(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 111201452 B
(45)授权公告日 2023.09.12

(21)申请号 201880065817.3
(22)申请日 2018.09.26
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111201452 A
(43)申请公布日 2020.05.26
(30)优先权数据
62/569756 2017.10.09 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.04.09
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/076055 2018.09.26
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/072554 EN 2019.04.18

(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 S·普雷弗尔哈尔 M·维姆巴尔
(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 孟杰雄

(51)Int.Cl.
G01T 1/29(2006.01)
(56)对比文件
US 2004109532 A1,2004.06.10
CN 103649990 A,2014.03.19
CN 101313332 A,2008.11.26
US 2017014069 A1,2017.01.19
审查员 齐实

权利要求书3页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

体积图像数据的材料选择性自适应混合

(57)摘要

一种成像系统(500)包括被配置为产生投影数据的数据采集系统(515)和具有重建算法(518)和至少一个混合算法(524)的至少一个存储器设备。所述成像系统还包括重建器(516),所述重建器被配置为利用所述重建算法来重建所述投影数据并且至少生成对应于第一基础材料成份的第一谱体积图像数据和对应于第二基础材料成份的第二谱体积图像数据,并且利用所述至少一个混合算法将所述第一谱体积图像数据与所述第二谱体积图像数据进行混合以产生混合体积图像数据。

CN 111201452 B

1.一种成像系统(500),包括:

数据采集系统(515),其被配置为产生投影数据;

至少一个存储器设备,其具有重建算法(518)和至少一个混合算法(524);以及

重建器(516),其被配置为:

利用所述重建算法来重建所述投影数据并且至少生成对应于第一基础材料成份的第一谱体积图像数据和对应于第二基础材料成份的第二谱体积图像数据;

创建针对所述第一谱体积图像数据的第一图,所述第一图识别哪些体素主要包含所述第一基础材料成份并且哪些体素不主要包含所述第一基础材料成份;

创建针对所述第二谱体积图像数据的第二图,所述第二图识别哪些体素主要包含所述第二基础材料成份并且哪些体素不主要包含所述第二基础材料成份;并且

利用所述至少一个混合算法并且基于所述第一图和所述第二图将所述第一谱体积图像数据与所述第二谱体积图像数据进行混合以产生混合体积图像数据,所述混合体积图像数据拥有具有与由所述第一图识别的主要包含所述第一基础材料成份的第一谱体积图像数据的体素的值与来自所述第二谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素,以及具有与由所述第二图识别的主要包含所述第二基础材料成份的第二谱体积图像数据的体素的值与来自所述第一谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素。

2.根据权利要求1所述的系统,其中,所述重建器还被配置为重建所述投影数据并且生成非谱体积图像数据并且将所述非谱体积图像数据与所述第一谱体积图像数据或者所述第二谱体积图像数据中的至少一个谱体积图像数据进行混合以产生所述混合体积图像数据,所述混合体积图像数据拥有具有来自仅所述非谱体积图像数据的体素的值的体素,以及具有与由所述第一图识别的主要包含所述第一基础材料成份的第一谱体积图像数据的体素的值或者由所述第二图识别的主要包含所述第二基础材料成份的第二谱体积图像数据的体素的值与来自所述非谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素。

3.根据权利要求1所述的系统,其中,所述重建器还被配置为重建所述投影数据并且生成非谱体积图像数据并且将所述非谱体积图像数据与所述第一谱体积图像数据和所述第二谱体积图像数据进行混合以产生所述混合体积图像数据,所述混合体积图像数据拥有:具有来自仅所述非谱体积图像数据的体素的值的体素;具有与由所述第一图识别的主要包含所述第一基础材料成份的第一谱体积图像数据的体素的值与来自所述非谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素;以及具有与由所述第二图识别的主要包含所述第二基础材料成份的第二谱体积图像数据的体素的值与来自所述非谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素。

4.根据权利要求1至3中的任一项所述的系统,其中,所述重建器被配置为通过在逐体素基础上组合体素值进行混合。

5.根据权利要求4所述的系统,其中,所述重建器被配置为通过对强调感兴趣材料成份的体积图像数据的体素的值进行向上加权并且对其他材料的体素的值进行向下加权来混合相同位置处的体素。

6.根据权利要求5所述的系统,其中,每个体素贡献于最终体素值。

7.根据权利要求5所述的系统,其中,仅一个体素贡献于最终体素值。

8.根据权利要求5至7中的任一项所述的系统,其中,所述重建器被配置为将其之间的

体素的值进行平滑。

9.根据权利要求5至7中的任一项所述的系统，其中，所述重建器被配置为将邻近于其的体素的值进行平滑。

10.根据权利要求1至9中的任一项所述的系统，其中，所述第一基础材料成份是钙并且所述第二基础材料成份是碘，并且所述体积图像数据被混合以降低晕状伪影，同时维持造影剂与软组织之间的对比。

11.一种方法，包括：

存储重建算法(518)和至少一个混合算法(524)；

产生投影图像；

利用所述重建算法来重建所述投影数据并且至少生成对应于第一基础材料成份的第一谱体积图像数据和对应于第二基础材料成份的第二谱体积图像数据；

创建针对所述第一谱体积图像数据的第一图，所述第一图识别哪些体素主要包含所述第一基础材料成份并且哪些体素不主要包含所述第一基础材料成份；

创建针对所述第二谱体积图像数据的第二图，所述第二图识别哪些体素主要包含所述第二基础材料成份并且哪些体素不主要包含所述第二基础材料成份；并且

利用所述至少一个混合算法并且基于所述第一图和所述第二图将所述第一谱体积图像数据与所述第二谱体积图像数据进行混合以产生混合体积图像数据，所述混合体积图像数据拥有具有与由所述第一图识别的主要包含所述第一基础材料成份的第一谱体积图像数据的体素的值与来自所述第二谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素，以及具有与由所述第二图识别的主要包含所述第二基础材料成份的第二谱体积图像数据的体素的值与来自所述第一谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素。

12.根据权利要求11所述的方法，还包括：

重建所述投影数据并且生成非谱体积图像数据；并且

将所述非谱体积图像数据与所述第一谱体积图像数据或者所述第二谱体积图像数据中的至少一个谱体积图像数据进行混合以产生所述混合体积图像数据，所述混合体积图像数据拥有具有来自仅所述非谱体积图像数据的体素的值的体素，以及具有与由所述第一图识别的主要包含所述第一基础材料成份的第一谱体积图像数据的体素的值或者由所述第二图识别的主要包含所述第二基础材料成份的第二谱体积图像数据的体素的值与来自所述非谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素。

13.根据权利要求11所述的方法，还包括：

重建所述投影数据并且生成非谱体积图像数据；并且

将所述非谱体积图像数据与所述第一谱体积图像数据和所述第二谱体积图像数据进行混合以产生所述混合体积图像数据，所述混合体积图像数据拥有：具有来自仅所述非谱体积图像数据的体素的值的体素；具有与由所述第一图识别的主要包含所述第一基础材料成份的第一谱体积图像数据的体素的值与来自所述非谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素；以及具有与由所述第二图识别的主要包含所述第二基础材料成份的第二谱体积图像数据的体素的值与来自所述非谱体积图像数据的体素的值的加权组合相对应的值的体素。

14.根据权利要求11至13中任一项所述的方法，还包括：

通过向上加权强调感兴趣材料成份的体积图像数据的体素的值并且向下加权其他材料的体素的值来混合相同位置处的体素。

15.根据权利要求11至14中的任一项所述的方法,其中,所述第一基础材料成份是钙并且所述第二基础材料成份是碘,并且所述体积图像数据被混合以降低晕状伪影,同时维持造影剂与软组织之间的对比。

体积图像数据的材料选择性自适应混合

技术领域

[0001] 以下总体上涉及成像并且更具体地涉及体积图像数据的材料选择性自适应混合并且具体应用于计算机断层摄影(CT)(包括谱和非谱CT)描述。

背景技术

[0002] 计算机断层摄影(CT)扫描器通常包括安装在与一行或多行探测器相对的可旋转机架上的X射线管。X射线管围绕位于X射线管与一行或多行探测器之间的检查区域旋转并且发射穿过检查区域和被布置在检查区域中的受检者和/或对象的辐射。一行或多行探测器探测穿过检查区域的辐射并且生成指示检查区域和被布置在其中的受检者和/或对象的信号或投影数据。

[0003] 投影数据被重建以借助于可以被用于生成一幅或多幅图像的计算机生成体积图像数据。(一幅或多幅)所得图像包括根据对应于相对放射密度的灰度级值表示的像素。这样的信息反映扫描的受检者和/或对象的衰减特性,并且通常示出诸如患者内的解剖结构、无生物对象内的物理结构等的结构。这些图像取决于X射线源和光子探测器的性质。

[0004] 在检查的对象或者身体部分上给予的辐射还包括谱信息,因为由受检者和/或对象造成的辐射的吸收取决于贯穿其的光子的能量。这样的谱信息提供额外信息,诸如指示组织的元素或者材料组成(例如,原子数)和/或受检者和/或对象的材料的信息。然而,投影数据未反映谱特性,因为其表示的数据与在能量谱上积分的能量通量成比例。

[0005] 被配置用于谱(多能量)成像的CT扫描器利用谱特性。例如,利用双能量系统,可以生成反映所成像的材料的固有性质(组织组成)的基础图像(例如,组织的每个分量的光电效应(PE)和康普顿散射(CS)行为等)。尽管这样的图像允许基于能量衰减特性的材料的鉴别,但是在一些实例中,存在图像质量改进与退化之间的折中。

[0006] 例如,在通过钙化动脉斑块的动脉狭窄的非谱CT血管造影成像中,钙可以引起钙化表现为比其实际大小更大的“晕状”伪影。晕状伪影在较高的X射线能量处减少。然而,碘化的造影剂与周围组织之间的CT值差异(“对比”)被降低,并且该对比差异已经被用于分割动脉一用于进一步分析,例如,利用计算机断层摄影血流储备分数(CT-FFR)模拟,其已经被用于确定例如病变是否是流量限制的并且保证任何介入等。

[0007] 图1-4图示了“晕状”伪影。图1示出了较低能量多平面重新格式化(MPR)图像中的钙化102和血管分割104,并且图2示出了较高能量MPR图像中的钙化202和血管分割204。图3A和3B是钙化102和202和分割104和204的子部分的放大视图。图3A中的放大(由于“晕状”)钙化102具有高度302,其大于图3B中的较高能量图像中的钙化102的高度304。因此,图3A中的血管306的管腔的大小小于图3B中的较高能量图像中的血管308的管腔的对应的大小,从而指示与图3B中的308相比较图3A中的更大的狭窄。

[0008] 尽管图3B的较高能量图像中的狭窄更准确地反映实际狭窄几何结构,但是由于“晕状”伪影减少,碘化的造影剂与周围组织之间的减小的对比能够导致更不准确的血管分割。范例示出在图4A和4B中,其是分割104和204的子部分的放大视图。从图4A和4B,至少由

于降低的对比，图4B的较高能量图像的血管壁比图4A中的血管壁更不规则。

发明内容

[0009] 本文所描述的方法解决上文提到的问题和其他问题。

[0010] 在一个方面中，一种成像系统包括被配置为产生投影数据的数据采集系统。所述成像系统还包括至少一个存储器设备。所述存储器至少包括重建算法和至少一个混合算法。所述成像系统还包括重建器，所述重建器被配置为利用所述重建算法来重建所述投影数据并且至少生成对应于第一基础材料成份的第一谱体积图像数据和对应于第二基础材料成份的第二谱体积图像数据，并且利用所述至少一个混合算法将所述第一谱体积图像数据与所述第二谱体积图像数据进行混合以产生混合体积图像数据。

[0011] 在另一方面中，一种方法包括：执行对比增强扫描，其产生投影数据；并且重建所述投影数据以产生非谱体积图像数据。所述方法还包括重建所述投影数据以产生针对第一基础材料的第一谱体积图像数据，并且重建所述投影数据以产生针对第二基础材料的第二谱体积图像数据。所述方法还包括将所述非谱体积图像数据、所述第一谱体积图像数据和所述第二谱体积图像数据中的至少两个体积图像数据进行混合，从而产生混合体积图像数据。

[0012] 在另一方面中，一种计算机可读介质编码有计算机可执行指令，所述指令当由计算机的处理器运行时使所述处理器：接收根据对比增强扫描生成的投影数据；重建所述投影数据以产生非谱体积图像数据；重建所述投影数据以产生针对第一基础材料的第一谱体积图像数据；重建所述投影数据以产生针对第二基础材料的第二谱体积图像数据；并且将所述非谱体积图像数据、所述第一谱体积图像数据和所述第二谱体积图像数据中的至少两个体积图像数据进行混合，从而产生混合体积图像数据。

附图说明

[0013] 本发明可以采取各种部件和部件布置的形式，并且可以采取各种步骤和各步骤安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的而不应被解释为对本发明的限制。

[0014] 图1示出了具有钙、晕状伪影和分割血管的较低能量对比增强图像的现有技术范例。

[0015] 图2示出了具有钙、比图1更小的晕状伪影和分割血管的较高能量对比增强图像的现有技术范例。

[0016] 图3A示出了图1的晕状伪影的放大视图。

[0017] 图3B示出了图2的降低的晕状伪影的放大视图。

[0018] 图4A示出了图1中的血管的正常部分的分割的放大视图。

[0019] 图4B示出了图2中的血管的正常部分的分割的放大视图。

[0020] 图5示意性地图示了具有重建器、重建算法和混合算法的成像系统。

[0021] 图6图示了根据本文中的实施例的范例方法。

[0022] 图7图示了根据本文中的实施例的范例方法。

[0023] 图8示出了常规(120kVp)图像。

[0024] 图9示出了虚拟70keV单能图像。

[0025] 图10示出了虚拟120keV单能图像。

[0026] 图11示出了混合70/120keV图像。

具体实施方式

[0027] 图5示意性地图示了成像系统500，诸如计算机断层摄影(CT)扫描器。成像系统500包括总体固定机架502和旋转机架504。机架504的旋转部分由固定部分502支撑并且关于纵轴或z轴508围绕检查区域106旋转。受检者支撑体510(诸如卧榻)支撑检查区域中的对象或受检者。受检者支撑体510与执行成像流程协调可移动，从而相对于检查区域506引导受检者或对象，以用于加载、扫描和/或卸载受检者或对象。

[0028] 诸如X射线管的辐射源512由旋转机架504可旋转地支撑。辐射源512随着旋转机架504旋转并且发射穿过检查区域506的X射线辐射。在所图示的实施例中，辐射源512是单个X射线管，其被配置为发射用于单个选定感兴趣峰值发射电压(kVP)的宽带辐射(即，该kVp处的能量谱)。在另一实例中，辐射源512被配置为在扫描期间在至少两个不同发射电压(例如，70keV、100keV等)之间切换。在又一实例中，辐射源512包括在旋转机架504上角偏移的两个或更多个X射线管，每个被配置为发射具有不同平均能量谱的辐射。US 8442184 B2描述了具有kVp切换和多个X射线管的系统，并且通过引用将其整体并入本文。

[0029] 辐射谱敏感探测器阵列514跨检查区域506与辐射源512相对围成一角弧。探测器阵列514包括一排或多排探测器，其沿着z轴508方向相对于彼此布置并且探测穿过检查区域506的辐射。在所图示的实施例中，探测器阵列214包括能量分辨探测器，诸如多层闪烁体/光电传感器探测器(例如，US 7968853 B2，通过引用将其整体并入本文)和/或光子计数(直接转换)探测器(例如，WO2009072056A2，通过引用将其整体并入本文)。利用能量分辨探测器，辐射源512包括宽带kVp切换和/或多个X射线管辐射源512。在另一实例中，探测器阵列514包括非能量分辨探测器，并且辐射源512包括kVp切换和/或多个X射线管辐射源512。探测器阵列514生成指示不同能量的投影数据。

[0030] 辐射源512和辐射谱敏感探测器阵列514可以被统称为数据采集的一部分(515)。

[0031] 重建器516利用多个不同的重建算法518重建该相同组投影数据，包括(一个或多个)谱重建算法520和(一个或多个)非谱重建算法522。(一个或多个)非谱重建算法522产生常规宽带(非谱)体积图像数据，例如，通过组合谱投影数据和重建组合的体积图像数据。(一个或多个)谱重建算法520产生基础体积图像数据，例如，第一基础体积图像数据、第二基础体积图像数据、...、第N基础体积图像数据。例如，对于双能量，重建器516可以生成光电效应和康普顿散射体积图像数据集、单能/单色体积图像数据集(例如，70keV和100keV)、钙和碘体积图像数据集、骨和软组织体积图像数据集等。其他数据集包括有效Z(原子数)、k边缘等体积图像数据集。

[0032] 如下面更详细地描述的，重建器516被配置为将体积图像数据混合在一起以基于(一个或多个)混合算法524产生混合体积图像数据。例如，重建器516可以选择性地组合两个或更多个虚拟单能和/或材料选择性体积图像数据集的不同区域。这可以减轻特定能量改进视觉特性同时使另一视觉特性退化的实例。重建器516包括至少一个处理器(例如，中央处理单元或者CPU、微处理器等)和计算机可读存储介质(其不包括瞬态介质)，诸如物理存储器、存储器设备和/或其他非瞬态存储器。计算机可读存储介质存储计算机可读指令和

数据(例如,算法518和/或524)。至少一个处理器被配置为运行指令。至少一个处理器还可以运行由瞬态介质携带的指令,诸如信号、载波和/或其他瞬态介质。

[0033] 操作者控制台526允许操作者控制系统500的操作。这包括选择图像采集协议(例如,多能量)、选择重建算法(例如,多能量)、选择混合算法、调用扫描、调用可视化软件应用、与运行可视化软件应用交互等。成像采集协议可以备选地自动选择,例如,经由人工智能和/或以其他方式。操作者控制台526包括(一个或多个)输出设备(诸如显示监测器、录像机等)和(一个或多个)输入设备(诸如鼠标、键盘等)。(一个或多个)重建算法518和/或(一个或多个)混合算法524可以存储在操作者控制台526、重建器516、位于远程位置的分离的计算机工作站的计算机可读存储介质中和/或其他存储介质中。

[0034] 如上文简要讨论的,在一个实施例中,重建器516被配置为基于(一个或多个)混合算法524选择性地混合不同能量体积图像数据的不同区域以产生混合体积图像数据。例如,在一个实例中,重建器516采用重建算法,其产生非谱体积图像数据、针对第一感兴趣材料的第一谱体积图像数据和针对第二感兴趣材料的第二谱体积图像数据,全部根据来自相同扫描的相同投影数据的子集或全部。

[0035] 对于体积图像数据,重建器516创建识别包含感兴趣材料的体素的图。例如,对于第一谱体积图像数据,产生第一图,其在体素基础上指代哪些体素主要包含第一材料。例如,主要具有第一材料的体素可以各自给定图中的一(1)的值,并且其他体素可以各自给定图中的零(0)的值。同样针对(一个或多个)其他感兴趣材料的体积图像数据完成。这些图然后被用于混合体积图像数据。

[0036] 例如,对于主要包含第一材料的体素,如由对应的第一图所确定的,非谱体积图像数据的体素值向下加权并且第一谱体积图像数据的体素值向上加权,并且组合加权的体素值(例如,求和和标准化、平均等)。加权可以呈现从零(0)到一(1)的值。例如,向上加权和向下加权可以是1.0和0.0、0.9和0.1、0.8和0.2、...、0.5和0.5、0.1和0.9、和/或其他权重。

[0037] 同样地,对于主要包含第二材料的体素,如由对应的第二图所确定的,非谱体积图像数据的体素值向下加权并且第二谱体积图像数据的体素值向上加权,并且组合加权的体素值。之间的体素可以被混合以用于平滑转换。这可以包括使用平滑函数,诸如S形、双曲正切、和/或其他平滑函数。通常,平滑函数将是单调递增(或者递减)函数。

[0038] 对于不具有材料的体素,使用非谱体积图像数据的体素值,或者用于非谱体积图像数据的体素值的加权是一并且用于谱体积图像数据的体素值的加权是零。同样地,这些体素和针对第一或第二材料加权的体素之间的体素的值被混合以用于其之间的平滑转换。

[0039] 在一个实例中,混合性质的该位置特异性调整允许取决于其材料成份而优化图像对比。

[0040] 在选定协议是产生要针对通过钙化动脉斑块的动脉狭窄评价的体积图像数据的对比增强扫描的血管造影协议的情况下,第一材料和第二材料可以分别是钙和碘。在该实例中,重建器516重建钙基础、较高能量(例如,100keV),和/或强调钙的其他谱体积图像数据,以及碘基础、较低能量(例如,70keV),和/或强调碘的其他谱体积图像数据。在该实例中,第一图和第二图指示主要钙和主要碘体素。

[0041] 对于主要包含钙的体素,非谱体积图像数据的体素值向下加权并且钙谱体积图像数据的体素值向上加权。对于主要包含碘的体素,非谱体积图像数据的体素值向下加权并

且碘谱体积图像数据的体素值向上加权。不包含任一者的体素的值根据非谱体素图像数据确定。钙与碘之间、钙与非谱之间和碘与非谱之间的体素的值被混合以用于其之间的平滑转换。

[0042] 在该范例中，混合体积图像数据减少关于较高能量图像数据的晕状伪影，同时维持碘化造影剂与具有非谱(或较低能量)图像数据的周围组织之间的CT值差异。即，在混合体积图像数据中，钙谱体积图像数据在更大的程度上(与其他体积图像数据有关)贡献于表示钙的体素，碘谱体积图像数据在更大的程度上(与其他体积图像数据有关)贡献于表示碘的体素，并且剩余体素表示其他(例如，非谱)体积图像数据或者之间的转换和/或具有调节值的体素。

[0043] 该方法很适于自动和/或手动识别狭窄和分段血管的应用。一个这样的应用是血流储备分数(FFR)模拟，诸如CT-FFR。在一个实例中，相对于使用非谱体积图像数据、钙体积图像数据、碘体积图像数据或其他谱体积图像数据，根据所得的混合体积图像数据，狭窄的识别以及狭窄之前和之后的血管的壁的直径可以更准确地确定。在心脏应用中，这样的混合可以与用于一个或多个心脏相位的数据一起利用。

[0044] 前述内容为钙和碘提供特定范例。其他感兴趣材料可以包括尿酸、金、骨、碘、金属和/或其他材料。通常，重建器516可以产生并且混合针对任何两个(或更多个)基础感兴趣材料的体积图像数据，以产生优化用于包含在其中的所有材料(或其预定子集)的图像质量的单个混合体积图像数据集，其中，个体一组体积图像数据可以强调一种材料对另一材料的损害。

[0045] 在上文中，非谱体积图像数据和谱体积图像数据混合。在变型中，仅谱体积图像数据集混合。在另一变型中，仅一组谱体积图像数据与非谱体积图像数据混合。例如，在一个实例中，仅钙谱体积图像数据与非谱体积图像数据混合以减少晕状，同时维持来自非谱体积图像数据的碘和软组织对比差异。

[0046] 图6图示了根据本文所描述的(一个或多个)实施例的范例方法。

[0047] 应意识到，方法中的动作的排序是非限制性的。这样一来，在本文中预期其他排序。另外，可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个额外动作。

[0048] 在602处，执行对比增强扫描。

[0049] 在604处，重建非谱体积图像数据。

[0050] 在606处，重建强调第一感兴趣材料的第一谱体积图像数据。

[0051] 在608处，重建强调第二感兴趣材料的第二谱体积图像数据。

[0052] 在610处，非谱体积图像数据、第一谱体积图像数据和/或第二谱体积图像数据被混合在一起以产生混合体积图像数据，如本文和/或以其他方式所描述的。

[0053] 图7图示了根据本文所描述的(一个或多个)实施例的范例方法。

[0054] 应意识到，方法中的动作的排序是非限制性的。这样一来，在本文中预期其他排序。另外，可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个额外动作。

[0055] 在702处，执行对比增强扫描。

[0056] 在704处，重建强调第一感兴趣材料的第一谱体积图像数据。

[0057] 在706处，重建强调第二感兴趣材料的第二谱体积图像数据。

[0058] 在708处，第一谱体积图像数据和第二谱体积图像数据被混合在一起以产生混合

体积图像数据，如本文和/或以其他方式所描述的。

[0059] 以上可以通过编码或嵌入在计算机可读存储介质上的计算机可读指令来实施，其当由(一个或多个)处理器运行时，使(一个或多个)处理器执行所描述的动作。额外地或者备选地，计算机可读指令中的至少一个由信号、载波或其他瞬态介质携带，所述介质不是计算机可读存储介质。

[0060] 图8-11图示了本文所描述的方法的非限制性范例。图8示出了常规(非谱)120kVp图像800，图9示出了虚拟70keV单能图像900，图10示出了虚拟120keV单能图像1000，并且图11示出了根据图9的虚拟70keV单能图像和图10的虚拟120keV单能图像构建的混合图像1100。

[0061] 如本文所讨论的，较高keV图像1000将具有相对于常规图像800的晕状伪影802和较低keV图像900的晕状伪影902的较少晕状伪影1002(例如，较小直径)。此外，较低keV图像900将具有相对于常规图像800的血管管腔分割804的更准确的血管管腔分割904和由于增加的造影剂/软组织对比的较高keV图像1000的血管管腔分割1004。

[0062] 在该范例中，混合图像1100包括较高keV图像1000的部分和较低keV图像900的部分。特别地，包括表示钙的像素的区域1102、1104、1106和1108根据具有较低晕状伪影的较高keV图像1000构建，并且包括表示血管管腔而非钙的像素的区域1110、1112、1114和1118根据具有更准确的血管管腔分割的较低keV图像900构建。

[0063] 应理解，该范例是非限制性的。混合的概念也可以应用于常规和较高keV图像以利用来自较高keV图像的钙的降低的晕状。通常，用于至少对比增强斑块研究的单能图像提供造影剂/软组织对比与晕状伪影之间的折中。通过选择性地混合不同单能图像的部分，混合图像可以利用增强造影剂/软组织对比和减少的晕状伪影两者构建，其比非谱图像或任何个体单能图像更准确。

[0064] 尽管在附图和前面的描述中已经详细图示和描述了本发明，但是这些图示和描述应被视为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。通过研究附图、公开内容以及权利要求书，本领域技术人员在实践所要求保护的本发明时能够理解和实现对所公开的实施例的其他变型。

[0065] 在权利要求书中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以履行权利要求书中所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。

[0066] 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。权利要求书中的任何附图标记不应被解读为对范围的限制。

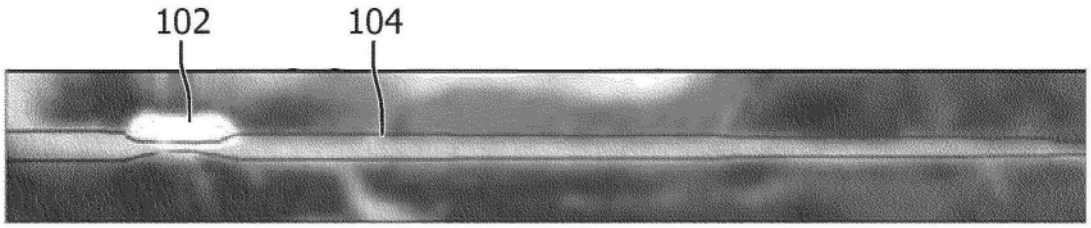

图1

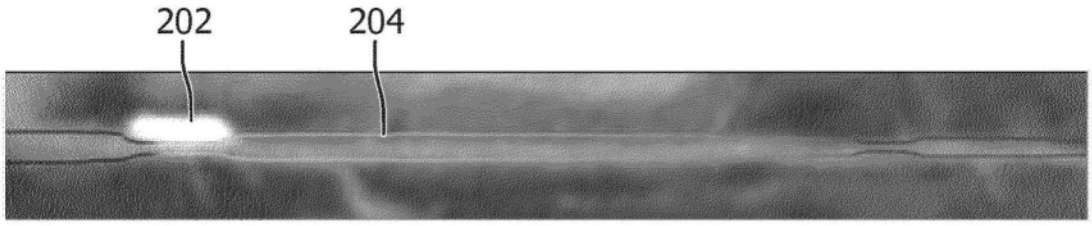

图2

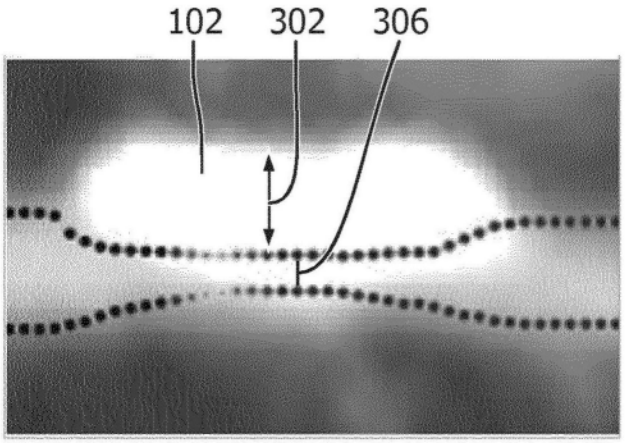

图3A

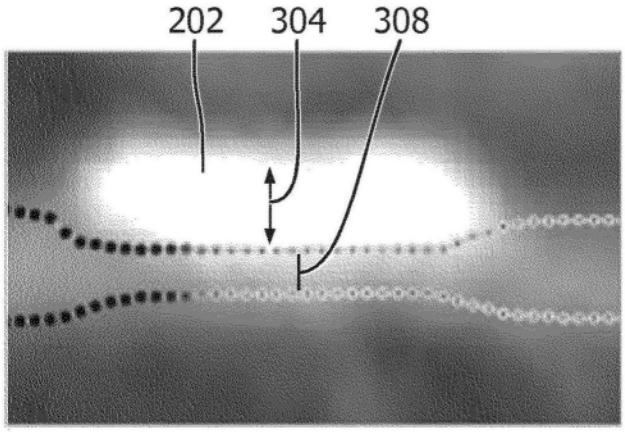

图3B

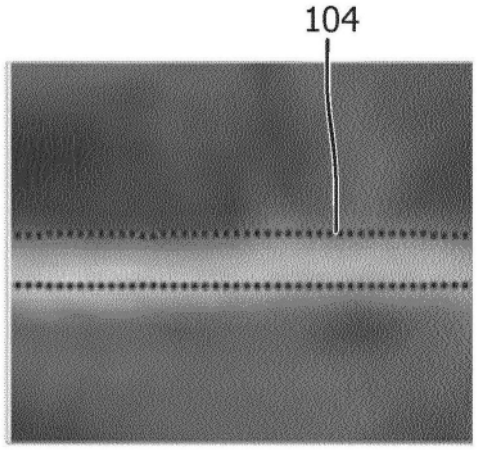

图4A

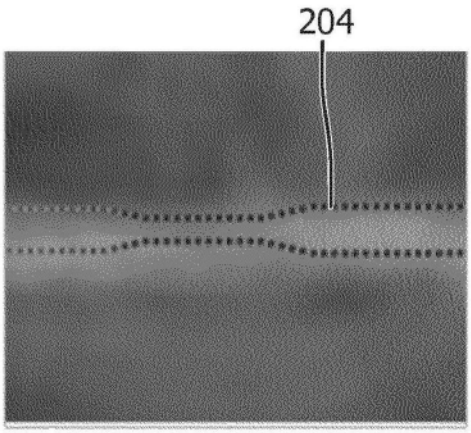

图4B

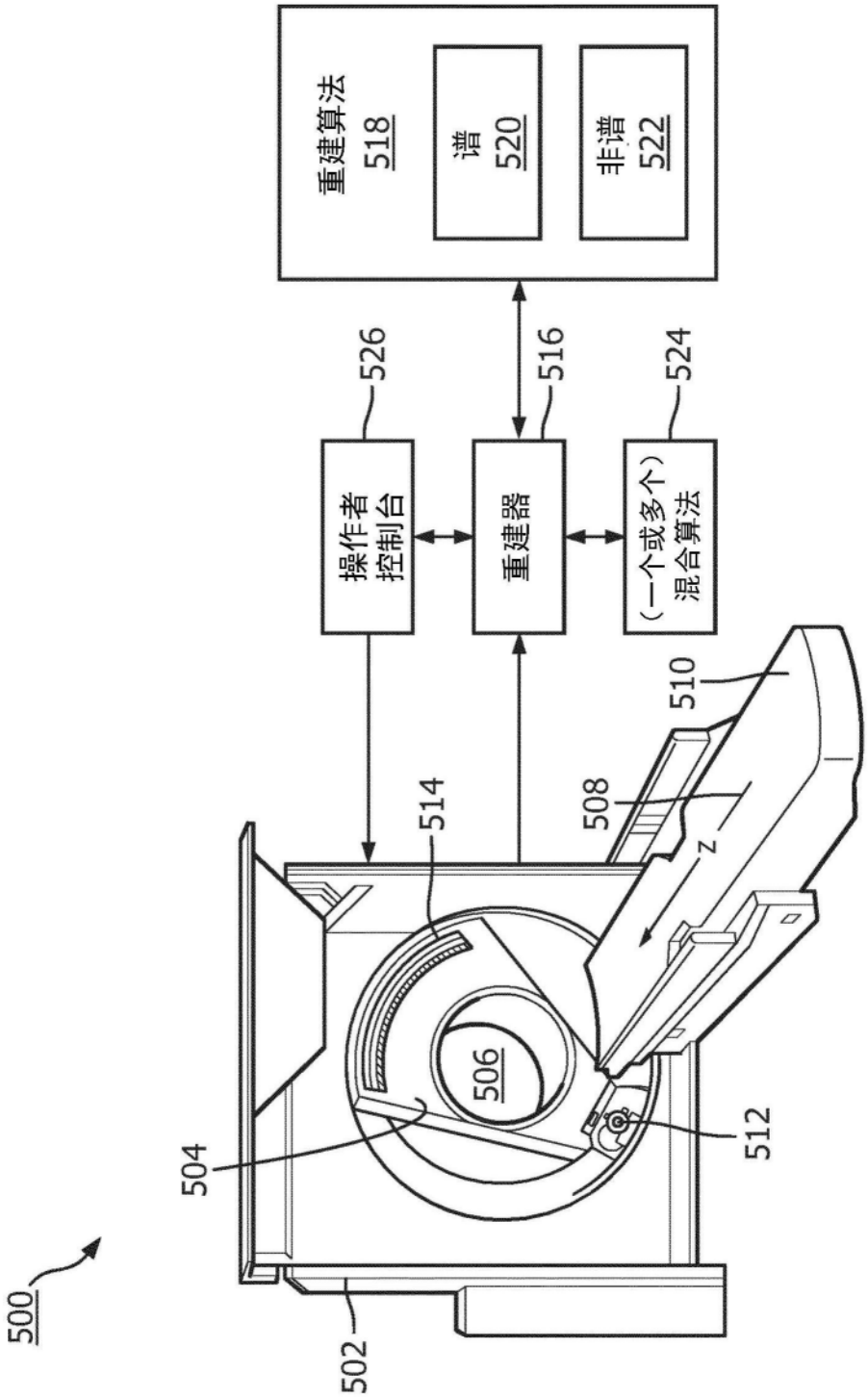
重建算法
518
谱
520
非谱
522
526
516
524
操作者
控制台
重建器
（一个或多个）
混合算法
510
514
508
z
506
504
512
500
502

图5

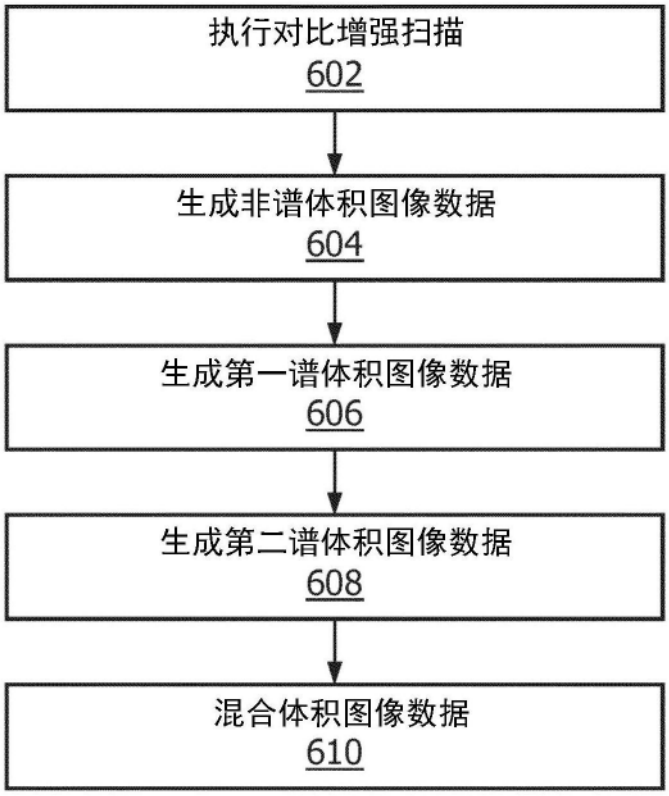
执行对比增强扫描
602
生成非谱体积图像数据
604
生成第一谱体积图像数据
606
生成第二谱体积图像数据
608
混合体积图像数据
610

图6

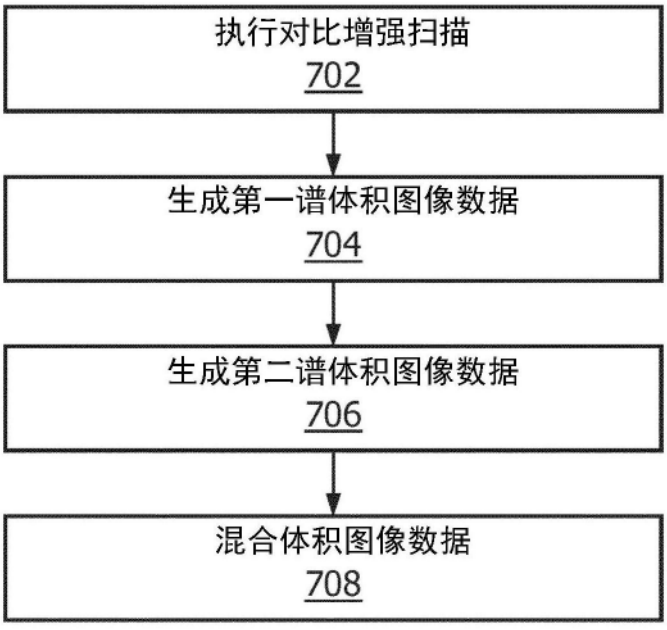
执行对比增强扫描
702
生成第一谱体积图像数据
704
生成第二谱体积图像数据
706
混合体积图像数据
708

图7

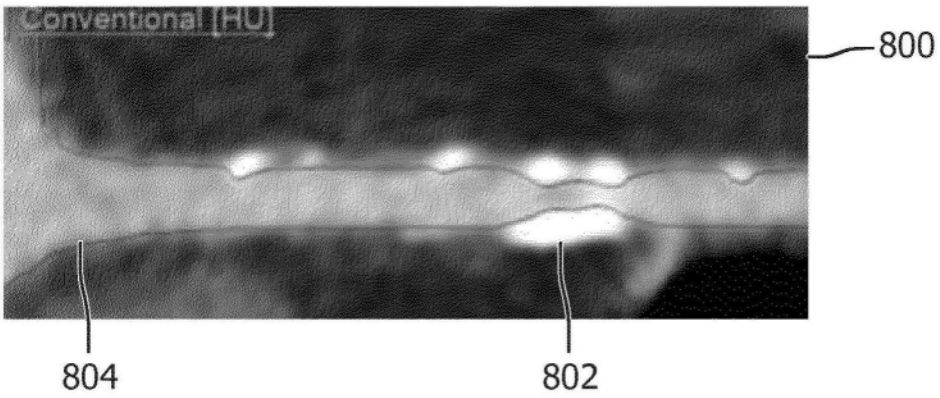
Conventional [HU]
800
804
802

图8

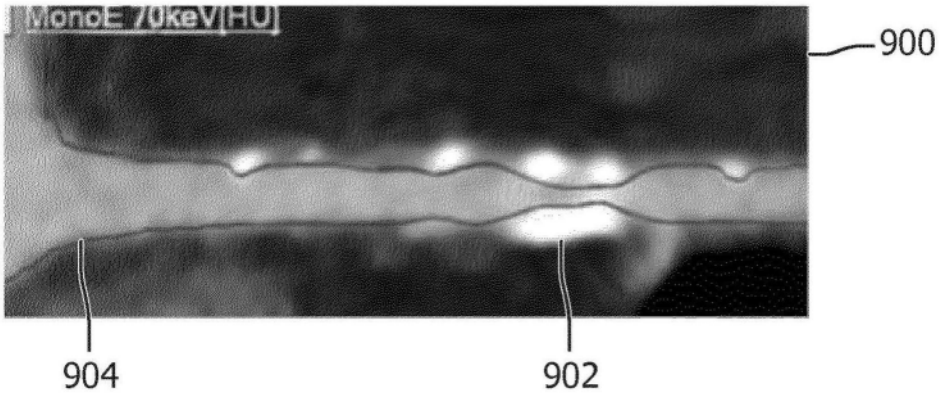
MonoE 70keV[HU]
900
904
902

图9

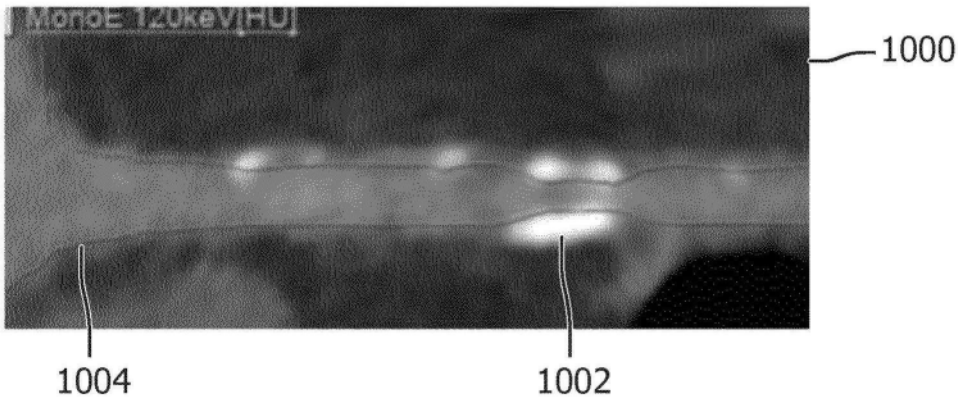
MonoE 120keV[HU]
1000
1004
1002

图10

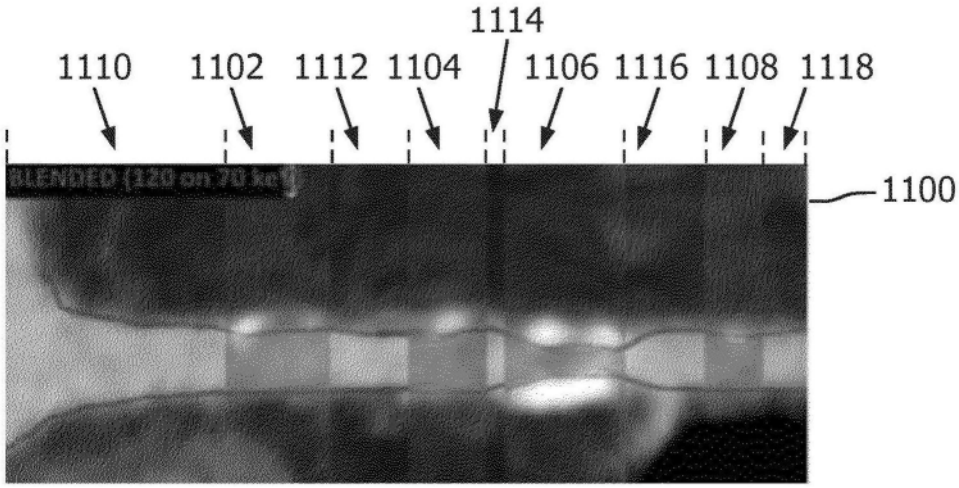

图11