CT采集中获得的相同谱心脏CT数据集的,

其中, 所述虚拟非对比增强的体积图像基于对具有被引入到血流中的静脉内对比剂的所述对象的扫描。

2. 根据权利要求1所述的图像处理设备(10), 其中, 所述流模拟器(12) 包括冠状动脉树分割单元(14), 所述冠状动脉树分割单元用于基于所述体积图像数据中的至少所述对比增强的体积图像来生成所述三维冠状动脉树模型。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备(10), 其中, 所述流模拟器(12) 适于通过考虑边界条件模型来模拟所述冠状动脉流, 所述边界条件模型用于对所述三维冠状动脉树模型与未成像的连接脉管系统之间的界面进行建模。

4. 根据权利要求3所述的图像处理设备(10), 其中, 所述流模拟器(12) 包括边界条件处理器(15), 所述边界条件处理器用于在考虑所述未成像的脉管系统的流体动力学阻力的情况下确定所述边界条件模型, 所述流体动力学阻力是基于每个冠状动脉出口的截面面积的。

5. 根据权利要求1-2中的任一项所述的图像处理设备(10), 其中, 所述灌注合成单元(13) 适于针对所述三维冠状动脉树模型中的每个冠状动脉来确定所述体积图像数据中的心肌馈送区。

6. 根据权利要求5所述的图像处理设备(10), 其中, 所述灌注合成单元(13) 适于通过计算将所述体积图像数据与所述冠状动脉树模型相关的沃罗诺伊图来确定针对每个冠状动脉的所述心肌馈送区。

7. 根据权利要求5所述的图像处理设备(10), 其中, 所述灌注合成单元(13) 适于通过使用所述冠状动脉树模型和/或所述体积图像数据将一般馈送模型与特定对象配准来确定针对每个冠状动脉的所述心肌馈送区。

8. 根据权利要求5所述的图像处理设备(10), 其中, 所述灌注合成单元(13) 适于: 基于在与心肌的至少一个体素所属的所述心肌馈送区相对应的冠状动脉中的根据所述冠状动脉流模拟的流并且基于血液扩散模型, 来计算在至少一个时刻处在所述至少一个体素中

的对比剂的量。

9. 根据权利要求8所述的图像处理设备(10), 其中, 所述灌注合成单元(13)此外适于针对所述至少一个体素和所述至少一个时刻通过将指示在所述至少一个时刻处在所述至少一个体素中的所述对比剂的量的体素值与所述基准体积图像的图像体素值相加来计算图像体素值。

10. 根据权利要求9所述的图像处理设备(10), 其中, 所述灌注合成单元(13)适于通过迭代地使所述灌注图像与包括至少一个计算的体素的图像之间的图像距离量度和表示所述灌注图像的图像质量量度的正则化项的组合最小化来合成所述灌注图像。

11. 一种计算机断层摄影工作站, 包括根据前述权利要求中的任一项所述的图像处理设备。

12. 一种谱计算机断层摄影系统, 包括根据权利要求1至10中的任一项所述的图像处理设备。

13. 一种用于体积图像处理的方法(300), 所述方法包括:

- 接收(301)以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据, 所述体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及所述心脏区域的基准体积图像, 其中, 所述对比增强的体积图像传达关于所述对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息;

- 基于所述体积图像数据来生成(305)三维冠状动脉树模型或者接收基于所述体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入;

- 基于所述三维冠状动脉树模型来模拟(306)冠状动脉流; 以及

- 根据所述冠状动脉流模拟并且使用所述基准体积图像作为用于灌注合成的参考来生成(308)表示在不同时刻处在组织中的血液分布的灌注图像的时间序列;

其中, 所述接收包括接收所述体积图像数据, 所述体积图像数据包括所述心脏区域的虚拟非对比增强的体积图像形式的所述基准体积图像, 其中, 所述对比增强的体积图像和所述虚拟非对比增强的体积图像是基于在单个谱CT采集中获得的相同谱心脏CT数据集的,

其中, 所述虚拟非对比增强的体积图像基于对具有被引入到血流中的静脉内对比剂的所述对象的扫描。

14. 一种被编码有一条或多条计算机可执行指令的计算机可读存储介质, 所述计算机可执行指令当由计算系统的处理器执行时使所述计算系统执行根据权利要求13所述的方法。

心肌CT灌注图像合成

技术领域

[0001] 本发明涉及数字图像处理的领域。更具体而言,本发明涉及基于谱CT数据(例如,冠状动脉CT血管造影数据)的心肌计算机断层摄影(CT)灌注图像合成。

背景技术

[0002] 冠状动脉疾病(CAD)在全世界是重要的死亡原因。在CAD中,斑块物质在冠状动脉中的堆积限制了对心脏肌肉的氧气供应,导致心肌缺血。

[0003] 本领域中已知的用于评价心脏肌肉活力的无创成像技术包括心肌灌注成像(MPI)(在其中使用诸如SPECT和PET的核成像模态)和心脏磁共振成像(CMR)。然而,这样的现有技术方案缺点可能是:这些成像技术可能较不适合于实现对冠状动脉的组合详细解剖评价以及对下游心肌区的功能评估。

[0004] 在计算机断层摄影(CT)中,能够借助于穿透电离辐射来获得揭示研究中的对象的内部结构的图像。这样的图像,例如三维体积图像数据,能够通过对投影图像应用如在本领域中已知的重建技术来获得,所述投影图像由探测器获得并且对应于穿透电离辐射的源和探测器相对于对象的不同取向,例如对应于通过对象的投影辐射的不同方向。重建的图像数据可以以体素来组织,所述体素表示相对于三维坐标系的对象中的不同位置,并且每个体素可以具有与其相关联的值,例如,灰度值,诸如以亨氏单位表示的值,其指示扫描对象在与所述体素相对应的位置处的衰减特性,例如,指示无线电密度,例如相对无线电密度。

[0005] 使用如在本领域中已知的冠状动脉计算机断层摄影血管造影(CCTA),能够通过评价冠状动脉狭窄来执行对冠状动脉疾病(CAD)的无创评估。由CCTA图像数据集传达的详细解剖信息以及在CAD检测中的高阴性预测值有利地允许在具有低的至中等的预测疾病概率的症状患者中排除CAD。然而,通过对CCTA数据的评价而检测到的冠状动脉狭窄是心肌缺血的间接量度。因此,本领域中已知的CCTA方法可能不利地在实现对冠状动脉病灶的血流动力学显著性的详细评价中受限制。

[0006] FFR-CT是本领域中已知的允许通过评估血流储备分数(FFR)而基于CCTA数据来评价冠状动脉病灶的血流动力学显著性的方法,所述血流储备分数(FFR)指代病灶远侧的压力与病灶之前的压力之间的比。FFR-CT因此能够潜在地改善CCTA在确定血流动力学显著的CAD方面的特异性。该方案使用基于CCTA数据的数值流模拟来推测FFR度量。对于这样的流模拟,可能需要冠状动脉的三维树模型以及用于对与未成像的脉管系统的界面进行建模的准确边界条件模型。因此,可能需要基于CCTA图像数据的冠状动脉的准确分割来建立用于FFR-CT的准确流模拟模型。

[0007] 在FFR-CT中,病灶的血流动力学显著性能够通过病灶处(例如,在观察到狭窄的血管区域中)的局部FFR-CT值或者以被颜色编码以表示FFR-CT值的冠状动脉树的三维网格模型的形式(例如,如在图1中所图示的)来报告。因此,用户对冠状动脉病灶的评价是受限的,而非被提供有用于直接评价心脏肌肉的活力的手段。

[0008] 本领域中还已知的是,使用“靶心”视图(例如,像心脏核成像中的这样的视图)来

呈现从CCTA分析获得的流模拟结果。然而,缺点是这样的视图会被限于左心室的二维表示,而非允许对整个CT体积的灌注的三维评价。

[0009] 动态心肌CT灌注是基于CT图像数据的允许直接表征心脏肌肉的活力的另一种已知技术。心肌灌注的CT评价能够是静态的或动态的。此外,数据可能是在休息状态下和/或紧张状态下采集的。用户能够视觉地评价灌注CT图像,或者可以使用软件来生成用于更客观评估的定量灌注图。当心脏肌肉活力能够通过这样的方案来可视化和直接评价时,执行至少一个额外CT灌注扫描的缺点是这暗示着例如除了用于执行CCTA扫描的辐射暴露和对比剂的量之外,患者对电离辐射和有毒对比剂的额外暴露。此外,在CCTA扫描与CT灌注扫描之间,会需要时间延迟来充分地减少用于在身体中的CCTA扫描的残余对比剂,这会限制临床实践中的实施。另一缺点可以是,与用于生成定量图的灌注模型的复杂性相比,从物理采集的数据导出的定量图会由于例如由数据采集的物理限制引起的和/或鉴于辐射剂量管理的有限数量的时间点而是有噪声的并且不可靠的。

[0010] WO 2015/092588公开了一种用于在冠状动脉双能量CT中使用的方法。所述方法包括:获得管状结构的对比增强的谱图像数据,基于所获得的对比增强的谱图像数据来生成对比图,以及基于谱模型来生成经更新的对比图。所述方法还包括基于经更新的对比图来分割所述管状结构。

发明内容

[0011] 本发明的实施例的目的是使用计算机断层摄影技术来提供对心肌功能和/或心肌解剖结构的良好并且高效的分析、图像合成和/或可视化。

[0012] 以上目的是通过根据本发明的方法和设备来实现的。

[0013] 本发明的实施例的优点在于:能够使用计算机断层摄影数据来实现对冠状动脉病灶的详细评价。

[0014] 本发明的实施例的优点在于:能够实现在心肌CT中的良好功能评价,例如允许确定冠状动脉病灶的血流动力学显著性,例如允许对心肌缺血状况的良好评价。

[0015] 本发明的实施例的优点在于:用户能够使用经分析的CT数据来执行对冠状动脉病灶(例如,心肌活力)的直接功能评价。

[0016] 本发明的实施例的优点在于:能够使用CT技术对对象的可接受的(例如,低的)辐射暴露来实现对所述对象中的冠状动脉病灶的良好评价。

[0017] 本发明的实施例的优点在于:能够限制用于获得对对象中的冠状动脉病灶的良好评价的对比剂的量,例如是有利地低的。

[0018] 本发明的实施例的优点在于:能够在快速并且高效的扫描程序中实现对对象中的冠状动脉病灶的良好评价。

[0019] 本发明的实施例的优点在于:能够提供低噪声的、准确的、鲁棒的和/或可靠的灌注的定量图。

[0020] 在第一方面中,本发明的实施例涉及一种图像处理设备,其包括数据输入部,所述数据输入部用于接收以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据,其中,所述体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及该心脏区域的基准体积图像,例如表示所述对象的心脏区域的基准解剖结构的体积图像。所述基准体积图像传达了所述

对象的基准解剖信息,例如其中,脉管系统相对于其局部邻区(例如,相对于周围组织)的图像对比度不显著地不同于对象将在不存在静脉内对比剂的情况下被成像的情况,例如甚至在基准体积图像所基于的原始数据是在脉管系统中存在这样的药剂的情况下被采集的情况,诸如,例如通过使用基于具有被引入到血流中的静脉内对比剂的对象扫描的虚拟非对比增强的体积图像。

[0021] 所述对比增强的体积图像传达关于所述对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息,例如,关于基准体积图像中不存在(例如,可辨识地存在)的冠状动脉解剖结构的特定解剖信息。所述图像处理设备包括流模拟器,所述流模拟器用于:基于所述体积图像数据来生成三维冠状动脉树模型或者接收基于所述体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入,并且基于所述三维冠状动脉树模型来模拟冠状动脉流。所述图像处理设备包括灌注合成单元,所述灌注合成单元用于在至少考虑所述基准体积图像和所述冠状动脉流模拟的情况下生成表示在至少一个时刻处在组织中的血液分布的灌注图像。例如,时刻可以指代时间点,或者可以指代预定的时间间隔,例如短的时间间隔,例如具有预定时间长度的时间间隔,诸如在0ms至2s的范围内、例如在10ms至1s的范围内、例如在50ms至500ms的范围内时间长度。

[0022] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述数据输入部可以适于接收所述体积图像数据,所述体积图像数据包括所述基准体积图像,其中,所述基准体积图像具有所述心脏区域的虚拟非对比增强的体积图像形式,并且其中,所述对比增强的体积图像和所述虚拟非对比增强的体积图像是基于在单个谱CT采集序列中获得的相同谱心脏CT数据集的。例如,所述虚拟非对比增强的体积图像可以指代通过对谱心脏CT数据集的操纵而获得的体积图像,使得对存在于成像区域中的静脉内对比剂的图像对比度的影响被降低,或者优选被基本上移除,例如如能通过本领域中已知的用于虚拟的非对比(VNC)图像构建的方法获得的。

[0023] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述流模拟器可以包括冠状动脉树分割单元,所述冠状动脉树分割单元用于基于所述体积图像数据来生成所述三维冠状动脉树模型。

[0024] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述流模拟器可以适于通过考虑边界条件模型来模拟所述冠状动脉流,所述边界条件模型用于对所述三维冠状动脉树模型与未成像的连接脉管系统(例如,在局部相邻和/或邻近于成像冠状动脉树的未成像的脉管系统)之间的界面进行建模。

[0025] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述流模拟器可以包括边界条件处理器,所述边界条件处理器用于在考虑未成像的脉管系统的流体动力学阻力的情况下确定所述边界条件模型,所述未成像的脉管系统的流体动力学阻力是基于每个冠状动脉出口的截面面积的。

[0026] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述灌注合成单元可以适于针对所述三维冠状动脉树模型中的每个冠状动脉(例如,每个节段)来确定所述体积图像数据中的心肌馈送区。例如,心肌馈送区可以指代被分配给冠状动脉树模型的对应部分(例如,被分配给特定冠状动脉分支)的心肌的区域,主要从冠状动脉树模型的该部分向所述心肌区域供应营养物和/或氧气。或者换言之,心肌馈送区可以指代由对应的冠状动脉树的部分馈送或者至少被假设为主要由对应的冠状动脉树的部分馈送的心肌的区域。

[0027] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述灌注合成单元可以适于通过计算将所述体积图像数据与所述冠状动脉树模型相关的沃罗诺伊(Voronoi)图和/或狄洛尼(Delaunay)三角剖分来确定针对每个冠状动脉的心肌馈送区。然而,本发明的实施例不必被限于用于计算心肌馈送区的这样的方法,并且可以额外地或备选地实施在本领域中已知的例如用于血管系统的流区绘制的其他方法。

[0028] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述灌注合成单元可以适于通过使用所述冠状动脉树模型和/或所述体积图像数据将一般馈送模型与特定对象相配准来确定针对每个冠状动脉的心肌馈送区。

[0029] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述灌注合成单元可以适于基于在与所述至少一个体素所属于的心肌馈送区相对应的冠状动脉中的根据所述冠状动脉流模拟(例如,如从所述冠状动脉流模拟获得)的流并且基于血液扩散模型来计算在所述至少一个时刻处在所述心肌的至少一个体素中的对比剂的量。

[0030] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述灌注合成单元可以适于针对所述至少一个体素(或者每个体素)和所述至少一个时刻(或者每个时刻)通过将指示在所述至少一个时刻处在所述至少一个体素中的对比剂的量的体素值与所述基准体积图像的图像体素值相加来计算图像体素值。

[0031] 在根据本发明的实施例的图像处理设备中,所述灌注合成单元可以适于通过迭代地使所述灌注图像与包括至少一个计算的体素的图像之间的图像距离量度和表示所述灌注图像的图像质量量度的正则化项的组合最小化来合成所述灌注图像。

[0032] 在第二方面中,本发明的实施例还涉及一种计算机断层摄影工作站,其包括根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备。

[0033] 在第三方面中,本发明的实施例还涉及一种谱计算机断层摄影系统,其包括根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备。

[0034] 在第四方面中,本发明的实施例涉及一种用于体积图像处理的方法。所述方法包括接收以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据,其中,所述体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及所述心脏区域的基准体积图像。所述对比增强的体积图像传达关于所述对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息。所述方法包括基于所述体积图像数据来生成三维冠状动脉树模型或者接收基于所述体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入。所述方法包括基于所述三维冠状动脉树模型来模拟冠状动脉流。所述方法包括在至少考虑所述基准体积图像和所述冠状动脉流模拟的情况下生成表示在至少一个时刻处在组织中的血液分布的灌注图像。

[0035] 在又一方面中,本发明的实施例还涉及一种编码有一个或多个计算机可执行指令的计算机可读存储介质,所述计算机可执行指令当由计算系统的处理器运行时使所述计算系统执行根据本发明的实施例的方法。

[0036] 在所附的独立权利要求和从属权利要求中阐述了本发明的具体和优选方面。来自从属权利要求的特征可以与独立权利要求的特征和适当的其他从属权利要求的特征组合,而不仅仅在权利要求中明确地阐述。

[0037] 参考下文所描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并得以阐述。

附图说明

[0038] 图1示出了能通过如在本领域中已知的血流储备分数计算机断层摄影(FFR-CT)模拟获得的示范性可视化。在这样的现有技术可视化中,FFR信息可以通过血管在灰度解剖背景图像上的颜色编码的叠加来表示,如通过颜色梯度条和箭头光标所指示的。

[0039] 图2示意性图示了包括根据本发明的实施例的图像处理设备的成像系统。

[0040] 图3示意性图示了根据本发明的实施例的图像处理设备。

[0041] 图4示意性图示了根据本发明的实施例的方法。

[0042] 附图仅仅是示意性的而非限制性的。在附图中,出于说明的目的,元件中的一些元件的大小可能被夸大并且未按比例绘制。

[0043] 权利要求中的任何附图标记都不应当被解读为对范围的限制。

[0044] 在不同的附图中,相同的附图标记指代相同或相似的元件。

具体实施方式

[0045] 将参考具体实施例并且参考特定附图来描述本发明,但是本发明并不限于此,而是仅仅由权利要求来限制。所描述的附图仅仅是示意性的而非限制性的。在附图中,出于说明的目的,元件中的一些元件的大小能够被夸大并且未按比例绘制。尺寸和相对尺寸不对应于本发明的实践的实际减少。

[0046] 此外,说明书和权利要求书中的术语第一、第二等被用于区分相似元件,并且不必用于在时间上、空间上、排序中或者以任何其他方式来描述序列。应当理解,如此使用的术语在适当的情况下是可互换的,并且在本文中所描述的本发明的实施例能够以与本文中所描述或说明的不同的顺序来操作。

[0047] 此外,说明书和权利要求中的术语顶部、底部等用于描述目的,而不必用于描述相对位置。应当理解,如此使用的术语在适当的情况下是可互换的,并且在本文中所描述的本发明的实施例能够以与本文中所描述或说明的不同的取向来操作。

[0048] 应当注意,权利要求中所使用的术语“包括”不应当被解读为限于其后列出的模块;其不排除其他元件或步骤。因此,应当将其解读为指定如参考的陈述的特征、整数、步骤或部件的存在,但是不排除一个或多个其他特征、整数、步骤或部件或者其组的存在或添加。因此,表达“包括模块A和B的设备”的范围不应当限于仅包括部件A和B的设备。其意味着关于本发明,仅设备的相关部件是A和B。

[0049] 贯穿本说明书对“一个实施例”或“实施例”的参考意味着结合实施例所描述的具体特征、结构或特性被包括在本发明的至少一个实施例中。因此,短语“在一个实施例中”或“在实施例中”贯穿本说明书在各个地方的出现不必全部指代相同的实施例,但是可以都指代相同的实施例。此外,在一个或多个实施例中,具体特征、结构或特性可以以任何合适的方式来组合,如本领域普通技术人员根据本公开将显而易见的。

[0050] 类似地,应当意识到,在本发明的示范性实施例的描述中,本发明的各个特征有时在单个实施例、附图或者其描述中被分组在一起,以用于精简本公开并且辅助理解各个发明方面中的一个或多个方面的目的。然而,本公开的该方法不应当被解读为反映所要求保护的发明需要比在每个权利要求中明确记载的更多的特征的意图。相反,如以下权利要求所反映的,发明方面在于少于单个前述公开实施例的所有特征。因此,在此详细描述之后的

权利要求特此明确地并入到该详细描述中,其中,每个权利要求自身作为本发明的单独实施例。

[0051] 此外,尽管在本文中所描述的一些实施例包括被包括在其他实施例中的一些特征但是没有其他特征,但是不同实施例的特征的组合意味着在本发明的范围内,并且形成不同的实施例,如本领域技术人员将理解的。例如,在以下权利要求中,要求保护的实施例中的任何实施例能够以任何组合来使用。

[0052] 在本文中所提供的描述中,阐述了许多具体细节。然而,应当理解,可以在没有这些具体细节的情况下实践本发明的实施例。在其他实例中,没有详细示出公知的方法、结构和技术,以免模糊对本说明书的理解。

[0053] 在第一方面中,本发明的实施例涉及一种图像处理设备,所述图像处理设备包括数据输入部,所述数据输入部用于接收以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据。该体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及该心脏区域的基准体积图像。所述对比增强的体积图像传达关于对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息,例如未由所述基准体积图像传达的解剖信息,例如由于静脉内放射性药剂(诸如用于血管内使用的基于碘的对比剂)的使用而被对比增强的解剖信息。所述图像处理设备还包括流模拟器,所述流模拟器用于:基于所述体积图像数据来生成三维冠状动脉树模型或者接收基于所述体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入,并且基于所述三维冠状动脉树模型来模拟冠状动脉流模拟。所述图像处理设备此外包括灌注合成单元,所述灌注合成单元用于在至少考虑所述基准体积图像和所述冠状动脉流模拟的情况下生成表示在至少一个时刻处在组织中的血液分布的至少一幅灌注图像,例如至少一幅虚拟的灌注图像。

[0054] 图3图示了根据本发明的实施例的示范性图像处理设备10。所述图像处理设备可以包括计算设备,诸如被编程用于提供如下文所描述的功能的计算机。所述计算设备可以包括被配置用于提供预期的功能的可配置硬件设备,例如现场可编程门阵列,或者可以包括专门设计用于提供预期功能的专用电路。所述计算设备可以包括用于在通用硬件上运行的设计的硬件、配置硬件和/或软件的任何组合。

[0055] 因此,根据本发明的实施例的图像处理设备10的部件,诸如数据输入部11、流模拟器12和/或灌注合成单元13,不必对应于这样的设备的物理上分离的实体,例如物理上可分离的部件,但是可以指以计算机代码实施以用于在通用计算机上运行的软件构造。

[0056] 图像处理设备10包括数据输入部11,其用于接收以体素组织的谱计算机断层摄影(CT)体积图像数据。具体地,所述数据输入部可以包括数字通信电路,诸如计算机网络接口、无线传输接口或数字数据总线接口,以用于从外部源接收数据,所述外部源诸如是谱CT扫描器或者用于重建由CT扫描器提供的CT图像的重建器。所述数据输入部可以包括虚拟接口,其用于从在共享硬件平台上实施的另一软件部件接收所述数据,例如从在相同计算机上运行的另一软件部件(诸如用于重建谱CT图像数据的软件部件)接收所述数据。这样的虚拟接口例如可以包括应用编程接口、共享存储器资源或者使用数据载体上的文件系统标准存储的文件。所述数据输入部可以包括用于访问数据载体的接口,诸如光盘读取器、用于访问USB数据存储介质的通用串行总线(USB)连接、磁盘读取器或便携式闪存驱动器读取器。所述数据输入部可以包括上文提到的模块和/或本领域中已知的适合于接收数字体积图像数据的其他设备的任何组合。

[0057] 所述谱CT体积图像数据是以体素来组织的,例如,包括被链接到被扫描对象(例如,被扫描受检者)中的对应体素位置的多个数据值。因此,所述谱CT体积图像数据可以包括以体素组织的重建图像数据,所述体素例如表示相对于三维坐标系的被扫描对象中的不同位置。所述谱CT体积图像数据还可以包括从以体素组织的这样的重建图像数据导出(例如,计算)的体积图像数据。

[0058] 每个体素可以具有与其相关联的值,例如,灰度值,诸如以亨氏单位表示的值,其指示被扫描对象在与所述体素相对应的位置处的衰减特性,例如指示无线电密度,例如指示相对无线电密度。所述体积图像数据可以包括与相同体素位置相关联(例如,针对心脏区域中的每个体素位置)的至少两个不同的灰度值。至少两个不同的灰度值中的每个灰度值因此可以指示在对应体素位置处的不同衰减特性,例如针对穿透电离辐射的不同质量。穿透电离辐射的不同质量可以在平均和/或峰值光子能量中充分不同,使得不同的衰减特性可以经受可辨别的不同光电效应和康普顿效应贡献,例如指示对象中的不同组织和/或组织特性。然而,不同的灰度值不一定对应于或者被限于与对象被暴露以便采集图像数据的穿透电离辐射的质量直接相关的衰减特性。例如,(例如,针对每个体素的)不同灰度值中的至少一个灰度值可以表示不被直接观察到而是通过组合和/或操纵直接采集或重建的图像而推测到的抽象物质性质。在一些实施例中,例如,与对应于电离辐射的物理能量谱和/或在扫描对象中使用的探测器特性相比,每个体素的不同标量值可以对应于任意基分解。例如,这样的标量值可以形成80kVp和/或120kVp分量图像、水物质、骨物质和/或碘图像和/或单色虚拟图像。

[0059] 所述谱CT体积图像数据例如可以包括或者能从基于多于两个的不同成像辐射质量的双能量(DE)CT体积图像数据或谱CT体积图像数据导出。所述图像数据可以使用本领域已知的谱CT扫描技术来采集,例如预先记录,例如,如在本领域中已知的双能量扫描方法,诸如使用具有双源或多源配置的扫描器、适于在扫描时进行快速kVp切换的扫描器和/或具有双层或多层探测器配置的扫描器的采集。

[0060] 所述谱CT体积图像数据例如可以包括或者由例如根据如心脏血管造影的领域中已知的标准谱CT采集协议的计算机断层摄影心脏血管造影数据组成。

[0061] 所述体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及该心脏区域的基准体积图像。所述对比增强的体积图像传达关于所述对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息,例如未由所述基准体积图像传达的额外信息。

[0062] 例如,所述体积图像数据可以包括组合的和/或单色的图像作为对比增强的体积图像和/或基准体积图像。例如,所述体积图像数据可以包括碘图,例如根据所述谱CT数据计算的体积图像,使得图像中的体素值指示存在于成像区域中的对应体素位置处的碘的量。

[0063] 根据本发明的实施例,数据输入部11可以适于接收所述体积图像数据,所述体积图像数据包括心脏区域的虚拟非对比增强的体积图像形式的基准体积图像。因此,所述对比增强的体积图像和所述虚拟非对比增强的体积图像可以是基于在单个谱CT体积采集中获得的相同谱心脏CT数据集的。谱CT的优点在于:能够使用或处理单个体积采集,以呈现示出成像区域中的对比剂的存在有很少或没有贡献的图像和强烈地增强和/或隔离对比剂的存在这样的贡献的图像两者。例如,可能暗示着对所述对象的更高辐射剂量的重复扫描

可以被有利地减少或避免,并且配准和/或失准伪影可以被减少或避免。谱CT的优点在于:能够将碘与具有类似衰减特性的其他材料区分,例如,与钙区分。因此,能够更容易地检测血管表面结构,例如,尤其是在这样的表面结构与例如骨物质邻近的情况下。

[0064] 例如,例如示出具有突出的冠状动脉解剖结构的解剖背景或者备选地仅基本上示出冠状动脉解剖结构而无周围组织的解剖背景信息的对比增强的体积图像可以被用于冠状动脉分割和流模拟,并且所述基准体积图像(例如,所述虚拟非对比增强的体积图像)可以被用作针对根据本发明的实施例的灌注合成的基准参考。

[0065] 图像处理设备10还包括流模拟器12,其用于:基于所述体积图像数据来生成三维冠状动脉树模型或者接收基于体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入,并且例如通过在考虑所述对比增强的体积图像(例如,基于所述对比增强的体积图像)的情况下基于所述三维冠状动脉树模型来模拟冠状动脉流,例如生成冠状动脉流模拟。

[0066] 例如,所述冠状动脉树模型可以作为输入从如在本领域中已知的具有用于生成这样的模型的能力的心脏CT读取工作站来获得。例如,所述冠状动脉树模型可以作为输入从商业上在Philips Intellispace Portal可获得的配备有中心线提取和冠状动脉管腔分割算法和/或交互式分割和/或树建模工具的综合心脏应用获得。

[0067] 流模拟器12可以包括冠状动脉树分割单元14,其用于例如通过考虑所述对比增强的体积图像(例如,基于所述对比增强的体积图像)基于所述体积图像数据来生成所述三维冠状动脉树模型。所述分割单元可以例如适合于冠状动脉管腔分割、适合于提取血管中心线和/或从这样的分支的中心线结构建立树模型。

[0068] 流模拟器12可以适于通过考虑边界条件模型来模拟冠状动脉流。该边界条件模型可以对所述三维冠状动脉树模型与未成像的脉管系统之间的界面进行建模。

[0069] 流模拟器12可以包括边界条件处理器15,其用于在考虑未成像的脉管系统的流体动力学阻力的情况下确定边界条件模型,其中,该流体动力学阻力可以是基于每个冠状动脉出口的截面面积的。

[0070] 例如,所述边界条件模型可以适于在不同的冠状动脉出口之间基于其截面面积来分布未成像的脉管系统的总体阻力。例如,所述总体阻力能够根据血管中的流以及其分支相对于其直径之间的关系来分布,例如:

$$[0071] \quad R_i = R_0 \cdot \frac{r_{\lambda}^{\frac{1}{3}} \cdot \rho_{\text{血液}} \cdot r_{\text{出},i}^{-\frac{7}{3}}}{\pi} \left[\frac{g}{cm^4 \cdot s} \right]$$

[0072] 其中, R_i 指代血管中的阻力, R_0 指代树结构中的血管中的阻力, r_{λ} 指代母结构的半径, $r_{\text{出},i}$ 指代分支的半径,并且 $\rho_{\text{血液}}$ 指代血液的质量密度。血管的直径和/或截面面积可以基于或者通过冠状动脉树模型来确定。

[0073] 然而,本发明的实施例被限于阻力模型的该特定选择,并且可以使用本领域中已知的用于冠状动脉流模拟的任何合适的边界模型来实践。

[0074] 所述流模拟可以根据本领域中已知的方法来执行,例如使用例如如在FFR-CT分析的领域中已知的3D计算流体动力学(CFD)方法或降阶方法来执行。

[0075] 图像处理设备10还包括灌注合成单元13,其用于在至少考虑基准体积图像和冠状动脉流模拟的情况下生成表示在至少一个时刻处在组织中的血液分布的灌注图像,例如生

成表示在不同时刻处的灌注的灌注图像的时间序列。

[0076] 灌注合成单元13可以适于针对三维冠状动脉树模型中的每个冠状动脉确定体积图像数据中的心肌馈送区。例如,基准体积图像中的每个体素因此可以被分配给3D冠状动脉树模型中的单个冠状动脉的馈送区。

[0077] 灌注合成单元13可以适于通过计算将所述体积图像数据与所述冠状动脉树模型相关的沃罗诺伊图或狄洛尼三角剖分(例如,通过计算3D冠状动脉树模型的沃罗诺伊曲面细分或狄洛尼三角剖分)来确定针对每个冠状动脉的心肌馈送区。

[0078] 灌注合成单元13可以适于通过使用所述冠状动脉树模型和/或所述体积图像数据将一般馈送模型与特定对象配准来确定针对每个冠状动脉的心肌馈送区。例如,可以执行所述对比增强的体积图像与冠状动脉系统的解剖参考体积图像的非刚性配准,或者可以执行冠状动脉树模型与解剖参考冠状动脉树模型的配准(例如,基于线段或基于网格的配准)。

[0079] 例如,美国心脏协会(AHA)的17段模型可以与特定患者配准,例如与针对所述对象而获得的冠状动脉树模型配准。

[0080] 然而,本发明的实施例并不限于该特定参考模型,并且可以使用本领域中已知的一般冠状动脉解剖结构的任何合适的参考模型来实践。此外,本发明的实施例并不限于确定针对每个冠状动脉的心肌馈送区的这些特定范例,而是可以结合本领域中已知的用于确定心肌馈送区的任何合适的方法来使用。

[0081] 例如对于序列中的多个时间点,灌注合成单元13可以适于计算在至少一个时刻处在心肌的至少一个体素中的对比剂的量。根据冠状动脉流模拟,该计算可以是基于在对应于所述至少一个体素所属于(例如被分配)的心肌馈送区的冠状动脉中的流并且基于血液扩散模型。

[0082] 例如,在Yipintsoi等人的“Nonlinear model for capillary-tissue oxygen transport and metabolism”(Ann.Biomed.Eng.25(4),第604-619页,1997)中公开了一个这样的模型。然而,本发明的实施例并不限于这样的示范性模型。

[0083] 灌注合成单元13可以适于通过将指示在至少一个时刻(或者其中的每个时刻)处在至少一个体素(或者其中的每个体素)中的对比剂的量的体素值与基准体积图像的图像体素值相加来计算在所述至少一个时刻处在至少一个体素中的图像体素值。

[0084] 例如,在每个时间点处针对每个体素的亨氏单位(HU)值可以通过从基准图像(例如,虚拟非对比增强的图像)获得的组织的基准HU和与在给定时间点处到达体素的对比物质相关联的HU的求和来计算:

$$[0085] \quad x(\vec{p}, t) = vnc(\vec{p}) + per(\vec{p}, t)$$

[0086] 其中, \vec{p} 指代针对时间 t 估计HU值的像素的坐标, vnc 指代基准图像,例如虚拟非对比增强的图像,并且 per 指代由于例如如上文中所描述的根据灌注模型传播的冠状动脉中的流造成的组织中的HU增加。

[0087] 灌注合成单元13可以适于通过迭代地使灌注图像(例如,对应于优化过程中的迭代的序列的灌注图像的序列中的当前灌注图像)与包括至少一个计算的体素(或者其中的每个体素)的图像之间的图像距离量度和表示所述灌注图像的图像质量量度(诸如指示平

滑度、一致性、边缘锐度的量度和/或本领域中已知的其他图像质量量度)的正则化项的组合(例如总和)最小化来合成灌注图像。

[0088] 例如,正则化约束可以在总变分最小化优化器中例如根据下式来获得平滑图像:

$$[0089] \quad E(y(t)) = \min_y E(x(t), y(t)) + \lambda TV(y(t))$$

[0090] 其中, $y(t)$ 是在时间点 t 处的合成灌注图像, $x(t)$ 是诸如能通过将针对上文中的 $x(t)$ 的公式应用于整个体积获得的模型估计的灌注图像, TV 是正则化项,并且 λ 是要被应用的正则化的量的加权参数。

[0091] 此外,来自谱图像的额外的灌注相关的信息可以被包含到这样的正则化最小化内。例如,碘图能够被用于增强灌注缺陷区域。

[0092] 所述设备还可以包括灌注图生成器,其用于根据由灌注合成单元13生成的灌注图像的序列(例如时间系列)来计算定量灌注图。这样的灌注图生成器可以应用于基于如在本领域中已知的常规动态心脏灌注CT图像来计算定量灌注图的方法,例如用于处理物理采集的动态心脏灌注CT图像的现有技术方法。然而,在本发明的实施例中,这样的时间系列可以被准确地模拟,而无需对一系列动态心脏灌注CT图像的物理采集,这因此能够对于限制对象的辐射暴露、对于时间效率以及对于获得灌注时间系列的高时间分辨率(例如对于模拟大量时间点)是有利的,这可以改善当计算定量灌注图时的数值稳定性和准确性。

[0093] 在第二方面中,本发明的实施例还涉及一种计算机断层摄影工作站,其包括根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备。

[0094] 在第三方面中,本发明的实施例还涉及一种谱计算机断层摄影系统,其包括根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备。例如,本发明的实施例可以涉及谱计算机断层摄影系统,诸如下文关于图2所描述的成像系统100。

[0095] 图2图示了包括谱计算机断层摄影(谱CT)扫描器的成像系统100。成像系统100可以包括大致固定的机架102和旋转机架104。旋转机架104可以由固定机架102可旋转地支撑,并且可以关于纵轴Z围绕检查区域106来旋转。

[0096] 辐射源108,诸如X射线管,可以由旋转机架104可旋转地支撑,例如,诸如与该旋转机架104一起旋转,并且可以适于发射穿过检查区域106的多能量辐射。辐射源108可以包括单个宽谱X射线管或者由单个宽谱X射线管组成。备选地,所述辐射源可以适于在扫描期间在至少两个不同的光子发射谱之间可控地切换,例如,在至少两个不同的峰值发射电压(诸如80kVp、140kVp等)之间切换。在另一个变型中,辐射源108可以包括两个或更多个X射线管,所述两个或更多个X射线管被配置为发射具有不同平均谱的辐射。在另一变型中,辐射源108可以包括以上的组合。

[0097] 辐射敏感探测器阵列110可以跨检查区域106对着辐射源108围成一角度弧。阵列110可以包括沿Z轴方向相对于彼此布置的一排或多排探测器。阵列110可以适于检测穿过检查区域106的辐射,并且生成指示其的信号。阵列110可以包括双能量探测器,其具有带不同X射线能量灵敏度的至少两个辐射敏感探测器元件,例如,具有对应的光学灵敏度的至少两个闪烁器和至少两个对应的光电传感器。辐射敏感探测器阵列110可以备选地或额外地包括直接转换探测器,诸如CdTe、CdZnTe或者本领域已知的其他直接转换探测器。

[0098] 所述系统可以包括重建器112,其用于重建由探测器阵列110输出的信号。这可以

包括将信号分解成各种能量相关分量。重建器112可以适于重建能量相关分量并且生成与一个或多个不同能量相对应的一幅或多幅图像。重建器112还可以组合所述能量相关分量以生成非谱图像数据。

[0099] 所述系统可包括对象支撑件113,诸如卧榻,以用于将对象或受检者支撑在检查区域中。所述系统还可以包括操作者控制台114,例如,被编程用于控制或监测系统100和/或用于向操作者提供用户接口的通用计算机。控制台114可以包括人类可读输出设备(诸如监测器或显示器),以及输入设备(诸如键盘和鼠标)。驻留在控制台114上的软件可以允许操作者经由图形用户接口(GUI)或者以其他方式与扫描器100进行交互。该交互可以包括选择谱成像协议或非谱成像协议、发起扫描等。

[0100] 成像系统100可以被可操作地连接到工作站,例如,计算系统116,诸如计算机,其可以包括输入/输出(I/O)接口118,其用于方便与谱CT扫描器的通信。成像系统100可以包括计算系统116作为系统级集成部件,或者成像系统100可以适于与独立计算系统116通信,例如,将图像数据发送到计算系统116。

[0101] 计算系统116还可以包括输出设备120。一个输出设备或多个输出设备可以包括例如显示监测器、胶片打印机、纸张打印机和/或用于音频反馈的音频输出。所述计算系统还可以包括一个或多个输入设备122,诸如鼠标、键盘、触摸接口和/或语音识别接口。计算系统116还可以包括至少一个处理器124,诸如中央处理单元(CPU)、微处理器、用于处理的专用专用集成电路(ASIC)和/或适当配置的可编程硬件处理器,诸如现场可编程门阵列。所述计算系统可以包括计算机可读存储介质126,例如,非瞬态存储器,诸如物理数字存储器。计算机可读存储介质126可以存储计算机可读指令128和数据130。至少一个处理器124可以适于运行计算机可读指令128。至少一个处理器126还可以运行由信号、载波或其他瞬态介质承载的计算机可读指令。备选地或额外地,所述至少一个处理器可以在物理上被配置为例如完全或部分地实现指令128,而不必要求对这些指令的存储器存储,例如,通过现场可编程门阵列或专门设计为执行指令的至少部分的ASIC的配置。

[0102] 所述计算系统可以被编程,例如,可以根据上文提及的计算机可读指令被编程,以实施根据本发明的第一方面的实施例的图像处理设备。

[0103] 指令128可以包括用于执行根据本发明的第四方面的实施例的方法的图像处理算法132。

[0104] 在又一方面中,本发明的实施例还涉及一种用于体积图像处理(例如用于谱CT体积图像处理)的方法。

[0105] 所述方法包括接收以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据。所述体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及该心脏区域的基准体积图像,其中,所述对比增强的体积图像传达关于对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息,例如未由所述基准体积图像传达的关于所述冠状动脉解剖结构的额外解剖信息。所述方法包括基于所述体积图像数据来生成三维冠状动脉树模型或者接收基于所述体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入。所述方法包括基于所述三维冠状动脉树模型来模拟冠状动脉流。所述方法包括在至少考虑所述基准体积图像和所述冠状动脉流模拟的情况下生成表示在至少一个时刻处在组织中的血液分布的灌注图像。

[0106] 根据本发明的实施例的方法的细节应当与上文提供的关于本发明的第一方面的

实施例的描述结合而清楚。具体地,由根据本发明的实施例的设备的输入部、流模拟器和/或灌注合成单元执行的功能应当被理解为构成根据本发明的实施例的方法的对应的步骤和/或特征。

[0107] 图4图示了根据本发明的实施例的示范性方法300。

[0108] 方法300包括接收301(例如获得)以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据。

[0109] 方法300包括获得301以体素组织的谱计算机断层摄影体积图像数据的步骤,例如,从谱CT系统或数据处理获得的计算机断层摄影血管造影数据,例如谱冠状动脉CT血管造影(CCTA)数据。例如,该步骤可以包括谱采集和断层摄影重建,例如,如本领域中已知的和/或关于图2中所示的成像系统更详细地解释的。

[0110] 所述体积图像数据包括对象身体中的心脏区域的对比增强的体积图像以及该心脏区域的基准体积图像,其中,所述对比增强的体积图像传达关于对象的冠状动脉解剖结构的解剖信息。

[0111] 例如,获得301所述谱CT体积图像数据可以包括应用如本领域中已知的谱处理技术302,以提供303对比增强的体积图像和基准体积图像,例如虚拟非对比增强的体积图像和碘体积图像。备选地,所述对比增强的体积图像和所述非对比增强的基准体积图像可以直接从外部源获得301。

[0112] 所述方法包括基于所述体积图像数据来生成304三维冠状动脉树模型或者接收基于体积图像数据的三维冠状动脉树模型作为输入。例如,所述方法可以包括例如使用数值分割、经由用户接口执行的手动引导的分割或者混合数值/手动分割来分割305基于谱计算机断层摄影体积图像数据(例如基于具有足够动脉特异性对比度的体积谱图像,诸如对比增强的体积图像)的冠状动脉。

[0113] 所述方法包括基于三维冠状动脉树模型来模拟306冠状动脉(流体)流。

[0114] 所述方法还可以包括确定307边界条件模型,并且在冠状动脉流模拟306中使用该边界条件模型。

[0115] 所述方法包括生成308灌注图像,例如灌注图像的时间系列,例如虚拟的动态CTP图像或者其时间系列。该灌注图像表示在至少考虑基准体积图像和冠状动脉流模拟的情况下在至少一个时刻处在组织中的血液分布。

[0116] 例如,所述方法可以包括使用309对比剂在冠状动脉中的和/或血液扩散到经由冠状动脉中的血流供应的组织内的灌注的动态灌注合成模型。

[0117] 所述方法可以还包括生成310定量灌注图和/或对灌注的自动化或引导的分析的步骤,例如提供与感兴趣区域中的灌注相关的质量的总结。例如,由于时间序列中的大量时间点能够用于生成308灌注图像的时间系列,从定量灌注分析获得的结果(例如定量灌注图)可以有利地具有低噪声水平,和/或者可以基本上没有成像伪影。因此,高质量定量图可以被获得用于进一步的临床分析。

[0118] 在又一方面中,本发明的实施例还涉及编码有一条或多条计算机可执行指令的计算机可读存储介质,所述计算机可执行指令当由计算系统的处理器运行时使计算系统执行根据本发明的实施例的方法。

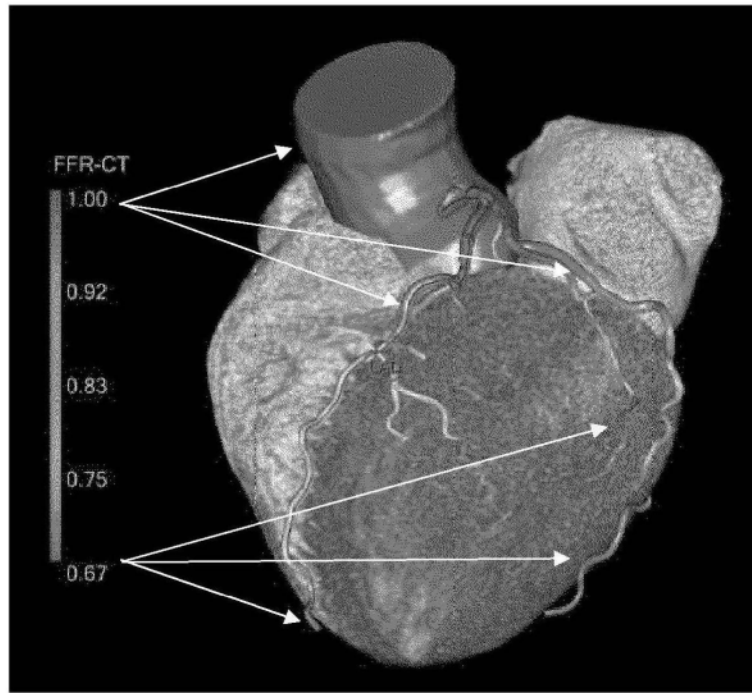


图1现有技术

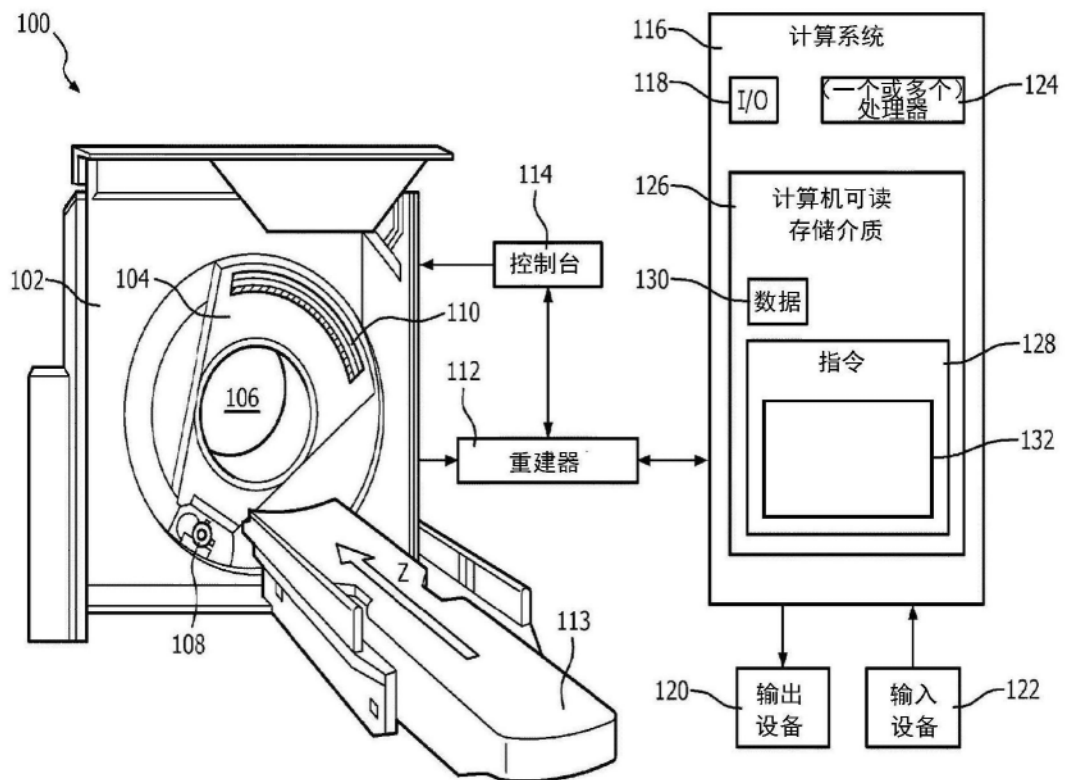


图2

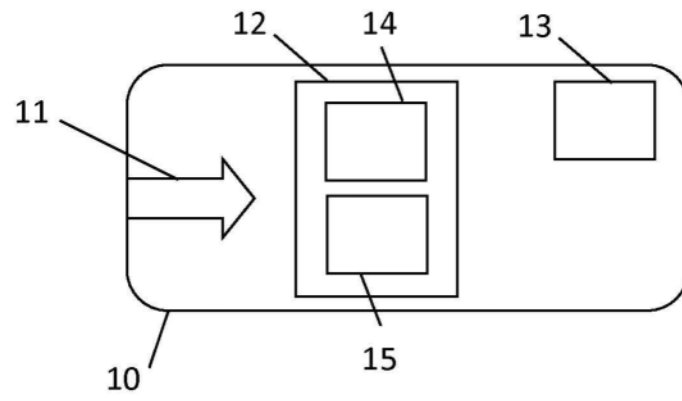


图3

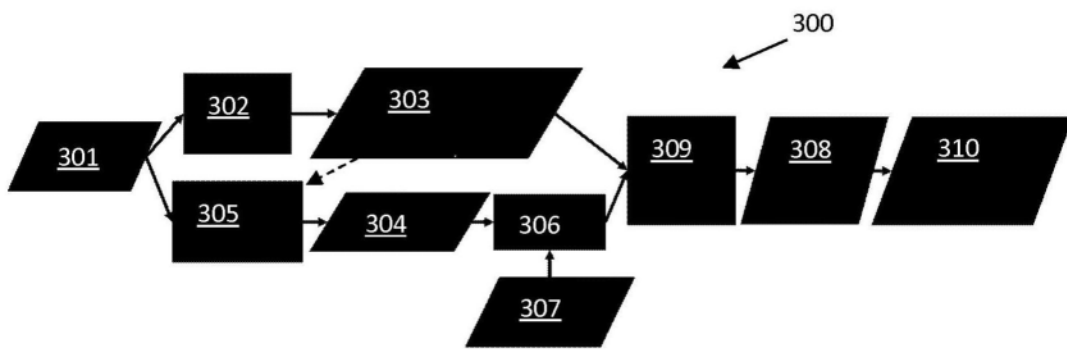


图4