



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111164444 B

(45) 授权公告日 2023. 04. 04

(21) 申请号 201880062445.9

(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 111164444 A

(43) 申请公布日 2020.05.15

(30) 优先权数据
17193731.1 2017.09.28 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.03.25

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/076035 2018.09.26

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/063574 EN 2019.04.04

(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

专利代理师 孟杰雄

(51) Int. Cl.

G01R 33/48 (2006.01)

G01R 33/485 (2006.01)

G01R 33/561 (2006.01)

G01R 33/565 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2017038446 A1, 2017.02.09 (续)

审查员 王晓萍

权利要求书1页 说明书7页 附图2页

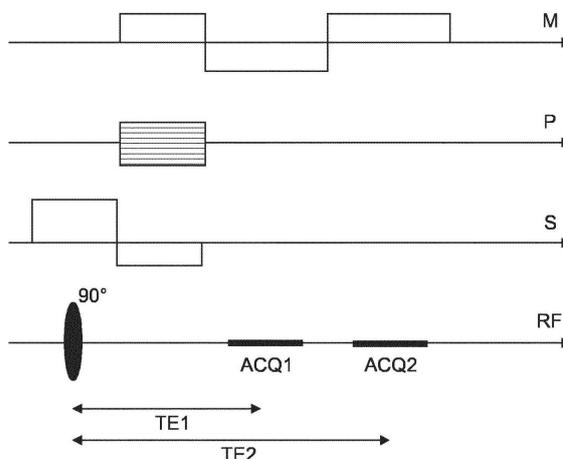
(54) 发明名称

具有经改进的脂肪位移校正的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。本发明的目的是提供一种使用双极读出磁场梯度的MR成像技术,其具有对主场不均匀性的改进的估计以消除剩余伪影。根据本发明,提出了一种对被放置在MR设备的检查体积内的主磁场中的对象进行MR成像的方法,其中,所述方法包括以下步骤:-使所述对象(10)经受成像序列以使用读出磁场梯度的双极对在两个或更多个不同回波时间处生成至少两组回波信号,一组回波信号是在第一回波时间(TE1)处生成的,并且另一组回波信号是在第二回波时间(TE2)处生成的;-从所述对象(10)采集所述回波信号;-根据归于所述第一回波时间(TE1)的所述回波信号来重建第一图像,并且根据归于所述第二回波时间(TE2)的所述回波信号来重建第二图像;-通过分别补偿重建的第一图像和重建的第二图像中的脂肪位移来计算经修改的第一图像和经修改的第二

图像;-使用包括脂肪和水的共振谱和所述主磁场的空间变化的信号模型基于所述第一图像和所述第二图像和所述经修改的第一图像和所述经修改的第二图像来估计所采集的回波信号中的相位误差;并且-通过使用估计的相位误差分离脂肪和水对所采集的回波信号的信号贡献来重建水图像和/或脂肪图像。此外,本发明涉及MR设备(1)和要在MR设备(1)上运行的计算机程序。



CN 111164444 B

[接上页]

(56) 对比文件

US 2010244822 A1, 2010.09.30

US 2016187447 A1, 2016.06.30

US 2016231405 A1, 2016.08.11

CN 105934683 A, 2016.09.07

CN 107076819 A, 2017.08.18

CN 105556326 A, 2016.05.04

CN 105103001 A, 2015.11.25

CN 103635824 A, 2014.03.12

1. 一种对被放置在MR设备(1)的检查体积内的主磁场中的对象(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)经受成像序列以使用读出磁场梯度的双极对在两个或更多个不同回波时间处生成至少两组回波信号,一组回波信号是在第一回波时间(TE1)处生成的,并且另一组回波信号是在第二回波时间(TE2)处生成的,

从所述对象(10)采集所述回波信号,

根据归于所述第一回波时间(TE1)的所述回波信号来重建第一图像,并且根据归于所述第二回波时间(TE2)的所述回波信号来重建第二图像,

通过分别补偿重建的第一图像和重建的第二图像中的脂肪位移来计算经修改的第一图像和经修改的第二图像,以校正与重建的磁共振图像的梯度场引起的空间编码相关联的相位误差,

使用包括脂肪和水的共振谱和所述主磁场的空间变化的信号模型基于所述第一图像和所述第二图像和所述经修改的第一图像和所述经修改的第二图像来估计所采集的回波信号中的相位误差,并且

通过使用估计的相位误差分离脂肪和水对所采集的回波信号的信号贡献来重建水图像和/或脂肪图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述相位误差是在两个个体计算步骤中估计的,在一个计算步骤中使用所述第一图像和所述第二图像,并且在另一计算步骤中使用所述经修改的第一图像和所述经修改的第二图像,其中,针对每个体素位置,如果来自水的所述贡献被发现在相应体素位置处占主导,则选择基于所述第一图像和所述第二图像估计的所述相位误差,并且如果来自脂肪的所述贡献被发现在所述相应体素位置处占主导,则选择基于所述经修改的第一图像和所述经修改的第二图像估计的所述相位误差。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述信号模型包括脂肪的多峰谱模型。

4. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,估计所述相位误差的步骤包括:

计算针对每个体素位置处的所述相位误差的潜在解,并且

通过将相邻体素位置上的所述相位误差的变化的空间平滑度最大化来选择针对所述相位误差的一个解。

5. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,在重建所述水图像和所述脂肪图像之前针对k空间未对准对所述两个回波信号进行校正。

6. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,在所述第一图像和所述第二图像中以及在所述经修改的第一图像和所述经修改的第二图像中补偿主磁场不均匀性引起的位移。

7. 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主磁场 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)被配置为执行根据权利要求1-5中的任一项所述的方法的步骤。

8. 一种存储有要在MR设备上运行的计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括用于执行根据权利要求1-5中的任一项所述的方法的指令。

具有经改进的脂肪位移校正的Dixon型水/脂肪分离MR成像

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像的领域。其涉及一种对被放置于MR设备的检查体积内的主磁场中的对象进行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° 脉冲的情况下,自旋从z轴偏转到横向平面(翻转角度 90°)。

[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° 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。

[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 and 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。另一方面,期望仅采样两个而不是三个回波以减少扫描时间。Eggers等人(Magn. Reson. Med., 65:96-107, 2011)已经提出双回波灵活Dixon型MR成像方法。使用具有灵活回波时间的这样的Dixon型MR成像方法,同相和反相图像不再必要地采集,而是任选地由水和脂肪图像合成。

[0008] 各种策略可以使用在Dixon成像中以用于采集两个不同回波时间处的回波信号,包括:(i) 双通策略,其中,每个回波信号使用正幅度读出磁场梯度在激励RF脉冲之后分离地采集;(ii) 飞回策略,其中,这两个回波信号使用正幅度读出磁场梯度与负幅度重绕机磁场梯度组合在相同激励RF脉冲之后采集;以及(iii) 双极策略,其中,这两个回波信号在相同激励RF脉冲之后被采集,一个回波使用正幅度读出磁场梯度来采集,并且另一回波使用负幅度读出磁场梯度来采集。

[0009] 双极策略提供许多有吸引力的优点,诸如较短的扫描时间、较高的SNR(信噪比)效率、更鲁棒的场图估计、降低的运动引起的伪影、以及对短 T_2^* 的较低的灵敏度。然而,交变读出磁场梯度引起若干问题,包括相位误差和几何失真,其限制现有的Dixon水/脂肪分离技术的直接应用。读出磁场梯度的极性的反转导致奇数回波与偶数回波之间的相反方向上的几何失真。

[0010] Lu等人(Magn. Reson. Med. 2008, 60:198-209)提出解决这些问题的三步流程。第一,后处理在水/脂肪分离之前被应用于所采集的回波信号。该后处理包括对k空间数据进行移位以校正由于回波未对准的相位误差。第二,图像数据在场图的帮助下被重新采样以校正主场不均匀性引起的几何失真。场图根据低分辨率图像数据来估计,其中,几何失真是可忽略的,以避免引入场图估计误差。第三,水/脂肪分离在k空间中被执行,由此消除了化学位移引起的几何失真。

[0011] 该已知方法主要地成功校正/抑制与主场不均匀性和化学位移有关的伪影。然而,利用该方法重建的水图像呈现特别地不同组织之间或者组织与空气之间的界面处的不完全的脂肪分离。

[0012] 在美国专利申请US2017/0038446中,解决了与水-脂肪频移链接的相位校正。然而,该校正解决了由于不同回波之间和由于水-脂肪频移的水与脂肪之间的额外相位累积的相位误差。

发明内容

[0013] 本发明的目的是提供一种使用具有主场不均匀性的经改进的估计的双极读出磁场梯度来消除剩余伪影的Dixon型MR成像技术。

[0014] 根据本发明,提出了一种对被放置在MR设备的检查体积内的主磁场中的对象进行MR成像的方法,其中,所述方法包括以下步骤:

[0015] -使所述对象经受成像序列以使用读出磁场梯度的双极对在两个或更多个不同回波时间处生成至少两组回波信号,一组回波信号在第一回波时间处生成,并且另一组回波信号在第二回波时间处生成,

[0016] -从所述对象获得所述回波信号,

[0017] -根据归于所述第一回波时间的回波信号重建第一图像,并且根据归于所述第二回波时间的回波信号重建第二图像,

[0018] -通过分别补偿重建的第一图像和第二图像中的脂肪位移来计算经修改的第一图像和第二图像,

[0019] -使用包括脂肪和水的共振谱和所述主磁场的空间变化的信号模型基第一图像和第二图像和经修改的第一图像和第二图像估计获得的回波信号中的相位误差,并且

[0020] -通过使用估计的相位误差分离脂肪和水对所采集的回波信号的信号贡献来重建水图像和/或脂肪图像。

[0021] 两个回波信号使用具有相反极性的一对时间相邻读出磁场梯度来采集。第一回波使用正幅度读出磁场梯度在第一回波时间处采集,并且第二回波使用负幅度读出磁场梯度在第二回波时间处采集(反之亦然)。

[0022] 可以对应地采集并处理超过两个回波信号。然而,出于简单性的缘故,从此仅明确讨论了两个回波信号的情况。

[0023] 读出磁场梯度的幅度可以在幅度上不同,在这种情况下,两个或更多个回波信号可以利用不同的带宽采集。

[0024] 本发明主要采用使用双极读出磁场梯度的常规多回波Dixon技术的方法步骤。作为补充,本发明提出,为了更好地考虑化学位移引起的几何失真,使相位误差的估计(即,场图)不仅基于两幅原始单回波图像(本发明的意义内的第一图像和第二图像),而且基于两幅经修改的单回波图像(本发明的意义内的经修改的第一图像和第二图像),其中,补偿了脂肪位移。脂肪位移的补偿意指第一图像和第二图像的内容在正和负读出方向上空间移位,这取决于读出磁场梯度的相应极性。以最简单的形式,出于该目的,脂肪的 ^1H MR谱降低到相对于水的共振频率的大约3.3ppm处的单峰。脂肪的共振频率然后比水的共振频率低大约210Hz(在1.5T处)或420Hz(在3T处)。该化学位移或共振频率中的差异导致来自重建的第一图像和第二图像中的脂肪的信号贡献的空间位移。该空间位移通过对应的相反的空间位移根据本发明在经修改的第一图像和第二图像中校正。因此,脂肪信号贡献将在经修改的第一图像和第二图像中正确配准,而来自水的信号贡献将误配准。如果代替地使用脂肪的多峰谱模型,则脂肪信号贡献可仍然在经修改的第一图像和第二图像中正确配准。所述空间位移仅必须由适当的空间卷积或滤波替换。

[0025] 本发明实现校正与重建的磁共振图像的梯度场引起的空间编码相关联的相位误差。本发明的洞察力在于,化学位移不同地影响水和脂肪体素的空间编码。该校正将改进针

对 $n>1$ 的任何 n 点Dixon技术的水-脂肪分离的准确度。即,校正适用于任何对或重建的水和脂肪图像,而不管所述多回波采集技术的细节。而且,无论最终的水脂肪分离是否分别利用水和脂肪主导体素的估计,实现针对梯度编码的不同的相位校正的益处。

[0026] 在优选实施例中,所述相位误差在两个个体计算步骤中估计,在一个计算步骤中使用所述第一图像和第二图像并且在另一计算步骤中使用经修改的第一图像和第二图像,其中,针对每个体素位置,如果来自水的贡献被发现在相应体素位置处占主导,则基于所述第一图像和第二图像估计的相位误差被选择,并且如果来自脂肪的贡献被发现在相应体素位置处占主导,则基于经修改的第一图像和第二图像估计的相位误差被选择。以这种方式,所述相位误差的估计主要基于每个体素位置处的正确配准的信号贡献,从而有效地补偿由于双极采集策略的化学位移引起的几何失真。

[0027] 在本发明的另一优选的实施例中,估计所述相位误差的步骤包括:

[0028] -计算针对每个体素位置处的相位误差的潜在解,并且

[0029] -通过使相邻体素位置上的相位误差的变化的空间平滑度最大化来选择针对所述相位误差的一个解。

[0030] 这在常规两点Dixon方法中类似地执行(参见Eggers等人,J.Magn.Reson.Imaging 2014;40:251-268)。使用信号模型,其包括来自每个体素位置处的水和脂肪的信号贡献,由化学位移中的差异引起的水和脂肪之间的相位偏移(产生于选择的脂肪的谱模型和信号采集中使用的两个回波时间值)和(主要地主场不均匀性引起的)相位误差。来自两幅单回波图像的信号模型的三个未知数(水贡献、脂肪贡献、相位误差)的导出中的基本歧义通常通过主场不均匀性的空间平滑度的假定解决。因此,代替于水和脂肪信号贡献的直接计算,两点Dixon方法通常在三个步骤中执行分离:首先,计算针对相位误差的潜在解。这独立地针对每个体素完成,使得该步骤受两幅单回波图像之间的任何误配准影响。然后,通过使相位误差的空间平滑度最大化针对每个体素选择一个解,并且最后,给定相位误差,估计水和脂肪信号贡献。

[0031] 本发明提出执行第一步骤两次,一次在所述第一图像和第二图像上,并且一次在经修改的第一图像和第二图像上,其中,脂肪位移被补偿。以这种方式,水信号被配准并且脂肪信号在两幅原始单回波图像(第一图像和第二图像)中误配准,而水信号被误配准并且脂肪信号在两幅经修改的单回波图像中被配准(经修改的第一图像和第二图像)。分别发现的针对相位误差的解然后被用于估计针对水和脂肪信号贡献的潜在值。如果该估计指示体素中的水的主导,则使用从两幅原始单回波图像导出的相位误差的对应的潜在值。如果针对水和脂肪信号的潜在值指示体素中的脂肪信号的主导,则代替地使用从两幅经修改的单回波图像导出的相位误差的对应的潜在值。以这种方式,适合地解决了由于双极采集的两幅单回波图像之间的误配准,并且减少了对应的图像伪影。

[0032] 由于随着双极采集发生的涡流效应,两个回波信号优选地在重建第一图像和第二图像之前针对 k 空间未对准被校正。关于该校正步骤的细节,对上文引用的Lu等人的文章进行参考。

[0033] 在另外的优选实施例中,引入第一图像和第二图像的重建和经修改的第一图像和第二图像的计算两者中的主场不均匀性引起的位移的补偿。可以从以下各项获得关于主场不均匀性的信息:i)先验知识(例如, B_0 图的单独扫描);ii)低分辨率图像(如Lu等人的上文

引用的文章中所提出的);或iii)估计的相位误差。在后者情况下,应用迭代方法。在第一步骤中, B_0 图从根据本发明估计的相位误差导出,然后第一图像和第二图像以及经修改的第一图像和第二图像中的对应的位移被补偿,并且相位误差的估计基于补偿的图像来重复。该迭代可以重复,直到达到收敛。

[0034] 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态主磁场 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。

[0035] 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

[0036] 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。

[0037] 在附图中:

[0038] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR设备;

[0039] 图2示出了根据本发明的使用双极读出磁场梯度的Dixon成像序列的示意性(简化)脉冲序列图;并且

[0040] 图3示出了利用常规水/脂肪分离(左)和利用本发明的方法(右)获得的水图像的比较。

具体实施方式

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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和体RF线圈9将RF脉冲或脉冲包发射到检查体积中。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。

[0044] 为了生成身体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经由身体RF线圈的RF发射引起的MR信号。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 主计算机15和重建处理器17被编程为执行如上文并且在以下中所描述的本发明的方法。

[0049] 在图2中,描绘了根据本发明的使用双极读出磁场梯度的双回波Dixon成像序列的示意性脉冲序列图。示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,示图示出了RF激励脉冲以及由ACQ1和ACQ2指定的在其期间采集回波信号的时间间隔。示图覆盖一对回波信号的采集。多个这样的回波信号对通过使用不同相位编码(P)的描绘的序列的多个重复来采集以完全地覆盖k空间的所要求的区域。每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(M)来采集。双极读出磁场梯度的定时和幅度被选择以对回波信号的采集窗口ACQ1和ACQ2进行移位,使得提供了来自水质子和脂肪质子的信号贡献的不同回波时间TE1和TE2和对应地不同相位偏移。在回波时间TE1处采集一组回波信号,并且在回波时间TE2处采集另一组回波信号。这些信号贡献的Dixon型分离基于水和/或脂肪图像的重建的最后步骤的所得的相位偏移。

[0050] 为了分离水和脂肪(即,为了最后根据所采集的回波信号组重建纯水和/或纯脂肪图像),初始地第一图像根据归于第一回波时间TE1的回波信号重建,并且第二图像根据归于第二回波时间TE2的回波信号重建。信号模型被用于水/脂肪分离,其包括来自每个体素位置处的水和脂肪的信号贡献,由化学位移和(主场不均匀性引起的)相位误差中的差异引起的水与脂肪之间的相位偏移。计算针对相位误差的潜在解以及针对水和脂肪信号的对应的潜在解。然后,重复这些步骤,这次利用脂肪位移的补偿,产生经修改的第一图像和第二图像和针对相位误差和水和脂肪信号的对应的潜在解。如果特定体素中的水和脂肪信号的特定潜在解指示该体素中的水的主导,则取得从原始第一图像和第二图像导出的相位误差的对应的潜在解。如果特定体素中的水和脂肪信号的特定潜在解指示该体素中的脂肪的主导,则相反取得从经修改的第一图像和第二图像导出的相位误差的对应的潜在解。最后,相

位误差的估计中的歧义通过主场不均匀性的空间平滑度的假定解决。通过使相位误差的空间平滑度最大化针对每个体素选择潜在解之一。水图像和/或脂肪图像然后使用针对每个体素以这种方式确定的相位误差获得。

[0051] 通过本发明的先前所描述的方法,适合地解决了由于双极采集的两幅单回波图像之间的误配准,并且显著地减少了对应的图像伪影。这从图3是明显的,其示出了利用常规两点水/脂肪分离(左)和本发明的水/脂肪分离技术(右)获得的水图像的比较。白色箭头指向使用常规技术的组织/空气界面处的不完全的脂肪抑制。该伪影不存在于通过本发明的方法获得的右图像中。

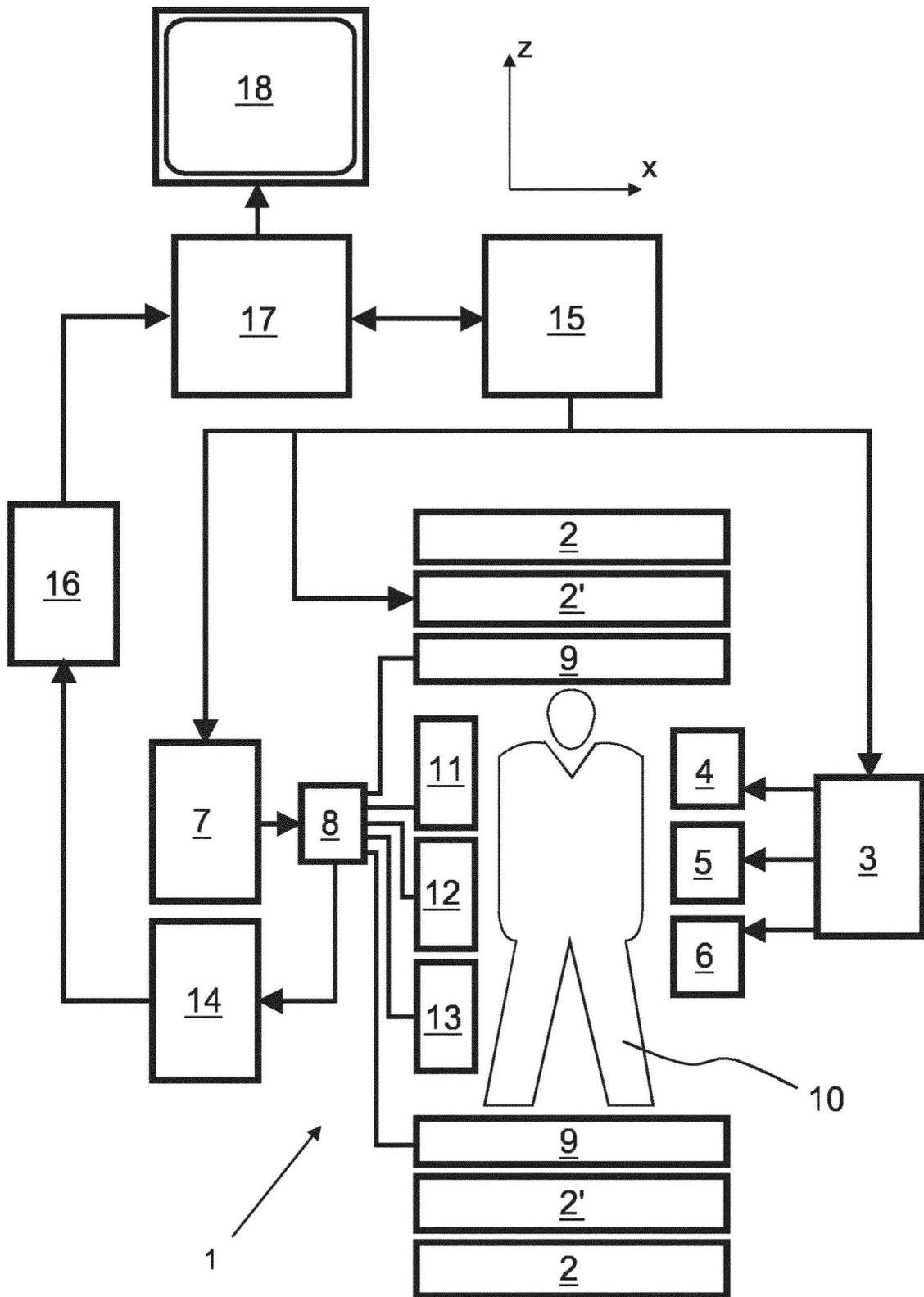


图1

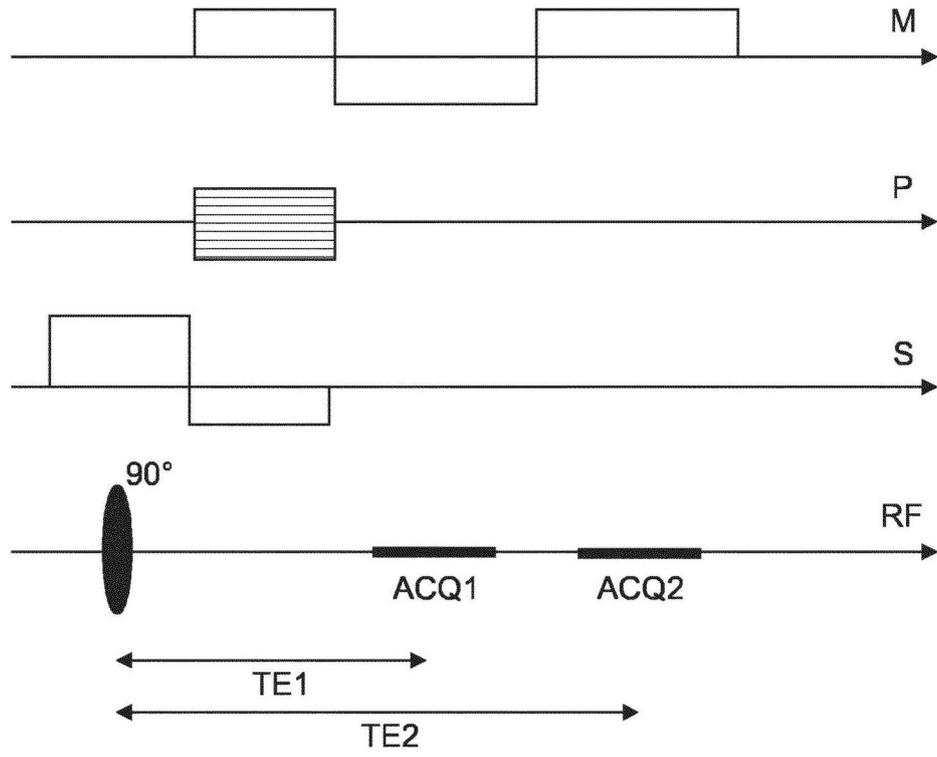


图2

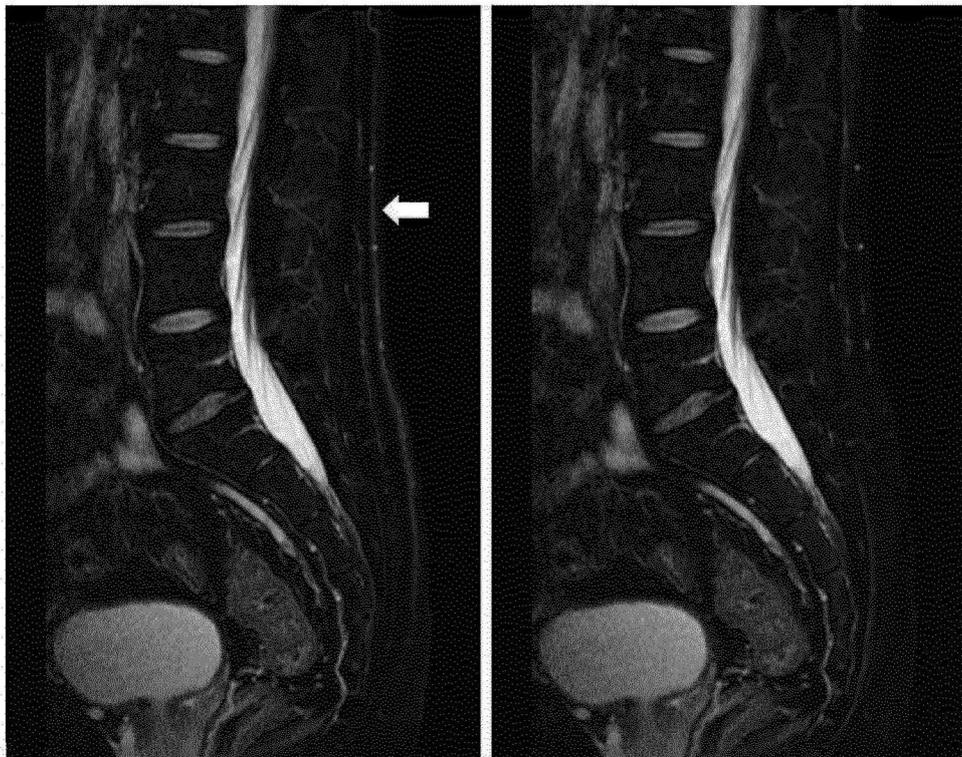


图3