



(21) 申请号 202380024650.7

(22) 申请日 2023.02.22

(30) 优先权数据

22159441.9 2022.03.01 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.08.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2023/054407 2023.02.22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/165865 EN 2023.09.07

(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 K·内尔克 T·E·阿姆托尔

P·U·博尔纳特 M·I·多内瓦

P·柯肯

(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 寇锐

(51) Int.Cl.

G01R 33/563 (2006.01)

G01R 33/561 (2006.01)

G01R 33/54 (2006.01)

G01R 33/44 (2006.01)

G01R 33/485 (2006.01)

G01R 33/50 (2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

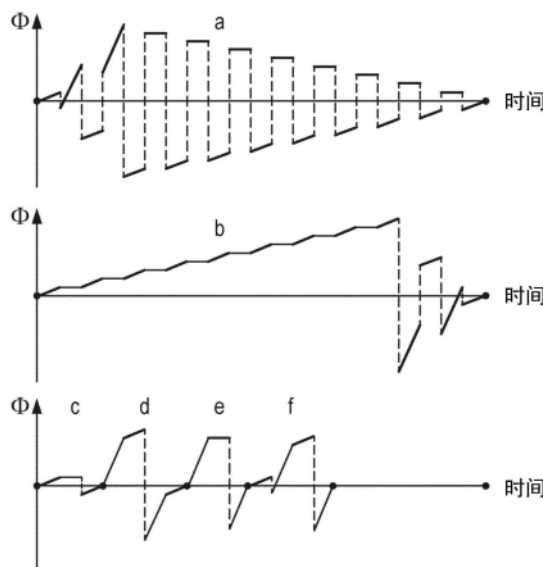
(54) 发明名称

通过MR指纹进行扩散映射

(57) 摘要

本发明涉及一种对放置在MR系统(1)的检查体积中的物体(10)进行MR成像的方法。本发明的目的是实现基于通过改变(如MRF或MR STAT中的)采集参数生成时间上不相干的MR信号演化来进行定量扩散MR成像。所述方法包括以下步骤:使所述物体(10)经历包括一连串序列块的成像序列,每个序列块包括至少一个RF脉冲、至少一个切换破坏磁场梯度以及定义k空间采样模式的至少一个切换读出磁场梯度,并且每个序列块具有与其相关联的一组采集参数,所述一组采集参数包括所述破坏磁场梯度的零阶矩;在所述成像序列的采集过程期间,在至少改变所述破坏磁场梯度的所述零阶矩以及可选地改变一个或多个另外的采集参数的同时,采集所述MR信号;以及,重建至少一幅MR图像,其中,至少扩散系数以及可选地一个或多个另外的MR参数是针对若干图像位置根据由所述至少一个采集参数的所述改变导致的所采集的MR信号的不相干时间演化来

计算的。此外,本发明还涉及一种用于执行该方法的MR系统(1)以及一种要在MR系统上运行的计算机程序。



1. 一种对被放置在MR系统(1)的检查体积中的物体(10)进行MR成像的方法,所述方法包括以下步骤:

-使所述物体(10)经历包括一连串序列块的成像序列,每个序列块包括至少一个RF脉冲、至少一个切换破坏磁场梯度以及定义k空间采样模式的至少一个切换读出磁场梯度,并且每个序列块具有与其相关联的一组采集参数,所述一组采集参数包括所述破坏磁场梯度的零阶矩,

-所述成像序列包括两个或更多个类型的序列块,其中,将所述破坏梯度磁场的所述零阶矩的固定值分配给每个类型,并且所述固定值是单位破坏梯度值的逐对互质整数倍,

-在所述成像序列的过程期间,在至少改变所述破坏磁场梯度的所述零阶矩以及可选地改变一个或多个另外的采集参数的同时,采集所述MR信号,以及

-重建至少一幅MR图像,其中,至少扩散系数以及可选的一个或多个另外的MR参数是根据由所述至少一个采集参数的所述改变导致的所采集的MR信号的不相干时间演化针对若干图像位置来计算的。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,两个固定值的比率至少为5,优选至少为10,最优选至少为20。

3. 如权利要求1或2中的任一项所述的方法,其中,在所述成像序列的所述过程期间改变的另外的采集参数是以下中的一个或多个:重复时间、回波时间、翻转角、RF脉冲相位和/或频率、k空间采样模式、读出磁场梯度、纵向磁化准备。

4. 如权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,根据所采集的MR信号的所述时间演化计算的所述一个或多个MR另外的参数是以下中的一个或多个: T_1 、 T_2 、自旋密度、主磁场 B_0 、RF磁场 B_1 。

5. 如权利要求1-4中的任一项所述的方法,其中,至少一些所述序列块的所述RF脉冲是化学位移选择性的。

6. 如权利要求1-5中的任一项所述的方法,其中,所述扩散系数和所述一个或多个另外的MR参数是通过将在给定图像位置处所采集的MR信号的所述时间演化与一组预测的MR信号演化模式进行匹配来计算的。

7. 如权利要求6所述的方法,其中,所述预测的MR信号演化模式是使用扩展相位图形来计算的。

8. 一种MR系统,包括:至少一个主磁体线圈(2),其用于在检查体积内生成主磁场;若干梯度线圈(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/或用于接收来自于所述检查体积内的物体(10)的MR信号;控制计算机(15),其用于基于检查协议(32)来控制RF脉冲和切换磁场梯度的时序;以及,重建单元(17),其用于根据接收到的MR信号重建MR图像(33),其中,所述MR系统(1)被布置为执行以下步骤:

-使所述物体(10)经历包括一连串序列块的成像序列,每个序列块包括至少一个RF脉冲、至少一个切换破坏磁场梯度以及定义k空间采样模式的至少一个切换读出磁场梯度,并且每个序列块具有与其相关联的一组采集参数,所述一组采集参数包括所述破坏磁场梯度的零阶矩,

-所述成像序列包括两个或更多个类型的序列块,其中,将所述破坏梯度磁场的所述零

阶矩的固定值分配给每个类型,并且所述固定值是单位破坏梯度值的逐对互质整数倍,

-在所述成像序列的过程期间,在至少改变所述破坏磁场梯度的所述零阶矩以及可选地改变一个或多个另外的采集参数的同时,采集所述MR信号,以及

-重建至少一幅MR图像,其中,至少扩散系数以及可选的一个或多个另外的MR参数是根据由所述至少一个采集参数的所述改变导致的所采集的MR信号的不相干时间演化针对若干图像位置来计算的。

9.一种计算机程序,所述计算机程序包括用于以下的指令:

-运行包括一连串序列块的成像序列,每个序列块包括至少一个RF脉冲、至少一个切换破坏磁场梯度以及定义k空间采样模式的至少一个切换读出磁场梯度,并且每个序列块具有与其相关联的一组采集参数,所述一组采集参数包括所述破坏磁场梯度的零阶矩,所述成像序列包括两个或更多个类型的序列块,其中,所述破坏梯度磁场的所述零阶矩的固定值分配给每个类型,并且所述固定值是单位破坏梯度值的逐对互质整数倍,以及

-在所述成像序列的过程期间,在至少改变所述破坏磁场梯度的所述零阶矩以及可选地改变一个或多个另外的采集参数的同时,采集所述MR信号。

10.如权利要求9所述的计算机程序,还包括用于重建至少一幅MR图像的指令,其中,至少扩散系数以及可选的一个或多个另外的MR参数是根据由所述至少一个采集参数的所述改变导致的所采集的MR信号的不相干时间演化针对若干图像位置来计算的。

通过MR指纹进行扩散映射

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振 (MR) 成像领域。其关注于对物体进行MR成像的方法。本发明还涉及一种MR系统以及一种在MR系统上运行的计算机程序。

背景技术

[0002] 利用磁场与核自旋之间的相互作用来形成二维或三维图像的图像形成MR方法如今已被广泛应用,特别是在医学诊断领域,这是因为对于软组织的成像而言,它们在许多方面都优于其他成像方法,不需要电离辐射,并且通常是无创的。

[0003] MR指纹 (MRF) 通过在所使用的成像序列过程期间连续改变采集参数 (如翻转角、射频 (RF) 相位、重复时间 (TR) 以及k空间采样模式) 针对不同的材料 (组织) 类型生成时间上不相干的MR信号演化 (形成“指纹”) (参见:Nature 495:187-192,2013)。为此,成像序列包括一连串序列块,每个序列块包括至少一个RF脉冲以及定义k空间采样模式的至少一个切换读出磁场。单独一组采集参数与每个序列块相关联。模式匹配算法将指纹匹配到预测的MR信号演化模式的预定义词典。如此获得的MR参数图 (如 T_1 、 T_2 、频移和质子密度图以及其他可想到的参数图) 是根据最佳信号匹配来估计的。由于不相干的采样以及基于先验知识的匹配过程的性质,MRF已经显示对于误差较不敏感,即使与高度欠采样的k空间采集组合,导致严重的混叠伪影。

[0004] 在所谓的MR STAT技术中 (Magnetic Resonance Spin Tomography in Time-domain, see: Magnetic Resonance Imaging 46:56-62,2018), 将被检查物体中的磁自旋整体当作大规模非线性动态系统,其通过将一连串成像序列块与 (如MRF中) 不相干变化的采集参数进行叠加来探测。在此基础上作为一个步骤的过程来执行定量MR成像;通过大规模非线性反演问题的求解来同时获得信号定位和参数定量。通过采用非线性优化算法和不依赖于傅立叶变换的并行计算基础架构来重建定量参数图。MR STAT的优点在于,可以放宽对测量过程的限制,并且可以采用节省时间并在临床MR成像扫描器中广泛使用的采集方案。缺点在于,重建程序 (涉及求解通常具有约 10^5 个未知数的反演问题) 在计算上非常复杂且难以满足。

[0005] 扩散加权成像 (DWI) 是重要的MRI技术,例如用于检测急性缺血性中风或用于表征和鉴别大脑创伤。在DWI中,可以通过改变切换磁场梯度的幅度和/或持续时间和/或改变TR来定量评估表观扩散系数 (ADC),作为对组织内 (水分子的) 扩散程度的度量。

[0006] 然而,已知的定量技术 (如MRF和MR STAT) 并不十分适合将扩散作为重要的MR对比参数进行处理。这尤其是由于用于计算预测的MR信号演化模式的所需词典的扩展相位图形式体系 (EPG, 例如参见Journal of Magnetic Resonance Imaging 41:266-295,2015, or M.T.Vlaardingerbroek and J.A.den Boer: Magnetic Resonance Imaging, Theory and Practice, 3rd, Springer, 2002) 在处理扩散时表现出一些问题的事实导致的。EPG方法的主要缺陷在于,必须在整个脉冲串中使用成像序列固定值中包含的破坏磁场梯度的TR和零阶梯度矩 k_0 ,以实现切换和静态 (场不均匀性、易感性或 T_2^* 感生) 磁场梯度的同步相位演化,这

确保了由切换和静态磁场梯度两者生成的MR回波信号同时被重新聚焦(后文称作纯相干性)。非同步相位演化会将由切换和静态磁场梯度导致的MR回波信号在不同的时间点重新聚焦,引起MR信号数据中因不同回波时间的叠加导致的伪影(后文称作不纯相干性)。另一方面,整个序列中使用固定 k_0 使得难以将不相干MR信号演化中的扩散与 T_2 衰减进行区分,因为二者都会引起横向磁化的性质相似的衰减。对于扩散映射,需要 k_0 的显著改变,用于对所采集的MR信号数据演化中的扩散进行适当编码。

发明内容

[0007] 在此背景下,不难认识到,存在对于改进的定量MR成像技术的需要。本发明的目的是基于通过改变(如MRF或MR STAT中的)采集参数来生成时间上不相干的MR信号演化,从而实现定量扩散MR成像。

[0008] 根据本发明,公开一种对被放置在MR系统的检查体积中的物体进行MR成像的方法。所述方法包括以下步骤:

[0009] -使所述物体经历包括一连串序列块的成像序列,每个序列块包括至少一个RF脉冲、至少一个切换破坏磁场梯度以及定义k空间采样模式的至少一个切换读出磁场梯度,并且每个序列块具有与其相关联的一组采集参数,所述一组采集参数包括所述破坏磁场梯度的零阶矩,

[0010] -在所述成像序列的过程期间,在至少改变所述破坏磁场梯度的所述零阶矩以及可选地改变一个或多个另外的采集参数的同时,采集所述MR信号,以及

[0011] -重建至少一幅MR图像,其中,至少扩散系数以及可选地一个或多个另外的MR参数是根据由所述至少一个采集参数的所述改变导致的所采集的MR信号的不相干时间演化针对若干图像位置来计算的。

[0012] 本发明的技术总体上对应于上文提及的MR成像技术(MRF或MR STAT)。MR信号由一连串序列块生成,其中,变化的采集参数生成特征性不相干MR信号演化(指纹),根据特征性不相干MR信号演化(指纹)针对每幅图像位置定量地导出MR参数。不同于在破坏梯度回波成像序列中常用的固定破坏磁场梯度,本发明提出一种具有可变破坏磁场梯度以及可选地另外的可变采集参数的梯度回波序列方案。本发明的方法实现了扩散映射,因为破坏磁场梯度的零阶矩(k_0)的改变提供了在所生成的所采集的MR信号的不相干时间演化中的扩散编码,即,以这样的方式将扩散与其他MR参数(如横向弛豫时间)很好地区分开。

[0013] 本发明的观点在于,有可能(通过适当选择 k_0 的变化模式)抑制上文提及的不纯相干性,在不纯相干性中由静态磁场不均匀性导致的MR回波信号未被完全重新聚焦。因此,本发明可以避免因不同回波时间的叠加导致所采集的MR信号数据中不期望的伪影。

[0014] 在可能的实施例中,所述成像序列包括两个或更多个类型的序列块,如类型a和类型b,其中,将固定的 k_0 值(k_{0a} 和 k_{0b})分配给每个类型。还可以将固定的重复时间 TR_a 和 TR_b 分配给每个类型。两个(或更多个)类型的序列块可以任意交错。

[0015] 在本发明的实施例中,不同序列块类型的固定 k_0 值是单位破坏梯度值的逐对互质整数倍。例如, k_{0a} 和 k_{0b} 可以根据以下关系来选择:

[0016] $k_{0a} = n_a \cdot k_0, k_{0b} = n_b \cdot k_0$

[0017] 其中, n_a 和 n_b 是互质正整数(即,除了1以外没有公约数),并且 k_0 是单位破坏梯度

矩,其大到足以使MR信号去相位(即, k_0 应当大到足以导致横向磁化相移 2π 或更多)。后一条件保证了相邻磁化状态不会泄漏到所采集的MR信号中。结果表明,利用 k_{0a} 和 k_{0b} 的以上选择,在不纯相干的重新聚焦发生之前,至少需要重复 n_b 次类型a序列块并重复 n_a 次类型b序列块。实际次数还取决于不同序列块类型的交错方案。因此,可以通过针对互质数 n_a 和 n_b 中的至少一个选择足够大的值来抑制不期望的不纯相干。优选地,两个互质数的比率至少是5,优选至少是10,最优选至少是20。以此方式,通过使该相干在有机会被重新聚焦之前经历长串序列块,实现对不纯相干的抑制。包括不同翻转角的许多RF脉冲的该串序列块减小了从RF脉冲到RF脉冲的该相干的绝对强度。因此,不纯相干被弛豫稀释并减弱,并因此太弱以至于不能显著劣化所采集的MR信号数据。对互质数 n_a 和 n_b 以及对不同序列块类型的交错模式两者的选择可以用于优化对不纯相干的抑制。需要注意的是,可以任意选择针对两个或更多个序列块类型的TR。可以设想使用多于两个不同的序列块类型。

[0018] 在可能的实施例中,在所述成像序列的过程期间改变的另外的采集参数是以下中的一个或多个:重复时间、回波时间、翻转角、RF脉冲相位和/或频率、k空间采样模式、读出磁场梯度和/或纵向磁化准备。如同在常规MRF技术中,应用MR信号采集方案,其通过在整个数据采集过程中不断改变采集参数,使得来自不同材料的MR信号在空间和时间上不相干。除了前文描述的破坏磁场梯度的零阶矩的改变之外,所提及的采集参数也可以用于该目的。可以以随机方式、伪随机方式或是其他方式改变所述采集参数,产生来自不同材料的MR信号在空间上不相干、时间上不相干或在两者上均不相干。

[0019] 如前文所提及,通过从一个序列块到下一个序列块改变采集参数(包括 k_0),采集参数的改变实现在空间上不相干、时间上不相干或在两者上均不相干。这创建了具有变化的对比度的一系列时间MR图像。MRF重建过程被设计为映射各种MR参数中的任何参数,如上文所讨论的扩散系数,以及可选的纵向弛豫时间 T_1 、横向弛豫时间 T_2 、主磁场或静态磁场 B_0 、RF磁场 B_1 以及自旋(质子)密度。为实现该目的,将所采集的MR信号数据的时间演化与MR信号演化模式的词典进行比较,MR信号演化模式的词典是基于MR信号模型(如为基于布洛赫方程的物理模拟)或优选为在计算上更为简单并因此更高效的扩展相位图(EPG)形式体系(参见上文)针对不同采集参数而提前生成的。该比较允许评估感兴趣的MR参数。通常,将给定图像位置处的MR参数评估为提供在所采集的MR信号演化与预测的MR信号演化模式之间的最佳匹配的参数。常规的模式匹配算法可以用于该目的。

[0020] 在本发明的实施例中,至少一些序列块的RF脉冲是化学位移选择性的。例如,这可以用于实现脂肪抑制。

[0021] 目前所描述的本发明的方法可以借助于一种MR系统来执行,所述MR系统包括:至少一个主磁体线圈,其用于在检查体积内生成主磁场;若干梯度线圈,其用于在所述检查体积内的不同空间方向上生成切换磁场梯度;至少一个RF线圈,其用于在所述检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自位于所述检查体积中的物体的MR信号;控制计算机,其用于基于检查协议来控制RF脉冲与切换磁场梯度的时序;以及,重建单元,其用于根据接收到的MR信号来重建MR图像。

[0022] 例如,本发明的方法可以通过对所述MR系统的重建单元和/或控制单元进行相应编程来实施。

[0023] 本发明的方法可以有利地在目前临床使用的大多数MR系统中执行。为此,仅需要

利用计算机程序,所述MR系统由所述计算机程序来控制,使得其执行本发明的上述方法步骤。所述计算机程序可以存在于数据载体上,或存在于数据网络上,以便下载安装在所述MR系统的所述控制单元中。

附图说明

[0024] 附图公开了本发明的优选实施例。然而,应当理解,附图被设计为仅出于说明的目的,而非对本发明范围的限定。在附图中:

[0025] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR系统;

[0026] 图2示意性地示出了根据本发明采用的成像序列的范例;

[0027] 图3示出了针对具有交替破坏磁场梯度的成像序列的MR信号的不同相干途径的相位图;

[0028] 图4示意性地图示了具有交替破坏磁场梯度的MRF序列设计以及用于区分脂肪和水的对应词典。

[0029] 图5示出了使用本发明的方法根据水和油体模获得的MRF T_1 、 T_2 和ADC图。

具体实施方式

[0030] 参考图1,示出了MR系统。所述系统包括超导或电阻主磁体线圈2,使得贯穿检查体积沿z轴创建基本上均匀的、时间上恒定的主磁场。

[0031] 磁共振生成与操纵系统应用一系列RF脉冲和切换磁场梯度,以反转或激发核磁自旋、诱导磁共振、重新聚焦磁共振、操纵磁共振、空间上或以其他方式编码磁共振、使自旋饱和等等,以执行MR成像。

[0032] 更具体地,梯度脉冲放大器3将电流脉冲施加到沿检查体积的x、y和z轴的全身梯度线圈4、5和6中选定的若干个全身梯度线圈。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全身体积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脉冲片段的包,这些RF脉冲片段相互并与任何施加的磁场梯度一起实现了对核磁共振的选定操纵。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位于检查体积中的物体(患者的身体)10的部分。

[0033] 为了借助于并行成像来生成身体10的有限区域的MR图像,将一组局部RF线圈11、12、13放置为毗邻被选择用于成像的区域。得到的MR信号由RF线圈11、12、13拾取,并由接收器14解调,接收器14优选包括前置放大器(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。

[0034] 主机计算机15控制梯度脉冲放大器3和发射器7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等。针对所选序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速连续接收单个或多个MR数据行。数据采集系统16对接收到的信号执行模数转换,并将每个MR数据行转换为适合进一步处理的数字格式。在现代MR系统中,数据采集系统16是单独的计算机,可能是专用于采集原始图像数据的“云上”远程服务器。

[0035] 最终,由应用傅立叶变换或其他适当重建算法的重建处理器17将数字原始图像数据重建为图像表示。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

等等。然后将图像存储在图像存储器中,访问图像存储器用于将切片、投影或图像表示的其他部分转换为合适的格式,用于例如经由视频监视器18进行可视化,视频监视器18提供得到的MR图像的人类可读显示。

[0036] 继续参考图1并进一步参考图2-图5,解释本发明的成像方法的实施例。

[0037] 如上所述,根据本发明,MR信号是由破坏梯度回波成像序列的一连串序列块生成的,其中变化的采集参数生成特征性不相干的MR信号演化(指纹),可以根据该特征性不相干的MR信号演化可以导出扩散系数和另外的MR参数的图。本发明使用具有可变破坏磁场梯度的梯度回波序列方案来实现扩散映射,其中,来自不纯相干(其中由静态磁场不均匀性导致的MR回波信号没有被完全重新聚焦)的贡献被抑制。

[0038] 在本发明的实施例中,成像序列包括两个类型的序列块,类型a和类型b,其中,将应用于各自类型的序列块的破坏磁场梯度的零阶矩的固定值分配给每个类型。两个不同的固定值被称作 k_{0a} 和 k_{0b} 。

[0039] 图2示出根据本发明使用的可能的梯度回波序列中的前四个序列块,在图2中所示的实施例中, $k_a = k_0$ 且 $k_b = k_0 + \Delta k$,其中, $TR_a = TR1$ 且 $TR_b = TR2$ 。

[0040] 在图3中图示的实施例中,交替应用两个类型的序列块。 k_{0a} 和 k_{0b} 是单位破坏梯度值 k_0 的互质整数倍:

$$[0041] \quad k_{0a} = n_a \cdot k_0, k_{0b} = n_b \cdot k_0$$

[0042] 其中, n_a 和 n_b 是互质正整数。 k_0 是足够大以使MR信号去相位的单位破坏梯度矩。在图3的范例中,使用组合 $n_a = 2$ 且 $n_b = 11$ 。图3示出了模拟相位图(φ 为时间的函数),以使具有交替梯度矩($n_a/n_b = 2/11$)的梯度回波序列的不同相干途径可视化,但为了简单起见,两个序列块类型的TR是固定的。示出了引起不纯相干(曲线a、b)和纯相干(曲线c、d、e、f)的相干途径。第一不纯相干直到21个序列块才被重新聚焦($\varphi = 0$)。相比之下,纯相干在三个序列块(模拟回波,曲线c和e)和四个序列块(自旋回波,曲线d和f)之后已经出现。由于需要21个序列块来生成第一不纯相干,同时仅需要三个序列块来创建纯相干,不希望的不纯相干被弛豫稀释并减弱,因此太弱以至于不会劣化采集到的MR信号数据。此外,序列程序员可能有意地分别影响破坏梯度值 k_{0a} 和 k_{0b} 以及整数 n_a 和 n_b ,但也贡献于每个 T_R 累积相位的未知主场不均匀性不会受影响。重要的是要注意,因此对于纯相干而言,全部那些主场不均匀性诱导相位的净贡献在回波中抵消了,而对于不纯相干而言,那些额外的相位没有消失,产生在梯度诱导回波形成的时间点的非零相位。该效应导致对来自已经过长路径稀释的不纯相干的不纯信号贡献的进一步去相位。

[0043] 使用水(体模液体13)和油(Spectrasyn 4)体模瓶在1.5T MRI扫描器(飞利浦Ingenia)上进行实验。对于根据本发明的MRF而言,使用破坏性的交错螺旋成像序列(1mm分辨率,8ms采集窗口,三次拍摄,其中每次拍摄800个序列块,重复时间 $TR = 24ms$,欠采样因子 $50/3$)来映射 T_1 、 T_2 和ADC。拍摄之前是反转RF脉冲,并且具有优化的翻转角变化。图4中的上图示出了成像序列过程期间的翻转角(FA)变化,以改善定量映射的灵敏度。对于该串序列块的(大致)前半,使用小破坏磁场梯度(b值约为 $0.2s/mm^2$),而对于MRF序列的后半,使用强破坏磁场梯度(b值约为 $90s/mm^2$),它们分别对应于3和59的互质因数。实验中,通过该串序列块的后半的第一脉冲,将第一不纯相干重新聚焦到后半的第四脉冲处的自旋回波。除了相干途径稀释(在不生成不纯相干的许多其他途径中,仅一个途径生成不纯相干)

和弛豫减弱,因多于一秒的长回波时间导致的 T_2^* 衰减也对该相干的有效抑制有贡献。

[0044] 对于所采用的序列,使用EPG形式体系针对一系列 T_1 、 T_2 和ADC值计算词典。水和油的相应指纹反映水和油的不同扩散常数。图4中的下图示出了水和油的两种指纹,其反映水和油的不同扩散系数。

[0045] 根据词典和欠采样螺旋图像,使用定制MRF模拟环境拟合出 T_1 、 T_2 和ADC图。图5中示出了所获得的图。这些图示出了与期望值的良好一致性。尤其是可以分别成功揭示油和水的低和高ADC值。结果证实,可变破坏磁场梯度允许在 T_2 与扩散之间进行区分。

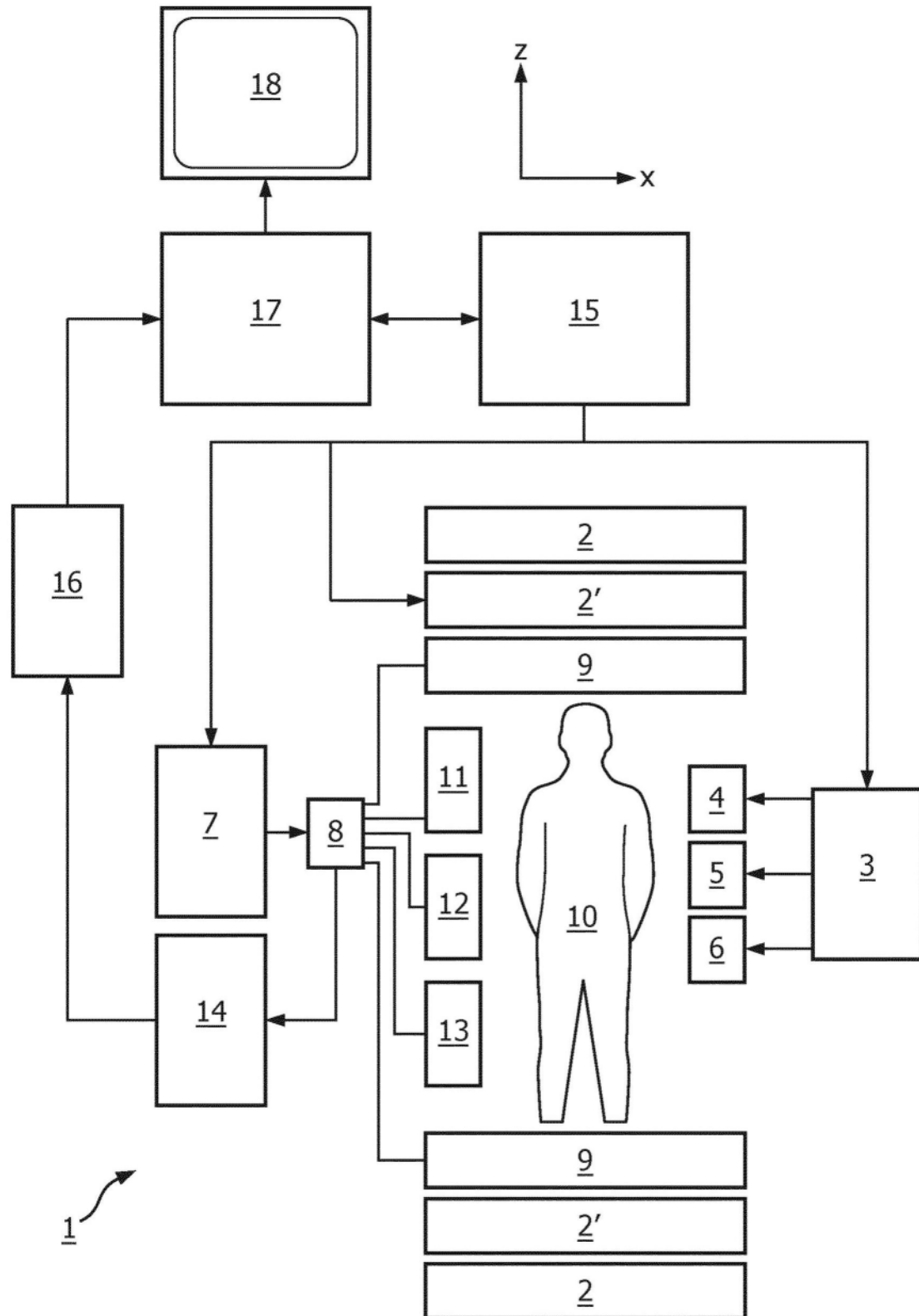


图1

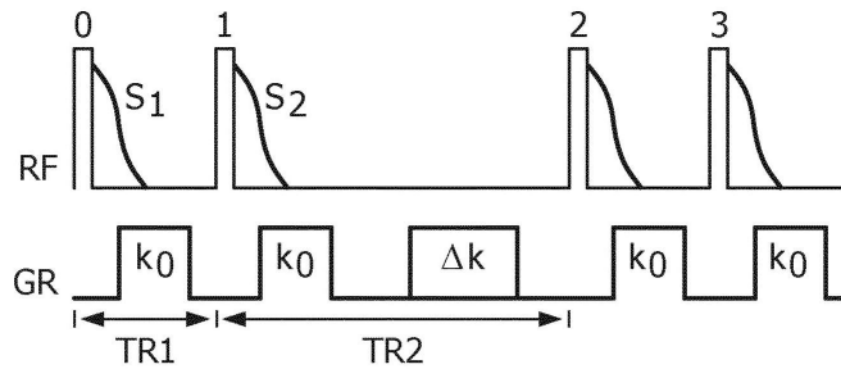


图2

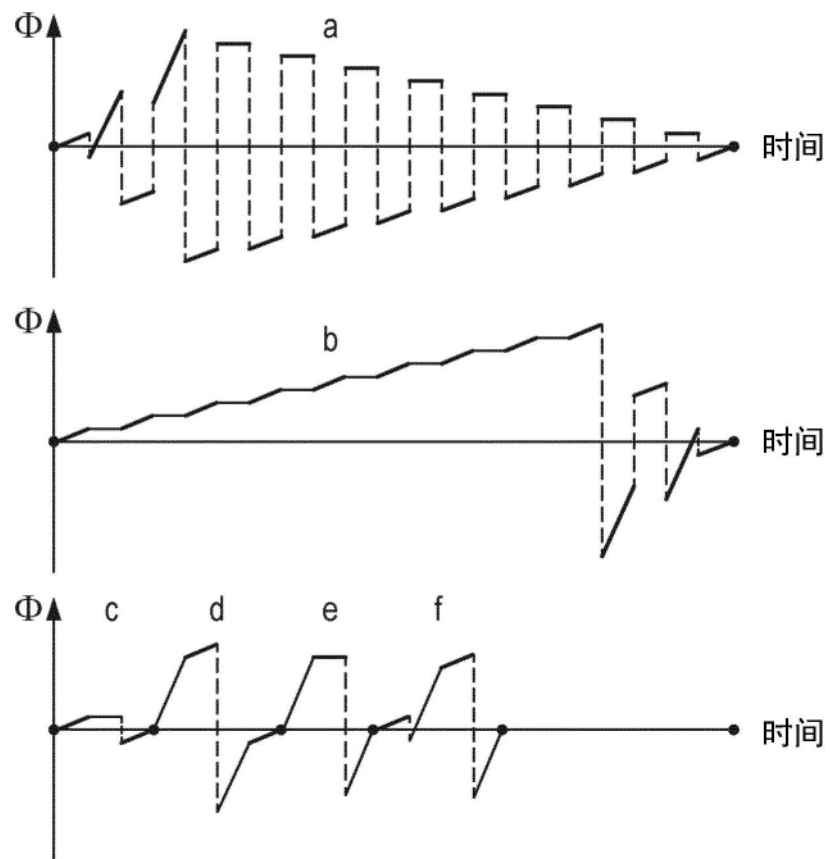


图3

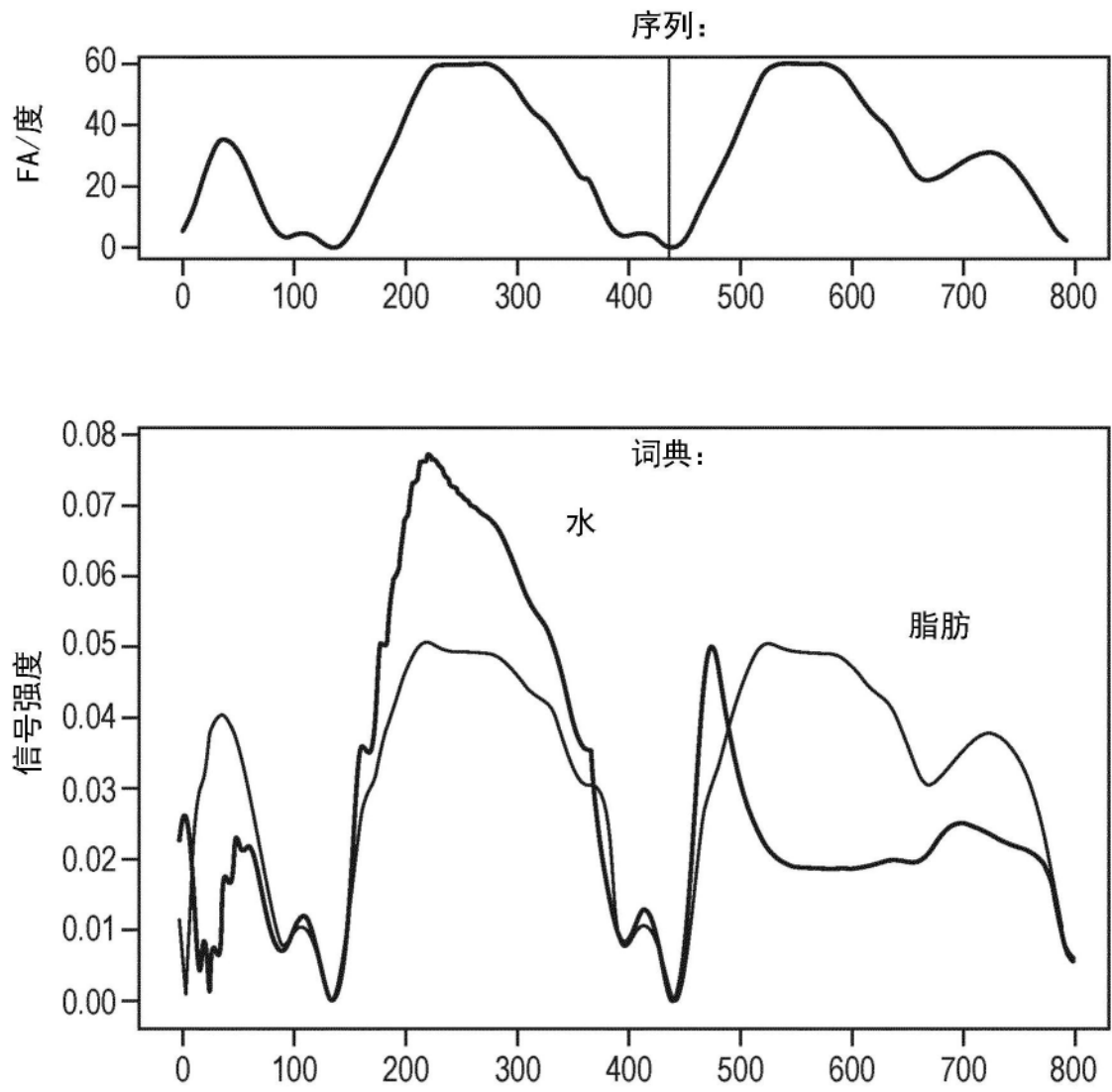


图4

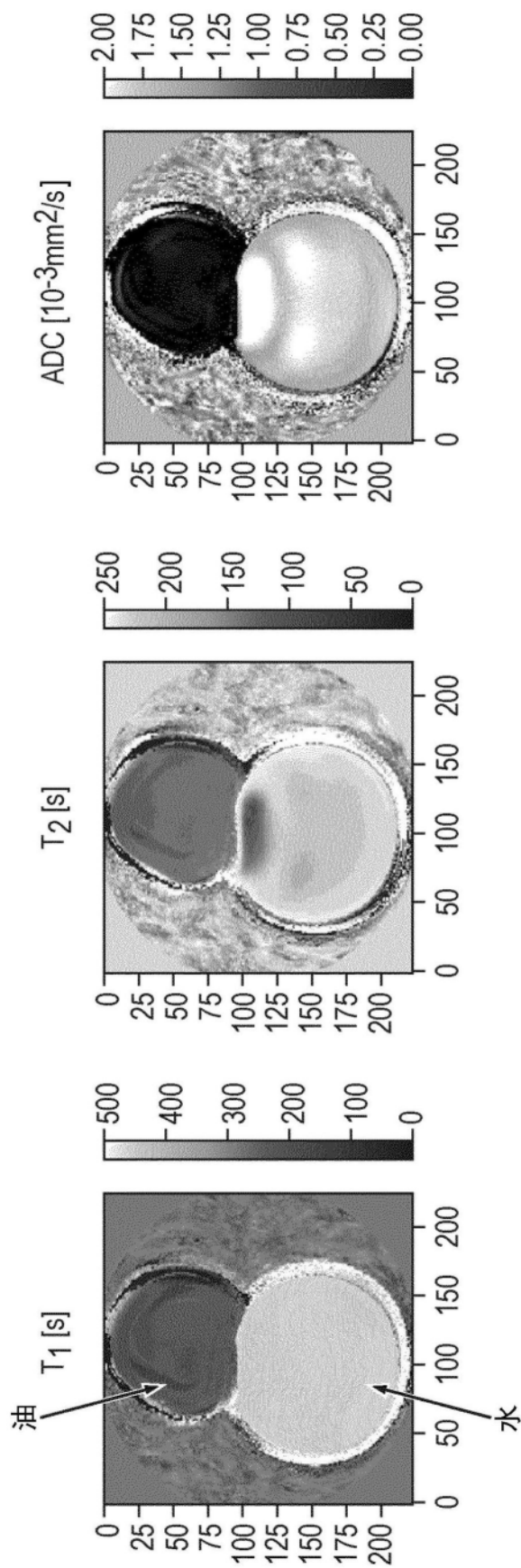


图5