



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116724246 A

(43) 申请公布日 2023. 09. 08

(21) 申请号 202280010167.9

(22) 申请日 2022.01.12

(30) 优先权数据

21151590.3 2021.01.14 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2023.07.14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2022/050504 2022.01.12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02022/152730 EN 2022.07.21

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 G·贝克

(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.

G01R 33/48 (2006.01)

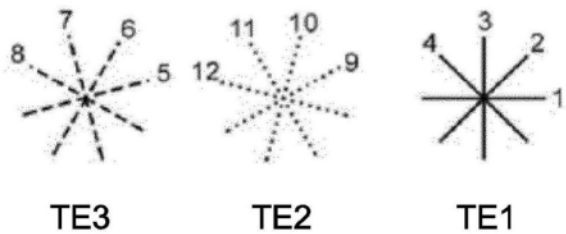
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

MR乳房摄影

(57) 摘要

本发明涉及一种对对象(即女性乳房的至少一部分)进行MR成像的方法。本发明的方法包括以下步骤:a)使对象(10)经受包括RF激励脉冲和切换的磁场梯度的成像序列,其中,在每个RF激励脉冲之后的不同回波时间(TE1、TE2、TE3)处生成多个回波信号;b)沿着覆盖给定k空间区域的一组径向或螺旋k空间轨迹采集所述回波信号,其中,在RF激励脉冲之后生成的所述回波信号中的每个回波信号被分配k空间中的径向或螺旋轨迹的不同取向;c)根据所采集的所述回波信号来重建针对每个回波时间(TE1、TE2、TE3)的单幅回波图像;d)使用深度学习算法根据所述单幅回波图像来导出高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或表观横向弛豫时间(T_2^*)图;并且d)根据水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来合成高分辨率乳房摄影图。此外,本发明涉及一种MR设备(1)以及一种用于MR设备(1)的计算机程序。



1. 一种对被定位于MR设备(1)的检查体积中的对象(10)进行MR成像的方法,所述方法包括以下步骤:

a) 使所述对象(10)经受包括RF激励脉冲和切换的磁场梯度的成像序列,其中,在每个RF激励脉冲之后的不同回波时间(TE1、TE2、TE3)处生成多个回波信号,

b) 沿着覆盖给定k空间区域的一组径向或螺旋k空间轨迹采集所述回波信号,其中,在RF激励脉冲之后生成的所述回波信号中的每个回波信号被分配k空间中的所述径向或螺旋轨迹的不同取向;

c) 根据所采集的所述回波信号来重建针对每个回波时间(TE1、TE2、TE3)的单幅回波图像;

d) 使用深度学习算法根据所述单幅回波图像来导出高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或表观横向弛豫时间(T_2^*)图;并且

d) 根据所述水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来合成高分辨率乳房摄影图,

其中,根据在所述不同回波时间(TE1、TE2、TE3)处从由所述一组径向或螺旋k空间轨迹覆盖的整个k空间区域采集的所述回波信号的组合来重建高分辨率中间图像,其中,对所述高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图的所述导出额外地基于所述高分辨率中间图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据所述水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来导出组织分类图和/或钙化图。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,每个RF激励之后的第一回波信号是在超短回波时间(UTE)处生成的。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,与所述k空间区域的一个或多个缺失部分分开地采集回波信号。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的方法,其中,此外,以下中的至少一项额外地基于所述高分辨率中间图像:对所述高分辨率乳房摄影图的所述合成以及对所述组织分类图和/或所述钙化图的所述导出。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的方法,其中,所述一组径向或螺旋k空间轨迹对k空间的中心部分进行过采样。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的方法,其中,所述径向或螺旋k空间轨迹的旋转角在采集期间递增,使得获得所述回波信号的均匀k空间分布。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的方法,其中,个体回波的所述k空间轨迹在 k_z 方向上分布。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的方法,其中,根据所述回波信号中的至少一个回波信号来导出在采集所述回波信号期间发生的所述对象(10)的运动,并且

- 在重建所述单幅回波图像的步骤中校正检测到的运动,和/或

- 所述检测到的运动归因于多个运动状态中的一个运动状态,其中,根据被分配给相应运动状态的所述回波信号针对每个运动状态导出 B_0 图。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,对所述高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图的所述导出、对所述高分辨率乳房摄影图的所述合成,和/或对所述组织分类图和/或所述钙化图的所述导出额外地基于针对不同运动状态所导出的所述 B_0 图。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的方法,其中,k空间加权图像对比度(KWIC)滤

波器被用于重建所述单幅回波图像。

12. 一种MR设备, 包括: 至少一个主磁体线圈 (2), 其用于在检查体积内生成均匀、稳定的磁场 B_0 ; 多个梯度线圈 (4、5、6), 其用于在所述检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度; 至少一个RF线圈 (9), 其用于在所述检查体积内生成RF脉冲和/或用于从被定位于所述检查体积内的对象 (10) 接收MR信号; 控制单元 (15), 其用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替; 以及重建单元 (17), 其用于根据接收到的MR信号来重建MR图像, 其中, 所述MR设备 (1) 被布置为执行根据权利要求1-11中的任一项所述的方法。

13. 一种要在MR设备上运行的计算机程序, 所述计算机程序包括用于执行根据权利要求1-11中的任一项所述的方法的指令。

14. 一种用于获得高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图的方法, 包括以下步骤:

- 接收在对对象执行的成像序列的每个RF激励脉冲之后的不同回波时间 (TE1、TE2、TE3) 处生成的多个回波信号, 其中, 沿着覆盖给定k空间区域的一组径向或螺旋k空间轨迹采集所述回波信号, 其中, 在RF激励脉冲之后生成的所述回波信号中的每个回波信号被分配k空间中的所述径向或螺旋轨迹的不同取向;

- 根据所采集的所述回波信号来重建针对每个回波时间 (TE1、TE2、TE3) 的单幅回波图像, 其中, 根据在所述不同回波时间 (TE1、TE2、TE3) 处从由所述一组径向或螺旋k空间轨迹覆盖的整个k空间区域采集的所述回波信号的组合来重建高分辨率中间图像;

- 导出高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图额外地基于所述高分辨率中间图像。

MR乳房摄影

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像领域。其涉及一种对被放置于MR设备的检查体积中的对象进行MR成像的方法。本发明还涉及一种MR设备以及一种要在MR设备上运行的计算机程序。

背景技术

[0002] 利用磁场和核自旋之间的相互作用以便形成二维或三维图像的图像形成MR方法如今被广泛使用,特别是在医学诊断领域,因为它们对于对软组织的成像在许多方面优于其他成像方法,不需要电离辐射,并且通常不是侵入性的。

[0003] 通常,根据MR方法,将要被检查患者的身体布置在强而均匀的磁场 B_0 中,磁场 B_0 的方向同时定义坐标系的与测量相关的轴(通常是z轴)。磁场 B_0 会根据磁场强度针对个体核自旋产生不同的能级,磁场强度能够通过施加定义的频率(所谓的拉莫尔频率或MR频率)的电磁交变场(RF场)来激励(自旋共振)。从宏观的角度来看,个体核自旋的分布会产生整体磁化,整体磁化能够通过施加适当频率的电磁脉冲(RF脉冲)而偏离出平衡状态,同时该RF脉冲的对应磁场 B_1 垂直于z轴延伸,使得磁化绕z轴执行进动。进动描述了圆锥的表面,该圆锥的孔径角被称为翻转角。翻转角的幅度取决于所施加的电磁脉冲的强度和持续时间。在所谓的90°脉冲的情况下,磁化从z轴偏转到横向平面(翻转角90°)。

[0004] 在RF脉冲终止之后,磁化弛豫回到原始的平衡状态,在该平衡状态下,z方向上的磁化以第一时间常数 T_1 (自旋晶格或纵向弛豫时间)再次建立,并且在垂直于z方向的方向上的磁化以第二较短的时间常数 T_2 (自旋-自旋或横向弛豫时间)弛豫。能够借助于接收RF线圈来检测横向磁化及其变化,该RF线圈以这样的方式被布置和定向在MR设备的检查体积内:使得在垂直于z轴的方向上测量磁化的变化。

[0005] 为了在身体中实现空间分辨率,将沿着三个主轴延伸的时变磁场梯度叠加在均匀磁场 B_0 上,从而导致自旋共振频率的线性空间依赖性。然后,在接收线圈中拾取的信号包含不同频率的分量,这些分量能够与身体中的不同位置相关联。经由接收线圈获得的信号数据对应于空间频域并且被称为k空间数据。k空间数据通常包括以不同相位编码所采集的多条线。通过收集多个样本将每一条线数字化。借助于傅立叶变换将一组k空间数据转换为MR图像。

[0006] 乳腺癌是女性最常见的癌症之一。最近的研究已经发现,MR成像可以定位乳房摄影有时会漏掉的小乳房病变。MR成像还可以帮助检测有乳房植入物的女性和趋于具有致密乳房组织的年轻女性的乳腺癌。常规(基于X射线的)乳房摄影在这些情况下可能不那么有效。由于MR成像不使用电离辐射,因此它可以用于筛查女性,尤其是40岁或以下的女性,并增加每年对乳腺癌高风险的女性的筛查次数。

[0007] 尽管与常规乳房摄影相比,它具有明显的优点,但乳房MR成像也有潜在的局限性。例如,它并不总是能够区分健康组织和癌性异常,这可能导致不必要的乳房活检。这常常被称为“假阳性”测试结果。乳房MR成像的另一个缺点是,它历来无法识别可以指示乳腺癌的

微小钙沉积(微钙化)。

[0008] 不管MR成像的高灵敏度以及在致密乳腺组织中的特别令人信服的结果,出于更高分辨率和通常更高特异性的原因,常规乳房摄影仍然是第一大乳腺筛查工具。

[0009] WINKELMANN等人(JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING,24:939-944,2006年)描述了使用径向多梯度回波序列的同时MR成像和 T_2^* 映射技术。重建多幅欠采样图像,每幅图像针对不同的回波时间。这些图像同时用于计算高分辨率图像和 T_2^* 图。

[0010] KHOULI等人(PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE,18TH ANNUAL MEETING,第2489页,2010年)描述了一种用于通过3特斯拉的MR成像检测乳房微钙化的方法。具有径向重建的3D SPGRE超短回波时间序列与磁化率加权成像结合使用。

[0011] EP 3 531 154 A1公开了一种MR成像方法,其中,使用具有径向或螺旋采集的多梯度回波序列来执行水/脂肪分离以及 B_0 和 T_2^* 映射。根据所采集的回波信号数据、 B_0 图和/或 T_2^* 图来合成指定对比度的图像。

发明内容

[0012] 从前述内容容易意识到,需要一种改进的基于MR的乳房摄影的方法。

[0013] 根据本发明,公开了一种对被定位于MR设备的检查体积中的对象进行MR成像的方法,所述方法包括以下步骤:

[0014] a)使所述对象经受包括RF激励脉冲和切换的磁场梯度的成像序列,其中,在每个RF激励脉冲之后的不同回波时间处生成多个回波信号,

[0015] b)沿着覆盖给定k空间区域的一组径向或螺旋k空间轨迹采集所述回波信号,其中,在RF激励脉冲之后生成的所述回波信号中的每个回波信号被分配k空间中的所述径向或螺旋轨迹的不同取向;

[0016] c)根据所采集的所述回波信号来重建针对每个回波时间的单幅回波图像;

[0017] d)使用深度学习算法根据所述单幅回波图像来导出高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或表观横向弛豫时间(T_2^*)图;并且

[0018] d)根据所述水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来合成高分辨率乳房摄影图,

[0019] 其中,根据在所述不同回波时间(TE1、TE2、TE3)处从由所述一组径向或螺旋k空间轨迹覆盖的整个k空间区域采集的所述回波信号的组合来重建高分辨率中间图像,其中,对所述高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图的所述导出额外地基于所述高分辨率中间图像。

[0020] 根据本发明,在不同回波时间处采集多个回波信号。沿着径向或螺旋k空间轨迹采集回波信号(包括已知的采集方案,如K00SH球、阿基米德螺旋、螺旋叶序等)。径向或螺旋k空间轨迹由于其固有的运动鲁棒性而优于常规笛卡尔k空间轨迹。使用径向或螺旋k空间采样,k空间的中心被过采样并持续更新。可以有利地利用这种冗余来检测和校正运动、 B_0 和 T_2^* 效应。

[0021] RF激励脉冲后生成的回波信号中的每个被分配k空间中径向或螺旋轨迹的不同取向。这意味着执行k空间的“回波时间分布式”采样。给定的径向或螺旋k空间轨迹与特定回波时间唯一相关联。应避免对具有不同回波时间的相同径向或螺旋k空间轨迹进行多次采集,以实现非常高的采集速度。

[0022] 根据从覆盖的k空间区域采集的回波信号,针对每个回波时间重建单幅回波图像。k空间加权图像对比度(KWIC)滤波器可以有利地用于重建单幅回波图像(参见Song等人, Magn. Reson. Med., 44, 825-832, 2000年)。例如,单幅回波图像中的每幅可以根据归因于相应回波时间的欠采样k空间数据来重建。所采集的归因于特定回波时间的回波信号通常将被欠采样,至少在k空间的外围。因此,压缩感测(CS)可以有利地用于根据欠采样信号数据重建单幅回波图像。归因于特定回波时间的(KWIC滤波的)回波信号在k空间中不规则地分布。众所周知,CS理论针对显著信号数据减少具有巨大潜力。在CS理论中,通过应用合适的正则化算法,可以从欠采样测量结果中恢复在变换域中具有稀疏表示的信号数据集。作为信号采样和重建的数学框架,CS规定了即使在k空间采样密度远低于奈奎斯特准则的情况下也可以精确地或至少以高图像质量重建信号数据集的条件,并且它还提供了用于这种重建的方法。

[0023] 此外,从整个回波信号(即,包括针对不同回波时间采集的所有回波信号)并且从由一组径向或螺旋k空间轨迹覆盖的整个k空间区域重建单幅高分辨率中间图像。

[0024] 作为下一步骤,使用深度学习算法根据单幅回波图像来导出高分辨率水和/或脂肪和/或 B_0 和/或表观横向弛豫时间(T_2^*)图。使用深度学习方案根据较低分辨率图像计算“超分辨率”MR图像在本领域中是如此已知的。使用适当的训练数据(包括单回波图像作为输入)和相关联的高分辨率(超分辨率)水、脂肪、 B_0 和 T_2^* 图作为人工神经网络的输出,根据本发明实施狄克逊超分辨率深度学习重建算法。为了提高高分辨率水、脂肪、 B_0 和 T_2^* 图的质量,基于深度学习的重建额外地基于从针对所有不同回波时间采集的回波信号的组合重建的高分辨率中间图像,如上所述。

[0025] 高分辨率组织分类图和/或钙化图可以根据水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图导出。此外,可以导出另外的图,例如脂肪分类图、脂肪分数图等。 T_2^* 主要由主磁场 B_0 中的不均匀性产生。这些不均匀性是主磁场本身固有的不均匀性以及由组织产生的磁化率引起的场扭曲的结果。因此,根据本发明可以使用根据单幅回波图像导出的高分辨率 T_2^* 图(理想地与水、脂肪和 B_0 图组合)以导出(高分辨率)组织分类图。特别是,可能与乳房组织中的癌相关联的微钙化会导致局部环境中的特性磁化率引起的场扭曲。本发明通过专门使用 T_2^* 图以导出具有特别高的诊断价值的高分辨率钙化图来利用这一点。结合超分辨率狄克逊深度学习重建,可以识别小于1mm直径的微钙化。

[0026] 最后,根据水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来合成高分辨率乳房摄影图。合成的乳房摄影图是通过为每个像素或体素分配亨氏单位值来计算的。分配给每个图像位置的亨氏单位值提供了组织的X射线辐射衰减性质,使得能够计算具有与放射科医师在常规乳房摄影筛查领域中习惯的完全相同的对比度特性的实际乳房摄影图。将亨氏单位分配给图像位置是基于高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来执行的。如此,本领域已知提供水/脂肪分离的狄克逊成像已知为对于生成合成X射线图像的目的是有效的。相同区域的任何额外对比度信息对于正确确定每个图像位置的亨氏单位都是有用的。因此,乳房摄影图的合成理想地也基于所导出的组织分类和/或钙化图。

[0027] 为了获得回波信号的均匀k空间分布,径向或螺旋k空间轨迹(位于 k_x/k_y 平面)的旋转角度可以在采集期间增加黄金角,这对应于 180° 乘以黄金比例。为了避免大的梯度增量,可能优选微小的黄金角增量。另一种可能性是沿着径向或螺旋k空间轨迹以k空间中的连续

顺序采集回波信号。这具有以下优点：校正来自偶数和奇数回波采样的系统引起的相位误差。另一种选择是通过采集期间在 k_z 方向上递增来将个体回波的 k 空间轨迹分布在 k_z 方向上（即，在垂直于径向或螺旋 k 空间轨迹旋转的平面的方向上）。均匀分布（与 k 空间中规则网格上的分布相对）支持使用深度学习算法根据单幅回波图像导出高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或表观横向弛豫时间（ T_2^* ）图。为了进一步支持对高分辨率图的基于深度学习的导出，可以应用回波沿着径向或螺旋 k 空间轨迹的变化的移位。此外，采集带宽（即，相应回波采集的持续时间和/或采样频率）可以在成像序列的不同拍摄之间和/或不同回波信号的采集之间变化。

[0028] 在优选实施例中，每个RF激励之后的第一回波信号在超短回波时间（UTE）处被生成，以扩展可访问的回波时间值的范围。已知的部分回波技术也可以应用于该目的。可以备选地或额外地采用回波移位来改进回波时间覆盖范围并优化 T_2^* 映射。超短回波时间特别适合于识别由非常短的表观横向弛豫时间表征的钙化。结果是改进的拟合和 T_2^* 映射。3D径向 k 空间采集方案（“K00SH球”）可以用于结合UTE技术对给定 k 空间区域进行采样。由于MR硬件限制（发射/接收切换死区时间），在超短回波时间处采样的每个中心向外径向 k 空间轨迹将在 k 空间的中心有间隙。为了填充这些间隙，可以采用已知的PETRA方案。PETRA方案通过对中心 k 空间区域进行单独（笛卡尔）采样来填充间隙。

[0029] 在另一优选实施例中，在采集期间发生的对象的运动是从所述回波信号中的至少一个回波信号导出的。这可以用于校正在重建单幅回波图像的步骤中检测到的运动。例如，表示径向或螺旋 k 空间样本的回波信号中的一个或多个可以用作用于检测运动或呼吸状态的固有导航器。这可以有利地与本发明的方法结合以减少运动引起的伪影。具体地，检测到的运动（例如检测到的成像对象的位移）被归因于被检查的患者或被检查的身体部分例如在呼吸期间经历的多个离散运动状态中的一个。然后，可以根据被分配给相应运动状态的回波信号针对每个运动状态导出 B_0 图。以这种方式，并入固有运动和运动引起的 B_0 确定和校正实现更准确的 T_2^* 映射。通过解决运动引起的 B_0 变化，可以显著提高乳房成像中的组织映射的准确性。特别是，呼吸引起的 B_0 变化对乳房组织映射具有显著影响。由运动和运动引起的 B_0 检测产生的中间信息可以被提供给深度学习算法以确定准确的组织分类图。如此改进的拟合允许该技术还与磁化率加权成像策略（SWI）相结合，从而允许确定例如更准确的相位图像。

[0030] 作为结果，本发明提供了高分辨率MR钙化乳房摄影和组织表征检测技术。组织表征为钙化图提供了额外信息。根据相同的采集，组织氧合水平、例如按脂肪分数进行的脂肪分类等可以在相同的扫描内提供。它提供肿瘤相关诊断和处置信息，其非常适合于乳腺筛查和一般非对比增强乳房MR成像。

[0031] 当前所描述的本发明的方法能够借助于MR设备来执行，所述MR设备包括：至少一个主磁体线圈、多个梯度线圈、至少一个身体RF线圈、控制单元以及重建单元，所述至少一个主磁体线圈用于在检查体积内生成均匀、稳定的磁场 B_0 ，所述多个梯度线圈用于在所述检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度，所述至少一个身体RF线圈用于在所述检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自被定位在所述检查体积中的患者的身体的MR信号，所述控制单元用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替，所述重建单元用于根据接收到的MR信号来重建MR图像。本发明的方法能够通过对MR设备重建单元和/或控制单

元进行对应的编程来实施。

[0032] 本发明的方法能够有利地在目前临床上使用的大多数MR设备上执行。为此,仅仅需要利用控制MR设备的计算机程序而使得该MR设备执行本发明的上述方法步骤。该计算机程序可以存在于数据载体上,或可以存在于数据网络中以便下载以安装在MR设备的控制单元中。

附图说明

[0033] 附图公开了本发明的优选实施例。然而,应当理解,附图仅出于说明的目的而设计,而不是作为对本发明的限制的定义。在附图中:

[0034] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR设备;

[0035] 图2示出了根据本发明实施例的示意性(简化的)径向k空间采样方案;

[0036] 图3以流程图的形式图示了本发明的方法;

[0037] 图4示出了通过本发明的方法合成的MR乳房摄影图。

具体实施方式

[0038] 参考图1,作为框图示出了MR设备1。该设备包括超导式或电阻式主磁体线圈2,使得沿着穿过检查体积的z轴创建基本上均匀的、在时间上恒定的主磁场 B_0 。该设备还包括一组(一阶、二阶,并且在适用情况下的三阶)匀场线圈2',其中,流过该组2'的个体匀场线圈的电流是可控制的,以用于将检查体积内的 B_0 偏差最小化的目的。

[0039] 磁共振生成和操纵系统施加一系列RF脉冲和切换的磁场梯度以反转或激励核磁自旋,引发磁共振,重新聚焦磁共振,操纵磁共振,在空间上和以其他方式编码磁共振,使自旋饱和等,从而执行MR成像。

[0040] 更具体地,梯度放大器3沿着检查体积的x轴、y轴和z轴将电流脉冲或波形施加到全身梯度线圈4、5和6中的选定线圈。数字RF频率发射器7经由发送/接收开关8将RF脉冲或脉冲包发射到身体RF线圈9,从而将RF脉冲发射到检查体积中。典型的MR成像序列包括短持续时间的RF脉冲段的包,这些脉冲段与任何施加的磁场梯度一起实现了对核磁共振信号的选定操纵。RF脉冲用于使共振饱和,激励共振,反转磁化,重新聚焦共振或操纵共振并选择被定位在检查体积中的身体10的部分。MR信号也被身体RF线圈9拾取。

[0041] 为了生成身体10的有限区域的MR图像或为了借助于并行成像的扫描加速,将一组局部阵列RF线圈11、12、13放置为邻近被选择用于成像的区域。阵列线圈11、12、13能够用于接收由身体线圈RF发射所引起的MR信号。

[0042] 结果得到的MR信号由身体RF线圈9和/或阵列RF线圈11、12、13拾取并由优选包括前置放大器(未示出)的接收器14解调。接收器14经由发送/接收开关8被连接到RF线圈9、11、12和13。

[0043] 主计算机15控制匀场线圈2'以及梯度脉冲放大器3和发射器7以生成多个MR成像序列中的任一个,例如回波平面成像(EPI)、回波体积成像、梯度和自旋回波成像、快速自旋回波成像等。对于选定序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速连续地接收单个或多个MR信号。数据采集系统16执行接收到的信号的模数转换并将每个MR数据样本转换为适合于进一步处理的数字格式。在现代MR设备中,数据采集系统16是专门用于采集原始图像数据

的单独的计算机。

[0044] 最终,数字原始图像数据由重建处理器17重建为图像表示,重建处理器17应用傅里叶变换或其他适当的重建算法。MR图像可以表示穿过患者的平面切片、平行平面切片的阵列、三维体积等。然后将图像存储在图像存储器中,在图像存储器中可以访问其以将切片、投影或图像表示的其他部分转换成适当的格式以用于可视化,例如经由视频监测器18,视频监测器18提供结果得到的MR图像的人工可读显示。

[0045] 主计算机15被编程为执行上文和下文描述的本发明的方法。

[0046] 在本发明的实施例中,应用成像序列,其包括RF激励脉冲和在读出和相位编码方向x和y和切片选择方向z上的切换的磁场梯度。使用x/y方向和/或z方向上的不同梯度波形在序列的多次重复(拍摄)中采集多组回波信号,以便通过径向采样模式完全覆盖k空间的所需区域。选择x/y方向上的读出梯度的定时和幅度,使得提供不同的回波时间 TE_1 、 TE_2 、...、 TE_N 。优选地,成像序列是UTE序列,使得紧随每个RF激励之后的回波信号以超短回波时间生成。

[0047] 可以采用具有半激励脉冲和来自k空间中心的径向成像的基本UTE脉冲序列。磁场梯度在z方向上切换以进行相位编码,以便在该方向上实现笛卡尔k空间采样模式(根据已知的“星星堆栈”采样方案以实现3D图像的重建)。可以有利地应用用于超分辨率成像的移位 k_z 切片编码采样(参见van Reeth等人,Concepts in Magnetic Resonance Part A,第40A卷(6),306-325,2012)。使用径向k空间采样,对k空间的中心进行过采样。可以通过移动或延迟回波采集和/或通过连续的多个回波采集来采集具有可变回波时间的多个回波信号。可以应用反向回波采集。执行k空间的“回波时间分布式”采样。这意味着回波时间分布在k空间中,并对k空间中心进行过采样。这在图2中进行了图示。图2示出了用于径向成像的径向k空间轨迹的取向,针对三个不同的回波时间 TE_1 、 TE_2 和 TE_3 以及所使用的UTE序列的每次拍摄的四个径向采集。径向k空间轨迹的采集序列由数字1、2、...12指示。以这种方式实现非常快速的采集,并且所采集的回波信号数据在k空间中具有最佳分布。以所描述的方式采集回波信号数据在图3的流程图的步骤31中执行。

[0048] 作为下一步骤(图3中的步骤32),根据从所覆盖的k空间区域的中心部分采集的回波信号针对每个回波时间重建单幅回波图像。k空间加权图像对比度(KWIC)滤波器可用于重建单幅回波图像。

[0049] 此外,在步骤33中,根据整个回波信号(即,包括针对不同回波时间采集的所有回波信号)以及根据由该组径向或螺旋k空间轨迹覆盖的整个k空间区域来重建单幅高分辨率中间图像。

[0050] 在步骤34中,根据回波信号中的至少一个导出在采集期间发生的运动。径向k空间样本中的一个或多个可作用于检测运动或呼吸状态的固有导航器。具体地,检测到的运动归因于多个离散运动状态之一。然后根据被配给相应运动状态的回波信号导出针对每个运动状态的低分辨率 B_0 图。

[0051] 在步骤35中,使用深度学习算法根据单幅回波图像(以及移位的 k_z 切片编码)导出高分辨率水、脂肪、 B_0 和 T_2^* 图。为了提高高分辨率水、脂肪、 B_0 和 T_2^* 图的质量,基于深度学习的重建也基于步骤33中重建的高分辨率中间图像。此外,将由运动产生的中间信息和步骤34中的运动引起的 B_0 检测提供给深度学习算法以确定准确的组织分类图。通过解决运动引

起的 B_0 变化, T_2^* 映射的准确性得到显著提高。

[0052] 在步骤36中根据水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图导出高分辨率组织分类图和钙化图。

[0053] 最后,在步骤37中根据水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来合成高分辨率乳房摄影图。通过将亨氏单位值分配给每个像素或体素并根据结果得到的X射线辐射衰减来计算像素或体素强度而计算合成的乳房摄影图。将亨氏单位分配给图像位置是基于高分辨率水、脂肪、 B_0 和/或 T_2^* 图来执行的。乳房摄影图的合成还基于所导出的组织分类和/或钙化图,以正确确定针对每个图像位置的亨氏单位。

[0054] 可以任选地包括另外的步骤(未描绘),例如用于去除系统缺陷(例如去模糊)的后处理步骤和/或使用确定性图进行深度学习重建。

[0055] 针对用户的可能的图像输出是由深度学习重建产生的高分辨率水、脂肪和 T_2^* 图,并且特别是合成的乳房摄影图,如图4所示。导出的组织分类和钙化图也可以显示给用户以支持诊断。

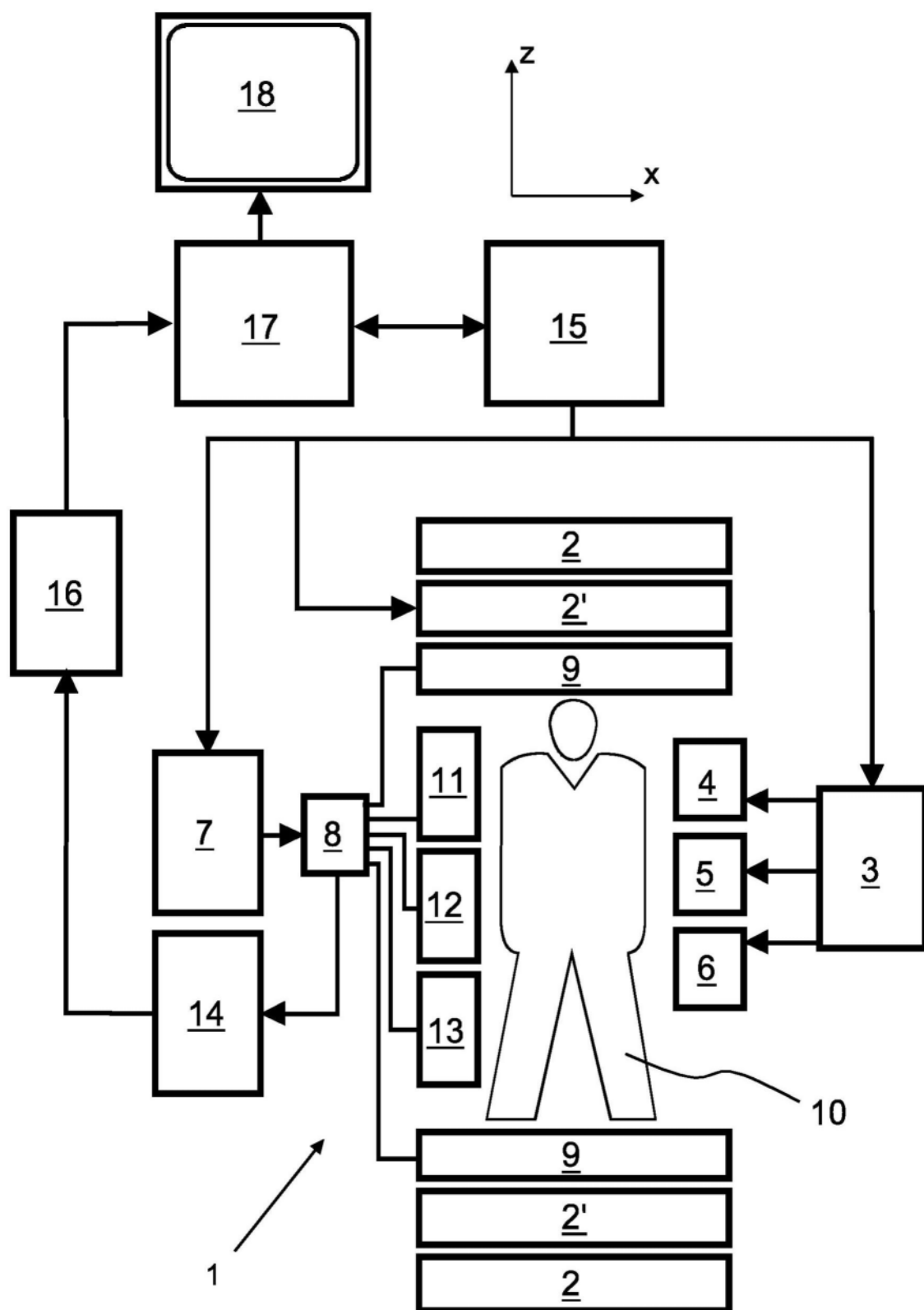


图1

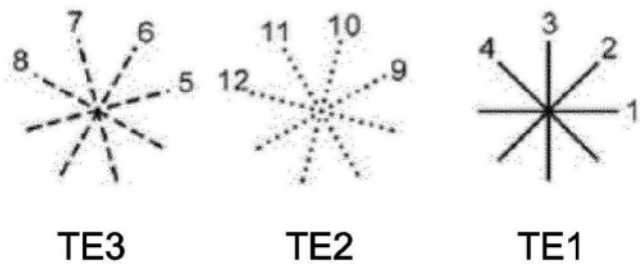


图2

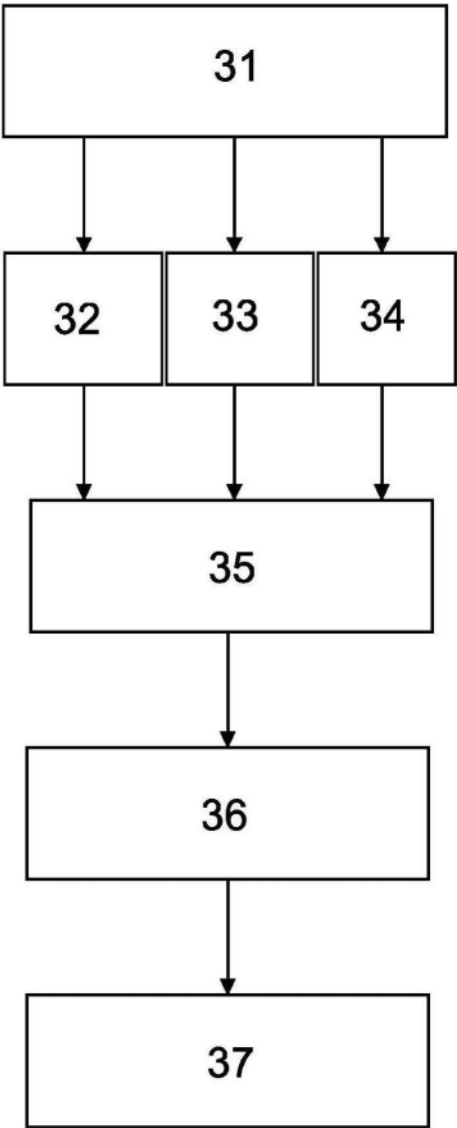


图3

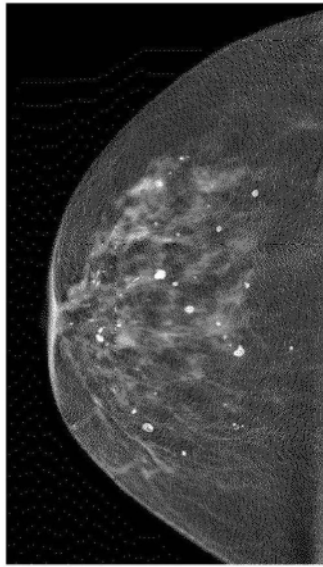


图4