



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109219757 B

(45) 授权公告日 2021.10.12

(21) 申请号 201780033701.7

(22) 申请日 2017.06.01

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109219757 A

(43) 申请公布日 2019.01.15

(30) 优先权数据

16172658.3 2016.06.02 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/063326 2017.06.01

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2017/207700 EN 2017.12.07

(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

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int.Cl.

G01R 33/48 (2006.01)

(续)

(56) 对比文件

US 2016033605 A1, 2016.02.04

US 2016033605 A1, 2016.02.04

CN 105556326 A, 2016.05.04

CN 105103001 A, 2015.11.25

CN 103238082 A, 2013.08.07

CN 105074491 A, 2015.11.18

CN 104204838 A, 2014.12.10

CN 104115020 A, 2014.10.22

CN 102736047 A, 2012.10.17

CN 105433944 A, 2016.03.30

(续)

审查员 马佳伟

权利要求书2页 说明书8页 附图3页

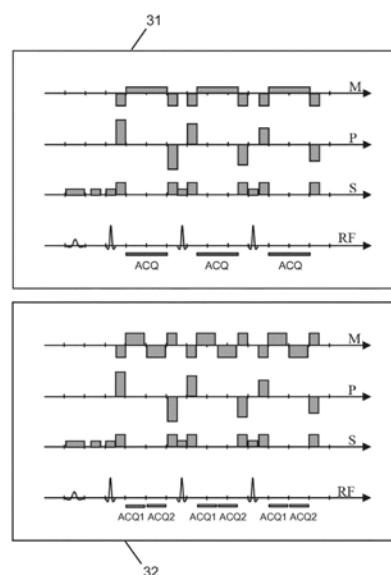
(54) 发明名称

Dixon型水/脂肪分离MR成像

(57) 摘要

本发明涉及一种Dixon型MR成像的方法。所述方法包括以下步骤：-使所述对象(10)经受第一成像序列(31)，所述第一成像序列包括一系列重聚焦RF脉冲，其中，在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成单个回波信号；-使用单极读出磁场梯度以第一接收带宽从所述对象(10)采集所述回波信号；-使所述对象(10)经受第二成像序列(32)，所述第二成像序列包括一系列重聚焦RF脉冲，其中，在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成一对回波信号；-使用双极读出磁场梯度以第二接收带宽从所述对象(10)采集各对回波信号，其中，所述第二接收带宽高于所述第一接收带宽；并且-根据所采集的回波信号来重建MR图像，其中，来自水质子和脂肪质子的信号贡献被分离。此外，本发明涉及一种MR设备(1)和一种要在MR设备(1)

上运行的计算机程序。



[接上页]

(51) Int.Cl.

G01R 33/561 (2006.01)

G01R 33/565 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 102692612 A, 2012.09.26

CN 103257333 A, 2013.08.21

WO 2014162218 A1, 2014.10.09

CN 103238082 A, 2013.08.07

US 2013214783 A1, 2013.08.22

WO 2012061839 A2, 2012.05.10

Colin M. Carpenter等. MR Water

Quantitative Priors Improves the Accuracy of Optical Breast Imaging.《IEEE Transactions on Medical Imaging》.2010,第30卷(第1期),

刘亚涛等. 水、脂分离磁共振成像Dixon方法.《中国医学物理学杂志》.2012,第29卷(第6期),

1. 一种对被放置在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)经受成像序列(32),所述成像序列包括一系列重聚焦RF脉冲,其中,在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成一对回波信号,

- 使用双极读出磁场梯度从所述对象(10)采集各对回波信号,并且

- 根据所采集的回波信号来重建MR图像,其中,来自水质子和脂肪质子的信号贡献被分离,其中,每对回波信号被组合为虚拟回波信号,其中,通过单点Dixon技术使用所述虚拟回波信号来分离来自水质子和脂肪质子的信号贡献。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,通过对每对回波信号的回波信号进行相位校正和平均来计算每个虚拟回波信号。

3. 如权利要求1所述的方法,其中,相位编码磁场梯度在由所述成像序列生成的每对回波信号的两个回波信号之间切换。

4. 如权利要求3所述的方法,其中,每对回波信号被采集两次,每一次使用具有相同相位编码但相反相位的RF重聚焦脉冲。

5. 一种对被放置在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)经受第一成像序列(31),所述第一成像序列包括一系列重聚焦RF脉冲,其中,在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成单个回波信号,

- 使用单极读出磁场梯度以第一接收带宽从所述对象(10)采集所述回波信号,

- 使所述对象(10)经受第二成像序列(32),所述第二成像序列包括一系列重聚焦RF脉冲,其中,在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成一对回波信号,

- 使用双极读出磁场梯度以第二接收带宽从所述对象(10)采集各对回波信号,其中,所述第二接收带宽高于所述第一接收带宽,并且

- 根据所采集的回波信号来重建MR图像,其中,来自水质子和脂肪质子的信号贡献被分离。

6. 如权利要求5所述的方法,其中,所述双极读出磁场梯度比所述单极读出磁场梯度更强。

7. 如权利要求5或6所述的方法,其中,每对回波信号被组合为虚拟回波信号,其中,通过两点Dixon技术使用由所述第一成像序列生成的所述回波信号和所述虚拟回波信号来分离来自水质子和脂肪质子的信号贡献。

8. 如权利要求7所述的方法,其中,通过对每对回波信号的回波信号进行相位校正和平均来计算每个虚拟回波信号。

9. 如权利要求5或6中的任一项所述的方法,其中,通过三点Dixon技术使用由所述第一成像序列和所述第二成像序列生成的所述回波信号来分离来自水质子和脂肪质子的信号贡献。

10. 如权利要求5或6中的任一项所述的方法,其中,相位编码磁场梯度在由所述第二成像序列生成的每对回波信号的两个回波信号之间切换。

11. 如权利要求10所述的方法,其中,每对回波信号被采集两次,每一次使用具有相同相位编码但相反相位的RF重聚焦脉冲。

12. 如权利要求11所述的方法,其中,通过比较使用所述具有相同相位编码但相反相位的RF重聚焦脉冲采集的各对回波信号来导出FID伪影信息,其中,应用所述FID伪影信息来校正由所述第一成像序列生成的所采集的回波信号中的FID伪影。

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的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)被配置为执行如权利要求1-12中的任一项所述的方法的步骤。

14. 一种对被放置在MR设备(1)的检查体积中的对象(10)进行MR成像的装置,其包括所述MR设备的控制单元和存储要在所述MR设备上运行的计算机程序的数据载体,所述计算机程序包括用于执行如权利要求1-12中的任一项所述的方法的指令。

## Dixon型水/脂肪分离MR成像

### 技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像领域。其涉及对被放置在MR设备的检查体积中的身体的部分进行MR成像的方法。本发明还涉及MR设备和要在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方法现在被广泛使用,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,要检查患者的身体被布置在强、均匀的磁场 $B_0$ 中,磁场 $B_0$ 的方向同时限定测量基于的坐标系的轴(通常地,z轴)。磁场 $B_0$ 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)的电磁交变场(RF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的能级。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垂直于z轴的适当频率(RF脉冲)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 $90^\circ$ 脉冲的情况下,自旋从z轴偏转到横向平面(翻转角度 $90^\circ$ )。

[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,并且所述磁化强度在垂直于z方向的方向上以第二时间常数 $T_2$ (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 $90^\circ$ 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 $180^\circ$ 脉冲)来补偿。这在接收线圈中产生回波信号。

[0005] 为了实现身体中的空间分辨率,沿着三个主轴延伸的恒定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。经由接收线圈获得的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k空间线进行数字化。例如借助于傅里叶变换将一组k空间数据转换为MR图像。

[0006] 在MR成像中,常常期望获得关于水和脂肪对总体信号的相对贡献的信息,以抑制它们中的一个的贡献或者分离地或共同地分析它们两者的贡献。如果组合来自在不同回波时间处采集的两个或更多个对应回波的信息,则可以计算这些贡献。这可以被认为是化学位移编码,其中,通过在略微不同的回波时间处采集两幅或更多幅MR图像来定义和编码额外的维度,化学位移维度。对于水-脂肪分离,这些类型的实验常常被称为Dixon型测量。借助于Dixon MR成像或Dixon水/脂肪MR成像,通过计算来自在不同回波时间处采集的两个或

更多个对应的回波的水和脂肪的贡献来实现水-脂肪分离。通常这样的分离是可能的,因为在脂肪和水中存在氢的已知的进动频率差异。在其最简单的形式中,水和脂肪图像通过“同相”和“异相”数据集的相加或相减来生成。

[0007] 近年来已经提出了若干Dixon型MR成像方法。除了用于水/脂肪分离的不同策略之外,已知技术的主要特征在于它们采集的回波(或“点”)的特定数量以及它们施加于使用的回波时间上的约束。常规的所谓两点和三点方法需要同相和反相回波时间,其中,水和脂肪信号分别在复平面中平行和反平行。三点方法已经逐渐被推广以允许灵活的回波时间。因此,它们不再将回波时间处的水和脂肪信号之间的角度或相位限制于某个值。以这种方式,它们在成像序列设计中提供了更大的自由度,并且具体地实现来自采集的信噪比(SNR)增益与分离中的SNR损失之间的权衡。期望仅采样两个而不是三个回波以减少扫描时间。然而,回波时间上的约束实际上可能致使双回波采集比三回波采集更慢。Eggers等人(Magnetic Resonance in Medicine (65,96-107,2011))已经提出了一种双回波灵活Dixon型MR成像方法,其使得能够消除这样的约束。使用具有更灵活的回波时间的这样的Dixon型MR成像方法,同相和反相图像不再必需被采集,而是任选地根据水和脂肪图像来合成。

[0008] Dixon型MR成像方法通常与使用多次重复或多次采集方法的快速(涡轮)自旋回波序列组合应用。通常,采用具有移位的读出磁场梯度和采集窗口的两个或三个交错测量结果。在图2中,描绘了常规快速自旋回波(TSE)Dixon序列的示意性脉冲序列图。该图示出了频率编码方向(M)、相位编码方向(P)和切片选择方向(S)上的切换的磁场梯度。此外,该图示出了RF激励和重聚焦脉冲以及回波信号被采集的时间间隔,其由ACQ指定。该图覆盖了成像序列的一次发射的前三个回波信号的采集。双箭头指示在具有相同相位编码的一次发射的多次重复之间的读出磁场梯度(顶部)和采集窗口ACQ(底部)的移位。根据读出磁场梯度的移位,分别获得来自水质子和脂肪质子的信号贡献的不同相位偏移,Dixon型水/脂肪分离基于所述不同相位偏移。

[0009] 常规方法的缺点在于,与标准(非Dixon)TSE序列相比,针对Dixon TSE序列中的给定回波间距需要更高的接收带宽。这导致显著降低的SNR。这可以通过采用更大的回波间距来避免。然而,在这种情况下需要更长或更多的回波队列。这导致重建的MR图像中的较少覆盖和较多模糊,或者较长的扫描时间。此外,FID伪影能够是关于常规方法的问题。通过对具有重聚焦RF脉冲的相反相位的两次采集的平均对FID伪影的消除通常是不切实际的,因为其将需要采集的数量的加倍(再次)并且因此还增加扫描时间。

[0010] 美国专利申请US 2016/0033605涉及多自旋回波采集,其中采用双极梯度脉冲在重聚焦RF脉冲之间形成回波对。

[0011] 根据上述内容容易意识到,需要一种用于Dixon型MR成像的改进的技术。因此,本发明的一个目的是提供一种方法,其使得能够结合TSE采集进行高效的Dixon水/脂分离。

## 发明内容

[0012] 根据本发明,公开了一种对放置在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:

[0013] -使对象经受包括一系列重聚焦RF脉冲的第一成像序列,其中,在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成单个回波信号,

[0014] -使用单极读出磁场梯度以第一接收带宽从对象采集回波信号，

[0015] -使对象经受第二成像序列，所述第二成像序列包括一系列重聚焦RF脉冲，其中，在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成一对回波信号，

[0016] -使用双极读出磁场梯度以第二接收带宽从对象采集各对回波信号，其中，第二接收带宽高于第一接收带宽，并且

[0017] -根据采集的回波信号重建MR图像，其中，分离来自水质子和脂肪质子的信号贡献。

[0018] 根据本发明，两个单独的TSE序列，即第一和第二成像序列，分别用于采集单个回波信号和各对回波信号。选择第二成像序列中的双极读出梯度的定时以移动回波信号的采集窗口，使得提供来自水质子和脂肪质子的信号贡献的适当相位偏移，其中，在重建步骤中这些信号贡献的Dixon型分离基于所述相位偏移。

[0019] 在第二成像序列中施加的双极读出磁场梯度优选地强于第一成像序列的单极读出磁场梯度，其中，使用具有相反极性的对应的一对时间毗邻的读出磁场梯度来采集每对回波信号。因此可以实现每个双回波读出的持续时间实质上与第一采集的单回波读出的持续时间相同。

[0020] 更具体地，使用具有第一梯度强度的单极读出磁场梯度来采集由第一成像序列生成的回波信号，并且使用具有大于第一梯度强度的第二梯度强度的双极读出磁场梯度来采集由第二成像序列生成的各对回波信号。同时，使用小于用于采集第二回波信号的信号接收带宽的信号接收带宽采集第一回波信号。因此，整个采集被分裂成两个、通常交错的子采集，其分别利用低带宽子序列（第一成像序列）和高带宽子序列（第二成像序列）来执行。在低带宽子序列中，通过在重聚焦RF脉冲之间的间距的大部分期间对第一回波信号进行采样来实现高信号采样效率。该低带宽和高采样效率产生高SNR。具有其单回波读出的第一成像序列实际上与标准TSE序列相同，并且因此提供相同的采样效率。第二成像序列仅实现较低的采样效率并且提供每个回波的较低的SNR，因为其必须在大约一半的时间内覆盖相同的梯度积分。然而，通过采样一对回波信号，其实现了与第一成像序列类似的高采样效率和SNR。

[0021] 从根据本发明采集的回波信号重建的MR图像受益于两个成像序列的较高采样效率和较高SNR。这适用于重建的同相MR图像（包括水和脂肪信号贡献作为常规自旋回波图像）以及水（或脂肪抑制的）MR图像。

[0022] 换言之，本发明的要点是，通过将低接收带宽（第一采集）处的单极单回波读出与高带宽（第二采集）处的双极双回波读出结合以最大化SNR，来实现高效的TSE Dixon成像。

[0023] 在本发明的优选实施例中，由第二成像序列生成的每个采集的一对回波信号被组合成虚拟回波信号，其中，来自水质子和脂肪质子的信号贡献通过两点Dixon技术使用由第一成像序列生成的回波信号和虚拟回波信号来分离。从根据本发明的单极单回波读出重建的单回波图像的SNR（理想地）是比从双极双回波读出重建的两幅单回波图像中的高2的平方根。由于双极双回波读出的两个回波信号的移位是相等的（除了符号之外），对应的单回波图像可以在适当的相位校正之后被平均以获得具有与从单极单回波读出重建的单回波图像相同的SNR的单回波图像。如果在双极双回波读出中仅获得两个部分回波信号（例如，以在特定场强处实现有利的回波移位，或者适应对所使用的MR设备施加的读出磁场梯度

强度和转换速率的限制), 则这仍然适用。然后, 这允许采用常规两点Dixon方法进行水/脂肪分离。

[0024] 备选地, 可以通过三点Dixon技术使用由第一和第二成像序列生成的三个相应的回波信号来直接分离来自水质子和脂肪质子的信号贡献。

[0025] 从双极双回波读出组合的虚拟回波的前述概念也可以有利地与用于水/脂肪分离的单点Dixon方法组合应用。在这种情况下, 可以省去第一成像序列。在该实施例中, 本发明的方法包括以下步骤:

[0026] -使对象经受成像序列, 所述成像序列包括一系列重聚焦RF脉冲, 其中, 在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中生成一对回波信号,

[0027] -使用双极读出磁场梯度从对象采集各对回波信号, 并且

[0028] -根据采集的回波信号重建MR图像, 其中, 每对回波信号被组合成虚拟回波信号, 其中, 通过单点Dixon技术使用虚拟回波信号来分离来自水质子和脂肪质子的信号贡献。该变体可以与本文公开的本发明的方法的任何其他特征组合应用, 特别是关于下面描述的FID伪影抑制的概念。单点方法具有与上面描述的基本相同的优点(高SNR, 良好的采样效率)。然而, 其仅涉及单回波而不是双回波Dixon成像。

[0029] 更详细地, 虚拟回波信号可以被计算为每对回波信号的回波信号的相量加权平均。三幅单回波MR图像 $S_1$ - $S_3$ 中的体素值可以通过下式建模:

$$[0030] \quad S_1 = (W + c^*F) P_0 P^* P_1,$$

$$[0031] \quad S_2 = (W + F) P_0 P_2,$$

$$[0032] \quad S_3 = (W + c F) P_0 P P_3,$$

[0033]  $W$ 和 $F$ 是水和脂肪信号的幅度,  $c$ 是描述(正)回波移位处纯脂肪信号相对于纯水信号的幅度和相位变化的复合加权因子,  $P_0$ 是在自旋回波中的(初始)相位的相量表示,  $P$ 是主要场不均匀性的效应的相量表示, 并且 $P_1$ - $P_3$ 是涡流的效应的相量表示。为简单起见, 忽略了弛豫效应。

[0034] 如果从单独的校准测量中知晓 $P_1$ - $P_3$ , 则可以消除它们:

$$[0035] \quad S'_1 = (W + c^*F) P_0 P^*,$$

$$[0036] \quad S'_2 = (W + F) P_0,$$

$$[0037] \quad S'_3 = (W + c F) P_0 P.$$

[0038] 设置

$$[0039] \quad W' = W P_0,$$

$$[0040] \quad F' = F P_0,$$

[0041] 然后产生

$$[0042] \quad S'_1 = (W' + c^*F') P^*,$$

$$[0043] \quad S'_2 = (W' + F'),$$

$$[0044] \quad S'_3 = (W' + c F') P,$$

[0045] 其可以以现有的基于复合的三点Dixon方法来解。

[0046] 如果 $P_1$ - $P_3$ 未知, 则可以代替地应用现有的基于幅度的三点Dixon方法。

[0047] 备选地, 建议首先将 $S_1$ 和 $S_3$ 组合成虚拟 $S_{13}$ , 并且然后将两点Dixon方法应用于 $S_2$ 和 $S_{13}$ 。这动机是 $S_1$ 和 $S_3$ 提供部分冗余信息的见解, 因为它们的幅度理想地相等。

[0048] 为简单起见,暂时假设用于对 $S_1$ 和 $S_3$ 的测量的读出梯度强度是 $S_2$ 测量的两倍,并且用于 $S_1$ 和 $S_2$ 的测量的读出梯度极性是相同。再次为简单起见,然后假设:

$$[0049] \quad P_1 = P_2^2,$$

$$[0050] \quad P_3 = P_2^{*2},$$

[0051] 这导致

$$[0052] \quad S_1 = (W + c^*F) P_0 P^* P_2^2,$$

$$[0053] \quad S_2 = (W+F) P_0 P_2,$$

$$[0054] \quad S_3 = (W + c F) P_0 P P_2^{*2},$$

[0055] 并且

$$[0056] \quad S_3^* = (W + c^*F) P_0^* P^* P_2^2.$$

[0057] 根据 $S_1$ 和 $S_3^*$ ,可以导出 $P_0^2$ 。由于预期其在空间上是平滑的,因此可以对其进行滤波以降低噪声。然后例如通过下式获得 $S_{13}$

$$[0058] \quad S_{13} = S_1 + S_3^* P_0^2.$$

[0059] 任选地, $P_2$ 可以从 $S_2$ 导出,并且 $S_{13}$ 可以与 $P_2^*$ 相乘。

[0060] 在没有 $P_1$ - $P_3$ 之间的假设关系的情况下可以根据 $S_1$ 和 $S_3^*$ 导出 $P_0^2 P_1 P_3$ 而不是 $P_0^2$ ,然后例如通过下式获得 $S_{13}$ :

$$[0061] \quad S_{13} = S_1 + S_3^* P_0^2 P_1 P_3.$$

[0062] 备选地,建议将单点Dixon方法应用于 $S_{13}$ 。

[0063] 可以借助于梯度矩归零根据本发明的方法应用流量补偿。在第一成像序列中,如常规TSE序列一样,在单个回波信号的回波时间和随后的重新聚焦RF脉冲的时间处两者,读出磁场梯度的零阶矩通常为零,而一阶矩仅在后者情况下为零。对于相位编码磁场梯度,在相应的后续重聚焦脉冲处仅零阶矩为零。对于切片选择梯度,用于破坏FID伪影减少的通常施加的磁场梯度防止任何流动补偿。

[0064] 在第二成像序列中,仅读出磁场梯度不同于第一成像序列。在该一对回波信号的回波时间和随后的重新聚焦RF脉冲的时间处处,其零阶矩通常为零。其一阶矩在该一对回波信号的第一回波信号的回波时间处是非零的,而其在该一对回波信号的第二回波信号的回波时间处是零。以这种方式,可以利用从该对回波信号重建的两个单回波MR图像之间的差异来改进流量补偿。例如,高于第一单回波MR图像中的信号幅度的第二单回波MR图像中的给定体素位置处的信号幅度可以归于流动相关体素内失相,并且可通过仅考虑第二单回波中的MR图像信号幅度来补偿。

[0065] 可以通过对具有相反相位的重聚焦RF脉冲的两次采集进行平均而不增加扫描时间,针对双极双回波读出(第二成像序列)根据本发明实现FID伪影的消除。为此目的,在由第二成像序列生成的每对回波信号的两个回波信号之间切换相位编码磁场梯度(‘尖峰梯度’)。每对回波信号被采集两次,每一次使用具有相同相位编码但相反相位的RF重聚焦脉冲。以这种方式,在两个重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中采集两条不同的k空间线。这两条k空间线在具有相反相位的重聚焦脉冲的两次采集中被测量两次,并且然后分别被平

均以消除FID伪影。

[0066] 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实质上均匀的静磁场 $B_0$ ;多个梯度线圈,其用于在检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度;至少一个身体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,其用于根据接收到的MR信号重建MR图像。可以通过MR设备重建单元和/或控制单元的对应的编程来实现本发明的方法。

[0067] 本发明的方法可以有利地在目前临床使用的大多数MR设备上执行。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

[0068] 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:

[0069] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR设备;

[0070] 图2示出了常规TSE Dixon成像序列的示意性(简化)脉冲序列图;

[0071] 图3示出了根据本发明的第一和第二成像序列的示意性(简化)脉冲序列图。

[0072] 图4示意性地示出了在图3中所示的第二成像序列中应用的双极读出磁场梯度的细节。

## 具体实施方式

[0073] 参考图1,MR设备1被示出为框图。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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 为了生成身体10的有限区域的MR图像,将一组局部阵列RF线圈11、12、13放置成邻近于与被选定用于成像的区域。阵列线圈11、12、13可以用于接收由身体线圈RF发射引起的MR信号。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。

[0077] 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,以生成本发明的成像序列。对于选定的序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速连续地接收单条或多条MR数据线。数据采集系统16对接收到的信号执行模数转换,并将每条MR数据线转换成数字格式以用于进一步处理。在现代MR设备中,数据采集系统16是专用于采集原始图像数据的单独计算机。

[0078] 最终,数字原始图像数据由重建处理器17重建成图像表示,重建处理器17应用傅立叶变换或其他适当的重建算法,诸如SENSE。MR图像可以表示通过患者的平面切片、平行平面切片的阵列、三维体积等。图像然后被存储在图像存储器中,在图像存储器中可以访问图像以将图像表示的切片、投影或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提供得到的MR图像的人可读显示。

[0079] 根据本发明,通过将低接收带宽处的单极单回波读出与高带宽处的双极双回波读出组合以最大化SNR来实现高效的TSE Dixon成像。

[0080] 这在图3中被图示。

[0081] 图3示出了构成根据本发明的第一成像序列的TSE序列的脉冲序列图31。图31示出了频率编码方向(M)、相位编码方向(P)和切片选择方向(S)上的切换的磁场梯度。此外,该图示出了RF激励和重聚焦脉冲以及回波信号被采集的时间间隔,其由ACQ指定。在第一(低)接收带宽处的每个间隔ACQ期间采集单个回波信号以获得高SNR。为此,选择相对微弱的单极读出磁场梯度(在M方向上)。通过在重聚焦脉冲之间的间距的大部分期间对MR信号进行采样,在第一成像序列中达到高采样效率。

[0082] 图3示出了针对根据本发明的第二成像序列的另一脉冲序列图32。第二成像序列也是具有回波移位的TSE序列,以在两个连续的重聚焦RF脉冲之间的每个时间间隔中获得一对回波信号。使用双极读出磁场梯度采集各对回波信号。使用具有相反极性的对应的一对读出磁场梯度来采集每对回波信号。对应的信号采集时段由ACQ1和ACQ2指示。在间隔ACQ1期间采集每对回波信号的第一回波信号,而在间隔ACQ2期间采集每对回波信号的第二回波信号。在所描绘的范例中,重聚焦RF脉冲之间的间距在第一和第二成像序列中实质上相同,而读出磁场梯度强度以及接收信号带宽相对于第一成像序列在第二成像序列中被加倍以实现回波移位。

[0083] 根据图31和32的两个单独的TSE序列根据本发明以交错方式被应用。第一和第二成像序列分别用于采集单个回波信号和回波信号对。选择第二成像序列(图32)中的双极读出梯度的定时以移位回波信号的采集窗口ACQ1、ACQ2,使得提供来自水质子和脂肪质子的信号贡献的不同相位偏移,其中,在MR图像重建的最终步骤中这些信号贡献的Dixon型分离基于所述不同相位偏移。

[0084] 例如,可以根据由根据本发明的第一和第二成像序列生成的回波信号来重建三个单回波MR图像。然后可以将三点Dixon方法直接应用于三个单回波MR图像,以分离来自脂肪质子和水质子的贡献。水/脂肪分离可以通过下式来建模:

$$[0085] \quad \begin{bmatrix} S_1' \\ S_2' \\ S_3' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & c^* \\ 1 & 1 \\ 1 & c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} W \\ F \end{bmatrix},$$

[0086] 其中,  $S_1'$  -  $S_3'$  是三幅单回波MR图像中的体素值(在对宏观磁场不均匀性的效应的校正之后),  $W$ 和 $F$ 是复合水和脂肪贡献, 并且 $c$ 是(正)回波移位处 $F$ 相对于 $W$ 的复相位偏移 $e^{i\alpha}$ (为了简单起见, 假设脂肪质子的单峰光谱模型)。在此基础上, 可以通过最小二乘拟合方法估计每个体素的水和脂肪信号贡献(参见Reeder等的Magnetic Resonance in Medicine (51, 35-45, 2004))。然而, 在优选实施例中, 通过使用对应地加权的线性最小二乘估计来考虑单回波图像中的SNR的差异, 这提供了更好的SNR。

[0087] 关于流量补偿, 如果在相应的后续重聚焦脉冲处的读出磁场梯度的一阶矩被认为比在回波信号中的一个的时间处的读出磁场梯度的一阶矩更关键, 则前者可以通过缩短和加强读出磁场梯度的初始失相和最终重新定相波瓣(同时保留它们的面积)来减少。这在图4的中间图中图示。左图示出了来自图3的示图32的读出磁场梯度波瓣。甚至可以通过加强读出磁场梯度的两个中间波瓣(可能需要获得部分回波)将一阶矩设置为零, 如图4的右图图示的。然而, 在第二回波信号的时间处, 读出磁场梯度的一阶矩不再为零。

[0088] 关于在双极双回波读出中消除FID伪影, 可以在两个采集间隔ACQ1、ACQ2之间引入相位编码磁场梯度(‘尖峰’), 使得在两个连续重聚焦RF脉冲之间的每个间隔中采集两个不同的 $k$ 空间线。换言之, 尖峰磁场梯度的应用导致利用回波信号的负移位采集 $k$ 空间线的一半, 而利用回波信号的正移位采集 $k$ 空间线的另一半。可以通过利用它们的共轭复对称性简单地匹配 $k$ 空间线的这两个子集。MR图像中的可能相位从利用第一成像序列生成的回波信号中已知, 并且可以在该过程中适当地被考虑。

[0089] 此外, 通过双极双回波读出在FID伪影上获取的信息还可用于抑制单极单回波读出中的FID伪影, 而不增加扫描时间。例如, 可以在没有这种抑制的情况下执行第一水/脂肪分离。如果其指示特定体素实质上包含水或脂肪, 则可以使用由第一水/脂分离提供的关于主磁场不均匀性的信息来调制从双极双回波读数中已知的该体素中的FID贡献以反映从回波信号的相应移位到自旋回波的相位演变, 并且然后从由单极单回波读出获得的该体素中的对应的信号中减去。这可以限于FID贡献超过特定阈值的那些体素, 以限制SNR的潜在损失。随后, 可以执行第二水/脂肪分离。还可以想到仅对FID贡献执行水/脂肪分离, 以便准确地预测FID对从单极单回波读出获得的信号的贡献, 甚至对于包含水和脂肪的混合物的体素也是如此。

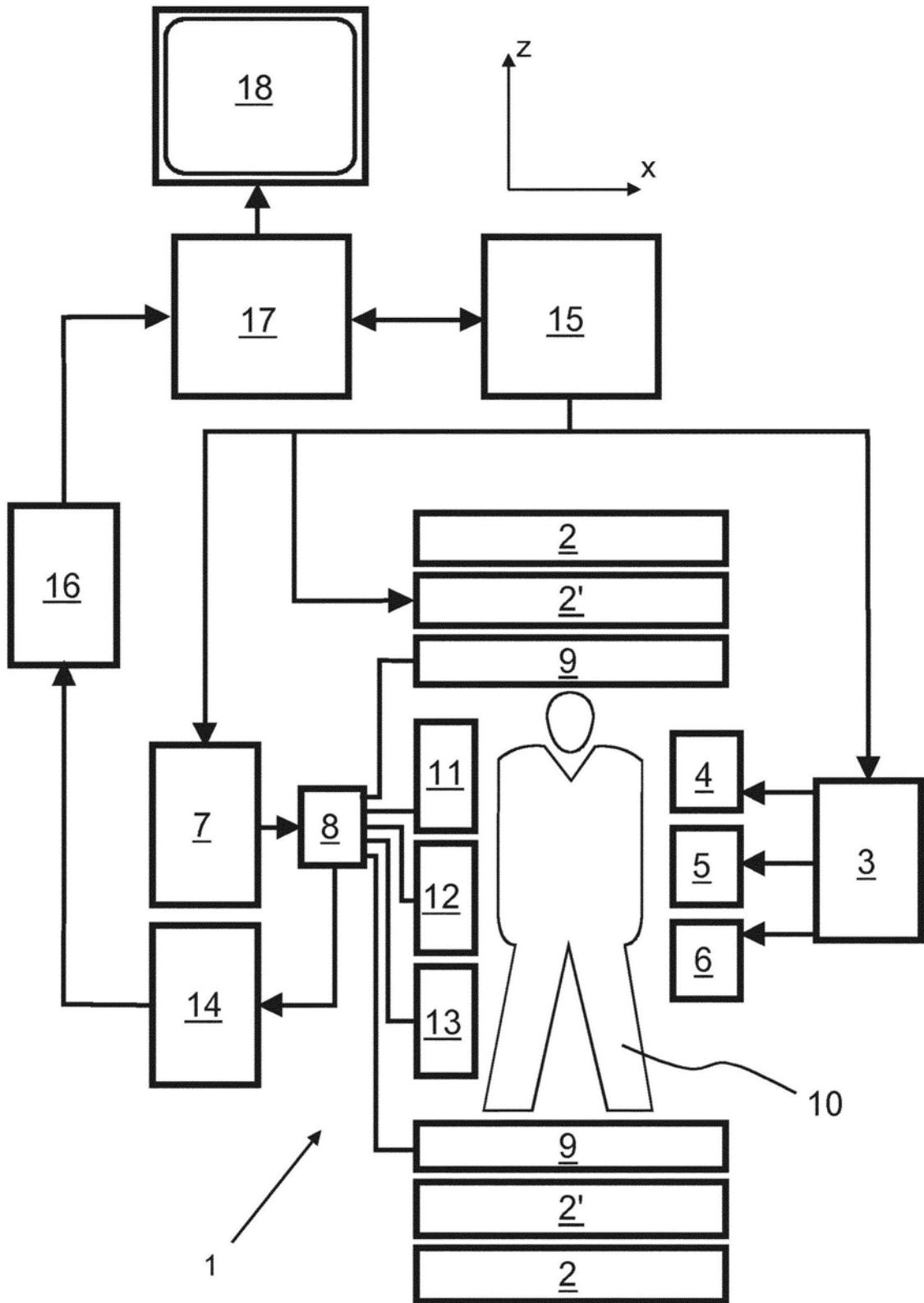


图1

## 现有技术

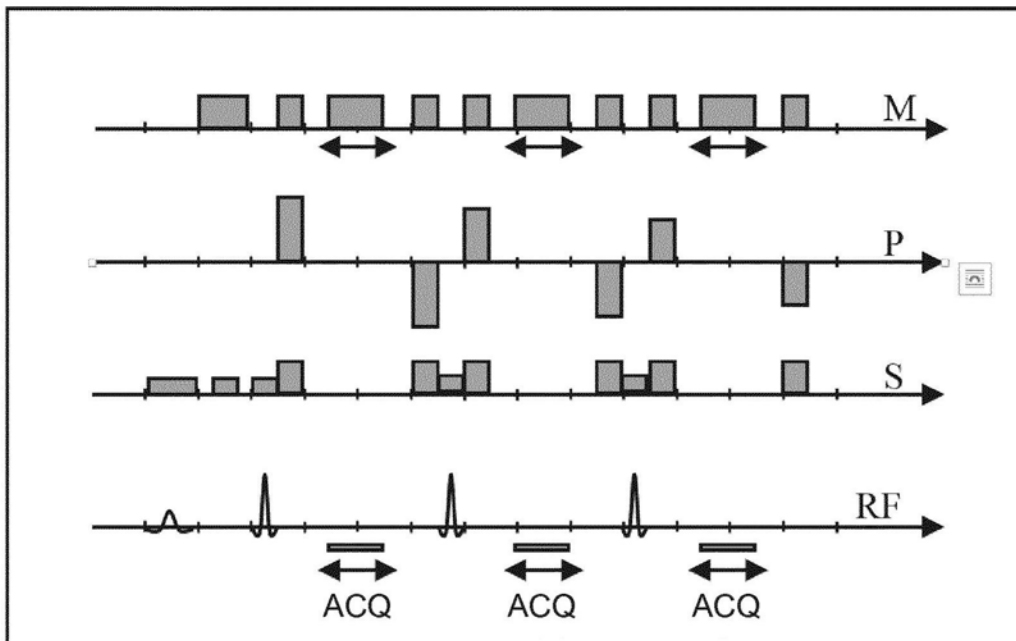


图2

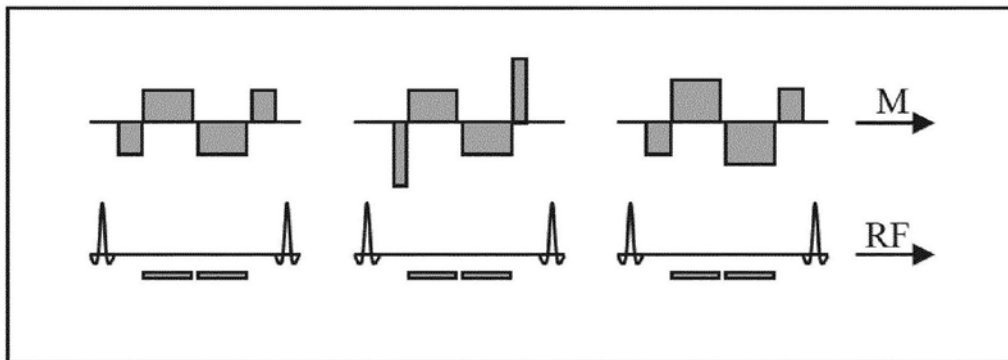


图4

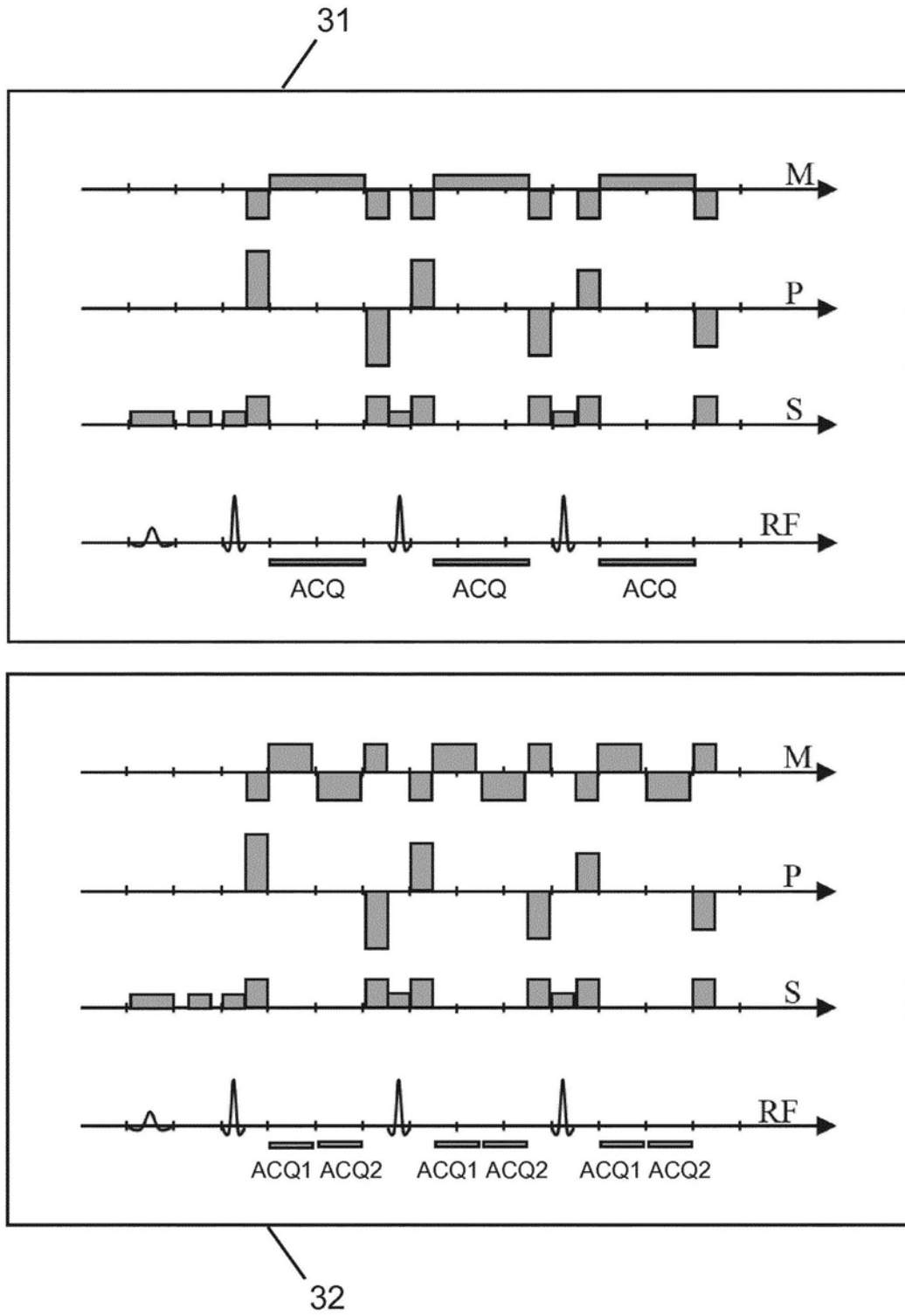


图3