



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112384819 B

(45) 授权公告日 2024. 09. 10

(21) 申请号 201980045389.2

(22) 申请日 2019.05.30

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112384819 A

(43) 申请公布日 2021.02.19

(30) 优先权数据
18175926.7 2018.06.05 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.01.05

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/064125 2019.05.30

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/233881 EN 2019.12.12

(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 H·埃格斯 J·S·范登布林克

(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)
G01R 33/54 (2006.01)
G01R 33/485 (2006.01)
G01R 33/50 (2006.01)
G01R 33/56 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2018143277 A1, 2018.05.24
WO 2015092619 A1, 2015.06.25
审查员 康建

权利要求书3页 说明书6页 附图2页

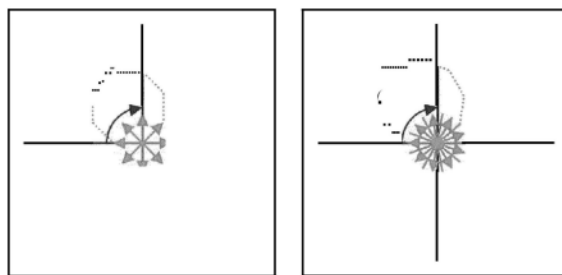
(54) 发明名称

具有水-脂肪分离的零回波时间MR成像

(57) 摘要

本发明涉及一种对被定位在MR设备(1)的检查体积中的对象进行MR成像的方法。本发明的目的是实现与水/脂肪分离结合的“静音”零回波时间(ZTE)成像。根据本发明,公开了一种对被定位在MR设备的检查体积中的对象进行MR成像的方法。本发明的方法包括以下步骤:使所述对象经受第一自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第一序列以第一重复时间 TR_1 被采集作为第一数量 N_1 的径向k空间辐条,所述第一数量 N_1 的径向k空间辐条形成k空间中的第一闭合轨迹;使所述对象经受第二自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第二序列以第二重复时间 TR_2 被采集作为第二数量 N_2 的径向k空间辐条,所述第二数量 N_2 的径向k空间辐条形成k空间中的第二闭合轨迹,其中, N_2 不等于 N_1 和/或 TR_2 不等于 TR_1 ;并且根据所采集的梯度回波信号来重建MR图像。可以利用分别归因于梯度回波信号的第一和第二序列的梯度回波信号的

不同回波时间来分离两个或更多个化学物类(例如,水和脂肪)对梯度回波信号的信号贡献。此外,本发明涉及一种MR设备和一种用于MR设备的计算机程序。



1. 一种对被定位在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:

-使所述对象(10)经受第一自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第一序列以第一重复时间 TR_1 被采集作为第一数量 N_1 的径向k空间辐条,所述第一数量 N_1 的径向k空间辐条形成k空间中的第一闭合轨迹;

-使所述对象(10)经受第二自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第二序列以第二重复时间 TR_2 被采集作为第二数量 N_2 的径向k空间辐条,所述第二数量 N_2 的径向k空间辐条形成k空间中的第二闭合轨迹,其中, N_2 不等于 N_1 和/或 TR_1 不等于 TR_2 ,使得不同回波时间分别归因于梯度回波信号的所述第一序列和所述第二序列中的梯度回波信号;并且

-根据所采集的梯度回波信号来重建MR图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,在重建所述MR图像的步骤中利用分别归因于梯度回波信号的所述第一序列和所述第二序列中的所述梯度回波信号的不同回波时间来分离两个或更多个化学物类对所采集的梯度回波信号的信号贡献。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,归因于梯度回波信号的所述第一序列和所述第二序列中的所述梯度回波信号的不同回波时间被用于重建有效横向弛豫时间 T_2^* -加权MR图像和/或 T_2^* 图。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,所述第一自行重聚焦零回波时间成像序列包括:

-FID采集回路,其包括以下步骤:

i) 设置读出磁场梯度以定义读出方向;

ii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下辐照RF脉冲;

iii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下采集FID信号作为径向k空间辐条,

其中,通过在所述读出方向从重复到重复的逐渐变化下以重复时间 TR_1 将步骤i)至iii)重复 N_1 次来沿着所述第一闭合轨迹对k空间进行采样,之后是

-一个或多个梯度回波采集回路,其包括以下步骤:

iv) 再次设置所述读出磁场梯度以定义所述读出方向;

v) 在存在所述读出磁场梯度的情况下采集梯度回波信号作为径向k空间辐条,

其中,通过在所述读出方向从重复到重复的逐渐变化下以重复时间 TR_1 将步骤iv)和v)重复 N_1 次来在所述梯度回波采集回路中再次沿着所述第一闭合轨迹对k空间进行采样。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述第二自行重聚焦零回波时间成像序列包括:

-FID采集回路,其包括以下步骤:

vi) 设置读出磁场梯度以定义读出方向;

vii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下辐照RF脉冲;

viii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下采集FID信号作为径向k空间辐条,

其中,通过在所述读出方向从重复到重复的逐渐变化下以重复时间 TR_2 将步骤vi)至viii)重复 N_2 次来沿着所述第二闭合轨迹对k空间进行采样,之后是

-一个或多个梯度回波采集回路,其包括以下步骤:

ix) 再次设置所述读出磁场梯度以定义所述读出方向;

x) 在存在所述读出磁场梯度的情况下采集梯度回波信号作为径向k空间辐条，其中，通过在所述读出方向从重复到重复的逐渐变化下以重复时间 TR_2 将步骤ix)和x)重复 N_2 次来在所述梯度回波采集回路中再次沿着所述第二闭合轨迹对k空间进行采样。

6. 根据权利要求2所述的方法，还包括：

-使所述对象(10)经受至少一个另外的自行重聚焦零回波时间成像序列，其中，梯度回波信号的另外的序列以另外的重复时间 TR_1 被采集作为另外的数量 N_1 的径向k空间辐条，所述另外的数量 N_1 的径向k空间辐条形成k空间中的另外的闭合轨迹，其中， N_1 不同于 N_1 和 N_2 两者和/或 TR_1 不同于 TR_1 和 TR_2 两者；并且

-根据所采集的梯度回波信号来重建所述MR图像，其中，利用分别归因于梯度回波信号的所述第一序列、所述第二序列和所述另外的序列中的梯度回波信号的不同回波时间来分离所述两个或更多个化学物类对所述梯度回波信号的信号贡献。

7. 根据权利要求1-3和5中的任一项所述的方法，其中， N_1 和 N_2 之间的差异和/或 TR_1 和 TR_2 之间的差异被确定，使得归因于所述第一序列和所述第二序列中的所述梯度回波信号的所述回波时间之间的差异为大约一毫秒。

8. 根据权利要求6所述的方法，其中， N_1 和 N_2 和在适用的情况下 N_1 之间的差异和/或 TR_1 和 TR_2 和在适用的情况下 TR_1 之间的差异被确定，使得归因于所述第一序列、所述第二序列和在适用的情况下所述另外的序列中的所述梯度回波信号的所述回波时间之间的差异为大约一毫秒。

9. 根据权利要求5所述的方法，其中，对于在所述第一自行重聚焦零回波时间成像序列和所述第二自行重聚焦零回波时间成像序列之间发生的运动的校正是根据所采集的FID信号来导出的。

10. 根据权利要求6所述的方法，其中，所述第一自行重聚焦零回波时间成像序列、所述第二自行重聚焦零回波时间成像序列和所述至少一个另外的自行重聚焦零回波时间成像序列中的每个包括：

-FID采集回路，其包括以下步骤：

vi) 设置读出磁场梯度以定义读出方向；

vii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下辐照RF脉冲；

viii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下采集FID信号作为径向k空间辐条，

其中，对于在所述第一自行重聚焦零回波时间成像序列、所述第二自行重聚焦零回波时间成像序列和在适用的情况下所述另外的自行重聚焦零回波时间成像序列之间发生的运动的校正是根据所采集的FID信号来导出的。

11. 根据权利要求4所述的方法，其中，所采集的FID信号被使用在对所述MR图像的所述重建中以降低噪声和/或 T_2^* -加权。

12. 根据权利要求5所述的方法，其中，所采集的FID信号被使用在对所述MR图像的所述重建中以降低噪声和/或 T_2^* -加权。

13. 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的静态磁场；多个梯度线圈(4、5、6)，其用于在所述检查体积内生成不同的空间方向上的切换的磁场梯度；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/或用于接收来自被定位于所述检查体积中的对象(10)的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),其中,所述MR设备(1)被布置为执行以下步骤:

-使所述对象(10)经受第一自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第一序列以第一重复时间 TR_1 被采集作为第一数量 N_1 的径向k空间辐条,所述第一数量 N_1 的径向k空间辐条形成k空间中的第一闭合轨迹;

-使所述对象(10)经受第二自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第二序列以第二重复时间 TR_2 被采集作为第二数量 N_2 的径向k空间辐条,所述第二数量 N_2 的径向k空间辐条形成k空间中的第二闭合轨迹,其中, N_2 不等于 N_1 和/或 TR_2 不等于 TR_1 ,使得不同回波时间分别归因于梯度回波信号的所述第一序列和所述第二序列中的梯度回波信号;并且

-根据所采集的梯度回波信号来重建MR图像。

14.一种要在MR设备上运行的计算机程序,所述计算机程序包括用于进行以下操作的指令:

-生成第一自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第一序列以第一重复时间 TR_1 被采集作为第一数量 N_1 的径向k空间辐条,所述第一数量 N_1 的径向k空间辐条形成k空间中的第一闭合轨迹;

-生成第二自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第二序列以第二重复时间 TR_2 被采集作为第二数量 N_2 的径向k空间辐条,所述第二数量 N_2 的径向k空间辐条形成k空间中的第二闭合轨迹,其中, N_2 不等于 N_1 和/或 TR_2 不等于 TR_1 ,使得不同回波时间分别归因于梯度回波信号的所述第一序列和所述第二序列中的梯度回波信号;并且

-根据所采集的梯度回波信号来重建MR图像。

具有水-脂肪分离的零回波时间MR成像

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像领域。其涉及具有至少两个不同共振频率的化学物类的MR成像的方法。本发明还涉及一种MR设备和一种要在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方法现今被广泛使用,特别是在医学诊断领域中,因为对于对软组织的成像,它们在许多方面优于其他成像方法,不需要电离辐射并且通常是无创的。

[0003] 根据一般的MR方法,要检查的患者的身体被布置在强、均匀的磁场(B_0 场)中,所述磁场的方向同时限定测量基于的坐标系的轴(通常地,z轴)。磁场根据可以通过施加限定频率(所谓的拉莫尔频率,或者MR频率)的交变电磁场(RF场,也称为 B_1 场)所激励(自旋共振)的磁场强度产生针对个体核自旋的不同能级。从宏观的角度来看,个体核自旋的分布产生整体磁化,所述整体磁化可以通过施加适当频率(RF脉冲)同时磁场垂直于z轴延伸的电磁脉冲而偏离平衡状态,使得所述磁化关于z轴执行进动运动。进动运动描述了圆锥的表面,所述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,自旋从z轴偏转到横向平面(90° 的翻转角)。

[0004] 在RF脉冲的终止之后,磁化弛豫回到原始平衡状态,其中,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时间常数 T_2 (自旋-自旋或横向弛豫时间)弛豫。可以借助于一个或多个接收RF线圈来检测磁化的变化,所述接收RF线圈以这样的方式在MR设备的检查体积内被布置和取向:在垂直于z轴的方向上测量磁化的变化。在施加例如 90° 脉冲之后,横向磁化的衰变伴随着核自旋(由局部磁场不均匀性引起)从具有相同相位的有序状态到所有相位角均匀分布(失相)的状态的转变。失相可以借助于重聚焦脉冲(例如 180° 脉冲)来补偿。这在接收线圈中产生回波信号(自旋回波)。

[0005] 为了实现身体中的空间分辨率,沿着三个主轴延伸的线性磁场梯度叠加在均匀磁场上,从而导致自旋共振频率的线性空间相关性。然后,在接收线圈中拾取的信号包含可以与身体中的不同位置相关联的不同频率的分量。经由RF线圈获得的MR信号数据对应于空间频率域并且被称为k空间数据。k空间数据通常包括利用不同相位编码采集的多条线。通过收集多个样本来对每条线进行数字化。借助于傅里叶变换或其他合适的重建算法将一组k空间数据转换为MR图像。

[0006] 具有非常短横向弛豫时间的组织(诸如骨骼或肺)的MR成像正变得越来越重要。为了这个目的,几乎所有已知方法基本上采用三维(3D)径向k空间采样。在所谓的零回波时间(ZTE)技术中,在具有高带宽和由此短硬RF脉冲的磁共振的激励之前设置读出梯度。以这种方式,在激励磁共振后梯度编码即刻开始。在导致有效零“回波时间”(TE)的RF脉冲之后,自由感应衰减(FID)信号的采集立即开始。在采集之后,在能够应用下一RF脉冲之前要求仅仅极小时间来设置下一读出梯度,由此实现非常短的重复时间(TR)。从重复到重复递增地改

变读出方向,直到k空间中的球形体积被采样到所要求的程度。无需断开TR间隔之间的读出梯度,能够几乎静音地执行ZTE成像。

[0007] 在MR成像中,常常期望获得关于不同化学物类(诸如水和脂肪)对总体信号的相对贡献的信息,或者抑制它们中的一些的贡献,或者单独或联合地分析它们中所有的贡献。众所周知,如果将在不同回波时间处采集的来自两个或更多个对应回波的信息进行组合,则能够计算这些贡献。这可以被认作化学位移编码,其中,通过在稍微不同的回波时间处采集几幅图像来定义和编码额外的维度,即,化学位移维度。具体地,对于水-脂肪分离而言,这些类型的实验常常被称为Dixon类型测量。水-脂肪分离是可能的,这是因为在脂肪和水中存在氢的已知进动频率差。在其最简单的形式中,通过对“同相”和“异相”数据集的相加或相减来生成水图像和脂肪图像。具有其他化学位移的其他化学物类能够基于化学位移编码被类似地分离。

[0008] 已知Dixon类型的水-脂肪分离技术依赖于通过适当成像序列的在不同回波时间处的两幅或更多幅图像的采集。在常规的ZTE成像中,仅采集具有零的回波时间值的图像。因此,已知的Dixon技术不适用与常规的ZTE成像结合。美国专利申请US2017/0307703涉及一种自行重聚焦序列,其中,用于采样k-空间的k-空间轨迹被采用,其具有在k-空间中生成环形几何结构的若干径向辐条。

发明内容

[0009] 根据前述内容容易意识到,需要一种ZTE成像的改进的方法。本发明的目的是实现与水-脂肪分离结合的“静音”ZTE成像。

[0010] 根据本发明,公开了一种对被定位在MR设备的检查体积中的对象进行MR成像的方法。本发明的方法包括以下步骤:

[0011] -使所述对象经受第一自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第一序列以第一重复时间 TR_1 被采集作为第一数量 N_1 的径向k空间辐条,所述第一数量 N_1 的径向k空间辐条形成k空间中的第一闭合轨迹;

[0012] -使所述对象经受第二自行重聚焦零回波时间成像序列,其中,梯度回波信号的第二序列以第二重复时间 TR_2 被采集作为第二数量 N_2 的径向k空间辐条,所述第二数量 N_2 的径向k空间辐条形成k空间中的第二闭合轨迹,其中, N_2 不等于 N_1 和/或 TR_1 不等于 TR_2 ;并且

[0013] -根据所采集的梯度回波信号来重建MR图像。

[0014] 两个或更多个化学物类对所述梯度回波信号的信号贡献可以利用分别归因于梯度回波信号的第一和第二序列的梯度回波信号的不同回波时间来分离。

[0015] 本发明采用如US2017/0307703A1中提出的自行重聚焦ZTE成像序列。在自行重聚焦ZTE成像序列中,梯度回波重聚焦被添加到常规ZTE成像序列。如同在常规ZTE成像中,读出梯度的幅度被保持恒定,并且仅读出梯度的方向更新在重复之间被应用,直到k空间中的整个球形体积被采样,从而导致静音三维径向成像。RF激励在存在读出梯度的情况下通过短RF脉冲来实现。自行重聚焦ZTE成像序列以多个(两个或更多个)分段被组织,并且每个分段被分成多个回路。每个回路包括多个径向k空间辐条的采集。RF激活仅在第一回路(FID采集回路)中而不在随后的第二和另外的回路(梯度回波采集回路)中被执行。每个回路的径向k空间辐条累积地形成k空间中的闭合轨迹。以这种方式,第二和另外的回路形成在第一

回路中激励的初始FID的梯度回波。梯度回波的回波时间TE由以下给出：

$$[0016] \quad TE = (e-1) * N * TR,$$

[0017] 其中,TR是径向采集的重复时间,e是回路计数,并且N是在每个回路中采集的径向k空间辐条的数量。TR通常是短的(大约一毫秒)。读出梯度的幅度贯穿采集被保持恒定,而读出梯度的方向在每个TR中被更新。为了自行重聚焦ZTE成像序列保持静音,读出梯度方向必须每次不被改变太多。这需要N不能是小的,并且梯度回波的TE不能是短的。另一方面,为了Dixon水-脂肪分离方法是鲁棒的,回波间距必须是短的。因此,在下文中描述的多采集策略的应用由本发明建议以克服已知自行重聚焦ZTE成像序列的这种限制。

[0018] 本发明提出了自行重聚焦ZTE成像序列通过上面提到的第一和第二自行重聚焦ZTE成像序列的应用来重复,其中,在第二自行重聚焦ZTE成像序列的个体回路中使用的径向k空间辐条的数量和/或重复时间(N_2, TR_2)不同于在第一自行重聚焦ZTE成像序列中使用的径向k空间辐条的数量和/或重复时间(N_1, TR_1)。ZTE成像序列的两个实例中使用的辐条的数量和/或重复时间之间的差异需要归因于采集到的第一系列梯度回波的梯度回波信号的回波时间不同于归因于采集到的第二系列梯度回波信号的梯度回波信号的回波时间。该差异,由以下给出的所谓的回波间距:

$$[0019] \quad \Delta TE = |N_2 * TR_2 - N_1 * TR_1|,$$

[0020] 能够根据需要而通过分别在第一和第二ZTE成像序列中使用的径向k空间辐条的数量和/或重复时间值的适当选择来调谐。如果k空间辐条的数量和重复时间值被选择为是类似的,则得到的回波间距能够为大约一毫秒,这非常适合于通过本身已知的Dixon算法的鲁棒的水-脂肪分离。例如,由Eggers等人(Magnetic Resonance in Medicine, 65:96-107, 2011)描述了根据在任意回波时间处采样的MR信号进行水-脂肪分离的技术,其原理上适用于本发明的方法。

[0021] 必须注意,在该背景下本发明的方法不需要在两个或更多个不同回波时间处采样相同的k空间位置。由于根据本发明在第一和第二ZTE成像序列中使用的k空间辐条的不同数量,采集到的k空间位置通常将是不同的。不同回波时间处的采样的k空间位置的数量和分布仅必须个体地或共同地足以用于重建足够质量的MR图像。

[0022] 在本发明的典型实施例中,化学物类的信号贡献的分离在信号模型的基础上被执行。信号模型理论地将所采集的梯度回波信号描述为相应回波时间的(如通过k空间辐条的不同数量和重复时间值确定的)函数。信号模型至少包括化学物类中的每个的(先验已知的)MR谱和(未知的)自旋密度。其还可以包括在检查体积中的主磁场的(未知)空间变化,这是由于主磁场的任何不均匀性引起需要与由化学位移引起的相位偏移区分的所采集的梯度回波信号的相位误差。在重建MR图像的过程中,其中,化学物类的信号贡献被分离,寻求最佳拟合所采集的梯度回波信号的信号模型的所有未知参数的值。

[0023] 除了水-脂肪分离之外,由本发明提供的短回波间距也有利于“静音”有效横向弛豫时间常数(T_2^*)-加权成像和量化以及其他。

[0024] 本文中使用的术语“径向k空间辐条”要被理解为覆盖笔直和弯曲的径向k空间辐条。弯曲的径向k空间辐条将在梯度回波信号的采集期间涉及读出方向的仅一次的、重复的或连续的变化。在可能的实施例中,弯曲的径向k空间辐条可以将圆圈形成本发明的意义内的k空间中的第一和/或第二闭合轨迹。

[0025] 本发明不被限制于具有不同数量的k空间辐条或不同重复时间值的两个ZTE成像序列的应用。其可以包括使所述对象经受至少一个另外的自行重聚焦ZTE成像序列,其中,梯度回波信号的另外的序列在另外的重复时间 TR_i 处被采集作为另外的数量 N_i ($i=3,4,\dots$)的径向k空间辐条,该另外的数量 N_i 的径向k空间辐条形成k空间中的另外的闭合轨迹,其中, N_i 不同于 N_1 和 N_2 两者;并且根据所采集的梯度回波信号重建MR图像,其中,两个或更多个化学物类对梯度回波信号的信号贡献利用分别归因于梯度回波信号的第一、第二和另外的序列中的梯度回波信号的不同回波时间来分离。

[0026] FID信号也可以被采集,并且被用于改进MR图像的重建,例如以确定自旋密度和/或主磁场的空间变化。它们实现噪声和/或 T_2^* 加权的降低。此外,对在第一、第二和在适用的情况下另外的自行重聚焦ZTE成像序列之间发生的运动的校正能够基于FID信号,例如通过使用它们作为用于运动检测或运动补偿的导航器。

[0027] 因此到目前为止所描述的本发明的方法可以借助于MR设备来执行,所述MR设备包括:至少一个主磁体线圈,其用于在检查体积内生成均匀稳定的磁场;多个梯度线圈,其用于在检查体积内生成不同空间方向上的切换的磁场梯度;至少一个RF线圈,其用于在检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自被定位于检查体积中的患者的身体的MR信号;控制单元,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。优选地通过MR设备的重建单元和/或控制单元的对应的编程来实现本发明的方法。

[0028] 本发明的方法可以有利地在目前临床使用的大多数MR设备中执行。为此,仅需要利用计算机程序,通过所述计算机程序控制MR设备,使得其执行本发明的上述方法步骤。计算机程序可以存在于数据载体上或存在于数据网络中,从而下载以安装在MR设备的控制单元中。

附图说明

[0029] 附图公开了本发明的优选实施例。然而,应该理解,附图仅出于说明的目的而被设计,而不是作为对本发明的限制的定义。在附图中:

[0030] 图1示意性地示出了用于执行本发明的方法的MR设备;

[0031] 图2提供了根据本发明的重复的自行重聚焦ZTE成像方法的k空间采样的范例。

具体实施方式

[0032] 参考图1,MR设备1被示出,其可以用于执行本发明的方法。所述设备包括超导或常导主磁体线圈2,使得沿z轴通过检查体积创建基本上均匀的、时间上恒定的主磁场 B_0 。设备还包括一组(1阶、2阶,以及-在适用的情况下-3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的,以用于使检查体积内的 B_0 偏差最小化的目的。

[0033] 磁共振生成和操纵系统应用一系列RF脉冲和切换的磁场梯度以反转或激励核磁自旋,诱导磁共振,重聚焦磁共振,操纵磁共振,空间地和以其他方式编码磁共振,使自旋饱和等,以执行MR成像。

[0034] 更具体地,梯度脉冲放大器3沿检查体积的x、y和z轴将电流脉冲施加到全身梯度线圈4、5和6中的选定梯度线圈。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,以将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脉冲分段的包,其与任何施加的磁场梯度一起被采取来实现核磁共振的选定的操纵。RF脉冲用于使共振饱和,激励共振,反转磁化,重聚焦共振或操纵共振,并且选择被定位于检查体积中的身体10的部分。MR信号也通过身体RF线圈9来拾取。

[0035] 为了借助于并行成像生成身体10的有限区域的MR图像,一组本地阵列RF线圈11、12、13邻近针对成像所选择的区域被放置。阵列线圈11、12、13可以被用于接收通过身体线圈RF发射引起的MR信号。

[0036] 得到的MR信号由RF身体线圈9和/或由RF阵列线圈11、12、13拾取,并由接收器14解调,接收器14优选地包括前置放大器(未示出)。接收器14经由发送/接收开关8连接到RF线圈9、11、12和13。

[0037] 主机计算机15控制流过匀场线圈2'以及梯度脉冲放大器3和发射器7的电流以生成根据本发明的ZTE成像序列。接收器14跟随每个RF激励脉冲快速连续地接收多条MR数据线。数据采集系统16执行对接收到的信号的模数转换,并且将每条MR数据线转换为适用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是专门用于原始图像数据的采集的单独的计算机。

[0038] 最终,数字原始图像数据由重建处理器17重建为图像表示,所述重建处理器应用适当的重建算法。MR图像表示三维体积。然后,图像被存储在图像存储器中,其中,其能够被访问以将投影或图像表示的其他部分转换成适当的格式,以例如经由视频监测器18进行可视化,视频监测器18提供得到的MR图像的人类可读显示。

[0039] 如由本发明应用的“静音”ZTE技术的本质在于,在开启“频率编码”读出磁场梯度时发射RF激励脉冲。读出磁场梯度并不旨在作为切片选择梯度,其暗含RF脉冲必须极其短(通常大约 $1\mu\text{s}$ 或 $10\mu\text{s}$),以实现足够的激励带宽。备选地,具有扫频的RF脉冲可以被应用。在存在读出磁场梯度的情况下,在紧接在RF脉冲之后的间隔期间进行FID信号的读出。这些间隔优选地也是短的(通常大约 $100\mu\text{s}$ 或 1ms)。读出磁场梯度具有强度和方向,两者在每个激励/读出周期上保持基本恒定。在每个激励/读出周期之后,方向仅逐渐地改变例如几度(例如 2°)。对于k空间的全采样,改变读出磁场方向直到以足够的密度覆盖球形体积。

[0040] 根据本发明,自行重聚焦ZTE成像通过梯度回波重聚焦机构来实现。脉冲序列以多个(两个或更多个)分段被组织,并且每个分段被分成多个回路。每个回路包括多个径向k空间辐条的采集。RF激励仅针对第一回路(FID采集回路)激活,并且此后针对随后的第二和另外的回路(梯度回波采集回路)被关闭。每个回路的径向k空间辐条形成k空间中的闭合轨迹。以这种方式,以后的回路形成在初始回路中激励的初始FID的梯度回波。关于由本发明采用的自行重聚焦ZTE成像的细节,参考US2017/0307703A1。

[0041] 本发明提出了自行重聚焦ZTE成像序列通过第一和第二自行重聚焦ZTE成像序列的应用而被重复,其中,在第二自行重聚焦ZTE成像序列的个体回路中使用的径向k空间辐条的数量和/或重复时间(N_2, TR_2)不同于在第一自行重聚焦ZTE成像序列的个体回路中使用的径向k空间辐条的数量和/或重复时间(N_1, TR_1)。

[0042] 更详细地,第一零回波时间成像序列涵盖FID采集回路,其包括:

[0043] i) 设置读出磁场梯度以定义读出方向;

[0044] ii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下辐照RF脉冲;

[0045] iii) 在存在所述读出磁场梯度的情况下采集FID信号作为径向k空间辐条。通过以

重复时间 TR_1 在读出方向从重复到重复的逐渐变化下将步骤i)至iii)重复 N_1 次来沿着第一闭合轨迹对k空间进行采样。FID采集回路跟随有一个或多个梯度回波采集回路,每个包括:

[0046] iv) 再次设置读出磁场梯度以定义读出方向;

[0047] v) 在存在读出磁场梯度的情况下采集梯度回波信号作为径向k空间辐条。通过以重复时间 TR_1 在读出方向从重复到重复的逐渐变化下将步骤iv)和v)重复 N_1 次来在梯度回波采集回路中再次沿着第一闭合轨迹对k空间进行采样。类似地,随后的第二回波时间成像序列涵盖FID采集回路,其包括:

[0048] vi) 设置读出磁场梯度以定义读出方向;

[0049] vii) 在存在读出磁场梯度的情况下辐照RF脉冲;

[0050] viii) 在存在读出磁场梯度的情况下采集FID信号作为径向k空间辐条,其中,通过以重复时间 TR_2 在读出方向从重复到重复的逐渐变化下将步骤vi)至viii)重复 N_2 次来沿着第二闭合轨迹对k空间进行采样。第二回波时间成像序列的该FID采集回路跟随有一个或多个梯度回波采集回路,每个包括:

[0051] ix) 再次设置读出磁场梯度以定义读出方向;

[0052] x) 在存在读出磁场梯度的情况下采集梯度回波信号作为径向k空间辐条。再次,通过以重复时间 TR_2 在读出方向从重复到重复的逐渐变化下将步骤ix)和x)重复 N_2 次来在梯度回波采集回路中沿着第二闭合轨迹对k空间进行采样。ZTE成像序列的两个实例中应用的辐条的数量(N_1, N_2)之间的差异和/或重复时间(TR_1, TR_2)之间的差异需要归因于采集到的第一系列梯度回波的梯度回波信号的回波时间不同于归因于采集到的第二系列梯度回波信号的梯度回波信号的回波时间。如果k空间辐条的数量(N_1, N_2)和重复时间值(TR_1, TR_2)被选择为是类似的,则得到的回波间距能够为大约一毫秒,这非常适合于通过Dixon算法的鲁棒的水-脂肪分离。因此,MR图像根据所采集的梯度回波信号来重建,其中,利用分别归因于梯度回波信号的第一和第二序列的梯度回波信号的不同回波时间来分离两个或更多个化学物质(例如,水和脂肪)对梯度回波信号的信号贡献。

[0053] 图2提供了根据本发明的根据重复的自行重聚焦ZTE成像方法的k空间采样的范例。其示意性地图示了分段的径向采集的情况,其中,对于第一自行重聚焦ZTE成像序列(左侧示意图), N_1 =每个分段8k空间辐条,并且对于第二自行重聚焦ZTE成像序列(右侧示意图), N_2 =每个分段9k空间辐条。实线箭头指示FID信号的k空间采样,而虚线箭头指示得到的累积的闭合k空间轨迹,其分别在八或九次重复之后将第一FID信号重聚焦为梯度回波。在该实施例中,分别针对 $N_1=8$ 和 $N_2=9$ 生成的梯度回波信号的回波时间相差一个重复时间 $TR=TR_1=TR_2$ 。TR为大约一毫秒,使得鲁棒的水-脂肪分离被实现。

[0054] 以类似的方式,归因于梯度回波信号的不同回波时间能够通过针对 TR_1 和 TR_2 选择不同值来实现。例如,在 $N_1=N_2=8$ 并且 $TR_1=1.0ms$ 并且 $TR_2=1.125ms$ 的情况下,分别在 $TR_1=1.0ms$ 和 $TR_2=1.125ms$ 的情况下生成的梯度回波信号的回波时间再次相差一毫秒。不同的重复时间能够通过增加对于具有更长TR的自行重聚焦ZTE成像序列的扰相或通过降低读出磁场梯度强度来获得。在任何情况下,可以随着序列中的每个系统性地改变以实施翻转角扫描的RF激励脉冲的翻转角可以针对两个自行重聚焦ZTE成像序列不同地选择,例如以最小化由于TR的对比的差异。

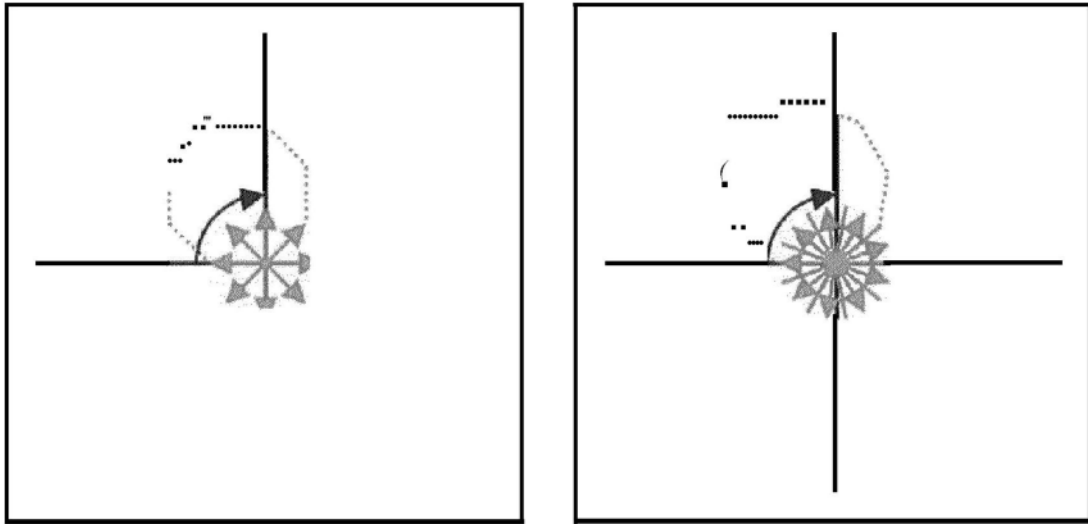


图2